

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

Бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Протез нижньої кінцівки з програмним аналізом навантаження

Виконав(ла): студент(ка) IV курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

	(шифр і назва спеціальності)	
	(підпис)	Трофімов С.Д. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Дедів Л.Є. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Хвостівська Л.В. (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Протез нижньої кінцівки з програмним аналізом навантаження». Кваліфікаційна робота бакалавра // Трофімов Станіслав Дмитрович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41. // Тернопіль, 2025р. // с.-76, рис.-33, табл.-3, додат.-4, бібліограф.-59.

Ключові слова: ПРОТЕЗ, БІОМЕХАНІКА, АНАЛІЗ НАВАНТАЖЕННЯ, ARDUINO, SOLIDWORKS, MATLAB, ДАТЧИК, АКТУАТОР, АДАПТИВНЕ КЕРУВАННЯ, FEEDBACK, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.

В роботі розглянуто роботу протеза нижньої кінцівки з інтегрованим програмним аналізом навантаження. Робота включає створення 3D-моделі, розробка математичних та алгоритмічних моделей. Підбір електронних компонентів. Протез має здатність автоматично реагувати на зміну навантаження, що дозволяє пристосувати поведінку протеза до руху користувача.

ANNOTATION.

Theme of the qualification work: 'Lower limb prosthesis with software load analysis'. Qualification work for Bachelor's degree // Trofimov Stanislav Dmytrovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RB-41 // Ternopil, 2025 // p.-76, fig.-33, table.-3, appendix.-4, bibliography.-59.

Keywords: PROSTHESIS, BIOMECHANICS, LOAD ANALYSIS, ARDUINO, SOLIDWORKS, MATLAB, SENSOR, ACTUATOR, ADAPTIVE CONTROL, FEEDBACK, SOFTWARE.

The paper deals with the operation of a lower limb prosthesis with integrated software load analysis. The work includes the creation of a 3D model, development of mathematical and algorithmic models. Selection of electronic components. The prosthesis has the ability to automatically respond to changes in load, which allows the prosthesis to adapt its behaviour to the user's movement.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Сучасність виконання заданих проблем.....	10
1.2 Розвиток протезів нижніх кінцівок.....	12
1.3 Розгляд існуючих розв’язків поставленого завдання.....	15
1.3.1 Circleg one.....	16
1.3.2 BIOM.....	17
1.3.3 Pro – Flex Pivot.....	19
1.3.4 Utah Bionic Leg.....	20
1.4 Можливості виконання заданих проблем.....	23
1.5 Висновок до розділу.....	24
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	25
2.1 Складові компоненти протеза та обґрунтування вибору.....	25
2.1.1 Модель пальців.....	25
2.1.2 Модель пружини з кріпленням.....	25
2.1.3 Нижній модуль кріплення.....	27
2.1.4 Верхній модуль кріплення.....	28
2.1.5 Нижній хомут.....	29
2.1.6 Верхній хомут	30
2.1.7 Модель корпусу для акумулятора з елементом кріплення.....	31
2.1.8 Стопа.....	32
2.1.10. Відділ з компонентами.....	34
2.1.11 Амортизатор та пластина.....	34
2.1.12 Основне тіло, кріплення, клапан для поршня пальця.....	36
2.1.13 Місце з’єднання.....	37

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ							
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата								
Розроб.		Трофімов С.Д.			ЗМІСТ				Літ.	Арк.	Аркуші	
Перевір.		Дедів Л.Є.									1	2
Консультант									ФПТ, гр. РБ-41			
Н. Контр.												
Затверд.												

2.1.14 Колінний Вузол.....	38
2.1.15 Рендер протеза.....	39
2.2 Складові компоненти.....	41
2.2.1 Arduino Uno.....	40
2.2.2 Датчик навантаження Load Cell Amplifier.....	40
2.2.3 Плата HX711.....	41
2.2.4 Акумулятор DTP1265135 – 2P(3.7 В 2000 мА год).....	42
2.2.5 Контролер для акумулятора BMS 3S LiPo.....	44
2.2.6 Перетворювач напруги DC – DC XL4015.....	45
2.2.7 Розподільча плата Matek PDB XT60 з BEC 5V і 12V.....	45
2.3 Математичні розрахунки та властивості протеза.....	48
2.4 Алгоритм роботи протеза.....	53
2.5 Опис програми в середовищі MATLAB.....	55
2.6 Висновок до розділу 2.....	59
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	60
3.1 Вибір SolidWorks, MATLAB як середовища для розробки.....	60
3.2 Призначення та особливості використання протеза.....	61
3.3 Майбутні покращення.....	62
3.4 Висновок до розділу 3.....	63
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	64
4.1 Актуальність безпеки життєдіяльності людини.....	64
4.2 Економічне значення заходів щодо покращенню умов та охорони праці.....	67
4.3 Висновок до розділу 4.....	70
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	71
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	72
ДОДАТКИ.....	78

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

PWM - Pulse Width Modulation (широтно-імпульсна модуляція)

CAD - Computer-Aided Design (комп'ютерне проектування)

BMS - Battery Management System (система керування батареєю)

Li-Po - літій-полімерний акумулятор

IMU - Inertial Measurement Unit (інерційний вимірювальний блок)

HX711 - АЦП з підсилювачем для датчиків

STL, STEP - стандарти 3D-моделей

EAP - Electoroactive Polymer (електроактивні полімери)

PAM - Pneumatic Artificial Muscle (пневматичні штучні м'язи)

USB - Universal Serial Bus (універсальний послідовний інтерфейс)

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

На сьогодні протезування розвивається дуже швидко. З кожним роком збільшується різновид протезів призначених для різних потреб і різних варіантів мобільності від простого ходіння до бігу це допомагає людям з обмеженою активністю знову отримати можливість ходити і бігати. Тому протезування приділяє велику увагу для створення протезів з більш функціональною біотехнічною системою яка може не тільки бути простою в виготовленні і надійності а також буде мати великий вміст функцій можливість пристосуватися до фізичних навантажень та різних кутів нахилу.

Розробка такого проекту може допомогти в наступних кроках вирішення таких проблем і є актуальною для покращення життя пацієнтів. Створення такого протезу може дозволити виконувати рухи імітуючи втрачені ноги і матиме переваги в мобільності ніж інші види протезів. Так задаче не з легких але її можна виконати завдяки появі нових сплавів металів простих сервомоторів і різновиду форм протезів програм які роблять процес автономним це можна зробити.

Метою кваліфікаційної роботи бакалавра стало створення саме такого протезу. Представлений проект має таку можливість щоб допомогти зрозуміти як це працює. Він має складну дубову яка допомагає йому бути стійким в різних положеннях та ходити з середньою швидкістю без наявності дискомфорту. Проект представлений в 3D моделі створеною в SolidWorks та програмним забезпечення в Matlab що дозволить керувати цим процесом .

Також буде розглянуто процес створення елементів проекту, симуляція яка допоможе зрозуміти принцип роботи механізму, математичні розрахунки і майбутні покращення та де можна його використовувати і для чого.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Сучасність виконання заданих проблем

Втрата нижньої кінцівки це великий вплив на психіку та порушення в здатності пересуватися без допомоги інших людей. Ці проблеми переходять і у звичайні повсякденні дії. Ампутація суттєво впливає на якість життя. Що впливає на психіку людини [2].

Після втрати опори, балансу, здатності ходити людина перебуває в стані стресу і тривоги думаючи, проте що її більше не повернути. Через відсутність ноги такі люди не можуть ходити й виконувати правильні рухи без допомоги інших людей. Ампутація сильно відображається на всьому тілові зокрема на здоровій нозі, спині та суглобах і через це витрачається значно більше сил на пересування [3].

Через такі фізичні вади в людини викликає стрес, депресію, пониження самооцінки. Коли пацієнт старається пристосуватися до протеза він втрачає сенс і мотивацію через дискомфорт носіння протеза і всього процесу адаптації, щоб повернутися знову на ноги.

Дискомфорт пристосування до протезів зумовлений тим що протез не може відновити природні рухи ноги тим самим показуючи пацієнту що прийдеться звикати до такого життя. Пацієнт відчуває роздратування через те що він не контролює силу, яку потрібно використати для простого кроку, постійне відчуття того він впаде порушує його баланс тіла. Середовище також впливає на них вони не знають, яка поверхність і скільки сили треба прикласти, щоб зробити правильний крок. Звичайні протези пасивні, неадаптивні не розуміють як переміщується тіло в просторі, велика вартість протезів також впливає на людей з ампутацією вони доступні далеко не всім.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Ну і проблеми в працевлаштуванні на роботу де потрібна повна активність тіла людини. В людини з протезом обмеженість в цьому тому варіанти вибору роботи де можна працювати сильно обмежується [4]. Попри великий прогрес у сфері протезування протези досі мають низку обмежень. Прочитавши все вище сказане можна підсумувати наступні недоліки [5].

Недоліки включають:

- великі витрати для пацієнта;
- складний і довгий процес налаштування;
- обмежена автономність через малі або недостатньо вмісту акумулятори;

- при довгому використанні проявляється механічна ненадійність.

Коли протез не виконує функції правильно;

- складна адаптація до протеза.

У теперішніх тенденціях проектування протезів розвиток зробив значний крок уперед завдяки новим технологіям та методам складання.

Зворотний зв'язок (feedback): нові варіації протезів оснащуються датчиками тиску, руху, навантаження, які дозволяють відчувати контакт з покриттям. Звична ходьба та взаємодія з середовищем.

Машинне навчання та штучний інтелект: завдяки алгоритмам штучного інтелекту пристрій навчається на поведінці користувача.

Нейроінтерфейси: завдяки датчикам протез може зчитувати сигнали нервів і м'язів. Що схоже на керування протеза за допомоги “сили думки” що робить керування інтуїтивним.

Адаптивне управління: зміна параметрів залежно від зовнішніх чинників або від змін параметрів об'єкта. В протезі цей метод представлений автоматизованою регуляцією жорсткості, амплітуди та швидкості руху залежно від покриття [6].

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3D-друк: це самий простий спосіб виготовлення протезів. 3D-друк дозволяє створювати протези різної форми в залежно від анатомічних особливостей пацієнта, що зменшує час і вартість виготовлення [7].

Запропонований мною підхід представлений датчиками які зчитують навантаження. Після чого обробляються програмою, що дозволяє вибрати рівень навантаження залежності від сили натиску.

Цей підхід має ряд переваг:

- більш точна адаптація;
- покращення енергоефективності;
- зниження навантаження на інші частини тіла;
- можливості майбутнього розвитку протеза [8].

1.2 Розвиток протезів нижніх кінцівок

Також слід не забувати історію протезів. Актуальність протеза не появилася недавно вона переслідувала людей починаючи ще до нашої ери [9]. Перші згадки про протези розпочалися ще в часи Стародавнього Єгипту де було знайдено протез пальців стопи зображено на рис.1.1.



Рисунок 1.1 - Протез з дерев'яного пальця [10]

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Датовані 1500 – 1000 рр. до н.е. один з них зроблений з дерева та шкіри був знайдений в гробниці з Фів (сучасний Каїр) вчені вважають що йому близько 970 – 710 р. до н.е. через обстеження було виявлено багато разові зміни, які означають що він підганявся під пацієнта. Цей протез не лише виконував косметичну функцію, яка робила б його звичайним елементом декору, але мав звичні для протеза функції що дозволяли йому ходити без втрати балансу також пацієнту міг ходити у традиційних єгипетських сандаліях. Археологи встановили, що пристрій мав зручну форму і враховував анатомічні особливості стопи. Завдяки зручній будові зображений на малюнку він повністю копіює анатомічну будову пальця людини, яка буде його носити. Це свідчить що єгиптяни розуміли ергономіку і персоналізацію медичних методів що робить них першими в виготовленні протезів [11]. У 1800 році англієць Джеймс Поттс створив надколінний протез який зображено на рис.1.2.



Рисунок 1.2 - Нога Джеймса Поттса(XIX ст.) [12]

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Відомий всьому світові, як “Англійська нога” або “Англійський протез”. Він складається з колінного суглоба, стопи, гомілки. Цей протез був виготовлений з дерева та металу. Сталевий шарнір що з’єднувався з натяжними сухожиллями що об’єднувало рух коліна з стопою. Під час руху колінний шарнір згинався і через це сила руху передавалася в гомілку за допомогою жил (кагатних ниток) і таким чином це було схоже на рух.

Після втрати ноги під Ватерлоо (1815 р) протез використовував Маркіз Англіс, і з роками конструкція набула великої популярності. Пізніше її вдосконалювали. Було додано пружинний механізм, але перша ідея деревино металевому наколінника осталась не зміненою [13].

Крім того появились протези з приводами в колінному суглобі і програмним забезпеченням для регуляції намірів користувача зображено на рис.1.3.



Рисунок 1.3 - Сучасний біонічний протез (кінець XX – XXI ст.) [14]

З початку XX ст. протезування зробили великий бум. Виготовлення нових матеріалів таких, як пластик, алюміній, титан, композитні волокна

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зменшило вагу протеза, зручність використання що дозволяє додати механізми, електроніку, і працюють більш природно [15].

Інший вид протезів може підключатися до нервової системи - електроди підключені до м'язів передають сигнал в протез, завдяки чому протез рухається за допомогою думок [16].

1.3 Розгляд існуючих розв'язків поставленого завдання

Сучасне протезування використовує різновиди передових матеріалів та електронних системних рішення. Протези роблять завдяки композитних матеріалів а особливо пластику та вуглецевого волокна вони корисні тим що дуже легкі та дуже міцні для експлуатації і в процесі виготовлення. Завдяки чому протези виготовлені з такого матеріалу мають великий попит і витримують велику вагу а саме до 120 кг. Не потрібно забувати про великий прорив -застосування мікропроцесорів датчиків сервоприводів [17],[18].

Завдяки ним протези нижніх кінцівок можуть аналізувати в якій фазі кроку знаходиться нога і також визначають розподіл навантаження на стопу, виставляючи жорсткість чи привід для зберігання природної ходи. Такі розумні автоматизовані системи дають пацієнту більшу біонічно контрольовану рухливість, налаштовуючи пристрій для індивідуального стилю ходьби саме для нього [19].

Потрібно зауважити що сучасні протези це не просто пристрій який помагає людині знову ходити, а високотехнічна система що може в режимі реального часу взаємодіяти із біомеханікою людини і тим самим налаштовуватися на вагу людини і яке навантаження вона робить на протез [20].

Не так давно інженери почали інтегрувати штучний інтелект в протези для самонавчання та адаптації і зміни рухів пацієнта. Що дозволяє людині з

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

протезом не тільки ходити , а й бігати, підніматися і опускатися сходами і адаптуватися до різного типу покриття (грунту, асфальт, тощо) [21].

1.3.1 Circleg one

Розвиток мініатюрних лінійних приводів та акумуляторів з високою ємністю дозволяє зменшити вагу пристрою , а застосування 3D друку дозволяє придумувати різні конструкції з врахуванням анатомічних особливостей пацієнта саме такий зображено на рис.1.4 [22].



