

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Система штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Мушинський А.А.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Дозорська О.Ф.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Дедів І.Ю.

(прізвище та ініціали)

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 31 » грудня 2025 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Мушинському Андрію Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Система штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки

Керівник роботи Дозорська Оксана Федорівна, к.т.н.

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

Затверджені наказом ректора від « 31 » грудня 2025 року № 4/7-1168 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи Система штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки

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

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

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

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Система штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки». Кваліфікаційна робота бакалавра // Мушинський Андрій Андрійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 р // стор. – 70, рис. – 12, бібліог. – 27.

Ключові слова: ПРОПРІОЦЕПЦІЯ, ПРОТЕЗ, КІНЦІВКА, СЕНСОР

У кваліфікаційній роботі проведено проектування системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки. Розроблено структурну схему системи штучної пропріоцепції, що включає комплекс тензорезистивних сенсорів, мікроконтролерну систему обробки сигналів та модуль формування зворотного зв'язку. Запропоновано конструкцію гнучкого тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU, адаптованого для виготовлення засобами 3D-друку. Розроблено математичну модель визначення кута згину суглобів протеза та методику калібрування сенсорної системи.

ABSTRACT

The topic of the qualification work: "Artificial proprioception system of the upper limb prosthesis". Bachelor's qualification work // Mushinsky Andriy Andriyovych // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 70, fig. – 12, bibliography – 27.

Keywords: PROPRIOCEPTION, PROSTHESIS, LIMB, SENSOR

The qualification work involved the design of an artificial proprioception system of the upper limb prosthesis. A structural diagram of the artificial proprioception system was developed, which includes a complex of strain-resistive sensors, a microcontroller signal processing system and a feedback module. The design of a flexible strain-resistive sensor based on Conductive TPU, adapted for manufacturing by 3D printing, is proposed. A mathematical model for determining the bending angle of the prosthesis joints and a method for calibrating the sensor system are developed.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СИСТЕМ ПРОТЕЗУВАННЯ ТА МЕТОДІВ РЕАЛІЗАЦІЇ ШТУЧНОЇ ПРОПРІОЦЕПЦІЇ.....	10
1.1 Анатомо-фізіологічні основи пропріоцепції людини.....	10
1.2 Особливості функціонування протезів верхньої кінцівки.....	13
1.3 Методи забезпечення сенсорного зворотного зв'язку в протезних системах.....	16
1.4 Аналіз існуючих систем штучної пропріоцепції.....	23
1.5 Формулювання вимог до системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки.....	27
1.6 Висновки до розділу 1.....	29
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА СИСТЕМИ ШТУЧНОЇ ПРОПРІОЦЕПЦІЇ ПРОТЕЗА ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ НА ОСНОВІ ГНУЧКИХ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНИХ СЕНСОРІВ.....	31
2.1 Розробка структурної схеми системи штучної пропріоцепції.....	31
2.2 Розробка конструкції тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU.....	38
2.3 Математична модель визначення кута згину суглобів протеза.....	42
2.4 Розробка електронної системи збору та обробки даних.....	46
2.5 Висновки до розділу 2.....	49
РОЗДІЛ 3. СЕРЕДОВИЩЕ НАЛАШТУВАННЯ 3D ДРУКУ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНИХ СЕНСОРІВ.....	51
3.1 Налаштування слайсера Cura 15.04.6 для друку тензорезистивного сенсора з Conductive TPU.....	51
3.2 Оцінювання процесу друку тензорезистивних сенсорів.....	55

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ			
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	Система штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки Пояснювальна записка	<i>Лім</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Розроб.</i>		Мушинський А.А.				у	6	84
<i>Перевір.</i>		Дозорська О.Ф.						
<i>Н. контр.</i>		Хвостівський М.						
<i>Зат. каф.</i>		Яворська Є.Б.						
<i>Рецензент</i>		Дедів І.Ю.			ТНТУ, каф. БТ РБ-41			

3.3 Висновки до розділу 3	58
РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	59
4.1 Електробезпека при роботі з системою	59
4.2 Долікарська допомога при шоку	61
4.3 Висновки до розділу 4	66
ВИСНОВКИ	67
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	68
ДОДАТКИ	

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		7

ВСТУП

За даними міжнародних організацій охорони здоров'я, щороку тисячі людей втрачають верхні кінцівки внаслідок травм, бойових дій, виробничих аварій, дорожньо-транспортних пригод, захворювань або вроджених патологій. Одним із головних завдань реабілітації таких людей є відновлення функціональних можливостей руки за допомогою сучасних протезів. Проте навіть високотехнологічні протезні системи значно поступаються природній кінцівці через відсутність повноцінного сенсорного зворотного зв'язку.

Важливою складовою керування рухами людини є пропріоцепція – здатність визначати положення та рух частин тіла без візуального контролю. Саме вона забезпечує точність рухів, контроль сили захоплення предметів та орієнтацію кінцівок у просторі. У більшості сучасних протезів користувач позбавлений такої інформації та змушений постійно контролювати роботу пристрою за допомогою зору, що підвищує когнітивне навантаження, знижує точність рухів і викликає швидку втому.

Розвиток біомедичної інженерії, робототехніки та сенсорних технологій дає можливість для розробки систем штучної пропріоцепції, які забезпечують передачу користувачу інформації про положення та рух елементів протеза. Для реалізації таких систем можуть використовуватися тензорезистивні сенсори, датчики кута повороту, інерціальні вимірювальні модулі та різні методи тактильного зворотного зв'язку. Створення доступних протезів із системами штучної пропріоцепції сприятиме підвищенню функціональності протезних систем, покращенню якості життя користувачів та їхній успішній соціальній і професійній реабілітації.

Таким чином, розробка системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки є актуальним завданням, спрямованим на підвищення ефективності керування протезом і наближення його функціональних можливостей до природної руки.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		8

Метою роботи є розроблення системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки на основі гнучких тензорезистивних сенсорів.

Задачі дослідження

- Провести аналіз анатомо-фізіологічних механізмів пропріоцепції людини та визначити їх роль у керуванні рухами верхньої кінцівки.
- Дослідити особливості функціонування сучасних протезів верхньої кінцівки та визначити основні проблеми, пов'язані з відсутністю пропріоцептивного зворотного зв'язку.
- Проаналізувати існуючі методи сенсорного зворотного зв'язку в протезних системах та оцінити можливість їх використання для реалізації штучної пропріоцепції.
- Розробити структуру системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки на основі тензорезистивних сенсорів.
- Розробити конструкцію гнучкого тензорезистивного сенсора з використанням електропровідного матеріалу Conductive TPU та технології 3D-друку.
- Створити математичну модель визначення кута згину суглобів протеза за зміною електричного опору тензорезистивного сенсора.
- Розробити схему електричну принципову системи збору та обробки даних на базі мікроконтролера для визначення положення пальців протеза.

Отримані результати можуть бути використані під час створення біонічних протезів верхніх кінцівок, систем сенсорного зворотного зв'язку, роботизованих реабілітаційних пристроїв та інших мехатронних систем, у яких необхідне визначення кутових переміщень рухомих елементів.

РОЗДІЛ 1
АНАЛІЗ СИСТЕМ ПРОТЕЗУВАННЯ ТА МЕТОДІВ РЕАЛІЗАЦІЇ
ШТУЧНОЇ ПРОПРІОЦЕПЦІЇ

1.1. Анатомо-фізіологічні основи пропріоцепції людини

Пропріоцепція є одним із фундаментальних механізмів функціонування нервової системи людини, який забезпечує сприйняття положення частин тіла в просторі, напрямку та швидкості їх руху, а також ступеня напруження м'язів без необхідності використання зорового контролю. Завдяки пропріоцептивній чутливості людина здатна координувати рухи, підтримувати рівновагу, виконувати складні моторні дії та взаємодіяти з навколишнім середовищем.

Фізіологічною основою пропріоцепції є діяльність спеціалізованих механорецепторів, розташованих у м'язах, сухожиллях, суглобах і зв'язках. Дані рецептори постійно реєструють механічні зміни, що виникають під час руху або зміни положення кінцівок, і передають відповідну інформацію до центральної нервової системи.

Основними пропріорецепторами людини є м'язові веретена, сухожильні органи Гольджі та суглобові рецептори.

М'язові веретена являють собою спеціалізовані сенсорні структури, розташовані всередині скелетних м'язів паралельно до основних м'язових волокон. Вони реагують на зміну довжини м'яза та швидкість його розтягування. Під час скорочення або розслаблення м'яза веретена генерують нервові імпульси, які передаються до спинного мозку та вищих відділів центральної нервової системи. Отримана інформація дозволяє мозку визначати поточне положення кінцівки та коригувати рухи в режимі реального часу.

Другим важливим елементом системи пропріоцепції є сухожильні органи Гольджі, розташовані в місцях переходу м'язів у сухожилля. Основною

функцією цих рецепторів є контроль сили м'язового скорочення. Вони реагують на зміну механічного навантаження та запобігають надмірному напруженню м'язів, яке може призвести до пошкодження тканин. Інформація від органів Гольджі забезпечує оцінку сили, необхідної для виконання певної дії, наприклад захоплення предметів різної маси.

Суглобові рецептори локалізуються в капсулах суглобів, зв'язках та навколосуглобових тканинах. Вони забезпечують визначення кута згинання суглоба, напрямку його руху та положення кінцівки відносно інших частин тіла. Особливо важливу роль ці рецептори відіграють під час виконання точних координованих рухів верхніх кінцівок.

Таблиця 1.1 – Основні пропріорецептори людини та їх функції

Тип рецептора	Локалізація	Основна функція	Інформація, що передається
М'язові веретена	Усередині скелетних м'язів	Контроль довжини м'яза та швидкості його розтягування	Положення кінцівки, напрямок і швидкість руху
Сухожилльні органи Гольджі	У місці переходу м'яза в сухожилля	Контроль сили скорочення м'язів	Величина механічного навантаження та м'язового напруження
Суглобові рецептори	Капсули суглобів, зв'язки	Визначення положення та руху суглобів	Кут згинання, напрямок руху, положення сегментів тіла
Рецептори шкіри (додатково беруть участь у пропріоцепції)	Шкіра кисті та передпліччя	Допоміжний контроль контакту з предметами	Тиск, дотик, ковзання предметів

Передача пропріоцептивної інформації здійснюється через аферентні нервові волокна до спинного мозку та головного мозку. Після обробки в центральній нервовій системі формується комплексне уявлення про положення тіла та стан опорно-рухового апарату. Основними структурами мозку, що беруть участь у цьому процесі, є соматосенсорна кора великих півкуль, мозочок та моторні зони кори головного мозку.

У разі втрати верхньої кінцівки відбувається порушення природних каналів надходження пропріоцептивної інформації до центральної нервової системи. Навіть за наявності сучасного біонічного протеза користувач не отримує природного відчуття положення штучної руки в просторі. Через це виникає необхідність постійного візуального контролю за роботою протеза, що збільшує когнітивне навантаження та знижує ефективність виконання рухів.

Одним із перспективних напрямів розвитку сучасного протезування є створення систем штучної пропріоцепції, які здатні частково компенсувати втрату природного сенсорного зворотного зв'язку. Такі системи передбачають використання датчиків положення, прискорення та навантаження для визначення стану протеза, а також спеціальних засобів передачі інформації користувачу у вигляді вібраційних, тактильних або електростимуляційних сигналів. У результаті формується штучний сенсорний канал, який дозволяє людині більш ефективно керувати протезом та покращує його інтеграцію в схему рухового контролю.

1.2. Особливості функціонування протезів верхньої кінцівки

Верхня кінцівка людини є складною біомеханічною системою, яка забезпечує широкий спектр рухів та маніпуляцій із предметами навколишнього середовища. Завдяки наявності багатьох ступенів свободи, великої кількості м'язів і високочутливої сенсорної системи рука здатна виконувати як грубі силові дії, так і надзвичайно точні рухи. Втрата верхньої кінцівки призводить до значного обмеження функціональних можливостей людини, тому одним із основних завдань сучасної біомедичної інженерії є створення ефективних протезів, здатних максимально відновити втрачені функції.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		13

Протез верхньої кінцівки являє собою технічний пристрій, призначений для часткової або повної компенсації втраченої руки шляхом відтворення її механічних і функціональних характеристик. Основною метою використання протеза є відновлення здатності людини виконувати повсякденні дії, пов'язані із захопленням, утриманням та переміщенням предметів.

