

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Оптимізований тяговий протез кисті руки

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

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Лахман В.З.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Паляниця Ю.Б.

(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)

« 31 » грудня 2025 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Лахману Віталію Зіновійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Оптимізований тяговий протез кисті руки

Керівник роботи Дедів Леонід Євгенович, к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « 31 » грудня 2025 року № 4/7-1168 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи Тяговий протез кисті руки

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

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

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

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Оптимізований тяговий протез кисті руки». Кваліфікаційна робота бакалавра // Лахман Віталій Зіновійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 р // стор. – 68, рис. – 8, бібліог. – 32.

Ключові слова: ПРОТЕЗ, КИСТЬ, ПЕРЕДАЧА ЗУСИЛЛЯ, ЕФЕКТИВНІСТЬ ЗАХВАТУ, КОНСТРУКЦІЯ

У кваліфікаційній роботі проведено проектування оптимізованого тягового протеза кисті руки. Розроблено конструкцію багатоланкового пальця тягового протеза з використанням кевларової нитки, системи напрямних підшипників та радіальних пружин. Запропонована схема забезпечує підвищення ефективності передачі зусилля та зменшення навантаження на користувача під час керування протезом.

ABSTRACT

Theme of the qualification work: "Optimized traction prosthesis of the hand".
Bachelor's qualification work // Lakhman Vitaliy// Ivan Pulyuy Ternopil National
Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical
Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 68, fig. – 8, bibliography – 32.

Keywords: PROSTHESIS, HAND, FORCE TRANSFER, GRIP EFFICIENCY,
DESIGN

In the qualification work, the design of an optimized traction prosthesis of the hand was carried out. The design of a multi-link finger of the traction prosthesis using Kevlar thread, a system of guide bearings and radial springs was developed. The proposed scheme provides increased efficiency of force transmission and reduced load on the user when controlling the prosthesis.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ТА ОГЛЯД КОНСТРУКЦІЙ ТЯГОВИХ ПРОТЕЗІВ	
КИСТІ РУКИ.....	11
1.1 Анатомія та біомеханіка кисті людини.....	11
1.2 Класифікація сучасних протезів верхніх кінцівок.....	16
1.3 Аналіз конструкцій тягових протезів кисті.....	21
1.4 Сучасні методи оптимізації конструкцій протезів.....	26
1.5 Формулювання технічних вимог до оптимізованого тягового протеза кисті.....	30
1.6 Висновки до розділу 1.....	32
РОЗДІЛ 2. КОНСТРУКЦІЯ ЕЛЕМЕНТІВ ОПТИМІЗОВАНОГО ТЯГОВОГО	
ПРОТЕЗА КИСТІ.....	33
2.1 Опис конструкції механізму згинання пальця тягового протеза.....	33
2.2 Кінематична схема механізму згинання пальця тягового протеза.....	38
2.3 Розрахунок зусилля на дистальній фаланзі пальця тягового протеза.....	42
2.4 Висновки до розділу 2.....	45
РОЗДІЛ 3. АДИТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИ ВИГОТОВЛЕННІ ЕЛЕМЕНТІВ	
ПРОТЕЗА.....	46
3.1 Використання 3D-принтера Anycubic i3 Mega для виготовлення елементів оптимізованого тягового протеза кисті.....	46
3.2 Обґрунтування вибору матеріалу для виготовлення оптимізованого тягового протеза кисті методом FDM-друку.....	49
3.3 Висновки до розділу 3.....	54
РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	55

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ			
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	Комп'ютерна електроенцефалографічна система для проведення нейрофункціональних досліджень Пояснювальна записка	<i>Лім</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Розроб.</i>		Лахман В.З.				у	6	84
<i>Перевір.</i>		Дедів Л.Є.						
<i>Н. контр.</i>		Хвостівський М.						
<i>Зат. каф.</i>		Яворська Є.Б.						
<i>Рецензент</i>		Паляниця Ю.Б.			ТНТУ, каф. БТ РБ-41			

4.1 Вплив ультразвуку на організм людини.....	55
4.2 Режим зони надзвичайної екологічної ситуації.....	57
4.3 Висновки до розділу 4.....	59
ВИСНОВКИ.....	60
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	61
ДОДАТКИ	

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		7

ВСТУП

Втрата верхньої кінцівки або її частини є серйозною медико-соціальною проблемою, яка суттєво впливає на якість життя людини, її працездатність та можливість виконання повсякденних дій. Кисть руки є одним із найскладніших і найважливіших елементів опорно-рухового апарату людини, оскільки забезпечує виконання широкого спектра маніпуляцій – від силових захватів до високоточних рухів. Тому відновлення функцій кисті за допомогою протезування є актуальним завданням сучасної біомедичної інженерії.

Останніми роками спостерігається значне зростання потреби у функціональних протезах верхніх кінцівок. Це пов'язано як із наслідками травматизму, виробничих нещасних випадків та дорожньо-транспортних пригод, так і зі збільшенням кількості людей, які отримали ампутації внаслідок воєнних дій. У зв'язку з цим особливого значення набуває розробка доступних, надійних та ефективних протезних систем, здатних забезпечити відновлення основних функцій кисті.

Сучасний ринок протезів верхніх кінцівок представлений переважно косметичними, тяговими та міоелектричними системами. Міоелектричні протези характеризуються високою функціональністю та широкими можливостями керування, проте мають складну конструкцію, потребують джерел живлення, регулярного технічного обслуговування та відзначаються високою вартістю. Для багатьох користувачів такі системи залишаються фінансово недоступними або складними в експлуатації.

У свою чергу тягові протези мають просту конструкцію, високу надійність, невелику масу та не потребують електричного живлення. Однак більшість існуючих механічних конструкцій характеризуються обмеженою функціональністю, недостатньою ергономічністю та порівняно низькою ефективністю передачі зусилля. Це створює необхідність удосконалення їх

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		8

конструкції та пошуку нових технічних рішень, спрямованих на підвищення функціональних характеристик без суттєвого збільшення вартості виробу.

Перспективним напрямком розвитку механічних протезів є використання сухожильно-подібних приводів із застосуванням високоміцних гнучких елементів, напрямних роликів або підшипників, а також адаптивних багатоланкових пальців. Такі рішення дозволяють наблизити кінематику руху протеза до природної біомеханіки кисті людини, покращити ефективність передачі зусилля та забезпечити більш надійний захват предметів різної форми.

Метою роботи є розроблення конструкції оптимізованого тягового протеза кисті руки з покращеною системою передачі зусилля, що забезпечує підвищення ефективності захвату, зменшення маси конструкції та можливість виготовлення основних елементів засобами адитивних технологій.

Задачі дослідження:

1. Провести аналіз анатомічних та біомеханічних особливостей кисті людини, які необхідно враховувати під час проєктування протезних систем.
2. Виконати огляд сучасних конструкцій протезів верхніх кінцівок та здійснити порівняльний аналіз косметичних, тягових, міоелектричних і гібридних протезів.
3. Дослідити існуючі конструкції тягових протезів кисті та систем передачі зусилля, визначити їх переваги та недоліки.
4. Розробити конструкцію багатоланкового пальця оптимізованого тягового протеза із використанням кевларової нитки, напрямних підшипників та радіальних пружин.
5. Виконати кінематичний та силовий аналіз розробленої конструкції й визначити основні експлуатаційні характеристики механізму захвату.
6. Обґрунтувати вибір технології виготовлення та конструкційних матеріалів для реалізації розробленого протеза методом FDM-друку.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		9

Практична цінність роботи полягає у створенні конструктивного рішення тягового протеза кисті, яке може бути використане для подальшого виготовлення дослідного зразка та проведення експериментальних випробувань.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		10

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ТА ОГЛЯД КОНСТРУКЦІЙ ТЯГОВИХ ПРОТЕЗІВ КИСТІ РУКИ

1.1. Анатомія та біомеханіка кисті людини

Кисть людини є одним із найскладніших та найфункціональніших елементів опорно-рухового апарату. Вона забезпечує широкий спектр рухів, необхідних для виконання трудової діяльності, самообслуговування та взаємодії з навколишнім середовищем. Завдяки складній анатомічній будові кисть здатна виконувати як грубі силові дії, так і високоточні маніпуляції з дрібними предметами. Розуміння анатомії та біомеханіки кисті є необхідною передумовою для розробки ефективних протезних систем, які максимально відтворюють природні функції верхньої кінцівки.

Кисть людини складається з 27 кісток, які утворюють три основні анатомічні відділи: зап'ясток, п'ясток та пальці.

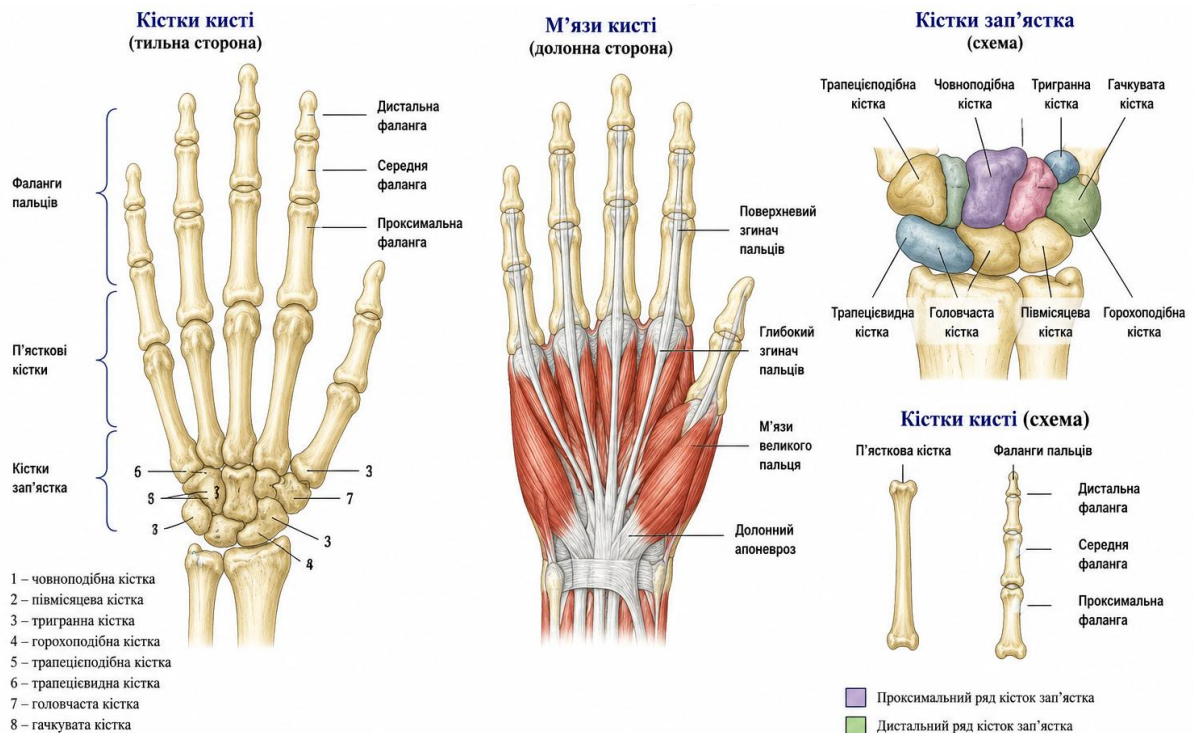


Рисунок 1.1 – Будова кисті людини

До складу зап'ястка входять вісім кісток, розташованих у два ряди. Вони забезпечують рухливе з'єднання кисті з передпліччям та беруть участь у формуванні променево-зап'ясткового суглоба.

П'ясток утворений п'ятьма п'ястковими кістками, які формують каркас долоні. Їхня форма та взаємне розташування забезпечують оптимальне поєднання міцності та рухливості кисті.

Кожен палець складається з фаланг. Великий палець має дві фаланги, а решта пальців – по три. Загалом пальці містять 14 фаланг. Особливе значення має великий палець, який завдяки своїй анатомічній будові може протиставлятися іншим пальцям, забезпечуючи широкий спектр захватів.

Рухи кісток кисті здійснюються за допомогою системи суглобів, зв'язок і м'язів. Основними суглобами є:

- променево-зап'ястковий суглоб;
- зап'ястково-п'ясткові суглоби;
- п'ястково-фалангові суглоби;
- проксимальні та дистальні міжфалангові суглоби.

М'язова система кисті включає власні м'язи кисті та сухожилля м'язів передпліччя. Згинання пальців забезпечується поверхневими та глибокими згиначами пальців, а розгинання – розгиначами пальців. Координована робота цих м'язів дозволяє виконувати складні рухи та утримувати предмети різної форми і маси.

