

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Оптимізований протез Kinetic Hand

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 23 » січня 2025 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Дзембуляк Вероніці Андріївній

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Оптимізований протез Kinetic Hand

Керівник роботи Дозорський Василь Григорович , к.т.н., доц. каф. БТ

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 23 » січня 2025 року № 4/7-43

2. Термін подання студентом завершеної роботи 24 червня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Розділ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

Розділ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

Розділ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

Розділ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання 23 січня 2025р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Дзембуляк В.А.
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Дозорський В.Г.
(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Оптимізований протез Kinetic Hand». Кваліфікаційна робота бакалавра// Дзембуляк Вероніка Андріївна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2025 р // стор. - 68, рис. - 26, табл. – 2, бібліог. - 37, додат. -1.

Ключові слова: ПРОТЕЗ, ВЕРХНЯ КІНЦІВКА, ПАЦІЄНТ, АДАПТАЦІЯ, РУКА, КОНСТРУКЦІЯ.

У цій роботі проведено комплексну оптимізацію конструкції тягового протеза кисті Kinetic Hand, призначеного для користувачів із частковою ампутацією кінцівки. Враховуючи поширеність випадків, коли біонічні протези є непридатними через збереження частини кисті, удосконалення простіших тягових рішень є надзвичайно актуальним. Оптимізацію здійснено у трьох напрямках: конструкційному, технологічному та функціональному.

Запропоновано зміну способу фіксації протеза – замість ремінців використано шарнірну кришку із замком і пружинною кнопкою, що забезпечує зручне самостійне надягання та зняття протеза, навіть у разі ампутації обох рук. Для скорочення часу друку, зменшення ваги та підвищення міцності - рекомендовано використання ABS+ замість PLA. Реалізовано базову систему тактильного зв'язку: у пальці протеза інтегровані тензорезистори. Моделювання в Multisim дозволило оцінити роботу моста Вітстона.

ANNOTATION

The subject of the qualification work: “Optimization of the Kinetic Hand Prosthesis” Bachelor’s qualification work // Dzembuliak Veronika Andriivna // Ivan Pului Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2025 // pp. – 68, fig. – 26, tab. – 2, bibliog. – 37, add. – 1.

Keywords: PROSTHESIS, UPPER LIMB, PATIENT, ADAPTATION, HAND, CONSTRUCTION.

This thesis presents a comprehensive optimization of the Kinetic Hand, a body-powered prosthetic hand intended for users with partial upper limb amputation. Given the frequent cases where bionic prostheses are not applicable due to partial hand preservation, improving simpler body-powered alternatives becomes highly relevant. Optimization was carried out in three directions: structural, technological, and functional.

A new fixation method is proposed — instead of straps, a hinged locking cover with a spring-loaded button is used, which enables convenient self-application and removal of the prosthesis, even for bilateral amputees. To reduce printing time, weight, and increase durability, the use of ABS+ filament is recommended instead of PLA. A basic tactile feedback system was also implemented by integrating strain gauges into the prosthetic fingers. Simulation in Multisim was used to assess the functionality of the Wheatstone bridge circuit.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	9
1.1 Особливості протезування.....	9
1.2 Аналіз існуючих рішень	10
1.2.1 Косметичні протези.....	11
1.2.2 Пасивні функціональні протези.....	12
1.2.3 Механічні тягові протези.....	13
1.2.4 Міоелектричні протези.....	17
1.2.5 Біонічні протези.....	21
1.3 Актуальність виконання роботи.....	24
1.4 Висновки до 1 розділу.....	24
РОЗДІЛ 2 ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	26
2.1 Особливості застосування тягових протезів.....	26
2.2 Конструкція тягового протеза Kinetic Hand.....	27
2.3 Шляхи оптимізації протеза Kinetic Hand.....	31
2.3.1. Оптимізація конструкції протеза.....	31
2.3.2. Оптимізація технології виготовлення протеза.....	34
2.3.3. Оптимізація функціональних можливостей протеза.....	36
2.4 Висновки до розділу 2.....	37
РОЗДІЛ 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	40
3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв’язання поставленого завдання.....	40
3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження.....	42
3.3 Висновки до розділу 3.....	49

					КРБ 163.21.060.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Оптимізація протезу Kinetic Hand Пояснювальна записка	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Дзембуляк В.А.						
Перевір.		Дозорський В.Г.					5	68
Консультант						ТНТУ, ФПТ, гр. РБ-41		
Н. Контр.		Хвостівський М.О.						
Затверд.		Яворська С.Б.						

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	50
4.1 Ергономічні проблеми безпеки життєдіяльності. Ергономіка як науки про безпеку.....	50
4.1.1 Біомеханічні особливості верхньої кінцівки.....	50
4.2 Інженерно-технічні рішення з охорони праці. Законодавчі та нормативні основи.....	52
4.3 Висновки до розділу 4.....	56
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	58
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	61
ДОДАТКИ.....	67

ВСТУП

Протезування верхніх кінцівок – є дуже важливою складовою для досліджень та розробки біомедичної інженерії та сучасної медицини, оскільки втрата руки чи її частини доволі різко знижує працездатність людини, комфорт та життєдіяльність. Більшість всіх ампутацій є через травми, такі як: автомобільні аварії, нещасні виробничі випадки, побутові та спортивні, а також внаслідок військових дій, що наразі в Україні є найпоширенішою причиною втрати кінцівки. Втрата кінцівки є також поширеним явищем через різні захворювання, такі як: цукровий діабет (утворення виразок, гангрена), онкологічні хвороби (рак кісток чи м'яких тканин).

Забезпечення ефективного протезу – є не тільки медичним завданням, а й соціальним значенням. Часто люди, які мають протези верхньої кінцівки – важче привикають до нової життєдіяльності, ніж ті, хто має протез нижньої кінцівки. Це зумовлено тим, що функції нижніх кінцівок є більш обмежені, бо слугують для досягнення вертикального положення тіла та пересування (біг, ходьба, підйом сходами). Натомість, верхня кінцівка забезпечує не тільки грубу та дрібну моторику, а обслуговування себе, жестикулювання, взаємодія з людьми, дотики, які регулюються корковим сенсорним гомункулом. Таким чином більш зрозумілим є складність створення та освоєння протезу верхньої кінцівки.

Втрати верхніх кінцівок можна класифікувати як зап'ясткова, дисартикуляція зап'ястя, трансрадіальна, дизартикуляція ліктя, трансумеральна, дисартикуляція плеча та передня чверть.

Однак чим більш високотехнологічною є конструкція, тим дороговартісною та складнішою у виробництві є система, що унеможливорює її купівлю, тому хорошою альтернативою є доступний механічний протез – Kinetic Hand. Цей протез зроблений на основі 3D-друку, має просту

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						7
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

конструкцію та дає змогу у індивідуальному ремонті чи виготовленні. Однак існуючі моделі мають малу частку недоліків, такі як: недостатня точність руху пальців, обмежена функціональність, що завдає деякий дискомфорт користувачу.

Актуальність даної теми обумовлена удосконаленням конструкції протезу задля більшого комфорту та адаптації під індивідуальні особливості пацієнта. У світі є потреба розширенню доступу до якісного протезування за рахунок сучасних технологій у 3D-друці та моделюванні.

Метою роботи є удосконалення конструкції протезу Kinetic Hand через внесення деяких змін, що дозволять покращити адаптивність до користувача, навіть якщо ампутація подвійна. Робочим середовищем для моделювання схеми служить платформа Multisim, що дозволяє оцінити електронно-механічну інтеграцію.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Особливості протезування

У давнину створювали доволі прості дерев'яні та шкіряні протези. Прикладом є знайдена жіноча мумія в Європі, з якої було знято штучні пальці ніг. Також був виявлений палець, виготовлений з пап'є-маше, який датують приблизно 600 років до н.е. Ці знахідки наштовхнули вчених на припущення, що вони могли бути найдавнішими протезами.

Щоб підтвердити цю гіпотезу, провели експеримент із двома добровольцями, які мали ампутацію великих пальців ніг. Кожен з них, у виготовлених копіях давньоєгипетських сандалів зі штучними пальцями - проходив по 20 метрів босоніж. За допомогою відеофіксації та пристрою для реєстрації тиску ступні було зібрано дані. Результати показали, що використання протезів не викликало болю чи дискомфорту. Цим дослідом вчені зробили висновок, що єгиптяни стали першими, хто створив функціональні протези [1].

У XVI ст. був створений протез, французьким хірургом – Амбруазом Паре, з механічними елементами. Назва протезу «Мала Лотарингська рука», яка була зроблена із замками для руху пальців та пружинками [2].

В Німеччині знайшли металевий протез руки, а саме чотирьох втрачених пальців. Цьому протезу, згідно оцінок археологів, близько 600 років [3].

З 1863 року Джеймс Гіллінгем почав створювати кінцівки із шкіри, вони були міцні та жорсткі. Майстер приставляв створений протез до кінцівки, перш ніж він затвердів, використовуючи секретну методику [4].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У 1968 році Мелвін Джейкоб Глімчер зумів розробити штучну частину руки, що рухалася у відповідь на імпульси в мозку. Тобто чи не перша міоелектрична рука, яку назвали «Бостонська рука» [5].

На сьогодні є вже дуже багато різних протезів та по типу функціональності. Є моделі, що працюють від електричного сигналу м'язів, є такі, що підключаються до нервів, щоб був індивідуальний контроль до кожного пальця, є такі, що дозволяють відчувати температуру.

Важливо відмітити ще, що протези не тільки роблять відновну функцію для повернення повної життєдіяльності, а й мають великий вплив на психосоматику людини. Вони покращують самооцінку, відновлюють самостійність та загалом покращують життя. Тому дуже важливо при втраті кінцівки, щоб була психо-емоційна підтримка у людини, щоб якнайшвидше прийняти нову реальність і почати шлях реабілітації.

Історія розвитку показує значний прогрес у протезуванні верхніх кінцівок від простих дерев'яних виробів до складних біонічних систем

1.2 Аналіз існуючих рішень

Протези верхніх кінцівок класифікують за функціональністю, технологіями та типом керування.

Протезування – це заміна втрачених або дуже пошкоджених частини тіла на штучне тіло – протез.

Є протези пальців, кисті, передпліччя, плеча – це в залежності від рівня ампутації.

Є основні два види протезів – це активні (тілесні та зовнішні) та пасивні (косметичні та функціональні)

Зараз є можливість отримати від простого механічного протезу до складної біонічної системи із міоелектричним управлінням. Отож, можна виокремити п'ять видів протезів: пасивні протези, протези із живленням від

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

тіла, гібридні протези, міоелектричні протези із зовнішнім живленням та 3D-друковані протези [6].

1.2.1 Косметичні протези

Пасивні протези – не рухаються самостійно, вони не живляться ні електрично, ні від тіла, дешеві.

Легкі, завдяки відсутності активних функціональних елементів; максимально близькі за подібністю до звичайної людської руки, пальців, кисті (рис.1.1), дозволяють підтримувати предмети, підходить для людей з високим рівнем ампутації. Ці протези можуть бути покриті дуже якісним силіконом, які пофарбовані, як здорова рука [7].



Рисунок 1.1 - Силікон змодельований відповідно до здорової руки від Arm Dynamics [7]

Як приклад: індивідуальні силіконові реставрації від Arm Dynamics – можуть бути як для високої ампутації, так і низької, і навіть пальців [7].

Створюють цей протез із прозорої силіконової рукавички з формою здорової руки, також моделюють вени, зморшки, кісточки та нігті (рис.1.2). Потім найкращі художники розфарбовують цей силікон в тон шкіри, волосся тіла. Можуть бути веснянки та навіть татуювання [7].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.2 - Індивідуальна силіконова реставрація правої руки від Arm Dynamics [7]

1.2.2 Пасивні функціональні протези

Мають фіксовані або більш регульовані позиції пальців для тримання предметів. Приклад: протези із фіксованими пальцями від Handspring. Пальці в цьому протезі утримуються в певному положенні за допомогою дротів.

Handspring тісно співпрацюють з Prosthetic ArtWorks (рис.1.3) [8] та Livingskin, [9] щоб зробити протези якомога реалістичніші.



Рисунок 1.3 - Підліктювий пристрій від Prosthetic ArtWorks

Пасивні протези з позиційними суглобами. Мають деякі механізми, що дозволяють фіксувати суглоби у потрібному положенні [10].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Багатопозиційні суглоби можуть бути з'єднанні з пасивним протезом, щоб гарантувати здатність позиціювання плечового, ліктьового, зап'ясткового або пальцевого суглобів для поліпшення функціональності людини [10].

Отож, косметичний силіконовий протез більше для загальної естетики, реалістичного вигляду й психологічного комфорту.

Функціональний протез для утримання предметів, є легким та простим.

З позиційними суглобами – регулюється функціональність і є гнучким у використанні.

1.2.3 Механічні тягові протези

Механічні тягові протези (ведеться від тіла) є одним із найпоширеніших типом протезування верхньої кінцівки. Вони працюють від тіла, за допомогою гачка чи тросу, і тоді завдяки інших частин тіла приводяться в дію для руху суглобами, такі як лікоть чи грудна клітка. Їхні переваги у дешевшому обслуговуванні, менший період адаптації, надійність, не використовується електроенергія, може бути різна ступінь втрати кінцівки. Недоліки полягають у прикладанні фізичної сили, обмеженню функціональності [11].

Механічні протези ще поділяються за типом захвату на:

Гачкові що бувають: з добровільним відкриттям – пацієнт натягує трос, щоб відкрити кисть чи гак, а закриття відбувається завдяки пружині. З добровільним закриттям – захват закривається при натязі троса, що надає можливість користувачу контролювати силу захоплення. Кистеподібні пристрої, що нагадують форму людської кисті, але поступаються у надійності порівняно з гачками, також можуть бути з добровільним закриттям та відкриттям [12].

Гібридні протези – поєднують електричне і механічне керування.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Згідно досліджень, які провели з 462 унікальних публікацій і зменшили до 31 публікації і розробили 11 доказів. Було доведено, що протези із живленням від тіла мають такі переваги, як: довговічність, частота регулювання, час тренування, низька вартість, обслуговування та зворотний зв'язок [13].

Визначальною характеристикою протеза із живленням від тіла є те, що рух пристрою напряму пов'язаний з рухами частин тіла, до яких прикріплений джгут, і що сили, що виконуються на кінцевому пристрої, виробляють сили до цієї частини тіла через джгут. Наприклад, за допомогою кабелю, прикріпленого ремінцем або джгутом до іншого, здорового плеча, можна керувати протезом руки. Потім робоче плече переміщується таким чином, щоб скерувати протезним виробом – подібно до того, як використати ручний важіль на велосипеді для управління гальмами [14].

Протези із зовнішнім живленням керуються двигунами і можуть бути під контролем пацієнта кількома способами. Щоб натиснути перемикачі, пацієнт це робить за допомогою протилежного плеча, або може використовувати м'язи. Беручи до уваги те, що протез руки може виконувати широкий спектр рухів, для виконання запланованих завдань, то можуть бути різні послідовності перемикання перемикачів [14].

Недоліком є те, що необхідні сили активації часто є великими, і можуть бути фізично складними для користувачів, що призводить до втоми та дискомфорту.

