

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Конструкція протеза кисті руки із оптимізацією кількості

ступенів вільності

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБмд-61

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Кириченко Є.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Дозорський В.Г.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Дедів І.Ю.

(прізвище та ініціали)

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

«30» вересня 2025 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 Кириченко Євгенії Миколаївні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Конструкція протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності

Керівник роботи Дозорський Василь Григорович, к.т.н., доцент

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

Затверджені наказом ректора від « 30 » вересня 2025 року № 4/7-845

2. Термін подання студентом завершеної роботи 15 грудня 2025 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, конструкція протеза кисті руки

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)

[illegible]

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Студент		Кириченко Євгенія Миколаївна
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник роботи		Дозорський Василь Григорович
	(підпис)	(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Конструкція протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності // Кваліфікаційна робота магістра // Кириченко Євгенія Миколаївна // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2025 // с. - 83, рис. - 13, дод. - 1, бібл. - 27.

Ключові слова: ПРОТЕЗ, СТУПІНЬ ВІЛЬНОСТІ, ОПТИМІЗАЦІЯ.

В роботі проведено обґрунтування конструкції протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності. Проаналізовано промислові високотехнологічні протези, такі, як bebionic та i-Limb, і показано, що вони реалізують низьку кількість ступенів вільності, зокрема активних. Розглянуто конструкції протезів кисті руки із збільшеною кількістю ступенів вільності, зокрема антропоморфний протез руки з 19 ступенями вільності. Проведено постановку задачі оптимізації структури ступенів вільності біонічного протеза кисті. Показано, що така задача оптимізації є багатокритеріальною, оскільки необхідно одночасно максимізувати функціональні можливості протеза, забезпечити зручність та надійність керування, мінімізувати масу, енергоспоживання та собівартість. Запропоновано виконати протез із збільшеним числом пасивних ступенів вільності. Сумарно, з точки зору виведеної спрощеної оптимізаційної моделі реалізовано 5 активних та 5 пасивних ступенів вільності, що є краще ніж в розглянутих протезах bebionic та i-Limb. При цьому ні складність конструкції ні керованість ні рівень енергоспоживання не зросли.

ANNOTATION

Design of a hand prosthesis with optimization of the number of degrees of freedom // Master's qualification work // Kyrychenko Yevhenia // TNTU, FPT // Ternopil, 2025 // p. - 84, fig. - 13, appl. - 1, bibl. - 27.

Key words: PROSTHESIS, DEGREES OF FREEDOM, OPTIMIZATION.

The paper provides a justification for the design of a hand prosthesis with optimization of the number of degrees of freedom. Industrial high-tech prostheses, such as bebionic and i-Limb, are analyzed and shown to implement a low number of degrees of freedom, in particular active ones. Designs of hand prostheses with an increased number of degrees of freedom are considered, in particular an anthropomorphic hand prosthesis with 19 degrees of freedom. The problem of optimizing the structure of the degrees of freedom of a bionic hand prosthesis is formulated. It is shown that such an optimization problem is multi-criteria, since it is necessary to simultaneously maximize the functionality of the prosthesis, ensure convenience and reliability of control, minimize mass, energy consumption and cost. It is proposed to make a prosthesis with an increased number of passive degrees of freedom. In total, from the point of view of the derived simplified optimization model, 5 active and 5 passive degrees of freedom are implemented, which is better than in the considered bebionic and i-Limb prostheses. At the same time, neither the complexity of the design, nor the controllability, nor the level of energy consumption have increased.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Складність проєктування конструкцій протезів кисті руки.....	10
1.2 Роботизовані протези кисті руки.....	11
1.3 Роботизовані протези руки для дослідницьких цілей.....	12
1.4 Механізм людської руки та його обмеження.....	14
1.5 Поняття «ступінь вільності» для протеза кисті руки.....	15
1.6 Ступені вільності біонічних протезів.....	18
1.7 Актуальність задачі розроблення конструкції протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності.....	22
1.8 Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	24
2.1 Конструкції протезів кисті руки із збільшеною кількістю ступенів вільності.....	24
2.2 Антропоморфний протез руки з 19 ступенями вільності.....	26
2.3 Високоінтегрована протезна система кисті.....	28
2.4 Біоміметичні пальці/зап'ястя зі з'єднувальними кабелями.....	29
2.5 Порівняльний аналіз спритності протезна кисті.....	32
2.6 Подвійна активація SMA з керованістю за замкнутим контуром.....	35
2.7 Оцінювання спритності протезної кисті.....	38
2.8 Загальний порівняльний аналіз розглянутого протеза.....	44
2.9 Висновки до розділу 2.....	48
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	49
3.1 Постановка задачі оптимізації структури ступенів вільності біонічного протеза кисті.....	49

3.2 Критерії вибору кількості активних та пасивних ступенів вільності.....	54
3.3 Аналіз вибору структури ступенів вільності на прикладі протеза кисті bebionic.....	58
3.4 Пропонований варіант зміни конструкції для збільшення кількості пасивних ступенів вільності.....	61
3.5 Висновки до розділу 3.....	65
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	67
4.1 Охорона праці.....	67
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	69
4.3 Висновки до розділу 4.....	74
ВИСНОВКИ.....	75
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	77
ДОДАТКИ	

ВСТУП

Актуальність роботи. Втрати верхньої кінцівки, зокрема на рівні кисті та передпліччя, призводять не лише до фізичного обмеження, а й до суттєвого зниження якості життя пацієнта. За даними міжнародних досліджень, частка ампутацій верхніх кінцівок у загальній структурі ампутацій становить орієнтовно 10–20 %, при цьому значна їх частина зумовлена травмами та воєнними діями. З огляду на сучасну ситуацію, очікується подальше зростання кількості пацієнтів, які потребуватимуть функціональних протезів кисті.

Сучасні біонічні протези кисті типу bebionic, i-Limb тощо, реалізують декілька незалежних активних ступенів вільності, що дозволяє виконувати широкий набір хватів та наближати функцію протеза до можливостей біологічної кисті. Однак збільшення кількості ступенів вільності супроводжується зростанням маси, габаритів, енергоспоживання, вартості та складності керування. Без цілеспрямованої оптимізації це може призвести до ситуації, коли теоретично «дуже функціональний» протез виявляється надто важким, дорогим або незручним у щоденному використанні й фактично не приймається пацієнтом.

З іншого боку, надмірне спрощення конструкції (мінімальна кількість приводів і рухів) знижує функціональні можливості кисті: користувач не може виконувати частину базових побутових дій. Саме тому ключовим стає пошук раціонального компромісу між кількістю активних та пасивних ступенів вільності й реальними потребами користувача.

Оптимізація кількості та структури ступенів вільності протеза кисті дозволяє мінімізувати кількість приводів та рухомих вузлів без істотної втрати функціональності, зменшити масу й енергоспоживання, підвищивши комфорт тривалого носіння, знизити собівартість, що є критично важливим для широкого впровадження протезів, адаптувати конструкцію до обмежених можливостей

інтерфейсу керування (обмежена кількість ЕМГ-каналів, когнітивні можливості користувача), підвищити реальну прийнятність протеза, тобто частоту та тривалість його використання в повсякденному житті.

Таким чином, задача обґрунтування конструкції протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності є актуальною як з наукової точки зору (побудова математичних моделей, пошук оптимальної структури кінематики), так і з практичної – вона безпосередньо впливає на функціональність, надійність, доступність та зручність протезів.

Мета: Обґрунтування конструкції протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності. **Задачі:**

- аналіз конструкцій провислових протезів з точки зору ступенів вільності;
- аналіз конструкцій протезів із збільшеною кількістю ступенів вільності;
- постановка задачі оптимізації кількості ступенів вільності;
- обґрунтування конструкції протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності.

Об’єкт дослідження: процес оптимізації кількості ступенів вільності для протеза кисті руки.

Предмет дослідження: спосіб оптимізації кількості ступенів вільності для протеза кисті руки.

Наукова новизна: проведено постановку та вирішення задачі оптимізації кількості ступенів вільності для протеза кисті руки, а також обґрунтовано конструкцію протеза із збільшеною кількістю пасивних ступенів вільності.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Складність проєктування конструкцій протезів кисті руки

Під час створення роботизованих рук дослідники завжди стикаються з двома основними питаннями: як зробити роботизовані руки схожими на людські та як зробити так, щоб роботизовані руки функціонували як справжні руки. Більшість існуючих підходів вирішують ці проблеми шляхом ручного моделювання роботизованої руки [1]. Однак процеси проєктування є тривалими, також складно відтворити геометричну форму людської руки

Розглянемо проблему створення індивідуальних реалістичних роботизованих рук людини, які повинні не тільки функціонувати як людська рука, але й мати схожу форму, розмір та зовнішній вигляд. Методи створення таких рук дуже корисні для протезування людей з інвалідністю та робототехніки. Однак ця проблема є складною, оскільки вона за своєю природою включає 3D-моделювання, виробництво та механіку.

Людське тіло має 244 ступені вільності (СВ), які контролюються 630 м'язами [1]. СВ найбільше зосереджені в людських руках, які складають загалом 54 СВ [2]. Окрім високої спритності, людські руки також досить сильні та добре виконують хапання чи захват (хват). Сила хвату дорослої людини зазвичай становить до 50 кг [3]. Людські руки є складними та надихнули багато різних конструкцій роботизованих рук [4]. Однак, оцінюючи глибину вільності руки, діапазон руху кожного суглоба, точність, швидкість, траєкторію захоплення, силу захвату, вагу та зовнішній вигляд, досі жодна роботизована рука не змогла повністю зрівнятися з людською рукою [5]. Основна проблема виникає з трьох аспектів: 1) Людська рука покрита шкірою, яка є еластичною та має мінливу

форму [2]. 2) Людська рука має складний механізм, який є поєднанням кісток, м'язів, сухожиль, зв'язок тощо. Моделювання роботизованих рук зазвичай не включає м'які тканини, такі як м'язи та зв'язки. Тому складно імітувати всі механічні властивості для моделі роботизованої руки [2, 5]. 3). Що стосується виконавчих механізмів, то сучасні рішення зі штучними м'язами все ще не такі ефективні, як людські м'язи, та їм потрібно більше місця для забезпечення такої ж сили [6].

1.2 Роботизовані протези кисті руки

Комерційні протези рук в основному призначені для людей з інвалідністю, щоб допомогти їм маніпулювати предметами повсякденного життя. Захоплення є найважливішим жестом, який стосується статичного положення, коли предмет надійно утримується однією рукою [8]. У 1989 році Каткоскі класифікував людські захвати на 15 різних типів [9]. Однак більшість протезів рук можуть імітувати лише деякі з них через обмеження вартості, ваги, складності конструкції, способів керування тощо.

Через своє призначення протези рук зазвичай виготовляються з металевих частин, з'єднаних гвинтами та приводяться в дію двигунами [5]. Вони виглядають як людські руки з п'ятьма окремими пальцями, але зазвичай важчі за справжню руку. Конструкції протезів Bebionic [10], i-Limb [5] та Tact [11] використовують 11 суглобів та 6 ступенів вільності. У цих конструкціях великий палець має три суглоби та два СВ, тоді як інші пальці мають два суглоби з одним СВ. Рука Dextrus використовує 15 суглобів та шість СВ [12]. Усі пальці руки Dextrus мають три суглоби, що забезпечує більш природне захоплення предметів. Рука Tact та Dextrus можуть бути надруковані на 3D-принтері, а їхня вартість нижча, ніж у двох інших [11] [12].



Рис. 1.1. Роботизований протез руки (а) Bebionic, (б) i-Limb, (в) рука Tact та (г) рука Dextrus.

Для всіх цих рук деталі потрібно проектувати окремо. Це займає багато часу, а зовнішній вигляд, змодельований вручну, не дуже схожий на людську руку.

1.3 Роботизовані протези руки для дослідницьких цілей

З моменту створення першої спритної руки у 1983 році, багато дослідників використовували справжню руку як золотий зразок, створений природою. Роботизовані руки, орієнтовані на дослідження, мають конструктивний акцент,

відмінний від протезної роботизованої руки. Вони не мають обмежень щодо ваги, розміру системи керування або способу з'єднання з людською рукою. Тому вони можуть зосередитися на моделюванні певного аспекту людських рук якомога ідентичніше.

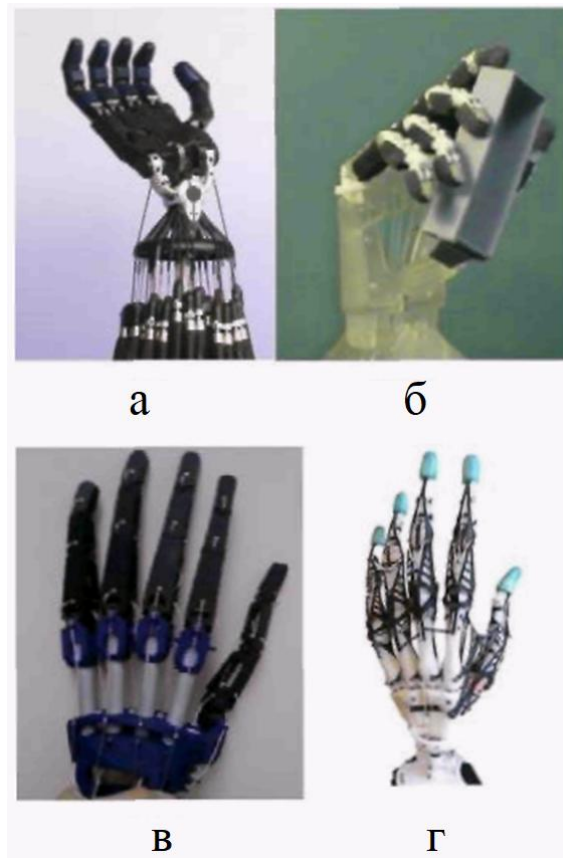


Рис. 1.2. Роботизована рука (а) рука Shadow, (б) UB рука IV, (в) антропоморфна роботизована рука, та (г) високобіоміметична роботизована рука

Рука Shadow має складну систему керування, яка включає до 40 приводів. Також вона має 20 СВ, що близьке до СВ справжньої руки. UB рука IV має пальці, схожі на людські, які приводяться в рух 24 приводами з кручених ниток. Z. Ху розробив дві роботизовані руки, які базуються на структурі кісток руки. Він розробив недорогу модульну антропоморфну роботизовану руку з 20 СВ у 2013

році та високо біоміметичну роботизовану руку, яка імітує зв'язки пальців з м'якими тканинами у 2016 році.

Усі ці роботизовані руки використовують десять або більше приводів для керування пальцями. Велика та важка система керування обмежує застосування роботизованої руки.

1.4 Механізм людської руки та його обмеження

Звичайна людська рука має загалом 27 кісток [2]. П'ять кісток знаходяться в долоні, 14 кісток підтримують п'ять пальців, а решта вісім кісток розташовані в зап'ясті. Кисть також має 15 рухомих суглобів, і кожен палець має три такі суглоби. Три суглоби великого пальця - це дистально-міжфаланговий (DIP) суглоб, п'ястно-фаланговий (MCP) суглоб і трапецієподібно-п'ястковий (TM) суглоб (також відомий як зап'ястно-п'ястковий (CMC) суглоб). Суглоби інших чотирьох пальців складаються з трьох суглобів: DIP суглоба, проксимального міжфалангового (PIP) суглоба та MCP суглоба (рис. 1.3, а, б). Усі 15 суглобів мають глибину свободи в напрямку згинання та розгинання. Усі п'ять MCP суглобів і єдиний TM суглоб мають одну додаткову глибину свободи в напрямку приведення та відведення. Загалом, людська рука має 27 ступенів свободи, включаючи ще шість ступенів свободи, що створюються зап'ястям (рис. 1.3, в).

Через природний механізм людської руки, всі 21 ступені свободи мають різний діапазон руху. Попередні дослідження показали, що рухи приведення та відведення п'яти MCP обмежені в діапазоні від 0 до 30 градусів. Згідно з таксономією хапання кисті, вони відносно неважливі для дії хапання. Часто розробники нехтують цими п'ятьма ступенями свободи під час проектування роботизованої руки. За винятком великого пальця, DIP та PIP інших чотирьох пальців контролюються тим самим сухожиллям під назвою "сухожилля глибокого згинача пальців" [2]. Для більшості жестів необхідні рухи одночасно

трьох суглобів кожного пальця. Оскільки великий палець відіграє найважливішу роль у захопленні предметів, його модель також часто спрощують до двох СВ, а інші чотири пальці - до одного СВ. На рис. 1.3, г п'ять вертикальних червоних ліній представляють п'ять СВ руху згинання та розгинання пальців. Кожна глибина вільності визначається трьома суглобами пальців разом. Горизонтальна червона лінія (на рівні темпорального суглоба) представляє одну додаткову глибину вільності, яка контролює рух відведення та приведення великого пальця.

