

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна

Факультет радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

Кафедра фізичної і біомедичної електроніки та комплексних інформаційних  
технологій

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувач кафедри**

\_\_\_\_\_ підпис

ініціали, прізвище

— \_\_\_ || \_\_\_\_\_ 20\_\_ року

**Кваліфікаційна робота магістра**

на тему: **БІОНІЧНИЙ ПРОТЕЗ ВЕРХНОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ**

Виконав: студент II курсу магістратури, групи РЕ-61  
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка  
освітньо-професійна програма «Фізична  
та біомедична електроніка»

Павло КУРМАЗ

Керівник

доктор фізико – математичних наук, професор

Віктор КАТРИЧ

Консультант

кандидат технічних наук, доцент

Олег ДАЦОК

2022 рік

## РЕФЕРАТ

Курмаз П.В. Біонічний протез верхньої кінцівки людини. Дипломна робота. Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна. 2021. 50 с., 14 рис.. 62 використаних джерел літератури.

БІОНІЧНИЙ ПРОТЕЗ, ЕЛЕКТРОМІОГРАМА, МЕТОДИ  
ВИМІРЮВАННЯ БІОПОТЕНЦІАЛІВ, ПРОТЕЗУВАННЯ,  
ФУНКЦІОНУВАННЯ ПРОТЕЗІВ, СИСТЕМА КЕРУВАННЯ  
МІКРОПРОЦЕСОРНА, ПОВЕРХНЕВА ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЯ, КОНТРОЛЕР  
БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ.

Об'єкт розробки – процес управління рухом біопротеза верхньої кінцівки на підставі розпізнавання міоелектричних образів.

Предмет роботи - біонічний протез верхньої кінцівки людини.

Мета роботи – аналіз принципів створення, конструктивних і функціональних особливостей сучасних та перспективних біонічних протезів верхніх кінцівок.

Методи дослідження – методи визначення сигналів м'язів руки людини, методи розрахунку характеристик сигналу, методи нормалізації даних, методи машинної класифікації сигналів, розпізнавання біоелектричних образів, схемотехнічного проектування.

Наукова новизна отриманих результатів полягає в удосконаленні системи керування протезом верхньої кінцівки.

Практична цінність отриманих результатів полягає в оцінці ефективності одноканальній системі вимірювання електроміографічного сигналу та простому методі машинної класифікації.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	4
ВСТУП.....	5
РОЗДІЛ I. ОСОБЛИВОСТІ БІОНІЧНИХ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК.....	8
1.1. Функціонування біонічних протезів.....	9
1.2. Методи вимірювання електричної активності м'язів.....	13
1.3 Цільова реіннервація м'язів.....	15
РОЗДІЛ II. СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ БІОНІЧНИМИ ПРОТЕЗАМИ .....	18
2.1. Фізіологічні аспекти біоелектричного управління протезом.....	18
2.2. Дослідження для визначення оптимального методу вимірювання біофізичних сигналів.....	24
РОЗДІЛ III. ВИВЧЕННЯ ДАННИХ ЩОДО РЕЄСТРАЦІЇ, ОБРОБКИ ТА ВІДТВОРЕННЯ БІОНІЧНОГО СИГНАЛУ .....	33
ВИСНОВОК.....	44
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ .....	45

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

БНМ - Багатошарова нейронна мережа персептрон

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕКГ – електрокардіограма

ЕМГ, EMG – електроміограма

ЕНГ, ENG – електронеурографія

ЗЗ – зворотний зв'язок

МК - мікроконтролер

МКБ – мікроконтролерний блок

ПС – протезна система

ПДЛ – повсякденна діяльність

пЕМГ, sEMG – поверхнева електроміограма

СКВ – середньо-квадратичне відхилення

АМІ - міоневральний інтерфейс агоніст-антагоніст

CMRR - коефіцієнт синфазного відхилення

TMR – цільова реіннервація м'язів

TDF – частотно-часовий домен

## ВСТУП

Серед засобів відновлення стану опорно-рухового апарату людини та її працездатності важливе місце займають механізовані, автоматизовані системи та екзоскелети, які можуть допомогти людям з обмеженими фізичними можливостями встановити нові кінцівки на тіло [1,2]. Незважаючи на наявність технічних систем і засобів реабілітації після травм і захворювань верхніх кінцівок, нові сучасні біонічні протези різних типів, які дають можливість виконувати різноманітні рухи людям, які з різних причин втратили верхні кінцівки, досі не набули широкого поширення. Виникає проблема аналізу основ створення, впливу, конструктивних і активних особливостей передових і перспективних біонічних протезів верхніх кінцівок.

На основі реєстрації та обробки сигналу поверхневої ЕМГ можна використовувати інтерфейси людина - комп'ютер, тобто інженерні системи, що забезпечують взаємодію оператора з керованими ним машинами або пристроями.

Електроміографічні (ЕМГ) сигнали активно використовуються для відновлення рухової дисфункції в ортопедії та протезуванні. Системи реєстрації сигналів поверхневої ЕМГ є невід'ємною частиною прогресивної медичної діагностики опорно-рухового апарату. ЕМГ вважається одним із найбільш об'єктивних та інформативних методів дослідження стану активності периферичної нервової системи [3].

Також слід зазначити, що одним з обґрунтувань подальшого розвитку даної області реєстрації біопотенціалів є стрімкий розвиток передового протезування. Управління біоелектричним протезом здійснюється за допомогою зареєстрованих та оброблених сигналів ЕМГ. Цей метод протезування широко використовується в Україні через відсутність фахівців, знайомих із

представленими прогресивними розробками, та низький рівень фінансування в даній галузі [4].

В наш час в Україні існує гостра необхідність в якісних та функціональних протезах. Кожен рік багато людей на превеликий жаль втрачають кінцівки через патології, нещасні випадки на виробництві, а особливо через поранення в зонах бойових дій [5,6]. Протезування - головний процесу соціальної реабілітації людини та відновлення її працездатності.

Створення інтелектуальних протезів на основі машинного навчання та розпізнавання образів розвиває прогресивний напрямок, який дозволяє суттєво розширити їх функціональні можливості, забезпечити повну реабілітацію інвалідів та їх адаптацію до повноцінного життя в українському суспільстві, що має важливе соціально-економічне значення.

**Мета роботи** – аналіз принципів створення, конструктивних і функціональних особливостей сучасних та перспективних біонічних протезів верхніх кінцівок.

Щоб досягти мети перед нами стоять наступні **завдання**:

- проаналізувати функціонування біонічних протезів;
- дослідити різновиди біонічних протезів;
- вивчити системи управління біонічними протезами;
- провести аналіз методів та засобів вимірювання біологічних сигналів для біоелектричного протезування;
- вивчити дані щодо реєстрації, обробки та відтворення біонічного сигналу.

**Об'єкт розробки** – процес управління рухом біопротезу верхніх кінцівок на основі розпізнавання міоелектричних патернів.

**Предмет роботи** - біонічний протез верхньої кінцівки людини

**Методи дослідження** – методи визначення сигналів м'язів руки людини, методи розрахунку характеристик сигналу, методи нормалізації даних, методи

машинної класифікації сигналів, розпізнавання біоелектричних образів, схемотехнічного проектування.

**Наукова новизна** отриманих результатів полягає у вдосконаленні системи керування протезом верхньої кінцівки людини.

**Практична цінність** отриманих результатів полягає в розробці системи керування протезом верхньої кінцівки, схемотехнічне рішення якої відрізняється низьким енергоспоживанням.

**Структура роботи.** Наукова робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел. Під час написання наукової роботи було використано 62 джерела літератури. Обсяг роботи – 44 сторінки машинописного тексту.

## РОЗДІЛ I. ОСОБЛИВОСТІ БІОНІЧНИХ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

Протезування – це штучне відновлення частини тіла або її працездатності на заміну ампутованої або недорозвинені внаслідок патології за допомогою протеза. Сучасні технології стрімко розвиваються і це відзначається на значних покращеннях зовнішнього вигляду та створення протезів відповідно до індивідуальних вимог, проте все ще потребують складних рішень у питанні компромісу між функціональністю та зовнішнім виглядом протеза.

Коли ви втрачаєте можливість використовувати кінцівку, навіть найпростіші щоденні завдання можуть перетворитися на виклик. Відновлення працездатності та поліпшення життя пацієнтів і є головною задачею протезування. Раніше протези механічно кріпилися до тіла людини, тому зв'язку між протезом та нервовою системою людини не було. Такі протези не забезпечували виконання дрібної моторики та кількох ступенів свободи, а маніпуляції з протезом були можливі лише за рахунок згинання протеза щодо суглоба кукси, до якого протез був прикріплений.

За способом управління протези бувають таких видів:

- Нефункціональні протези, які слугують в косметичних цілях;
- Протези з керуванням від тіла, які використовують троси або шківи (функціонально-косметичні);
- Активні протези, які керуються електричними сигналами від кінцівка та є багатофункціональними.

В даний час існують біоелектричні протези, які можуть зчитувати та відтворювати сигнали мозку та м'язів, пов'язані з рухами окремих кінцівок. Функціональність таких пристроїв стає можливим за рахунок зчитування нервових імпульсів тіла людини, їх аналізу та обробки для подальшого

формування команд управління роботом-маніпулятором [4]. Після ампутації кінцівки уцілілі рухові нерви, що контролювали її, зазвичай залишаються в організмі. Ці нерви, що залишилися, можна хірургічним шляхом з'єднати з невеликими ділянками великих м'язів (наприклад, великий грудний), які виконують функції відсутніх елементів. Цей процес називається цільовою реіннервацією і широко використовується в ділянці біонічних протезів [5].

### **1.1 Функціонування біонічних протезів**

Біологічні залишки культу та електронні пристрої в куксах взаємодіють, поміщаючи частину механізму у безпосередній контакт із людським тілом, забезпечуючи зворотний зв'язок між електронними сигналами та іонними струмами *in vivo* [7]. Саме таке поєднання біологічної та механічної кінцівок і називають біонічними протезами, оскільки вони містять обладнання, яке діє як інтерфейс між залишковою нервовою системою людини та такими пристроями, як роботизовані руки та ноги. Нові хірургічні методи підвищили ефективність цих методів, підключивши їх до деяких нервово-м'язових структур більш тонкими способами: прямий доступ, перенаправлення нервів для реіннервації м'язів та нейронні зв'язки навколо або всередині пучків [8,9].

Біонічні кінцівки контролюються електричними сигналами від м'язів та/або нервів вище за рівень ампутації. Потім двонаправлений контроль завершується відновленням чутливості шляхом підключення нервів, що залишилися, або м'язів вище рівня ампутації до датчиків протеза. Таким чином, ці пристрої пропонують інтуїтивне управління, так і природний потік відчуттів від штучного пристрою до користувача. Першого успішного доказу концепції було зроблено за допомогою біонічної руки [8]. Сучасні протези рук приводяться в дію удосконаленими моторами, які можуть відновлювати складні рухи рук за допомогою зв'язку з прямими м'язовими сигналами [10].

