

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

Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

«На правах рукопису»
УДК 57.087:616-74

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

«12» грудня 2019р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології
на тему: «Система вимірювання та аналізу форс – міографічного
сигналу»

Виконав :
студент II курсу, групи ПБ-82мп
Притула Ольга Анатоліївна

Керівник:
к.т.н., доцент, Безуглий М. О.

Консультант з розроблення стартап-проекту:
д.е.н., доцент, Бояринова К. О.

Рецензент:
к.т.н. *Нечай С.О.*

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

Студент

Київ – 2019 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: 151.01 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

Освітня програма (спеціалізація): Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів


ЗАТВЕРДЖУЮ
 Завідувач кафедри
Тригун І.С.
 (підпис) (ініціали, прізвище)
 « 09 » 09 2019 р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту**

Притулі Ользі Анатоліївній

(прізвище, ім'я, по батькові)

1.Тема дисертації: Система вимірювання та аналізу форс – міографічного сигналу

науковий керівник: Безуглий Михайло Олександрович, к.т.н., доцент

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

затверджені наказом по університету від « 04 » листопада 2019 р. № 3848-с

2.Строк подання студентом дисертації 10 грудня 2019 р.

3.Об'єкт дослідження: процес реєстрації рухової активності м'язів рук.

4.Вихідні дані: метод дослідження – форс-міографія, тип датчику: тензорезистивний і п'єзоелектричний, один вимірювальний канал, часові характеристики сигналів, класифікація сигналів методом каскадних нейронних мереж.

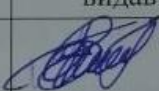
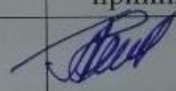
5.Перелік завдань, які потрібно розробити 1) Огляд та класифікація засобів для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу; 2) Аналіз особливостей Force-міографічного сигналу; 3) Розробка функціональної схеми Force-міографічної системи; 4) Створення прототипу вимірювальної системи;

5) Розробка алгоритму роботи системи вимірювання форс-міографічних сигналів; 6) Розрахунок характеристик виміряного форс-міографічного сигналу; 7) Аналіз та класифікація форс-міографічних сигналів рухів кисті.

6.Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу: Методи визначення м'язової активності рук, структурна схема приладу, принципи розміщення вимірювальних сенсорів, зовнішній вигляд електричних компонентів, види штучних нейронних мереж, алгоритм роботи системи вимірювання Форс-міографічних сигналів, фото прототипу приладу, результати експерименту та інші.

7.Орієнтовний перелік публікацій: наукові статті у фахових виданнях, авторські права на програму, тези.

8.Консультанти розділів дисертації

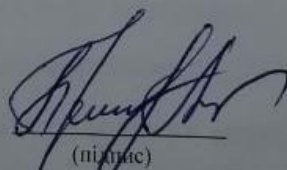
| Розділ | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата | |
|-----------------------------|---|---|---|
| | | завдання видав | завдання прийняв |
| Розроблення стартап-проекту | Бояринова К.О., д.е.н., доцент |  |  |

9.Дата видачі завдання 01 вересня 2019 р. _____

Календарний план

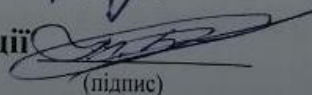
| № з/п | Назва етапів виконання магістерської дисертації | Строк виконання етапів магістерської дисертації | Примітка |
|-------|--|---|----------|
| 1 | Огляд літературних джерел | 02.09.2019-09.09.2019 | |
| 2 | Постановка задачі дослідження | 10.09.2019-13.09.2019 | |
| 3 | Розробка алгоритму роботи системи | 14.09.2019-30.09.2019 | |
| 4 | Розробка прототипу системи вимірювання і аналізу сигналу | 01.10.2019-11.10.2019 | |
| 5 | Проведення експериментів | 14.10.2019-25.10.2019 | |
| 6 | Обробка результатів | 26.10.2019-08.11.2019 | |
| 7 | Підготовка ПЗ | 09.11.2019-28.11.2019 | |
| 8 | Презентація | 29.11.2019 | |

Студент


(підпис)

Притула О. А.
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації


(підпис)

М.О. Безуглий
(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: _121___ сторінка.

Кількість ілюстрацій: _32___ ілюстрації.

Кількість таблиць: __43__ таблиці.

Кількість джерел за переліком посилань: _65__ джерел.

Актуальність теми

Дослідження, вивчення та класифікація рухової активності м'язів (РАМ) верхніх кінцівок наразі є досить популярною темою при розробці багатьох пристроїв для реабілітації, систем для взаємодії типу мозок-комп'ютер (Brain-Computer interfaces), пристроїв віртуальної реальності та систем розпізнавання жестів. Подібні технології знаходять своє застосування як у спеціалізованих напрямках, так і при створенні сучасних протезних систем, що можуть забезпечити виконання певних життєво важливих функцій для людей з обмеженими можливостями.

Існують різні методи визначення м'язової активності рук шляхом вимірювання біопотенціалів, що використовуються у інтелектуальних системах визначення жестів. Однак, створення альтернативної системи позбавленої недоліків присутніх традиційним міографічним методам є актуальним завданням як для ігрової індустрії, так і для біонічного протезування кінцівок.

Мета й завдання дослідження

Мета дослідження – метою роботи є розробка системи, котра дозволить зареєструвати біологічні сигнали, що виникають внаслідок активності окремих рухомих одиниць скелетних м'язів або фізіологічної зміни їх розмірів, та здійснити передачу відповідної інформації для подальшої обробки і визначення точних рухів верхніх кінцівок.

Основною ціллю роботи є створення комп'ютеризованої системи для вимірювання і розрахунку часових характеристик форс-міографічного сигналу

з метою класифікації різних жестів кисті руки, як альтернативного методу визначення м'язової активності у системах розпізнавання жестів.

Завдання дослідження:

- 1) Огляд та класифікація засобів для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу;
- 2) Розробка функціональної схеми Force-міографічної системи;
- 3) Моделювання роботи електричної схеми приладу;
- 4) Розрахунок характеристик сигналу;
- 5) Створення прототипу вимірювальної системи.
- 6) Розрахунок характеристик та класифікація вимірюваного форс-міографічного сигналу рухів кисті.

Об'єкт дослідження

Об'єктом дослідження є процес реєстрації рухової активності м'язів рук.

Предмет дослідження

Предметом дослідження є система вимірювання та аналізу форс – міографічного сигналу.

Методи дослідження

Під час виконання роботи використовувались такі методи дослідження: метод вимірювання тензорезистивного сигналу, метод вимірювання п'єзоелектричного сигналу, метод Force – міографії, метод визначення часових характеристик сигналу, метод класифікації сигналів шляхом застосування нейронних мереж каскадного типу. Окрім того, виконувалась статистичний аналіз результатів класифікації вимірюваних сигналів методом розрахунку параметрів Precision та Recall.

Методика реалізації поставлених задач

Поставлені задачі можна вирішити шляхом побудови прототипу вимірювальної системи. А саме: створенням адаптивного модулю вимірювання і класифікації форс-міографічних сигналів, пошуком оптимального виду чутливих сенсорів для вимірювання сигналу від біологічного об'єкту, розробкою алгоритму роботи системи, вибору відносно

простого та ефективного методу машинного навчання для завдань класифікації.

Практичне значення одержаних результатів.

1. Розроблено алгоритм та функціональну схему роботи системи вимірювання форс – міографічного сигналу.
2. Прийнято участь у розробці програмного забезпечення інформаційно – вимірювальної системи «IMFMG», «IMsEMG» та «IMFeed», що зареєстровані як об'єкти авторського права.
3. Результати, отримані при виконанні магістерської дисертації, впровадженні в учбовий процес кафедри Виробництва приладів (використовуються в практичних роботах до дисципліни «Аналіз вимірювальних сигналів»).

Апробація результатів дисертації.

Основні положення та результати магістерської дисертації були представлені та обговорені на таких науково-практичних конференціях:

1. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Force-миография в распознавании жестов рук", на 11-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2018, с.83.
2. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Особенности Force-миографического метода диагностики рухової активності м'язів", на XI науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», Київ, 2018, с.366-369.
3. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Электронно-оптический модуль определения типа поверхности для протеза верхней конечности", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.142.
4. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Пьезо-сенсор для Force-миографии", на 12-ой Международной научно-технической конференции

молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.143.

Публікації

1. К.Р. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, and О.А. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

2. XV Науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень в приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератур, 2019, на секційному засіданні, у доповіді «Особливості використання п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків при дослідженні рухової активності м'язів методом Force-міографії»

3. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, "Інструкція з використання «IMFMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8349-19*, 01.10.2019.

4. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та М.О. Безуглий, "Інструкція з використання «IMFeed»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8350-19*, 01.10.2019.

5. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та К.А. Варданесян, "Інструкція з використання «IMsEMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8351-19*, 01.10.2019.

ABSTRACT

Scope of work: _121___ pages.

Number of views: __32__ appearance.

Number of tables: __43__ tables.

Number of sources in the list of links: _65__ source.

Actuality of theme

Hand gesture recognition of upper limbs is a popular topic of many research studies, and force myography (FMG) has recently emerged for this application. Force myography is used in creating rehabilitation devices, Brain-Computer interfaces, virtual reality systems, gesture recognizing systems, entertainment and device controlling. The same technology are used in specialized areas and also for creating modern prosthetic systems, that provide certain vital functions for people with disabilities.

To capture the hand movements, different approaches have been investigated. Research in this direction allows us to find alternative methods of hand gesture recognizing which be used in gesture recognizing systems. However, the creation of an alternative system lacking the disadvantages present in traditional myographic methods is an urgent task for both the gaming industry and bionic limb prosthetics.

The purpose and objectives of the study

The purpose of the work is to develop a system that will record biological signals resulting from the activity of individual skeletal muscle units, or physiological changes in their size, and to transmit relevant information for further processing and to determine the precise motor movements of the upper extremities.

The main purpose of the work is to create a computerized system for measuring and calculating the temporal characteristics of a force miographic signal in order to classify different hand gestures as an alternative method of determining muscle activity in gesture recognition systems.

Методика реалізації поставлених задач

Поставлені задачі можна вирішити шляхом побудови прототипу вимірювальної системи. А саме: створенням адаптивного модулю вимірювання і класифікації форс-міографічних сигналів, пошуком оптимального виду чутливих сенсорів для вимірювання сигналу від біологічного об'єкту, розробкою алгоритму роботи системи, вибору відносно простого та ефективного методу машинного навчання для завдань класифікації.

Objectives of the study

- 1) Review and classification of means for measuring and analyzing Force-myographic signal;
- 2) Development of a functional scheme of Force-myographic system;
- 3) Modeling of the electrical circuit of the device;
- 4) Calculation of signal characteristics;
- 5) Prototype measurement system.
- 6) Calculation of characteristics and classification of the measured force-myographic signal of brush movements.

Object of study

The object of the study is the process of recording the physical activity of the arm muscles.

Subject of study

The subject of the research is the system of measurement and analysis of force - myographic signal.

Research methods

During the work, the following research methods were used: the method of measuring the strain gauge signal, the method of measuring the piezoelectric signal, the Force method - myography, the method of determining the temporal characteristics of the signal, the method of classification of signals by the use of cascade-type neural networks. In addition, a statistical analysis of the results of the classification of the measured signals by the method of resolution of the Precision and Recall parameters was performed.

Methods of realization of the set tasks

The tasks can be solved by constructing a prototype measuring system. Namely: the creation of an adaptive module for the measurement and classification of force miographic signals, the search for the optimal type of sensitive sensors for measuring the signal from a biological object, the development of an algorithm for the operation of the system, the choice of a relatively simple and effective method of machine learning for the tasks of classification.

ЗМІСТ

| | |
|--|-----------|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ | 13 |
| ВСТУП..... | 14 |
| Розділ 1. Force-міографія. Засоби для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу. | 15 |
| 1.1. Основи методу Force-міографії. Застосування у протезуванні .. | 15 |
| 1.2. Вимірювальні сенсори та принципи побудови вимірювальних схем для Force-міографії..... | 17 |
| 1.3. Особливості аналізу Force-міографічного сигналу | 22 |
| Постановка задачі | 25 |
| ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ I..... | 26 |
| Розділ II. Розробка модулю вимірювання Force-міографічного сигналу. | 27 |
| 2.1. Розробка функціональної схеми модулю..... | 27 |
| 2.2. Розробка електричних принципових схем для п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків. | 30 |
| 2.3. Моделювання роботи електричної схеми приладу. | 39 |
| 2.4. Розрахунок характеристик Force-міографічного сигналу..... | 40 |
| ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ II | 43 |
| Розділ 3. Практична реалізація системи та проведення експериментальних досліджень | 44 |
| 3.1. Розробка алгоритму функціонування системи. | 44 |
| 3.2. Розробка прототипу системи вимірювання і аналізу сигналу ... | 48 |
| 3.3. Класифікація Force-міографічних сигналів функціональних рухів руки. | 49 |
| ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ III..... | 53 |
| Розділ 4. Розробка стартап-проекту «Прилад для Force - міографії».... | 54 |
| 4.1. Ідея стартапу та її розвиток у продукт..... | 54 |
| 4.2. Формування команди стартапу..... | 66 |
| 4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту та розробка ринкової стратегії проекту | 68 |

| | |
|--|-----------|
| 4.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту | 74 |
| 4.5. Планування реалізації стартап-проекту..... | 77 |
| ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ IV | 81 |
| ВИСНОВКИ | 82 |
| ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ..... | 83 |
| ДОДАТОК А «Список наукових праць» | 91 |
| ДОДАТОК Б «Акт використання результатів магістерської дисертації»..... | 94 |
| ДОДАТОК В «Функціональна схема системи»..... | 96 |
| ДОДАТОК Д «Матеріали презентації»..... | 98 |

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

У тексті дипломного проекту використовуються наступні скорочення:

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

БО – біологічний об'єкт;

ВА – вимірювальна апаратура;

ДП – друкована плата;

МК – мікроконтролер;

МПС – мембранний потенціал спокою;

МРМ – метод картографічного аналізу м'язового тиску;

ОП – операційний підсилювач;

ПД – потенціал дії;

ПК – персональний комп'ютер;

РАМ – рухова активність м'язів;

ФС – фоновий сигнал;

ЧЧХ – частотно – часова характеристика

ШИМ – широтно-імпульсна модуляція;

ШНМ – Штучні нейронні мережі;

EMG – електроміографія;

ENMG – електронейромиографія;

FMG – Force міографія;

RSG – датчик опору;

FSR датчик – тензо-чутливий датчик тиску;

FSS – датчик сили;

sEMG – поверхнева електроміографія;

SMG – сономіографія.

ВСТУП

Жести рук мають важливе значення для взаємодії людини з її середовищем, тому вивчення і класифікація рухової активності м'язів верхніх кінцівок є важливою темою для досліджень при розробці пристроїв для реабілітації, систем розпізнавання жестів рук, та у сфері протезування загалом.

Автоматизація процесів, що виконуються за допомогою рук широко застосовується для побудов програм машинного навчання, у реабілітаційному контексті, при протезуванні (для контролю пристрою) чи для маніпуляцій віртуальними об'єктами в різних галузях [1]. Для систем розпізнавання жестів існує досить широкий спектр використовуваних методів [2], одним з них є метод Force – міографії.

Force – міографія (FMG) є нещодавно розробленою альтернативною технологією для дослідження рухової активності м'язів, що дозволяє проводити картографічний аналіз м'язового тиску та визначати рухову активність м'язів. Застосування цього методу дослідження рухової активності м'язів дає можливість підвищити ефективність застосування та доступність вимірювальних блоків у протезних системах, а також створити альтернативні діагностичні пристрої для моніторингу функціонального стану м'язів.

Метою магістерської дисертації є створення малоканальної системи вимірювання та аналізу Force-міографічних сигналів. Така система дозволить проводити реєстрацію активності м'язів підчас виконання окремих рухів руки та визначати тип досліджуваного руху, надасть змогу отримати інформацію про загальну динаміку руху кінцівки.

Розділ 1. Force-міографія. Засоби для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу.

1.1. Основи методу Force-міографії. Застосування у протезуванні

Процес реєстрації роботи м'язів та окремих явищ, що виникають при цьому, є основою досліджень при вивченні особливостей функціонування, визначенні патологій, математичному моделюванні роботи м'язів верхніх чи нижніх кінцівок, а також проектуванні і виготовленні пристроїв для протезування чи реабілітації (таких як екзоскелети, біонічні протези і.т.д) [3].

Існують різні методи вивчення м'язової активності рук [4], що використовуються при класифікації жестів. Такі технології (рис. 1.1), дають змогу зареєструвати електричні потенціали, що виникають внаслідок активності окремих рухомих одиниць скелетних м'язів, або фізіологічні зміни їх розмірів чи розташування, і здатні забезпечити подальшу розшифровку рухів верхніх кінцівок [5].



Рис. 1.1. Методи визначення м'язової активності рук

Біологічні сигнали утворюються за допомогою складних і динамічних біологічних процесів, що описуються функцією від часу $s(t)$. Такі сигнали практично не описуються простими функціями синусоїди чи косинусоїди, тому що зазвичай безперервно змінюються, а їх поведінка досить рідко може передбачатись однозначно.

Основними діагностичними методами вимірювання сигналів, що використовуються при дослідженні рухової активності чи функціонального стану м'язів є інтегровані цифрові методи. До них належать:

- електроміографія (графічна реєстрація та дослідження біоелектричних потенціалів, що виникають у м'язах людини при збудженні м'язових волокон);
- поверхнева електроміографія (неінвазивний метод дослідження, що дозволяє оцінити сумарну біоелектричну активність м'язів у стані спокою, функціонування та підчас динамічних навантажень);
- електронейро – міографія (метод, що ґрунтується на реєстрації й аналізі біоелектричних потенціалів м'язів та нервів);
- соно – міографія (ультразвукове дослідження процесу м'язового скорочення, що використовується для визначення активності та оцінки стану м'язів опорно-рухового апарату);
- force – міографія (метод картографічного аналізу м'язового тиску, що базується на фіксації об'ємних змін у формі м'язів чи переміщенні сухожилля).

Серед розглянутих вище методів дослідження рухової активності м'язів (РАМ) досить поширеним у галузі протезування є метод поверхневої електроміографії (sEMG). Досить часто, виміряні з тіла пацієнта sEMG сигнали використовуються як імпульси, що застосовуються при управлінні протезними кінцівками та розпізнаються модулями керування біонічних протезів з метою визначення типів рухів, які мають виконатись штучною кінцівкою у певний момент часу. Однак, як і будь-якому методу вимірювання біологічних сигналів, поверхневій електроміографії властивий ряд недоліків: чутливість методу до зміни положення чи швидкості руху кінцівки, зниження точності вимірювань через втому м'язів, зміна провідності сигналу внаслідок надмірної вологості шкіряного покриву чи потових виділень [6].

Оптимальним вирішенням перерахованих недоліків методу sEMG у сфері протезування кінцівок є застосування методу Force-міографії (FMG) [7]. Це нещодавно розроблений альтернативний метод відстеження функціональної рухової активності м'язів, що враховує властиві для методу sEMG обмеження. Метод FMG відноситься до неінвазивних методів дослідження РАМ [8], та базується на відстеженні об'ємних змін у формі м'язів, для формування вихідних сигналів, за допомогою яких і проводиться

безпосереднє вивчення активності кінцівки. Особливими перевагами Force-міографії над sEMG є відсутність ретельної підготовки шкіри пацієнта та точного розміщення датчиків, що дає змогу використовувати метод при розробці протезних пристроїв чи приладів довгострокового моніторингу м'язів для реабілітаційного застосування.

Варто зазначити, що ефективність проведення досліджень з використанням FMG може знизитись через нестаціонарність моделей вихідних сигналів [9], що залежать від фізіологічної сили окремих м'язів. Також, важливим чинником що впливає на точність кінцевого сигналу є кількість датчиків та їх коректне просторове розміщення і фіксація у корпусі вимірювального пристрою.

Розглянемо основні сенсори, а також загальні принципи побудови вимірювальних схем для вимірювання форс-міографічного сигналу.

1.2. Вимірювальні сенсори та принципи побудови вимірювальних схем для Force-міографії

Організація процесу вимірювання і аналізу форс-міографічних сигналів відбувається шляхом використання спеціальної вимірювальної апаратури, що в загальному випадку повинна містити такі компоненти (рис. 1.2:

- датчики;
- блок попередньої обробки вхідного сигналу;
- блок підсилення сигналу;
- аналого-цифровий перетворювач (АЦП);
- мікроконтролер;
- блок передачі інформації;
- блок обробки даних;

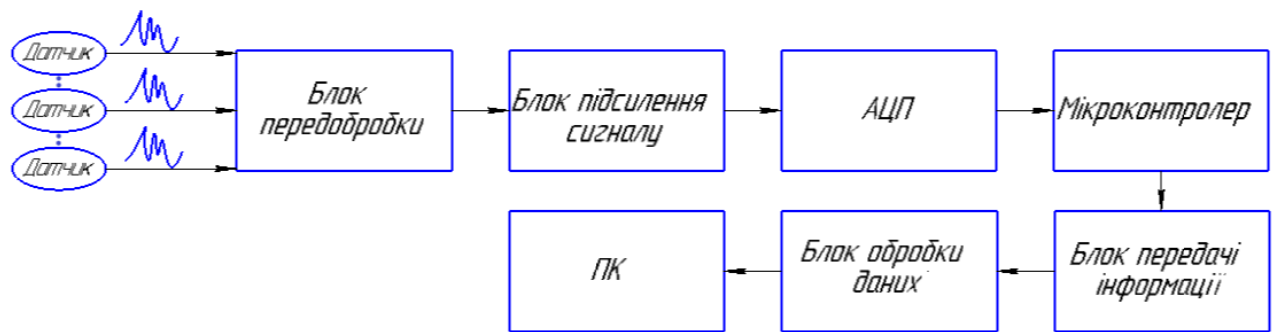


Рис. 1.2. Структурна схема приладу для вимірювання FMG – сигналу

Принцип роботи подібних пристроїв полягає в реєстрації сигналу, що виникає під час виконання руху м'язу при його скороченні чи розслабленні. Сила, з якою м'яз діє на чутливий елемент змінюється і тим самим – формує вхідний сигнал, що фіксується за допомогою спеціальних датчиків. Далі сигнал потрапляє до блоку попередньої обробки, де здійснюється відокремлення його корисної складової від шумів чи завад [10]. Після цього відбувається попереднє підсилення сигналу, збільшення його потужності до номінального значення та передача вимірної інформації на АЦП, де відбувається перетворення вхідного аналогового сигналу у цифрову форму. Використання мікроконтролера дозволяє як розраховувати окремі складові вимірюного сигналу, так і здійснювати транспортування вимірних даних через блок передачі інформації до блоку обробки чи ПК для подальшого фінального аналізу. При цьому, зареєстрований сигнал повинен транслюватись для подальшої обробки з мінімальними втратами, а у випадку застосування force-міографії для біонічного протезування – портативність вимірювальної апаратури (ВА) повинна забезпечуватись максимально [11].