Рисунок 1.4 - Протез Circleg one [23]

Це модель протеза нижньої кінцівки дуже простої в розробці і завдяки простим матеріалам його виготовлення стає легким. Усі деталі зроблені з переробленого поліпропілену (PP) зі скловолоконним армуванням. Він підходить для пацієнтів з ампутаціями як нижче, так і вище коліна.

Основні характеристики:

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- конструкція;
- складається з двох перехідних адаптерів;
- поліцентричного колінного шарніра;
- опори-пілона;
- стопи зі суглобом гомілковостопу.

Матеріал: Усі частини виготовлені з поліпропілену (PP). Це забезпечує хорошу міцність і низьку вагу.

- функціональність;
- конструкція протеза дозволяє виконувати присідання, а стопа виконує невеликий хід що дозволяє робити короткий нахил;
- механіка адаптації до ходи;
- конструкція завдяки адаптерам дозволяє змінювати довжину протеза, а поліцентричний шарнір виводить ногу вперед при кроці.

Вага: 1.5 кг [24].

1.3.2 BIOM

Перший в світі протез з вбудованим електродвигуном і акумулятором зображено на рис.1.5.



Рисунок 1.5 - Протез MIT Biomechatronics(BIOM) і RHEO Knee [25]

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Що дозволяє йому робити поштовх при ходьбі що робить його більш схожим на здорову ногу з практично ідеальними рухами. Група MIT Biomechatronics під керівництвом проф. Х'ю Херра змогли зробити протез аналогічного до роботи литкового м'яза ноги. Вони відтворили процес енергетичного поштовху ноги здорової людини. Це не просто імітація анатомії, а функціональний замінник м'яза що створює звичайну для людини динаміку ходьби.

Основні характеристики:

- стопа з пластиною, яка діє як пружинна платформа;
- вбудований електромотор;
- мікропроцесор для керування рухом і поштовхом;
- літій-іонна батарея на 22,2 В;
- корпус з легких металів.

Вага: 2.3 кг (додаючи до протеза батареєю та захисний кожух).

Матеріали: пружини з карбонових композитів, для корпус зроблений з легкого алюмінієвого сплаву, пластиковий кожух, літій-іонна батарея.

Живлення: заряджається 45 хв, всього заряду хватає на 3-6 годин активної ходьби (залежно від маси тіла).

Адаптація до ходьби: коли людина рухається система аналізує кожен крок, нахил, силу, тиск, фазу руху після чого мікропроцесор миттєво розраховує силу яка потрібна щоб видав електромотор для імітації поштовху.

Керування та сенсори: протез має вбудовані датчики що працюють постійно. Контролер оцінює ці дані і надає відповідну силу мотору для кожного кроку.

Ці характеристики означають що BIOM є найкращим представником на даний момент і представляє найвищий рівень біомеханіки, штучного інтелект

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

та сенсорики у модельній конструкції. Роблячи його повністю автономним. За допомоги сенсорних даних він самостійно адаптується без втручання людини.

RHEO Knee - це друга частина цього протезу, об'єднується з ВІОМ і є протезом коліна. Також під тим самим керівництвом Х'ю Херра. Ліцензовано в Ossur (третє покоління протезів випускається під цією назвою). RHEO Knee використовує магнітореологічну рідину та електромагніт підчас процесу коли коливання поступово зменшується з часом.

Вага: залежності від покоління протезу вона може бути 1.5 – 1.8, але через те що протез розташований верхній частині конструкції то він відчувається легше.

Матеріал:

- корпус зроблений з легкого сплаву алюмінію, демпфер;
- електромагніт та магнітореологічна рідина, корпус покритий полімером.

Адаптація до ходьби: повністю автоматизований для бігу широких кроків поверхонь оскільки запам'ятовує власні рухи користувача і регулює демпфування і не потребує втручання в систему роботи з зовні оскільки система сама робить необхідний баланс.

Сенсори та керування: містить вбудовані датчики кута, навантаження, акселерометри. Завдяки рідині, яка регулюється мікропроцесорним контролером який керує струмом на електромагніт який регулює в'язкість цієї рідини. На відміну від ВІОМ заряджання не довге всього 1 год. Заряду батареї вистачає на 24 год.

1.3.3Pro – Flex Pivot

Пасивна стопа з карбону і шарнірним механізмом це покращена модель, для більшого охопту руху в гомілковостопну зображено на рис.1.6. Має трилисту конструкцію. Завдяки цьому протез має значно велику пікову силу

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						19
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

відштовхування що становить до 95% більше ніж у звичайних моделях стоп та на 27° більший кут руху. Що сприяє більш природньому кроку і зменшує навантаження на верх протеза. Проста конструкція без електричних компонентів що робить його комфортним, але не може змінювати кут в зміні ходьби [26].



Рисунок 1.6 - Протез Pro-Flex Pivot [27]

Принцип роботи: не маючи електроніки і моторів протез використовує накопичену енергію при контакті з поверхнею і використовує її під час поштовху що походить на відчуття пружини. Головним елементом стопи є Pivot-шарнір. Трилопатевий дизайн завдяки такій формі розподіляє зусилля між карбоновими елементами добре реагує на зміну навантаження.

Вага: 0.9.

Матеріал:

- Карбонові волокна для лопатей;
- алюміній або титан для шарнірів;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- захищений оболонкою з еластомеру для щеплення з взуттям.

Адаптація до ходи: Створює діапазон руху 27° для простого подолання нерівності, трилопатекий механізм для енерговіддачі до 95%, пристосовується до швидкості, але без активного керування [28].

1.3.4 Utah Bionic Leg

Це протез розроблений Томмазо Ленці та командою HGN Університету Юти зображено на рис.1.7.



Рисунок 1.7 - Протез Utah Bionic Leg [29]

Складний протез в якому було об'єднано штучний інтелект та біомеханічну інженерію для покращення мобільності пацієнта було зроблено покращений моторизований протез.

Електропривідні суглоби: такі процеси як ходьба, стояння та підйом по сходах працюють завдяки розробленому моторному колінні, яке було створено Томмазом Ленці.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Гіроскоп та акселерометри: ці пристрої з високою точністю визначає положення та рух протеза. Наявність штучного інтелекту та її функція дозволяє протезу автоматично регулювати поведінку суглобів в різних положення що походить на коробку передач в машині.

Вага: 2.7 кг.

1.4 Можливості виконання заданих проблем

У цьому підрозділі буде розглянуто можливості втілення протеза з аналізом навантаження, як адаптувати протез під поведінку користувача та знизити витрати на виробництво.

Основним елементом що дозволяє відчувати навантаження є датчики натиску. Найпростішим буде використання тензометричних датчиків вони використовують деформацію, як електричний сигнал для вимірювання значень. Прості в експлуатації можна інтегрувати в стопу протеза для вимірювання сили тиску.

Інший варіант - це інерційні датчики вони вимірюють значення швидкості орієнтацію в просторі та гравітацію тіла. Але важкі в використанні і не такі доступні, як тензодатчики.

Щоб сигнал дійшов до мотора потрібен мікроконтролер, який і буде управляти ними. Він виконує роль мозку в системі.

За звичай використовують:

- Arduino Uno - просте рішення з середньою обчислювальною потужністю;
- STM32 або ESP32 - більш ефективні контролери, які здатні працювати з Bluetooth/Wi-Fi.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Маючи велику бібліотеку для обробки різних видів сигналів та бібліотеки для керування ШІМ-сигналами (PWM), що важливо при наявності моторів.

Електроприводи: лінійних електроприводів (12 – 24 В). Забезпечує рух не по обертовому, а лінійному напрямку.

Акумуляторне живлення: літій-полімерні батареї (Li – Po) 11.1 В з ємністю 15000 – 20000 мА год. Високий струм розрядки хватає на 4-6 годин роботи в високій інтенсивності ходьби.

Вага: завдяки малим розмірам (150 × 50 × 30 мм) і малій вазі робить його кращим рішенням.

Програмне забезпечення: алгоритм реалізований у MATLAB-скрипті, який переносить код на платформу Arduino. Також MATLAB використовується для побудови графіків, демонстрації динаміки сигналу, візуалізації кута нахилу поршня.

3D модель: механічна реалізація представлена в SolidWorks для побудови моделі, яка складається з гомілки, стопа з пружиною, блок керування, механічні приводи і двигуни.

Тому реалізація цього протеза в цілому можлива. Використовуючи сучасні мікроконтролери, моторчики, та батареї. Що робить цей протез значним кроком уперед для створення біонічних протезів [30],[31].

1.5 Висновок до розділу

У першому розділі було проведено аналіз проблеми людей без нижньої кінцівки ноги, початок розвитку протезів від Єгипту до сьогодення, найсучасніші види протезів, можливості виконання наданого завдання. Результати цього розділу були розглянуто, як наукову так і практичну частину розробки нових типів протезів.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Складові деталі моделі протеза та обґрунтування вибору

В цьому пункті буде розглянуто з чого зроблений протез, а саме каркас, сегменти - стопа пальці колінний суглоб, елементи кріплення нижній хомут, верхній хомут, гвинтове з'єднання, приводна система, приводи, мікроконтролери, датчики, плати ,драйвер мотора, елементи джерела живлення, тип використаних проводів. Пояснення до кожного елемента і пояснення, як саме було створено ці деталі і через що було вибрано ці елементи. Спочатку буде описана модель конструкції. Потім елементна база.

2.1.1 Модель пальців

На Рис. 2.1 - Модель пальців Протеза в середовищі SolidWorks

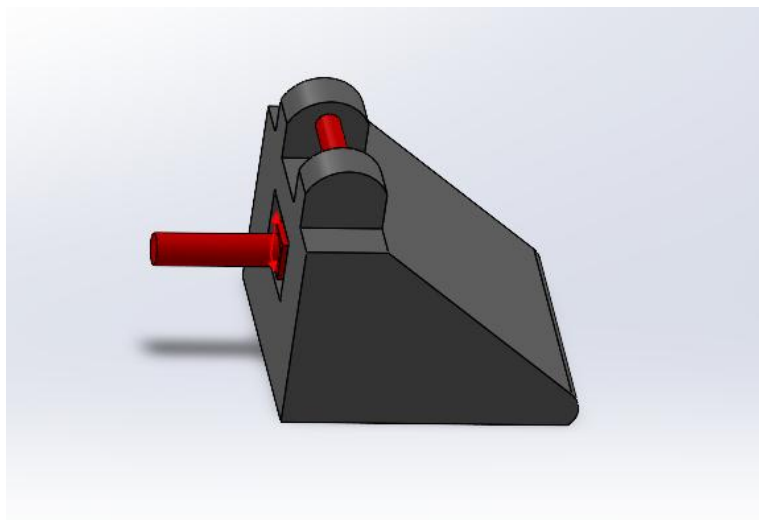


Рисунок 2.1 - Модель пальців Протеза в середовищі SolidWorks

Палець не є точною копією здорового пальця тому, що будова концентрується на площі. Потрібно було придумати модель так щоб вона була

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

більш стійка і мала багато точок опори тому вона виглядає саме так. На вершині пальця представлене кріплення призначене для фіксації пружини. Елемент, який зображено позаду моделі це поршень, який приєднується в корпус конструкції, а точніше до клапана розміщеного всередині головної моделі.

Функція: основною функцією є стабілізація. Завдяки великій площі пальця навантаження рівномірно розповсюджується по всьому пальцюві. Тому при ходьбі або стоянні не втрачається рівновага. Завдяки рухомих елементам таких, як поршень та пружина рух робиться більш плавним та природним.

Матеріал: найкращим матеріалом було вибрано ABS (acrylonitrile butadiene styrene) завдяки його перевагам. Висока міцність ідеальна для деталей які мають контакт з іншими об'єктами. Гнучкість має невелику що дозволяє не ламатися при високому натиску. Стійкий до хімічних речовин що корисно в використанні.

Механізм: залежності від інформації, яка надається датчиком змінюється довжина виходу поршня. Що спричиняє згинання та розгинання поршня в залежності від рівня навантаження.

Розміри:

- розміри моделі (35x30x25 мм);
- хід поршня 15 мм;

Вага: 100 г.

Обґрунтування вибору: завдяки такій будові пальця дає змогу імітувати біомеханіку стопи та краще пристосовуватися до покриття завдяки поршням, які можуть автоматично стояти під будь-яким кутом.

2.1.2 Модель пружини з кріпленням

На рис.2.2 зображена пружина призначена для стиснення зворотної дії.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

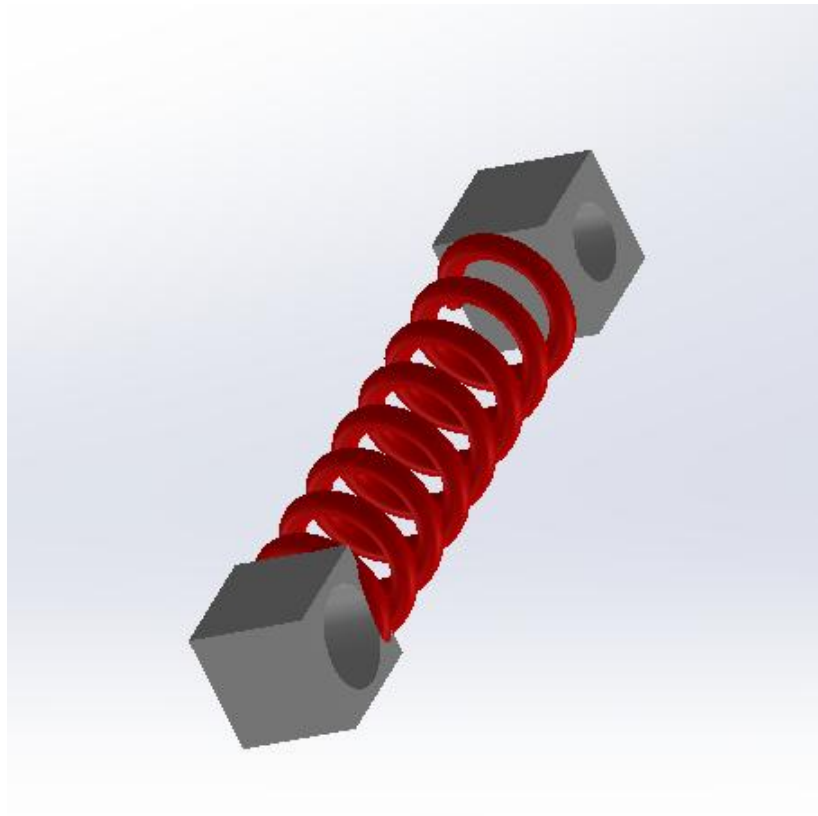


Рисунок 2.2 - Модель пружини з кріпленням

Коли корпус робить нахил вперед пружина не дає зробити через мірно великого навантаження на поршень пальця тим самим зупиняє його поломку. Також помагає повернути протез в спокійне положення що називається дією feedback.

Функції:

- feedback-повернення в вихідне положення;
- поглинання удару при високому темпу ходьби;
- природне згинання пальців.

