

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

**Радіотехнічний факультет
Кафедра теоретичних основ радіотехніки**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Федір ДУБРОВКА

«__» _____ 2021 р.

Дипломна робота

**на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою
«Радіосистемна інженерія»**

спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

**на тему: «Реєстрація та обробка біоелектричних сигналів за допомогою
міографа»**

Виконав:

студент IV курсу, групи РС-71

Козик Антон Владиславович

Керівник:

доцент, канд. техн. наук,

Гусєва Олена Володимирівна



Рецензент:

професор, доктор техн. наук,

Васильєв Володимир Миколайович

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2021 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Радіотехнічних пристроїв та систем

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

Освітньо-професійна програма «Радіотехнічні інформаційні технології»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Федір ДУБРОВКА

«__» _____ 2021 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Козику Антону Владиславовичу

1. Тема роботи «Реєстрація та обробка біоелектричних сигналів за допомогою міографа», керівник роботи Гусєва Олена Володимирівна доцент, к.т.н., затверджені наказом по університету від «18» травня 2021 р. №1205-с
2. Термін подання студентом роботи 18 червня 2021 р.
3. Вихідні дані до роботи: загальні вимоги до реєстрації та обробки біоелектричних сигналів.
4. Зміст роботи: огляд існуючих методів реєстрації біосигналів за допомогою міографу. Способи покращення виділення корисного сигналу.
5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) презентація по роботі в обсязі не менше 10 слайдів.

6. Дата видачі завдання 12 квітня 2021р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд існуючих рішень	12.04 – 19.04	Виконано
2	Огляд теорії про електронно-медичинську апаратуру	20.04 – 01.05	Виконано
3	Знайомство з поняттям «біопотенціал»	02.05 – 07.05	Виконано
4	Дослідження типів електродів для знімання біосигналів	08.05 – 12.05	Виконано
5	Огляд методів зменшення шумів при зніманні біопотенціалів	12.05 – 15.05	Виконано
6	Огляд методів підсилення біосигналів	15.05 – 21.05	Виконано
7	Огляд методів електроміографічних досліджень	22.05 – 31.05	Виконано
8	Оформлення документації	01.06 – 06.06	Виконано

Студент

А.В. Козик

Керівник



О.В. Гусєва

АНОТАЦІЯ

Пояснювальна записка дипломної роботи має обсяг 74 сторінки, містить 32 рисунки та ілюстрації, 31 найменування у переліку посилань.

Метою даної роботи є дослідження та аналіз процесу реєстрації біоелектричних сигналів із біооб'єктів та подальшої їх обробки для використання в управлінні біороботичними системами.

Увесь текст поділено на три послідовні глави, у яких описано методи електроміографічних досліджень, біоелектричні електроди, за допомогою яких здійснюється реєстрація сигналів із біооб'єктів, перешкоди та спотворення, які виникають під час знімання біопотенціалів та цифрову обробку електроміографічних сигналів їх використання у керуванні біомеханізмами. Відображена роль застосування електронної медичної апаратури в областях експериментальної, клінічної та профілактичної медицини.

Ключові слова: міограф, електрофізіологічні дослідження, електрод, біосигнал, біороботичні системи.

ANNOTATION

The purpose of this work is to study and analyze the process of registration of bioelectric signals from biological objects and their further processing for use in the management of biorobotic systems.

The whole text is divided into three consecutive chapters, which describe the methods of electromyographic research, bioelectric electrodes, which are used to record signals from bioobjects, interference and distortion that occur during the removal of biopotentials and digital processing of electromyographic signals for use in biomechanism control. The role of application of electronic medical equipment in the fields of experimental, clinical and preventive medicine is reflected.

Key words: myograph, electrophysiological studies, electrode, biosignal, biorobotic systems.

ЗМІСТ

Перелік скорочень.....	8
Вступ.....	9
1 Біосигнали в електроміографічних дослідженнях.....	11
1.1 Виникнення біопотенціалів.....	11
1.2 Види біоелектричних відведень	14
1.3 Електроміографія	16
1.3.1 Загальні відомості про аналіз електроміографії	16
1.3.2 Електроміографія спокою	19
1.3.3 Стимуляційні методи в ЕМГ	22
1.4 Висновки до розділу 1	28
2 Вимоги до апаратних засобів в ЕМГ.....	29
2.1 Біоелектричні електроди та їх характеристики	29
2.1.1 Види електродів	29
2.1.2 Двофазні електроди	30
2.1.3 Трифазні електроди	34
2.1.4 Електроди, що слабо поляризуються.....	35
2.2 Перешкоди і спотворення при зніманні біопотенціалів	36
2.2.1 Види перешкод.....	36
2.2.2 Власні шуми електричних пристроїв.....	39
2.2.3 Вплив лінійних спотворень.....	44
2.3 Підсилювачі біоелектричних сигналів	46
2.4 Висновки до розділу 2	48
3 Контроль протезів рук за допомогою міографічних сигналів.....	49

3.1 Актуальність створення протезів рук	49
3.2 Способи керування протезами.....	50
3.3 Цифрова обробка ЕМГ сигналів для керування біороботичними механізмами	52
3.3.1 Необхідність цифрової обробки сигналів	52
3.3.2 Умови комп'ютерного експерименту	53
3.3.3 Приклад обробки виміряного та збереженого ЕМГ сигналу ..	54
3.4 Приклад обробки змодельованого електроміографічного процесу	70
Висновки	72
Перелік літератури	73

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ВП – викликаний потенціал

ЕРС – електрорушійна сила.

ЕМГ – електроміографія

ЕКГ – електрокардіограма

ЕЕГ – електроенцефалограма

КОСС – коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу

ОП – операційний підсилювач

ПГР – пристрій гальванічної розв'язки

ПД – потенціал дії

РО – рухома одиниця

ШПІ – швидкість проведення імпульсу

ВСТУП

Об'єктивність методів електрофізіологічних, зокрема електроміографічних (ЕМГ), досліджень, їх висока інформативність та хороша відтворюваність отриманих результатів в поєднанні з мінімально можливим впливом на пацієнта визначили їх широке поширення в клінічній практиці. На сьогодні в даній області діяльності накопичено значний досвід, виділилися самостійні напрямки досліджень, досить гарно розроблено методологію. Однак, не дивлячись на десятиліття успішних клінічних випробувань існуючих діагностичних процедур, можна виявити недостатню обґрунтованість окремих етапів проведення досліджень. Багато в чому це пов'язано із складнощами формалізації задач та суттєвою невизначеністю їх умов в кожному конкретному випадку.

В даний час жодна область експериментальної, клінічної або профілактичної медицини не може успішно розвиватися без широкого застосування електронної медичної апаратури. Інструментальні методи досліджень і контролю використовуються в космічній і підводній фізіології, спортивній та екстремальній медицині, складних видах хірургічного втручання тощо. Завдання інженерно-психологічної експертизи при проектуванні складних керуючих комплексів, що пов'язані з поточною діагностикою стану організму людини-оператора, також не можуть бути розв'язані без використання електронної діагностичної апаратури.

Порівняння ефективності різних діагностичних методів показує, що найбільш корисна інформація про функціонування внутрішніх органів і фізіологічних систем організму міститься в біоелектричних сигналах, що знімаються з різних ділянок під шкірним покривом або з поверхні тіла. Перш за все, це відноситься до електричної активності серця, електричного поля головного мозку, електричних потенціалів м'язів. Саме ці найважливіші електрофізіологічні процеси вимагають особливої уваги і створення

електронної апаратури для розв'язку конкретних завдань їх аналізу в діагностичних цілях.

Проблема створення сучасного приладу для електрофізіологічних досліджень має кілька аспектів, що впливають на технічні характеристики і основні конструктивні рішення. Ці аспекти пов'язані з біологічним обґрунтуванням методу, прийомами його технічної реалізації, методами математичної обробки біоелектричного сигналу, конструктивним оформленням приладу як інформаційно-вимірювальної біотехнічної системи.

Метою дипломної роботи виконання математичного та комп'ютерного моделювання ЕМГ сигналів та застосування методів в завданнях протезування рук.

Для цього досліджуються питання виникнення ЕМГ сигналів, методів та засобів їх реєстрації, аналізуються можливості їх математичного опису та обробки.

Робота виконується на базі навчальної лабораторії медичних радіоелектронних систем кафедри ТОР РТФ.

1 БІОСИГНАЛИ В ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Електрофізіологія – область фізіології, яка вивчає електричний прояв життєдіяльності клітин, тканин і органів людини для з'ясування природи процесів, що в них відбуваються, визначення їх можливого фізіологічного значення, а також для формулювання точних показників функціонування [1]. Електрофізіологічні методи глибоко проникли в клінічну практику, вони часто є основними при оцінці функціонального стану різних органів і тканин в процесі діагностики і лікування захворювань. Сьогодні відома ціла низка методів і засобів діагностики, які засновано на реєстрації біоелектричних сигналів, що генеруються різними органами і структурами людського організму.

Процес реєстрації біопотенціалів, які виникають на поверхні тіла, може бути тривалим і виконуватися багаторазово без будь-яких хворобливих відчуттів або шкідливої дії на організм. Ця важлива перевага поряд з великою інформативністю стала однією з причин, що сприяли розвитку і широкому поширенню біоелектричних методів досліджень.

Кожен клас електрофізіологічних досліджень зазвичай включає кілька різновидів, що розрізняються методично. Наприклад, виділяють скалярну і векторну електрокардіографію, електрокардіотопографію.

Електроенцефалографія може бути доповнена методами реєстрації на поверхні і в глибинних структурах головного мозку.

1.1 Виникнення біопотенціалів

Дослідження механізмів виникнення біопотенціалів дозволило встановити фактори, які пояснюють біогенез у живих тканинах. Однією з основних причин є різний хімічний склад цитоплазми клітини та рідини, яка міститься у міжклітинному просторі.

Всі клітини організму в умовах спокою мають деякий ступінь

поляризації. Клітинна мембрана завжди заряджена, при цьому її внутрішня поверхня негативна щодо міжклітинного середовища. Ця різниця потенціалів для різних клітин різна, але завжди становить десятки мілівольт. Потенціал спокою створюється за рахунок більш швидкої дифузії через клітинну мембрану катіонів калію в порівнянні з аніонами органічних полімерів, що містяться в цитоплазмі. Вибіркова проникність мембрани забезпечує виникнення різниці потенціалів, яка перешкоджає повному вирівнюванню концентрації іонів між клітиною і середовищем.

Збудливість живих тканин характеризує потенціал спокою. Під збудливістю тканин мається на увазі їх здатність до зміни своїх властивостей та стану через дію подразника. Якщо через зміну іонної проникності клітинної мембрани виникає потенціал дії, це розцінюють як збудження тканини. Відповідно, при збудженні тканини на долі секунди змінюється співвідношення значень проникності мембрани для іонів калію і натрію. Така зміна призводить до прискорення дифузії через мембрану катіонів натрію всередині клітини і зміни різниці потенціалів між внутрішньою і зовнішньою її стінками. Виникає стрибок потенціалу – потенціал інверсії. Величина його різна для різних тканин, але завжди має позитивний знак відносно потенціалу спокою і досягає декількох десятків мілівольт. У момент появи потенціалу дії на мембрані спостерігається інверсія поляризації – внутрішня поверхня заряджається позитивно щодо міжклітинного середовища. Цей стан називають деполіаризацією. Повернення до вихідної поляризації називають реполіаризацією.

Однією з характерних особливостей потенціалу дії (ПД) називають його можливість поширюватися через клітинну мембрану із області збудження, через що починається збудження по тканині.

Параметром, що визначає поширення хвилі збудження вздовж волокон, є швидкість її поширення, на яку істотно впливають ємність мембрани і опір цитоплазми волокна. Особливе місце серед процесів передачі збудження в клітинних популяціях займає синаптична передача збудження між клітинами.

При тісному контакті між взаємодіючими клітинами можливе виникнення електричної передачі за рахунок локальних струмів мембрани збудженої клітини. При великих відстанях між ними збудження поширюється за допомогою органічних хімічних речовин, синтезованих в організмі, – медіаторів.

Потенціали мембран та збудливість тканин і клітинних структур можуть змінюватись через зміни біохімічних та фізичних факторів. Біопотенціали відіграють дуже важливу роль індикатора клітинного стану та клітинних структур.

Однак більшість методів електрофізіологічних досліджень призначені для вивчення біопотенціалів не однієї клітини або процесів збудження групи клітин. До прикладу, електрокардіографія досліджує електричні процеси, які присутні в серці. При цьому відображається біоелектрогенез серця і реєструються сумарні потенціали дії серцевого м'яза, причому відведення цих потенціалів здійснюється з поверхні тіла на значній відстані від генератора (серця). Поширення серцем хвилі збудження знаходить відображення в формі електрокардіограми. Зрозуміло, що кожному положенню електродів на поверхні тіла відповідають певні форма і амплітуда сигналів.

Ще більш складна ситуація виникає в електроенцефалографії, оскільки головний мозок характеризується великою різноманітністю клітинних структур і складним характером взаємодії між ними. Електричну активність мозку в функціональному відношенні розділяють на спонтанну (фонову) та активну. Фонову називають таку активність, яка виникає без зовнішніх подразників, активною – ту, яка виникає через спонтанну активність при подразненні нервових клітин мозку.

Використання електрофізіологічних методів діагностики ускладнюється різними формами біоелектричних сигналів та їх складністю, нелінійністю та неоднозначністю залежності параметрів сигналів від зовнішніх умов, а також методами реєстрації сигналів та завданнями досліджень. Тому при вивченні

біоелектричних процесів в організмі необхідно ретельно контролювати як спосіб відведення біопотенціалів, підбираючи адекватну систему відведень і тип електрода, відповідно до розв'язуваної задачі, так і спосіб обробки сигналів з метою найбільш повного вилучення з них фізіологічної інформації.

1.2 Види біоелектричних відведень

При вимірюванні електричних параметрів біооб'єктів їх з'єднують з вимірювальною схемою за допомогою біоелектричних електродів. При цьому можна виділити для розгляду так зване відведення – зону контакту біооб'єкту з електродом, що є відповідальною за протікання біохімічних процесів в вимірювальному ланцюзі, електродну контактну речовину, власне електрод і дроти.

Всі використовувані відведення можна розділити на біполярні, або двополюсні, коли обидва електроди є вимірювальними і різниця потенціалів реєструється між двома точками поверхні тіла, і уніполярні [2]. При уніполярних відведеннях один електрод є вимірювальним, а інший представляє собою нульовий, індиферентний. Уніполярне відведення дозволяє реєструвати біоелектричну активність в точці накладання електрода.

Виділяють також багатоелектродні відведення, коли в необхідних точках біооб'єкту накладаються дві групи електродів, а електроди кожної групи з'єднуються через сумуючі ланцюги, утворюючи дві гілки відведення.

Реалізація зазначених класів відведень для різних методів дослідження біопотенціалів різна.

Найбільшого поширення при реєстрації електрокардіограми отримали 12 способів відведення, що засновані на концепції трикутника Ейнтховена. При цьому людське тіло розглядається в вигляді однорідного провідника, генератор серцевої ЕРС замінюється точковим диполем і поміщається в

центрі рівнобічного трикутника, вершини якого розташовані на правій і лівій руках (біля кистей) і лівій нозі (біля ступні) [3, 4].

Основними є три стандартних відведення від кінцівок (Рис. 1.1), що запропоновані Ейнтховеном (права рука – ліва рука, права рука – ліва нога, ліва нога – ліва рука). Вони використовуються для визначення величини і напрямків еквівалентного електричного диполя серця, яким описується його електрична активність. ці

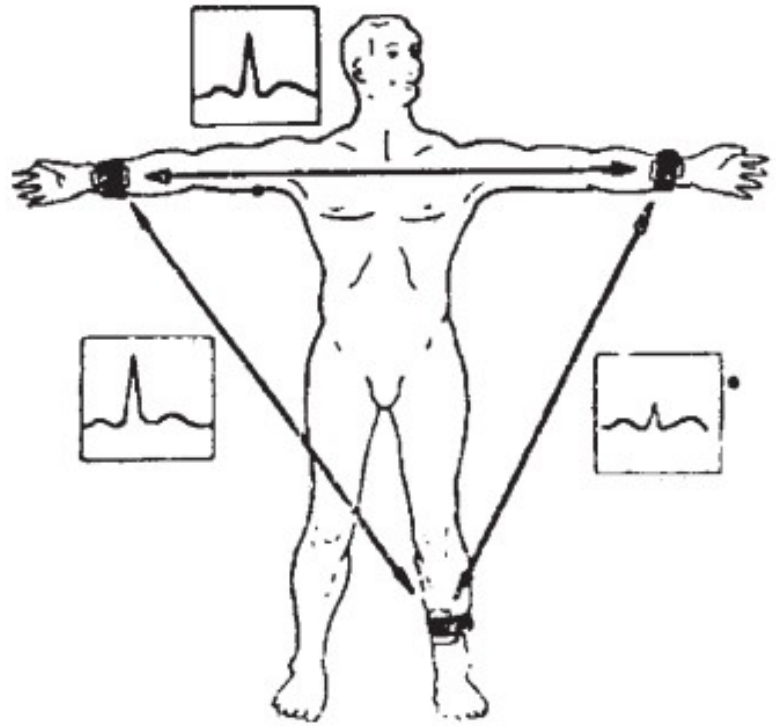


Рисунок 1.1 — Схема накладання електродів при записі відведень ЕКГ [5]

відведення позначаються RL , LF , RF , де R – права рука, L – ліва рука, F – ліва нога. Стандартні відведення біполярні.

