

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача для
системи сенсорного зворотнього зв'язку протеза руки

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

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Процишин М.Є.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Дедів Л.Є.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Паляниця Ю.Б.

(прізвище та ініціали)

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

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

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

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

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

1. Тема роботи Метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача для системи сенсорного зворотнього зв'язку протеза руки

Керівник роботи Дедів Леонід Євгенович, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи 15 грудня 2025 року
3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)
1. Аналітична частина
2. Основна частина
3. Науково-дослідна частина
4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

[illegible]

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Студент		Процишин Мирослав Євгенович
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник роботи		Дедів Леонід Євгенович
	(підпис)	(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача для системи сенсорного зворотнього зв'язку протеза руки // Кваліфікаційна робота магістра // Процишин Мирослав Євгенович // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2025 // с. - 65, рис. - 19, дод. - 1, бібл. - 25.

Ключові слова: П'ЄЗОЕФЕКТ, ПРОТЕЗ, СЕНСОРНИЙ ЗВОРОТНИЙ ЗВ'ЯЗОК

В роботі розроблено метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача для системи сенсорного зворотнього зв'язку протеза руки. При цьому проведено експериментальну реєстрацію таких сигналів при різних типах впливу на сенсор, який був розміщений в дистальній фаланзі великого пальця протеза. Опрацювання проводилось в межах ковзного вікна шляхом виділення максимальних значень вихідного сигналу. Для формування сигналу керування актуатором проведено амплітудну модуляцію отриманого сигналу максимальних значень гармонічним сигналом, частота якого відповідає частоті механічного резонансу п'єзоелектричного перетворювача, який використано в якості актуатора.

ANNOTATION

The method of piezoelectric transducer signal processing for a prosthetic hand sensory feedback system // Master's qualification work // Protsishyn Myroslav // TNTU, FPT // Ternopil, 2025 // p. - 65, fig. - 19, appl. - 1, bibl. - 25.

Key words: PIEZOEFFECT, PROSTHESIS, SENSORY FEEDBACK

The paper developed a method for processing piezoelectric transducer signals for the sensory feedback system of a hand prosthesis. At the same time, experimental registration of such signals was carried out under different types of influence of the sensor, which was placed in the distal phalanx of the thumb of the prosthesis. The processing was carried out within the sliding window by selecting the maximum values of the output signal. To form the actuator control signal, the amplitude modulation of the received signal of the maximum values was carried out by a harmonic signal, the frequency of which corresponds to the frequency of the mechanical resonance of the piezoelectric transducer, which was used as an actuator.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	9
1.1 Задача реалізації тактильних відчуттів.....	9
1.2 Природні давачі тактильних відчуттів.....	12
1.3 Сенсори тактильного сприйняття.....	15
1.4 Неінвазивна тактильна стимуляція.....	24
1.5 Електротактильний зворотний зв'язок для протезів верхніх кінцівок.....	29
1.6 Пропонований спосіб реалізації тактильних відчуттів.....	32
1.7 Висновки до розділу 1.....	32
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	34
2.1 Експериментальна установка для проведення дослідження.....	34
2.2 Експериментальний відбір сигналів з датчиків тактильних відчуттів.....	37
3.2 Висновки до розділу 2.....	39
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	41
3.1 Виділення корисного інформативного сигналу.....	41
3.2 Формування сигналу керування актуатором.....	45
3.3 Висновки до розділу 3.....	49
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	50
4.1 Охорона праці.....	50
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	52
4.3 Висновки до розділу 4.....	55
ВИСНОВКИ.....	56
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	58
ДОДАТКИ	

ВСТУП

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

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

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

Мета: розробка метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного

перетворювача для системи сенсорного зворотнього зв'язку протеза руки.

Задачі:

- аналіз типів сенсорів, що використовуються в системах сенсорного зворотнього зв'язку;
- аналіз типів стимуляції, що використовується в системах сенсорного зворотнього зв'язку;
- вибір типу сенсора та актуатора для системи сенсорного зворотнього зв'язку;
- експериментальна реєстрація сигналів від вибраного сенсора;
- розробка методу опрацювання сигналів від вибраного типу сенсора та формування сигналів керування актуаторами для вибраного типу стимуляції для системи сенсорного зворотнього зв'язку.

Об'єкт дослідження: процес реєстрації та опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача.

Предмет дослідження: метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача.

Наукова новизна: розроблено метод опрацювання сигналів п'єзоелектричного перетворювача на основі використання ковзного вікна та розроблено метод формування сигналів керування актуаторами для вібротактильної стимуляції.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Задача реалізації тактильних відчуттів

Ідеальний протез кисті повинен забезпечувати задовільну функціональність, засновану на надійному розшифруванні намірів користувача, та забезпечувати тактильний зворотний зв'язок природним чином. Відсутність тактильного зворотного зв'язку перешкоджає функціональності та ефективності спритних протезів кисті, що призводить до високого рівня відмов з боку користувачів протезів. Відповідно, інтеграція функції тактильних відчуттів з протезами кисті покращить маніпуляційні можливості та покращить перцептивні якості для користувачів.

Протез верхніх кінцівок може бути елементом відновлення зовнішнього вигляду тіла та можливостей кисті для людини з ампутацією або вродженою недостатністю кінцівок. Що стосується можливостей кисті, ідеальний протез кисті повинен забезпечувати функціональність захоплення або маніпуляції, а також мати тактильні відчуття для дослідження навколишніх об'єктів у середовищі, орієнтованому на людину. Однак, мало які протези для кистей рук можуть забезпечити ефективні тактильні відчуття для користувачів. Відсутність тактильних відчуттів призводить до ненадійної продуктивності маніпуляцій з протезами та високого рівня відхилення протезів рук користувачами [1], що суттєво обмежує комерційну життєздатність таких протезів.

Наразі більшість протезів для кистей зосереджені на вдосконаленні механічної структури або стратегій контролю протезів для кращої продуктивності маніпуляцій, тоді як ні комерційні, ні лабораторні протези для кистей рук не забезпечують задовільних тактильних відчуттів для користувачів. Взявши, наприклад, домінуючі комерційні протези для кистей,

такі як i-Limb від Touch Bionics, Myohand та Michelangelo від Ottobock, а також Bebionic, їхні численні ступені свободи (DOF) дозволяють користувачам виконувати фундаментальні завдання в повсякденному житті, проте вони не можуть донести до користувачів тактильну інформацію без візуального зворотного зв'язку. VINCENTevolution 2 може бути єдиним комерціалізованим протезом для кисті рук із системою стимуляції для зворотного зв'язку по силі [1], але наразі не знайдено жодних відгуків клієнтів, які б підтверджували ефективність цього зворотного зв'язку. Наявні лабораторні штучні руки інтегровані з різними датчиками. Наприклад, сенсори сили/тиску та крутного моменту встановлені в руці DLR II [2], руці Southampton [3], руці LUKE [4] та Cyerhand [5] для запобігання ковзанню та зворотного зв'язку щодо положення пальців. Рука Southampton та рука Shadow також інтегровані з датчиками температури. Однак тактильна інформація, отримана датчиками, передається лише до самих протезів для забезпечення стабільної роботи керування, замість того, щоб забезпечувати тактильний зворотний зв'язок користувачам. Обнадійливо, що нещодавно інвазивна тактильна система була протестована на користувачах самокерованих протезів для забезпечення обмеженого тактильного зворотного зв'язку [1]. Таким чином, все ще залишаються великі проблеми повного відновлення тактильної чутливості для протезів рук.

Протези рук отримують користь від тактильної чутливості в багатьох аспектах. Окрім підвищення рівня прийняття протеза, пропонується інтеграція для запобігання ковзанню [1] та значного підвищення рівня успішності застосування правильних сил захоплення. Крім того, тактильна стимуляція може допомогти полегшити фантомний біль, м'язову втому та створити відчуття власного тіла у користувачів протезів [6]. Таким чином, відновлення тактильних відчуттів для протезів кисті допомагає покращити враження користувача та продуктивність маніпуляцій.

Відновлення тактильних відчуттів для протезів кисті можна розділити на два етапи: тактильне сприйняття та стимуляційний зворотний зв'язок. Тактильне сприйняття, засноване на різних методах трансдукції, спрямоване

на виявлення та вимірювання певної властивості об'єкта через контакт. Зазвичай це здійснюється за допомогою тактильних датчиків, прикріплених до кінчиків пальців або долонь протезів рук, таких як сенсори сили чи штучна шкіра, що покриває всю руку. Що стосується тактильного зворотного зв'язку, то він полягає у передачі тактильної інформації до залишків тіла користувача для перцептивної інтерпретації та зазвичай здійснюється за допомогою певних методів стимуляції. Залежно від того, чи імплантовані стимуляційні електроди в шкіру, тактильну стимуляцію можна класифікувати на інвазивну (наприклад, пряма нейронна стимуляція) та неінвазивну (поверхнева стимуляція). Теоретично, пряма нейронна стимуляція за допомогою нейронних електродів, імплантованих у периферичну нервову систему (ПНС), потенційно може генерувати природні тактильні відчуття. 20-канальна інвазивна система, згадана вище, може генерувати відчуття пульсуючого тиску, постійного тиску, постукування, 2 типів текстури та рухомих об'єктів у 19 невеликих місцях на руці суб'єкта, таких як долоня, зап'ястя та кінчики пальців. Очікується, що подальші дослідження відновлять природне відчуття по всій руці. Однак інвазивна стимуляція має ризики інфекції та відторгнення, погане розуміння нейронного декодування, технічні проблеми хірургії та заміни електродів тощо. Враховуючи вищезазначені сценарії, пріоритет дебільшого віддається методу неінвазивної стимуляції, головним чином включаючи електротактильну стимуляцію, вібротактильну стимуляцію та механотактильну стимуляцію. Щодо прямої нейронної стимуляції, то вона описана в працях [7,8]. В останні десятиліття дослідження щодо відновлення тактильних відчуттів отримали поштовх завдяки досягненням у обчислювальних технологіях та методах виготовлення датчиків, проте ці дослідження не дуже добре впроваджені в сучасні протези кисті через технічні труднощі та складну природу тактильних відчуттів людини. Незважаючи на існуючу літературу про тактильну чутливість у робототехніці, біомедичній інженерії та тактильній стимуляції на протезах рук, необхідне всебічне розуміння всього процесу відновлення тактильної чутливості, що включає

сенсорну, стимуляційну та пов'язані з ними застосування, щоб прокласти шлях для подальшого дослідження, особливо в контексті протезів верхніх кінцівок.

1.2 Природні давачі тактильних відчуттів

Шкіра людини здатна відчувати дотик, включаючи механічну стимуляцію, тепло та біль. Механорецептори – це сенсорні одиниці, розподілені по шкірі людини для виявлення механічних стимулів, таких як сила, тиск та вібрація. Коли механорецептор виявляє зовнішню стимуляцію, генерується послідовність імпульсів напруги, які передаються через нейрони до мозку, де інформація обробляється.

Механорецептори в гладкій шкірі людських рук включають чотири типи: клітини Меркеля, тільця Мейснера, закінчення Руффіні та тільця Пачіні. Вони відповідають за виявлення різних стимулів. Загалом, відповідно до швидкості їхньої адаптації, чотири типи механорецепторів поділяються на два класи: швидкоадаптуючі одиниці (FA) та повільноадаптуючі одиниці (SA). Потім, на основі їхніх рецептивних полів, кожен клас поділяється на дві групи: I та II. Рецептори SA I та FA I мають мале рецептивне поле з чіткою межею, тоді як рецептори SA II та FA II мають велике рецептивне поле з дифузною межею, як показано на рис. 1.1 [1].

Ці чотири типи механорецепторів мають різні функціональні властивості щодо швидкості сприйняття, рецептивного поля та перцептивної функції, які зведено в таблиці I. Щодо швидкості сприйняття, тільця Мейснера та тільця Пачіні в основному відповідають за швидку або динамічну стимуляцію, тоді як клітини Меркеля та закінчення Руффіні реагують на тривалу стимуляцію.