Виходячи з розташування кісток кисті, можна сегментувати кисть на кілька пов'язаних секцій. Попередні дослідження показують, що ці сегменти досить пропорційні з невеликими відхиленнями. Тому можна або оцінити розмір кожного сегмента за пропорціями, або просто виміряти їх лінійкою.

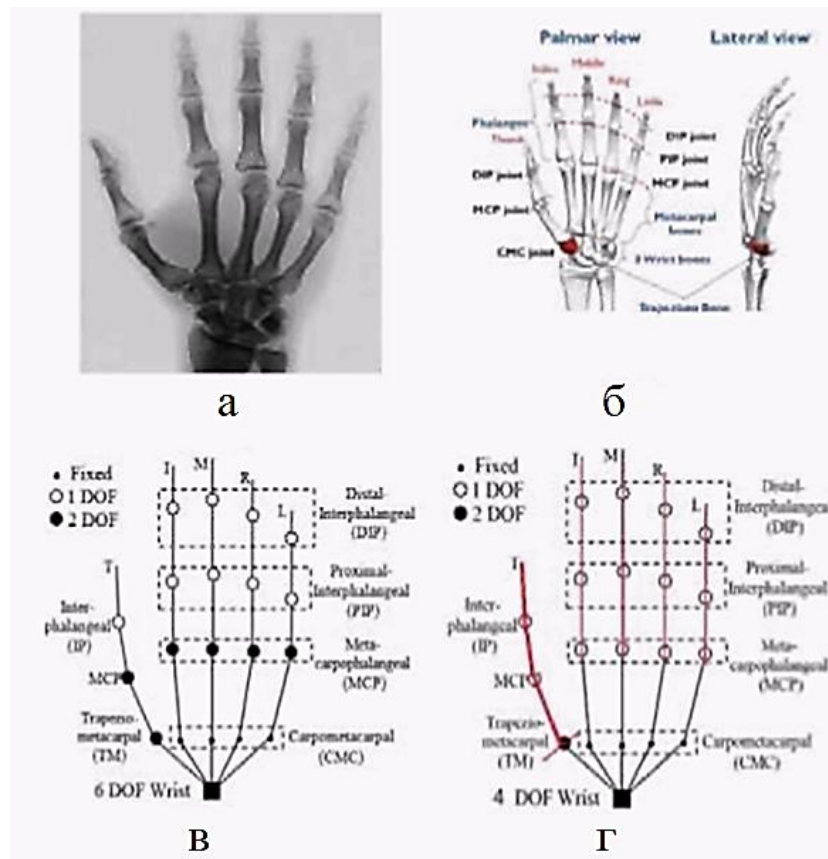


Рис. 1.3. Кістки людської руки (а, б), 27 ступенів свободи руки (в) та механічна модель роботизованої руки (6 ступенів свободи) (г) [1]

1.5 Поняття «ступінь вільності» для протеза кисті руки

1.5.1 Загальні поняття.

Ступінь вільності (СВ) – це один незалежний рух, яким можна керувати окремо від інших. Наприклад: згинання/розгинання пальця – одна ступінь вільності; обертання навколо осі – теж одна ступінь вільності. У біонічних протезах кисті це означає: скільки незалежних рухів, якими можна керувати, може виконувати протез.

Розглянемо анатомічні ступені вільності справжньої кисті руки. Жива людська кисть має дуже багато СВ, умовно: зап'ястя, згинання / розгинання, відхилення вліво / вправо, частково обертання (пронація/супінація, але більше від передпліччя).

Пальці мають такі ступені вільності: згинання / розгинання в суглобах (3 суглоби – фактично 3 СВ на кожен палець), відведення / приведення в основному суглобі (розведення пальців убік).

Великий палець має такі ступені вільності: згинання / розгинання, відведення / приведення, опозиція. Разом це виходять десятки ступенів вільності. Біонічні протези поки такого рівня не мають – в них розробники спрощують рухи.

1.5.2 Типові ступені вільності біонічного протеза кисті

В біонічних протезах важливо розрізняти:

- активні СВ — там, де є мотор і керування;
- пасивні СВ — щось можна вручну повернути/налаштувати, але не керується м'язами чи електронікою.

Прості міоелектричні кисті (1–2 СВ) виконують одночасне згинання/розгинання всіх пальців (кулак / розкрита долоня). Пальці рухаються разом, як «щипок» чи «кліщі». Іноді розробники додають ще пасивне налаштування великого пальця (переключення між «щипок» і «силовий хват»).

Сучасні поліфункціональні кисті (5–6+ СВ). У «розумніших» біонічних кистях передбачені окремі СВ для пальців – кожен палець може мати власний мотор – 5 активних СВ (кожен палець згинається окремо); великий палець має окремий СВ для опозиції (піднесення до інших пальців) а також іноді ще окремий СВ для відведення/приведення.

Тоді в сумі виходить, наприклад, 5 СВ (по одному для кожного пальця) + 1–2 СВ для великого пальця = 6–7 активних ступенів вільності.

Але часто користувач не керує кожним мотором окремо — протез має синергетичні схеми хватів:

- «силовий хват» (обхопити пляшку),
- «щипковий хват» (взяти картку),
- «трьохпальцевий хват» (ручка, олівець),
- «розкриття долоні» тощо.

Мотори працюють узгоджено за наперед запрограмованими патернами.

1.5.3. Зап'ясток у біонічних протезах.

Для протеза кисті зап'ясток може бути:

- фіксований (0 СВ);
- пасивно регульований:
- можна вручну виставити кут згинання;
- активний (ще +1–2 СВ):
- згинання/розгинання;
- пронація/супінація (обертання як викруткою).

Часто обертання передпліччя реалізується як окремий модуль з власним мотором.

1.6 Ступені вільності біонічних протезів

Поширені сьогодні біонічні протези bebionic та i-Limb – це багатосуглобові, але піддіюючі (underactuated) кисті: геометрично мають ~6 ступенів вільності (DOF) на рівні кисті, але керуються обмеженою кількістю моторів і «розумною» кінематикою.

Для біонічної кисті варто розрізняти:

- Кінематичні (геометричні) DOF. Скільки незалежних напрямків руху дозволяє виконати механізм (згини в суглобах, оберти великого пальця тощо).
- Активні DOF. Ті, що мають окремий привід (електродвигун) і можуть керуватися контролером.
- Пасивні / ручні DOF. Рухи, які користувач або технік виставляє вручну (наприклад, повернути великий палець руками, а не сигналом ЕМГ).

1.6.1 Bebionic (Ottobock)

Архітектура і приводи.

Кисть має 5 пальців, кожен із них приводиться своїм мотором (4 мотори в долоні для довгих пальців + 1 для великого пальця). У технічній документації сказано: «A bebionic hand uses five actuators...» – тобто 5 електродвигунів – 5 активних DOF згинання пальців.

Пальці – мультисуглобові, але суглоби всередині пальця кінематично зв'язані (underactuation), тому не всі геометричні ступені вільності є незалежними.

Кінематика пальців і суглобів

Згідно з аналітичними моделями й оглядовими робототехнічними роботами, bebionic та i-Limb мають однакову базову схему: 11 шарнірів та 6 загальних ступенів вільності кисті.

Довгі пальці (вказівний, середній, безіменний, мізинець)

Фізично моделюються 2 суглобами: MCP (п'ястно-фаланговий) та PIP (проксимальний міжфаланговий).

В bebionic рух PIP механічно зв'язаний із MCP через чотириланковий механізм (four-bar linkage).

Тобто з точки зору керування один мотор задає 1 DOF – згинання/розгинання пальця, а обидва суглоби згинаються за фіксованим законом.

Великий палець

Згідно з тією ж класифікацією він містить 3 суглоби й 2 DOF:

- 1-й DOF – згинання/розгинання великого пальця (аналог MCP/IP flexion).
- 2-й DOF – обертання / опозиція великого пальця відносно долоні (перехід із «non-opposed» у «opposed» положення).

У bebionic це обертання реалізовано не окремим мотором, а пасивно – вручну через механізм регулювання: технік чи користувач може перевести палець у протиставлене або бічне положення.

Отже, з кінематичної точки зору кисть bebionic має:

- 4 довгі пальці $\times$ 1 DOF (згинання) = 4 DOF
- великий палець = 2 DOF (згин + опозиція)

Разом: 6 кінематичних DOF, 11 суглобів (по 2 на кожен довгий палець і 3 на великий).

Активні, пасивні й «службові» DOF.

Активні DOF bebionic (керовані моторами):

- згинання вказівного пальця (MCP+PIP, зв'язані)
- згинання середнього
- згинання безіменного
- згинання мізинця
- згинання великого пальця

Кожен рух має свій мотор – 5 активних ступенів вільності.

Пасивні / напівпасивні DOF

Ротація (опозиція) великого пальця – реалізується механічно, шляхом перестановки положення пальця (регулювальний гвинт/фрикційний затискач). У літературі його враховують як окремий DOF, але він не має власного мотора.

Додаткова пасивна «рухливість»:

Пальці мають природну аддукцію / розведення при закритті, що дозволяє затискати тонкі предмети між пальцями (режим finger adduction). Це досягається еластичністю та формою шарнірів, не окремими моторами.

Зап'ясткові модулі bebionic (якщо враховувати весь протез).

Кисть часто комплектують різними зап'ястками:

- Short / Friction wrist – дає пасивну ротацію навколо осі передпліччя (пронація/супінація) з фіксацією.
- Flex wrist – забезпечує 1 DOF згинання–розгинання зап'ястка в межах від -40° до $+40^\circ$ з фіксованими кроками по 20° .

Тобто в повному комплексі «протез передпліччя + bebionic + Flex wrist» маємо 6 DOF у кисті + 1 DOF у зап'ястку (активно/пасивно, залежно від модуля).

1.6.2. i-Limb (Touch Bionics / Össur)

Загальна схема та приводи

Для всієї лінійки i-Limb характерні п'ять індивідуально моторизованих пальців – кожен палець має свій мотор для згинання, а також обертання великого пальця.

Загальна кількість суглобів і DOF за робототехнічними оглядами:

i-Limb має 11 шарнірів і 6 DOF: по 2 суглоби на кожен довгий палець та 3 суглоби на великий палець; DOF розподілені так само: 1 DOF на кожен довгий палець + 2 DOF на великий.

Механіка пальців схожа на bebionic, але замість four-bar linkage використовується сухожильний (tendon-driven) дволанковий механізм: два сегменти пальця зв'язані тросом/тягами так, щоб працювати як 1 DOF.

Кінематичні ступені вільності кисті i-Limb

Довгі пальці (4 шт.) включають 2 шарніри (MCP + PIP), кінематично зв'язані – це дає 1 DOF згинання/розгинання на палець.

Великий палець – 3 шарніри, згруповані в 2 DOF:

- згинання/розгинання великого пальця (уздовж долоні)
- ротація / опозиція відносно долоні (перехід з латерального щипка до триподного хвата, тощо).

Сумарно, для кисті: $4 \times 1 \text{ DOF}$ (довгі пальці) = 4 DOF. Великий палець = 2 DOF. Разом: 6 DOF та 11 шарнірів (ідентично до bebionic).

Активні DOF i-Limb (залежно від моделі)

Згинання 5 пальців – кожен палець має свій мотор, що забезпечує 5 незалежних активних DOF згинання. Додатковий DOF для великого пальця (ротація). Ротація (опозиція) великого пальця:

- i-Limb Ultra, Quantum, Revolution – реалізована окремим електричним приводом (powered / electrically rotating thumb). Це дає ще 1 активний DOF, отже кисть має 6 активних DOF (5 згинань + 1 ротація).

- i-Limb Access та ранні i-Limb – ротація великого пальця ручна, тобто це пасивний DOF, активних залишається 5.

Wrist-модулі i-Limb

Як і в bebionic, кисть може кріпитися до різних зап'ясткових модулів:

- Flexion wrist – приблизно 1 DOF згинання–розгинання з фіксацією.
- Rotatable / quick-disconnect wrist – пасивна ротація навколо осі передпліччя.

Отже, повна система «передпліччя + i-Limb Ultra/Quantum + Flex wrist» має 6 активних DOF у кисті (якщо thumb rotation моторизований) + 1 DOF у зап'ястку.

1.7 Актуальність задачі розроблення конструкції протеза кисті руки із оптимізацією кількості ступенів вільності

В таблиці 1.1 проведено порівняльний аналіз протезів bebionic та i-Limb відповідно до реалізованих в них ступенів вільності.

Таблиця 1.1.

Порівняння bebionic та i-Limb за ступенями вільності

Характеристика	bebionic	i-Limb (Ultra/Quantum)
Кількість пальців	5	5
Кількість моторів у кисті	5 (по одному на кожен палець; thumb rotation – вручну)	5 моторів на згинання пальців + окремий мотор на ротацію великого пальця в Ultra/Quantum – разом 6 (за функціоналом)
Геометричні DOF кисті	~6 DOF (4 пальці по 1, великий – 2) з 11 шарнірами	те саме: 6 DOF, 11 шарнірів
Активні DOF	5 активних DOF (згинання кожного пальця окремо); ротація великого пальця – пасивний DOF	6 активних DOF у моделях з моторизованим великим пальцем (5 згинань + 1 ротація); у базових/Access – 5 активних + 1 пасивний DOF
Тип пальцевої кінематики	four-bar linkage, 1 DOF на довгий палець	tendon-driven дволанкові пальці, також 1 DOF на довгий палець

Відповідно до проведеного аналізу можна стверджувати, що промислові високотехнологічні протези, такі, як bebionic та i-Limb, реалізують низьку кількість ступенів вільності, зокрема активних, а значна кількість виконуваних рухів реалізується шляхом використання наперед запрограмованих шаблонів рухів. Також низькою є кількість реалізованих пасивних степенів вільності. В перспективі, у випадку реалізації більшої кількості пасивних ступенів вільності дасть можливість виконання дільшої кількості рухів і захватів, що стане більш

комфортним для користувачів таких протезів і наблизить їх за функціональністю до природної кисті руки. Однак збільшення кількості пасивних ступенів вільності визначається головним чином конструкцією як окремих пальців, так і всього протеза. Тому, для цього потрібно змінити підхід до способів з'єднання елементів конструкції протеза між собою та способів пасивного приведення їх в дію. Для цього потрібно спочатку проаналізувати конструкції із розширеною кількістю ступенів вільності та вибрати оптимальний з точки зору функціональності та технічної реалізації варіант конструкції протеза.

1.8 Висновки до розділу 1

Відповідно до проведеного аналізу можна стверджувати, що промислові високотехнологічні протези, такі, як bebionic та i-Limb, реалізують низьку кількість ступенів вільності, зокрема активних, а значна кількість виконуваних рухів реалізується шляхом використання наперед запрограмованих шаблонів рухів. Також низькою є кількість реалізованих пасивних ступенів вільності. В перспективі, у випадку реалізації більшої кількості пасивних ступенів вільності дасть можливість виконання дільшої кількості рухів і захватів, що стане більш комфортним для користувачів таких протезів і наблизить їх за функціональністю до природної кисті руки. Однак збільшення кількості пасивних ступенів вільності визначається головним чином конструкцією як окремих пальців, так і всього протеза. Тому, для цього потрібно змінити підхід до способів з'єднання елементів конструкції протеза між собою та способів пасивного приведення їх в дію. Для цього потрібно спочатку проаналізувати конструкції із розширеною кількістю ступенів вільності та вибрати оптимальний з точки зору функціональності та технічної реалізації варіант конструкції протеза.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Конструкції протезів кисті руки із збільшеною кількістю ступенів вільності

У всьому світі приблизно 11,3 мільйона людей з односторонніми ампутаціями верхніх кінцівок стикаються зі значними труднощами у виконанні повсякденної діяльності (ADL). Носимі протези рук вважаються найкращим рішенням для відновлення втрачених функцій руки. Незважаючи на розвиток технологій протезів рук протягом останнього століття, рівень відови від протезів все ще залишається високим (до 40%). Це часто зумовлено відсутністю чи значним обмеженням комфорту користування та виконуваних функцій. Дискомфорт виникає особливо тоді, коли протези рук перевищують вагу природньої людської руки (~400 г), що особливо помітно в комерційних протезах, що використовують електродвигуни для керування пальцями, таких як протези компаній Prensilia, Ossurs та Ottobock. Щоб зменшити вагу проводяться розробки протезів рук з пневматично керованими м'якими пальцями. Сюди можна віднести м'які пневматичні моделі, які важать лише 240-280 г.

