

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Концепція реалізації пропріоцептивної системи для протеза нижньої
кінцівки

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

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Андрейчук Р.М. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Дедів Л.Є. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Паляниця Ю.Б. (прізвище та ініціали)

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

«30» вересня 2025 р.

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

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Андрейчуку Роману Мирославовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Концепція реалізації пропріоцептивної системи для протеза нижньої кінцівки

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

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

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи 15 грудня 2025 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, реалізація пропріоцептивної системи для протеза нижньої кінцівки

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 _____ Андрейчук Роман Мирославович
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ Дедів Леонід Євгенович
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Концепція реалізації пропріоцептивної системи для протеза нижньої кінцівки // Кваліфікаційна робота магістра // Андрейчук Роман Мирославович // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2025 // с. - 83, рис. - 18, дод. - 1, бібл. - 44.

Ключові слова: КОНЦЕПЦІЯ, ПРОПРІОЦЕПЦІЯ, ПРОТЕЗ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ

В роботі запропоновано концепцію реалізації пропріоцептивної системи для протеза нижньої кінцівки. Проведено аналіз фізіологічних основ природньої пропріоцепції та підходів щодо реалізації штучної пропріоцепції. Проаналізовано методи вібротактильної та електростимуляції для формування впливів на організм людини для надання пропріоцептивної інформації. Для обґрунтування вибору ділянок поверхні шкіри пацієнтів для впливу на них методами вібротактильної стимуляції для передачі пропріоцептивної інформації було розглянуто серментацію нервових областей на тілі людини. Для проєктованої пропріоцептивної системи використано концепцію застосування технологій IoT та машинного навчання із опосередкованим налаштуванням параметрів системи з допомогою смартфона.

ANNOTATION

Concept of implementing a proprioceptive system for a lower limb prosthesis
// Master's qualification work // Andreychuk Roman // TNTU, FPT // Ternopil, 2025
// p. - 83, fig. - 18, appl. - 1, bibl. - 44.

Key words: CONCEPT, PROPRIOCEPTION, LOWER LIMB PROSTHESIS

The paper proposes a concept for implementing a proprioceptive system for a lower limb prosthesis. The physiological foundations of natural proprioception and approaches to implementing artificial proprioception are analyzed. Methods of vibrotactile and electrical stimulation are analyzed for forming effects on the human body to provide proprioceptive information. To justify the choice of areas of the patient's skin surface for influencing them by vibrotactile stimulation methods for transmitting proprioceptive information, the sermentation of nerve areas on the human body was considered. For the designed proprioceptive system, the concept of using IoT technologies and machine learning with indirect adjustment of system parameters using a smartphone was used.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Фізіологія та пропріоцепція.....	10
1.2 Важливість пропріоцептивного зворотного зв'язку для людей з ампутованими кінцівками.....	13
1.3 Нижні кінцівки та пропріоцепція.....	20
1.4 Важливість пропріоцептивного зворотного зв'язку.....	24
1.5 Системи нейронного інтерфейсу.....	25
1.6 Штучний інтелект та машинне навчання в протезуванні.....	27
1.7 Пропріоцептивні механізми зворотного зв'язку.....	28
1.8 Сегменти нервових областей в тілі людини.....	29
1.9 Висновки до розділу 1.....	32
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	34
2.1 Двонаправлений зв'язок для протезів нижніх кінцівок: відновлення пропріоцепції за допомогою вібротактильного зворотний зв'язок на основі ЕМГ.....	34
2.2 Носима вібротактильна система біозворотний зв'язок, орієнтована на симетрію ходи користувачів протезів нижніх кінцівок.....	50
2.3 Дослідження стратегій вібротактильного біозворотного зв'язку для індукції асиметрії часу стійки.....	53
2.4 Прототип біозворотного зв'язку із застосуванням акселерометра.....	55
2.5 Пропозиція власного підходу до реалізації пропріоцепції в протезах нижніх кінцівок.....	58
2.6 Висновки до розділу 2.....	59
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	60
3.1 Обмеження реалізації пропріоцептивної системи.....	60
3.2 Концепція реалізації пропріоцептивного сенсорного зворотнього зв'язку.....	61

3.3 Висновки до розділу 3	64
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	66
4.1 Охорона праці	66
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях	68
4.3 Висновки до розділу 4	71
ВИСНОВКИ	72
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	74
ДОДАТКИ	

ВСТУП

Актуальність. 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 (33) 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 33 із центральною нервовою системою. Однак у пацієнтів після ампутації пропріоцепція, необхідна для розпізнавання поточного циклу ходи та симетрії ходи, відсутня. У пацієнтів з трансфеморальною ампутацією основними відсутніми параметрами є стан колінних та гомілковостопних суглобів, а також підошовний 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.

Штучна пропріоцепція 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. Це пов'язано з відсутністю єдиного підходу –

концепції, до реалізації такої системи. Тому наведене в цій роботі дослідження є актуальним.

Мета: розробка концепції реалізації пропріоцептивної системи для протеза нижньої кінцівки.

Задачі:

- аналіз елементів природньої пропріоцепції;
- аналіз способів реалізації штучної пропріоцепції;
- аналіз технічних рішень реалізації штучної пропріоцепції в протезах нижніх кінцівок;
- розроблення концепції реалізації пропріоцептивної системи для протеза нижньої кінцівки,
- розробка алгоритму налаштування пропонованої пропріоцептивної системи.

Об'єкт дослідження: процес реалізації пропріоцептивної системи в протезах нижніх кінцівок.

Предмет дослідження: концепція реалізації пропріоцептивної системи.

Наукова новизна: запропоновано концепцію реалізації пропріоцептивної системи для протезів нижніх кінцівок, що є розширенням системи тактильних відчуттів із врахуванням нервових областей поверхні тіла пацієнта для встановлення пропріоцептивних актуаторів.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Фізіологія та пропріоцепція

Люди можуть виконувати щоденні завдання, такі як відкривання дверей за допомогою ключа, подолання різних перешкод та ефективне керування автомобілем, оскільки дотик, пропріоцепція та зір сприяють замкнутій системі керування рухом. Роль сенсорної інформації в регулюванні дій є фундаментальною для всіх теорій керування рухом. З усіх органів чуття дотик, пропріоцепція та зір відіграють основну роль у контролі рухових здібностей. Дотик та пропріоцепція вважаються органами чуття соматичної сенсорної системи в області сенсорної фізіології людини, тоді як зір - це орган чуття, пов'язаний із зоровою сенсорною системою [1]. Пропріоцепція – це відчуття та усвідомлення розташування та руху власного тіла. Пропріоцепція — одне з наших фундаментальних відчуттів, яке часто ігнорується. Однак воно створює для центральної нервової системи сенсорні дані щодо таких властивостей руху, як напрямок, положення в просторі, швидкість та активація м'язів. Пропріоцептивний ЗЗ є важливим у замкнутих моделях контролю руху, оскільки він може допомогти в коригуванні під час руху, коли пропріоцептивна інформація використовується для полегшення контролю в замкнутому циклі.

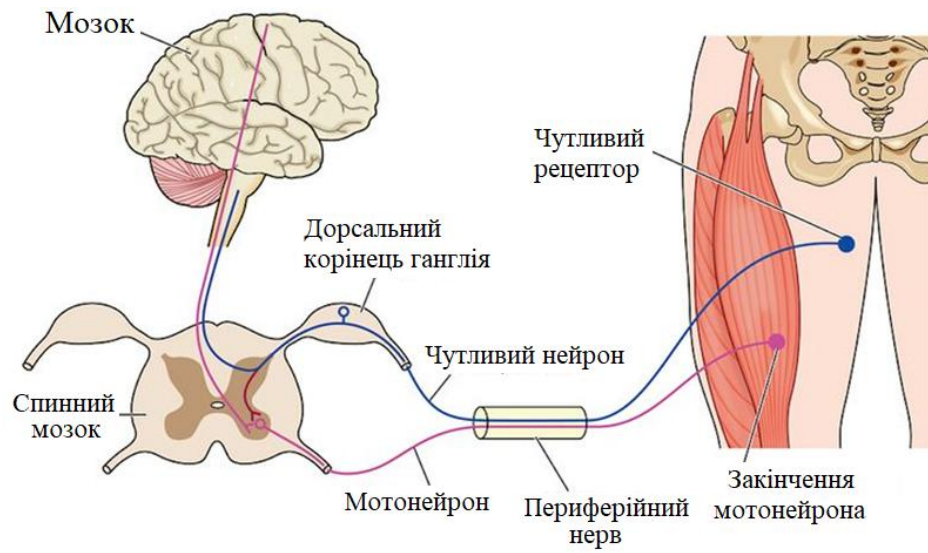


Рис. 1.1. Спосіб організації природньої пропріоцепції

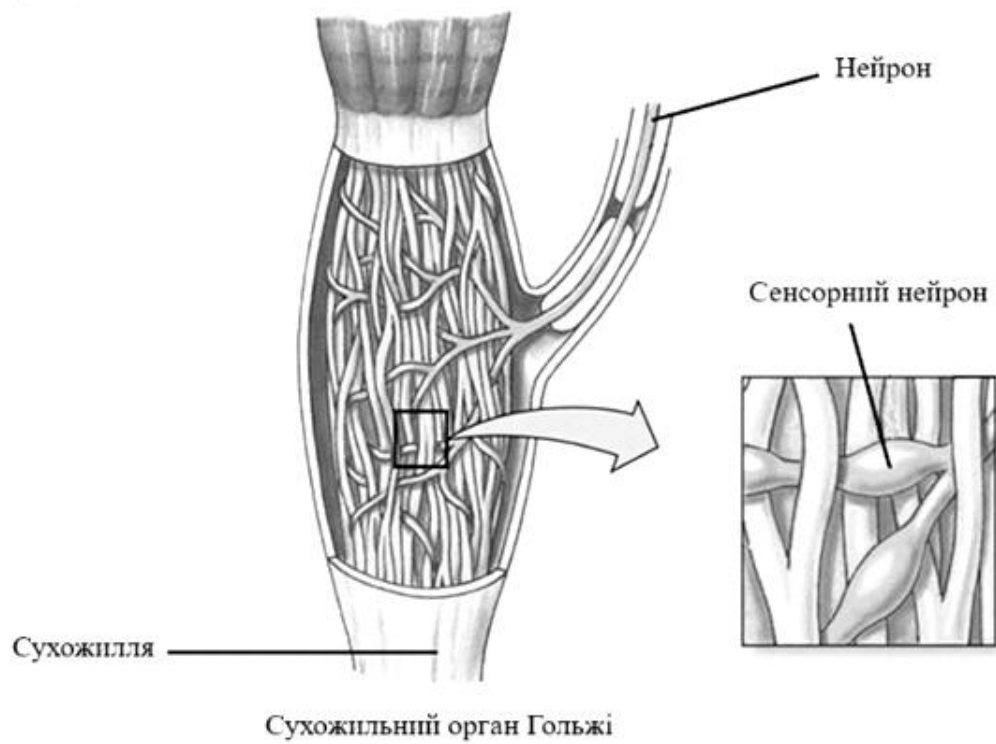


Рис. 1.2. Елементи пропріоцепції сухожилля людини

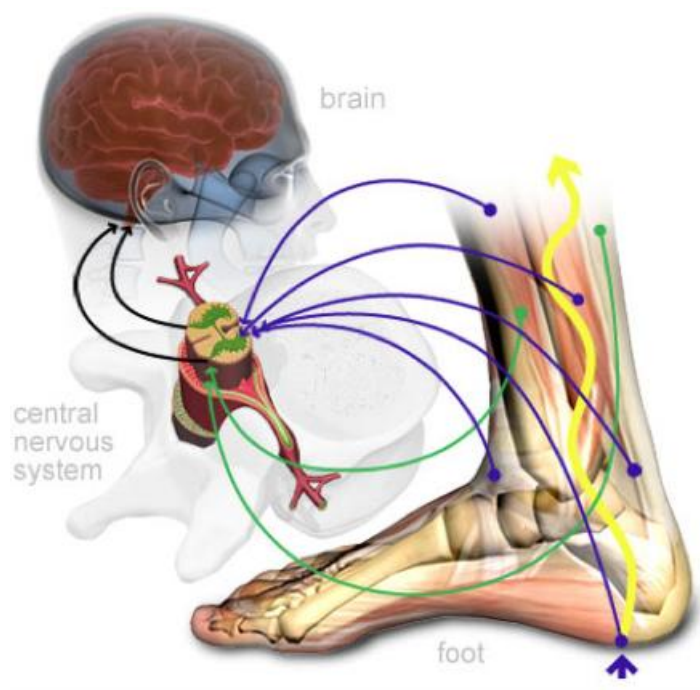


Рис. 1.3. Канали природнього пропріоцептивного зв'язку

Пропріоцепція включає кілька важливих фізіологічних елементів: пропріорецептори – це спеціалізовані сенсорні рецептори в м'язах, сухожиллях та суглобах, які мають вирішальне значення для цього «шостого чуття». Органи Гольджі-сухожилля, розташовані на стику м'язів та сухожиль, контролюють напруження, тоді як м'язові веретена відчують зміни довжини та напруження м'язів. Суглобові рецептори створюють інформацію про кут нахилу та рух суглобів. Через сенсорні нейрони ці рецептори надсилають сигнали до центральної нервової системи, де мозок об'єднує дані для створення узгодженого сприйняття руху та положення всередині тіла [1]. Люди можуть отримати доступ до двох загальних форм інформації на основі ЗЗ, коли вони виконують рухи, які «підкажуть» їм щось про результат виконання або причину виконання руху. Одна з них – це сенсорно-перцептивні дані, отримані в результаті виконання завдання природним шляхом, і вони відомі як внутрішній ЗЗ завдання. Сенсорні системи (включаючи пропріоцепцію) можуть забезпечувати такий ЗЗ. Але існує другий тип ЗЗ, який називається «внутрішнім завданням», і в літературі ця назва використовується

як «посилений ЗЗ» [1], хоча для цього виду вхідних даних були запропоновані й інші назви, такі як зовнішній ЗЗ завдання та зовнішній ЗЗ.

1.2 Важливість пропріоцептивного зворотного зв'язку для людей з ампутованими кінцівками

Оскільки у людини з ампутованими кінцівками весь сенсорний ЗЗ втрачається, пропріоцепцію вважають одним з найважливіших органів чуття для руху та здатності виконувати певні завдання. Враховуючи можливість забезпечення «розширеного ЗЗ», можна створити для користувача протеза серію контрольованих пропріоцептивних стимулів за допомогою технологічних засобів, тобто отримати штучно згенерований пропріоцептивний ЗЗ. У 1999 році було розглянуто важливість забезпечення сенсорного ЗЗ в протезах верхніх кінцівок [2]. Саме так було запропоновано, що штучна пропріоцепція стане проривом у реабілітації людей з ампутованими кінцівками. З цієї причини штучна пропріоцепція була запропонована як засіб отримання соматосенсорного ЗЗ, який допомагає у виконанні завдань за допомогою електронної системи, яка змушує мозок сприймати важливу інформацію за результатами виконуваної діяльності. Одним з найважливіших питань є відновлення контролю ходи людей з протезами нижніх кінцівок [1].

Для передачі апертури кисті або кута обертання зап'ястя під час послідовного керування протезом, дослідження [3] описує та оцінює систему ЗЗ з чотирма вібраційними двигунами, вбудованими в гільзу протеза. Функціональне завдання, що включало маніпулювання дрібними об'єктами, було виконано десятима добровольцями без інвалідності та двома добровольцями з ампутованими кінцівками. Результати учасників з ампутованими кінцівками були подібними, оскільки всі учасники сприймали вібротактильний ЗЗ як корисний, надійний та простий у сприйнятті та

використанні. Однак дослідники помітили, що використання вібротактильного ЗЗ займало більше часу, ніж візуального.

Дослідження [4] представляє приклад інтерфейсу людина-машина (ЛМІ), який використовує постійні магніти, імплантовані в частину залишкових м'язів людей з ампутованими кінцівками, для керування роботизованими протезами кінцівок; вони назвали це «пірокінетичним інтерфейсом». Цей інтерфейс використовує вибрані вібрації, створені регульованими магнітними полями від зовнішніх котушок, для активації м'язово-сухожильних пропріорецепторів. Вирішеною проблемою було відстеження кількох рухомих магнітів у режимі реального часу під впливом вібрації. Результати демонструють доцільність створення системи, яка може контролювати та переміщувати кілька магнітів у трьох напрямках, створюючи високоефективні крутильні коливання на частотах, що створюють враження руху.

Дослідження [5] розглядає потребу в покращеному пропріоцептивному зворотному зв'язку в протезах верхніх кінцівок, зосереджуючись на положенні та русі протезного зап'ястя. Була розроблена електротактильна схема для кодування цих пропріоцептивних сигналів, а також розроблена експериментальна платформа для тестування. Попередні експерименти визначили сенсорні та дискомфортні пороги, а потім були проведені два основні експерименти з пропріоцептивним зворотним зв'язком: відчуття розміщення та руху. Дослідження демонструє, що схема електротактильної стимуляції може ефективно забезпечувати пропріоцептивний ЗЗ.

Автори [6] оцінюють вібротактильний ЗЗ для міоелектричного контролю віртуального ліктя у користувачів протезів, порівнюючи ефективність у здорових суб'єктів та людей з трансгумеральною ампутацією. Вони опитали шістнадцять здорових учасників та сімох користувачів трансгумеральних протезів, які виконували міоелектричне керування віртуальною рукою за чотирьох різних умов ЗЗ: лише зір (VIS), лише вібрація (VIB), зір плюс вібрація (VIS + VIB) та без ЗЗ (NO). У дослідженні

вимірювалася точність рухів через кутові похибки під час дискретних та безперервних рухів. Очікується, що при тривалому навчанні ефективність лише VIB покращиться, що потенційно зменшить залежність від зору для керування протезом із замкнутим циклом.

