Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Розроблення екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ–24м
спеціальності 163 Біомедична інженерія
_____ Подолянчук П. С.
Керівник: к. т. н., доц., доц. каф. БМІОЕС
_____ Тимчик С. В.
Опонент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ
_____ Макогон В. І.

Допущено до захисту
Завідувач кафедри БМІОЕС
_____ к. т. н., доц. Коваль Л. Г.
«8» 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри БМІОЕС
_____ Л. Г. Коваль
«24» 09 2025 р.

ЗАВДАННЯ
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ
Подолянчуку Павлу Сергійовичу

1. Тема роботи: Розроблення екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки
Керівник роботи: Тимчик С. В., канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.

2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.

3. Вихідні дані до роботи:
- предметна область;
- літературно-патентні джерела;
- існуючі аналоги майбутньої розробки;
- методи та моделі керування екзоскелетом;
- елементна база для екзоскелету.

4. Зміст текстової частини:
- анатомія і біомеханіка ліктьового суглобу;
- біомеханічні аспекти, кінематичний синтез та стратегії керування активними екзоскелетами верхньої кінцівки;
- процес розроблення конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини;
- аналіз існуючих рішень в технології побудови екзоскелетів;
- економічна частина;
- додатки.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів):
- позиції ліктьового суглоба у процесі згинання руки;
- біомеханічна модель верхньої кінцівки для проектування екзоскелету;

- блок-схема інтелектуальної системи керування екзоскелетом;
- схема підключення електронних компонентів в моделі екзоскелету кінцівки;
- зображення 3D моделі блоку кріплення;
- зображення 3D моделі конструкції екзоскелету в збірці;
- зображення 3D моделі конструкції екзоскелету та системи елементів кріплення в збірці;
- зображення 3D моделі екзоскелету на тілі людини.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Тимчик С. В. к. т. н., доц., зав. каф. БМІОЕС	24.09.25	8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	6.10.25	28.11.25

7.Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Студент _____ Павло ПОДОЛЯНЧУК

Керівник роботи _____ Сергій ТИМЧИК

АНОТАЦІЯ

УДК 615.8

Подолянчук П. С. Розроблення екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 103 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 38 найм.; 33 рис.; 25 табл.

Магістерська кваліфікаційна робота складається з п’яти розділів, кожен яких містить проміжні висновки, а також загальних висновків, переліку використаних джерел та додатків. Під час дослідження було опрацьовано 38 бібліографічних назв. Пояснювальна записка містить 33 рисунків та 25 таблиць. Загальний обсяг дослідження становить 103 сторінки.

У дослідженні розглядається питання створення адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини, метою якої є оптимізація процесу реабілітації осіб із вадами опорно-рухового апарату. Обрана тема є нагальною та своєчасною, адже наявні на ринку аналоги нерідко мають суттєві недоліки, зокрема низький рівень адаптивності до потреб пацієнта, значну масу та високу собівартість. Проєктування адаптивної системи фіксації дасть змогу отримати більш ергономічну та універсальну конструкцію апарату, що гарантує надійне закріплення її на руці та зручність у використанні пацієнтом.

Метою даної роботи є підвищення рівня пристосування пристрою до антропометричних даних конкретної людини, а також удосконалення ергономічних показників для забезпечення комфорту, ефективності та надійності експлуатації у відновлювальній медицині шляхом створення адаптивної конструкції екзоскелета руки.

Для реалізації поставленої мети необхідно реалізувати наступні задачі, а саме:

- здійснити огляд наукових літературних джерел щодо стану галузі розробки

новітніх екзоскелетів та їх технологічних особливостей;

- сформулювати технічні та функціональні вимоги до конструкції екзоскелету;
- спроектувати адаптивний механізм фіксації конструкції, враховуючи анатомічну будову верхньої кінцівки;
- реалізувати моделювання механізму фіксації та всієї конструкції екзоскелету;
- здійснити імітаційне моделювання функціонування екзоскелету;
- створити електронну систему управління конструкцією екзоскелету;
- оцінити одержані підсумки та зіставити їх із наявними аналогами.

Об’єктом дослідження є адаптивна модель конструкції екзоскелету для верхньої кінцівки людини.

Предметом дослідження слугують технічні показники адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки.

У процесі роботи було задіяно програмні комплекси SolidWorks для тривимірного моделювання, Blender для виконання візуалізації моделей та Fritzing для проектування електронних схем. Здійснено моделювання елементів механізму фіксації, розроблено електронну систему управління, що ґрунтується на мікроконтролерній платі Arduino MEGA V3.0, гіроскопах, акселерометрах та датчиках електроміографії. Виконано програмування мікроконтролера на мові C++.

Практичне значення отриманих результатів полягає у створенні адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки, що оснащена універсальною системою фіксації на кінцівці, здатною пристосовуватися до анатомічної специфіки пацієнта, що дає змогу гарантувати високий рівень ергономіки та зручності експлуатації пристрою, а також дозволяє удосконалити його функціональність і рівень комфорту використання.

Ключові слова: екзоскелет, адаптивна система фіксації, електроміографічні датчики, система орієнтації.

ABSTRACT

UDC 615.8

Podolianchuk P. S. Development of an exoskeleton to support upper limb functioning: master's qualification thesis on specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia: VNTU, 2024. 103 p.

Ukraine language. Bibliography: 38 names; fig. 33; table 25.

The Master's thesis consists of five chapters, each containing intermediate conclusions, as well as general conclusions, a list of references, and appendices. During the research, 38 bibliographic sources were reviewed. The thesis contains 33 figures and 25 tables. The total volume of the work is 103 pages.

The research examines the development of an adaptive model of a human upper limb exoskeleton aimed at optimizing the rehabilitation process for individuals with musculoskeletal disorders. The chosen topic is relevant as existing market analogs often possess significant drawbacks, particularly low adaptability to patient needs, considerable weight, and high cost. Designing an adaptive attachment system will facilitate the creation of a more ergonomic and universal device structure, ensuring secure fixation on the arm and user comfort.

The aim of the work is to enhance the device's adaptability to individual anthropometric data and improve ergonomic parameters to ensure comfort, efficiency, and operational reliability in rehabilitation medicine through the development of an adaptive arm exoskeleton design.

To achieve the stated aim, the following tasks must be accomplished:

- conduct a review of scientific literature regarding the state of modern exoskeleton development and their technological features;
- define the technical and functional requirements for the exoskeleton design;
- design an adaptive attachment mechanism considering the anatomical structure of the upper limb;

- perform modeling of the attachment mechanism and the entire exoskeleton structure;
- conduct simulation modeling of the exoskeleton’s operation;
- develop an electronic control system for the exoskeleton;
- evaluate the obtained results and compare them with existing analogs.

The object of research is the adaptive model of the human upper limb exoskeleton design.

The subject of research comprises the technical parameters of the adaptive upper limb exoskeleton model.

Methodology. The work utilized SolidWorks software for 3D modeling, Blender for model visualization, and Fritzing for designing electronic circuits. The elements of the attachment mechanism were modeled, and an electronic control system was developed based on the Arduino MEGA V3.0 microcontroller board, gyroscopes, accelerometers, and electromyography sensors. Microcontroller programming was performed in C++.

The practical value of the results lies in the creation of an adaptive upper limb exoskeleton model equipped with a universal limb attachment system capable of adjusting to the patient’s anatomical specifics. This ensures a high level of ergonomics and ease of operation, as well as improves the device’s functionality and comfort of use.

Keywords: exoskeleton, adaptive attachment system, electromyographic sensors, orientation system.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ 6
ВСТУП 7
РОЗДІЛ 1 АНАТОМІЯ І БІОМЕХАНІКА ЛІКТЬОВОГО СУГЛОБУ 9
1.1 Анатомічна структура ліктьового суглобу 9
1.2 Біомеханічні характеристики ліктьового суглобу 10
1.3 Анатомія скелета та кінематика суглобів 12
1.3.1 Плечовий комплекс 13
1.3.2 Ліктьовий суглоб та передпліччя 13
1.3.3 Променево-зап’ястковий суглоб 14
1.4 М’язова динаміка та фізіологія скорочення 14
1.4.1 Модель Хілла 15
1.4.2 М’язова синергія верхньої кінцівки 15
1.5 Масово-інерційні характеристики верхньої кінцівки 16
Висновки до розділу 1 17
РОЗДІЛ 2 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ, КІНЕМАТИЧНИЙ СИНТЕЗ ТА СТРАТЕГІЇ КЕРУВАННЯ АКТИВНИМИ ЕКЗОСКЕЛЕТАМИ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ 18
2.1 Еволюція та актуальність технологій виготовлення екзоскелетів 18
2.2 Кінематичний синтез та моделювання екзоскелетів 19
2.2.1 Параметри Денавіта-Хартенберга (D-H) 19
2.2.2 Матриця Якобі та аналіз сингулярностей 20
2.3 Проблема осьової невідповідності та методи компенсації 21
2.4 Фізична взаємодія людина-робот та аспекти безпеки 23
2.4.1 Біомеханіка м’яких тканин та розподіл тиску 23
2.4.2 Аналіз безпеки та відповідність стандартам 23
2.5 Стратегії керування та обробка біосигналів 24
2.6 Керування на основі нейроінтерфейсів ЕМГ 26
Висновки до розділу 2 27

РОЗДІЛ 3 ПРОЦЕС РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЕКЗОСКЕЛЕТУ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ 28
3.1 Вимоги до конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини 28
3.2 Опис програмний продуктів для реалізації етапу моделювання 28
3.3 Технічні компоненти та розроблення системи керування екзоскелетом 31
3.4 Моделювання системи елементів фіксації конструкції екзоскелету верхньої кінцівки 38
3.5 Моделювання конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини 47
3.6 Вибір матеріалів для конструкції екзоскелету 51
3.6.1 Вибір матеріалів для побудови моделі адаптивної системи кріплення 51
3.6.2 Вибір матеріалів для побудови плечового та передплічного сегментів 53
3.7 Інтеграція системи кріплення в адаптивну модель конструкції екзоскелету 55
3.8 Технічні характеристики адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини 57
Висновки до розділу 3 58
РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ В ТЕХНОЛОГІЇ ПОБУДОВИ ЕКЗОСКЕЛЕТІВ 59
4.1 Екзоскелет HAL Single Joint компанії Cyberdyne 59
4.2 Екзоскелет MyoPro компанії Myomo Inc 61
4.3 Екзоскелет HARMONY від компанії Harmony Bionics 62
4.4 Інші аналогічні системи 64
4.5 Опис ідеї створення екзоскелету та проведення технологічного аудиту розробки 65
4.6 Порівняльний аналіз розробленої конструкції екзоскелету та HAL Single Joint 69
4.7 Перспективи розвитку галузі екзосклелтів 72

Висновки до розділу 4 72
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА 74
5.1 Технологічний аудит розробленого екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки 74
5.2 Розрахунок витрат на розробку екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини 80
5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленого екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки 85
ВИСНОВКИ 91
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 93
ДОДАТКИ 97
Додаток А. Фрагмент коду програми системи керування екзоскелету в середовищі розробки Arduino 98
Додаток Б. Ілюстративна частина 100

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

DOF – degrees of freedom, ступені свободи

D-H – параметри Денавіта-Хартенберга

ЕМГ – електроміограма

ЛС – ліктьовий суглоб

МК - мікроконтролер

ПЗ – програмне забезпечення

ВСТУП

Актуальність. Проектування та побудова ергономічного та адаптивного апарату, що інтегрує новітні технологічні підходи, легкість в експлуатації та економічну доцільність в наш час має надзвичайно високу актуальність, оскільки значно зросла кількість пацієнтів, що мають травми верхніх кінцівок. Проектування таких екзоскелетів відіграє суттєву роль у відновлювальній медицині, особливо для осіб з ушкодженнями кінцівок, атрофією м'язів або неврологічними розладами. Розробка екзоскелетів виступає однією з ключових технологій у галузі біомедичної інженерії і активно застосовується в медицині, реабілітації та для розширення функціонального потенціалу людини з руховими обмеженнями. Зокрема, екзоскелети для верхніх кінцівок перетворюються на важливий засіб відновлення пацієнтів із дисфункціями опорно-рухової системи, що спровоковані травмами або неврологічними хворобами [5].

Новітні екзоскелети виявляють значний потенціал у реабілітаційному процесі, надаючи пацієнтам можливість відновити свої моторні функції, збільшити рівень автономності та покращити якість життя. Наукові праці в галузі свідчать, що застосування екзоскелетів здатне спростити проведення реабілітаційних заходів та сприяти поверненню втрачених рухових навичок [5].

Однак наявні зразки екзоскелетів характеризуються певними недоліками: високою ціною, значною масою конструкції та недостатнім рівнем пристосування до особистих потреб пацієнтів [4, 5, 6]. Такі пристрої покликані збільшувати фізичний потенціал користувачів та допомагати їм долати навантаження, з якими вони неспроможні впоратися власними силами.

Мета та завдання дослідження. Мета роботи спрямована на розроблення конструкції приладу, який забезпечує підвищення рівня адаптивності до персональних характеристик користувача, а також на удосконалення ергономіки задля гарантування зручності, безпеки та результативності його застосування у відновлювальній медицині, шляхом

створення адаптивної моделі конструкції екзоскелету для верхньої кінцівки.

Для реалізації поставленої мети необхідно реалізувати наступні **задачі**:

- здійснити огляд наукових літературних джерел щодо стану галузі розробки новітніх екзоскелетів та їх технологічних особливостей;
- сформулювати технічні та функціональні вимоги до конструкції екзоскелету;
- спроектувати адаптивний механізм фіксації конструкції, враховуючи анатомічну будову верхньої кінцівки;
- реалізувати моделювання механізму фіксації та всієї конструкції екзоскелету;
- здійснити імітаційне моделювання функціонування екзоскелету;
- створити електронну систему управління конструкцією екзоскелету;
- оцінити одержані підсумки та зіставити їх із наявними аналогами.

Об’єкт дослідження: адаптивна модель конструкції екзоскелету для верхньої кінцівки людини.

Предмет дослідження: технічні показники адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки.

Методи дослідження. У процесі роботи було задіяно програмні комплекси SolidWorks для тривимірного моделювання, Blender для виконання візуалізації моделей та Fritzing для проектування електронних схем. Здійснено моделювання елементів механізму фіксації, розроблено електронну систему управління, що ґрунтується на мікроконтролерній платі Arduino MEGA V3.0, гіроскопах, акселерометрах та датчиках електроміографії. Виконано програмування мікроконтролера на мові C++.

Практичне значення полягає у створенні адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки, що оснащена універсальною системою фіксації на кінцівці, здатною пристосовуватися до анатомічної специфіки пацієнта, що дає змогу гарантувати високий рівень ергономіки та зручності експлуатації пристрою, а також дозволяє удосконалити його функціональність і рівень комфорту використання.

РОЗДІЛ 1 АНАТОМІЯ І БІОМЕХАНІКА ЛІКТЬОВОГО СУГЛОБУ

1.1 Анатомічна структура ліктьового суглобу

Ліктьовий суглоб (ЛС) – це складна структура, яка уможливлює рухи передпліччя стосовно плеча. Він включає декілька суглобів, що функціонують узгоджено, забезпечуючи значний діапазон можливостей функціонування руки (рис. 1.1). До його складу входять три частини: плечова кістка, ліктьова кістка та променева кістка. З механічної точки зору, цей суглоб діє як шарнір, який забезпечуючи згинання та розгинання руки, а також виконання певного обертання передпліччя [3].

ЛС сформований трьома кістками [2]:

- Плечова кістка характеризується нижнім відділом, що має поверхню у формі блока, який входить у відповідну вирізку на ліктьовій кістці, уможливлюючи згинання та розгинання передпліччя;
- Ліктьова кістка володіє двома артикуляційними поверхнями: блоковою вирізкою для сполучення з плечовою кісткою та променевою вирізкою для сполучення з променевою кісткою;
- Променева кістка у верхньому відділі має голівку, яка обертається довкола ліктьової кістки, уможливлюючи обертальні рухи передпліччя (пронацію і супінацію).

До структури ліктьового суглоба входить кілька суглобів, що виконують специфічні завдання [2 ,3]:

- плечоліктьовий суглоб, який уможливлює рухи згинання та розгинання передпліччя;
- плечопроменевий суглоб, що дозволяє здійснювати обертальні рухи передпліччям [3];
- проксимальний променеволіктьовий суглоб, який також залучається в обертальних переміщеннях руки.

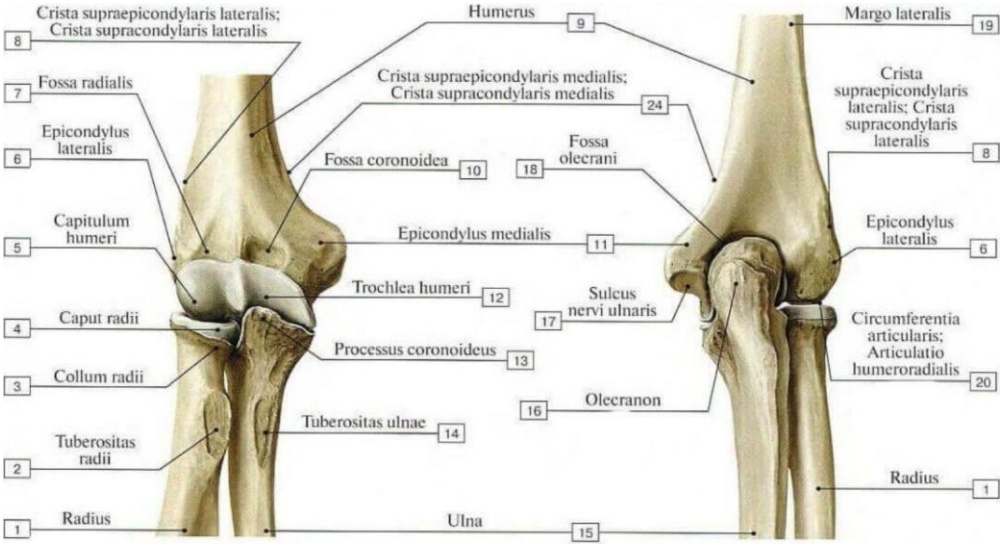

Рисунок 1.1 – Кісткова структура ліктьового суглобу [2]

1.2 Біомеханічні характеристики ліктьового суглобу

ЛС є класичним блокоподібним суглобом. Його конструкція уможливлює виконання таких рухів:

- згинання і розгинання. Ця активність реалізується в плечоліктьовому суглобі [2, 3];
- пронація і супінація. Йдеться про ротаційні рухи передпліччя, що виконуються завдяки обертанню голівки променевої кістки довкола ліктьової. Пронація означає поворот кістки донизу, а супінація – догори [2, 3].

Стандартна амплітуда згинання ліктя сягає від 0 (повне вирівнювання) до 145 градусів. Водночас спостерігається суттєва індивідуальна варіативність: особи з меншою м’язовою масою («слабкі») здатні згинати на 10-15 градусів більше, тоді як атлети можуть мати обмеження до 130 градусів через значний об’єм м’язів. Переважна частина щоденних активностей може бути виконана при амплітуді згинання в діапазоні від 30 до 130 градусів. ЛС розглядають як шарнірний завдяки відповідності його кісткових поверхонь та стримуючих факторів з боку м’яких тканин. Проте, тривимірні аналізи, що включали технологію електромагнітного трекінгу, виявили імовірну варусно-вальгусну та осьову нестабільність у межах 3-4 градусів в процесі згинання ліктя.

У 1909 році праця Фішера продемонструвала, що миттєвий центр ротації при згинанні ліктя локалізується в зоні діаметром 2-3 мм у центрі блока плечової кістки (трохлеї). Інші дослідники зафіксували відмінності до 8 градусів у розташуванні осі гвинта у різних осіб. Вісь ротації має нахил 3-8 градусів медіально (досередини) стосовно площини надвиростків та знаходиться у вальгусному положенні (на 4-8 градусів) стосовно довгої осі плечової кістки. Усвідомлення цих аспектів стимулювало створення та клінічне застосування менш ригідних, проте зв'язаних ендопротезів для підміни ліктьового суглоба. З практичного погляду, зміщення центру ротації суглоба незначне, що дозволяє припускати, що ЛС функціонує як одноосьовий механізм, окрім крайніх точок згинання та розгинання. Таким чином, процес згинання у лікті можна розглядати здебільшого як ротаційний рух. Лінія, проведена від центру головки (променевої кістки) до передньо-нижньої ділянки медіального надвиростка, ймовірно, і репрезентує вісь обертання [1, 3].

Стандартний обсяг супінації передпліччя в середньому сягає в діапазоні 85 градусів. Це орієнтовно на 5-10 градусів перевищує середній стандартний обсяг пронації, який зазвичай складає близько 80 градусів. зазвичай щоденні активності можуть бути здійснені при 100 градусах обертання передпліччя (50 градусів пронації та 50 градусів супінації). Хоча дефіцит пронації можливо частково компенсувати шляхом відведення плеча, дієвих механізмів для компенсації супінації немає.

Поздовжня вісь обертання передпліччя пролягає від центру головки променевої кістки проксимально до основи шилоподібного відростка дистальної частини ліктьової кістки дистально. Внаслідок цього вона розташована косо відносно поздовжніх осей і променевої, і ліктьової кісток, що означає, що сама ротація не залежить від позиції ліктя. Вісь ротації незначно зсувається у ліктьовому і волярному (долонному) векторах під час супінації, та в радіальному і дорсальному (тильному) під час пронації.

Продемонстровано, що при пронації променева кістка зсувається проксимально на 1-2 мм. Це забезпечує посилення реакційної сили суглоба в

променево-зап’ястковому сполученні, що тим самим підвищує загальну стабільність положення вальгусного ліктя (рис. 1.2).

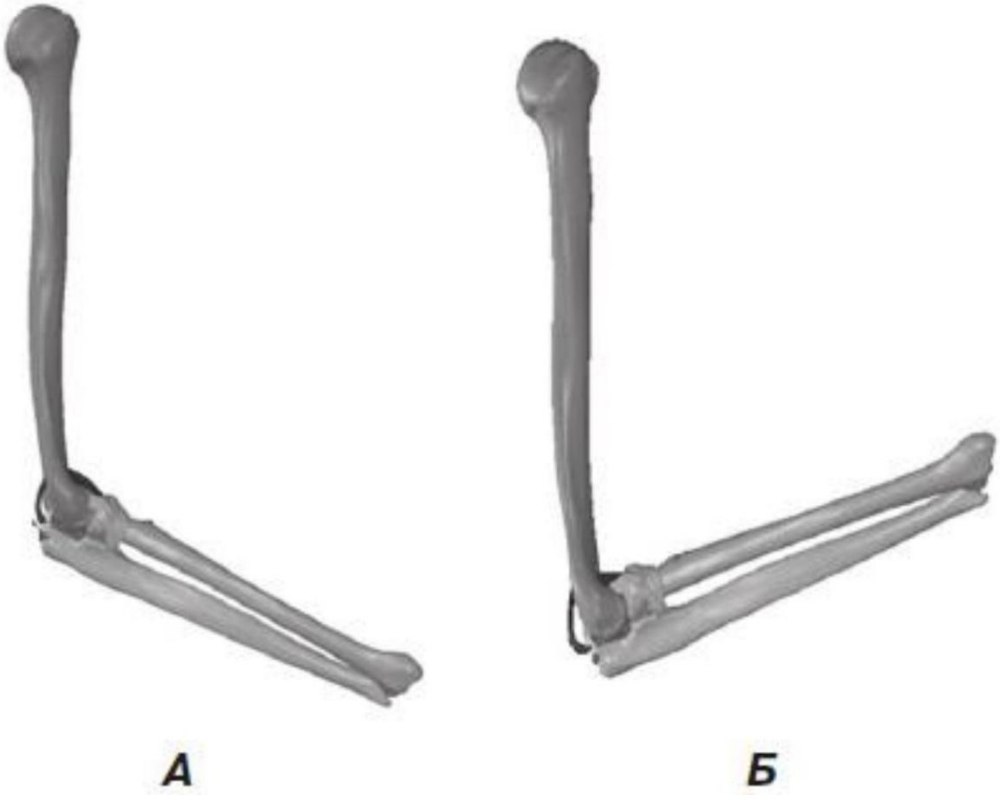

Рисунок 1.2 - Позиції ліктьового суглоба у процесі згинання руки: А - 20°. Б - 110° [1]

Проектування антропоморфного роботизованого пристрою неможливе без глибокого розуміння анатомії та фізіології людини. Верхня кінцівка представляє собою складний біомеханічний ланцюг, де жорсткі ланки (кістки) з’єднані біологічними шарнірами (суглобами) і приводяться в рух еластичними актуаторами (м’язами) під керуванням ієрархічної нервової системи.