Матеріал: матеріал було взято AISI 316L stainless steel. Цей матеріал відноситься до корозійно-стійких сплавів можна використовувати в агресивних умовах стійкий до вологи, пилу, високих температур, забруднення. Довго використовується. Малий вміст вуглецю при контакті з шкірою та іншими частинами не викликає подразнень і являється гіпоалергеном.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Механічні властивості:

- міцність розтягування 485 – 620 МПа;
- пружність 860 МПа.

Розміри:

- діаметр пружини - 6 мм;
- довжина пружини в вільному стані - 21мм;
- стиснення пружини до - 10мм;
- кількість витків – 8;
- дріт - 1мм.

Кріплення: має два отвори для кріплення одне з них закріплюється на спеціальному відділі на пальцях, а друге на основі протеза. Забезпечуючи зворотній імпульс та плавний хід.

Обґрунтування вибору: ця модель була створена для того щоб зберегти конструкцію протеза від перенавантаження на пальці та робить конструкцію стабільною.

2.1.3 Нижній модуль кріплення

На рис.2.3 зображений нижній модуль зроблений таким чином, як більшість модулів кріплення для протезів.

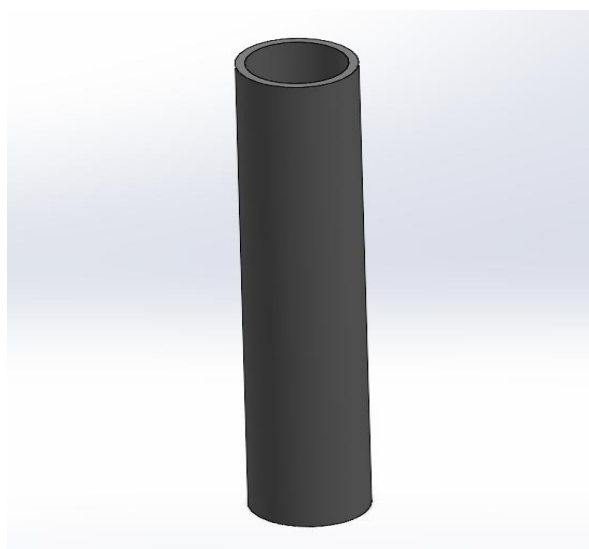


Рисунок 2.3 - Нижній модуль кріплення

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Простота циліндрична форма робить модуль надійним кріпленням для інших елементів протеза.

Характеристики модуля:

- циліндрична форма з отвором через всю модель;
- довжина моделі 160 мм;
- діаметр зовнішнього кільця 25 мм;
- діаметр внутрішнього кільця 21 мм;
- товщина 4 мм.

Кріплення:

- основа для кріплення стопи;
- колінного шарніру.

Матеріал: Ti – 6Al – 4V Solution treated and ag. Це облегований титановий сплав. Проти алергенний сплав. Зручний в використанні завдяки легкості сплаву і міцності це ідеальний варіант для поглинання великого навантаження.

Обґрунтування вибору: це стандартна основа, з кріпленнями для протезування яка використовується в всіх типах протезів. Тому сильного пояснення вибору деталі не потрібен.

2.1.4 Верхній модуль кріплення

На рис.2.4 зображено верхній модуль.



Рисунок 2.4 - Верхній модуль кріплення

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Не чим не відрізняється від нижнього. З'єднує колінний шарнір з куксою. Також відміно від нижнього має інші розміри пояснення вибору не потрібне.

Розміри:

- зовнішнє кільце 28 мм;
- внутрішнє кільце 25 мм;
- довжина 3 мм;
- довжина 70 мм.

Матеріал: Ti – 6Al – 4V Solution treated and ag.

Функція: поглинання навантаження від культі ноги в куксі.

2.1.5 Нижній хомут

На рис.2.5 зображено нижній хомут який фіксує модуль для кріплення та стопу тому має таку форму.

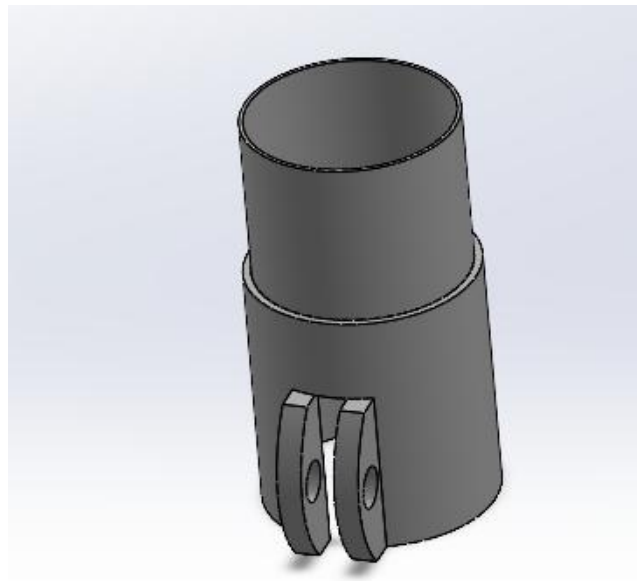


Рисунок 2.5 - Нижній хомут

Нижня частина хомута надягається на фіксатор стопи та має інший діаметр більш ширший для обхвату. Верхня частина призначена для модуля кріплення. Модель зроблена так щоб міцно обхватити дві деталі на

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зафіксувати. Також зображено місце для затягування болта щоб регулювати фіксацію конструкції.

Характеристики моделі:

- нижній циліндр має зовнішнє кільце 28мм внутрішнє 26 мм;
- товщина нижнього кільця 2 мм;
- верхній циліндр має зовнішнє кільце 26 мм внутрішнє 25;
- товщина верхнього кільця 1 мм.

Будова структури:

- нижня частина приєднується до стопи;
- верхня до модуля лапки забезпечують міцне кріплення стопи.

Матеріал: AISI 304 вибраний через високу стійкість до корозії, завдяки чому не потрібно його замінювати. Простий матеріал та легко чистити.

2.1.6 Верхній хомут

На рис.2.6 зображено верхній хомут що фіксує колінний шарнір та кукусу.

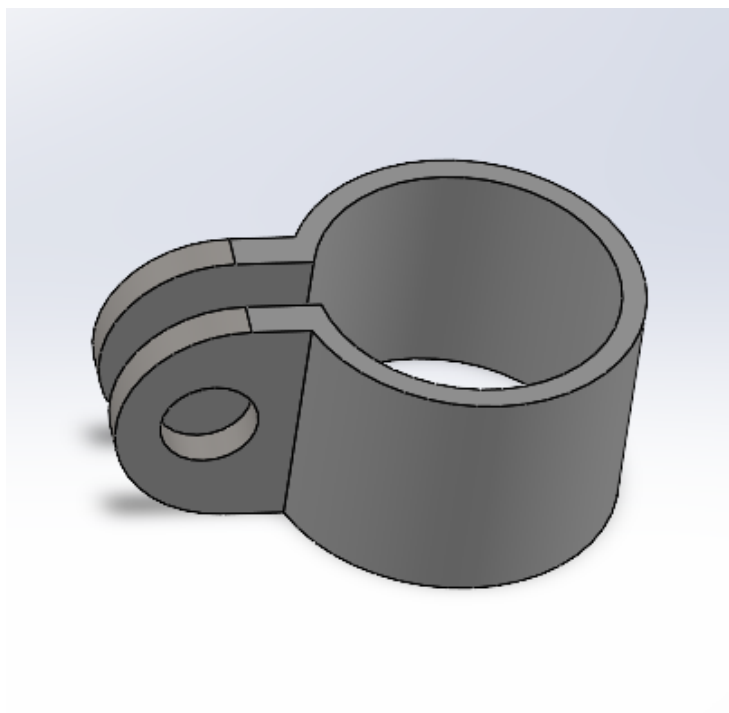


Рисунок 2.6 - Верхній хомут

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Використовуються такі самі матеріал, виконує функція фіксування двох деталей, будова структура відрізняється тим що немає верхнього кільця захвату.

Характеристика моделі:

- діаметр зовнішнього кільця 29 мм;
- діаметр внутрішнього кільця 25 мм;
- товщина 4 мм.

Матеріал: AISI 304

2.1.7 Модель корпусу для акумулятора з елементом кріплення

На рис.2.7 зображено корпус для акумулятора з гладенькою фаскою.

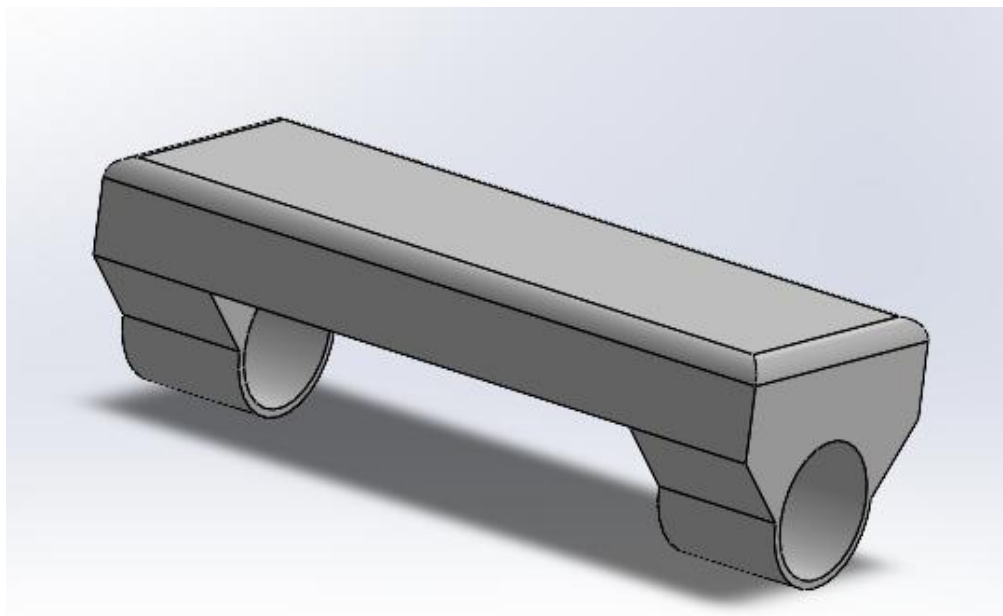


Рисунок 2.7 - Модель акумулятора з елементом кріплення

Форма конструкції проста прямокутної форми. Також є отвори для кріплення на протез. Акумулятор закріплений на протезі і не робить дискомфорту пацієнту та не шкодить протезу при нагріванні.

Характеристики корпусу:

- довжина - 140 мм;
- ширина - 50 мм;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- висота - 14 мм;
- фаска - 4 мм.

Елементи кріплення: два вирізи представлені на різних частинах корпусу призначені для фіксації акумулятора на протезі.

Матеріал: корпус і кріплення зроблені з PPS(поліфеноленсульфон). Легкий матеріал з високою термостійкістю. Оскільки акумулятор закріплений зовні протеза а не в корпусі, як це представлено в інших видів протезів з акумулятора і не нагріває його. Стійкий до електролітів акумулятора.

Функція: захищає акумулятор від зовнішнього пошкодження такого, як пилюка, вода, грязь, фізичних ударів, високої вологості,

Термостійкість: витримує високу температуру, яку випромінює акумулятор.

Обґрунтування вибору: форма корпусу акумулятора зроблена з причиною високого нагріву. Тому корпус зроблений з PPS та знаходиться зовні протеза що дає змогу його охолоджувати.

2.1.8 Стопа

На рис.2.8 зображена стопа, яка поділена на частини, які виконують різні функції.

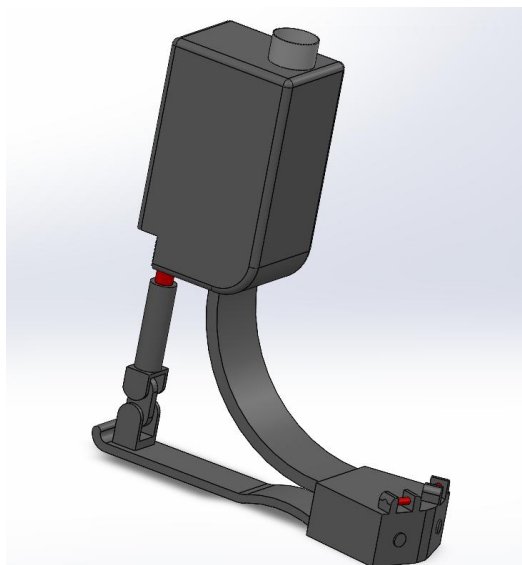


Рисунок 2.8 – Стопа

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						32
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис.2.9 зображено 5 частин до яких відносять.

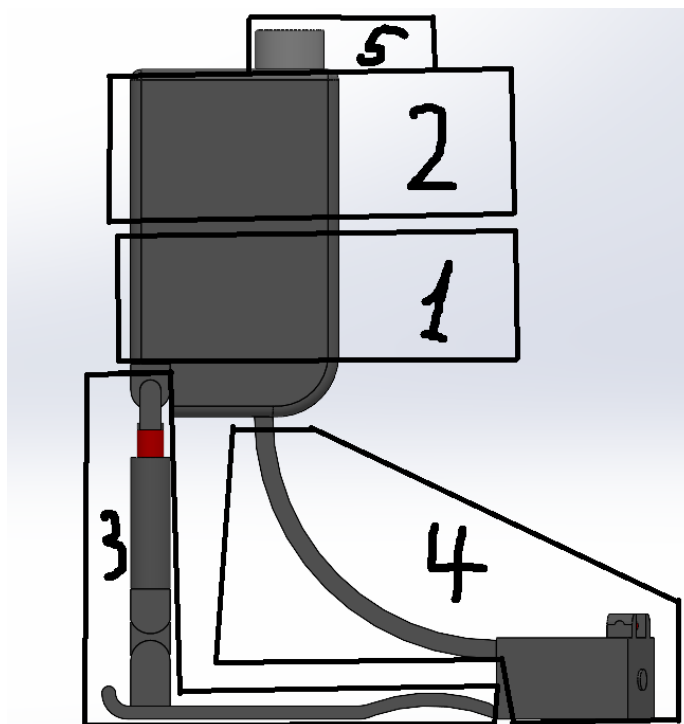


Рисунок 2.9 - 5 частин з яких складається стопа

Відділи які зображені:

- відділ для моторчиків;
- відділ з компонентами;
- амортизатор та пластина;
- основне тіло, кріплення, колба для поршня пальця;
- місце з'єднання.

2.1.9 Відділ для моторчиків

Відділ призначений для моторчиків, які відповідають за дію поршнів в залежності від відповіді програми при навантажені. Цей відділ поєднує і інші частини цієї конструкції, це - рама, яка з'єднується з основним тілом

Розміри:

- довжина - 79 мм;
- ширина - 60 мм;
- висота - 50 мм.

2.1.10. Відділ з компонентами

Тут розміщені плати, датчики на, яких закодована програма. Відділ знаходиться над моторчиками тому сильний нагрів йому не зашкодить.

Розміри:

- довжина - 79 мм;
- ширина - 60 мм;
- висота - 82 мм.

Функції:

- оптимальна вага;
- легкий доступ для починки та обслуговування;
- захист від зовнішніх пошкоджень.

2.1.11 Амортизатор та пластина.

На рис.2.10 зображена задня частина стопи.

