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)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр
(назва освітнього ступеня)

на тему: Спосіб підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті руки

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

Кохан Р.С.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Ткачук Р.А.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Дедів Л.Є.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент Дедів І.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2024

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)
« » 2024 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Кохану Роману Степановичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Спосіб підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті руки

Керівник роботи Ткачук Роман Андрійович, д.т.н., професор
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «11» *листопада* 2024 року № 4/7-1082

2. Термін подання студентом завершеної роботи 11 грудня 2024 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, підвищення функціональності та надійності біонічних протезів

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

1. Аналітична частина
2. Основна частина
3. Науково-дослідна частина
4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Окіпний І.Б., зав. каф. МТ		
	Клепчик В.М., ст. викл. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз завдання на кваліфікаційну роботу	06.09.2024	
2	Написання розділу 1	04.10.2024	
3	Написання розділу 2	21.10.2024	
4	Написання розділу 3	04.11.2024	
5	Написання розділу 4	18.11.2024	
6	Попередній захист	06.12.2024	
7	Захист	23.12.2024	

Студент _____ Кохан Роман Степанович
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ Ткачук Роман Андрійович
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Спосіб підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті руки// Кваліфікаційна робота магістра // Кохан Роман Степанович // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2024 // с. - 78, рис. - 34, дод. - 1 , бібл. - 38.

Ключові слова: ФУНКЦІОНАЛЬНІСТЬ, БІОНІЧНИЙ ПРОТЕЗ, ЕНДОСКЕЛЕТ.

В роботі запропоновано спосіб підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті шляхом застосування конструкції ендоскелета, що є основою протеза. Проведено аналіз конструкцій високофункціональної та більш простої роботизованої руки та на противагу їхнім конструкціям запропоновано використати конструкцію, яка була би наближеною до природної структури кисті. Запропоновано використати за основу протеза ендоскелет, до якого могли б кріпитись також елементи реалізації тактильних відчуттів. Для проектування пропонованої конструкції ендоскелета і оцінювання її функціональності проаналізовано системи автоматизованого моделювання і симулювання, зокрема OpenGRASP, Graspit! та SynGrasp. Розроблено конструкцію ендоскелета для біонічного протеза кисті та виготовлено її елементи з допомогою 3D друку. Показано значне зменшення ваги пропонованої конструкції в порівнянні із аналогами, підвищення функціональності та надійності.

ANNOTATION

Method for increasing the functionality and reliability of bionic hand prostheses // Master's qualification work // Kokhan Roman // TNTU, FPT // Ternopil, 2024 // p. - 78, fig. - 34, appl. - 1, bibl. - 38.

Key words: FUNCTIONALITY, BIONIC PROSTHESIS, ENDOSKELETON.

The paper proposes a method for increasing the functionality and reliability of bionic hand prostheses by using an endoskeleton design, which is the basis of the prosthesis. The designs of a highly functional and simpler robotic hand are analyzed, and in contrast to their designs, it is proposed to use a design that would be close to the natural structure of the hand. It is proposed to use an endoskeleton as the basis of the prosthesis, to which elements for implementing tactile sensations could also be attached. To design the proposed endoskeleton design and evaluate its functionality, automated modeling and simulation systems, in particular OpenGRASP, Graspit! and SynGrasp, were analyzed. An endoskeleton design for a bionic hand prosthesis was developed and its elements were manufactured using 3D printing. A significant reduction in the weight of the proposed design compared to analogues, increased functionality and reliability were shown.

ЗМІСТ

ВСТУП 8
РОЗДІЛ 1. ОСОБЛИВОСТІ ПРОТЕЗУВАННЯ КИСТІ 10
1.1 Задача підвищення функціональності та надійності протезів кисті 10
1.2 Інтегрована антропоморфна роботизована рука 14
1.3 Прототип протеза кисті 28
1.4 Висновки до розділу 1 32
РОЗДІЛ 2. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА 33
2.1 Автоматизований кінематичний аналіз та моделювання роботизованих захватів 33
2.2 Середовище OpenGrasp 34
2.3 Середовище Graspit! 36
2.4 Середовище Syngrasp 37
2.5 Модуль DXGToolbox для MATLAB 38
2.5 Висновки до розділу 2 46
РОЗДІЛ 3. ПРОЄКТУВАННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЕНДОСКЕЛЕТА БІОКРОВАНОГО ПРОТЕЗА КИСТІ 47
3.1 Конструкція ендоскелета пальця для біокерованого протеза кисті 47
3.2 Аналіз роботи проектованої конструкції пальця 49
3.3 Порівняння пропонованої конструкції із аналогами 58
3.4 Перспективи розвитку пропонованої конструкції ендоскелета 60
3.5 Висновки до розділу 2 61
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ 62
4.1. Охорона праці 62
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях 64
4.3. Висновки до розділу 69
ВИСНОВКИ 70

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 72
ДОДАТКИ

ВСТУП

Актуальність. Протези рук використовуються людьми, які перенесли певний рівень ампутації руки. Серед них є значна частка люди з трансрадіальною ампутацією, тобто втраченою кінцівкою нижче ліктя. Існує кілька типів протезів рук, включаючи протези рук, що керуються рузами тіла, і міоелектричні протези. При цьому такі протези різняться між собою функціональними можливостями і складнісью їх керування.

Під функціональністю виробу розуміють в загальному випадку можливість забезпечення виконання ним необхідних функцій. Якщо говорити про протез кисті, то функціональний протез мав би забезпечувати виконання усіх функцій здорової руки людини. Сюди можна віднести виконання усіх природних рухів пальців при виконанні жестів та захватів, контролю швидкості цих рухів тощо. І в цьому плані сучасні протези мають значні обмеження, оскільки дуже складно (чи практично неможливо) технічно реалізувати таку біомехатронну систему використовуючи сучасні досягнення науки і техніки та наявну матеріальну та компонентну базу. Так, важко забезпечити необхідну вагу конструкції, в якій для забезпечення потрібної кількості виконуваних рухів та захватів потрібно помістити значну кількість елементів приводу та відповідних контролерів. Також особливо складною є задача забезпечення надійного керування таким протезом на основі біосигналів. Останнє обмеження якраз і є основною причиною зниження функціональності існуючих біонічних протезів кисті.

З біомеханічної точки зору людська рука має 27 ступенів свободи, але комерційно доступні протези рук зазвичай мають лише 2-6 ступенів. Крім того, було доведено, що більшість рухів руками можуть бути реалізовані лише двома основними компонентами синергії. І протези рук, що працюють від рухів тіла, і міоелектричні, вже мають високий рівень відторгнення в межах 23-45%. Крім того, вища кількість ступенів свободи накладає на користувача значне навантаження. Таким чином, стратегії контролю повинні віддавати

пріоритет зменшенню кількості ступенів свободи відносно ідеальної конфігурації руки людини.

Тому важливим стає питання підвищення функціональності біонічних протезів за рахунок розроблення оптимальної їхньої конструкції за можливості із зниженням кількості ступенів свободи та спрощенням способів керування таким протезом. Також за рахунок використання меншої кількості складових елементів зросте й надійність такого протеза.

Мета: обгрунтування способу підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті. **Задачі:**

- аналіз конструкцій біокерованих протезів, які є найбільш поширеними на ринку медичної техніки

- аналіз способів автоматизованого моделювання елементів конструкцій біонічних протезів

- обґрунтування конструкції протеза на основі застосування ендоскелета в її основі

- моделювання та оцінювання функціональності такої конструкції в порівнянні із прототипами.

Об’єкт дослідження: спосіб підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті.

Предмет дослідження: конструкція ендоскелета біонічного протеза кисті.

Наукова новизна: обгрунтовано конструкцію біонічного протеза кисті на основі застосування ендоскелета із зменшеною кількістю ступенів свободи.

РОЗДІЛ 1
ОСОБЛИВОСТІ ПРОТЕЗУВАННЯ КИСТІ

1.1 Задача підвищення функціональності та надійності протезів кисті

Під функціональністю виробу розуміють в загальному випадку можливість забезпечення виконання ним необхідних функцій. Якщо говорити про протез кисті, то функціональний протез мав би забезпечувати виконання усіх функцій здорової руки людини. Сюди можна віднести виконання усіх природних рухів пальців при виконанні жестів та захватів, контролю швидкості цих рухів тощо. І в цьому плані сучасні протези мають значні обмеження, оскільки дуже складно (чи практично неможливо) технічно реалізувати таку біомехатронну систему. Так, важко забезпечити необхідну вагу конструкції, в якій для забезпечення потрібної кількості виконуваних рухів та захватів потрібно помістити значну кількість елементів приводу та відповідних контролерів. Також особливо складною є задача забезпечення надійного керування таким протезом на основі біосигналів. Останнє обмеження якраз і є основною причиною зниження функціональності існуючих біонічних протезів кисті.

Також збільшення функціональності протеза передбачає використання більшої кількості елементів конструкції, що призводить до зниження його надійності.

Сьогодні стрімко розвивається галузь проектування роботизованих рук як для потреб протезування в медицині так і для створення промислвих роботів і роботів-гуманоїдів. При цьому такі руки намагаються проектувати антропоморіними, тобто наближеними за функціональністю до природньої руки людини. Роботизовані руки виконують кілька особливих функцій, подібних до рук людини, забезпечуючи таким чином високу гнучкість у вирішенні завдань. Однак розвинути інтегровані руки без додаткових частин приводу, зберігаючи такі важливі функції, як людська спритність і

сила захоплення, є складним завданням. Приводні частини ускладнюють інтеграцію цих рук в існуючі роботизовані руки, таким чином обмежуючи їх застосування. На основі механізму, що керується зв'язками, розроблено інтегровану спритну антропоморфну роботизовану руку під назвою ILDA hand, яка об'єднує всі компоненти, необхідні для активації та сприйняття, і володіє високою спритністю. Вона має такі характеристики: 15 ступенів свободи (20 суглобів), сила кінчика пальця 34 Н, компактний розмір (максимальна довжина: 218 мм) без додаткових частин, мала вага 1,1 кг і тактильні можливості. Фактичні маніпуляції з інструментами, які використовуються в повсякденному житті, виконуються рукою, встановленою на комерційному роботі.

Інтерпретація надзвичайно складного функціонування людської руки залишається невирішеною проблемою в галузі робототехніки. Зокрема, рух людської руки передбачає досить високий рівень спритності, придатний для виконання широкого спектру завдань, що вимагають сильної сили захоплення, починаючи від тонкого хапання предмета до маніпулювання інструментом. З 206 кісток людського тіла 54 кістки знаходяться на руках, що відповідає чверті від загальної кількості кісток; структура м'язів, що керує ними, також надзвичайно складна. Крім того, тактильні клітини, які забезпечують тактильні відчуття, здебільшого розподілені в руці, і вони допомагають виконувати делікатні завдання. Зокрема, оскільки більшість тактильних частинок розподілені на кінчиках пальців з інтервалом ~1 мм, делікатні завдання легко виконувати кінчиками пальців.

Щоб реалізувати ці функції за допомогою роботів, було розроблено багато спритних антропоморфних рук роботів. Для виконання ефективних хапальних рухів було розроблено багато ефективних роботизованих рук у формі, здатній до адаптивного захоплення або низького ступеня свободи (DOF); однак аналіз зосереджувався на руках із декількома ступенями свободи з високою спритністю. Таким чином, репрезентативні основні механізми спритної роботизованої руки класифікуються на (1) механізми з прямим приводом, (2) механізми, що керуються сухожиллями, і (3) механізми, що керуються зв'язками.

Елементи, розроблені на основі механізму з прямим приводом від двигуна,

являють собою конструкції, які інтуїтивно розташовують двигуни відносно з’єднань для приводу з’єднань безпосередньо або за допомогою зубчастого шківа. Така конструкція може мати високу ефективність з'єднання, і легко розташувати з'єднання в бажаному положенні. Зокрема, MPL v2.0, який був розроблений Johns Hopkins APL, демонструє високу спритність з активним 22 DOF і компактним дизайном, що об’єднує приводи та електроніку. Ця рука здатна до природних рухів і тактильного зворотного зв’язку на рівні людини. Однак розмір і продуктивність рук сильно залежать від моторики, особливо пальцевої частини. Використання високоякісних двигунів або деталей трансмісії рушійної сили призводить до збільшення витрат. Крім того, інерція пальця висока через вагу двигуна, що вимагає складних механізмів керування. Крім того, простір між пальцями вузький, що ускладнює підключення датчика сили до пальця. Тому важко досягти компактності та високої продуктивності без інновацій у технології приводів.

Руки, засновані на сухожильному механізмі, найбільш схожі на руховий механізм людини. Загалом їх приводи розташовані на передпліччі та з’єднані з суглобами сухожиллями для передачі рушійної сили. Репрезентативними руками з таким механізмом можна вважати руку Robonaut, розроблену NASA, руку David, розроблену DLR, і Shadow dexterous hand, розроблену Shadow Robot Company. Можна реалізувати рухи, майже схожі на рухи людської руки, і створити високу силу кінчика пальця залежно від конфігурації з’єднання сухожилля. Це дуже придатний підхід для розробки одного гуманоїдного робота. Однак дуже важко поєднати ці роботизовані руки з багатьма існуючими комерційними роботами або тими, що знаходяться на стадії розробки, оскільки приводи для керування роботом і електричні частини прикріплені у формі досить великого передпліччя. Для незалежного приводу суглобів, де з’єднані кілька сухожиль, сухожилля потребують конструкції, яка перетинає осі обертання суглобів, або спеціальної конструкції з’єднання сухожиль. Це створює складності при монтажі та обслуговуванні, що призводить до збільшення вартості, і навіть якщо одне сухожилля зламано або відпущено, його важко відремонтувати. Крім того, якщо два сухожилля

з’єднані з одним суглобом для антагоністичних механізмів, таких як рух людського суглоба, сухожилля слід попередньо натягнути, що призводить до зниження ефективності руху через збільшення тертя. Далі, коли тільки одне сухожилля з'єднане з одним суглобом, для руху в протилежному напрямку встановлюється поворотна пружина. У цьому механізмі ускладнюється контроль сили на стороні пружини.

Механізм зв’язку зазвичай використовується в нашому повсякденному житті. Руки, розроблені на основі цього механізму, полегшують рух суглоба в потрібному напрямку через структуру, яка поєднує в собі кілька ланок, що передають потужність від приводу. 5-пальцеву руку Schunk SVH, розроблену компанією Schunk, можна вважати типовим прикладом цього механізму. Він включає в себе комбінацію простої штанги та циліндричних ланок і має такі переваги, як двонаправлене керування з’єднаннями, міцність і простота виготовлення та обслуговування. Однак за допомогою цього механізму важко реалізувати рухи з кількома DOF і підтримувати великий робочий простір, особливо в серійному маніпуляторі, такому як той, що використовується в пальцевому. Сухожилля є тонким і гнучким, тому можна рухати кожен суглоб незалежно через вісь обертання, але зв’язок є відносно товстим і твердим, що ускладнює реалізацію цієї конфігурації. Таким чином, ця конфігурація часто використовується в паралельних механізмах, таких як платформи Стюарта або дельта-роботи, і в механізмах з низькою DOF.

Аналізуючи все вище сказане встановлено, що важливим є пошук шляхів підвищення ефективності та надійності біонічних протезів при наявності обмеженої кількості сигналів керування ними. Для цього проведемо аналіз крайніх випадків конструкцій протезів – високофункціональних та більш простих.

1.2 Інтегрована антропоморфна роботизована рука

Ґрунтуючись на наведеному вище аналізі, встановлено, що для роботизованої руки важливо абезпечити такі переваги: спритність, силу пальців, керованість, міцність, низьку вартість, низькі витрати на обслуговування та компактність. В дослідженні [jjj] була розроблена інтегрована рука спритного антропоморфного робота (ILDA), керована зв'язками. Щоб включити вищезгадані функції, для роботизованої руки був розроблений механізм пальця. Механізм був створений шляхом злиття паралельних і послідовних механізмів для реалізації рухів 2-DOF у п'ястно-фаланговому (MCP) суглобі та рухів 1-DOF у проксимальному міжфаланговому (PIP) суглобі за допомогою комбінацій ланок. Конструкція була розроблена з урахуванням вибору дрібних деталей, які можуть відігравати роль кожного з'єднання, розміщення та конфігурації деталей для досягнення бажаного руху DOF і кутів приводу, а також ефективної структури передачі потужності для отримання високої сили кінчика пальця та його задньої керованості. Крім того, здатність руки відчувати силу забезпечується прикріпленням шестиосьового датчика сили/крутного моменту (F/T) до кінчика пальця. За допомогою розробленого пальця була розроблена роботизована рука з 15 DOF і 20 суглобами з п'ятьма пальцями. Для практичного використання його було сконструйовано шляхом вирішення проблем з компонуванням плати та проводкою для забезпечення компактності електроніки. Усі двигуни були інтегровані в долоню з п'ятьма пальцями з датчиками на кінчиках пальців (рис. 1.1, a, b). Таким чином, його можна легко приєднати до звичайної руки робота за допомогою простої конфігурації з'єднання, як показано на рис. 1.1, c. Щоб оцінити продуктивність розробленої руки, її продуктивність аналізували за допомогою кількох експериментів. Були проведені експерименти, щоб визначити можливість захоплення предметів різної форми, забезпечити сильну силу захоплення для розчавлення банок і забезпечити делікатність при утриманні яєць. Нарешті, висока

можливість використання руки була перевірена за допомогою тестів, що включають різання паперу ножицями та збирання дрібних предметів пінцетом, таким чином відтворюючи операції з інструментами, що виконуються в повсякденному житті (рис. 1.1, d).

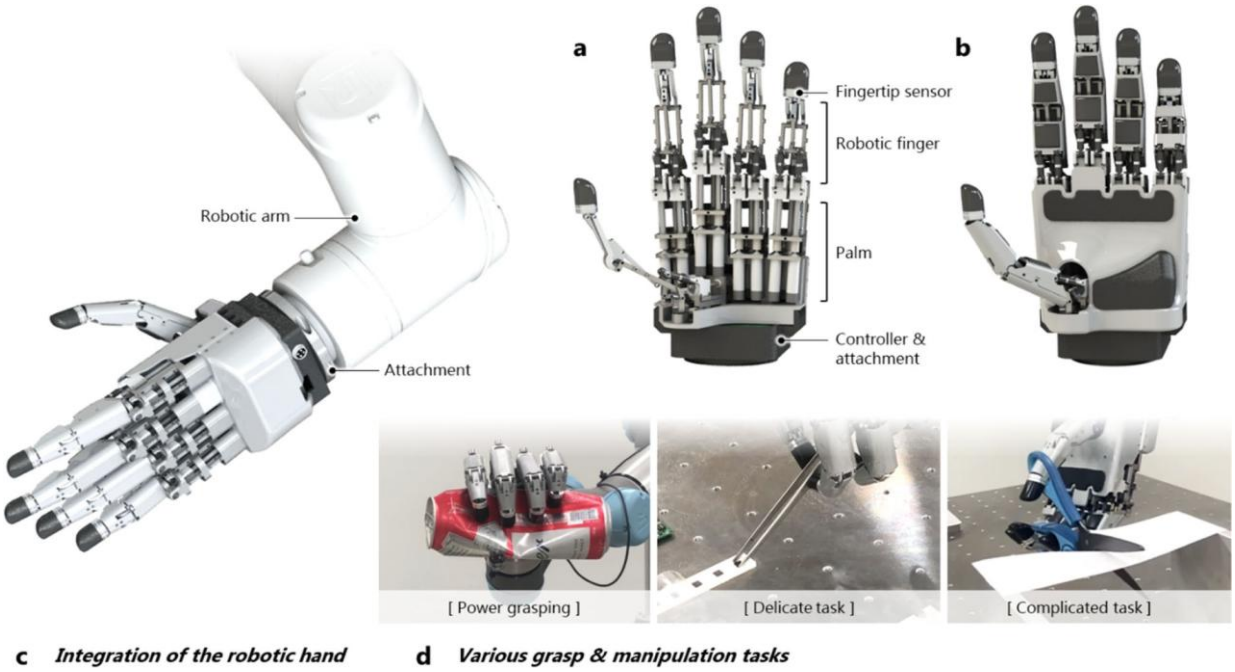


Рис. 1.1. Огляд ILDA. a - конфігурація руки ILDA, що складається з п’яти роботизованих пальців із датчиками на кінчиках пальців, на стороні долоні інтегровані приводи, а також контролер і насадка. b - рука ILDA з кришками. c - легкість кріплення руки ILDA до розробленої роботизованої руки. d - дії, що виконуються за допомогою руки ILDA, наприклад захоплення повсякденних інструментів і маніпулювання ними, делікатне та сильне захоплення.

Конструкція тягового механізму. Механізми, що керуються зв’язками, мають невід’ємні переваги, такі як міцність і легкість виготовлення та обслуговування; їм притаманні недоліки, такі як труднощі у виконанні рухів з кількома ступенями свободи в невеликому просторі, зберігаючи достатній робочий простір. Таким чином, важливо реалізувати роботизований пальцевий механізм, що керується зв’язками, з рухами 3-DOF, подібними до

пальців людини, з вузьким робочим простором, розміром з палець, щоб забезпечити спритність руки робота. Щоб подолати вищезазначені недоліки та включити переваги, механізм роботизованого пальця був розроблений відповідно до схем, показаних на рис. 1.2.