1.3 Анатомія скелета та кінематика суглобів

Кінематичний ланцюг руки людини зазвичай моделюється як система з 7 ступенями вільності (DOF), що є мінімально необхідним набором для довільного позиціонування та орієнтації кисті у просторі. Однак, реальна

анатомія є значно складнішою.

1.3.1 Плечовий комплекс

Плечовий пояс є найбільш складним суглобовим механізмом в тілі людини. Він складається з чотирьох анатомічних суглобів: груднинно-ключичного, акроміально-ключичного, плечового та лопатково-грудного з'єднання. З точки зору робототехніки та моделювання екзоскелетів, цей комплекс часто спрощують до сферичного шарніра з трьома обертальними ступенями вільності, центри яких співпадають у головці плечової кістки.

Основні рухи плеча включають:

1. Згинання/Розгинання: Відбувається в сагітальній площині. Діапазон руху сягає 180° при згинанні та близько 60° при розгинанні.
2. Відведення/Приведення: Рух у фронтальній площині, з діапазоном до 180° при відведенні.
3. Внутрішня/Зовнішня ротація: Обертання плечової кістки навколо своєї поздовжньої осі, критичне для позиціонування кисті.

Важливою особливістю є плечо-лопатковий ритм. При підніманні руки вище 30° лопатка починає обертатися, що призводить до зміщення миттєвого центру обертання плечового суглоба. У жорстких екзоскелетах, де центр обертання механічного шарніра фіксований, це призводить до значних зміщень між віссю робота і суглоба людини, що викликає дискомфорт і додаткове навантаження на тканини.

1.3.2 Ліктьовий суглоб та передпліччя

Ліктьовий суглоб функціонально забезпечує зміну відстані від плеча до кисті. Він моделюється як комбінація двох шарнірів:

1. Плечо-ліктьовий суглоб: Забезпечує згинання та розгинання (1 DOF) в діапазоні 0–150°.
2. Проксимальний та дистальний променево-ліктьові суглоби: Забезпечують ротацію передпліччя (пронацію та супінацію), що додає ще 1 DOF.

Важливою біомеханічною деталлю є «кут несіння» – вісь згинання ліктя не є перпендикулярною до осі плеча, що призводить до відхилення передпліччя назовні при повному розгинанні. Це часто ігнорується в простих моделях, але враховується в високоточних реабілітаційних системах.

1.3.3 Променево-зап’ястковий суглоб

Зап’ястя є складним механізмом, що складається з багатьох дрібних кісток, але функціонально моделюється як карданний шарнір з 2 DOF:

1. Згинання/Розгинання: діапазон близько 80°/70°.
2. Радіальне/Ульнарне відведення: рух кисті вбік (20°/30°).

У багатьох екзоскелетах вісь обертання зап’ястя вважається фіксованою, проте дослідження вказують на незначне зміщення центру обертання, яким часто нехтують для спрощення конструкції, хоча це може впливати на ергономіку при тривалому використанні. Дані про основні рухи верхньої кінцівки наведені в табл. 1.1.

Таблиця 1.1 – Основні рухи сегментів верхньої кінцівки

Суглоб	DOF	Основні рухи	Діапазон (прибл.)	Тип механічного аналога
Плече	3	Згинання/Розгинання Відведення/Приведення Ротація	180°/60° 180°/50° 90°/90°	Сферичний шарнір
Лікоть	1	Згинання/Розгинання	145°/0°	Шарнір (Hinge)
Передпліччя	1	Пронація/Супінація	90°/90°	Осьовий шарнір
Зап’ястя	2	Згинання/Розгинання Відведення (Рад./Ульн.)	80°/70° 20°/30°	Універсальний шарнір

1.4 М’язова динаміка та фізіологія скорочення

Для побудови ефективних систем керування екзоскелетом, особливо тих,

що базуються на прогнозуванні рухів, необхідно використовувати математичні моделі м’язів.

1.4.1 Модель Хілла

Найбільш поширеною в біомеханіці та робототизованій реабілітації є модель Хілла. Вона представляє м’яз як механічну систему, що складається з трьох компонентів: скоротливий елемент, що генерує активну силу в залежності від довжини м’яза, швидкості скорочення та рівня нейронної активації; послідовний пружний елемент, який моделює сухожилля, через яке сила передається на кістку та паралельний пружний елемент, що моделює сполучні тканини (епімізій, перимізій), що чинять опір розтягуванню пасивного м’яза.

Математично сила м’яза F_{mt} описується рівнянням:

$$F_{mt} = \left[F_{ce}(L_{ce}, v_{ce}, a) + F_{pee}(L_{ce}) \right] \cdot \cos(\alpha)$$

де α – кут пеннації (кут між м’язовими волокнами та лінією дії сили); F_{ce} – сила, що генерується скоротливим елементом. Вона є добутком максимальної ізометричної сили F_{max}, функції залежності сили від довжини f_{fl}, функції залежності сили від швидкості f_{fv} та рівня активації $a(t)$:

$$F_{ce} = a(t) \cdot F_{\max} \cdot f_{fl}(L_{ce}) \cdot f_{fv}(v_{ce})$$

Ця модель є критично важливою для розрахунку необхідних моментів допомоги з боку екзоскелету, оскільки дозволяє оцінити власний внесок пацієнта в рух.

1.4.2 М’язова синергія верхньої кінцівки

Нервова система керує рухами не шляхом активації окремих м’язів, а

через м’язові синергії – групи м’язів, що активуються узгоджено. При патологіях (наприклад, після інсульту) ці патерни порушуються, виникає патологічна ко-контракція (одночасне напруження м’язів-агоністів та антагоністів), що призводить до спастичності. Екзоскелет повинен вміти розпізнавати такі стани за допомогою EMG-датчиків і адаптувати стратегію керування (наприклад, знижувати швидкість або зупинятися), щоб не пошкодити м’язово-сухожильний апарат.

1.5 Масово-інерційні характеристики верхньої кінцівки

Для точного керування динамікою екзоскелету необхідно знати інерційні параметри сегментів руки користувача (масу, положення центру мас, тензор інерції).

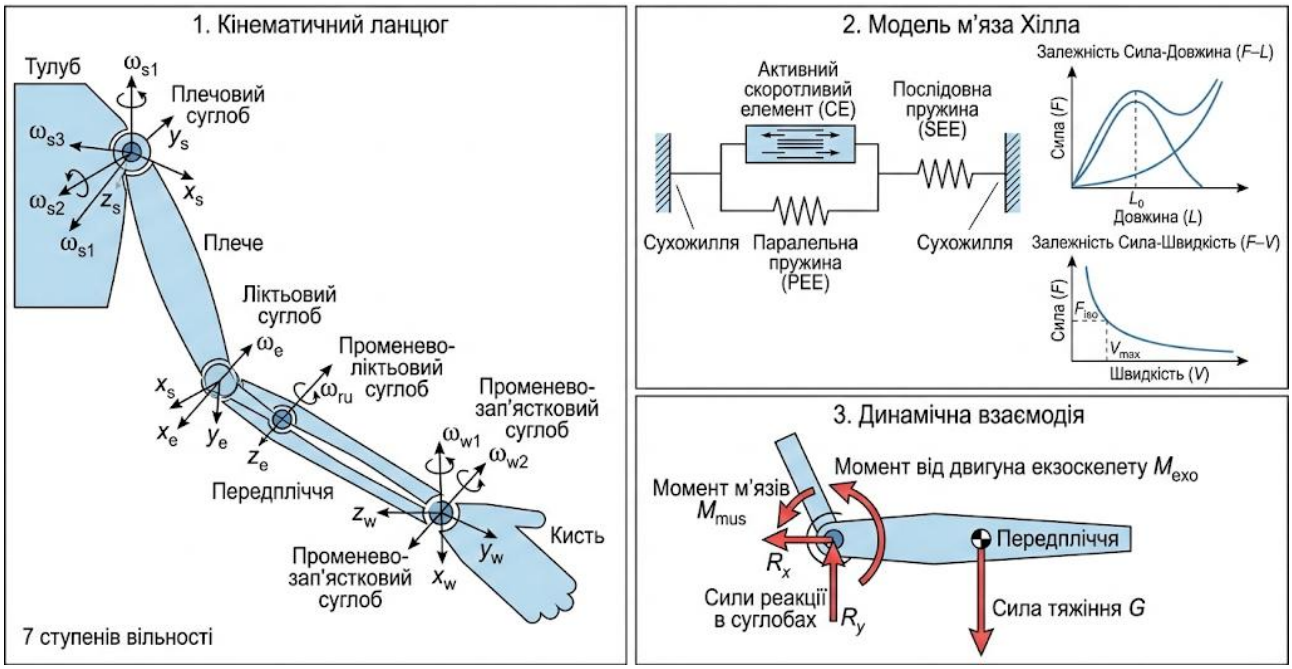

Рисунок 1.3 – Біомеханічна модель верхньої кінцівки для проектування екзоскелету

Дослідження показують, що інерційні параметри дистальних сегментів (кисті) суттєво змінюються залежно від пози (стиснутий кулак vs розкрита

долоня). Використання геометричних методів моделювання на основі кінематичних моделей дозволяє оцінити ці зміни з високою точністю. Нехтування динамікою руки може призвести до похибок у відтворенні траєкторій та відчуття «важкості» екзоскелету для користувача.

Рисунок 1.3 представляє собою комплексну схему, що складається з трьох частин. Кінематичний ланцюг, який зображає сегменти (плече, передпліччя, кисть) у вигляді жорстких ланок, з'єднаних ідеальними шарнірами. В точках суглобів позначені локальні системи координат та вектори осей обертання, що відповідають 7 ступеням вільності (3 в плечі, 1 в лікті, 1 в передпліччі, 2 в зап'ясті). Модель м'яза Хілла – це деталізована схема м'язового актуатора, де показано взаємодію активного скоротливого елемента (CE), паралельної пружини (PEE) та послідовної пружини (SEE). Графіки ілюструють нелінійні залежності сили від довжини (*F-L*) та сили від швидкості (*F-V*). Динамічна взаємодія векторної діаграми сил, що діють на передпліччя, включаючи силу тяжіння *G*, моменти м'язів M_{mus}, момент від двигуна екзоскелету M_{exo} та сили реакції в суглобах.

Висновки до розділу 1

В цьому розділі було проаналізовано анатомічну структуру та біомеханіку ЛС. Це дало змогу окреслити технічні й функціональні вимоги, що висуваються до процесу проектування екзоскелету верхньої кінцівки людини.

РОЗДІЛ 2 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ, КІНЕМАТИЧНИЙ СИНТЕЗ ТА СТРАТЕГІЇ КЕРУВАННЯ АКТИВНИМИ ЕКЗОСКЕЛЕТАМИ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

В даному розділі проведено дослідження, що присвячене проблемам проектування, біомеханічного моделювання та керування роботизованими екзоскелетами верхніх кінцівок. Тут детально розглядаються анатомічні передумови створення антропоморфних механізмів, математичний апарат кінематики (параметри Денавіта-Хартенберга, якобіани), динаміку мязового скорочення (моделі Хілла) та алгоритми фізичної взаємодії людини і робота (pHRI). Особливий акцент зроблено на розробці адаптивних систем керування на основі біосигналів (EMG/EEG) та аналізі українських інновацій у сфері доступної реабілітації.

2.1 Еволюція та актуальність технологій виготовлення екзоскелетів.

Стрімкий розвиток робототехніки в останні десятиліття докорінно змінив підходи до фізичної реабілітації та асистивних технологій. Екзоскелети верхніх кінцівок трансформувалися з громіздких стаціонарних установок, що використовувалися виключно в наукових лабораторіях, у портативні, інтелектуальні пристрої, здатні інтегруватися в повсякденне життя пацієнтів. Актуальність даної тематики для України набуває критичного значення в умовах зростання кількості травм опорно-рухового апарату, пов’язаних як з військовими діями, так і з загальносвітовими тенденціями збільшення частоти інсультів та нейродегенеративних захворювань.

Традиційні методи фізичної терапії, хоча і є ефективними, мають суттєві обмеження: вони вимагають значних фізичних зусиль з боку терапевта, суб’єктивні в оцінці прогресу та часто не можуть забезпечити необхідну інтенсивність і точність повторюваних рухів, що є ключовим для індукції нейропластичності мозку. Роботизовані системи, навпаки, здатні забезпечити

високоточне, дозоване навантаження, об’єктивний моніторинг біомеханічних параметрів та реалізацію складних сценаріїв взаємодії, включаючи ігрові форми реабілітації.

Однак створення ефективного екзоскелету руки є інженерним викликом значно вищого порядку, ніж розробка систем для нижніх кінцівок. Це зумовлено надзвичайною складністю кінематики людської руки, яка включає координовану роботу плечового пояса, ліктя та багатофункціонального зап’ястя, забезпечуючи маніпуляції у великому робочому об’ємі з високою точністю. Невідповідність між кінематикою робота та анатомією людини призводить до виникнення паразитних сил, що можуть травмувати пацієнта або звести нанівець терапевтичний ефект.

У даній магістерській кваліфікаційній роботі проведено глибокий аналіз біологічних основ руху, методів математичного моделювання та стратегій керування, з особливим фокусом на порівнянні підходів західних лабораторій та українських дослідницьких груп. В той же час існуючі розробки, демонструють унікальний вектор розвитку, спрямований на створення модульних, адаптивних та економічно доступних рішень, що використовують передові алгоритми обробки сигналів та адитивні технології виробництва.

2.2 Кінематичний синтез та моделювання екзоскелетів

Кінематичний синтез є етапом, на якому визначається структура механізму, що буде відтворювати рухи людини. Головне завдання – забезпечити максимальну відповідність робочого простору робота та людини.

2.2.1 Параметри Денавіта-Хартенберга (D-H)

Для формального опису кінематики роботів-маніпуляторів та екзоскелетів загальноприйнятим стандартом є використання параметрів Денавіта-Хартенберга. Цей метод дозволяє однозначно описати геометрію механізму за допомогою чотирьох параметрів для кожної ланки: θ (кут

повороту), d (зміщення вздовж осі обертання), a (довжина ланки) та α (кут скручування ланки).

Для типового 7-DOF екзоскелету верхньої кінцівки, що дублює анатомію людини, таблиця параметрів D-H може виглядати наступним чином (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Узагальнена модель параметрів D-H

Ланка (i)	α_{i-1} (рад)	α_{i-1} (м)	d_i (м)	θ_i (змінна)	Опис суглоба
1	0	0	0	θ_1	Плече: Горизонтальне відведення
2	-π/2	0	0	θ_2	Плече: Згинання/Розгинання
3	π/2	0	$L_{humerus}$	θ_3	Плече: Ротація
4	-π/2	0	0	θ_4	Лікоть: Згинання
5	π/2	0	$L_{forearm}$	θ_5	Передпліччя: Ротація
6	-π/2	0	0	θ_6	Зап’ястя: Відведення
7	π/2	0	0	θ_7	Зап’ястя: Згинання

Пряма кінематична задача розв’язується шляхом перемноження матриць трансформації T_{i-1}^{i} для кожної ланки:

$$T_{base}^{end-effector} = T_0^1 \cdot T_1^2 \cdot \ldots \cdot T_6^7$$

Ця матриця визначає положення та орієнтацію кінцевої точки (кисті) в базовій системі координат.

2.2.2 Матриця Якобі та аналіз сингулярностей

Матриця Якобі $J(\theta)$ пов’язує швидкості зміни кутів у суглобах $\dot{\theta}$ з лінійною та кутовою швидкістю кінцевого ефектора (v, ω):

$$\begin{bmatrix} \nu \\ \omega \end{bmatrix} = J(\theta) \cdot \dot{\theta}$$

Для 7-DOF екзоскелету матриця Якобі має розмірність 6×7, що вказує на кінематичну надлишковість. Це означає, що одну й ту саму точку в просторі можна досягти з різними конфігураціями ліктя. Ця властивість є надзвичайно корисною для реабілітації, оскільки дозволяє оптимізувати позу для уникнення больових відчуттів або обходу перешкод, а також для уникнення сингулярних конфігурацій, де робот втрачає керованість.

У наукових роботах розглядаються методи оптимізації матриці Якобі для забезпечення ізотропності маніпулятора, тобто однакової здатності до передачі зусиль у всіх напрямках робочого простору.

2.3 Проблема осьової невідповідності та методи компенсації

Однією з фундаментальних проблем в проектуванні жорстких екзоскелетів є неможливість ідеального суміщення осей обертання робота та біологічних суглобів людини. Як зазначалося, центр обертання плеча зміщується під час руху. Якщо вісь екзоскелету жорстко зафіксована, це призводить до виникнення значних сил взаємодії в місцях кріплення (манжетах).

Ці «паразитарні» сили F_{int} можуть досягати величин, що викликають біль, зміщення пристрою на тілі (міграцію) та зниження ефективності передачі крутного моменту. Дослідження показують, що навіть зміщення на 10-20 мм може генерувати сили до 50-100 Н.

До методів компенсації можна віднести наступні прийоми:

1. Пасивні компенсаційні механізми. Введення додаткових пасивних ступенів вільності в конструкцію. Наприклад, використання механізмів типу RRP (revolute-revolute-prismatic), де призматична ланка дозволяє манжеті вільно ковзати вздовж кінцівки, компенсуючи

подовження/вкорочення відстані між суглобами. Це рішення зменшує паразитні сили на 40-70%.

2. Самоналаштовувані механізми. Використання механізмів з плаваючим центром обертання, що кінематично пов’язані з рухом руки.
3. М’які екзоскелети. Радикальне вирішення проблеми шляхом відмови від жорсткого каркасу на користь текстильних елементів та тросових систем передачі зусиль, що природно адаптуються до форми тіла.

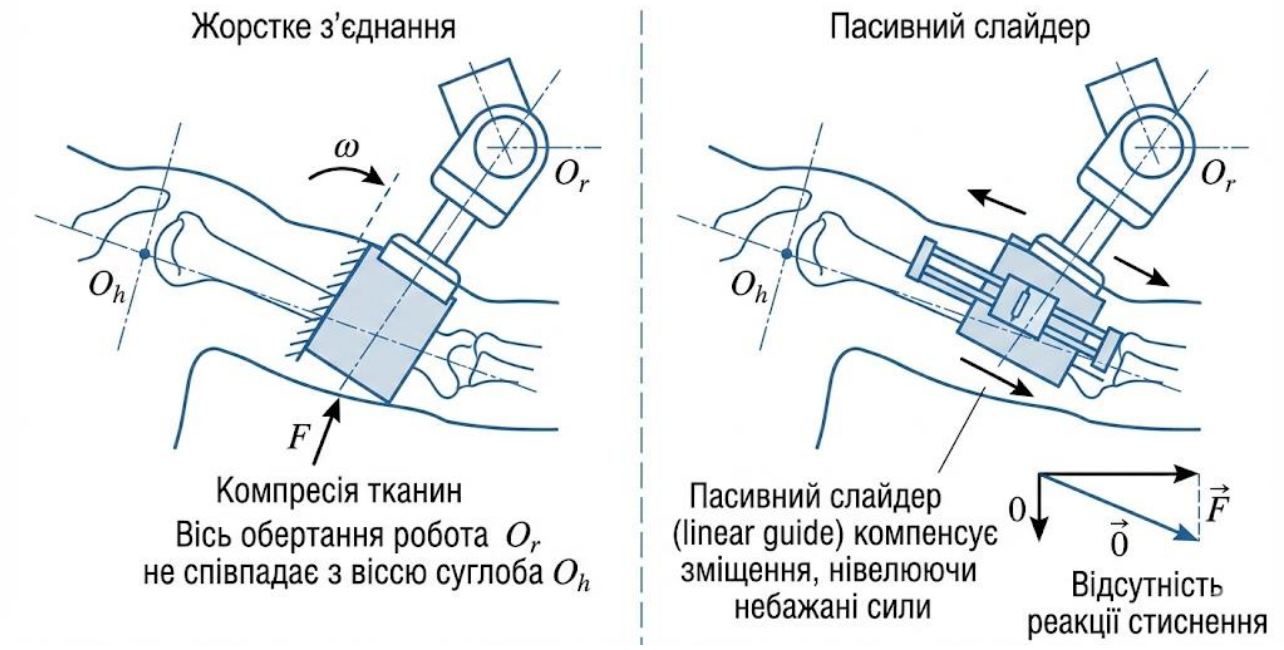

Рисунок 2.1 – Схема компенсації зміщення осей

На рисунку 2.1 зображена схема концепції пасивних з’єднань. В частині а) показано жорстке з’єднання, де вісь обертання робота O_r не співпадає з віссю суглоба O_h. При повороті виникає вектор сили F, направлений перпендикулярно до поверхні шкіри, що спричиняє компресію тканин. В частині б) показаний механізм з пасивним слайдером. Манжета екзоскелету має можливість вільно переміщуватися вздовж осі сегмента руки. При згинанні суглоба слайдер зміщується, компенсуючи геометричну різницю довжин дуг, що нівелює виникнення небажаних нормальних сил. Векторна діаграма демонструє розкладання сил і відсутність реакції стиснення.

2.4 Фізична взаємодія людина-робот та аспекти безпеки

Безпека користувача є абсолютним пріоритетом. Взаємодія екзоскелету з людиною відбувається через інтерфейси (манжети, ремені), де механічна енергія передається на біологічні тканини.

2.4.1 Біомеханіка м’яких тканин та розподіл тиску

М’які тканини людини (шкіра, підшкірна клітковина, м’язи) мають нелінійні в’язко-пружні властивості. Тривалий надмірний тиск може призвести до ішемії тканин, пошкодження нервових закінчень та утворення пролежнів.

Дослідження встановлюють пороги больової чутливості та допустимого тиску: комфортний тиск: < 4-5 кПа (для тривалого носіння); пороговий тиск: 10-14 кПа (початок дискомфорту); больовий поріг: > 20-25 кПа (виникають больові відчуття, ризик травми).

Для підбору індивізуальних параметрів пацієнта пропонується використання індивідуалізованих манжет, виготовлених за допомогою 3D-друку на основі сканування кінцівки пацієнта. Це дозволяє збільшити площу контакту та рівномірно розподілити навантаження, знижуючи піковий тиск.

2.4.2 Аналіз безпеки та відповідність стандартам

Сучасні екзоскелети повинні відповідати стандартам безпеки, таким як ISO 13482 (роботи для персонального догляду). Ключові вимоги включають: обмеження максимальних моментів приводів; обмеження робочого простору (програмні та механічні стопори); наявність кнопки аварійної зупинки; функція «Back-drivability» – можливість пацієнта вільно рухати екзоскелетом при вимкненому живленні (забезпечується низьким передатним числом редукторів або спеціальними муфтами).

2.5 Стратегії керування та обробка біосигналів

Ефективність екзоскелету як реабілітаційного інструменту визначається інтелектуальністю його системи керування. Сучасні підходи поділяють на низькорівневі (керування приводами) та високорівневі (визначення намірів користувача).

Можна виділити чотири основні режими роботи:

1. Пасивний режим: робот виконує рух за заданою траєкторією, ігноруючи зусилля пацієнта. Використовується на ранніх стадіях реабілітації (плегія) для мобілізації суглобів та запобігання контрактурам.
2. Активно-асистивний режим: робот надає допомогу лише тоді, коли пацієнт не може виконати завдання самостійно або відхиляється від траєкторії («силовий тунель»). Це стимулює активну участь пацієнта.
3. Активний режим: екзоскелет компенсує власну вагу і тертя, стаючи «прозорим» для користувача. Пацієнт рухається вільно.
4. Резистивний режим: робот створює опір руху, діючи як тренажер для нарощування м’язової сили.

Для реалізації безпечної взаємодії використовуються алгоритми, що регулюють відношення між силою та рухом, а саме імпедансне керування при якому контролер приймає на вхід дані про положення/швидкість і видає силу. Робот моделюється як віртуальна пружина з демпфером:

$$F_{act} = K_v(x_{des} - x_{act}) + B_v(\dot{x}_{des} - \dot{x}_{act}) + M_v(\ddot{x}_{des} - \ddot{x}_{act})$$

Це ідеально підходить для легких екзоскелетів з прямим приводом або тросовою передачею.

Також мже застосовуватися адмітансне керування, при якому контролер вимірює силу взаємодії (через датчики сили/моменту) і розраховує бажане положення/швидкість.

$$x_{des} = \iint \frac{1}{M_v}\left(F_{ext} - B_v\dot{x} - K_v x\right)dt^2$$

Цей метод краще працює для важких, жорстких систем з високим коефіцієнтом редукції, дозволяючи їм відчуватися легкими.

Використання сигналів поверхневої електроміографії (ЕМГ) дозволяє детектувати намір руху за 20-100 мс до початку реального скорочення м'язів, забезпечуючи інтуїтивне керування. Алгоритм обробки сигналу поданий в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Алгоритм обробки ЕМГ сигналу для системи керування екзоскелетом.