Відповідно до обраного типу дослідження, розміщення ВА може здійснюватися на різних ділянках тіла. Наприклад, при дослідженнях рухів нижніх кінцівок сенсори розміщують в області стегна чи щиколотки (рис. 1.3), а при дослідженні рухів верхніх кінцівок – на середині передпліччя чи зап'ястя (рис.1.4 а, б).

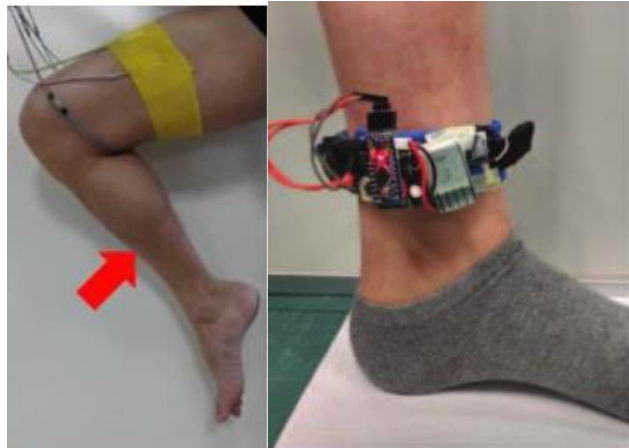


Рис. 1.3. Розміщення сенсорів при дослідженнях рухів нижніх кінцівок [12], [13].

Конструктивно ВА для форс-міографії верхніх кінцівок зазвичай розміщується на пов'язці «браслетного» типу (рис. 1.4 а, б). Біологічний сигнал при цьому реєструється вмонтованими в корпус «браслету» датчиками, кількість яких обирається відповідно до типу конкретних досліджень і зазвичай становить від 3 до 128 сенсорів [14].

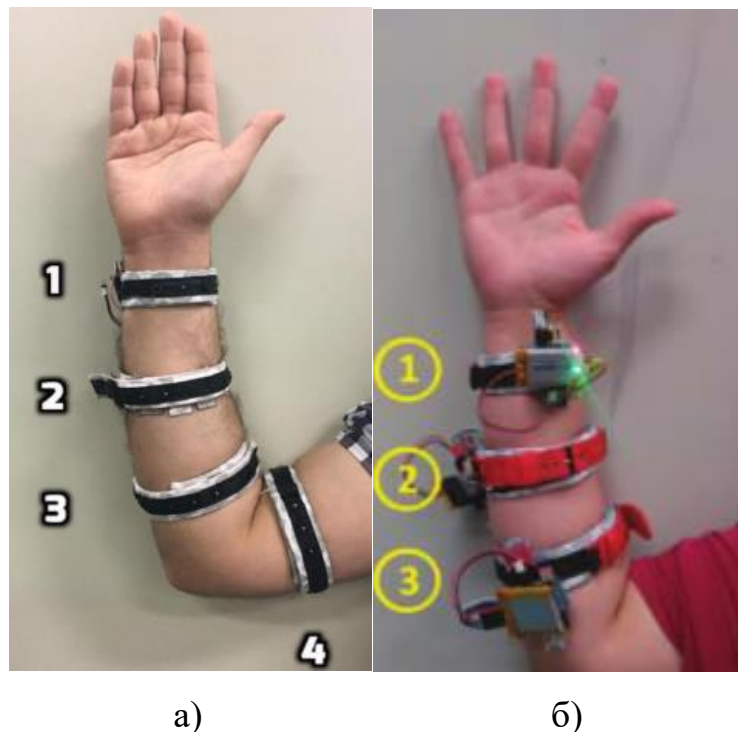


Рис. 1.4. Розміщення датчиків при проведенні FMG [15] а) Розміщення в різних місцях по всій поверхні кінцівки б) на передпліччі: 1 - приблизно 2,25 см від зап'ястя, 2 - середина між позиціями 1 та 3, 3 – найширше місце передпліччя.

У більшості випадків, вимірювальні датчики для форс-міографії повинні розміщуватись на заданому інтервалі один від одного, при цьому загальна довжина «браслету» приладу, складає від 28 до 30 см (рис. 1.5) [16]. Окрім того, датчики повинні кріпитись таким чином, щоб прогинання чутливої зони сенсору в сторону, зворотну до напрямку визначення руху м'язів, було неможливим.

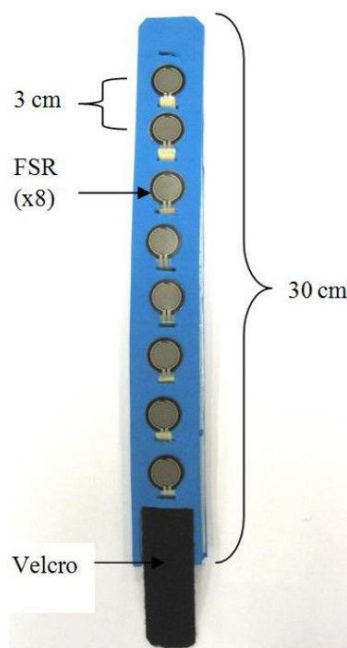


Рис. 1.5. Загальний вигляд конструкції FSR-браслету [16].

Для FMG-досліджень можуть бути використані різні вимірювальні датчики (рис. 1.6), оскільки їх вибір не обмежується використанням одного конкретного сенсору. Проте, найчастіше розробниками використовуються: оптоволоконні, тензо – датчики (FSR), датчики сили (FSS) чи датчики опору (RSG).

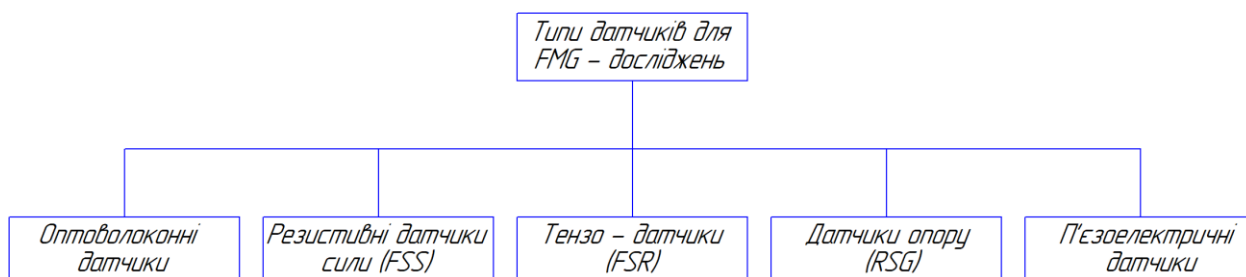


Рис. 1.6. Типи датчиків для FMG-досліджень

Оптоволоконні датчики мають високу чутливість, гнучкість, малу вагу та несприйнятливність до електромагнітних перешкод [17], та при реалізації у вимірювальних схемах для подальшої класифікації сигналів забезпечують передумови для досить високих показників точності класифікації, в межах 90% [18]. Оцінка сигналу для таких сенсорів проводиться з використанням оптико-механічних перетворювачів, при чому вхідний сигнал базується на механічній деформації оптичного волокна, так як зміна кривизни світловоду призводить до зміни кута повного внутрішнього відбиття, що викликає втрати при пропусканні променю джерела випромінювання. Таке явище утворює певні зображення, які надалі обробляються методом кореляції [19].

Резистивні датчики сили (FSS) працюють за принципом зміни опору пропорційно до існуючої деформації сенсору. Такі датчики виготовляються за допомогою суміші термопластичних і нанопровідних частинок, яку екструдують в невеликі нитки діаметром 0,7 мм і довжиною 1,5 см [20]. Особливістю таких сенсорів є те, що вони мають високу чутливість, та не потребують високого рівня вхідної напруги для функціонування.

Тензо-чутливі датчики (FSR) створюються на основі полімерної плівки, матеріал якої змінює опір при впливі на неї деяким значенням сили, вище заданого порогового рівня [21]. Серед переваг сенсорів такого типу виділяють: малий час відгуку, малу силу активації та досить широкий діапазон чутливості.

Датчики опору (RSG) основані на чутливих до електричного опору елементах, які зазвичай вбудовані в прозору гнучку стрічку, що охоплює всю зону вимірювання [22]. Основна перевага полягає в їх простоті та мінімальному підсиленні вхідного сигналу, а основним недоліком є наявність ковзаючого електричного контакту, в результаті чого виникає нелінійність.

П'єзоелектричні сенсори – це гнучкі компоненти, що створені із п'єзоплівки, що має здатність зміщуватися під час дії зовнішньої сили [41]. П'єзоелектричні датчики мають досить високу чутливість і широкий динамічний діапазон, та є досить ефективними для використання при проведенні Force-міографії.

1.3. Особливості аналізу Force-міографічного сигналу

Відстеження та вивчення об'ємних змін, пов'язаних зі скороченням груп м'язів, дає можливість створювати певні моделі машинного навчання [23], що матимуть змогу прогнозувати жести рук та відтворювати рухові функції верхньої кінцівки. Аналіз виміряного FMG-сигналу та його окремих характеристик є складним та дуже важливим етапом роботи при вивченні процесів руху кінцівок. В загальному випадку, аналіз біосигналів передбачає виконання декількох основних етапів:

- отримання завдання та визначення початкових умов застосування методу;
- вибір вимірювального сенсору;
- вибір загальної зони розташування сенсорів;
- вибір точного місця розташування вимірювальних і референтних датчиків;
- вимірювання початкового аналогового сигналу та його підсилення;
- фільтрація сигналу;
- згладжування та інтегрування виміряного сигналу;
- дискретизація та вибір отриманих «вікон даних»;
- нормалізація отриманих результатів;
- визначення характеристик сигналу;
- класифікація сигналу відповідно до отриманого набору характеристик

Отримані сигнали, що будуть використані як вхідні дані для подальшої класифікації, визначаються в межах «вікон даних» або «сегментів даних» (рис. 1.8.) [26]. Такий поділ дозволяє розбити пакет даних (вхідний сигнал) на декілька рівномірних частин меншої розмірності. Класифікатор не сприймає вхідні сигнали як прямі параметрами для проведення класифікації, тому сегментація пакету виміряних даних є необхідною.

Тривалість одиничного «сегменту даних», що застосовується в протезуванні, становить від 32 до 300 мс [24-27].

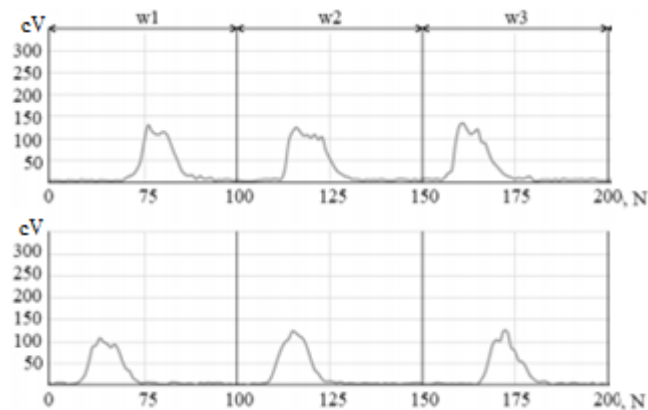


Рис. 1.8. Поділ сигналу на «вікна даних»

Основою аналізу вхідного сигналу є визначення пакету показників, а саме: часових характеристик, частотних характеристик та частотно – часових характеристик та інших [26]. Перед розрахунком вищезазначених характеристик вимірний сигнал потрібно додатково нормалізувати та стандартизувати. Така операція проводиться «Min-Max» та «Zero-Mean» методами [28 – 29] для того, аби структурувати вибірку відповідно до обраних критеріїв та мінімізувати кількість математичних розрахунків при машинному навчанні. Адже розрахунок перелічених характеристик вимагає визначати велику кількість параметрів: дисперсію функції, поверхневий інтеграл, девіацію (значення середнього відхилення), амплітуду Вільсона та ін.[48-50]. А для розрахунку ЧЧХ необхідно здійснювати, наприклад, вейвлет – перетворення та перетворення Фур'є [30].

Визначення типів жестів у системах класифікації сигналу зазвичай здійснюється за допомогою використання технік машинного навчання [31], адже окремий розрахунок характеристик не надає системі здатність до розпізнавання того чи іншого руху. Наразі, поширеними методами та алгоритмами машинного навчання є методи дерев рішень, асоціативних правил, K-тих найближчих сусідів, опорних векторів, штучних нейронних мереж та інших [32-34] (рис. 1.9).

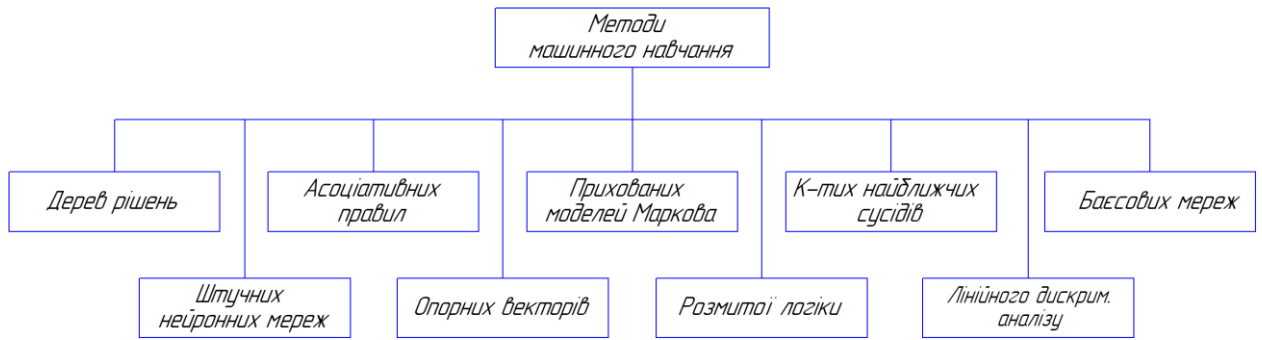


Рис. 1.9. Основні методи машинного навчання

Вибір методів машинного навчання проводиться залежно від поставленого завдання, конкретного дослідження, компонентної бази системи та вхідних даних і обирається розробником відповідно до мети дослідження.

Проектування малоканалних FMG-модулів має свої переваги відносно багатоканальних FMG-модулів, котрі неодноразово довели високу ефективність роботи та хорошу точність класифікації жестів, хоча їх реалізація є досить складним та комплексним завданням.

Перш за все, складність малоканалних систем для реєстрації та аналізу форс – міографічного сигналу обумовлена тим, що при повній портативності системи висока достовірність класифікації жестів зазвичай реалізується в умовах обмежених машинних ресурсів і функціональних можливостей пристрою [35].

Одним з рішень, що може забезпечити реалізацію подібної цілі є створення адаптивного модулю вимірювання і класифікації FMG-сигналів, шляхом імплементації часових характеристик у просту структуру штучної нейронної мережі, що дозволить працювати із комплексними нелінійними залежностями між характеристиками Force-міографічних сигналів різних жестів, навіть в умовах обмежених машинних ресурсів при незначній кількості вимірювальних каналів [35-36].

Постановка задачі

Метою магістерської дисертації є створення портативного модулю вимірювання і класифікації FMG-сигналу та розробка моделі оцінки часових характеристик жестів шляхом впровадження їх у алгоритм машинного навчання. Реалізація такої моделі дозволить підвищити функціональні можливості портативних модулів розпізнавання жестів, що можуть бути використані у системах керування біонічних кінцівок чи інших інтерактивних засобах для розпізнавання.

Одним з рішень, що може забезпечити реалізацію подібної цілі є створення адаптивного модулю вимірювання і класифікації FMG-сигналів, шляхом розрахунку часових характеристик сигналів і використанням їх у структурі штучної нейронної мережі каскадного типу.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ I

В наведеному розділі магістерської дисертації описано основні методи дослідження активності м'язів рук, засоби для вимірювання Force-міографічного сигналу, та розкрито основи їх застосування у протезуванні, наведено приклади часто використовуваних сенсорів, принцип побудови вимірювальних схем та особливості аналізу Force-міографічного сигналу.

Окрім того, було визначено основні переваги і недоліки форс-міографії, як методу вимірювання функціональної рухової активності м'язів рук, визначено фактори які впливають на загальну ефективність застосування методу, визначено основну мету і завдання магістерської дисертації.

Розділ II. Розробка модулю вимірювання Force-міографічного сигналу.

2.1. Розробка функціональної схеми модулю.

Функціональна схема пояснює процеси, що відбуваються у певних функціональних частинах виробу та містить інформацію про способи реалізації пристроєм окремих завдань. Така схема описує як саме здійснюються перетворення і які для функціональні елементи необхідні цього. Кожен функціональний блок (елемент) містить лише ті входи і виходи і таку їх кількість, які необхідні для його коректної роботи [37]. Функціональна схема розроблена на основі типової вимірювальної структурної схеми для Force-міографії (див. розділ 1).

Під час роботи над магістерською дисертацією було спроектовано функціональну схему модулю для Force-міографії, яка пояснює принцип його роботи.

До складу функціональної схеми приладу для Force – міографії входять такі основні блоки:

- Система реєстрації сигналу (FMG датчики, підсилювач напруги, АЦП, мікроконтролер);
- Система прийому та передачі інформації (блютуз модуль передачі/прийому);
- Персональний комп'ютер;
- Програмне забезпечення (система «IMFMG»)
- Два джерела живлення.

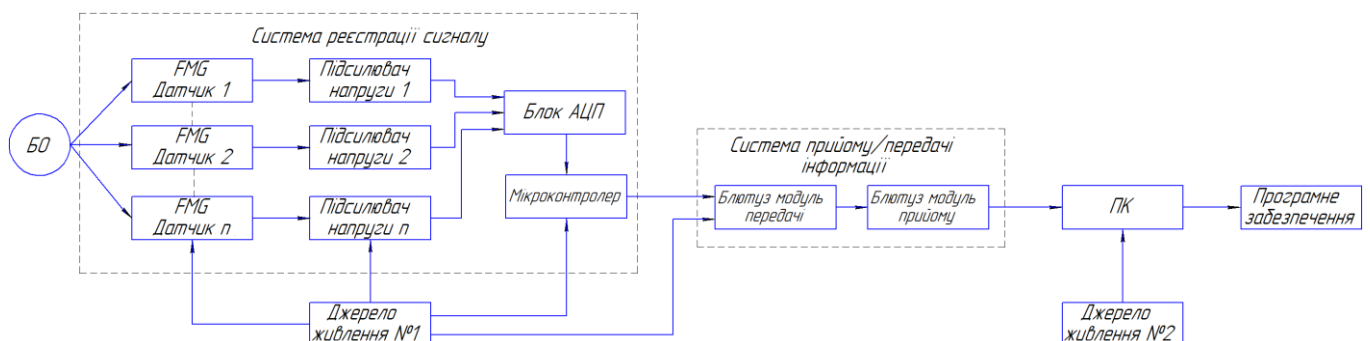


Рис. 2.1. Зовнішній вигляд функціональної схеми

Система реєстрації сигналу представляє собою масив трьох FMG датчиків, що призначені для реєстрації сигналу від біологічного об'єкту, підсилювач напруги LM358N та мікроконтролер ATmega16L із вмонтованим аналого-цифровим перетворювачем, що дає змогу оцифровувати визначені показники. Використання мікроконтролеру дозволяє здійснювати обробку отриманих аналогових сигналів і виконувати передачу за допомогою системи прийому/передачі інформації.

До складу *системи прийому та передачі інформації* входять блютуз модуль прийому та передачі інформації. Робота такої системи заснована на бездротовій передачі зашифрованих даних (передавач розбиває дані на пакети і передає їх за псевдовипадковим алгоритмом стрибкоподібної перебудови).

Важливою складовою системи є *персональний комп'ютер*, що надає змогу використовувати *програмне забезпечення*, а саме – програму «IMFMG», котра призначена для обробки і аналізу сигналу форс – міограми. Після обробки даних, система проводить візуалізацію, аналіз та класифікацію виміряного сигналу, а отримані результати зберігає в базу даних.

Система живиться від двох *джерел живлення*, одне з яких підключено до ПК, а інше – забезпечує живлення системи реєстрації сигналу та прийому/передачі інформації.

Функціональна схема описує принцип роботи приладу, що працює наступним чином: після приведення пристрою в дію, тобто його ввімкнення та запуску процесу вимірювань, сигнал, що поступає від біологічного об'єкту, реєструється FMG датчиками та трансформується у певне значення напруги, пропорційно до прикладеної сили.

Отримані значення напруги на виході з датчиків посилюються у N-разів за допомогою підсилювачів напруги, після чого вмонтовані канали передачі інформації транслюють значення сигналу на блок АЦП, подальша передача інформації здійснюється через систему прийому/передачі інформації. Процес передачі при цьому регулюється мікроконтролером.

На кінцевому етапі отриманий пакет даних потрапляє до ПК, де і відбувається подальша обробка та аналіз вимірних сигналів. Програмне забезпечення «IMFMG» дозволяє проводити обробку вимірних системою сигналів, їх візуалізацію, збереження в базу даних системи та класифікацію за допомогою впровадженої в IMFMG штучної нейронної мережі.

Аналіз і класифікація сигналів здійснюється в режимі реального часу, а результати класифікації відображаються у відповідному полі робочого вікна програми «IMFMG».

2.2. Розробка електричних принципових схем для п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків.

Принципова електрична схема відтворює повний електротехнічний склад п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків і використовується в матеріалах магістерської дисертації для повного розуміння процесу, що відбувається під час реєстрації сигналу, та розробки з'єднань і підключень до компонентної бази приладу. Елементи в принципових схемах зображені у відключеному вигляді.

Технологія картографічного аналізу м'язової активності (або Force-міографія) не обмежує використання одного типу датчиків, проте, досить поширеним є використання тензорезистивних та п'єзоелектричних датчиків [38-39].

Тензодатчики представляють собою пружний елемент, на якому зафіксований тензорезистор. Під дією прикладеної сили відбувається деформація пружного елемента разом з тензорезистором. Відповідно до зміни опору тензорезистору обчислюється степінь деформації, що пропорційна до прикладеної сили.

Досить широко розповсюджено використання тензодатчику FSR, основні характеристики якого наведені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1. Технічні характеристики FSR Датчика 400 [40]

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|---------------------|--------------------------|---------------------|
| Діапазон чутливості | 0,2...20 | Н |
| Сила активації | min 0,2 | Н |
| Робоча температура | -40...+85 після 1 години | °С |
| Активна площа | 5,62 | мм |
| Час відгуку | менше 3 | мкс |

FSR датчики є досить надійними, виготовлені вони з міцної полімерної плівки (рис. 2.2.), проте є досить чутливими при активації, що дозволяє

використовувати їх в пристроях з людським інтерфейсом (включаючи автомобільну електроніку, медичні системи, промислове управління та робототехніку).