Кінематична конструкція пальця роботизованої руки (рис. 1.2, а) показана на рис. 1.2, б. Для простоти конструкції три послідовні ланцюги були розміщені на одній поверхні. Два ланцюги PSS (призматично-сферично-сферичний) на передній частині утворюють паралельний механізм з 2 DOF з одним універсальним шарніром, який створює віртуальну трикутну структуру. Вершина трикутника була закріплена на карданному шарнірі, який здійснює рух MCP 2 DOF. Щоб реалізувати єдину DOF з'єднання PIP, це з'єднання має приводитися незалежно від з'єднання MCP. Більшість роботизованих пальців, керованих зв'язками, реалізували лише рухи з 1 або 2 DOF, у яких два суглоби підпорядковані.

Через внутрішню частину трикутника проходить призматично-сферично-універсальний (ПСУ) ланцюг. V-подібна частина кривошипа на кінці ланцюга з'єднана з однією стороною трикутника як шарнір. Тут кривошипна частина забезпечує ефективну передачу рушійної сили. Перехресне чотиритягове з'єднання послідовно з'єднується з частиною кривошипа, щоб забезпечити рух PIP із 1 DOF. Конструкція додаткового зв'язку з чотирьох балок забезпечує рух шарнірів PIP і DIP. Тому весь механізм складається з руху MCP із 2 DOF, створеного паралельним механізмом, і PIP з одинарним DOF, створеного послідовним механізмом. За допомогою лінійних зміщень (d1, d2 і d3) у трьох призматичних суглобах можна сформувати комбінації рухів пальця 3-DOF, як показано на рис. 1.2, с. Щоб допомогти зрозуміти рух пальця для кожної DOF, було проаналізовано незалежний рух кожного суглоба (рис. 1.2, d–f). Під час одного прямолінійного руху (d3) ланцюг блоку живлення рухався вниз, а кривошип, закріплений на одній стороні трикутника, повертався, щоб переміщувати зв'язок із чотирма стрижнями, таким чином уможливлюючи незалежне згинання та розгинання

суглоба PIP (рис. 1.2, d).

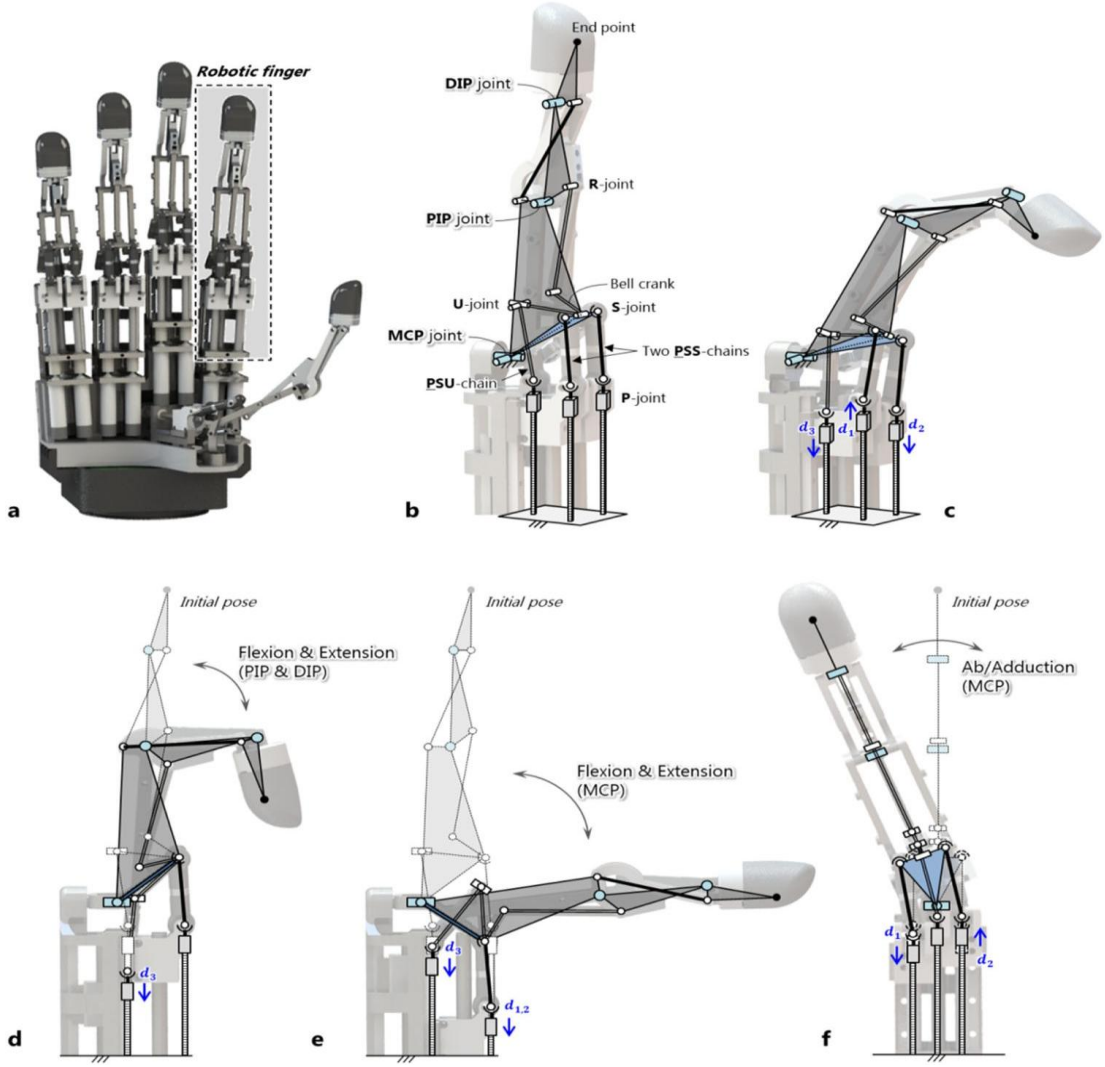


Рис. 1.2. Кінематична структура запропонованого механізму пальця роботизованої руки. a - механізм, що пояснює роботу руки. b - кінематична будова пальця. c - 3-DOF рух пальця, створений трьома лінійними рухами. d - згинання та розгинання суглоба PIP, яким можна керувати незалежно від руху суглоба MCP. e - згинання та розгинання MCP суглоба. f - відведення та приведення MCP суглоба.

Для згинання та розгинання MCP-суглоба створювали два лінійних рухи (d1, d2) шляхом ідентичних рухів в одному напрямку одночасно (рис. 1.2, e). У цей час рухи MCP не впливають на рух суглоба PIP, з’єднаного з d3. Коли d1 і d2 були в протилежних напрямках, палець виконував рухи відведення та приведення суглоба MCP (рис. 2f).

Зрештою, три лінійні переміщення були створені комбінацією обертових двигунів і кулькових гвинтів, і три двигуни могли одночасно створювати рух 3-DOF і створювати високу вихідну силу.

Кінематичний аналіз ланцюгового механізму. Для теоретичного аналізу запропонованого механізму ми розділили механізм на чотири кінематичні моделі (рис. 3), а саме два ланцюги PSS з’єднання MCP (рис. 5.3a), один ланцюг PSU з’єднання PIP (рис. 5.3b), одне чотиристержневе з'єднання PIP (рис. 5.3c), і одне чотиристержневе з'єднання DIP (рис. 5.3d).

Механізм, пов’язаний з рухом шарнірів PIP і DIP, складається з одного ланцюга БП і двох перехрещених чотиризв’язків (рис. 1.3).

Щоб перевірити робочий простір розробленого пальця робота, було проаналізовано доступний робочий простір пальця робота (рис. 1.3, e–g). На рис. 1.3, e показано тривимірне зображення доступного робочого простору, що складається з точок, до яких можна дістатися кінцевою точкою пальця. Тут dr — відстань між кінцевою точкою пальця та фіксованим суглобом MCP пальця, який приймається за початок координат. Найдальші точки виражені червоним кольором. У цьому випадку як PIP, так і DIP пальця в цей час є розтягнутими позами. Оскільки довжину трьох фаланг пальця робота легко відрегулювати, довжину фаланг пальця людини аналізували за тих самих умов, що й пальця робота, для детального порівняння. На рис. 1.3, f показано вид збоку робочих областей пальця робота та пальця людини. Тут T1 – T5, Ta і Tab позначають траєкторії пальців. Траєкторія від T1 до T2 показує, що суглоб MCP рухається від повного розгинання (0°) до повного згинання (90°) з розтягнутою позицією PIP і DIP. Траєкторія від T2 до T4 генерується при переміщенні PIP і DIP під час фіксації суглоба MCP у повному згинанні. T3 представляє найнижчу точку на осі z на цій траєкторії. T5 досягається, коли MCP-суглоб повністю розгинається, зберігаючи повне згинання PIP- і DIP-суглобів. Пунктиром позначено траєкторію руху пальця людини. На рис. 3f показано робоче місце, подібне до простору двох пальців. Рух відведення/приведення є максимальним (30°), коли MCP-суглоб знаходиться в повному розгинанні, і мінімальним (0°),

коли MCP-суглоб знаходиться в повному згинанні. З цієї причини об’єм робочого простору під з’єднанням MCP є відносно малим (рис. 1.3, g), а частина його нижнього правого кута стає гострою (рис. 1.3, e, g).

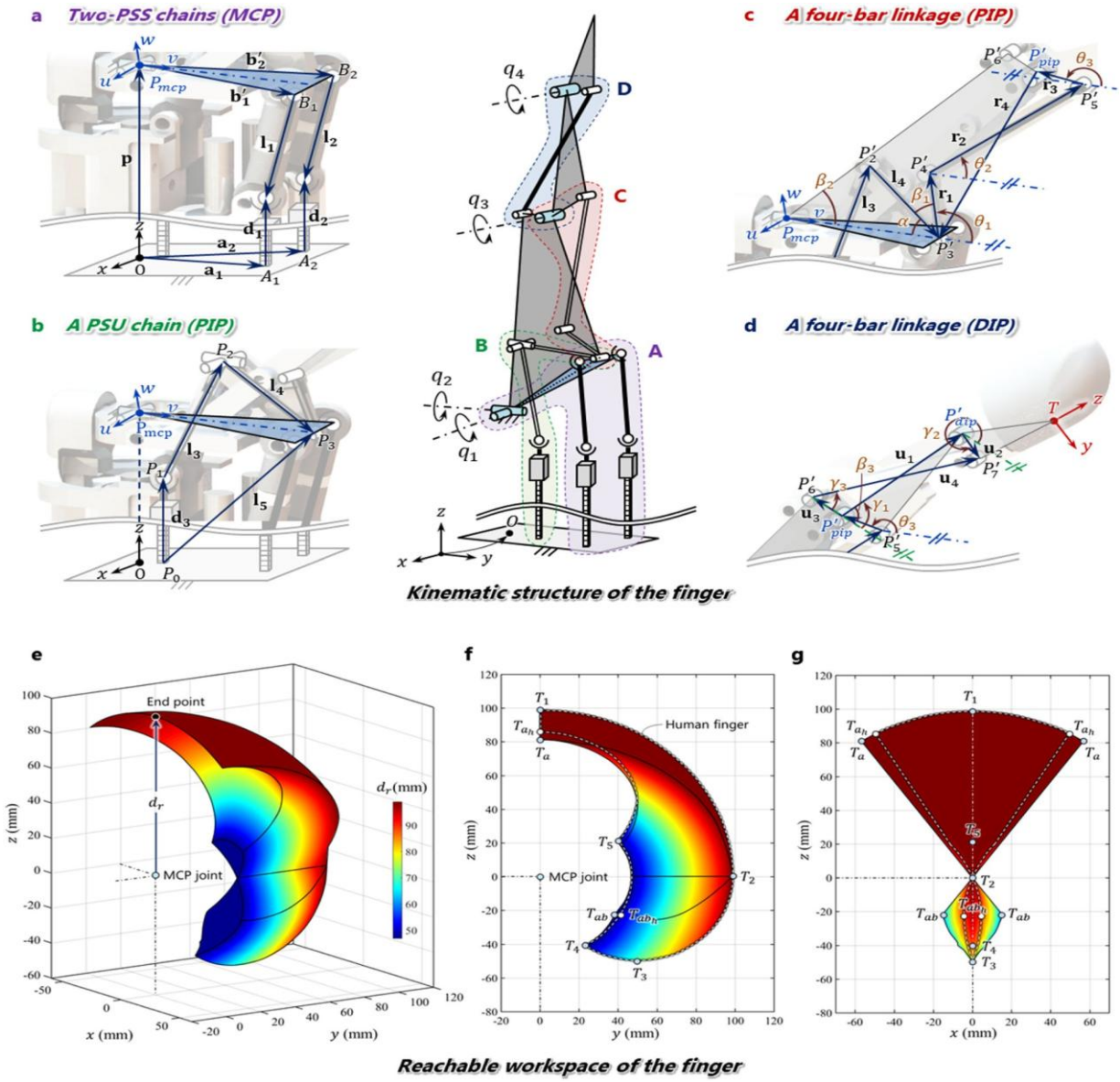


Рис. 1.3. Кінематичний аналіз запропонованого механізму пальця. a - дві ланки PSS для руху 2 DOF суглоба MCP. b - ланка PSU для руху 1 DOF суглоба PIP. c - перехресний чотиристоронній зв’язок у поєднанні з ланкою PSU для приводу з’єднання PIP. d - ще одне перехрещене чотиристрижневе з’єднання для здійснення підпорядкованого руху DIP-шарніра шляхом з’єднання його з PIP-шарніром. e–g - доступні робочі області пальців.

Форма робочого простору в нижній частині пальця робота схожа на форму пальця людини. Це тому, що коли суглоб MCP знаходиться в стані повного згинання, рух відведення/приведення обмежений, оскільки проксимальні фаланги контактують з верхньою частиною двох кулькових гвинтів (рис. 1.2, e). Ta і Tab – це місця максимального руху відведення/приведення під час повного розгинання кожного суглоба пальців людини та робота відповідно. Роботизована рука здатна рухатися на 35° для виконання відведення/приведення. У результаті форми робочого простору пальця робота та пальця людини дуже схожі, а об'єм кожного робочого простору становив 188 740 та 119 800 мм3 відповідно.

Будова руки ILDA. Щоб реалізувати запропонований механізм, що керується з'єднанням, ми в основному враховували наступні фактори: (1) Вибір і конфігурація деталей відповідного розміру для досягнення бажаного руху DOF: щоб реалізувати функцію вищезгаданої кінематичної моделі у вузькому просторі форму пальця, вона повинна бути правильно розташована в конфігурації моделі. Тому важливо вибрати невеликі компоненти відповідного розміру. (2) Ефективна структура передачі потужності для мінімізації тертям між частинами виробу. Щоб досягти високої сили кінчика пальця, потрібна компактна конструкція з мінімізованою силою тертя в частині передачі енергії. (3) Простота виготовлення та складання. Щоб збільшити проникнення розробленої роботизованої руки на ринок, також важливо оцінити її відносно вартості та обслуговування. Тому важливо розробити просту та міцну структуру роботизованої руки. На рис. 1.4, a представлена конструкція антропоморфного пальця робота. Три суглоби, кінчики пальців і долоня роботизованої руки подібні до людської. Рука складається з кінчика пальця та датчика кінчика пальця. На стороні долоні є три двигуни, три муфти, три кулькові гвинти для створення лінійних рухів, три напрямні LM і рамка для пальців. Проксимальна фаланга рухається за рахунок кутового зміщення суглоба MCP, а середня фаланга та кінчик пальця рухаються за рахунок кутового зміщення суглоба PIP. На рис. 1.4, b показано розгорнуте зображення долонної сторони пальця. Важливо отримати високу ефективність руху, мінімізуючи тертя між вузлами.

Розкомпонований вид верхньої частини передачі енергії показаний на рис. 1.4, c. Наконечник штока служить важливим шарніром у реалізації цього механізму. По-перше, можна безперервно обертати його в осьовому напрямку без використання кришки кінця штока. Наконечник стрижня виконує функцію кульового суглоба, не обмежуючи рух MCP-суглоба під час повного (0–90°) згинання та розгинання суглоба. Загалом кулькові підшипники мають обмежений діапазон через контакт між гніздом і кулькою. Крім того, протягом повного діапазону відведення та приведення (±35°) суглоба MCP кінець стрижня може діяти як кульовий шарнір, не перешкоджаючи руху. Таким чином, рух пальців 3 DOF є прийнятним і не заважає досягненню бажаного кута руху. По-друге, якщо вихідна сила виробу висока, дуже важливо використовувати деталі з високою міцністю, які можуть витримати силу, не пошкоджуючись. Оскільки механізм, що керується ланкою, може бути сконфігурований як простий металевий вал або штанга, легко розробити дуже жорстку та міцну конструкцію. Тим часом з'єднання з декількома DOF легко можуть мати низьку міцність. Щоб витримувати високі навантаження, в якості шарніра використовується наконечник штанги. Завдяки характеру кулькового підшипника він забезпечує рух, витримуючи високі навантаження, розподіляючи навантаження. Тому використання стрижневого наконечника дозволяє досягти високої міцності.

Для створення роботизованої руки з п’ятьма пальцями та датчиками на кінчиках пальців із 15 двигунами всі пальці були розроблені з однаковою структурою (рис. 1.4, d). Різною була лише довжина великого пальця і мізинця. Ця конфігурація має значення з точки зору модульності пальців, що може забезпечити зниження витрат і високий потенціал використання.

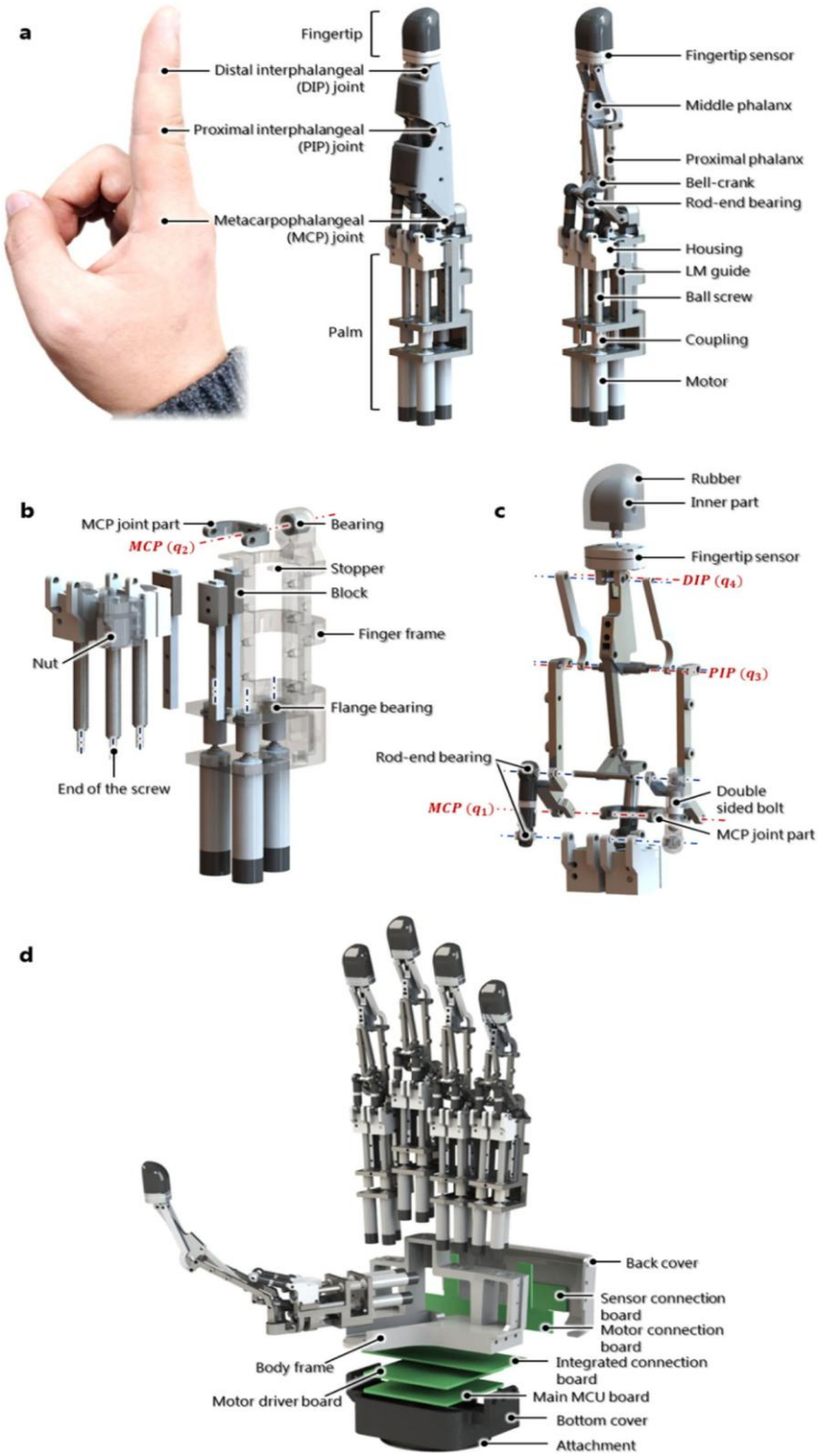


Рис. 1.4. Структура роботизованого пальця, розробленого на основі запропонованого механізму. a - Конфігурація роботизованого пальця. b - Розкладене зображення долонної сторони пальця. c - Верхня частина сторони долоні в розгорнутому вигляді. d - Конфігурація руки ILDA. Рука містить п’ять пальців, три плати з’єднання, плату драйвера двигуна та головну плату MCU.

