

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

Приладобудівний факультет

**Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва
приладів**

«На правах рукопису»

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

 М.О. Безуглий

« 11 » 06 2024р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
зі спеціальності 151-Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології
на тему: «Комп'ютерно-інтегрований модуль вимірювання м'язової
активності передпліччя»**

Виконала:

студентка II курсу, групи ПБ-321мп
Борута М.В.

Керівник:

к.т.н., доцент
Вонсевич К.П.

Консультант з розроблення стартап-проекту:

Зав. кафедрою, д.е.н., професор Бояринова К.О.

Рецензент:

д.т.н., професор
Микитенко В.І.

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

Студентка



Київ – 2024 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультет
Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва
приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 151- Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ
«15» 09 2024р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Боруті Марині Вікторівні

1. Тема дисертації «Комп'ютерно-інтегрований модуль вимірювання м'язової активності передпліччя», науковий керівник дисертації Вонсевич Костянтин Петрович, к.т.н, доцент, затверджені наказом по університету від «08» листопада 2023 р. № 5187с.

2. Термін подання студентом завершеної дисертації: 10 квітня 2024 року

3. Об'єкт дослідження: процеси вимірювання та аналізу активності м'язів у протезуванні кінцівок.

4. Вихідні дані: електроміографічні сенсори, мікроконтролер AVR, лінія передачі інформації МК-ПК, часові характеристики сигналу, алгоритм штучної нейронної мережі, матриці похибок.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: 1) Провести аналітичний огляд методів вимірювання сигналів м'язової активності передпліччя; 2) Обґрунтувати вибір засобів та передумови створення комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності; 3) Розробити вимірювальний модуль та алгоритм розрахунку значущих характеристик на основі існуючих методів аналізу міографічних сигналів; 4) Обґрунтувати технологію експерименту та провести аналіз результатів дослідження; 5) Провести практичну апробацію розробленого модулю.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: графіки, таблиці, рисунки.

7. Орієнтовний перелік обов'язкових публікацій: стаття або авторське право на твір; участь у наукових конференціях з публікаціями матеріалів (тез) доповідей. 8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Стартап-проекти	Завідувач кафедри економічної кібернетики, д.е.н., проф. Бояринова К.О.		

9. Дата видачі завдання: 15 вересня 2023 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Провести аналітичний огляд методів вимірювання сигналів м'язової активності передпліччя	22.09.2023	
2.	Обґрунтувати вибір засобів та передумови створення комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності	09.10.2023	
3.	Розробити функціональну схему та обрати компоненту базу для комп'ютерно-інтегрованого модулю	30.10.2023	
4.	Обґрунтувати технологію проведення експерименту і провести аналіз результатів дослідження	06.12.2023	
5.	Практична апробація розробленого модулю	20.03.2024	
6.	Оформлення розділу "Розробка стартап-проєкту"	27.11.2023	
7.	Оформлення МД	05.04.2024	
8.	Захист МД		

Студентка

Марина БОРУТА

Науковий керівник



Костянтин ВОНСЕВИЧ

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: _108___ сторінок.

Кількість ілюстрацій: _36___ ілюстрацій.

Кількість таблиць: _24___ таблиць.

Кількість джерел за переліком посилань: _46___ джерел.

У першому розділі роботи проведено аналіз основних методів вимірювання м'язової активності кінцівок людини, розглянуто типові засоби і сенсори для дослідження міографічного сигналу, а також визначено особливості здійснення вимірювання і подальшого оброблення визначених показників.

У другому розділі роботи представлено процес розроблення функціональної схеми комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності, підбір її компонентної бази та опис створеного програмного забезпечення для модулю.

У третьому розділі роботи показано результати експериментального дослідження, проведено вимірювання електроміографічних сигналів м'язів передпліччя людини, представлено структуру штучної нейронної мережі створеної для класифікації вимірювальних сигналів, представлено матриці похибок класифікації для різних вимірювальних зон.

У четвертому розділі представлено особливості розробки стартап-проекту, розраховано його конкурентоспроможність, розглянуто можливість комерціалізації спроектованого модуля в галузі медико-біологічних технологій.

Ключові слова: електроміографія, біонічне протезування, машинне навчання, комп'ютерно-інтегрований модуль, часові характеристики сигналу.

Volume of work: _108___ pages.

Number of illustrations: _36___ illustrations.

Number of tables: __24__ tables.

The number of sources according to the list of references: _46___sources.

In the first section of the paper, an analysis of the main methods of measuring the muscle activity of the human limbs was carried out, typical tools and sensors for the study of the myographic signal were considered, and the peculiarities of the measurement and further processing of the determined indicators were determined.

The second section of the work presents the process of developing the functional scheme of the computer-integrated muscle activity measurement module, the selection of its component base and the description of the created software for the module.

The third section of the work shows the results of the experimental study, the measurement of electromyographic signals of the muscles of the human forearm, the structure of the artificial neural network created for the classification of measurement signals is presented, and the classification confusion matrices for different measurement zones are presented.

The fourth chapter presents the features of the development of a startup project, calculates its competitiveness, considers the possibility of commercialization of the designed module in the field of medical and biological technologies.

Keywords: electromyography, bionic prosthetics, machine learning, computer-integrated module, time characteristics of the signal.

Зміст

ВСТУП

Розділ 1. Аналітичний огляд методів і засобів вимірювання сигналів м'язової активності передпліччя.....13

1.1. Основні методи вимірювання м'язової активності кінцівок людини.....13

1.2. Типові засоби і сенсори для вимірювання міографічного сигналу.....21

1.3. Особливості вимірювання та оброблення міографічних сигналів.....25

Висновки до розділу 1.....31

Розділ 2. Розроблення комп'ютерно-інтегрованого модуля вимірювання м'язової активності передпліччя.....32

2.1. Розроблення функціональної схеми та принципу роботи модулю.....32

2.2. Вибір компонентної бази для вимірювального модулю36

2.3. Розроблення програмного забезпечення модулю.....43

Висновки до розділу 2.....52

Розділ 3. Експериментальні дослідження та аналіз результатів вимірювання.....53

3.1. Постановка задачі та визначення особливостей проведення експерименту.....53

3.2. Розрахунок характеристик та оцінювання ефективності міографічного сигналу.....56

3.3. Експериментальні дослідження та практична апробація розробленого модулю.....	60
Висновки до розділу 3.....	64
Розділ 4. Розробка стартап-проекту “комп’ютерно-інтегрований модуль вимірювання м’язової активності передпліччя”.....	65
4.1. Опис та технологічний аудит ідеї стартап-проекту.....	65
4.2. Аналіз потенційних техніко-економічних переваг.....	68
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	74
4.4. Розробка ринкової стратегії	88
4.5. Розробка маркетингової програми	93
4.6. Бізнес-модель та реалізація стартап-проекту	98
Висновки до розділу 4.....	98
ВИСНОВКИ.....	100
Список використаних джерел.....	101
ДОДАТКИ.....	107
Додаток А. Функціональна схема комп’ютерно-інтегрованого модулю.....	108

ВСТУП

Вимірювання м'язової активності є ключовим у процесі фізіологічного та кінематичного дослідження м'язового апарату людини. Чітке розуміння рівня м'язової активності має відіграти значущу роль у різних сферах життєдіяльності людини, таких як: спорт, реабілітація, медична діагностика та розробка інтерфейсів типу людина-комп'ютер. Особливу роль використання спеціалізованого обладнання для електроміографічного вимірювання м'язової активності відіграє у контексті біонічного протезування. Залежно від характеру травми та рівня ампутації кінцівок, а також від хірургічних втручань та стану нервової провідності, активність різних м'язів травмованої кінцівки може відрізнятися. Якість вимірювання міографічного сигналу напряму впливає на точність вимірювання та подальше розпізнавання рухів, які виконує пацієнт.

Важлива роль у функціонуванні тіла відводиться активності м'язів передпліччя. Вимірювання цієї активності має велике значення для різних галузей, таких як медицина, фізична реабілітація, спорт, наука та інші. При цьому, міографічні системи керування знаходять своє застосування і у автоматизованому виробництві та промисловій робототехніці. Однак, достовірність процесу вимірювання біологічного сигналу з тіла людини і як наслідок - його подальша обробка і прикладне застосування досить сильно залежать від інтенсивності та якості детектування скорочень м'язів кінцівки при виконанні нею певних рухів. Зокрема, важливим є визначення оптимального місця розташування вимірювальних сенсорів із

найбільшою активністю тіла м'яза на кінцівці пацієнта, що має травму руки чи часткову ампутацію.

Аналіз м'язової активності передпліччя є важливим для визначення стану м'язів та їх функціональної активності. Це особливо актуально для пацієнтів з різними патологіями, для військових, а також для спортсменів та фахівців у галузі фізичної реабілітації. З точки зору наукових досліджень, вимірювання м'язової активності передпліччя може слугувати важливим інструментом для вивчення фізіології руху та розвитку нових методів діагностики та лікування. Проблема застосування комп'ютерно-інтегрованих систем для вимірювання м'язової активності була предметом вивчення багатьох вчених і наукових колективів з різних країн, включаючи США, Китай, Європейський Союз та Україну. Дослідження у сфері міографії вивчаються у роботах таких вчених як: Y. J. Kim, M. K. Cho, K. H. Kwon, D. A. H. D'souza, P. B. Joshi, P. S. Panchal, S. M. Patil and R. S. Mane та інші.

Мета магістерської дисертації полягає у створенні комп'ютерно-інтегрованого модулю для вимірювання активності м'язів передпліччя, що дозволить підвищити достовірність визначення зони найбільшої активності м'язів, для подальшої підготовки до біонічного протезування кінцівок. Додатково, такий модуль може виявити корисним у визначенні оптимальної стратегії реабілітації, підтримки функціональності передпліччя після ампутації та налаштування біонічних протезів з урахуванням індивідуальних потреб пацієнтів, забезпечуючи кращу адаптацію та зручність в користуванні.

Для досягнення результатів дослідження необхідно вирішити такі задачі:

1. Провести аналітичний огляд методів вимірювання сигналів м'язової активності передпліччя;
2. Обґрунтувати вибір засобів та передумови створення комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності;
3. Розробити вимірювальний модуль та програмне забезпечення для вимірювання м'язової активності передпліччя людини;
4. Обґрунтувати технологію експерименту та провести аналіз результатів дослідження;
5. Провести практичну апробацію розробленого модулю.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу активності м'язів у протезуванні кінцівок.

Предмет дослідження – програмно-апаратний засіб для вимірювання зони найвищої активності м'язів передпліччя.

Методи дослідження - метод поверхневої електроміографії, метод розрахунку часових характеристик сигналу, метод класифікації сигналу на основі штучних нейронних мереж, метод оцінювання достовірності класифікації видів рухів на основі матриці похибок і параметрів Recall та Precision.

Наукова новизна - створено комп'ютерно-інтегрований модуль вимірювання м'язової активності передпліччя на основі одноканального електроміографу та власного програмного забезпечення, що дозволило підвищити ефективність розміщення сенсорів у зоні найвищої активності м'язів та вдосконалити достовірність класифікації чотирьох видів рухів долоні людини.

Практична цінність - створене програмне забезпечення модулю дозволено проводити автоматизоване збереження вимірної інформації, її візуалізацію та подальшу класифікацію згідно заданого набору рухів.

Наукові публікації

1. Борута М.В. Методи та моделі оптимального лікування вірусного гепатиту С. *Ефективність та Автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні*. Стан, досягнення та перспективи інформаційних систем і технологій.: матеріали XIX Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених, 20-21 грудня 2023 р. – К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023 р. – 382 с.
2. Авторське право на твір, реєстраційний номер r202400084, 29.03.2024 р. Комп'ютерна програма системи вимірювання м'язової активності “Myo_Detect”; Вонсевич Костянтин Петрович, Борута Марина Вікторівна

Розділ 1. Аналітичний огляд методів і засобів вимірювання сигналів м'язової активності передпліччя

1.1. Основні методи вимірювання м'язової активності кінцівок людини

В сучасному технологічному середовищі, що постійно розвивається, відзначається значний інтерес до інформаційних та медичних технологій, які відіграють критичну роль у вдосконаленні методів вимірювання та аналізу фізіологічних параметрів людського організму. Одним із таких параметрів є м'язова активність передпліччя, яка має велике значення у різних сферах, включаючи спорт, медицину та науку.

Аналіз м'язової активності передпліччя є важливим для оцінки стану м'язів та їх функціональної активності. Це особливо важливо для пацієнтів з патологіями, спортсменів та фахівців у галузі фізичної реабілітації. З точки зору наукових досліджень, вимірювання м'язової активності передпліччя може слугувати ключовим інструментом для вивчення фізіології руху та розробки нових методів діагностики та лікування.

Реєстрація м'язової активності передпліччя та аналіз пов'язаних з нею явищ створюють основу для досліджень щодо функціонування м'язів верхніх кінцівок, виявлення патологій, математичного моделювання м'язової активності, а також для розробки та виготовлення пристроїв для протезування та реабілітації, таких як екзоскелети та біонічні протези. Існують різноманітні методи аналізу м'язової активності передпліччя, включаючи реєстрацію електричних потенціалів, що виникають внаслідок

активності окремих рухових одиниць скелетних м'язів, а також фіксацію фізіологічних змін їх розмірів та розташування, що може бути використано для аналізу рухів верхніх кінцівок.

Для ефективного вимірювання та аналізу м'язової активності передпліччя потрібні спеціалізовані інструменти та методи. Розглянемо деякі з них.

Метод магнітно-резонансної спектроскопії (MRS): дозволяє аналізувати склад м'язових тканин і визначати концентрації різних речовин, таких як АТФ (аденозинтрифосфат), який відповідає за енергетичний обмін в м'язах [1]. Тут використовується принцип ядерного магнітного резонансу, що дозволяє отримувати інформацію про концентрацію різних хімічних сполук, таких як амінокислоти, жири, глюкоза та інші, у заданих ділянках тіла. Однією з основних переваг MRS є можливість надання інформації про функціональний стан м'язів та їхніх метаболічних процесів [2]. Цей метод вимірює вміст метаболітів, які є результатом різних біохімічних реакцій у клітинах м'язів. У загальному випадку, для проведення MRS дослідники використовують магнітно-резонансний апарат, який генерує магнітне поле та радіочастотні імпульси. Ці імпульси взаємодіють із ядрами атомів водню та інших атомів, які містяться у тканинах. Ядра атомів водню здатні реагувати на це магнітне поле, виділяючи радіочастотні сигнали. Аналіз цих сигналів дозволяє встановити концентрацію різних метаболітів та виявити зміни в їхньому рівні. MRS застосовується у багатьох галузях науки та медицини, включаючи спортивну медицину, неврологію та інші.

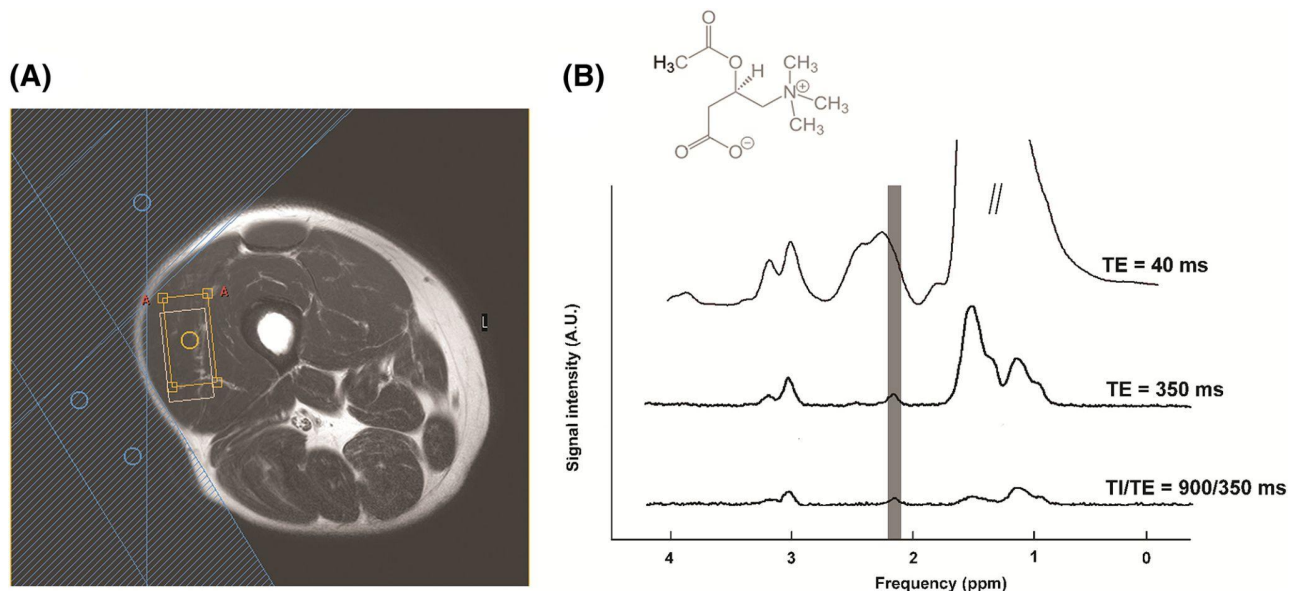


Рисунок 1.1. Приклад MRS діагностики стану м'язів [2]

Цей метод допомагає дослідникам та лікарям вивчати фізіологічні та патологічні процеси, які відбуваються у м'язах та інших тканинах, і сприяє розвитку нових методів діагностики та лікування. У переважній більшості випадків, MRS дослідження використовується саме для неінвазивного вимірювання рівня метаболічних змін у різних тканинах [3], включаючи м'язи людського організму. По свої суті, MRS є розділом магнітно-резонансної томографії (MRI) та дозволяє одночасно зображувати та аналізувати різні метаболічні речовини у вивченому об'єкті. Це робить MRS корисним інструментом для дослідження м'язової активності та об'єму змін метаболічних процесів, які відбуваються в м'язах під час різних фізичних активностей [4]. Це особливо корисно при вивченні фізичних тренувань, спортивної підготовки та реабілітації пацієнтів з різними захворюваннями. Магнітно-резонансна спектроскопія забезпечує не лише діагностичну інформацію, але й можливість стежити за ефективністю терапії та коригувати тренувальні програми для

спортсменів. В цілому, MRS є цінним інструментом для наукових досліджень та практичного використання в області медицини, спорту та фізіології м'язів.

Метод м'язової електростимуляції (MES) є ще однією технологією, що передбачає використання електричних імпульсів для стимуляції м'язів та реєстрації їх відгуку на подразник [5]. Метод MES дозволяє імітувати м'язову активність і використовується в реабілітації пацієнтів з різними патологіями м'язів передпліччя.

Метод функціональної близькопольової інфрачервоної спектроскопії (fNIRS) дозволяє вимірювати оксигенування крові в м'язах, що вказує на їхню активність. Він може бути використаний для моніторингу роботи м'язів під час фізичної активності та вивчення реакції м'язів на різні стимули [6,7].

Метод ультразвукової діагностики може бути використаний для візуалізації структури м'язів та оцінки їхньої функції [8]. Така технологія допомагає вивчати зміни у м'язовій тканині та може бути використана для діагностики травм та інших патологій і ґрунтується на аналізі набору зображень отриманих методом ультразвукових досліджень м'язової тканини у процесі активації деякої групи м'язів.

Метод електроміографія (ЕМГ) є одним з найпоширеніших методів для вимірювання електричної активності м'язів. Така технологія вимірювання дозволяє визначати електричні сигнали, що виникають в м'язах під час скорочення. ЕМГ може бути використана для діагностики м'язових розладів, контролю за фізичною активністю та розробки пристроїв для протезування (де така технологія взагалі вважається золотим стандартом" серед методів вимірювання м'язової активності . Цей метод вимірювання сигналів є досить ефективним та добре вивченим, але

при цьому має певний набір обмежень (наприклад, чутливість до електромагнітних перешкод, вимоги до відсутності волоссяного покриву на тілі пацієнта у місці кріплення електродів, наявність надійного контакту вимірювальних датчиків з кінцівкою пацієнта, тощо) [9,10]. Виміряні sEMG сигнали часто використовуються як команди для управління біонічними протезами для визначення типів рухів, які повинні виконуватися штучними кінцівками у певний момент часу [11,12]. Електроміографія вивчає процес скорочення тіла конкретного м'язу або їх групи у процесі виконання певних рухів, використовуючи при цьому спеціальні пристрої - електроміографи.

