

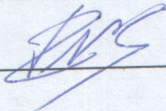
Вінницький національний технічний університет  
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

## МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

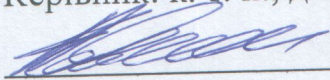
на тему:

Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки

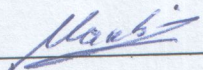
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-21м  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

  
Мушинський Д.А.

Керівник: к. т. н., доц., зав. каф. БМІОЕС


  
Коваль Л.Г.

Опонент: ст.викл. каф. ІКСТ

  
Макогон В.І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС


  
к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

«15» 12 2022 р.

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія  
Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 15 » 12 2022 р.

## ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Мушинському Дмитру Анатолійовичу

1. Тема роботи: Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки

Керівник роботи: Коваль Л.Г., канд. техн. наук, доцент  
затверджені наказом ВНТУ від «14» вересня 2022 року № 203.

2. Строк подання студентом роботи «15» грудня 2022 року.

3. Вихідні дані до роботи:

1. електроміограми руху верхніх кінцівок

2. метод цифрового розпізнавання біоелектричних образів,

3. метод схемотехнічного проектування

4. Параметри енергоживлення: максимальна напруга 5.5 В, струм 1 мА.

5. Програмні засоби: Sprint Layout

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі

4.1. Аналітичний огляд методів та засобів побудови протезів руки

4.2. Дослідження біоелектричної активності м'язів руки

4.3. розробка структурної схеми та інформаційний синтез системи

керування

протезом руки

4.4 Розрахунок основних вузлів системи керування протезом руки

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)

5.1 Результати експериментального дослідження.

5.2 Система керування протезом верхньої кінцівки. Схеми структурна.

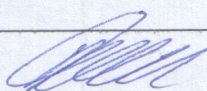
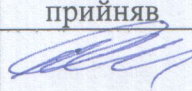
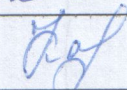
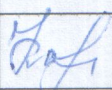
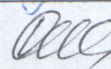
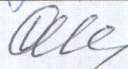
5.3 Підсилювач біопотенціалів. Схема електрична принципова.

5.4 Робота мікроконтролера. Схема програми

4. Зміст текстової частини:

- Аналітичний огляд методів та засобів побудови протезів для рук;
- дослідження біоелектричної активності м'язів рук;
- розробка структурної схеми та інформаційний синтез системи керування протезом руки;
- розрахунок основних вузлів системи керування протезом руки
- економічна частина;
- охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

6. Консультанти розділів роботи


Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л.Г. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС		
Економічна частина	Кавецький В. В. доцент. каф. ЕП та ВМ		
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С.В к. п. н., проф. каф. БЖДПБ		

7. Дата видачі завдання «15» вересня 2022 року.

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Трим.
Розробка технічного завдання	до 20.10.2022	
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	01.11.2022	
Розв'язання основної задачі	15.11.2022	
Розробка заходів з охорони праці	20.11.2022	
Розрахунок техніко-економічних показників	25.11.2022	
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	01.12.2022	
Попередній захист	15.12.2022	

Студент  Мушинський Д.А.

Керівник роботи  Коваль Л.Г.

## АНОТАЦІЯ

УДК 621.374

Мушинський Д.А. Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2021. 133 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 46 найм.; 26 рис.; 12 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі були розглянуті методи та засоби побудови протезів руки. Було розроблено структурну схему системи керування протезом руки, а також проведено інформаційний синтез системи керування протезом руки; також було зроблено дослідження біоелектричної активності м'язів рук, та зроблено розрахунок основних вузлів системи керування протезом руки.

У розділі охорони праці опрацьовано такі питання, як причини виникнення, дія на організм людини та нормування шкідливих та небезпечних виробничих факторів у виробничому приміщенні; карта умов праці (обґрунтування вибору нормованих значень шкідливих та небезпечних виробничих факторів, оцінка факторів виробничого і трудового процесів, гігієнічна оцінка умов праці, оцінка технічного і організаційного рівня, атестація робочого місця); рекомендації щодо поліпшення умов праці, а також розглянуто норми пожежної безпеки.

## ABSTRACT

Mushinsky D.A. Continued development of an attachment for hand prosthesis care: Master's Qualification of Robots in Specialties 163 Biomedical Engineering, Educational and Professional Program "Intellectual Piece Implants and Medical Devices in Bioengineering". Vinnitsa: VNTU, 2021. 133 p.

Ukr. mine. Bibliography: 46 hired; 26 fig.; 12 tab.

At the master's qualification robots, the methods and techniques for getting prosthetic hands were examined. The structural diagram of the system of care with a prosthetic hand was broken up, and an information synthesis of the system of care with a prosthetic hand was carried out; also, the bioelectrical activity of the hand ulcers was destroyed, and the damage to the main nodes of the care system was destroyed by the prosthesis of the hand.

In the distribution of the protection of the practice, such nutrition has been taken, as the cause of blame, the influence on the body of a person and the normalization of bad and unsafe virobnicheskikh factors in the virobnichesky host; a map of the minds of the practice (basing on the choice of normalizing the value of the labor and unsafe labor factors, the assessment of the factors of the labor and labor processes, the hygienic assessment of the minds of the practice, the assessment of the technical and organizational level, the certification of the work environment); recommendations on how to improve the minds of the practitioners, as well as look at the norms of fire safety.

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

БПР	- блок прийняття рішення
ЕМГ	- електроміограма
ЕП	- електропривід
МП	- мікропроцесор
ОЗП	- оперативний запам'ятовуючий пристрій
ПДЕ	- поновлювальне джерело енергії
ПДРО	- потенціал дії рухової одиниці
ПЕ	- поверхневий електрод
СУ	- система управління
ФНЧ	- фільтр низьких частот

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	2
ВСТУП.....	4
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОБУДОВИ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ.....	6
1.1 Фізіологічні аспекти біоелектричного управління протезом.....	6
1.2 Сучасний стан протезування верхніх кінцівок .....	10
2 ДОСЛІДЖЕННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ.....	21
3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИЙ СИНТЕЗ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ РУКИ.....	27
3.1 .... Формування вхідного математичного опису системи керування протезом руки з неінвазивною системою зчитування біосигналів .....	29
3.2 ... Категорійна модель машинного навчання системи керування протезом кінцівки Руки.....	34
3.3 Короткий опис програмного забезпечення.....	37
3.4 Результати фізичного моделювання.....	41
4. РОЗРАХУНОК ОСНОВНИХ ВУЗЛІВ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ РУКИ .....	46
4.1 Розробка електричної принципової схеми системи управління рухом біопротеза верхньої кінцівки.....	46
4.2 Розробка алгоритму роботи мікроконтролера системи управління рухом біопротеза руки.....	50
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....	54
5.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки.....	55
5.2 Визначення рівня конкурентоспроможності розробки .....	58
5.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	60
5.3.1 Витрати на оплату праці.....	60
5.3.2 Відрахування на соціальні заходи .....	63
5.3.3 Сировина на матеріали .....	64

5.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі.....	65
5.3.5 Спец устаткування для наукових (експериментальних) робіт .....	65
5.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт .....	66
5.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень .....	67
5.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей .....	68
5.3.9 Службові відрядження.....	69
5.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації.....	70
5.3.11 Інші витрати.....	70
5.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати.....	71
5.4 Розрахунок економічної ефективності при її можливій комерціалізації потенційним інвестором .....	72
<b>6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....</b>	<b>77</b>
6.1 Гігієна праці та виробнича санітарія.....	77
6.1.1 Мікроклімат та склад повітря робочої зони .....	77
6.1.2 Виробниче освітлення.....	78
6.1.3 Виробничі віброакустичні коливання .....	79
6.1.4 Виробничі випромінювання.....	80
6.2 Промислова та пожежна безпека під час проведення розробки модулю для контролю фізіологічного стану оператора .....	82
6.2.1 Безпека щодо організації робочих місць .....	82
6.2.2. Електробезпека .....	82
6.2.3 Пожежна безпека.....	83
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>84</b>
<b>ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>86</b>
<b>ДОДАТКИ.....</b>	<b>98</b>



## ВСТУП

**Актуальність.** За даними багатьох протезно-ортопедичних установ України, в 2021 році 96 тисяч пацієнтів, мали певну проблему протезно-ортопедичної допомоги, що стосувалася протезування рук. При цьому 17063 людей, гостро мали потребу в протезуванні кінцівок, з них 25% в протезуванні саме верхніх кінцівок. Серед них найбільша кількість ампутацій здійснювалася саме на верхніх кінцівках – і ця ампутація стосувалася саме рівня передпліччя (56%).

Люди, які певним чином перенесли ампутацію, були позбавлені в першу чергу можливості до нормального повноцінного життя. Тому гостро постало питання саме в протезуванні верхніх кінцівок (рук) - та повернення при цьому людини до можливості нормального повноцінного життя. Оскільки загалом відновити повну функціональність людської руки досить важко, навіть на сучасному етапі технічного розвитку, тому основним завданням для успішного протезобудування – було створення приладу для керування рухами протеза, який здатний максимально замінити втрачені людиною функції, тобто певним чином повернути людині можливість здійснювати основні функції повсякденного життя.

Для здійснення таких рухів необхідне спеціальне технічне пристосування, дуже просте конструкційне рішення якого зараз повсюдно використовується і являє собою клешню, в якій другий і третій палець об'єднані і протиставляються першому (четвертий палець і мізинець не рухомі). Але цього недостатньо для виконання основних рухів, але вистачає для утримання предмета. Функціональність такого протеза визначається системою керування. Найпоширенішими способами керування є: тягово-силові і біоелектричні способи. Вибір методу керування залежить від індивідуальних особливостей пацієнта. Але в більшості випадків найоптимальнішим і бажаним є міоелектричний метод. Основним недоліком сучасних міоелектричних протезів є їх слабка інерційність та ціна.

Таким чином, розробка системи керування протезом верхньої кінцівки є актуальним завданням.

**Об'єкт розробки** – процес керування рухом біопротеза руки за допомогою розпізнавання певним чином міоелектричних образів.

**Предмет розробки** – методика, методи а також технічні засоби керування протезом руки.

**Мета роботи магістерської кваліфікаційної** – розробка пристрою керування протезом руки.

**Методи** цифрового розпізнавання біоелектричних образів, схемотехнічного проектування.

В роботі проведено розробку системи керування протезом верхньої кінцівки. Для підвищення рівня функціональності в протезі за рахунок організації як роздільних, так і спільних рухів зхвата і ротацій, запропоновано два автономних канали керування. Розроблене схемотехнічне рішення відрізняється низьким енергоспоживанням, малими габаритами, високою стійкістю до електромагнітних завад від промислової мережі.

**Новизна магістерської кваліфікаційної роботи** полягає в удосконаленні системи керування протезом верхньої кінцівки за рахунок організації двох автономних каналів керування як роздільних, так і спільних рухів зхвата і ротацій.

**Актуальність магістерської кваліфікаційної роботи** – підвищення функціональності протезу руки.

# 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОБУДОВИ ПРОТЕЗІВ РУКИ

## 1.1 Фізіологічні аспекти біоелектричного управління протезом руки

Електрична активність м'язів відводиться поверхневими електродами, як результат інтерференції електричної активності безлічі рухових одиниць [1]. Кожна рухова одиниця складається з однієї нервової клітини (для м'язів кінцівок – клітини спинного мозку) з довгим відростком-аксонів і сукупності розгалужених м'язових волокон, які іннервують. У керуючій м'язі верхньої кінцівки, використовуваної для біоуправління, одна рухова одиниця включає в себе кілька сотень м'язових волокон [2].

Електрична активність окремих рухових одиниць м'язів може бути визначена спеціальними голчастими електродами. Вона має форму окремих імпульсів (двох, триразових) постійної амплітуди, частота яких збільшується з наростанням напруги м'язів. Більшість рухових одиниць працює асинхронно [3].

На електроміограмі виділяють ряд параметрів, в основному виходячи з оцінки амплітуди і частоти коливань і деяких тимчасових характеристик.

Розрізняють чотири основні типи електроміограми.

До першого типу відносять коливання з частотою 50-100 Гц зі змінною амплітудою і формою імпульсів. Такий вид сигналів відносять до норми, оскільки вони характерні для м'язів з нормальною або дуже мало порушеною руховою функцією.

Другий тип (коливання з частотою 6-10 Гц) спостерігають при тонічних напругах м'язів.

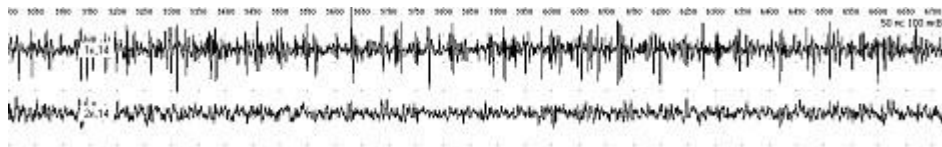
Колівання третього типу це ритмічні або неритмічні «пачки» високочастотних (до 100 Гц) коливань високої амплітуди в м'язах, що «покояться» або тонічно напружені.

Четвертий тип коливань, або «біоелектричне мовчання», характерний для випадку загибелі більшої частини моторних нейронів.

Керуючий сигнал має форму імпульсного випадкового процесу [2].

Електроміограма при стисненні і розгинанні променевого згинача кисті, а також при стисненні і розгинанні всіх пальців кисті, має вигляд, представлений на рисунку 1.1.

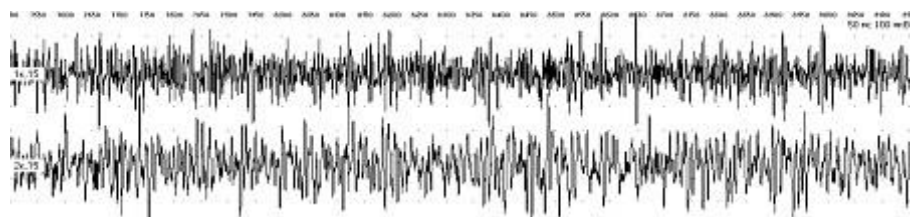
Електрична активність м'язів плеча здорових людей, виміряна мілівольтметром змінного струму при максимальній напрузі м'язів, зазвичай становить кілька сотень мікрівольт, але у окремих пацієнтів може варіювати в широких межах. У інвалідів електрична активність м'язів культі, внаслідок атрофії, знижується в кілька разів і при максимальній напрузі становить десятки – сотні мкВ [4], [5].



Згинання



Стискання



Розгин усіх пальців кисті

Рисунок 1.1 – ЕМГ рухів кисті

Спеціальними фізіологічними дослідженнями встановлено, що скільки-небудь значне стомлення під час біоуправління протезом не настає, якщо активність керуючих м'язів не перевищує половини максимальної. Чим вище максимальна активність керуючих м'язів, тим легше управляти протезом. Тому

застосовують спеціальне тренування, яке спрямоване на збільшення активності м'язів.

Однією з найважливіших фізіологічних проблем біоелектричного управління протезами є вироблення навички управління, тобто необхідної координації скорочень керуючих м'язів. Вона може не відповідати координації діяльності м'язів при виконанні рухів здорової руки [6].

Системи різнісного біоелектричного пропорційного управління не вимагають відсутності біосигналу на одному з м'язів-антагоністів при максимальному сигналі на іншому керуючому м'язі. Управління рухом здійснюється напругою відповідного керуючого м'яза. Збільшення амплітуди обвідної ЕМГ-сигналу м'язів викликає збільшення частоти проходження і тривалості імпульсів, що подаються на електропривод двигуна, встановленого в штучній кисті. Таким чином, швидкість руху пальців штучної кисті і сила захвата пропорційні величині біоелектричної активності керуючого м'яза [5].

Проведеними дослідженнями була доведена можливість активного вироблення будь-яких поєднань активності керуючих м'язів, необхідних для біоелектричного управління. На даний момент поширення набули біоелектричні системи управління, що забезпечують плавне управління по швидкості руху і силі захвата кисті (пропорційна система управління) [4].

Найбільш простим способом біоелектричного управління багатофункціональними (тобто, більше однієї пари рухів) протезами є управління кожним рухом протеза від однієї м'язи. Зі збільшенням числа керованих рухів і, відповідно, числа керуючих м'язів, процес управління значно ускладнюється.

Для протезів з електроприводами, крім біоелектричних, також розроблені системи управління з електроконтактним і міотонічним управлінням. В останніх, в якості керуючого сигналу використовуються зміни діаметру і твердості м'язи, яка скорочується. До протезів з електроконтактним управлінням і обладнаним системою біоелектричного пропорційного управління, відноситься і протез з поновлюваним джерелом енергії (ПДЕ) для складного і атипового протезування – протез з керуванням від малих пронаційно-супінаційних рухів культі передпліччя [2].

Збільшення функціональних можливостей протеза з біоелектричним управлінням за рахунок збільшення числа активно керованих рухів може бути досягнуто різними шляхами. Перший з них - відповідне збільшення числа керуючих м'язів.

Другим способом збільшення кількості керованих рухів в протезах є комбінування біоелектричного управління з механічним (тяговий спосіб) [7].

Третій спосіб збільшити кількість керованих рухів в біопротез – управління декількома виконавчими механізмами протеза від мінімального числа м'язів. Таке управління досягається в системі з перемиканням виконавчих механізмів. В якості перемикаючого сигналу використовується біоелектричний сигнал самих керуючих м'язів, який по якомусь параметру відрізняється від керуючого сигналу.

Принцип амплітудного управління (на відміну від перемикання з одночасної активності) дозволяє здійснювати не тільки послідовні, але і одночасні рухи в двох шарнірах (вироблення такого навичу вимагає додаткового тренування). При послідовному управлінні одна м'яза управляє двома рухами протеза, пороги спрацьовування яких різні ( $25 \div 30$  мкВ;  $60 \div 70$  мкВ).

Найпростішим способом перемикання є короткий біоелектричний сигнал високої амплітуди. В цьому випадку поріг спрацьовування перемикання повинен бути в 2,5 рази вище за поріг управління. Можливе використання повільно наростаючого сигналу високої амплітуди в якості керуючого, а швидко наростаючого сигналу в якості перемикаючого.

Вибір способу перемикання повинен відповідати наступним фізіологічним вимогам, що пред'являються до систем перемикання:

- 1) процес перемикання не повинен вимагати від інваліда значних фізичних і розумових зусиль. Сигнали, які перемикають і керують, повинні легко диференціюватися;
- 2) необхідність тренування в подачі перемикаючого сигналу повинна бути зведена до мінімуму;
- 3) параметр природного (натурального) біоелектричного сигналу, який переключає, повинен піддаватися точному виміру;

4) час перемикання не повинен перевищувати  $0,2 \div 0,3$  с. (часу простої сенсомоторної реакції).

Для управління біоелектричним протезом руки з мікропроцесорної системою управління можна використовувати біоелектричні сигнали, що знімаються за допомогою електродів з двоголового і триглава м'язи [3]. У цих сигналах можна виділити амплітудну і частотну складову. Під час подальшої обробки за допомогою програми адаптивного розпізнавання біоелектричних образів [8], [9], мікропроцесором можна однозначно виділити біоелектричні сигнали, що відповідають одній з чотирьох пар рухів.

## 1.2 Сучасний стан протезування верхніх кінцівок

Сучасні біоелектричні протези зазвичай управляються одним з трьох основних методів управління: нейрокомп'ютерних, нейроелектричеській, електроміографічний (міоелектричеською).

У нейрокомп'ютерних методі в якості вихідної інформації використовується сигнал з підкірки головного мозку. Сигнал знімається за допомогою відведень, які імплантуються в кору головного мозку. Отримані дані обробляються і передаються на механічну частину протеза. Протези з даними видом управління використовують люди, які страждають від паралічу кінцівок, викликаного порушенням нейронних зв'язків між мозком і керованим органом. Основним недоліком даного методу є його інвазивність, яка створює ризик зараження або пошкодження мозку при імплантації електродів і експлуатації протеза [10].

Нейроелектричеській метод управління за допомогою сигналів, зняті з активних рухових нервів людини. В даному методі електроди можуть імплантуватися в нервову тканину (регенеративний, електрод-манжета) або бути встановленими над нервами [11]. Головними плюсами нейроелектричеського методу є: можливість повернення чутливості шляхом електричної стимуляції сенсорних нервових волокон і відсутність залежності від відповідальних за функцію м'язів відсутньої кінцівки. До недоліків методу управління відносяться: інвазивність, низькоамплітудний

інформативний сигнал в порівнянні з оточуючими джерелами біопотенціалів, необхідність організації чрезшкіряного інтерфейсу, неможливість використання при повному паралічі кінцівок. Основним ризиком при використанні таких протезів є можливість руйнування або пошкодження нерву і оточуючих його тканин, післяопераційне зараження організму [10].

У електроміографічному методі в якості вихідної інформації для управління протезом використовується міоелектричний сигнал.

Міоелектричний сигнал – сигнал, який знімається з порушених м'язових волокон або при зміні обсягу м'язів при їх скороченні.

Сутність такого способу управління складається в реєстрації за допомогою двох електродів на культі біоелектричного сигналу активності м'язів, що зчитується. Потім слабка напруга мікрвольтового діапазону посилюється і у вигляді керуючих сигналів передається мікроконтролеру управління, де аналізується і перетворюється в команду для виконавчого механізму протеза (рис. 1.2) [12].

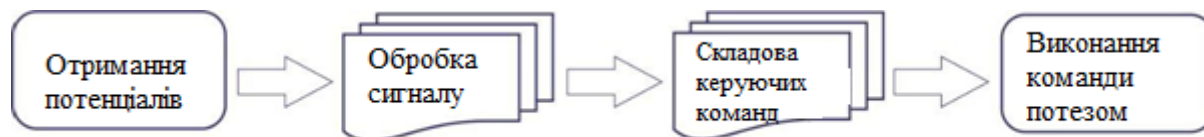


Рисунок 1.2 – Блок-схема роботи системи управління протезом

Головними плюсами електроміографічного методу управління є його неінвазивний і простота організації управління протезом. Результат роботи протезів з таким методом управління безпосередньо залежить від декількох факторів:

- від кількості інформативних площ;
- від розташування електродів на інформативній поверхні;
- зміни положення електродів в процесі експлуатації.

Основною умовою для використання протезів з електроміографічним методом управління є збереження активності і цілісності м'язового волокна, відповідальне за управління відсутньої кінцівки [13].



Одним із прикладів розробки сучасних міоелектричних протезів є нова модель біоелектричного протеза BeBionic Small (рис. 1.3), розробленого компанією RSLSteepe [14]. Цей пристрій має подушечки на кінчиках пальців для роботи з дрібними предметами.



Рисунок 1.3 – Біоелектрична рука BeBionicSmall компанії RSLSteepe.

Кожен палець такої руки має власний моторчик, мікропроцесор вбудований в блок формування команд стежить за становищем кожного пальця. Даний протез має 14 ступенів захоплення для того щоб контролювати силу хватки предметів. В руку вбудована функція «автозахвата» - якщо процесор розуміє, що предмет зараз випаде з протеза, він підсилює силу захоплення автоматично. Рука має кут повороту 360° [14].

