

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав
ШЛИКОВ

«___» _____ 20__ р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
на тему: «Колінний екзоскелет»

Виконав:

студент ІV курсу, групи БМ-92
Зюбрицький В'ячеслав Олегович _____

Керівник:

Доцент каф. БМІ, к.т.н., доцент
Білошицька Оксана Костянтинівна _____

Рецензент:

Ст. викл. каф. ТМБ, к.фарм.н.
Голембіовська Олена Ігорівна _____

Засвідчую, що у цій дипломній
роботі немає запозичень з праць
інших авторів _____ без
відповідних посилань.
Студентка _____

Київ – 2021 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ **Власне ім'я, ПРИЗВИЩЕ**

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Зюбрицького в'ячеслава олеговичі

1. Тема роботи «**Колінний екзоскелет**», керівник роботи **Сичик Марина, Миколаївна, науковий ступінь, вчене звання**, затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____
2. Термін подання студентом роботи _____
3. Вихідні дані до роботи
4. Зміст роботи
5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо)

6. Консультанти розділів роботи*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка

Студент

Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ

Керівник

Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ

ЗМІСТ

ВСТУП	5
БМ42.08.2903.1040.ПЗ	5
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	7
1.1 Анатомія людського коліна	7
1.2 Аналіз руху людського коліна	8
1.3 Анатомія людського коліна	13
Висновки до розділу 1	16
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	17
2.1 Функціональна схема приладу	17
2.2 Технічні особливості компонентів та особливості їх з'єднання.	29
2.2 Технічні особливості компонентів та особливості їх з'єднання. Error! Bookmark not defined.	
2.3 Принцип контролю екзоскелета.	31
Висновки до розділу 2	36
РОЗДІЛ 3 Охорона праці	37
ВИСНОВКИ	45
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ	46
ДОДАТОК А	49

ВСТУП

Ходьба є важливою частиною повсякденного життя людини. Феномен незручності при ходьбі, слабкості м'язів нижніх кінцівок, дискінезії нижніх кінцівок і зниження функції кінцівок викликаний старечими захворюваннями внаслідок деяких нервово-м'язових захворювань, спортивних травм, старіння тощо. Кількість цих груп з кожним роком збільшується. Щоб покращити якість життя та краще інтегруватися в суспільство, їм потрібна не лише психологічна впевненість, а й фізична підтримка. Належна фізична підтримка може сприяти повсякденному життю людей із функціональними розладами, такими як нервово-м'язові захворювання та порушення руху нижніх кінцівок[1].

Зараз, із швидким розвитком технологій, роботи-екзоскелети стали допоміжними пристроями для реабілітації, які можна носити, які використовуються для допомоги людському тілу або зміцнення м'язової сили власника. Зокрема, реабілітаційний робот для екзоскелета нижніх кінцівок може допомогти пацієнтам отримати безперервне, ефективне та мультимодальне Основна мета робота для реабілітації нижніх кінцівок — допомогти пацієнтам відновити кращу ходу, зменшити навантаження на терапевта, надати пацієнтам більш комфортні та повні послуги та покращити якість життя реабілітаційне лікування, посилити усвідомлення пацієнтів щодо активних тренувань, прискорити процес відновлення рухової функції ураженої кінцівки, досягти нормальної ходьби та покращити здатність до ходьби. [2].

Швидкий розвиток робототехнічної біонічної технології також надав нові ідеї для реабілітаційних роботів екзоскелета нижніх кінцівок. Усі роботи-

					БМ42.08.2903.1040.ПЗ	Лист
						5
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		7

екзоскелети нижніх кінцівок мають двигуни або гідравлічні приводи на тазостегнових/колінних суглобах, які допомагають у живленні, а також вони мають гіроскопи та електричні датчики, такі як положення сили або ЕМГ, які можуть швидко визначити намір рухів пацієнта та реалізувати взаємодію людини з машиною[5].

Мета дипломної роботи: Синхронне підсилення рухів у колінному суглобі

Задачі дипломної роботи:

- Аналіз концепції трохосьового руху суглобу для створення прототипу екзоскелета.структури колінного суглобу, аналіз будови колінного суглобу;
- Розробка багатоосьового з'єднання суглоба. Руху колінного суглобу людини;
- Математичне моделювання тривимірне моделювання екзоскелету колінного суглоба;
- Розробка прототипної моделі анатомічно близького екзоскелету коліна людини;
- Розробка алгоритму контролю екзоскелета коліна за допомогою сенсорів м'язової активності, і сенсорів положення;

1. Анатомія.
2. Інженерний Аналіз колінного суглобу з точки орру біомехатроніки.
3. Способи синхронного контролю колінного суглобу.
4. Висновки. Колінний суглоб такий то. Колінний екзоскелет, що входить, що Важливим є контроль екзоскелету. Контроль екзоскелету.

						Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	БМ42.08.2903.1040.ПЗ	6

РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Анатомія людського коліна

Щоб краще зрозуміти, як виникають проблеми з колінним суглобом, важливо зрозуміти деякі аспекти анатомії колінного суглоба та те, як частини коліна працюють разом, щоб підтримувати нормальну функцію.

Коліно є місцем з'єднання двох важливих кісток ноги, стегнової кістки і великогомілкової кістки. Колінна чашечка складається з кістки і знаходиться перед коліном. Колінний суглоб є синовіальним суглобом. Синовіальні суглоби оточені зв'язковою капсулою та містять рідину, яка називається синовіальною рідиною, яка змащує суглоб.

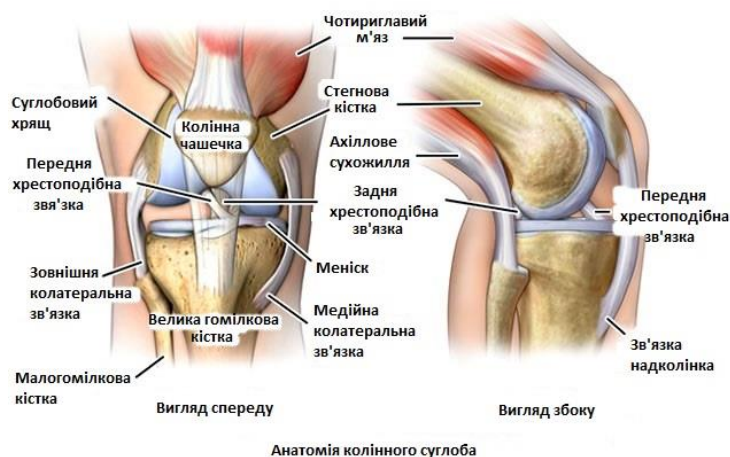


Рисунок 1.1 – Анатомія коліна

Кінець стегнової кістки з'єднується з верхньою частиною великогомілкової кістки, створюючи колінний суглоб. На кінці стегнової кістки знаходяться два круглі горбки, які називаються стегновими виростками. Ці виростки лежать на верхній поверхні великогомілкової кістки. Ця поверхня називається тибіальним плато. Колінна чашечка ковзає через спеціальну борозну, утворену двома виростками стегнової кістки, яка називається пателлофеморальною борозною.

						Лист
						7
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	БМ42.08.2903.1040.ПЗ	

Менша кістка гомілки, малогомілкова кістка, насправді ніколи не входить у колінний суглоб. Вона має невеликий суглоб, який з'єднує його з боковою частиною великогомілкової кістки. Зазвичай цей суглоб рухається дуже мало.

Суглобовий хрящ - це матеріал, який покриває кінці кісток будь-якого суглоба. Цей матеріал має товщину близько чверті дюйма в більшості великих швів. Він білий і блискучий з гумовою консистенцією. Суглобовий хрящ — це слизка речовина, яка дозволяє поверхням ковзати одна по одній без пошкодження будь-якої поверхні. Функція суглобового хряща полягає в поглинанні ударів і створенні надзвичайно гладкої поверхні для полегшення руху. У нас є суглобовий хрящ практично скрізь, де дві кісткові поверхні рухаються одна проти одної або з'єднуються. У коліні суглобовий хрящ покриває кінці стегнової кістки, верхню частину великогомілкової кістки та задню частину колінної чашечки.

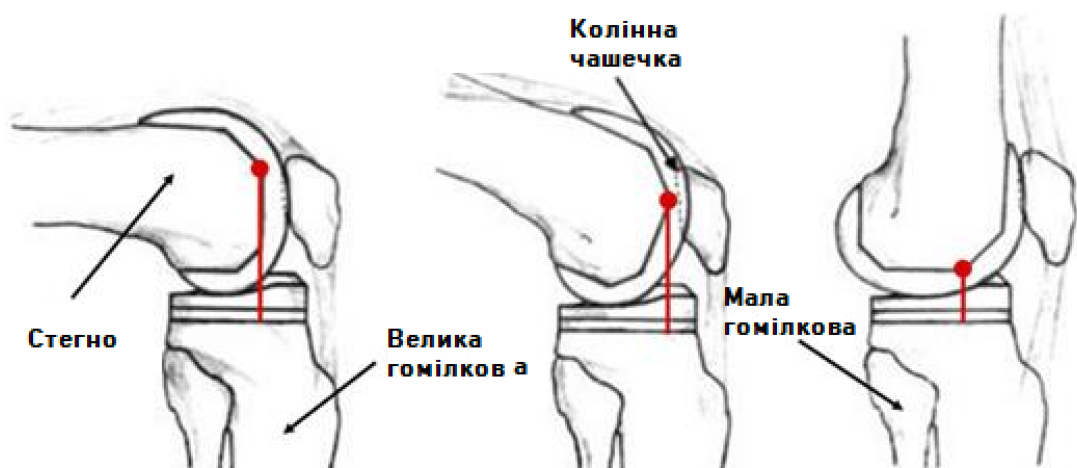
Зв'язки - це міцні тканини, які з'єднують кінці кісток між собою. Два важливі зв'язки знаходяться з обох боків колінного суглобу. Це медіальний колатеральний зв'язок (МКЗ) і латеральний колатеральний зв'язок (ЛКЗ). Усередині колінного суглобу розтягуються ще два важливі зв'язки між стегновою кісткою та гомілковою кісткою: передній хрестоподібний зв'язок (ПХЗ) зверху і задній хрестоподібний зв'язок (ЗХЗ) знизу. МКЗ і ЛКЗ запобігають занадто великому руху коліна в сторону. ПХЗ і ЗХЗ контролюють рух коліна вперед-назад. ПХЗ не дозволяє гомілці занадто сильно виїжджати вперед відносно стегнової кістки. ЗХЗ не дозволяє гомілці занадто сильно виїжджати назад відносно стегнової кістки. Разом дві хрестоподібні зв'язки контролюють рух коліна вперед-назад.

1.2 Аналіз руху людського коліна

На основі принципів ергономіки та біомеханічної структури людського тіла аналіз показує, що рух колінного суглобу людини є багатоосьовим. Колінний суглоб людини включає стегно, гомілку, передню і задню

хрестоподібні зв'язки (рис. 1.1) та сам суглоб. При згинанні стегна виникає тенденція до ковзання і котріючого руху стегна по гомілці змінюваним миттєвим центром обертання (рис. 2). Тому перед розробкою біонічної структури колінного суглобу екзоскелету дуже важливо зрозуміти і кількісно описати форму руху колінного суглобу людини. Оскільки колінний суглоб людини не є одноосовим, хоча багато дослідницьких установ, вітчизняних та зарубіжних, спробували знайти миттєвий центр обертання колінного суглобу у математичній моделі руху колінного суглобу людини, все ж траєкторія руху миттєвого центру обертання колінного суглобу не може бути точно описана і містить багато помилок; тому необхідно кількісно визначити миттєвий центр обертання колінного суглобу людини і перетворити його у математичну модель, щоб розроблена біонічна структура колінного суглобу екзоскелету була більш придатною для руху колінного суглобу людини.

Під час вивчення миттєвого центру обертання колінного суглобу встановлено, що задня поверхня стегнового суглобу людини може бути моделювана як сферична поверхня, і визначено тривимірний рух стегна по гомілці. Було визначено вираз для середнього руху згинання та розгинання колінного суглобу, і як посилку було взято центр кулі. Рисунок 3 показує радіус та положення кульового суглобу і напрямки осей, які розглядаються в



моделі.

