

Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет \_\_\_\_\_ електронної та біомедичної інженерії \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Кафедра \_\_\_\_\_ біомедичної інженерії \_\_\_\_\_

## АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

\_\_\_\_\_ другий (магістерський) \_\_\_\_\_  
(рівень вищої освіти)

\_\_\_\_\_ ГЮИК.944423.008 ПЗ \_\_\_\_\_  
(позначення документа)

\_\_\_\_\_ Система керування протезом верхньої кінцівки \_\_\_\_\_  
(тема)

Виконав: студент 2 курсу, групи БМІм-18-1  
спеціальності \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ 163 – Біомедична інженерія \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ (код і повна назва спеціальності)  
освітньої програми \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ Біомедична інженерія \_\_\_\_\_  
(повна назва освітньої програми)

\_\_\_\_\_ Недорез Г. О. \_\_\_\_\_  
(прізвище, ініціали)

Керівник \_\_\_\_\_ доц. Лінник О.В. \_\_\_\_\_  
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри БМІ

\_\_\_\_\_ (підпис)

\_\_\_\_\_ Аврунін О.Г. \_\_\_\_\_  
(прізвище, ініціали)

2019 р.

## Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет електронної та біомедичної інженерії  
 Кафедра Біомедичної інженерії  
 Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
 Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»  
(шифр і назва)  
 Освітня програма «Біомедична інженерія»  
(повна назва)

### ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри біомедичної інженерії

\_\_\_\_\_ проф. Аврунін О.Г.

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ року

### ЗАВДАННЯ НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові Недорезу Глібу Олеговичу  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Система керування протезом верхньої кінцівки

затверджена наказом по університету від «09 жовтня 2019 року №1554 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 10.12.2019 р.

3. Вихідні дані до роботи \_\_\_\_\_

3.1. Вихідні дані: електроміограми руху верхніх кінцівок

3.2. Метод цифрового розпізнавання біоелектричних образів,  
метод схемотехнічного проектування

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

3.4 Програмні засоби: Sprint Layout

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі \_\_\_\_\_

4.1. Аналітичний огляд методів та засобів побудови протезів верхньої кінцівки

4.2. Дослідження біоелектричної активності м'язів верхньої кінцівки

4.3. Розробка структурної схеми системи керування протезом верхньої кінцівки

4.4 Розрахунок основних вузлів системи керування протезом верхньої кінцівки

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

5.1 Результати експериментального дослідження (плакат, арк. А4).

5.2 Система керування протезом верхньої кінцівки. Схема

структурна (кресл., арк. А4).

5.3 Підсилювач біопотенціалів. Схема електрична принципова

(кресл., арк. А4).

5.4 Робота мікроконтролера. Схема програми (кресл., арк. А4).

## 6. Консультанти розділів роботи

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата
Спеціальна частина	доц. Лінник О. В.		

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз літературних джерел.	01.10 – 08.10	
2	Аналіз принципів побудови біопротезів верхньої кінцівки	09.10 – 17.10	
3	Дослідження біоелектричної активності м'язів	18.10 – 30.10	
4	Розробка структурної схеми системи керування протезом верхньої кінцівки	31.10 – 08.11	
5	Розробка електричної принципової схеми підсилювача біопотенціалів протеза	09.11 – 18.11	
6	Розрахунок параметрів системи керування	19.11 – 25.11	
7	Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу	26.11 – 07.12	
8	Рецензування	01.12 – 08.12	
9	Підготовка до захисту	27.11 – 10.12	

Дата видачі завдання 01.10.2019 р.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_ доц. Лінник О. В.  
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи: 60 с., 1 табл., 27 рис., 5 дод., 24 джерел.

БІОПРОТЕЗ, ЕЛЕКТРОМІОГРАМА, ПІДСИЛЮВАЧ  
БІОПОТЕНЦІАЛІВ, ПРОТЕЗУВАННЯ, РОЗПІЗНАВАННЯ ОБРАЗІВ  
БІОЕЛЕКТРИЧНИХ, СИСТЕМА КЕРУВАННЯ МІКРОПРОЦЕСОРНА.

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

**Предмет розробки** – методи та засоби керування протезом верхньої кінцівки.

**Мета роботи** – розробка системи керування протезом верхньої кінцівки.

**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 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 роботи** – підвищення функціональності протезу верхньої кінцівки.

## ABSTRACT

Explanatory note of attestation work 60 p., 1 table, 27 pics, 5 ap., 24 sources.

BIOPOTENTIAL AMPLIFIERS, BIOPROSTHESIS, ELECTROMYOGRAPHY, MICROPROCESSOR CONTROL SYSTEM, PROSTHETICS, RECOGNITION OF BIOELECTRIC IMAGES.

**The object of the study** – process of controlling upper limb bio prosthesis on the basis of myoelectric pattern recognition.

**The subject of the study** – tools and methods of upper limb prosthesis controls.

**The purpose of the work** – creation of the upper limb prosthesis control system.

**The research method** is a digital recognition of bioelectric images, schematic design.

In the work the upper limb prosthesis control system was developed. The prosthesis offers two autonomous control channels to enhance functionality by organizing both separate and joint gripping and rotation movements. The developed circuit design is characterized by low power consumption, small dimension, and high resistance to electromagnetic interference from the industrial network.

**The novelty of the work** lies in the improvement of the upper limb prosthesis control system by organizing two autonomous control channels for both separate and joint gripping and rotation movements.

**Actuality of work** is improving the functionality of the upper limb prosthesis.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ .....	8
ВСТУП .....	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОБУДОВИ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ .....	11
1.1 Фізіологічні аспекти біоелектричного управління протезом ....	11
1.2 Сучасний стан протезування верхніх кінцівок .....	15
2 ДОСЛІДЖЕННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ .....	27
3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ .....	34
4. РОЗРАХУНОК ОСНОВНИХ ВУЗЛІВ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ .....	37
4.1 Розробка електричної принципової схеми системи управління рухом біопротеза верхньої кінцівки .....	37
4.2 Розробка алгоритму роботи мікроконтролера системи управління рухом біопротеза верхньої кінцівки .....	44
ВИСНОВКИ .....	48
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ .....	49
ДОДАТОК А. Результати експериментального дослідження. Плакат .....	52
ДОДАТОК Б. Система керування протезом верхньої кінцівки. Схема структурна .....	53
ДОДАТОК В. Підсилювач біопотенціалів. Схема електрична принципова .....	54

ДОДАТОК Г. Робота мікроконтролера. Схема програми .....	55
ДОДАТОК Д. Фрагмент лістингу програми для мікроконтролера ...	56

## 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

## ВСТУП

*Актуальність.* За даними протезно-ортопедичних підприємств України, в 2018 році 94 560 пацієнта потребували протезно-ортопедичної допомоги. При цьому 17063 людей потребували протезуванні кінцівок, з них 15% протезування верхніх кінцівок. Найбільша кількість ампутацій на верхньої кінцівки – це ампутація на рівні передпліччя (52,4%).