Незважаючи на успіхи в протезуванні та організації управління протезами, галузь протезування значно відстає в технологічному розвитку від загальнотехнічного розвитку науки в цілому, і багато проблем протезів залишаються нерозв'язаними й досі. При експлуатації сучасних протезів пацієнти стикаються з такими проблемами як велику вагу пристрою, анатомічне невідповідність моделей здорової кінцівки, необхідність докладати додаткових зусиль, які вимотують людини. Всі наведені недоліки в сукупності змушують пацієнта докладати надмірних зусиль, доставляють дискомфорт і нагадують про протезі, роблячи його використання обтяжливим і позбавляючи природності в управлінні, властивою живою кінцівкою. Одним з критеріїв, який дозволить домогтися природності управління є вивчення механізмів роботи

здорових кінцівок, біоелектричних процесів в них і їх взаємодія, щоб визначити необхідний набір характеристик біоелектричного сигналу для якісного управління протезами.

Наприклад, виділення певних характеристик міоелектричної сигналу активних м'язів може дозволити організувати управління протеза, що використовує шаблони наборів гармонік спектра сигналу, тим самим забезпечуючи керуючу систему великою кількістю функцій з мінімальною кількістю відведень. Організація подібного управління вимагає Міографічний досліджень біоелектричної активності цільових м'язів в діапазоні від 0 до 10000 Гц без фільтруючих елементів, якими буде здійснюватися управління протеза. Якість отриманих під час дослідження даних залежить від чутливості і завадостійкості діагностуючих пристроїв.

Насьогодні ведуться багато досліджень з розробки універсальних протезів. Так, наприклад, агентством DARPA на основі UEA-електродів було розроблено і імплантовано в кору головного мозку пристрій для запису активності і стимуляції нервових клітин (рис. 1.4) [15].



Рисунок 1.4 – Конструкція для підключення UEA

Завдяки результатам більш ніж 25 літніх досліджень Піттсбурзького університету було написано програмне забезпечення для управління модульним протезом руки (Modular Prosthetic Limb, MPL) з 7-ма ступенями свободи (рис. 1.5) [16], [17].

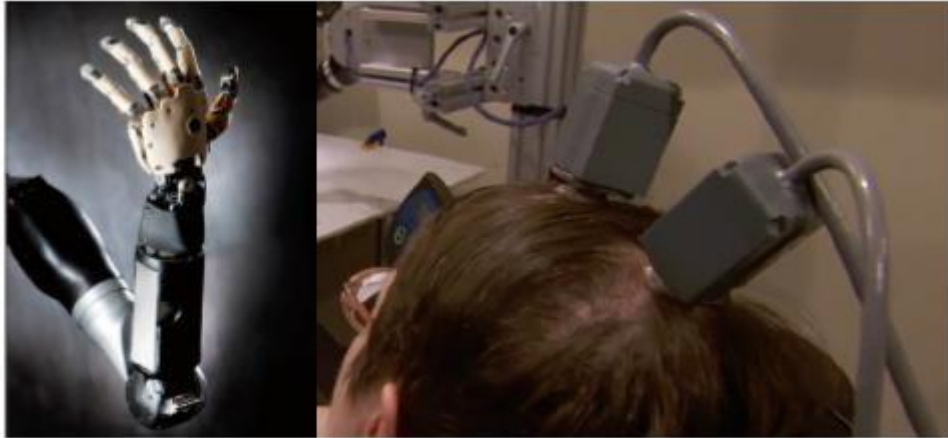


Рисунок 1.5 – MPL і пацієнт під час випробувань

У різний час випробування входило управління протезом і тестування чутливості (пацієнт говорив, на який з пальців протеза було надано вплив).

При управлінні MPL від пацієнта потрібно виконувати зазначені дії:

- переміщення руки в просторі;
- переміщення предметів.

Особливість алгоритму управління штучною рукою полягала в тому, що на основі отриманих біоелектричних сигналів спочатку розраховується вектор напрямку руху. Це є фундаментальним принципом організації управління кінцівками: ми не замислюємося, які м'язи і як необхідно задіяти в даний момент часу, щоб зробити переміщення руки в просторі. Ми лише усвідомлюємо, куди нам потрібно перемістити руку, все інше робить за нас наша нервова система за допомогою безлічі зворотних зв'язків. При випробуванні на чутливість лікар відводив пальці MPL, а пацієнт називав, який палець був відведений. Підключення до електродів в даному випадку відбувається за допомогою кабелів. Так само розробляються електроди з бездротовим каналом зв'язку.

Управління через скелетну мускулатури за допомогою імплантованих електродів. IMES імплантуються прямо в м'язи (рис. 1.6) [18].

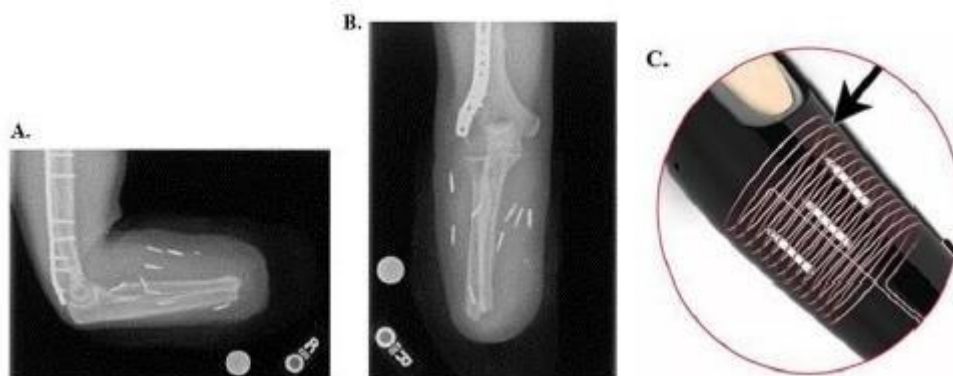


Рисунок 1.6 – Рентгенівські знімки кукси руки з електродами (а, b) і приймальна гільза з антенами (с).

У таблиці 1.1 поставлені у відповідність м'язи, в які імплантували електроди, і призначені дії для протеза.

За основу для протеза була взята кисть від Touch Bionics i-Limb Ultra. У приймальню гільзу були вбудовані дві антени для зв'язку і живлення електродів. Кожен електрод працює незалежно від інших, має свою власну адресу.

Таблиця 1.1 – М'язи і призначені ним дії

М'яза	Призначена дія
Розгинач пальців	Розкрити всі пальці
Глибокий згинач пальців	Зігнути всі пальці
Довгий розгинач великого пальця кисті	Відведення великого пальця
Довгий згинач великого пальця кисті	Заклад великого пальця
Круглий пронатор	Обертання кисті всередину
Супінатор	Обертання кисті назовні
Ліктьовий згинач зап'ястя	Не призначено

В системі використовується тимчасовий поділ передачі даних. Одночасно можливі до 32 IMES. Передача даних здійснюється в одному з двох режимах: передача вихідної ЕМГ на частоті 6,78 МГц і передача обвідної ЕМГ на частоті

60 кГц. Вся електроніка і акумулятор розміщуються в невеликій коробці на поясі пацієнта [19].

IMES самостійно випрямляють і інтегрують ЕМГ, відфільтровану смуговим фільтром в діапазоні 4,4 Гц ÷ 2200 Гц. Постійна інтегрування дорівнює 13,5 мс. Кожен відклік оцифровується в 8-ми бітове представлення з частотою дискретизації 74 Гц.

Далі обробка триває в системі управління протезом. Користувач може вибрати один з трьох варіантів згладжування сигналу: швидкий, середній і сильно згладжений.

Перший етап обробки – фільтр нижніх частот 2-го порядку з частотою зрізу для швидкого згладжування, 4-го порядку з частотою зрізу 3 Гц для середнього і сильного згладжувань. Наступним кроком є видалення ізоляції, виникнення якої пов'язано з особливостями IMES схеми. Для збільшення амплітуди ЕМГ-сигналу, що відрізняється від спочиває ЕМГ, доданий нелінійний підсилювач. Останньою стадією обробки є медіанний фільтр, який використовує 3, 6, 19 відліків в залежності від обраної користувачем ступеня згладжування. Потім генерується сигнал управління механізмами протезу [18]. Готовий протез показаний на рисунку 1.7.

Управління скелетною мускулатурою за допомогою поверхневих електродів. У фірм Touch Bionics (Великобританія), RSL Steeper (Великобританія) і Ottobock (Німеччина) є власні лінійки протезів передпліччя: i-Limb, Vebionic і Michelangelo відповідно. Основна частина цих протезів - це електромеханічна кисть. Всі вони однакові за принципом дії, але мають ряд відмінностей в функціоналі, конструкції та додаткових опцій, які надаються розробниками.

Ottobock пропонує протез передпліччя MyoFacil, протез плеча Dynamic Arm і протез передпліччя Michelangelo [20].

Протез MyoFacil (рис. 1.8) покликаний забезпечити тільки один варіант захвата, ніж вже підвищує якість самообслуговування користувача. Його конструкція досить проста, для управління використовується всього один електрод.



Рисунок 1.7 – Протез на основі IMES



Рисунок 1.8 – Протез MyoFacil

Кисть протезу MyoFacil входить до складу протеза плеча Dynamic Arm (рис. 1.9). Протез витримує до 22 кг навантаження в нерухомому положенні і до 6 кг в русі. Управління здійснюється двома електродами, накладеними на біцепс і трицепс. В процесі ходьби протез імітує природні рухи рук.



Рисунок 1.9 – Протез плеча Dynamic Arm

Кисть Michelangelo (рис. 1.10) поставляється тільки в одному форм-факторі. Користувачеві доступні 7 варіантів захвата. Залежно від положення пальців під час захвата виділяють 3 групи: палацовий (перший, другий і третій пальці утворюють 3 точки дотику), бічний (перший палець притискається добічної сторони другого) і долонний (природне положення розслабленої кисті, захват всіма пальцями).

Додатково можна вибрати згинати зап'ястя (AxonWrist) і косметичні насадки. AxonWrist дозволяє або імітувати природні рухи розслабленою кисті, або зафіксувати кисть в певному положенні.



Рисунок 1.10 – Кисть Michelangelo і протез передпліччя на її основі

Протез передпліччя RSLSteepер має три форм-фактора (рис. 1.11): маленький (160x70 мм), середній (175x83 мм), великий (180x91 мм).

Корпуси можуть бути виконані з кевлара або карбону. Можливо нанесення рисунків [21].



Рисунок 1.11 – Кисті RSLSteeper

Особливостями даного протеза є:

окремий двигун для кожного пальця;

контроль положення кожного пальця;

14 варіантів хвата;

контроль швидкості руху пальців;

автозахвату;

4 варіанти зап'ястя;

механізм пальців, що імітує природні рухи в розслабленому стані;

дозволяє утримувати до 45 кг;

наявність кнопки на протезі.

Кнопка використовується для включення / вимикання протеза, Bluetooth модуля, режиму роботи в рукавичці і зміни виду захоплення.

У протезах RSLSteeper встановлюється один з 4 варіантів механізму зап'ястя: Quick Disconnect (EQD), Multi-Flex, Flexion і Short Wrist.

EQD дозволяє користувачеві швидко обертати і знімати кисть для заміни іншим прийомним пристроєм. Обертання кисті може проводитися як вручну (пасивно), так і за допомогою двигунів (у реальному часі).



Multi-Flex зап'ясті здатне пасивно згинатися у всіх напрямках і може бути зафіксовано одному з трьох положень: згинання на  $30^\circ$ , розгинання на  $30^\circ$  і в нейтральному положенні, при цьому зберігається рухливість в латеральному напрямку. Кріплення також дозволяє швидко замінювати кисть іншим прийомним пристроєм.

Flexion-зап'ясті – універсальний пристрій, який дозволяє фіксувати положення кисті в будь-якому напрямку.

Short-зап'ясті відрізняється зменшеною довжиною, що дозволяє використовувати кисть в разі довгого передпліччя, обертання здійснюється пасивно. Елементи живлення вибираються опціонально: або два по  $1300 \text{ mA} \cdot \text{ч}$ , або два чи один  $2200 \text{ mA} \cdot \text{ч}$ . Напруга живлення становить  $7,4 \text{ V}$  [20].

Управління електричним протезом може здійснюватися різними способами, в тому числі за допомогою тяг, механічного включення і виключення електричного контакту або переміщення повзунка реостата. З фізіологічної точки зору, проте, вигідніше за все використовувати таку систему управління, яка не вимагала б додаткових керуючих руху і була гранично близька до управління природними рухами. Таким вимогам задовольняє система управління, в якій в якості керуючих сигналів використовуються біоелектричні потенціали м'язів [22].

Найбільш простою і, що найголовніше, безпечною є система управління на основі обробки поверхневої ЕМГ м'язів, які усічені. При такому підході можливо створити знімний протез, компоненти якого можуть бути легко замінені в разі поломки. Головним завданням такого протеза є відтворення основних режимів роботи для поліпшення якості самообслуговування пацієнта.

## 2 ДОСЛІДЖЕННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВРУКИ

Ознайомившись з усіма основними методами управління, для подальшої роботи було обрано електроміографічний (міоелектричний) метод управління. Нейрокомп'ютерний і нейроелектричний методи є експериментальними та через те, що для реалізації даних методів необхідно впровадження електродів в організм людини.

Обраний метод використовує поверхневі електроди для зчитування електричної активності м'язів людини. Основною вимогою при використанні обраного методу управління є збереження активності і цілісності м'язового волокна, що відповідає за управління відсутньої кінцівки.

На рисунку 2.1 представлена узагальнена структурна схема міоелектричного протеза верхньої кінцівки. Основною функцією протеза є згинання та розгинання пальців та ротація. Для реалізації даних процесів, використовується мікроконтролер (МК) і сервопривід.

За допомогою поверхневих електродів з кукси пацієнта проводиться реєстрація біопотенціалів з м'язів передпліччя людини. Далі сигнал надходить на блок управління, в якому відбувається його перетворення з аналогової форми в цифрову.

Блок управління перетворює сигнал з м'язів, і складається з підсилювача, смугового фільтра, підсилювача і випрямляча. Блок формування команд включає в себе мікроконтролер і сервопривід.

Середнє значення амплітуди електроміограми коливається в межах 20-200 мкВ. З сигналом такої величини практично неможливо працювати, тому для подальшої роботи, біосигнал подається на підсилювач блоку управління.

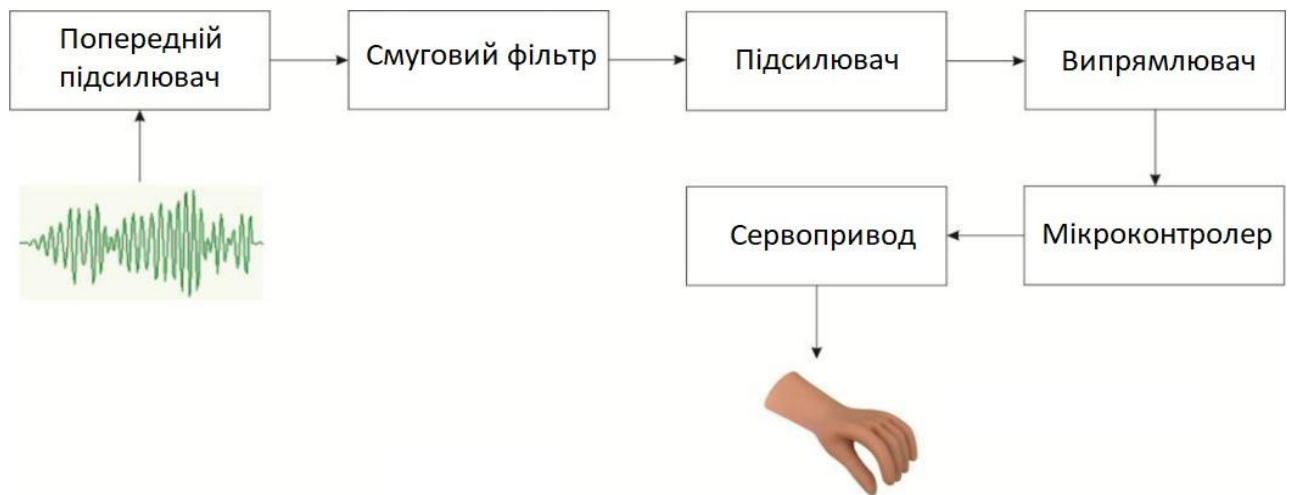


Рисунок 2.1 – Структурна схема блоку керування і блоку формування команд біоелектричним протезом руки

Для ЕМГ характерна безладна шумова форма, отже, підсилюючи керуючий сигнал, посилюються і шуми. Для отримання інформативного сигналу, сигнал з підсилювача подається на фільтр. Область оптимальних частот ЕМГ лежить в діапазоні 20-500 Гц, тому доцільно буде використовувати смуговий фільтр.

Для того щоб виконати це завдання ставлять в схему двонапівперіодний випрямляча, який діє як обвідної детектор, використовується для усунення сигналу і отримання позитивної частини напруги сигнал після посилення і смугової фільтрації сигналу.

Потім огинає детектор супроводжується низькочастотним фільтром для згладжування пульсацій в сигналі, що діє в якості інтегратора. Далі сигнал подається на вхід АЦП мікроконтролера і на виході ми повинні отримати перетворений аналоговий сигнал і цифровий, який буде определятьуголповороту механізму.

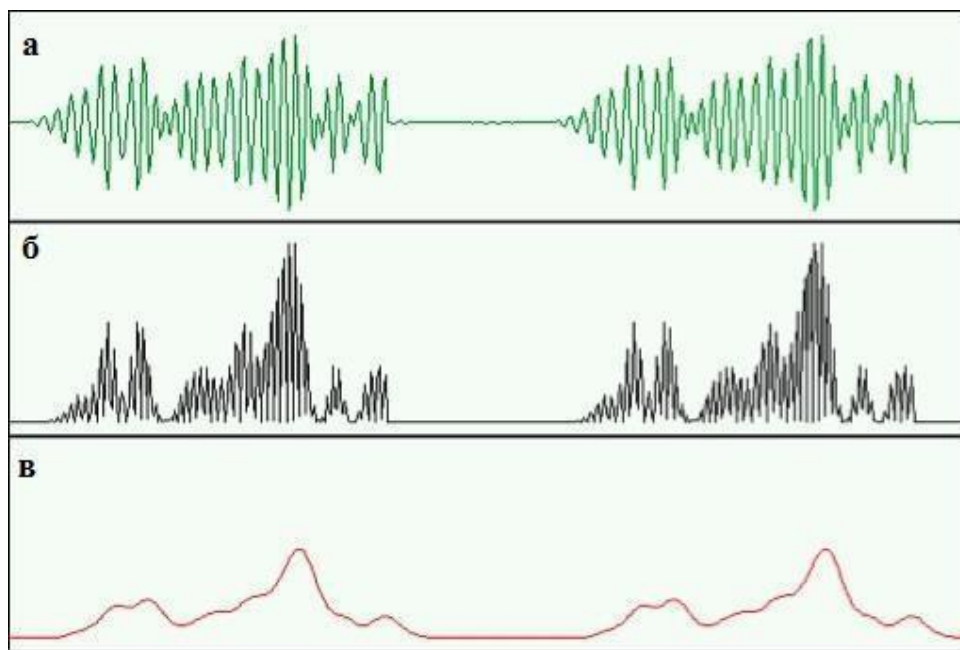


Рисунок 2.2 –Сигнал з ЕМГ (а ); посилення і випрямлений сигналу (б); сигнал з виходу мікроконтролера (в).

Мікроконтролер, порівнює амплітуду сигналу ЕМГ (20-200 мкВ), результат порівняння передає на сервопривід.

Кут повороту сервоприводу регулюється тривалістю ЕМГ. Якщо на мікроконтролер надходить вхідний сигнал, нижче встановленого діапазону, значить, м'язи знаходяться в стані спокою і двигун приймає початковий стан до наступної активності м'язів. Діапазон значень, що регулюють роботу мікроконтролера, встановлюється для кожного пацієнта індивідуально.

В даному дослідженні проводиться вивчення біоелектричної активності м'язів здорової кінцівки, зокрема, передпліччя з метою визначення електрично активних зон, залежно біоелектричної активності м'язів від геометричного положення електродів.

Застосований в дослідженні електроміограф дозволяє вимірювати біоелектричну активність м'язів в частотному діапазоні від 0 до 10000 Гц і мінімальним порогом чутливості зміни потенціалу (0,3 мкВ) без стандартних фільтруючих ланцюгів. Високий рівень завадостійкості пояснюється використанням наносенсорів, що виключають більшу частину негативних ефектів електродів, таких як поляризація під час експлуатації, висихання контактних електродів в результаті тривалого використання.

Практична частина дослідження полягала в реєстрації міографічних сигналів з різних позицій передпліччя, при виконанні циклічно повторюваних ізольованих рухах пальців руки і всієї кисті.

Під час кожного з експериментів виконувалося три види повторюваних вправ: розслаблений стан пальців, слабке повільне згинання пальця в фалангах, згинання пальця з напругою. Крім того проводилася додаткова серія вправ, яка полягала в одночасному згинанні всіх пальців кисті. На додаток до цього перевірялася психосоматична реакція скелетних м'язів на зміну оточення навколо пацієнта.

Для цих цілей при проведенні першої вправи в приміщенні від пацієнта потрібно закрити очі на невеликий проміжок часу. Вправи застосовувалися до трьох основних пальців, граючим ключову роль в роботі кисті: великий, вказівний і середній пальці.

Біоелектричні сигнали відводилися з поверхні передпліччя за допомогою біполярної конфігурації сенсорів із загальним референтним проводом. Датчики розташовувалися на активних електричних зонах, обраних згідно з дослідженням розосередження біоелектричних потенціалів для протезів верхніх кінцівок [23].

Отримані в результаті дослідження результати розглянуті на прикладі біоелектричної активності вказівного пальця в спокої і при активних згинаннях і розгинаннях. На рисунку 2.3 наведена усереднена електроміограма стану спокою, уявленої напруги м'язи (рис. 2.4), активного слабого руху кінцівки (рис. 2.5) і сильного руху кінцівки (рис. 2.6).

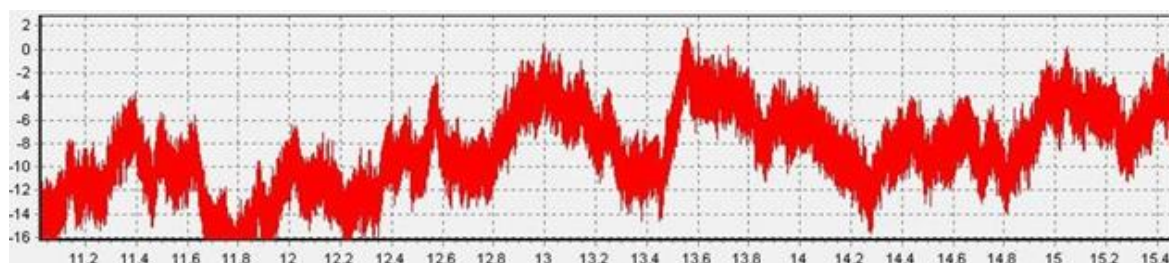


Рисунок 2.3 – Електроміограма активності кінцівки у стані спокою в смузі від  
Одо 10000 Гц.

