

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Концепція розроблення біонічних протезів верхніх кінцівок із
застосуванням технологій IoT

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

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Плавуцький О.М. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Ткачук Р.А. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Дедів Л.Є. (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)

« »

2024 р.

**З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Плавуцькому Олегу Михайловичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Концепція розроблення біонічних протезів верхніх кінцівок із застосуванням технологій IoT

Керівник роботи Ткачук Роман Андрійович, д.т.н., професор

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

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи 11 грудня 2024 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, концепція розроблення біонічних протезів

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент _____
(підпис)

Плавущий Олег Михайлович
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____
(підпис)

Ткачук Роман Андрійович
(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Концепція розроблення біонічних протезів верхніх кінцівок із застосуванням технологій IoT // Кваліфікаційна робота магістра // Плавущий Олег Михайлович // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2024 // с. - 88, рис. - 30, дод. - 1, бібл. - 38.

Ключові слова: БІОПРОТЕЗ, IoT, ХМАРНІ ТЕХНОЛОГІЇ.

В роботі обґрунтовано концепцію розроблення біопротезів із застосуванням технологій IoT. Проаналізовано існуючі концепції проектування біопротезів, що ґрунтуються на поєднанні різних елементів протезів та методів їхнього виготовлення, а також застосування методів цілеспрямованої реіннервації м'язів, способів керування протезами з багатьма ступенями вільності, методів остеointegraції та остеоперцепції, застосування імплантованих міоелектричних сенсорів, нейронних зворотних зв'язків, способів забезпечення тактильних відчуттів. Запропоновано концепцію проектування біонічних протезів на основі використання конструкції ендоскелета, єдиної інформаційної системи відбору даних, їх обміну між функціональними вузлами протеза, опрацювання із використанням штучного інтелекту віддалено, на комп'ютері/смартфоні на етапах навчання, реалізації здатності до самонавчання на основному етапі користування протезом а також реалізації функції тактильних відчуттів, застосування технології IoT та хмарних технологій. Технічна реалізація запропонованої концепції забезпечить можливість розроблення біонічного протеза, який не матиме аналогів та буде в більшій мірі задовольняти потребам пацієнтів.

ANNOTATION

Concept of developing bionic upper limb prostheses using IoT technologies // Master's qualification work // Plavuts'kyi Oleh Mykhaylovych // TNTU, FPT // Ternopil, 2024 // p. - 88, fig. - 30, appl. - 1, bibl. - 38.

Key words: BIOPROSTHESIS, IoT, CLOUD TECHNOLOGIES.

The work substantiates the concept of developing bionic upper limb prostheses using IoT technologies. Existing concepts of designing bionic upper limb prostheses are analyzed, which are based on a combination of various prosthetic elements and methods of their manufacture, methods of their controlling, methods of osteointegration and osteoperception, the use of implanted myoelectric sensors, neural feedback, and methods of providing tactile sensations. The concept of designing bionic prostheses is proposed based on the use of an endoskeleton design, a unified information system for data selection, their exchange between functional nodes of the prosthesis, processing using artificial intelligence remotely, on a computer/smartphone at the training stages, the implementation of the ability to self-learning at the main stage of using the prosthesis, as well as the implementation of the function of tactile sensations, the use of IoT technology and cloud technologies. The technical implementation of the proposed concept will provide the possibility of developing a bionic prosthesis that will have no analogues and will better meet the needs of patients.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	11
1.1 Задача проектування біопротезів кисті руки.....	11
1.2 Загальні характеристики протезів руки.....	14
1.3 Спосіб керування протезом.....	15
1.4 Продуктивність протеза.....	16
1.5 Типи протезів.....	16
1.6 Розширена фізіологічна пропріоцепція.....	20
1.7 Актуальність задачі формування єдиної концепції проектування високофункціональних біонічних протезів кисті руки.....	24
1.8 Висновки до розділу 1.....	25
РОЗДІЛ 2. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	27
2.1 Технології протезів верхніх кінцівок.....	27
2.2 Системи приводів.....	35
2.3 Мікроелектромеханічні системи в протезуванні.....	40
2.4 Концепції проектування біопротезів руки.....	41
2.5 Технологічні тенденції, які можуть уможливити найшвидше створення вдосконалених біомехатронних кистей і рук.....	58
2.6 Висновки до розділу 2.....	60
РОЗДІЛ 3. КОНЦЕПЦІЯ РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРИ ВИСОКОФУНКЦІОНАЛЬНОГО БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗА КИСТІ РУКИ НА ОСНОВІ ТЕХНОЛОГІЙ ІОТ.....	62
3.1 Аналіз переваг та недоліків відомих концепцій створення біонічних протезів.....	62
3.2 Основні положення пропонованої концепції.....	66
3.3 Перспективи подальших досліджень.....	73
3.4 Висновки до розділу 3.....	73

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	75
4.1 Охорона праці.....	75
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	77
4.3 Висновки до розділу 4.....	79
ВИСНОВКИ.....	80
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	82
ДОДАТКИ	

ВСТУП

Актуальність. Актуальним завданням сучасності в галузі медичного апаратобудування та реабілітаційної техніки як в Україні, так і в усьому світі є розробка високофункціональних біопротезів руки. Дослідження в цьому напрямку ведуться з особливою інтенсивністю, що пов'язано зі зростаючою потребою в найбільш повному відновленні працездатності людей з ампутаціями верхніх кінцівок, потребою у відновленні їх соціального положення і здатності виконувати як повсякденні, так і спеціальні завдання. Разом з тим, відомим конструкціям притаманні недоліки, пов'язані з однобічністю напрямків дослідження та проектування таких біонічних протезів. Це пов'язано, зокрема, з необхідністю одночасного комплексного вирішення низки проблем, які стосуються різних галузей науки і техніки і потребують залучення відповідних висококваліфікованих спеціалістів. Таким чином, основними завданнями, комплексне вирішення яких дозволить розробити високофункціональний біонічний протез руки, є вибір конструкції рухомих елементів протеза, оптимальний привід рухомих елементів, забезпечення відчуттів елементами протеза, метод відбору та обробки біосигналів від частини кисті, що залишилася після ампутації, та забезпечення можливості змінності окремих елементів протеза при їх пошкодженні, зокрема окремих пальців.

Сьогодні застосовується значна кількість технологій протезів кінцівок, зокрема матеріалів для їх виготовлення, способів керування на основі розширеної фізіологічної пропріоцепції, електроміографічних сигналів тощо, технологій 3D-друку, систем приводів на основі застосування двигунів остійного струму, ультразвукових двигунів, п'єзодвигунів, штучних м'язів, електроактивних полімерів та металів із пам'яттю форми.

Існуючі концепції створення біопротезів кінцівок, що ґрунтуються на поєднанні наведених вище елементів протезів та методів їхнього

виготовлення, а також застосування методів цілеспрямованої реіннервації м'язів, способів керування протезами з багатьма ступенями вільності, методів остеointegraції та остеоперцепції, застосування імплантованих міоелектричних сенсорів, нейронних зворотних зв'язків, способів забезпечення тактильних відчуттів. Однак можливою є велика кількість варіантів поєднань таких підходів.

Це визначає актуальність формування єдиного підходу (концепції) до проектування високофункціональних біопротезів на основі накопичення, узагальнення а також систематизації наявних і пріоритетних знань та досягнень в цій галузі.

Мета. Обґрунтування концепції створення біопротезів руки із застосуванням технологій IoT. Задачі:

- аналіз задачі проектування біопротезів руки;
- аналіз конструкцій біопротезів руки;
- аналіз способів керування біопротезами руки та організації тактильних відчуттів;
- аналіз відомих концепцій створення біопротезів руки;
- обґрунтування концепції розроблення високофункціональних біопротезів руки із застосуванням технологій IoT.

Об'єкт дослідження: підходи до розроблення біопротезів руки.

Предмет дослідження: концепція розроблення високофункціональних біопротезів руки із застосуванням технологій IoT.

Наукова новизна. Обґрунтовано концепцію проектування біонічних протезів на основі використання конструкції ендоскелета, єдиної інформаційної системи відбору даних, їх обміну між функціональними вузлами протеза, опрацювання із використанням штучного інтелекту віддалено, на комп'ютері/смартфоні, реалізації здатності до самонавчання а також реалізації функції тактильних відчуттів, застосування технології IoT та хмарних технологій.

Практичне значення. Пропонована концепція може стати основою створення високофункціонального біонічного протеза верхніх кінцівок.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Задача проектування біопротезів кисті руки

Актуальним завданням сучасності в галузі медичного апаратобудування та реабілітаційної техніки як в Україні, так і в усьому світі є розробка високофункціональних біопротезів руки. Дослідження в цьому напрямку ведуться з особливою інтенсивністю, що пов'язано зі зростаючою потребою в найбільш повному відновленні працездатності людей з ампутаціями верхніх кінцівок, потребою у відновленні їх соціального статусу та здатності виконувати як повсякденні, так і спеціальні завдання. Разом з тим, відомим конструкціям притаманні недоліки, пов'язані з односторонністю напрямків дослідження та проектування таких біонічних протезів. Це пов'язано, зокрема, з необхідністю одночасного комплексного вирішення низки проблем, які стосуються різних галузей і потребують залучення відповідних висококваліфікованих спеціалістів. Таким чином, основними завданнями, комплексне вирішення яких дозволить розробити високофункціональний біонічний протез руки, є вибір конструкції рухомих елементів протеза, оптимальний привід рухомих елементів, забезпечення відчуттів елементами протеза, метод відбору та обробки біосигналів від залишкової частини кисті, та забезпечення можливості змінності окремих елементів протеза при їх пошкодженні, зокрема окремих пальців (рис. 1.1).

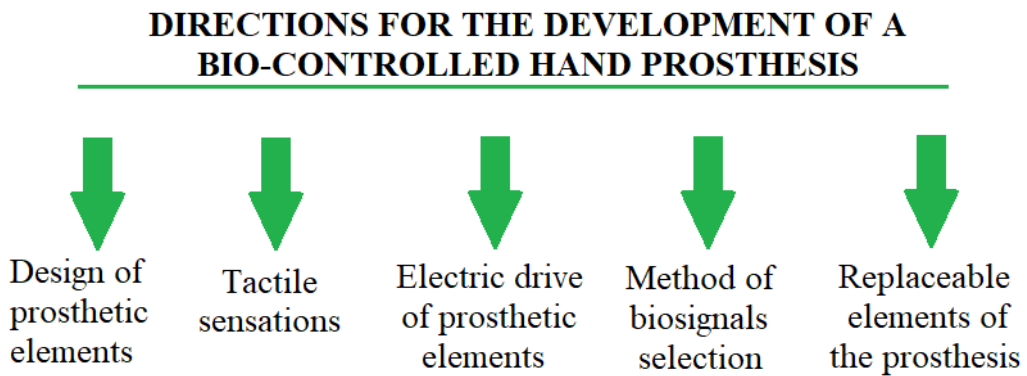


Рис. 1.1. Основні задачі проектування високофункціональних біонічних протезів

Заміна кисті або руки людини є складним завданням. Як зазначав Арістотель, рука є «найкращим інструментом із усіх» або «інструментом інструментів». Складність людської руки проявляється в її складній анатомії та спритності. На руці діють 33 м'язи. З цих 33 м'язів 18 є внутрішніми, а 15 – зовнішніми. Людська рука також має 27 основних кісток і понад 20 суглобів із загальною кількістю 27 або більше ступенів свободи (DoF). Приблизно 1/6 усіх кісток і м'язів людського тіла розташовані на двох руках. Існують складні роботизовані руки, такі як MIT/Utahdexteroushand, які імітують людську руку. Контролер такої руки, наприклад, займає стільки ж місця, скільки й дві картотечні шафи, і живиться від електричної мережі. Ці факти унеможливають використання цих роботизованих рук для заміни людської руки, де потужність, об'єм і розмір мають вирішальне значення для портативного застосування протезів. Навіть якщо руку замінити простим протезом із одним ступенем свободи (одним DoF), як це зазвичай буває в наш час, все ще залишається складною проблема контролю. Технологічна мініатюризація, хірургічна креативність та еволюція комп'ютеризованих наук уже відкрили шлях до протезів рук із кількома ступенями свободи (multi-DoF).

Існують наступні бажані показники для контролю протезом:

1. Низьке розумове навантаження або підсвідомий контроль. Це означає, що людина не повинна докладати розумових зусиль над тим, як працювати з

протезом. Це треба робити підсвідомо. Таким чином досягається близький до природного спосіб управління кінцівкою людини.

2. Зручний або простий у використанні. Таким чином пацієнта з ампутацією приваблює навчитися користуватися протезом з мінімальними зусиллями.

3. Незалежність у багатофункціональному керуванні. Це означає, що в багатофункціональних протезах контроль однієї функції не повинен впливати на контроль будь-якої іншої функції.

4. Одночасне скоординоване керування кількома функціями (паралельне керування). Це здатність координувати декілька функцій протеза одночасно.

5. Прямий доступ і миттєва реакція (швидкість реакції). Системи протезування повинні бути безпосередньо доступними для користувача, і вони повинні негайно реагувати.

6. Природний зовнішній вигляд. Якщо можливо, система управління повинна працювати так, щоб вона була естетично привабливою, статичною та динамічною.

Крім того, є кілька атрибутів, які бажано використовувати особам, відповідальним за встановлення, обслуговування та модифікацію протезного контролера. Деякі з них:

1. легко навчатися;
2. легко і швидко налаштувати контролер;
3. високонадійний, відтворюваний;
4. якщо можливо, не потрібно встановлювати в лабораторії, а будь-де;
5. для налаштування не потрібні високі технічні навички чи високотехнологічне обладнання.

Науковці після вивчення сприйнятливості міоелектричних протезів верхніх кінцівок припускають, що інтеграція сенсорної інформації від протеза до пацієнта з ампутацією є прогалиною, і її слід покращити, щоб підвищити сприйняття користувачем.

Для протезів із багатьма ступенями свободи (багато DoF) підвищена точність класифікації не пов'язана зі збільшенням зручності використання, тобто те, що дослідники вважають кращим контролером, не призводить до кращих результатів зручності використання.

Також вчені провели метапошукове дослідження протягом останніх 25 років і повідомили про відмову в педіатричній популяції 45% для пасивних і 35% для електричних протезів. Для дорослого населення рівень відмови становив 26% для штучних протезів і 23% для електричних протезів. Автори приходять до висновку, що такі високі показники відмови роблять обов'язковим подальше дослідження причин відмови від протезів, щоб оптимізувати практику виписування рецептів і скерувати правильний вибір конструкції. Крім того, слід вивчати не лише причини відмови, але й індивідуальні потреби широкої популяції людей з ампутаціями, щоб виправдати персоналізацію процесу протезування чи ні.

Тому потрібен більш персоналізований процес призначення та підгонки протеза для пацієнта з ампутацією, який може бути полегшений у майбутні роки за допомогою технологій, таких як цільова реіннервація м'язів (TMR), тривимірний (3D) друк та інші інноваційні хірургічні процедури.

1.2 Загальні характеристики протезів руки

Косметичний протез для людей з ампутацією, особливо нижніх рівнів (трансрадіальний, дезартикуляція зап'ястка або ампутація пальця) є вибором серед багатьох людей з ампутуваними кінцівками. Наприклад, в одному дослідженні 19 із 30 учасників верхніх кінцівок мали косметичні протези. Багато людей з ампутаціями, якщо вони можуть собі це дозволити, мають косметичний протез для громадської діяльності, а також мають інший функціональний протез на роботі чи дому. Все залежить від характеру, від того, наскільки людина соціальна, від віку, від психологічного самопочуття,

від того, як до неї ставиться оточення (сім'я, соціальна група). Це багатоваріантна суб'єктивна ситуація.

Функціональні можливості протезування верхніх кінцівок є суперечливим питанням. Людська рука – дуже тонкий, функціонально «гнучкий» інструмент, який важко замінити. Під «гнучким» мається на увазі здатність виконувати широкий спектр завдань. Загалом рука людини має дуже складну анатомічну будову та спосіб контролю. Знову ж таки важливо те, як цей потужний «інструмент» використовується в житті. Ця локалізація буде диктувати очікуваний набір рухів для цієї людини. Звісно, кожен хотів би мати таку руку-протез, як раніше, тонку, «гнучку», яка може виконувати майже все. Але реальність така, що сучасні технології не можуть цього зробити.

Очікуваний набір рухів залежить від того, скільки DoF може виконувати протез. Це пов'язано з рівнем ампутації та потребами пацієнта з ампутацією.

1.3 Спосіб керування протезом

Низьке розумове навантаження, яке досягається підсвідомим контролем, є ключовим фактором успіху для протезів верхніх кінцівок. Підсвідомий контроль може бути досягнутий, якщо протетична дія інтегрована з сенсорними шляхами, які підсвідомо інформують користувача про стан виконання завдання.

Метод керування протезами з багатьма DoF також має бути підсвідомим, насправді через багато DoF, керування багатьма DoF одночасно потребує ще сильнішого контролю, щоб бути підсвідомим. В іншому випадку затримки та недостатня продуктивність будуть збільшені та призведуть до низької продуктивності.

1.4 Продуктивність протеза

Ключовим фактором успіху керування протезом є швидка реакція контролера. Природні затримки у людей під час керування від початку нейронної команди до виконання завдання становлять кілька сотень мілісекунд (200–300 мс). Тому будь-які затримки в контролі протеза не повинні перевищувати ці межі.

Іншими параметрами ефективності є вага та потужність, достатня для 1 дня регулярного використання.

У минулому було показано, що висока точність протезів з багатьма DoF не означає вищої зручності використання.

1.5 Типи протезів

Механічний. Ключовою характеристикою протезів, що приводяться в рух тілом, є те, що особа з ампутованими кінцівками відчуває м'язове зусилля, щоб керувати протезом. На розробку протезів, що приводяться в рух тілом, вплинув розвиток техніки польоту літаків на початку 19 століття і особливо використання троса Боудена. Трос Боудена складається з троса з внутрішнім сердечником, який вільно переміщується в тросі-гільзі, який закріплений на місці з обох кінців. Троси Боудена використовуються для механічного з'єднання джойстів управління літака з польотними поверхнями літака. Таким чином пілот відчуває зв'язок із кермовими поверхнями літака, а отже, має кращий контроль. Троси Боудена також використовувалися у велосипедних гальмах. Протези, що рухаються від тіла, не зазнали значних змін після їх появи в 1950-х роках. Здебільшого їх носили з ременем на плечах, де прикріплювали один або кілька тросів Боудена. Традиційний протез нижче ліктя з електроприводом від тіла має один трос Боудена, який проходить від джгута до кінцевого пристрою (рис. 1.2). Розкриття кінцевого апарату досягається шляхом плечового згинання.