Однак, порівняно з 23 ступенями свободи людської руки, в існуючих протезах рук зазвичай реалізується не більше 10 ступенів свободи, що недостатньо для відтворення функцій людського рівня для координованих рухів. Наприклад, номенклатура Feix GRASP визначає 33 репрезентативні режими хапання людської руки, з яких 27 потребують понад 10 ступенів свободи для точного виконання. Через складність цих 23 ступенів свободи людської руки, ця такі протези забезпечують лише частину режимів хапання людської руки. Складність частково компенсується завдяки високому ступеню зв'язку

проксимальних міжфалангових (PIP) та дистальних міжфалангових (DIP) суглобів у вказівному, середньому, безіменному пальці та мізинці, внаслідок чого для досягнення спритності, близької до людської, потрібно щонайменше 19 ступенів свободи. Низька кількість реалізованих ступенів свободи в існуючих протезах рук пов'язана з проблемою забезпечення низької щільності потужності, тобто співвідношення потужності до ваги, зокрема для електродвигунів (100 Вт/кг) та пневматичних насосів (400 Вт/кг). Тому компроміс між спритністю, близькою до людської, та мінімальною вагою для комфортного носіння, залишається невирішеним при розробці протезів рук.

Останні досягнення в галузі робототехніки включають застосування актуаторів зі сплавів з ефектом пам'яті форми (SMAs), що володіють значною рушійною силою, легкою вагою та високою деформованістю при електричному нагріванні. На відміну від електродвигунів та пневматичних насосів, SMA демонструють високу щільність потужності 1000 Вт/кг. Використовуючи цю особливість, SMA стали важливими виконавчими механізмами в протезах рук. Наприклад, в праці [13] автори використовували чотири пари проводів SMA в протезі руки, досягнувши тягової сили в 70 Н. Через складність реалізації замкнутого керування для великої кількості SMA, їх інтеграція в протези рук все ще перебуває на початковій стадії, а існуючі прототипи ще не пройшли валідацію на особах з ампутаціями через такі проблеми, як громіздке обладнання та/або алгоритми керування з розімкнутим циклом.

Взаємодія людини з машиною також має вирішальне значення для протезів рук, а технологія електроміографії (ЕМГ) традиційно використовується для розпізнавання фантомних рухів. Новаторські нейропротези рук, такі як описані в [14] (6 ступенів свободи), рука Ханнеса (9 ступенів свободи) [15] та bebionic (6 ступенів свободи) [16] показали виняткові можливості ЕМГ в плані керування протезом. Однак, хоча ЕМГ ефективна в системах з обмеженими каналами сигналу, вона стикається з проблемами відбору даних та забезпечення надійності

й точності зі збільшенням кількості ступенів свободи, зокрема до 19 [17]. Інші обмеження можуть включати необхідність частого повторного калібрування перед використанням та погіршення продуктивності через фізіологічні фактори, такі як пітливість та м'язова втома [18]. На противагу цьому, перспективною альтернативою для керування протезами рук з високим рівнем свободи є модулі голосового керування. Ці модулі можуть досягати точності розпізнавання 95% та забезпечують час відгуку на рівні мілісекунд [19]. Крім того, технологія голосового керування підтримує різні мови, що робить її доступною та легкою для вивчення для користувачів у всьому світі, тим самим пропонуючи значну перевагу для більшості людей з ампутованими кінцівками.

2.2 Антропоморфний протез руки з 19 ступенями вільності

Розглянемо тепер детально легкий біоміметичний протез руки, що використовує 19 пар високоінтегрованих актуаторів SMA, що дозволяє точно керувати п'ятьма пальцями та зап'ястям, а також досягати значної спритності з 19 ступенями свободи (рис. 2.1, а). Механізм керування включає систему із замкнутим циклом, де команди розпізнавання голосу перетворюються на виконавчі сигнали керування актуаторами SMA. Технологія голосового керування, що підтримується компанією iFLYTEK - світовим лідером у розпізнаванні голосу, забезпечує високу точність 95% та час відгуку на рівні мілісекунд для 60 різних мов. Вона включає технологію розпізнавання голосових відбитків та взаємодіє з великою мовною моделлю, забезпечуючи надійну та персоналізовану взаємодію з користувачем. Зчитування кутів суглобів у режимі реального часу, включаючи згинання та розгинання, сприяє вибіркового нагріванню або охолодженню певних актуаторів SMA (рис. 2.1, б). Протез руки розроблений таким чином, щоб точно імітувати людську руку, і складається з частини руки (від зап'ястя до кінчика пальця) та частини передпліччя (рис. 2.1,

в). Завдяки високій щільності потужності SMA, загальна вага протеза кисті становить 0,37 кг, а сама частина кисті важить лише 0,22 кг, пропонуючи 19 ступенів свободи, що перевершує існуючі продукти та прототипи (рис. 2.1, г). Цей протез кисті може виконувати не лише 33 стандартні режими захоплення, але й 6 складніших режимів, що дозволяє людям з ампутованими кінцівками безперешкодно виконувати складні, властиві природній руці, рухи (рис. 2.1, д).

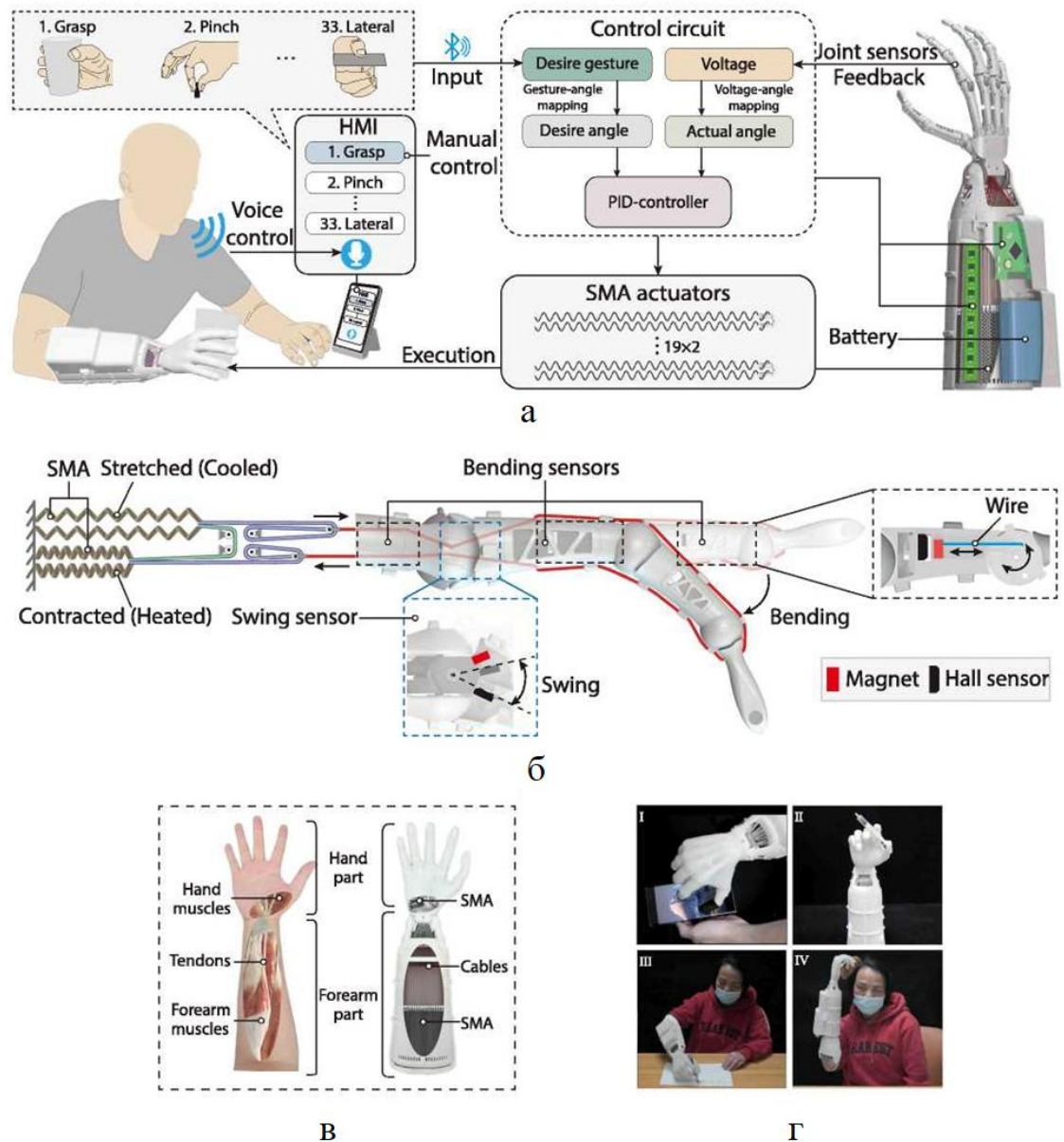


Рис. 2.1. Огляд легкого протеза кисті з 19 ступенями свободи та функціями людського рівня [13]

На рис. 2.1. показано наступне: а – ілюстрація принципів роботи протеза кисті – інтерпретація бажаних рухів кисті за допомогою модуля розпізнавання голосу, команди обробляються через схему керування та виконуються рухи, активуючи 19 пар актуаторів зі сплаву з пам'яттю форми (SMA); б – схематичне зображення, що пояснює біоміметичну структуру пальця, включаючи подвійний пружинний актуатор SMA для рухів згинання пальців. Три спеціалізовані датчики згинання та один датчик коливання, що використовують датчики Холла, точно визначають кути згинання та коливання суглобів пальців. Пружинний актуатор призначений для руху згинання пальця; в – порівняння біоміметичного протеза кисті та людської кисті. г – практичні ілюстрації спритності протеза кисті в маніпулюванні об'єктами та його здатність відновлювати функції людського рівня, такі як написання тексту ручкою та розчісування волосся.

2.3 Високоінтегрована протезна система кисті

На рис. 2.2, а представлено огляд протеза кисті, який складається з частини кисті та частини передпліччя. Протез включає тонкий шар силікону, відлитий на частину кисті, щоб імітувати м'яку шкіру (рис. 2.1). Інша частина кисті імітує скелет людської кисті з 19 незалежними осями. Передпліччя містить кілька робочих модулів, включаючи систему виконавчих механізмів з пружинами SMA та з'єднувальними кабелями, систему керування схемою приводу, вентилятор охолодження та модуль керування живленням з літійовим акумулятором. Приводи SMA розташовані в проміжному шарі, утвореному зовнішньою оболонкою та внутрішньою обшивкою передпліччя. Після нагрівання приводи SMA передають зусилля до шківового механізму через з'єднувальні кабелі для активації рухів пальців та зап'ясть. Кожен степінь свободи незалежно керується парою SMA та парою кабелів. Схема приводу здійснює вибіркове керування процесом

нагрівання приводів SMA. Охолоджувальний вентилятор у передпліччі покращує циркуляцію повітря в проміжному шарі, сприяючи швидкому охолодженню приводів SMA. Літєва батарея дозволяє портативно використовувати протез кисті, загальна вага якого становить 214 г. Враховуючи, що середня довжина правого передпліччя становить 25,4 см у чоловіків та 23,5 см у жінок [13], довжина передпліччя протеза кисті розроблена з довжиною 23,3 см, з можливістю регулювання до мінімальної довжини 16 см. Внутрішня частина передпліччя служить гільзою для ампутованих кінцівок. Максимальна температура протягом 30-хвилинного безперервного використання на внутрішній поверхні гільзи становить 27,2 °C, що є безпечним для постійного носіння. В цьому протезі була інтегрована програма управління температурою, яка зупиняє нагрівання м'язових аортокоронарних мішеней (CMA) після зупинки вентилятора охолодження, тим самим підвищуючи безпеку пацієнта. Ця високоінтегрована система імітує складний механізм дії м'язів, дозволяючи протезу кисті виконувати різноманітні складні рухи руки.

2.4 Біоміметичні пальці/зап'ястя зі з'єднувальними кабелями

Вказівний, середній, безіменний пальці та мізинець людини мають три суглоби, а саме: п'ястно-фаланговий (MCP), проксимальний міжфаланговий (PIP) та дистальний міжфаланговий (DIP) суглоби, від долоні до кінчика пальця (рис. 2.2, а). MCP суглоб демонструє як згинальні, так і махові рухи, тоді як PIP та DIP суглоби можуть лише згинатися. Було обрано вказівний палець як репрезентативний палець, щоб розрахувати аналогічні анатомічні структури та відповідні параметри з'єднувальних тросів. Для незалежного керування згинальними та розгинальними рухами суглоба MCP до нього закріплені дві пари тросів, які показані фіолетовим та червоним тросами на рис. 2.2, б відповідно. Примітно, що згинальний рух суглоба DIP тісно пов'язаний із суглобом PIP, тому

для з'єднання суглобів PIP та DIP можна використовувати стержень, що призводить до чотириланкового з'єднання. В результаті, однієї пари тросів (зображених зеленим кольором) достатньо для досягнення пов'язаного згинального руху суглобів PIP/DIP (рис. 2.2, в). Кінематичний аналіз механізму чотириланкового з'єднання наведено на рис. 2.3. Детальні зображення згинального/відхиляючого руху суглоба MCP та згинальних рухів суглоба PIP/DIP представлені на рис. 2.2, в.

Великий палець демонструє складне зчленування, що включає три окремі суглоби: зап'ястно-п'ястковий (СМС), MCP та міжфаланговий (МФ) суглоби. СМС суглоб демонструє три ступені свободи та відповідно рухи нахилу, розгойдування та перекочування. На відміну від цього, MCP та МФ суглоби характеризуються лише згинальною дією. На відміну від вказівного пальця, МФ суглоб великого пальця має унікальну здатність згинатися незалежно. Тому для досягнення незалежного керування MCP та МФ суглобом використовуються дві пари тросів, які показано синім та зеленим тросами на рис. 2.2, г. Для СМС суглоба використовуються три пари тросів для незалежного керування його рухами згинання, розгойдування та перекочування. Перекочувальний рух СМС суглоба великого пальця людини (пасивний ступінь свободи) дозволяє досягти середнього кута обертання 17° , що покращує здатність великого пальця плавно та ефективно захоплювати предмети. Як показано на збільшеному зображенні на рис. 2.2, д, перекочувальний рух СМС суглоба спеціально маніпулює парою червоних тросів, розташованих на долоні. Окрім п'яти пальців, людське зап'ястя також може здійснювати згинальні та розмахувальні рухи. Як показано на рис. 2.2, д, один кінець розмахувальних тросів (зображений фіолетовим кольором) прикріплений до боків зап'ястних кісток і простягається вздовж осі згинання в передпліччі. Ці троси полегшують маніпулювання віссю згинання, тим самим дозволяючи зап'ястю здійснювати розмахувальні рухи в діапазоні $\pm 12^\circ$ (рис. 2.2, д, ліворуч).

Одночасно один кінець згинальних тросів (зображений зеленим кольором) з'єднаний з поперечним валом і простягається в передпліччя. Ці троси функціонують для маніпулювання віссю згинання, даючи зап'ястю можливість згинатися в діапазоні $\pm 47^\circ$ (рис. 2.2, д, праворуч). Синергетичне використання цих тросів дозволяє здійснювати складний контроль та координацію пальців і зап'ястя, сприяючи універсальному діапазону рухів.