Управління двома протезами під час повсякденної діяльності потребує розробки простих та інтуїтивно зрозумілих нейронних інтерфейсів. Це складне завдання можна розділити на реєстрацію та декодування еферентних рухових сигналів (рухові команди протезу) та стимуляцію аферентних шляхів для відновлення чутливості - сенсорний зворотний зв'язок від протезу. Успіх як запису, так і стимуляції залежить від спеціального апаратного та програмного забезпечення.

Біонічні протези є складними системами, успішна реалізація яких вимагає виконання багатьох критеріїв та надійної реалізації окремих функцій. Щодо медичної реалізації готового виробу такими критеріями є маса, габаритні розміри, біоміметична подoba, можливості інтуїтивного управління, дешевизна та енергоефективність протезної системи (ПС) [11,12]. Фактично кожна ПС унікальна і залежить від запропонованої розробником конструкції, кількості ступенів свободи, системи управління, наявності зворотного зв'язку і особливостей розроблюваного зразка. При цьому основні функціональні блоки, присутні в тій чи іншій системі біонічного протезу, типові та характерні практично для кожного зразка експериментального або готового продукту.



Рисунок 1.1 – Типова схема біонічної протезної системи верхньої кінцівки.

Кількість та типи вимірювальних датчиків, що використовуються у ПС, залежать від обраного розробником методу вимірювання вхідного біосигналу. Електроміографія (ЕМГ), електроенцефалографія та електронейрографія є одними з основних методів вимірювання, що використовуються в практиці біонічних протезів і при визначенні типів використовуваних датчиків, обстеженні, електрокортикографії та ультразвуковому вимірі м'язової активності [13,14]. При використанні міографічного методу вимірювання датчики розташовують в зоні найбільшої м'язової активності пошкодженої кінцівки, сканування якої проводять у вимірювальному каналі, номер якого, як правило, від 1 до 128. [15, 16] .

Блок обробки сигналів біонічної протезної системи містить різні схеми посилення та попередньої обробки вимірюваних імпульсів. Елементи фільтрування, згладжування, інтегрування можуть допомогти для подальшої можливості використання рівня сигналу, що визначається у блоці управління мікроконтролера. Схеми адаптації електричних сигналів засновані на фізиці імпульсу і найчастіше включають електронні компоненти, такі як операційні підсилювачі, смугові фільтри та випрямлячі [17,18].

Мікроконтролерний блок управління (МКБ) протезної системи обробляє і класифікує біологічні сигнали, що поступають, зіставляє їх із заданим набором жестів або рухів здорової кінцівки і видає керуючі сигнали для виконавчого механізму, призначеного для подальшого збору та аналізу. Це допомагає отримати додаткову інформацію про положення або взаємодію протезу з об'єктом, що маніпулюється [19, 20]. Розпізнавання і класифікація біосигналів, що надходять в МКБ здійснюється шляхом інтеграції конкретних методів машинного навчання в програмний код мікроконтролера (МК) [21,22], і вибір конкретної моделі МК визначає його кінцеву функціональність. Протез за обсягом інформації від технічного завдання та периферійних модулів аналізується МК протезу [23].

Використання та реалізація блоків зворотного зв'язку (ЗЗ) у біонічних протезних системах є не обов'язковим рішенням для кожного конкретного проекту. Однак для забезпечення максимально інтуїтивного та точного керування протезом у біонічних протезах використовуються дискретні прийоми або комбінація кількох способів організації ЗЗ [24, 25]. Залежно від вибраного методу блок ЗЗ може містити набір датчиків у різних фізичних полях, які збирають інформацію про положення протеза у просторі, формі та структурі оброблюваної поверхні, зусилля прикладеного до неї. [26,27].

В якості виконавчого механізму протезних систем використовуються різні види шарнірних конструкцій, що рухаються різними типами двигунів (сервоприводи, лінійні двигуни, двигуни постійного струму та ін) або пневматичними або альтернативними системами [28,29]. Кількість приводних механізмів та відповідних двигунів залежить від кількості ступенів свободи ПС та індивідуальних потреб руху кожного пальця протеза [30, 31].

Управління двигунами протеза полягає в подачі відповідних рівнів струму (напруги) від блоку живлення системи на двигуни та можливості їх прямого та зворотного руху. Блок живлення повинен забезпечувати протезну систему значеннями напруги, достатніми для стабільної роботи її схемних елементів, а також забезпечувати можливість автономного функціонування протягом кількох годин без необхідності заряджання протеза [11,31]. При цьому живлення мікросхеми та блоку ЗЗ протеза, як правило, відокремлено від живлення блоку виконавчого механізму за рахунок використання окремих акумуляторів для різних конструктивних частин ПС.

## 1.2 Методи вимірювання електричної активності м'язі.

Розрізняють три основні методи електроміографії: інтерференційний (поверхневий), голчатий і стимуляційний.

Інтерферометрія, або поверхневий метод, являє собою дослідження, при якому сигнали зчитуються безпосередньо через шкіру за допомогою плоских липких електродів, що примикають до м'яза, що досліджується. Цей метод часто використовується для реєстрації сигналів від певних здорових м'язів і нервів. Цей метод має багато недоліків, таких як дуже малий потенціал. Це пов'язано з тим, що деякі з і так малих потенціалів розсіюються по шкірі при зчитуванні їх зі шкіри, а не з самого м'яза. Такі шума треба ретельно відфільтровувати, бо вони формуються за рахунок впливу на сигнал таких факторів, як електричні потенціали від брудної шкіри та інших м'язів, які також розсіюються по шкірі. Даний метод використовується для збору інформації для налаштування протезів, а також безпосередньо для керування ними.

Акупунктурний метод – це процес збирання інформації про стан м'язів та нервів. Суть цього методу полягає в інвазивному введенні одноразових голчастих електродів безпосередньо в саму м'яз. Цей метод є основним методом нейродіагностики. Підключення електродів безпосередньо до нервів і м'язів полегшує обробку отриманої інформації, оскільки сигнал переважно чистий і вимагає фільтрації. Неврологи використовують його для діагностики захворювань, пов'язаних із пошкодженням м'язів, нервів або нервових клітин, що призводить до таких захворювань, як поліневропатія, радикулопатія, неврит та тунельний синдром.

Стимуляція — це метод стимуляції нервів виявлення аномалій в потоці сигналів. Суть цього методу полягає у поєднанні двох електродів. Один поміщається на шкіру у місці проекції нерва чи м'язи, а інший безпосередньо стимулює нерв тонкою стимуляцією. Реєструючі електроди підключені до

міографа, на якому відображається графік амплітуди імпульсів, що проходять через нерв. На підставі цього лікарі роблять висновки про працездатність нервів. Цей метод також використовується для діагностики захворювань, пов'язаних з нервовими та м'язовими захворюваннями. Розуміння трьох основних методів електроміографії дозволяє припустити, що два з трьох перерахованих вище методів, голки і стимуляція, часто використовуються в діагностиці або профілактиці захворювань, пов'язаних з неправильним функціонуванням м'язів і нервів.

### **1.3 Цільова реіннервація м'язів**

Прийом нейронних сигналів може бути реалізований шляхом використання природного посилення отриманих нейромоторних сигналів у нервово-м'язовому з'єднанні. Тому для цього електроди, що записують, розміщують на поверхні м'яза - поверхнева електроміографія або всередині м'яза - внутрішньом'язова ЕМГ [32,8]. Більше того, рухові наміри потенційно також можуть бути записані безпосередньо з периферичних нервів електронейрографія (ENG) для більшої вибірки даних. Проте останній підхід має проблеми з довгостроковою стабільністю та надійністю [9].

Імплантація електродів ЕМГ зменшує або усуває вплив вищезазначених електромеханічних факторів, м'язових перехресних перешкод і забезпечує більш вибіркового доступ до нейром'язової інформації глибших частин м'яза ціною підвищеної інвазивності.

Біонічні кінцівки можна розділити на три основні групи залежно від використовуваного імплантату, його типу та тканини, з якою він сполучається:

1. З'єднання з нервами та м'язами;
2. Пряме взаємодія з м'язам;
3. Пряме нервово сполучення.

Цільова м'язова реіннервація (TMR), передбачає хірургічне перенесення решти нервів наприклад, серединного або ліктьового нервів ампутованої кукси до вцілілих м'язів, таким чином посилюючи сигнали нейронного контролю через їх природний підсилювач м'язів. Потім ці сигнали реєструються електродами та передаються на протез для контролю його дії. Дійсно, коли людина думає поворухнути відсутньою рукою, відновлені грудні м'язи стимулюються, а потім сигнал фіксується записуючими електродами та використовується для керування рухом роботизованої руки. Такий самий підхід також застосовується до людей з ампутованими кінцівками [33,34].

Нещодавно групою вчених було запропоновано так званий міоневральний інтерфейс агоніст-антагоніст (AMI). AMI — це ідея, яка представляє собою хірургічну конструкцію, що складається з двох м'язових сухожилів - агоніста й антагоніста з'єднаних хірургічним шляхом в один ряд таким чином, що скорочення одного м'яза розтягує інший. Ідея AMI полягає у тому, щоб відтворити динамічні м'язові зв'язки, які існували в анатомії до ампутації, дозволяючи передавати пропріоцептивні сигнали від обох м'язів до центральної нервової системи [35].

У другому типі доступу біонічної кінцівки до керуючих сигналів, отриманих від решти м'язової тканини здійснюється через прямі внутрішньом'язові імплантати. Моніторинг на основі внутрішньом'язових імплантатів відбувається за допомогою невеликого записуючого пристрою, імплантованого в залишковий м'яз, для запису м'язових скорочень, що записуються бездротовим методом за допомогою котушок, імплантованих в гніздо. Потім скорочення м'язів активує рух протезу. У разі ампутації верхньої кінцівки досягається одночасне захоплення та контроль рухів зап'ястя. Вперше було досягнуто довільний контроль руху гомілковостопного суглоба у пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок. Однак у цьому випадку тактильний зворотний зв'язок недоступний. Недоліком є те, що цей підхід може працювати краще у

випадку більш дистальних ампутацій, коли збережено багато зовнішніх м'язів, тоді як у більш проксимальних ампутаціях, де м'язи відсутні, це буде складно реалізувати [8].