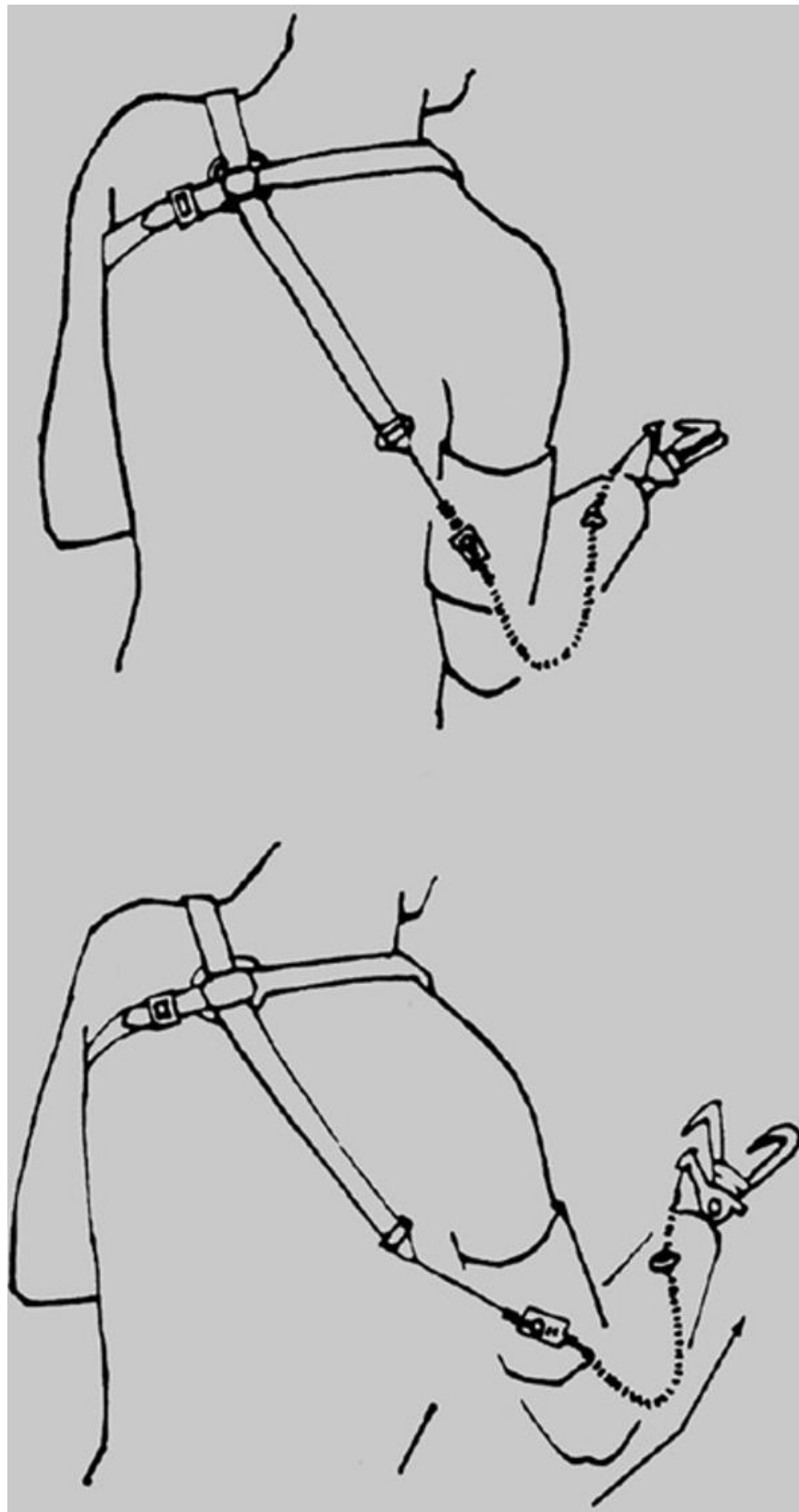


Рис. 1.2. Принципова схема традиційного нижньоліктьового протеза,
що кріпиться до тіла, із джгутом

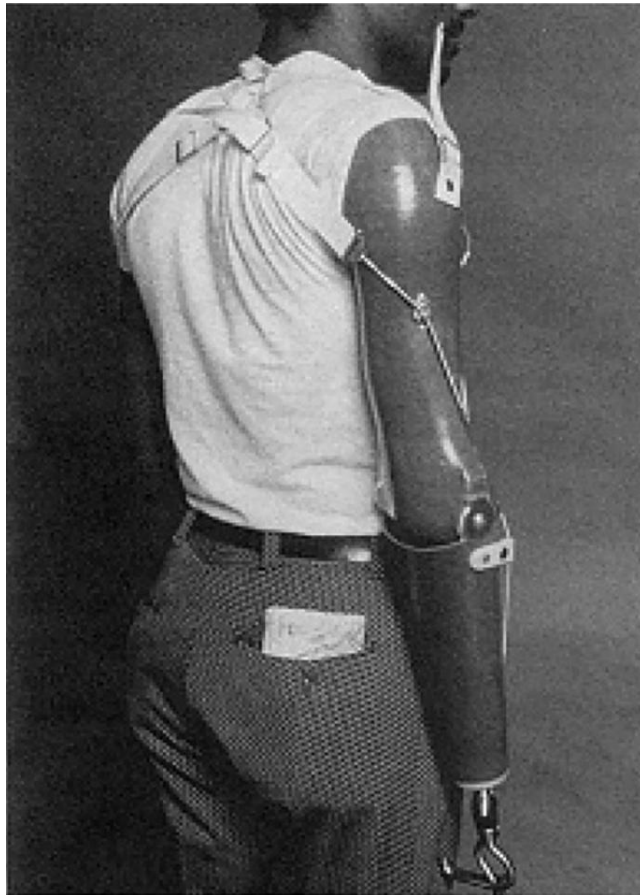


Рис. 1.3. Конфігурація протеза над ліктьовим приводом.

Використовується та ж конфігурація, що й протез із приводом від тіла нижче ліктя (рис. 1.3), із додаванням троса Боудена для переключення керування згинанням-розгинанням ліктя на відкривання-закривання кінцевого пристрою.

У разі ампутації вище ліктя використовується додатковий трос Боудена для переключення керування відкриванням і закриванням на згинання та розгинання ліктя (рис. 1.3). Керування обома функціями здійснюється послідовним способом. Основна перевага протезів, які працюють від тіла, визначається тим, що трос Боудена забезпечує взаємозв'язок між особою з ампутуваними кінцівками та протезом, за допомогою якого люди з ампутуваними кінцівками відчувають, що вони контролюють за рахунок свого тіла. Інші переваги включають в себе те, що протези, що працюють від тіла, є дешевими, довговічними та легкими. Їхні недоліки визначаються тим, що вони вимагають носіння ремня, що незручно, вони мають обмежений діапазон

рухів, і всю необхідну силу має виробляти м'язова система людини з ампутованими кінцівками. Альтернативою використанню джгута та топології, що приводиться в дію тілом, є кінематографічна пластика м'язів або процедура зовнішнього видалення сухожиль. За допомогою цих хірургічних методів людина усуває недолік, пов'язаний із відчуттям дискомфорту від ремня та обмеженим діапазоном рухів, але в кінцевому підсумку він/вона має інші недоліки. Ці недоліки включають додаткову операцію для створення контрольних ділянок і необхідну гігієну для підтримки контрольних ділянок функціональними та вільними від інфекцій.

Міоелектричні системи контролю використовують м'язові сигнали як метод контролю для керування протезом. Відмінною характеристикою міоелектричного контролю є те, що він використовує сигнали електроміограми (ЕМГ) від кукси як вхідні дані для керування протезом верхньої кінцівки. Поверхневі електроди, розміщені на шкірі поблизу м'яза, можуть виявляти зміну електричних потенціалів, що виробляються скороченням м'язів у прилеглій області. Інтенсивність виробленого ЕМГ-сигналу зростає зі збільшенням напруження м'язів. Сигнал детектується від поверхневих електродів, посилюється, обробляється, а потім використовується для керування протезом (рис. 1.4).

Міоелектричний контроль вперше з'явився в 1940-х роках, але лише до 1970-х років він широко використовувався в клінічному середовищі. Сьогодні міоелектричний контроль є домінуючим, але може бути не найкращим способом керування протезами верхніх кінцівок. У міоелектричному контролі вхідний командний сигнал пропорційний швидкості протеза. Візуальний зворотний зв'язок є єдиним зворотним зв'язком, який інформує пацієнта про стан протеза. Перевага міоелектричного контролю перед контролем ЕРР з посиленням потужності визначається тим, що міоелектричний не потребує ні джгута, ні кінематографічної хірургічної процедури. Недоліком міоелектричного контролю перед ЕРР є те, що він не забезпечує пропріоцептивного сенсорного зворотного зв'язку. Крім того, міоелектричний

контроль — це контроль швидкості, який, як було доведено, поступається контролю положення в задачах позиціонування.

1.6 Розширена фізіологічна пропріоцепція

Проблема контролю, або як поєднати ампутанта з протезно-механічною рукою, є однією з найскладніших проблем. Сучасні системи із зовнішнім живленням для протезів верхніх кінцівок використовують перемикач або міоелектричні контролери, які реалізують стратегії керування швидкістю з відкритим контуром. Вчені продемонстрували, що контроль позиції перевершує контроль швидкості в задачах позиціонування. Крім того, методи контролю протезів, які включають власні пропріоцептивні датчики та виконавчі механізми організму (наприклад, системи, що живляться тілом), здається, легше впроваджуються користувачами протезів і призводять до підсвідомого контролю. Контроль швидкості з відкритим контуром, реалізований міоелектричним контролем, не може забезпечити зворотний зв'язок. Сімпсон в Единбурзі в 1969 році вперше це зрозумів і використав технологію тросу Боудена для протезування. Він використовував троси Боудена з пневматичними приводами для виготовлення протеза для дітей (див. рис. 1.5).

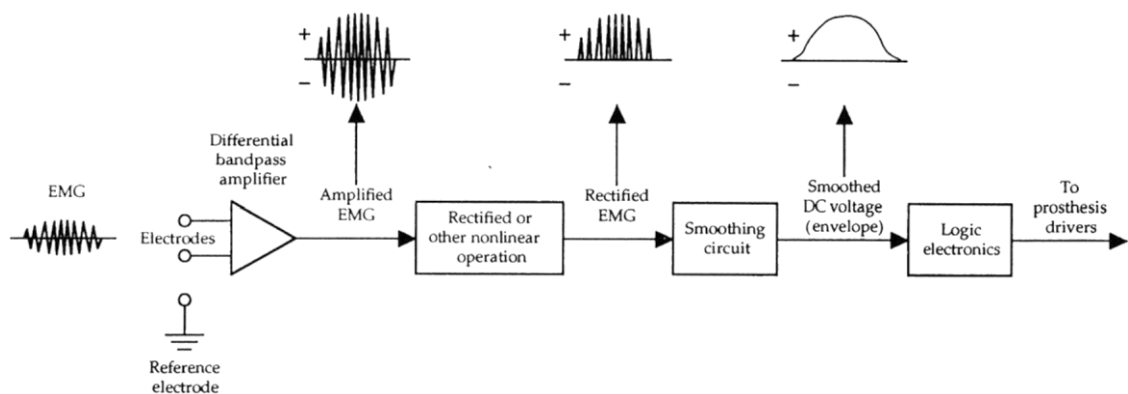


Рис. 1.4 Принципова схема міоелектричного контролера, який використовується при протезуванні верхніх кінцівок.

Він був першим, хто ввів фразу «розширена фізіологічна пропріоцепція» (ЕРР), щоб вказати на використання власних природних фізіологічних сенсорів тіла для зв'язку з оператором стану протезної руки. Тобто оператор поширює власну пропріоцепцію на протез. Протез стає продовженням людини з ампутованими кінцівками. Сімпсон використовував пневматичну технологію для підсилення живлення, що подається на протези, і в той же час підтримував кабельний зв'язок між особою з ампутацією та протезом для забезпечення фізіологічного зворотного зв'язку. Звичайно, відмітною характеристикою системи було механічне з'єднання, яке забезпечувало пропріоцептивний зворотний зв'язок з ампутантом. Можна сказати, що штучні протези є підмножиною систем ЕРР, і тому вони були успішними в минулому. Управління ЕРР протезованих суглобів із зовнішнім електроживленням за своєю концепцією схоже з гідропідсилювачем керма автомобіля. За кермом водій відчуває стан передніх коліс автомобіля. Крім того, водій не може «перевершити» реакцію передніх коліс, оскільки кермо та передні колеса з'єднані. Це неперевершене з'єднання, яке забезпечується механічним зв'язком, є суттю ЕРР.



Рис. 1.5. Протез ЕРР, створений Сімпсоном

Як зазначалося раніше, одним із способів досягнення ЕРР є використання джгута. Інший спосіб полягає в тому, щоб за допомогою хірургічних процедур створити прямі точки фіксації на м'язі, сухожиллі або шкірі кукси та з'єднати ці ділянки за допомогою кабелю Боудена для забезпечення механічного зв'язку між особою з ампутацією та протезом. Обидва способи: джгут або хірургічні процедури, за умов належного використання, можуть забезпечити ЕРР та його переваги. Обидва вони можуть використовуватися в топологіях із живленням від тіла або протезах із зовнішнім живленням. Протези із зовнішнім приводом використовуються, коли м'язової сили пацієнта з ампутованими кінцівками недостатньо для забезпечення необхідної енергії для його/її повсякденної діяльності.

Визначення кінепластики — це будь-який тип хірургічної процедури, яка забезпечує певну функцію ампутованої кінцівки, окрім руху самої кінцівки. Кіноплазія, кінепластика, кінематизація та кінетизація є одними з термінів, що використовуються, і мають однакове значення. Суть ґрунтується на тому, що за допомогою кінепластичних контрольних місць і приєднання до них кабелю Боудена можна досягти ЕРР. Відображення положення, швидкості та сили показано на рис. 1.6.

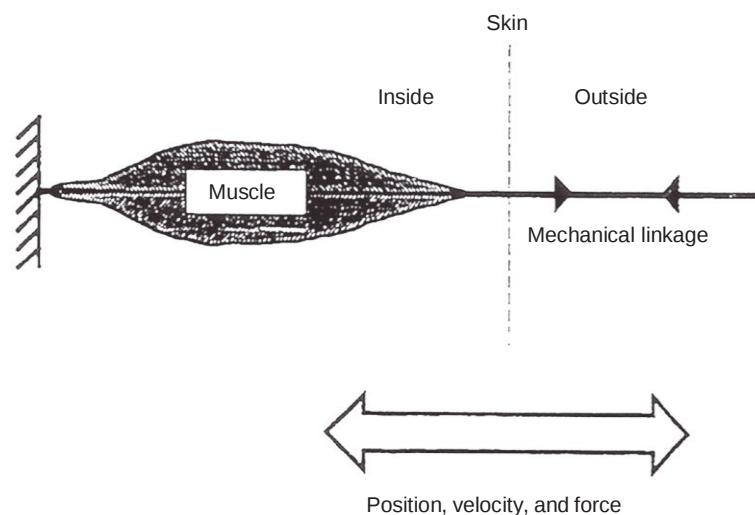


Рис. 1.6. Схематичне зображення топології ЕРР при використанні з тунельною кінепластикою або кінепластикою зовнішніх сухожиль.

Положення, швидкість і сила протезного компонента прямо корелюють з положенням, швидкістю і силою керуючого м'яза

Кінопластику вважали найкращим вибором для підгонки ветеранів з ампутаціями. Підвищення міоелектричного контролю та деякі недоліки процедури призвели до зменшення кількості процедур кінопластики, які виконуються в Сполучених Штатах протягом періоду з 1970 року по теперішній час.

Модифікована рука Отто-Бок, яка буде рухатися зовнішніми сухожиллями, створена в дослідницькій лабораторії протезування Північно-західного університету.

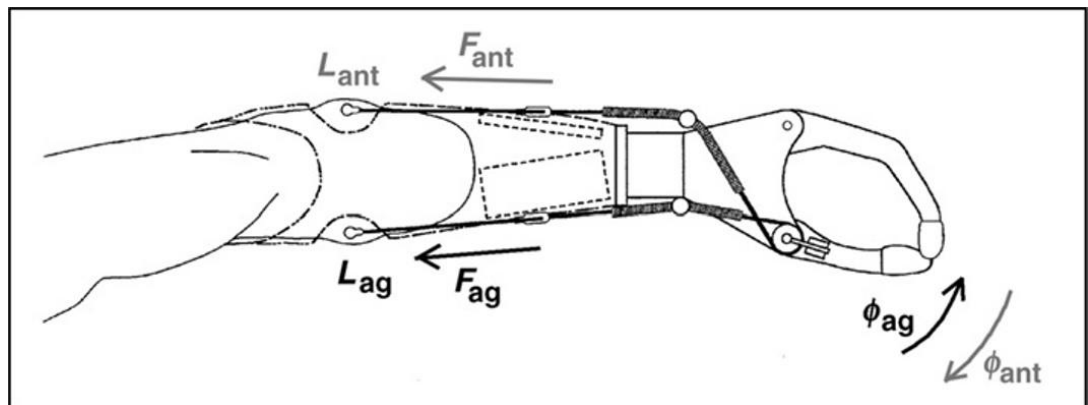


Рис. 1.7. Двонаправлене керування ЕРР із використанням кінепластичних м'язів-згиначів і розгиначів передпліччя як пари агоністів/антагоністів для контролю відкривання та закривання електричної руки. Під час змикання довжина м'яза-згинача-агоніста L_{ag} прямо пропорційна куту згинання F_{ag} . Подібним чином під час відкриття довжина м'яза-антагоніста-розгинача L_{ant} прямо пропорційна куту відкриття F_{ant} . Цей механізм керування аналогічний фізіологічному механізму контролю природних рухів суглоба

На рис. 1.7 показана схема класичної топології ЕРР.

Було розроблено мікропроцесорний контролер ЕРР для протезів верхніх кінцівок, які використовуються як для трансрадіальних, так і для трансгумеральних ампутуваних кінцівок.

Багато DoF. Послідовні протези верхньої кінцівки з декількома DoF використовувалися в 1980-х і 1990-х роках, особливо для ампутацій високого рівня, оскільки для таких випадків потрібні були руки з багатьма DoF. Вони контролювали різні DoF протеза послідовно з одного контрольного місця.

Раніше одночасне протезування верхньої кінцівки з декількома DoF було неможливим через відсутність контрольних місць. TMR уможливив створення та мініатюризацію датчиків і приводів, що дозволило створити додаткові контрольні точки та практичні протези верхньої кінцівки з декількома DoF.

1.7 Актуальність задачі формування єдиної концепції проектування високофункціональних біонічних протезів кисті руки

Підсумовуючи все вище сказане можна стверджувати, що існує велика кількість напрямків та підходів (наукових, технічних, технологічних тощо) до проектування біонічних протезів. Якщо в одних випадках досягається підвищення функціональності протеза, однак керування ним є іноді надто складним, то в інших випадках, керування є відносно простим за рахунок використання конструкцій протезів із меншою кількістю ступенів свободи, однак функціональність таких протезів є низькою. Таким чином важливим є формування єдиного підходу до проектування високофункціональних біонічних протезів на основі накопичення, узагальнення та систематизації наявних та пріоритетних знань та досягнень науки і техніки в цій галузі.

За означенням, концепція є сукупністю поглядів на щось, які взаємопов'язані і утворюють єдину систему. Також це є певний спосіб розуміння та тлумачення явища, центральна ідея для його висвітлення, система способів вирішення проблеми; спосіб розуміння тощо. Концепція визначає стратегію дій.

У випадку біопротезування верхніх кінцівок оптимальна концепція має формувати систему задач та підходів для їх вирішення, які давали б

можливість максимально повно комплексно вирішувати описані в першому пункті задачі проектування високофункціональних біонічних протезів. Для цього необхідно насамперед провести аналіз технологій та відомих підходів.

1.8 Висновки до розділу 1

Актуальним завданням сучасності в галузі медичного апаратобудування та реабілітаційної техніки як в Україні, так і в усьому світі є розробка високофункціональних протезів верхніх кінцівок. Дослідження в цьому напрямку ведуться з особливою інтенсивністю, що пов'язано зі зростаючою потребою в найбільш повному відновленні працездатності людей з ампутаціями верхніх кінцівок, потребою у відновленні їх соціального статусу та здатності виконувати як повсякденні, так і спеціальні завдання. Разом з тим, відомим конструкціям притаманні недоліки, пов'язані з однобічністю напрямків дослідження та проектування таких біонічних протезів. Це пов'язано, зокрема, з необхідністю одночасного комплексного вирішення низки проблем, які стосуються різних галузей науки і техніки і потребують залучення відповідних висококваліфікованих спеціалістів. Таким чином, основними завданнями, комплексне вирішення яких дозволить розробити високофункціональний біонічний протез руки, є вибір конструкції рухомих елементів протеза, оптимальний привід рухомих елементів, забезпечення відчуттів елементами протеза, метод відбору та обробки біосигналів від частини кисті, що залишилася після ампутації, та забезпечення можливості змінності окремих елементів протеза при їх пошкодженні, зокрема окремих пальців.

Проаналізовано загальні характеристики протезів верхніх кінцівок, способи їхнього керування та типи. Розглянуто суть розширеної фізіологічної пропріоцепції при проектуванні протезів із багатьма ступенями вільності.

Показано, що існує велика кількість напрямків та підходів (наукових, технічних, технологічних тощо) до проектування біонічних протезів, що

визначає актуальність формування єдиного підходу (концепції) до проектування високофункціональних біонічних протезів на основі накопичення, узагальнення, а також систематизації наявних і пріоритетних знань та досягнень науки і техніки в цій галузі.

РОЗДІЛ 2

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Технології протезів верхніх кінцівок

Матеріали для протезування визначаються досягненнями науки і техніки. Першими використовуваними матеріалами були дерево та шкіра. В епоху Відродження матеріали для протезування включали залізо, сталь, мідь і дерево.

Для сучасних протезів верхніх кінцівок потрібна велика кількість різноманітних матеріалів, особливо коли протез активний. Ці матеріали можуть бути розділені на основі їх функції в протезному пристрої, як матеріали, які контактують з тілом людини, наприклад гнізда, матеріали, що використовуються як покриття протезів (естетика, відчуття), і матеріали, що використовуються у внутрішній конструкції протезів, наприклад конструктивні елементи. Перші виготовлені з біосумісних матеріалів, таких як скловолокно, термопластики (акрил, поліефірне волокно, перлон), вуглецеве волокно та кевлар. З естетичних міркувань використовується ряд пінопластів, наприклад, твердий пінополіуретан. Однак завдяки винятковим характеристикам міцності та якісній біологічній сумісності більшість сучасних протезів верхніх кінцівок виготовляються з композитів із полімерною матрицею. Проте матеріали для структурних і активних компонентів виготовляються з титану, алюмінію, кобальтових сплавів або нержавіючої сталі. Останні досягнення в 3D-друку додали ще один параметр у виборі матеріалів. Нові покоління недорогих 3D-принтерів можуть використовувати такі композитні матеріали, як вуглецеве волокно, кевлар або скловолокно, і таким чином вони придатні для виробництва функціональних елементів з невеликими витратами.