Найпопулярнішим кінцевим результатом протезів від тіла - це гачки. Вони можуть використовуватися для брудної, складної, мокрої роботи. «Пальці» гачка є тонкими та вигнутими, щоб пацієнт міг бачити кінчики. Кінчики зчіпляються точним щипком, який є повторюваним та послідовним [15].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

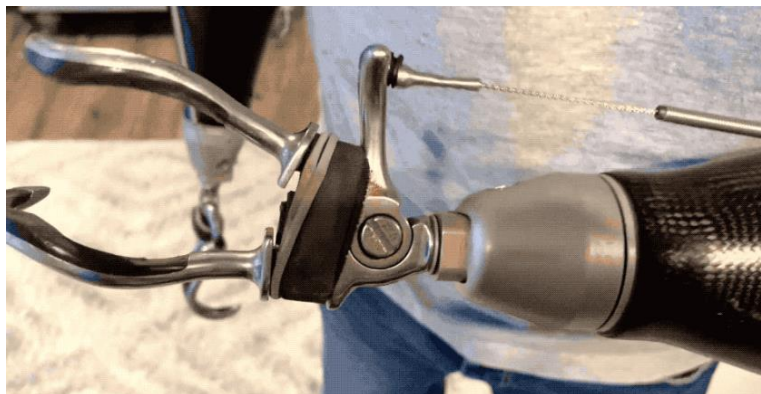


Рисунок 1.1 - Протез, що працює від тіла. Control Cable Systems [15]

Гачки є легкими і не потребують зарядного блоку так як міоелектричні протези, і не потрібно переживати посеред дня про розрядження батарейок. Гачок може впоратися з різними «загрозами» - бруд, пил, фарба, волога, спека, сухість, олія [15].

Гачки можуть бути виготовлені із сталі, титану, алюмінію чи 3D-друкованому пластику. Гачки з добровільним відкриттям визначає силу захоплення гачка через силу натягу гумової стрічки гачка, яка тримає його закритим [16].

При часткових ампутацій пальців чи кисті можна використати протези від Naked Prosthetics, в яких драйвери виготовлені з металу чи високоміцного пластику і покращують міцність пошкодженої руки. Через згинання суглобів пальців, кисті, великого пальця, протез активується [17].

Ще є пристрій V2P – це термінальний протез, що бере початок від фірми ToughWare Vari-Pinch Prehensor (рис.1.5). Має шість налаштувань сили затиску, відповідно до індивідуальних завдань користувача. Має можливість підіймати та тримати складні предмети, такі як: окуляри, олівці, книжки [18].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.5 - Штучний захват для рук від Vari-Pinch Prehensor

Переваги – це нижчий середній натяг троса, що забезпечує меншу навантаженість, надійний хват, заміна гумових накладок (завдяки ним, при піднятті предмету, пристрій не подряпає його) є дешева і проста. Розроблений з неіржавіючої сталі чи з високоміцної інженерної полімерної смоли, що дозволяє використовувати протез у складних умовах та різних фізичних навантажень [18]. Та все ж, протез є середньої надійності, доволі дорогий.

Однак, при використанні гачка, що працює від тіла не слід забувати про шкоду на спині, плече, кінцівку через постійне навантаження та зміну сили натягу [15].

Hosmer Dorrance Split Hook. Працює через передачу руху з плечового суглобу до троса. Звичайний двохгубчастий термінальний пристрій, який називають «роздільним гачком у формі ліри», використовується для тонкого чи циліндричного захоплення, легенький, недорогий. Пальці з внутрішньої сторони мають нітрилове покриття для захоплення, щоб збільшити поверхневе тертя та для запобігання пошкодження предметів. Біля основи пальців знаходяться дві протилежні поверхні захоплення, що називаються затискачами. Призначення затискача - забезпечити поверхню захоплення на іншій площині, ніж площа пальців. А ще, затискач може дати набагато більшу силу захоплення через те, що точки контакту розташовуються ближче до точки повороту пристрою[19].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

З недоліків потрібно акуратно поводитися дуже, не використовувати при високих температурах, зберігати в сухому і прохолодному приміщенні, подалі від агресивних хімічних речовин (хлор, ацетон), гачок водонепроникний до 1 метра, не можна піддаватися впливу пилу та сміття [20].

1.2.4 Міоелектричні протези

Перша ідея і винахід наближений до «електронної руки» належить Рейнхольду Рейтеру з Мюнхена, але був дуже не зручний, і не придатний для клінічного застосування, через величину та лампові підсилювачі. Потім в 1957-1960 рр, команда Олександра Кобрінського зробили портативний протез передпліччя із встановленим міоелектричним керуванням. Пізніше, у 1960-1970 рр, різні вчені вдосконалювали протези, з'явилися мікросіпи, що дали змогу протезам бути легшими. У 1965 році вийшли у світ перші комерційні міоелектричні протези, створені компанією Ottobock, а згодом ця фірма стала чи не головним постачальником електронних елементів для таких протезів [21].

Міоелектричний протез – це штучні кінцівки, які керуються м'язами, що залишилися, через електричні сигнали.

Працює це через зовнішні прикріплені датчики, отримують електричний сигнал, коли людина використовує певні м'язи із залишкової кінцівки. Ці датчики посилають інформацію контролеру, який передає дані в команди для електродвигуна. Якщо м'язові сигнали не можливо використати, то можуть бути перемикачі з рокером або із сенсорною панеллю [22].

Є кілька стратегій управління:

- стратегія управління перемикачем (проста система із випрямленими сигналами та визначеними порогами для чіткого ступеня свободи контролю рук такі, як закриття кисті через задану дію, а розкриття кисті через активацію іншого електроду);

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- пропорційний метод (чим сильніше скорочення м'яза, тим з більшим зусиллям стискання руки відбувається);
- розпізнавання патернів (через машинне навчання);
- одночасне багатоканальне (підхід через який алгоритми регресії приймають параметри руху такі, як кут відкриття кисті, через всі доступні канали сигналу [23]).

Існують електроміографічні сигнали і їх поділяють на внутрішньом'язову електроміографію та поверхневу електроміографію. Перший сигнал отримують в тілі суб'єкта через імплантовані сенсорні пристрої. Внутрішньом'язова електроміографія бере сигнал з кількох місць розташування м'язів, що краще дає вивчити взаємозв'язок до виконання завдання, але сенсорні апарати шкодять фізично кінцівці. А зовнішня електроміографія працює теж від сенсорних пристроїв, але розміщуються на поверхні тіла. Приймає сумарний сигнал від деяких м'язів, чутливий до переміни положення [23].

Отож, перейдемо до виробників та переліку міоелектричних протезів.

Vincent Hand – доволі сучасний протез кисті з декількома рухливими пальцями, міцну конструкцію має, є кілька налаштувань (рис.1.6). По ціні є вигідним, однак не дуже сенсорний зворотній зв'язок і може бути менш чутливим у контролі силі та позиції пальця [24].

Водонепроникний варіант, що дозволяє миття рук під проточною водою, звісно, якщо конструкція стержня протезу теж це дозволяє. Керування рухами може здійснюватися за допомогою датчиків електроміографічного сигналу або через тактильні датчики. Протез дає можливість адаптувати його під різні події через модульну систему, що дозволяє великий палець, батарейки, пальці розташовувати окремо [24].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.6 - VINCENThand3+ [24]

Ottobock Michelangelo – протез кисті із гнучким зап'ястям, що має активне та пасивне обертання (рис.1.7). Має рухомий великий палець та сім положень захвату. Кисть працює від двох приводів: основного, який керує змикання пальців, і приводу великого пальця, що електронно позиціонує його. Вказівний, середній і великий пальці є активно рухомими, тоді як безіменний та мізинець - пасивні і слідує за першими трьома. Цей протез може бути об'єднаний з різними ліктями (механічними чи електронними) [25].



Рисунок 1.2 - Ottobock Michelangelo [26]

Ottobock Bebionic Hand - має три розміри і три типи зап'ясть, що дає змогу адаптувати пристрій до різних типів ампутації (рис.1.8). Великий палець може бути встановлений у два положення (латеральне та

протилежне), що дає змогу отримати до 14 хватів. Через програмне забезпечення можна налаштувати вісім хватів [27].



Рисунок 1.8 - Bebionic hand [27]

Ці два види протезів є міоелектричними, але водночас відносяться до біонічних через високий технологічний рівень.

I-Limb Access – протез з п'ятьма незалежними пальцями з моторами, великий палець, що обертається вручну. Щоб зможти надати руці зробити певний хват, контроль м'язів бере м'язові сигнали, що мають назву – тригери. Великий палець можливо розмістити між опозиційним і бічним режимами. Доступно отримати 12 різних хватів. Підходить для пацієнтів з ампутаціями нижче ліктя, легше виконувати точні рухи та утримання різних предметів [28].

Ossur i-Limb Quantum – має 5 незалежних пальців та великий палець, що повністю обертається та автоматично, і може перейти з латерального до опозиційного хватів, і навпаки (рис.1.9). Підтримує 36 положень хвату [28].

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.9 - i-Limb Access Hand [28]

Міоелектричні протези дозволяють згинання і розгинання кисті та легше брати дрібні предмети. Один із користувачів, ветеран, зазначив про полегшення одягання чи тримання газети. Водночас для більш активних подій (риболовля, їзда, вирубка дров) він використовує протез, що працює від тіла, як надійніший. Також дискомфортним є розміщення електродів, що можуть подразнювати шкіру, ще батарея при високому навантаженні працює приблизно 6 годин, ще важливим фактором є висока вартість. Також електричні складові роблять ці протези ще й важчими. Обслуговування може бути складним [29].

1.2.5 Біонічні протези

Принцип роботи біонічних протезів у прямому підключенні до мозку чи нервів, через це присутні тактильні відчуття та найбільш подібно до природньої руки.

Hero Arm - біонічна рука, що надрукована на 3D-принтері, зап'ястя може обертатися на 180 градусів, естетично виглядає, легка, пропорційне керування, присутні 6 хватів (рис.1.10). Є можливість регулювання посадки, бо протягом дня наші кінцівки можуть розширюватися чи стискатися. Є

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

повітропроникні підкладки, що відводять тепло від кінцівки. Також є режим «замороження», що дозволить зафіксувати положення руки [30].

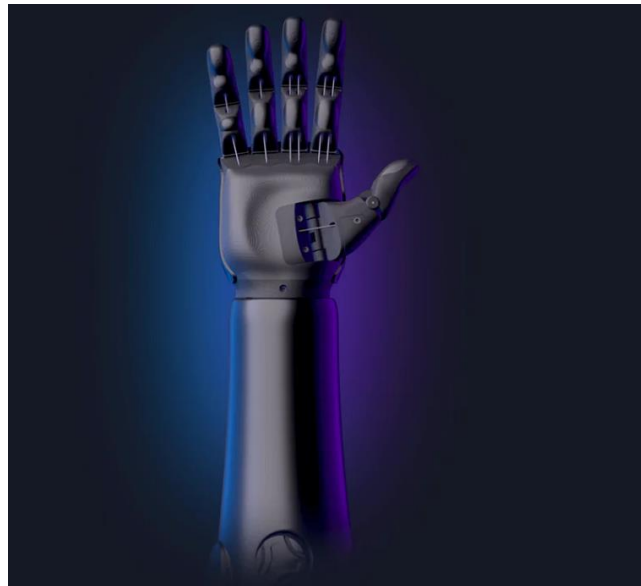


Рисунок 1.10 - Hero Arm

DEKA - підходить для різних ампутацій, є 6 типів захвату (силовий, інструментальний, тонким, латеральним), є кілька ступенів свободи (рис.1.11). Людина перемикається між режимом кисті і руки. Зовнішній іонно-літій акумулятор, внутрішній акумулятор. Рука досі не є комерційним проектом, а дослідницьким. Є затискний хват для утримання круглий і різних за розміром предметів. Латеральний для плоских предметів [31].



Рисунок 3.11 - Deka [31]

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Ability Hand від компанії PSYONIC. Випускник Loyola створив біонічну руку із можливістю чутливості до дотику. Її розглядають для керування консолями у космічній станції, для компанії Mercedes-Benz для роботів, що складають автомобілі, а також для навчання виконання домашніх обов'язків, таких як прання чи миття посуду. Рука зроблена з вуглецевого волокна, присутні м'які силіконові пальці, є тактильний двигун, що вібрує і надає для користувачів розуміння наскільки сильно вони доторкнулися до предмета чи об'єкту. Та все одно керується від електричних сигналів м'язів, та має високу швидкість реакції. Та все ж, дуже дорогий протез, що не підійде для багатьох користувачів (рис.1.12) [32].



Рисунок 1.4 - Ability Hand [32]

Біонічні протези мають високу вартість, доволі велике енергоспоживання, складне обслуговування, вага та габарити подекуди є незручними, але намагаються полегшити конструкції, треба доволі багато часу на адаптування та навчання. Незважаючи на це, біонічні пристрої мають привабливий вигляд, є комфортними після довгої реабілітації, є більше і покращенні функції

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3 Актуальність виконання роботи

Враховуючи специфіку можливих ампутацій в значній частині випадків залишається частина кисті руки і відповідно використання біонічних протезів стає неможливим, оскільки для цього потрібно провести повну ампутацію кисті. Тому актуальним стає використання більш простих протезів, зокрема тягових, однак для них потрібно забезпечити максимальну функціональність, зручність користування та технологічність.

В роботі розглядається протез Kinetic Hand, і власне ці три аспекти і підлягають покращенню для отримання оптимізованої конструкції.

1.4 Висновки до 1 розділу

Кожен протез створюється індивідуально для кожного пацієнта. Протезування постійно удосконалюється з давніх часів до сьогодення. Основні типи протезів: пасивні протези (косметичні та функціональні), тягові, міоелектричні, біонічні та гібридні. Важливо, що в кожному з видів протезів є свої недоліки та переваги. Пасивні протези зроблені для естетичного вигляду, для візуального сприйняття та емоційного стану, бо найбільше схожий на людську руку, але немає функціональності розширеної. Функціональні протези вже мають більше можливостей і можуть утримувати деякі предмети. Механічні тягові працюють завдяки тросу і частини тіла, наприклад плеча, та дають навантаження опорно-руховий апарат людини. Гачкові з добровільним відкриттям і закриттям, потребують фізичних зусиль. Кистеподібні, що нагадують людську руку, але є менш надійні. Але всі вони є дешеві, з простою конструкцією, більш надійні, не потребують електроенергії. Міоелектричні протези працюють від електричних імпульсів м'язів, можуть мати моторизовані суглоби і навіть підключатися до нервової системи. Недоліки – висока вартість, складна конструкція, складне

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

обслуговування, потреба в заряджанні. Біонічні працюють через підключення до нервової системи або за допомогою електронних імплантів. Ці протези є дорогими, дуже складні для адаптації та навчання, складна конструкція.