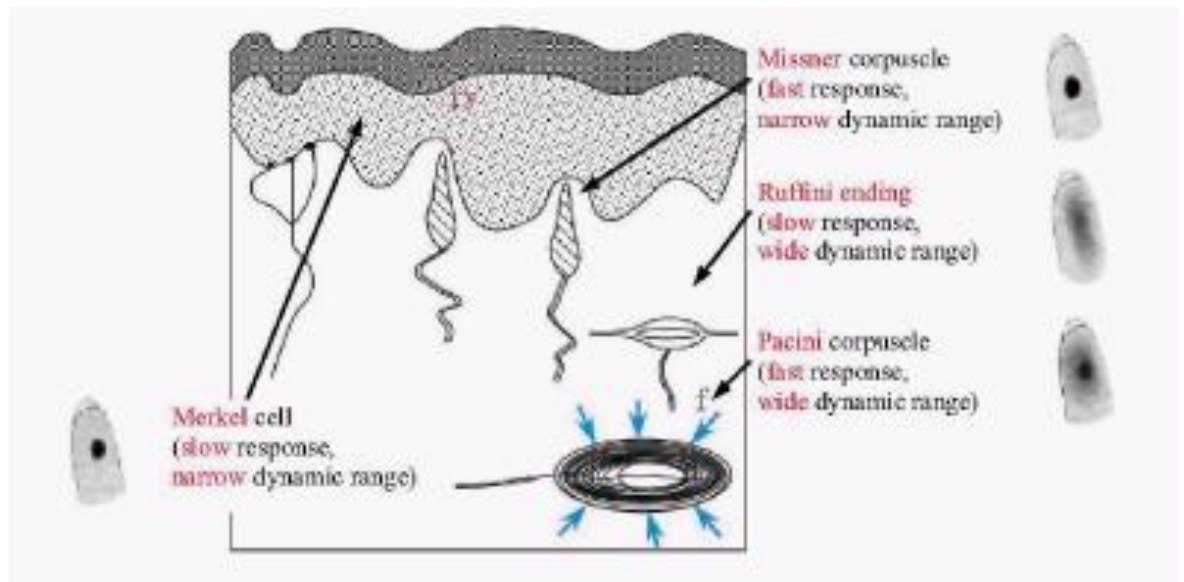


Рис. 1.1. Чотири типи механорецепторів у руках людини та їхні рецептивні поля [1]

Тільця Мейснера чутливі до легкого дотику, тоді як тільця Пачіні, як правило, виявляють глибокий тиск, дотик та високочастотну вібрацію. Клітини Меркеля чутливі до низькочастотної вібрації, тоді як закінчення Руффіні зазвичай реагують на розтягнення шкіри. Щодо розташування та рецептивного поля, тільця Мейснера та клітини Меркеля зосереджені у зовнішньому шарі шкіри на кінчиках пальців та мають невеликі рецептивні поля. Навпаки, тільця Пачіні та закінчення Руффіні розподілені більш рівномірно у глибокому шарі шкіри на пальцях та долоні. Клітини Меркеля та закінчення Руффіні можуть виявляти ковзання та форму завдяки своїй реакції на постійний тиск та розтягнення шкіри. Крім того, тільця Мейснера та тільця Пачіні сприяють сприйняттю текстури, такої як шорсткість поверхні, оскільки вони чутливі до швидкої вібрації, яка занадто мала для активації двох інших типів механорецепторів [9]. Крім того, просторова роздільна здатність – це найменша відстань, на якій можна розрізнити двоточковий дотик, і вона варіюється в різних частинах тіла. Вона становить близько 0,5 мм на кінчиках пальців та 7 мм на долоні.

Шкіра людини може бути ідеальною моделлю штучних тактильних датчиків, враховуючи її хороші характеристики тактильного сприйняття.

Загалом, очікується, що штучні датчики демонструватимуть малу роздільну здатність, високу чутливість, низький гістерезис, швидку та лінійну реакцію, широкий динамічний діапазон та високу надійність. Просторова роздільна здатність 5-40 мм може бути задовільною. Зазвичай 20-60 Гц буде достатньо для частоти дискретизації в звичайних завданнях, тоді як для спеціальних завдань, таких як розпізнавання текстур, необхідна вища частота дискретизації, близько 1-2,5 кГц [1]. Потрібен діапазон чутливості до сили 0,3-10 Н. Для шкіри або сенсорів, подібних до людської, бажано вбудовувати міцні, гнучкі, розтяжні та м'які матеріали в різні 3D-структури. Крім того, важливими для виробництва та впровадження є низька вартість, низьке енергоспоживання та масштабованість.

Таблиця 1.1

Властивості чотирьох типів механорецепторів у шкірі людини [1]

	Meissner corpuscles	Pacinian corpuscles	Merkel cells	Ruffini endings
Classification	FA I	FA II	SA I	SA II
Receptive field	Small and sharp	Large and diffuse	Small and sharp	Large and diffuse
Adaptation rate	Fast	Fast	Slow	Slow
Receptive field	Small and sharp	Large and diffuse	Small and sharp	Large and diffuse
Density (units/cm ²)	140	20	70	10
Spatial resolution (mm)	3-4	10+	0.5	7+
Stimuli frequency (Hz)	5-50	40-500+	0.4-40	<7
Sensory function	High frequency vibration detection. Temporal changes in skin deformation	High frequency vibration detection; Temporal changes in skin deformation Tool use.	Low frequency vibration detection (static force); Pattern/form detection; Texture perception; Tactile flow perception.	Low frequency vibration detection (static force); Finger position; Stable grasp; Tangential force/ skin stretch.

1.3 Сенсори тактильного сприйняття

Тактильне сприйняття – це перший крок до відновлення тактильних відчуттів. Зростаючий попит на зворотний зв'язок на основі тактильних відчуттів в останні десятиліття надихає на дослідження методів трансдукції та їх застосування в різних системах, таких як протези верхніх кінцівок, системи віртуальної реальності, дистанційне керування в небезпечних середовищах, малоінвазивна хірургія (MIX), наномасштабні операції, хірургічне навчання, сенсорні екрани та роботизовані руки. Враховуючи, що хапання є однією з основних функцій рук, більшість досліджень тактильних відчуттів протезів зосереджені на силі захоплення або тиску, щоб запобігти ковзанню та досягти стабільного захоплення. Однак вимірюваними характеристиками дотику можуть бути не лише сила та тиск, але й жорсткість, текстура або форма. Таким чином, бажано синтезувати різні методи перетворення для реалізації системи тактильного сприйняття, подібної до людської. Було проаналізовано прості методи тактильного сприйняття, які можуть бути застосовані в протезах кистей, а саме: резистивні датчики (тензодатчики та п'єзорезистори), ємнісні датчики, п'єзоелектричні датчики, оптичні датчики та штучна шкіра. Характеристики різних тактильних датчиків наведено в таблиці 1.2.

**Характеристики тактильних датчиків на основі різних методів
трансдукції [1]**

Tactile sensors	Working principle	Advantage	Disadvantage
Strain gauges	Its resistance varies with the applied stress	High spatial resolution; High strain sensitivity; Widely used, well developed; Low cost	Non-linear; Sensitive to temperature and humidity; Inability to sense stable value.
Piezoresistor	Its resistance varies with the deformation caused by applied force	Simple electronics; High sensitivity; Ease of integrating in MEMS; Resistant to interference	Hysteresis; Temperature sensitivity; Fragile and rigid; High cost.
Capacitive sensors	Its capacitance varies with the deformation caused by applied force	Sensitivity of small force change; Reliability; Large dynamic range, suitable for both dynamic and static force measurement; Low temperature sensitivity; Low power consumption.	Limited spatial resolution; Noise sensitivity; Complex electronics
Piezoelectric sensors	An electric voltage will be produced when a force applied to it.	No need for power supply; High reliability; Fast dynamic response, able to measure vibration.	Low spatial resolution; High temperature sensitivity; Inability to sense static value
Optical sensors	The intensity or the spectrum of light varies with the applied force	Immune to electromagnetic field; High spatial resolution.	Fragile and rigid; Large size; Inability to transparency and highly reflective surface.

1.3.1. Резистивні датчики

1) Тензодатчики: Тензодатчик - це пристрій, що прикріплюється до поверхні об'єкта для вимірювання деформації, викликаной зовнішнім тиском. Більшість тензодатчиків базуються на резистивній фользі, яка встановлена на підкладці, і як фольга, так і підкладка кріпляться різними клеями залежно від необхідного терміну служби. Опір фольги змінюється залежно від прикладеного до неї навантаження.

Тензодатчики більше підходять для вимірювання динамічних деформацій, ніж статичних [1], через високу чутливість до температури та вологості. Для компенсації змін навколишнього середовища

використовуються різні конфігурації моста Уїтстона. Тензодатчики також демонструють нелінійну реакцію. Зазвичай, чим менший тензодатчик, тим вищої точності можна досягти, оскільки виміряна деформація є середньою деформацією по довжині датчика. Крім того, датчики меншого розміру є гнучкими та міцними для застосування на гнучких поверхнях, таких як протези, роботи та медичні пристрої. Мікрооброблені тензодатчики на основі металу та напівпровідників були реалізовані з розвитком виробничих технологій, хоча виготовляти та обробляти крихтіні датчики непросто. Тензодатчики на основі металу та напівпровідників володіють значною роздільною здатністю та великою чутливістю до деформації. Наприклад, було запропоновано, що тензодатчик на основі нановолокна, здатний виявляти тиск, зсув та кручення, є гнучким та чутливим. Тензодатчики широко використовуються в різних датчиках, таких як датчики тиску, датчики крутного моменту та датчики положення, що свідчить про значну перевагу тензодатчиків.

Да Сілва та ін. запропонували тактильний датчик, що кріпиться на пальці, на основі тензодатчика, який демонстрував лінійну характеристику, широку чутливість до сили 0-100 Н з роздільною здатністю 0,3 Н та низький гістерезис 1,7% [10]. Як показано на рис. 1.2, був виготовлений інший гнучкий тензодатчик для виявлення нормальної та зсувної сили, яку можна було виміряти за падінням напруги на тензодатчиках. Цей датчик мав просту структуру, але був менш чутливим до малих сил.

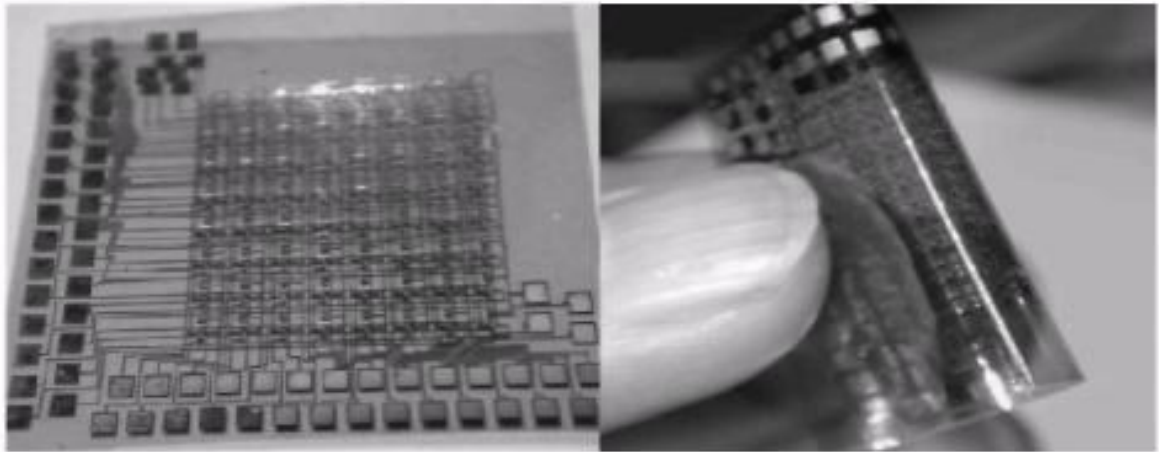


Рис. 1.2. Гнучкий тактильний сенсор на основі тензодатчиків [10]

2) П'єзорезистори: П'єзорезистивні тактильні датчики також належать до резистивних датчиків. Їх опір змінюється залежно від деформації, спричиненої прикладеною до нього силою, тому силу можна отримати шляхом вимірювання опору п'єзорезистора. Загалом кажучи, п'єзорезистори виготовляються з металів, напівпровідників та головним чином кремнію. Завдяки легкому вимірюванню опору, п'єзорезистивні тактильні датчики мають зручний електронний інтерфейс. Вони демонструють хорошу чутливість і менш схильні до завад. Ще однією перевагою є легкість їх впровадження в мікроелектромеханічні системи (MEMS) або інтеграції в друковані плати. Незважаючи на згадані переваги, п'єзорезистори мають недоліки, пов'язані із гістерезисом, температурною чутливістю, крихкістю, жорсткістю та високою вартістю. Були докладені деякі зусилля для подолання проблеми руйнування шляхом вбудовування п'єзорезисторів у гнучкі тонкі плівки або полімери.

Автори [11] представили статичну та динамічну характеристику п'єзорезистивних датчиків, що використовуються для визначення положення протезних суглобів пальців. Також обговорювалася можливість бездротового зв'язку між датчиками та приймальним пристроєм для зменшення кількості проводів. Кейн та ін. запропонували матрицю п'єзорезистивних датчиків напруги з високою просторовою роздільною здатністю, порівнянною з

людською дермою («300 мкм»). Вона продемонструвала високий потенціал для застосування у спритних маніпуляціях. Різні застосування п'єзорезистивних тактильних датчиків також можна знайти у вимірюванні напруги та сили, виявленні жорсткості м'яких тканин, зондуванні кінчиків пальців тощо.

1.3.2. Ємнісні датчики

Ємнісний датчик є одним з найчутливіших датчиків для виявлення невеликих змін сили. Зазвичай він містить 2 паралельних провідних шари, розділених діелектричними матеріалами. Коли до конденсаторів прикладається сила, ємнісний опір між шарами змінюється зі зменшенням відстані між шарами та деформацією середнього діелектричного матеріалу [1]. Ємнісні датчики демонструють високу чутливість, надійну роботу, великий динамічний діапазон, низьку температурну чутливість та низьке енергоспоживання. Їх можна використовувати як для динамічного, так і для статичного вимірювання сили. Для точного вимірювання зміни ємності розмір конденсаторів не повинен бути занадто малим, що, однак, може обмежити їх просторову роздільну здатність. Крім того, їхня чутливість до шуму визначає необхідність застосування відносно складної електроніки для фільтрації шуму. Ємнісні датчики вважаються ефективними сенсорними елементами та застосовуються для багатоосевого вимірювання сили для захоплення та маніпулювання об'єктами, розпізнавання текстур та сенсорних екранів тощо.