Третій варіант полягає у прямому з'єднанні залишкового нерва за допомогою імплантованого інтерфейсу для периферичних нервів. Це може бути досягнуто за допомогою нейронних електродів навколо або через нерв. Таким чином, ви можете дозволити керування пристроєм або відправляти відчуття з пристрою.. Фактично, електричні сигнали, що передаються датчиком протеза, стимулюють нерви в кульгті, відновлюючи чутливість фантомної кінцівки і дозволяючи пацієнту знову відчувати. Третя група біонічних кінцівок включає ампутацію з використанням електродів, хірургічно імплантованих в іннервуючі нерви, що залишилися. Для відновлення та поліпшення чутливості біонічної кінцівки вводять та розміщують електроди інтраневрально через нервовий пучок або за допомогою надневральної манжети. Цьому є пояснення, оскільки периферичні нерви розташовані латерально від топографічної сторони, де стимуляція різних структур може бути успішною з використанням пристроїв, які латерально затискають нерв [36]. Дослідження показали, що внутрішньонейронна стимуляція може перепрограмувати нервові шляхи та покращити контроль над протезом за дуже короткий процес навчання та тренування. Це досягається за рахунок процесу декодування рухового наміру від решти м'яза та кодування відчуттів шляхом електричної стимуляції нерва за допомогою електродів, що розміщуються впоперек нерва під час інтраопераційних процедур [9].

## **РОЗДІЛ II. СИСТЕМА УПРАВЛІННЯ БІОНІЧНИМИ ПРОТЕЗАМИ**

Ознайомившись з усіма основними методами управління біонічними протезами, для подальшої роботи було обрано електроміографічний метод управління. Вибраний метод полягає у використанні поверхневих електродів 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.

### **2.1 Фізіологічні аспекти біоелектричного управління протезом**

Конструкція електродів (площа, геометрія поверхні електродів, матеріал виготовлення), характеристики прикріплення та стану м'язів, орієнтація по відношенню до волокон та міжелектродна відстань, якість підготовки поверхні шкіри до реєстрації пЕМГ, всі аспекти регламентуються наведеними рекомендаціями. робочою групою в рамках проекту SENIAM (Поверхнева ЕМГ для неінвазивної оцінки м'язів), розробленого в період з 1996 по 1999 рік на основі аналізу 144 наукових досліджень про вплив розташування та властивостей, і в даний час є основою для всіх досліджень. У межах цієї галузі з'являється можливість порівнювати результати, отримані різних лабораторіях.

Для реєстрації пЕМГ використовують електроди (датчики) як прямокутної (квадратної), так і круглої (еліптичної) форми, при цьому оптимальними вважаються кільцеві електроди діаметром 10 мм та міжелектродною відстанню 20 мм. Матеріал контактного електрода повинен забезпечувати хороший контакт зі шкірою, низький імпеданс «шкіри електрода» та «стабільна» поведінка в часі (тобто поверхневий опір шкіри та стабільність хімічної реакції). Електроди Ag або AgCl, що є розповсюдженими та

економічно доступними забезпечують відносно низький рівень шуму та стабільну провідність - найкращий вибір..

Електроди розміщуються в визначеній для розташування датчиків зоні (на лінії, що з'єднує два анатомічних орієнтира, які визначені для конкретного м'яза) з орієнтацією паралельною м'язовим волокнам. Для поздовжнього розташування на м'язі датчик розміщується на половині відстані між найбільш дистальною руховою точкою м'яза і дистальним сухожиллям відносно поперечного розташування на максимальній відстані від межі досліджуваного м'яза з іншими м'язами або структурами. Кількість електродів визначається залежно від типу м'яза, в якому буде реєструватися пЕМГ. Референтний електрод розміщується на зап'ясті, остистому відростку хребця С7 або в області кісточки.

За допомогою накладних електродів фільтрується електрична активність м'язів внаслідок інтерференції електричної активності великої кількості рухових одиниць.[37]. Одна нервова клітина з довгим відростком-аксоном в сукупності з розгалуженими м'язовими волокнами, що іннервуються – складається одну моторну одиницю. В кожному керуючому м'язі верхньої кінцівки, одна моторна одиниця включає в себе декілька сотень м'язових волокон [38].

Електричну активність окремих одиниць моторних м'язів визначають спеціальними голчастими електродами. Вона має постійну амплітуду, що складається з окремих імпульсів (дво-, триразових) частота яких зростає з наростанням напруги м'язів. Переважна більшість моторних одиниць діє асинхронно [39].

На електроміограмі виділяють ряд характеристик, в основному відштовхуючись від оцінки амплітуди, частоти коливань і тимчасових даних. Розрізняють 4 провідних типів електроміограми.

До першого типу відносяться коливання зі змінною амплітудою та формою імпульсів, що мають частоту 50-100 Гц. Подібний характер сигналів

вважається в межах норми, бо вони властиві для м'язів зі звичайною або незначно порушеною руховою функцією.

До другого типу відносяться коливання з частотою 6-10 Гц, які спостерігаються при тонічних напругах м'язів.

Третій тип коливань - це ритмічні або неритмічні групи високочастотних до 100 Гц коливань високої амплітуди, які проявляються в «сплячих» або тонічно інтенсивних м'язах.

Четвертий тип коливань, або біоелектричне мовчання, спостерігається при відмиранні більшості рухових нейронів.

Керуючий сигнал має форму випадкового імпульсного процесу [19].

При згинанні та розгинанні променевого згинача кисті, а також всіх пальців кисті електроміограма має вигляд, представлений на рисунку 2.1. При найвищій нарузі м'язів біоелектрична активність м'язів плеча здорових людей, в середньому складає декілька сотень мікрвольт, але в окремих хворих може диференціюватися в широких межах. У людей з обмеженими можливостями, внаслідок атрофії біоелектрична активність м'язів культі зменшується в кілька разів три при найбільшій нарузі складає десятки - сотні мкВ [40], [41].



Рисунок 2.1 – ЕМГ кисті при різних видах рухів.

Під час фізіологічних досліджень виявлено, що будь-яка втома під час керування протезом не проявляється, якщо активність моторних м'язів не вище п'ятдесяти відсотків від максимальної. Наскільки більша активність моторних м'язів, настільки простіше керувати протезом. Через це використовують спеціальні тренування, орієнтовані на нарощування активності м'язів.

Проблема біоелектричного керування протезами є дуже важливою, оскільки необхідне вироблення навичок управління, тобто необхідної координації скорочень рухомих м'язів. Такі навички можуть не відповідати координації діяльності м'язів при виконанні рухів здорової руки [42].

Диференціальна біоелектрична пропорційна система управління не вимагає, щоб один м'яз-антагоніст не мав біосигналу, а інший м'яз, що управляє, мав максимальний сигнал. Рух контролюється напругою відповідних м'язів, що управляють. Збільшення амплітуди ЕМГ-сигналу м'язового обходу збільшує частоту та тривалість імпульсів, що подаються на електропривод приєднаного двигуна. Таким чином, швидкість пальців і сила захоплення протеза руки пропорційні біоелектричній активності керуючих м'язів [43].

Крім біоелектричних систем управління, для протезів з електроприводом розроблені системи управління з електричними контактами та управління м'язовим тонусом. В останньому як управляючі сигнали використовуються зміни діаметра і жорсткості м'язів, що скорочуються. Для протезів з електроконтактним керуванням та біоелектричними пропорційними системами. Контроль також включає протези з відновлюваними джерелами енергії для складних та нетипових протезів. [38].

Збільшення активних можливостей протеза з біоелектричним управлінням за допомогою нарощування кількості діяльно керованих рухів може бути реалізовано різними способами.

Перший спосіб являє собою збільшення кількості керуючих м'язів.

Для другого методу збільшення числа керованих рухів протезау застосовується поєднання біоелектричного управління з механічним [43].

Третій спосіб - збільшення кількості керованих рухів за рахунок управління малою групою виконавчих механізмів протезу від невеликої кількості м'язів. Такий спосіб управління реалізується у системі з перемиканням виконавчих механізмів. В якості перемикаючого сигналу застосовують біоелектричний сигнал від рухових м'язів, який за будь-яким параметром відрізняється від керуючого сигналу.

Принцип амплітудного управління дає змогу виконувати не тільки послідовні, але і одночасні переміщення в двох шарнірах. Послідовне керування реалізується через один м'яз, який управляє двома рухами протеза, що мають різні пороги спрацьовування ( $25 \div 30$  мкВ;  $60 \div 70$  мкВ).

Найпростішим методом перемикання є короткий біоелектричний сигнал високої амплітуди. Для спрацьовування перемикання поріг може бути встановлений у 2,5 рази вище порога управління. Плавна наростаючий сигнал високої амплітуди може використовуватися як керуючий, а швидко наростаючий сигнал - як перемикаючий.

Для вибору способу перемикання пред'являються наступні фізичні вимоги до систем перемикання:

1) Процес перемикання не повинен вимагати великих фізичних та інтелектуальних зусиль від людей з обмеженими можливостями. Перемикаючі та керуючі сигнали повинні легко диференціюватися;

2) Треба звести до мінімуму необхідність тренування в подачі перемикаючого сигналу;

3) Перемикаючий параметр природного біоелектричного сигналу повинен піддаватися чіткому виміру;

4) Час перемикання повинен становити не більше 0,2-0,3 с. (Середній час нервової реакції на подразник).

Для керування біоелектричним протезом руки з мікропроцесорною системою керування використовуються біоелектричні сигнали, які записуються за допомогою електродів від двоголового та триголового м'язів [38]. У цих сигналах можна назвати амплітудну і частотну складові. Під час подальшої обробки з використанням процедури адаптивного визначення біоелектричного зображення [39], [40] процесор може записати біоелектричну сигнатуру однієї з чотирьох пар рухів.

## **2.2 Дослідження для визначення оптимального методу вимірювання біофізичних сигналів.**

Встановлено, що верхня кінцівка пройшла один із найскладніших еволюційних шляхів. Анатомічна будова руки людини, досконалість її функцій є прямим результатом тривалого специфічного еволюційного прогресу. Досконалість людської руки неминуче вплинула на розвиток і формування як духовної культури людства, так і його матеріально-технічних можливостей. В наш час виконання будь-якого завдання, від повсякденної побутової роботи до

операцій промислового масштабу, неможливе без участі пальців. Рука служить головним помічником у повсякденному житті, в самообслуговуванні, в операціях взаємодії з сучасними цифровими гаджетами, управління якими здійснюється за допомогою пальців. А також на виробництвах, де машини та роботи, що виконують найскладнішу фізичну, особливо точну та інші види роботи - підпорядковані рухам пальців оператора [44].

Безсумнівно, забезпечення пацієнта максимального набору функцій втраченої руки є дуже актуальним завдання на даний момент. В той же час науково-технічний прогрес сучасного суспільства створює електромеханічний протез, подібний до природної кінцівки, що не тільки виконує функціональні можливості, але також і схожий за зовнішнім виглядом [45].

Функціонування сучасних антропоморфних протезів (біонічних ростезів) нерозривно пов'язане з впровадженням неінвазивних методів сприйняття електрофізіологічних сигналів, заснованих на використанні провідних міоелектричних контактів, що забезпечують динамічне сприйняття як функцію м'язової діяльності. Кількість місць, придатних для адекватного розміщення міоелектричних контактів, обмежується комплексом вимог до інформаційної насиченості одержуваної інформації та загальними анатомічними особливостями будови тіла людини. Як правило, в більшості типових випадків кількість функціональних зон для розміщення контактів не перевищує чотирьох. Останній аспект є одним із домінуючих факторів, що обмежують функціональність системи. У цьому випадку можна реалізувати обмежену кількість примітивних односкладових дій, пов'язаних із захопленням, утриманням і переміщенням об'єктів з простою геометрією [46].

