

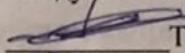
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

«На правах рукопису»
УДК 681.586

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

 Тимчик Г.С.

«18» грудня 2018 р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
на тему: «Система зворотного зв'язку в міоелектричному протезі
верхньої кінцівки»

Виконав:

студент VI курсу, групи ПБ-72мп
Лобур Ю.В.

Керівник:

к.т.н., доцент, Безуглий М.О.

Консультант з розроблення стартап-проекту:

к.е.н., доцент, Бояринова К. О.

Рецензент:

проф. каф. ПБ д.т.н. Киричук В.В.

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.

Студент

Київ – 2018 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

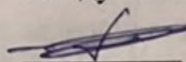
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність – 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Тимчик Г.С.

«» 11 2018 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Лобура Юрія Володимировича

(прізвище, ім'я, по батькові)

1.Тема дисертації: «Система зворотного зв'язку в міоелектричному протезі верхньої кінцівки»

науковий керівник Безуглий Михайло Олександрович, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «07» листопада 2018 р. № 4098-
с

2.Термін подання студентом дисертації 14 грудня 2018 р.

3.Об'єкт дослідження: міоелектричне протезування верхньої кінцівки.

4.Предмет дослідження: модуль зворотного зв'язку для міоелектричного протезу.

5.Перелік завдань, які потрібно розробити 1) Огляд та аналіз сучасних систем біонічних протезів зі зворотнім зв'язком; 2) Розробка модулю зворотного зв'язку для міоелектричного протезу верхньої кінцівки; 3) Розробка методики та реалізації експериментальної установки для оцінювання типу поверхні за допомогою блоку оптичного зворотного зв'язку; 4) Проведення експериментальних досліджень з оцінки точності визначення типу поверхні

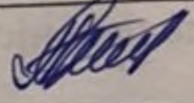
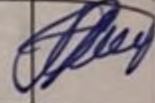
об'єкту за допомогою сенсорів; 5) Обробка та аналіз отриманих результатів.

Висновки.

6.Орієнтовний перелік графічних (ілюстративних) матеріалів: графіки, таблиці, зображення.

7.Орієнтовний перелік публікацій: наукова стаття в фаховому виданні, тезаурус.

8.Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розроблення стартап-проекту	Бояринова К.О., к.е.н., доцент		

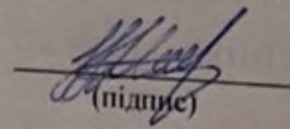
9.Дата видачі завдання 01.03.2018

Календарний план

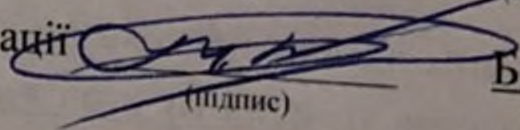
№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Огляд літературних джерел	24.03.2018	виконано
2	Постановка задачі дослідження	18.05.2018	виконано
3	Розробка модулю модулю зворотного зв'язку.	31.05.2018	виконано
4	Вибір та обґрунтування елементної бази	14.09.2018	виконано
5	Розробка алгоритму роботи системи зворотного зв'язку	28.09.2018	виконано
6	Побудова експериментальної установки, проведення експерименту.	02.11.2018	виконано
7	Аналіз отриманих результатів	12.11.2018	виконано
8	Розробка стартап-проекту	03.12.2018	виконано
9	Оформлення пояснювальної записки	07.12.2018	виконано
10	Оформлення ілюстративних матеріалів для захисту	14.12.2018	виконано

Студент

Науковий керівник дисертації


(підпис)

Лобур Ю.В.
(ініціали, прізвище)


(підпис)

Безуглий М.О.
(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: сторінки 76

Кількість ілюстрацій: 29

Кількість таблиць: 26

Кількість формул: 4

Кількість джерел за переліком посилань: 32

Актуальність теми дослідження. В даний момент часу в Україні та в світі існує цілий ряд факторів, що супутні розвитку науково-технічного прогресу та соціально-політичному стану суспільства. Такі фактори як дорожньо-транспортний травматизм, популяризація екстремальних видів спорту, недотримання техніки безпеки на виробництві, військові конфлікти, соціальні протести, ріст відсотку вроджених патологій опорно-рухового апарату, високий рівень стресу, безперервне збільшення захворювань нервової системи з порушенням рухової функції призводять до появи значної кількості людей з обмеженнями руху, що потребують постійної сторонньої допомоги, внаслідок дефіциту рухової активності.

Незважаючи на існування технічних систем і засобів для реабілітації після пошкоджень та захворювань кінцівок, застосування новітніх сучасних біонічних протезів, які б забезпечували можливість виконання різноманітних функцій здорової руки людини, залишається проблематичним. Постає проблема аналізу принципів створення, функціонування, конструктивних та функціональних особливостей новітніх біонічних протезів кінцівок.

Створення технічних засобів для відновлення базової функціональності кінцівки є складним і багато в чому невирішеним завданням. Складність протезування верхніх кінцівок полягає не тільки в тому, що необхідно створювати легкі, але в той же час міцні пристрої з багатьма мініатюрними компонентами, але, головним чином, у принципах побудови систем керування таких протезів.

Визначення видів руху, що плануються користувачем протезів до виконання та подальше прецизійне визначення сили стиснення об'єктів маніпуляції за допомогою штучної кінцівки є складним для вирішення і реалізації завданням. Одним із основних елементів протезу, що здатний підвищити ефективність використання штучних кінцівок є наявність систем зворотного зв'язку з пацієнтом. Сучасний стан мікроелектроніки дозволяє створювати подібні системи з використанням мініатюрних датчиків, на основі різних фізичних принципів, та підвищувати точність і синхронність дії систем керування. Саме тому розробка таких модулів зворотного зв'язку є особливо актуальною та практично значимою.

Мета дисертаційної роботи - підвищення функціональних можливостей біонічної кінцівки шляхом реалізації системи зворотного зв'язку.

Для досягнення поставленої цілі необхідно вирішити ряд **завдань**:

1. Провести аналіз існуючих систем керування біонічних кінцівок.
2. Розробити структурну модель функціонування верхньої кінцівки з поєднанням системи керування та інформації про об'єкт від модулю зворотного зв'язку.
3. Провести аналіз інформації від модулю зворотного зв'язку.
4. Дослідити залежність отриманих сигналів від типу матеріалу.
5. Зробити висновок про адекватність та точність розробленої системи зворотного зв'язку.

Об'єкт дослідження – міоелектричне протезування верхньої кінцівки.

Предмет дослідження – модуль зворотного зв'язку для міоелектричного протезу.

Методи дослідження – методи реєстрації біопотенціалів тіла людини, методи визначення сигналів зворотного зв'язку, методи машинної класифікації та аналізу вимірних сигналів, методи програмування.

Практична цінність – розроблено алгоритм реалізації зворотного зв'язку для системи міоелектричного протезу верхньої кінцівки людини, спроектовано модуль зворотного зв'язку з використанням блоків оптичних та п'єзоелектричних датчиків.

Апробація результатів дослідження

Основні положення та результати роботи були висвітлені та обговорені на науково-технічних конференціях: 11-а міжнародна науково-технічна конференція "ПРИЛАДОБУДУВАННЯ-2018», 14-16 листопада 2018 року, Білоруський національний технічний університет, м. Мінськ; XIV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННЯ», 4-5 грудня 2018 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, . Київ, Україна.

Публікації – 1) УДК 62-52:617.57-77. Лобур Ю.В. Вонсевич К.П. «Реалізація системи зворотного зв'язку в міоелектричному прозному пристрої». 2) УДК 681.525:681.586. Лобур Ю.В. Вонсевич К.П. Безуглий М.О. «Модуль неінвазивного зворотного зв'язку в системі штучного пальця».

Ключові слова: зворотний зв'язок, штучна нейронна мережа, біонічний протез.

ABSTRACT

Scope of work: pages 76

Number of illustrations: 29

Number of tables: 26

Number of sources per list of links: 32

Actuality of theme

At the present in Ukraine and in the world there are a number of factors that accompany the development of scientific and technological progress and the socio-political state of society. Such factors as road traffic injuries, the promotion of extreme sports, non-compliance with safety at work, military conflicts, social protests, the growth of the percentage of congenital pathology of the musculoskeletal system, high levels of stress, the continuous increase in diseases of the nervous system with impaired motor function lead to the appearance a significant number of people with movement constraints who need constant third-party care due to lack of motor activity.

Despite the existence of technical systems and means for rehabilitation after damage and limb diseases, the use of modern bionic prostheses that would ensure the ability to perform various functions of a healthy human hand remains problematic. The problem of analyzing the principles of the creation, functioning, constructive and functional features of the newest limb bionic prostheses arises.

The creation of technical means to restore the basic functionality of the limb is a complex and largely unresolved task. The complexity of the prosthetics of the upper limbs is not only that it is necessary to create lungs, but at the same time, strong devices with many tiny components, but mainly, in the principles of constructing control systems for such dentures.

Determining the types of motion, user-planned prosthetics to perform, and further precise determination of the compression force of manipulation objects with the help of an artificial limb is difficult to solve and fulfill tasks. One of the main elements of a prosthetic that can increase the efficiency of using artificial limbs is the availability of feedback systems with the patient. The current state of microelectronics allows us to create similar systems using miniature sensors, based on different physical principles, and to increase the accuracy and synchronization of the operation of control systems. That is why the development of such feedback modules is especially relevant and practically significant.

The purpose and tasks of the research

The purpose of the research is enhancement of functional capabilities of the human bionic limb by implementing feedback of the prosthetic work using the EMG signals of the bio-potentials of the human body.

Research objective:

1. Conduct an analysis of existing systems of bio-limb management.
2. Develop a structural model for receiving myo-signals from the human body at physical activity of the anterior limb of a person with a combination of information about the object from the feedback module.
3. Analyze information from the feedback module.
4. Examine the dependence of the received signals on the type of material.
5. Make a conclusion about the adequacy of the developed system and the accuracy of feedback system.

Object of research - Myoelectric prosthetics of the upper limb.

Subject of research - Feedback module for myoelectrical prosthesis.

Research methods - methods of recording biopotentials from the human body, methods of machine classification and analysis of measurement signals, programming methods.

The practical purpose of the results - the algorithm of feedback implementation for the system of the myoelectric prosthetic of the upper limb people has been developed, the corresponding module of feedback using the optical blocks and piezoelectric sensors has been designed.

Approval of research results

The main provisions results of the work were highlighted and discussed at the scientific and technical conferences: the 11th international scientific and technical conference "APPLIED INSTRUMENT MAKING-2018", November 14-16, 2018, Belarusian National Technical University, Minsk, XIV All-Ukrainian scientific and practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "EFFICIENCY OF ENGINEERING DECISIONS IN APPLIED INSTRUMENT MAKING", December 4-5, 2018, Igor Sikorsky KPI, Kyiv, Ukraine.

Publications - 1) UDC 62-52: 617.57-77. Lobur Y.V. Vonsevich K.P. "Implementation of the feedback system in the mioelectric fair device". 2) UDC 681.525: 681.586 Lobur Y.V. Vonsevich K.P. Bezugly M.O "The module of non-invasive feedback in the system of an artificial finger".

Key words: feedback, artificial neural network, bioprosthesis.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ВСТУП.....	13
Розділ I. Методи та засоби реалізації зворотного зв'язку в міоелектричному протезі.....	15
1.1. Міоелектричні протези верхніх кінцівок. Принцип роботи. Основні функціональні блоки.....	15
1.2. Методи реалізації зворотного зв'язку в протезах кінцівок.....	19
1.2.1. Оптичний та п'єзоелектричний зворотній зв'язок.....	22
1.3. Основні методи машинної класифікації сигналів.....	25
1.4. Постановка задачі.....	27
Висновки до розділу I.....	28
Розділ II. Розробка модулю зворотного зв'язку для міоелектричного протезу верхніх кінцівок.....	29
2.1. Розробка функціональної схеми модулю.....	29
2.2. Розробка електричних принципових схем для оптичного та п'єзоелектричного модулів.....	31
2.2.1. Обґрунтування елементної бази спроектованого модулю.....	33
2.3. Вибір методу розрахунку часових характеристик виміряних сигналів.....	39
Висновки до розділу II.....	42
Розділ III. Реалізація алгоритму функціонування системи зворотного зв'язку та проведення експериментальних досліджень.....	43
3.1. Розробка алгоритму функціонування системи зворотного зв'язку.....	43

3.2. Розробка прототипу системи на базі оптичного зворотного зв'язку.....	44
3.3. Дослідження зразків окремих поверхонь та обробка результатів вимірювання.....	45
Висновки до розділу III.....	53
 Розділ 4. Розробка стартап проекту «система зворотного зв'язку в міоелектричному протезі верхньої кінцівки».....	54
4.1 Опис ідеї проекту.....	54
4.2 Технологічний аудит ідеї проекту.....	56
4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	57
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту.....	65
4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	67
4.6 Висновки до розділу IV.....	72
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	73
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	74
ДОДАТОК А. Список наукових праць.	
ДОДАТОК Б. Акт практичного використання результатів магістерської дисертації.	
ДОДАТОК В. Схеми електричні принципів.	
ДОДАТОК Г. Матеріали презентації.	

Перелік умовних скорочень

ЕМГ- електроміограма

ЕЕГ – електроенцефалограма

ШНМ – штучна нейронна мережа

ЗЗ – зворотний зв'язок

НС – нервова система

ПВДФ - полівініліденфторид

sEMG – поверхнева електроміограма

FMG - форсміограма

ВСТУП

В даний момент часу в Україні та світі цілий ряд факторів, що супутні розвитку науково-технічного прогресу та соціально-політичному стану суспільства, такі як дорожньо-транспортний травматизм, популяризація екстремальних видів спорту, недотримання техніки безпеки, виникнення воєнних конфліктів та соціальних протестів, ріст відсотку вроджених патологій опорно-рухового апарату, несприятлива екологічна ситуація в великих містах, високий рівень стресу, безперервне збільшення захворювань нервової системи з порушенням рухової функції, відхилення від здорового способу життя, приводять до появи значної кількості людей з обмеженнями руху, що потребують постійної сторонньої допомоги, оскільки вони відчувають дефіцит рухової активності.

Серед засобів для відновлення стану опорно-рухового апарату (ОРА) людини важливе місце займають механічні, роботизовані системи та екзоскелети, які допомагають людям з обмеженими фізичними можливостями переміщати свої кінцівки та тіло. Незважаючи на існування технічних систем і засобів для реабілітації після пошкоджень та захворювань кінцівок, ще мало застосовуються новітні сучасні біонічні протези різних типів, що забезпечують можливість виконання різноманітних дій людиною, яка втратила через різні причини кінцівки. Постає проблема аналізу принципів створення, дії, конструктивних та функціональних особливостей сучасних і перспективних біонічних протезів кінцівок [1].

Створення технічних засобів для відновлення здатності до ручної діяльності і самообслуговування є складною і багато в чому невирішеною проблемою. Складність протезування рук полягає не тільки в тому, що необхідно створювати легкі та міцні пристрої з високим рівнем мініатюризації окремих частин, але, головним чином, у принципах побудови систем управління.

З самого початку роботи над відтворенням аналога кінцівок людини, інженери - робототехніки почали шукати спосіб, який би дозволив їй виконувати аналогічний функціонал з точністю, максимальною до природньої. Спочатку ставки робились на автономність. Однак автоматика не дозволила застосовувати маніпулятори у тих випадках, де необхідно приймати інтелектуальні рішення. Для того, щоб протез зміг зрозуміти людину, він повинен у точності відтворювати “побажання” користувача. Тому з’явилась потреба в системах керування, які б дозволяли безпосередньо людині керувати маніпулятором. На сьогоднішньому етапі розвитку роботизація дозволяє в значній мірі полегшити повсякденне життя людини, а в деяких випадках навіть повністю звільнити її від обмежень рухової діяльності, особливо, якщо мова йде про людей з обмеженими можливостями [2].

Сучасний стан мікроелектроніки дозволяє створювати системи з використанням новітніх датчиків, які дозволять підвищити точність і синхронність дії систем керування.

Розділ I. Методи та засоби реалізації зворотного зв'язку в міоелектричному протезі.

1.1 Міоелектричні протези верхніх кінцівок. Принцип роботи. Основні функціональні блоки.