Був запропонований ємнісний датчик для вимірювання зсуву в 4 Н [1]. Він показав високу повторюваність та приблизно лінійний вихідний сигнал у межах ± 2 Н, проте його розміри (3,5 мм x 1,6 мм x 1,6 мм) були моментом, який слід враховувати в практичному застосуванні. Був представлений інший ємнісний тактильний датчик для вимірювання сили захоплення з діапазоном 0-3000 мН. Він був випробуваний на протезі руки (рис. 1.3).

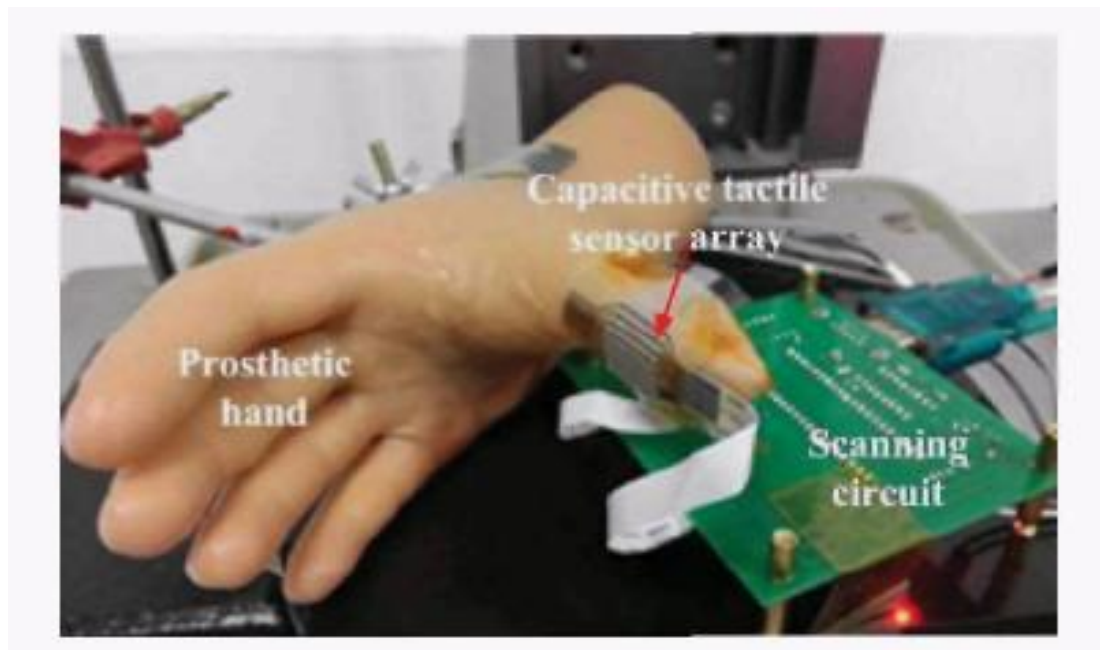


Рис. 1.3. Матриця ємнісних тактильних датчиків, інтегрована в протез великого пальця кисті [1]

1.3.3. П'єзоелектричні датчики

П'єзоелектричний ефект - це здатність певних матеріалів генерувати електричний заряд у відповідь на зовнішнє механічне навантаження. П'єзоелектричний тактильний датчик призначений для вимірювання змін, таких як сила, шляхом перетворення їх на електричну напругу. Вимірювання в режимі напруги - це найпростіший спосіб отримання прикладеної сили. Крім того, можна також використовувати вимірювання струму та вимірювання ударної хвилі [1].

П'єзоелектричне зондування є одним з небагатьох методів зондування, які не потребують живлення, що вважається значною їхньою перевагою. Крім того, воно також демонструє високу чутливість, надійність та швидку динамічну реакцію. Широкий діапазон відгуку від 0 до 1 кГц робить його хорошим вибором для вимірювання вібрацій [1]. Однак, через зниження вихідної напруги, п'єзоелектричні датчики непридатні для вимірювання статичної сили та демонструють низьку просторову роздільну здатність і погану температурну стабільність [1].

Для створення п'єзоелектричних тактильних датчиків можна

використовувати різні п'єзоелектричні матеріали. Найпоширенішим є полівініліденфторид (PVDF). PVDF - це напівкристалічний полімер, що складається з довголанцюгових молекул з повторюваною одиницею CF-CH_2 . Його сильна п'єзоелектричність пояснюється високою електронегативністю атомів фтору порівняно з атомами вуглецю, що призводить до великого дипольного моменту [1]. PVDF має багато переваг: механічну гнучкість, стабільність за розмірами, високі п'єзоелектричні коефіцієнти, малу вагу, формуваність у дуже тонкі листи (5 мкм) та відносно низьку ціну. Ще одним перспективним п'єзоелектричним матеріалом є наноперетворювач з оксиду цинку (ZnO) завдяки його високій гнучкості та біосумісності. Також, його здатність генерувати електричну енергію під впливом механічної вібрації призводить до різних потенційних застосувань, включаючи носимі та саможивлячі медичні пристрої. ZnO пропонується як хороший матеріал-кандидат для датчиків тиску та температури для протезів кінцівок. Протягом останніх років п'єзоелектричні датчики використовувалися в протезах рук для виявлення ковзання, текстури та жорсткості.

1.3.4. Оптичні датчики

Волоконно-оптичний датчик сили складається з джерела світла, перетворювального середовища та оптичного детектора, який часто є фотодіодом. Світло, що генерується джерелом світла, зазвичай світлодіодами (LED), проходить через перетворювальне середовище, яке включає оптичні волокна та модулятор, і нарешті досягає детектора [1]. Потім схема детектора перетворює світловий сигнал на електричний сигнал для подальшої обробки наступними електронними пристроями. Інтенсивність або спектр модульованого світла змінюється відповідно до зміни прикладеної сили, що є принципом роботи оптичних датчиків.

Багато електронних методів сенсорного зондування не можуть застосовуватися в магнітному середовищі через електромагнітні перешкоди, проте оптичне зондування є одним з небагатьох методів, стійких до електромагнітного поля [1]. Ця головна перевага дозволяє використовувати

оптичні датчики в малоінвазивній хірургії (МІХ), де магнітно-резонансна томографія (МРТ) широко використовується для отримання високоякісних зображень живих органів [1]. Крім того, оптичні датчики мають просту та компактну структуру, а також високу просторову роздільну здатність.

Незважаючи на вищезгадані перспективні характеристики, оптичні датчики мають кілька обмежень. Більшість оптичних волокон є крихкими та не такими гнучкими, як електричні дроти, через свою жорсткість. Крім того, їхня складність та відносно великий розмір є ще однією проблемою, яку слід враховувати для застосувань на спритних руках. Деякі рішення запропоновано в [12]. Наприклад, для подолання проблеми жорсткості та запобігання пошкодженню оптичних датчиків були використані пластикові оптичні волокна. Також були докладені зусилля для зменшення розміру оптичних датчиків, використовуючи лише одну світлодіодну матрицю замість двох як джерело світла та детектор. Крім того, оптичні датчики були застосовані в масштабованій тактильній обшивці датчика, щоб покрити все тіло робота, що продемонструвало, що датчики можуть бути виготовлені з високою гнучкістю та сумісністю. У [13] прототип оптичного датчика на основі світлодіодів був встановлений між пальцями протеза руки, як показано на рис. 1.4. Він був випробуваний на поверхнях з різними властивостями, включаючи шорсткість, кривизну та жорсткість для виявлення ковзання. Він не виявляв жодного руху прозорої поверхні (наприклад, скла) та поверхні з високим рівнем відбиття (наприклад, переднього посрібленого дзеркала), що може бути подолано оптичним датчиком на основі лазера.

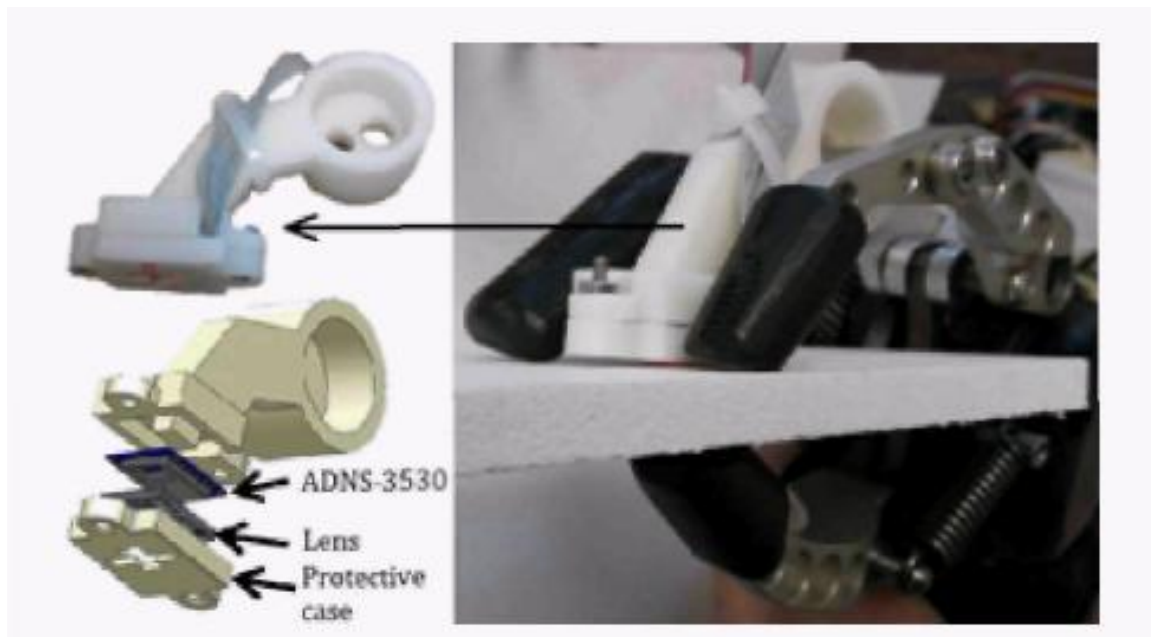


Рис. 1.4. Прототип оптичного датчика, застосованого з протезом руки [1]

1.3.5. Штучна шкіра

Окрім різних тактильних датчиків, також були докладені зусилля в дослідженнях штучної шкіри шляхом злиття датчиків та імітації механорецепторів у шкірі. Розтяжна штучна шкіра, як показано на рис. 1.5 [14], складалася з масивів датчиків тиску, температури та вологості та була виготовлена всередині надтонких монокристалічних кремнієвих нанострічок. Вона також інтегрувалася з електрорезистивними нагрівачами, які можна було нагріти до $36,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ для полегшення сприйняття нативною шкірою. Крім того, дослідники підключили датчики розумної шкіри до периферичних нервів щура. Результати показали, що сенсорний сигнал був успішно переданий до мозку щура, що вказує на те, що це дослідження може забезпечити можливості для інтерфейсів ПНС та дозволити особам з ампутаціями відчувати різні зовнішні подразники. Щодо імітації механорецепторів у шкірі людини, було запропоновано чотиришаровий ємнісний датчик, що базується на чотирьох типах механорецепторів у шкірі людини. Також було представлено енергоефективний п'єзорезистивний датчик для імітації механорецепторів SA для статичного зворотного зв'язку (33) по тиску. Вихідний сигнал датчиків використовувався для стимуляції соматосенсорних нейронів через

оптичний/нейронний інтерфейс для ЗЗ по тиску. Вважалося, що це дослідження прокладе шлях для розробки та використання органічних електронних шкір великої площі з тактильним зворотним зв'язком для протезів кінцівок, хоча воно базувалося на прямій нейронній стимуляції.



Рис. 1.5. Штучна шкіра

1.4 Неінвазивна тактильна стимуляція

Тактильна стимуляція призначена для того, щоб усвідомити на основі тактильної інформації суб'єкт, що виявляється тактильними датчиками. Домінуючі неінвазивні методи стимуляції включають електротактильну стимуляцію, вібротактильну стимуляцію, механотактильну стимуляцію та безконтактні методи, що застосовуються для тактильного ЗЗ.

1.4.1. Електротактильна стимуляція

Існують різні застосування електричної стимуляції в галузі реабілітації залежно від застосовуваної інтенсивності. Більш інтенсивна стимуляція називається функціональною електричною стимуляцією (ФЕС), яка використовується для відновлення рухової активності пацієнтів, які перенесли інсульт, та користувачів протезів [1] шляхом активації скорочення м'язів. Легка стимуляція, яка недостатньо інтенсивна для активації м'язів, але може бути усвідомлена користувачем, використовується для тактильного ЗЗ та називається електротактильною стимуляцією.

Електротактильна стимуляція забезпечує відчуття шляхом пропускання локального електричного струму для стимуляції аферентного нерва в шкірі за допомогою поверхневих електродів. Модульовані параметри включають частоту, амплітуду, ширину імпульсу тощо. Малві та ін. припустили, що транскутанна електрична нервова стимуляція (ТЕНС) може генерувати відчуття на шкірі людини, спрямовуючи електричні імпульси по поверхні шкіри [1]. Вона здебільшого використовується для зменшення фантомного болю та болю в куксі [1]. Початкові експерименти були проведені для підтвердження того, що ТЕНС може проектуватися в протез руки та може покращити його перцептивне відображення. Нещодавнє дослідження показало, що TENS може генерувати сильні відчуття, хоча його вплив на перцептивне відображення був помірним. Його було протестовано для генерування тактильних відчуттів на залишках кінцівок 11 ампутованих осіб із закритими очима, як показано на рис. 1.6 [1]. Однак більшість досліджень все ще базуються на здорових учасниках, а зоровий зворотний зв'язок все ще є основним фактором для перцептивного відображення.