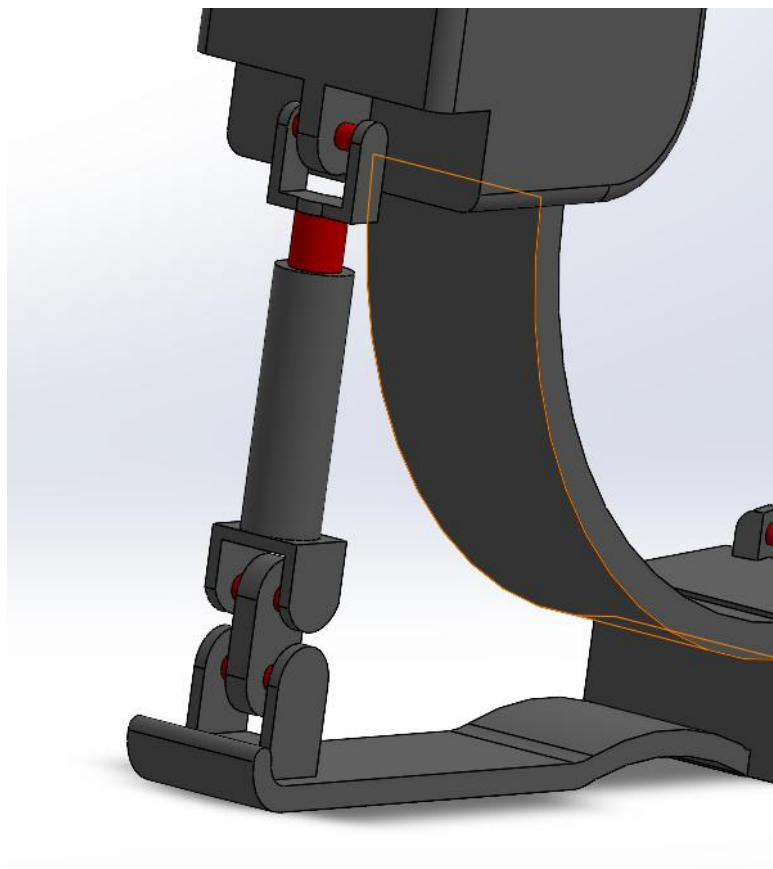


Рисунок 2.10 - Амортизатор та лопатка

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Представлена амортизатором, який при роботі моторчиків змінює своє положення в залежності від нахилу стопи. Стрілочки показують хід внутрішнього штока з поршнем. Також елементи кріплення дозволяють міняти положення самому амортизатору. Усі рухомі деталі показано червоним для кращого розуміння як працює ця частина стопи.

Характеристики амортизатора:

- довжина - 15 мм з кріпленням;
- ширина - 15 мм;
- висота - 60.50 мм з кріпленням 65.50мм;
- висота штока з поршнем - 50.50 мм.

Функції:

- гасіння удару;
- регулювання кута нахилу;
- переміщення удару з п'яти до носки;
- імітує роботу справжнього суглоба гомілковостопну;
- зменшує коливання вертикальних ударів.

Матеріал: титановий сплав Ti – 6Al – 4V Solution treated and ag.

Механізм:

- зміна положення завдяки кріпленню і осей обертання назад або вперед;
- нахил або повернення в спокійне положення завдяки амортизатору.

Елементи кріплення представлені П-подібної форми:

- нижні дві частини з'єднані перемичкою овальної форми;
- верхнє кріплення напряду з'єднане до відділу з моторчиками.

Пластина з'єднана з нижнім кріпленням для амортизатора. При переносі ваги на стопу протеза забирає більшу частину навантаження ніж амортизатор. Тому зроблений з дугою біля основного тіла.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розміри:

- довжина - 150 мм;
- ширина - 30 мм;
- висота - 5 мм.

Функція: викидання ноги вперед без втрати енергії

Матеріал: карбон. Хороша гнучкість разом з високою міцністю матеріалу. Тяжкий в використанні через його вміст, який не можна вдихати.

2.1.12 Основне тіло, кріплення, клапан для поршня пальця

На рис.2.11 зображено деталь з вилкою.

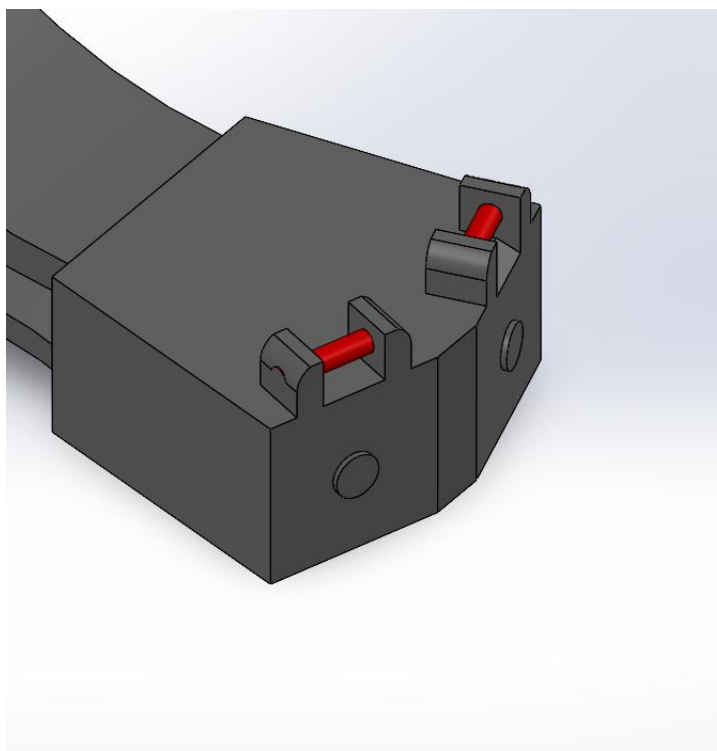


Рисунок 2.11 - Основне тіло з малими деталями

В якій всередині знаходиться колба для поршня пальця та проводи з рідиною, що відповідають за механіку нахилу механізму вперед. Зверху створене кріплення для пружин зворотного зв'язку. Це найважливіша деталь цієї конструкції бо вона об'єднує пальці, два відділи, амортизатор. Встановлений датчик навантаження.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						36
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Колба: вбудований в середину колба постачає гідравлічну рідину, яка створює опір поршня пальця. Колба зроблена з алюмінію для витримування високого тиску в середині.

Розміри:

- довжина - 15 мм;
- діаметр - 8 мм.

Кріплення: вбудоване в основну тіла та призначене для пружини. Це міра безпеки та надійності системи безпеки протеза.

2.1.13 Місце з'єднання

На рис. 2.12 зображено місце з'єднання з модулем кріплення.

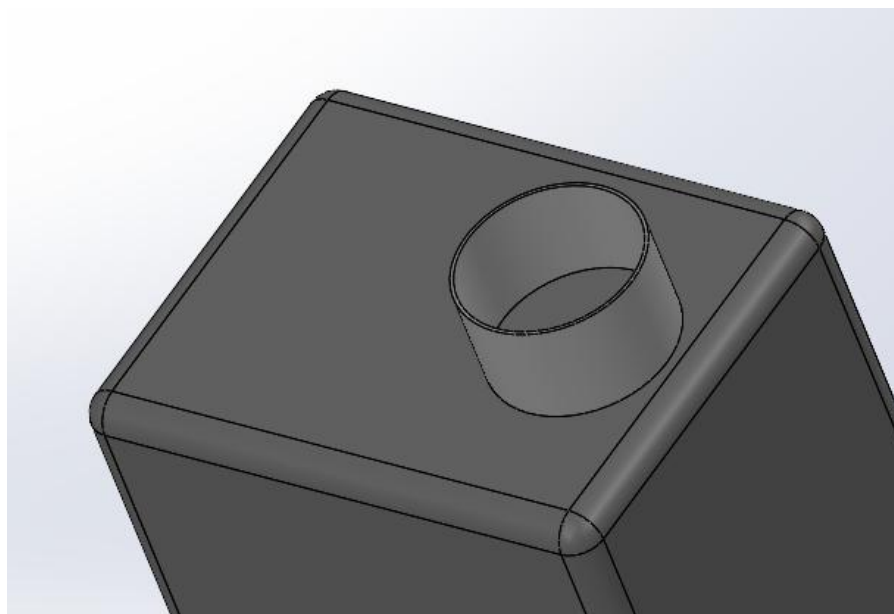


Рисунок 2.12 - Місце з'єднання з модулем кріплення

Кріпильний паз для з'єднання. Фіксує стопу колінним шарніром. Є частиною верхнього відділу та має такий самий матеріал, як і він. Забезпечує гарну фіксацію та витримує вагу користувача.

Розміри:

- довжина зовнішнього діаметру - 26 мм;
- довжина внутрішнього діаметру - 25 мм;
- висота - 15 мм;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						37
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– товщина - 1 мм.

Обґрунтування вибору: спроба поєднати класичний дизайн протеза з технологією електронікою, датчиками, моторчиками. Кожна деталь зроблена з розрахунками на баланс та невід'ємну допомогу одна одній. Дизайн моделі не доведений до ідеалу, але робочий в використанні. До уваги було взято класичні види стоп з звичайним для протезування видом і додати чогось нового.

2.1.14 Колінний Вузол

На рис.2.13 зображено звичайний протез колінного суглоба.

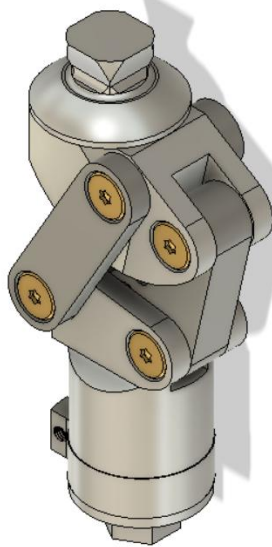


Рисунок 2.13 - Колінний Вузол

Другого типу рухомості що не максимально дає великої кількості рухів. Непризначений для бігу, але підходить для спокійної ходьби.

Функція:

- амортизація та механічний рух наближений до здорової ноги;
- поєднує стопу протеза та верхній модуль з куксою.

Матеріал: зазвичай використовують алюміній , міцний та дешевий матеріал. Елементи в середині суглоба зроблені з металу і полімерними втулками що забезпечує довге зношування

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розміри:

- Висота - 150 – 200 мм;
- Кут згинання 125 – 135°.

Вага: 1 кг.

Обґрунтування вибору: саме цей колінний вузол ідеально підходить для цього проекту протеза. Простота моделі дає дозвіл плавно поєднувати з стопою та допоміжними деталями.

2.1.15 Рендер протеза

На рис. 2.14 зображено рендер протеза.

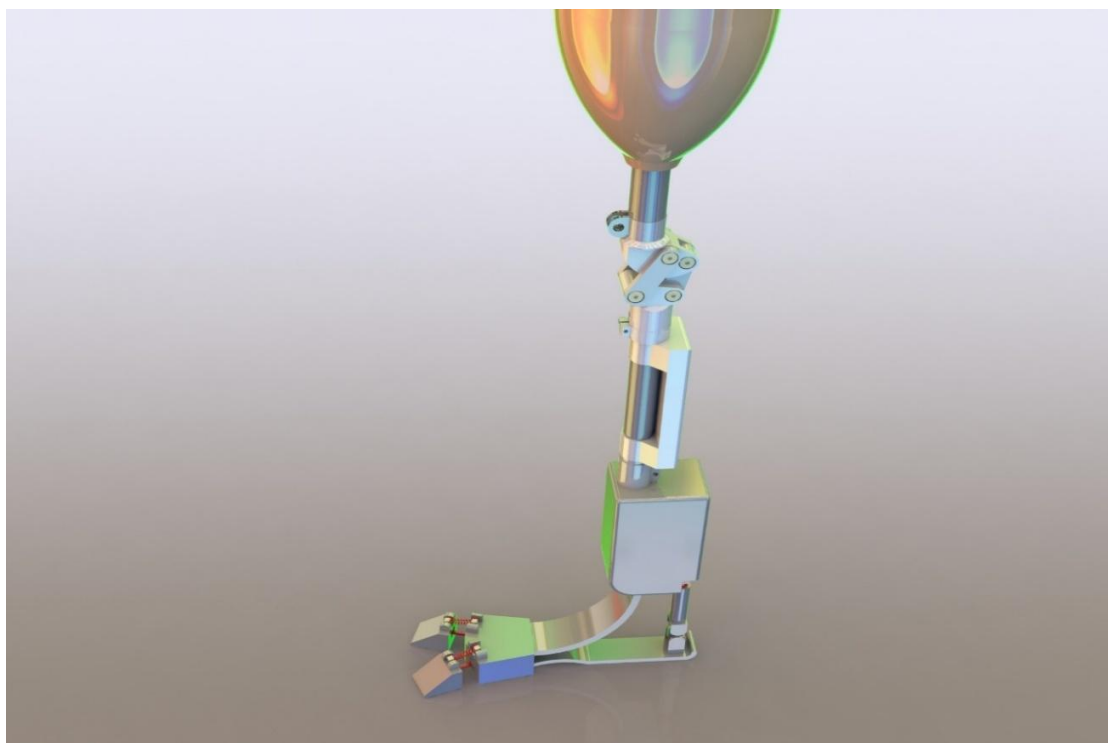


Рисунок 2.14 - Рендер протеза

2.2 Складові компоненти

В цьому пункті буде розглянуто компоненти, які утворюють автономну систему протеза. В залежності від вибору залежить чи буде вона працювати тому підбір компонентів залежав від того хто з ким сумісний. Представлені

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

нижче компоненти виконують чітку функцію та прості в розумінні того, як вони працюють та легко обслуговувати в випадку поломки.

2.2.1 Arduino Uno

На рис.2.15 зображено Arduino Uno, який є ідеальним контролером для протеза, він використовується в простих конструкціях та використовується в конструкціях, яким потрібен автономний режим. Він є головним мозком системи, який аналізує отримані сигнали від датчиків та обробляє їх і посилає відповідь в моторчики.



Рисунок 2.15 - Плата Arduino Uno [32]

Завдяки йому здійснюється рух ноги . Простота програмування дозволяє використовувати контролер для прототипу. Потужності вистачає для обробки алгоритмів та керування протезом через датчики. Вміщує в собі 14 входів/виходів половина, яких використовуються під ШІМ [33].

2.2.2 Датчик навантаження Load Cell Amplifier

На рис.2.16 зображено датчик навантаження. Для того щоб контролер мав дані навантаження було взято датчик навантаження Load Cell Amplifier.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Невеличка плата, яка може вимірювати зміни навантаження. Витримує вагу до 200 кг і вимірює 100 кг. Виготовлений з алюмінію, чотири привідне з'єднання та підключається до плати HX711 та споживає 5 В. Вмонтований в тіло стопи, та легко обробляється за допомоги Arduino. В поєднанні з платою дає цифрове зчитування. Дозволяє:

- оцінка сили опору;
- встановлення моменту кроку;
- підтримка бібліотек Arduino;
- проста інтеграція;
- точність та стабільність.