Враховуючи специфіку можливих ампутацій в значній частині випадків залишається частина кисті руки і відповідно використання біонічних протезів стає неможливим, оскільки для цього потрібно провести повну ампутацію кисті. Тому актуальним стає використання більш простих протезів, зокрема тягових, однак для них потрібно забезпечити максимальну функціональність, зручність користування та технологічність.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Особливості застосування тягових протезів

Тяговий протез кисті Kinetic Hand функціонує завдяки системі тяг, які активуються м'язовими зусиллями користувача. Основний принцип дії полягає у натягуванні або розслабленні спеціальних тросів, прикріплених до передпліччя, що відбувається за рахунок напруження чи розслаблення м'язів кукси. Ці троси безпосередньо пов'язані з механізмом пальців протеза та долоні. Для ефективного використання протеза потрібна певна координація та навички, тому після виготовлення та індивідуального підлаштування пристрою пацієнт проходить курс реабілітації під наглядом фахівців. Реабілітолог допомагає опанувати керування протезом та адаптувати його до повсякденного використання.

Після адаптаційного періоду та тренувань пацієнт може виконувати досить точні маніпуляції: регулювати силу стискання, захоплювати дрібні предмети, а також отримувати певні тактильні відчуття від контакту з об'єктами.

Кожен протез такого типу виготовляється з врахуванням індивідуальних потреб користувача – таких як анатомія м'язів, рівень ампутації, анатомічні параметри, характер щоденних навантажень. Для виготовлення використовують легкі, але міцні матеріали, зокрема полімери та спеціальні сплави. Зовнішнє покриття кисті виконане із силіконових накладок, що за своїми фрикційними властивостями наближені до людської шкіри, що забезпечує надійне утримання предметів.

У деяких випадках замість імітації людської руки застосовуються спеціальні функціональні насадки, форма яких залежить від потреб

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

користувача. Їх підбір також здійснюється індивідуально, з урахуванням запитів та стилю життя пацієнта.

2.2 Конструкція тягового протеза Kinetic Hand

Для удосконалення вибраний біотехнічний об'єкт – протез Kinetic Hand. Це тяговий протез верхньої кінцівки з функціональним захопленням, створений із 3D-друкованих елементів для пацієнтів, що мають ампутацію нижче ліктя.

Переваги протеза: простота конструкції, дешева вартість, можливість до адаптування на різні потреби, використання звичайного 3D-друку.

Вигляд конструкції протеза у зібраному вигляді та його основних елементів наведено на рис. 2.1.

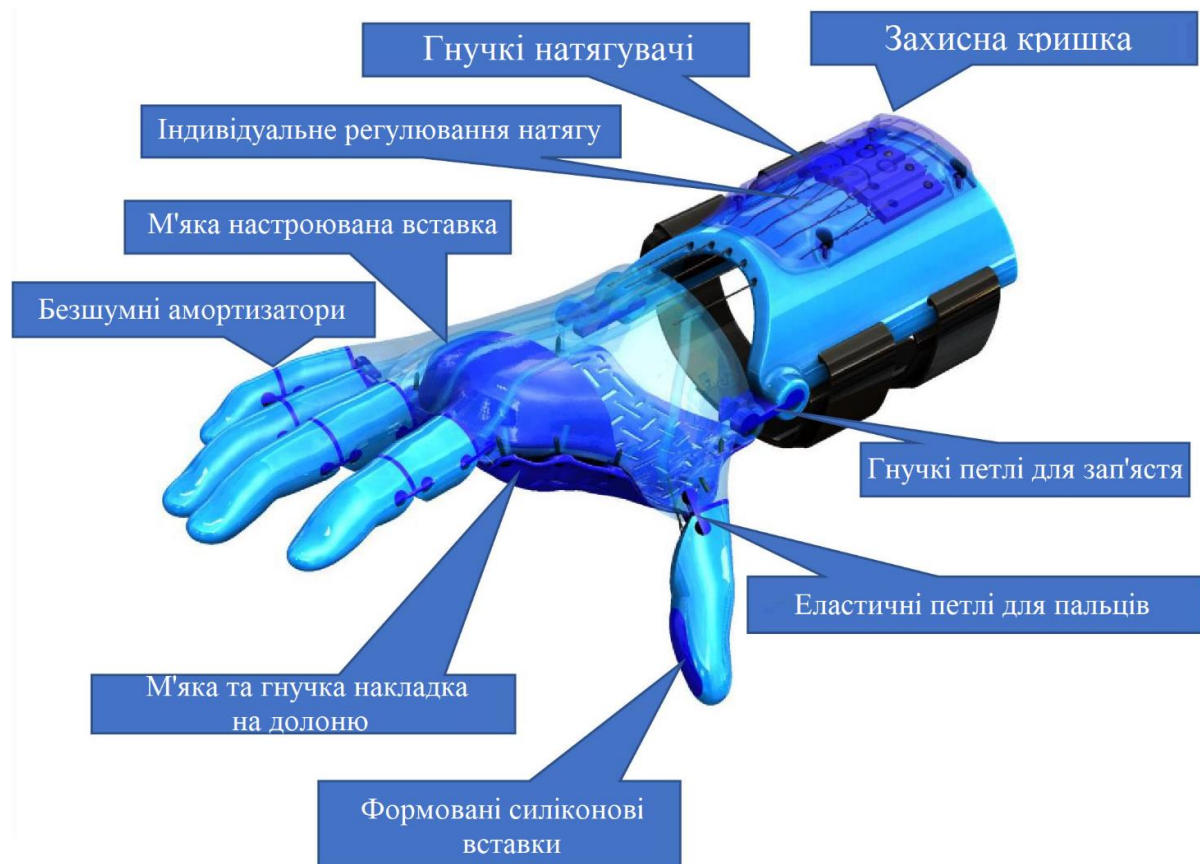


Рисунок 2.1 - Вигляд конструкції протеза Kinetic Hand

Переваги конструкції:

- гнучкі петлі розроблені для запобігання будь-якого контакту між жорсткими частинами, що забезпечує тиху роботу руки;
- формовані силіконові вставки для пальців.

Використовуючи масштабовану 3D-друковану форму, міцні силіконові вставки для пальців дозволяють пальцям краще захоплювати широкий спектр предметів.

Петлі призначені для посадки з одного боку та розтягування з іншого. Це запобігає висуванню петлі вбік. Петлі не потребують клею та забезпечують ідеальний рівень еластичності для розтискання пальців.

Подвійні сухожилля (троси). Усунуто необхідність зв'язувати сухожилля на пальцях, оскільки сухожилля, що повертаються через пальці та руку, зв'язуються лише один раз на натягувачі.

Гнучкі натягувачі. Натягувачі зроблені з достатньо еластичнішого матеріалу, що дозволяє окремим пальцям зблизитися, тоді як інші пальці продовжують рух. Між пальцями немає взаємозв'язку, що дозволяє рівномірно розподіляти зчеплення з широким діапазоном об'єктів різної форми.

Усі частини пальців, петлі та вставки пронумеровані окремо, щоб допомогти під час складання, забезпечуючи правильне положення та орієнтацію деталей.

Оптимізувавши товщину стінок і маршрутизацію тросів, створено додатковий простір усередині порожнини долоні для часткового розміщення великого пальця.

Гнучка накладка для рук. Гнучка накладка для долоні покращує комфорт для користувача, оскільки саме на неї прикладається вся сила під час використання. Вона також може розтягуватися, щоб допомогти під час введення частково ампутованої руки.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Регульоване положення натягувачів. Положення натягувача можна регулювати, щоб при відкриванні та закриванні окремих пальців поступово регулювати захват.

Гнучкі шарніри дозволяють згинати та скручувати пальці так само, як палець людини, не ламаючи їх.

Полегшені допуски на підгонку. Незалежно від масштабу та розміру, гнучкі петлі розроблені для щільного прилягання без необхідності допусків підгонки в різних масштабах.

Зменшений кут закриття. Kinetic Hand вимагає лише руху зап'ястя на 18 градусів, щоб дозволити пальцям повністю зімкнутися, що дозволяє використовувати його людям із дуже обмеженими рухами зап'ястя.

На рис. 2.2 наведено вигляд основних конструктивних елементів протеза Kinetic Hand, які виготовляються методом 3D друку із філамента PLA.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

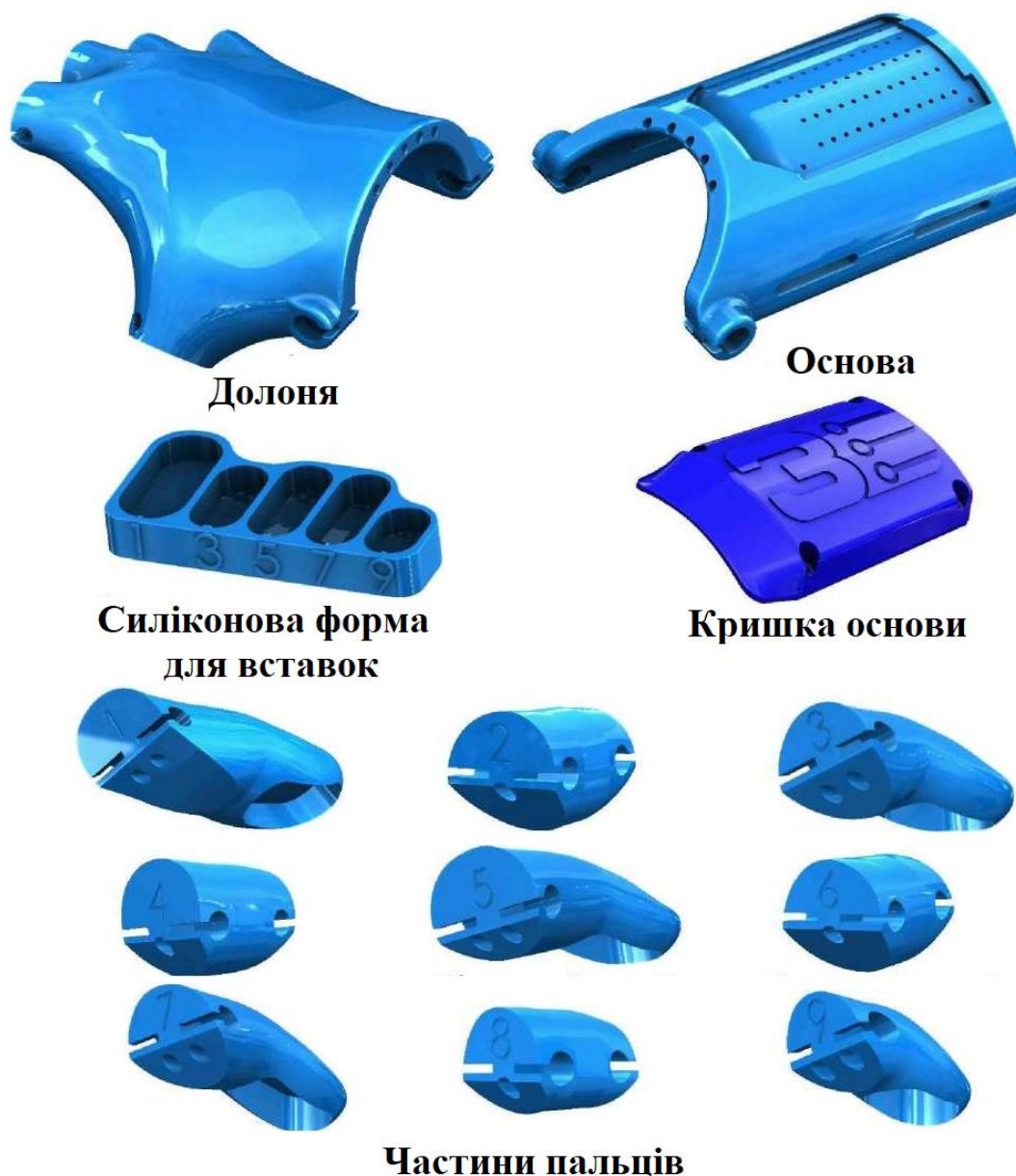


Рисунок 2.2 - Вигляд основних конструктивних елементів протеза Kinetic Hand, які виготовляються методом 3D друку із філаменту PLA

На рис. 2.3 наведено вигляд основних конструктивних елементів протеза Kinetic Hand, які виготовляються методом 3D друку із філаменту TPU.



Рисунок 2.3 - Вигляд основних конструктивних елементів протеза Kinetic Hand, які виготовляються методом 3D друку із філамента TPU

2.3 Шляхи оптимізації протеза Kinetic Hand

2.3.1. Оптимізація конструкції протеза

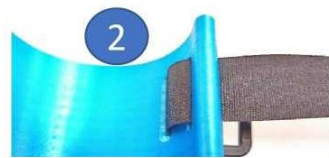
Основним елементом конструкції протеза, який підлягав оптимізації – є основа, якою протез кріпиться до залишкової частини руки чи фіксується на ній. На рис. 2.4 наведено спосіб вкладання спеціальних ремінців (2 шт.), які після розміщення протеза на залишковій частині руки затягуються і забезпечують фіксацію самого протеза.



**Нейлонові ремінці на липучках,
ширина 2 см, довжина 20-25 см
(залежно від розміру руки)**



1
З боку основи з подвійними
прорізами слід протягнути
ремінець з липучкою.



2
Слід протягнути ремінець
назад через інший отвір.



3
Слід протягнути ремінець
через кільце затискача.



4
Слід протягнути ремінець
через отвір з іншого боку.



5
Слід закріпити ремінець.



6
Слід повторити дії
для іншого ремінця

**Рисунок 2.4 - Спосіб фіксації протеза на руці з допомогою двох
ремінців з липучками**

Такий спосіб фіксації є простим та надійним, однак він вимагає наявності однієї повністю функціональної руки пацієнта або сторонньої допомоги. У випадку, якщо пацієнт потребує протезів для обох рук (таких випадків ампутації є досить багато), то встановити та зафіксувати такі протези із описаним способом фіксації сам пацієнт не зможе. Також він не зможе і зняти ці протези.

Тому вирішено змінити конструкцію фіксуючої частини основи протеза. Для цього замість ремінців пропонується використати подібну до

основи кришку, яка з однієї сторони буде шарнірно з'єднана із основою на масивних петлях, а з іншої сторони заходитиме із основою в замок. При цьому із нижньої сторони основи (протилежно відносно самого протеза) буде розміщена невелика підпружинена кнопка, при натисканні - кришка вивільнятиметься та відходитиме вбік на згаданих шарнірах.

Такий спосіб фіксації буде більш зручним. Пацієнт самостійно зможе встановити руку в протез і закрити кришку фіксації останнього на руці. При потребі із невеликого натиску на кнопку навіть залишковою частиною кисті руки він зможе розфіксувати протез та зняти його.

Вигляд пропонованої конструкції фіксації протеза наведено на рис. 2.5.