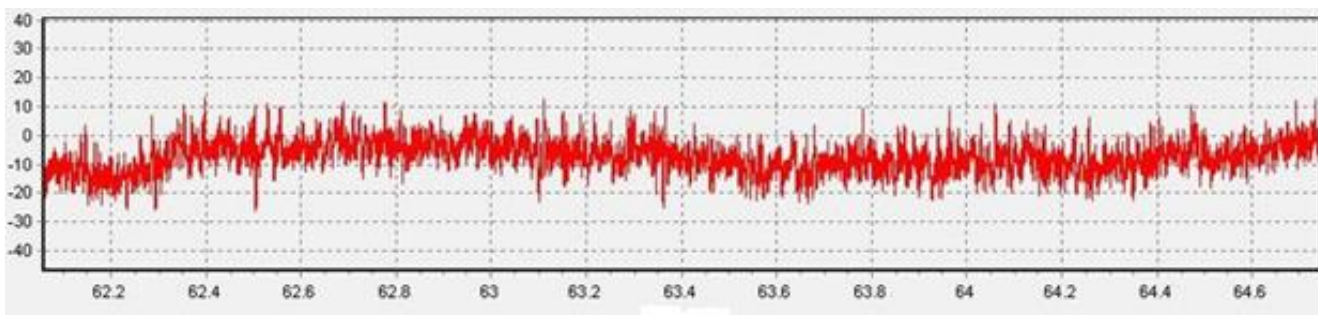


Рисунок 2.4 – Електроміограма активності кінцівки у стані управління уявою в смузі від 0 до 10000 Гц.

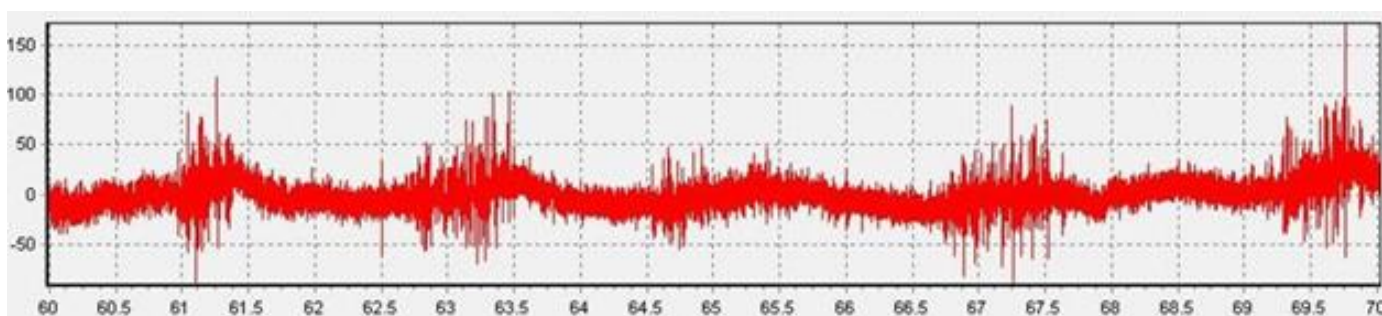


Рисунок 2.5 – Електроміограма активності кінцівки у стані активного слабкогоруху в смузі від 0 до 10000 Гц

Аналіз електроміограми спокою показав, що в момент, коли пацієнт закрив очі, в м'язовій активності стався психосоматична відповідь (рис. 2.7), на зміну сенсорного сприйняття мозком навколишнього простору і психічного стану організму у вигляді різкого зростання постійної складової кривої електроміограми.

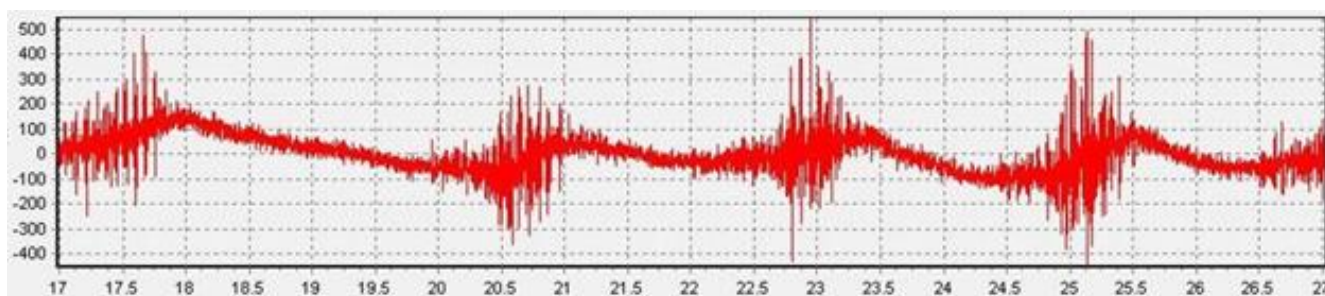


Рисунок 2.6 – Електроміограма активного сильного руху в смузі від 0 до 10000 Гц

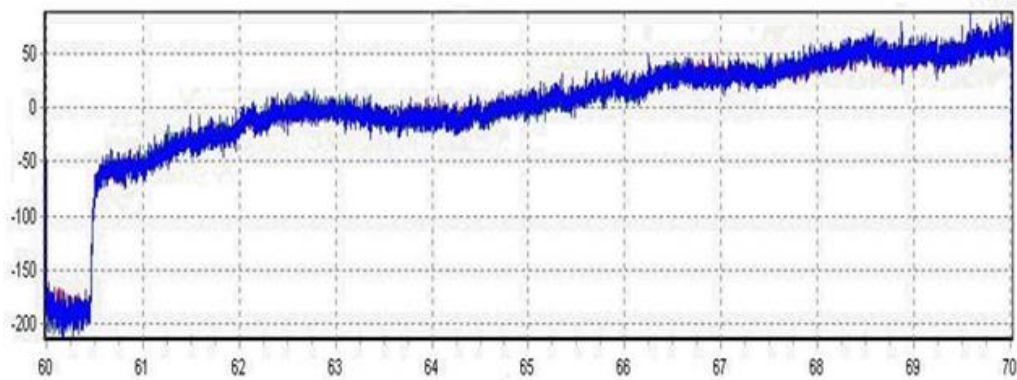


Рисунок 2.7 – Стрибок постійної складової м'язової активності в спокої при закритих очах

Аналіз електроміограми повільної і активної фази експерименту показав, що запропоновані зони активності пальців, розташовані на передпліччі, відповідають існуючим законам. Тобто під час роботи певного сегменту кінцівки виникає яскраво виражений рівень зміни потенціалу, що носить періодичний характер.

Так, наприклад, міографічні сигнали при роботі кисті для вказівного, середнього і великого пальців представлені на рисунку 2.8.

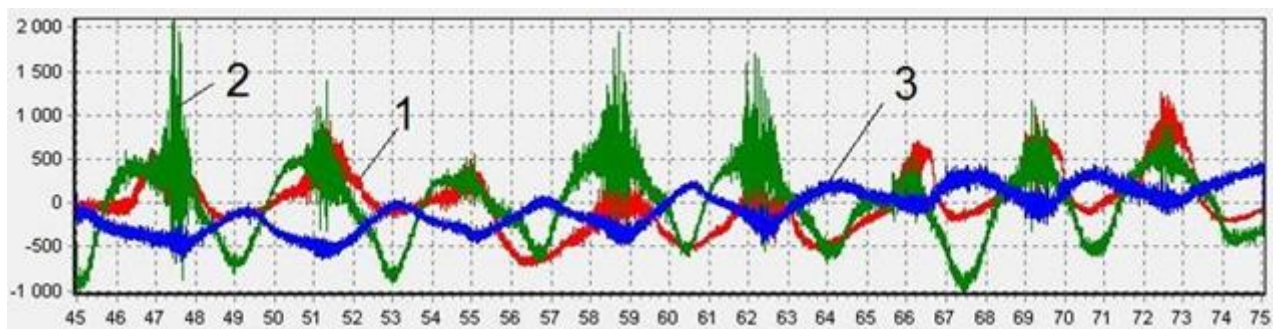


Рисунок 16 – Електроміограми при роботі кисті: вказівний палець (1), середній палець (2), великий палець (3).

Отримані результати дозволяють припустити, що коливання міоелектричного сигналу високої роздільної здатності, які циклічно повторюються, синхронно змінюються з рухом участка кінцівки та можуть застосовуватися для створення біоелектричного протеза з усіма основними ступенями волі.

### 3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИЙ СИНТЕЗ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ РУКИ

Головним завданням, що розробляється, є керування рухом біопротезу. Для цього система управління повинна мати змогу:

- отримання ЕМГ-сигналу, що генерується вольовим зусиллям пацієнта;
- обробка ЕМГ-сигналу для виділення корисної його частини (смужева фільтрація);
- розрахунку параметрів руху сервоприводу.

Умовно СУ можна розділити на аналогову (аналогова обробка сигналу) і цифрову (цифрова обробка сигналу) частини в залежності від того, в якому вигляді відбувається обробка. Цифрова частина має на увазі мікроконтролер і його програму. Вихідний ЕМГ-сигнал на виході підсилювача надходить на активний смужевий фільтр 3-го порядку з пропускну здатністю  $10 \text{ Гц} \div 1000 \text{ Гц}$  для виділення корисної складової сигналу. Потім виконувалася фільтрація мережного наведення  $50 \text{ Гц}$  активним режекторним фільтром 2-го порядку. Після остаточного посилення, сигнал надходить на мікроконтролер з АЦП.

Сигнал оцифровується з частотою дискретизації  $4 \text{ кГц}$  і розрядністю  $10 \text{ біт}$ . Далі починається цифрова обробка сигналу. Першим етапом було видалення постійної складової, що вводиться БЗ. Для цього на другий канал АЦП подавалася постійна напруга, що генерується БЗ. Після оцифрування, воно віднімалося з ЕМГ. Потім ЕМГ випрямлявся (для збільшення потужності) і згладжувався ФНЧ 2-го порядку з частотою зрізу  $2 \text{ Гц}$ .

Якість електронної системи знімання, посилення і реєстрації ЕМГ-сигналу залежить не тільки від електродної системи відведення, але визначається параметрами вхідного ланцюга, утвореного вхідними каскадами посилення і резистивним підсумовувачем схеми.



Зменшення рівня впливу синфазних перешкод біологічного характеру досягається застосуванням біопідсилювача, здатного фільтрувати вхідний сигнал [24].

Для подання загальної картини реєстрації та фільтрації сигналу необхідно скласти загальну схему протеза з біоелектричних управлінням.

Система управління біоелектричного протеза містить мікроелектродні комплекси з механодатчіком, двоканальний підсилювач біоелектричних сигналів і пристрій фільтрації сигналів, аналого-цифровий перетворювач, мікроконтролер і виконавчі механізми з сукупністю датчиків зворотного зв'язку.

При цьому пристрої реєстрації, посилення і фільтрації біоелектричного сигналу повинні володіти високою швидкістю, виключати появи надлишкового шумів і артефактів, що виникають в процесі знімання і передачі інформації, а також повинні формувати чистий сигнал потрібного діапазону частот.

У проектованій СУ формування сигналу на підсилювачі проходить в три етапи:

*1 етап:* реєстрований нашкірними електродами сигнал надходить на інструментальний підсилювач, який підсилює вхідний сигнал. Інструментальний підсилювач являє собою двокаскадний підсилювач. Перший каскад являє собою диференційний підсилювач на двох взаємопов'язаних неінвертуючих підсилювачах. Для підвищення вхідного опору вхідний каскад будують на двох окремих (невзаємопов'язаних) неінвертуючих підсилювачах. Другий каскад – диференціальний підсилювач, що інвертується;

*2 етап:* сигнал надходить на фільтр низьких частот, завданням якого є передача низьких частот і придушення високих частот;

*3 етап:* сигнал надходить на фільтр високих частот, який передає високі частоти при придушенні більш низьких частот.

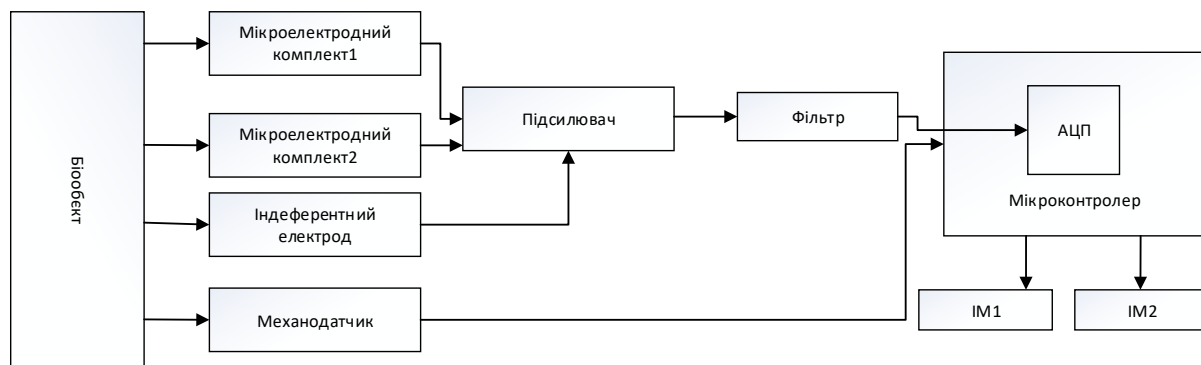


Рисунок 3.1. – Загальна структурна схема протеза з біоелектричним управлінням

У підсумку отримуємо загальну структурну схему протеза з біоелектричних управлінням.

При цьому розміри пристрою і кількість необхідних електронних компонентів помітно знизиться.

### 3.1 Формування вхідного математичного опису системи керування протезом руки з неінвазивною системою зчитування біосигналів

Вхідні дані отримано за допомогою трьох 8-електродних (загалом 24 електродів) браслетів, розміщених навколо передпліччя випробовуваних [35]. У набір даних включено 7 активних жестів та неактивний стан. Сумарна кількість повторень кожного жесту під час одного випробування - 20. Дані було зібрано для 44 учасників в ідентичній експериментальній процедурі, що повторювалася двічі (з тижневим інтервалом) і підвищила кількість повторень кожного жесту до 40. Усі жести виконувались в послідовній або повторюваній манері, тривалість жестів від однієї до трьох секунд. Таким чином представлений набір даних може використовуватися для розробки та перевірки інваріантних за користувачем методів класифікації, визначення стійкості ознак як до довгострокових змін сигналу ЕМГ, так і до неточної перестановки електродів. Використання розрідженої 24-електродної матрицеподібної конфігурації дозволяє розробляти методи, незалежні від розміщення електродів. Також наявні відеозаписи всіх випробувань з двох

ракурсів з використанням бінокулярної камери глибини та HD-камери. Відеопотік використовувався для уточнення маркування жестів та виявлення можливих помилок суб'єктів. Набір даних putEMG доступний за адресою <https://www.biolab.put.poznan.pl/putemg-dataset/>.

З метою отримання набору даних putEMG була розроблена спеціальна експериментальна установка.

Установка була розроблена, щоб дозволити записувати активність м'язів передпліччя певного суб'єкту з широким діапазоном анатомічних особливостей, особливо округлість рук. Стенд збору даних putEMG видно на рисунку 3.1 [35].

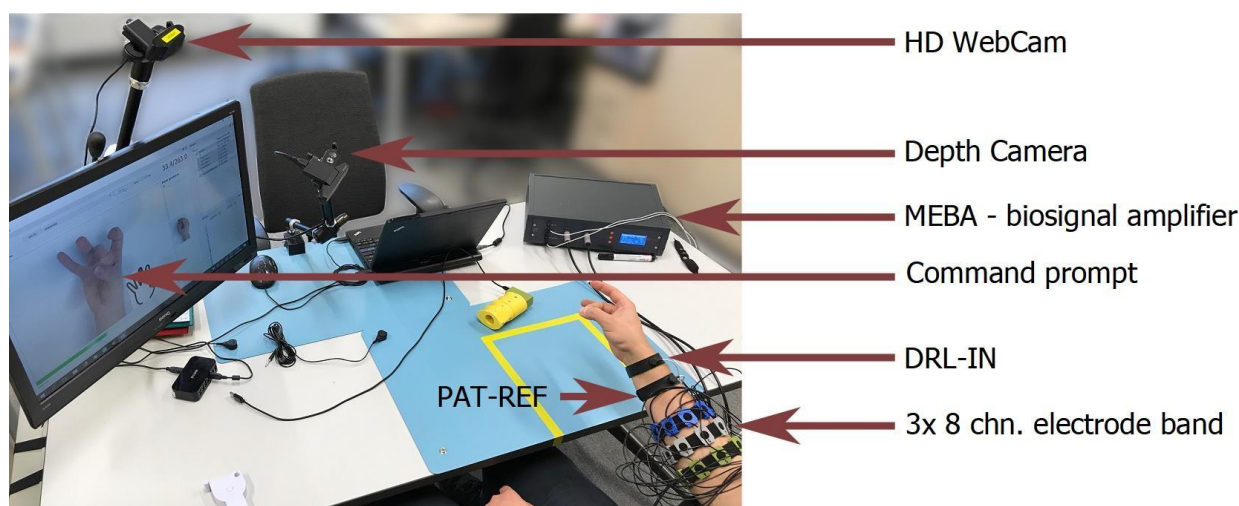


Рисунок 3.2 – Установка, використана під час отримання набору даних putEMG

На рисунку 3.2 показано розміщення датчика sEMG стрічки та контрольних електродів, розташованих біля зап'ястя обстежуваного.

Для запису sEMG сигналу використовували універсальний настільний багатоканальний підсилювач біосигналу MEBA by OT Bioelettronica. Дані відбирали з частотою 5120 Гц за допомогою 12-бітного аналого-цифрового перетворювача (ADC) роздільна здатність і коефіцієнт підсилення 200. Крім того, вбудований аналоговий смуговий фільтр з пропускнуою здатністю від 3 до 900 Гц, застосовувався з метою усунення упередженості та запобігання згладжування. Сигнали були записані в монополярному режимі з електродами DRL-IN та Patient-REF, розміщеними щільно до зап'ястя руки що обстежувалась.

Набір даних putEMG складається із серії випробувань, які включають виконання 8 жестів руками (рис. 3.2). Вибір жестів базувався на попередніх дослідженнях, були обрані активні пози, що демонструють найвищу дискримінацію та найкращі підходи для зручного дизайну НМІ на основі SEMG. Набір складається з 7 активних жестів. Восьмий жест у наборі даних putEMG не працює, під час якого випробовуваних просили не рухати рукою, утримувати її стабілізованою та розслабляти м'язи. Період простою 3 с завжди розділяє виконання активних жестів.

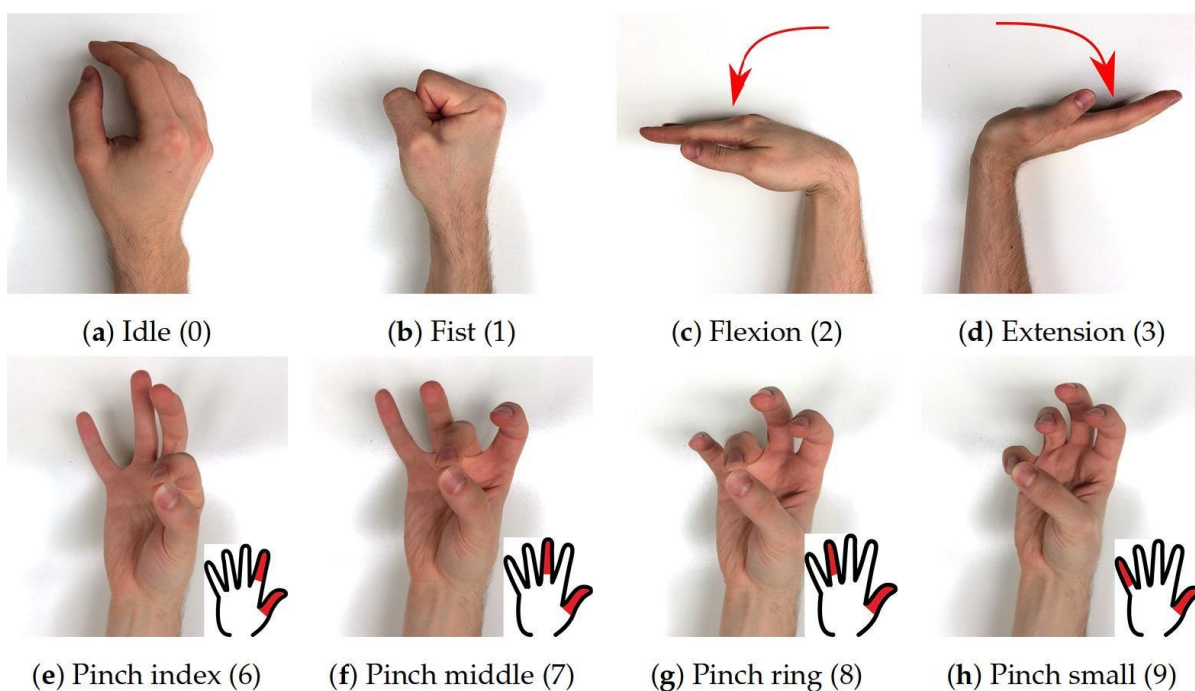
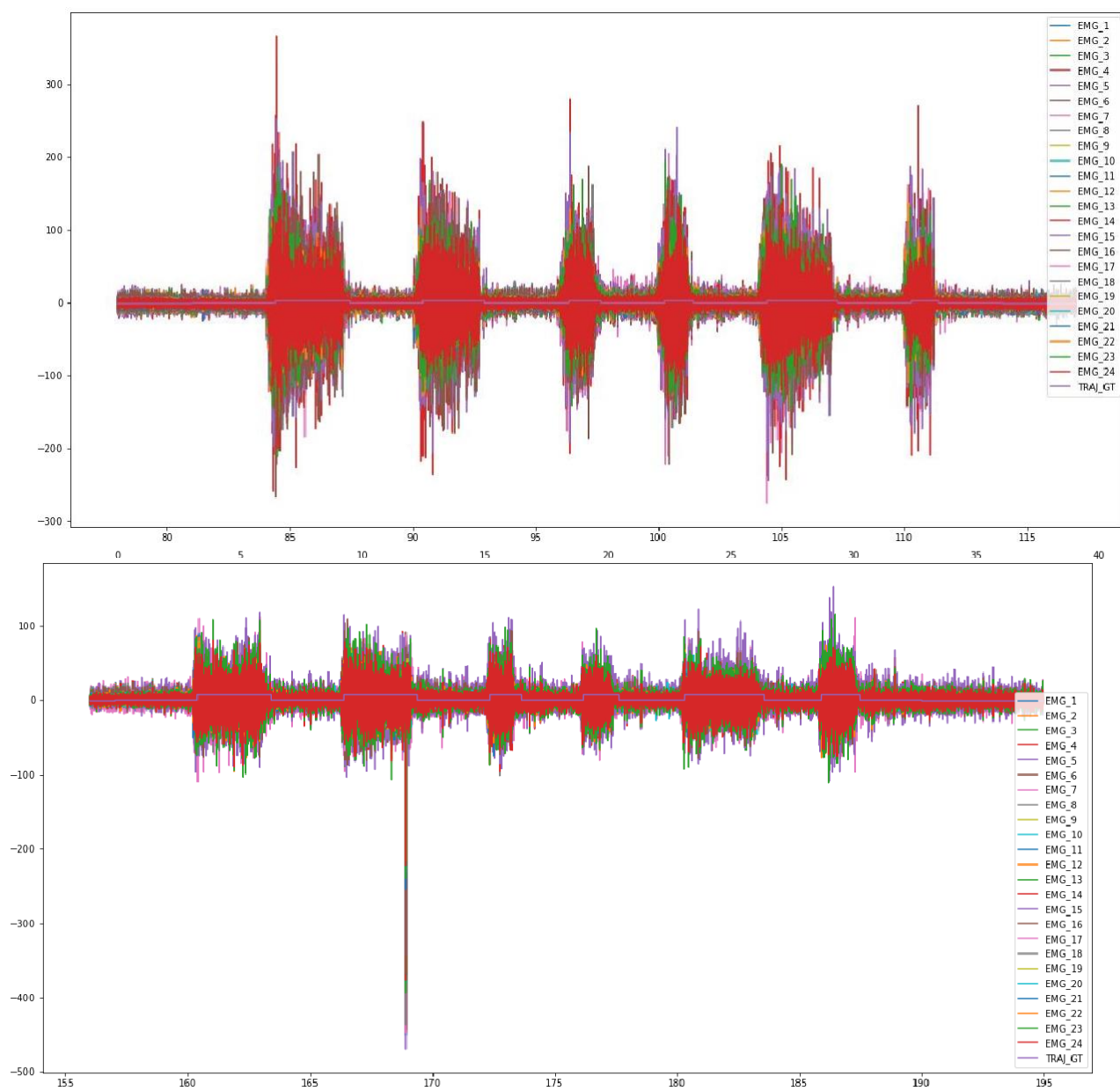