Сучасний протез верхньої кінцівки складається з кількох основних підсистем: механічної конструкції; системи кріплення до кукси; приводу виконавчих механізмів; системи керування; джерела живлення; сенсорної системи зворотного зв'язку.

Механічна частина протеза відтворює анатомічну структуру втраченої кінцівки та забезпечує необхідні рухи в суглобах. Залежно від рівня ампутації конструкція може включати кисть, передпліччя, лікоть та плечовий модуль.

Однією з найважливіших характеристик протеза є спосіб його керування. Від цього залежить функціональність системи, швидкість виконання рухів та зручність використання.

За принципом керування сучасні протези можна поділити на механічні, міоелектричні та біонічні.

Механічні протези використовують силу рухів збережених частин тіла для керування робочими елементами. Передача зусилля здійснюється через систему тросів і тяг. Такі пристрої відзначаються простотою конструкції, високою надійністю та невисокою вартістю, проте мають обмежені функціональні можливості.

Міоелектричні протези працюють на основі аналізу біоелектричної активності м'язів кукси. На поверхні шкіри встановлюються електроди, які реєструють електроміографічні сигнали (ЕМГ). Отримані сигнали підсилюються, обробляються контролером і використовуються для керування електроприводами протеза.

Біонічні протези є найбільш сучасним класом протезних систем. Вони оснащуються мікропроцесорним керуванням, багатофункціональними

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		14

кистями, датчиками положення та сили захоплення. Такі пристрої здатні виконувати десятки різних типів хватів і забезпечують більш природну взаємодію користувача з навколишнім середовищем.

Функціонування будь-якого протеза верхньої кінцівки базується на циклі керування, який включає декілька послідовних етапів:

1. Формування команди користувачем.
2. Реєстрація сигналу системою керування.
3. Обробка отриманої інформації.
4. Генерація керуючих команд.
5. Виконання руху приводами.
6. Отримання зворотного зв'язку.

Під час використання міоелектричних протезів керуючим сигналом виступає електрична активність залишкових м'язів. Контролер аналізує параметри сигналу та визначає намір користувача виконати певний рух. Після цього формується команда для електродвигунів, які приводять у рух окремі ланки протеза.

Незважаючи на значний технологічний прогрес, більшість сучасних протезів мають спільний недолік — недостатній сенсорний зворотний зв'язок. Людина отримує інформацію про стан протеза переважно через зір, що значно відрізняється від природного функціонування верхньої кінцівки.

У здорової людини мозок безперервно отримує інформацію від тактильних та пропріоцептивних рецепторів. Це дозволяє точно визначати положення руки, контролювати силу захоплення та виконувати рухи без постійного візуального контролю. У випадку використання протеза значна частина цієї інформації відсутня.

Відсутність пропріоцептивного зворотного зв'язку призводить до таких негативних наслідків: зниження точності рухів; збільшення часу виконання маніпуляцій; підвищене когнітивне навантаження; швидка втомлюваність

користувача; зменшення природності керування протезом; складність виконання дрібних моторних операцій.

Для усунення зазначених недоліків сучасні дослідження спрямовані на інтеграцію в протези додаткових сенсорних систем. Найчастіше використовуються датчики кута повороту суглобів, акселерометри, гіроскопи, датчики сили та тиску. Отримана інформація передається користувачу через вібраційні, електротактильні або механотактильні пристрої.

Особливу увагу приділяють створенню систем штучної пропріоцепції, які дозволяють компенсувати втрату природних механізмів контролю положення кінцівки. Такі системи здатні суттєво підвищити ефективність використання протезів та покращити адаптацію користувача до нового способу керування рухами.

Таким чином, сучасні протези верхньої кінцівки являють собою складні мехатронні системи, що поєднують механічні, електронні та програмні компоненти. Незважаючи на високий рівень розвитку технологій, проблема забезпечення природного сенсорного зворотного зв'язку залишається актуальною. Саме тому розробка систем штучної пропріоцепції є перспективним напрямом удосконалення протезів нового покоління.

1.3. Методи забезпечення сенсорного зворотного зв'язку в протезних системах

Однією з найважливіших характеристик природної верхньої кінцівки є наявність розвиненої сенсорної системи, яка забезпечує постійне надходження інформації про стан м'язів, суглобів, положення кінцівки у просторі та взаємодію з об'єктами навколишнього середовища. Завдяки роботі тактильних і пропріоцептивних рецепторів людина здатна контролювати силу захоплення предметів, оцінювати їхню форму, масу та текстуру, а також виконувати точні координовані рухи без постійного візуального контролю.

У сучасних протезах верхніх кінцівок відновлення рухових функцій значно випереджає розвиток сенсорних можливостей. Більшість комерційних протезів забезпечують лише керування рухами, тоді як інформація про стан протеза практично не повертається користувачеві. У результаті людина змушена постійно контролювати положення протеза за допомогою зору, що збільшує когнітивне навантаження та знижує ефективність виконання повсякденних завдань.

Для вирішення цієї проблеми розробляються різноманітні методи сенсорного зворотного зв'язку, які дозволяють передавати користувачеві інформацію про стан протеза через різні канали сприйняття.

Тактильний зворотний зв'язок. Тактильний зворотний зв'язок є одним із найбільш поширених способів передачі сенсорної інформації користувачу протеза. Його принцип полягає у створенні на поверхні шкіри відчуттів, аналогічних природному дотику.

Для реалізації такого підходу використовуються датчики сили та тиску, встановлені на пальцях або робочих поверхнях протеза. Під час контакту з предметом вимірюється сила взаємодії, після чого відповідний сигнал передається користувачу через спеціальні стимулятори.

Основними перевагами тактильного зворотного зв'язку є:

- відносна простота реалізації;
- висока інформативність;
- можливість інтуїтивного сприйняття сигналів;
- невелика вартість апаратної реалізації.

Недоліком такого підходу є обмежена кількість інформації, яку можна передати через шкіру людини.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		17

Принцип: інформація про стан протеза (положення, сила захоплення, контакт) перетворюється в керуючі сигнали для вібраторів.
 Користувач сприймає вібрації на шкірі і отримує відчуття стану протеза без використання зору.

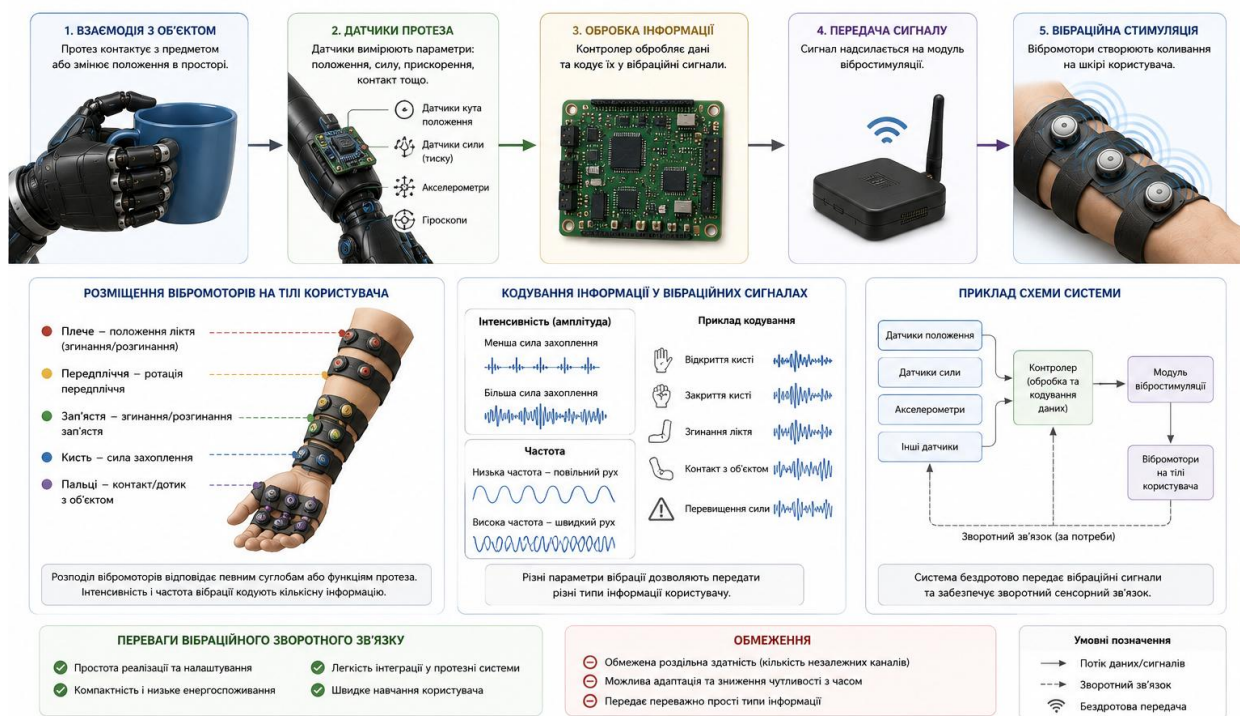


Рисунок 1.3 – Принцип вібраційного зворотного зв'язку

Електротактильний зворотний зв'язок. Електротактильний метод базується на стимуляції шкірних рецепторів слабкими електричними імпульсами. Для цього на поверхні шкіри розміщуються електроди, через які подаються електричні сигнали контрольованої амплітуди та частоти.

Змінюючи параметри стимуляції, можна формувати різні відчуття: поколювання, вібрацію, натискання, зміну інтенсивності контакту.

Електротактильний зворотний зв'язок дозволяє передавати значно більший обсяг інформації порівняно з вібраційним методом. Водночас він потребує індивідуального налаштування для кожного користувача, оскільки чутливість шкіри може суттєво відрізнятись.

Принцип: інформація про стан протеза кодується в електричні стимули та передається на шкіру користувача через електроди, створюючи відчуття дотику або тиску.

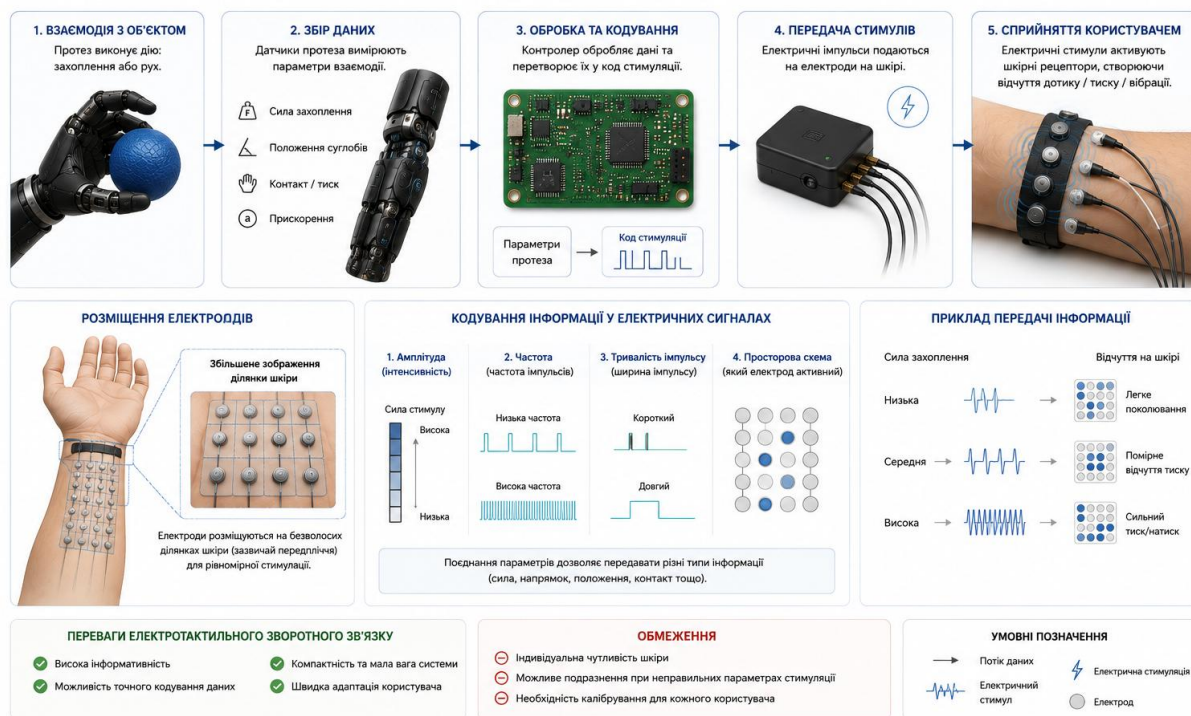


Рисунок 1.4 – Електротактильний зворотний зв'язок

Механотактильний зворотний зв'язок. Механотактильний метод передбачає фізичний вплив на поверхню шкіри за допомогою рухомих елементів. Як виконавчі механізми можуть використовуватися серводвигуни, соленоїди або пневматичні приводи.