Автори [7] представили складну нейророботизовану систему сенсорного ЗЗ для протеза кисті, яка включає в себе передові модифікації та точну інженерію для забезпечення комплексного сенсорного ЗЗ. Автори досліджували, як нейророботизоване поєднання цих сенсорних модальностей у біонічному протезі верхньої кінцівки може покращити функціональну інтеграцію з нейронною та сенсорною системами користувача. Учасники цього дослідження раніше пройшли цілеспрямовану реіннервацію для ампутації проксимального відділу кінцівки та звикли до використання міоелектричного протеза. Кожному учаснику було встановлено експериментальний протез з використанням модифікованих комерційних компонентів, інтегрованих з датчиками. Невеликі, надійні роботизовані чотириланкові тактильні тактори були встановлені в гільзі протеза та передавали пропорційний тиск та контактні перехідні сигнали (виявлення дотику) від руки до відповідних ділянок сприйняття дотику в реіннервованій шкірі. Ці тактори генерують сили до 10 Н з затримкою 10 мс у замкнутому контурі керування положенням, що забезпечує швидкий та точний ЗЗ. Моніторинг та аналіз активності мозку показали, що учасники демонстрували патерни активації мозку, подібні до тих, що спостерігаються при використанні природних кінцівок, що показує більш внутрішній та природний контроль над біонічними кінцівками. Ця покращена сенсорна інтеграція призвела до покращеного моторного контролю та більш інтуїтивного використання протезів, причому учасники повідомляли про більш природну та безперебійну взаємодію зі своїми біонічними кінцівками. Результати дослідження свідчать про те, що нейророботографічне поєднання сенсорного ЗЗ сприяє внутрішній поведінці мозку, що потенційно призводить до значних досягнень у дизайні та функціональності біонічних кінцівок, тим самим покращуючи якість життя

користувачів протезів. Розробка нейророботографічного інтерфейсу, який інтегрує механізми дотику, кінестезії та ЗЗ відносно руху, була центральною в дослідженні, в якому брали участь люди, що використовують біонічні верхні кінцівки.

Дослідження [8] підкреслює, як модуляція параметрів ПНС, зокрема частоти стимуляції та ширини імпульсу, впливає на викликані відчуття, включаючи їх інтенсивність, природність та вплив на придушення болю у фантомній кінцівці. Автори використовували комбінацію методів картування місць та імпульсного картування з двома пацієнтами з трансгумеральною ампутацією, кожен з яких був оснащений імплантованими циліндричними електродами на серединному нерві. Ці методи дозволили дослідникам встановити кореляції між зонами стимуляції електродів та сприйнятими відчуттями, а також оцінити, як різні спектральні параметри стимуляції впливають на якість ЗЗ. Це дослідження робить внесок у зростаючу літературу з нейромодуляції в нейропротезуванні, пропонуючи новий підхід до картування та аналізу викликаного сенсорного ЗЗ за допомогою поведінкових даних та передових обчислювальних методів. Однак невеликий розмір вибірки та варіабельність серед учасників сигналізують про необхідність подальших досліджень для узагальнення результатів та вдосконалення методів ПНС.

У 2022 році автори праці [9] опублікували доповідь на конференції, в якій було представлено концептуальний проект тактильної системи ЗЗ між долонями та пальцями для трансрадіального міоелектричного протеза верхньої кінцівки, що дозволяє ампутованій людині отримувати відчуття, пов'язані із силою захоплення, ковзанням предметів та тиском протезованих пальців. Розроблена система має блок моніторингу, розташований на протезі руки, та блок виконавчого механізму, вбудований у браслет навколо передпліччя користувача; вони використовували три вібраційні модулі. Це була проектна робота, без випробувань на пацієнтах.

У дослідженні [1] також розглядається розробка та оцінка пристрою тактильного ЗЗ (WHFD), який носить на голові та призначений для передачі

сенсорної інформації від протезів верхніх кінцівок. Запропонований пристрій WHFD являє собою пристрій, що носить на голові та має 30 вшитих у нього вібраційних одиниць. В процесі 14-тижневого дослідження за участю 18 учасників вивчався процес навчання, пов'язаний з інтерпретацією тактильних патернів, що передають пропріоцепцію суглобів. У дослідженні порівнювалися три різні методи тактильної стимуляції, що виявило розуміння ефективності та потенціалу кожного підходу для покращення сенсорного ЗЗ у користувачів протезів. Учасники цієї роботи продемонстрували покращену здатність інтерпретувати тактильну інформацію протягом усього дослідження. Група просторово-часової стимуляції показала незначну перевагу в інтерпретації тактильних патернів порівняно з іншими групами. Просторово-часова стимуляція стосується техніки сенсорного ЗЗ, яка інтегрує просторові та часові патерни для кодування інформації за допомогою тактильних сигналів.

У цьому контексті вібраційні актуатори активуються послідовно, плавно, де тривалість та напрямок послідовності передають конкретні дані, такі як величина та рух суглоба. Цей метод дозволяє ефективно представляти складну пропріоцептивну інформацію, використовуючи здатність мозку інтерпретувати динамічні патерни.

Автори [10] запропонували актуатор, що розтягує шкіру, для передачі пропріоцептивної інформації людині з ампутацією для забезпечення ЗЗ, і вони оцінили ефективність двох методів фіксації за допомогою поздовжнього тактильного пристрою для розтягування шкіри. Один - це неопреновий пінопласт, а другий - двостороння клейка стрічка. Для дослідження було опитано десять учасників без ампутації, і пропріоцептивна інформація передавалася за допомогою актуатора, що розтягує шкіру. Було проведено два кількісні опитування на основі дзеркальної коробки для вимірювання ефективності методів фіксації. Вони не виявили статистично значущих відмінностей між неопреновим пінопластом та двосторонньою клейкою стрічкою. Однак, було надано перевагу неопреновій піні через її неадгезивну

природу, та через те, що вона сприймалася як більш природний стимул. Ці автори вважають, що піна є життєздатним варіантом для більш природної передачі сенсорного ЗЗ.

Також в праці [1] наведено дослідження, як вібраційні патерни можуть покращити сприйняття тактильної інформації в протезах кінцівок, сприяючи довгостроковому використанню протезів та лікуванню нейропатичного болю. Дослідники використовували алгоритм глибокого навчання для категоризації розсіювання вібраційних артефактів в електроміографічних (ЕМГ) сигналах. Використовуючи два вібраційні двигуни, до семи учасників експерименту були застосовані чотири різні текстурні патерни; кожен патерн повторювався тричі. Після пост-обробки невидимі дані кожного учасника були ефективно класифіковані за допомогою рекурентної нейронної мережі (RNN) для ідентифікації ознак артефактів на рівновіддалено розташованих ЕМГ-електродах.

Автори [11] представили систему керування із замкнутим циклом для роботизованих протезів рук, що поєднує розпізнавання намірів на основі ЕМГ з пропріоцептивним зворотним зв'язком для покращення контролю. Це дослідження розглядає можливості роботизованого протеза руки шляхом поєднання розпізнавання намірів за допомогою класифікації електроміографії (ЕМГ) із сенсорним зворотним зв'язком через тактильний пристрій. Для класифікації ЕМГ-сигналів з кількох каналів була розроблена модель згорткової нейронної мережі (CNN), досягаючи точності понад 97% у розпізнаванні намірів користувача при десяти різних типах хвату. Інтегрована система, яка об'єднує класифікацію ЕМГ на основі CNN з тактильним пристроєм ЗЗ, була оцінена на здорових суб'єктах та продемонструвала високу точність як у розпізнаванні намірів, так і в сенсорному зворотному зв'язку.

Дослідження [1] стосується також проблеми відновлення функціональності кисті у людей з ампутованими верхніми кінцівками за допомогою міоелектричних протезів, яким часто бракує інтуїтивного керування та тактильного ЗЗ. Для покращення взаємодії з користувачем автори

представляють Rice Haptic Rocker, пристрій, призначений для забезпечення пропріоцептивного ЗЗ через розтягнення шкіри, інтегрований з Pisa/IIT Soft Hand. Результати показали, що пристрій є практичним інструментом для покращення пропріоцептивного ЗЗ в протезах руки, покращуючи виконання завдань, що потребують розрізнення розміру об'єктів.

Дослідження [12] вивчає, як перцептивне включення штучної кінцівки може покращити ручне керування протезами. У ньому чітко вивчається, чи може транскутанна електрична нервова стимуляція (TENS) спростити перцептивне розуміння штучних кінцівок. Результати дослідження показали, що поєднання візуальних, тактильних та TENS-стимуляцій значно підвищує інтенсивність перцептивного відчуття, причому найбільш помітний ефект виникає, коли всі три стимули використовуються разом. Крім того, сила цього ефекту з часом зростає.

Автори [13] провели у 2023 році огляд про пропріоцептивний ЗЗ у протезах верхніх кінцівок з використанням неінвазивних підходів, підкреслюючи використання та труднощі, пов'язані з пропріоцептивним відновленням у протезах верхніх кінцівок. У цій роботі встановлено, що коли користувачеві подається штучний стимул, і він походить з тієї ж сенсорної системи та модальності, що й відсутня інформація, це називається гомодальним зворотним зв'язком (наприклад, передача дотику за допомогою пристроїв, які забезпечують ЗЗ про тиск). З іншого боку, гетеромодальний ЗЗ вимагає сенсорного каналу, який відрізняється від того, що використовується фізіологічно (наприклад, створюючи кутовий рух через слух) або використовує той самий канал, але змінює модальність вхідного стимулу (наприклад, створюючи сигнал про положення кінцівки через вібрацію, а не розтягнення шкіри). Виявляється, що гетеромодальна стимуляція менш інтуїтивна, ніж гомодальні методи, що робить її цінним варіантом для відновлення ЗЗ.

Автори [14] пропонують бачення, зосереджене на підходах до пропріоцептивного ЗЗ для міоелектричних протезів верхніх кінцівок. У ньому

розглядаються численні методи інтеграції пропріоцепції в протези та пояснюється значення цієї здатності. Методи охоплюють найпоширеніші на сьогодні в літературі: розтягування шкіри, слуховий вхід, електротактильна стимуляція, кінестетичні ілюзії, пряма стимуляція мозку, вібротактильна стимуляція та внутрішньокортикальна мікростимуляція. У документі підкреслюються недоліки та обмеження цих методів, здебільшого труднощі з отриманням неінвазивного, анатомічно узгодженого ЗЗ в режимі реального часу, який дуже нагадує сенсорний вхід з навколишнього середовища. Наприклад, неефективність систем втілення для ідеальної імітації сенсорної інтеграції може посилити когнітивне навантаження, необхідне під час використання, а також дискомфортні відчуття.

1.3 Нижні кінцівки та пропріоцепція

Проведемо аналіз лабораторних розробок напрямку пропріоцепції для протезів нижніх кінцівок.

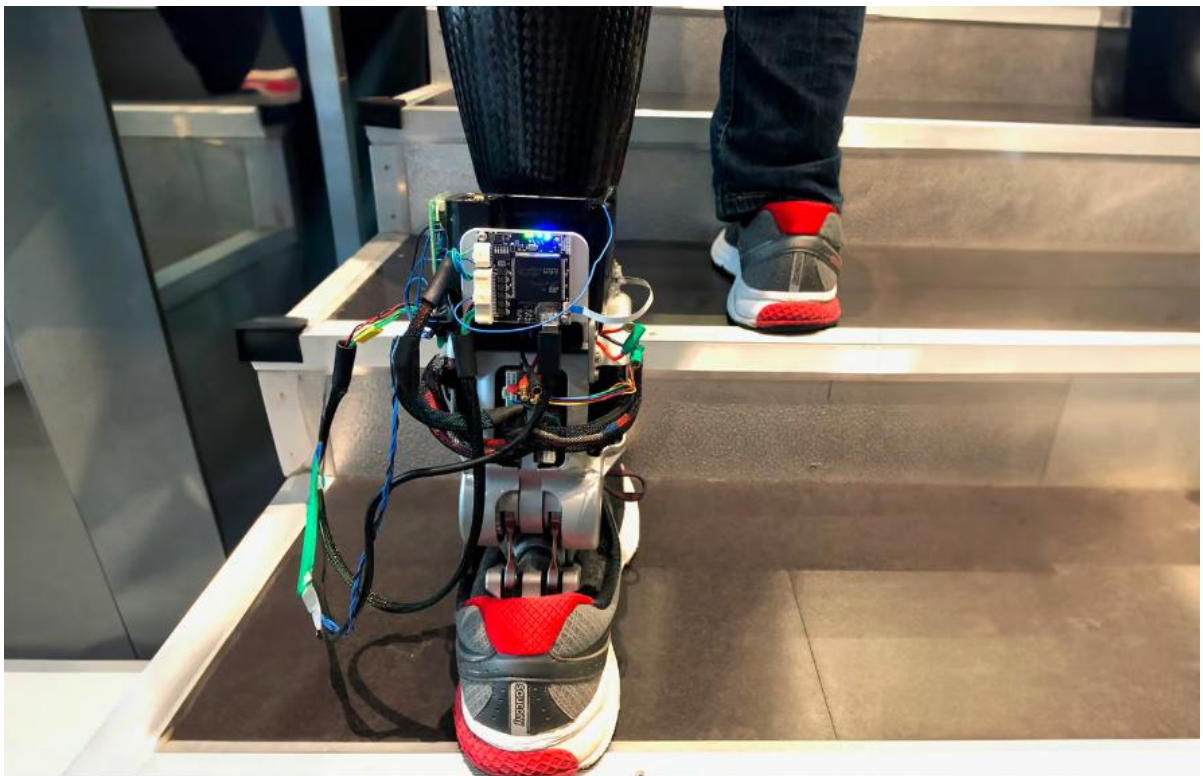


Рис. 1.4. Технічний засіб штучної пропріоцепції протеза нижньої кінцівки

Автори в [1] також досліджували зв'язок між соматосенсорними порушеннями та функціональною активністю. Незважаючи на значні відмінності в рівновазі та ході між людьми з ампутацією та здоровою контрольною групою, дослідження виявило, що існуючі клінічні показники були недостатніми для диференціації рівнів сенсорних порушень у групі людей з ампутацією. Це свідчить про те, що для точної оцінки впливу сенсорних порушень на функціональні здібності необхідні більш складні та складні метрики.

Також в [1] описана інноваційна система тактильного ЗЗ під назвою HapticLink, призначену для покращення рівноваги та пропріоцепції у осіб після ампутації. Була проаналізована система, яка використовує датчики сили та вібраційні двигуни для передачі інформації про розподіл ваги. Ця розробка підкреслює потенціал технології тактильного ЗЗ для покращення якості життя людей з ампутацією, забезпечуючи їм покращений сенсорний ЗЗ та кращий контроль протезами кінцівок.

Автори [15] зосередили свої дослідження на статичній характеристиці нового розтяжного датчика деформації, створеного за допомогою 3D-друку, з метою відновлення пропріоцепції у людей без нижніх кінцівок. Датчик, який поєднує еластомерний матеріал з металевим сплавом, чутливим до деформації, продемонстрував чудову чутливість, повторюваність та реакцію на деформацію. Ці характеристики роблять його перспективним кандидатом для розробки носимих пропріоцептивних пристроїв, які можуть значно покращити баланс та стабільність ходи у людей без кінцівок. Також автори провели аналіз методом кінцевих елементів (МКЕ), щоб дослідити потенційне застосування еластомерного датчика деформації для відновлення пропріоцепції в транстібіальних протезах. Дослідження виявило області максимальної деформації в протезі під час ходи, які можуть бути найкращими для розміщення датчика. Ці результати є перспективними, оскільки вони підтримують майбутній розвиток пропріоцептивних пристроїв ЗЗ, які можуть

покращити баланс, стабільність ходи та загальну мобільність людей з ампутаціями.

Автори [16] представили серію випадків, що демонструють ефективність цільової сенсорної реіннервації (ЦСР) у зменшенні фантомного болю в кінцівках та покращенні пропріоцепції у пацієнтів з ампутаціями нижніх кінцівок. Хірургічна методика включала перепрограмування сенсорних нервів та їх поєднання зі спеціалізованим протезним пристроєм, який забезпечував сенсорний ЗЗ від протеза. Примітно, що втручання призвело до значного зменшення болю, при цьому деякі пацієнти повністю позбулися болю, а інші змогли припинити прийом знеболювальних препаратів. Це дослідження показало переваги ЦСР, особливо в поєднанні з передовими протезними технологіями.

Автори [17] досліджували точність та прецизійність положення стопи під час цільового крокування у осіб з односторонньою транстібіальною ампутацією (ОТА). Дослідження показало, що ці особи демонстрували знижену точність та прецизійність порівняно зі здоровою контрольною групою, особливо з неущкодженими кінцівками.

Автори [18] досліджували, як сенсорні нейропротези впливають на рівновагу людей з ампутаціями. Пристрій імітує сенсорний ЗЗ, еквівалентний плантарному тиску під протезами стоп, розміщуючи непроникні манжетні електроди навколо залишкових нервів. Згідно з результатами, отриманими від двох людей з транстібіальною ампутацією, нейропротези значно покращили постуральну стабільність, коли були втрачені соматосенсорні сигнали з боку очей та інтактної ноги. Це являє собою прорив у технології протезування, оскільки передбачає, що нейропротези можуть покращити рівновагу та знизити ризик падінь.

Автори [19] досліджували часове сприйняття відчуттів, викликаних стимуляцією, у людей з ампутаціями, зосереджуючись головним чином на тому, як ці відчуття синхронізуються з візуальними сигналами. Дослідження показало, що відчуття, викликані стимуляцією, можуть сприйматися як

синхронні із зором, подібно до природних соматосенсорних відчуттів, якщо їх правильно розрахувати. Це дослідження дає цінну інформацію про дизайн сенсорних нейропротезів, підкреслюючи важливість часового узгодження для створення відчуттів, які здаються користувачеві природними.

Автори [20] використовували комп'ютерне моделювання для порівняння артефактів стимуляції, що створюються різними периферичними нервовими інтерфейсами (ПНІ), які використовуються в протезах кінцівок. Їхні результати показали, що мікроканальні ситоподібні електроди генерують менше артефактів, ніж інші конфігурації, такі як тонкоплівкові поперечні внутрішньофасцикулярні багатоканальні електроди (tfTIME). Це зменшення артефактів має вирішальне значення для досягнення одночасного сенсорного ЗЗ та рухового контролю в нейропротезах.

Автори [21] припустили, що забезпечення ЗЗ на основі центру тиску (ЦТ) під протезом стопи може покращити пропріоцепцію та покращити фазове сприйняття у людей з ампутованими кінцівками вище коліна. Їхня робота представляє пристрій, який забезпечує вібротактильний ЗЗ, отриманий від ЦТ протеза, з метою відновлення пропріоцепції та покращення фазового сприйняття.

Автори [22] вивчали систему ЗЗ в реальному часі під назвою «Система амбулаторного ЗЗ нижніх кінцівок» (LEAFS), призначену для покращення симетрії ходи у людей з транстібіальною ампутацією. Система забезпечує слуховий ЗЗ для виправлення асиметрії ходи, що дає багатообіцяючі результати для реабілітації асиметрії ходи. LEAFS – це бездротовий гаджет, який використовує співвідношення симетрії часу опори між правою-лівою кінцівками для генерації слухового ЗЗ в режимі реального часу. Результати були суперечливими; у двох осіб спостерігалось помітне покращення симетрії ходи. Результати свідчать про те, що LEAFS може допомогти людям з транстібіальними ампутаціями досягти кращої симетрії ходи, незважаючи на невеликий розмір вибірки. Дослідження підкреслює невідповідність результатів серед трьох учасників, чітко зазначаючи, що хоча два учасники

показали помітне покращення симетрії ходи та коливання тулуба, третій не продемонстрував жодних об'єктивних покращень. Ця невідповідність пояснюється індивідуальними відмінностями, такими як чутливість залишкових кінцівок або можливості адаптації.