З біомеханічної точки зору кисть є багатоланковим механізмом із великою кількістю ступенів свободи. Основними рухами кисті є згинання (флексія), розгинання (екстензія), відведення, приведення, колові рухи.

У променево-зап'ястковому суглобі можливе згинання кисті приблизно на 80–90°, розгинання на 70–80°, а також її відведення та приведення у фронтальній площині.

Пальці здійснюють рухи переважно у п'ястково-фалангових та міжфалангових суглобах. Основними рухами пальців є згинання та

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		12

розгинання. Крім того, у п'ястково-фалангових суглобах можливі відведення та приведення пальців.

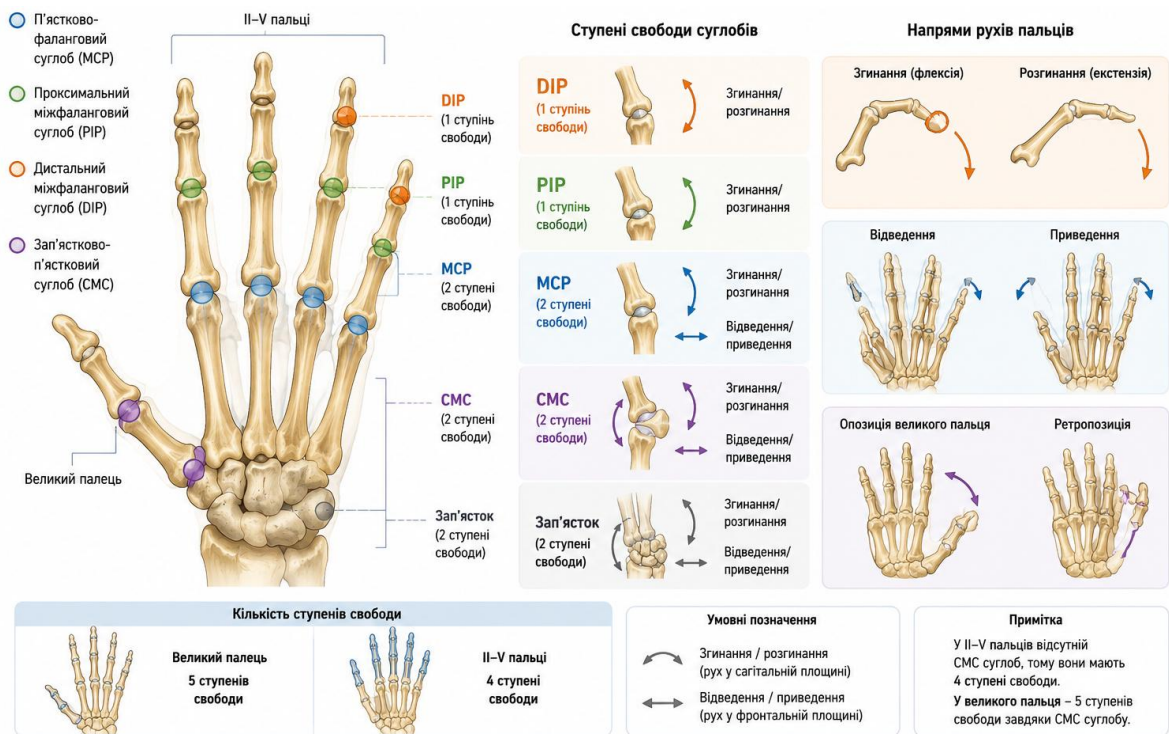


Рисунок 1.2 – Ступені свободи пальців кисті

Особливе значення має великий палець, який виконує рух опозиції – протиставлення іншим пальцям. Саме ця функція забезпечує здатність людини здійснювати точні маніпуляції та використовувати різноманітні інструменти.

Біомеханіка рухів кисті характеризується значною кількістю кінематичних зв'язків між суглобами. Під час захоплення предмета рух кожного пальця координується нервово-м'язовою системою, що забезпечує рівномірний розподіл навантаження та стабільність утримання.

Для створення функціонального протеза необхідно забезпечити відтворення хоча б основних рухів кисті: згинання пальців, відкривання захвату та рухів великого пальця. Саме ці функції є визначальними для повсякденної діяльності користувача.

Наведені значення є усередненими для здорових дорослих людей і можуть змінюватися залежно від віку, статі, фізичної підготовки та індивідуальних анатомічних особливостей.

Аналіз наведених даних показує, що для виконання більшості повсякденних операцій не потрібна максимальна сила захвату. Для утримання побутових предметів, користування мобільним телефоном, столовими приборами та письмовим приладдям достатньою є сила в межах 20-100 Н. Тому при розробці тягового протеза основну увагу доцільно приділити забезпеченню надійного виконання циліндричного, бокового та щипцевого захватів, які є найбільш поширеними у повсякденній діяльності користувача. Це дозволяє зменшити масу та складність конструкції без істотної втрати функціональності протеза.

Під час проєктування тягового протеза важливими параметрами є:

- максимальна сила захвату;
- швидкість закривання пальців;
- коефіцієнт корисної дії механізму передачі зусилля;
- енергетичні витрати користувача;
- надійність утримання предметів.

Особливістю тягових протезів є те, що джерелом енергії виступають рухи користувача, які через систему тросів і тяг передаються до механізму кисті. Тому при розробці конструкції необхідно забезпечити оптимальне співвідношення між силою захвату та зусиллям, яке повинен прикладати користувач.

Отже, анатомія та біомеханіка кисті людини визначають основні вимоги до конструкції тягового протеза. Аналіз будови кисті, характеру її рухів та силових характеристик захватів дозволяє сформулювати технічні вимоги до механізму протеза та обґрунтувати вибір конструктивних рішень для забезпечення максимальної функціональності пристрою.

1.2. Класифікація сучасних протезів верхніх кінцівок

Сучасні протези можна класифікувати за принципом дії на чотири основні групи: косметичні, тягові (механічні), міоелектричні та гібридні. Кожен із цих типів має свої переваги, недоліки та сферу застосування.

1.2.1. Косметичні протези

Косметичні протези призначені насамперед для відновлення зовнішнього вигляду втраченої кінцівки. Основною їх функцією є забезпечення естетичного ефекту та психологічного комфорту користувача. Такі протези максимально імітують природну форму, колір і текстуру шкіри людини.

Конструкція косметичних протезів зазвичай складається з каркаса, виготовленого з легких полімерних матеріалів, та зовнішньої оболонки із силікону або поліуретану. Сучасні технології дозволяють відтворювати навіть дрібні анатомічні особливості кисті, такі як нігті, складки шкіри та судинний рисунок.

Головною перевагою косметичних протезів є їхній природний зовнішній вигляд, невелика маса та простота використання. Водночас вони практично не забезпечують функціональності та не можуть виконувати складні маніпуляції з предметами.

До переваг косметичних протезів належать: висока естетичність, мала маса, простота конструкції, відносно невисока вартість.

Недоліками є відсутність активних функцій, неможливість виконання захватів, обмежена практична користь у повсякденній діяльності.

Косметичні протези зазвичай використовуються у випадках високих ампутацій або тоді, коли користувач не потребує відновлення складних функціональних можливостей кінцівки.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		16

1.2.2. Тягові (механічні) протези

Тягові протези є найбільш поширеним типом функціональних протезів верхніх кінцівок. Їх робота базується на передачі механічного зусилля від рухів користувача до виконавчого механізму протеза через систему тросів, тяг та ремінних елементів.

Керування тяговим протезом здійснюється за допомогою рухів плечового пояса, грудної клітки або залишкової частини кінцівки. При виконанні певного руху створюється натяг троса, який приводить у дію механізм відкривання або закривання протезної кисті.

Основними елементами тягового протеза є: приймальна гільза, система кріплення, тросовий привід, механізм передачі руху, протезна кисть або гачок.

Тягові протези характеризуються високою надійністю, простотою конструкції та невеликою масою. Вони не потребують джерел живлення, що значно підвищує їх автономність та довговічність.

Основні переваги тягових протезів: простота конструкції, висока надійність, невисока вартість, легкість обслуговування, відсутність акумуляторів та електроніки, хороше тактильне відчуття прикладених зусиль.

Недоліками є: обмежена кількість функцій, необхідність значних фізичних зусиль користувача, недостатня природність рухів, обмежені можливості виконання точних маніпуляцій.

Саме цей тип протезів становить найбільший інтерес для даної роботи, оскільки поєднує функціональність, надійність та доступність конструкції.

1.2.3. Міоелектричні протези

Міоелектричні протези належать до найбільш технологічно досконалих систем протезування. Їх функціонування ґрунтується на використанні біоелектричних сигналів м'язів користувача.

Під час скорочення м'язів на поверхні шкіри виникають електричні потенціали, які реєструються спеціальними електродами. Отримані сигнали

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		17

надходять до мікропроцесорної системи керування, де обробляються та перетворюються у команди для електродвигунів протеза.

Сучасні міоелектричні протези можуть забезпечувати незалежне керування окремими пальцями, декілька режимів захвату, програмовані рухи кисті, адаптацію до різних типів предметів, інтеграцію з мобільними додатками.

Перевагами міоелектричних протезів є: висока функціональність, природність рухів, велика кількість типів захвату, комфорт користування, сучасний зовнішній вигляд.

Основними недоліками виступають: висока вартість, складність конструкції, необхідність регулярного заряджання акумуляторів, залежність від стану шкіри та якості контакту електродів, потреба у професійному налаштуванні.

Незважаючи на високий рівень функціональності, міоелектричні протези залишаються недоступними для значної частини користувачів через їх високу вартість.

1.2.4. Гібридні системи

Гібридні протези поєднують у собі елементи механічних та електронних систем керування. Метою створення таких конструкцій є використання переваг різних типів протезів та мінімізація їхніх недоліків.

У гібридних системах частина функцій може реалізовуватися за допомогою міоелектричного керування, тоді як інші рухи виконуються механічним приводом. Наприклад, кисть може керуватися електродвигунами, а ліктьовий вузол — механічною тяговою системою.

Основні переваги гібридних протезів: висока функціональність, підвищена надійність, гнучкість налаштування, можливість адаптації під потреби користувача, зниження енергоспоживання порівняно з повністю електронними системами.

До недоліків належать: складність конструкції, висока вартість, складність ремонту та обслуговування, необхідність спеціалізованого налаштування.

Гібридні системи застосовуються переважно при складних рівнях ампутації, коли необхідно забезпечити максимальну функціональність протеза.

Порівняння різних типів протезів свідчить, що кожен із них має власну сферу ефективного застосування. Косметичні протези забезпечують переважно естетичну функцію, тоді як міоелектричні та гібридні системи характеризуються високою функціональністю, але значною вартістю та складністю.

Тягові протези займають проміжне положення між простотою та функціональністю. Вони забезпечують достатню силу захвату, високу надійність та доступність для широкого кола користувачів. Саме тому розробка оптимізованого тягового протеза кисті є актуальним напрямком досліджень, спрямованим на підвищення функціональних можливостей механічних протезів без істотного збільшення їх вартості.

Аналіз таблиці 1.2 показує, що косметичні протези забезпечують лише естетичне відновлення кінцівки, тоді як міоелектричні та гібридні системи характеризуються високою функціональністю, проте мають значну масу, складну конструкцію та високу вартість. Тягові протези займають проміжне положення між простотою та функціональністю. Вони не потребують джерел електричної енергії, відзначаються високою надійністю, ремонтпридатністю та доступною вартістю. Саме тому вдосконалення тягових протезів шляхом оптимізації їх конструкції є актуальним напрямком досліджень, спрямованим на підвищення функціональних характеристик без суттєвого збільшення вартості виробу.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		19

Таблиця 1.2 – Порівняльна характеристика сучасних протезів верхніх кінцівок

Критерій	Косметичний протез	Тяговий (механічний) протез	Міоелектричний протез	Гібридний протез
Основне призначення	Відновлення зовнішнього вигляду	Виконання базових функцій захвату	Максимальне відновлення функцій кисті	Поєднання функціональності та надійності
Функціональність	Дуже низька	Середня	Висока	Висока
Кількість типів захвату	Відсутні	1–2	5–15 і більше	3–10
Сила захвату	Відсутня	Висока	Середня–висока	Висока
Точність рухів	Відсутня	Середня	Висока	Висока
Маса конструкції	Низька (0,3–0,8 кг)	Низька–середня (0,5–1,2 кг)	Середня–висока (0,8–1,8 кг)	Висока (1,0–2,0 кг)
Вартість	Низька	Низька–середня	Висока	Дуже висока
Надійність	Висока	Дуже висока	Середня	Висока
Енергоспоживання	Відсутнє	Відсутнє	Високе (акумуляторне живлення)	Середнє
Час автономної роботи	Необмежений	Необмежений	8–24 години	12–48 годин
Складність конструкції	Низька	Низька	Висока	Дуже висока
Складність обслуговування	Низька	Низька	Висока	Висока
Потреба у налаштуванні	Мінімальна	Мінімальна	Значна	Значна
Стійкість до зовнішніх умов	Висока	Висока	Середня	Середня
Ремонтпридатність	Висока	Висока	Середня	Низька
Навчання користувача	Практично не потрібне	Потрібна адаптація	Потрібне тривале навчання	Потрібне тривале навчання
Типові користувачі	Особи з потребою в естетичній компенсації	Активні користувачі з обмеженим бюджетом	Користувачі з високими вимогами до функціональності	Користувачі зі складними потребами

Таким чином, проведений аналіз показав, що для створення доступного та ефективного протеза кисті доцільно використовувати принципи тягового керування з подальшою оптимізацією конструкції, механізму передачі зусилля та характеристик захвату.