Для практичного використання роботизованої руки конфігурації електропроводки та плати надзвичайно важливі. Незважаючи на розробку ефективної роботизованої руки, її використання може бути незручним, якщо електронні компоненти не налаштовані належним чином. Крім того, в руках робота необхідна компактна проводка кількох двигунів і датчиків. Як показано на рис. 1.4, d, три з’єднувальні плати, плата драйвера двигуна та плата головного блоку мікроконтролера (MCU) складають електроніку роботизованої руки.

Види спереду та ззаду розробленої руки ILDA показані на рис. 1.5, a, b. Усі частини трансмісії та двигуни вбудовані в долоню. П’ять датчиків F/T були встановлені на кожному кінчику пальця налаштованих частин пальця, а проводка датчика була завершена таким чином, щоб вона не заважала рухам пальця. Нарешті, була розроблена інтегрована роботизована рука з максимальною довжиною 218 мм і вагою 1,1 кг. Таблиця 1 підсумовує технічні характеристики розробленої руки.

Оцінка ефективності. Щоб перевірити ефективність руки ILDA, оцінювалась (1) спритність у робочому просторі, (2) сила кінчика пальця та (3) можливості тактильного сприйняття.

На рис. 1.5, c–e показано рухи п’яти пальців на руці. Робочі діапазони пальця показані на рис. 1.5, f–i. З’єднання MCP може обертатися від 0 до 90°, а з’єднання PIP також може працювати від 0 до 90°; крім того, з'єднання PIP може працювати незалежно від з'єднання MCP. Відведення та приведення пальця підтверджено при ±35°. Крім того, завдяки ефективній конструкції рушійної частини було досягнуто його зворотного руху. Крутний момент для зворотного руху в суглобі MCP становив 25,9 мНм, а для руху в суглобі PIP становив 6,3 мНм.

Рис. 1.5. Виготовлена рука ILDA. a - Вид спереду. b - Вигляд ззаду. c–i - Тести руху розробленої руки ILDA. c - Кулак руки.

Щоб оцінити силу кінчика пальця та можливості тактильного сприйняття, руку ILDA прикріпили до стіни, і палець прикладав зовнішню силу до напівсферичної частини, розташованої над комерційним еталонним датчиком (Nano25, ATI Industrial Automation) (рис. 1.6, a). Величина контактної сили в точці контакту була визначена через датчик кінчика пальця, і така сама сила діяла на датчики кінчика пальця та еталонного датчика. Робота датчика кінчика пальця описана в попередньому дослідженні. Силу,

прикладену пальцями, поступово збільшували, тоді як силу струму 25 мА збільшували кожні 2 с. Було виявлено, що максимальна сила пальця становить 28 Н у витягнутій позі та 34 Н у зігнутій. Точність статичних сил, прикладених пальцями, була перевірена із середньою похибкою 0,9 Н. Значення кожної динамічної сили, прикладеної синусоїдально з амплітудою 21 Н протягом 5-секундного періоду, реєструвалися датчиками, як показано на рис. 6c. Результати, як правило, добре збігаються без критичної помилки, яка перевіряється за допомогою 0,53 Н середньої помилки. Ефективність сили кінчика пальця та здатність сприйняття показує, що роботизована рука має значний потенціал для досягнення контролю над силою під час виконання делікатних завдань.

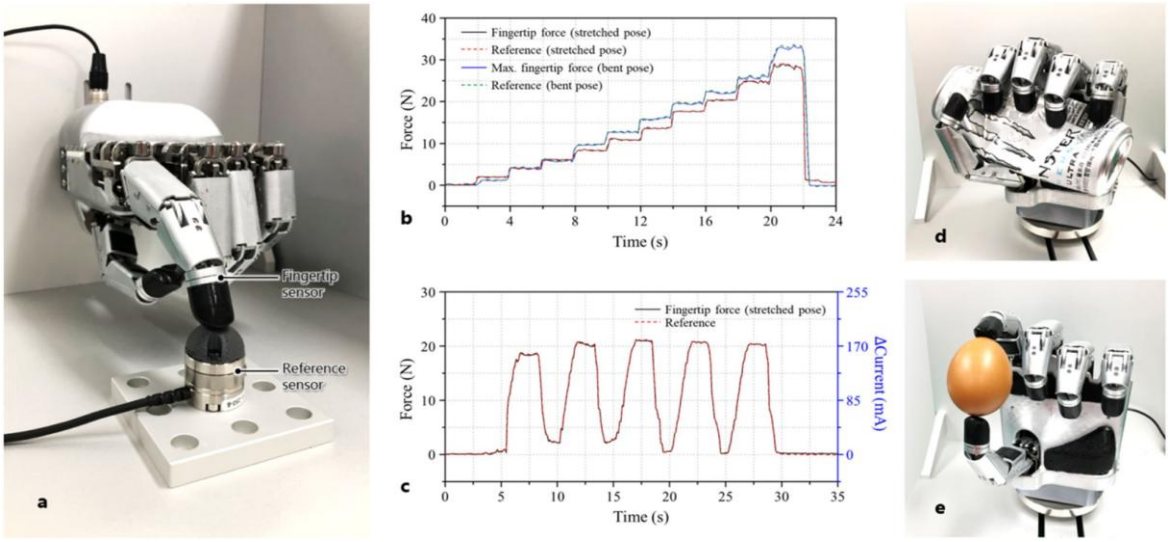


Рис. 1.6. Тести продуктивності руки. a - Експериментальна установка для оцінки сили кінчиків пальців, здатності контролю та ефективності визначення сили розробленої руки. b - Дані виміряної сили, коли силу, прикладену пальцями, поступово збільшували. c - Дані виміряної сили при застосуванні сили синусоїдально. d - Роботизована рука стискає алюмінієву банку з сильною силою захоплення. e - Рука робота тримає яйце делікатним захопленням.

Рукою розчавлювали алюмінієві банки. Рис. 1.6, d показує розчавлення банки силовим захопленням рукою. У цей час виміряна максимальна сила на кожному пальці становила 25 Н. Відповідно до рис. 1.6, e, яйце можна безпечно схопити рукою.

Було проведено кілька експериментів, щоб перевірити надійність і міцність розробленої руки, наприклад, тест на тривалу роботу, тест для оцінки здатності хапати протягом тривалого часу, тест повторюваності, тест високого корисного навантаження та тест на нагрівання/струм (рис. 1.7). Це вважається важливим для фактичного використання руки.

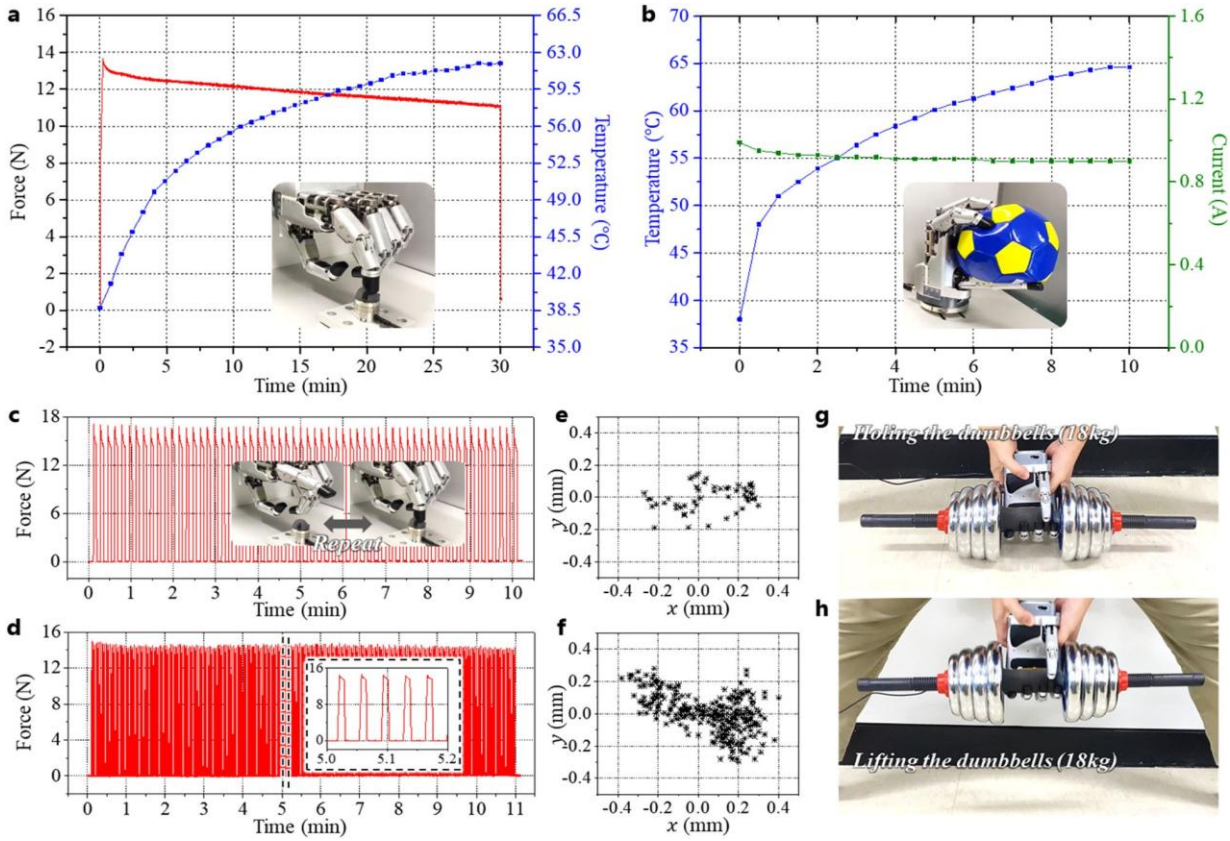


Рис. 1.7. Випробування руки на надійність. a - Виміряна контактна сила і температура руки під час тривалої роботи роботизованого пальця. b - Виміряна температура і сила струму руки під час захоплення м’яча рукою. c, d - Дані виміряної сили при повторенні повної витягнутої пози та зігнутої пози пальця з 5-с і 1-с контактами відповідно. e, f - Розташування контактів на еталонному датчику пальця з 5-ти та 1-с контактами. g, h - Утримування та підняття гантелей вагою 18 кг для перевірки корисного навантаження.

Маніпуляційні тести рукою ILDA. Щоб підтвердити можливість маніпулювання інструментом за допомогою руки, були проведені експерименти, прикріпивши руку до комерційного робота-маніпулятора. Був проведений експеримент з різанням паперу, оскільки різання ножицями є завданням, що вимагає високої спритності в повсякденному житті (рис. 1.8, a). Крім того, невеликий предмет переміщали пінцетом, щоб перевірити тактильну здатність сприймати руку, у той час як рука делікатно схоплювала інструмент (рис. 1.8, b).

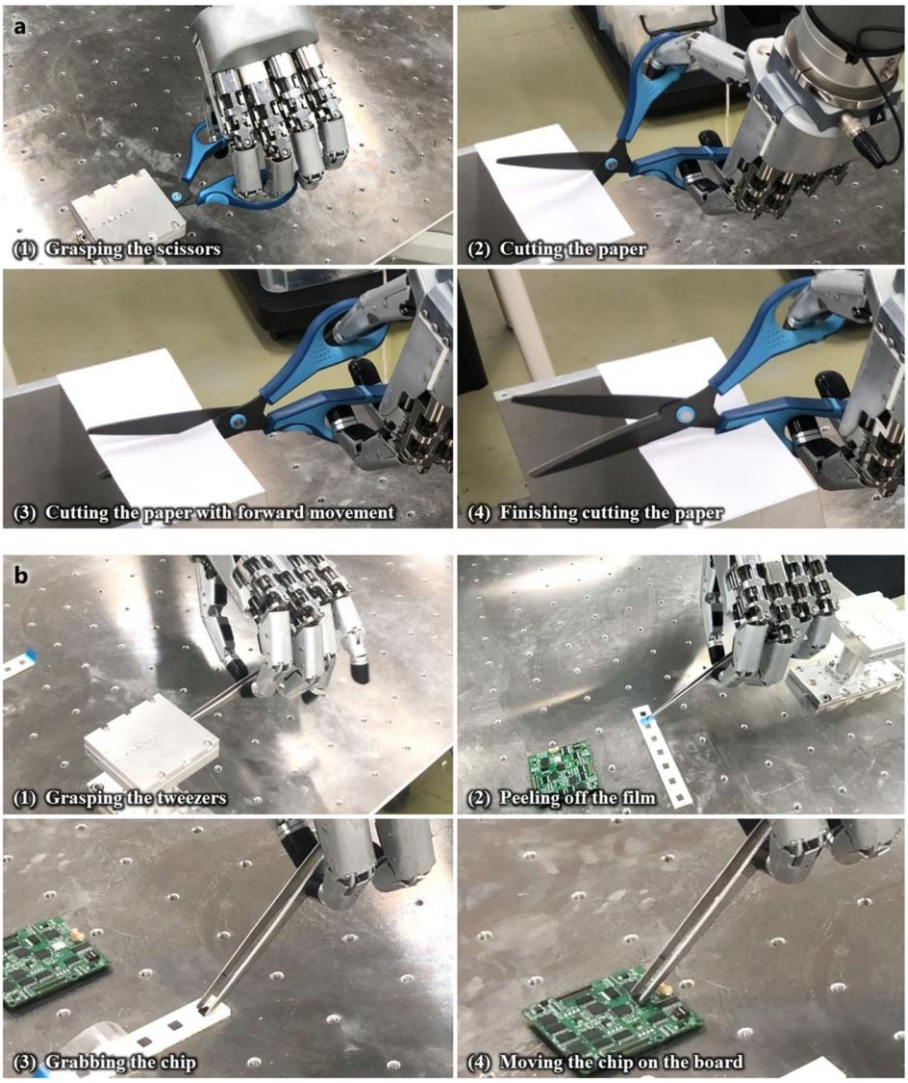


Рис. 1.8. Випробування маніпуляцій з інструментом із рукою, прикріпленою до роботизованої руки. a - Експеримент, у якому рука ріже папір, тримаючи та маніпулюючи ножицями. b - Експеримент, у якому робот хапає пінцет і маніпулює кінчиками пінцета, щоб схопити та перемістити маленький предмет.

Під час експерименту з різанням паперу ножицями рух хапання було згенеровано за допомогою стратегії керування, щоб рука робота не деформувалася, тримаючи ножиці. Тут використані ножиці не були пристосовані для руки, а були звичайними ножицями, які використовувалися в повсякденному житті. Роботизований маніпулятор був розташований так, щоб ножиці, які тримала роботована рука, були перпендикулярні до паперу, а маніпуляції в руці виконувалися, щоб забезпечити достатній робочий простір для ножиць, зберігаючи стабільність захоплення. Рука успішно розрізала папір завдяки органічному контролю за допомогою руху маніпулятора вперед, коли папір рухався одночасно під час різання ножицями.

Далі був проведений експеримент з утримуванням і переміщенням дрібних предметів пінцетом. Спочатку рука схопила пінцет, і положення пінцета було змінено на зручний для утримання напрямок, що відповідає невеликому предмету, який є плоскою квадратною стружкою товщиною 0,9 мм і довжиною 6 мм через рухи руками. Пінцет, який використовується в цьому експерименті, зазвичай використовується в лабораторіях. Маніпулятор рухався так, що кінчики пінцета могли утримувати маленьку мікросхему, а рука виконувала хапальний рух так, що пінцет знімав кришку мікросхеми та схоплював чип. Під час захоплення можна було визначити, яка сила діяла на кінчики пальців за допомогою датчика кінчика пальця. Потім об’єкт перемістили в інше місце, а пінцет відпустили для завершення операції.

Результати довели, що цю компактну руку робота можна легко прикріпити до комерційної руки робота. Крім того, він має високу спритність і функції визначення сили та може виконувати складні операції з інструментом.

1.3 Прототип протеза кисті

Як прототип розглянемо конструкцію протеза кисті, яка наведена на рис. 1.9 та є у відкритому доступі в мережі інтернет.

Конструкція спроектована спеціально для можливості 3D друку усіх основних елементів протеза. Так було виконано такий друк та отримано практично реалізовану конструкцію такого протеза. Вона наведена на рис. 1.10. Додатково встановлено громіздкість такої конструкції, масивність (невиправдану) елементів. Окрім того є присутня велика кількість гвинтових з’єднань та елементів приводу всередині пальців (рис. 1.11), що знижує надійність конструкції.

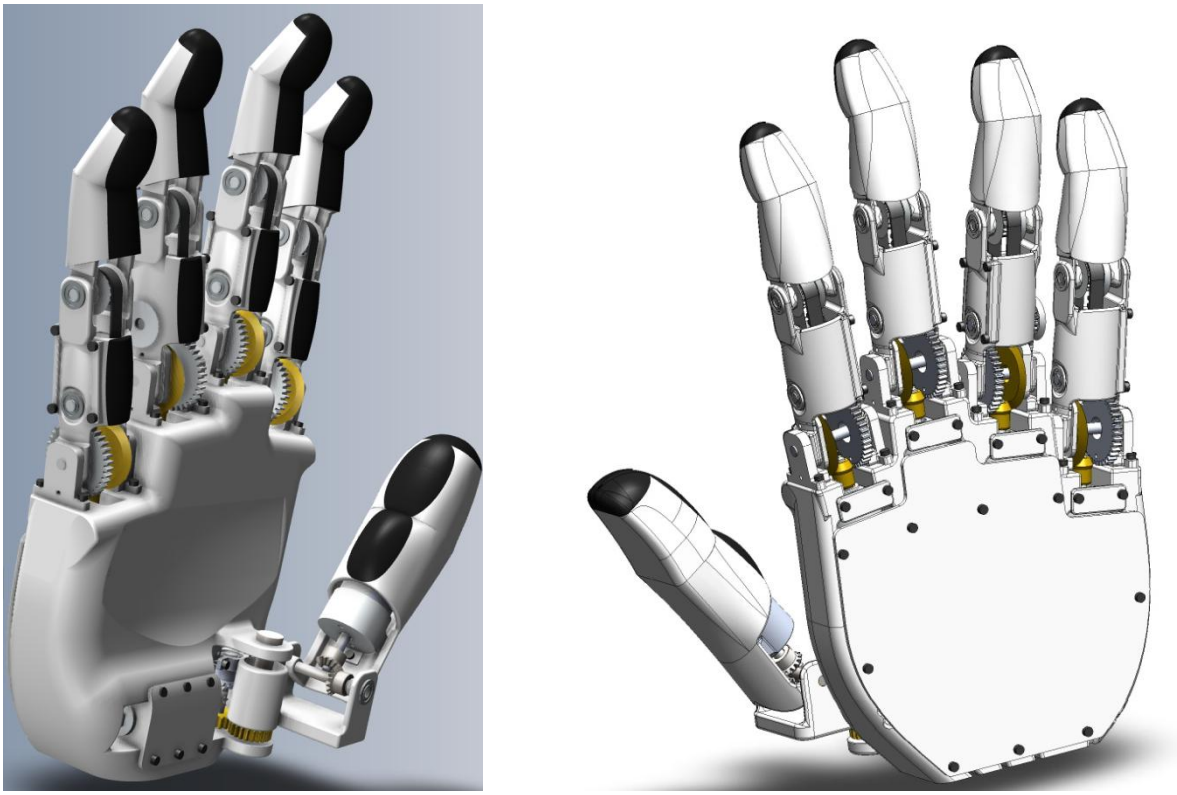


Рис. 1.9. Конструкція прототипа протеза кисті

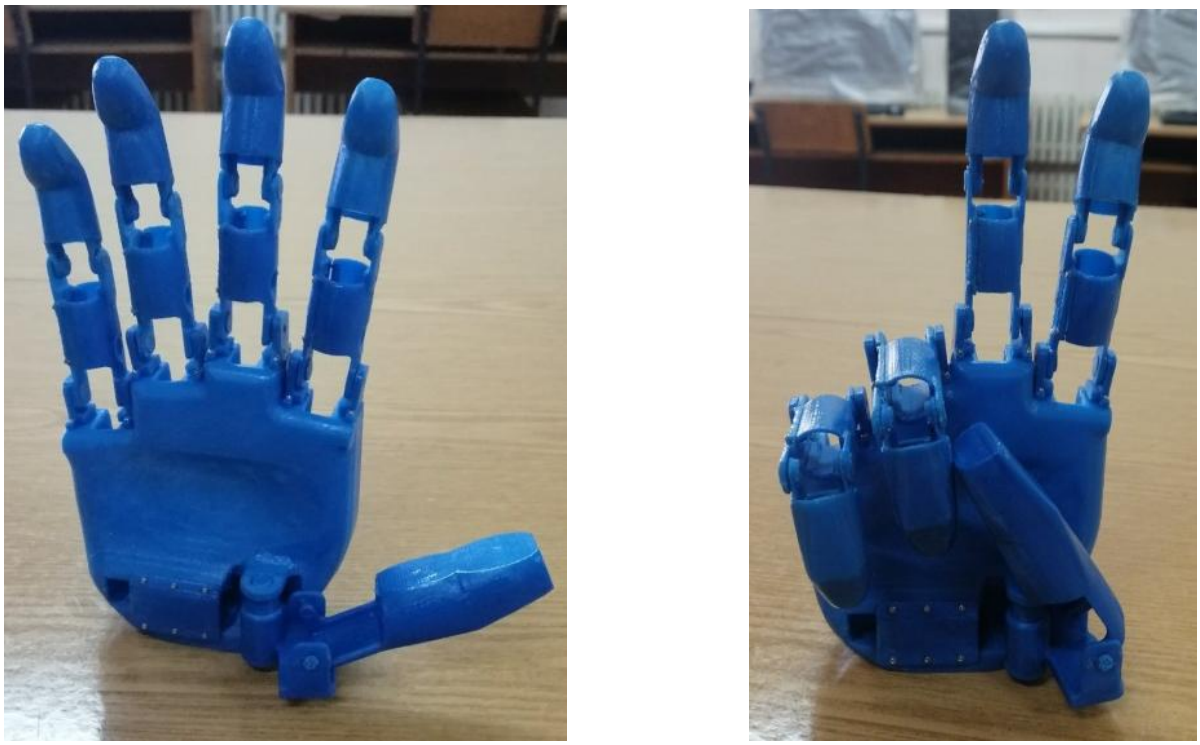


Рис. 1.10. Надрукована конструкція прототипа

Рис. 1.11. Елементи приводу всередині конструкції прототипа

На противагу такій та попередній конструкції запропоновано використати конструкцію, яка була би наближеною до природної структури кисті. Запропоновано використати за основу протеза ендоскелет, до якого могли б кріпитись елементи реалізації тактильних відчуттів тощо.

