

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)
Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)
«30» вересня 2025 р.

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

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)
за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)
студенту Скоревичу Владиславу Михайловичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод реалізації тактильних відчуттів біонічного протеза на основі IoT

Керівник роботи Дозорська Оксана Федорівна, к.т.н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи 15 грудня 2025 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, реалізації тактильних відчуттів біонічного протеза

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

[illegible]

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Студент		
	(підпис)	Скоревич Владислав Михайлович (прізвище та ініціали)
Керівник роботи		
	(підпис)	Дозорська Оксана Федорівна (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Метод реалізації тактильних відчуттів біонічного протеза на основі IoT
// Кваліфікаційна робота магістра // Скоревич Владислав Михайлович // ТНТУ
ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2025 // с. - 85, рис. - 26, дод. - 1, бібл. - 40.

Ключові слова: ТАКТИЛЬНІ ВІДЧУТТЯ, СЕНСОР, БІОНІЧНИЙ ПРОТЕЗ.

В роботі проведено розробку методу реалізації тактильних відчуттів біонічного протеза на основі IoT. Проаналізовано неінвазивні методи реалізації тактильного ЗЗ. Запропоновано для реалізації гібридної системи тактильних відчуттів використати в якості якості сенсорів, які сприйматимуть зовнішні впливи, п'єзосенсиори та тензорезистори. Пропонована система передбачає розміщення цих двох типів сенсорів у дистальних фалангах кожного пальця та групу актуаторів, що розміщуються в куксоприймаючій гільзі. Для організації цих сенсорів та актуаторів в єдине ціле застосовується модуль мікроконтролерного керування із безпроводним інтерфейсом. Запропоновано варіант технічної реалізації запропонованого методу та проведено попередню реєстрацію сигналів з п'єзосенсора.

ANNOTATION

Method for implementing tactile sensations of a bionic prosthesis based on IoT // Master's qualification work // Skorevich Vladyslav // TNTU, FPT // Ternopil, 2025 // p. - 85, fig. - 26, appl. - 1, bibl. - 40.

Key words: TACTILE SENSATIONS, SENSOR, BIONIC PROSTHESIS.

The work developed a method for implementing tactile sensations of a bionic prosthesis based on IoT. Non-invasive methods for implementing tactile feedback were analyzed. It was proposed to use piezosensors and strain gages as sensors that will perceive external influences for the implementation of a hybrid tactile sensation system. The proposed system involves placing these two types of sensors in the distal phalanges of each finger and a group of actuators placed in the stump-receiving sleeve. To organize these sensors and actuators into a single whole, a microcontroller control module with a wireless interface is used. A variant of the technical implementation of the proposed method was proposed and preliminary registration of signals from the piezosensor was carried out.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	9
1.1 Неінвазивні методи забезпечення тактильних відчуттів.....	9
1.2 Неінвазивні методи гібридного зворотнього зв'язку.....	24
1.3 Поширення механічних впливів в протезах верхніх кінцівок.....	27
1.4 Принцип реалізації тактильних відчуттів.....	30
1.5 Висновки до розділу 1.....	30
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	32
2.1 3D друковані тактильні сенсори.....	32
2.2 Мультиплексна п'єзоелектрична електронна шкіра з тактильним зворотним зв'язком для протеза верхніх кінцівок.....	44
2.3 Вибір типу перетворювачів для власного рішення.....	58
2.4 Висновки до розділу 2.....	60
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	61
3.1 Пропонований метод реалізації тактильних відчуттів.....	61
3.2 Технічна реалізація пропонованого методу.....	63
3.3 Попередня реєстрація сигналів.....	66
3.4 Висновки до розділу 3.....	67
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	69
4.1 Охорона праці.....	69
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	71
4.3 Висновки до розділу 4.....	73
ВИСНОВКИ.....	74
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	76
ДОДАТКИ	

ВСТУП

Актуальність роботи. Втрата або відсутність руки позбавляє людину функцій, які забезпечують взаємодію із зовнішнім світом. До них, безперечно, належать рухові функції, комунікація, соціалізація та, що найважливіше, сенсорні функції. Відчуття дотику є важливим для реінтеграції людей з ампутованими кінцівками в їхнє соціальне та робоче життя. Більшість комерційних протезів не мають можливості компенсації втраченої сенсорної чутливості. Однак, передбачається, що конструкція протезів наступного покоління матиме здатність ефективно передавати тактильну інформацію від штучної кінцівки та людиною з ампутацією.

Незважаючи на швидкий розвиток медичних технологій, пацієнти з ампутацією верхніх кінцівок відчули лише незначні зміни при користуванні сучасними протезами у повсякденному житті. Згідно зі статистичними даними, основними вимогами до типових протезів верхніх кінцівок є наступні: (1) дозволяти користувачам виконувати свої повсякденні дії з меншою потребою в зоровій увазі, (2) дозволяти пацієнтам маніпулювати предметами різних розмірів якомога легше, та (3) протез руки має мати максимальну схожість зі здоровою людською рукою за загальним виглядом та функціональністю. Однак недостатність екстероцептивної та пропріоцептивної інформації робить протези верхніх кінцівок дуже складними в плані керування ними. Сьогодні багато досліджень спрямовані на вирішення завдань відсутності відчуттів під час використання протезів та забезпечення особам з ампутаціями можливості пізнавати своє оточення через власні протези рук. При цьому застосовуються спеціальні сенсори, які сприймають властивості зовнішнього світу, та актуатори, які формують певні типи сигналів для полегшення їх сприйняття людиною. Як останні сьогодні найчастіше використовують способи відротактильної та електротактильної стимуляції рецепторів шкіри кукси пацієнта.

Власне в роботі проводиться розроблення власного методу реалізації тактильних відчуттів із застосуванням IoT.

Мета: обґрунтування методу реалізації тактильних відчуттів із застосуванням IoT. **Задачі:**

- аналіз відомих принципів та методів реалізації тактильних відчуттів в протезах;
- аналіз неінвазивних методів реалізації тактильних відчуттів;
- аналіз типів сенсорів та актуаторів для реалізації тактильних відчуттів;
- обґрунтувати метод реалізації тактильних відчуттів на основі використання п'єзоелектричних сенсорів і тензорезисторів;
- провести експериментальну реєстрацію сигналів з вибраного типу сенсора тактильних відчуттів та їх попередній аналіз.

Об'єкт дослідження: спосіб реалізації тактильних відчуттів біонічного протеза.

Предмет дослідження: метод реалізації тактильних відчуттів на основі використання п'єзоелектричних сенсорів та способу вібротактильної стимуляції із застосуванням IoT.

Наукова новизна: обґрунтовано метод реалізації тактильних відчуттів на основі використання п'єзоелектричних сенсорів та тензорезисторів, а також способу вібротактильної стимуляції із застосуванням IoT.

РОЗДІЛ 1

ОСНОВНА ЧАСТИНА

1.1 Неінвазивні методи забезпечення тактильних відчуттів

1.1.1 Загальні поняття

Для забезпечення тактильних відчуттів можливим є використання інвазивних та неінвазивних методів. Інвазивний метод передбачає хірургічне втручання для доступу до нервової системи людей без кінцівок та передачі інформації безпосередньо від тактильних датчиків до мозку користувача. При цьому необхідним є застосування зовнішнього пристрою з імплантованими електродами-манжетами для генерування складних двофазних та збалансованих за зарядом імпульсів, які подаються до нервів для відновлення відчуття на кінчиках пальців протезів верхніх кінцівок [1]. Однак, більшість досліджень спрямовані на використання неінвазивних методів, коли відсутність чутливості у втраченій частині може бути компенсована шляхом стимуляції інших частин тіла за допомогою зовнішнього подразника для збудження рецепторів шкіри пацієнтів [1].

Зазвичай неінвазивна система тактильної стимуляції зі зворотним зв'язком поєднується з міоелектричним протезом руки для покращення роботи його контролера та відновлення чутливості. Міоелектричний протез керується біосигналом, таким як залишкова електрична м'язова активність кукси. Така м'язова активність зазвичай реєструється за допомогою методу поверхневої електроміографії (ЕМГ) за допомогою електродів, розміщених на куксі [2]. На рис. 1.1 наведено блок-схему потоку сигналів в міоелектричних протезах. Відібрані датчиками ЕМГ біосигнали містять інформацію про м'язову активність. Після аналогово-цифрового перетворення система керування обробляє та інтерпретує дані ЕМГ. Вихідний сигнал системи керування

використовується для керування роботизованою рукою шляхом керування її двигунами. Положення, швидкість, прискорення та сила стискання протеза кисті можуть оцінюватись за допомогою сенсорної системи та можуть бути використані як зворотний зв'язок для контролера для покращення його продуктивності.

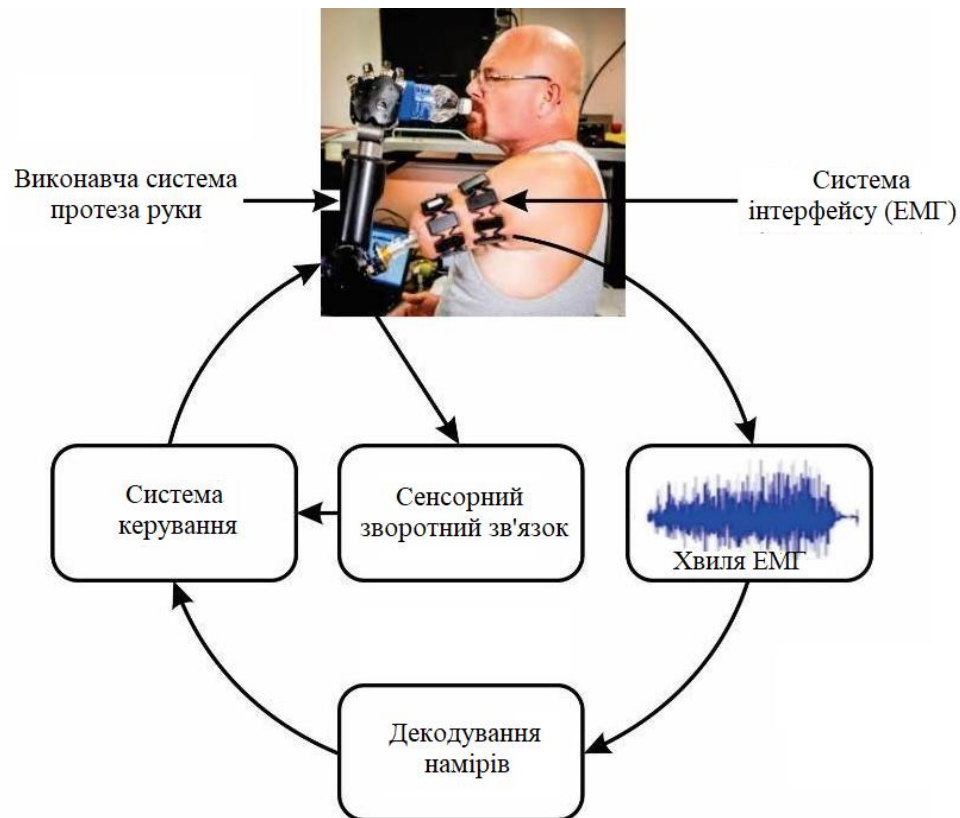


Рис. 1.1. Блок-схема потоку сигналів в міоелектричних протезах

З іншого боку, важливість передачі відчуття від тактильної протезної руки пацієнту не обмежується лише передачею відчуття хвату, але й допомагає користувачеві контролювати прикладену контактну силу, щоб запобігти ковзанню предметів при їх захопленні. Крім того, головною важливою функцією тактильної системи є створення для користувача можливості визначати тип поверхні, шорсткість, температуру, вологість та жорсткість, залежно від типів чутливості, що використовуються в тактильній системі. Зазвичай тактильні датчики монтуються на одному або кількох кінчиках пальців протезної руки або іноді покривають всю протезну руку. Головною функцією тактильної сенсорної системи є вимірювання параметрів

навколишнього середовища та передача їх мікроконтролеру у вигляді аналогових сигналів для наступної обробки таких даних. За результатами обробки мікроконтролером формується вихідний сигнал для керування тактильними актуаторами зворотного зв'язку (33), щоб активувати нервову систему залишкової частини ампутованої кінцівки. Така активація передає відчуття мозку пацієнта та дозволяє йому розпізнавати навколишнє середовище через протезну руку. Наприклад, основні етапи виявлення сили-тиску в системі тактильної стимуляції 33 представлені на рис. 1.2, а. Сила хвату вимірюється та передається для створення тиску на шкірі передпліччя для збудження мозку пацієнта. Систему тактильної стимуляції 33 можна додатково класифікувати на шість основних типів, залежно від того, як стимулювати шкіру пацієнта та передавати інформацію тактильної сенсорної системи для сприйняття мозком людини з ампутованою кінцівкою. Можна виділити шість відображень тактильного 33 - це відображення 33 про тиск, відображення 33 про вібрацію, відображення 33 про розтягнення шкіри, відображення 33 про стискання, відображення електро33 та відображення 33 про температуру, як показано на рис. 1.2, б. Поєднання двох або більше типів відображень тактильного 33 призводить до створення незвичайної техніки багаторежимного 33, така система називається гібридним відображенням 33.

Загалом, система тактильної стимуляції 33 складається з трьох основних частин: тактильної сенсорної системи, комп'ютерної системи та системи стимуляції 33. Тактильна сенсорна система відповідає за збір тактильної інформації на протезі руки та перетворення її на вимірювані сигнали. Комп'ютерна система відповідає за обробку тактильних сигналів та маніпулювання сигналами збудження для керування виконавчими механізмами 33. Нарешті, система стимуляції 33 складається з механічних або електричних виконавчих механізмів, які здатні збуджувати залишкові частини ампутованої руки для стимуляції шкіри та передачі тактильної інформації до мозку користувачів.



а)



б)

Рис. 1.2. Методи тактильної стимуляції ЗЗ для протезів верхніх кінцівок: а) огляд системи; б) основні типи.

На основі попередніх досліджень, тактильну сенсорну систему можна класифікувати на п'ять класів відповідно до її функції: сенсорна система виявлення тиску [3], сенсорна система виявлення ковзання [4], сенсорна система виявлення текстури поверхні [5], сенсорна система виявлення матеріалу [6] та сенсорна система виявлення температури [7]. Проблеми поєднання двох або більше типів тактильних датчиків для формування

гібридної сенсорної системи, яка здатна одночасно вимірювати кілька типів тактильної інформації, були розглянуті в дослідженнях [8].

Загальний принцип роботи більшості тактильних датчиків, що використовуються в протезах, полягає у використанні певного матеріалу, резистора, конденсатора, провідної гуми або інших матеріалів, які мають здатність змінювати протікаючий струм а потім змінювати вихідну напругу, коли на сенсор впливає зовнішнє збурення, таке як сила, температура або вібрація. Наприклад, тактильна рукавичка, оснащена кількома датчиками тиску з квантового тунелювання (QTC), була розроблена NASA/DARPA для модифікації автономних навичок хапання спритного гуманоїдного робота [9]. В іншому випадку, на кінчик пальця протеза кисті, надрукованого на 3D-принтері, було встановлено резистивний датчик, чутливий до сили (FSR) для реєстрації сили захоплення та дозволяти користувачеві створювати відповідну силу захоплення для перенесення об'єкта без висковзування [1]. Пацієнт, який використовує тактильну штучну руку, може оцінювати текстуру поверхні, прикріпивши датчик вібрації до кінчика пальця протеза. Коли палець ковзає по поверхнях, датчик вібрації забезпечує широкий діапазон амплітудних та частотних сигналів залежно від твердості поверхонь. Ці сигнали обробляються для генерації високочастотної стимуляції ЗЗ для користувача та дозволяють йому розпізнавати текстуру поверхні [1].

1.1.2 Методи неінвазивної стимуляції зі зворотним зв'язком

Основна мета застосування тактильної сенсорної системи полягає у вимірюванні та записі параметрів навколишнього середовища та передачі їх у вигляді прямопропорційних електричних сигналів. Як регенерувати ці сигнали та відновити відчуття про навколишні параметри, як передавати електричні сигнали у вигляді тактильного відчуття пацієнтам з ампутацією верхньої кінцівки та які основні методи зазвичай використовуються для цієї мети, є основними питаннями, які будуть представлені в цьому пункті. Загалом, система неінвазивної тактильної стимуляції зі зворотним зв'язком – це носимий пристрій, призначений для перетворення тактильної сенсорної

інформації або вимірюваних сенсорних даних до кінестетичного або тактильного відчуття шляхом активації механорецепторів у шкірі людини [10]. Іншими словами, система неінвазивної стимуляції зі зворотним зв'язком – це механічний, вібраційний або електропристрій, який має здатність стимулювати залишкові частини тіла пацієнта.

1.1.3 Зворотній зв'язок за тиском

Відображення ЗЗ за тиском зазвичай пов'язане з передачею тактильної інформації до мозку користувача шляхом натискання або вертикальної деформації шкіри залишкової частини [1].

У праці [1] представлений носимий пристрій зворотнього зв'язку за тиском, що був розроблений та встановлений на передпліччі повністю здорових добровольців для покращення роботи міоелектричного протеза руки та відновлення відчуття дотику у користувача. Для передання тиску на шкіру пацієнта, пропорційного величині вимірюваного контактного тиску, використовувалися 15-міліметрові пластикові важелі з круглими пластиковими кнопками діаметром 12 мм, що приводилися в дію п'ятьма цифровими серводвигунами (Graupner DS281, Німеччина), як показано на рис. 1.3. Такий самий метод був використаний в іншому дослідженні [11] для визначення бажаного розташування та рівня тиску для системи ЗЗ по тиску.

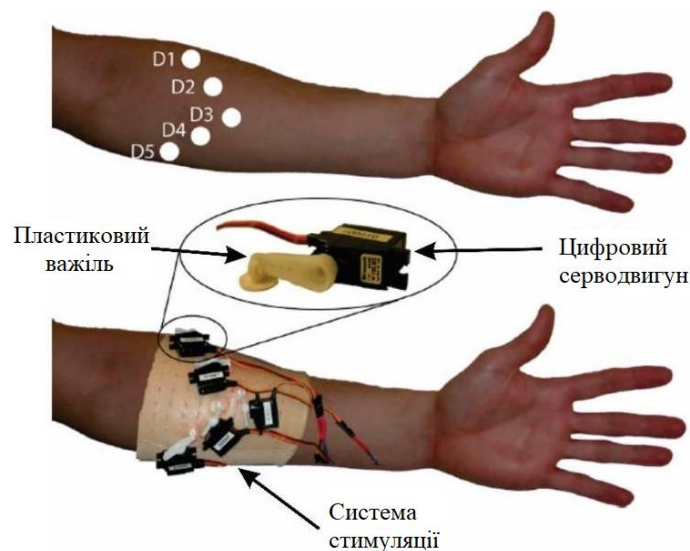


Рис. 1.3. Розміщення системи стимуляції тиску на передпліччі добровольця

П'ять силіконових балонних актуаторів (типу Marsh Bellofram T3210) були закріплені на кінчиках пальців двох учасників дослідження [12]. П'ять актуаторів тиску використовувалися для збудження шкіри кінчиків пальців добровольців шляхом застосування тиску повітря для деформації шкіри, пропорційно до сигналу від сенсорної системи. Тиск, що генерується силою між об'єктом та пальцями протеза, можна виміряти та безпосередньо перетворити на сигнал стимуляції ЗЗ за тиском шляхом зміщення шкіри пацієнта. Результати показали, що учасники дослідження змогли розрізнити контактний тиск в одному та трьох пальцях одночасно з точністю ідентифікації 99,3% та 90,2% відповідно.

В інших дослідженнях відображення ЗЗ за тиском використовувалося для оцінки форми об'єктів, що хапаються за допомогою протеза руки з кількома ступенями свободи [13]. Згодом, оцінені сигнали були передані за допомогою двостороннього керування на один актуатор для натискання, щоб стимулювати великий палець пацієнта. Автори виявили, що запропонована тактильна система легша в експлуатації, ніж класичні системи без потреби у тривалому періоді навчання.

1.1.4 Вібраційний зворотній зв'язок

Вібраційне відображення ЗЗ – це метод відновлення відсутніх відчуттів окремих пальців у мозку пацієнта за допомогою різних видів вібраційних симуляторів, таких як лінійні електромагнітні приводи, обертові електромагнітні приводи та неелектромагнітні приводи. Наприклад, в роботі [14] було досліджено спосіб кріплення носних нарукавних пов'язок, оснащених чотирма вібраційними двигунами, на плечі та передпліччі користувача для передачі інформації про вібрації, що відбуваються на роботизованій руці з 6 ступенями свободи.