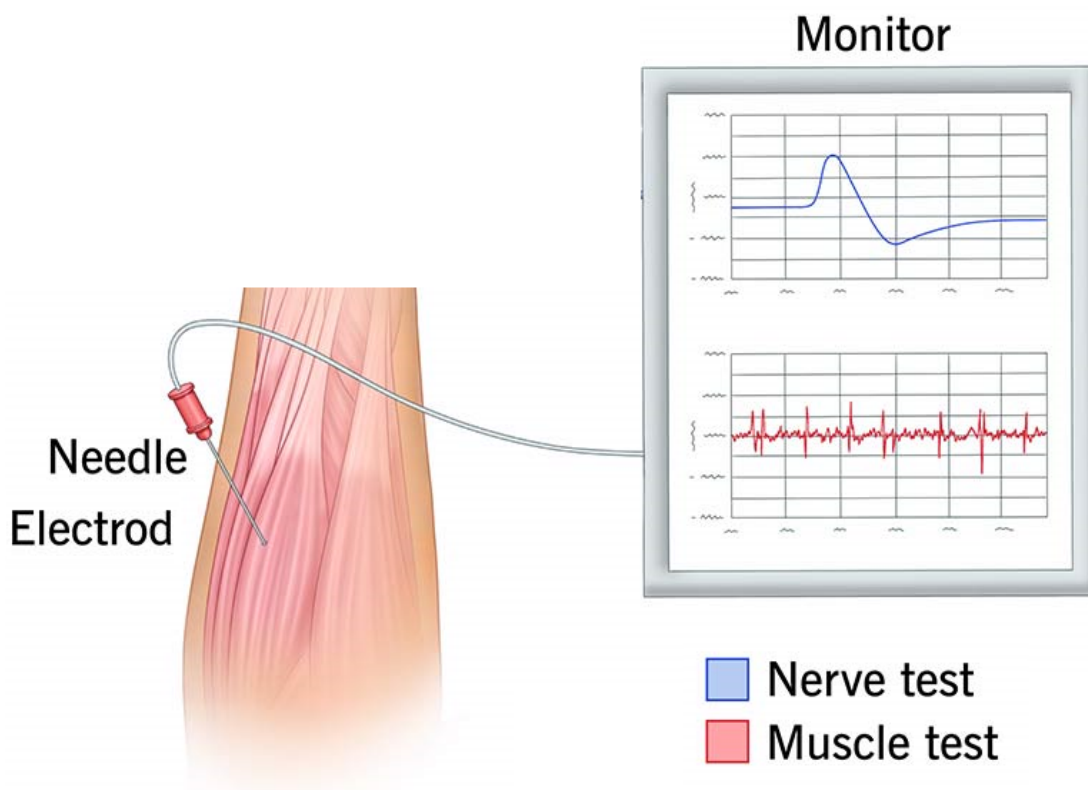


Рисунок 1.2. Принцип проведення iEMG вимірювань [13]

Водночас, залежно від виду сенсорів та кінцевої мети дослідження, при EMG розрізняють вимірювання поверхневих біопотенціалів певної

групи (sEMG) м'язів чи інвазивні дослідження з використанням імплантованих голкових електродів у тіло конкретного м'язу (так-звану голкову iEMG) [14]. Принцип роботи EMG полягає в реєстрації електричних сигналів, що генеруються м'язами під час їхньої скорочення та розслаблення. Датчики, розташовані на поверхні шкіри або внутрішньо, реєструють біопотенціали, які виникають внаслідок дії м'язів. Ці потенціали зазвичай вимірюються у мікровольтах або мілівольтах та подаються на вимірювальний прилад EMG.

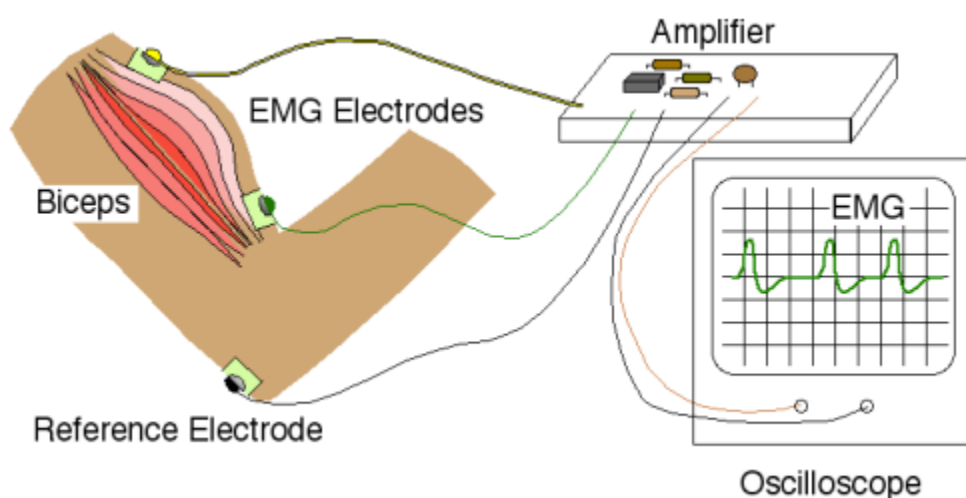


Рисунок 1.3. Принцип проведення sEMG вимірювань [15]

Для подальшої оцінки м'язової активності розробляються спеціалізовані м'язові моделі, що відповідають сигналам з електроміографів та які встановлюють велику кількість джерел сигналу, а зв'язки між джерелами визначають апріорі на основі анатомічної будови м'язів. Активність джерела сигналу спочатку оцінюється шляхом мінімізації розбіжності і витратами на безперервність сигналу, після чого обчислюється безпосередня м'язова активність. Або застосовуються методи математичної статистики чи визначення спектральних

характеристик для оцінювання активності м'язів у певний момент часу, які в подальшому дозволяють проводити і розпізнавання певного набору функціональних категорій рухів тіла людини, які відповідають виміряним сигналам за допомогою методів машинного навчання.

Метод Force-міографії (FMG) є неінвазивним методом дослідження рухової активності м'язів, який базується на відстеженні об'ємних змін у формі м'язів для формування вихідних сигналів [16-18]. Така технологія дозволяє аналізувати безпосередній тиск поверхні м'язу на датчики сили і таким чином визначати рухову активність м'язів у процесі виконання рухів. Ці сигнали використовуються для безпосереднього вивчення активності кінцівок людини. Force-міографія має деякі особливі переваги над класичними методами вимірювання сигналів, таких як поверхнева електроміографія. Особливо важливою перевагою такого методу є відсутність необхідності в ретельній підготовці шкіри пацієнта та точному розміщенні датчиків, що робить FMG корисним для розробки протезів та приладів для тривалого моніторингу м'язів у реабілітаційних застосуваннях, тощо. Однак, така технологія є досить чутливою до позиціонування вимірювальних сенсорів на кінцівках та власне виконання вимірювальної апаратури та використовуваних сенсорів для вимірювання м'язової активності. Важливо відзначити і те, що ефективність досліджень з використанням FMG може зменшуватись через нестаціонарність моделей вихідних сигналів, які у свою чергу залежать від фізіологічної сили окремих м'язів. Крім того, на точність аналізу кінцевого сигналу суттєво впливає на кількість датчиків та їх правильне просторове розміщення на кінцівці і фіксація у корпусі вимірювального пристрою. Зазвичай для вимірювання та аналізу Force-міографічного сигналу використовуються спеціальні засоби та пристрої, такі як: міографічні

сенсори тиску або деформації, які розміщуються на шкірі поблизу м'язів [18,19]. Вони реєструють тиск, який виникає від дії м'язів під час їх скорочення. Також для дослідження використовуються і сенсори зсуву, які визначають вимірюють зсув або переміщення м'язів у процесі їхньої роботи. Для обробки та аналізу Force-міографічних сигналів використовуються спеціальні програми, які дозволяють визначити інтенсивність розподілу м'язового тиску на вимірювальних каналах приладу. Зокрема, існують спеціалізовані міографічні пристрої, які об'єднують сенсори тиску у декілька вимірювальних каналів (від 2 до 256) та в подальшому використовують аналітичні програми розрахунку параметрів виміряних кривих [18].



Рисунок 1.4. Приклад вимірювального модулю для форс-міографічних досліджень [19]

Такі параметри виміряних сигналів можуть бути використані у сфері реабілітації, протезування і розпізнаванні жестів, де важливою є взаємодія між м'язами та технологією відтворення рухів тіла людини.

Методи віддаленого візуального розпізнавання: передбачають вимірювання м'язової активності на відстані (наприклад, за допомогою віддалених сенсорів та камер). Використання відеоспостереження для аналізу м'язової активності передпліччя дозволяє отримати візуальну інформацію про рухи та дії м'язів. Цей метод допомагає вивчати паттерни рухів та оцінювати їх ефективність [20]. Сучасні безпроводні датчики дозволяють збирати дані про м'язову активність передпліччя без обмежень у русі. Вони використовуються в спорті для моніторингу та аналізу фізичних навантажень. Окрім того, візуальні методи контролю дозволяють використовувати технології обробки зображень для відстеження рухів і змін у формі м'язів під час виконання набору різноманітних дій. Наприклад, системи комп'ютерного зору можуть аналізувати зміни в контурі руки та визначати положення пальців для класифікації жестів, тощо. Такі технології не лише допомагають у розумінні фізіології рухів верхніх кінцівок, але й відкривають можливості для створення більш точних та ефективних систем управління, таких як жестове керування комп'ютером чи пристроями для віртуальної чи доповненої реальності, зокрема і у сфері протезування.

1.2. Типові засоби і сенсори для вимірювання міографічного сигналу

Безпосередній процес вимірювання сигналу з м'язів пацієнта, незалежно від обраного методу дослідження, передбачає застосування різноманітних вимірювальних пристроїв та чутників які виконують

детектування руху м'язу. Водночас, використання конкретного методу досліджень не обов'язково передбачає застосування лише одного, конкретного виду сенсорів. Адже у прикладних дослідженнях можуть застосовувати комбінації із декількох типів чутників в рамках одного експерименту. Розглянемо типові засоби і сенсори, що використовують при вимірюванні міосигналів.

Для проведення FMG-досліджень верхніх кінцівок зазвичай використовується спеціальна конструкція "браслетного" типу, де біологічний сигнал реєструється вбудованими датчиками [19]. Кількість цих датчиків може варіювати від 2 до 256 відповідно до початкової задачі дослідження. У більшості випадків вимірювальні датчики розміщуються на однаковому інтервалі один від одного і можуть складатись із чутників різного типу. Зокрема, у таких дослідження використовують оптоволоконні, тензо FSR і FSS сенсори, і RSG-датчики опору [16]. При цьому, оптоволоконні сенсори відзначаються високою чутливістю, гнучкістю, малою вагою і стійкістю до електромагнітних перешкод. Тут принцип вимірювання базується на механічних деформаціях оптичного волокна, де зміна кривизни світловоду впливає на кут повного внутрішнього відбиття і як наслідок - на втрати при пропусканні світлового променя [21, 22]. FSS-резистивні датчики сили змінюють свій опір пропорційно до ступеня деформації сенсора. Вони виготовляються шляхом екструзії суміші термопластичних і нанопровідних частинок в нитки діаметром 0,78 мм і довжиною 1,5 см. Важливою особливістю таких сенсорів є їх висока чутливість та відсутність порогового рівня вхідної напруги для функціонування. Тензо-чутливі FSR датчики створені на основі полімерної плівки, яка змінює опір при прикладеній силі вище заданого порогового рівня. Серед переваг таких сенсорів можна виділити

швидкий час реакції, малу силу активації та широкий діапазон чутливості [15,19].

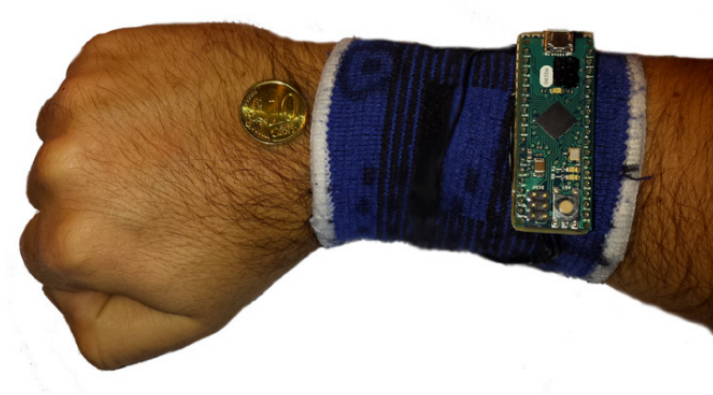


Рисунок 1.5. Приклад FSS сенсору для форс-міограії [23]

RSG датчики опору ґрунтуються на чутливих до зміни опору елементах, зазвичай вбудованих у гнучку прозору стрічку, яка охоплює всю зону вимірювання. Однією з переваг цих сенсорів є їх простота та мінімальне підсилення вхідного сигналу, але їхнім недоліком є наявність ковзаючого електричного контакту, що призводить до нелінійності вимірних показників [16].

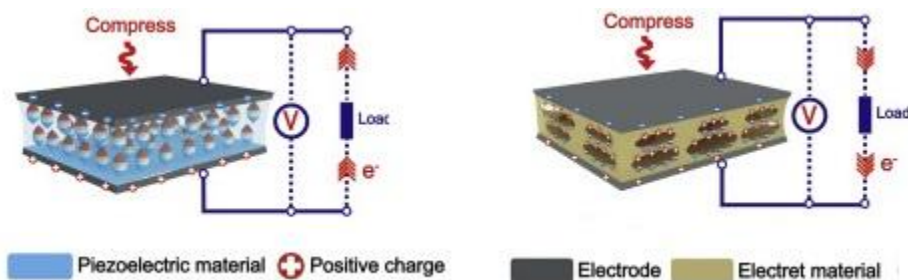


Рисунок 1.6. Приклад структури п'єзоелектричного сенсору для міограії [24]

Водночас, п'єзоелектричні сенсори [24] це гнучкі компоненти, створені із п'єзоплівки, які можуть змінюватися під впливом зовнішньої сили. Вони мають високу чутливість і широкий динамічний діапазон і доволі ефективні для використання в Force-міографії.

Акустичні сенсори вимірюють звукові сигнали, які генеруються м'язами під час активності у процесі виконання певного руху. Вони можуть бути корисні при аналізі різних аспектів м'язової активності, таких як часовий характер скорочень та специфічні звукові характеристики [25]. Оптичні детектори у міографії використовуються як допоміжний інструмент із системи камер та джерел інфрачервоного випромінювання для вимірювання руху та змін у м'язах в процесі ходьби чи оцінювання активності опорно-м'язового апарату людини.

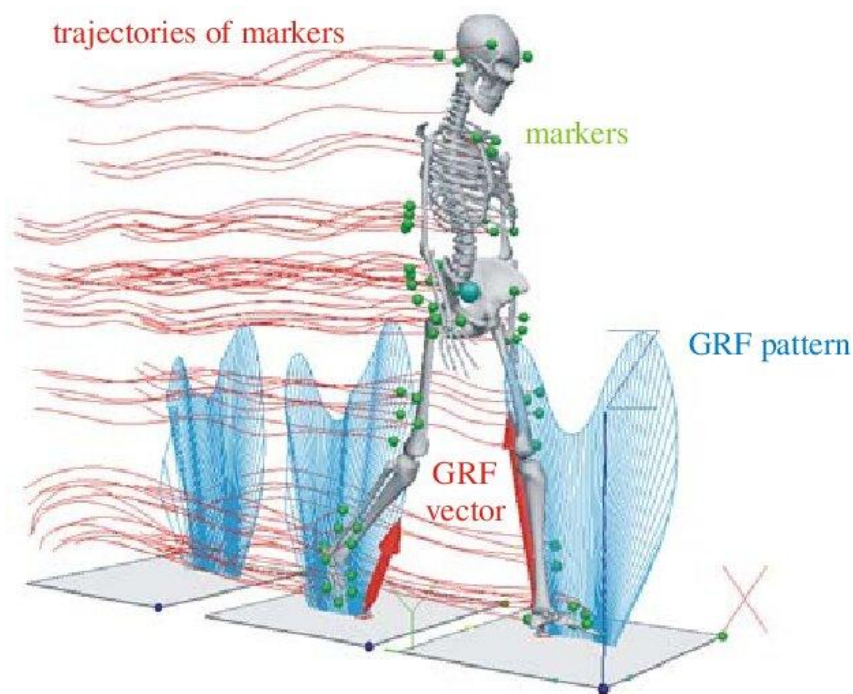


Рисунок 1.7. Приклад системи з оптичними детекторами для дослідження руху кінцівок [20]

Такі сенсори дозволяють вивчати динаміку руху та взаємодію м'язів із навколишнім середовищем. Однак вони можуть бути обмежені полем видимості та сферою застосування і вартістю чутників, тому використовуються лише у окремих прикладних завданнях [20].

Інерційні сенсори також можуть бути використані у загальній системі визначення активності м'язів, як додатковий інструмент для детектування рухів кінцівок чи м'язового апарату тіла людини [26]. Зокрема, акселерометри та гіроскопи використовуються для вимірювання прискорення та кутової швидкості. Їх особливість полягає в можливості визначати рухи та позицію різних частин тіла під час виконання окремого набору вправ. Інерціальні сенсори зокрема доповнюють інформацію, отриману від EMG, дозволяючи зрозуміти, як змінюється позиція кінцівки під час виконання вправ.

1.3. Особливості вимірювання та оброблення міографічних сигналів

Результати вимірювання сигналу м'язів отримані від того чи іншого виду сенсорів не можуть бути однозначно прийняті як фінальний результат процедури і у більшості випадків потребують подальшого підсилення, фільтрації та визначення набору корисних параметрів, що можуть бути використані як показники для оцінювання м'язової активності передпліччя. Аналіз виміряного сигналу та його окремих характеристик є досить складним і у загальному випадку передбачає виконання декількох проміжних етапів [12]:

- визначення початкових умов застосування методу;
- вибір вимірювального сенсору;
- вибір загальної зони розташування датчиків;
- вимірювання початкового аналогового сигналу;
- підсилення і фільтрація сигналу;
- згладжування, інтегрування і дискретизація;
- нормалізація отриманих результатів;
- визначення значущих характеристик сигналу;
- класифікація сигналів відповідно до отриманого набору характеристик (за потреби).

Як видно з опису, перед застосуванням вимірних показників як безпосереднього маркеру активності м'язів, аналоговий сигнал від сенсору повинен бути посилений, відфільтрований від завад та інтегрований. У переважній більшості випадків виміряні значення використовуються як основа для визначення набору параметрів, які дозволять не лише визначати амплітуду виміряного сигналу активності м'язів, а і надавати додаткові показники, згідно з якими можливо розпізнавати той чи інший вид руху при якому активується відповідна група м'язів, або здійснюється оцінювання стану відповідного м'язу (згідно з набором референтних значень).

При розрахунку відповідних параметрів, виміряні міо-сигнали розділяються на "вікна даних". Цей поділ дозволяє розділити тривалий набір імпульсів, отриманий при вимірюваннях на кілька однакових частин меншого обсягу, що робить їх більш зручними для подальших математичних розрахунків. Основою подальшого аналізу сигналу в часовому вікні є визначення набору статистичних і математичних показників, які можуть ідентифікувати певну поведінку сигналу. До таких

показників відносяться: часові, спектральні і частотно-часові характеристики [11]. Найбільш простими при цьому є часові характеристики сигналу (такі як дисперсія, девіація, поверхневий інтеграл, квартиль, тощо). Водночас, застосування спектральних характеристик є більш складним у розрахунках, але надає більше інформації про просторову поведінку виміряного сигналу м'язової активності. Основою для розрахунку спектральних характеристик є так звані перетворення Фур'є [12, 27]. Це математичний метод, який використовується для аналізу функцій або сигналів спектральній області й дозволяє розкласти складний сигнал на декілька простих складових частин по різних частотах. Перетворення Фур'є використовується в багатьох галузях науки та інженерії, включаючи сигнальну обробку, обробку зображень і телекомунікації. Ще більш складним, але водночас інформаційно-наповненим методом розрахунку характеристик міосигналів є застосування вейвлет-перетворень. Це математичний метод аналізу сигналів і зображень, який дозволяє розкласти сигнал на різні складові частоти та визначити, як ці частоти змінюються з часом [11, . Він широко використовується в сферах статистики, комп'ютерного зору та інших галузях науки і техніки, а його основна ідея полягає у використанні вейвлет-функцій (так-зованих вейвлетів), які є невеликими функціями, що схожі на маленькі "хвильки". Ці вейвлети використовуються для аналізу різних аспектів сигналу у конкретний момент часу [28] в частотній та часовій області. Основні переваги вейвлет-перетворення при дослідженні м'язової активності полягають у їх локальності (вейвлети є локальними функціями, що дозволяє їм добре реагувати на різкі локальні зміни в сигналі), масштабованості (такі перетворення можна виконувати на різних масштабах функції м'язового сигналу, дозволяючи аналізувати різні

діапазони частот в сигналі), високій чутливості до деталей (вейвлет-перетворення дозволяють виділити дрібні деталі і зміни структури в сигналі, що можуть бути важливими для визначення поведінки м'язового сигналу) .

Як часові, так і спектральні чи частотно-часові характеристики сигналу м'язової активності можуть бути використані в процесі подальшого автоматизованого порівняння та класифікації різних сигналів згідно з подальшим призначенням (наприклад порівняння сигналів здорового м'язу та м'язу із патологічним захворюванням, визначення виду руху, при якому здійснювалось вимірювання активності, тощо). Подібна класифікації сигналів активності м'язів здійснюється за допомогою різних методів машинного навчання найпоширенішими серед яких у практиці аналізу м'язів верхніх кінцівок (і передпліччя зокрема) є: методи дерев рішень, асоціативних правил, метод К-тих найближчих сусідів, опорних векторів і штучних нейронних мереж [12, 29]. Вибір конкретного методу машинного навчання з для аналізу активності м'язів залежить від поставленої мети під час розробки відповідних міографічних модулів.