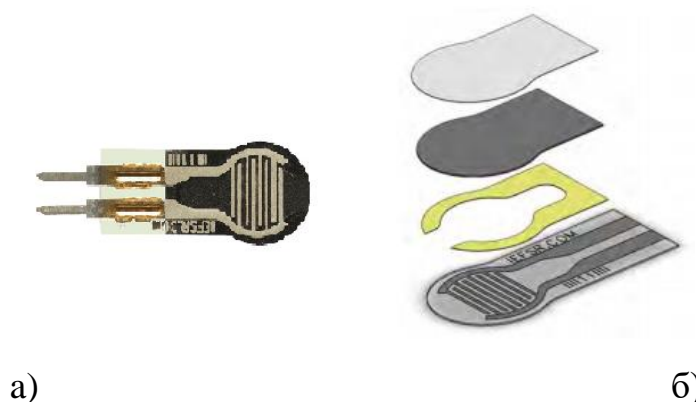


Рис. 2.2. а) Зовнішній вигляд FSR датчика 400, б) Шари, що входять до складу FSR Датчика 400 [40]

Електрична схема тензорезистивного датчика серії FSR 400 зображена на рисунку 2.3.а FSR - це двожилінні пристрої, чий опір залежить від прикладеної сили (рис. 2.3. б). Нижче наведено графік зміни опору відносно прикладеної сили, який ілюструє типову характеристику реакції FSR. Така модель, певною мірою, є еталонною, а реальні значення залежать від схеми включення та геометрії датчика.

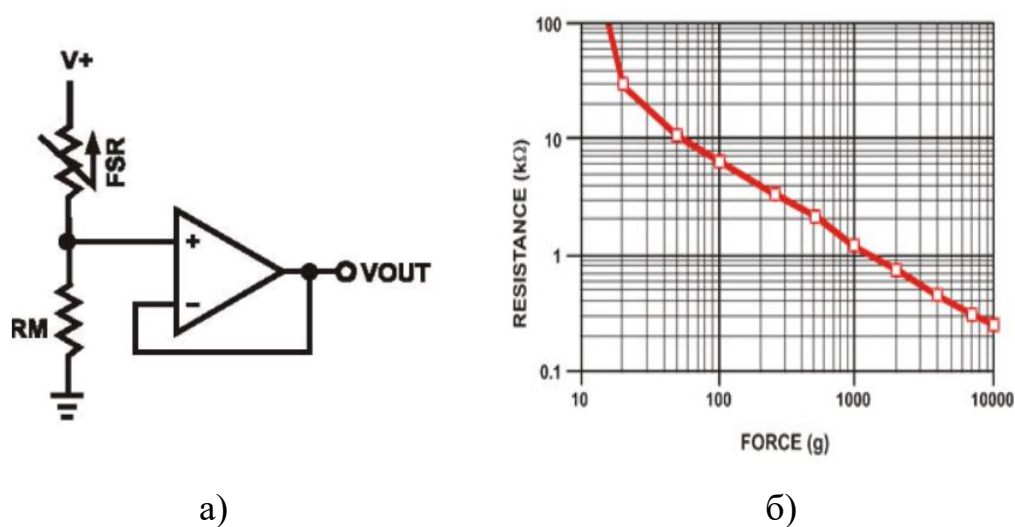


Рис. 2.3. а) Зовнішній вигляд FSR датчика, б) графік залежності опору від прикладеної сили [40].

Для простого перетворення сили на напругу пристрій FSR приєднується до вимірювального резистора в розділювачі напруги (див. рис. 2.3. а), а вихід описується наступним рівнянням:

Напруга на інвертуючому вході U_A описується формулою (1.1):

$$U_A = U_{вих} \cdot \frac{R_M}{R_M + R_{FSR}} \quad (1.1)$$

У цій схемі сигнал подається на інвертуючий вхід операційного підсилювача, а зворотній зв'язок створюється резистивним ділянком на основі R_M та R_{FSR} [40].

Проте, не дивлячись на наявність певних переваг, такі датчики, все ж, мають відносно вузький динамічний діапазон (ДД) і не лінійну вихідну характеристику.

Альтернативним сенсорним елементом для реалізації Force-міографічного вимірювального пристрою можна вважати п'єзоелектричний датчик, основні характеристики якого наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2. Технічні характеристики п'єзоелектричного датчику вібрацій LDT0-028 [41]

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|------------------------|-----------|---------------------|
| Діапазон чутливості | 50...800 | mV/g |
| Сила активації | min 0,1 | Н |
| Товщина | 0,28 | мкм |
| Робоча температура | 0...+85 | °C |
| Температура зберігання | -45...+85 | °C |
| Час відгуку | 3 | мкс |

Датчик є гнучким компонентом, що складається з п'єзоелектричної полімерної плівки, товщиною 28 мкм, з нанесеними на екрані срібними чорнильними електродами 0,125 мм, і оснащений двома обтиснутими контактами, що кріпляться на друкованій платі (ДП) (рис. 2.4.). У міру зміщення п'єзоплівки від механічної нейтральної осі вигин створює дуже велике напруження всередині п'єзополімеру і створюються високі напруги.

Додавання маси чи зміна вільної довжини може впливати на зміну резонансу та чутливості відповідно до конкретних вимог.



Рис. 2.4. Зовнішній вигляд п'єзоелектричного датчику [41]

На рисунку 2.5. зображено приклад схеми підключення п'єзоелектричного датчику. Підсилювач використовується для виявлення корисного вихідного сигналу (тобто, використання підсилювача дозволяє досить тривало і постійно проводити вимірювання і, таким чином, це дозволяє обчислювати відповідь напруги "відкритого контуру"). Додавання маси дозволяє знизити резонансну частоту, що дозволяє підвищити «базову» чутливість.

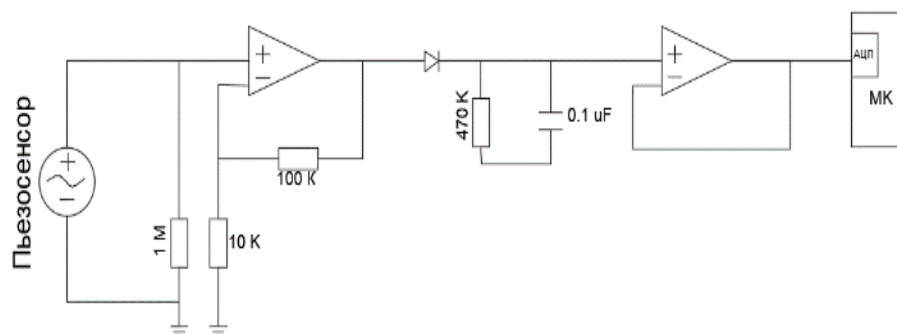


Рис. 2.5. Приклад схеми підключення п'єзоелектричного датчику [41]

Отже, такий тип сенсора має більш широкий динамічний діапазон, високу чутливість і при певному правильному підключенні в загальну електричну схему приладу для вимірювання може працювати з високою точністю та ефективністю, а, отже, може бути успішно використаний системах розпізнавання рухів з мікроконтролерним управлінням.

2.2.1. Обґрунтування схемо-технічних елементів системи

При проектуванні принципової електричної схеми системи реєстрації Force – міографічного сигналу було використано такі схемо-технічні компоненти: резистори SMD 1206 (номіналами 1МОм, 470 кОм, 100 кОм, 10 кОм), конденсатор SMD 1206, діод 1N4007, операційний підсилювач LM358N, SMD перемикач KLS7-MSS-1290BP, мікроконтролер ATMEGA16L та FMG датчик.

Для підсилення сигналу в системі використано *операційний підсилювач* (ОП) LM358N [42]. Зовнішній вигляд та загальна електрична схема ОП наведена на рис. 2.6. а), б).

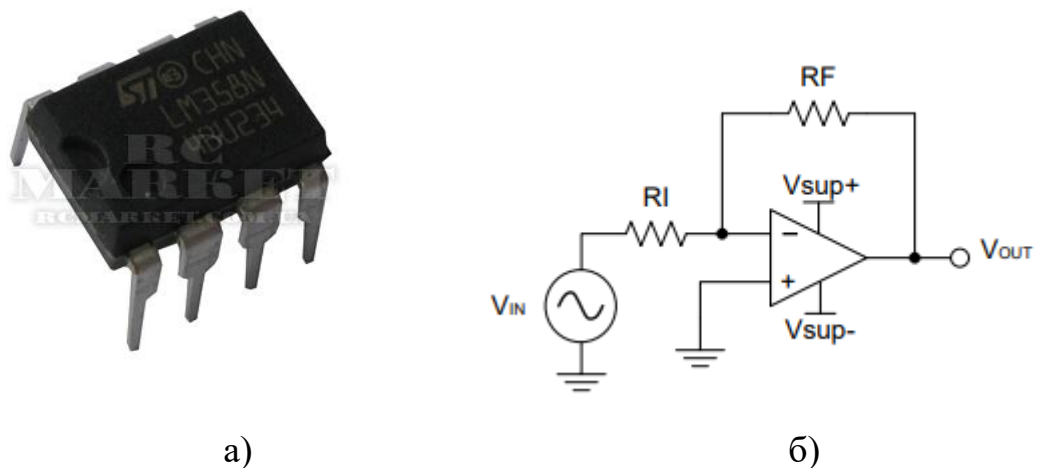


Рис. 2.6. а) зовнішній вигляд ОП LM358N [42], б) загальна електрична схема ОП LM358N

Такі ОП є двоканальними, живлення може бути однополярним від 3 до 32В, стабільна робота такого ОП гарантована при стандартних 3,3В (1,5 до 16 В при двоканальному живленні). При робочій температурі від 0° до 70°С всі характеристики залишаються в межах норми, а відхилення деяких параметрів можливе при виході за межі певних параметрів. Основні технічні параметри ОП LM358N наведені в табл. 2.3.

Таблиця 2.3. Технічні параметри ОП LM358N [42]

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|--|-----------|---------------------|
| Смуга пропускання (одиничне посилення) | 0,7-1,1 | МГц |
| Діапазон живлення | 3 ... 32 | В |
| Струм споживання | 0.7 | мА |
| Вхідний струм зміщення | 20 | нА |
| Вихідний струм | 30 ... 40 | мА |
| Вхідна напруга зміщення | 2 | мВ |
| Діапазон робочих температур | 0 ... +70 | °С |
| Коефіцієнт диференційного підсилення | 100 | дБ |

Такі ОП є досить поширеними у використанні, мають високий коефіцієнт підсилення, високу швидкодію та може працювати в широкому діапазоні напруг живлення: від 3В до 32В.

Для керування роботою системи застосовано мікроконтролер АТМЕГА16L [43]. Зовнішній вигляд МК та габаритні розміри наведено на рис. 2.7. а) та б).

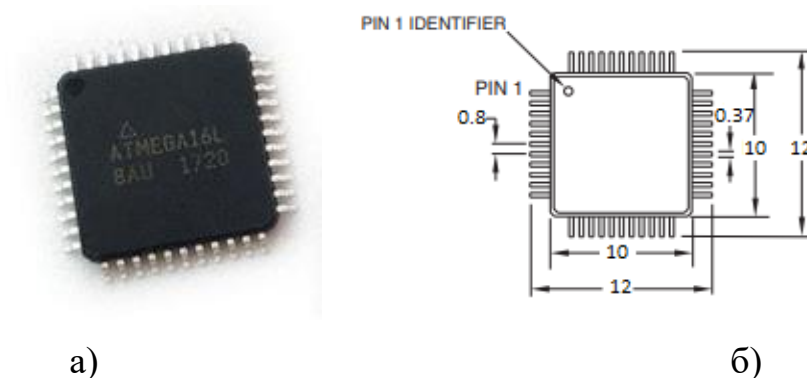


Рис. 2.7. а) Зовнішній вигляд МК АТМЕГА16L [43], б) Габаритні розміри МК АТМЕГА16L

АТМЕГА16L є 8-ми бітним мікроконтролером, побудованим на архітектурі AVR RISC, що дозволяє оптимізувати необхідну енергію таким

чином, щоб досягти максимальної продуктивності та ефективності в роботі. В такому МК вбудовано Flash-пам'ять 16 Кбайт, та наявне AVR ядро, що поєднане з 16-ма робочими регістрами загального призначення.

Основні енергетичні характеристики МК ATMEGA16L наведені в табл. 2.4.

Таблиця 2.4. Основні енергетичні характеристики МК ATMEGA16L [43]

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|-------------------------|-------------|---------------------|
| Ядро | AVR | - |
| Аналогові входи | 8 | шт |
| Напруга живлення | 2,7 ... 5,5 | В |
| Робочий діапазон частот | 0 ... 16 | МГц |
| Робоча температура | -40...+85 | °С |
| Об'єм Flash-пам'яті | 32 | кБ |

Основними параметрами, що пояснюють вибір такого МК є наявність вмонтованих I2C, SPI та UART інтерфейсів для внутрішньо-системного програмування та вбудований аналоговий компаратор.

Для зручної компоновки системи було мікроконтролер було обрано в корпусі SO-8.

Для реєстрації біологічного сигналу, а саме об'ємних змін у формі м'язів та перетворення фізичної величини в електричний сигнал було використано FMG датчик LDT0-028K [41].

Зовнішній вигляд п'єзоелектричного датчика показаний на рис. 2.8. а), габаритні розміри датчику показані на рис. 2.8. б).



Рис. 2.8. а) Зовнішній вигляд датчика LDT0-028K [41]

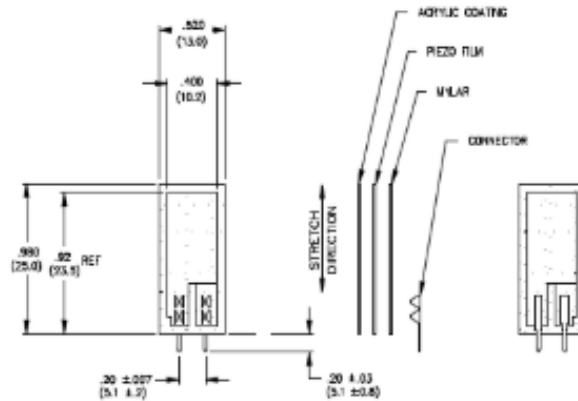


Рис. 2.8. б) Габаритні розміри датчика LDT0-028K [41]

При виникненні вібрації в п'єзоелектричному шарі генерується напруження, тим більше, чим більша вібрація. Такого навантаження достатньо для того, аби переключити MOSFET або CMOS логічну напругу. Додаючи масу або змінюючи довжину незатиснутого датчика можна регулювати його чутливість. Технічні характеристики датчика LDT0-028K наведено в табл. 2.5.

Таблиця 2.5. Технічні характеристики датчика LDT0-028K [41]

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|---------------------|----------|---------------------|
| Діапазон чутливості | 0,1...10 | Н |
| Сила активації | 0,2 | Н |
| Робоча температура | 0...+85 | °C |
| Час відгуку | 3 | мкс |

Датчик має високий поріг гнучкості чутливої поверхні, при прикладанні до неї зовнішньої сили виникає деформація, що викликає високе навантаження на виході.

Для коректної роботи системи було використано набір резистивних компонентів:

- резистори SMD 1206 номіналами 1МОм, 470 кОм, 100 кОм та 10 кОм;
- конденсатор SMD 1206.

Додатково в системі використано випрямний діод 1N4007 (рис. 2.9. а) та SMD перемикач KLS7-MSS-1290BP типу ON-OFF для увімкнення чи вимкнення живлення системи (рис. 2.9. б).

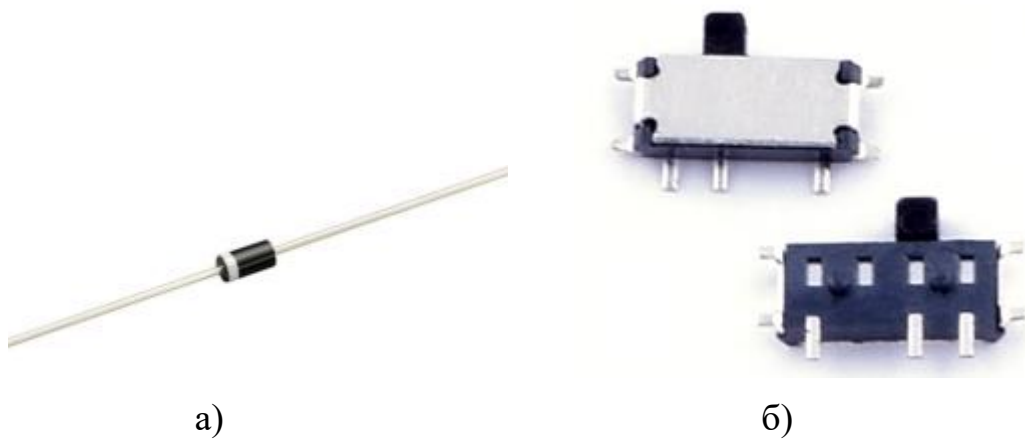


Рис. 2.9. а) Зовнішній вигляд діоду 1N4007 [44], б) Зовнішній вигляд SMD перемикача KLS7-MSS-1290BP [45]

Наведений набір електричних компонентів було вмонтовано в материнську плату, та сформовано в компактний прилад для вимірювання Force – міографічного сигналу.

2.3. Моделювання роботи електричної схеми приладу.

При проектуванні електричної схеми приладу для Force - міографії було використано такі елементи:

- D – діод;
- R – резистор;
- C – конденсатор;
- L – індуктивність;
- U – стабілізатор;
- BAT – акумуляторна батарея;
- FMG – п'єзодатчик;
- AVR – мікроконтролер;
- SW – перемикач;
- GND – заземлення;
- Fuse – запобіжник.

Увімкнення приладу для Force – міографії та запуск процесу вимірювання сигналу відбувається за допомогою SMD перемикача KLS7-MSS-1290BP типу ON-OFF. Приклад схеми підключення такого зображено на рис. 2.10.

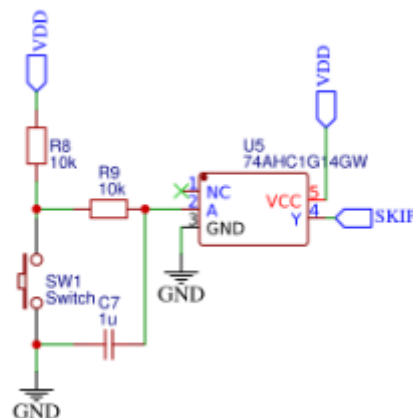


Рис. 2.10. Електрична схема підключення перемикача KLS7-MSS-1290BP [46]

Далі сигнал, знятий з БО за допомогою трьох FMG датчиків LDT0-028K, потрапляє на вхід операційних підсилювачів LM358N, електрична схема яких показана на рис. 2.11.

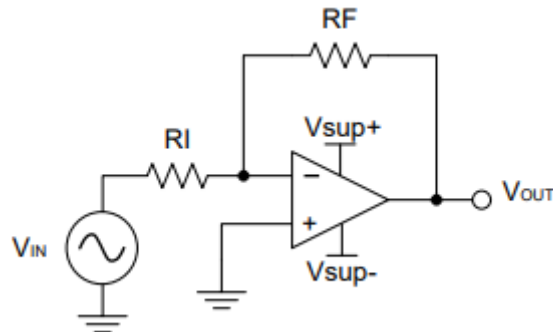


Рис. 2.11. Електрична схема ОП LM358N [41]

З виходу операційного підсилювача LM358N сигнал передається на вхід мікроконтролера МК ATMEGA16L, із вмонтованим АЦП (а саме на ніжку №35-37 мікроконтролера). За допомогою під'єданого до МК блютуз модулю передачі інформації відповідний пакет вимірних сигналів передається до блютуз модулю прийому інформації на ПК користувача зі збереженням всіх характеристик.

Живлення мікроконтролера МК з блоком АЦП, системи прийому/передачі інформації, операційного підсилювача ОП, FMG датчиків здійснюється за допомогою Li-Pol акумуляторної батареї ВАТ1 (джерело живлення №1). Для фільтрації частот джерела живлення використано конденсатори С1, С2, С5, С6, С30, С31 (рис. 2.12). Живлення ПК здійснюється за рахунок комп'ютерного блоку живлення (джерело живлення №2), котрий перетворює мережеву напругу до заданих значень напруги живлення.

2.4. Розрахунок характеристик Форсе-міографічного сигналу.

З метою подальшого використання параметрів виміряного Форсе – міографічного сигналу було проведено розрахунок таких часових характеристик:

- поверхневого інтегралу;
- дисперсії;
- девіації.

Поверхневий інтеграл – це інтеграл від функції, заданої на поверхні, що зводиться до обчислення подвійного інтеграла по області D — проекції поверхні на одну з координатних площин [48]. Такий інтеграл можна вважати подвійним аналогом лінійного інтегралу. В нашому випадку, розрахунок характеристик лінійного інтегралу проводиться за формулою:

$$Int = \int_{t_0}^{t_N} f(x)dt \approx (t_N - t_0) \frac{f(t_0)+f(t_N)}{2} \quad (2.1)$$

де t_0 та t_N – межі інтегрування, $f(t)$ – FMG сигнал, що піддається інтегруванню.

Дисперсія – це міра розсіювання, яка описує порівняльне відхилення, що береться між значеннями даних та середнім значенням розподілу [49]. Більші значення дисперсії свідчать про більші відхилення значень випадкової величини від центру розподілу. Обчислення значення дисперсії відбувається за формулою:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_{cp})^2}{n-1} \quad (2.2)$$

Де s^2 – дисперсія вибірки, n – розмір вибірки, x_{cp} – середнє значення вибірки, $(x_i - x_{cp})$ – відхилення від середньої величини для кожного значення набору даних.

Девіація – середнє квадратичне відхилення, показник розсіювання випадкових величин відносно її математичного сподівання [50]. Тобто, значення девіації показує, на скільки в середньому відхиляються конкретні значення ознаки від середнього їх значення. Крім того, величина девіації використовується як міра достовірності статистичних висновків, а її розрахунки проводяться за формулою:

$$\sqrt{\frac{\sum (x - x^-)^2}{(n-1)}} \quad (2.3)$$

Де \bar{x} - вибіркоче середнє значення множини чисел, а n – розмір вибірки.

Розрахунок вказаних вище часових характеристик виконується за допомогою підготовленого в середовищі «Excel» шаблону з використанням зазначених формул.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ II

Наведений розділ магістерської дисертації присвячено розробці системи вимірювання Force – міографічного сигналу. Зокрема, здійснено розробку функціональної схеми модулю вимірювання, що пояснює функціональні зв'язки між блоками системи та описує принцип роботи системи в цілому. Розробка такої системи дозволяє проводити аналіз і класифікацію сигналів у режимі реального часу з виведенням результатів обробки даних у відповідному полі робочого вікна.

