

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Мультиелектродна система керування біонічним протезом кисті руки

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи РБз-41  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

|                   |                                                             |
|-------------------|-------------------------------------------------------------|
|                   | <u>Шамрай Л.В.</u><br>(підпис) (прізвище та ініціали)       |
| Керівник          | <u>Дозорський В.Г.</u><br>(підпис) (прізвище та ініціали)   |
| Нормоконтроль     | <u>Хвостівський М.О.</u><br>(підпис) (прізвище та ініціали) |
| Завідувач кафедри | <u>Яворська Є.Б.</u><br>(підпис) (прізвище та ініціали)     |
| Рецензент         | <u>Хвостівська Л.В.</u><br>(підпис) (прізвище та ініціали)  |

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем  
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 23 » січня 2025 р.

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

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Шамрай Людмила Василівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Мультиелектродна система керування біонічним протезом кисті руки

Керівник роботи Дозорський Василь Григорович, к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « 23 » січня 2025 року № 4/7-43 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 25.06.2025 р.

3. Вихідні дані до роботи Система керування біонічним протезом кисті руки

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

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

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

## 6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання 23.01.2025 р.

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Шамрай Л.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Дозорський В.Г.

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Мультиелектродна система керування біонічним протезом кисті руки». Кваліфікаційна робота бакалавра // Шамрай Людмила Василівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБз-41 // Тернопіль, 2025 р // стор. – 79, рис. – 33, бібліог. – 25, додат. – 1.

Ключові слова: ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЯ, БІОНІЧНИЙ ПРОТЕЗ, КЕРУВАННЯ

У цій кваліфікаційній роботі проведено проєктування мультиелектродної системи керування біонічним протезом кисті руки. Проаналізовано та виділені недоліки існуючих систем реєстрації біосигналів керування біонічними протезами. Проведено аналіз існуючих мультиелектродних систем реєстрації поверхневих ЕМГ сигналів. Розроблено конструкцію системи, що включає в себе 10 датчиків із нерівномірною формою контактної чутливої поверхні. Проведено аналіз особливостей виготовлення елементів такої конструкції методом 3D друку. Проведено імітаційне моделювання елементів схеми запропонованої конструкції мультиелектродної системи.

## ABSTRACT

The subject of the qualification work: “Multielectrode control system for a bionic hand prosthesis” Bachelor’s qualification work // Shamray Lyudmila Vasylivna // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RBz-41 // Ternopil, 2025 // pp. – 79, fig. – 33, bibliog. - 25, add. – 1.

Keywords: ELECTROMYOGRAPHY, BIONIC PROSTHESIS, CONTROL

In this qualification work, a multi-electrode control system for a bionic hand prosthesis was designed. The shortcomings of existing biosignal registration systems for controlling bionic prostheses were analyzed and highlighted. Existing multi-electrode systems for registering surface EMG signals were analyzed. A system design was developed that includes 10 sensors with an uneven shape of the contact sensitive surface. An analysis of the features of manufacturing elements of such a design using 3D printing was performed. Simulation modeling of the elements of the circuit of the proposed design of the multi-electrode system was performed.

## ЗМІСТ

|                                                                                                         |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ВСТУП.....                                                                                              | 8  |
| РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНІХ                                                    |    |
| КІНЦІВОК.....                                                                                           | 10 |
| 1.1 Відомі способи керування біонічними протезами.....                                                  | 10 |
| 1.2 Актуальність задачі керування біонічним протезом за поверхневими ЕМГ сигналами.....                 | 14 |
| 1.3 Відомі технічні системи реєстрації поверхневих ЕМГ сигналів для керування біонічними протезами..... | 14 |
| 1.4 Задача розроблення мультиелектродної системи керування біонічним протезом.....                      | 53 |
| 1.5 Висновки до розділу 1.....                                                                          | 54 |
| РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ МУЛЬТІЕЛЕКТРОДНОЇ СИСТЕМИ.....                                                   | 56 |
| 2.1 Проєктування конструкції системи.....                                                               | 56 |
| 2.2 Схемні рішення виконання проєктованої системи.....                                                  | 59 |
| 2.3 Особливості технології виготовлення елементів пропонованої системи.....                             | 60 |
| 2.4 Висновки до розділу 2.....                                                                          | 63 |
| РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....                                                                       | 65 |
| 3.1 Середовище Multisim.....                                                                            | 65 |
| 3.2 Моделювання роботи окремих вузлів системи.....                                                      | 70 |
| 3.3 Висновки до розділу 3.....                                                                          | 73 |
| РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....                                             | 74 |
| 4.1 Вплив ультразвуку на організм людини.....                                                           | 74 |
| 4.2 Режим зони надзвичайної екологічної ситуації.....                                                   | 76 |
| 4.3 Висновки до розділу 2.....                                                                          | 78 |

|           |                  |         |        |      |                                                                  |                         |       |         |
|-----------|------------------|---------|--------|------|------------------------------------------------------------------|-------------------------|-------|---------|
|           |                  |         |        |      | КРБ 163.22-003.001 ПЗ                                            |                         |       |         |
| Зм        | Арк              | № докум | Підпис | Дата | Мультиелектродна система керування біонічним протезом кисті руки | Літ                     | Аркуш | Аркушів |
| Розроб.   | Шамрай Л.В.      |         |        |      |                                                                  | у                       | 6     | 84      |
| Перевір.  | Дозорський В.Г.  |         |        |      |                                                                  | ТНТУ, каф. БТ<br>РБз-41 |       |         |
| Н. контр. | Хвостівський М.  |         |        |      |                                                                  |                         |       |         |
| Зат. каф. | Яворська С.Б.    |         |        |      |                                                                  |                         |       |         |
| Рецензент | Хвостівська Л.В. |         |        |      | Пояснювальна записка                                             |                         |       |         |

|                                  |    |
|----------------------------------|----|
| ВИСНОВКИ.....                    | 79 |
| ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ..... | 81 |
| ДОДАТКИ                          |    |

|    |     |         |        |      |                       |     |
|----|-----|---------|--------|------|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |      | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
|    |     |         |        |      |                       | 7   |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дата |                       |     |

## ВСТУП

Серед усіх ампутацій у світі близько чверті людей переносять ампутацію верхніх кінцівок. Особливо стрімко зростає кількість людей з такого роду ампутаціями в Україні в час війни. Ампутація призводить до втрати функції рухливості та сенсорної інформації руки, кисті та пальців, що серйозно погіршує повсякденну діяльність людей з такими ампутаціями. При цьому, зріс попит на високофункціональні протези верхніх кінцівок. Однак класичні протези з приводами від тіла, які рухаються за допомогою тягових систем, дозволяють рухатися лише з обмеженими ступенями свободи. Біонічні протези мають великий потенціал при реабілітації людей з ампутуваними кінцівками.

Для ефективного та зручного користування сучасними високофункціональними біонічними протезами необхідним є застосування спеціалізованих систем реєстрації біосигналів, їх опрацювання та формування керуючих протезом сигналів. При цьому особливо перспективним, враховуючи неінвазивність та безпечність, є метод поверхневої ЕМГ. Застосування ж для найпростішого випадку одного чи двох ЕМГ електродів є недостатнім для диференціації ознак більшої кількості фантомних рухів і відповідно виконання більшої кількості захватів протезом.

Таким чином актуальним є розроблення мультиелектродної системи керування біонічним протезом на основі застосування інноваційних методів реєстрації сигналів пЕМГ, що зменшувало б рівень впливу таких факторів, як зміщення електродів, піт, волосяний покрив тощо.

Метою роботи є – розробка конструкції мультиелектродної системи керування біонічним протезом кисті руки.

Завдання:

– провести огляд способів керування біонічним протезами;

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 8   |

- проаналізувати відомі способи реєстрації ЕМГ сигналів, зокрема і багатоелектродними;
- розробити конструктивні елементи проєктованої системи та схемні способи виконання окремих її елементів;
- провести імітаційне моделювання роботи окремих схемних елементів та вузлів.

Результати виконання роботи мають практичну цінність зокрема в напрямку створення високофункціональних систем керування біонічними протезами на основі відбору та аналізу великої кількості поверхневих ЕМГ сигналів.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
|    |     |         |        |     |                       | 9   |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       |     |

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІЗ МЕТОДІВ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

#### 1.1 Відомі способи керування біонічними протезами

З нещодавнім розвитком робототехніки та біоінформатики біонічні протези продемонстрували багатообіцяючий потенціал для реабілітації та покращення якостей людей з ампутованими кінцівками. Біонічні протези, що приводяться в рух від електронних двигунів, можуть виконувати різні рухи з кількома режимами та ступенями свободи. Однак більшість з них обмежені лабораторними дослідженнями, а комерційно доступні біонічні протези зазвичай мають дуже обмежену кількість ступенів свободи [1]. Це значно обмежує використання біонічних протезів і як результат спричиняє високий рівень відмов. Обмеження ступеня свободи головним чином спричинене низькою якістю біосигналів та алгоритмів роботи контролера електродвигунів.

Вхідні дані для контролера біонічних протезів отримуються з біологічних сигналів користувача та перетворюються на команди протезів за допомогою людино-машинного інтерфейсу (ЛМІ). ЛМІ дозволяє особам з ампутаціями взаємодіяти з протезами для відновлення або компенсації втраченої функції. Біологічні сигнали для ЛМІ в біонічних протезах варіюються від біомеханічних параметрів кінцівки до електрофізіологічної активності в нервовій системі. Відомими є дослідження із застосуванням методу керування нейропротезом шляхом декодування активності нейронів моторної кори [2]. Учасники з тетраплегією успішно керували протезом кінцівки з сімома ступенями свободи через інтерфейси «мозок-машина», які пов'язували частоту спрацьовування нейронів зі швидкістю руху модульного протеза кінцівки. В інших дослідженнях вчені досягли одночасного пропорційного керування протезом зап'ястя та кисті з кількома ступенями

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 10  |

свободи [3]. Вхідні сигнали реєструвалися за допомогою внутрішньом'язової ЕМГ з двосторонньою конфігурацією. Однак ці підходи є інвазивними та зазвичай передбачають хірургічні процедури для імплантації електродів. Хірургічне втручання з імплантації обмежує можливість використання інвазивних ЛМІ [4]. Ризик інфекційності під час процесу, реакція випадкового відторгнення, потенційне погіршення якості сигналу та інші медичні проблеми обмежують застосування інвазивних НМІ. Більш перспективними є неінвазивні підходи, особливо з точки зору комерційно доступних протезів кінцівок.

Неінвазивний електрофізіологічний ЛМІ використовує сигнали нейронної активності, такі як ЕЕГ, ЕМГ тощо, як вхідні сигнали [5]. Сигнали поверхневої ЕМГ (пЕМГ) формуються змінами станів скелетних м'язів та передаються від нейронів до відповідних кінцівок. Порівняно з іншими неінвазивними підходами, такими як сономіографія (СМГ) [6] та стаціонарний візуальний викликаний потенціал [7], при застосуванні пЕМГ розмір та вага датчиків є оптимальними з точки зору ваги, розмірів та зручності частого використання [8], також ці датчики можуть бути достатньо компактними для розміщення всередині протеза кисті руки [9], як показано на рис. 1.1. Однак це також обмежує якість отриманого сигналу через геометричні вимоги до форми чутливої поверхні та якості контакту із шкірою.

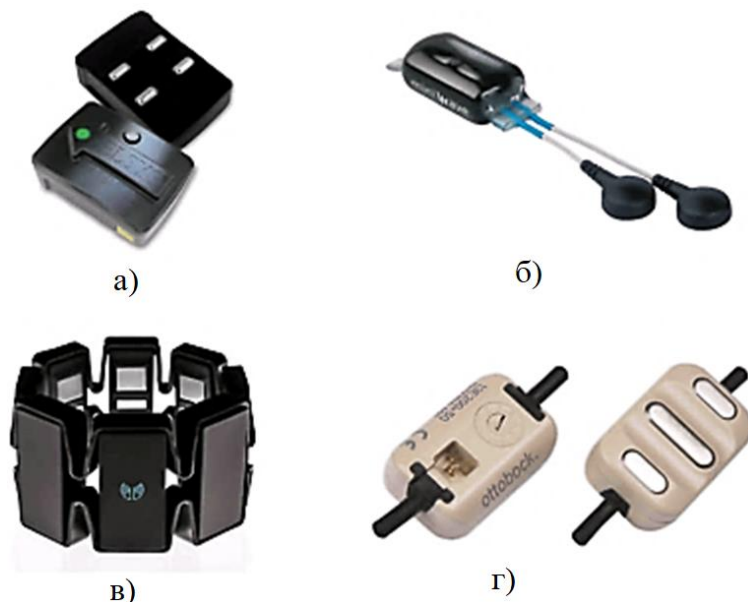


Рисунок 1.1 – Приклади комерційних датчиків поверхневої електроміографії:  
а – Delsys Trigno, б – Cometa Mini Wave, в – Mio-браслет, г – Ottobock 13E200

Для загальної архітектури керування протезами на основі пЕМГ використовуються переважно три рівні компонентів [10]: контролери верхнього, середнього та низького рівнів. Контролер верхнього рівня зосереджується на інтерпретації прагнення людиною виконати фантомний рух. Контролер середнього рівня перетворює таке прагнення людини у різні режими руху. Контролер низького рівня визначає параметри керування електродвигуном протеза. Тривірнева архітектура пов'язує необроблені електрофізіологічні сигнали з керуючими сигналами виконавчого механізму.

У комерційно доступних протезах контролер верхнього рівня складається з кількох компонентів, як показано на рис. 1.2. Модуль обробки сигналів усуває шум у вхідному сигналі та зазвичай супроводжується зменшенням розмірності. Модуль вилучення ознак обчислює інформативні ознаки для класифікації, і, нарешті, класифікатор формує результати з віконних ознак для контролера середнього рівня. Можна виділити дві категорії контролерів на основі виходів модуля класифікації. Перший підхід використовує оброблений сигнал пЕМГ як тригер для різних режимів руху. У

цьому підході дослідники використовують сигнали пЕМГ для розпізнавання руху кінцівок і намагаються досягти більшої кількості режимів і вищих показників розпізнавання. Отже, дослідження зосереджувалися на методах виділення ознак та алгоритмах класифікації [10]. Однак методи перемикання режимів обмежені кількістю доступних режимів. Заздалегідь визначені режими рухів не можуть точно відображати запланований рух користувача. В результаті, реалізація керування та плавність руху є обмеженими. Другий підхід полягає в безперервній оцінці змінних руху на основі прагнень людини для досягнення плавного контролю біонічним протезом. Наприклад, в багатьох дослідженнях автори намагалися пов'язати сигнали пЕМГ з кутами суглоба протезної кінцівки. В [11] дослідники побудували пряму біомеханічну модель для розрахунку крутного моменту суглоба за допомогою сигналів пЕМГ. Залежність сигналів sEMG від змінних параметрів суглоба, таких як крутний момент та кути, також може бути отримана за допомогою поліноміальної апроксимації [12] або нейронної мережі [13]. У цих методах керування рухом протеза є безперервним, що дозволяє виконувати більш спритні рухи, а траєкторія не обмежується попередньо встановленими режимами. Ці безперервні методи мають деякі обмеження. Наприклад, параметри тіла сильно залежать від користувача, а отже, обмежують можливості узагальнення та вимагають великого набору даних для навчання.

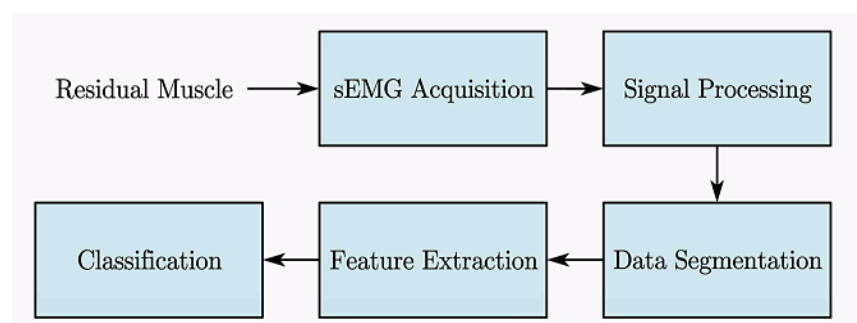


Рисунок 1.2 – Типовий контролер верхнього рівня протеза на основі пЕМГ.

## 1.2 Актуальність задачі керування біонічним протезом за поверхневими ЕМГ сигналами

У комерційно доступних біонічних протезах як вхідний сигнал найчастіше використовуються сигнали пЕМГ. Наприклад, Sensorhand Speed від Otto Bock, як і попередні версії протеза Bebionic, оснащений двома електродами пЕМГ, які розміщувались на ділянках залишкового м'яза з максимальною електрофізіологічною активністю. Обмежені ступені свободи ускладнювали використання таких протезів на основі пЕМГ. Тим часом, ненадійні сигнали носимих датчиків пЕМГ були зумовлені внутрішньою різноманітністю нейронної активності, зміщенням електродів, потом та м'язовою втомою [14]. Ці характеристики значно впливають на точність роботи контролера класифікації. Таким чином актуальним є розроблення удосконаленої системи керування біонічним протезом на основі застосування інноваційних методів реєстрації сигналів пЕМГ, що зменшувало б рівень впливу згаданих вище факторів (зміщення електродів, піт, волосяний покрив тощо).

## 1.3 Відомі технічні системи реєстрації поверхневих ЕМГ сигналів для керування біонічними протезами

### 1.3.1. Браслет Myo Armband.

Сьогодні галузь електроніки пропонує користувачам та розробникам зростаючі можливості для створення інтелектуальних систем, що характеризуються високою продуктивністю та розширеними функціями, залишаючись при цьому низьковартісною. Завдяки технологічному прогресу у виробництві інтелектуальних електронних пристроїв можливим стає застосування їхніх можливостей в багатьох сферах, від розваг до промисловості, охорони здоров'я тощо. Одним із таких високофункціональних

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 14  |

пристроїв є браслет Myo Armband. Його можна використовувати в численних застосуваннях завдяки його чудовим технічним характеристикам та простоті використання. Це носимий пристрій від Thalmic Labs Inc., оснащений вісьмома електроміографічними (ЕМГ) електродами, 9-осьовим інерційним вимірювальним блоком (IMU) (3-осьовий гіроскоп, 3-осьовий акселерометр та 3-осьовий магнітометр) та модулем передачі [15]. ЕМГ-електроди виявляють сигнали, пов'язані з активністю м'язів передпліччя користувача, а IMU виявляє рухи передпліччя у тривимірному просторі. Отримані дані надсилаються через модуль Bluetooth Low Energy (BLE), вбудований у браслет, до інших електронних пристроїв (актуаторів, мікроконтролерів тощо), які виконують певні функції залежно від отриманих даних та встановленого на них програмного забезпечення. Важливою сферою застосування Myo Armband є протези. Фактично, міоелектричні датчики, вбудовані в браслет Myo, можна використовувати для виявлення м'язової активності людей з ампутованими верхніми кінцівками та, таким чином, для контролю рухів протеза. Сьогодні на ринку можна знайти дві основні категорії комерційних протезів: недорогі, які прості у використанні, легкі та компактні, але з обмеженою кількістю рухів, та високоякісні, з індивідуально рухливими пальцями, а отже, функціональні, але дуже дорогі та часто важкі для контролю пацієнтами. Неможливість знайти правильний компроміс між цими двома категоріями може призвести до того, що пацієнт впаде в розпач та вирішить не носити / не купувати жодного протеза. Браслет Myo є оптимальним кандидатом для використання в цих випадках, оскільки він являє собою простий у використанні пристрій, який може значно спростити керування протезом. Багато досліджень зосереджені на можливому застосуванні браслета Myo та його величезному потенціалі для покращення якості життя користувачів.

Проведемо огляд досліджень, зосереджених на можливих передових застосуваннях браслета Myo та на пов'язаних алгоритмах для покращення взаємодії користувача з підключеними пристроями.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 15  |

Проведені дослідження щодо придатності браслета Муо для протезування та застосування у віртуальній реальності. Наприклад, було проведено експериментальне дослідження для порівняння вузької смуги пропускання браслета Муо (який записує ЕМГ-сигнали з обмеженою смугою пропускання близько 200 Гц) зі звичайною системою збору ЕМГ, яка фіксує повний спектр ЕМГ. Автори показали, що середня похибка класифікації  $5,82 \pm 3,63\%$  для звичайної системи відбору ЕМГ та  $9,86 \pm 8,05\%$  для браслета Муо була отримана в експериментальному тесті розпізнавання образів з вісьмома здоровими учасниками, кожен з яких виконував дев'ять різних жестів руками.

Подальше дослідження було зосереджено на розробці та впровадженні платформи під назвою Муо-НМІ, покращеного інтерфейсу людина-машина (НМІ) для користувачів браслета Муо [15]. Зокрема, автори розробили зручний графічний інтерфейс користувача, щоб надати користувачам можливість візуалізувати в режимі реального часу на робочому столі свого ПК міоелектричні сигнали, що надходять від браслета Муо, залежно від рухів передпліччя користувача; крім того, було розроблено протез руки, надрукований на 3D-принтері, та систему віртуальної реальності, остання розроблена з метою відображення віртуальної людської руки на інтерфейсі, щоб перевірити функціональність розробленого програмного забезпечення Муо-НМІ та, таким чином, керувати міоелектричними сигналами в режимі реального часу [15].