Автори [23] повідомляють про дослідження сенсомоторних параметрів, пов'язаних з механічними протезами нижніх кінцівок, під час ходьби людей з ампутацією гомілковостопного суглоба. На основі огляду 29 статей дослідження окреслює, як люди з ампутацією намагаються компенсувати відчуття через пошкоджені нерви. Ця робота зосереджена на протезах колін як найскладнішому компоненті механічно пасивного протеза для ходьби з мінімальними витратами енергії. Вона зосереджена на пропріоцепції, створеній інтегрованими мехатронними системами, для сприяння нервової реабілітації та покращення точності рухів.

1.4 Важливість пропріоцептивного зворотного зв'язку

Значна частина дослідницьких застосувань полягає в розробці та вдосконаленні пропріоцептивних механізмів ЗЗ. Ранні дослідження описували вібротактильний ЗЗ для сприяння постуральному контролю у пацієнтів. Відомі дослідження впливу статичного тертя та ЗЗ на керування механізованими протезами, підкреслюючи важливість ЗЗ в розширеній фізіологічній пропріоцепції. Пізніші дослідження заглибилися в більш складні системи ЗЗ. Також є дослідження впливу візуального та пропріоцептивного ЗЗ на контроль людиною цілеспрямованих рухів та віртуальних протезів рук відповідно. Ці дослідження заклали основу для розуміння того, як сенсорні сигнали можуть покращити керування протезами.

В останні роки дослідження продовжують розвиватися завдяки дослідженням, які представили передові системи тактильного ЗЗ для користувачів протезів ніг та відновлення рухового контролю та відчуття у людей з ампутуваними кінцівками за допомогою похилих електродних

решіток. Автори розвинули цю галузь, досліджуючи одночасне обертальне розтягнення шкіри та вібротактильну стимуляцію для пропріоцептивного ЗЗ, і результати показали, що учасники могли визначити кут нахилу циферблата, коли створювався ЗЗ про розтягнення шкіри. Крім того, в [24] запропонували біомехатронну систему, яка використовує розширену фізіологічну пропріоцепцію (ERP), форму підсвідомого сенсорного ЗЗ, щоб представити новий метод керування багатосуглобовими протезами. Ця архітектура активує імплантований мікросервопривід, який реалізує аналогічні можливості керування без функціональних та естетичних обмежень старих підходів, що спираються на троси Боудена та кінопластику. Автори припускають, що цей метод буде більш прийнятним для користувачів і може стати основою для більш складних та високочергованих протезних пристроїв з кількома ступенями свободи.

1.5 Системи нейронного інтерфейсу

Автори [25] висвітлили важливі міркування щодо взаємодії соматосенсорної системи для відновлення дотику та пропріоцепції. В [1] описано нейропротези на основі інтерфейсу мозок-комп'ютер з пропріоцептивним зворотним зв'язком, забезпечуючи основу для інтеграції нейронних сигналів у стратегії контролю протезами. В [1] описано мікростимуляцію первинних аферентних нейронів та відновлення тактильних та пропріоцептивних відчуттів через інтерфейси мозку. Це дослідження вивчає довгострокову стабільність внутрішньокортикальної мікростимуляції (ВКМС) як методу забезпечення сенсорного ЗЗ в нейропротезах верхніх кінцівок. Також в [1], вивчали впровадження регенеративних агоніст-антагоніст міоневральних інтерфейсів для збереження функції та сприйняття суглобів при ампутаціях вище коліна. Цей напрямок досліджень підкреслює потенціал передових нейронних інтерфейсів для покращення функціональності протезних пристроїв та взаємодії з користувачем. Усі ці

дослідження сприяли розумінню того, як нейронна стимуляція може бути використана для покращення сенсорного ЗЗ в протезах.

Автори [26] запропонували цільову реіннервацію, метод перенаправлення шкірних відчуттів, що підсилює сенсорний ЗЗ у людей з ампутаціями. Подальші дослідження були зосереджені на моделюванні контролю обертання протезних кінцівок та пропріоцепції з численними ступенями свободи шляхом пасивного механічного розтягування шкіри відповідно. В [26] досліджували регуляцію контролю сили стискання за допомогою міоелектричного протеза з низьким імпедансом та покращення завдань ідентифікації об'єктів за допомогою штучного тактильного та пропріоцептивного ЗЗ. Ці дослідження демонструють постійні зусилля щодо вдосконалення механізмів контролю для покращення функціональності протезів та вражень користувача. Автори [27] представляють Osseo-Magnetic Link (OML), унікальну систему керування, призначену для підтримки обертання протезів, зокрема плечової кістки або зап'ястя. Система OML передбачає розміщення датчиків в гільзі протеза для вимірювання векторів магнітного поля та імплантації магніту в залишкову кістку. Завдяки цій конфігурації люди можуть довільно обертати свої кістки, щоб керувати ротатором протеза.

Інтеграція штучного інтелекту (ШІ) в протезні системи є інноваційною галуззю досліджень. Також проводяться дослідження як ШІ забезпечує інтуїтивне керування протезами в реальному часі через нервові інтерфейси. Нейропротезна система, представлена в цій статті, використовує елемент штучного інтелекту на основі рекурентної нейронної мережі RNN для декодування наміру руху ампутуваних осіб у реальному часі з периферичних нервових сигналів. Експерименти з трьома людьми з ампутаціями показали, що технологія дозволяє інтуїтивно керувати протезом руки з точністю до 97-98% в окремих рухах пальців та зап'ястя. Довгострокова стійкість ШІ була перевірена протягом 16 місяців, а його продуктивність у реальному часі була перевірена за допомогою оцінки часу реакції та інформаційної пропускну

здатності. Результати показують, як технологію нервової системи на основі штучного інтелекту можна використовувати для створення наступного покоління протезів рук, які є інтуїтивними та спритними. Інші недавні дослідження вивчали замкнутий цикл керування протезами пальців за допомогою викликаної пропріоцептивної інформації та використання штучного інтелекту для розпізнавання текстур на основі мультисенсорної інтеграції пропріоцептивних та тактильних сигналів. Ці дослідження підкреслюють трансформаційний потенціал штучного інтелекту в галузі протезування.

Одним із найважливіших досягнень у сфері протезування є системи нейронного інтерфейсу, які безпосередньо взаємодіють з нервовою системою користувача для реалізації сенсорного ЗЗ. Ці системи є критично важливими для того, щоб користувач сприймав відчуття, що використовуються для керування протезними пристроями, більш природно та інтуїтивно.

Контроль протезних кінцівок досяг нового рівня завдяки впровадженню складних механізмів ЗЗ, які надсилають фактичні відчуття користувачеві в реальному часі. Метод контролю відіграв вирішальну роль в оптимізації функціональності міоелектричних протезів, щоб дозволити користувачам виконувати рухи з підвищеною точністю та впевненістю.

Подальші дослідження представили систему тактильного ЗЗ для користувачів протезів ніг вище коліна, яка суттєво покращила стабільність ходи завдяки забезпеченню вібротактильного ЗЗ, пов'язаного з центром тиску під протезною стопою. Ця інновація підкреслює, що сенсорний ЗЗ має вирішальне значення для протезів верхніх кінцівок та пристроїв нижніх кінцівок, де здатність підтримувати рівновагу та ходу є визначальною.

1.6 Штучний інтелект та машинне навчання в протезуванні

Інтеграція штучного інтелекту відкрила нові горизонти у функціональному розвитку протезних систем. Штучний інтелект дозволяє керувати протезами в режимі реального часу, інтуїтивно та точно реагуючи на

наміри користувача. Наприклад, досліджено, як система на основі ШІ може використовувати нейронні мережі для декодування наміру руху з периферичних нервових сигналів з високою точністю та покращення контролю протезної руки. Цей підхід, керований штучним інтелектом, робить протез більш спритним, самовдосконалюваним та адаптованим до потреб користувача. Застосування ШІ в цьому питанні приносить багато користі, оскільки він може навчатися та вдосконалюватися з часом.

1.7 Пропріоцептивні механізми зворотного зв'язку

Ефективні пропріоцептивні механізми ЗЗ відіграють центральну роль у протезуванні. Відчуття положення та рух протеза є частиною діяльності, що включає дрібну моторику. Дослідження [28] представили систему ЗЗ, яка використовує вібротактильну стимуляцію для передачі пропріоцептивної інформації, і це дійсно покращує маніпулювання об'єктами за допомогою протеза.

Крім того, електротактильний ЗЗ також досліджувався як метод покращення пропріоцептивного входу від протезів верхніх кінцівок. Використовуючи розроблену схему електротактильної стимуляції, яка могла б ефективно передавати інформацію про положення згинання-розгинання протезного зап'ястя, автори [12] продемонстрували, як така технологія може підвищити точність керування протезом.

Досягнення в протезуванні, пов'язані зі штучною пропріоцепцією, мають глибокі наслідки для клінічної практики, сприяючи реабілітації та покращуючи якість життя людей з втратою кінцівок. Найважливішим клінічним наслідком буде можливість більш персоналізованих протезних рішень. Наприклад, передові системи нейронного інтерфейсу, протези на основі штучного інтелекту та індивідуальні механізми ЗЗ, такі як вібротактильний та електротактильний ЗЗ, дозволять клініцистам краще підбирати протези відповідно до потреб кожного пацієнта. Ці технології відновлюють сенсорний ЗЗ для користувача та забезпечують кращий контроль

рухів та баланс, що забезпечує плавніший рух зі зменшенням когнітивного навантаження, необхідного для керування протезами.

1.8 Сегменти нервових областей в тілі людини

Існує щонайменше три ділянки іннервації тіла на рівні відчуттів та координації рухів [29], а саме: а) дерматоми, які є шкіряним представленням кожного нервового корінця периферичної системи; б) міотоми, які є м'язовим представленням нервового корінця, та с) остеотендинозний рефлекс, який являє собою несвідому реакцію (яка не досягає центральної нервової системи) нервового корінця. Ці ділянки разом утворюють карту областей структур тіла, де діє нервеве закінчення [29].

На рис. 1.5 показано зображення дерматомів спинномозкових нервів нижньої частини тіла людини. Зображені розподіли дерматомів є приблизними через переплетені нервові гілки та сусідні сегменти спинного мозку.

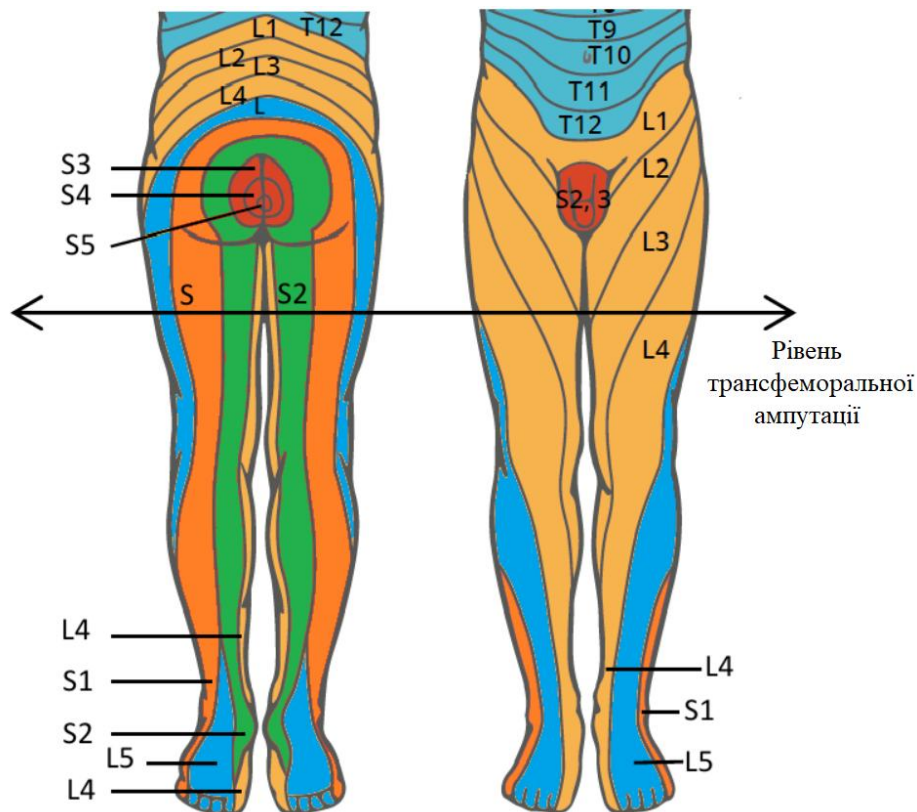


Рис. 1.5. Дерматоми нижньої частини тіла людини та приблизний рівень трансфеморальної ампутації, який варіюється у кожного пацієнта [29]

При трансфеморальній ампутації ушкодженими дерматомами є L2-L5 та S1-S2; однак цільовий дерматом вибирається відповідно до необхідної пропріоцептивної інформації, яку потрібно штучно замінити. У таблиці 1 наведено збірку основних дерматомів нижньої кінцівки; наприклад, дерматоми, що беруть участь у чутливості стопи, це L4, L5, S1 та S2.

Таблиця 1.1.

Основні дерматоми пов'язані з основними анатомічними структурами нижньої кінцівки, враховуючи, що сусідні сегменти хребта можуть бути переплетені [29].

Anatomical structure	Dermatomes
Hip	L2, L3, L4, L5
Thigh	L2, L3, L4, L5, S1, S2
Knee	L3, L4, L5, S1
Leg	L3, L4, L5, S1, S2
Ankle	L4, L5, S1, S2
Foot	L4, L5, S1, S2

Штучна пропріоцепція спрямована на компенсацію відсутньої чутливості та перенесення її на верхній рівень вздовж ураженого дерматому, наприклад, для заміни чутливості відсутньої стопи, зокрема підошовного зрізу (у стопі задіяні чотири нервові корінці), цільовими дерматомами є L5 та S1. Технологічно штучна пропріоцепція використовується як набір сенсорів, які можуть отримувати інформацію та передавати її на верхній рівень, такий як анатомічна область поперека за допомогою виконавчого механізму (наприклад, вібромотор з різними частотами для емуляції).

Матеріали, що використовуються в конкретному випадку для демонстрації штучної пропріоцепції: а) п'єзоелектричний датчик, б)

вібромотор, с) мікроконтролер та d) джерело енергії. Розташування матеріалів можна побачити на наступному рис. 1.6; мікроконтролер та його джерело енергії можуть бути розроблені для розташування десь у протезі, враховуючи ергономічні умови та простір. Також, на рис. 1.6, датчик розміщується у стопі для збору інформації під час ходьби, а вібромотор розміщено над протезом вздовж залишкового дерматома; у цьому випадку виконується орієнтація на L5, яка отримуватиме пропорційний стимул для обробки в центральній нервовій системі.

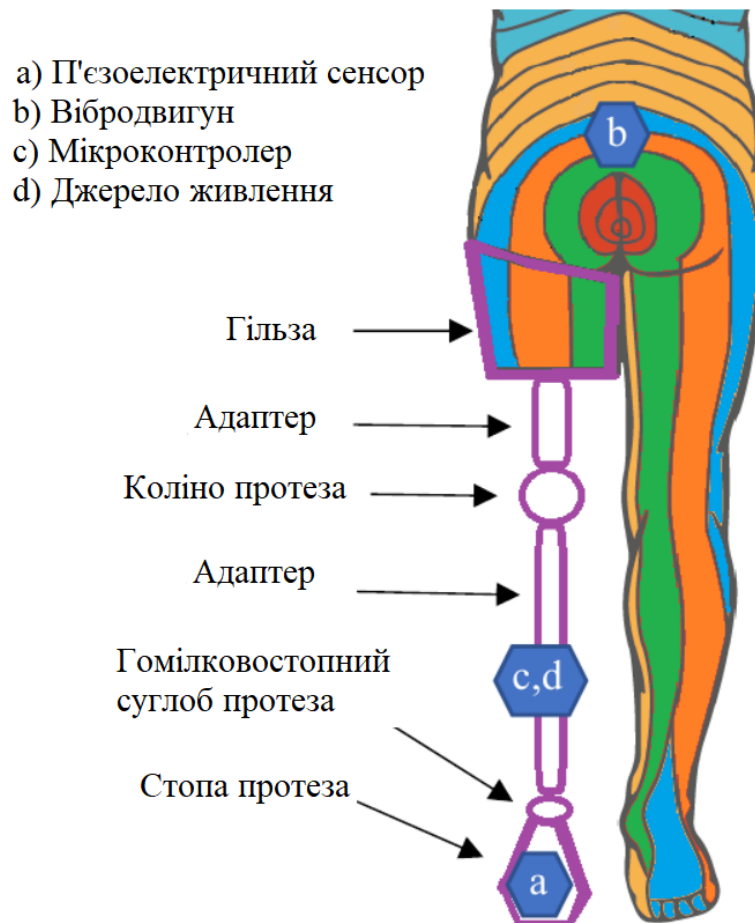


Рис. 1.6. Елементи та налаштування системи штучної пропріоцепції [29]

Програма в мікроконтролері перетворює дані датчика на пропорційний сигнал, що надсилається до двигуна. Цей сигнал налаштовується індивідуально, оскільки кожен пацієнт має різне сприйняття пропорційної величини вібрації. Система тестується на кожному пацієнті, і терапевт

визначає програму реабілітації, щоб включити інформацію про вібрацію для відновлення функцій (наприклад, стабільності під час ходьби).

Інформація про штучну пропріоцепцію визначатиме різницю між наявністю певної інформації та її відсутністю під час реабілітації та відновленням деяких здібностей, які допомагають у корпоральній проекції або самосприйнятті під час ходьби та інших видів діяльності. Оскільки це процес реадаптації, нова інформація, що надходить у мозок, потребуватиме навчання. Іншими словами, нова інформація від штучної пропріоцепції вимагатиме, щоб мозок обробив її та переналаштував м'язовий контроль на новий ЗЗ. Головна мета штучної пропріоцепції — забезпечити заміщення відсутньої нервової інформації з втраченої кінцівки або сегмента тіла.

1.9 Висновки до розділу 1

Проаналізовано фізіологічні основи природньої пропріоцепції та показано її важливість для контролю рухів, зокрема симетрування ходи та підтримування рівновали для випадку нижніх кінцівок. З усіх органів чуття дотик, пропріоцепція та зір відіграють основну роль у контролі рухових здібностей. Оскільки у людини з ампутованими кінцівками весь сенсорний ЗЗ втрачається, пропріоцепцію вважають одним з найважливіших органів чуття для руху та здатності виконувати певні завдання. Враховуючи можливість забезпечення «розширеного ЗЗ», можна створити для користувача протеза серію контрольованих пропріоцептивних стимулів за допомогою технологічних засобів, тобто отримати штучно згенерований пропріоцептивний ЗЗ.