Окрім того, було розглянуто електричні схеми включення для п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків, у якості вимірювальних сенсрів для вимірювання форс-міографічного сигналу. Такі сенсори мають високу чутливість (низький поріг активації), простоту підключення та хорошу ефективність роботи. Також, в цьому розділі магістерської дисертації було обрано та розглянуто особливості розрахунку окремих часових характеристик Force – міографічного сигналу: поверхневий інтеграл, дисперсія та девіація, з метою їх подальшого використання для завдань класифікації жестів.

Розділ 3. Практична реалізація системи та проведення експериментальних досліджень

3.1. Розробка алгоритму функціонування системи.

Складність реалізації та ефективність обраного методу машинного навчання може змінюватись в залежності від окремого завдання, набору вхідних даних чи характеристик обладнання, використаного при розрахунках та від кінцевої мети досліджень. Під час проведення досліджень класифікації FMG сигналу використовувався такий метод машинного навчання, як метод штучних нейронних мереж.

Штучні нейронні мережі (ШНМ) (Artificial neural networks, ANN) – це спрощена машинна інтерпретація моделі біологічних нейронних мереж (послідовності нейронів, з'єднаних між собою синапсами) [51]. Такий метод машинного навчання використовується для вирішення складних завдань, які вимагають аналітичних обчислень, подібних до тих, що відбуваються під контролем людського мозку. ШНМ використовуються при розв'язанні таких задач:

- Класифікації (розподіл даних по параметрах);
- Передбачення (можливість прогнозувати наступний крок);
- Розпізнавання (розпізнавання окремих елементів чи образів, відповідно до заданих параметрів та початкової вибірки з подібних об'єктів).

Типова нейронна мережа складається з обчислювальних одиниць – нейронів, що отримують інформацію, виконують над нею прості обчислення та передають далі. Вони діляться на окремі «шари» (рис. 3.1.):

- вхідний (отримання інформації);
- n -кількість прихованих шарів (обробка інформації);
- вихідний шар (виведення результату).

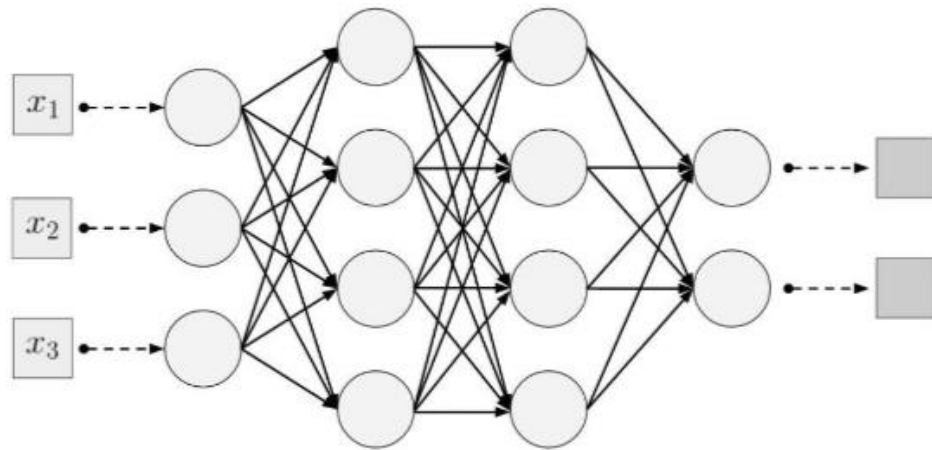


Рис. 3.1. «Шари» нейронів в елементарній нейронній мережі [52]

В роботі була створена каскадна нейронна мережа, вибір якої пояснюється високою ефективністю та простотою налаштування синаптичних ваг та архітектури. Перший каскад в мережах такого типу утворюється нейронами, що навчаються незалежно і можуть відрізнитись функцією активації чи методом навчання. Після того, коли всі нейрони першого каскаду налаштовані – з них обирається один «найкращий», при цьому його синаптичні ваги надалі не змінюються. За таким самим принципом утворюється і другий каскад, котрий додатково містить ще один вхід (вхід від нейронів першого шару), а отже і додаткову синаптичну вагу[52]. На рисунку 3.2. зображена каскадна нейронна мережа, що використовувалась при класифікації Force – міографічного сигналу.

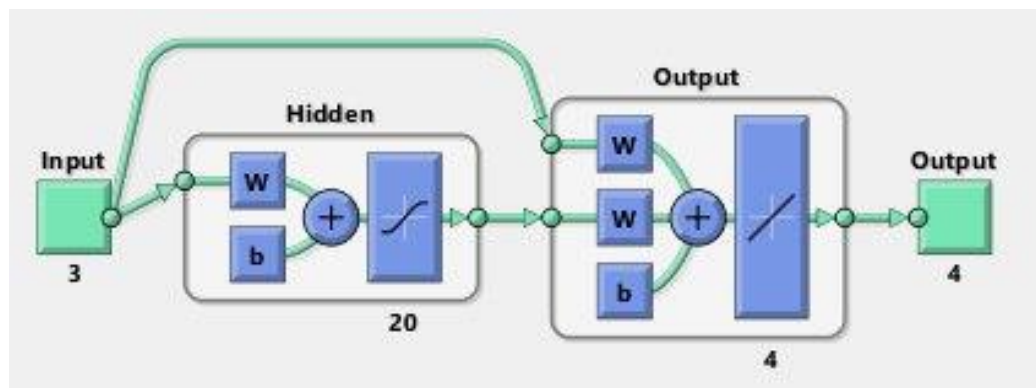


Рис. 3.2. Каскадна нейронна мережа

Наведена каскадна нейронна мережа побудована на основі 3-х вхідних нейронів та 20-ти нейронів, що знаходяться в прихованому шарі. Також в роботі використовувались аналогічні нейронні мережі з 30 та 50 нейронами в прихованому шарі.

Навчання нейронної мережі базується на тренувальному сеті - наборі вхідних даних, на яких навчається (тренується) нейронна мережа. У загальному випадку, чим більшим та різноманітнішим є тренувальний сет – тим якіснішим буде навчання ШНМ [51-52].

В процесі МН обов'язково визначається похибка, що формується кожному епоху (кожне наступне тренування). Значення похибки при коректній роботі мережі повинно йти на спад. Основними методами визначення похибки є: метод розрахунку середньоквадратичної похибки (Mean Squared Error (MSE)), середньоквадратичного відхилення (Root MSE) і тангенційний метод (Arctan) [48].

$$\text{MSE: } \partial = \frac{(i_1 - a_1)^2 + (i_2 - a_2)^2 + \dots + (i_n - a_n)^2}{n} \quad (3.1)$$

$$\text{Root MSE: } \partial = \sqrt{\frac{(i_1 - a_1)^2 + (i_2 - a_2)^2 + \dots + (i_n - a_n)^2}{n}} \quad (3.2)$$

$$\text{Arctan: } \partial = \frac{\arctan^2(i_1 - a_1)^2 + \dots + \arctan^2(i_n - a_n)^2}{n} \quad (3.3)$$

Для обчислення характеристик Force – міографічного сигналу та визначення набору 4 рухів кисті лівої руки («право», «ліво», «верх», «низ») було проведено серію вимірювань, що склались з двох блоків. В першому блоці Force – міографічний сигнал знімався з БО за допомогою прототипу приладу, до складу якого входив тензодатчик, в другому блоці вимірів використовувався прилад з п'езодатчиком. Загальний алгоритм проведення вимірювань було обрано на основі інформації наведеної у статтях [26], [53-54] та показано на рис. 3.3.

Набір вхідних даних було стандартизовано за такими формулами:

$$U_{st} = \frac{U - \mu}{\sigma} \quad (3.4)$$

де μ , σ — середнє арифметичне значення та стандартне відхилення амплітуди сигналу U , що визначаються відповідно за формулами [26]:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i) \quad (3.5)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i - \mu)^2} \quad (3.6)$$

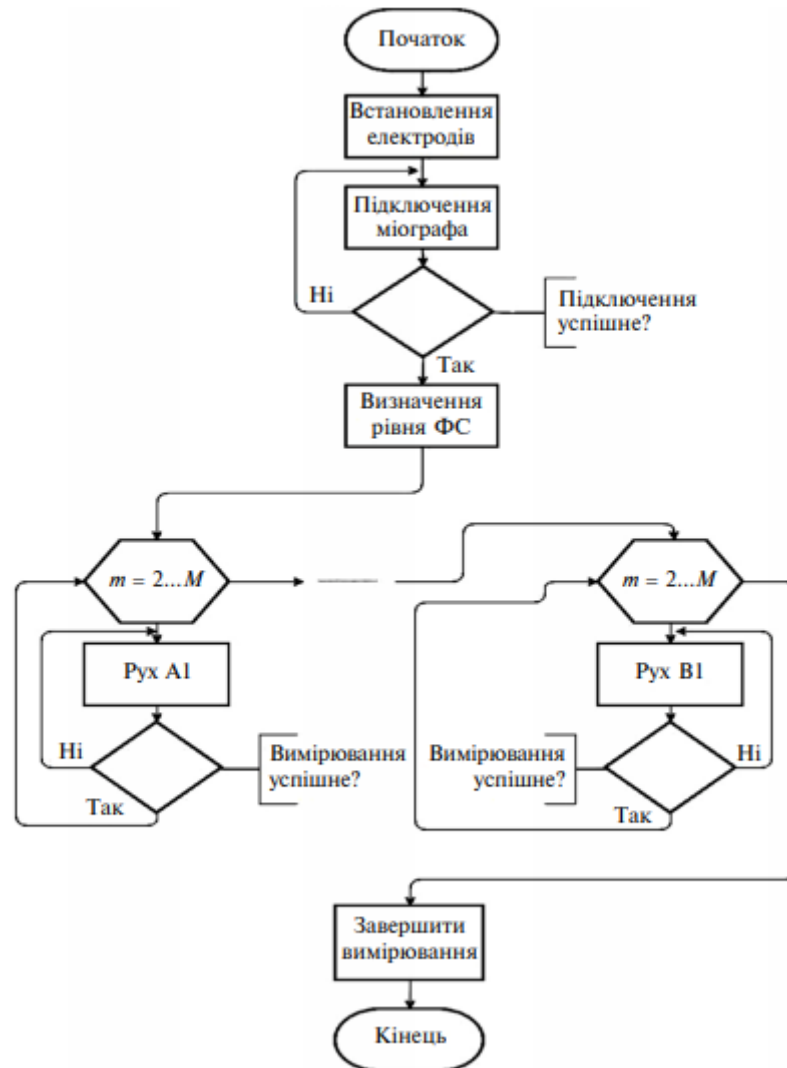


Рис. 3.3. Алгоритм проведення вимірювань [26]

У вимірюваннях загалом брали участь 10 здорових пацієнтів віком від 18 до 60 років. Кількість ітерацій $M = 20$ для кожного з 4 – х типів рухів. Вимірювання проводились у часовому інтервалі 100 мс.

3.2. Розробка прототипу системи вимірювання і аналізу сигналу

В результаті детального аналізу методів дослідження м'язової активності рук, огляду аналогів та патентів [9-10], статей [36, 55], компонування схеми – технічної бази приладу та розробки штучної нейронної мережі було створено прототип системи вимірювання і аналізу Force – міографічного сигналу (рис. 3.4.).

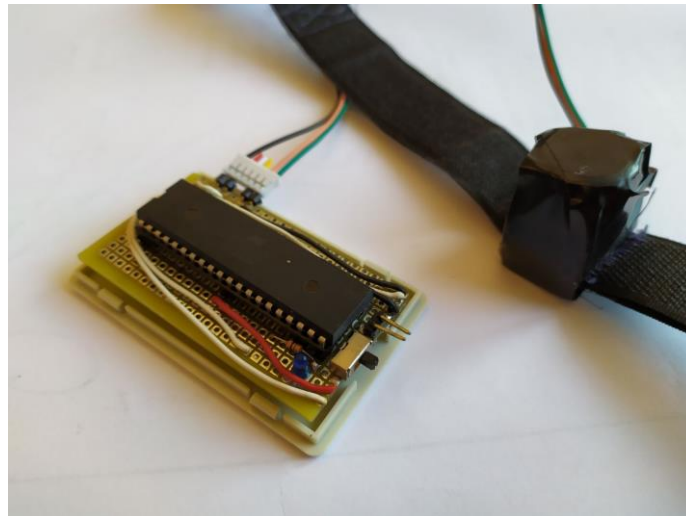


Рис. 3.4. Прототип системи вимірювання і аналізу Force – міографічного сигналу

Розроблений пристрій базується на реєстрації зміни характеристик м'язів чи сухожилів за допомогою тензо – або п'єзодатчика. Пристрій безпосередньо складається з двох основних частин – електричної, що відповідає за функціонування елементної бази пристрою та керування сигналом, та браслетної, яка відповідає за реєстрацію сигналу за допомогою датчику першого або другого типу.

Браслетна частина виготовлена з тканини довжиною 25 см, що надає властивість змінювати розмір обхвату руки пацієнта. До основи браслету додатково під'єднано вимірювальний блок, в який встановлюються та фіксуються датчики. Особливістю блоку є можливість заміни датчиків за допомогою досить простих маніпуляцій.

3.3. Класифікація Force-міографічних сигналів функціональних рухів руки.

Класифікація Force – міографічних сигналів, як вже зазначалось вище, базується на зареєстрованому вхідному сигналі, над яким виконується ряд дій: підсилення, фільтрація, передача на ПК, стандартизація та розрахунок часових характеристик.

Після виокремлення необхідних параметрів сигналу в програмі «Excel» сформований набір даних передається в наступне програмне середовище – «Matlab». Надалі проводиться тренування нейронної мережі [56] набором даних. Для кожного з 4-х рухів зап'ястя лівої руки піддослідних (вверх, вниз, вліво, вправо) кількість тренувань дорівнювала 30. Для класифікації жестів було побудовано 3 нейронні мережі з різною кількістю нейронів у прихованому шарі: 20, 30 та 50. Кількість нейронів обиралась орієнтуючись на загальну ефективність роботи алгоритму, згідно показників Recall та Precision (чим краще мережа натренована, тим вищими є показники Recall та Precision).

Результати тренування нейронних мереж представлені у вигляді шести матриць похибок для п'єзо- та тензодатчиків з 20-ма, 30-ма та 50-ма нейронами у прихованому шарі, відповідно (рис. 3.5.а-рис. 3.5.в та рис. 3.6.а-рис. 3.6.в). Вертикальна вісь матриці похибок відображає типи рухів, що були класифіковані нейронною мережею, а горизонтальна вісь – показує реальні рухи. Таким чином, по діагоналі матриці 4x4 знаходяться коректні відповіді класифікатору. Показник Precision – відповідає за ефективність розпізнавання алгоритмом класів, а Recall – відповідає за кількість правильних відповідей в кожному класі [57].

Precision: 0.83; Recall: 0.85

| | | | | | |
|--------------|--------|--------------|-------------|-------------|-------------|
| Output Class | Вліво | 95.0% 19 | 0.0% 0 | 5.0% 1 | 0.0% 0 |
| | Вправо | 5.0% 1 | 65.0% 13 | 20.0% 4 | 10.0% 2 |
| | Вверх | 0.0% 0 | 5.0% 1 | 90.0% 18 | 5.0% 1 |
| | Вниз | 0.0% 0 | 0.0% 0 | 20.0% 4 | 80.0% 16 |
| | | Вліво | Вправо | Вверх | Вниз |
| | | Target Class | | | |

Рис. 3.5. а) Матриця «похибок» нейронної мережі з 20 нейронами в прихованому шарі для п'єзодатчика

Precision: 0.78; Recall: 0.79

| | | | | | |
|--------------|--------|--------------|-------------|-------------|-------------|
| Output Class | Вліво | 90.0% 18 | 5.0% 1 | 5.0% 1 | 0.0% 0 |
| | Вправо | 5.0% 1 | 70.0% 14 | 15.0% 3 | 10.0% 2 |
| | Вверх | 0.0% 0 | 10.0% 2 | 80.0% 16 | 10.0% 2 |
| | Вниз | 0.0% 0 | 0.0% 0 | 30.0% 6 | 70.0% 14 |
| | | Вліво | Вправо | Вверх | Вниз |
| | | Target Class | | | |

Рис. 3.5. б) Матриця «похибок» нейронної мережі з 30 нейронами в прихованому шарі для п'єзодатчика

Precision: 0.74; Recall: 0.78

| | | | | | |
|--------------|--------|--------------|-------------|-------------|-------------|
| Output Class | Вліво | 85.0% 17 | 5.0% 1 | 10.0% 2 | 0.0% 0 |
| | Вправо | 0.0% 0 | 65.0% 13 | 25.0% 5 | 10.0% 2 |
| | Вверх | 0.0% 0 | 10.0% 2 | 80.0% 16 | 10.0% 2 |
| | Вниз | 0.0% 0 | 0.0% 0 | 35.0% 7 | 65.0% 13 |
| | | Вліво | Вправо | Вверх | Вниз |
| | | Target Class | | | |

Рис. 3.5. в) Матриця «похибок» нейронної мережі з 50 нейронами в прихованому шарі для п'єзодатчика

Precision: 0.81; Recall: 0.83

| | | | | | |
|--------------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Output Class | Вліво | 90.0% 18 | 5.0% 1 | 5.0% 1 | 0.0% 0 |
| | Вправо | 5.0% 1 | 65.0% 13 | 20.0% 4 | 10.0% 2 |
| | Вверх | 0.0% 0 | 5.0% 1 | 90.0% 18 | 5.0% 1 |
| | Вниз | 0.0% 0 | 0.0% 0 | 20.0% 4 | 80.0% 16 |
| | Target Class | Вліво | Вправо | Вверх | Вниз |

Рис. 3.6. а) Матриця «похибок» нейронної мережі з 20 нейронами в прихованому шарі для тензодатчика

Precision: 0.76; Recall: 0.78

| | | | | | |
|--------------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Output Class | Вліво | 85.0% 17 | 10.0% 2 | 5.0% 1 | 0.0% 0 |
| | Вправо | 5.0% 1 | 70.0% 14 | 15.0% 3 | 10.0% 2 |
| | Вверх | 0.0% 0 | 10.0% 2 | 80.0% 16 | 10.0% 2 |
| | Вниз | 0.0% 0 | 0.0% 0 | 30.0% 6 | 70.0% 14 |
| | Target Class | Вліво | Вправо | Вверх | Вниз |

Рис. 3.6. б) Матриця «похибок» нейронної мережі з 30 нейронами в прихованому шарі для тензодатчика

Precision: 0.73; Recall: 0.77

| | | | | | |
|--------------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Output Class | Вліво | 80.0% 16 | 10.0% 2 | 10.0% 2 | 0.0% 0 |
| | Вправо | 0.0% 0 | 65.0% 13 | 25.0% 5 | 10.0% 2 |
| | Вверх | 0.0% 0 | 10.0% 2 | 80.0% 16 | 10.0% 2 |
| | Вниз | 0.0% 0 | 0.0% 0 | 35.0% 7 | 65.0% 13 |
| | Target Class | Вліво | Вправо | Вверх | Вниз |

Рис. 3.6. в) Матриця «похибок» нейронної мережі з 50 нейронами в прихованому шарі для тензодатчика

Як видно з рис. 3.5 – рис. 3.6. показники ефективності розпізнавання жестів для форс-міографічної системи із використанням п'єзоелектричного датчику були вищими у порівнянні із тензо-резистивним типом сенсрів для всіх трьох типів нейронних мереж. При цьому, як видно із рисунків, як для випадку із тензорезистивним, так і для випадку із п'єзоелектричним датчиком найбільшу ефективність показала нейронна мереж із кількістю 20 нейронів у прихованому шарі. При цьому, ефективність нейронної мережі із кількістю 50 нейронів у прихованому шарі – була найнижчою.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ ІІІ

Зазначений розділ магістерської дисертації присвячено практичній реалізації системи вимірювання форс-міографічних сигналів та проведенню експериментальних досліджень. Під час проведення досліджень для машинного навчання було обрано метод штучних нейронних мереж каскадного типу, оскільки він, є простим при реалізації і налаштуванні синаптичних ваг та архітектури мережі й може використовуватись у складних розрахунках. З метою обрання оптимальної структури нейронної мережі було натреновано і протестовано три структури НМ, що відрізнялись кількістю нейронів у прихованому шарі.

В ході практичної реалізації системи було створено прототип пристрою для реєстрації форс-міографічного сигналу від біологічного об'єкту. Такий пристрій складається з двох основних частин – електричної, що відповідає за функціонування елементної бази пристрою та керування сигналом, та браслетної, яка відповідає за реєстрацію сигналу за допомогою тензо- або п'єзодатчика. Результати показали, що точність класифікації чотирьох видів жестів за допомогою розробленої системи, досягла найвищої ефективності класифікації згідно показника $Precision = 83\%$, $Recall = 85\%$ для п'єзоелектричного датчику та $Precision = 81\%$, $Recall = 83\%$ для тензорезистивного сенсору.

Розділ 4. Розробка стартап-проекту «Прилад для Force - міографії»

4.1. Ідея стартапу та її розвиток у продукт

Стартап – це підприємницький проект, який завжди оцінюється вище своєї поточної вартості [58]. Оцінка стартапу ґрунтується на фінансових прогнозах майбутніх грошових потоків, яким як правило надзвичайно складно дати об'єктивну оцінку в силу непередбачуваності галузі високих технологій.

Головним фактором створення стартапу є бізнес ідея. Відкриття бізнесу в традиційному сенсі теж, звичайно, починається з ідеї, проте там вона не відіграє таку важливу роль. Сама по собі ідея для стартапу може коштувати величезних грошей, якщо вона перспективна, в той час, як безліч банальних ідей для бізнесу можна безкоштовно знайти в Інтернеті, навіть з готовими бізнес-планами [59].

Розроблення та виведення стартап-проекту на ринок передбачає здійснення низки кроків, в межах яких визначають ринкові перспективи проекту, графік та принципи організації виробництва, фінансовий аналіз та аналіз ризиків і заходи з просування пропозиції для інвесторів [58].

Узагальнено етапи розроблення стартап-проекту можна подати таким чином:

1. Маркетинговий аналіз стартап-проекту
2. Організація стартап-проекту
3. Фінансово-економічний аналіз та оцінка ризиків проекту
4. Заходи з комерціалізації проекту.

Оцінка стартапу потрібна як автору, так і інвестору адже для обох важливо дізнатися поточну ціну, капіталізацію, а також можливу ринкову вартість. Важливо для обох сторін грамотно оцінити проект, так як саме від цього залежить його прибутковість [60]. Принцип оцінки стартапу полягає не в оцінці фінансового стану в даний момент, а в оцінці його майбутнього стану на подальших етапах реалізації з урахуванням усіх ризиків.

Інформаційна карта складається з назви і авторів проекту, короткої анотації, терміну реалізації і необхідних ресурсів та опису проблематики.