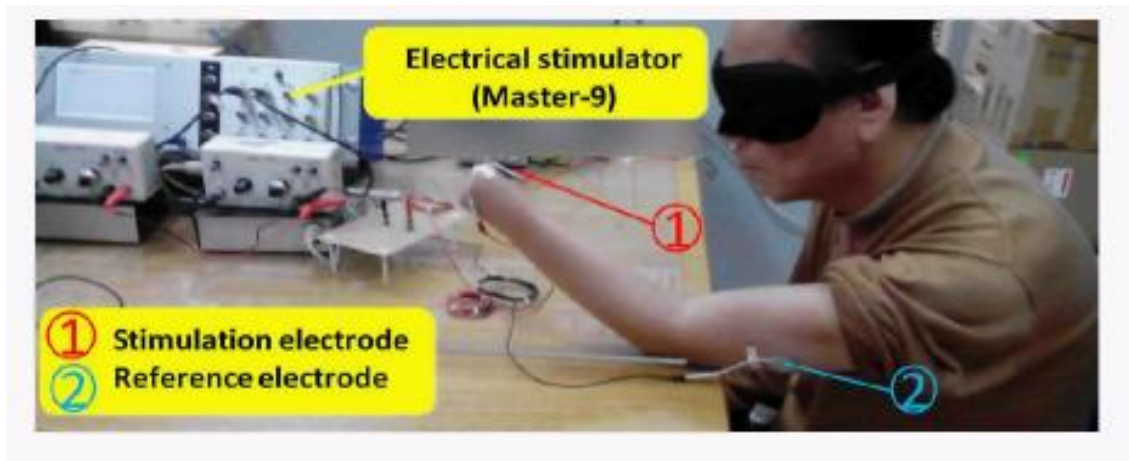


Рис. 1.6. Експериментальна установка для ТЕНС: електроди на залишковій кінцівці

Електротактильний зворотний зв'язок – це прямий спосіб стимуляції ПНС і потенційно може генерувати природне тактильне сприйняття. Через відсутність механічних частин електротактильна стимуляція має переваги низького енергоспоживання, легкої ваги та низького рівня шуму порівняно з іншими методами тактильного ЗЗ. Незважаючи на багато переваг, деякі неочікувані відчуття, такі як печіння, можуть виникнути внаслідок електротактильної стимуляції, які можна полегшити за допомогою стимуляції з регульованою напругою та великих електродів. Крім того, ще одним суттєвим недоліком електротактильної стимуляції є її інтерференція з сигналом електроміографії (ЕМГ) та сигналом електроенцефалографії (ЕЕГ), хоча є випадки, коли електротактильна стимуляція тестувалася з реабілітаційною системою на основі ЕМГ та ЕЕГ.

1.4.2. Вібротактильна стимуляція

Вібротактильна стимуляція генерується механічною вібрацією, перпендикулярною або поперечною до поверхні шкіри, для передачі тактильної інформації шляхом модуляції частоти вібрації, амплітуди, тривалості тощо. Вперше її застосували з протезами рук у 1953 році і вона вважається придатною для міоелектричних протезів [1] та протезів на основі ЕЕГ через відсутність перешкод для електричного сигналу. Чутливість до вібротактильної стимуляції залежить від віку та фізичного стану суб'єктів, а

також від положення та частоти стимуляції. Як правило, частота коливається від 50 Гц до 300 Гц.

Наразі вібротактильна стимуляція широко використовується в мобільних телефонах та пристроях для допомоги глухим або сліпим людям. Система вібротактильної стимуляції, що застосовується з міоелектричним протезом руки, проілюстрована на рис. 1.7.



Рис. 1.7. Система вібротактильної стимуляції, що застосовується з міоелектричним протезом руки

1.4.3. Механотактильна стимуляція

Механотактильна стимуляція призначена для забезпечення користувачів зворотним зв'язком щодо сили/тиску або положення їхніх протезів під час руху. Порівняно з електротактильною стимуляцією та вібротактильною стимуляцією, механотактильна стимуляція здатна генерувати природне відчуття сили/тиску, але згенерована стимуляція застосовується в іншій ділянці (залишковій частині тіла суб'єкта) від початкового стимулу. Як показано на рис. 1.8, демонструється, що носимий механотактильний стимулятор надає інформацію про тиск та розтягнення шкіри на залишковій кінцівці суб'єкта. Сучасні механотактильні пристрої все ще мають відносно

великі розміри, вагу та високе енергоспоживання порівняно з вібротактильними або електротактильними пристроями. Таким чином, бажаною є подальша мінімізація для пристроїв механотактильної стимуляції.



Рис. 1.8. Механотактильний стимулятор

1.4.4. Інші методи

Деякі безконтактні методи також використовувалися для тактильного ЗЗ, такі як магнітне поле, повітряний струмінь, повітряний ультразвук та інфрачервоне випромінювання. Ці дослідження все ще перебувають на лабораторній стадії та не отримали такого широкого застосування, як вищезгадані стимуляції. Їхні громіздкі розміри можуть бути проблемою при щоденному використанні протезів верхніх кінцівок, але з розвитком технологій вони потенційно можуть бути застосовані в реабілітації, віртуальній реальності тощо.

1.5 Електротактильний зворотний зв'язок для протезів верхніх кінцівок

Електротактильна стимуляція може бути найперспективнішим способом забезпечення тактильного ЗЗ для протезів. Порівняно з іншими згаданими вище методами тактильного ЗЗ, електротактильна стимуляція має переваги низького енергоспоживання, малої ваги та низького рівня шуму, що робить її придатною для встановлення на протези верхніх кінцівок. Тим часом електричний сигнал діє як носій нейронної інформації в нервовій системі людини, тому електротактильна стимуляція є прямим способом стимуляції ПНС людини шляхом передачі електричних сигналів у шкіру та має потенціал для створення природного тактильного сприйняття. Таким чином, було проведено низку досліджень електротактильного ЗЗ з різних аспектів.

1.5.1. Роль інтеграції тактильних відчуттів

Дослідження, спрямовані на позиціонування тактильних відчуттів у сфері контролю протезів, в основному зосереджені на покращенні функціональності та підвищенні володіння тілом. Зазвичай користувачі протезів очікують тактильних відчуттів на практиці, хоча в академічних колах немає єдиної думки щодо їхньої ефективності для покращення продуктивності. Чи покращить інтеграція тактильних відчуттів функціональні характеристики протезів, досі залишається предметом суперечок. Деякі дослідники повідомляли, що рівень успішності захоплення збільшується завдяки зворотному зв'язку на основі тактильних відчуттів, тоді як інші зазначали, що не було великої різниці у виконанні завдань порівняно з контролем без ЗЗ. Щоб об'єктивно оцінити роль тактильних відчуттів у контролі протезів, Йоргованович та ін. провели віртуальні експерименти з захоплення, в яких зворотний зв'язок щодо сили захоплення створювався електротактильною стимуляцією, а зоровий та слуховий зворотний зв'язок були виключені. Результати підтвердили переваги тактильних відчуттів у контролі сили протезів. В іншому дослідженні було запропоновано

використовувати тактильні відчуття для створення та оновлення внутрішньої моделі прямого контролю. Таким чином, тактильні відчуття мають потенціал для покращення та полегшення контролю протезів з меншими зусиллями для користувачів.

1.5.2. Запобігання впливу

Багато досліджень щодо контролю протезів та ЗЗ на основі тактильної стимуляції базуються на міоелектричних протезах та протезах на основі ЕЕГ. Однак, міоелектричні сигнали та сигнали ЕЕГ – це низькорівневі електричні сигнали, і вони майже обов'язково будуть зашумлені електротактильною стимуляцією, якщо запис сигналу та електротактильна стимуляція працюють одночасно на одній і тій самій частині тіла без спеціальної обробки. Таким чином, необхідно усунути такий вплив на практиці.

Для зменшення впливу електротактильної стимуляції на міоелектричні сигнали застосовувалися різні методи. Їх можна розділити на дві групи: програмні рішення, такі як алгоритми обробки сигналів; апаратні рішення, такі як вікно гасіння/блокування. Алгоритми обробки сигналів на основі фільтрів, таких як фільтр Баттерворта, та адаптивний фільтр на основі середньоквадратичного (LMS), є поширеним способом відновлення продуктивності міоелектричного контролю. Щодо апаратних рішень, то між періодом запису та періодом стимуляції застосовувалися часові вікна, щоб уникнути перекриття міоелектричного сигналу та сигналу стимуляції. Аналогічно, було запропоновано метод штучного гасіння з трьома підходами до сегментації даних, який виявився ефективним способом усунення впливу сигналу стимуляції на розпізнавання ЕМГ-образів. Крім того, оптимізація форми хвилі стимуляції та конструкції електрода також може допомогти зменшити взаємодію цих двох електричних сигналів.

Окрім вищезазначених методів, очікується, що нові протези, засновані на неелектричному сигналі, дозволять уникнути взаємодії сигналів з самого початку. Наприклад, технологія на основі сономіографії має потенціал для застосування в протезах кисті. Ультразвук здатний виявляти зміни товщини

м'язів у режимі реального часу та не взаємодіє з сигналами електричної стимуляції [1].

1.5.3. Кодування модальності

Природні відчуття можуть бути досягнуті за допомогою інвазивних електродів [1], тоді як поверхневі електроди зазвичай генерують відчуття голкоподібності, дзижчання або оніміння. У цьому випадку неінвазивною стимуляцією для забезпечення ЗЗ на основі відчуттів використовується кодування модальності. Модальне кодування полягає у відображенні різних режимів стимуляції на тілі суб'єкта для представлення різних тактильних відчуттів.

Що стосується електротактильної стимуляції, регульовані фактори сигналу включають частоту, амплітуду, ширину імпульсу та форму хвилі. Для багатоканальної стимуляції також можна враховувати розподіл та комбінацію електродів. Різниця між низькою частотою (<30 Гц) та високою (50-100 Гц) частотою може бути ефективно усвідомлена суб'єктами [1]. Амплітуда та ширина хвилі зазвичай використовуються для представлення різниці інтенсивності, наприклад, ЗЗ по силі. Прямокутна хвиля зазвичай використовується в експериментах з електротактильним зворотним зв'язком [1], хоча в літературі досі можна знайти мало порівнянь впливу різних форм хвиль стимуляції. Просторове кодування зазвичай використовується багатоканальною системою, в якій розподіл та комбінація електродів використовуються для формування різних режимів, і суб'єкти можуть отримувати тактильну інформацію, розпізнаючи область стимуляції робочого(их) електрода(ів) серед усіх розподілених електродів [1]. Слід зазначити, що більшість стимуляцій застосовуються для силового ЗЗ, лише деякі дослідження стосуються інших тактильних відчуттів, таких як текстура та форма. Незважаючи на важливість силового ЗЗ для завдань хапання, відновлення інших видів тактильних відчуттів також є важливим, оскільки розпізнавання властивостей об'єкта без візуального моніторингу може посилити відчуття власності тіла та покращити якість життя людей, які

страждають від втрати руки [1].

1.5.4. Гібридний зворотний зв'язок

Враховуючи характеристики різних інтерфейсів ЗЗ, були зроблені спроби застосувати більше одного типу ЗЗ для передачі відчуттів. Наприклад, Марко Д'Алонзо та ін. запропонували гібридний вібро-електротактильний підхід, який поєднував вібротактильний та електротактильний стимулятор разом для забезпечення сенсорного ЗЗ, і експериментальний результат був кращим або порівнянним з одинарною стимуляцією.

1.6 Пропонований спосіб реалізації тактильних відчуттів

В цій роботі, для розроблення простої системи забезпечення тактильних відчуттів пропонується використати неінвазивний спосіб сприйняття цих відчуттів користувачем протеза. Враховуючи значну поширеність в якості сенсорів тактильних відчуттів різноманітних конструкторів п'єзоелектричних перетворювачів, саме їх використано в якості тактильних сенсорів. Також передбачається використання актуаторів для вібротактильної стимуляції, в якості яких пропонується використати також п'єзоелектричні перетворювачі для створення вібрацій, які сприйматимуться механорецепторами поверхні шкіри частини кінцівки, яка залишилась після ампутації. Для коректної та надійної роботи такої системи необхідним є розроблення методу опрацювання сигналів від кожного такого тактильного сенсора та формування сигналів керування відповідними актуаторами із мінімальними затримками в часі.

1.7 Висновки до розділу 1

В розділі проведено аналіз задачі реалізації тактильних відчуттів. Встановлено, що сучасні розробки більшості протезів для кистей зосереджені на вдосконаленні механічної структури або стратегій контролю протезів для кращої продуктивності маніпуляцій, тоді як ні комерційні, ні лабораторні

протези для кистей рук не забезпечують задовільних тактильних відчуттів для користувачів.

Реалізацію тактильних відчуттів для протезів кисті можна розділити на два етапи: тактильне сприйняття та стимуляційний зворотний зв'язок. Для першого випадку проведено аналіз принципу реалізації природніх тактильних відчуттів, та фізіології механорецепторів шкіри. Також проведено аналіз різних типів сенсорів, зокрема резистивних, п'єзорезистивних, п'єзоелектричних, ємнісних, оптичних, штучної шкіри.