Нова модель розпізнавання жестів руки в режимі реального часу за допомогою браслета Муо була запропонована в роботі [16]. Автори використовували як вхідні дані реалізованої моделі сигнали електроміографії, отримані з браслета Муо, розміщеного на передпліччі, та встановлювали як вихідні дані мітку руху, виконаного користувачем. Таким чином, використовуючи алгоритми k-найближчих сусідів та динамічного викривлення часу, було отримано розпізнавання жестів рук у реальному часі; зокрема, автори проаналізували п'ять класів жестів, які система браслета Муо

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 16  |

розпізнає за замовчуванням: подвійний дотик, кулак, розведені пальці, помах всередину та помах назовні. В результаті цього порівняння вони визначили, що їхня модель має кращу точність розпізнавання (86%), ніж система Muo (83%) [15]. У будь-якому разі, браслет Muo має перевагу в тому, що робоча система розпізнавання жестів не залежить від жодних зовнішніх датчиків (тобто системи захоплення руху), а датчики вбудовані в саму пов'язку, розпізнаючи команди жестів та діючи відповідно. Ці важливі функції використовуються та вивчаються для кращої взаємодії користувача з машиною, наприклад, для керування рухами робота за допомогою жестів рук, як продемонстрували автори в Sathiyarayanan et al.. У цій дослідницькій роботі автори продемонстрували, що за допомогою пов'язки Muo можна ефективно керувати швидкістю та гальмуванням реалізованого робота. Можливості браслета Muo також вивчалися авторами в Ganiev et al., де вони продемонстрували, що найкращим способом виявлення електричної активності в м'язах є використання датчиків ЕМГ; фактично, завдяки цим датчикам дослідники отримали від м'язів передпліччя користувача дуже чіткі та релевантні дані, які потім використовували для керування належним чином розробленою віртуальною роботизованою рукою. Застосування пов'язки Muo для розробки інтерфейсу керування роботом PeopleBot було розроблено в Moraes et al. (2016); метою дослідників було використання робота в біоінфікованих або радіоактивних середовищах без необхідності присутності людини (телеоперації), а також для допомоги людям похилого віку або людям з інвалідністю у ситуаціях, що включають рух або перетягування об'єктів. Для інтеграції браслета Muo та робота PeopleBot автори використали операційну систему робота для обробки сигналів, що надсилаються браслетом Muo, і, отже, для надсилання відповідних керуючих сигналів до контролера робота; таким чином, дослідники виявили, що браслет Muo дозволяє отримати дуже швидку керуючу реакцію. Крім того, середній коефіцієнт класифікації для правильного розрізнення окремих рухів становив 93,6%; це відсоткове

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 17  |

значення було отримано шляхом аналізу рухів, виконуваних добровольцями, які повторювали кожен жест 20 разів у випадковій послідовності.

1.3.2. Міоелектричні протези та пов'язані з ними алгоритми для покращення взаємодії користувача з протезом.

Керування інтелектуальними зовнішніми пристроями, такими як протези рук, на основі сигналів поверхневої ЕМГ та алгоритмів розпізнавання образів, є питаннями, якими займаються різні дослідники. Розпізнавання образів на основі ЕМГ по суті залежить від таких артефактів, як варіації сигналу, що виникають головним чином внаслідок змін імпедансу електродів та шкіри, а також помилок датчика через потовиділення, надягання та зняття електродів, коротких замикань або втрату контакту електродів зі шкірою [15]. Кілька технологій біосенсорики зосереджені на розпізнаванні руху руки та його застосуванні для взаємодії з протезами рук: ці методи сенсорного дослідження включають електроміографію, сономіографію, механоміографію (ММГ), внутрішньокортикальні нейронні інтерфейси, електронеурографію, електроенцефалографію, ближню інфрачервону спектроскопію (NIRS), магнітоенцефалографію та функціональну магнітно-резонансну томографію [15]. Поєднання двох або більше з цих методів може покращити взаємодію людини та протеза [15]. У цьому контексті автори в Guo et al. представили гібридний підхід до зниження обмежень ЕМГ за допомогою міоелектричного зондування з використанням ММГ, зокрема, вони розробили інтегровану гібридну сенсорну систему для одночасних вимірювань ЕМГ та ММГ. Були досліджені два типи безконтактних датчиків ММГ, що використовують або акселерометр, або мікрофон; отримані результати показали, що додаткова інформація, що реєструється датчиками ЕМГ та ММГ, дозволяє послабити вплив нестабільності датчиків ЕМГ.

Також було досліджено метод NIRS у поєднанні з поверхневою ЕМГ для зниження обмежень міоелектричного контролю. Було досліджено три типи датчиків (лише ЕМГ, лише NIRS та гібридний ЕМГ-NIRS), і

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 18  |

експериментальні результати показали, що продуктивність керування віртуальним протезом кисті в реальному часі значно покращилася (зі статистично значущим рівнем:  $p < 0,05$ ) шляхом поєднання ЕМГ та NIRS [15].

Крім того, було досліджено та розроблено різні алгоритми з метою скорочення часу повторного калібрування міоелектричного протеза; фактично, через притаманну нестаціонарність сигналів поверхневої ЕМГ, протезні системи необхідно калібрувати щодня в щоденних застосуваннях, щоб покращити взаємодію між протезом та пацієнтом. У роботі Liu et al. було запропоновано структуру адаптації домену (DA), яка автоматично повторно використовує моделі, навчені раніше, як вхідні дані для двох базових класифікаторів. Автори продемонстрували, що реалізований метод здатний покращити стійкість алгоритмів міоелектричного керування до щоденної мінливості поверхневої ЕМГ. Розроблену адаптивну модель можна навчати набагато швидше, ніж базову модель, використовуючи лише частину даних для перенавчання, необхідних для неадаптивних методів [15]. Варіації міоелектричного сигналу також вивчалися у [15]. Ці варіації зумовлені різними скороченнями м'язів, динамічними рухами рук та зовнішніми силами, що впливають на них. Автори дослідили чотири різні парадигми навчання (протоколи збору даних), кількісно визначивши їхню ефективність для отримання надійної класифікації. Отже, вони показали, що тренування з динамічними положеннями рук та різними масштабами скорочення м'язів допомагає покращити надійність класифікації (навіть коли на руку прикладається зовнішня сила до 250 г). Нарешті, досліджуючи рухи окремих пальців, дослідники виявили нерівномірний просторовий розподіл частоти неправильної класифікації, що може призвести до низки неправильних дій. Орієнтація долоні та сили, що прикладаються до протезної руки, які генерують додаткову ЕМГ-активність, є двома важливими факторами, які слід враховувати, а не різні положення руки, під час розробки швидкого контролю пальців для функціональних протезних рук [15]. Подальше дослідження було

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 19  |

зосереджено на покращеному представленні м'язової активності, отриманому шляхом збільшення обсягу інформації, яку можна виокремити з окремих та комбінованих ЕМГ-каналів [15]. Автори, використовуючи дескриптори часової області, оцінили характеристики спектру потужності ЕМГ-сигналу та вони продемонстрували, що їхня процедура дозволила досягти значного зниження рівня помилок при великій кількості рухів кисті та пальців порівняно з іншими методами, із середнім покращенням на 8% (Khushaba et al., 2017). Автори в Menon et al. [15] вивчали точність класифікації різних шаблонів ЕМГ-сигналу, що є основним фактором, що визначають керованість протезом кінцівки в режимі реального часу. Було проведено широке дослідження для вивчення впливу на точність класифікації довжини вікна аналізу (у мс), перекриття вікна та кількості електродних каналів, а також їхньої взаємодії. Дослідники встановили, що вплив на точність класифікації довжини та перекриття вікна аналізу не залежить від кількості електродів для всіх груп учасників (пацієнти з частковою ампутацією кисті, трансрадіальні пацієнти та люди в стані норми), тоді як зменшення похибки класифікації залежить від кількості електродних каналів та типу ампутації кінцівки [15].

Автори в Cipriani et al. [15] представили конструкцію та оцінку ефективності автономної роботизованої руки з 16 ступенями свободи, яка буде використовуватися як дослідний інструмент для нейрокерованих протезів верхніх кінцівок. Рух генерується чотирма щітковими двигунами постійного струму та передається на п'ять пальців, що недостатньо активуються, за допомогою механізму без зворотного приводу (який забезпечує одночасне згинання/розгинання середнього, безіменного та мізинця, а також їх адаптацію до об'єкта, що забезпечує стабільний захват з кількома контактами, як у природній руці) та диференціальних механізмів. Розподіл актуації дозволяє руці стабільно виконувати основні захвати, що корисні в повсякденній діяльності. Пальці містять загалом 32 датчики сили, положення та відчуттів, а рука має внутрішню архітектуру керування, здатну

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 20  |

планувати захват та обмінюватися із зовнішнім світом пропріоцептивними та екстероцептивними сенсорними сигналами.

Автори в Lenzi et al. [15] представили мехатронний дизайн антропоморфного трансгумерального протеза руки. Зокрема, вони описали конструкцію маніпулятора, включаючи інтеграцію спеціальних двигунів із зовнішнім ротором, циклоїдних передач, муфт без зворотного приводу та системи розпізнавання шаблонів. Порівняно з комерційно доступними маніпуляторами, такий маніпулятор забезпечує додаткову ступінь свободи згинання зап'ястя в межах тієї ж масової оболонки, що дозволяє використовувати вищі швидкості та крутні моменти суглобів.

У будь-якому разі, як повідомлялося раніше, багато досліджень зосереджені на можливому застосуванні міо-браслета та його величезному потенціалі для покращення якості життя користувачів у кількох сферах застосування. Алгоритми, що використовуються для кращого використання сигналів, що надходять від електродів ЕМГ, стають все більш точними та все ще досліджуються з метою покращення взаємодії людини з машиною; багато дослідників працюють над отриманням пристроїв та алгоритмів, які, у випадку протезів кисті, дозволяють користувачеві відчувати себе власником власної справжньої руки. Фактично, що стосується медичної галузі, і зокрема протезування, декілька дослідницьких робіт присвячені алгоритмам та методам розпізнавання образів для покращення взаємодії протеза та пацієнта, також використовуючи, окрім інформації, що реєструється ЕМГ-електродами, дані, отримані за допомогою інших методів сенсорного дослідження. Таким чином, як показано в різних дослідженнях, міо-браслет є оптимальним рішенням для виявлення електричної активності м'язів та керування зовнішніми пристроями на основі зареєстрованих ЕМГ-сигналів залежно від конкретного застосування.

### 1.3.3. Сфери застосування браслета Myo.

Зростаюча інтеграція між технологіями та людьми, окрім досліджень гнучкого електронного обладнання, такого як згортальні дисплеї та носимі пристрої, привернула увагу багатьох дослідників та компаній до розробки ще більш складних пристроїв з високою продуктивністю, але простих у використанні для користувачів.

Зокрема, використання браслета MYO, як продемонстрували численні дослідження [15], не обмежується застосуванням у сфері протезування. Насправді, браслет MYO можна використовувати також у багатьох інших сферах застосування, таких як, наприклад, розробка роботизованої руки, керованої природними рухами рук, або для керування механічним пристроєм за допомогою жестів рук, що дозволяє уникнути використання джойстиків або інших пристроїв радіокерування.

Таким чином, використовуючи електричні сигнали, що генеруються скороченнями м'язів передпліччя/руки (що реєструються вісьмома ЕМГ-електродами), для керування рухами зап'ястя, кисті та пальців (як показано на рис. 1.3), браслет MYO здатний керувати підключеними пристроями через технологію Bluetooth.



Рисунок 1.3 – Аналізуючи електричну активність м'язів передпліччя, браслет MYO виявляє рухи руки в кожному напрямку

Сферою застосування, де браслет MYO широко використовується, є ігри. «Fruit Ninja» – гарний приклад того, як браслет можна використовувати для нарізання фруктів, що пролітають по екрану, за допомогою жестів користувача. Іншим прикладом є «Race the Sun», гра, в якій користувач повинен контролювати шлях літаючого апарата до сонця (як показано на рис. 2).



Рисунок 1.4 – Браслет Муо дозволяє грати в кілька ігор, розпізнаючи жести, що виконуються користувачем, який його носить, та надсилаючи відповідні сигнали на ПК/телевізор за наявності Bluetooth-з'єднання.

У будь-якому разі, окрім застосувань, що описані вище, як показано на рис. 1.5, браслет Муо також можна використовувати для керування літаючими дронами, рухами роботів (особливо актуально під час військових маневрів, де навчені військовослужбовці можуть дистанційно керувати роботом, просто одягнувши та використовуючи браслет) тощо.

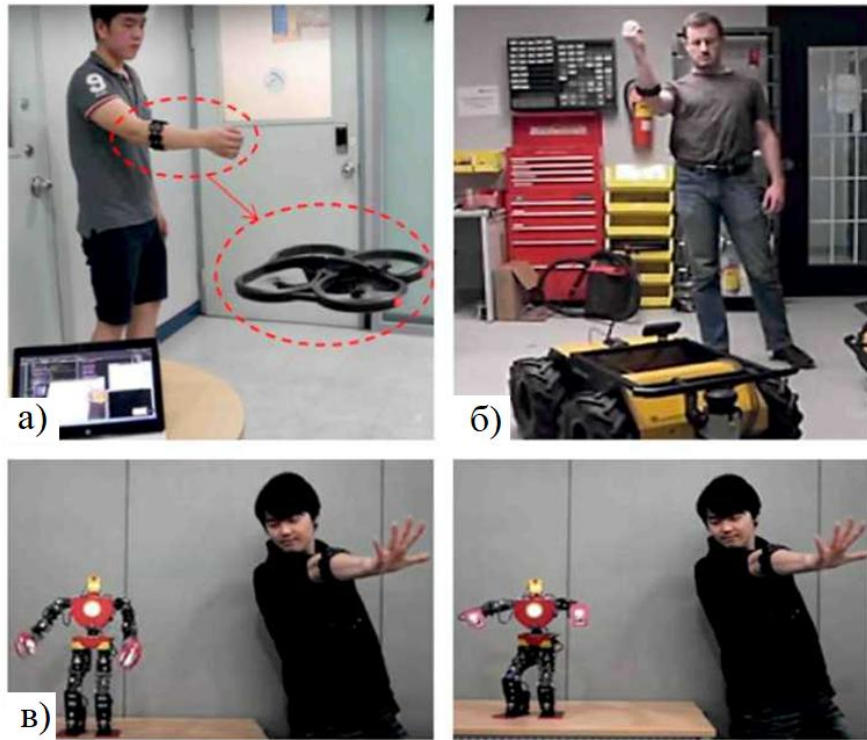


Рисунок 1.5 – Браслет Муо дозволяє керувати літаючими дронами (а), рухами роботів (б), (в), та багатьма іншими механічними пристроями, просто рухаючи рукою, на якій міститься браслет.

Крім того, як показано на рис. 1.6, також можна використовувати браслет для навігації між різними вікнами на робочому столі ПК, вибору та перегляду кількох програм і виконання багатьох різних завдань; гарним прикладом є його використання як пульта дистанційного керування презентаціями: користувач, одягнувши браслет Муо, може керувати програмним забезпеченням для презентацій за допомогою відповідних жестів та рухів.



Рисунок 1.6 – Використовуючи браслет Муо, можна переміщатися по робочому столу ПК та використовувати різні програмні засоби та додатки.

Сфери застосування браслета Муо, як зазначено вище, численні: окрім ігор, робототехніки та комп'ютерних застосувань, він також знаходить застосування в галузі охорони здоров'я. Зокрема, компанія TedCas, лідер у медичній візуалізації, використовуючи браслет Муо, різні камери та програмне забезпечення для розпізнавання голосу, реалізувала технологію, призначену для хірургів, яка під час операцій може керувати кількома медичними інструментами в режимі реального часу, як показано на рис. 1.7.



Рисунок 1.7 – Браслет Муо, що використовується в операційній кімнаті для керування камерою для візуалізації досліджуваної частини тіла, без необхідності фізично торкатися контролера чи медичного інструменту, що підвищує безпеку користувача та зменшує ризик інфекцій.

Таким чином, хірурги можуть самостійно виконувати багато дій, які в іншому випадку повинні виконувати інші люди, зберігаючи свої руки чистими

та вільними під час операцій, тим самим скорочуючи час операцій та підвищуючи безпеку пацієнтів, зменшуючи ризик інфекцій. Наприклад, за допомогою пов'язки хірурги можуть обертати 3D-зображення досліджуваної частини тіла, просто рухаючи рукою, або керувати камерою для детальної візуалізації аналізованих тканин під час операції без будь-якого фізичного контакту (ADORA-MED d.o.o.).

Щоб проілюструвати величезний потенціал, який має браслет Муо в протезному напрямку наведемо останні досягнення в цій галузі. Браслет Муо можна використовувати для керування рухами протеза, який замінює ампутовану кінцівку. На рис. 1.8 показано пацієнта з протезом руки, безпосередньо з'єднаним зі скелетом (осеоінтеграція) під час експериментального випробування в Університеті Джонса Гопкінса. Такий протез використовує два браслети Міо на плечі для виявлення електричної активності м'язів біцепса та трицепса.

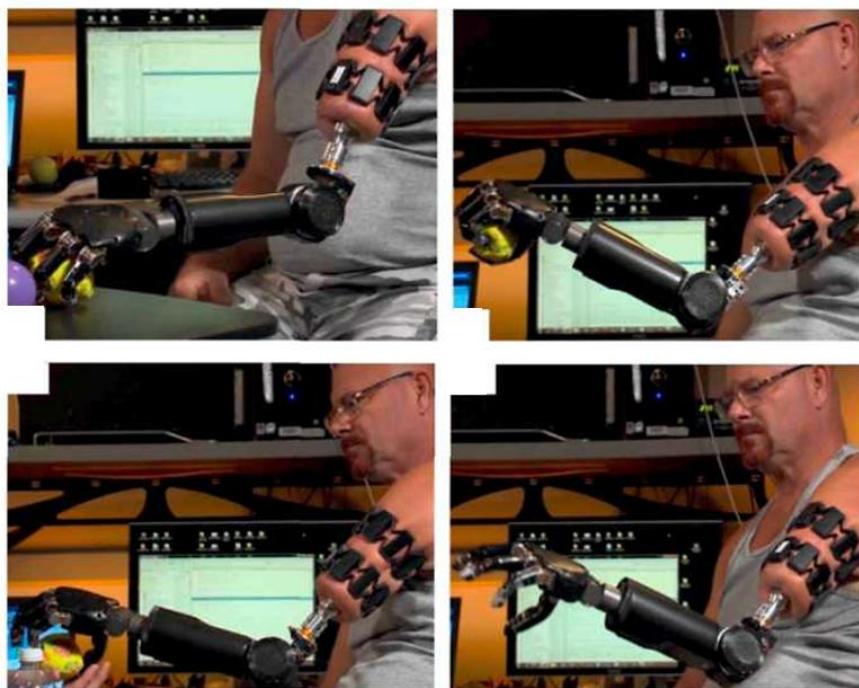


Рисунок 1.8 – Два браслети Муо, що використовуються для контролю рухів трансгумерального протеза.

Отже, пацієнт може правильно хапати, піднімати, переміщувати та відпускати захоплений об'єкт завдяки браслетам Муо, які дозволяють виконувати більш точні та правильні рухи протеза.

На рис. 1.9 показано пацієнта з ампутованою кінцівкою, який носить браслет Муо, а для кращого затягування пов'язки навколо руки використовується м'яка пов'язка.



Рисунок 1.9 – Міо-браслет, який носить пацієнт; фіолетова пов'язка служить для кращого затягування браслета навколо руки.

1.3.4. Огляд типів протезів, доступних на ринку, та останні технологічні досягнення.

Наразі на ринку доступно кілька типів активних протезів верхніх кінцівок: основну різницю можна провести між пасивними протезами, протезами з живленням від тіла та міоелектричними протезами.

Пасивні протези верхніх кінцівок використовуються для косметичного відновлення та мають обмежені, якщо взагалі мають, функціональні можливості. Зазвичай вони не мають функцій активного захоплення, тому не відновлюють функціональність кисті, але деякі пальці можуть бути розроблені для ручного розміщення для покращення функції протеза (наприклад, опозиція великого пальця). Пасивні протези компактні, легкі та потребують незначного обслуговування, перш за все, це стосується косметичної силіконової руки, яка набагато менше навантажується порівняно з активними протезами.

Протези з приводом від тіла маневрують та приводяться в рух за рахунок екскурсії та сили від грубих рухів тіла за допомогою системи ременів; зокрема, залежно від рівня ампутації, протез кисті контролюється або відведенням плеча, або згинанням зап'ястя. Існує два основних типи кистей з приводом від тіла: довільне відкриття (ДВ), які зазвичай закриті та відкриваються під час виконання руху, або довільне закриття (ДЗ), які, навпаки, зазвичай відкриті та закриваються після руху плеча/зап'ястя. Ці кисті недорогі, міцні та легкі, але функціональний діапазон рухів може обмежувати функцію кисті. На рис. 1.10, А показано гачок з приводом від тіла, а на рис. 1.10, В показано протез кисті Child CAPP, що продається компанією Fillauer LLC. Останній протез, який використовується дітьми, особливо малий і легкий (лише 161 г) і оснащений внутрішньою пружиною, натяг якої можна регулювати вручну.