Так, наприклад, методи дерев рішень є популярним алгоритмом машинного навчання, який використовується для класифікації і регресії в задачах аналізу даних та прийняття рішень. Вони отримали свою назву через алгоритмічну структуру, що аналогічна розгалуженням у вигляді дерева, де на кожному внутрішньому вузлі приймається рішення на основі певного атрибуту і рішення рухається вниз по гілці дерева, аж до досягнення листкового вузла, який представляє прогнозоване значення або клас який повинен визначатись на основі характеристик міо-сигналу [30]. Методи дерев рішень добре підходять для задач класифікації та регресії в багатьох галузях, включаючи аналіз даних, комп'ютерний зір, обробку

мови, тощо. Вони досить легко інтерпретуються і зазвичай не вимагають складної попередньої підготовки вхідної інформації.

Метод асоціативних правил може використовуватися для виявлення кореляцій у наборі даних, визначення залежностей між атрибутами події, тощо [30]. Цей метод допомагає виявити цінні залежності у великих обсягах даних і використовується в багатьох галузях, де аналіз інформації має ключове значення. Ключовими в контексті аналізу асоціативних правил є: підтримка (міра частоти, з якою конкретна асоціація виявляється в наборі даних), достовірність характеристики (вказує на те, як часто правило асоціації справджується), завантаження (міра того, наскільки статистично важливим є правило асоціації для конкретного дослідження сигналу), тощо.

Метод К-тих найближчих сусідів використовується у задачах класифікації та регресії та може бути використаний в процесі аналізу й біологічних сигналів та їх значущих характеристик [9, 11, 30]. У методі k-NN, кількість сусідів (схожих параметрів сигналу), яку слід враховувати для класифікації нового об'єкта, визначається значенням спеціальним значенням "k". Щоб класифікувати новий об'єкт, метод k-NN шукає "k" найближчих сусідів до цього об'єкта у навчальному наборі вхідних даних. Після чого відбувається визначення класу цього об'єкта на підставі міток класу більшості його "k" найближчих сусідів. Метод k-NN може використовуватися у сфері класифікації жестів та розпізнаванні поведінки м'язових скорочень, враховуючи схожість сигналів виміряних сенсорами до вже відомих прикладів жестів у навчальному наборі.

Метод штучних нейронних мереж (ANN) - це ще один алгоритм машинного навчання, який моделює функції та зв'язки між даними, подібно до біологічних нейронних мереж. Такі мережі складаються з

інтерконектованих "нейронів", які являють собою математичні функції та синапсів, які визначають вагу вхідної інформації відповідно до поставленої фінальної мети дослідження [11, 29, 30]. Основними складовими компонентами таких мереж є: штучні нейрони (кожен нейрон обробляє вхідні дані, виконує обчислення та передає вихідні значення. Нейрони групуються в шари, включаючи вхідні, внутрішні та вихідний шари), синапси (зв'язки між нейронами, що мають певну вагу), функції активації (визначають вихідний сигнал в залежності від вхідних даних та ваг. Різні функції активації використовуються для різних типів завдань), нейронів зміщення та алгоритму внутрішнього навчання. Такі мережі можуть навчатися на великих обсягах даних і вирішувати складні завдання як із розпізнавання певних залежностей сигналу і його класифікації, так і по відтворенню втрачених частин міосигналу чи його реконструкції.

Оцінювання достовірності використаного методу машинного навчання відповідно до поставленого завдання по детектуванню чи розпізнаванню м'язової активності кінцівки здійснюється шляхом побудови спеціальних матриць похибок [12, 29], які демонструють візуальне співвідношення кількості реально визначених рухів кінцівки з ідеальним (початково-заданим) набором реальних рухів або розрахунку параметрів регресії чи ROC-показника.

Висновки до розділу 1

У першому розділі роботи проведено аналіз основних методів вимірювання м'язової активності кінцівок людини, розглянуто типові засоби і сенсори для дослідження міографічного сигналу, а також визначено особливості здійснення вимірювання і подальшого оброблення визначених показників.

Зокрема, розглянуто методи магніто-резонансної спектроскопії м'язів, м'язової електростимуляції, ультразвукової діагностики та електро і форс-міографії. Преставлено приклади основних сенсорів для дослідження м'язової активності кінцівок, визначено послідовність вимірювання сигналу та типовий склад вимірювальних пристроїв. Розглянуто основні характеристики міографічних сигналів, які використовуються при аналізі активності м'язів та методи класифікації сигналів згідно визначеного набору рухів кінцівок.

На основі розглянутої інформації, для подальшого проектування комп'ютерно-інтегрованої системи вимірювання м'язової активності передпліччя найбільш зручним у використанні буде метод поверхневої електроміографії, а у якості класифікатора визначених параметрів сигналу буде використано метод штучних нейронних мереж.

Розділ 2. Розроблення комп'ютерно-інтегрованого модуля вимірювання м'язової активності передпліччя

Розробка модулю вимірювання сигналів для вивчення м'язової активності передпліччя передбачає обов'язкове виконання декількох логічних етапів створення вимірювальної системи та виготовлення (або використання готових) відповідних елементів схеми з метою їх подальшого включення у загальну систему приладу разом із його програмним забезпеченням. Функціональна схема модулю для вимірювання м'язової активності повинна включати в себе різні компоненти та функціональні елементи для збору, обробки і аналізу інформації, такі як: електроди для вимірювання сигналів (які реєструють активність м'язів), схеми фільтрування сигналів та перетворення сигналів, органи керування, модулі збереження оброблених даних, блоки передачі інформації на зовнішній пристрій та візуалізації інформації, систему живлення тощо. Розглянемо детальніше функціональну схему створеного комп'ютерно-інтегрованого модулю.

2.1. Розроблення функціональної схеми та принципу роботи модулю

Функціональна схема модулю для вимірювання м'язової активності передпліччя (рис. 2.1 та додаток А) включає наступні ключові компоненти:

- Сенсори м'язової активності: це можуть бути як поверхневі гелеві електроди для вимірювання EMG сигналів, так і стаціонарні сухі електроди.

Блок електроміографу, який включає в себе:

- Операційний підсилювач, смуговий фільтр.
- Схему вирівнювання та інтегрування сигналу початкового сигналу.
- Окреме живлення міографу для забезпечення стабільності живлення вимірювального каналу схеми та запобігання виникненню додаткових завад від електромережі.

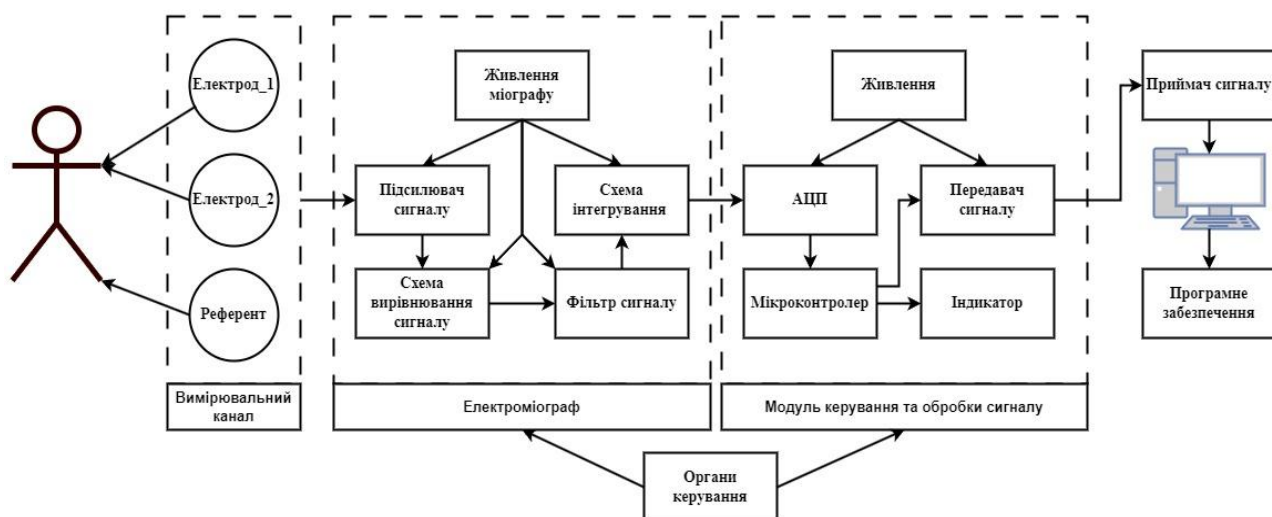


Рисунок 2.1. Функціональна схем комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання електроміографічних сигналів

Модуль керування та обробки сигналу, що містить:

- Окреме живлення блоку обробки сигналу.
- Аналогово-цифровий перетворювач, що забезпечує трансформацію вимірювального сигналу в зручну для мікроконтролера форму (цифровий сигнал).

- Мікроконтролер, який керує основними операціями електроміографу виконує збір та попередню обробку вимірянних даних та їх подальшу візуалізацію та передачу до ПК. Пам'ять: Для зберігання даних про м'язову активність, що дозволяє подальший аналіз та порівняння.
- Індикатор для візуалізації амплітуди (інтенсивності) виміряного сигналу (це може бути як набір світлодіодів, так і РКД дисплей чи інший елемент візуалізації інформації).
- Інтерфейс зв'язку із зовнішніми пристроями (дротовий або бездротовий передавач сигналу). Передача даних на зовнішні пристрої може здійснюватись як по UART каналу, так і по SPI, Wi-Fi чи інших інтерфейсах, які дозволять комунікувати з комп'ютером, смартфоном або іншими пристроями для відображення та аналізу даних.

Додаткові елементи:

- Приймач інформації від модулю керування.
- Персональний комп'ютер із програмним забезпеченням модулю.
- Органи керування модулем: такі як кнопки, перемикачі, тощо.

Для реалізації вимірювального каналу та реєстрації м'язової активності зазвичай використовують електроди, які розміщуються на поверхні (шкірі) руки пацієнта орієнтовно над необхідною групою м'язів. При цьому EMG сенсори, що реєструють електричні сигнали, які генеруються м'язами при їх скороченні можуть бути як гелевими (див. рис. 2.2), так і сухими багаторазовими. Водночас, до складу одного вимірювального каналу повинні входити два вимірювальних електроди і

один референтний, який зазвичай розміщується не над м'язами, а над кісткою (наприклад ліктьовою, чи плечовою) чи іншій групі м'язів яка не приймає участі у виконанні вимірюваного виду руху. Електроди повинні бути виконаними згідно відповідних стандартів та сертифікованими до використання у медичному застосуванні [21].

Живлення для модуля, може бути реалізоване і через портативні батареї, і завдяки стаціонарним джерелам енергії. Однак, бажано щоб вимірювальна схема електроміографу мала окреме джерело напруги, яке дозволить уникати окремих завад від інших джерел напруги чи струму які можуть бути використані у системі комп'ютерно-інтегрованого модулю. Водночас, варто зазначити, що запропонована функціональна схема може бути доповнена відповідно до конкретних потреб дослідження. Інтеграція з іншими сенсорами та пристроями для збору додаткових даних, таких як гіроскопи, акселерометри тощо, може надати додаткову інформацію про стан кінцівки пацієнта при проведенні відповідних вимірювань.

Здатність взаємодіяти з іншими медичними чи обчислювальними пристроями для більш широкого моніторингу стану кінцівок, а також додаткової візуалізації даних повинна забезпечуватись належним інтерфейсом обміну інформацією та програмним забезпеченням. Саме тому, доцільною буде також і розробка комп'ютерної програми для візуалізації (побудови графіків міографічних кривих), збереження та подальшого аналізу виміряної інформації, опис якої представлено у розділі 2.3.

Розглянемо компонентну базу комп'ютерно-інтегрованого модулю, використану для розробленої функціональної схеми.

2.2. Вибір компонентної бази для вимірювального модулю

Безпосереднє вимірювання електроміографічного сигналу в створеному комп'ютерно-інтегрованому модулі здійснювалось за допомогою Ag-Cl гелевих електродів моделі FSRG1 компанії SkinTact (які, водночас, можуть бути замінені на електроди від іншого виробника, що мають схожі характеристики).



Рисунок 2.2. Приклад гелевого електроду, що використаний у дослідженні [31]

При цьому, для забезпечення надійності і безперебійності функціонування модулю, у роботі було використано схему промислового електроміографу MuscleSensor V1 компанії MyoWare (рис. 2.3), що містить у своєму складі операційний підсилювач сигналу від компанії Texas Instrument моделі INA331 (рис. 2.4), схему фільтрації, вирівнювання та інтегрування сигналу і дозволяє використовувати міограф одразу із АЦП

та мікроконтролером, без необхідності додаткової обробки чи вирівнювання EMG імпульсів.

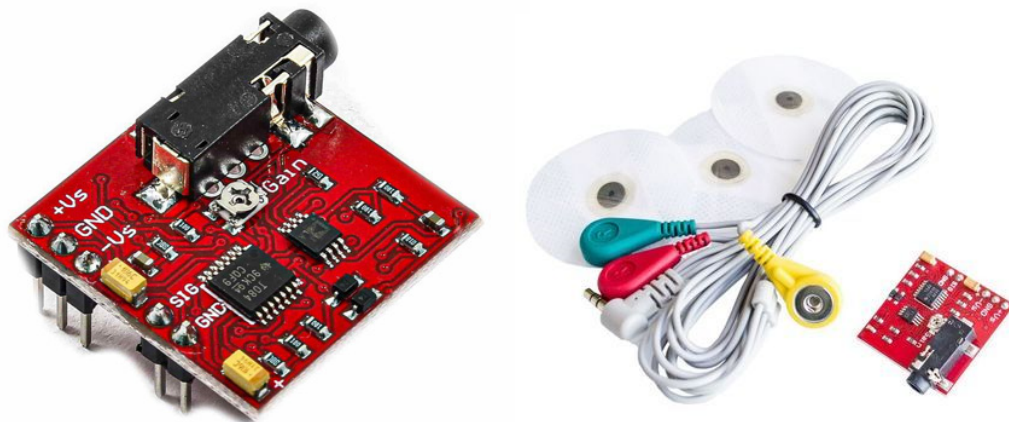


Рисунок 2.3. Зовнішній вигляд електроміографу MuscleSensor V1 компанії MyoWare [32]

Така схема є зручною у використанні, але потребує додаткового кабелю для приєднання до вимірювальних електродів і двополярного живлення у вигляді Li-on, Li-Pol чи Nu-Mh батарей типу крона.

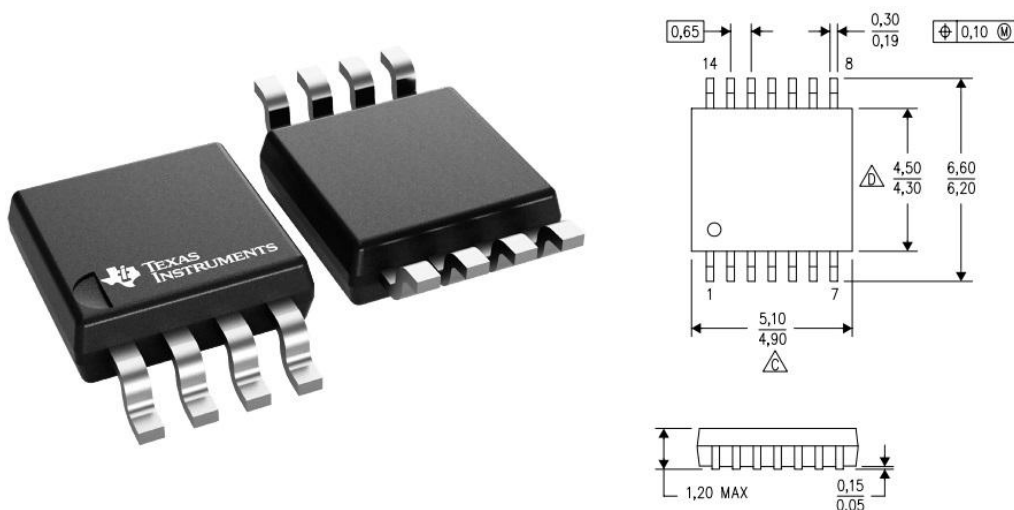


Рисунок 2.4. Зовнішній вигляд та габаритні розміри підсилювача сигналу INA331 [33]

Електрична схема міографу MuscleSensor V1 представлена на рис 2.5. У якості живлення схеми обрано дві Li-Pol батареї типу пластина ємністю 250mAh (рис. 2.6, а), а для загального живлення модулю керування та обробки сигналу застосовувалась Li-Pol батарея ємністю 2000 mAh відповідно (рис. 2.6.б).

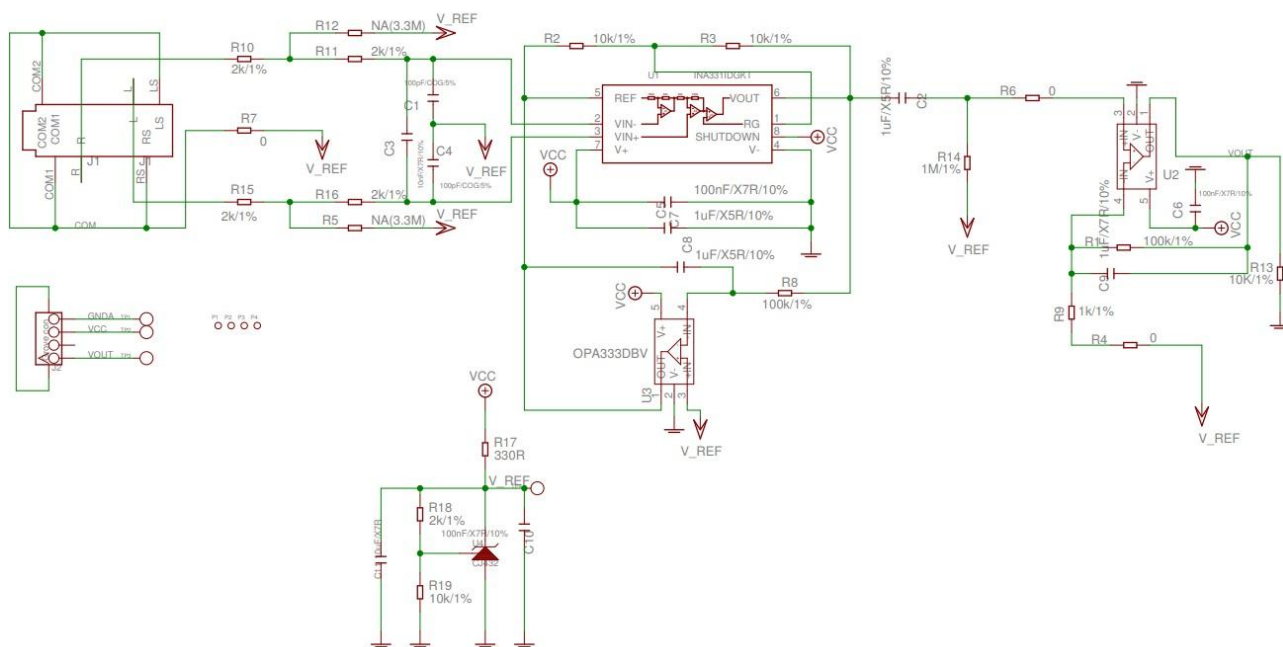


Рисунок 2.5. Електрична схема електроміографу MuscleSensor V1 компанії MyoWare [32]

Додатково, модуль керування спроектованої системи може бути підключений до живлення від мережі, а його приймач сигналу отримує необхідну енергію від USB порту ПК. У якості передавача і приймача сигналу для підключення до персонального комп'ютера використано UART-USB перетворювач моделі FT232R від компанії Future Technology Devices International (рис. 2.7), який дозволяє проводити необхідні перетворення рівня сигналу та здійснювати підключення мікроконтролеру

комп'ютерно-інтегрованого модулю до ПК через UART протокол передачі інформації.