Здійснення більш складних дій передбачає залучення двох і більше кінематичних груп з кількома послідовними ланками, що зумовлює необхідність відповідного збільшення кількості електродів як джерел електрофізіологічної інформації [47]. Слід зазначити, що необхідна корекція

методів сприйняття електрофізіологічних сигналів, що пояснюється наявністю статистичної неоднорідності електрофізіологічного сигналу, спричиненої в більшості випадків адитивним шумом та інтерференцією виробничої етіології [48].

Отримання сигналу електроміографії відбувається в умовах величезної кількості перешкод і шумів, які сильно впливають на якість сигналу [49]. Також до електроміографії відноситься сигнал класу дуже зашумлених і малопотужних сигналів, а отже, для його обробки необхідна попередня схема підсилення [50]. Для вирішення проблем, пов'язаних із збором та попередньою обробкою, пропонується наступна структурна схема. Блок-схема показана на рис 2.2.

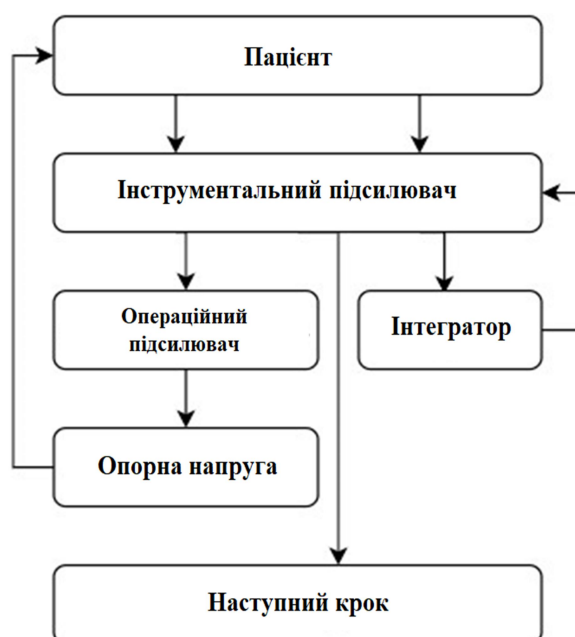


Рисунок 2.2 - Структурна схема системи збору біофізичних сигналів.

У цій схемі до пацієнта підключаються 3 контакти для отримання сигналу ЕМГ. Контакти виготовлені з матеріалу  $Ag/AgCl$  [51]. Електроди кріпляться до тіла людини через клейку основу з високим ступенем адгезії, щоб запобігти їх рухливості. Для покращення якості прийнятого сигналу на поверхню самого електрода наносять електропровідний гель [52]. Сигнал від пацієнта надходить

на інструментальний підсилювач при диференціальному перемиканні. Інструментальний підсилювач в диференціальному режимі є одним з найважливіших компонентів схеми ЕМГ, що віднімає сигнали і підсилює їх різницю [53]. Ця схема пропонує використовувати інструментальний підсилювач INA333 від Texas Instruments. Коефіцієнт підсилення регулюється за допомогою зовнішнього резистора  $R_g$  [54]. Формула для розрахунку коефіцієнта підсилення  $G$  представлена нижче:

$$G = 1 + \frac{100 \text{ кОм}}{R_g} \quad (2.1)$$

Для отримання підсилення пропонується використовувати резистори номіналом 50 кОм, а отже:

$$G = 1 + \frac{100 \text{ кОм}}{50 \text{ кОм} + 50 \text{ кОм}} = 2 \frac{\text{В}}{\text{В}} \quad (2.2)$$

Такий низький коефіцієнт був отриманий через те, що чим вище  $G$ , тим нижче CMRR (коефіцієнт синфазного відхилення) схеми і, отже, якість сигналу залишає бажати кращого.

Між виходом підсилювача INA333 і його опорним контактом є зворотний зв'язок-інтегратор. Інтегратор необхідний для того, щоб зняти напругу зміщення постійної складової на виході підсилювача, а також встановити постійну складову рівною опорній напрузі 2,5 В. Інтегратором є операційний підсилювач ISL28433 від Intersil Corporation / Renesas.

Однією з важливих проблем, пов'язаних з отриманням сигналу ЕМГ, є шумовий сигнал лінії електропередач. Організм людини працює як антена, сприймаючи різні види випромінювання від різних джерел, амплітуда шуму лінії електропередачі може бути на три порядки вище амплітуди сигналу ЕМГ, і цей шум повністю перекриває інформацію, що міститься в сигнал. Запропоновано метод, заснований на схемі RLD (Right Leg Drive), що використовується в аналізі ЕКГ. Схема RLD – мінімізує напругу в загальному

режимі та напругу від пацієнта відносно диференціального підсилювача, і таким чином збільшує CMRR [32]. Схема показана на рисунку 2.3.

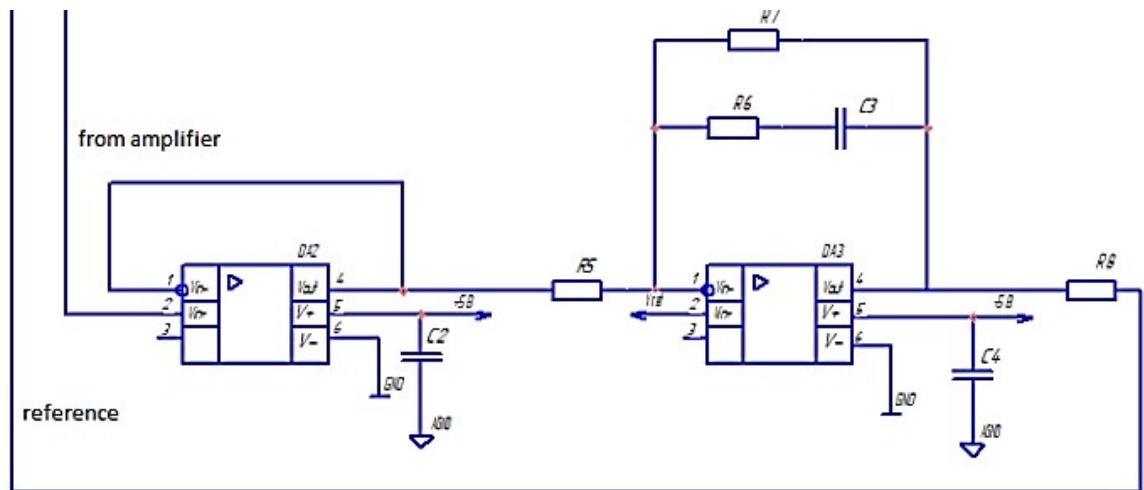
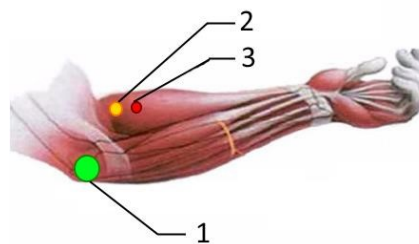


Рисунок 2.3 - Схема правого приводу

Роз'єм середньої точки між резисторами  $R_g$  і тілом пацієнта є операційним підсилювачем. Забезпечення зворотного сигналу в загальному режимі усуває шумові сигнали лінії електропередачі. Неінвертуючий вхід операційного підсилювача повинен бути підключений до середньої точки. Електрод RLD є віртуальним заземленням для всієї системи і повинен бути розташований на електрично нейтральній тканині людського тіла. Схема кріплення RLD показана на рисунку 2.4, місцем кріплення цього електрода (точка 1) є лікоть кисті, на якому закріплені два інших (сигнальних) електрода (точки 2, 3). Лікоть обраний тому, що в ньому відсутня м'язова тканина, і тому він електрично нейтральний або більш нейтральний, ніж м'язи людини.



#### Рисунок 2.4 – Схема кріплення електродів.

Перша частина схеми є буферним підсилювачем з високим імпедансом, оскільки інструментальні підсилювачі чутливі до паразитних ємностей на контактах резисторів, і це операційний підсилювач ISL28433 від Intersil Corporation / Renesas.

Друга частина схеми призначена для покращення CMRR, напруга загального режиму посилюється для зворотного зв'язку в організм людини, операційний підсилювач, який використовується в цій частині, вихід операційного підсилювача підключений до третього електрода, розташованого на лікоть пацієнта [55].

Під час збору та реєстрації біофізичних сигналів, які несуть інформацію, корисну для цього типу вимірювань, у поєднанні з основним сигналом також реєструються різноманітні шуми та завади. До перешкод належать деякі спотворення корисних сигналів, що залежать від впливу різних дестабілізуючих факторів на вимірювальні процеси, таких як перешкоди від працюючого промислового обладнання, вплив розрядів блискавки та ін.

Для того щоб позбутися артефактів руху та виправити нестабільність сигналу ЕМГ, необхідно використовувати фільтр високих частот на частоті зрізу 20 Гц, оскільки найбільш нестабільна смуга знаходиться в діапазоні від 0 Гц до 20 Гц [56].



Рисунок 2.5 - Структурна схема фільтрації та посилення сигналу.

Амплітуда сигналу ЕМГ знаходиться в діапазоні від 0 до 10 мВ при пікових значеннях або від 0 до 1,5 мВ (величина середньо квадратичного значення змінного струму.). Для того щоб сигнал був прийнятий платою збору даних і був інформативним, його необхідно підсилити. На рисунку 2.6. показана схема подальшого посилення сигналу.

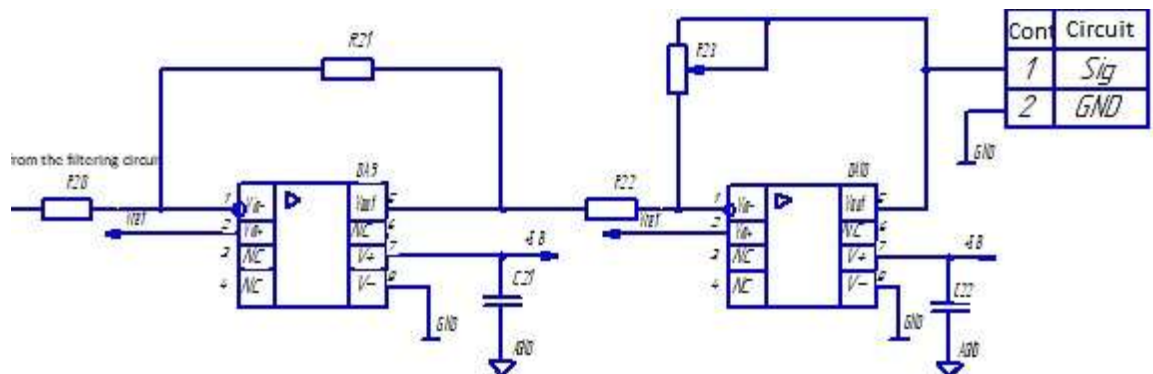


Рисунок 2.6 - Схема подальшого посилення сигналу.