Також карта містить в собі відомості про цільові групи, основні цілі і завдання проекту, кількісні та якісні показники досягнення результатів, план, основних виконавців, кошторис і шаблон бізнес-моделі.

Цей інструмент дуже зручний і важливий на етапі ініціації проекту. Надалі, після залучення ресурсів план може бути прив'язаний до календарного плану, що дозволить чітко контролювати етапи та терміни реалізації проекту, допоможе сформувати бюджет та фази роботи над проектом [60-61].

Таблиця 4.1. Інформаційна картка проекту.

| | |
|--|--|
| 1. Назва проекту | Прилад для Force - міографії |
| 2. Автори проекту | Вонсевич К. П., Притула О.А. |
| 3. Коротка анотація (не більше 1/3 сторінки) | <p>В цьому проекті розроблено систему реєстрації біологічного сигналу за допомогою методу Force – міографії.</p> <p>Розроблена система дозволяє зареєструвати біологічні сигнали, що виникають внаслідок активності окремих рухомих одиниць скелетних м'язів, або фізіологічні зміни їх розмірів, та здійснити передачу відповідної інформації для подальшої обробки та визначення точних моторних рухів верхніх кінцівок.</p> <p>Окрім того, було розроблено: функціональну та електричну схему, зовнішній вигляд приладу, технологічну та структурну схему складання, обрано схемо-технічні компоненти системи, спроектовано та виготовлено друковану плату вимірювального блоку приладу та здійснено виготовлення першого прототипу вимірювального блоку.</p> |
| 4. Термін реалізації проекту | 18 місяців |
| | <i>Тривалість проекту (в місяцях)</i> |
| 5. Необхідні ресурси | <p>Інформаційні ресурси (доступ до електронної інформації). Витрати на собівартість приладу (матеріал для 3D друку, датчики сили 3 шт., застібка, дисплей, передавач, приймач, блок живлення, набір резистивних елементів, материнська плата, припій, клей, дріт, світлодіод).</p> <p>3D принтер, персональний комп'ютер, програмне забезпечення, електроенергія. Робоче приміщення (стіл, стілець, освітлення, кімната)</p> <p><i>Перелік усіх необхідних ресурсів (фінансових, матеріальних інтелектуальній та ін.)</i></p> |

Продовження таблиці 4.1.

| | | |
|---|--|--|
| 6. Опис проблеми, яку вирішує проект | <ol style="list-style-type: none"> 1. Відсутність портативних low-cost систем штучних верхніх кінцівок. 2. Невисока точність класифікації у органах керування біонічних протезів. 3. Незручність у використанні. | |
| 8. Головні цілі та завдання проекту | <p>Розробити прилад для Force - міографії із такими можливостями:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Підвищена точності класифікації. 2. Доступна вартість приладу. 3. Простота та зручність у використанні. | |
| 9. Очікувані результати | | |
| <p>В результаті реалізації проекту буде отримано:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Хороший та доступний аналог існуючих засобів для передбачення жестів рук. 2. Високу точність класифікації жестів. 3. Портативну систему. 4. Мало-канальна система керування біонічним протезом. 5. Удосконалений метод протезування. | | |
| Електротехнік | Генератор ідей | <ol style="list-style-type: none"> 1. Розробка методики 2. Розробка електричної схеми 3. Складання електричних елементів 4. Контроль складу електричних елементів |
| Інженер-конструктор | Виконавець | <ol style="list-style-type: none"> 5. Розробка технічного завдання 6. Креслення деталей 7. Оформлення технічної документації 8. Друк деталей 9. Складання приладу |
| ІТ- спеціаліст | Спеціаліст | <ol style="list-style-type: none"> 10. Розробка програмного забезпечення 11. Сервісне забезпечення |
| Менеджер | Дипломат | <ol style="list-style-type: none"> 12. Розробка бізнес плану 13. Пошук ринку 14. Пошук інвесторів |

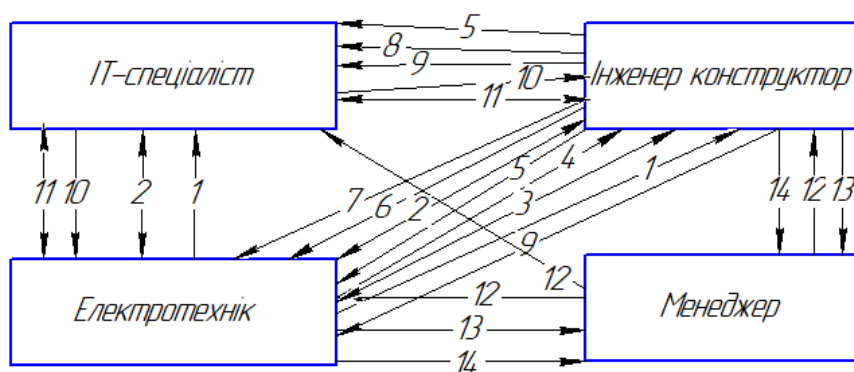


Рис. 4.1. Схема зв'язків робочої команди

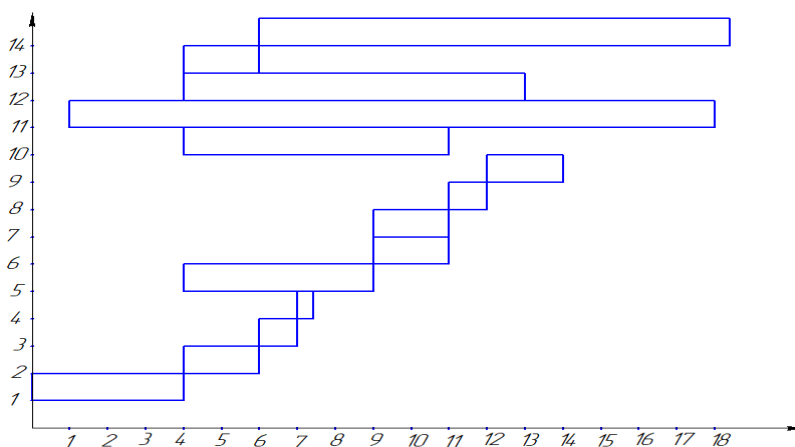


Рис. 4.2. Тайм-лайн виконання проектного плану

В результаті реалізації проекту при коректному та рівномірному розподілі завдань між членами робочої команди (рис. 4.1.) буде отримано удосконалену систему роботи з високою ефективністю. Своєчасне планування та виконання завдань (рис. 4.2.), в свою чергу, дозволить максимально притримуватись плану і, тим самим, зменшить фінансові та матеріальні ризики. Використання таких нестандартних комбінацій ресурсів надасть системі стійкості та, водночас, гнучкості. Відповідно, підприємець повинен вміти залучати ресурси з усіх можливих джерел.

Метод морфологічного ящика або «морфологічний аналіз» [62] складається з таких етапів:

1. Точне формулювання проблеми, що підлягає вирішенню.
2. Виявлення та охарактеризування усіх параметрів, які могли б увійти у вирішення заданої проблеми.

3. Конструювання морфологічного ящика або багатомірної матриці, що містить усі розв'язання заданої проблеми.

4. Аналіз рішень, їх оцінка з погляду цілей, які мають бути досягнуті.

5. Обрання та реалізація найкращих рішень.

Таблиця 4.5. Морфологічна карта

| Основні параметри | Проміжні рішення | | | | |
|------------------------------|-----------------------------|--|--|------------------------------|--|
| | 1-ше | 2-ше | 3-ше | 4-ше | 5-ше |
| Багатоканальність | 1 датчик (мала точність) | 3 датчики (хороша точність та невисока вартість) | 16 датчиків (висока точність) | 32 датчики (висока точність) | 124 датчики (висока точність, дорогова ртисні) |
| Тип датчиків | FSR - датчики | FSS- датчики | RSG- датчики | Оптоволоконні датчики | Лінійні датчики |
| Чутливість | Висока чутливість 0,1 Н | Хороша чутливість 0,2 Н | | | |
| Точність класифікації жестів | 78% (погана точність) | 82% (помірна точність) | 92% (хороша точність) | 98,5%(дуже хороша точність) | 99,2% (висока точність) |
| Тип класифікатора | LDA | SVM | LDA та SVM | Інші | |
| Комфортність | За рахунок матеріалу | За рахунок способу фіксації | За рахунок матеріалу та способу фіксації | Інші | |
| Тип передачі даних | USB – зв'язок | Wi – Fi модуль | Блок обробки інформації | Комбінована передача | Інші |
| Спосіб фіксації браслету | Ремінець (годинниковий тип) | Еластична пов'язка | Тканина з вмонтованими датчиками | Текстильна застібка | Інші |
| Розташування браслету | Передпліччя | Зап'ястя | Комбіноване | Інші | |

Вибір оптимальної ідеї продукту. Визначення основних функцій:

- багатоканальність;
- тип датчиків;
- чутливість;
- точність класифікації;
- тип класифікатору;
- комфортабельність;
- тип передачі даних;
- спосіб фіксації браслету;
- розташування браслету.

Переваги інноваційного методу класифікації жестів рук:

- використання оптимальної кількості датчиків;
- застосування чутливих електричних елементів реєстрації сигналу;
- комфортабельність та біосумісність;
- задовільна вартість.

Результати аналізу методу Force – міографії занесено до табл. 4.5. Темним кольором показано традиційні способи класифікації жестів рук, світлішим – інноваційний варіант, що передбачає поєднання хороших характеристик пристрою та оптимальної ціни.

Мінімальний доцільний продукт - це така версія продукту, яка дозволяє команді зібрати максимальну кількість підтверженої інформації з мінімальними зусиллями, витративши якнайменше часу на розробку [63].

Мінімально життєздатний продукт не має багатьох з тих опцій, які пізніше можуть виявитися важливими. Однак MVP потрібно створити таким чином, щоб можна було оцінити його успіх.

Головна проблема: Люди з обмеженими можливостями потребують досить дешевих та доступних методів протезування. З розвитком технологій з'являються нові потреби: важливим стає не тільки наявність самого протезу, а й його функціональність (рис. 4.3.).

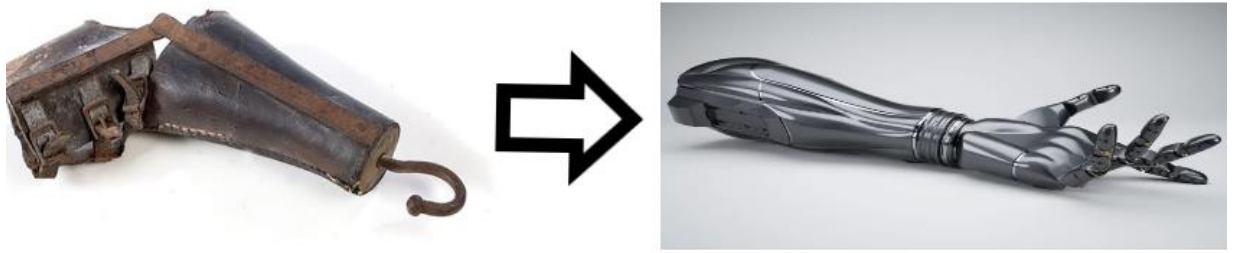


Рис. 4.3. Етапи еволюції протезів за методом MVP

1-й MVP: Косметологічні протези. Люди зіткнулись із потребою протезування я, щоправда поки тільки в косметологічних цілях, саме тому виникли перші косметичні протези. В результаті людської життєдіяльності виникло питання, чи можуть такі протези виконувати певні рухи?

2-й MVP: Активні косметичні протези. Після їх виникнення людина змогла виконувати елементарні рухи, та цього виявляється занадто мало навіть для примітивних щоденних рухів.

3-й MVP: Тягові протези. З їх появою людина почуває себе впевненіше, вона може виконувати нескладні комбінації рухів. Та навіть цього недостатньо для рухів, що вимагають особливої плавності та легкості. Тому вчені знову перебувають у стадії розробки.

4-й MVP: Протези з вмонтованим контрольним пристроєм. З появою інформаційних технологій та їх розвитком дослідження у багатьох галузях роблять неабиякий успіх. За допомогою ІТ робити багатофункціональні протези стає набагато легше. Тепер вони стають досить вправними як під час простих, так і під час складних за комбінацією та траєкторією рухів. Та рости ще є куди.

5-й MVP: Протези на основі складних інтегрованих методів. Такі протези забезпечують вільне виконання набору рухів, реальним стає навіть передбачення жестів. В основі лежать методи міографії.

Опрацювання питань для удосконалення продукту «FMG – браслет» з вичерпними відповідями [55] на запитання наведена в таблиці 4.6.

Таблиця 4.6. Опрацювання питань для удосконалення продукту «FMG – браслет»

| № | Запитання | Відповідь |
|---|--|---|
| 1 | Частиною яких систем є продукт? | FMG – браслет є частиною системи обробки біологічного сигналу. |
| 2 | Які функції надсистеми може виконувати продукт? Як їх з ним пов'язати? | Браслет виконує функції блоку реєстрації сигналу. Він може як накопичувати сигнал (запам'ятовувати) так і передавати для обробки на ПК. |
| 3 | Чи можна розділити продукт на частини? | FSR – датчик (1 – 128 шт, багатоканальність), основа браслету, вушко, текстильна застібка, материнська плата, резистивні елементи, приймач – передавач, вмикач, пружина. |
| 4 | Чи можна об'єднати (агрегувати) кілька елементів продукту в один? | Всі електричні елементи кріпляться до материнської плати, котру можна вважати одним блоком. Текстильна застібка та вушко також являють собою нероз'ємну конструкцію для забезпечення фіксації. |
| 5 | Чи можна нерухомі частини продукту зробити рухомими і навпаки? | Рухомим елементом є текстильна застібка, що має здатність до фіксації для забезпечення тісного контакту датчиків з біологічним об'єктом. Інших рухомих елементів немає, так як потрібно забезпечити відсутність артефактів руху. |
| 6 | Яким має бути ідеальний продукт? | Повинен мати високу точність та має бути максимально комфортним для користувача. |
| 7 | Що відбудеться, якщо вилучити цей продукт? Чим його можна замінити? | При вилученні браслету такого типу протезний механізм втратить функцію передбачення рухів. В такому разі можливе використання простих косметологічних чи тягових протезів. |
| 8 | Яким цей продукт був у минулому? | Раніше використовувались пов'язки з ацетату целюлози з прикріпленими датчиками, або ж використовувалась еластична тканина з вмонтованими масивами необхідної кількості сенсорів. |
| 9 | На розвиток яких функцій було спрямоване удосконалення продукту? | Головним чином розвивалися функції біосумісності. Основну увагу було спрямовано на досягнення точності класифікації жестів та вибору класифікатору. Широкі дослідження показали найоптимальніші типи датчиків. Велику увагу приділено економічності виробу. |

Продовження таблиці 4.6.

| | | |
|----|---|--|
| 10 | Які функції залишилися «недорозвиненими»? | Надалі потрібно допрацювати комфортабельність пристрою, розширити спектр розпізнавання жестів, повністю дослідити вплив кількості каналів на точність класифікації. |
| 11 | Як можна натепер розвинути ці функції? | Потрібно проводити дослідження біосуміності матеріалів, порівнювати показники різної кількості каналів різних датчиків, що може зайняти досить багато матеріальних витрат та часу. |

Здійснюємо відбір найцікавіших ідей і формуємо їх список.

Ідея 1. Додати до механізму пульсометер з дисплеєм.

Ідея 2. Додати цікавий дизайн текстильної застібки для гарного вигляду.

Ідея 3. Отвори для вентиляції для підвищення комфорту при довготривалому використанні.

Ідея 4. Новий класифікатор жестів. Допоможе досягнути високої точності класифікації та виявити недоліки системи.

Ідея 5. Фільтри реєстрації сигналу, що допоможуть мінімізувати похибку в процесі реєстрації.

Ідея 6. Бездротове зарядження. Забезпечить довготривале використання пристрою без його зняття.

Агрегування 1. За допомогою браслету можна слідкувати за декількома біологічними показниками.

Агрегування 2. До браслету можна додавати сміливі дизайнерські рішення та створити максимальну біосумісність.

Агрегування 3. За допомогою фільтрів та нових класифікаторів можемо отримати дуже високу точність класифікації.

Таким чином отримано три додаткові ідеї. Кількість продуктивних та унікальних ідей збільшено до дев'яти. Навіть без їх ретельного аналізу, якщо скласти морфологічну таблицю, то можна отримати близько 30–40 якісно нових ідей.

Відбираємо найбільш працездатні ідеї, перевіряємо їх на своєчасність. Для цього необхідно за кожною з отриманих ідей відповісти на три запитання: що вийшло; де це можна використати; кому це потрібно.

Ідея 1.

- собівартість таких браслетів буде вищою, ніж звичайних;
- можна використати як при клінічних дослідженнях, так і при самомоніторингу;
- така ідея може бути корисною для параолімпійців чи людей, що носять протези і займаються спортом.

Ідея 2.

- Вийде стильний молодіжний браслет, що має як хороший функціональний набір, так і гарний вигляд;
- При створенні молодіжних чи дитячих протезів;
- Людям, що не бояться сміливих рішень

Ідея 3.

- Отримуємо комфортний пристрій з циркуляцією повітря;
- Використовуємо при створенні максимально комфортних рішень;
- Людям, котрі надають перевагу комфорту.

Ідея 4.

- За допомогою нових класифікаторів вдасться досягнути нових показників точності;
- При дослідженні новітніх методів класифікації жестів необхідні нові класифікатори;
- Дослідницькі групи потребують в такому продукті.

Ідея 5.

- Ще одна ідея, котра в результаті приведе до мінімізації похибки.
- Розробки цієї області вирішить проблеми при проектуванні електричних схем.
- Ця ідея так само корисна для дослідницьких груп.

Ідея 6.

- Посилено тривалість використання пристрою;
- Може бути використано саме для зарядки блоку живлення (одного з основних елементів браслету);
- Дуже корисна функція для людей, що користуються браслетом щоденно.

Таблиця 4.7. Синхронізація завдань.

| <i>Етап</i> <i>и</i> | <i>Продукти (послідовність заміщення)</i> | | |
|---------------------------|--|---|--|
| Минуле століття | Блок з електричними елементами | Комфортабельність | Точність класифікації |
| Сьогодні | Ідея 2 Додавання цікавого дизайну (цифровий годинник і т. д.) | Ідея 2: Додавання цікавого дизайну (цифровий годинник і т. д.) | Ідея 5. Фільтри реєстрації сигналу. |
| Завтра | Ідея 1. Додавання пульсометру. | Ідея 3 Отвори для вентиляції | Ідея 4. Новий класифікатор жестів. |
| Післязавтра | Ідея 6. Бездротове зарядження. | Агрегування 2: Сміливі рішення та комфортабельність. | Агрегування 3: Високоточний пристрій. |
| Протезування XXI століття | Агрегування 1: Спостереження за набором параметрів людини | | |

Агрегування 1.

- В результаті отримуємо комплексний пристрій контролю фізіологічних параметрів людини;
- Корисно для маркетингових цілей, спостережень за показниками людини (важкі випадки хвороб, коли потрібен постійний контроль і т.д.);

- Для хворих, спортсменів і т.д.

Агрегування 2.

- Отримуємо привабливий браслет;
- Маркетингові цілі;
- покупці – переважно заможні люди.

Агрегування 3.

- Отримуємо високоточну систему;
- система витісняє сучасні аналоги;
- покупці – усі споживачі.

Таблиця синхронізації завдань (табл. 4.7.) надає змогу оцінити актуальність кожної з ідей, тим самим висвітлюючи їх своєчасність та можливість успішного впровадження в майбутньому. Такий розподіл допоможе передбачити та уникнути появу зайвих витрат та ризиків безпосередньо під час реалізації проекту.

Іншим, додатковим методом оновлення продукту є концепція рівнів товару [56], що полягає в аналізі товару на трьох рівнях: товар на стадії задуму (ідея, що може бути втілена), товар у реальному виконанні (матеріальне втілення товару за задумом) та товар з підкріпленням (сукупність послуг, які полегшують користування товаром в реальному виконанні).

1. Товар за задумом.

Система дозволить зареєструвати біологічні сигнали, що виникають внаслідок активності окремих рухомих одиниць м'язів. Дана система дозволить класифікувати жести рук з високою точністю.

2. Товар у реальному виконанні.

Дана система містить високочутливі компоненти, що дають змогу отримувати результат з високою точністю. Даний прилад актуальний для м'язів, що знаходяться у зоні передпліччя та на відстані 2 – 3 сантиметрів від кисті.

3. Товар з підкріпленням.

За необхідністю є можливим проведення додаткових експериментів, оскільки організм кожної людини є унікальним, моторика та сила дії м'язів має вікові відмінності. Також можливе підсилення самої системи реєстрації багатоканальністю та видами датчиків. Також установка матиме модифікації, що підвищать біосумісність та зручність використання браслету.

4.2. Формування команди стартапу

Для оцінки факторів вкладу кожного учасника в робочий проект було використано метод середньої оцінки [59].

В ході підготовки детального бізнес плану були визначені основні фактори, що впливають на вихідний результат. Для їх оцінки були введені вагові значення (табл. 4.2.), котрі після проведеного аналізу дають змогу оцінити особисті внески кожного партнера (табл. 4.3.), їх залученість та ризику.

Таблиця 4.2. Вагові значення факторів

| Фактор | Вага (важливість) |
|-------------------------|--------------------------|
| Ідея | 10 |
| Підготовка бізнес плану | 9 |
| Компетентність | 7 |
| Залученість і ризику | 7 |
| Обов'язки | 9 |

Таблиця 4.3. Внесок кожного з партнерів

| Фактор | Електротехнік | Інженер конструктор | ІТ-спеціаліст | Менеджер |
|-------------------------|----------------------|----------------------------|----------------------|-----------------|
| Ідея | 10 | 7 | 7 | 0 |
| Підготовка бізнес плану | 3 | 3 | 4 | 9 |
| Компетентність | 7 | 6 | 6 | 6 |
| Залученість і ризику | 7 | 7 | 7 | 5 |
| Обов'язки | 9 | 9 | 9 | 9 |

Таблиця 4.4. Оцінювання важливості кожного фактора і внеску кожного учасника

| Фактор | Вага | Електротехнік | Інж.-констр. | ІТ-спеціаліст | Менеджер |
|-------------------------|-------------|----------------------|---------------------|----------------------|-----------------|
| Ідея | 10 | 10 | 7 | 7 | 0 |
| Підготовка бізнес плану | 9 | 3 | 3 | 4 | 9 |
| Компетентність | 7 | 7 | 6 | 6 | 6 |
| Залученість і ризику | 7 | 7 | 7 | 7 | 5 |
| Обов'язки | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 |

Таблиця 4.5. Визначення дольової участі у стартап проєкті кожного учасника

| Фактор | Електротехнік | Інж.-констр. | ІТ-спеціаліст | Менеджер | |
|-------------------------|----------------------|---------------------|----------------------|-----------------|---------------|
| Ідея | 10 | 10 | 7 | 7 | |
| Підготовка бізнес плану | 9 | 3 | 3 | 4 | |
| Компетентність | 7 | 7 | 6 | 6 | |
| Залученість і ризику | 7 | 7 | 7 | 7 | |
| Обов'язки | 9 | 9 | 9 | 9 | |
| Разом | 42 | 36 | 32 | 33 | 143 |
| Відсотки | 29,37% | 25,17% | 22,38% | 23,07% | 100,0% |

Аналіз оцінювання важливості кожного фактора і внеску кожного учасника (табл. 4.4.) показав, що від сумарного вкладу в проєкт (що дорівнює 100%) частка роботи електротехніка займає 29,37%, інженера-конструктора 25,17%, ІТ-спеціаліста 22,38%, а менеджера – 23,07% (табл. 4.5.). Отже, запорукою успіху буде злагоджена робота кожного з фахівців та мінімізація ризиків.