1.3. Аналіз конструкцій тягових протезів кисті

Тягові протези кисті є одним із найбільш поширених типів функціональних протезів верхніх кінцівок. Незважаючи на стрімкий розвиток електронних та міоелектричних систем, механічні протези залишаються актуальними завдяки простоті конструкції, високій надійності, доступній вартості та незалежності від джерел електроживлення. Принцип роботи таких пристроїв базується на використанні фізичних зусиль користувача для створення необхідних рухів протезної кисті.

Ефективність тягового протеза значною мірою визначається конструкцією приводу, способом передачі зусилля та механізмом реалізації захвату. Тому аналіз існуючих конструктивних рішень є необхідним етапом розробки оптимізованого тягового протеза кисті.

1.3.1. Принцип роботи тягового приводу

Тяговий привід являє собою механічну систему, яка перетворює рухи користувача на рухи протезної кисті. Джерелом енергії в такій системі виступають рухи плечового пояса, грудної клітки, плеча або залишкової частини кінцівки.

Основним елементом приводу є тросова система, яка передає зусилля від керуючого вузла до виконавчого механізму кисті. При виконанні певного руху користувачем відбувається натяг троса, що викликає відкривання або закривання захватного механізму.

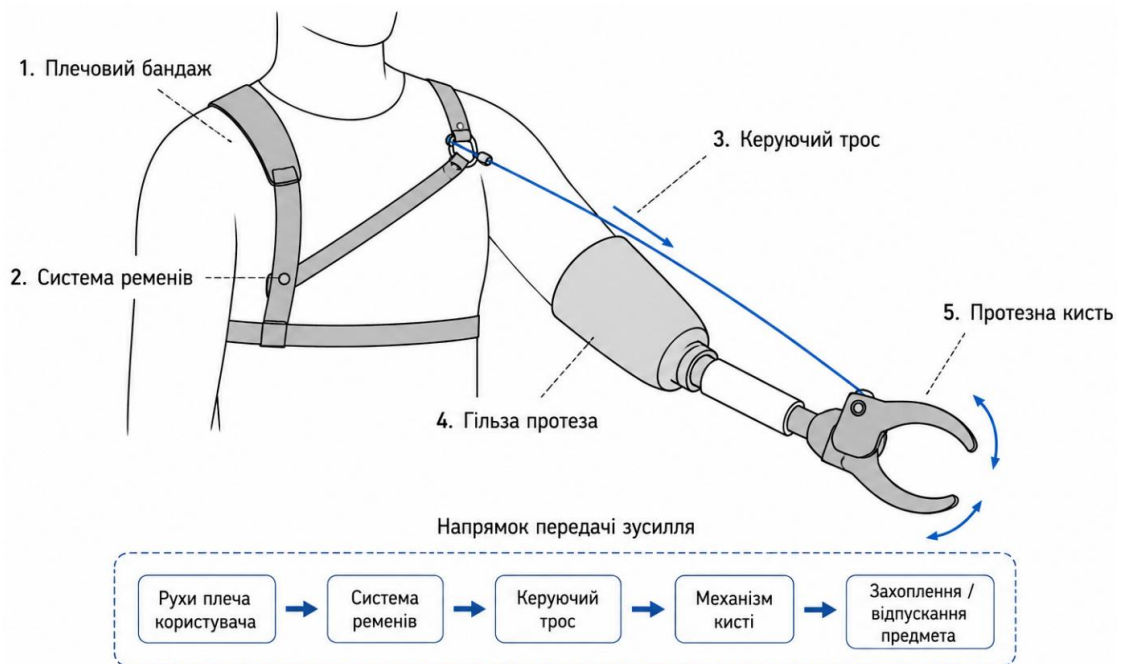


Рисунок 1.3 – Загальна схема тягового протеза верхньої кінцівки

Типова схема роботи тягового протеза включає такі етапи:

1. Користувач виконує рух плечем або плечовим поясом.
2. Рух передається через систему ременів і кріплень.
3. Виникає натяг керуючого троса.
4. Трос приводить у рух механізм кисті.
5. Пальці виконують захоплення або відпускання предмета.

У більшості конструкцій використовується принцип «добровільного відкривання» (Voluntary Opening, VO). У цьому випадку пальці протеза утримуються у закритому положенні за допомогою пружини або еластичного елемента, а натяг троса відкриває захват.

Іншим варіантом є принцип «добровільного закривання» (Voluntary Closing, VC), при якому пальці відкриті в початковому стані, а для створення захвату користувач повинен натягнути трос.

Схема добровільного закривання забезпечує кращий контроль сили захвату та частіше використовується в сучасних функціональних протезах кисті.

Для створення необхідного моменту сили в шарнірах пальців використовується принцип важеля:

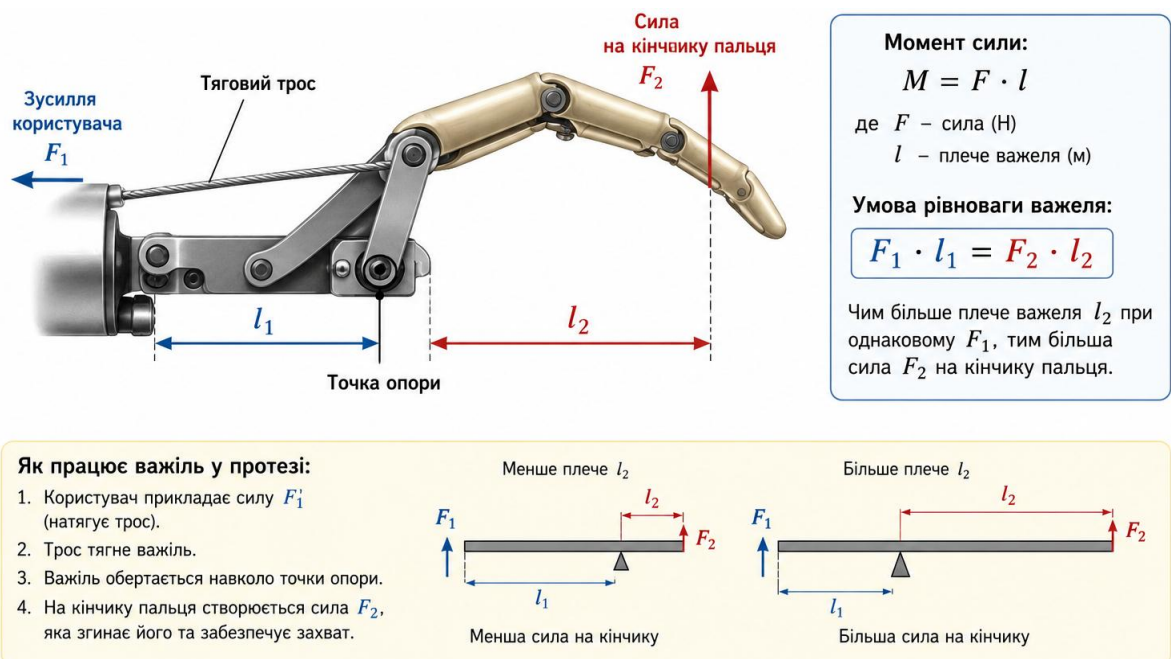


Рисунок 1.4 – Принцип важеля в тяговому протезі

Чим більша довжина плеча важеля або прикладене зусилля, тим більшу силу захвату може розвинути протез.

Основними перевагами тягового приводу є: простота реалізації, висока надійність, відсутність електронних компонентів, безперервний контроль сили захвату користувачем, низька вартість виготовлення.

Недоліками є: обмежений діапазон рухів, необхідність фізичних зусиль, залежність функціональності від фізичного стану користувача.

1.3.2. Системи передачі зусилля

Система передачі зусилля є ключовим елементом будь-якого тягового протеза, оскільки саме вона визначає ефективність перетворення рухів користувача на рухи протезної кисті.

У сучасних тягових протезах застосовуються декілька основних способів передачі механічної енергії.

Тросові системи. Найбільш поширеним рішенням є використання металевих або полімерних тросів у гнучких оболонках типу Боудена. Такі системи забезпечують передачу зусилля на значну відстань та дозволяють прокладати привід вздовж складної траєкторії.

Переваги: мала маса, гнучкість монтажу, низька вартість, висока надійність.

Недоліки: втрати енергії на тертя, зношування тросів, необхідність періодичного регулювання.

Важільні механізми. У деяких конструкціях використовуються важільні системи для збільшення механічної переваги. Вони дозволяють збільшити силу захвату при відносно невеликому зусиллі користувача.

Переваги: високий коефіцієнт підсилення сили, простота виготовлення.

Недоліки: збільшення габаритів конструкції, зменшення швидкості руху пальців.

Шарнірно-тягові механізми. Такі системи поєднують шарнірні з'єднання пальців із тросовим приводом. Під час натягу троса пальці здійснюють згинання за заданою траєкторією.

Переваги: наближеність до природної біомеханіки кисті, можливість реалізації багатоланкових пальців.

Недоліки: складність виготовлення, збільшення кількості рухомих елементів.

Диференціальні механізми. У сучасних багатопальцевих протезах дедалі частіше використовуються диференціальні системи передачі зусилля. Вони забезпечують автоматичний розподіл навантаження між пальцями залежно від форми предмета.

Переваги: адаптивний захват, рівномірний розподіл навантаження, підвищення стабільності утримання предметів.

Недоліки: складність конструкції, підвищена вартість виготовлення.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		24

1.3.3. Типові конструктивні рішення

Протягом багатьох років розвитку протезування було створено велику кількість конструкцій тягових кистей. Незважаючи на різноманітність рішень, більшість із них можна поділити на декілька основних груп.

Гачкоподібні захватні пристрої. Гачок є найпростішим та найефективнішим робочим органом тягового протеза. Він складається з двох рухомих елементів, які відкриваються та закриваються під дією тросового приводу.

Основні переваги: висока функціональність, мала маса, надійність, хороша видимість предмета під час маніпуляцій.

Недоліком є недостатня естетичність.

Однопальцева або двопальцева кисть. Такі конструкції імітують базовий щипцевий захват і забезпечують можливість виконання більшості побутових операцій.

Переваги: простота конструкції, невелика маса, достатня функціональність.

Багатоланкові механічні кисті. Сучасні механічні протези все частіше використовують багатоланкові пальці, які можуть адаптуватися до форми предмета.

Особливостями таких конструкцій є: наявність декількох шарнірів у кожному пальці, використання тросових або диференціальних приводів, можливість виконання різних типів захвату.

Основними недоліками є складність виготовлення та збільшення маси.