Інваліди, які перенесли ампутацію, позбавляються в першу чергу можливості до самообслуговування. Тому мета протезування верхніх кінцівок - повернення інваліда до можливості самообслуговування і до трудової діяльності. Оскільки штучно відтворити весь функціонал здорової людської руки на сучасному етапі технічного розвитку складно, основне завдання протезобудування – це створення технічного пристрою, здатного максимально заповнити втрачені функції, тобто повернути інваліду можливість здійснювати основні побутові руху.

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.

*Зв'язок роботи з програмами наукових досліджень.*

Тематика атестаційної роботи магістра базується на пріоритетних напрямках розвитку науки і техніки і є складовою частиною науково-дослідної роботи № 315 «Теоретичні основи і концепція діагностики та лікування станів, що погрожують життєдіяльності людини».

Робота виконана в Харківському національному університеті радіоелектроніки на кафедрі Біомедичної інженерії.

*Мета роботи* – розробка системи керування протезом верхньої кінцівки.

Для досягнення поставленої мети необхідно:

- провести аналітичний огляд методів та засобів побудови систем керування протезів верхньої кінцівки;
- дослідити біоелектричну активність м'язів верхньої кінцівки, що частково втратили свою цілісність;
- розробити структурну схему системи керування протезом верхньої кінцівки;
- Розрахувати параметри основних вузлів системи керування протезом та розробити алгоритм управління для мікроконтролера блока керування.

*Об'єкт дослідження.* Процес управління рухом біопротеза верхньої кінцівки на підставі розпізнавання міоелектричних образів.

*Предмет дослідження.* Предметом дослідження є методи та засоби керування протезом верхньої кінцівки.

*Наукова новизна отриманих результатів.* Наукова новизна отриманих результатів полягає в удосконаленні системи керування протезом верхньої кінцівки за рахунок організації двох автономних каналів керування як роздільних, так і спільних рухів зхвата і ротацій протеза, що дозволить підвищити функціональність протезу.

*Практична цінність.* Практична цінність отриманих результатів полягає в розробці системи керування протезом верхньої кінцівки, схемотехнічне рішення якої відрізняється низьким енергоспоживанням, малими габаритами, високою стійкістю до електромагнітних завад від промислової мережі.

# 1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОБУДОВИ ПРОТЕЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

## 1.1 Фізіологічні аспекти біоелектричного управління протезом

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.

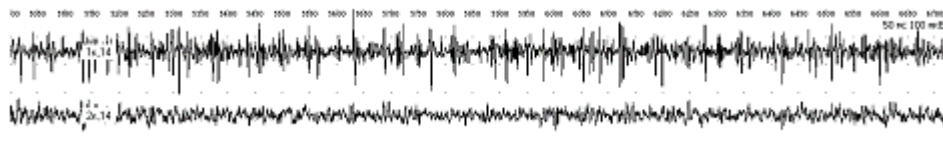
Колівання третього типу це ритмічні або неритмічні «пачки» високочастотних (до 100 Гц) коливань високої амплітуди в м'язах, що «покояться» або тонічно напружені.

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

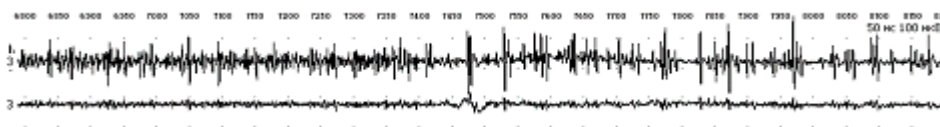
Керуючий сигнал має форму імпульсного випадкового процесу [2].

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

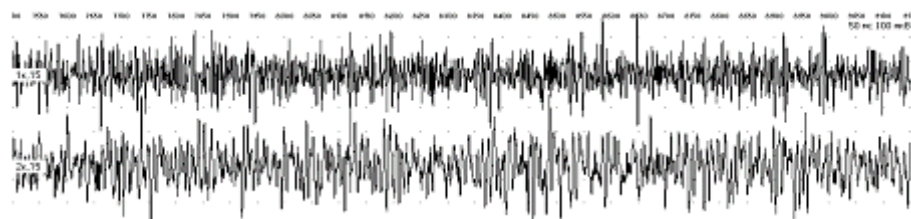
Електрична активність м'язів плеча здорових людей, виміряна мілівольтметром змінного струму при максимальній нарузі м'язів, зазвичай становить кілька сотень мікрівольт, але у окремих пацієнтів може варіювати в широких межах. У інвалідів електрична активність м'язів культі, внаслідок атрофії, знижується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



Згинання



Розгинання



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 руху в двох шарнірах (вироблення такого навичу вимагає додаткового тренування). При послідовному управлінні одна м'яза управляє двома рухами протеза, пороги спрацьовування яких різні (25÷30 мкВ; 60÷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 (міоелектричеськой).

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].

Нейроелектричний 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 нейроелектричного 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].

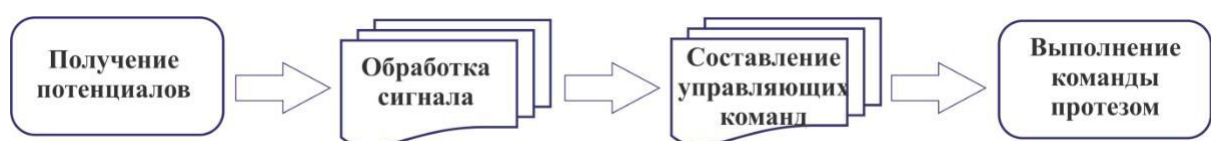


Рисунок 1.2 – Блок-схема роботи системи управління протезом

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 відповідає 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  $360^\circ$  [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 кінцівки. 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 УЕА

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].