Термін «біонічний» походить від назви «біоніка» – прикладний напрям науки про застосування в технічних пристроях і системах принципів організації, властивостей, функцій і структур живої природи, тобто форми живого в природі, та їх промислових аналогів. Біоніка тісно пов'язана з біологією, фізикою, хімією, кібернетикою, електронікою, зв'язком тощо. Біонічні протези та імпланти – один із найважливіших напрямів, за якими ведуться дослідження, пов'язані з біонікою. Основна особливість біонічних протезів – їх здатність брати на себе функції втрачених органів і кінцівок. Протезування – це заміна втрачених або незворотно пошкоджених частин тіла штучними замінниками – протезами. Залежно від рівня ампутації виділяють протези пальців, кисті, передпліччя, плеча, а також протези при виокремленні руки в лучезап'ястному суглобі. Усі протези рук розділяють на дві основні групи – косметичні (пасивні) й функціональні (активні) [6, 8]. Протези кисті призначені для пацієнтів із куксами верхніх кінцівок на рівні кисті після виконання одно- або двосторонньої ампутації. Бувають такі протези, відповідно, косметичними та робочими (функціональними). В останні роки розробники приділяють велику увагу створенню саме функціональних протезів рук й досягають в цьому значного прогресу.

До недавнього часу протези кріпилися до тіла людини механічно та не мали зв'язку з нервовою системою (НС). Вони могли згинатись у своїх залізних шарнірах-суглобах, але для виконання кожного руху їхньому власнику потрібно було певним чином регулювати поведінку протеза, вручну забезпечуючи зворотний зв'язок. Так людина сигналізувала своїй руці, що потрібно акуратно взяти якийсь предмет або, навпаки, міцно затиснути в руці інструмент. Щоб навчити людину керувати новою кінцівкою таким чином,

потрібний довгий час. Набір команд також був досить обмеженим, тому виконання дрібної моторики було практично неможливим. Учені змогли здійснити неймовірне – приєднати механічну руку до НС людини. Коли людині без руки хочеться поворухнути пальцем, мозок генерує відповідний сигнал, який іде по нервах, що ведуть до м'язів кінцівки. Але, оскільки рука відсутня, то сигнал спрямований «у порожнечу». Проте, якщо десь на шляху ці нервові імпульси «перехопити», то після аналізу та обробки даних можна сформувати команди керування роботизованою рукою – саме цим шляхом ідуть численні наукові групи, прагнучи розробити протези, які зчитують нервові сигнали та перетворюють їх у відповідні рухи.

Нині найбільш перспективним методом управління біонічними протезами вважається зчитування електричних потенціалів із м'язів кукси – електроміографія (ЕМГ).

Після ампутації кінцівки в організмі залишаються рухові нерви, які її контролювали. Ці залишки нервів можна хірургічним способом з'єднати з маленькою ділянкою якогось великого м'яза (реіннервація) – наприклад, до великого грудного м'яза, якщо йдеться про ампутовану руку. У результаті людина думає, що потрібно поворухити пальцем, мозок відправляє сигнал частині грудного м'яза, до якої приєднали нерв, що йшов раніше до пальців, він фіксується електродами, які надсилають його по проводах у процесор усередині біонічної руки, і тут потрібна ЕМГ. Ця технологія дає змогу реєструвати різницю електричних потенціалів, які виникають під час роботи м'яза [10]. Вона вловлює рух реіннервованої частини грудного м'яза, після чого сигнал передається до потрібної частини протезу, і ця частина здійснює відповідні рухи.

ЕМГ сигнали, які записуються за допомогою поверхневих електродів (sEMG), являють собою неінвазивний метод вимірювання електричної активності, що генерується активними м'язовими волокнами і зчитуються з активних точок на поверхні шкіри. Сигнали sEMG легко зчитуються та дають змогу отримати точні дані про стан та функціонування нервово-м'язової

системи користувача. Вони надають інформацію для виявлення інтервалів активації м'язів та вивчення принципів нервового контролю та властивостей нервово-м'язової системи. Важливо зазначити, що реалізація алгоритму керування на основі ЕМГ сигналів це складний процес, оскільки управління штучними кінцівками передбачає необхідність кодування різних типів рухів, що можуть бути виконані пристроєм. Зазвичай, використання "гомологічних" м'язів для контролю рухів протезу є неможливим, тому необхідно реалізовувати складний алгоритм, який використовує сучасні технології розпізнавання сигналів. В більшості випадків формальна схема для отримання та аналізу сигналів ЕМГ, що виступають в ролі сигналів керування протезів складається з декількох модулів: 1) вимірювання сигналу, попередня обробка та сегментація даних; 2) декодування; 3) керування в режимі реального часу.

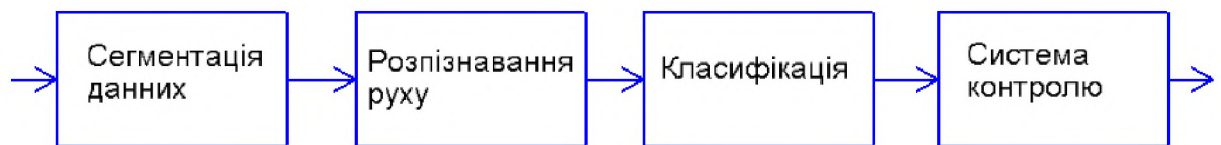


Рис. 1.1.1 Формальна схема можливих підходів до sEMG- контролю штучними пристроями

Вивчаючи конструкцію робото-технічних протезів верхніх кінцівок, типи рухів та захватів, що виконуються протезом, а також цільове призначення та область застосування подібних пристроїв можливо чітко виділити основні функціональні блоки таких приладів:

- датчики та сенсори.
- блок вимірювання, обробки та класифікації ЕМГ сигналів;
- блок керування протезом;
- блок модулю живлення;

В загальному випадку, алгоритм роботи більшості міоелектричних протезів можливо описати наступним чином:

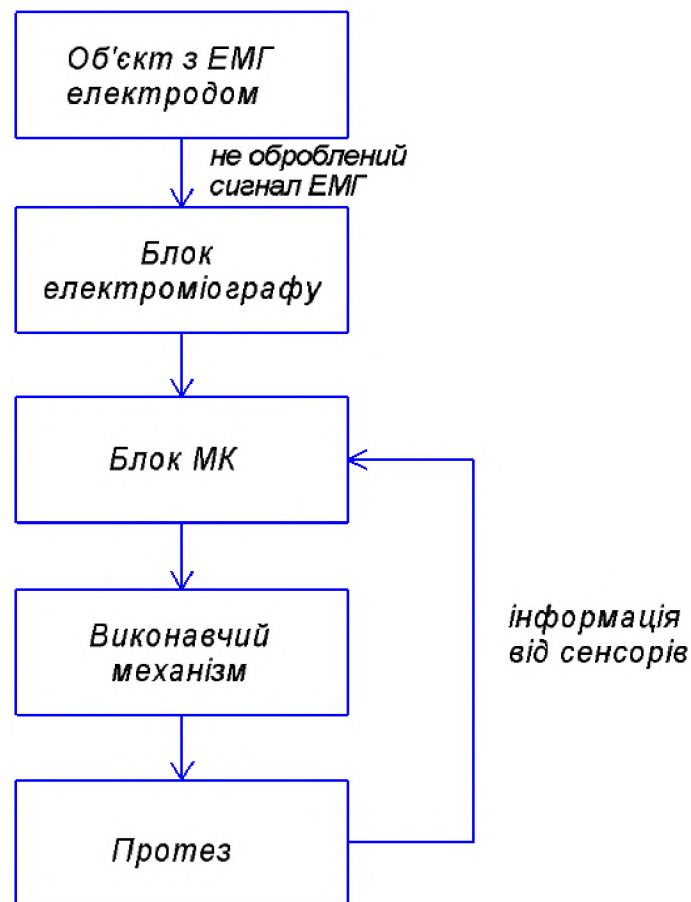


Рис. 1.1.2 Блок-схема роботи біопротезу

За допомогою натільного ЕМГ електроду, зчитується та розпізнається інформація про біопотенціали, що виникають при роботі м'язів під час виконання певних рухів. Далі, у вигляді аналогового сигналу інформація поступає на блок електроміографу (або на інші пристрої для аналогово-цифрового перетворення) де перетворюється в цифровий сигнал, та передається до блоку мікроконтролера. В блоці мікроконтролера штучна нейронна мережа (ШНМ), або інша система класифікації сигналів, розпізнає тип руху та передає необхідну інформацію на виконавчий механізм, що виконує безпосереднє керування механічною частиною протезу. За допомогою сенсорів отримується інформація про тип поверхні предмету,

положення протезу та інша супутна інформація, залежно від типу сенсорів що присутні в тій чи іншій моделі. Саме системи вимірювання та використання даних від різного роду датчиків і сенсорів (модулів зворотного зв'язку) являються важливою складовою систем біопротезів, та потребують більш детальнішого огляду та вивчення.

1.2 Методи реалізації зворотного зв'язку в протезах кінцівок

Зазвичай користувачі протезних пристроїв стикаються зі складним завданням при навчанні особливостям роботи з ними. Роботизовані протези рук не є уніфікованими пристроями, що можуть керуватись одразу після встановлення. На початковому етапі навчання, управління біонічною кінцівкою потребують постійної уваги від користувача. Одним з основних критеріїв, що робить протез максимально придатним до використання, є їх автономність та швидкість виконання команд, що повинна забезпечувати «спритність» та функціональність подібну до справжньої руки. Важливим критерієм сприйняття протезу користувачем є також максимальна подібність штучної кінцівки по відчуттям до природньої руки, та мінімальна кількість зусиль пацієнта при їх використанні. Чим більше спритним та функціональним є протез, тим краще та швидше проходить процес адаптації користувача до пристрою [11]. Тому, базуючись на інформації наведених в джерелах [11-12], можна припустити, що принциповим аспектом, який виступає обмежувальним фактором в процесах адаптації користувачів до застосування протезів є відсутність системи зворотного зв'язку протезу із тілом пацієнта та навколишнім середовищем. Пристрій з такою ланкою у своєму складі є суттєво кориснішим як для процесу освоєння протезу, так і для підвищення його функціональних можливостей.

Зокрема, згідно інформації наведеної в джерелах [12], частота відмови користувачів від протезів верхніх кінцівок, внаслідок складності їх освоєння та застосування досягає 40%. Згідно статистики, на більш функціональним на

думку користувачів отримання сенсорного зворотного зв'язку через невтрачені нервові закінчення на куксі, без використання складних протезів, що потребують додаткового навчання у користуванні

Однак, на противагу цьому, застосування тактильного зворотного зв'язку в системах протезів, є яскравим прикладом можливості повернення окремих функцій здорової кінцівки навіть без інвазійного втручання в тіло пацієнта. Повернення окремих тактильних функцій дозволяє значно підвищити точність процесу маніпулювання об'єктами, оскільки наявність лише візуального контакту з предметом не забезпечує достатньої кількості даних для цієї процедури. Згідно інформації наведеної в джерелах [13], пацієнти, що використовували пристрої із тактильним зворотним зв'язком, зазначали зменшення необхідності візуального контакту з предметом маніпуляції при виконанні базового набору типів рухів та окремих функцій кінцівки.

Сенсорний тактильний зворотний зв'язок для протезів може бути забезпечений, шляхом передачі малоінтенсивних подразників, що відповідних до тактильних відчуттів, на іншу область тіла пацієнта. Цей процес вимагає, створення засобів для забезпечення такого рівня та виду подразників, щоб користувач міг поєднати сприйняті відчуття з реальними подразниками [14]. При проектуванні подібних схем реалізації зворотного зв'язку, розробники використовують два основних методи: 1) метод, при якому стимул сприймається пацієнтом, як фізичне явище, яке його викликає; 2) Стимул сприймається пацієнтом, як подразник відмінний від явища, яке його викликало.

Прикладом сенсорного зворотного зв'язку на основі першого методу є натискна сила на пальці, що сприймається користувачем, як відчуття тиску. Прикладом другого методу реалізації, є використання вібрації на шкірі пацієнта, інтенсивність якої відповідає тиску що здійснюється на пальці. Реалізація подібного методу може бути досягнута також за допомогою

механіко-тактильного зв'язку для передачі сили та температурного зворотного зв'язку для передачі окремих змін температури.

Інформацію про положення протезу у просторі, тип поверхні з яким контактує протез чи температуру, нині розробники протезів забезпечують за допомогою різноманітних комплексних модулів з датчиків та сенсорів. Найпоширенішими методами реалізації таких модулів в протезних пристроях є використання оптичних датчиків (з детектуванням різних довжин хвиль оптичного випромінювання), тензодатчиків та датчиків на основі п'єзоелементів. Одним з прикладів таких сенсорів є застосування тензорезистивних технологій. Тензорезистори виготовлені з резистивної полімерної плівки, яка здатна нелінійно реагувати на прикладену силу тиску [12].

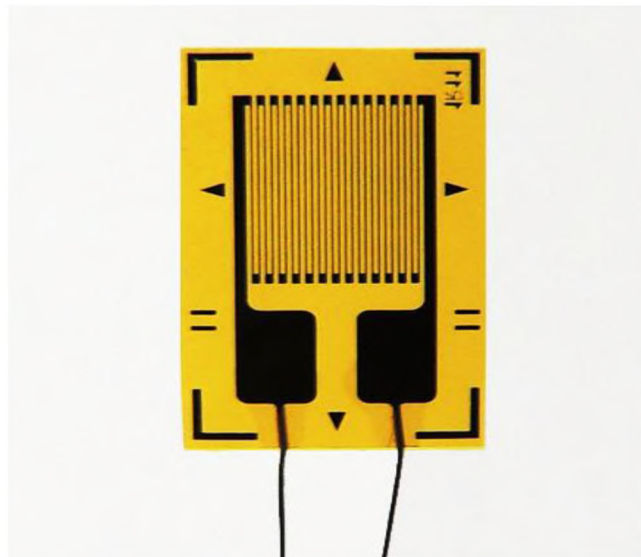


Рис. 1.2.1 Типовий вигляд тензорезистора [15].

Інша технологія виготовлення тензорезисторів - це використання ефекту квантового тунелювання. При деформації матеріалу, даний елемент перетворюється з ізолятора в провідний матеріал, тим самим забезпечуючи експоненційний спад значення опору сенсору, як функції, залежної від тиску [16].

Окрім того, існують технології вимірювання сили, засновані на напівпровідникових тензодатчиках. Такі сенсори використовуються для вимірювання тиску у багатовимірних навантажувальних елементах.

Багатомірні клітинки навантаження особливо корисні для застосування у системах зворотного зв'язку, адже вони мають дуже високу чутливість, і можуть бути використані для локалізації положення контактної точки навантаження на кінчику пальця штучної кінцівки [16].

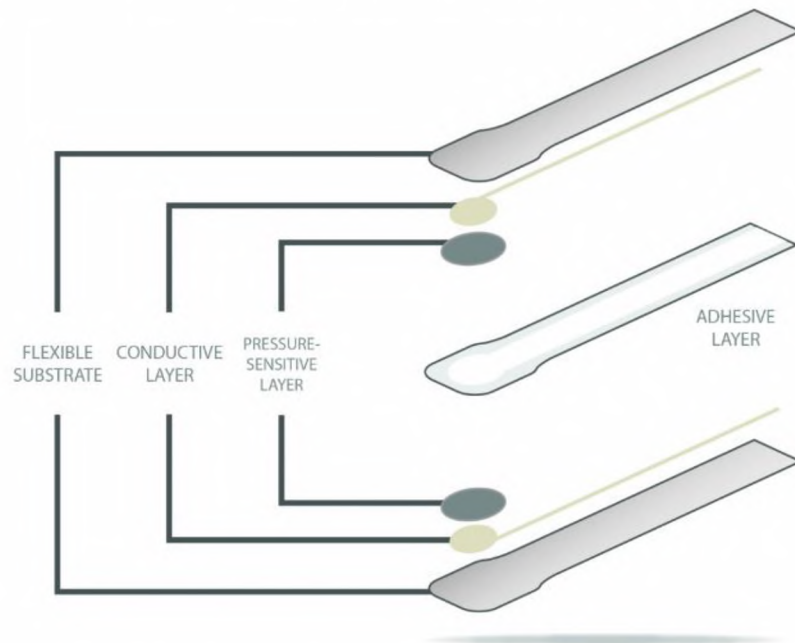


Рис. 1.2.2. Напівпровідниковий тензодатчик [17].

Проте, в загальному випадку, недоліком застосування тензoeлементів у протезній кінцівці для вимірювання величини сили навантаження, є обмеження сенсорів по розміру. Зазвичай, найпростіші подібні елементи занадто великі, для розміщення їх на кінчиках або фалангах штучного пальця людини.

Рішенням, яке здатне компенсувати недоліки присутні для тензодатчиків є використання оптичних чи п'єзоелектричних компонентів.

1.2.1 Оптичний та п'єзоелектричний зворотній зв'язок.