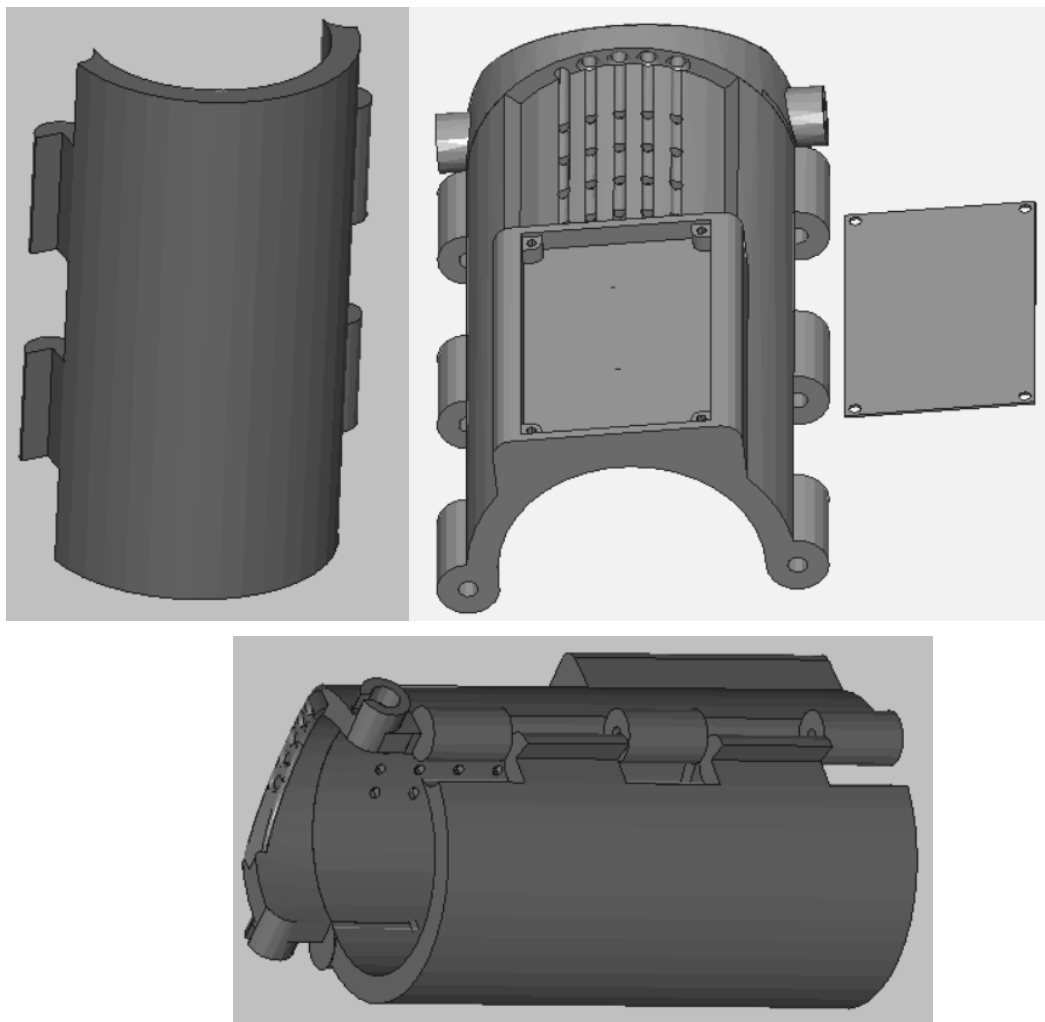


Рисунок 2.5 - Вигляд пропонованої конструкції фіксації протеза

2.3.2 Оптимізація технології виготовлення протеза

На наступному етапі проведено оптимізацію технології виготовлення елементів протеза. Так, за рекомендацією розробників основні тверді елементи конструкції протеза виготовляються методом 3D друку із філамента PLA. Однак більш оптимальним є виготовлення цих елементів із філамента ABS+. Цей філамент в порівнянні із звичайним ABS має набагато меншу усадку та кращу міжшарову адгезію. Відповідно можливим стає збільшення швидкості друку, а також висоти шару друку в порівнянні із значеннями, що пропонуються розробниками протеза. Так, на рис. 2.6 та рис. 2.7 наведено режими друку елемента долоні при рекомендованих розробниками параметрах для PLA, а також режими друку при збільшених для ABS+ параметрах.

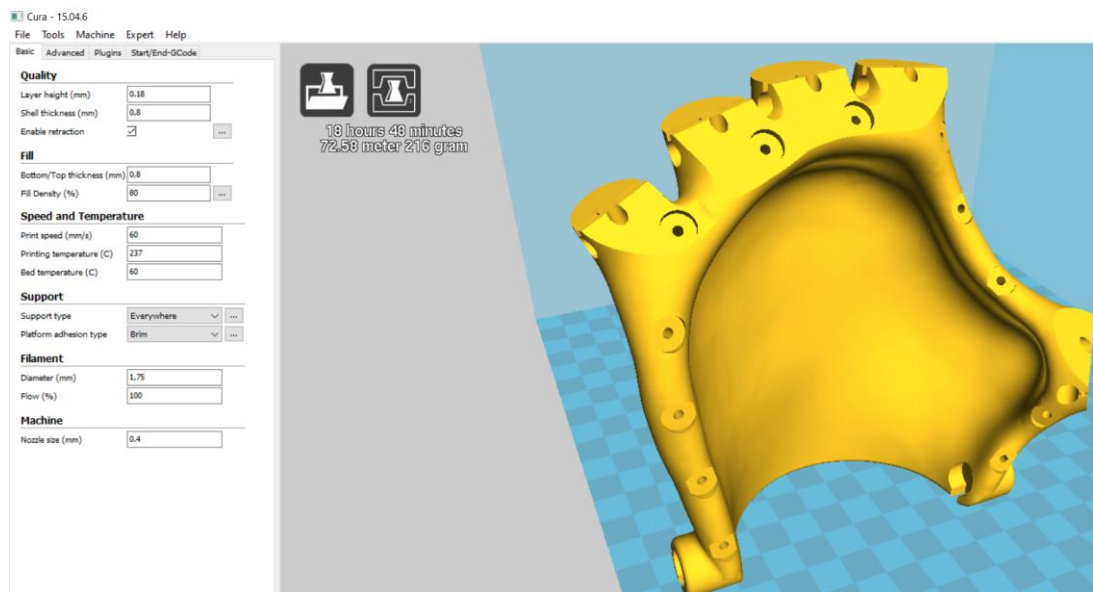


Рисунок 2.6 - Режими друку долоні з філамента PLA

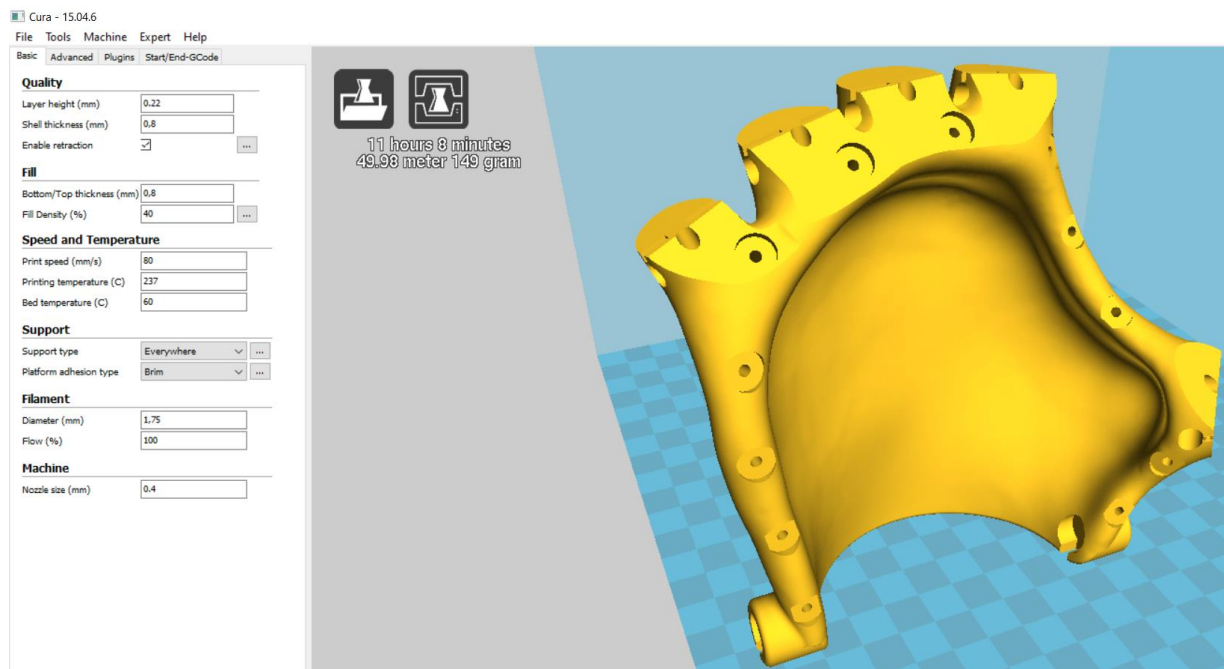


Рисунок 2.7 - Режими друку долоні з філаменту ABS+

Як видно із рисунків, при використанні філаменту PLA час друку долоні становить майже 19 годин, а вага долоні становитиме 216 грамів, тоді як при друці філаментом ABS+ час друку становитиме орієнтовно 11 годин, а вага долоні становитиме 149 грамів. Тобто при використанні пропонованого філаменту час друку можна скоротити на 42%, і при цьому вага зменшиться на 31%. Ці значення будуть справедливими для всього протеза. Тобто і собівартість протеза зменшиться оскільки попри меншу витрату філаменту через зменшення часу друку також зменшиться і електроспоживання принтером.

Іншою перевагою використання філаменту ABS+ є простота його обробки. При збільшенні товщини шару друку все ж таки можливим є погіршення склеювання шарів. Але цей філамент добре обробляється розчинниками, зокрема ацетоном. Таким чином можна досягти і гарної якості поверхні протеза і покращити склеювання зовнішніх шарів. Міцність протеза при цьому збільшиться.

2.3.3. Оптимізація функціональних можливостей протеза

Стосовно оптимізації функціональних можливостей, то пропонується в пальцях протеза всередині гнучких вставок розмістити тензорезистори. Зокрема для цього підійдуть високочутливі тензорезистори BF350-3AA. Зовнішній вигляд такого елемента наведений на рис. 2.8.

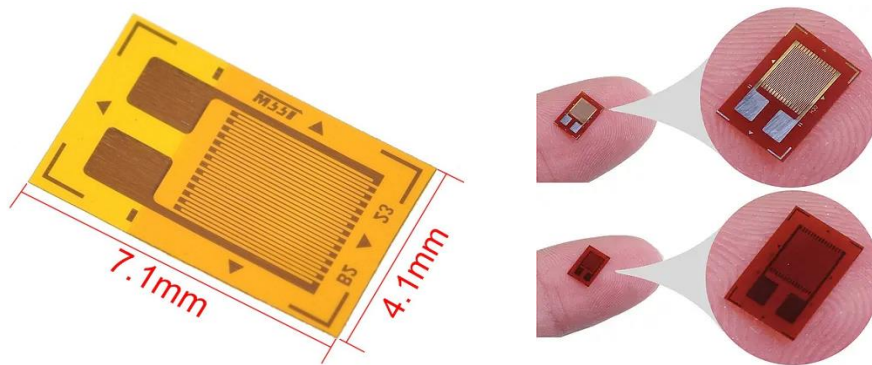


Рисунок 2.8 - Тензорезистор BF350-3AA

Опір цього елемента становить 350 Ом. Виробник рекомендує використовувати його спільно із мостом Уїтстона. Стосовно габаритів, то він поміститься всередині гнучких вставок, які попередньо потрібно друкувати із коефіцієнтом заповнення 40%. Це забезпечить сприйняття деформацій датчиком при захопленні протезом окремих предметів. Також пропонується встановити в кожному пальці власне міст Уїтстона із двома такими тензодатчиками та двома постійними резисторами, вихідний сигнал з моста подавати на вхід буферного підсилювача, в якості якого можна використати наприклад TL272 в SMD виконанні. Це забезпечить узгодження опору моста із вхідним опором наступних кіл. Також ці датчики добре працюють спільно із модулями Arduino. Пропонується сигнали із усіх п'яти буферних підсилювачів подавати на плату Arduino Nano, яка є малогабаритною, і яку можна використати в якості модуля керування актуаторами, які розміщуватимуться спільно із Arduino та акумуляторною батареєю всередині основи протеза. При цьому актуатори будуть розміщені всередині еластичної

вставки, яка знаходитиметься з внутрішньої сторони основи протеза. Це забезпечить контакт актуаторів із шкірою пацієнта та можливість сприйняття ним відчуттів кінчиками пальців, в яких розміщені власне тензорезистори. Власне це і розширить функціональні можливості протеза.

Структурна схема реалізації таких відчуттів наведена на рис. 2.9.

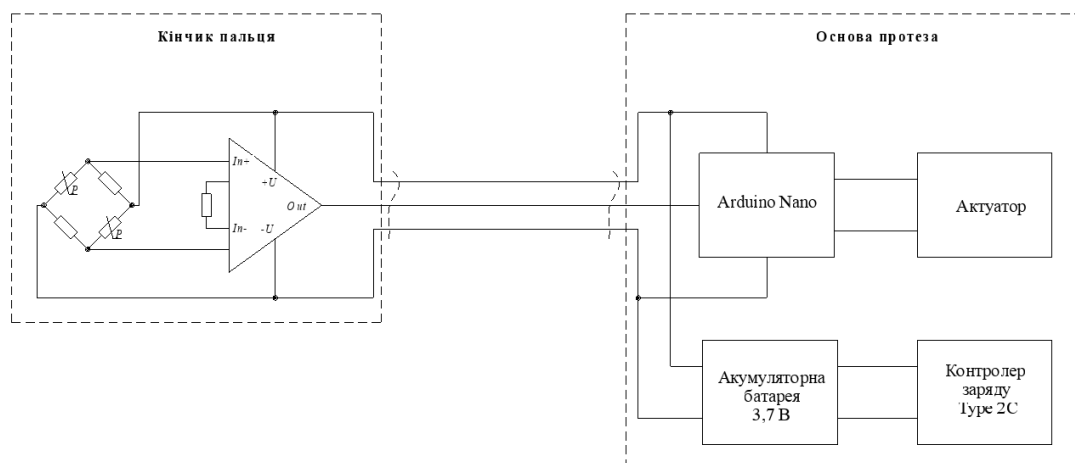


Рисунок 2.9 - Структурна схема реалізації тактильних відчуттів

2.4 Висновки до розділу 2

Проаналізовано особливості застосування тягових протезів, зокрема протеза Kinetic Hand. Цей протез використовується при неповній ампутації кисті руки. Проаналізовано його конструкцію та складові елементи, а також особливості його виготовлення та складання.

Оптимізацію цього протеза проведено в трьох напрямках.

Насамперед запропоновано спосіб оптимізації конструкції цього протеза. Основним елементом конструкції протеза, який підлягав оптимізації – є основа, якою протез кріпиться до залишкової частини руки чи фіксується на ній з допомогою спеціальних ремінців. Такий спосіб фіксації є простим та надійним, однак він вимагає наявності однієї повністю функціональної руки пацієнта або сторонньої допомоги. У випадку, якщо пацієнт потребує

протезів для обох рук (таких випадків ампутації є досить багато), то встановити та зафіксувати такі протези із описаним способом фіксації сам пацієнт не зможе. Також він не зможе і зняти ці протези. Тому вирішено змінити конструкцію фіксуючої частини основи протеза. Для цього замість ремінців пропонується використати подібну до основи кришку, яка з однієї сторони буде шарнірно з'єднана із основою на масивних петлях, а з іншої сторони заходитиме із основою в замок. При цьому із нижньої сторони основи (протилежно відносно самого протеза) буде розміщена невелика підпружинена кнопка, при натисканні кришка вивільнятиметься та відходитиме вбік на згаданих шарнірах. Такий спосіб фіксації буде більш зручним. Пацієнт самостійно зможе встановити руку в протез і закрити кришку фіксації останнього на руці. При потребі, за невеликим натиском на кнопку, навіть залишковою частиною кисті руки, він зможе розфіксувати протез та зняти його.