№	Етап	Опис
1	Попередня обробка	Фільтрація шумів (Band-pass 20-450 Hz), режекторний фільтр мережі (50 Hz).
2	Виділення ознак	Часові характеристики: - RMS (середньоквадратичне значення), - MAV (середнє абсолютне значення), - ZC (кількість перетинів нуля). Частотні характеристики: Медіанна частота, спектральна щільність потужності.
3	Класифікація та регресія	Використання методів машинного навчання (Machine Learning). Прості класифікатори (LDA, SVM) або глибокі нейронні мережі (CNN, LSTM) використовуються для розпізнавання патернів руху (наприклад, «стиснути кисть», «зігнути лікоть»). Також активно досліджуються методи класифікації ЕМГ на основі згорткових нейромереж для підвищення точності розпізнавання жестів у реальному часі.

2.6 Керування на основі нейроінтерфейсів ЕМГ

Для пацієнтів з повною втратою моторних функцій (параліч) використовуються інтерфейси мозок-комп’ютер (BCI). Розрізняють наступні види таких інфесій як «Motor Imagery» при якому пацієнт уявляє рух, що викликає десинхронізацію ритмів у моторній корі; SSVEP (steady-state visual evoked potentials), який забезпечує керування за допомогою фокусування погляду на мерехтливих стимулах; гібридні системи (ЕМГ + ЕЕГ) забезпечують вищу надійність, компенсуючи недоліки кожного методу окремо.

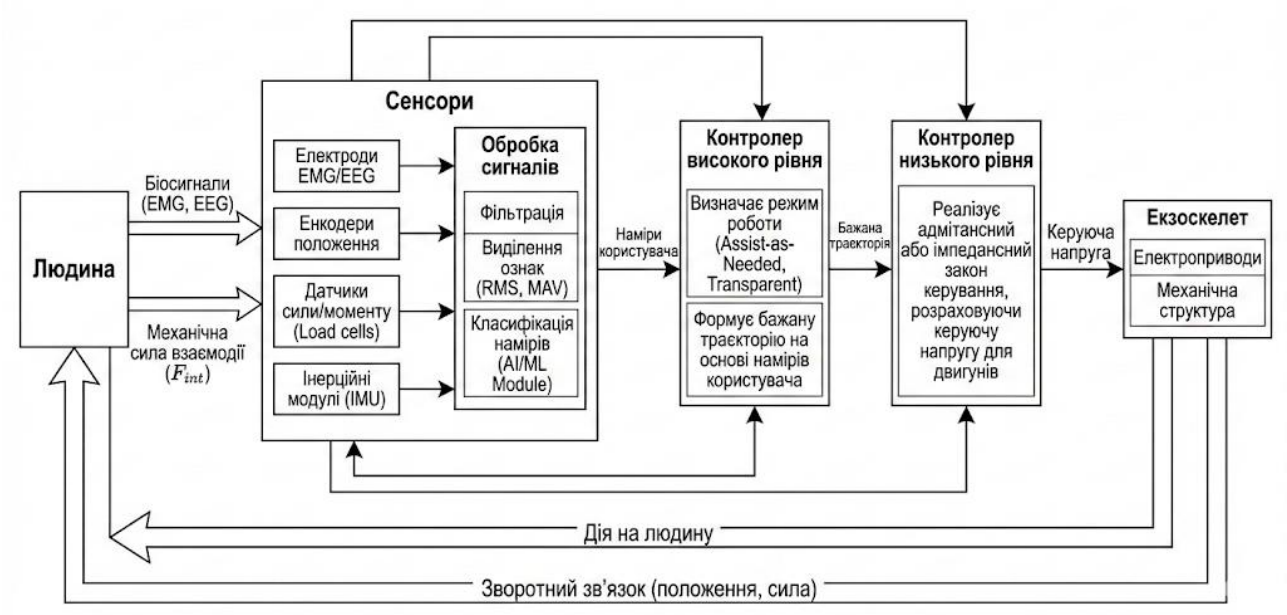

Рисунок 2.2 – Блок-схема інтелектуальної системи керування екзоскелетом

На рисунку 2.2 зображена схема архітектури системи керування з замкненим контуром. Блок «Людина» генерує біосигнали (ЕМГ) та механічну силу взаємодії (F_{int}). Блок «Сенсори» включає електроди для реєстрації біосигналів, енкодери положення, датчики сили/моменту та інерційні модулі. Блок «Обробка сигналів» забезпечує фільтрацію, виділення ознак (RMS, MAV) та класифікація намірів (AI/ML Module). Блок «Контролер високого рівня» визначає режим роботи (Assist-as-Needed, Transparent) та формує бажану траєкторію на основі намірів користувача. Блок «Контролер низького рівня»

реалізує адмітансний або імпедансний закон керування, розраховуючи керуючу напругу для двигунів. Блок «Екзоскелет» містить електроприводи та механічну структуру, що діють на людину, замикаючи контур зворотного зв’язку.

Висновки до розділу 2

Ключем до ефективного екзоскелету є не потужність моторів, а точність відтворення біомеханіки людини. Врахування плечо-лопаткового ритму, міграції центрів обертання та використання пасивних компенсаційних механізмів є обов’язковим для уникнення травм та забезпечення комфорту.

Застосування параметрів Денавіта-Хартенберга, моделей Хілла та методів оптимізації якобіанів є необхідним фундаментом для створення алгоритмів керування, здатних до адаптації в реальному часі.

Перехід від простого позиційного керування до адмітансних/імпедансних схем та використання передбачувальної сили ЕМГ сигналів значно підвищує ефективність нейрореабілітації, стимулюючи активну участь мозку пацієнта.

На сьогодні формується унікальна ніша «доступної реабілітації». Використання модульних конструкцій, 3D-друку та сучасних алгоритмів ML дозволяє створювати конкурентоспроможні продукти, що відповідають нагальним потребам суспільства. Подальший розвиток потребує посилення співпраці між технічними університетами та медичними закладами для проведення клінічних випробувань та сертифікації розробок.

Розробка екзоскелетів верхніх кінцівок залишається одним з найбільш складних та перспективних напрямків біомедичної інженерії, де інтеграція біології, механіки та штучного інтелекту відкриває нові можливості для відновлення якості життя людей.

РОЗДІЛ 3 ПРОЦЕС РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЕКЗОСКЕЛЕТУ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ

3.1 Вимоги до конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини

Створення адаптивної моделі конструкції екзоскелету є комплексним процесом, що передбачає формулювання технічних та функціональних вимог, конструювання механічних та електронних елементів та блоків, задля забезпечення зручності та безпеки експлуатації користувачем пристрою.

Технічні вимоги визначають ключові параметри, яким повинна задовольняти структура та дизайн екзоскелету.

До функціональних та технічних вимог до конструкції екзоскелета ліктьового суглобу належать:

1. Амплітуда рухів: екзоскелет повинен відтворювати натуральний діапазон згинання ліктьового суглобу в межах від 0° до 145° [1].
2. Асистивний момент: екзоскелет має володіти достатньою силою для згинання та розгинання ліктьового суглобу. Для забезпечення згинання та розгинання передпліччя потрібне зусилля мінімум в 25 Н [9].
3. Швидкість руху та позиціонування: система має забезпечити користувачеві виконання рухів зі швидкістю, що є співрозмірною з природньою м’язовою активністю [9].
4. Маса та ергономіка моделі: система повинна бути зручною в експлуатації, не чинити зайвого тиску на біологічні тканини та адаптуватися до габаритів користувача [10].
5. Живлення: необхідний високоємнісний акумулятор для забезпечення роботи без надто частого поновлення заряду [6].

3.2 Опис програмний продуктів для реалізації етапу моделювання

Створення моделі екзоскелету верхньої кінцівки потребує застосування

спеціалізованого програмного забезпечення (ПЗ), яке дозволяє гарантувати дотримання всіх технічних і функціональних вимог, що висуваються до такої конструкції, а також охоплює механічне конструювання, візуалізацію та розробку електронної системи управління.

Для побудови механічної частини моделі екзоскелету застосовувалося ПЗ SolidWorks. SolidWorks є одним із провідних інженерних програмних продуктів для забезпечення тривимірного проєктування. SolidWorks дає можливість реалізувати розробку 3D-моделей високої точності шляхом застосування параметричного моделювання. Програма володіє інтуїтивним інтерфейсом, що дає змогу швидко опанувати ключові функції. Це гарантує прецизійність при конструюванні екзоскелету, з урахуванням геометрії верхньої кінцівки людини та враховує механічні властивості компонентів конструкції [33].

ПЗ надає інструменти для експорту креслеників та тривимірних моделей у формати, що підтримуються різними системами введення-виведення та 3D-принтерами. Це забезпечує прямий перехід до етапу створення фізичного прототипу для дослідних випробувань [33].

Отже, SolidWorks охопив увесь цикл механічного конструювання, починаючи від створення концепції та закінчуючи підготовкою моделі до виробництва.

Для візуалізації конструкції екзоскелету застосовується ПЗ Blender. Blender – це ПЗ з відкритим кодом, що фокусується на генерації тривимірної графіки та анімації [30]. Blender гарантує високу якість візуалізації 3D-моделей за допомогою потужних механізмів рендерингу Eevee і Cycles. Це забезпечує створення візуалізації екзоскелету, що демонструє його реалістичний реальний зовнішній вигляд. Детальне опрацювання текстур, налаштування освітлення та вибір матеріалів додає моделі професійного вигляду, що є досить суттєвим для демонстрації та візуального огляду. Blender також застосовується для розроблення анімації роботи екзоскелету [30]. Зокрема, було виконано моделювання адаптивності системи фіксації конструкції екзоскелету до верхньої кінцівки людини. Blender сумісний з різними форматами файлів (STL,

OBJ, FBX тощо), що забезпечує простий імпорт моделей із SolidWorks для їх подальшого опрацювання.

Blender виявився ключовим інструментом для підготовки демонстраційних матеріалів, що відображають естетичний та функціональний аспекти моделі.

Для розроблення системи управління застосовувався програмний продукт Fritzing. Fritzing – це ПЗ для конструювання електронних схем, що спрямований на оперативне прототипування та емуляцію їх роботи [34].

У середовищі Fritzing була сконструйована електрична схема управління механічним приводом екзоскелету. Вона містила мікроконтролери (МК), датчики та інші електронні елементи, що потрібні для гарантування адаптивності роботи системи. Дане ПЗ надало можливість візуалізувати електроні компоненти та їхні зв’язки, що дозволило знизити ризик помилок під час фізичного монтажу елементів та виготовленні дослідного зразка. Fritzing також дозволяє розробляти фізичні макети робочих креслеників друкованих плат. Ця можливість була застосована для оптимізації розміщення радіоелементів на платі, що гарантує компактність, зручність та оптимальність конструкції системи [34].

Завдяки застосуванню Fritzing була сформована функціональна електронна система управління екзоскелетом ліктьового суглобу, яка відповідає поставленим до проекту вимогам.

Сукупне застосування SolidWorks, Blender та Fritzing дозволило виконати основні завдання конструювання адаптивної моделі екзоскелету верхньої кінцівки людини:

- SolidWorks забезпечив проведення механічної частини процесу конструювання;
- Blender забезпечив генерацію візуальної частини моделі;
- Fritzing був задіяний для створення електронної складової проекту.

3.3 Технічні компоненти та розроблення системи керування екзоскелетом

Проектування системи управління необхідно розпочинати з підбору технічних елементів та блоків, кожен із яких орієнтований на забезпечення функціональних та технічних вимог для пристрою і досягнення загальної мети.

Центральною складовою системи є МК, що відповідає за збирання інформації про положення біомеханічної конструкції в просторі та управління приводом її руху. Датчики, які передбачається розміщувати на тілі людини, будуть сприймати сигнали її м’язевої активності. Після надходження цих даних до МК, програмні алгоритми здійснюють їх аналіз та опрацювання, і в момент коли користувач ініціюватиме згинання чи розгинання ліктьового суглоба руки, система зафіксує цей сигнал і підключить живлення на привід, який, у свою чергу, буде згинати та розгинати механічну конструкцію екзоскелета.

На рисунку 3.1 зображена структурна схема системи управління.

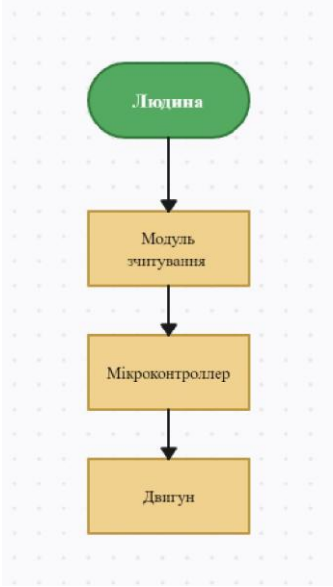

Рисунок 3.1 – Структурна схема системи керування екзоскелетом кінцівки

Фундаментом технічної компоненти моделі конструкції слугуватиме мікроконтролерна плата Arduino MEGA V3.0 (рис. 3.2) – це високопродуктивна плата з відкритим кодом, що базується на МК ATmega2560, яка є вдосконаленою версією стандартної плати Arduino UNO. Її застосовують для

створення проектів в який необхідна більша продуктивність при оброці даних [15]. Ключовим фактором вибору цієї плати стали її компактні розміри, сумісність із програмуванням у середовищі Arduino IDE та здатність отримувати живлення від зовнішнього джерела.

Рисунок 3.2 – Загальний вигляд системи керування – плати мікроконтролера Arduino MEGA V3.0 [15]

Технічні параметри блоку керування на основі плати МК Arduino MEGA V3.0 представлені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Технічні параметри плати мікроконтролера Arduino MEGA V3.0 [15]

Параметр	Значення
Марка МК	ATmega2560
Напруга живлення	6-20 В
Максимальний вихідний струм з портів I/O	40 мА
Кількість цифрових пінів портів I/O	54 (15 з них підтримують PWM)
Кількість аналогових входів	16
Робоча тактова частота	16 МГц
Обсяг флеш-пам’ять	256 Кб (в т.ч. 8 Кб для завантажувача)
Габаритні розміри плати	102 мм х 53 мм
Маса	37 г

У роботі буде також задіяний кроковий двигун Maxon EC-i 52 (рис 3.3). Даний привід виготовляється швейцарською компанією Maxon Motor, що спеціалізується на високопрецизійних двигунах для робототехніки та медичного обладнання, і який в повній мірі відповідає технічним і функціональним вимогам до пристрою [25]. Він вирізняється компактними розмірами, високою ефективністю та значною потужністю, має досить низький рівень фонового шуму і вібрації, а також забезпечує точний контроль швидкості та крутного моменту [14].

Рисунок 3.3 – Загальний вигляд крокового двигуна Maxon EC-i 52

Технічні параметри сервоприводу – крокового двигуна Maxon EC-i 52 представлені в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 - Технічні параметри крокового двигуна Maxon EC-i 52 [25]

Параметр	Значення
Діаметр	52 мм
Тип підшипників	Прецизійні шарикопідшипники
Максимальний обертальний момент	35 Н^м
Номінальна напруга	12 В
Тип включення	3-фазний

Максимальна потужність	До 400 Вт
Механізм тепловідведення	Пасивний
Маса	520 г

В даній розробці, модуль MPU-9250 (рис 3.4) виконуватиме ключову функцію моніторингу положення кінцівки в просторі, визначення кута нахилу та швидкості переміщення сегментів руки [32]. Завдяки вбудованим акселерометру, гіроскопу і магнетометру, даний сенсор дає змогу якісно і з високою точністю контролювати рухи кінцівки та положення кожного елемента конструкції екзоскелету, що є надзвичайно суттєвим для організації правильного згинання і розгинання ліктьового суглоба людини [12].

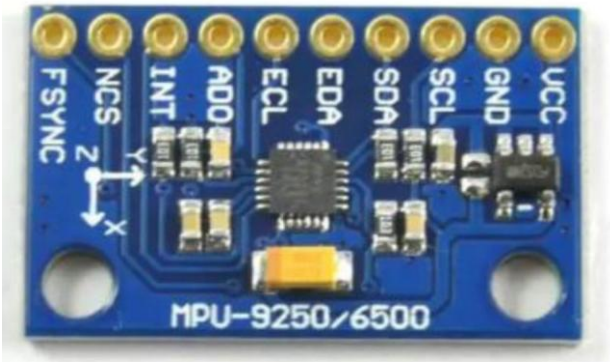

Рисунок 3.4 – Загальний вигляд модуля MPU-9250 [32]

Технічні параметри модуля просторового положення MPU-9250 наведені у таблиці 3.3.

Для роботи екзоскелету верхньої кінцівки людини, що керує рухами згинання та розгинання ліктьового суглобу, будуть застосовані сенсори електроміографії (ЕМГ) AT Muscle Sensor V3 (рис. 3.5), які забезпечують вимірювання м’язової активності. Ці датчики надають екзоскелету можливість сприймати м’язову активність людини та відповідним чином реагувати на його рухові наміри [13].

Таблиця 3.3 - Технічні параметри модуля MPU-9250

Параметр	Значення
Мікросхема	MPU9250
Напруга живлення	5 В
Діапазон вимірювання магнітометра	+/-4800uF
Діапазон вимірювання акселерометра	+/-2G, +/-4G, +/-8G, +/-16G
Діапазон вимірювання гіроскопу	+/-250, +/-500, +/-1000, +/-2000dps
Інтерфейс підключення	I2C(400кГц)/8PI(1мГц)
Габаритні розміри	15х25мм

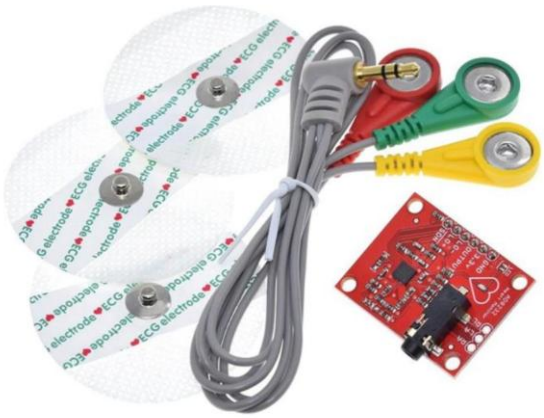

Рисунок 3.5 – Зображення вигляд датчика AT Muscle Sensor V3 [26]

Технічні параметри модуля реєстрації активності м’язів AT Muscle Sensor V3 представлені в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Технічні параметри модуля AT Muscle Sensor V3 [26]

Параметр	Значення
Тип вихідного сигналу	Аналоговий
Робоча напруга живлення (Vs)	3,5 В
Струм споживання	9,5 мА
Диференціальна вхідна напруга	Від 0 мВ до +Vs
Інтерфейс підключення електродів	3,5 мм аудіороз’єм для підключення

	кабелю з електродами
Габаритні розміри	25,4 х 25,4 мм

У системі будуть застосовуватися літій-іонні (Li-ion) акумулятори. Li-ion акумулятори вважаються одним із найефективніших джерел енергії для портативної техніки, у тому числі і для екзоскелетів. Їхнє застосування в проекті виправдано порівняно невеликою масою, що дає змогу знизити загальну вагу конструкції, а це є вирішальним для гарантування високої ергономіки та комфорту експлуатації пристрою. Полегшена конструкція забезпечує можливість мінімізації навантаження на тіло людини, що узгоджується з концепцією адаптивного кріплення та покращує зручність використання [36].

Технічні параметри акумулятора представлені в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5 – Технічні параметри Li-ion акумулятора [36]

Параметр	Значення
Номінальна ємність	5000 мА год
Номінальна напруга	3.7 В
Максимальна напруга	4.2 В
Номінальний робочий струм	до 5 А
Температурний діапазон роботи	-20°С до +60°С
Циклічний ресурс роботи	300-500 циклів
Маса	150 г
Габаритні розміри	65 х 18 мм

Після підбору всіх потрібних елементів, розробляємо віртуальну діаграму сполучення всіх складових блоків.

Ця стадія є необхідною, щоб зрозуміти, яким чином усі складові елементи поєднуються в цілісну систему. Віртуальна схема підключення ілюструє сполучення між окремими частинами системи, зокрема: виконавчими

пристроями, джерелом енергії, контролерами, сенсорами та іншими складовими, що були розглянуті у попередніх розділах. Схема сприяє верифікації коректності підбору та сумісності елементів, а також для побудови їх функціональної співпраці.

До того ж, вона слугує фундаментом для майбутнього виготовлення фізичного прототипу. На рисунку 3.6 представлена схема підключення електронних складових блоків системи. Дана схема була розроблена з урахуванням вимог щодо довговічності, надійності, ергономічності та функціональності системи, що є ключовою метою проекту. Зазначена схема побудована у ПЗ Fritzing.

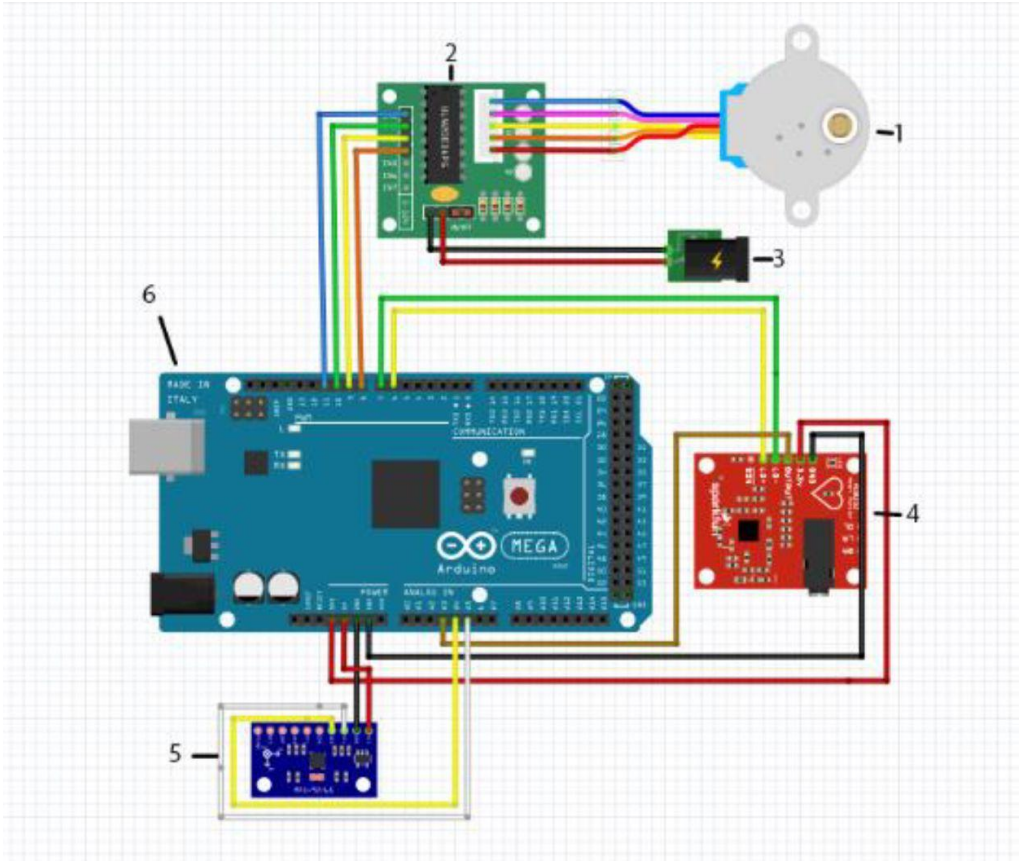

Рисунок 3.6 – Схема підключення електронних компонентів в моделі екзоскелету кінцівки

На рисунку 3.6 зображено схему підключення електронних блоків: 1 – кроковий двигун (привід), 2 – драйвер приводу, 3 – джерело живлення приводу,

4 – датчик м’язової активності, 5 – акселерометр із гіроскопом, 6 – мікроконтролерна плата.

Для ініціалізації системи управління конструкцією екзоскелету застосовується програмний код, що наведений у Додатку А. Він забезпечує отримання даних з датчиків, опрацювання сигналів та управління приводом.

3.4 Моделювання системи елементів фіксації конструкції екзоскелету верхньої кінцівки

Ключова концепція моделі полягає в розробленні універсальної системи фіксаторів, яка самостійно пристосовується до різноманітних розмірів та форм біологічних об’єктів, гарантуючи зручне і надійне кріплення всієї конструкції екзоскелету.

Перед початком моделювання слід визначити пропорції моделі. Важливо враховувати анатомічні параметри та співвідношення між сегментами кінцівки для забезпечення оптимальної роботи з її біомеханікою. Дана модель має забезпечувати функції згинання та розгинання руки, необхідний діапазон вільних рухів, а також відповідати поставленим механічним вимогам та ергономіці в загальному.