Рисунок 3.3 – Набір жестів PutEMG [35]

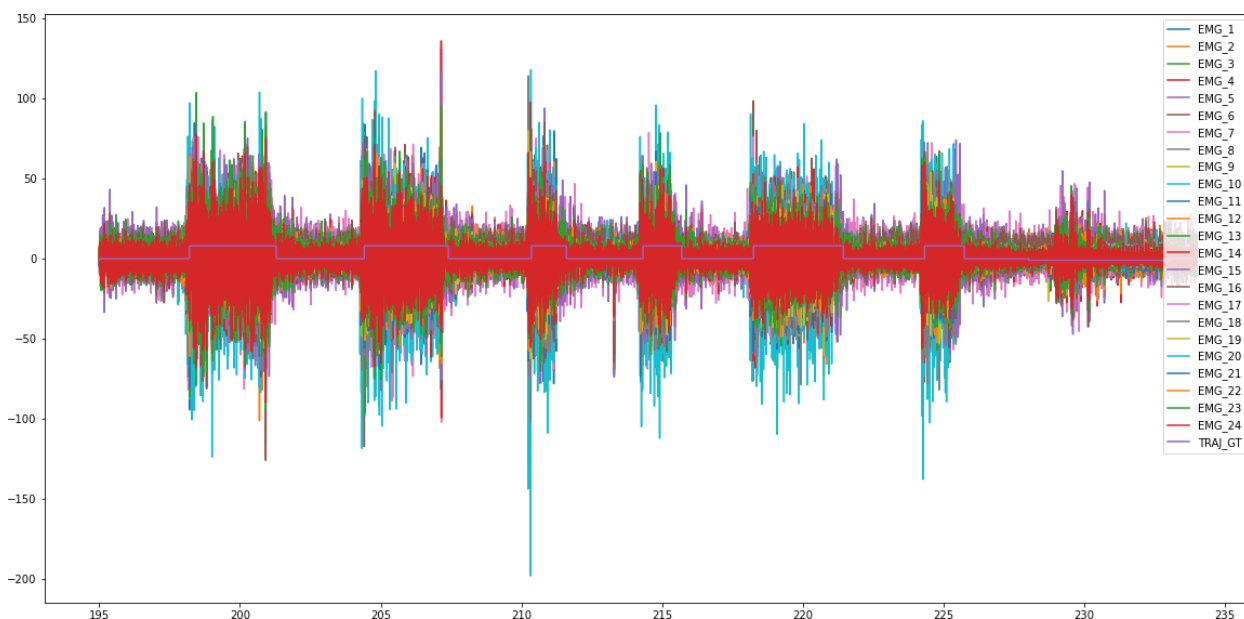
PutEMG включає 8 жестів; 7 активних жестів та бездіяльність, коли випробовуваних просили не рухати рукою; цифри в квадратних дужках означають маркер жестів, що використовується у файлах наборів даних putEMG.

Виконувалося до 20 повторень кожного активного жесту в одному експерименті, проведеному для одного учасника. Кожен суб'єкт проводив експеримент двічі з принаймні тижневим поділом часу, збільшення кількості активних повторень пози до 40. Однак повторюваність розміщення смуги електродів є не повністю забезпечена і може дещо відрізнятись між експериментами. Алфавіт машинного навчання згідно з рисунком 3.2 складався із наступних класів розпізнавання: 1. Стискання лодоні в кулак; 2. Згинання долоні; 3. розгинання

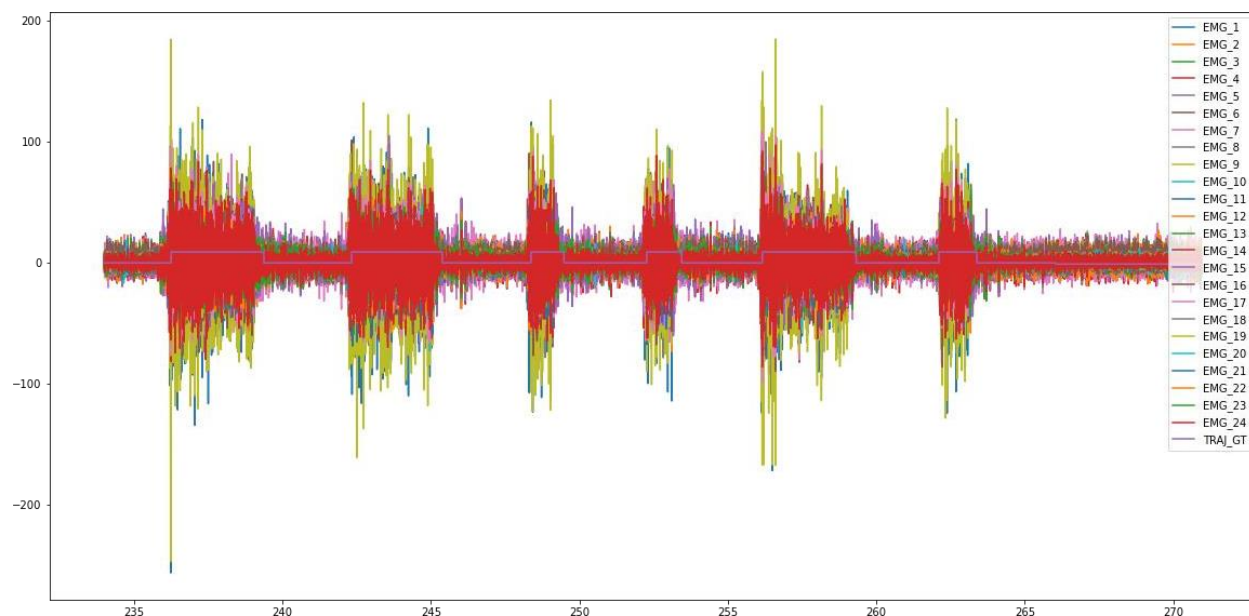
долоні; 4. Стискання в кільце великого і вказівного пальців; 5. Стискання в кільце великого і середнього пальців.



б



*б*



*в*

Рисунок 3.3 – Приклади біосигналів серії виконань певного жесту для заданого алфавіту класів розпізнавання: *а* – Кулак (клас 1); *б* – Флексія (клас 2); *в* – Екстензія (клас 3); *в* – Щипок (клас 4).

Аналіз рисунку 3.3 показує, що наявність в реалізаціях класів розпізнавання однакових ознак обумовлює їх перетин в просторі ознак. Крім того, біосигнали мають відносно великий шумовий фон. Ці фактори суттєво ускладнюють задачу розпізнавання біосигналів. Формування вектору-реалізації відповідного класу розпізнавання здійснювалося шляхом квантування за часом біосигналу із

періодом 20 мс на заданому часовому інтервалі 2 с. Тобто кожна реалізація образу складалася із 100 ознак розпізнавання. При цьому з метою фільтрації шуму квантування біосигналу починалося з моменту досягнення його амплітудою порогового значення, яке дорівнювало 30 мV. У результаті для заданого алфавіту класів розпізнавання була сформована вхідна навчальна матриця у вигляді тривимірного масиву  $(j) m, i$  в якому кількість ознак розпізнавання дорівнювала  $N = 100$ , а кількість векторів-реалізацій для кожного класу розпізнавання дорівнювала  $n = 40$ . Нормоване поле допусків на ознаки розпізнавання, яке задавало область значень відповідних контрольних допусків, дорівнювало  $\delta N = 60$  мV.

### 3.2 Категорійна модель машинного навчання системи керування протезом кінцівки руки

Процес керування протезом, де керуючим сигналом виступають результати обробки міографічних даних, отриманих з неінвазивних датчиків є слабо формалізованим через об'єктивну невизначеність умов формування образів керуючих сигналів, викликану різницею в розміщенні датчиків, змінами вологості шкіри, втому м'язів. Таким чином, категорійна модель інформаційно-екстремального навчання системи розглядається у вигляді орієнтованого графу, ребра якого характеризують оператори відображення множин. При цьому вхідний математичний опис матиме наступну структуру

$$\Delta_B = \langle G, G, T, \Omega, Z, Y, X \rangle$$

де  $G$  – множина вхідних факторів – біосигналів, які зчитуються системою;  $G$  – множина відфільтрованих біосигналів;  $T$  – множина моментів часу зняття інформації;  $\Omega$  – простір ознак розпізнавання;  $Z$  – простір можливих функціональних станів керованого процесу;  $Y$  – множина векторів реалізацій класів розпізнавання, яка утворює вхідну навчальну матрицю;  $X$  – бінарна навчальна матриця;  $f_1$  – оператор фільтрації біосигналів;

$$f_2: G \times T \times Q \times Z \rightarrow Y$$

оператор формування вхідної навчальної матриці  $Y$ ;

У загальному випадку адаптація математичного опису системи на вході класифікатора за ІЕІ-технологією з метою побудови безпомилкових за навчальною матрицею вирішальних правил полягає в багатоциклічній ітераційній процедурі оптимізації за інформаційним критерієм просторово- часових параметрів, які впливають на функціональну ефективність систем керування, що навчається. Нехай дано алфавіт класів розпізнавання  $m$  навчальна модель типу «Об'єкт-властивість»

$$g = \langle x_m, d_m, \delta, \rho_m \rangle, \quad (3.1)$$

$x_m$  - усереднений структурований вектор ознак класу розпізнавання;  $d_m$  - радіус гіперсферичного контейнера класу розпізнавання, який відновлюється в радіальному базисі простору ознак розпізнавання;  $\delta$  – параметр поля контрольних допусків на ознаку розпізнавання.

Параметр  $\delta$  дорівнює половині симетричного поля контрольних допусків на ознаку розпізнавання, як це показано на рисунку 3.4.

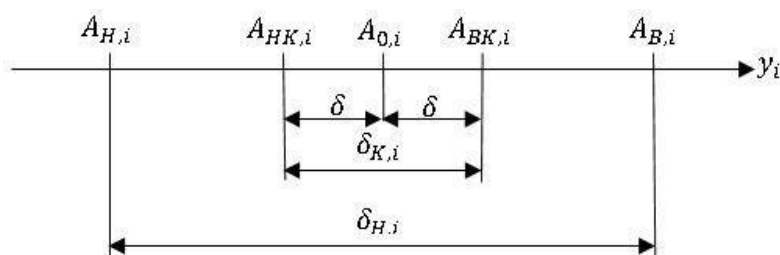


Рисунок 3.4 – Поле допусків на ознаку розпізнавання

У виразі (3.1) присутній додатковий параметр машинного навчання  $\rho_m$  – рівень селекції координат усередненого двійкового вектора ознак класу розпізнавання  $V_{0m}$ . Згідно з працею [1] рівнем селекції називається рівень квантування дискретного полігона емпіричних частот потрапляння значень ознак розпізнавання у свої поля контрольних допусків. Полігон будується для кожного класу таким чином: по осі абсцис відкладаються ранги ознак розпізнавання, які відповідають номерам ознак у векторі-кортежі  $V_{ri}$ . Оптимізація рівнів селекції координат усереднених



двійкових векторів ознак дозволяє максимізувати середню міжкласову кодову відстань для заданого алфавіту, що згідно з максимально-дистанційним принципом теорії розпізнавання образів дозволяє підвищити повну ймовірність прийняття правильних класифікаційних рішень.

Категорійну модель інформаційного машинного навчання системи керування протезом руки з оптимізацією контрольних допусків на ознаки розпізнавання і рівнів селекції координат усереднених двійкових векторів ознак показано на рисунку 3.5.

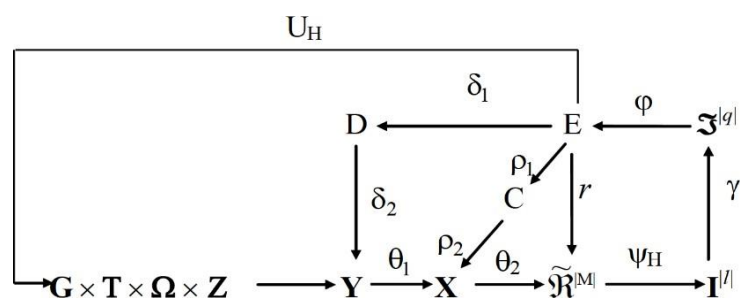


Рисунок 3.5 – Категорійна модель навчання з оптимізацією рівнів селекції координат двійкових усереднених векторів ознак розпізнавання

На рисунку 3.5 прийнято такі позначення:

$\theta$  – оператор відображення бінарних векторів-реалізації навчальної матриці  $X$  на розбиття простору ознак на класи розпізнавання.

$\psi$  - перевірка основної статистичної гіпотези про належність реалізацій відповідному класу розпізнавання.

$\gamma$  - формування множини точнісних характеристик

$\phi$  - обчислення множини  $E$  значень інформаційного критерію оптимізації параметрів навчання,  $r$  – оператор відновлення в радіальному базисі простору ознак контейнерів класів розпізнавання.

$D$  – терм-множина, система контрольних допусків, що є рівнями квантування ознак при формуванні робочої бінарної навчальної матриці, яка в процесі навчання адаптується для високої достовірності вирішальних правил. Оператори контура категорійної моделі, показаного на рис. 3.6, оптимізують рівні селекції координат двійкових усереднених векторів ознак розпізнавання.

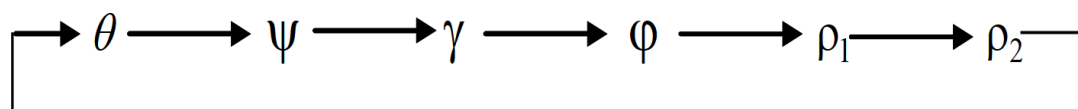


Рисунок 3.6 – Контур оптимізації рівнів селекції координат двійкових усереднених векторів ознак розпізнавання.

Таким чином, показана на рис. 3.5 категорійна модель може розглядатися як узагальнена структурна схема алгоритму інформаційно-екстремального навчання системи керування. При цьому згідно з принципом відкладених рішень для максимізації інформаційної спроможності системи керування може знадобитися оптимізація інших параметрів навчання. У цьому випадку категорійна модель буде мати додаткові контури оптимізації цих параметрів, у яких загальною буде терм-множина  $E$ , елементи якої обчислюються на кожному кроці машинного навчання.

### 3.3 Короткий опис програмного забезпечення

Реалізацію функціональних операторів алгоритму машинного навчання та екзамену системи керування протезом кінцівки руки з неінвазивною системою зчитування біосигналів було здійснено на мові Python у середовищі Jupyter Lab, із використанням бібліотек numpy, matplotlib, pandas та numba.

Програмна реалізація містить:

- 1) Завантаження та візуалізацію вхідних даних
- 2) Різні сценарії предобробки даних та фільтрації шумів, що формують навчальну матрицю.
- 3) Відображення параметрів функціонування інтелектуальної інформаційної системи в процесі навчання в текстовому форматі;
- 4) Графічне відображення динаміки змін параметрів навчання в графічному вигляді після завершення навчання;
- 5) Алгоритм навчання оптимальних гіперпараметрів ієрархічного вирішального правила інтелектуальної системи керування, що наближує її

інформаційну спроможність до максимальної асимптотичної. за паралельно послідовним алгоритмом навчання ІЕІТ із оптимізацією за рівнем селекції двійкових координат центральних векторів контейнерів класів розпізнавання.

6) Алгоритм екзамену за ІЕІТ.

7) Збереження винайдених оптимальних параметрів функціонування системи в файли.

Програма являє собою документ формату Jupyter Notebook, що дозволяє поєднувати в одному візуальному середовищі ділянки виконуваного коду, коментарі та інфографіку.

Таким чином програма має зручний та гнучкий інтерфейс із інтегрованими підказками для користувача, коментарями для глибшого розуміння функціонування скриптів програми та наочними візуалізаціями вхідних даних та параметрів в процесі навчання.

Після запуску файлу в середовищі Jupyter Notebook або Jupyter Lab, керування здійснюється редагуванням констант, що відповідають іменам файлів з вхідними даними і параметрам формування навчальної вибірки, та запуском ділянок-скриптів що реалізують певні функції програми. Кількість класів розпізнавання майже не обмежена, однак програма має деякі обмеження щодо об'єму вибірки вхідних даних та потужності словника ознак розпізнавання. Об'єм вибірки обмежується оперативною пам'яттю ЕОМ і разом з потужністю алфавіту ознак розпізнавання сильно впливає на час виконання програми. Таким чином великі вибірки та потужності спричиняють сильні незручності з великим часом навчання. Більшість наявних сценаріїв предобробки даних націлена на вибірки з набору putEMG, однак самі алгоритми навчання та екзамену є використаними для будь-яких даних, що можуть бути зведені до масивів форми класифікації-ознаки(3D) та вибірка-реалізація(1D-2D) відповідно.

Алгоритм є інваріантним до кількості ознак та реалізацій, і таким чином формує вектори оптимальних гіперпараметрів відповідно до розмірності вхідних даних.

Властивість адаптивності при оптимізації словника ознак розпізнавання задається сценаріями предобробки вхідних даних, які формують навчальну вибірку та мають запускатися на виконання перед запуском сценарію навчання. Сформаовані навчальні вибірки із оптимізованим словником ознак розпізнавання зберігаються у вигляді масивів в оперативній пам'яті та можуть бути збережені в файли, назва яких відповідає змісту, завдяки призначенням для цього додатковим сценаріям. Програмна реалізація використовує наступні бібліотеки вказані в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Використані бібліотеки та їх призначення

№	Назва бібліотеки	Опис
1.	pandas	Зчитування та реорганізація даних.
2.	numpy	Математичні та логічні операції над масивами даних під час виконання алгоритму
3.	matplotlib	Візуалізація даних
4.	numba	Компіляція коду функцій на мові Python в код на мові C і далі в байткод, що пришвидшує їх виконання до 1000 разів.

У програмі було виконано наступні константи і змінні (табл. 3.2):

Таблиця 3.2 – Основні константи та змінні програми

Ім'я константи або змінної	Короткий опис
df	Змінна типу Pandas DataFrame, що дозволяє завантажити дані для навчання з файлу.
N=20	Кількість класів розпізнавання.
k=60	Кількість послідовних дискрет-замірів, з котрих екстрагуються ознаки.
<code>Numpy.ndarray(dtype=float64)</code> LearnArrs	Матриця релізацій підготована для навчання
<code>Numpy.ndarray(dtype=float64)</code> TestArrs	Матриця реалізацій підготована для тестування
<code>Numpy.ndarray(dtype=float64)</code> LearnGestArrs	Матриця реалізацій використовується та змінювана впродовж виконання навчання
<code>Numpy.ndarray(dtype=float64)</code> centers	Масив середніх за реалізаціями для кожного класу розпізнавання
List C	Список рівнів селекції
<code>float64 k1bk</code> <code>float64 best_kulbk</code>	Поточне та краще для певного базового класу значення КФЕ Кульбака
K2, K3	Значення точносних характеристик
<code>Numpy.ndarray(dtype=bool)</code> binary	Матриця двійкових реалізацій
<code>bs_othr_cntr_dst</code> <code>bs_center_all_reals_dst</code>	Кодові відстані між бінарними центрами базового та інших класів навчання, центром базового та реалізаціями всіх

Крім того було розроблено наступні процедури та функції (табл. 3.3):

Таблиця 3.3 – Основні функції програми

Назва функції	Короткий опис
heming(arrA, arrB)	Відстань Хемінга між двома реалізаціями
center_reals( binearized_center, binary)	Повертає масив відстаней від бінарного центру базового класу до всіх реалізацій навчальної вибірки.
k13(rds, h_cnr_rls)	Залежно від вхідних даних повертає значення коефіцієнту K1 або K3.
k24(rds, h_cnr_rls)	Залежно від вхідних даних повертає значення коефіцієнту K2 або K4.
kulbak(N,K2,K3)	Значення критерію Кульбака
kulbak_mean(radius, h_cnr_rls,z, N)	Середнє значення інформаційного критерію відносно всіх класів n
binearize (image, top, bottom)	Переведення сигналу в бінарний габарит відносно суми контрольних допусків
m_radius_opt(h_cnr_rls, r_max,z, N)	Оптимізація радіусу контейнеру бінарного класу.

### 3.4 Результати фізичного моделювання

Моделювання машинного навчання системи керування протезом кисті руки здійснювалося за двома схемами. У першому випадку (рис. 3.7) машинне навчання здійснювалося для заданого алфавіту з вхідними даними, сформованими при пороговому значенні біосигналу, яке дорівнювало 30 mV. У іншому випадку машинне навчання системи керування здійснювалося з оптимізацією рівнів квантування біосигналів для кожного класу розпізнавання (рис. 3.8)

На рис. 3.7 показано графіки залежності усередненого за алфавітом класів розпізнавання інформаційного критерію (2.8) від параметра  $\delta$  поля контрольних допусків, отримані в процесі машинного навчання системи керування біопротезом з паралельною оптимізацією контрольних допусків при пороговому значенні біосигналу 30 mV. На рис. 3.7 кольоровою заливкою позначено робочі (допустимі) області визначення критерію (2.8), в яких перша і друга достовірності перевершують відповідно помилки першого і другого роду. При цьому оптимальне значення параметра  $\delta$  визначається максимальною величиною інформаційного критерію у всіх робочих областях.

Аналіз рисунка 3.7 показує, що у першому випадку машинне навчання характеризується невисокою функціональною ефективністю, що потребує збільшення його глибини шляхом оптимізації додаткових параметрів машинного навчання. Одним із таких параметрів оптимізації є рівні квантування біосигналів. В процесі машинного навчання рівні квантування біосигналів змінювалися з кроком 10mV. При цьому значення дискрет біосигналу, які знаходилися нижче рівня квантування, приймалися нульовим, а ті, що знаходилися вище рівня квантування приймалися одиничними. Таким чином, утворювалася так звана “зріджена” навчальна матриця, яка відрізнялася від початкової меншою кількістю одиниць. Аналіз рисунка 3.8 показує, що застосування “зрідженої” навчальної матриці для заданого алфавіту призвело до значного збільшення функціональної ефективності машинного навчання.