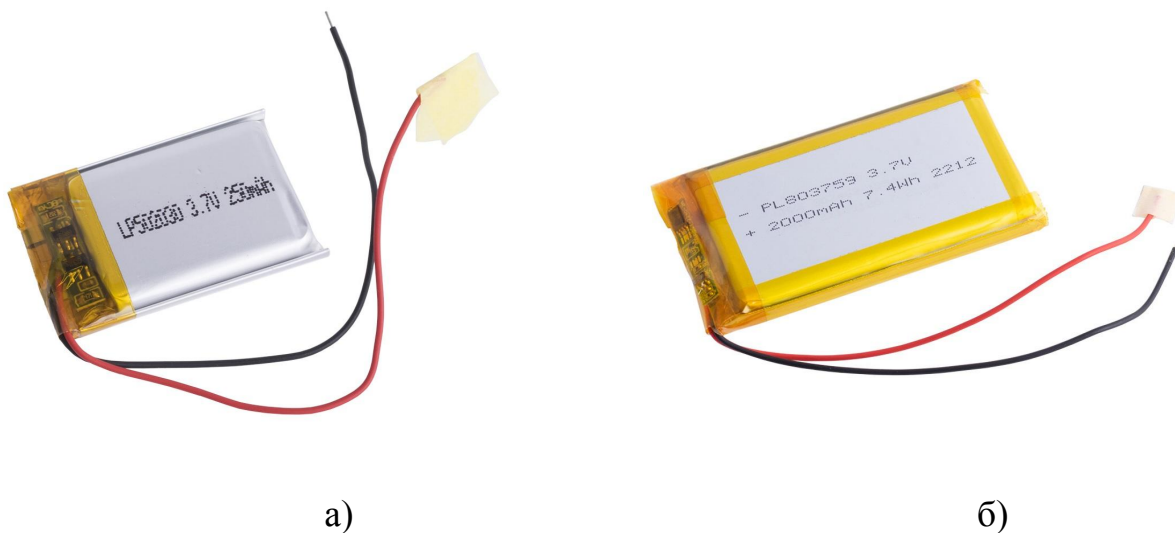


Рисунок 2.6. Зовнішній вигляд Li-Pol батарей, використаних для живлення електроміографу [34]

При цьому, підключення модулю до каналу передачі даних відбувається за допомогою всього двох сигнальних ліній RXD (на приймання інформації від зовнішнього середовища до МК) і TXD (на передачу інформації до ПК).

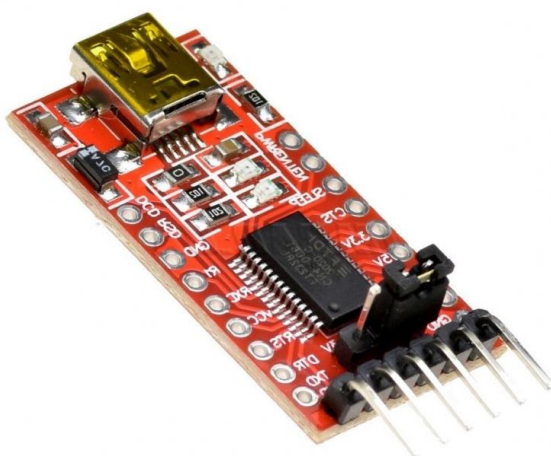


Рисунок 2.7. UART-TTL перетворювач [35]

Як основне ядро модулю, було використано мікроконтролер АТМega8А-AU (рис. 2.8.а), що містить вбудований АЦП, який приймає вимірний набір аналогових сигналів від електроміографу та здійснює їх подальше оцифровування.

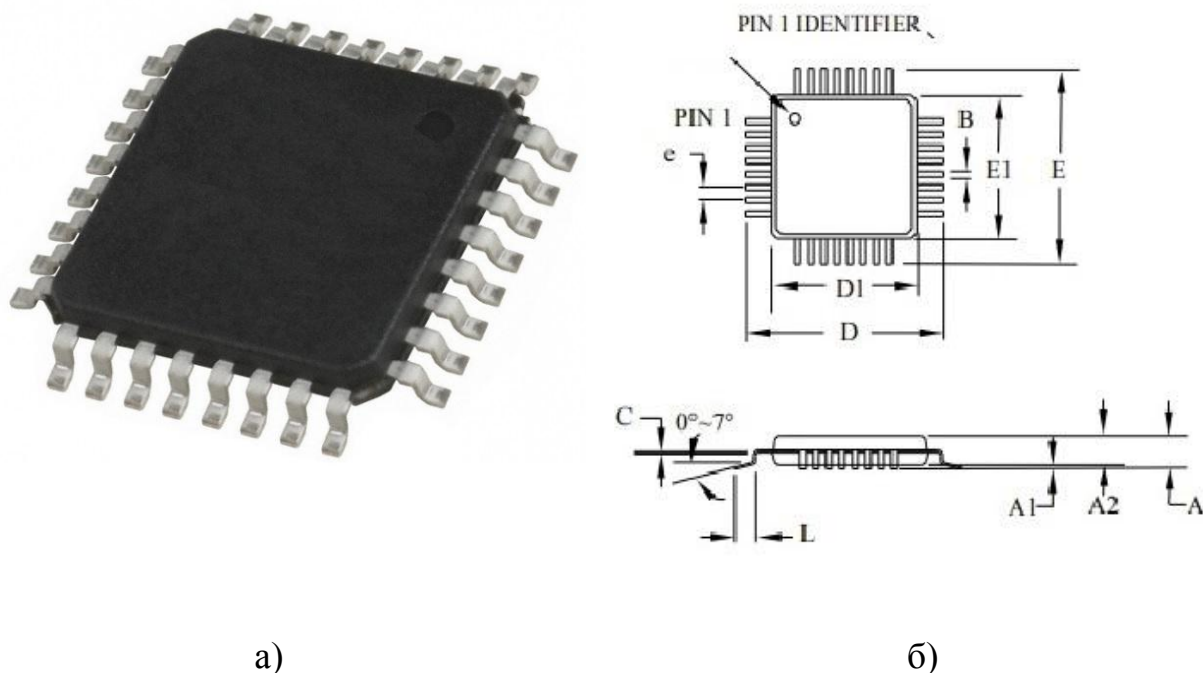


Рисунок 2.8. Зовнішній вигляд і габаритні розміри АТМega8А-AU [36]

Особливістю такого мікроконтролера є те, що він містить 8-ми бітний процесор побудований AVR RISC на архітектурі, містить 8 Кбайт вбудованої Flash-пам'яті із додатковими регістрами загального призначення. Основні характеристики такого МК представлені в табл. 2.1. Ще однією особливістю, що пояснює вибір такого МК є наявність вмонтованих SPI та UART інтерфейсів, що дозволяють проводити його інтегроване підключення до UART-TTL передавача і налагодження лінії передачі інформації з ПК.

Табл. 2.1. Основні характеристики мікроконтролера ATmega8A-AU

Напруга живлення	1.8 В - 5.5 В
Об'єм Flash-пам'яті	8кБ
Об'єм пам'яті EEPROM	512Б
Об'єм пам'яті SRAM	1кБ
Тактова частота	16 МГц
Інтерфейси	I2C, SPI, UART
Кількість таймерів і каналів ШІМ	3

Для зручної компоновки мікроконтролера на друкованій платі було обрано модель чіпу в SMD корпусі SO-8 (рис. 2.8.б), а його технічні характеристики дозволяють інтегрувати такий контролер до електричних схем зі зменшеним електроспоживанням (із напругою живлення від 1.8В до 5.5 В).

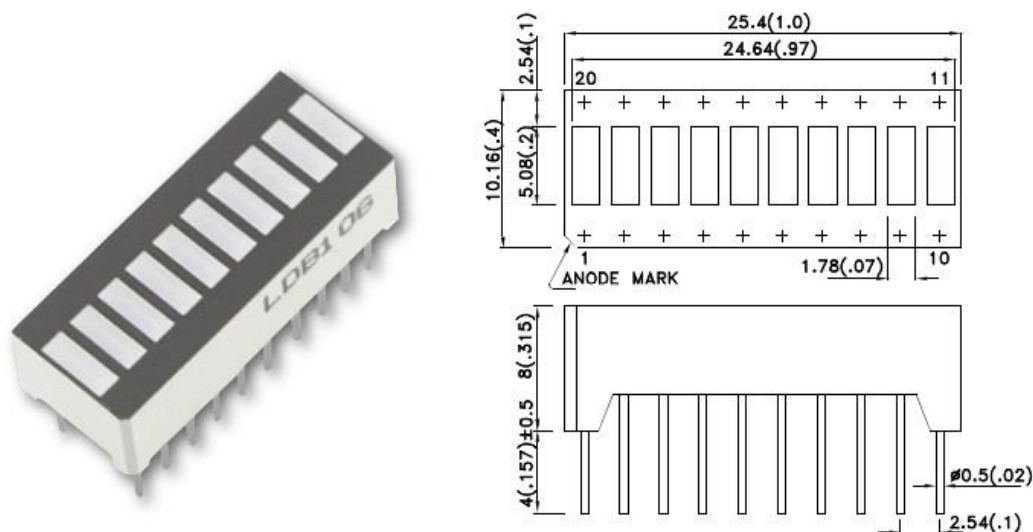


Рисунок 2.9. Зовнішній вигляд і габаритні розміри індикатора DC10SRWA

[37]

Окрім того, для додаткової автономної (без необхідності доступу до ПК) візуалізації вимірної амплітуди сигналу до складу комп'ютерно-інтегрованого модулю було додано LED-BAR індикатор DC10SRWA (рис. 2.9), який візуалізує рівень амплітуди напруги виміряного EMG сигналу, пропорційно до зростання його інтенсивності (зі шкалою 1 поділка індикатору на 0.5 В).



Рисунок 2.10. Органи керування модулю: перемикач RS-102-3В і кнопка KLS7-P5 [38]

Органи керування пристрою виконано у вигляді стандартного трипозиційного перемикача RS-102-3В (для вибору одного із трьох можливих режимів живлення модулю: батарея, стаціонарна мережа, живлення вимкнено) і двох кнопок KLS7-P5 для запуску процесу вимірювання і перезавантаження модулю (рис. 2.10).

2.3. Розроблення програмного забезпечення модулю

Враховуючи портативність розробленого модулю, а також обмежені можливості його мікропроцесорної системи, важливо мати і належне програмне забезпечення для візуалізації, збереження і обробки вимірних сигналів м'язової активності, яке дозволить проводити як візуальний моніторинг вимірних даних, так і їх запис у внутрішню базу даних з метою подальшого аналізу і розрахунку характеристик виміряного сигналу м'язів передпліччя.

Саме тому, в рамках цієї дисертаційної роботи було розроблено комп'ютерне програмне забезпечення вимірювального модулю «Myo_Detect» (захищене свідоцтвом авторського права на комп'ютерну програму). Створена комп'ютерна програма призначена для керування процесом вимірювання міографічного сигналу в портативній системі визначення м'язової активності кінцівки людини, функціональна схема якої представлена у попередніх розділах. Вона є програмною складовою частиною загальної системи, що призначена для визначення точки найвищої активності м'язів кінцівки людини при її частковій ампутації та подальшому протезуванні.

Вбудований функціонал комп'ютерної програми дозволяє через USB-порт ПК здійснювати керування вимірювальним модулем системи та виконувати подальшу візуалізацію результатів вимірювання, а також збереження числових значень виміряного сигналу для виконання подальших розрахунків. Така програма забезпечує зберігання результатів у вигляді текстового протоколу дослідження окремо для кожного пацієнта та можливість процесу попереднього калібрування вимірювального модулю

під конкретну особу. Реалізація апаратного зв'язку програми на ПК з мікроконтролером вимірювального модулю реалізована за допомогою USB-UART адаптера, що перетворює керуючі сигнали від створеної програми у формат, який є прийнятним для обробки вбудованим UART-інтерфейсом мікроконтролера (далі МК). Водночас, керуючий код мікроконтролера приймає інформацію, що надсилається по UART-інтерфейсу, здійснює її розшифровку та запускає безпосередній процес вимірювання міографічного сигналу з електродів, що розміщуються на кінцівці пацієнта.

Після успішного апаратного вимірювання сигналу, МК вимірювального модулю надсилає через UART-USB інтерфейс зворотний сигнал готовності для ПК, з метою подальшої передачі вимірної інформації та візуалізації отриманих результатів у створеній комп'ютерній програмі. Обмін інформацією між мікроконтролером та середовищем «Myo_Detect» здійснюється у реальному часі з чітко визначеними часовими затримками.

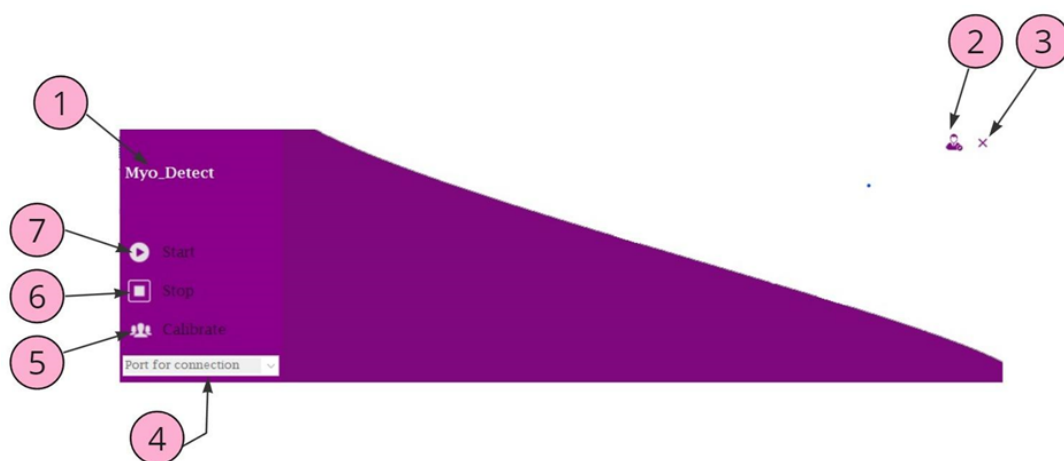


Рисунок 2.11. Загальний вигляд стартового вікна інтерфейсу програми «Myo_Detect»

Тут:

- 1 – мітка з назвою програми;
- 2 – кнопка переходу до вікна даних пацієнта;
- 3 – кнопка виходу з програми;
- 4 – панель підключення робочого USB-порту (початково заблокована);
- 5 – кнопка початку процесу калібрування (початково заблокована);
- 6 – кнопка зупинки процесу вимірювання міографічного сигналу (початково заблокована);
- 7 – кнопка початку процесу вимірювання міографічного сигналу (початково заблокована);

Робота із загальною системою визначення м'язової активності розпочинається із ввімкнення вимірювального модулю міографічного сигналу, розміщення сенсорів у початковій точці на кінцівці пацієнта і запуску робочого файлу програми “Myo_Detect.exe” на виконання. Після завантаження робочої програми «Myo_Detect» на екрані персонального комп'ютера відображається стартове вікно інтерфейсу створеного ПЗ (рис. 2.11).

Після здійснення попередньої підготовки пацієнта та підключення вимірювального обладнання через USB порт до ПК, користувачеві програми шляхом натискання кнопки (рис. 1, поз. 2), потрібно здійснити перехід до вікна даних пацієнта, виконавши при цьому обов'язковий процес первинної ініціалізації та створення відповідної теки у базі даних програми (далі БД).

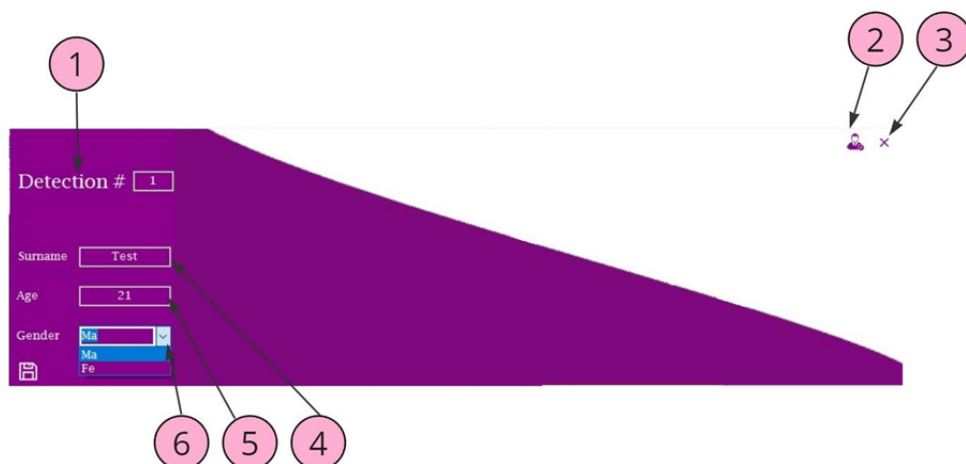


Рисунок 2.12. Вікно даних пацієнта

Де:

- 1 – лічильник протоколів вимірювання;
- 2 – кнопка вікна даних пацієнта;
- 3 – кнопка виходу з програми;
- 4 – поле вводу прізвища пацієнта;
- 5 – поле вводу віку пацієнта;
- 6 – список для вибору статі пацієнта;

В іншому випадку, решта функцій програми будуть заблоковані. У вікні даних (рис. 2.12) відбувається заповнення загальної інформації про пацієнта, яка в подальшому буде відображатись у назві робочої теки БД, дозволяє встановлювати відповідність між записами та профілем пацієнта, а також зберігати протокол досліджень для конкретної особи. Запропонована організація процесу реєстрації обов'язкової інформації про користувача дозволяє оптимізувати роботу оператора програми і здійснювати швидкий пошук необхідної інформації після закінчення процесу вимірювань.

Подальша експлуатація програмного забезпечення «Myo_Detect» можлива лише за умови, що всі необхідні поля (рис. 2.12; поз. 1, поз. 4, поз. 5, поз. 6) будуть заповнені та збережені шляхом натискання кнопки «Save» (рис. 2.13, поз. 4).

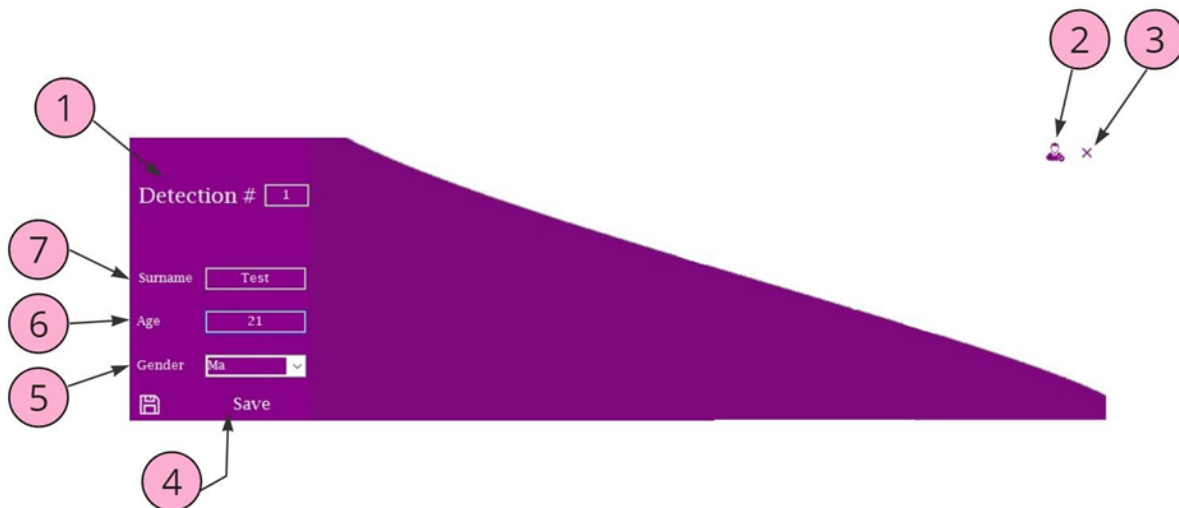


Рисунок 2.13. Вікно даних пацієнта після заповнення обов'язкової інформації

Після збереження обов'язкової інформації про пацієнта, користувачеві програми надається доступ до вибору підключених USB / СОМ-портів ПК (рис. 2.14, поз. 4), серед яких необхідно обрати той, до якого приєднано вимірювальний модуль міографічної системи. Подальший обмін інформацією про результати вимірювань між мікроконтролером і ПК буде здійснюватись саме за допомогою обраного користувачем порту.

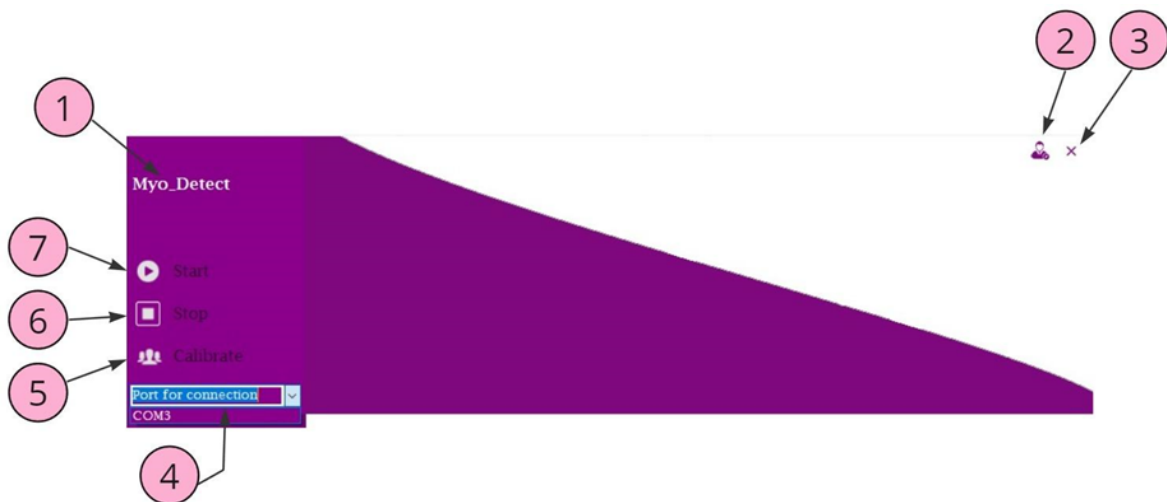


Рисунок 2.14. Робоче вікно зі списком USB/COM портів, що доступні для підключення

Окрім того, виконана шляхом таких маніпуляцій прив'язка USB-порту до програмного середовища, активує кнопку калібрування (рис. 2.15, поз. 5) і надає можливість оператору перевірити надійність підключення вимірювального модулю до тіла пацієнта та зв'язок з комп'ютерною програмою.