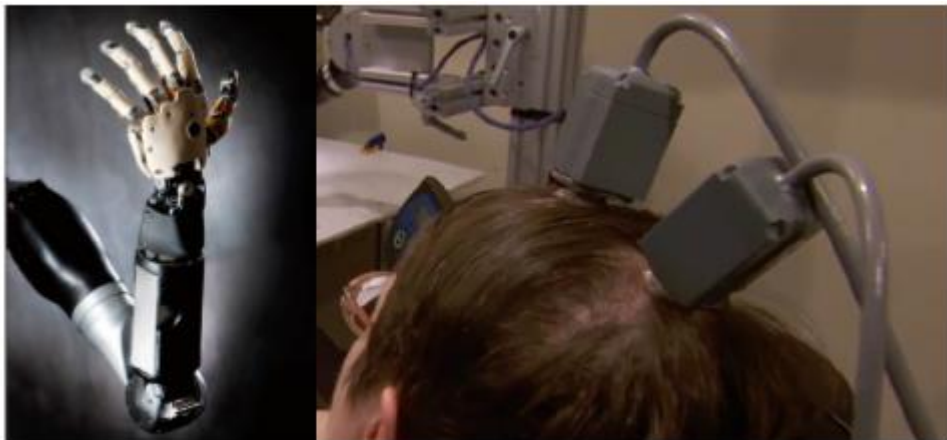


Рисунок 1.5 – MPL і пацієнт під час випробувань

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].

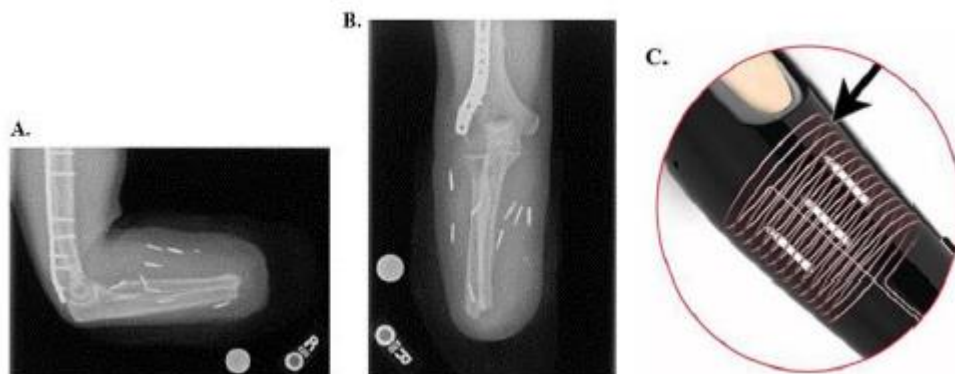


Рисунок 1.6 – Рентгенівські знімки кукси руки з електродами (а, б) і приймальна гільза з антенами (с).

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), RSLSteeper (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.



Рисунок 1.7 – Протез на основі IMES

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 1.8 – 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 до

бічної сторони другого) і долонний (природне положення розслабленої кисті, захват всіма пальцями).



Рисунок 1.10 – Кисть Michelangelo і протез передпліччя на її основі

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

Протез передпліччя RSLSteeper 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 малюнків [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 мА \* ч, або два чи один 2200 мА \* ч. Напруга живлення становить 7,4 В [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'ЯЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

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.

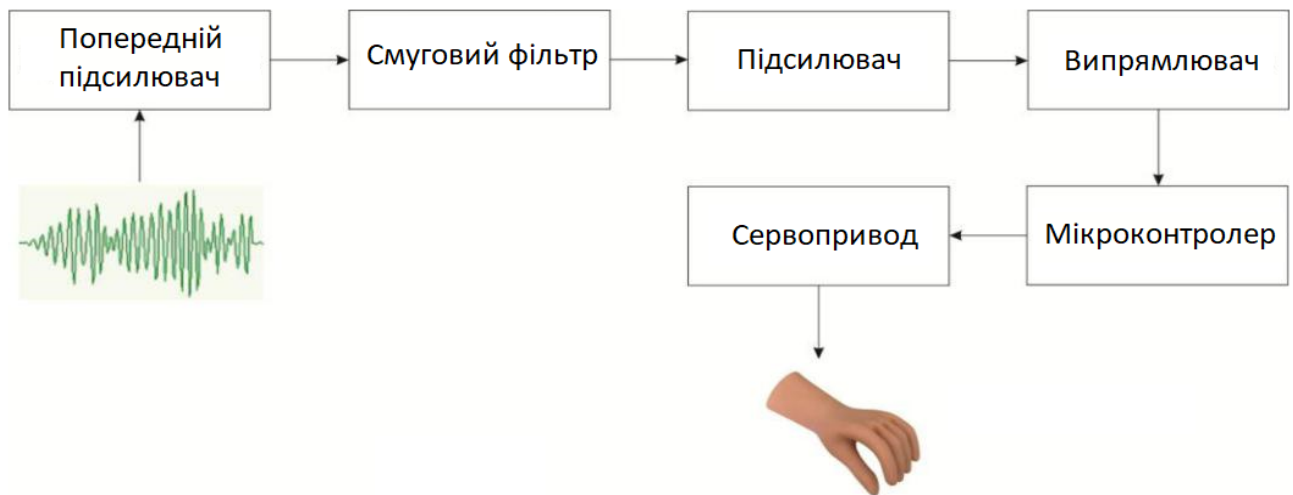


Рисунок 2.1 – Структурна схема блоку керування і блоку формування команд біоелектричним протезом руки

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 определятьугол повороту механізму.