Рисунок 1.1 – Приклад зміни центру обертання обертання стегнової кістки

Для аналізу впливу згину та внутрішньої ротації на рух гомілково-стегнових суглобів у сагітальній площині отримується площинна центрода колінного суглобу шляхом проектування тривимірного руху осі стегна на сагітальну площину. Найкращі рівняння (1)–(4) для параметрів руху згинання, внутрішньої ротації (In), передньо-заднього зсуву (Zd) і близькодального зсуву (Yd) були розраховані за допомогою кута згинання колінного суглобу (F) як незалежної змінної за такими формулами:

$$V = (0.0791 \times F) - (5.733 \times 10^{-4} \times F^2) - (7.682 \times 10^{-6} \times F^3) + (5.759 \times 10^{-8} \times F^4), \quad (1.1)$$

$$In = (0.3695 \times F) - (2.958 \times 10^{-3} \times F^2) + (7.666 \times 10^{-6} \times F^3), \quad (1.2)$$

$$Y = (-0.0683 \times F) + (8.804 \times 10^{-4} \times F^2) - (3.3750 \times 10^{-6} \times F^3), \quad (1.3)$$

$$Z = (-0.1283 \times F) + (4.796 \times 10^{-4} \times F^2), \quad (1.4)$$

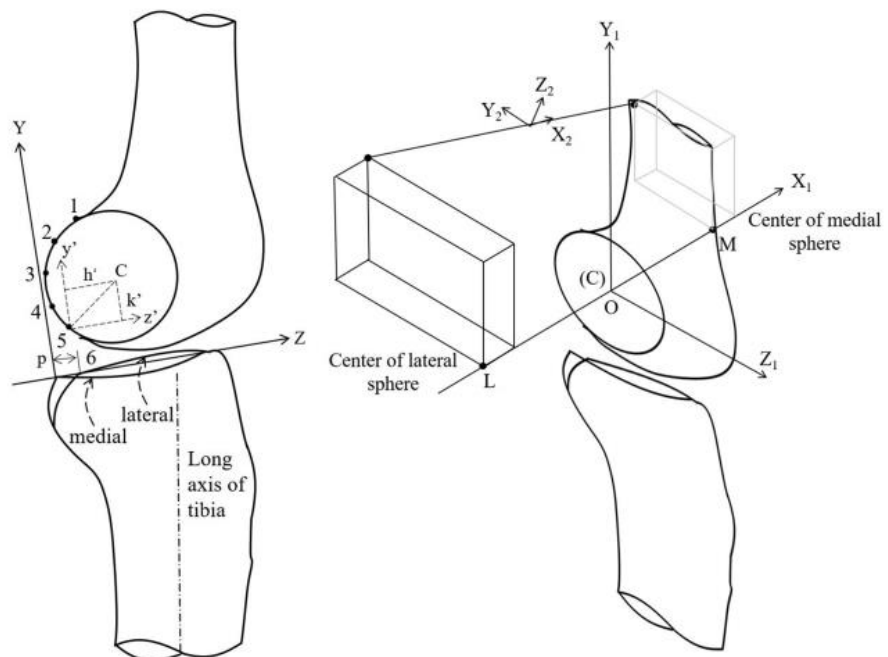


Рисунок 1.3 – Модель анатомії колінного суглоба людини

Тут кут згинання колінного суглобу вимірюється в градусах, а переміщення - в міліметрах. Ці рівняння використовуються для визначення координат миттєвого центру обертання колінного суглобу у сагітальній площині при боковій відстані, що дорівнює значенню координати x_1 .

В цій роботі припускається, що структура колінного суглобу екзоскелета розташована на відстані 60 мм від початку внутрішньої та зовнішньої системи координат колінного суглобу (враховується відстань між шкірою та екзоскелетом), і при будь-якому заданому куті F , за допомогою матриці перетворення Ейлера, формула (1.5), отримують нові координати Y та Z центральної точки на осі стегна.

$$\begin{matrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{matrix} = \begin{bmatrix} CV \times CR & (SF \times SR + CR \times SV \times CF) & (CF \times SR + CR \times SV \times CF) \\ -SV & CF \times CV & SF \times CV \\ CV \times SR & (-SF \times CR + CF \times SV \times SR) & (CF \times SR + SF \times SV \times SR) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{bmatrix}, \quad (1.5)$$

При куті згинання колінного суглобу від 0° до 120° , за допомогою вищезазначеного рівняння отримують координати перетворення Y_2-Z_2 серединної точки системи Y_1-Z_1 на осі стегна. Обчислюються координати ICR для кута згинання колінного суглобу. За допомогою формули (6) можна побудувати криву руху на будь-якій відстані.

Координата миттєвого центру обертання колінного суглобу наведена вище формулою. Миттєвий центр обертання є ефективним інструментом для порівняння та аналізу відносного руху жорстких тіл, особливо руху колінного суглобу людини. Якщо отримати математичну модель руху колінного суглобу, засновану на миттєвому центрі обертання (МЦО), колінний екзоскелет може більш реалістично симулювати фізіологічний рух за допомогою цієї математичної моделі.

Оскільки колінний суглоб людини не є одноосьовим суглобом необхідно кількісно визначити миттєвий центр обертання колінного суглоба людини та перетворити його на математичну модель, щоб розроблений біонічний екзоскелет колінного суглоба був більш придатним для руху колінного суглоба людини[3].

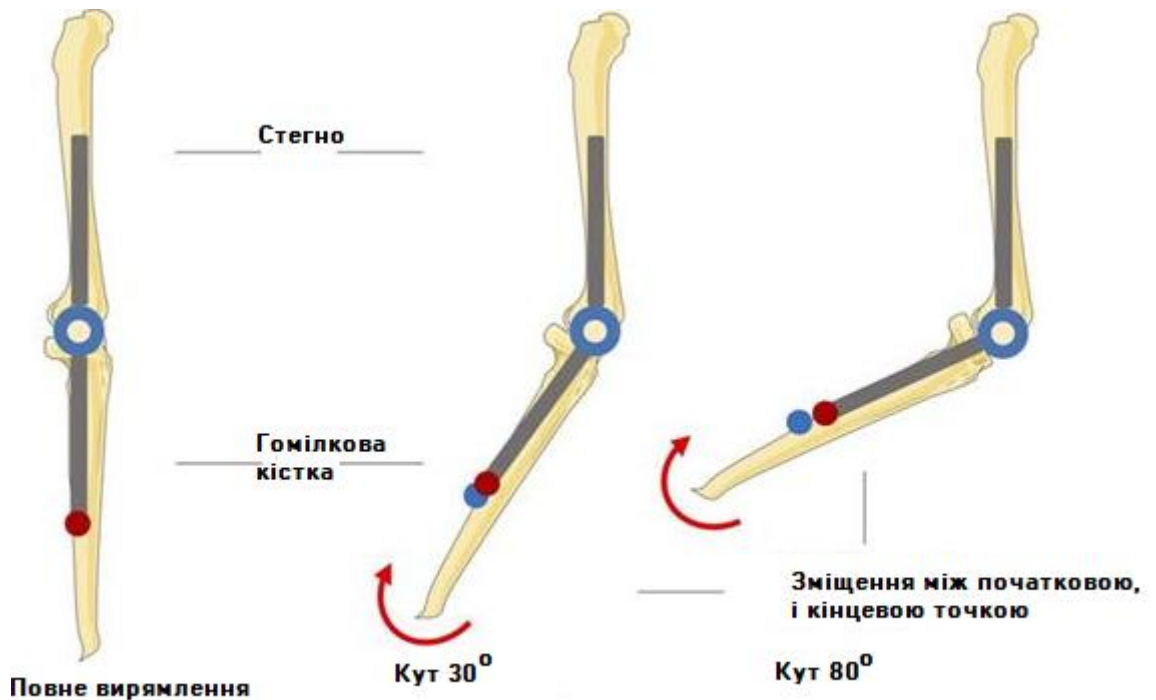


Рисунок 1.2 – Анатомічна схема колінного суглоба.

В даний час, щоб спростити конструкцію колінного суглоба, більшість установ розробляють структуру екзоскелету колінного суглоба як одноосьове центральне обертання з одним ступенем свободи. З опису в розділі ми бачимо, що колінний суглоб людини не можна розглядати як простий шарнірний суглоб. Коли структура екзоскелету колінного суглоба з однією осею підтримується багато осьовим колінним суглобом, між екзоскелетом і кінцівками відбуватиметься відносне ковзання (рисунок 1.2) . Цей рух може легко спричинити ковзання та спричинити непотрібну зовнішню силу на кінцівки. Пацієнти, які носять екзоскелет, відчуватимуть дискомфорт через рух ковзання та біль через стримуючу силу, яку чинить бандаж під час ковзання[4].

1.3 Анатомія людського коліна

Ходьба, біг, сходинки та сідання-підйом є дуже поширеними рухами у повсякденному житті людини. У всіх цих рухах основні функції колінного суглобу включають підтримку ваги тіла, поглинання ударів при стику п'ятки та допомогу в руху нижніх кінцівок [3]. Згідно з попередніми дослідженнями, пасивне згинання колінного суглобу може досягати 160 градусів у сагітальній площині [1, 5, 12]. Максимальне навантаження на колінний суглоб становить 2-3 рази більше від ваги тіла під час ходьби, 2-5 разів більше під час сідання-підйому, 4-6 разів більше під час сходинок та 7-12 разів більше під час бігу [12–14].

Як показано на рисунку 2(a), крок може бути поділений на дві основні фази: стопа (приблизно 0-65% кроку) і рухові фази (приблизно 65-100% кроку) [15, 16]. Фаза стопи складається з трьох підфаз: початкова (від удару п'ятки до опори на стопу), середня (від опори на стопу до протилежного удару п'ятки) і кінцева стопа (від протилежного удару п'ятки до відштовхування від пальців ніг) [16, 17]. Колінний суглоб у фазі стопи вважається механізмом поглинання ударів для прийому ваги тіла [18]. Фаза руху складається з двох підфаз: початкова (від відштовхування від пальців ніг до максимального згину коліна) і кінцева рух (від максимального згину коліна до удару п'ятки) [16, 17]. Основна функція коліна у фазі руху полягає в допомозі в згинанні-розгинанні для проходження між пальцями ніг, розташування стопи та перехоплення навантаження на наступний крок [20].

Зі збільшенням швидкості зростають діапазони рухів, максимальний момент розгинання та максимальна потужність поглинання. На рисунку 2(b) показана типова крива залежності кута коліна від часу. Є два піки згинання (A і C) і розгинання (B і D) кутів. Точки A і B відбуваються у фазі стопи, а точки C і D - у фазі руху. Порівнюючи два піки згинання, значення у фазі руху завжди більше, ніж у фазі стопи. Таблиця 1 наводить значення цих точок з 18

досліджень. Діапазони точок А, В, С і D становлять від 6 до 28 градусів, від -2 до 5 градусів, від 53 до 78 градусів і від -5 до 16 градусів відповідно. Загалом, діапазон руху коливається від 53 до 75 градусів для нормальної ходьби. На рисунку 2(с) показана типова залежність моменту коліна від часу. Є два піки розгинання (Е і G) і згинання (F і H) моментів. Точка H відбувається у фазі руху, а інші - у фазі стопи. Таблиця 2 наводить значення цих точок з 11 досліджень. Значення цих точок значно варіюються в різних дослідженнях. Діапазони точок E, F, G і H становлять від 0,129 до 0,945 Нм/кг, від -0,675 до 0,067 Нм/кг, від 0,101 до 0,466 Нм/кг і від -0,420 до 0,086 Нм/кг відповідно. Перший пік розгинання завжди більший за другий. Але важко визначити, який з двох піків згинання більший. Загалом, діапазон моменту становить приблизно 0,458-1,265 Нм/кг для нормальної ходьби. На рисунку 2(d) показана типова залежність потужності коліна від часу. Вона включає одну пікову потужність вироблення (J) і три пікові потужності поглинання (I, K і L). Точка L відбувається у фазі руху, а інші - у фазі стопи. Для колінного суглобу у фазі руху є лише поглинання потужності. І в загальному циклі руху коліна потужності поглинання значно більші за потужності вироблення. Mooney і Herr [22] встановили, що середня потужність коліна становить приблизно -18 Вт (середня потужність вироблення і поглинання становить приблизно 18 Вт і -36 Вт відповідно). Таблиця 3 наводить значення цих точок з 10 досліджень. Діапазони точок I, J, K і L становлять від -1,736 до -0,116 Вт/кг, від 0,286 до 0,834 Вт/кг, від -1,935 до -0,403 Вт/кг і від -2,712 до -0,321 Вт/кг відповідно. Загалом, діапазон потужності коліна становить від -2,712 до 0,834 Вт/кг для нормальної ходьби.