Проаналізовано методи вібротактильної та електростимуляції для формування впливів на організм людини для надання пропріоцептивної інформації, а також способи організації систем нейронного інтерфейсу елементів ІІІ та МН.

Для обґрунтування вибору ділянок поверхні шкіри пацієнтів для впливу на них методами вібротактильної стимуляції для передачі пропріоцептивної інформації було розглянуто сегментацію нервових областей на тілі людини.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Двонаправлений зв'язок для протезів нижніх кінцівок: відновлення пропріоцепції за допомогою вібротактильного зворотний зв'язок на основі ЕМГ

2.1.1 Загальний опис підходу

Сучасні протези нижніх кінцівок не мають двонаправленого зв'язку. Як наслідок, вони неефективно замінюють втрачену кінцівку. Електроміографічний (ЕМГ) контроль широко впроваджується в протезах верхніх кінцівок, але все ще недостатньо розвинений у протезах нижніх кінцівок. Дискретні локалізовані вібрації забезпечують пропріоцептивне сприйняття для користувача за допомогою описаної системи сенсорного ЗЗ. Троє учасників з великою ампутацією нижніх кінцівок виконували тести на ходьбу по рівній поверхні та похилій поверхні за різних умов [30]. Експерименти, описані в дисертації [30], порівнюють вплив ЕМГ-контролю з сенсорним зворотним зв'язком та без нього на часову симетрію ходи та психосоціальні показники, тобто оцінку когнітивного навантаження, втілення протеза та впевненість. Ключові результати цієї дисертації такі: часова симетрія ходи та психосоціальні показники мали тенденцію до покращення протягом сеансу та між ним, хоча результати значно відрізнялися між суб'єктами. Було виявлено перешкоди в сигналі ЕМГ спокою, коли активувалися вібротактори. Крім того, суб'єкти змогли розрізняти рівні сенсорного ЗЗ. ЕМГ-контроль спочатку зменшував симетрію ходи, але пізніше симетрія ходи збільшувалася завдяки сенсорному зворотному зв'язку. Вищі показники симетрії були виміряні після вимкнення сенсорного ЗЗ, що демонструє збереження навчання. Подібні тенденції були виміряні в психосоціальних метриках, що вказує на те, що система сенсорного ЗЗ сприяла

сприйняттю покращень протеза. Підсумовуючи, результати показують багатообіцяючі ефекти використання вібротактильного ЗЗ в поєднанні з ЕМГ-контролем у протезах нижніх кінцівок, незважаючи на необхідність покращення стійкості системи. Триваліше навчання з ЕМГ та сенсорним зворотним зв'язком може ще більше покращити якість життя користувачів протезів.

Ампутація нижніх кінцівок (АНК) – це подія, що змінює життя та впливає на фізичне і психічне здоров'я людини. Для компенсації функціональних та косметичних втрат після ампутації кінцівки призначають протези. Однак протез не повністю замінює втрачену кінцівку. Люди з протезом нижньої кінцівки демонструють відмінності в ході, що часто призводить до зниження швидкості ходьби, хронічного болю в попереку та підвищеного метаболізму під час ходьби. Локалізація нижніх кінцівок також корелює з підвищеним ризиком серцево-судинних захворювань. Потреби користувачів протезів нижніх кінцівок дуже різняться та охоплюють такі сфери, як функціональні потреби, психологічні та когнітивні потреби, ергономічні потреби тощо.

Більшість комерційно доступних протезів нижніх кінцівок орієнтовані на рівень функціональності користувача. Для нижчих рівнів функціональності зазвичай призначають механічні протези, тоді як для більш активних користувачів перевага надається мікропроцесорним пристроям. Усі механічні протези та більшість протезів нижніх кінцівок, керованих мікропроцесором, є пасивними, тобто вони не можуть генерувати енергію. Як наслідок, користувачам доводиться покладатися на свою неушкоджену кінцівку під час підйому сходами, ходьби по похилих схилах або під час вставання зі стільця [30]. Це призводить до більшого навантаження на неушкоджену сторону та пов'язаного з цим болю в попереку, остеопорозу тощо. Окрім відсутності активних протезів, керованих мікропроцесором, механізми керування мікропроцесорними пристроями часто не є інтуїтивно зрозумілими або не адаптованими до змін середовища.

Іноді потрібно виконати кілька кроків, перш ніж змінити режим протеза або виконати неінтуїтивну дію. В результаті деякі користувачі уникають певних середовищ, таких як сходи, оскільки переключення на правильний режим активності є надто складним.

Зрештою, між користувачем протеза та самим пристроєм не встановлюються жодні шляхи зв'язку. Як наслідок, користувач іноді не відчуває, що «контролює» фактичну заміну кінцівки, а також не усвідомлює, що відбувається. Сучасні протези не мають реалізованої петлі ЗЗ, через яку користувач може знати про положення свого протеза або середовище, з яким він взаємодіє через протез. Більшість інформації про положення протеза та середовище отримується через візуальну інформацію, слухову інформацію від двигунів протеза та обмежену кількість сенсорної інформації через гільзу.

2.1.2 Ампутація нижньої кінцівки

Великі ампутації нижніх кінцівок можуть бути виконані на кількох рівнях [30]: 1) нижче коліна або транстібіальний, 2) через коліно або дезартикуляцію коліна та 3) вище коліна або трансфemorальний (рис. 2.1). Загалом, люди з трансфemorальною ампутацією (ТСА) мають вищу асиметрію ходи, ніж люди з транстібіальною ампутацією (ТТА).

Протез нижньої кінцівки складається з таких частин [30]: 1) м'який вкладиш, 2) гільза протеза, 3) протез стопи, а у випадку ТФА 4) протез коліна. Пілони ставляться між гільзою протеза, коліном та/або стопою, щоб забезпечити варіації довжини залишкової ноги та адаптувати протез ноги до зросту користувача.

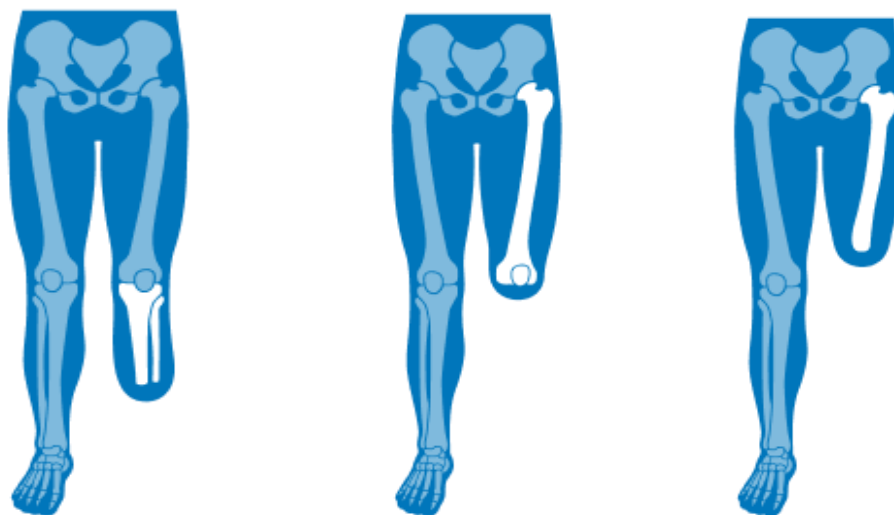


Рис. 2.1. Огляд основних типів ампутації ноги: а) – нижче коліна або транстібіальна ампутація (ТТА); б) - через коліно або через дизартікуляцію коліна (КД); в) – ампутація вище коліна або трансфеморальна ампутація (ТФА)

Більшість комерційно доступних протезів колін та гомілковостопного суглоба є пасивними, а тому вони не можуть генерувати енергію. Ходьба по рівній поверхні може бути добре здійснена за допомогою пасивних пристроїв, а більш складні повсякденні дії, такі як підйом сходами або схилом, можуть виконуватись за допомогою пасивних пристроїв після достатнього тренування. Однак активний протез дозволяє користувачам виконувати дії з більшою енергією з меншими зусиллями та забезпечить більш симетричні рухи, а також менше навантаження на інші частини тіла.

Після ампутації близько 64% людей з ампутацією кінцівки відчують біль, пов'язаний з ампутованою частиною тіла. Це явище називається фантомним болем кінцівки (ФБК) і є поширеною проблемою для людей з ампутацією. Проксимальне місце ампутації, біль у куксі та фантомні відчуття є факторами ризику розвитку ФБК. Додавання сенсорного ЗЗ зменшує як частоту, так і інтенсивність ФБК. Використання нейрокерованих протезів позитивно впливає на пацієнтів, що дозволяє їм брати участь у більш активному соціальному житті.



Рис. 2.2. Огляд компонентів протеза нижньої кінцівки (Össur): протезна гільза для ТТА або ТФА, біонічна стопа та коліно

2.1.3 Стратегії керування

Стратегія керування є важливим фактором для протезних пристроїв і визначає, наскільки «природно» рухається протез. Розпізнавання наміру виконати рух визначає, який режим активності потрібно використовувати. У більшості комерційно доступних мікропроцесорних колін використовується евристичний підхід на основі правил для визначення режиму активності на основі інформації механічних датчиків, таких як інерційні вимірювальні блоки (IMU) або датчики сили [30]. Доведено, що на основі комбінації нейронних та механічних сигналів можна краще розрізнити режими активності, ніж лише на основі ЕМГ або механічних датчиків.

Комерційно використовувані стратегії керування достатні для циклічних рухів у передбачуваних середовищах, але вони не підходять для динамічних середовищ. Динамічне перемикання режимів активності та правильна класифікація намірів користувача все ще є аспектами, які потребують подальшого розвитку. Щоб система нагадувала природний контроль і одночасно підвищила адаптивність до бажань користувача, для керування протезом можуть використовуватися нейронні сигнали від периферичних

рухових нервів або центральної рухової кори, що може забезпечити прямий шлях зв'язку від користувача до біонічного пристрою.

Рухи плануються руховою корою, а сигнали надсилаються до м'язових веретен, які активують частини м'яза для скорочення. Існують швидкі та повільні м'язи для координованого контролю та поступового скорочення. Решта м'язів кінцівки все ще зберігаються після ампутації і можуть бути активовані. Біосигнали керування можна записувати на шляху від мозку аж до м'язів, як за допомогою інвазивних, так і неінвазивних методів.

Поширеним неінвазивним методом вимірювання м'язової активності є використання поверхневої електроміографії (sEMG). За допомогою sEMG м'язова активність реєструється за допомогою електродів на шкірі. Комерційні міоелектричні протези вже доступні для людей з ампутацією верхньої кінцівки та покращили витрати енергії та кількість ступенів свободи порівняно з косметичними пристроями [30]. Однак наразі такі пристрої комерційно недоступні для людей з ампутацією верхньої кінцівки (LLA).

Для вимірювання сигналів sEMG від м'язів залишкової кінцівки поверхневі електроди повинні бути в стабільному контакті зі шкірою. Цього можна досягти, прикріпивши електроди до шкіри або вбудувавши електроди у вкладиш та гільзу протеза. Сигнали ЕМГ зазвичай містять високий рівень шуму, і сигнал може змінюватися протягом дня через втому, піт та/або рух електродів. Застосовуючи фільтри до необробленого сигналу ЕМГ та персональне калібрування можна досягти отримання високоякісного сигналу.

Суглоб можна безперервно модулювати м'язовою активністю під прямим контролем. Використовуючи цей метод, немає обмежень щодо циклічних рухів або певних режимів активності. Суб'єкти з ампутацією кінцівки (TFA) однаково ефективно відстежували різні траєкторії коліна, використовуючи вольовий ЕМГ-контроль як залишковою кінцівкою, так і неушкодженою кінцівкою під час сидіння. Прямий ЕМГ-контроль також може бути застосований пропорційно до вже існуючих евристичних підходів. Використовуючи пропорційний ЕМГ-контроль, один суб'єкт довів, що він

здатний адекватно контролювати колінний протез під час активності з навантаженням. Іншою проблемою для людей з ампутацією є мимовільні скорочення м'язів, коли людина одночасно скорочує як м'яз-антагоніст, так і м'яз-агоніст.

Очікується, що ці проблеми можна пом'якшити, додавши до протеза сенсорний ЗЗ. Сенсорний ЗЗ може створювати користувачеві інформацію про скорочення м'язів та покращувати результати тренувань. Зрештою, користувачі можуть відновити більш природні та автоматичні моделі контролю кінцівок, які вимагають обмежених когнітивних зусиль. Однак немає досліджень, які б систематично вивчали використання міоелектрично керованих протезів нижніх кінцівок під час тренувань зі зворотним зв'язком або без нього.

2.1.4 Тестування використання протеза

Ефективність та зручність використання протеза можна перевірити різними способами. Раніше використовувалися тести на ходьбу, а також суб'єктивні вимірювання, наприклад, щодо когнітивного навантаження та впевненості в ходьбі. Більшість цих тестів на ходьбу фіксують деякі кількісні ознаки, такі як пройдена відстань або час, витрачений на проходження певної відстані. Тому ці тести не вказують на якісну продуктивність користувачів.

Існує кілька методів оцінки якості рухів. Часто оцінюється симетрія ходи. Однак існує широкий спектр показників симетрії ходи, кожен з яких має свої переваги та недоліки. Вимірювання ходи можна реєструвати за допомогою реєстрації руху, пластин або датчиків сили реакції землі та сили тиску, або, наприклад, за допомогою ЕМГ-сигналів аналізу. Симетрію ходи оцінювали відносно часових характеристик ходи, таких як фаза розмаху та стійки, а також відносно біомеханічних показників, таких як кути суглобів. Інші досліджувані характеристики включають довжину кроку, активацію м'язів та прискорення. При оцінці ходи для спрощення зазвичай передбачається симетричний рух та навантаження.

Індекс симетрії (IC), який іноді називають індексом Робінсона, розраховується за такою формулою [30]:

$$SI = \frac{(X_R - X_L)}{0.5 \times (X_R + X_L)} \times 100$$

де X_R відповідає змінній ходи правої ноги, а X_L – змінній ходи лівої ноги. Нульовий бал вказує на ідеальну симетрію. Це простий та легкий для інтерпретації показник для оцінки симетрії ходи. Однак одним із недоліків цього рівняння є те, що воно не вказує на асиметричну поведінку, коли в обох ногах спостерігається подібна аномальна поведінка. Крім того, SI розраховується на основі середніх значень за кілька циклів ходи і тому не відображає випадкові порушення ходи. У працездатних осіб асиметрія обмежується максимумом $\pm 10\%$, залежно від вибраної змінної та її абсолютного діапазону. У осіб з великою ампутацією ноги спостерігається підвищена асиметрія ходи до 65% у випадку ТФА. Як правило, фаза стійки довша, а фаза розмаху коротша для інтактної кінцівки порівняно з протезною стороною. Це свідчить про більше навантаження на неушкодженій стороні порівняно зі здоровими суб'єктами.

Дослідники протестували ЗЗ по силі за допомогою електротактильної стимуляції в міоелектричному протезі кисті. Вони продемонстрували короткострокові та довгострокові ефекти навчання, що призвело до подібної продуктивності зі зворотним зв'язком та без нього після 5 днів тренування. Це показує багатообіцяючі ефекти для тренування з сенсорним зворотним зв'язком. Однак, необхідно перевірити довгострокові ефекти та різні ситуації та завдання, а також налаштування ЗЗ для протеза та користувача. Невідомо, чи можна перенести ці ефекти на людей з тривожною атрофією м'язів.

Когнітивне навантаження від використання протеза можна виміряти за допомогою фізіологічних показників, суб'єктивних показників або шляхом додавання вторинних когнітивних завдань, таких як рахунок у зворотному

порядку під час ходьби. Очікується, що додавання сенсорного ЗЗ до протезів зменшить когнітивне навантаження від використання протеза після початкового періоду навчання.

2.1.5 Прототип

У дослідженні [30] взяли участь три суб'єкти (табл. 2.1). Двоє учасників мали трансфеморальну аортопедичну фіксацію (ТФА), а один – транстібіальну аортопедичну фіксацію (ТТА). Учасникам з ТТА було встановлено активний колінний протез з мікропроцесорним керуванням (Power Knee, Össur, Ісландія). Учаснику з ТТА було встановлено прототип активного гомілковостопного суглоба (Össur, Ісландія). Для кожного учасника було створено індивідуальний вкладиш із вбудованими поверхневими електродами та гніздом, а надійне отримання ЕМГ-сигналу було підтверджено сертифікованим протезистом/ортопедом (СРО).

Таблиця 2.1.

Характеристики учасників. М = чоловік, TF = трансфеморальний, TT = транстібіальний, R = правий, L = лівий, PLP = фантомний біль у кінцівці [30].

Subject	Sex	Age (years)	Level	Side	Cause	Post-amputation time (years)	K-level	PLP frequency	PLP intensity
S1	M	56	TT	R	Trauma	19	3-4	Weekly	High
S2	M	43	TF	L	Cancer	24	4	Monthly	Medium
S3	M	51	TF	R	Cancer	1	3	Almost always	Low

Суб'єкти S1 та S2 протягом 2 років періодично тестували протези з ЕМГ-контролем. Суб'єкт S3 не мав досвіду роботи з протезами з ЕМГ-контролем. Крім того, суб'єкти S1 та S3 мали певний досвід тестування відповідно електричних протезів гомілковостопного та колінного суглобів. Суб'єкт S2 мав великий досвід роботи з електричними протезами колінного суглоба та раніше тестував їх у повсякденному житті.

Жоден з учасників не мав великого досвіду сенсорного ЗЗ в протезах. Суб'єкт S2 тестував прототип кілька разів протягом етапу розробки. Суб'єкт S1 один раз спробував немобільну установку перед експериментом, тоді як суб'єкт S3 не мав досвіду роботи з сенсорним зворотним зв'язком до цього експерименту. Усі учасники переважно використовують пасивний мікропроцесорний керований протез у повсякденному житті. Однак конкретний пристрій регулярно змінюється, оскільки учасники тестують різні протези.

Досліджуваний пристрій складався з трьох основних компонентів: (1) ЕМГ-системи, яка збирала та попередньо обробляла ЕМГ-сигнал; (2) системи ЗЗ, яка перетворювала ЕМГ-сигнали на рівень ЗЗ та активувала вібраційні двигуни; та (3) активний протез, який пропорційно контролювався сигналом ЕМГ. Загальний огляд системи показано на рис. 2.3 [30].