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту та розробка ринкової стратегії проекту

Для запуску проекту перш за все необхідно попередньо оцінити загальний стан ринку, його динаміку, обсяг продаж та специфічні вимоги. Попередня характеристика потенційного ринку представлена в таблиці 4.8.

Таблиця 1.8. Попередня характеристика потенційного ринку

| <i>№</i> | <i>Показники стану ринку (найменування)</i> | <i>Характеристика</i> |
|----------|--|-------------------------------------|
| 1 | Кількість головних гравців, од | 4 |
| 2 | Загальний обсяг продаж, грн/ум.од | 250000 |
| 3 | Динаміка ринку (якісна оцінка) | Зростає |
| 4 | Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень) | Немає |
| 5 | Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації | Вимоги до матеріалу, біосумісність. |
| 6 | Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), % | 92% |

Наступним кроком введення продукту на ринок є вивчення потенційних клієнтів та їх вимог до товару. Для нашого приладу характеристика потенційних клієнтів представлена в таблиці 4.9.

Таблиця 4.9. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

| <i>Потреба, що формує ринок</i> | <i>Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)</i> | <i>Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів</i> | <i>Вимоги споживачів до товару</i> |
|--|---|--|---|
| Потреба заміни кінцівки (альтернативний метод передбачення жестів) | Дослідницькі групи, Люди з обмеженими можливостями. | Фінансові можливості. Даний продукт є простим у використанні, не потребує обробки шкіри, є високоточним та надійним для передбачення жестів рук. | - до продукції Доступна вартість, висока якість, індивідуальний підхід. - до компанії-постачальника Швидкість виготовлення пристроїв, точність класифікації. |

Далі необхідно опрацювати фактори загроз та можливостей. Загрози та можливості можуть бути різні за класифікацією, змістом чи реакцією компанії (табл. 4.10, 4.11).

Таблиця 4.10. Фактори загроз.

| <i>№</i> | <i>Фактор</i> | <i>Зміст загрози</i> | <i>Можлива реакція компанії</i> |
|----------|-----------------------|----------------------------|---|
| 1 | Криза | Зменшення кількості продаж | Зменшення собівартості приладу. |
| 2 | Висока конкурентність | Зменшення кількості продаж | Проведення рекламних кампаній, розширення цільових аудиторій. |

Таблиця 4.11. Фактори можливостей

| <i>№</i> | <i>Фактор</i> | <i>Зміст можливості</i> | <i>Можлива реакція компанії</i> |
|----------|----------------------------------|---|---------------------------------|
| 1 | Відсутність аналогів на ринку | Можливість монополії | Підвищення ціни товару. |
| 2 | Потреба доступної методики | Новітня розробка з підвищеними можливостями | Залучення інвесторів |
| 3 | Впровадження новітніх технологій | Покращення основних та спеціальних параметрів продукції | Підвищення попиту та ціни. |

Важливим кроком є аналіз конкуренції на ринку. Такий аналіз можна проводити ступенево (табл. 4.12.), або ж за допомогою аналізу конкуренції в галузі за М. Портером (табл. 4.13.).

Таблиця 4.12. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

| <i>Особливості конкурентного середовища</i> | <i>В чому проявляється дана характеристика</i> | <i>Вплив на діяльність підприємства</i> |
|---|--|---|
| 1. Чиста конкуренція | Окремі продавці та покупці не можуть впливати на ціну. | Особлива увага на якість товару. |

Продовження таблиці 4.12.

| | | |
|---------------------------|--|---|
| 2. Міжнародна конкуренція | являє собою конкуренцію виробників на світовому ринку і включає в себе як внутрігалузеву, так і міжгалузеву форми конкуренції. | сприяє збалансованому збільшенню капіталу. |
| 3. Внутрішньогалузева | Сприяє зниженню витрат виробництва, впровадженню новітніх досягнень, стимулює процес концентрації виробництва і капіталу. | Формування ринкової вартості товару. |
| 4. Товарно-видова | Конкуренція між товарами одного виду. | Створення модифікацій та розширення набору функцій. |
| 5. Нецінова конкуренція | Удосконалення якості продукції. | Покращення умов продажу, впровадження новітніх методик при виробництві. |
| 6. Марочна конкуренція | Конкурентні компанії пропонують таку ж продукцію за схожими цінами тій же цільовій аудиторії. | Зниження ціни, підвищення якості продукції, підвищення точності та комфортабельності. |

Таблиця 4.13. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером [56]

| Складові аналізу | Прямі конкуренти в галузі | Потенційні конкуренти | Постачальники | Клієнти | Товари-замінники |
|------------------|-----------------------------------|--|--|--|------------------------------------|
| | RSL Steeper, VeBionics | Високий бар'єр входження в ринок | Відносно низька собівартість | Відносно низька ціна продукту | Фактори загроз з боку замінників є |
| Висновки : | Висока інтенсивність конкурентів. | Є можливості входу в ринок, є потенційні конкуренти. | Збільшення співвідношення ціни та якості | Збільшення співвідношення ціни та якості | Обмеження відсутні |

Також необхідно навести чинники, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущими, тобто провести обґрунтування факторів конкурентоспроможності (табл. 4.14.) і провести порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту (табл. 4.15.).

Таблиця 4.14. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

| <i>№</i> | <i>Фактор конкурентоспроможності</i> | <i>Обґрунтування)</i> |
|----------|--------------------------------------|---|
| 1. | Висока точність класифікації | Висока точність отриманого біологічного сигналу та його правильне трактування виконавчим органам. |
| 2. | Довготривале використання | Надійність виробу та електричних елементів, що забезпечують роботу. |
| 3. | Доступність | Є широкодоступним методом для різних споживчих категорій завдяки хорошему співвідношенню якість/ціна. |
| 4. | Простота у використанні | Не потребує особливих знань, попередньої обробки шкіри. |
| 5. | Висока чутливість сенсорів | Здатність приладу сприймати сигнали малих амплітуд. |
| 6 | Індивідуальний підхід | Можливість фіксації на передпліччях різних розмірів. |

Таблиця 4.15. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін

| <i>№</i> | <i>Фактор конкурентоспроможності</i> | <i>Бали 1-20</i> | <i>Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з ... (назва підприємства)</i> | | | | | | |
|----------|---------------------------------------|------------------|--|----|----|---|---|---|----|
| | | | -3 | -2 | -1 | 0 | + | + | +3 |
| 1 | Оптимальне співвідношення якість/ціна | 19 | - | - | - | 0 | 1 | 1 | 2 |
| 2 | Індивідуальний підхід | 20 | - | - | - | 0 | 1 | 1 | 1 |
| 3 | Висока точність класифікації | 20 | - | - | - | 0 | 1 | 2 | 1 |

SWOT- аналіз стартап-проекту [63], [65] застосовується у процесі стратегічного планування, що полягає в розділенні чинників і явищ на чотири категорії: сильних і слабких сторін проекту, можливостей, що відкриваються при його реалізації, та загроз, пов'язаних з його здійсненням (табл. 4.15).

Таблиця 4.15. SWOT- аналіз стартап-проекту

| | |
|---------------------------|----------------------------|
| Сильні сторони: інвестори | Слабкі сторони: конкуренти |
| Можливості: розширення | Загрози: партнери |

Таблиця 4.16. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

| <i>№</i> | <i>Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки</i> | <i>Ймовірність отримання ресурсів</i> | <i>Строки реалізації</i> |
|----------|---|---|--------------------------|
| 1 | Зростання. | Велика. | 18 місяців. |

Наведена вище таблиця (табл. 4.16.) відображає загальну тенденцію до зростання ринкового впровадження стартап - проекту, велику ймовірність отримання ресурсів та строки реалізації проекту у 18 місяців.

Стратегія – це визначення основних довгострокових цілей та завдань підприємства, затвердження курсу дій і розподілу ресурсів, необхідних для досягнення цих цілей [64]. Для формування стратегії необхідно обрати цільові групи споживачів товару (табл. 4.17) та визначити базову стратегію розвитку (табл. 4.18.).

Таблиця 4.17. Вибір цільових груп потенційних споживачів

| <i>№</i> | <i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i> | <i>Готовність споживачів сприйняти продукт</i> | <i>Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)</i> | <i>Інтенсивність конкуренції в сегменті</i> | <i>Простота входу у сегмент</i> |
|----------|---|--|--|---|---|
| 1 | Дослідницькі групи - | Повністю готові | Високий | Помірна | Простий |
| 2 | Люди з обмеженими можливостями | Повністю готові | Високий | Висока | Простий |

Таблиця 4.18. Визначення базової стратегії розвитку

| <i>№</i> | <i>Обрана альтернатива розвитку проекту</i> | <i>Стратегія охоплення ринку</i> | <i>Ключові конкурентоспроможні позиції</i> | <i>Базова стратегія розвитку*</i> |
|----------|---|---|--|-----------------------------------|
| 1. | Залучення споживачів | Поширення реклами продукції, формування стійкого попиту | 1. Реклама 2. Формування попиту | Спеціалізація |
| 2. | Встановлення конкурентноспроможних цін | Регулювання цін відносно ситуації на ринку. | Моніторинг цін | лідерство по витратах |

Опорним моментом в орієнтації підприємства на конкурентному ринку є базова стратегія конкуренції (табл. 4.19), що являє собою основу конкурентної поведінки підприємства на ринку й окреслює схему забезпечення переваг над конкурентами [56]. Від її правильного вибору залежать всі подальші маркетингові дії та цінова політика.

Таблиця 4.19. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

| <i>Чи є проект «першо прохідцем» на ринку?</i> | <i>Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?</i> | <i>Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?</i> | <i>Стратегія конкурентної поведінки*</i> |
|--|---|--|--|
| Ні. | Компанія має визначені цільові аудиторії, але робитиме все можливе для привернення уваги з боку споживачів конкурентних фірм. | Компанія має свій набір характеристик, але для впевненого стану контролюватиме пропозиції конкурентів. | Наслідування лідера |

Зміст та процедура позиціювання товару на ринку описана в таблиці 4.20. Стратегія позиціювання [64] необхідна для того, аби обравши

конкретний сегмент, фірма правильно визначила для себе, як проникнути на нього й здобути конкурентні переваги. Тобто позиціонування - це визначення місця товару фірми на ринку серед товарів-аналогів.

Таблиця 4.20. Визначення стратегії позиціонування

| <i>№</i> | <i>Вимоги до товару цільової аудиторії</i> | <i>Базова стратегія розвитку</i> | <i>Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту</i> | <i>Вибір асоціацій, які мають сформувавши комплексну позицію власного проекту (три ключових)</i> |
|----------|--|--|---|--|
| 1. | Співвідношення якості/ціна | Зменшення собівартості. | Використання FSR – датчиків, що мають набір переваг. | Висока якість, низька ціна. |
| 2. | Точність | Використання нових класифікаторів | LDA класифікатори. | Висока точність пристрою. |
| 3. | Простота у використанні | Використання зрозумілих технологій, програмне керування. | Програмне забезпечення. | Забезпечення простоти та надійності. |

4.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього визначаємо ключові переваги концепції товару (табл. 4.21.) та аналізуємо три рівні товару моделі товару з оцінкою рівня захищеності від копіювання (табл. 4.22).

Таблиця 4.21. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

| № | Потреба | Вигода, яку пропонує товар | Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити) |
|----|-------------------------|---|--|
| 1. | Точність | Забезпечує високу точність основного параметру. | Висока точність. |
| 2. | Доступність | Доступність для кожного пацієнту/дослідницької групи. | Невисока вартість. |
| 3. | Простота у використанні | Зручність та можливість використання для будь – якої вікової категорії. | Простота інтерфейсу. |

Таблиця 4.22. Опис трьох рівнів моделі товару

| Рівні товару | Сутність та складові | | |
|---|---|------|----------------|
| I. Товар за задумом | Дослідження можливості передбачення жестів рук, реабілітація, протезування. | | |
| II. Товар у реальному виконанні | Властивості/характеристики | М/Нм | Вр/Тх /Тл/Е/Ор |
| | 1. Force - міографія | Нм | Е |
| | 2. М'яз, сухожилля. | Нм | Тх |
| | Якість: патент на корисну модель, авторське право, технічний регламент щодо медичних виробів. | | |
| | Пакування: плівка, коробка. | | |
| III. Товар із підкріпленням | Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського», прилад для Force – міографії. | | |
| | До продажу: можливість аналізу та виключення похибок. Після продажу: можливість створення нових модифікацій. | | |
| За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: За рахунок оформлення патентів та авторського права. | | | |

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар. Встановлення цін проводиться експериментальним методом (табл. 4.23.).

Таблиця 4.23. Визначення меж встановлення ціни

| <i>№</i> | <i>Рівень цін на товари-замінники</i> | <i>Рівень цін на товари-аналоги</i> | <i>Рівень доходів цільової групи споживачів</i> | <i>Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу</i> |
|----------|---------------------------------------|-------------------------------------|---|--|
| 1 | BeBionic 120000-150000 | Touch Bionics 110000-120000 | 20000-20000 | 110000 |

Таблиця 4.24. Формування системи збуту

| <i>Специфіка поведінки цільових клієнтів</i> | <i>Функції збуту, які має виконувати постачальник товару</i> | <i>Глибина каналу збуту</i> | <i>Оптимальна система збуту</i> |
|--|--|---|---|
| Орієнтація на регулярні поставки | Встановлення контакту із споживачами, підтримка клієнтської бази, збір маркетингової інформації. | Лікарі в лікарнях, санаторіях, реабілітаційних центрах, маркетологи в магазинах мед. техніки. | Дослідницькі групи, лікарні, реабілітаційні центри, санаторії, спеціалізовані магазини. |

Далі визначаємо оптимальну систему збуту, в межах якої приймається рішення (табл. 4.24.). Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій (табл. 4.25). Концепція маркетингових комунікацій спирається на попередньо обрану основу для позиціонування та визначену специфіку поведінки клієнтів.

Таблиця 4.25. Концепція маркетингових комунікацій

| <i>Специфіка поведінки цільових клієнтів</i> | <i>Канали комунікацій, цільових клієнтів</i> | <i>Ключові позиції, обрані для позиціонування</i> | <i>Завдання рекламного повідомлення</i> | <i>Концепція рекламного звернення</i> |
|--|--|---|--|--|
| Орієнтація на регулярні поставки | Формальні та неформальні канали комунікації. | Точність, доступність, простота у використанні. | Розв'язати проблеми комунікаційного характеру. | Увага на унікальність та іноваційність продукту. |

4.5. Планування реалізації стартап-проекту

Метою складання виробничого плану є доведення можливості ефективного організаційного та ресурсного забезпечення проекту, демонстрація ефективності реалізації стартап – проекту за допомогою обраних організаційних рішень [65].

Складено календарний план-графік реалізації проекту за формою, наведеною в таблиці 4.26.

Таблиця 4.26. Календарний план-графік реалізації стартап-проекту

| № | Етапи реалізації | Період реалізації проекту | | | | | | |
|----|--|---------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| | | 0-й рік ¹ | | | | 1-й рік | 2-й рік | 3-й рік |
| | | 1-й кв. | 2-й кв. | 3-й кв. | 4-й кв. | | | |
| 1. | Проведення НДДКР | + | + | + | + | + | | |
| 2. | Розробка проектних матеріалів і ТЕО | + | + | + | + | + | | |
| 3. | Придбання нематеріальних активів, отримання дозвільних документів тощо | + | + | + | + | + | | |
| 4. | Передвиробничі маркетингові дослідження | + | + | | | | | |
| 5. | Придбання матеріальних ресурсів | + | + | + | + | + | + | + |
| 6. | Запуск виробництва | | | | + | + | + | + |
| 7. | Продаж продукції | | | | | + | + | + |

Таблиця 4.28. Планова потреба у виробничому обладнанні та устаткуванні

| № | Вид обладнання (устаткування, пристрою) | Тип (модель) | Виробник обладнання (устаткування, пристрою) | Терміни постачання | Вартість, тис. грн. |
|----|---|---------------|--|--------------------|---------------------|
| 1. | 3D принтер | лазерний друк | Приватний підприємець | 1-1.5 місяці | 15 |
| 2. | Персональний комп'ютер (4 шт) | ноутбук | Lenovo | 1 тиждень | 60 |

Продовження таблиці 4.28.

| | | | | | |
|---------------|------------------------|--|------------------------------|----------|-----|
| 3. | Програмне забезпечення | Windows, Microsoft office, Solid works | Microsoft, Dassault Systemes | 1 місяць | 20 |
| 4. | Інформаційні ресурси | Наукові розробки і т.д. | Дослідницькі групи і т.д. | 1 рік | 15 |
| <i>Разом:</i> | | — | — | — | 110 |

Обсяг витрат на залучення нематеріальних активів, необхідних для реалізації стартап-проекту наведеною в табл. 4.29.

Таблиця 4.29. Планова вартість нематеріальних активів

| № | Вид активів | Активи, що можуть бути віднесені до даного виду | Вартість, тис. грн. |
|----|---|---|---------------------|
| 1. | Права на об'єкти промислової власності та авторські права | (право на винаходи, корисні моделі, промислові зразки, сорти рослин, породи тварин, компонування інтегральних мікросхем, комерційні таємниці, у тому числі ноу-хау, захист від недобросовісної конкуренції) | 1,225 |

Плановий обсяг виробництва продукції стартап-проекту (в натуральних показниках) по роках наведено в табл. 4.30.

Таблиця 4.30. Плановий обсяг виробництва продукції стартап-проекту

| Вид продукції | Одиниця виміру | Обсяги виробництва за період | | |
|---------------|----------------|------------------------------|---------|---------|
| | | 1-й рік | 2-й рік | 3-й рік |
| FMG - браслет | шт | 15 | 120 | 180 |

Обсяг витрат на забезпечення стартап-проекту матеріальними ресурсами та комплектуючими по роках наведено в табл. 4.31.

Таблиця 4.31. Планова потреба у матеріальних ресурсах та комплектуючих

| № з/п | Вид ресурсу | Одиниця виміру | Витрати на одиницю продукції | Вартість на одиницю продукції, тис. грн. | Вартість за плановим обсягом виробництва за період, тис. грн. | | |
|----------------------|---------------------|----------------|------------------------------|--|---|---------|---------|
| | | | | | 1-й рік | 2-й рік | 3-й рік |
| 1. | Матеріали | | | | | | |
| 1.1. | припій | шт | | 0.2 | 3 | 24 | 36 |
| 1.2. | клей | | | 0.2 | 3 | 24 | 36 |
| Всього матеріалів | | 2 | | 0.4 | 6 | 48 | 72 |
| 2. | Комплектуючі | шт | | | | | |
| 2.1. | датчики сили | | | 0.5 | 7.5 | 60 | 90 |
| 2.2. | застібка | | | 0.1 | 1.5 | 12 | 18 |
| 2.3. | дисплей | | | 0.3 | 4.5 | 36 | 54 |
| 2.4. | передавач | | | 0.2 | 3 | 24 | 36 |
| 2.5. | приймач | | | 0.2 | 3 | 24 | 36 |
| 2.6. | блок живлення | | | 0.4 | 6 | 48 | 72 |
| 2.7. | резистивні елементи | | | 0.5 | 7.5 | 60 | 90 |
| 2.8. | материнська плата | | | 0.3 | 4.5 | 36 | 54 |
| 2.9. | світлодіод | | | 0.2 | 3 | 24 | 36 |
| 2.10. | дріт | | 0.1 | 1.5 | 12 | 18 | |
| Всього комплектуючих | | 10 | — | 2.8 | 42 | 336 | 504 |
| 3. | Сировина | | | | | | |
| 3.1. | PLA - пластик | шт | | 0.5 | 7.5 | 60 | 90 |
| Всього сировини | | | | | | | |
| <i>Разом:</i> | | — | — | 3.7 | 55.5 | 444 | 666 |

Потреба та обсяг витрат на залучення адміністративного та промислово-виробничого персоналу, необхідного для реалізації проекту наведеною в табл. 4.32.

Таблиця 4.32. Планова потреба та витрати на персонал

| № з/п | Категорія персоналу | Чисельність | Заробітна плата, тис грн. на місяць | Відрахування на соціальні заходи, тис грн. на місяць | Витрати на оплату праці за період, тис. грн. | | |
|---------------|---------------------|-------------|-------------------------------------|--|--|---------|---------|
| | | | | | 1-й рік | 2-й рік | 3-й рік |
| 1. | Електротехнік | 1 | 14.4 | 2.7 | 172.8 | 259.2 | 293.76 |
| 2. | Інженер-конструктор | 1 | 12.8 | 2.4 | 153.6 | 230.4 | 261.12 |
| 3. | ІТ- спеціаліст | 1 | 13.2 | 2.5 | 158.4 | 237.6 | 269.27 |
| 4. | Менеджер | 1 | 11.6 | 2.2 | 139.2 | 208.7 | 236.64 |
| <i>Разом:</i> | | 4 | 52 | 9.8 | 624 | 935.9 | 1060.8 |

З урахуванням даних з таблиць 4.26 – 4.32 визначаємо обсяг загальних початкових витрат, необхідних для реалізації проекту за формою, наведеною в таблиці 4.33.

Таблиця 4.33. Загальні початкові витрати проекту

| № | Стаття витрат | Обсяги витрат в 0-й рік, тис. грн. |
|--------------|--|------------------------------------|
| 1. | Проведення НДДКР | 8 |
| 3. | Витрати на придбання обладнання та устаткування та пристроїв | 110 |
| 4. | Витрати на приймально-здавальні випробування | 7.5 |
| 5. | Витрати на пусконаладжувальні роботи | 10 |
| 7. | Витрати на придбання нематеріальних активів | 109 |
| 8. | Оплата юридичних послуг | 24 |
| 9. | Витрати на марк. дослідження і збутової мережі | 17 |
| 10. | Витрати, пов'язані з формуванням та розвитком команди | 624 |
| <i>Разом</i> | | 929.5 |

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ IV

Розділ магістерської дисертації «Розробка стартап-проекту» присвячено реалізації першого етапу розроблення стартап-проекту, а саме висвітленню маркетингових аспектів створення стартапу: відбору ідей, аналізу потенційних техніко-економічних переваг ідей, створенню концепції продукту, визначення перспектив ринкової реалізації проекту, визначення попереднього кола конкурентів та розроблення маркетингової стратегії.