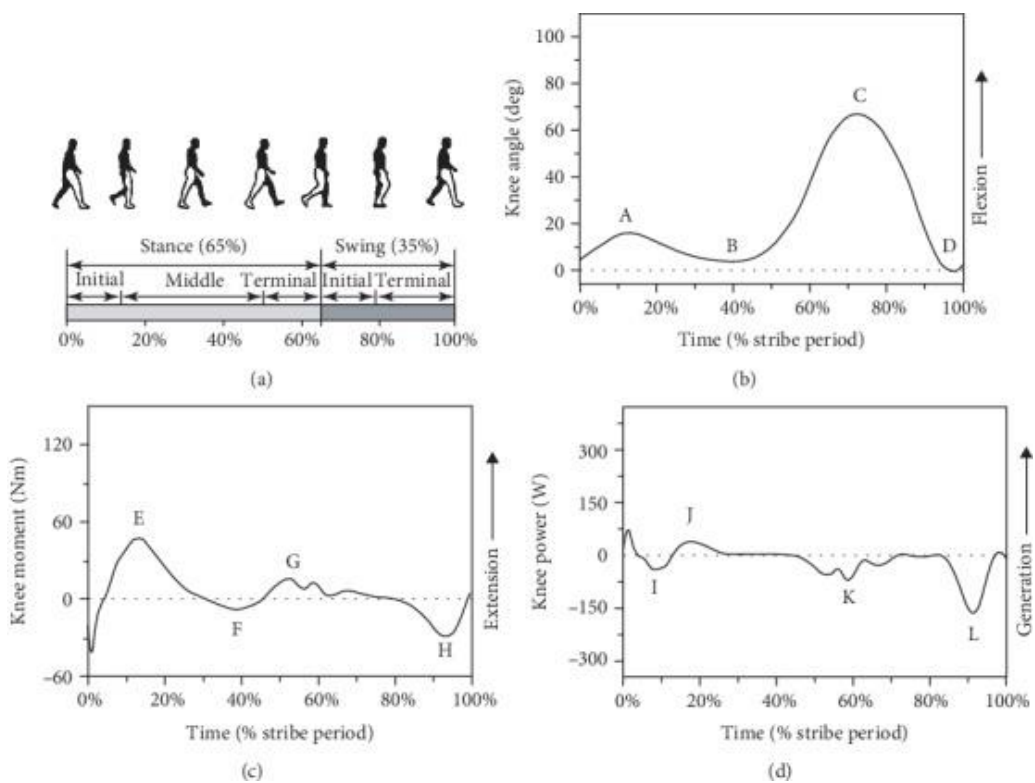


Рисунок 1.1 – Ескізна карта руху та типові криві кута нахилу колінного суглоба, моменту та сили в сагітальній площині під час циклу ходьби.

Узагальнюючи, біомеханіка колінного суглобу під час повсякденних рухів у сагітальній площині включає широкий діапазон руху, максимальний момент та максимальну потужність. Ці показники залежать від типу руху, такого як ходьба, біг, сходинки та сидання-підйом. Розуміння біомеханіки колінного суглобу може бути корисним для розробки допоміжних пристроїв для колін та оптимізації вправ для реабілітації.

Висновки до розділу 1

У даному розділі було розглянуто потребу в даному типі розробок, та для чого це потрібно.

Розглянуто основні частини суглобу людини, і як вони взаємодіють між собою

Зроблено висновок що рух колінного суглобу складніший за просте шарнірне з'єднання. Тому для комфортного користування потрібно розробити анатомічну форму, яка буде рухатися без дискомфорту для користувача. Бо без такого можна отримати незручний пристрій який буде ковзати, і може викликати біль, і дискомфортні відчуття.

РОЗДІЛ 2

Матеріали та методи проектування

2.1 Середовища для моделювання

Для створення моделі екзоскелету було обрано програмне забезпечення Inventor, Autocad, Arduino IDE.

Autodesk Inventor та Autocad- це програмне забезпечення комп'ютерної допомоги в проектуванні (CAD), розроблене компанією Autodesk для 3D-механічного моделювання, симуляції, візуалізації та документування. Inventor дозволяє інтегрувати 2D та 3D дані в спільному середовищі, створюючи віртуальне представлення кінцевих деталей, що дозволяє користувачам перевірити їх форму, прилягання та функціональність до їх фактичної реалізації. Autodesk Inventor та Autocad включає параметричні, пряме редагування та моделювання вільної форми, а також можливості перекладу між різними CAD-системами у стандартних комп'ютерних малюнках DWG (DraWinG).

В даній роботі Autodesk Inventor використовується для створення моделей для 3D друку, а Autocad використовується для створення загального вигляду моделі.

Arduino IDE (Integrated Development Environment) - це середовище розробки, що використовується для програмування платформи Arduino. Arduino - це відкрите апаратне та програмне забезпечення, яке дозволяє створювати інтерактивні електронні проекти.

Arduino IDE надає зручні інструменти для написання, компіляції та завантаження програмного коду на платформу Arduino. Вона підтримує мову програмування Wiring або Arduino, яка базується на мові C/C++. Завдяки Arduino IDE можна легко створювати програми для керування різними

електронними пристроями та сенсорами, включаючи світлодіоди, датчики, мотори та багато іншого.

Arduino IDE має інтуїтивний і простий у використанні інтерфейс, що дозволяє навчатися програмуванню і електроніці навіть новачкам. Вона підтримує багато різних моделей і плат Arduino, таких як Arduino Uno, Arduino Nano, Arduino Mega і багато інших. Крім того, Arduino IDE має широкую спільноту користувачів, яка надає підтримку, приклади коду та додаткові бібліотеки для розширення можливостей платформи Arduino.

2.2 Методи прототипування

Для прототипування окремих вузлів екзоскелета використовується технологія FDM друку пластиком на спеціальних принтерах. FDM (Fused Deposition Modeling) є одним з найпоширеніших методів прототипування в адитивному виробництві, також відомим як 3D-друк на основі плавлення. Цей метод використовує спеціальні принтери, які плавлять та наносять термопластичний матеріал шар за шаром, створюючи 3D-об'єкти за допомогою комп'ютерної моделі.

Основний процес FDM-прототипування включає наступні кроки:

1. Підготовка моделі: Спочатку потрібно створити або завантажити 3D-модель об'єкта, який потрібно виготовити. Ця модель зазвичай створюється за допомогою спеціалізованого CAD-програмного забезпечення.

2. Налаштування принтера: Принтер FDM потребує налаштування параметрів перед друком, таких як розмір шару, швидкість друку, температура плавлення матеріалу та інші параметри, що залежать від використовуваного матеріалу та вимог друкованої моделі.

3. Підготовка матеріалу: Використовуваний термопластичний матеріал, часто називається філаментом, подається в принтер. Він може бути в рулонах або картриджах, в залежності від моделі принтера.

4. Друк об'єкта: Процес друку полягає у нагріванні матеріалу до плавлення і нанесенні його шар за шаром на будівельну платформу. Принтер рухається по програмованому шляху, щоб нанести матеріал у відповідних місцях, створюючи 3D-структуру. Кожний шар матеріалу з'єднується з попереднім шаром, затверджується та охолоджується, щоб забезпечити стійкість та міцністю.

Висновки до розділу 2

Завдяки використанню програмного забезпечення Autodesk Inventor, Autocad та Arduino IDE, було забезпечено успішне прототипування моделі екзоскелету. Autodesk Inventor та Autocad надали потрібні інструменти для створення 3D-моделей та загального вигляду конструкції. Arduino IDE, зі своїм зручним інтерфейсом та підтримкою різних моделей Arduino, дозволив легко програмувати та керувати електронними пристроями в екзоскелеті.

Окрім того, метод FDM прототипування, який було використано для друку окремих вузлів екзоскелету, дозволив швидко і точно виготовити 3D-об'єкти з термопластичного матеріалу. Цей метод забезпечує можливість шаруватого нанесення матеріалу, що забезпечує високу точність і деталізацію прототипів.

У результаті, завдяки поєднанню вищезгаданих технологій і методів, було здійснено успішне прототипування моделі екзоскелету, що дозволяє дослідникам і розробникам проводити детальні перевірки функціональності, форми та прилягання перед фактичним виготовленням екзоскелету. Ці інструменти та методи відіграють важливу роль у виробництві і розвитку інноваційних медичних технологій, сприяючи створенню більш ефективних та персоналізованих рішень для медичних потреб.

РОЗДІЛ 3

Моделювання

3.1 Розробка механіки екзоскелета

Оскільки людське коліно не можна розглядати як шарнірне з'єднання, тому що воно здійснює складніші рухи (Розділ 1). Було вирішено за основу рухомого з'єднання не брати існуючі приклади, а розробити новий суглоб на основі людського коліна. Взявши за основу рентген зображення колінного суглобу можна розробити штучний «суглоб». Це дозволяє зменшити складність, вагу, громіздкість порівняно з існуючими прикладами. На рисунку 3.1 зображено принцип за яким буде виконано рухоме з'єднання екзоскелету. Це з'єднання має працювати як людське коліно, максимально зручно для носія, компенсуючи багатоосьвий рух який не дозволяє використовувати простий шарнір [14].

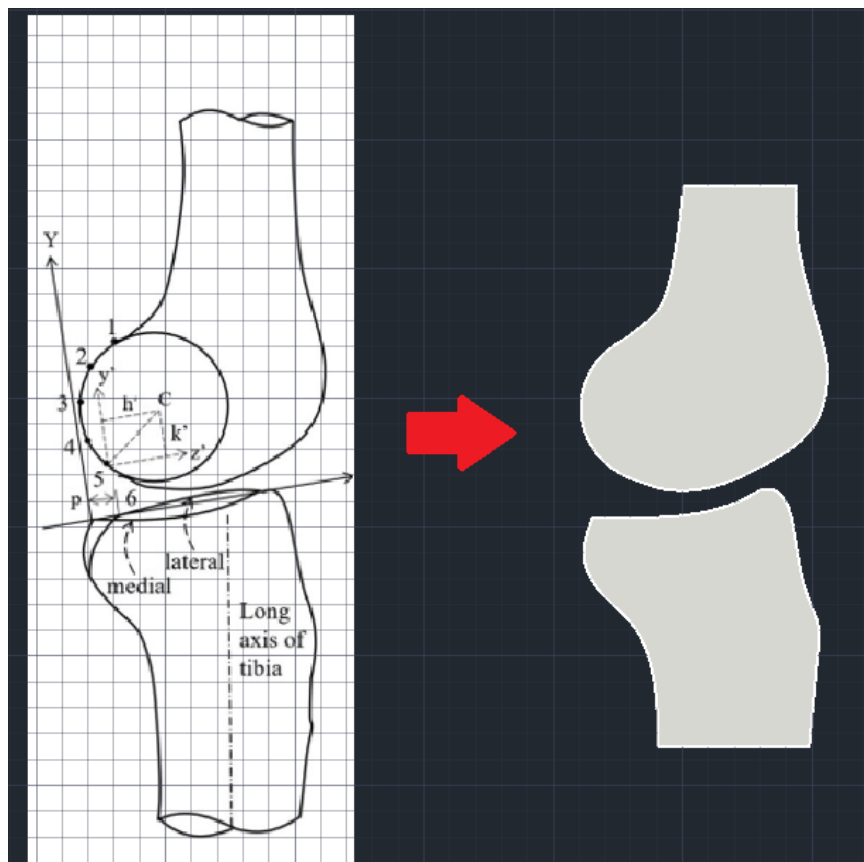


Рисунок 2.3 – Схема створення рухомого з'єднання екзоскелета.

Добавивши стінки до «Гомілкової частини» суглобу, можна отримати чашку для з'єднання суглобу.