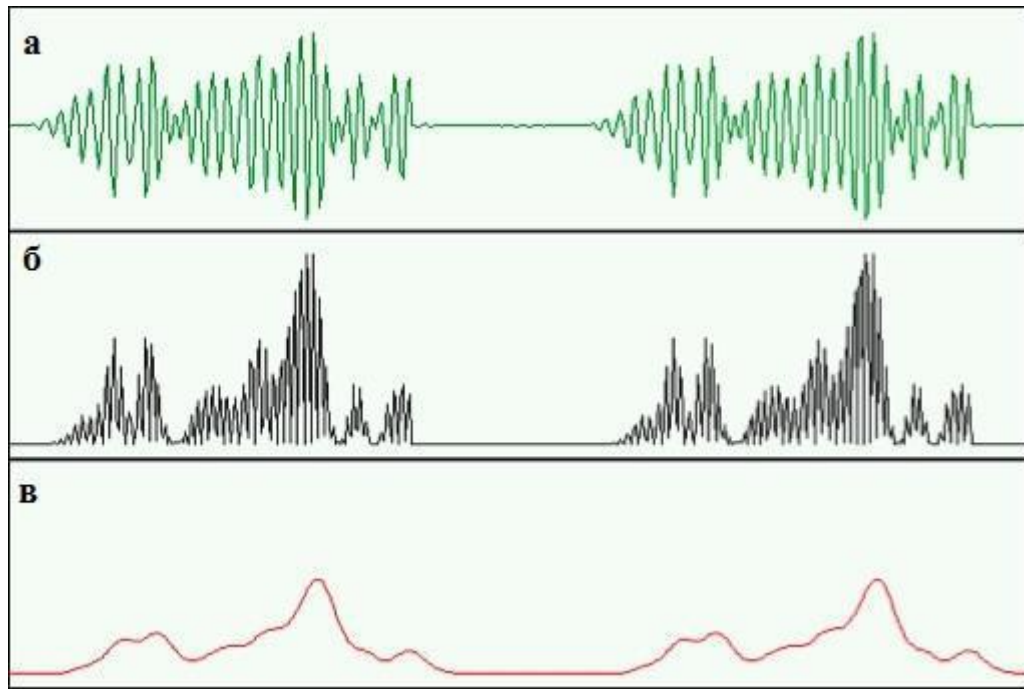


Рисунок 2.2 –Сигнал з ЕМГ (а ); посилення і випрямлений сигналу (б); сигнал з виходу мікроконтролера (в).

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 електролітів 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 0 до 10000 Гц.

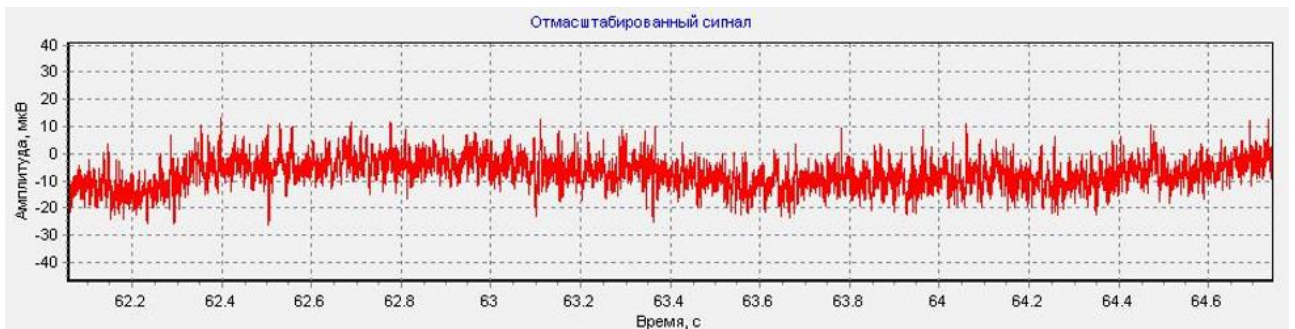


Рисунок 2.4 – Електроміограма активності кінцівки у стані управління уявою в смузі від 0 до 10000 Гц.

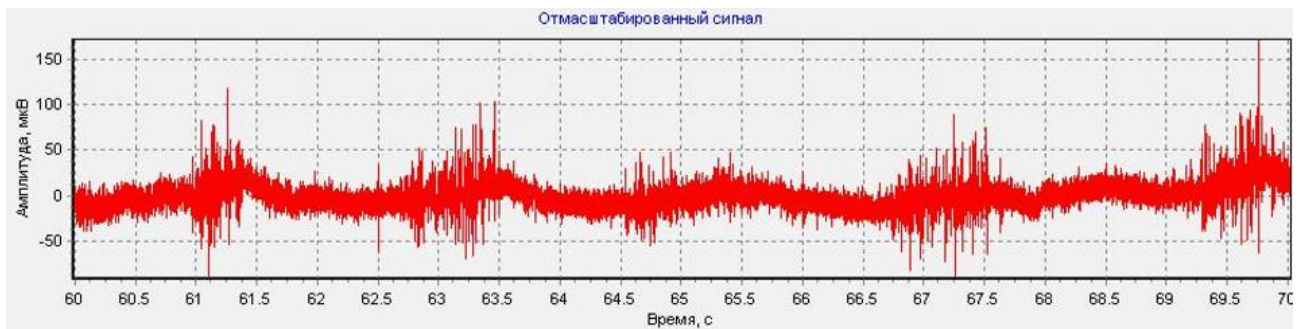


Рисунок 2.5 – Електроміограма активності кінцівки у стані активного слабкого руху в смузі від 0 до 10000 Гц

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.