В загальному, ендоскелет є механізмом, що забезпечує опору, рух, форму за рахунок внутрішнього каркаса. Приклад ендоскелета — кісткова система тварин та людини. Прикладом ендоскелета може слугувати «рука термінатора» (рис. 1.12.)

Рис. 1.12. Ендоскелет «руки термінатора»

В цьому випадку власне на «кістках» фаланг пальців можна розмістити силіконові вставки, які були б м’якими та надавали б естетичного і природного вигляду протезу, а також в середині цих вставок можна було б розмістити здавачі тиску і реалізвати тактильні відчуття. Окрім того такий протез був би набагато легшим, мав би меншу кількість елементів та з’єднань, тобто більш надійним, і в ньому можна було б реалізувати можливість швидкої та простої заміни окремих пальців при їх пошкодженнях. Також можливим стає зменшення кількості ступенів вільності при виконанні тих самих захватів, що і прототипи, що спростило б керування таким протезом за набагато меншої кількості вихідних біосиналів. Тобто така конструкція була б більш функціональною.

Однак, для проектування такої конструкції і оцінювання її функціональності потрібно провести складні розрахунки, які будуть включати значну кількість ітерацій для досягнення потрібного ефекту. Щоб спростити

цей етап варто застосувати системи автоматизованого моделювання і симулювання.

1.4 Висновки до розділу 1

Розглянуто задачу підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті. Показано, що сучасні протези мають значні обмеження, оскільки дуже складно (чи практично неможливо) технічно реалізувати біомехатронну систему, яка в повній мірі виконувала б функції здорової руки людини. Так, важко забезпечити необхідну вагу конструкції, в якій для забезпечення потрібної кількості виконуваних рухів та захватів потрібно помістити значну кількість елементів приводу та відповідних контролерів. Також особливо складною є задача забезпечення надійного керування таким протезом на основі біосигналів. Останнє обмеження якраз і є основною причиною зниження функціональності існуючих біонічних протезів кисті. Збільшення функціональності протеза в класичному розумінні передбачає використання більшої кількості елементів конструкції, що призводить до зниження його надійності.

Встановлено, що важливим є пошук шляхів підвищення ефективності та надійності біонічних протезів при наявності обмеженої кількості сигналів керування ними.

Проведено аналіз конструкцій високофункціональної та більш простої роботизованої руки та на противагу їхнім конструкціям запропоновано використати конструкцію, яка була би наближеною до природної структури кисті. Запропоновано використати за основу протеза ендоскелет, до якого могли б кріпитись також елементи реалізації тактильних відчуттів.

РОЗДІЛ 2
АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Автоматизований кінематичний аналіз та моделювання роботизованих захватів

Кінематична структура, керування рухом в часі та конструкція механізму приводу осі допомагають зосередитися на основних характеристиках маніпуляції, таких як досяжність і спритність, швидкість, корисне навантаження та точність. Досяжність пояснює рух ланок руки в просторі, а спритність вказує на кутове зміщення суглоба. Досяжність і спритність робота визначаються трьома осями руки. Симулятори роботів підтримували науку робототехніки протягом тривалого періоду і були незамінним інструментом для розуміння, планування, проектування та програмування навчальних і промислових роботів. Ці програмні інструменти дозволяють користувачам програмувати та тестувати свої додатки без використання справжнього апаратного забезпечення або навіть його створення, оскільки такі інструменти дозволяють заздалегідь аналізувати поведінку та продуктивність. У дослідженнях робототехніки симулятори відіграють важливу роль у розробці та демонстрації алгоритмів і методів у таких сферах, як планування шляху, планування захоплення, навігація мобільних роботів тощо. Існує багато переваг використання цих програмних інструментів, наприклад, вони полегшують тестування та налаштування концептуальних механізмів за різних умов і обмежень, визначених користувачем. По-друге, вони уникають використання та зношування дорогих і складних роботизованих структур. Зрештою, вони дешевші, ніж справжні роботи та маніпулятори. Деякі з цих програмних інструментів уже були розроблені дослідниками для професійних, а також освітніх і дослідницьких цілей. Однак більшість із цих інструментів розроблено спеціально для

конкретного застосування, проте деякі з них є успішними спробами розробки пакетів програмного забезпечення для роботів загального призначення. Деякі є незалежним програмним забезпеченням, тоді як інші є типами плагінів. Основним внеском цих програмних пакетів є автоматизація та спрощення процесу моделювання руки робота, що важливо для правильного проектування та керування роботом. Крім того, простий у користуванні графічний інтерфейс і спрощені моделі дозволяють швидко створювати прототипи та симулювати роботів, а також контролювати дизайн/перевірку. Ці програмні інструменти дозволяють користувачеві легко створювати та маніпулювати основними для робототехніки типами даних, такими як однорідні перетворення, кватерніони та траєкторії, які необхідні для представлення тривимірного положення та орієнтацій. Функції, доступні в цих програмних інструментах, включають пряму і зворотну кінематику та пряму і зворотну динаміку. Ці інструменти базуються на загальному методі представлення кінематики та динаміки маніпулятора послідовної лінії. Однак більшість цих інструментів розроблено спеціально для серійних маніпуляторів, а інструменти моделювання роботизованого захвасу досить обмежені, наприклад OpenGRASP, Graspit!, SynGrasp.

2.2 Середовище OpenGrasp

Це набір інструментів на основі модульної архітектури для симуляції захоплення та спритного маніпулювання. Користувач може створювати, а також змінювати розроблені моделі. Цей інструментарій є оновленою або покращеною версією OpenRAVE. Це вдосконалено редактором роботів, який використовує формат файлу COLLADA та рівень фізичної абстракції для гнучкості та стандартизації. OpenRAVE розроблено для додатків автономних роботів і має три рівні, тобто ядро, рівень плагінів для взаємодії з іншими бібліотеками та інтерфейси сценаріїв для полегшення доступу до функцій.

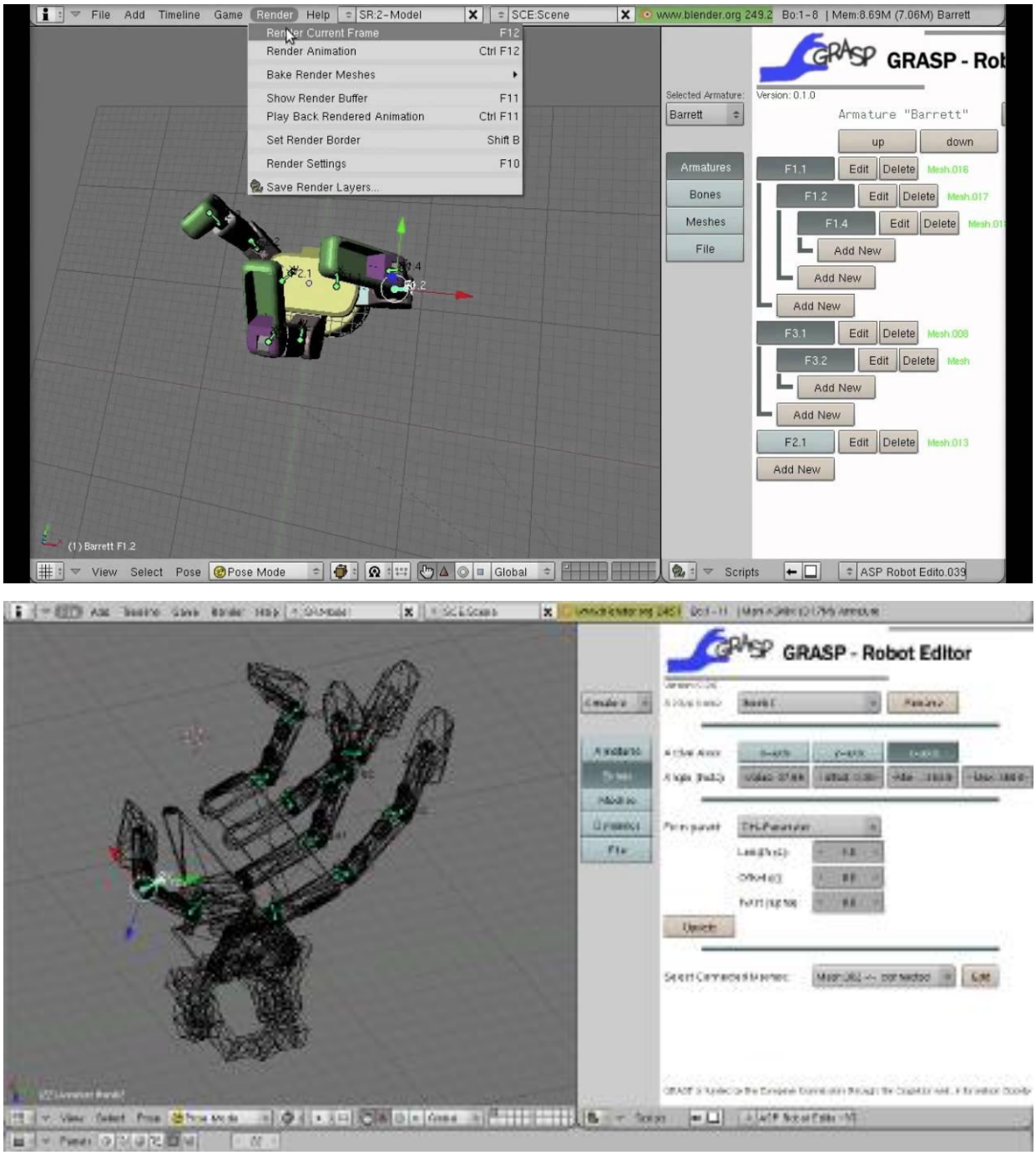


Рис. 2.1. Вікна програми OpenGrasp

Ключовими аспектами роботизованого редактора є геометричне моделювання, семантичне моделювання, динамічне моделювання та формати перетворення. Основним застосуванням OpenGRASP є планування та захоплення, воно базується на медіальній осі об’єкта та зменшує простір пошуку об'єкта захоплення.

2.3 Середовище Graspit!

Це ідеальне середовище для аналізу та планування захвату, і воно може служити випробувальним майданчиком для нових алгоритмів оцінки захоплення, синтезу захоплення та планування маніпуляцій. Випробувати ці алгоритми можна набагато швидше та для більшої кількості ручних конструкцій, аніж в лабораторії за допомогою реального робота. Зрештою, планування фактичного завдання захоплення може бути виконано в симуляції, а потім виконано на фізичній системі. Це симулятор, який розрахований на довільні конструкції рук і роботів. Він також може завантажувати об’єкти та завади довільної геометрії, щоб заповнити простір симуляції. Graspit! двигун включає систему швидкого виявлення зіткнень і визначення контакту, яка дозволяє користувачеві інтерактивно маніпулювати роботом або об'єктом і встановлювати контакт між ними. Коли захоплення сформовано, однією з ключових особливостей тренажера є набір матриці якості захоплення. Кожен захват оцінюється за допомогою числових показників якості, а методи візуалізації дозволяють користувачеві перевірити слабкі місця захвату та зробити довільні 3D-проекції простору для 6-вимірного захвату.

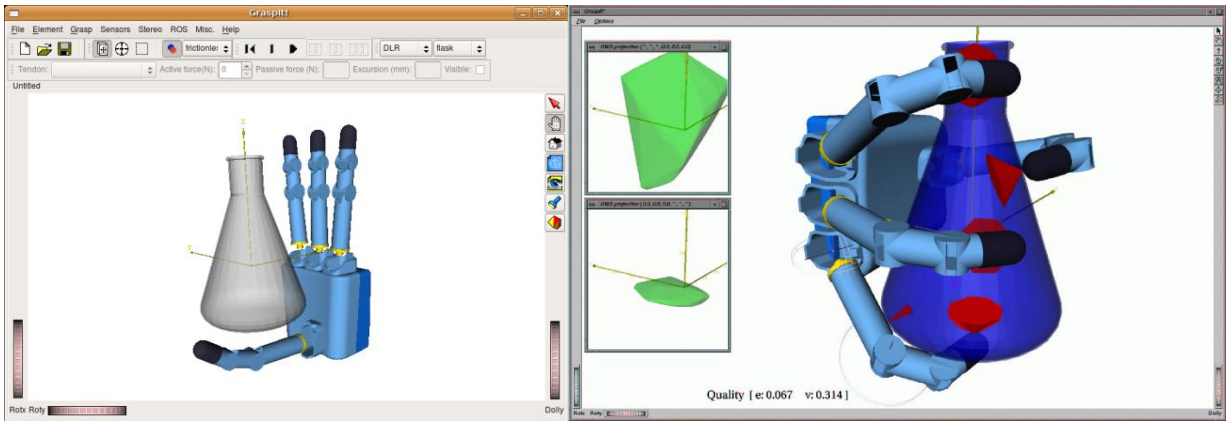


Рис. 2.2. Вікна програми Graspit!

Graspit! має такі функції, як 3D-інтерфейс користувача, що дозволяє користувачеві перевіряти простір, що містить роботів, об’єкти та перешкоди.

Він також складається з механізму динаміки, планування захоплення, засобів обчислення числових матриць якості захоплення та методів візуалізації для Grasp Wrench Space, підтримки м’яких контактів пальців, підтримки низьковимірних підпросторів положення рук, бібліотеки роботизованих моделей рук для взаємодії з обладнанням і датчиками, гнучке визначення робота, яке дає змогу імпортувати робота нової конструкції, швидке виявлення зіткнень і визначення контакту. Щоб слідувати траєкторії, необхідна система та простий генератор траєкторії та алгоритми керування, які обчислюють спільні зусилля.

2.4 Середовище Syngrasp

Syngrasp — це незалежний роботизований інструментарій, розроблений для аналізу захвату людської руки, а також роботизованих рук. Він надає графічне представлення моделей руки: антропоморфну руку, руку з трьома пальцями, модульну руку. Цей набір інструментів має такі можливості, як моделювання руки, моделювання захоплення, аналіз захоплення та графіки для підтримки представлення маніпулятора та об’єктів довільної форми. Інструмент призначений для інтеграції в модель руки кінематичного зв’язку між суглобами, як ті, що забезпечуються синергетичною організацією людської руки, або завдяки механічним або контрольним обмеженням, реалізованим на руках робота. Функції панелі інструментів були розроблені для простого та інтуїтивно зрозумілого аналізу основних властивостей захвату, наприклад керована сила та рух, маніпуляція, міри якості захоплення.

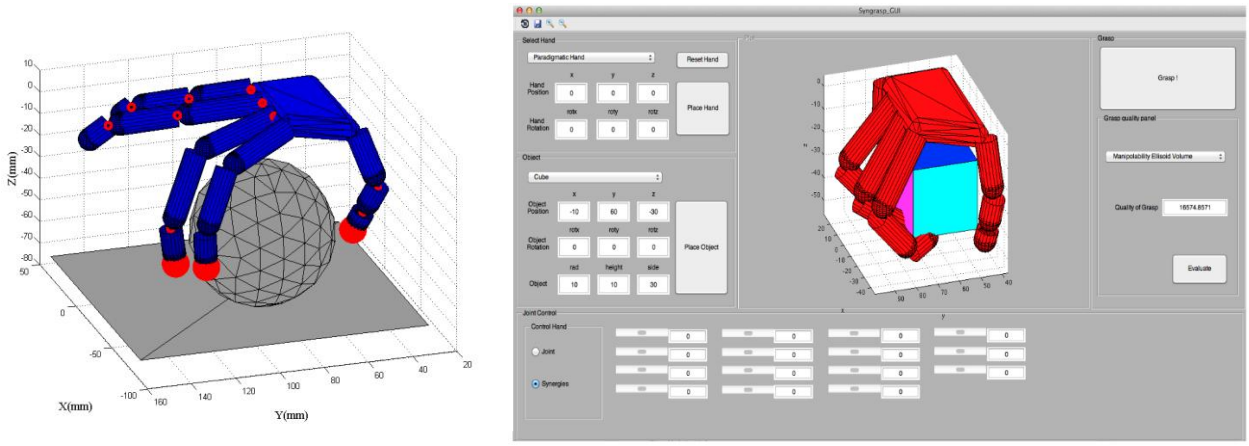


Рис. 2.3. Вікна програми Syngrasp

Етапи виконання аналізу включають:

- 3D представлення та орієнтації
- Кінематика
- Траєкторії
- Динаміка
- Планування захоплення та аналіз захоплення
- Розширені функції, такі як підтримка віддаленого керування, функції доповненої реальності, виявлення зіткнень
- Симуляція

2.5 Модуль DXGToolbox для MATLAB

Набір інструментів на основі MATLAB, а саме. «DXGToolbox» був розроблений для проведення повного аналізу захватів роботизованої руки. Етапи розробки показані на рис. 2.4.

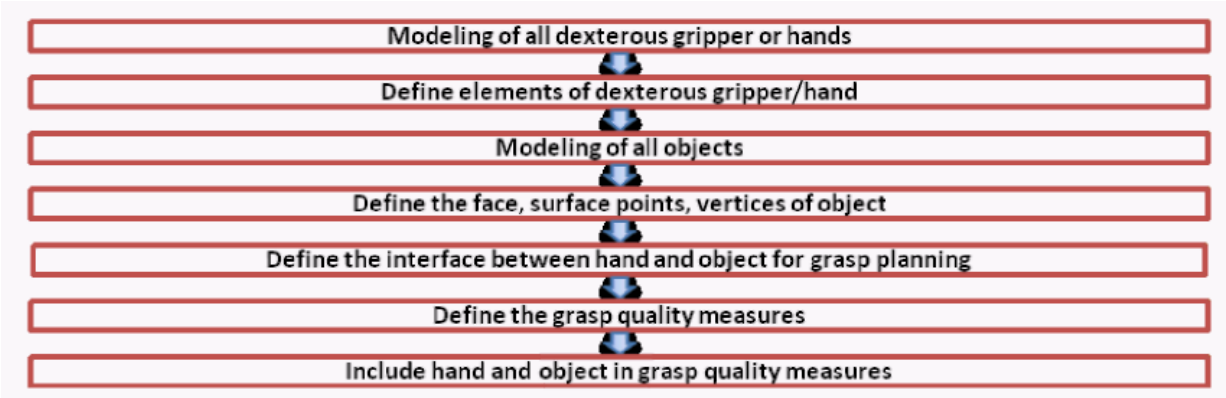


Рис. 2.4. Блок-схема етапів створення DXGToolbox

DXGToolbox складається з 6 модулів, а саме: Функції DXGToolbox, визначення руки користувача, існуюча модель захватів, визначення об’єкта, вимірювання якості захоплення та вікно моделювання захоплення. Усі ці модулі позначені та зображені на рис. 2.5, а підключення та ієрархія зображені на блок-схемі, показаній на рис. 2.6.