Аналізуючи дизайн і конструкцію активного протеза, який може взаємодіяти з навколишнім середовищем, титан є найкращим матеріалом, оскільки він має високу міцність, довговічність і низьку щільність (56% від сталі), може витримувати різні температури і стійкий до корозії. Тому при однаковій міцності титан легший за сталь, однак і значно дорожчий. З іншого боку, алюміній і особливо деякі його сплави також легкі, дешевші за титан, їх легко формувати та обробляти, і вони дешевші. Таким чином, його можна використовувати при невеликому навантаженні та недорогих додатках. Нержавіюча сталь - міцний матеріал, доступний за ціною, але важкий.

Протези верхніх кінцівок замінюють відсутню верхню кінцівку людського тіла, наприклад кисть або руку. Протез називається активним, якщо він містить суглоби, двигуни, датчики, джерело живлення тощо. З точки зору контролю, активний контроль кінцівки вимагає двох рівнів контролю: (а) високого рівня, який видає команди кінцівці та отримує зворотний зв'язок (двонаправлений зв'язок із мозком), і (б) низького рівня, який забезпечує виконання цих команд із необхідною точністю.

Незважаючи на те, що приведення в дію додає можливість для руху та створення сили, потрібна система керування низького рівня для інтерпретації сигналів зворотного зв'язку та надсилання відповідних струмів до двигунів, щоб досягти бажаного руху або застосувати бажану силу впливу. У певному сенсі система керування потрібна, щоб відтворити співвідношення сила-швидкість для протеза, подібне до такого співвідношення відсутньої кінцівки. В цьому випадку протез буде відчуватися як продовження тіла пацієнта.

Щоб розробити систему управління, необхідно мати певні знання про динаміку системи, якою потрібно керувати. Оскільки ця система має багато DoF і описується нелінійними рівняннями руху, система керування також має бути нелінійною, що робить її проект більш складним, ніж для лінійних систем з однією DoF. Протези мають багато спільного з роботизованими руками та екзоскелетами, тому стратегії керування, які застосовуються до них, можна класифікувати як контроль положення, контроль сили та контроль взаємодії.

В керуванні положенням необхідно гарантувати, що всі контрольовані змінні, як правило, кути суглобів або зміщення, досягають свого заданого значення в потрібний час. Це має бути досягнуто за наявності тертя, сили тяжіння та навіть зовнішніх збурень, таких як навантаження чи удари, і вимагає датчиків положення, таких як кодери або потенціометри. Існує велика кількість схем керування, таких як PID, модельне, LQR, адаптивне тощо.

В керуванні силою необхідно, щоб кінцівка прикладала бажану силу або момент до середовища, як, наприклад, під час використання ручного інструменту. Для цього типу керування потрібен датчик сили, щоб прикладена сила була доступна для зворотного зв'язку та відповідної корекції контролером.

Важливим питанням для всіх типів управління є тип команди, яку вони приймають, і її інтерпретація. У класичній розширеній фізіологічній пропріоцепції (Classic EPP), яка домінувала на початку та в середині 1900-х років, контролер не був потрібен, і зв'язок між кінцевим ефектором (приладом) і кінцівкою, що залишилася, був суто механічним: протез кінцівки був підключений безпосередньо до кінопластики, місця залишкового плеча з тросами Боудена. Оскільки від EPP відмовилися на користь електромеханічних протезів, ЕМГ використовували як команду високого рівня для активної кінцівки.

Система керування на основі ЕМГ або міоелектрична система контролю контролює кінцівки, перетворюючи рухи м'язів в електричні сигнали, що дозволяє пацієнтам з ампутаціями більш природньо контролювати протез. Сигнали ЕМГ повинні бути підсилені, відфільтровані та оброблені для отримання середньоквадратичних (RMS) сигналів, що відповідатимуть контрольним еталонам. Однак це призводить до небажаних затримок у русі протезної кінцівки. На відміну від EPP, цей тип контролю не забезпечує зворотного зв'язку з пацієнтом (пропріоцепція), навіть якщо внутрішній зворотний зв'язок надається приводам для контролю низького рівня; його реалізація потребує візуального зворотного зв'язку. Хоча міоелектричні

сигнали широко вважаються найкращим доступним інтерфейсом керування для протезів з електроприводом, багато людей з ампутаціями відмовляються від своїх пристроїв через недостатню точність рухів протеза.

В ідеалі протез повинен встановлювати двосторонній зв'язок між пацієнтом і елементами протеза. В даний час і в принципі два методи можуть забезпечити двонаправленість: біомехатронний ЕРР і прямі нейронні інтерфейси (інвазивні/неінвазивні). Перший представляє нову топологію (рис. 2.1) ЕРР і спрямований на усунення недоліків кінематики та кабелів Боудена, які роблять ЕРР неестетичним для користувача. Суть цієї концепції базується на принципах телеробототехніки та телеоперацій. У цій топології застосовано схему керування положенням-силою головного-підлеглого елемента, використовуючи імплантований ходовий гвинт, що приводиться в дію двигуном постійного струму, як головний, і протез руки як підлеглий. Імплантований ходовий гвинт приймає командний сигнал сили від прикріпленого м'яза/сухожилля. Команда примусу потім бездротовим способом передається на підлеглий пристрій, а зворотний зв'язок щодо положення повертається від підлеглого пристрою до контролера двигуна постійного струму, який потім переміщується. Оскільки ведений елемент по суті пов'язаний із м'язами, він встановлює двонаправлений зв'язок між пацієнтом і мехатронним пристроєм.

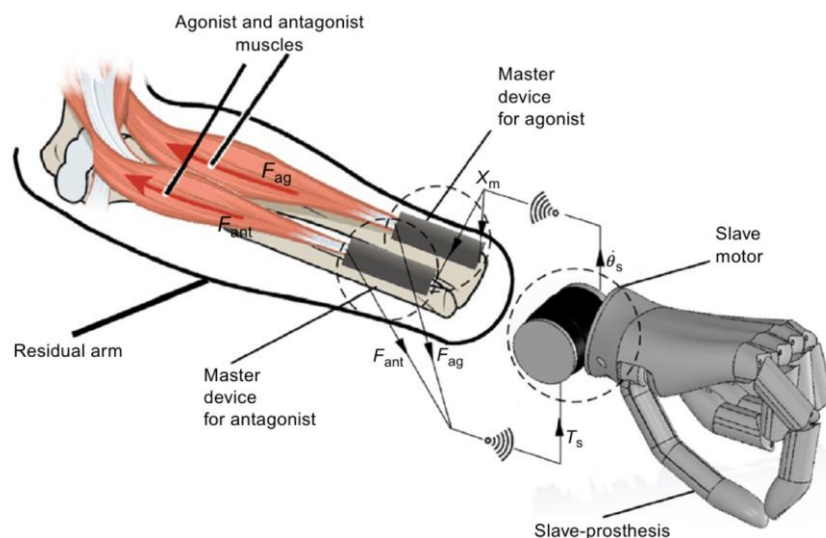


Рис. 2.1. Топологія управління біомехатронним ЕПП.

Двонаправлені альтернативи включають прямі нейронні інтерфейси (інвазивні чи ні), які часто називають інтерфейсами мозок-комп'ютер (BCI), або, точніше, інтерфейсами мозок-машина (BMI).

Неінвазивні інтерфейси були використані для забезпечення високого рівня контролю кінцівок. Було представлено контрольовану BCI систему функціональної електростимуляції для відновлення рухів верхніх кінцівок у людини з тетраплегією внаслідок травми спинного мозку. Були досліджені різні нейронні машинні інтерфейси для довільного керування протезами верхніх кінцівок із зовнішнім живленням. Використання електроміографічних інтерфейсів і інтерфейсів периферичних нервів для контролю протезом придатних для протезного контролю, були детально вивчені разом з наявними клінічними результатами. Нещодавня розробка в дизайні протеза руки використовує електронейрографічні сигнали, та передбачає використання інтерфейсу з периферичною нервовою системою або центральною нервовою системою для керування протезом руки. Відступаючи від косметичних протезів верхніх кінцівок, сьогодні доступні активні ліктьові суглоби, які пропонують передові системи керування та інтеграцію кількох датчиків і багатосуглобову артикуляцію. Новітні хірургічні методи в поєднанні з сучасним складним обладнанням дозволяють відновити функціональність верхніх кінцівок.

Однією з перших роботизованих рук була роботизована рука з декількома DoF, керована сухожиллями (рис. 2.2). При цьому контролер працював в смузі пропускання 50 Гц. Розроблено біомехатронний оптимізований дизайн антропоморфної штучної руки для протезування. Його система керування розроблена паралельно з його механічною конструкцією та базується на контролерах з додатковими умовами для компенсації його пружних властивостей.



Рис. 2.2. 3D-друкована рука

3D-друк — це адитивний виробничий процес, який створює твердий фізичний об'єкт із цифрового дизайну, накладаючи матеріал шар за шаром. Хоча технологія 3D-друку існує понад 30 років, лише нещодавно стала недорогою. Існує ряд технологій і матеріалів 3D-друку з різною вартістю та розміром об'єкта, міцністю, якістю поверхні, кольором тощо. Серед технологій можна виділити наступні: стереолітографія (SLA), цифрова обробка світлом (DLP), осадження методом наплавлення (FDM), селективне лазерне спікання (SLS), селективне лазерне плавлення (SLM), плавлення електронним променем (EBM) і виробництво ламінованих об'єктів (LOM). Використовувані матеріали включають скляний поліамід, епоксидну смолу, віск і метали, такі як титан, срібло та сталь. Серед матеріалів найпопулярнішим є ABS; однак найбільш перспективними є композити (міцність, легкість) і метал (міцність).

У протезах верхніх кінцівок три основні частини протеза, які можуть виграти від таких технологій, це куксоприймаюча гільза, рука та кисть.

Переваги використання 3D-друкованих пристроїв для верхніх кінцівок численні та важливі: низька вартість, індивідуальне налаштування, легка вага.

3D-друк кардинально змінить виготовлення куксоприймаючих гільз протезів та інших компонентів кінцівок. Сучасні покоління 3D-принтерів друкують композитними матеріалами, такими як вуглецеве волокно, кевлар або скловолокно, і мають потенціал для виробництва повністю функціональних гільз. Останні розробки гільз здатні полегшити використання як імплантованих, так і кількох поверхневих електроміографічних датчиків у традиційних системах, заснованих на остеоінтеграції. Багато рук з відкритим кодом, які схильні до поломок і обмежені дитячими розмірами, можуть стати повністю функціональними у дорослих розмірах. 3D машини для прямого лазерного спікання металу також починають більше використовуватися у виробництві протезних компонентів, таких як штучні пальці та інші компоненти.

Використання недорогих технологій 3D-друку для гільз досліджено в Herberts et al. (1973). Незважаючи на те, що надруковані на 3D об'єкти зазвичай слабкі та тендітні, зручні гнізда для протезів були виготовлені та використовувалися для попереднього встановлення з пацієнтами.

3D-друк знижує вартість протезів кінцівок. Сьогодні доступна велика кількість доступних моделей рук із відкритим кодом, зокрема Robohand, Cyborg Beast, Flexy Hand, K-1 Hand, Raptor Reloaded, Second Degree Hand, Osprey Hand, Limbitless Arm і RIT Arm.



а



б

Рис. 2.3. Протези рук, виготовлені за допомогою техніки 3D друку

Cyborg Beast (рис. 2.3, б) був одним із перших проектів для розроблення недорогих індивідуальних протезів для дітей 3–16 років. У проекті використовувалися САD-дизайн і технологія 3D-друку для розробки недорогих пристроїв із практичними та простими процедурами встановлення. Ці пристрої, що керуються тілом, кольорові та забезпечують загальні базові функціональні рухи захвату. Хоча вони коштують дешево, їм бракує функціональності. У результаті діти, хоча спочатку можуть відчувати радість через новий кольоровий пристрій, у довгостроковій перспективі не отримують жодної практичної користі (особливо діти старше 5–6 років) у плані соціальної ізоляції та незалежності у виконанні щоденних дій.

Іншим цікавим проектом є Limbitless, який є першим недорогим налаштованим міоелектричним пристроєм. Limbitless — це недорогий 3D-друк, який приводиться в дію сервоприводом RC, яким керує плата керування Arduino. Його функціональність обмежена 1 DoF, тому його практичне значення дуже низьке. Обидва ці недорогі протези рук є частиною більших зусиль, ініційованих спільнотою людей, які хочуть допомогти дітям з вадами верхніх кінцівок. Спільнота називається eNable і надає дітям у всьому світі недорогі індивідуальні протези, подібні до Cyborg Beast і Limbitless.

Щоб зменшити вартість міоелектричних протезів верхніх кінцівок і усунути обмеження Robohand, було розроблено недорогий 3D-друкований протез для пацієнтів із трансрадіальною ампутацією кінцівок. Протез керується плечем і має зовнішнє живлення від антропоморфного кінцевого пристрою. Пацієнт може самостійно відкривати та закривати всі п'ять пальців, рухати великим пальцем. Крім того, пристрій легкий, а його розміри легко масштабуються. Обмеження включають низьку силу захвату та меншу довговічність порівняно з пасивним протезуванням.

Очікується, що оскільки вартість 3D-друку знижуватиметься, а матеріали стануть міцнішими, складні пристрої, такі як протези верхніх

кінцівок, отримують переваги від цих методів, що призведе до налаштуваних, легких, легкозамінних і економічно ефективних пристроїв.

2.2 Системи приводів

Приводи (актуатори) є дуже важливими елементами протезів, оскільки вони впливають на рух і сили взаємодії між пристроєм і навколишнім середовищем. Можливі приводи включають двигуни постійного струму (щіткові та безщіткові), ультразвукові двигуни, п'єзоелектричні двигуни, штучні м'язи (на основі пневматичних або діелектричних електроактивних полімерів), сплави з пам'яттю форми (SMA) тощо.

При виборі актуаторів для протезування кінцівок необхідно враховувати велику кількість факторів. До них належать потужність, щільність потужності, напруга, струм, крутний момент, щільність крутного моменту, швидкість, розмір, вага, точність, гістерезис, повторюваність, частота, ефективність, шум, конкретні параметри в залежності від технології, застосовності та вартості. У багатьох дослідженнях представлено порівняння приводів на основі ряду критеріїв; однак, щоб застосувати певну технологію для протезування верхніх кінцівок, потрібно включити в порівняння не лише приводи, але й необхідні драйвери/підсилювачі, датчики та джерело живлення для них. Для використання приводу потрібні всі ці підсистеми, і всі вони мають бути вбудовані в протез або якось переноситися пацієнтом. Наприклад, гідравлічний привід може виглядати дуже привабливо, але якщо взяти до уваги джерело живлення та необхідні трубопроводи, то його привабливість зменшується.

Електродвигуни з незмінними магнітами створюють крутний момент завдяки силам Лоренца, що діють на їхні обмотки. Вони випускаються в мініатюрних розмірах 1 Вт або навіть менше, а також можуть бути щітковими та безщітковими. Оскільки обидва є високошвидкісними пристроями з низьким крутним моментом (до 10–20 об/хв), вони використовуються з

мініатюрними редукторами і можуть бути оснащені інтегрованими датчиками кута, як правило, у вигляді магнітних або оптичних кодерів. Якщо вони є частиною системи керування положенням, яка точно регулює положення механічного навантаження, вони називаються серводвигунами.

Щоб збільшити прискорення, щіткові мікромотори зазвичай виготовляються без сердечника, тобто їх обмотки наклеєні на порожнистий ротор, а статор несе постійні магніти. Комутація струму здійснюється за допомогою комутатора і щіток, які піддаються зносу. Безщіткові мікродвигуни постійного струму являють собою інверсію принципу щіткового двигуна постійного струму. Тут не потрібні щітки, статор тримає обмотки, а ротор несе постійні магніти. Ротор може обертатися всередині статора або зовні (випереджаючий двигун) для збільшення вихідного крутного моменту за рахунок більшого моменту інерції.

Відомі також три версії багатофункціонального тактильного пристрою, який може відображати дотик, тиск, вібрацію, силу зсуву та температуру шкіри людини з ампутованими кінцівками. Для пристроїв було розглянуто ряд приводів, таких як ультразвукові двигуни та електромагнітні двигуни. Незважаючи на те, що ультразвукові двигуни створюють значний крутний момент і не потребували зменшення, вони мають погану частотну характеристику і не можуть досягти високих прискорень протягом достатнього часу. Тому було обрано щіткові постійні мікродвигуни з відповідними редукторами, які забезпечують кращу частотну характеристику з відкритим циклом, реакцію на силу із замкнутим циклом.

Відомим є 3D-друкований протез руки для трансп'ясткових ампутованих кінцівок. Через невеликий об'єм для розміщення приводів і пов'язаної з ними електроніки приводи здійснювалися мікродвигунами постійного струму. Для згинальних рухів вказівного, середнього, безіменного пальця та мізинця використовувалися механізми з чотирма стержнями, а для великого пальця використовувався механізм із циліндричними шестернями та черв'ячний привід, усі позиції контролювалися місцевими контролерами.

Також відомим є паралельний протез, спрямований на збільшення сили та зменшення ваги і розміру. Протез має чотири DoF, які приводяться в рух чотирма безщітковими двигунами, важить 1010 г і може піднімати 2 кг, тоді як час повної екскурсії згинання ліктя становить близько 2 с.

Доступним є огляд минулих і сучасних штучних рук, розроблених у рамках дослідницьких проектів у галузі протезування та гуманоїдної робототехніки. Більшість із них використовують мікродвигуни постійного струму в поєднанні з мікромеханізмами для кращого узгодження мікродвигуна з його механічним навантаженням.

Ультразвукові двигуни. Це електродвигуни, які створюють рух за рахунок механічної вібрації статора, розташованого навпроти ротора (для обертання) або повзуна (для лінійного переміщення). Оскільки механічні коливання знаходяться в ультразвуковій області, тобто понад 20 кГц, вони безшумні. Ці двигуни можуть бути дуже малими за розміром, вони демонструють високу щільність потужності, значний крутний момент та низьку швидкість, низький момент інерції, швидку реакцію, безшумну роботу, самогальмування і не створюють магнітних полів. Їх недоліки включають потребу в високочастотному джерелі енергії, короткий термін служби через контакт статор/ротор, варіації швидкості та низький ККД порівняно з електромагнітними двигунами, а також вимоги до складного керування.

П'єзоелектричні двигуни. П'єзоелектричний або п'єзодвигун - це електродвигун, який заснований на зміні форми п'єзоелектричних матеріалів під час дії електричного поля. Ця зміна форми в поєднанні з явищем прилипання-ковзання створює механічні переміщення у формі лінійного або обертального руху. П'єзодвигуни малі та створюють великий крутний момент, але вони відносно дорогі.

Штучні м'язи в принципі можуть бути побудовані за допомогою пневматики або діелектричних електроактивних полімерів. Ця ідея дуже перспективна, оскільки такі м'язи можуть поміститися в протез руки, а продукувана крива довжини навантаження нагадує криву фактичної кінцівки.

Пневматичні штучні м'язи (РАМ) складаються з надувного внутрішнього міхура всередині плетеної сітки, затиснутої на кінцях, яка стискається або розтягується під впливом високого/низького тиску відповідно. Оскільки вони можуть лише тягнути, РАМ застосовуються в парах агоністів і антагоністів. Ця технологія була винайдена в 1940-х роках і розроблена в 1950-х як штучні м'язи МакКіббена. РАМ є легкими, безпечними та сумісними. Експериментальні результати вказують на те, що точний контроль положення можливий з потужністю/вагою, що перевищує 1 кВт/кг при 200 кПа. Однак для їх роботи потрібен компресор, який, як правило, громіздкий і шумний, або зовнішній газовий резервуар під тиском (CO_2 , повітря). Для цього також потрібні електромагнітні клапани, електроніка драйвера та акумулятор. Останнім часом РАМ знову викликають інтерес через застосування в програмній робототехніці.

Електроактивні полімери були відкриті в 1880 році. Вони також відомі як сумісні конденсатори, оскільки вони мають подібну поведінку до конденсаторів. Ці полімери під впливом електричного поля змінюють розмір або форму. Концепція використання діелектричних електроактивних полімерів (ЕАР або DEAP) як штучних м'язів була застосована, оскільки було продемонстровано, що деякі ЕАР можуть створювати деформацію до 380%. Вони показали великі перспективи завдяки своїй низькій вартості, легкій вазі, простій структурі приводу та хорошій продуктивності на низьких частотах із великою деформацією. Однак для повного розгортання своїх можливостей DEAP потребують дуже високих напруг, порядку 2 кВ постійного струму. Незважаючи на малі струми і компактні підсилювачі, ці напруги не сприятливі для людини.

Поточні виклики DEAP були проаналізовані відносно довговічності, точності керування, споживання енергії та антропоморфного впровадження. Приводи DEAP у протезах верхньої кінцівки з електроприводом відрізняються низькою довговічністю та сприйнятністю до забруднювачів повітря, ненадійному контролю через в'язкопружність, гістерезис, релаксацію напруги

та механізми повзучості, вимоги до високої напруги та недостатні характеристики напруги та деформації в межах антропоморфних розмірів тощо. Хоча ця технологія наразі неможлива для протезування верхніх кінцівок, тривають дослідження, спрямовані на зниження необхідної напруги та збільшення їх загального потенціалу.