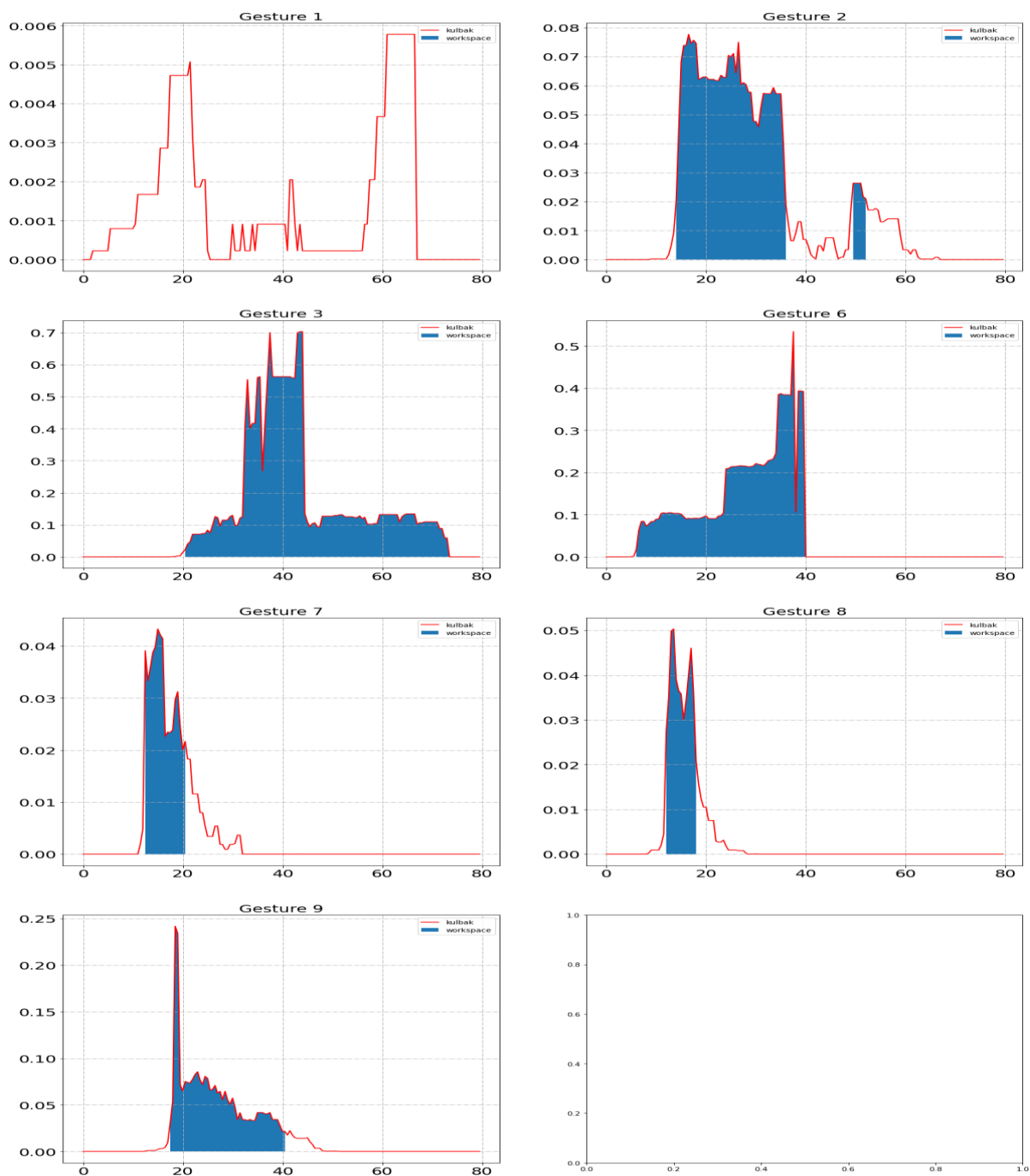


Рисунок 3.7 – Графіки залежності нормованого інформаційного критерію від параметра поля контрольних допусків:

На рисунку 3.8 показано графіки залежності нормованого інформаційного критерію від параметра поля контрольних допусків при оптимальних рівнях квантування біосигналів.



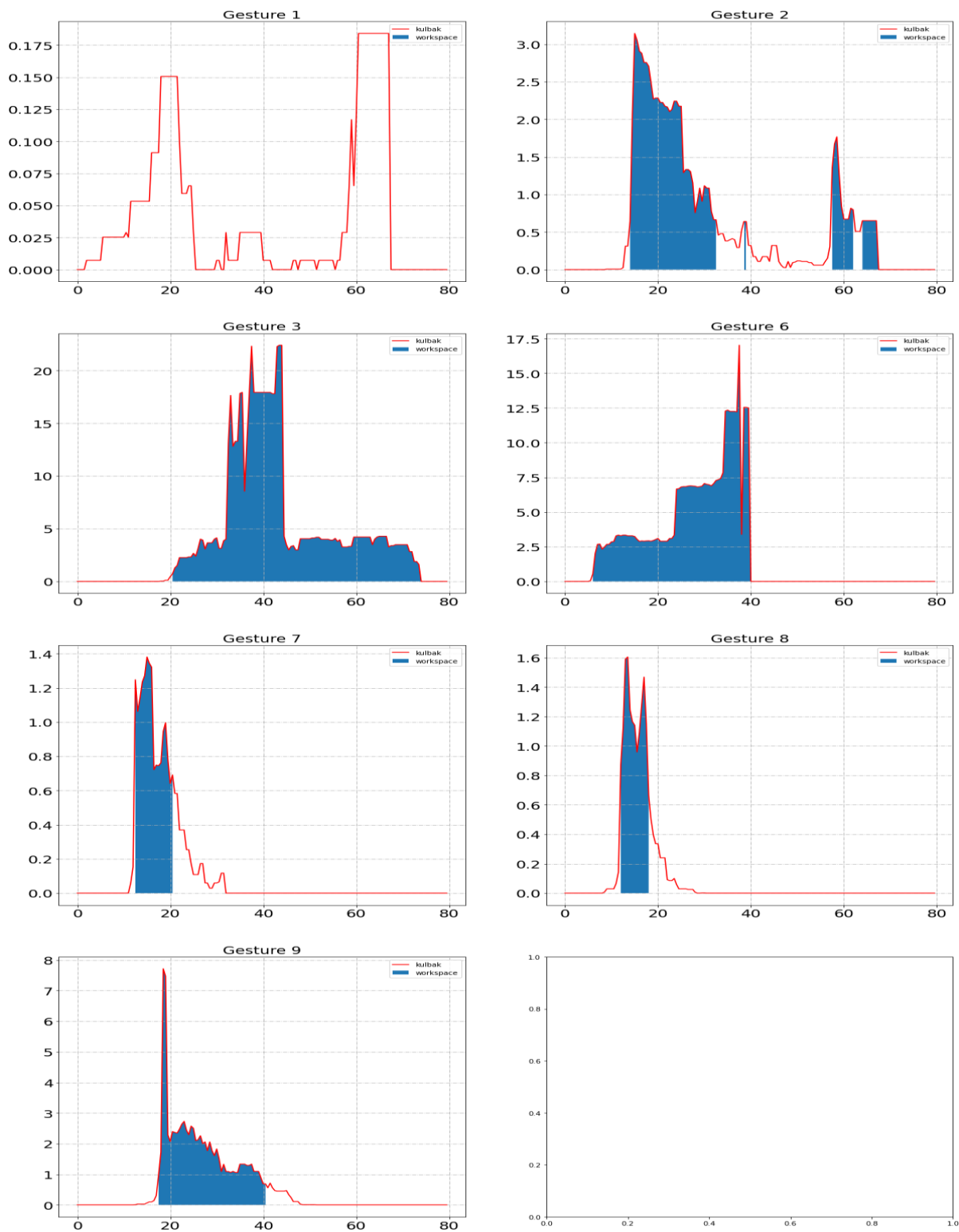


Рисунок 3.8 – Графіки залежності нормованого інформаційного критерію від параметра поля контрольних допусків при оптимальних рівнях квантування біосигналів.

Для побудови вирішальних правил необхідно знання оптимальних в інформаційному розумінні геометричних параметрів контейнерів класів розпізнавання. На рисунку 3.10 показано графіки залежності інформаційного кри-

терію (2.8) від радіусів контейнерів класів розпізнавання, одержаних при оптимальному параметрі поля контрольних допусків на ознаки розпізнавання.

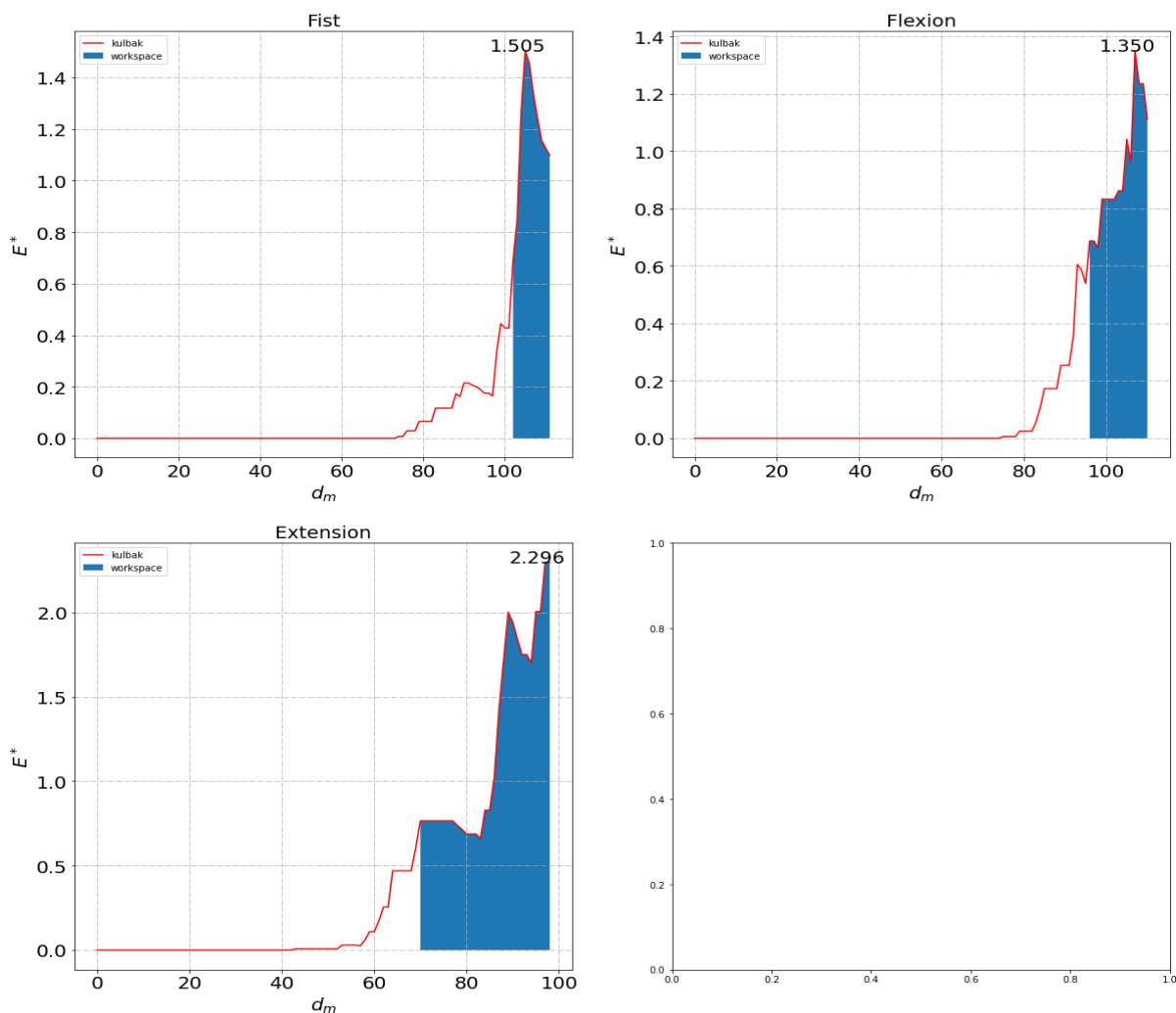


Рисунок 3.10 – Графіки залежності інформаційного критерію (2.8) від радіусів контейнерів класів розпізнавання:

Аналіз функціональної ефективності машинного навчання системи керування протезом кінцівки руки з паралельною оптимізацією контрольних допусків на ознаки розпізнавання і з оптимізацією рівнів квантування біосигналів для заданого алфавіту показав, що згідно з рисунком 3.7 середня значення інформаційного ненормованого критерію дорівнює 1,65, а згідно з рисунком 3.8 – 8,3. Таким чином суттєве підвищення функціональної ефективності машинного навчання майже у сім разів досягнуто за рахунок використання “зрізаної” навчальної матриці, що зменшує ступінь перетину класів розпізнавання в просторі ознак.

## 4 РОЗРАХУНОК ОСНОВНИХ ВУЗЛІВ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ РУКИ

### 4.1 Розробка електричної принципової схеми системи управління рухом біопротеза верхньої кінцівки

На рисунку 4.1 система управління рухом біопротеза представлений у вигляді функціональної схеми, на якій відображені основні етапи обробки ЕМГ-сигналу.

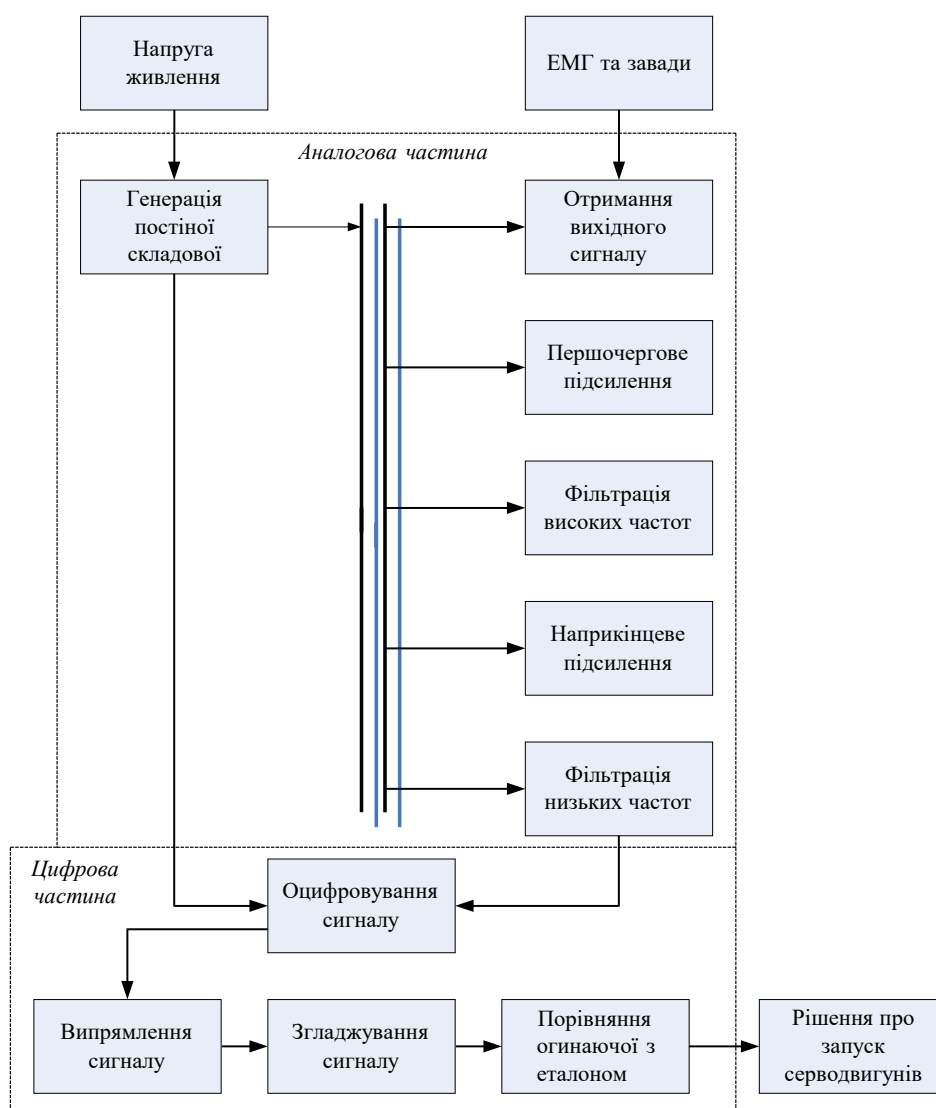


Рисунок 4.1 – Функціональна схема системи управління рухом протеза руки

Нижче наведено опис кожного з блоків відповідно елементам принципової схеми.

Для отримання вихідного ЕМГ-сигналу використовується інструментальний підсилювач. Так як окрім корисного в сигналі присутні ще і завади, використовується включення з активною землею на інструментальному підсилювачі ІУ. Регулювання первинного посилення проводиться потенціометром R3. Номінал потенціометра становить 10 кОм.

Коефіцієнт посилення розраховується за формулою:

$$K1 = (1 + 49.4 \text{ кОм} / R3). \quad (4.1)$$

До виходів IN-, IN + і GND підключаються електроди.

Мітки VCC і VSS є мітками живлення, GND – також використовується як напруга зсуву. Вихід RAW є вихідом ІУ і на нього подається вихідний ЕМГ-сигнал.

Фільтрація високих частот (рис. 4.2) виконується через інтегратор на ОП U1A, який включений у зворотний зв'язок між виводами RAW і REF (вивід ІУ для опорної напруги). Частоту зрізу для такого фільтра обрано на рівній 2,5 Гц.

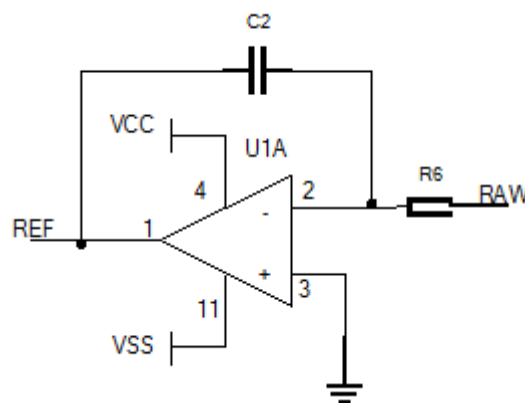


Рисунок 4.2 – Інтегратор в колі зворотного зв'язку

Наприкінцеве посилення сигналу виконується інвертуючим підсилювачем на ОП U1D (рис. 4.3). Регулювання підсилення проводиться потенціометром R7. Номінал потенціометра 50 кОм.

Коефіцієнт посилення розраховується за формулою

$$K2 = - R7 / R8. \quad (4.2)$$

Тут же розташовується пасивний фільтр нижніх частот на резисторі R10 і C3 з частотою зрізу 2 кГц.

Міткою OUT на рисунку 4.3 позначено місце на схемі, де знаходиться відфільтрований і посилений ЕМГ-сигнал. Цей вивід з'єднується з входом АЦП мікроконтролера.

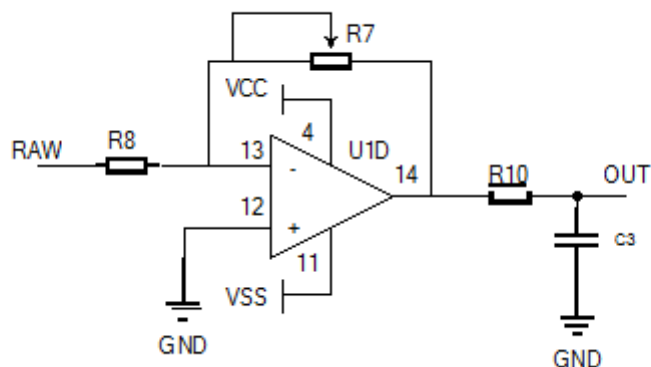


Рисунок 4.3 – Підсилювач і фільтр нижніх частот

На рисунку 4.4 показаний генератор постійної складової (блок зсуву). Резистори R9 і R11 ділять напруга живлення на 2. ОП U1C є буфером, тобто забезпечує всю схему необхідним струмом без падіння напруги. Вивід GND також підключається до входу АЦП.

У в наведеній системі управління рухом біопротеза застосовується відведення біопотенціалів м'язів за допомогою біполярних поверхневих електродів. Діапазон амплітуд біопотенціалів, які зчитуються, складає 20÷60 мкВ в області частот від 100 до 800 Гц.

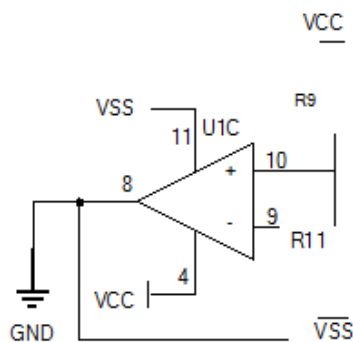


Рисунок 4.4 – Генератор постійної складової

З огляду на це, а також на наявність високого рівня електричних перешкод, напруга поляризації та різних величин перехідного опору шкіри під електродами, підсилювач біопотенціалів (ПБП) модулю управління повинен володіти такими основними характеристиками:

високим вхідний опір;

низьким рівнем шумів;

виборчими частотними властивостями, що зменшують дію мережевих наведень і високочастотних шумів.

Електрична принципова схема ПБП наведена на рисунку 4.5 та у додатку В.

Прийmemo в якості розрахункового середньо геометричне значення вхідного сигналу:

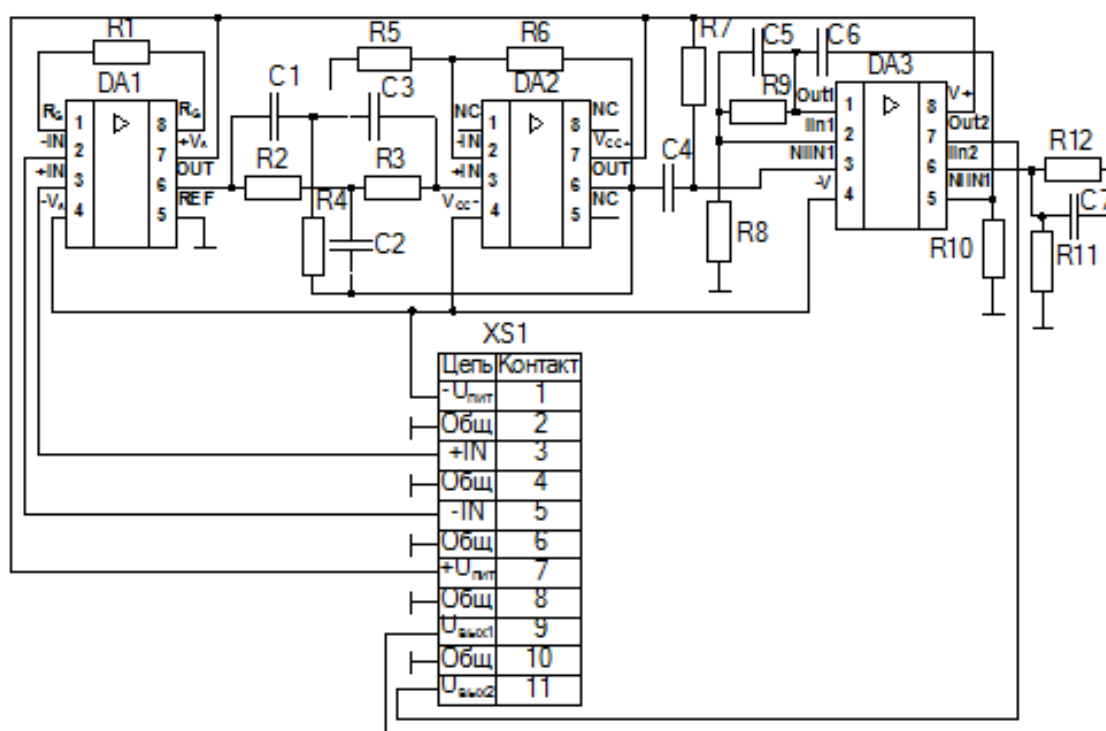


Рисунок 4.5 – Електрична принципова схема перетворювача біопотенціалів

Амплітуда вхідного сигналу підсилювача біопотенціалів обмежується напругою джерела живлення та може досягати 3 В, під час живлення напругою 6 В.