У роботі будуть застосовані такі характеристики:

- Елемент А (сегмент плеча): 30 см (рисунок 3.7);
- Елемент Б (сегмент передпліччя): 28 см (рисунок 3.7);

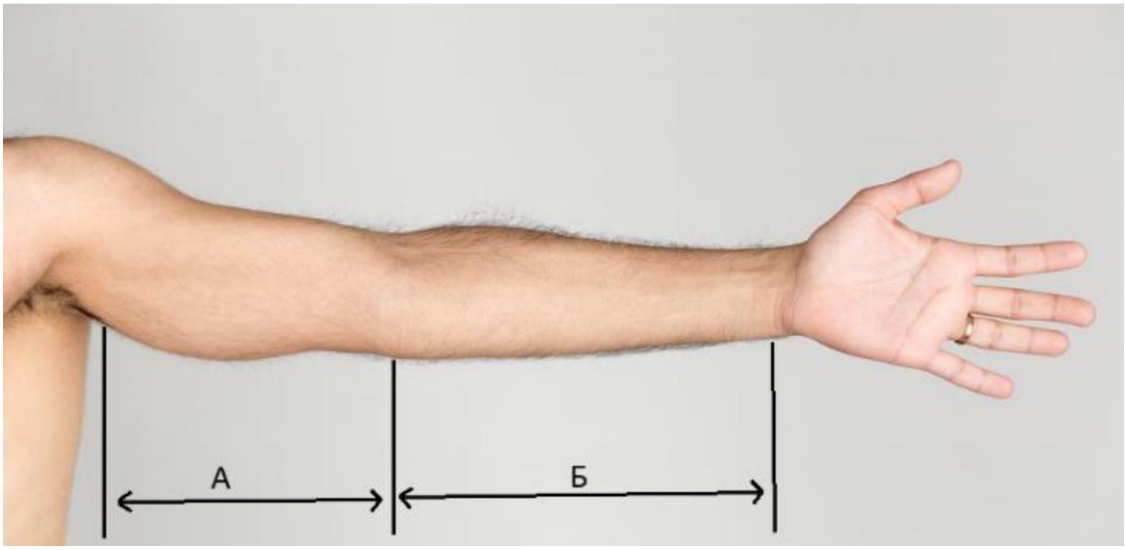

Рисунок 3.7 – Виділення сегментів руки людини

Конструювання розпочинається зі створення всіх необхідних креслеників моделі у ПЗ SolidWorks.

Початковою стадією моделювання системи фіксаторів екзоскелету була розробка креслеників плечового відділу, що складається з двох ключових елементів. Дана робота передбачає детальний аналіз конструкційних вимог, особливо анатомічних рис плечового сегмента кінцівки, потреби у гарантуванні міцного закріплення на біологічному об’єкті та зручності під час експлуатації.

Перший елемент деталі, кресленик якої показано на рисунку 3.8, представляє собою базову платформу, що приєднується до структури екзоскелету. Цей компонент виконує завдання стабілізації всієї системи екзоскелету на плечі пацієнта та слугує основою для монтажу регульованих елементів фіксації.

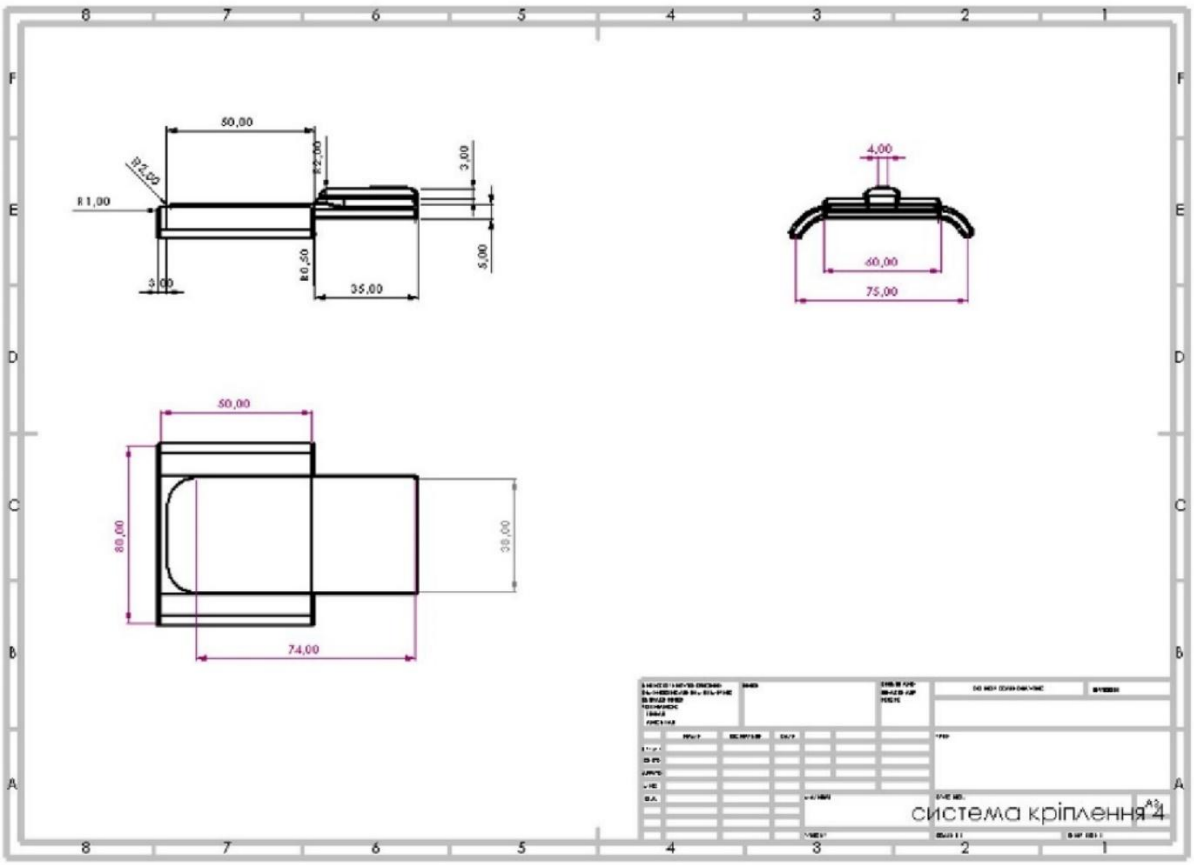

Рисунок 3.8 – Робочий кресленик першого елементу плечової частини деталі, що створений в програмному середовищі SolidWorks

Другий елемент деталі, кресленик якої представлено на рисунку 3.9, являє собою регульований компонент, що гарантує пристосованість до біологічного об’єкта системи фіксації. Цей елемент виконує функцію налаштування під особисті пропорції користувача.

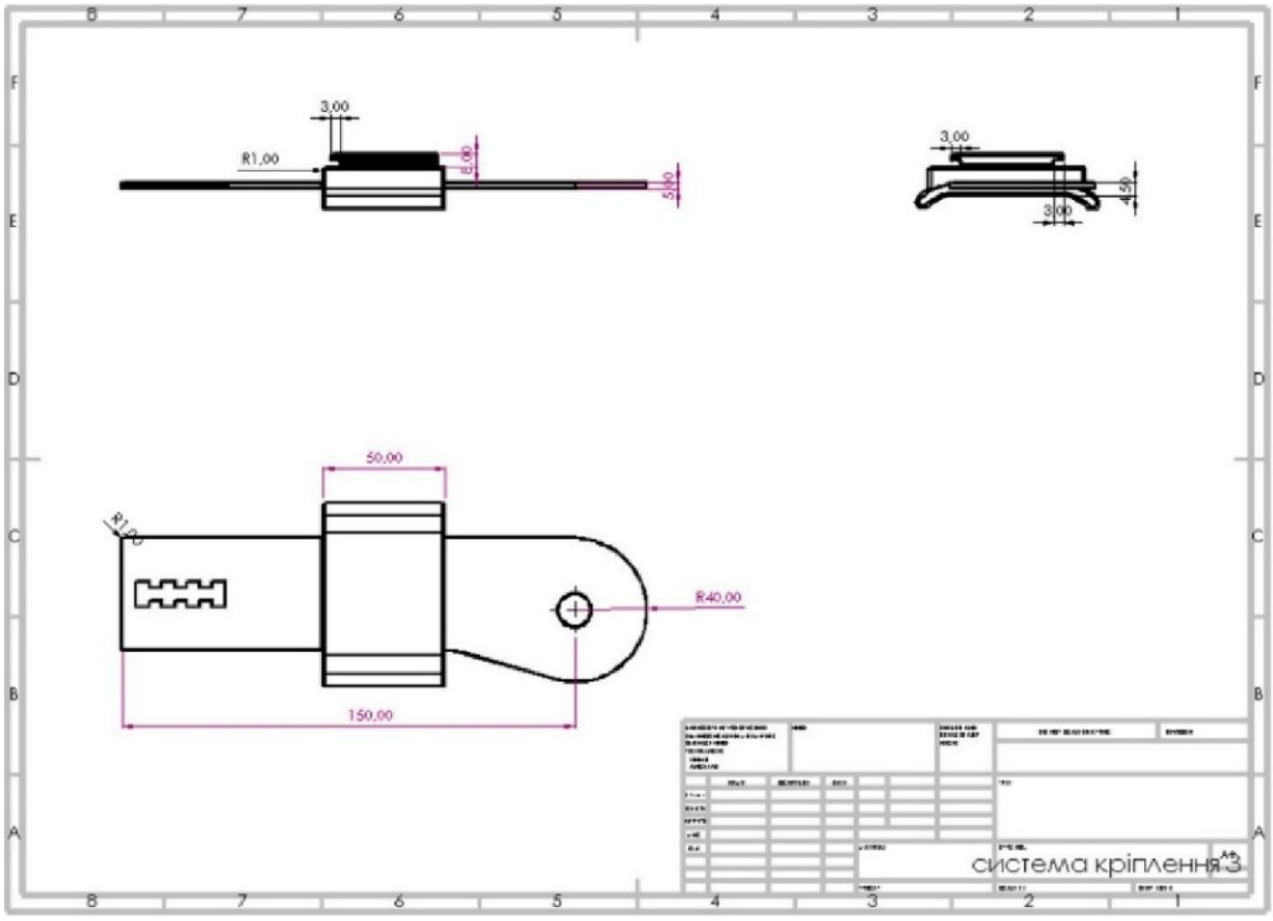

Рисунок 3.9 – Робочий кресленик другого елементу плечової частини деталі, що створений в програмному середовищі SolidWorks

Подальшим кроком моделювання є трансформація розроблених креслеників у 3D моделі за допомогою інструментарію ПЗ SolidWorks. Дана стадія є вирішальною для унаочнення, перевірки коректності креслеників та деталізації конструкції, оскільки вона дає змогу звірити відповідність дизайну початковим специфікаціям та оцінити функціональність кожного компонента у загальній конструкції.

Базуючись на кресленику першого елемента деталі (рис. 3.8), у SolidWorks була створена 3D модель, що показана на рисунку 3.10.

Базуючись на робочому кресленику другого елемента деталі (рис. 3.9) було згенеровано тривимірну модель, яка зображена на рисунку 3.11.

Після цього настає черга конструювання передплічного відділу системи фіксації екзоскелету, який аналогічно будується з двох окремих компонентів.

Кожен компонент відіграє власну функціональну роль у гарантуванні міцної на надійної фіксації системи на передпліччі пацієнта, беручи до уваги ергономічність, комфорт експлуатації та пристосованість до зміни габаритів кінцівки.

Рисунок 3.10 – Зображення 3D моделі першого елементу плечової частини деталі, що згенероване в програмному середовищі SolidWorks

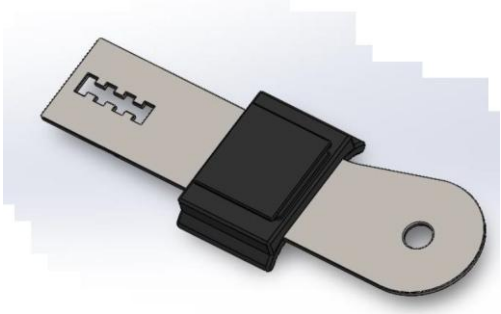

Рисунок 3.11 – Зображення 3D моделі другого елементу плечової частини деталі, що згенероване в програмному середовищі SolidWorks

Кресленик першого елемента деталі, що показаний на рисунку 3.12, включає основний конструктивний елемент, який відповідає за базове кріплення системи до передпліччя. Він містить ригідний сегмент, що обхоплює передпліччя та слугує платформою для монтажу рухомих елементів системи.

Кресленик другого елемента деталі, що показаний на рисунку 3.13, передбачає наявність регульованої компоненти, яка надає гнучкості та здатності адаптації всієї системи до особистих анатомічних характеристик користувача. Даний елемент відіграє роль рухомої частини, що уможливлює регулювання системи фіксації відповідно до розміру передпліччя користувача.

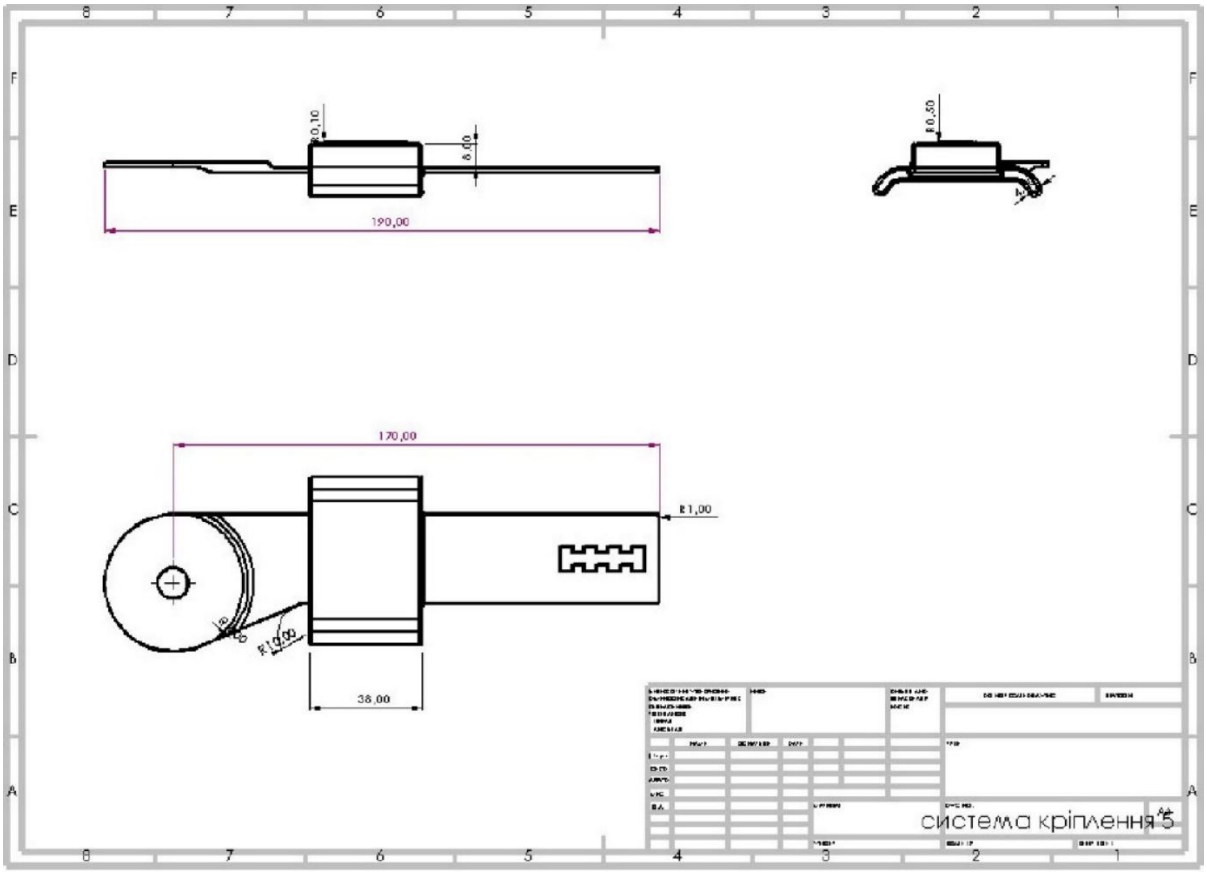

Рисунок 3.12 – Робочий кресленик першого елементу передплічної частини деталі, що створений в програмному середовищі SolidWorks

Після завершення етапу розроблення креслеників, приступаємо до тривимірного конструювання передплічної частини системи фіксації у ПЗ Solidworks. 3D-модель першого елементу показана на рисунку 3.14.

Зображення 3D моделі іншого частини деталі, показано на рисунку 3.15, Дана модель була створена із використанням функціоналу програмного пакету SolidWorks.

Одним із суттєвих компонентів системи фіксації є м’які вставки, які гарантують комфорт при взаємодії конструкції екзоскелету з біологічним об’єктом. Їхня присутність зменшує тиск, запобігає натиранню, прінню шкіри та забезпечує зручність під час довготривалої експлуатації пристрою. Концептуальний вигляд накладки продемонстровано на рисунку 3.16.

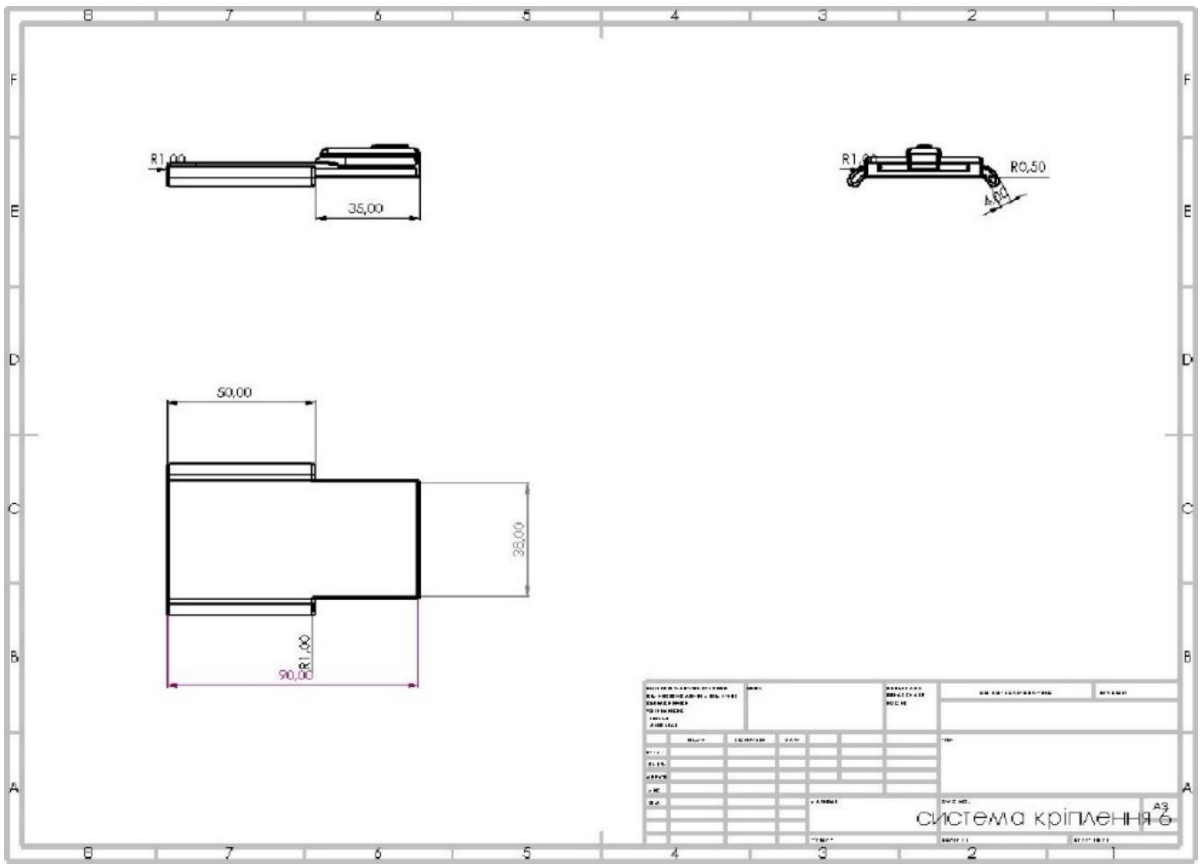

Рисунок 3.13 – Робочий кресленик другого елементу передплічної частини деталі, що створений в прорамному середовищі SolidWorks

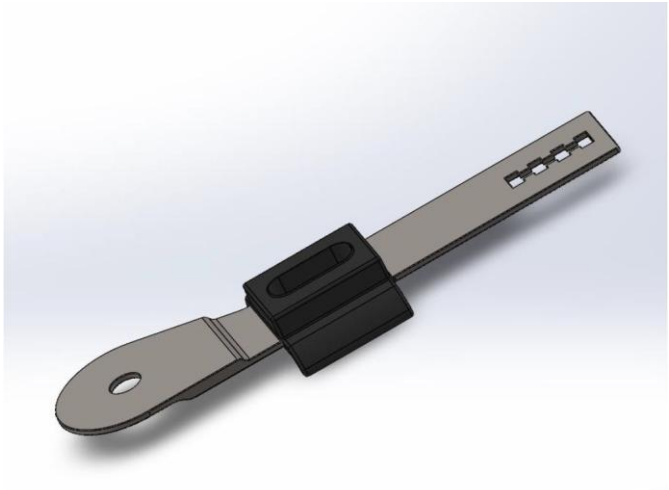

Рисунок 3.14 – Зображення 3D моделі першого елементу передплічної деталі, що згенеровано в програмному середовищі SolidWorks

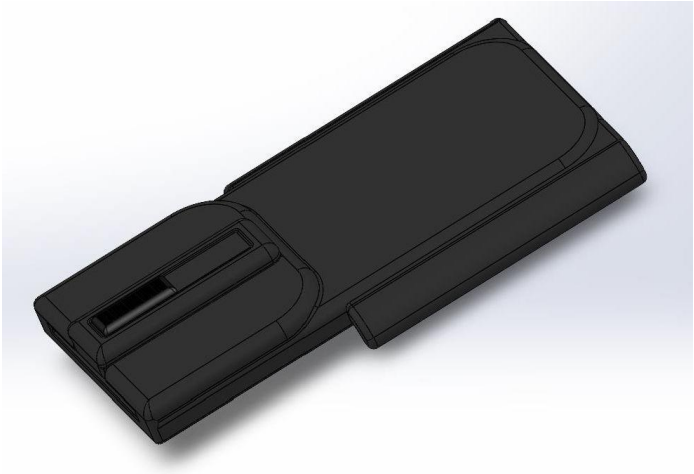

Рисунок 3.15 – Зображення 3D моделі другого елементу передплічної деталі, що згенеровано в програмному середовищі SolidWorks

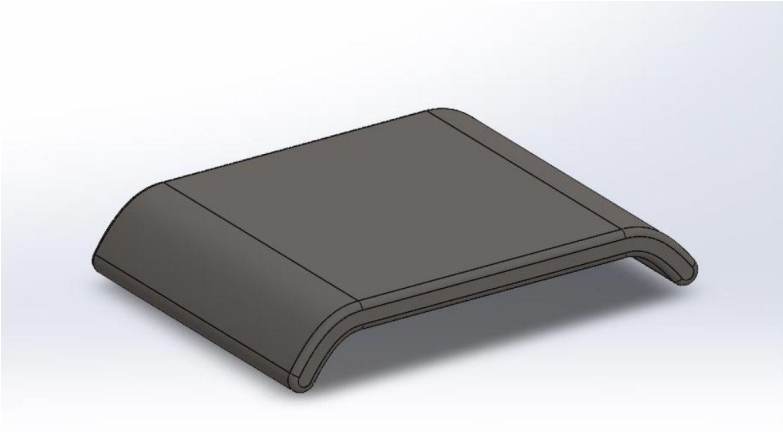

Рисунок 3.16 – Верхня накладка для приховування системи кріплення, що створена в програмному середовищі SolidWorks

Після того, як усі необхідні 3D-компоненти готові, приступаємо до етапу синтезування цілісної системи у ПЗ SolidWorks. Це дасть змогу верифікувати взаємодію розроблених елементів системи, визначити їхню сумісність та перевірити працездатність у єдиній структурі.

Всі розроблені деталі системи фіксації завантажуються у середовище “Assembly” пакету SolidWorks. Кожен елемент прецизійно розміщається згідно з його функціональною роллю. Завершену модель системи фіксації продемонстровано на рисунку 3.17.