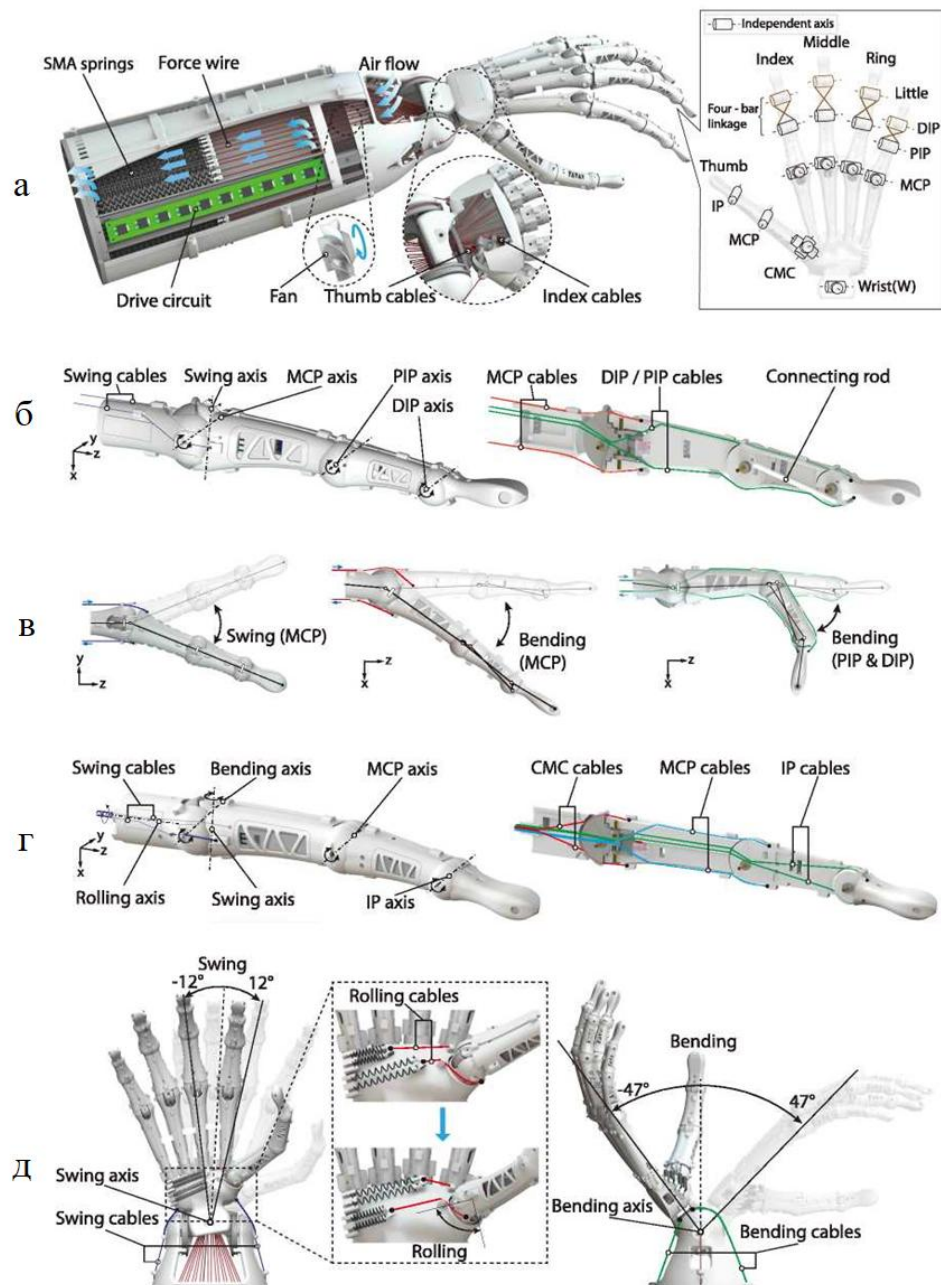


Рис. 2.2. Біоміметичний дизайн високоінтегрованого протеза кисті [13]

На рис. 2.2 показано: а – ліворуч: огляд протеза кисті, в якому 19 пар пружин SMA приводять у дію п'ять пальців та зап'ястя за допомогою 19 пар тросів. Передпліччя об'єднує пружини SMA, троси, керуючі ланки та вентилятор охолодження. Праворуч: 19 незалежних осей суглобів представляють 19 ступенів свободи протеза кисті. MCP п'ястно-фалангова кістка, PIP проксимальна міжфалангова кістка, DIP дистальна міжфалангова кістка, CMC зап'ястно-п'ястно-фалангова кістка, IP міжфалангова кістка, SMA сплав з пам'яттю форми; б – ліворуч: конструкція вказівного пальця з поворотним тросом, що приводить у дію поворотний рух MCP-суглоба. Праворуч: поперечний розріз, що показує кабельні з'єднання з PIP та DIP-суглобами; в – три суглобові рухи вказівного пальця з відповідними тросами. Ліворуч: поворотний рух MCP-суглоба; Посередині: згинальний рух MCP-суглоба; Праворуч: згинання DIP та PIP-суглобів за допомогою чотириланкового механізму; г – ліворуч: конструкція великого пальця з поворотним тросом, що приводить в дію поворотний рух CMC-суглоба. Праворуч: поперечний розріз, що показує з'єднання тросів із MCP- та IP-суглобами; д – ліворуч: поворот променево-зап'ястного суглоба зі збільшеним зображенням CMC-суглоба кочення великого пальця. Праворуч: згинальний рух зап'ястя.

2.5 Порівняльний аналіз спритності протезна кисті

Протез кисті має 19 незалежних ступенів свободи, причому діапазон руху кожного суглоба можна кількісно визначити певним кутом. Кути вказівного та великого пальців позначені на рис. 2.3, а. Кути згинання, розгойдування та кочення представлені символами θ , α , β відповідно. Нижні індекси T, I, M, R та L відповідають великому, вказівному, середньому, безіменному пальцю та мізинцю, тоді як верхні індекси CMC, MCP, PIP, DIP та IP позначають різні

суглоби. Наприклад, θ_1^{DIP} представляє кут згинання міжфалангового суглоба вказівного пальця. На рисунках 2.3, б,в показано діапазон руху вказівного та великого пальців, пунктирними лініями позначено межі положення кінчика пальця. На рис. 2.3, г кількісно порівняно максимальні кути суглоба з кутами людської руки. Очевидно, що діапазон руху розглянутої протезної руки дуже схожий на діапазон руху людської руки, причому декілька суглобів мають ще більші кути. Великий діапазон руху також забезпечує великий робочий простір пальця, тобто максимально досяжний 3D-простір кінчика пальця. Порівняльні діаграми на рис. 2.3, д,е, розмежовані чорними та червоними лініями, ілюструють робочий простір для протезної та людської рук відповідно. Це порівняння припускає, що як людська, так і протезна руки мають однакові структури суглобів та розміри пальців. Однак, оскільки рух розгойдування вказівного пальця людини обмежений бічною жорсткістю під час згинання, це обмежує амплітуду його розгойдування. Навпаки, вісь згинання MCP вказівного пальця протеза кисті розташована нижче його осі розгойдування MCP (рис. 2.2, б, рис. 2.3, б), що забезпечує постійну амплітуду розгойдування під усіма кутами згинання. Отже, фактичний робочий простір вказівного пальця людини менший, як показано червоною лінією на рис. 2.3, д. Дані, детальніше показані на рис. 2.5, 2.6, вказують на те, що робочий простір протеза кисті не тільки імітує, але й перевершує природний діапазон рухів людської руки. Примітно, що середній, безіменний палець та мізинець демонструють подібну спритність до вказівного пальця.

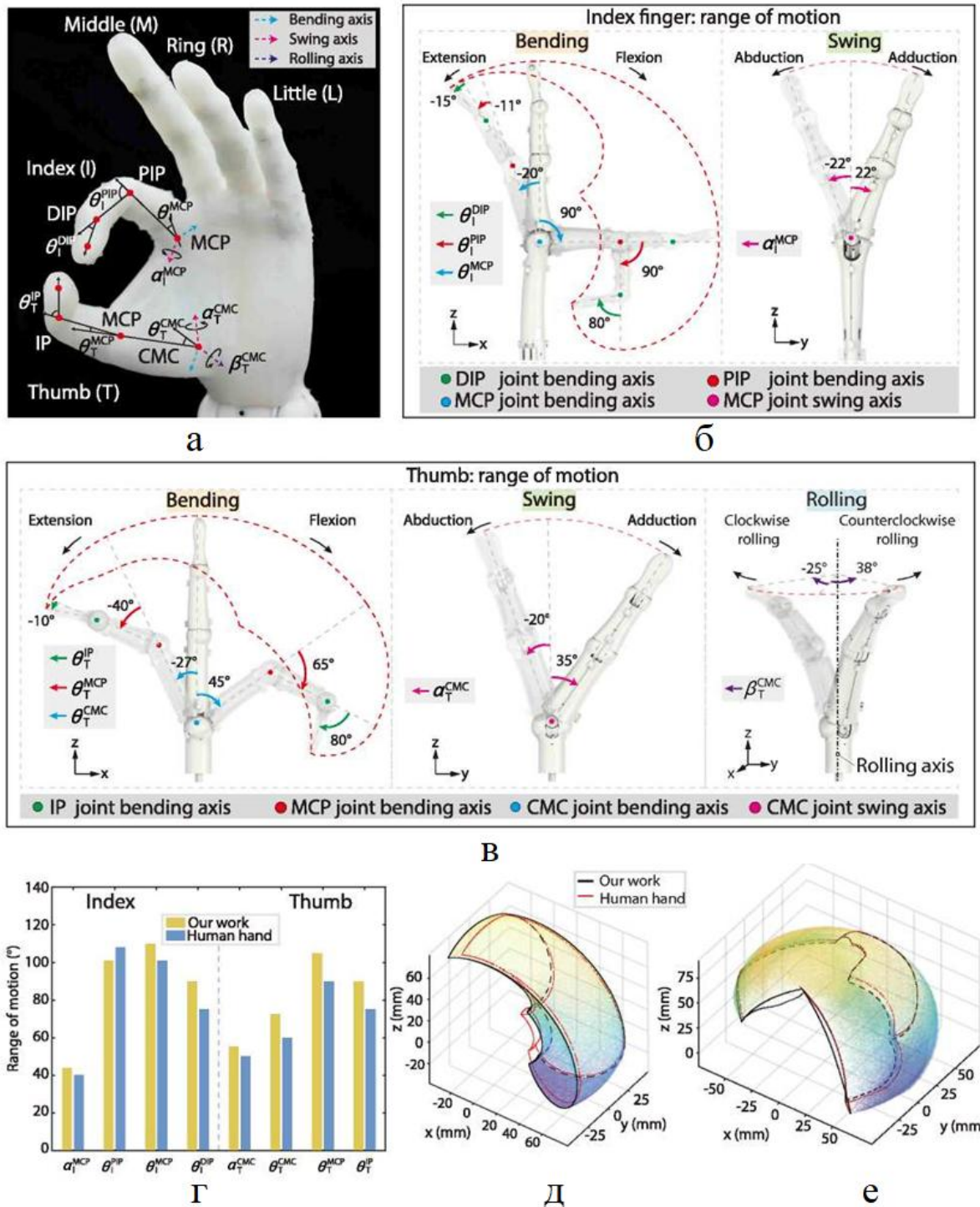


Рис. 2.3. Порівняльний аналіз спритності протезної кисті [13]

На рис. 2.3 показано: а – кути суглобів, що кількісно визначають спритність вказівного та великого пальців. МСР п'ястно-фаланговий, РІР проксимальний міжфаланговий, ДІР дистальний міжфаланговий, СМС зап'ястно-п'ястно-

фаланговий, IP міжфаланговий, θ згинання, α розмахування, β кочення; б – діапазон руху суглобів вказівного пальця; в – діапазон руху суглобів великого пальця; г – порівняльний діапазон руху вказівного та великого суглобів протезної кисті порівняно з людською кистю; д – накладені робочі області, що демонструють робочу область вказівного пальця як для протезної, так і для людської кисті; е – накладені робочі області, що демонструють робочу область великого пальця як для протезної, так і для людської кисті.

2.6 Подвійна активація SMA з керованістю за замкнутим контуром

Протезна кисть використовує систему подвійної активації SMA, аналогічну парі антагоністичних м'язів людської кисті, що забезпечує точні рухи суглобів. Розглянемо великий палець як репрезентативний палець, оскільки він виконує найскладніші рухи. Як показано на рис. 2.4, а, згинання MCP-суглоба досягається шляхом активації скорочення SMA2, тоді як SMA1 відключена. Розгинання MCP-суглоба здійснюється навпаки, шляхом нагрівання SMA1 під час охолодження SMA2. Ця дія посилюється механізмом потрійного підсилення сили (зелені лінії). Протез руки може підняти корисне навантаження вагою 2,5 кг та надійно схопити предмет вагою 1,3 кг. Враховуючи, що майже в 10 000 випадків захоплення предметів 92% предметів важать 500 г або менше, протез руки добре оснащений для виконання більшості завдань щоденного використання. Поворот та перекочування великого пальця активуються аналогічним чином (рис. 2.4, б, в). Вимірювання кутів суглобів здійснюється датчиками Хола, з'єднаними з магнітами, прикріпленими до суглобів тонким, але жорстким дротом. Коли суглоб рухається, він тягне/штовхає магніт, перетворюючи зміни магнітного поля на зміни напруги датчика Хола. Слід зазначити, що калібрування датчика Хола є важливим перед першим використанням протеза кисті. Результати калібрування показують, що датчики кута можуть точно відображати п'ять кутів великого

пальця з похибкою менше $0,5^\circ$ (рис. 2.4, г). Ці показники дозволяють здійснювати моніторинг у режимі реального часу, а потім передаються на схему керування, яка регулює температуру SMA за допомогою широко використовуваного пропорційно-інтегрально-диференційного (PID) контролера для узгодження поточних позицій з бажаними конфігураціями. Наприклад, точне керування кожним з'єднанням може бути реалізовано та продемонстровано на рис. 2.4, д, за допомогою ступінчастої характеристики згинання MCP θ_{MCP} , на рис. 2.4, е, за допомогою квадратичної характеристики гойдання CMC a^{TM0} , та на рис. 2.4, є, за допомогою синусоїдальної характеристики кочення CMC β_{TCMC} відповідно.

Завдяки інтегрованій координації п'яти пар виконавчих механізмів SMA можна досягти замкнутого контролю над рухами пальця. Наприклад, на рис. 4h порівнюються фактичні кути великого пальця (суцільні лінії) з цільовими значеннями (пунктирні лінії) під час жесту силового хапання. Суглоб MCP великого пальця служить репрезентативним випадком, його рух детально описано на рис. 2.4, ж. Перед хапанням цільові кути кожного суглоба протезної руки калібруються. У формальному експерименті спочатку, при $t = 0$ с, $\theta_{MCP} = 20^\circ$ з коефіцієнтом використання 0%. При $t = 1,5$ с долоня відкривається до заданого кута $\theta^{TMCP} = -10^\circ$, що запускає модуль керування для нагрівання SMA1 зі 100% коефіцієнтом використання пальця. Коли суглоб MCP наближається до цільового кута, коефіцієнт використання пальця зменшується до 0% до $t = 2,6$ с. Наступна команда для силового захоплення встановлює $\theta_{MCP} = 5,4^\circ$ при $t = 5,1$ с, що спонукає SMA2 нагріватися зі 100% коефіцієнтом використання нагріву. Коли бажаний кут майже досягається при $t = 7$ с, коефіцієнт використання нагріву зменшується до 0%, і кисть зберігає захоплення. Середня швидкість руху суглобів пальців становить $63^\circ/\text{с}$. Для оцінки споживання енергії та терміну служби батареї протезів рук з SMA було проведено моделювання на основі фактичних даних. Їмність батареї дозволяє виконувати ~ 640 жестів відповідно до середнього споживання енергії для одного захоплення. Крім того, SMA

демонструє високу механічну стабільність, витримуючи 10 000 циклічних рухів розтягування під навантаженням 7 Н, що підтверджує його довговічність для протезного застосування. Ці експериментальні дані підтверджують, що актуатори SMA, коли вони оснащені позиційним зворотним зв'язком у замкнутій системі, сприяють стабільній та точній артикуляції пальців, тим самим покращуючи функції протезної кисті.