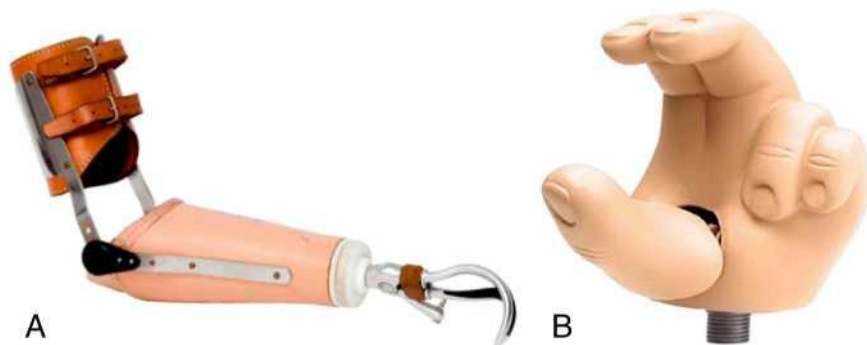


Рисунок 1.10 – Дві типології протезів, що живляться від тіла. Вони компактні, недорогі та легкі, але характеризуються обмеженою функціональністю.

Міоелектричні протези живляться від зовнішньої батарейної системи та, як пояснювалося вище, працюють за допомогою ЕМГ-сигналів, отриманих від м'язових скорочень. Серед міоелектричних протезів можна виділити дві основні категорії пристроїв (рис. 1.11): протези з 1 ступенем свободи (DOF) приводяться в дію одним двигуном і дозволяють виконувати одночасне відкривання/закривання трьох пальців (великого, вказівного та середнього); ці

протези легкі, компактні, недорогі та прості у використанні, але також дуже обмежені в рухах, які може виконувати користувач. Поліартикульовані протези, натомість, використовують п'ять/шість двигунів, які дозволяють виконувати незалежні рухи кожного пальця, і тому вони важчі, громіздкіші та складніші в управлінні, але водночас вони дуже функціональні.

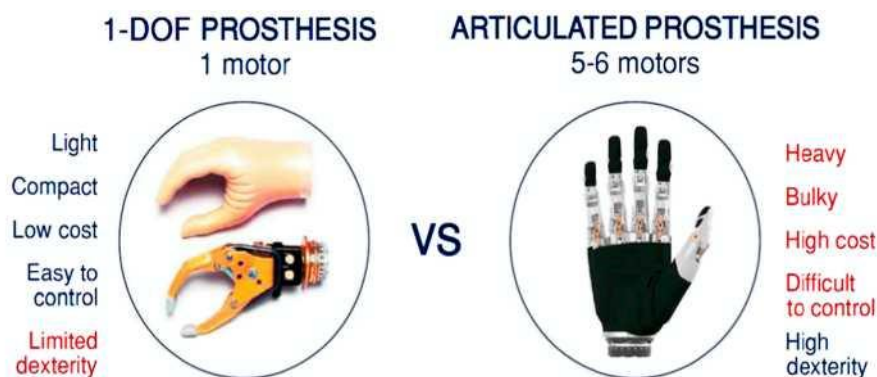


Рисунок 1.1 – Основні типи комерційних міоелектричних протезів, доступних на ринку сьогодні, з їхніми відповідними перевагами (синім кольором) та недоліками (червоним кольором): протези з 1 рівнем свободи прості, але характеризуються обмеженою функціональністю, тоді як поліартикульовані протези дуже функціональні, але важчі, громіздкіші та дуже дорогі.

Основна проблема поліартикульованих протезів пов'язана зі складністю керування ними користувачем. Насправді, ці пристрої потребують більшої кількості даних, пов'язаних з м'язовою активністю користувача, порівняно з протезами з 1 рівнем свободи, через більшу кількість рухів, які вони можуть виконувати. Тому, крім моніторингу більшої кількості груп м'язів, потрібна більш точна обробка ЕМГ-сигналів, щоб отримати ефективний контроль над пристроєм. Ці фактори неминуче передбачають складнішу електронну систему керування протезом, що, як наслідок, призводить до збільшення вартості протеза, окрім вищих витрат, пов'язаних зі складнішими механічними

компонентами. Висока вартість цих протезів може призвести до відмови пацієнта від протеза.

На рис. 1.12 показано поліартикульований i-limb hand протез, , вироблений компанією Touch bionics, із зазначенням його основних компонентів.

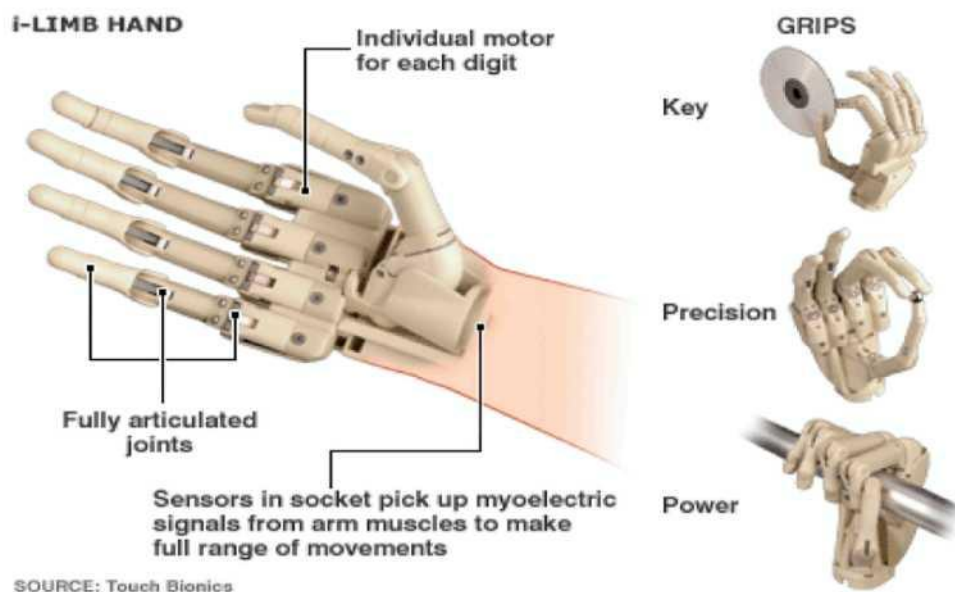


Рисунок 1.12 – Поліартикульований протез i-limb hand: користувач може виконувати силові, точні та багато інших захватів завдяки п'яти двигунам, вбудованим у пристрій.

Bebionic hand – вдосконалений поліартикульований протез, розроблений компанією Ottobock, забезпечує 14 різних режимів захвату. Протез, показаний на рис. 1.13, оснащений п'ятьма двигунами, по одному для кожного пальця, мікропроцесорами, які постійно контролюють положення кожного пальця, пропорційним регулюванням швидкості для точного контролю при виконанні брібних рухів, чотирма варіантами зап'ястя, вибраними положеннями великого пальця та автоматичним захватом, тобто протез автоматично відчуває, коли предмет, що тримається, ковзає, і регулює захват, щоб втримати його.

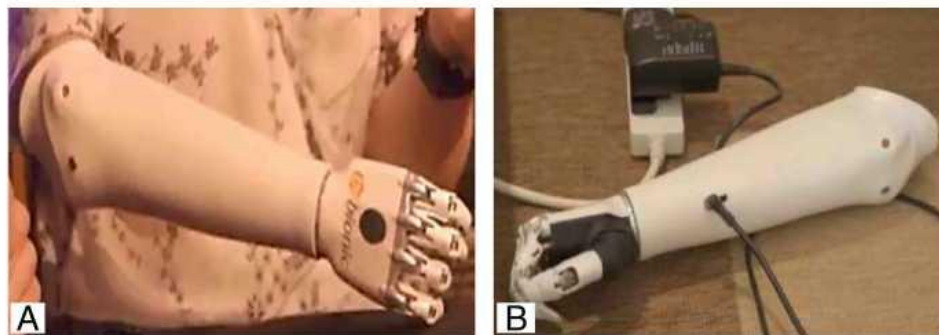


Рисунок 1.13 – Протез Bebionic hand, який носить пацієнт (А) та підключений до джерела живлення для заряджання акумулятора (В).

Протез руки використовує міоелектричні датчики для виявлення активності м'язів і дозволяє виконувати рухи пальцями дуже точно, як показано на рис. 1.14.



Рисунок 1.14 – Удосконалений протез Bebionic, розроблений Ottobock, дозволяє незалежно рухати кожним пальцем

На рис. 1.15 показано куксоприймаючу гільзу Bebionic для руки та встановлені в ній використані міоелектроди, моделі 13E200=50/13E200=60 або 13E202=50/13E202=60. Як показано на схематичному зображенні рис. 1.16, використовуються два міоелектроди; вони надсилають по кабелям реєстровані сигнали до мікропроцесорів, інтегрованих у протез.



Рисунок 1.15 – Міоелектроди (MyoBock) від Ottobock, встановлені в гільзу протеза.

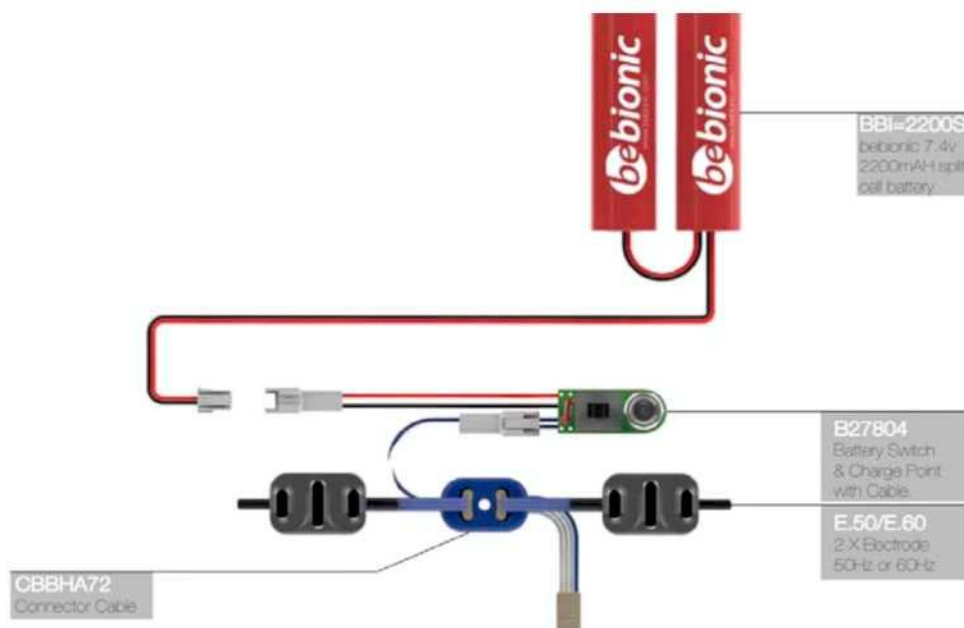


Рисунок 1.15 – Схема підключення двох міо-електродів, встановлених у протезі, з модулем перемикача/заряджання батареї (B27804) та акумуляторною батареєю, модель BBI=2200S, що використовується для живлення протеза.

Щодо нових пристроїв, надрукованих на 3D-принтері, актуальними є як протези Brunel Hand від Open Bionics (показані на рис. 1.17, А та В), так і протези Victoria Hand (рис. 1.17С). Однак ці продукти, хоча й доступні за низькою ціною, оскільки вони реалізовані за допомогою технології 3D-друку, мають обмеження щодо виконання рухів. Фактично, пальці руки Open Bionics приводяться в дію за допомогою нейлонових сухожилів, які характеризуються високим тертям, та п'яти різних серводвигунів, що створює громіздку та

важку конструкцію. Ще однією моделлю роботизованої руки з відкритим кодом є рука InMoov, показана на рис. 1.18, в якій рухи пальців приводяться в дію за допомогою п'яти різних сервомоторів, розташованих на передпліччі (робот InMoov з відкритим кодом, надрукований у натуральну величину на 3D-принтері).

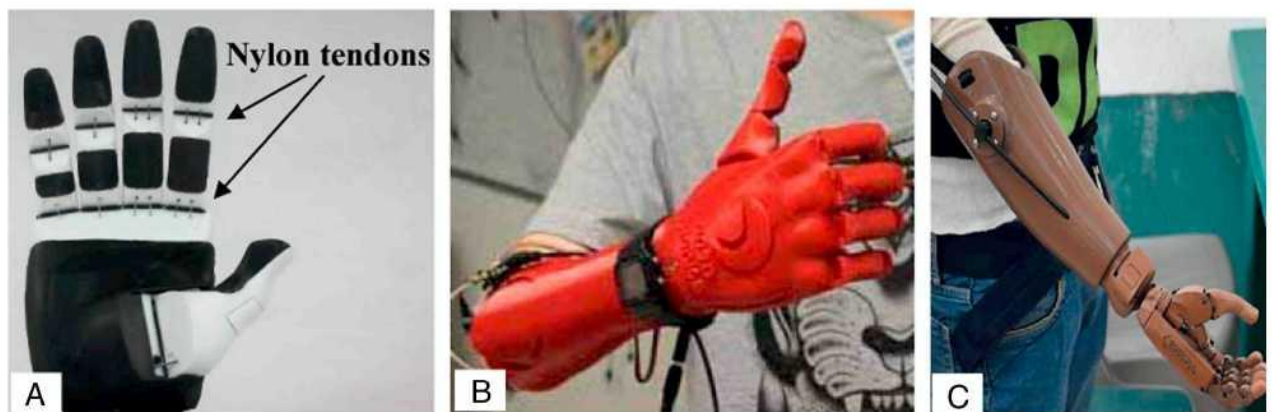


Рисунок 1.17 – Міоелектричні протези виробництва Open Bionics, (А) та (В), з показаними нейлоновими сухожиллями, та протез Victoria Hand Project з живленням від тіла (С).

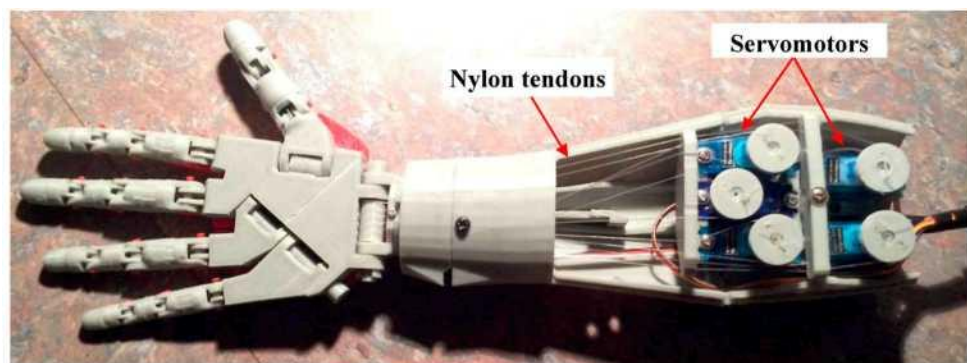


Рисунок 1.18 – Роботизована рука InMoov з показаними нейлоновими сухожиллями та сервомоторами, розташованими на передпліччі, які активують рухи пальців.

Фонд Альфреда Манна створив імплантовані міоелектричні датчики (IMES); це кілька одноканальних імплантованих ЕМГ-датчиків, які дозволяють людині з ампутованою кінцівкою керувати своїм протезом за

допомогою м'язової активності руки. На рис. 1.19 показано датчики IMES, імплантовані в руку пацієнта. ЕМГ-сигнали, що генеруються залишковими м'язами в кожному місці імплантації, підсилюються та оцифровуються IMES; екстракорпоральний телеметричний контролер (ТС) в протезі кінцівки контролює послідовність мультиплексування з часовим поділом (TDM) для забезпечення живлення та керування радіочастотними передачами від кожного імпланта через загальний індуктивний канал. Кожен IMES має бездротове живлення та телеметрує ЕМГ-сигнал. Контролер протеза декодує отримані ЕМГ-сигнали від усіх пристроїв IMES та передає багатоканальні ЕМГ-дані до контролера протеза. Розташовуючи IMES в окремо іннервованих м'язах, кожен IMES можна розглядати як незалежний центр керування з мінімальними перехресними перешкодами. Користувач, думаючи про те, щоб відкрити/закрити або повернути протез руки, або рухати певними пальцями, здатний виконувати багато поширених рухів, як показано на рис. 1.20.

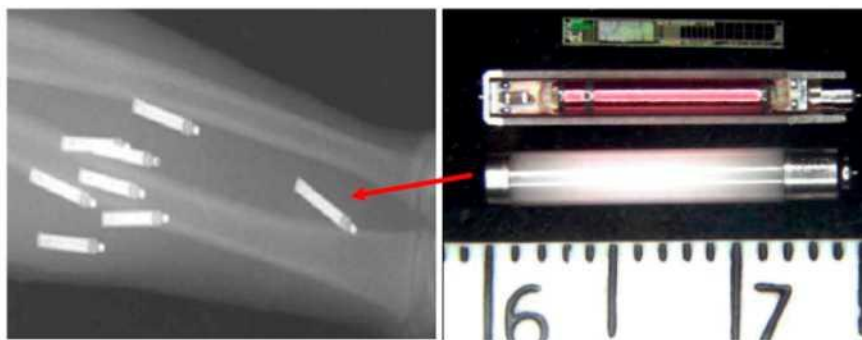


Рисунок 1.19 – Кілька датчиків IMES, імплантованих у руку людини з ампутованою верхньою кінцівкою. Датчики мають довжину 1,5 см та живляться бездротовим способом від загальної передавальної котушки всередині телеметричного контролера.



Рисунок 1.20 – Пацієнт з імплантованою системою IMES здатний виконувати численні рухи та завдання за допомогою протеза руки.

Однак, хоча досягнення в галузі розроблення протезів кінцівок були корисними та сьогодні дозволяють людям з ампутованими кінцівками виконувати повсякденні дії з достатньою легкістю, вони не забезпечують користувачеві сенсорного зворотного зв'язку. У цьому контексті останні технологічні досягнення в галузі протезування призвели до того, що людина здатна «відчувати» захоплений об'єкт у режимі реального часу за допомогою сенсорно підсиленої штучної руки. Протезна система була створена

Сільвестро Мічерою та його колегами з Федеральної політехнічної школи Лозанни (EPFL) у Швейцарії та Школи передових досліджень Святої Анни (SSSA) в Італії. Протез руки, що містить датчики та електроди, підключений до передпліччя користувача та контролюється за допомогою поверхневих міографічних електродів, інтегрованих у протез.

Коли пацієнт торкається об'єкта, уточнені електричні імпульси надсилаються до центральної нервової системи через інші електроди, хірургічно імплантовані в нерви плеча, що дозволяє пацієнту миттєво відчувати дотик. Прототип цієї системи, яку носить користувач, показано на рис. 1.21.



Рисунок 1.21 – Протез руки, що містить датчики та електроди, що дозволяють «відчувати» в режимі реального часу форму, шорсткість та консистенцію захоплених об'єктів.

Щоб створити датчики, які могли б виявляти інформацію від дотику, вчені виміряли натяг у штучних сухожиллях, що контролюють рухи пальців. Потім це значення перетворюється на електричний струм; однак, оскільки центральна нервова система не здатна розпізнати такі сигнали, для перетворення цих сигналів на уточнені імпульси, які можуть бути зрозумілі сенсорними нервами, використовуються відповідно розроблені комп'ютерні алгоритми, як показано на рис. 1.22.

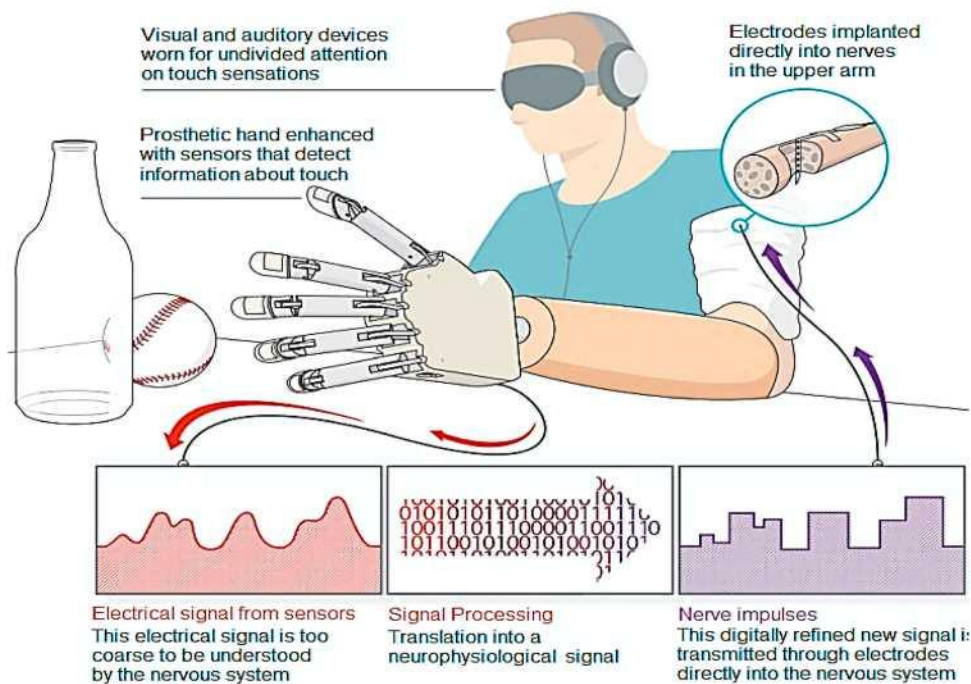


Рисунок 1.22 – Протез руки, оснащений датчиками, які дозволяють користувачеві відчувати захоплені об'єкти; інформація надсилається безпосередньо в нервову систему.