В цілому тактильний сенсор визначається як пристрій, який вимірює параметри, що описують контактну взаємодію приладу (штучний палець у нашому випадку) та деякого фізичного стимулу. Навіть елементарне виявлення сили дотику є дуже важливим у сфері протезування та в робото-

технічних дослідження в цілому. Основні вимоги до «ідеального» контактного датчика можуть бути зведені в декілька пунктів: поверхня датчика повинна бути сумісною, чутливість сили повинна бути в діапазоні 5-100 мН, вихід датчика повинен бути повторюваним і без гістерезису, ширина смуги датчика повинна бути в діапазоні від 0 Гц до не менш як 100 Гц, «відповідь» сенсора повинна бути монотонною, а просторова роздільна здатність повинна бути в діапазоні 1-2 мм [3; 4].

Підбір та розробка «ідеального датчику» є дуже складним завданням. Адже, наприклад, резистивні та провідні датчики мають проблеми гістерезису. П'єзоелектричні датчики не можуть бути використані для статичних вимірювань, а ємнісні – можуть мати похибки при затосуванні в електромагнітно-активній області і, як правило, забезпечують невеликий діапазон вимірювань.

Роль п'єзоелектричних датчиків в системах тактильного зворотного зв'язку зазвичай полягає у виявленні просковзування об'єкту, та забезпечення необхідною інформацією про його рух, мікроконтролеру (МК). Керуючий МК автоматично налаштовує силу стиснення, що застосовується до захопленого протезом об'єкту, щоб запобігти його випадінню з захвату або уникнення ефекту його деформації [18].

Найбільш часто використовуваною моделлю п'єзоелектричних датчиків є сенсори на основі полівініліденфториду (ПВДФ) [18]. Такі сенсори є дешевими, легко доступними і одразу готовими до використання у вимірювальних схемах електронних пристроїв.



Рис. 1.2.1.1. Типовий ПВДФ сенсор [18].

Тим не менш, при роботі з цими типами датчиків існує ряд обмежень. Зокрема, можна виділити досить низьку чутливість (приблизно 20-30 пС / Н) та реакцію на зміни температури робочої температури. Вихідна характеристика такого сенсору змінюється приблизно по 0,5% на один градус Цельсія.

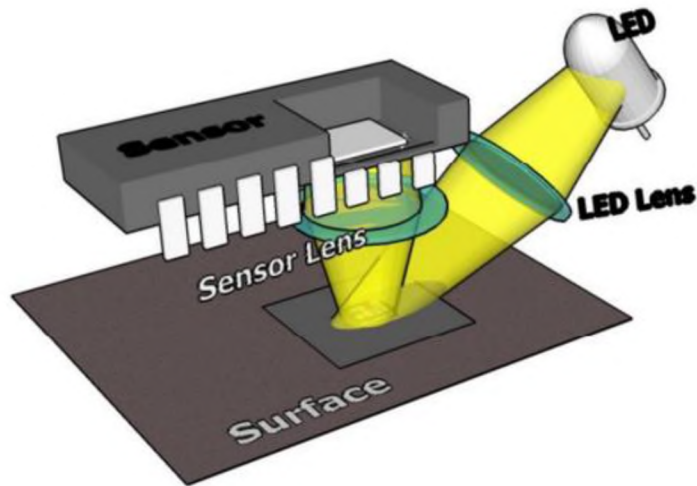


Рис. 1.2.1.2. Використання опто-електричних елементів для визначення параметрів об'єкту [19].

Альтернативним методом, що може застосовуватись для реалізації систем зворотного зв'язку є опто-електроніка. Порівняно з методами, перерахованими вище, оптичні перетворювачі не мають зазначених недоліків, а також можуть досягти високої продуктивності вимірювань у системах відчуття дотику. Оптико-електронні тактильні сенсори зазвичай виявляють зміну інтенсивності світлових пучків.

В рамках цієї роботи використовувалась схема на базі опто-сенсорів. Для реалізації системи зворотного зв'язку було поставлено експеримент, при якому в залежності від матеріалу поверхні дослідження визначались втрати світлового пучка випромінювання після взаємодії з окремим об'єктом, та вимір результуючої інтенсивності світлових пучків що потрапили на фотодетектор.

1.3 Основні методи машинної класифікації сигналів

Класифікація сигналів різного роду може виконуватись за допомогою різноманітних методів машинного навчання. Зокрема, серед основних методів машинної класифікації розрізняють: метод найближчих k-сусідів (k-NN), штучних нейронних мереж, лінійного дискримінантного аналізу, методів розмитої логіки, нейро-розмитої логіки, Гаусових сумішей, прихованих моделей Маркова, опорних векторів та інші. Вибір конкретного методу класифікації передбачає застосування різної кількості характеристик вимірюваного сигналу, відповідного математичного опису, кількості машинних ресурсів та компонентної бази [8].

Розрахунок відповідного пакету характеристик сигналу, що застосовується при цьому для вхідного набору даних класифікації може здійснюватись відповідно до 4-х основних напрямів. Так, серед основні характеристики сигналів розподіляють на часові, частотні, частотно-часові та спектральні. При цьому, мінімально-затратними та найпростішими у розрахунку є часові характеристики. Прикладом таких характеристик може бути дисперсія сигналу, значення поверхневого інтегралу, середнє абсолютне значення, середня девіація, характеристики Вільсона ітд.

Набір часових характеристик, що можуть бути використані у якості вхідних параметрів системи класифікації визначається кожним розробником окремо, залежно від кінцевої мети дослідження та загальних ресурсів приладу.

Одними із найбільш ефективних методів машинної класифікації сигналів, що використовуються для організації систем неінвазивного зворотного зв'язку, є методи опорних векторів та штучних нейронних мереж.

Штучні нейронні мережі (ШНМ) - це обчислювальні інструменти моделювання, які нещодавно з'явилися та знайшли широке визнання у багатьох дисциплінах для моделювання складних реальних процесів. ШНС можуть бути визначені як структури, що складаються з щільно взаємопов'язаних адаптивних простих елементів обробки (так званих

штучних нейронів або вузлів), які здатні виконувати масово паралельні обчислення для великої кількості даних [20]. Незважаючи на суттєві відмінності біологічних аналогів, ідея ШНМ полягає не в тому, щоб повторювати роботу біологічних систем, а використовувати відомості про функціональність біологічних мереж для вирішення складних проблем.

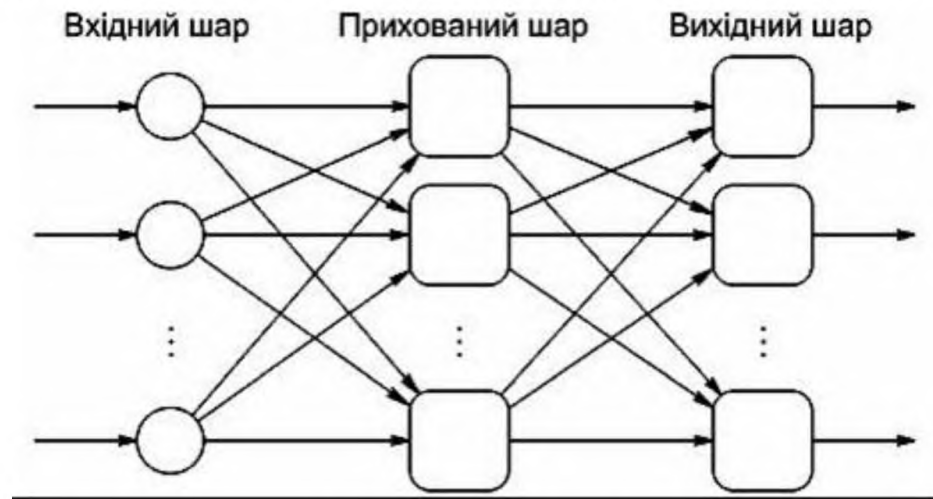


Рис. 1.3.1 Схематичний вигляд типових систем штучних нейронних мереж [21].

Привабливість штучних нейронних мереж полягає в тому, що вони здатні оброблювати характеристики про інформації отриману від біологічної системи, такі як нелінійність, високий паралелізм, стійкість, похибки та нестабільність, навчання, вміння обробляти неточні та нечіткі відомості та їх здатність до узагальнення. Штучні моделі, що мають такі характеристики, є бажаними, оскільки по-перше: нелінійність дозволяє краще підійти до обробки даних; по-друге нечутливість до шуму забезпечує точне прогнозування при наявності невизначених даних та похибок вимірювання; також високий рівень паралельності означає швидку обробку та надійність апаратної частини; навчання та адаптація дозволяють системі оновлювати (змінювати) свою внутрішню структуру у відповідь на зміну навколишнього середовища; узагальнення дозволяє застосувати модель до неосвоєних раніше даних.

1.4 Постановка задачі.

Аналізуючи описані вище методи реалізації зворотного зв'язку для міоелектричних протезів верхньої кінцівки можливо зробити висновок що варіативність реалізації модулю зворотного зв'язку для подібних систем є досить великою та має певні обмеження на шляху реалізації такої ідеї.

Також при аналізі методів зворотного зв'язку важливо зазначити що однією з найважливіших задач для типових протезних систем являється забезпечення комфортної маніпуляції з різного роду об'єктами.

Тому пріоритетним напрямком розвитку сфери біопротезування є повернення функціональних можливостей для людей з втраченими кінцівками, а в першу чергу забезпечення їх комфортного користування ними, що на даний момент часу є відкритою проблемою.

Висновки до розділу I.

Для сучасного стану розвитку науки та техніки нормальним є всебічний розвиток різних галузей та ланок соціуму. Розвиток медичної галузі в сфері протезування також має місце, і на сьогодні повернення людині втрачених функціональних можливостей та відчуттів є актуальним, та частково досяжним питанням.

Розвиток біонічного протезування та впровадження нових вимірювальних модулів дає змогу повернути тактильні відчуття для людей з втраченими кінцівками, а інновації в сфері програмування та моделювання дозволяють впроваджувати такі технології як штучна нейронна мережа, що дає змогу розпізнавати типи рухів «фантомної кінцівки», виходячи з отриманих біопотенціалів з тіла людини.

Визначення типу поверхні з якою взаємодіє штучна кінцівка та загальної інформації про об'єкт маніпуляції відіграє важливу роль в роботі загальної системи протезу. Розробка модулю, що забезпечував би систему керування протезу інформацією про тип поверхні об'єкту маніпуляції, та реалізовував би зворотний зв'язок доцільно розглянути в цій роботі. За основу розробки модулю зворотного зв'язку, вирішено взяти схеми на основі блоків п'єзоелектричних та оптичних сенсорів, що які будуть детально розглянуті у наступному розділі.

РОЗДІЛ II. РОЗРОБКА МОДУЛЮ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ МІОЕЛЕКТРИЧНОГО ПРОТЕЗУ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

Відновлення функціональності окремих органів, що були втрачені людиною в процесі життєдіяльності є складним біомедичним завданням. Протезування біоміметичних верхніх та нижніх кінцівок, створення систем штучного зору та нюху передбачає розробку комплексних пристроїв, що в загальному випадку повинні не лише проводити точний аналіз біологічного сигналу від тіла пацієнта, а і забезпечувати хоча б елементарний зворотній зв'язок з ним. При біонічному протезуванні верхніх кінцівок, а особливо при створенні штучних пальців протезу, що відповідають за здійснення тонких маніпуляцій з предметами, застосування інвазійного зворотного зв'язку з тілом пацієнта може забезпечити значне підвищення точності роботи приладу та навіть повернення окремих дотикових відчуттів травмованої кінцівки [6; 8; 10].

Метою цієї роботи є розробка модулю неінвазійного зворотного зв'язку, що може бути використаний при створенні біологічно керованих штучних пальців протезу верхньої кінцівки, та дозволить забезпечити проведення ідентифікації декількох типів поверхонь, з якими взаємодіють робочі фаланги пальців в процесі здійснення маніпуляцій з предметами побуту [22].

2.1 Розробка функціональної схеми модулю

Структура системи зворотного зв'язку (33) біонічної кінцівки залежить від його виду (інвазійний чи неінвазійний), типу сенсорів і схеми обробки сигналу, що застосовується при цьому.

В даній роботі було запропоновано структурну схему модулю неінвазійного зворотного зв'язку на базі оптичних та п'єзовібраційних сенсорів (рис. 2.1), що забезпечує визначення типу об'єкту і первинної структури його поверхні, з якою взаємодіє штучний палець. Спроекований

модуль складається з двох сенсорів, схем підсилення та фільтрації сигналу, АЦП, мікроконтролеру з штучною нейронною мережею, бездротового передатчика, блоку живлення і паралельно може підключатись до спеціально створеного програмного забезпечення на ПК [22].

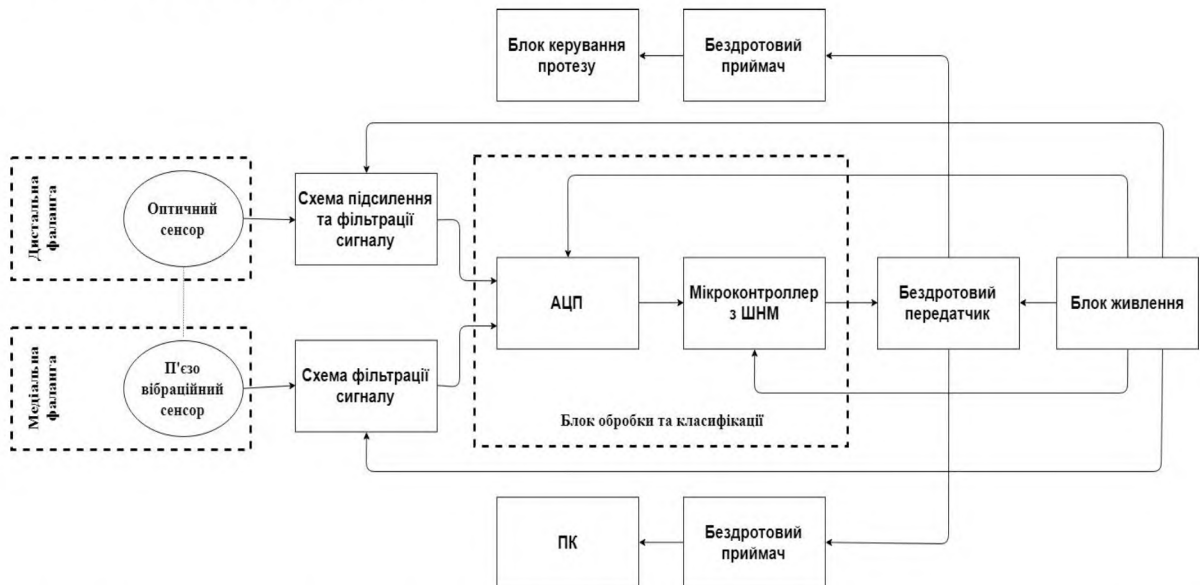


Рис. 2.1 Структурна схема модулю неінвазивного зворотного зв'язку [22]

При проектуванні модулів неінвазивного зворотного зв'язку, зазвичай використовується вимірювання сили доторку штучного пальця до поверхні об'єкту дослідження, й подальша передача відповідного по інтенсивності стимулу на здорову частину кінцівки пацієнта у вигляді вібрацій. У більшості випадків, визначення сили доторку здійснюється за допомогою FSR (force sensitive resistors) або тензо-резистивних датчиків, а для створення незначних вібрацій застосовуються малопотужні вібро-мотори розміщені у точках, де стимуляція відповідних нервових закінчень буде найбільш відчутною.

В свою чергу, модуль 33 запропонований в цій роботі, не потребує вимірювання сили доторку та подальшої передачі стимулу на кінцівку пацієнта. Оптичний сенсор використаний в модулі побудований на основі опто-пари і застосовується для ідентифікації однієї із 6-ти типових категорій об'єктів [22]. П'єзовібраційний сенсор використовується для дослідження їх форми, шляхом вигину його робочої поверхні, та є чутливим навіть до незначних вібрацій. Дані, виміряні за допомогою двох сенсорів піддаються

подальшому аналізу та класифікації за допомогою аналого-цифрового перетворювача, мікроконтролеру і спеціально спроектованої штучної нейронної мережі, за принципом наведеним в статті [20]. Результати класифікації використовуються в системі керування біонічної кінцівки для підвищення прецизійності роботи пристрою, шляхом розрахунку оптимальної сили хвату штучної кисті, відповідно до форми та жорсткості об'єктів маніпуляції.

2.2. Розробка електричних принципових схем для оптичного та п'єзоелектричного модулів.

Для реалізації мети роботи, а саме створення зворотного зв'язку як модулю системи біонічної верхньої кінцівки постає задача доцільного вибору елементної бази та розробки оптимальних принципових електричних схем для блоків оптичних та п'єзоелектричних датчиків.

Проблема заключається в розміщенні чутливих елементів на функціональних частинах штучної кінцівки, якими в даному випадку виступають фаланги пальців. Це вводить певні обмеження у виборі елементів та потребує раціонального підходу до побудови принципової схеми.