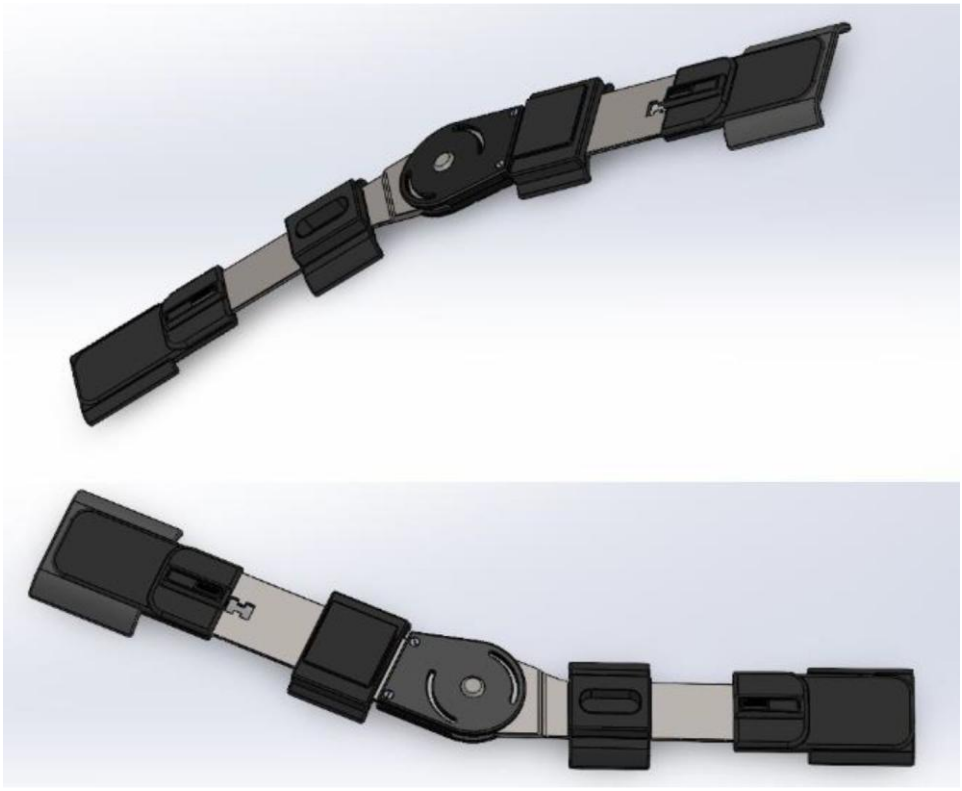

Рисунок 3.17 – Зображення 3D моделі блоку кріплення, що створене в програмному середовищі SolidWorks

Головною перевагою цієї моделі є її гнучкість та універсальність. Система здатна пристосовуватися до різних користувачів з різними анатомічними особливостями, незважаючи на розміри їх верхніх кінцівок. Завдяки простому механізму фіксаторів (защіпок), існує можливість налаштувати систему та змонтувати її за лічені секунди. Завдяки цим регульованим компонентам, модель здатна не тільки міцно закріплюватися, але й гарантувати свободу рухів, що забезпечує можливість здійснювати натуральні рухи без незручностей.

Схему регулювання продемонстровано на рисунку 3.18.

Рисунок 3.18, а зображає допоміжну кнопку, що слугує основним елементом механізму фіксатора (защіпки). Натискання на цю кнопку переводить фіксатор у розблокований стан (рис. 3.18, б). У цьому стані механізм розблокований, що дає змогу користувачеві адаптувати його згідно з особистими анатомічними параметрами.

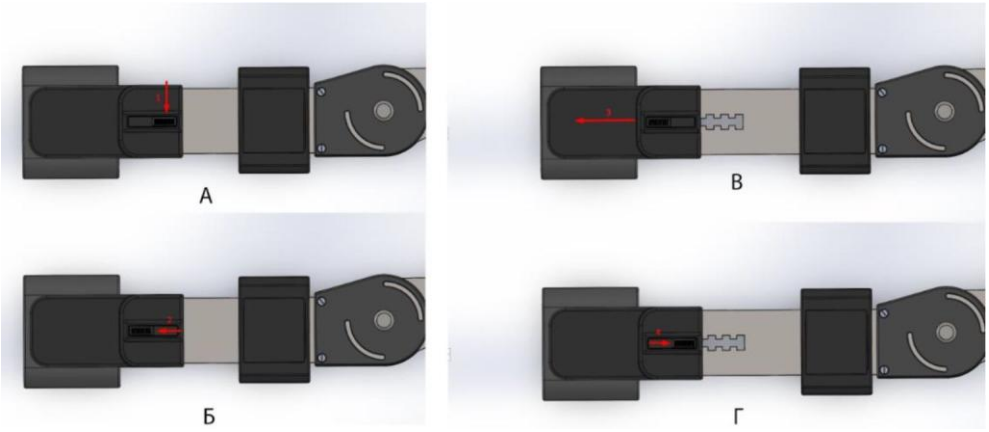

Рисунок 3.18 – Схема роботи елементів налаштування системи кріплення: А - фіксоване початкове положення; Б - зміна початкового положення в режим регулювання; В - положення регулювання; Г – фіксація стану нового положення

Далі система переходить у стан регулювання (рис. 3.18, в), де користувач має можливість змінювати довжину конструкції. Це гарантує оптимальне прилягання екзоскелету до кінцівки, з урахуванням зручності та міцності. Після завершення налаштування, кнопка переміщується у заблоковане положення (рис. 3.18, г). У цьому стані механізм фіксатора гарантує міцне утримування системи кріплення, унеможливлюючи її самовільне розблокування в процесі експлуатації конструкції екзоскелету.

3.5 Моделювання конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини

Під час проєктування дизайну екзоскелету суттєво брати до уваги всі основні вимоги, аби гарантувати його високу ефективність, широку функціональність та зручність для користувача. Ключовий акцент формується на коректному визначенні габаритів, розміщенні системи управління та системи фіксації, оскільки саме ці компоненти впливають на ергономіку, комфорт та працездатність пристрою.

Початковою стадією конструювання екзоскелету є розробка кресленика

плечового сегмента. Ця робота передбачає детальний аналіз конструкційних специфікацій, зокрема, можливість монтажу системи управління та сумісність із системою фіксації. Даний етап є суттєвим для окреслення основної геометрії та головних параметрів конструкції, що гарантують функціональність, зручність та загальну надійність всієї системи.

Кресленик плечового сегмента продемонстрований на рисунку 3.19.

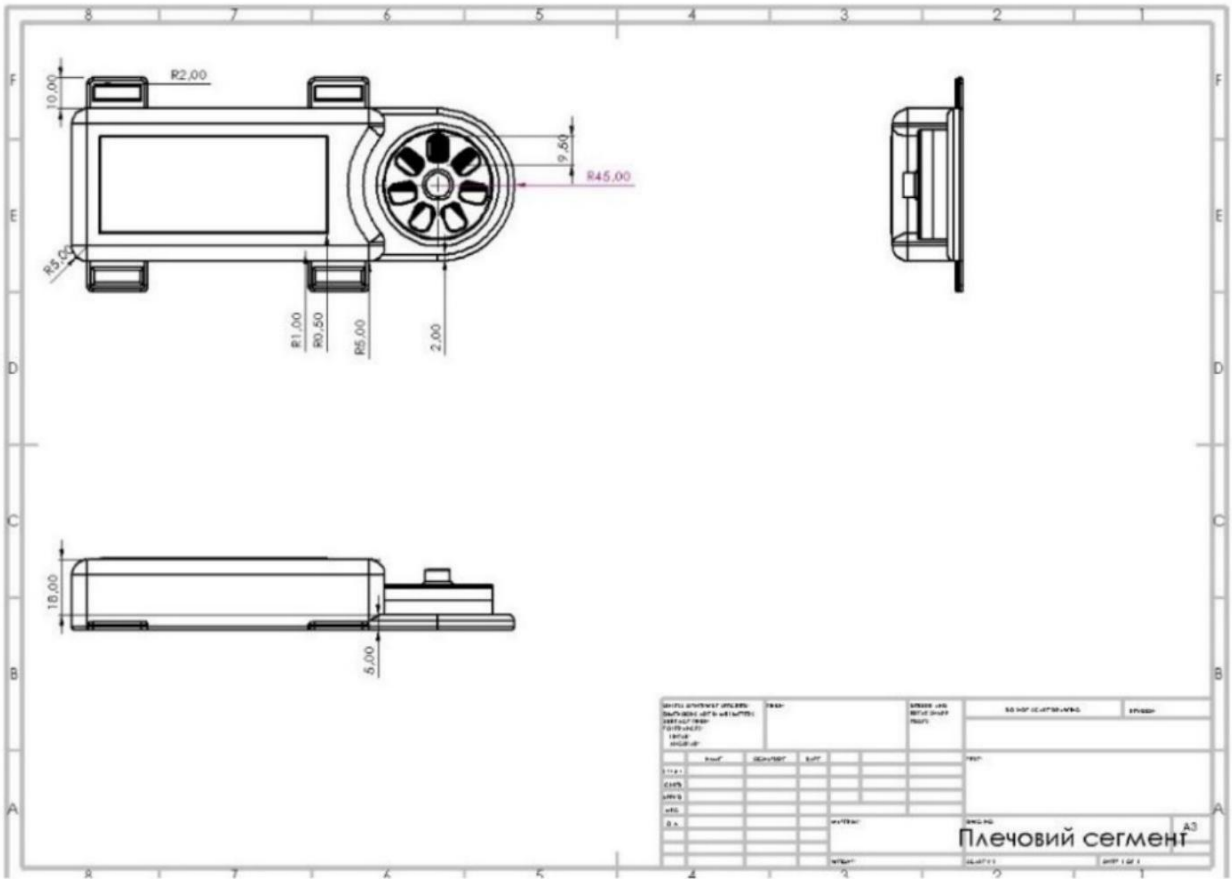

Рисунок 3.19 – Робочий кресленик плечового сегменту конструкції екзоскелету, що створений в програмному середовищі SolidWorks

Завершивши побудову кресленика, переходимо до етапу 3D-моделювання, застосовуючи потрібний інструментарій у ПЗ SolidWorks. Дана процедура забезпечила трансформацію двовимірного кресленика в повноцінну об’ємну модель, що надає можливість візуалізувати конструкцію. Тривимірна модель плечового сегмента конструкції екзоскелета продемонстрована на рисунку 3.20.

Рисунок 3.20 – Зображення 3D моделі плечового сегменту конструкції екзоскелету, згенерованого в програмному середовищі SolidWorks

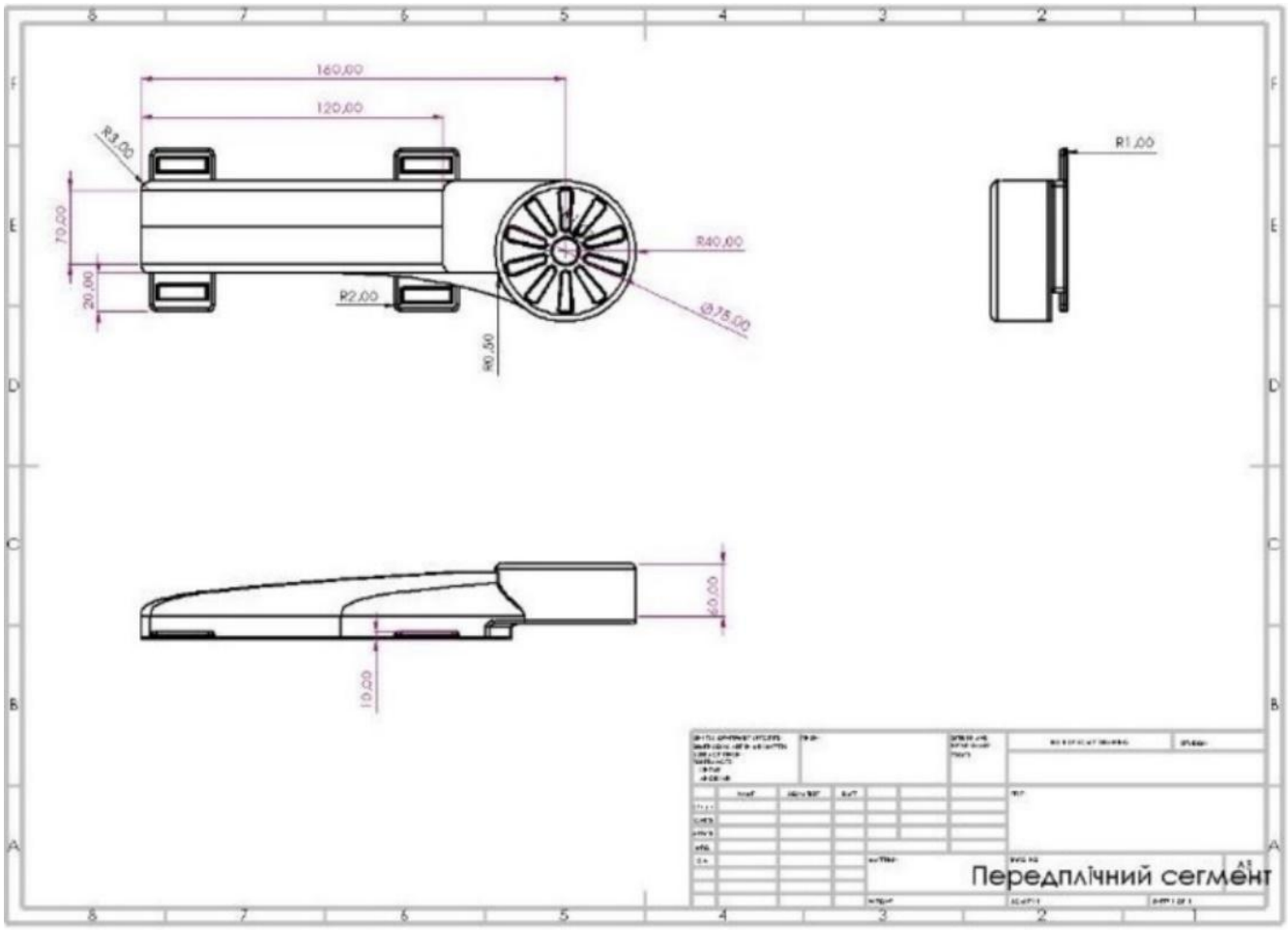

Рисунок 3.21 – Робочий кресленик передплічного сегменту конструкції екзоскелету, що створений в програмному середовищі SolidWorks

Наступною стадією у процесі конструювання є розробка кресленика передплічного сегмента системи у ПЗ SolidWorks. Даний компонент є вирішальним елементом конструкції, оскільки він гарантує підтримку та мобільність передпліччя пацієнта, а також поєднання із системою управління та фіксації. Кресленик передплічного сегмента конструкції екзоскелету продемонстровано на рисунку 3.21.

Завершивши побудову кресленика, розпочинаємо етап перетворення двовимірного зображення в 3D модель, яка дає змогу детально показати її конструкцію. Готову тривимірну модель передплічного сегмента екзоскелету показано на рисунку 3.22.

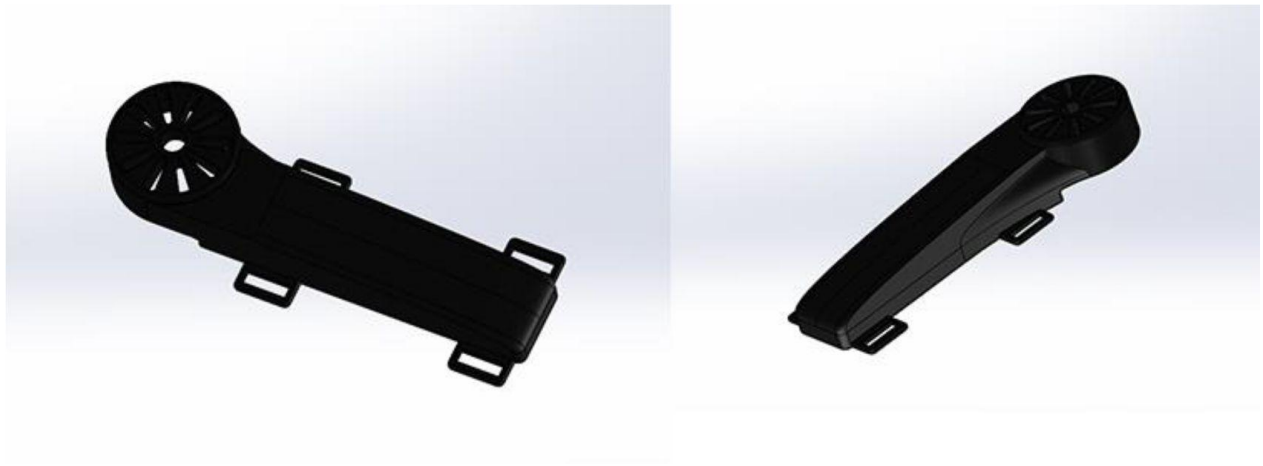

Рисунок 3.22 – Зображення 3D моделі передплічного сегменту конструкції екзоскелету, змодельованого в середовищі SolidWorks

Завершальним етапом конструювання екзоскелету є остаточне збирання всієї системи (рис. 3.23) з використанням ПЗ SolidWorks. Після розробки всіх потрібних віртуальних моделей деталей, починається стадія збирання системи. Дана процедура забезпечує верифікацію взаємодії компонентів, перевірку їх сумісності та працездатності в рамках цілісної конструкції.

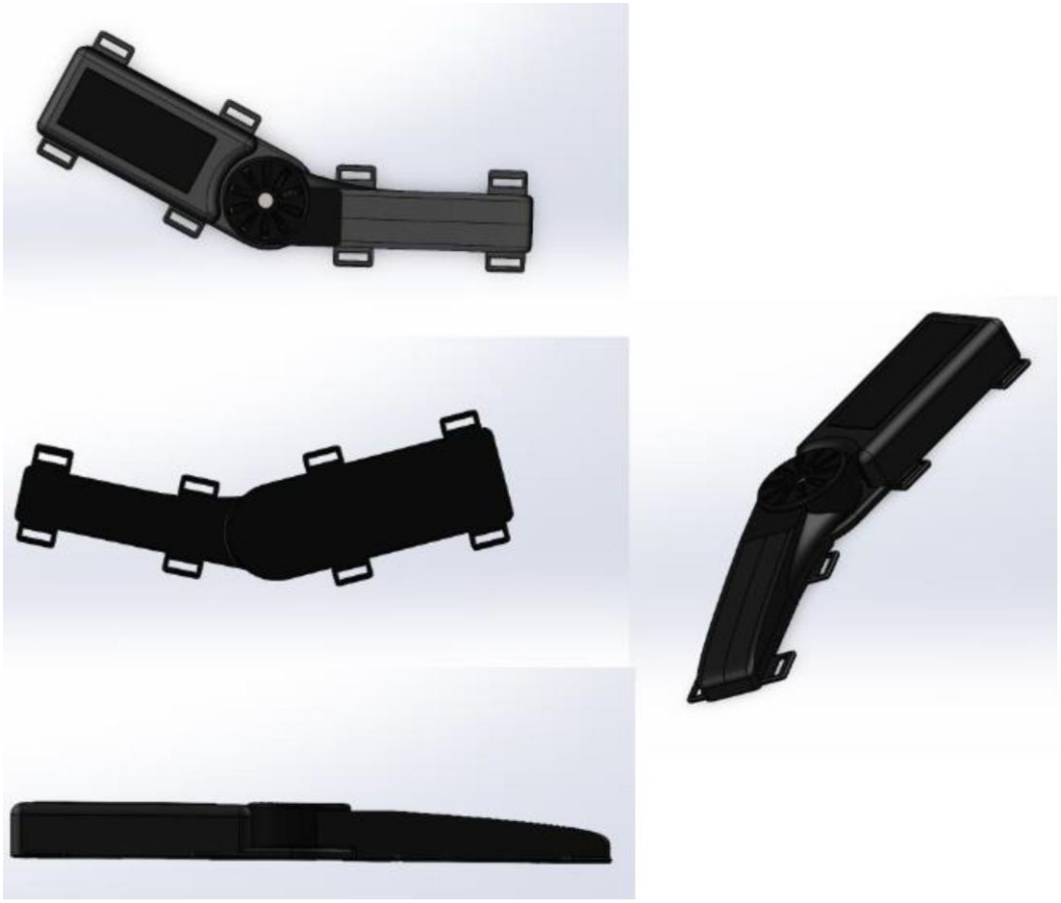

Рисунок 3.23 – Зображення 3D моделі конструкції екзоскелету в збірці, згенероване в програмному середовищі SolidWorks

Кожен елемент був прецизійно позиціонований згідно з його функціональною роллю.

3.6 Вибір матеріалів для конструкції екзоскелету

3.6.1 Вибір матеріалів для побудови моделі адаптивної системи кріплення

Коректний підбір матеріалів екзоскелету є одним із вирішальних аспектів процесу конструювання системи фіксації, адже він визначає міцність, тривалість служби конструкції, її вагу та зручність експлуатації [19].

Ключові компоненти системи фіксації будуть виготовлені з алюмінієвого сплаву марки 6061-Т6. Використання даного сплаву гарантує збалансованість між основними технічними властивостями, такими як довговічність, маса, міцність та простота виготовлення. Даний матеріал задовольняє всі технічні та

ергономічні вимоги і це робить його найкращим вибором для застосування у системі фіксації конструкції екзоскелету [22, 23].

Властивості даного сплаву подані у таблиці 3.6.

Таблиця 3.6 – Технічні параметри сплаву алюмінію марки 6061-T6 [24]

Параметр	Значення
Тип сплаву	Алюмінієвий (Al-Mg-Si)
Щільність	2.7 г/см^3
Межа міцності на розрив	310 МПа
Коефіцієнт теплового розширення	23.6 x 10-TC
Модуль пружності	68.9 ГПа
Твердість по Бринеллю	95 HB
Межа плинності	275 МПа
Стійкість до корозії	Висока
Механічна обробка	Легка
Теплопровідність	167 Вт/м-К
Електропровідність	40% IACS
Температура плавлення	580-650 °C

Решта компонентів системи кріплення будуть виготовлені з якісного ABS-пластику, який добре пристосований до технології швидкісного 3D-друку, що значно полегшує весь процес створення елементів та знижує вартість всього виробництва [18, 19]. Властивості ABS-пластику подані в таблиці 3.7.

В якості матеріалу м’яких вставок, що гарантуватимуть зручність при взаємодії системи з біологічними об’єктами, буде застосовано віскоеластичний піноматеріал з «ефектом пам’яті» [20]. Властивості такого матеріалу подані у таблиці 3.8.

Таблиця 3.7 – Технічні параметри ABS пластику [19]

Параметр	Значення
Тип матеріалу	Акрилонітрил-бутадієн-стирол (ABS)
Щільність	1.04 г/смз
Межа міцності на розрив	40 МПа
Коефіцієнт теплового розширення	73 х 10-ТС
Модуль пружності	2.1 ГПа
Теплостійкість (HDT)	95-105 °С
Температура плавлення	210-250 °С
Теплопровідність	0.2 Вт/м-К
Ударостійкість	15-20 кДж/м^2
Модуль пружності	2.1 ГПа
Відносне подовження	10-50%

Таблиця 3.8 - Параметри віскоеластичної піни Memory Foam [21]

Параметр	Значення
Тип матеріалу	Віскоеластична піна з ефектом пам’яті (Memory Foam)
Щільність	40-80 кг/м^3
Твердість (ILD)	10-15 Н
Діапазон температур	-20 °С - 75°С
Зносостійкість	Висока
Гігроскопічність	Не накопичує вологу

3.6.2 Вибір матеріалів для побудови плечового та передплічного сегментів

Матеріали, які застосовуються для виготовлення елементів моделі конструкції екзоскелету, мають вирішальне значення у гарантуванні його працездатності, міцності, тривалості служби та комфорту при експлуатації. Структура конструкції екзоскелета включає два базові сегменти – плечовий та передплічний, що забезпечують опору та мобільність верхньої кінцівки, а

також уможливлюють інтеграцію системи керування й фіксації. Ключовим матеріалом для виробництва корпусу визначено ABS-пластик, що володіє оптимальними властивостями для даного проекту [18, 19]. Властивості ABS-пластику подані в таблиці 3.7.

Одним із ключових факторів вибору ABS-пластику є його значна стійкість до механічних впливів, що гарантує високу надійність корпусу навіть при значних механічних навантаженнях. Через низьку густину, даний матеріал надає всій конструкції екзоскелету легкості та зручності для довготривалої експлуатації, зменшуючи фізичне навантаження на пацієнта. Стійкість до несприятливих факторів – вологи та хімікатів – уможливлює застосування даного екзоскелету в різноманітних умовах, підтримуючи його функціональність та тривалий термін служби.