В роботі [15], проводилось оцінювання ефективності двох різних типів вібраційного відображення стимуляції: лінійних резонансних приводів (ЛРП) та ексцентрично обертових мас (ЕОМ). Система ЗЗ складається з дев'яти

стимуляторів кожного типу приводів, тобто ЛРП та ЕОМ. В іншій роботі метод стимуляції вібраційним зворотним зв'язком використовувався для навчання пацієнта тому, як використовувати свій міоелектричний протез руки з високою продуктивністю. Гаптична система була розроблена для підвищення здатності користувача виконувати протезом багатозадачні дії з прийнятною точністю. П'ять гаптичних обертальних актуаторів використовувалися для передачі інформації про контактний тиск від 14 резистивних датчиків тиску (CZN-CP6). Експерименти підтвердили, що механізми ЗЗ допомогли двом пацієнтам з відсутньою правою рукою покращити церебральний автоматизм для звичайних рухів та реагувати в режимі реального часу на численні зовнішні впливи. Система тактильного ЗЗ складається з датчика тиску FSR, протеза кисті, виготовленого на 3D-принтері, та безвалових вібраційних двигунів у формі монети малого розміру діаметром 10 мм, розроблених у [1], як показано на рис. 1.4, а. Головною метою дослідження є забезпечення сильної реакції особи з ампутацією під час утримання та відпускання об'єктів. Для того, щоб пацієнт з ампутацією міг комфортно взаємодіяти з навколишнім середовищем використовуються послідовності стимуляції. Послідовності містять інтервали вібрації протягом 0,5 секунди в момент захоплення та відпускання об'єктів та періодичні збудження між ними, щоб створити у користувача відчуття безперервного утримання об'єкта. Поведінка реакції стимуляції під час утримання порожньої пляшки показана на рис. 1.4, б. Результати довели ефективність вібротактильної системи для збільшення здатності протеза кисті маніпулювати об'єктами різних розмірів.

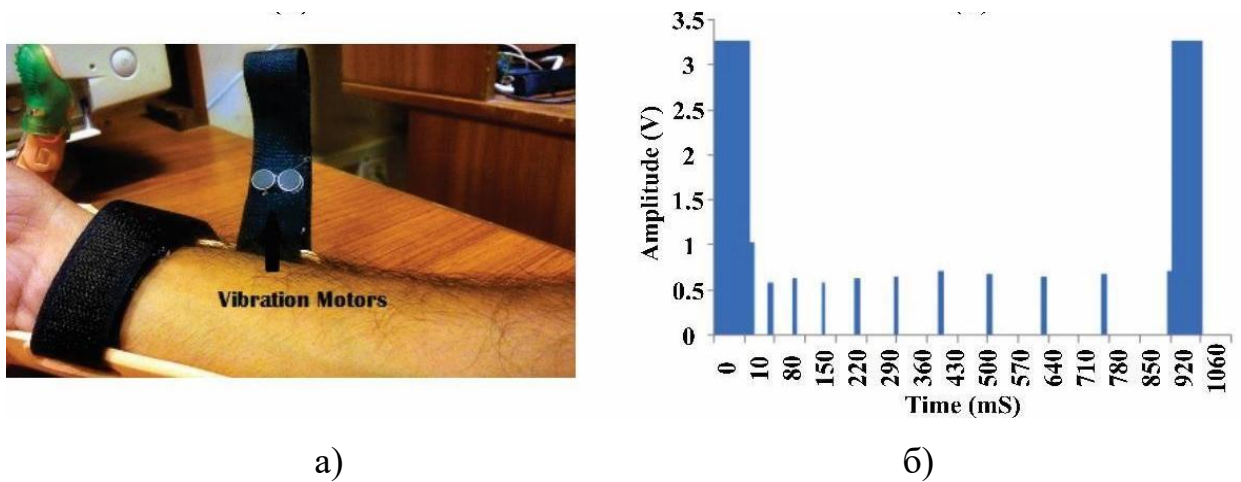


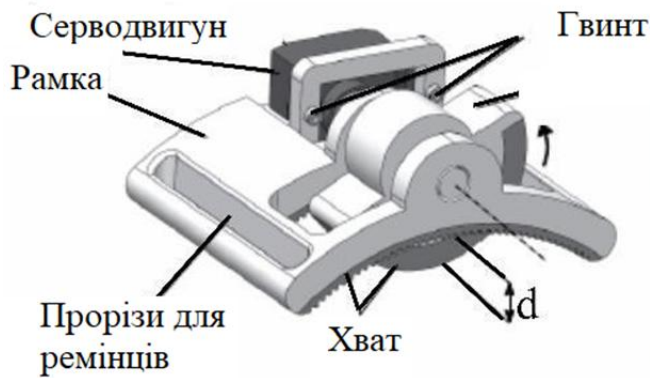
Рис. 1.4. Актуатори системи тактильного зворотного: а) вібротомотори на передпліччі; б) реакція на стимуляцію під час утримування предмета

Місце встановлення стимуляторів вібраційного ЗЗ повністю залежить від рівня ампутації пацієнтів та стану нервів залишкових частин. Тому попередні дослідження досліджували кілька місць розташування гаптичної вібротактильної системи. В праці [16] наведено дослідження, в якому вібротактильний стимулятор був встановлений на плечі 23 здорових добровольців, щоб допомогти користувачам протезів верхніх кінцівок виявляти ковзання та запобігати ковзанню предмета перед його падінням з високою чутливістю та прийнятною точністю. Вібротактильна стимуляція здатна забезпечити ампутованим особам надзвичайне відчуття утримування в їхньому протезі під час встановлення системи на передпліччя пацієнтів. В іншій роботі [17] п'ять точкових актуаторів вібраційного ЗЗ були розподілені по пальцях здорової руки, по одному двигуну на кожен палець, для визначення рівня контактного тиску, створеного віртуальною сенсорною системою. Тактори виявились ефективними для передачі тактильної інформації до мозку випробовуваних, коли їх використовували як тактильний носимий пояс, закріплений навколо кукси ампутованої кінцівки. Також, було досліджено вплив тренування на збільшення розпізнавання тактильної інформації ЗЗ про текстуру різних поверхонь, коли вібротактильний стимулятор встановлено на шії. Встановлено, що здатність добровольців правильно розпізнавати

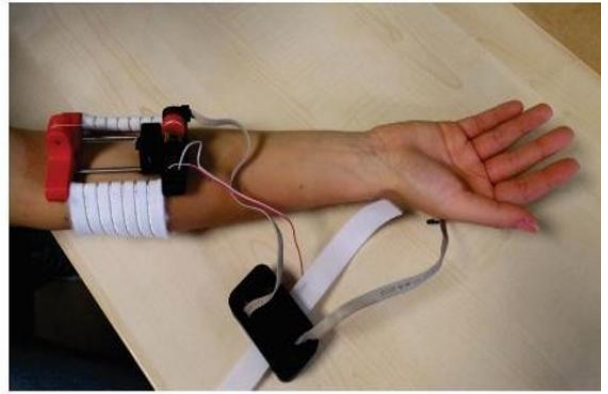
текстуру різних поверхонь збільшилася на 16% після чотирьох тижнів тренувань.

1.1.5 Зворотній зв'язок за розтягненням шкіри

Відображення 33 за розтягненням шкіри – це ще один механізм локальної деформації шкіри. У статті [18] було розроблено носимий пристрій для розтягування шкіри з тактильним ефектом, який називається Naptic Rocker, для передачі корисної інформації про розмір захоплених об'єктів. Тактильний пристрій було встановлено на плечі пацієнта. Він складається з рами, ремінця, гойдалки та серводвигуна, як описано на рис. 1.5, а. Носимий пристрій було інтегровано з протезом з 19 ступенями свободи Pisa/ІІТ SoftHand для проведення експериментальних функціональних тестів. Результати показали, що гаптична система розтягування шкіри здатна успішно розпізнавати форму об'єктів із середньою точністю $73,3 \pm 11,2\%$. У аналогічному дослідженні було розроблено носимий пристрій NapPro загальною вагою 75 г. Основна ідея тактильного пристрою полягає в тому, щоб валик міг лінійно ковзати по шкірі передпліччя, щоб передати відчуття розміру об'єктів користувачеві протеза руки, як показано на рис. 1.5, б. Як джерело механічної енергії використовувався двигун постійного струму (мікрометалевий редукторний двигун Pololu 298:1), в якому обертальний рух може бути перетворений на лінійний рух за допомогою системи шківів. Експериментальні випробування на 43 здорових учасниках та одному пацієнті з ампутованою кінцівкою підтвердили, що носимий пристрій NapPro є ефективним пристроєм для збудження мозку пацієнтів.



а)



б)

Рис. 1.5. Носимий пристрій для розтягування шкіри Naptic Rocker: а) CAD-модель Naptic Rocker; б) носимий пристрій NapPro [1]

В іншому дослідженні було розроблено новий носимий пристрій з стимуляцією механорецепторів шляхом розтягування шкіри, який визначає положення та рух протезів верхніх кінцівок шляхом сприйняття обертального розтягнення шкіри верхньої частини плеча. Пристрій складається з двох 14-міліметрових круглих кінцевих ефекторів, що приводяться в рух ультразвуковим п'єзоелектричним двигуном (Shinsei Motor, USR30-B3). Кінцеві ефектори могли збуджувати шкіру з крутним моментом 0,6 Нм. Оціночні експерименти на здорових суб'єктах показали, що пристрій має значну перевагу для відновлення відчуття при інтеграції з міоелектричним протезом кисті. Інші методи тактильного розтягування шкіри були представлені в [19]. Носимий пристрій включав чотири незалежні циліндричні кінцеві ефектори, що приводяться в рух чотирма серводвигунами. Легкий пристрій було встановлено на передпліччі випробуваних, щоб кінцеві ефектори могли розтягувати шкіру на долонній, тильній, ліктьовій та променевій сторонах руки. Головною метою таких носимих пристроїв є навігація роботизованими руками шляхом контролю положення та орієнтації кінцевих ефекторів роботів за повної відсутності будь-якої візуальної інформації.

1.1.6 Зворотній зв'язок за стисканням

Відображення ЗЗ при стисканні – це високопортативний пристрій, що базується на використанні еластичної тканинної стрічки для руху вперед і назад по залишковій частині руки користувача, імітуючи таким чином людський дотик шляхом стискання.

Порівняння між здоровою та протезною рукою, пов'язане із захопленням предметів та визначенням їх розміру, було коротко досліджено в [1]. Пристрій ЗЗ при стисканні верхніх кінцівок (CUFF) у поєднанні з Soft Hand Pro (SHP), антропоморфним ЕМГ-контролером протезів, використовувався для захоплення та відпускання предметів різного розміру та ваги.

Також для імітації людського дотику був розроблений носимий пристрій зі зворотним зв'язком від стискання. Пристрій складається з тканини прямокутної форми (60 мм x 160 мм), що приводиться в рух двома роликami, кожен з яких приводиться в рух одним двигуном постійного струму (цифровий серводвигун постійного струму HITEC HS-7954 H з вхідною напругою 7,4 В), як показано на рис. 1.6. Тканина прямокутної форми рухається ковзним рухом навколо передпліччя суб'єкта. Зміна швидкості руху та сили руху дає суб'єкту відчуття, подібне до дотику. Оціночні експерименти підтвердили здатність тактильного пристрою викликати тактильні емоційні стани у людей. З іншого боку, та сама техніка використовувалася для контролю сили захоплення протеза верхньої кінцівки, щоб люди з ампутованими кінцівками могли застосовувати відповідну силу захоплення до предметів, щоб запобігти розбиванню предметів та запобігти їх зісковзуванню.

1.1.7 Електрозворотний зв'язок

Електрозворотний зв'язок – це тактильний метод подачі імпульсів електричного струму низького рівня на шкіру користувача для деполяризації шкірних аферентів, тим самим викликаючи тактильне відчуття. Стимулятори електроЗЗ зазвичай формуються з одного ряду активуючих електродних подушечок або з матричних шаблонів [1]. Це пов'язано з тим, що розподіл

електродних подушечок повністю залежить від конструкції тактильної системи та характеру вимірюваного сигналу сенсорної системи.

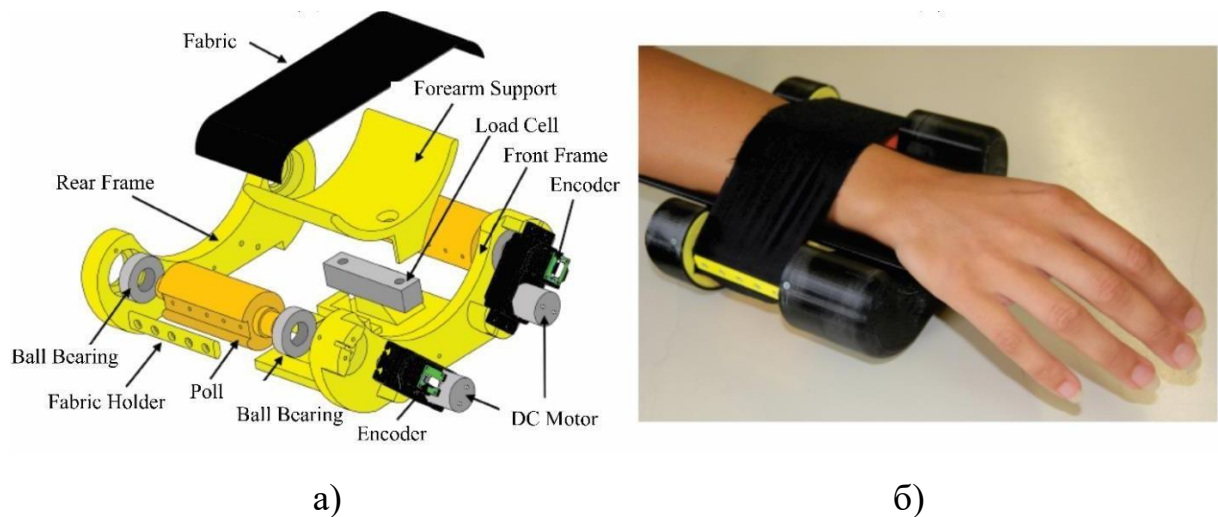


Рис. 1.6. Пристрій стимуляції зі зворотним зв'язком від стискання:
а) 3D-креслення концепції конструкції пристрою; б) встановлений пристрій на передпліччі правої руки [1]

Здатність системи стимуляції електроЗЗ допомагати особам з ампутацією виявляти контактний тиск і текстуру поверхні досліджувалася в [1]. В цьому випадку до штучного датчика було прикріплено легкий датчик вібрації, щоб виявляти текстуру поверхонь пластику, піску, рису тощо. Різні поверхні були розташовані на текстурованому обертовому диску, і штучний палець міг вільно ковзати по ньому. Під час експерименту основною функцією стимулятора електроЗЗ було забезпечення користувачам широкого діапазону частот пропорційно до контактного тиску та текстури поверхні таким чином, щоб користувачі могли чітко розрізняти тактильну інформацію. Оцінювальні тести показали, що всі залучені волонтери змогли успішно виявити контактний тиск. Було зафіксовано середню точність диференціації близько 75% у тестах на виявлення текстури поверхні.

Можливість відновлення відчуття дотику з протезного кінчика пальця на основі викликаного тактильного відчуття (ETS) була продемонстрована в [20]. Система електроЗЗ черезшкірної електричної нервової стимуляції (TENS)

була використана для стимуляції шкіри пацієнта та передачі тактильної інформації до його мозку. Крім того, було досліджено функціональність електростимуляторів при передачі відчуття лоскотання, контактного тиску та болю під час дотику та захоплення предметів. Експериментальна установка була розділена на два основні цикли: цикли прямого та ЗЗ, як показано на рис. 1.7. Контроль руху та роботи 3D-моделі протеза кисті за допомогою ЕМГ-сигналів здійснюється циклом прямого зв'язку. Цикл ЗЗ являє собою систему тактильної стимуляції ЗЗ, в якій контактний тиск на протезі кисті вимірюється датчиками тиску та передається користувачеві за допомогою двох електростимуляторів, прикріплених до передпліччя користувача. Результати підтвердили ефективність стимуляторів електроЗЗ для швидкої передачі тактильної інформації.

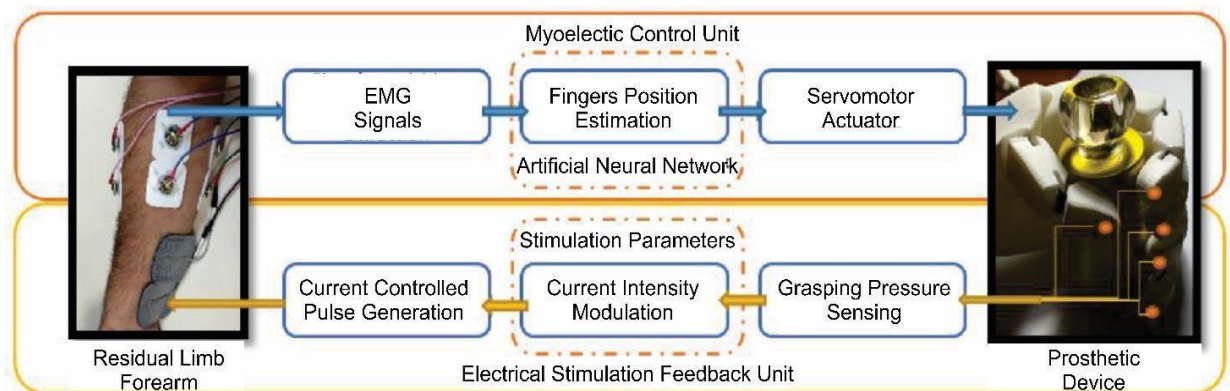


Рис. 1.7. Конттури керування 3D-моделлю протеза кисті [1]

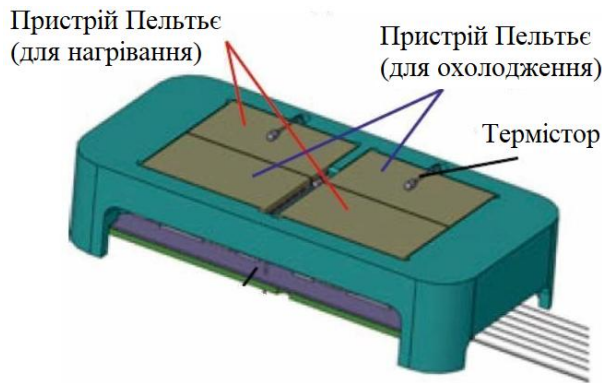
1.1.8 Тепловий зворотний зв'язок

Тепловий зворотний зв'язок – це метод передачі теплової інформації про об'єкти, що захоплюються протезом для людей з ампутованими верхніми кінцівками. Таким чином, люди з ампутованими кінцівками зможуть розпізнавати багато інформації про поверхні та тіла залежно від різниці температур та теплового потоку між об'єктами та тактильним протезом руки. Існують різні властивості матеріалів, такі як теплоємність та теплопровідність, які безпосередньо впливають на відчуття тепла. Наприклад, здорова людина може розрізняти два об'єкти з різних матеріалів, розташовані в одному

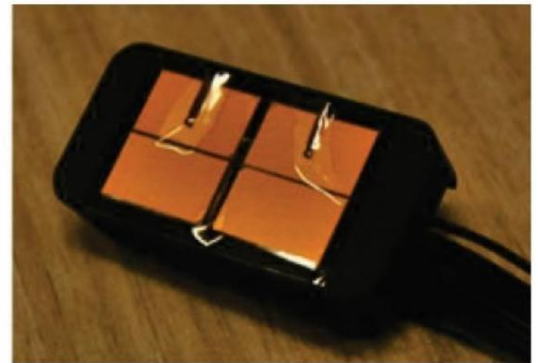
середовищі, тобто обидва об'єкти мають однакову температуру. Тому цей тип тактильного сприйняття називається відображенням теплового ЗЗ, а не відображенням температурного ЗЗ, оскільки відчуття залежить від теплових властивостей об'єкта, а не лише від ступеня його температури.

У [21] було представлено широке дослідження, пов'язане з допомогою людям з ампутованими кінцівками у відновленні відчуття тепла з високою чутливістю та точністю. Основною метою цих досліджень є відновлення відчуття тепла за допомогою недорогого обладнання та простих технічних рішень. По-перше, було вирішено проблему низької чутливості термопарного датчика температури типу К (AD-1214) шляхом застосування нового алгоритму прогнозування температури, за допомогою якого температуру можна оцінити протягом кількох долей секунд. По-друге, термопарний датчик температури з алгоритмом прогнозування температури був використаний для контролю температури прямокутного елемента Пельтьє, який є напівпровідниковим приладом з двома гранями та здатний передавати тепловий потік з однієї сторони на іншу. Було проаналізовано нестабільну поведінку елемента Пельтьє, особливо коли час роботи перевищує 5 секунд. Оцінювальний експеримент з теплової стимуляції ЗЗ був проведений з десятьма здоровими добровольцями, міоелектричним протезом руки та п'ятьма рівнями коливань температури. П'ять температурних рівнів: гарячий (приблизно 40°C), теплий (приблизно 35°C), не дуже теплий (25°C - 30°C), трохи холодний (приблизно 20°C) та холодний (приблизно 15°C). Для десяти учасників тести на оцінку температурної відмінності досягли середнього рівня успішності 88%. Основна проблема елемента Пельтьє полягає в тому, що для зміни його поверхонь з теплого стану в холодний або навпаки потрібен високий час відгуку. Тому чотири елементи Пельтьє були розташовані у матричній формі, як показано на рис. 1.8. Таким чином, елементи були налаштовані таким чином, щоб забезпечити швидку зміну температури в часі, оскільки кожен з двох протилежних елементів був запрограмований на незалежну роботу, причому два елементи працювали для охолодження шкіри,

а два інші елементи використовувалися для відчуття нагрівання. Два терморезисторні датчики температури були використані для побудови контуру ЗЗ, щоб контролювати температуру елементів Пельтьє та запобігати надмірному охолодженню та нагріванню під час теплового ЗЗ. Час розпізнавання зміни температури був покращений у середньому на 36% порівняно з використанням одного елемента Пельтьє.