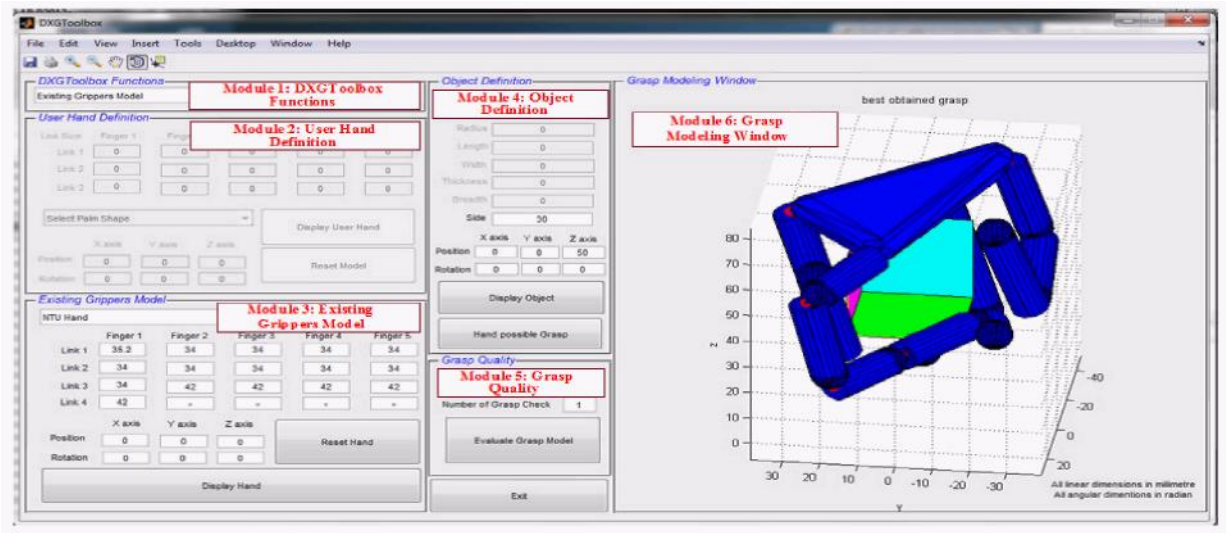


Рис. 2.5 Шість модулів DXGToolbox

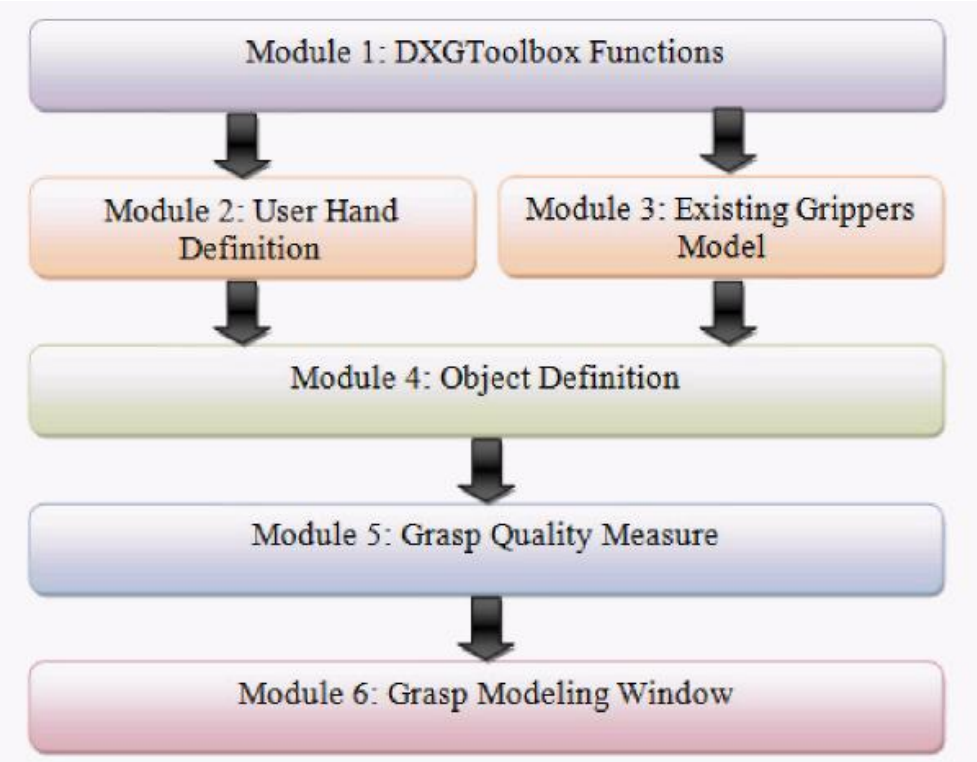


Рис. 2.6. Блок-схема модуля DXGToolbox GUI

У видимому спливаючому меню, доступному в модулі 1 «Функції DXGToolbox», є вказівка «Вибрати функцію DXGToolbox». Натиснувши на неї на екрані з'являться дві опції, а саме:

- Визначення руки користувача
- Існуюча модель захватів

За допомогою цього спливаючого модуля користувач може отримати доступ до параметрів «Визначення руки користувача» (Модуль 2) і параметрів «Існуюча модель захватів» (Модуль 2).

Користувач має вибір щодо різних елементів руки, таких як кількість пальців, довжина ланок і форма долоні. Всі розміри вказані в міліметрах. Користувач може вибрати наступні форми долоні: коло, прямокутник і трапеція.

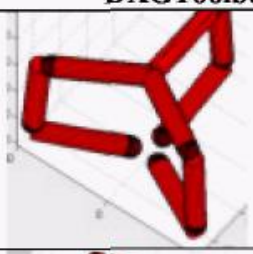
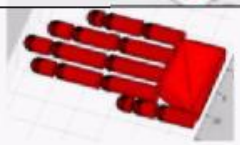
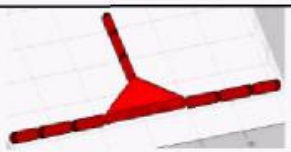
Вибравши долоню, користувач може вибрати максимум п'ять пальців, які складаються максимум з трьох ланок. У модулі є й інші параметри, наприклад положення руки та її орієнтація. Деталі положення та обертання можна подавати в міліметрах від початку сітки (0, 0, 0) і в радіанах від 0 до 1

відповідно. Після натискання відображення руки користувача модель руки користувача буде відображена у вікні GUI (Модуль 6). Кнопка «Скинути модель» повертає модуль 2 за замовчуванням.

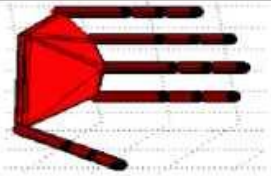
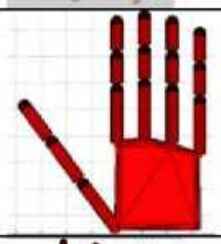
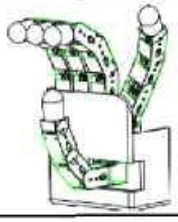
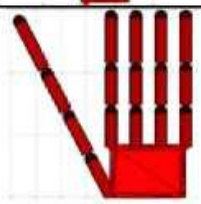
Існуюча модель захватів. У цьому фрагменті інструментарію доступні дані, пов’язані з дев’ятьма моделями існуючих промислових ручних захватів (як наведено в табл.2.1). Інформація про кількість пальців і довжину зв’язку також відображається на екрані відповідно до деталей, наведених у табл.2.2. Користувач може вибрати конкретну руку, натиснувши інструкцію за замовчуванням «Вибрати руку». Якщо натиснути кнопку «Показати руку», еквівалентна модель руки буде відображена у вікні графічного інтерфейсу користувача модуля 6. Існують інші параметри, доступні для позиціонування та орієнтації вибраного захвату відносно осей X-Y-Z. Кнопка «Скинути руку» повертає модуль 3 за замовчуванням. Користувач також може визначити власну спритну руку та виконати всі зазначені аналізи.

Таблиця 2.1

Різні форми та конфігурації захоплення та їх еквівалент у DXGToolbox

Hand	Actual Configuration	Equivalent model used in DXGToolbox
Barrett Hand [5-7]		
Paradigmatic Hand [8,9]		
Modular Hand [10]		

Продовження таблиці 2.1.

DLR 2 Hand [11,12]		
GIFU Hand 3 [13,14]		
KH Hand S1 [15,16]		
Shadow Hand [17,18]		
HIRO Hand 3 [19,20]		
NTU Hand [21,22]		

Таблиця 2.2

Розміри елементів різних захватів

	Hand Models	Barrett Hand	Paradigmatic Hand	Modular Hand	DLR 2 Hand	GIFU Hand 3	KH Hand S1	Shadow Hand	HIRO Hand 3	NTU Hand
Finger 1 Link size	L1	50	25	38	55	70.5	62.5	38	13	35.2
	L2	50	15	38	25	50	29	32	72	34
	L3	-	10	31	25	36.5	29	27.5	45	34
	L4	-	-	-	-	-	-	-	-	42
Finger 2 Link size	L1	50	37	38	55	70.5	62.5	45	13	34
	L2	50	30	38	25	32	29	25	72	34
	L3	-	15	31	25	32.5	29	26	45	42
Finger 3 Link size	L1	50	40	38	55	70.5	62.5	45	13	34
	L2	50	35	38	25	32	29	25	72	34
	L3	-	17	31	25	32.5	29	26	45	42
Finger 4 Link size	L1	-	37	-	55	70.5	62.5	45	13	34
	L2	-	30	-	25	32	29	25	72	34
	L3	-	15	-	25	32.5	29	26	45	42
Finger 5 Link size	L1	-	27	-	55	70.5	62.5	45	13	34
	L2	-	25	-	25	32	29	25	72	34
	L3	-	10	-	25	32.5	29	26	45	42

Модуль 4: Визначення об’єкта

Цей модуль з’являється після завершення модулів 2 і 3. Цей модуль визначає об’єкт відповідно до його розміру, положення та орієнтації. У спливаючому меню відображається вказівка за замовчуванням «Вибрати форму об’єкта для захоплення», а в списку з’являються шість різних об’єктів. Після вибору однієї із зазначених форм на екрані з’являються відповідні змінні. Шість вибраних стандартних фігур разом із іменами їхніх файлів функцій наведено в табл.2.3.

Таблиця 2.3

Файли функцій DXGToolbox для різних форм

Shape	Function files in DXGToolbox
Sphere	DXGobjsph
Cube	DXGobjcube
Cylinder	DXGobjcyl
Slab	DXGobjslab
Plate	DXGobjplate
Cuboid	DXGobjcboid

Це надає можливість вводити числові значення для змінних і визначає положення та орієнтацію об’єкта. Після натискання кнопки «Показати об’єкт» об’єкт з’явиться у вікні графічного інтерфейсу користувача з уже вибраною рукою. У випадку, якщо об’єкт і рука знаходяться у вказаному положенні або не отримують точки спільного простору, то з’явиться вікно повідомлення «Не вдається розмістити об’єкт у бажаному положенні».

Модуль 5: Якість захвату

Це найважливіший модуль інструментарію. Тут обчислюються показники якості захоплення для визначення співвідношення між рукою та об’єктом захоплення. Існує шість різних показників якості, які враховуються в цьому наборі інструментів. Показники якості захоплення, які використовуються в цьому наборі інструментів, указані в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4

Різні показники якості захвату, які використовуються в DXGToolbox

Grasp Quality Measure	Formulae Used	Function and its programming
Minimum singular value of G	$Q = \sigma_{min}(G)$	DXGmsingularvg(G) SminG = sqrt(eigs(G*(G'),1,'sm')); SmaxG=sqrt(eigs(G*(G'),1,'lm')); Ii=SminG/SmaxG;
Grasp isotropy index	$Q = \frac{\sigma_{min}(G)}{\sigma_{max}(G)}$	DXGgii (G)
Distance to singular configurations	$Q = \sigma_{min}(H)$	DXGdsconfig(G,J) Gc=G'*inv(G*G'); HO=Gc'*J; SminHO=sqrt(eigs(HO*(HO'),1,'sm')); SmaxHO=sqrt(eigs(HO*(HO'),1,'lm')); Ut=SmaxHO/SminHO;
Volume of the manipulability ellipsoid	$Q = k\sqrt{\det(HH^T)}$	DXGmanipEllipsoidVolume(G,J) Gc=G'*inv(G*G'); HO=Gc'*J; VSHO=sqrt(eig(HO*(HO'))); VE=VSHO(1)*VSHO(2)*VSHO(3)*VSHO(4)*VSHO(5)*VSHO(6); VE=sqrt(det(HO*(HO')));
Uniformity of transformation	$Q = n_e(H) = \frac{\sigma_{min}(H)}{\sigma_{max}(H)}$	DXGuot(G,J) Gc=G'*inv(G*G'); HO=Gc'*J; VGHO=sqrt(eig(G*(G'))); VE=VGHO(1)*VGHO(2)*VGHO(3)*VGHO(4)*VGHO(5)*VGHO(6); VE=sqrt(det(G*(G')));
Volume of the ellipsoid in the wrench space	$Q = k\sqrt{det(GG^T)}$	DXGVolellwenchspace(G)

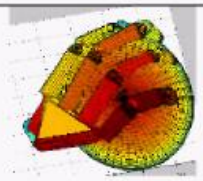
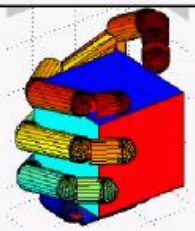
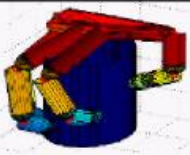
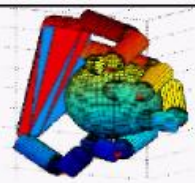
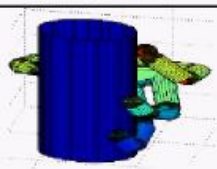
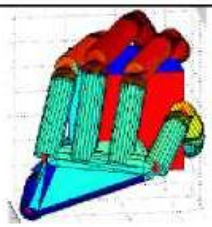
Модуль 6: Вікно моделювання захоплення

Модуль має вікно GUI на основі MATLAB для аналізу математики, пов’язаної з якістю захоплення. Це також дає детальний огляд об’єкта,

захопленого рукою. Модуль 2 і модуль 3 створюють модель руки, а модуль 4 забезпечує модель об’єкта захоплення. Toolbox виконує всі операції послідовно. Модуль 6 надає інтерактивний вигляд рук і предметів.

Таблиця 2.5

Список вимірювань якості Grasp та їхні результати

Grasp Quality Measure	**GUI window display**
Minimum singular value of G	
Grasp isotropy index	
Distance to singular configurations	
Volume of the manipulability ellipsoid	
Uniformity of transformation	
Volume of the ellipsoid in the wrench space	

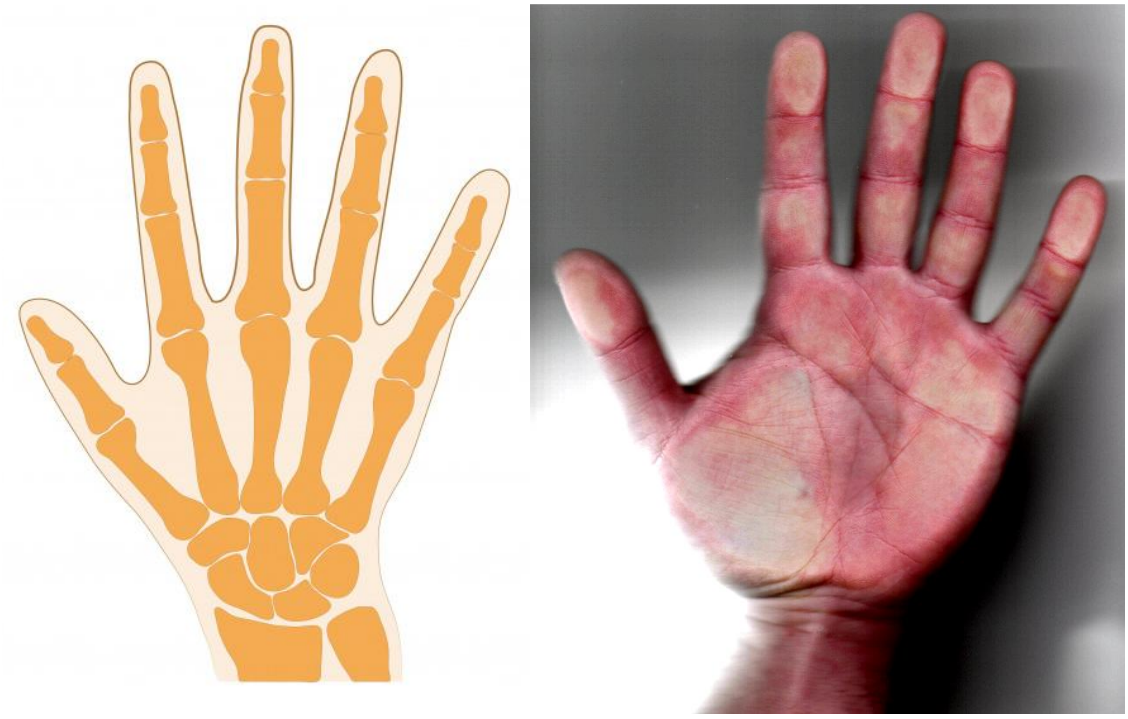
2.5 Висновки до розділу 2

Для проектування пропонованої конструкції ендоскелета і оцінювання її функціональності проаналізовано системи автоматизованого моделювання і симулювання, зокрема OpenGRASP, Graspit! та SynGrasp. Відзначено, що найкращі можливості для аналізу має програма SynGrasp, яка використовується спільно з програмою Matlab, та дозволяє проводити 3D представлення та орієнтацію макера протеза, досліджувати кінематику, траєкторії рухів, динаміку, проводити планування захоплення та аналіз захоплення, має деякі розширені функції, такі як підтримка віддаленого керування, функції доповненої реальності, симуляції.

РОЗДІЛ 3.
ПРОЄКТУВАННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЕНДОСКЕЛЕТА БІОКРОВАНОГО ПРОТЕЗА КИСТІ

3.1 Конструкція ендоскелета пальця для біокерованого протеза кисті

Процес розроблення ендоскелета включав в себе декілька етапів. На рис. 3.1, а, наведено зображення кісток кисті, а на рис. 3.1, б – зображення кисті. Ці два зображення було використано для визначення основних геометричних розмірів для проектування екзоскелета протеза. Так, за основу використано розмір кісток долоні, великого пальця та вказівного пальця.



а б

Рис. 3.1. Зображення кісток кисті (а) та зображення кисті (б)

Для цього ці зображення було завантажено в програмне середовище для підголовки технічних креслень. На рис. 3.2 наведено вигляд завантаженого зображення кисті із обведеними під визначені розміри параметрами долоні

(позиція 4) та пальців (позиції 1-3). Власне долоня обведена без врахування м’яких тканин, тому її габарити є меншими від габаритів реальної долоні.

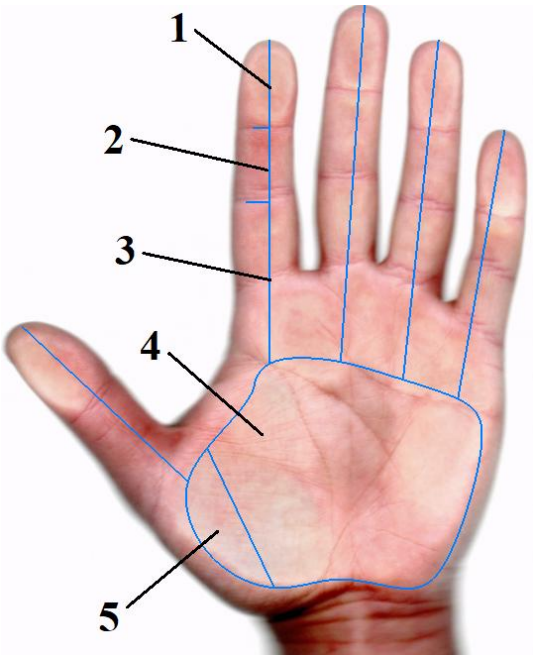


Рис. 3.2. Вигляд завантаженого зображення кисті із обведеними під визначені розміри параметрами долоні та пальців

Позицією 5 позначено окремий елемент долоні, який забезпечує відведення великого пальця.

Була спроектована структура вказівного пальця, що включає групу шарнірних елементів, що відповідають фалангам справжнього пальця, і елементи, які передають зусилля на ці фаланги під час згинання і розгинання пальця.

Аналіз відомих конструкцій протезів рук дав можливість спроектувати конструкцію, в якій всі шарнірні суглоби всіх фаланг згинаються одночасно з повторюванням траєкторії реального пальця.

Так, на рис. 3.3 наведено спрощене схематичне зображення вказівного пальця.

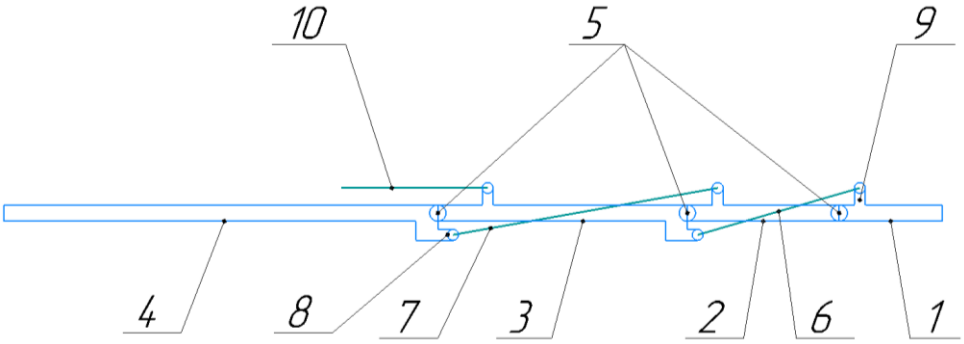


Рис. 3.3. Спрощене хематичне зображення вказівного пальця

Відповідно до рис. 3.3, елементи 1-3 умовно являють собою фаланги пальця, елемент 4 є долонею. Ці елементи є шарнірно з’єдними (позиція 5). Навантаження передаються через спеціальні штанги (позиції 6,7), які рухомо кріпляться до виступів елементів (1-4) та приводів (від елемента 10). Переміщаючись штанга 10 призведе до згинання в першому шарнірі. При цьому штанга буде з однієї сторони повертатись в шарнірному з’єднанні. Тоді через штангу 7 відбудення повертання в шарнірі наступної фаланги і так далі.