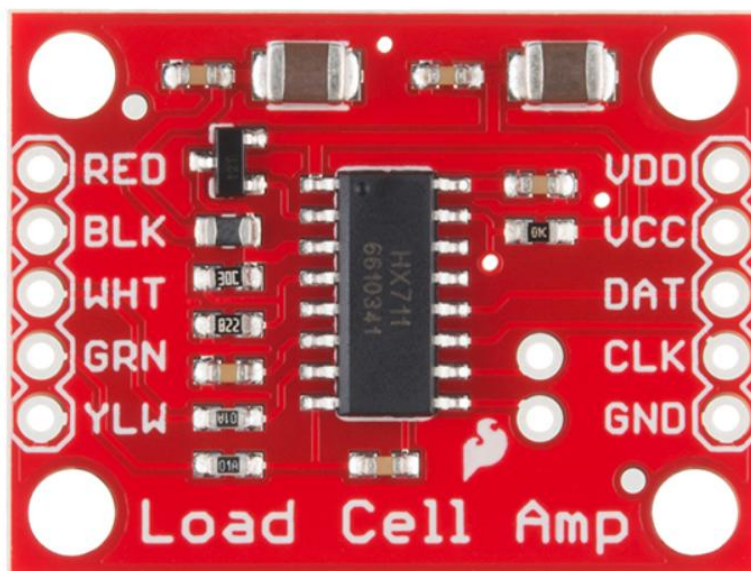


Рисунок 2.16 - Load Cell Amplifier [34]

Датчик розташований в корпус тіла стопи для від слідження вертикального навантаження [35].

2.2.3 Плата HX711

На рис.2.17 зображено з'єднувальний компонент з контролером та датчиком. Перетворює сигнал датчика на цифрові значення що використовує мікро контролер. Містить два канали А і В до яких можна підключити датчик. Максимальна кількість датчиків 2 штуки.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

В протезі виконує функції:

- посилює слабкий сигнал датчика;
- висока точність вимірювання;
- завдяки компактності не забирає багато місця протезі.

Характеристика:

- діапазон сигналу ± 40 мВ;
- живлення 2.6 В - 5.5 В;
- розміри модуля 20 мм $\times$ 15 мм $\times$ 2 мм;
- споживає струму 1.5 мА;
- температура при якій працює від -40° до $+85^{\circ}$;
- плата вмонтована в корпус відділу з компонентами.

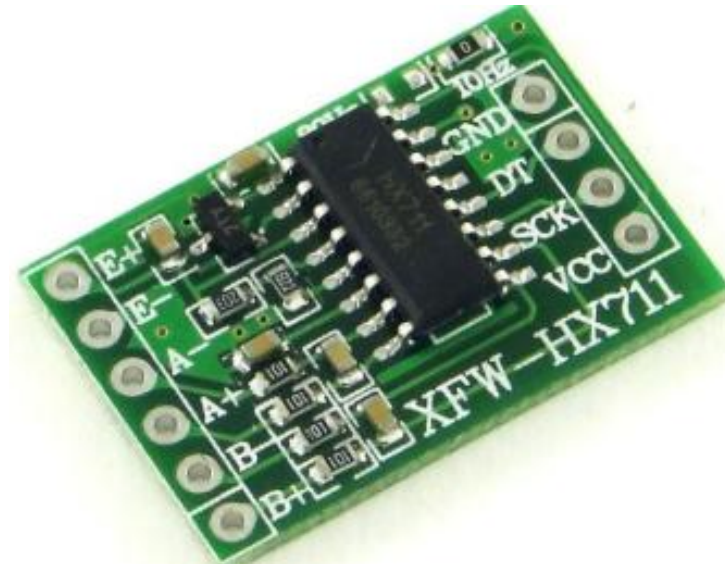


Рисунок 2.17 – Плата HX711 [36]

Без плати неможливе зчитування показників датчика та реагування на індивідуальну ходьбу користувача що робить його не заміною частиною конструкції [37].

2.2.4 Акумулятор DTP1265135 – 2P(3.7 В 2000 мА год)

Для того щоб протез працював не 2 години а 8-10 год потрібно було знайти акумулятор для довгої роботи. Вибір впав на DTP1265135, який

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						42
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зображено на рис.2.18. Завдяки його розмірам та ємність це ідеальний варіант. Напруга акумулятора дозволяє жити ключові елементи системи. А саме:

- Arduino Uno;
- HX711;
- Load Cell Amplifier;
- індикатори;
- лінійні актуатори.

Розміри акумулятора ідеально підходять під корпус. Його вага та розміщення робить конструкцію збалансованою та вільною для охолодження. Одним з недоліків є його температура при якій він може працювати. При температурі в -20° він вимикається. Цю проблему я ще не рішив.



Рисунок 2.18 - Акумулятор DTP1265135 – 2P [38]

Цей Акумулятор кращий за інші варіанти в таких аспекти:

- вага 350 г;
- не потребує повної зарядки через відсутність ефекту пам'яті;
- довговічність;
- межі температури від -20° до $+60^{\circ}$ [39].

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.2.5 контролер для акумулятора BMS 3S LiPo

На рис.2.19 зображено контролер що виконує функцію захисту від пере розряду, перезаряду та короткого замикання. Працює на напрузі в 11.1 В та розрахований на 3 послідовні з'єднані літій-іонні елементи. Як і Arduino грає роль мозку але для акумулятора. Під час зарядки вирівнює рівень заряду рівномірно по всіх коміркам. Коли поступає великий струм, який перевищує вказаний рівень автоматично виключає акумулятор від компонентів системи щоб вони не згоріли. Що гарантує безпечну роботу системи та стабільне живлення ключових елементів системи та гарантує довговічність.

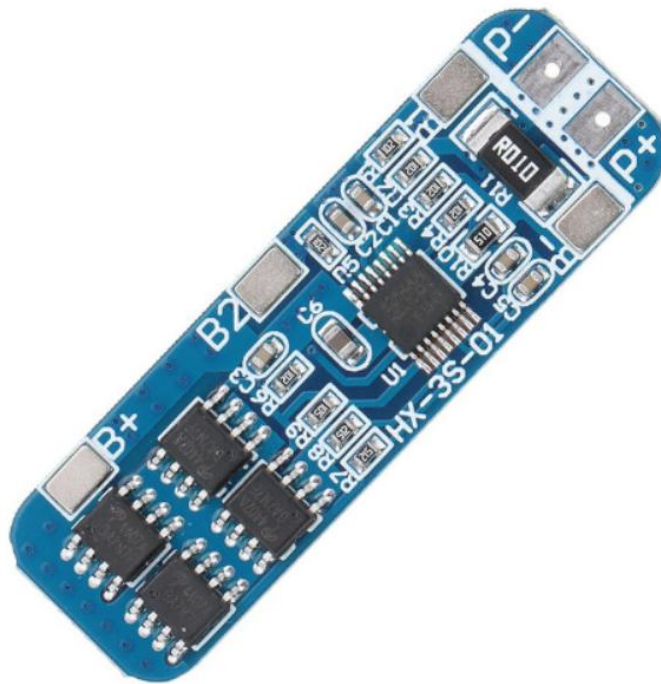


Рисунок 2.19 - Контролер для акумулятора BMS 3S LiPo [40]

Переваги:

- захист від пошкоджень;
- тривалість служби акумулятора;
- дозволяє збільшити напругу до 12 В;
- сумісний з акумулятором.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.2.6 Перетворювач напруги DC – DC XL4015

На рис. 2.20 зображено перетворювач напруги DC – DC XL4015. Це потужний перетворювач напруги. Вихідна напруга та струм стабілізуються завдяки вбудованому потенціометрові. Висока продуктивність порівняно з LM2596. Вихідний струм становить 5 А що підтримує силові компоненти. Потенціометр може настраювати напругу від 1.25 до 36 В. Наприклад потрібно 5 В на Arduino перетворювач настроює це значення автоматично. Нагрів втрата енергії не шкодить перетворювачу тому що коефіцієнт корисної дії має 80 – 90%. В корпусі вбудований радіатор що уникає перегрів при тривалій роботі.

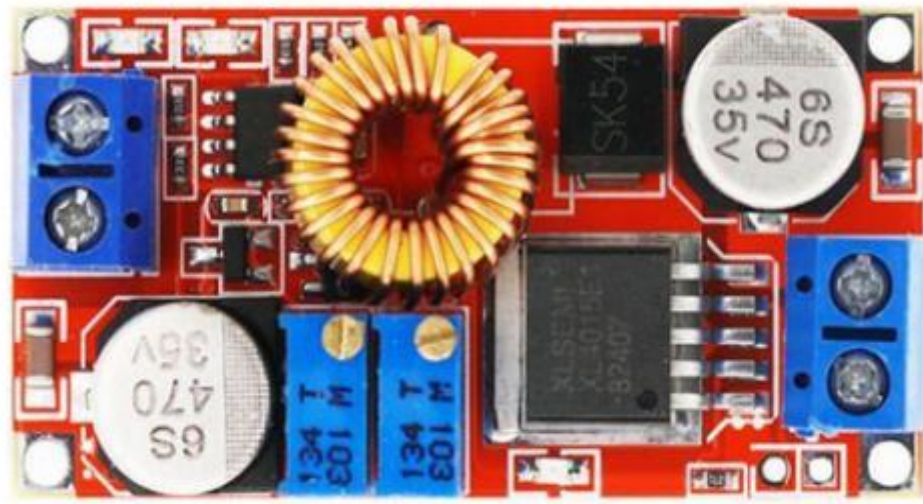


Рисунок 2.20 - Перетворювач напруги DC-DC XL4015 [41]

Підтримка всіх компонентів в ефективному стані де важлива стабільність та гнучка зміна напруги робить його ідеальним вибором для протезу [42].

2.2.7 Розподільча плата Matek PDB XT60 з BEC 5V і 12V

Для ідеального розподілу напруги для різних елементів. Саме тому потрібна розподільча плата, яка зображена на рис.2.21. Компоненти в протезі потребують різні вимоги живлення плата виставляє необхідну напругу кожному елементу. Оскільки плати будуть розміщені близько одна до одної

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

місця підключення мають бути надійно закріплені та без плутанини щоб при ремонті нічого не пошкодити.

Характеристика:

- вхідна напруга: 3- 4S;
- вихідна напруга: 5V -12V;
- вихідний струм 5V, 2.5A;
- вихідний струм 12V,0.8A;
- посадочні отвори: 30.5 мм;
- розміри: 36x52 мм.

Вага: 11 г (з XT60) [43].



Рисунок 2.21 - Розподільча плата Matek PDB XT60 з ВЕС 5V і 12V [44]

2.3 Математичні розрахунки та властивості протеза

В пункті буде розписано статистичне та динамічне навантаження на стопу, визначення потрібної сили для пружини, як працює кінетика у коліні,

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

блок схеми рівнів навантаження, процес керування протезом, визначення значень в межах, яких повинні працювати датчики, зворотній зв'язок.

Розрахувати модель для статистичного навантаження стопи потрібно врахувати вагу пацієнта. За основу і подальші розрахунки буде взято вагу 78 кг. Коли пацієнт стоїть вага тіла давить на людину, яку бере на себе протез. Для того щоб визначити прикладну силу, яка на його діє використовується класична формула з механіки:

$$F = m * g , \quad (2.1)$$

де F - сила натиску, Н;

m - вага користувача, кг;

g - прискорення вільного падіння 9.81 м/с^2 .

Отримуємо:

$$F = 78 * 9.81 = 764.18 \text{ Н}$$

Отже при розрахунках вийшло 764.18 Н. Це означає що коли людина стоїть на протез діє навантаження в 764 Н. Сила не зосереджується на одній точці вона рівномірно розподіляється по всіх елементах конструкції. Це базове значення буде використовуватись в наступних розрахунках [45].

Тепер перейде до розрахунків динаміки. При рухові такому, як біг, ходьба, спуск чи підйом по сходам, стрибку на ногу діє інерційна сила. В випадку протеза інерційна сила перевищує звичайну, а саме в 1.5 рази від швидкості та фази кроку. Щоб визначити динаміку стопи потрібно взяти розрахунки роблені в статичному стані помножити на коефіцієнт посилення при русі і отримаємо результат динаміки.

$$F_{\text{динам}} = \lambda * F_{\text{статисне}} , \quad (2.2)$$

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де $\lambda \in (1.5)$ - на коефіцієнт посилення при русі;

$$F_{\text{статисне}} = 764 \text{ Н};$$

Для кращих розрахунків я візьму середнє $\lambda = 1.4$.

Отримуємо:

$$F_{\text{динам}} = 1.4 * 764 = 1069.6 \text{ Н}$$

Отже під час руху навантаження на стопу сягає $=1069$. Н. Таке значення повинна витримувати задня пружина при ударі в землю [46].

Оскільки задня пружина це амортизатор конструкції і виконує функцію повернення стопи в вихідне положення та бере участь в динаміці стопи пружина повинна мати правильну жорсткість. Щоб вибрати правильну жорсткість потрібно визначити навантаження на п'яту при контакті з поверхнею. Для цього підходить закон Гука:

$$F = k * x, \quad (2.3)$$

де F - сила стискання пружини, Н;

k - жорсткість пружини, Н/м;

x - Деформація пружини, м;

$$x = 15 \text{ мм} = 0.015 \text{ м}.$$

Отримуємо:

$$k = \frac{F}{x} = \frac{1069}{0.015} \approx 71.333 \text{ Н/м}$$

Отже жорсткість пружини повинна мати 70000 Н/м . Це значить що при перенесенню ваги тіла на протез він не буде просідати і не порушить баланс

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

людини. Для швидкого реагування протеза хід пружини повинен бути не менше 10-15мм. Що дозволить не втрачати пружність [47].

Колінний вузол виконую функцію згинання та розгинання ноги особливо коли пацієнт піднімається сходами та спускається. На відміну від стопи колінний вузол забирає найбільшу частину навантаження, яке виникає через важіль(гомілку). Тому треба визначити момент сили.

$$M = F * L , \quad (2.4)$$

де M - обертальний момент коліна, Н;

F - сила, яка діє на тіло (статичне значення 764);

L - довжина гомілки (довжина береться від гомілки до стопи 0.4 м).

Отримуємо:

$$M = 764 * 0.4 = 305.6 \text{ Н}$$

Така відповідь підходить для статичного навантаження, але якщо брати динаміку то показники зростають $1.5 \times$:

$$M_{max} \approx 1.5 * 305.6 \approx 458.4 \text{ Н}$$

Отже при динаміці отримуємо 458.4 Н [48].

Модель зворотного зв'язку(Feedback)

В протезі система feedback система додана для реагування на зовнішні чинники та реагувати на них. Нагадує роботу м'язово-скелетного апарату.

Зворотній зв'язок в протезі представлені в двох варіантах:

- Датчики Load Cell;
- Пружини що з'єднують пальці та основне тіло;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						49
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– Модель зворотного зв'язку це звичайна модель першого порядку.
Вона представлена таким способом:

$$u(t) = K_p * e(t) , \quad (2.5)$$

де $u(t)$ - сигнал PWM;

K_p – підсилення;

$e(t)$ - $F_{\text{виміряне}} - F_{\text{еталон}}$ (еталон - це помилка від ідеального тиску).