Ці нові імпульси потім надсилаються через провідники до чотирьох електродів, які були хірургічно імплантовані в нерви плеча, тим самим викликаючи відчуття дотику.

Таким чином, пацієнт може визначити силу стискання об'єктів, які він захоплює, а також їх форму та консистенцію. Крім того, останні технологічні досягнення у виробництві протезів дозволяють відтворити майже ідеальний розмір і вагу природної руки.

Основними недоліками цієї протезної системи є її висока вартість, пов'язана з високим рівнем впроваджених технологій, та її інвазивність (тобто для імплантації міоелектричних датчиків потрібні хірургічні операції).

Можна згадати ще два інноваційні методи керування протезами: міокінетичний інтерфейс керування, який спрямований на відстеження скорочень м'язів за допомогою датчиків магнітного поля, імплантуючи постійні магніти в передпліччя користувача, та ультразвукова технологія,

згідно з якою ультразвукові сигнали можуть виявляти безперервні та одночасні рухи м'язів руки, які завдяки використанню машинного навчання можуть бути пов'язані в режимі реального часу з кожним окремим пальцем разом з рівнем сили, який користувач має намір використовувати (Технологічний інститут Джорджії).

Щодо комерційних протезів кисті, алгоритми, пов'язані з правильним отриманням сигналів ЕМГ і, як наслідок, з правильним приведенням у дію механічних частин, недоступні на веб-сторінках протезів. У будь-якому разі, для простого протеза, такого як гачкоподібний протез, алгоритми, якщо вони реалізовані, дуже прості; на відміну від цього, алгоритми, пов'язані з шарнірними протезами (тими, що характеризуються високою функціональністю), є набагато складнішими.

Протез, розроблений компанією BionIT Labs у співпраці з кафедрою інноваційної інженерії Університету Саленто, дозволяє подолати проблему, обговорену раніше та виділену червоним кольором на рис. 1.11. Інноваційний механізм з недостатньою активацією, на якому базується протез під назвою «Рука Адама», може активувати 15 ступенів свободи лише одним двигуном, замість п'яти-шести двигунів, які зазвичай використовуються в інших протезах. Крутний момент автоматично розподіляється між пальцями, які адаптуються до конкретної форми захопленого об'єкта, завжди забезпечуючи максимально стабільне захоплення. Трансмісія базується на зубчастих диференціальних модулях, жорстких та компактних, які створюють постійні сили незалежно від кінематичного стану пальців. Пальці також можуть рухатися незалежно за допомогою спеціальних зчеплень або гальм. Це дозволяє спростити логіку керування та заощадити на вартості, вазі та габаритах протеза, а також зменшити споживання енергії та зменшити шум приведення в дію завдяки використанню одного двигуна (як показано на рис. 1.23).

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 38  |



Рисунок 1.23 – Реалізований протез пропонує кілька переваг порівняно з іншими доступними протезами: він простий у використанні, легкий, безшумний, має низьке енергоспоживання та низьку вартість.

Реалізований протез також розроблений модульно, щоб адаптуватися до різних рівнів ампутації: основний блок оснащений штучним інтелектом і також може використовуватися для посттравматичних реабілітаційних процедур та м'язового тренування для пацієнтів без ампутації, тоді як модуль руки також може бути встановлений на роботизованих руках, щоб допомагати, зрештою, за допомогою ЕЕГ, повністю паралізованим користувачам.

Завдяки браслету Muo, жести користувача можуть розпізнаватися, і алгоритм, який використовує випрямлені та фільтровані сигнали ЕМГ та 9-осьового IMU, оцінює силу, необхідну для виконання кожного руху. Ці дані усереднюються за часом та подаються як вхідні дані до одношарової нейронної мережі, яка ініціалізується через фазу навчання, що виконується при запуску системи.

Міоелектричний протез також оснащений датчиками та виконавчими механізмами: датчики температури LM35 та тиску FSR-400, встановлені в кожному кінчику пальця, передають отримані дані на мікроплату Arduino, на якій базується розроблена спеціальна плата, і за допомогою плати Raspberry

Pi, що розміщена в гнізді протеза, ці дані візуалізуються на сенсорному дисплеї для забезпечення зворотного зв'язку з користувачем.

Мікроплата Arduino отримує дані ЕМГ та IMU з браслета Myo через модуль BLE HM-11, а розпізнані позиції відображаються на сенсорному дисплеї в режимі реального часу. Реалізована електронна плата керування, імпульсний регулятор, що використовується для живлення плати Raspberry Pi, та сенсорний екран, встановлений на платі Raspberry Pi, разом із відповідним корпусом у гнізді протеза, показані на рис. 1.24А. Також показано використану літієву батарею та браслет Myo.

Використаний механізм базується на використанні одного двигуна постійного струму для руху пальців та двох серводвигунів для руху зап'ястя, на відміну від традиційних поліартикульованих протезів, які використовують від п'яти до шести двигунів для керування кожним рухом пальця, як згадувалося вище.

Використання одного двигуна для приведення в дію всієї кисті дозволяє спростити керування протезом, а також заощадити на його вартості та вазі, а також покращити автономність пристрою. Крім того, дані сигналів ЕМГ та IMU обробляються належним чином розробленим програмним забезпеченням Wolfram Mathematica і можуть віддалено контролюватися ортопедичним персоналом, який супроводжує пацієнта протягом реабілітаційного періоду (рис. 1.24 В), завдяки підключенню Wi-Fi, що забезпечується платою Raspberry PI.

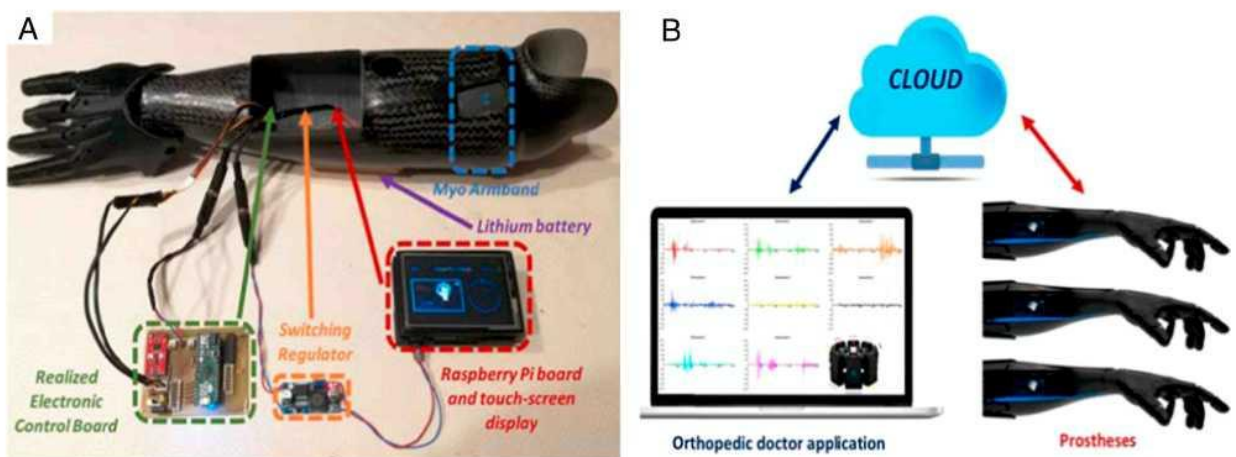


Рисунок 1.24 – Різні електронні модулі, що використовуються в реалізованому протезі (А), та обмін даними між протезом та програмою лікаря-ортопеда (В).

#### 1.3.5. Браслет Муо: функціональність та технічні характеристики.

Браслет Муо показаний на рис. 1.25, виготовляється канадською компанією Thalmic Labs і в основному використовується для отримання міоелектричних сигналів, що генеруються м'язами передпліччя користувача.



Рисунок 1.25 – Вигляд браслета Муо.

Пристрій оснащений вісьмома ЕМГ-електродами, 9-осьовим ІМУ, що складається з 3-осьового акселерометра, 3-осьового гіроскопа та 3-осьового магнітометра, а також вібродвигуном, який використовується для сповіщення користувача про певну подію. Його технічні характеристики наведено нижче:

- Freescale Kinetis ARM Cortex M4 120 МГц МК22FN1ММCВ;
- Чіп BLE NRF51822;
- вібродвигун;
- Inven-sense MPU-9150 з 9 осями ІМУ;
- 8 операційних підсилювачів ST 78589 (по одному на кожен електрод);
- 2 літієві батареї 3,7 В - 260 мАг.

Роботою браслета керує процесор ARM Cortex M4, а передача даних здійснюється через мікросхему BLE NRF51822, яка обмінюється даними з модулем BLE НМ-11, встановленим на нижній стороні блоку керування протезом. На рис. 1.26, А браслет МУО показано в розібраному вигляді, тоді як на рис. 1.26, В показано електронну плату керування, вбудовану в основний центральний елемент, причому раніше описані секції виділені різними кольорами.

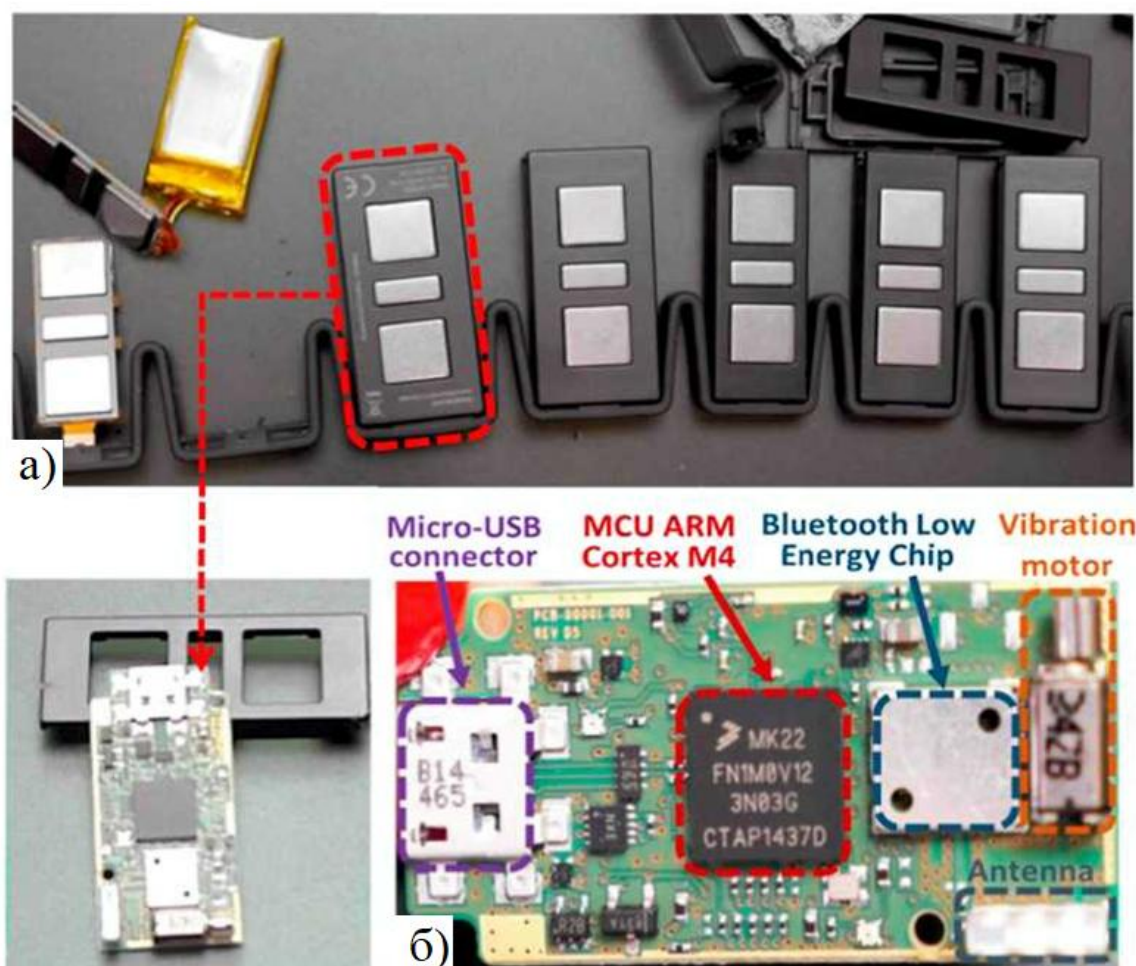


Рисунок 1.26 – Вигляд елементів браслета Муо (А) та електронної плати керування, вбудованої в основний елемент (В); роз'єм micro-USB виділено фіолетовим кольором, мікроконтролер ARM Cortex M4 – червоним, мікросхема BLE – синім, вібродвигун – коричневим, а антена – сірим.

Зокрема, мікросхема BLE NRF51822 для бездротової передачі виділена синім, мікроконтролер ARM Cortex M4 – червоним, антена, яка передає дані, – сірим, вібродвигун для зворотного зв'язку з користувачем – коричневим, а роз'єм micro-USB – фіолетовим. Останній використовується для заряджання акумулятора та оновлення прошивки пристрою.

Для живлення браслета використовуються два літієві акумулятори, показані на рис. 1.27. Вони розташовані у двох елементах браслета та можуть заряджатися, забезпечуючи напругу 5 В за допомогою роз'єму micro-USB.

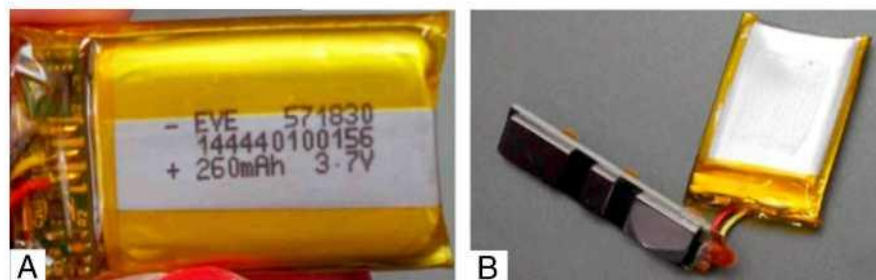


Рисунок 1.27 – Літієва батарея, вбудована у два елементи браслета Муо (А), та вигляд батареї, розташованої за одним із восьми електродів (В).

ЕМГ-електроди, що використовуються для виявлення м'язової активності

Правильне виявлення ЕМГ-сигналів за допомогою використовуваних ЕМГ-електродів є ключовим фактором, який слід враховувати для правильного керування протезом.

Для отримання ЕМГ-сигналів необхідно виявити значення напруги/електричного поля, пов'язане з м'язовою активністю. Цей потенціал створюється внаслідок електричної деполяризації м'язових волокон у відповідь на електричний імпульс, що подається нервовою системою. Біполярні електроди використовуються для вимірювання м'язових сигналів, які потім підсилюються за допомогою відповідних схем. У цьому випадку можна використовувати дві типології ЕМГ-датчиків: вставні датчики та поверхневі датчики.

Вставні ЕМГ-датчики (показані на рис. 1.28, А) дозволяють отримувати дуже точні та локалізовані вимірювання м'язової активності. Недоліком цього типу датчиків є їхня висока інвазивність, оскільки їх необхідно вводити в м'яз користувача за допомогою голки. Використання голок може бути непрактичним для пацієнта і навіть спричинити інфекції. Саме тому вони не використовуються на комерційних протезах.

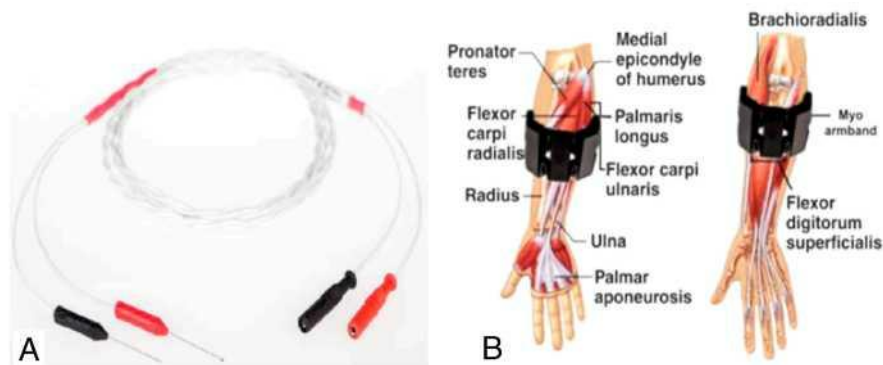


Рисунок 1.28 – Встановлення датчиків ЕМГ є інвазивним для пацієнта (А), тоді як браслет МҮО, що носить на передпліччі, здатний легко виявляти м'язову активність зазначених м'язів без інвазивного впливу (В).

З іншого боку, поверхневі електроди ЕМГ, в браслеті МҮО, можуть виокремлювати інформацію про активність м'язів передпліччя, показану на рис. 1.28, В. Цієї інформації, навіть якщо вона не є детальною, достатньо для контролю протеза завдяки простоті керування, крім того, вони не є інвазивними та легко інтегруються в гніздо протеза.

Поверхневі електроди ЕМГ поділяються на дві основні категорії: пасивні та активні (диференціальні). Перші складаються з одного провідника та потребують провідного матеріалу, який гарантує оптимальний контакт зі шкірою. Активні електроди, натомість, складаються з трьох провідників; Центральний розташований поблизу аналізованого м'яза та виявляє м'язову активність, тоді як два інших, розміщені перед і після центрального вздовж того ж м'яза, діють як фільтри та забезпечують завадостійкість, що дозволяє краще зчитувати сигнал. Зокрема, як показано на рис. 1.29, А, браслет МҮО використовує вісім активних ЕМГ-електродів, розташованих у восьми різних ділянках передпліччя; операційний підсилювач ST78589, показаний на рис. 1.29, В та С, використовується для підсилення сигналу від ЕМГ-електродів, і він інтегрований у кожен елемент браслета.

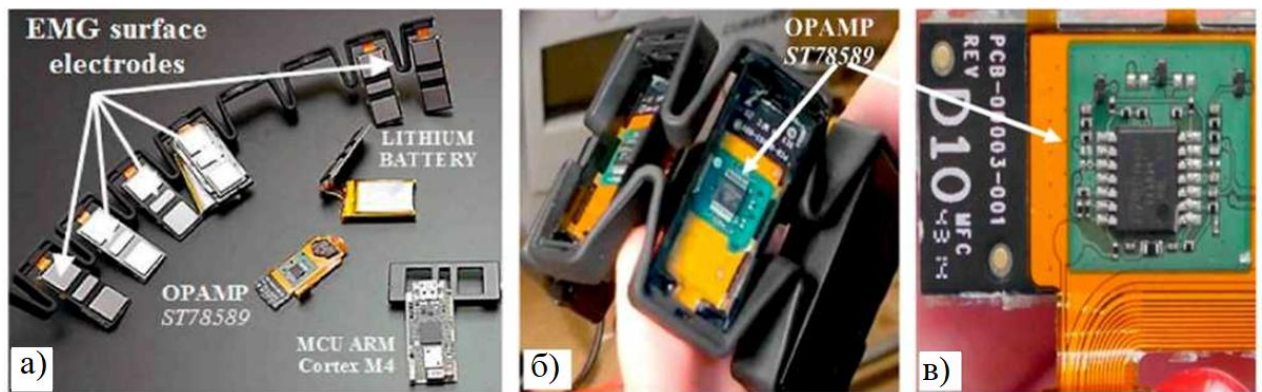


Рисунок 1.29 – Вигляд восьми поверхневих електродів ЕМГ, що використовуються в браслеті Муо, разом з іншими компонентами, інтегрованими в його кришку (А), та операційним підсилювачем ST78589 (В), (С).

Гіроскоп/акселерометр InvenSense MPU-9150: технічні характеристики

Інформація, пов'язана з просторовим положенням передпліччя, виявляється за допомогою ІМУ, 9-осьової інерційної бази (модель InvenSense MPU-9150, показана на рис. 1.30, А), інтегрованої в браслет Муо. Вона поєднує в собі 3-осьовий гіроскоп MEMS, 3-осьовий акселерометр MEMS, 3-осьовий магнітометр MEMS та апаратний прискорювач Digital Motion Processor, як показано на його внутрішній блок-схемі (рис. 1.30, В).