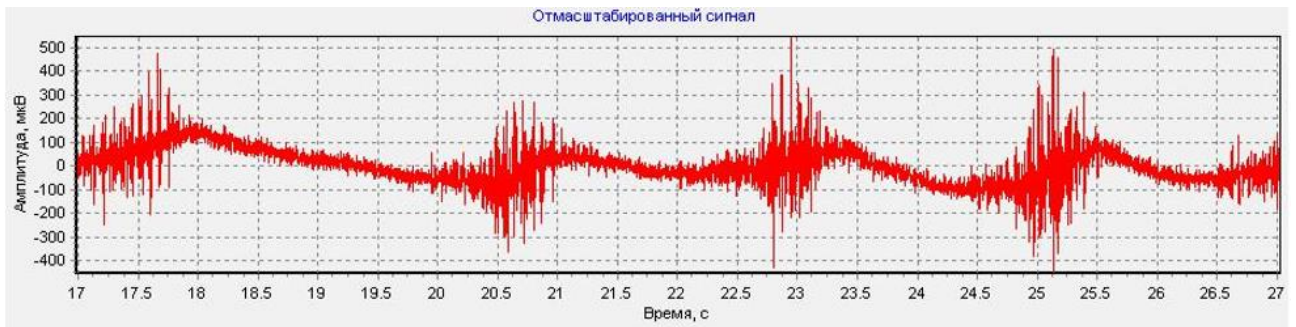


Рисунок 2.6 – Електроміограма активного сильного руху в смузі від 0 до 10000 Гц

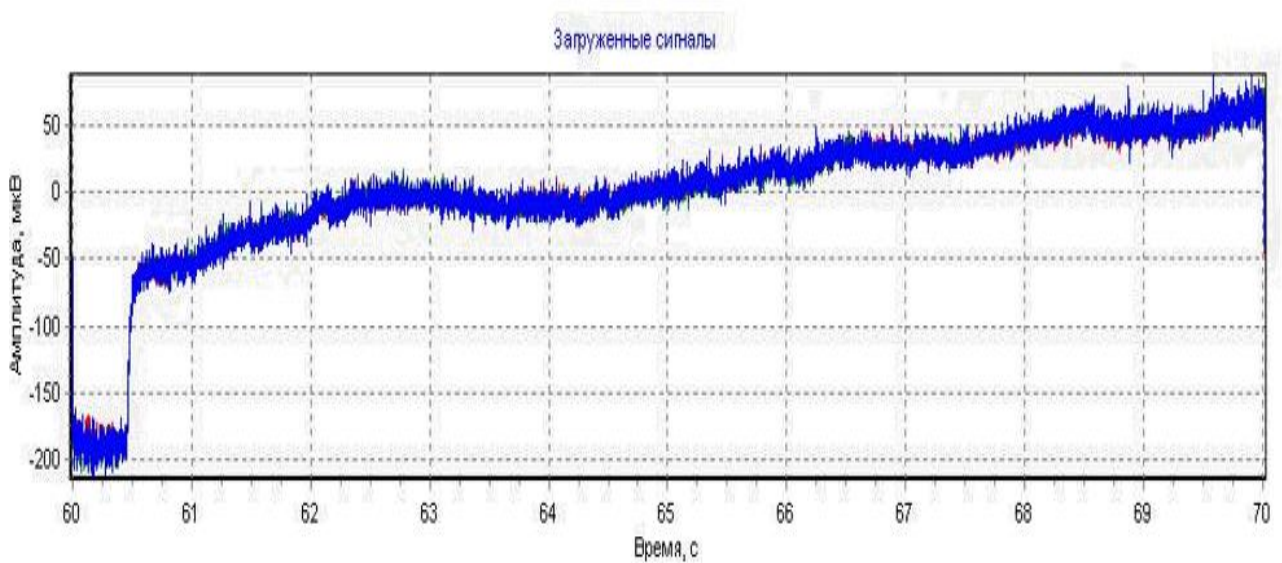


Рисунок 2.7 – Стрибок постійної складової м'язової активності в спокої при закритих очах

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.

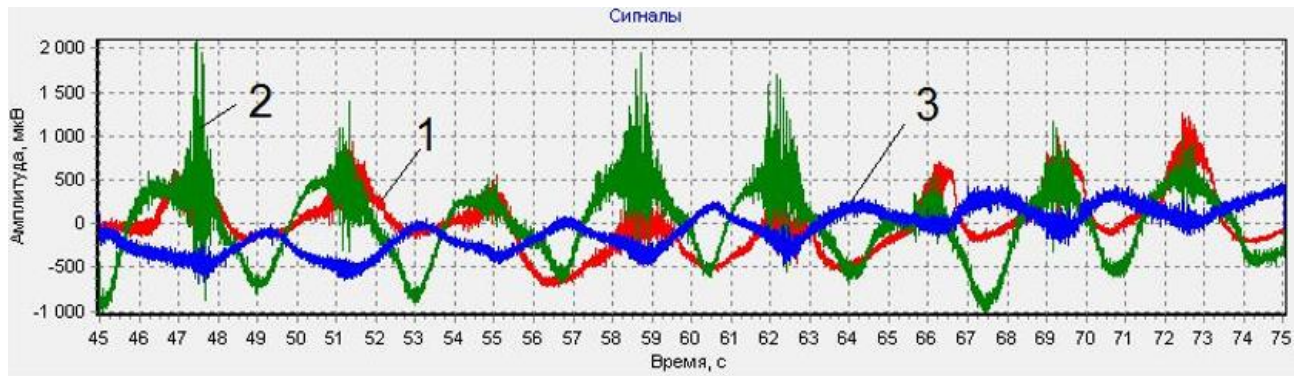


Рисунок 16 – Електроміограми при роботі кисті: вказівний палець (1), середній палець (2), великий палець (3).

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 СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ**

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 (смугова 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 смуговий фільтр 3-го порядку з пропускнуою 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 оцифровування, 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 проєктованій СУ формування сигналу на підсилювачі проходить в три етапи:

*1 етап:* реєстрований на шкірних електродами сигнал надходить на інструментальний підсилювач, який підсилює вхідний сигнал. Інструментальний підсилювач являє собою двокаскадний підсилювач. Перший каскад являє собою диференціальний 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.

У підсумку отримуємо загальну структурну схему протеза з біоелектричних управлінням.

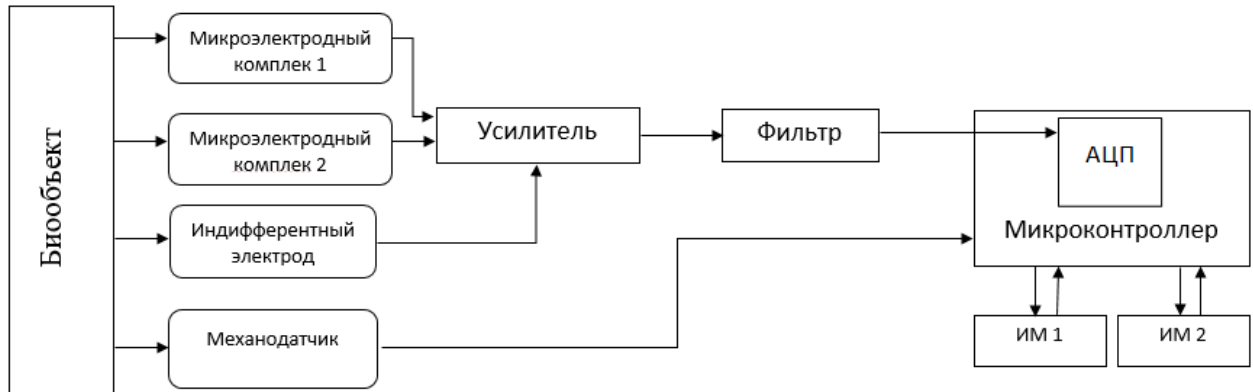


Рисунок 3.1. – Загальна структурна схема протеза з біоелектричним управлінням

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

## 4. РОЗРАХУНОК ОСНОВНИХ ВУЗЛІВ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОТЕЗОМ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