Конструкції з адаптивним захватом. Перспективним напрямком розвитку є створення адаптивних механічних кистей, у яких пальці автоматично підлаштовуються під геометрію об'єкта. Це досягається за рахунок використання пружних елементів, диференціалів або спеціальних кінематичних схем.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		25

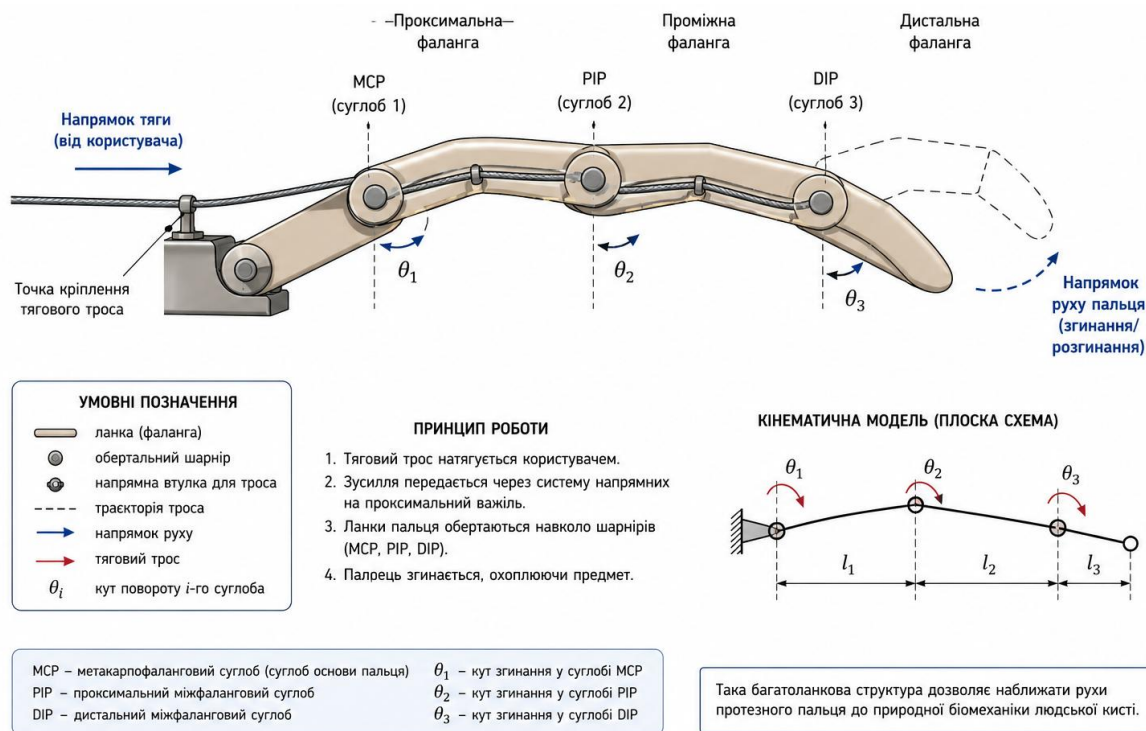


Рисунок 1.5 – Кінематична схема багатоланкового пальця

Такі системи дозволяють: підвищити надійність утримання предметів, збільшити кількість доступних типів захвату, покращити ергономічність використання протеза.

Під час проектування оптимізованого тягового протеза доцільно використовувати переваги багатоланкових конструкцій та адаптивних механізмів захвату, поєднуючи їх із простотою та надійністю класичних тросових приводів.

1.4. Сучасні методи оптимізації конструкцій протезів

Розвиток сучасних технологій проектування та виробництва значно розширив можливості створення функціональних, легких і надійних протезів верхніх кінцівок. Одним із головних завдань конструкторів є забезпечення максимальної функціональності протеза при мінімальній масі конструкції, високій міцності та комфорті користувача. Для досягнення цих цілей

використовуються методи оптимізації конструкції, комп'ютерного моделювання та адитивного виробництва.

Сучасний процес розробки протезів базується на комплексному використанні CAD/CAE-систем, методів чисельного аналізу та технологій тривимірного друку, що дозволяє скоротити терміни проектування, зменшити матеріаломісткість виробів та підвищити їх експлуатаційні характеристики.

1.4.1. Оптимізація маси та міцності

Одним із найважливіших критеріїв якості протеза є його маса. Надмірно важка конструкція призводить до швидкої втоми користувача, зниження точності рухів та погіршення комфорту використання. Тому при проектуванні протезів необхідно забезпечити мінімальну масу за умови збереження необхідної міцності та жорсткості конструкції.

Оптимізація маси полягає у зменшенні об'єму матеріалу в елементах конструкції без погіршення їх функціональних властивостей. Для цього використовуються такі підходи:

- вибір легких конструкційних матеріалів;
- раціональне формоутворення деталей;
- використання порожнистих конструкцій;
- топологічна оптимізація;
- аналіз розподілу навантажень.

У сучасних протезах широко застосовуються алюмінієві сплави, титанові сплави, полімерні композиційні матеріали та високоміцні пластики. Ці матеріали забезпечують високе співвідношення міцності до маси та дозволяють створювати конструкції з покращеними експлуатаційними характеристиками.

Важливим етапом оптимізації є визначення зон концентрації напружень. У процесі роботи протеза найбільші навантаження виникають у таких вузлах:

- шарнірах пальців;
- точках кріплення тросів;

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		27

- місцях з'єднання пальців із долонею;
- вузлах кріплення гільзи.

Для забезпечення необхідної міцності використовується коефіцієнт запасу міцності, який для медичних виробів зазвичай знаходиться в межах 1,5–3,0 залежно від типу навантаження та матеріалу.

Особливого значення набуває топологічна оптимізація. Даний метод дозволяє автоматично визначати ділянки конструкції, які не беруть активної участі у сприйнятті навантаження та можуть бути видалені без втрати міцності. У результаті маса деталей може бути зменшена на 20–50 %, що особливо важливо для протезів кисті.

Оптимізація маси та міцності дозволяє досягти таких переваг:

- зниження навантаження на користувача;
- підвищення зручності використання;
- збільшення довговічності конструкції;
- покращення динамічних характеристик протеза;
- зменшення витрат матеріалу.

1.4.2. Використання CAD/CAE-технологій

Сучасне проектування протезів неможливе без використання спеціалізованих програмних комплексів CAD (Computer-Aided Design) та CAE (Computer-Aided Engineering).

CAD-системи призначені для створення тривимірних моделей виробів, креслень та технічної документації. Найбільш поширеними програмними продуктами є SolidWorks, Autodesk Inventor, Fusion 360, CATIA.

За допомогою CAD-систем здійснюється:

- створення тривимірної геометрії протеза;
- моделювання кінематики механізмів;
- розробка складальних одиниць;
- автоматичне формування креслень;
- підготовка моделей до виробництва.

Після створення цифрової моделі виконується інженерний аналіз за допомогою CAE-систем.

Перевагами використання CAD/CAE-технологій є:

- скорочення термінів проектування;
- зменшення кількості фізичних прототипів;
- підвищення точності розрахунків;
- можливість швидкого внесення змін до конструкції;
- зниження витрат на розробку.

Для розробки оптимізованого тягового протеза кисті застосування CAD/CAE-технологій дозволяє виконати оцінку міцності шарнірів, аналіз навантажень у тросовій системі та оптимізацію форми деталей ще до виготовлення дослідного зразка.

1.4.3. Застосування адитивних технологій

Одним із найбільш перспективних напрямків сучасного виробництва протезів є використання адитивних технологій, або технологій тривимірного друку.

На відміну від традиційних методів механічної обробки, при яких зайвий матеріал видаляється із заготовки, адитивне виробництво формує деталь пошарово шляхом додавання матеріалу.

Для виготовлення елементів протезів найчастіше використовуються такі технології:

1) FDM-друк (Fused Deposition Modeling). Полягає у пошаровому нанесенні розплавленого полімерного матеріалу.

Переваги: низька вартість, простота виготовлення, швидке створення прототипів.

2) SLA-друк (Stereolithography). Використовує фотополімерні смоли, які затвердівають під дією ультрафіолетового випромінювання.

Переваги: висока точність, якісна поверхня деталей, можливість виготовлення дрібних елементів.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		29

SLS-друк (Selective Laser Sintering). Передбачає спікання порошкових матеріалів лазерним променем.

Переваги: висока міцність деталей, складна геометрія виробів, відсутність необхідності у підтримках.

Використання адитивних технологій у протезуванні забезпечує низку важливих переваг:

- індивідуалізацію конструкції під конкретного користувача;
- швидке виготовлення дослідних зразків;
- зменшення маси деталей;
- можливість створення складних внутрішніх структур;
- зниження вартості виробництва малими серіями.

Особливого значення 3D-друк набув при виготовленні протезів кисті, оскільки дозволяє створювати легкі багатоланкові механізми складної форми без використання дорогого спеціалізованого обладнання.

У сучасних дослідженнях часто поєднуються CAD-моделювання, топологічна оптимізація та адитивне виробництво. Такий підхід дозволяє отримати конструкції, які характеризуються мінімальною масою, достатньою міцністю та високою функціональністю.

1.5. Формулювання технічних вимог до оптимізованого тягового протеза кисті

На основі проведеного аналізу анатомії та біомеханіки кисті людини, існуючих типів протезів верхніх кінцівок, конструкцій тягових механізмів та сучасних методів оптимізації можна сформулювати технічні вимоги до розроблюваного оптимізованого тягового протеза кисті.

Технічні вимоги визначають основні характеристики майбутнього виробу та є вихідними даними для його подальшого проектування. При розробці тягового протеза необхідно враховувати функціональні можливості

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		30

пристрою, зручність використання, надійність роботи, економічну доцільність виготовлення та технологічність конструкції.

Функціональні вимоги визначають здатність протеза виконувати покладені на нього завдання та забезпечувати користувачеві необхідний рівень повсякденної активності.

Однією з головних функцій протеза є відновлення здатності виконувати захват та утримання предметів різної форми, маси та розмірів. Для цього конструкція повинна забезпечувати ефективне перетворення зусилля користувача у силу захвату протезної кисті.

До основних функціональних вимог належать:

- забезпечення відкривання та закривання кисті за допомогою тягового приводу;

- можливість виконання циліндричного захвату;

- можливість виконання щипцевого захвату;

- можливість утримання предметів повсякденного використання;

- стабільність захвату без самовільного відкривання;

- плавність руху пальців;

- достатня швидкість спрацювання механізму;

- можливість багаторазового повторення циклів роботи.

Для більшості побутових операцій достатньою вважається сила захвату в межах 20-100 Н. Проте конструкція повинна забезпечувати можливість створення максимальної сили захвату не менше 80-120 Н без надмірного навантаження на користувача.

Важливим параметром є також хід пальців. Кут згинання повинен забезпечувати охоплення предметів діаметром від 10 до 80 мм, що відповідає більшості побутових предметів.

Функціональна система керування повинна забезпечувати швидке відкривання захвату, контроль сили стискання, надійне утримання предметів, просте інтуїтивне керування.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		31

Крім того, механізм повинен бути стійким до випадкових перевантажень та забезпечувати працездатність у широкому діапазоні умов експлуатації.

1.6 Висновки до розділу 1

У першому розділі проведено аналіз анатомічної будови та біомеханічних особливостей кисті людини. Встановлено, що кисть є складною багатоланковою біомеханічною системою, здатною виконувати широкий спектр рухів та забезпечувати різні типи захватів предметів.

Розглянуто сучасні типи протезів верхніх кінцівок: косметичні, тягові, міоелектричні та гібридні. Встановлено, що тягові протези характеризуються найкращим співвідношенням між вартістю, надійністю, ремонтпридатністю та функціональністю, що робить їх перспективними для широкого кола користувачів.

Виконано аналіз конструкцій тягових протезів кисті та систем передачі зусилля. Визначено переваги використання багатоланкових пальців із тросовим приводом та адаптивними елементами захвату. Показано, що застосування сухожильно-подібних приводів дозволяє наблизити кінематику протеза до природної біомеханіки кисті людини.

На основі проведеного аналізу сформульовано технічні вимоги до оптимізованого тягового протеза кисті, які включають вимоги щодо функціональності, сили захвату, маси конструкції, надійності, технологічності та економічної доцільності.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		32

РОЗДІЛ 2
КОНСТРУКЦІЯ ЕЛЕМЕНТІВ ОПТИМІЗОВАНОГО ТЯГОВОГО
ПРОТЕЗА КИСТІ

2.1 Опис конструкції механізму згинання пальця тягового протеза

Запропонована конструкція пальця тягового протеза є багатоланковим механізмом, у якому згинання фаланг здійснюється за допомогою одного тягового елемента – кевларової нитки. Конструкція імітує принцип роботи сухожиль згиначів пальців людини, де тягове зусилля передається вздовж пальця і викликає послідовне згинання його ланок.