Також проведено оптимізацію технології виготовлення протеза. Замість рекомендованого філамента PLA запропоновано використати філамент ABS+ та змінити режими 3D друку. Показано, що при використанні філамента PLA час друку долоні становить майже 19 годин, а вага долоні становитиме 216 грамів, тоді як при друці філаментом ABS+ час друку становитиме орієнтовно 11 годин, а вага долоні становитиме 149 грамів. Тобто при використанні пропонованого філамента час друку можна скоротити на 42%, і при цьому вага зменшиться на 31%. Ці значення будуть справедливими для всього протеза. Тобто і собівартість протеза зменшиться оскільки попри меншу витрату філамента через зменшення часу друку також зменшиться і електроспоживання принтером. Іншою перевагою використання філамента ABS+ є простота його обробки. При збільшенні товщини шару друку все ж таки можливим є погіршення склеювання шарів. Але цей філамент добре обробляється розчинниками, зокрема ацетоном. Таким чином можна досягти

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

і гарної якості поверхні протеза і покращити склеювання зовнішніх шарів. Міцність протеза при цьому збільшиться.

Також проведено оптимізацію функціональних можливостей протеза. Запропоновано в пальцях протеза всередині гнучких вставок розмістити тензорезистори BF350-3AA. Пропонується сигнали із усіх п'яти резисторів через мости Уїтстона подавати на плату Arduino Nano, яка є малогабаритною, і яку можна використати в якості модуля керування актуаторами, які розміщуватимуться спільно із Arduino та акумуляторною батареєю всередині основи протеза. При цьому актуатори будуть розміщені всередині еластичної вставки, яка знаходитиметься з внутрішньої сторони основи протеза. Це забезпечить контакт актуаторів із шкірою пацієнта та можливість сприйняття ним відчуттів кінчиками пальців, в яких розміщені тензорезистори. Власне це і розширить функціональні можливості протеза.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

Для моделювання тензодатчика в мостовій схемі обрано середовище Multisim. Multisim – інтегрований графічний симулятор на базі SPICE, розвинутий з початку 1990 років, розроблений National Instruments, що надає доволі великі бібліотеки компонентів та сотні віртуальних приладів. Це середовище поєднує цифрове та аналогове моделювання. Серед переваг Multisim – графічне схематичне моделювання, точні результати симуляції (завдяки початковому SPICE-двигуну), наявність багатьох віртуальних приладів (мультиметр, вольтметр, осцилограф), велика база бібліотечних елементів. Також Multisim підтримує масштабовану симуляцію мікросхем та інтегрується з іншими інструментами NI (LabVIEW), для створення реальних плат, що допомагає у подальшому переходу від моделі до прототипа. У дослідницьких чи навчальних роботах застосовують Multisim для налагодження аналогових схем, оскільки наочність посилюють розуміння поведінки не віртуальних систем [33].

Особливості Multisim детальніше:

- SPICE-ядро забезпечує точність моделювань, система автоматичних інтеграцій і рішення нелінійних рівнянь підвищує вірогідність результатів в аналогових колах;
- інтерактивні віртуальні прилади (осцилограф, генератор, аналізатор спектра) дозволяють проводити експерименти у симуляторі без апаратного стенду;

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- широка бібліотека компонентів (тисячі моделей від провідних виробників) – значно скорочує створення моделей міст, датчиків, операційних підсилювачів;

- інтеграція з Ultiboard дозволяє з моделей Multisim формувати РСВ-проекти, що полегшує подальшу розробку апаратних частин протезів.

Multisim дозволяє створювати схеми, проводити аналіз дизайну, зберігати траси, змінювати параметри компонентів в реальному часі, проводити FPGA-моделювання, включаючи модулі вимірювання спрацьованих мостів і реєстрації умов у медико-біологічних ланцюгах.

У статті із журналу J. Phys.: Cont. Ser. продемонстровано співпадіння між моделлю та реальними вимірюваннями індуктивності, завдяки точності Multisim [34].

Існують інші середовища, що мають свої особливості:

- LTspice (безкоштовна програма, що відома через швидкість та точність DC/AC аналізу, та в ній відсутнє інтегроване середовище розробки друкованих плат та зручні віртуальні прилади;

- Proteus (програма має повний цикл від схемотехніки до трасування плати, підтримує емуляцію мікроконтролерів, але вимагає ліцензії і розраховане на промислове застосування;

- Tinkercad Circuits (онлайн-сервіс, дуже простий, та не забезпечує професійних інструментів аналізу).

Аспекти медико-біологічного моделювання:

1. Живлення - Multisim дозволяє створювати портативні джерела, живлення від батареї та симулювати шум.

2. Температурна стабілізація – можна додати моделі температурних компенсацій.

3. Інструментальний підсилювач – можна симулювати реальні пристрої.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Multisim має ще переваги для навчальних та дослідницьких цілей. У навчанні студенти моделюють електроніку без апаратних витрат. У дослідництві є можливість розвитку навичок через інтеграцію з Utiboard, LabVIEW та PSB-розробкою, що дозволяє створювати апаратні модулі протеза [33].

Саме тому для моделювання біомедичного тензорезистивного датчика – Multisim показує поєднання наочності, точності і наявних засобів для аналізу балансування місткової схеми. Також забезпечує необхідну універсальність і зручність для інженерного моделювання мостової схеми з тензодатчиком, поєднуючи простоту роботи з глибоким рівнем аналізу і багатим набором інструментів.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

Як згадувалось в попередньому розділі, тензорезистор включається вміст Уїтстона. Проведено його моделювання, зокрема в програмі Multisim.

Міст Уїтстона – класична схема балансування для вимірювання невеликих змін опору. Мостова схема складається з чотирьох резисторів, з'єднаних у два паралельних плеча та джерела напруги, включеного між діагоналями моста. Два резистори утворюють верхню і нижню гілки. До одних протилежних вузлів моста підключають джерело живлення U , а до інших вимірювальний прилад (гальванометр або підсилювач). Якщо співвідношення опорів у верхньому плечі (R_1/R_2) дорівнює співвідношенню у нижньому плечі (R_3/R_4), міст є збалансованим і різниця потенціалів між середніми вузлами дорівнює нулю (струм через детектор не йде).

Впливає, що умова балансу:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} . \quad (3.1)$$

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						42
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

При порушенні балансу, такого як: змінна опору одного з резисторів-датчиків через деформацію – з’являється ненульова напруга на виході мосту. Ця напруга пропорційна невеликій зміні опору. Завдяки цьому існують точні виміри малих змін опору в умовах шуму та похибок. Вихідний сигнал мосту може надходити на інструментальний підсилювач. Принцип його роботи полягає у тому, що посилюється різниця між двома входами і зводить до нуля вплив загальних шумових або синфазних компонентів. Таким чином, інструментальний підсилювач перетворює мікрвольтові сигнали моста у зручний діапазон струму чи напруги. Разом весь ланцюг – міст + підсилювач – дозволяє перетворювати механічні деформації на електричний сигнал, який потім обробляється АЦП. Коли деформація не діє, міст знаходиться збалансованим і вихідний сигнал майже нульовий. Коли з’являється незначна зміна опору міст стає не збалансованим, і на виході з’являється сигнал, який є пропорційним цій змінні.

Мостова схема складається з чотирьох резисторів, з’єднаних у два паралельних плеча та джерела напруги, включеного між діагоналями моста. Два резистори утворюють верхню і нижню гілки. Плечі моста формують два ділянки напруги. Коли опори в усіх чотирьох плечах довільні, потенціали точок В та Д (середини ділянок) різні, і через діагональ моста (до вимірювача чи гальванометра) тече струм (рис.3.1).

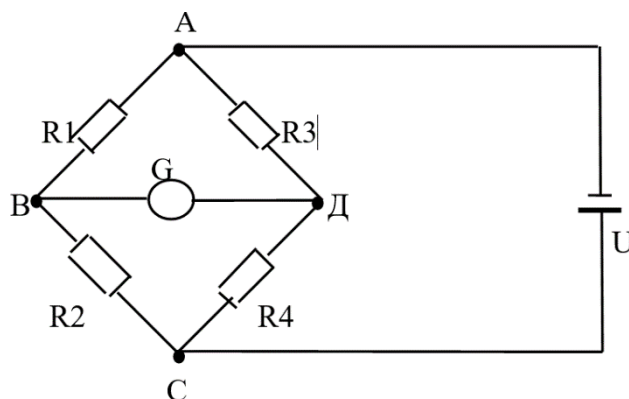


Рисунок 3.1 - Мостова схема

Міст називається збалансованим, якщо підбір резисторів призводить до рівності потенціалів у цих точках, і струм через діагональ дорівнює нулю. У збалансованому стані виконується співвідношення:

$$R_1 * R_4 = R_2 * R_3, \quad (3.2)$$

що слідує з рівності спадів напруг $U_1 = U_3$ та $U_2 = U_4$ на протилежних резисторах мосту. Звідси, для невідомого $R_1 = R_x$ можна записати

$$R_x = \frac{R_2 R_3}{R_4}. \quad (3.3)$$

Саме на цій властивості моста базуються тензометричні вимірювання: чутливі тензодатчики використовуються в мості Вітстона, де зміна їхнього опору ΔR призводить до невеликого дисбалансу і напруги на виході. При балансі моста вихідна напруга $U_{out} \approx 0$. Зміна опору тензодатчика на ΔR спричинює нелінійний (але для малих $\Delta R \approx$ лінійний) вихід напруги. Згідно з теорією, для заміни одного резистора (наприклад, R_4) тензорезистором, вихідна напруга моста наближається до малого дисбалансу:

$$U \approx V_{ex} * \frac{\Delta R}{4R}, \quad (3.4)$$

де V_{ex} – напруга живлення моста, а R – номінальний опір плеча. Ця формула показує, що вихідна напруга пропорційна відносній зміні опору $\Delta R/R$. На практиці тензодатчики пов'язані з мостом у четверть-, пів- чи повному мосту, щоб максимізувати чутливість до деформації та компенсувати вплив температури та провідності дротів. Відомо, що тензорезистори майже завжди використовують у конфігурації моста з живленням постійною напругою або струмом.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Чутливість мостової схеми характеризує, наскільки зміна опору ΔR плеча призводить до зміни вихідної напруги ΔU . Для невеликого дисбаланса абсолютну чутливість S_a приймають за відношенням приросту напруги до зміни опору:

$$S_a = \frac{\Delta U}{\Delta R}, \quad (3.5)$$

а відносну чутливість S_0 – як відношення приросту напруги до відносної зміни опору $\Delta R/R$:

$$S_0 = \frac{\Delta U}{\Delta R/R}. \quad (3.6)$$

Наприклад, у одноплечовому мосту при змінні тільки R_4 на ΔR , ці формули дають $S_a = (U_{n+1} - U_n) / \Delta R$ і $S_0 = (U_{n+1} - U_n) / (\Delta R / R_{4,n+1})$ (для двох плеч зміщень ΔR використовується на кожному плечі, тому множник 2 підсумовується формулах). У такий спосіб чутливість моста визначає, наскільки добре малий механічний вплив перетворюється у вимірювану електричну напругу.

Зазвичай тензорезистори існують номіналом 120 Ω , 350 Ω , 1000 Ω . При однаковому коефіцієнті чутливості датчика GF, зміна опору $\Delta R = GF * R * \epsilon$ (ϵ - деформація) буде більшою для більшого номінального R. З важливих факторів є менший опір (350 Ω) дає більший струм через датчик при заданій напрузі живлення, що збільшує тепловиділення. Високий опір зменшує струм і нагрів, але потребує вищої напруги живлення. В робочих умовах важливий опір проводів живлення й ізоляція датчика. Зазвичай датчики 350 Ω є стандартними й широко доступними.

Отже, для оптимізації протезу Kinetic Hand - 350 Ω можна обґрунтувати як найчутливіший варіант та практичний.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У середовищі Multisim змодельовано два варіанти схеми: одноплечовий міст (зі змінним тільки R_4). Підключено чотири резистори $R_1=R_2=R_3=350\ \Omega$ та змінний R_4 . Джерело постійної напруги U_{ex} під'єднано між вершинами моста А і С, а вихідний вимірювач між точками В та D. Двоплечовий міст (зі змінними R_2 і R_4 . Тут $R_1=R_3=350\ \Omega$ залишаються постійними, а $R_2=R_4$ змінюється синхронно.

У конфігурації джерело живлення встановлено як постійне з напругою на нижній діагоналі. Вольтметр високого опору підключено між серединами плеч (точки В і D). Параметри резисторів задані номіналами $350\ \Omega$ і змінним елементом зі ступінчастим зменшенням опору на $\Delta R = 35\ \Omega$ від 350 до $0\ \Omega$. Така установка забезпечує симулювання дисбалансу (рис.3.2).

На кожному кроці змінюють опір R_4 на одне і те ж ΔR . Це відповідає поступовому збільшенню деформації тензодатчика.

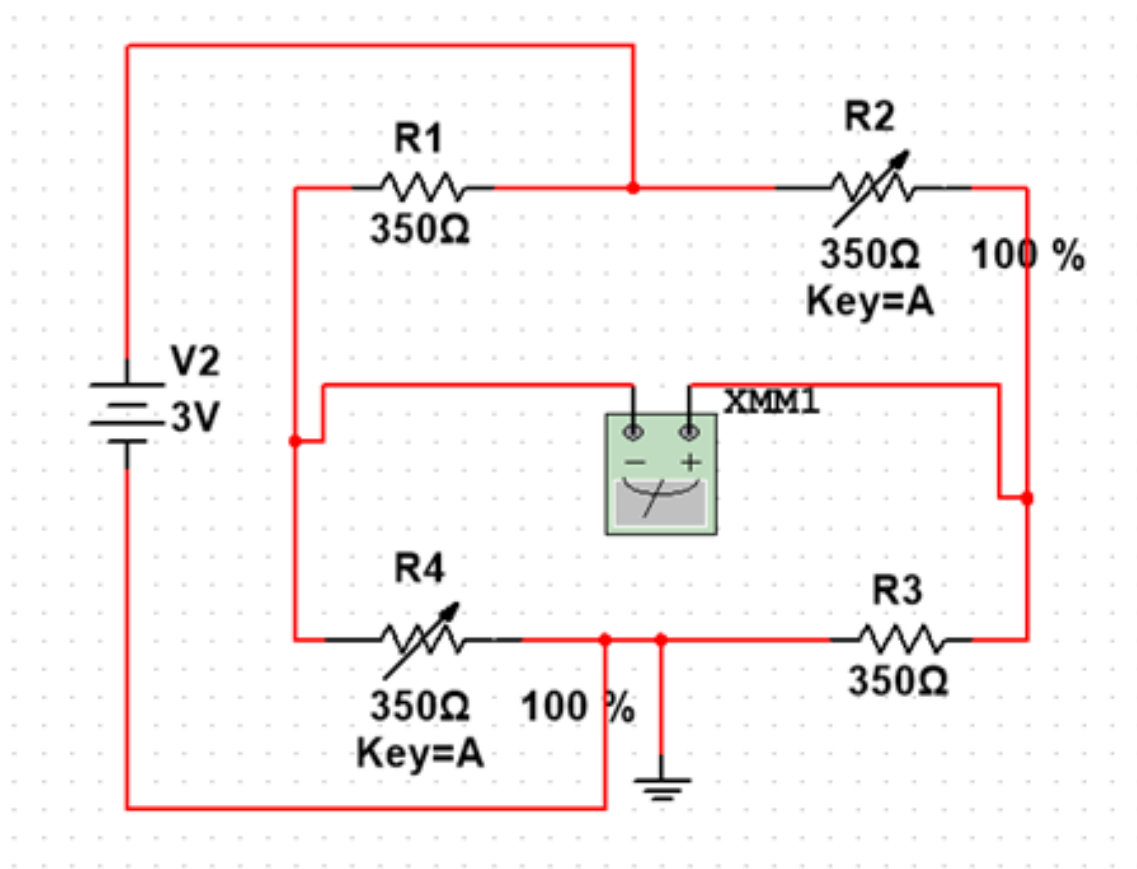


Рисунок 3.2 - Мостова схема в Multisim

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Основні результати вимірювань та обчислень занесено в таблиці 3.1 та 3.2.