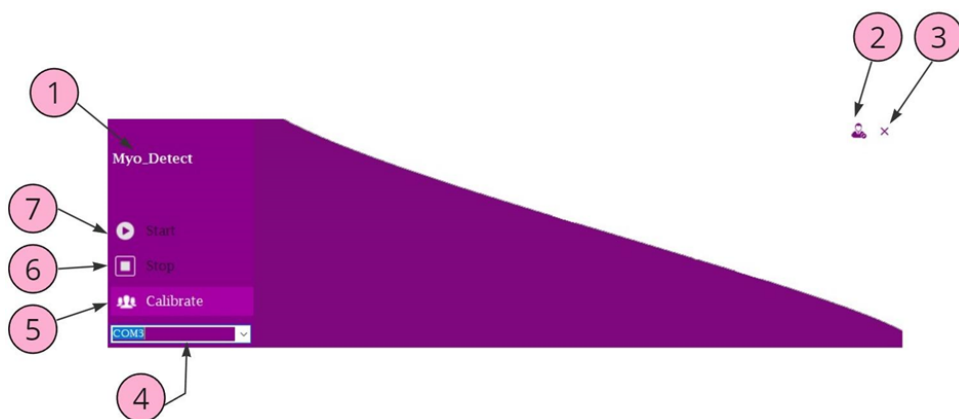


Рисунок 2.15. Стартове вікно інтерфейсу програми «Myo_Detect» з активованою кнопкою калібрування

Після закінчення процесу калібрування, користувач отримує доступ до кнопки початку процедури вимірювання (рис. 2.15, поз. 7) і, як наслідок, після запуску основного процесу по детектуванню міографічного сигналу - проводить подальші маніпуляції у основному вікні робочої програми (рис. 2.16). Основне вікно програмного забезпечення «Myo_Detect» відображає графік (рис. 2.16, поз. 4) виміряної міограми пацієнта, що визначений у певних часових межах (наприклад, 100 мс на одну ітерацію сигналу) та може змінювати свою інтенсивність залежно від місця розташування вимірювальних сенсорів.

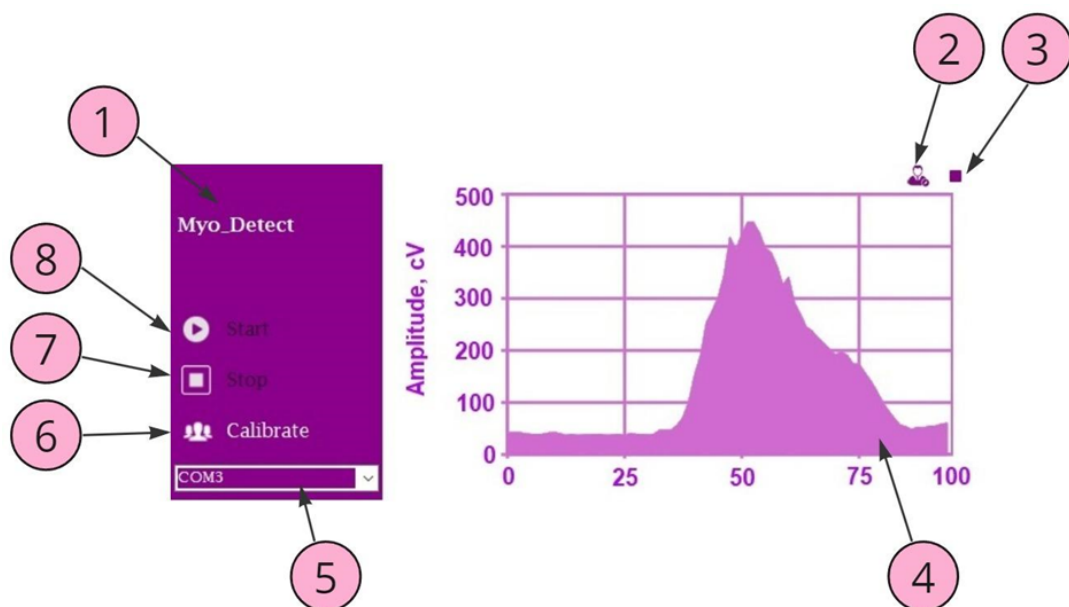


Рисунок 2.16. Основне робоче вікно програми «Myo_Detect»

Тут:

- 1 – мітка з назвою програми;
- 2 – кнопка переходу до вікна даних пацієнта;
- 3 – кнопка виходу з програми;
- 4 – графік і значення виміряного сигналу;

5 – USB/COM порт по якому виконано з'єднання з вимірювальним пристроєм;

6 – кнопка калібрування;

7 – кнопка зупинки процесу вимірювання;

8 – кнопка початку процесу вимірювання;

Водночас, розроблене програмне забезпечення дозволяє відслідковувати як графічний вигляд виміряного сигналу, так і проводити запис його амплітуди на певному часовому інтервалі у текстовий файл протоколу вимірювання (рис. 2.17).

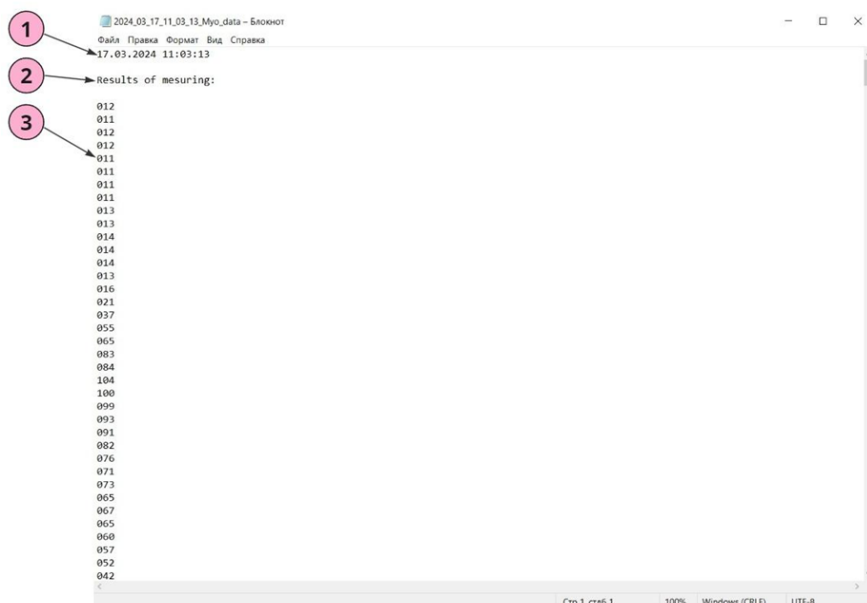


Рисунок 2.17. Приклад текстового файлу із протоколом вимірювання та значеннями амплітуди сигналу

Де:

1 – дата і час проведення досліджень;

2 – мітка, яка описує вміст файлу;

3 – значення амплітуди виміряного міографічного сигналу;

Після виходу користувача із робочої програми «Myo_Detect», шляхом натискання відповідної кнопки (рис. 2.16, поз. 3), у робочій теці пацієнта створюється текстовий файл протоколу вимірювань, який містить інформацією про час та дату проведення дослідження (рис. 2.17, поз. 1), а також набір виміряних значень амплітуди міографічного сигналу у відповідній точці на кінцівці пацієнта (рис. 2.17, поз. 3). При цьому текстовий файл зі значеннями, що були отримані у процесі калібрування обладнання під конкретного пацієнта знаходиться у тій же теці, але має іншу структуру. Тут кожне зі значень амплітуди закінчується спеціальним візуальним розділювачем. Як вміст основного протоколу дослідження, так і вміст протоколу калібрування обов'язково закінчується текстовою міткою про кінець процесу вимірювання (слово «end» наприкінці тексту).

Висновки до розділу 2

У другому розділі роботи представлено процес розроблення функціональної схеми комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності, підбір її компонентної бази та опис створеного програмного забезпечення для модулю.

Зокрема, детально описано основні блоки функціональної схеми, визначено базові принципи її застосування, здійснено огляд основних електронних компонентів електричної схеми та представлено покроковий алгоритм роботи з розробленим програмним забезпеченням комп'ютерно-інтегрованого модуля.

Розділ 3. Експериментальні дослідження та аналіз результатів вимірювання

3.1. Постановка задачі та визначення особливостей проведення експерименту

Вимірювання м'язової активності кінцівок, як і будь-яка процедура біомедичного напрямку має власний набір обмежень і принципів реалізації. Зокрема, при вимірюванні електроміографічного сигналу важливим є розміщення вимірювальних електродів над поверхнею тіла м'язу для отримання максимально чіткого і енергоємного сигналу. Особливо це питання є актуальним у випадку використання модуля вимірювання м'язової активності у системі біонічного протезу, де міосигнал є відповідником біологічного імпульсу, що відповідає за виконання певного руху кінцівки і в подальшому повинен розшифровуватись системою керування протезу та перетворюватись у відповідний рух виконавчих механізмів. Активність м'язів у такому випадку залежить як від власне виду травми, так і від якості проведення хірургічного втручання, що в подальшому впливатиме на провідність нервів та м'язового волокна відповідно. Досить важливим при цьому є і пошук саме точки найвищої активності вцілілих м'язів та зони подальшого стаціонарного розміщення вимірювального каналу міографічної системи протезу. Адже, якість вимірювання електроміографічного сигналу з тіла пацієнта безпосередньо впливає на подальше розпізнавання рухів кінцівки і досягнення фінального результату.

Водночас, по-можливості, необхідно дотримуватись також правил, пов'язаних із стаціонарним розміщенням електродів над головкою відповідного м'язу. Зокрема, базуючись на дослідженні [39] і технічній документації міографу [32] визначено, що при вимірюванні єдиного електричного потенціалу м'язу (який визначається як різниця між двома активними електродами, що розміщуються на деякій міжелектродній фіксованій відстані) вздовж напрямку м'язового волокна, найбільш ефективним буде розміщення вимірювальних сенсорів посередині між міотендинозним з'єднанням і найближчою зоною іннервації (див. рис. 3.1).

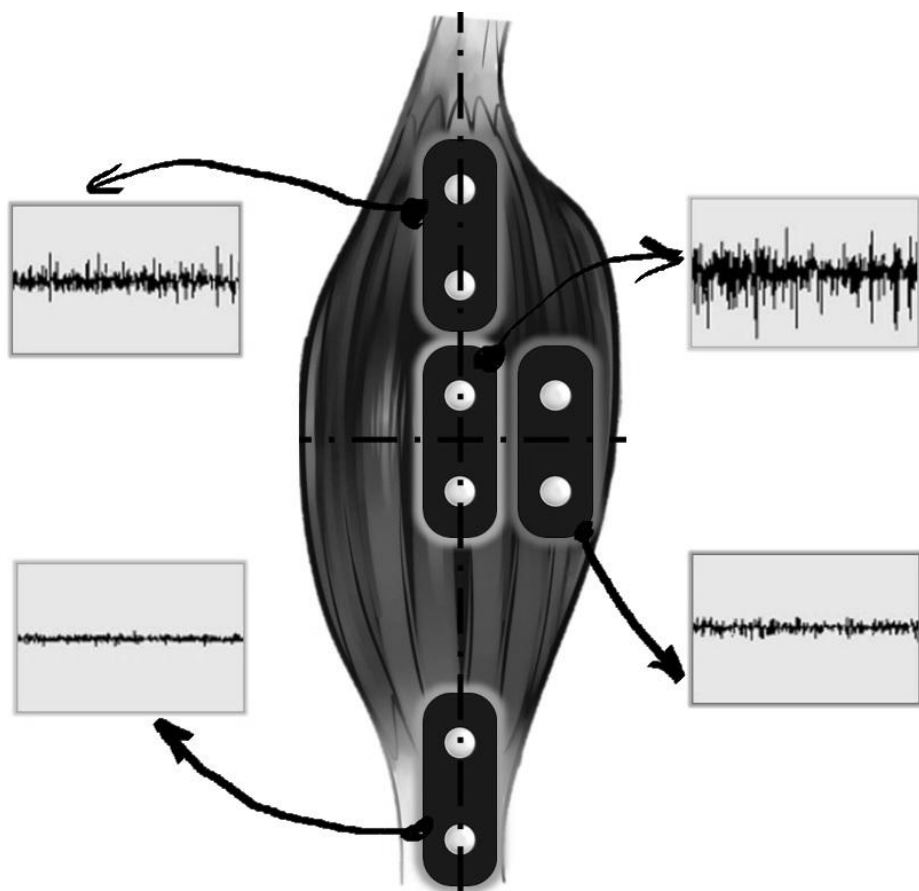


Рисунок 3.1. Приклад зміни форми та амплітуди EMG сигналу залежно від розміщення поверхневих електродів над тілом м'язу

Використання інших конфігурацій та розміщення сенсорів вимірювального каналу далі від головки м'язку суттєво зменшує їх змінює амплітуду і частотний вміст записуваного електроміографічного сигналу [39, 40]. В рамках проведення практичної апробації розробленого комп'ютерно-інтегрованого модулю та виконання прикладних досліджень, у цій магістерській дисертації було визначено наступні вимоги до проведення експерименту:

- Провести вимірювання електроміографічного сигналу м'язів передпліччя на одному вимірювальному каналі із використання поверхневих трьох гелевих електродів;
- Вимірювання провести на здоровій кінцівці пацієнта для двох груп м'язів: згиначів та розгиначів;
- Розміщення електродів на м'язах згиначів і розгиначів виконувати на чітко визначеній відстані, у трьох точках на поверхні передпліччя;
- Провести подальший аналіз і апробацію отриманих результатів вимірювання під час виконання чотирьох видів рухів долоні пацієнта та їх подальшої класифікації.

Розглянемо принципи розрахунку характеристик електроміографічного сигналу та подальшої машинної класифікації отриманих показників для м'язів згиначів і розгиначів, з метою практичної апробації розробленого комп'ютерно-інтегрованого модулю.

3.2. Розрахунок характеристик та оцінювання ефективності міографічного сигналу

Принцип роботи подібного класу пристроїв полягає в реєстрації електричної активності м'яза, яка виникає при його скороченні чи розслабленні під час руху. Біологічні сигнали від тіла, що формуються при цьому виникають внаслідок складних та динамічних біологічних процесів і характеризуються функцією, що змінюється з часом. Оскільки такі сигнали рідко описуються простими синусоїдами або косинусоїдами, внаслідок їх складної та неперервної природи, для дослідження рухової активності та функціонального стану м'язів використовують різні методи визначення їх значущих характеристик, що в подальшому використовують у системах керування біонічних протезів чи інших керуючих систем і детально описані в другому розділі роботи. В рамках експериментальних досліджень електроміографічних сигналів, виміряних за допомогою створеного комп'ютерно-інтегрованого модулю, для розрахунку було використано набір із трьох часових характеристик: поверхневого інтегралу, дисперсії та девіації.

Тут поверхневий інтеграл - це математичний інтеграл від функції, який обчислює значення цієї кривої на поверхні визначеної області. Його основна ідея полягає в тому, щоб знайти площу або об'єм області, на якій визначена функція має певні значення, що по суті, зводиться до обчислення подвійного інтеграла по області яке є проекцією поверхні сигналу на одну з координатних площин [42]. Такий інтеграл можна вважати подвійним аналогом лінійного інтегралу, а розрахунок його значень звести до формули (3.1):

$$Integral = \int_{t0}^{tn} f(t)dt \approx tn - t0 \frac{f(t0)+f(tn)}{2} \quad (3.1)$$

де $t0$ та tn – межі інтегрування, $f(t)$ – сигнал, що піддається інтегруванню.

Водночас, дисперсія - це статистична міра розсіювання, яка використовується для визначення ступеня відхилення значень у наборі даних від середнього значення цього ж набору [11, 41]. Тобто, дисперсія вказує на те, як поточні значення сигналу розподілені навколо середнього і розраховується за формулою (3.2):

$$VAR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (A_i(t) - A_{icep}) \quad (3.2)$$

Де A_i – поточне значення амплітуди сигналу, A_{icep} – середнє значення амплітуди на певному часовому проміжку.

Девіація – це середнє квадратичне відхилення, тобто показник розсіювання випадкових величин відносно їх математичного сподівання [41, 42]. Величина девіації використовується як міра достовірності статистичних подій, а її розрахунки проводяться за формулою:

$$MAD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |U_i(t) - U_{icep}| \quad (3.3)$$

Де U_i – поточне значення амплітуди сигналу, U_{icep} – середнє значення амплітуди на певному часовому проміжку.

Розрахунок вказаних часових характеристик міографічного сигналу виконувався за допомогою підготовленого в середовищі «Excel» шаблону, шляхом використання стандартизованих формул та автоматизованих методів розрахунку.

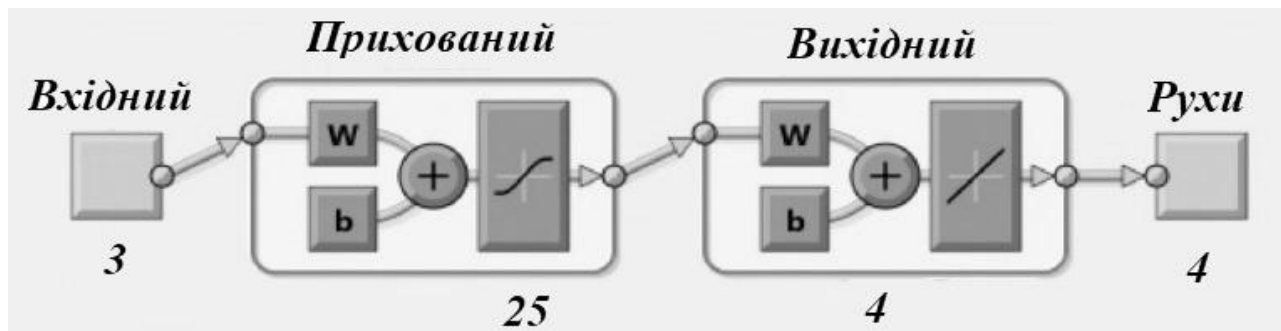


Рисунок 3.2. Структура штучної нейронної мережі використаної для класифікації міографічних сигналів

При цьому, подальша класифікація визначених характеристик електроміограми проводилась за допомогою одного з методів машинного навчання, а саме: алгоритму штучної нейронної мережі прямого розповсюдження (Feed forward network) параметри та процес навчання якого задавались у середовищі "Matlab". Для класифікації жестів було використано структуру (рис. 3.2) штучної нейронної мережі із наступними параметрами: три робочих шари (вхідний, вихідний та один прихований) із різною кількістю нейронів у кожному шарі: 3, 4 та 25 відповідно.

Тут три нейрони вхідного шару відповідають набору із трьох розрахованих характеристик сигналу (поверхневий інтеграл, дисперсія та девіація), чотири вихідних нейрони - містять інформацію про чотири можливих категорії рухів долоні (праворуч, ліворуч, пронація, супінація), 25 нейронів відповідають за приховані внутрішні розрахунки мережі для пошуку залежностей між вхідним набором даних і вихідним результатом.

		Реальні класи	
		Негативні	Позитивні
Прогнозовані класи	Позитивні	TP	FP
	Негативні	FN	TN

Рисунок 3.3. Приклад матриці похибок для класифікації категорій об'єктів

Оцінювання результатів класифікації електроміографічних сигналів вимірюваних у різних точках поверхні передпліччя (на основі чотирьох видів рухів) здійснювалось за допомогою побудови матриць похибок (рис. 3.3) та розрахунку параметрів їх ефективності Recall та Precision (чим якіснішим є визначення типу руху, та як наслідок якість вимірювання міографічного сигналу, тим вищими будуть і значення показників Recall та Precision). Тут TP - це вірно позитивні відповіді, TN - вірно негативні, FN - помилково негативні, FP - помилково позитивні. При цьому, показник Recall [43] визначає загальну кількість вірно позитивних результатів, поділену на загальну кількість реальних класів і визначається за формулою (3.4):

$$Recall = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3.4)$$

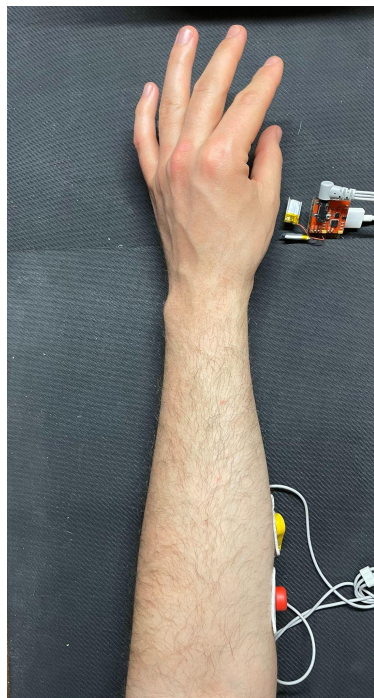
$$Precision = \frac{TP}{TP+FP} \quad (3.5)$$

А показник Precision [43] визначає загальну кількість реальних відповідей, поділену на загальну кількість позитивних відповідей, які визначила система і визначається за формулою (3.5).