Використовуються також уніполярні відведення від кінцівок. Для їх утворення штучно створюється нейтральний електрод. При цьому три кінцівки (вершини трикутника Ейнтховена) підключаються через однакові резистори до спільної точки, потенціал якої приймається за нульовий. Вимірювальний електрод можна розміщувати в будь-якій частині тіла, зокрема підводити до будь-якої кінцівки. Центральний (індиферентний) електрод позначається буквою V , однополосні відведення від кінцівок – VR , VL , VF .

Посилені однополосні відведення від кінцівок введені в електрокардіографію Гольдбергером. У цій системі сумуючий ланцюг для формування нульового електрода підключається тільки до двох точок відведення. Різниця потенціалів вимірюється між третьою точкою відведення

і нейтральним електродом.

Згідно з концепцією трикутника Ейнтховена, амплітуда реєстрованих електричних сигналів для цього типу відведень зростає в 1.5 рази. Посилені відведення позначаються aVR , aVL , aVF (Рис. 1.2).

1.3 Електроміографія

Електроміографія – це метод дослідження біоелектричних потенціалів, які виникають в скелетних м'язах людини чи тварини при збудженні м'язових волокон. На сьогодні електроміографія використовується в найрізноманітніших галузях, від вивчення рухових функцій тварин і людей та інженерної психології (наприклад, при вивченні втоми, вироблення рухових навичок тощо) і до інтерфейсів безмовного доступу, які представляють собою системи обробки мови, що базуються на отриманні та обробці мовних сигналів на ранній стадії артикулювання. Але одним із найважливіших напрямків застосування міографії є протезування. Точніше створення протезів, які за допомогою зчитування сигналів із м'язів дають змогу керувати ними.

1.3.1 Загальні відомості про аналіз електроміографії

Аналіз електроміографічної (ЕМГ) кривої включає на першому етапі диференціацію електричних потенціалів м'язів від можливих артефактів і потім, на основному етапі, оцінку власне ЕМГ. Попередня оперативна оцінка здійснюється за екраном осцилографа і акустичними феноменам, які виникають при виведенні підсиленої ЕМГ на гучномовець. Остаточний

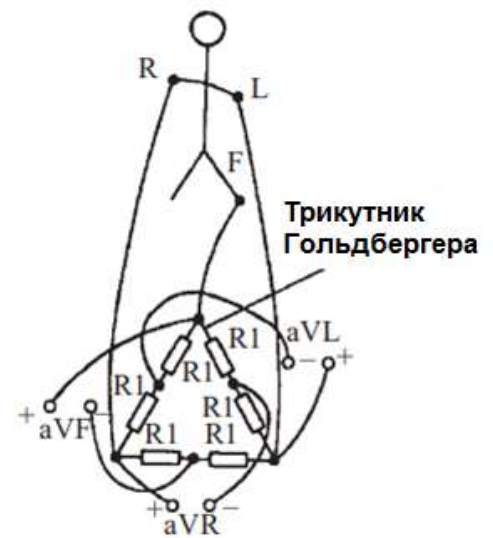


Рисунок 1.2 — Підсилені уніполярні відведення від кінцівок [6]

аналіз з кількісною характеристикою ЕМГ і клінічним висновком роблять після обробки отриманих даних на електронно-обчислювальній машині [7].

Артефактними потенціалами в ЕМГ називаються потенціали, які не пов'язані з активністю м'язових елементів. При поверхневому відведенні артефакти можуть зумовлюватися рухом електрода внаслідок його нещільної фіксації на шкірі, що призводить до появи високоамплітудних стрибків потенціалу неправильної форми. При голчастому відведенні аналогічні зміни потенціалу можуть виникати через дотик до електрода, до з'єднувальних проводів, масивних рухів досліджуваного м'яза. Різкі стрибки потенціалу можуть спостерігатися також при частковому обриві з'єднувального проводу. Найчастіше причиною перешкод буває наводка 50 Гц від пристроїв експлуатації промислового струму. Вона легко розпізнається за характерною синусоїдальною формою і постійною частотою і амплітудою. Виникнення її може бути пов'язано з великим електродним опором, що вимагає відповідної обробки голчастого електрода. У разі використання поверхневих електродів усунення наведення може бути досягнуто більш ретельним очищенням шкіри спиртом та використанням електродної пасти.

ЕМГ діагностичні дослідження проводять на повністю розслабленому м'язі (електроміографія спокою), при довільному скороченні м'язів (електроміографія довільного скорочення м'язів) і при електричній стимуляції (стимуляційна електроміографія).

Аналіз ЕМГ включає оцінку форми, амплітуди і тривалості потенціалів дії окремих м'язових волокон і рухомих одиниць (РО); характеристику інтерференційної активності, що виникає при довільному скороченні м'яза (аналіз спектра і кореляційної функції). Проводиться аналіз параметрів викликаних потенціалів (ВП) м'язів і нервів – потенціалу дії (ПД) нерва, *M*-відповіді, *H*-рефлексу, *F*-хвилі – латентного періоду, форми, амплітуди, тривалості ВП, динаміки його зміни при поступовому наростанні сили збудження. Також визначається швидкість проведення імпульсу (ШПІ), розраховується низка коефіцієнтів для стимуляційного методу дослідження.

Форма окремого коливання м'язового потенціалу може бути моно-, ди-, три- або поліфазною. Монофазним називають таке коливання, при якому крива робить відхилення в одну сторону від ізолінії і повертається до вихідного рівня. Дифазним називають коливання, при якому крива при скоєнні відхилення в одну сторону від ізолінії перетинає її і робить коливання в протилежній фазі. Трифазне коливання здійснює, відповідно, три відхилення в протилежні сторони від ізолінії. Поліфазним називається коливання, що містить чотири і більше фаз.

У електроміографії прийнято таке підключення пари електродів на входи підсилювача, при якому негативне відхилення потенціалу під активним електродом викликає зсув на екрані осцилографа, що спрямований вгору. Відповідно, відхилення вниз від ізолінії означає позитивне коливання потенціалу. При характеристиці фазності потенціалу вказують його полярність: «позитивне» монофазне коливання, двофазне «позитивно-негативне» коливання тощо.

Амплітуда коливань вимірюється в мікрвольтах або в мілівольтах між найбільш високою і найбільш низькою точками ЕМГ кривої (від піку до піку).

Тривалість потенціалу вимірюється від початкового відхилення до повернення його до ізолінії, включаючи всі фази коливання (Рис. 1.3).

Окрім параметрів, що характеризують

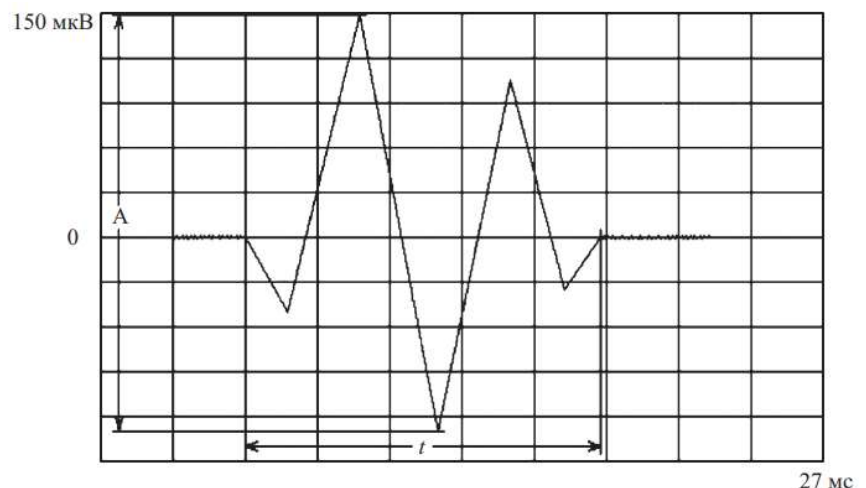


Рисунок 1.3 — Потенціал дії м'язового волокна [7]

окремі потенціали волокон і рухомих одиниць (РО) м'язів, оцінюється також частота проходження потенціалів, яку визначають за кількістю піків однієї

полярності за секунду.

1.3.2 Електроміографія спокою

ЕМГ спокою дозволяє зареєструвати електричні явища, що відбуваються в м'язі в умовах його повного розслаблення. У нормі при цьому коливань біопотенціалів не виявляють. При введенні в м'яз голчастого електрода або його подальшому легкому переміщенні реєструються потенціали тривалістю (1 ... 3) мс, амплітуди до 100 мкВ. У ряді випадків тривалість цього виду активності може значно збільшуватися, в інших випадках, наприклад, при ішемічних некрозах, активність введення не виявляється [8].

При введенні голчастого електрода в зону розташування кінцевих пластинок синапсів реєструється шум кінцевих пластинок – повторювані негативні монофазні потенціали тривалістю (0,5 ... 2) мс і амплітудою менше 100 мкВ.

При ЕМГ спокою можуть спостерігатися різні біоелектричні явища: потенціали фібриляції, позитивні гострі хвилі, активність введення, міотонічні і псевдоміотонічні розряди, фасцикуляції, які свідчать про наявність певних нервово-м'язових захворювань.

Потенціали фібриляції, які спостерігаються при електроміографічних дослідженнях, є потенціалами дії одного м'язового волокна, які викликаються не нервовими імпульсами, але виникають повторно [8]. Вони спостерігаються поблизу голчастого електрода, введеного в м'яз (Рис. 1.4).

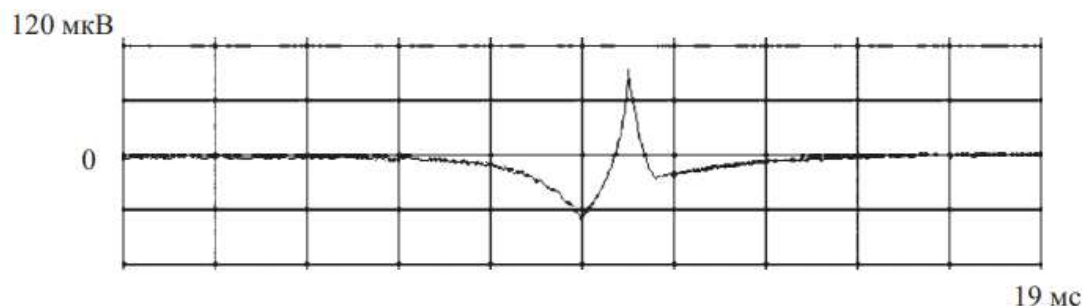


Рисунок 1.4 — Потенціал фібриляції

У нормальному здоровому м'язі потенціали фібриляції в більшості

випадків не зустрічаються. Вони є типовою ознакою денервації м'язу і виникають найчастіше на 15-20-й день після розриву нерва. За сучасними даними потенціали фібриляції виникають в області субсінаптичної мембрани (кінцевої пластинки), про що свідчить зміна форми цих потенціалів при зміні місця відведення [7]. При локалізації активного електрода в зоні іннервації м'язу ці потенціали мають форму початкового негативного піку, а в міру віддалення від середини м'язу вони набувають форму двофазного позитивно-негативного або трифазного позитивно-негативно-позитивного коливання. Локалізація джерела потенціалу фібриляції в зоні іннервації м'язу обумовлює вибір цієї області в якості оптимальної для введення активного електрода при діагностиці денервації м'язу.

Найчастіше тривалість потенціалу фібриляції складає (1 ... 2) мс; крайні значення, за даними різних авторів, складають (0,5 ... 5) мс. Амплітуда фібриляції, як і інших феноменів локальної ЕМГ, залежить від ступеня віддаленості джерела потенціалу від реєструючого електрода. У більшості випадків вона дорівнює (50 ... 100) мкВ. Крайні значення, наведені деякими авторами, складають (5 ... 1000) мкВ, хоча величини більше 500 мкВ розцінюються іншими авторами як результат неправильної інтерпретації синхронного розряду групи м'язових волокон в якості потенціалу фібриляції [7].

На слух потенціал фібриляції сприймається як різке клацання високого тону. Частота проходження фібриляцій становить від 2 до 30 Гц. Найчастіше ритм їх слідування досить правильний, але він може бути і нерегулярним. В рідких випадках може спостерігатися групування потенціалів фібриляції в розряди і спалахи з частотою до 50 Гц з інтервалами між спалахами 1-3 с.

До спонтанних патологічних розрядів одиночних м'язових волокон відносять також позитивні гострі хвилі, або позитивні спайки (Рис. 1.5).

Ці потенціали спостерігаються, як правило, в грубо денервованих м'язах в стані дегенерації (хворобливих змін) м'язових волокон. За формою вони виглядають, як монофазні початково-позитивні пікоподібні коливання. Початкова позитивна фаза потенціалу має круте наростання, повернення ж потенціалу ізолінії нерідко розтягнуте у часі. Тривалість позитивних гострих хвиль (2 ... 15) мс, хоча деякі автори вказують величини до (200 ... 500) мс. Амплітуда цих коливань сильно варіюється і становить (100 ... 4000) мкВ. Частота проходження цих потенціалів складає (5 ... 50) Гц. Вони частіше, ніж потенціали фібриляції, слідуєть з нерегулярними інтервалами. При прослуховуванні позитивні гострі хвилі сприймаються, як притуплений, глухий гуркіт.

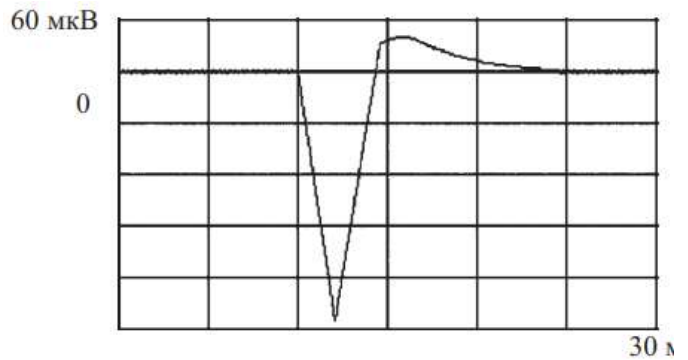


Рисунок 1.5 — Позитивна гостра хвиля

Окрім спонтанних розрядів м'язових волокон, що властиві тільки денервованим м'язам, в здорових і патологічно змінених м'язах при локальному відведенні спостерігається так звана активність введення – спалах потенціалів високої частоти (до 200 Гц) з амплітудою (50 ... 200) мкВ, що виникає відразу після введення голчастого електрода. Кожен з окремих потенціалів, що складають спалах, відповідає за тривалістю потенціалам фібриляції або РО. У нормі тривалість активності введення не перевищує 0,5 с. Активність введення обумовлена механічним роздратуванням м'язових волокон.

Міотонічний розряд – розряд повторюваних двофазних потенціалів, або позитивних гострих хвиль високої частоти (до 150 Гц) і мінливої амплітуди (Рис. 1.6).

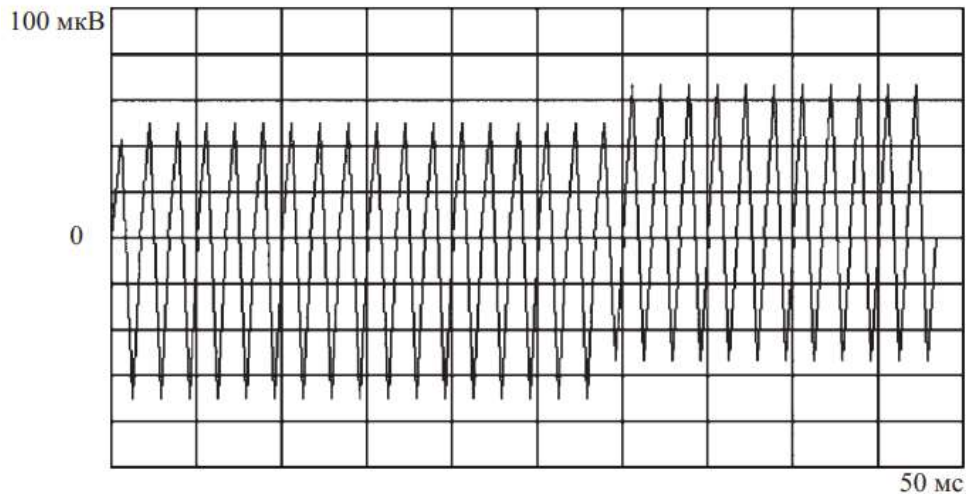


Рисунок 1.6 — Міотонічний розряд

У зв'язку зі зміною частоти коливань і амплітуди потенціалів, що складають розряд, при прослуховуванні його через репродуктор електроміографа чутно характерний звуковий супровід з підвищенням і зниженням тону – «звук пікіруючого бомбардувальника».