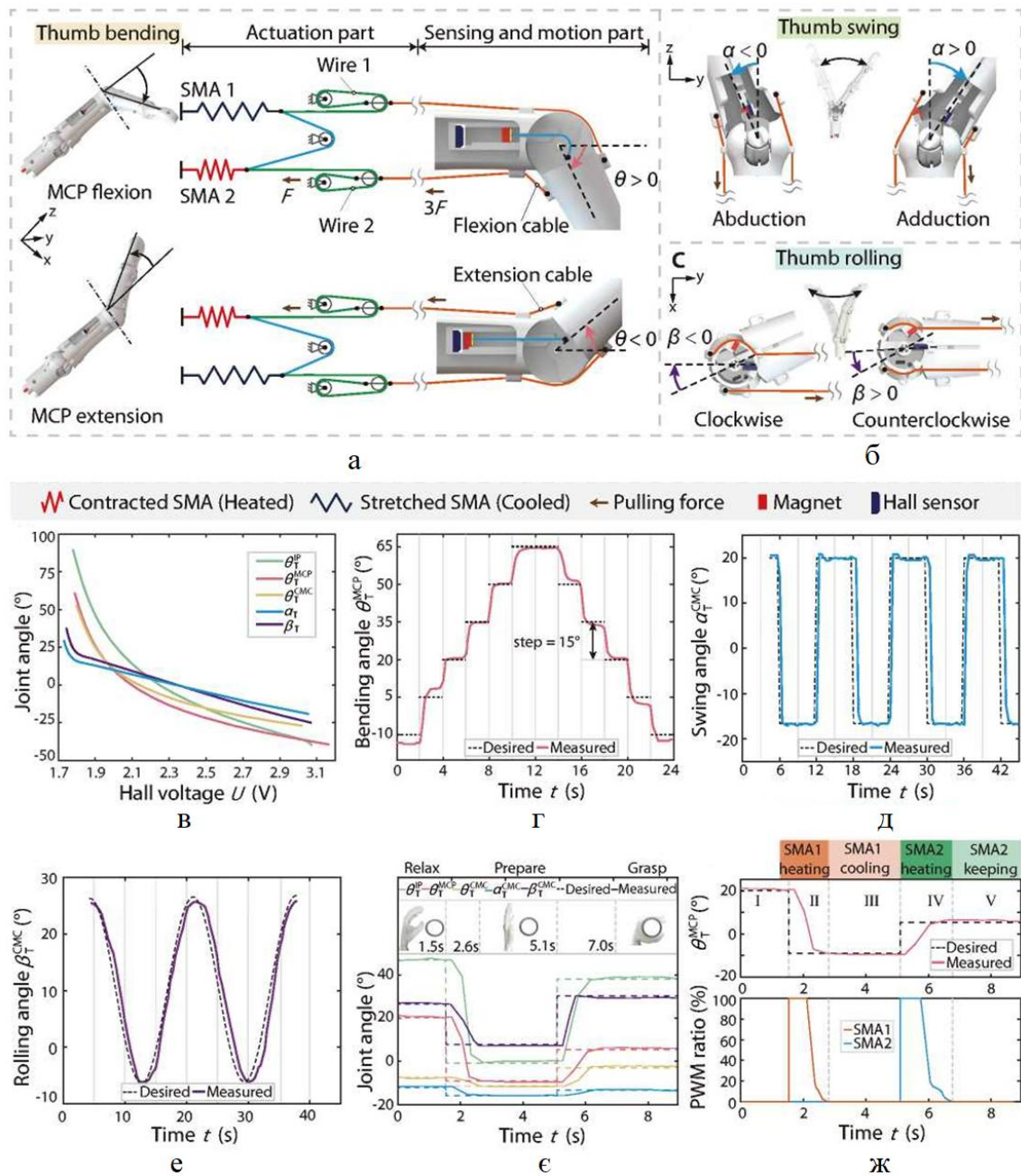


Рис. 2.4. Подвійна активація SMA з керуванням у замкнутому циклі [13]

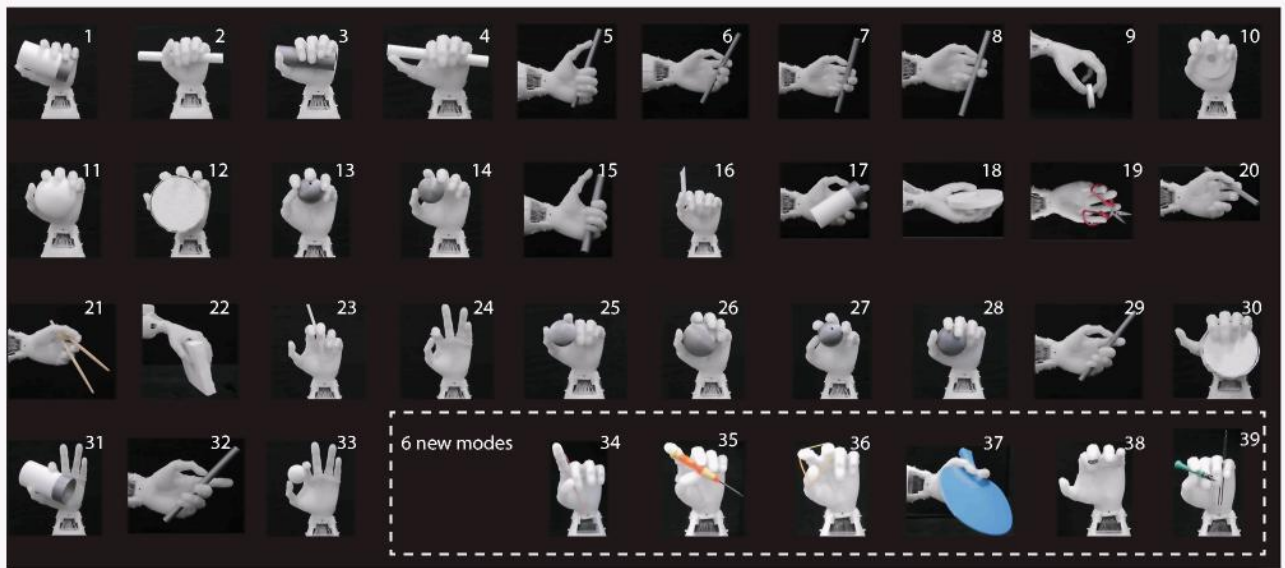
На рис. 2.4 показано: а – схема системи керування МСР-суглобом великого пальця, що включає актуатори SMA, датчики Хола та тягові троси. МСР п'ястно-фаланговий, SMA сплав з пам'яттю форми, θ -згинальний, α -гойдання, β -кочення; б – кількісне визначення гойдання СМС великого пальця. СМС зап'ястно-п'ясткової кістки; в – кількісне визначення кочення СМС великого пальця; г – калібрувальна крива, що корелює напругу датчика Хола з кутом суглоба; д – реакція на згинання МСР-суглоба великого пальця на ступінчастий вхідний сигнал; е – реакція на гойдання СМС-суглоба великого пальця на вхідний сигнал прямокутної хвилі. г Реакція на кочення СМС-суглоба великого пальця на вхідний сигнал синусоїди; є – порівняльний аналіз фактичних та цільових кутів суглоба під час рухів хапання великим пальцем. ІР міжфаланговий; ж – кут згинання $\theta_{МСРТ}$ та коефіцієнт нагріву актуаторів SMA за командою кроку.

2.7 Оцінювання спритності протезної кисті

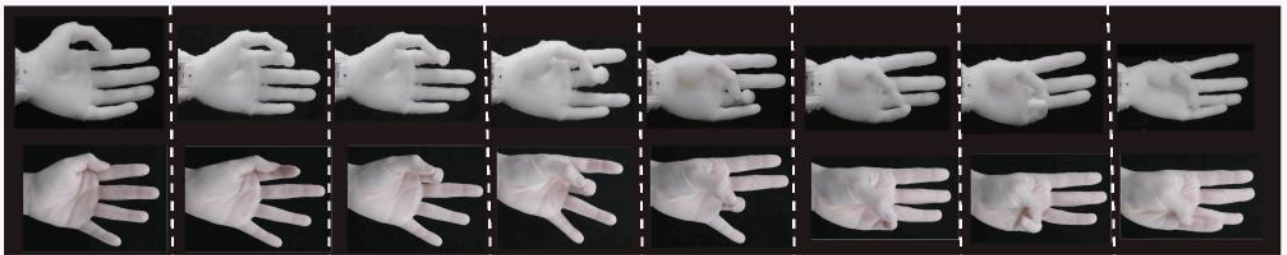
Спритність протезної кисті методично перевіряється за допомогою послідовності стандартних оцінок, як представлено на рис. 2.5. Ці оцінки включають стандартну жестикуляцію Feix GRASP (рис. 2.5, а), тест Капанджі (рис. 2.5, б) та додаткові жести рук (рис. 2.5, в). Жестикуляція Feix GRASP класифікує 33 стандартні режими хапання, які цей протез кисті успішно виконує, як показано на рис. 2.5, а. На відміну від традиційних протезних рук, описаний протез забезпечує спритність людської руки, включаючи всі ступені свободи розгойдування, включаючи приведення (розгойдування за годинниковою стрілкою) та відведення (розгойдування проти годинникової стрілки). Це доповнення значно покращує робочий простір руки та гнучкість захоплення, що спонукало розробників цього протеза впровадити 6 нових режимів щоденного захоплення, які повністю використовують ці ступені свободи. Ці 6 нових

режимів, зображені як режими 34-39 на рис. 2.5, а, демонструють розширену спритність, що перевершує стандартну жестикуляцію Фейкса. Режими 34-36, які включають «організацію мотузки», «натискання на електричну ручку» та «розкриття гумки трьома пальцями», підкреслюють складну координацію між великим, вказівним та середнім пальцями. Наприклад, режим 34, «організація мотузки», – це точне захоплення, яке включає відведення великого пальця, при цьому вказівний палець служить опорним віртуальним третім пальцем. Режим 37, «рука з ракеткою для пінг-понгу», режим 38, «перекриваючий щипок», і режим 39, «захоплення двома інструментами», досліджують динамічні рухи пальців, такі як захоплення «ОК», та складні застосування сили, що вимагають складної координації між пальцями. Ці режими, зокрема режими 38 та 39, ілюструють здатність протеза руки виконувати складні завдання, що виходять за рамки сучасних класифікацій, демонструючи покращене моделювання функціональності людської руки.

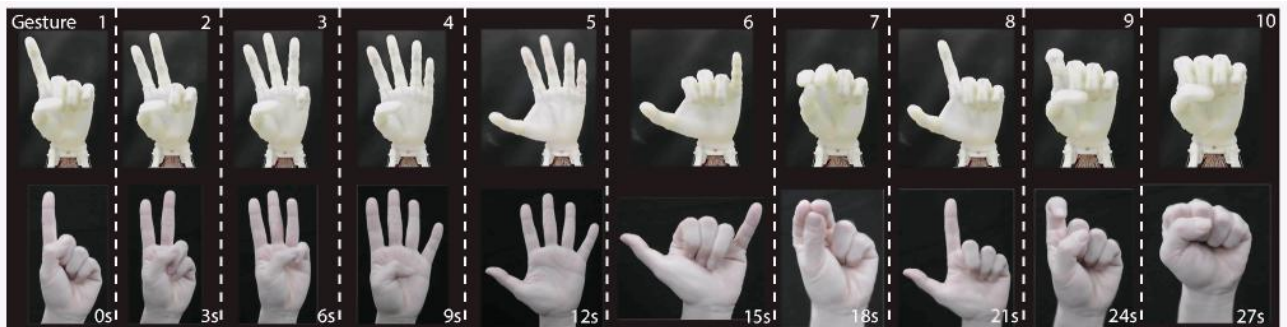
Крім того, продемонстровано можливості відтворення жестів людської руки, включаючи тест Капанджі (рис. 2.5, в) та серію жестів, що позначають числа від 1 до 10, у контексті китайської жестової мови (рис. 2.5, в). Протез руки не тільки відповідає людській руці у виконанні цих жестів, але й зберігає незалежність не задіяних пальців. Жест 6 на рис. 2.5, в, який відрізняється від типових синергетичних позицій руки, підкреслює можливості людського рівня, незважаючи на те, що протез має на 4 ступені свободи менше порівняно з людською рукою. Протез руки також може виконувати деякі завдання маніпуляцій рукою. Наприклад, завдання «використати шприц» використовує новий режим захоплення 38, демонструючи практичне застосування та значення конструкції з 19 ступенями свободи.



а – режим хапання (33 жестикуляції GRASP та 6 нових режимів)



б – тест Капанджі



в – жести руками

Рис. 2.5. Демонстрація спритності протезної кисті: а – жестикуляція GRASP з усіма 33 стандартними та 6 новими режимами хапання; б – 8-бальний тест Капанджі для перевірки спритності великого пальця; в – десять жестів, що позначають числа від 1 до 10 у контексті китайської жестової мови [13]

Описаний протез кисті оснащений системою голосових команд як засобом взаємодії людини з машиною, що дозволяє особі з ампутацією керувати протезом кисті за допомогою голосових інструкцій. Модуль голосових команд, який використали автори, розроблений iFLYTEK – світовим лідером у технології розпізнавання голосу, – забезпечує швидке розпізнавання з часом відгуку на рівні мілісекунд та високим коефіцієнтом точності 95%. Покращений розпізнаванням голосового відбитка, він точно обробляє команди навіть у шумному середовищі. Ця технологія підтримує понад 60 мов та 20 діалектів, що забезпечує доступність протеза кисті в усьому світі. Він зручний у використанні, не потребує складного калібрування, а його інтеграція з передовими системами штучного інтелекту, такими як iFLYTEK Large Language Model або ChatGPT, підвищує його функціональність.

Як показано на рис. 2.6, а, протез кисті з голосовим керуванням успішно виконав різні завдання з Процедури оцінки кисті Саутгемптона (SHAP). Завдяки точному розпізнаванню модуль голосового керування досягає загального часу реакції $\sim 1,3$ с від початку мовлення до активації актуаторів SMA. Протез кисті виконав завдання швидше, ніж стандартний контрольний показник, але трохи довше в семи інших завданнях.

Результати вказують на шлях підвищення ефективності шляхом постійного використання та практики. На рис. 2.6, б, показано можливості кисті у завданнях з тесту рухової функції (WMFT), який зазвичай використовується для оцінки реабілітації функції кисті після інсульту. На рис. 6с протез кисті демонструє свою корисність у чотирьох складних рухах, пов'язаних з активним рухом кисті (ADL), таких як розчісування волосся, обмін візитними картками та рукостискання, письмо трьома пальцями та виконання шахового захоплення. Голосові команди, що використовуються пацієнтом в експериментах, розпізнаються та декодуються, що запускає активацію відповідних спінальних м'язових артерій (SMA) для виконання конкретного завдання. У цих експериментах

використовувалося 11 різних режимів хапання в 22 випробуваннях за участю пацієнтів, що становить майже 90% від загальної кількості режимів хапання, що використовуються в повсякденному житті. Продемонстровано як стандартні, так і шість нових режимів хапання. Наприклад, режим захоплення 1 – великий діаметр – проводиться в експериментах 5, 6, 12 та 20, тоді як режим захоплення 39 – захоплення двома інструментами – проводиться в експерименті 22. Ці експерименти підкреслили складні взаємодії між людиною та протезною кистю, представляючи широкий спектр складних сценаріїв. Примітно, що 20 з 22 експериментів були успішними з першої спроби, що вказує на 91% успішність. Цей високий рівень успішності підкреслює підвищену стабільність та адаптивність протезної кисті, що сприяє її великій глибині свободи. Крім того, непротестовані режими захоплення легкодоступні та можуть бути активовані за допомогою голосових команд пацієнтами за потреби в повсякденному житті.

Варто також зазначити, що протягом п'ятигодинного експерименту пацієнт не повідомляв про дискомфорт, пов'язаний з вагою протеза кисті, його продуктивністю або методом голосового керування. Це підтверджує придатність пристрою для тривалого використання. Пацієнт висловив підвищену впевненість під час носіння протеза руки, зазначивши, що він забезпечує необхідну продуктивність і не викликає психологічного тиску. Натомість, він сприяє більшій соціальній участі. У міру розвитку експерименту спостерігалось зменшення часу виконання певних завдань, оскільки учасник більше звикає до протеза руки, що демонструє потенціал для покращення функцій та адаптації користувача.



Рис. 2.6. Відновлення функцій кисті людського рівня за допомогою голосових команд [13]

На рис. 2.6 показано: а – оцінка можливостей протеза кисті за допомогою процедури оцінки кисті Саутгемптона (SHAP), що включає 15 завдань, що імітують щоденну діяльність: легкі та важкі сферичні захоплення, легкі та важкі хвати-штативи, легкі та важкі силові захоплення, легкі та важкі щипки кінчиками, легке розгинання, маніпулювання монетами, відкривання кришки банки,

наливання з коробки, поводження з порожньою бляшанкою, перенесення підноса та поворот гвинта; б – подальша оцінка за допомогою тесту рухової функції (WMFT) включає три точні завдання: підняття ручки, складання шахових фігур та перевертання трьох аркушів паперу; в – тестування захоплення протезом кисті та маніпулювання предметами, що часто використовуються в діяльності повсякденного життя (ADL), прикладами яких є такі завдання, як розчісування волосся, передача візитної картки та рукостискання, письмо кінчиками трьох пальців та взяття шахової фігури.