Сплави з пам'яттю форми - це сплави, які перетворюють тепло в механічне зміщення за допомогою термопружних перетворень, переходячи при нагріванні від мартенситу до аустеніту; при охолодженні матеріал повертається до аустеніту. SMA демонструють пам'ять форми, тобто вони повертаються до попередньо визначеної форми при нагріванні. На практиці цей актуатор складається з декількох паралельних проводів SAM, які можуть нагріватися струмом, що проходить через напружені дроти. Зазвичай тепло створюється власним опором сплаву, що змушує його стискатися та повертатися до початкової форми, створюючи великі сили. Коли ці сплави використовуються у вигляді дротів, вони демонструють хороше співвідношення міцності/ваги та високе співвідношення міцності/площі, що робить цей матеріал придатним для застосування в протезах верхніх кінцівок. Найпоширеніший SMA, Nitinol, складається з нікелю та титану (NiTi). Цей SMA демонструє одну з найвищих робочих щільностей 10 Дж/см³, що в 25 разів більше ніж у електродвигунів, і здатний піднімати вагу, що у 100 разів перевищує його власну вагу. Крім того, NiTi SMA є біосумісним, демонструє високу зносостійкість і високу стійкість до корозії.

Однак SMA вимагають високих температур (до 100 °C), щоб розвинути максимальну силу, і вони мають повільну реакцію, оскільки для охолодження проводів потрібен час. Оскільки їх деформація становить 4–8,5%, для досягнення корисних переміщень їм потрібні або спеціальні механізми, або велика довжина. Незважаючи на те, що останні досягнення в області SMA дали можливість отримання деформації до 32% при використанні конструкції плетеної котушки, додаткові недоліки, включаючи високий гістерезис,

короткий термін служби та високе споживання енергії, все ще обмежують їх застосування для практичних протезів.

Було представлено механічну конструкцію п'ятипальцевої спритної руки з 20 DoF, створеної за анатомією людини та приведеної в дію нитками дроту SMA діаметром 150 мкм. Було розроблено два експериментальних прототипи пальця, один виготовлений традиційними методами, а інший – за допомогою техніки швидкого прототипування, що показало перспективи використання їх в протезах рук.

2.3 Мікроелектромеханічні системи в протезуванні

Мікроелектромеханічні системи (MEMS) відносяться до технології мікроскопічних пристроїв, зокрема тих, які містять рухомі частини. MEMS виготовляються з використанням модифікованих технологій виготовлення напівпровідникових пристроїв, включаючи формування, покриття, вологе та сухе травлення, електророзрядну обробку тощо.

Найбільш поширеним застосуванням MEMS є датчики, такі як акселерометри, інерціальні вимірювальні пристрої (IMU), датчики магнітного поля, мікрофони, датчики тиску, біосенсиори (bio-MEMS) тощо. MEMS використовуються у великих кількостях у сучасних автомобілях, що сприяє їх поширенню в інших областях, включаючи протези верхніх кінцівок. Тут MEMS здебільшого використовуються як датчики положення та сили, тактильні датчики.

Розробка та попередній експериментальний аналіз м'якого тактильного мікросенсора з мінімальною товщиною 2 мм були представлені в Вессаї et al. (2008). Чутливий до зсуву тривісний мікросенсор 1,4 мм³ був вбудований у м'яку, еластичну та гнучку оболонку. Продуктивність датчика оцінювали за допомогою статичного калібрування, випробувань на максимальне навантаження, шумових і динамічних випробувань, а також зосереджуючись на експериментах зі тертям. Експерименти показали, що тактильний датчик є

достатньо міцним для застосування в штучних руках, а також достатньо чутливим для виявлення тертя.

Відомий тактильний датчик, розроблений для вимірювання зсувних зусиль для використання в роботах і протезах рук, де тактильний зворотний зв'язок або здатність виявляти зсувні зусилля, пов'язані зі ковзанням, є критичними. Датчик використовує принцип диференціальної ємності для вимірювання механічного відхилення датчика, і його можна легко виробляти масово. Були виготовлені датчики з повним діапазоном зміщення 0,525 мм і вимірювана диференціальна ємність. Перетворення сили зсуву було охарактеризовано в діапазоні 0–4 Н. Максимальне стандартне відхилення $1,35\sigma$ –15 F було виміряно в охарактеризованому повномасштабному діапазоні датчика 4 Н. Вихідний сигнал датчика був приблизно лінійним.

Було розроблено тривісний датчик сили з MEMS як основний компонент. Цей прилад дозволяє вимірювати зусилля в діапазоні 0–3 Н для нормальних і 50 мН для тангенціальних з роздільною здатністю 11 біт. Разом із тактильним пристроєм введення було створено налаштування, яке дозволяє пальпувати та відчувати силу.

Переглянуто датчики положення, які можна носити, для реабілітації верхньої частини тіла. До них належать переважно акселерометри та IMU, що вимірюють прискорення та кутові швидкості, оскільки вони дають відносно точні основні значення, прості у використанні та мають мініатюрний розмір. Подібні датчики можна використовувати в протезах верхніх кінцівок для відстеження рухів руки чи кисті та з міркувань безпеки.

2.4 Концепції проектування біопротезів руки

2.4.1. Протез LUKE Arm

Сучасний рівень техніки для протезів руки – протезна рука з багатьма DoF під назвою LUKE Arm (рис. 2.4), яка використовує міоелектричне розпізнавання образів і контрольні ділянки, створені за допомогою TMR.

LUKE Arm є попередньою рукою DEKA і була розроблена в рамках програми DARPA Revolutionizing Prosthetics у співпраці з багатьма академічними установами та DEKA. Протез LUKE Arm комерціалізує Mobius Bionics.

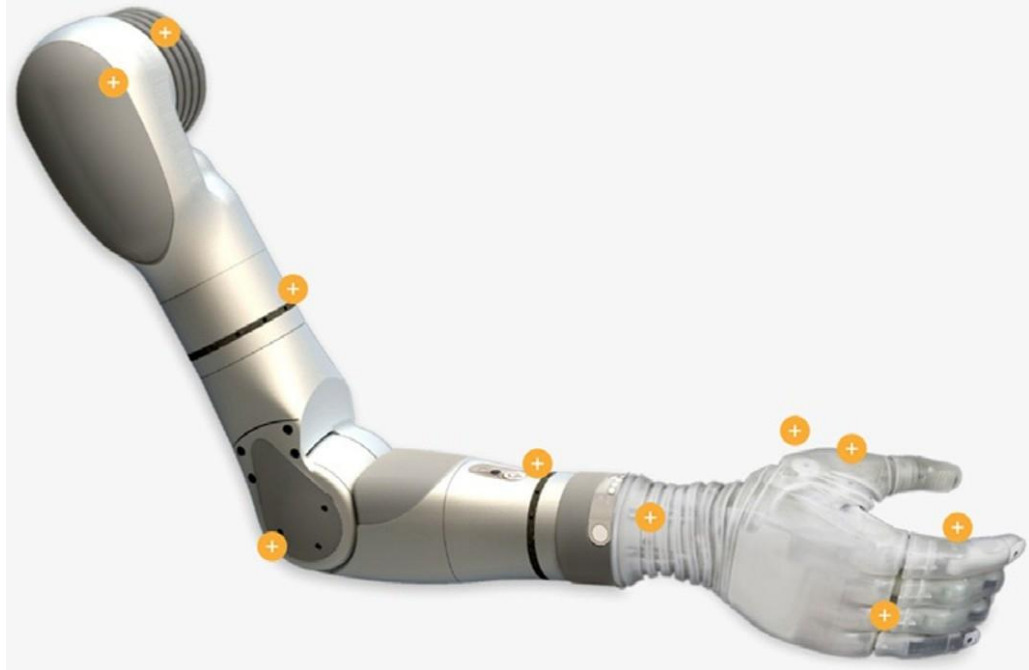


Рис. 2.4. Рука LUKE Arm Mobius Bionics (кожна з 10 DoF показана як «+»)

2.4.2. Цілеспрямована реіннервація м'язів

Одна з найбільших проблем в історії протезування полягала в тому, що пацієнти з ампутованими верхніми кінцівками високого рівня не мали достатньо доступних місць для реєстрації контролюючих ЕМГ, ніж було необхідно DoF для контролю за допомогою протеза. Цілеспрямована реіннервація м'язів (ЦРМ) — це нова хірургічна техніка, яка була вперше представлена в 1995 році доктором Тоддом Куйкеном з Північно-західного університету та колишнього Інституту реабілітації Чикаго на той час і вирішила цю проблему. У 1995 році в ранніх експериментах доктора Куйкена було виявлено, що відновлення м'язів гіперреіннервованих скелетних м'язів щурів призводить до збільшення м'язової маси та сили порівняно з м'язами, які самостійно реіннервуються.

Маючи позитивні результати на попередніх моделях на тваринах, доктор Куйкен перевів свою ідею на наступний рівень і показав, що в пацієнта з ампутацією ліктьового суглоба чотири незалежні нервово-м'язові одиниці були створені шляхом анастомозування залишкових нервів плечового сплетення (шкірно-м'язового, серединного, променевого та ліктьового нервів) ампутованої кінцівки, до розсічених і розділених частин великого грудного та малого м'язів грудної клітки. Через 5 місяців три реіннервації були успішними, тобто реіннервовані грудні м'язи рухалися за командою анастомозованих нервів плечового сплетення, пропонуючи додаткові ділянки реєстрації ЕМГ на основі яких успішно здійснювалось керування протезом із трьома DoF: ліктем, ротатором зап'ястя та кистю. М'яз можна сприймати як «підсилювач» нерва, і отримання контрольного сигналу для керування протезом від м'яза викликає менше проблем, ніж від нерва. Було зроблено несподіване відкриття, що реіннервовані сенсорні нейрони також реіннервували шкіру над грудним м'язом, забезпечуючи відчуття пальців на грудях. Схоже, що еферентні нерви мігрують з місця реіннервації через м'язи та тканини молочної залози та співіснують із рідними еферентними нервами грудної клітки. Під час цього дослідження була зроблена спроба реіннервувати ділянку шкіри, розташовану подалі від області грудного м'яза, яка використовується для контролю моторики, але без будь-якого практично застосовного рішення для контролю протеза.

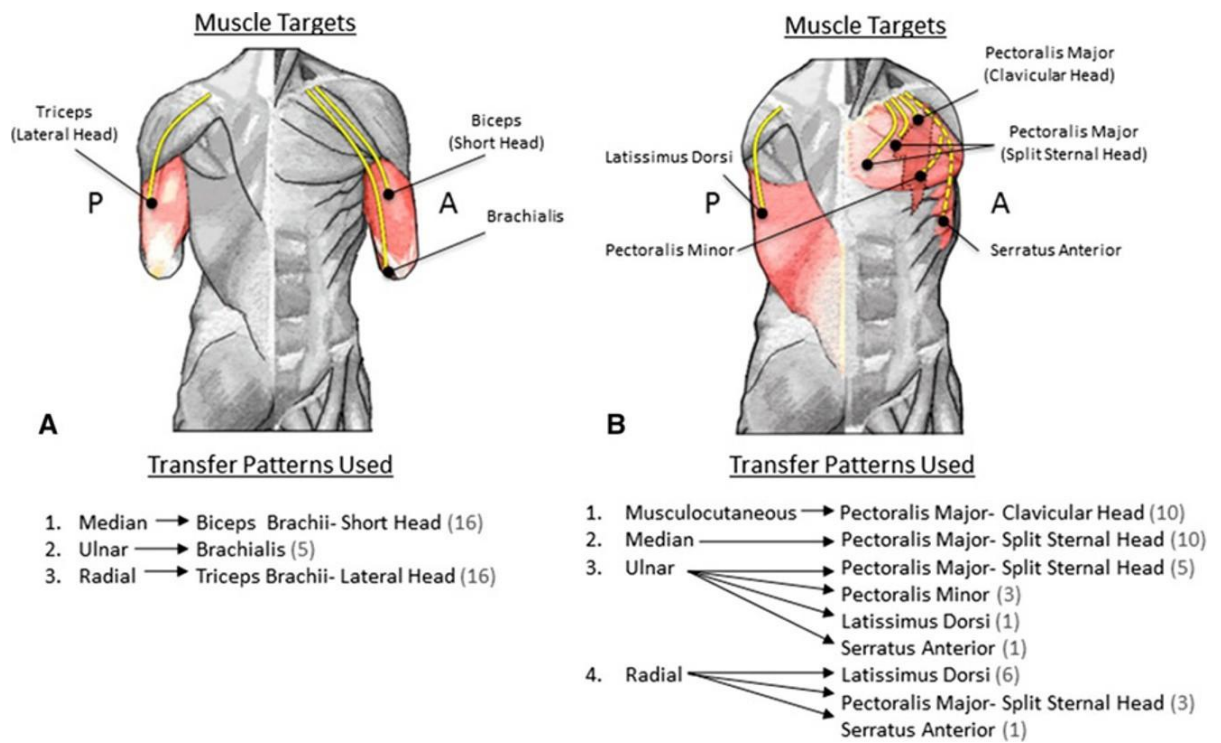


Рис. 2.5. TMR для (А) трансгумеральних і (В) плечових ампутацій.

Діаграми ілюструють перенесення нервів, що використовуються для процедур (А) трансгумеральної та (В) процедури дезартикуляції плеча. Ліва сторона кожного зображення забезпечує задню (Р) перспективу, а права – передню (А). Донорські нерви коаптуються до рухових нервів цільових м'язів через невеликі гілки рухового нерва реципієнта. Цільові м'язи позначені на діаграмах, а жовті лінії демонструють донорські нерви в їх перенесених положеннях. Пунктирні жовті лінії вказують на перенесення нервів, які використовуються рідше. Цифри в дужках вказують на частоту, з якою кожне перенесення використовувався в цій серії

TMR використовувався для створення ділянок реєстрації ЕМГ для трансрадіальної, трансгумеральної та плечової дезартикуляції (рис. 2.5) у пацієнтів з ампутацією верхніх кінцівок. Варіації TMR для трансрадіальних ампутуваних кінцівок включають реіннервацію серединного нерва до м'яза-згинача пальців (FDS) і реіннервацію ліктьового нерва до м'яза-згинача зап'ястка (FCU). Ще одне випадкове відкриття TMR полягає в тому, що пацієнти з ампутацією (через плече та плечову дезартикуляцію), яким

виконували TMR, більше не відчували невроми чи фантомного болю в кінцівках.

2.4.3. Забезпечення багатьох DoF

Зараз реєстрація ЕМГ здійснюється за допомогою поверхневих електродів ЕМГ або внутрішньом'язових електродів ЕМГ. Розпізнавання образів для міоелектричного контролю протезом було вперше проведено в університеті Нью-Брансвіка на основі парадигми розпізнавання образів для керування багатофункціональним протезом верхніх кінцівок, показавши, що міоелектричний сигнал є детермінованим на початку скорочення та що штучна нейронна мережа може застосовуватись для класифікації патернів міоелектричних сигналів.

Якщо фізіологічна мускулатура існує, то її ЕМГ можна використовувати для керування протезом верхньої кінцівки, наприклад, пару біцепсів і трицепсів для керування протезом ліктя, що веде до інтуїтивного контролю та низького рівня психічного навантаження, які є бажаними атрибутами для контролю протеза. У випадку, якщо мускулатура відсутня, то слід використовувати логічні заміни, наприклад, використовувати пару згиначів і розгиначів зап'ястка для управління протезною рукою. Наведена вище схема «одна пара м'язів - одна DoF» стає непрактичною при застосуванні для керування протезом верхньої кінцівки з декількома DoF через моделі спільної активації м'язів, глибоку загальну активацію м'язів та перехресні перешкоди ЕМГ. Одним із запропонованих рішень вищезазначеної проблеми є засіб розпізнавання образів. Ідея проста: записується набір міоелектричних сигналів, для яких виділяються різні ознаки (амплітуда, переходи через нуль тощо). Під час тренування виконується набір базових позицій рук, пов'язується шаблон характеристик і тренується класифікатор. Під час руху руки в реальному часі алгоритм класифікатора намагатиметься класифікувати набір функцій у реальному часі до одного з базових класів, пов'язаних із певною позицією руки (під час навчання).

Повний аналіз способів розпізнавання образів для протезів показує, що поточні показники успіху розпізнавання шаблонів становлять 90%–95% у контрольованому лабораторному середовищі. Тобто виконується відкриття руку 9 разів із 10, але один раз, за статистикою, цього не відбувається. Це клінічно неприйнятно. На додаток до цієї поганої клінічної ефективності існує багато практичних проблем, які перешкоджають клінічній повторюваності та надійності, наприклад: зсув електрода внаслідок тривалого носіння протезної гільзи, зміна рівнів сили та зміна ЕМГ через середовище запису (імпеданс шкіри змінюється з часом, артефакти руху, шум тощо). Оскільки точність падає нижче 85%, протез із кількома DoF може викликати розчарування, а зручність у використанні стає поганою.

Щоб звести до мінімуму практичні проблеми поверхневої ЕМГ і розпізнавання образів, було запропоновано часті тренінги. Ці часті сеанси не вітаються пацієнтами з ампутованими кінцівками, оскільки вони очікують, що їхній протез працюватиме так, як природна рука. Це ще більше ускладнює клінічне використання контролерів розпізнавання образів.

Основна перевага поверхневої ЕМГ, її неінвазивність, має обмеження, які можуть зробити клінічно непрактичним застосування розпізнавання образів. Вирішенням усіх цих проблем є використання імплантованих міоелектричних сенсорів (IMES), що зменшить або усуне всі вищезгадані проблеми. Використання IMES дозволить спростити роботу класифікатора розпізнавання образів, оскільки вони будуть близькі до «джерела істини», тобто до м'язів, які генерують рухи, а не до поверхні передпліччя.

Показано, що класифікатор шаблонів, що здатний адаптуватися до змін, зменшує % помилок розпізнавання шаблонів. Розпізнавання образів без нагляду для міоелектричного контролю призвело до зменшення помилок принаймні на 26%, а контрольоване розпізнавання образів призвело до меншого зменшення помилок через більшу невизначеність правильного класу.

Група з остеоінтеграції у співпраці з компанією Integrum зі Швеції розробила та випустила платформу з відкритим кодом під назвою Biopatres.

Biopatrec використовує алгоритми розпізнавання образів на основі отриманих від суб'єкта сигналів ЕМГ у режимі реального часу для керування протезом руки чи кисті з декількома DoF.

З іншого боку, конкурент Biopatrec, а саме CoApt, LLC, чиказький стартап, пов'язаний із дослідниками з Shirley Ability Lab — раніше RIC, комерціалізує міоелектричний контролер розпізнавання образів із кількома DoF.

2.4.4. 3D прототипування

Стають доступними 3D-принтери з новими матеріалами, наприклад, вуглецевим волокном. Крім того, машини для лазерного спікання з використанням металу забезпечать більш міцні компоненти. Це в поєднанні з багатьма ручними конструкціями з відкритим кодом може забезпечити швидке виготовлення компонентів протеза в протезному закладі або вдома.

2.4.5. Остеоінтеграція — остеоперцепція

Професор Пер-Інгвар Бранемарк виявив у 1950-х роках, що кістка може інтегруватися та «мирно» співіснувати з титановими компонентами. Він визначив остеоінтеграцію як «прямий структурний і функціональний зв'язок між упорядкованою живою кісткою та поверхнею імплантату, що покриває навантаження». Остеоінтеграція була запропонована для протезів верхніх кінцівок з 1980-х років після успіху зубних імплантатів. Основною проблемою цієї методики є ризик інфікування ділянки шкіри до імплантату. В останні роки було докладено багато зусиль для оптимізації конструкції імплантатів, процесу та протоколу реабілітації, щоб мінімізувати ризик інфікування. У 1999 році був створений протокол лікування під назвою OPRA. Незважаючи на те, що існує понад 20 років досвіду трансгумеральних процедур остеоінтеграції, ортопедична спільнота все ще скептично ставиться до цієї методики. Результати перших 18 трансгумеральних пацієнтів, які дотримувалися протоколу OPRA для верхньої кінцівки, є багатообіцяючими: 83% виживаності імплантату через 5 років і 38% 5-річної частоти інфекційних ускладнень, більшість з яких були несерйозними та лікувались нехірургічним

шляхом. Integrum, компанія, яка комерціалізує технологію остеоінтеграції OPRA, отримала гуманітарний дозвіл у 2016 році від FDA на проведення 18 клінічних випробувань для людей з ампутаціями в Сполучених Штатах.