1.3.3 Стимуляційні методи в ЕМГ

Аналіз ЕМГ у відповідь на електричну стимуляцію – комплексний метод, що включає декілька самостійних методик:

- 1) реєстрацію і аналіз ВП м'язів і нервів: ПД-нерва, *M*-відповідь, *H*-рефлекс, *F*-хвилю. При цьому аналізуються наступні параметри: латентний період, форма, амплітуда, тривалість ВП, динаміка зміни ВП при поступовому зростанні сили подразнення;
- 2) визначення кількості функціонуючих РО;
- 3) визначення ШПІ по руховим і чутливим волокнам в різних сегментах нервового стовбура;
- 4) підрахунок і аналіз ряду коефіцієнтів: краніокаудального і мотосенсорного, асиметрії, відхилення від контрольної величини показника, відхилення від вихідної величини показника.

Аналіз параметрів M-відповіді. *M*-відповідь – викликаний потенціал (ВП) м'язу, що є сумарним синхронним розрядом рухомої одиниці м'язу у

відповідь на електричне подразнення нерва. Зазвичай М-відповідь реєструють за допомогою поверхневих (нашкірних) електродів. При вивченні М-відповіді звертають увагу на інтенсивність порогового подразнення, латентний період ВП, його форму, амплітуду, тривалість, а також на зв'язок цих показників (Рис. 1.7).

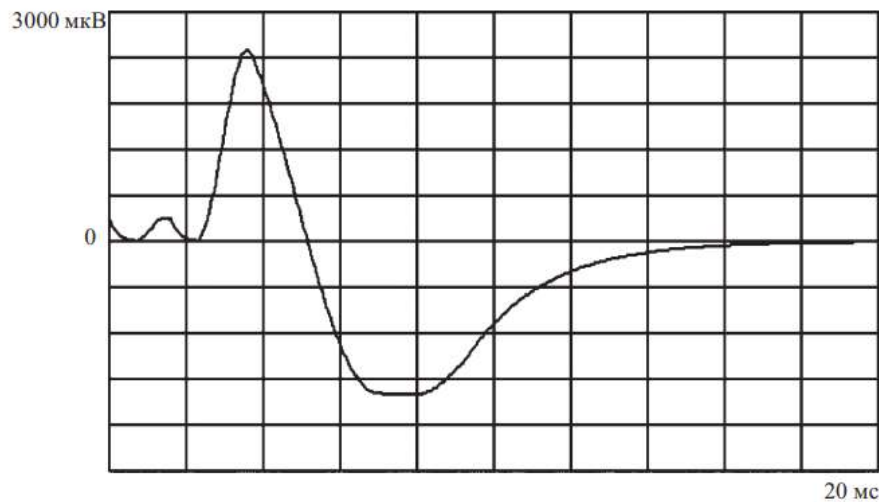


Рисунок 1.7 — М-відповідь

Форма М-відповіді залежить від ряду факторів. При біполярному відведенні М-відповідь має негативну і позитивну фази. Зміна форми м'язового потенціалу може виявлятися при патології частини нервових і м'язових волокон як прояв виборчого виключення деяких рухових одиниць.

Визначення кількості функціонуючих рухових одиниць. Метод визначення числа функціонуючих РО заснований на тому факті, що при плавному збільшенні сили подразнюючого електричного впливу амплітуда М-відповіді поступово зростає. Максимальна амплітуда М-відповіді, яка стійко спостерігається при супрамаксимальному подразненні, відображає сумарну відповідь всіх РО, що знаходяться під електродними пластинами. Мінімальна по амплітуді сходинка відхилення від ізолінії відображає відповідь РО з найбільш низьким порогом. Таким чином, поділивши максимальну амплітуду на величину мінімальної можна отримати уявлення про кількість функціонуючих РО в м'язі. У міру накопичення даних по дослідженню числа РО прийшли до висновку про умовність цього показника,

який став розглядатися як певний коефіцієнт, що відображає процеси синхронізації в роботі РО, співвідношення порогів збудливості великих і дрібніших РО і т. д.

Загальна кількість функціонуючих РО визначається за формулою

$$n = \frac{A}{a},$$

де n – кількість РО в м'язі, A – максимальна амплітуда М-відповіді, a – мінімальна амплітуда М-відповіді (амплітуда окремої РО).

Аналіз параметрів Н-рефлексу. Н-рефлекс є моносинаптичною рефлекторною відповіддю м'язу на електричне подразнення нервового стовбура, він відображає синхронний розряд значної кількості РО. Назва «Н-рефлекс» відповідає першій букві прізвища вченого Р. Hoffmann, який вперше описав цей викликаний потенціал м'язу в 1918 р.

При поступовому збільшенні інтенсивності подразнення нерва виявляється своєрідне співвідношення в динаміці зміни амплітуди рефлекторного (Н-рефлекс) і прямого (М-відповідь) відповідей м'язу. Н-рефлекс з'являється при силі роздратування, підпорогової для М-відповіді. У міру збільшення амплітуди Н-рефлексу з'являється мінімальна по амплітуді М-відповідь. Надалі при посиленні подразнення амплітуда Н-рефлексу досягає максимуму і починає зменшуватися, а амплітуда М-відповіді збільшується. При силі подразнення, максимальної для М-відповіді, Н-рефлекс, як правило, вже не визначається.

При ЕМГ-дослідженнях вивчаються наступні параметри Н-рефлексу: латентний період, поріг і динаміка зміни амплітуди при збільшенні сили стимуляції, співвідношення максимальних амплітуд Н-рефлекса і М-відповіді (у відсотках), форма і тривалість Н-рефлекса.

Аналіз параметрів F-хвилі. При подразненні максимальними стимулами рухових волокон променевого, ліктьового, серединного, глибокого малогомілкового, великогомілкового нервів в м'язах, які ними іннервуються, крім М-відповіді, виникає додаткове негативно-позитивне

відхилення потенціалу з великим латентним періодом. Це коливання носить назву F-хвилі і відрізняється високим порогом, низькою амплітудою, нерегулярністю виникнення, варіабельністю форми, амплітуди і латентності.

Для дослідження F-хвилі зазвичай використовують на шкірні подразнюючі і відводні електроди. Розташування електродів, форма стимулів і режим стимуляції такі ж, як і при дослідженні M-відповіді. Аналізують латентний період, амплітуду і форму F-хвилі, зіставляючи її параметри з M-відповіддю і H-рефлексом (Рис. 1.8).

Аналіз параметрів потенціалів дії нервів. ПД нерва обумовлений електричною активністю волокон периферичних нервів у відповідь на електричне подразнення нервового стовбура. ПД нерва є сумарним ПД, що складається з потенціалів окремих чутливих і нервових волокон різного діаметру, ступеня мієлінізації і порога збудження.

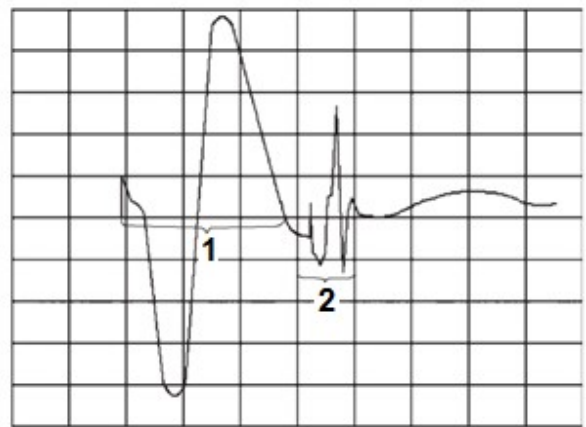


Рисунок 1.8 — M-відповідь – 1 та F-хвиля – 2 в м'язах

Розрізняють ПД змішаного нерва, що представляє комплексну відповідь рухових і чутливих нервових волокон, а також ПД чутливих і рухових волокон нерва. При вивченні ПД нервів звертають увагу на інтенсивність порогового подразнення, форму, амплітуду і тривалість ВП, його латентний період. При поступовому збільшенні сили роздратування амплітуда ПД нерва збільшується і, як правило, досягає максимальної величини при силі стимула, яка ще не забезпечує максимальну по амплітуді M-відповідь.

Обчислення швидкості проведення імпульсу руховими волокнами нерва. Методика визначення ШПІ по нервовому стовбуру, його руховим або чутливим волокнам заснована на зіставленні тривалості латентних періодів ВП при електричному подразненні двох точок нерва, що знаходяться на деякій відстані одна від одної. ШПІ визначається діленням відстані між

двома точками стимуляції нерва (в міліметрах) на час проходження нервового імпульсу між цими точками (в мілісекундах), тобто на різницю латентних періодів ПД, що викликані стимуляцією нервового стовбура цих точок.

Обчислення швидкості проведення імпульсу чутливими волокнами нерва. Визначення ШПІ чутливими волокнами нерва засноване на реєстрації викликаного сенсорного ПД нерва при стимуляції нервового стовбура в одній або двох точках.

Фактори, що впливають на величину ШПІ по руховим і чутливим волокнам нерва, можна розділити на дві групи:

- 1) що призводять до помилки у визначенні ШПІ по нерву;
- 2) що об'єктивно впливають на величину ШПІ.

До факторів першої групи відносяться: похибки в накладенні стимулюючих і електродів для відведення, неправильний вибір режиму стимуляції, похибки у вимірі відстані між електродами, похибки в роботі апаратури і т. д.

До факторів другої групи відносяться: діаметр нервового волокна, ступінь його мієлінізації, склад волокон в нервовому стовбурі, процентний вміст товстих волокон, волокон тонких і середнього калібру, температура в області нервового стовбура і кінцівки в цілому, вік досліджуваного, час доби, кислотно-лужний стан і електролітичний обмін в тканині, яка оточує нерв тощо.

Побудова кривої сила-тривалість. Більш точну кількісну характеристику нервово-м'язового апарату отримують, оцінюючи здатність нерва і м'язу реагувати на імпульси певної тривалості при певних значеннях струму шляхом побудови кривої сила-тривалість. Фізіологічною підставою цього методу є те, що при постійній амплітуді подразнення, м'яз відносно нечутливий до дуже коротких імпульсів, на відміну від нерву, який є досить чутливим до них. Оскільки в нормі нерв взагалі більш чутливий до струму, ніж м'яз, при стимуляції граничними і околороговими імпульсами в

руховій точці м'язу, його скорочення є наслідком трансинаптичного збудження, що надходить від подразнених струмом терміналей нерва.

Будують криву сила-тривалість наступним чином. Знайшовши рухову точку в м'язі, визначають реобазу. Реобаза – це найменша сила струму при «нескінченній» тривалості імпульсу, що викликає мінімальне скорочення м'язу. Практично для визначення реобазу використовують імпульс струму тривалістю 300 мс. В нормі реобаза становить (4 ... 8) мА. Отримані значення реобазу наносять на графік, де по осі абсцис відкладені значення тривалостей імпульсів в мілісекундах, по осі ординат – відповідні значення сили струму в міліамперах. Потім тривалість імпульсу скорочують до 100 мс і знаходять мінімальну силу струму, при якій виникає мінімальне скорочення м'язу, наносячи це значення на графік. Аналогічну процедуру повторюють поступово, зменшуючи тривалість імпульсу до 50; 30; 10; 5; 4; 3; 2; 1; 0,5; 0,4; 0,3; 0,2; 0,1; 0,05 мс (Рис. 1.9).

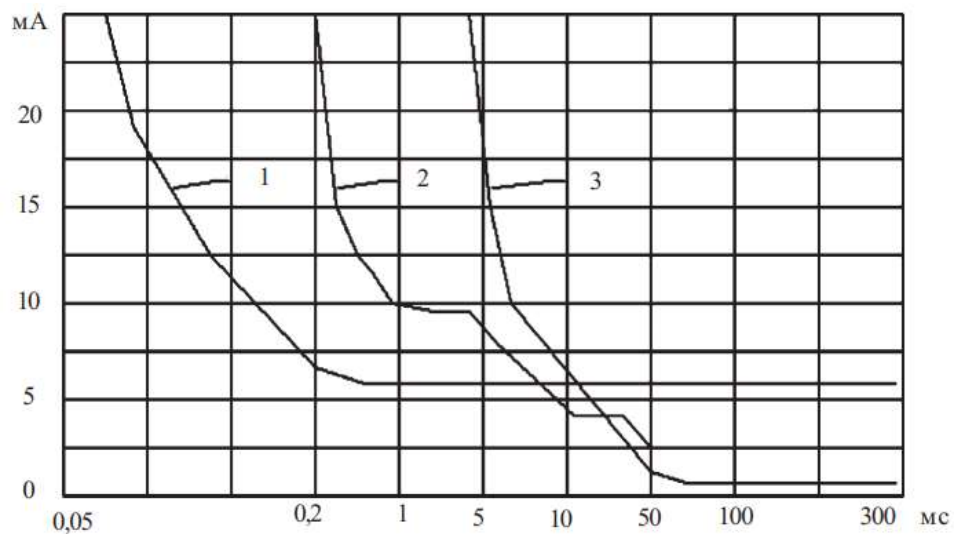


Рисунок 1.9 — Крива сила-тривалість: 1 – норма, 2 – часткова денервація, 3 – повна денервація

Таким чином, отримують безліч точок, на основі яких будується крива сила-тривалість для даного м'язу. При нормальному нервово-м'язового апараті (крива 1) максимальна тривалість імпульсу, при якій ні при яких значеннях струму не викликається скорочення, становить (0,05 ... 0,1) мс. Відповідна точка на графіку виявляється в лівому верхньому кутку. Крива

наближається до гіперболи. Оскільки в нормі нервово-м'язовий апарат відповідає на струми короткої тривалості, підйом кривої від реобазис починається в лівій частині графіка при тривалості імпульсу менше 1 мс.

1.4 Висновки до розділу 1

Отже, однією з основних причин виникнення біопотенціалів є різний хімічний склад цитоплазми клітини та рідини, яка міститься у міжклітинному просторі.

При вимірюванні електричних параметрів біооб'єктів вони з'єднуються з вимірювальною схемою за допомогою біоелектричних електродів. Усі електроди ділять на біполярні та уніполярні. Біполярні відведення представляють собою два електрода, між якими вимірюється різниця потенціалів. При уніполярних відведеннях один електрод є вимірювальним, а інший представляє собою нульовий.

Аналіз електроміографічної (ЕМГ) кривої включає на першому етапі диференціацію електричних потенціалів м'язів від можливих артефактів і потім, на основному етапі, оцінку власне ЕМГ. Аналіз ЕМГ включає оцінку форми, амплітуди і тривалості потенціалів дії окремих м'язових волокон і рухомих одиниць (РО); характеристику інтерференційної активності, що виникає при довільному скороченні м'яза (аналіз спектра і кореляційної функції).

2 ВИМОГИ ДО АПАРАТНИХ ЗАСОБІВ В ЕМГ

2.1 Біоелектричні електроди та їх характеристики

Біоелектричний електрод – це прилад, який застосовують для реєстрації біопотенціалів, та який характеризується наявністю поверхні для знімання значень струму та вихідних елементів. Під поверхнею для знімання значень струму мається на увазі та частина електрода, що має контакт із об'єктом. Ще в електроді виділяють опорну частину, яка виконує опорні функції під час кріплення електрода на біооб'єкт.

2.1.1 Види електродів

Класифікують електроди за такими характеристиками, як кратність застосування, участь у реєстрації біопотенціалу, час контактування із об'єктом, параметри біоелектричного поля, яке досліджується, розташування місця накладання, а також спосіб, яким електрод тримається на поверхні біооб'єкту та деякими іншими [9].

За таким параметром «*участь у реєстрації біопотенціалу*», виділяють наступні електроди:

- *Потенційні* – це відвідні електроди, що мають контакт із якоюсь певною площею біооб'єкту, яка розташовується у електричному полі.
- *Нульові* – це також відвідні електроди, що контактують із площею досліджуваного об'єкту, але в якому потенціал електричного поля клітини і тканини в цілому прямує до нуля.
- *Нейтральні* – це електроди, які не беруть безпосередньої участі у реєстрації потенціалів, такі електроди підключаються до нейтральної клеми.

У залежності від того, що є *джерелом досліджуваного біоелектричного поля* електроди розділяються на електромієлографічні, електроміографічні, електрокардіографічні, електроенцефалографічні, електроокулографічні, електрогастрографічні, електrokортикографічні,

електроретінографічні, електрокохлеографічні тощо. Кожен із цих видів електродів призначений для реєстрації показників з різних частин тіла, починаючи від кори головного мозку і закінчуючи сітківкою ока.