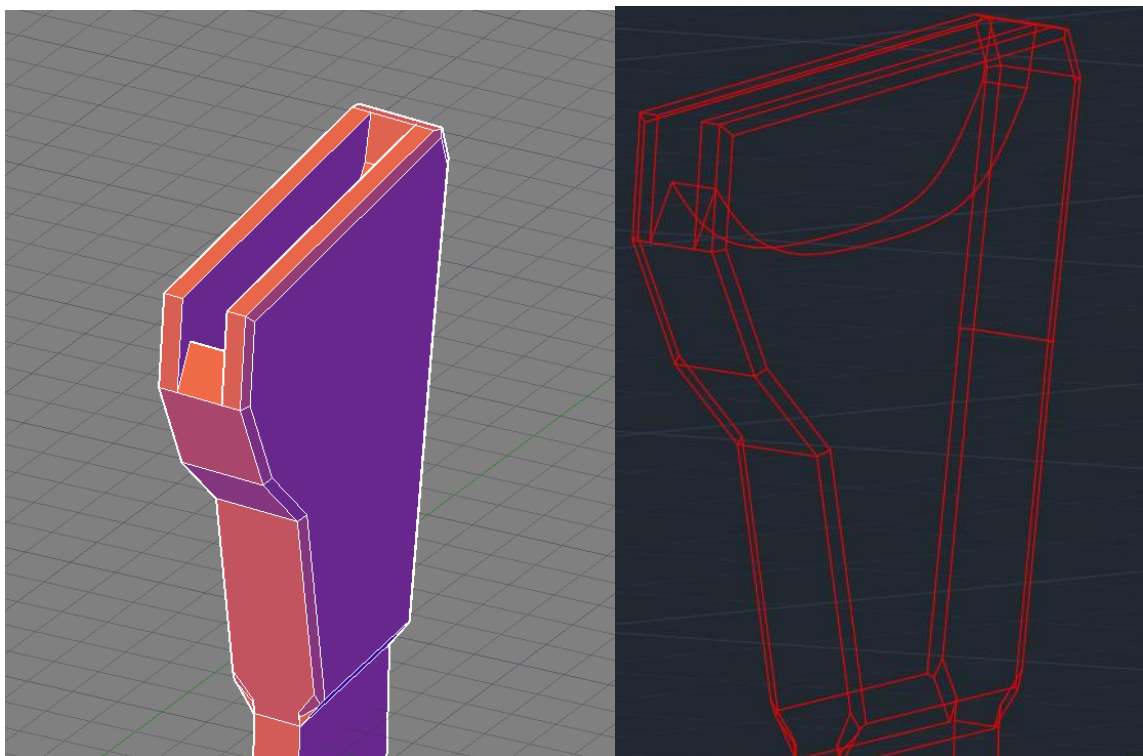


Рисунок 2.4 – Модель в «чашки» в яку буде поміщено «Стегнову частину» частину. Створено в середовищі AutoCAD.

У ідеальному виконанні, поверхня дотику двох деталей має бути виготовлена з відполірованого металу та змащена спеціальними мастильними матеріалами. Однак, у даній роботі через високу складність цього процесу, використання металу не є практичним. Замість цього, кінцева деталь буде виготовлена з пластику.

Для з'єднання двох частинок в нероз'ємну рухому деталь, буде використано натягнуті еластичні шнури. Цей підхід дозволить імітувати функцію сухожилля, запобігаючи розпаданню конструкції, та одночасно надавати можливість руху.

Хоча використання металу та мастильних матеріалів є бажаним, вирішення задачі через використання пластику та еластичних шнурів є реалістичним компромісом з урахуванням складності і доступності

виготовлення. Це дозволить досягти відповідного рівня функціональності та рухомості екзоскелету в межах даної роботи.

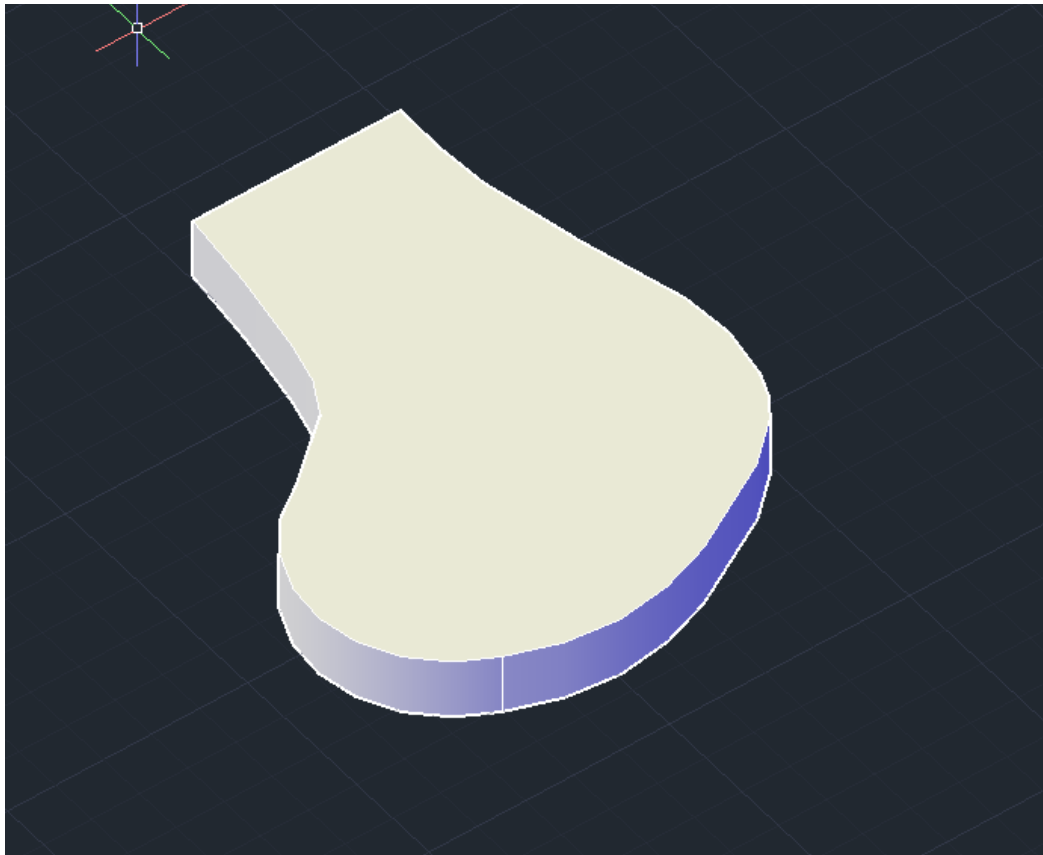


Рисунок 2.4 – Модель в «головки» яку буде поміщено в «чашку». Створено в середовищі AutoCAD.

Приводиться у рух це з'єднання буде за допомогою тросів. Окремо трос на згинання, і окремо на розгинання. У рух троси будуть приводитись за допомогою електродвигунів. На розгинання трос знаходиться з переду екзоскелету (рис. 2.5). Він прикріплений кінцем до нижньої частини «Чашки» з'єднання. Відповідно на згинання, трос буде знаходитись ззаду.

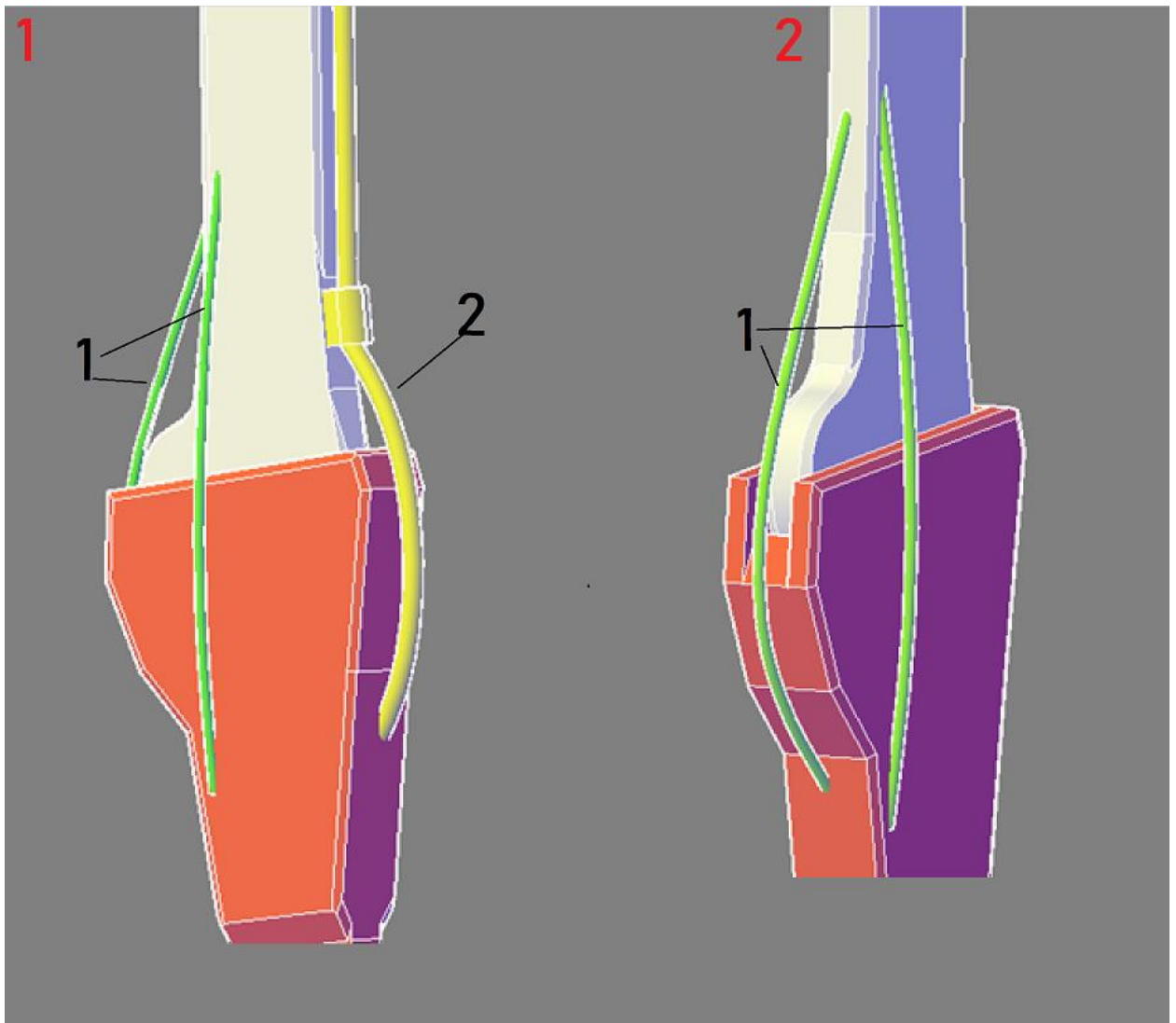


Рисунок 2.4 – 1: Вигляд моделі з переду. 2: вигляд заду. 1 – еластичні троси; 2- трос для розгинання екзоскелету. Створено в середовищі AutoCAD.

Кінцевим етапом створення моделі, буде додання усіх електричних компонентів на корпус екзоскелета. Для екзоскелета потрібно два таких рухомих з'єднання (рис. 2.5), які будуть жорстко з'єднані між собою, дозволяючи надійно прикріпити до ноги людини. Використання ременів та застібок є варіантом для жорсткого з'єднання. Ремені можуть бути розташовані навколо ноги та екзоскелета, а застібки дозволять надійно закріпити їх разом. Цей метод дозволяє регулювати ступінь фіксації в залежності від потреб користувача.

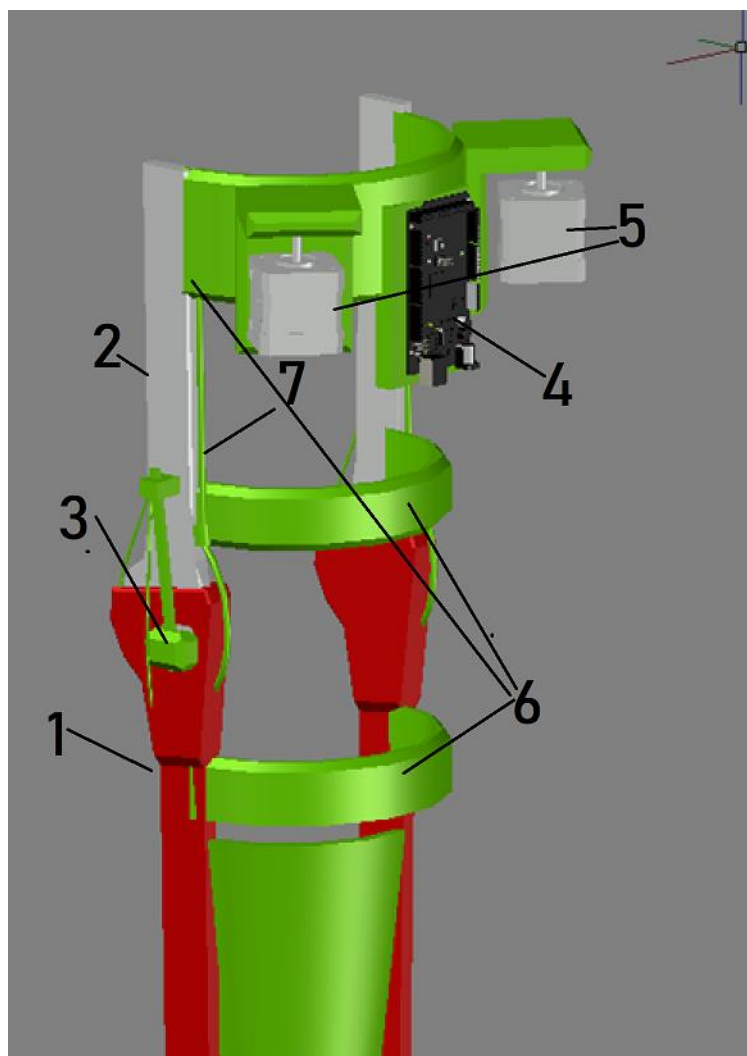


Рисунок 2.5 – Вигляд екзоскелету в зборі: 1 – Чашка з направляючою; 2 – верхня частина скелету. Направляюча з ковзкою головкою яка вкладається в чашку; 3 – сенсор кута AS5600; 4 – Arduino MEGA v3.0; 5 – крокові двигуни; 6 – дуги для жорсткого з'єднання правої і лівої частини між собою; 7 – трос для керування розгинанням конструкції;

На рисунку 2.5 показано кінцевий теоретичний вигляд екзоскелету з урахування мінімально потрібних функцій для його користування. Звісно продовжуючи розробку вигляд буде змінюватись, це лише приблизна модель яка повинна показати основний принцип роботи.