Таблиця 3.1 - Одноплечовий міст (одноактивний тензодатчик)

Номер досліджу	$R_1=R_2=R_3$, Ом	$R_4= R_1-n \square R$, Ом ($n = 0, \dots, 10$)	U, мВ	S_{a1} , мВ/Ом	S_{o1} , мВ
0	350	350	0	-	-
1	350	315	78,947	2,2556	710,5
2	350	280	166,667	4,7619	1333,3
3	350	245	264,706	7,5630	1853
4	350	210	375	10,7143	2250
5	350	175	500	14,2857	2500
6	350	140	642,857	18,3673	2571
7	350	105	807,692	23,0769	2423
8	350	70	1000	28,5714	2000
9	350	35	1227	35,0571	1227
10	350	0	1500	42,8571	0

Таблиця 3.2 - Двоплечовий міст (дві активні гілки)

Номер досліджу	$R_1=R_3$, Ом	$R_2=R_4= R_1-n \square R$, Ом ($n = 0, \dots, 10$)	U, мВ	S_{a2} , мВ/Ом	S_{o2} , мВ
0	350	350	0	-	-
1	350	315	157,895	2,2556	710,5
2	350	280	333,333	4,7619	1333,3
3	350	245	529,412	7,5630	1853
4	350	210	750	10,7142	2250
5	350	175	1000	14,2857	2500
6	350	140	1286	18,3714	2572
7	350	105	1615	23,0714	2423
8	350	70	2000	28,5714	2000
9	350	35	2455	35,0714	1227,5
10	350	0	3000	42,8571	0

В таблицях: U – напруга на виході моста S_a та S_o обчислені за вищевказаними формулами.

Також за отриманими значеннями було побудовано графіки змін вихідної напруги моста при використанні одного та двох тензодатчиків. Це показано на рис. 3.3. Однак, для простоти, замість тензорезисторів використовувались змінноопірні резистори і усі характеристики моста

знаходились для всього діапазону зміни опорів. Однак, для реальних тензорезисторів зміна опору буде не повною, тому потрібно орієнтуватись на ділянки графіків при змінах опору до 10% орієнтовно.

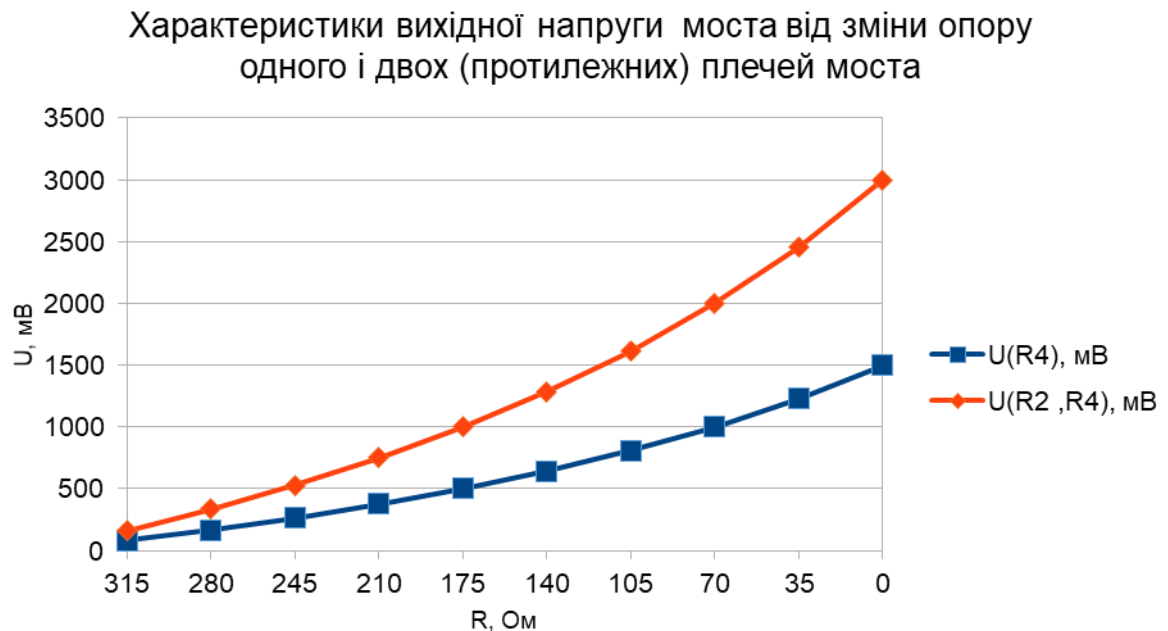


Рисунок 3.3 - Зміни вихідної напруги моста від зміни опору одного і двох резисторів відповідно

З рис. 3.3 видно, що при використанні двох тензорезисторів зміни вихідної напруги є більшими.

Також на рис. 3.4 та 3.5 наведено графіки для зміни абсолютної та відносної чутливостей моста.

Аб...

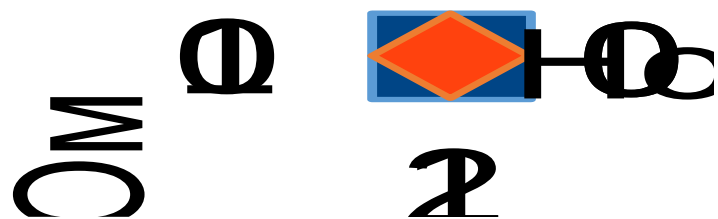


Рисунок 3.4 - Зміна абсолютної чутливості моста

Відносна чутливість при зміні одного і двох (протилежних)
плечей моста

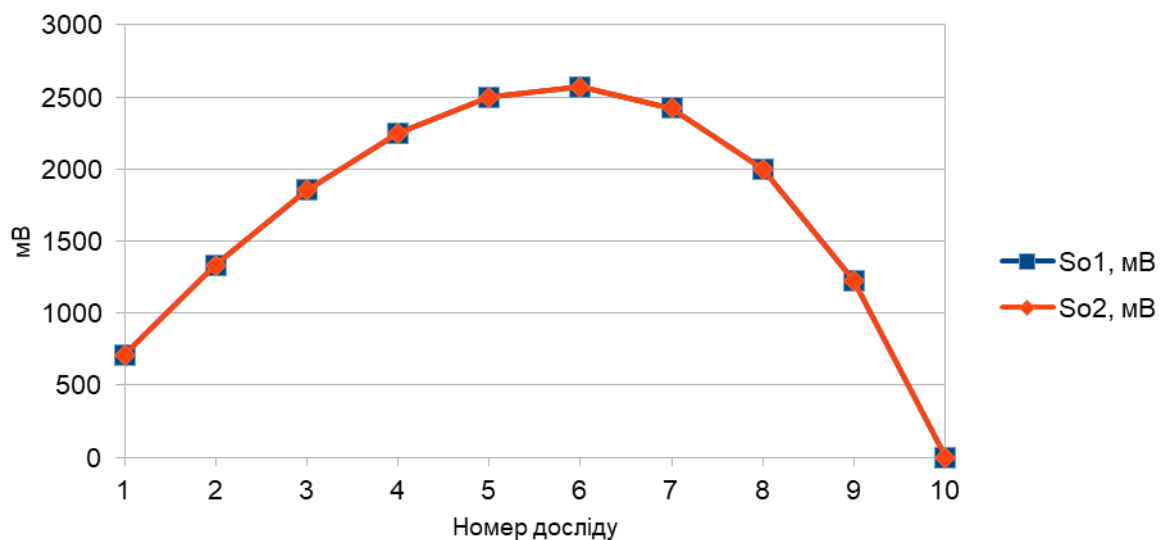


Рисунок 3.5 - Зміна відносної чутливості моста

За отриманими графіками можна визначити необхідні напругу живлення моста, а також коефіцієнти підсилення вихідного сигналу моста для надійної роботи актуаторів.

3.3 Висновки до розділу 3

Проведено аналіз можливостей програми Multisim при моделюванні роботи чутливих елементів для реалізації тактильних відчуттів. Зокрема змодельовано роботу моста Уїтстона і отримано його основні характеристики, зокрема для абсолютної та відносної чутливості при використанні вибраного типу тензорезисторів.

За отриманими характеристиками можна визначити необхідні напругу живлення моста, а також коефіцієнти підсилення вихідного сигналу моста для надійної роботи актуаторів.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Ергономічні проблеми безпеки життєдіяльності. Ергономіка як науки про безпеку

Ергономіка — наука, яка комплексно вивчає особливості виробничої діяльності людини в системі «людина-техніка-довкілля» задля уможливлення її ефективності, безпеки та комфорту. Наука про пристосування посадових обов'язків, робочих місць, предметів і об'єктів праці, а також комп'ютерних програм для найбезпечнішої та найефективнішої праці працівника, виходячи з фізичних і психічних особливостей людського організму [35]. Основна мета ергономіки – підвищення безпеки, комфорту, продуктивності та здоров'я людини ДСТУ EN ISO 26800:2022. В умовах удосконалення верхньої кінцівки, при розробці протезів, екзоскелетів або ортопедичних пристроїв, ергономічні проблеми набувають особливого значення. Неврахування анатомо-фізіологічних та психологічних аспектів може призвести до травматизма, втоми, зниження працездатності та навіть соціальної ізоляції користувача.

4.1.1 Біомеханічні особливості верхньої кінцівки

Верхня кінцівка людини — це складна система, що складається з кісток (плече, передпліччя, кисть), суглобів (плечовий, ліктьовий, променево-зап'ястковий), м'язів, сухожилів і нервів. Вона забезпечує широкий діапазон рухів, від грубої сили до високоточної моторики.

Для розробки безпечних та ефективних пристроїв удосконалення кінцівки враховані такі параметри:

- довжина сегментів та обхват кінцівки — визначає посадку і фіксацію пристрою;

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- сила м'язів — визначає максимально допустиме навантаження;
- амплітуда рухів — для забезпечення природності та повноти рухів.
- навантаження на суглоби — щоб уникнути перевантажень і травм.

Відповідно до ДСТУ ISO 9241-5:2004 Ергономічні вимоги до роботи з відеотерміналами в офісі. Частина 5. Вимоги до компонування робочого місця та до робочої пози (ISO 9241-5:1998, IDT), ергономіка передбачає проектування робочого середовища і пристроїв з урахуванням цих анатомо-фізіологічних параметрів, щоб забезпечити безпеку і комфорт.

Перенавантаження м'язів і суглобів веде до виникнення втоми, больових синдромів і травм. У роботі з протезами та ортезами слід дотримуватися нормативних обмежень на величину навантажень. Максимальна сила м'язів оцінюється експериментально і зазвичай не повинна перевищувати рекомендованих меж, визначених у державних санітарних правилах і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПІН 3.3.2.007-98 [37].

Для оцінки моменту сили, що діє на суглоб, використовується формула[38]:

$$M = F \times d, \quad (4.1)$$

де M — момент сили (Н·м), F — сила, яку прикладає м'яз (Н), d — відстань від точки прикладання сили до осі суглоба (м).

Інженер проєктує пристрій так, щоб цей момент не перевищував фізіологічних можливостей людини.

Неправильний розподіл тиску у зоні кріплення протеза може викликати мікротравми, пролежні, порушення кровообігу та біль.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						52
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Відповідно до ДСТУ EN ISO 13485:2018 Вироби медичні. Система управління якістю. Вимоги до регулювання (EN ISO 13485:2016/A11:2021, IDT). Зміна № 11:2022, в таких пристроях застосовують амортизуючі матеріали, такі як гелеві прокладки, силіконові накладки, тканини з високою повітропроникністю. Це забезпечує рівномірний розподіл тиску та знижує ймовірність травматизації. Оптимальна величина тиску, що не викликає пошкоджень, не повинна перевищувати 30 кПа.

Погана вентиляція призводить до накопичення тепла і вологи, що спричиняє потовиділення, подразнення шкіри, розвиток дерматитів і грибкових інфекцій. У конструкції пристроїв присутнє використання дихаючих матеріалів, які забезпечують належний тепло- і вологовідвід.

Конструкція пристрою забезпечує циркуляцію повітря, за допомогою вентиляційних отворів або сітчастих вставок.

Пристрої максимально повторюють природні рухи кінцівки, не обмежуючи амплітуду та швидкість. Жорсткі або погано підібрані кріплення обмежують рухливість, що призводить до компенсаторних навантажень і травм. Застосування комп'ютерного моделювання (CAD/CAE) дозволяє передбачити динаміку рухів і оптимізувати конструкцію.

Психологічний комфорт користувача є важливим фактором, що впливає на мотивацію до використання пристрою. Естетичність, легкість у використанні, невидимість пристрою під одягом, а також відсутність сторонніх шумів і дискомфорту – все це підвищує якість життя і соціальну адаптацію.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						53
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4.2 Інженерно-технічні рішення з охорони праці. Законодавчі та нормативні основи

Забезпечення безпеки праці при розробці, виготовленні та експлуатації пристроїв удосконалення верхньої кінцівки базується на таких нормативних документах:

- ДСТУ ISO 45001:2019 Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці. Вимоги та настанови щодо застосування (ISO 45001:2018, IDT);
- правила безпечної експлуатації електрообладнання;
- стандарти з пожежної безпеки (ДСТУ EN ISO 7010:2019 Графічні символи. Кольори та знаки безпеки. Зареєстровані знаки безпеки (EN ISO 7010:2012; A1:2014; A2:2014; A3:2014; A4:2014; A5:2015; A6:2016; A7:2017, IDT; ISO 7010:2011; Amd 1:2012; Amd 2:2012; Amd 3:2012; Amd 4:2013; Amd 5:2014; Amd 6:2014; Amd 7:2016, IDT));
- норми з освітлення (ДСТУ EN 12464-1:2016 Світло та освітлення. Освітлення робочих місць. Частина 1. Внутрішні робочі місця (EN 12464-1:2011, IDT));
- норми вентиляції (ДБН В.2.5-67:2013 Опалення, вентиляція та кондиціонування);
- норми шумозахисту (ДСТУ EN ISO 11688-1:2015 Акустика. Практичні рекомендації щодо проектування мал шумних машин й устаткування. Частина 1. Планування (EN ISO 11688-1:2009, IDT)).