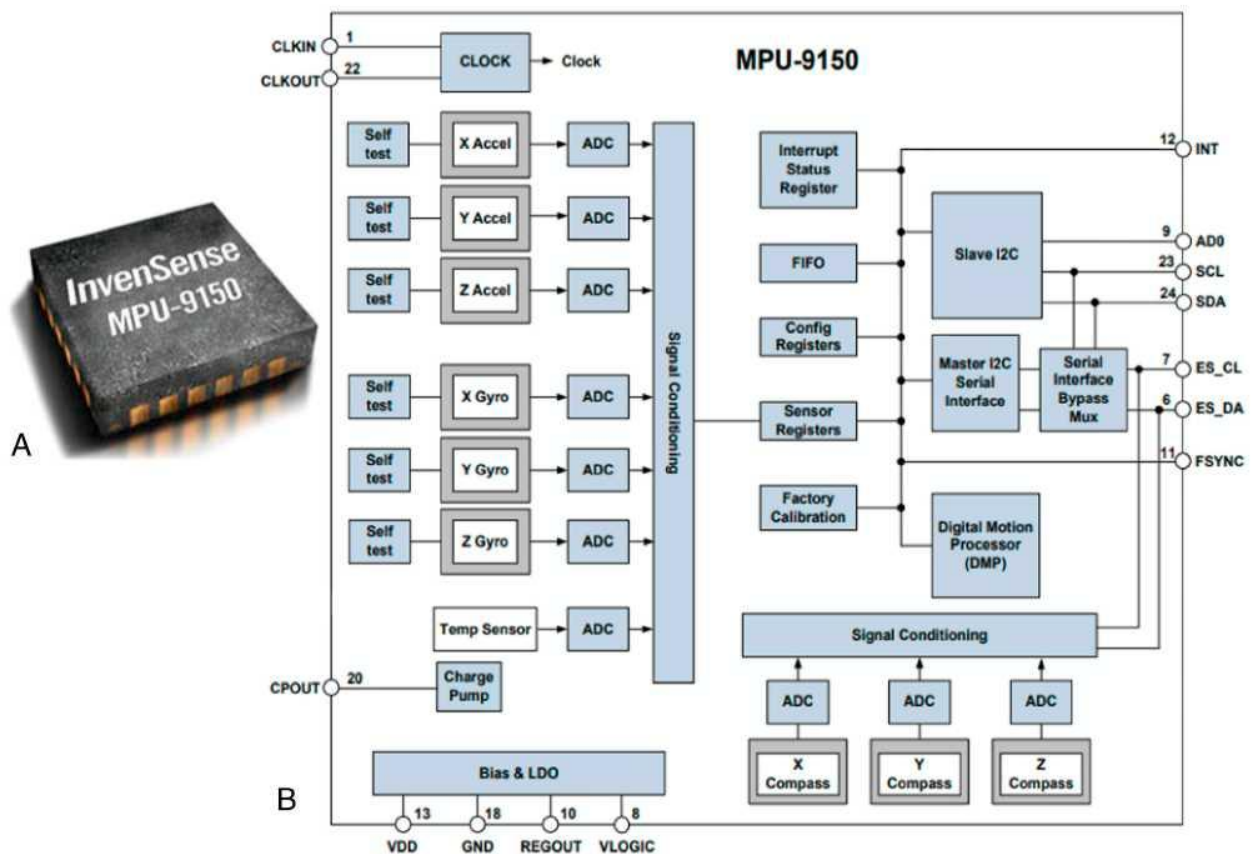


Рисунок 1.30 – InvenSense MPU-9150 у корпусі LGA (A) та його внутрішня блок-схема (B).

Як показано на рис. 1.30, B, MPU-9150 оснащений трьома 16-бітними аналого-цифровими перетворювачами (АЦП), для оцифрування виходів гіроскопа, трьома 16-бітними АЦП, що використовуються для оцифрування виходів акселерометра, та трьома 13-бітними АЦП, що використовуються для оцифрування виходів магнітометра. IMU MPU-9150 припаяний на нижній стороні плати керування браслета Муо, як показано на рис. 1.31.



Рисунок 1.31 – Нижня сторона плати керування браслетом Муо: MPU-9150 IMU виділено червоним кольором.

Плата керування браслетом Муо також має вібраційний двигун, який може забезпечити користувачеві вібраційний зворотний зв'язок; зокрема, можна передавати багато інформації, просто змінюючи тривалість вібрації. Події, про які можна повідомляти, включають попередження про низький заряд батареї, зворотний зв'язок про силу стискання, несправність датчиків/приводів, високу температуру на кінчиках пальців та правильну синхронізацію браслета.

Підсумовуючи все вищесказане, браслет Муо має багато переваг порівняно з іншими пристроями/датчиками, що використовуються для отримання інформації стосовно м'язової активності (сигнали ЕМГ). Він, окрім електродів ЕМГ, також інтегрує блок IMU, корисний для визначення положення передпліччя в тривимірному просторі. Він також забезпечує просте рішення для користувача, якому потрібно лише носити браслет і не розміщувати датчики ЕМГ на шкірі, що, як наслідок, може призвести до появи електричного шуму, який може погіршити виявлення сигналів. Таким чином, браслет Муо – це компактний пристрій з інтегрованими датчиками, блоком обробки та передачі, який дозволяє правильно виявляти необхідні сигнали, просто одягнувши його на передпліччя, без використання кабелів, оскільки

передача здійснюється за допомогою технології BLE. Недоліком може бути кількість ЕМГ-електродів, але восьми електродів більш ніж достатньо для виявлення електричної активності основних м'язових груп руки/передпліччя для керування протезом.

### 1.3.6 Манжета Myo Plus

Компанія Ottobock пропонує систему розпізнавання патернів пЕМГ сигналів – Myo Plus (рис. 1.32). Система включає в себе спеціальну манжету з електродами для власне запису ЕМГ та програмний додаток, який може бути встановлений на смартфон, планшет чи ноутбук. Останній призначений для опрацювання ЕМГ, виділення патернів сигналів, які відповідають окремим рухам та адаптації цих патернів для керування біонічними протезами bebionic.

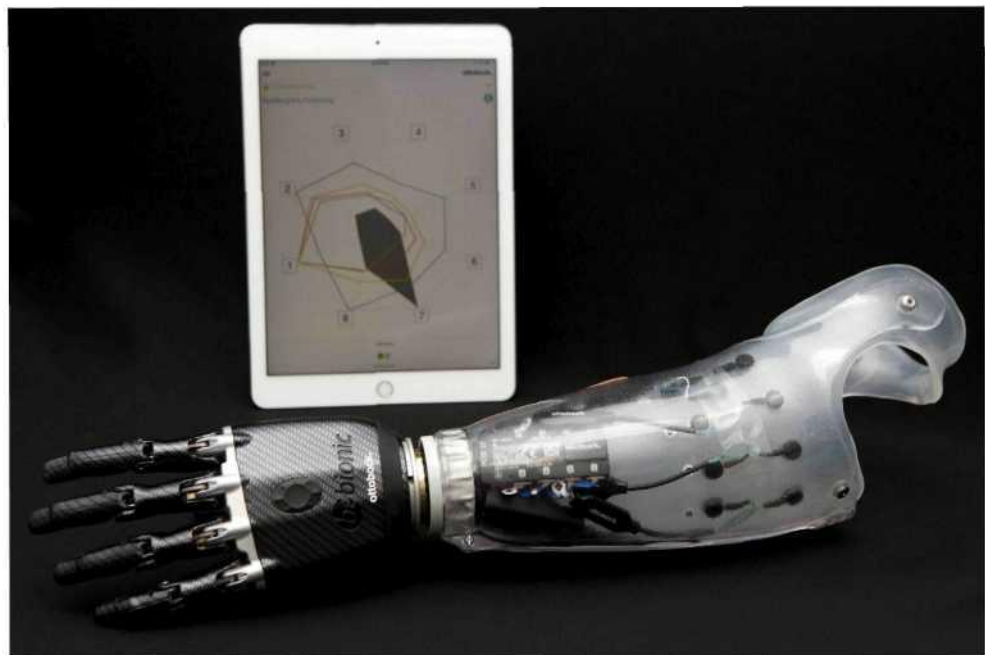


Рисунок 1.32 – Система Myo Plus

Розпізнавання шаблонів Myo Plus — це складна, сучасна система керування, яка забезпечує інтуїтивно зрозуміле керування та зворотний

зв'язок у режимі реального часу через додаток для користувачів трансрадіальних міоелектричних протезів. Керування здійснюється шляхом адаптації системи до природних фантомних рухів користувача, що дозволяє отримати прямий доступ до кожного окремого руху протеза.

Прямий доступ зменшує громіздкі перемикання, необхідні при звичайному управлінні для доступу до обертання зап'ястя або різних схем захвату протезів bebionic. Це призводить до плавних, безперебійних рухів протеза без необхідності концентруватися на складних та неприродних схемах міосигналів, щоб відповідати обмеженим стратегіям звичайного керування. Myo Plus — це кращий варіант, який адаптується до індивідуальних потреб.

Під час початкового тренувального сеансу користувач вибирає найзручніші фантомні рухи для призначення кожній функції протеза. Після встановлення цих схем рухів користувач може продовжити налаштування системи за допомогою інформації та зворотного зв'язку в режимі реального часу в додатку Myo Plus.

Синя тканина манжети Myo (рис. 1.33) маркована для полегшення правильного накладання на кінцівку. Потрібно одягнути манжету Myo так, щоб символ руки був читабельним з точки зору користувача. Потім треба повернути манжету Myo так, щоб ліктьова кістка знаходилася між електродами 1 та 8 (електрод № 1 слід розташовувати латерально, щоб номер електрода збільшувався в медіальному напрямку).



Рисунок 1.33 – Манжета Myo Plus

Нова кабельна система дозволяє безпосередньо приєднувати або від'єднувати манжету Myo Plus від демонстраційного протеза. Це робить манжету більш мобільною та зручною для терапії або навчання після початкової демонстрації або запису базового набору сигналів.



Рисунок 1.34 – Комплекс Myo Plus

#### 1.4 Задача розроблення мультиелектродної системи керування біонічним протезом

Аналізуючи все вищесказане можна констатувати, що для ефективного та зручного користування сучасними високофункціональними біонічними протезами необхідним є застосування спеціалізованих систем реєстрації біосигналів, їх опрацювання та формування керуючих протезом сигналів. При цьому особливо перспективним, враховуючи неінвазивність та безпечність, є метод поверхневої ЕМГ. Застосування ж для найпростішого випадку одного чи двох ЕМГ електродів є недостатнім для диференціації ознак більшої кількості фантомних рухів і відповідно виконання більшої кількості захватів протезом.

Існуючі комерціалізовані манжети чи браслети із більшою кількістю ЕМГ електродів, такі як Myo Armband та Myo Plus, мають ряд недоліків. Зокрема перший браслет є досить вартісним із великою кількістю додаткових функцій, зокрема і для аналізу положення руки в просторі. Це не портібні функції для керування протезом, які значно збільшують вартість браслета, знижують ресурс роботи від внутрішніх акумуляторів та потребують додаткового апаратно програмного забезпечення для стикування із власне протезом. Манжета Myo Plus є громіздкою та незручною для постійного користування. Основним же недоліком є власне конструкція електродів, які мають форму металевих пластин із спеціальним покриттям. Такі пластини погано прилягатимуть до поверхні шкіри, особливо коли на ділянці руки буде багато волосся. Також такі пластини будуть чутливими до потовиділення, солей на поверхні шкіри чи її забруднення. Значним також буде рівень артефактів від рухів руки і незначних зміщень пластин по поверхні шкіри. Враховуючи ж трирівневу архітектуру керування протезом власне такі браслети і манжети мають поєднувати в собі усі три рівні, а отримані сигнали

керування мають додатково перетворюватись в зрозумілу для біонічних протезів форму.

Відповідно важливим є завдання розроблення мультиелектродної системи керування біонічним протезом, яка була б позбавлена зазначених недоліків та ефективно реалізовувала б зокрема лише перший рівень згаданої архітектури керування із можливістю безпосереднього підключення до біонічного протеза, який реалізовував би наступні два рівні керування.

### 1.5 Висновки до розділу 1

В розділі проаналізовано відомі способи керування біонічними протезами. Розглянуто трирівневу архітектуру керування протезами на основі пЕМГ, що включає в себе контролери верхнього, середнього та низького рівнів. Контролер верхнього рівня зосереджується на інтерпретації прагнення людиною виконати фантомний рух. Контролер середнього рівня перетворює таке прагнення людини у різні режими руху. Контролер низького рівня визначає параметри керування електродвигуном протеза. При цьому важливим є забезпечення можливості використання закладених в сучасних біонічних протезах контролерів середнього та низького рівня.

Показано недоліки сигналів з носимих датчиків пЕМГ, що зумовлені внутрішньою різноманітністю нейронної активності, зміщенням електродів, потом та м'язовою втомою.

Проаналізовано багатоелектродні системи реєстрації пЕМГ, що є доступні на ринку, зокрема детально проаналізовано конструкцію, особливості застосування та внутрішню архітектуру браслета Myo Armband а також спеціалізованої манжети системи розпізнавання патернів пЕМГ сигналів – Myo Plus. Показано недоліки таких систем.

Виділено актуальність завдання розроблення мультиелектродної системи керування біонічним протезом, яка була б позбавлена зазначених

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 54  |

недоліків та ефективно реалізовувала б зокрема лише перший рівень згаданої архітектури керування із можливістю безпосереднього підключення до біонічного протеза, який реалізовував би наступні два рівні керування.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
|    |     |         |        |     |                       | 55  |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       |     |

## РОЗДІЛ 2

### ПРОЄКТУВАННЯ МУЛЬТИЕЛЕКТРОДНОЇ СИСТЕМИ

#### 2.1 Проєктування конструкції системи

За основу проєктованої конструкції мультиелектродної системи використано структуру браслета Муо. При цьому в ній зменшено розміри корпусів електродів та збільшено їх кількість до 10. Також на відміну від пластинчастих контактних пластин використано чутливі контактні елементи із нерівномірною формою поверхні. Це забезпечить надійне прилягання такого елемента до поверхні шкіри навіть через волосяний шар, внаслідок чого і якість відібраних сигналів та їх інформативність значно зросте. Приклад конструкції такого чутливого контактного елемента наведено на рис. 2.1.

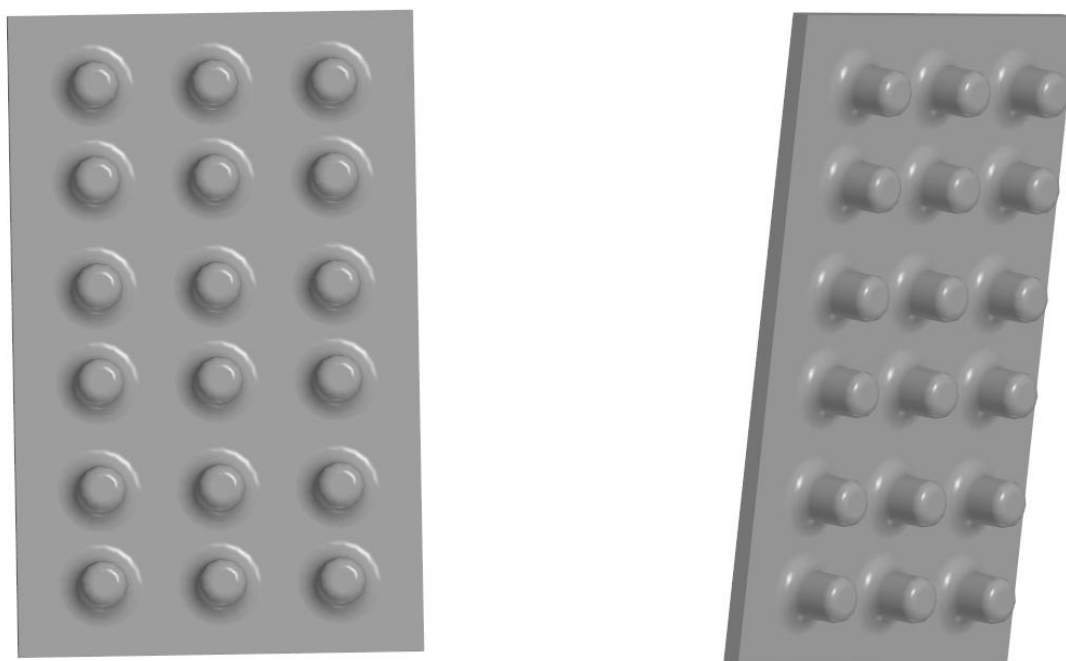


Рисунок 2.1 – Конструкція пропонованого чутливого контактного елемента.

Власне креслення чутливого елемента та його розміри наведені в Додатку А.

Увесь чутливий елемент пропонується виконати суцільним із ABS філамента, який володіє високим питомим опором та не впливатиме на якість реєстрованих сигналів, а власне його виготовлення можливе шляхом 3D друку. Дальше сам контактний елемент металізується, але секційно, щоб в результаті отримати на одній діелектричній основі з ABS пластика три чутливі струмопровідні зони. Це спростить процес виготовлення кожного із 10 електродів.

Власне кожен такий чутливий елемент поміщається в корпус електрода, який є пустотілим і всередині якого розміщуються додаткові вузли всієї мультиелектродної системи. Зокрема можливим стає розподілення по усім 10 електродам таких елементів, як буферні підсилювачі, власне підсилювачі, блок попереднього кодування сигналів, АЦП, акумуляторні батареї та модуль інтерфейсу. На рис. 2.2. показано приклад корпусу такого електрода.

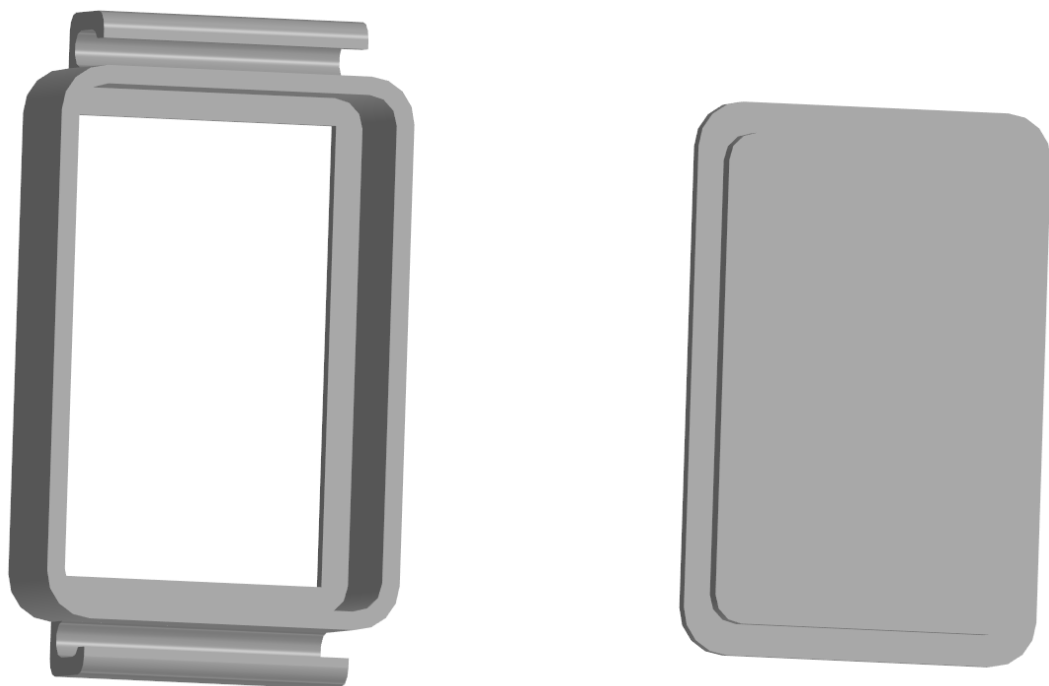


Рисунок 2.2 – Конструкція корпусу одного електрода

Власне креслення корпусу електрода та його розміри наведені в Додатку Б.

Усі 10 електродів з'єднуються між собою механічно за допомогою спеціальних елементів із формою, що подібна до форми цих же елементів в браслеті Муо. Ці елементи виготовляються також методом 3D друку із філамента TPU80. При накладанні ці елементи розтягуватимуться і зтягуватимуться на руці пацієнта під дією пружних властивостей самого філамента. Форма ж цих елементів забезпечуватиме рівномірний розподіл електродів радіально на руці пацієнта. При цьому сили притискання має бути достатньо лише для утримування браслета на руці, тоді як в браслеті Муо сила притискання має бути більшою, щоб забезпечити контакт електрода із шкірою пацієнта через волосяний шар.

Власне креслення одного з'єднувального елемента та його розміри наведені в Додатку В.

На рис. 2.3. наведено вигляд з'єднаних між собою конструктивних елементів мультиелектродної системи в розгорнутому вигляді.

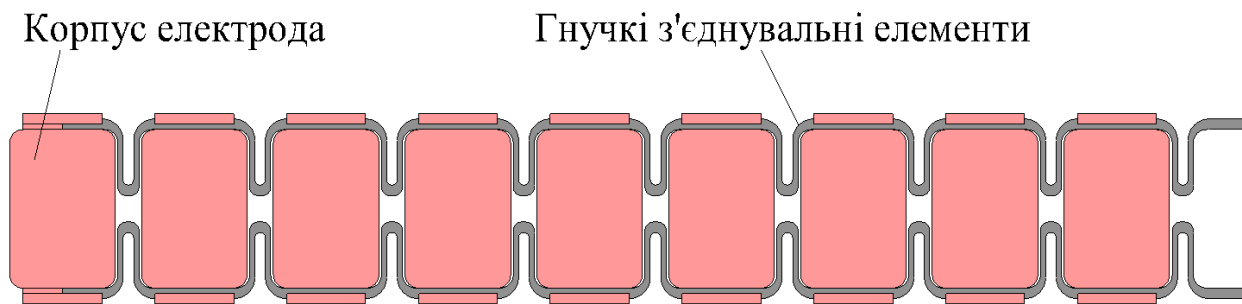


Рисунок 2.3 – Вигляд з'єднаних між собою конструктивних елементів проєктованої мультиелектродної системи в розгорнутому вигляді.