Ця модель підходить для всіх протезів. Тепер розберемо як це працює завдяки Load Cell. Щоб протез відреагував на зовнішнє навантаження потрібно щоб плата НХ711 отримала сигнал від датчиків та перевести його в реальну силу. Для цього використовується коефіцієнт калібрування:

$$F = S * C , \quad (2.6)$$

де F - прикладена сила, Н;

S - сингал з датчиків;

C - коефіцієнт калібрування.

Ця модель розрахунків підходить для обробки даних для роботи актуатора. Для того щоб актуатор розумів яку силу потрібно надати для зусиль поршня потрібно розрахувати його жорсткість:

$$x = \frac{F_{\text{кор}}}{k} , \quad (2.7)$$

де x - хід актуатора, м;

$F_{\text{кор}}$ - сила компенсації;

k - жорсткість системи [49].

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для керування актуатором на платі Arduino формує модуль, який регулює потужність та тривалості імпульсу. Цей модуль називається PWM-сигнал.

$$PWM = \frac{F}{F_{\text{макс}}} * 255, \quad (2.8)$$

де F – навантаження;

$F_{\text{макс}}$ - максимальне навантаження для системи (я виставив 60 Н);

255 - максимальне значення PWM.

В цьому випадку точні дані неможливо вести оскільки потрібна вага пацієнта. Тому всі результати я не вписував [50].

Послідовність алгоритму дії роботи представлена блок-схемою на рис. 2.22. Ця схема відповідає аналізу даних і дає відповідь на навантаження корпусу.

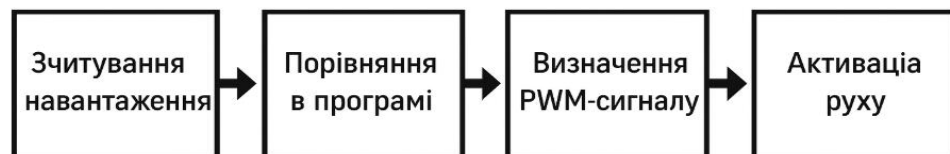


Рисунок 2.22 - Блок схема

2.4 Алгоритм роботи протеза

На першому етапі сенсори відправляють сигнал системі для розуміння в якому положенні знаходиться нога. Ці дані потрібні для оцінки де в просторі знаходиться нога. Параметри включають:

- Сила яка діє нагу;
- Напруга якою живиться система;
- Прискорення та нахил.

Щоб механізм спрацював правильно потрібно в нести корективи в підготовку:

- Видалити перешкоди при обробці даних;
- Перетворення сигналу в значення.

Використовується проста формула:

$$F = S * C , \quad (2.9)$$

де S-сигнал;

C-калібрування.

Всього чотири фази руху, система визначає яка фаза кроку та адаптує протез [51].

Таблиця 2.1 - Фази руху

Фаза	Опис
Опора	Стопа стоїть - високе навантаження
Перенос	У повітрі – навантаження 0
Удар п'ятки	Початок опору - зростання навантаження
Пальці	Перенесення тиску на перед

Під час довгих роздумі, як краще зробити просте керування було придумано три рівня навантаження яке спрощує роботу та не спричиняє поломок в системі від перегріву. Воно ділиться на три рівні які призначені для певних дій.

Табличка 2.2 - Рівні навантаження

Рівень	Значення в програмі	Поведінка
0	0	В повітрі дії немає
1	0-10	Мінімальна дія
2	11-30	Середня дія
3	30-60 _{max}	Максимальна дія

Коли рівень вже визначений проходить сигнал на актуатор. Вони приходять в дію і виконують надісланий сигнал. Для цього формується PWM-сигнал.

$$PWM = \frac{F}{F_{\max}} * 255, \quad (2.10)$$

де F - поточна сила;

$F_{\max}$ - максимальна сила яку обробляє система.

Зворотній зв'язок (Feedback)

Дія, яка чекає результатів та відповідає на них. Наприклад якщо актуатор не зміг зробити дії автоматично спрацьовує feedback і повторює сигнал. Також ця функція є в пружинах, які тримають пальці. Але на відміну від того тут присутній пасивний зворотній зв'язок пружина сама вертає протез в початкове положення [52].

2.5 Опис програми в середовищі MATLAB

Для того щоб протез робив та відповідав на сигнали було розроблено програму для керування протезом. В цьому пункті буде розписаний код з усіма етапами. Лістинг параметрів програми наведено на рис.2.33.

```
% 1. Параметри системи
maxForce = 60;           % Максимальне навантаження (Н)
maxPWM = 255;           % Максимальне значення PWM
bufferSize = 5;         % Буфер для усереднення значень
hysteresis = 2;         % Значення гістерезису
forceBuffer = zeros(1, bufferSize);
bufferIndex = 1;
currentLevel = 0;
```

Рисунок 2.23 - Лістинг Параметрів програми

Зображено дані та їх значення max Force, max PWM, bufferSize, hysteresis, forceBuffer, bufferIndex, currentLevel. Ведені дані призначені для кращого розуміння того як працює програма. Якщо забрати ці показники і надати протез пацієнту то програма сама буде визначати показники. Лістинг симуляції руху представлено на рис.2.24.

```
% 2. Симуляційні дані (замість реального сенсора)
simulatedData = [zeros(1, 15), 8*ones(1, 15), 20*ones(1, 15), ...
                 40*ones(1, 15), 0*ones(1, 10)];
```

Рисунок 2.24 - Лістинг Симуляції руху

Параметри системи:

- максимальна сила протеза до 60 Н. Ця шкала навантаження придумана мною і представлена від 1 до 60 Н;
- максимальне значення в 255 для PWM-сингалу. 255 - це піковий показник сигналу;
- зменшення шуму сигналу - 5. Кількість сигналів, які будуть повторюватись для розуміння середнього значення;
- щоб не було коливань сингалу потрібне значення гістерезису яке запобігає;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						54
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- коливанням сигналу між рівнями;
- bufferSize та bufferIndex потрібні для запису сил які були виміряні та оновлення них.

На рис.2.25 зображено лістинг графіка це моменти часу роботи симульованого процесу де і коли зростає і падає навантаження.

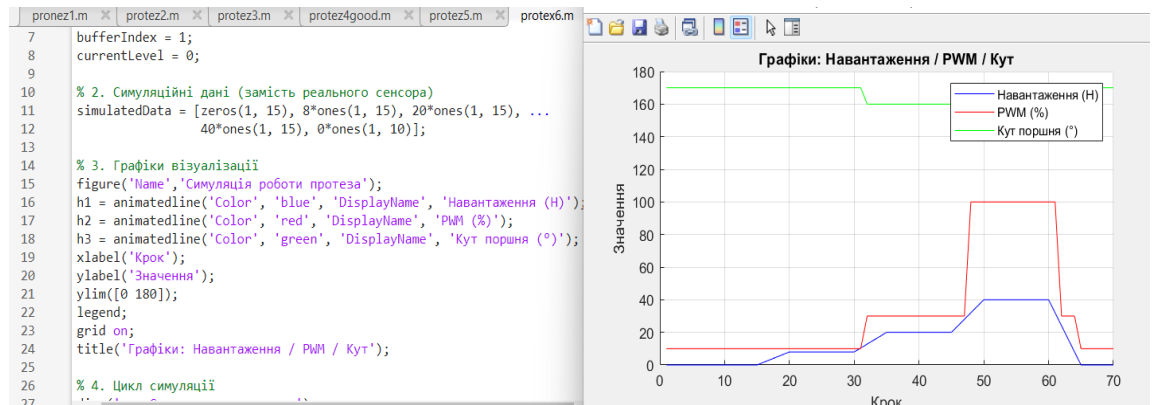


Рисунок 2.25 - Лістинг код та візуалізації результату

Представлено масивами та поділені на 5 етапів:

- zero - період часу коли не застосовується ні яка сила. Це початок;
- 8 * ones - тут фіксується перше значення і переростає в наступний масив;
- 20 * ones - на цьому етапі виникає навантаження та переростає в сильне навантаження в наступному масиві;
- 40 * ones - максимальне значення. Закінчення руху;
- 0 * ones - повернення до початку;
- візуалізація симуляції завдяки графіку.

Графік представлений трьома лініями:

- синя лінія – навантаження;
- червона лінія - робота PWM;
- зелена лінія - кут поршня.

У верхній частині зображений графік кута він показує в якому положенні знаходиться поршень під час дії в кроках. PWM пов'язаний з

навантаженням. Навантаження не вискакує вище значення 60 і на це реагує PWM та виставляє своє значення в 255. Воно максимальне для його робити.

Також на графіку є дві шкали:

- шкала Значення від 0 до 180;
- шкала кроку від 0 до 70.

Цикл роботи симуляції зображено на рис. 2.26.

```
% 4. Цикл симуляції
disp('== Старт тестування ==');
for t = 1:length(simulatedData)

    % 4.1 Зчитування та фільтрація сили
    rawForce = simulatedData(t);
    forceBuffer(bufferIndex) = rawForce;
    bufferIndex = mod(bufferIndex, bufferSize) + 1;
    filteredForce = mean(forceBuffer);

    % 4.2 Визначення рівня з гістерезисом
    newLevel = currentLevel;
    if filteredForce < 10 - hysteresis
        newLevel = 1;
    elseif filteredForce >= 10 + hysteresis && filteredForce < 30 - hysteresis
        newLevel = 2;
    elseif filteredForce >= 30 + hysteresis
        newLevel = 3;
    end
    currentLevel = newLevel;

    % 4.3 Призначення PWM та кута поршня
    switch currentLevel
        case 1
            pwm = maxPWM * 0.1; angle = 170;
        case 2
            pwm = maxPWM * 0.3; angle = 160;
        case 3
            pwm = maxPWM * 1.0; angle = 150;
    end

    % 4.4 Вивід для діагностики
    fprintf('Крок %d → F=%1f Н → Рівень=%d → PWM=%0f → Кут=%0f°\n', ...
        t, filteredForce, currentLevel, pwm, angle);

    % 4.5 Відображення графіка
    addpoints(h1, t, filteredForce);
    addpoints(h2, t, pwm / maxPWM * 100);
    addpoints(h3, t, angle);
    drawnow;
    pause(0.1);
end
```

Рисунок 2.26 – Лістинг коду циклу

Ділиться на фільтрація сили, визначення рівня гістерезисом, Призначення PWM кута поршня, вихід для діагностики, відображення графіка.

Фільтрація: значення береться з масиву ведених даних потім ці значення зберігаються в середині. Після того як дані змінюються(поновлюються) вони перезаписуються.

Рівень Гістерезису: якщо прикладена сила менша за 10 то змінюється рівень упору на 1. Но якщо прикладена сила навпаки більша за 10 (11,12, і далі

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						56
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

до 30)то це означає що рівень змінюється на другий. І так само з третім рівнем до максимального значення.

PWM: значення, яке задає PWM залежить від рівнів 1, 2, 3. Також задається кут 170, 160, 150.

Діагностика та Графік: в командному вікні відображається що зараз виконує програма. А графік потрібний для візуалізації цих кроків. На рис. 2.26 зображено весь код

2.6 Висновок до розділу 2

В цьому розділі було розглянуто складові деталі моделі протеза від моделі пальців до колінного шарніра. Складові компоненти. Обраховано математичну модель, алгоритмічну роботу та опис програми.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Вибір SolidWork, Matlab як середовище для розробки

Для надійної розробки виробу потрібно мати надійні середовища, які можуть поєднувати в собі механічну та електронну складову з вмістом програмного забезпечення. Ці середовища призначені для інженерів та часто використовуються для складних задач, яким потрібен великий вміст пам'яті та інструментів для обробки та роботи. Було обрано два таких середовища - SolidWorks і MATLAB, завдяки чому робота була зроблена без проблем.

Розпочати слід з SolidWorks, саме тут створювалась віртуальна модель протеза. Саме середовище призначене для машинобудування, промислового виробництва, промислового дизайну, моделюванні виробничих процесів. Такі задачі забирають багато пам'яті та навантажують комп'ютер, оскільки модель протеза менше витрачає ресурсів, що дозволяє гнучкіше та легше робити в ньому. Великий вміст інструментів робить SolidWorks ідеальним місцем для деталізації та розробки деталей [53].

Додаткові переваги:

- точне вимірювання. Структура стопи зроблена з правильною геометрією, яка була задумана;
- вміст симуляції та анімації. Це значить що елементи, які є в протезі можна анімувати та подивитись, як вони працюють. Так, які взаємодії проходять в моделі можна перевірити через функції “Motion Study” і “Assembly Mates”;
- інтегрування з CAM. Якщо модель потрібно зробити для 3D - друкування можна використати формат STL, який призначений для друку трьох вимірних моделей або зробити на станку ЧПК;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						58
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– підтримка інших платформ. SolidWorks підтримує і інші формати для передачі моделі на візуалізацію. До них належать формати STEP, STL, IGES.

Для довгих та численних розрахунків роботи з даними було вибрано MATLAB. При роботі даного завдання MATLAB використовувався для написання програми, яка призначена для аналізу навантаження та відповідною реакцією після обробки даних.

Причини вибору MATLAB:

- поєднання з апаратним модулем. MATLAB підтримує з'єднання з платою Arduino, завдяки спеціальним бібліотекам підтримує датчики та модулем HX711;
- обробка та фільтрація. Оскільки протез має кілька фаз руху його сигнал чистий завдяки фільтрації сигналів. Обробка даних швидко обробляє них;
- guide. Побудова графіків навантаження кута та відповідь PWM - сигналу. Це все зроблено завдяки цій функції;
- просте кодування. Легкі умови та графіки легко зробити завдяки програмному коду. Команди прості та зрозумілі [54].

Поєднання цих програм для виконання завдання виправдані. Обидві системи підтримують файли один одного та мають однакові формати даних. Використовуються інженерами з різних сфер включно і для біомедичної освіти. Прості в вивченні керування ними через вільний доступ в інтернеті, а саме відкриті курси, уроки в YouTube, документації.

3.2 Призначення та особливості використання протеза

Протез призначений для осіб з ампутацією вище колінного суглоба. При розрахунках було взято 78 кг, але протез витримує до 120 кг. Метою протеза

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

не є звичайна для всіх функція опори, а реалізація функції розумної адаптації до навантаження, яка притаманна тільки дорогим біонічним системам [55].

Категорія користувачів:

- особи які після ампутації не зберегли стегно та колінний суглоб;
- період реабілітаційної адаптації;
- особи які не мають великих коштів та шукають недорогий і функціональний протез.

Основні задачі протеза:

- відновлення опори;
- фази руху - опора, перенесення, п'ятковий удар;
- керування рухом поршнів тим самим робить динамічний рух до поведінки користувача;
- зменшення навантаження на тіло та суглоби;
- адаптація до типу поверхні.

Основним використанням на мою думку є дослідження навантаження, як лабораторна модель. Щоб визначити, як людина ходить, та яке навантаження виникає при русі людини з протезом. Також підходить як наукова платформа для симуляції, тестування алгоритмічного аналізу навантаження.