а)



б)

Рис. 1.8. Тактильний елемент із тепловим зворотним зв'язком: а) концепція конструкції; б) реальний пристрій

1.2 Неінвазивні методи гібридного зворотнього зв'язку

Сьогодні вивчається, як використовувати одночасно два або більше різних типів тактильного ЗЗ для впливу на сенсорне сприйняття людини. Така система називається гібридною системою стимуляції зворотним зв'язком. Згідно з цими дослідженнями, гібридна система показала кращу продуктивність, ніж кожен окремий тип ЗЗ. Наприклад, поєднання ЗЗ стискання та розтягування шкіри передають відчуття контактного тиску під час плавного захоплення об'єктів.

У [22] автори досліджували здатність людей з ампутаціями розрізняти багатоточкові тактильні стимули в завданнях сенсорного вдосконалення. У цьому дослідженні було поставлено два основні завдання. Перше полягає в тому, щоб передати відчуття тиску на кінчиках пальців протеза як стимуляцію

тиску на залишку передпліччя; це називається багатоточковим механотактильним (МТ) впливом. Друге завдання полягає у використанні вібраційного ЗЗ для передачі відчуття контактного тиску людям з ампутаціями. Це називається багатоточковим вібротактильним (ВТ) впливом. Результати показали, що немає суттєвої різниці у застосуванні ЗЗ МТ та ЗЗ ВТ, але є проста перевага системи МТ над системою ВТ, оскільки добровольці, які мають хорошу реакцію завдяки системі МТ, також демонструють високий рівень стимуляції при збудженні системою ВТ. Протез руки з датчиками сили на кожному кінчику пальця показано на рис. 1.9, а, тоді як актуатори ВТ та МТ представлені на рис. 1.9, б та в, відповідно. Подібне порівняльне дослідження між стимуляцією вібрацією та зворотним зв'язком за розтягненням шкіри було представлено в [23].

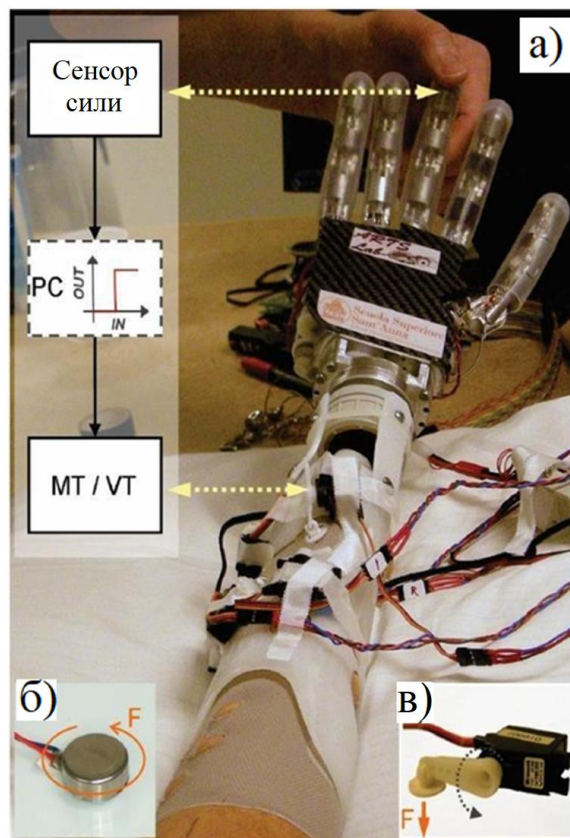


Рис. 1.9. Інтеграція способів МТ та ВТ у протезі кисті

З іншого боку, у [24] було розроблено новий малий за розміром, легкий та низькоенергетичний попередній прототип гібридного пристрою ЗЗ. Такий

мультимодальний тактильний пристрій складається зі стимуляторів ЗЗ тиску та вібрації, які створюють для користувача протезна кисті корисну тактильну інформацію про силу захоплення та контактний тиск відповідно. Валідаційні випробування показали, що гібридний тактильний пристрій має прийнятну конструкцію та готовність до майбутніх експериментальних випробувань з добровольцями з ампутаціями. Крім того, була показана функціональність використання мультимодального тактильного пристрою для підвищення продуктивності Pisa/IIT SoftHand для виконання чутливих та стабільних захоплень гібридної системи ЗЗ з двома відображеннями. Перше відображення – це стимулятор стискання для відображення сили захоплення, а друге відображення – це стимулятор вібрації для виявлення текстури поверхні та ковзання об'єкта.

Також в [25] описано новий носимий гаптичний пристрій з мінімізацією розміру, легкою вагою та низькою частотою деформації, з 3 ступенями свободи для відображення контактних сил на кінчику пальця. Для створення механічного руху асиметричної жорсткої паралельної кінематики 3-RSR використовувалися серводвигуни RC, як показано на рис. 1.10. За результатами трьох оціночних тестів показано, що при використанні гаптичного пристрою здатність учасників маніпулювати, захоплювати та піднімати віртуальний об'єкт збільшилася. Також, в протез руки був інтегрований датчик BioTac для одночасного виявлення контактної сили, текстури поверхні та температури об'єктів. Для передачі тактильної інформації на шкіру користувачів використовувався гібридний гаптичний пристрій з відображенням тиску, вібрації та теплового ЗЗ. Загальні результати підтвердили, що запропонований гібридний гаптичний пристрій здатний ефективно передавати тактильну інформацію пацієнтам з ампутацією верхніх кінцівок, і стає можливим одночасно розрізнити контактний тиск, температуру, теплові властивості та текстуру поверхні, що виникають між протезом руки та об'єктами.

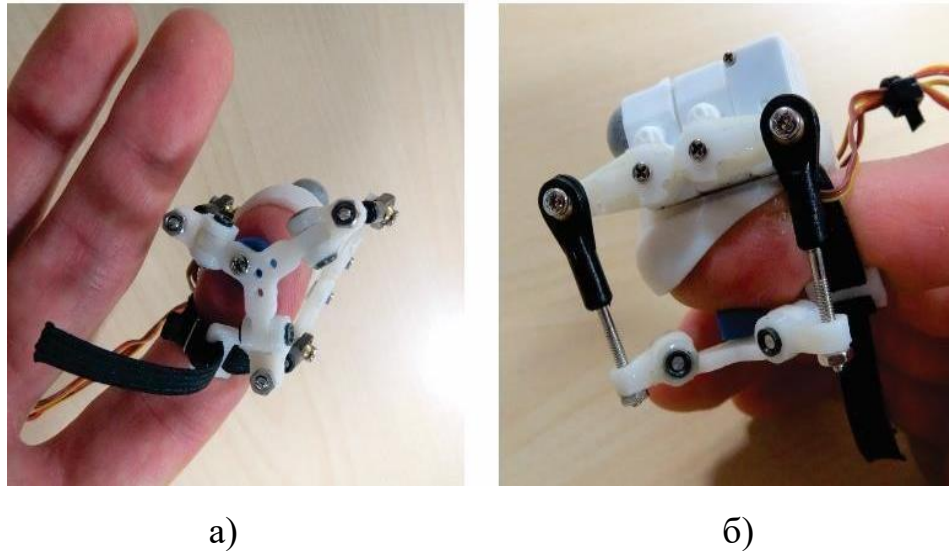


Рис. 1.10. Запропонований пристрій для відображення розтягнення шкіри на кінчику вказівного пальця: а) вигляд спереду; б) вигляд збоку

1.3 Поширення механічних впливів в протезах верхніх кінцівок

Однією із фундаментальних перешкод при створенні штучного тактильного зворотнього зв'язку є розуміння того, як забезпечити такий зв'язок, який не вимагав би всієї уваги користувача. Дійсно, результати стосовно аналізу впливу шкірного ЗЗ на ефективність керування протезом суперечливі. Деякі дослідники виділяють покращення, тоді як інші не знаходять відмінностей. Основне завдання при цьому полягає в балансуванні кількості інформації, яка має бути передана користувачу протезом, оскільки виконання повсякденних дій повинне генерувати змістовну інформацію, не заплутуючи та не збільшуючи зусиль свідомої уваги, необхідних для інтерпретації сигналів користувачем [26].

Поширення сигналів шкірного ЗЗ в людській руці пов'язане з високочастотними коливаннями, які поширюються в шкірі від початкової точки контакту. Під час зондування вчені довели, що стержень механічно перетворює місце удару на вібраційні патерни, декодовані соматосенсорною системою. Механорецептори в людській руці перетворюють вібраційні сигнали на нейронні патерни реакції, які зберігають інформацію про

місцезнаходження ділянки впливу. Аналогічно, користувач протеза має природний сенсорний ЗЗ на додаток до зору та, залежно від типу протеза, може сприймати пропріоцептивну інформацію від залишкових м'язів, відчувати рухову активацію, а також сприймати вібрації, що передаються через гільзу протеза. Таким чином, для користувачів протезів вібраційні патерни є важливою тактильною інформацією, яка зазвичай відчувається на куксі, і беруть участь у компенсації відсутності сенсорної інформації.

Незважаючи на можливість реалізації базових сприйняття користувачів протезів в дизайні протезів, вченими та дослідниками було проведено обмежені дослідження для вивчення та характеристики природної передачі тактильних сигналів через протези. В окремих дослідженнях проводилось оцінювання порогового рівня для виявлення вібротактильних сигналів кінцівок з протезами в гільзі в порівнянні з протезами із кістковим кріпленням. Вчені продемонстрували, що кінцівки з кістковим кріпленням та протези в гільзі можуть активувати рецептори на рівні кукси при вібраційній стимуляції протезного великого пальця. Як і очікувалося, протези з кістковим кріпленням сприяють сприйняттю вібрації більше, ніж протези на основі гільзи. Крім того, існування внутрішнього соматосенсорного ЗЗ штучними частинами тіла є вирішальним для забезпечення точних рухових команд.

Однак, основна інформація про текстуру об'єктів передається через протези на основі гільзи. Під час емпіричних спостережень користувачі продемонстрували здатність розрізняти незначні тактильні взаємодії на пальцях свого протеза та, зокрема, визначати конкретний палець, з яким було здійснено контакт, зі ступенем надійності, що значно перевищує випадковість. Припускається, що значну роль в цьому явищі відіграють вібрації. Дійсно, вивчаючи аналіз реакції на удар загальної протезної системи, виникають різні моделі прискорення, коли контактний сигнал стимулює різні пальці (рис. 1.11) [26].

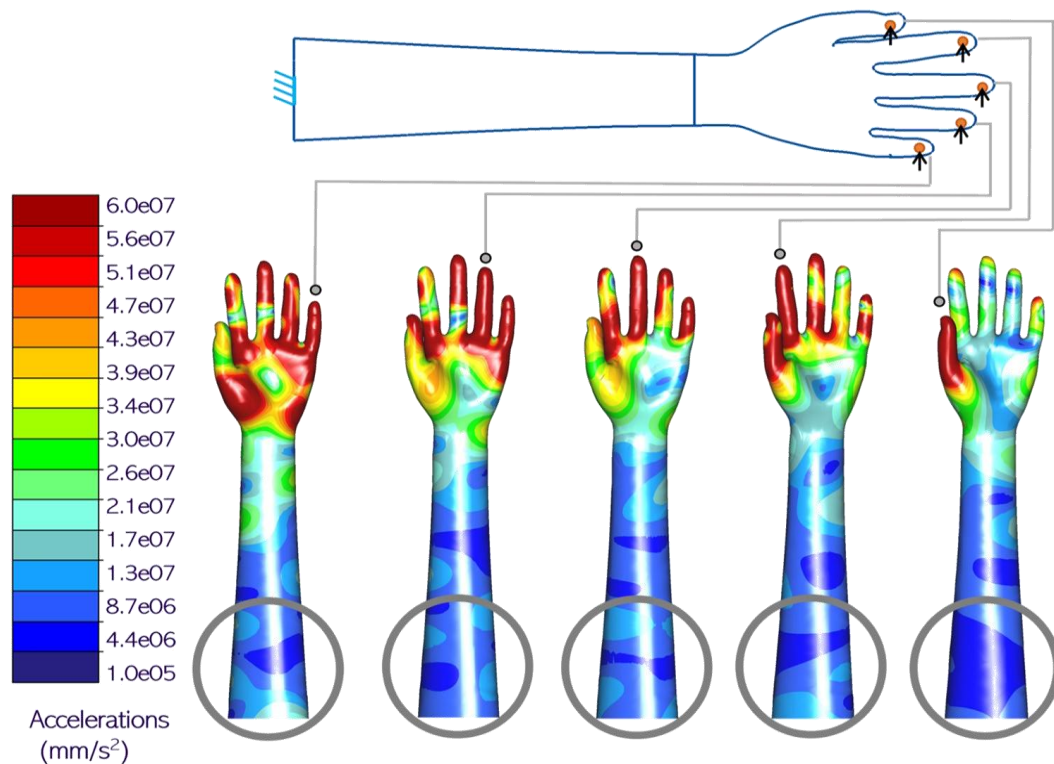


Рис. 1.11. Аналіз реакції на удар протезної системи, змодельованої як неперервне тіло, та на імпульс на кожному кінчику пальця. Показано поширення прискорення. Сірі кола підкреслюють відмінності в поширенні прискорення залежно від пальця, з яким відбувся контакт. Протезна система має обмеження на торцевій поверхні гільзи [26]

Ці прискорення досягають іншого боку гільзи протеза та можуть становити вирішальний компонент базового сприйняття користувачем протеза. Однак, враховуючи складність біонічних рук, очевидно, що передача тактильних сигналів вібрацією відрізняється залежно від точки контакту та форми протеза. Крім того, очікується, що механічна характеристика даного протеза також впливатиме на поширення вібрацій і, отже, на інтенсивність та кількість сигналів. Фактори, які впливають на таке явище, це наявність артикуляції та жорсткість протеза кисті. Таким чином, якщо тип протеза зменшує поширення прискорення, можливе пісilenня передачі природної вібрації буде корисним для сприйняття тактильного 33 та для того, щоб протези могли функціонувати як сенсорне доповнення [26].

1.4 Принцип реалізації тактильних відчуттів

Аналізуючи рис. 1.11 можна стверджувати, що використання звичайного біонічного протеза верхньої кінцівки може створювати незначні впливи на механорецептори шкіри кукси пацієнта при дотиках та захопленні різних об'єктів внаслідок поширення по механічній конструкції вібрацій від цього. Однак, такі вібрації швидко зникають і лише незначна їх частка може доходити до кукси. Тому такий пасивний спосіб відчування предметів є обмеженим і не може використовуватись як засіб реалізації тактильних відчуттів. Пропонується на шляху від дистальних фаланг пальців, де зовнішні впливи будуть максимальними, до куксоприймаючої гільзи, де ознаки цих впливів через природне поширення вібрацій по механічній конструкції протеза буде мінімальним або взагалі відсутнім, використати свого роду ретранслятор по аналогії із радіотехікою, який сприйматиме зовнішні впливи, підсилюватиме їх та надсилатиме на актуатори, які створюватимуть аналогічні чи подібні до зовнішніх впливів впливи на механорецептори шкіри кукси. Такий «ретранслятор» і буде системою реалізації тактильних відчуттів. При цьому важливими етапами розроблення такої системи є вибір типів сенсорів та актуаторів.

1.5 Висновки до розділу 1

Проаналізовано неінвазивні методи реалізації тактильного зв'язку, зокрема зворотнього зв'язку за тиском, вібраціями, розтягненням шкіри, стисненням, тепловим та електрозв'язком. Також проаналізовано методи реалізації гібридного зворотнього зв'язку шляхом комбінування декількох згаданих методів.

Також розглянуто поширення механічних впливів в протезах верхніх кінцівок. Показано, що використання звичайного біонічного протеза верхньої

кінцівки може створювати незначні впливи на механорецептори шкіри кукси пацієнта при дотиках та захопленні різних об'єктів внаслідок поширення по механічній конструкції вібрацій від цього. Однак, такі вібрації швидко зникають і лише незначна їх частка може доходити до кукси. Запропоновано на шляху від дистальних фаланг пальців, де зовнішні впливи будуть максимальними, до куксоприймаючої гільзи, де ознаки цих впливів через природне поширення вібрацій по механічній конструкції протеза буде мінімальним або взагалі відсутнім, використати свого роду «ретранслятор» по аналогії із радіотехікою, який сприйматиме зовнішні впливи, підсилюватиме їх та надсилатиме на актуатори, які створюватимуть аналогічні чи подібні до зовнішніх впливів впливи на механорецептори шкіри кукси. Такий «ретранслятор» і буде системою реалізації тактильних відчуттів.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 3D друковані тактильні сенсори

2.1.1 Загальні поняття

Тривимірний (3D) друк став важливим методом виготовлення елементів м'якої робототехніки завдяки своїй здатності створювати складні 3D-структури та можливості спільного осадження кількох матеріалів [27]. Одним з найважливіших компонентів м'якої робототехніки є сенсори, до яких належать тактильні датчики, датчики руху, біологічні датчики та хімічні датчики. Тактильні датчики є одними з найважливіших датчиків оскільки вони можуть сприймати фізичну взаємодію з навколишнім середовищем, а інформація 3D може бути використана для покращення керування протезом для досягнення більш точних рухів, таких як захоплення. Тактильні датчики можуть маніпулювати механічними факторами, такими як сила, тиск, деформація, жорсткість, шорсткість та тертя, а також немеханічними факторами, такими як температура навколишнього середовища.

Традиційні тактильні сенсори включають чотири типи: п'єзорезистивні сенсори, ємнісні сенсори, п'єзоелектричні сенсори та оптичні сенсори. У п'єзорезистивному сенсорі питомий опір датчика змінюється з механічною деформацією. Аналогічно, в ємнісному сенсорі ємність чутливого матеріалу змінюється з деформацією. П'єзорезистивний сенсор є стійким до електричного шуму, але частотна характеристика відносно низька. Ємнісний сенсор має хорошу частотну характеристику, високу просторову роздільну здатність та великі динамічні діапазони, але на нього можуть впливати різні типи шумів. На відміну від п'єзорезистивного та ємнісного сенсорів, п'єзоелектричний сенсор може внаслідок прямого п'єзоелектричного ефекту створювати власні сигнали, що виникають внаслідок внутрішньої поляризації

під зовнішнім навантаженням. Він також може працювати із зовнішнім джерелом живлення для створення зворотнього п'єзоелектричного ефекту, примушуючи датчик вібрувати під резонансною частотою, а резонансна частота зміщується під дією напруги. П'єзоелектричний сенсор має дуже високу частотну характеристику, але низьку просторову роздільну здатність. В останні роки, для використання в тактильних сенсорах також розглядався трибоелектричний ефект. Подібно до п'єзоелектричного ефекту, трибоелектрику можна зрозуміти за допомогою частини рівнянь Максвелла, що стосується зміщення, і вона генерує електричні сигнали шляхом електростатичної індукції без потреби в джерелі живлення. Оптичні датчики аналізують зміни модуляції довжини хвилі, фази, поляризації або інтенсивності світла під час деформації хвилеводу.

Як метод швидкого прототипування, 3D-друк стає дедалі популярнішим у виготовленні елементів протезів. Порівняно з традиційним методом лиття, 3D-друк безпосередньо формує необхідну структуру з меншими витратами часу та матеріалів, і дозволяє створювати складніші конструкції. Розглянемо принцип та потенціал 3D-друкованих п'єзорезистивних, ємнісних, п'єзоелектричних та трибоелектричних тактильних датчиків (рис. 2.1). У виготовленні тактильних датчиків 3D-друк може бути застосований для нанесення провідних матеріалів, таких як електроди та п'єзорезистивні матеріали, а також функціональних матеріалів, таких як діелектричні полімери, п'єзоелектричні матеріали та трибоелектричні матеріали. Наразі для виготовлення тактильних датчиків використовуються різні методи 3D-друку, серед яких два найпоширеніші - це метод пошарового наплавлення (FDM) та прямий друк (DIW). У FDM термопласти або композити з термопластичними матрицями перетворюються на нитки. Під час друку філамент нагрівається приблизно на 200°C вище температури склування та розм'якшується біля друкуючої голівки, щоб екструдувати його на відносно холодну платформу. Екструдований філамент миттєво твердне, зберігаючи форму (рис. 2.2, а) [27].