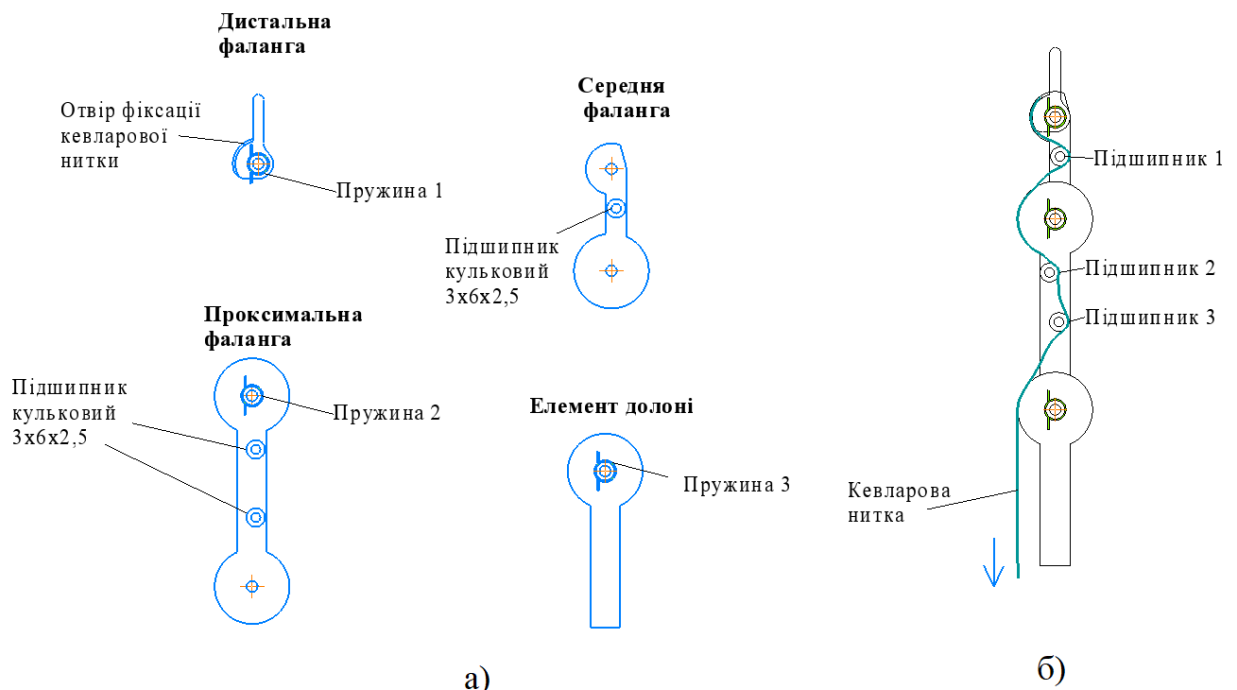


Рисунок 2.1 – Оптимізована конструкція пальця тягового протеза: а – елементи конструкції; б – зібрана конструкція

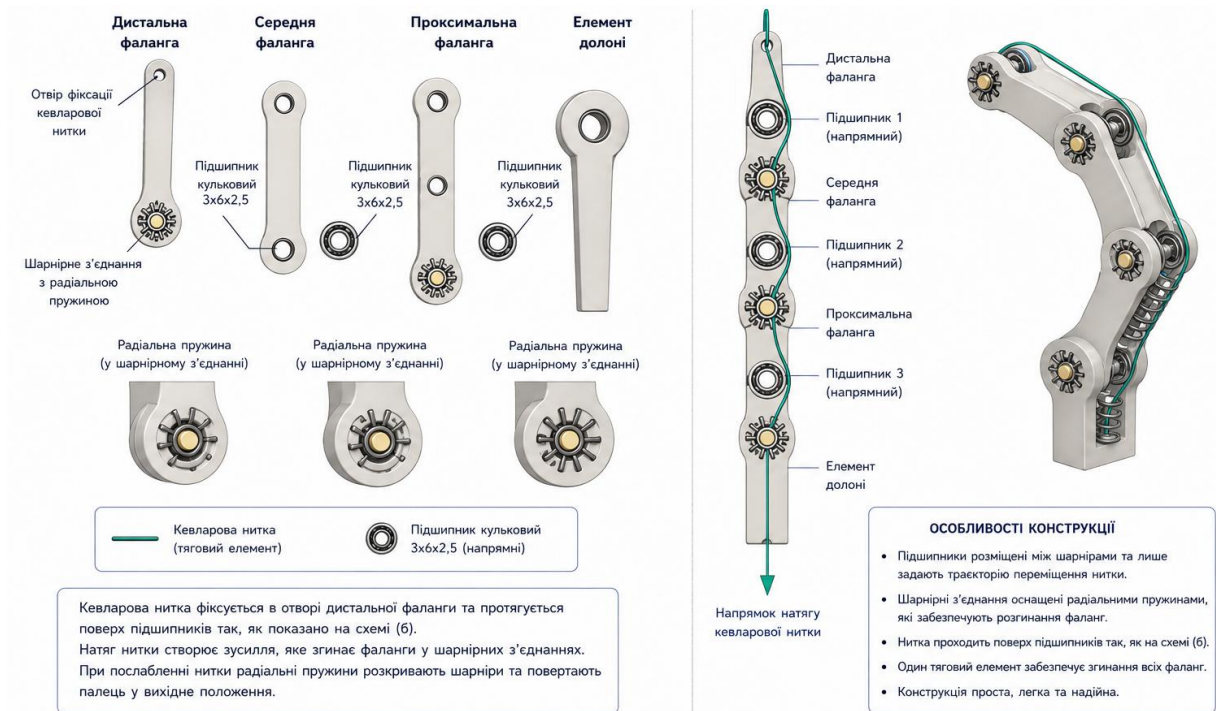


Рисунок 2.2 – Елементи та конструкція згинання пальця

Палець складається з таких основних елементів:

- елемента долоні;
- проксимальної фаланги;
- середньої фаланги;
- дистальної фаланги;
- шарнірних з'єднань;
- радіальних пружин;
- напрямних кулькових підшипників;
- кевларової нитки.

Елемент долоні виконує роль основи, до якої шарнірно приєднується проксимальна фаланга. Далі проксимальна фаланга з'єднується із середньою фалангою, а середня – з дистальною. Усі з'єднання виконані шарнірними, що дозволяє кожній фаланзі обертатися відносно сусідньої ланки.

На кожному шарнірному з'єднанні встановлюється радіальна пружина. На відміну від звичайних циліндричних пружин розтягу або стиску, радіальні

пружини розміщуються безпосередньо в зоні шарніра та створюють обертальний момент, спрямований на розгинання пальця. Завдяки цьому після послаблення кевларової нитки фаланги автоматично повертаються у вихідне розігнуте положення.

Особливістю запропонованої конструкції є те, що кулькові підшипники розміщені не в самих шарнірах, а між шарнірними з'єднаннями. Вони не виконують функцію осей обертання фаланг, а використовуються як напрямні елементи для кевларової нитки. Така схема дозволяє сформувати необхідну траєкторію переміщення тягового елемента вздовж пальця.

Кевларова нитка фіксується в отворі дистальної фаланги, після чого проходить уздовж пальця через систему напрямних підшипників. При цьому нитка огинає підшипники з різних сторін відповідно до заданої траєкторії. Такий спосіб прокладання нитки забезпечує створення згинальних моментів у шарнірах при її натягуванні.

Під час натягу кевларової нитки виникає тягова сила, яка передається на дистальну фалангу та через систему напрямних підшипників впливає на інші фаланги. Оскільки нитка проходить на певній відстані від осей шарнірів, у кожному шарнірному з'єднанні створюється момент сили. Під дією цього моменту фаланги повертаються одна відносно одної, і палець згинається.

Робота механізму відбувається у такій послідовності:

1. У початковому положенні кевларова нитка послаблена.
2. Радіальні пружини утримують фаланги у розігнутому положенні.
3. Користувач або приводний механізм натягує кевларову нитку.
4. Нитка переміщується по напрямних підшипниках.
5. У шарнірах виникають згинальні моменти.
6. Проксимальна, середня та дистальна фаланги починають згинатися.
7. Палець охоплює предмет і створює силу захвату.

8. При послабленні нитки радіальні пружини повертають фаланги у вихідне положення.

Згинальний момент у кожному шарнірі визначається за залежністю:

$$M_i = F_t \cdot r_i$$

де M_i – момент сили у відповідному шарнірі; F_t – сила натягу кевларової нитки; r_i – плече сили, тобто відстань від осі шарніра до лінії дії нитки.

Отже, ефективність роботи механізму залежить від сили натягу нитки, розташування напрямних підшипників, плеча прикладання сили та жорсткості радіальних пружин.

Використання кевларової нитки як тягового елемента є доцільним через її високу міцність, малу масу та гнучкість. Кевлар має високе співвідношення міцності до маси, тому дозволяє передавати значні зусилля без суттєвого збільшення маси пальця.

Розміщення підшипників між шарнірами є важливою конструктивною перевагою. У цьому випадку підшипники не є елементами шарнірів, а лише задають траєкторію руху нитки. Це дозволяє зменшити втрати на тертя та забезпечити плавне переміщення тягового елемента.

Порівняно з ковзанням нитки по пластикових або металевих поверхнях, використання кулькових підшипників забезпечує: зменшення сили тертя, підвищення коефіцієнта корисної дії приводу, зменшення зношування нитки, більш плавне згинання пальця, менше необхідне тягове зусилля.

Важливою перевагою є застосування радіальних пружин у шарнірах. Таке рішення є компактнішим, ніж використання зовнішніх циліндричних пружин. Радіальні пружини створюють безпосередній обертальний момент у зоні шарніра, що дозволяє ефективно розгинати фаланги після послаблення нитки.

Запропонована схема прокладання нитки дозволяє зменшити зусилля, необхідне для згинання пальця. Це пояснюється тим, що нитка огинає напрямні підшипники та проходить на відстані від осей шарнірів, створюючи достатнє плече сили. За рахунок цього навіть відносно невелике тягове зусилля може створити необхідний згинальний момент.

Ще однією перевагою є адаптивність пальця до форми предмета. Оскільки фаланги з'єднані шарнірно і приводяться в рух гнучким тяговим елементом, палець може частково підлаштовуватися під геометрію об'єкта. Це покращує якість захвату предметів різної форми.

Конструкція також є технологічною у виготовленні. Основні елементи пальця можуть бути виготовлені за допомогою 3D-друку, а підшипники, осі, пружини та нитка є стандартними доступними комплектуючими. Це зменшує собівартість протеза та спрощує його ремонт.

До ключових переваг конструкції можна віднести малу масу, простоту складання, невелику кількість деталей, низьке тертя у приводі, ефективну передачу зусилля, автоматичне розгинання пальця, можливість виготовлення методом 3D-друку, низьку вартість, ремонтпридатність, можливість масштабування конструкції для інших пальців.

Запропонована конструкція пальця є доцільною для використання в оптимізованому тяговому протезі кисті. Вона поєднує простоту механічного приводу з достатньою функціональністю та можливістю адаптивного захвату.

Найбільш важливими перевагами є використання кевларової нитки як легкого й міцного тягового елемента, застосування напрямних підшипників для зменшення тертя та радіальних пружин для автоматичного розгинання фаланг. Завдяки цьому конструкція може забезпечити ефективне згинання пальця при меншому прикладеному зусиллі, що особливо важливо для тягового протеза, де джерелом енергії є рухи користувача.

Таким чином, дана конструкція відповідає основним вимогам до оптимізованого тягового протеза кисті: вона є легкою, простою, надійною,

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		37

технологічною та придатною для подальшого комп'ютерного моделювання, виготовлення і експериментального дослідження.

2.2 Кінематична схема механізму згинання пальця тягового протеза

На рис.2.3 представлено кінематичну схему механізму згинання пальця тягового протеза, який реалізує передачу зусилля від одного тягового елемента до всіх фаланг пальця. Конструкція складається з елемента долоні, проксимальної, середньої та дистальної фаланг, які послідовно з'єднані між собою шарнірними з'єднаннями.