### 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.

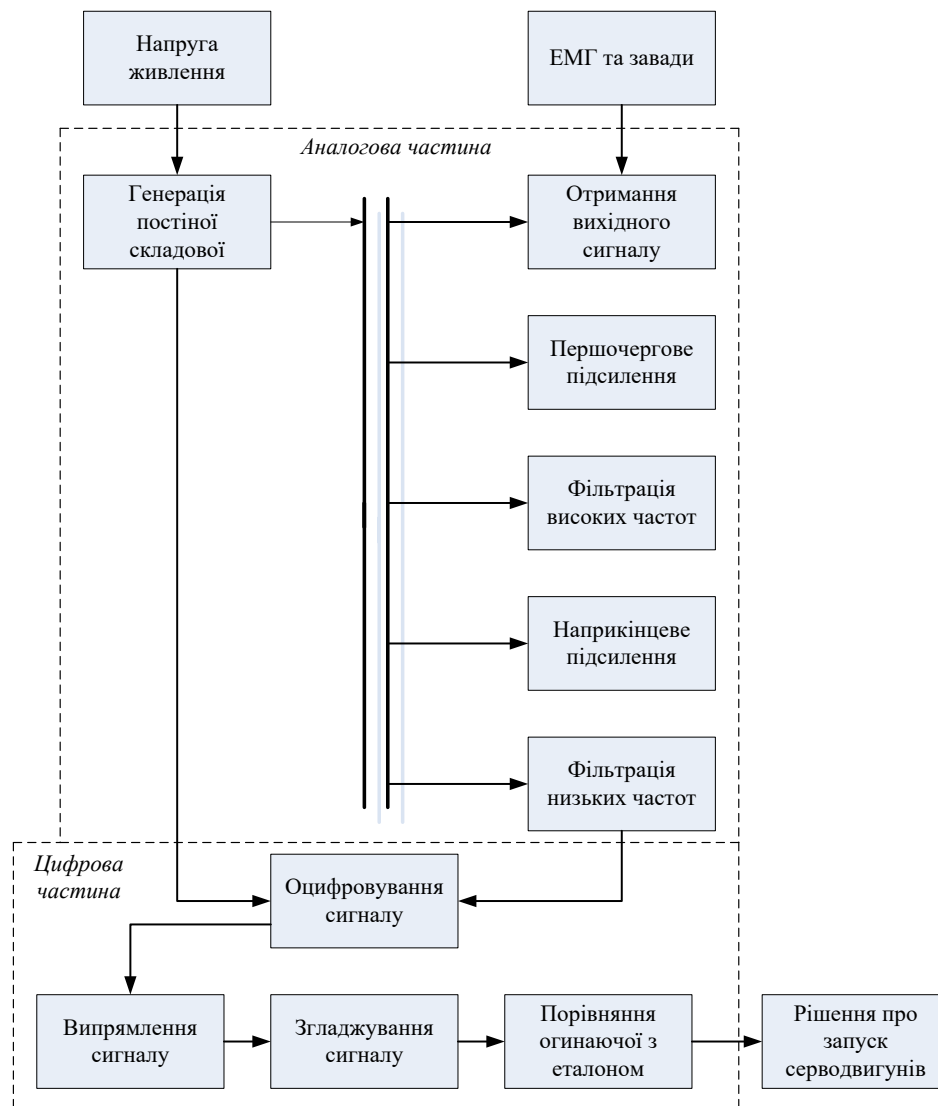


Рисунок 4.1 – Функціональна схема системи управління рухом протеза верхньої кінцівки

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 кому.

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 рівної 2,5 Гц.

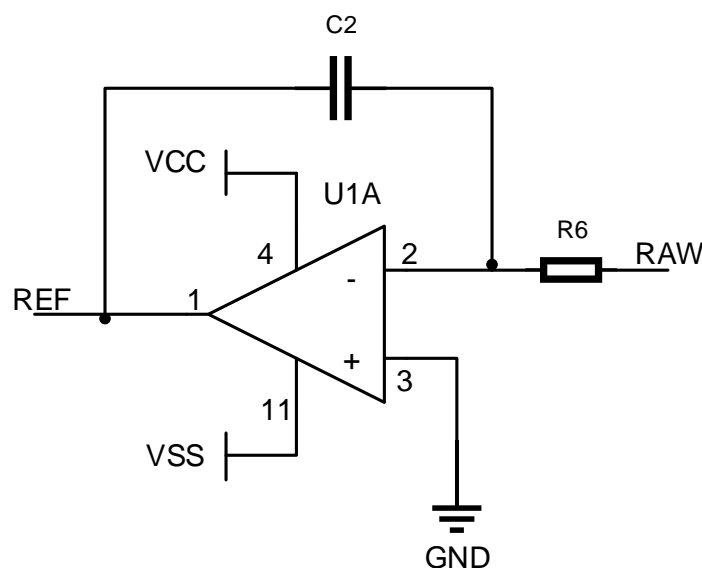


Рисунок 4.2 – Інтегратор в колі зворотного зв'язку

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 С3 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.

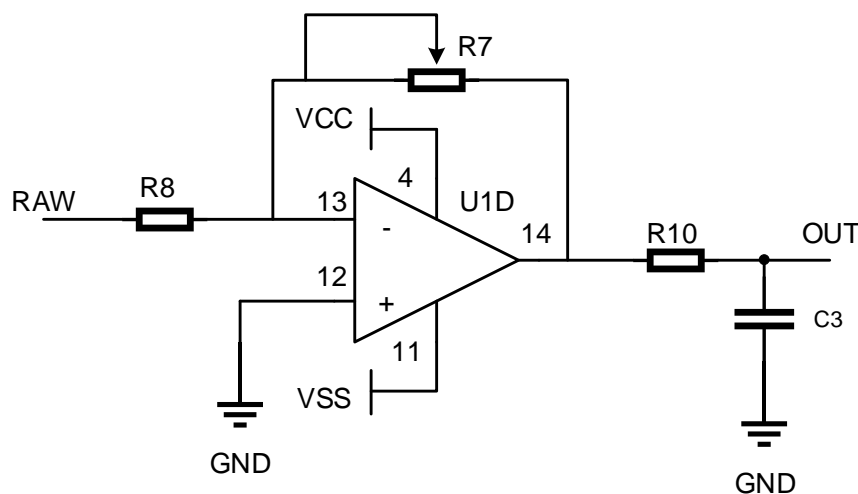


Рисунок 4.3 – Підсилювач і фільтр нижніх частот

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  $20\div 60$  мкВ в області частот від 100 до 800 Гц.