Найбільша перевага, яку надає остеоінтеграція як процедура та методологія, крім того, що вона усуває потребу в гільзі та забезпечує ширший діапазон рухів (рис. 2.6, А), полягає в тому, що існує зв'язок між кісткою, м'язами, сухожиллями, рецепторами та протезом (рис. 2.6). Цей зв'язок і взаємодія забезпечують остеоперцепцію – здатність людини з ампутацією «відчувати», де знаходиться його або її протез, не бачачи його. Інформація надходить інтегровано до пацієнта з ампутаціями за допомогою решти аферентних (сенсорних) шляхів, які тепер інтегровані з протезом і дають нам відомий з минулого тип контролю ЕРР, який має переваги перед іншими топологіями керування протезами.

На рис. 2.6 показано наступне. (А) У звичайній підвісці на гільзу для великих ампутацій, діапазон руху сусіднього суглоба часто обмежений гільзою, щоб забезпечити достатню підвіску. OHMG не має недоліків гільз, і забезпечує необмежений рух кінцівок. (В) Протезну кінцівку було прикріплено до абатмента, який передає навантаження на кістку через остеоінтегрований фіксатор. Абатментний гвинт, який проходить через абатмент до кріплення, був розроблений для підтримки абатмента на місці. Паралельний з'єднувач (1) був вбудований у дистальний кінець гвинта для електричного з'єднання з протезом. Цей роз'єм був електрично з'єднаний з другим прохідним роз'ємом (2), вбудованим у проксимальний кінець гвинта. З'єднувач стека (2) з'єднувався зі штифтовим з'єднувачем, що йде від центрального ущільнювального компонента (3), від якого веде розширений інтрамедулярний, а потім транскортикальний до кінцевого з'єднувача (4), розташованого в м'якій тканині. Виводи від нервово-м'язових електродів («е.») були з'єднані з роз'ємом (4). (С) Розміщення епімізіального та манжетного електродів у правому плечі.

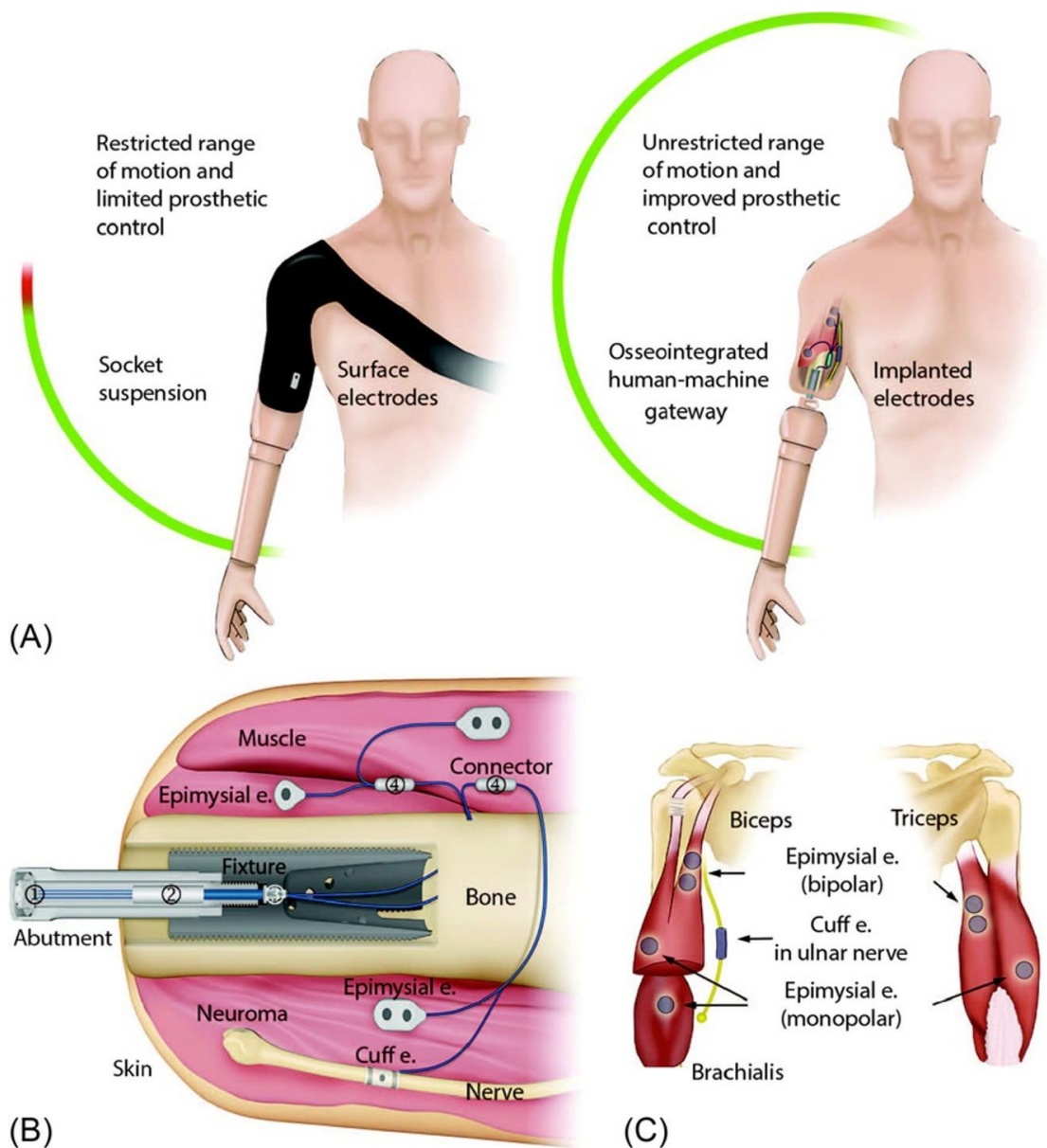


Рис. 2.6. Архітектура остеointегорованого протеза верхньої кінцівки (OHMG).

Осеоінтеграційний імплантат також забезпечує шлюз або «коридор» для внутрішньом'язових ЕМГ-електродів, які розміщуються в м'язах, і проводів, які виходять від них. Модифікована платформа OHMG може бути використана в майбутньому для остеоінтеграційних протезів нижніх кінцівок.

Однією з переваг усіх остеointегованих протезів є остеоперцепція, що забезпечується рецепторами, і забезпечується прямий механічний зв'язок. Таким чином, OHMG полегшує інтеграцію рухових і сенсорних аспектів,

необхідних для протезів верхніх кінцівок, усуваючи потребу в бездротових інтерфейсах.

Усі потенційні вигоди та переваги остеоінтеграції не виникають без проблем. Найбільшою проблемою цієї методики є її тривала боротьба з бактеріями на поверхні шкіри та її невідомий довгостроковий вплив на якість кріплення кістки. Тому потрібні тривалі дослідження. Рентгенологічно виявлена ендостальна резорбція кістки, що супроводжується болем під час навантаження, може бути пов'язана з потенційною слабкістю фіксації кістки. Різні дослідницькі групи з остеоінтеграції використовують дев'ять різних інженерних варіантів конструкцій і матеріалів імплантатів, щоб досягти стабільної механічної взаємодії між кісткою та імплантатом. Найвідоміший протокол лікування OPRA, який включає традиційну хірургічну техніку зі Швеції та протокол реабілітації, включає різьбовий титановий абатмент, що вкручується в медулярну порожнину кістки (рис. 2.7), і тривалу фазу реабілітації. Цей протокол лікування був адаптований для трансгумеральної, трансрадіальної ампутації, ампутації великого пальця або пальців верхньої кінцівки.

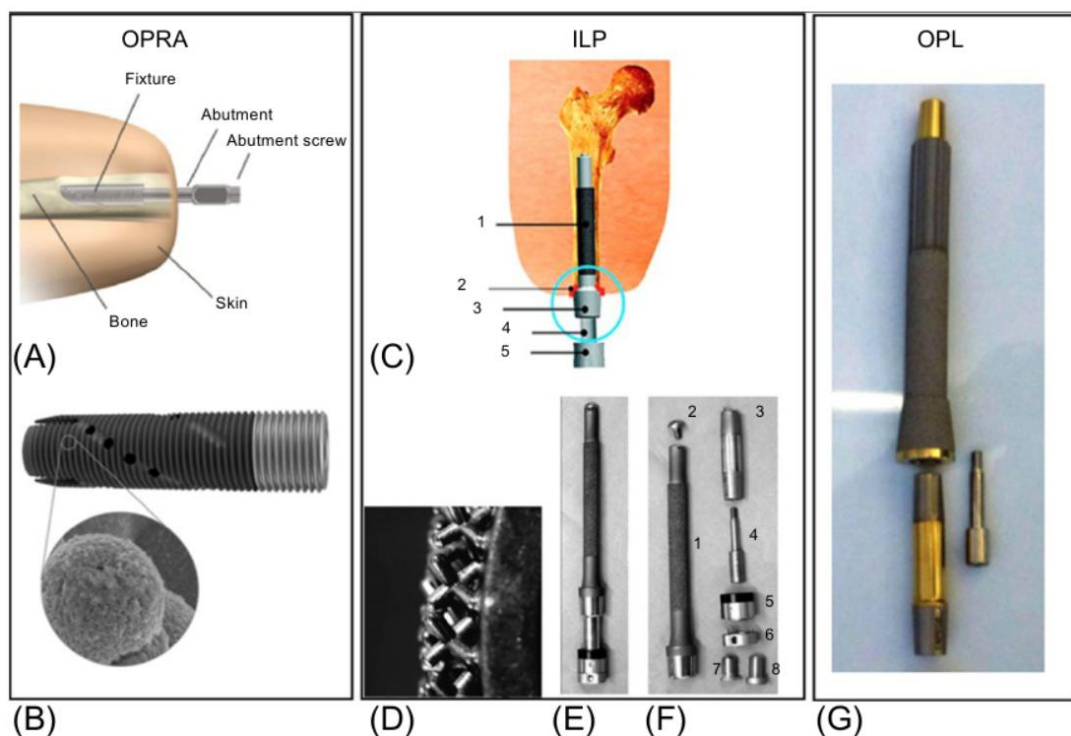


Рис. 2.7. Спосіб остеоінтеграції

На рис. 2.7 показано наступне. (А) Схематичне зображення системи імплантату OPRA в пристосуванні OPRA для ампутованої кінцівки; зовнішня поверхня в темно-сірій області оброблена для підсилення остеоінтеграції. Нижнє зображення показує крупним планом мікроструктуру, створену лазером після обробки поверхні; (С) схематичне зображення системи імплантату ILP: частина інтрамедулярного компонента системи імплантату з пористим покриттям, внутрішня підкладка, (3) конус Морзе, (4) адаптер з подвійним конусом, (5) адаптер для з'єднання коліна. Червона лінія вказує на канал втоми; (D) крупний план металевої поверхні спонгіози для посилення остеоінтеграції та вrostання; (E) Система імплантату ILP зібрана; (F) деталізований вигляд вузла системи імплантату ILP, що складається з: (1) інтрамедулярного імплантату, (2) гвинта тимчасової кришки, (3) адаптера з подвійним конусом, (4) запобіжного гвинта, (5) рукава, (6) диска, що обертається (поки протезист не зробить остаточні налаштування), (7) остаточний гвинт, (8) попередній гвинт; та (G) система імплантату OPL типу В.

2.4.6. Технологія імплантованих міоелектричних сенсорів

Фонд Альфреда Е. Манна був першим, хто розробив мініатюрні імплантовані міоелектричні датчики (IMES), які були призначені для широкого використання в реабілітації, використовувалися для стимуляції слухового нерва або для внутрішньом'язової стимуляції для пацієнтів з інсультом.

Доктор Вейр з лабораторії протезування Північно-західного університету першим використав IMES, виготовлений на основі робіт Альфреда Е. Манна, для протезування верхніх кінцівок. IMES у цьому випадку використовувалися не для стимуляції м'язів, а для фіксації міоелектричної активності м'яза — не через поверхню шкіри, а внутрішньом'язово (рис. 2.8).

Схематичне зображення того, як IMES, імплантований у м'язи передпліччя, взаємодіє через зовнішню котушку, яка ламінована в гільзі протеза та оточує сенсор, коли протез одягнений, наведено на рис. 2.9.

IMES вводяться лікарем внутрішньом'язово.

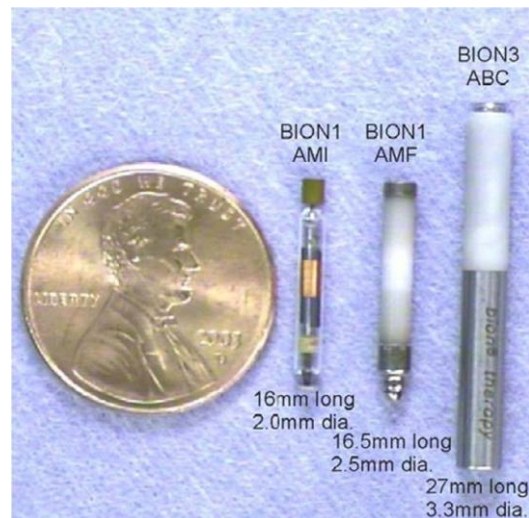


Рис. 2.8. Вигляд IMES

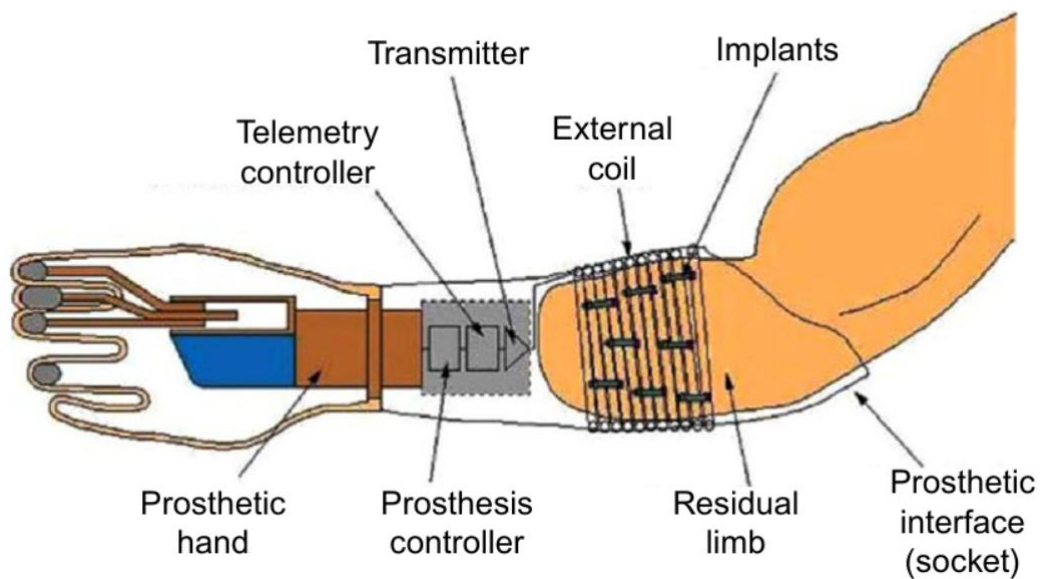


Рис. 2.9. Використання IMES для контролю протезів.

Варіанти систем IMES для протезування вже існують. Незважаючи на те, що ці системи були використані в парадигмі сенсорного введення ЕМГ для контролю протезів, існує потенціал для розширення парадигми шляхом

інтеграції специфічної стимуляції сенсорних нервів для підсилення зворотного зв'язку та пропріоцепції штучним шляхом.

2.4.7. Інтеграція нейронного зворотного зв'язку

Нещодавно периферичні нерви були стимульовані сигналами, підключеними до датчиків дотику протезів рук, щоб дати людям з ампутованими кінцівками можливість відчущання дотику. Важливо відзначити, що інтеграція цих сенсорних сигналів відбувається через периферичну та центральну нервові системи, використовуючи пластичність нервової системи, тобто здатність до навчання та адаптації. Це могло б покращити або доповнити широко використовуваний міоелектричний контроль протезів верхніх кінцівок, оскільки відсутність пропріоцептивного зворотного зв'язку є одним із його головних недоліків. Проте цей прорив робить більш очевидною потребу в моделі, яка визначатиме, як різні сенсорні та моторні сигнали повинні співіснувати, керуючи протезом руки з багатьма DoF.

2.4.8. Стимуляція периферичних нервів

Стимуляція периферичних нервів, яка була інтегрована з протезами рук в останні роки, дозволила позиціонувати протези верхніх кінцівок так, щоб вони були більш придатними для інтеграції з ампутантами, оскільки людина «відчуває» стан навколишнього середовища природним пропріоцептивним способом.

Існування периферичних рухових і сенсорних шляхів і їх задовільна функціональність була продемонстрована через 2 роки після операції ампутації та після будь-якої реорганізації ЦНС. Поздовжні інтрафасцикулярні електроди (LIFE) – електроди, імплантовані особам з ампутованими кінцівками, підключені до датчиків сили та позиції протеза, використовувалися для встановлення сил зчеплення, що призвело до підвищення ефективності та природної інтеграції протеза руки з ампутантом.

Група Центру функціональної електростимуляції Case Western Reserve University розробила манжетоподібний плоский інтерфейсний нервовий

електрод (FINE), перевага якого полягає в тому, що він не проникає в нерви, а, навпаки, утворює поверхню, на якій нерви змінюються. Нещодавнє дослідження на двох пацієнтах з ампутованими кінцівками показало, що електроди FINE є стабільними, селективними з повторюваною відповіддю протягом 24 місяців (рис. 2.10). Регулювання середньої інтенсивності стимуляції впливає на область сприйняття. Регулювання частоти стимуляції впливає на силу сприйняття. Коли ці електроди були з'єднані з датчиками сили на кінчику протезної руки, спостерігалось підвищення ефективності маніпулювання дрібними предметами.

Інститут біороботика Scuole Superiore Sant' Anna (SSSA) використав прототип поперечних інтрафасцикулярних багатоканальних електродів (TIME) та прототип штучного пальця з вбудованим датчиком мікроелектромеханічної системи (MEMS), щоб продемонструвати відновлення здатності розрізняти текстурні особливості. Як показано на рис. 24, цього було досягнуто шляхом імітації природного кодування за допомогою процесу механо-нейротрансдукції (MNT).

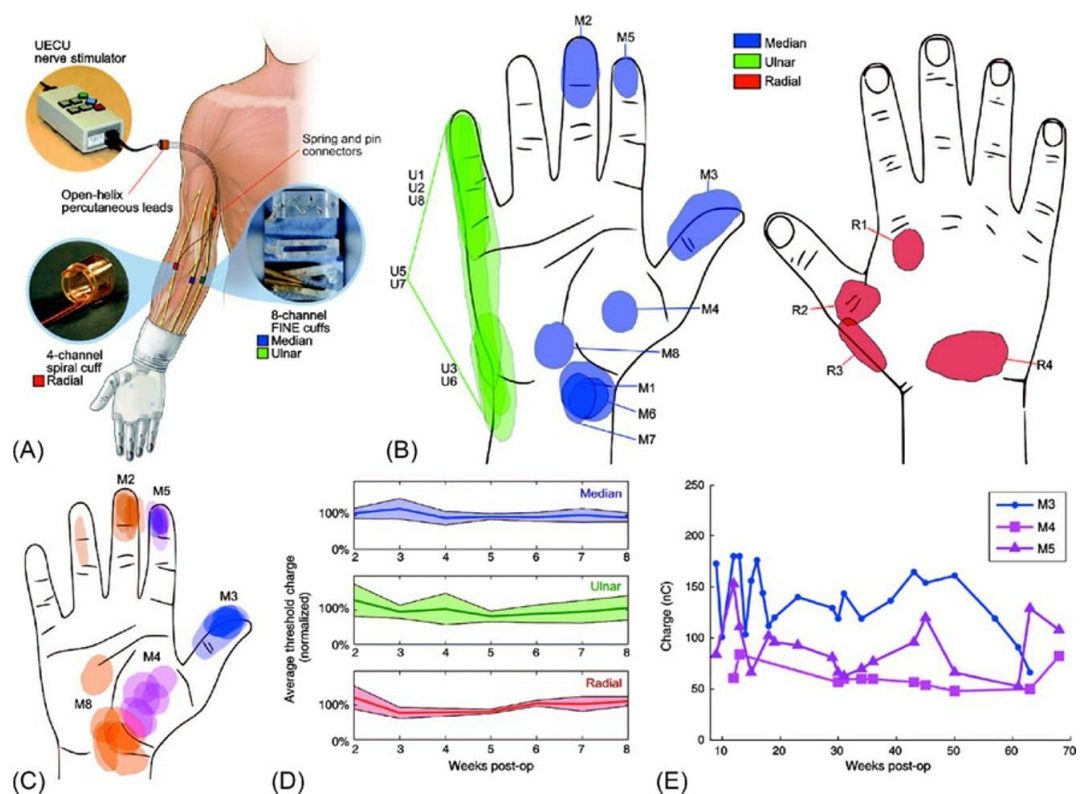


Рис. 2.10. манжетоподібний плоский інтерфейсний нервовий електрод (FINE)

Стабільність і селективність імплантованих манжетних електродів. (A) Було імплантовано три манжети із 20 каналами на передпліччі суб'єкта 1: чотириконтakтну спіральну манжету на променевому нерві передпліччя та восьмиконтakтну FINE на серединному та ліктьовому нервах. Проводи електродів проходили підшкірно до плеча та з'єднувалися з черезшкірними електродами з відкритою спіраллю за допомогою пружинно-штифтових з'єднувачів. Універсальний зовнішній блок керування (UECU, Ardiem Medical) забезпечував одноканальне, збалансоване зарядом, монополярне стимулювання нерва. (B) Локації відчуття після порогової стимуляції на 3-му тижні після операції. Манжетні електроди були високоселективними, кожен контакт створював або унікальне розташування, або унікальне відчуття. Тут літера позначає нерв, а цифра позначає канал подразнення всередині нервової манжети навколо цього нерва. Таким чином, M3 є третім стимулюючим каналом у манжеті серединного нерва. Ліктьові (U) місця найбільше перекривалися на порогових значеннях, але диференціювалися за розширенням області на надпорогові відповіді. (C) Щотижневе повторне перекриття порогових значень каналів M2, M3, M4, M5 і M8 протягом 3-10 тижнів після операції вказує на послідовне сприйняття розташування. Розташування залишалися стабільними для всіх використовуваних форм сигналу стимуляції. (D) Середня нормалізована порогова щільність заряду для всіх каналів на серединній (синій), ліктьовій (зеленій) і радіальній (червоній) манжетах суб'єкта 1, показана суцільною лінією. Заштриховані області вказують на 95% довірчий інтервал. Неупереджений, поетапний пошук визначив поріг. Частота була постійною 20 Гц. Протягом 2-8 тижнів порогові сприйняття для суб'єкта 1 становили 95,5 42,5 нС (n 59), 70,7 59,2 нС (n 50) і 40,7 12,4 нС (n 24) для серединного, ліктьового та променевого нервів відповідно.