2.8 Загальний порівняльний аналіз розглянутого протеза

Існуючі протези рук, з глибиною свободи, набагато меншою, ніж у людської руки (23 степені свободи), не можуть виконувати складні рухи. Щоб досягти високої глибини свободи та низької ваги, у розглянутому біоміметичному протезі руки було інтегровано 38 актуаторів SMA, що складає три основні наукові внески в галузь протезування рук. По-перше, біоміметичний дизайн структури та рухів, який запропонували автори для такого протеза руки, включає частину долоні з 19 ступенями свободи (включаючи пальці та зап'ястя) та частину передпліччя, використовуючи м'язоподібний механізм подвійної SMA-актуації та сухожилляподібну систему передачі зусиль. Ця стратегія точно імітує структурні та кінематичні характеристики людських рук, відтворюючи складні конфігурації кісток, м'язів та сухожиль. В результаті, розроблений авторами протез руки загалом важить лише 370 г, реалізуючи 19 ступенів свободи та максимальне навантаження 2,5 кг. По-друге, замкнутий механізм керування з 19 ступенями свободи гарантує, що деформовані стани кожного суглоба можна точно виміряти в режимі реального часу за допомогою 23 наборів датчиків Хола, що дозволяє реалізувати замкнутий механізм керування 19 ступенями свободи для точних та скоординованих рухів руки (похибка менше $0,5^\circ$). Цей

вдосконалений механізм керування формує основу для виконання різних щоденних дій з високою точністю. По-третє, додані режими захоплення для оцінки спритності представили шість нових режимів захоплення, які включають рухи аддукції та відведення, на додаток до стандартних 33 режимів захоплення в жестикуляції Feix GRASP. Ці нові режими розширюють рамки оцінки спритності протезів кисті, забезпечуючи більш комплексну оцінку функції кисті.

Технологія ЕМГ та модулі голосового керування є поширеними методами взаємодії людини з протезами рук. Авторами використано модуль голосового керування головним чином з наступних причин. По-перше, модуль голосового керування дозволяє пацієнтам швидко опанувати використання голосових команд протягом кількох годин, без ускладнень, пов'язаних з технологією ЕМГ, таких як залежність від пози під час носіння, рухів протезної руки та фізіологічних факторів, таких як пітливість та м'язова втома. Ця зручність використання є вирішальною для відновлення незалежності у повсякденній діяльності. По-друге, хоча технологія ЕМГ широко використовується, вона стикається зі значними труднощами у диференціації 19 сигналів, необхідних для незалежного керування 19 ступенями свободи, що часто призводить до ненадійної роботи. Крім того, системи ЕМГ потребують частого калібрування перед кожним використанням, що ускладнює їхню експлуатацію, особливо для літніх користувачів. Крім того, можливість керувати рухами пальців та зап'ястя за допомогою голосових команд дозволяє користувачам досягти функціональності, близької до функціональності природної руки, значно покращуючи якість життя людей з ампутованими кінцівками. Вони можуть виконувати широкий спектр завдань з підвищеною впевненістю та точністю. Зрештою, інтеграція голосових команд із системою керування із замкнутим циклом, яка включає вимірювання кута в режимі реального часу за допомогою датчиків Хола, забезпечує точність та чутливість рухів. Цей рівень контролю, якого важко досягти за допомогою ЕМГ через його чутливість до мінливості

сигналу, є вирішальним для завдань, що потребують постійного регулювання хвату та положення пальців.

Основні параметри продуктивності розглянутого протеза кисті, включаючи вагу, час реакції, швидкість руху суглобів, ефективність голосових команд, вантажопідйомність, управління температурою, споживання енергії, час роботи від батареї, довговічність, рівень шуму та вартість, були ретельно охарактеризовані та виявились кращими в порівнянні із промисловими протезами.

Слід виділити три основні обмеження для розглянутого протеза. По-перше, відсутність широких клінічних випробувань може потенційно приховати певні проблеми, які виникають лише під час реального застосування. По-друге, ефективність модуля голосового керування в повсякденних ситуаціях може залежати від фонового шуму, порушень мовлення або непов'язаних розмов самих осіб з ампутованими кінцівками. По-третє, залишається проблемою значна інерційність протеза в завданнях, що вимагають швидких рухів рук.

Виготовлення протеза кисті

Авторами було використано 3D-принтер SLA та фотополімерну смолу (FLGPWN04, Formlabs) для виготовлення кисті та передпліччя протеза кисті. П'ять пальців протеза кисті, хоча й різного розміру, мають схожу структуру: кожен складається з чотирьох шарнірних секцій, як показано на рис. 2.2, б. Після складання було вбудовано кабелі (плетений шнур PE X9#0.6, CHUAZO) та датчики Хола (A1302KUA-T, Allegro MicroSystems) всередину пальців. Згодом пальці кріпляться до зап'ястної кістки, через яку протягуються кабелі. Ця зап'ястна кістка з'єднується за допомогою шарнірів з поперечним валом, а потім з передпліччям. Проміжний шар передпліччя містить пружини SMA (пружина актуатора Flexinol 90 °C, DYNALLOY, Inc.) та схему керування. Нарешті, схема керування та акумулятор встановлені на зовнішній оболонці передпліччя та надійно закріплені гвинтами.

Схема протеза кисті складається з чотирьох функціональних модулів: схеми відбору та датчиків, схеми керування та виконавчих механізмів SMA, комунікацій та контролера, а також керування живленням. Модуль сенсорів включає 23 датчики Холла, вбудовані в суглоби кисті. Їхні сигнальні лінії сходяться в модулі АЦП (TLC1543, Texas Instruments) у схемі відбору, яка послідовно підключена до мікроконтролера (STM32F103C8T6, STMicroelectronics). У схемі відбору шість електронних перемикачів подають 3,3 В на групи датчиків. Мікроконтролер послідовно активує ці перемикачі, дозволяючи модулю АЦП зчитувати, оцифровувати та передавати сигнали напруги груп датчиків через послідовний периферійний інтерфейс до мікроконтролера. Модуль виконавчих механізмів включає 38 блоків (ME60N03, Force-MOS Technology Co., Ltd), які нагрівають пружини SMA. Кожен блок містить приймач сигналів та вихід струму, останній з'єднаний з пружиною SMA, а перший - з виходом генератора ШІМ (PCA9685, NXP Semiconductors), підключеного до мікроконтролера через протокол I2C. Сигнали мікроконтролера керують генератором ШІМ, таким чином регулюючи нагрівання пружин SMA виконавчими механізмами. Послідовний модуль Bluetooth розділений на дві схеми: схему збору голосових сигналів, що складається з приймача Bluetooth (HC-06, QinHeng Microelectronics) та голосового модуля, та схему прийому Bluetooth, що поєднує приймач та мікроконтролер. Обидві схеми здійснюють послідовний зв'язок. Літієва батарея системи керування живленням на 12 В (три елементи, GREPOW) живить виконавчі механізми. Понижуючий модуль (DM02-36050016DS, CDBARY) знижує напругу з 12 до 5 В, а регулятор напруги (AMS1117) додатково знижує її до 3,3 В, подаючи живлення на мікроконтролер, датчики Хола, модуль АЦП, генератор ШІМ та модуль безпроводного зв'язку.

2.9 Висновки до розділу 2

Розглянуто конструкції протезів кисті руки із збільшеною кількістю ступенів вільності, зокрема антропоморфний протез руки з 19 ступенями вільності. Встановлено, що підвищення ступенів вільності приєє більш природньому виконанню захватів предметів, але при цьому значно ускладнюється конструкція, збільшується її маса, що є значним недоліком такого підходу. Також потрібно обирати інші типи приводів та системи керування, що впливає на рівень енергоспоживання та значно обмежує час автономної роботи протеза від внутрішніх акумуляторів. Таким чином важливим є вибір оптимальної кількості ступенів вільності. Враховуючи ж той факт, що в пртезах кисті руки можуть реалізовуватись як активні так і пасивні ступені вільності, перспективним є розроблення конструкції протеза із збільшенням кількості пасивних ступенів вільності.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Постановка задачі оптимізації структури ступенів вільності біонічного протеза кисті

Проектування біонічного протеза кисті руки є задачею, в якій необхідно забезпечити достатню функціональність протеза при обмеженнях на масу, габаритні розміри, енергоспоживання, складність системи керування та собівартість. Ключовим елементом цієї задачі є вибір структури та кількості ступенів вільності (СВ) протеза, тобто постановка задачі оптимізації структури ступенів вільності.

3.1.1 Змінні задачі.

Позначимо через вектор

$$\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$$

набір параметрів, які описують структуру та кількість ступенів вільності протеза. До складу вектора $\mathbf{x}$ можуть входити:

- x_f – кількість активних СВ пальців (кількість моторів, що керують згинанням пальців);
- x_g – схема групування пальців (наприклад, керування кожним пальцем окремо або об'єднання пальців у кінематичні групи);
- x_t – кількість та тип СВ великого пальця (наявність окремого СВ опозиції, активний чи пасивний характер цього СВ);

- x_w – кількість СВ у зап'ястковому модулі (згинання/розгинання, пронація/супінація; активні чи пасивні);
- x_p – частка пасивних / еластичних СВ (ступінь підактуйованості: які рухи реалізуються за рахунок пружних елементів та механічних зв'язків, без окремих приводів);
- x_k – кінематичні параметри (довжини ланок, положення осей обертання, передаточні числа тяг та тросів тощо).

У загальному вигляді вектор змінних можна подати як

$$\mathbf{x} = [x_f, x_g, x_t, x_w, x_p, x_k]^T. \quad (3.1)$$

3.1.2 Цільові функції

Задача оптимізації є багатокритеріальною, оскільки необхідно одночасно:

- максимізувати функціональні можливості протеза;
- забезпечити зручність та надійність керування;
- мінімізувати масу, енергоспоживання та собівартість.

Введемо наступні цільові функції:

- $F_1(x)$ – показник функціональності протеза, який може включати:
 - кількість реалізованих типів хвату (силовий, щипковий, трьохпальцевий, бічний тощо);
 - ступінь подібності робочого простору протеза до анатомічної кисті;
 - якість контакту з об'єктами різної форми і розміру.
- $F_2(x)$ – показник зручності та простоти керування, що характеризує:
 - кількість доступних користувачу керуючих команд;
 - когнітивне навантаження при перемиканні між хватами;
 - стійкість розпізнавання сигналів (наприклад, ЕМГ-сигналів).
- $F_3(x)$ – маса та габарити протеза (чим менше, тим краще);

$F_4(x)$ – енергоспоживання (сумарна споживана потужність приводів, залежність від кількості активних СВ);

$F_5(x)$ – собівартість і технологічність, що залежить від кількості приводів, складності кінематичної схеми, вимог до матеріалів та технологій виготовлення.

Природний підхід – розглядати задачу як векторну оптимізацію:

$$\begin{cases} F_1(\mathbf{x}) \rightarrow \max, \\ F_2(\mathbf{x}) \rightarrow \max, \\ F_3(\mathbf{x}) \rightarrow \min, \\ F_4(\mathbf{x}) \rightarrow \min, \\ F_5(\mathbf{x}) \rightarrow \min. \end{cases} \quad (3.2)$$

Для практичної реалізації часто переходять до скалярної цільової функції, наприклад методом вагових коефіцієнтів:

$$J(\mathbf{x}) = w_1 F_1(\mathbf{x}) + w_2 F_2(\mathbf{x}) - w_3 F_3(\mathbf{x}) - w_4 F_4(\mathbf{x}) - w_5 F_5(\mathbf{x}) \rightarrow \max, \quad (3.3)$$

де w_i – вагові коефіцієнти, що визначають відносну важливість кожного критерію.

3.1.3 Обмеження задачі

Процес оптимізації відбувається за наявності ряду жорстких та м'яких обмежень, які можна записати у вигляді:

$$\begin{cases} g_j(\mathbf{x}) \leq 0, & j = 1, 2, \dots, m, \\ h_k(\mathbf{x}) = 0, & k = 1, 2, \dots, l. \end{cases} \quad (3.4)$$

До основних обмежень належать:

1) Габаритні обмеження

- розміри кисті не повинні суттєво перевищувати анатомічні розміри людської кисті;

- геометрія пальців має дозволяти захоплення типових об'єктів (ручка, чашка, смартфон тощо).

2) Обмеження по масі

- загальна маса протезної кисті та зап'ясткового модуля не повинна перевищувати допустимі значення, обумовлені рівнем ампутації й комфортом користувача:

$$M(\mathbf{x}) \leq M_{\max}. \quad (3.5)$$

3) Енергетичні обмеження

- середнє та пікове енергоспоживання приводів має відповідати можливостям живлення:

$$P(\mathbf{x}) \leq P_{\max}, \quad E_{\text{cycle}}(\mathbf{x}) \leq E_{\max}, \quad (3.6)$$

де $P(\mathbf{x})$ – максимальна потужність, $E_{\text{cycle}}(\mathbf{x})$ – енерговитрати на типовий цикл роботи протеза.

4) Міцнісні та ресурсні обмеження

- напруження в елементах конструкції при максимальних робочих навантаженнях не повинні перевищувати допустимих значень:

$$\sigma_i(\mathbf{x}) \leq \sigma_{i,\text{dop}}, \quad i = 1, \dots, s. \quad (3.7)$$

5) Обмеження інтерфейсу керування

- кількість активних СВ не може перевищувати можливостей системи керування (наприклад, кількості незалежних ЕМГ-каналів):

$$N_{\text{DOF,act}}(\mathbf{x}) \leq N_{\text{ctrl,max}}. \quad (3.8)$$

6) Економічні та технологічні обмеження

- собівартість виготовлення не повинна перевищувати заданий бюджет:

$$C(\mathbf{x}) \leq C_{\text{max}}, \quad (3.9)$$

- конструкція має бути реалізованою із застосуванням обраних технологій (обмеження на мінімальні товщини стінок при 3D-друці, допустимі допуски тощо).

3.1.4 Узагальнена постановка задачі

З урахуванням наведених цілей та обмежень задача оптимізації структури ступенів вільності біонічного протеза кисті може бути сформульована в узагальненому вигляді як:

знайти $\mathbf{x}^* \in \mathbb{X}$ таке, що

$$J(\mathbf{x}^*) = \max_{\mathbf{x} \in \mathbb{X}} J(\mathbf{x}),$$

за умов:

$$g_j(\mathbf{x}) \leq 0, \quad j = 1, \dots, m,$$

$$h_k(\mathbf{x}) = 0, \quad k = 1, \dots, l,$$

(3.10)

де $\mathbb{X}$ — множина допустимих структур протеза, що задовольняють конструктивним, біомеханічним та експлуатаційним вимогам.

3.2 Критерії вибору кількості активних та пасивних ступенів вільності

Після загальної постановки задачі оптимізації необхідно визначити критерії, за якими обирається кількість активних та пасивних ступенів вільності протеза кисті. Від цього безпосередньо залежать функціональні можливості, маса, вартість та складність системи керування.

3.2.1 Функціональні критерії

До функціональних критеріїв належать:

1) Набір необхідних хватів.

На першому етапі виділяють перелік типових дій користувача (побутові, професійні, навчальні) та відповідні їм типи хватів. Для більшості повсякденних задач достатньо 4–6 основних хватів:

- силовий циліндричний хват (пляшка, чашка);
- трьохпальцевий хват (ручка, олівець, дрібні предмети);
- щипковий хват (карта, аркуш паперу);
- бічний хват (ключ, картка);
- hook grip (несення сумки);
- розкриття долоні (опора, жест).

Критерій: обрана конфігурація СВ повинна дозволяти реалізацію усіх необхідних хватів з прийнятною якістю контакту.

2) Ступінь індивідуальної керованості пальців

Збільшення кількості активних СВ пальців (окремий привід на кожен палець, окремі суглоби) підвищує:

- точність формування хвата;
- можливість маніпуляції дрібними об'єктами;
- адаптацію до різних форм предметів.

Водночас надмірна кількість активних СВ ускладнює керування.

Критерій: мінімальна кількість активних СВ, яка забезпечує виконання цільового набору маніпуляцій.

3) Роль великого пальця

Великий палець формує опозицію до інших пальців та визначає більшість хватів.

Критерій: наявність окремого СВ опозиції великого пальця (активного або пасивного) є бажаною умовою при потребі в широкому наборі хватів.

3.2.2 Критерії керованості

Керованість визначається можливостями інтерфейсу людина–машина (ЕМГ-сигнали, перемикачі, жестове чи візуальне керування тощо).

Основні критерії:

Кількість доступних керуючих каналів. Кожен додатковий активний СВ вимагає або окремого каналу, або складніших алгоритмів керування (режимів, автоматичного розподілу тощо).

Критерій:

$$N_{\text{DOF,act}} \leq N_{\text{cmd,eff}},$$

де $N_{\text{cmd,eff}}$ — ефективна кількість незалежно розрізняваних керуючих команд.

Когнітивне навантаження на користувача. Занадто велика кількість режимів та комбінацій може привести до того, що користувач фактично не використовуватиме частину функцій.

Критерій: кількість «логічних» режимів роботи (типів хватів, профілів) повинна залишатися в межах, комфортних для запам'ятовування й швидкого доступу (як правило, не більше 6–8 основних режимів).

Стабільність розпізнавання сигналів. Складні схеми керування (велика кількість СВ) вимагають надійного розпізнавання ЕМГ або інших сигналів. При

низькій надійності доцільно зменшити кількість активних СВ і більше покладатися на пасивну кінематику та автоматичні типи хвату.