3.2 Аналіз роботи проектованої конструкції пальця

Важливим є забезпечення для проектованої конструкції пальця таких геометричних параметрів, щоб в кінцевому випадку палець згинався і розгинався ідентично чи максимально наближено до згинання та розгинання реального пальця. Розміри елементів окремих фаланг взято із зображення реальної кисті людини (рис. 3.4).

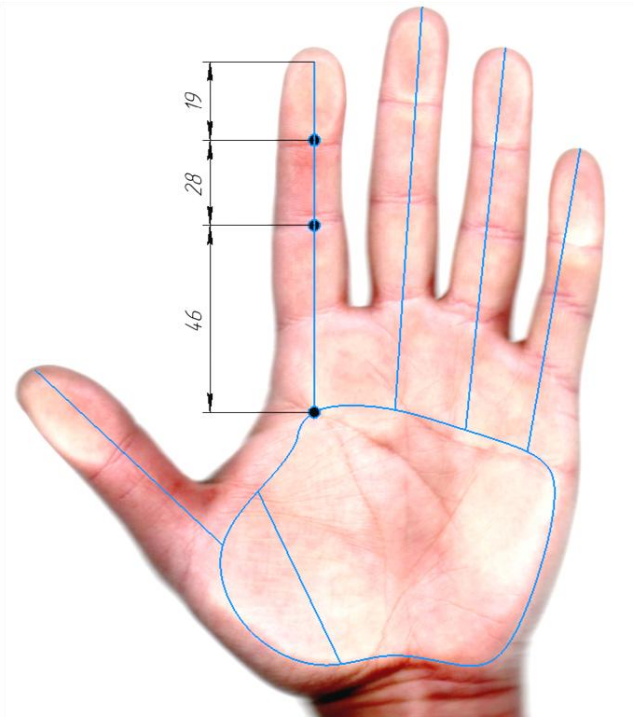


Рис. 3.4. Розміри елементів окремих фаланг

На рис. 3.4 чорними точками позначено місця рухомого з’єднання окремих фаланг пальця між собою та із долонею. Елементи виступів та довжини штанг в першому наближенні вибрано довільно, лише щоб оцінити функціональність конструкції.

На основі цього елементи конструкції пальця, що наведена на рис. 3.3, було приведено до вибраних та виміряних розмірів. Вигляд отриманої конструкції в розігнутому стані наведено на рис. 3.5.

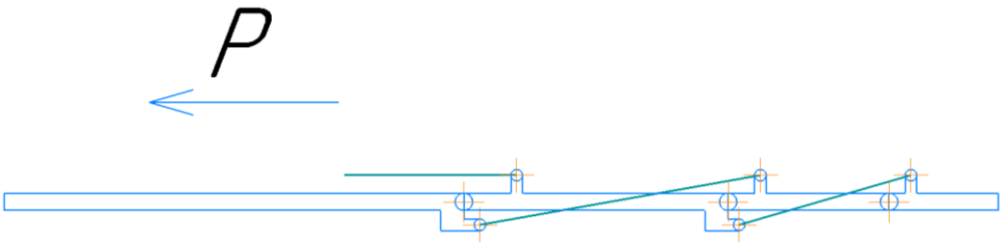


Рис. 3.5. Проєктована конструкція пальця в розігнутому стані

Далі оцінено переміщення окремих елементів конструкції при переміщенні елемента першої фаланги пальця в шарнірному з’єднанні відносно елемента долоні на 45^0 (рис. 3.6).

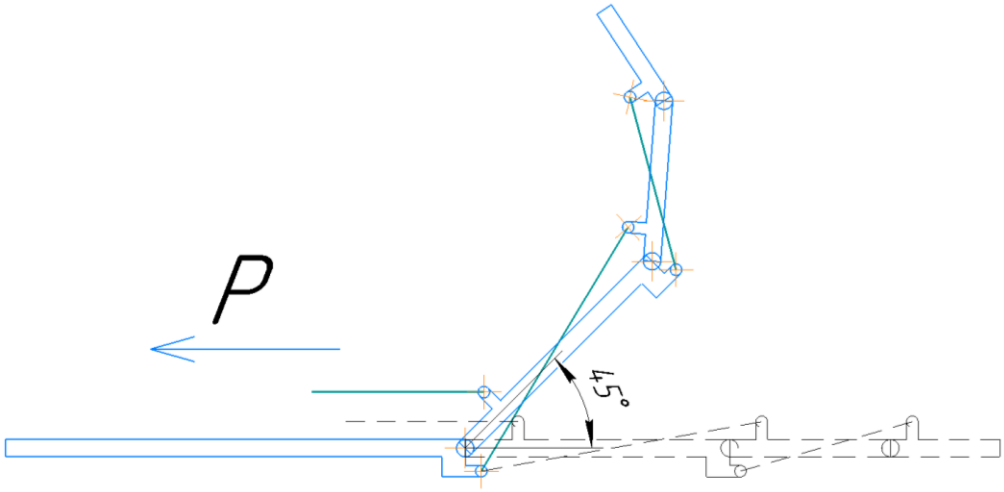


Рис. 3.6. Переміщення елементів конструкції пальця при згинанні першої фаланги на 45^0.

Як видно з рис. 2.6, відбувається одночасне переміщення усіх елементів конструкції в відповідних шарнірних з’єднаннях. На рис. 3.7 наведено переміщення окремих елементів конструкції при переміщенні елемента першої фаланги пальця в шарнірному з’єднанні відносно елемента долоні на 90^0.

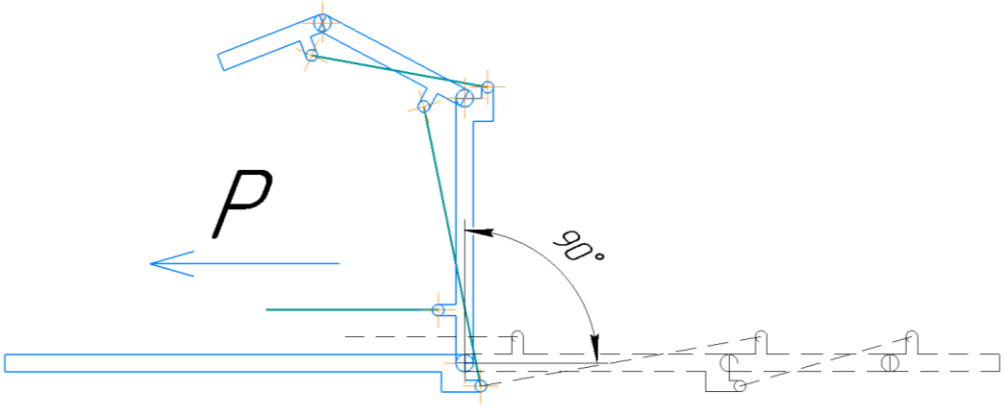


Рис. 3.7. Переміщення елементів конструкції пальця при згинанні першої фаланги на 90^0

Провівши спостереження за переміщеннями фаланг реального пальця та наведеної на рис. 3.7 конструкції встановлено наступне. При згині першої фаланги відносно долоні реального пальця на 90^0 кіт α (рис. 3.8) повинен бути гострим ($75\text{-}85^0$), а кут β – тупим ($115\text{-}125^0$).

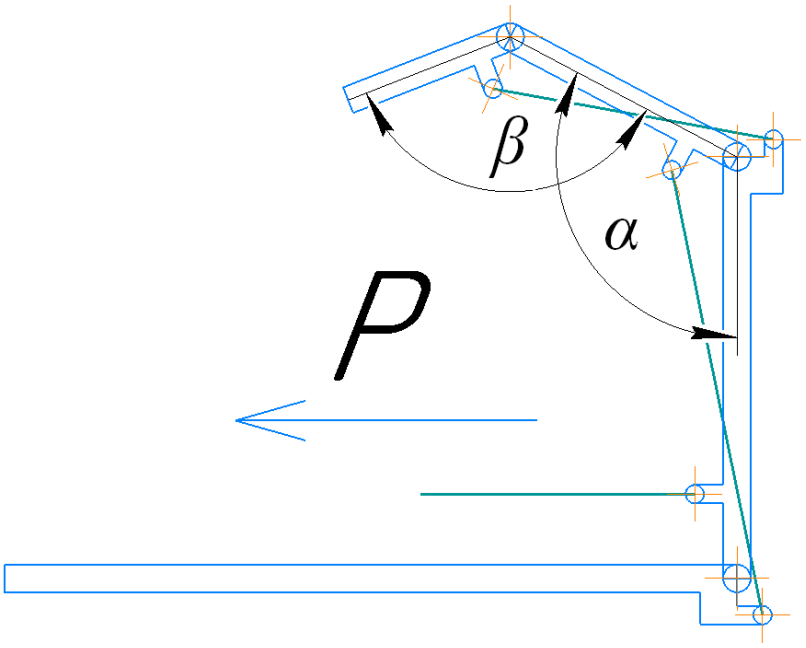
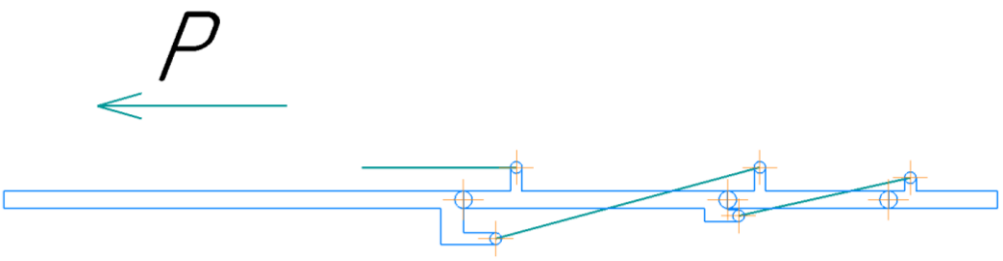
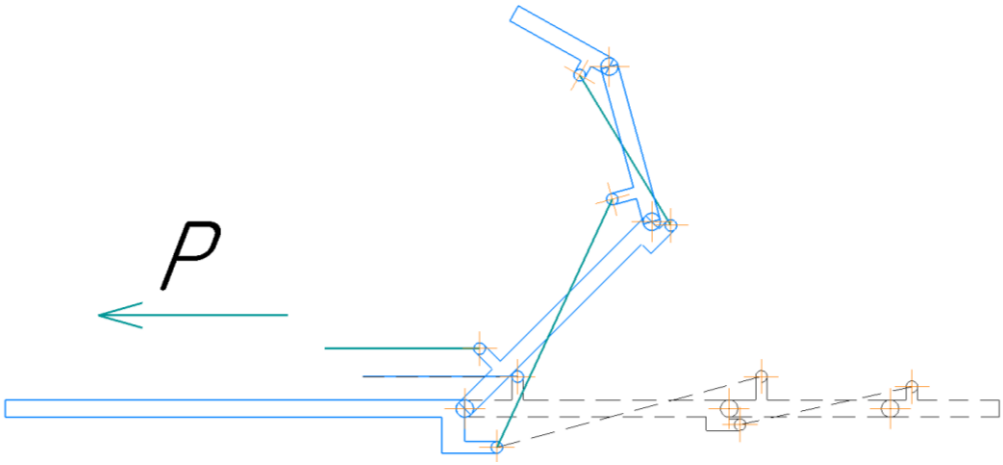


Рис. 3.8. Особливості згинання фаланг пальця.

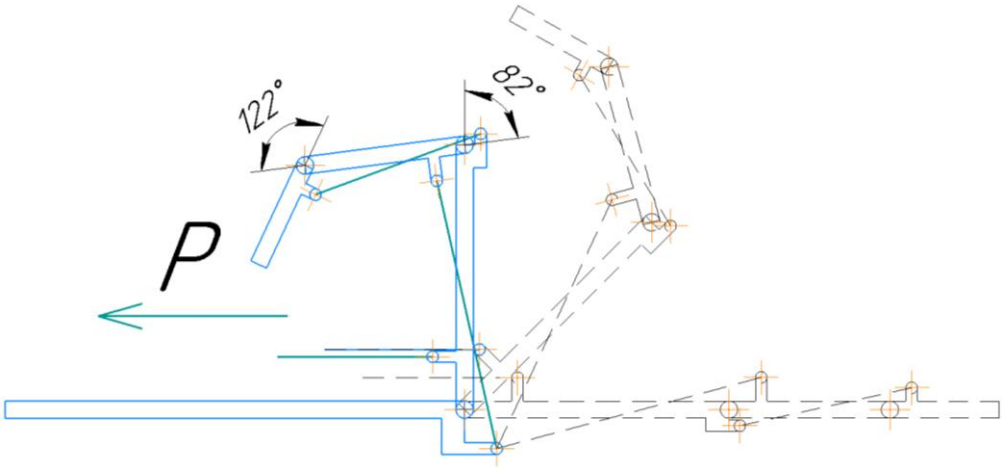
Однак, в наведеній на рис 3.7 конструкції обидва кути є тупими. Таким чином потрібно змінити величини виступів на елементах кожної фаланги пальця та довжини штанг відповідно. Для цього було задано потрібні траєкторії поворотів кожного елемена фаланг пальця, їхні розміщення при куті повороту першої фаланги відносно долоні в 45^0 та 90^0 та вибрано з множини можливих оптимальні значення. Отримана конструкція наведена на рис. 3.9.



а)



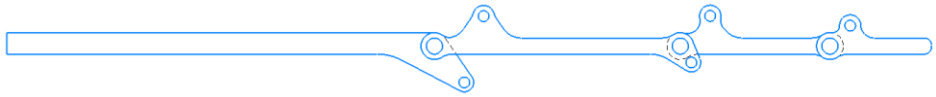
б)



в)

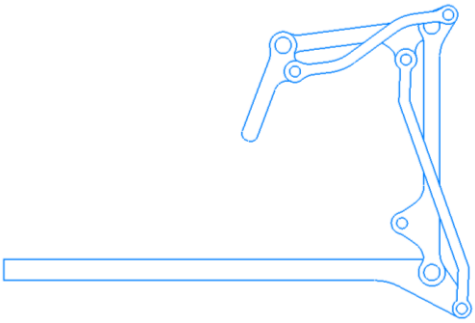
Рис. 3.9. Перерахований варіант проектованої конструкції

Також для цих елементів пальця биконано згладженя гострих країв, а в форму штанг зроблено вигнутою. Отримана конструкція наведена на рис. 3.10.



а)

б)



в)

Рис. 3.10. Отримана конструкція елементів пальця (а), разом із штангами (б) та при згині (в)

Використовуючи поміряні з рис 3.4 дані для елементів фаланг вказівного пальця, долоні та елемента відведення великого пальця було спроектовано основні елементи ендоскелета протеза кисті. Їхні креслення наведені в додатках. На основі цього було виконано 3D проектування окремих елементів конструкції ендоскелета та виконано креслення об’ємної складальної одиниці (рис. 3.11).

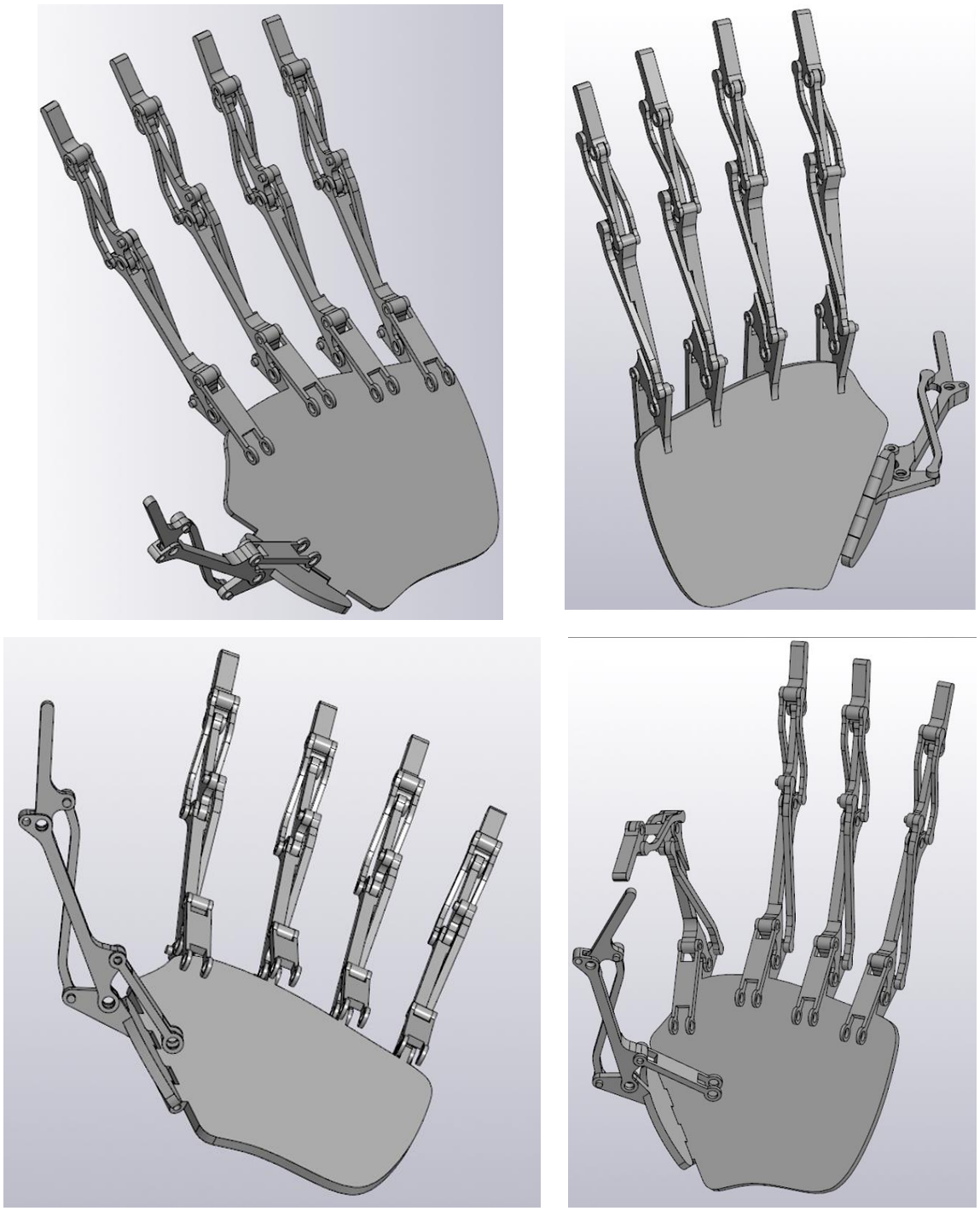


Рис. 3.11. 3D зображення конструкції ендоскелета як об’ємної складальної одиниці

Також усі елементи конструкції було виготовлено з допомогою 3D принтера. При цьому використовувався ABS філамент чорного та синього кольору. З філаменту чорного кольору було виготовлено основні несучі елементи, а з філаменту синього кольору – штанги. Товщина шару становила

0,1 мм при типових значеннях інших параметрів друку для такого філамента. Зображення зібраної конструкції ендоскелета протеза кисті наведено на рис. 3.12 та рис. 3.13.