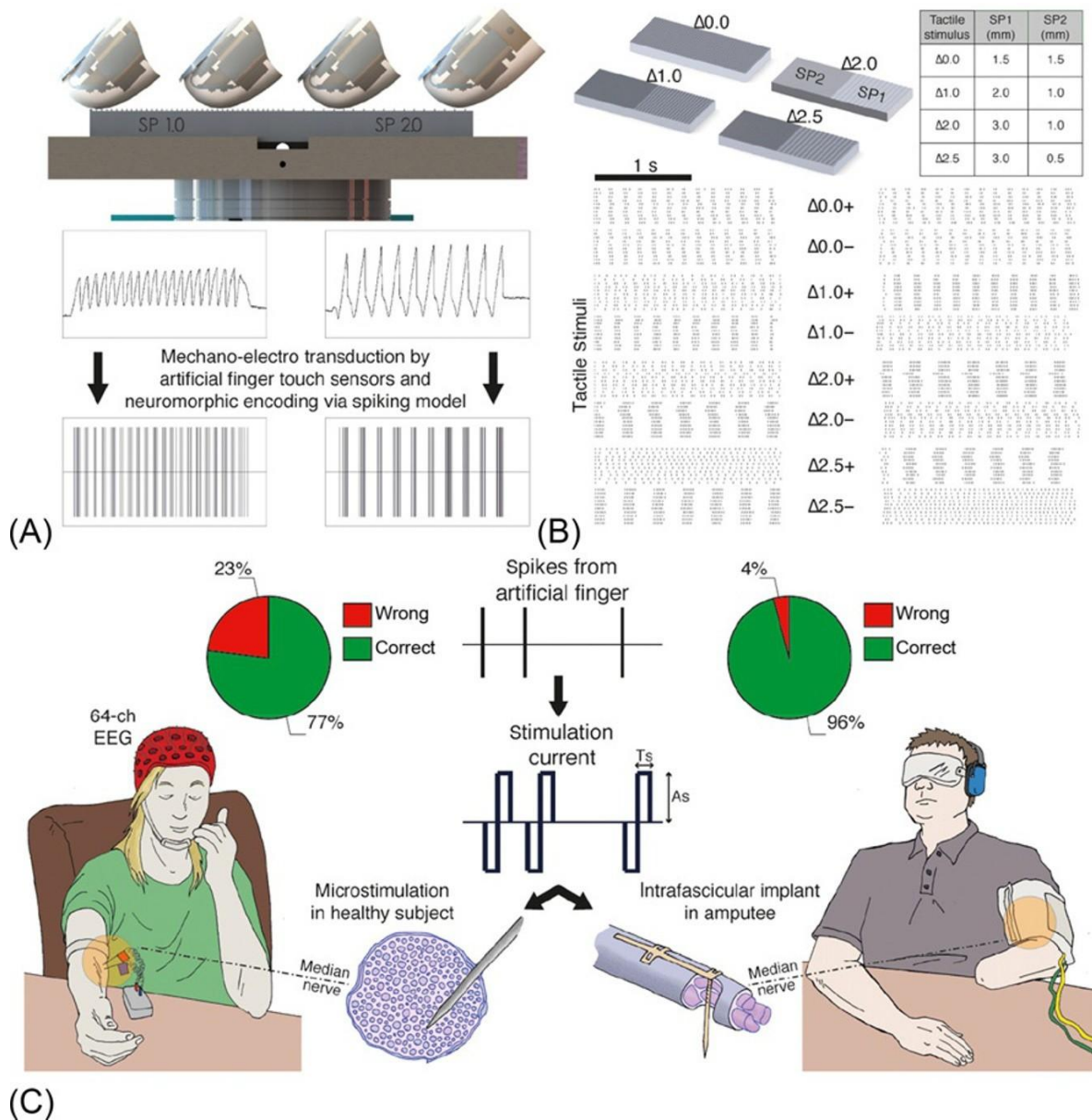


Рис. 2.11. Відновлення здатності розрізняти текстурні особливості трансрадіального пацієнта з ампутацією. Експериментальна установка та показники ефективності. (А) Сенсорний штучний палець і платформа для тактильної стимуляції. (В) Тактильні стимули, які використовувалися в психофізичному протоколі з трьома альтернативами примусового вибору (ЗАФС), і растрові діаграми спайк-шлейфів, які були створені в усіх сеансах з одним суб'єктом штучним пальцем, коли решітки ковзали.

Група дослідників під керівництвом доктора Норманна використовує масив електродів (UEA) для застосування в корі головного мозку (наприклад, для відновлення зору) і масив електродів (USEA) для застосування в

периферичній нервовій системі (наприклад, контроль протезів). UEA та USEA комерціалізуються через Blackrock Microsystems, Солт-Лейк-Сіті, Юта, США. USEA складається зі 100 мікроголок довжиною 0,5–1,5 мм, які виступають із основи розміром $4 \times 4 \times 0,25$ мм. Нещодавнє дослідження продемонструвало доцільність застосування USEA для трансперікулярних ампутованих кінцівок. Тим не менш, це проникаючі електроди, які можуть викликати некроз нервової тканини після тривалого періоду імплантації та артефакти руху на периферії.

Ряд дослідників запропонували еволюційну топологію (рис. 2.12) класичної EPP, щоб зберегти переваги класичної топології EPP, але подолати її недоліки.

У запропонованій топології (рис.2.12 і рис.2.13) людина з ампутованими кінцівками через свій м'яз-агоніст посилає командний сигнал сили до контролера. Потім контролер посилає сигнал крутного моменту на протез. Як зворотний зв'язок протез надсилає сигнал позиції до контролера, а потім він передається головному роботу як зворотний зв'язок. Ходові гвинти з двигунами та інша електроніка використовують батарею, яка заряджається через індуктивний зв'язок, як показано на протезі (рис. 2.12).

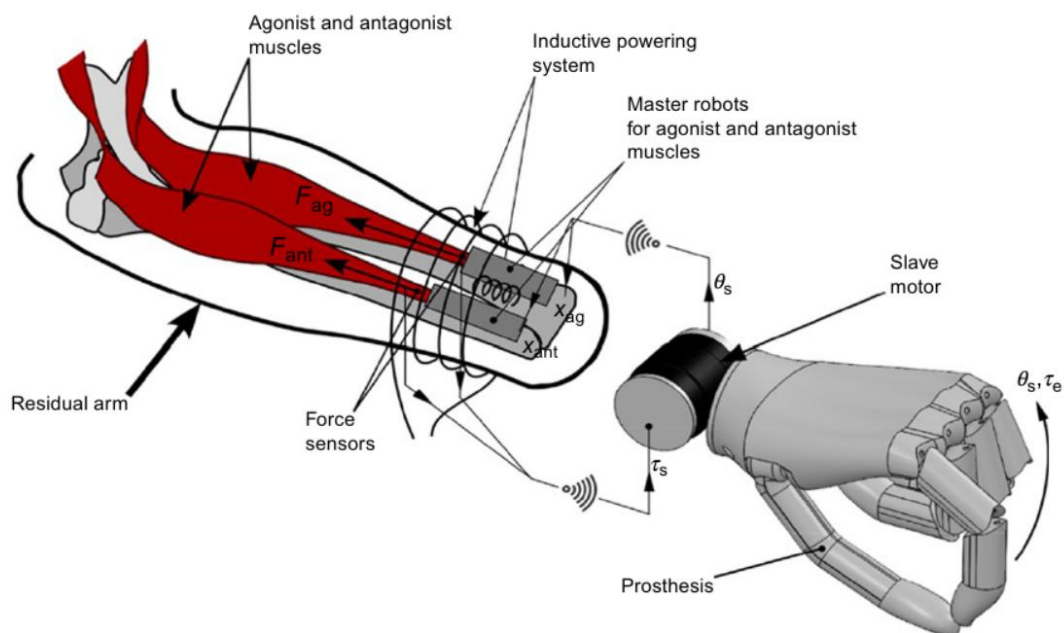


Рис. 2.12. Біомехатронна топологія EPP.

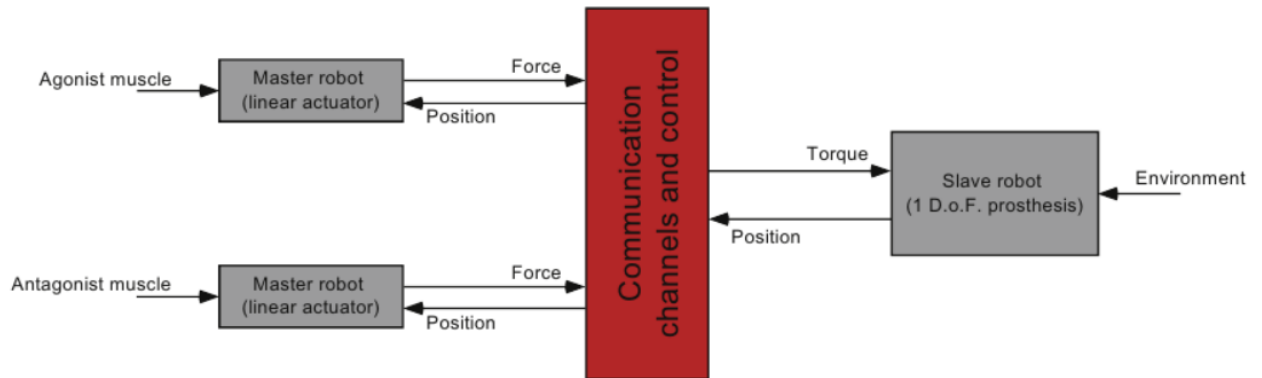


Рис. 2.13. Топологія управління «Головний/підлеглий», що використовується в Biomechatronic EPP.

Було показано, що біомехатронна топологія EPP має еквівалентну продуктивність з класичною топологією EPP та перевершує міоелектричний контроль.

2.5 Технологічні тенденції, які можуть уможливити найшвидше створення вдосконалених біомехатронних кистей і рук

Нижче наведено технологічні тенденції, які можуть уможливити найшвидше створення вдосконалених біомехатронних кистей і рук.

Сучасна технологія 3D-друку дозволяє забезпечити персоналізацію там, де її раніше не було. Наприклад, щоб досягти універсальності, можна надрукувати інструменти/продовження руки та прикріпити їх на «основі кукси». Для підростаючої дитини можна друкувати компоненти, коли вона росте. Нову гільзу можна виготовити на вимогу в установі протезування або навіть на домашньому 3D-принтері.

Штучний інтелект, розпізнавання образів і цільова реіннервація м'язів (TMR) є технологіями, які забезпечують і зроблять протези рук із багатьма DoF ближчими до ідеальних або перевершують ідеал як ми сприймаємо його зараз. Незалежні DoF не повинні бути настільки незалежними, як це описано

в «ідеальній» парадигмі, оскільки тепер модуль розпізнавання шаблонів може визначити, що таке шаблон, і вирішити, якою є запланована дія. Це спосіб, який був неможливий у минулому, і, безперечно, є ще одним способом досягнення «ідеалу». Відсутня функціональність тепер із підсвідомим контролем, все ще інтегроване сприйняття, яке людина повинна застосовувати для «ідеального» протеза руки чи кисті. Робота над сенсорною нейронною інтеграцією або біомехатронним ЕРР є технологіями, які можуть допомогти усунути цю прогалину.

Осеоінтеграція – це техніка, яка має багато переваг та може допомогти гармонійно інтегрувати протез із тілом, що залишилося.

Дослідники намагаються вирішити практичні проблеми інфекцій і ослаблення кісток, які можуть статися в кількох випадках. Це не тільки може забезпечити пацієнту з ампутованими кінцівками розширений діапазон рухів протеза, але й покращити контроль, оскільки за допомогою кісткової перцепції люди з ампутованими кінцівками не підсвідомо відчують, де знаходиться протез у просторі.

ЕРР є парадигмою/напрямком, який ігнорувався протягом останніх десятиліть, коли індустрія протезування пішла шляхом міоелектричного контролю. Було втрачено сенсорну інтеграцію, яку за своєю суттю пропонує ЕРР. Біомехатронний ЕРР – це дослідницька спроба заповнити цю прогалину, усунути недоліки традиційного ЕРР (кабелі, джгути та неестетичні елементи) і зберегти інтегрований шлях, який забезпечують сухожилля та нервово-м'язові структури в парадигмі ЕРР.

У 1970-х роках індустрія протезування зробила поворот від кінопластики та штучних протезів до міоелектричного контролю. Однак було втрачено можливості пропріоцепції, здатності людини «відчувати» стан протеза підсвідомо, використовуючи залишкову аферентну (сенсорну) нейронну схему. Відсутність пропріоцепції ускладнює контроль багатьох DoF або не наближає поточні протези до «ідеального» стану для протезів верхніх кінцівок (див. рис. 2.14).

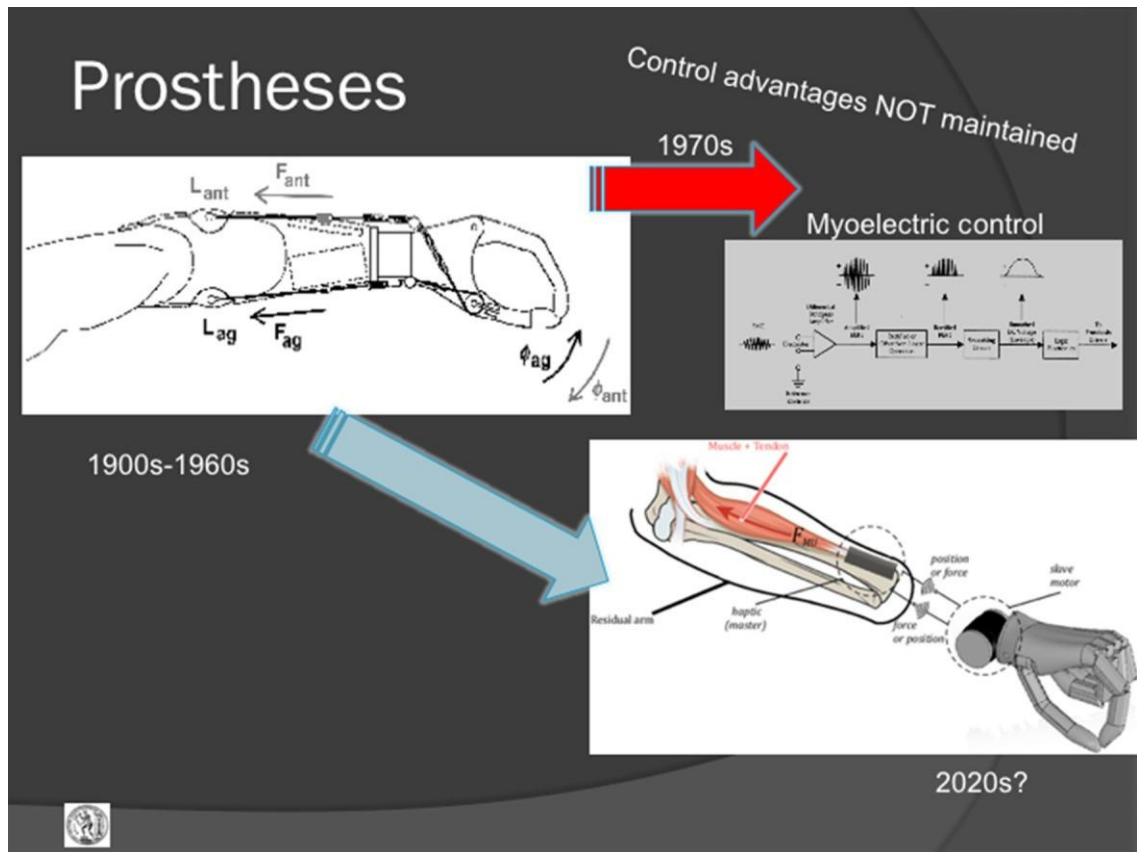


Рис. 2.14. Еволюція протезів верхніх кінцівок, що працюють від тіла, до міоелектричних протезів і значення біомехатронного ЕРР.

Показано значення ЕРР для одного DoF, але це може бути будівельним блоком для протезування рук або рук із багатьма DoF, якщо імплантати достатньо мініатюрні.

Також стає очевидним, що біомехатронна топологія ЕРР є кращою, ніж міоелектричний контроль для протеза 1-DoF.

2.6 Висновки до розділу 2

Проведено аналіз технологій протезів верхніх кінцівок, зокрема матеріалів для їх виготовлення, способів керування на основі розширеної фізіологічної пропріоцепції, електроміографічних сигналів тощо, технологій 3D-друку, систем приводів на основі застосування двигунів постійного струму, ультразвукових двигунів, п'єзодвигунів, штучних м'язів, електроактивних

полімерів та металів із пам'яттю форми. Також показано перспективи застосування мікроелектромеханічних систем.

Проаналізовано існуючі концепції проектування біонічних протезів верхніх кінцівок, що ґрунтуються на поєднанні наведених вище елементів протезів та методів їхнього виготовлення, а також застосування методів цілеспрямованої реіннервації м'язів, способів керування протезами з багатьма ступенями вільності, методів остеоінтеграції та остеоперцепції, застосування імплантованих міоелектричних сенсорів, нейронних зворотних зв'язків, способів забезпечення тактильних відчуттів. Однак можливою є велика кількість варіантів поєднань таких підходів. Тому варто розробити єдиний підхід – концепцію проектування біонічного протеза кисті руки.

РОЗДІЛ 3

КОНЦЕПЦІЯ РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРИ

ВИСОКОФУНКЦІОНАЛЬНОГО БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗА КИСТІ РУКИ НА

ОСНОВІ ТЕХНОЛОГІЙ ІОТ

3.1 Аналіз переваг та недоліків відомих концепцій створення біонічних протезів

Виходячи з проведеного аналізу встановлено, що на ринку протезної техніки практично відсутні високофункціональні біонічні протези рук вітчизняного виробництва. Це пов'язано зі складністю забезпечення необхідної кількості індивідуальних рухів протеза, яка визначається методами відбору та обробки біосигналів залишкової м'язової активності ампутованої кінцівки. Що стосується закордонних аналогів, то вони дорогі і передбачають встановлення, налаштування та подальше обслуговування протезів виключно за кордоном.

Що стосується концепції розробки наявних на ринку конструкцій протезів верхніх кінцівок, то вона базується на конструкції, яка вже стала класичною і полягає у використанні так званих оболонкових моделей фаланг пальців та долоні. Такі моделі є порожнистими, всередині яких розміщені додаткові елементи приводів, що значно ускладнює конструкцію протеза і робить його менш надійним.

Як приклад можна розглянути конструкцію, яка є «open source», її можна завантажити з Інтернету та використовувати як прототип для наступного вдосконалення. Її конструкція показана на рис. 3.1.



Рис. 3.1. Дизайн прототипу біонічного протеза

Відповідно до рис.3.1 опорні елементи конструкції є порожнистими і шарнірно з'єднаними, всередині яких розміщені електродвигуни, групи зубчастих і пасових передач, які в комплексі забезпечують згинальні та розгинальні рухи елементів фаланг пальців. При цьому варто відзначити, що під час руху відбувається одночасне згинання у всіх шарнірних з'єднаннях (суглобах).