3.3 Майбутні покращення

Датчики (IMU, гіроскоп): вбудовування інерційних сенсорів, які поєднують в собі акселерометр, гіроскоп, магнітометр. Що зменшує вміст і полегшує вагу протеза [56].

Виконує функції:

- кут нахилу протеза;
- орієнтацію в просторі;
- прискорення під час кроку.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Покращення енергозбереження: потрібне для того щоб протез не споживав живлення постійно при аналізі сигналу та перемиканні режимів. Це покращення можливе, для цього необхідно оптимізувати код та перенести його з MATLAB на Arduino. Заміна XL4015 на енергоефективний стабілізатори. Замінити простий акумулятор на акумулятор з вбудованим в нього BMS, коли протез стоїть він не використовує фази руху і споживає живлення не роблячи нічого тому такий акумулятор відключає живлення при простої. Коли мотор неактивний потрібно додати модуль з енергозбереженням, який буде них виключати та включати при необхідності.

Заміна актуаторів на штучні м'язи або пневматику. Перехід від лінійних електродвигунів на більш біосумісних механізмів руху, зокрема:

- штучні механічні м'язи (PAM);
- електроактивні полімери (EAP).

Це дозволить зменшити вагу та зробить його ближчим до поведінки здорової ноги [57].

До програмного забезпечення належать покращення фаз ходьби. Глибша адаптація також можна назвати розумний режим. Звичайні фази призначені для роботи пальців для кращої динаміки можна зробити фази руху і для п'яти

Покращений відрив, п'ятковий удар. Завдяки розвитку Штучного інтелекту доступний процес самонавчання який адаптуватиметься під стиль ходьби. Розпізнавання типу поверхні на основі зібраних даних. Ці покращення є реалістичними і них можна зробити.

3.4 Висновок до розділу 3

Проведено обґрунтування вибору середовищ. Сформовано основні напрямки застосування, майбутні покращення та перспективи розвитку конструкції.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Актуальність безпеки життєдіяльності людини

У сучасних умовах, коли техногенне навантаження на середовище існування людини зростає, питання безпеки життєдіяльності стає одним із ключових чинників у збереженні здоров'я, працездатності та життя. Актуальність цієї проблеми зумовлена високими темпами розвитку промисловості, електроніки, енергетики, біомедицини, де людина щодня взаємодіє з небезпечними технологіями або ризикованим середовищем [57].

У сучасних умовах, коли техногенне життя залежить від існування людини зростає, питання безпеки життєдіяльності стає одним із ключових чинників у збереженні здоров'я, працездатності та життя. Актуальність цієї проблеми зумовлена високими темпами розвитку промисловості, електроніки, енергетики, біомедицини, де людина щодня взаємодіє з небезпечними технологіями або ризикованим середовищем.

Швидкий розвиток промисловості зокрема біомедичної інженерії, породжує не лише нові можливості, а й нові небезпеки. Людина як активний учасник цих процесів часто виявляється недостатньо підготовленою до взаємодії з такими системами. В біомедичній галузі - де взаємодія йде між тілом людини та складною електронною або механічною системою, безпека набуває ще більш глибокого та міждисциплінарного значення. Це особливо актуально в контексті розробки та використання біонічних протезів - систем, які не просто замінюють функції кінцівки, а частково уподібнюються у рухову систему людини. У таких випадках загрози виникають на рівні взаємодії, і саме тому розробники протезів враховують не лише функціональність, а й ризики: ураження струмом, механічні травми, збій системи, які можуть спричинити падіння або пошкодження [57].

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Це не лише технічні інструкції чи правила поведінки на робочому місці. Це також комплексна система адаптації людини до нових, часто змінених або несприятливих умов існування, особливо після втрати здоров'я, функцій організму або внаслідок травматичних подій. Одним із найскладніших прикладів таких ситуацій є ампутація кінцівки, що потребує тривалого фізіологічного, психологічного та соціального відновлення. У випадку втрати кінцівки та подальшого використання протеза, порушується як фізіологічна, так і психоемоційна рівновага [57].

Використання протеза нижньої кінцівки, навіть найсучаснішого біонічного типу не є повним поверненням до попереднього рівня життя. Після ампутації змінюється біомеханіка рухів, розподіл навантажень на опорно-рухову систему, змінюється центр маси тіла. Все це може спричинити додаткові травми.

Психоемоційні аспекти також мають велике значення. Людина після втрати кінцівки часто переживає:

- психологічну травму;
- депресія;
- відчуження;
- страх повторної травми;
- зниження самооцінки;
- невпевненість у власній безпеці під час руху;
- тривожність через залежність від технічного засобу.

Тому сучасна система безпека життєдіяльності людини повинна зробити зміни не тільки в технічній галузі, але й з психології, біомеханіки, медичної реабілітації. Одним із принципів безпеки при використанні протезів є не просто запобігання ураженням струмом або перегріву елементів, а створення умов, за яких користувач не відчуває постійного страху чи тривоги під час експлуатації пристрою.

Особливу увагу необхідно звернути на зовнішні виробничі фактори, які

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

мають

потенційний вплив на організм користувача:

- електромагнітне поле;
- вібрація, шум;
- температурні коливання.

У свою чергу, психофізіологічні ресурси людини після травми обмежені. Організм витрачає більше енергії на звичайні рухи, виникає перевантаження спини та інших кінцівок, збільшується ризик вторинних ускладнень. Потрібно не допустити, щоб ці чинники призвели до зниження життєздатності або нових травм.

Система безпеки життєдіяльності включає:

- адаптивне керування протезом, яке не потребує великих зусиль;
- захист усіх електронних систем;
- простоту експлуатації та сервісного обслуговування;
- прогнозовану поведінку пристрою в екстремальних ситуаціях (падіння, відмова приводу).

Згідно з офіційною інформацією Міжнародної організації праці, щороку у світі гине понад 2 мільйони працівників унаслідок виробничих травм і професійних захворювань. Крім того, понад 250 мільйонів осіб щороку отримують різні види виробничих ушкоджень або страждають на захворювання, безпосередньо пов'язані з умовами праці.

У багатьох випадках трагедії стаються не через технологічний збій, а через людський фактор: нехтування інструкціями з охорони праці, відсутність належного навчання персоналу, недооцінка небезпеки при взаємодії з новими видами техніки.

Ситуація в Україні також викликає серйозне занепокоєння. За офіційними даними Державної служби України з питань праці, щороку фіксується в середньому 4–5 тисяч нещасних випадків на виробництві, з яких

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

близько 10–15% мають летальні наслідки. Значна частина з них виникає через порушення правил техніки безпеки, зношене обладнання, неефективні засоби індивідуального захисту, або низьку культуру охорони праці на підприємствах. Особливо актуальним це питання є в контексті підготовки фахівців інженерно-технічного профілю, які у своїй майбутній професійній діяльності проектують, створюють та обслуговують складні технічні системи. Недостатнє знання таких фахівців може призвести до загрози життю людей. З огляду на сучасні технології такі як автоматизацію, роботизацію, використання біотехнічних виробів важливо, щоб кожен інженер мав базову підготовку з безпечного проектування, тестування та експлуатації виробів [58].

Зокрема, у сфері біомедичної інженерії, фахівець повинен чітко розуміти:

- ризики використання лінійних актуаторів, моторчиків і джерел живлення;
- умови безпечної експлуатації в вологих або пильних умовах;
- вимоги до алергенних матеріалів, що контактують із тілом людини;
- відповідальність за програмну логіку дій, яка впливає на поведінку системи в реальному середовищі.

Тому формування стійкої системи знань і навичок дозволяє не лише зменшити ризики, а й забезпечити гуманний і безпечний підхід до інновацій, що пов'язані з життям та здоров'ям людини.

4.2 Економічне значення заходів щодо покращенню умов та охорони праці.

Охорона праці на сучасному підприємстві не тільки дотримання норм і правил техніки безпеки, а й важлива складова економічної ефективності

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						65
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

діяльності. Кожен нещасний випадок, кожне професійне захворювання тягне за собою витрати такі як медичне обслуговування, компенсації, штрафи, втрата кваліфікованих кадрів, зниження продуктивності, порушення термінів виконання завдань. Тому інвестування в безпеку праці це економічно важливий крок.

За даними Міжнародної організації праці, світова економіка щороку втрачає понад 4% грошей через нещасні випадки на виробництві та професійні захворювання [58].

Для окремих підприємств це може обернутися мільйонними збитками. У галузі розробки біотехнічних систем, зокрема електронних протезів нижньої кінцівки, такі втрати особливо відчутні, оскільки вимагають залучення висококваліфікованих спеціалістів, складного обладнання та точних налаштувань.

Одним із найефективніших підходів до зменшення витрат підприємства є попередження аварійних ситуацій і ризиків, а не їх усунення. Це стосується виробництва біомедичних пристроїв, таких як протези нижніх кінцівок з елементами електроніки. У цій сфері, де точність, якість і безпечність мають вирішальне значення, це інструмент оптимізації витрат.

Згідно з аналітичними дослідженнями Міжнародної організації праці, кожен долар, вкладений у безпеку праці, повертається у вигляді 2–4 доларів економії в майбутньому. Йдеться про витрати, які виникають при ігноруванні правил техніки безпеки: витрати на лікування, компенсації, штрафи, заміну працівника, простій у виробництві, судові витрати [58].

На підприємствах, що займаються високотехнологічним виробництвом кожна помилка може спричинити багаторівневі збитки. До збитків протезування відносяться:

- псування електронного модуля через коротке замикання;
- вихід з ладу лінійного актуатора через перенавантаження;
- неправильна послідовність підключення;

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– пошкодження корпусу або механізмів через неадекватне кріплення чи перегрів.

У випадку протеза з програмним керуванням, що містить Arduino, датчики навантаження (load cells), плати HX711, акумулятор, стабілізатори, актуатори та пружини, відмова будь-якого компонента без належного захисту може призвести до повного виходу системи з ладу або навіть травмування користувача.

До них відносять монтаж плати BMS для захисту акумулятора, ізоляція проводів живлення, застосування стабілізаторів напруги (типу XL4015).

Таблиця 4.1 Заходи профілактики

Компоненти	Вартість профілактики	Можливі збитки без неї
Стабілізація XL4015	120 грн	Згорання плати 300 грн
Захисна ізоляція проводів	30 грн	Коротке замикання 800 грн
Встановлення BMS для Li-po	150 грн	Перегрів батареї 1000 грн

Вчасне інвестування в засоби безпеки не тільки дозволяє уникнути аварій, а й підвищує довговічність системи, спрощує обслуговування та знижує навантаження на команду розробників. Крім того, якісна охорона праці покращує репутацію проєкту, сприяє більшій довірі з боку користувачів, інвесторів. У галузі біотехнічних виробів, особливо для медичного застосування, надійність та безпека велика перевага, яка безпосередньо впливає на економічний успіх продукту.

Планування витрат на охорону праці та безпеку життєдіяльності є обов'язковим етап кожного інженерного або науково-дослідного проєкту, зокрема у сфері біотехнічного конструювання. У випадку проектування протеза нижньої кінцівки з електронними, силовими та програмними компонентами, дозволяє обґрунтувати необхідність встановлення навіть малозначущих на перший погляд елементів безпеки [59].

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Зазвичай витрати на профілактичні заходи у рази менші, ніж вартість компенсацій або ремонту після нещасного випадку чи відмови системи. Навіть мінімальні вкладення у стабільність, контроль напруги, захист акумулятора чи якість збірки мають хороший вплив з сторони користувачів яким не прийдеться витратити гроші на ремонт.

Це в свою чергу відноситься до нематеріальних переваг, які напряду впливають на ефективність команди, інноваційність проєкту та загальну культуру безпеки.

До них належать:

- персонал, який бачить, що роботодавець дбає про їхню безпеку, проявляє більшу ініціативність та відповідальність.;
- працівники не перебувають у постійному напруженні;
- менше помилок, більше уваги до деталей;
- в безпечному середовищі розробники охочіше експериментують, вносять пропозиції, покращують пристрій [59].

У галузі біомедичної інженерії, де кожен грам ваги, кожен міліметр ходу пружини, кожен рівень напруги - критичний, психологічна стабільність інженера напряду впливає на успіх розробки. Саме тому створення безпечного, стабільного робочого середовища паралельне високій якості медичних протезів.

4.3 Висновок до розділу 4

Розглянуто питань безпеки життєдіяльності, охорони праці. Розробка протезів потребує врахування як технічних, так і фізіологічних та психоемоційних аспектів безпеки. Особливо актуальним є забезпечення надійності роботи системи живлення, актуаторів, датчиків навантаження та мікроконтролерів. Також представлено економічну ефективність, що витрати на впровадження базових заходів з охорони праці є незначними.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						68
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі бакалавра виконано всі етапи створення протеза з елементами інтелектуального аналізу навантаження. Робота поєднує інженерні, програмні та біомедичні рішення для проекту який буде функціонувати.

На аналітичному етапі було досліджено сучасні тенденції в протезуванні наведено приклади від простих до більш складних видів протезів з електроприводами та штучним інтелектом. Визначено проблеми людей після ампутації та необхідність створення доступного ефективного та адаптивного протеза

У проектній частині представлені деталі протеза його розміри та для чого вони потрібні. Розглянуто необхідні компоненти системи. Створення математичної моделі для розрахунків навантаження, сили та пружинної компенсації. Реалізовано програмний код для моделювання алгоритмів реагування на навантаження. Створення блок схеми логіки пристрою та візуалізація динаміки. Уточнено чому було вибрано середовища для розробки, окреслено напрями майбутніх покращень. Окрему увагу приділено безпеці життєдіяльності користувача та економічному обґрунтуванні охорони праці. Робота демонструє реальну перспективу впровадження подібних рішень у медичну та реабілітаційну практику.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						69
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с. (дата звернення: 14.04.2025)

2. PubMed Central (PMC) Веб-сайт URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8189153/> (дата звернення: 15.04.2025)

3. Physiopedia Веб-сайт URL: https://www.physiopedia.com/Emotional_and_Psychological_Reactions_to_Amputation (дата звернення: 23.04.2025)

4. Труднощі у сфері протезування Веб-сайт URL: <https://dou.ua/lenta/articles/prosthetics-in-ukraine/> (дата звернення: 15.05.2025)

5. Prosthetics for Everyone Who Needs Them: 3D Printing Reduces Costs of Prosthetics Веб-сайт URL: <https://www.raise3d.com/case/prosthetics-for-everyone-who-needs-them-3d-printing-reduces-costs-of-prosthetics/> (дата звернення: 15.04.2025)

6. Sensory feedback for limb prostheses in amputees Веб-сайт URL: <https://www.nature.com/articles/s41563-021-00966-9> (дата звернення: 15.04.2025)

7. Prosthetics for Everyone Who Needs Them: 3D Printing Reduces Costs of Prosthetics Веб-сайт URL: <https://www.raise3d.com/case/prosthetics-for-everyone-who-needs-them-3d-printing-reduces-costs-of-prosthetics/> (дата звернення: 15.04.2025)

8. A Novel Airborne Molecular Contaminants Sensor Based on Sagnac Microfiber Structure Веб-сайт URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/4/1520> (дата звернення: 15.04.2025)