Запропонована схема підсилення складається з двох каскадів на інвертуючих операційних підсилювачах. Перший інвертуючий підсилювач має коефіцієнт посилення від -5 В/В, а другий має змінне підсилення з діапазоном від 1 В/В до -50 В/В, що дає повне змінне посилення, рівне від 5В/В до 250В/В.

Враховуючи коригування підсилення інструментального підсилювача INA333, загальне посилення знаходиться в діапазоні від 10 В/В до 500 В/В.

Була проведена експериментальна перевірка прототипу. Обробка сигналів ЕМГ здійснюється за допомогою обладнання National Instruments (NI) у програмному середовищі LabView [57].

Сигнал з виходу схеми підсилення надходить на плату збору даних NI USB 6009, пристрій має вбудований АЦП, не потребує додаткового живлення та підключається до комп'ютера через USB. Далі сигнал збирається, обробляється в цифровому вигляді, а потім фільтрується на основі вейвлет-перетворення [58].

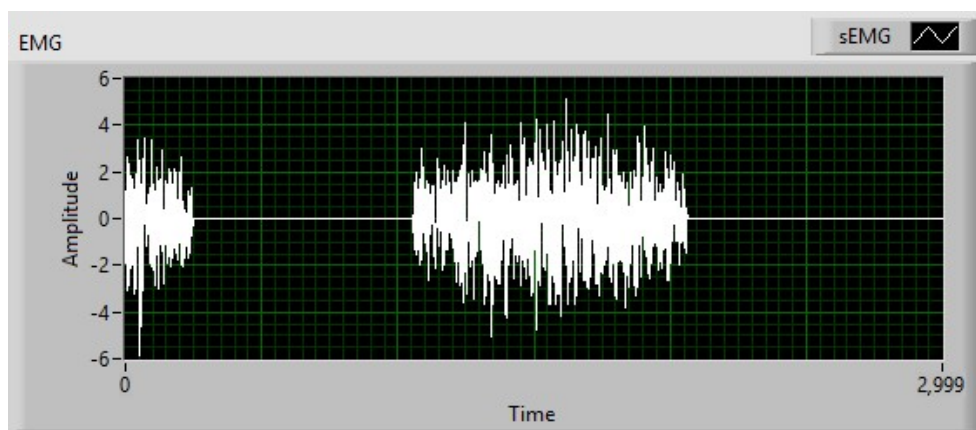


Рисунок 2.7 – Результат моделювання у програмі LabView. Сигнал ЕМГ без шуму.

Сигнали керування ЕМГ надходять на прототип антропоморфного протеза, підключеного до руки промислового робота Mitsubishi RV-2AJ на базі навчального станду FESTO Robotic Station.

Вимірювання проводяться на м'язовій тканині обстежуваного. Компенсаційний електрод розташований на ліктьовому суглобі. RH електроди кріпляться на початку м'яза. На першому етапі експерименту перевіряють працездатність приладу з м'язовим сигналом. При необхідності коригується коефіцієнт підсилення плати підсилювача. Наступним кроком є вивчення

поширення сигналу вздовж м'яза та пошук найбільш оптимального кріплення електрода вздовж м'яза.

Фази руху біонічного маніпулятора, що повторюють дії людської руки, показані на рисунку 2.8.

У ході експерименту з отримання сигналу від одного м'яза (рис. 2.7) було встановлено, що найбільш стійкий сигнал від м'яза можна отримати в деяких положеннях руки: для розслабленої руки сигнал практично не реєструється; при стисканні в кулак з'являється сигнал зі змінною частотою від 100 до 500 Гц і амплітудою 1-2 мВ при простому стисканні і з підвищеною амплітудою при спробі розтиснути кулак.

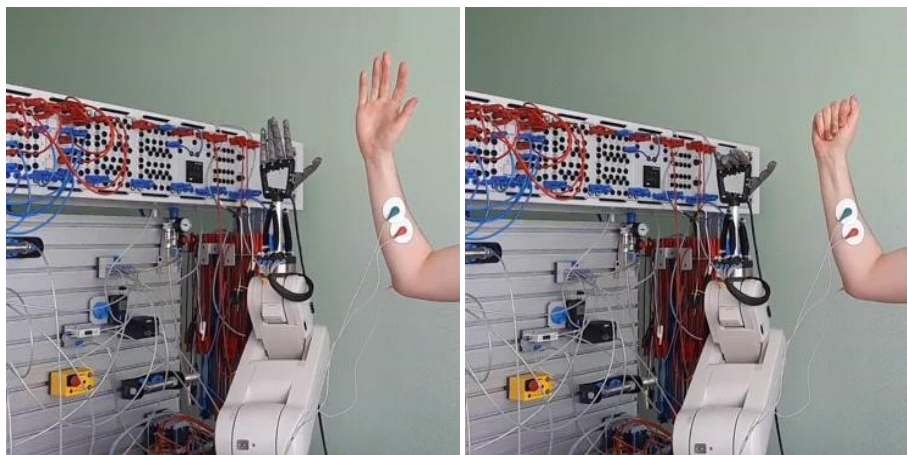


Рисунок 2.8 - Робота системи управління моделлю антропоморфного протеза кисті.

Ця система збору та обробки біофізичних сигналів була обрана для подальшого дослідження. Розроблено структурні та електричні схеми для вимірювання біофізичних сигналів. Також підбрано схему аналогової фільтрації сигналів електроміографії. Даний фільтр дозволяє позбутися від перешкод, спричинених артефактами руху та нестабільністю власного сигналу. У поєднанні з цифровою системою фільтрації на основі дискретного вейвлет-перетворення та подальшої обробки можна адекватно визначити наявність м'язових скорочень. Отримана система малогабаритна і в поєднанні з

програмною частиною обробки сигналів дозволить визначати основні сигнальні шаблони і керувати антропоморфними протезами.

Отримання біофізичних сигналів за допомогою поверхневої електроміографії в поєднанні з програмною частиною обробки сигналів дозволить ідентифікувати ключові сигнальні схеми та контролювати антропоморфні протези.

### РОЗДІЛ ІІІ. ВИВЧЕННЯ ДАНИХ ЩОДО РЕЄСТРАЦІЇ, ОБРОБКИ ТА ВІДТВОРЕННЯ БІОНІЧНОГО СИГНАЛУ

Шість типів рухів кисті обрані в якості базового набору для вимірювання сигналів пЕМГ (рис. 3.1): окремі пальці від вихідного положення А0 до досягнення відповідної проксимальної фаланги на внутрішній поверхні долоні. Чотири згинальні рухи А1-А4 і зворотне, а також «Г-подібне» В1 та «хвотальні» В2 рухи. Рух В1 «Г-подібний» є рухом, який одночасно згинає мізинець, безіменний палець і середній палець з вихідного положення в долонному напрямку і назад. «Хвотальний» рух В2 характеризує одночасні згинальні рухи мізинця, безіменного, середнього та вказівного пальців.

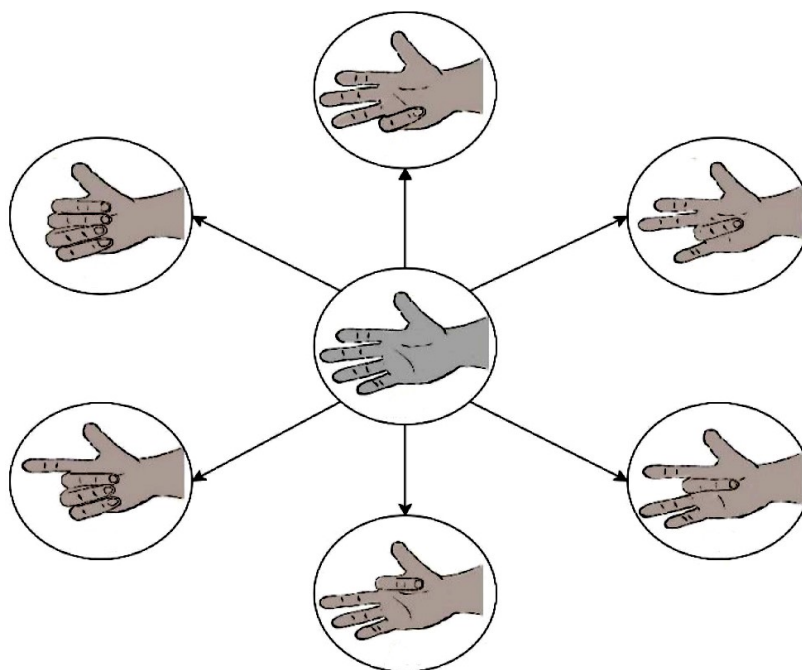


Рисунок. 3.1 - Види руху кисті рук.

Хоча виділення такої послідовності рухів не обмежує можливості та необхідності вивчення інших, більш складних видів рухів рук, автори дотримуються думки, що ми вважаємо мінімально достатньою основою для розробки протезу. Фактичне застосування вибраного нами типу буде залежати

від потреб у використанні. Сигнал пЕМГ, отриманий під час руху В2, забезпечує формування біонічних імпульсів, що управляють захопленням протезом пальця предметів різної форми та їх стисненням у долонному напрямку. Цей тип руху є обов'язковою умовою надійної фіксації об'ємних предметів, особливо округлої форми, в руці хворого для подальшого переміщення в просторі.

Прикладом використання цього руху є захоплення пацієнтом окремого предмета домашнього побуту чи продукту харчування (вилка, тарілка, зубна щітка, фрукт тощо. буд.). Рух пальця В1 може виконувати кілька функцій одночасно. Так, наприклад, використовуючи цей вид руху, пацієнт може вказати на інший предмет або людину за допомогою протеза пальця і повільно вибрати літери за допомогою фізичної або тактильної цифрової клавіатури, може здійснюватися введення. Основною метою використання рухів А1-А4 є вивчення відмінностей значень індексів та форм м'язових сигналів як основи для подальшого використання практично у всіх можливих видах хватів. Індивідуальні згинальні можливості рухів більш функціональні та антропоморфні, пропонуючи більше ступенів свободи та розширення функціональних можливостей руки пацієнта.

Моделі з пасивним поверхневим гелевим електродом F55 та F302 (SkinTact) використовувалися для визначення рівнів сигналу пЕМГ. При цьому більшість пацієнтів використовували модель F55. Потім 10-річна людина використовувала модель F302, більш чутливу та функціональну для молоді. Два вимірювальні електроди розташовували в області поверхневого згинача пальців передпліччя пацієнта (рис. 4, а), а третій референтний електрод - в області ліктя (рис. 4, б).