Під час роботи системи механічний актуатор створює тиск на певну ділянку шкіри, імітуючи природне відчуття дотику або навантаження.

До переваг механотактильного підходу належать:

- висока природність сприйняття;
- можливість передачі інформації про силу захоплення;
- відсутність електричного подразнення шкіри.

Основним недоліком є складність конструкції та збільшення маси системи.

Принцип: інформація про стан протеза перетворюється в механічні переміщення (натискання, розтягнення шкіри, вдавнення), що створюють відчуття дотику або тиску на шкірі користувача.



Рисунок 1.5 – Механотактильний зворотний зв'язок

Пропріоцептивний зворотний зв'язок. Найбільш перспективним напрямом розвитку сучасних протезних систем є забезпечення штучної пропріоцепції. На відміну від тактильних методів, пропріоцептивний зворотний зв'язок передає інформацію не про контакт із предметом, а про положення, швидкість та характер руху самого протеза.

Для реалізації такого підходу використовуються: енкодери кутового положення, акселерометри, гіроскопи, інерціальні вимірювальні модулі, датчики сили та навантаження.

Зібрана інформація обробляється мікроконтролером і передається користувачу через вібраційні, механотактильні або електротактильні стимулятори.

Система штучної пропріоцепції дозволяє людині визначати положення протеза без використання зору та значно покращує координацію рухів.

Принцип: інформація про положення, рух, швидкість і зусилля в суглобах та ланках протеза вимірюється датчиками і передається користувачеві для формування відчуття положення та руху кінцівки.

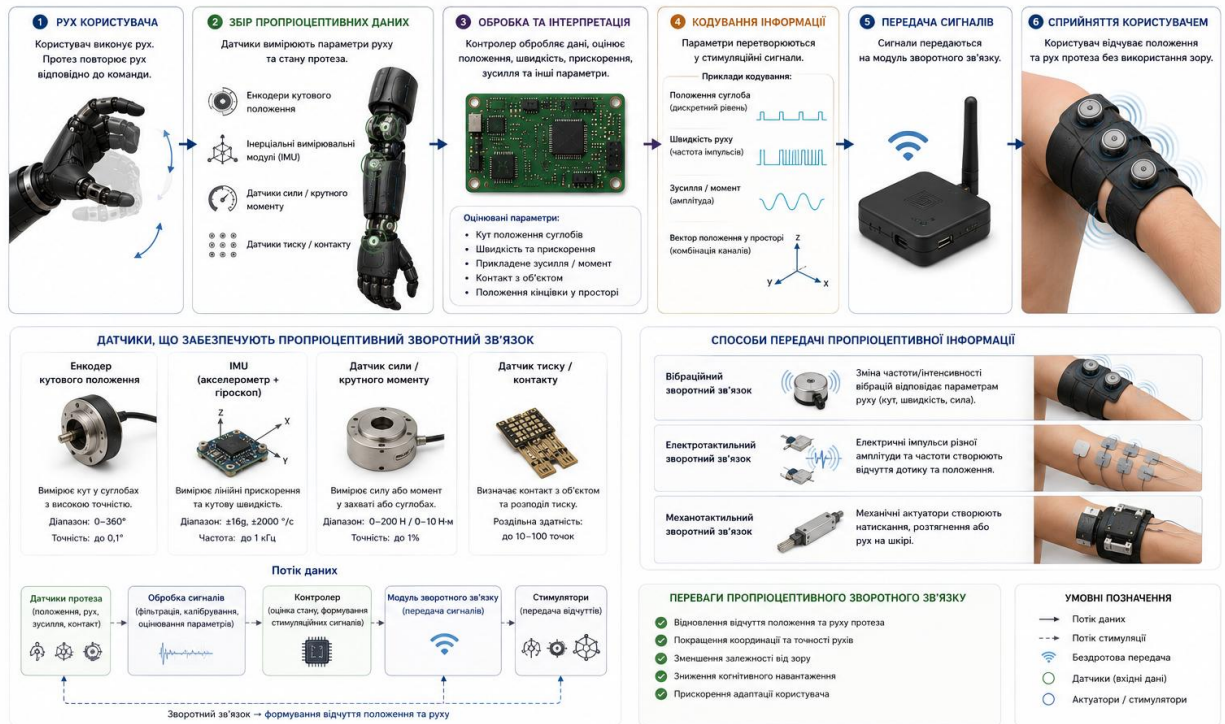


Рисунок 1.6 – Пропрієцептивний зворотний зв'язок

Інвазивні методи сенсорного зворотного зв'язку. Окремий напрямок досліджень пов'язаний із використанням нейроінтерфейсів та безпосередньої стимуляції периферичних нервів.

У таких системах електроди імплантуються безпосередньо в нервові волокна або розміщуються навколо нервів. Сенсорна інформація від протеза перетворюється на електричні сигнали, які стимулюють нервову систему аналогічно природним імпульсам.

Основними перевагами цього підходу є висока природність відчуттів, можливість передачі великої кількості інформації, формування реалістичного відчуття присутності кінцівки.

Проте інвазивні методи потребують хірургічного втручання, мають високу вартість та пов'язані з певними медичними ризиками.

Кожен із розглянутих методів має власні переваги та недоліки. У сучасних біонічних протезах дедалі частіше використовуються комбіновані системи, що поєднують кілька способів передачі інформації одночасно.

Для реалізації систем штучної пропріоцепції найбільш перспективними вважаються вібраційний та електротактильний методи, оскільки вони забезпечують достатню інформативність, не потребують хірургічного втручання та можуть бути інтегровані в компактні носимі пристрої.

Таким чином, забезпечення сенсорного зворотного зв'язку є одним із ключових напрямів розвитку сучасного протезування верхніх кінцівок. Впровадження систем передачі тактильної та пропріоцептивної інформації дозволяє підвищити природність керування протезом, покращити точність рухів і зменшити навантаження на користувача. Найбільш перспективним напрямом подальших досліджень є створення систем штучної пропріоцепції, які забезпечують відновлення відчуття положення кінцівки та формують новий рівень взаємодії людини з протезом.

1.4 Аналіз існуючих систем штучної пропріоцепції

Розвиток сучасних біонічних протезів сприяв появі великої кількості досліджень, спрямованих на відновлення сенсорних функцій втраченої кінцівки. Якщо перші покоління протезів забезпечували лише виконання механічних рухів, то сучасні розробки орієнтовані на створення двосторонньої взаємодії між користувачем та протезом. Одним із ключових напрямів таких досліджень є реалізація систем штучної пропріоцепції, які дозволяють передавати людині інформацію про положення, рух та стан протеза.

Основною метою штучної пропріоцепції є компенсація втраченої здатності людини відчувати положення кінцівки без використання зорового контролю. Для цього застосовуються різні способи отримання, обробки та передачі сенсорної інформації користувачеві.

Система DEKA Arm (LUKE Arm)

Однією з найбільш відомих сучасних протезних платформ є система LUKE Arm, розроблена компанією DEKA Research. Протез забезпечує багатоступеневе керування кистю, ліктем і плечовим модулем та підтримує інтеграцію сенсорних модулів зворотного зв'язку.

У низці дослідницьких проєктів до складу LUKE Arm були інтегровані датчики сили, положення та контакту. Інформація передавалася користувачеві через вібраційні та електротактильні стимули, що дозволяло частково відновити відчуття положення кінцівки.

Перевагами системи є висока функціональність, велика кількість ступенів свободи, можливість інтеграції різних типів сенсорного зворотного зв'язку.

Недоліками залишаються висока вартість та складність налаштування системи.

Проєкт DARPA HAPTIX

Одним із найвідоміших наукових проєктів у сфері сенсорних протезів є програма HAPTIX, реалізована Агентством перспективних оборонних дослідницьких проєктів США (DARPA).

Метою проєкту було створення нейроінтерфейсів, здатних забезпечити природне відчуття дотику та положення штучної кінцівки. Для цього використовувалися імплантовані електроди, які безпосередньо стимулювали периферичні нерви користувача.

Під час експериментів учасники могли визначати положення протеза без візуального контролю та відчувати контакт із предметами.

Основними перевагами системи стали висока точність передачі інформації, природність сенсорних відчуттів, швидка адаптація користувача.

Недоліком є необхідність хірургічного втручання та складність клінічного впровадження.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		24

Система Prensilia IH2 Azzurra

Протезна платформа IH2 Azzurra широко використовується як дослідницька база для створення систем штучної пропріоцепції.

Система оснащується датчиками сили захоплення, датчиками кута повороту суглобів, акселерометрами, гіроскопами.

Для передачі інформації застосовуються вібраційні та електротактильні інтерфейси. Дослідження показали, що використання штучної пропріоцепції дозволяє значно покращити точність позиціонування протеза та зменшити залежність від зорового контролю.

Перевагою системи є модульність та відкритість архітектури, що дозволяє використовувати її для наукових експериментів.

Open Bionics Hero Arm

Hero Arm є одним із найбільш доступних сучасних біонічних протезів верхньої кінцівки.

Основною особливістю системи є використання міоелектричного керування та можливість інтеграції додаткових сенсорних модулів.

У дослідницьких версіях Hero Arm застосовувалися вібромотори, датчики сили, сенсори положення пальців.

Система забезпечувала передачу користувачеві інформації про силу захоплення та ступінь закриття кисті.

Перевагами рішення є відносно невисока вартість, компактність, можливість модернізації.

Недоліком залишається обмежена пропускну здатність сенсорного каналу.

Системи на основі вібраційного кодування

Окремий напрям досліджень пов'язаний із використанням масивів вібромоторів для передачі пропріоцептивної інформації.

Принцип роботи таких систем полягає у тому, що різні вібромотори відповідають певним положенням суглобів протеза. Залежно від кута

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		25

згинання або швидкості руху активуються різні стимулятори або змінюється інтенсивність їх роботи.

Перевагами таких систем є простота реалізації, невелика маса, низьке енергоспоживання, відсутність інвазивного втручання.

Саме цей підхід сьогодні вважається одним із найбільш перспективних для створення доступних систем штучної пропріоцепції.

Системи електротактильної пропріоцепції

У таких системах інформація про положення протеза передається користувачеві за допомогою матриці електродів, розміщених на поверхні шкіри. Зміна параметрів стимуляції дозволяє кодувати положення суглобів, напрямки руху, швидкість переміщення, силу навантаження.

Перевагою підходу є висока інформаційна щільність. Недоліком є необхідність індивідуального налаштування параметрів стимуляції та залежність від стану шкіри користувача.

Проведений аналіз показує, що сучасні системи штучної пропріоцепції здатні суттєво покращити функціональність протезів верхньої кінцівки. Найкращі результати демонструють рішення, які поєднують датчики положення та сили з неінвазивними засобами передачі інформації користувачеві.