Спроекована електрична принципова схема для оптичного модулю зображена на рис.2.2. Для побудови схеми блоку оптичного зворотного зв'язку було обрано опто-пару Vishay - CNY70, що живиться від напруги 5В яку забезпечує літєвий акумулятор системи біопротезу. Елементами схеми також являються навантажувальні резистори номіналами 220 Ом та 10 кОм, що забезпечують стабільний аналоговий сигнал, модуль АЦП для його оцифровки та мікроконтролер для аналізу окремих характеристик.

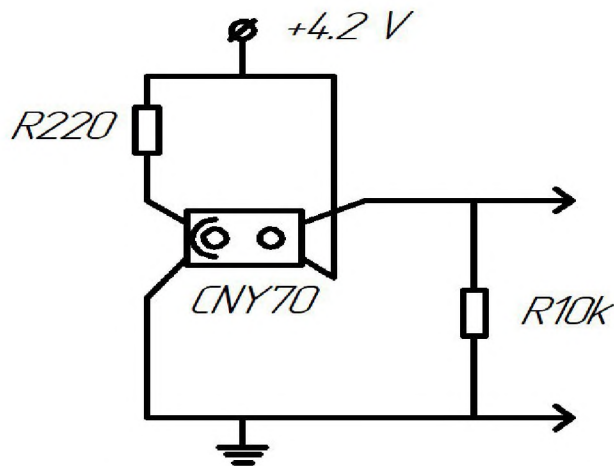


Рис. 2.2 Принципова схема оптичного модулю

Дана схема легко реалізується за рахунок мало об'ємних компонентів. Для реалізації модулю п'єзовібраційного зворотного зв'язку за основу взято п'єзовібраційний елемент LDT0-028K, принципова схема включення якого наведена на рис. 2.3.

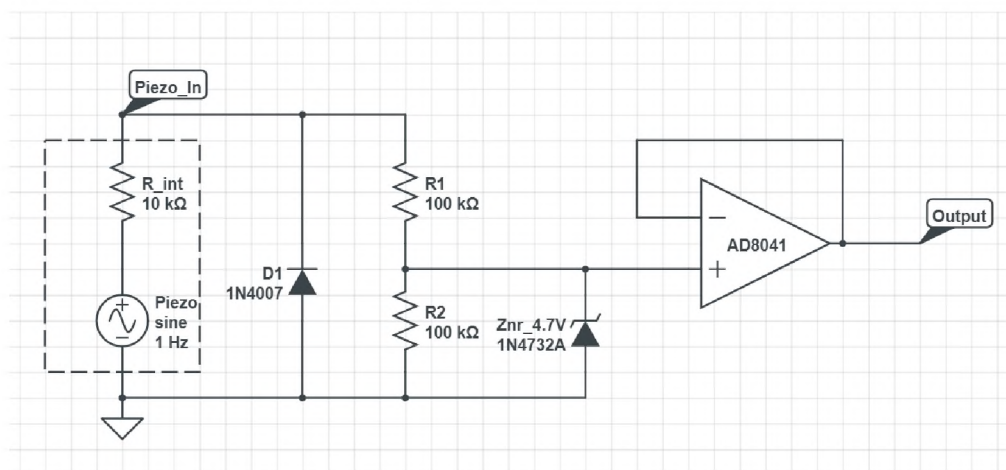


Рис. 2.3 Електрична принципова схема модулю п'єзовібраційного ЗЗ

Схема працює від аналогового сигналу, що генерується п'єзовібраційним сенсором, внаслідок зареєстрованих чутливим елементом коливань. Також в схемі присутні два резистори навантаження, випрямляючий діод 1N4007, що виконує роль фільтрації негативної фази напруги, а також діод 1N4732A що служить стабілізатором перепадів напруги та забезпечує стабільність сигналу. Операційний підсилювач

AD8041, що має високий вхідний опір, додатково обмежує вихідний діапазон та включений за схемою повторення для підсилення рівня вихідного сигналу.

2.2.1 Обґрунтування елементної бази

Для реалізації модулю зворотного зв'язку в даній роботі було використано два типи датчиків: оптичні сенсори та п'єзовібраційні датчики. За основу в блоці оптичного зворотного зв'язку було взято рефлекторний оптичний датчик з транзисторним виходом – опто-пара компанії-виробника Vishay - CNY70 [23].

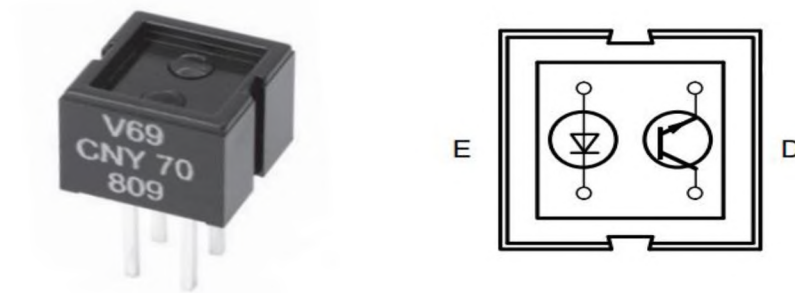


Рис. 2.4 Опто-пара CNY70 [23].

CNY70 – це світлочутливий елемент, що працює в інфрачервоному діапазоні, та складається з детектору (фототранзистору) та випромінювача інфрачервоного світла (950 нМ), що захищені від дії денного світла світлофільтром та втілені в жорсткому блоці для забезпечення надійності та оптимального куту падіння та відбиття світла для проведення вимірювань. Основні характеристики даного датчика наведені в таблиці 2.1.

Принцип роботи даного елементу полягає в наступному: до робочої поверхні чутливого елементу підноситься зразок для дослідження.

Таблиця 2.1. Основні характеристики опто-пари CNY70

Характеристика	Значення
1. Тип детектора	Фототранзистор
2. Габарити (В,Ш,Г), мм	7, 7, 6
3. Довжина хвилі випромінювання, нМ	950
4. Напруга живлення, В	5
5. Номінальний струм, мА	50
6. Потужність, мВат	100
7. Пікова робоча відстань, мм	<5
8. Тип з'єднання	4-pin

Випромінювач працює в діапазоні 950 нм, світло якого відбивається (та частково поглинається) від досліджуваного об'єкту, та потрапляє на фототранзистор, який вимірює частку світла, що потрапило на нього, та видає результат у вигляді аналогового сигналу (рис. 2.6).

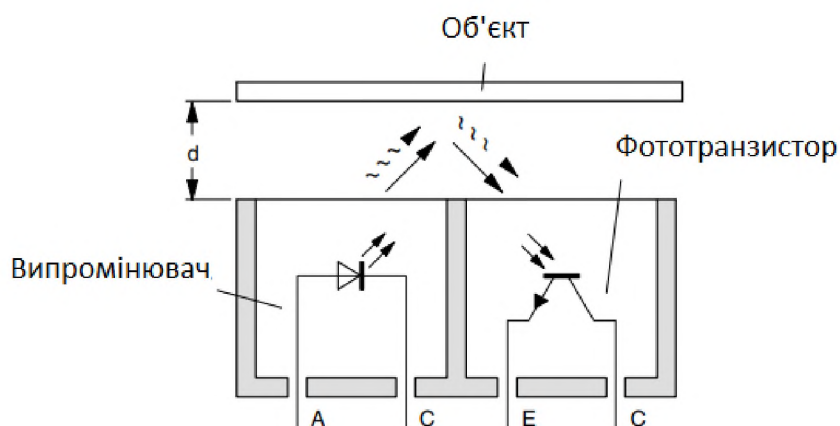


Рис. 2.6 Принцип роботи опто-пари CNY70 [23]

Серед найближчих по характеристикам у своєму роді розглядались також такі оптичні датчики як TCST 1230 (рис.2.7.а), та QRD 1114 (рис.2.7.б).

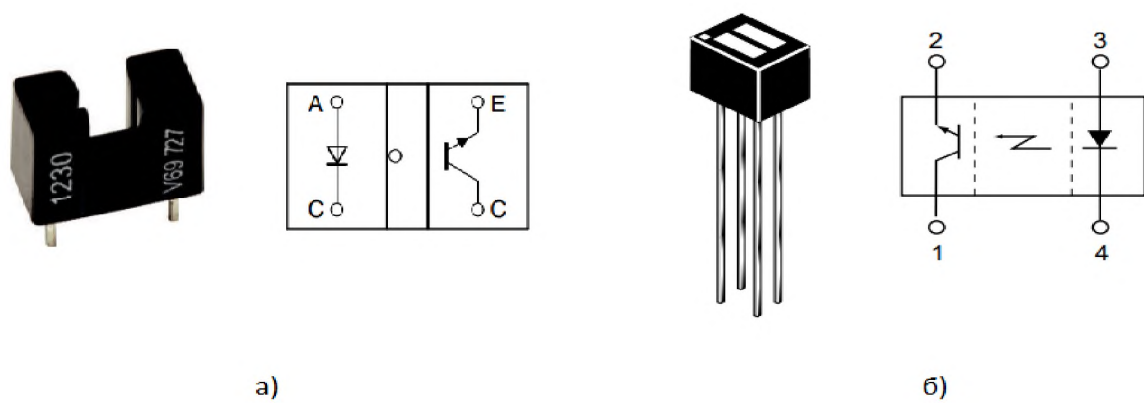


Рис. 2.7. а) оптичний датчик TCST 1230, б) оптичний датчик QRD 1114 [24,25]

Характеристики датчиків-аналогів наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 Характеристики оптичних датчиків TCST 1230 та QRD 1114

Характеристика	Значення	
	TCST 1230	QRD 1114
1. Тип детектора	Фототранзистор	Фототранзистор
2. Габарити (В,Ш,Г), мм	9.2 , 4.8, 5.4	3.05 , 4.39, 4,65
3. Довжина хвилі випромінювання, нм	950	940
4. Напруга живлення, В	5	5
5. Номінальний струм , мА	50	50
6. Потужність, мВат	100	100
7. Пікова робоча відстань, мм	-	<2
8. Тип з'єднання	4-pin	4-pin

З характеристик наведених в таблиці 2.8 видно, що аналоги схожі на обраний в даному дослідженні оптичний сенсор, але мають свої обмеження та специфіку.

Опто-пара TCST 1230 за технічними характеристиками аналогічна до обраного для розробки модулю датчику, але використання даної опто-пари не можливе, оскільки корпус виконаний в паралельному розташуванні випромінювач-детектор, що робить неможливим використання з конструкторської точки зору. В свою чергу, опто-пара QRD 1114 є прямим

аналогом CNY70, але під час експериментального дослідження було встановлено що піковий вихідний сигнал такої опто-пари знаходився на рівні ~ 2 В, в той час як CNY70 показував стабільний результат ~ 4 В, що є більш широким та доцільним діапазоном для майбутнього використання. Тому, для подальшої розробки системи та проведення досліджень було обрано саме датчик CNY70, що є ключовим елементом в блоці оптичного зворотного зв'язку.

Наступним блоком для реалізації зворотного зв'язку виступає блок п'єзовібраційного зворотного зв'язку.

За основу для розробки цього модулю було взято п'єзовібрацій датчик LDT0-028K, який представляє з себе гнучкий компонент, що має в своєму складі 28 мкм п'єзоелектричної полімерної плівки ПВДФ з надрукованими на ній трафаретним друком срібними електродами, ламіновану поліефірну підкладку в 0.125 мм, та оздоблення двома гофрованими контактами (рис. 2.9) [26].

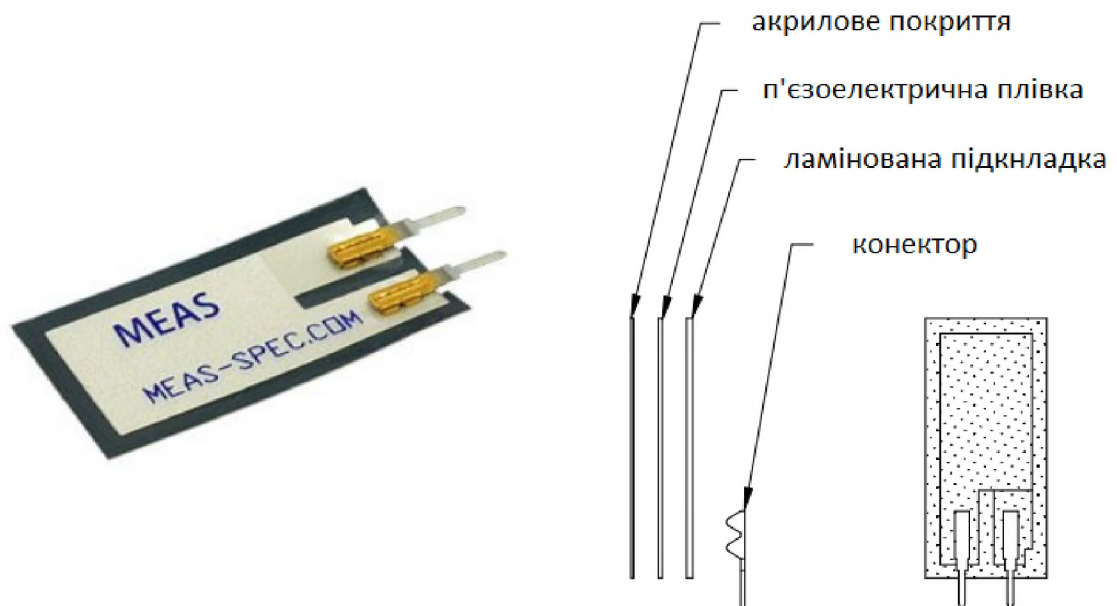


Рис. 2.9 п'єзовібраційний датчик LDT0-028K [26].

Принцип роботи датчика полягає в наступному: при вібрації в п'єзоелектричному шарі генерується напруга, яка зростає чи спадає в

залежності від рівню вібрації. Генерованого рівня напруги вистачає щоб включити даний елемент до електричної схеми, та зафіксувати необхідні показники для визначення типу поверхні і вібрацій, що необхідні для реалізації зворотного зв'язку. Основні характеристики такого датчику наведені в таблиці 2.3 [26]:

Таблиця 2.3. Характеристики п'єзовібраційного датчика LDT0-028K [26]

Характеристика	Значення
1. Максимальна напруга, В	± 90
2. Габарити (В,Ш,Г), мм	25, 13, 0.125
3. Діапазон робочих температур, С	-40...125
4. Величина чутливості до вібрацій, Гц	До 1000

Найближчим аналогом до обраного датчику є п'єзокерамічний сенсор вібрацій SMBA4510T05M (рис. 2.11) [27]

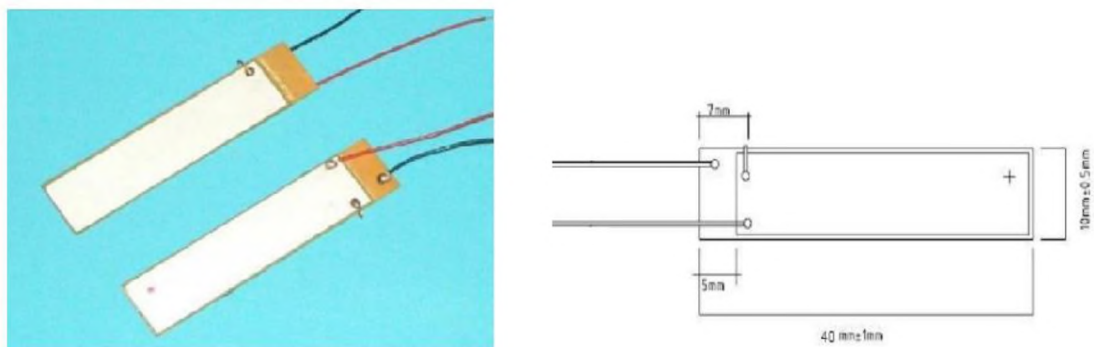


Рис. 2.11 П'єзовібраційний сенсор SMBA4510T05M [27].

Характеристики даного сенсору наведені в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 Основні характеристики SMBA4510T05M [27]

Характеристика	Значення
1. Максимальна напруга, В	± 100
2. Габарити (В,Ш,Г), мм	40, 10, 0.5
3. Діапазон робочих температур, С	-2...25
4. Величина чутливості до вібрацій, Гц	До 2000

Хоча характеристики цього датчику є подібними до основного, але даний сенсор виконаний на керамічній основі та не пристосований до роботи в холодних умовах, що може обмежувати функціональні можливості розробленого модулю та зробити неможливим реалізацію концепції системи зворотного зв'язку для протезу. Тому, очевидним є вибір елементу LDT0-028K, що є більш зручнішим для використання, та забезпечує більше функціональних можливостей.