В якості розрахункового піймемо значення вихідного сигналу, яке приблизно дорівнює половині максимального, тобто 1,5 В.

Загальний коефіцієнт посилення визначається за формулою (4.4):

$$K_U = \frac{U_{\text{вих}}}{U_{\text{вх}}}$$

Вхідний каскад, зібраний на ОП DA1.1 и DA1.2 забезпечує високий диференційний коефіцієнт посилення, який розраховується як:

$$K_{\text{диф}} = 1 + \frac{2K_2}{R_1}$$

та є коефіцієнтом посилення синфазного сигналу без будь-якого точного узгодження резисторів. Диференціальним виходом цього каскаду є сигнал з істотно зменшеною синфазною складовою, яка використовується для збудження звичайного диференціального підсилювача на ОП DA1.3, що теж має одиничний коефіцієнт посилення. Тут відбувається придушення залишкового синфазного сигналу і отримання односмугового вихідного сигналу. За допомогою резистора R1 встановлюється коефіцієнт посилення, що визначається як:

$$K_y = \frac{100}{R_1} + 1, \quad (4.6)$$

де R1 – опір зовнішнього резистора, кОм.

Для Отримання коефіцієнта Посилення первого каскаду  $KU1 = 230$ , підберемо номінал резистора R9 рівнім 499Ом. На цьому опис функцій і побудови аналогової частини закінчено. Решта функцій виконує цифрова частина.

#### 4.2 Розробка алгоритму роботи мікроконтролера системи управління рухом біопротеза руки

Цифрову частину модуля управління пропонується виконати на базі 16-бітного мікроконтролера (МК) FR5969 з RISC-архітектурою, що працює на

тактових частотах до 16 МГц при напрузі живлення від 1,8 до 3,6 В. Даний мікроконтролер має наднизької енергоспоживання: близько 100 мкА / МГц в активному режимі і 0,4 мкА в режимі очікування (LPM 3). МК в своєму розпорядженні п'ять 16-бітними таймерами, 16-канальним 12-бітовим АЦП, до 40 портів загального введення / виведення, підтримує інтерфейси UART, IrDA, SPI, I2C. Діапазон робочих температур становить від -40 до + 85 ° С. Сам МК стійкий до радіаційного впливу і несприйнятливий до магнітних полів. Алгоритм роботи програми МК наведено в додатку В.

МК працює в нескінченному циклі. Вхід і вихід відбувається через обробку переривання, що виникає при надходженні посиленого біопотенціала. При підключенні живлення відбувається ініціалізація внутрішніх пристроїв МК.

Вбудований тактовий генератор налаштовується на частоту 16 МГц. Далі налаштовуються порти введення / виводу. Модуль eUSCI включається в режимі UART зі швидкістю передачі даних 256000 бод і дозволеним перериванням при отриманні інформації. Ці переривання необхідні для отримання даних з ПК про необхідній частоті дискретизації, кількості проріджувати відліків і сигналу почав і кінця збереження оцифрованих даних. АЦП налаштовує в двоканальний режим з дозволом 10 біт і спрацьовуванням по перериванню від таймера.

Таймер генерує 4000 переривань в секунду, що відповідає частоті дискретизації 4000 Гц. Як тільки значення рахункового регістра таймера досягає заданого значення, на внутрішньому виведення таймера встановлює логічна одиниця, яка буде скинутий через 10 тактів.

Зміна рівня є сигналом для АЦП. Відбувається оцифровка значень сигналів по двох каналах.

Отримані дані зберігаються в змінних `ADC_sample` і `GND` типу `int`. Потім з `ADC_sample` віднімається `GND`. Таким чином, віддаляється ізоляція.

З метою економії пам'яті результат присвоюється змінної `ADC_sample`. Далі відбувається випрямлення сигналу: якщо значення `ADC_sample` менше нуля, то застосовується функція `abs ()` (модуль числа).

Одже, коли все відліки сигналу позитивні, виконується згладжування функцією `smooth ()`, в якій реалізований цифровий фільтр 2-го порядку.



Згладжений ЕМГ-сигнал, на відміну від вихідної ЕМГ, можна порівнювати з порогом без введення затримок. Правило для включення серводвигунів просте – захват утримується доти, поки поріг перевищено. Якщо рівень обвідної менше порогового значення, то сервоприводи приймають вихідне положення. Код програми знаходиться в додатку Д. Цифровий фільтр 2-го порядку має наступні характеристики:

-частота зрізу: 5 Гц, коефіцієнт ослаблення: 1 дБ;

-смуга затримки: 700 Гц, коефіцієнт ослаблення: 80 дБ;

-коефіцієнти чисельника: 1, 2, 1;

- коефіцієнти знаменника: 1.0, -1.98267, 0.98282;

-коефіцієнт підсилення: 0.00003.

Результат роботи модуля управління представлений на рисунку 4.7.



Рисунок 4.7 – Результати емуляції роботи модуля управління рухом біопротеза руки

Є 3 графіка. Розгортка по горизонталі обрана 1 секунда. Перший графік - вихідний ЕМГ-сигнал. По ньому регулювали посилення аналогової частини.

Враховувалося, щоб графік не виходив за межі напруги живлення, навантаження на випробуваного була мінімальна.

На другому графіку показана крива, що огинає. Це результат роботи цифрового фільтра, що згладжує. Значення обвідної надалі порівнювалися з порогом. На третьому графіку зображена ступінчаста функція, що показує в які моменти часу було перевищено поріг збудження.

## 5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота з розробки та дослідження «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

### 5.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 5.1 [2].

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	3	3	3
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	4	4	4
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	4	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	2	3	2
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	4	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	4	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	3	3	4
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	3	3
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	3	3	4
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	3	3
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	4	3	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	3	3	3
Сума балів	39	39	39
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	39,0		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 5.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 5.3 [2].

Таблиця 5.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів $СБ$ розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки» становить 39,0 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

## 5.2 Визначення рівня конкурентоспроможності розробки

В процесі визначення економічної ефективності науково-технічної розробки також доцільно провести прогноз рівня її конкурентоспроможності за сукупністю параметрів, що підлягають оцінюванню.

Одиничний параметричний індекс розраховуємо за формулою[2]:

$$q_i = \frac{P_i}{P_{баз\ i}}. \quad (5.1)$$

де  $q_i$ – одиничний параметричний індекс, розрахований за  $i$ -м параметром;

$P_i$ –значення  $i$ -го параметра виробу;

$P_{баз\ i}$ – аналогічний параметр базового виробу-аналога, з яким проводиться порівняння.

Загальні технічні та економічні характеристики розробки представлено в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4 – Основні техніко-економічні показники аналога та розробки, що проектується

Показники (параметри)	Одиниця вимірювання	Аналог	Проектований модуль	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
Чутливість системи	%	70	90	1,26	0,1
Робочі температури	С	+10...+40	-40...+60	1,5	0,3
Завадостійкість	бал	5	8	1,6	0,15
Напрацювання на відмову	год.	2000	6000	3	0,25
Кількість контрольованих параметрів	шт.	7	9	1,26	0,2
Експлуатаційні витрати	грн	20	25	1,25	0,45
Ціна пристрою вимірювання відстані	грн	2670	2850	1,27	0,55

Нормативні параметри оцінюємо показником, який отримує одне з двох значень: 1 – пристрій відповідає нормам і стандартам; 0 – не відповідає.

Груповий показник конкурентоспроможності за нормативними параметрами розраховуємо як добуток частинних показників за кожним параметром за формулою[2]:

$$I_{HP} = \prod_{i=1}^n q_i, \quad (5.2)$$

де  $I_{HP}$  – загальний показник конкурентоспроможності за нормативними параметрами;

$q_i$  – одиничний (частинний) показник за  $i$ -м нормативним параметром;

$n$  – кількість нормативних параметрів, які підлягають оцінюванню.

За нормативними параметрами розроблюваний пристрій відповідає вимогам ДСТУ, тому  $I_{HP} = 1$ .

Значення групового параметричного індексу за технічними параметрами визначаємо з урахуванням вагомості (частки) кожного параметра[2]:

$$I_{TP} = \sum_{i=1}^n q_i \cdot \alpha_i, \quad (5.3)$$

де  $I_{TP}$  – груповий параметричний індекс за технічними показниками (порівняно з виробом-аналогом);

$q_i$  – одиничний параметричний показник  $i$ -го параметра;

$\alpha_i$  – вагомість  $i$ -го параметричного показника,  $\sum_{i=1}^n \alpha_i = 1$ ;

$n$  – кількість технічних параметрів, за якими оцінюється конкурентоспроможність.

Проведемо аналіз параметрів згідно даних таблиці 5.4.

$$I_{HP} = 1,26 \cdot 0,15 + 1,5 \cdot 0,1 + 1,6 \cdot 0,3 + 3 \cdot 0,25 + 1,26 \cdot 0,2 = 1,82.$$

Груповий параметричний індекс за економічними параметрами розраховуємо за формулою[2]:

$$I_{EP} = \sum_{i=1}^m q_i \cdot \beta_i, \quad (5.4)$$

де  $I_{EP}$  – груповий параметричний індекс за економічними показниками;



$q_i$  – економічний параметр  $i$ -го виду;

$\beta_i$  – частка  $i$ -го економічного параметра,  $\sum_{i=1}^m \beta_i = 1$ ;

$m$  – кількість економічних параметрів, за якими здійснюється оцінювання.

Проведемо аналіз параметрів згідно даних таблиці .

$$I_{EII} = 1,25 \cdot 0,45 + 1,27 \cdot 0,55 = 1,26.$$

На основі групових параметричних індексів за нормативними, технічними та економічними показниками розраховуємо інтегральний показник конкурентоспроможності за формулою [2]:

$$K_{INT} = I_{HP} \cdot \frac{I_{TP}}{I_{EP}}, \quad (5.5)$$

$$K_{INT} = 1 \cdot 1,82 / 1,26 = 1,44.$$

Інтегральний показник конкурентоспроможності  $K_{INT} > 1$ , отже розробка переважає відомі аналоги за своїми техніко-економічними показниками.

### 5.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Модуль контролю фізіологічного стану організму», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

#### 5.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

### Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ( $Z_o$ ) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [2]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (5.6)$$

де  $k$  – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

$M_{ni}$  – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

$t_i$  – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

$T_p$  – середнє число робочих днів в місяці,  $T_p=21$  дні.

$$Z_o = 12000,00 \cdot 21 / 21 = 12000,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту	12000,00	571,43	21	12000,00
Інженер-розробник біомедичної апаратури	11300,00	538,10	21	11300,00
Консультант (лікар-терапевт вищої категорії)	10500,00	500,00	6	3000,00
Лаборант	8000,00	363	10	3630
Всього				30042,86

### Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ( $Z_p$ ) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Модуль контролю фізіологічного стану організму» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (5.7)$$

де  $C_i$  – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

$t_i$  – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду  $C_i$  можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (5.8)$$

де  $M_M$  – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийнемо  $M_M=2481$  грн;

$K_i$  – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [2];

$K_c$  – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

$T_p$  – середнє число робочих днів в місяці, приблизно  $T_p = 21$  дн;

$t_{зм}$  – тривалість зміни, год.

$$C_l = 2481 \cdot 1,10 \cdot 1,65 / (21 \cdot 8) = 25,70 \text{ грн.}$$

$$З_{pl} = 25,70 \cdot 6,00 = 154,21 \text{ грн.}$$

Таблиця 5.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Установка обладнання	6,00	2	1,10	25,70	154,21
Підготовка робочого місця розробника	7,60	3	1,35	31,54	239,73
Інсталяція програмного забезпечення розробки електронних схем	4,20	4	1,50	35,05	147,20
Монтаж блока вимірювання пульсу (пульсометра)	1,00	5	1,70	39,72	39,72
Монтаж блока вимірювання тиску (тонометра)	1,20	5	1,70	39,72	47,66
Монтаж блока вимірювання температури (термометра)	0,50	5	1,70	39,72	19,86
Налагодження системи	1,00	6	2,00	46,73	46,73
Випробування модулю	3,00	4	1,50	35,05	105,14
Всього					800,26

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (5.9)$$

де  $H_{\text{дод}}$  – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 11%.

$$Z_{\text{дод}} = (29442,86 + 800,26) \cdot 11 / 100\% = 3326,74 \text{ грн.}$$

### 5.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{\text{zn}}}{100\%} \quad (5.10)$$

де  $H_{\text{zn}}$  – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (29442,86 + 800,26 + 3326,74) \cdot 22 / 100\% = 7385,37 \text{ грн.}$$

### 5.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки».

Витрати на матеріали ( $M$ ), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{\text{в}j}, \quad (5.11)$$

де  $H_j$  – норма витрат матеріалу  $j$ -го найменування, кг;

$n$  – кількість видів матеріалів;

$C_j$  – вартість матеріалу  $j$ -го найменування, грн/кг;

$K_j$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ );

$B_j$  – маса відходів  $j$ -го найменування, кг;

$C_{ej}$  – вартість відходів  $j$ -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 2,00 \cdot 110,00 \cdot 1,1 - 0,000 \cdot 0,00 = 242,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний Fagot-500 (A4)	200,00	2,00	0,000	0,00	242,00
Папір для заміток Fagot (A5)/70	148,00	2,00	0,000	0,00	105,60
Начиння канцелярське Fagot	192,00	4,00	0,000	0,00	844,80
Органайзер офісний Fagotlight	145,00	4,00	0,000	0,00	638,00
Картридж для принтера Canon-2170	850,00	2,00	0,000	0,00	1870,00
Диск оптичний Fagot-CD/RW	12,00	4,00	0,000	0,00	52,80
FLASH-пам'ять Fagot 32GB	315,00	1,00	0,000	0,00	346,50
Спирт медичний	250,00	1,00	0,000	0,00	275,00
Рідина дезинфікуюча	110,00	2,00	0,000	0,00	242,00
Всього					4616,70

#### 5.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі ( $K_6$ ), які використовують при проведенні НДР на тему «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (5.12)$$

де  $H_j$  – кількість комплектуючих  $j$ -го виду, шт.;

$C_j$  – покупна ціна комплектуючих  $j$ -го виду, грн;

$K_j$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ ).

$$K_6 = 1 \cdot 110,00 \cdot 1,1 = 121,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Сервопривод	6	350	2100
Контролер	1	696,00	696
Датчик температури	1	142,00	142
Інтерфейс RS-232	1	300,00	300
Всього			3238

### 5.3.5 Спец устаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спец устаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (5.13)$$

де  $C_i$  – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.і}}$  – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

$K_i$  – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ( $K_i = 1,10 \dots 1,12$ );

$k$  – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 8600,00 \cdot 1 \cdot 1,1 = 9460,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 5.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Осцилограф цифровий (для відображення аналогового сигналу)	1	8600,00	9460,00
Генератор сигналів цифровий	1	6500,00	7150,00
Аналогово-цифровий перетворювач	1	2600,00	2860,00
Симулятор скорочення м'язів людини	1	7400,00	8140,00
Всього			27610,00

### 5.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{npz} = \sum_{i=1}^k C_{inprz} \cdot C_{npz.i} \cdot K_i, \quad (5.14)$$

де  $C_{inprz}$  – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{npz.i}$  – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

$K_i$  – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ( $K_i = 1, 10 \dots 1, 12$ );

$k$  – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{npz} = 5515,00 \cdot 1 \cdot 1,1 = 6066,50 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 5.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
ОС Windows 10	1	5515,00	6066,50
Прикладний пакет MicrosoftOffice 2016	1	4385,00	4823,50
Прикладний пакет LabVIEWProject	1	6720,00	7392,00
Всього			18282,00

### 5.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{б}}{T_{г}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (5.15)$$

де  $Ц_{б}$  – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$  – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{г}$  – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (18300,00 \cdot 1) / (1 \cdot 12) = 762,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.



Таблиця 5.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Персональний комп'ютер HP-2300	18300,00	2	1	762,50
Графічно-обчислювальний комплекс обробки даних	21540,00	2	1	897,50
Програмне забезпечення розробки електронних схем	7600,00	2	1	316,67
Принтер (плотер)	8600,00	4	1	179,17
Оргтехніка	8500,00	4	1	177,08
Метрологічне обладнання	7900,00	5	1	131,67
Приміщення лабораторії	150000,00	25	1	500,00
Всього				2964,58

### 5.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію ( $B_e$ ) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (5.16)$$

де  $W_{yi}$  – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

$t_i$  – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

$C_e$  – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo  $C_e = 6,2$  грн;

$K_{eni}$  – коефіцієнт, що враховує використання потужності,  $K_{eni} < 1$ ;

$\eta_i$  – коефіцієнт корисної дії обладнання,  $\eta_i < 1$ .

$$B_e = 0,25 \cdot 164,0 \cdot 6,2 \cdot 0,95 / 0,97 = 174,25 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Персональний комп'ютер HP-2300	0,25	164,0	174,25
Графічно-обчислювальний комплекс обробки даних	0,36	160,0	244,80
Метрологічне обладнання	0,10	50,0	21,25
Принтер (плотер)	0,40	12,0	20,40
Оргтехніка	0,56	8,0	19,04
Осцилограф цифровий (для відображення аналогового сигналу)	0,05	50,0	10,63
Генератор сигналів цифровий	0,05	50,0	10,63
Аналогово-цифровий перетворювач	0,03	50,0	6,38
Всього			507,37

### 5.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки» належать витрати на

відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (5.17)$$

де  $H_{cv}$  – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo  $H_{cv} = 22\%$ .

$$B_{cv} = (29442,86 + 800,26) \cdot 22 / 100\% = 6653,49 \text{ грн.}$$

5.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (5.18)$$

де  $H_{cn}$  – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo  $H_{cn} = 37\%$ .

$$B_{cn} = (29442,86 + 800,26) \cdot 37 / 100\% = 11189,95 \text{ грн.}$$

### 5.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (5.19)$$

де  $H_{ie}$  – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo  $H_{ie} = 55\%$ .

$$I_e = (29442,86 + 800,26) \cdot 55 / 100\% = 16633,71 \text{ грн.}$$

### 5.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (5.20)$$

де  $H_{нзв}$  – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo  $H_{нзв} = 115\%$ .

$$B_{нзв} = (29442,86 + 800,26) \cdot 115 / 100\% = 34779,58 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Модуль контролю фізіологічного стану організму» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{дод} + Z_n + M + K_e + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_e + B_{нзв}. \quad (4.21)$$

$$B_{заг} = 29442,86 + 800,26 + 3326,74 + 7385,368563 + 4616,70 + 519,20 + 27610,00 + 18282,00 + 2964,58 + 507,37 + 6653,49 + 11189,95 + 16633,71 + 34779,58 = 164711,81 \text{ грн.}$$

Загальні витрати  $ZB$  на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (5.22)$$

де  $\eta$  - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo  $\eta=0,9$ .

$$ЗВ = 164711,81 / 0,9 = 183013,12 \text{ грн.}$$

#### 5.4 Розрахунок економічної ефективності при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

$\Delta N$  – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	750	1000	2000	1000

$N$  – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрійу році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 9500 осіб;

$Ц_0$  – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 700,00 грн;

$\pm \Delta Ц_0$  – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 150,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора  $\Delta \Pi_i$  для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів

від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [2]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\mathcal{G}}{100}\right), \quad (5.23)$$

де  $\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2021 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт  $\lambda = 0,8333$ ;

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).  
Прийmemo  $\rho = 25\%$ ;

$\mathcal{G}$  – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2021 році  $\mathcal{G} = 18\%$ ;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (150,00 \cdot 9500,00 + 850,00 \cdot 750) \cdot 0,83 \cdot 0,25 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 350934,38 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (150,00 \cdot 9500,00 + 850,00 \cdot 1750) \cdot 0,83 \cdot 0,25 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 495561,88 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (150,00 \cdot 9500,00 + 850,00 \cdot 3750) \cdot 0,83 \cdot 0,25 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 784816,88 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (150,00 \cdot 9500,00 + 850,00 \cdot 4750) \cdot 0,83 \cdot 0,25 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 929444,38 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків  $ПП$ , що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$ПП = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^i}, \quad (5.24)$$

де  $\Delta\Pi_i$  – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

$T$  – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

$\tau$  – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні,  $\tau = 0,07$ ;

$t$  – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$ПП = 350934,38/(1+0,07)^1 + 495561,88/(1+0,07)^2 + 784816,88/(1+0,07)^3 + 929444,38/(1+0,07)^4 = 327976,05 + 432842,93 + 640644,35 + 709068,66 = 2110532,00 \text{ грн.}$$

Величина початкових інвестицій  $PV$ , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (5.25)$$

де  $k_{инв}$  – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо  $k_{инв} = 2$ ;

$3B$  – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 183013,12 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 183013,12 = 366026,24 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект  $E_{абс}$  для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{абс} = ПП - PV \quad (5.26)$$

де  $ПП$  – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 2110532,00 грн;

$PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій, 366026,24 грн.

$$E_{абс} = ПП - PV = 2110532,00 - 366026,24 = 1744505,76 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій  $E_g$ , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1, \quad (5.27)$$

де  $E_{абс}$  – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 1744505,76 грн;

$PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій, 366026,24 грн;

$T_{ж}$  – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримування позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 1744505,76/366026,24)^{1/4} - 1 = 0,55.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій  $\tau_{мін}$ :

$$\tau_{мін} = d + f, \quad (5.28)$$

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2021 році в Україні  $d = 0,1$ ;

$f$  – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, прийmemo 0,1.

$\tau_{мін} = 0,1 + 0,1 = 0,2 < 0,55$  свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій  $E_g$ , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Модуль контролю фізіологічного стану організму» доцільно.

Період окупності інвестицій  $T_{ок}$  які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:



$$T_{ок} = \frac{1}{E_g}, \quad (5.29)$$

де  $E_g$  – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 0,55 = 1,82 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

#### Висновки до розділу

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки» становить 39,0 бала, що свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вищесереднього).

При оцінюванні рівня конкурентоспроможності, згідно узагальненого коефіцієнту конкурентоспроможності розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,44 рази.