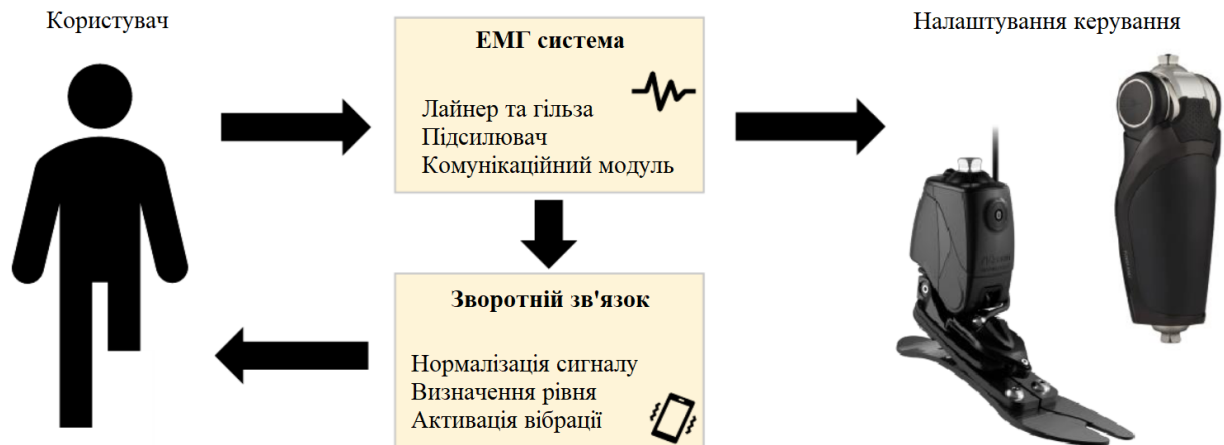


Рис. 2.3. Схематичний огляд замкнутої системи між користувачем, системою ЕМГ та ЗЗ, а також біонічним протезом

Суб'єкти з TFA носили активний колінний протез з мікропроцесорним керуванням (A-MPK) (Power knee, Össur, Ісландія). Керування A-MPK було адаптовано для забезпечення пропорційного прямого керування на основі sEMG, де ступінь скорочення м'язів безпосередньо впливав на крутний момент

на біонічному суглобі. Учаснику з ТТА було встановлено протез гомілковостопного суглоба з живленням, який контролювався за допомогою sEMG подібно до Power Knee.

Система сенсорного ЗЗ складалася з шести основних компонентів (таблиця 2.2). ЕМГ-сигнали реєструвалися з двох наборів з двох диференціальних електродів та заземлення (один набір для кожного м'яза). Електроди були вбудовані в індивідуальний протезний вкладиш, який підключався до індивідуально виготовленої гільзи через шість купольних електродів. Електроди були підключені до підсилювача та індивідуально виготовленої плати керування, а також до акумулятора. Розташування електродів визначалося за допомогою пальпації шкіри та запису ЕМГ під час скорочення м'язів. Отримання ЕМГ-сигналу та посадка гільзи були перевірені візажером-консультантом. ЗЗ забезпечувався за допомогою семи 9-мм вібраційних двигунів, розміщених вертикально в індивідуально виготовленій регульованій смузі з інтервалом приблизно 4,5 см. Ця смужка була розміщена поверх краю протезного вкладиша, над гільзою протеза. Центральний вібромотор був розміщений посередині бічної сторони. Інші вібромотори потім були складені навколо залишкової ніжки в напрямку до передньої та задньої сторони. Вібромотори були підключені до спеціальної електронної плати через два драйвери, що складаються з масиву з чотирьох біполярних (BJT) транзисторів (STA471A-ND), батареї та мікропроцесора (Seeed Studio XIAO nRF52840 Sense), як показано на рис. 2.4 та рис. 2.5 [30].

Таблиця 2.2

Матеріали та налаштування системи сенсорного ЗЗ [30]

Feedback Unit	Device	Location	Function
1) Vibrating Unit	Seven vibrotactors	On the liner above the socket, anterior to posterior sides of the thigh of the residual limb	Provide vibrotactile feedback
2) Control Unit	Microprocessor and custom electronic board	Housing case attached to the prosthetic socket	Data processing and activating vibration motors
3) EMG Sensors	Six surface EMG sensors	Embedded in the prosthetic liner and socket	Data acquisition
4) EMG Processor	Amplifier and custom made control board	Housing case attached to the prosthetic socket	EMG preprocessing
5) Power Supply	2 cell lithium-polymer battery (1300 mAh, 9.62Wh)	Housing case of the EMG processor	Power supply for the control boards and vibrators
6) Communication Unit	Bluetooth low-energy Module	Housing case of the EMG processor	Real-time wireless communication
	Össur Toolbox	Laptop	Real-time data collection and storing of logs

Під час вправ з ходьби використовувалася система аналізу ходи Zebris FDM-T для вимірювання характеристик ходи. Система складалася з бігової доріжки з вбудованими силовими пластинами та програмного забезпечення для запису та обробки виміряних характеристик ходи. Зафіксовані характеристики ходи включали, серед іншого, стійку та час розмаху для кожної кінцівки. Після запису розраховували середнє значення та стандартне відхилення кожної виміряної характеристики.

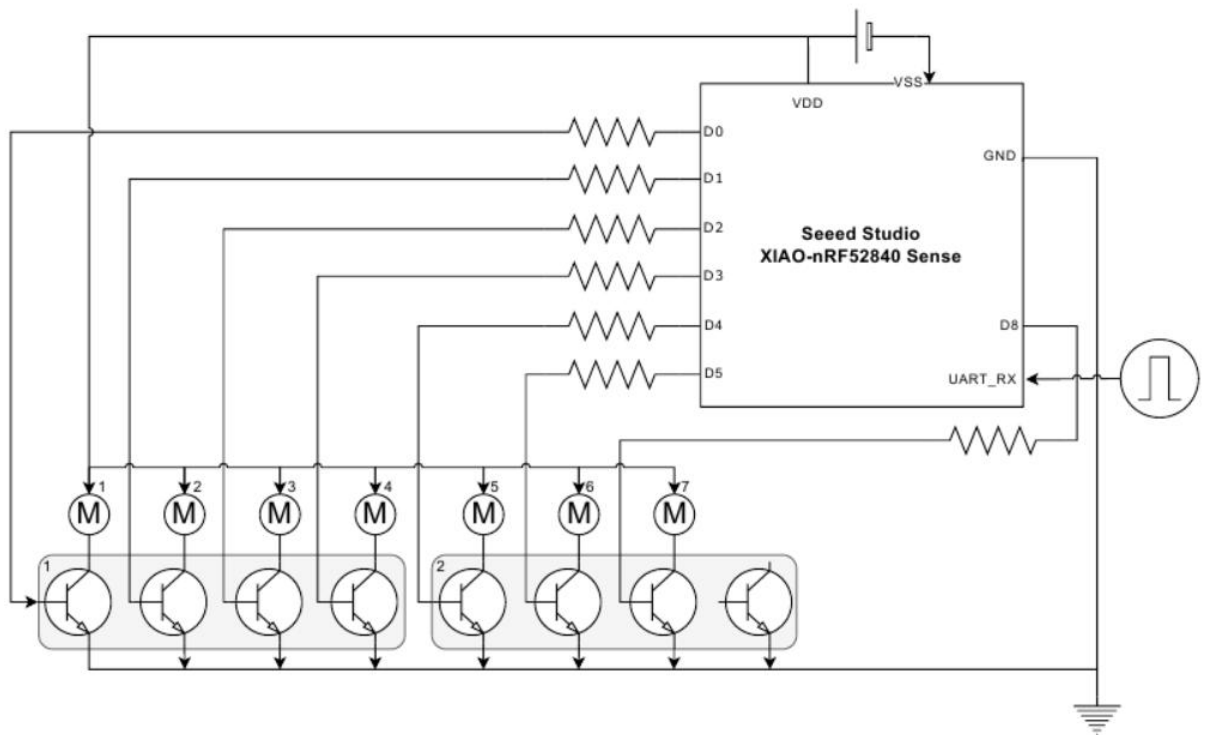


Рис. 2.4. Огляд електричної схеми апаратного забезпечення, що використовується для системи 33. Seeed XIAO-nRF52840 Sense відображається посередині та підключений до акумулятора. Мікропроцесор отримує вхідні дані від системи ЕМГ через порт UART_RX у вигляді послідовних даних. Мікропроцесор встановлює значення контактів портів D0 на D5 та D8. Ці порти вводу/виводу підключені до двох драйверів (показані сірим кольором внизу), які регулюють живлення підключених вібраційних двигунів (М) [30]

Сигнали ЕМГ реєструвалися на частоті дискретизації 1000 Гц з поверхні куска через диференціальні електроди, вбудовані у вставку. Після збору сигнал підсилювався та надсилався на спеціально виготовлену плату керування для подальшої обробки ЕМГ. Потім застосовувалися режекторний фільтр 50 Гц та фільтр високих частот. Застосовувалися фільтр високих частот Баттерворта другого порядку 75 Гц та фільтр низьких частот Баттерворта другого порядку 400 Гц. Потім розраховувалися зміни в кожному каналі. Артефакти рухів згодом ідентифікувалися та видалялися за допомогою перевірки помилок ЕМГ. Нарешті, для отримання сигналу керування ЕМГ

застосовувався фільтр низьких частот Баттерворта 2 Гц. Потім сигнали з частотою 100 Гц надсилалися на протез та до системи ЗЗ для контролю кута суглоба та сенсорного ЗЗ відповідно.

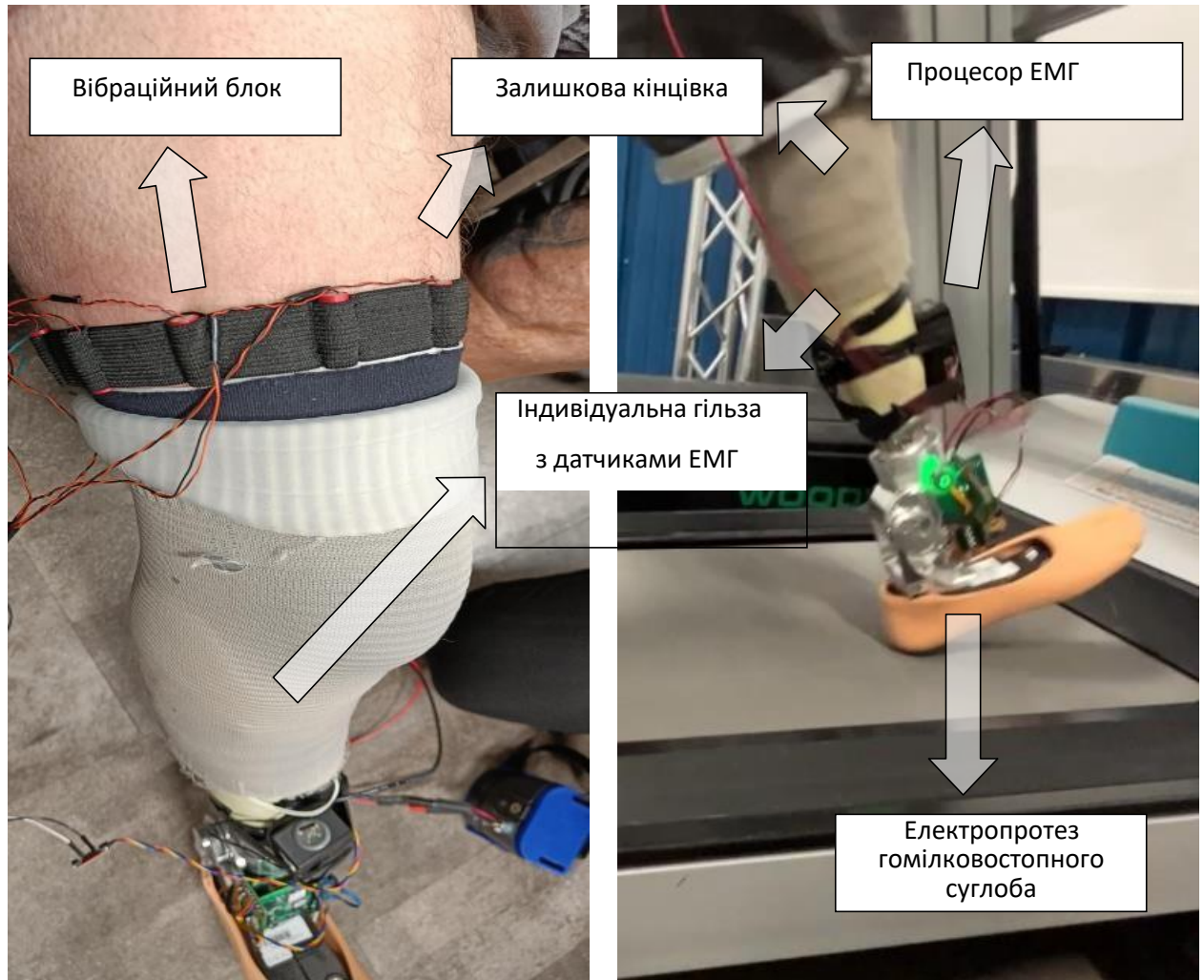


Рис. 2.5. Експериментальна установка з ЕМГ та системою сенсорного ЗЗ. Пояс з вібротакторами розміщується на стегні біля краю вкладиша для осіб з транстібіальною ампутацією (ТТА). Сигнал ЕМГ реєструється з допомогою шести електродів [30]

Для системи ЗЗ значення ЕМГ були обрізані до 0 та 500 для зменшення шуму. Потім сигнали оброблялися шляхом віднімання активації спокою, а сигнали нормалізувалися відносно MVC. Коли нормалізований сигнал одного або обох м'язів перевищував 0,1, активувалася система ЗЗ. Активація м'яза

згинання віднімалася від м'яза розгинання, щоб визначити рівень вібраційного ЗЗ.

Керування механізованими протезами було адаптовано для забезпечення пропорційного керування на основі сигналів sEMG. Керування ЕМГ було реалізовано поверх існуючого протоколу для забезпечення безпеки учасника. Керування коліном було розділено на два режими: розмах та стійка. У режимі розмаху стопа відривалася від землі. У цій фазі керування базувалося на різниці скорочень між згиначем та розгиначем. Наприклад, коли розгинач скорочується більше, ніж згинач, нога розгинається, і навпаки. У режимі стійки для керування коліном використовувалася лише активація згинача. Сильніші скорочення призводили до вищої вимірної напруги, і до коліна або гомілковостопного суглоба подавалася більша потужність (наприклад, під час присідання). Керування було персоналізоване та каліброване для кожної людини відповідно до MVC. Керування активувалося лише тоді, коли скорочення ЕМГ досягало заданого порогу.

2.1.6 Парадигма зворотного зв'язку

Парадигма, яка використовувалася для активації вібротакторів, базувалася на парадигмі, яку використовували Tchिमіно et al. (2022). Було визначено дев'ять дискретних рівнів активації ЕМГ, від -4 до 4. Позитивні рівні представляли розгинання, тоді як негативні рівні вказували на згинання. Кожному вібраційному двигуну було призначено один рівень від -3 до 3 і він активувався відповідно. Рівні -4 та 4 відповідали активації всіх трьох двигунів, що вказували на згинання або розгинання відповідно. Рівень активації базувався на диференціальних ЕМГ-сигналах, отриманих від м'яза-згинача та м'яза-розгинача (рис. 6).

Рівень активації розраховувався через різницю в активації м'яза-згинача та м'яза-розгинача та мав дискретний рівень. Межі були визначені на рівні [0,1, 0,2, 0,4, 0,65] в обох напрямках. Коли обидва м'язи продукували нормалізоване скорочення менше 0,1, вібраційний двигун не активувався. Коли обидва м'язи

скорочувалися до подібного рівня, тобто у випадку спільного скорочення, активувався вібраційний двигун рівня 0.

Вібраційні двигуни завжди активувалися на повну потужність. Вмикаючи вібродвигуни лише на короткий період, створювалася коротка тактильна стимуляція. Такі короткі тактильні стимуляції генерувалися повторно з періодом відпочинку 100 мс між кожною стимуляцією. Коли один і той самий рівень активувався протягом двох секунд або довше, цей період відпочинку збільшувався до 500 мс. Спочатку тривалість вібрації була встановлена на рівні 10 мс на кожен вібраційний двигун. Її збільшували або зменшували відповідно до сприйняття та побажань учасника.

Після того, як систему 33 було одягнено, було проведено сеанс ознайомлення, де кожен рівень активувався послідовно протягом 2 секунд, а потім 1-секундна пауза, починаючи з рівня -4. Ознайомлення повторювалося, доки користувач і дослідник не були задоволені силою вібрації та рівнем перешкод ЕМГ-сигналу. Час вібрації для учасників S1 та S2 було встановлено на рівні 10 мс. Для учасників S3 час вібрації було скорочено до 5 мс для всіх рівнів.

Після цього було проведено сеанс навчання з закріпленням. Учасник перебував у статичному положенні, 2 раунди стоячи та 2 раунди сидячи. Кожен рівень активувався 4 рази у випадковому порядку протягом 2 секунд, після чого була пауза в 1 секунду. Після кожної активації учасника просили вказати, який рівень був активований. Потім дослідник підтверджував рівень, якщо він був правильним, або зтворював правильний 33, якщо він був неправильним.

Після навчання з закріпленням було проведено перевірку рівнів. Попередній процес було повторено, проте цього разу правильна відповідь була невідома досліднику. Коли 70% або більше рівнів було визначено правильно, або коли 90% або більше груп рівнів було визначено правильно як розгинання, згинання або спільне скорочення, перевірка вважалася успішною. В іншому випадку процес повторювався.