Дальше проаналізуємо пропонований спосіб схемного виконання електричної частини мультиелектродної системи.

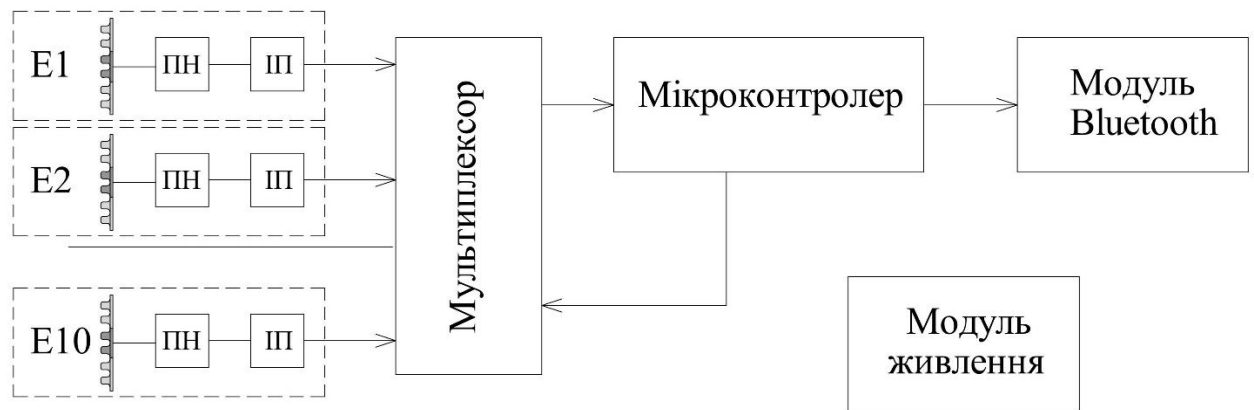
## 2.2 Схемні рішення виконання проєктованої системи

Для запропонованої конструкції електродів потрібно обов'язково встановити додаткові буферні підсилювачі для нарощення вхідного опору, який має бути більшим за опір між електродом та шкірою. А оскільки площа контакту буде малою в порівнянні із пластинчастими електродами, то потрібно використати прецизійні малошумні операційні підсилювачі із входами на польових транзисторах. Враховуючи вимогу до низького електроспоживання та низького значення напруги живлення (орієнтовно 3,3 В), в якості таких підсилювачів підійдуть наприклад ОП ST 78589. Ці підсилювачі розміщуватимуться в секції кожного електрода.

З виходів кожного електрода кожен сигнал має додатково підсилитись. Для цього можна застосувати інструментальні підсилювачі INA118 або AD620. Перші є перспективнішими, оскільки мають можливість зовнішнього дискретного регулювання коефіцієнта підсилення, що можна програмно реалізувати з допомогою мікроконтролера.

Для формування єдиного вихідного сигналу, що являтиме собою суміш вхідних ЕМГ сигналів, можна використати метод часового ущільнення або безпосередньо оцифровувати кожен сигнал, формувати суміш таких сигналів та передавати їх на модуль керування протезом. В другому випадку можна використати мікроконтролер, в другому випадку – мультиплексор. Пропонується використати для другого випадку мікросхему ADG408, що має 8 аналогових входів. Далі, вихідний сигнал поступатиме на модуль інтерфейсу, який має бути бездротовим, наприклад Bluetooth. Це дасть можливість передавати отриману суміш сигналів на смартфон чи планшет, на якому програмно буде реалізовано другий рівень керування з описаної в попередньому розділі тривірневої архітектури. На рис. 2.4 наведена схема функціональна аналогової частини проєктованої системи.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 59  |



E1-E10 - електроди  
 ПН - повторювач напруги  
 ІП - інструментальний підсилювач

Рисунок 2.4 – Схема функціональна аналогової частини проєктованої мультиелектродної системи

### 2.3 Особливості технології виготовлення елементів пропонованої системи

Власне чутливі елементи пропонується виготовити методом 3D друку із філаменту ABS. Для пропонованої конструкції на рис. 2.5 наведено вигляд витрати матеріалу, що відображається в слайсері Cura.

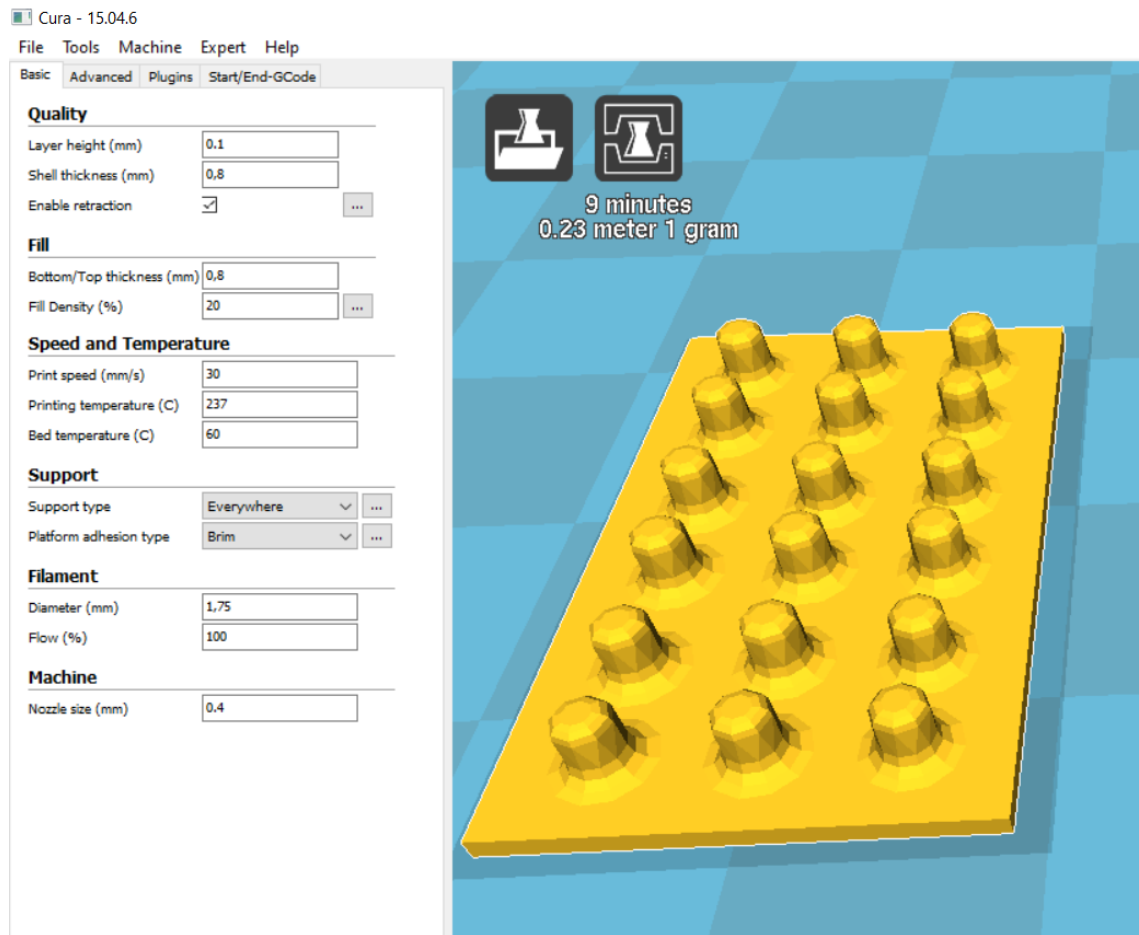


Рисунок 2.5 – Вікно слайсера Cura із відображенням витрати матеріалу при друці чутливого елемента.

Варто зазначити, що для якісного друку чутливого елемента потрібно використовувати сопло із діаметром 0,1-0,2 мм, оскільки при використанні стандартного сопла 0,4 мм. Поверхневі елементи можуть відламуватись, а також будуть з'являтися окремі дефекти друку, зокрема так звана павутина.

Корпус кожного електрода також пропонується виконати методом 3D друку із того ж філамента. Параметри друку та витрати матеріалу наведені на рис. 2.6.

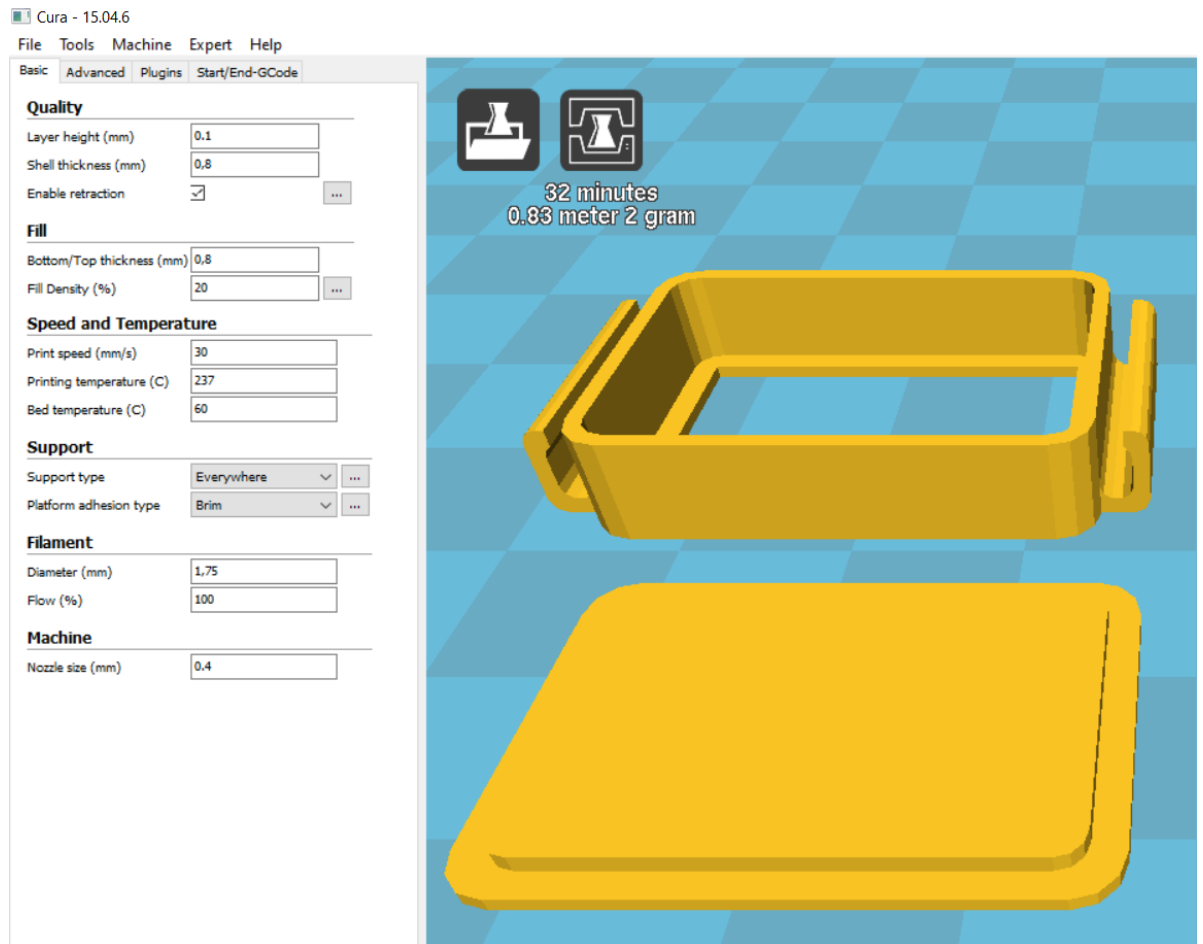


Рисунок 2.6 – Вікно слайсера Cura із відображенням витрати матеріалу при друці корпусу електрода.

Власне з'єднувальні елементи пропонується виготовляти методом 3D друку філаментом TPU80 або Elastan. Цей еластомерний матеріал найкраще підходить для принтерів із безпосередньою подачею філамента. Параметри друку та витрати матеріалу наведені на рис. 2.7.

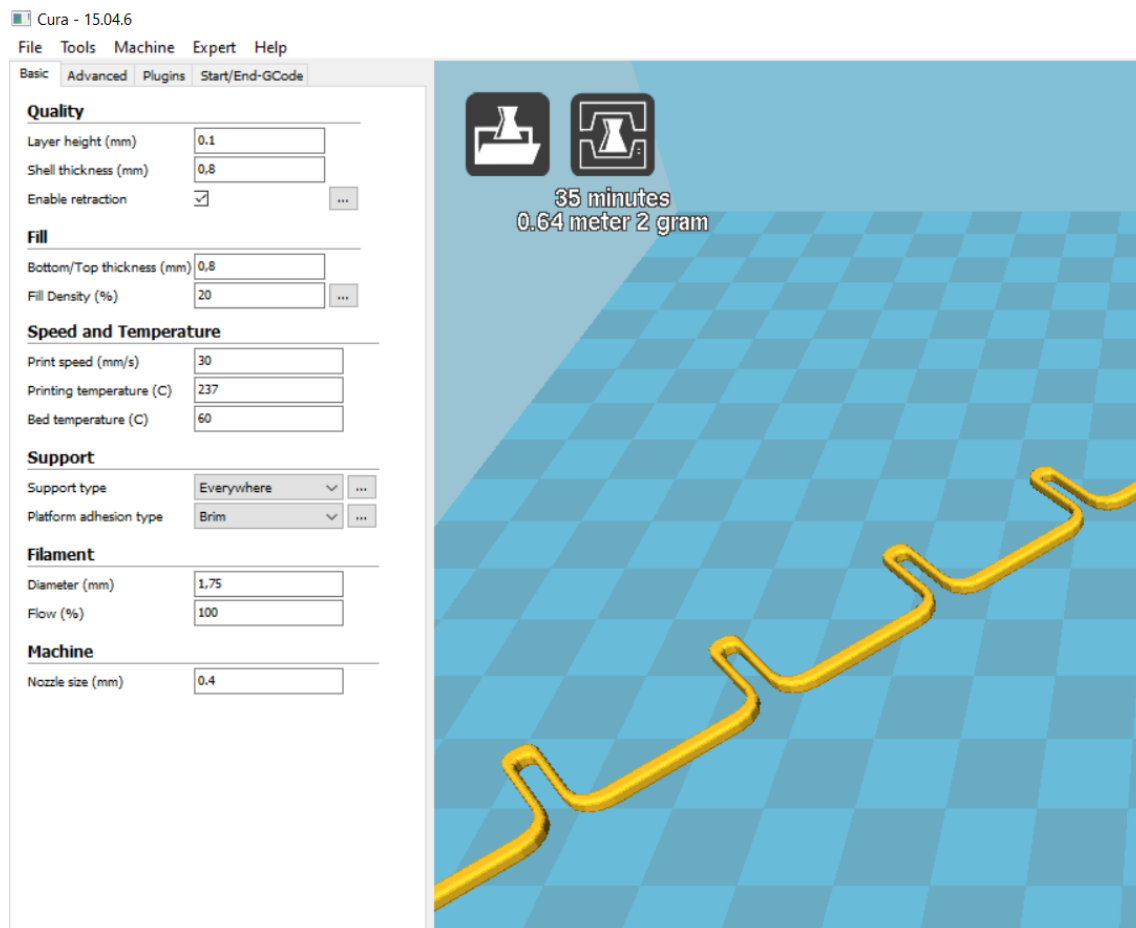


Рисунок 2.7 – Вікно слайсера Cura із відображенням витрати матеріалу при друці з'єднувальних елементів.

Проаналізувавши отримані дані щодо витрати філаментів можна сказати, що без елементів електроніки вага одного зібраного електрода становитиме орієнтовно 3 грами, а усієї конструкції (при 10 електродах) – 34 грами, що є значно менше за вагу описаних в попередньому розділі брасленів та манжет навіть із врахуванням елементів електроніки.

## 2.4 Висновки до розділу 2

Проведено проєктування конструкції мультиелектродної системи. За основу використано структуру браслета Муо. При цьому в ній зменшено

розміри корпусів електродів та збільшено їх кількість. Також на відміну від пластинчастих контактних пластин використано чутливі контактні елементи із нерівномірною формою поверхні. Кожен такий чутливий елемент поміщається в корпус електрода, який є пустотілим і всередині якого розміщуються додаткові вузли всієї мультиелектродної системи. Усі 10 електродів з'єднуються між собою механічно за допомогою спеціальних елементів із формою, що подібна до форми цих же елементів в браслеті Муо.

Запропоновано схемні рішення виконання проєктованої системи.

Проаналізовано технологічні особливості виготовлення елементів запропонованої мультиелектродної системи методом 3D друку різними філаментами.

Показано, що без елементів електроніки вага одного зібраного електрода становитиме орієнтовно 3 грами, а усієї конструкції (при 10 електродах) – 34 грами, що є значно менше за вагу аналогів.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 64  |

## РОЗДІЛ 3

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 3.1 Середовище Multisim

При моделюванні роботи окремих вузлів проекрованої мультиелектродної системи було застосовано середовище Multisim.

NI Multisim — це стандартне програмне забезпечення для проектування та моделювання схем, розроблене для інженерів та викладачів. Його основні функції включають потужне SPICE-моделювання та інтуїтивно зрозуміле середовище проектування схем. Multisim не лише допомагає розробникам швидко створювати прототипи схем, але й аналізує характеристики схем у в реальному часі, що робить його важливим інструментом в галузі електроніки та досліджень і розробок. Завдяки багатій бібліотеці компонентів та безшовній інтеграції з Ultiboard, користувачі можуть підвищити ефективність і точність своїх проектів.

NI Multisim — це стандартне програмне забезпечення для SPICE-моделювання та проектування схем, призначене для розробки аналогових, цифрових та силових електронних компонентів для широкого спектру застосувань. Програмне забезпечення не лише забезпечує інтуїтивно зрозуміле та просте у використанні середовище проектування схем, але й інтегрує потужні можливості SPICE-моделювання для візуалізації та аналізу поведінки електронних схем у режимі реального часу. Зменшуючи кількість ітерацій прототипів друкованих плат (PCB), Multisim допомагає розробникам знизити витрати на розробку та забезпечити виконання проектів.

NI Multisim пропонує потужний набір основних функцій, розроблених для задоволення потреб електронного проектування.

Моделювання SPICE. Multisim надає стандартні можливості моделювання SPICE для точного моделювання поведінки електронних схем та допомагає користувачам глибше зрозуміти, як працюють схеми.

Завдяки великій кількості вбудованих компонентів, користувачі можуть швидко знаходити потрібні компоненти, що пришвидшує процес проектування.

Безшовна інтеграція з Ultiboard. У поєднанні з Ultiboard користувачі можуть легко завершити проектування друкованих плат та підвищити ефективність прототипування схем.

Моделювання та аналіз у реальному часі. Аналіз у реальному часі дозволяє користувачам миттєво переглядати динамічну поведінку схеми під час процесу проектування.

На рис. 3.1 наведено вигляд робочого вікна. Оскільки панелі інструментів можна налаштувати, точний вигляд програми може дещо відрізнятися від показаного. Загалом, у верхній частині є ряд панелей інструментів. Вони використовуються для вибору різних компонентів та функцій редагування або перегляду. Функція захоплення схеми Multisim базується на об'єктах, тобто можна складати схему, вибираючи попередньо визначені об'єкти, такі як резистори та транзистори, та перетягуючи їх на робочий простір. Потім вони з'єднуються лініями зв'язку.

За замовчуванням уздовж лівого краю знаходиться вікно Design Toolbox. Його можна закрити, щоб створити більше робочого простору для схеми. Внизу знаходиться вкладка «Електронна таблиця», яка відображає дані моделювання, компоненти тощо. Уздовж правого краю розташована вертикальна панель інструментів, яка містить віртуальні інструменти.