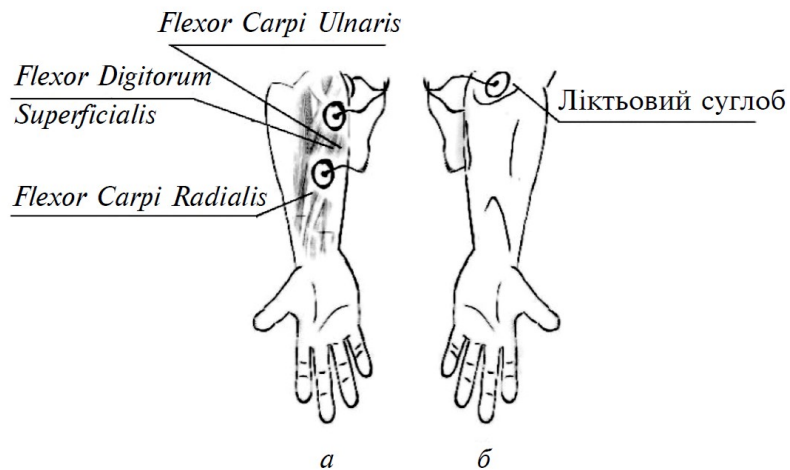


Рисунок. 3.2 - Групи м'язів та зони розміщення електродів передпліччя (а) та ліктьового суглоба (б) пацієнта.

Обробку отриманих сигналів проводили за допомогою серійного одноканального модуля ЕМГ та розробленої системи вимірювання та класифікації. Схема функціонального виміру (рис. 3.3) включає одноканальний міографічний модуль Muscle Sensor V3 (SparkFun Electronics), мікроконтролер на базі Atmega 16, блок передачі інформації на персональний комп'ютер (USB-адаптер PL2303HX) та містить блок інформації до мікросхеми управління виконавчим механізмом біонічного протезу.

Зазначимо, що перевагою одноканального модуля ЕМГ, що використовується, є попереднє посилення і фільтрація вимірюваного сигналу пЕМГ і подальша його адаптація для використання в мікроконтролерній системі. Це важливо з огляду на потребу в автономності, мініатюризації та антропоморфізмі керованих мікроконтролером систем виконання протезів.

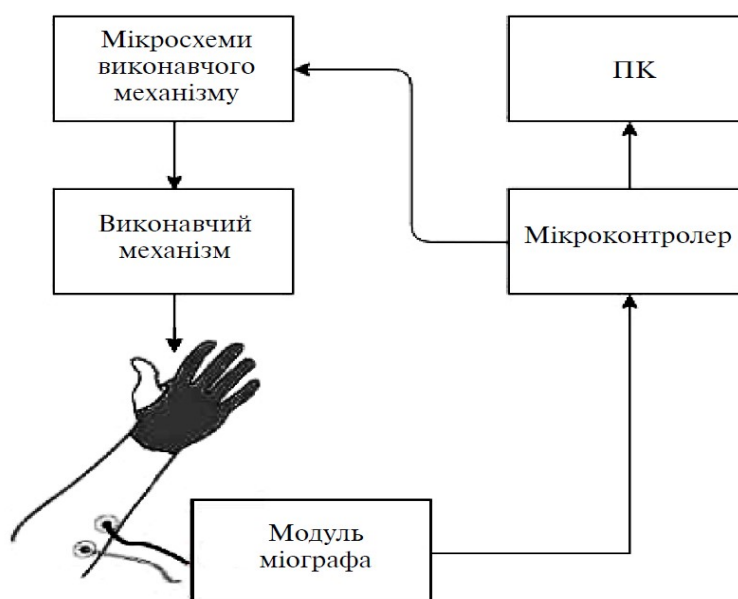
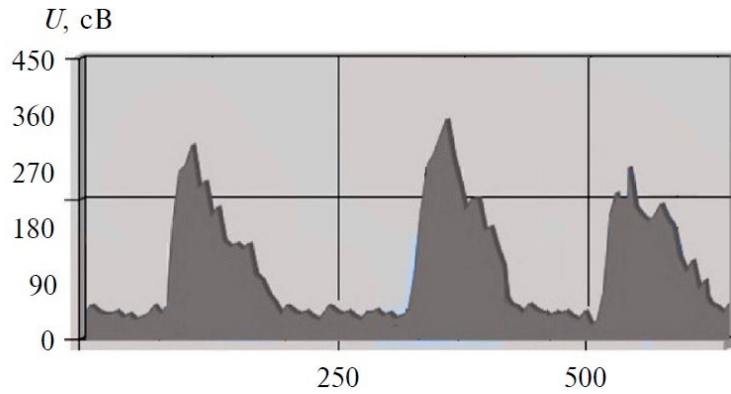


Рисунок. 3.3 - Функціональна схема вимірювання пЕМГ

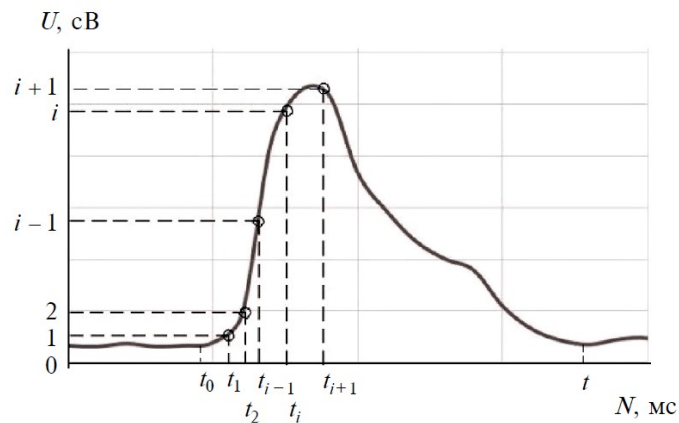
Запис отриманих даних та їх візуалізація здійснювалися за допомогою розробленого програмного забезпечення. Вихідний сигнал (амплітудне значення в сантивольтах) можна переглядати в реальному масштабі часу як у вигляді троміограми (рис. 3.4 а), так і у вигляді числових значень, що записуються в текстовий файл разом з метаданими для розрахунку характеристики TDF сигналу пЕМГ. Різні вікові групи від 10 до 50 років (від 5 до 15 років, від 15 до 25 років, від 25 до 35 років, від 35 до 45 років, від 45 до 50 років).

Дослідження різних наборів рухів в А1-А4, а також В1 та В2 проводилися окремими блоками досліджень, з  $M = 6$  повторень на добровольця. У цьому перша ітерація  $m = 1$  кожного блоку, призначеного визначення рівня фонового сигналу (ФС) системи, відповідає початковому положенню руки А0. Вимірювання проводилися з часовими інтервалами 250 мс за алгоритмом, представленим на рис. 3.7. Для проведення досліджень виключно у певні проміжки часу розроблене програмне забезпечення містить систему світлофора, яка відзначає червоним кольором початок кожної одиниці вимірювання у вікні

робочої програми. Пацієнтам було запропоновано виконати необхідний вигляд, відповідні візуальні сигнали.



a)



б)

Рисунок. 3.4 – Результати графічної обробки результатів (а) і вигляд визначення TDF-характеристик сигналу (б)

Оцінку вимірних параметрів сигналу пЕМГ проводили за декількома тимчасовими властивостями TDF, а саме за значеннями дисперсії VAR та трапецієподібного інтеграла Int. Вони описуються такими формулами:

$$VAR_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i(t) - \bar{U}_i)^2 \quad (3.1)$$

$$Int = \int_{t_0}^{t_N} f(t) dt \approx (t_N - t_0) \frac{f(t_0) + f(t_N)}{2} \quad (3.2)$$

де  $t_0, t_N$  — межі інтегрування (див. рис. 3.4, б),  $f(t)$  — пЕМГ-сигнал, який інтегрується, значення  $i, t$  та  $N$  вибираються за принципами, що зображені на рис. 3.4., б, а  $\bar{U}_i$  розраховується за формулою:

$$\bar{U}_i = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |U_i(t)| \quad (3.3)$$

де  $U_i(t)$  —  $i$ -те значення амплітуди сигналу в момент часу  $t$ .

Вибір такого набору характеристик TDF можна пояснити результатами попередніх випробувань на 20 добровольцях. Відповідно лише показник дисперсії VAR і інтеграл Int перебувають у досить широкому динамічному діапазоні, межі якого виходять для різних типів досліджуваних рухів A1-B2 [59].

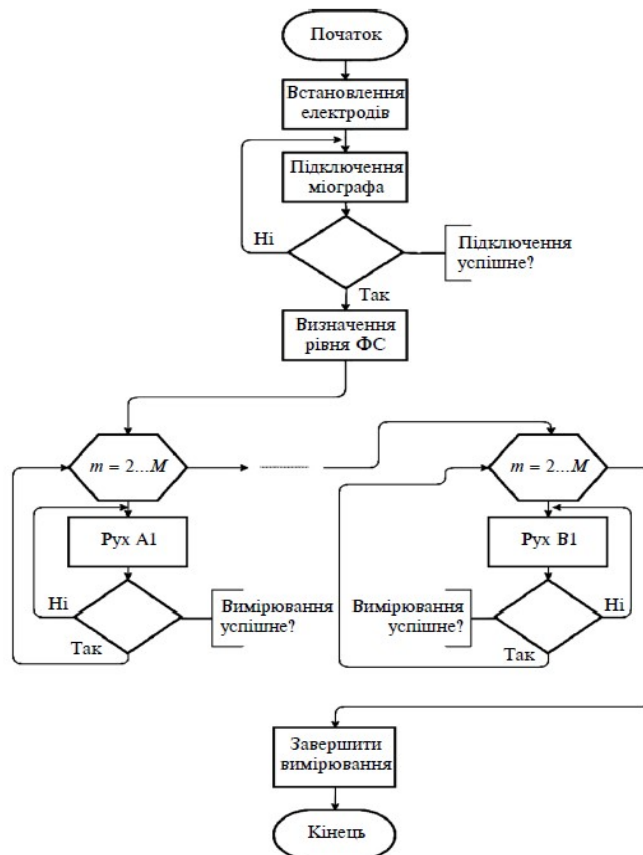


Рисунок. 3.5 - Алгоритм проведення вимірювань.