Рис. 2.1. Схематичне зображення чотирьох типів тактильних датчиків, їх типові структури та приклади виконання [27]

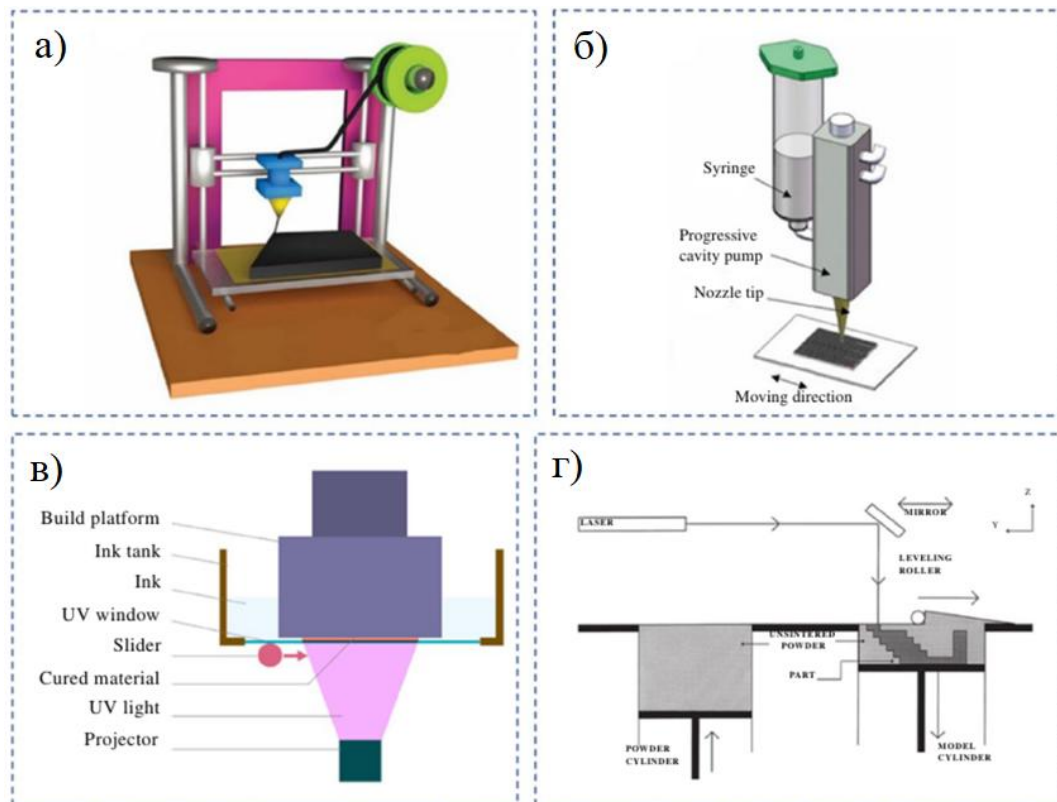


Рис. 2.2. Ілюстрації загальних методів друку: а) метод FDM; б) прямий друк; в) стереолітографія; г) селективне лазерне спікання [27]

FDM – це найпростіший, найдешевший, найдоступніший та екологічно чистий метод 3D-друку. Однак він має обмежену кількість матеріалів для друку, а роздільна здатність зазвичай відносно низька порівняно з іншими методами друку. На противагу цьому, DIW базується на процесі екструзії та затвердіння, який підходить для широкого спектру матеріалів, від розчину з надзвичайно низькою в'язкістю до пластиліноподібного матеріалу з дуже високою в'язкістю (рис. 2.2, б). Однак, для найкращих результатів друку матеріал повинен мати властивість розріджуватися при зсуві, щоб після екструзії він міг зберігати свою форму. Найчастіше використовуваними методами затвердіння для DIW є термічне затвердіння, випаровування розчинника та УФ-затвердіння. Як DIW, так і FDM можуть досягати багатоматеріального друку за допомогою кількох друкуючих головок. Інші методи 3D-друку, що використовуються для виготовлення тактильних датчиків, включають струменевий 3D-друк (MJ) та селективне лазерне спікання (SLS). Майже всі сучасні дослідження 3D-друку тактильних датчиків за допомогою мікроскопічних матеріалів (МПД) використовують принтери від однієї компанії, окрім одного, який використовує п'єзоелектрично-пневматичну друкуючу головку; хоча ці комерційні принтери підтримують лише обмежену кількість комерційних матеріалів від однієї компанії (включаючи різні жорсткі, еластичні та провідні полімери), точний склад матеріалу невідомий. Комерційні МПД принтери можуть друкувати кілька матеріалів одночасно, і за допомогою цього принтера датчики можна легко комерціалізувати, оскільки матеріал та метод виготовлення стандартизовані та можуть досягати високої роздільної здатності. У кількох дослідженнях також використовується SLS для виготовлення тактильних датчиків. SLS використовує теплову енергію лазера для вибіркового плавлення та зв'язування металевих, керамічних або термопластичних порошків для створення 3D-структури (рис. 2.2, г). SLS може досягати ізотропних механічних властивостей у друкованому об'єкті, при цьому не потрібні допоміжні матеріали. Однак, як правило, він вимагає відносно великої

кількості порошкового матеріалу, який служить порошковим шаром для підтримки друкованої структури. Він також не здатний створювати мультиматеріали одночасно. Загалом, методи друку можна вибрати залежно від типу матеріалів, вимог до роздільної здатності та вимог до багатоматеріального виготовлення.

2.1.2. 3D-друковані п'єзореzystивні датчики [27]

Для п'єзореzystивного сенсора чутливі матеріали складаються з провідних або напівпровідникових матеріалів, питомий опір яких змінюється залежно від прикладеного механічного напруження. В останні роки матеріали на основі вуглецю широко використовуються як п'єзореzystивні матеріали, оскільки вони стабільні, мають фізичні властивості, що забезпечують вищу чутливість та селективність, і можуть бути композитними з еластичними полімерами, такими як полістирол (PS), поліуретан (PU) та полі(диметилсилоксан) (PDMS) для регульованої провідності. Всі ці системи матеріалів можна використовувати для друку на 3D-принтері різними методами. Наприклад, термопластичні поліуретанові (TPU), полі(молочна кислота) (PLA) та полі(акрилонітрилбутадієнстирол) (ABS) системи можна друкувати методом FDM; термореактивні еластомерні системи, такі як силікон, поліуретан та PDMS, можна друкувати методом DIW; а поліуретан-акрилатні (PUA) системи можна друкувати методом DLP.

За допомогою 3D-друку можна досягти багатоматеріального осадження за один крок друку. Наприклад, окремі дослідники розробили серію філаментів, що тверднуть при кімнатній температурі, та використали техніку DIW для друку всього п'єзореzystивного тактильного датчика, включаючи силікон як базовий шар та ізоляційний шар; різні співвідношення шарів Ag/силікону як електродів та шарів датчика; та водорозчинні опорні шари (рис. 2.3, а). Датчик виготовляється за один етап друку, щоб бути багатоматеріальним, багатомасштабним та багатофункціональним. Цей гнучкий та розтягуваний датчик здатний виявляти рухи людини, включаючи радіальний імпульс, натискання та згинання пальців.

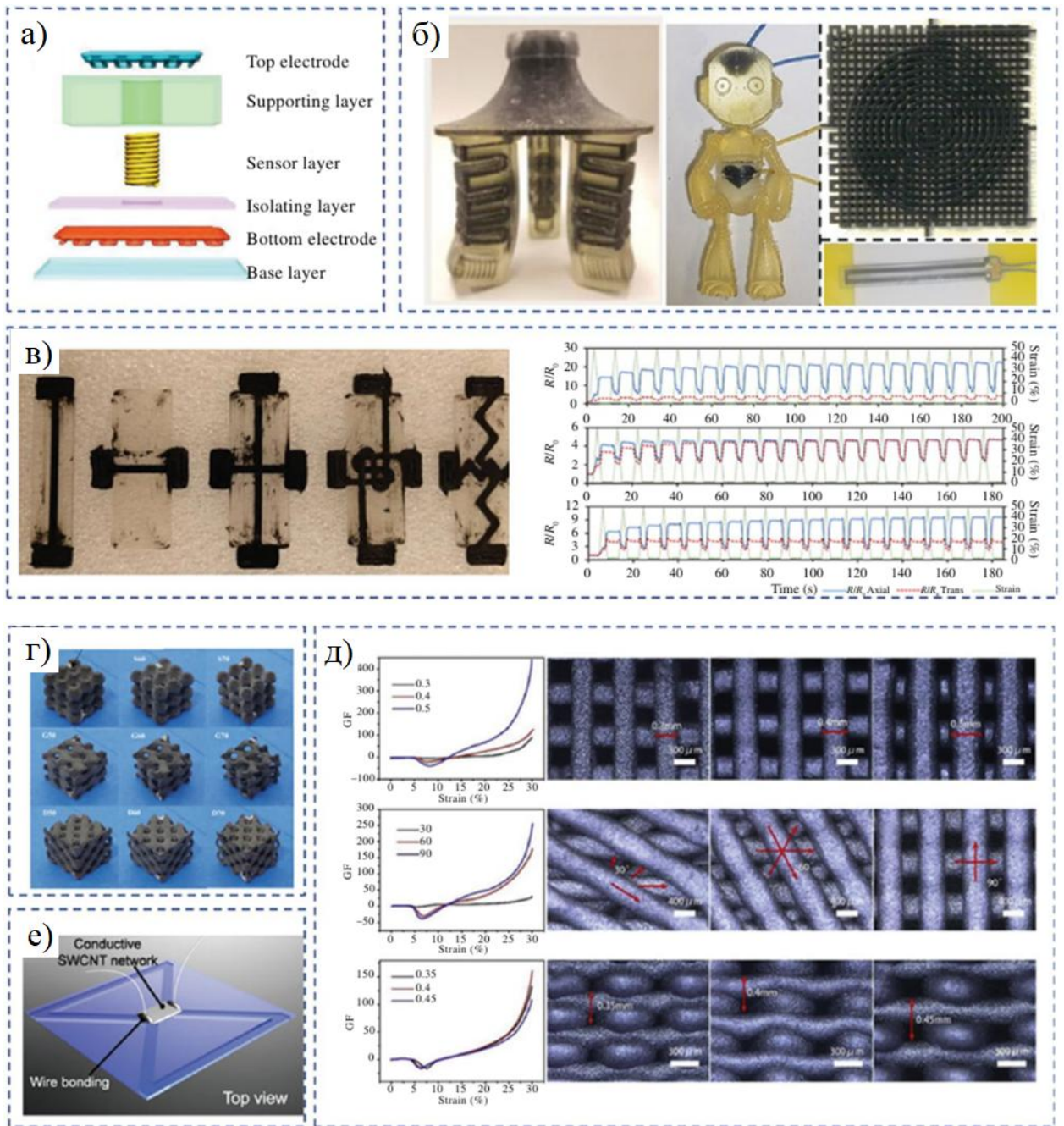


Рис. 2.3. 3D-друковані п'єзореzystивні наногенератори: а) повністю 3D-друковані розтяжні тактильні датчики; б) 3D-друковані п'єзореzystивні датчики; в) двоосьові датчики з різними конструкціями провідного рисунка; г) п'єзореzystивні датчики, виготовлені методом селективного лазерного спікання, з мінімальною пористою структурою на поверхні; д) коефіцієнт калібрування (GF), на який впливають діаметри ниток, міжосьові кути та міжшарові проміжки; е) 3D-друкований п'єзореzystивний датчик з ауксетичною структурою [27]

Найбільшою перевагою 3D-друку є можливість створення складних макроструктур, які можуть впливати на продуктивність сприйняття, впливаючи на напруження датчика під час деформації. Вчені розробили двонаправлений розтяжний п'єзорезистивний датчик з багатоматеріального FDM (рис. 2.3, в). Різні провідні структури були розроблені для забезпечення різної чутливості. Наприклад, датчик з двоосьовою структурою типу «перемикач» демонструє майже ідентичний п'єзорезистивний опір (R/R_0) в осьовому та поперечному напрямках, тоді як прості двоосьові та пілкоподібні двоосьові пристрої демонструють набагато вищий R/R_0 в осьовому напрямку, ніж у поперечному. На додаток до двовимірного провідного шляху, 3D-структури друкованого п'єзорезистивного матеріалу також впливають на поведінку сприйняття. 3D-п'єзорезистивний датчик на основі одностінних вуглецевих нанотрубок (SWCNT)/TPU з мікроструктурою мережі провідної сегрегації та мінімальною пористою макроструктурою поверхні, отриманий методом SLS-друку порошків TPU з покриттям SWCNT (рис. 2.3, г). Серед структур Шварца, Гіроїда та Алмазу, структура Шварца призводить до значно вищого калібрувального коефіцієнта, ніж інші структури, через найбільшу внутрішню деформацію при однаковому загальному зміщенні стиснення. Не тільки розроблена структура п'єзорезистивних матеріалів може впливати на чутливість, але й та сама загальна структура з різними напрямками друку також може призводити до різної чутливості. Також було розроблено графеновий/PDMS п'єзорезистивний датчик методом DIW (рис. 2.3, д). Було доведено, що діаметр друкованих ниток, міжосьовий кут та міжшаровий простір впливають на калібрувальний коефіцієнт всього пристрою. Калібрувальний коефіцієнт збільшується зі збільшенням діаметра друкованих ниток через відносно менший провідний шлях у нитці більшого діаметра з порівняно неущільненою структурою та меншою площею контакту між графеновими листами. Калібрувальний коефіцієнт збільшується з більшим міжосьовим кутом друкованих ниток між шарами та меншими міжшаровими

відстанями з тієї ж причини. За допомогою 3D-друку можна виготовляти механічні метаматеріали, такі як ауксетичні структури з негативним коефіцієнтом Пуассона, що також допомагає покращити продуктивність п'єзореzystивних датчиків. Також було розроблено п'єзореzystивний датчик з ауксетичною структурою шляхом приєднання ауксетичної структури, виготовленої з DLP, до п'єзореzystивного матеріалу на основі SWCNT (рис. 2.3, е). Ауксетична структура може розширюватися як в осьовому, так і в поперечному напрямках при розтягуванні в осьовому напрямку, що може зменшити пуассоновське стиснення, яке стискає активні матеріали разом під час деформації, і, отже, активні матеріали розтягуються в обох напрямках, а зміна опору максимізується. Було показано, що з ауксетичною структурою чутливість підвищується, а шум зменшується.

Тривимірні методи друку також можна модифікувати або інтегрувати з іншими методами для створення складніших структур для п'єзореzystивних тактильних датчиків; деякими прикладами є 3D-друк типу «ядро-оболонка» за допомогою спеціально розробленого шприца для створення як захисного шару оболонки, так і внутрішнього сенсорного матеріалу, плазмова обробка після друку для створення мікроструктури як для застосування в зондуванні деформації, так і для газу, лиття за допомогою 3D-друкованої форми для створення пористої структури, та нанесення покриття зануренням в іонно-провідний гідрогель після 3D-друку для досягнення високої прозорості та механічних властивостей, таких як велике видовження при розриві та гарне відновлення форми.

2.1.3. Тривимірні друковані ємнісні датчики [27]

Ємнісні датчики складаються з діелектричних матеріалів та провідних електродних матеріалів. Основною структурою ємнісних датчиків є конденсатори з паралельними пластинами. Останнім часом еластомери, такі як PDMS, силікони та TPU, використовуються як діелектричний матеріал ємнісних тактильних датчиків для еластичності та гарної хімічної стабільності. Популярними електродними матеріалами для ємнісних тактильних датчиків є

вуглецево-полімерні композити та метало-полімерні композити, тоді як іонно-провідні електроди та метали також можуть використовуватися як електроди.

Відомо про елемент пневмоприводу, надрукований за допомогою FDM-друку, інтегрований з вбудованими ємнісними або п'єзореzystивними датчиками (рис. 2.4, а). Діелектричним матеріалом для ємнісних датчиків є TPU, а електроди виготовлені з багатостінних вуглецевих нанотрубок (MWCNT)/TPU. Пневматичний привід, інтегрований з ємнісним датчиком, не тільки може досягти самоЗЗ щодо своєї кривизни спрацьовування, але й може відчувати, чи контактує з іншими об'єктами, що допомагає в точному захопленні або русі елементів протезів.

Макроструктури, створені за допомогою 3D-друку, також можуть впливати на сенсорну поведінку ємнісних датчиків. Відомо про ємнісний датчик тиску з гофрованою поверхнею, надрукованою з комерційного термореактивного матеріалу за допомогою комерційного 3D-принтера MJ як діелектричного матеріалу, та напиленими електродами з Сг та Au. Пірамідальна гофрована поверхня ємнісного датчика могла збільшити площу поверхні на 19,6%, що підвищило чутливість порівняно з гладкою поверхнею. Окрім розробленої структури, цінною також є структура, що формується автоматично шляхом друку. Дослідники виготовили іонний ємнісний датчик з іонними гелями на основі полівініліденфториду-когексафторпропілену (PVDF-HFP), надрукованими методом DIW, як діелектричним матеріалом та електродами-плівками з Ag/полііміду (рис. 2.4, б). Вузли на перетині осьових та поперечних шляхів друку утворюють мікроуполи, які деформуються та генерують різний розподіл внутрішніх іонів під тиском, що демонструє високу чутливість $72,86 \text{ кПа}^{-1}$ в діапазоні наднизького тиску ($< 0,4 \text{ кПа}$) та широкий діапазон вимірювання тиску ($< 400 \text{ кПа}$).

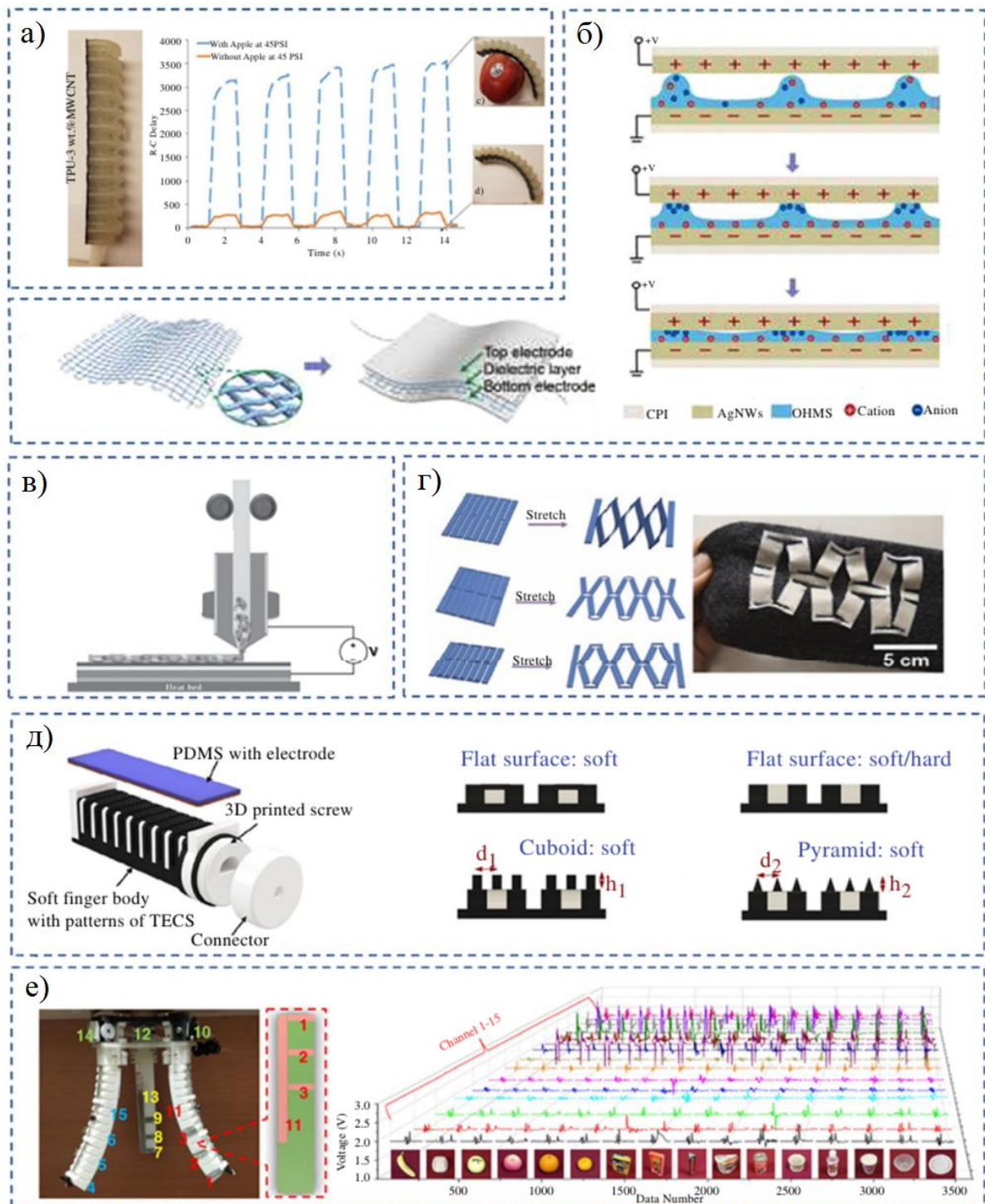


Рис. 2.4. Конструкції сенсорів: а) м'який палець, інтегрований з ємнісним датчиком; б) настроюваний іонний ємнісний датчик на основі 3D-друкованої сітки; в) ілюстрація моделювання п'єзoeлектричного матеріалу методом поляризованого наплення; г) 3D-друкований п'єзoeлектричний датчик; д) 3D-друкований м'який палець з трибоелектричним датчиком кривизни; е) 3D-друкований м'який робот з трибоелектричними датчиками для розпізнавання об'єктів [27]

Ємнісні датчики з плоским діелектричним шаром, що надрукований на 3D-принтері, та візерунчастим 3D-друкованим електродам продемонстрували покращену чутливість. Вчені продемонстрували біфункціональний датчик напруження та температури, подібний до шкіри, з іонними провідниками на основі гідрогелю, виготовленими за допомогою DIW як електродів та поліетиленової плівки як діелектричного шару. Порівнюючи низьку чутливість з плоским електродом ($0,09 \text{ кПа}^{-1}$), чутливість до тиску сітчасто-структурованого 3D-друкованого гідрогелю становила до $0,45 \text{ кПа}^{-1}$. Окрім звичайних процесів 3D-друку, для виготовлення ємнісних тактильних датчиків також застосовуються коаксіальний друк та адитивне виробництво з інкапсуляцією волокон (FEAM).