Також термін окупності становить 1,82 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки».

## 6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Мета впровадження системи управління охороною праці – це всестороння підтримка виконання вимог, які цілком усунуть, нейтралізують або зменшують до допустимих норм вплив на працівників шкідливих і небезпечних виробничих факторів, забезпечують безпечні санітарно-гігієнічні та ергономічні вимоги.

У даному розділі наводиться аналіз шкідливих, небезпечних та уражаючих для людини та оточуючого довкілля чинників, які утворюються при проведенні розробки мобільного пристрою для контролю фізіологічного стану спортсменів. Тут висвітлюються, в тому числі, технічні рішення з виробничої санітарії та гігієни праці, визначення кроку сітки сітчастого екрану для послаблення ЕМВ, технічні рішення з промислової та пожежної безпеки під час проведення розробки, безпека в надзвичайних ситуаціях.

В процесі розробки вказаного пристрою на працюючих діють ті чи інші небезпечні і шкідливі виробничі фактори (НШВФ) фізичної та психофізіологічної груп згідно [1].

Фізичні небезпечні і шкідливі виробничі фактори: підвищена або понижена температура повітря робочої зони, підвищений рівень шуму на робочому місці, підвищений рівень статичної електрики, недостатність або відсутність природного освітлення, недостатня освітленість робочої зони, підвищена яскравість світла, пряма або відбита блискучість.

Психофізіологічні НШВФ: нервово-психічні перевантаження: розумове перенапруження, монотонність праці, перенапруження аналізаторів.

### 6.1 Гігієна праці та виробнича санітарія

#### 6.1.1 Мікроклімат та склад повітря робочої зони

Визначаємо для приміщення, де проводяться роботи з дослідження та розробки приладу для керування рухами протеза руки, категорію важкості робіт за фізичним навантаженням – легка Іб.

Згідно із [2] допустимі показники температури, відносної вологості та швидкості руху повітря у робочій зоні для теплого та холодного періодів року приведені в таблиці 6.1 додатку 6.

Перепад температури повітря вздовж висоти робочої зони для всіх категорій робіт дозволяється до 3°C. Для опромінення менше 25% поверхні тіла людини, нормована інтенсивність теплового опромінення складає 100 Вт/м<sup>2</sup>.

Вміст шкідливих речовин в повітрі робочої зони не повинен перевищувати гранично допустимих концентрацій (ГДК), які використовуються при проектуванні виробничих приміщень (будівель), обладнання, технологічних процесів, вентиляцій, з метою контролю за якістю виробничого середовища. ГДК шкідливих речовин, що утворюються в даному виробничому приміщенні наведено в таблиці 6.2 додатку 1.

Для встановлення необхідних за нормативами параметрів мікроклімату і чистоти повітря робочої зони передбачено: у приміщенні має бути встановлена система опалення для холодного і кондиціонування для теплого періодів року; здійснювати вологе прибирання кожного дня; припливно-витяжна система вентиляції, а при несприятливих погодних умовах кондиціонування.

### 6.1.2 Виробниче освітлення

Для створення гігієнічних раціональних умов на робочих місцях значні вимоги пред'являються щодо якісних та кількісних показників освітлення.

З точки зору задач зорової роботи в приміщенні, де проводяться роботи з розробки мобільного пристрою для контролю фізіологічного стану спортсменів, згідно [3] знаходимо, що вони відповідають III розряду зорових робіт. Приймаємо контраст об'єкта з фоном – середній та характеристику фону – середню, яким відповідає підрозряд зорових робіт *в*.

Нормовані значення коефіцієнта природного освітлення (КПО) та мінімальні значення освітленості при штучному освітленні приведені в таблиці X.3 додатку X.

Оскільки приміщення знаходиться в місті Вінниця (2-га група забезпеченості природним світлом), а вікна орієнтовані за азимутом  $315^\circ$ , то для таких обставин КЕО розраховується за формулою [3, 4]

$$e_N = e_n m_N [\%], \quad (6.1)$$

де  $e_n$  – табличне значення КЕО, %;

$m_N$  – коефіцієнт світлового клімату;

$N$  – номер групи забезпеченості природним світлом.

Підставляючи відомі значення отримаємо нормовані значення КПО для бокового та суміщеного освітлення:

$$e_{N,б} = 2 \cdot 0,9 = 1,8 (\%);$$

$$e_{N,с} = 1,2 \cdot 0,9 = 1,1 (\%).$$

Для встановлення нормативних значень показників освітлення запропоновано: за недостатнього природного освітлення у світлий час доби доповнення штучним завдяки використанню газорозрядних ламп з утворенням системи суміщеного освітлення; використання штучного освітлення у темний час доби.

### 6.1.3 Виробничі віброакустичні коливання

Зважаючи на те, що при експлуатації пристроїв крім усього іншого обладнання застосовується устаткування, робота якого супроводжується шумом та вібрацією, необхідно передбачити захист від шуму та вібрації.

Встановлено, що приміщення, в якому проводиться робота з розробки мобільного пристрою для контролю фізіологічного стану спортсменів може містити робочі місця із шумом та вібрацією, що створюється електродвигунами системи вентиляції.

З метою попередження травмування працівників під дією шуму та вібрації вони підлягає нормуванню. Основним нормативом стосовно виробничого шуму, діючим на території нашої країни, є [5], у відповідності з яким допустимі рівні звукового тиску, рівні звуку та еквівалентні рівні шуму на робочих місцях у промислових приміщеннях не повинні бути більшими ніж значення, які приведені в таблиці 5.4 додатку 1. Норми виробничих вібрацій наведені в таблиці 5.5 додатку 1 для 3-ї категорії (технологічна) типу "в".

З метою встановлення нормованих параметрів віброакустичних коливань в приміщенні запропоновано:

- 1) завчасне проведення профілактичного ремонту;
- 2) проведення контролю рівнів шуму та вібрації.

#### 6.1.4 Виробничі випромінювання

Проведений аналіз умов праці показав, що приміщення, в якому проводиться робота з розробки мобільного пристрою для контролю фізіологічного стану спортсменів може містити електромагнітні випромінювання.

Для гарантування захисту і досягнення нормованих рівнів випромінювань потрібно використовувати екранування робочого місця і скорочення часу опромінення за рахунок перерв на відпочинок.

Виконати розрахунок кроку сітки сітчастого екрану, якщо послаблення магнітного випромінювання  $L = 25$  дБ, довжина хвилі  $\lambda = 40$  мм, радіус дроту  $r_0 = 0,4$  мм.

Крок сітки сітчастого екрану можна визначити з формули

$$L = 10 \lg \frac{4 \left( \frac{d}{\lambda} \ln \frac{d}{2\pi r_0} \right)^2}{1 + 4 \left( \frac{d}{\lambda} \ln \frac{d}{2\pi r_0} \right)^2} \text{ [дБ]}, \quad (6.2)$$

звідки після значних математичних перетворень отримаємо таку ітераційну формулу

$$d = e^{\frac{\pi_0 \lambda}{d \sqrt{1-10^{L/10}}}} \text{ [мм]}, \quad (6.3)$$

де  $L$  – послаблення магнітного випромінювання, дБ;

$\lambda$  – довжина хвилі, мм;

$r_0$  – радіус дроту сітчастого екрану, мм.

Прийmemo початкове значення  $d_0 = 3$  мм.

Після підстановки відомих значень у формулу (5.3), отримаємо в першому наближенні:

$$d_1 = e^{\frac{3,14 \cdot 0,4 \cdot 40}{3 \sqrt{1-10^{25/10}}}} = 0,9482 \text{ (мм)};$$

в другому наближенні:

$$d_2 = e^{\frac{3,14 \cdot 0,4 \cdot 40}{0,9482 \sqrt{1-10^{25/10}}}} = 0,8452 \text{ (мм)};$$

в третьому наближенні:

$$d_3 = e^{\frac{3,14 \cdot 0,4 \cdot 40}{0,8452 \sqrt{1-10^{25/10}}}} = 0,828 \text{ (мм)};$$

в четвертому наближенні:

$$d_4 = e^{\frac{3,14 \cdot 0,4 \cdot 40}{0,828 \sqrt{1-10^{25/10}}}} = 0,8248 \text{ (мм)}.$$

Оскільки  $d_3 \approx d_4$ , то остаточно приймаємо крок сітки сітчастого екрану  $d = d_4 = 0,8248$  мм.

## 6.2 Промислова та пожежна безпека під час проведення розробки модулю для контролю фізіологічного стану оператора

### 6.2.1 Безпека щодо організації робочих місць

Конструкція робочого місця, взаємне розташування його елементів і його розміри мають відповідати антропометричним, психофізіологічним і фізіологічним характеристикам працівника, а також характеру праці [7].

Площа, на якій розташовується одне робоче місце для обслуговуючого персоналу, повинна складати не менше  $6,0 \text{ м}^2$ , об'єм приміщення – не менше як  $20 \text{ м}^3$ , висота – не менше  $3,2 \text{ м}$  [8].

Інтер'єр приміщень потрібно оздоблювати дифузно-віддзеркалювальними матеріалами з коефіцієнтом відбиття: стелі  $0,7-0,8$ ; стін  $0,4-0,5$ ; підлоги  $0,2-0,3$ . Поверхня підлоги повинна бути рівною, не слизькою, без вибоїн, зручною для вологого прибирання, мати антистатичні властивості. Не дозволяється використовувати під час оздоблення інтер'єру полімери, які забруднюють повітря шкідливими хімічними речовинами та сполуками.

### 6.2.2 Електробезпека

В середині приміщення, де проводиться робота з розробки мобільного пристрою для контролю фізіологічного стану спортсменів, значну увагу слід надати запобіганню загрози ураження електричним струмом. У відповідності до [9] це приміщення відноситься до приміщень з підвищеною небезпекою ураження електричним струмом через наявність значної (більше  $75 \%$ ) відносної вологості. Тому безпека експлуатації електрообладнання має гарантуватись комплексом заходів, які передбачають застосування ізоляції струмовідних частин, захисних блокувань, захисного заземлення тощо [10].

### 6.2.3 Пожежна безпека

Відповідно до [11] приміщення, де проводиться робота з розробки мобільного пристрою для контролю фізіологічного стану спортсменів, відноситься до категорії пожежної небезпеки Б. Це приміщення відноситься до 2-го ступеня вогнестійкості, в якому приміщення знаходяться в будівлі з несучими та огорожувальними конструкціями з природних або штучних кам'яних матеріалів, бетону, залізобетону із застосуванням листових і плитних негорючих матеріалів.

Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій розглядуваного приміщення наведені в таблиці Х.7. В таблиці Х.8 наведено протипожежні норми проектування будівель і споруд.

Встановлюємо, що приміщення, де проводиться робота з розробки, має бути оснащено двома вогнегасниками, пожежним щитом, ємністю з піском [12].

### Висновки до розділу

Під час написання даного розділу було розглянуто такі питання охорони праці і безпеки в надзвичайних ситуаціях, як технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії, визначення кроку сітки сітчастого екрану для послаблення ЕМВ, технічні рішення з промислової та пожежної безпеки при проведенні дослідження та розробки приладу для керування рухами протеза руки, безпека в надзвичайних ситуаціях.



## ВИСНОВКИ

У даній магістерській кваліфікаційній роботі коротко показана історія розвитку протезування кінцівок. Головною тенденцією протезування сьогодні стало використання принципів біоелектричного управління. Управління рукою здійснюється саме через електричні імпульси. Виходячи з цього, якщо в повній мірі будуть описані процеси електричного управління всередині організму, будуть розроблені технічні засоби, які дозволять стабільно підключитися до периферичних нервів з метою отримання їх електричної активності, тоді стане можливим розробка такого протеза, управління яким майже нічим не буде відрізнятися від природної регуляції керування кінцівкою.

Для підвищення рівня функціональності в протезі руки за рахунок організації як роздільних, так і спільних рухів зхвата і ротацій, запропоновано створити два автономних канали керування. Для цього визначено обсяг ротаційних рухів, які формують з механодатчика сигнал, керуючий полярної ротацією.

Також запропоновано структурну схему системи керування протезом верхньої кінцівки і блок-схема алгоритму управління для мікроконтролера.

Була синтезована електрична принципова схеми підсилювача біопотенціалів, проведено розрахунок параметрів електрорадіоелементів, що входять до складу підсилювача біопотенціалів.

Розроблене схемотехнічне рішення відрізняється від своїх аналогів низьким енергоспоживанням, малими габаритами, високою стійкістю до електромагнітних завад від промислової мережі.

Апаратна і технічна реалізація представленого алгоритму управління рухом біоелектричного протеза може бути успішно реалізована і застосована в процесі створення як макетів, так і діючих протезів з біоелектричним управлінням із забезпеченням виконання необхідних функцій.

1. Алгоритми машинного навчання для встановлення відповідності між біосигналами та командами на основі нейронних мереж та методу опорних векторів через багатовимірність словника ознак і суттєвий перетин класів розпізнавання не дозволяють досягти достатньо високої точності розпізнавання

біосигналів. До того ж у великій кількості лабораторних досліджень розпізнавання образів час відклику систем на основі цих та інших поширених методів перевищує природний у 1,5 – 2,5 рази для повільних та швидких рухів відповідно.

2. Реалізовано метод інформаційно-екстремального машинного навчання системи керування протезом кісті руки з неінвазивною системою зчитування біосигналів, що дозволило надати системі керування властивості адаптивності до довільних початкових умов і гнучкості при перенавчанні системи через розширення алфавіту класів розпізнавання..

3. В даному дослідженні розроблено нову модифікацію алгоритму інформаційно-екстремального машинного навчання, яка підвищує точність багатокласового розпізнавання шляхом оптимізації рівня квантування біосигналів для заданого алфавіту класів розпізнавання, а також вперше на її основі реалізовано класифікатор міографічних даних для шести рухів.

4. Порівняно з попередніми роботами по даній темі, використано нову якісну, велику та різноманітну вибірку міографічних даних, зібрану польськими науковцями з Познаньського університету.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Николаев С. Г. Практикум по клинической миографии. / С. Г. Николаев–Иваново: ЗОРТОВ, 2013. – 264 с.
2. Інженерні методи медичних досліджень: навч. посібник / за ред.С. С. Єрмакова. – Київ: Альмагама, 2004. – 248с.
3. Справочное руководство по протезированию. Часть 1. Верхние конечности. / под ред. Г.В. Красюка. – Харьков: УкрНИИПП, 1998 – 330 с.
5. Основы протезирования: учеб. пособие / Г. В. Красюк, М. Т. Ковалько, П. М. Подпружников, В. В. Семенец ; под ред. Г. В. Красюка, В. В. Семенца. – Харьков: ХТУРЭ, 2000. – 330 с.
6. Славуцкий, Я. Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / Я. Л. Славуцкий. – М.: Медицина, 2002. – 148 с.
7. Агаханян Т. М. Электронные устройства в медицинских приборах: учеб. пособие / Т. М. Агаханян, В. Г. Никитаев. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2005. – 510 с.
8. Технология изготовления протезов верхних конечностей / под ред. В. Г. Петрова. – СПб.: Гиппократ, 2008. – 128 с.
9. Patent Application Publication. TI: myoelectric bionic electric urtificial hand having tuctual sensation. PA: Hangzhou Electronic Tech Univ, Cn. In: Luo Zhizeng, Cn; Xi Xugang, Cn. AD: 02.06.2014. AN: 200420023440. PUB: 21.12.2015.
10. Турушев Н.В., Григорьев М.Г., Авдеева Д.К. Применение наносенсоров для построения нанобиоинтерфейса для миотонических протезов Современные техника и технологии: сборник трудов XX Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. - Томск: ТПУ, 2014. - С. 361-362.
- 11.Чернышев А..А., Мустецов Н.П. Алгоритм управления многофункциональным протезом руки // Информационные технологии в медицине. - 2014. - №122. - С. 167-172.

12. Воротников С.А., Струнин В.С., Выборнов Н.А Биометрическая система управления протезом руки // Прикаспийский журнал: Управление и высокие технологии. - 2013. - №3. - С. 147-162.

13. Протезирование конечностей при ампутации. Варианты крепления протеза к культe // Русский медицинский сервер [Электронный ресурс] – Режим доступа: www. URL: <http://www.rusmedserv.com/prostheticsextremities /prosthetics-upper-extremities-depending-ablation-level> - 12.09.2019 – Заг. с экрана.

14. BeBionic Small // Официальный сайт компании BeBionic [Электронный ресурс] – Режим доступа: www. URL: [http://bebionic.com/the\\_hand/ bebionic\\_small](http://bebionic.com/the_hand/ bebionic_small) – 12.09.2019 – Заг. с экрана.

15. Electrode [Электронный ресурс].– Режим доступа: www.URL: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo- Hands-and-Components/Myo-Control-Elements/Electrodes/Electrode/p/13E200~560>.

16. Tenore F. V. Revolutionizing Prosthetics: Devices for Neural Integration /F. V. Tenore, R. J. Vogelstein // John Hopkins APL Technical Digest. – 2011. - №30.– С. 230 – 239.

17. Johannes M. S. An Overview of the Developmental Process for the Modular Prosthetic Limb / M. S. Johannes [et al.] // John Hopkins APL Technical Digest. – 2011. - №30. – С. 207-216.

18. First-in-Man Demonstration of Fully Implanted Myoelectric Sensors for Control of an Advanced Electromechanical Arm by Transradial Amputees [Электронный ресурс] / P.F.Pasquina [et al.]. – Режим доступа: www. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4317373/>. – 12.09.2019 – Заг. с экрана.

19. Laboratory of Neural Prosthetic Research at the Illinois Institute of Technology [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www. URL: <http://bredeson.info/troyklab/wordpress/research/imes/>. – 12.09.2019 – Заг. с экрана.

20. Ottobock [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www. URL: <https://professionals.ottobockus.com/>. – 10.05.2018 – Заг. с экрана.

21. Motorlab [Электронный ресурс]. – Режим доступа: www. URL: <http://motorlab.neurobio.pitt.edu/index.php>. – 10.09.2019 – Заг. с экрана.\

22. Regenerated Sciatic Nerve Axons Stimulated through a Chronically Implanted Macro-Sieve Electrode [Электронный ресурс] / M.R. MacEvan [et al.]. – Режим доступа: www. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5143347/>. – 12.09.2019 – Заг. с экрана.

23. ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОВ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ: Метод. пособие / В.Г. Петров / Под. Ред. Г.Н. Бутова. – СПб. : Гиппократ, 2008 – 128

24. C. Sommer and D. Gerlich, "Machine learning in cell biology – teaching computers to recognize phenotypes", *Journal of Cell Science*, vol. 126, no. 24, pp. 5529-5539, 2013, doi:10.1242/jcs.123604.

25. C. M. Bishop. *Pattern Recognition and Machine Learning*, Berlin, Heidelberg: Springer, 2011.

26. Benatti S. Analysis of robust implementation of an emg pattern recognition based control / S. Benatti, E. Farella, L. Benini, E. Gruppioni // Conference: International Conference on Bio-inspired Systems and Signal. – Angers, France : BIOSIGNALS. – 2014. – P. 45-54.

27. Farrell T. R. A comparison of the effects of electrode implantation and targeting on pattern classification accuracy for prosthesis control / T. R. Farrell, R.F. Weir // *Biomedical Engineering*. – IEEE Press, Vol. 55, N. 9. – 2008. – P. 2198- 2211.

28. T. Zhang, L. Jiang and H. Liu, "Design and Functional Evaluation of a Dexterous Myoelectric Hand Prosthesis With Biomimetic Tactile Sensor," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 7, pp.1391-1399, July 2018.

29. G. Liang, Y. Wang, D. Mei, K. Xi and Z. Chen, "Flexible Capacitive Tactile Sensor Array With Truncated Pyramids as Dielectric Layer for Three-Axis Force Measurement," in *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 24, no. 5, pp. 1510-1519, Oct. 2015.

30. T. Zhang and L. Jiang, "Biomimetic Tactile Data Driven Closed-loop Control of Myoelectric Prosthetic Hand-," 2018 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), Kuala Lumpur, Malaysia, 2018, pp. 1738- 1742.

31. Chowdhury R. H. *Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques* / R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. B. M. Ali, A. A.

A. Bakar, K. Chellappan, T. G. Chang // Sensors. – Basel, Switzerland : MDPI. – 2013. – P. 12431-12466.

32. EP 2 813 194 A1 Control of limb device / Popovic D., Graimann B., Markovic M., Dosen S. // Applicants: Georg-August Universität Göttingen (DE), Otto Bock HealthCare GmbH (DE).– Date of filing: 12.06.2013, Application number: 13171671.4, Date of publication: 17.12.2014 Bulletin 2014/51.

33. Q. K. Al-Shayea, "Artificial neural networks in medical diagnosis," IJCSI International Journal of computer science, vol. 8, no. 2, pp. 150-154, 2011.

34. Y. Khan, P. H. Zope, and S. R. Suralkar, "Importance of artificial neural network in medical diagnosis disease like acute nephritis disease and heart disease", International journal of engineering science and innovative technology (IJESIT), vol. 2, no. 2, pp. 210-217, 2013.

35. Stango A. Spatial correlation of high density emg signals provides features robust to electrode number and shift in pattern recognition for myocontrol / A. Stango, F. Negro, D. Farina // Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – IEEE Press. – 2015. – Vol. 23, N. 2. – P. 189-198.

36. M. Gheorghe, "A support vector machine approach for developing telemedicine solutions: medical diagnosis," Network intelligence studies, vol. III, no. 1(5), pp. 43-48, 2015.

37. Rossi M. Hybrid EMG classifier based on HMM and SVM for hand gesture recognition in prosthetics/ [M. Rossi](#), [S. Benatti](#); [E. Farella](#); [L. Benini](#)// [IEEE International Conference on Industrial Technology \(ICIT\)](#). – IEEE Press. – 2015. – P. 1700-1705.

38. Conradt J. Artificial prosthetic limbs Problems and solutions for connecting brains and robots. Neuroscientific system theory. – Munich, Germany : TUM. – 2015. – 39 p.

39. Subbotin S. The neuro-fuzzy network synthesis and simplification on precedents in problems of diagnosis and pattern recognition / S. Subbotin // Optical Memory and Neural Networks – 2013. – Vol. 22, № 2. – P. 97–103. DOI:10.3103/s1060992x13020082

40. Moskalenko V.V. Information-extreme algorithm of the system for recognition of objects on the terrain with optimization parameter feature extractor / V.V.Moskalenko, A.G. Korobov // Radio Electronics, Computer Science, Control. – Zaporizhzhya: Zaporizhzhya National Technical University, 2017. – № 2. – P. 61- 69. DOI:[10.15588/1607-3274-2017-2-7](https://doi.org/10.15588/1607-3274-2017-2-7).