Для другого випадку розглянуто типи неінвазивної стимуляції, зокрема електротактильну, вібротактильну, механотактильну тощо.

Для розроблення простої системи забезпечення тактильних відчуттів пропонується використати неінвазивний спосіб сприйняття цих відчуттів користувачем протеза. Враховуючи значну поширеність в якості сенсорів тактильних відчуттів різноманітних конструкцій п'єзоелектричних перетворювачів, саме їх пропонується використати в якості тактильних сенсорів. Також передбачається використання п'єзоелектричних перетворювачів в якості актуаторів для вібротактильної стимуляції для створення вібрацій, які сприйматимуться механорецепторами поверхні шкіри частини кінцівки, яка залишилась після ампутації.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Експериментальна установка для проведення дослідження

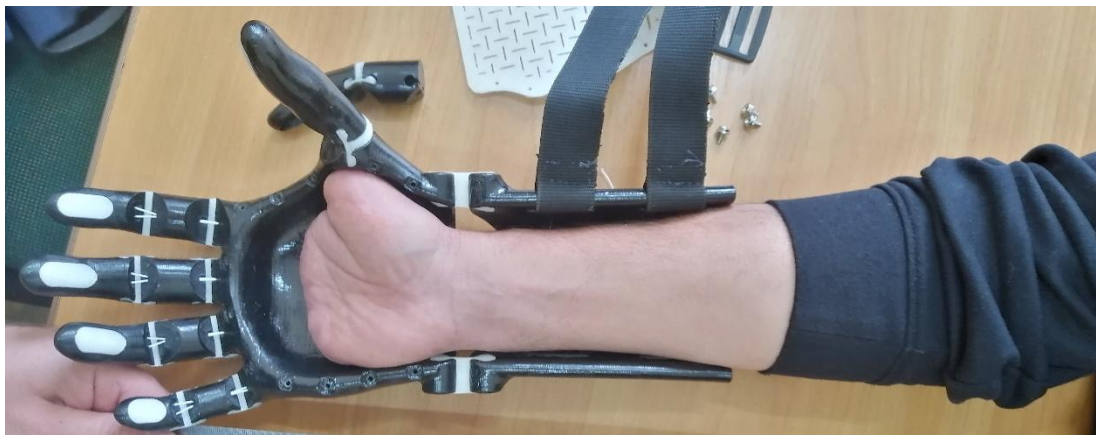
В цій роботі, як базову модель протеза використано спеціально надрукований на 3D принтері та повністю зібраний протез Kinetic Hand, повний проєкт якого є у відкритому доступі (однак не для комерційного використання). Вигляд виготовленого протеза наведено на рис. 2.1.

Kinetic Hand - це тяговий протез верхньої кінцівки з функціональним захопленням, створений із 3D-друкованих елементів для пацієнтів, що мають ампутацію нижче ліктя. Перевагами такого протеза є простота конструкції, низька вартість, можливість до адаптування під різні потреби, використання звичайного FDM 3D-друку.

Власне в цьому протезі на дистальних фалангах пальців розміщуються спеціальні вставки із еластомерного матеріалу для кращого захоплення та утримування протезом різних предметів. На рис. 2.1 вони являють собою білі елементи на кінцях пальців. Для їх виготовлення використано філамент TPU-90, однак, при рекомендованих розробниками параметрах друку ці елементи виявились надто жорсткими, тому їх було виготовлено із меншою товщиною стінки (0,8 мм) та із меншим коефіцієнтом внутрішнього заповнення (25%). В останньому випадку ці елементи стали більш м'якими та забезпечили краще утримування протезом предметів. Це стало також особливо корисним при наступній реалізації тактильних відчуттів.



а)



б)

Рис. 2.1. Протез Kinetic Hand: а) – власний виготовлений протез; б) – спосіб розміщення в протезі залишкової частини кисті руки після ампутації

Як сенсори було використано малогабаритні дискові низькочастотні п'єзоелектричні перетворювачі, які застосовуються в звуковипромінювачах. Без виконання будь яких додаткових змін, в нижній частині цих еластомерних вставок було зроблено надріз і вставлено в нього власне п'єзоелектричний сенсор. Після цього шляхом прогрівання було з'єднано разом частини вставки. Виводи від сенсора було проведено через отвори для тягових тросів. Вигляд такої конструкції для великого пальця наведено на рис. 2.2.



Рис. 2.2. Елементи протеза із розміщеним в еластомерній вставці п'єзоелектричним сенсором

Оскільки використаний тип сенсора є низькочастотним випромінювачем акустичних сигналів, припущено, що і реєстрований ним сигнал також буде низькочастотним. Це було перевірено з допомогою цифрового осцилографа. На наступному етапі для запису сигналів з такого сенсора було використано АЦП звукової картки ноутбука та відповідний мікрофонний вхід. Для власне запису було використано програму Adobe Audition. На рис. 2.3 наведено приклад запису сигналу з пропонованого тактильного сенсора.

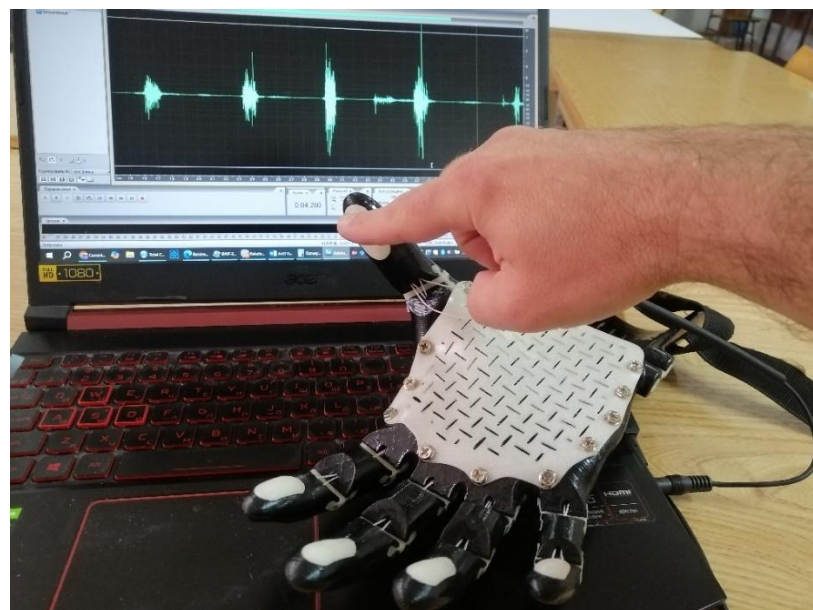
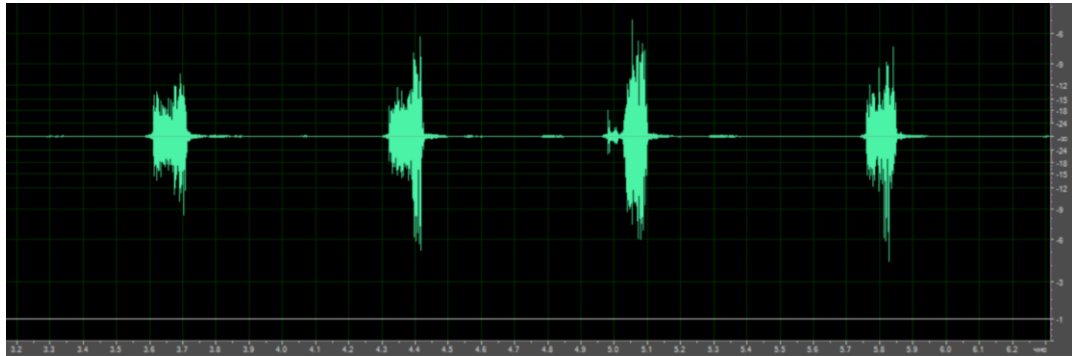


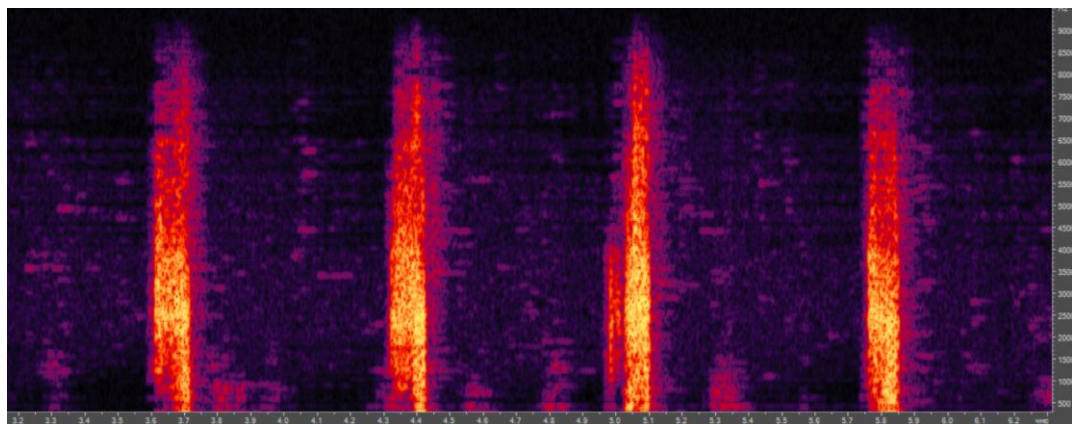
Рис. 2.3. Запис сигналів з тактильного сенсора

2.2 Експериментальний відбір сигналів з датчиків тактильних відчуттів

В процесі запису проводились незначні дотики до еластомерної вставки великого пальця із сенсором. На рис. 2.4 наведено вікна програми Adobe Audition із реєстрограмою сигналу з сенсора та її динамічним спектром.



а)

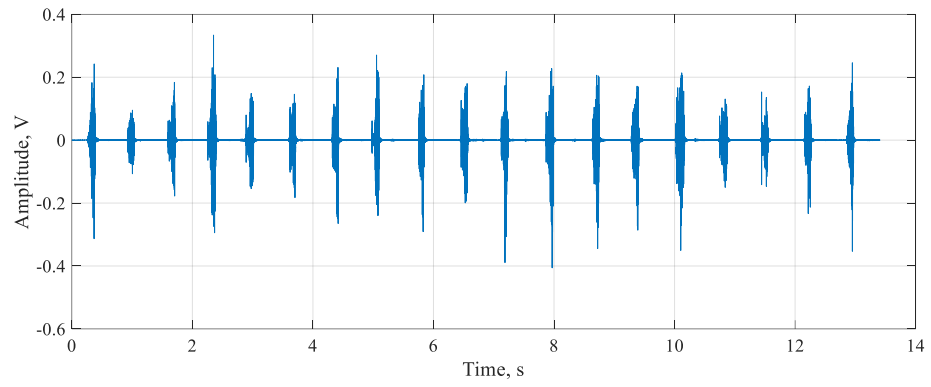


б)

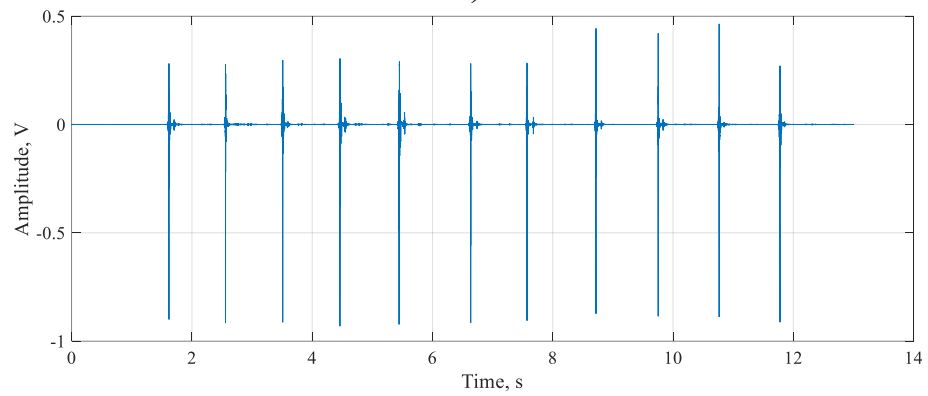
Рис. 2.4. Записаний сигнал з сенсора (а) та його динамічний спектр (б)

На основі динамічних спектрів встановлено, що основна енергія сигналу припадає на діапазон частот 1,5-3,5 кГц.

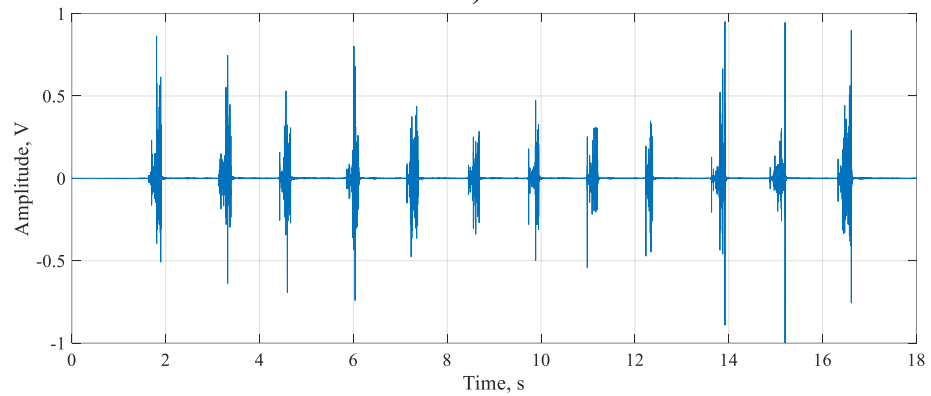
На наступному етапі було проведено реєстрацію групи сигналів з сенсора при незначних дотиках, погладжуванні, постукуванні та натисканні на еластомерну вставку протеза. Ці сигнали для наступного аналізу було завантажено в середовище Matlab. Їх вигляд наведено на рис. 2.5.