В залежності від *місця накладання*, або у випадку із деякими видами електродів відведення, розрізняють електроди для органів, шкірні, внутрішньотканинні, порожнинні електроди та мікроелектроди. Рогівкові, шкірні та електроди, які накладаються на органи називають поверхневими електродами. А інші електроди, які використовуються для внутрішньопорожнинних досліджень класифікують, в залежності до позиції введення в об'єкт.

В стандарті [9] визначаються розміри, тип та особливості конструкції електродів, а також низка електричних параметрів, таких як напруга шумів, різниця потенціалів електродів, дрейф різниці потенціалів тощо. Проте матеріал і структура у стандартах, зазвичай, не фіксуються.

Найважливішою ознакою, за якою усі біоелектричні електроди розділяються на двофазні, трифазні та електроди, що слабо поляризуються, є особливості електрохімічних процесів при зніманні біопотенціалів з урахуванням кінетики поляризації [2].

2.1.2 Двофазні електроди

Іноді двофазні електроди також називають *электродами першого роду*. По суті – це метал, що взаємодіє з електролітом.

Зазвичай структуру контакту електрода із біооб'єктом можна описати так: між електродом та тканиною розміщується невеликий шар електроліту, який або виникає природним шляхом (виділення потових залоз, слизові оболонки), або вноситься у процесі накладання електрода (фізіологічний розчин, струмопровідні пасти).

Тканина тіла – це *провідник другого роду*, його імпеданс має реактивну та активну складові. Мембрани клітин та численні поверхні, що розділяють окремі органи та структури тіла, утворюють ємність тканин. Через те, що

реактивна складова набагато менша активної (як мінімум на порядок), зазвичай нею нехтують.

Електричні властивості контакту електрод-біооб'єкт визначаються, в основному, поляризаційними властивостями поверхонь розділу з різними типами провідності: перехід тканини тіло-електроліт і перехід електроліт-електрод [10]. Найважливішою особливістю двофазних електродів є виникнення поляризаційної різниці потенціалів, яка нелінійно залежить від щільності протікаючого через переходи струму. Однак при малій щільності струму ($10 \dots 15$) мкА/см², що є типовими для більшості видів електрофізіологічних досліджень, ця залежність близька до лінійної.

Поверхні розділів характеризує рівноважна різниця потенціалів e_0 , яка виникає на переході за відсутності струму і визначається природою контактуючих середовищ. Залежно від матеріалу електрода, властивостей електроліту, температури, способу обробки тканини значення e_0 змінюється в межах (0,1 ... 50) мВ [10]. Поляризація електродів може сильно спотворювати форму реєстрованого сигналу, тому вона вкрай небажана. При реєстрації біопотенціалів величина e_0 повинна залишатися незмінною, тому зазвичай для її стабілізації застосовуються спеціальні заходи.

Незважаючи на зазначені обставини, найбільш поширеним типом електродів слід вважати поляризаційні металеві електроди. Технологічність виготовлення, простота застосування, надійність, великий термін служби, легкість і надійність стерилізації є незаперечними перевагами електродів цього типу [2].

У якості матеріалів для виготовлення металевих електродів застосовується золото, срібло, паладій, платина та сплави.

Форма поверхневих електродів визначається їх цільовою функцією, а розміри – розмірами досліджуваного органу або його проекції на поверхню тіла. Так, шкірні електроди для реєстрації ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ виконують в вигляді круглих, овальних, прямокутних пластин різних розмірів. Відведення електричного сигналу здійснюється через роз'ємне або нероз'ємне з'єднання і

гнучкий багатожильний провід.

Вибір оптимальної жорсткості поверхневих електродів, особливо при великій їх площі, залежить від багатьох чинників. Жорсткі пластинчасті електроди допускають виконання надійного з'єднання з проводом, але контакт з біооб'єктом через складність рельєфу шкірного покриву здійснюється не за усією площею електрода і призводить до виникнення завадних сигналів (артефактів руху). Гнучкі електроди виконуються з міцної і тонкої металізованої полімерної плівки, металевої фольги або сітки. Їх застосування зменшує артефакти руху, а наявність еластичної основи – кільця з полімерного матеріалу – дозволяє використовувати такі електроди при складному рельєфі поверхні.

Забезпечення надійного електричного контакту шкірних електродів з біооб'єктом досягається різними прийомами:

- фіксацією електродів за допомогою присосок, ременів, поясів, жилетів, корсетів, шоломів;
- використанням пружних електродів;
- використанням зубчастих електродів, які зменшують ймовірність зісковзування;
- використанням електродної контактної речовини.

Електродна контактна речовина повинна бути нешкідлива, добре змочувати шкіру, мати низький електричний опір, не давати зрушень електричних потенціалів, не змінювати своїх властивостей при нанесенні на шкіру.

Незалежно від типу застосовуваного електрода стабільність контакту останнього з біооб'єктом є одним з найбільш істотних факторів, які визначають наявність сигналів перешкод і частотних спотворень біоелектричних сигналів. Надійне електричне з'єднання електрода з біооб'єктом здійснюється в конструкції «плаваючого» електрода. Електрод закріплюється на шкірі за допомогою клеючих поверхонь, контактна

речовина вводиться в порожнину електрода через верхній отвір. Оскільки електричний контакт між металевим електродом і шкірою здійснюється через рідку фазу, випадкові відносні зміщення електрода і шкіри не призводять до появи артефактів руху.

Розвиток електродної техніки зумовив створення ємнісних поверхневих електродів [3]. Їх основною перевагою є відсутність контактних і поляризаційних потенціалів, що виникають при використанні металевих електродів. Ємнісний електрод являє собою металеву пластинку, яку покрито тонким шаром діелектрика (наприклад, ємнісні електроди з діелектриком з двоокису кремнію). Монокристалічна структура шару забезпечує високу хімічну стійкість діелектричної плівки. При активній площі електрода $0,5 \text{ см}^2$ ємність його становить $0,015 \text{ мкФ}$. Однак повний шкірно-електродний опір для ємнісних електродів швидко зростає зі зменшенням частоти, що при реєстрації біопотенціалів на частотах менше $0,5 \text{ Гц}$ призводить до неприпустимо великих похибок.

Резистивно-ємнісні електроди відрізняються від ємнісних невеликою провідністю діелектрика. Такі електроди послаблюють контактні і поляризаційні потенціали, у порівнянні з металевими електродами, в десятки і сотні разів. Разом з тим наявність незначної провідності дозволяє передати всю інфранизькочастотну область спектру біопотенціалів.

Різновидом резистивно-ємнісних електродів при їх нульовій ємності є резистивні електроди. Вони також в значній мірі послаблюють поляризаційні потенціали, проте забезпечують хороші результати при дослідженні біопотенціалів лише в частотному діапазоні до декількох сотень герц.

Внутрішньотканинні електроди підрозділяються на голчасті, стрижневі (мають форму стрижня з тупим кінцем), спіральні (у вигляді спіралі, що вводяться в тканини шляхом надання електроду обертальних зусиль), дотові (у вигляді тонкої ізольованої або неізольованої прямої або звитого в спіраль дроту).

Найбільш поширеними внутрішньотканинними електродами є голчасті.

Голка голчастих електродів підключається до вимірювальної схеми і враховується при підрахунку кількості полюсів.

Металеві мікроелектроди, що призначені для знімання внутрішньоклітинних біопотенціалів, які швидко змінюються, виконуються з тонкого прямого або завитого в спіраль дроту. Діаметр робочої частини мікроелектрода становить (0,05 ... 10) мкм. По всій довжині, за винятком робочого торця, електрод зазвичай ізолюється. Металеві мікроелектроди виготовляються з матеріалів, що мають необхідну твердість і жорсткість (нержавіюча сталь, платино-іридієвий сплав, вольфрам). Підвищений електричний опір вольфраму окупається його високими механічними властивостями, а також можливістю електрохімічної заточки.

2.1.3 Трифазні електроди

Трифазні електроди, або *електроди другого роду*, в літературі називають неполяризаційними, розуміючи під цим збереження рівності потенціалу електрода його рівноважному значенню при включенні електрода в замкнутий ланцюг вимірювальної системи [2].

Структура трифазних електродів являє собою метал, який покрито важкорозчинною сіллю і занурено в електроліт. Метал містить аніон, що є однойменним з аніоном солі.

У практиці біомедичних вимірювань найбільшого поширення набули хлоросрібні електроди, корпус яких виконується з боросилікатного скла. У середині корпусу розміщується власне срібний електрод, який покрито хлористим сріблом. Корпус електрода заповнюється електролітом, в якості якого використовують насичений розчин хлористого калію. У робочий кінець корпусу впаяна тонка азбестова нитка, що забезпечує гальванічний контакт електрода з зовнішнім середовищем. У режимі вимірювань рівень електроліту в корпусі електрода не повинен перевищувати рівень зовнішнього рідкого середовища, що забезпечується сталістю концентрації і активності розчину. Швидкість витікання розчину через азбестову нитку (або

аналогічні за призначенням пристрої) мала і не перевищує 5 мл/год.

Відомі аналогічні конструкції трифазних електродів, де гальванічний контакт з біооб'єктом здійснюється через пористу керамічну вставку або через мікрокапіляр.

Наявність трифазної системи і складного електричного сполучення з біооб'єктом підвищує внутрішній опір електрода, що збільшує шумовий сигнал і знижує граничну чутливість вимірювань. Ці недоліки і складність конструкції трифазних електродів роблять доцільним їх застосування лише в порівняно рідкісних випадках при вивченні квазіпостійних або біопотенціалів, які дуже повільно змінюються. При цьому помилка вимірювання, яка визначається дрейфом потенціалу електрода, мала, що підвищує вірогідність вимірів. Однак, гарантована стабільність електродних потенціалів дозволяє використовувати трифазні електроди як електроди порівняння для визначення поляризаційного потенціалу або стабільності потенціалу будь-якого іншого електрода.

2.1.4 Електроди, що слабо поляризуються

Цей тип електродів зберігає основні риси трифазних електродів. Тверда складова електрода має структуру метал – важкорозчинна сіль металу. Електроліт в конструкції електрода відсутній, однак при контакті з біооб'єктом електрод вступає у взаємодію з природним електролітом або контактною речовиною. Оскільки при цьому електроліт не є стабільним за складом розчином, тому за стабільністю власного потенціалу ці електроди поступаються електродам другого роду.

Найбільш поширені хлорсрібні електроди, що слабо поляризуються, які одержуються з чистого срібла з електролітичним хлоруванням. Серійно випускаються кілька типів хлорсрібних електродів, що мають наступну систему позначень:

- ЕПСК-01 - електрод поверхневий, кардіографічний з площею 0,5 см²
- ЕПСЕ-01 - електрод енефалографічний з площею 0,5 см²;

- ЕПСМ-01 - електрод електроміографічний з площею 0,5 см²;
- ЕПСМ-02 - електрод електроміографічний з площею 0,25 см².

Для серійних електродів, що слабо поляризуються, величина різниці потенціалів двох електродів у відведенні із застосуванням електродної пасти становить не більше 10 мВ, швидкість зміни різниці потенціалів двох електродів не перевищує 2 мкВ/с.

Хороші механічні властивості мають електроди, які виготовлено із застосуванням технологій порошкової металургії. Порошок срібла і хлористого срібла змішують у певній пропорції, пресують в таблетки і запікають при температурі 400°C протягом декількох годин. Пігулка поміщається в пластмасовий корпус з гнучким електричним виводом.

Найкращі характеристики мають електроди, що слабо поляризуються, ЕТЕ-2, при виготовленні яких враховано недоліки відомих конструкцій. Електрод являє собою керамічний корпус, в якому розташована пластинка з срібла, покрита шаром хлористого срібла. З боку робочої поверхні електрода пластина закрита вставкою з пористої кераміки, що захищає від зовнішніх впливів сіль-срібла. Перед початком експлуатації пориста вставка просочується електролітом з невисихаючими добавками, що забезпечує постійну готовність електрода до роботи протягом 2-3 місяців і стабільність його власного потенціалу за рахунок застосування електроліту з заданими властивостями. Швидкість зміни різниці потенціалів двох електродів типу ЕТЕ-2 не перевищує 0,05 мкВ/с.

2.2 Перешкоди і спотворення при зніманні біопотенціалів

2.2.1 Види перешкод

Перешкоди, що виникають при зніманні біопотенціалів та при їхньому підсиленні, за способом взаємодії з корисним сигналом поділяються на адитивні та мультиплікативні.

Адитивні перешкоди вносять найбільшу похибку при електрофізіологічних дослідженнях. Серед них виділяють наступні основні види.

Артефакти, або випадкові перешкоди, що викликані процесами в самому досліджуваному об'єкті. Їх причинами можуть бути біоелектрична активність органів, які не мають безпосереднього відношення до роботи досліджуваних органів і тканин, шкірно-гальванічні рефлекси, нестаціонарність поляризаційних ефектів на електродах та ін. Наприклад, в електрокардіографії часто в якості артефактів виступають сигнали, що пов'язані з активністю скелетних та інших груп м'язів, які при міографічних дослідженнях є корисними.

Артефакти займають широку смугу частот. Вони можуть проявлятися як у вигляді синфазних, так і у вигляді різницевих перешкод. Інфранизькочастотні синфазні перешкоди створюються середнім рівнем поляризаційних потенціалів електродів, середньочастотні і високочастотні – середнім рівнем біоелектричної активності сусідніх органів і шкірно-гальванічним рефлексом. До різницевих відносяться складові перешкод за рахунок електричної активності м'язів і сусідніх органів, нерівності поляризаційних потенціалів електродів.

Різницеву і синфазну перешкоди можуть створювати також **низькочастотні і високочастотні магнітні поля**, що пронизують контур, утворений проводами, які з'єднують електроди із вхідними ланцюгом підсилювача. Ці перешкоди є зовнішніми при реєстрації біопотенціалів. До них в першу чергу відносяться синфазні перешкоди з частотою 50 Гц від електричних полів силової та освітлювальної мережі, завжди наявних в приміщеннях, де проводиться реєстрація.

Схема утворення цих перешкод показана на Рис. 2.1. Тут біооб'єкт, паразитна ємність C_1 між фазовим дротом мережі та біооб'єктом (десятки пікофарад) і паразитна ємність C_2 між біооб'єктом та землею (до сотень пікофарад) утворюють ділянку напруги. При типових значеннях паразитних ємностей напруга перешкоди може мати величину (2 ... 10) В. Причому, в силу малого опору живих тканин, напруга перешкоди в усіх точках біооб'єкту практично однакова [3, 11].

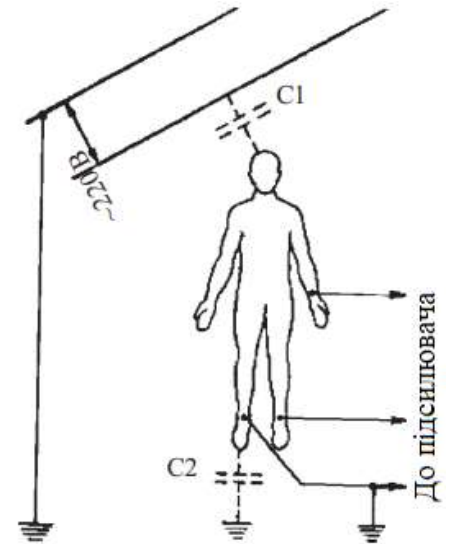


Рисунок 2.1 — Схема утворення перешкод від мережі змінного струму

Для ослаблення впливу синфазної мережевої перешкоди часто використовується спеціальний нейтральний (індиферентний) електрод, за допомогою якого біооб'єкт з'єднують із загальним (заземляючим) дротом. При цьому рівень мережевих наведень може бути знижений до величини (50 ... 100) мВ, проте він залишається істотно вище рівня корисних сигналів при більшості видів електрофізіологічних досліджень. Тому підсилювачі біопотенціалів зазвичай містять в своєму складі режекторний фільтр мережевої перешкоди, що забезпечує придушення в спектрі підсилення сигналів вузької смуги (47 ... 53) Гц.

Ємнісний зв'язок з мережевими дротами може також привести до появи різницевої перешкоди. Це пов'язано з відмінностями положення електродів і дротів відведень по відношенню до джерел перешкод. Напруги, що наведено на дроти, викликають струми перешкод, які, протікаючи через електродно-шкірні опори, створюють на них падіння напруги. У разі рівного розподілу струмів перешкод і електродно-шкірних опорів ці напруги взаємно компенсуються. Однак, несиметрія, яка завжди наявна, призводить до появи різницевої перешкоди.