Для забезпечення підсилення сигналу від п'єзовібраційного сенсору було використано операційний підсилювач AD8041 [28].

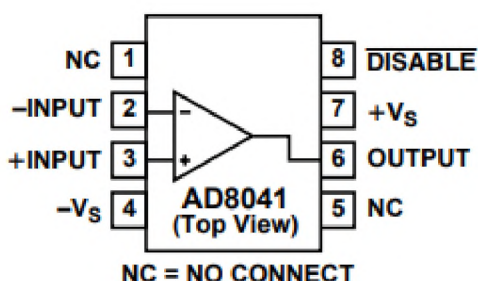


Рис. 2.13 Операційний підсилювач AD8041 [28].

Даний підсилювач в роботі включений в схему в режимі повторення та виконує примітивну функцію підсилення вхідного сигналу до заданого рівню.

Основним керуючим елементом при розробці модулю було обрано мікроконтролер сімейства AT – ATmega32 [29]. Вибір даного елементу обґрунтований рядом параметрів, а саме: даний мікроконтролер являє собою високопродуктивний, доволі енерго-економний 8-бітний AVR мікроконтроллер з розвинутою RISC архітектурою; в складі присутні 32 внутрішніх реєстрів загального призначення; 32 кілобайти внутрішньої системної само програмованою FLASH пам'яті що забезпечує обробку до 10000 циклів програмування; присутні вбудовані периферійні функції такі як лічильники, переривання та інше, що можливо бути корисним у використанні. Напруга живлення цього мікроконтроллера в діапазоні 4.5-5.5 В, що повністю задовольняє умови принципової електричної схеми роботи приладу.

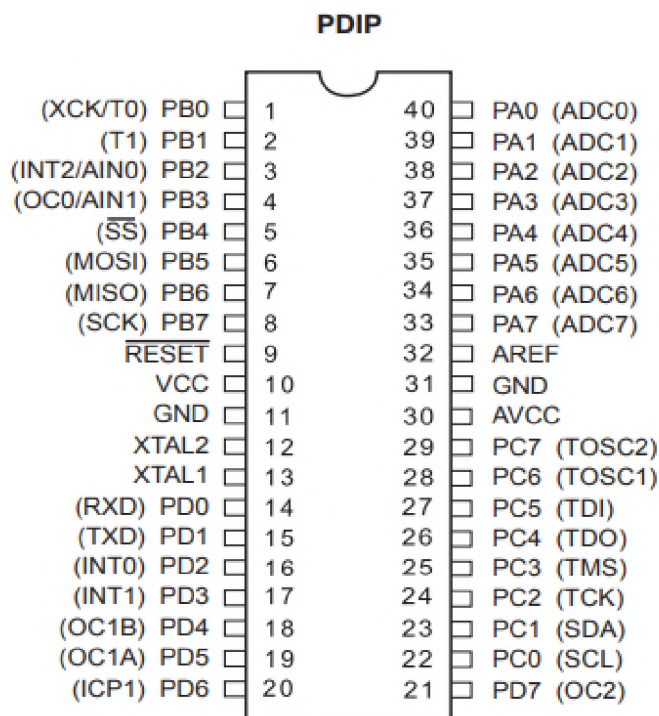


Рис. 2.14 Загальний вигляд та схема PIN-портів для ATМega32 [29]

Виходячи з перерахованих параметрів, вибір даного мікроконтролеру є оптимальним, оскільки налагоджування та керування модулем зворотного зв'язку здійснюється за допомогою реалізації алгоритмів штучної нейронної мережі, та представляє собою розробку спеціального програмного забезпечення, що можливо реалізувати в внутрішній пам'яті даного контролеру.

2.3 Розрахунок та аналіз часових характеристик виміряних сигналів

Процес отримання та вилучення з результуючого сигналу додаткового набору корисних та значимих величин являється складним процесом. Для його реалізації проводиться розбиття характеристичного вектору виміряного сигналу на «вікна» або «сегменти даних» [7; 8]. При цьому для уникнення погіршення класифікаційних можливостей вибраного сегмента його тривалість становить від 32 до 256 мс, а максимальне інформаційне вікно, яке застосовують у практиці біонічного протезування – 300 мс.

Подальший аналіз інформаційного вікна проводиться визначенням набору показників, які описують часові характеристики, або характеристики Хаджінза (TDF) [7,8]. Так, наприклад, виділення часових характеристик може передбачати визначення дисперсії функції (VAR), середнього абсолютного значення (MAV), інтегрованого абсолютного значення, середнього квадратичного значення, середнього абсолютного значення нахилу кривої, зміну знака нахилу кривої, довжину кривої, амплітуду Вільсона та кількості перетинів нульової лінії [7,8].

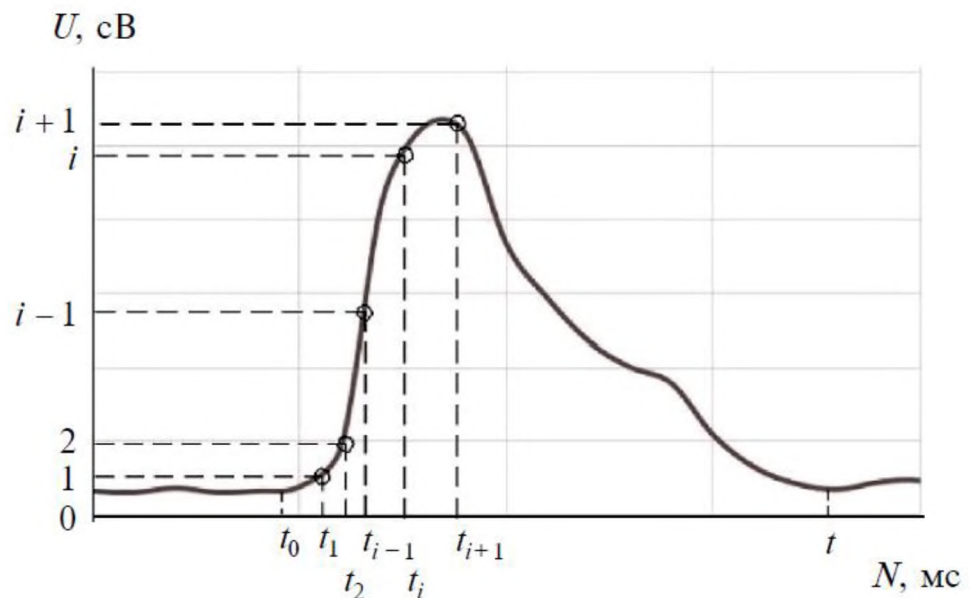


Рис. 2.15. Графічні результати дослідження та визначення TDF-характеристик сигналу [8].

Оцінка виміряних параметрів сигналу системи зворотного зв'язку була здійснена за декількома часовими TDF-характеристиками, а саме дисперсією VAR і значенням трапецюїдного інтегралу Int, що описуються відповідно формулами:

$$VAR_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i(t) - \bar{U}_i)^2,$$

$$Int = \int_{t_0}^{t_N} f(t) dt \approx (t_N - t_0) \frac{f(t_0) + f(t_N)}{2},$$

де t_0 , t_N — межі інтегрування (див. рис. 4, б), $f(t)$ — sEMG-сигнал, що піддається інтегруванню, значення i , t та N вибираються за принципами, що зображені на рис. 2.15 , а U_i розраховується за формулою.

$$\bar{U}_i = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |U_i(t)|,$$

Де $U_i(t)$ – i -те значення амплітуди сигналу в момент часу t .

Додатково, було розраховано максимальне значення амплітуди A , та показник середньої абсолютної девіації (САД).

$$САД_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |U_i(t) - \bar{U}_i|$$

Одержані результати обраховуються та використовуються для процесу аналізу та визначення типу руху в системи штучної нейронної мережі, будову та принцип роботи якої буде описано в наступному розділі.

Висновки до розділу II

Для реалізації такої задачі як створення зворотного зв'язку в системі міоелектричного протезу необхідно застосовувати комплексний підхід до даного питання. З конструкторської точки зору необхідно забезпечити прилад максимальною ефективністю та функціональністю, додержуючись певних обмежень щодо елементної бази. Також, не менш важливим є розробка максимально простих принципових схем, для можливості їх реалізації в умовах конструкторських обмежень.

Виходячи з наведених принципів у даному розділі було розглянуто та розроблено електричні принципові схеми з оптимальним вибором елементної бази, доцільність якої обґрунтовано вибором необхідних елементів серед аналогів.

Також оглянуто методи розрахунку часових характеристик, отриманих в результаті реалізації запропонованої схеми, сигналів для подальшого їх використання в системі штучної нейронної мережі та проведені практичних дослідів, що будуть описані в наступному розділі.

РОЗДІЛ III. РЕАЛІЗАЦІЯ АЛГОРИТМУ ФУНКЦІОНУВАННЯ СИСТЕМИ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ТА ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Розробка алгоритму функціонування системи зворотного зв'язку

Прототип модулю зворотного зв'язку що представлено в даній роботі здійснює функцію розпізнавання типу руху в залежності від отриманого сигналу, який розпізнається та декодується з використанням штучної нейронної мережі. Використання саме такого роду технології було взято за основу для реалізації модулю зворотного зв'язку і розробку алгоритму його роботи, який наведено на рисунку 3.1.

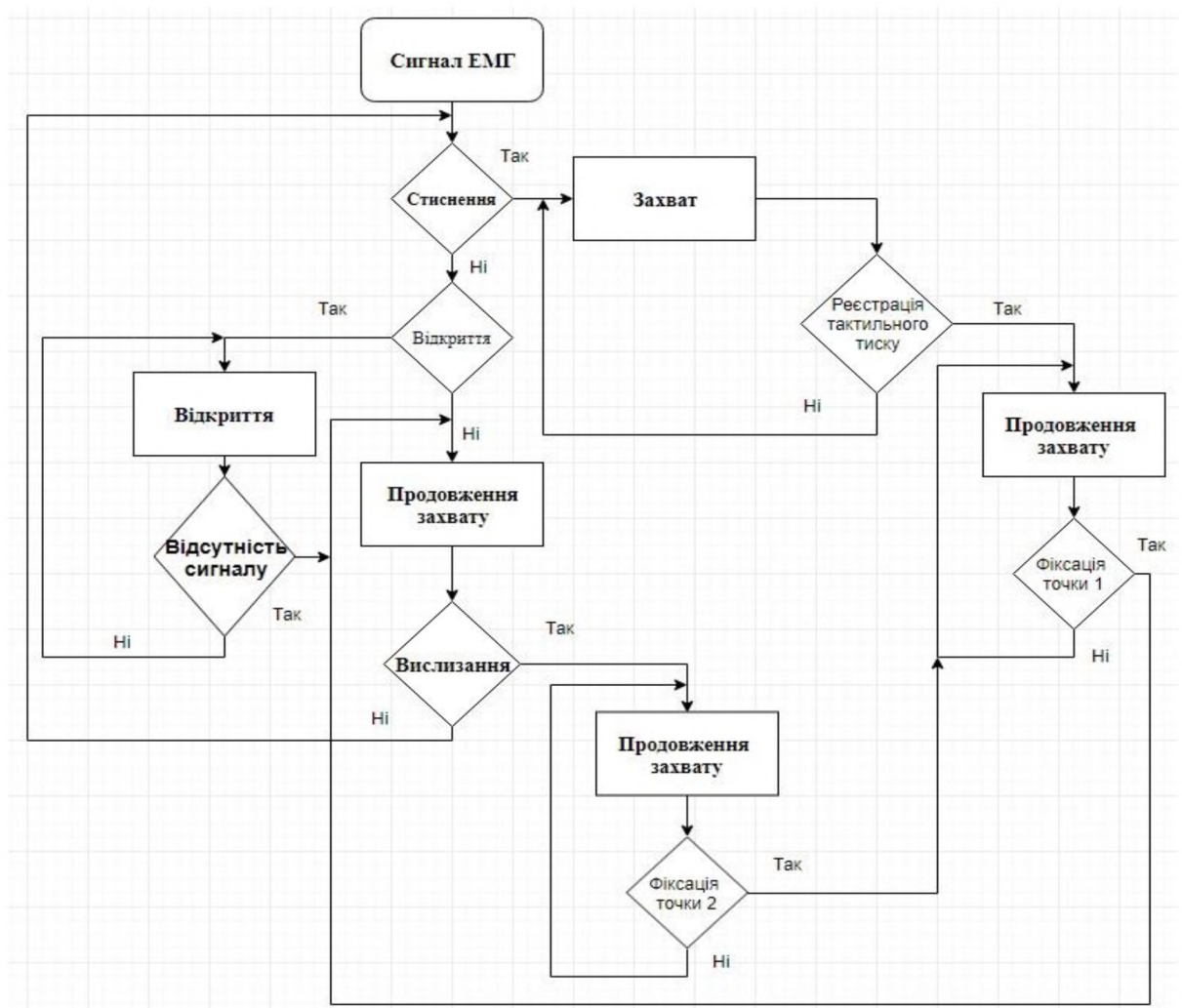


Рис. 3.1 Алгоритм роботи модулю зворотного зв'язку

Розроблений алгоритм працює наступним чином: блок міографу що присутній в системі реєструє потенціали з активних точок на тілі людини в області м'язів, що включаються при здійсненні рухів верхніх кінцівок, після чого пакет аналогових сигналів поступає на АЦП та далі у вигляді цифрового сигналу з визначеним набором характеристик до штучної нейронної мережі, де відбувається декодування та розпізнавання типу руху.

В подальшому, дані про тип руху передаються на виконавчий механізм та починається рух штучної кінцівки: в залежності від визначеного в ШНМ типу руху протез виконує рух стиснення чи відкриття штучної руки. Рух продовжується до моменту поки блоки сенсорів не почнуть розпізнавати тип об'єкту маніпуляції. В момент коли контакт з об'єктом реєструється, система здійснює зв'язок з мікроконтролером, та сигналізує про відповідне положення об'єкту, його тип та надає інші дані від сенсорів.

За допомогою оптичного блоку сенсорів розпізнається матеріал захваченого об'єкту, а дані з п'єзовібраційного модулю дають відомості про форму об'єкту та можливість його вислизання з захвату. Алгоритм продовжує роботу в залежності від команд що отримуються з натільних електродів, а при припиненні команд – алгоритм продовжує роботу до моменту фіксації двох точок блоків сенсору у визначеному положенні та фіксується в цьому положенні. Загальний вигляд прототипу модулю зворотного зв'язку, його розміщення у конструкції штучного пальця та опис практичного експерименту з його тестуванням показано в наступних розділах.

3.2 Розробка прототипу системи оптичного зворотного зв'язку

Розробка прототипу системи оптичного зворотного зв'язку здійснювалась згідно набору електронних компонентів, що описані розділі 2.2. Для створення і тестування першого прототипу системи електронні компоненти було використано в корпусному виконанні типу DIP, на макетній тестувальній платі. Створений прототип включав в себе такі конструктивні

елементи: опто-пару CNY70, набір резистивних елементів потужністю 0,25 Вт, аналогово-цифровий перетворювач, мікроконтролер Atmega32A та бездротовий передатчик HC-12.



Рис. 3.2. Конструкція штучного пальця для розміщення модулю оптичного зворотного зв'язку

Опто-сенсор було розміщено у дистальній фаланзі конструкції три-фалангового штучного пальця протезу (рис. 3.2). Конструкцію пальця було надруковано на 3Д принтері Ultimaker 2+ з PLA пластику. В рамках цього дослідження, прототип п'єзо-вібраційного зворотного зв'язку описаного в попередніх розділах не виготовлявся, а спроектована система обмежувалась тестуванням лише оптичної складової.

3.3. Дослідження зразків окремих поверхонь та обробка результатів вимірювання

Як було зазначено раніше, модуль оптичного зворотного зв'язку може бути використаний для розпізнавання окремих видів поверхонь. В рамках

цього дослідження, було проведено тестування розробленого модулю на основі опто-пари, мікроконтролеру та штучної нейронної мережі, для дослідження 6-ти різних типів поверхонь.

Структура створеної штучної нейронної мережі (рис. 3.3), що використовувалась для класифікації заданого набору типів поверхонь показана на рис. 3.3. Вона включає в себе вхідний шар із 4-х нейронів (розраховані раніше характеристики пікового значення амплітуди сигналу, поверхневого інтегралу, дисперсії та середньої абсолютної девіації), прихований шар із 15-ти прихованих нейронів, та вихідний шар з 6-ти нейронів, що відповідають кожному типу поверхні. В якості передатних функцій нейронної мережі обрано сигмоїдну та лінійну передавальну функції. Розробка структури, навчання та тестування нейронної мережі проводилось у середовищі Matlab Simulink.