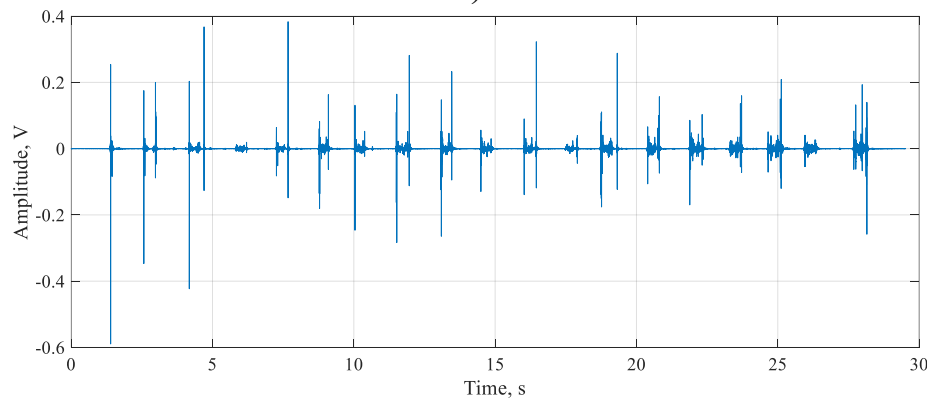
а)



б)



в)



г)

Рис. 2.5. Сигнали з сенсора при незначних дотиках (а), постукуванні (б), погладжуванні (в) та натисканні (г) на еластомерну вставку протеза

Власне на цьому етапі і підтвердилась корисність зміни товщини стінки та коефіцієнта заповнення еластомерної вставки, оскільки це дало змогу свого роду «вирівняти» навантаження на п'єзоелектричний перетворювач (який є досить крихким елементом) при значних змінах зовнішніх навантажень на еластомерну вставку. При навантаженнях на поверхню цієї вставки тиск на сенсор наростає до певного значення, а далі залишається практично незмінним, а відбувається пластична деформація елементів внутрішнього заповнення вставки. Це додатково унеможлиблює надмірну деформацію та розтріскування п'єзоелектричного сенсора. Також сенсор виявився дуже чутливим до таких впливів, як незначний дотик та погладження.

Аналізуючи рис. 5, б) та в) можна помітити, що при натисканні та постукуванні сигнал є слабшим та менш вираженим. Це пояснено власне способом реєстрації таких сигналів. Через те, що сигнал подається на мікрофонний вхід звукової карточки власне нею штучно виконується зниження динаміки наростання сигналу при постукуванні чи натисканні і додаткова фільтрація, оскільки такий сигнал розглядається як шум чи завада. При візуалізації з допомогою цифрового осцилографа спостерігалась більша вираженість цих сигналів. Це потрібно буде враховувати в майбутньому при розробці власного прототипа системи тактильних відчуттів.

2.2 Висновки до розділу 2

В розділі описано експериментальну установку протеза, в якій встановлено п'єзоелектричні сенсори. Як базову модель протеза використано спеціально надрукований на 3D принтері та повністю зібраний протез Kinetic Hand. Як сенсори було використано малогабаритні дискові низькочастотні п'єзоелектричні перетворювачі, які були встановлені в дистальних фалангах пальців, зокрема великого.

Було проведено реєстрацію групи сигналів з сенсора при незначних

дотиках, погладжуванні, постукуванні та натисканні на еластомерну вставку протеза.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Виділення корисного інформативного сигналу

На наступному етапі необхідним є опрацювання отриманих сигналів від тактильного сенсора для виділення в їх структурі інформативних ознак про особливості впливу на еластомерну вставку. Дальше ці ознаки будуть використані для формування сигналів керування актуаторами. Ці методи опрацювання мають забезпечувати можливість в майбутньому диференціації тактильних відчуттів користувачем протеза. Однак, як можна помітити з рис.2.5, сигнали є мінливими випадковими процесами, що визначається природою таких сигналів, оскільки в їх структурі будуть проявлятися ознаки нескінченної множини можливих впливів. Тому обґрунтування єдиного способу математичного опису цих сигналів є складним та недоцільним, оскільки ускладнення математичної моделі цих сигналів призведе до ускладнення методів їхнього опрацювання і відповідно до значних затрат часу на проведення необхідних обчислень. А останнє, в свою чергу, призведе до значних затримок в часі між моментом початку впливу на еластомерну вставку протеза та моментом спрацювання актуатора і відповідно відчущання тактильного впливу користувачем протеза.

Тому методи опрацювання мають забезпечувати опрацювання сигналів в масштабі реального часу із мінімальними затримками.

Власне в дослідженні висунуто припущення, що основна інформація про тип впливу на еластомерну вставку міститиметься в структурі обвідної складової сигналу сенсора. Тому запропоновано проводити виділення огинаючої складової такого сигналу і власне її використати для формування сигналів керування актуаторами. Для цього було розглянуто можливість застосування перетворення Гільберта а також методів детектування

амплітудно модульованих сигналів. Однак ці методи не дали задовільних результатів, оскільки в результуючій огибаючій складовій містився значний рівень шумів (при використанні перетворення Гільберта) або сигнал не піддавався детектуванню через значну варіабельність несучої частоти.

В дослідженні використано наступний підхід. Для опрацювання сигналу проводилось формування ковзного вікна, яке транслювалось в часі по реєстрограмі сигналу і в межах якого виконувався пошук максимального значення. Подібне рішення описане в [14]. Обґрунтування вибору ширини вікна та величини його зміщення не проводилось. Було проведено декілька ітерацій із різними значеннями ширини вікна. Априорно ширину вікна вибрано рівною 400 відліків, що при частоті дискретизації в 44100 Гц становить 9 мс. Вікно зміщується на половину своєї ширини – 3,5 мс. Таким чином затримка в опрацюванні сигналу становитиме 9 мс, що не впливатиме на загальну затримку відчуття користувачем протеза. На рис. 3.1 наведено вигляд вибірки із сигналу (рис. 2.5. а) та відповідний отриманий графік зміни максимального значення в межах ковзного вікна.

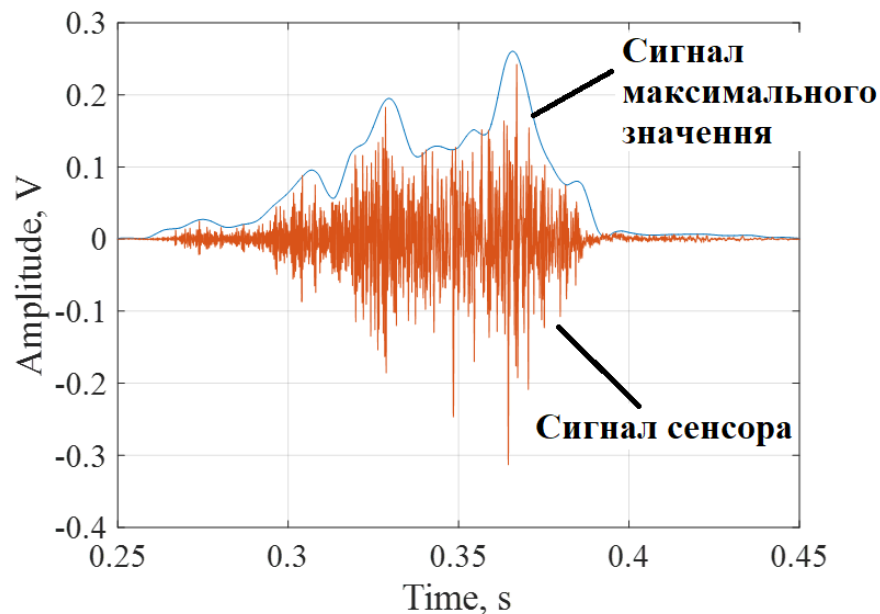


Рис. 3.1. Результат пошуку максимальних значень сигналу сенсора в межах ковзного вікна

На рис. 3.2 наведено вигляд сигналу максимальних значень для сигналу сенсора (рис. 2.5, а).

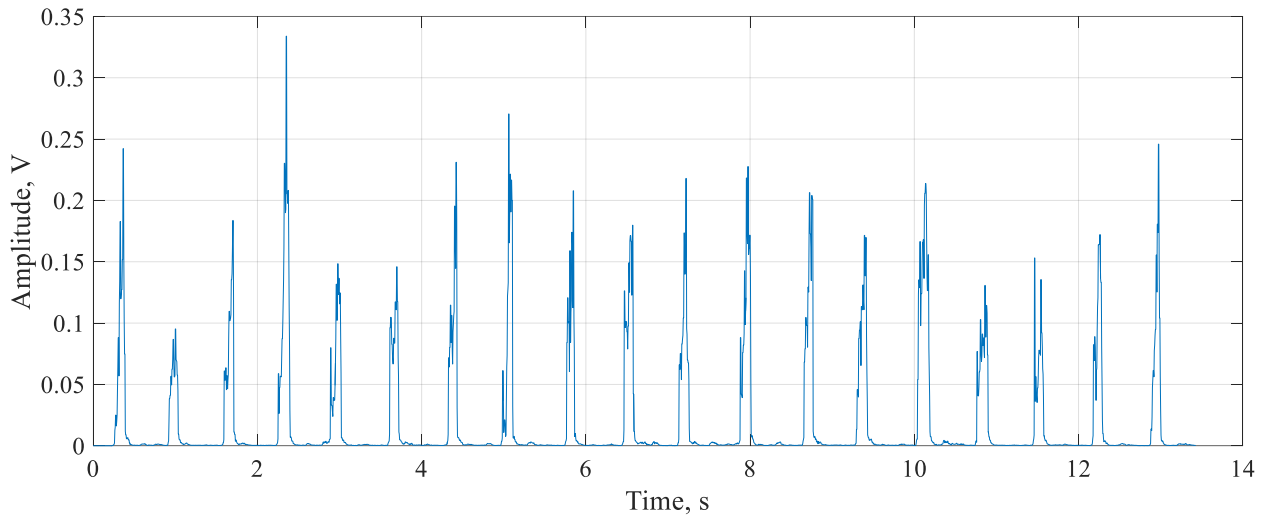


Рис. 3.2. Вигляд сигналу максимальних значень для сигналу сенсора (рис. 2.5, а).

При порівнянні можна помітити, що сигнал на рис. 3.2 практично являє собою обвідні складові сигналу на рис. 2.5, а.

На рис. 3.3 наведено вигляд вихідного сигналу сенсора (рис. 2.5, а) із накладеним сигналом максимального значення в межах ковзного вікна. Додатково для кращого візуального сприйняття вище та нижче цих графіків наведено вигляд чотирьох вибірок з цього сигналу

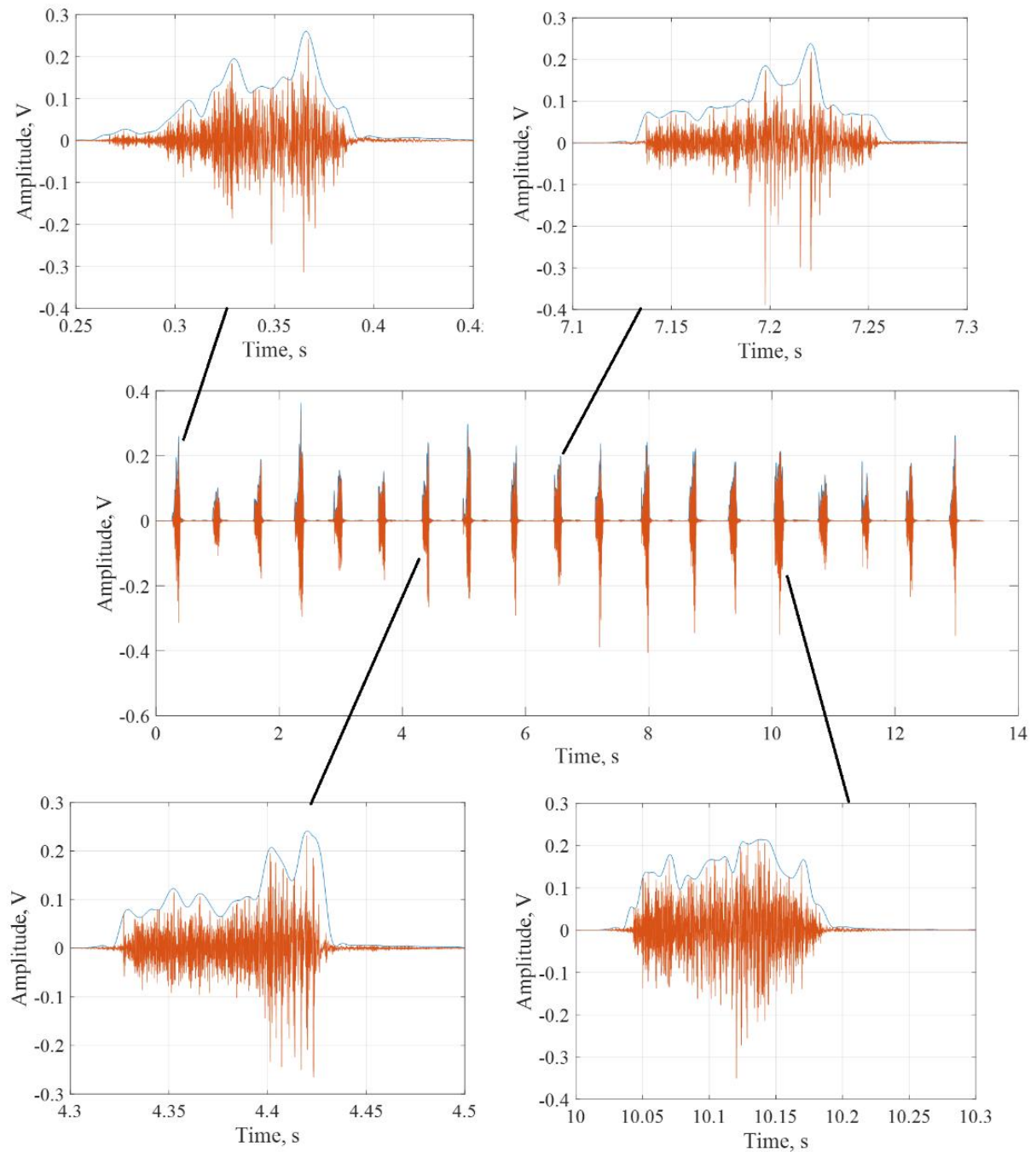


Рис. 3.3. Вигляд вихідного сигналу сенсора (рис. 2.5, а) із накладеним сигналом максимального значення в межах ковзного вікна