2.1.4. Тривимірні друковані п'єзоелектричні датчики [27]

Маючи подібну базову структуру до ємнісних датчиків, автономні п'єзоелектричні тактильні датчики складаються з п'єзоелектричних матеріалів та двох провідних електродів. Вони підходять для невеликих м'яких роботів, які не мають зовнішнього джерела живлення. П'єзоелектричні полімери та композити вважаються більш придатними для застосування, ніж традиційні жорсткі п'єзоелектричні датчики на основі кераміки. Полімери сімейства полівініліденфториду (PVDF) є п'єзоелектричними полімерами з найвищою п'єзоелектрикою. Їх можна друкувати на 3D-принтері за допомогою методу випаровування розчинника методом DIW або методу FDM. Останнім часом еластомерні композити з п'єзоелектричними керамічними наповнювачами з наночастинок є популярними для виготовлення еластичних датчиків. Наприклад, відомо про розтяжний п'єзоелектричний датчик з фототвердіюваним композитом з наночастинок титанату барію (BTO)/PUA. Однак, оскільки п'єзоелектричні матеріали, придатні для 3D-друку, не є монокристалами, вони потребують додаткового етапу поляризації для вирівнювання внутрішніх диполів. Цей етап поляризації можна поєднати з процесом FDM або DIW шляхом подачі напруги між екструзійною голкою та

платформою (рис. 2.4, в). Складні структури, виготовлені за допомогою 3D-друку, можуть реалізувати унікальні властивості в п'єзоелектричних сенсорах. Науковці розробили унікальний візерунок та надрукували на 3D-принтері як електроди, так і п'єзоелектричний композит BTO/P(VDF-TrFE) за допомогою DIW (рис. 2.4, г). Унікальний візерунок кірігами реалізує розтяжність у спочатку гнучкому матеріалі на основі PVDF, а також усуває виступання поза площиною під час розтягування типової структури кірігами, що дозволяє використовувати режим пресування для п'єзоелектричного датчика ходи з візерунком кірігами. Окрім нової механічної властивості, п'єзоелектричні властивості та поведінка чутливості також можуть бути змінені складними 3D-структурами.

2.1.5. Тривимірно друковані трибоелектричні датчики [27]

Існує чотири режими функціонування трибоелектричних датчиків: контактний та розділовий, ковзний, з одним електродом та режим вільного трибоелектричного шару, кожен з яких вимагає принаймні одного шару трибоелектричного матеріалу та принаймні одного електрода. Вибір матеріалу електрода такий самий, як і для трьох типів датчиків, що обговорювалися раніше, а трибоелектричний матеріал включає перелік природних та синтезованих матеріалів, хімічна структура та морфологія поверхні яких можуть впливати на розподіл поверхневого заряду і, отже, впливати на трибоелектрику. Трибоелектричні датчики застосовуються в пневматичних м'яких приводах, які можуть сприймати заряд об'єкта, який вони захоплюють. Нещодавно було розроблено багато трибоелектричних матеріалів, придатних для 3D-друку, для тактильних сенсорних застосувань. Було розроблено надзвичайно розтяжний та самовідновлюваний трибоелектричний наногенератор на основі поліуретанової амінокислоти (PUA), який має потенціал для застосування в якості надійного та самовідновлюваного тактильного датчика. Було розроблено комерційний матеріал MJ, надрукований на 3D-принтері пневматичний м'який роботизований палець, який діє як половина трибоелектричного датчика для пристрою контактного

та роздільного режимів (рис. 2.4, д). На пальці друкуються різні візерунки, в яких кубоподібний візерунок покращує поведінку сприйняття кривизни вигину завдяки великій та рівномірній площі контакту. Аналогічно, були розроблені трибоелектричні датчики, надруковані за допомогою FDM-друку з TPU із провідним матеріалом, які збираються на 3D-друкованому захоплювачі (рис. 2.4, е). Два види трибоелектричних датчиків з різною структурою на захоплювачі працюють разом для сприйняття та, поєднуючись з машинним навчанням, розпізнають 16 видів поширених об'єктів з точністю розпізнавання 98,125 відсотка.

У поєднанні з іншими методами 3D-друк може створювати трибоелектричні тактильні датчики з цікавішими властивостями, ієрархічними структурами та більшою кількістю функцій.

2.2 Мультиплексна п'єзоелектрична електронна шкіра з тактильним зворотним зв'язком для протеза верхніх кінцівок

2.2.1 Загальний опис

Розглянемо мікровиготовлену, мультиплексну електронну шкіру з актуаторами для сенсорного ЗЗ при ампутації верхніх кінцівок. П'єзоелектрично-ємнісний масив датчиків виявляє статичний тиск, температуру, вібрацію та текстуру, а інтегровані актуатори стимулюють шкіру для забезпечення ЗЗ в режимі реального часу. Датчики інтегруються з актуаторами через електроніку зчитування, що робить систему автономною та простою у використанні. Гнучка, компактна конструкція сенсорного масиву (два пікселі на площі 1 см²) виявляє широкий діапазон тиску (0,5–10 кПа), температури (22–60 °C), вібрації (35–100 Гц) та текстури (2,5–45 Гц), що підходить для щоденного використання. Інтеграція мультиплексних датчиків та приводів покращує тактильний ЗЗ, покращуючи якість життя людей з ампутаціями верхніх кінцівок.

Електронна шкіра зазвичай виготовляється з гнучких та розтяжних матеріалів, які можуть сприймати фізичні параметри, подібні до людського дотику. Хоча реалізація таких відчуттів, як температура та тиск, вібрація та текстура, поступово розвивається, повна багатофункціональність тактильної системи людини все ще недооцінюється. Як результат, для вимірювання тиску, температури та матеріалів було запропоновано багатофункціональні електронні шкіри, виготовлені з розтяжних матричних мереж. Ці електронні шкіри використовують різноманітні явища, включаючи п'єзоелектрику, п'єзоопір та трибоелектрику, щоб забезпечити розрізнення матеріалів та розпізнавання текстури. Поєднання ємнісних та п'єзоелектричних ефектів в електронних шкірах дозволило виявляти положення, динамічну силу, близькість та вологість, зберігаючи при цьому набагато простішу структуру. Крім того, інтеграція різноманітних блоків за допомогою добре продуманого поєднання функціонального та структурного дизайну призвела до розробки електронної шкіри з багатофункціональними можливостями для розпізнавання матеріалу на основі тиску, вітрового потоку та термочутливості. З іншого боку, електронна шкіра має потенціал дозволити роботам взаємодіяти зі світом більш інтуїтивно зрозумілим, безпечним та ефективним способом. Як результат, інтеграція багатофункціональної сенсорної електронної шкіри в роботів, які можуть відчувати контактну силу, положення, температуру та близькість, покращила загальну взаємодію людини та робота. Однак інтеграція цих шкір на протези або роботизовані руки вимагає спеціальних конструкцій, що вирішується шляхом виготовлення 3D-формованих електронних шкір. Незважаючи на те, що окремі датчики були розроблені для застосування в електронній шкірі, важливо визначити конструкцію, яка дозволяє забезпечити простий процес виготовлення, мультиплексні можливості сенсорного сприйняття та можливість мініатюризації для збільшення щільності пікселів. Крім того, було проведено обмежену кількість досліджень щодо поєднання мультиплексних датчиків з виконавчими механізмами для досягнення комплексного тактильного 33.

Інтеграція цих датчиків та виконавчих механізмів безпосередньо через електроніку зчитування робить систему автономною та значно зменшує громіздкість електронної шкіри. Ця інноваційна інтеграція не лише підвищує функціональність, але й оптимізує загальний дизайн для більш практичного та ефективного використання.

Щоб вирішити виявлені проблеми дослідниками [28] було запропоновано нову мікровиготовлену електронну шкіру, що містить мініатюрні масиви датчиків, здатних виявляти статичний тиск, температуру, вібрацію та текстуру. Використовуючи ємнісні та п'єзоелектричні сенсори за допомогою мікровиготовлення з одним п'єзоелектричним шаром, а також конструкції площинних електродів та з подвійними пластинами, ці датчики спроектовані для безперешкодної інтеграції з електронікою зчитування. Розроблена електронна схема являє собою мініатюрну (2,5 см × 2,5 см) двосторонню схему, яка містить мікроконтролер та інші периферійні пристрої для обробки сигналів. Ця інтеграція робить систему автономною, усуваючи потребу в зовнішніх процесорах. Така електронна шкіра спеціально розроблена для ампутацій верхніх кінцівок, з комплексним протоколом випробувань, розробленим для оцінки її продуктивності в різних щоденних видах діяльності. Крім того, набір із чотирьох актуаторів на зап'ясті забезпечує передачу відчуттів у реальному часі. За допомогою експериментів було продемонстрований широкий діапазон чутливості такої системи електронної шкіри, що дозволяє одночасно виявляти кілька стимулів та ЗЗ через актуатори. Така система електронної шкіри була успішно перевірена у випробуваннях на людях, що продемонструвало її потенціал для різноманітних застосувань, включаючи протези, моніторинг здоров'я та взаємодію людини з роботом.

2.2.2 Принцип роботи штучної шкіри [28]

Мультиплексна п'єзоелектрично-ємнісна система електронної шкіри передає сигнали про статичний тиск, температуру, вібрацію та відчуття текстури, що зчитуються датчиками, до групи виконавчих механізмів для забезпечення ЗЗ в режимі реального часу. На рис. 2.5, а показано концепцію

системи електронної шкіри, реалізованої на протезі руки, для збору, передачі та генерації тактильної інформації в тілі людини. Після того, як датчики отримують тактильні сигнали, відповідні виконавчі механізми спрацьовують для відтворення відчуттів на шкірі. Розгорнуте зображення складається з різних шарів гнучких матеріалів, які використовуються для виготовлення однопиксельного масиву датчика (права сторона рис. 2.5, а).

Датчики температури та статичного тиску створюють зміну ємності у відповідь на зовнішні зміни температури та статичного тиску відповідно (права сторона рис. 2.5, б). Аналогічно, датчик вібрації та текстури генерує різницю потенціалів через п'єзоелектричний ефект, коли піддається впливу зовнішніх вібраційних та текстурних подразників відповідно (ліва сторона рис. 2.5, б). Систему електронної шкіри можна встановити на ампутованій руці за допомогою сенсорного масиву, прикріпленого до пальця протезної руки, для збору даних, коли палець взаємодіє із зовнішніми об'єктами, тоді як виконавчі механізми розміщуються на зап'ясті людської руки для реалізації ЗЗ (рис. 2.5, в). Автономна електронна схема, що служить основною частиною системи електронної шкіри, складається з мікроконтролера разом з іншими електронними компонентами для отримання даних від датчиків, обробки даних та надсилання їх до виконавчих механізмів.

На рис. 2.5, г, показано виготовлений однопиксельний масив датчиків загальною площею 1 см², який містить чотири типи датчиків. Мікровиготовлена пірамідальна структура була розміщена поверх датчика тиску, що підвищує чутливість датчика, максимізуючи ефективну деформацію діелектричного матеріалу (рисунки S2 та S3). Завдяки використанню пірамідальної структури прикладена сила призводить до більш вираженої зміни ємності між переплетеними електродами, що робить датчик більш чутливим до незначних змін тиску. Щоб продемонструвати потенціал мініатюризації системи e-skin з використанням підходу мікровиготовлення, було виготовлено масив датчиків 2 × 2 з розмірами (0,32 см²) за допомогою простих процесів центрифугування та термічного випаровування (рис. 2.5, д).

Масив датчиків 2×2 має товщину всього 115 мкм після захисного шару зверху та знизу.

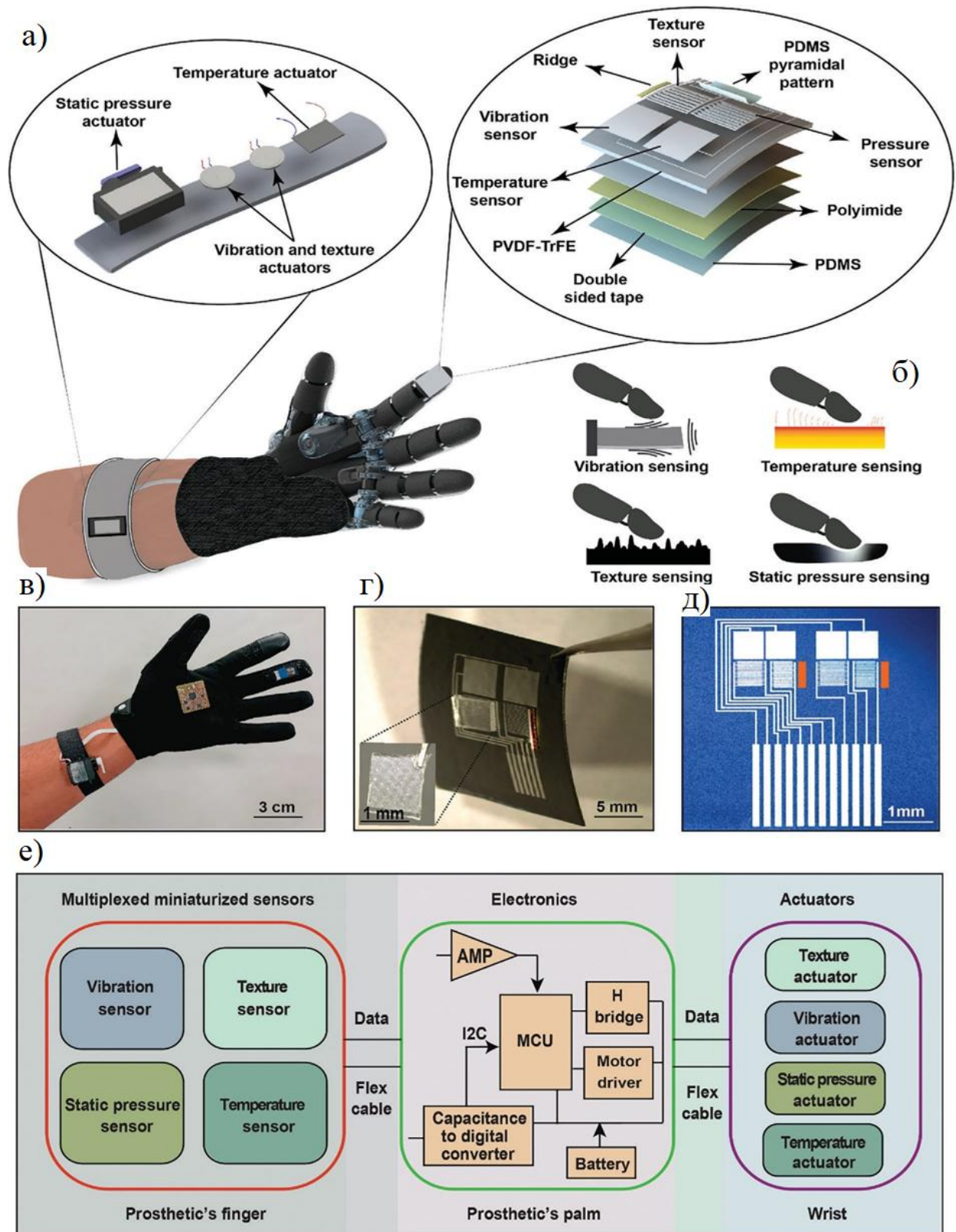


Рис. 2.5. Структура та принцип роботи штучної шкіри [28]

Таку систему e-skin можна представити трьома основними підсистемами: I) мультиплексний п'єзоелектричний датчик для збору тактильної інформації під час контакту з об'єктом; II) мініатюрна друкована плата (PCB), яка зчитує дані з датчика та надсилає їх до виконавчих механізмів; III) липучка, що містить виконавчі механізми для стимуляції здорової ділянки шкіри (рис. 2.5, е). Датчики та виконавчі механізми, що використовуються в цій установці, мають швидкий час відгуку між відчуттям датчиками на лівій кінцівці та спрацюванням на шкірі людини. Липучка, прикріплена до верхньої кінцівки, забезпечує м'який інтерфейс виконавчих механізмів зі шкірою, що робить систему легкою у використанні.

2.2.3 Характеристика датчиків тиску, температури та актуаторів штучної шкіри [28]

Датчик статичного тиску спеціально використовує періодичну структуру з переплетеними кількома пальцями. Цей датчик має такі важливі характеристики, як швидка реакція, відмінна лінійність, довготривала стабільність та широкий робочий діапазон. Пірамідальна форма, виготовлена з полідиметилсилоксану, була розміщена на датчику, і зміна діелектричної проникності датчика впливає зі зміни геометричної форми пірамідальної структури внаслідок прикладеного тиску. Прикладений зовнішній тиск призводить до зміни вихідної ємності (рис. 2.6, а). Виготовлений датчик тиску характеризується як ємнісний датчик з переплетеними штифтами, для якого ємність розраховується за допомогою рівняння (2.1).

$$C = (n - 1) * \frac{\epsilon_r * \epsilon_0 * W * t}{d} \quad (2.1)$$

У цьому рівнянні C являє собою вимірне значення ємності. ϵ_0 і ϵ_r відповідають діелектричній проникності вільного простору та діелектричного

шару відповідно. W являє собою довжину перекриття електродів, d позначає відстань між двома електродами, t вказує товщину провідного електрода, а n означає кількість штифтових електродів у структурі. Було обрано PVDF-TrFE (полівініліденфторид-трифторетилен) як діелектричний шар, що має відносно високу діелектричну проникність ($\epsilon_r = 10,5$). Ця властивість посилює зміну ємності між штифтовими електродами, роблячи датчик більш чутливим до коливань тиску. Вибір PVDF для всіх датчиків може бути не оптимальним відносно чутливості, діапазону вимірювання та часу відгуку, але він був адекватним для прийнятного діапазону щоденної діяльності. Розроблений датчик температури використовує ємнісну конфігурацію з паралельними пластинами. Зі зміною зовнішньої температури відносна діелектрична проникність діелектричного шару в датчику збільшується, що призводить до відповідного збільшення ємності (рис. 2.6, б). Ємність датчика температури з паралельними пластинами можна продемонструвати згідно з рівнянням (2.2).

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 A/d \quad (2.2)$$

де ϵ_r – діелектрична проникність діелектрика, ϵ_0 – діелектрична проникність вільного простору, A – площа пластин, а d – відстань між двома пластинами (тобто товщина діелектрика). На рис. 2.6, в, показано зображення датчика тиску, отримане за допомогою скануючої електронної мікроскопії, а на рис. 2.6, г – зображення датчика температури.

Для реєстрації зміни ємності від прикладеного тиску на датчик використовувався аналізатор імпедансу (MFIA, Zurich Instruments), синхронізований з силоміром. Виміряна ємність є лінійною функцією тиску та залишається незмінною, коли прикладений тиск (10 кПа) залишається постійним. Для реєстрації зміни ємності внаслідок прикладеного тиску на датчик використовувався аналізатор імпедансу (MFIA, Zurich Instruments), синхронізований з силоміром. Виміряна ємність демонструє зростаючу тенденцію зі збільшенням прикладеного тиску (рис. 2.6, д). Під час циклічного

навантаження та розвантаження ємність ємнісного датчика з переплетеними штифтами змінюється, як і очікувалося, у відповідь на прикладений тиск. Коли сила прикладалася, ємність відповідно змінювалася, а після зняття сили (коли вона ставала нульовою) ємність поверталася до свого початкового значення (рис. 2.6, е). Отримана калібрувальна крива є лінійною для різних прикладених зовнішніх тисків, в діапазоні від 1 до 10 кПа (рис. 2.6, є). Щоб продемонструвати автономну роботу системи e-skin, було проведено різні експерименти, в яких датчик був підключений до мініатюрної електронної схеми за допомогою гнучкого кабелю. Було проведено випробування на навантаження/розвантаження, під час якого зміна ємності реєструвалася за допомогою інтегральної схеми (ІС) ємнісного цифрового перетворювача (CDC) (FDC1004). На рис. 2.6, ж, ілюструється очікувана реакція датчика тиску на циклічне навантаження та розвантаження, демонструючи, що ємність датчика швидко повертається до свого початкового значення без помітної затримки.

Чутливість шкіри людини коливається від 0 до 10 кПа, що дозволяє відчувати легкий дотик. Для імітації цього виконавчим механізмом служить серводвигун, прикріплений за допомогою липкої стрічки на зап'ясті. Контрольоване обертання важеля двигуна відтворює легкі тактильні відчуття. Цей механізм імітує сприйняття людською шкірою. На рис. 2.6, з, показано тиск, індукований серводвигуном, виміряний датчиком сили (Nano17, ATI Inc.). Тиск двигуна на шкіру корелює із зовнішнім тиском на датчик, що змінює ємність. Важіль двигуна, обертаючись до шкіри, чинить більший тиск. Регулюючи зовнішній тиск датчика, досягається контроль над тиском шкіри. Рівень обертання важеля відповідає прикладеному тиску. Це дозволяє відтворювати легкі тактильні відчуття, що сприймаються шкірою людини.