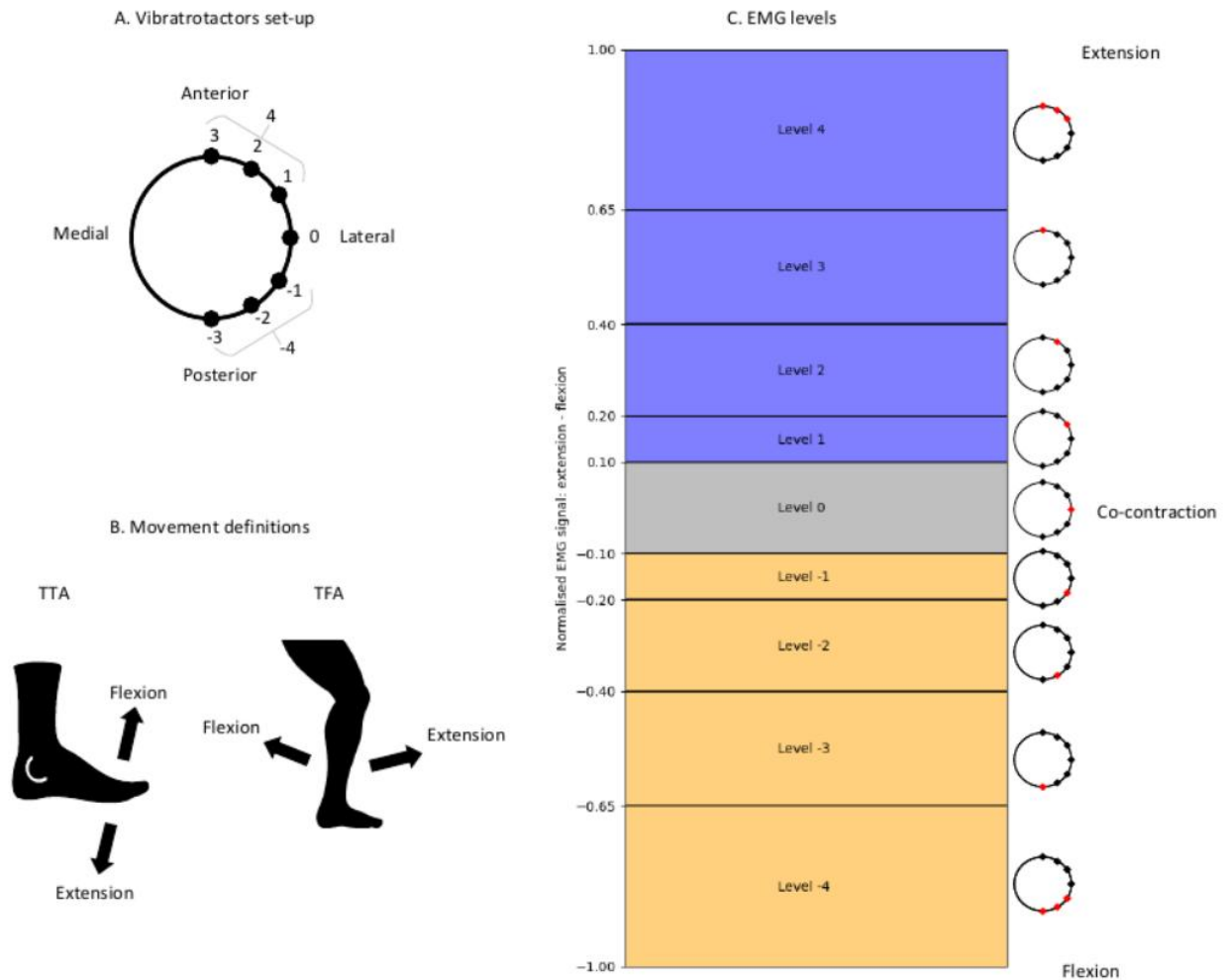


Рис. 2.6. Налаштування та парадигма 33. А: Проілюстровано розміщення вібротакторів та їх рівні на нозі. Показано налаштування вібротактора для осіб з трансфеморальною ампутацією (ТФА). В: Напрямок руху згинання та розгинання відносно тіла протилежний для ТФА, тому рівні вібротактора на стегні протилежні для ТФА. С: рівень вібровпливу визначається шляхом віднімання нормалізованої активності згиначів від активності розгиначів. Червоний та чорний вібротактори відповідають активним та неактивним такторам на кожному рівні відповідно [30]

2.2 Носима вібротактильна система біозворотний зв'язок, орієнтована на симетрію ходи користувачів протезів нижніх кінцівок

2.2.1 Структура системи та експлуатація

Прототип біо33 (BFB) включає 5 основних компонентів (Таблиця 2.3,

рис. 2.7). Система BFB базується на системі керування із замкнутим циклом для безперервного виявлення певних подій ходи, тобто приземлення стопи (FS) та відривання стопи (FO), за допомогою силочутливих резисторів (FSR), прикріплених до підошовної поверхні протеза стопи. Біомеханічна інформація в режимі реального часу надсилається користувачеві через вібраційні двигуни (тактори) для збільшення часу стійки протеза (ST). ST% можна визначити як часове співвідношення між фазою стійки кожної кінцівки та часом у кожному циклі ходи.

Вібротактильний ЗЗ створюється для користувачів BFB на наступному кроці (тобто починаючи з FS та закінчуючи FO протягом циклу ходи) на основі реалізованих стратегій ЗЗ (тобто комбінації порогів вібрації та активації тактора).

Таблиця 2.3

Інструментарій BFB [30]

BFB Unit	Device	Location	Measured/Function
1) Vibrating Unit	Two tactors – 9 mm vibrating motors activated at 250 Hz (307-103, Precision Microdrive, UK)	Thigh–anterior and posterior sides of the residual limb	Provide vibrotactile feedback
2) Control Unit	Microcontroller (Arduino Uno, Sparkfun Electronics, US) and custom electronic board	Housing case attached to the waist using a Velcro belt	Data acquisition and processing of FSR sensor and motor signals
3) Sensors/Transducers Unit	Two force sensitive resistors (FSRs) sensors, model 406 (Interlink Electronics, US)	Shoe insole (heel x1 & Toe x1)	Foot-strike and foot-off detection for stance percentage calculation
4) Power Supply	Portable power bank (5000mAh, 3.7V)	Attached to the Velcro belt	Supply power to BFB units
5) Communication Unit	Bluetooth Module (HC-05)	Housing case	Real-time wireless communication
	TeraTerm Software	Host PC	Real-time data collection and visualization

У систему BFB було впроваджено дві нові стратегії коригувального вібротактильного ЗЗ. Стратегія ЗЗ з одним порогом (SF) складається з одного порогу вібрації та одного тактора (передня сторона залишкової кінцівки). Вібротактильний ЗЗ забезпечується лише тоді, коли поточне значення ST% не досягає попередньо встановленого цільового ST%. Стратегія ЗЗ з порогом пропускної здатності (BF) складається з верхнього/нижнього порогів та двох такторів (передня та задня сторони залишкової кінцівки). Стратегія подібна до умови SF, за винятком того, що BF також забезпечує ЗЗ, коли поточне значення ST% перевищує попередньо встановлений цільовий ST%. Для BF користувачам потрібно ходити зі значенням ST% у межах верхньої та нижньої меж, щоб не отримувати сигнали через ЗЗ. Тактори активуються на 100% повної потужності (тобто частота = 250 Гц та амплітуда = 7,5 g).

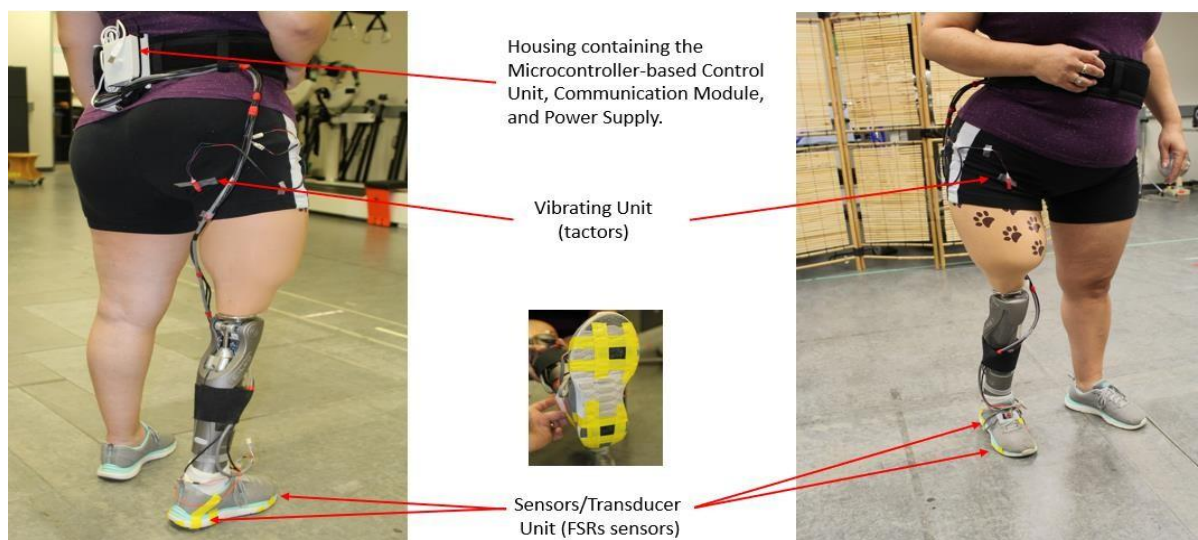


Рис. 2.7. Основні компоненти прототипу носимого BFB [30]

Умова SF розроблена для того, щоб заохочувати користувачів BFB досягати та перевищувати поріг вібрації на основі попередньо встановленого цільового ST% (відсоток стійки), після чого вібротактильний ЗЗ припиняється. Для BF користувач BFB повинен досягти попередньо встановленого цільового ST% та залишатися в межах верхнього/нижнього порогів, щоб не отримувати ЗЗ. Для обох стратегій цільовий ST% встановлено на рівні 60%, де 58% є

нижнім порогом (тобто LowerTHR) та 62% - верхнім порогом (UpperTHR). Для обох стратегій 33 вібрації (якщо передбачені) починаються на FS та закінчуються на FO протеза протягом циклу ходьби, якщо учасники ходять зі значенням ST% поза попередньо встановленими вібраційними порогоми.

2.3 Дослідження стратегій вібротактильного біозворотного зв'язку для індукції асиметрії часу стійки

Був розроблений прототип системи BFB [31], що складається з наступних блоків (Рисунок 13). Вібраційний блок (рис. 2.8, а) включав два вібраційні двигуни (тактори) діаметром 9 мм та довжиною 25 мм (модель 307-103, Precision Microdrive). Кожен вібраційний двигун живився напругою 3,3 В, що відповідає номінальній частоті вібрації 250 Гц та амплітуді вібрації 7,5 g. Недавні дослідження показали, що вищі частоти (>230 Гц), спрямовані на циліндри Руффіні та тільця Пачіні, підвищують точність сприйняття користувачем та зменшують час реакції після вібротактильної стимуляції. Вібраційні двигуни були прикріплені до нижньої частини живота (за допомогою хірургічної стрічки, Transpore™) на осі продовження прямого м'яза стегна. Блок керування на основі мікроконтролера (рис. 2.8, б) складався з Arduino Uno Rev3 (Sparkfun Electronics) та спеціальної електронної плати з MOSFET-транзисторами N-типу, діодами та резисторами, яка була розроблена для забезпечення правильної роботи та живлення вібраційного блоку та блоку датчиків/перетворювачів. Блок датчиків/перетворювачів (рис. 2.8, в) включав чотирикватратні резистори, чутливі до сили (модель FSR 406, Interlink Electronics) для виявлення контакту стопи (відштовхування стопи та відштовхування стопи). Чутливість FSR до сили коливалася від 0,2 Н до 20 Н. Вісім датчиків FSR (по чотири на стопу) були прикріплені до підштовхувачів взуття, під п'ятою (2 шт.) та до головок 1-ї та 5-ї плюсневих кісток (2 шт.). Джерело живлення складається з літій-іонного акумулятора 5 В на 5 А·год., який живить всю систему. Комунікаційний модуль включав послідовний

комунікаційний пристрій Bluetooth (модуль Bluetooth HC-05 від Smart Prototyping), який забезпечував бездротовий зв'язок між мікроконтролером та головним ПК. Програмне забезпечення з відкритим кодом Tera Term використовувалося для збору та візуалізації даних у реальному часі на головному ПК з частотою дискретизації 100 Гц (роздільна здатність 10 мс). Налаштування системи BFB на учаснику показано на рис. 2.8, г.

Система BFB використовує замкнутий контур для безперервного моніторингу певних подій ходи, а саме: приземлення стопи (FS) та відривання стопи (FO). Коефіцієнт симетрії (SR) був розрахований для забезпечення біомеханічної інформації в реальному часі через вібраційний(і) блок(и) для зміни SR користувачів BFB [31].

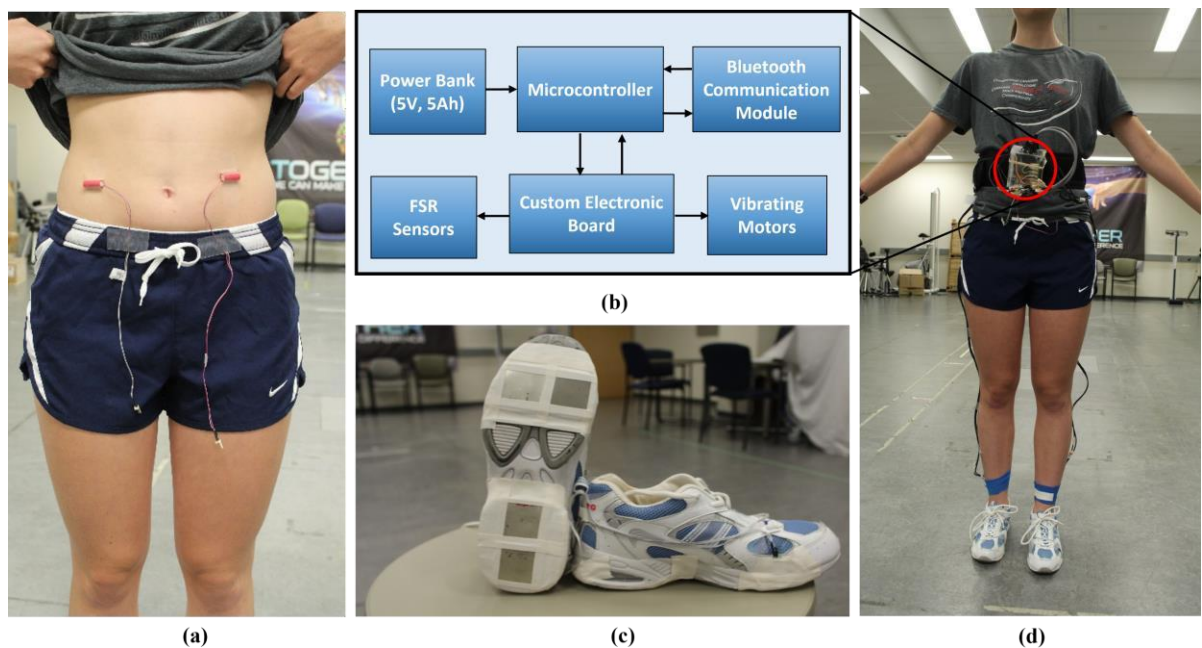


Рис. 2.8. Основні компоненти прототипу носимого BFB (тактори, мікроконтролер, Bluetooth, джерело живлення та датчики FSR): а) – вібраційний блок (тактори), розташований внизу живота на осі продовження прямого м'яза стегна; б) – блок керування на основі мікроконтролера, включаючи спеціальну електронну плату, модуль зв'язку (Bluetooth) та джерело живлення; в) – блок датчиків/перетворювачів складається з чотирьох датчиків FSR, розташованих на п'яті (х2) та носку (х2) кожної підошви взуття; г) – налаштування системи BFB на учаснику [31].

Пороги FSR для початку FS та FO визначалися за допомогою алгоритму виявлення піків. FS та FO використовувалися для обчислення часу стійки (ST) для кожної ноги. ST визначався як час, протягом якого кожна нога залишається в контакті з землею в кожному циклі ходьби. Згодом було розраховано SR для кількісної оцінки симетрії ходи. SR вимірювався на протязі одного кроку для кожної кінцівки, а потім використовувався для забезпечення ЗЗ під час фази стояння на протязі наступного кроку. Для непатологічної ходи значення SR зазвичай коливаються від 0,95 до 1,05. Вібротактильний ЗЗ створювався на основі комбінації рівнів вібрації, порогів вібрації та алгоритмів керування для стратегій активації одного та двох такторів.

2.4 Прототип біозворотного зв'язку із застосуванням акселерометра

2.4.1 Загальний опис

Прототип BFB (рис. 2.9) [31] був заснований на попередній ітерації системи. Однак, оскільки LLA часто демонструє більш атипові моделі ходи порівняно зі здоровими учасниками, розташування та кількість датчиків, чутливих до сили (FSR), були змінені (рис. 2.9, в), щоб забезпечити надійне виявлення подій ходи за наявності асиметрії ходи. Отже, поточна система використовує чотирнадцять датчиків FSR (сім на стопу) порівняно з вісьмома датчиками FSR для попереднього прототипу BFB. Інші компоненти системи включають два тактори для забезпечення сенсорного ЗЗ, мікроконтролер, портативний зарядний пристрій та модуль зв'язку Bluetooth.

Загальні зміни ходи оцінювалися за допомогою комерційно доступної носимої системи захоплення руху Xsens MVN Awinda (Xsens North America Inc.) (рис. 2.9, д) для вимірювання кінематики нижніх кінцівок (тобто величини та часу руху гомілковостопного, колінного та кульшового суглобів) та просторово-часових параметрів (тобто швидкості ходи, виконання кроку та довжини кроку). Сім інерційних датчиків були прикріплені до стоп, гомілки (великогомілкової кістки, близько до коліна) (x2), стегна (середини

латеральної поверхні стегна) (x2) та поперека (x1) (рис. 2.9, д). Кути суглобів та події контакту зі стопою оброблялися за допомогою програмного забезпечення MVN Analyze. Просторово-часові та кінематичні параметри (тобто величини та час руху суглобів нижніх кінцівок) розраховувалися відповідно до рекомендацій Міжнародного товариства біомеханіки (ISB). Потім коефіцієнт симетрії (SR) кожного суглоба був використаний для кількісної оцінки змін симетрії довжини кроку та кінематичних параметрів нижньої кінцівки.