Окрім електричного поля змінного струму, джерелами перешкод є

магнітні поля, що виникають при проходженні по дротах і кабелях значних струмів, та електромагнітні поля, які супроводжують роботу високочастотних фізіотерапевтичних і хірургічних апаратів. Магнітні поля створюються трансформаторами і іншими магнітними приладами. Дроти відведень утворюють виток, в якому електромагнітне поле наводить різницеву перешкоду, величина якої пропорційна площі витка.

Мультиплікативні перешкоди змінюють параметри контуру передачі сигналу, що призводить до випадкової модуляції величини корисного сигналу. Щодо реєстрації біопотенціалів, вони пов'язані, в основному, зі змінами опору електрод-шкіра, викликаними зовнішніми подразниками, висиханням струмопровідних паст або фізіологічного розчину, електрохімічними процесами на переходах контакту. Мультиплікативні перешкоди носять інфранизькочастотний характер і проявляються при тривалих дослідженнях.

2.2.2 Власні шуми електричних пристроїв

Важливим видом адитивних перешкод є власні шуми активних і пасивних елементів вхідних ланцюгів і підсилювачів біопотенціалів. Шумові властивості підсилювача залежать від внутрішнього опору джерела сигналу, вхідного опору і способу побудови перших каскадів підсилення. Найбільше на рівень шуму впливають параметри активних елементів.

Внутрішні шуми біполярних транзисторів складаються з теплових шумів омичних опорів напівпровідника, дробових шумів струмів р-n-переходів і шумів від розподілу струмів. Теплові шуми в загальному випадку виникають в області бази, колектора і емітера, однак на практиці враховують тільки теплові шуми опору бази. Еквівалентна шумова схема біполярного транзистора для включення з загальним емітером представлена на Рис. 2.2 [12]. Шумові властивості транзистора на цій схемі моделюються взаємозалежними джерелами шумових ЕРС і струмів. Окрім того, необхідно враховувати падіння напруги на внутрішньому опорі джерела

сигналу, яке обумовлене протіканням по ньому шумового струму бази, і ЕРС теплових шумів активної частини внутрішнього опору джерела сигналу.

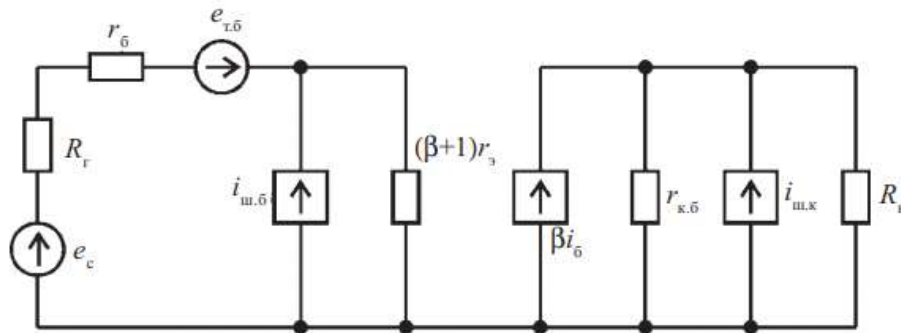


Рисунок 2.2 — Еквівалентна шумова схема біполярного транзистора

Теплові шуми бази враховуються генератором шумової ЕРС

$$e_{т.б.}^2 = 4kTr_б\Delta f,$$

де $e_{т.б.}$ – ефективне значення ЕРС шумів; k – постійна Больцмана;

T – абсолютна температура; $r_б$ – омичний (поздовжній) опір бази;

Δf – смуга частот, в якій вимірюється шумова напруга.

Дробові шуми обумовлені випадковим характером інжекції носіїв через емітерний і колекторний переходи і утворенням нових носіїв в області бази. Як і теплові шуми, вони мають суцільний рівномірний спектр і враховуються включенням в еквівалентну схему генераторів шумового струму:

$$i_{ш.б.}^2 = 2qI_б\Delta f = 2q\frac{I_к}{\beta}\Delta f, \quad i_{ш.к.}^2 = 2qI_к\Delta f,$$

де $i_{ш.б.}$, $i_{ш.к.}$ – ефективні значення шумових струмів бази і колектора; q – заряд електрона; $I_б$ – постійний струм бази; $I_к$ – постійний струм колектора; β – коефіцієнт підсилення струму бази.

Незважаючи на те, що в реальному підсилювальному каскаді шумова напруга, яка обумовлена всіма джерелами шумів, спостерігається тільки на його виході, в еквівалентній схемі використовують джерела шумів, що включені на вході (наведені до входу). Це дозволяє характеризувати шумові властивості і розраховувати відношення сигнал-шум незалежно від коефіцієнта підсилення розподілом напруги сигналу на вході підсилювача на

сумарну напругу шумів, що приведені до входу. Тому доцільно на еквівалентній шумовій схемі транзистора перенести джерело дробового шуму струму колектора в ланцюг бази, замінивши його джерелом додаткової шумової ЕРС $e_{ш.б.}$, і виразити її через прохідну крутизну транзистора $S = qI_k / kT$:

$$e_{ш.б.} = \frac{i_{ш.к.}}{S} = \sqrt{\frac{2k^2T^2\Delta f}{qI_k}}.$$

Сумарна ЕРС власних шумів транзистора, що приведені до входу, визначається співвідношенням

$$e_{ш} = [e_{т.б.}^2 + e_{ш.б.}^2]^{1/2} = \sqrt{4kT(r_b + \frac{kT}{2qI_k})\Delta f}.$$

Еквівалентна шумова схема транзистора, що враховує всі джерела приведених до входу шумів, представлена на рисунку 2.3, де $e_{ш.г.}$ – ефективне значення ЕРС теплових шумів внутрішнього опору джерела сигналу $R_{г.}$:

$$e_{ш.г.}^2 = 4kTR_{г.}\Delta f.$$

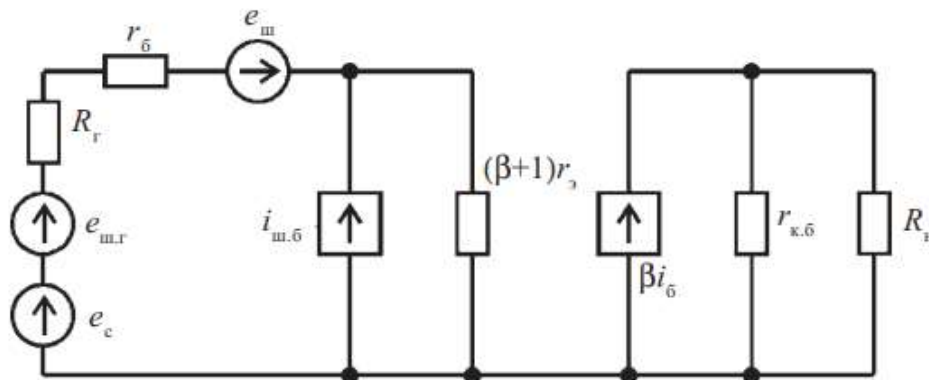


Рисунок 2.3 — Еквівалентна шумова схема транзистора з приведеними до входу джерелами шуму

Як впливає із усіх співвідношень, шуми підсилювального каскаду на біполярному транзисторі визначаються параметрами транзистора, температурою навколишнього середовища і режимом роботи за постійним струмом.

Важливою особливістю транзисторів є зростання рівня шумів на низьких частотах. Низькочастотний надмірний шум (шум мерехтіння,

флікер-шум, шум типу $1/f$) пов'язаний з процесами генерації-рекомбінації вільних носіїв заряду в напівпровіднику. Флуктуації процесу рекомбінації дірок і електронів описуються механізмом захоплення пастками, які обумовлені дефектами кристала в об'ємі і на поверхні. Чітка теорія надлишкових шумів, яка дозволяла б визначати їх рівень за заданим режимом транзистора і малосигнальними параметрами, недостатньо розроблена. Тому для оцінки рівня шумів використовують емпіричні співвідношення [12, 13].

Квадрат ефективного значення струму надлишкових шумів

$$i_{\text{ш.н.}}^2 = Af^{-m} \Delta f.$$

де A – константа; f – поточна частота. Показник ступеня m приймає значення в межах 0,9 ... 1,5.

Множник A має дві складові, одна з яких визначається процесами в області колектора, інша – в області бази. Тому перша складова є функцією колекторної напруги, а друга залежить від рівня інжекції, тобто від величини емітерного струму [12].

Надлишкові шуми швидко спадають з ростом частоти. Частота, на якій рівень спектральної щільності надлишкових шумів стає рівним рівню шуму, називається частотою зрізу надлишкового шуму f_n . Значення f_n зазвичай лежить в межах (0,1 ... 1,0) кГц. Абсолютні значення спектральної щільності надлишкових шумів для біполярних транзисторів такі, що в області частот нижче f_n можна знехтувати всіма складовими, окрім надлишкових шумів [12].

Через фізичні особливості роботи польові транзистори в порівнянні з біполярними мають ряд переваг. Перенесення заряду в них здійснюється основними носіями, тому в польових транзисторах рекомбінаційні процеси відіграють меншу роль. Внаслідок цього виникає можливість роботи при наднизьких температурах, при цьому поліпшуються шумові властивості транзисторів. У польових транзисторах з р-n-переходом розрізняють дифузний шум каналу, теплові шуми некерованих опорів каналу біля витоку і стоку, дробовий шум затвора, шуми типу $1/f$ в ланцюзі каналу і затвору. Для дифузійного шуму каналу може бути отримано емпіричне

співвідношення, що зв'язує значення шумового струму еквівалентного генератора з крутизною прохідної характеристики S_g .

$$i_{\text{ш.диф.}}^2 = a4kTS_g\Delta f,$$

де коефіцієнт a залежить від напруги відсічки, довжини каналу і абсолютної температури. При кімнатній температурі наближено можна вважати $a = 0,75$, що відповідає тепловому шуму каналу.

Тепловими шумами некерованих опорів каналу зазвичай можна знехтувати в порівнянні з дифузійним шумом. Це ж відноситься до дробового шуму затвору, який проявляється при низьких температурах [12].

Ефективне значення наведеної до входу ЕРС шумів визначається виразом

$$e_{\text{ш.вх.}} = \sqrt{\left(4kTR_{\Gamma} + \frac{2,8kT}{S_g}\right)\Delta f},$$

де R_{Γ} – внутрішній опір джерела сигналу; S_g – перехідна крутизна транзистора.

Надлишкові шуми польових транзисторів не мають чіткої фізичної інтерпретації, але, як і в біполярних транзисторах, вони пов'язані з недосконалістю кристалічної структури напівпровідника. Дослідження n -канальних транзисторів показують, що ефективне значення шумового струму може бути описано співвідношенням

$$i_{\text{ш.н.}}^2 = c \frac{I_3^{\alpha}}{f^{\gamma}},$$

де c – константа; I_3 – струм затвора при зворотному зміщенні на p - n -переході; $\alpha = 1,6$; γ лежить у межах $1,2 \dots 1,5$.

При нормальній температурі надлишкові шуми польових транзисторів з p - n -переходом є переважаючими на низьких частотах і зменшуються з ростом частоти.

Аналіз вищенаведених співвідношень показує, що приведений до входу рівень шумової напруги, який визначається усіма еквівалентними генераторами шуму транзисторних каскадів, істотно залежить від струмів

колектора або стоку і величини внутрішнього опору джерела сигналу. Тому як для біполярних, так і для польових транзисторів при обраному (заданому) робочому струмі існує оптимальне значення внутрішнього опору джерела, яке мінімізує рівень шумів. Часто виникає ситуація, коли при заданому внутрішньому опорі джерела сигналу оптимізується струм колектора або стоку в робочій точці транзистора.

2.2.3 Вплив лінійних спотворень

Сьогодні в електрофізіології міцне місце зайняли кількісні методи. У зв'язку з цим істотно підвищилися вимоги до підсилювачів біопотенціалів за точністю відтворення досліджуваних сигналів. Якість реєстрації біопотенціалів визначається рівнем лінійних і нелінійних спотворень підсилювачів і реєструючих пристроїв. Лінійні спотворення в значній мірі пов'язані з нерівномірністю АЧХ відведень спільно з вхідними ланцюгами підсилювача в області високих і низьких частот.

Оцінка спотворень біоелектричних сигналів, які одержуються за допомогою електродів різних типів, може бути зроблена на основі аналізу еквівалентних схем відведень. На рисунку 2.4 представлена еквівалентна схема шкіра-електрод-вхід підсилювача біопотенціалів.

Схема враховує всі основні ефекти, що виникають при реєстрації біопотенціалів, і придатна для розрахунку характеристик вхідного ланцюга для найбільш поширених поверхневих електродів першого роду. На схемі прийняті наступні позначення: $C_{ше}$, $R_{ше}$ – розподілена ємність і активна складова опору шкіра-електрод; C_e , R_e – ємність і опір електрода; $C_{вх}$, $R_{вх}$ – вхідна ємність і активна складова вхідного опору підсилювача.

Комплексний коефіцієнт передачі напрузі вхідного ланцюга

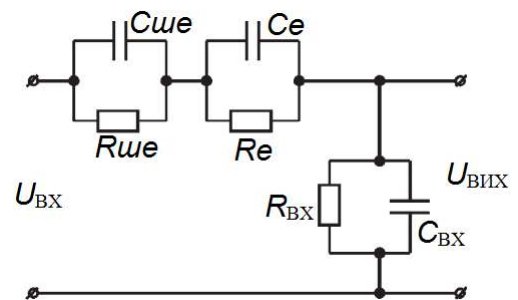


Рисунок 2.4 — Еквівалентна схема ланцюга шкіра-електрод-вхід

визначається виразом

$$\dot{K} = \frac{Z_{\text{вх}}}{Z_{\text{вх}} + Z_e + Z_{\text{ше}}}$$

де $Z_{\text{вх}}$, Z_e , $Z_{\text{ше}}$ – комплексні опори входу підсилувача, електрода і системи шкіра-електрод відповідно. Останні обчислюються за формулами

$$Z_{\text{вх}} = \frac{R_{\text{вх}}}{1 + j\omega C_{\text{вх}} R_{\text{вх}}}; \quad Z_e = \frac{R_e}{1 + j\omega C_e R_e};$$

$$Z_{\text{ше}} = \frac{R_{\text{ше}}}{1 + j\omega C_{\text{ше}} R_{\text{ше}}},$$

де ω – кругова частота.

На рисунках 2.5, 2.6 представлені АЧХ вхідного ланцюга для типових значень параметрів електродів при різній величині шкірно-електродного опору і наступних параметрах вхідного ланцюга підсилувача: $R_{\text{вх}} = 200 \text{ МОм}$, $C_{\text{вх}} = 10 \text{ пФ}$ [14].

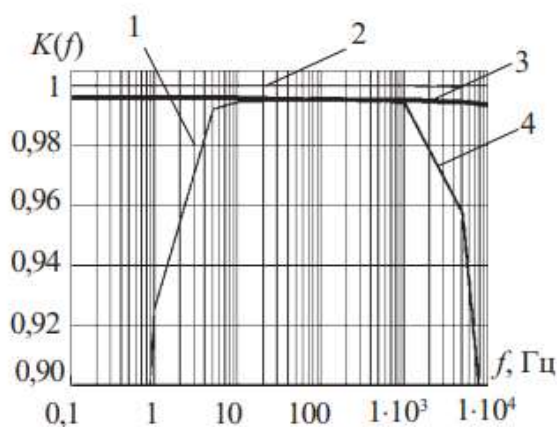


Рисунок 2.5 — АЧХ вхідного ланцюга: $C_{\text{ше}} = 3600 \text{ пФ}$,
 $R_{\text{ше}} = 5 \text{ кОм}$

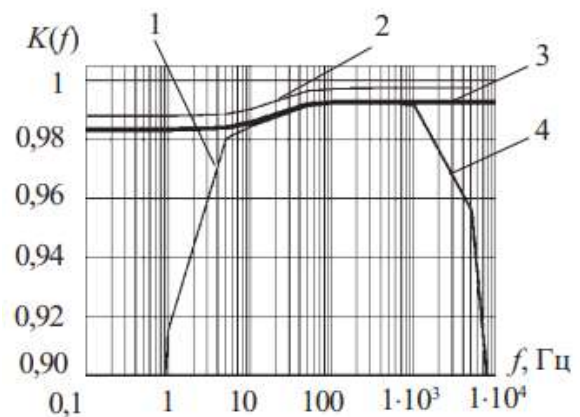


Рисунок 2.6 — АЧХ вхідного ланцюга: $C_{\text{ше}} = 3600 \text{ пФ}$,
 $R_{\text{ше}} = 2,5 \text{ МОм}$

На рисунках цифрами позначений тип електрода: 1 – ємнісний електрод $R_e = \infty$, $C_e = 2000 \text{ пФ}$; 2 – металевий електрод $R_e = 0$, $C_e = 0$; 3 – резистивно-ємнісний електрод $R_e = 900 \text{ кОм}$, $C_e = 2000 \text{ пФ}$; 4 – резистивний електрод $R_e = 900 \text{ кОм}$, $C_e = 0$.