Додатковою перевагою ABS-пластику є його гладенька поверхня, що не тільки забезпечує корпусу естетичний вигляд, але й полегшує догляд за ним. Даний матеріал гарно обробляється шляхом фарбування, фрезерування, шліфування та іншими видами механічної обробки, що дає змогу пристосувати корпус до особистих потреб або специфічних вимог кожного пацієнта [18].

З іншого боку, інтеграція із 3D-друком робить ABS-пластик винятково практичним для виробництва. Дана характеристика забзепечує можливість створення комплексних форм із високою прецизійністю, суттєво зменшуючи час та витрати на виготовлення конструкційних компонентів. Застосування технології 3D-друку полегшує стадії прототипування та дрібносерійного випуску, що є суттєвим для реалізації інноваційних розробок, зокрема створення конструкції екзоскелету [18].

Крім того, ABS-пластик є економічно доцільним матеріалом, що гарантує збалансованість між якістю, ціною та практичністю у виробництві. Завдяки своїм характеристикам ABS-пластик став найкращим варіантом для розроблення моделі конструкції екзоскелету, оскільки він задовольняє всі технічні, ергономічні та естетичні запити щодо даного проекту. Це гарантує не тільки працездатність та високу міцність конструкції, але й зручність та

відповідність потребам пацієнтів [19].

3.7 Інтеграція системи кріплення в адаптивну модель конструкції екзоскелету

Поєднання системи кріплення з базовою моделлю конструкції екзоскелету є суттєвою стадією у гарантуванні продуктивності та ергономіки роботи прототипу. Ця система призначена для надійного, безпечного та комфортного закріплення всієї конструкції екзоскелету на тілі користувача, враховуючи його анатомічні та фізіологічні характеристики та можливості.

Усі розроблені компоненти екзоскелету імпортуємо в середовище “Assembly” у середовищі SolidWorks. Розміщуємо деталі згідно з їхньою функціональною роллю, внаслідок цього одержуємо повністю завершену адаптивну модель конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини, що продемонстрована на рисунку 3.24.

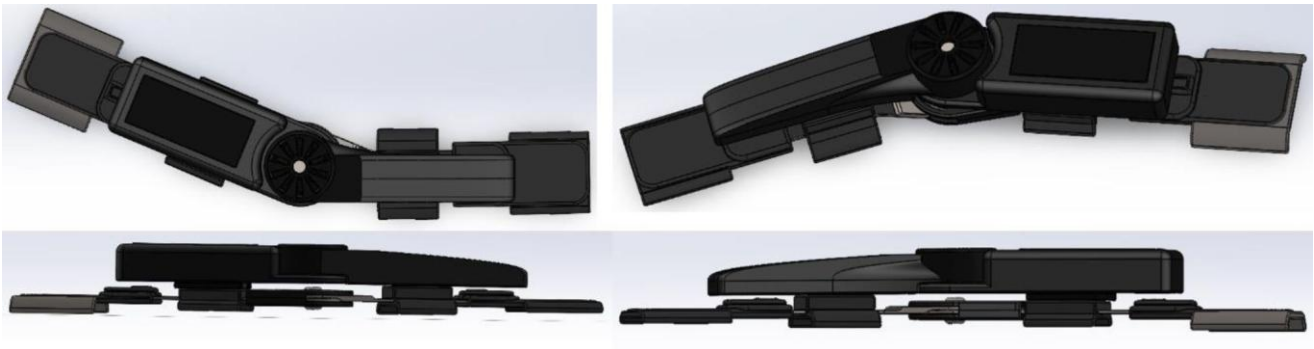

Рисунок 3.24 – Зображення 3D моделі конструкції екзоскелету та системи елементів кріплення в збірці, змодельоване в програмному середовищі SolidWorks

Щоб виконати повну візуалізацію адаптивної моделі конструкції екзоскелету, було реалізовано імпорт усіх створених компонентів системи у ПЗ Blender. Дана стадія забезпечує створення реалістичної тривимірної демонстрації моделі конструкції, аналіз її зовнішнього вигляду, пропорцій та взаємодії всіх її елементів безпосередньо на тілі людини. Усі розроблені

компоненти, серед яких плечовий та передплічний сегменти, система фіксації та інші елементи, були експортовані з середовища SolidWorks у STL-форматі, що підтримується середовищем Blender.

В отриманій візуалізації моделі перевірили на предмет геометричних дефектів, наприклад, неузгоджених вершин або нецілісних поверхонь, щоб гарантувати правильний імпорт для розроблення прототипу. Потім розміщуємо деталі, приєднані одна до одної згідно з їхньою функціональною роллю в моделі конструкції екзоскелету.

Для кожного елемента моделі були підібрані матеріали, що відповідають обраним для майбутнього виробництва: алюмінієвого сплаву, пластику ABS та м’яким пінним вставкам.

Після завершення всіх зазначених кроків, проводимо моделювання функціонування екзоскелету на тілі людини. На рисунку 3.25 показано фінальний концептуальний вигляд екзоскелету на тілі користувача, що враховує мінімальні функції його застосування. Ця візуалізація була створена у програмному середовищі Blender і має на меті продемонструвати ключовий принцип роботи та вигляд всієї розробленої системи.

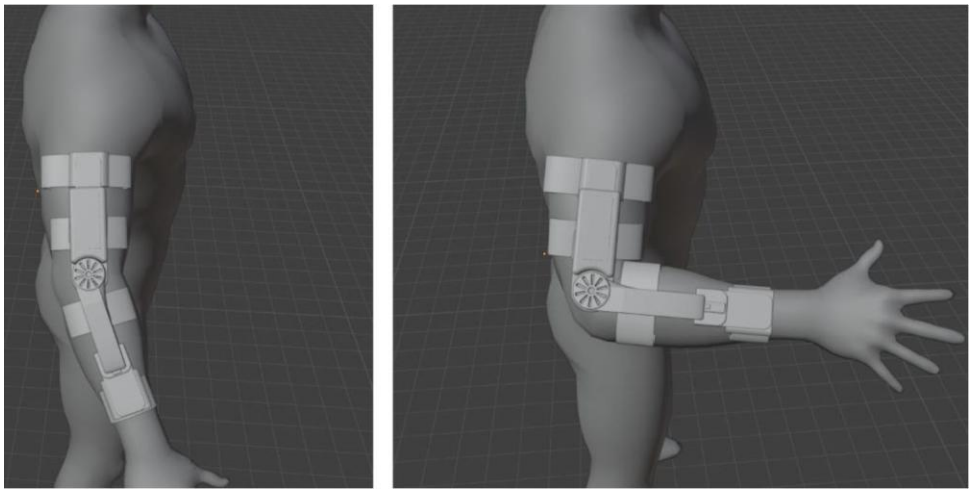

Рисунок 3.25 – Зображення 3D моделі екзоскелету на тілі людини, згенероване в програмному середовищі Blender

3.8 Технічні характеристики адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини

Сконструйований екзоскелет верхньої кінцівки є інноваційною системою, що призначена для відновлення, реабілітації та забезпечення рухових функцій руки. Він інтегрує в собі високий рівень адаптивності, ергономічності та новітні технології керування, що гарантує високу ефективність його застосування у процесах реабілітації. У цьому підрозділі представлено ключові технічні параметри даного пристрою.

Технічні параметри адаптивної моделі екзоскелету представлені в таблиці 3.9.

Таблиця 3.9 – Технічні параметри адаптивної моделі екзоскелету верхньої кінцівки людини

Параметр	Опис
Тип пристрою	Екзоскелет для роботи ліктьового суглоба людини
Призначення	Реабілітація, підсилення руху, медична допомога
Діапазон руху	Розгинання 0° / Згинання до 145°
Джерело живлення	Li-ion акумулятор
Час роботи	До 240 хвилин
Матеріали	Алюмінієві сплави, ABS пластик, віскоеластична піна
Тип сенсорів	Електроміографічні датчики, датчики положення
Момент сили	35 Н-м
Система управління	Автоматична, на основі біосигналів м’язевої системи
Вага	2 кг
Ціна	До 5 000 USD

Дана конструкція екзоскелета верхньої кінцівки має ряд рис, які роблять його інноваційним та досить комфортним у застосуванні. Головна перевага

апарату – це адаптивна система фіксації конструкції, що гарантує зручне кріплення та пристосовується до анатомічних рис руки користувача завдяки м’яким вставкам із віскоеластичного матеріалу. Структура пристрою, що виготовлена з полегшених матеріалів, зокрема ABS-пластику та алюмінієвих сплавів, оптимізує вагу екзоскелету, що також зменшує навантаження на користувача [18, 24]. Екзоскелет поєднує функціональність, зручність та доступність, що робить його найкращим рішенням для відновлення рухових функцій руки людини.

Висновки до розділу 3

У цьому розділі було здійснено проектування адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки, що охоплює технічні елементи та блоки, систему управління та фіксації, а також їхнє поєднання в єдину цілісну структуру.

Створена модель екзоскелету інтегрує новітні технічні рішення, забезпечує високий рівень пристосованості до анатомічних особливостей тіла та комфорту експлуатації, що визначає її перспективність для використання у галузі реабілітаційної медицини. Подальші етапи роботи орієнтовані на виготовлення прототипу та його експериментальну апробацію.

РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ В ТЕХНОЛОГІЇ ПОБУДОВИ ЕКЗОСКЕЛЕТІВ

Людство постійно прагнуло створити пристрої для полегшення своїх повсякденних завдань, що потребують значних фізичних зусиль. Екзоскелети, як один із таких пристроїв, діють у ролі асистивного механізму, який забезпечує користувачам достатню силу для реалізації фізично складних завдань, уможливлює відновлення коректної функціональності кінцівок та допомагає у виконанні основних рухів.

Для розробки продуктивної та інноваційної адаптивної моделі конструкції екзоскелету верхньої кінцівки потрібно здійснити аналіз наявних конкурентних рішень. Це дає змогу ідентифікувати переваги, недоліки та потенціал для покращення при конструюванні власного виробу. У даному розділі подано огляд ключових пристроїв, що доступні на ринку, а також їхні функціональні, технічні та ергономічні властивості.

4.1 Екзоскелет HAL Single Joint компанії Cyberdyne

HAL Single Joint від Cyberdyne (рис. 4.1) – це мобільна та легка структура, що дає змогу починати лікувальну терапію вже у гострій фазі. Застосування HAL Single Joint потрібне для пришвидшення відновлення людини [7, 8].

Компактні габарити системи забезпечують її використання у лежачому положенні на ранніх етапах реабілітації після хірургічних втручання або навіть у домашніх умовах для продовження прогресу. HAL Single Joint може надати допомогу в таких напрямках:

- керування розгинанням та згинанням суглобів, що паралізовані;
- фокусування на окремих суглобах, таких як колінний, гомілковостопний та ліктьовий;
- візуалізувати відстежені неврологічні сигнали та налаштовувати вихідну дію пристрою відповідно до вимог реабілітації.

HAL Single Joint фіксує неврологічні сигнали і водночас асистує користувачеві у виконанні фізичних рухів.

Рисунок 4.1 – Зовнішній вигляд ліктьового екзоскелету від компанії Cyberdyne[7]

Технічні параметри конструкції екзоскелету Cyberdyne HAL Single Joint подані в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Технічні параметри консрукції екзоскелету HAL Single Joint від Cyberdyne

Параметр	Опис
Тип пристрою	Екзоскелет для окремого суглоба
Призначення	Реабілітація, підсилення руху, медицини
Робочий діапазон руху	Розгинання 0° / Згинання до 120°
Джерело живлення	Li-ion акумулятор
Тип датчиків	Електроміографічні (EMG); положення
Момент сили	До 40 Н×м
Система керування	Автоматична, на основі біосигналів з можливістю налаштування
Матеріали	Сплави алюмінію, вуглецеве волокно, термостійкий пластик

Час роботи	До 120 хвилин
Маса	До 3 кг
Ціна	29 000 USD

При тренуванні ліктьового суглоба, датчики розташовуються на шкірі поблизу біцепса та трицепса для моніторингу неврологічних сигналів, що збуджують ці м’язи. Коли користувач робить спробу ворухнути ліктем, апарат виявляє електричну активність та подає енергію на механічний привід, що закріплений на лікті. Коли тіло ідентифікує рух ліктя через зворотний зв’язок із мозком, відбувається нейропластична реорганізація. Ці зміни сприяють покращенню контролю над кінцівками та зниженню аномальних химерних неврологічних сигналів [7]. Зовнішній вигляд екзоскелету показаний на рисунку 4.1.

4.2 Екзоскелет MyoPro компанії Myomo Inc

MyoPro – це активний механічний екзоскелет для верхньої кінцівки, сконструйований американською компанією Myomo Inc (рис. 4.2). Даний апарат розроблений для підтримки людей з неврологічними та ортопедичними розладами, що стримують мобільність руки. MyoPro є одним із лідируючих екзоскелетів у галузі реабілітації завдяки поєднанню міоелектричних датчиків та високотехнологічних механічних приводів.

Ключове завдання пристрою – це поновлення мобільность руки, забезпечуючи виконання пацієнтом своїх щоденних дій, таких як піднімання предметів, маніпуляції з руками та підтримання власної амплітуди рухів [28]. Зображення екзоскелету продемонстровано на рисунку .2.

Рисунок 4.2 – Ліктьовий екзоскелет MyoPro від компанії Myomo Inc [28]

Технічні параметри консрукції екзоскелету MyoPro подані в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 - Технічні параметри екзоскелету MyoPro [28]

Параметр	Опис
Тип пристрою	Екзоскелет верхньої кінцівки
Призначення	Реабілітація, медицина
Система управління	Автоматична, на основі біосигналів
Тип сенсорів	Електроміографічні (EMG)
Робочий діапазон руху	Розгинання 0° / Згинання до 135°
Час роботи	До 480 хвилин
Момент сили	До 50Н×м
Джерело живлення	Акумуляторна батарея
Матеріали	Сплави алюмінію, вуглецеве волокно, термостійкий пластик
Маса	5 кг
Ціна	35000 USD

4.3 Екзоскелет HARMONY від компанії Harmony Bionics

HARMONY – це вдосконалений високотехнологічний екзоскелет для верхніх кінцівок людини, створений американською компанією Harmony Bionics. Даний апарат призначений для відновлення пацієнтів із розладами моторних функцій верхніх кінцівок внаслідок неврологічних або ортопедичних

ушкоджень. HARMONY вирізняється своєю унікальною здатністю маніпуляції обома руками водночас, що робить його дієвим для комплексного лікування. HARMONY спрямований на пацієнтів, які перенесли інсульт, мають м’язову атрофію, ортопедичні розлади чи травми спинного мозку [29].

Екзоскелет HARMONY (рис. 4.3) володіє унікальними технологічними характеристиками, що гарантують його високу продуктивність у реабілітації верхніх кінцівок. Ключовою перевагою є здатність асистувати обом рукам одночасно завдяки двом дзеркальним модулям модулям, що дає змогу здійснювати одночасну симетричну терапію. Роботизовані суглоби з адаптивним управлінням рухами гарантують плавність і прецизійність, пристосовуючись до персональних потреб пацієнта. Вбудовані датчики, що вимірюють зусилля та положення кінцівок, дають змогу пристрою адаптуватися до анатомії користувача, гарантуючи безпечне виконання власних рухів. Інтерактивна технологія з візуальною зворотною реакцією та програмами тренувань посилює мотивацію пацієнтів, сприяючи ефективному досягненню високих терапевтичних результатів. Структура екзоскелету враховує анатомічні риси кінцівок, а такі матеріали як полегшені алюмінієві сплави та м’які вставки, гарантують зручність та надійність при експлуатації даної пристрою [29].

Технічні параметри екзоскелету HARMONY подані в таблиці 4.3.

Рисунок 4.3 – Екзоскелет HARMONY від компанії Harmony Bionics [29]

Таблиця 4.3 – Технічні параметри екзоскелету HARMONY [29]

Параметр	Опис
Тип пристрою	Екзоскелет верхніх кінцівок
Система управління	Адаптивна, з використанням датчиками сили і позиції
Призначення	Реабілітація, медицина
Тип сенсорів	Силові і позиційні датчики
Джерело живлення	Підключення до мережі, опціонально акумулятор
Діапазон руху	Згинання до 135°, розгинання до 0°
Час роботи	До 8 годин у автономному режимі (з акумулятором)
Момент сили	До 60 Н×м
Маса	18 кг
Матеріали	Легкі сплави алюмінію, м’які накладки з віскоеластичного матеріалу
Ціна	50 000 USD

4.4 Інші аналогічні системи

Система Armeo Power (Hocoma, Швейцарія) відноситься до стаціонарних екзоскелетів для ранньої реабілітації. Її особливістє є те, що вона забезпечує підтримку 6 DOF, має потужну ігрову платформу для віртуальної реальності. Використовує складні алгоритми компенсації гравітації. Серед недоліків можна виділити високу вартість (понад $100k), громіздкість, неможливість домашнього використання.

Українська школа робототехніки та біомедичної інженерії фокусується на створенні доступних, модульних та адаптивних рішень, що є критично важливим в умовах обмежених ресурсів та високої потреби у реабілітаційному обладнанні через війну.

Так, екзоскелет UniExo (стартап, засновник Антон Головаченко) пропонує концепцію модульного роботизованого екзоскелету, що налаштовується під індивідуальні потреби. В якості інновації він пропонує

використання промислового 3D-друку для створення компонентів, що ідеально пасують пацієнту. Це дозволяє знизити вартість у 3-4 рази порівняно із західними аналогами. Для керування він пропонує використання хмарних алгоритмів машинного навчання, що аналізують прогрес реабілітації та адаптують програму тренувань в реальному часі. Проект отримав міжнародне визнання (European Youth Award, CES).

Також, аналогіні напрацювання є в НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського» на кафедрі біомедичної інженерії та ММІ розробляються системи фіксації, що вирішують проблему розподілу тиску на м’які тканини, а також досліджуються методи компенсації зміщення осей за допомогою пасивних шарнірів оригінальної конструкції.

Харківський національний університет радіоелектроніки (ХНУРЕ) робить фокус на розробці вдосконалених алгоритмів обробки біосигналів (ЕМГ) та сенсорних мереж для екзоскелетів. Дослідження методів фільтрації шумів та виділення патернів руху в умовах реального часу.[7]

Медичний центр Nodus активно впроваджує екзоскелетні технології у клінічну практику нейрореабілітації. Розробка власних методик відновлення рухливості, що поєднують роботизовану терапію з традиційними методами.

4.5 Опис ідеї створення екзоскелету та проведення технологічного аудиту розробки

У даному підрозділі ідея побудови екзоскелету верхньої кінцівки необхідно адаптувати для проведення порівняльної характеристики з аналогічними розробками поточної конструкції, що фокусується на виробництві адаптивної моделі системи фіксації. Суть концепції, потенційні сфери застосування, ключові переваги для користувачів, а також її відмінності від наявних на ринку рішень подані в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Опис ідеї створення конструкції екзоскелету

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди при експлуатації
Створення адаптивної системи фіксації для екзоскелету верхньої кінцівки, яка самостійно пристосовується до анатомічних рис пацієнта, із застосуванням полегшених матеріалів (сплав алюмінію та ABS-пластик) та м'яких вставок із віскоеластичної піни. Поєднання із системою управління на основі плати Arduino, ЕМГ-сенсорах і датчику положення в просторі MPU-9250. **Пристосованість:** самостійне налаштування відповідно до розміру руки. **Функціональність:** забезпечення натуральної амплітуди рухів із високою прецизійністю.	Медичне відновлення, реабілітація, особливо для пацієнтів після інсульту, травм чи з обмеженою рухливістю рук.	**Комфорт:** міцне закріплення та зручність експлуатації завдяки м'яким вставкам. **Пристосованість:** самостійне налаштування відповідно до габаритів руки. **Функціональність:** забезпечення натуральної амплітуди рухів із високою прецизійністю.

Сконструйована адаптивна модель конструкції екзоскелету верхньої кінцівки відзначається рядом унікальних властивостей, що забезпечують їй конкурентоздатність на ринку. По-перше, дана система гарантує персональне пристосування до анатомічних рис пацієнта завдяки спеціалізованій системі кріплення, що регулюється автоматично і покращує комфорт та міцність

фіксації. По-друге, поєднання з ЕМГ датчиками та сенсором положення в просторі MPU-9250 дає змогу моніторити рухи користувача в режимі реального часу, що робить розроблений екзоскелет ефективним для реабілітаційних та медичних вправ. Крім того, застосування полегшених матеріалів, зокрема алюмінієвих сплавів та ABS-пластику, гарантує компактність та комфортність моделі для її щоденної експлуатації. Нарешті, ергономічна конструкція та м'які вставки з віскоеластичної піни забезпечують мінімізацію імовірних незручностей та подовження тривалості комфортного носіння екзоскелету, що є вирішальним для довготривалих медичних сесій (табл. 4.5).

Таблиця 4.5 – Визначення позитивних, негативних та нейтральних характеристик конструкції

Техніко-економічні характеристики розробки	Порівняння з пропозиціями конкурентів		W (недолік)	N (нейтральна)	S (перевага)
	Даний проект	Конкурент			
Надійність	Автоматичне налаштування системи кріплення, що виключає ризик помилок	Вимагає індивідуального налаштування для якісного кріплення			+
Зручність	Використання полегшених матеріалів і м'яких вкладок для зручності	Обмеження на діапазон розмірів			+
Довговічність	Використання якісних матеріалів (сплави алюмінію, ABS пластик)	Вимагає частого обслуговування та заміни деталей			+
Технологічність	Інтеграція з ЕМГ-сенсорами і сенсором контролю положення	Неінтегрована система			+

Точність	Виконання точного руху завдяки ЕМГ-сенсорам і сенсору положення MPU-9250	Покладається на механіку без сенсорного контролю			+
Економічність	Застосування матеріалів та технологій для 3D- друку	Висока собівартість виготовлення			+
Гнучкість у використанні	Налаштування системи до анатомічних особливостей пацієнта	Вимагає ручного налаштування		+	

Ідентифікований набір сильних, слабких і нейтральних особливостей концепції майбутнього продукту слугує основою для формування його конкурентоздатності на ринку відносно інших наявних пропозицій.

Аудит наявних технологій, засобами яких доцільно втілити в життя концепцію даної системи поданий в табл. 4.6.

Таблиця 4.6 – Технологічна можливість реалізації ідеї проекту

№	Етап реалізації ідеї проекту	Технології реалізації, програмні продукти	Наявність технологій	Досяжність технологій
1	Моделювання адаптивної системи фіксації екзоскелету	SolidWorks, Blender	Наявна	Досяжна
2	Проєктування електронної системи екзоскелету (на базі сенсорів ЕМГ, MPU-9250 та контролера Arduino MEGA)	Fritzing	Наявна	Досяжна

3	Аналіз та емуляція роботи системи	Fritzing, SolidWorks, Blender	Наявна	Досяжна

Згідно таблиці 4.6 технологічна можливість та простота впровадження даного проекту знаходяться на високому рівні, що підтверджує теорію щодо його можливої реалізації.

4.6 Порівняльний аналіз розробленої конструкції екзоскелету та HAL Single Joint

Ринок екзоскелетів характеризується високою конкуренцією та технологічним різноманіттям. Важливо порівняти підходи провідних світових компаній з досягненнями українських розробників.

Для зіставлення з розробленою адаптивною моделлю був обраний екзоскелет Cyberdyne HAL Single Joint, з огляду на аналогічність його призначення. Дане порівняння сконструйованого екзоскелету верхньої кінцівки з екзоскелетом HAL Single Joint, дає змогу проаналізувати сильні та слабкі сторони обох апаратів. HAL Single Joint є одним із лідируючих екзоскелетів, створених для відновлення окремих суглобів, і активно застосовується в медичній галузі. Разом з тим, адаптивний зразок екзоскелету володіє власними специфічними рисами, що націлені на відновлення саме ліктьового суглобу, що також робить його досить перспективним для застосування у реабілітації.

Порівняння технічних параметрів екзоскелетів Cyberdyne HAL Single Joint та сконструйованої моделі екзоскелету представлено в таблиці 4.7.

Сконструйований екзоскелет володіє рядом переваг у співставленні з комерційним зразком Cyberdyne HAL Single Joint, а також має деякі аспекти, що підлягають покращенню. Обидва апарати спрямовані на реабілітацію, підсилення рухів руки та медичну підтримку, що вказує на ідентичну цільову аудиторію та відповідність актуальним ринковим вимогам.

Першою суттєвою перевагою розробленого екзоскелета є його маса – 2.5

кг, що дає 0.5 кг виграшу відносно HAL Single Joint. Це зменшує навантаження на руку користувача та поліпшує зручність під час експлуатації. Зниження маси було досягнуто шляхом оптимізації матеріалів конструкції, таких як ABS-пластик та віскоеластична піна, що також зменшують виробничу вартість.