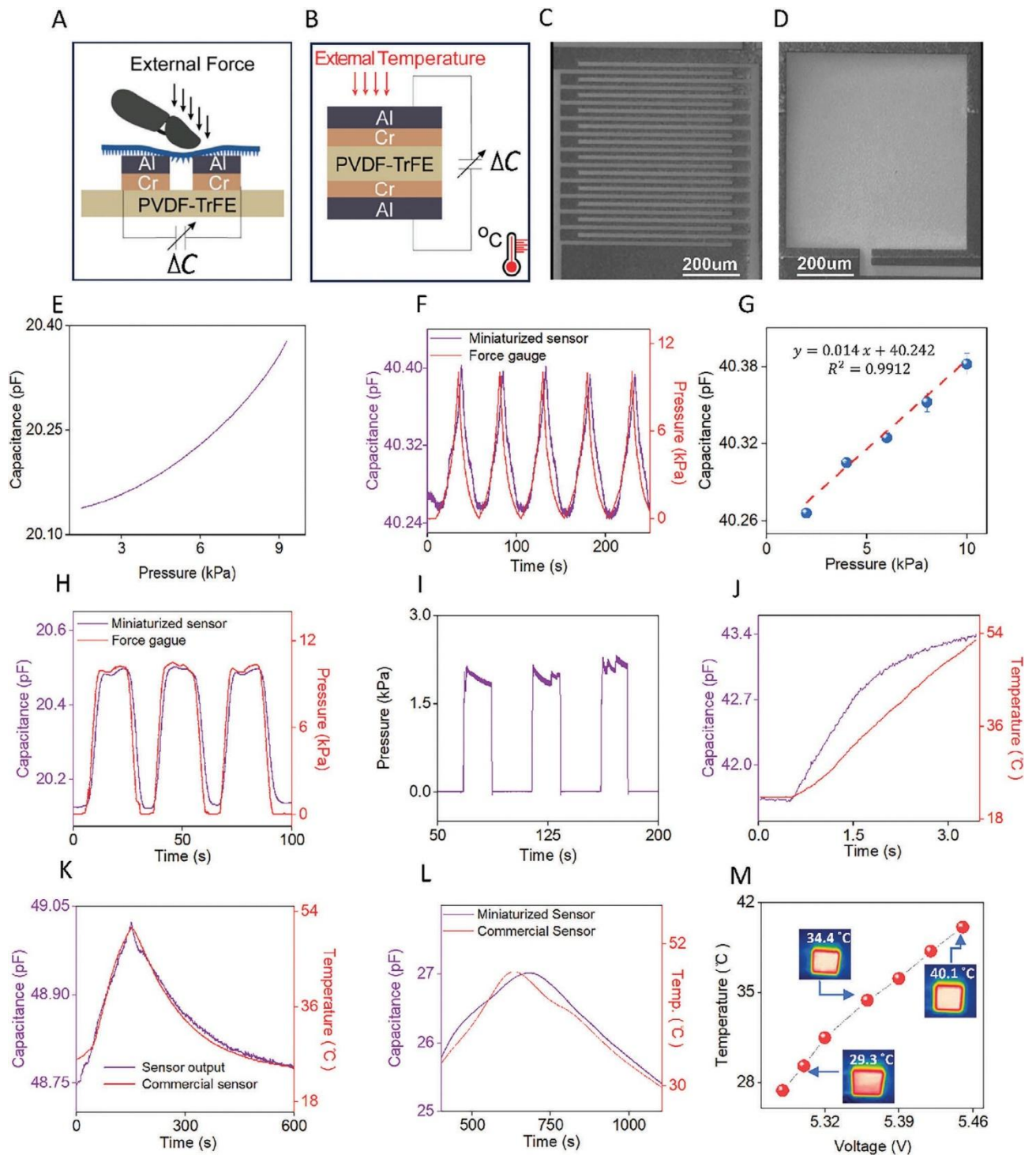


Рис. 2.6. Характеристики роботи датчика тиску та температури та відповідних їм виконавчих механізмів [28]

На рис. 2.6 позначено: а) механізм роботи мініатюрного датчика тиску; б) принцип роботи датчика температури; в) зображення мініатюрного датчика тиску, отримане за допомогою скануючої електронної мікроскопії (SEM); г) зображення SEM м'якого датчика температури; д) збільшення реакції зміни

ємності зі зміною прикладеного тиску (ΔC) відносно прикладеного тиску; е) зміна ємності датчика після чотирьох циклів навантаження/розвантаження порівняно з вимірюваннями за допомогою силоміра; є) зміна ємності датчика після чотирьох циклів навантаження/розвантаження порівняно з вимірюваннями за допомогою силоміра; ж) зміна ємності датчика, підключеного до електроніки, після трьох циклів навантаження/розвантаження порівняно з вимірюваннями за допомогою силоміра; з) реакція виконавчого механізму тиску на м'який дотик у відповідь на прикладений тиск датчика; и) лінійна реакція датчика температури на прикладену зовнішню температуру; і) зміна ємності з прикладеною зовнішньою температурою до датчика, підключеного до аналізатора імпедансу; ї) реакція мініатюрного датчика температури на зовнішню температуру в порівнянні з комерційним датчиком, підключеним до електроніки; й) вихідний сигнал температурного актуатора на збільшення прикладеної напруги [28]

Для створення відчуття температури на шкірі людини на зап'ясті руки був розміщений температурний актуатор. Як температурний актуатор був використаний модуль Пельтьє, який здатний генерувати різницю температур між його двома сторонами при прикладанні різниці напруг. Коли ємність датчика відхиляється від свого початкового значення, логічний сигнал високого рівня надсилається на цифровий вивід мікроконтролера. Цей сигнал запускає виконавчий механізм, тим самим активуючи ефект Пельтьє та призводячи до відчуття температури на шкірі. Враховуючи, що теплові терморецептори шкіри людини зазвичай стимулюються в діапазоні температур 25–40 °C, для виконавчих механізмів вкрай важливо швидко реагувати в цьому діапазоні. На рис. 2.6, и, зображено характеристичну криву температури виконавчого механізму, температуру якого можна легко підвищити до високої температури за допомогою низької напруги. На графіку зображено залежність між напругою та кінцевою підтримуваною температурою. Коли на виконавчий механізм подається сигнал стимуляції

ШІМ (широотно-імпульсною модуляцією), вихідна напруга, що подається на виконавчий механізм, контролюється Н-мостом.

2.2.4 Характеристика датчика та актуатора вібрації в штучній шкірі

Описана шкіра чутливіша до механічних коливань у діапазоні частот 40–400 Гц. Щоб відтворити здатність людської шкіри сприймати вібрації, було розроблено п'єзоелектричний датчик вібрації. Цей датчик виявляє зовнішні механічні коливання різної частоти та генерує вихідну напругу у відповідь. Датчик має конфігурацію паралельних пластин, використовуючи PVDF-TrFE як діелектричний шар. PVDF – це п'єзоелектричний пластичний матеріал з унікальною властивістю: під час механічної деформації він генерує рівні та протилежні заряди з обох боків плівки. У випадку розглянутого п'єзоелектричного датчика вібрації зовнішні коливання змушують плівку PVDF вирівнювати свої диполі в певному напрямку, від верхнього шару до нижнього. Це вирівнювання призводить до різниці потенціалів у зовнішньому колі (рис. 2.7, а). Амплітуда напруги, що створюється у зовнішньому колі, прямо пропорційна амплітуді прикладеної вібрації. Отже, коливання з вищою амплітудою індукують вищі вихідні напруги датчика. Така поведінка дозволяє датчику точно фіксувати та кількісно визначати величину зовнішніх коливань на основі результуючих сигналів напруги. На рис. 2.7, б, представлено SEM-зображення виду зверху датчика вібрації.

Для індукції вібрацій використовувався вібраційний двигун, прикріплений під датчиком (рис. 2.7, в). Вихід п'єзоелектричного датчика вібрації був підключений до осцилографа для запису даних у вигляді сигналу вихідної напруги. Сигнал напруги, записаний осцилографом з частотою дискретизації 100 кСм/с, представлений на рис. 2.7, в, протягом 10 с. Щоб усунути мережевий шум 50 Гц, сигнал пропускався через режекторний фільтр з частотою 50 Гц. Цей процес фільтрації допомагає підвищити чіткість сигналу вібрації. Щоб перевірити здатність датчика вібрації виявляти широкий діапазон частот, на датчик впливали високочастотними коливаннями. На рис. 2.7, г та д зображено результуючі сигнали напруги, що генеруються внаслідок

збільшення зовнішньої вібрації відповідно. Для підтвердження частоти датчика вібрації було проведено аналіз на основі швидкого перетворення Фур'є (FFT) за допомогою MATLAB. Отриманий графік FFT на рисунку 3F показує, що домінуюча частота у вихідному сигналі становить 60 Гц, що підтверджує частоту, згенеровану датчиком вібрації. Для підтвердження домінуючої частоти, присутньої у високочастотних сигналах, було розраховано відгук FFT. На рис. 2.7, є, показано сигнал FFT з рисунка 3D, на якому видно домінуючу частоту 80 Гц. Аналогічно, для форми сигналу, отриманої на рис. 2.7, д, аналіз FFT показав пік домінуючої частоти на рівні 100 Гц, як показано на рис. 2.7, ж. Ці аналізи демонструють точне вловлювання та диференціацію різних частот датчика вібрації в його робочому діапазоні, включаючи нижчі та вищі частоти. Було проведено порівняння продуктивності з комерційним акселерометром, щоб перевірити домінуючу частоту, що генерується розглянутим датчиком вібрації. Датчик вібрації та акселерометр були розміщені поруч один з одним на вібруючій балці та підключені до осцилографа. Вихідний сигнал акселерометра був записаний у вигляді форми хвилі напруги, з частотою дискретизації 100 кС с^{-1} . Для підтвердження домінуючої частоти було проведено FFT-аналіз обох форм хвилі. FFT-аналіз виявив домінуючу частоту 80 Гц як для датчика вібрації, так і для акселерометра, що вказує на узгодженість між двома вимірюваннями (Рисунок S9). Крім того, для підтвердження домінуючої частоти 100 Гц також було отримано вихідний сигнал акселерометра. Для форми хвилі напруги було проведено FFT-аналіз і було підтверджено наявність частоти 100 Гц. Порівняння виготовленого датчика з комерційним датчиком підтверджує його функціональність.

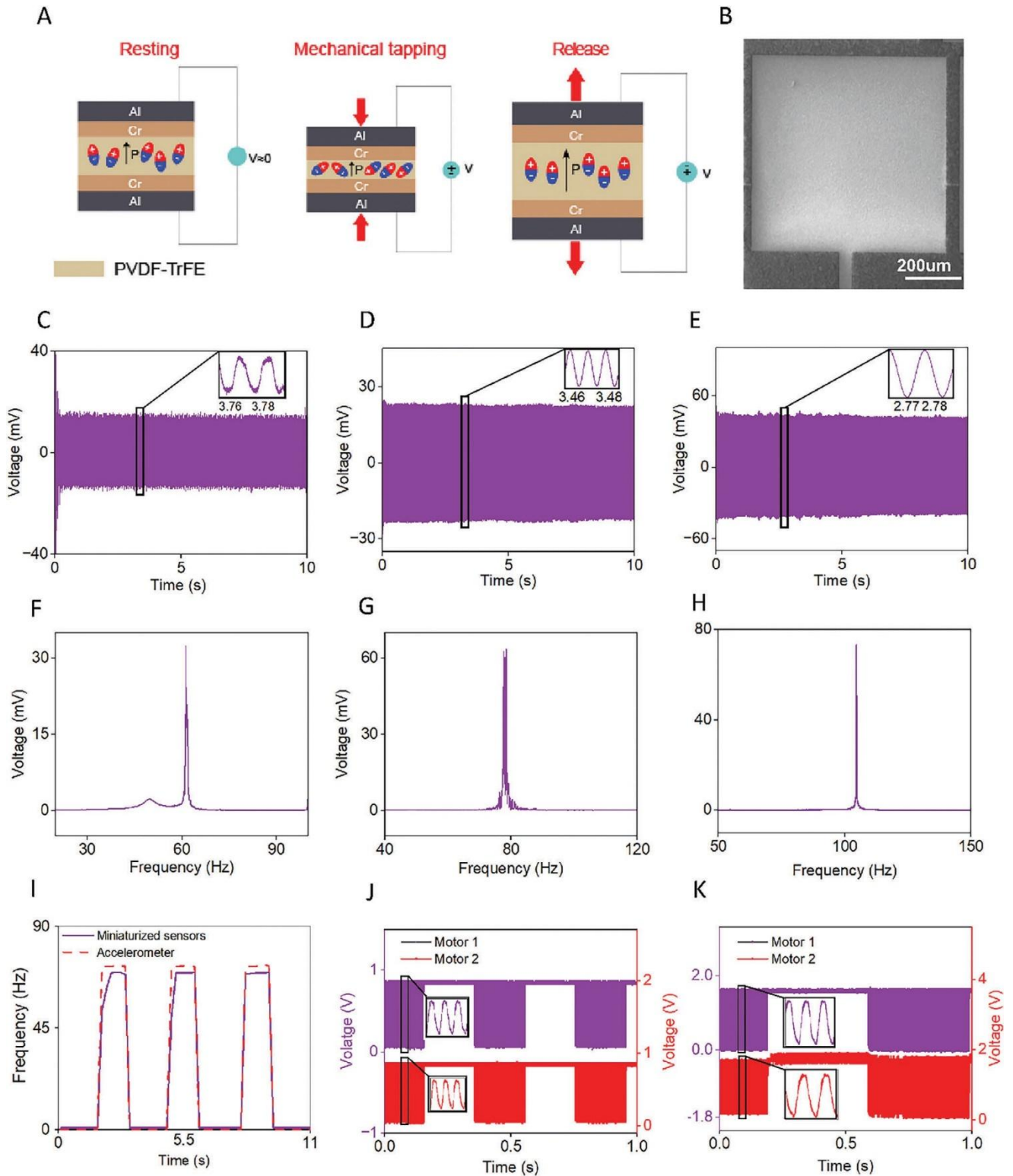


Рис. 2.7. Характеристика п'єзоелектричного датчика вібрації та виконавчого механізму [28]

На рис. 2.7 позначено: а) механізм роботи п'єзоелектричного датчика вібрації; б) SEM-зображення датчика вібрації; в) форма хвилі напруги вихідного сигналу вібрації 60 Гц; г) домінуючий піковий сигнал вібрації 35 Гц;

д) форма хвилі напруги вихідного сигналу вібрації 80 Гц; е) домінуючий піковий сигнал вібрації 45 Гц; є) форма хвилі напруги вихідного сигналу вібрації 100 Гц; ж) домінуючий піковий сигнал вібрації 60 Гц; з) датчик вібрації, підключений до електронної схеми, яка обчислює домінуючу частоту зовнішньої прикладеної вібрації; и, і) ШІМ-вихід двох двигунів типу "таблетка", що вібрують одночасно з частотами 100 та 80 Гц відповідно. [28]

Для оцінки продуктивності автономної системи було підключено датчик вібрації до мініатюрної двосторонньої друкованої плати, спеціально розробленої для системи e-skin. Було проведено аналіз FFT у режимі реального часу вхідного сигналу, отриманого мікроконтролером від датчика. На рис. 2.7, з, показано вихідний сигнал, що генерується мікроконтролером, який включає визначення домінуючої частоти за допомогою FFT-аналізу. За відсутності зовнішньої вібрації вихід FFT видавав нульове значення домінуючої частоти. Аналогічно, коли до системи застосовувалася зовнішня вібрація, отримувалося ненульове значення домінуючої частоти. Цю домінуючу частоту було додатково перевірено шляхом порівняння її з вихідним сигналом FFT, отриманим від акселерометра. Порівнюючи сигнали FFT як з виходу датчика, так і з акселерометра, можна підтвердити точність та узгодженість домінуючої частоти, визначеної автономною системою. Цей аналіз гарантує, що система ефективно реєструє та обробляє дані про вібрацію, продукуючи достовірну інформацію про домінуючу частоту. Щоб створити відчуття вібрації на шкірі в якості актуаторів було використано таблеткоподібні вібраційні двигуни. Ці ексцентрикові обертові масові (ERM) двигуни (VC102GB002F) були спеціально підібрані для вібрації на тих самих домінуючих частотах, що й датчик вібрації. Для синхронізації спрацьовування з виходом датчика було використано драйвер двигуна (DRV2G05). Драйвер двигуна генерував ШІМ-сигнал, який був узгоджений з домінуючою частотою, отриманою в результаті аналізу FFT у реальному часі мікроконтролером. Цей ШІМ-сигнал потім використовувався для керування вібраційними двигунами, забезпечуючи їх вібрацію на потрібній частоті. Для

спрацьовування вібрації обидва двигуни працювали одночасно з однаковим ШІМ-сигналом. На рис. 2.7, и, і, показано роботу двох двигунів, що вібрують на частоті 100 та 80 Гц відповідно, із синхронізованою ШІМ. Це синхронізоване спрацьовування вібрації забезпечує реалістичне та скоординоване відчуття вібрації для шкіри користувача.

2.3 Вибір типу перетворювачів для власного рішення

Відповідно до пункту 1.4, в якості тензорезистора пропонується використати підгрупу мініатюрних елементів BF350-3. Тут перша літера В вказує на тип вимірювального приладу і може мати різні значення: В – фольгований тип; Т: спеціального призначення; Z: сплав Кама. Друга літера вказує на матеріал підкладки: В – поліімід, армований скловолокном; F – модифікована фенольна смола; А – поліімідна смола; Е – фенольна ацетальна смола; Q – ацетальна смола на паперовій основі. Наступні цифри вказують на опір самого резистора – 350 Ом, наступна цифра – це активна довжина резистивного матеріалу, і далі вказуються дві літери - геометрія резистивної сітки та паяльних виводів. За цими двома останніми літерами можливими є декілька конфігурацій такого сенсора. Вони наведені на рис. 2.8.

В якості п'єзосенсора пропонується використати малогабаритний дископодібний акустичний п'єзовипромінювач із зовнішнім діаметром основного диска 20мм (рис. 2.9).

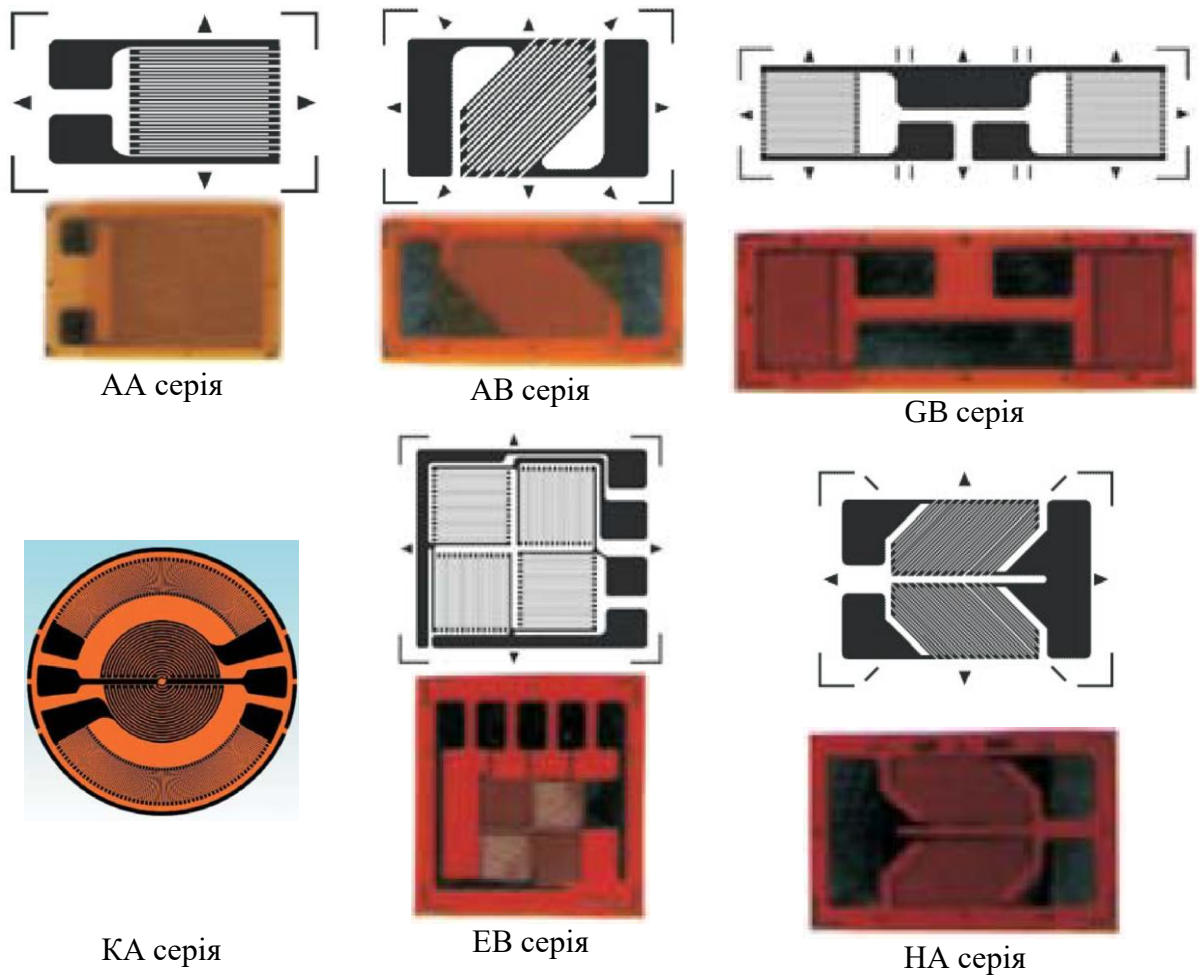


Рис. 2.8. Конфігурації тензорезистивного елемента

В якості п'єзосенсора пропонується використати малогабаритний дископодібний акустичний п'єзовипромінювач із зовнішнім діаметром основного диска 20мм (рис. 2.9).