Інвазивні нейроінтерфейсні системи забезпечують найбільш природні відчуття, однак їх використання обмежується високою складністю та вартістю. Водночас вібраційні та електротактильні методи є більш доступними та придатними для практичної реалізації.

Таким чином, аналіз існуючих рішень показав, що проблема забезпечення природного відчуття положення протеза залишається актуальною. Перспективним напрямом є створення компактної неінвазивної системи штучної пропріоцепції на основі датчиків положення та вібраційних стимуляторів.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		26

Таблиця 1.2 – Порівняння існуючих систем штучної пропріоцепції

Система	Тип зворотного зв'язку	Інвазивність	Рівень природності	Складність реалізації
LUKE Arm	Вібраційний, електротактильний	Ні	Середній	Висока
DARPA HAPTIX	Нервова стимуляція	Так	Дуже високий	Дуже висока
Prensilia IH2	Вібраційний, електротактильний	Ні	Середній	Середня
Hero Arm	Вібраційний	Ні	Середній	Низька
Нейроінтерфейсні системи	Стимуляція нервів	Так	Найвищий	Дуже висока

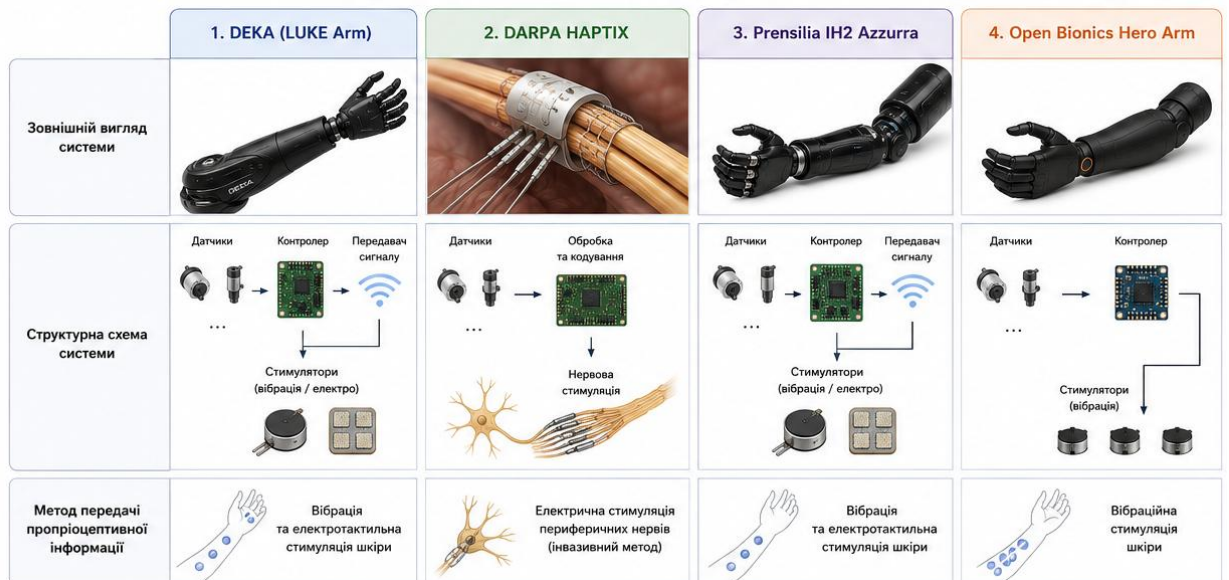


Рисунок 1.7 – Порівняння існуючих систем штучної пропріоцепції

1.5 Формулювання вимог до системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки

Проведений аналіз анатомо-фізіологічних механізмів пропріоцепції людини, особливостей функціонування сучасних протезів верхньої кінцівки та існуючих систем сенсорного зворотного зв'язку показав, що однією з

головних проблем сучасного протезування є відсутність природного відчуття положення та руху штучної кінцівки. У більшості випадків користувач змушений постійно контролювати протез за допомогою зору, що призводить до підвищеного когнітивного навантаження, зниження точності рухів та швидкої втомлюваності.

Для усунення зазначених недоліків доцільним є створення системи штучної пропріоцепції, яка забезпечуватиме збір інформації про стан протеза, її обробку та передачу користувачу у формі сенсорних сигналів. Така система повинна забезпечувати відновлення частини функцій природної пропріоцепції та сприяти більш ефективному керуванню протезом.

На основі проведеного аналізу сформульовано основні вимоги до системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки.

Система повинна забезпечувати безперервне визначення поточного стану протеза та передачу відповідної інформації користувачеві.

До основних функцій системи належать:

- визначення положення суглобів протеза;
- визначення напрямку та швидкості руху окремих ланок;
- формування сигналів сенсорного зворотного зв'язку;
- передача інформації користувачеві в режимі реального часу.

Система повинна працювати незалежно від візуального контролю та забезпечувати можливість оцінки положення протеза без необхідності постійного спостереження за його рухами.

Для отримання інформації про стан протеза необхідно використовувати комплекс датчиків, здатних вимірювати основні параметри руху.

Сенсорна підсистема повинна включати датчики кутового положення суглобів.

Діапазон вимірювань датчиків повинен відповідати робочим режимам протеза та забезпечувати достатню точність визначення параметрів руху.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		28

Система обробки даних повинна забезпечувати збір інформації від усіх сенсорів, фільтрацію шумів, обчислення параметрів руху, кодування пропріоцептивної інформації, формування керуючих сигналів для підсистеми стимуляції.

Час обробки даних повинен бути мінімальним для забезпечення роботи системи в режимі реального часу.

З урахуванням результатів аналізу існуючих рішень найбільш доцільним є використання неінвазивного вібраційного способу передачі інформації.

На основі сформульованих вимог система штучної пропріоцепції повинна містити такі основні компоненти:

- сенсорну підсистему збору даних;
- мікроконтролер обробки інформації;
- модуль керування стимуляторами;
- масив вібромоторів для передачі інформації користувачеві;
- автономне джерело живлення.

Запропонована структура дозволить реалізувати компактну неінвазивну систему штучної пропріоцепції, яка забезпечуватиме користувача інформацією про положення та рух протеза в режимі реального часу.

1.6 Висновки до розділу 1

У першому розділі проведено аналіз анатомо-фізіологічних основ пропріоцепції людини та особливостей функціонування сучасних протезів верхньої кінцівки. Встановлено, що природна пропріоцепція забезпечується роботою м'язових веретен, сухожильних органів Гольджі та суглобових рецепторів, які формують інформацію про положення і рух кінцівки в просторі.

Проведений аналіз сучасних протезних систем показав, що, незважаючи на значний розвиток механічних і електронних компонентів, більшість

існуючих протезів не забезпечують користувача достатнім пропріоцептивним зворотним зв'язком. Це призводить до необхідності постійного візуального контролю, підвищення когнітивного навантаження та зниження точності виконання рухів.

Розглянуто основні методи реалізації сенсорного зворотного зв'язку в протезних системах, зокрема тактильний, вібраційний, електротактильний, механотактильний та інвазивний нейроінтерфейсний підходи. Встановлено, що найбільш перспективними для практичного використання є неінвазивні методи, насамперед вібраційний зворотний зв'язок, який поєднує достатню інформативність, простоту реалізації та високу надійність.

На основі аналізу існуючих систем штучної пропріоцепції сформульовано основні вимоги до розроблюваної системи. Визначено, що система повинна забезпечувати безперервний контроль положення пальців протеза, обробку інформації в режимі реального часу та передачу користувачу даних про положення кінцівки за допомогою неінвазивних засобів стимуляції.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
						30
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА СИСТЕМИ ШТУЧНОЇ ПРОПРІОЦЕПЦІЇ ПРОТЕЗА ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ НА ОСНОВІ ГНУЧКИХ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНИХ СЕНСОРІВ

2.1 Розробка структурної схеми системи штучної пропріоцепції

На основі проведеного в першому розділі аналізу встановлено, що для реалізації системи штучної пропріоцепції доцільно використовувати неінвазивний підхід, який передбачає визначення кута згину суглобів протеза за допомогою гнучких тензорезистивних сенсорів та передачу інформації користувачу через систему вібраційного зворотного зв'язку.

Основним призначенням системи є визначення положення пальців протеза та формування пропріоцептивних сигналів, які дозволяють користувачу оцінювати ступінь згину пальців без використання візуального контролю.

Для цього система повинна забезпечувати:

- безперервне вимірювання кута згину суглобів пальців протеза;
- перетворення механічної деформації сенсора в електричний сигнал;
- збір та попередню обробку інформації;
- визначення поточного положення пальців;
- формування сигналів зворотного зв'язку;
- роботу в режимі реального часу;
- автономне живлення всіх елементів системи.

Затримка між зміною положення пальця та передачею відповідного сигналу користувачу повинна бути мінімальною, оскільки саме швидкість формування зворотного зв'язку визначає природність сприйняття пропріоцептивної інформації.

Відповідно до сформульованих вимог розроблювана система штучної пропріоцепції складається з п'яти основних функціональних блоків:

- тензорезистивні датчики кута згину;

- модуль збору даних;
- мікроконтролер;
- система обробки сигналів;
- акумуляторна батарея.

Кожен із зазначених блоків виконує окрему функцію в процесі визначення положення пальців протеза та формування пропріоцептивної інформації.

Первинними вимірювальними елементами системи є гнучкі тензорезистивні сенсори, виготовлені з електропровідного матеріалу Conductive TPU методом 3D-друку.

Сенсори розміщуються на тильній стороні пальців протеза в зоні суглобів. Під час згинання пальця відбувається розтягування сенсорного елемента, що призводить до зміни його електричного опору.

Завдяки використанню меандрової структури провідної доріжки забезпечується підвищення чутливості до деформації та збільшення діапазону вимірювання.

Основними перевагами таких сенсорів є гнучкість, мала маса, можливість інтеграції безпосередньо в конструкцію пальця, сумісність із технологіями адитивного виробництва, низька вартість виготовлення.

Модуль збору даних призначений для перетворення зміни опору тензорезистивних сенсорів у вимірюваний електричний сигнал.

Для цього кожний сенсор підключається до схеми подільника напруги. Зміна опору призводить до зміни вихідної напруги, яка надходить на аналогові входи мікроконтролера.

Основними функціями модуля збору даних є підключення сенсорів, формування вимірювального кола, узгодження сигналів із мікроконтролером, захист аналогових входів від перенапруги.

Центральним елементом системи є мікроконтролер, який виконує керування всіма процесами.

До його функцій належать: опитування сенсорів, аналого-цифрове перетворення сигналів, обробка вимірювальної інформації, розрахунок кута згину пальців, керування системою зворотного зв'язку.

Оскільки сигнали тензорезистивних сенсорів можуть містити шуми та нелінійності, необхідною є їх додаткова обробка.

Система обробки сигналів виконує цифрову фільтрацію вимірювань, усереднення результатів, компенсацію випадкових завад, калібрування сенсорів, перетворення опору в кут згину суглоба.

На основі отриманих даних формується цифрове представлення положення кожного пальця протеза.

Результатом роботи даного блоку є набір значень кутів згину, які використовуються для формування пропріоцептивної інформації.

На рис. 2.1 наведено структурну схему системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки, призначену для визначення положення пальців протеза та передачі відповідної інформації користувачу. Запропонована система реалізує принцип штучної пропріоцепції шляхом перетворення механічних переміщень елементів протеза у сигнали, що можуть бути сприйняті користувачем через систему зворотного зв'язку.



Рисунок 2.1 – Структурна схема системи штучної пропріоцепції

Оснoву системи становлять тензорезистивні датчики кута згину, встановлені на суглобах пальців протеза. Датчики виготовлені з електропровідного еластомерного матеріалу Conductive TPU та працюють за принципом зміни електричного опору під дією механічної деформації. Під час згинання пальця протеза сенсор розтягується, внаслідок чого його електричний опір змінюється пропорційно величині деформації.