Іншою значною перевагою є тривалість роботи. Сконструйований екзоскелет здатний функціонувати до 240 хвилин, що удвічі перевищує показник HAL (120 хв). Це гарантує довшу автономність пристрою, забезпечуючи його триваліше використання без потреби у надто частих підзарядках, що є особливо критичним для протяжної реабілітації.

Таблиця 4.7 – Порівняльна таблиця технічних параметрів екзоскелетів HAL Single Joint та адаптивної моделі екзоскелету верхньої кінцівки

Параметр	HAL Single Joint	Розроблений екзоскелет
Тип пристрою	Екзоскелет для одного суглоба (лікоть)	Екзоскелет для одного суглоба (лікоть)
Призначення	Реабілітація, посилення руху, медицина	Реабілітація, посилення руху, медицина
Система управління	Автоматична, на основі біосигналів; можливість ручного налаштування	Автоматична, на основі біосигналів
Тип сенсорів	Електроміографічні (ЕМГ), положення	Електроміографічні (ЕМГ), положення
Діапазон руху	Розгинання 0° / згинання до 130°	Розгинання 0° / згинання до 145°
Момент сили	До 40 Н×м	35 Н×м
Час роботи	До 120 хвилин	До 240 хвилин
Джерело живлення	Li-ion акумулятор	Li-ion акумулятор
Матеріали	Сплави алюмінію, вуглецеве волокно,	Сплави алюмінію, ABS пластик, віскоеластична

	термостійкий пластик	піна
Маса	3 кг	2.5 кг
Вартість	29 000 USD	5 000 USD

Амплітуда рухів розробленого апарату також є більшою: згинання до 145° у порівнянні з 130° у HAL. Це забезпечує більш широкі функціональні можливості даного екзоскелета та позиціонує його більш комфортним для людей з різними вимогами до свободи рухів рукою.

Обидва екзоскелети обладнані електроміографічними сенсорами та сенсорами положення в просторі, що дає змогу продуктивно управляти пристроєм, базуючись на електричних м’язових сигналах. Проте, система управління сконструйованого екзоскелета не має опції ручного налаштування, на відміну від HAL, що потенційно обмежує його гнучкість для певних ситуаціях для пацієнтів.

Стосовно крутного моменту сили, то розроблений екзоскелет видає 35 Н·м, тоді як Cyberdyne HAL – 40 Н·м. І хоча дана характеристика є дещо нижчою, вона все ж достатня для виконання завдань реабілітації. У перспективі слід розглянути можливість збільшення значення даного показника для підвищення загальної потужності апарату.

Найбільш суттєвою перевагою сконструйованого екзоскелету є його вартість – орієнтовно 5 000 USD, тоді як ціна HAL сягає 29 000 USD. Це робить конструкцію, що розробляється значно доступнішою для ширшого кола споживачів і є значною конкурентною перевагою.

Загалом, сконструйований екзоскелет показує суттєвий прогрес у масі конструкції, тривалості неперервної автономної роботи, амплітуді рухів та вартості, що робить його конкурентоздатним на ринку подібних медичних приладів. Водночас існують можливості для покращення його функціональності, зокрема, у збільшенні крутного моменту, додаванні елементів та алгоритмів ручного налаштування до системи управління та застосуванні якісніших матеріалів із більшою довговічністю. Ці покращення

дадуть змогу вдосконалити даний пристрій та його функціональні можливості. Проте слід зауважити, що всі параметри розробленого екзоскелету на поточній стадії є теоретичними, тому вони можуть змінитися під час виготовлення фізичного прототипу чи дослідного зразка.

4.7 Перспективи розвитку галузі екзосклелтів

Аналіз останніх трендів дозволяє спрогнозувати напрямки розвитку на найближчі роки:

1. Soft Robotics (м’яка робототехніка). Перехід від жорстких каркасів до «екзокостюмів» на основі пневматичних штучних м’язів (PAM) або тросових систем. У найближчі роки очікується прорив у створенні легких пневматичних екзоскелетів для ліктя, що знижують втому м’язів на 22%. Це вирішує проблему осьової невідповідності та значно знижує вагу пристрою.
2. Персоналізоване навчання (AI learning). Системи стануть здатними до самонавчання. Екзоскелет буде «вивчати» кінематичні особливості конкретного користувача (як він рухається, де виникають обмеження) і автоматично підлаштовувати алгоритми допомоги, використовуючи фізично-обґрунтовані моделі.
3. Інтеграція з VR/AR. Повне злиття фізичної реабілітації з віртуальним середовищем для підвищення мотивації пацієнта, переведення реабілітаційного процесу в ігрову зону.

Висновки до розділу 4

У цьому розділі було здійснено детальний огляд конкурентних рішень у галузі екзоскелетів для верхніх кінцівок, що є на ринку. Базуючись на дослідженні технічних та функціональних властивостей таких апаратів, як HAL Single Joint, MyoPro та HARMONY, було ідентифіковано ключові тенденції та

інноваційні підходи, що визначають ринок екзоскелетів загалом.

Висновки проведеного аналізу дали змогу окреслити головні вектори покращення екзоскелету, що розробляється, а саме: оптимізацію підбору матеріалів конструкції, поліпшення пристосованості до анатомічної буди руки фіксаторів та розширення функціоналу пристрою. Це гарантує успіх подальшому прогресу розвитку даного проекту з урахуванням актуальних інновацій в даній сфері та загальних вимог користувачів.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Технологічний аудит розробленого екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки

Як було зазначено раніше, актуальним напрямом сучасної реабілітаційної інженерії, спрямованим на відновлення рухових функцій після травм або неврологічних захворювань, є розроблення екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини. Останнім часом ця проблема загострилася через зростання кількості пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату та потребою у персоналізованих, доступних засобах реабілітації.

І хоча в розробках відомих фірм (HAL (Cyberdyne), ReWalk, Myomo MyoPro) сучасні екзоскелети використовують сенсори руху, електроміографічні сигнали та системи зворотного зв’язку для точного керування силою і траєкторією рухів забезпечують високу ефективність, але є досить дорогими та малодоступними. Тому розробка вітчизняного екзоскелету є необхідною і дозволить створити адаптивну систему підтримки верхньої кінцівки з урахуванням індивідуальних біомеханічних параметрів користувача.

Метою цієї магістерської роботи стала розробка екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки, який б доповнював існуючі і розширював лікувальні можливості вітчизняної медицини.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини. було запрошено 3-х відомих експертів: к.т.н., доцента Штофеля Д.Х., к.т.н. доцента Костішина С.В. та інженера першої категорії Коваля С.П. (див. табл. 5.1).

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів

Продовження таблиці 5.1

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Продовження таблиці 5.1

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництв
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років

Продовження таблиці 5.1

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини за рекомендованими критеріями, як це пропонується в таблиці 5.1.

Виставлені експертами бальні оцінки було зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного експертного оцінювання було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [1].

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Д.Х. Штофель	С.В. Костішин	С.П. Коваль
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	4	4
2	3	3	4
3	4	4	3
4	3	4	4
5	4	3	4
6	4	4	4
7	3	4	4
8	4	3	3
9	4	4	4
10	3	3	4
11	4	4	4
12	4	3	3
Сума балів	$СБ_1 = 44$	$СБ_2 = 43$	$СБ_3 = 45$
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{1}^{3} СБ_i}{3} = \frac{44+43+45}{3} = \frac{132}{3} = 44,00$		

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 44,00 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що розроблений екзоскелет для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «високим». Це обумовлено високим технічним рівнем прийнятих при розробці екзоскелету рішень.

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

5.2 Розрахунок витрат на розробку екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини

При розробленні екзоскелету були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата $З_о$ розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$З_о = \frac{М}{Т_р} \cdot t \quad \text{грн}, \qquad (5.1)$$

де М – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн; для 2025 року приймемо, що: М = (8000…33000) грн/місяць; $Т_р$ – число робочих днів в місяці; приймемо $Т_р$ = 21 день; t – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників, дослідників тощо зведемо до таблиці 5.4

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	28000	1333,33	20 годин	(1333,33 / 6) × 20 = = 4444,43 ≈ 4445 (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000	380,95	64 днів	≈ 24381
3. Консультанти-лікарі, діагностики тощо	44000	2095,23	3 днів	6285,69 ≈6286 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	21600	1028,57	1,5 години	(1028,57 /6) × 1,5 = ≈ 257 грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$З_о$ = 35369 грн

Примітка. За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні

б). Додаткова заробітна плата $З_д$ розробників (дослідників), яка розраховується як (10…12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$З_д = \alpha \cdot З_о = (0{,}1...0{,}12) \cdot З_о. \quad (5.2)$$

Приймемо, що α = 0,12. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$З_д = 0,12 \times 35369 = 4244,28 \approx 4245 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату $НЗП_{зп}$ розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$НЗП_{зп} = (З_о + З_д) \cdot \frac{\beta}{100}, \tag{5.3}$$

де β – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка $\beta = 22\%$. Тоді:

$$НЗН_{зп} = (35369 + 4245) \times 0,22 = 8715,08 \approx 8715 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів А, які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$А = \frac{Ц \cdot Н_а}{100} \cdot \frac{Т}{12} \text{ грн,} \tag{5.4}$$

де Ц – загальна балансова вартість основних засобів, грн; $Н_а$ – річна норма амортизаційних відрахувань. Встановлено, що $Н_а$ = (2,5...25)%; Т – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

д). Витрати на матеріали М розраховуються за формулою:

$$М = \sum_1^n Н_і \cdot Ц_і \cdot К_і - \sum_1^n В_і \cdot Ц_в \text{ грн,} \tag{5.5}$$

де $Н_і$ – витрати матеріалу *і*-го найменування, кг; $Ц_і$ – вартість матеріалу *і*-го най-менування; $К_і$ – коефіцієнт транспортних витрат, $К_і$ = (1,1…1,15); $В_і$ –

маса відходів матеріалу *і*-го найменування; $Ц_в$ – ціна відходів матеріалу *і*-го найменування; n – кількість видів матеріалів.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	90000	22,5	3,0 (при 60% використанні)	3037,5 ≈ 3038
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	55000	2,5	3,0 (при 60% використанні)	206,25 ≈ 207
3. Приміщення лікарні	100000	2,75	3,0 (при 30% використанні)	206,25 ≈ 207
Всього				А = 3452 грн

е). Витрати на комплектуючі К розраховуються за формулою:

$$К = \sum_{1}^{n} Н_i \cdot Ц_i \cdot К_i \text{ грн}, \qquad (5.6)$$

де $Н_i$ – кількість комплектуючих *і*-го виду, шт.; $Ц_i$ – ціна комплектуючих *і*-го виду; $К_i$ – коефіцієнт транспортних витрат, $К_i$ = (1,1…1,15); n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 5500 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію $В_е$ розраховуються за формулою:

$$В_е = \frac{В \cdot П \cdot Ф \cdot К_п}{К_д}, \quad (5.7)$$

де В – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р. В ≈ 6,0 грн/кВт; П – установлена потужність обладнання, кВт; П = 2,05 кВт; Ф – фактична кількість годин роботи обладнання, годин. Приймемо, що Ф = 235 годин; $К_п$ – коефіцієнт використання потужності; $К_п$ < 1 = 0,83. $К_д$ – коефіцієнт корисної дії, $К_д$ = 0,71.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$В_е = \frac{В \cdot П \cdot Ф \cdot К_п}{К_д} = \frac{6,0 \cdot 2,05 \cdot 235 \cdot 0,83}{0,71} = 3379,03 \approx 3379 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати $В_{інш}$ можна прийняти як (50…300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$В_{інш} = (0,5....3) \times З_о. \quad (5.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$В_{інш} = 1,5 \times 35369 = 53053,5 \approx 53054 \text{ грн.}$$

к). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-магістрантом – В.

$$В = 35369 + 4245 + 8715 + 3452 + 5500 + 3379 + 53054 = 113714 \text{ грн.}$$

л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$В_{заг} = \frac{В}{\beta}, \quad (5.9)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого доопрацювання, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0{,}88$ [1].

Тоді:

$$В_{заг} = \frac{113714}{0{,}88} = 129220{,}45 \text{ грн}$$

або приблизно 130 тисяч грн.

Тобто прогнозовані загальні витрати на розробку екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки людини можуть становити 130 тисяч грн.

5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленого екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки

Проведене дослідження ринку показало, що розроблений нами екзоскелет для підтримки функціонування верхньої кінцівки знайде широке застосування на ринку лікувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних екзоскелетів може становити 50 шт. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

а) 2026 р. – приблизно + 10 шт. (відносно базового року);

б) 2027 р. – + 15 шт. (відносно базового року);

в) 2028 р. – +20 шт.

Аналіз ринку також показує, що ціна на подібні екзоскелети може бути дуже різною. Так, ціна на пасивні екзоскелети становить приблизно 16 000 грн; медичні та реабілітаційні екзоскелети вартують до 195 тисяч грн тощо. Тому за середню ціну оберемо ціну в 100 тисяч грн. А оскільки розроблений нами екзоскелет для підтримки функціонування верхньої кінцівки має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 150 тисяч грн, тобто на 50 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку $\Delta П_i$, що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta П_i = \sum_{1}^{n} (\Delta Ц_o \cdot N + Ц_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot (1 - \frac{\upsilon}{100}), \qquad (5.10)$$

де $\Delta Ц_o$ – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta Ц_o$ = 150 - 100 = + 50 тисяч грн; N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; N = 50 шт.; Δ N – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 10 шт., у 2027 році + 15 шт., у 2028 році + 20 шт.; $Ц_o$ – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок, $Ц_o$= 150 тисяч грн; n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку n = 3; λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; $\lambda = 0{,}8333$; ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати ρ = (0,2...0,5); візьмемо рівень ρ = 0,4; υ – ставка податку на прибуток. У 2025 році υ = 18%.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta П_1$ для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta П_1 = [50 \cdot 50 + 150 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot (1 - \frac{18}{100}) = 1093,29 \approx 1094$$ тисяч грн.

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta П_2$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta П_2 = [50 \cdot 50 + 150 \cdot 15] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot (1 - \frac{18}{100}) = 1298,28 \approx 1299$$ тисяч грн.

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta П_3$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta П_3 = [50 \cdot 50 + 150 \cdot 20] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot (1 - \frac{18}{100}) = 1503,27 \approx 1504$$ тис. грн.

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$ПП = \sum_{1}^{т} \frac{\Delta П_i}{(1+\tau)^t}, \qquad (5.11)$$

де $\Delta П_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн; т – період

часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку т = 3 роки; τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що τ = 0,11 (11%); t – період часу (в роках) від моменту початку розробки екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення потенційним інвестором на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$ПП = \frac{1094}{(1+0,11)^2} + \frac{1299}{(1+0,11)^3} + \frac{1504}{(1+0,11)^4} \approx 888 + 950 + 991 = 2829 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації):

$$PV = К \times В_{заг} = (1,0…5,0) \times В_{заг},$$

де $В_{заг}$ = 130 тисяч грн (див. підрозділ 5.1). Для нашого випадку приймемо, що: PV = (1,0…5,0) × 130 = 5,0 × 130 = 650 тисяч грн.

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе $Е_{абс}$ = ПП – PV = 2829 – 650 = 2179 тисяч грн.

Далі розрахуємо внутрішню дохідність $Е_в$ вкладених інвестицій (коштів):

$$Е_в = \sqrt[Т_ж]{1 + \frac{Е_{абс}}{PV}} - 1, \qquad (5.12)$$

де $Е_{абс}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $Е_{абс}$ = 2179 тисяч грн; PV – теперішня вартість початкових інвестицій PV = 650 тисяч грн; $Т_ж$ –

життєвий цикл розробки, роки. $Т_ж$ = 4 роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки).

Для нашого випадку отримаємо:

$$Е_в = \sqrt[4]{1+\frac{2179}{650}} - 1 = \sqrt[4]{1+3,3523} - 1 = \sqrt[4]{4,3523} - 1 = 1,444 - 1 = 0,444 \approx 44,4\%.$$

Далі визначимо мінімальну дохідність вкладних інвестицій, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією.

Мінімальна дохідність $\tau_{мін}$ визначається за формулою:

$$\tau_{мін} = d + f, \qquad (5.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні d = (0,10...0,18). Приймемо, що τ = 13%. f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; f = (0,05...0,30). Приймемо, що f = 30%, тобто f = 0,3. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{мін} = 0,13 + 0,30 = 0,43 \text{ або } \tau_{мін} = 43\%.$$

Оскільки величина $Е_в$ = 44,4% > $\tau_{мін}$ = 43%, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки для її подальшої комерціалізації.

Далі розраховуємо термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки.

Термін окупності $Т_{ок}$ розраховується за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_в} = \frac{1}{0,444} \approx 2,25 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (5.14)$$

що також свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю 5.6.

Таблиця 5.6 – Показники економічної доцільності розробки

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 150 тисяч грн	≈ 130 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 2000 тисяч грн (за три роки)	2179 тисячі грн (при 11% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	44,4%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,25 роки	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленого нами екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

ВИСНОВКИ

Адаптивна модель конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини володіє суттєвими перевагами порівняно з наявними аналогами в таких аспектах як поліпшена ергономіка, пристосованість та комфорт експлуатації. Сконструйований прилад орієнтований на допомогу в реабілітаційних процесах та забезпечення зручності для пацієнта , що досягається завдяки інноваційній системі фіксації приладу на руці та використання в конструкції сучасних технологій управління.

Фундаментальним принципом роботи екзоскелету є застосування датчиів, які сприймають ЕМГ сигнали, що забезпечує автоматичне розпізнавання рухових намірів користувача. Ця функція реалізується за допомогою електронної системи управління, яка базується на роботі МК плати Arduino MEGA V3.0, акселерометрах, гіроскопах та сенсорах м’язової активності. Таке рішення гарантує високу прецизійність та натуральність рухів, які генеруються приладом.

Для конструювання моделі було задіяно систему автоматизованого проектування SolidWorks, що дало змогу розробити 3D-модель конструкції екзоскелету високої точності, що пристосована до анатомічних рис верхньої кінцівки людини. Побудова візуалізації розробленої моделі в Blender забезпечило аналіз її зовнішнього вигляду, а моделювання роботи підтвердило її відповідність технічним та функціональним специфікаціям.

Компаративний аналіз сконструйованої моделі з такими аналогічними виробами, як HAL Single Joint та MyoPro, продемонстрував, що розроблений зразок приладу володіє рядом переваг, а саме: зниженою масою, поліпшеною пристосованістю до анатомічних рис пацієнта та суттєво нижчою вартістю виробництва.

Також на базі сконструйованої моделі було розроблено стратегію виведення продукту на ринок. Здійснено аналіз переваг та недоліків даного продукту, а також проведено оцінку технічної реалізації. Основними

конкурентними перевагами проекту при виведенні його на ринок є пристосованість, ергономічність, прийнятна ціна та здатність застосування екзоскелету в різноманітних галузях медицини й реабілітації.

Базуючись на вищенаведеному роботі аналізі, можна констатувати, що проект адаптивної конструкції екзоскелету володіє значним потенціалом для комерціалізації на внутрішньому ринку. Під час роботи були ідентифіковані переваги, недоліки та нейтральні аспекти концепції проекту, оцінено рівень технічної можливості втілення його в життя та обрано відповідну технологію: створення адаптивної системи фіксації для конструкції екзоскелету верхньої кінцівки людини з використанням сучасних датчиків та аналізом підсумків використання системи у реабілітаційній практиці.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Лазарев І. А. Біомеханічний розрахунок навантаження на структури ліктьового суглоба при його одномоментній мануальній редресації [Електронний ресурс] / І. А. Лазарев // Журнал \"Травма\". - 2018. - Режим доступу до ресурсу: http://www.mif-ua.com/archive/article/46792.

2. Зазірний І. М. Анатомія та біомеханіка кистьового суглоба [Електронний ресурс] / І. М. Зазірний // Журнал \"Травма\". - 2013. - Режим доступу до ресурсу: http://www.mif-ua.com/archive/article/35446.

3. Glover A. The Anatomy and Biomechanics of the Elbow [Електронний ресурс] / Alexander Glover // The Open Orthopaedics Journal. - 2020. - Режим доступу до ресурсу: https ://openorthopaedicsjournal.com/VOLUME/ 14/PAGE/95/.

4. Jeppe V. Biomechanics of the Elbow Joint [Електронний ресурс] / Vejlgaard Rasmussen Jeppe // Sports Injuries of the Elbow. - 2020. - Режим доступу до ресурсу: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-52379-4 3.

5. Попадюха Ю. Реабілітаційні екзоскелети -сучасність і перспективи застосування. // Молодіжний науковий вісник Східноєвропейського національного університету імені Лесі Українки. - 2016. - №24. - С. 67-90.

6. Santiago L. Development of an armored upper limb exoskeleton [Електронний ресурс] / Lopez-Mendez Santiago. - 2019. - Режим доступу до ресурсу: https://www.redalyc.org/journal/430/43063710011/html/.

7. Chunjie C. A Wearable Upper Limb Exoskeleton System and Intelligent Control Strategy [Електронний ресурс] / Chen Chunjie // Biomimetics. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://www.mdpi.com/2313-7673/9/3/129.

8. Intelligent upper-limb exoskeleton integrated with soft bioelectronics and deep learning for intention-driven augmentation [Електронний ресурс] // npj flexible electronics. - 2024. – Режим доступу до ресурсу: https://www.nature.com/articles/s41528-024-00297-0#:~:text=The%20wearable%20exoskeleton%20system%20can,tasks%20in%20the%

20real%20world.

9. Yang S. Upper Limb Exoskeleton Systems [Електронний ресурс] / Shen Yang // Wearable Robotics. - 2020. - Режим доступу до ресурсу: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780128146590000011.

10. Zhou X., Liu G., Han B., Wu L., Li H. Design of a human lower limbs exoskeleton for biomechanical energy harvesting and assist walking. // Energy Technology. - 2021. - № 9(1), 2000726.

11. Li Z., Zuo W., Li S. Zeroing dynamics method for motion control of industrial upper-limb exoskeleton system with minimal potential energy modulation. Measurement. - 2020. - №163, 107964.

12. Abbey T. SOLIDWORKS Simulation Overview, Part 1 [Електронний ресурс] / Tony Abbey. - 2018. - Режим доступу до ресурсу: https://www.digitalengineering247.com/article/solidworks-simulationoverview#:~:text=SOLIDWORKS%20Simulation%20is%20a%20portfolio,st atic%2 0and%20dynamic%20analysis%20capabilities.

13. EMG-controlled wheelchair with Arduino [Електронний ресурс] - Режим доступу до ресурсу: https://www.engineersgarage.com/emg-controlled-wheelchairwith-arduino/.

14. Stepper Motor - NEMA17 [Електронний ресурс] - Режим доступу до ресурсу: https://datasheetspdf.com/pdf-file/1380131/ETC/JK42HS/1

15. Arduino Uno ATmega328P. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: https://arduino.ua/prod676-arduino-uno-rev3.

16. EMG-controlled wheelchair with Arduino [Електронний ресурс] - Режим доступу до ресурсу: https://www.engineersgarage.com/emg-controlled-wheelchairwith-arduino/.

17. Драйвер крокового двигуна A3967 [Електронний ресурс] - Режим доступу до ресурсу: https://www.sparkfun.com/datasheets/Robotics/A3967.pdf

18. Що таке ABS пластик та полікарбонат? [Електронний ресурс]. - 2024. – Режим доступу до ресурсу: http://gainta.com.ua/index.php?route=information /information&information id=12.

19. Пластик ABS-хімічні та фізичні характеристики [Електронний ресурс]. - 2015. - Режим доступу до ресурсу: https://3d4u.com.ua/uk/blog/post/2-abs-plastic-for-3d-printing-properties-applications-safety.

20. Піна Memory Foam: особливості та переваги [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://emm.ua/article/pina-memory-foam-osoblivosti-ta-perevagi.

21. За які властивості та якості цінується піна Memory Foam [Електронний ресурс]. - 2023. - Режим доступу до ресурсу: https://emm-sale.com.ua/uk/za-kakiye-svoystva-tsenitsya-pena-memory-foam.

22. Алюмінієвий сплав 6061 [Електронний ресурс]. - 2023. - Режим доступу до ресурсу: https://ua.shew-esteelpipe.com/aluminum-alloys/aluminum-alloy-6061.html

23. 6061 Aluminum Alloy - Properties and Uses [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу: https://www.wellste.com/6061-aluminum-alloy/.

24. Алюміній марки 6061 Т6 [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://spc.com.ua/products/aluminium_rods?srsltid=AfmBOooV1ucYKjl3L82Lkl2e5HmOxP1KQbqt1H8jCpvDG6m6--8PBA8m&variant=40095143690317.