Як можна бачити з рис. 3.1 та рис. 3.2, отриманий сигнал максимального значення практично повністю повторює обвідну складову сигналу, тому його і використано за основу формування сигналу керування актуатором.

3.2 Формування сигналу керування актуатором

Як зазначалось раніше, в якості актуаторів пропонується використати низькочастотні п'єзоелектричні перетворювачі, які створюватимуть механічні вібрації під дією електричних сигналів керування. Так, для цього запропоновано сформувати амплітудно-модульований сигнал, несуча частота якого буде відповідати резонансній частоті перетворювача для максимально ефективного створення механічних вібрацій, а огибаюча складова буде містити інформацію про впливи на тактильні сенсори. Власне як несучу складову пропонується використати виділений із сигналу кожного окремого сенсора сигнал максимального значення, спосіб формування якого описаний в попередньому пункті. Далі цей сигнал використовується для модуляції низькочастотного гармонічного сигналу. Результуючий амплітудно-модульований сигнал після підсилення подається на відповідний актуатор.

Додатково, для зменшення рівня енергоспоживання пропонується додатково із вихідного сигналу сенсора формувати пороговий сигнал, який буде запускати процес генерації несучої складової сигналу керування актуатором. Амплітуда цього сигналу змінюватиметься від 0 В до певного значення (наприклад 1 В, але це може бути значення рівня логічної одиниці) при перевищенні амплітуди сигналу в межах ковзного вікна певного порогового значення. В нашому випадку це значення було вибрано на рівні 0,025 В. На рис. 3.4 наведено вигляд вихідного сигналу сенсора, сигналу максимального значення та порогового сигналу.

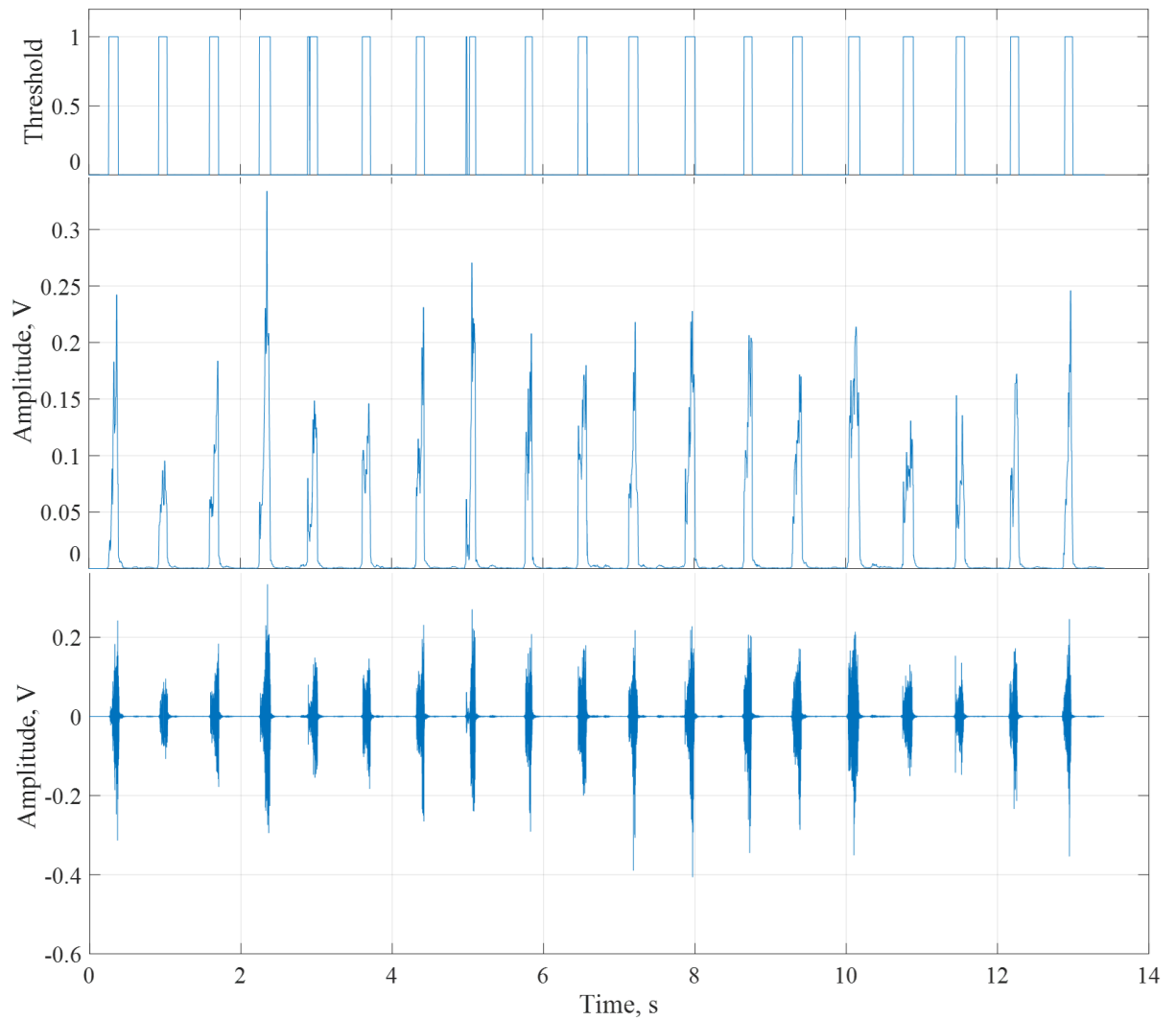


Рис. 3.4. Вигляд вихідного сигналу сенсора (внизу), сигналу максимального значення (посередині) та порогового сигналу (вгорі)

Також в середовищі Matlab було проведено формування амплітудно модульованого сигналу із значенням частоти несучого сигналу 3 кГц. Вигляд цього сигналу та чотирьох вибірок із нього наведено на рис. 3.5.

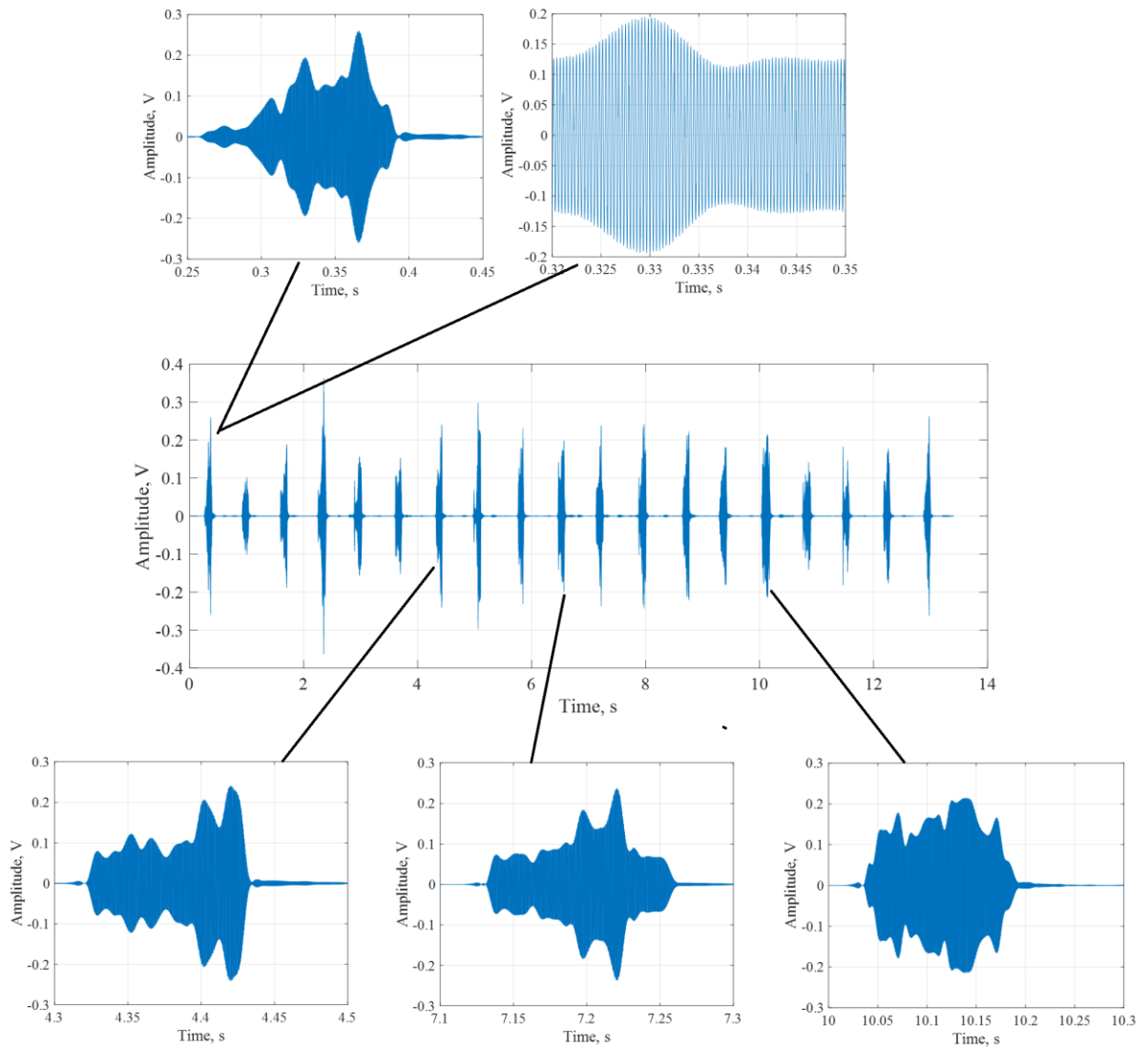


Рис. 3.5. Вигляд згенерованого амплітудно модульованого сигналу керування актуатором та чотирьох вибірок із нього

Відповідно, саме цей сигнал після посилення буде подаватися на виконавчий механізм. У цьому випадку ступінь механічної деформації виконавчого механізму відповідатиме параметрам обвідної складової сигналу датчика, що відповідатиме динаміці сприйняття останнім зовнішніх навантажень під час дотику або захоплення предметів.

У майбутньому, використовуючи таку систему тактильних відчуттів, користувачі протезів зможуть навчитися відчувати захоплення предметів та диференціювати власні відчуття. Запропонована конструкція є простою та надійною і матиме незначний вплив на вартість протеза, незважаючи на значне

розширення його функціональності.

На рис. 3.6 наведено вигляд вибірки з сигналу сенсора (а) та його амплітудний спектр (б), а також вигляд відповідної вибірки амплітудно модульованого сигналу (в), який був отриманий описаним вище способом, та його амплітудний спектр (г).