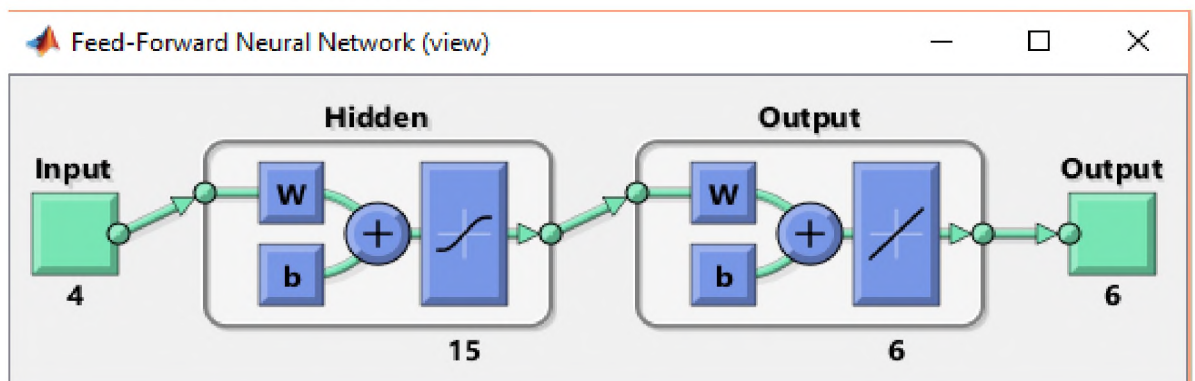


Рис. 3.3. Структура спроектованої штучної нейронної мережі

Навчальна вибірка системи складала 480 тестових значень на кожному із розрахованих характеристик сигналу, а тестування розробленої мережі проводилось на 6-ти типах досліджуваних поверхонь, по 10 контрольних спроб на кожному із них.

В якості поверхонь для дослідження було обрано зразки із дерева, пластика, металу, каменю, скла та кераміки (рис. 3.4-3.6). Розміщувались обрані структури на спеціально створеній та роздрукованій на 3Д принтері пластиковій підставці, для забезпечення точного і однакового

позиціонування різних типів поверхні відносно вимірювального сенсору при проведенні досліджень.

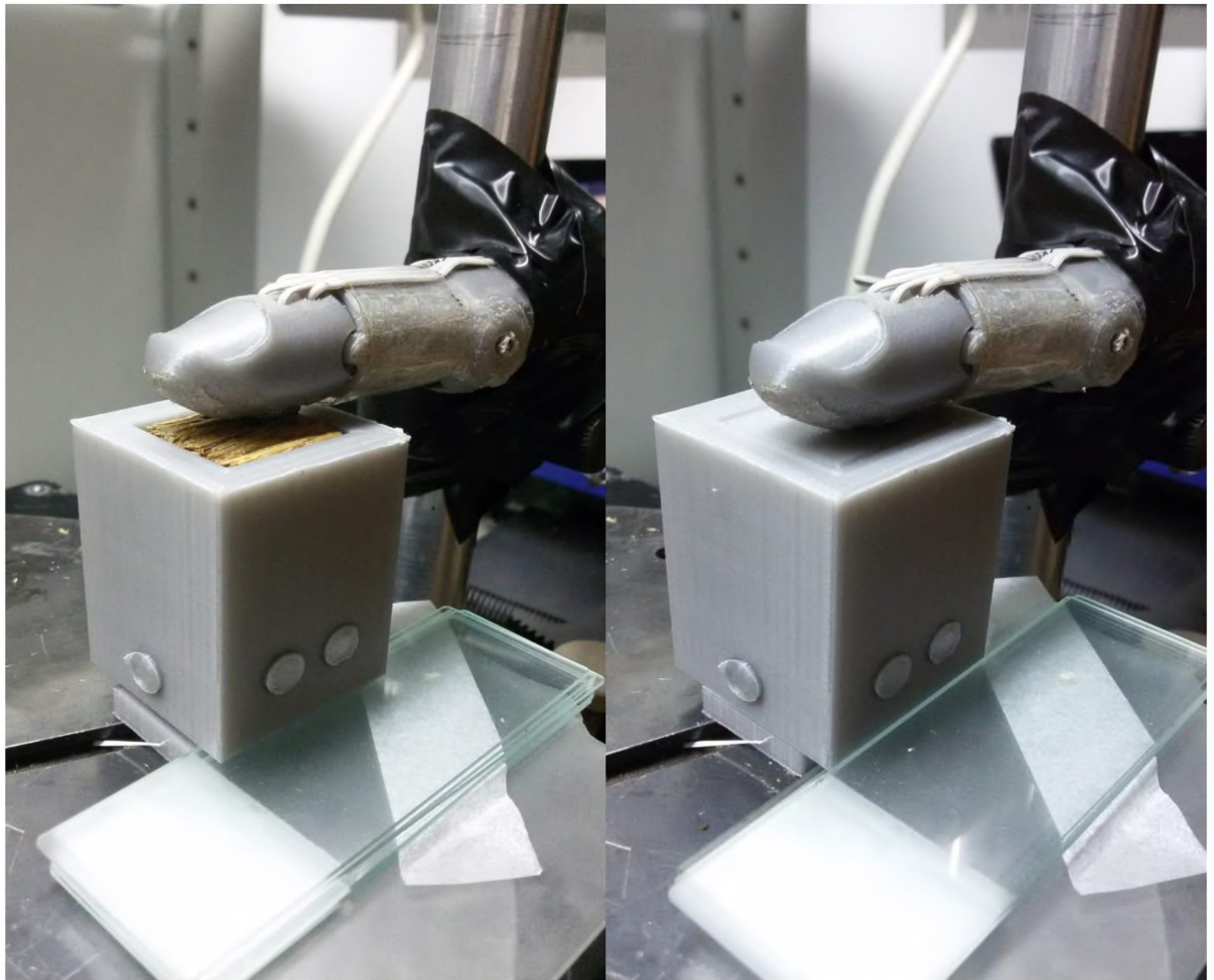


Рис. 3.4. Зразки досліджувальних поверхонь із дерева та пластику

Штучний палець разом із оптичним вимірювальний сенсором модулю зворотного зв'язку було міцно зафіксовано на спеціальній кріпильній рампі, на висоті 0,5 см від об'єкту дослідження.

Оцінка точності класифікації обраних зразків за допомогою створеної системи штучної нейронної мережі проводилась за допомогою так званих «матриць помилок» та 2-х параметрів оцінки точності класифікації: Precision та Recall.

У якості кількісного методу для характеристики точності класифікації зазвичай використовують матрицю помилок. Це таблиця, що показує відповідність між результатом класифікації та еталоном. Тобто для створення

матриці помилок треба мати будь-який еталон. Таким еталоном може бути картографічна інформація, результат ручної векторизації космічного знімка, дані наземного обстеження, що зафіксовані за допомогою GPS-навігатора [30].

Умовний приклад матриці помилок показує таблиця 3.3.1 Розберемо її зміст. Стовпчики таблиці 1 — це класи еталона, а рядки таблиці — це класи зображення класифікації, точність якої ми оцінюємо. Чарунки таблиці показують кількість пікселів для всіх імовірних співвідношень еталона та зображення класифікації [30]

		Еталон			Загалом
		A	B	C	
Класифіковане зображення	a	37	3	7	$\sum a = 47$
	b	9	25	5	$\sum b = 39$
	c	11	2	43	$\sum c = 56$
Загалом		$\sum A = 57$	$\sum B = 30$	$\sum C = 55$	$N = 142$

Рис. 3.4.1 Приклад матриці помилок для оцінювання точності.

В результаті оцінювання в даних матриця в першу чергу необхідно звернути увагу на головну діагональ матриці. У таблиці 1 вона позначена блакитним кольором. Чарунки цієї діагоналі містять кількість правильно розпізнаних пікселів. Якщо суму пікселів цих чарунок поділити на загальну кількість пікселів, то ми отримаємо загальну точність класифікації (параметр Precision). Загалом

Другим параметром оцінки точності дослідження є чутливість (Recall чи дійсний позитивний показник). Розрахунок та формула виглядають наступним чином:

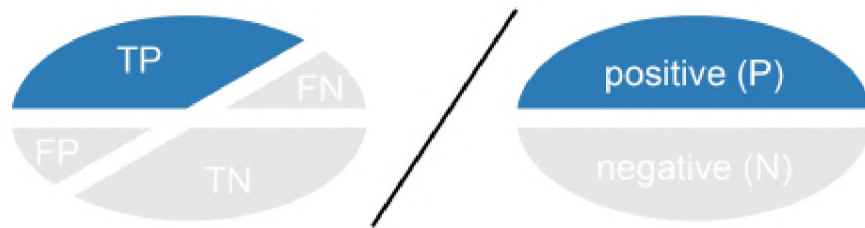


Рис. 3.4.2 Формула розрахунку чутливості [31].

Чутливість (SN) розраховується як кількість правильних позитивних прогнозів, поділених на загальну кількість позитивних. Його також називають розпізнавання (REC) або дійсним позитивним показником (TPR). Найкраща чутливість 1,0, а найгірша - 0,0.

Оцінка точності класифікації створеної штучної нейронної мережі проводилась для трьох спроб навчання розробленої структури. Матриці помилок та результати тестування для проведених досліджень показано на рис. 3.7-3.9.

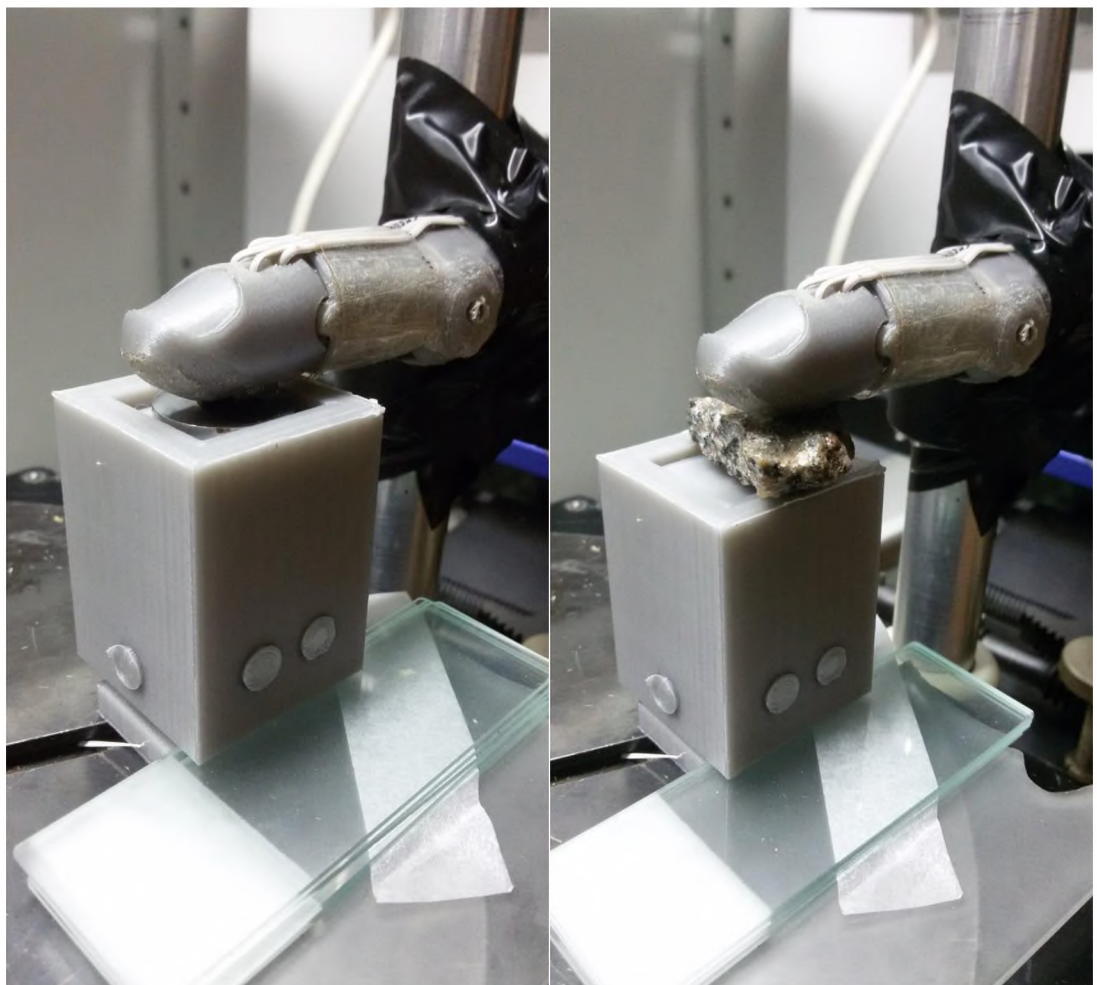


Рис. 3.5. Зразки досліджувальних поверхонь із металу та каменю

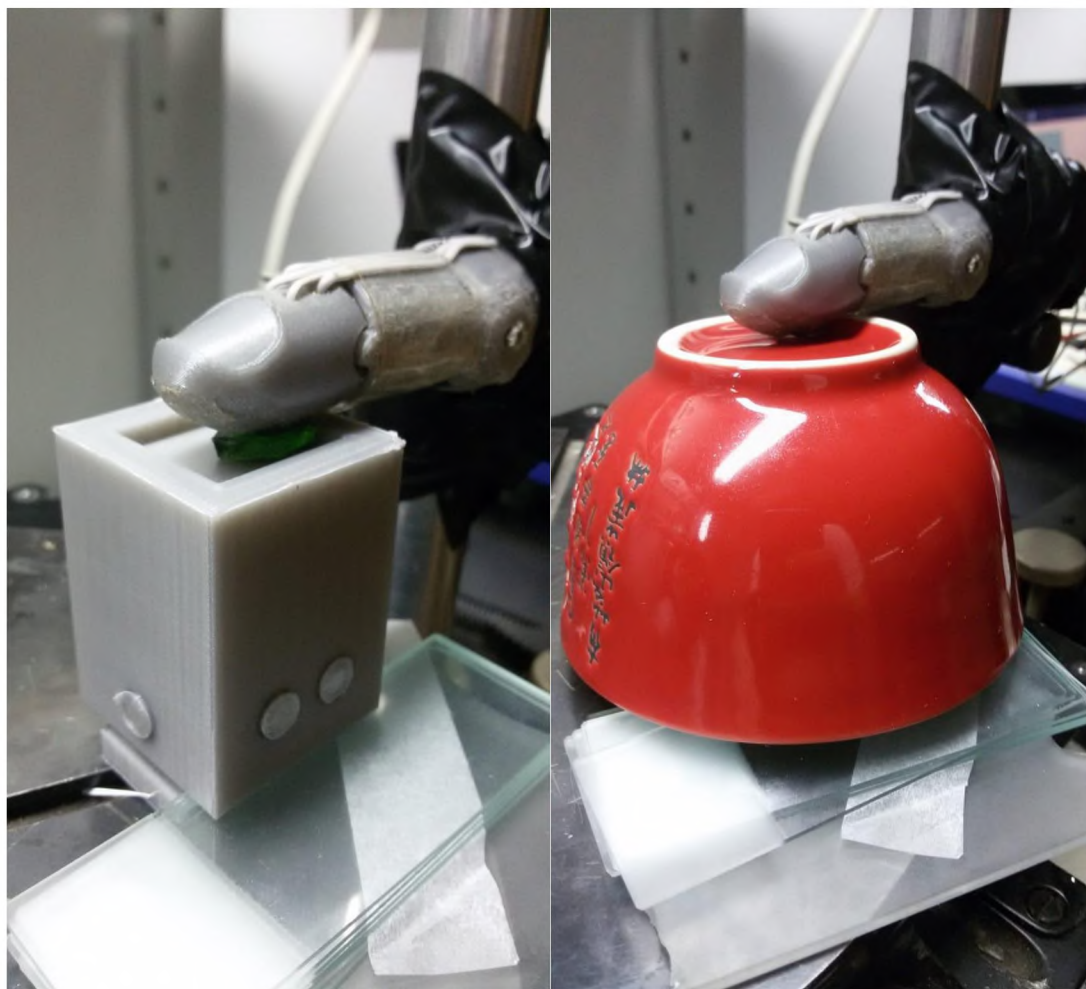


Рис. 3.6. Зразки досліджувальних поверхонь із скла та кераміки

Так, згідно параметрів оцінки точності класифікації, найкращу точність вдалось досягти на другій спробі тренування розробленої мережі, яка показала точність класифікації (обраних 6-ти типів поверхонь) за показником $\text{Precision} = 87\%$, а за показником $\text{Recall} = 88\%$.