Розгляд отриманих залежностей показує, що найменший рівень лінійних спотворень в діапазоні зміни шкірно-електродного опору мають металеві та резистивно-ємнісні електроди. Їх бажано застосовувати при

точних електрофізіологічних дослідженнях. Збільшення вхідної ємності підсилювача призводить до зростання лінійних спотворень. Аналіз показує, що зменшення активної складової вхідного опору підсилювача веде до зменшення коефіцієнта передачі вхідного ланцюга і зростання лінійних спотворень. В цьому випадку найкращі характеристики зберігаються при використанні металевих електродів.

2.3 Підсилювачі біоелектричних сигналів

Якість електронної системи вимірювання, підсилення і реєстрації біопотенціалів багато в чому визначається параметрами вхідного кола, що утворено електродами відведень і резистивними сумуючими схемами, а також вхідними каскадами підсилення.

Неоднакова для різних електродів зміна в часі опору шкіра-електрод спільно з нестабільністю електричних параметрів електродів призводить до зміни коефіцієнта передачі вхідного кола за постійним струмом та до спотворення АЧХ системи електрод-вхід підсилювача біопотенціалів. При цьому може відбуватися перетворення синфазної перешкоди в різницеву, яка, сумуючись з корисним сигналом, має адитивний характер.

На вхідні кола підсилювачів біоелектричних сигналів поряд з впливом синфазних і різницевих перешкод від фізичних джерел (мережі живлення, електросилових приладів) впливають синфазні і різницеві перешкоди біологічного походження (артефакти). Зниження впливу синфазних біологічних і фізичних перешкод досягається застосуванням підсилювачів з досить великим коефіцієнтом придушення цих перешкод. Усунення впливу протифазних фізичних перешкод і наведень досягається зменшенням площі замкнутого контуру, утвореного проводами відведень, застосуванням методів екранування [3].

Проблема придушення протифазних перешкод біологічного походження, що викликані роботою інших органів і систем біооб'єкту, окрім

тих, які цікавлять дослідника, більш складна і вимагає застосування систем фільтрації і спеціальних методик реєстрації сигналів.

У якості підсилювачів біоелектричних сигналів широко використовуються підсилювачі постійного струму з безпосередніми зв'язками. Вхідні каскади підсилювачів виконуються за симетричними диференціальними схемами, які забезпечують високий рівень придушення синфазних перешкод [3].

Наслідком поступового вдосконалення технології інтегральних мікросхем є безперервне поліпшення параметрів інтегральних операційних підсилювачів (ОП), які з успіхом застосовуються для підсилення біопотенціалів. Характеристики пристроїв на ОП визначаються переважно параметрами кіл зворотного зв'язку, що дозволяє створювати на їх основі широку номенклатуру функціональних вузлів обробки аналогових сигналів [13, 15, 16].

Для побудови підсилювачів біопотенціалів може бути також використаний принцип параметричного підсилення, що має низку переваг у порівнянні зі звичайними методами підсилення [17]. Низький рівень шумів, великий коефіцієнт перетворення, високий вхідний опір і малий рівень дрейфу сприяють впровадженню параметричних підсилювачів в діапазон низьких і інфранизьких частот, де властиві їм якості можуть бути порівняно легко реалізовані.

Інтерес для електрофізіологічних досліджень також представляють підсилювачі-перетворювачі з наявністю двох найменших комбінаційних частот, оскільки в діапазоні частот біоелектричних сигналів здійснити їх поділ важко. Такий підсилювач має стійкий і одночасно високий коефіцієнт підсилення.

2.4 Висновки до розділу 2

Отже, біоелектричний електрод – це прилад, який застосовують для реєстрації біопотенціалів, та який характеризується наявністю поверхні для знімання значень струму та вихідних елементів. До електродів першого роду відносять електроди, які складаються із металічної пластинки, зануреної в розчин солі того ж металу, до електродів другого роду відносять електроди, у яких метал вкритий малорозчинною сіллю цього металу і знаходяться у розчині, який містить іншу розчинну сіль із таким же аніоном.

Не можна сказати, що якийсь із видів електродів буде оптимальним для усіх випадків, тому що це залежить від багатьох факторів, від досліджуваного біооб'єкту до умов, в яких відбувається дослід. Проте, незалежно від виду електроду, при зніманні біопотенціалів завжди присутні шуми та спотворення (власні шуми електричних пристроїв, лінійні спотворення), які можуть значно погіршувати якість сигналу. Особливо проблема спотворення сигналу є важливою у галузі біороботичних протезів, де некоректна інтерпретація сигналу неприпустима.

3 КОНТРОЛЬ ПРОТЕЗІВ РУК ЗА ДОПОМОГОЮ МІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

3.1 Актуальність створення протезів рук

Людська рука є дуже важливою частиною тіла, яка дозволяє людям виконувати основні повсякденні дії, починаючи від звичайних жестів руками та маніпулювання предметами. Втрата руки - важка психічна та фізична травма для людини. Підраховано, що в Європі налічується приблизно 94 000 ампутованих верхніх кінцівок [18]. За оцінками Всесвітньої організації охорони здоров'я, у світі налічується близько 40 мільйонів ампутацій [19]. Очікується, що ці цифри зростатимуть у подальшому через збільшення тривалості життя та відповідно більшій частоті діабету та судинних захворювань.

Високопродуктивні протези рук значно покращують життя людей із ампутованими верхніми кінцівками. Пасивні протези рук [20] легкі, міцні та тихі, але можуть виконувати лише обмежену кількість функцій. Такі протези [21, 22] ані інтуїтивно зрозумілі в роботі, ані належним чином не відновлюють функції кінцівок. Тому розробники довше століття досліджували протезування рук із зовнішньою енергією для ампутованих верхніх кінцівок [23, 24]. Недавні досягнення в області протезування рук допомагають ампутованим верхнім кінцівкам виконувати певні дії, які до цього були важкими або навіть неможливими для пасивних протезів. Управління цими протезами рук є ключовою частиною розробки таких пристроїв. Незважаючи на те, що дослідники запропонували безліч методів управління цими руками, існує величезна різниця між очікуваною функціональністю та сучасним станом. Таким чином, контроль протезування рук все ще залишається відкритою проблемою.

3.2 Способи керування протезами

Існує декілька способів керування протезом руки, включаючи, але не обмежуючись кнопками, джойстиком, клавіатурою, зором, мовленням, електроенцефалографією (ЕЕГ), електроміографією (ЕМГ) та електронейрографією (ЕНГ). Серед цих способів електроміографія є найбільш зручною. Тому буде доречно зосередитись лише на контролі протезування кисті за допомогою електроміографії.

Рухові нейрони передають електричні сигнали, які змушують м'язи скорочуватися. Засобами ЕМГ вимірюється м'язова реакція або електрична активність у відповідь на стимуляцію м'яза нервом. Іншими словами, електрод ЕМГ зчитує електричний потенціал, що утворюється в м'язових волокнах при їх скороченні. Існує сильна кореляція між електричним потенціалом у м'язовій клітині та нервовій клітині [25]. Існує два типи датчиків ЕМГ, для поверхневої електроміографії (пЕМГ) та для внутрішньом'язової ЕМГ (вЕМГ).

Датчики вЕМГ проколюють шкіру і безпосередньо контактують з м'язами. Таким чином, датчики вЕМГ забезпечують вищі співвідношення сигнал / шум. Тому вони є більш точними, особливо для рухів, що включають різні ступені свободи людської руки [26]. Однак датчики вЕМГ є болючими, незручними та складними в налаштуванні.

Сигнали пЕМГ вимірюються електродами на поверхні шкіри безпосередньо над цільовими м'язами. Отже, пЕМГ – це неінвазивна методика. Поверхневі датчики ЕМГ зазвичай використовують срібні електроди, і контакт із шкірою може бути як вологим (хлорид срібла), так і сухим [27]. Вологі датчики пЕМГ мають більш високе відношення сигнал / шум. Однак використання гелю незручно для людей із ампутаціями. Тут ми зосередимося на контролі протезування кисті за допомогою сухого пЕМГ. Далі замість "сухий пЕМГ" буде використовуватись просто "ЕМГ".

Поверхневі ЕМГ-сигнали мають низькі співвідношення сигнал / шум.

Тому ці сигнали можуть бути легко загублені в навколишньому шумі. Максимальний сигнал електричного потенціалу який можна виміряти за допомогою датчиків пЕМГ, як правило, становить 5 мВ [28]. Тому на практиці ці сигнали слід підсилювати (в, зазвичай, від 500 до 2000 разів), щоб мати можливість їх зчитувати з доступними на ринку аналого-цифровими перетворювачами (АЦП). Більшість датчиків ЕМГ на ринку використовують смуговий фільтр в діапазоні від 50 до 500 Гц. Отже, АЦП повинен мати можливість вимірювати зі швидкістю 2000 і більше семплів (виборок) на секунду.

Складові з частотами 50 Гц або 60 Гц легко пошкодити шумом через лінію електропередач у містах [28]. Іноді використовують смугові фільтри для датчиків ЕМГ, щоб придушити шум 50/60 Гц. Однак, складові на частотах 50 і 60 Гц містять дуже інформативні дані про сигнал ЕМГ.

Через це, функціональна протезна рука повинна мати фільтр низьких частот (10 Гц) у ланцюзі живлення для усунення шуму лінії електропередачі. Коротше кажучи, проектування вимірювальної схеми з фільтрами низьких частот (10 Гц) для ліній електропередач, підсилювачами (500-2000 разів, зазвичай 660 разів) та декількома АЦП (принаймні 2000 зразків на секунду і переважно 16-роздільна здатність без шуму) – це ключова проблема при розробці функціональних протезів рук із датчиками ЕМГ на сухій поверхні.

Існує два традиційні способи управління пристроями за допомогою сигналів ЕМГ (Рис. 3.1) [29].

Перший (Рис.3.1,а) – це квантування середнього абсолютного значення сигналів ЕМГ та використання кінцевого пристрою для визначення стану м'язу, і подальше використання цього стану для управління пристроєм. Хоча цей метод є найпростішим і найнадійнішим способом управління пристроєм за допомогою ЕМГ, він обмежує протез кисті кількома основними рухами.

Другий (Рис.3.1,б) використовує алгоритми розпізнавання образів для класифікації сигналів ЕМГ, а потім використовує пошукову таблицю для перетворення оціночного класу в команду. Попередня обробка може

включати один або комбінацію фільтрів високих частот (10-50 Гц), смугового фільтра (50 або 60 Гц), фільтра низьких частот (500 Гц), віднімання регресії, інтерполяції спектра, факторизація негативної матриці тощо.

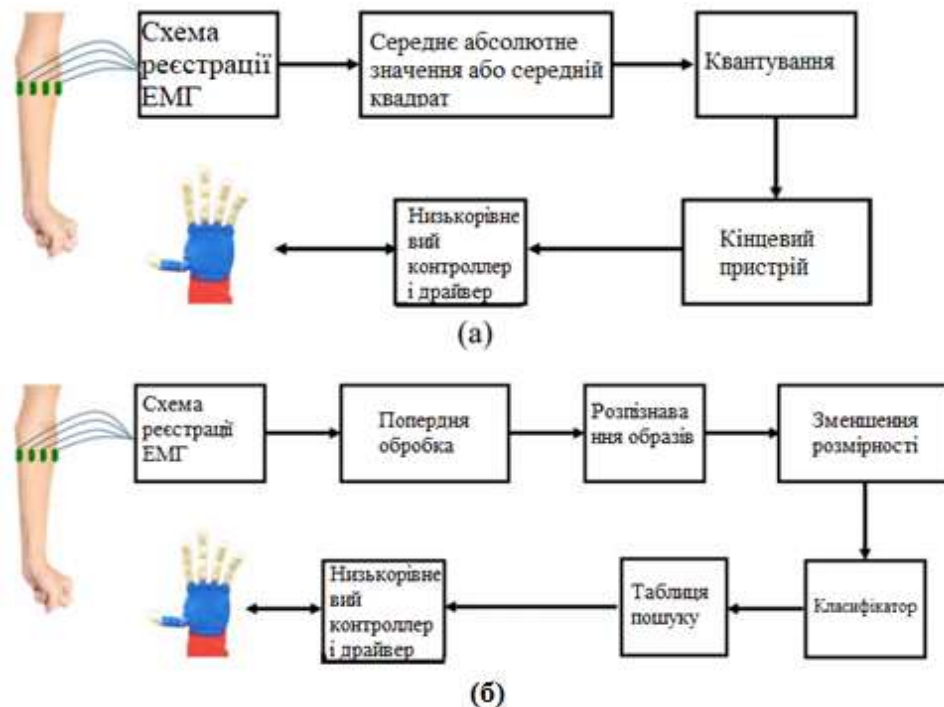


Рисунок 3.1 — Способи керування пристроями за допомогою ЕМГ [29]

3.3 Цифрова обробка ЕМГ сигналів для керування біороботичними механізмами

3.3.1 Необхідність цифрової обробки сигналів

Для управління біороботичними механізмами за допомогою електричних біопотенціалів потрібні мати сигнали без шуму, стабільні та оптимальні для їх використання.

При вимірюванні ЕМГ-сигналів вони, як і будь-які біопотенціали, на момент отримання аналогових сигналів можуть містити шуми та завади, які маскують корисну інформацію. З цієї причини необхідно робити цифрові фільтри для фільтрації ЕМГ-сигналів після їх отримання.

Існують різні форми завад, найпоширенішим є шум 50 Гц або 60 Гц електричної мережі (залежно від географічного розташування). Також під час

вимірювання завади можуть створюватися рухом кабелів, людськими рухами. Також в ЕМГ-сигналах присутні шуми: внутрішні шуми вимірювального обладнання, наявність інших біосигналів, що відмінні від ЕМГ (наприклад, електричні потенціали серця, відомі як ЕКГ).

При виконанні цифрової обробки ЕМГ-сигналів необхідно враховувати, що більша частина його інформації знаходиться в діапазоні частот від 4 Гц до 500 Гц. Окрім того, оскільки цей сигнал є стохастичним, його потрібно обробляти за допомогою методів характеристизації. Це дозволяє отримати певні характеристики сигналу, за допомогою яких можна застосовувати різні методи керування до електромеханічних систем для забезпечення адекватної взаємодії людина-машина. При цьому людина отримує можливість керувати роботизованою системою за своїм бажанням, застосовуючи тільки свої м'язові тканини.

3.3.2 Умови комп'ютерного експерименту

Реєстрація ЕМГ-сигналів відбувається за допомогою біоінструментів, що здатні розрізнити корисні сигнали за допомогою фільтрів з заданим коефіцієнтом придушення синфазних завад, які ізолюють більшість загальних шумів між електродами (з біполярною конфігурацією) збору даних та каскадно з'єднаними режекторними та смуговими фільтрами.

Однак частина шумів все одно може бути присутня після реєстрації та наступної цифрової фільтрації ЕМГ-сигналів (причиною цього може бути неефективність електронної системи або шуми поза частотними діапазонами фільтрів).

Нижче наведено приклад обробки ЕМГ-сигналів з застосуванням цифрової фільтрації. Для більшої об'єктивності дослідження розглядаються два ЕМГ-сигнали одного процесу, один з яких в пристрої реєстрації пройшов фільтрацію, а інший – ні.

3.3.3 Приклад обробки вимірюного та збереженого ЕМГ сигналу

Для демонстрації обробки ЕМГ-сигналів в середовищі MATLAB використані алгоритми та ЕМГ-сигнали, що отримані та оцифровані в [30].

Завантаження та характеристика змінних

Збережені ЕМГ-сигнали з файлу даних у форматі **.wav**, який містить два сигнали та значення частоти дискретизації, завантажуються за допомогою функції *audioread*, яка зчитує інформацію з файлу даних та зберігає два ЕМГ-сигнали в масиві **EMG** (в мілівольтах), а значення частоти дискретизації (в герцах) завантажених сигналів – у змінній **fm**.

```
[EMG, fm] = audioread('EMG0.wav');
```

```
EMG = 55125x2
    0.0889    0.4159
    0.0886    0.4245
    0.0883    0.4271
    0.0879    0.4267
    0.0876    0.4100
    0.0872    0.3956
    0.0869    0.3948
    0.0865    0.3866
    0.0862    0.3814
    0.0859    0.3843
    ⋮
fm = 11025
```

Як видно, масив **EMG** має два вектори стовпців, кожен відповідає різним ЕМГ-сигналам одного процесу.

За бажанням можна почути обидва ЕМГ-сигнали за допомогою вбудованої функції *soundsc*. Це можна зробити для звукової оцінки якості сигналів і, таким чином, отримати приблизне розуміння того, який сигнал шумніший.