Сигнали від тензорезистивних датчиків надходять до модуля збору даних. Основним завданням цього модуля є перетворення зміни опору сенсорів у відповідний електричний сигнал, придатний для подальшої цифрової обробки. Для цього використовуються вимірювальні кола на основі подільників напруги, які забезпечують формування аналогового сигналу, пропорційного поточному значенню опору сенсора.

Далі інформація передається до мікроконтролера, який виконує функції центрального обчислювального вузла системи. Мікроконтролер здійснює аналого-цифрове перетворення отриманих сигналів, керує процесом опитування сенсорів та забезпечує обмін інформацією між окремими функціональними блоками системи. Крім того, мікроконтролер виконує первинну обробку вимірювальних даних і формує цифрові значення, що характеризують поточний стан сенсорів.

Отримані дані надходять до блоку обробки сигналів, де здійснюється їх подальша обробка. На цьому етапі виконуються цифрова фільтрація шумів, калібрування характеристик сенсорів та компенсація похибок вимірювання. Після цього за допомогою математичної моделі визначається кут згину кожного суглоба пальця протеза. На основі розрахованих значень формується інформація про просторове положення пальців та кисті протеза в цілому.

Сформована пропріоцептивна інформація надходить до системи зворотного зв'язку. Призначення цього блоку полягає у передачі користувачу інформації про положення пальців протеза без необхідності постійного візуального контролю. У запропонованій системі передача інформації може

здійснюватися за допомогою вібраційної стимуляції. При цьому різним положенням пальців відповідають різні параметри вібраційного сигналу, зокрема частота, амплітуда або тривалість вібрації.

Таким чином, запропонована структурна схема забезпечує повний цикл функціонування системи штучної пропріоцепції: від реєстрації механічних переміщень суглобів протеза до передачі користувачу інформації про їх положення. Реалізація такого підходу дозволяє частково компенсувати втрату природної пропріоцепції та підвищити ефективність використання протеза верхньої кінцівки.

Для більш детального відображення принципу функціонування розробленої системи після загальної структурної схеми (рисунок 2.1) була розроблена розширена структурна схема системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки, наведена на рисунку 2.2. На відміну від попередньої схеми, вона деталізує внутрішню структуру окремих функціональних блоків та відображає потоки даних між ними.

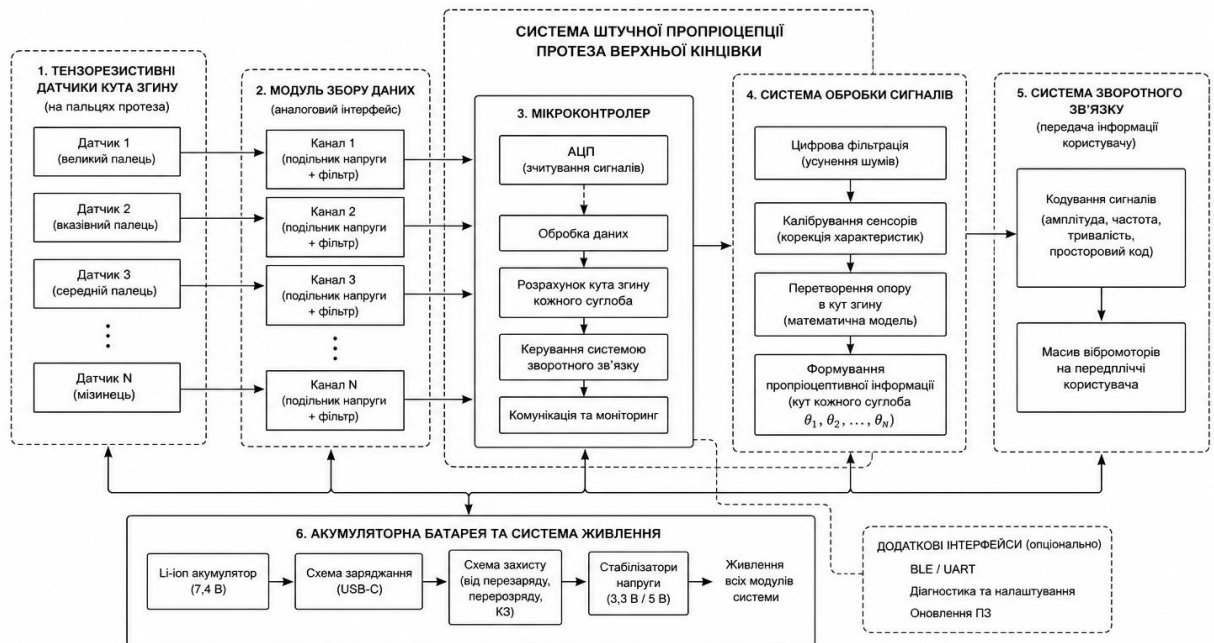


Рисунок 2.2 – Розширена структурна схема системи штучної пропріоцепції

Перший блок системи складається з набору тензорезистивних датчиків кута згину, розташованих на пальцях протеза. Кожен палець оснащується окремим сенсором, який встановлюється на тильній стороні в зоні відповідного суглоба.

У схемі передбачено використання окремих датчиків для кожного пальця.

Кожен сенсор являє собою гнучкий тензорезистивний елемент, виготовлений із Conductive TPU. Під час згинання пальця відбувається розтягування провідної структури сенсора, що призводить до зміни його електричного опору.

Оскільки кожний палець може рухатися незалежно від інших, інформація від усіх сенсорів надходить до системи окремими каналами.

Сигнали від тензорезистивних датчиків надходять до модуля збору даних, який реалізований у вигляді багатоканального аналогового інтерфейсу.

Для кожного сенсора передбачено окремий вимірювальний канал, який включає подільник напруги, фільтр нижніх частот, елементи узгодження сигналів.

Основним призначенням даного блоку є перетворення зміни опору тензорезистора у зміну електричної напруги, що може бути виміряна аналого-цифровим перетворювачем мікроконтролера.

Фільтрація аналогового сигналу дозволяє зменшити вплив електромагнітних завад та випадкових коливань сигналу, що особливо важливо при роботі з високорезистивними сенсорами на основі Conductive TPU.

Центральним елементом системи є мікроконтролер, який виконує функції збору, аналізу та передачі інформації.

До складу даного блоку входять аналого-цифровий перетворювач, модуль обробки даних, модуль розрахунку кутів згину, модуль керування системою зворотного зв'язку, комунікаційний інтерфейс.

Аналого-цифровий перетворювач здійснює перетворення аналогових сигналів від сенсорів у цифрову форму. Отримані значення використовуються для подальших математичних обчислень.

На основі калібрувальних характеристик сенсорів мікроконтролер визначає кут згину кожного суглоба протеза та формує цифровий опис положення кисті.

Крім того, мікроконтролер забезпечує взаємодію між усіма підсистемами та контролює їхню роботу в режимі реального часу.

Після первинного зчитування інформація надходить до блоку обробки сигналів. Даний блок виконує кілька важливих функцій: цифрову фільтрацію шумів, калібрування сенсорів, компенсацію нелінійності характеристик, математичне перетворення опору сенсора в кут згину, формування пропріоцептивної інформації.

Особливістю тензорезистивних сенсорів із Conductive TPU є нелінійна залежність між деформацією та електричним опором. Тому для отримання точних значень кутів згину необхідне використання математичної моделі та калібрувальних характеристик.

Після визначення положення пальців інформація передається до системи зворотного зв'язку. Основним завданням цього блоку є перетворення цифрової інформації про положення пальців у сигнали, що можуть бути сприйняті користувачем.

У запропонованій системі використовується вібраційний спосіб передачі інформації.

У схемі також передбачено блок додаткових інтерфейсів, який може використовуватися для бездротового передавання даних через Bluetooth Low Energy, діагностики роботи системи, налаштування параметрів сенсорів, оновлення програмного забезпечення. Наявність такого блоку дозволяє значно спростити процес налаштування та обслуговування системи.

2.2. Розробка конструкції тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU

Одним із ключових елементів розроблюваної системи штучної пропріоцепції є сенсорний вузол, призначений для визначення кута згину суглобів пальців протеза. Враховуючи особливості конструкції базового протеза, де рух пальців здійснюється за допомогою тросового приводу та шарнірних з'єднань, сенсор повинен мати високу гнучкість, малу масу, здатність працювати при багаторазових циклах згинання та бути придатним для інтеграції безпосередньо в конструкцію пальця.

Для вирішення поставленого завдання було запропоновано використання гнучкого тензорезистивного сенсора, виготовленого методом адитивного виробництва із застосуванням електропровідного еластомерного матеріалу Conductive TPU.

Conductive TPU є композиційним матеріалом на основі термопластичного поліуретану, до складу якого введені електропровідні наповнювачі, зокрема вуглецева сажа, графен або вуглецеві нанотрубки. Завдяки такій структурі матеріал поєднує механічну гнучкість звичайного TPU з електропровідними властивостями.

Основною перевагою Conductive TPU для задач вимірювання деформацій є наявність вираженого тензорезистивного ефекту. При розтягуванні або згинанні матеріалу змінюється відстань між провідними частинками наповнювача, що призводить до зміни його електричного опору.

Використання Conductive TPU має низку переваг:

- висока еластичність;
- можливість багаторазового циклічного деформування;
- сумісність із FDM-технологією 3D-друку;
- можливість друку складних геометричних структур;
- мала маса готового виробу;

- простота інтеграції в конструкцію протеза;
- низька собівартість виготовлення.

Додатковою перевагою є можливість виготовлення чутливого елемента безпосередньо разом із механічними компонентами протеза, що значно спрощує монтаж та підвищує надійність системи.

На відміну від традиційних металевих тензорезисторів, Conductive TPU не потребує жорсткої основи та здатний працювати при значних деформаціях, характерних для рухів пальців протеза.

Принцип роботи запропонованого датчика базується на зміні електричного опору провідної доріжки під дією механічної деформації.

Під час згинання пальця протеза зовнішня поверхня сенсора розтягується. Це призводить до збільшення довжини провідної доріжки, зменшення площі поперечного перерізу, зміни контактів між провідними частинками матеріалу. У результаті активний опір сенсора збільшується.

Після розгинання пальця еластичні властивості матеріалу забезпечують повернення сенсора до початкової форми, а його електричний опір наближається до вихідного значення.

Запропонований сенсор являє собою багатошарову гнучку структуру, яка складається з чутливого провідного шару, контактних площадок, ізолюючого шару та захисного еластомерного покриття.

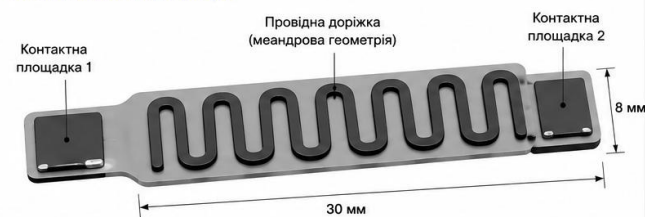
Загальний вигляд конструкції наведено на рисунку 2.3.

Основним чутливим елементом датчика є провідна доріжка з Conductive TPU, виконана у вигляді меандра.

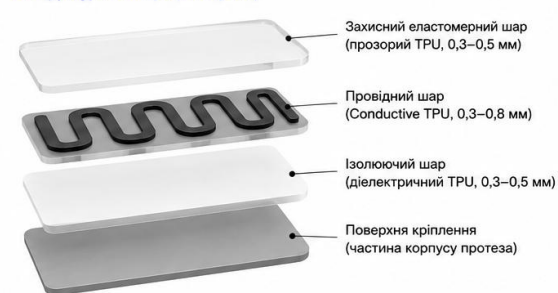
Використання меандрової структури обумовлене необхідністю збільшення активної довжини провідника при збереженні компактних габаритів сенсора.