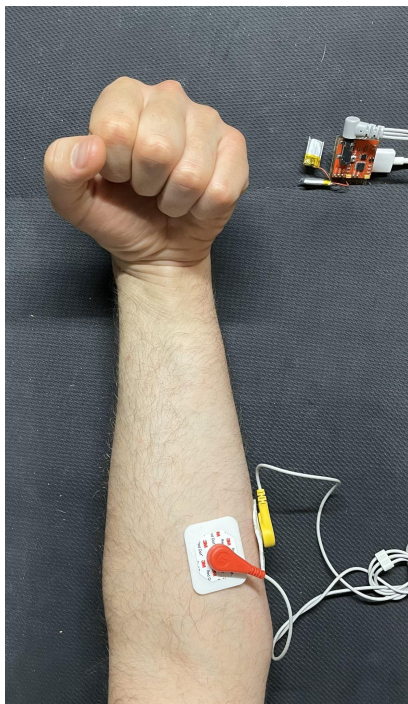
3.3. Експериментальні дослідження та практична апробація розробленого модулю

Під час проведення експерименту для кожного з 4-х рухів лівої руки (рух долонею праворуч, ліворуч, пронація, супінація) було здійснено 25 ітерацій, 10 з яких було використано для навчання нейронної мережі мережі (показаної на рис. 3.2), а 15 - для її тестування (і апробації створеного модуля відповідно). При цьому, вимірювання сигналів, подальший розрахунок їх характеристик та класифікація (згідно з набором описаних рухів) здійснювалась для шести зон розміщення поверхневих електродів на поверхні передпліччя.

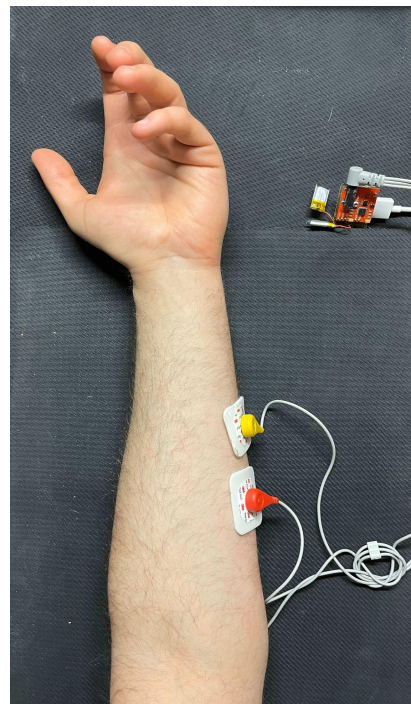
Перша вимірювальна зона знаходилась над м'язами згиначами, де вимірювальний канал з електродів розміщувався поздовжньо до м'язів, на відстані 1 см від ліктьового суглобу пацієнта (рис. 3.4). Друга і третя вимірювальні зони також знаходилась над м'язами згиначами, однак при цьому вимірювальний канал у другій зоні розміщувався перпендикулярно до м'язів, на відстані 2 см від ліктьового суглобу пацієнта (рис. 3.4), а третя вимірювальна зона передбачала розміщення електродів поздовжньо до м'язів, але на відстані 3 см від ліктьового суглобу. Корпус комп'ютерно-інтегрованого модулю з індикатором на рис. 3.4 та рис. 3.6 не показано.



а)



б)



в)

Рисунок 3.4. Розміщення вимірювального каналу розробленого модулю над м'язами згиначами: а) перша вимірювальна зона, б) друга зона, в) третя зона

Recall - 0.82 Precision - 0.84

Прогнозовані класи	Ліво	10	2	3	0
	Право	2	10	3	0
	Пронація	1	1	13	0
	Супінація	0	2	3	10
		Реальні класи			
		Ліво	Право	Пронація	Супінація

а)

Recall - 0.91 Precision - 0.92

Прогнозовані класи	Ліво	13	1	1	0
	Право	1	10	2	2
	Пронація	1	0	13	1
	Супінація	0	1	4	10
		Реальні класи			
		Ліво	Право	Пронація	Супінація

б)

Recall - 0.91 Precision - 0.92

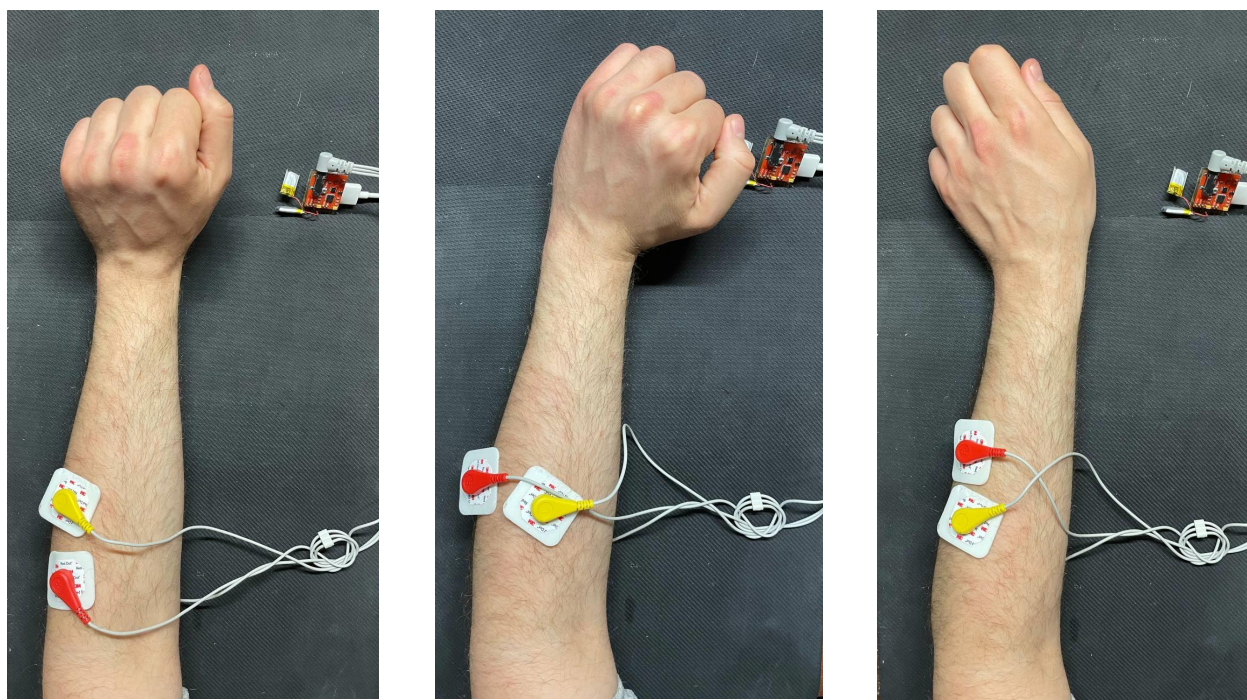
Прогнозовані класи	Ліво	13	1	1	0
	Право	1	10	2	2
	Пронація	1	0	13	1
	Супінація	0	1	4	10
		Реальні класи			
		Ліво	Право	Пронація	Супінація

в)

Рисунок 3.5. Матриці похибок для міограм визначених у I-III вимірювальних зонах

Як наслідок, після процедури вимірювання сигналів за допомогою розробленого комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності та його програмного забезпечення, подальшому розрахунку набору часових характеристик (див. п.п. 3.2) для кожного із вимірюваних сигналів та проведення їх класифікації за допомогою розробленої архітектури ШНМ, було отримано наступні результати по розпізнаванню чотирьох видів рухів долоні (рис. 3.5)

Водночас, четверта, п'ята і шоста вимірювальні зони визначались за тим же принципом, що і зони I-III, але вимірювальний канал розміщувався при цьому над м'язами-розгиначами (рис. 3.6).



а)

б)

в)

Рисунок 3.6. Розміщення вимірювального каналу розробленого модулю над м'язами розгиначами: а) четверта вимірювальна зона, б) п'ята зона, в) шоста зона

Висновки до розділу 3

У третьому розділі цієї роботи з метою практичної апробації розробленого комп'ютерно-інтегрованого модуля вимірювання м'язової активності було проведено вимірювання електроміографічних сигналів м'язів передпліччя здорової людини. А саме, було поставлено експериментальні дослідження з реєстрацією міограм у трьох вимірювальних зонах на поверхні передпліччя лівої руки над м'язами згиначами, та трьох вимірювальних зонах над м'язами розгиначами з метою подальшої класифікації виміряних сигналів, і як наслідок - знаходження оптимальної зони розміщення вимірювального каналу в точці з найвищою активністю м'язів.

Окрім постановки задачі та опису особливостей проведення експерименту, в цьому розділі було представлено математичний апарат розрахунку часових характеристик вимірювальних сигналів, який застосовувався під час практичної апробації, структуру штучної нейронної мережі використаної для класифікації сигналів м'язів передпліччя та розрахунок параметрів оцінювання достовірності проведеної класифікації.

Розділ 4. Розробка стартап-проекту “комп’ютерно-інтегрований модуль вимірювання м’язової активності передпліччя”

4.1. Опис та технологічний аудит ідеї стартап-проекту

У цьому розділі магістерської дисертації буде здійснено аналіз ринкових можливостей для запуску стартап-проекту. Розглянуті будуть можливості застосування запропонованої ідеї, а також основні переваги та недоліки. Ідея проекту полягає в створенні комп’ютерно-інтегрованого модуля вимірювання м’язової активності передпліччя, відомого як "Myo_Detect".

Враховуючи вплив алгоритму розрахунку значущих характеристик на основі існуючих методів аналізу міографічних сигналів на точність та якість детектування скорочень м’язів кінцівки при виконанні певних рухів, в цьому розділі буде проведено аналіз стартап-проекту "Комп’ютерно-інтегрований модуль вимірювання м’язової активності передпліччя". Представлений новий спосіб вимірювання м’язової активності передпліччя. Деталі запропонованої ідеї та можливі ринки для пошуку груп потенційних клієнтів наведені у табл. 4.1. Біонічне протезування та верхніх та нижніх кінцівок людини відіграє важливу роль у сучасній медицині та сфері біомедичної інженерії. При цьому, міографічні системи керування біонічних кінцівок знаходять своє застосування і у автоматизованому виробництві та промисловій робототехніці. Однак, достовірність процесу вимірювання біологічного сигналу з тіла людини і як наслідок - його подальша обробка і прикладне застосування досить сильно залежать від інтенсивності та якості

детектування скорочень м'язів кінцівки при виконанні нею певних рухів. Зокрема, важливим є визначення оптимального місця розташування вимірювальних сенсорів із найбільшою активністю тіла м'яза на кінцівці пацієнта, що має травму руки чи часткову ампутацію. На підставі вищезазначеного було розроблено «систему вимірювання м'язової активності» (Myo_Detect) для визначення інтенсивності м'язових скорочень (та як наслідок - амплітуди міосигналів) яка складається з: електроміографічного вимірювального модулю, мікропроцесорної системи керування та комп'ютерної програми «Myo_Detect».

Комп'ютерна програма «Myo_Detect» призначена для візуалізації міографічних сигналів отриманих у різних точках кінцівки пацієнта та визначення зони найбільшої активності м'язів при частковій ампутації кінцівки. У середовищі «Myo_Detect» реалізовано обмін інформацією між мікропроцесорним пристроєм системи і персональним комп'ютером, а програма забезпечує розрахунок та запис числових значень амплітуди виміряних сигналів і їх подальше зберігання у вигляді текстових протоколів дослідження в елементарній базі даних.

Розглядаючи інформацію, наведену у попередніх розділах, можна зробити висновок, що технології визначення інтенсивності м'язових скорочень є незамінними та корисними у різних областях медицини і не тільки. Необхідно пропонувати нові ідеї та вдосконалювати наявні методи визначення, користуючись відомими знаннями мікропроцесорної системи керування та комп'ютерної програми.

Таблиця 4.1 Опис ідеї стартап-проєкту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Запропоновано нову вдосконалену систему вимірювання м'язової активності	Для візуалізації міографічних сигналів отриманих у різних точках кінцівки пацієнта та визначення зони найбільшої активності м'язів при частковій ампутації кінцівки	Швидкість та точність вимірювання.
	Розрахунок та запис числових значень амплітуди вимірюваних сигналів і їх подальше зберігання у вигляді текстових протоколів дослідження в елементарній базі даних	Можливість визначення зони найбільшої активності м'язів при частковій ампутації кінцівки, тощо.
	Розробка обладнання медичного призначення для визначення інтенсивності м'язових скорочень	Доступна вартість, точність результатів, високоефективність, можливість модифікацій.

Пропонується розроблена система вимірювання м'язової активності - Myo_Detect для визначення інтенсивності м'язових скорочень (та як наслідок - амплітуди міосигналів) яка складається з: електроміографічного вимірювального модулю, мікропроцесорної системи керування та комп'ютерної програми «Myo_Detect». Основні функції комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності передпліччя представлені на рисунку 4.1.

У середовищі «Myo_Detect» реалізовано обмін інформацією між мікропроцесорним пристроєм системи і персональним комп'ютером, а

програма забезпечує розрахунок та запис числових значень амплітуди вимірних сигналів і їх подальше зберігання у вигляді текстових протоколів дослідження в елементарній базі даних.



Рисунок 4.1. Основні функції комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання м'язової активності передпліччя

4.2 Аналіз потенційних техніко-економічних переваг

Необхідно провести аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів, для цього потрібно:

- визначити перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї: тип дослідження, середовище вимірювання, простота реалізації, вартість методу, достовірність результатів, працездатність при різних довжинах хвилі;
- визначити попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, які вже існують на ринку: наприклад Esper Bionics, ПФ “Теллус”, BioCer;

- провести збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї розробленої системи вимірювання м'язової активності та проєктів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- провести порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні).

Результати наведені у табл. 4.2.

Таблиця 4.2 Визначення сильних (S), слабких (W) та нейтральних (N) характеристик ідеї проєкту.

№ п/ п	Техніко- економіч ні характери с- тики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слаб ка сторо на)	N (нейт ра- льна сторо на)	S (с и л ь н а с т о р о н а)
		Мій проект	Конку- рент 1 Esper Bionics	Конку- рент 2 ПФ «Теллус»	Конку- рент 3 BioCer			
1.	Вартість програм ного	Віднос но недоро	дорогий метод	дорогий метод	дорогий метод	-	+	+

	забезпечення	гий метод						
2.	Часовий період вимірювання	швидко	швидко	швидко	швидко	+	+	-
3.	Зручність для пацієнта	Зручний метод	Зручний метод	Зручний метод	Зручний метод	+	+	-
4.	Достовірність результатів	Достовірні, точні результати	точні результати	точні результати	точні результати	+	+	-
5.	Простота реалізації	Зручний, простий метод	простий метод	простий метод	простий метод	+	+	-
6.	Вартість додаткового обладнання	бюджетна	висока	помірна	висока	-	+	+
7.	Простота реалізації	Простий	Простий	Простий	Простий	-	+	+
8.	Торгова марка	Подані документи на авторське свідоцтво	Зареєстровано	Зареєстровано	Зареєстровано	+	+	-

Підсумовуючи результати аналізу слабких, нейтральних і сильних сторін запропонованого стартап - проекту можна зазначити, що ідея достатньо конкурентоспроможна. Існує ряд переваг серед конкурентів, таких як можливість точно здійснювати керування вимірювальним модулем системи та виконувати подальшу візуалізацію результатів вимірювання, а також збереження числових значень вимірюваного сигналу для виконання подальших розрахунків. Крім цього, точність результатів та невисока загальна вартість обладнання, зацікавить потенційних клієнтів.

В межах даного підрозділу проводимо аудит технології (мови програмування), за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проекту. Структура технологічного аудиту ідеї проекту зазначена на рисунку 4.2.



Рисунок 4.2. Технологічний аудит ідеї проекту

Під час технологічного аудиту проєкту розробки системи вимірювання м'язової активності, відомої як Myo_Detect і призначеної для оцінки інтенсивності м'язових скорочень, було встановлено потребу у введенні на ринок електроміографічного вимірювального модулю, мікропроцесорної системи управління та комп'ютерної програми під назвою "Myo_Detect". Проведено аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проєкту. Визначення технологічної здійсненності ідеї проєкту передбачає аналіз складових, які вказані в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 Технологічна здійсненність ідеї проєкту.

№ з/п	Ідея проєкту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Комп'ютерна програма «Myo_Detect» призначена для керування процесом вимірювання міографічного сигналу в портативній системі визначення м'язової активності кінцівки людини.	Інформаційно-вимірювальна система	Розроблена структурна схема	Доступна, платна, потребує купівлі необхідних складових системи
2	Програмне забезпечення для аналізу експериментальних даних	Мова програмування Python	Розроблене в межах проєкту	Доступне, безоплатне

3	Перевірка достовірності отриманих значень	Порівняння з відомими значеннями для окремих рухів	Наявні	Доступні, безоплатні
4	Виготовлення модулю на основі проведених досліджень	Підготовка програмної складової, яка становить частину загальної системи, що призначена для визначення точки найвищої активності м'язів кінцівки людини при її частковій ампутації та протезуванні.	Відсутність повної програмної складової частини загальної системи	Доступні, платні
Обрана технологія реалізації ідеї проєкту: виготовлення інформаційно-вимірювальної системи визначення точки найвищої активності м'язів кінцівки людини при її частковій ампутації та протезуванні				

Зважаючи на дані, наведені у табл. 4.3, можна зробити висновок, що можливість технологічної реалізації даного проєкту досить висока. Технології, що використовуються при розробці продукту доступні, проте необхідною умовою буде купівля всіх складових системи та виготовлення еліпсоїдального рефлектора за визначеними параметрами. Крім цього, дана система являється експериментальною, тому варто врахувати вірогідність можливих доопрацювань.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

У межах цього розділу визначено можливості, що пропонує ринок для впровадження проекту, а також загрози, які можуть виникнути його реалізації. Початковим етапом буде проведення аналізу попиту, включаючи оцінку наявного попиту, його обсяг, та динаміку розвитку ринку (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4 Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ з/п	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	Esper Bionics, ПФ “Теллус”, BioCer
2	Середній річний обсяг продаж, грн	3 280 000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Розвивається, адаптується
4	Наявність обмежень для входу	Якісна апробація отриманих результатів, додаткові випробування.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	1) Стандарт ДСТУ ISO 13485:2018 Медичні вироби. Система управління якістю. Вимоги до регулювання. 2) Вимоги щодо безпечності та нешкідливості.

Аналіз результатів у таблиці 4.4 вказує на те, що при наявності правильної стандартизації та сертифікації ринки України та Європейського Союзу виглядають привабливими для запровадження стартапу. При оцінці ринкових можливостей проекту з використанням структури, наведеної на рисунку 4.3, варто відзначити, що існує значна ймовірність високого попиту на технологію комп'ютерно-інтегрованого модуля вимірювання

м'язової активності передпліччя, особливо враховуючи високу вартість пропозицій інших виробників.



Рисунок 4.3. Аналіз ринкових можливостей проєкту

Далі були визначені потенційні сегменти клієнтів, їх особливості та складено приблизний перелік вимог до товару для кожного сегменту (таблиця 4.5).

Таблиця 4.5 Характеристика потенційних клієнтів стартап-проєкту

№ з/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Висока точність системи вимірювання м'язової активності	Державні лікарні, поліклініки та лікувально-профілактичні установи	Зменшення витрат державних коштів на високотехнологічне медичне діагностування;	- доступна вартість, приємний показник ціна-якість;

			Простота в управлінні; Швидкість вимірювань.	- потреба у кваліфікованих співробітниках з досвідом
		Приватні діагностичні центри, медичні лабораторії	- точність, швидкість вимірювань; - наявність необхідних стандартів/сертифікації	- наявність матеріально-технічної бази
		Науково-дослідницькі інститути	- можливість модифікацій установки - дослідження у широкому діапазоні хвиль - варіативність параметрів для проведення дослідження	- доступність для вивчення матеріалу студентами на практиці, а не тільки теоретично
2	Доступність технології	Індивідуальні споживачі (науковці, лікарі)	- можливість зібрати установку самостійно з нуля; - безкоштовне програмне забезпечення для обробки результатів; - не потребує спеціального приміщення для застосування; - мобільність	- якісна технологія для особистого користування, вивчення властивостей світлозаломлення різних матеріалів
3	Вартість установки	Експорт	- висока вартість медичного обладнання виготовленого закордоном, спонукатиме зріст попиту на товар	- доступна вартість, приємний показник ціна-якість;

			українського виробництва	- можливість модифікацій установки; - якість та доступність порівняно з аналогами
--	--	--	--------------------------	--

Проаналізувавши основні потреби цільової аудиторії системи вимірювання м'язової активності, можна зазначити, що основними користувачами є військові та пацієнти з травмами рук або частковою ампутацією. Крім того, існують перспективи успішного експорту обладнання та відповідної технології. Індивідуальні покупці також потенційно зацікавлені, але попит серед військових лікарень та інших медичних установ є вищим.