3.2.3 Конструкційно-технологічні критерії

1) Маса й габарити

Кожен додатковий привід, редуктор і датчик збільшує масу й розміри.

Критерій: конфігурація СВ не повинна призводити до перевищення допустимої маси та габаритів, заданих обмеженнями (3.5).

2) Енергоспоживання

Збільшення кількості активних СВ прямо підвищує сумарне споживання енергії та зменшує час автономної роботи.

Критерій: активні СВ необхідно використовувати лише там, де вони істотно підвищують функціональність у порівнянні з пасивними чи еластичними СВ.

3) Складність виготовлення та сервісу

Більш складна кінематична схема із великою кількістю елементів:

- потребує точніших технологій виготовлення;
- ускладнює ремонт і обслуговування;
- підвищує ризик відмови.

Критерій: мінімальна кількість рухомих з'єднань і приводів при збереженні необхідної функціональності.

3.2.4 Приклад спрощеної оптимізаційної моделі

Для практичного застосування можна розглянути спрощену модель, у якій змінними є лише:

n_a – кількість активних СВ (приводів) у кисті;

n_p – кількість пасивних (підактуйованих) СВ;

n_t – наявність активного СВ опозиції великого пальця (0 – немає, 1 – є).

Тоді:

функціональність F_1 можна наближено описати як

$$F_1 = f_1(n_a, n_p, n_t),$$

де f_1 зростає з ростом n_a та n_t , але має ефект насичення (після певного числа приводів нові дають невеликий приріст).

Масу та енергоспоживання можна подати як лінійні або кусково-лінійні функції:

$$M = M_0 + m_a n_a + m_p n_p,$$

$$P = P_0 + p_a n_a,$$

де M_0, P_0 – маса та споживання базової конструкції, m_a, m_p, p_a – питомі прирости.

Вартість:

$$C = C_0 + c_a n_a + c_t n_t,$$

де c_a, c_t – приріст вартості на один активний привід та на активний механізм опозиції великого пальця.

Скалярна цільова функція може бути представлена як:

$$J(n_a, n_p, n_t) = w_1 f_1(n_a, n_p, n_t) - w_2 M - w_3 P - w_4 C \rightarrow \max, \quad (3.11)$$

за умов:

$$\begin{cases} M \leq M_{\max}, \\ P \leq P_{\max}, \\ C \leq C_{\max}, \\ n_a \leq N_{\text{ctrl},\max}, \\ n_a, n_p \in \mathbb{Z}_{\geq 0}, n_t \in \{0, 1\}. \end{cases} \quad (3.12)$$

Така спрощена модель дозволяє на етапі концептуального проектування провести параметричний аналіз (наприклад, повний перебір допустимих n_a, n_p, n_t) та вибрати конфігурацію протеза, яка забезпечує найкращий компроміс між функціональністю, масою, енергоспоживанням та вартістю.

3.3 Аналіз вибору структури ступенів вільності на прикладі протеза кисті bebionic

У цьому підрозділі розглянемо, як описана вище оптимізаційна постановка реалізується на практиці на прикладі серійного біонічного протеза кисті bebionic (Ottobock). Цей протез є показовим прикладом компромісу між функціональністю, кількістю активних ступенів вільності та конструктивною складністю.

3.3.1 Структура ступенів вільності протеза bebionic

Кисть bebionic має п'ять пальців, кожен із яких приводиться в рух окремим електродвигуном. Довгі пальці (вказівний, середній, безіменний, мізинець) виконані як дволанкові структури (аналог суглобів MCP та PIP), кінематично зв'язані в один активний ступінь вільності згинання. Великий палець має два основних ступені вільності: згинання/розгинання та опозицію (обертання відносно долоні); при цьому згинання реалізується активним приводом, а опозиція – пасивно (ручним переставленням положення пальця).

Таким чином, для bebionic можна ввести такі значення параметрів узагальненої моделі:

- кількість активних СВ кисті (приводів пальців):

$$n_a = 5$$

(по одному на кожен палець);

- кількість пасивних/підактуйованих СВ: пасивний ступінь вільності опозиції великого пальця; пасивні «внутрішні» СВ у суглобах пальців, що реалізують підлаштовування за рахунок механічних зв'язків та пружності.

Для спрощеної моделі можна умовно покласти:

$$n_p \approx 1 \text{ (явно виділений пасивний DOF опозиції)}$$

розуміючи, що реальна кількість пасивних/підпорядкованих СВ більша завдяки піддіюючій кінематиці пальців;

- наявність активного СВ опозиції великого пальця:

$$n_t = 0,$$

оскільки в bebionic опозиція є пасивною (ручне регулювання положення великого пальця).

Сумарно, з точки зору спрощеної оптимізаційної моделі (3.11)–(3.12) протез bebionic реалізує конфігурацію:

$$(n_a, n_p, n_t) = (5, 1, 0).$$

3.3.2 Оцінка функціональності та керованості

Наявність п'яти незалежних активних СВ згинання пальців дозволяє формувати широкий набір функціональних хватів. Завдяки запрограмованим режимам роботи кисть може виконувати:

- силовий циліндричний хват (обхоплення пляшки, чашки);
- трьохпальцевий хват (ручка, дрібні предмети);
- щипковий та бічний хват (картка, ключ);
- hook grip та інші режими, реалізовані шляхом різного поєднання активності пальців.

Тобто функціональний показник F1 для оснанньої конфігурації є досить високим: без збільшення кількості приводів понад 5 забезпечується набір хватів, достатній для більшості побутових та частини професійних задач.

З іншого боку, кількість активних СВ обмежується можливостями інтерфейсу керування (як правило, 2–3 ЕМГ-канали з використанням режимів та автоматичних переходів). Залучення більшої кількості приводів (наприклад, окремих приводів на кожен суглоб пальця або активного приводу опозиції великого пальця) вимагало б:

- або збільшення кількості керуючих каналів;
- або суттєвого ускладнення алгоритмів керування та логіки перемикання режимів.

Отже, конфігурація з п'ятьма активними СВ і пасивною опозицією великого пальця забезпечує баланс між функціональністю та керованістю: користувач має доступ до набору основних хватів без надмірного збільшення складності управління.

3.3.3 Вплив вибраної кількості СВ на масу, енергоспоживання та вартість

Згідно зі спрощеними моделями маси, енергоспоживання і вартості (3.11), кожен додатковий активний СВ (привід) вносить:

- приріст маси m_a ;

- приріст споживаної потужності p_a ;

- приріст вартості c_a .

Якщо розглянути гіпотетичні альтернативні конфігурації:

Варіант А: $n_a=4$ (наприклад, об'єднання двох пальців у кінематичну групу, спільний привід);

Варіант В: $n_a=6$ (додавання активного приводу опозиції великого пальця, тобто $n_t = 1$);

то можна якісно оцінити вплив на цільову функцію:

Перехід до Варіанта А зменшив би масу, енергоспоживання і вартість (менше моторів), але, як наслідок, знизив би і функціональність F1 (обмеження індивідуальної керованості пальців, втрата частини хватів чи зручності їх виконання).

Перехід до Варіанта В (додавання активної опозиції) підвищив би функціональність F1, зокрема за рахунок можливості більш швидкої та гнучкої зміни хвата, але призвів би до збільшення маси, енергоспоживання й вартості. Крім того, зросли б і вимоги до інтерфейсу керування (необхідність введення ще одного незалежно керованого ступеня вільності).

Той факт, що у серійному виробі bebionis використана конфігурація (5, 1, 0), свідчить про те, що в межах наявних технічних і економічних обмежень така структура СВ є близькою до компромісного розв'язку задачі (3.10): забезпечується високий рівень функціональності при помірній масі, вартості та складності керування.

3.4 Пропонований варіант зміни конструкції для збільшення кількості пасивних ступенів вільності

В протезі bebionis використовується жорсткий спосіб передачі зусиль для згинання/розгинання пальців. При цьому значно обмежується кількість пасивних

ступенів вільності, які можна реалізувати в протезі. Натомість в протезі i-Limb використовуються троси для передачі зусиль, але така конструкція також обмежує пасивні ступені вільності.

В роботі пропонується виконати протез із збільшеним числом пасивних ступенів вільності наступним чином. Розглянемо конструкцію одного пальця, наприклад вказівного, що являє собою групу шарнірно з'єднаних елементів (рис. 3.1).

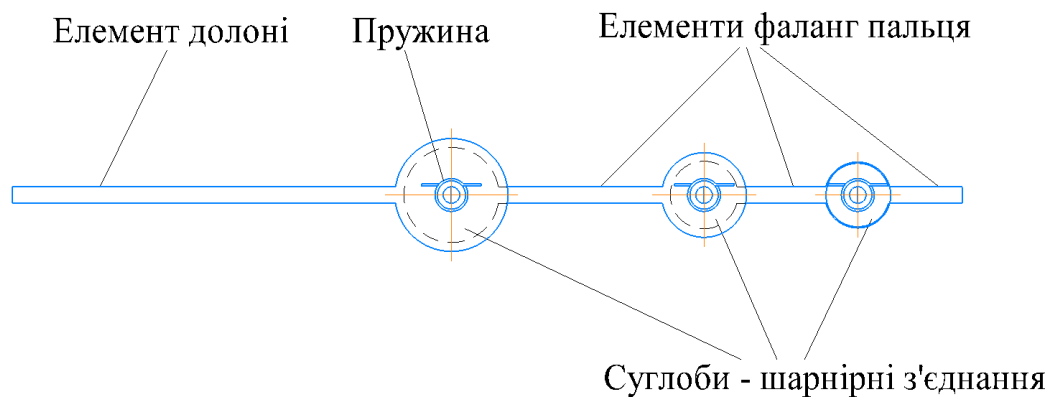


Рис. 3.1. Умовне зображення конструкції вказівного пальця із кріпленням до елемента долоні.

Відповідно до рис. 3.1, усі елементи фаланг пальця з'єднуються між собою та із елементом долоні шарнірно. При цьому, в цих з'єднаннях встановлюються спіральні пружинні елементи, які забезпечують розгинання пальця.

Як елемент передачі зусилля від електродвигуна пропонується використати гнучкий трос. Один його кінець фіксується в основі дистальної фаланги пальця, а інший з'єднаний із валом двигуна на долоні. При цьому трос прокладається з внутрішньої (відносно долоні) сторони конструкції пальця в спеціальних канавках, які не дають йому вийти за межі конструкції пальця. Це умовно показано на рис. 3.2.

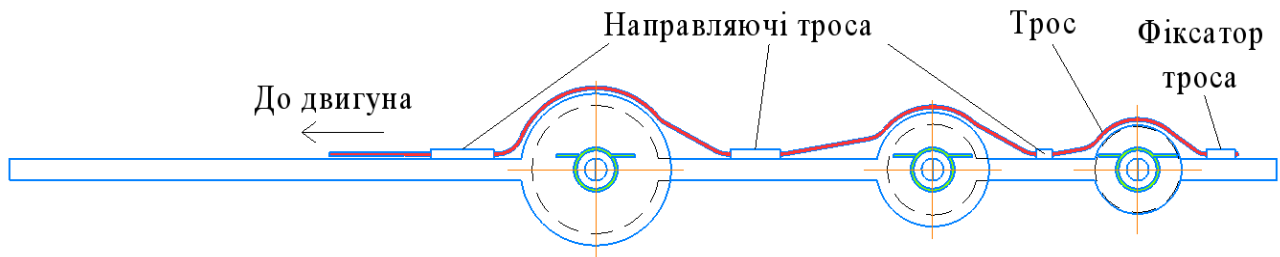


Рис. 3.2. Конструкція пальця із долонею та умовно прокладеним тросом для передачі зусиль

Суть формування додаткового ступеня вільності полягає в використанні пружинних елементів із різним модулем пружності. Пружинний елемент в основі долоні має найменший модуль пружності, елемент в середньому шарнірному з'єднанні є жорсткішим, і найбільш жорстким є пружинний елемент в шарнірному з'єднанні дистальної фаланги пальця. Власне ці три пружинні елементи призначені для самовільного розгинання пальця в усіх суглобах та власне для реалізації додаткового пасивного ступеня вільності. Так, при натягуванні троса двигуном, конструкція мала б почати згинатись в усіх трьох шарнірних з'єднаннях одночасно. Але через різницю в жорсткості пружинних елементів згинання відбувається лише в шарнірному з'єднанні на елементі долоні. Процес такого згинання показаний на рис. 3.3.

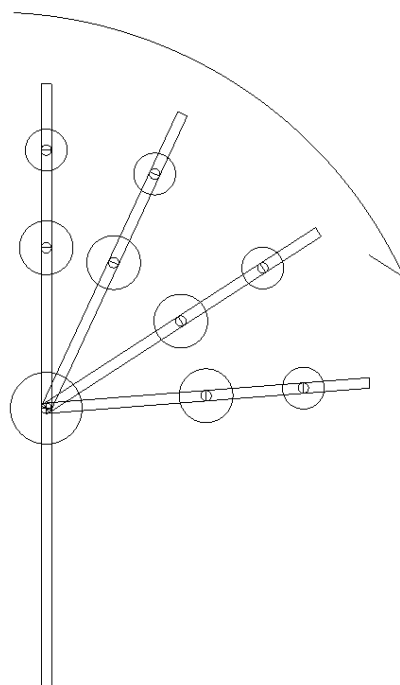


Рис. 3.3. Згинання пальця в одному шарнірному з'єднанні.

В такий спосіб, при такому згинанні протез зможе захопити листок паперу чи кредитну картку. Це один із природніх типів захвату реальної руки.

Тепер змодельюємо ситуацію, коли потрібно захопити круглий предмет, як показано на рис. 3.4.

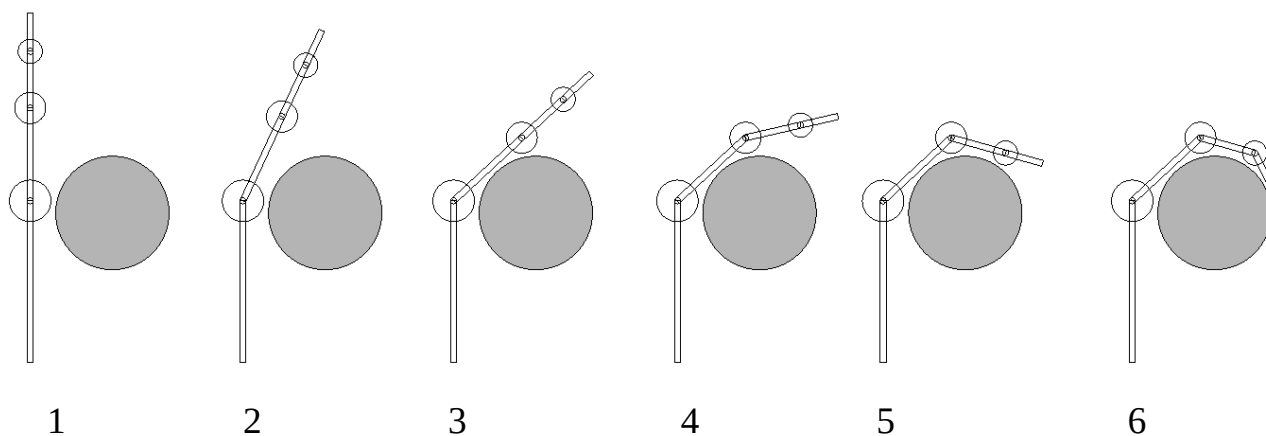


Рис. 3.4. Процес захоплення круглого предмета

На рис. 3.4 позицією 1 показано вихідне положення елементів пальця. Позиції 2 та 3 імітують свичайне згинання пальця, як показано на рис. 3.3. В момент часу, коли перша фаланга пальця торкається предмета (позиція 3) на цю фалангу починає діяти протилежне від предмета зусилля, яке компенсує меншу жорсткість пружинного елемента в елементі долоні. При продовженні натягування троса перша фаланга палця зупиняється на предметі і починається згинання пальця в наступному шарнірному з'єднанні (позиція 4). Коли і ця фаланга торкається предмета і зупиняється в переміщенні починається згинання пальця в третьому шарнірному з'єднанні (позиція 6).

В такий спосіб реалізуються два типи згинання пальця – лише біля елемента долоні та в усіх шарнірних з'єднаннях. Тобто формується один активний ступінь вільності та один пасивний. При чому пасивний ступінь вільності забезпечує адаптивне заховлення предметів, пристосовуючись до форми поверхні. Це власне і забезпечує більш природнє захоплення та утримування.