3.1 Розробка прототипу суглоба екзоскелета.

На основі ескізних моделей з попереднього розділу було розроблено прототипи складових частин для друку.

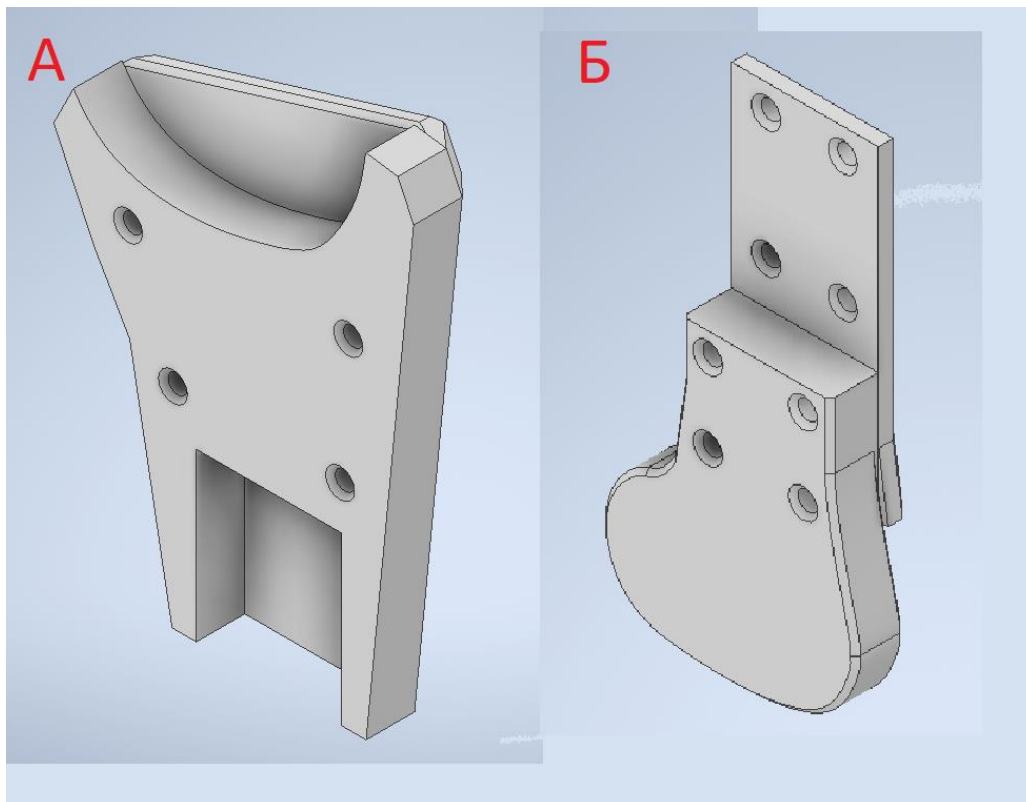


Рисунок 4.1. Приклади знімків МРТ: А –чашка; Б –головка

У моделях екзоскелету, що розглядаються, використовуються практичні й економічні рішення для оптимізації процесу друку. Направляючі елементи виготовляються з доступних матеріалів, що дозволяє знизити витрати на виготовлення прототипу. Ці моделі мають вмонтовані пази, які служать для точного розміщення та кріплення направляючих. Крім того, були враховані вимоги щодо монтажу, оскільки до конструкції додані отвори, які призначені для закріплення металевих болтів, що забезпечує надійне з'єднання направляючих елементів. Такий підхід сприяє зручності монтажу та забезпечує стійкість конструкції екзоскелету.

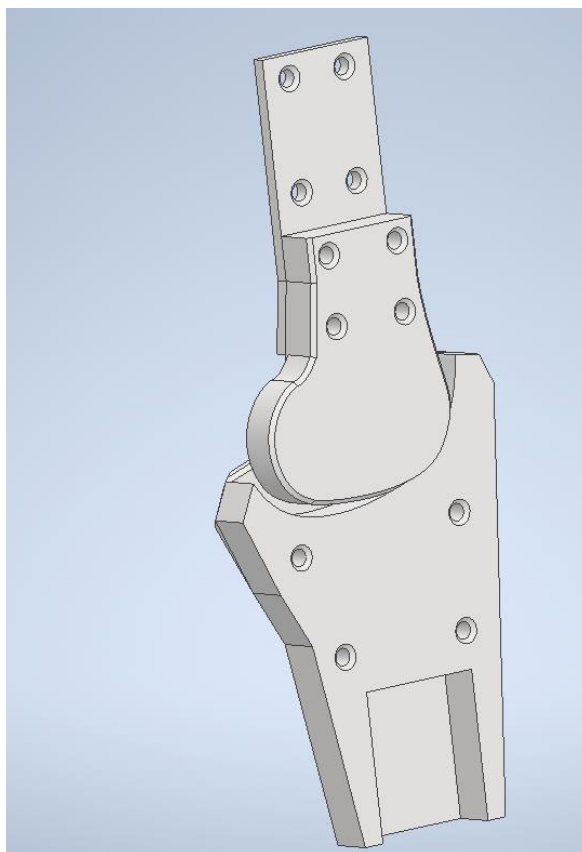


Рисунок 4.1. Дві частини рухомого з'єднання в зборі.

У майбутньому, коли буде розроблений повноцінний прототип готовий для використання, площа контакту двох частин повинна бути виконана з металу для більшої зносостійкості, або тільки одна частина з металу, а інша з м'якішого матеріалу для кращої амортизації.

Надалі відправивши на друк, отримуємо готові деталі які не потрібно більше обробляти. Вони одразу готові до використання.



Рисунок 4.1. Розруковані частини екзоскелета.



Рисунок 4.1. Рухоме з'єднання екзоскелета в зборі.

Основні дані цього компонента екзоскелета:

- Вага: 140 грам;
- Довжина 50 см;
- Діапазон згинання: 0° - 100° ;

Навіть така проста конструкція без складних деталей вже здатна рухатись майже на повний діапазон руху колінного суглобу.

Даний прототи виготовлений з пластику та дерева, хоча в повноцінному прототипі краще використовувати композитні матеріали, наприклад вуглепластик. Це забезпечить ще більшу міцність, і меншу вагу без втрат корисних параметрів.



Рисунок 4.1. Демонстрація рухомості з'єднання.

3.2 Функціональна схема приладу

Центральною функціональною частиною екзоскелету є мікроконтролер, який виконує ряд важливих завдань для забезпечення ефективної роботи системи. Мікроконтролер відповідає за збір даних про положення та контроль двигунів екзоскелету.

На вхід мікроконтролера подаються дані з модуля положення, який включає трьохосьовий акселерометр, трьохосьовий гіроскоп, магнітний датчик нахилу та аналоговий датчик м'язової активності. Ці сенсори забезпечують збір точних даних про рухи та активність користувача.

Отримавши дані про положення, мікроконтролер проводить їх обробку за допомогою спеціальних алгоритмів. Ці алгоритми дозволяють визначити необхідні команди для згинаючих та розгинаючих двигунів екзоскелету, що забезпечує відповідний рух та підтримку користувача.

Додатково, для отримання більш точних даних для коректної ходьби, можна використати бездротове підключення до екзоскелету модуля, який розташований на іншій нозі користувача. Цей модуль також має аналогічні

сенсори для збору даних. В такому випадку використовується складніший алгоритм контролю екзоскелету, який забезпечує більш точні результати та координацію рухів обох ніг.

Мікроконтролер і супутні модулі значно підвищують ефективність та точність роботи екзоскелету, дозволяючи користувачеві здійснювати природні рухи та виконувати завдання з високою точністю і контролем. Ця інтегрована система датчиків та мікроконтролера є ключовим елементом, що забезпечує функціональність та ефективність екзоскелету.

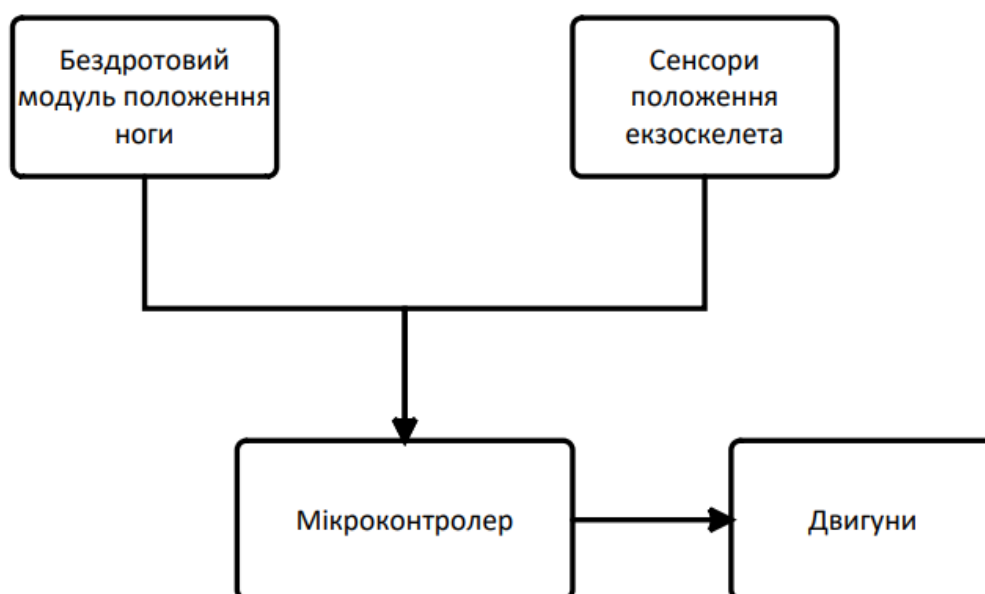


Рисунок 2.1 – Схема функціональних зв'язків приладу, що моделюється.

3.3 Технічні особливості компонентів та особливості їх з'єднання.

Основною частиною екзоскелету буде Arduino MEGA V3.0. Вона обрана через компактність, і доступність для використання. В ній наявна велика кількість роз'ємів для підключення усіх компонентів з запасом.