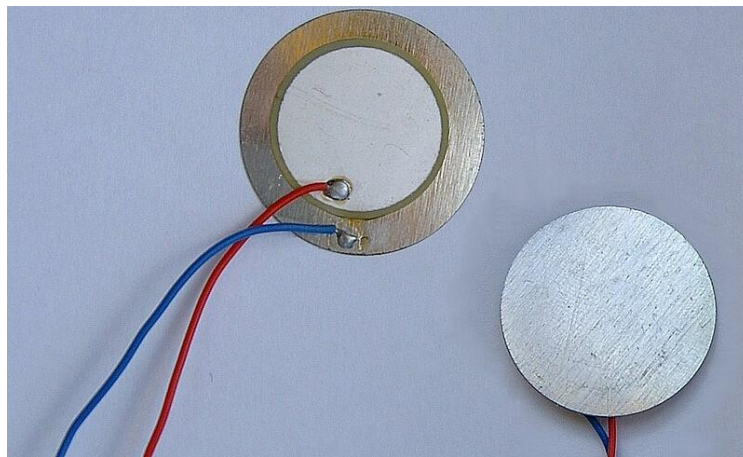


Рис. 2.9. Малогабаритний дископодібний акустичний п'єзовипромінювач

Попри те, що він призначений для генерування акустичних сигналів, він чудово працює і як п'єзокерамічний датчик динамічних механічних навантажень.

Власне тепер можна вибрати конкретний тип тензорезистора. Зокрема, враховуючи те, що п'єзосенсор є дисковим, то і тензорезистор потрібно вибрати такої ж конфігурації. При цьому, враховуючи можливі механічні деформації цього датчика, як основу варто вибрати поліімід, армований скловолокном. Таким чином повна назва вибраних тензорезисторів – ВВ-350-3-КА.

2.4 Висновки до розділу 2

Було проаналізовано техніку 3D-друку для чотирьох типів тактильних датчиків, включаючи п'єзорезистивні, ємнісні, п'єзоелектричні та трибоелектричні датчики. 3D-друк може спростити процес виготовлення, забезпечити спільне осадження з кількох матеріалів та створити спроектовані макроструктури, які можуть впливати на характеристики чутливості. Це дає змогу розробляти багатофункціональні тактильні датчики, які можна інтегрувати з різними формами м'яких елементів протезів. Однак, залишається складність контролю параметрів та повторюваності результату.

Також проаналізовано принцип технічної реалізації та роботи п'єзоелектричної електронної шкіри з тактильним зворотним зв'язком для протеза верхніх кінцівок. Однак її виготовлення застосування є складним і багато питань її функціонування залишаються невирішеними.

Тому вирішено реалізувати систему тактильних відчуттів на стандартних елементах – п'єзокерамічних перетворювачах та тензорезисторах.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Пропонований метод реалізації тактильних відчуттів

На основі проведеного вище аналізу запропоновано реалізувати гібридну систему тактильних відчуттів наступним чином. По перше в якості сенсорів, які сприйматимуть зовнішні впливи, пропонується використати п'єзоперетворювачі та тензорезистори. Це пов'язано із наступним припущенням. Для користувача буде особливо корисним можливість відчувати моменти контакту протеза із об'єктами і зміни вібрацій актуаторів при оцінюванні текстури об'єктів. Поснійні впливи актуаторів на поверхню шкіри пацієнта наприклад при утримуванні вже захопленого предмета є надлишковими та додатково відволікатимуть увагу пацієнта створюючи додаткові когнітивні навантаження. Власне тут основним є відчуття динаміки дотику. Тому використано саме п'єзоперетворювач. Завдяки явищу п'єзоефекту на його металізованих зовнішніх гранях виникатиме електричний заряд, або його зміна, яка буде пропорційною динаміці зовнішнього навантаження на цей елемент. Тензорезистори ж мають слугувати джерелом сигналів про процес захвату та утримування предметів для самого протеза, оскільки зміна опору їх буде пропорційною до зовнішніх навантажень та підтримуватиметься однаковою при однакових статичних навантаженнях. Це елемент самоадаптації, який практично відсутній в сучасних прототипах протезів, але необхідний для забезпечення стабільної роботи протеза та ефективного виконання ним захватів. Таким чином, реалізується два підтипи методу реалізації тактильних відчуттів – тактильні відчуття для користувача (п'єзосенсор) та тактильні відчуття для мікроконтролерного модуля керування протезом (тензорезистори).

В якості ж актуаторів пропонується використати актуатори для вібротактильної стимуляції через простоту реалізації цього методу та надійність сприйняття користувачами протезів.

Елементи пропонованого методу показані структурно на рис. 3.1.

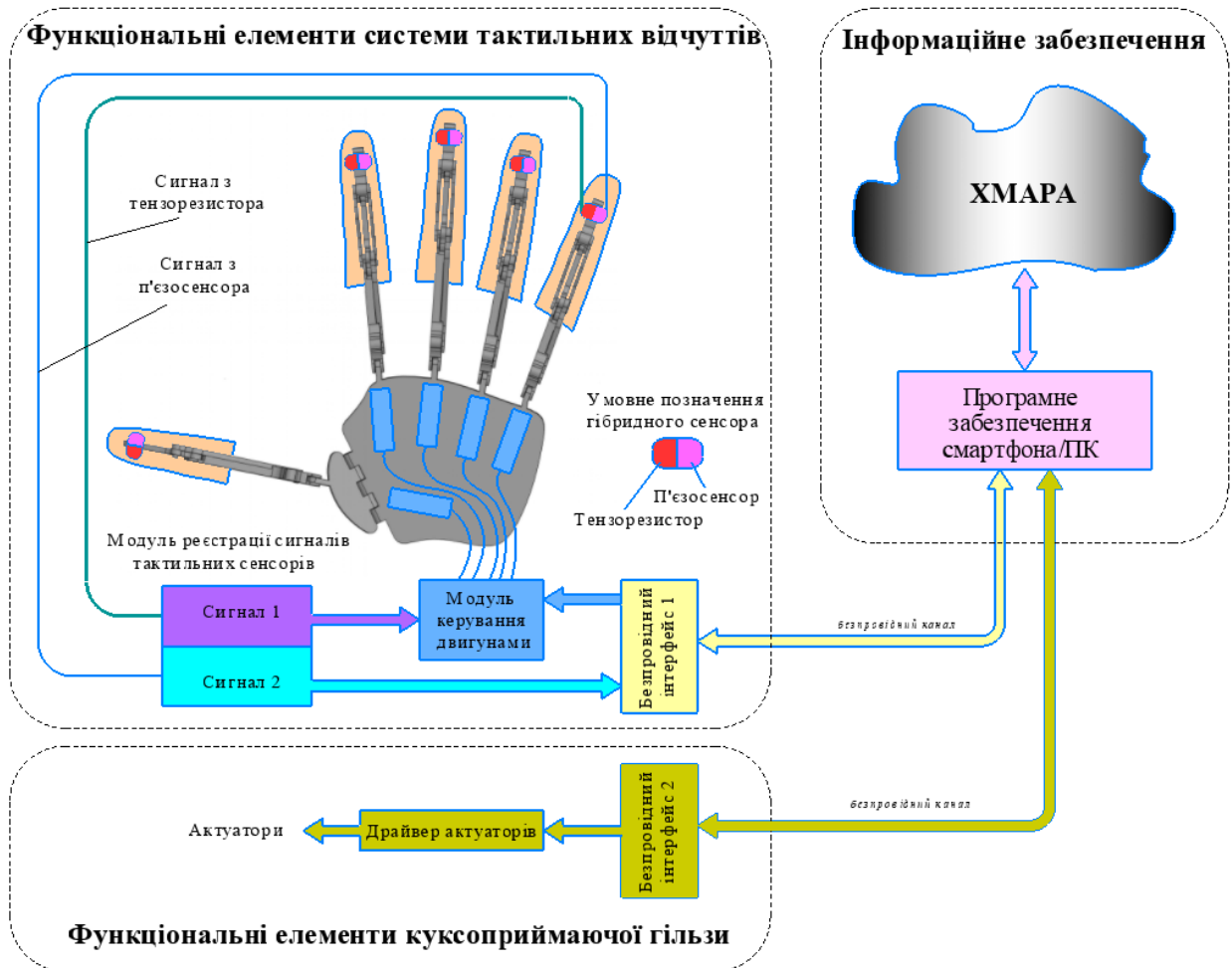


Рис. 3.1. Структура організації роботи біонічного протеза

Окремо на рис. 3.1 виділено кола реалізації тактильних відчуттів пропонованого методу.

Відповідно до рис. 3.1, пропонована система передбачає розміщення двох типів сенсорів у дистальних фалангах кожного пальця та групу актуаторів, що розміщуються в куксоприймаючій гільзі. Для організації цих сенсорів та актуаторів в єдине ціле застосовується модуль мікроконтролерного керування із безпроводним інтерфейсом. Для налаштування системи на етапах навчання пропонується використати методи машинного навчання та штучні

нейронні мережі. Після навчання системи та налаштування комфортних для користувача режимів роботи актуаторів отримані параметри вводяться в модуль мікроконтролерного керування для наступного постійного використання при користуванні протезом. Таким чином реалізовується концепція IoT при об'єднанні сенсорів та актуаторів в єдину систему.

3.2 Технічна реалізація пропонованого методу

Насам перед, для встановлення елементів пропонованої системи тактильних відчуттів було використано тяговий протез Kinetic Hand (рис. 3.2).

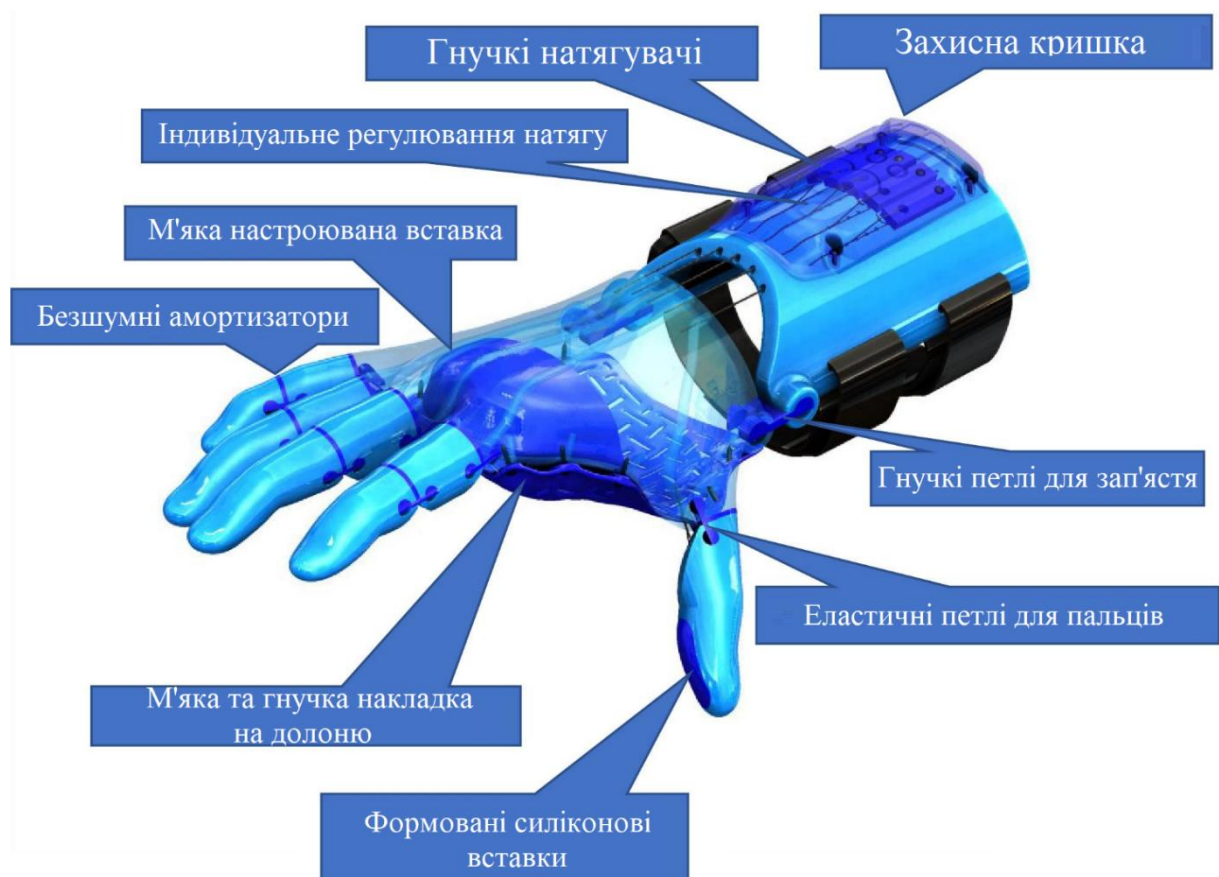


Рис. 3.2. Будова Kinetic Hand

Усі несучі елементи протеза є твердими та виготовляються методом 3D друку із ABS філамента. В дистальних фалангах пальців розміщуються формовані силіконові вставки, які можуть бути виготовлені методом 3D друку

із еластомерних матеріалів. Власне ці вставки призначені для надійного захоплення та утримування предметів. Власне в них і пропонується розміщувати сенсори пропонованої гібридної системи тактильних відчуттів. Для цього в цих вставках виконано два прямокутні отвори, в які вставляються сенсори, при чому в нижній отвір вставляється п'єзосенсор, а у верхній – тензорезистор. Це зроблено із наступної причини. Основа вставки є суцільною і відповідно більш жорсткою. Верхня частина над цією основою є частково пустотілою із ромбоподібною структурою. При натисненні на верхню частину поверхні вставки, зусилля передаватиметься на п'єзосенсор через цю внутрішню ромбоподібну структуру. При чому, при надлишковому тиску на поверхню вставки тиск на п'єзосенсор буде обмеженим деформацією ромбоподібною структури, що унеможливить деформацію та розтріскування самого п'єзосенсора. На рис. 3.3 наведено зображення моделі однієї вставки із відповідними отворами.

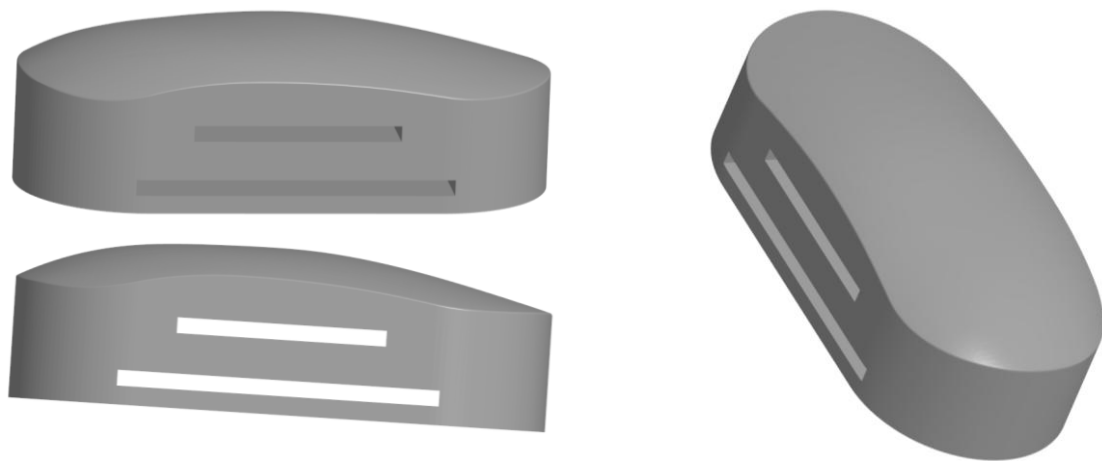


Рис. 3.3. Зображення моделі однієї вставки із відповідними отворами під п'єзосенсор та тензорезистор

Тензорезистор вставляється у верхній отвір і відповідно буде зазнавати більших деформацій ніж п'єзосенсор. Однак його деформація також буде обмежена деформацією внутрішньої структури вставки.

На рис. 3.4 наведено вигляд надрукованої вставки для великого пальця із розміщеним всередині п'єзосенсором. Через відсутність тензорезистора дослідження проводились виключно із п'єзосенсором.

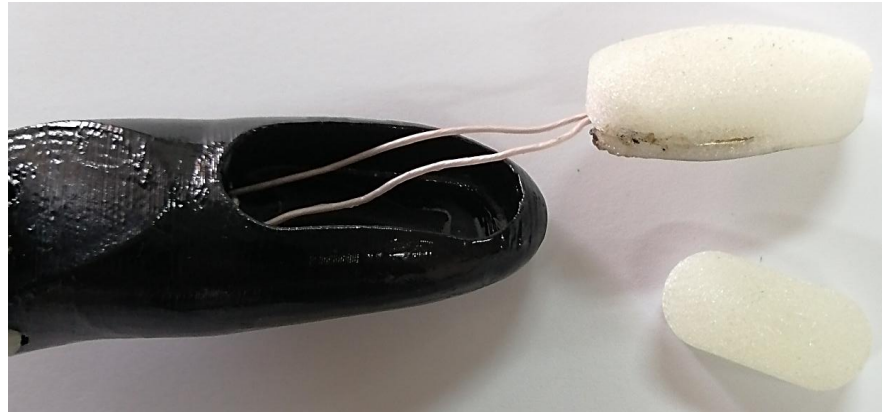


Рис. 3.4. Вигляд надрукованої вставки для великого пальця із розміщеним всередині п'єзосенсором

Власне загальна конструкція протеза із розміщеним одним сенсором у вставці великого пальця наведені на рис. 3.5.



Рис. 3.5. Конструкція протеза із розміщеним одним сенсором у вставці великого пальця

Додатково на рис. 3.5 показано кабель відведення потенціалу від п'єзосенсора.

3.3 Попередня реєстрація сигналів

На наступному етапі проведено перевірку працездатності пропонуваної системи. Для цього було підключено вихід сенсора до входу звукової картки ноутбука. Далі виконувались незначні постукування по вставці великого пальця та погладження її різними предметам. Вигляд цих сигналів наведено на рис. 3.6.

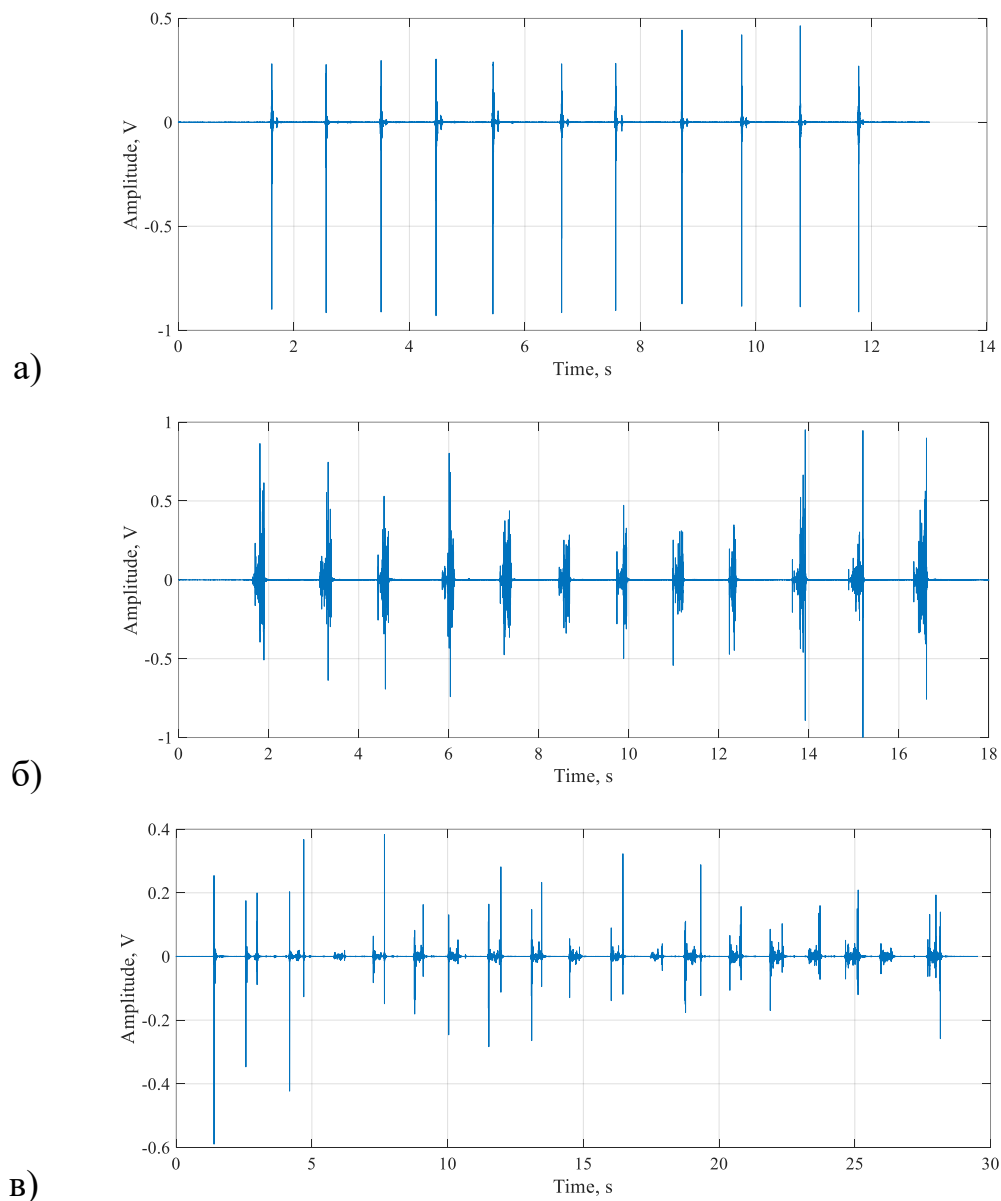


Рис. 3.6. Зображення екрана осцилографа при постукуванні по вставці із п'єзосенсором (а), погладженні її іншою еластомерною вставкою (б) та ватною паличкою (в)

Із рис. 3.6 можна зробити висновок, що використаний метод організації тактильних відчуттів не лише забезпечує можливість відчущання дотику, але і розрізнення текстури предметів, які захоплюються, оскільки сигнали з виходу п'єзосенсора різняться у великій степені. При якісному налаштуванні модуля мікроконтролерного керування та режимів роботи актуаторів користувач протезом зможе відчувати дотик до різних об'єктів та розпізнавати їхню текстуру.