Precision: 0.75%; Recall: 0.85%;

Output Class	Wood	Plastic	Metal	Stone	Glass	Ceramics
Wood	100.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Plastic	0.0% 0	10.0% 1	90.0% 9	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Metal	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Stone	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	90.0% 9	10.0% 1	0.0% 0
Glass	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10	0.0% 0
Ceramics	50.0% 5	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	50.0% 5
	Wood	Plastic	Metal	Stone	Glass	Ceramics
	Target Class					

Рис. 3.7. Матриця помилок для першої спроби тренування розробленої мережі

Precision: 0.87%; Recall: 0.88%;

Output Class	Wood	Plastic	Metal	Stone	Glass	Ceramics
Wood	100.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Plastic	0.0% 0	90.0% 9	10.0% 1	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Metal	0.0% 0	60.0% 6	40.0% 4	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Stone	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	90.0% 9	10.0% 1	0.0% 0
Glass	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10	0.0% 0
Ceramics	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10
	Wood	Plastic	Metal	Stone	Glass	Ceramics
	Target Class					

Рис. 3.8. Матриця помилок для другої спроби тренування розробленої мережі

Precision: 0.87%; Recall: 0.87%;

Output Class	Wood	100.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
	Plastic	0.0% 0	80.0% 8	20.0% 2	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
	Metal	0.0% 0	60.0% 6	40.0% 4	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
	Stone	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10	0.0% 0	0.0% 0
	Glass	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10	0.0% 0
	Ceramics	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 10
		Wood	Plastic	Metal	Stone	Glass	Ceramics
		Target Class					

Рис. 3.9. Матриця помилок для третьої спроби тренування розробленої мережі

Як видно з рис. 3.7-3.9 створений модуль оптичного зворотного зв'язку на базі штучної нейронної мережі дозволяє проводити досить чітку класифікацію та розпізнавання різних типів досліджуваних поверхонь. Оптимально-натренована штучна нейронна мережа модулю, зображена на рис. 3.8 однозначно розпізнає 4-ри із 6-ти типів досліджуваних поверхонь, здійснюючи окремі помилки класифікації лише між металевою та пластиковою поверхнями. При цьому, як видно з рисунку, адекватність прийнятих рішень є досить високою, а кількість вірно позитивних відповідей перевищує негативні і дозволяє ефективно визначати тип поверхні у більшості випадків, як при тестуванні пластику так і при тестуванні металу.

Висновки до розділу III

В даному розділі було проведено огляд реалізації алгоритму роботи для модулю зворотного зв'язку та експерименту на розробленому прототипі, а саме визначення типу поверхні різного роду об'єктів. Слід зазначити що розроблений прототип модулю зворотного зв'язку має досить високу точність визначення матеріалу поверхні об'єкту, що підтверджується проведеним аналізом на точність за допомогою матриці помилок. Також очевидно що розроблений модуль є досить функціональним, адже з його допомогою можливо точно визначити більшість з часто зустрічних об'єктів в повсякденному житті.

Даний прототип має як свої позитивні сторони так і недоліки, але при подальшому розвитку даної теми в перспективі можливо отримати доволі широко функціональний модуль з незначними неточностями та недоліками, що буде мати широке застосування в області біопротезування верхніх кінцівок.

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «СИСТЕМА ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ В МІОЕЛЕКТРИЧНОМУ ПРОТЕЗІ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ»

4.1 Опис ідеї проекту

Розглянувши в попередніх розділах методи та засоби реалізації зворотного зв'язку в міоелектричних протезах верхніх кінцівок, а також оглянувши базові підходи та алгоритми таких систем був розроблений модуль зворотного зв'язку для міоелектричного протезу. В цьому розділі буде проведено аналіз стартап проекту «Система зворотного зв'язку в біоелектричному протезі верхньої кінцівки».

Ідея стартап-проекту полягає в розробленні модулю зворотного зв'язку з власним програмним забезпеченням, що буде мати змогу конкурувати з існуючими прототипами біо-протезів, але за власною собівартістю буде набагато доступнішим для людей.

У таблиці 4.1 зображено зміст ідеї та можливі потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів[32].

Таблиця 4.1 Опис ідеї стартап-проекту[32]

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується розробка модулю та системи для кращого керування біоелектричними протезами верхньої кінцівки.	1. Удосконалення наявної системи	Можливість удосконалювання та оптимізації системи штучної кінцівки під потреби користувача.
	2. Визначення типу об'єкту з яким маніпулює протез	Можливість точно визначити тип поверхні для покращення контакту протезу з об'єктом.
	3. Використання в якості продукту для збуту.	Попит окремі модулі зворотного зв'язку як компонентів для інших систем.

Отож, пропонується розробка нового типу модулю зворотного зв'язку на основі оптичних та п'єзоелектричних сенсорів у поєднанні з розробленими алгоритмами для штучної нейронної мережі, який буде дозволяти системі міоелектричного протезу автоматично визначати тип та матеріал об'єкту з яким проводиться маніпуляція та автоматично розраховувати силу стиснення для запобігання деформацій об'єкту.

В подальшому проведено аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (відмінності від аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів що передбачає [32]:

- визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначення кола конкурентів або товарів-замінників (аналогів), що вже існують, та здійснюється збір інформації про значення техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- провівся порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2).

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї[32]

№ п / п	Техніко- економічні властивості	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Конкурент 1 – Bebionic	Конкурент 2 – I-Limb			
1	Можливість визначення матеріалу об'єкту захвату	+	+	-		Забезпечення функціоналом на рівні з конкурентами	

2	Ціна	2000 дол	10000 дол	30000 дол			Зменшена ціна, завдяки використанню більш простих елементів та новітніх технологій
3	Похибка визначення типу поверхні	до 5%	до 5%	до 5%	Присутня похибка в залежності від умов навколишнього середовища	Похибка не перевищує рівня що забезпечують конкуренти	

Оцінюючи слабкі, сильні та нейтральні характеристики та властивості, кінцевий продукт можливо охарактеризувати як конкурентоспроможний. Очевидною є перевага в ціновій категорії, в той же час присутні недоліки у вигляді похибки що залежить від умов в яких буде використовуватись продукт, але при цьому загальна доцільність продукту не стає менш актуальною в порівнянні з більш дорогими продуктами від конкурентів.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В даному підрозділі буде проведено аудит технологій, за допомогою яких можливо реалізувати суть проекту (3д друк, мови програмування тощо). Більшість технологій що необхідні для реалізації проекту існують в даний момент і є відносно доступними[32].

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових таблиці 4.3

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту[32]

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Розробка алгоритмів програмного забезпечення	Програма для конструювання алгоритмів	Програма наявна – Microsoft Visio	У вільному доступі для купівлі
2	Написання програмного	Середовище	Середовище	У вільному

	коду	розробки програмного забезпечення	розробки наявне – C++, C	доступі
3	3D друк необхідного карскасу протезу	3D принтери та машини	3D принтери фірми Hephestos	В відкритому доступі для купівлі
4	Аналіз отриманих даних з міоелектричного протезу	Використання технології зняття ЕМГ.	Медичні прилади або блоки для зняття біопотенціалів з тіла людини	В відкритому доступі для купівлі
5	Використання штучної нейронної мережі для розпізнавання типів рухів та матеріалів об'єктів	Використання алгоритмів штучної нейронної мережі	Технологія розроблена студентом	Доступна для автору проекту

Виходячи з даних що вище зазначені в таблиці можливо отримати висновок, що ймовірність технологічної реалізації даного проекту доволі висока, оскільки технології та прилади, що використовуються при розробці проекту доступні, але більшість з зазначених технологій потребують купівлі необхідного устаткування та ліцензій для роботи у програмному середовищі, що в свою чергу можливо вирішити шляхом залучення інвестицій у проект[32].

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

В даному підрозділі пропонується визначити ринкові можливості, що можливо використати під час ринкового впровадження проекту, а також різних ринкових загроз, що можуть перешкоджати на шляху реалізації проекту.

Проведений аналіз ринкових можливосте запуску проекту дозволить спланувати напрями розвитку проекту з урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів, що є важливим у подальшій реалізації проекту.

В першу чергу розглянемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміку розвитку ринку (табл. 4.4) [32].

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	3 фірми
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	150 тис. грн.
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Низька
4	Наявність обмежень для входу	Наявність сертифікату відповідності тех.регламенту та СУЯ
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на медичні дослідження. Додаткові випробування (клінічні/до клінічні). Вимоги щодо безпечності та нешкідливості
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	65%

Даний ринок є нормальним для входження за попереднім оцінювання, з умовою що буде отримано сертифікований дозвіл на впровадження медичних досліджень. Ринок є привабливим для входження: високий попит протезних пристроїв у зв'язку з сьогоденними реаліями (у зв'язку з великою кількістю нещасних випадків та військово-політичною ситуацією в країні); відсутність обмежень для входу; середня норма рентабельності більша ніж в галузі при умові реалізації проекту.

Наступним пропонується визначити потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формування орієнтованого переліку вимог до товару для кожної з груп (табл. 4.5) [32].

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Протезування втрачених частин тіла	Заводи та підприємства, що займаються	Вартість проекту; Інноваційність; Обізнаність в	- висока функціональність - швидкість

	біомеханічними протезами що частково або повністю виконують відповідні функції	розробкою протезів. Наукові діячі та конструктори в галузі медичної апартури.	Тех. регламенті	проведення процедури; - зручність та комфорт; - простота в експлуатації.
--	--	---	-----------------	--

Простежуючи потреби клієнтів, а саме потреби у високій функціональності, зручності та комфорту, а також економічний фактор, який завжди має місце, можливо зробити висновок, що розроблений продукт матиме високий попит і велику кількість потенційних клієнтів, які обираючи між дорогим аналогом і відносно дешевим приладом з навіть більшим функціоналом, оберуть саме цей продукт.

Загрози при використанні запропонованої технології зазначені в таблиці 4.6[32]

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Можливі конкуренти на закордонному ринку	Порівняна дешевизна з закордонними аналогами.
2.	Економічна	Зростання інфляції	Пошук дешевших комплектуючих виробів
3.	Науково-технічна	Швидкий розвиток науки в галузі ЕМГ та ЕКГ	Моніторинг наукових новинок та пошук нових шляхів удосконалення проекту.
4.	Зменшення попиту	Відмова від продукту за рахунок малої функціональності продукту	Розробка нових технологій для підвищення функціональності.
5.	Надійність приладу	Можлива відмова роботи приладу в залежності від умов використання	Розробка та введення нових прототипів на основі модернізованої елементної бази.

Нині робота більшості підприємств включає в себе боротьбу з різного роду факторами загроз, що формуються зовнішніми джерелами. При конкретизації цих факторів можливе запобігання їх виникнення в

майбутньому та подальше стратегічне планування методів їх подолання, що як правило є обов'язковою складовою стабільної компанії.

Таблиця 4.7 Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Для закордонних конкурентів необхідним є наявність сертифікату СУЯ.	Збільшення обсягів продажу
2.	Економічна	Зменшення податків на даний вид діяльності.	Зменшення ціни на проект
3.	Збільшення об'ємів фінансування галузі	Збільшення збуту продукції	Збільшення кількості одиниць товару, підвищення ціни на продукцію
4.	Потреба в методиці реєстрації та аналізу біопотенціалів тіла людини	Актуальна розробка з невеликою собівартістю	Збільшення обсягів інвестицій
5.	Покращення зручності та комфорту при використанні приладу	Впровадження індивідуального підходу для кожного з користувачів	Підвищення ціни, впровадження нових технологій при виробництві.

Отже оцінюючи фактори можливостей, справедливо зазначити, що компанія буде проявляти себе досить стабільно при виникненні будь-яких з негативних факторів, та зможе без проблем вирішити нагальні проблеми.

Також однією з не менш важливих ланок успішної реалізації та управління компанією є аналіз ринку, а саме аналіз конкурентоспроможних компаній та їх ринкової сили, їх можливого подальшого розвитку та майбутніх стратегій. Визначення загальних рис конкуренції наведено в таблиці 4.8 [32].

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку[32]

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції - монополія/олігополія/ монополістична/чиста	Олігополія Мала кількість компаній	Підтримка високої якості обслуговування клієнтів та правова цінова

		політика.
2. За рівнем конкурентної боротьби	Національний	Ведучи конкуренцію на національному рівні, компанії необхідно прикласти належні зусилля для охоплення всього національного ринку
3. За галузевою ознакою - міжгалузева/ внутрішньогалузева	-внутрішньогалузева	Необхідно зосередити зусилля на пошуку конкурентних переваг, які дозволять компанії займати стійкі конкурентні позиції на даному ринку
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-родова - товарно-видова - між бажаннями	Товарно-родова – між іншими видати протезів: біопротезування (не механічне), звичайні естетичні протези	Покращувати рекламу та дизайн. Зробити акцент на перевагах відчизняного виробництва
	Товарно-видова – між існуючими біомеханічними протезами, наприклад BeBionic.	
5. За характером конкурентних переваг - цінова / нецінова	Нецінова. При виборі проекту біомеханічного протезу клієнт звертає увагу на якість та точність розробки, проведені випробування, достовірність отриманої інформації.	Пошук комплектуючих елементів, які б задовольняли конструктивні параметри та мали нижчу ціну.
	Цінова. Для значної частки населення ціна має велике значення при виборі протезу.	
6. За інтенсивністю - марочна/не марочна	Марочна.	Прокачка комплексу маркетингових комунікацій.

Під час проведення аналізу було встановлено тип конкуренції, рівень боротьби з конкуренцією, також розподілення конкуренції за видами товари та визначені цінову та нецінову перевагу над конкурентами. В цілому можливо зазначити, що рівень конкуренції в даній сфері високий, але використовуючи правильно стратегію та особливі підходи можливо скласти гідну конкуренцію.

Наступним етапом аналізу конкуренції є проведення більш детального аналізу умов конкуренції в галузі.

Таблиця 4.9 Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером[32]

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	1. BeBionic 2. I-Limb	BeBionic при створенні системи зворотного зв'язку	Потужності виробництва окомпанії	Обсяги закупок; Контроль якості; Змінні витрати; Прибутки;	Ціна; Змінні витрати.
Висновки:	В широко спеціалізованій сфері конкуренція є високою в боротьбі за клієнтів.	Можна вийти ринок при наявності якісного продукту. Прямих конкурентів немає.	Реалізації продукту зазвичай проводиться на виставках та інтернет-ресурсах проектів.	Необхідна постійна сервісна підтримка та вдосконалення системи роботи продукту.	Обмежень немає

Підбивши підсумки аналізу таблиці 4.9 можливо зробити висновок, що враховуючи низький рівень конкурентності - реалізація даного проекту дуже висока. Також проект є свого роду унікальним на вітчизняному ринку.

Виходячи з аналізу конкуренції, проведеного в пункті 3.5 (таблиця 4.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (таблиця 4.2), вимог споживачів до товару (таблиця 4.5) та факторів маркетингового середовища (таблиці 4.6-4.7) визначаємо та обґрунтовуємо перелік факторів конкурентоспроможності. Цей аналіз наведено в таблиці 4.10[32].

Таблиця 4.10 Обґрунтування факторів конкурентоспроможності[32]

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів
-------	-------------------------------	---

		значущим)
1.	Ціна	Ціна на товар є одним з засобів ведення конкурентної боротьби, оскільки дана розробка є набагато дешевшою ніж закордонні аналоги та інші вітчизняні марки. Тому чим вигіднішою є ціна, тим вірогідніше вибір.
2.	Асортимент	Наявність різноманітних комплектуючих систем та вибір продукту в залежності від необхідного для клієнта функціоналу
3.	Частка ринку	Інтенсивність суперництва між діючими конкурентами при низьких темпах зростання ринку є однією з головних сил, які діють на конкуренцію, одним з найважливіших факторів конкурентоспроможності виступає частка ринку, яку займає виробник. В таких умовах чим більше частка ринку, тим більшими ринковими можливостями володіє виробник.

Таблиця 1. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Система зворотного зв'язку в міоелектричному протезі верхньої кінцівки»[32]

№ п/ п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з даним проектом						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Ціна	19							+
2	Асортимент	19					+		
3	Частка ринку	16						+	
4	Висока точність	15			+				

З таблиць 4.10 та 4.11 очевидно, що фактори конкурентоспроможності суттєві та мають відносно великий позитивний вплив при розробці нових прототипів приладів для протезування. Основним чинником переваги є ціна та відсутність близьких аналогів на вітчизняному ринку.