Далі представлені графіки введених ЕМГ-сигналів. Графіки формуються функцією *plot* (Рис.3.2, 3.3).

```
figure
plot(EMG(:,1), 'k');
title('EMG signal of the first column');
xlabel('Samples'); ylabel('Magnitude'); grid on
```

```
figure
plot(EMG(:,2),'k');
title('EMG signal of the second column');
xlabel('Samples');   ylabel('Magnitude');   grid on
```

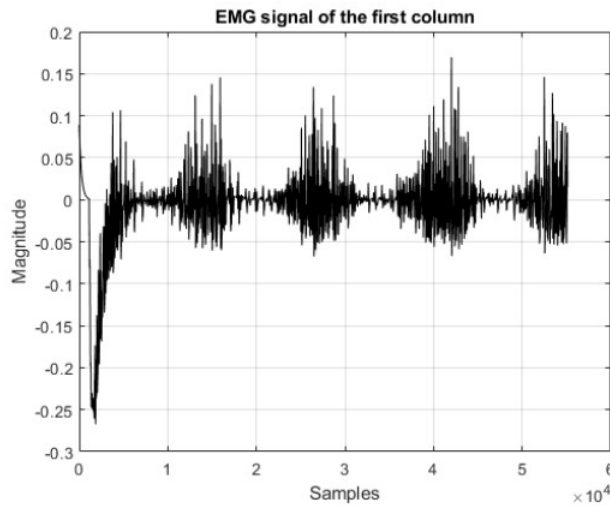


Рисунок 3.2 — ЕМГ-сигнал першого стовпця

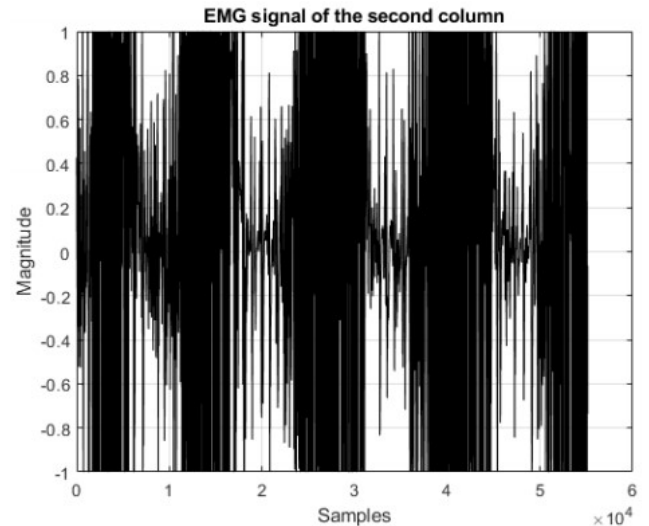


Рисунок 3.3 — ЕМГ сигнал другого стовпця

Бачимо, що обидва ЕМГ-сигнали дуже подібні до ЕМГ-сигналів (перший без шуму, другий з шумами), оскільки, по-перше, видно, що вони не мають рівня постійного струму або зміщення, а по-друге, можна побачити, як у деяких частинах сигнали збільшують свій електричний потенціал, а потім повертаються до значень, що наближені до нуля. Ці моменти збільшення електричного потенціалу ідентифікуються як скорочення м'язів, тоді як випадки, коли потенціал наближається до нуля, означають, що м'яз перебуває у стані розслаблення.

Бачимо також, що ЕМГ-сигнал другого стовпця має більше шуму, ніж ЕМГ-сигнал першого стовпця. Саме з цієї причини його обрано для обробки та демонстрації важливості процесу обробки біосигналів.

Формування необробленого ЕМГ-сигналу (Raw EMG)

ЕМГ-сигнал, який нас цікавить (Raw EMG), представляє собою вектор-рядок **EMGR**, який містить дані другого стовпця вхідного масиву **EMG**.

```
EMGR = EMG(:,2)'
```

```
EMGR = 1x55125
```

```
0.4159 0.4245 0.4271 0.4267 0.4100 0.3956 0.3948 0.3866 ...
```

Розрахунок часових та частотних параметрів ЕМГ-сигналів

1) *Період вибірки tm* (в секундах) обчислюється за частотою дискретизації fm (в герцах):

$$tm = \frac{1}{fm}.$$

```
tm = 1/fm
```

```
tm = 9.0703e-05
```

2) *Кількість виборок N* (або даних ЕМГ-сигналу) отримується за допомогою вбудованої функції *length*, яка обчислює довжину вектора.

```
N = length(EMGR)
```

```
N = 55125
```

3) *Тривалість ЕМГ-сигналів* (загальний час експерименту в секундах) визначається за формулою

$$\mathbf{time} = N * tm.$$

```
time = N*tm
```

```
time = 5
```

4) Створюється вектор t (у секундах), який відповідає реальному часу тривалості досліджуваного сигналу. Він обчислюється за кількістю виборок за допомогою синтаксису створення вектора,

$$\mathbf{start : step : end},$$

де **start** – відповідає моменту $t = 0$, **step** – період вибірки tm , а **end** – еквівалент до загального часу тривалості ЕМГ-сигналів **time - tm**.

```
t = 0:tm:time - tm
```

```
t = 1x55125
```

```
0 0.0001 0.0002 0.0003 0.0004 0.0005 0.0005 0.0006 ...
```

5) Вважаючи наші сигнали періодичними, що повторюються з періодом **time**, обчислюється значення частоти повторення сигналів **f0**, яка дорівнює відношенню частоти дискретизації до кількості точок в ЕМГ-сигналах.

```
f0 = fm/N
f0 = 0.2000
```

Графік EMGR за часом. Для адекватної оцінки сигналу встановлюються межі візуалізації осі X від 0 до **time** секунд та осі Y – від -1,2 до 1,2 мілівольт, щоб адекватно оцінити сигнал (Рис.3.4).

```
figure
plot(t,EMGR,'k');
title('Raw EMG Signal');
xlabel('Time (s)'); ylabel('Magnitude (mV)'); grid on
xlim([0 time]);
ylim([-1.2 1.2]);
```

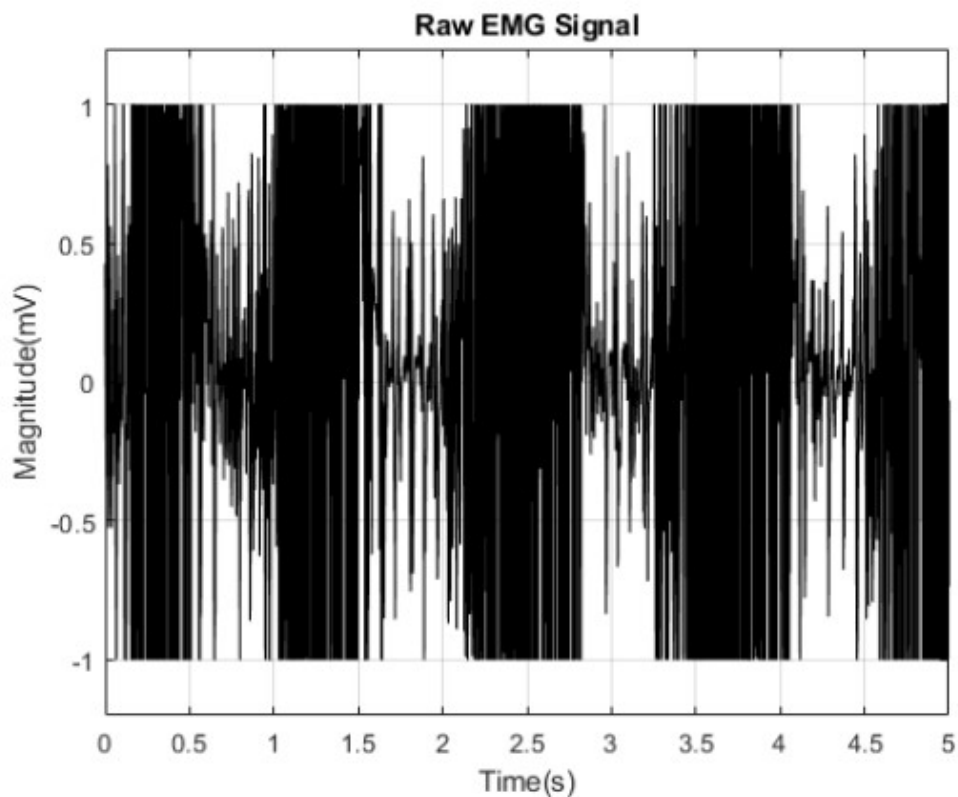


Рисунок 3.4 — Графік EMGR

Розрахунок частотного спектру необробленого сигналу EMGR

виконується вбудованою функцією *fft*, яка виконує швидке перетворення Фур'є

$$EMGF_k = \sum_{n=0}^{N-1} EMGR_n \cdot e^{-\frac{i2\pi kn}{N}}, \quad k=0, \dots, N-1.$$

Після цього будується АЧС сигналу, шляхом визначення абсолютного значення розрахованої спектральної щільності **EMGF**. Графік АЧС будується в діапазоні частот $0 \dots f_m/2$ (Рис. 3.5).

```
EMGF = fft(EMGR);
figure
plot(f0*(0:N-1), abs(EMGF), 'g');
title('Frequency spectrum of the Raw EMG signal');
xlabel('Frequency (Hz)'); ylabel('Energy'); grid on
xlim([0 fm/2]);
```

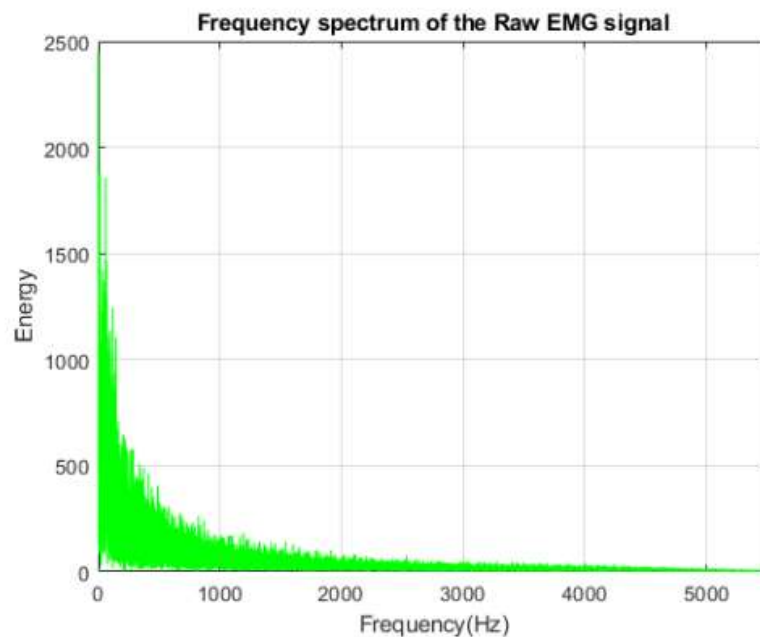


Рисунок 3.5 — Частотний спектр ЕМГ сигналу

Усунення постійної складової в необробленому сигналі

Важливо усунути сталу складову (рівень постійного струму), на якому сигнал може бути «змонтований».

Це може розглядатися як нульовий фільтр, що застосовується до необробленого сигналу ЕМГ. Сигнал без зсуву зберігається в тій же змінній **EMGR**. Графік отриманого сигналу наведено на Рис. 3.6.

```
Trend = sum(EMGR)/N;
EMGR = EMGR - Trend;

figure
plot(t, EMGR, 'k');
title('Raw EMG Signal without offset');
xlabel('Time (s)'); ylabel('Magnitude (mV)'); grid on
```

```
xlim([0 time]); ylim([-1.2 1.2]);
```

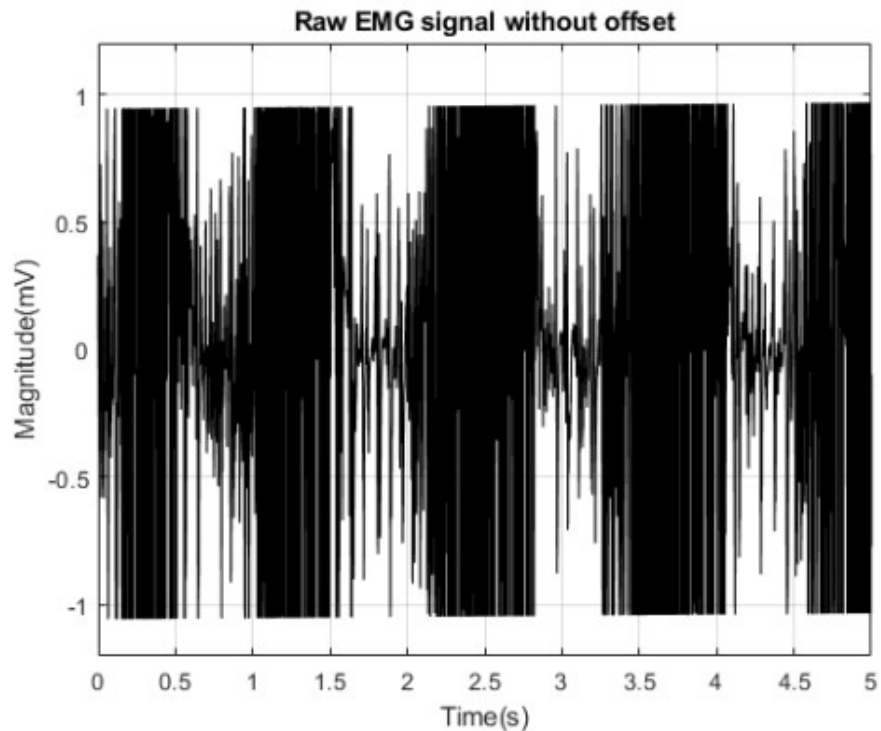


Рисунок 3.6 — Необроблений сигнал без сталої складової

Смуговий фільтр ЕМГ від 4 Гц до 500 Гц

Як було зазначено вище, ЕМГ-сигнали містять інформацію, яка найбільш відповідає очікуванням, в смузі частот від 4 Гц до 500 Гц. З цієї причини це приймається як критерій для конструкції смугового фільтра, який можна розглядати як ФВЧ з граничною частотою $\mathbf{cb}=4$ Гц послідовно з ФНЧ з граничною частотою $\mathbf{ca}=500$ Гц.

Обрано конфігурацію фільтра Баттерворта 4-го порядку, оскільки вона дозволяє отримати максимально плоску частотну характеристику в заданому частотному діапазоні.

Хоча математична конструкція фільтра Баттерворта може бути складною для обчислення, особливо при збільшенні його порядку, MATLAB пропонує дуже потужний інструмент, який робить це за лічені секунди. Це – вбудована функція *butter*, яка враховуючи граничні частоти та тип конфігурації фільтра, розраховує коефіцієнти фільтра \mathbf{a} та \mathbf{b} . Ці коефіцієнти

використовуються вбудованою функцією *filter*, яка відповідає за реалізацію фільтра.