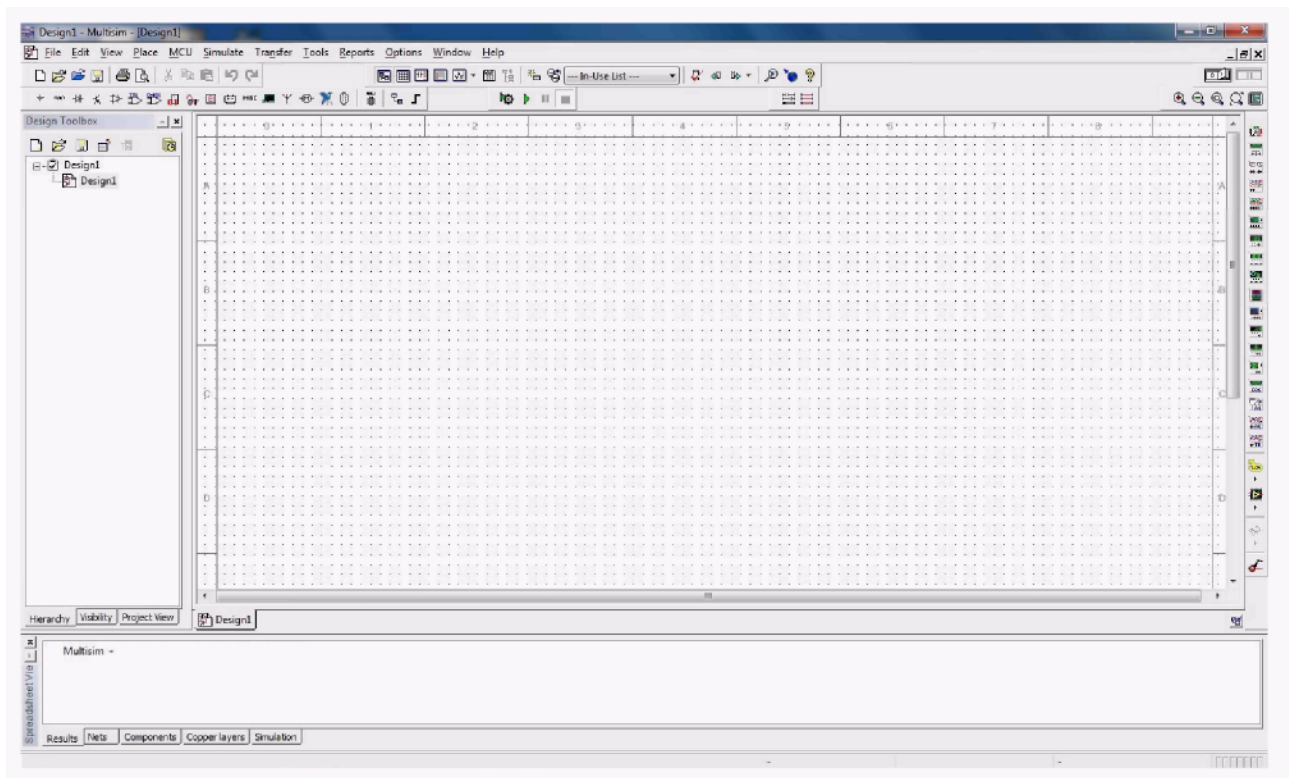


Рисунок 3.1 – Вигляд робочого вікна

Multisim використовує три різні типи компонентів для створення схем. Це віртуальні базові та номінальні компоненти, реальні компоненти та 3D віртуальні компоненти. Віртуальні та реальні компоненти використовують стандартні схемні позначення.

Різниця між віртуальними та реальними компонентами полягає в тому, що реальні компоненти відображають елементи з бази даних виробників. Елементи включають фізичні параметри, такі як розмір та розташування виводів, які необхідні для проектування друкованих плат. Крім того, реальні моделі поведінки для напівпровідникових приладів, таких як операційні підсилювачі, будуть точнішими, ніж віртуальні моделі. Зрештою, значення реальних пасивних компонентів (резисторів, конденсаторів та індуктивностей) обмежені номінальними значеннями, зазначеними виробником. Натомість значення віртуальних компонентів можна встановити майже будь-якими, проте для них немає відповідних фізичних даних. На практиці, якщо метою є створення виробничої схеми, будуть використовуватися реальні компоненти.

Якщо метою є імітація лабораторної роботи, віртуальні компоненти будуть використовуватися для пасивних компонентів (номінальні резистори, конденсатори та індуктори), а реальні - для активних компонентів (транзистори, діоди, операційні підсилювачі тощо).

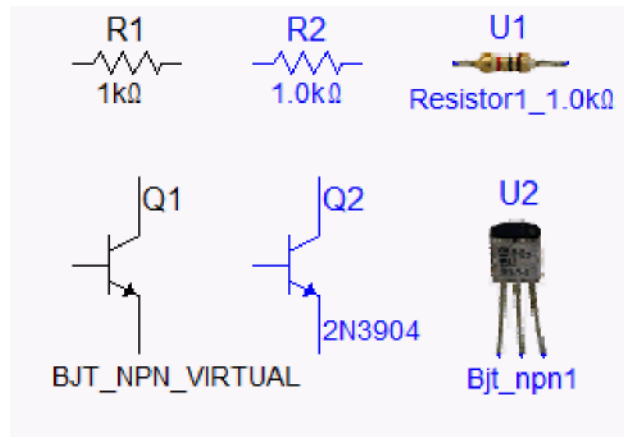


Рисунок 3.2 – Окремі елементи та їх схемні позначення

Щоб проілюструвати використання та редагування компонентів, можна встановити джерело постійної напруги на робочу область. Воно відобразиться зі значенням напруги за замовчуванням. Двічі клацнувши символ поруч з ним з'явиться діалогове вікно, як показано на рис. 3.3.

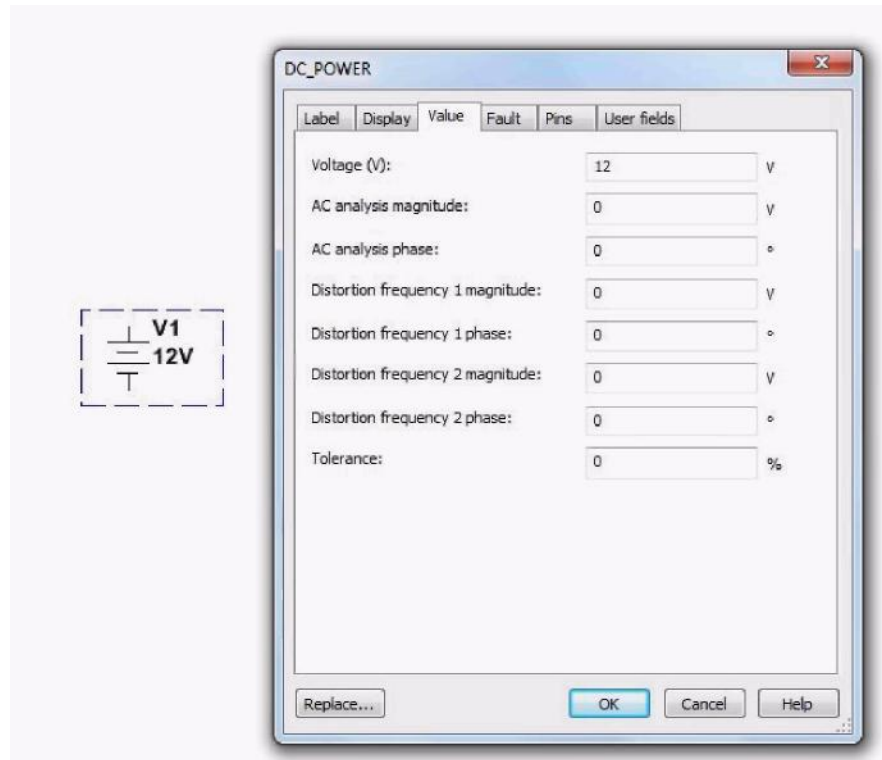


Рисунок 3.3 – Меню компонента

У цьому діалоговому вікні можна змінити різноманітні атрибути, найважливішими з яких є значення напруги та назва. Подвійне клацання на будь-якому компоненті відкриє це діалогове вікно налаштувань, хоча точні елементи, що містяться в ньому, будуть відрізнятися залежно від компонента. Наприклад, для резистора буде налаштування опору замість налаштування напруги.

Редагування положення та орієнтації компонента є простим. Після того, як елемент вибрано (показано пунктирною лінією навколо), його можна переміщувати за допомогою миші або клавіш курсора. Якщо потрібно перемістити групу компонентів, мишу можна використовувати для вибору кількох елементів, клацнувши та перетягнувши їх. Кожен компонент у полі вибору буде виділено та переміщуватиметься як група. Також можна вибрати текстові підписи компонентів та просто перемістити їх. Це може бути зручно, якщо підпис перекривається провідником.

Компоненти також можна обертати та віддзеркалювати. Ці команди можна отримати з головного меню, проте зручно запам'ятати певні комбінації клавіш (наприклад, CTRL-R).

Multisim має широкий вибір віртуальних інструментів. Деякі з них досить прості, як цифровий мультиметр. Інші інструменти є віртуальними відтвореннями реальних тестових приладів. Наприклад, на панелі інструментів можна вибрати осцилограф Tektronix. Можна розмістити його будь-де на схемі. Тепер двічі клацнувши на маленькому значку цього пристрою (XSC1) відкриється вікно, яке виглядає як передня панель осцилографа Tektronix TDS 2024, дуже схоже на реальні моделі (рис. 3.4).

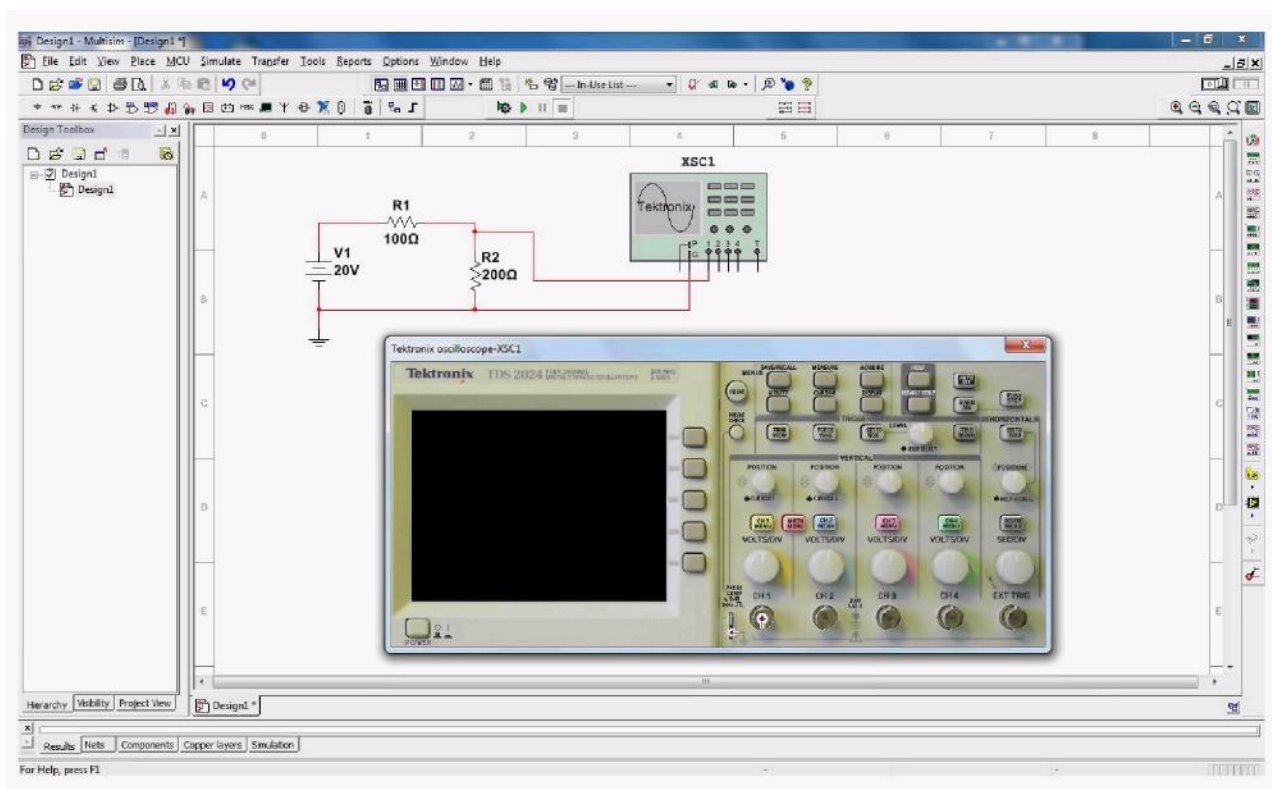


Рисунок 3.4 – Панель осцилографа Tektronix

### 3.2 Моделювання роботи окремих вузлів системи

На цьому етапі було проведено моделювання роботи мультиплексування восьми сигналів для наступної передачі по Bluetooth

каналу на смартфон чи планшет. В роботі моделювалась робота мікросхеми ADG408. Для коректної роботи потрібно керувати мультиплексором чотирьма послідовностями прямокутних імпульсів, при чому частота слідування в кожній наступній послідовності має бути в два рази меншою за попередню. В майбутньому ці сигнали генеруватиме мікроконтролер, що і визначатиме частоту перемикання мультиплексора і відповідно частоту формування вибірок. Для імітації таких сигналів складено схему, що показана на рис. 3.5.

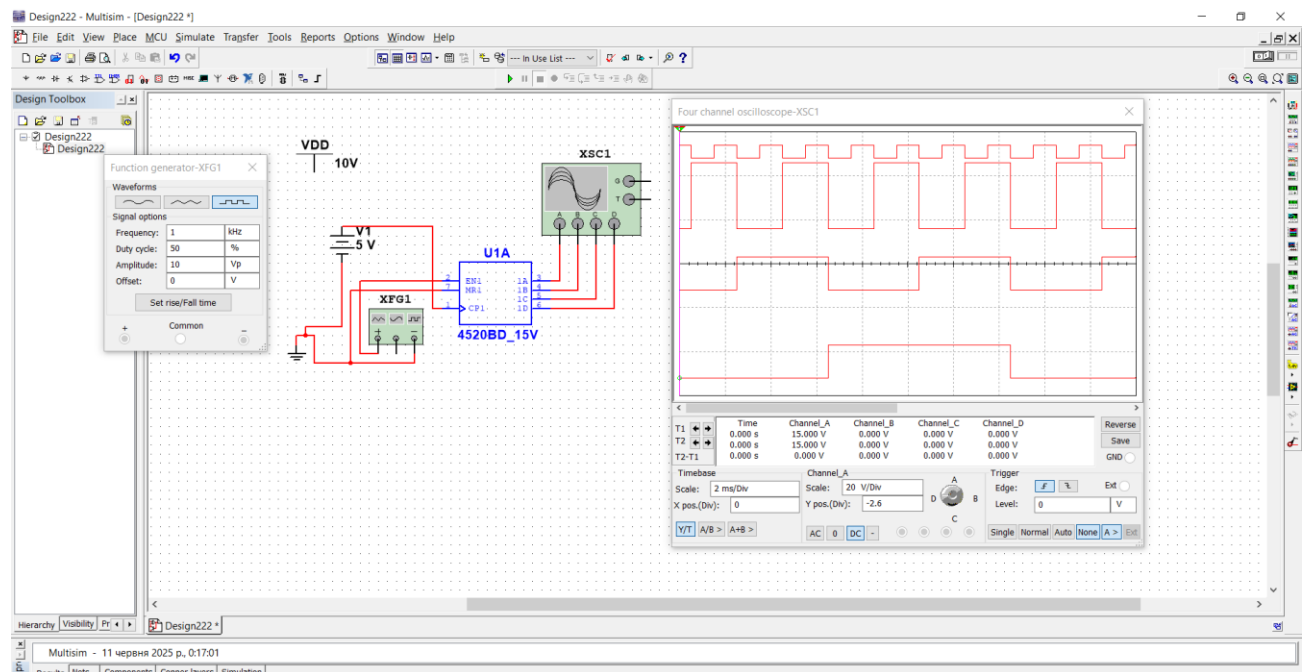


Рисунок 3.4 – Схема формування тактових імпульсів керування мультиплексором

Як видно на екрані осцилографа, така схема справді дає можливість отримати потрібні послідовності імпульсів.

Дальше було зібрано тестову схему мультиплексування. Для формування різних входних сигналів використано складний дільник напруги на восьми резисторах R5-R12. Оскільки їх опори є однаковими то на кожному наступному вході мультиплексора починаючи із верхнього, напруга буде на однакову величину меншою за максимальне значення і буде рівною 0 для останнього входу. Схема такого підключення наведена на рис. 3.6.

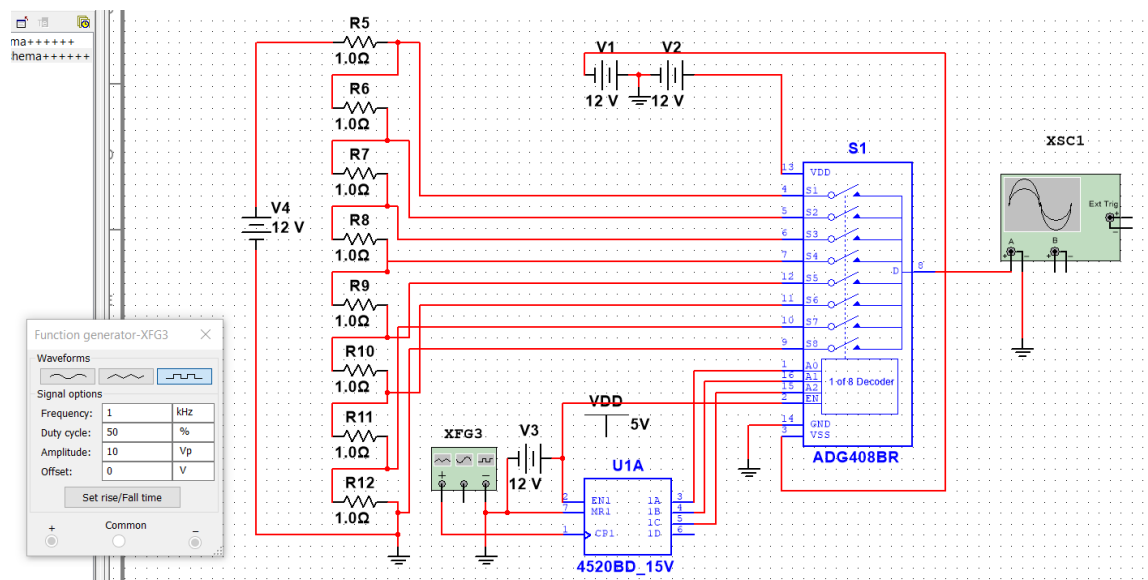


Рисунок 3.6 – Імітаційна схема мультиплексування

Для роботи мультиплексора максимальну частоту перемикання встановлено на рівні 1 кГц. На рис. 3.7 наведено вигляд осцилограми на виході імітованої схеми. З цього рисунка видно, що справді на виході формуються складові входних сигналів, рознесені в часі, у вигляді ступінчастої функції, рівні ступенів якої відповідають відповідним рівням напруг на входах мультиплексора.

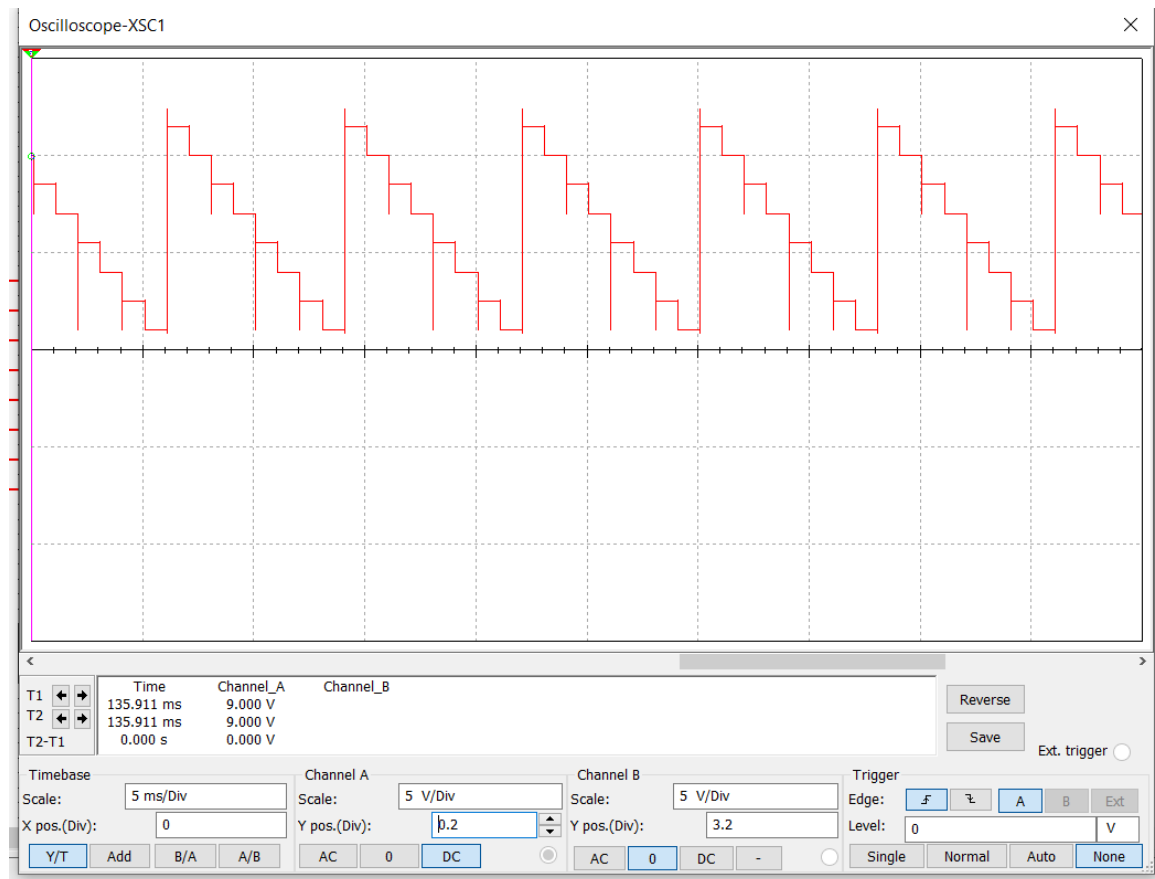


Рисунок 3.7 – Осцилограма вихідного сигналу

Таким чином встановлено, що застосування пропонованого схемного рішення дає можливість сформувати суміх з восьми вхідних сигналів із можливістю їх наступного ефективного розділення. Такий підхід буде зручним при практичній реалізації проєктованої мультиелектродної системи.