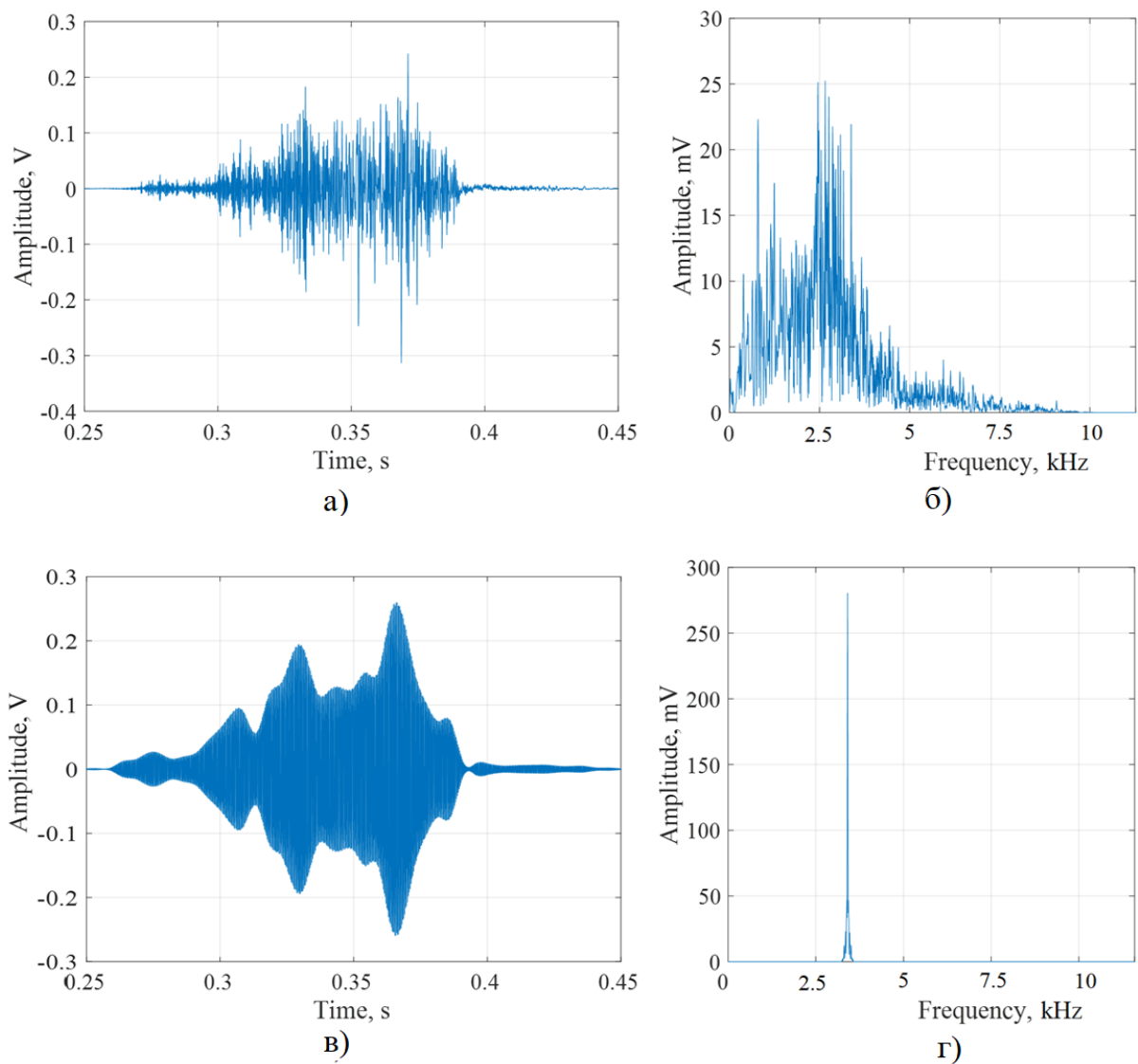


Рис. 3.6. Вигляд вибірки з сигналу сенсора (а) та його амплітудний спектр (б), а також вигляд відповідної вибірки амплітудно модульованого сигналу (в), та його амплітудний спектр (г).

Відповідно до рис. 3.6, отриманий сигнал справді містить складові вихідного сигналу з тактильного сенсора та несучу складову на необхідній

частоті механічного резонансу. Таким чином пропоновані методи опрацювання сигналів тактильних сенсорів та формування сигналів керування актуаторами можуть бути досить просто технічно реалізовані, а часові затримки на опрацювання є мінімальними. Тому можна припустити, що і система сенсорного зворотнього зв'язку буде ефективною.

3.3 Висновки до розділу 3

В розділі проведено розробку методу опрацювання сигналів, що зареєстровані від тактильного п'єзоелектричного сенсора. Висунуто припущення, що основна інформація про тип впливу на еластомерну вставку міститиметься в структурі обвідної складової сигналу сенсора. Тому запропоновано проводити виділення огинаючої складової такого сигналу і власне її використати для формування сигналів керування актуаторами. Для опрацювання сигналу проводилось формування ковзного вікна, яке транслювалось в часі по реєстрограмі сигналу і в межах якого виконувався пошук максимального значення. Ці значення практично являють собою обвідні складові сигналу п'єзоелектричного сенсора.

Також розроблено метод формування сигналу керування актуатором для вібротактильної стимуляції. Для цього запропоновано сформувати амплітудно-модульований сигнал, несуча частота якого буде відповідати резонансній частоті перетворювача для максимально ефективного створення механічних вібрацій, а огинаюча складова буде містити інформацію про впливи на тактильні сенсори. Власне як огинаючу складову пропонується використати виділений із сигналу кожного окремого сенсора сигнал максимального значення. Додатково, для зменшення рівня енергоспоживання пропонується із вихідного сигналу сенсора формувати пороговий сигнал, який буде запускати процес генерації несучої складової сигналу керування актуатором.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

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

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

Система планів з охорони праці окремого підприємства може включати:

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

Планування в охороні праці може включати:

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

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

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

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

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

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

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

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

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

підприємстві в цілому.

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

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

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

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Здійснення заходів щодо зниження дії радіоактивних випромінювань на радіоелектронну апаратуру зв'язку, радіомовлення і телебачення

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

До основних методів захисту радіоелектронної апаратури відносять такі конструктивні рішення:

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

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

4.3 Висновки до розділу

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

ВИСНОВКИ

В роботі проведено аналіз задачі реалізації тактильних відчуттів. Встановлено, що сучасні розробки більшості протезів для кистей зосереджені на вдосконаленні механічної структури або стратегій контролю протезів для кращої продуктивності маніпуляцій, тоді як ні комерційні, ні лабораторні протези для кистей рук не забезпечують задовільних тактильних відчуттів для користувачів.

Реалізацію тактильних відчуттів для протезів кисті можна розділити на два етапи: тактильне сприйняття та стимуляційний зворотний зв'язок. Для першого випадку проведено аналіз принципу реалізації природніх тактильних відчуттів, та фізіології механорецепторів шкіри. Також проведено аналіз різних типів сенсорів, зокрема резистивних, п'єзореzystивних, п'єзоелектричних, ємнісних, оптичних, штучної шкіри.

Для другого випадку розглянуто типи неінвазивної стимуляції, зокрема електротактильну, вібротактильну, механотактильну тощо.

Для розроблення простої системи забезпечення тактильних відчуттів пропонується використати неінвазивний спосіб сприйняття цих відчуттів користувачем протеза. Враховуючи значну поширеність в якості сенсорів тактильних відчуттів різноманітних конструкторів п'єзоелектричних перетворювачів, саме їх пропонується використати в якості тактильних сенсорів. Також передбачається використання п'єзоелектричних перетворювачів в якості актуаторів для вібротактильної стимуляції для створення вібрацій, які сприйматимуться механорецепторами поверхні шкіри частини кінцівки, яка залишилась після ампутації.

Описано експериментальну установку протеза, в якій встановлено п'єзоелектричні сенсори. Як базову модель протеза використано спеціально надрукований на 3D принтері та повністю зібраний протез Kinetic Hand. Як сенсори було використано малогабаритні дискові низькочастотні

п'єзоелектричні перетворювачі, які були встановлені в дистальних фалангах пальців, зокрема великого.

Було проведено реєстрацію групи сигналів з сенсора при незначних дотиках, погладжуванні, постукуванні та натисканні на еластомерну вставку протеза.

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

Також розроблено метод формування сигналу керування актуатором для вібротактильної стимуляції. Для цього запропоновано сформувати амплітудно-модульований сигнал, несуча частота якого буде відповідати резонансній частоті перетворювача для максимально ефективного створення механічних вібрацій, а огинаюча складова буде містити інформацію про впливи на тактильні сенсори. Власне як огинаючу складову пропонується використати виділений із сигналу кожного окремого сенсора сигнал максимального значення. Додатково, для зменшення рівня енергоспоживання пропонується із вихідного сигналу сенсора формувати пороговий сигнал, який буде запускати процес генерації несучої складової сигналу керування актуатором.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Kairu Li, Yinfeng Fang, Yu Zhou, Honghai Liu. Non-Invasive Stimulation-Based Tactile Sensation for Upper-Extremity Prosthesis: A Review. IEEE Sensors Journal. March 2017. Pp. 1-12.
2. B. Peerdeman, D. Boere, H. Witteveen, R. Huis in 't Veld, H. Hermens, S. Stramigioli, H. Rietman, P. Veltink, and S. Misra, "Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective," J. Rehabil. Res. & Dev., vol. 48, no. 6, pp. 719–738, 2011.
3. K. Hstlie, I. M. Lesj, R. J. Franklin, B. Garfelt, O. H. Skjeldal, and P. Magnus, "Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: a population-based survey," Disabil. Rehabil. Assist. Technol., vol. 7, no. 4, pp. 294–303, 2012.
4. "Touch bionics products." <http://www.touchbionics.com/products>. Accessed Feb. 2017.
5. "How the michelangelo works." <http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>. Accessed Feb. 2017.
6. "Bebionic hand features." [http://bebionic.com/the hand/features](http://bebionic.com/the%20hand/features). Accessed Feb. 2017.
7. H. Liu, "Exploring human hand capabilities into embedded multifingered object manipulation," IEEE Trans. Ind. Informatics, vol. 7, no. 3, pp. 389–398, 2011.
8. "The touch sensing hand prosthesis of the next generation: Vincentevolution 2." <https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-2/>.
9. "Robotics and mechatronics center: Data sheet of DLR hand ii." http://www.dlr.de/rmc/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3802/6102_read-8922/.
10. P. J. Kyberd, C. Light, P. H. Chappell, J. M. Nightingale, D. Whatley, and M. Evans, "The design of anthropomorphic prosthetic hands: A study of the southampton hand," Robotica, vol. 19, no. 06, pp. 593–600, 2001.

11. P. J. Kyberd, A. Murgia, M. Gasson, T. Tjerks, C. Metcalf, P. H. Chappell, K. Warwick, S. E. Lawson, and T. Barnhill, "Case studies to demonstrate the range of applications of the southampton hand assessment procedure," *The Br. J. Occup. Ther.*, vol. 72, no. 5, pp. 212–218, 2009.
12. "LUKE arm: advanced prosthetic arm system." <http://www.mobiusbionics.com/the-luke-arm.html>. Accessed Feb. 2017.
13. "Cyberhand: system overview." <http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/biomechand.htm>. Accessed Feb. 2017.
14. 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.
15. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с. ISBN 978-617-574-218-1
16. 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
17. Дозорська О. Ф., Яворська Є. Б., Дозорський В. Г., Дедів Л. Є. і Дедів І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», *VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA*, (81), 2020p. с. 56-64

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

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

20. Vasil Dozorskyi, Leonid Dediv, Serhii Kovalyk, Oksana Dozorska, Iryna Dediv. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. Tern.: TNTU, 2024. Vol 115. No 3. P. 100–111. DOI: 10.33108/visnyk_tntu

21. Дозорський В.Г., Кубашок А.В. Задача біокерованого протезування кисті руки. Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Перспективи розвитку науки, освіти та суспільства в Україні та світі» Полтава, 20 травня 2022 р. с. 48-49.

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

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

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

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

ДОДАТКИ

Додаток А

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

МАТЕРІАЛИ

ХІІ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

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



17-18 грудня 2025 року

**ТЕРНОПІЛЬ
2025**

УДК 612.741.1

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

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

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

UDC 612.741.1

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

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

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

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

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

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

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

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

Н. Osukhivska, A. Korytko, A. Palamar

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

А. Павлик, А. Паламар

ІНФОРМАЦІЙНА МОДЕЛЬ ТА КІБЕРФІЗИЧНА СИСТЕМА ЕНЕРГОМЕНЕДЖМЕНТУ СОНЯЧНОЇ ЕЛЕКТРОСТАНЦІЇ У РОЗУМНОМУ БУДИНКУ

A. Pavlyk, A. Palamar

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

136

А. Паламар, Я. Сиротинський, М. Франків

ЗАСТОСУВАННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВІДДАЛЕНОГО ЗБОРУ ДАНИХ ПРО ШВИДКІСТЬ ВІТРУ

A. Palamar, Y. Syrotynskyi, M. Frankiv

APPLICATION OF MICROCONTROLLER TECHNOLOGIES FOR REMOTE COLLECTION OF WIND SPEED DATA

137

Б. Переймибіда

МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ ДОВЖИНИ КАБЕЛЮ ТА МІСЦЯ ЙОГО ОБРИВУ

B. Pereimybid

METHODS FOR DETERMINING CABLE LENGTH AND LOCATION OF ITS BREAKAGE

138

Б. Переймибіда

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

B. Pereimybid

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

139

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

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

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

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

140

С. Рихлевич

РОЗРАХУНОК ПРОПУСКНОЇ ЗДАТНОСТІ КАНАЛУ ЗАПИСУ

S. Rykhlevych

CALCULATION OF RECORDING CHANNEL BANDWIDTH

141

С. Рихлевич, І. Баран

ЗАВДАННЯ І ФУНКЦІЇ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРА БЛОКУ ЗБОРУ ТЕЛЕМЕТРИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

S. Rykhlevych, I. Baran

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

142

І. Рій, Є. Тиш

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

I. Riі, Ye. Tysh

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

143