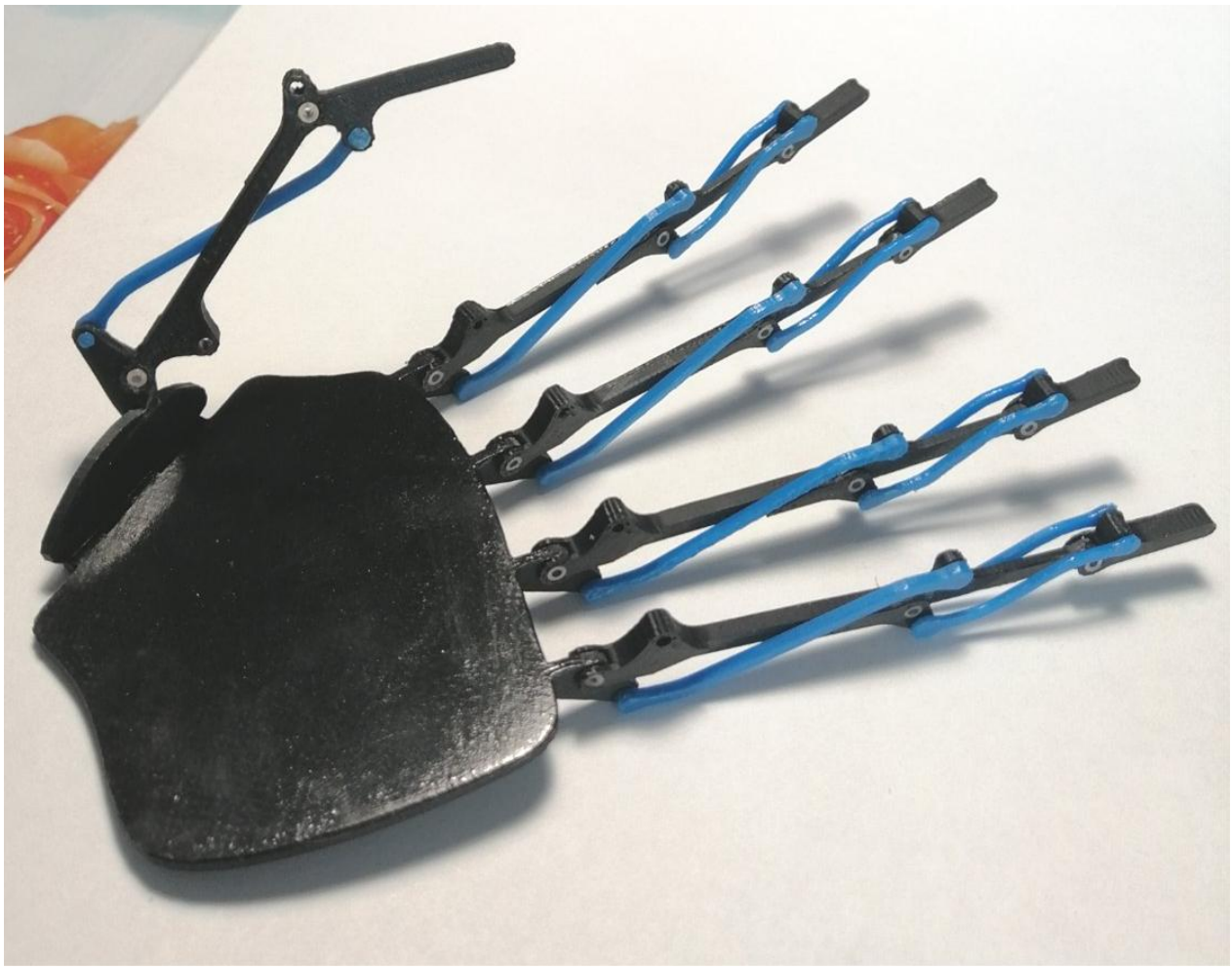


Рис. 3.12. Зображення зібраної конструкції ендоскелета протеза кисті

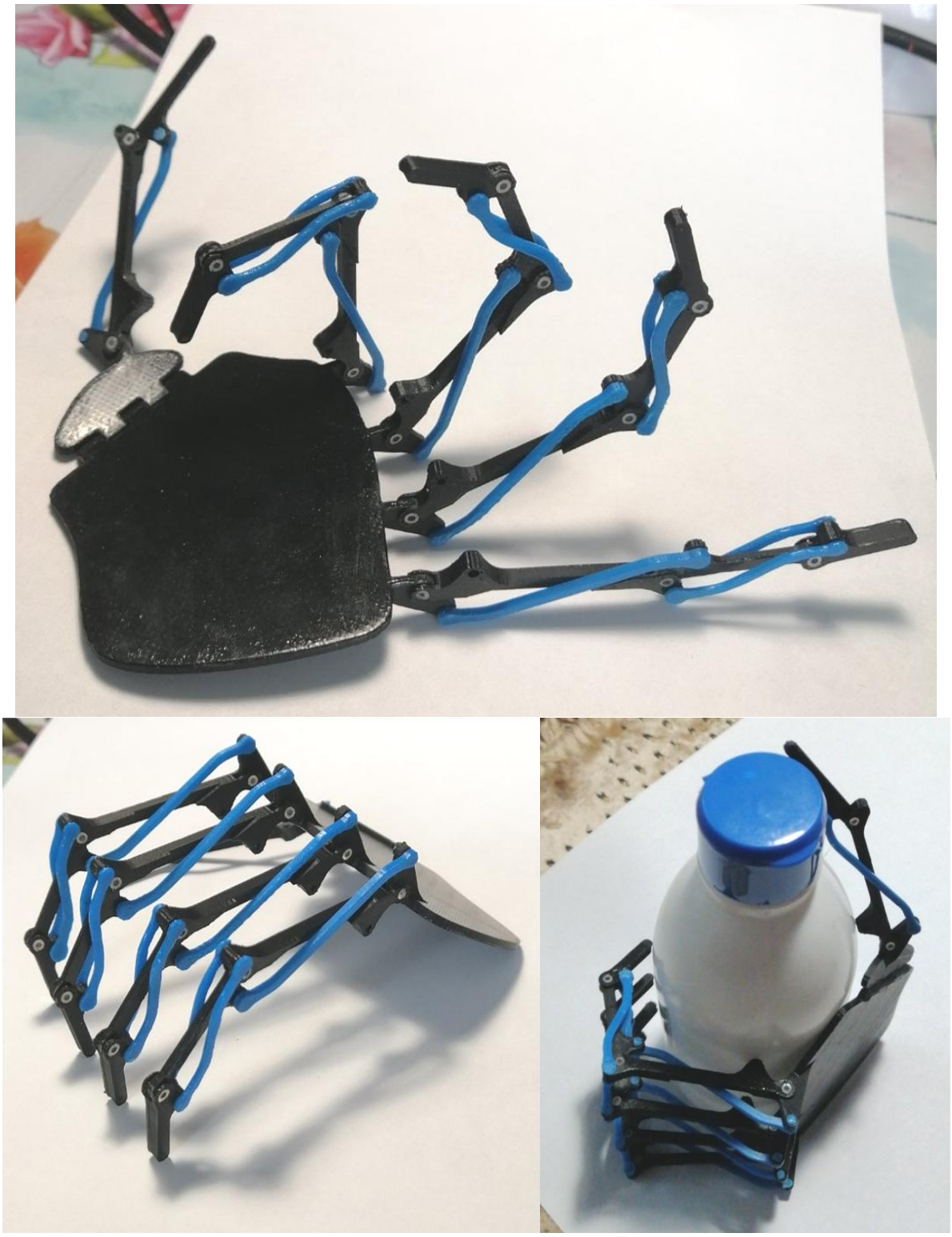
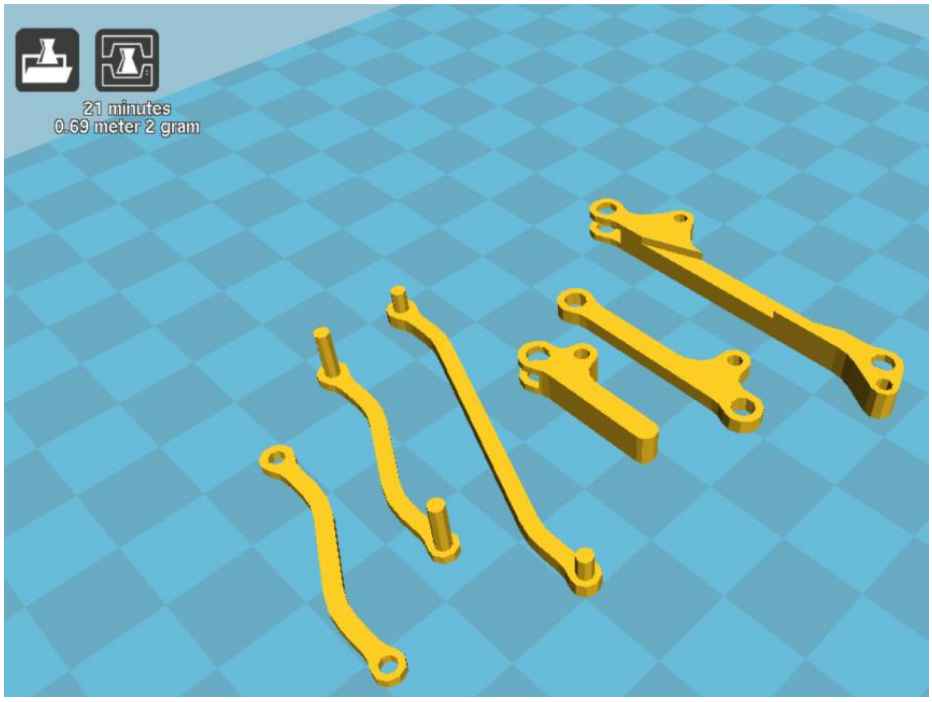


Рис. 3.13. Зображення зібраної конструкції ендоскелета протеза кисті

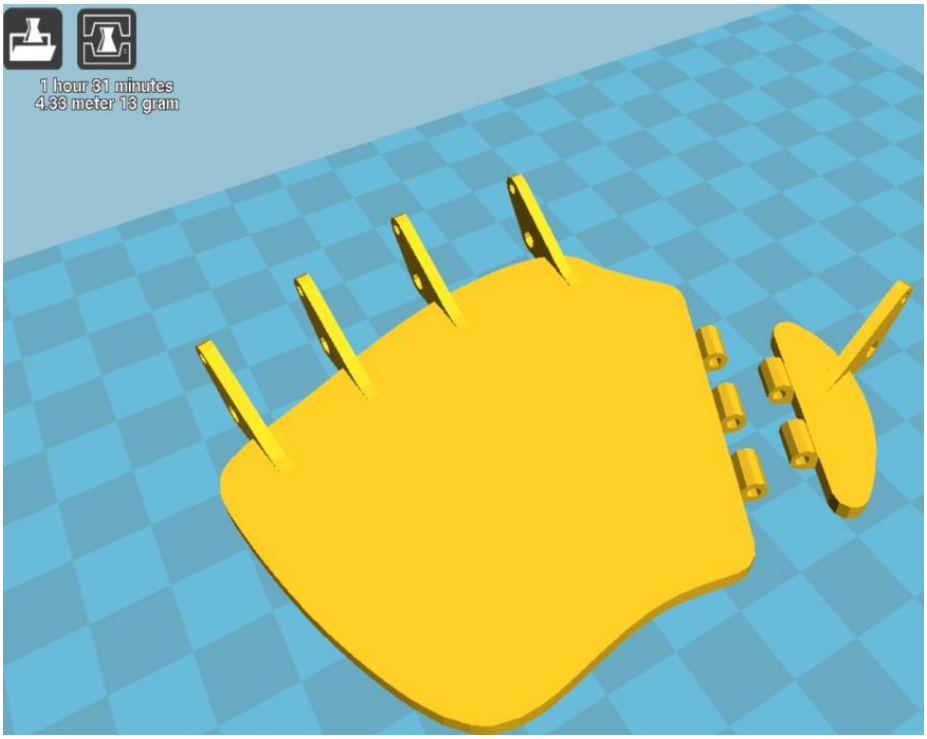
Таким чином встановлено, що пропонована конструкція є функціональною та ефективною

3.3 Порівняння пропонованої конструкції із аналогами

Так, в процесі 3D друку встановлено, що вага зібраного одного пальця становитиме не більше 2 г, а вага елемента долоні та основи великого пальця – не більше 13 г.



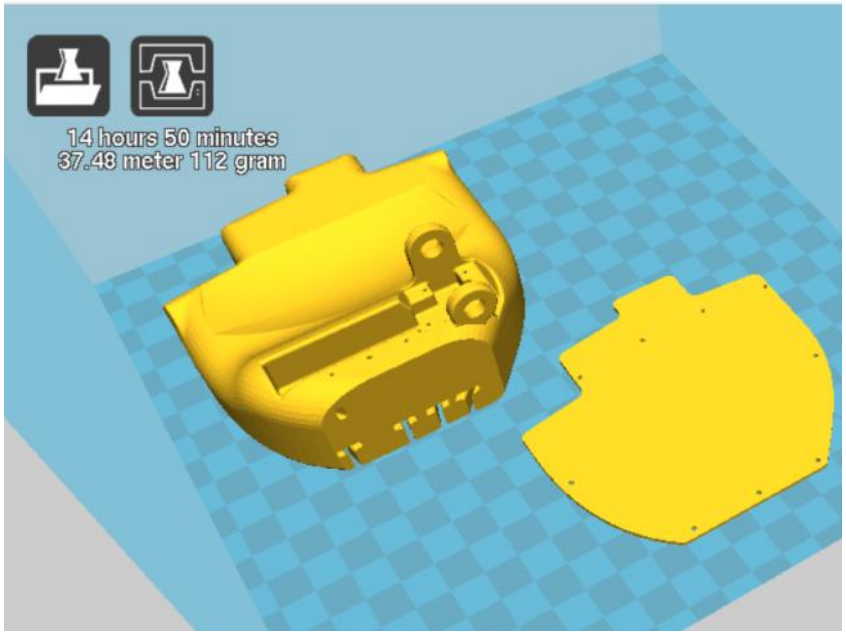
а



б

Рис. 3.14. Параметри друку елементів конструкції ендоскелета

Так, у випадку прототипа, вага елементів долоні становитиме орієнтовно 112 г, а елементів одного пальця – 11 г (рис. 3.15).



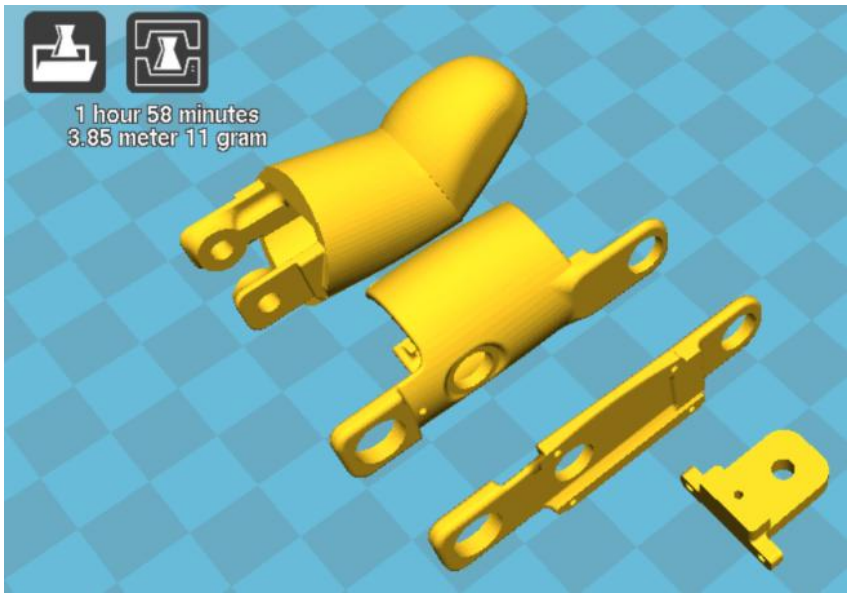


Рис. 3.15. Параметри друку елементів конструкції прототипа

Так, якщо прийняти вагу усіх пальців приблизно одинаковою, то у випадку розробленої конструкції її сумарна вага становитиме орієнтовно 23 г, а витрата філамента становитиме не більше 8 м (при діаметрі 1,75 мм). У випадку ж прототипа, сумарна вага становитиме 167 г, а витрата філамента

становитиме близько 58 м. Таким чином собівартість такої конструкції буде значно нижчою в порівнянні із прототипом. Також слід зазначити, що в прототипі всередині екзоскелета розміщені елементи приводу, зубчасті передачі тощо, що робить вагу конструкції прототипа ще більщою та менш надійною.

3.4 Перспективи розвитку пропонованої конструкції ендоскелета

Так, аналізуючи готову зібрану конструкцію розробленого ендоскелета в ній виявлено ряд недоліків, які планується усунути в наступних дослідженнях. На сам перед, це вплив додаткових сил перпендикулярно до сторін елементів фаланг кожного пальця. Так, тримаючи в такій руці на приклад пляшку з водою (вертикально), власне пояшка буде додатково створювати навантаження на елементи фаланг та шарнірні з'єднання перпендикулярно до осі повороту. Таким чином п майбутній конструкції пропонується виконати елементи шарнірних з'єднань більш масивними.

Роздруковані елементи можуть бути використані як основи для виготовлення форм для наступного виливання цих елементів із металевих сплавів. В цьому випадку кінцева конструкція відрізнятиметься високою міцністю та зносостійкістю.

Також виявлено, що потребує удосконалення спосіб повороту та розміщення великого пальця та його основі, оскільки при згинанні важко звести разом вказівний та великий пальці, щоб взятии на приклад аркуш паперу, кредитну картку тощо.

Також планується розробити конструкцію долоні із можливістю заміни окреих пальців. Це буде особливо корисним та ефективним при практичному використанні закінченого протеза кисті на основі розробленої конструкції ендоскелета.

3.5 Висновки до розділу 2

Розроблено конструкцію ендоскелета для біокерованого протеза кисті. Для цього використано розміри елементів реальної руки. Спочатку була спроектована структура вказівного пальця, що включає групу шарнірних елементів, що відповідають фалангам справжнього пальця, і елементи, які передають зусилля на ці фаланги під час згинання і розгинання пальця. При цьому всі шарнірні суглоби всіх фаланг згинаються одночасно з повторюванням траєкторії реального пальця.

Також було виконано 3D проектування окремих елементів конструкції ендоскелета та виконано креслення об’ємної складальної одиниці. Також усі елементи конструкції було виготовлено з допомогою 3D принтера. При цьому використовувався ABS філамент. Після аналізу, якщо прийняти вагу усіх пальців приблизно одинаковою, то у випадку розробленої конструкції ендоскелета її сумарна вага становитиме орієнтовно 23 г, а витрата філамента становитиме не більше 8 м. У випадку ж прототипа, сумарна вага становитиме 167 г, а витрата філамента становитиме близько 58 м. Таким чином собівартість такої конструкції буде значно нижчою в порівнянні із прототипом. Також слід зазначити, що в прототипі всередині екзоскелета розміщені елементи приводу, зубчасті передачі тощо, що робить вагу конструкції прототипа ще більщою та менш надійною.

РОЗДІЛ 4
ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Відповідно до ст. 13 розд. III Закону України «Про охорону праці» від 14 жовтня 1992 р. № 2694-XII роботодавець зобов'язаний створити на робочому місці в кожному структурному підрозділі умови праці відповідно до нормативно-правових актів, а також забезпечити додержання вимог законодавства щодо прав працівників у галузі охорони праці.

Заходи щодо виконання вимог електробезпеки офісних працівників регламентують наступні нормативні документи:

- Типове положення про порядок проведення навчання і перевірки знань з питань охорони праці (НПАОП 0.00-4.12-05), затверджене наказом Державного комітету України з нагляду за охороною праці України від 26 січня 2005 р. № 15;
- Правила технічної експлуатації електроустановок споживачів, затверджені наказом Міністерства палива та енергетики України від 25 липня 2006 р. № 258 (*далі* — ПТЕЕС);
- Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів, затверджені наказом Міністерства праці та соціальної політики України, Комітету по нагляду за охороною праці від 9 січня 1998 р. № 4;
- Правила пожежної безпеки в Україні, затверджені наказом Міністерства внутрішніх справ України від 30 грудня 2014 р. № 1417.

Відповідно до п. 2.2 розд. II Загальних вимог стосовно забезпечення роботодавцями охорони праці працівників, затверджених наказом Міністерства надзвичайних ситуацій від 25 січня 2012 р. № 67, роботодавець має забезпечити повну і вичерпну інформацію працівників та їх уповноважених представників з питань охорони праці про можливі небезпечні

ситуації, про вжиті заходи для їх запобігання або їх ліквідації та про дії працівників у аварійних ситуаціях.

Електробезпека — система організаційних та технічних заходів і засобів, що забезпечують захист людей від шкідливого та небезпечного впливу електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля і статичної електрики.

Тобто електробезпека — це відсутність будь-яких факторів з боку електроустановки, які можуть створити загрозу і небезпеку життю і здоров'ю людини. Не варто під терміном «електроустановка» розуміти щось таке, що може знаходитись поза межами офісу. Адже, наприклад, настільна лампа це також електроустановка. Тобто пристрій, в якому є перетворення електричної енергії в той чи інший вид енергії (світлову, механічну, теплову), і буде вважатись електроустановкою.

Заходи електробезпеки, на які необхідно звернути особливу увагу:

1. Облаштування електромережі, зокрема:

- правильний розподіл навантаження на всі приміщення офісу;
- правильний розподіл електромережі за призначенням (наприклад: освітлення — це одна група, робоча зона — інша);
- якість самих комплектуючих електромережі (розетки, вимикачі, лампи, світильники);
- чи є потенціал для збільшення навантаження (на випадок створення додаткових робочих місць чи розширення компанії);
- використання офісного обладнання, в якому електроенергія застосовується за призначенням згідно з технічними рекомендаціями виробника.

2. Виважений підхід до питання використання стаціонарних або мобільних електрогенераторів для зменшення енергозалежності:

- консультація зі спеціалістом електротехнічного фаху (якщо не призначений відповідальний за електрогосподарство) щодо вибору генератора відповідно до потреб енергоспоживання;

- якщо електрогенератор стаціонарний — необхідно виконати вимоги, зазначені в п. 9.1-9.20 розд. VIII ПТЕЕС;
- якщо електрогенератор мобільний (бажано з вмонтованою автоматикою введення резерву) — правильно виконати підключення з урахуванням можливих наслідків у випадку появи струму в зовнішній електромережі.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Долікарська допомога при шоку

Травматичний шок — складний патогенний процес, що виникає внаслідок важкої механічної травми, опіку і характеризується порушенням функцій життєво важливих органів та систем організму.

При комбінованих хімічно-радіаційних ушкодженнях, опіках тканин і органів травматичний шок спостерігається у 30% потерпілих.