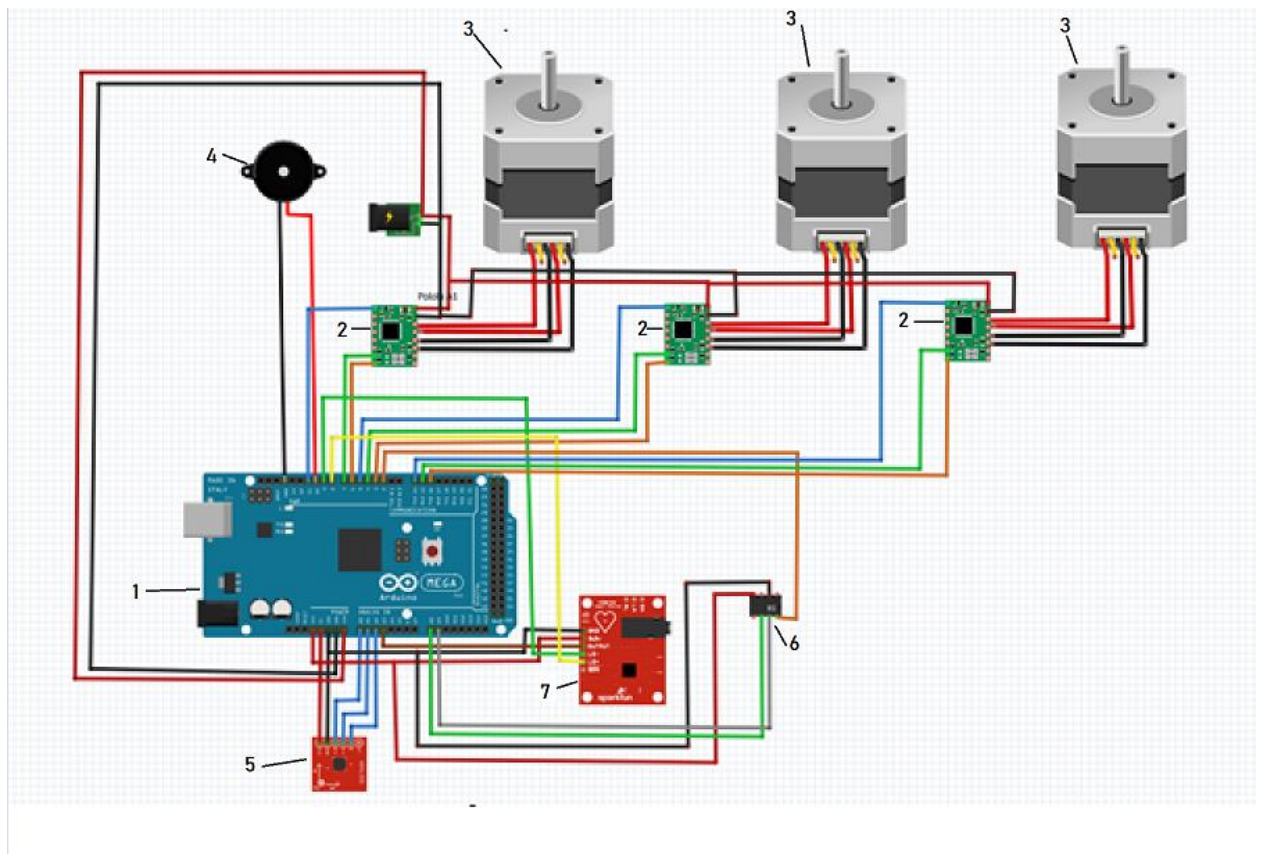


Рисунок 2.2 – Схема підключення компонентів екзоскелета.

На рисунку 2.2 цифрою 1 позначено макетну плату, 2 – драйвер двигуна A4988, 3 – кроковий двигун Nema 23, 4 – динамік, 5 – Акселерометр з гіроскопом MPU-6050, 6 – сенсор кута нахилу AS5800 з магнітом, 7 – Сенсор м'язової активності ad8231.

MPU-6050: Цей модуль використовується для отримання даних про положення екзоскелету у просторі. Якщо необхідно покращити точність і надійність вимірювань, можна розглянути використання більш продуктивних і точних сенсорів, таких як MPU-9250 або MPU-9255, які мають додаткові функції, такі як компас і барометр.

AS5800: Цей датчик вимірює кут нахилу між двома частинами екзоскелету. Якщо потрібна більша точність вимірювань або виключення магнітного впливу, можна розглянути використання більш високоточних інклінометрів або гіроскопів, таких як MPU-9250 або ITG-3200.

AD8231: Цей сенсор м'язової активності дозволяє виявляти один вид руху,

наприклад, розгинання. Якщо потрібно більше розмаїття і точність виявлення рухів, можна розглянути використання комплексних систем електроміографії, які здатні розпізнавати більше типів рухів та м'язової активності.

Варто зазначити, що вибір кожного компонента залежить від конкретних потреб проекту, бюджету та інших факторів. Перед внесенням будь-яких змін в конструкцію екзоскелету, важливо ретельно оцінити вимоги і зробити дослідження, щоб забезпечити оптимальне функціонування системи.

3.4 Принцип контролю екзоскелета.

В якості допоміжного способу контролю екзоскелета, було вирішено розробити пристрій який би міг би зчитувати показники положення ноги, та передавати їх на екзоскелет для кращого контролю.

Оскільки проста ходьба є періодичним процесом, то можна знімати показники положення зі здорової ноги(рисунок 3.5, зелений колір), і зсунувши фазу ходьби на крок назад відтворити його за допомогою екзоскелету(рисунок 3.5, червоний колір).

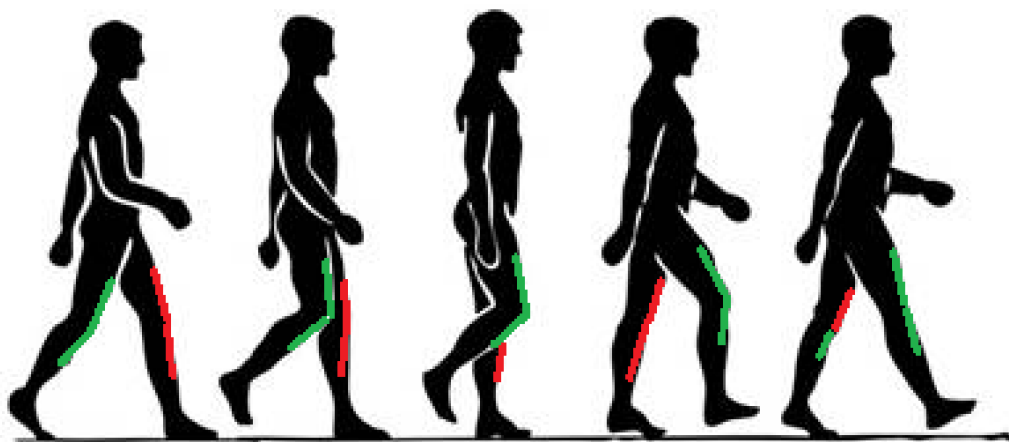


Рисунок 4.1. Схема ходьби людини. Зеленим кольором позначено здорову ногу сенсором положення. Червоним – екзоскелет.

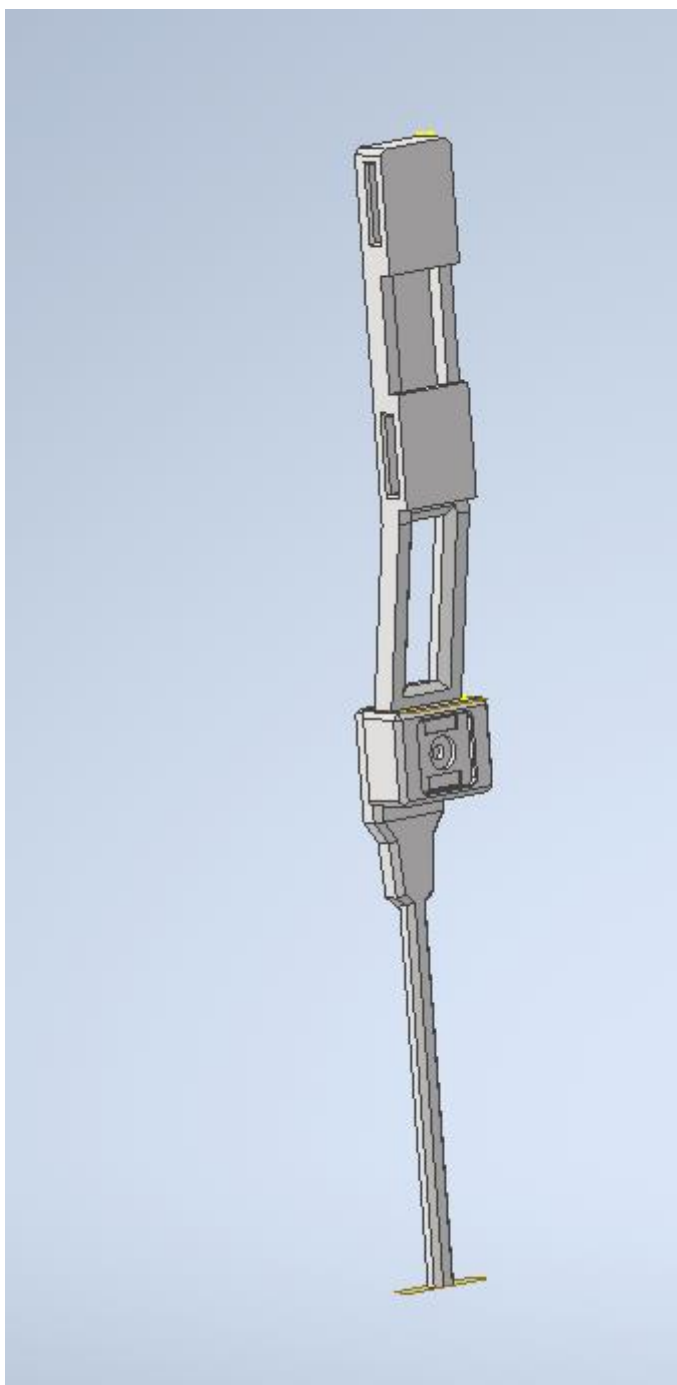


Рисунок 4.1. Модель приладу для знімання положення ноги. Виконано в Inventor.

Цей пристрій має ті ж самі компоненти що й екзоскелет, окрім двигунів і драйверів для них. Додавши радіомодуль до обох пристроїв, можна створити зв'язок для контролю екзоскелета.

Кріпиться до ноги простими тканевими ремнями в трьох місцях.



Рисунок 4.1. Готова модель пристрою одягнена на піддослідного.

В даній роботі використовується міосенсор AD3231 для отримання даних про бажання людини зробити рух ногою. Основний принцип роботи EMG-сенсора полягає в захопленні та підсиленні слабких електричних сигналів, що генеруються м'язами, і їх подальшому аналізі. Зазвичай сенсори складаються з електродів, які розташовані на поверхності шкіри в районі м'язів, які вивчаються. Електроди реєструють електричні потенціали, які виникають під час м'язової активності [4],[7].

На фотографіях показано куди були прикріплені виводи сенсора для отримання даних про активність м'язів (рис. 2.6).

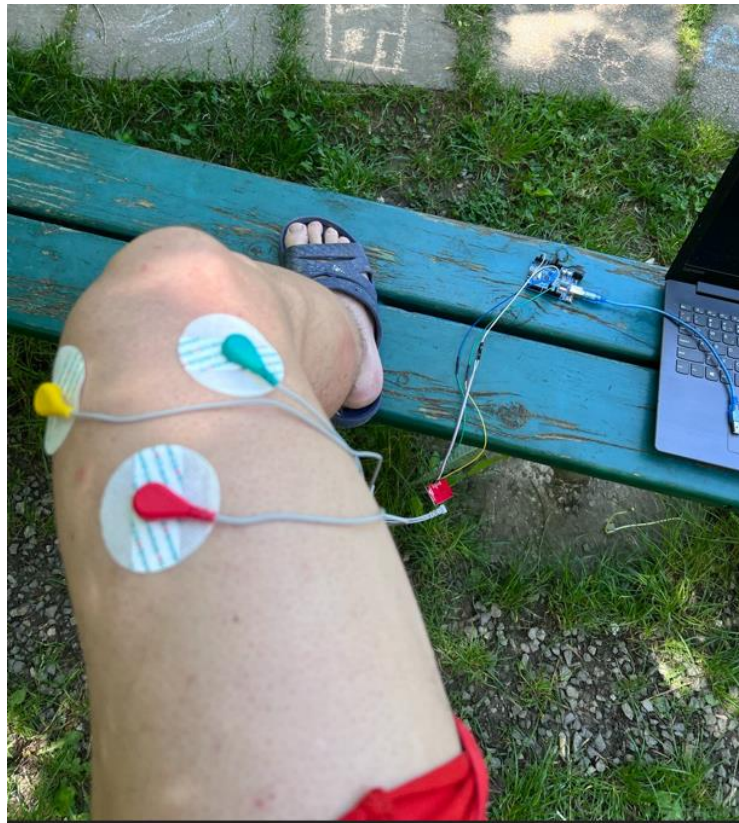


Рисунок 2.6 – Під'єднання електродів до ноги.

Через невисоку чутливість цей сенсор реагує на найближчі групи м'язів, в даному випадку на м'язи «розгиначі». Ці м'язи скорочуються, і випрямляють ногу. Також потрібно використовувати електропровідний гель для кращого контакту зі шкірою.