3.4 Висновки до розділу 3

Запропоновано для реалізації гібридної системи тактильних відчуттів використати в якості якості сенсорів, які сприйматимуть зовнішні впливи, п'єзосенсори та тензорезистори. Таким чином, реалізується два підтипи методу реалізації тактильних відчуттів – тактильні відчуття для користувача (п'єзосенсор) та тактильні відчуття для мікроконтролерного модуля керування протезом (тензорезистори). В цьому випадку, тензорезистори мають слугувати джерелом сигналів про процес захвату та утримування предметів для самого протеза. Це елемент самоадаптації, який практично відсутній в сучасних прототипах протезів, але необхідний для забезпечення стабільної роботи протеза та ефективного виконання ним захватів.

В якості ж актуаторів пропонується використати актуатори для вібротактильної стимуляції через простоту реалізації цього методу та надійність сприйняття користувачами протезів.

Пропонована система передбачає розміщення цих двох типів сенсорів у дистальних фалангах кожного пальця та групу актуаторів, що розміщуються в куксоприймаючій гільзі. Для організації цих сенсорів та актуаторів в єдине ціле застосовується модуль мікроконтролерного керування із безпроводним інтерфейсом. Для налаштування системи на етапах навчання пропонується використати методи машинного навчання та штучні нейронні мережі. Після

навчання системи та налаштування комфортних для користувача режимів роботи актуаторів отримані параметри вводяться в модуль мікроконтролерного керування для наступного постійного використання при користуванні протезом. Таким чином реалізовується концепція IoT при об'єднанні сенсорів та актуаторів в єдину систему.

Запропоновано варіант технічної реалізації запропонованого методу та проведено попередню реєстрацію сигналів з п'єзосенсора. Результати попереднього аналізу показали, що запропонований метод реалізації тактильних відчуттів не лише забезпечує можливість відчущування дотику, але і розрізнення текстури предметів, які захоплюються.

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 матеріаліякі 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

Проаналізовано неінвазивні методи реалізації тактильного ЗЗ, зокрема зворотнього зв'язку за тиском, вібраціями, розтягненням шкіри, стисненням, тепловим та електрозв'язком. Також проаналізовано методи реалізації гібридного зворотнього зв'язку шляхом комбінування декількох згаданих методів.

Також розглянуто поширення механічних впливів в протезах верхніх кінцівок. Показано, що використання звичайного біонічного протеза верхньої кінцівки може створювати незначні впливи на механорецептори шкіри кукси пацієнта при дотиках та захопленні різних об'єктів внаслідок поширення по механічній конструкції вібрацій від цього. Однак, такі вібрації швидко зникають і лише незначна їх частка може доходити до кукси. Запропоновано на шляху від дистальних фаланг пальців, де зовнішні впливи будуть максимальними, до куксоприймаючої гільзи, де ознаки цих впливів через природнє поширення вібрацій по механічній конструкції протеза буде мінімальним або взагалі відсутнім, використати свого роду «ретранслятор» по аналогії із радіотехікою, який сприйматиме зовнішні впливи, підсилюватиме їх та надсилатиме на актуатори, які створюватимуть аналогічні чи подібні до зовнішніх впливів впливи на механорецептори шкіри кукси. Такий «ретранслятор» і буде системою реалізації тактильних відчуттів.

Було проаналізовано техніку 3D-друку для чотирьох типів тактильних датчиків, включаючи п'єзорезистивні, ємнісні, п'єзоелектричні та трибоелектричні датчики. Також проаналізовано принцип технічної реалізації та роботи п'єзоелектричної електронної шкіри з тактильним зворотним зв'язком для протеза верхніх кінцівок. Однак її виготовлення та застосування є складним і багато питань її функціонування залишаються невирішеними.

Тому вирішено реалізувати систему тактильних відчуттів на стандартних елементах – п'єзокерамічних перетворювачах та тензорезисторах.

Запропоновано для реалізації гібридної системи тактильних відчуттів використати в якості якості сенсорів, які сприйматимуть зовнішні впливи, п'єзосенсиори та тензорезистори. Таким чином, реалізується два підтипи методу реалізації тактильних відчуттів – тактильні відчуття для користувача (п'єзосенсор) та тактильні відчуття для мікроконтролерного модуля керування протезом (тензорезистори). В цьому випадку, тензорезистори мають слугувати джерелом сигналів про процес захвату та утримування предметів для самого протеза. Це елемент самоадаптації, який практично відсутній в сучасних прототипах протезів, але необхідний для забезпечення стабільної роботи протеза та ефективного виконання ним захватів.

В якості ж актуаторів пропонується використати актуатори для вібротактильної стимуляції через простоту реалізації цього методу та надійність сприйняття користувачами протезів.

Пропонована система передбачає розміщення цих двох типів сенсорів у дистальних фалангах кожного пальця та групу актуаторів, що розміщуються в кукоприймаючій гільзі. Для організації цих сенсорів та актуаторів в єдине ціле застосовується модуль мікроконтролерного керування із безпроводним інтерфейсом. Для налаштування системи на етапах навчання пропонується використати методи машинного навчання та штучні нейронні мережі. Після навчання системи та налаштування комфортних для користувача режимів роботи актуаторів отримані параметри вводяться в модуль мікроконтролерного керування для наступного постійного використання при користуванні протезом. Таким чином реалізовується концепція IoT при об'єднанні сенсорів та актуаторів в єдину систему.

Запропоновано варіант технічної реалізації запропонованого методу та проведено попередню реєстрацію сигналів з п'єзосенсора. Результати попереднього аналізу показали, що запропонований метод реалізації тактильних відчуттів не лише забезпечує можливість відчущування дотику, але і розрізнення текстури предметів, які захоплюються.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Mohammed Najeh Nemah, Cheng Yee Low, Omar Hammad Aldulaymi, Pauline Ong, Al Emran Ismail, Abdullah Ali Qasim. A Review of Non-Invasive Haptic Feedback stimulation Techniques for Upper Extremity Prostheses. INTERNATIONAL JOURNAL OF INTEGRATED ENGINEERING VOL. 11 NO. 1 (2019) 299-326.
2. P. Slade, A. Akhtar, M. Nguyen, and T. Bretl,(2015).Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand. in Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on, pp. 6451-6456.
3. Y. Zheng, Y. Peng, G. Wang, X. Liu, X. Dong, and J.Wang,(2016).Development and evaluation of a sensor glove for hand function assessment and preliminary attempts at assessing hand coordination. Measurement, vol. 93, pp. 1-12.
4. L. Osborn, W. W. Lee, R. Kaliki, and N. Thakor,(2014).Tactile feedback in upper limb prosthetic devices using flexible textile force sensors. in Biomedical Robotics and Biomechatronics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on, , Sao Paulo, Brazil, pp. 114-119.
5. S. Youn, D. G. Seo, and Y.-H. Cho,(2013).A micro tactile transceiver for fingertip motion recognition and texture generation. Sensors and Actuators A: Physical, vol. 195, pp. 105-112.
6. E. Kerr, T. McGinnity, and S. Coleman,(2018).Material recognition using tactile sensing. Expert Systems with Applications, vol. 94, pp. 94-111.
7. Y. Cho, K. Liang, F. Folowosele, B. Miller, and N. V. Thakor,(2007).Wireless temperature sensing cosmesis for prosthesis. in Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, pp. 672-677.

8. A. Polishchuk, W. T. Navaraj, H. Heidari, and R. Dahiya,(2016).Multisensory Smart Glove for Tactile Feedback in Prosthetic Hand. *Procedia Engineering*, vol. 168, pp. 1605-1608.
9. T. B. Martin, R. O. Ambrose, M. A. Diftler, R. Platt, and M. Butzer,(2004).Tactile gloves for autonomous grasping with the NASA/DARPA Robonaut. in *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 IEEE International Conference on*, pp. 1713-1718.
10. R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, and G. Sandini,(2010).Tactile sensing—from humans to humanoids. *IEEE transactions on robotics*, vol. 26, pp. 1-20.
11. C. Antfolk, C. Cipriani, M. C. Carrozza, C. Balkenius, A. Bjurkman, G. Lundborg, et al.,(2013).Transfer of tactile input from an artificial hand to the forearm: experiments in amputees and able-bodied volunteers. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 8, pp. 249-254.
12. M. O. Culjat, J. Son, R. E. Fan, C. Wottawa, J. W. Bisley, W. S. Grundfest, et al.,(2010).Remote tactile sensing glove-based system. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE, Buenos Aires, Argentina*, pp. 1550-1554.
13. S. Fukushima, H. Sekiguchi, Y. Saito, W. Iida, T. Nozaki, and K. Ohnishi,(2018).Artificial Replacement of Human Sensation Using Haptic Transplant Technology. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 65, pp. 3985-3994.
14. J. Bimbo, C. Pacchierotti, M. Aggravi, N. Tsagarakis, and D. Prattichizzo,(2017).Teleoperation in cluttered environments using wearable haptic feedback. in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2017 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 3401-3408.
15. H. Huang, T. Li, C. Antfolk, C. Enz, J. Justiz, and V. M. Koch,(2016).Experiment and investigation of two types of vibrotactile devices. in *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2016 6th IEEE International Conference on, Singapore, Singapore*, pp. 1266-1271.

16. J. M. Walker, A. A. Blank, P. A. Shewokis, and M. K. O'Malley,(2015).Tactile feedback of object slip facilitates virtual object manipulation. *IEEE transactions on haptics*, vol. 8, pp. 454-466.
17. M. D'Alonzo, F. Clemente, and C. Cipriani,(2015).Vibrotactile stimulation promotes embodiment of an alien hand in amputees with phantom sensations. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, pp. 450-457.
18. O. Kayhan, A. K. Nennioglu, and E. Samur,(2018).A skin stretch tactor for sensory substitution of wrist proprioception. in *Haptics Symposium (HAPTICS)*, 2018 IEEE, San Francisco, CA, USA, pp. 26-31.
19. J. P. Clark, S. Y. Kim, and M. K. O'Malley,(2018).The rice haptic rocker: Altering the perception of skin stretch through mapping and geometric design. in *IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, San Francisco, CA, USA.
20. D. Pamungkas and K. Ward,(2015).Tactile sensing system using electro-tactile feedback. in *Automation, Robotics and Applications (ICARA)*, 2015 6th International Conference on, Queenstown, New Zealand, pp. 295-299.
21. Y. Ueda and C. Ishii,(2017).Feedback device of temperature sensation for a myoelectric prosthetic hand. *Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal*, vol. 2, pp. 41- 47.
22. C. Antfolk, M. D'Alonzo, M. Controzzi, G. Lundborg, B. Ros n, F. Sebelius, et al.,(2013).Artificial redirection of sensation from prosthetic fingers to the phantom hand map on transradial amputees: vibrotactile versus mechanotactile sensory feedback. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 21, pp. 112-120.
23. K. Bark, J. W. Wheeler, S. Premakumar, and M. R. Cutkosky,(2008).Comparison of skin stretch and vibrotactile stimulation for feedback of proprioceptive information. in *Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems 2008*, Reno, Nevada, USA, pp. 71-78.

24. F. Clemente and C. Cipriani,(2014).A novel device for multi-modal sensory feedback in hand prosthetics: Design and preliminary prototype. in Haptics Symposium (HAPTICS), 2014 IEEE, pp. 569-573.

25. D. Leonardis, M. Solazzi, I. Bortone, and A. Frisoli,(2017).A 3-RSR haptic wearable device for rendering fingertip contact forces. IEEE transactions on haptics, vol. 10, pp. 305-316.

26. Alessia S Ivani, Manuel G Catalano, Giorgio Grioli, Matteo Bianchi, Yon Visell, Antonio Bicchi. Tactile Perception in Upper Limb Prostheses: Mechanical Characterization, Human Experiments, and Computational Findings. IEEE Trans Haptics. 2024 Oct-Dec;17(4):817-829.

27. Xinran Zhou & Pooi See Lee. Three-dimensional printing of tactile sensors for soft robotics. Volume 46, pages 330–336, (2021).

28. Muhammad Awais, Easa AliAbbasi, Abdulkadir Yasin Atik, Mohammad Javad Bathae at all. Multiplexed Piezoelectric Electronic Skin with Haptic Feedback for Upper Limb Prosthesis. Advanced Sensor Research. October 2024, 3(12). 14 p.

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. 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

31. 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

32. 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

33. Nykytyuk, V., Dozorsky, 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.

34. 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.

35. 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

36. 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.

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

38. В. Дозорський, О. Гевко, О. Дозорська, Є. Яворська, І. Паньків. Удосконалення елементів електроенцефалографічної системи для моніторингу психологічного стану. Воєнні конфлікти та техногенні катастрофи: історичні та психологічні наслідки: Збірник тез III Міжнародної наукової конференції, 20-21 квітня 2023 р. / упоряд. Криськов А.А., Габрусєва Н.В. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2023. 181 с.

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

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

ДОДАТКИ

Додаток А

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

МАТЕРІАЛИ

ХІІ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

**«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»**



17-18 грудня 2025 року

**ТЕРНОПІЛЬ
2025**

СЕКЦІЯ 3. КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ ТА МЕРЕЖІ

УДК 612.741.1

Р. Андрейчук; В. Скоревич; Л. Дедів, к. т. н., доц.; В. Дозорський, к. т. н., доц.; О. Дозорська, к. т. н.

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

СПОСІБ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОПРІОЦЕПТИВНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ПРОТЕЗА НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ

UDC 612.741.1

R. Andreychuk; V. Skorevych; L. Dediv, PhD., Assoc. Prof.; V. Dozorskyi, PhD., Assoc. Prof.; O. Dozorska, PhD.

THE CONCEPT OF PROPRIOCEPTIVE SYSTEM IMPLEMENTATION FOR LOWER LIMB PROSTHESIS

Пропріоцепція – це здатність організму сприймати своє положення та рух, яка відіграє вирішальну роль у контролі рухів, а її втрата після ампутації створює значні труднощі для користувачів протезів. Штучна пропріоцепція – це інновація, яка покращує сенсорний зворотний зв'язок (ЗЗ) та контроль рухів у протезних пристроях. Пропріоцепція людини є одним із механізмів, що використовуються для розпізнавання розташування різних сегментів або частин тіла, а також їх ідентифікації в просторі. Проблема виникає при втраті нервового шляху (наприклад, через ампутацію кінцівки). Однією з основних проблем ампутації кінцівок є відсутність соматосенсорних шляхів, які зазвичай забезпечують ЗЗ із центральною нервовою системою. Однак у пацієнтів після ампутації пропріоцепція, необхідна для розпізнавання поточного циклу ходи та її симетрії, відсутня. У пацієнтів з трансфеморальною ампутацією основними відсутніми параметрами є стан колінних та гомілковостопних суглобів, а також підшовний тиск.

В сучасних протезах можливим є застосування так званих активних або напівактивних колін, гомілковостопних суглобів та стоп. Також проводяться розробки екзоскелетів нижніх кінцівок для реабілітації у випадках неврологічних травм. При цьому штучна пропріоцепція реалізується частково, та розглядається як інтеграція мехатронної системи в людину, не лише для протеза, але й для цілей неврологічної реабілітації, щоб відновити втрачені здібності, які можуть допомогти пацієнту досягати повноцінної активності або уникати нещасних випадків (наприклад, падіння під час ходьби). Однак, дослідження в цьому напрямку все ще тривають і практично відсутні будь які реальні технічні системи для забезпечення пропріоцепції в протезах нижніх кінцівок.

В дослідженні проводиться проєктування пропріоцептивної системи, яка ґрунтується на концепції застосування технологій IoT та машинного навчання із опосередкованим налаштуванням параметрів системи з допомогою смартфона. Для розширення функціональності та стабільності запропоновано ввести в структуру пропріоцептивної системи додаткові модулі, які забезпечують можливість безпроводної передачі сигналів з сенсорів на смартфон, на якому в спеціалізованому додатку буде проводитись налаштування роботи системи в залежності від особливостей впливів зовнішніх факторів, таких, як активність користувача протеза, тип поверхні, по якій рухається користувач, тип використовуваного взуття. Також передбачено можливість індивідуального налаштування користувачем параметрів роботи актуатора чи групи актуаторів, що в перспективі дасть можливість користувачу розрізняти тип поверхонь, по яких він переміщається, без використання зорового контролю. Також запропоновано встановити п'єзоперетворювачі біля рухомих елементів протеза. Такі сенсори додатково сприйматимуть вібрації від переміщень цих елементів і користувач зможе це відчувати з допомогою спеціальних вібротактильних актуаторів.

A. Siushko, I. Skarga-Bandurova

BUILDING AN END-DEVICE SECURITY MONITORING SYSTEM BASED ON OSSEC

A. Такварелі, Ю. Лещишин

КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ВИРОБНИЦТВА І СПОЖИВАННЯ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ

A. Takvareli, Yu. Leshchyshyn

COMPUTER SYSTEM FOR MONITORING ELECTRICITY PRODUCTION AND CONSUMPTION

92

Д. Антонюк

ВІПРОВАДЖЕННЯ LLM У ВЕБСЕРВІС ДЛЯ ВІДПОВІДЕЙ ЗА ДОПОМОГОЮ AZURE OPENAI

D. Antoniuk

IMPLEMENTATION OF LLM IN A WEB SERVICE FOR RESPONSES USING AZURE OPENAI

93

С. Третяк, Б. Котельніков

ВИБІР ФОРМАТУ ЗБЕРІГАННЯ АДРЕС IPv4-МЕРЕЖ В БАЗАХ ДАНИХ ДЛЯ ОПТИМІЗАЦІЇ ШВИДКОСТІ ПОШУКУ

S. Tretiak, B. Kotelnikov

CHOOSING THE FORMAT FOR STORAGE OF IPv4 NETWORK RANGES IN DATABASES TO OPTIMIZE SEARCH SPEED

94

Я. Чорний

ЗАСТОСУВАННЯ АЛГОРИТМУ PROOF OF RANK У БЛОКЧЕЙН-ПРОЕКТАХ

Ya. Chorny

APPLICATION OF THE PROOF OF RANK ALGORITHM IN BLOCKCHAIN PROJECTS

96

О. Шарик, Р. Козак

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВІЯВЛЕННЯ ВИТОКІВ ДАНИХ У СЕРЕДОВИЩІ ОПЕРАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ LINUX

O. Sharyk, R. Kozak

METHODS AND TOOLS FOR DATA LEAK DETECTION IN THE LINUX OPERATING SYSTEM ENVIRONMENT

98

О. Ярема, Н. Загородна

КЛАСИФІКАЦІЇ ТИПІВ ВРАЗЛИВОСТЕЙ ПРОГРАМНОГО КОДУ

O. Yarema, N. Zagorodna

CLASSIFICATION OF SOFTWARE CODE VULNERABILITY TYPES

99

І. Яремко

ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОБЛЕМ ДОСТОВІРНОСТІ ІНФОРМАЦІЇ В ЛОКАЛЬНИХ ЦИФРОВИХ РЕСУРСАХ

I. Yaremko

STUDY OF THE PROBLEMS OF INFORMATION CREDIBILITY IN LOCAL DIGITAL RESOURCES

101

І. Яремко

АНАЛІЗ РОЛІ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У ФОРМУВАННІ ЦИФРОВОЇ ГРОМАДИ

I. Yaremko

ANALYSIS OF THE ROLE OF INFORMATION TECHNOLOGIES IN THE FORMATION OF A DIGITAL COMMUNITY

102

СЕКЦІЯ 3. КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ ТА МЕРЕЖІ

Р. Андрейчук, В. Скоревич, Л. Дедів, В. Дозорський, О. Дозорська,

СПОСІБ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОПРІОЦЕПТИВНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ПРОТЕЗА

103