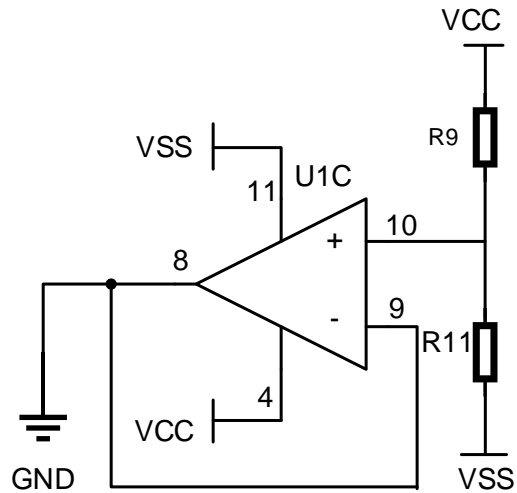


Рисунок 4.4 – Генератор постійної складової

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 входний 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:

$$U_{\text{ВХ}} = \sqrt{20 \times 60} = 35 \text{ (мкВ)}. \quad (4.3)$$

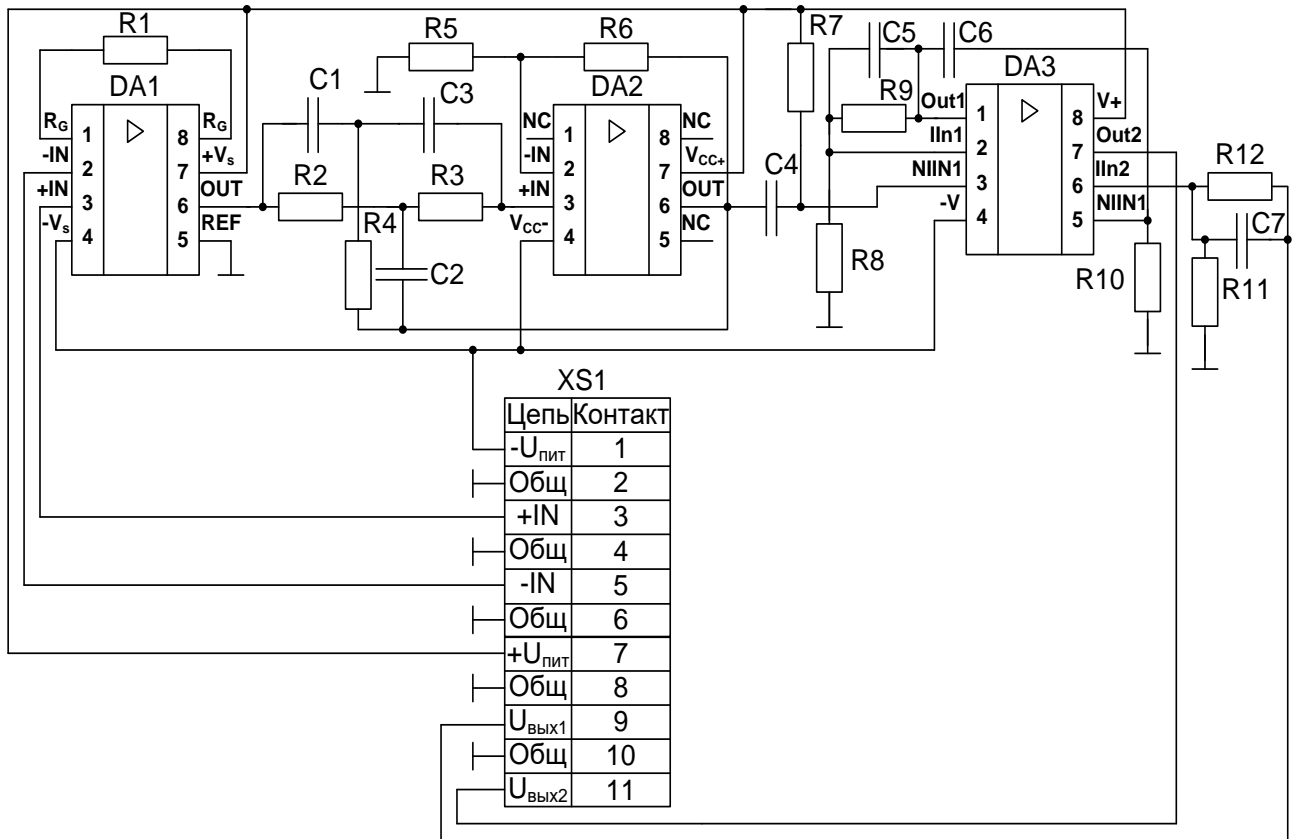


Рисунок 4.5 – Електрична принципова схема перетворювача біопотенціалів

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):

$$K_U = \frac{U_{вих}}{U_{вх}}, \quad (4.4)$$

$$K_U = \frac{1.5}{35 \cdot 10^{-6}} = 42857.$$

Коефіцієнт посилення кожного з двох каскадів при рівному значенні повинен становити  $K_{каск} = \sqrt{K_U}$ , тобто

$$K_{каск} = \sqrt{42857} \approx 207.$$

Однак, для більш високого значення коефіцієнта ослаблення синфазного сигналу та зниження рівня перешкоду на вході вихідного каскаду вигідніше підвищити посилення першого каскаду. У зв'язку з цим приймаємо для першого каскаду  $K_{U1} = 230$ , для іншого –  $K_{U2} = 42857/230 = 186$ .

Основна потужність сигналу знаходиться в частотному діапазоні від 100 до 300 Гц, а максимальне значення частоти може досягати 800 Гц.

В якості розрахункових обрано середньгеометричні значення цих частот  $f_{\%o} = \sqrt{300 \cdot 800} = 490$  Гц.

Спроектованій підсилювач повинен мати наступні параметри:

- загальний коефіцієнт посилення 42857,
- коефіцієнт посилення першого каскаду 230,
- коефіцієнт посилення другого каскаду 186,
- нижня робоча частота 100 Гц,
- верхня робоча частота 490 Гц,
- частота настройки фільтра 50 Гц.

До складу ПБП входять:

- перший каскад - диференціальний підсилювач (DA1, R1);
- подвійний Т-подібний активний фільтр (DA2, C1, C2, C3, R2 – R6);
- другий каскад це вихідний підсилювач (DA3, C4, C5, C6, C7, R7 – R11).