Всі рухомі і гострі частини обладнані захисними кожухами, що запобігають травмам. Використання датчиків положення і аварійних зупинок знижує ризик нещасних випадків.

Відповідно до ДСТУ EN 60601-1:2015 Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки та основних технічних характеристик (EN 60601-1:2006/A1:2013/AC:2014, IDT; IEC 60601-

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						54
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1:2005/A1:2012/COR1:2014, IDT). Зміна № 1:2015. Поправка № 1:2019, всі електричні компоненти надійно ізолювані та заземлені.

Пристрої оснащуються автоматичними вимикачами для захисту від перевантажень і коротких замикань. Матеріали, що контактують з користувачем, мають бути гіпоалергенними і електроізоляційними. Важливо використовувати протипожежний захист.

Використання негорючих або важкогорючих матеріалів, згідно з ДСТУ EN ISO 7010:2019 Графічні символи. Кольори та знаки безпеки. Зареєстровані знаки безпеки (EN ISO 7010:2012; A1:2014; A2:2014; A3:2014; A4:2014; A5:2015; A6:2016; A7:2017, IDT; ISO 7010:2011; Amd 1:2012; Amd 2:2012; Amd 3:2012; Amd 4:2013; Amd 5:2014; Amd 6:2014; Amd 7:2016, IDT).

Оснащення робочих місць первинними засобами пожежогасіння (вогнегасники, пожежні ковдри). Навчання персоналу правилам пожежної безпеки, проведення інструктажів.

Рівень освітлення робочих місць має бути не менше 500 люкс, що відповідає ДСТУ EN 12464-1:2016 Світло та освітлення. Освітлення робочих місць. Частина 1. Внутрішні робочі місця (EN 12464-1:2011, IDT).

Оптимальні параметри мікроклімату (температура повітря 20–24 °С, відносна вологість 40–60 %) відповідають ДСН 3.3.2.007–98, що забезпечують продуктивність праці, регламентують умови праці, зокрема температурні режими та вологість повітря, що можуть впливати на комфорт при використанні протезів.

Застосування шумопоглинаючих матеріалів і амортизаторів.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						55
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Регулярний технічний контроль для запобігання підвищеного рівня шуму і вібрацій (ДСТУ EN ISO 11688-1:2015 Акустика. Практичні рекомендації щодо проектування малошумних машин й устаткування. Частина 1. Планування (EN ISO 11688-1:2009, IDT), (ДСТУ 2867-94 Шум. Методи оцінювання виробничого шумового навантаження. Загальні вимоги)). Контроль за рівнем шуму на робочих місцях — не більше 70 дБ.

Проведення інструктажів персоналу згідно з Типовим положенням про порядок проведення навчання та перевірки знань з питань охорони праці, від 26.01.2005 р., № 15 (зі змінами від 2017 року № 140 - НПАОП 0.00-4.36-05). . Інструктаж – це форма навчання працівників щодо правил безпеки та охорони праці, що має на меті запобігти нещасним випадкам та іншим негативним наслідкам на робочому місці.

Обов’язковий первинний і періодичний інструктаж із охорони праці.

Первинний інструктаж проводиться перед початком роботи для новоприйнятих працівників, ті, що переводяться, виконують нову роботу, або проходять практику/навчання; повторний – періодично, визначення термінів та обов’язкового проведення інструктажів міститься в Законі України «Про охорону праці», а також у галузевих нормативно-правових актах (наказах, профільних стандартах підприємства) та залежно від виду робіт (на роботах з підвищеною небезпекою – раз на 3 місяці, для решти робіт – раз на 6 місяців).

Повторний інструктаж: проводиться періодично, відповідно до встановлених термінів підприємства.

Позаплановий інструктаж: проводиться у разі виникнення певних обставин (зміни у нормативних актах з охорони праці).

Цільовий інструктаж: проводиться під час виконання конкретних робіт, пов’язаних з підвищеною небезпекою.

Інструктажі допомагають працівникам:

- зрозуміти і дотримуватися правил безпеки;

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						56
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- вміти діяти у разі виникнення аварійних ситуацій;
- знати, як надати першу допомогу при нещасних випадках.
- запобігти травмам та іншим негативним наслідкам на робочому місці.

Технічний контроль та обслуговування — це важлива складова безпеки та стабільної експлуатації транспортних засобів, включаючи регулярні огляди та технічне обслуговування.

Регулярне проведення планових оглядів і технічного обслуговування. Документальне оформлення результатів перевірок. Швидке усунення несправностей.

4.3 Висновки до розділу 4

Удосконалення верхньої кінцівки є складним багатогранним процесом, який вимагає комплексного підходу з урахуванням як фізіологічних, так і психологічних аспектів користувача. Ергономічні проблеми безпеки життєдіяльності відіграють ключову роль у створенні ефективних, безпечних і комфортних пристроїв — протезів, ортезів, екзоскелетів, здатних не лише відновити функції руки, а й підтримати загальний стан здоров'я людини. Застосування ергономічних принципів дозволяє оптимізувати конструкції, забезпечити відповідність анатомічним параметрам, знизити фізичні навантаження та мінімізувати ризики травмування. Особлива увага до розподілу тиску, який має бути рівномірним і не перевищувати допустимі межі, забезпеченню теплообміну та вентиляції для уникнення шкірних уражень, а також підтримці природної амплітуди рухів, що сприяє більшій функціональності та зручності. Інженерно-технічні рішення в галузі охорони праці, впроваджені на всіх етапах розробки, виготовлення та експлуатації таких пристроїв, гарантують дотримання вимог безпеки, зменшують ймовірність нещасних випадків, а також сприяють збереженню здоров'я

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

користувачів і персоналу. Важливе значення мають застосування сучасних матеріалів і технологій, дотримання нормативних вимог ДСТУ ISO 45001:2019 Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці. Вимоги та настанови щодо застосування (ISO 45001:2018, IDT), ДСТУ EN 60601-1:2015 Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки та основних технічних характеристик, що регламентують безпечну роботу обладнання, електробезпеку, пожежний захист, вентиляцію, освітлення, шумозахист і організацію робочих місць. Крім технічних заходів, увага приділяється навчанню і регулярному інструктажу персоналу, а також контролю стану обладнання та своєчасному технічному обслуговуванню, що забезпечує безперебійну та безпечну експлуатацію. Дотримання принципів ергономіки і впровадження інженерно-технічних рішень з охорони праці є необхідною умовою для успішного створення і використання удосконалених пристроїв верхньої кінцівки, що суттєво підвищує якість життя користувачів, їх працездатність та безпеку. Це сприяє реалізації комплексного підходу до охорони здоров'я людини, що є пріоритетом у сучасних медичних і технічних рішеннях.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						58
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В роботі проведено оптимізацію протеза Kinetic Hand.

Враховуючи специфіку можливих ампутацій в значній частині випадків залишається частина кисті руки і відповідно використання біонічних протезів стає неможливим, оскільки для цього потрібно провести повну ампутацію кисті. Тому актуальним стає використання більш простих протезів, зокрема тягових, однак для них потрібно забезпечити максимальну функціональність, зручність користування та технологічність.

Проаналізовано особливості застосування тягових протезів, зокрема протеза Kinetic Hand. Цей протез використовується при неповній ампутації кисті руки. Проаналізовано його конструкцію та складові елементи, а також особливості його виготовлення та складання.

Оптимізацію цього протеза проведено в трьох напрямках.

Насамперед запропоновано спосіб оптимізації конструкції цього протеза. Основним елементом конструкції протеза, який підлягав оптимізації – є основа, якою протез кріпиться до залишкової частини руки чи фіксується на ній з допомогою спеціальних ремінців. Такий спосіб фіксації є простим та надійним, однак він вимагає наявності однієї повністю функціональної руки пацієнта або сторонньої допомоги. У випадку, якщо пацієнт потребує протезів для обох рук (таких випадків ампутації є досить багато), то встановити та зафіксувати такі протези із описаним способом фіксації сам пацієнт не зможе. Також він не зможе і зняти ці протези. Тому вирішено змінити конструкцію фіксуючої частини основи протеза. Для цього замість ремінців пропонується використати подібну до основи кришку, яка з однієї сторони буде шарнірно з'єднана із основою на масивних петлях, а з іншої сторони заходитиме із основою в замок. При цьому із нижньої сторони основи (протилежно відносно самого протеза) буде розміщена невелика підпружинена кнопка, при натисканні - кришка вивільнятиметься та

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

відходитиме вбік на згаданих шарнірах. Такий спосіб фіксації буде більш зручним. Пацієнт самостійно зможе встановити руку в протез і закрити кришку фіксації останнього на руці. При потребі за невеликим натиском на кнопку навіть залишковою частиною кисті руки він зможе розфіксувати протез та зняти його.

Також проведено оптимізацію технології виготовлення протеза. Замість рекомендованого філамента PLA запропоновано використати філамент ABS+ та змінити режими 3D друку. Показано, що при використанні філамента PLA час друку долоні становить майже 19 годин, а вага долоні становитиме 216 грамів, тоді як при друці філаментом ABS+ час друку становитиме орієнтовно 11 годин, а вага долоні становитиме 149 грамів. Тобто при використанні пропонованого філамента час друку можна скоротити на 42%, і при цьому вага зменшиться на 31%. Ці значення будуть справедливими для всього протеза. Тобто і собівартість протеза зменшиться оскільки попри меншу витрату філамента через зменшення часу друку також зменшиться і електроспоживання принтером. Іншою перевагою використання філамента ABS+ є простота його обробки. При збільшенні товщини шару друку все ж таки можливим є погіршення склеювання шарів. Але цей філамент добре обробляється розчинниками, зокрема ацетоном. Таким чином можна досягти і гарної якості поверхні протеза і покращити склеювання зовнішніх шарів. Міцність протеза при цьому збільшиться.

Також проведено оптимізацію функціональних можливостей протеза. Запропоновано в пальцях протеза всередині гнучких вставок розмістити тензорезистори BF350-3AA. Пропонується сигнали із усіх п'яти резисторів через мости Уїтстона подавати на плату Arduino Nano, яка є малогабаритною, і яку можна використати в якості модуля керування актуаторами, які розміщуватимуться спільно із Arduino та акумуляторною батареєю всередині основи протеза. При цьому актуатори будуть розміщені всередині еластичної вставки, яка знаходитиметься з внутрішньої сторони основи протеза. Це

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

забезпечить контакт актуаторів із шкірою пацієнта та можливість сприйняття ним відчуттів кінчиками пальців, в яких розміщені тензорезистори. Власне це і розширить функціональні можливості протеза.

Проведено аналіз можливостей програми Multisim при моделюванні роботи чутливих елементів для реалізації тактильних відчуттів. Зокрема змодельовано роботу моста Уїтстона і отримано його основні характеристики, зокрема для абсолютної та відносної чутливості при використанні вибраного типу тензорезисторів.

За отриманими характеристиками можна визначити необхідні напругу живлення моста, а також коефіцієнти підсилення вихідного сигналу моста для надійної роботи актуаторів.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ергопротезування / Вікіпедія — вільна енциклопедія. — Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Протез> (дата звернення: 12.04.2025).
2. Thurston A J. Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs // ANZ J Surg. — Dec. 2007. — PMID: 17973673. — Режим доступу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17973673/> (дата звернення: 12.04.2025).
3. Archaeologists Discover Centuries-Old Prosthetic Hand in Germany // Smithsonian Magazine, 03.11.2023. — Режим доступу: <https://www.smithsonianmag.com/smart-news/archaeologists-have-discovered-a-medieval-prosthetic-hand-in-germany-180983184/> (дата звернення: 12.04.2025).
4. Artificial limbs from 1900 were decades ahead of their time // Mashable, 26.07.2015. — Режим доступу: <http://mashable.com/2015/07/26/early-prosthesis/> (дата звернення: 14.04.2025).
5. Melvin J. Glimcher, Prosthetics Innovator, Dies at 88 // The New York Times, 31.05.2014. — Режим доступу: <https://www.nytimes.com/2014/05/31/us/dr-melvin-j-glimcher-prosthetics-innovator-dies-at-88.html> (дата звернення: 14.04.2025).
6. Limb Prostheses Options – Upper-Limb Prostheses // Merck Manuals. — Режим доступу: https://www.msdmanuals.com/home/special-subjects/limb-prosthetics/limb-prostheses-options#Upper-Limb-Prostheses_v23374417 (дата звернення: 14.04.2025).
7. An Introduction to Cosmetic Prostheses // Arm Dynamics. — Режим доступу: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/an-introduction-to-cosmetic-prostheses> (дата звернення: 14.04.2025).
8. Prosthetic Artworks (офіційний сайт) // Prosthetic Artworks. — Режим доступу: <https://www.prostheticartworks.com/> (дата звернення: 14.04.2025).

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

9. LivingSkin™ Arm Prosthetics // Össur. — Режим доступу: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/livingskin> (дата звернення: 14.04.2025).
10. Introduction to Passive Prostheses // Arm Dynamics. — Режим доступу: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-passive-prostheses> (дата звернення: 14.04.2025).
11. Body-Powered Prostheses // Within Reach. — Режим доступу: <https://www.withinreach.info/body-powered-prostheses> (дата звернення: 14.04.2025).
12. Liarokapi E, et al. Myoelectric and body-powered upper limb prostheses: a systematic review // J NeuroEngineering & Rehabilitation. — 2024; Vol. 21:14-436. — Режим доступу: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-024-01436-4> (дата звернення: 14.04.2025).
13. Carey SL, Lura DJ, Highsmith MJ. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic review // J Rehabil Res Dev. — 2015;52(3):247–262. — PMID:26230500. — Режим доступу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26230500/> (дата звернення: 14.04.2025).
14. Artificial limb technology // HowStuffWorks. — Режим доступу: <https://science.howstuffworks.com/prosthetic-limb4.htm> (дата звернення: 15.04.2025).
15. Introduction to Body-Powered Hooks // Arm Dynamics. — Режим доступу: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-body-powered-hooks> (дата звернення: 15.04.2025).
16. Introduction to Body-Powered Prostheses // Arm Dynamics. — Режим доступу: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-body-powered-prostheses> (дата звернення: 15.04.2025).
17. Better Choices for People with Partial Hand and Finger Loss // Arm Dynamics. — Режим доступу: <https://www.armdynamics.com/upper-limb->

library/better-choices-for-people-with-partial-hand-and-finger-loss (дата зверення: 15.04.2025).

18. Vari-Pinch Prehensor V2P // ToughWare PRX. — Режим доступу: <https://toughwareprx.com/product/vari-pinch-prehensor-v2p/> (дата зверення: 15.04.2025).

19. Belter JT, et al. Mechanical Design and Performance Specifications of Anthropomorphic Prosthetic Hands // Yale University (EMBC 2014). — Режим доступу: https://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/Belter_EMBC2014.pdf (дата зверення: 15.04.2025).

20. M090-555 Hook Manual // Fillauer. — Режим доступу: <https://fillauer.com/wp-content/uploads/2021/10/M090-555-Hook-Manual-10-21.pdf> (дата зверення: 15.04.2025).