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту[32]

Сильні сторони: Зменшена ціна, завдяки спрощеній елементній базі та новітніх технологій. Використання нових технологій для покращення функціональних можливостей	Слабкі сторони: Незначні похибки під час реалізації зворотного зв'язку. Залежність модулю ЗЗ від системи біонічної кінцівки в цілому
Можливості: Актуальна розробка з невеликою собівартістю;	Загрози: Недостовірність кінцевих результатів ; Неможливість 100% реалізації системи

Розробка нового програмного забезпечення та впровадження нового функціоналу; Збільшення збуту продукції; Якісне покращення основних параметрів продукту.	під потреби користувача ; Поява нових, більш точних методів реалізації зворотного зв'язку ; Залежність роботи від навколишнього середовища.
--	---

Виходячи з SWOT аналізу розроблюються та впроваджуються перспективи ринкової поведінки для виходу стартап-проекту на ринок та орієнтовно оптимального часу їх ринкової реалізації з переглядом розроблених та існуючих систем біопротезів конкурентів, що можуть бути виведені на ринок раніше ніж весь цикл реалізації до кінцевого продукту.

Тому пропонується визначити альтернативи, які були зроблені виходячи зі строків і ймовірності отримання ресурсів – таблиця 4.13

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту[32]

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Постійне впровадження нових технологій в поєднанні з оптимальними рішеннями для забезпечення дешевої собівартості продукту	Ймовірність висока при правильному аналізі та глибокому вивченні новітніх технологій .	1-2 місяця
2	Визначення та встановлення адекватної цінової політики, що призведе до відмови користувачів від використання більш дорогих продуктів-конкурентів в користь проекту	Ймовірність досить висока і складає серйозну потенційну небезпеку для конкурентів.	2 місяці
3	Підвищення ціни при цьому прогнозується що, обсяг продажів залишиться незмінним, а прибуток зростатиме.	Ймовірність висока, оскільки даний проект має велику кількість переваг, є інноваційним на вітчизняних просторах, що в поєднанні з низькою ціною створить великий	1 рік

		попит серед споживачів.	
--	--	-------------------------	--

На основі аналізу наведеного в таблиці 4.13 справедливо стверджувати що з зазначених альтернатив перша та друга альтернативи є найбільш перспективними, оскільки для цих альтернатив вірогідність отримання прибутку є досить високою, а строки реалізації та впровадження на ринок відбуваються в дуже короткий термін.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розробка ринкової стратегії в першу чергу передбачає визначення стратегії щодо охоплення ринку, а саме опису цільових груп потенційних споживачів (таблиця 4.14).

Таблиця 2. Вибір цільових груп потенційних споживачів[32]

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Інваліди\ветерани-військовослужбовці	Готові при реалізації необхідних функціональних умов	30%	Велика інтенсивність	Наявні обмеження
2	Міністерство Охорони Здоров'я України	Готові при наявності доказової бази та відповідної сертифікації	65%	Велика інтенсивність	Наявні обмеження
3.	Індивідуальні користувачі	Готові при наявності потреби	5%	Низька інтенсивність	Без обмежень
Які цільові групи обрано: Міністерство Охорони Здоров'я України					

Виходячи з результатів аналізу потенційних груп споживачів, особливим попитом будуть користуватися медичні заклади що підпорядковуються Міністерству Охорони Здоров'я України. Це зумовлене

тим що продукт зорієнтований на людей що проходять реабілітацію внаслідок часткової втрати функціональних можливостей кінцівок в медичних закладах. Хоч й існують деякі обмеження щодо входу в сегмент, а інтенсивність конкуренції закордонних аналогів досить висока, реалізація проекту залишається досі перспективною в міру зацікавленості споживачів.

Для роботи в обраних сегментах ринку являється необхідним формування базової стратегії розвитку.

Таблиця 4. 3 Визначення базової стратегії розвитку[32]

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні і позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Проект вбудованої діагностичної системи	Через виставки, конференції, публічні презентації на медичних форумах	Діагностика стану серцево-судинної системи в режимі реального часу	Впровадження новітніх технологій розвитку ЕКГ, ЕМГ систем

Стратегія розвитку сформована лише в одному напрямку, але в собі вона несе декілька складних технологій і перспективних можливостей, а саме діагностика стану серцево-судинної системи, включаючи в себе не суттєве збільшення собівартості продукту.

Наступним кроком є розробка та вибір стратегії конкурентної поведінки (таблиця 4.16)

Таблиця 4. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки[32]

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	Буде шукати нових споживачів,	Так. За основу приладу взяті вже	Стратегія заняття конкурентної ніші.

		а також забирати існуючих у конкурентів	існуючі технології та дизайнерські рішення, але в будову включається унікальний в своєму роді модуль зворотного зв'язку.	
--	--	---	--	--

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (табл. 4.5), а також в залежності від базового плану розвитку (табл. 4.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16) розроблена стратегія позиціонування (табл. 4.17), яка формує ринкову позицію (комплекс асоціацій), за яким споживачі мають впізнавати торгівельну марку чи проект[32].

Таблиця 5. Визначення стратегії позиціонування[32]

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
	Якість, функціональність, зручність, дешевизна	Закупка більш дешевих матеріалів та готових систем ЕМГ	Поєднання біопротезування з системами моніторингу стану здоров'я людини	Простота, практичність, дешевизна

Виконавши стратегію цього підрозділу на виході ми отримаємо узгоджену систему ринкової політики стартап-проекту, яка буде задавати напрями роботи стартап-компанії на ринку, а також основу конкурентоспроможності з позиції власного стартап-проекту.

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Одним з найважливіших етапів розробки стартап-проекту є формування маркетингової концепції товару, що доходить до споживача. Підсумованням результатів попередніх досліджень та аналізу конкурентоспроможності товару є таблиця 4.18

Таблиця 6. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару[32]

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Ціна	Сприятлива та відносно низька ціна на товар	Суттєво нижча ціна на продукцію ніж у аналогічних проектах
2	Ефективність	Забезпечую користувача відновити базові функціональні можливості ефективно	Розроблений продукт поєднує запропонований конкурентами функціонал з поєднанням нових технологій для покращення цих можливостей унікальним шляхом
3	Доступність	Продукт буде доступним для всіх верств населення	Можливості у регуляції ринків збуту
4	Розширення функціоналу продукту	Унікальність, функціональність	Поєднання функцій протезів та діагностичних систем в одному приладі

Було розглянуто важливі концептуальні переваги продукту на ринку, що ж важливим елементом при створенні програми маркетингу та для залучення уваги потенційних інвесторів до запропонованого проекту. Ключовими факторами являються цінова політика, ефективність та доступність приладу, що відкриває гарні перспективи для виходу на ринок[32].

Далі пропонується розроблення трирівневої маркетингової моделі товари: уточняється власна ідея продукту чи послуги, складові продукту, а також особливості процесу реалізації послуги чи товару (таблиця 4.19) [32]

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару[32]

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Розробка модулю зворотного зв'язку в біоелектричних протезах верхньої кінцівки, що дає змогу покращити контроль та функціональні можливості протезу.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Економічні	Вартість товару	Достатньо низька
	2. Технічні	Швидкість визначення типу поверхній	Відносно інших систем більші
	3. Технологічні	Методика розпізнавання рухів та матеріалу об'єкту	Спосіб розпізнавання рухів штучною нейронною мережею.
	4. Ергономічні	Зручність у використанні	Інтуїтивно просте керуванні в поєднанні з інструкцією
	Якість: безвідмовна робота в зазначених умовах використання з продуманими алгоритмами взаємодії з користувачем		
	Марка: Bioforce		
III. Товар із підкресленням	До продажу: можливість розпізнавання рухів на основі ЕМГ сигналів з визначенням типу поверхні об'єктів контактування		
	Після продажу: можливість вдосконалення програмного забезпечення для розширення функціональних можливостей приладу.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патент на виріб, закритий код програмного забезпечення.			

Висновок: основним способом захисту продукту від копіювання є патентна складова, та недоступність коду та розроблених автором технологій використання штучної нейронної мережі для керування приладом.

Пропонується провести опис трьох рівнів моделі товару, за результатами якого встановлюється та описується задум майбутнього товару, приведено головні властивості і технічні характеристики проходження процесу патентування.

Наступним кроком є визначення цінової політики та меж, якими потрібно керуватись для встановлення ціни на потенційний товар. Це передбачає аналізування цін товарів-аналогів, а також аналіз рівню доходів

цільової групи потенційних клієнтів-споживачів. Аналіз пропонується експертним методом (таблиця 4.20)

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	3000\$ – 5000\$\$	8000\$ – 10000 \$	500\$, Державний бюджет	300\$- 3000 \$

Проводячи оцінку існуючих біопротезів з подібним функціоналом, але з іншим шляхом реалізації та відсутності ключових блоків системи справедливо встановити, що ціна на такі прилади в декілька разів перевищує ціну на прилад-аналог, що представлений у даному стартап-проекті, і що це є одним з головних факторів для клієнтів при виборі протезів.

Таблиця 4. 7. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Закупка партіями\частинами	Вчасно віддавати замовлення, забезпечувати обслуговування, виконувати норми транспортування	Продаж Міністерству Охорони Здоров'я України	Через внутрішній ринок

Основним каналом збуту є продаж готового продукту (протезів). Через специфічність товару доцільно залучати підрядників для реалізації товару.

Таблиця 4. 8. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення

1	Клієнти специфічні, оскільки для кожного клієнта – індивідуальне рішення і підхід	Виставки, конференції, особисті зустрічі, on-line консультації	Комплексний підхід; Ефективність Функціональність	Заохотити покупців купувати даний продукт, продемонструвати переваги	Виставки, конференції, інтернет реклама
---	---	--	---	--	---

Підсумовуючи даний підрозділ отримано ринкову (маркетингову) програму, що включає в себе концепції товару, збуту, реалізації та попередній аналіз факторів ціноутворення, що спираються на цінності та потреби потенційних клієнтів, переваги перед конкурентами, становище ринкового середовища, в межах якого буде просуватися проект, а також обрано відповідний варіант ринкової поведінки.

4.6 Висновки до розділу IV

Підсумовуючи проведений аналіз стартап-проекту, можливо зробити висновок що запропонований прототип як система в цілому не є досить новою ідеєю у світі, але в своєму складі містить досить інноваційні рішення та функціональні можливості в порівнянні з проектами-конкурентами.

За попередніми пунктами прослідковується, що даний проект є доволі конкурентоспроможним, так як він має низку переваг, а саме залежність цінової складової до запропонованого функціоналу, а також зручність та точність роботи, не зважаючи на присутні приладу недоліки та похибки.

Вірогідність технічної реалізації представленого проекту також достатньо висока, оскільки технології що використовуються для його розробки на даний момент являються доступними, а питання з програмним забезпеченням та матеріальними складовими досить легко вирішуються залученням інвестицій до проекту.

Ринкова ситуація для входження стартап-проекту за попередніми дослідженнями є досить прибульивою: попит на дану продукцію є досить високим як для цільового клієнта так і для сфери наукових дослідів. Існують певні обмеження для входу на ринок, але це грає одну з важливих ролей у програмі конкурентоспроможності проекту.

Реалізація проекту підкріплюється патентним захистом та закритістю апаратно-програмної складової, що відіграє важливу роль у встановленні актуальності проекту.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

1. Проведено аналіз сучасного стану біопротезування верхніх кінцівок та актуальність теми дослідження.
2. Розглянуто методи реалізації зворотного зв'язку для біоелектричних протезів, основні шляхи щодо їх реалізації, а також на основі розглянутої елементної бази було запропоновано та спроектовано структурні та принципові електричні схеми блоків модулю.
3. На основі розроблених схем та алгоритмів спроектовано та втілено на практиці прототип частини штучної кінцівки з реалізованим зворотнім зв'язком – фаланга пальцю з блоками оптичного та п'єзоелектричного сенсорів.
4. Проведено дослідження зворотного зв'язку, а саме визначення типу поверхні. Проведено аналіз та оцінка точності результатів вимірювання за допомогою методу матриці помилок з відповідними висновками щодо точності роботи розробленого модулю та актуальності його використання.

Список літературних джерел

1. УДК 612. 172 Некоз Л.В., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» Біонічні протези нового покоління
2. УДК 796: 617.572-053.8-085 Юрій Попадюха »Особливості біонічних протезів верхніх кінцівок«
3. HR Nicholls, Advanced tactile sensing for robotics. World Scientific Publishing Co., Inc. River Edge, NJ, USA
4. J. G. Webster, Tactile sensors for robotics and medicine. Wiley New York
5. Sezgin N. Analysis of EMG signals in aggressive and normal activities by using higher-order spectra // Sci. World J. 2012;2012 doi: 10.1100/2012/478952.
6. Features of low-channel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement / K.Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz // Engineering Dynamics and Life Sciences / K.Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz. – Lodz: DAB&M of TUL Press, 2017. – (ISBN 978-83-935312-4-0; т. 3). – С. 567–578.
7. A. Fougner *et al.*, “Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control — A review”, vol. 20, no. 5, pp. 663—677, 2012. doi: 10.1109/TNSRE.2012.2196711.
8. Вонсевич К.П. Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом / К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, А.О. Гапонюк // Наукові Вісті НТУУ КПІ. — 2018. — №. 1. — С. 45–53
9. L. Liu et al., “Electromyogram whitening for improved classification accuracy in upper limb prosthesis control”, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 21, no. 5, pp. 767—774, 2013. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2243470.
10. Вонсевич К.П. Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки / К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, А.О. Гапонюк // Перспективні технології та прилади. — 2017. — №. 10. — С. 32–37.

11. Micera, S Carpaneto, J Raspopovic, S. Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information. IEEE Reviews in Biomedical Engineering.
12. Rodriguez-Cheu, L. E., & Casals, A. (n.d.). Sensing and control of a prosthetic hand with myoelectric feedback. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. doi:10.1109/biorob.2006.1639156..
13. Hazarika, Shyamanta M. Kakoty, Nayan M. Bio-Signals Controlled Prosthetic Hand. Tezpur University School of Engineering Tezpur, INDIA
14. Liu, X. X. Chai, G. H. Qu, H. E. Lan, N. A sensory feedback system for prosthetic hand based on evoked tactile sensation. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS
15. [Электронный ресурс] // Режим доступа до ресурсу: <http://sensor-sms.ru/full-catalogue-2/product/aa>.
16. Aboseria, M., Clemente, F., Engels, L. F., & Cipriani, C. (2018). Discrete Vibro-Tactile Feedback Prevents Object Slippage in Hand Prostheses More Intuitively Than Other Modalities. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 26(8), 1577–1584. doi:10.1109/tnsre.2018.2851617
17. [Электронный ресурс] // Режим доступа до ресурсу: <https://www.tekscan.com/product-group/embedded-sensing/force-sensors>
18. Dargahi, J. (2000). A piezoelectric tactile sensor with three sensing elements for robotic, endoscopic and prosthetic applications. Sensors and Actuators A: Physical, 80(1), 23–30. doi:10.1016/s0924-4247(99)00295-2
19. Roberts, L., Singhal, G., & Kaliki, R. (2011). Slip detection and grip adjustment using optical tracking in prosthetic hands. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. doi:10.1109/iembs.2011.6090806
20. Xin Yao. (1999). Evolving artificial neural networks. Proceedings of the IEEE, 87(9), 1423–1447. doi:10.1109/5.784219
21. [Электронный ресурс] // Режим доступа до ресурсу: <https://lektsii.org/2-89838.html>

22. УДК 681.525:681.586 Лобур Ю.В., Безуглий М.О. Вонсевич К.П. «Модуль неінвазивного зворотного зв'язку в системі штучного пальця», КПІ ім. Ігоря Сікорського.
23. [Електронний ресурс] / Datasheet Reflective Optical Sensor with Transistor Output CNY70. Vishay corporate. / Режим доступу до ресурсу: <https://www.vishay.com/docs/83751/cny70.pdf>
24. [Електронний ресурс] / Datasheet Reflective Optical Sensor with Transistor Output CNY70. Vishay corporate. / Режим доступу до ресурсу: <https://www.vishay.com/docs/83765/tcst1230.pdf>
25. Електронний ресурс] / Fairchild semiconductors / Режим доступу до ресурсу: <https://www.sparkfun.com/datasheets/BOT/QRD1114.pdf>
26. Електронний ресурс] / Sparkfun components / Режим доступу до ресурсу: https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/LDT_Series.pdf
27. Електронний ресурс] // Режим доступу до ресурсу: <https://www.steminc.com/PZT/EN/piezo-ceramic-bimorph-40x10x05mm-2-khz>
28. Електронний ресурс] // Режим доступу до ресурсу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/ad8041.pdf>
29. Електронний ресурс] / Atmel 8-bit Microcontroller with 32KBytes In-System Programmable Flash / Режим доступу до ресурсу: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/doc2503.pdf>
30. Електронний ресурс] // Режим доступу до ресурсу: <http://www.50northspatial.org/ua/classification-accuracy-assessment-confusion-matrix-method/>
31. Електронний ресурс] // Режим доступу до ресурсу: <https://classeval.wordpress.com/introduction/basic-evaluation-measures/>
32. [Електронний ресурс] : Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.