### 3.3 Висновки до розділу 3

Проаналізовано можливості системи симуляції електронних схем Multisim та проведено моделювання роботи мультиплексування восьми сигналів для наступної передачі по Bluetooth каналу на смартфон чи планшет.

## РОЗДІЛ 4

### БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

#### 4.1 Вплив ультразвуку на організм людини

Електромагнітне випромінювання в оптичній області, що примикає з боку коротких хвиль до видимого світла і має довжину хвиль в діапазоні 200...400 нм, називають ультрафіолетовим випромінюванням (УФВ). Вплив його на людину оцінюють еритемною дією (почервоніння шкіри, що приводить через 48 годин до її пігментації - засмазі).

Проблема ультрафіолетового випромінювання як виробничого та екологічного чинника обумовлена широким використанням джерел постачання в народному господарстві, збільшенням рівнів сонячного випромінювання у зв'язку зі зменшенням озонового шару, зростанням кількості захворювань, зокрема злоякісних і доброякісних пухлин шкіри, та інших порушень стану здоров'я, що викликаються ультрафіолетовою радіацією.

При тривалій відсутності УФВ в організмі розвивається «світлове голодування». Тому воно необхідно для нормальної життєдіяльності людини. Однак, при тривалому впливі великих доз УФВ можуть наступити серйозні поразки очей і шкіри. Зокрема, це може призвести до розвитку раку шкіри, кератитів (запалень рогівки) і помутніння кришталика очей (фотокератиту, який характеризується прихованим періодом від 0,5 до 24 годин). Для профілактики несприятливих наслідків, викликаних дефіцитом УФВ, використовують сонячне випромінювання, влаштовуючи солярії, інсоляцію приміщень, а також застосовуючи штучні джерела УФВ.

На промислових підприємствах джерелами ультрафіолетових випромінювань є дуга електрозварювання, ртутно-кварцові лампи, лазери, інші прилади та установки. Формування й вплив на працюючих оптичного випромінювання в ультрафіолетовій області відбувається при

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 74  |

електрогазозварювальних процесах, на роботах з плазменними технологіями (різка металу, напилювання, наплавлення металу), при використанні різних світильників та випромінювачів з кварцовими, ртутними, галогенними лампами, інших спектральних джерел. У різних галузях економіки та народного господарства широке застосування знаходять такі сучасні технології, як ультрафіолетове сушіння, установки для знезараження повітря, поверхонь та води, різні медичні та інші випромінювачі (перукарське устаткування, манікюрні лампи, солярії та інші).

Професіональному впливу УФВ піддаються електрогазозварювальники, копіювальники друкованих форм, працівники тепличних господарств, медичний персонал (фізіотерапевти, стоматологи, педіатри) та інші працівники, обслуговуючі різні джерела ультрафіолетового випромінювання. З іншого боку, при дорожніх, сільськогосподарських, будівельних та інших видах робіт, виконуваних на свіжому повітрі, відбувається вплив на працюючих природного УФ-випромінювання, як складової сонячної радіації. Окремо слід виділити групу працівників різних професій (звані "прихвачувальники"), які виконують спільні зі зварником роботи з фіксації деталей великогабаритних конструкцій в останній момент накладення первинного шва. Ці роботи виконують самі зварювальники (різних спеціальностей), і працівники інших професій - слюсарі механозбиральних робіт, монтажники та інші. Особливість таких робіт - короткочасність використання зварювальної дуги, її "імпульсний" характер під час "прихвачування" деталей зварювальної конструкції. Зазначені роботи, необхідно виконувати в окулярах із захисними фільтрами.

При впливі надлишкового ультрафіолетового випромінювання можливий розвиток низки захворювань і патологічних станів, насамперед, із боку органу зору, серед яких найчастіше відзначаються катаракта чи помутніння кришталика очі, запалення роговиці (кератит), слизових оболонок (фотоофтальмія). УФ-переопромінювання може призвести до хвороб шкірних

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 75  |

покровів: запалювальне почервоніння шкіри чи еритема, прискорення старіння шкіри, алергічні реакції, пухлини шкіри, в тому числі злоякісні (рак шкіри, меланома).

До засобів колективного захисту від УФВ відносяться різні пристрої (огорожувальні, вентиляційні, автоматичного контролю і сигналізації, дистанційного управління), а також знаки безпеки. Індивідуальний захист від УФВ здійснюють різними екранами: фізичними (у вигляді різних предметів, що поглинають, розсіюють або відображають промені) і хімічними (хімічні речовини та захисні креми, що містять інгредієнти, які поглинають УФВ). Для захисту також використовують виготовлений із тканини (попліну та ін) спеціальний одяг, окуляри із захисними фільтрами. Повний захист від УФВ усіх хвиль забезпечує флінтглас (скло, що містить окис свинцю) товщиною 2 мм. При влаштуванні приміщень враховують, що відображуюча властивість різних оздоблювальних матеріалів для УФВ і видимого світла різна.

#### 4.2 Режим зони надзвичайної екологічної ситуації

Режим зони надзвичайної екологічної ситуації - це особливий правовий режим, який може тимчасово запроваджуватися в окремих місцевостях у разі виникнення надзвичайних екологічних ситуацій і спрямовується для попередження людських і матеріальних витрат, відвернення загрози життю і здоров'ю громадян, а також усунення негативних наслідків надзвичайної екологічної ситуації.

Запровадження відповідного правового режиму передбачає виділення державою (або органами місцевого самоврядування) додаткових фінансових та інших матеріальних ресурсів, достатніх для нормалізації екологічного стану і відшкодування завданих збитків, запровадження спеціального режиму поставок продукції для державних потреб, реалізації комплексних та цільових програм громадських робіт.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 76  |

Законодавство про зону надзвичайної екологічної ситуації становлять:

- Закон України від 25 червня 1991 року "Про охорону навколишнього природного середовища";
- від 14 грудня 1999 року "Про аварійно-рятувальні служби";
- від 16 березня 2000 року "Про правовий режим надзвичайного стану";
- від 13 липня 2000 року "Про зону надзвичайної екологічної ситуації";
- а також прийняті відповідно до них нормативно-правові акти.

Підставами для оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації можуть бути:

- значне перевищення гранично допустимих норм показників якості навколишнього природного середовища, визначених законодавством;
- виникнення реальної загрози життю та здоров'ю великої кількості людей або заподіяння значної матеріальної шкоди юридичним, фізичним особам чи навколишньому природному середовищу внаслідок надмірного забруднення навколишнього природного середовища, руйнівного впливу стихійних сил природи чи інших факторів;
- негативні зміни, які сталися у навколишньому природному середовищі на значній території і які неможливо усунути без застосування надзвичайних заходів з боку держави, або які суттєво обмежують чи виключають можливість проживання населення і провадження господарської діяльності на відповідній території;
- значне збільшення рівня захворюваності населення внаслідок негативних змін у навколишньому природному середовищі. Окрема місцевість України оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації Указом Президента України, затвердженим Верховною Радою України за пропозицією Ради національної безпеки і оборони України або за поданням Кабінету Міністрів України.

В такому Указі Президента України має бути зазначено:

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 77  |

- обставини, що стали причиною та обґрунтуванням необхідності оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації;
- межі території, на якій вона оголошується;
- заходи щодо організаційного, фінансового та матеріально-технічного забезпечення життєдіяльності населення в такій зоні;
- основні заходи, що запроваджуються для подолання наслідків надзвичайної екологічної ситуації;
- обмеження на певні види діяльності в цій зоні;
- час, з якого окрема місцевість оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації;
- строк, на який ця територія оголошується такою зоною.

За наявності достатніх підстав у межах зони надзвичайної екологічної ситуації може бути введений правовий режим надзвичайного стану в порядку, встановленому відповідним законом із запровадженням додаткових заходів.

Юридичні та фізичні особи, винні у порушенні правового режиму в зоні надзвичайної екологічної ситуації, несуть відповідальність згідно з законами України.

#### 4.3 Висновки до розділу 2

В розділі «Безпека життєдіяльності, основи охорони праці» описано вплив ультразвуку на організм людини, також режими зони надзвичайної екологічної ситуації.

## ВИСНОВКИ

В роботі проведено проектування мультиелектродної системи керування біонічним протезом кисті руки.

Проаналізовано відомі способи керування біонічними протезами. Розглянуто трирівневу архітектуру керування протезами на основі пЕМГ, що включає в себе контролери верхнього, середнього та низького рівнів. Контролер верхнього рівня зосереджується на інтерпретації прагнення людиною виконати фантомний рух. Контролер середнього рівня перетворює таке прагнення людини у різні режими руху. Контролер низького рівня визначає параметри керування електродвигуном протеза. При цьому важливим є забезпечення можливості використання закладених в сучасних біонічних протезах контролерів середнього та низького рівня.

Показано недоліки сигналів з носимих датчиків пЕМГ, що зумовлені внутрішньою різноманітністю нейронної активності, зміщенням електродів, потом та м'язовою втомою.

Проаналізовано багатоелектродні системи реєстрації пЕМГ, що є доступні на ринку, зокрема детально проаналізовано конструкцію, особливості застосування та внутрішню архітектуру браслета Myo Armband а також спеціалізованої манжети системи розпізнавання патернів пЕМГ сигналів – Myo Plus. Показано недоліки таких систем.

Виділено актуальність завдання розроблення мультиелектродної системи керування біонічним протезом, яка була б позбавлена зазначених недоліків та ефективно реалізовувала б зокрема лише перший рівень згаданої архітектури керування із можливістю безпосереднього підключення до біонічного протеза, який реалізовував би наступні два рівні керування.

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 79  |

Проведено проектування конструкції мультиелектродної системи. За основу використано структуру браслета Муо. При цьому в ній зменшено розміри корпусів електродів та збільшено їх кількість. Також на відміну від пластинчастих контактних пластин використано чутливі контактні елементи із нерівномірною формою поверхні. Кожен такий чутливий елемент поміщається в корпус електрода, який є пустотілим і всередині якого розміщуються додаткові вузли всієї мультиелектродної системи. Усі 10 електродів з'єднуються між собою механічно за допомогою спеціальних елементів із формою, що подібна до форми цих же елементів в браслеті Муо.

Запропоновано схемні рішення виконання проєктованої системи.

Проаналізовано технологічні особливості виготовлення елементів запропонованої мультиелектродної системи методом 3D друку різними філаментами.

Показано, що без елементів електроніки вага одного зібраного електрода становитиме орієнтовно 3 грами, а усієї конструкції (при 10 електродах) – 34 грами, що є значно менше за вагу аналогів.

В розділі «Спеціальна часина» проаналізовано можливості системи симуляції електронних схем Multisim та проведено моделювання роботи мультиплексування восьми сигналів для наступної передачі по Bluetooth каналу на смартфон чи планшет для проєктованої мультиелектродної системи.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ziegler-Graham, K.; MacKenzie, E.J.; Ephraim, P.L.; Trivison, T.G.; Brookmeyer, R. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. Arch. Phys. Med. Rehabil. 2008, 89, 422–429.
2. Collinger, J.L.; Wodlinger, B.; Downey, J.E.; Wang, W.; Tyler-Kabara, E.C.; Weber, D.J.; McMorland, A.J.C.; Velliste, M.; Boninger, M.L.; Schwartz, A.B. High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia. Lancet 2013, 381, 557–564
3. Smith, L.H.; Kuiken, T.A.; Hargrove, L.J. Real-time simultaneous and proportional myoelectric control using intramuscular EMG. J. Neural. Eng. 2014, 11, 66013.
4. Waldert, S. Invasive vs. Non-Invasive Neuronal Signals for Brain-Machine Interfaces: Will One Prevail? Front. Neurosci. 2016, 10, 295.
5. Gomez-Gil, J.; San-Jose-Gonzalez, I.; Nicolas-Alonso, L.F.; Alonso-Garcia, S. Steering a tractor by means of an EMG-based human-machine interface. Sensors 2011, 11, 7110–7126
6. Allison, B.Z.; Brunner, C.; Kaiser, V.; Müller-Putz, G.R.; Neuper, C.; Pfurtscheller, G. Toward a hybrid brain–computer interface based on imagined movement and visual attention. J. Neural Eng. 2010, 7, 26007.
7. Milosevic, B.; Benatti, S.; Farella, E. Design challenges for wearable EMG applications. In Proceedings of the Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition (DATE), Lausanne, Switzerland, 27–31 March 2017; pp. 1432–1437.
8. Tucker, M.R.; Olivier, J.; Pagel, A.; Bleuler, H.; Bouri, M.; Lambercy, O.; del R Millón, J.; Riener, R.; Vallery, H.; Gassert, R. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review. J. Neuroeng. Rehabil. 2015, 12, 1.

9. Mesa, I.; Rubio, A.; Tubia, I.; De No, J.; Diaz, J. Channel and feature selection for a surface electromyographic pattern recognition task. *Expert Syst. Appl.* 2014, 41, 5190–5200.
10. McCool, P.; Petropoulakis, L.; Soraghan, J.J.; Chatlani, N. Improved pattern recognition classification accuracy for surface myoelectric signals using spectral enhancement. *Biomed. Signal Process. Control* 2015, 18, 61–68.
11. Phinyomark, A.; Quaine, F.; Charbonnier, S.; Serviere, C.; Tarpin-Bernard, F.; Laurillau, Y. Feature extraction of the first difference of EMG time series for EMG pattern recognition. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2014, 117, 247–256.
12. Lloyd, D.G.; Besier, T.F. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J. Biomech.* 2003, 36, 765–776.
13. Hayashi, T.; Kawamoto, H.; Sankai, Y. Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. In *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, AB, Canada, 2–6 August 2005; pp. 3063–3068.
14. ADORA-MED d.o.o. For Surgeons - ADORA Assistant. Website: [https://adora-med.com/#section\\_video](https://adora-med.com/#section_video).
15. Paolo Visconti, Federico Gaetani, Giovanni Antonio Zappatore, Patrizio Primiceri, 2018. Technical Features and Functionalities of Myo Armband: An Overview on Related Literature and Advanced Applications of Myoelectric Armbands Mainly Focused on Arm Prostheses. *INTERNATIONAL JOURNAL ON SMART SENSING AND INTELLIGENT SYSTEMS*. Pp. 1-25, DOI: 10.21307/ijssis-2018-005.
16. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv (2020). The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. *Proc. of the 2020*

IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 23-26 September 2020, (pp.188–192). Lviv-Zbarazh, Ukraine

17. Дозорська , О. Ф., Яворська , Є. Б., Дозорський, В. Г., Дедів , Л. Є. і Дедів , І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020р. с. 56-64.

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

19. The Method of User Identification by Speech Signal. V. Nykytyuk, V. Dozorskyi, O. Dozorska, A. Karnaukhov, L. Matiichuk. CEUR Workshop Proceedings. 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems, ITTAP 2022 Ternopil 22- 24 November 2022. Том 3309, с. 225-232.

20. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8

21. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

22. Дозорський В.Г., Дедів Л.Є Математичне моделювання електроміографічних сигналів для задачі біопротезування / Матеріали ?

|    |     |         |        |     |                       |     |
|----|-----|---------|--------|-----|-----------------------|-----|
|    |     |         |        |     | КРБ 163.22-003.001 ПЗ | Арк |
| Зм | Арк | № докум | Підпис | Дат |                       | 83  |

Міжнародної науково-технічної конференції „Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп’ютерних технологій “присвячена 80-ти річчю з дня народження професора ЯІ Проця – Тернопіль, ТНТУ ім. І. Пулюя, 2019 р. – 363-364.

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

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

25. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. Scientific jornal of the Ternopil National Technical University. 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.

ДОДАТКИ

Креслення чутливого елемента

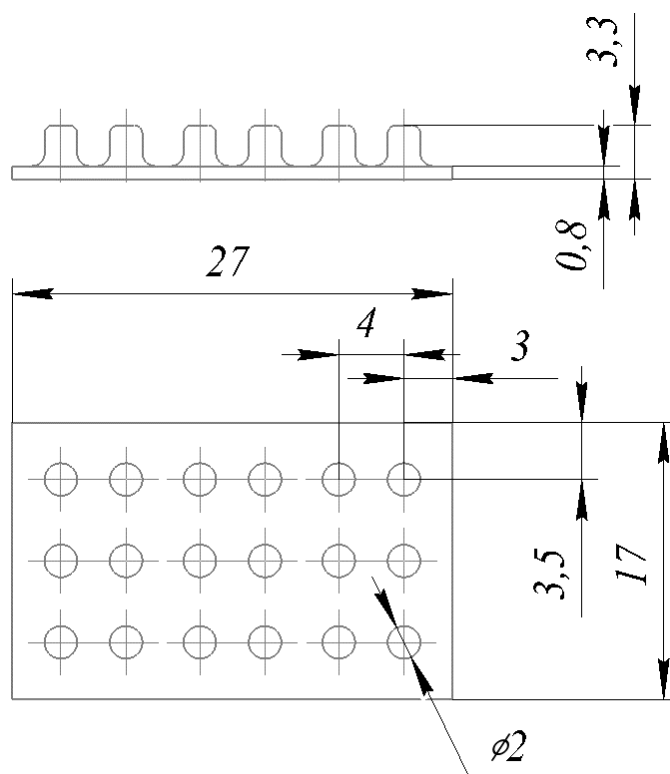


Рисунок А.1 – Чутливий елемент

Креслення корпусу електрода

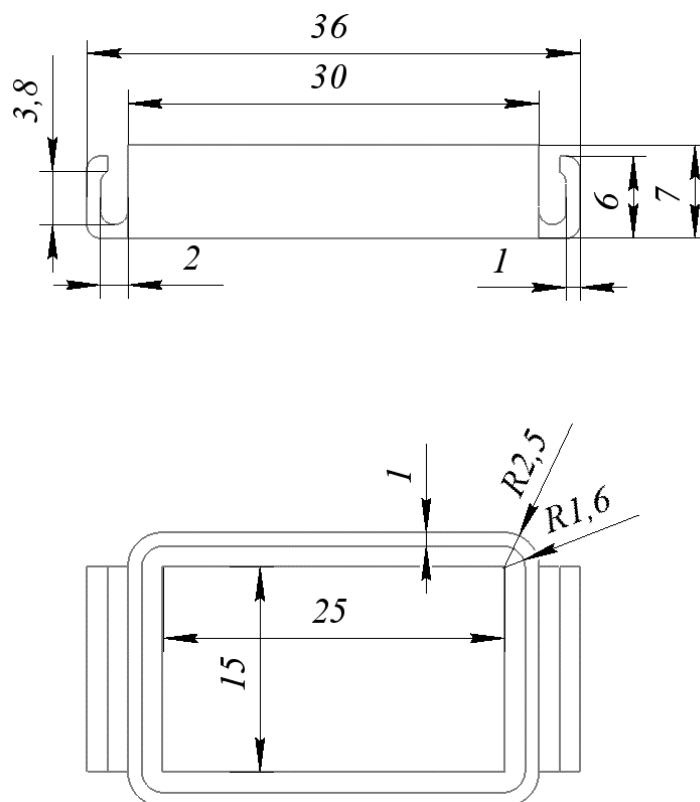


Рисунок Б.1 – Корпус електрода

Креслення одного з'єднувального елемента

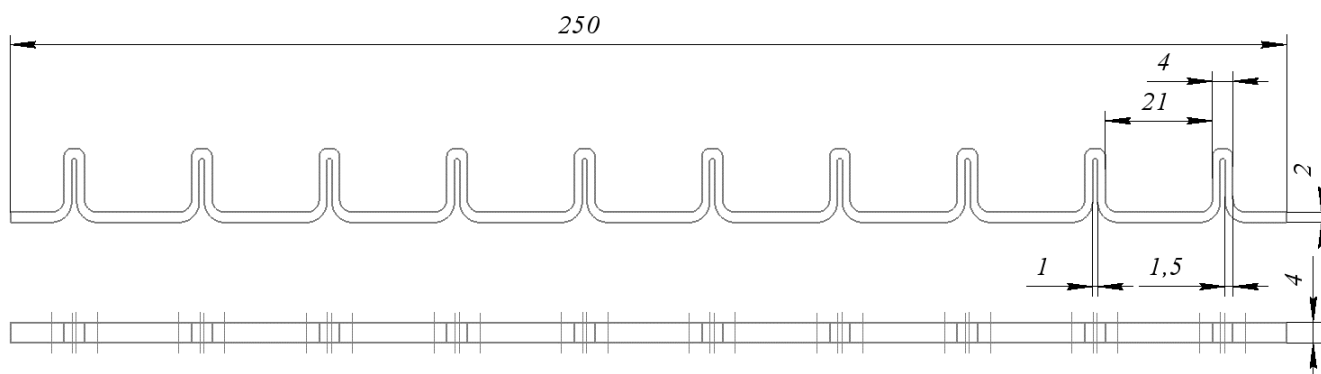


Рисунок В.1 – З'єднувальний елемент