Ефективність методів машинного навчання для класифікації типів рухів на основі конкретних характеристик сигналів пЕМГ може змінюватись в

залежності від конкретних завдань. При цьому «складність» реалізації та час навчання системи залежать від набору вхідних даних, так і від характеристик використовуваного для розрахунків обладнання. За виконання даної роботи для класифікації сигналів використовувався простий і ефективний непараметричний машинний класифікатор *k*-nearest neighbors algorithm, чи *k*-NN [60, 61]. При цьому щодо вхідного набору даних було проведено процес нормалізації та стандартизації за такою формулою:

$$U_{norm} = \frac{U - U_{min}}{U_{max} - U_{min}}, \quad (3.4)$$

$$U_{st} = \frac{U - \mu}{\sigma}, \quad (3.5)$$

де  $U_{max}$ ,  $U_{min}$  – максимальна та мінімальна амплітуди сигналу за вибраний інтервал часу.  $\mu$  і  $\sigma$  – середнє арифметичне та стандартне відхилення амплітуди сигналу  $U$  відповідно, що визначаються за такими формулами:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (U_i), \quad (3.6)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (U_i - \mu)^2} \quad (3.7)$$

Залежно від типу та мети класифікації визначення мінімальної відстані до сусіда можуть використовуватися різні методи розрахунку мінімальної відстані  $D_{min}$ . В рамках даної роботи використовувалися методи визначення відстані Чебишева (DCH), евклідова відстані (DEU), манхеттенської відстані (DMH) та відстані Мінковського (DMN), що визначаються згідно [62].

Різні варіанти визначення мінімальної відстані та різні значення *k* показані в таблицях результатів 3.1-3.3. Порівняння точності класифікації методом *k*-NN та 1-NN (як окремий випадок методу *k*-найближчих сусідів).. Наслідуючи принцип методу *k*-NN, ми відокремлювали відстань від розрахованих значень VAR та Int сигналу пЕМГ, а навчальний набір даних (найближчий сусід) визначався під час класифікації, як і значення VAR та Int сигналу пЕМГ. При цьому індекс *k* вказує на кількість найближчих сусідів,

відстань, що враховується при визначенні типу міграції та відповідний клас досліджуваних сигналів пЕМГ. При  $k = 1$  відповідний результат присвоювався за класом із найбільшим числом найближчих сусідів.

Показник  $k$  вибирався методом відбору і перевищував значення  $k = 15$ . Щоб уникнути непорозумінь при класифікації значення  $k$  також використовувалися, а сигнали VAR і Int EMG розраховувалися для трьох типів. Впорядковані за рівняннями (3.1) та (3.2) без нормалізації. Також використовувався інший варіант цього методу, метод 1NN. Тобто, як за найближчим значенням з набору навчальних даних вибираються клас досліджуваної пЕМГ і відповідний вид руху.

Таблиця 3. 1.

Точність класифікації необроблених сигналів - пЕМГ

Тип відстані $D_{\min}$	Показники точності згідно до значення $k$ , %				
	$k=1$	$k=7$	$k=11$	$k=13$	$k=15$
<i>DCH</i>	60,11	74,00	79,36	76,38	74,95
<i>DEU</i>	60,11	73,35	81,56	82,90	71,80
<i>DMH</i>	59,44	73,35	74,80	76,58	81,00
<i>DMN</i>	62,12	68,14	76,38	81,06	74,89

Таблиця 3.2

## Точність класифікації оброблених пЕМГ-сигналів

Тип відстані $D_{\min}$	Показники точності в згідно до значення $k$ , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
<i>DCH</i>	46,91	74,99	81,05	76,80	81,07
<i>DEU</i>	51,65	74,99	85,96	82,97	74,99
<i>DMH</i>	49,99	67,15	85,96	81,06	71,13
<i>DMN</i>	49,99	67,15	83,20	74,99	71,13

Таблиця 3.3

## Точність класифікації стандартизованих пЕМГ-сигналів

Тип відстані $D_{\min}$	Показники точності згідно до значення $k$ , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
<i>DCH</i>	51,38	60,90	67,01	60,97	57,74
<i>DEU</i>	57,93	57,83	64,08	60,97	64,12
<i>DMH</i>	54,96	57,68	60,75	68,43	60,97
<i>DMN</i>	49,99	60,43	65,97	64,05	64,16

Класифікація проводилася за принципом 80 на 20, у своїй 80 % вихідного набору використовувалося навчання системи і 20 % вхідних даних (одна ітерація від кожного руху всім випробуваних) використовувалося тестування. Точність класифікації розраховувалася за такою формулою:

$$A_{cc} = \frac{C}{S} \cdot 100\%, \quad (3.8)$$

де  $C$  - кількість істинно позитивних відповідей для даного  $k$ , а  $S$  - загальна кількість відповідей. Як видно із таблиці. У 3.1-3.3 порівнювали результати

точності класифікації для чотирьох способів визначення мінімальної відстані  $D_{min}$  становила 7, 11, 13, 15. Точність визначення типу руху за нормалізованим сигналом пЕМГ (див. табл. 3) була дуже низькою для всіх обраних значень  $k$ , в результаті чого поставлене завдання не ефективно при вирішенні дослідження. Результати, отримані з ненормалізованими сигналами пЕМГ (див. таблицю 3.1), показують значно вищі показники ефективності, але використання методу 1NN у деяких випадках, як і раніше, недоцільно, а показники точності помітно низькі.

Використовуючи нормалізований набір даних евклідової відстані (DEU) та манхеттенської метрики (DMH) з  $k = 11$ , ми спостерігаємо найвищу точність класифікації зі значенням 85,96% (див. Таблицю 3.2). Запропонована аналітична модель проста у використанні, не вимагає багатоканальних вимірювальних пристроїв, зручна для реалізації модулів управління за рахунок невеликої кількості вихідних характеристик сигналу та використання методу класифікації  $kNN$ , що легко реалізується.

Оцінка запропонованої аналітичної моделі проводилася на вибірці даних від 6 здорових пацієнтів розміром 180 значень, з яких 36 використовувалися для тестування та 144 методом  $k$ -NN, для навчання моделі класифікації з  $U$  той же час, незважаючи на досить обмежений обсяг даних, на яких навчається модель, Точність класифікації перевищує 80% при  $k = 13$  і 86 при  $k = 11$  після нормалізації вихідного набору вхідних даних.

Отже, запропонована модель вважається ефективною під час роботи навіть з невеликим набором даних пЕМГ-сигнала і обмеженою чисельністю вхідних даних. Вхідний комплект даних пЕМГ-сигналу в даному випадку може впливати на правильність використання запропонованої моделі, а точність її систематизації може бути підвищена при застосуванні більш широкої вибірки даних для вивчення.

## ВИСНОВОК

За результатами магістерської роботи проведено огляд основних методів і засобів вимірювання сигналу біоелектричних протезів, визначено функціональні особливості біонічних протезів та узагальнену схему пристрою. Розглянуто основні методи сигналів біологічних вимірювань, принцип поверхневої електроміографії, особливості аналізу, класифікацію електроміографічних сигналів.

У другому розділі обговорювалися конструктивні особливості та фізіологічні аспекти біонічних протезів. На підставі цих даних було змодельовано функціональну схему приладу для вимірювання поверхневої електроміографії та описано алгоритм його роботи. Були розроблені структури та електричні схеми для вимірювання біофізичних сигналів. Також було обрано схему аналогової фільтрації сигналу ЕМГ. У поєднанні з цифровою системою фільтрації, що ґрунтується на дискретних вейвлет-перетвореннях та подальшій обробці, можна точно визначити активність скорочення м'язів. Експериментальні дослідження наземної двоканальної системи реєстрації сигналів ЕМГ підтвердили можливість реєстрації сигналів ЕМГ за запропонованою структурною схемою. Також було дано обґрунтування вибору основних характеристик вимірюваного приладом сигналу ЕМГ, які розраховувалися для подальшої класифікації різних типів рухів верхніх кінцівок. Така система реєстрації має потенціал для подальших досліджень, оскільки схема може бути розширена. Ця система дозволяє отримати перший якісний сигнал. Цей сигнал може бути оброблений програмними методами для отримання корисних сигналів. Отримана система малогабаритна і в поєднанні з програмною частиною обробки сигналів дозволить визначати основні сигнальні шаблони і керувати антропоморфними протезами.

У розділі 3 ми розглянули практичне застосування одноканального електроміографа та провели експериментальне дослідження розробленого пристрою. Зокрема, розроблено алгоритм вимірювання електроміографічних сигналів та описано основні особливості вимірювання електроміографічних сигналів. Докладно описуємо особливості експерименту та визначено методи та параметри для оцінки точності класифікації вимірюваних сигналів ЕМГ.

На основі результатів дослідження теоретичних даних запропоновано аналітичну модель для оцінки характеристик TDF м'язових сигналів основних функціональних рухів кисті, засновану на одноканальній системі вимірювання та простому методі машинної класифікації. Для успішної реалізації запропонованої моделі достатньо визначити лише дві фундаментальні часові властивості вимірюваного сигналу пЕМГ: показник дисперсії VAR та трапецієподібний інтеграл Int. Точність класифікації рухів виконано лише на рівні 85,96 %.

Тому запропонована модель ефективна під час роботи навіть із невеликим набором характеристик сигналу пЕМГ і обмеженим обсягом вхідних даних. У подальших дослідженнях автори планують перевірити ефективність запропонованої системи не тільки на здорових пацієнтах, але й у реальних умовах роботи з травмованими добровольцями, що може вплинути на точність навченої моделі, а точність її класифікації можна поліпшити, використовуючи ширшу вибірку даних для навчання.

Електробіонічні протези нині стають дедалі популярнішими і поступово витісняють механічні чи косметичні протези. Одним з пріоритетів у цьому напрямку є розробка надійної та універсальної системи управління протезом, що використовує електричні сигнали, одержувані від м'язів, і перетворює їх на цифрові сигнали для управління електроприводом протеза.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Архипов М. В. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицине. – № 8. Москва. 2011. С. 42–50.
2. Попадюха Ю. А. Применение роботизированного костюма-экзоскелета Harmony для обеспечения физической реабилитации пациентов с травмами позвоночника и неврологическими заболеваниями / Попадюха Ю. А. // Современные здоровьесберегающие технологии. – № 1. 2017. С. 131–148.
3. Гульд К., Розенфальк Л., Виллисон Р. Дж. Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике: Пер. с англ. Медицина. - М. 1975, с. 151—187.
4. Sudarsan S., Sekaran Dr. E., Design and development of emg controlled prosthetic limb. International conference on modelling optimization and computing. 2012. Vol. 38, pp. 3547- 3551.
5. Tsema E.V., Bepalenko A.A., Dinets A.V., Koval B.M., Mishalov V.G. Study of Damaging Factors of Contemporary War, Leading to the Limb Loss // *Novosti Khirurgii*. 2018 May-Jun; Vol 26 (3): pp. 321-331
6. Лисун Д. М. Пошкодження кінцівок внаслідок сучасних бойових дій: клініко-епідеміологічний аналіз. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук. Київ.: 2019. с.19
7. Sensky T. A consumer's guide to 'bionic arms'. *BMJ* 1980; 281: pp. 126–127. doi: 10.1136/bmj.281.6233.126
8. Pasquina P.F., Evangelista M., Carvalho A.J, et al. First-in-man demonstration of a fully implanted myoelectric sensors system to control an advanced electromechanical prosthetic hand. *J Neurosci Methods*. 2015; 244: pp. 85–93. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2014.07.016>