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

9. Combined Transoral and Endoscopic Approach for Total Maxillectomy: A Pioneering Report Веб-сайт URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3709934/> (дата звернення: 15.05.2025)

10. Como eram 16 objetos na antiguidade Веб-сайт URL: <https://www.fatosdesconhecidos.com.br/como-eram-16-objetos-na-antiguidade/> (дата звернення: 15.04.2025)

11. The Perfect, 3,000-Year-Old Toe: A Brief History of Prosthetic Limbs Веб-сайт URL: <https://www.theatlantic.com/technology/archive/2013/11/the-perfect-3-000-year-old-toe-a-brief-history-of-prosthetic-limbs/281653/> (дата звернення: 15.04.2025)

12. Sockets and stumps Веб-сайт URL: <https://wellcomecollection.org/stories/sockets-and-stumps> (дата звернення: 16.04.2025)

13. A Leg to Stand On: Prosthetics from the Victorian Era Веб-сайт URL: <https://queeredscience2016.wordpress.com/2016/05/10/a-leg-to-stand-on-prosthetics-from-the-victorian-era/> (дата звернення: 16.04.2025)

14. File:Prosthetic foot.jpg Веб-сайт URL: https://commons.m.wikimedia.org/wiki/File:Prosthetic_foot.jpg (дата звернення: 16.05.2025)

15. Біонічний протез: сучасний засіб реабілітації Веб-сайт URL: <https://www.enableme.org.ua/ua/article/bionicnij-protez-sucasnij-zasib-reabilitacii-9815> (дата звернення: 16.04.2025)

16. Нове покоління протезів: як нейроінтерфейси повертають втрачені функції Веб-сайт URL: <https://ukr-med.net/nove-pokolinnya-proteziv-yak-nejrointerfejsy-povertayut-vtracheni-funkcziyi/> (дата звернення: 16.04.2025)

17. Editorial: Bionics limb prostheses: Advances in clinical and prosthetic care Веб-сайт URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9397676/> (дата звернення: 23.04.2025)

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						71
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

18. A prosthesis driven by the nervous system helps people with amputation walk naturally Веб-сайт URL: <https://news.mit.edu/2024/prosthesis-helps-people-with-amputation-walk-naturally-0701> (дата звернення: 23.04.2025)

19. UChicago scientists develop bionic prosthetics with lifelike touch Веб-сайт URL: <https://cns.uchicago.edu/news-events/uchicago-scientists-develop-bionic-prosthetics-lifelike-touch> (дата звернення: 23.04.2025)

20. Research Focus Areas Веб-сайт URL: <https://bioniclub.seas.harvard.edu/> (дата звернення: 23.04.2025)

21. A new approach to myoelectric prosthetics gives amputees unprecedented, intuitive control of a robotic hand Веб-сайт URL: <https://spotlight.engin.umich.edu/mind-control-prosthesis/> (дата звернення: 23.04.2025)

22. Utah Bionic Leg in Science Robotics Веб-сайт URL: <https://www.mech.utah.edu/utah-bionic-leg-in-science-robotics/> (дата звернення: 25.04.2025)

23. Circleg Empowers Amputees Through Simulation Веб-сайт URL: <https://www.ansys.com/blog/circleg-empowers-amputees-through-simulation> (дата звернення: 23.04.2025)

24. Project Circleg – low cost prosthetic leg system Веб-сайт URL: <https://www.jamesdysonaward.org/2018/project/project-circleg-low-cost-prosthetic-leg-system/> (дата звернення: 23.04.2025)

25. Bionic Knee Research Веб-сайт URL: <https://www.elliottjrouse.com/postdoctoral-research/> (дата звернення: 23.04.2025)

26. Bionic Knee Research Веб-сайт URL: <https://www.elliottjrouse.com/postdoctoral-research/> (дата звернення: 23.04.2025)

27. Variable-Stiffness Prosthesis Improves Walking, Prevents Osteoarthritis—study Веб-сайт URL: <https://amputeestore.com/blogs/amputee->

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						72
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

[life/variable-stiffness-prosthesis-improves-walking-prevents-osteoarthritis](#) (дата звернення: 23.04.2025)

28. Pro-Flex Pivot Веб-сайт URL: <https://ossur.com.ua/project/pro-flex-pivot/> (дата звернення: 23.04.2025)

29. Utah Bionic Leg Named to Time's List of the Best Inventions of 2023 Веб-сайт URL: <https://robotics.coe.utah.edu/utah-bionic-leg-named-to-times-list-of-the-best-inventions-of-2023/> (дата звернення: 23.04.2025)

30. Utah Bionic Leg Веб-сайт URL: <https://www.mech.utah.edu/utah-bionic-leg/> (дата звернення: 23.04.2025)

31. Utah Bionic Leg in Science Robotics Веб-сайт URL: <https://www.mech.utah.edu/utah-bionic-leg-in-science-robotics/> (дата звернення: 23.05.2025)

32. Programiranje z Arduino Веб-сайт URL: <https://www.amazon.de/Programiranje-Arduino-Mr-Jurij-Mikeln/dp/9616680137> (дата звернення: 25.04.2025)

33. Arduino UNO R3 Веб-сайт URL: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf> (дата звернення: 25.04.2025)

34. HX711 Load Cell Amplifier Веб-сайт URL: <https://forum.arduino.cc/t/hx711-load-cell-amplifier/469512> (дата звернення: 25.04.2025)

35. LOAD-CELL AMPLIFIER HX711 BOARD Веб-сайт URL: <https://mm.digikey.com/Volume0/opasdata/d220001/medias/docus/5858/333005%20Load%20cell%20amplifier%20HX711%20board%20datasheet.pdf> (дата звернення: 25.04.2025)

36. Problem with air pressure sensor and HX711 Веб-сайт URL: <https://forum.arduino.cc/t/problem-with-air-pressure-sensor-and-hx711/467015> (дата звернення: 25.04.2025)

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						73
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

37. HX711 Двоканальний модуль датчиків ваги (тензодатчиків) Веб-сайт URL: <https://arduino.ua/prod1147-hx711-dual-channel-weighing-sensor-module> (дата звернення: 26.04.2025)

38. 3.7V Rechargeable Li Polymer Battery Pack LP423282 2P 2800mAh With PCM and Wires Веб-сайт URL: <https://li-polymer-battery.com/3-7v-rechargeable-li-polymer-battery-pack-lp423282-2p-2800mah-with-pcm-and-wires/> (дата звернення: 26.04.2025)

39. Cheap Price Dtp1265135-2p 3.7V 20000mAh 20ah Rechargeable Lipo Battery Веб-сайт URL: <https://dtpbattery.en.made-in-china.com/product/rNomYqRUZsWC/China-Cheap-Price-Dtp1265135-2p-3-7V-20000mAh-20ah-Rechargeable-Lipo-Battery.html> (дата звернення: 26.04.2025)

40. Контролер BMS 3S 10A з балансуванням для акумуляторів 18650, 26650 (ро-70013) Веб-сайт URL: <https://rozetka.com.ua/ua/412633257/p412633257/> (дата звернення: 26.04.2025)

41. Стабілізатор модуль знижуючий DC-DC, 5-32 В - 0.8-30 В, 5 А Веб-сайт URL: https://www.mantech.co.za/datasheets/products/BMS-20A-3S-S_SGT.pdf?srsltid=AfmBOorZBp5eQ0z3NZm6lBGfWANJ42GPDcSZfpQqsRf8QiLkpYlApMIn (дата звернення: 26.04.2025)

42. 5A 180KHz 36V Buck DC to DC Converter Веб-сайт URL: https://www.elecrow.com/download/XL4015_datasheet.pdf?srsltid=AfmBOop6swXvW9pnLNFMOryYaRNpt5IFvV57z_DgHUDyIyKrhx2E68eg (дата звернення: 26.04.2025)

43. Mateksys - PDB Manual PDF Веб-сайт URL: https://www.mateksys.com/downloads/PDBXT60_Manual_EN.pdf (дата звернення: 08.06.2025) (дата звернення: 26.04.2025)

44. Контролер розведення живлення МАТЕК PDB XT60, ВЕС 5V/12V, для мультироторних систем Веб-сайт URL: <https://rozetka.com.ua/ua/450113813/p450113813/> (дата звернення: 26.04.2025)

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						74
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

45. Engineering Toolbox - Gravity Acceleration Веб-сайт URL: https://www.engineeringtoolbox.com/accelerationgravityd_340.html (дата звернення: 08.06.2025) (дата звернення: 26.04.2025)
46. Engineering Toolbox - Gravity Acceleration Веб-сайт URL: https://www.engineeringtoolbox.com/accelerationgravityd_340.html (дата звернення: 08.06.2025) (дата звернення: 26.04.2025)
47. Hooke's law Веб-сайт URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Hooke%27s_law (дата звернення: 26.04.2025)
48. Engineering Toolbox - Work and Torque Веб-сайт URL: https://www.engineeringtoolbox.com/work-torque-d_1377.html (дата звернення: 26.04.2025)
49. Feedback Веб-сайт URL: <https://en.wikipedia.org/wiki/Feedback> (дата звернення: 26.04.2025)
50. PWM - Pulse-width modulation Веб-сайт URL: <https://soldered.com/learn/pwm-pulse-width-modulation/> (дата звернення: 26.04.2025)
51. Online Phase Detection Using Wearable Sensors for Walking with a Robotic Prosthesis Веб-сайт URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/14/2/2776>
52. Sensory feedback system for prosthetic arms Веб-сайт URL: https://www.researchgate.net/publication/289148931_Sensory_feedback_system_for_prosthetic_arms (дата звернення: 05.04.2025)
53. Dassault Systèmes. SolidWorks Overview Веб-сайт URL: <https://www.solidworks.com/product/solidworks-3d-cad> (дата звернення: 05.05.2025)
54. MATLAB Support Package for Arduino Hardware Веб-сайт URL: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47522-matlab-support-package-for-arduino-hardware> (дата звернення: 05.05.2025)

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						75
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

55. A lightweight robotic leg prosthesis replicating the biomechanics of the knee, ankle, and toe joint Веб-сайт URL: <https://www.science.org/doi/10.1126/scirobotics.abo3996> (дата звернення: 05.05.2025)

56. Bosch Sensortec. BMI160 IMU Sensor Веб-сайт URL: <https://www.bosch-sensortec.com/products/motion-sensors/imus/bmi160/> (дата звернення: 05.05.2025)

57. Polymer artificial muscles Веб-сайт URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1369702107700482> (дата звернення: 05.05.2025)

58. Андрейчук В. І. Безпечна життєдіяльність : навч. посіб. / В. І. Андрейчук. – Тернопіль : ТНТУ, 2020. – 200 с. (дата звернення: 02.06.2025)

59. Гогіташвілі Г. Г., Бедрій Я. І. Основи охорони праці. – Львів : Афіша, 2015. – 376 с. (дата звернення: 02.06.2025)

60. Грибан В. Г., Фоменко А. Є., Казначєєв Д. Г. Безпека життєдіяльності та охорона праці: підручник. – Дніпро: Дніпропетровський державний університет внутрішніх справ, 2022. – 388 с. (дата звернення: 02.06.2025)

61. Ткачук Р. А. Основи технології радіоелектронних апаратів : навчальний посібник / Р. А. Ткачук, В. Г. Дозорський, Л. Є. Дедів, І. Ю. Дедів. - Тернопіль : Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2017. - 336 с.

62. Підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті руки / Дозорський В. Г. та ін. // Матеріали XII НТК „ІМСТ“, Тернопіль, 18-19 грудня 2024 року. 2024. С. 210.

					КРБ 163.21-068.001 ПЗ	Арк.
						76
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

Перв. застосує.		Довід. №			
Підпис та дата		Інв. № дудл.			
Взам. інв. №		Інв. №			
Підпис та дата		ТСД 2.000.001			
Інв. № ориг.		Змн. Арк.		№ докум.	
		Розроб.		Трофімов С.Д.	
		Перев.		Дедів Л.Є.	
		Т.контр.			
		Нач. КБ			
		Н.контр.			
		Завт.			
		Протез нижньої кінцівки з програмним забезпеченням навантаження		Літ. Маса Масштаб	
				1:10	
				Аркуш Аркушів 1	
				ТНТУ, ФПТ, гр.РБ-41	

60,00
100,37
22,62°
150,30
832,50

150,00
257,61

ЗОБРАЖЕННЯ ПРОТЕЗА НОГИ В 4 ПРОЕКЦІЯХ



ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ АНАЛІЗУ НАВАНТАЖЕННЯ

```
% 1. Параметри системи
maxForce = 60;           % Максимальне навантаження (Н)
maxPWM = 255;            % Максимальне значення PWM
bufferSize = 5;          % Буфер для усереднення значень
hysteresis = 2;          % Значення гістерезису
forceBuffer = zeros(1, bufferSize);
bufferIndex = 1;
currentLevel = 0;

% 2. Симуляційні дані (замість реального сенсора)
simulatedData = [zeros(1, 15), 8*ones(1, 15), 20*ones(1, 15), ...
                 40*ones(1, 15), 0*ones(1, 10)];

% 3. Графіки візуалізації
figure('Name','Симуляція роботи протеза');
h1 = animatedline('Color','blue','DisplayName','Навантаження (Н)');
h2 = animatedline('Color','red','DisplayName','PWM (%)');
h3 = animatedline('Color','green','DisplayName','Кут поршня (°)');
xlabel('Крок');
ylabel('Значення');
ylim([0 180]);
legend;
grid on;
title('Графіки: Навантаження / PWM / Кут');

% 4. Цикл симуляції
disp('=== Старт тестування ===');
for t = 1:length(simulatedData)

    % 4.1 Зчитування та фільтрація сили
    rawForce = simulatedData(t);
    forceBuffer(bufferIndex) = rawForce;
    bufferIndex = mod(bufferIndex, bufferSize) + 1;
    filteredForce = mean(forceBuffer);

    % 4.2 Визначення рівня з гістерезисом
    newLevel = currentLevel;
    if filteredForce < 10 - hysteresis
        newLevel = 1;
    elseif filteredForce >= 10 + hysteresis && filteredForce < 30 - hysteresis
        newLevel = 2;
    elseif filteredForce >= 30 + hysteresis
        newLevel = 3;
    end
    currentLevel = newLevel;

    % 4.3 Призначення PWM та кута поршня
    switch currentLevel
        case 1
            pwm = maxPWM * 0.1; angle = 170;
        case 2
            pwm = maxPWM * 0.3; angle = 160;
        case 3
```

```

        pwm = maxPWM * 1.0; angle = 150;
    end

    % 4.4 Вивід для діагностики
    fprintf('Крок %d → F=%.1f Н → Рівень=%d → PWM=%.0f → Кут=%.0f°\n', ...
        t, filteredForce, currentLevel, pwm, angle);

    % 4.5 Відображення графіка
    addpoints(h1, t, filteredForce);
    addpoints(h2, t, pwm / maxPWM * 100);
    addpoints(h3, t, angle);
    drawnow;
    pause(0.1);
end

disp('=== Тест завершено ===');
```

[illegible]