Диференціальний підсилювач зібрано на інтегральній мікросхемі AD620 [27]. Це недорогий, високоточний інструментальний підсилювач, якому потрібно, тільки один зовнішній резистор, щоб встановити посилення від 1 до

10 000. Крім того, AD620 випускається в 8-ми вивідному корпусі SOIC і DIP, який має низьке енергоспоживання (максимальний струм всього 1,3 мА).

Він може живитися від батареї в портативних (або переносних) пристроях. Максимальна нелінійність в AD620 складає 40 ppm, низька напруга зсуву складає максимум 50 мкВ, а температурний дрейф нуля – максимум 0,6 мкВ / °С.

Мікросхема AD620 добре працює як попередній підсилювач, яка володіє низьким шумом вхідної напруги (всього 9 мкВ / кГц) та зібрана на трьох ОП DA1.1, DA1.2 та DA1.3 (рис. 4.6).

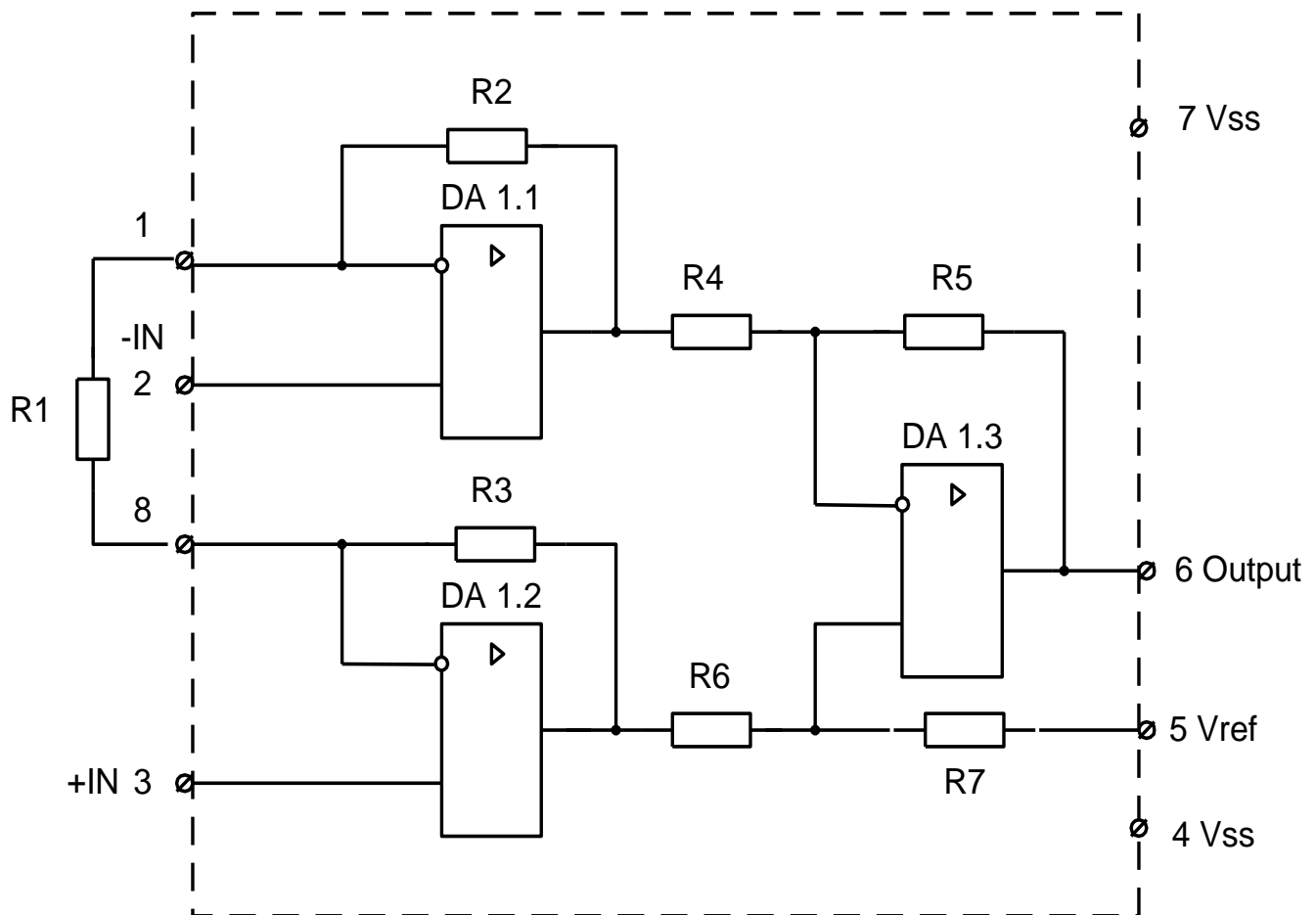


Рисунок 4.6 – Структура диференціального підсилювача AD620

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

$$K_{\text{диф}} = 1 + \frac{2R_2}{R_1} \quad (4.5)$$

та є коефіцієнтом посилення синфазного сигналу без будь-якого точного узгодження резисторів.

Диференціальним виходом цього каскаду є сигнал з істотно зменшеною синфазної складової, 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  $R_1$  встановлюється коефіцієнт посилення, що визначається як:

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

де  $R_1$  – опір зовнішнього резистора, кОм.

Для Отримання коефіцієнта Посилення першого каскаду  $KU_1 = 230$ , підберемо номінал резистора  $R_9$  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 верхньої кінцівки

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 верхньої кінцівки

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.

## ВИСНОВКИ

У даній 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 верхньої кінцівки 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.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

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.
4. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / под ред. К. В. Зайченко. – СПб.: СПбГУЛП, 2001. – 140 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. Славущий, Я. Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / Я. Л. Славущий. – 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 Современная 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 культе // 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>. – 14.09.2019 – Заг. с экрана.

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/](http://www.bredeson.info/troyklab/wordpress/research/imes/). – 12.09.2019 – Заг. с экрана.
20. Ottobock [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [www. URL: https://professionals.ottobockus.com/](http://www.professionals.ottobockus.com/). – 10.05.2018 – Заг. с экрана.
21. Motorlab [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [www. URL: http://motorlab.neurobio.pitt.edu/index.php](http://www.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/](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. Булова. –СПб. :Гиппократ, 2008 - 128 с.
24. Сафин Д. Р. Оценка эффективности различных конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами / Д.Г.Сафин, И.С.Пильщиков, М.А. Ураксеев, В.Г.Гусев // Известия ВУЗ'ов. Поволжский регион. Технические науки .- 2009.- №2 (10).- С.88-101.