Конструкція тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU

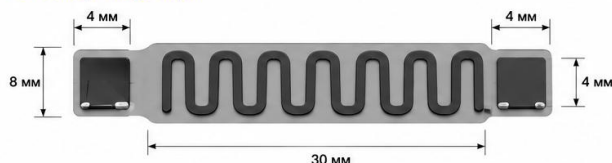
1. Загальний вигляд сенсора



2. Структура сенсора (пошарово)



3. Геометрія та розміри



4. Деталізація контактної площадки



5. Розміщення сенсора на пальці протеза



6. Основні характеристики

Матеріал провідного шару	Діапазон вимірювання кута	Опір (незгинутий стан)	Відносна зміна опору	Робоча напруга	Температурний діапазон
Conductive TPU	0–90°	10–50 кОм (типово)	до 100 %	3.3–5 В	-20...+60 °C

Рисунок 2.3 – Конструкція тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU

Меандрова геометрія забезпечує підвищення чутливості до деформації, збільшення початкового електричного опору, рівномірний розподіл механічних напружень, зменшення ризику локального руйнування матеріалу.

Крім того, меандр дозволяє ефективніше використовувати площу поверхні сенсора та підвищує стабільність його характеристик.

При згинанні пальця окремі ділянки меандра розтягуються практично рівномірно, що забезпечує більш лінійну залежність між деформацією та зміною електричного опору.

Для підключення сенсора до електронної системи на його кінцях передбачені контактні площадки.

Контактні площадки можуть бути реалізовані шляхом встановлення металевих вставок або нанесення струмопровідного покриття на відповідні ділянки сенсора.

Підключення до електронної схеми здійснюється за допомогою гнучких провідників малого перерізу.

Для підвищення довговічності місця підключення додатково посилюються еластомерним матеріалом.

Оскільки провідний елемент датчика безпосередньо контактує з конструкцією протеза та іншими елементами електронної системи, необхідним є використання електроізоляційного шару.

Ізолюючий шар виконує такі функції:

- електрична ізоляція провідної доріжки;
- механічна підтримка структури сенсора;
- зменшення впливу зовнішніх факторів.

Як матеріал ізолюючого шару запропоновано використовувати звичайний TPU або інший гнучкий діелектричний полімер.

Ізолюючий шар друкується безпосередньо під провідною доріжкою та формує основу сенсора.

Товщина ізолюючого шару вибирається з урахуванням необхідної гнучкості та механічної міцності конструкції.

Для захисту провідної структури від механічних пошкоджень та впливу навколишнього середовища поверх провідного шару наноситься захисне еластомерне покриття.

Основними функціями захисного шару є захист від стирання, захист від пилу та вологи, запобігання механічним пошкодженням, стабілізація характеристик сенсора.

У якості матеріалу може використовуватися прозорий TPU або силіконовий компаунд.

Захисний шар не повинен істотно обмежувати деформацію провідної доріжки, оскільки це може призвести до зниження чутливості сенсора.

Для забезпечення максимальної чутливості датчик встановлюється на тильній стороні пальця над шарнірним з'єднанням.

Під час згинання пальця саме ця зона зазнає найбільшого розтягування, що дозволяє отримати найбільшу зміну опору при мінімальних переміщеннях конструкції.

Таке розташування також забезпечує захист сенсора від механічних навантажень, які виникають під час контакту пальця з предметами.

2.3. Математична модель визначення кута згину суглобів протеза

Одним із найважливіших етапів розробки системи штучної пропріоцепції є створення математичної моделі, яка забезпечує визначення кута згину суглобів протеза за сигналами від тензорезистивних сенсорів. Саме від точності математичного опису взаємозв'язку між механічною деформацією сенсора та його електричними параметрами залежить ефективність роботи всієї системи.

У запропонованій конструкції використовуються гнучкі тензорезистивні сенсори на основі Conductive TPU, встановлені на тильній стороні пальців протеза. Під час згинання пальця відбувається розтягування сенсорного елемента, що викликає зміну його електричного опору. Для визначення кута згину необхідно встановити залежність між кутом повороту суглоба, деформацією сенсора та величиною його опору.

Розглянемо спрощену модель суглоба пальця протеза. Сенсор закріплений на зовнішній поверхні пальця на певній відстані від осі обертання шарніра. При згинанні суглоба на кут θ відбувається видовження активної частини сенсора.

Абсолютне видовження сенсора визначається виразом:

$$\Delta L = r \cdot \theta \quad (2.1)$$

де: ΔL – зміна довжини сенсора, мм; r – відстань від осі обертання суглоба до поверхні розташування сенсора, мм; θ – кут згину суглоба, рад.

Відносна деформація сенсора визначається співвідношенням:

$$\varepsilon = \Delta L / L_0 \quad (2.2)$$

де: ε – відносна деформація; L_0 – початкова довжина активної частини сенсора.

Підставивши вираз (2.1) у формулу (2.2), отримаємо:

$$\varepsilon = (r \cdot \theta) / L_0 \quad (2.3)$$

Таким чином, відносна деформація сенсора прямо пропорційна куту згину суглоба.

Електричний опір провідного елемента визначається його геометричними параметрами та питомим опором матеріалу:

$$R = \rho \cdot L / A \quad (2.4)$$

де: R – електричний опір сенсора, Ом; ρ – питомий електричний опір матеріалу, Ом·м; L – довжина провідної доріжки, м; A – площа поперечного перерізу провідної доріжки, м².

Під час розтягування довжина провідної доріжки збільшується, а її поперечний переріз зменшується, що призводить до збільшення опору.

Для тензорезистивних сенсорів зміна опору описується рівнянням:

$$\Delta R / R_0 = GF \cdot \varepsilon \quad (2.5)$$

де: ΔR – зміна опору; R_0 – початковий опір сенсора; GF – коефіцієнт тензочутливості (Gauge Factor); ε – відносна деформація.

Звідси зміна опору становить:

$$\Delta R = R_0 \cdot GF \cdot \varepsilon \quad (2.6)$$

Поточний опір сенсора визначається виразом:

$$R = R_0 + \Delta R \quad (2.7)$$

Після підстановки формули (2.6) отримаємо:

$$R = R_0 (1 + GF \cdot \varepsilon) \quad (2.8)$$

Отримане рівняння показує залежність електричного опору сенсора від величини його деформації.

Оскільки Conductive TPU має нелінійні електромеханічні характеристики, для забезпечення високої точності вимірювання необхідно виконати калібрування сенсора.

Калібрування здійснюється шляхом послідовного встановлення пальця протеза у фіксовані положення та вимірювання відповідних значень опору.

Таким чином, кут згину визначається непрямым методом через вимірювання електричного опору сенсора.

Підставивши рівняння (2.3) у формулу (2.8), отримаємо:

$$R = R_0 [1 + GF \cdot (r \cdot \theta / L_0)] \quad (2.9)$$

Після перетворення виразу відносно кута згину одержимо:

$$\theta = [L_0 \cdot (R - R_0)] / (R_0 \cdot GF \cdot r) \quad (2.10)$$

Формула (2.10) дозволяє визначати кут згину суглоба за вимірним значенням електричного опору сенсора.

Однак у реальних умовах через нелінійність характеристик Conductive TPU доцільно використовувати апроксимацію експериментальної характеристики поліномом другого порядку:

$$\theta = aR^2 + bR + c \quad (2.11)$$

де: a, b, c – коефіцієнти апроксимації; R – поточне значення опору сенсора.

Значення коефіцієнтів визначаються за результатами калібрування методом найменших квадратів.

Для оцінювання точності роботи системи використовується порівняння виміряного кута згину з його еталонним значенням.

Абсолютна похибка вимірювання визначається за формулою:

$$\Delta\theta = |\theta_{\text{вим}} - \theta_{\text{ет}}| \quad (2.12)$$

де: $\theta_{\text{вим}}$ – вимірний кут; $\theta_{\text{ет}}$ – еталонне значення кута.

Відносна похибка вимірювання визначається виразом:

$$\delta = (\Delta\theta / \theta_{\text{ет}}) \cdot 100\% \quad (2.13)$$

На точність роботи сенсора впливають такі фактори:

- нелінійність характеристик Conductive TPU;
- температурна нестабільність матеріалу;
- гістерезис при циклічних деформаціях;
- похибки аналого-цифрового перетворення;

- люфти шарнірних з'єднань протеза.

Для підвищення точності вимірювань у системі передбачено використання цифрової фільтрації, багатоточкового калібрування та усереднення результатів вимірювання.

2.4. Розробка електронної системи збору та обробки даних

Опис схеми підключення тензорезистивних сенсорів та електроприводів до Arduino Nano.

На рис. 2.4 наведено принципову електричну схему системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки, побудованої на базі мікроконтролера Arduino Nano. Схема забезпечує одночасне керування п'ятьма електроприводами пальців протеза та зчитування інформації від п'яти тензорезистивних сенсорів, встановлених на відповідних пальцях.

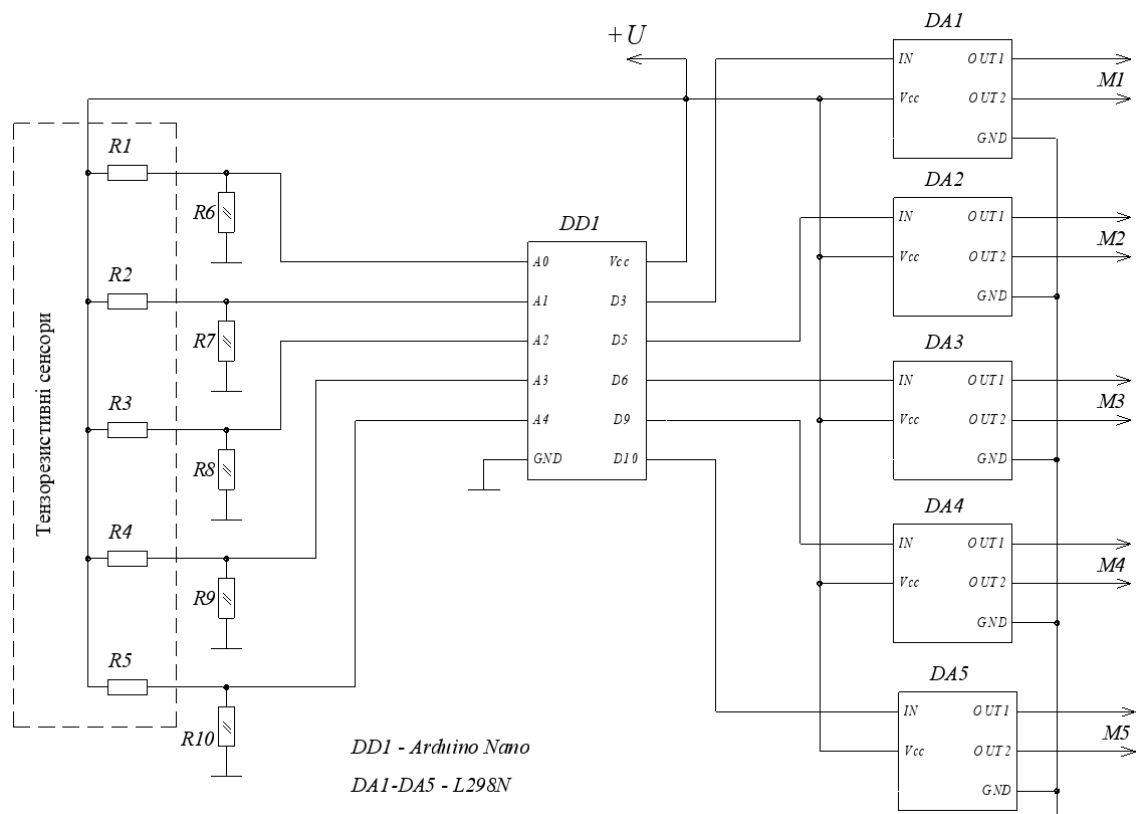


Рисунок 2.4 – Принципова електрична схема системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки

Основним елементом системи є мікроконтролер Arduino Nano, який виконує функції збору даних від сенсорів, обробки інформації та формування керуючих сигналів для електроприводів.

Для визначення положення пальців протеза використовуються п'ять тензорезистивних сенсорів S1–S5, виготовлених із матеріалу Conductive TPU.