За схожим принципом розроблені конструкції найпоширеніших на сьогодні біонічних протезів. Так, найбільш доступними на сьогоднішній день можна вважати біонічні протези серії Vebionis, що представляють собою групу біонічних протезів з електромеханічним приводом і мікропроцесорним керуванням і контролем виконуваних рухів. Функціонально ці протези можуть виконувати 14 типів захватів. Вигляд конструкції протезів серії Vebionis від

Ottobock наведено на рис. 3.2, а. Також унікальним за своєю природою та функціональними можливостями є біонічний протез «рука Мікеланджело» (рис. 3.2, б) нового покоління.



а)

б)

Рис. 3.2. Конструкція протезів: серія Vebionic (а) і «рука Мікеланджело» (б)

В інформаційному плані особливістю розглянутих двох груп протезів є підтримка Myo Plus по Bluetooth-адаптеру.

Найфункціональнішою на сьогодні вважається група біокерованих протезів I-Limb фірми «Touch Bionics» (Великобританія). Зовнішній вигляд конструкції такого протеза представлений на рис. 3.3.



Рис. 3.3. Конструкція протеза I-Limb

Своєрідним інноваційним підходом у концепції такого протеза є використання спеціального програмного забезпечення у вигляді мобільного додатку, після встановлення якого на смартфон користувача стає можливим адаптувати функції та налаштувати роботу протеза користувачем під себе.

Редакція журналу Time включила протез Esper Bionics до найкращих винаходів 2022р., який є розробкою наших дослідників і відрізняється від проаналізованих вище конструкцій низкою інноваційних рішень, які були практично впроваджені. Зокрема, це модульна конструкція, яка дозволяє швидко замінити окремі елементи, наприклад пальці, самотійно, не звертаючись до спеціалізованих сервісних центрів. Важливим також є підхід до своєрідної інтелектуалізації роботи самого протеза. Протез Esper Bionics (рис. 3.4) містить 24 сенсори, що реєструють залишкову м'язову активність, на основі яких (як стверджують розробники) реалізується інтерфейс мозок-комп'ютер. Крім того, програмне забезпечення для навчання та контролю протеза використовує хмарні технології та алгоритми машинного навчання для персоналізації керування протезом. Таким чином виділяються часто повторювані алгоритми рухів людини і протез навчається їх прогнозувати.

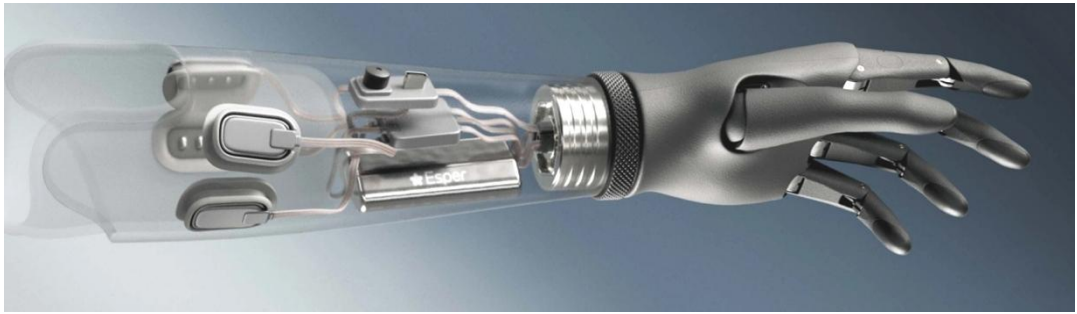


Рис. 3.4. Конструкція протеза Esper Bionics

Істотним недоліком розглянутих конструкцій є використання оболонкових моделей фаланг пальців і долоні. У таких конструкціях використовується значна кількість елементів передачі зусилля (шестерні, вали, пасові передачі тощо), що знижує надійність самого протеза. Крім того, в таких конструкціях (крім конструкції Esper Bionics) складно або практично неможливо зробити пальці знімними, щоб у разі пошкодження їх можна було замінити, а не відправляти весь протез руки на обслуговування чи ремонт. Іншим недоліком є неефективне використання об'єму фаланг пальців, всередині якого можна було б розмістити датчики для реалізації можливості забезпечення тактильних відчуттів в протезі.

3.2 Основні положення пропонованої концепції

В даний час досліджуються можливості вирішення цих проблем. На відміну від традиційної конструкції протеза у вигляді оболонкових порожнистих елементів фаланг пальців, усередині яких розміщуються елементи приводу, розробляється конструкція рухомого каркаса (ендоскелета), на поверхні якого розміщені еластомерні насадки, що надають елементам протеза природну форму і м'якість поверхні. При цьому значно зменшується кількість рухомих елементів кожного окремого пальця і протеза в цілому, а також можлива заміна кожного пальця при його пошкодженні. Приклад розробленої конструкції ендоскелета, елементи якого виготовлені методом 3D-друку, наведено на рис. 3.5.

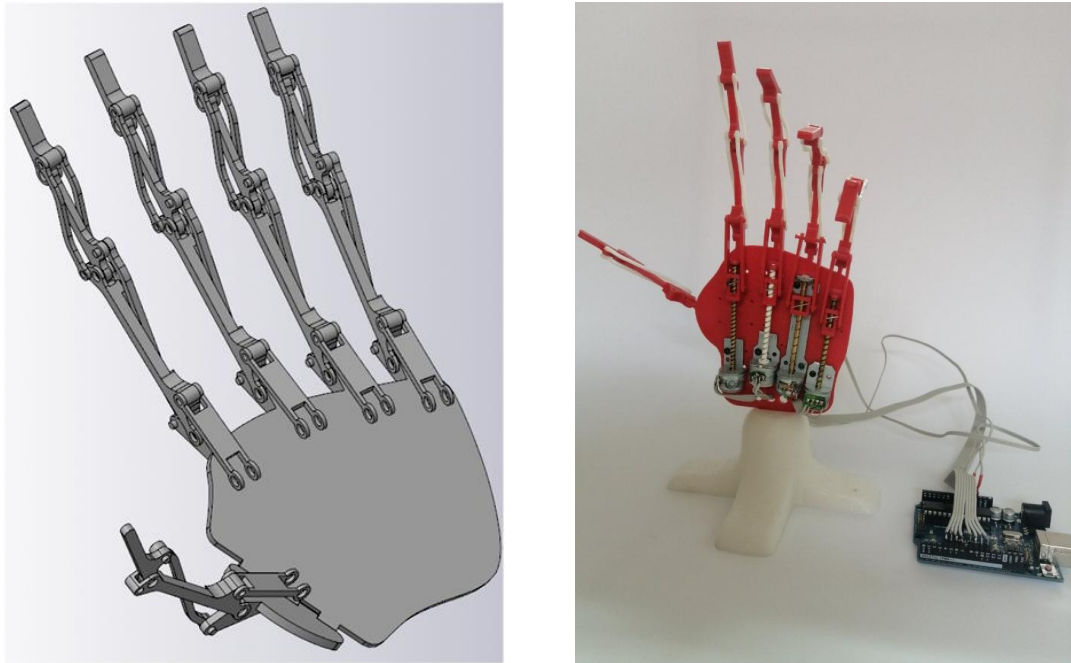


Рис. 3.5. 3D-зображення запропонованої конструкції ендоскелета та зовнішній вигляд конструкції, виготовленої методом 3D-друку

Також в якості елементів приводів пропонується використовувати високоефективні лінійні електродвигуни, зокрема п'єзоелектричні. Такі двигуни мають малу вагу та характеризуються значним прискоренням лінійного руху, що забезпечить значно вищу швидкість окремих рухів протеза.

Використання силіконових вставок, які будуть імітувати природні закінчення пальців, дозволить розмістити в них різні типи датчиків. Так, якщо в дистальну частину такої вставки помістити п'єзоелектричний перетворювач, то протез зможе «відчувати» предмети на дотик (використовується явище прямого п'єзоефекту). При цьому пропонується використовувати групу актуаторів, які будуть розміщені на поверхні шкіри руки, або в куксоприймальній гільзі. Актуатори будуть діяти механічно на шкіру пацієнта. В якості виконавчих механізмів пропонується використовувати п'єзоелектричні перетворювачі, які працюватимуть за принципом зворотного п'єзоефекту. Сигнал від кожного п'єзоелектричного датчика, який буде являти собою модульований шум, надходить на попередній підсилювач і вузли виділення огинаючої складової сигналу. Після цього огинаючу складову

сигналу необхідно промодулювати високочастотними коливаннями, підсилити по потужності і направити на окремий актуатор. Частота модулюючих коливань, їх форма і потужність модульованого сигналу встановлюються індивідуально для кожного окремого пацієнта і в залежності від типів п'єзоелектричних сенсорів та актуаторів, що використовуються при цьому. У кінцевому випадку незначні деформації таких п'єзоелектричних датчиків призведуть до відповідних механічних коливань актуаторів, які будуть сприйняті пацієнтами внаслідок механічного впливу на шкіру. Надалі пацієнт зможе з часом навчитися розрізняти окремі предмети на дотик. Такий підхід забезпечить додатковий тип зворотного зв'язку при управлінні протезом (крім візуального).

Схематичне зображення запропонованої конструкції біонічного протеза показано на рис. 3.6.

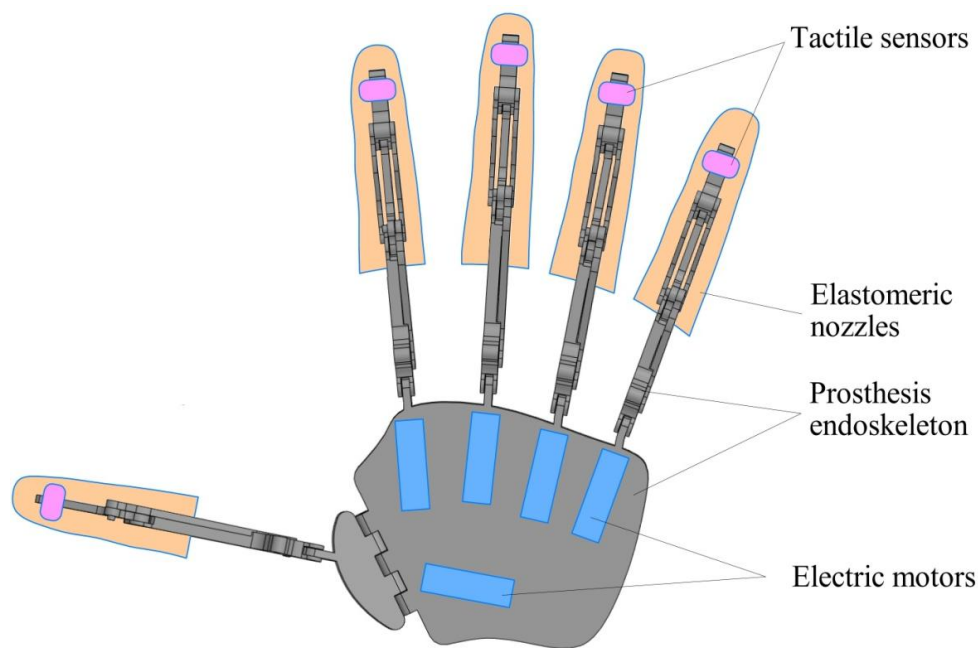


Рис. 3.6. Схематичне зображення запропонованої конструкції біонічного протеза

На рис. 3.6 зображено ендоскелет протеза, на якому умовно розміщені частини еластомерних насадок. У дистальних частинах цих насадок умовно

зображені тактильні датчики, а на елементах долоні - електродвигуни. Приводи на рис. 3.6 не показані.

В частині реєстрації біосигналів для керування таким протезом запропоновано використати конструкції активних електродів для реєстрації поверхневих електроміографічних (ЕМГ) сигналів, форма чутливої поверхні яких є голкоподібною із закругленими вершинами. Для реєстрації ЕМГ-сигналів буде використана конструкція з групою електродів (не менше восьми), які контактуватимуть з поверхнею руки пацієнта радіально. Такий вибір розміщення електродів обґрунтовується положеннями нейрехронаксичної теорії Рауля Юссона, узагальненням яких є припущення про роздільне як по структурі так і в часі із фазовими затримками поширення нервових імпульсів через нервові волокна. Таким чином можливим стає розпізнавання ознак дрібної моторики та реалізації більшої кількості виконуваних протезом рухів.

Важливим для практичної реалізації всіх вищезазначених елементів проектованої структури високофункціонального біонічного протеза є вирішення завдання організації єдиної інформаційної системи для організації відбору, накопичення, обробки та формування всіх сигналів, необхідних для повноцінного функціонування протеза. Для цього було вирішено використати підходи, які частково реалізовані в проаналізованих вище біонічних протезах, зокрема Веbіonіc, «рука Мікеланджело» та I-Limb. Концепція організації такої інформаційної системи може мати такі варіанти. Враховуючи переваги та перспективи використання технологій IoT, пропонується відбирати та обробляти як сигнали від тактильних датчиків, так і від датчиків ЕМГ за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення, яке буде встановлено або на комп'ютер, або на смартфон. При цьому для обробки буде використовуватися значно більша обчислювальна потужність, ніж та, яку технічно можна було б розмістити всередині конструкції протеза у вигляді окремого модуля, що дасть можливість використовувати елементи штучних нейронних мереж і штучного інтелекту для обробки ЕМГ-сигналів та

формування відповідних керуючих сигналів для елементів біонічного протеза. Також значно зменшиться енергоспоживання протеза та збільшиться час його автономної роботи від внутрішніх батарей. Обмін сигналами між протезом і комп'ютером/смартфоном буде здійснюватися по бездротовій мережі. Крім того, для накопичення, зберігання та обробки даних використовуватимуться хмарні технології. При цьому передбачається реалізувати обмін даними двома способами по бездротових каналах:

- 1) датчики ЕМГ – спеціалізоване ПЗ для комп'ютера/смартфона – біонічний протез;
- 2) тактильні датчики – спеціалізоване ПЗ комп'ютера/смартфона – актуатори.

Також спільним для обох каналів є використання хмарних технологій. Враховуючи розділення біонічного протеза, спеціалізованого ПЗ комп'ютера/смартфона та куксоприймальної гільзи, структуру проходження сигналів у такій конструкції можна проілюструвати схемою, що наведена на рис. 3.7.

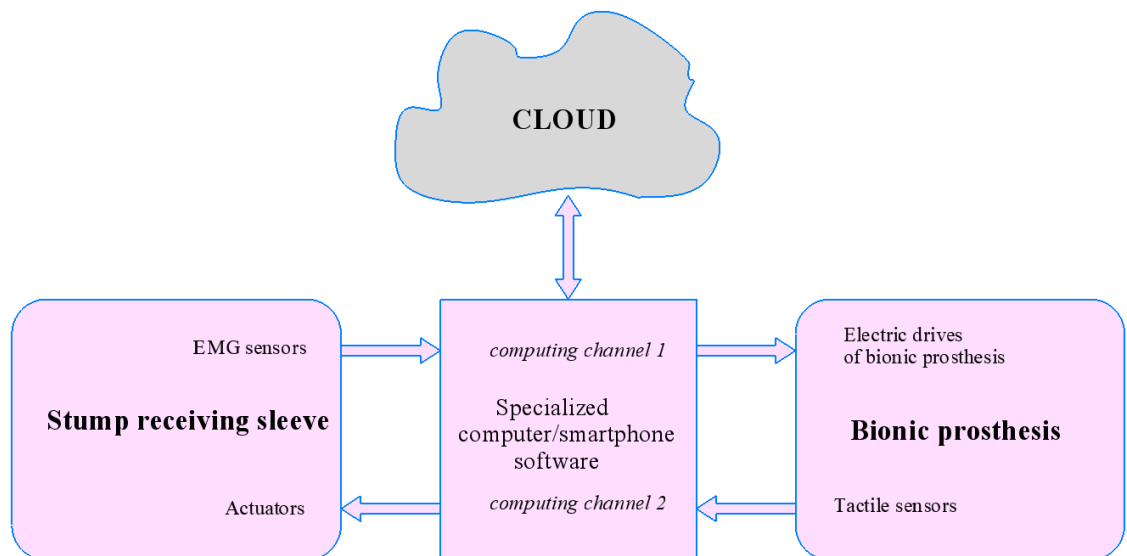


Рис. 3.7. Структура передачі сигналу в запропонованій конструкції біонічного протеза

Варіант функціональної схеми запропонованої конструкції біонічного протеза з основними елементами інформаційного забезпечення показано на рис. 3.8.

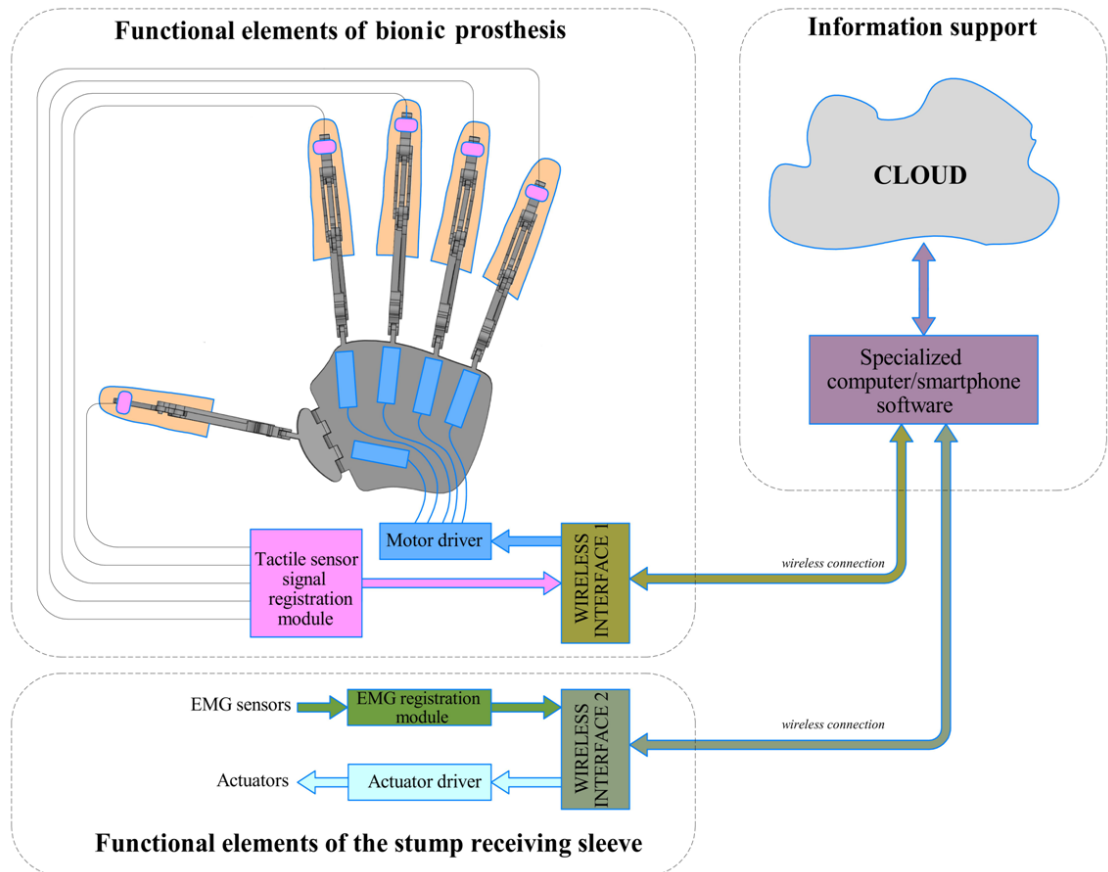


Рис. 3.8. Функціональна схема конструкції біонічного протеза

Однак недоліком такої конструкції є необхідність постійної спільної роботи протеза, ЕМГ-датчиків, актуаторів і комп'ютера/смартфона. При виключенні останнього або несправності протез перестане функціонувати. Для усунення цього недоліку пропонується використовувати концепцію, яка передбачає використання комп'ютера/смартфону на етапах обробки сигналів під час навчання керування протезом та накопичення даних.

Фактично є два етапи використання протеза. На першому етапі відбувається реєстрація набору ЕМГ-сигналів, передача на комп'ютер/смартфон, обробка за допомогою елементів штучного інтелекту та формування відповідних керуючих сигналів для елементів протеза під час

окремих рухів. Отримані керуючі сигнали заносяться в пам'ять процесорного модуля, який розміщений в конструкції протеза. На наступному – основному етапі – здійснюється безперервний відбір сигналів ЕМГ та підбір відповідних керуючих сигналів за їх характеристиками із набору тих, що були записані в пам'ять процесорного модуля на попередньому етапі. При цьому на основному етапі комп'ютер/смартфон буде використовуватися як допоміжний інструмент для виправлення помилок у роботі протеза та генерації нових сигналів керування протезом для його постійного самонавчання та розширення функціональних можливостей. Варіант реалізації такої концепції відображено у вигляді функціональної схеми, що зображена на рис. 3.9.