З огляду на вищезазначений повний аналіз стартап – проекту різними методами можна сказати, що просування продукту на ринку несе сприятливий характер, так як наявний попит на прилад для Force – міографії, а робота на ринку є рентабельною. Отже, комерціалізація проекту можлива, більше того, є перспективи впровадження продукту з огляду на потенційні групи клієнтів (дослідницькі групи, лікарні, реабілітаційні центри, спеціалізовані магазини, санаторії).

Також важливо зазначити, що продукт є конкурентоспроможним за рахунок ряду його переваг над аналогами: значно нижча ціна, порівняно з конкурентами, простота у використанні, біосумісність та можливість до удосконалення і розширення опціональності.

Подальша імплементація проекту є доцільною, за прогнозами очікується отримати прибуток в результаті запуску продукту на ринок, що в свою чергу, послугує для того, аби забезпечити роботою персонал та залучати нові кадрові ресурси.

В результаті аналізу даних для впровадження стартап – проекту було визначено основне завдання для успішного розвитку – це постійна турбота, підтримка і розвиток своєї конкурентної переваги, формування лояльності і прихильності споживачів та підтримка клієнтської бази на постійній основі.

Розділ є завершальною частиною магістерської дисертації і виконується у вигляді оцінювання можливостей та формування заходів із ринкового впровадження інноваційних пропозицій.

ВИСНОВКИ

Вивчення рухової активності верхніх кінцівок наразі є досить популярною темою при розробці сучасних систем протезування та розпізнавання жестів. Серед багатьох методів вивчення м'язової активності рук варто виділити метод Force – міографії, доцільність використання якого пояснюється рядом переваг над іншими методами.

Результатом роботи магістерської дисертації є створення системи реєстрації та аналізу Force – міографічного сигналу, що була реалізована шляхом виконання таких завдань: огляду та класифікації засобів для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу, розробки функціональної схеми та електричної принципової схеми системи, моделювання роботи електричної схеми приладу, розрахунку часових характеристик сигналу та розробки алгоритму і прототипу системи, проведення аналізу вимірних Force-міографічних сигналів.

В ході практичної реалізації системи було створено прототип пристрою для реєстрації форс-міографічного сигналу від біологічного об'єкту. Такий пристрій складається з двох основних частин – електричної, що відповідає за функціонування елементної бази пристрою та керування сигналом, та браслетної, яка відповідає за реєстрацію сигналу за допомогою тензо- або п'єзодатчика. Результати показали, що точність класифікації чотирьох видів жестів за допомогою розробленої системи, досягла ефективності класифікації згідно показника Precision = 83%, Recall = 85% для п'єзоелектричного датчику та Precision = 81%, Recall = 83% для тензорезистивного сенсору.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Towards the development of a wearable feedback system for monitoring the activities of the upper-extremities [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: 10.1186/1743-0003-11-2.
2. Jiang X, Merhi LK, Xiao ZG, Menon C. Exploration of Force Myography and surface Electromyography in hand gesture classification. *Med Eng Phys.* 2017, 41, 63-73.
3. Allin S, Eckel E, Markham H, Brewer BR. Recent trends in the development and evaluation of assistive robotic manipulation devices. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2010;21: 59e77.
4. Bezuglyi, M. A., Bezuglaya, N. V., Ventsuryk, A. V., & Vonsevych, K. P. (2019). Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method. *Приборы и методы измерений*, 10(2).
5. P. Hodges and B. Bui, “A comparison of computer-based methods for determination of onset of muscle contraction using electromyography,” *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 101, pp. 511–519, 1996. Castellini, C., Gruppioni, E., Davalli, A., and Sandini, G. (2009). Fine detection of grasp force and posture by amputees via surface electromyography. *J. Physiol. (Paris)* 103, 255–262. doi: 10.1016/j.jphysparis.2009.08.008
6. Pavlovic VI, Sharma R, Huang TS. Visual interpretation of hand gestures for human-computer interaction: a review. *Pattern Anal Mach Intell IEEE Trans* 1997;19:677–95. doi: 10.1109/34.598226.
7. Radmand, A., Scheme, E., Englehart, K.: High-density force myography: a possible alternative for upper-limb prosthetic control. *J. Rehabil. Res. Dev.* 53(4), 443–456 (2016)
8. Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, et al. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *JAMA* 2009;301:619e28.

9. Пат. CN 201120137148 Signal processing system of FMG artificial hand -
опубл. 04.05.2011
10. Пат. CN 201120137148 Muscle force proportional speed control system and
method prosthetic hand- опубл. 30.11.2011
11. Y. Zhang, C. Harrison, “Tomo: Wearable, Low-Cost, Electrical Impedance
Tomography for Hand Gesture Recognition”, UIST '15, November 8-11,
Charlotte, NC, USA, ACM 978-1-4503-3069- 5/14/10.
12. FMG-Based Body Motion Registration Using Piezoelectret Sensors / [X. Li,
Q. Zhuo, X. Zhang та ін.], 2011. – С. 4626–4629.
13. Jiang X. An Easy-to-use Wearable Step Counting Device for Slow Walking
using Ankle Force Myography / X. Jiang, K. H. Chu, C. Menon – Banff
Center, Banff, Canada: 2017 IEEE International Conference on Systems,
Man, and Cybernetics (SMC) Banff, 2017.
14. Zhang, Y., Harrison, C.: Tomo: wearable, low-cost electrical impedance
tomography for hand gesture recognition. In: Proceedings of the 28th Annual
ACM Symposium on User Interface Software & Technology, pp. 167–173
(2015)
15. Pilot study on strategies in sensor placement for robust hand/wristgesture
classification based on movement related changes in forearm volume / [R.
Chengani, M. L. Delva, M. Sakr та ін.], 2015. – С. 46–49.
16. Design of A Wearable FMG Sensing System for User Intent Detection during
Hand Rehabilitation with a Soft Robotic Glove / [H. Kai, J. C. Goh, C. Yeow
та ін.]. // IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics
and Biomechatronics (BioRob). – 2016. – №6. – С. 781–786.
17. E. Fujiwara, Y. T. Wu, M. F. M. Santos, E. A. Schenkel and C. K. Suzuki,
"Development of an Optical Fiber FMG Sensor for the Assessment of Hand

- Movements and Forces," in 2015 IEEE International Conference on Mechatronics (ICM), Nagoya, 2015.
18. Optical Fiber Specklegram Sensor for Measurement of Force Myography Signals / [E. Fujiwara, Y. Wu, M. Santos та ін.]. – 2016.
 - 19.36. Fujiwara E. Optical Fiber Force Myography Sensor for Identification of Hand Postures / E. Fujiwara, C. Kenichi Suzuki, A. Cusano. // *Journal of Sensors*. – 2018.
 20. Ferrone A, Maita F, Maiolo L, et al. Wearable band for hand gesture recognition based on strain sensors. *Biomed Robot Biomechatronics (BioRob)*, 2016 6th IEEE Int Conf. 2016, 1319-1322.
 21. Assessment of a Wearable Force- and Electromyography Device and Comparison of the Related Signals for Myocontrol / M. Connan, E. Ramírez, B. Vodermayr, C. Castellini. // *Frontiers in Neurorobotics*. – 2016. – C. 1–13.
 22. Ng HW, Jiang X, Merhi L, Menon C. Investigation of the Feasibility of Strain Gages as Pressure Sensors for Force Myography. 2015, 261-270.
 23. Allin S, Eckel E, Markham H, Brewer BR. Recent trends in the development and evaluation of assistive robotic manipulation devices. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2010;21: 59e77.
 24. M. Bezuhlyi et al., “Creation of the classification of the biotechnical objects means monitoring”, *Visnyk NTUU “KPI”. Ser. Pryladobuduvannia*, no. 26, pp. 131—138, 2003.
 25. S. Micera et al., “Control of hand prostheses using peripheral information”, *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 3, pp. 48—68, 2010. doi: 10.1109/RBME.2010.2085429

- 26.Вонсевич, К. П., Безуглий, М. О., Гапонюк, А. О., Безуглый, М. А., & Гапонюк, А. А. (2018). Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом.
- 27.Вонсевич, К. П., Безуглий, М. О., & Гапонюк, А. О. (2017). Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки. *Перспективні технології та прилади*, (10), 32-37.
- 28.M. Zecca et al., “Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal”, *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 30, no. 4—6, pp. 459—485, 2002. doi: 10.1615/CritRevBiomedEng.v30.i456.80
- 29.A. Balbinot et al., “Decoding arm movements by myoelectric signal and artificial neural networks”, *Intell. Control Autom.*, vol. 2013, no. 4, pp. 87—93, 2013. doi: 10.4236/ica.2013.41012
- 30.Добеши И. Десять лекций по вейвлетам / И. Добеши. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001, – 464 с
- 31.Machine Learning - Машинне навчання [Електронний ресурс]. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.it.ua/knowledge-base/technology-innovation/machine-learning>.
- 32.R.H. Chowdhury et al., “Surface electromyography signal processing and classification techniques”, *Sensors (Basel)*, vol. 13, no. 9, pp. 12431—12466, 2013. doi: 10.3390/s130912431
- 33.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
- 34.F.H.Y. Chan et al., “Fuzzy EMG classification for prosthesis control”, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 3, pp. 305—311, 2000. doi: 10.1109/86.867872

35. Vonsevych, K., Bezuglyi, M., Mrozowski, J., & Awrejcewicz, J. Features of low-channel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement.
36. Jiang X., Merchi L., & Xiao Z. (2017). Exploration of Force Myography and surface Electromyography in hand gesture classification. 63-73
37. Принципова і функціональна схема САК [Електронний ресурс]. – 2013. – Режим доступу до ресурсу: http://4exam.info/book_47_glava_14 Prin%D1%81ipova_%D1%96_funk%D1%81%D1%96onalna_skhema_SAK.html.
38. Rasouli M, Chellamuthu K., Cabibihan J (2016). Towards Enhanced Control of Upper Prosthetic Limbs: A Force-Myographic Approach: a review. Senior Member, IEEE
39. Beyrouthy T. et al. EEG Mind Controlled Smart Prosthetic Arm—A Comprehensive Study // Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal. 2017. vol. 2, number 3. p. 891-899. DOI: 10.25046/aj0203111.
40. Interlink Electronics FSR™ Force Sensing Resistors. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: https://www.rapidonline.com/pdf/182546_in_en_01.pdf
41. Пьезо-датчик вібрації от Sparkfun [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://arduino.ua/prod468-pezo-datchik-vibracii-ot-sparkfun>.
42. LM358 И LM358N DATASHEET, ОПИСАНИЕ, СХЕМА ВКЛЮЧЕНИЯ [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://led-obzor.ru/lm358-lm358n-datasheet-opisanie-shema-vklyucheniya#i>
43. ATMEGA16L-8AUR [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/ATMEGA16L-8AUR.html>
44. DIOTEC SEMICONDUCTOR 1N4007 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.tme.eu/ua/details/1n4007-dio/universalni->

- [diodi-tht/diotec-semiconductor/1n4007/?gclid=Cj0KCQiAiZPvBRDZARIsAORkq7erNOOQOdwZOiCxdQ3_HlbBSsszXv4ZzX9KOShCO37ITZh4terqEPHlaAu_uEALw_wcB](https://www.diodi-tht/diotec-semiconductor/1n4007/?gclid=Cj0KCQiAiZPvBRDZARIsAORkq7erNOOQOdwZOiCxdQ3_HlbBSsszXv4ZzX9KOShCO37ITZh4terqEPHlaAu_uEALw_wcB)
45. Переключатель движковый KLS7-MSS-1290BP [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/pereklyuchatel-dvizhkovyj-cls7-mss-1290bp_110805.html.
46. Easy EDA [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://easyeda.com/rgewebppc/notiwet>.
47. Подключение микроконтроллера. Ликбез. [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://easyelectronics.ru/podklyuchenie-mikrokontrollera-likbez.html>.
48. Лекція 10. Поверхневий інтеграл першого роду [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.uuooi.org/english/download.php?id=949&sid=80d6d11f4734032a4d947a82da5e4324>.
49. Дисперсія [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%94%D0%B8%D1%81%D0%BF%D0%B5%D1%80%D1%81%D1%96%D1%8F>.
50. ФУНКЦИЯ СТАНДОТКЛОН (STDEV) [Электронный ресурс]. – 2019. – Режим доступа до ресурсу: <https://msoffice-prowork.com/ref/excel/excelfunc/statistical/stddev/>.
51. Тищенко О. К. ГІБРИДНА КАСКАДНА ОПТИМІЗОВАНА НЕЙРОННА МЕРЕЖА / О. К. Тищенко, І. П. Плісс, Д. С. Копаліані, 2014. – С. 129–134.
52. Алгоритми навчання нейронних мереж. Методи навчання нейронної мережі [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://beasthackerz.ru/uk/programmy/algoritmy-obucheniya-neironnyh-setei-metody-obucheniya-neironnoi-seti.html>.

53. Яковенко И.А., Клочко Т.Р., Леус Е.А. Автоматизация обработки ЭКГ для повышения достоверности диагноза // Вісник НТУУ "КПІ". Серія приладобудування. – 2010. – Вип. 39. – С. 156-163.
54. Яковенко И. А., Клочко Т. Р., Леус Е. А. Основной алгоритм обработки ЭКГ для повышения достоверности определения макроэлементов в крови // Вісник Національного технічного університету України Київський політехнічний інститут. Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2011. – №. 46
55. Vonsevych, K., Goethel, M. F., Mrozowski, J., Awrejcewicz, J., & Bezuglyi, M. (2019). Fingers movements control system based on artificial neural network model. *Radioelectronics and Communications Systems*, 62(1), 23-33.
56. S. Raschka and M. Vahid, *Python Machine Learning Second Edition*, 2nd ed. Birmingham B3 2PB, UK: Packt Publishing Ltd., 2017.
57. Vonsevych, K. P., Bezuglyi, M. O., & Prytula, O. A. (2019). OPTICAL FEEDBACK BASED ON THE PHOTOMETRYBY ELLIPSOIDAL REFLECTOR IN BIONIC FINGERS APPLICATION. *KPI Science News*, (3), 63-72.
58. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / [О. А. Гавриш, С. О. Солнцев, В. В. Дергачова та ін.]. – Київ: НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2016. – 27 с.
59. Кофанов О. Є. НАУКОВО-МЕТОДИЧНІ ЗАСАДИ РОЗРОБЛЕННЯ МАРКЕТИНГОВОЇ СТРАТЕГІЇ СТАРТАП-ПРОЕКТІВ НА ПРОМИСЛОВОМУ РИНКУ / О. Є. Кофанов, О. В. Зозульов. // *Економічний простір*. – 2016. – №115. – С. 202–2011.
60. Поліщук В. В. «СТАРТАП ПРОЕКТИ ТА ЇХ ОЦІНЮВАННЯ» Конспект лекцій / В. В. Поліщук. – Ужгород, 2016. – 74 с.
61. Купер, Б. Стартап вокруг клиента: как построить бизнес с самого начала / пер. с англ. В. Кулаевой / Б. Купер. Москва: Манн, Иванов и Фербер, 2011. - 151с.

- 62.МОРФОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ [Електронний ресурс] // WIKI. – 2015. –
Режим доступу до ресурсу: <http://groupdynamics.kspu.edu/wiki/a/11>.
- 63.Маллинс, Дж. Поиск бизнес-модели : как спасти стартап, вовремя сменив план / Дж. Маллинс, Р. Комисар ; пер. с англ. М. Пуксант и Е. Бакушевой. – Москва : Манн, Иванов и Фербер, 2012. – 329 с.
- 64.Розробка маркетингової стратегії [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <http://polka-knig.com.ua/article.php?book=536&article=26841>.
- 65.БАЗОВА СТРАТЕГІЯ КОНКУРЕНЦІЇ ТА ЇЇ ВПЛИВ НА ФОРМУВАННЯ РИНКОВИХ ЦІН [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: <https://buklib.net/books/23179/>.

ДОДАТОК А

«Список наукових праць»

Наукові праці, у яких опубліковані основні результати (стаття):

1. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, and O.A. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації (тези):

2. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Force-миография в распознавании жестов рук", на 11-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2018, с.83.
3. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Особенности Force-миографического метода диагностики рухової активності м'язів", на XI науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», Київ, 2018, с.366-369.
4. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Электронно-оптический модуль определения типа поверхности для протеза верхней конечности", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.142.
5. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Пьезо-сенсор для Force-миографии", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.143.
6. Притула О. А. Особенности використання п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків при дослідженні рухової активності м'язів методом Force-миографії / О. А. Притула, К. П. Вонсевич // Ефективність інженерних рішень в приладобудуванні / О. А. Притула, К. П. Вонсевич.


– Київ, Україна: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури, 10.

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації (авторські свідоцтва).

7. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, "Інструкція з використання «IMFMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8349-19*, 01.10.2019.
8. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та М.О. Безуглий, "Інструкція з використання «IMFeed»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8350-19*, 01.10.2019.
9. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та К.А. Варданесян, "Інструкція з використання «IMsEMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8351-19*, 01.10.2019.

ДОДАТОК Б

«Акт використання результатів
магістерської дисертації»


 «ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Декан приладобудівного факультету

Тимчик Г. С.

«09» 12 2019р.

АКТ

Про використання результатів магістерської дисертації
магістранта Притули Ольги Анатоліївни

На тему:

«Система вимірювання та аналізу форс-міографічного сигналу»

Комісія у складі:

голова комісії – заст. декана з навч.-метод. роботи, к.т.н., доцент Філіпова М. В.

члени комісії

– к.т.н., доцент Терещенко М. Ф.

– к.т.н., доцент Безуглий М. О.

науковий керівник

– к.т.н., доцент Безуглий М. О.

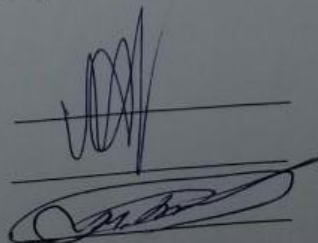
цим актом засвідчує те, що результати дослідження, внесені у магістерську дисертацію Притули Ольги Анатоліївни, використовуються викладачами кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету «КПІ ім. Ігоря Сікорського» для лабораторних робіт навчальної дисципліни «Аналіз вимірювальних сигналів».

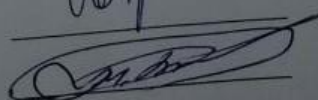
У ході виконання магістерської дисертації отримано наступні результати:

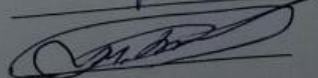
- 1) Розроблено функціональну та електричну схеми системи для Force – міографії;
- 2) Прийнято участь у розробці програмного забезпечення «IMFMG», що зареєстроване як об'єкт авторського права;

Голова комісії

Члени комісії







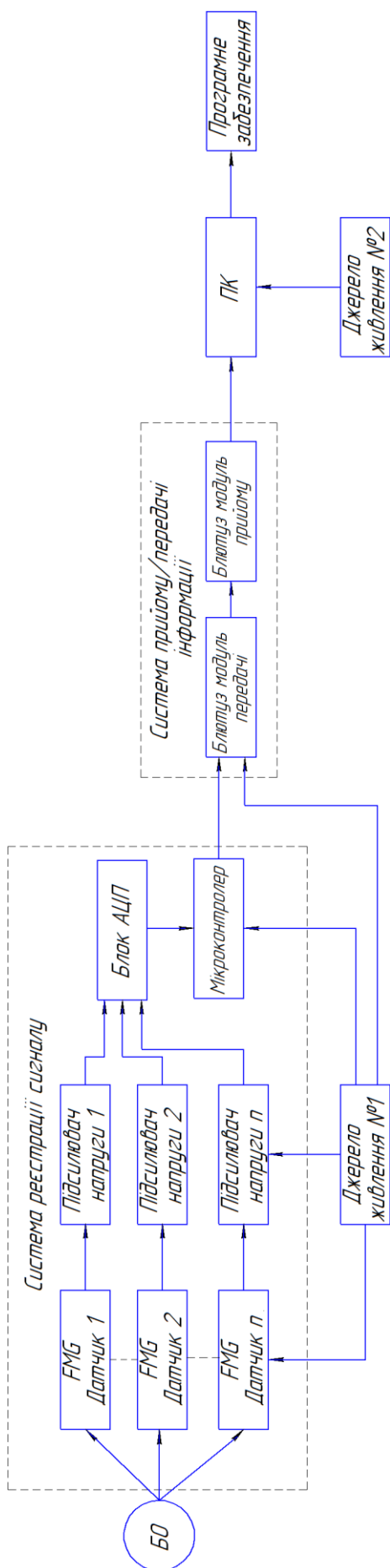
М. В.Філіпова

М. Ф. Терещенко

М. О. Безуглий

ДОДАТОК В

«Функціональна схема системи»



ДОДАТОК Д

«Матеріали презентації»

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»
кафедра Виробництва приладів

МАГІСТЕРСЬКА ДИСЕРТАЦІЯ НА ТЕМУ:
"СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ФОРС –
МІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ"

ПІДГОТУВАЛА: ПРИТУЛА О. А.
СТУДЕНТ ГРУПИ ІБ-82МП

КИЇВ - 2019



Рис.1. Сучасна протезна система

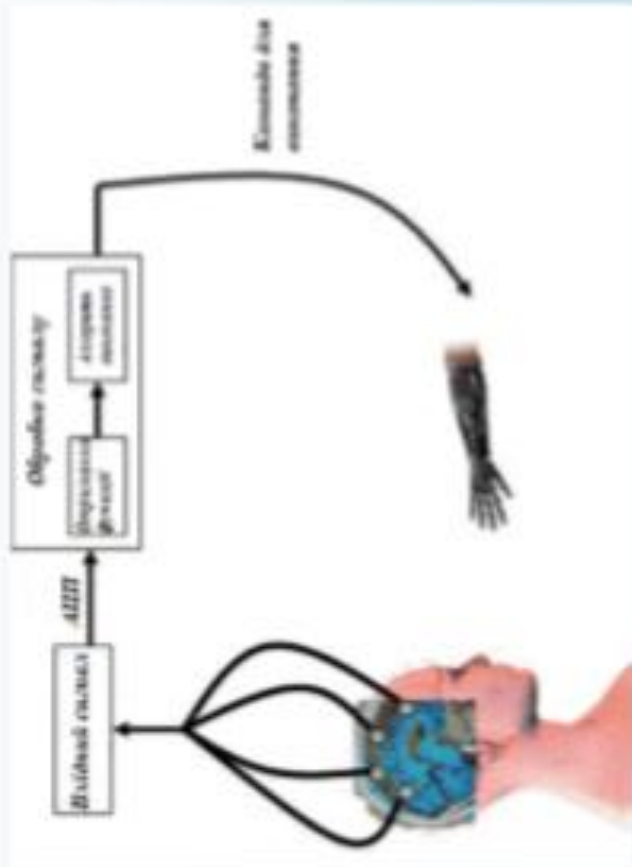


Рис.2. Спеціалізовані системи для взаємодії типу мозок-комп'ютер (Brain-Computer interfaces)

Мета дослідження:

Основною цілю - створення комп'ютеризованої системи для вимірювання і розрахунку часових характеристик форс-міографічного сигналу з метою класифікації різних рухів верхньої кінцівки.