Кожен сенсор встановлюється на окремому пальці:

- S1 – великий палець;
- S2 – вказівний палець;
- S3 – середній палець;
- S4 – безіменний палець;
- S5 – мізинець.

Оскільки тензорезистивний сенсор змінює свій електричний опір залежно від величини деформації, для перетворення зміни опору в зміну напруги використовується схема подільника напруги.

Кожен канал містить:

- тензорезистивний сенсор;
- постійний резистор номіналом 10 кОм;
- точку зняття вимірювального сигналу.

Вихідні сигнали від подільників напруги підключаються до аналогових входів мікроконтролера:

- S1 – A0;
- S2 – A1;
- S3 – A2;
- S4 – A4;
- S5 – A5.

Під час згинання пальця опір відповідного сенсора змінюється, що викликає зміну напруги на вході мікроконтролера. Аналого-цифровий перетворювач Arduino Nano вимірює цю напругу та перетворює її в цифровий код для подальшої обробки.

Центральним вузлом системи є плата Arduino Nano, побудована на базі мікроконтролера ATmega328P. Мікроконтролер виконує такі функції:

- зчитування даних від усіх тензорезистивних сенсорів;
- обчислення кута згину кожного пальця;
- формування сигналів керування електроприводами;
- реалізація алгоритму роботи протеза;
- контроль живлення системи.

Зчитування аналогових сигналів здійснюється за допомогою вбудованого 10-бітного аналого-цифрового перетворювача.

Після обробки отриманих даних мікроконтролер формує ШІМ-сигнали (PWM), які надходять до драйверів двигунів.

Оскільки вихідні порти Arduino Nano не здатні безпосередньо живити електродвигуни, між мікроконтролером та двигунами встановлені драйвери електроприводів DRV1–DRV5.

Кожен драйвер забезпечує комутацію струму двигуна, регулювання швидкості обертання, зміну напрямку обертання, захист мікроконтролера від перевантаження.

Використання широтно-імпульсної модуляції дозволяє плавно змінювати швидкість обертання двигунів та відповідно регулювати швидкість згинання пальців протеза.

Під час згинання пальця протеза відбувається деформація відповідного тензорезистивного сенсора. Зміна його опору викликає зміну напруги на аналоговому вході Arduino Nano. Після аналого-цифрового перетворення мікроконтролер визначає поточний кут згину пальця за допомогою математичної моделі, розробленої в попередньому підрозділі.

Отримана інформація використовується для реалізації функцій штучної пропріоцепції та керування електроприводами. При необхідності мікроконтролер формує відповідні сигнали ШІМ, які через драйвери

подаються на електродвигуни. У результаті забезпечується узгоджена робота механічної та сенсорної підсистем протеза.

Таким чином, наведена схема забезпечує повний цикл функціонування системи: від вимірювання кута згину пальців до керування електроприводами та формування інформації про положення протеза в просторі.

2.5 Висновки до розділу 2

У другому розділі розроблено систему штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки на основі гнучких тензорезистивних сенсорів, виготовлених із електропровідного матеріалу Conductive TPU методом адитивного виробництва.

Розроблено структурну схему системи, до складу якої входять тензорезистивні датчики кута згину, модуль збору даних, мікроконтролер, система обробки сигналів та автономне джерело живлення. Запропонована структура забезпечує безперервне визначення положення пальців протеза та передачу відповідної інформації користувачу.

Обґрунтовано вибір матеріалу Conductive TPU як чутливого елемента сенсора. Запропоновано конструкцію гнучкого тензорезистора з меандровою провідною доріжкою, контактними площадками, ізоляційним та захисним шарами. Встановлено, що використання технології багатоматеріального 3D-друку дозволяє виготовляти сенсор як єдиний конструктивний елемент.

Розроблено математичну модель визначення кута згину суглобів протеза, яка встановлює взаємозв'язок між кутом згину, деформацією сенсора та зміною його електричного опору. Отримано аналітичні залежності для визначення кута згину за результатами вимірювання опору сенсорного елемента та запропоновано методику калібрування системи.

Проведені дослідження підтвердили можливість використання гнучких тензорезистивних сенсорів на основі Conductive TPU для створення

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		49

компактних та недорогих систем штучної пропріоцепції протезів верхньої кінцівки.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		50

РОЗДІЛ 3
СЕРЕДОВИЩЕ НАЛАШТУВАННЯ 3D ДРУКУ ТЕНЗОРЕЗИСТИВНИХ
СЕНСОРІВ

3.1 Налаштування слайсера Cura 15.04.6 для друку тензорезистивного сенсора з Conductive TPU

Для виготовлення тензорезистивного сенсора пропонується використати технологію FDM-друку із застосуванням електропровідного філамента Conductive TPU діаметром 1,75 мм. Підготовка тривимірної моделі до друку здійснювалася в програмному середовищі Cura версії 15.04.6, яке забезпечує формування G-коду для подальшого виготовлення виробу на 3D-принтері.

Вибір Cura 15.04.6 обумовлений простотою налаштування параметрів друку та можливістю точного керування геометрією провідної доріжки сенсора. Оскільки електричні характеристики тензорезистора значною мірою залежать від якості друку, особливу увагу було приділено налаштуванню параметрів екструзії та формування шарів.

Для забезпечення високої точності відтворення меандрової структури сенсора висоту шару встановлено на рівні:

$$\text{Layer Height} = 0,1 \text{ мм}$$

Використання малої висоти шару дозволяє покращити якість поверхні виробу, підвищити точність геометричних розмірів, забезпечити рівномірний розподіл провідного матеріалу, зменшити локальні дефекти друку.

Товщина зовнішніх контурів становить: Wall Thickness = 0,8 мм

Дане значення відповідає двом проходом сопла діаметром 0,4 мм та забезпечує достатню механічну міцність сенсора при збереженні його гнучкості.

Для провідної частини тензорезистора потрібно використати суцільне заповнення $\text{Fill Density} = 100\%$. Повне заповнення забезпечує максимальну провідність матеріалу, стабільність електричного опору, зменшення впливу внутрішніх порожнин на результати вимірювання.

Крім того, висока щільність заповнення покращує повторюваність електричних характеристик виготовлених сенсорів.

З урахуванням характеристик Conductive TPU температура друку має бути встановлена в межах:

$\text{Printing Temperature} = 225\text{--}235\text{ }^{\circ}\text{C}$

Такий температурний режим забезпечує стабільну подачу матеріалу, якісне зварювання сусідніх шарів, відсутність пропусків екструзії, рівномірну провідність надрукованих доріжок.

Для покращення адгезії першого шару застосовувалася температура нагрівальної платформи:

$\text{Bed Temperature} = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$

Нагрівання столу дозволяє уникнути відшаровування виробу та деформації тонких елементів сенсора під час друку.

Оскільки Conductive TPU належить до гнучких матеріалів, друк здійснюється зі зниженою швидкістю:

$\text{Print Speed} = 20\text{ мм/с}$

Зменшення швидкості друку забезпечує стабільну подачу філамента, високу точність формування меандрової структури, зниження ризику пропусків матеріалу, покращення повторюваності електричних характеристик.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		52

Для холостих переміщень використовується значення:

Travel Speed = 100 мм/с

Це дозволяє скоротити загальний час друку без погіршення якості виробу.

Для гнучкого Conductive TPU використання значної ретракції може призводити до нестабільної подачі матеріалу. Тому треба встановлювати такі параметри:

Retraction Distance = 1,0 мм

Retraction Speed = 20 мм/с

Такі значення забезпечують зменшення утворення ниток матеріалу між окремими ділянками сенсора та одночасно не викликають заклинювання філаменту.

Для покращення адгезії першого шару використовуються такі налаштування:

Initial Layer Height = 0,20 мм

Initial Layer Speed = 10 мм/с

Повільний друк першого шару забезпечує надійне закріплення виробу на платформі та підвищує якість подальшого друку.

Конструкція тензорезистивного сенсора не містить значних нависаючих елементів, тому підтримки не використовуються:

Support Type = None

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		53

Для покращення прилипання до платформи використовується рамка:

Build Plate Adhesion = Brim

Ширина рамки становить 5 мм.

Модель сенсора розташовувалася на платформі в горизонтальному положенні таким чином, щоб площа тензорезистивного елемента була паралельною площині столу.

Таке розташування забезпечує максимальну точність геометрії, мінімальну кількість дефектів друку, рівномірний розподіл механічних властивостей матеріалу, високу повторюваність електричних характеристик сенсора.

Таблиця 3.1 – Параметри друку тензорезистивного сенсора в Cura 15.04.6

Параметр	Значення
Матеріал	Conductive TPU
Діаметр філаменту	1,75 мм
Діаметр сопла	0,4 мм
Висота шару	0,1 мм
Товщина стінок	0,8 мм
Заповнення	100 %
Температура сопла	230 °C
Температура столу	50 °C
Швидкість друку	20 мм/с
Швидкість переміщення	100 мм/с
Ретракція	1 мм
Швидкість ретракції	20 мм/с
Тип адгезії	Brim
Підтримки	Відсутні

Таким чином, обрані параметри слайсера Cura 15.04.6 забезпечують якісне виготовлення тензорезистивного сенсора з Conductive TPU, стабільність його електричних характеристик та достатню механічну гнучкість для використання в системі штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки.

3.2 Оцінювання процесу друку тензорезистивних сенсорів

Дальше, модель сенсора разом із нижнім ізоляційним шаром було завантажено в середовище Cura, що показано на рис. 3.1.

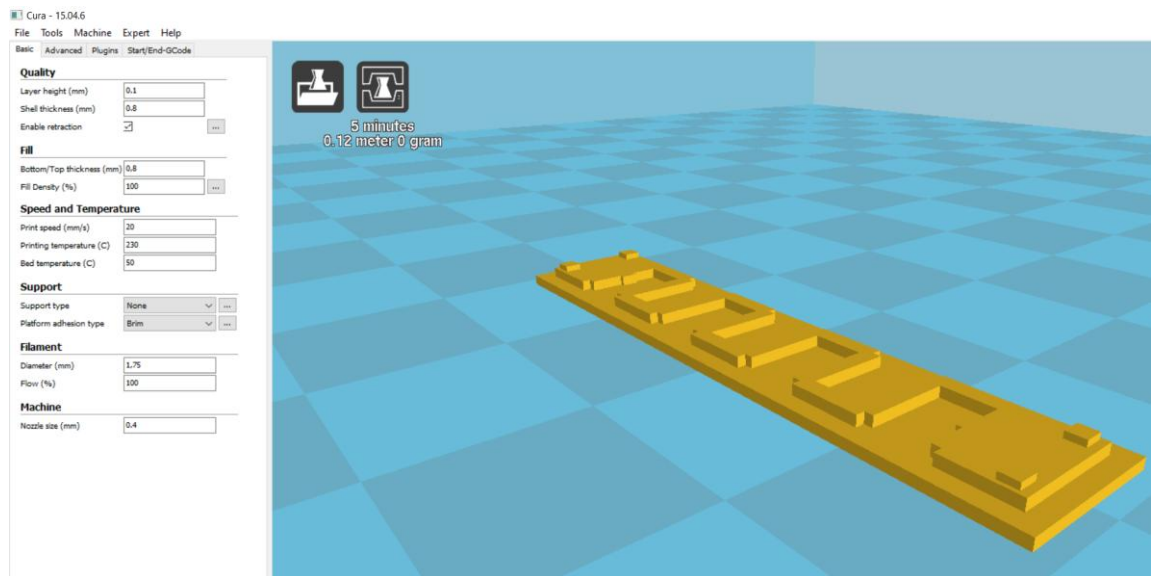


Рисунок 3.1 – Модель сенсора разом із нижнім ізоляційним шаром, завантажені в середовище Cura

Для виготовлення розробленого тензорезистивного сенсора доцільним є використання 3D-принтера Creality K2 Pro Combo, який належить до сучасних багатоматеріальних FDM-принтерів і підтримує одночасний друк декількома філаментами.

Конструкція розробленого сенсора передбачає наявність двох функціональних шарів:

- нижнього ізоляційного шару з непровідного TPU;

- верхнього чутливого шару з Conductive TPU.