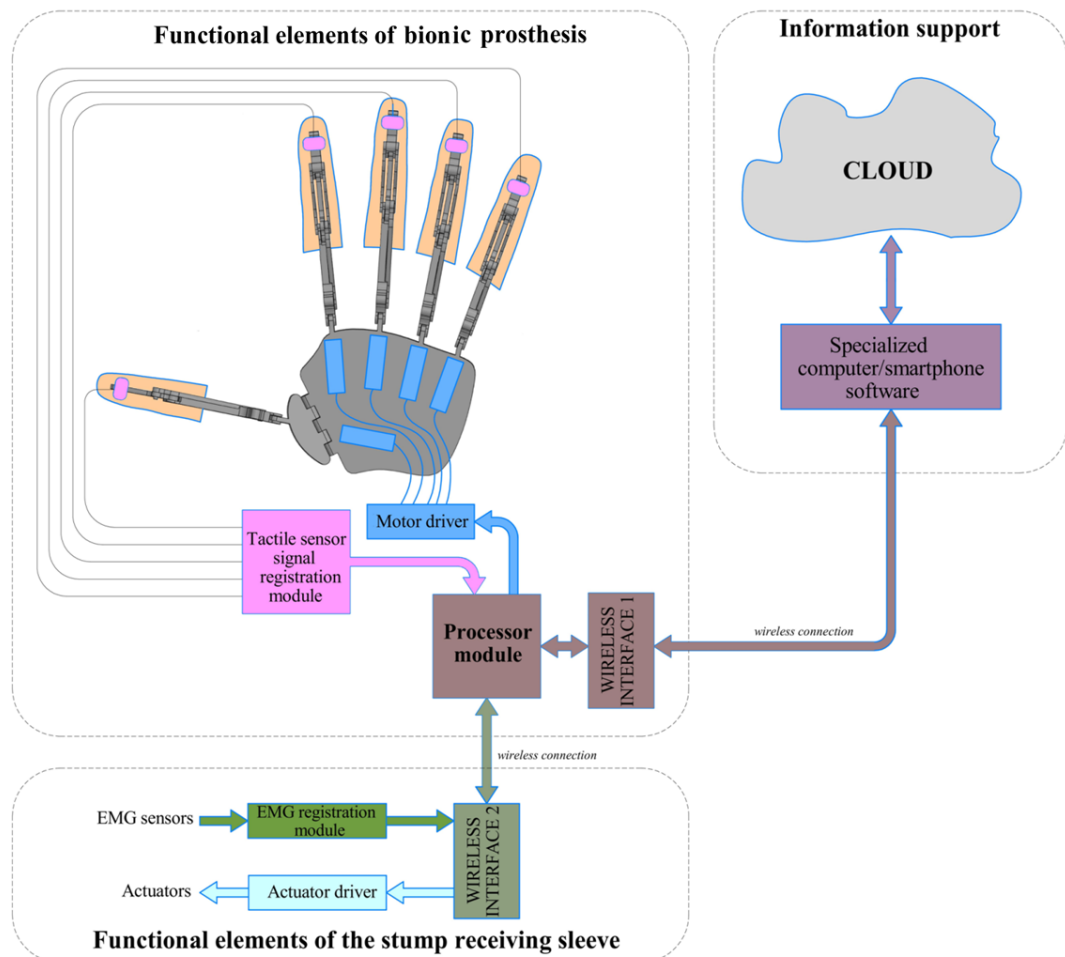


Рис. 3.9. Функціональна схема запропонованої конструкції біонічного протеза

Таким чином, запропонована концепція розробки конструкції біонічного протеза враховує та передбачає вирішення наведених на рис. 1.1 завдань і відкриває перспективи для створення високофункціонального біонічного протеза, який мав би переваги перед аналогами. Використання IoT та хмарних технологій відкриває шлях до самонавчання протеза виконувати нові рухи за рахунок використання штучного інтелекту під час обробки даних та концентрації основної обчислювальної потужності поза протезом (на комп'ютері/смартфоні).

3.3 Перспективи подальших досліджень

Для реалізації пропонованої концепції основні елементи конструкції протеза заплановано виготовити методами 3D друку, зокрема філаментами, які армовані вуглеволокном, що забезпечить можливість зменшення маси всього протеза та підвищення показників міцності. Як матеріал еластомерних вставок буде застосовано філамент TPU, міцність за Шором якого буде підбиратись індивідуально.

Для опрацювання ЕМГ сигналів будуть використані технології штучного інтелекту в поєднанні із модифікованими відповідним чином методами математичної обробки, які описані в працях [11, 12].

3.4 Висновки до розділу 3

Наведено основні результати організації підходів до задачі проектування високофункціонального біопротеза руки, що втілено у вигляді концепції відбору даних, їх обміну між функціональними вузлами протеза, опрацювання із використанням штучного інтелекту віддалено, на комп'ютері/смартфоні на етапах навчання, реалізації здатності до самонавчання на основному етапі користування протезом а також реалізації функції тактильних відчуттів. Для цього запропоновано організувати окремі

канали безпроводного обміну даними між протезом, активними ЕМГ електродами та актуаторами, а також комп'ютером/смартфоном, які, спільно із застосуванням хмарних технологій, будуть об'єднані в єдину мережу за принципом IoT. Технічна реалізація пропонованої концепції забезпечить можливість розроблення біонічного протеза, який не матиме аналогів та буде в більшій мірі задовольняти потребам пацієнтів.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Заходи електробезпеки при роботі з виробом

При роботі з виробом необхідно дотримуватись загальні правила техніки безпеки. Залежно від способу захисту обслуговуючого персоналу від удару електричним струмом блок живлення можна віднести до I або II класу відповідно до діючого стандарту.

Правила техніки безпеки:

- при підозрі на несправність під час підготовки блоку до роботи необхідно відключити його від мережі електроживлення (знеструмити). Несправний блок категорично забороняється експлуатувати. Підозріння на несправність виникає із-за виникнення підозрілих шумів, тріску, запахів і тому подібне.

- заземлення на труби опалювання і водопроводу не можна вважати задовільним, оскільки завжди є вірогідність, що в іншому приміщенні на цю ж трубу заземлений блок із значним витоком струму, який може поширитися на пацієнта і обслуговуючий апаратуру персонал.

- якщо одночасно використовується декілька блоків, вони повинні мати одну точку заземлення. Не можна підключати блоки до землі послідовно, в цьому випадку утворюється "петля" заземлення, по якій циркулюють струми витоку.

- заміна патронів, вилок і інших з'єднувачів повинна робитися лише фахівцями, хоча на перший погляд робота здається дуже простою.

Надання першої медичної допомоги при електроударах

Першу допомогу потерпілому від удару електричним струмом потрібно надавати максимально швидко і правильно. Необхідно, насамперед, людину, що постраждала, звільнити від струму, оскільки тривалість дії впливає на

тяжкість електротравми. Перш за все треба відключити подачу електроенергії до місця події за допомогою рубильника або вимикача. Якщо вимикача поруч немає, а напруга живлячої лінії не перевищує 1000 В (напруга в побутових електричних мережах не перевищує 220 В), то звільняють потерпілого за допомогою сухого предмету не провідного електрика: палиці, дошки, сухої частини одягу, наприклад підлоги піджака або коміра куртки. Відтягаючи потерпілого за одяг, потрібно потурбуватися про власну ізоляцію. Для цієї мети підійде сухий шарф, надітий на руку, суконна або шкіряна кепка; можна встати на гумовий автомобільний килимок або прихопити нею потерпілого; можна перерубати дроти сокирою з сухою дерев'яною рукояткою. Перурабати або перекушувати дроти необхідно поодиноці, кожен фазу окремо. При напрузі в мережі вище 1000 В слід надіти діелектричні рукавички і боти, діяти ізолюючою штангою або виробити замикання дротів накоротко, накинувши на них гнучкий дріт, що має чималий перетин, аби не перегорів при виникненні струму короткого замикання. Іншими словами, потрібне спеціальне устаткування.

У всіх випадках удару електричним струмом потрібно викликати швидку медичну допомогу. Якщо потерпілий в свідомості, але був в непритомності, або якщо знаходиться в несвідомому стані, але дихання і пульс збережені, то його треба покласти, розстібнути одяг, зігріти тіло і створити спокійну обстановку довкола. Аби потерпілий не захлинувся від блювоти, голову необхідно обернути набік. Коли потерпілий приходить в свідомість, йому забороняють підійматися і ходити до приїзду швидкої медичної допомоги. Зазвичай таких потерпілих доставляють в стаціонарне відділення і декілька днів спостерігають за їх станом.

Якщо після звільнення від дії електричного струму потерпілий не дихає або дихання у нього рідке, неглибоке, і шкірні покриви поступово синіють, то необхідно провести штучне дихання. Дихання з рота в рот або з рота в ніс забезпечують вступ в легені рятованого необхідної кількості повітря, придатного для дихання. Вдування повітря здійснюється через марлю або

носову хустку. При цьому методі штучного дихання видно, чи потрапляє повітря в легені рятованого, на вдиху у нього підіймаються ребра, а видих відбувається пасивно, за рахунок природної еластичності грудної клітки.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Пожежна безпека

Пожежа - неконтрольоване горіння поза спеціальним вогнищем, яке призводить до матеріальної шкоди.

Пожежна безпека – стан об’єкта, при якому з регламентованою ймовірністю виключається можливість виникнення та розвиток пожежі і впливу на людей її небезпечних факторів, а також забезпечується захист матеріальних цінностей.

Причинами пожеж та вибухів на підприємстві є порушення правил і норм пожежної безпеки, невиконання Закону “Про пожежну безпеку”.

Небезпечними факторами пожежі і вибуху, які можуть призвести до травми, отруєння, загибелі або матеріальних збитків є відкритий вогонь, іскри, підвищена температура, токсичні продукти горіння, дим, низький вміст кисню, обвалення будинків і споруд.

За стан пожежної безпеки на підприємстві відповідають її керівники, начальники цехів, майстри та інші керівники.

На підприємствах існує два види пожежної охорони: професійна і воєнізована. Воєнізована охорона створюється на об’єктах з підвищеною небезпекою. Крім того на підприємствах для посилення пожежної охорони організовуються добровільні пожежні дружини і команди, добровільні пожежні товариства і пожежно-технічні комісії з числа робітників та службовців. При Міністерстві внутрішніх справ існує управління пожежної охорони (УПО) і його органи на місцях. До складу УПО входить Державний пожежний нагляд який здійснює:

Контроль за станом пожежної безпеки

Розробляє і погоджує протипожежні норми і правила та контролює їх виконання в проектах і безпосередньо на об'єктах народного господарства

Проводить розслідування і облік пожеж

Організовує протипожежну профілактику.

Протипожежна профілактика – це комплекс організаційних і технічних заходів, які спрямовані на здійснення безпеки людей, на попередження пожеж, локалізацію їх поширення, а також створення умов для успішного гасіння пожежі.

Відповідальним керівником робіт по ліквідації пожеж і аварій на підприємстві є головний інженер. Начальник структурного підрозділу, в якому виникла пожежа, є відповідальним виконавцем робіт по її ліквідації.

Протипожежні вимоги до будинків і споруд

Виходячи з властивостей речовин і матеріалів, умов їх застосування і обробки і у відповідності із ОНТП 24-86 “Визначення категорій приміщень і будівель по вибухопожежній і пожежній небезпеці” приміщення по вибухопожежній і пожежній небезпеці діляться на п'ять категорій – А, Б, В, Г, Д.

До категорії А належать приміщення, де перебувають спалимі та легкозаймисті рідини з температурою спалаху, що не перевищує 28°C, а також речовини і матеріали здатні вибухати і горіти при взаємодії з водою, киснем або одне з одним; при утворенні вибухонебезпечних сумішей розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху 5 кПа.

До категорії Б належать приміщення, в яких є пил та волокна, легкозаймисті рідини з температурою спалаху понад 28°C та спалимі рідини в такій кількості, що можуть утворюватися вибухонебезпечні пилоповітряні та пароповітряні суміші, при займанні яких розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху 5 кПа.

До категорії В належать приміщення, де перебувають спалимі та важкоспалимі рідини, тверді спалимі та важкоспалимі речовини та матеріали (в тому числі пил та волокна), а також речовини і матеріали які здатні при

взаємодії з водою, киснем повітря та одне з одним тільки горіти (за умови, що ці приміщення не відносяться до категорії А чи Б).

До категорії Г належать приміщення, в яких є неспалимі речовини та матеріали в гарячому, розпеченому або розплавленому стані, а також спалимі гази, рідини та тверді речовини, які спалюються або утилізуються як паливо; процес їх обробки супроводжується виділенням променевої теплоти, іскор та полум'я.

До категорії Д належать приміщення, в яких є неспалимі речовини та матеріали у холодному стані.

На розвиток пожежі у приміщеннях та спорудах значно впливає здатність окремих будівельних елементів чинити опір впливу тепла, тобто їх вогнестійкість.

Вогнестійкість – здатність будівельних конструкцій чинити опір дії високої температури, утворенню наскрізних тріщин та поширенню вогню в умовах пожежі і виконувати при цьому свої звичайні експлуатаційні функції. Вогнестійкість конструкцій будівель характеризується межею вогнестійкості.

Межа вогнестійкості – це час, на протязі якого конструкція може витримати дію вогню, а потім вже починається деформація.

Всі будівлі і споруди за ступенем вогнестійкості за СНиП 2.01.02-85 поділяють на 5 ступеней.

Будинок може належати до того або іншого ступеня вогнестійкості, якщо значення меж вогнестійкості і меж поширення вогню усіх конструкцій не перевищує значень вимог СНиП 2.01.02-85.

4.3 Висновки до розділу

В розділі «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» описано заходи електробезпеки при роботі з виробом, а також питання пожежної безпеки на підприємстві.

ВИСНОВКИ

Актуальним завданням в галузі медичного апаратобудування та реабілітаційної техніки як в Україні, так і в усьому світі є розробка високофункціональних біопротезів руки. Однак, відомим конструкціям притаманні недоліки, пов'язані з однобічністю напрямків дослідження та проектування таких біонічних протезів. Це пов'язано, зокрема, з необхідністю одночасного комплексного вирішення низки проблем, які стосуються різних галузей і потребують залучення відповідних висококваліфікованих спеціалістів. Основними завданнями, комплексне вирішення яких дозволить розробити високофункціональний біонічний протез руки, є вибір конструкції рухомих елементів протеза, оптимальний привід рухомих елементів, забезпечення відчуттів елементами протеза, метод відбору та обробки біосигналів від частини кисті, що залишилася після ампутації, та забезпечення можливості змінності окремих елементів протеза при їх пошкодженні, зокрема окремих пальців.

Існує велика кількість напрямків та підходів (наукових, технічних, технологічних тощо) до проектування біонічних протезів, що визначає актуальність формування єдиного підходу (концепції) до проектування високофункціональних біонічних протезів на основі накопичення, узагальнення а також систематизації наявних і пріоритетних знань та досягнень в цій галузі.

Проаналізовано існуючі концепції проектування біопротезів, що ґрунтуються на поєднанні різних елементів протезів та методів їхнього виготовлення, а також застосування методів цілеспрямованої реіннервації м'язів, способів керування протезами з багатьма ступенями вільності, методів остеointegraції та остеоперцепції, застосування імплантованих міоелектричних сенсорів, нейронних зворотних зв'язків, способів забезпечення тактильних відчуттів. Однак можливою є велика кількість варіантів поєднань таких підходів.

Проведено організацію та систематизацію підходів до задачі проектування високофункціонального біопротеза руки, що втілено у вигляді концепції відбору даних, їх обміну між функціональними вузлами протеза, опрацювання із використанням штучного інтелекту віддалено, на комп'ютері/смартфоні на етапах навчання, реалізації здатності до самонавчання на основному етапі користування протезом а також реалізації функції тактильних відчуттів. Для цього запропоновано організувати окремі канали безпроводного обміну даними між протезом, активними ЕМГ електродами та актуаторами, а також комп'ютером/смартфоном, які, спільно із застосуванням хмарних технологій, будуть об'єднані в єдину мережу за принципом IoT. Технічна реалізація пропонованої концепції забезпечить можливість розроблення біонічного протеза, який не матиме аналогів та буде в більшій мірі задовольняти потребам пацієнтів.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/518-2014-%D0%BF>
2. <https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis>
3. Savchuk A.V., Popov A.O. Metody ta zasoby intelektual'noho upravlinnya protezamy verkhnikh kintsivok. ElectronCommun, Biomedychni prylady ta systemy, 2017. Vol.22, №2. Pp. 33-42. [In Ukrainian].
4. Francesco V. Tenore and R. Jacob Vogelstein. Revolutionizing Prosthetics: Devices for Neural Integration. - JOHNS HOPKINS APL TECHNICAL DIGEST, 2011. Vol.30, №3. Pp. 230-239.
5. Chernyshov A.A., Mustetsov N.P. Alhorytm keruvannya funktsional'nym protezom ruky. Systemy obrobky informatsiyi, 2014. № 6 (122). Pp. 167-172. [In Ukrainian]
6. <https://www.ottobock.eu>.
7. Дозорський В.Г., Кубашок А.В. Задача біокерованого протезування кисті руки. Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Перспективи розвитку науки, освіти та суспільства в Україні та світі» - Полтава, 20 травня 2022 р.- с. 48-49.
8. Vasil Dozorskyi, Leonid Dediv, Serhii Kovalyk, Oksana Dozorska, Iryna Dediv. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. Tern.: TNTU, 2024. Vol 115. No 3. P. 100–111. DOI: 10.33108/visnyk_tntu
9. Vasil Dozorskyi, Vasyl Martsenyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Nataliya Klymuk. (2024). The concept of developing the structure of a highly functional bionic hand prosthesis based on IoT technologies. Proceedings of the 1st international workshop on “Bioinformatics and Applied Information Technologies” (BAIT-2024). Volume 3842, 2024, Pages 268-280.

10. Є.Б. Яворська, В.Г. Дозорський, О.Ф. Дозорська. Конструкція ендоскелета біокерованого протеза кисті руки. III Міжнародна науково-технічна конференція
11. “Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2023” 01 – 03 червня 2023 р. Вінниця, ВНТУ. 3 с.
12. .Є. Дедів, В.Г. Дозорський, С.В. Ковалик, В.А. Кукурудза. Рука-маніпулятор для роботизованої хірургії. XXIV International scientific and practical conference «Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research»(May 22-24, 2024) Bruges, Belgium. International Scientific Unity, 2024. 237 p. ISBN 978-617-8427-16-0.
13. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges / T. D. Ngo [et al.]. Composites Part B: Engineering, 2018. Dec.(143). Pp. 172–196.
14. Wohlers Report. 3D Printing and Additive Manufacturing. Global State of the Industry / I. Campbell [et. al]. Wohlers Associates. 380 p.
15. Birbara N. S., Otton J. M., Pather N. 3D Modelling and Printing Technology to Produce Patient-Specific 3D Models. Heart, Lung and Circulation. 2019. № 2 (28). P. 302–313.
16. Chen J. H., Gariel M. A Roadmap from Idea to Implementation — 3D Printing for Pre-Surgical Applications. San-Francisco. 3DHEALS, 2015. Pp. 1–80.
17. Poster 160: Custom-made 3D Printed Finger Prosthetics with Haptic Feedback / M. E. Steely [et al.]. Elsevier, 2018. 54 p.
18. Hull C. W., Calif A. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography : US Patent US : 4575330 A. 1986.
19. Gebhardt A., Hötter J.-S. Additive Manufacturing: 3D Printing for Prototyping and Manufacturing. Munich : Hanser Publishers, 2016. 591 p.
20. Jacob Segil. HANDBOOK OF BIOMECHATRONICS. Academic Press is an imprint of Elsevier. 2019, Elsevier Inc., 603 p.

21. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. Scientific journal of the Ternopil National Technical University. 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.
22. Кузнецов Ю. М. Прогнозування розвитку технічних систем / [Ю. М. Кузнецов, Р. А. Складов]; під заг. ред. Ю. М. Кузнецова. – К. : ТОВ «ЗМОК». – ПП «ГНОЗИС», 2004. – 323 с.
23. Попадюха Ю. А. Сучасні роботизовані комплекси, системи та пристрої у реабілітаційних технологіях: Навч. посіб. / Ю.А.Попадюха.. – К.: Центр учбової літератури, 2017. – 324с.
24. Попадюха Ю.А. Сучасні комп'ютеризовані комплекси та системи у технологіях фізичної реабілітації : Навч. посібник / Ю.А. Попадюха. – К.:Центр учбової літератури, 2018. – 300 с.
25. 6. HANDBOOK OF BIOMECHATRONICS / Jacob Segil. Academic Press is an imprint of Elsevier. 2019, Elsevier Inc., 603 p.
26. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с. ISBN 978-617-574-218-1
27. Дозорська О. Ф., Яворська Є. Б., Дозорський В. Г., Дедів Л. Є. і Дедів І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020p. с. 56-64.
28. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

ДОДАТКИ

УДК 612.741.1

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

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ПІДВИЩЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ ТА НАДІЙНОСТІ БІОНІЧНИХ ПРОТЕЗІВ КИСТІ РУКИ

**Vasil Dozorskyi, Ph.D, Assoc. Prof., Roman Lupoi, Oleg Plavutskyi, Roman Kohan
INCREASING THE FUNCTIONALITY AND RELIABILITY OF BIONIC HAND
PROSTHESES**

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

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

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