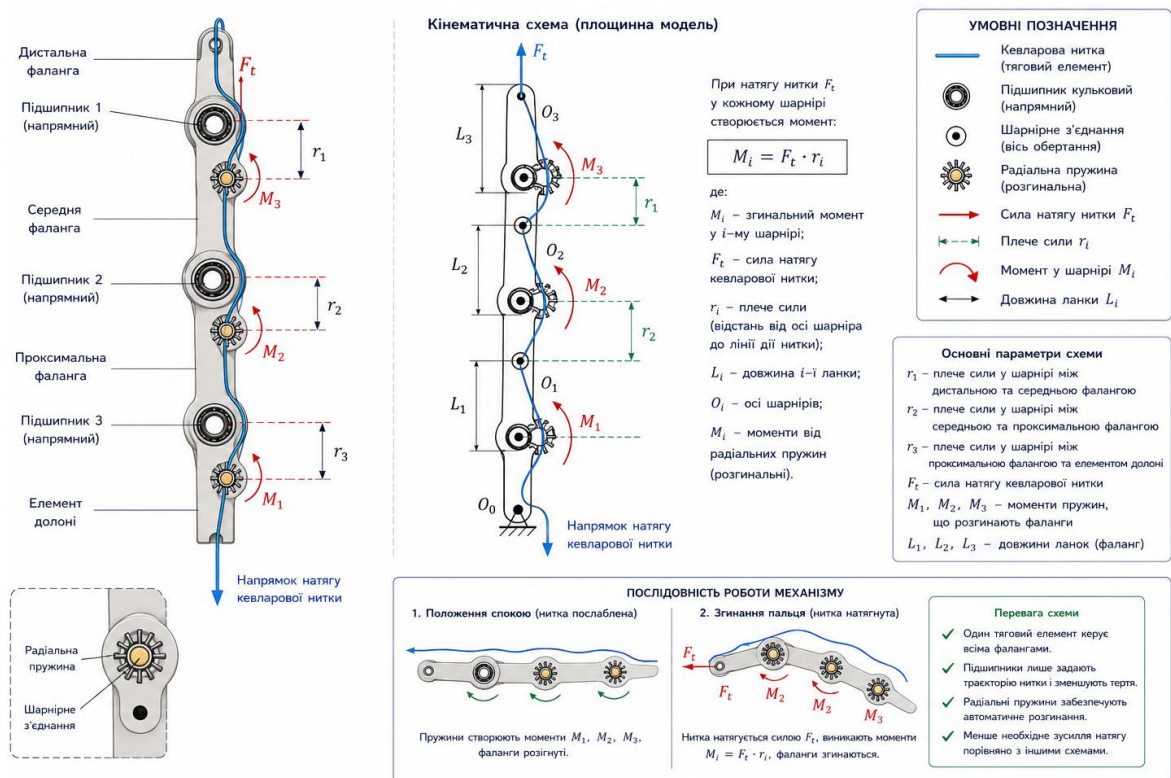


Рисунок 2.3 – Кінематичний аналіз механізму згинання пальця тягового протеза

Особливістю схеми є використання однієї кевларової нитки, що виконує функцію штучного сухожилля згинача. Нитка закріплюється на дистальній фаланзі та проходить через систему напрямних підшипників, розташованих

між шарнірними з'єднаннями. При натягуванні нитки створюється згинальний момент у кожному шарнірі, що забезпечує синхронне згинання всіх ланок пальця.

Геометричні параметри механізму. У схемі введено такі позначення:

- L_1 – довжина проксимальної фаланги;
- L_2 – довжина середньої фаланги;
- L_3 – довжина дистальної фаланги;
- O_1 – вісь шарніра між елементом долоні та проксимальною фалангою;
- O_2 – вісь шарніра між проксимальною та середньою фалангою;
- O_3 – вісь шарніра між середньою та дистальною фалангою.

Кожна фаланга розглядається як окрема жорстка ланка плоского багатоланкового механізму. Всі рухи відбуваються в одній площині, що дозволяє використовувати спрощену плоску кінематичну модель.

Система передачі зусилля. Передача руху здійснюється за допомогою кевларової нитки, яка проходить через напрямні підшипники.

На відміну від традиційних конструкцій, де трос проходить через осі суглобів, у запропонованій схемі підшипники розташовані між шарнірами і виконують лише функцію напрямних елементів.

Основними завданнями підшипників є:

- формування необхідної траєкторії руху нитки;
- зменшення тертя;
- зниження втрат енергії;
- забезпечення плавного переміщення тягового елемента;
- збільшення довговічності кевларової нитки.

Завдяки використанню підшипників нитка не контактує безпосередньо з поверхнею пластикових деталей, що значно підвищує коефіцієнт корисної дії механізму.

Силова взаємодія елементів Під час натягу нитки виникає сила F_t , яка передається вздовж усієї системи.

Лінія дії сили проходить на певній відстані від осей шарнірів. Ця відстань утворює плече сили:

- r_1 – плече сили для дистального суглоба;
- r_2 – плече сили для середнього суглоба;
- r_3 – плече сили для проксимального суглоба.

У кожному шарнірі виникає згинальний момент:

$$M_i = F_t \cdot r_i$$

де: M_i – згинальний момент у відповідному шарнірі; F_t – сила натягу нитки; r_i – плече сили.

Саме ці моменти забезпечують поворот фаланг та згинання пальця.

Чим більше значення плеча сили r_i , тим більший момент створюється при однаковому натягу нитки. Це дозволяє отримати необхідну силу захвату навіть при відносно невеликому зусиллі керування.

Робота радіальних пружин. У кожному шарнірі встановлено радіальну пружину кручення.

Радіальні пружини створюють моменти: M_1 , M_2 , M_3 .

Ці моменти спрямовані протилежно згинанню та забезпечують автоматичне розгинання пальця після зняття навантаження.

У стані спокою:

$$M_1 + M_2 + M_3 > M_{\text{згинання}}$$

тому палець залишається розігнутим.

Під час натягу нитки:

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		40

$$F_t \cdot r_i > M_i$$

і фаланги починають обертатися навколо відповідних шарнірів.

Після послаблення нитки згинальні моменти зникають, а накопичена в пружинах потенціальна енергія повертає палець у вихідне положення.

Послідовність роботи механізму. Роботу механізму можна умовно поділити на два режими.

1) Режим спокою.

У початковому положенні нитка не натягнута. Усі фаланги знаходяться у розігнутому стані під дією радіальних пружин. Моменти пружин утримують шарніри у відкритому положенні.

2) Режим згинання.

При прикладанні сили до кевларової нитки виникає натяг F_t . Через систему напрямних підшипників ця сила створює згинальні моменти у всіх шарнірах.

Спочатку починають повертатися ті ланки, для яких виконується умова перевищення моменту опору пружини. Далі згинаються всі фаланги, утворюючи захватний контур навколо предмета.

Після послаблення натягу нитки пружини автоматично повертають усі ланки у вихідне положення.

Основні переваги кінематичної схеми. Запропонована кінематична схема має ряд переваг:

- використання лише одного тягового елемента;
- мінімальна кількість рухомих деталей;
- простота виготовлення;
- низька маса конструкції;
- мале тертя в системі передачі зусилля;
- автоматичне розгинання пальця;

- можливість виготовлення деталей методом 3D-друку;
- висока ремонтпридатність;
- низька собівартість;
- висока енергоефективність.

Особливо важливою перевагою є те, що напрямні підшипники дозволяють збільшити ефективне плече прикладання сили та зменшити необхідне зусилля натягу нитки. Завдяки цьому користувач витрачає менше енергії для створення необхідної сили захвату, що є одним із ключових критеріїв оптимізації тягового протеза кисті.

2.3 Розрахунок зусилля на дистальній фаланзі пальця тягового протеза

Для оцінки працездатності запропонованої схеми виконаємо наближений силовий розрахунок одного пальця тягового протеза. Метою розрахунку є визначення сили, яку може створити дистальна фаланга при натягу кевларової нитки.

Приймаємо такі правдоподібні геометричні параметри конструкції:

Параметр	Позначення	Значення
Довжина проксимальної фаланги	L1	45 мм
Довжина середньої фаланги	L2	30 мм
Довжина дистальної фаланги	L3	22 мм
Плече сили для проксимального шарніра	r1	8 мм
Плече сили для середнього шарніра	r2	7 мм
Плече сили для дистального шарніра	r3	6 мм
Відстань від дистального шарніра до точки контакту з предметом	l3	20 мм
Натяг кевларової нитки	Ft	35 Н
ККД передачі через підшипники	η	0,92
Момент опору радіальної пружини дистального шарніра	$M_{п3}$	0,025 Н·м

Під час натягу кевларової нитки у дистальному шарнірі виникає згинальний момент:

$$M_{t3} = F_t \cdot r_3 \cdot \eta$$

Підставимо числові значення:

$$M_{t3} = F_t \cdot r_3 \cdot \eta$$

$$M_{t3} = 35 \cdot 0,006 \cdot 0,92$$

$$M_{t3} = 0,193 \text{ Н/м}$$

Частина цього моменту витрачається на подолання опору радіальної пружини. Корисний момент, який створює тиск дистальної фаланги на предмет, становить:

$$M_{\text{кор3}} = M_{t3} - M_{\text{п3}}$$

$$M_{\text{кор3}} = 0,193 - 0,025$$

$$M_{\text{кор3}} = 0,168 \text{ Нм}$$

Сила, яку створює дистальна фаланга у точці контакту з предметом, визначається як:

$$F_3 = \frac{M_{\text{кор3}}}{l_3}$$

$$F_3 = \frac{0,168}{0,020}$$

$$F_3 = 8,4 \text{ Н}$$

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		43

Отже, при натягу кевларової нитки (35) Н дистальна фаланга може створити силу притискання приблизно:

$$F_3 \approx 8,4 \text{ Н}$$

Для порівняння виконаємо розрахунок для різних значень натягу нитки.

Натяг нитки Н	Момент у дистальному шарнірі M_{t3} , Н·м	Корисний момент $M_{кор3}$, Н·м	Сила на дистальній фаланзі F_3 , Н
20	0,110	0,085	4,3
30	0,166	0,141	7,1
35	0,193	0,168	8,4
40	0,221	0,196	9,8
50	0,276	0,251	12,6

З отриманих результатів видно, що навіть при відносно невеликому натягу нитки 30–40 Н дистальна фаланга здатна створювати силу притискання приблизно 7–10 Н. Для одного пальця цього достатньо для участі у щипцевому або циліндричному захваті легких побутових предметів.

Якщо в захваті бере участь чотири пальці, то сумарна сила притискання може становити:

$$F_{\Sigma} = 4 \cdot F_3$$

Для випадку $F_3 = 8,4 \text{ Н}$:

$$F_{\Sigma} = 4 \cdot 8,4 = 33,6 \text{ Н}$$

Таким чином, запропонована конструкція пальця при натягу нитки 35 Н теоретично може забезпечити сумарну силу захвату близько 30–35 Н для чотирьох пальців без урахування участі великого пальця.

Перевагою такої схеми є те, що напрямні підшипники задають траєкторію переміщення кевларової нитки та забезпечують достатнє плече сили відносно шарнірів. Завдяки цьому зменшується необхідне зусилля натягу нитки, підвищується ККД передачі та знижується навантаження на користувача тягового протеза.

2.4 Висновки до розділу 2

У другому розділі розроблено конструкцію оптимізованого пальця тягового протеза кисті, що складається з елемента долоні, трьох фаланг, шарнірних з'єднань, радіальних пружин, напрямних підшипників та кевларової нитки.

Запропоновано нову схему прокладання тягового елемента, в якій кулькові підшипники виконують функцію напрямних та забезпечують формування раціональної траєкторії переміщення кевларової нитки. На відміну від традиційних конструкцій, підшипники розміщені між шарнірами, що дозволяє збільшити ефективні плечі прикладання сили та підвищити механічну перевагу приводу.

Показано, що використання радіальних пружин безпосередньо в шарнірних вузлах забезпечує автоматичне повернення пальця у вихідне положення після послаблення тягового зусилля без застосування додаткових механізмів розгинання.

Виконано кінематичний та силовий аналіз конструкції. Проведений аналіз підтвердив працездатність запропонованої конструкції та доцільність використання напрямних підшипників для підвищення ефективності передачі зусилля в механізмі згинання пальців протеза.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		45

РОЗДІЛ 3

АДИТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИ ВИГОТОВЛЕННІ ЕЛЕМЕНТІВ ПРОТЕЗА

3.1 Використання 3D-принтера Anycubic i3 Mega для виготовлення елементів оптимізованого тягового протеза кисті

Одним із ключових етапів розробки оптимізованого тягового протеза кисті є вибір технології виготовлення його конструктивних елементів. Для створення дослідного зразка доцільно використовувати технологію адитивного виробництва FDM (Fused Deposition Modeling), яка забезпечує швидке виготовлення деталей складної форми при невисокій собівартості. У даній роботі для виготовлення елементів протеза пропонується використовувати 3D-принтер Anycubic i3 Mega.

Anycubic i3 Mega є одним із найбільш поширених настільних FDM-принтерів, який характеризується достатньою точністю друку, простотою налаштування та доступною вартістю. Основні технічні характеристики принтера наведені в таблиці.