Така структура практично повністю відповідає концепції багатоматеріального друку, для якої був створений Creality K2 Pro Combo.

Creality K2 Pro Combo оснащений системою багатоматеріальної подачі CFS (Creality Filament System), що дозволяє автоматично перемикатися між кількома філаментами під час друку однієї деталі.

Основні характеристики принтера:

- область друку 350 × 350 × 350 мм;
- максимальна температура сопла 350 °С;
- температура столу до 120 °С;
- закрыта камера друку;
- прямий екструдер Direct Drive;
- підтримка друку TPU та інших еластомерів;
- підтримка багатоколірного та багатоматеріального друку.

Зазначені характеристики повністю задовольняють вимоги до друку як звичайного TPU, так і Conductive TPU.

При виготовленні сенсора один філамент використовується для друку ізолюючої підкладки, а другий – для формування провідної меандрової доріжки.

Послідовність формування сенсора може бути такою:

1. Друк нижнього шару TPU товщиною 0,5–0,8 мм.
2. Автоматичне перемикання на Conductive TPU.
3. Друк тензорезистивної доріжки та контактних площадок.
4. Перемикання назад на TPU.
5. Формування захисного еластомерного покриття.

У результаті отримується повністю готовий сенсор без необхідності додаткового складання.

Особливо важливою перевагою є те, що обидва матеріали мають однакову полімерну основу – термопластичний поліуретан.

Завдяки цьому забезпечуються добра адгезія між шарами, відсутність розшарування, однакові механічні властивості, висока гнучкість готового виробу.

На практиці адгезія між TPU та Conductive TPU зазвичай краща, ніж між різнорідними матеріалами, наприклад TPU та PLA.

Незважаючи на принципову можливість друку такого сенсора, необхідно враховувати певні особливості. Conductive TPU зазвичай має більшу в'язкість, нижчу швидкість друку, схильність до утворення ниток (stringing), підвищений абразивний вплив на сопло.

Тому під час друку бажано використовувати сопло із загартованої сталі, швидкість друку 15–25 мм/с, температуру екструдера 225–235 °С, мінімальну ретракцію.

Також необхідно виконати експериментальне підбирання параметрів перемикання між матеріалами для мінімізації змішування TPU та Conductive TPU в зоні переходу.

З технологічної точки зору Crealty K2 Pro Combo дозволяє виготовити запропонований тензорезистивний сенсор повністю автоматично за один цикл друку.

Фактично принтер може сформувати:

- ізоляційну основу;
- провідну меандрову доріжку;
- контактні площадки;
- захисне покриття.

Після завершення друку деталь буде готова до підключення до електронної схеми без додаткового монтажу провідного шару.

3.3 Висновки до розділу 3

У третьому розділі запропоновано спосіб практичної реалізації та дослідження розробленої системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки. Розроблено тривимірну модель гнучкого тензорезистивного сенсора та підготовлено її до виготовлення методом FDM-друку з використанням матеріалу Conductive TPU.

Обґрунтовано вибір технології адитивного виробництва та визначено параметри друку, які забезпечують необхідні механічні й електричні характеристики сенсорного елемента.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		58

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1. Електробезпека при роботі з системою

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

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

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

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

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		59

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

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

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

Заходи електробезпеки, на які необхідно звернути особливу увагу:

1. Облаштування електромережі, зокрема:

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

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

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		60

- консультація зі спеціалістом електротехнічного фаху (якщо не призначений відповідальний за електрогосподарство) щодо вибору генератора відповідно до потреб енергоспоживання;
- якщо електрогенератор стаціонарний — необхідно виконати вимоги, зазначені в п. 9.1-9.20 розд. VIII ПТЕЕС;
- якщо електрогенератор мобільний (бажано з вмонтованою автоматикою введення резерву) — правильно виконати підключення з урахуванням можливих наслідків у випадку появи струму в зовнішній електромережі.

4.2. Долікарська допомога при шоку

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

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

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

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

При пораненнях зміни виникають у підкіркових утвореннях великого мозку та в системі периферійного кровообігу (перерозподіл крові, яка забезпечує життєдіяльність органів, передусім серця і мозку). Розвиваються

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		61

циркулярна гіпотонія, спазм посткапілярних венул (випотіває плазма в позаклітинний простір), набряк і згущення крові. Знижується венозний тиск, слабнуть нирки, печінка, легені, відбувається тромбоутворення, розвиток незворотних змін в органах.

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

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

Торпідна фаза шоку — фаза пригнічення. Розрізняють 4 ступеня:

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

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

III ступінь — важкий шок, виникає при важких ушкодженнях грудної клітки, черевної порожнини. Крововтрата — 2000 мл., стан важкий, виражена психічна загальмованість, іноді ступор. Шкіра бліда, ціанотична, пітніє, слизові оболонки сухі, гіпотермія, гіподинамія, зниження сухожильних рефлексів, розлад у роботі нирок, сечовиділення, пульс — 120-160 пульсацій

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		62

за 1 хвилину, тиск — 75 мм рт. ст., дихання поверхнєве, без протишочкових заходів прогноз несприятливий.

VI ступінь — термітний стан (передагональний, агональний та клінічна смерть) вкрай важкий для потерпілого. Втрата свідомості, шкіра холодна, трупна, ціанотична, вкрита липким холодним потом, зіниці розширені, не реагують на світло, пульс не промацується, крайній ступінь шоку веде до клінічної смерті.

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

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

Профілактична і долікарська допомога при шоку.

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

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		63

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

В першу чергу виділяють поранених з важким ступенем шоку: 1-га, 2-га група — поранені в стані шоку 1 — 2 год., їм надають протишокову допомогу, тоді оперують; до 3-ї групи належать поранені з ознаками шоку, яких можна прооперувати трохи пізніше. В першу чергу зупиняють кровотечу, компенсують крововтрати, потім нормалізують об'єм циркулюючої крові. Гостра крововтрата (50%) веде до смерті.

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

Розрідження крові при введенні кровозамінників сприяє поліпшенню капілярного кровотоку.

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

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

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

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

Синдром тривалого стискання тканин буває внаслідок землетрусів, коли люди опиняються під уламками споруд і будинків. У потерпілих поряд з переломами, опіками, може спостерігатися синдром тривалого стискання тканин, зокрема тканин верхніх і нижніх кінцівок. При розтрощенні і розчавлюванні тканин різко погіршується кровообіг у м'язах, виникають анемія, гіпонія тканин, інтоксикація, нервово-рефлекторний розлад, спазми

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		64

капілярів, артерій, гостра серцево-судинна недостатність, набряки. Плазма крові пропотіває в міжклітинний простір (об'єм циркулюючої плазми зменшується на 50%), знижується артеріальний тиск, може настати гостра ниркова недостатність і порушення сечовиділення.

Синдром тривалого стискання тканин характеризується трьома періодами:

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

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

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

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

Існують 4 ступені прояву синдрому стискання:

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

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

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

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		65

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

Перша медична і долікарняна допомога.

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

4.3. Висновки до розділу 4

В розділі «Безпека життєдіяльності, основи охорони праці» описано електробезпеку при роботі з системою, а також долікарську допомогу при шоку.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		66

ВИСНОВКИ

У роботі проведено розробку системи штучної пропріоцепції протеза верхньої кінцівки на основі гнучких тензорезистивних сенсорів.

У результаті виконаних досліджень проаналізовано фізіологічні механізми природної пропріоцепції та особливості функціонування сучасних протезів верхніх кінцівок. Встановлено, що основним обмеженням більшості існуючих протезних систем є відсутність ефективного пропріоцептивного зворотного зв'язку.

Проведено аналіз сучасних методів передачі сенсорної інформації користувачу та визначено доцільність використання неінвазивного підходу на основі контролю положення пальців протеза.

Розроблено структурну схему системи штучної пропріоцепції, що включає комплекс тензорезистивних сенсорів, мікроконтролерну систему обробки сигналів та модуль формування зворотного зв'язку.

Запропоновано конструкцію гнучкого тензорезистивного сенсора на основі Conductive TPU, адаптованого для виготовлення засобами 3D-друку. Розроблено математичну модель визначення кута згину суглобів протеза та методику калібрування сенсорної системи.

Отримані результати підтверджують перспективність використання гнучких адитивно виготовлених сенсорів для реалізації систем штучної пропріоцепції нового покоління. Практичне впровадження запропонованої системи дозволить підвищити точність керування протезом, зменшити навантаження на користувача та покращити функціональність сучасних протезів верхньої кінцівки.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		67

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Медведєв В. В., Ковальчук О. І. Біомедична інженерія : підручник. Київ : ВПЦ «Київський університет», 2020. 512 с.
2. Попович М. І. Основи медичної та біологічної фізики. Львів : Новий Світ-2000, 2019. 368 с.
3. Hall J. E. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 14th ed. Philadelphia : Elsevier, 2021. 1152 p.
4. Kandel E. R., Koester J. D., Mack S. H. Principles of Neural Science. 6th ed. New York : McGraw-Hill, 2021. 1700 p.
5. Webster J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 5th ed. Hoboken : Wiley, 2020. 1056 p.
6. Parker K. R. Biomedical Signal Processing in MATLAB. New York : Springer, 2021. 423 p.
7. Farina D., Aszmann O. Bionic limbs: clinical reality and future perspectives. Nature Reviews Neurology. 2022. Vol. 18. P. 75–86.
8. Sensinger J. W., Dosen S. A review of sensory feedback in upper-limb prostheses. Biomedical Engineering Letters. 2020. Vol. 10. No. 1. P. 45–56.
9. Schofield J. S., Evans K. R., Carey J. P. Applications of sensory feedback in upper limb prostheses. Expert Review of Medical Devices. 2020. Vol. 17. No. 5. P. 427–440.
10. Open Bionics Hero Arm Technical Documentation. Bristol : Open Bionics Ltd, 2023. 96 p.
11. Resnik L., Klinger S., Etter K. The DEKA Arm: Its features, functionality and evolution. Prosthetics and Orthotics International. 2019. Vol. 43. No. 5. P. 492–504.
12. Tan D. W. et al. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. Science Translational Medicine. 2021. Vol. 13. No. 615.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		68

13. Dosen S., Markovic M., Hartmann C. Sensory feedback in prosthetics: a review. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2021. Vol. 29. P. 159–173.
14. Gibson I., Rosen D., Stucker B. Additive Manufacturing Technologies. 4th ed. Cham : Springer, 2022. 672 p.
15. Ngo T. D., Kashani A., Imbalzano G. Additive manufacturing of sensors and smart structures. Composites Part B. 2021. Vol. 215.
16. Torrisi F., Carey T. Conductive elastomers and flexible sensors for wearable electronics. Advanced Functional Materials. 2022. Vol. 32. No. 18.
17. Arduino Nano ATmega328P Datasheet. Arduino SA, 2024. 36 p.
18. Creality K2 Plus / K2 Pro Technical Manual. Creality Official Website. 2024.
19. Conductive TPU Filament Technical Datasheet. Recreus Filaflex Conductive TPU. 2024.
20. ДСТУ 8302:2015. Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні положення та правила складання. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2016. 20 с.
21. 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
22. Дозорська , О. Ф., Яворська , Є. Б., Дозорський, В. Г., Дедів , Л. Є. і Дедів , І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020р. с. 56-64.

					КРБ 163.24-003.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		69

23. 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

24. 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.

25. Дозорський В.Г., Дедів Л.Є. Математичне моделювання електроміографічних сигналів для задачі біопротезування / Матеріали ? Міжнародної науково-технічної конференції „Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій “присвячена 80-ти річчю з дня народження професора ЯІ Проця – Тернопіль, ТНТУ ім. І. Пулюя, 2019 р. – 363-364.

26. The method of selection and pre-processing of electromyographic signals for bio-controlled prosthetic of hand / Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Evhenia Yavorska // 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT). – pp. 188-191.

27. Задача біокерованого протезування кисті руки / В.Г. Дозорський, Л.Є. Дедів, А.В. Кубашок // 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.