9. Petrini F.M., Valle G., Strauss I, et al. Six-month assessment of a hand prosthesis with intraneural tactile feedback. *Ann Neurol.* 2019; 85: p. 137–154. URL: <https://doi.org/10.1002/ana.25384>
10. Davis T.S., Wark H.A., Hutchinson D.T. et al. Restoring motor control and sensory feedback in people with upper extremity amputations using arrays of 96 microelectrodes implanted in the median and ulnar nerves. *J Neural Eng.* 2016; 13: 036001 DOI:10.1088/1741-2560/13/3/036001
11. Clement R.K. Bugler. Oliver C. Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. *The Surgeon*, vol. 9, no. 6, pp. 336-340, 2011. doi: 10.1016/j.surge.2011.06.001.
12. Bandara S.V., Gopura R.C., Hemapala K.T.M.U. and K. Kiguchi. Upper extremity prosthetics: current status, challenges and future directions. *Proc. 17th International Symposium on Artificial Life and Robotics*, Oita, 2012, pp. 875–880.
13. Micera S., Carpaneto J. and Raspopovic S. Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 3, pp. 48-68, 2010.
14. Fougner A., Stavdahl O., Kyberd P., Losier Y. and Parker P. Control of Upper Limb Prostheses: Terminology and Proportional Myoelectric Control—A Review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* 2012 vol. 20, no. 5, pp. 663- 677,.
15. Carbonaro N. et al. An Innovative Multisensor Controlled Prosthetic Hand. *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, 2014*, pp. 93–96.
16. Radmand A., Scheme E. and Englehart K. High-density force myography: A possible alternative for upper-limb prosthetic control. *Journal of Rehabilitation*

- Research and Development. 2016 vol. 53, no. 4, pp. 443-456. doi:10.1682/jrrd.2015.03.0041.
17. Зайченко К.В., Жаринов О.О., А.Н. Кулин. Съем и обработка биоелектрических сигналов. СПб: ГУАП, 2001
  18. Franti E., Milea L., Barbilian A., Butu V., Cismas S., Lungu M., and Schiopu P. Methods of acquisition and signal processing for myoelectric control of artificial arms. Romanian journal of information science and technology. 2012. vol. 2, no. 15, pp. 91-105.
  19. Kakoty N.M. and Hazarika S.M. Bio-Signals Controlled Prosthetic Hand. Proc. National Conference on Design and Manufacturing Issues in Automotive and Allied Industries, 2009.
  20. Zollo L., Roccella S., Guglielmelli E., Carrozza M. and Dario P. Biomechatronic Design and Control of an Anthropomorphic Artificial Hand for Prosthetic and Robotic Application. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2007. vol. 12, no. 4, pp. 418-429.
  21. Karlık B. Machine Learning Algorithms for Characterization of EMG Signals. International Journal of Information and Electronics Engineering. 2014 .vol. 4, no. 3.
  22. Andrade A.O and Soares A.B. EMG pattern recognition for prosthesis control. Proc. COBEM 2001: Brazilian Congress of Mechanical Engineering, 2001.
  23. Mitchell M. and Weir R.F. Development of a clinically viable multifunctional hand prosthesis. Proc. Myoelectric Controls/Powered Prosthetics Symposium, 2008, pp. 45-49.
  24. Edin B., Beccai L., Ascari L., Roccella S., Cabibihan J. and Carrozza M. Bioinspired approach for the design and characterization of a tactile sensory system for a cybernetic prosthetic hand. Proc. 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2006. doi: 10.1109/robot.2006.1641897.

25. Brown J. et al. Understanding the role of haptic feedback in a teleoperated/prosthetic grasp and lift task. Proc of 2013 World Haptics Conference (WHC). 2013. doi: 10.1109/whc.2013.6548420.
26. Kappassov Z., Corrales J. and Perdereau V. Tactile sensing in dexterous robot hands — Review. Robotics and Autonomous Systems, vol. 74, pp. 195-220, 2015. doi: 10.1016/j.robot.2015.07.015.
27. Antfolk C. et al. Using EMG for real-time prediction of joint angles to control a prosthetic hand equipped with a sensory feedback system. Journal of Medical and Biological Engineering. vol. 30, no. 6, pp. 399-406, 2010. doi: 10.5405/jmbe.767
28. Mohan C. and Vinod K.G. DC Motor Control using EMG signal for Prosthesis. International Journal of Electronics & Communication Technology, vol. 2, no. 2, pp. 163-166, 2011.
29. Herrera A., Bernal A., Isaza D. and Adjouadi M. Design of an electrical prosthetic gripper using EMG and linear motion approach. Proc. Proceedings from the 17th Florida Conference on the Recent Advances in Robotics (FCRAR), Florida, 2004.
30. Slade P., Akhtar A., Nguyen M. and Bretl T. Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand. Proc. 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2015. doi: 10.1109/icra.2015.7140105
31. Bajaj N., Spiers A. and Dollar A. State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices. Proc. 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015. doi: 10.1109/icorr.2015.7281221.
32. Smith L.H., Kuiken T.A., Hargrove L.J. Real-time simultaneous and proportional myoelectric control using intramuscular EMG. J. Neural. Eng. 2014, 11, 66013.

33. Kuiken T.A., Miller L.A., Lipschutz R.D. et al. Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *Lancet*. 2007. 369: pp. 371–380.
34. Cheesborough J. E., Smith L. H., Kuiken T. A., Dumanian G. A. Targeted Muscle Reinnervation and Advanced Prosthetic Arms. *Semin Plast Surg*. 2015 Feb; 29(1): 62–72. doi: 10.1055/s-0035-1544166
35. Herr H.M., Grabowski A.M. Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *Proc Biol Sci*. 2012. 279: pp. 457–464. URL: <https://doi.org/10.1098/rspb.2011.1194>
36. Tan D.W., Schiefer M.A., Keith M.W., Anderson J.R., Tyler J., Tyler D.J. A neural interface provides long-term stable natural touch perception. *Sci Transl Med*. 2014; 6: 257ra138 DOI: 10.1126/scitranslmed.3008669
37. Николаев С. Г. Практикум по клинической миографии. Иваново: ЗОРТОВ, 2013. – 264 с.
38. Єрмакова С. С. Інженерні методи медичних досліджень: навч. Посібник. Київ: Альмагама, 2004. – 248с.
39. Красюк Г.В. Справочное руководство по протезированию. Часть 1. Верхние конечности. Харьков: УкрНИИПП, 1998 – 330 с.
40. Петров В. Г. Технология изготовления протезов верхних конечностей. – СПб.: Гиппократ, 2008. – 128 с.
41. Красюк Г. В., Ковалько М. Т., Подпружников П. М., Семенец В. В. Основы протезирования: учебное пособие. Харьков: ХТУРЭ, 2000. – 330 с.
42. Славущий Я. Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 2002. – 148 с.
43. Агаханян Т. М. Электронные устройства в медицинских приборах: учеб. пособие. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2005. – 510 с.

44. Rangaraj M. Rangayyan. Biomedical signal Analysis. 2015. URL: <https://people.ucalgary.ca/~ranga/enel563/Lectures2ndEdCh 4-5-6.pdf>
45. Carlo Cattani, Radu Ion Badea and Maria Crişan Biomedical Signal Processing and Modeling Complexity of Living Systems Article in Computational and Mathematical Methods in Medicine: December 2012. 298634. DOI: 10.1155/2012/298634
46. Jørgensen, T.B., Jensen S.H.N., Aanæs H. et al. An Adaptive Robotic System for Doing Pick and Place Operations with Deformable Objects. J Intell Robot Syst 94, 2019. p. 81–100. <https://doi.org/10.1007/s10846-018-0958-6>.
47. Eugene N Bruce. Biomedical Signal Processing and Signal Modeling New York: Wiley Interscience. 2000. 536 p.
48. Medical sensor patches Multiparameter bio-signal sensing and monitoring wireless patches. Posted: 19 Jan 2019. URL: [http://www.ti.com/solution/medical\\_sensor\\_patches](http://www.ti.com/solution/medical_sensor_patches).
49. Avdeeva D.K., Zakharchenko E. et al. Advantages of Nanosensors in the Development of Interfaces for Bioelectric Prostheses. MATEC Web of Conferences. 2016. 79. 01051. DOI 10.1051/matecconf/20167901051.
50. Husn-Hsien Chang and José M F Moura Biomedical Signal Proc. .Biomed, Engineer and Design Handbook. McGraw Hill Chapter 22. 2010. pp. 559-579.
51. Mishchenko K., Avdeeva D., Yukhin Y., et al. Preparation of electroconductive aluminum-silicon oxide ceramic sensors modified with silver and bismuth nanoparticles. European Journal of Nanomedicine, 2016. 8(4), pp. 195-202. doi:10.1515/ejnm-2016-0019.
52. Multiparameter Front-End Reference Design for Vital Signs Patient Monitor. 08 May 2019. URL:<http://www.ti.com/lit/ug/tidueo2a/tidueo2a.pdf>, <http://www.ti.com/tool/TIDA01614>.
53. Practical design methods for normalization of signals from ANALOG DEVICE sensors. URL: <http://www.analogdevice.com>

54. INA333 Micro-Power (50 $\mu$ A), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier. SBOS445C – July 2008 – revised december 2015. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>.
55. Dual and Quad Micropower Chopper Stabilized, RRIO Operational Amplifiers. URL: <https://www.intersil.com/content/dam/intersil/documents/isl2/isl28233-433.pdf>.
56. Dual and Quad Micropower Chopper Stabilized, RRIO Operational Amplifiers. URL: <https://www.intersil.com/content/dam/intersil/documents/isl2/isl28233-433.pdf>.
57. Kehtarnavaz N. and Kim N. Digital Signal Processing System-Level Design Using LabVIEW, Newnes: Elsevier, 2005. pp. 304.
58. Kuzmin A., Safronov M., Bodin O. et al. Mobile ECG Monitoring System Prorotype and Wavelet-Based Arrhythmia Detection Proceedings of the 2017 21-st Conference of Open Innovations Association (fruct). pp. 210-216.
59. Abbaspour, S., Lindén, M., Gholamhosseini, H. *et al.* Evaluation of surface EMG-based recognition algorithms for decoding hand movements. *Med Biol Eng Comput* **58**, 83–100 (2020). <https://doi.org/10.1007/s11517-019-02073-z>
60. Mohammed Z. Al-Faiz , Abduladhem A.Ali, Abbas H.Miry A k-Nearest Neighbor Based Algorithm for HumanArm Movements Recognition Using EMG Signals Iraq J. Electrical and Electronic Engineering Vol.6 No.2, 2010
61. Sun S. and Huang R. An adaptive k-nearest neighbor algorithm. 2010 Seventh International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery, 2010, pp. 91-94, doi: 10.1109/FSKD.2010.5569740.
62. <https://towardsdatascience.com/9-distance-measures-in-data-science-918109d069fa>