При введенні нової технології на ринок завжди існують певні ризики та загрози. Тому важливим аспектом є аналіз потенційних загроз, які можуть виникнути при використанні запропонованої технології (таблиця 4.6).

Таблиця 4.6 Фактори загроз

№ з/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Науково-технологічний аспект	Більш прогресивні технології, запропонована може стати застарілою	Оновлення техніки та модифікація компонентів установки на сучасніші.
2	Зростання конкуренції	Нові конкуренти на ринку	Зміна та експандерізація системи
3	Економічна складова	Підвищення цін на собівартість модулю, збій поставки складових елементів	Заміна складових модулю на більш сучасні, Запаси для обладнання

4	Послаблення довіри клієнтів	Поява великих похибок	Гарантії та послуги з супроводу, моніторинг похибок та актуалізація роботи модулю, контроль якості
5	Зниження попиту на товар	Втрата актуальності	Впровадження нової маркетингової стратегії
6	Сервісне та технічне обслуговування	Людський фактор. Спеціалісти з досвідом та професійними навичками	Якість та резерв кадрів

Після аналізу можливих загроз можна визначити, що найбільш критичними факторами є конкуренція, застарілість технології, можливість виникнення збоїв у поставках або підвищення цін на складові елементи вимірювальної системи. Це може призвести до зменшення попиту на продукцію та втрати довіри клієнтів. Таким чином, важливо здійснювати контроль за обсягами продажів на всіх етапах виробництва, від якості виготовлення до функціональності в процесі використання споживачами. Потрібно регулярно проводити організаційно-технічні заходи для контролю роботи модулів і, за необхідності, вдосконалювати та модернізувати вимірювальну систему.

Важливо також розглянути можливості та перспективи запропонованої ідеї (таблиця 4.7).

Таблиця 4.7 Фактори можливостей

№ з/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Нова та інноваційна технологія	Своєчасне застосування інноваційних ідей та можливостей	Модернізація методу, подальші напрацювання для

			вдосконалення модулю
2	Високий попит на товар	Доведення до статусу розпродажу всього товару	Збільшення обсягів продажу
3	Підвищення довіри клієнтів	Розширення бази нових клієнтів	Програми лояльності для постійних клієнтів, акційні пропозиції, реклама
4	Замовлення від державних та медичних установ	Збільшення обсягів замовлень від великих організацій	Додаткові бази для розробки, збільшення продажів
5	Зменшення кількості конкурентів	Розширення ролі та місця на ринку. Перші позиції. Стати найкращим серед лідерів ринку.	Збільшення прибутковості
6	Розвиток економіки України	Збільшення обсягів сплачених податків, залучення інвестицій іноземних інвесторів	Збільшення обсягів продукції, вихід на світові ринки

Враховуючи дані у таблиці 4.7, перспективною стратегією буде залучення довіри клієнтів для подальшого збільшення обсягів виробництва та продажів. Це також відкриє можливість вплинути на розвиток економіки країни та збільшення притоку іноземних інвестицій.

Наступним кроком буде проведення аналізу пропозиції з метою визначення загальних рис конкуренції на ринку (таблиця 4.8). Особливості конкурентного середовища визначаються такими факторами, як тип конкуренції (монополія, олігополія, монополістична конкуренція, чиста конкуренція), рівень конкурентної боротьби (локальний, національний тощо), галузева специфіка (міжгалузева або внутрішньогалузева), конкуренція за видами товарів (товарно-родова, товарно-видова, між

бажаннями), характер конкурентних переваг (цінова або нецінова), інтенсивність конкуренції (марочна або не марочна) [44].

Таблиця 4.8 Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
<i>Олігополія</i>	Декілька компаній/фірм вже є на ринку, подібний тип товару	Є домінуючі фірми на ринку, істотні умови входу і виходу для нових компаній
<i>Міжнародний рівень конкурентної боротьби</i>	Рушійну силу становить національний стимул до нововведень, ключовими факторами являються витрати на частини системи та залучення інвестицій	Перспективний вихід на міжнародний ринок, оскільки товар дешевший за аналоги
<i>Внутрішньогалузева ознака</i>	Використовується у медичній галузі	Запропонована технологія продуктивніша та конкурентоспроможна
<i>Товарно-родова конкуренція за видами товарів</i>	Існує конкуренція з іншими видами технологій (інтерферометричні методи визначення, мікроскопія, рефрактометрія, тощо)	Попит визначатиметься метою клієнтів використання тої чи іншої технології в залежності від поставленої задачі
<i>Нецінова конкуренція</i>	Основна концепція полягає у покращенні якості товару або у	Поступове вдосконалення технології для

	створенні нового продукту	утримання стійкої позиції на ринку
<i>Марочна інтенсивність</i>	Наявність торгової марки збільшує шанси на впізнаваність продукції.	Потрібно виділити свій продукт на фоні конкурентів.

Присутність домінуючих компаній на ринку ускладнює вихід нових учасників. Однак стартап може мати всі шанси на успіх, якщо виявиться конкурентоспроможним у своїй галузі та підготується до виходу на міжнародний ринок. Після загального аналізу конкурентії проводиться докладний аналіз конкурентного середовища за М. Портером, зокрема за його "5 силами". Це включає вивчення потенційних нових учасників ринку, сил постачальників та покупців, наявність альтернативних продуктів та суперництво між існуючими учасниками. За такою основою можна створити послідовний план розробки маркетингової програми для проєкту. На підставі вищевикладеного, можна сформувати структурну послідовність розробки маркетингової програми для проєкту, як покроково зазначено на рисунку 4.4.

Згідно умов конкуренції в галузі за моделлю Портера для стратегічного планування підприємства, проаналізуємо стан на галузі ринку, щоб зрозуміти динаміку ринку і визначити стратегічні кроки для забезпечення конкурентоспроможності та успіху.

1. Загроза нових учасників: Це визначає, наскільки легко нові компанії можуть увійти на ринок і конкурувати з існуючими гравцями. Чим нижче бар'єри для входу, тим більша загроза нових учасників. Підприємствам важливо розробляти стратегії, щоб утримати конкурентів і захистити свою частку ринку.

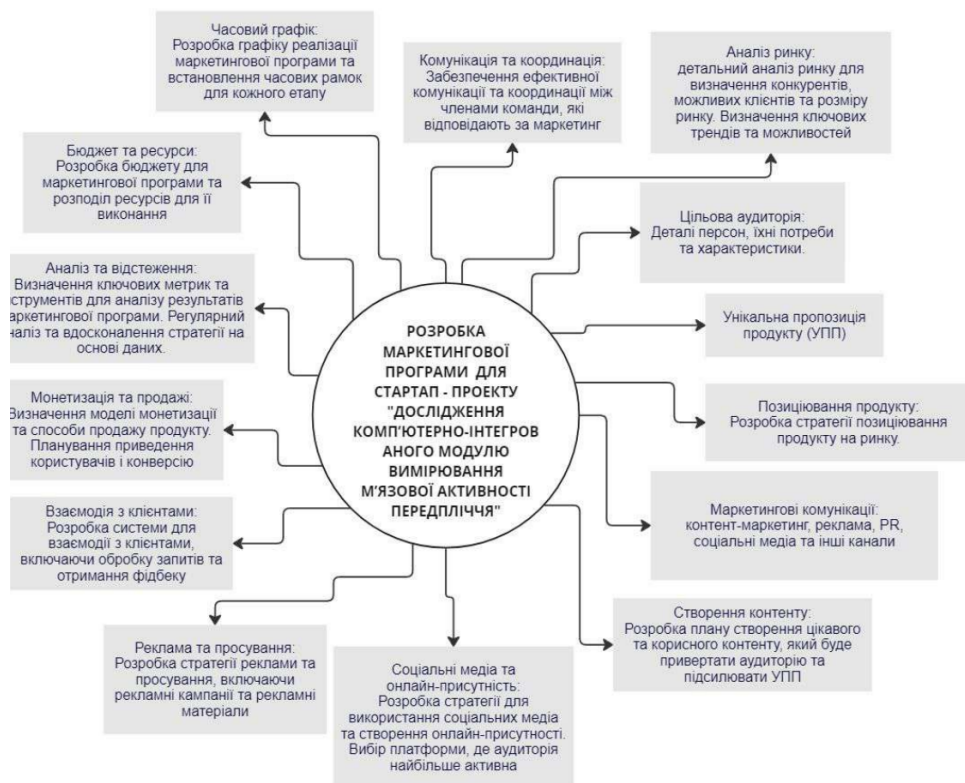


Рисунок 4.4. Розробка маркетингової програми проекту

2. Вплив постачальників: Це стосується сили, яку мають постачальники в галузі. Якщо постачальники мають великий вплив, вони можуть підвищити ціни або зменшити якість послуг. Підприємствам важливо встановлювати стійкі відносини з постачальниками або розглядати альтернативні джерела постачання.
3. Сила покупців: Це визначає, наскільки великий вплив мають покупці на ціни та умови у галузі. Якщо покупці мають великий вибір або низьку вірогідність лояльності до бренду, вони можуть вимагати знижок або інших переваг. Підприємствам важливо

розуміти потреби та поведінку своїх клієнтів, щоб забезпечити їх задоволеність і лояльність.

4. Загроза заміщення: Це оцінка того, наскільки легко товари або послуги можуть бути замінені альтернативами. Якщо існують дешевші або більш ефективні альтернативи, це може погрожувати доходам компаній у галузі. Підприємствам важливо постійно інновувати та покращувати свої пропозиції, щоб залишатися конкурентоспроможними.
5. Рівень конкуренції серед фірм у галузі: Це оцінка інтенсивності конкуренції між існуючими гравцями на ринку. Високий рівень конкуренції може призвести до падіння цін, зменшення прибутковості і погіршення умов для всіх учасників. Підприємствам важливо розробляти стратегії диференціації або інші способи виділення з конкурентів.

Узагальнюючи, використання моделі Портера для аналізу умов конкуренції допомагає компаніям розуміти ринкову динаміку та визначати стратегічні кроки, спрямовані на забезпечення їх конкурентоспроможності та досягнення успіху.

Таблиця 4.9 Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

<i>Складові аналізу</i>	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Esper Bionics, ПФ “Теллус”, BioCer	- патенти на подібні технології, - фірми з великими	- контроль ринку, - вплив на ціну та якість,	- прибутки, - контроль якості, - розміри закупівель,	- вартість товарів

		інвестиція-ми	- розміри поставок	- торгівель-ні знаки	- змінні витрати
Висновки	Ці компанії є лідерами у виробництві і біонічних протезів з використання систем вимірювання м'язової активності.	Існує можливість виходу на ринок, проте необхідна підтримка інвесторів.	Постачальники є невідмінною складовою для запуску виробництва інформаційно-вимірювальної системи.	Для клієнтів ключовими аспектами буде приваблива ціна та легкість в експлуатації приладу.	Конкурентоспроможність за рахунок покращення якості та приємної вартості.

На підставі викладеного, зафіксовано, що на ринку вже існують сильні конкуренти, що є лідерами у виробництві систем вимірювання м'язової активності. Проте, завдяки підтримці інвесторів, існує можливість успішного входу на цей ринок. Ключовим викликом може стати співпраця з постачальниками, оскільки вони мають важливу роль у початковому запуску виробництва біонічних протезів, які потребують специфічних компонентів. Технологія вимірювання залишається зручною та актуальною для клієнтів, конкурентоспроможність продукту визначається якістю і вартістю. Згідно аналізу конкуренції, характеристиках ідеї проєкту, потреб потенційних клієнтів і факторів маркетингового середовища, обґрунтовано існує перелік факторів, що впливають на конкурентоспроможність. Результати цього аналізу представлені у таблиці 4.10.

Таблиця 4.10 Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ з/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проєктів значущим)
1	Висока точність результатів	Детальний аналіз та математичні розрахунки допомагають забезпечити об'єктивність і достовірність результатів. Вони дозволяють перевірити правильність методів, використаних для отримання даних, і зробити висновки на основі об'єктивних фактів.
2	Аналіз результатів	Є можливість аналізувати результати завдяки комп'ютерному програмному забезпеченню.
3	Простота реалізації	Оптимальна кількість складових елементів модулю, які наявні у продажу.
4	Можливість модифікацій	Можливість замінювати сенсори вмірювання на альтернативні.
5	Доступність	Низька вартість системи та програмного забезпечення робить технологію доступною широкому колу людей, незалежно від їхнього фінансового статусу.
6	Простота експлуатації	Потребує мінімум часу для розуміння роботи модулю.
7	Зручний інтерфейс	Дозволяє обробляти результати експерименту

Запропонована технологія може бути вважена конкурентоспроможною, оскільки вона має ряд переваг. Інформаційно-вимірювальна система модулю обладнана зворотнім зв'язком. Крім цього, розроблене програмне забезпечення має зручний інтерфейс для користувачів і призначене для обробки результатів експерименту. На основі факторів конкурентоспроможності, наведених у

таблиці 4.10, проведено аналіз сильних та слабких сторін стартап-проєкту, як показано у таблиці 4.11.

Таблиця 4.11 Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін інформаційно-вимірювальної системи

№ з/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів у порівнянні з «Інформаційно-вимірювальною системою»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Висока точність отриманих результатів	18					+		
2	Можливість аналізу результатів	16			+				
3	Простота реалізації	17	+						
4	Доступність	17		+					
5	Можливість модифікацій	18		+					
6	Простота експлуатації	19			+				
7	Вартість	16	+						
8	Якість	19						+	
9	Інтерфейс програми для обробки результатів	17	+						

Проаналізувавши представлену інформацію у таблицях 4.10 та 4.11, можна відзначити ключові чинники, які виділяють запропоновану систему вимірювання та збору інформації на тлі інших проєктів. Основними перевагами та сильними аспектами є точність, якість, вартість, простота конструкції та можливість подальших модифікацій. У таблиці 4.12 наведено SWOT-аналіз цього проєкту, в якому зазначені його сильні та слабкі сторони.

Таблиця 4.12 SWOT-аналіз стартап-проєкту

Сильні сторони: 1. Дослідження без внутрішнього втручання в організм. 2. Зручний для користування інтерфейс 3. Моніторинг м'язової активності 4. Висока точність вимірювань 5. Легкість у впровадженні та експлуатації	Слабкі сторони: 1. Залежність від кваліфікованих фахівців галузі. Дефіцит співробітників. 2. Ризик виникнення помилок 3. Перший вихід на ринок. 4. Модуль придатний лише для вузькоспеціалізованих секторів 5. Обмежений опціональний вибір.
Можливості: 1. Впровадження інноваційних технологій 2. Успішне отримання великого обсягу замовлень 3. Поширення ринку за рахунок іноземних інвестицій 4. Підвищення рівня довіри споживачів 5. Сприяння розвитку економіки України	Загрози: 1. Збільшення конкуренції 2. Зменшення попиту на товар 3. Потреба у фахівцях з відповідною кваліфікацією 4. Підвищення цін на компоненти експериментальної установки 5. Виникнення новітніх технологій 6. Політичні та економічні ризики у сфері бізнесу 7. Військовий стан в країні надає певні обмеження

SWOT-аналіз дозволяє глибше оцінити структуру стартапу, визначити можливості та загрози на ринку, підкреслити його сильні та слабкі сторони. Після цього важливо розглянути альтернативні шляхи впровадження проєкту та визначити час, необхідний для його реалізації.

Таблиця 4.13 Альтернативи ринкового впровадження стартап-проєкту

№ з/п	Альтернатива ринкової поведінки (стратегія)	Орієнтований комплекс заходів та ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Стратегія вивчення ринку	Концентрація на спостереженні: збору даних та реакції споживачів.	5 місяців
2	Оптимізація ціноутворення	Встановлення привабливих цін, акційні пропозиції для	2 місяці

		привертання уваги потенційних клієнтів.	
3	Стратегія нейтралізації ринкових загроз сильними сторонами стартапу	Зменшення впливу / нейтралізація можливих загроз за допомогою активного використання сильних сторін (інновації, фокус на клієнта, отримання патентів), для збільшення рентабельності.	10 місяців

Доцільно розглянути використання перших двох стратегій у перспективі, але для даної технології більш доцільною буде третя стратегія. Шляхом дослідження сильних сторін проекту та зосередження на потребах клієнтів, є можливість успішно здійснити ідею протягом року. Це найбільш оптимальний варіант для нової компанії на ринку, який дозволить їй ефективно вийти на ринок.

4.4 Розробка ринкової стратегії

Перший крок у розробці ринкової стратегії – визначення стратегії охоплення ринку, а саме опис цільових груп потенційних споживачів [44-46].

Таблиця 4.14 Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ з/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Попит в межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Державні/приватні діагностичні центри, лікарні, медичні лабораторії	Готові за наявності відповідних стандартів та сертифікації	60-75%	Висока	Є обмеження
2	Науково-дослідницькі інститути	Готові	65-70%	Висока	Без обмежень

3	Індивідуальні споживачі	Готові	55%	Низька	Без обмежень
---	-------------------------	--------	-----	--------	--------------

Які цільові групи обрано:
Під час аналізу потенційних груп споживачів прийнято рішення, що компанія буде працювати з державними й приватними медичними центрами, військовими підрозділами та науково-дослідницькими інститутами.

За результатами аналізу потенційних груп споживачів (табл. 4.14) обрано цільові групи державних та приватних діагностичних центрів, військових лікарень та науково-дослідницьких інститутів. Працівники медичних установ будуть зацікавлені у зменшенні витрат державних коштів на дорогі технології медичного діагностування та задоволені швидкістю проведення процедур. Що стосується науково-дослідницьких інститутів, перевагою для них вважається вивчення систем вимірювання м’язової активності на практиці, а не тільки теоретично. На підставі вищевикладеного можна розробити ринкову стратегію для проекту, згідно схеми, зображеної на рисунку 4.5.

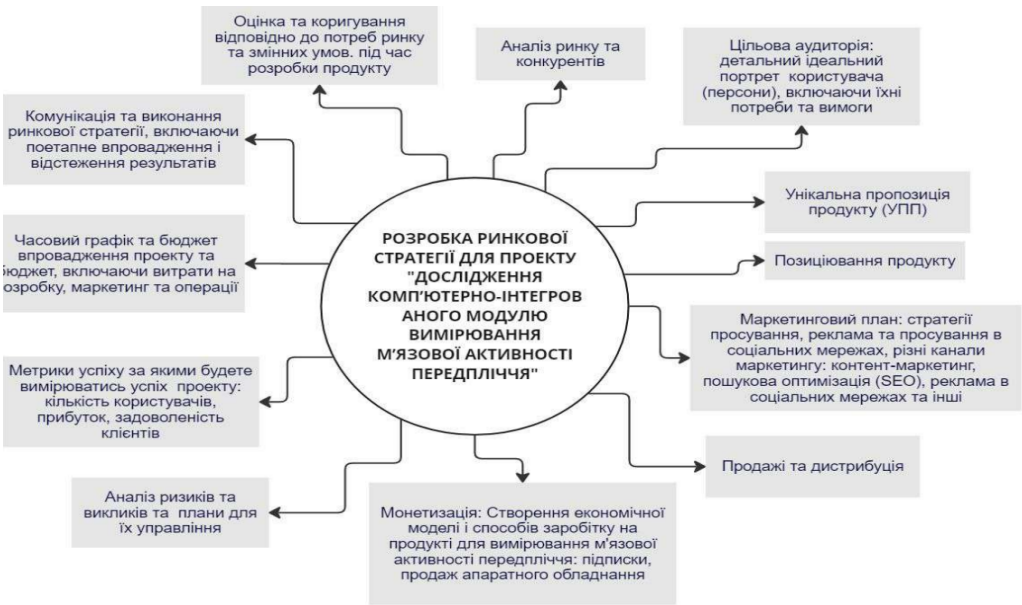


Рисунок 4.5. Розробка ринкової стратегії проекту

Для успішної праці в обраному сегменті ринку потрібно розробити більш деталізовану основну стратегію розвитку. Оскільки основний акцент робиться на визначенні сильних сторін проекту, обрано стратегію фокусування. У таблиці 4.15 представлені ключові конкурентні позиції відповідно до обраної альтернативи розвитку проекту та стратегії охоплення ринку.