25. Maxon motors maxongroup [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://www.maxongroup.com/maxon/view/catalog/.

26. Muscle Sensor Redesigned so setup is a snap! [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://myoware.com/products/muscle-sensor/.

27. ExoArm: An Arduino-powered assistive exoskeleton arm [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: https://blog.arduino.cc/2017/07/06/exoarm-an-arduino-powered-assistive-exoskeleton-arm/.

28. MyoPro® by Myomo Inc is a powered hand and elbow orthosis. [Електронний ресурс]. - 2024. – Режим доступу до ресурсу: https://exoskeletonreport.com/product/myopro/.

29. Impact of Gravity Compensation on Upper Extremity Movements in Harmony Exoskeleton [Електронний ресурс]. - 2022. - Режим доступу до

ресурсу: https://www.researchgate.net/figure/Harmony-exoskeleton-a-bimanual-14-DOF-upper-body-exoskeleton-was-used-to-provide figl 363885692.

30. Український модульний екзоскелет UniExo. - [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://ecotechnica.com.ua/technology/1735-ekzoskeletukraintsali diruet-v-konkurse-startapov-robot-launch-2016-video.html .

31. Blender 4.3 A stroke of genius. [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://www.blender.org/.

32. МОДУЛЬ MPU-9250 ГІРОСКОП, АКСЕЛЕРОМЕТР, КОМПАС [Електронний ресурс]. - 2022. - Режим доступу до ресурсу: https://diylab.com.ua/p67818000-modul-mpu-9250.html.

33. ExoArm: Patient Rehabilitation, Mobility and Heavy-lifting using COTS Components [Електронний ресурс] / A. C.Muhtasim, B. K. Tanzim, A. F. Kazi, S. S. Siddique., 2020. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/346359078 ExoArm Patient Rehabilitation Mobility and Heavy-lifting using COTS Components.

34. SolidWorks - світовий стандарт автоматизованого проектування [Електронний ресурс]. - 2017. - Режим доступу до ресурсу: http://commit.name/index.php?MainShowID=104&lang=ua.

35. Fritzing electronics made easy [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу до ресурсу: https://fritzing.org/.

36. Літієві акумулятори [Електронний ресурс]. - 2024. - Режим доступу: https://voltmarket.ua/ua/litievye-akkumulyatory/liitokala/lii40a217004000mah37v.

37. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

38. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Фрагмент коду програми системи керування екзоскелету в середовищі розробки Arduino

```
#include <Wire.h>
#include <MPU9250.h>
#include <AccelStepper.h>
MPU9250 mpu(Wire, 0x68);
float ax, ay, az, gx, gy, gz;
#define DIR_PIN 2
#define STEP_PIN 3
#define ENABLE_PIN 4
AccelStepper stepper(AccelStepper::DRIVER, STEP_PIN, DIR_PIN);
#define MUSCLE_SENSOR_PIN A0
#define THRESHOLD 300
#define BATTERY_PIN A1
#define LOW_BATTERY_THRESHOLD 3.3
void setup() {
    Serial.begin(115200);
    if (mpu.begin() != 0) {
        Serial.println("MPU9250 initialization failed.");
        while (1);
    }
    mpu.setAccelRange(MPU9250::ACCEL_RANGE_2G);
    mpu.setGyroRange(MPU9250::GYRO_RANGE_250DPS);
    pinMode(ENABLE_PIN, OUTPUT);
    digitalWrite(ENABLE_PIN, LOW);
    stepper.setMaxSpeed(1000);
    stepper.setAcceleration(500);
    pinMode(MUSCLE_SENSOR_PIN, INPUT);
```

```
    pinMode(BATTERY_PIN, INPUT);
}
void loop() {
    if (mpu.readSensor() == 0) {
        ax = mpu.getAccelX_mss();
        ay = mpu.getAccelY_mss();
        az = mpu.getAccelZ_mss();
        gx = mpu.getGyroX_rads();
        gy = mpu.getGyroY_rads();
        gz = mpu.getGyroZ_rads();
        Serial.print("Accel: ");
        Serial.print(ax); Serial.print(", ");
        Serial.print(ay); Serial.print(", ");
        Serial.println(az);
    }
    int muscleSignal = analogRead(MUSCLE_SENSOR_PIN);
    Serial.print("Muscle Signal: ");
    Serial.println(muscleSignal);
    if (muscleSignal > THRESHOLD) {
        Serial.println("Muscle activated. Moving stepper.");
        stepper.move(200);
    } else {
        stepper.move(-200);
        stepper.run()
        float batteryVoltage = analogRead(BATTERY_PIN) * (5.0 / 1023.0);
        if (batteryVoltage < LOW_BATTERY_THRESHOLD) {
            Serial.println("Low battery warning!");
        }
   delay(10);
}
```

ДОДАТОК Б

Ілюстративна частина

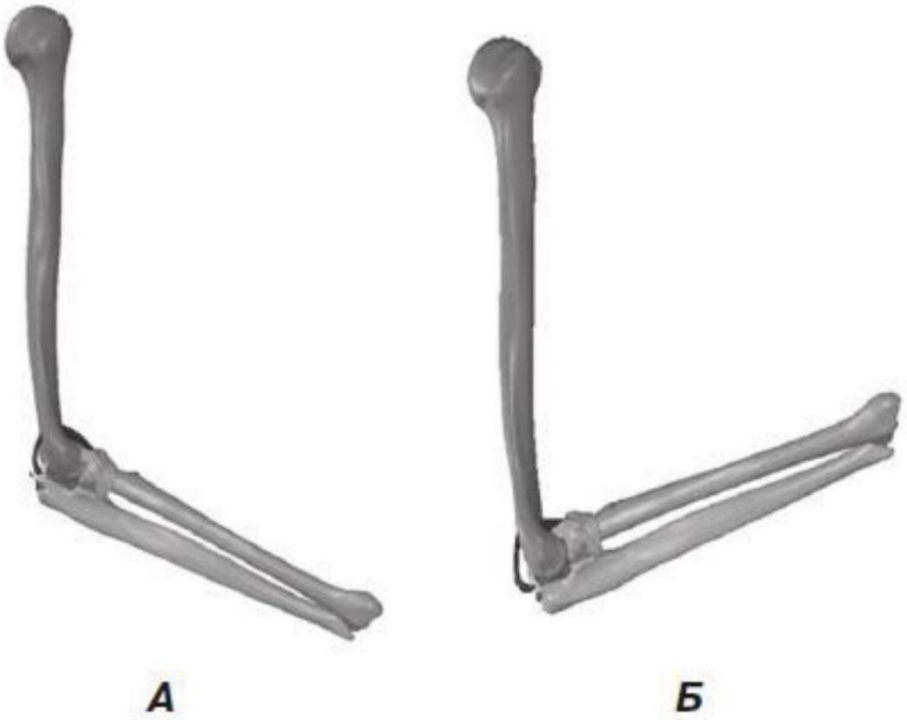

Рисунок Б.1 – Позиції ліктьового суглоба у процесі згинання руки: А - 20°. Б - 110°

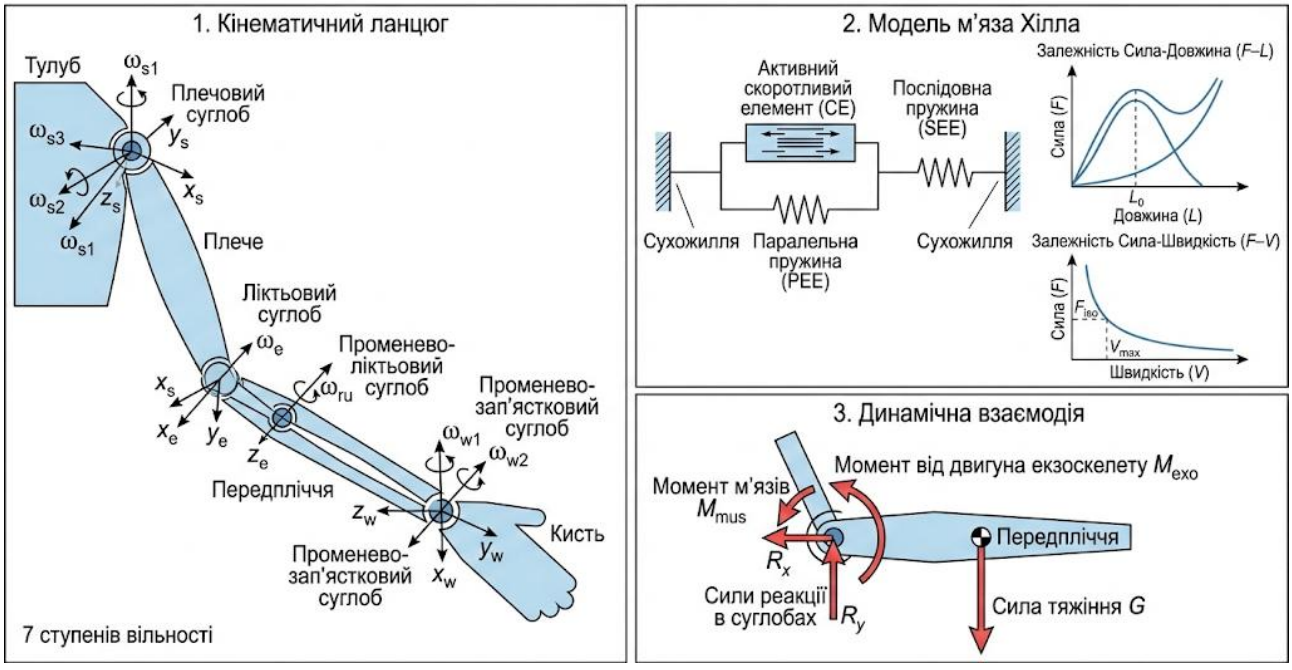

Рисунок Б.2 – Біомеханічна модель верхньої кінцівки для проектування екзоскелету

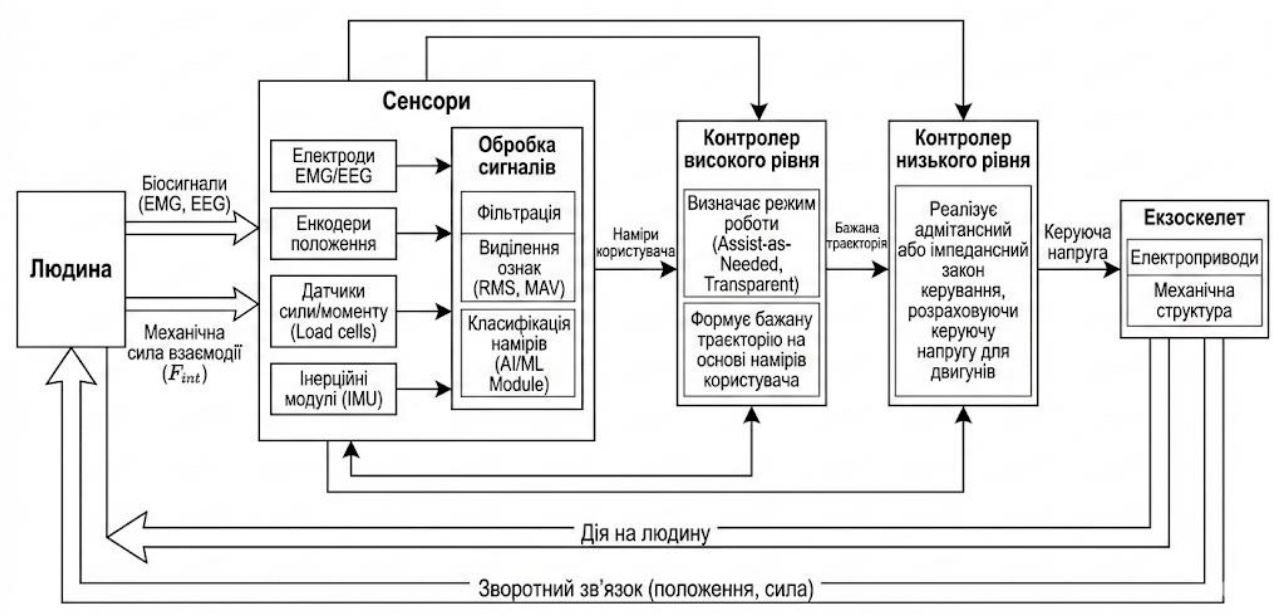

Рисунок Б.3 – Блок-схема інтелектуальної системи керування екзоскелетом

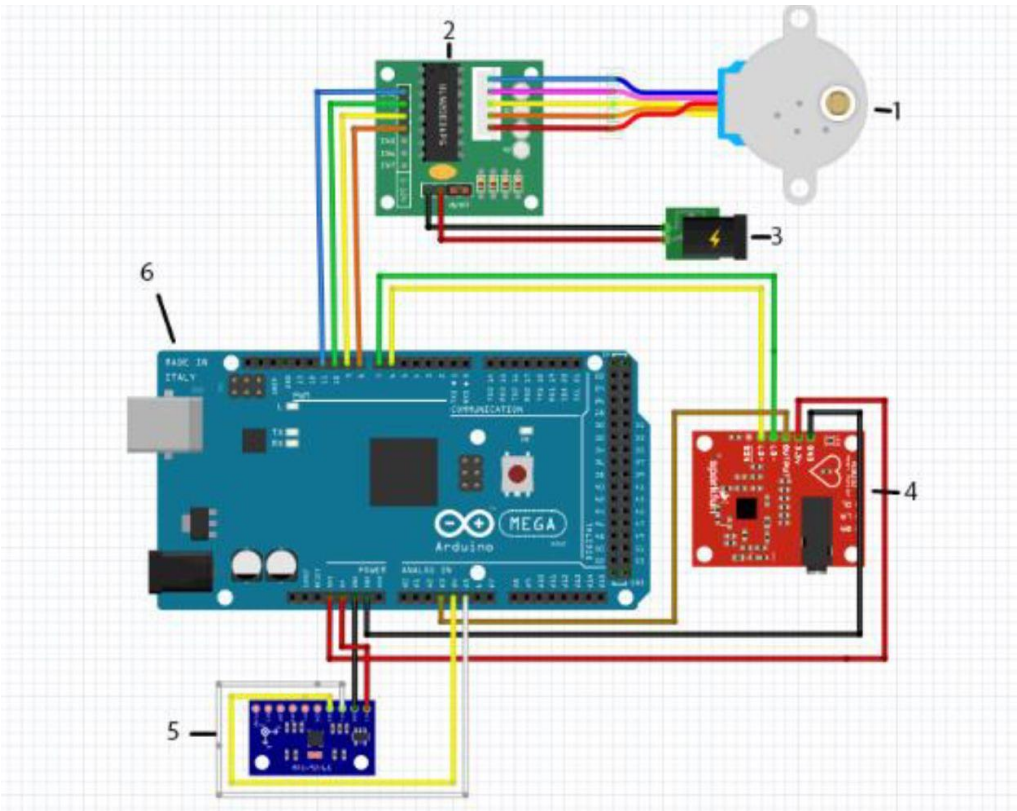

Рисунок Б.4 – Схема підключення електронних компонентів в моделі екзоскелету кінцівки: 1 – кроковий двигун (привід), 2 – драйвер приводу, 3 – джерело живлення приводу, 4 – датчик м’язової активності, 5 – акселерометр із гіроскопом, 6 – мікроконтролерна плата.

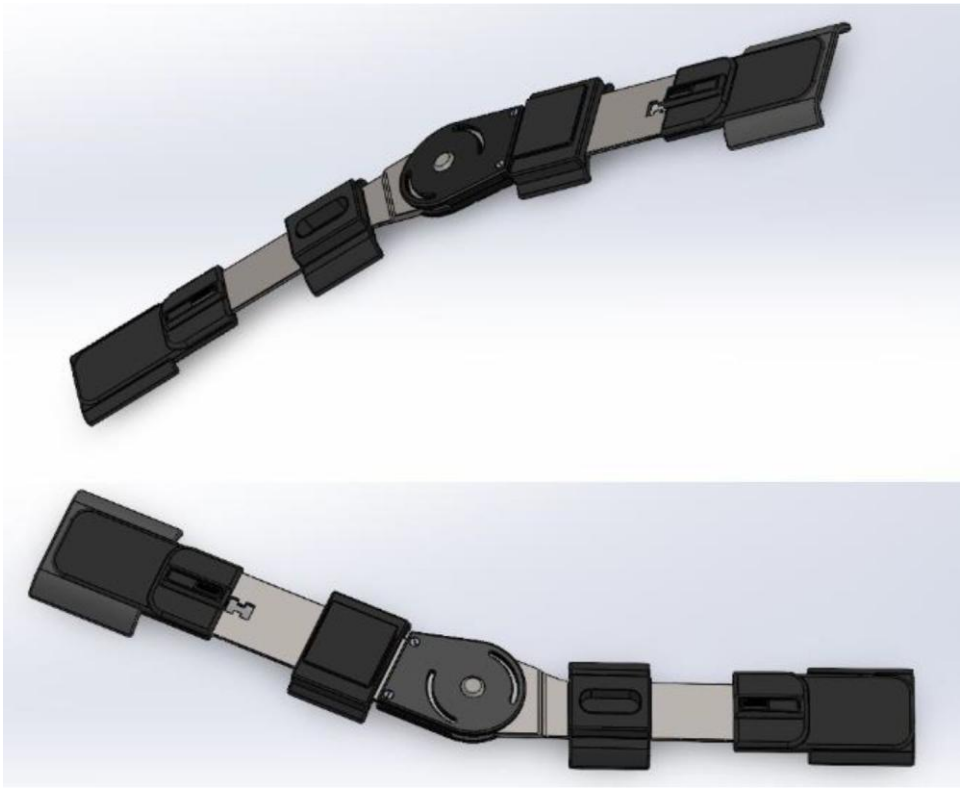

Рисунок Б.5 – Зображення 3D моделі блоку кріплення

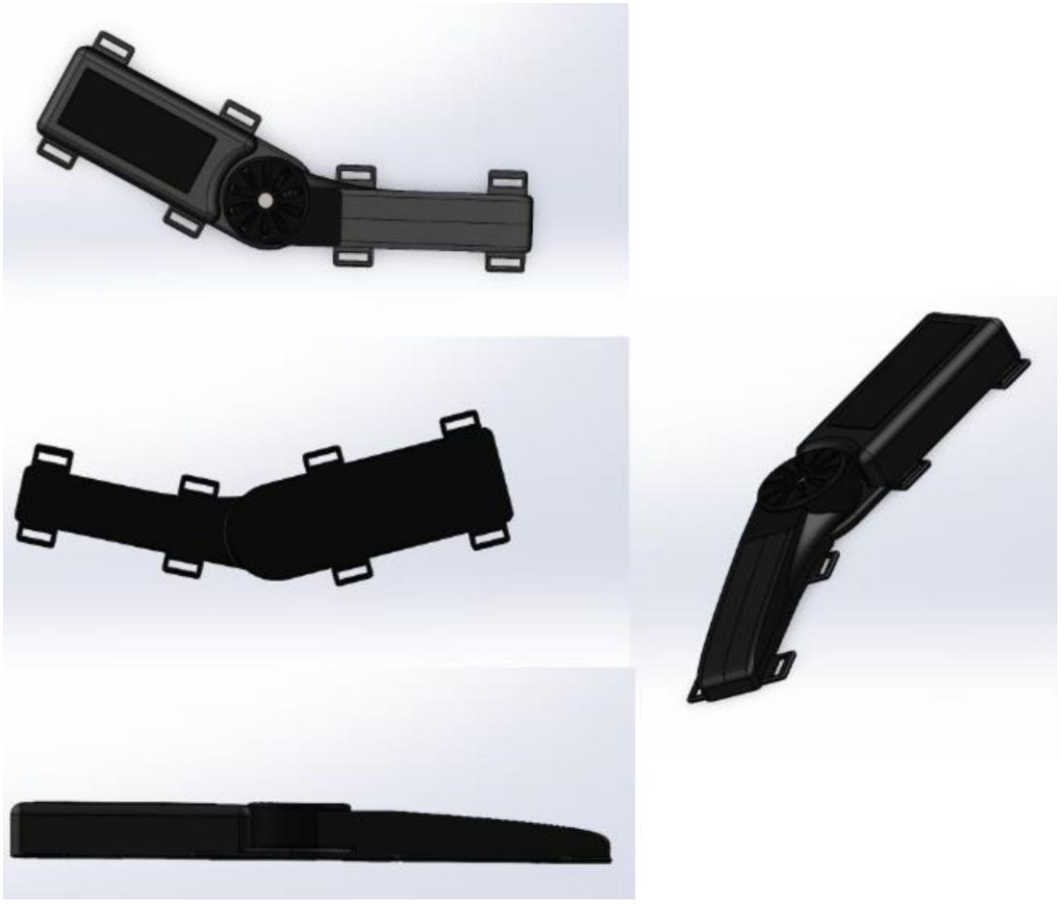

Рисунок Б.6 – Зображення 3D моделі конструкції екзоскелету в збірці

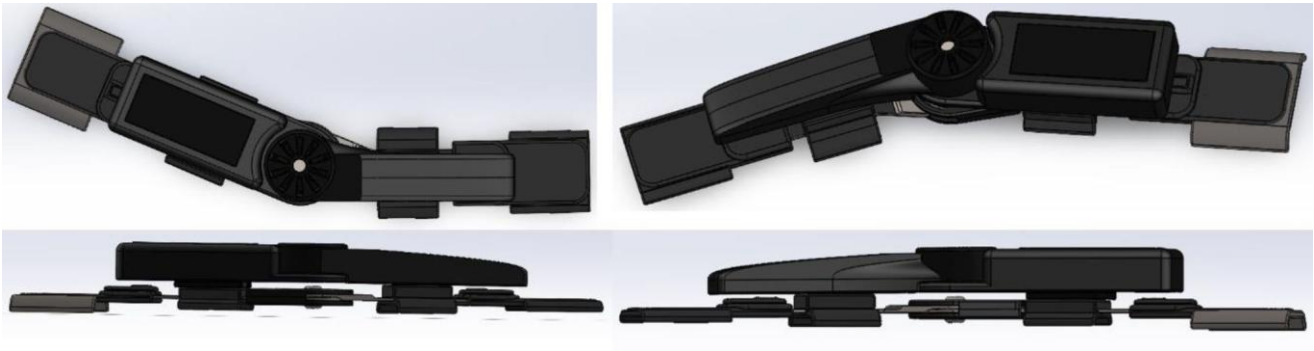

Рисунок Б.7 – Зображення 3D моделі конструкції екзоскелету та системи елементів кріплення в збірці

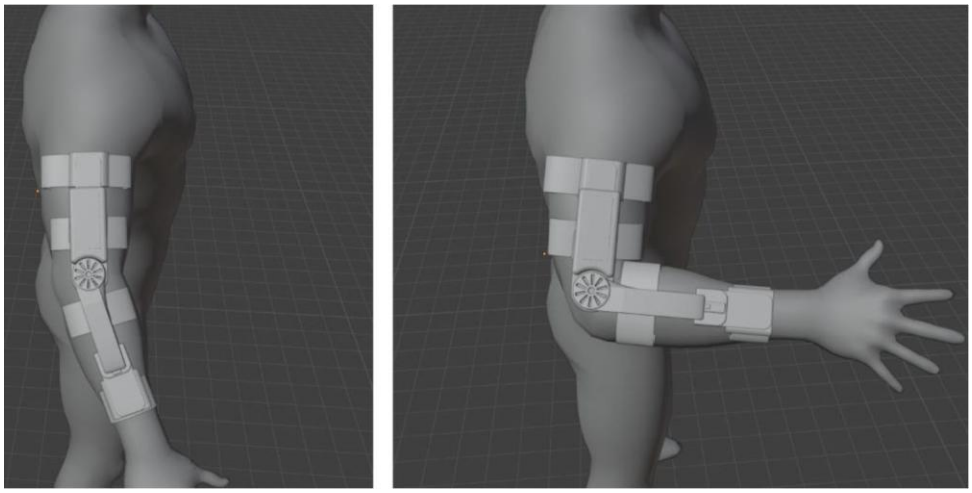

Рисунок Б.8 – Зображення 3D моделі екзоскелету на тілі людини

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Розроблення екзоскелету для підтримки функціонування верхньої кінцівки

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КП1) 8,24 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

☑ Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.

☐ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.

☐ У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП _____
(прізвище, ініціали, посада) (підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС _____
(прізвище, ініціали, посада) (підпис)

Особа, відповідальна за перевірку _____ Штофель Д. Х.
(підпис) (прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник _____ Тимчик С. В., к.т.н., доцент каф. БМІОЕС
(підпис) (прізвище, ініціали, посада)

Здобувач _____ Подолянчук П. С.
(підпис) (прізвище, ініціали)