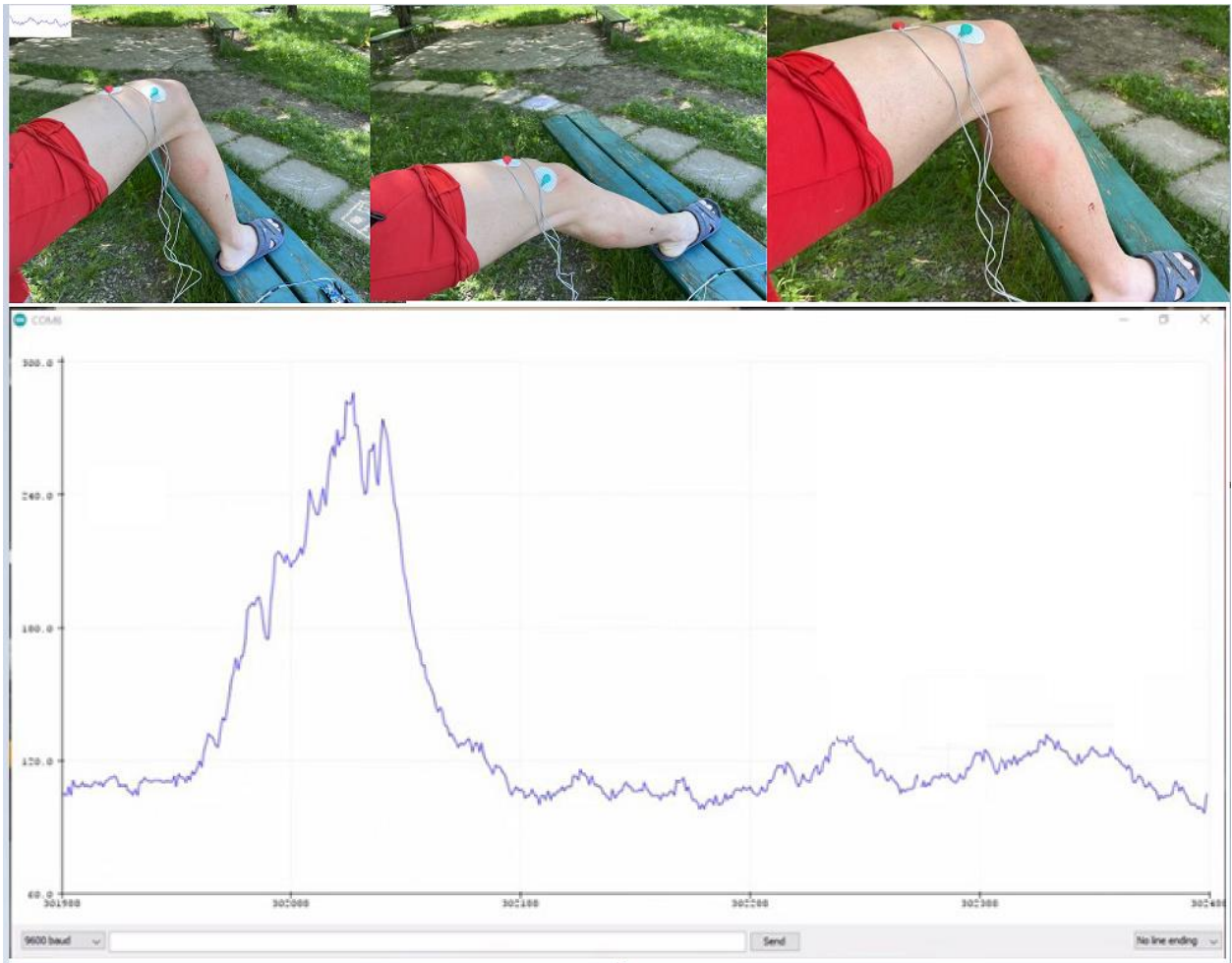


Рисунок 2.7 – Графік зчитуваної активності при розгинанні. Отримано в Arduino IDE.

Оскільки планується використовувати дані з цього сенсору для контролю двигунів екзоскелету, потрібно отримати більш гладкішу криву що б уникнути ривків при роботі. Для згладжування кривої потрібно використати фільтр з низьким часом відгуку, який буде не затримувати збір даних з сенсора. Для цієї задачі було обрано спрощений фільтр «Калмана». Цей фільтр наперед очікує певний розкид значень(очікуваний шум), і при тому сам підлаштовується в процесі роботи фільтра під потрібні значення.

Код фільтра знаходиться у додатку А.

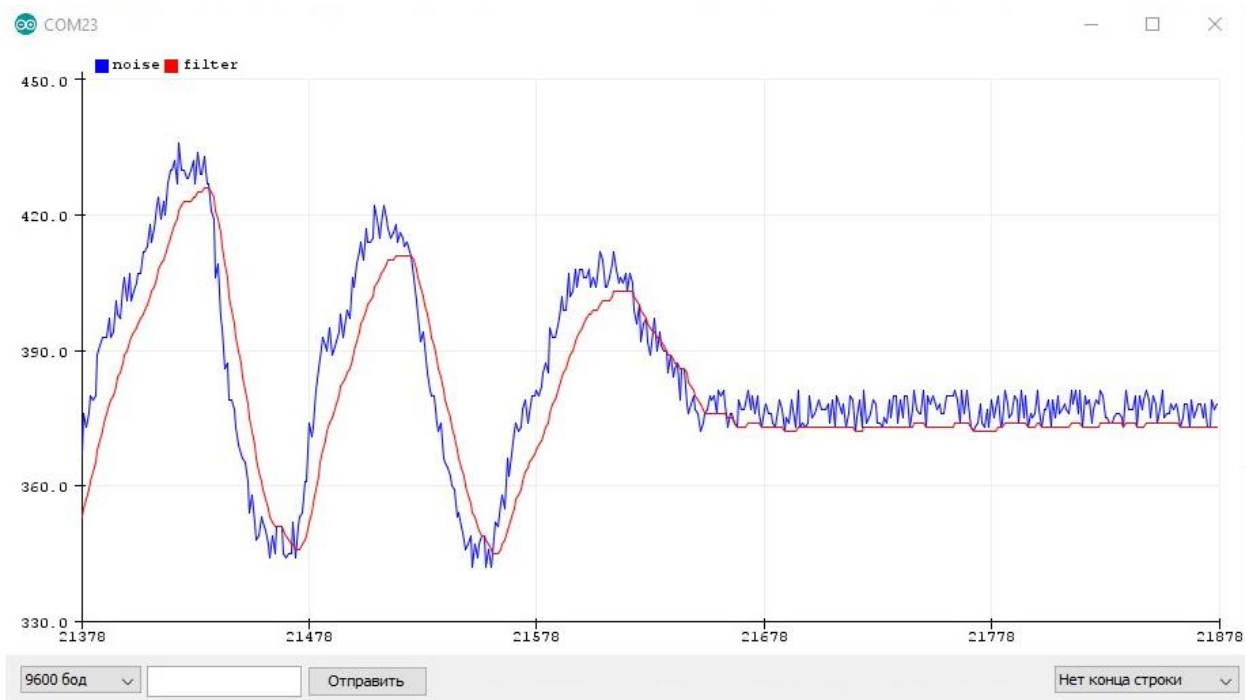


Рисунок 2.7 – Графік зчитуваної активності при розгинанні (синій).
Відфільтрований (червоний.)

Висновки до розділу 2

У даному розділі було розглянуто процес розробки моделі екзоскелету коліна. Був наданий покроковий опис розробки моделі. Була проведена розробка схеми з можливими мінімальними компонентами для функціонування. Був розглянутий один спосіб для контролю екзоскелету за допомогою сенсору активності м'язів (EMG).

РОЗДІЛ 3 Охорона праці.

В цій роботі розробляється колінний екзоскелет людини. Він призначений для зменшення навантажень на суглоб, підсилення суглобу. Екзоскелети застосовують при реабілітації, при хворобах пов'язаних зі слабкістю м'язів ноги, або потреб в якій наявні великі навантаження на ноги.

Для даного розділу дипломного проектування було обрано план №1 для виконання, оскільки метою дипломної роботи була розробка колінного екзоскелету. Для цього був розроблений прототип приладу.

Метою даного розділу є виявлення, оцінка та методи усунення чи передбачення потенційних небезпек, що створюються елементами та конструкцією проєктованого приладу, та заходи їх усунення.

1.1 Характеристики компонентів екзоскелету

Для цієї роботи було розроблено модель екзоскелету. Цей екзоскелет складається з двох направляючих по бокам ноги з ковзким колінним шарніром. Ці частини жорстко з'єднанні між собою дугами для міцного прикріплення до ноги. У рух цей екзоскелет приводиться за допомогою крокових електродвигунів Nema 42. Для контролю екзоскелета використовується мікроконтролер Arduino Mega V.3. Для контролю положення наявні сенсори MPU-6050, AS5600.

Технічні характеристики компонентів наведені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Характеристики компонентів екзоскелета

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1.	Мікроконтролер Arduino MEGA V3	Споживана потужність: до 2,4 Вт, напруга живлення: 3,35 – 12 В, максимальний струм живлення: 40 мА, Вага: 30г	1	4

2.	Крокові електродвигуни NEMA 34	Напруга живлення: – 24 В, максимальний струм живлення: 4,5-6 А Вага: 300г	3	5
3.	Магнітний енкодер AS5600	Напруга живлення: 5 В, максимальний струм живлення: 5 мА	1	3
4.	Сенсор м'язової активності AD8232	Напруга живлення: 3,3 В, максимальний струм живлення: 0,25 мА	1	4
5.	Акселерометр MPU-6050	Напруга живлення: 5 В	1	1
6.	Чашка з направляючою	Матеріал: вуглепластик, Вага: 70г	2	1
7.	Верхня частина скелету	Матеріал: вуглепластик, ковзка частина з полірованої сталі. Вага: 70г	1	2
8.	Дуги для жорсткого з'єднання правої і лівої частини між собою	Матеріал: вуглепластик, Вага: 50г	3	6
9.	Троси	Матеріал: Сталь	4	7

Усі складові частин екзоскелету зображено на рисунку 1.1.

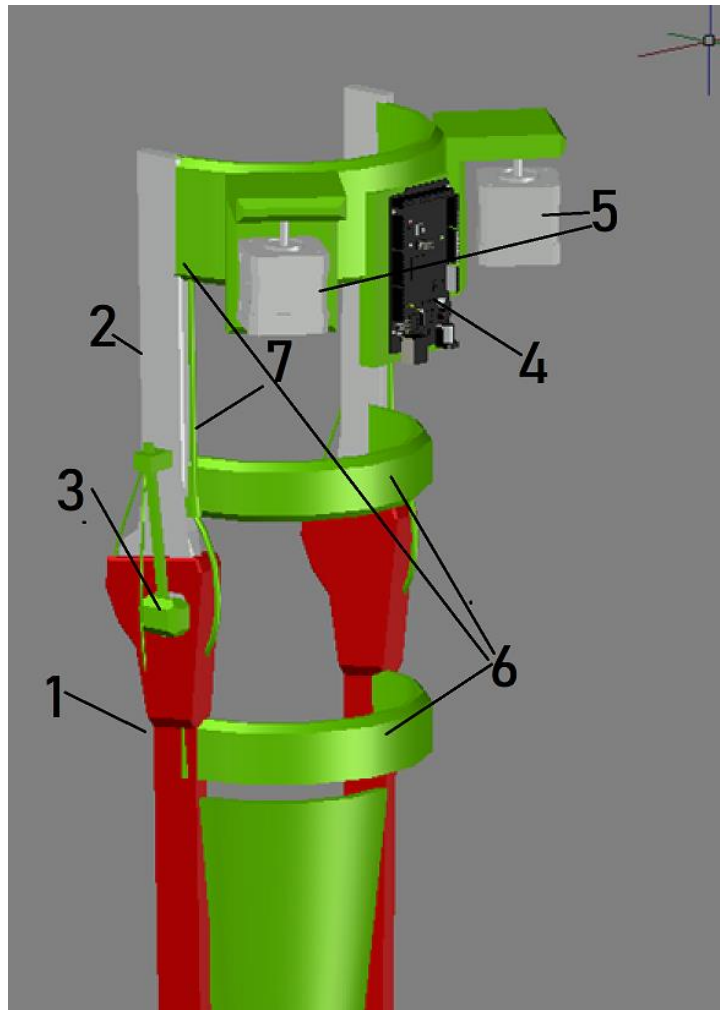


Рисунок 1.1 – Вигляд екзоскелету в зборі: 1 – Чашка з направляючою; 2 – верхня частина скелету. Направляюча з ковзкою головкою яка вкладається в чашку; 3 – сенсор кута AS5600; 4 – Arduino MEGA v3.0; 5 – крокові двигуни; 6 – дуги для жорсткого з'єднання правої і лівої частини між собою; 7 – трос для керування розгинанням конструкції;

1.2 Складові частини ультразвукового скальпеля з приладом для контролю температури

Основні складові частини приладу представлені на рисунку 1.1.