Об'єкт дослідження:

Об'єктом дослідження є процес реєстрації рухової активності м'язів рук.

Предмет дослідження:

Предметом дослідження є система вимірювання та аналізу форс - міографічного сигналу.

Практичне значення одержаних результатів:

- Розроблено алгоритм та функціональну схему роботи системи вимірювання форс - міографічного сигналу.
- Прийнято участь у розробці програмного забезпечення інформаційно - вимірювальної системи «IMFMG», «IMsEMG» та «IMFeed», що зареєстровані як об'єкти авторського права.
- Результати, отримані при виконанні магістерської дисертації, впровадженні в навчовий процес кафедри Виробництва приладів (використовуються в лабораторних роботах до дисципліни «Аналіз вимірювальних сигналів»).

Методи визначення м'язової активності рук

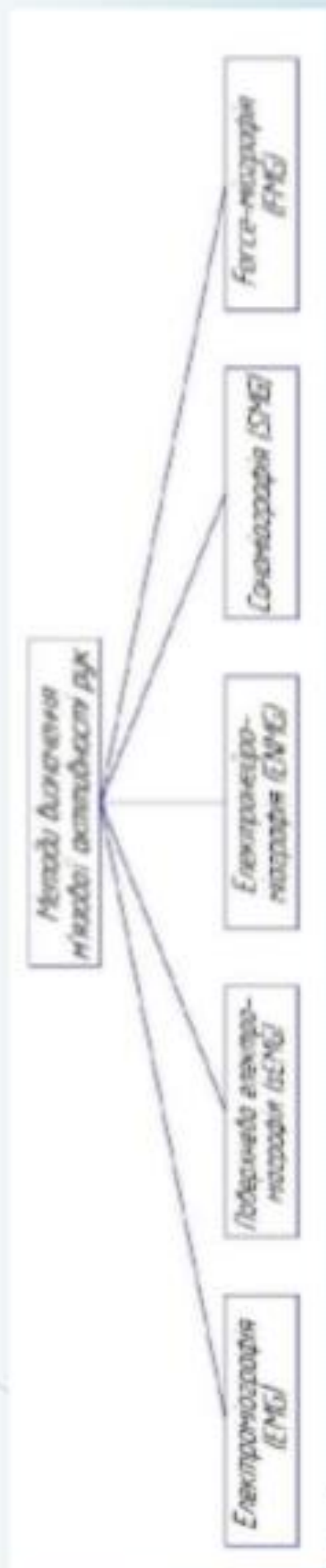


Рис. 3. Методи визначення м'язової активності рук

Метод Force - міографії

- ✓ Метод Форсе-міографії (FMG або метод картографічного аналізу м'язового тиску) - неінвазивний метод визначення функціональної рухової активності м'язів, який базується на фіксації об'ємних змін їх форми, що реєструються за допомогою датчиків сили, розміщених над поверхнею тіла м'язу.

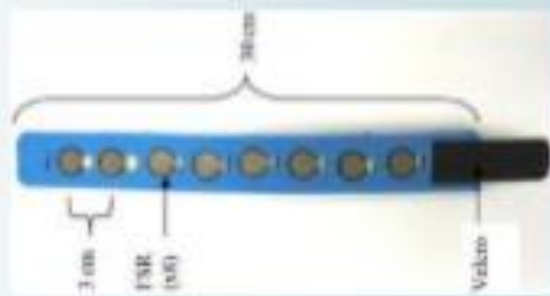


Рис.4. Загальний вигляд FMG браслету



Рис.5. Розміщення датчиків при проведенні FMG

- а) Розміщення в різних місцях по всій поверхні кінцівки
- б) на передпліччі: 1 - приблизно 2,25 см від зап'ястя, 2 - середина між позиціями 1 та 3,3 - найширше місце передпліччя.

Структурна схема системи для вимірювання та аналізу FMG – сигналу

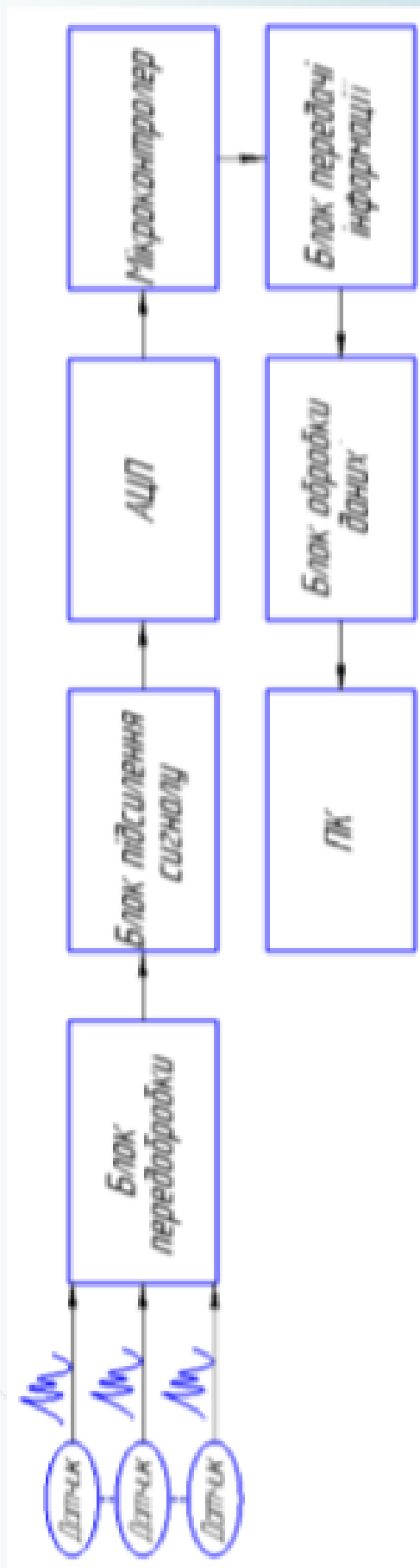


Рис.6. Структурна схема системи для вимірювання FMG – сигналу

Функціональна схема системи для вимірювання та аналізу FMG – сигналу

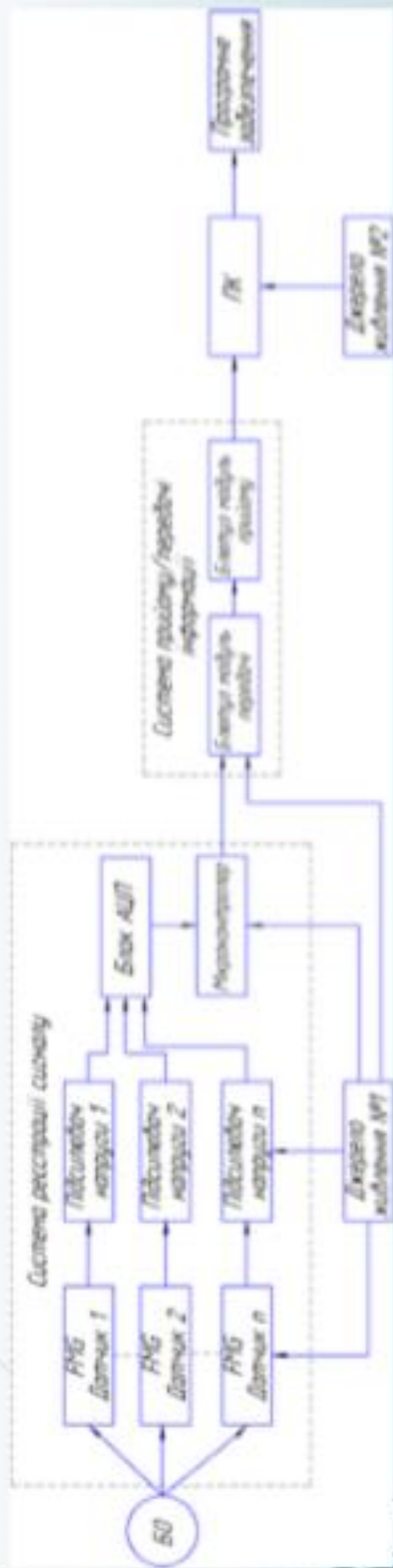


Рис. 7. Функціональна схема системи вимірювання FMG – сигналу

8 Види сенсорів, що застосовуються для Форсе-міографії



Рис.8. Типи датчиків для FMG-досліджень

Таблиця 1. Технічні характеристики FSR Датчика 400

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|---------------------|---|---------------------|
| Діапазон чутливості | 0,2...20 | H |
| Сила активації | мін 0,2 | H |
| Робоча температура | -40...+85 (в критичних межах до 1 години) | °C |
| Активна площа | 5,62 | мм |
| Час відгуку | менше 3 | мкс |



Рис.9. а) Зовнішній вигляд FSR датчика 400, б) Шари, що входять до складу FSR Датчика 400

П'єзоелектричний датчик вібрацій LDT0-028

Таблиця 2. Технічні характеристики п'єзоелектричного датчику вібрацій LDT0-028

| Параметр | Значення | Одиниці вимірювання |
|------------------------|-----------|---------------------|
| Діапазон чутливості | 50...800 | mV/g |
| Сила активації | min 0,1 | H |
| Товщина | 0,28 | mm |
| Робоча температура | 0...+85 | °C |
| Температура зберігання | -45...+85 | °C |
| Час відгуку | 3 | ms |



Рис.10. Зовнішній вигляд п'єзоелектричного датчику

Схемо-технічні елементи системи

При проектуванні принципової електричної схеми використано такі компоненти.

- резистори SMD 1206 (номіналами 1MOM, 470 kOM, 100 kOM, 10 kOM),
- конденсатор SMD 1206,
- діод 1N4007,
- операційний підсилювач LM358N,
- SMD перемикач KLS7-MSS-1290BP,
- мікроконтролер ATMEGA16L
- FMG датчики



Рис.11. МК ATMEGA16L



Рис.13. SMD перемикач
KLS7-MSS-1290BP



Рис.12. ОП LM358N



Рис.14. Діод 1N4007

*Прототип системи
вимірювання і аналізу
FMG сигналу*

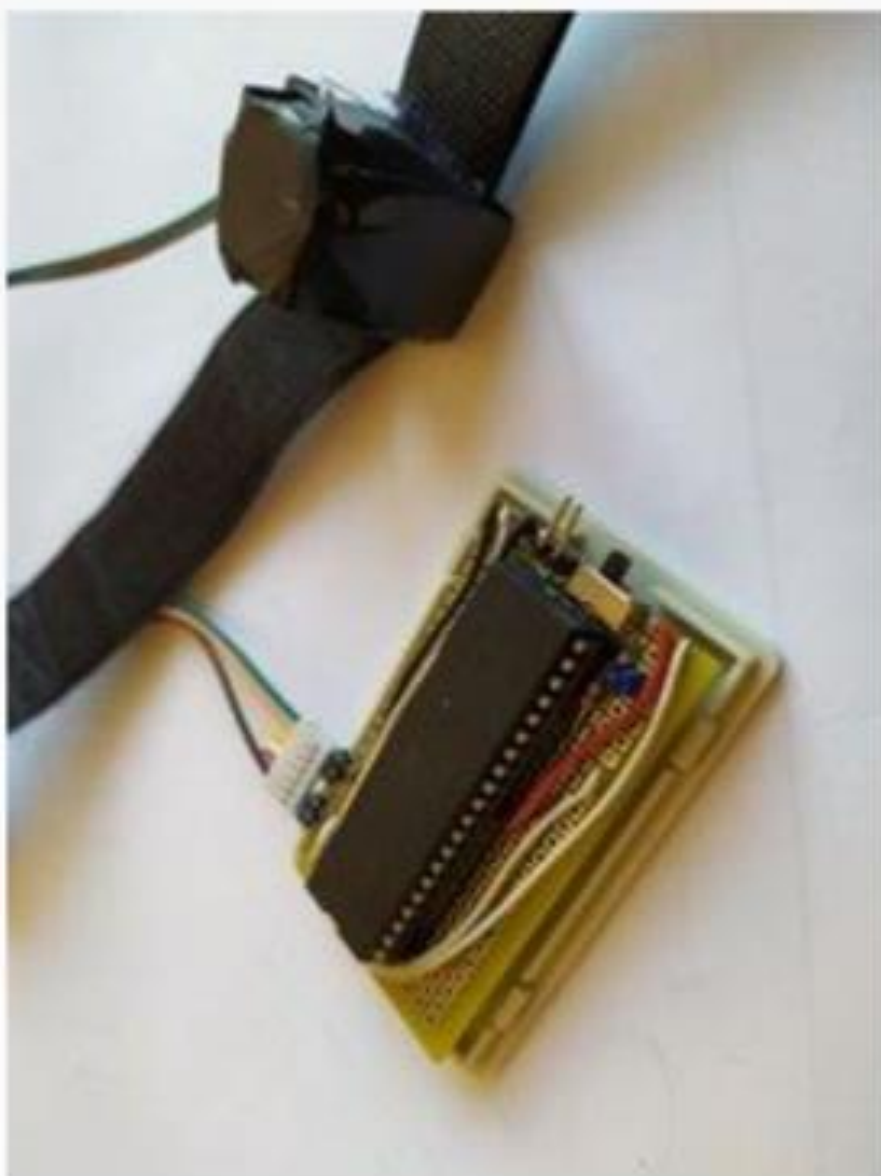


Рис. 15. Прототип системи вимірювання і аналізу

Форсе – міографічного сигналу

Розрахунок характеристик Форсе-міографічного сигналу

Поверхневий інтеграл

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

Де t_0 та t_N – межі інтегрування, $f(t)$ – FMG сигнал, що піддається інтегруванню.

Дисперсія

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_{cp})^2}{n-1}$$

Де s^2 – дисперсія вибірки, n – розмір вибірки, x_{cp} – середнє значення вибірки, $(x_i - x_{cp})$ – відхилення від середньої величини для кожного значення набору даних.

Девіація

$$\sqrt{\frac{\sum (x - x')^2}{(n-1)}}$$

Де x' – вибіркєве середнє значення множини чисел, а n – розмір вибірки.

Основні методи машинного навчання



Рис.16. Основні методи машинного навчання

Каскадна нейронна мережа

Основними методами визначення похибки є:

- ▶ метод розрахунку середньоквадратичної похибки (Mean Squared Error (MSE)),
- ▶ середньоквадратичного відхилення (Root MSE)
- ▶ тангенційний метод (Arctan)

$$\text{MSE: } \delta = \frac{(i_1 - a_1)^2 + (i_2 - a_2)^2 + \dots + (i_n - a_n)^2}{n}$$

$$\text{Root MSE: } \delta = \sqrt{\frac{(i_1 - a_1)^2 + (i_2 - a_2)^2 + \dots + (i_n - a_n)^2}{n}}$$

$$\text{Arctan: } \delta = \frac{\arctan^2(i_1 - a_1)^2 + \dots + \arctan^2(i_n - a_n)^2}{n}$$

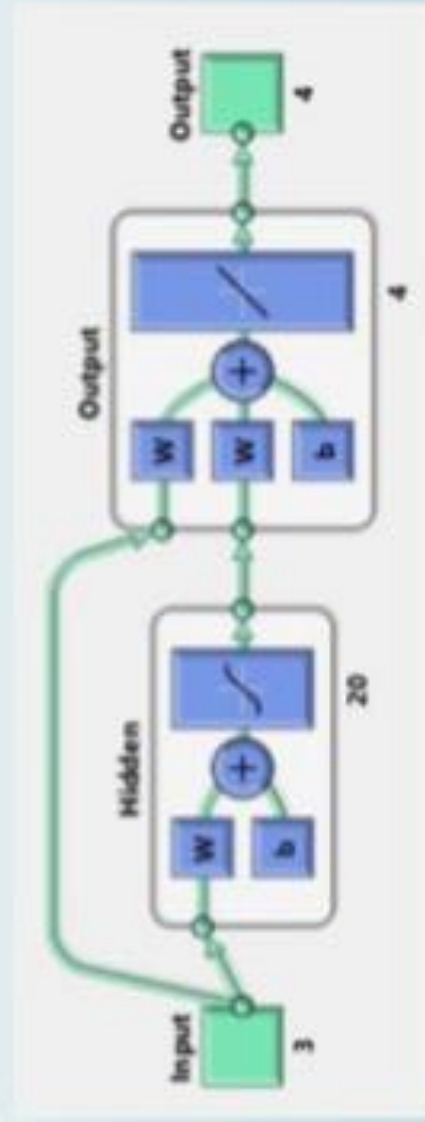


Рис. 17. Каскадна нейронна мережа

Матриця «похибок» нейронної мережі для тензодатчика

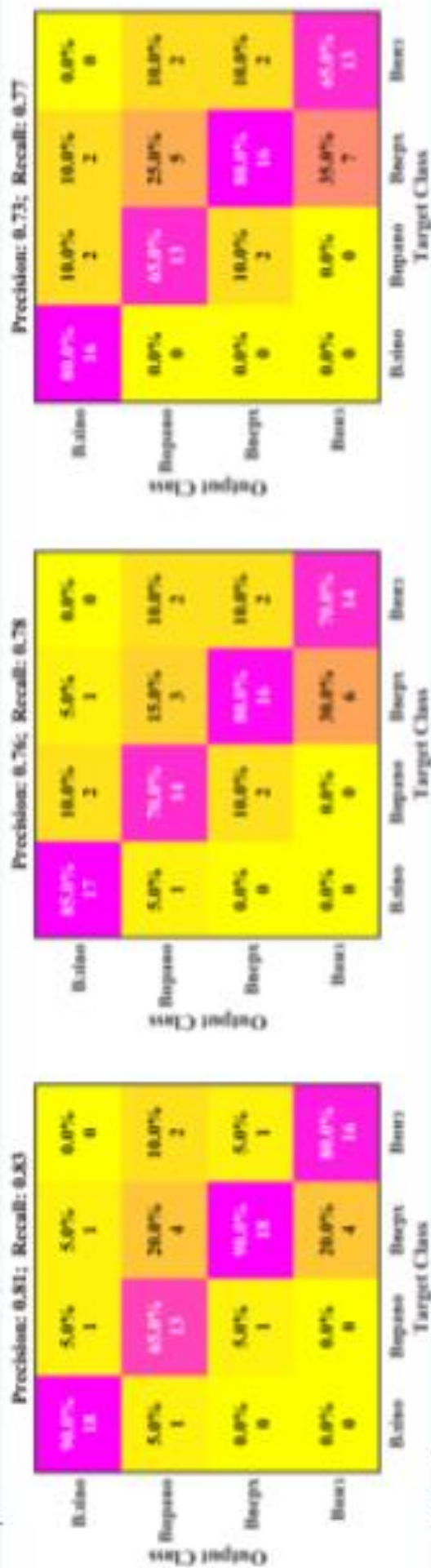


Рис. 18. а) 20 нейронів у прихованому шарі, б) 30 нейронів у прихованому шарі, в) 50 нейронів у прихованому шарі

Матриця «похибок» нейронної мережі для n 'єзодатчика



Рис. 19. а) 20 нейронів у прихованому шарі, б) 30 нейронів у прихованому шарі, в) 50 нейронів у прихованому шарі

Розробка стартап - проекту

- Стартап – це підприємницький проект, який завжди оцінюється вище своєї поточної вартості.
- Узагальнено етапи розроблення стартап-проекту можна подати таким чином:
- Маркетинговий аналіз стартап-проекту
- Організація стартап-проекту
- Фінансово-економічний аналіз та оцінка ризиків проекту
- Заходи з комерціалізації проекту.

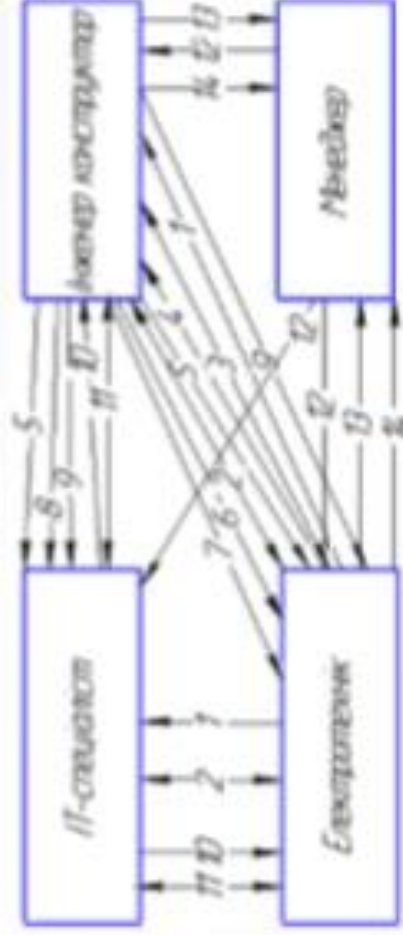


Рис. 20. Схема зв'язків робочої команди

Коротка анотація старту проекту

- Розроблена система дозволяє зареєструвати біологічні сигнали, що виникають внаслідок активності окремих рухомих одиниць скелетних м'язів, або фізіологічні зміни їх розмірів, та здійснити передачу відповідної інформації для подальшої обробки та визначення точних моторних рухів верхніх кінцівок.

| | |
|-----------------------------------|---|
| Опис проблеми, яку вирішує проект | <ol style="list-style-type: none">1. Відсутність портативних low-cost систем штучних верхніх кінцівок.2. Невисока точність класифікації у органах керування біонічних протезів.3. Незручність у використанні. |
| Головні цілі та завдання проекту | <p>Розробити систему для Forge - міографії із такими можливостями:</p> <ol style="list-style-type: none">1. Підвищена точності класифікації.2. Доступна вартість приладу.3. Простота та зручність у використанні. |




Рис. 21. Етапи еволюції протезів

Висновки

Система реєстрації та аналізу Force – міографічного сигналу реалізована шляхом виконання таких завдань:

- ▶ огляду та класифікації засобів для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу;
- ▶ розробки функціональної схеми та електричної принципової схеми системи;
- ▶ розрахунку часових характеристик сигналу та розробки алгоритму роботи і прототипу системи;
- ▶ проведення аналізу вимірних Force-міографічних сигналів.
- ▶ Результати показали, що точність класифікації чотирьох видів жестів за допомогою розробленої системи, досягла ефективності класифікації згідно показника Precision = 83%, Recall = 85% для п'єзоелектричного датчика та Precision = 81%, Recall = 83% для тензорезистивного сенсору.





Дякую за увагу!