41. Korobov, A. Moskalenko, V. Nahornyi, J. Zavgorodnya, O. Berest and V. Zhurba, "Parameters Optimization Method of the Information-Extreme Object Recognition System on the Terrain," 2018 IEEE First International Conference on System Analysis & Intelligent Computing (SAIC), Kiev, 2018, pp. 1-5. doi:10.1109/SAIC.2018.8516771

42. Moskalenko, V., Moskalenko, A., Pimonenko, S., Korobov, A. Development of the method of features learning and training decision rules for the prediction of violation of service level agreement in a cloud-based environment [Text]. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies., 2017. – Vol. 5, No. 2 (89), pp. 26 – 33. DOI: [10.15587/1729-4061.2017.110073](https://doi.org/10.15587/1729-4061.2017.110073)

43. Piotrowski, M. Napiorkowski, J. Napiorkowski, and P. Rowinski, "Swarm Intelligence and Evolutionary Algorithms: Performance versus speed," Information Sciences, vol. 384, pp. 34-85, 2017. doi:[10.1016/j.ins.2016.12.028](https://doi.org/10.1016/j.ins.2016.12.028)

44. Dovbysh, A. S., Moskalenko, V. V., Rizhova, A. S. Learning decision making support system for control of nonstationary technological process/ Journal of automation and information sciences.– [New York: Begell House Inc.](https://www.begellhouse.com/), 2016, v. 48. i. 6. pp. 39 – 48. DOI:[10.1615/JAutomatInfScien.v48.i6.40](https://doi.org/10.1615/JAutomatInfScien.v48.i6.40)

45. Dovbysh, A.S., Rudenko, M.S. Information-extreme learning algorithm for a system of recognition of morphological images in diagnosing oncological pathologies/ Cybernetiks and Systems Analysis, 2014, v. 50, No. 1, pp. 157-163. DOI:[10.15587/1729-4061.2016.71930](https://doi.org/10.15587/1729-4061.2016.71930)

46. M. Shamsin, N. Krilova, M. Bazhanova, V. Kazantsev, V. A. Makarov, and S. Lobov, "Supervised and unsupervised learning in processing myographic patterns," in Journal of Physics: Conference Series, Nov. 2018, vol. 1117, no. 1, doi: [10.1088/1742-6596/1117/1/012008](https://doi.org/10.1088/1742-6596/1117/1/012008).

47. A. D. Roche, H. Rehbaum, D. Farina, and O. C. Aszmann, “Prosthetic Myoelectric Control Strategies: A Clinical Perspective,” *Curr. Surg. Reports*, vol. 2, no. 3, 2014.

48. Козловський В.О. Техніко-економічне обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник. – ВДТУ, 2003 – 75 с.

49. Методичні вказівки до практичних занять з дисципліни „Конструювання електронної апаратури”. / Є. Й. Волуєвич, Р. Ф. Лободзинська та ін. – Вінниця.: ВДТУ, 1997р. – 84 с.

50. Яншин А. А. Теоретические основы конструирования, технологии, надежности ЭВА: Учебное пособие для вузов, - М.: Радио и связь, 1983 р. – 312 с.

51. Дульев Г. И. Тарновський Н. И. Тепловые режимы радиоэлектронной аппаратуры. – Л.: Энергия, 1971. – 248 с.

52. Варламов Р. Г. Компоновка радиоэлектронной аппаратуры. – М.: Советское радио, 1975р. – 375 с.

53. Варламов Р. Г. Справочник конструктора РЭА. – М.: 1980 р. – 479 с. В.Д. Разевиг „Система проектирования OrCAD” – М.: „Солон-Р”, 2000.

54. Грошев Д.Е. Применение пакета OrCAD для компьютерного проектирования электронных схем. Ч.1. Учебное пособие. – Новосибирск: Издательство НГТУ, 1999.

55. Волинець С.І., Грабчак О.В., Шеремета О.П. Проектування технологічних процесів формоутворення деталей в радіо апаратобудуванні. – В.: ВДТУ, 1998. – 108 с.

56. Гігієнічна класифікація праці ГН 3.3.5-8-6.6.1 2022 рік.

57. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.

58. ДБН В.2.5-28-2018. Природне і штучне освітлення.

59. ДСН 3.3.6-037-99. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку.

60. ДСН 3.3.6.039-99. Державні санітарні норми виробничої та загальної вібрацій.



61ПУЕ Правила улаштування електроустановок (перше переглянуте, перероблене, доповнене та адаптоване до умов України видання) 2017р.

62. Березюк О. В. Охорона праці. Підсумкова державна атестація спеціалістів, магістрів в галузях електроніки, радіотехніки, радіоелектронних апаратів та зв'язку : навчальний посібник / О. В. Березюк, М. С. Лемешев. – Вінниця : ВНТУ, 2017. – 104 с.

63. ДНАОП 0.00-1.21-98 Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів. – К. : Держнаглядохоронпраці, 1998. – 382 с.

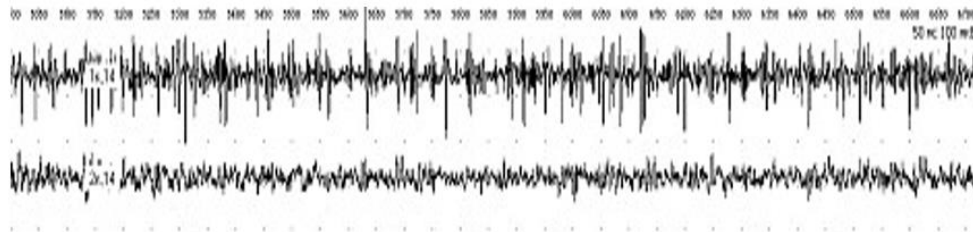
64. ДБН В.2.5-27-2006. Захисні заходи електробезпеки в електроустановках будинків і споруд.

65. ДБН В.1.1.7-2002. Пожежна безпека об'єктів будівництва.

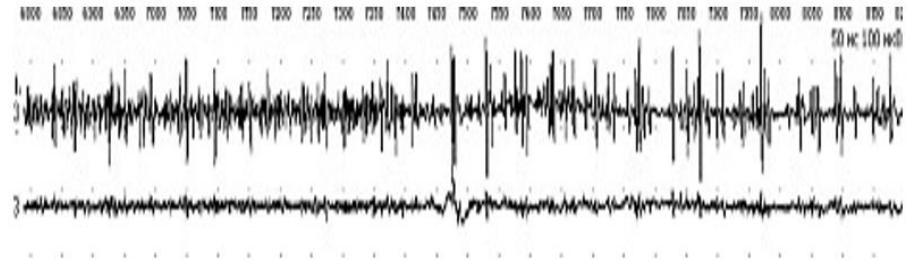
## **ДОДАТКИ**

# Електроміограма рухів кисті

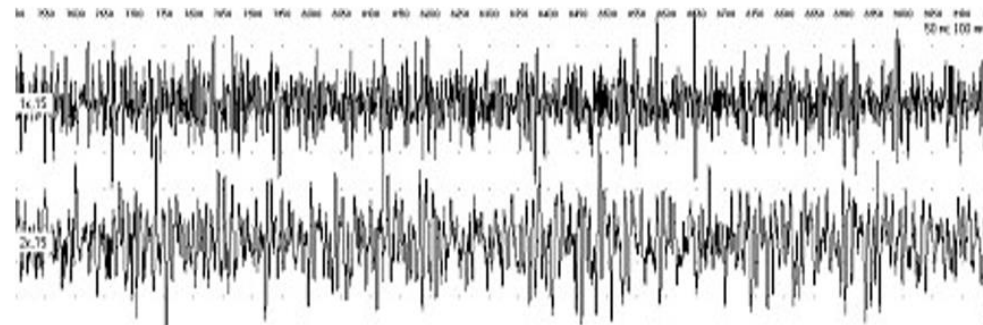
## Згинання



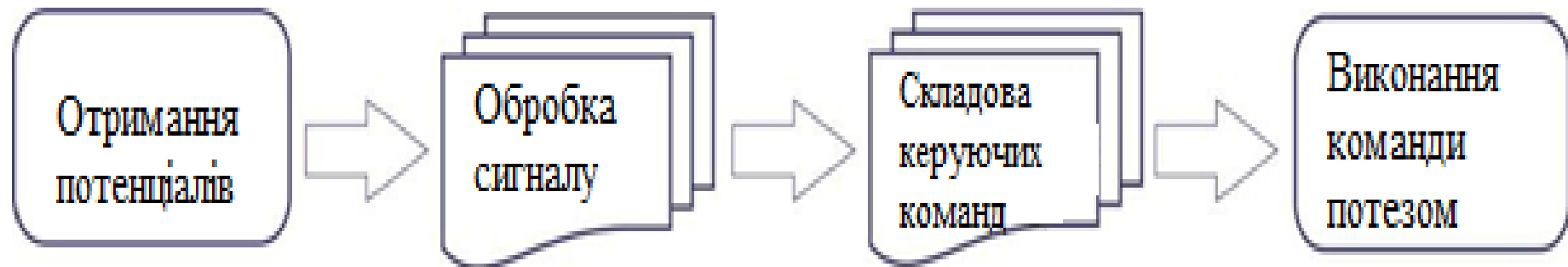
## Стискання



## Розгин усіх пальців кисті



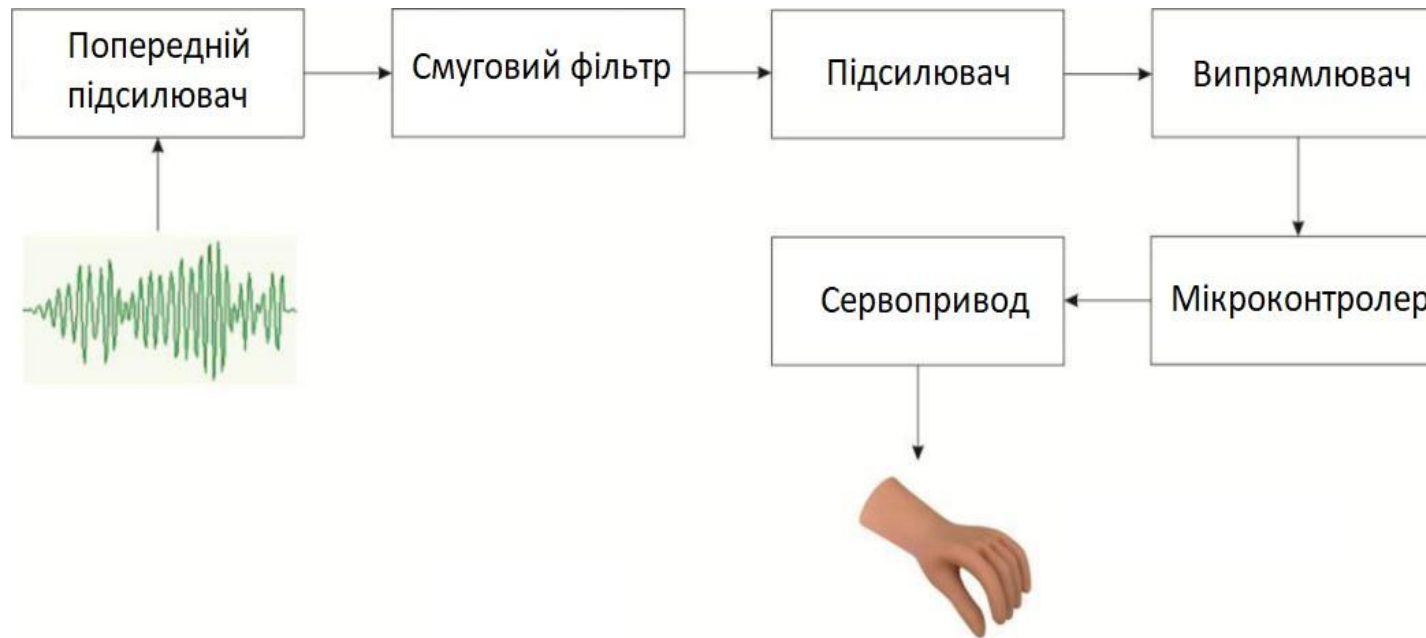
## Блок-схема роботи системи управління протезом



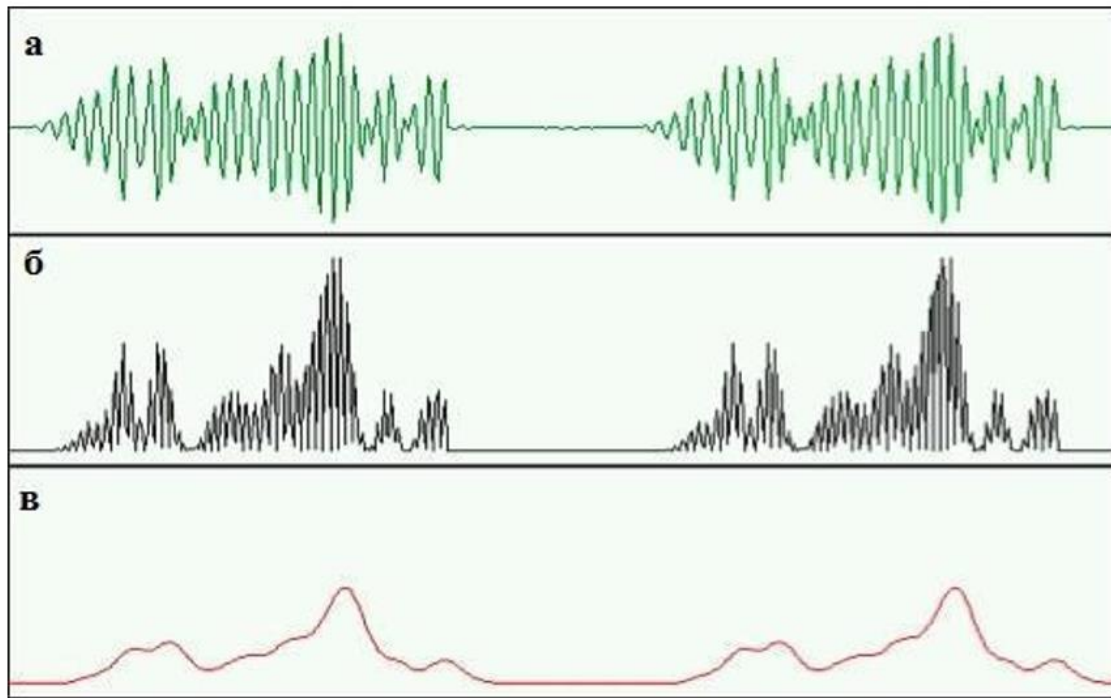
# Біоелектрична рука BeBionicSmall компанії RSLSteeper



# Структурна схема блоку керування і блоку формування команд біоелектричним протезом руки



# Етапи отримання та обробки ЕМГ сигналу

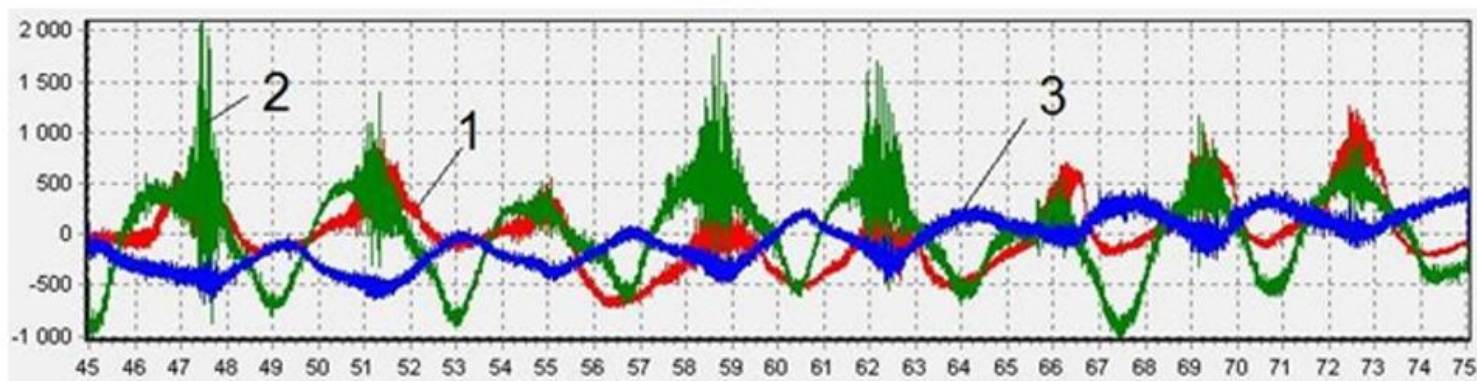


Сигнал з ЕМГ

Посилений сигнал

Сигнал з виходу мікроконтролера

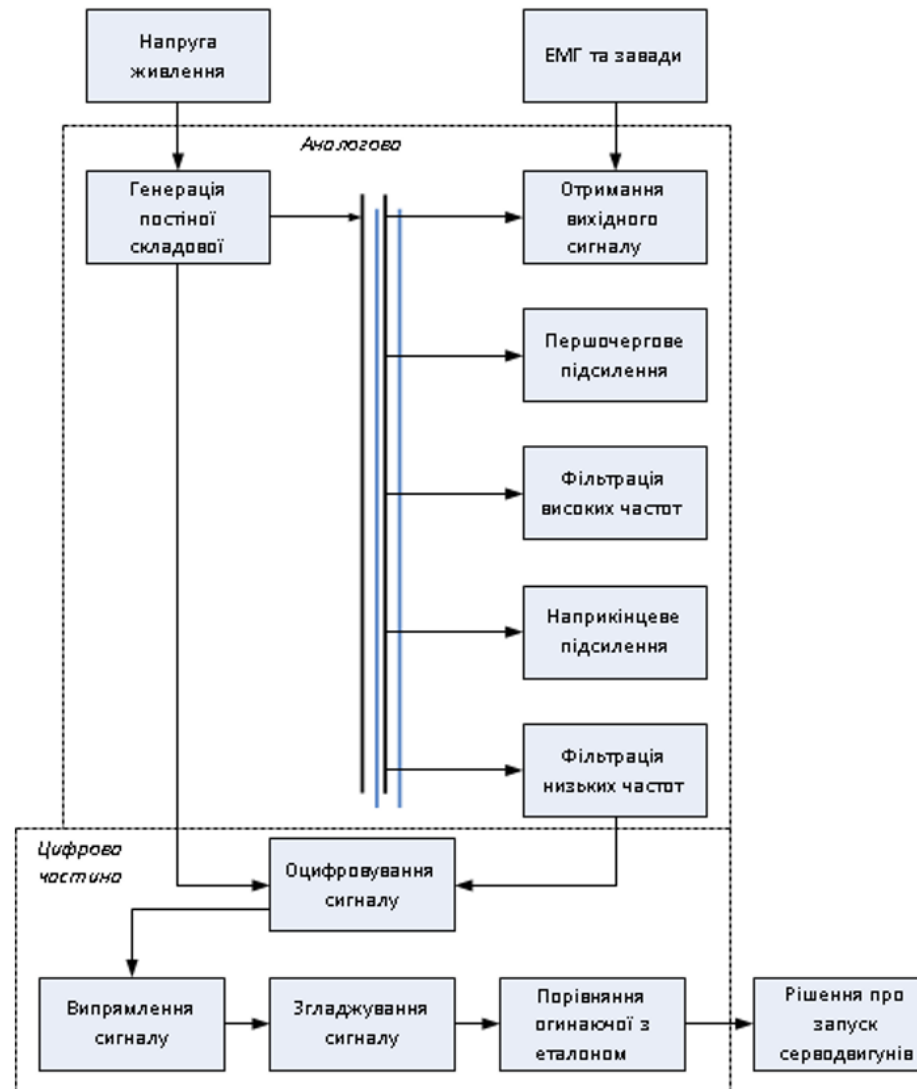
# Електроміограми при роботі кисті



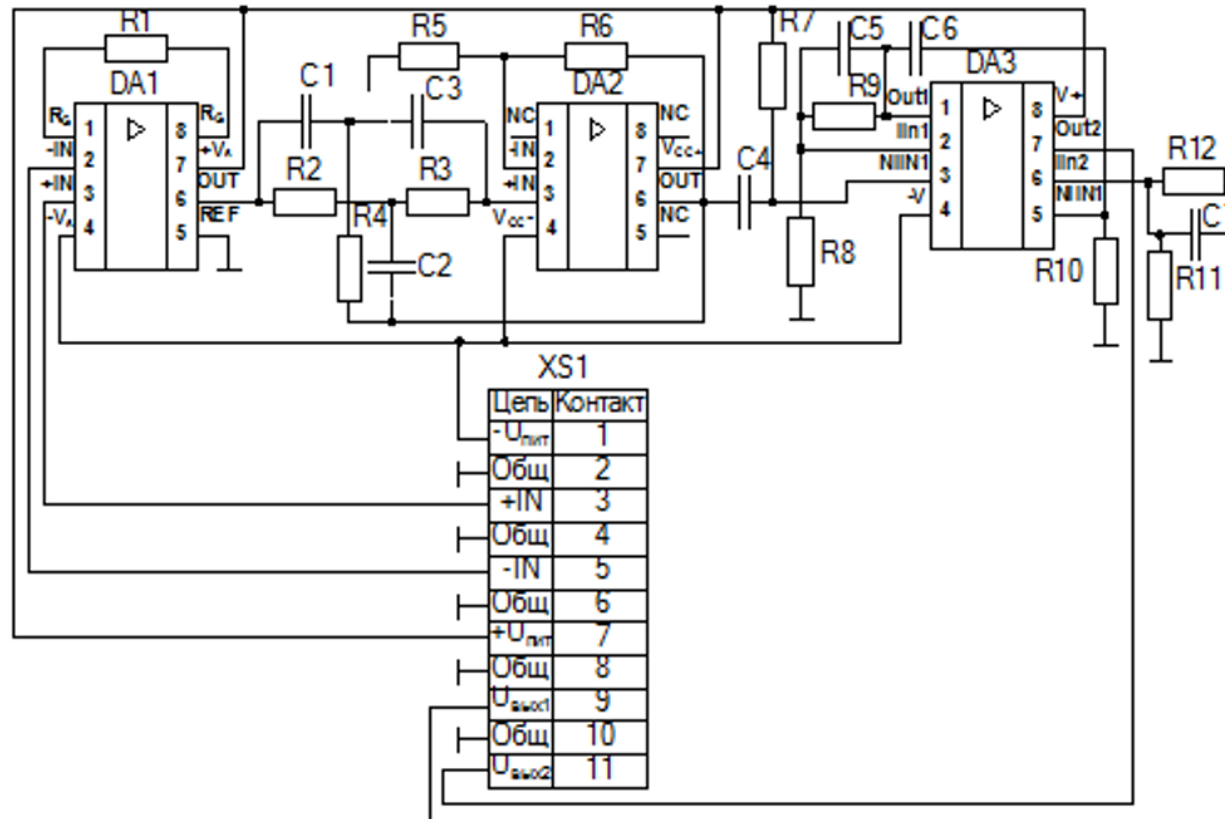
вказівний палець (1),  
середній палець (2),  
великий палець (3).



# Функціональна схема системи управління рухом протеза руки



# Електрична принципова схема перетворювача біопотенціалів



# Результати емуляції роботи модуля управління рухом біопротеза руки



ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Дослідження та розробка приладу для керування рухами протеза руки

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

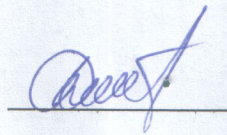
**Показники звіту подібності Unicheck**

**Оригінальність 92,7 %**

**Схожість 7,3 %**

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.
2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.
3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

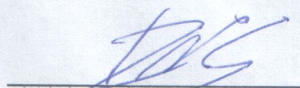
Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

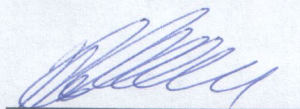
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Мушинський Д. А.

Керівник роботи



Коваль Л. Г.