Таблиця 3.1 – Основні характеристики 3D-принтера Anycubic i3 Mega

Параметр	Значення
Технологія друку	FDM
Область друку	210 × 210 × 205 мм
Діаметр сопла	0,4 мм
Товщина шару	0,05–0,3 мм
Точність позиціонування по осі X,Y	0,0125 мм
Точність позиціонування по осі Z	0,002 мм
Максимальна температура сопла	260 °C
Максимальна температура столу	110 °C
Матеріали друку	PLA, ABS, PETG, TPU та інші

Розміри області друку повністю відповідають габаритам розроблюваного протеза кисті. Навіть найбільші деталі конструкції можуть бути надруковані без поділу на окремі елементи, що спрощує складання та підвищує міцність виробу.

Виготовлення елементів пальців

Запропонована конструкція пальця складається з:

- дистальної фаланги;
- середньої фаланги;
- проксимальної фаланги;
- елемента долоні;
- корпусів підшипникових вузлів.

Усі зазначені деталі мають відносно просту геометрію та можуть бути виготовлені методом FDM-друку без використання складного допоміжного обладнання.

Особливою перевагою є те, що конструкція спочатку орієнтована на використання стандартних кулькових підшипників типорозміру 3×6×2,5 мм. Це дозволяє передбачити посадкові отвори безпосередньо в CAD-моделі та отримати готові посадкові місця після друку.

Точність Anycubic i3 Mega є достатньою для формування таких отворів, однак для забезпечення необхідної посадки рекомендується передбачити технологічний припуск 0,1–0,2 мм з подальшим калібруванням отворів.

Виготовлення долоні протеза. Елемент долоні є несучою частиною конструкції та сприймає навантаження від усіх пальців. Для його виготовлення доцільно використовувати PETG, Nylon АБО армовані композитні пластики.

Використання 3D-друку дозволяє реалізувати внутрішні порожнини, ребра жорсткості та полегшувальні отвори, що практично неможливо при традиційних способах механічної обробки.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		47

Завдяки цьому можна зменшити масу деталі на 20–40 % без суттєвого зниження її міцності.

Виготовлення корпусів шарнірів. Шарнірні вузли містять:

- осі обертання;
- посадкові місця під радіальні пружини;
- посадкові місця під підшипники.

Anycubic i3 Mega забезпечує достатню точність для виготовлення таких елементів. При правильному налаштуванні параметрів друку можна отримати допуски в межах $\pm 0,1$ мм, що є достатнім для дослідного зразка протеза.

Для підвищення точності рекомендується друкувати шарнірні вузли окремо з товщиною шару 0,1 мм.

Вибір матеріалу для друку. Для виготовлення дослідного зразка можуть використовуватися декілька типів матеріалів.

1) PLA. PLA є найпростішим у друці матеріалом та забезпечує високу точність виготовлення. Переваги: простота друку, низька усадка, хороша якість поверхні, низька вартість. Недоліки: крихкість, низька теплостійкість, менша ударна міцність.

PLA доцільно використовувати для створення первинного прототипу та перевірки працездатності конструкції.

2) PETG. PETG є оптимальним матеріалом для виготовлення робочого прототипу. Переваги: висока міцність, добра ударна в'язкість, стійкість до вологи, невелика усадка, висока довговічність.

Саме PETG рекомендується як основний матеріал для виготовлення фаланг і долоні протеза.

3) Nylon. Нейлон характеризується високою міцністю та зносостійкістю. Переваги: висока механічна міцність, низький коефіцієнт тертя, довговічність. Недоліки: складність друку, висока гігроскопічність.

Нейлон доцільно використовувати для деталей, що працюють під значними навантаженнями.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		48

Оптимізація конструкції під 3D-друк. Конструкція пальця була розроблена таким чином, щоб максимально використовувати переваги технології FDM. Для цього передбачено мінімальну кількість окремих деталей, прості плоскі контури фаланг, відсутність складних піднутрень, можливість друку без підтримок, використання стандартних кріпильних елементів. Таке рішення дозволяє скоротити час виготовлення та зменшити кількість післяобробки.

Орієнтовний час друку одного пальця становить 2–4 години залежно від вибраних параметрів друку. Повний комплект деталей кисті може бути виготовлений протягом 20–30 годин роботи принтера.

Економічна ефективність використання Anycubic i3 Mega. Однією з головних переваг використання Anycubic i3 Mega є низька собівартість виготовлення деталей.

Для виготовлення одного пальця необхідно приблизно 15–25 г пластику. Навіть при використанні якісного PETG вартість матеріалу для одного пальця становить лише декілька десятків гривень.

Повний комплект деталей кисті потребує приблизно 200–300 г матеріалу, що робить виготовлення дослідного зразка економічно доцільним.

Крім того, у разі пошкодження окремого елемента його можна швидко перевиготовити без необхідності заміни всієї конструкції.

3.2 Обґрунтування вибору матеріалу для виготовлення оптимізованого тягового протеза кисті методом FDM-друку

Одним із найважливіших етапів розробки оптимізованого тягового протеза кисті є вибір матеріалу для виготовлення його конструктивних елементів. Матеріал повинен забезпечувати необхідну міцність, жорсткість, довговічність та технологічність при мінімальній масі конструкції. Особливо важливими ці характеристики є для розробленого механізму пальця, оскільки

його елементи працюють в умовах багаторазових циклів згинання та розгинання, сприймають навантаження від кевларової нитки та містять шарнірні вузли з підшипниками.

При виборі матеріалу необхідно враховувати такі критерії:

- механічну міцність;
- ударну в'язкість;
- зносостійкість;
- жорсткість;
- точність друку;
- складність виготовлення;
- стабільність геометричних розмірів;
- собівартість;
- доступність матеріалу;
- придатність для друку на Anycubic i3 Mega.

Аналіз матеріалу PLA

PLA є одним із найпоширеніших матеріалів для FDM-друку. Він характеризується високою точністю друку та мінімальною усадкою.

Основні характеристики PLA:

Параметр	Значення
Густина	1,24 г/см ³
Межа міцності на розтяг	50–65 МПа
Модуль пружності	3–4 ГПа
Ударна в'язкість	Низька
Температура розм'якшення	55–60 °С

Переваги PLA: висока точність друку, мінімальна деформація, низька вартість, простота друку.

Недоліки: підвищена крихкість, низька ударна міцність, низька теплостійкість, погана довговічність при циклічних навантаженнях.

Для елементів пальця протеза використання PLA небажане через ризик руйнування шарнірних зон під час тривалої експлуатації.

Аналіз матеріалу ABS. ABS тривалий час вважався стандартом для функціональних виробів.

Основні характеристики:

Параметр	Значення
Густина	1,04 г/см ³
Межа міцності	35–45 МПа
Модуль пружності	2–2,5 ГПа
Температура розм'якшення	95–105 °С

Переваги: добра ударна міцність, достатня теплостійкість, хороша механічна міцність.

Недоліки: значна усадка, складність друку, ризик деформацій великих деталей, необхідність закритої камери друку.

Оскільки Anycubic і3 Mega не має штатної закритої камери, використання ABS для виготовлення великих деталей протеза може призвести до викривлення геометрії.

Аналіз матеріалу PETG. PETG поєднує переваги PLA та ABS і сьогодні вважається одним із найкращих матеріалів для функціональних механізмів.

Основні характеристики:

Параметр	Значення
Густина	1,27 г/см ³
Межа міцності	45–55 МПа
Модуль пружності	2–2,2 ГПа
Подовження при розриві	15–25 %
Температура розм'якшення	75–85 °С

Переваги: висока ударна в'язкість, добра міцність, мала усадка, висока довговічність, хороша міжшарова адгезія, стійкість до вологи.

Недоліки: дещо нижча жорсткість порівняно з PLA, більша схильність до утворення ниток під час друку.

PETG добре працює в шарнірних механізмах, не схильний до крихкого руйнування та забезпечує високу надійність деталей пальця.

Аналіз матеріалу Nylon (PA). Нейлон є одним із найміцніших матеріалів для FDM-друку.

Основні характеристики:

Параметр	Значення
Густина	1,15 г/см ³
Межа міцності	60–80 МПа
Подовження при розриві	50–150 %
Зносостійкість	Дуже висока

Переваги: висока міцність, відмінна зносостійкість, низький коефіцієнт тертя, довговічність.

Недоліки: складність друку, висока гігроскопічність, необхідність сушіння матеріалу, підвищені вимоги до налаштувань принтера.

Нейлон є технічно найкращим матеріалом для шарнірів, але його використання суттєво ускладнює виготовлення деталей на лабораторному обладнанні.

Аналіз TPU. TPU є еластомером і використовується переважно для гнучких деталей.

Переваги: еластичність, висока зносостійкість, хороше поглинання ударів.

Недоліки: недостатня жорсткість для несучих елементів.

Тому TPU може застосовуватися лише для накладок на пальці або контактних поверхонь захвату.

Таблиця 3.1 – Порівняння матеріалів для виготовлення протеза

Критерій	PLA	ABS	PETG	Nylon
Міцність	4	4	4	5
Ударна в'язкість	2	4	5	5
Зносостійкість	2	3	4	5
Простота друку	5	2	4	2
Точність друку	5	3	4	3
Стабільність геометрії	5	2	4	3
Вартість	5	4	4	3
Придатність для Anycubic i3 Mega	5	3	5	3
Загальна оцінка	33	25	34	29

Аналіз показує, що для виготовлення розробленої конструкції оптимізованого тягового протеза найбільш доцільним є використання матеріалу PETG.

Такий вибір обумовлений наступними факторами:

1. Висока ударна міцність дозволяє витримувати циклічні навантаження в шарнірних вузлах.
2. Достатня жорсткість забезпечує стабільність геометрії пальців під навантаженням.
3. Висока міжшарова адгезія знижує ризик руйнування деталей уздовж шарів друку.
4. Низька усадка забезпечує точність посадкових місць для підшипників та осей.
5. Стійкість до вологи покращує довговічність протеза.
6. Матеріал легко друкується на принтері Anycubic i3 Mega без додаткових модифікацій обладнання.
7. Собівартість PETG залишається невисокою порівняно з інженерними пластиками.

Для підвищення ресурсу конструкції доцільно виготовляти всі основні елементи пальців і долоні з PETG, а осі шарнірів виконувати зі сталевих

штифтів або гвинтів. За необхідності контактні поверхні захвату можуть додатково оснащуватися TPU-накладками для покращення зчеплення з предметами.

3.3 Висновки до розділу 3

У третьому розділі виконано вибір технології виготовлення та матеріалів для реалізації розробленої конструкції оптимізованого тягового протеза кисті.

Проведено аналіз можливостей FDM-технології друку та технічних характеристик 3D-принтера Anycubic і3 Mega. Встановлено, що даний принтер забезпечує достатню точність позиціонування, якість поверхні та розміри робочої області для виготовлення більшості деталей розробленого протеза.

Виконано порівняльний аналіз матеріалів PLA, ABS, PETG, Nylon та TPU за критеріями міцності, жорсткості, зносостійкості, технологічності друку та вартості. За результатами аналізу встановлено, що найбільш доцільним матеріалом для виготовлення основних елементів конструкції є PETG, який забезпечує оптимальне поєднання механічних властивостей, технологічності друку та довговічності.

Показано, що використання технологій адитивного виробництва дозволяє суттєво знизити вартість виготовлення протеза, скоротити терміни створення дослідних зразків та забезпечити можливість індивідуальної адаптації конструкції під конкретного користувача.

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Вплив ультразвуку на організм людини

Електромагнітне випромінювання в оптичній області, що примикає з боку коротких хвиль до видимого світла і має довжину хвиль в діапазоні 200...400 нм, називають ультрафіолетовим випромінюванням (УФВ). Вплив його на людину оцінюють еритемною дією (почервоніння шкіри, що приводить через 48 годин до її пігментації - засмазі).

Проблема ультрафіолетового випромінювання як виробничого та екологічного чинника обумовлена широким використанням джерел постачання в народному господарстві, збільшенням рівнів сонячного випромінювання у зв'язку зі зменшенням озонового шару, зростанням кількості захворювань, зокрема злоякісних і доброякісних пухлин шкіри, та інших порушень стану здоров'я, що викликаються ультрафіолетовою радіацією.

При тривалій відсутності УФВ в організмі розвивається «світлове голодування». Тому воно необхідно для нормальної життєдіяльності людини. Однак, при тривалому впливі великих доз УФВ можуть наступити серйозні поразки очей і шкіри. Зокрема, це може призвести до розвитку раку шкіри, кератитів (запалень рогівки) і помутніння кришталіка очей (фотокератиту, який характеризується прихованим періодом від 0,5 до 24 годин). Для профілактики несприятливих наслідків, викликаних дефіцитом УФВ, використовують сонячне випромінювання, влаштовуючи солярії, інсоляцію приміщень, а також застосовуючи штучні джерела УФВ.