21. Prosthetics Industry Market Analysis // Duke University. — Режим доступу: <https://dukespace.lib.duke.edu/server/api/core/bitstreams/e4c4bd10-8e3a-41b6-a698-b56fdebc442f/content> (дата зверення: 15.04.2025).

22. Myoelectric Prosthetics // Ottobock. — Режим доступу: <https://www.ottobock.com/en-gb/myoelectric-prosthetics> (дата зверення: 15.04.2025).

23. Ahmad A, et al. Recent Advances in Myoelectric Control Systems for Prosthetic Limbs // Micromachines. — 2023. — Т. 8, № 3. — Article 328. — Режим доступу: <https://www.mdpi.com/2313-7673/8/3/328> (дата зверення: 15.04.2025).

24. Vincent Hand – Simplified Myoelectric Prosthetic // Micromachines. — 2024. — Т. 15, № 7. — Article 891. — Режим доступу: <https://www.mdpi.com/2072-666X/15/7/891> (дата зверення: 15.04.2025).

25. Multigrip Upper Limb Prosthetics // Health Technology Wales. — Режим доступу: <https://www.healthtechnology.wales/wp-content/uploads/2019/12/EAR014-Multigrip-upper-limb-prosthetics.pdf> (дата зверення: 16.04.2025).

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

26. Michelangelo Hand – AxonHook System // Óssur. — Режим доступа: <https://shop.ottobock.us/.../8E550~5R-M> (дата зверення: 16.04.2025).
27. bebionic Hand Technology // MCO Prosthetics. — Режим доступа: <https://mcoopro.com/prosthetics/technology/bebionic-hand/> (дата зверення: 16.04.2025).
28. i-Limb Access Hand Description // SPSCO. — Режим доступа: <https://www.spsco.com/i-limb-access-hand-non-titanium.html#description> (дата зверення: 16.04.2025).
29. Study Probes User Satisfaction with Upper-Limb Prostheses // U.S. Department of Veterans Affairs. — Режим доступа: <https://www.research.va.gov/currents/...> (дата зверення: 16.04.2025).
30. Hero Arm – Open Bionics. — Режим доступа: <https://openbionics.com/hero-arm/> (дата зверення: 17.04.2025).
31. DEKA Bionic Arm Technical Specs // Wevolver. — Режим доступа: <https://www.wevolver.com/specs/deka.bionic.arm> (дата зверення: 17.04.2025).
32. How a Loyola Alum Built the World’s First Touch-Sensing Bionic Hand // Loyola University Chicago News. — URL: <https://news.luc.edu/stories/science-tech/how-a-loyola-alum-built-the-worlds-first-touch-sensing-bionic-hand/> (дата зверення: 17.04.2025).
33. P. Noonan, “Circuit Design Using Simulation and Virtual Instrumentation,” [Електронний ресурс] / P. Noonan. — National Instruments, 2008. — Режим доступа: https://www.ieee.li/pdf/viewgraphs/circuit_design_simulation_and_virtual_instrumentation.pdf [дата зверення 20.05.2025].
34. Ptak P., Gawlikowski M., Stępień P., Owczarek P. Testing of inductors using the NI Multisim simulation program // *Journal of Physics: Conference Series*. — 2022. — Vol. 2385, № 1. — DOI: 10.1088/1742-6596/2385/1/012031. — Режим доступа:

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						65
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

https://www.researchgate.net/publication/366564235_Testing_of_inductors_using_the_NI_Multisim_simulation_program.

35. Ергономіка / Вікіпедія — вільна енциклопедія. — Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Ергономіка> (дата звернення: 01.06.2025).

36. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин: Правила; МОЗ України, 10.12.1998 № 7 // База даних «Законодавство України» / Верховна Рада України. URL: zakon.rada.gov.ua/go/v0007282-98 (дата звернення: 01.06.2025).

37. Деніел В. Бейкер, Вільям Гейнс. Інженерна статика. Відкрита та інтерактивна. URL: <https://engineeringstatics.org/moment-of-force.html> (дата звернення 01.06.2025).

38. 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.

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Вигляд пропонованої конструкції фіксації протеза

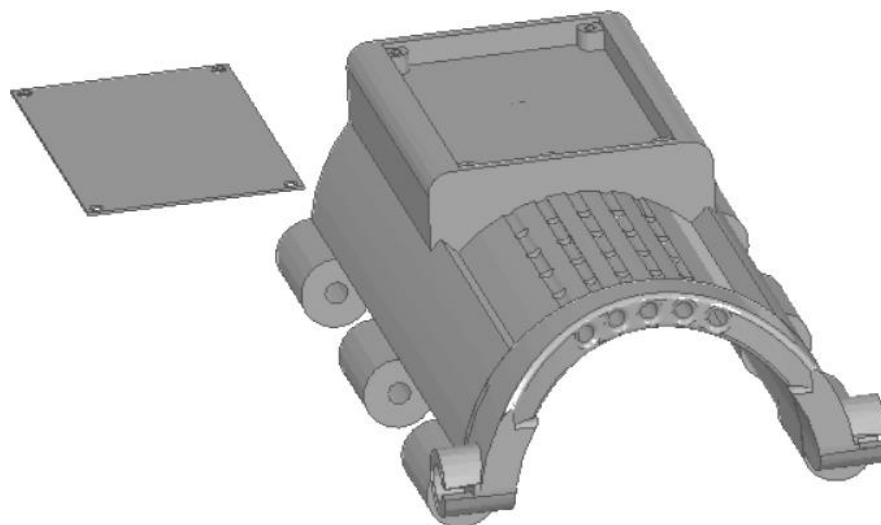


Рисунок А.1 – Основа протеза з кришкою

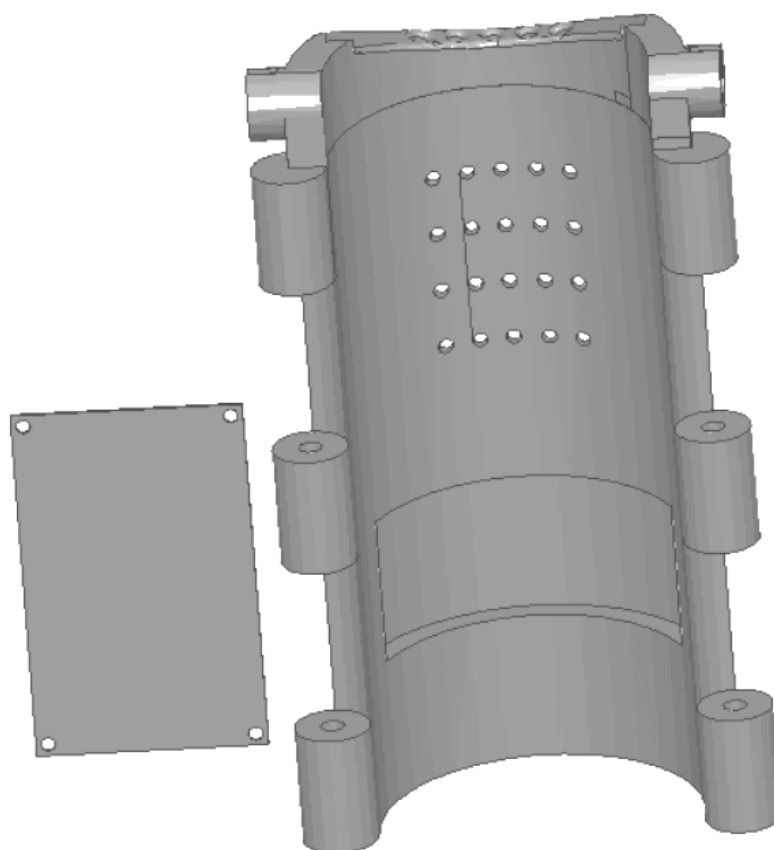


Рисунок А.2 – Основа протезу з кришкою

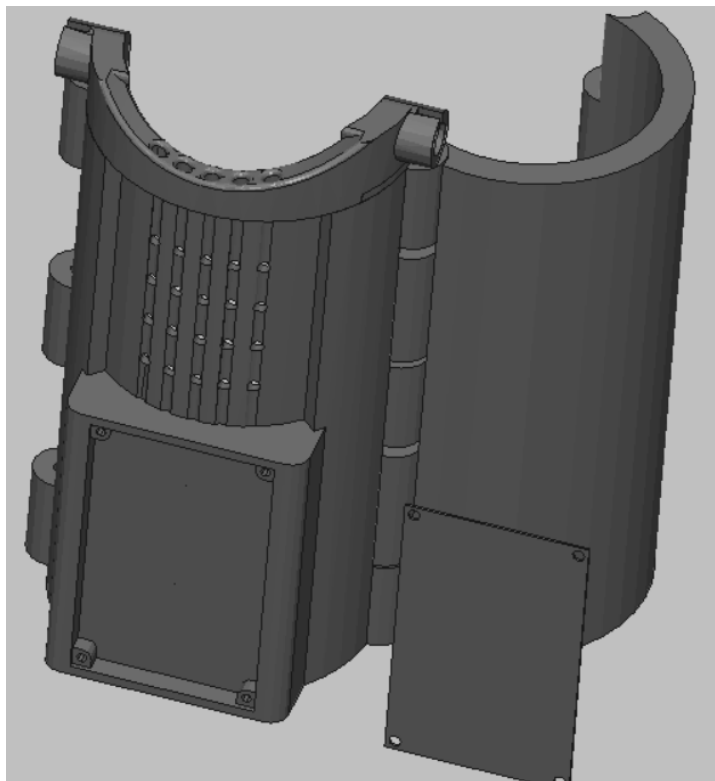


Рисунок А.3 – Збірка фіксатора

					КРБ 163.21-060.001 ПЗ	Арк.
						68
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Вигляд пропонованої конструкції фіксації протеза

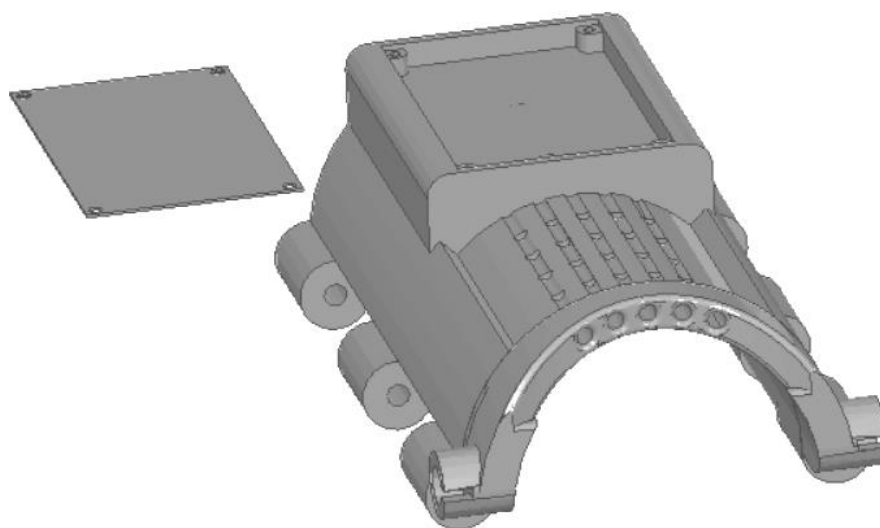


Рисунок А.1 – Основа протеза з кришкою

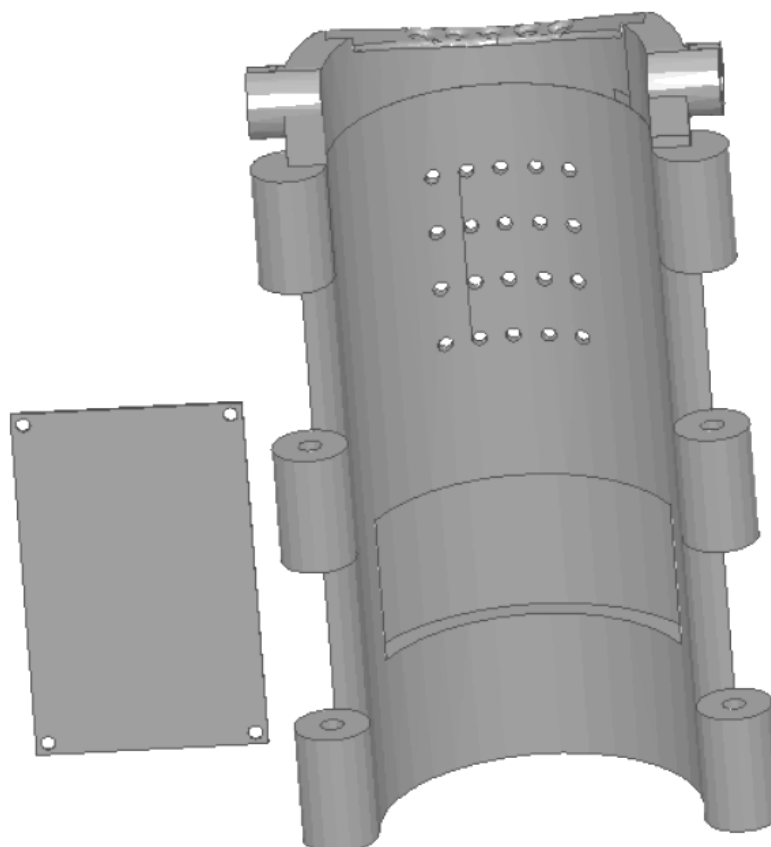


Рисунок А.2 – Основа протезу з кришкою

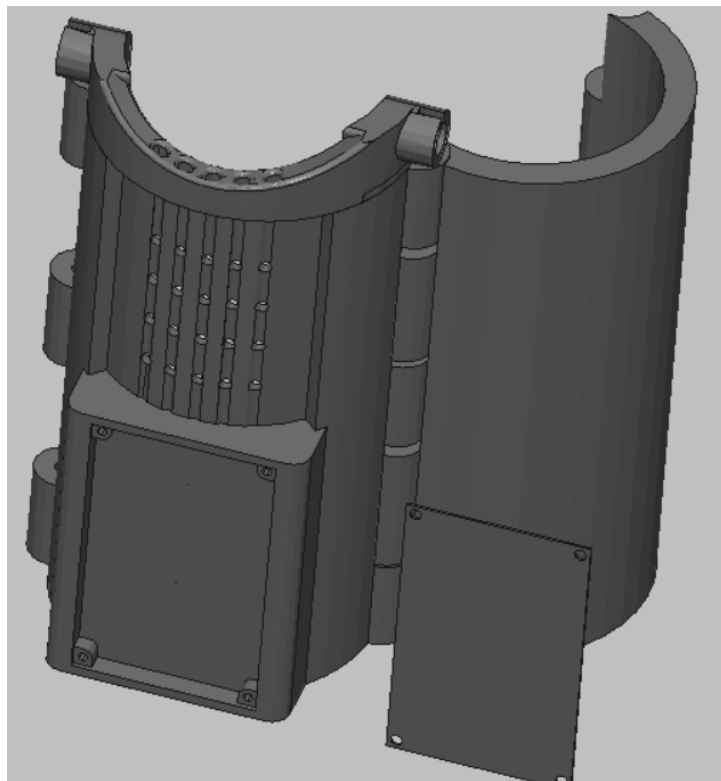


Рисунок А.3 – Збірка фіксатора