Таким чином, сумарно, з точки зору спрощеної оптимізаційної моделі (3.11)–(3.12) пропонований варіант конструкції протеза реалізує конфігурацію:

$$(n_a, n_p, n_t) = (5, 5, 0)$$

тобто реалізовано 5 активних та 5 пасивних ступенів вільності, що є краще ніж в розглянутих протезах bebionic та i-Limb.

3.5 Висновки до розділу 3

Проведено постановку задачі оптимізації структури ступенів вільності біонічного протеза кисті. Показано, що така задача оптимізації є багатокритеріальною, оскільки необхідно одночасно максимізувати

функціональні можливості протеза, забезпечити зручність та надійність керування, мінімізувати масу, енергоспоживання та собівартість.

Розглянуто обмеження процесу оптимізації та визначено критерії, за якими обирається кількість активних та пасивних ступенів вільності протеза кисті. Зокрема виділено функціональні критерії, до яких віднесено Набір необхідних хватів, Ступінь індивідуальної керованості пальців, Роль великого пальця.

Запропоновано виконати протез із збільшеним числом пасивних ступенів вільності. Як елемент передачі зусилля від електродвигуна пропонується використати гнучкий трос. Один його кінець фіксується в основі дистальної фаланги пальця, а інший з'єднаний із валом двигуна на долоні. При цьому трос прокладається з внутрішньої (відносно долоні) сторони конструкції пальця в спеціальних направляючих, які не дають йому вийти за межі конструкції пальця. Суть формування додаткового ступеня вільності полягає в використанні в шарнірних з'єднаннях елементів протеза пружинних елементів із різним модулем пружності. В такий спосіб реалізуються два типи згинання кожного пальця – лише біля елемента долоні та в усіх шарнірних з'єднаннях. Тобто формується один активний ступінь вільності та один пасивний. При чому пасивний ступінь вільності забезпечує адаптивне захоплення предметів, пристосовуючись до форми поверхні. Це власне і забезпечує більш природне захоплення та утримування.

Таким чином, сумарно, з точки зору виведеної спрощеної оптимізаційної моделі реалізовано 5 активних та 5 пасивних ступенів вільності, що є краще ніж в розглянутих протезах bebionic та i-Limb. При цьому ні складність конструкції ні керованість ні рівень енергоспоживання не зросли.

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

Еретична 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 поверхнєве, без протишочкових 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% спричиняють 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 аналептичні 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 багатокomпонентних 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 протишовій палаті — 20 — 24°C.

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 розтродженні 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, антигістамічні 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

Промислові високотехнологічні протези, такі, як bebionic та i-Limb, реалізують низьку кількість ступенів вільності, зокрема активних, а значна кількість виконуваних рухів реалізується шляхом використання наперед запрограмованих шаблонів рухів. Також низькою є кількість реалізованих пасивних ступенів вільності. В перспективі, реалізація більшої кількості пасивних ступенів вільності дасть можливість виконання більшої кількості рухів і захватів, що стане більш комфортним для користувачів таких протезів і наблизить їх за функціональністю до природної кисті руки. Однак збільшення кількості пасивних ступенів вільності визначається головним чином конструкцією як окремих пальців, так і всього протеза. Тому, для цього потрібно змінити підхід до способів з'єднання елементів конструкції протеза між собою та способів пасивного приведення їх в дію.

Розглянуто конструкції протезів кисті руки із збільшеною кількістю ступенів вільності, зокрема антропоморфний протез руки з 19 ступенями вільності. Встановлено, що підвищення ступенів вільності сприяє більш природньому виконанню захватів предметів, але при цьому значно ускладнюється конструкція, збільшується її маса, що є значним недоліком такого підходу. Також потрібно обирати інші типи приводів та системи керування, що впливає на рівень енергоспоживання та значно обмежує час автономної роботи протеза від внутрішніх акумуляторів. Таким чином важливим є вибір оптимальної кількості ступенів вільності. Враховуючи ж той факт, що в протезах кисті руки можуть реалізовуватись як активні так і пасивні ступені вільності, перспективним є розроблення конструкції протеза із збільшенням кількості пасивних ступенів вільності.

Проведено постановку задачі оптимізації структури ступенів вільності біонічного протеза кисті. Показано, що така задача оптимізації є багатокритеріальною, оскільки необхідно одночасно максимізувати функціональні можливості протеза, забезпечити зручність та надійність керування, мінімізувати масу, енергоспоживання та собівартість.

Розглянуто обмеження процесу оптимізації та визначено критерії, за якими обирається кількість активних та пасивних ступенів вільності протеза кисті. Зокрема виділено функціональні критерії, до яких віднесено Набір необхідних хватів, Ступінь індивідуальної керованості пальців, Роль великого пальця.

Запропоновано виконати протез із збільшеним числом пасивних ступенів вільності. Як елемент передачі зусилля від електродвигуна пропонується використати гнучкий трос. Один його кінець фіксується в основі дистальної фаланги пальця, а інший з'єднаний із валом двигуна на долоні. При цьому трос прокладається з внутрішньої (відносно долоні) сторони конструкції пальця в спеціальних направляючих, які не дають йому вийти за межі конструкції пальця. Суть формування додаткового ступеня вільності полягає в використанні в шарнірних з'єднаннях елементів протеза пружинних елементів із різним модулем пружності. В такий спосіб реалізуються два типи згинання кожного пальця – лише біля елемента долоні та в усіх шарнірних з'єднаннях. Тобто формується один активний ступінь вільності та один пасивний. При чому пасивний ступінь вільності забезпечує адаптивне захоплення предметів, пристосовуючись до форми поверхні. Це власне і забезпечує більш природне захоплення та утримування.

Таким чином, сумарно, з точки зору виведеної спрощеної оптимізаційної моделі реалізовано 5 активних та 5 пасивних ступенів вільності, що є краще ніж в розглянутих протезах bebionic та i-Limb. При цьому ні складність конструкції ні керованість ні рівень енергоспоживання не зросли.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Tian, L., Magnenat-Thalmann, N., Thalmann, D., & Zheng, J. (2018). A methodology to model and simulate customized realistic anthropomorphic robotic hands. *Proceedings of Computer Graphics International 2018*, 153-162.
2. Agur, A.M. and A.F. Dalley, *Grant's atlas of anatomy*. 2009: Lippincott Williams & Wilkins.
3. Mathiowetz, V., et al., Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 1985. 66(2): p. 69-74.
4. Mattar, E., A survey of bio-inspired robotics hands implementation: New directions in dexterous manipulation. *Robotics and Autonomous Systems*, 2013. 61(5): p. 517-544.
5. Belter, J.T., et al., Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2013. 50(5): p. 599-617.
6. Ariano, P., et al., Polymeric materials as artificial muscles: an overview. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 2015. 13(1).
7. Shah, P.B. and Y. Luximon. Review on 3D Scanners for Head and Face Modeling. in *International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management*. 2017. Springer.
8. Feix, T., et al. A comprehensive grasp taxonomy. in *Robotics, science and systems: workshop on understanding the human hand for advancing robotic manipulation*. 2009.
9. Cutkosky, M.R., On Grasp Choice, Grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks. *Ieee Transactions on Robotics and Automation*, 1989. 5(3): p. 269-279.

10. Medynski, C. and B. Rattray. Bebionic prosthetic design. 2011. Myoelectric Symposium.
11. Slade, P., et al., Tact: Design and Performance of an Open-Source, Affordable, Myoelectric Prosthetic Hand. 2015 Ieee International Conference on Robotics and Automation (Icra), 2015: p. 6451-6456.
12. Phillips, B., et al. A review of current upper-limb prostheses for resource constrained settings. in Global Humanitarian Technology Conference (GHTC), 2015 IEEE. 2015. IEEE.
13. Hao Yang, Zhe Tao, JianYang, Wenpeng Ma, Haoyu Zhang, Min Xu, Ming Wu, Shuaishuai Sun at all. A lightweight prosthetic hand with 19-DOF dexterity and human-level functions. Nature Communications (2025) 16:955. Pp. 1-13.
14. Gu, G. et al. A soft neuroprosthetic hand providing simultaneous myoelectric control and tactile feedback. Nat. Biomed. Eng. 7, 589–598 (2023).
15. Laffranchi, M. et al. The Hannes hand prosthesis replicates the key biological properties of the human hand. Sci. Robot. 5, eabb0467 (2020).
16. Ottobock. BeBionic Hand. <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/> (2020).
17. Moin, A. et al. A wearable biosensing system with in-sensor adaptive machine learning for hand gesture recognition. Nat. Electron. 4, 54–63 (2021).
18. Farina, D. et al. Toward higher-performance bionic limbs for wider clinical use. Nat. Biomed. Eng. 7,473–485 (2023).
19. iFLYTEK. <https://www.xfyun.cn/services/voicedictation> (2024).
20. 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.

21. 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), 2020p. c. 56-64

22. 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.

23. 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

24. 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.

25. Є.Б. Яворська, В.Г. Дозорський, О.Ф. Дозорська. Конструкція ендоскелета біокерованого протеза кисті руки. III Міжнародна науково-технічна конференція “Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2023” 01-03 червня 2023 р. Вінниця, ВНТУ. 3 с.

26. Техноекологія та цивільна безпека. Частина «Цивільна безпека». Навчальний посібник / В.С. Стручок, – Тернопіль: ТНТУ ім. І.Пулюя, 2022. – 150 с.

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

ДОДАТКИ

Додаток А

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

МАТЕРІАЛИ

ХІІ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»



17-18 грудня 2025 року

ТЕРНОПІЛЬ
2025

УДК 612.741.1

М. Процишин; Є. Кириченко; В. Дозорський, к. т. н., доц.; Л. Дедів, к. т. н., доц.; О. Дозорська, к. т. н.

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

СПОСІБ ОПРАЦЮВАННЯ СИГНАЛІВ П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНОГО СЕНСОРА ДЛЯ СИСТЕМИ ТАКТИЛЬНОГО ЗВОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ПРОТЕЗА РУКИ

UDC 612.741.1

M. Protsyshyn; Ye. Kyrychenko; V. Dozorskyi, PhD., Assoc. Prof.; L. Dediv, PhD., Assoc. Prof.; O. Dozorska, PhD.

THE METHOD OF PIEZOELECTRIC SENSOR SIGNALS PROCESSING FOR A TACTILE FEEDBACK SYSTEM OF A HAND PROSTHESIS

Важливим завданням у сфері розробки високофункціональних протезів є реалізація функції тактильних відчуттів, щоб користувач такого протеза міг відчувати предмети, які він захоплює або тримає за допомогою цього протеза. В іншому випадку користувач повинен постійно бачити протез і візуально контролювати кожен рух або захоплення, а також силу захоплення, швидкість тощо. Це значно обмежує функціональність протеза, і використання його за відсутності освітлення або, наприклад, у темній кімнаті (за відсутності або обмеження візуального контролю) стає практично неможливим.

Сучасні прототиби біонічних протезів вже можуть забезпечувати тактильні відчуття завдяки вбудованим датчикам, які зчитують інформацію про текстуру та форму предметів і перетворюють її в електричні сигнали, що передаються та сприймаються користувачем певним чином. Це дозволяє відчувати дотик, силу захоплення, а також підтримувати реалістичну взаємодію з навколишнім світом. Однак, такі протези практично відсутні на ринку медичного обладнання і дослідження в цьому напрямку все ще тривають.

Актуальною залишається задача розробки простої системи для забезпечення тактильних відчуттів, яка базується на неінвазивному методі сприйняття цих відчуттів користувачем протеза. Враховуючи значну поширеність різних конструкцій п'єзoeлектричних перетворювачів як тактильних датчиків, вони були використані як тактильні датчики в цьому дослідженні. Для правильної та надійної роботи такої системи необхідно розробити метод обробки сигналів від кожного такого тактильного датчика та формування керуючих сигналів для відповідних актуаторів з мінімальними часовими затримками.

Висунуто припущення, що основна інформація про тип зовнішнього впливу на сенсор міститиметься в структурі обвідної складової його вихідного сигналу. Тому запропоновано проводити виділення огинаючої складової такого сигналу і власне її використати для формування сигналів керування актуаторами. Для опрацювання сигналу проводилось формування ковзного вікна, яке транслювалось в часі по реєстрограмі сигналу і в межах якого виконувався пошук максимального значення. Ці значення практично являють собою обвідні складові сигналу п'єзoeлектричного сенсора.

Також розроблено метод формування сигналу керування актуатором для вібротактильної стимуляції. Для цього запропоновано сформувати амплітудно-модульований сигнал, несуча частота якого буде відповідати резонансній частоті перетворювача, а огинаюча складова буде містити інформацію про впливи на тактильні сенсори. Додатково, для зменшення рівня енергоспоживання пропонується із вихідного сигналу сенсора формувати пороговий сигнал, який буде запускати процес генерації несучої складової сигналу керування актуатором.

АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИСТАНЦІЙНОГО КОНТРОЛЮ
М'ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ З ВИКОРИСТАННЯМ MQTT-ТЕХНОЛОГІЙ

Н. Osukhivska, A. Korytko, A. Palamar

HARDWARE AND SOFTWARE SYSTEM FOR REMOTE MONITORING OF
MUSCLE ACTIVITY USING MQTT TECHNOLOGIES

А. Павлик, А. Паламар

ІНФОРМАЦІЙНА МОДЕЛЬ ТА КІБЕРФІЗИЧНА СИСТЕМА
ЕНЕРГОМЕНЕДЖМЕНТУ СОНЯЧНОЇ ЕЛЕКТРОСТАНЦІЇ У РОЗУМНОМУ
БУДИНКУ

A. Pavlyk, A. Palamar

INFORMATION MODEL AND CYBER-PHYSICAL ENERGY MANAGEMENT
SYSTEM FOR A SMART-HOME SOLAR POWER PLANT

136

А. Паламар, Я. Сиротинський, М. Франків

ЗАСТОСУВАННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВІДДАЛЕНОГО
ЗБОРУ ДАНИХ ПРО ШВИДКІСТЬ ВІТРУ

A. Palamar, Y. Syrotynskyi, M. Frankiv

APPLICATION OF MICROCONTROLLER TECHNOLOGIES FOR REMOTE
COLLECTION OF WIND SPEED DATA

137

Б. Переймибіда

МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ ДОВЖИНИ КАБЕЛЮ ТА МІСЦЯ ЙОГО ОБРИВУ

B. Pereimybid

METHODS FOR DETERMINING CABLE LENGTH AND LOCATION OF ITS
BREAKAGE

138

Б. Переймибіда

АЛГОРИТМ ВИЗНАЧЕННЯ ДОВЖИНИ КАБЕЛЬНОЇ ЛІНІЇ ТА ПОШУКУ
МІСЦЯ ОБРИВУ НА ОСНОВІ ЄМНІСНОГО МЕТОДУ

B. Pereimybid

ALGORITHM FOR DETERMINING THE LENGTH OF A CABLE LINE AND
SEARCHING FOR THE BREAK POINT BASED ON THE CAPACITIVE
METHOD

139

М. Процишин, Є. Кириченко, В. Дозорський, Л. Дедів, О. Дозорська

СПОСІБ ОПРАЦЮВАННЯ СИГНАЛІВ П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНОГО СЕНСОРА
ДЛЯ СИСТЕМИ ТАТКИЛЬНОГО ЗВОРОТНЬОГО ЗВ'ЯЗКУ ПРОТЕЗА РУКИ

M. Protsyshyn, Ye. Kyrychenko, V. Dozorskyi, L. Dediv, O. Dozorska

THE METHOD OF PIEZOELECTRIC SENSOR SIGNALS PROCESSING FOR A
TACTILE FEEDBACK SYSTEM OF A HAND PROSTHESIS

140

С. Рихлевич

РОЗРАХУНОК ПРОПУСКНОЇ ЗДАТНОСТІ КАНАЛУ ЗАПИСУ

S. Rykhlevych

CALCULATION OF RECORDING CHANNEL BANDWIDTH

141

С. Рихлевич, І. Баран

ЗАВДАННЯ І ФУНКЦІЇ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРА
БЛОКУ ЗБОРУ ТЕЛЕМЕТРИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

S. Rykhlevych, I. Baran

TASKS AND FUNCTIONS OF THE MICROCONTROLLER SOFTWARE OF THE
TELEMETRIC INFORMATION COLLECTION UNIT

142

І. Рій, Є. Тиш

МЕТОДИ ПОБУДОВИ ТА ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ХАОТИЧНИХ
АЛГОРИТМІВ ШИФРУВАННЯ ДЛЯ СУЧАСНИХ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИХ
СИСТЕМ

I. Riі, Іe. Tysh

METHODS FOR CONSTRUCTING AND COMPARATIVE ANALYSIS OF
CHAOTIC ENCRYPTION ALGORITHMS FOR MODERN COMPUTERIZED

143