На промислових підприємствах джерелами ультрафіолетових випромінювань є дуга електрозварювання, ртутно-кварцові лампи, лазери, інші прилади та установки. Формування й вплив на працюючих оптичного випромінювання в ультрафіолетовій області відбувається при

електрогазозварювальних процесах, на роботах з плазменними технологіями (різка металу, напилювання, наплавлення металу), при використанні різних світильників та випромінювачів з кварцовими, ртутними, галогенними лампами, інших спектральних джерел. У різних галузях економіки та народного господарства широке застосування знаходять такі сучасні технології, як ультрафіолетове сушіння, установки для знезараження повітря, поверхонь та води, різні медичні та інші випромінювачі (перукарське устаткування, манікюрні лампи, солярії та інші).

Професіональному впливу УФВ піддаються електрогазозварювальники, копіювальники друкованих форм, працівники тепличних господарств, медичний персонал (фізіотерапевти, стоматологи, педіатри) та інші працівники, обслуговуючі різні джерела ультрафіолетового випромінювання. З іншого боку, при дорожніх, сільськогосподарських, будівельних та інших видах робіт, виконуваних на свіжому повітрі, відбувається вплив на працюючих природного УФ-випромінювання, як складової сонячної радіації. Окремо слід виділити групу працівників різних професій (звані "прихвачувальники"), які виконують спільні зі зварником роботи з фіксації деталей великогабаритних конструкцій в останній момент накладення первинного шва. Ці роботи виконують самі зварювальники (різних спеціальностей), і працівники інших професій - слюсарі механозбиральних робіт, монтажники та інші. Особливість таких робіт - короткочасність використання зварювальної дуги, її "імпульсний" характер під час "прихвачування" деталей зварювальної конструкції. Зазначені роботи, необхідно виконувати в окулярах із захисними фільтрами.

При впливі надлишкового ультрафіолетового випромінювання можливий розвиток низки захворювань і патологічних станів, насамперед, із боку органу зору, серед яких найчастіше відзначаються катаракта чи помутніння кришталика очі, запалення роговиці (кератит), слизових оболонок (фотоофтальмія). УФ-переопромінювання може призвести до хвороб шкірних

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		56

покровів: запалювальне почервоніння шкіри чи еритема, прискорення старіння шкіри, алергічні реакції, пухлини шкіри, в тому числі злоякісні (рак шкіри, меланома).

До засобів колективного захисту від УФВ відносяться різні пристрої (огороджувальні, вентиляційні, автоматичного контролю і сигналізації, дистанційного управління), а також знаки безпеки. Індивідуальний захист від УФВ здійснюють різними екранами: фізичними (у вигляді різних предметів, що поглинають, розсіюють або відображають промені) і хімічними (хімічні речовини та захисні креми, що містять інгредієнти, які поглинають УФВ). Для захисту також використовують виготовлений із тканини (попліну та ін) спеціальний одяг, окуляри із захисними фільтрами. Повний захист від УФВ усіх хвиль забезпечує флінтглас (скло, що містить окис свинцю) товщиною 2 мм. При влаштуванні приміщень враховують, що відображуюча властивість різних оздоблювальних матеріалів для УФВ і видимого світла різна.

4.2 Режим зони надзвичайної екологічної ситуації

Режим зони надзвичайної екологічної ситуації - це особливий правовий режим, який може тимчасово запроваджуватися в окремих місцевостях у разі виникнення надзвичайних екологічних ситуацій і спрямовується для попередження людських і матеріальних витрат, відвернення загрози життю і здоров'ю громадян, а також усунення негативних наслідків надзвичайної екологічної ситуації.

Запровадження відповідного правового режиму передбачає виділення державою (або органами місцевого самоврядування) додаткових фінансових та інших матеріальних ресурсів, достатніх для нормалізації екологічного стану і відшкодування завданих збитків, запровадження спеціального режиму поставок продукції для державних потреб, реалізації комплексних та цільових програм громадських робіт.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		57

Законодавство про зону надзвичайної екологічної ситуації становлять:

- Закон України від 25 червня 1991 року "Про охорону навколишнього природного середовища";
- від 14 грудня 1999 року "Про аварійно-рятувальні служби";
- від 16 березня 2000 року "Про правовий режим надзвичайного стану";
- від 13 липня 2000 року "Про зону надзвичайної екологічної ситуації";
- а також прийняті відповідно до них нормативно-правові акти.

Підставами для оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації можуть бути:

- значне перевищення гранично допустимих норм показників якості навколишнього природного середовища, визначених законодавством;
- виникнення реальної загрози життю та здоров'ю великої кількості людей або заподіяння значної матеріальної шкоди юридичним, фізичним особам чи навколишньому природному середовищу внаслідок надмірного забруднення навколишнього природного середовища, руйнівного впливу стихійних сил природи чи інших факторів;
- негативні зміни, які сталися у навколишньому природному середовищі на значній території і які неможливо усунути без застосування надзвичайних заходів з боку держави, або які суттєво обмежують чи виключають можливість проживання населення і провадження господарської діяльності на відповідній території;
- значне збільшення рівня захворюваності населення внаслідок негативних змін у навколишньому природному середовищі. Окрема місцевість України оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації Указом Президента України, затвердженим Верховною Радою України за пропозицією Ради національної безпеки і оборони України або за поданням Кабінету Міністрів України.

В такому Указі Президента України має бути зазначено:

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		58

- обставини, що стали причиною та обґрунтуванням необхідності оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації;
- межі території, на якій вона оголошується;
- заходи щодо організаційного, фінансового та матеріально-технічного забезпечення життєдіяльності населення в такій зоні;
- основні заходи, що запроваджуються для подолання наслідків надзвичайної екологічної ситуації;
- обмеження на певні види діяльності в цій зоні;
- час, з якого окрема місцевість оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації;
- строк, на який ця територія оголошується такою зоною.

За наявності достатніх підстав у межах зони надзвичайної екологічної ситуації може бути введений правовий режим надзвичайного стану в порядку, встановленому відповідним законом із запровадженням додаткових заходів.

Юридичні та фізичні особи, винні у порушенні правового режиму в зоні надзвичайної екологічної ситуації, несуть відповідальність згідно з законами України.

4.3 Висновки до розділу 4

В розділі «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» описано вплив ультразвуку на організм людини, також режими зони надзвичайної екологічної ситуації.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі проведено розроблення оптимізованого тягового протеза кисті руки, призначеного для відновлення базових функцій захвату та утримання предметів у осіб з ампутацією верхньої кінцівки.

У результаті виконання роботи було проведено аналіз анатомії та біомеханіки кисті людини, досліджено сучасні типи протезів верхніх кінцівок та виконано порівняння їх конструктивних особливостей. Встановлено, що тягові протези є найбільш раціональним рішенням з точки зору надійності, вартості та ремонтпридатності.

Розроблено конструкцію багатоланкового пальця тягового протеза з використанням кевларової нитки, системи напрямних підшипників та радіальних пружин. Запропонована схема забезпечує підвищення ефективності передачі зусилля та зменшення навантаження на користувача під час керування протезом.

Виконано кінематичний та силовий аналіз розробленої конструкції. Встановлено, що при натягу нитки силою 35 Н один палець здатний створювати силу захвату близько 8,4 Н, а сумарна сила захвату кисті може досягати 33,6 Н, що є достатнім для виконання більшості повсякденних операцій.

Проведено аналіз можливостей використання технології FDM-друку для виготовлення деталей протеза та обґрунтовано вибір матеріалу PETG як основного конструкційного матеріалу. Показано, що використання 3D-друку дозволяє отримати легку, технологічну та економічно доступну конструкцію.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		60

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Попадюха Ю. А. Біомеханіка людини : навч. посіб. Київ : Центр учбової літератури, 2020. 280 с.
2. Чижик В. В. Біомеханіка опорно-рухового апарату людини : навч. посіб. Київ : НУФВСУ, 2018. 312 с.
3. Winter D. A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. Hoboken : John Wiley & Sons, 2009. 370 p.
4. Nordin M., Frankel V. H. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 4th ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 512 p.
5. Atkins D. J. Comprehensive Management of the Upper-Limb Amputee. New York : Springer, 2015. 487 p.
6. Bowker J. H., Michael J. W. Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles. 2nd ed. St. Louis : Mosby, 2002. 752 p.
7. Pons J. L. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. Hoboken : John Wiley & Sons, 2008. 344 p.
8. Kyberd P. J. The Design of Anthropomorphic Prosthetic Hands. London : Springer, 2011. 220 p.
9. Belter J. T., Segil J. L., Dollar A. M., Weir R. F. Mechanical Design and Performance Specifications of Anthropomorphic Prosthetic Hands // Journal of Rehabilitation Research and Development. 2013. Vol. 50, No. 5. P. 599-618.
10. Dollar A. M., Howe R. D. The Highly Adaptive SDM Hand: Design and Performance Evaluation // The International Journal of Robotics Research. 2010. Vol. 29, No. 5. P. 585-597.
11. Dechev N., Cleghorn W., Naumann S. Multiple Finger Passive Adaptive Grasp Prosthetic Hand // Mechanism and Machine Theory. 2001. Vol. 36, No. 10. P. 1157-1173.

12. Carrozza M. C., Cappiello G., Micera S., Edin B. B., Beccai L., Cipriani C. Design of a Cybernetic Hand for Perception and Action // Biological Cybernetics. 2006. Vol. 95. P. 629-644.

13. Radmand A., Scheme E., Englehart K. High-Density Electromyography for Myoelectric Control Systems: A Review // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2014. Vol. 7. P. 1-12.

14. Biddiss E., Chau T. Upper-Limb Prosthetics: Critical Factors in Device Abandonment // American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. 2007. Vol. 86, No. 12. P. 977-987.

15. Gibson I., Rosen D., Stucker B. Additive Manufacturing Technologies. 3rd ed. Cham : Springer, 2021. 675 p.

16. Chua C. K., Leong K. F. 3D Printing and Additive Manufacturing: Principles and Applications. Singapore : World Scientific Publishing, 2017. 420 p.

17. Ashby M. F. Materials Selection in Mechanical Design. 5th ed. Oxford : Butterworth-Heinemann, 2019. 646 p.

18. Budynas R. G., Nisbett J. K. Shigley's Mechanical Engineering Design. 11th ed. New York : McGraw-Hill Education, 2020. 1100 p.

19. Norton R. L. Design of Machinery: An Introduction to the Synthesis and Analysis of Mechanisms and Machines. 6th ed. New York : McGraw-Hill Education, 2020. 857 p.

20. Kalpakjian S., Schmid S. Manufacturing Engineering and Technology. 8th ed. London : Pearson Education, 2020. 1184 p.

21. SolidWorks Simulation User Guide. Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, 2023. 2150 p.

22. Anycubic i3 Mega User Manual. Shenzhen : Anycubic Technology Co., Ltd., 2022. 56 p.

23. ISO 10328:2016 Prosthetics - Structural Testing of Lower-Limb Prostheses - Requirements and Test Methods. Geneva : International Organization for Standardization, 2016. 84 p.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		62

24. Open Bionics. Open Source Bionic Hands and Prosthetic Technologies. Bristol, 2023.

25. e-NABLE Community Foundation. Open Source Prosthetic Hand Designs and Manufacturing Guidelines. 2024.

26. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv (2020). The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 23-26 September 2020, (pp.188–192). Lviv-Zbarazh, Ukraine

27. Дозорська , О. Ф., Яворська , Є. Б., Дозорський, В. Г., Дедів , Л. Є. і Дедів , І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020р. с. 56-64.

28. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8

29. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

30. Дозорський В.Г., Дедів Л.Є. Математичне моделювання електроміографічних сигналів для задачі біопротезування / Матеріали ? Міжнародної науково-технічної конференції „Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій “присвячена 80-ти річчю з дня народження професора ЯІ Проця – Тернопіль, ТНТУ ім. І. Пулюя, 2019 р. – 363-364.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		63

31. The method of selection and pre-processing of electromyographic signals for bio-controlled prosthetic of hand / Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Evhenia Yavorska // 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT). – pp. 188-191.

32. Задача біокерованого протезування кисті руки / В.Г. Дозорський, Л.Є. Дедів, А.В. Кубашок // Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Перспективи розвитку науки, освіти та суспільства в Україні та світі» - Полтава, 20 травня 2022 р.- с. 48-49.

					КРБ 163.22-007.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		64