В ґенезі травматичного шоку першочергову роль відіграють такі чинники: втрата крові і біль, розлад дихання, порушення процесів метаболізму, інтоксикація організму недоокисненими продуктами обміну речовин внаслідок руйнування тканин.

Чинники, які сприяють розвитку шоку запізніле і неповноцінне надання долікарської допомоги, вторинна травматизація в процесі транспортування в лікарню, повторна втрата крові, переохолодження або перегрівання, фізично-емоційне перенапруження, стреси, тривале недоїдання та зневоднення організму тощо.

При пораненнях зміни виникають у підкіркових утвореннях великого мозку та в системі периферійного кровообігу (перерозподіл крові, яка забезпечує життєдіяльність органів, передусім серця і мозку). Розвиваються циркулярна гіпотонія, спазм посткапілярних венул (випотіває плазма в позаклітинний простір), набряк і згущення крові. Знижується венозний тиск,

слабнуть нирки, печінка, легені, відбувається тромбоутворення, розвиток незворотних змін в органах.

Травма кишечнику призводить до інтоксикації організму, ускладнюється стан пораненого, спостерігається розлад дихання і кровообігу. Порушується функція нервової системи. Шок має дві фази: еретильну і торпедну.

Еретильна фаза шоку супроводжується збудженням, надмірною рухливістю. Мова уривчаста, погляд неспокійний, шкірний покрив блідий, іноді виникає гіперемія (різке потовиділення), пульс відхилений від норми — сповільнений або прискорений (100 пульсацій за 1 хвилину). Дихання часте, поверхневе.

Торпідна фаза шоку — фаза пригнічення. Розрізняють 4 ступеня:

I ступінь (легка форма шоку). Це результат ізольованих уражень середньої важкості та втрати 500 — 1000 мл. крові, стан помірного психічного гальмування, блідий шкірний покрив, артеріальний тиск 100 — 95 мм. рт. ст. Прогноз сприятливий.

II ступінь — середня важкість шоку, численні ушкодження тіла, втрата крові до 1000 — 1500 мл, стан важкий, хоч орієнтація і свідомість не втрачені, шкіра бліда, губи ціанотичні, психічна загальмованість, пульс — 110 — 130 пульсацій за 1 хвилину, тиск — 90 — 75 мм рт. ст., нестійкий, прогноз сприятливий при проведенні протишокової терапії.

III ступінь — важкий шок, виникає при важких ушкодженнях грудної клітки, черевної порожнини. Крововтрата — 2000 мл., стан важкий, виражена психічна загальмованість, іноді ступор. Шкіра бліда, ціанотична, пітніє, слизові оболонки сухі, гіпотермія, гіподинамія, зниження сухожильних рефлексів, розлад у роботі нирок, сечовиділення, пульс — 120-160 пульсацій за 1 хвилину, тиск — 75 мм рт. ст., дихання поверхневе, без протишокових заходів прогноз несприятливий.

VI ступінь — термітний стан (передагональний, агональний та клінічна смерть) вкрай важкий для потерпілого. Втрата свідомості, шкіра холодна,

трупна, ціанотична, вкрита липким холодним потом, зіниці розширені, не реагують на світло, пульс не промацується, крайній ступінь шоку веде до клінічної смерті.

Діагностика шоку ґрунтується на визначенні показників, які характеризують загальний стан потерпілого. Найважливіший показник - рівень артеріального тиску. Чим він нижчий, тим глибший розлад функцій організму, його життєдіяльності. Величина крововтрати - найоб'єктивніший показник ступеня важкості шоку.

Перебіг клінічного шоку залежно від локалізації поранення чи опіку має такі особливості: проникаючі поранення черевної порожнини до 80% спричинюють шок; проникаючі поранення грудної клітки зумовлюють гемоторакс, відкритий пневмоторакс. При пораненнях і ушкодженнях тазу — кровотеча до 2,5 л. При ушкодженнях кінцівок — крововтрата до 2 л., біль, інтоксикація.

Профілактична і долікарська допомога при шоку.

Під час шоку усувають дію травмуючих чинників і чинників розвитку шоку, зупиняють кровотечу, перев'язують рани, усувають загрозу асфіксії; вводять 5-подібну трубку (повітропровід); при порушенні зовнішнього дихання в долікарську допомогу входить очищення порожнини рота і носоглотки, усунення западання язика, відновлення прохідності дихальних шляхів; при пневмотораксі накладається пов'язка; проводиться інгаляція киснем, зупинення зовнішньої кровотечі; вводяться серцево-судинні й аналектичні засоби (виконує фельдшер); здійснюється фіксація кінцівок. Ввівши повторно знеболювальні засоби, дають гарячий чай та інші напої.

У разі стихійного лиха, аварій, коли має місце масове надходження потерпілих, їх медично сортують.

В першу чергу виділяють поранених з важким ступенем шоку: 1-га, 2-га група — поранені в стані шоку 1 — 2 год., їм надають протишокову допомогу, тоді оперують; до 3-ї групи належать поранені з ознаками шоку, яких можна прооперувати трохи пізніше. В першу чергу зупиняють кровотечу,

компенсують крововтрати, потім нормалізують об'єм циркулюючої крові. Гостра крововтрата (50%) веде до смерті.

Кожна велика втрата крові (зниження тиску до 80 — 70 мм рт. ст.) мусить бути негайно компенсована шляхом переливання крові у вени потерпілого (визначають групу крові, резус-фактор донора і реципієнта) можна робити інфузію плазми крові, поліглюкін тощо.

Розрідження крові при введенні кровозамінників сприяє поліпшенню капілярного кровотоку.

Крововтрата організмом до 700 мл. компенсується самостійно, за рахунок інфузії плазми крові, введення сольових багатокомпонентних розчинів. Рівень гемоглобіну має бути 65%.

При кисневому голодуванні організму проводять оксигенотерапію. При зупиненні дихання — штучне дихання «з рота до рота». При порушенні функцій печінки і нирок вводять 500 мл. глюкози 1 раз на добу з інсуліном (1 ОД. інсуліну на 5 г глюкози).

Температура повітря в протишоковій палаті — 20 — 24°С.

Потерпілому дають гарячий чай, каву, нагріте вино, закутують ковдрою.

Синдром тривалого стискання тканин буває внаслідок землетрусів, коли люди опиняються під уламками споруд і будинків. У потерпілих поряд з переломами, опіками, може спостерігатися синдром тривалого стискання тканин, зокрема тканин верхніх і нижніх кінцівок. При розтрощенні і розчавлюванні тканин різко погіршується кровообіг у м'язах, виникають анемія, гіпонія тканин, інтоксикація, нервово-рефлекторний розлад, спазми капілярів, артерій, гостра серцево-судинна недостатність, набряки. Плазма крові пропотіває в міжклітинний простір (об'єм циркулюючої плазми зменшується на 50%), знижується артеріальний тиск, може настати гостра ниркова недостатність і порушення сечовиділення.

Синдром тривалого стискання тканин характеризується трьома періодами:

1-й — ранній — набряки тканин і гострий розлад гемодинаміки, триває 1—3 доби.

2-й — проміжний період — гостра ниркова недостатність, від 5 діб до 1,5 місяців.

3-й — пізній період — гангрена, флегмони, абсцеси.

Кінцівка потерпілого набрякає, шкіра багряно-синя, іноді пухирі з бурштиново-жовтою рідиною, пульсація послаблена або відсутня, чутливість шкіри знижена або втрачена. Згущення крові. Погіршується загальний стан організму. Холодний піт на шкірі, різкий біль на місці травми, нудота і блювання. Пульс - 100—120 пульсацій за 1 хв., тиск — 60 мм рт. ст. Сеча червоного кольору. Тип клініки торпідної фази травматичного шоку. Наростає загальна інтоксикація організму, спостерігається гостра ниркова недостатність, іноді гангрена кінцівки, абсцеси і флегмони, може виникнути атрофія м'язів. Ускладнюється рухливість суглобів, пошкоджуються нервові стовбури.

Існують 4 ступені прояву синдрому стискання:

I ступінь — дуже важкий — стискання м'яких тканин або кінцівок протягом 6 — 8 год., потерпілі, як правило, гинуть через 2 — 3 доби;

II ступінь — важкий — стискання рук чи ніг протягом 4 — 7 год., потерпілі можуть загинути;

III ступінь — середньої важкості — стискання рук чи ніг до 6 год., лікування до 3 місяців;

IV ступінь — легкий — стискання рук чи ніг до 2 год. Порушення помірні. Прогноз сприятливий.

Перша медична і долікарняна допомога.

Звільнення від стискання є початком клінічного прояву синдрому стискання тканин. Коли дві кінцівки зазнали стискання (компресія) протягом 8 год., при наявності переломів обов'язкова ампутація. Накладається джгут (вище від місця стискання). Вводяться знеболюючі, антигістомічні та серцево-

судинні препарати, призначаються антибіотики, проводять правцеве щеплення.

4.3. Висновки до розділу

В розділі «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» описано заходи щодо виконання вимог електробезпеки, а також долікарську допомогу при шоку.

ВИСНОВКИ

Розглянуто задачу підвищення функціональності та надійності біонічних протезів кисті. Показано, що сучасні протези мають значні обмеження, оскільки дуже складно (чи практично неможливо) технічно реалізувати біомехатронну систему, яка в повній мірі виконувала б функції здорової руки людини. Встановлено, що важливим є пошук шляхів підвищення ефективності та надійності біонічних протезів при наявності обмеженої кількості сигналів керування ними.

Проведено аналіз конструкцій високофункціональної та більш простої роботизованої руки та на противагу їхнім конструкціям запропоновано використати конструкцію, яка була би наближеною до природної структури кисті. Запропоновано використати за основу протеза ендоскелет, до якого могли б кріпитись також елементи реалізації тактильних відчуттів.

Для проектування пропонованої конструкції ендоскелета і оцінювання її функціональності проаналізовано системи автоматизованого моделювання і симулювання, зокрема OpenGRASP, Graspit! та SynGrasp. Відзначено, що найкращі можливості для аналізу має програма SynGrasp, яка використовується спільно з програмою Matlab, та дозволяє проводити 3D представлення та орієнтацію макера протеза, досліджувати кінематику, траєкторії рухів, динаміку, проводити планування захоплення та аналіз захоплення, має деякі розширені функції, такі як підтримка віддаленого керування, функції доповненої реальності, симуляції.

Розроблено конструкцію ендоскелета для біокерованого протеза кисті. Для цього використано розміри елементів реальної руки. Спочатку була спроектована структура вказівного пальця, що включає групу шарнірних елементів, що відповідають фалангам справжнього пальця, і елементи, які передають зусилля на ці фаланги під час згинання і розгинання пальця. При цьому всі шарнірні суглоби всіх фаланг згинаються одночасно з

повторюванням траєкторії реального пальця. Також було виконано 3D проектування окремих елементів конструкції ендоскелета та виконано креслення об’ємної складальної одиниці.

Усі елементи конструкції було виготовлено з допомогою 3D принтера. При цьому використовувався ABS філамент. Після аналізу, якщо прийняти вагу усіх пальців приблизно одинаковою, то у випадку розробленої конструкції ендоскелета її сумарна вага становитиме орієнтовно 23 г, а витрата філамента становитиме не більше 8 м. У випадку ж прототипа, сумарна вага становитиме 167 г, а витрата філамента становитиме близько 58 м. Таким чином собівартість такої конструкції буде значно нижчою в порівнянні із прототипом. Також слід зазначити, що в прототипі всередині екзоскелета розміщені елементи приводу, зубчасті передачі тощо, що робить вагу конструкції прототипа ще більщою та менш надійною.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/518-2014-%D0%BF
2. https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis
3. Savchuk A.V., Popov A.O. Metody ta zasoby intelektualʹnoho upravlinnya protezamy verkhnikh kintsivok. ElectronCommun, Biomedychni prylady ta systemy, 2017. Vol.22, №2. Pp. 33-42. [In Ukrainian].
4. Francesco V. Tenore and R. Jacob Vogelstein. Revolutionizing Prosthetics: Devices for Neural Integration. - JOHNS HOPKINS APL TECHNICAL DIGEST, 2011. Vol.30, №3. Pp. 230-239.
5. Chernyshov A.A., Mustetsov N.P. Alhorytm keruvannya funktsionalʹnym protezom ruky. Systemy obrobky informatsiyi, 2014. № 6 (122). Pp. 167-172. [In Ukrainian]
6. https://www.ottobock.eu.
7. Дозорський В.Г., Кубашок А.В. Задача біокерованого протезування кисті руки. 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.
8. Vasil Dozorskyi, Leonid Dediv, Serhii Kovalyk, Oksana Dozorska, Iryna Dediv. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. Tern.: TNTU, 2024. Vol 115. No 3. P. 100–111. DOI: 10.33108/visnyk_tntu
9. Vasil Dozorskyi, Vasyl Martsenyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Nataliya Klymuk. (2024). The concept of developing the structure of a highly functional bionic hand prosthesis based on IoT technologies. Proceedings of the 1st international workshop on “Bioinformatics and Applied Information Technologies” (BAIT-2024). Volume 3842, 2024, Pages 268-280.

10. Є.Б. Яворська, В.Г. Дозорський, О.Ф. Дозорська. Конструкція ендоскелета біокерованого протеза кисті руки. III Міжнародна науково-технічна конференція

11. “Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2023” 01 – 03 червня 2023 р. Вінниця, ВНТУ. 3 с.

12. Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, С.В. Ковалик, В.А. Кукурудза. Рука-маніпулятор для роботизованої хірургії. XXIV International scientific and practical conference «Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research»(May 22-24, 2024) Bruges, Belgium. International Scientific Unity, 2024. 237 p. ISBN 978-617-8427-16-0.

13. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges / T. D. Ngo [et al.]. Composites Part B: Engineering, 2018. Dec.(143). Pp. 172–196.

14. Wohlers Report. 3D Printing and Additive Manufacturing. Global State of the Industry / I. Campbell [et. al]. Wohlers Associates. 380 p.

15. Birbara N. S., Otton J. M., Pather N. 3D Modelling and Printing Technology to Produce Patient-Specific 3D Models. Heart, Lung and Circulation. 2019. № 2 (28). P. 302–313.

16. Chen J. H., Gariel M. A Roadmap from Idea to Implementation — 3D Printing for Pre-Surgical Applications. San-Francisco. 3DHEALS, 2015. Pp. 1–80.

17. Poster 160: Custom-made 3D Printed Finger Prosthetics with Haptic Feedback / M. E. Steely [et al.]. Elsevier, 2018. 54 p.

18. Hull C. W., Calif A. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography : US Patent US : 4575330 A. 1986.

19. Gebhardt A., Hötter J.-S. Additive Manufacturing: 3D Printing for Prototyping and Manufacturing. Munich : Hanser Publishers, 2016. 591 p.

20. Jacob Segil. HANDBOOK OF BIOMECHATRONICS. Academic Press is an imprint of Elsevier. 2019, Elsevier Inc., 603 p.

21. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. Scientific jornal of the Ternopil National Technical University. 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.

22. Кузнецов Ю. М. Прогнозування розвитку технічних систем / [Ю. М. Кузнецов, Р. А. Скляров]; під заг. ред. Ю. М. Кузнецова. – К. : ТОВ «ЗМОК». – ПП «ГНОЗІС», 2004. – 323 с.

23. Попадюха Ю. А. Сучасні роботизовані комплекси, системи та пристрої у реабілітаційних технологіях: Навч. посіб. / Ю.А.Попадюха.. – К.: Центр учбової літератури, 2017. – 324с.

24. Попадюха Ю.А. Сучасні комп'ютеризовані комплекси та системи у технологіях фізичної реабілітації : Навч. посібник / Ю.А. Попадюха. – К.:Центр учбової літератури, 2018. – 300 с.

25. 6. HANDBOOK OF BIOMECHATRONICS / Jacob Segil. Academic Press is an imprint of Elsevier. 2019, Elsevier Inc., 603 p.

26. Математичне та комп’ютерне моделювання електрокардіосиґналів у системах голтерівського моніторинґу / 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. ISBN 978-617-574-218-1

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. 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.

30. Vasil Dozorskyi, Iryna Dediv, Sofiia Sverstiuk, Vyacheslav Nykytyuk, Andrii Karnaukhov. The Method of Commands Identification to Voice Control of the Electric Wheelchair. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. Pp. 233-240.

31. Nykytyuk, V., Dozorskyy, V., Kunanets, N., Pasichnyk V., Matsiuk, O., Bodnarchuk, I. Electrical probe-signal processing and criterion for the determination of time parameters of the teeth filling material polymerization process in dentistry. 4th International Conference on Informatics and Data-Driven Medicine, IDDM 2021. Valencia, 19-21 November 2021. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, pp. 54-63.

32. Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Гевко О.В. Система реєстрації біопотенціалів для електроенцефалографічних досліджень. “Перспективні технології та прилади”. Галузь науки: технічні (17.03.2020), Категорія: Б. Луцьк. - 2023. Випуск 22. С. 45-54.

33. Palamar A., Pettai E., Beldjajev V. Control System for a Diesel Generator and UPS Based Microgrid. Scientific Journal of Riga Technical University. Power and Electrical Engineering. 2010. Vol. 27. P. 47-52.

34. Автоматизація виробничих процесів : навч. посіб. / Проць Я. І., Савків В. Б., Шкодзінський О. К., Ляшук О. Л. Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пулюя, 2011. 344с.

35. Драґан Я.П., Яворський Б. І., Яворська Є. Б.Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки

кардіосигналів. Вісник нац. унів. “Львівська політехніка”: зб. наук. пр. Львів: Національний університет “Львівська політехніка”, 2002. № 443. С. 200-205.

36. Паламар М. І., Стрембіцький М. О., Паламар А. М. Проектування комп’ютеризованих вимірювальних систем і комплексів : навч. посіб. Тернопіль : ТНТУ, 2019. 150 с.

37. Яворський Б. І. Математичні основи радіоелектроніки. Частина І. Тернопіль: ТПІ імені Івана Пулюя. 1996. 184 с.

38. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної та заочної (дистанційної) форм навчання / укл.: Стручок В. С. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. 156 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

УДК 612.741.1

Василь Дозорський, канд. техн. наук, доц., Роман Лупой, Олег Плавуцький, Роман Кохан

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ПІДВИЩЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ ТА НАДІЙНОСТІ БІОНІЧНИХ ПРОТЕЗІВ КИСТІ РУКИ

Vasil Dozorskyi, Ph.D, Assoc. Prof., Roman Lupoi, Oleg Plavutskyi, Roman Kohan

INCREASING THE FUNCTIONALITY AND RELIABILITY OF BIONIC HAND PROSTHESES

Протези рук використовуються людьми, які перенесли певний рівень ампутації руки. Серед них є значна частка людей з трансрадіальною ампутацією, тобто втраченою кінцівкою нижче ліктя. Існує ряд типів протезів рук, зокрема протези, що керуються рухами тіла, і міоелектричні протези. При цьому такі протези різняться між собою за функціональними можливостями і складністю їх керування. Під функціональністю виробу розуміють в загальному випадку можливість забезпечення виконання ним необхідних функцій. Коли мова йде про протез кисті руки, то функціональний протез мав би забезпечувати виконання усіх функцій здорової руки людини. Сюди можна віднести виконання усіх природних рухів пальців при виконанні жестів та захватів, контролю швидкості цих рухів тощо. І в цьому плані сучасні протези мають значні обмеження, оскільки дуже складно (чи практично неможливо) технічно реалізувати таку біомехатронну систему використовуючи сучасні досягнення науки і техніки та наявну матеріальну та компонентну базу. Так, важко забезпечити необхідну вагу конструкції, в якій для забезпечення потрібної кількості виконуваних рухів та захватів потрібно помістити значну кількість елементів приводу та відповідних контролерів. Також особливо складною є задача забезпечення надійного керування таким протезом на основі біосигналів. Останнє обмеження якраз і є основною причиною зниження функціональності існуючих біонічних протезів кисті руки.

З біомеханічної точки зору людська рука має 27 ступенів свободи, але комерційно доступні протези рук зазвичай мають лише 2-6 ступенів. Крім того, було доведено, що більшість рухів руками можуть бути реалізовані лише двома основними компонентами синергії. Крім того, вища кількість ступенів свободи накладає на користувача значне навантаження. Таким чином, стратегії контролю повинні віддавати пріоритет зменшенню кількості ступенів свободи відносно ідеальної конфігурації руки людини. Тому важливим стає питання підвищення функціональності біонічних протезів за рахунок розроблення оптимальної їхньої конструкції за можливості із зниженням кількості ступенів свободи та спрощенням способів керування таким протезом. Також за рахунок використання меншої кількості складових елементів зросте й надійність такого протеза.

На противагу відомим конструкціям біонічних протезів запропоновано використати конструкцію ендоскелета. В цьому випадку на його елементах можна розмістити силіконові вставки, які були б м’якими та надавали б естетичного і природного вигляду протезу, а також в середині цих вставок можна було б розмістити давачі тактильних відчуттів. Такий протез буде легшим, матиме меншу кількість елементів та з’єднань, тобто буде більш надійним. Також можливим стає зменшення кількості ступенів свободи при виконанні тих самих захватів, що і прототипи, що спростило б керування таким протезом. Тобто, при такому підході пропонована конструкція протеза була б більш функціональною та надійною.