Таблиця 4.15 Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Обрана альтернатива розвитку проєкту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
Нейтралізація ринкових загроз сильними сторонами стартапу	Фокусування на основі диференціації	- Інновації та удосконалення, - Задоволення потреб клієнтів в обраному сегменті, - Брендкування, розробка унікальної позиції на ринку - Впровадження ефективних маркетингових стратегій	Стратегія фокусування

Доцільно зробити акцент на диференціації, зосереджуючись на певному сегменті ринку або конкретному товарі. У цьому випадку, фокус буде на медико-діагностичній галузі, з продукцією інформаційно-вимірювальних систем гоніометричного типу для визначення показника заломлення біологічних середовищ. Такий товар спрямований на вузький сегмент ринку і не має широкого поширення за межами цієї галузі, тому масштаб продажів обмежений. Проте це не

виключає потреби у брендуванні, ефективному маркетингу та інших методах залучення потенційних клієнтів. Наступний крок – вибір стратегії конкурентної поведінки (таблиця 4.16).

Таблиця 4.16 Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проєкт «першо-п рохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентно ї поведінки*
Ні.	Так Переманюванн я клієнтів в інсуючих компаній, в перспективі пошук нових споживачів.	Деякі характеристики. Технологія частково базується на відомих знаннях про вимірювання м'язової активності передпліччя.	Стратегія наступника.

В якості стратегії конкурентного виступу було обрано підхід наступника, щоб компанія могла вигідно увійти на ринок, стати лідером або зайняти позицію поряд з лідером. Для досягнення цієї мети будуть проведені стратегічні заходи, включаючи аналіз ринку та конкурентів з метою виявлення їхніх сильних та слабких сторін, потреб клієнтів, тенденцій ринку та можливих прогалин у продуктах чи послугах конкурентів. Змагання буде відбуватися на обмеженій частині ринку. Основні аспекти стратегії наступника включають виготовлення якісної продукції за більш доступними цінами, швидке реагування на зміни в

галузі, збереження або збільшення частки ринку та утримання частки лідера. Ця стратегія допоможе компанії закріпити сильну позицію на ринку, конкуруючи з існуючими лідерами. На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також враховуючи стратегію розвитку та стратегію конкурентного виступу, буде розроблено стратегію позиціонування. Ця стратегія визначатиме спосіб, за яким споживачі зможуть ідентифікувати продукт на ринку. У таблиці 4.17 підсумовано результати основних стратегій позиціонування.

Таблиця 4.17 Визначення стратегії позиціонування

Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій для комплексної позиції власного проекту
- Висока точність результатів вимірювань, - Доступність технології, - Простота в експлуатації, - Сертифікована технологія	Стратегія диференціації	- Зручне у використанні програмне забезпечення для обробки результатів, - Якість елементів-складових системи, - Якість результатів експериментальних досліджень	1) Низька собівартість 2) Якість 3) Вузька сфера застосування

Результатом цього підрозділу є система рішень щодо ринкової поведінки компанії, яка визначає в якому напрямі буде працювати компанія.

4.5 Розробка маркетингової програми

Під час розробки маркетингової програми першим кроком є розроблення маркетингової концепції товару, який отримає споживач. У таблиці 4.18 підсумовано результати аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18 Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ з/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Якість	Якісні елементи-складові установки	Використання найкращих матеріалів
2	Точність	Точність вимірювань	Контроль всіх етапів проведення дослідження, контроль похибок вимірювань
3	Обробка даних	Зручний інтерфейс	Розроблене програмне забезпечення, яке дозволяє швидко і точно проводити вимірювання
4	Доступність	Ціна	Низька вартість модуля порівняно з аналогами
5	Швидкість	Швидкий збір установки, швидка обробка результатів	На відміну від пропозицій конкурентів дуже швидко проводить вимірювання.

Система вимірювання м'язової активності задовольняє всі потреби, наведені у табл. 4.18. Визначені переваги перед конкурентами та очевидні вигоди унікальності товару.

У табл. 4.19 наведено опис трирівневої маркетингової моделі товару. Наведені наступні характеристики: М – матеріальна, Нм – не матеріальна; Вр – виробнича, Тх – технічна, Ор – організаційна, Е – економічна, Тл – технологічна властивості.

Таблиця 4.19 Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Удосконалена система вимірювання м'язової активності. Програмне забезпечення для обробки експериментальних результатів.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1) Надійність, точність	Нм	Тх
	2) Обробка результатів	Нм	Тл
	3) Собівартість	М	Е
	4) Швидкість	Нм	Тх
	5) Можливість модифікацій	М	Вр
	6) Доступність	М	Е
	7) Простота експлуатації	Нм	Тл
	Якість: відповідає нормам ДСТУ ISO 10110-12:2018, Технічному регламенту щодо медичних виробів №753 КМУ.		
	Пакування: програмне забезпечення записане на компакт-диск.		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: пробна версія програмного забезпечення.		
	Після продажу: створення нових версій програмного забезпечення, вдосконалення модулю.		

Вище описано модель маркетингу товару на трьох рівнях: концептуальний рівень (ідея товару), реальний рівень (фізична реалізація товару) та рівень підтримки (додаткові сервіси та підтримка). Визначені властивості та характеристики товару, відповідність нормам та технічним регламентам, що встановлені для нього. Далі необхідно визначити цінові межі, якими можна керуватися при встановленні ціни на потенційний товар. Це передбачає аналіз цін на аналогічні товари конкурентів, а також доходів споживачів продукту. Це можна здійснити шляхом розгляду таблиці 4.20.

Таблиця 4.20 Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1.				
№ з/ п	Товари-замінники	Рівень цін на товари-замінн ики, грн	Рівень доходів цільової групи споживачів, грн	Верхня та нижня межі встановлен ня ціни на товар/ послугу, грн
1	Набір вимірювальних сенсорів	2 800 000	Індивідуальні споживачі: 450 000	450 500 – 700 500

У таблиці 4.21 вказано приблизну ціну компонентів системи для вимірювання м'язової активності. Це дозволяє визначити верхню та нижню межі цінового діапазону для товару (див. таблицю 4.20). Верхня межа відображає вартість установки з урахуванням різних варіантів модифікацій, включаючи більш дорогі варіанти вимірювальних модулів міографічного сигналу. Крім того, слід враховувати витрати на доставку, організацію доставки та загальну концепцію проекту. Таким чином, встановлено нижню межу, яка складає 450 500 грн; подальше зниження ціни призведе до збитків, оскільки ця сума наближена до вартості виробництва модуля для вимірювання м'язової активності. Таблиця 4.21 Орієнтовна вартість складових елементів модуля для вимірювання м'язової активності.

№ з/п	Складова частина установки	Марка	Орієнтовна вартість (в Україні)
1	Набір вимірювальних сенсорів	Витрати на виготовлення	45 500
2	Комп'ютер для встановлення ПЗ	На базі мови Python	25 800
3	Програмне забезпечення для обробки результатів	На базі мови Python	Безоплатне

Далі, у табл. 4.22, описуються функції збуту, специфіка закупівельної поведінки клієнтів та формування стратегії збуту товарів.

Таблиця 4.22 Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Модифікована закупівля (зміни товарів або зміна ціни)	- Забезпечувати постійний контакт з клієнтом, надавати актуальну інформацію; - Оформлювати документацію; - Гарантувати післяпродажний сервіс; - Пропонувати альтернативні товари; - Брати на себе відповідальність за якість товару.	Прямий канал (від постачальника до замовника, без посередників)	прямий продаж

Для цього проєкту специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів буде визначена за допомогою модифікованої закупівлі. Найефективнішою системою збуту є прямий продаж від постачальника до замовника без посередників. Проте, у разі успішності компанії може знадобитися застосування інших форм збуту або комбінація різних форм продажів.

Таблиця 4.23 Концепція маркетингових комунікацій

Специфік а поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій цільових клієнтів	Ключові позиції, обрані для позиціонуванн я	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
Модифіко- вана закупівля	- Наукові конференції, - Інтернет джерела, - LinkedIn, - Журнали, - Реклама, - Рекомендації від інших споживачів	- Простота використання, - Доступна ціна, - Точність вимірювань	- Інформування про нову технологію, - Зацікавлення клієнтів, - Засвоєння інформації, - Збільшення обсягів продажу	Показати надійність та якісь способу визначення показника заломлення за допомогою установки гоніометричного типу.

Для успішної рекламної кампанії потрібно обрати мету і цілі реклами, проаналізувати цільову аудиторію, обрати відповідний медіаканал для реклами, допомогти клієнтам збільшити свідомість у галузі, а також продемонструвати простоту використання продукту. Результатом цього процесу є розроблена маркетингова концепція товару, визначені його характеристики та властивості, встановлені цінові межі, проведений аналіз конкурентів і доходів споживачів, а також розроблена

концепція маркетингових комунікацій. Крім того, створена маркетингова модель товару на трьох рівнях: задум, реальне втілення та підтримка.

4.6 Бізнес-модель та реалізація стартап-проєкту

Для успішного запуску стартапу обрано модель безпосередніх продажів споживачам (DTC – direct-to-consumer), що означає прямий продаж товарів без посередників або оптових постачальників. Ця модель схожа на концепцію B2C (business-to-consumer – бізнес для споживача). Переваги включають пряму взаємодію з клієнтами, що збільшує їх довіру, вищі прибутки без витрат на посередників, контроль над стратегією продажу та маркетингу, а також швидке отримання відгуків, що полегшує покращення продукту та сервісу. Проте існують деякі недоліки: високі витрати на рекламу, конкуренція з боку великих брендів, потреба в значних інвестиціях для забезпечення безперебійності бізнесу. Отже, хоча модель прямих продажів може забезпечити лояльну клієнтську базу та зростання прибутків, вона вимагає часу та витрат на побудову ефективних каналів збуту.

Висновки до розділу 4

1. Після аналізу поточних методів вимірювання м'язової активності стало очевидним, що більшість існуючих технологій мають високу вартість та складність в експлуатації. Ринок прагне до новітніх та покращених систем, які не лише точні, а й доступні за ціною. Попередні дослідження відзначили потенціал запропонованої технології для розвитку стартапу.

2. В цьому розділі детально проаналізовані можливі техніко-економічні переваги ідеї проєкту, порівняно з пропозиціями конкурентів, визначені переваги та недоліки. Існує попит на

запропоновану в проєкті технологію системи вимірювання м'язової активності через високу вартість зарубіжних аналогів. Визначено потенційних клієнтів: діагностичні центри, лікарні, медичні лабораторії різного типу власності; наукові установи; індивідуальні споживачі. Медичний персонал проявляє інтерес до зменшення витрат на дорогі медичні технології та швидкість процедур.

3. Для успішного виходу на ринок обрано стратегію нейтралізації ризиків за допомогою сильних сторін нашого стартапу, а також стратегію наступника у конкурентній поведінці, що передбачає виходження на ринок як лідер або поруч з ним. На основі аналізу розроблено концепцію маркетингових комунікацій. Можна зробити висновок, що ідея проєкту є досить конкурентоспроможною, а серед факторів можливостей виступають новизна та інноваційність, замовлення від медичних установ та розвиток економіки України. Розроблений стартап визначається внутрішньогалузевою конкурентоспроможністю та має всі шанси виходу на міжнародний ринок. Основними перевагами та сильними сторонами є точність, якість, ціна, простота конструкції та можливість модифікацій. На відміну від конкурентів, надається програмне забезпечення зі зручним інтерфейсом для швидкого обрахунку експериментальних результатів.

ВИСНОВКИ

Визначення оптимального місця розташування вимірювальних сенсорів на куксі, або травмованій кінцівці пацієнта є важливим завданням, що впливає на подальшу якість роботи систем керування біонічними протезами, екзоскелетами та іншими міокерованими пристроями для реабілітації пацієнтів. У цій роботі основну увагу було приділено саме розробці комп'ютерно-інтегрованого модулю для вимірювання м'язової активності передпліччя людини, який би дозволив ефективно визначати точку найвищої активності м'язів і як наслідок - знаходити оптимальну зону розміщення вимірювальних сенсорів міотонічних та біонічних протезів руки.

Як результат роботи магістерської дисертації можна представити створення одноканального комп'ютерно-інтегрованого модулю вимірювання електроміограм із автоматизованим записом вимірної інформації, їх візуалізацією у власному програмному забезпеченні та подальшою класифікацією виміряних сигналів, згідно з набором виконуваних рухів кінцівки, що може застосовуватись як на м'язах згиначах, так і на м'язах розгиначах передпліччя людини.

Розроблений модуль було апробовано на наборі із чотирьох видів рухів долоні людини при розміщенні вимірювального каналу в шести зонах передпліччя людини та отримано достовірність класифікації від 75% до 92% згідно показників Precision та Recall.

Список використаних джерел

1. "The Effect of Posture Correction on Breathing Pattern in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease" by S. H. Kim, Y. J. Shin, and K. H. Kwon, published in the Journal of Physical Therapy Science in 2017.
2. Krššák, M., Lindeboom, L., Schrauwen-Hinderling, V., Szczepaniak, L. S., Derave, W., Lundbom, J., ... & Boesch, C. (2021). Proton magnetic resonance spectroscopy in skeletal muscle: experts' consensus recommendations. *NMR in Biomedicine*, 34(5), e4266.
3. Безугла Н.В. Вплив осьової анізотропії розсіювання біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, К.П. Вонсевич. *Наукові вісті НТУУ "КПІ"*. 2015. № 1 (99). С. 85–91.
4. Bezuglyi, M.A., Bezuglaya, N.V., Ventsuryk, A.V., Vonsevych, K.P.: Angular photometry of biological tissue by ellipsoidal reflector method. *Dev. Methods Meas.* 10(2), 160–168 (2019). <https://doi.org/10.21122/2220-9506-2019-10-2-160-168>
5. Nakanishi, N., Oto, J., Tsutsumi, R., Yamamoto, T., Ueno, Y., Nakataki, E., ... & Nishimura, M. (2020). Effect of electrical muscle stimulation on upper and lower limb muscles in critically ill patients: a two-center randomized controlled trial. *Critical Care Medicine*, 48(11), e997-e1003.
6. Tuesta, M., Yáñez-Sepúlveda, R., Monsalves-Álvarez, M., Vásquez-Bonilla, A., Olivares-Arancibia, J., Rojas-Valverde, D., & Alvear-Órdenes, I. (2024). Muscle Oxygen Extraction during Vascular Occlusion Test in Physically Very Active versus Inactive Healthy Men: A Comparative Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 9(2), 57.

7. Haponiuk A., Bezugla N., Vonsevych K., Bezuglyi M., Zilgaraeva A., Kisala P., Luganskaya S., Orazalieva S. Blood glucose analysis by Raman spectrophotometer with ellipsoidal reflector. *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*. 2021. No. 12040. Pp.68-73. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2613340>
8. Whittaker, J. L., & Stokes, M. (2011). Ultrasound imaging and muscle function. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41(8), 572-580.
9. Vonsevych, K., Bezuglyi, M.O., Haponiuk, A.O.: Information-measuring system of myograph of bionic limb prosthesis. *Perspektyvni Tekhnolohii ta Prilady* 10(1), 32–37 (2017).
10. K.P. Vonsevych et al., “Evaluation of electromyogram time characteristics of the wrist functional movements for intuitive control of bionic prosthesis”, *Naukovi Visti NTUU KPI*, no. 1, pp. 45–53, 2018. doi: 10.20535/1810-0546.2018.1.115941.
11. Vonsevych, K. (2024). Myographic System of the Bionic Wrist with Surface Type Identification. In: Bezuglyi, M., Bouraou, N., Mykytenko, V., Tymchyk, G., Zaporozhets, A. (eds) *Advanced System Development Technologies I. Studies in Systems, Decision and Control*, vol 511, pp. 193-231. Springer, Cham.
12. Вонсевич К. П. Міографічна система біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні : дис. канд. техн. наук : 05.11.17 / Вонсевич Костянтин Петрович – Київ, 2020. – 180 с.
13. <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/4825-emg-electromyography>.

14. Kamavuako, E. N., Rosenvang, J. C., Horup, R., Jensen, W., Farina, D., & Englehart, K. B. (2013). Surface versus untargeted intramuscular EMG based classification of simultaneous and dynamically changing movements. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 21(6), 992-998.
15. https://my.ece.utah.edu/~ece1270/ECE1270_Lab1bU11.pdf
16. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, "Features of lowchannel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement", *Engineering Dynamics and Life Sciences*, Lodz: DAB&M of TUL Press, pp. 567-578, 2017.
17. Ferigo, Diego, et al. "A case study of a force-myography controlled bionic hand mitigating limb position effect." *Journal of Bionic Engineering* 14.4 (2017): 692-705.
18. Rehman, Mustafa Ur, et al. "Assessment of Low-Density Force Myography Armband for Classification of Upper Limb Gestures." *Sensors* 23.5 (2023): 2716.
19. Cho, E., Chen, R., Merhi, L. K., Xiao, Z., Pousett, B., & Menon, C. (2016). Force myography to control robotic upper extremity prostheses: a feasibility study. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 4, 18.
20. Racic, V., Brownjohn, J. M., & Pavic, A. (2008, February). Human walking and running forces: Novel experimental characterization and application in civil engineering dynamics. In *Proceedings IMAC XXVI Conference, Orlando/Florida/USA*.
21. Vonsevych, K.P., Bezuglyi, M.A., Prytula, O.A.: Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application. *KPI Sci. News* 3, 63–72 (2019).
<https://doi.org/10.20535/kpi-sn.2019.3.175785>.

22. Fujiwara, E., & Suzuki, C. K. (2018). Optical fiber force myography sensor for identification of hand postures. *Journal of Sensors*, 2018.
23. Fujiwara, E., Wu, Y. T., Santos, M. F., Schenkel, E. A., & Suzuki, C. K. (2015, September). Identification of hand postures by force myography using an optical fiber specklegram sensor. In *24th International Conference on Optical Fibre Sensors (Vol. 9634, pp. 500-503)*. SPIE.
24. Mo, X., Zhou, H., Li, W., Xu, Z., Duan, J., Huang, L., ... & Zhou, J. (2019). Piezoelectrets for wearable energy harvesters and sensors. *Nano Energy*, 65, 104033.
25. Shcherbynina, M. B., Gladun, V. M., & Sarana, V. M. (2020). Acoustic myography as a noninvasive technique for assessing muscle function: Historical aspects and possibilities for application in clinical practice. *Neurophysiology*, 52, 298-307.
26. Woodward, R. B., Shefelbine, S. J., & Vaidyanathan, R. (2017). Pervasive monitoring of motion and muscle activation: Inertial and mechanomyography fusion. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(5), 2022-2033.
27. Matei, R., & Matei, D. (2020, October). Analysis of some EMG signals using multiresolution and time-frequency techniques. In *2020 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)* (pp. 1-4). IEEE.
28. Al-Timemy, A. H., Serrestou, Y., Khushaba, R. N., Yacoub, S., & Raoof, K. (2022). Hand gesture recognition with acoustic myography and wavelet scattering transform. *IEEE Access*, 10, 107526-107535.
29. Vonsevych, K., Goethel, M.F., Mrozowski, J., Awrejcewicz, J., Bezuglyi, M.: Fingers movements control system based on artificial neural network

- model. *Radioelectron. Commun. Syst.* 62(1), 23–33 (2019).
<https://doi.org/10.3103/s0735272719010047>.
30. Yaman, E., & Subasi, A. (2019). Comparison of bagging and boosting ensemble machine learning methods for automated EMG signal classification. *BioMed research international*, 2019.
31. <https://atris.com.au/products/diagnostic-ecg-foam-solid-gel-electrodes>
32. cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/4/9/1/MyoWareDatasheet.pdf
33. https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina331.pdf?ts=1713591079158&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FINA331%252Fpart-details%252FINA331AIDGKR
34. <https://www.rcscomponents.kiev.ua/catalog/lipolymer-akumuliatory/702>
35. https://ftdichip.com/wp-content/uploads/2020/08/DS_FT232R.pdf
36. https://imrad.com.ua/userdata/modules/productFiles/VEGTwl3u_ATmega8A.pdf
37. https://components101.com/sites/default/files/component_datasheet/LED-Bar-Graph.pdf
38. <https://www.rcscomponents.kiev.ua/datasheets/20121024095806kls7-p58x58.pdf>
39. Micera, S., Carpaneto, J., & Raspopovic, S. (2010). Control of hand prostheses using peripheral information. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 3, 48-68.
40. C. J. De Luca, “The use of surface electromyography in biomechanics,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 13, no. 2, pp. 135–163, 1997.
41. Islam, M. J., Ahmad, S., Haque, F., Reaz, M. B. I., Bhuiyan, M. A., & Islam, M. R. (2021). A novel signal normalization approach to improve the force invariant myoelectric pattern recognition of transradial amputees. *IEEE Access*, 9, 79853-79868.

42. Yilmaz, A. E., Jin, J. M., & Michielssen, E. (2004). Time domain adaptive integral method for surface integral equations. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 52(10), 2692-2708.
43. Arora, M., Kanjilal, U., & Varshney, D. (2016). Evaluation of information retrieval: precision and recall. *International Journal of Indian Culture and Business Management*, 12(2), 224-236.
44. 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.
45. 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.
46. Поліщук В. В. «СТАРТАП ПРОЕКТИ ТА ЇХ ОЦІНЮВАННЯ» Конспект лекцій / В. В. Поліщук. – Ужгород, 2016. – 74 с.

ДОДАТКИ