Рисунок 1.1 – Структурна схема приладу

Центральною функціональною частиною екзоскелету буде мікроконтролер, який забезпечує збір даних про положення, і контроль двигунів. На вхід мікроконтролера будуть подаватися дані з модуля положення, до складу якого входять: трьохосьовий акселерометр та трьохосьовий гіроскоп, магнітний датчик нахилу, аналоговий датчик м'язової активності. Після отримання даних про положення, буде йти їх обробка алгоритмами, і далі подаватися сигнал на згинаючі та розгинаючі двигуни.

Також для допомоги в отриманні даних для правильної ходьби, по бездротовому зв'язку до екзоскелету можна підключити модуль, який знаходиться на іншій нозі, і в якого також наявні аналогічні сенсори. В такому випадку буде застосовано складніший, але набагато точніший алгоритм контролю екзоскелета.

1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Спосіб контролю екзоскелета людиною.

Таблиця 1.2 – Взаємодія приладу в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	Вид відображення інформації	Кількість
1.	Акселерометр MPU-6050	Цифровий сигнал на мікроконтролер	1
2.	Магнітний енкодер AS5600	Цифровий сигнал на мікроконтролер	1
3.	Сенсор м'язової активності AD8232	Задається кут згину екзоскелета	1
4	Додатковий модуль контролю положення ноги	Задання положення екзоскелета відносно іншої ноги.	1

2. Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією приладу, який проектується, та заходи їх усунення.

В даному приладі можливі наступні небезпеки: тертя шкіри, ненадійна фіксація. Обидві проблеми вирушують індивідуальною модифікацією екзоскелета для окремої людини. Тобто ми беремо ідивідуальні розміри кожної людини і підганяємо екзоскелет під нього.

2.1 Небезпеки механічного характеру

Оцінка небезпек механічного характеру, їх наслідки та способи усунення наведено в таблицях 2.1-2.3.

Таблиця 2.1 – Небезпеки механічного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Сталевий трос	Розрив, випадіння з пазу.	Рухомі частини.	Порізи користувача

Продовження таблиці 2.1

2.	Рухоме з'єднання чашки з головою	Випадіння з чашки	Гострі краї, Припинення функціонування приладу	Травми користувача
3.	Кабелі, роз'єми компонентів	Розрив кабелів, пошкодження роз'ємів при користуванні	Припинення функціонування приладу	Травми користувача
4.	Тканинні ремні кріплення	Розрив кріплень	Припинення функціонування приладу	Травми користувача

Таблиця 2.2 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактори небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Сталевий трос	0-80 кг	Не більше 150 кг
2.	Рухоме з'єднання чашки з головою	Відкриті	Закриті/відсутні
3.	Розрив кріплень ремнів	0-30	Не більше 60 кг

В таблиці 2.3 наведено заходи безпеки що б попередити можливість травмування розривами кріплень, тросами, кабелями, випадіння частин механізму.

Таблиця 2.3 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Сталевий трос	Обмеження навантаження, індикатор навантаження
		Рухоме з'єднання чашки з головою	Обмеження навантаження та інтенсивності руху
		Кабелі, роз'єми компонентів	Перевірка на надійність перед експлуатацією
		Тканинні ремні кріплення	
2.	Організаційні заходи	Інструкція по експлуатації	Навчання з питань безпеки при експлуатації
3.	Режимні	Не передбачені	
4.	Експлуатаційні	Повірка цілісності конструкції	Достовірність інформації

За рахунок вище зазначених заходів прилад стає більш безпечним для використання та прибирає можливість механічного впливу на користувача.

3. Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації колінного екзоскелету»

1. Загальні положення, що стосуються прав і обов'язків обслуговуючого персоналу щодо дотримання вимог техніки безпеки:
 - 1.1. Перед першим використанням екзоскелет повинен бути перевірений на працездатність у технічного спеціаліста компанії розробника
 - 1.2. Перше надягання на пацієнта повинно бути проведено технічним спеціалістом компанії розробника
 - 1.3. Перед першим використанням технічний спеціаліст повинен відкалібрувати і перевірити правильність роботи електроніки
2. Технологічні вимоги щодо дотримання заходів безпеки перед початком роботи, під час роботи і після закінчення роботи та в умовах надзвичайних ситуацій:
 - 2.1. кожен раз перед використанням потрібно перевірити заряд акумуляторів, надійність кріплень ремнів, стан сталевих тросів
 - 2.2. Після закінчення використання потрібно від'єднати акумулятор.
 - 2.3. При нестабільній роботі приладу, потрібно звернутися до компанії розробника.
 - 2.4. після закінчення роботи прилад має бути вимкнений та покладений у безпечне місце.
3. Особливості обслуговування даного комплексу і безпечні методи роботи:
 - 3.1. модифікації або ремонт повинен виконувати лише інженерним представником компанії-розробника;
 - 3.2. повинно проводитись регулярне технічне обслуговування інструменту.

Висновки до розділу

У цьому розділі було розглянуто потенційно небезпечні фактори, що можуть виникати під час використання колінного екзоскелету, а також способи їх запобігання. Для запобігання цим ризикам були розроблені технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи, спрямовані на забезпечення безпеки під час використання екзоскелету. Технічні заходи можуть включати в себе додаткові захисні елементи, які зменшують ризик контакту з небезпечними механізмами екзоскелету. Організаційні заходи можуть передбачати навчання персоналу щодо безпечного використання та правильної процедури одягання та знімання екзоскелету. Експлуатаційні заходи включають періодичний технічний огляд та обслуговування екзоскелету, щоб переконатися, що він функціонує належним чином і має необхідні рівні безпеки.

Крім того, розроблена інструкція з техніки безпеки, яка надає вичерпні вказівки та рекомендації стосовно безпечного використання колінного екзоскелету. Ця інструкція може включати інформацію про правильну постановку екзоскелету, процедури безпеки під час роботи з ним, а також ознайомлення з потенційними ризиками та способами їх уникнення.

Всі ці заходи спрямовані на забезпечення безпеки користувачів під час використання колінного екзоскелету. Важливо дотримуватися інструкцій техніки безпеки та бути свідомими про потенційні ризики, щоб забезпечити безпечне та ефективне використання цього пристрою.

ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи були виконані усі поставлені завдання. У результаті огляду літератури було встановлено, що колінний суглоб виконує складний багатоосьовий рух. Цей рух не можна замінити одним простим шарніром, для цього потрібно використовувати різні методи. В даній роботі були розроблені направляючі, які схожі по будові на людське коліно, і рухаються по схожому принципу. Це дозволило зменшити громіздкість, і зберегти простоту конструкції.

Також була розроблена електрична схема з підключенням компонентів для подальшого збору демонстраційного пристрою.

Було розроблено код для зчитування активності м'язів що б контролювати кут згинання екзоскелета.

Було поставлено задачі: Розробити екзоскелет з оптимальною конструкцією. Використовуючи програмне забезпечення AutoCAD, було створено модель екзоскелета для ноги. За допомогою програмного забезпечення Arduino IDE було розроблено код для отримання даних з сенсорів активності м'язів. Дослідження показало що для екзоскелету не достатньо 1 сенсору активності м'язів.

В результаті всієї роботи було розроблено прототи екзоскелету колінного суглобу. Також було частково виготовлено компоненти екзоскелета, а також допоміжний пристрій для зчитування положення іншої ноги.

Тема ДР: Розробка екзоскелету коліна.

Мета ДР: розробка екзоскелету коліна з електронним керуванням

Задачі ДР: розробка екзоскелету коліна з електронним керуванням, провести дослідження для оптимального керування ним.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. KNEE EXOSKELETONS FOR GAIT REHABILITATION AND HUMAN PERFORMANCE AUGMENTATION: A state-of-the-art [Електронний ресурс] / АЛЕКСЄЄВ МИКОЛА ІВАНОВИЧ. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0094114X1831992X>.
2. Design of a Knee Exoskeleton Using Foot Pressure and Knee Torque Sensors [Електронний ресурс] / Agencja Reklamowa. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/282531868_Design_of_a_Knee_Exoskeleton_Using_Foot_Pressure_and_Knee_Torque_Sensors.
3. Knee exoskeletons for gait rehabilitation and human performance augmentation: A state-of-the-art [Електронний ресурс]. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0094114X1831992X>
4. A NOVEL ALGORITHM TO PREDICT KNEE ANGLE FROM EMG SIGNALS FOR CONTROLLING A LOWER LIMB EXOSKELETON [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=ff7f8ff14fedc2046e2df7b2cfe6b9f54db7d435>.
5. Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350453311003092>
6. Design and control for a compliant knee exoskeleton [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8078920>.
7. Low-Cost IMU Implementation via Sensor Fusion Algorithms in the Arduino Environment [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://digitalcommons.calpoly.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1114&context=aerosp>.

8. Human-exoskeleton control simulation, kinetic and kinematic modeling and parameters extraction. Кістки та їх сполуки (остеоартрологія) [Електронний ресурс] / Донецький національний університет. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2215016119302171>.
9. <https://dl.acm.org/doi/10.1145/3458648.3460007> [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/3458648.3460007>.
10. Kalman Filter [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу: <https://tf-g.com.ua/blogs/metaloosteosintez.html>.
11. Design and optimization of exoskeleton structure of lower limb knee joint based on cross four-bar linkage [Електронний ресурс]. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/352344792_Design_and_optimization_of_exoskeleton_structure_of_lower_limb_knee_joint_based_on_cross_four-bar_linkage.
12. C. J. Chen, X. Y. Wu, D. X. Liu, W. Feng, and C. Wang, “Design and voluntary motion intention estimation of a novel wearable full-body flexible exoskeleton robot,” [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.hindawi.com/journals/misy/2017/8682168/>.
13. Ansys SpaceClaim 3D Modeling Software [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ansys.com/products/3d-design/ansys-spaceclaim>.
14. Effect of accelerated electron beam on mechanical properties of human cortical bone: Influence of different processing methods [Електронний ресурс]. – 2012. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/224958080_Effect_of_accelerated_electron_beam_on_mechanical_properties_of_human_cortical_bone_Influence_of_different_processing_methods.
15. BioKEX: A bionic knee exoskeleton with proxy-based sliding mode control [Електронний ресурс]. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957415813001669>

16. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics [Электронный ресурс]. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636296010636>
17. Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis [Электронный ресурс]. – 2012. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003306001331>
18. Design of variable impedance actuator for knee joint of a portable human gait rehabilitation exoskeleton [Электронный ресурс]. – 2012. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X17300745>
19. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons [Электронный ресурс]. – 2012. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214031X15000716>
20. Ergin, M.A.; Patoglu, V. A self-adjusting knee exoskeleton for robot assisted treatment of knee injuries. In Proceedings of the 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Francisco, CA, USA, 25–30 September 2011 [Электронный ресурс]. – 2012. – Режим доступа до ресурсу: https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=A+self-adjusting+knee+exoskeleton+for+robot+assisted+treatment+of+knee+injuries&co
21. Sherwani, K.I.; Kumar, N.; Chemori, A.; Khan, M.; Mohammed, S. RISE-based adaptive control for EICoSI exoskeleton to assist knee joint mobility [Электронный ресурс]. – 2012. – Режим доступа до ресурсу: https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=RISE-based+adaptive+control+for+EICoSI+exoskeleton+to+assist+knee+joint+mobility

ДОДАТОК А

Код програми для запису та аналізу показників м'язової активності.

А.1 Код програми для запису даних в середовищі розробки Arduino

```
int sensorPin = A0; // select the input pin for the potentiometer
int ledPin = 13; // select the pin for the LED
int sensorValue = 0; // variable to store the value coming from the sensor

float _err_measure = 0.8; // примерный шум измерений
float _q = 0.1; // скорость изменения значений 0.001-1, варьировать самому
float simpleKalman(float newVal) {
    float _kalman_gain, _current_estimate;
    static float _err_estimate = _err_measure;
    static float _last_estimate;
    _kalman_gain = (float)_err_estimate / (_err_estimate + _err_measure);
    _current_estimate = _last_estimate + (float)_kalman_gain * (newVal - _last_estimate);
    _err_estimate = (1.0 - _kalman_gain) * _err_estimate + fabs(_last_estimate -
    _current_estimate) * _q;
    _last_estimate = _current_estimate;
    return _current_estimate;
}

void setup() {
    // declare the ledPin as an OUTPUT:
    Serial.begin(9600);
    pinMode(ledPin, OUTPUT);
    pinMode(sensorPin, INPUT);

}

void loop() {
    // read the value from the sensor:
    sensorValue = analogRead(sensorPin);
    Serial.println(simpleKalman(sensorValue));
    delay(2000);
}
```