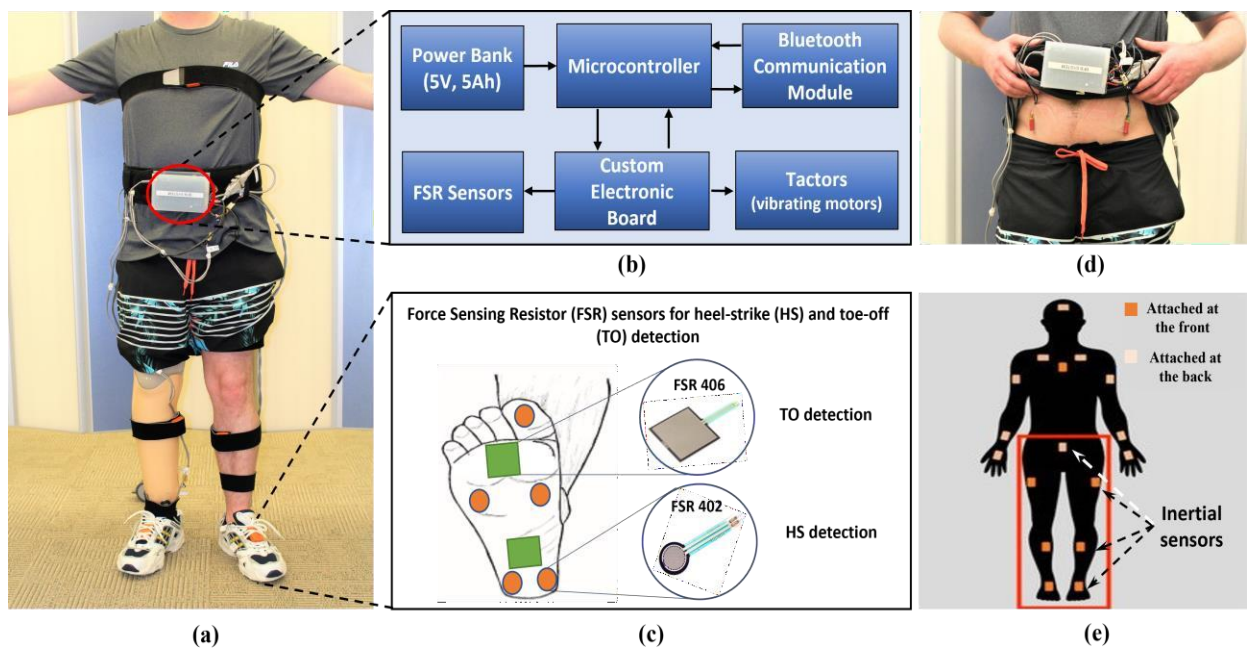


Рис. 2.9. Основні компоненти системи BFB (мікроконтролер, Bluetooth, джерело живлення, тактори та датчики FSR), включаючи комерційно доступну систему Xsens [31].

На рис. 2.9 показано наступне: а) – налаштування системи BFB на учаснику; б) – блок керування складається з мікроконтролера, спеціальної електронної плати, модуля зв'язку (Bluetooth) та джерела живлення; в) – блок датчика/перетворювача складається з чотирнадцяти датчиків FSR (7 датчиків, прикріплених до підошви взуття кожної ноги), трьох під п'ятою та п'яти під пальцем стопи (на 1-й та 5-й малих плеснових кістках, 2-4-й проксимальних фалангах та дистальній фаланзі великого пальця стопи); г) – блок сенсорного

ЗЗ (тактори), розташований внизу живота на осі продовження прямого м'яза стегна; д) – налаштування системи захоплення руху Xsens MVN Awinda (Xsens North America Inc., Каліфорнія) для отримання додаткових просторово-часових та кінематичних параметрів ходи нижніх кінцівок

2.4.2 Принцип роботи BFB

Система BFB вимірювала та створювала ЗЗ, орієнтований на коефіцієнт симетрії часу стійки (STSR) [31]. STSR розраховувався на основі співвідношення часу стійки протеза до часу стійки ідентифікованої кінцівки. Час стійки визначався як час, протягом якого кожна кінцівка залишається в контакті з землею протягом одного циклу ходи. Час стійки розраховувався шляхом безперервного виявлення удару ногою (FS) та відриву ноги (FO) за допомогою алгоритму виявлення подій ходи на основі порогу. Потім STSR вимірювався для кожного кроку кожної кінцівки та порівнювався з попередньо встановленим цільовим STSR, щоб визначити, чи слід забезпечувати вібротактильний ЗЗ під час фази стійки та наступного кроку. Вібротактильний ЗЗ базувався на комбінації рівнів частоти/амплітуди вібрації, порогів вібрації на основі попередньо встановлених порогів STSR та активації одного та двох такторів.

STprothetic та STintact позначають час стійки протеза та інтактної кінцівок відповідно, які базуються на подіях відриву стопи (FO) та удару (FS) кожної стопи, де FO_i та FS_i представляють час i-ї FS та FO [31].

2.4.3 Системне обладнання

Для виявлення бажаних подій ходи (тобто FS та FO) (рис. 2.10) використовувалися акселерометр (ADXL 355 Analog Devices) та два датчики тиску (FSR 406, Interlink Electronics, CA, США).



Рис. 2.10. Структура системи з використанням (зверху) акселерометра (ADXL 355), закріпленого на верхній частині взуття, та (знизу) датчиків тиску (FSR 406) [31]

Акселерометр був закріплений на тильній стороні лівої стопи. Акселерометр був вирівняний у поперечній площині з передньозадньою (вісь X), фронтальною (вісь Y) та поздовжньою (вісь Z) площинами (рис. 2.10). Два датчики тиску були розміщені в нижній частині взуття, один на п'яті, а інший на носку (рис. 2.10). Дані акселерометра та датчика тиску дискретизувалися з частотою 100 Гц, з діапазоном акселерометра $\pm 3g$. Дані оброблялися платою Arduino Mega та записувалися безпосередньо на комп'ютер через Bluetooth. Для вимірювання часу кожної спроби з метою перевірки різниці в швидкості використовувалися двопроменеві таймери (Smartspeed PT, Fusion Sport).

2.5 Пропозиція власного підходу до реалізації пропріоцепції в протезах нижніх кінцівок

Основним недоліком розглянутих технічних рішень є орієнтація пропріоцепції на використання сенсорів тактильних відчуттів, які сприймають зовнішні впливи, тоді як пропріоцепція має орієнтуватись на відчущання рухів самого протеза. Тому поряд із системою тактильних відчуттів пропонується розмістити додаткові сенсори біля рухомих елементів самого протеза із

відповідними актуаторами в куксоприймальній гільзі, які надаватимуть користувачу протезом інформацію про орієнтацію та рухи цих елементів протеза. Це додатково покращить користування протезом та пришвидшить процес адаптації користувача.

2.6 Висновки до розділу 2

Розглянуто відомі підходи до технічної реалізації штучної пропріоцепції. Зокрема, проаналізовано спосіб двонаправленого зв'язку для протезів нижніх кінцівок на основі вібротактильного ЗЗ та ЕМГ, відповідні концепції керування та технічної реалізації його складових елементів. Також проаналізовано носиму вібротактильну систему біоЗЗ, що орієнтована на симетрію ходи користувачів протезів нижніх кінцівок а також детально розглянуто прототип біозворотнього зв'язку із застосуванням акселерометра. Встановлено, що ці практичні реалізації систем штучної пропріоцепції мають недоліки, зокрема пов'язані із неефективним вибором сенсорів та місць встановлення їх на протезі, вибору ділянок шкіри пацієнта для створення вібротактильної чи електростимуляції тощо.

Основним недоліком розглянутих технічних рішень є орієнтація пропріоцепції на використання сенсорів тактильних відчуттів, які сприймають зовнішні впливи, тоді як пропріоцепція має орієнтуватись на відчування рухів самого протеза. Тому поряд із системою тактильних відчуттів пропонується розмістити додаткові сенсори біля рухомих елементів самого протеза із відповідними актуаторами в куксоприймальній гільзі, які надаватимуть користувачу протезом інформацію про орієнтацію та рухи цих елементів протеза. Це додатково покращить користування протезом та пришвидшить процес адаптації користувача.

РОЗДІЛ 3

КОНЦЕПЦІЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОПРІОЦЕПТИВНОЇ СИСТЕМИ

3.1 Обмеження реалізації пропріоцептивної системи

Запропоновано варіант системи тактильних відчуттів з використанням п'єзоелектричного сенсора, енергоефективного підсилювача класу D та актуатора у вигляді вібромотора.

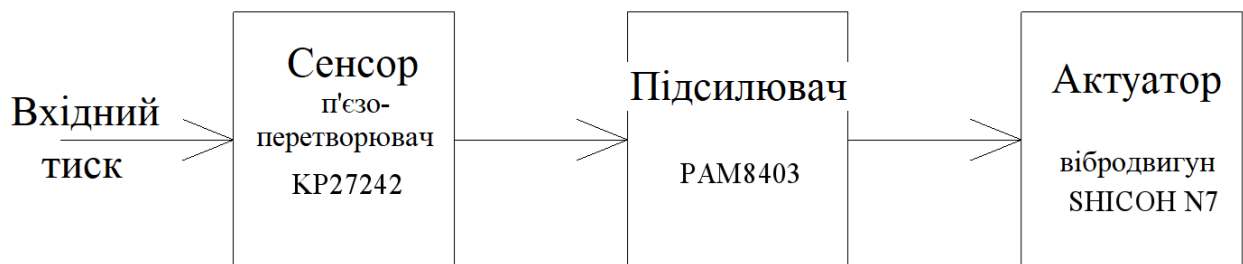


Рис. 3.1. Структурна схема прототипу проектованої системи

Таким чином, як прототип запропоновано компактну та енергозберігаючу систему забезпечення відчуття навантаження у протезованій кінцівці, що відкриває перспективи для подальшої клінічної адаптації та вдосконалення систем сенсорного ЗЗ в протезуванні. Також, як можна побачити з рис. 3.1, така система є досить примітивною та являє собою канал прямого підсилення без додаткових зворотніх зв'язків, також вона не передбачає додаткових налаштувань роботи актуаторів окрім сили вібрації вібродвигунів шляхом регулювання коефіцієнта підсилення РАМ8403. Це обмежує її функціональність та знижує стійкість.

Також в реальних умовах слід врахувати значну кількість факторів впливу на роботу сенсора такої системи. При цьому, вихідний сигнал сенсора можна досить наближено описати виразом (3.1):

$$\xi_{out} = f(M, F_p, D, Sh, G) \quad (3.1)$$

тут: ξ_{out} – вихідний сигнал, який буде випадковим процесом, та може бути поданий як функція від окремих груп впливаючих факторів, до яких можна віднести наступні: M – група факторів, що визначаються динамікою впливу на протез масо-габаритних показників самого користувача в процесі ходьби; F_p – група факторів, що визначаються динамікою зміни сили навантаження на протез в залежності від активності способу життя користувача; D – група факторів, що визначаються динамічністю та активністю рухів користувача в процесі ходьби, стилем ходьби, руховою активністю (повільна/швидка ходьба, біг тощо); Sh – тип використовуваного користувачем взуття та тип підошви взуття (кросівки, туфлі тощо); G – група факторів, що визначаються параметрами поверхні, по якій виконується ходьба (рівна тверда поверхня, рівна м'яка поверхня, трава, пісок, дрібний камінь, поверхня із вибоїнами тощо). Перші три групи факторів є індивідуальними біометричними параметрами кожного окремого користувача.

Таким чином необхідним є налаштування проєктованої системи для кожного окремого користувача за кожною групою описаних факторів. Зробити це класичними способами практично неможливо, оскільки це портебуватиме реєстрації множини сигналів ξ_{out} , їх опрацювання відповідними методами в рамках адекватного способу математичного опису, виділення інформативних ознак за кожною групою факторів (3.1) та формування відповідних сигналів керування актуаторами. В цьому плані оптимальним є використання методів машинного навчання і об'єднання усіх складових системи сенсорного зворотнього зв'язку в єдине ціле на основі технологій IoT.

3.2 Концепція реалізації пропріоцептивного сенсорного зворотнього зв'язку

Для проєктованої пропріоцептивної системи використано концепцію застосування технологій IoT та машинного навчання із опосередкованим

налаштуванням параметрів системи з допомогою смартфона. Структура такої системи наведена на рис. 3.2.

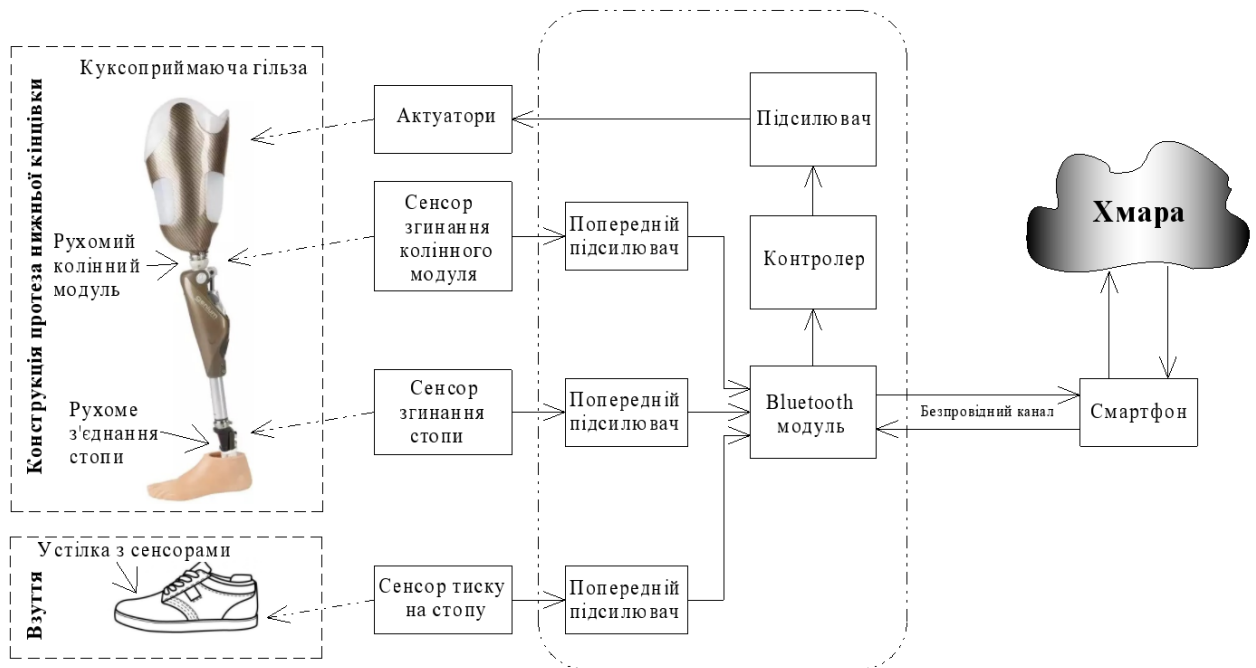


Рис. 3.2. Пропонований спосіб реалізації сенсорного зворотнього зв'язку в протезі нижньої кінцівки

Відповідно, на відміну від структури на рис. 3.1, додатково введено модуль попереднього підсилювача, після якого встановлено модуль Bluetooth для реалізації безпроводного каналу обміну даними із смартфоном. Власне смартфон призначений для виконання основних налаштувань користувачем системи сенсорного зворотнього зв'язку та наступного їх збереження в контролері, який після налаштування буде автоматично формувати відповідні сигнали керування актуаторами в процесі постійного використання протеза без підключення смартфона.

В процесі налаштування сигнал із виходу попереднього підсилювача надходитиме на смартфон, на якому проводиимуться усі необхідні розрахунки та налаштування роботи системи. Для цього потрібно розробити спеціалізований мобільний додаток із можливістю задання користувачем основних вихідних параметрів (відповідно до перших трьох груп факторів (3.1)). Власне додаток проведе калібрування значень вхідного сигналу,

оскільки на приклад від ваги користувача буде залежати розмах вихідного сигналу сенсора, а від віку та активності – швидкість зміни цього сигналу. Можливість введення цих даних буде необхідною при реєстрації і першому заходженні в мобільний додаток. Стосовно четвертої групи факторів (3.1), то в додатку буде постійно активною можливість зміни типу взуття, оскільки це впливатиме на зміну поправочних коефіцієнтів, які визначатимуть параметри сигналу, який йтиме до актуаторів.

Стосовно останньої групи факторів, то їх налаштування в мобільному додатку буде виконуватись в останню чергу. При цьому, на екрані смартфона відображатиметься надпис «Виберіть тип поверхні», а також декілька активних кнопок із назвами конкретного типу поверхні, наприклад: «рівна тверда поверхня», «рівна м'яка поверхня», «трава», «пісок», «дрібний камінь», «поверхня із вибоїнами» тощо. При натисненні на першу кнопку із типом поверхні «рівна тверда поверхня» додаток попросить користувача зробити наприклад 20 кроків по такій поверхні і в процесі цього реєструватиметься сигнал із сенсора. Далше додаток попросить користувача підтвердити виконання 20 кроків та поверне його в попереднє меню налаштування та попросить вибрати наступний тип поверхні і також зробити 20 кроків. Це повторюватиметься доки додаток не отримає сигнали з сенсора про усі передбачені типи поверхні. Враховуючи можливість тривалого перебування користувача в приміщенні (наприклад реабілітаційного центру) в додатку буде передбачена можливість ігнорування окремих типів поверхні (оскільки неможливим буде отримання відповідних сигналів із сенсора). Тепер, маючи сигнали із сенсора при переміщенні користувача по різних типах поверхні на основі методів машинного навчання додаток сформує групи інформативних ознак сигналів для кожного типу поверхні та передасть їх через зворотній Bluetooth канал на контролер, який збереже їх. В майбутньому, при переміщенні різними поверхнями (наприклад при переході із рівної дороги на траву) контролер зможе автоматично ідентифікувати цей тип поверхні і скоригувати параметри сигналу керування актуаторами.

Після цього в мобільному додатку користувач зможе налаштувати індивідуально параметри роботи актуаторів для різних типів поверхонь. Так, в меню мобільного додатка можна буде вибрати кнопку «налаштування відчущання поверхні», після чого на екрані смартфона з'являться кнопки із типами поверхонь, які користувач обирав на попередньому етапі. При натисненні на кожну кнопку в користувача на екрані з'явиться декілька опцій із можливістю встановлення частоти вібрації актуатора, інтенсивності вібрації, встановлення додатково глибини і частоти модуляції роботи актуатора, для випадку мультиактуаторної системи буде можливість присвоєння для кожного типу поверхні відповідно роботи кожного окремого актуатора або групи актуаторів. Ці налаштування будуть необхідні та важливі для створення для користувача комфортних впливів зі сторони актуаторів на механорецептори шкіри кукси та можливості в майбутньому однозначної ідентифікації за такими впливами типу поверхні, по якій він переміщається. Власне це забезпечить принцип сенсорного зворотнього зв'язку без необхідності виконання постійного зорового контролю виконуваних рухів. Власне і рухи користувача таким протезом мають стати більш природними, оскільки, нехай і опосередковано, але його організм отримуватиме інформацію про поверхню і особливості переміщення по ній.

Також пропонується встановити п'єзоперетворювачі біля рухомих елементів протеза. Такі сенсори додатково сприйматимуть вібрації від переміщень цих елементів і користувач зможе це відчувати якщо відповідні актуатори розміщуватимуться на його тілі на ділянках відповідних сегментів нервових областей.

3.3 Висновки до розділу 3

Запропоновано варіант системи тактильного сенсорного зв'язку з використанням п'єзоелектричного сенсора, енергоефективного підсилювача класу D та актуатора у вигляді вібромотора. Така система є досить

примітивною та являє собою канал прямого підсилення без додаткових зворотніх зв'язків, також вона не передбачає додаткових налаштувань роботи актуаторів. Також в реальних умовах слід врахувати значну кількість факторів впливу на роботу сенсора такої системи.

Для проєктованої пропріоцептивної системи використано концепцію 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 сенсора 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 пропонується встановити п'єзоперетворювачі біля рухомих елементів протеза. Такі сенсори додатково сприйматимуть вібрації від переміщень цих елементів і користувач зможе це відчувати якщо відповідні актуатори розміщуватимуться на його тілі на ділянках відповідних сегментів нервових областей.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій.

Метою планування заходів з охорони праці є визначення необхідних вкладень у заходи з охорони праці для ефективного впливу на стан охорони праці.

Система планів з охорони праці окремого підприємства може включати:

- перспективне планування (на період, більший одного року) ;
- поточне планування (на рік) ;
- оперативне планування (детальні плани, спрямовані на вирішення конкретних питань працезахоронної діяльності на підприємстві в короткостроковому, до одного року, періоді).

Планування в охороні праці може включати:

- визначення цілей діяльності з охорони праці на підприємстві та засобів їх досягнення;
- вибір методів і базових показників, за допомогою яких може здійснюватися оцінка необхідних вкладень в охорону праці;
- розрахунок суми вкладень у заходи з охорони праці та раціональний розподіл цієї суми за напрямками діяльності;
- забезпечення організації контролю виконання плану (при необхідності здійснення коригування запланованих показників) ;
- здійснення постійного контролю умов і безпеки праці на підприємстві та оперативне реагування на відхилення від нормативних вимог.

Перспективне планування вміщує найбільш важливі, трудомісткі і довгострокові за терміном виконання заходи з охорони праці, виконання яких,

як правило, вимагає сумісної роботи кількох підрозділів підприємства. Можливість виконання заходів перспективного плану повинна бути підтверджена обґрунтованим розрахунком необхідного матеріально-технічного забезпечення і фінансових витрат з зазначенням джерел фінансування.

До перспективних планів належить комплексний план покращення умов праці і санітарно-оздоровчих заходів, що передбачає створення, відповідно до нормативних актів з охорони праці, умов праці, пов'язаних з перспективними змінами підприємства. Таке планування, як правило, розраховане на термін від 2 до 5 років. Реалізація цих планів забезпечується через річні плани номенклатурних заходів з охорони праці, які вносяться до угоди, що є невід'ємною частиною колективного договору.

Поточне планування здійснюється у межах календарного року через розроблення відповідних заходів у розділі «Охорона праці» колективного договору.

Поточні плани передбачають реалізацію заходів із покращення умов праці, створення кращих побутових і соціальних умов на виробництві. Ці плани обов'язково забезпечуються фінансуванням згідно з розробленими кошторисами.

Питання охорони праці можуть віддзеркалюватися в інших поточних планах, які підприємства та організації можуть складати на вимогу трудових колективів:

- план соціального розвитку колективу;
- наукової організації праці;
- механізації важких і ручних робіт;
- охорони праці жінок;
- підготовки підприємства до робіт в осінньо-зимовий період;
- підвищення культури виробництва та ін.

Оперативне планування роботи з охорони праці здійснюється за підсумками контролю стану охорони праці в структурних підрозділах і на підприємстві в цілому.

Оперативні плани складаються для швидкого виправлення виявлених в процесі державного, відомчого і громадського контролю недоліків в стані охорони праці, а також для ліквідації наслідків аварій або стихійного лиха.

Оперативні заходи щодо усунення виявлених недоліків зазначаються безпосередньо у наказі власника підприємства, який видається за підсумками контролю, або у плані заходів, як додатку до наказу.

Організаційно-методичну роботу щодо складання перспективних, поточних та оперативних планів здійснює служба (спеціаліст) охорони праці.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Здійснення заходів щодо зниження дії радіоактивних випромінювань

Оцінка уразливості лабораторного блока живлення від радіоактивного забруднення і проникаючої радіації починається з визначення максимальних очікуваних значень рівня радіації і дози проникаючої радіації. За показник стійкості об'єкта приймається допустима доза радіації, яку можуть одержати люди за час робочої зміни.

Для характеристики радіоактивного забруднення застосовують ступінь (щільність) забруднення, який характеризується поверхневою щільністю забруднення радіонуклідами і вимірюється активністю радіонукліда на одиницю площі (об'єму). Основною дозиметричною величиною, за допомогою якої оцінюється дія радіації, є доза випромінювання - кількість енергії, яка поглинута одиницею маси опроміненого середовища. Експозиційна доза визначається тільки для повітря при гама і рентгенівському випромінюванні. Поглинута доза визначається для речовин. Місцевість, що забруднюється внаслідок радіаційної аварії, за щільністю забруднення радіонуклідами умовно поділяють на зони: зону відчуження, зону безумовного (обов'язкового)

відселення, зону гарантованого (добровільного) відселення і зону підвищеного радіоекологічного контролю.

За дозами опромінення зону забруднення поділяють на наступні зони: надзвичайно-небезпечного забруднення, небезпечного забруднення, сильного забруднення, помірного забруднення, і зону радіаційної небезпеки.

Також радіоактивне забруднення буде безпосередньо впливати лабораторного блока живлення, але і на його конструкцію, оскільки, до його складу входять метічні провідники з ізоляційним покриттям, металічний корпус, пласмасові роз'єми і самі радіоелементи (резистори, транзистори, мікросхема, конденсатори, діод).

Органічні речовини вельми чутливі до радіації. Вплив радіації призводить до перетворення молекул, що супроводжується хімічними реакціями, що викликають незворотні зміни природи речовини і її механічних властивостей.

Перетворення супроводжується виділенням газів, які в поєднанні з вологою утворюють кислоти, які здійснюють шкідливий вплив на ізоляційні матеріали. Більшість пластмас отримує механічне пошкодження навіть при малих дозах радіації.

Фенолформальдегід і метилметакрилат стають крихкими і деформуються. Поліетилен і полістирол - спочатку збільшується опір розриву і твердість, а потім вони стають крихкими. Більшість пластмас темніє і знебарвлюється. Просочення і ізоляційні масла псуються, як і оргматеріали. Синтетичний каучук і кремнійорганічна гума твердіють

Зміна електричних властивостей органічних речовин (провідність, діелектрична проникність, кут втрат) має оборотний характер. Час відновлення залежить від природи матеріалу та умов опромінення.

На неорганічні речовини (матеріали) радіація впливає менше, ніж на органічні. При опроміненні нейтронами можливо об'ємне розширення. Кварц і скло втрачають прозорість при великих дозах.

Вплив радіації на напівпровідниковий діод залежить від того, який ефект використаний в основі його роботи, виду матеріалу, питомого опору його, а також конструктивних особливостей діода. Оскільки в підсилювачі використані лише кремнієві діоди то розглянемо лише їхню реакцію.

Під впливом нейтронної радіації провідність точково-контактних діодів зменшується в прямому і зворотному напрямках; у площинних діодів провідність у прямому напрямку також зменшується. Пошкодження діодів обумовлюється зміною характеристик провідності в прямому напрямку. Вплив γ -опромінення викликає оборотні зміни зворотного струму.

Характеристика впливу радіоактивного забруднення на транзистор. Вплив опромінення викликає порушення кристалічної решітки матеріалу (основний ефект) і іонізацію (вторинний ефект). Внаслідок цього змінюються параметри напівпровідникових матеріалів – час життя основних носіїв, питома провідність, швидкість поверхневої рекомбінації дірок з електронами. Внаслідок зміни вищевказаних параметрів зменшується коефіцієнт підсилення по струму, збільшується зворотний струм колектора, зростають шуми транзистора.

Іонізація, створювана радіацією, інжектується надлишок носіїв у транзистор, внаслідок чого виникають значні шуми. Зміна коефіцієнта посилення є незворотнім, а зміни зворотного струму можуть бути оборотними і необоротними. Як бачимо змінюється основний із електричних параметрів підсилювача – коефіцієнт підсилення, а отже вихідна потужність.

Потрібно зазначити, що більшу радіаційну стійкість мають германієві транзистори в порівнянні з кремнієвими.

До основних методів захисту радіоелектронної апаратури відносять такі конструктивні рішення:

- правильно підбирати і розташовувати елементи;
- ширше використовувати керамічні ізолятори в частинах перемикачів, роз'ємах, гніздах і т.д.;

- застосовувати склотканина та інші неорганічні матеріали для манжет, кабельної ізоляції тощо;
- застосування елементів з неорганічних матеріалів, слюдяних і керамічних конденсаторів;
- застосовувати плівкові і металлопленочні опору;
- ретельно продумувати схему розташування, для зменшення струмів витoku і пробою;
- екранувати найбільш чутливі елементи;
- правильно вибирати матеріали деталей конструкції;
- правильно вибирати напівпровідникові прилади (надавати перевагу германієвим).
- Для захисту від γ - променів добре екранують, захищають - свинець, вісмут, вольфрам, золото, платина, ртуть і деякі інші важкі матеріали.

4.3 Висновки до розділу 4

В розділі «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» розглянуто планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій. Також описано заходи щодо зниження дії радіоактивних випромінювань

ВИСНОВКИ

Проаналізовано фізіологічні основи природної пропріоцепції та показано її важливість для контролю рухів, зокрема симетрування ходи та підтримування рівновали для випадку нижніх кінцівок. З усіх органів чуття дотик, пропріоцепція та зір відіграють основну роль у контролі рухових здібностей. Оскільки у людини з ампутованими кінцівками весь сенсорний ЗЗ втрачається, пропріоцепцію вважають одним з найважливіших органів чуття для руху та здатності виконувати певні завдання. Враховуючи можливість забезпечення «розширеного ЗЗ», можна створити для користувача протеза серію контрольованих пропріоцептивних стимулів за допомогою технологічних засобів, тобто отримати штучно згенерований пропріоцептивний ЗЗ.

Проаналізовано методи вібротактильної та електростимуляції для формування впливів на організм людини для надання пропріоцептивної інформації, а також способи організації систем нейронного інтерфейсу елементів штучного інтелекту та машинного навчання.

Для обґрунтування вибору ділянок поверхні шкіри пацієнтів для впливу на них методами вібротактильної стимуляції для передачі пропріоцептивної інформації було розглянуто серментацію нервових областей на тілі людини.

Розглянуто відомі підходи до технічної реалізації штучної пропріоцепції. Зокрема, проаналізовано спосіб двонаправленого зв'язку для протезів нижніх кінцівок на основі вібротактильного ЗЗ та ЕМГ, відповідні концепції керування та технічної реалізації його складових елементів. Також проаналізовано носиму вібротактильну систему біоЗЗ, що орієнтована на симетрію ходи користувачів протезів нижніх кінцівок а також детально розглянуто прототип біозворотнього зв'язку із застосуванням акселерометра. Встановлено, що ці практичні реалізації систем штучної пропріоцепції мають недоліки, зокрема пов'язані із неефективним вибором сенсорів та місць

встановлення їх на протезі, вибору ділянок шкіри пацієнта для створення вібротактильної чи електростимуляції тощо.

Запропоновано варіант системи тактильного сенсорного ЗЗ з використанням п'єзоелектричного сенсора, енергоефективного підсилювача класу D та актуатора у вигляді вібромотора. Така система є досить примітивною та являє собою канал прямого підсилення без додаткових зворотніх зв'язків, також вона не передбачає додаткових налаштувань роботи актуаторів. Також в реальних умовах слід врахувати значну кількість факторів впливу на роботу сенсора такої системи.

Для проєктованої пропріоцептивної системи використано концепцію 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 сенсора 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 якщо відповідні актуатори розміщуватимуться на його тілі на ділянках відповідних сегментів нервових областей.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. R. A. Magill and D. I. Anderson, “Sensory components of motor control,” in *Motor Learning and Control: Concepts and Applications*, 12th ed, New York, NY: McGraw Hill, 2021. [Online]. Available: <https://accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3082§ionid=256573379>.
2. V. E. Abaira and D. D. Ginty, “The sensory neurons of touch,” *Neuron*, vol. 79, no. 4, pp. 618–639, 2013.
3. R. A. Magill and D. I. Anderson, “Augmented feedback,” in *Motor Learning and Control: Concepts and Applications*, 12th ed., New York, NY: McGraw Hill, 2021. [Online]. Available: <https://accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3082§ionid=256574674>
4. WHO standards for prosthetics and orthotics, World Health Organization and USAID, Geneva, 2017. [Online]. Available: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241512480>
5. Federaciyn Mexicana de Diabetes. “Estadísticas en México.” Federaciyn Mexicana de Diabetes, A. C. Accessed: Jun. 30, 2024. [Online]. Available: <https://fmdiabetes.org/estadisticas-en-mexico/>
6. I. J. Ascencio-Montiel, “10 years analysis of diabetes-related major lower extremity amputations in México,” *Arch. Med. Res.*, vol. 49, no. 1, pp. 58-64, 2018.
7. M. A. Chahrour et al., “Major lower extremity amputations in a developing country: 10-Year experience at a tertiary medical center,” *Vascular*, vol. 29, no. 4, pp. 574-581, 2021.
8. R. R. Riso, “Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback - Moving closer to the bionic arm,” *Technol. Health Care*, vol. 7, no. 6, pp. 401–409, 1999.

9. S. Raspopovic, G. Valle, and F. M. Petrini, "Sensory feedback for limb prostheses in amputees," *Nat. Mater.*, vol. 20, no. 7, pp. 925–939, 2021.
10. O. Diaz-Hernandez and I. Salinas-Sanchez, "Towards artificial proprioception in prosthetic devices," *Int. J. Med. Sci.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–5, 2023.
11. J. Dideriksen, E. Siebold, S. Dosen, and M. Markovic, "Investigating the benefits of multivariable proprioceptive feedback for upper-limb prostheses," *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics*, vol. 6, no. 2, pp. 757–768, 2024.
12. F. Masiero, E. La Frazia, V. Ianniciello, and C. Cipriani, "Generating frequency selective vibrations in remote moving magnets," *Adv. Intell. Syst.*, vol. 6, no. 6, 2024, art. no. 2300751.
13. Y. Han et al., "Substitutive proprioception feedback of a prosthetic wrist by electrotactile stimulation," *Front. Neurosci.*, vol. 17, 2023, art. no. 1135687.
14. M. Guйmann et al., "Sensory substitution of elbow proprioception to improve myoelectric control of upper limb prosthesis: experiment on healthy subjects and amputees," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 19, 2022, art. no. 59.
15. P. D. Marasco et al., "Neurorobotic fusion of prosthetic touch, kinesthesia, and movement in bionic upper limbs promotes intrinsic brain behaviors," *Sci. Robot.*, vol. 6, no. 58, 2021.
16. S. Su et al., "Neural evidence for functional roles of tactile and visual feedback in the application of myoelectric prosthesis," *J. Neural Eng.*, vol. 20, no. 1, 2023, art. no. 016038.
17. N. Piliugin et al., "Unraveling Sensory Restoration: Decoding Complex Behavioral Data through Peripheral Nerve Stimulation Analysis," in *12th Int. Winter Conf. Brain-Comput. Interface (BCI)*, Gangwon, Corea, 2024, pp. 1-4.
18. E. Romero and D. A. Elias, "Design of a haptic palmar-finger feedback system for upper limb myoelectric prosthesis model PUCP-Hand," in *2022 Int. Conf. Elect. Comput. Energy Technol. (ICECET)*, Prague, Czech Republic, 2022, pp. 1-6, 2022.

19. M. Gallone and M. D. Naish, "Scalp-Targeted Haptic Proprioception for Upper-Limb Prosthetics," in 2022 Int. Conf. Rehabil. Robot. (ICORR), Rotterdam, Netherlands, 2022, pp. 1-6.
20. E. Trujillo-Trujillo, K. Acuna-Condori, and M. G. S. P. Paredes, "Evaluation of the skin fixation method of a haptic device to provide proprioceptive information for a sensory feedback prosthesis," in 2022 IEEE ANDESCON, Barranquilla, Colombia, 2022, pp. 1-6.
21. M. Magbagbeola, M. Miodownik, S. Hailes, and R. C. V. Loureiro, "Correlating vibration patterns to perception of tactile information for long-term prosthetic limb use and continued rehabilitation of neuropathic pain," in 2022 Int. Conf. Rehab. Robot. (ICORR), Rotterdam, Netherlands, 2022, pp. 1-6.
22. H. Cha et al., "Study on intention recognition and sensory feedback: control of robotic prosthetic hand through emg classification and proprioceptive feedback using rule-based haptic device," *IEEE Trans. Haptics*, vol. 15, no. 3, pp. 560–571, 2022.
23. E. Battaglia et al., "The rice haptic rocker: skin stretch haptic feedback with the Pisa/IIT soft-hand," in 2017 IEEE World Haptics Conference (WHC), Munich, Germany, 2017, pp. 7-12.
24. M. Mulvey, H. Fawcner, and M. I. Johnson, "An investigation into the perceptual embodiment of an artificial hand using transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) in intact-limbed individuals," *Technol. Health Care*, vol. 22, no. 2, pp. 157–166, 2014.
25. E. D. Papaleo et al., "Integration of proprioception in upper limb prostheses through non-invasive strategies: a review," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 20, no. 1, 2023, art. no. 118.
26. O. Lecompte, S. Achiche, and A. Mohebbi, "A review of proprioceptive feedback strategies for upper-limb myoelectric prostheses," *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics.*, vol. 6, no. 3, pp. 930–939, 2024.

27. B. A. Petersen, P. J. Sparto, and L. E. Fisher, "Clinical measures of balance and gait cannot differentiate somatosensory impairments in people with lower-limb amputation," *Gait Posture*, vol. 99, pp. 104–110, 2023.

28. J. M. Canton Leal, J. V. Gyllinsky, A. A. Arredondo Zamudio, and K. Mankodiya, "HapticLink: a force-based haptic feedback system for single and double lower-limb amputees," in 2022 44th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC), Glasgow, Scotland, United Kingdom, 2022, pp. 4226-4229.

29. Octavio Diaz-Hernandez, Igor Salinas-Sanchez. Towards Artificial Proprioception in Prosthetic Devices. *International Journal of Medical Science*. Volume 10 Issue 1, 1-5, Jan-Feb 2023.

30. Myrthe Erica Jeanne Tilleman. Towards Bidirectional Lower Limb Prostheses: Restoring Proprioception Using EMG Based Vibrotactile Feedback. Human Neuroscience Master's thesis. Turku Brain and Mind Center. 11.07.2023. Turku. 57 p.

31. Escamilla-Nunez R, Sivasambu H, Andrysek J. Exploration of vibrotactile biofeedback strategies to induce stance time asymmetries. *Canadian Prosthetics & Orthotics Journal*. 2022; Volume 5, Issue 1, No.2. pp. 1-12.

32. 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

33. 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

34. 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

35. 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.

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

37. 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.

38. 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

39. 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.

40. 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.

41. 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.

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

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

44. 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. Chornyi

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