Спочатку задаються частоти зрізу.

```
cb = 4;    ca = 500;
```

Потім обчислюються коефіцієнти **a** та **b** фільтра Баттерворта, вказуючи 4-ий порядок та визначені нормовані граничні частоти:

$$F_{cn} = \frac{Fc}{fm/2},$$

де **F_{cn}** – нормована гранична частота, **F_c** – обрана гранична частота в герцах, а **fm** – частота дискретизації в герцах.

```
[b,a] = butter(4, [cb*2/fm ca*2/fm])
b = 1×9
    0.0003         0   -0.0011         0    0.0017         0   -0.0011         0 ...
a = 1×9
    1.0000   -7.2601   23.0845  -41.9921   47.8024  -34.8741   15.9239  -4.1609 ...
```

Після цього отримані набори коефіцієнтів **a** і **b** смугового фільтра застосовуються до необробленого ЕМГ-сигналу **EMGR** через вбудовану функцію *filter*. Результат фільтрації зберігається у змінній **EMGf1** (Filtered signal EMG (4 Hz a 500 Hz)).

```
EMGf1 = filter(b, a, EMGR);
```

Нарешті, сигнал **EMGf1** будується для спостереження за змінами у часі, без обмежень за амплітудою і по частоті з обмеженням 1500 Гц для того, щоб зробити ефект фільтрації більш помітним (Рис. 3.7, 3.8).

```
figure
plot(t,EMGf1,'k');
title('Filtered EMG Signal (4Hz a 500Hz)');
xlabel('Time (s)');    ylabel('Magnitude (mV)');    grid on
xlim([0 time]);
```

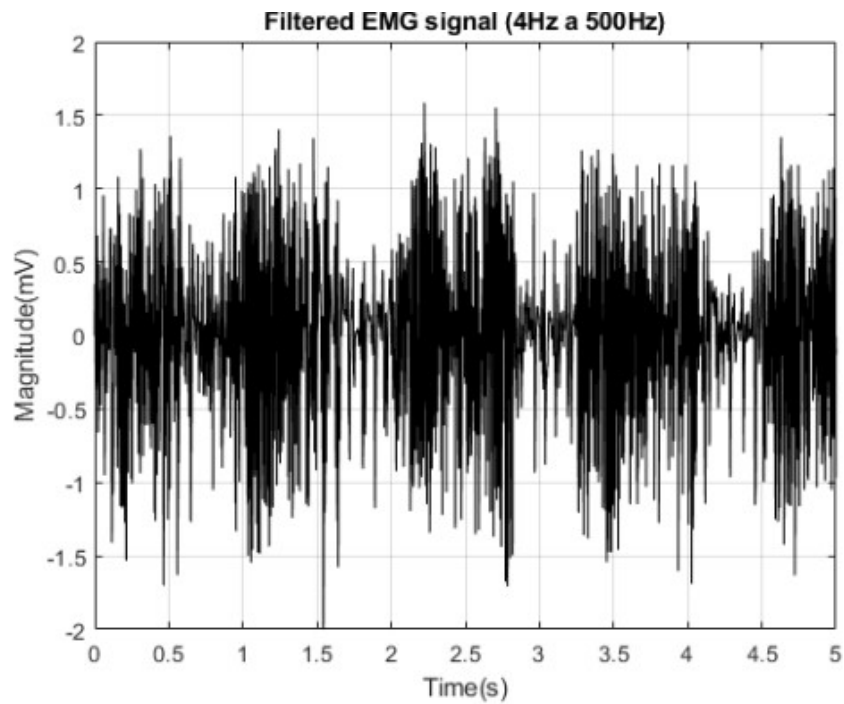


Рисунок 3.7 — Часова залежність відфільтрованого сигналу

```
EMGF1 = fft(EMGf1);
figure
plot(f0*(0:N-1), abs(EMGF1), 'g');
title('Frequency spectrum of the filtered EMG signal (4Hz a 500Hz)');
xlabel('Frequency (Hz)');   ylabel('Energy');
grid on
xlim([0 1500]);
```

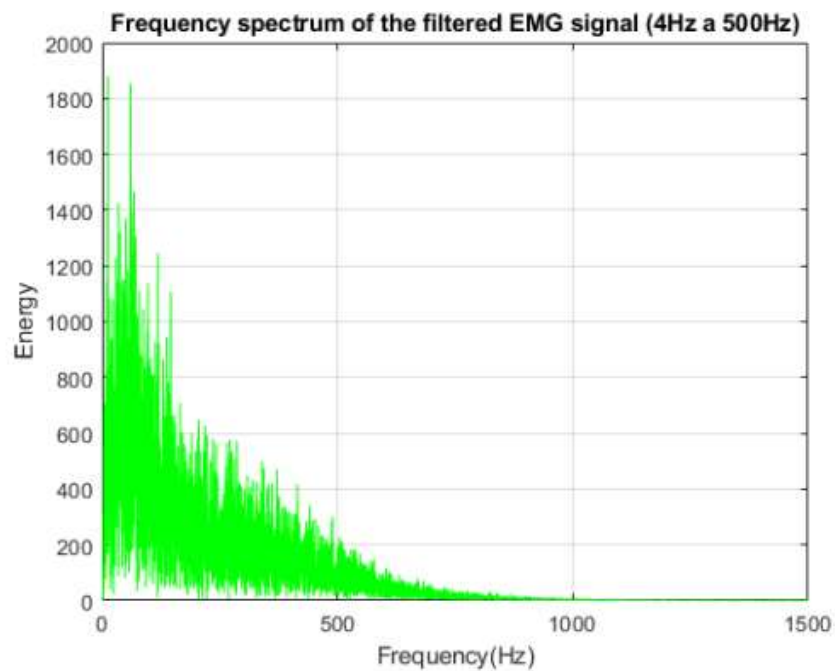


Рисунок 3.8 — Спектр відфільтрованого сигналу

Як видно, бажану зміну сигналу було отримано, тепер ми можемо побачити більш чітку фізіологічну поведінку ЕМГ-сигналу.

Смуговий фільтр 60 Гц

Тут повторюється процедуру для проектування режекторного фільтру з центральною частотою 60 Гц. Треба зазначити, що тепер до аргументів функції *butter* додається змінна «stop», Граничні частоти (в герцах) дорівнюють **cb** = 57, **ca** = 63. Для забезпечення стабільності порядок фільтру змінюється на 3. Результат фільтрації буде збережено в масиві **EMGf2** (Рис. 3.9, 3.10).

```
cb = 57;    ca = 63;
[b,a] = butter(3, [cb*2/fm ca*2/fm], 'stop')

EMGf2 = filter(b, a, EMGf1);
figure
plot(t,EMGf2,'k');
title('Filtered EMG Signal (4Hz a 500Hz - 60Yz)');
xlabel('Time (s)');    ylabel('Magnitude (mV)');    grid on
xlim([0 time]);
```

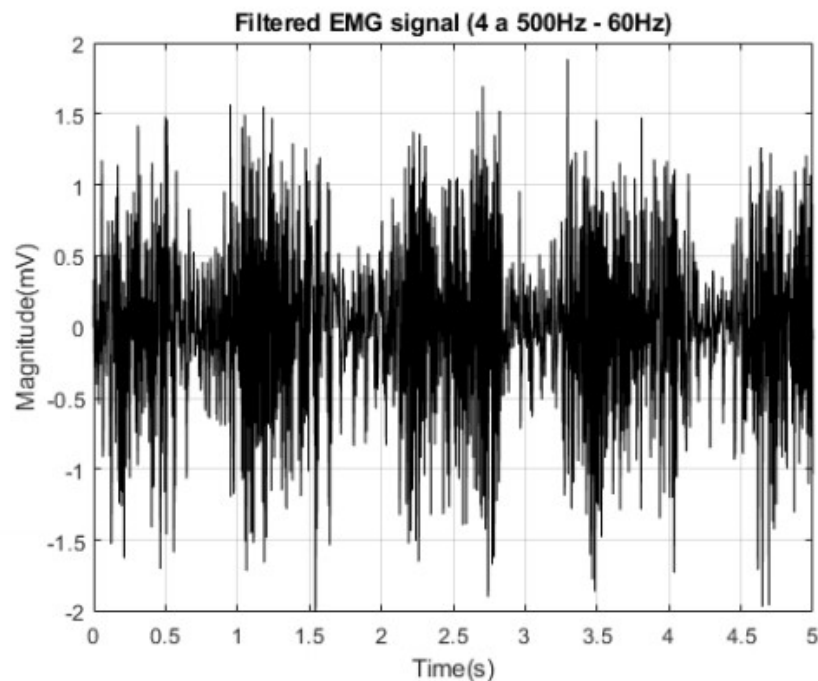


Рисунок 3.9 — Часова залежність сигналу, що відфільтрований двома фільтрами

```
EMGF2 = fft(EMGf2);
figure
plot(f0*(0:N-1), abs(EMGF2), 'g');
title('Frequency spectrum of the filtered EMG signal (4Hz a 500Hz -
60Hz');
xlabel('Frequency (Hz)'); ylabel('Energy'); grid on
xlim([20 100]);
```

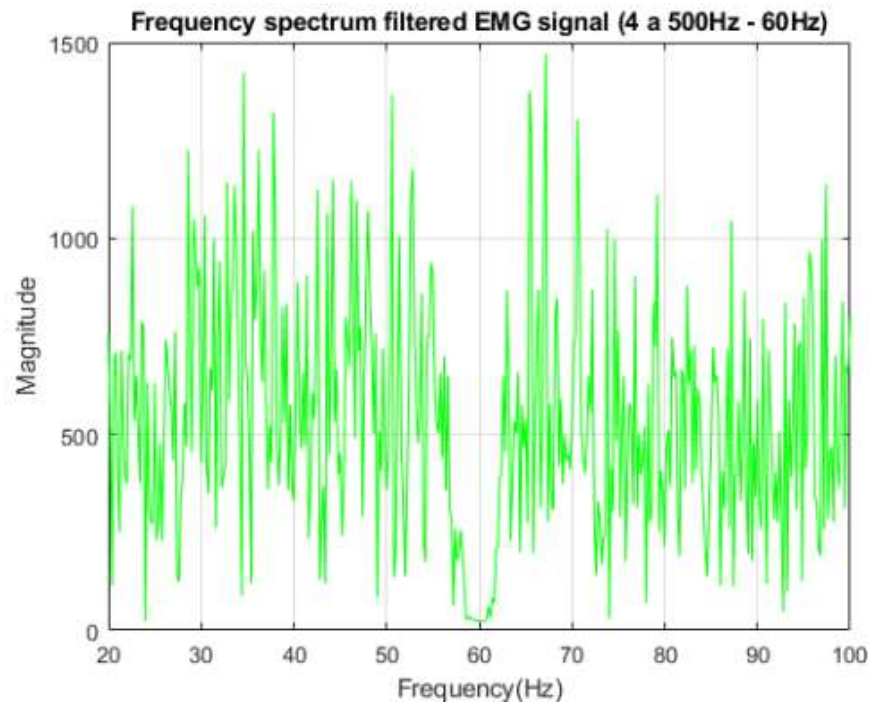


Рисунок 3.10 — Спектр сигналу, що відфільтрований двома фільтрами

Результати обробки сигналу

Тепер можна порівняти початковий необроблений ЕМГ-сигнал з відфільтрованим ЕМГ-сигналом з метою побачити часові та частотні відмінності між ними. Відфільтрований ЕМГ-сигнал **EMGf2** зображається чорним кольором, а необроблений ЕМГ-сигнал **EMGR** – червоним. Частотний спектр будується в таких само кольорах (Рис. 3.11, 3.12).

```
figure
plot(t, EMGR, 'r');
hold on
plot(t, EMGf2, 'k');
title('Comparison between Raw EMG and Filterd Signal EMG in time');
xlabel('Time (s)'); ylabel('Magnitude (mV)'); grid on
xlim([0 time]);
legend('Raw EMG', 'Processed EMG');
```

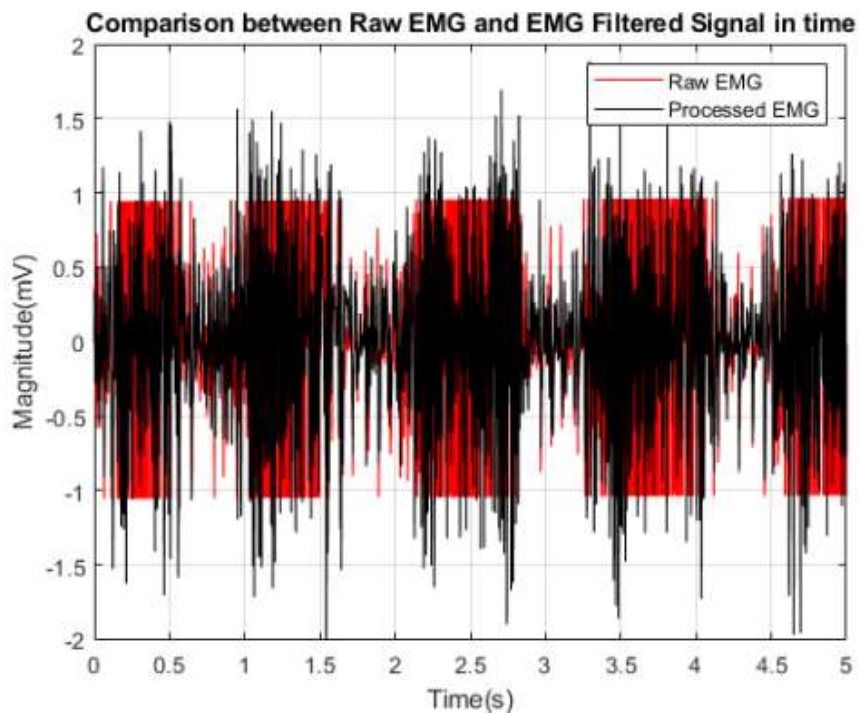


Рисунок 3.11 – Порівняння часових залежностей обробленого ЕМГ-сигналу та необробленого

```
figure
plot(f0*(0:N-1),abs(EMGF),'r');
hold on
plot(f0*(0:N-1),abs(EMGF2),'k');
title('Comparison between Raw EMG and Filtered Signal EMG in
frequency');
xlabel('Frequency (Hz)');    ylabel('Magnitude');    grid on
xlim([0 1000]);
```

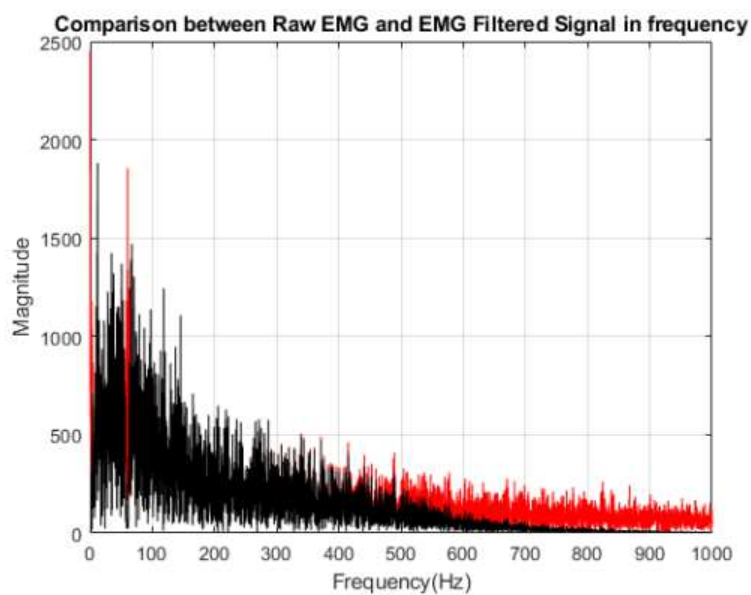


Рисунок 3.12 — Порівняння спектрів обробленого та необробленого ЕМГ сигналів

Нормалізація сигналу ЕМГ для управління біороботичними системами. Після обумовлення ЕМГ-сигналу застосовуються різні методи нормалізації, для представлення інформації про сигнал більш згладженим чином. Цього можна досягти, наприклад, за допомогою наступних параметрів характеристики: середньоквадратичне (ефективне) значення (RMS), середнє абсолютне значення (MAV), та сума абсолютних значень (IAV). Ці параметри дозволяють обчислити еквівалентний сигнал, який відомий під назвою «огинача» досліджуваного сигналу.

Ця огинача представляє собою середню енергію сигналу і розраховується для характеристики ЕМГ-сигналу за допомогою визначених параметрів і не має різких змін високої частоти. Такий еквівалентний сигнал можна використовувати як керувальний у біороботичних системах, таких як протези (роботизовані руки чи інші типи протезів).

Цю вимушену процедуру робити необхідно, оскільки ЕМГ-сигнал сильно коливається і є перевантаженим інформацією. Його значення можуть змінюватися від -100 мВ до 100 мВ за 1 мс, тому отриманий раніше відфільтрований ЕМГ-сигнал не рекомендують напряму використовувати для керування роботизованою системою. Окрім того, отримання набору певних характеристик, що можуть представляти ЕМГ-сигнал, дозволяють моделювати та прогнозувати його поведінку.

Параметри характеристики

- Середньоквадратичне або ефективне значення (root mean square – RMS) дискретного ЕМГ-сигналу дорівнює

$$EMGE_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N EMG_i^2}.$$

Розраховується за допомогою вбудованої функції *rms*.

- Середнє абсолютне значення (mean absolute value – MAV), яке представляє собою оцінку абсолютного середнього значення ЕМГ-сигналу в i -ому сегменті довжиною L

$$\overline{EMGE}_{MAV i} = \frac{1}{N} \sum_{k=i}^N |EMG_k|, \quad i = 0, \dots, N-1.$$

- Інтеграл або сума абсолютного значення (integral of the absolute value – IAV). представляє суму L абсолютних значень, які беруться з кожного даного, що містяться в кожному з W сегментів або вікон (на які розділяється досліджуваний ЕМГ-сигнал при використанні віконного методу)

$$\overline{EMGE}_{IAV i} = \sum_{k=i}^N |EMG_k|, \quad i = 0, \dots, L-1.$$

Метод віконної обробки використовується для обчислення огинаючої ЕМГ-сигналу. Цей спосіб полягає в обробці сигналу сегментами, що обмежені тривалістю L , які називають «вікнами», по одному сегменту за раз. Для отримання адекватних значень для огинаючої, пропонується використовувати вікна тривалістю $L = (250 \dots 300)$ мс, а тривалість перекриття (S) між вікнами складає $(25 \dots 50)\%$ від L (Рис. 3.13). З іншого боку, при менших L і більших S існує більша кількість вікон. А чим більша кількість вікон W , тим більша дискретизація сигналу, і, тим самим, можна отримати кращу характеристику.

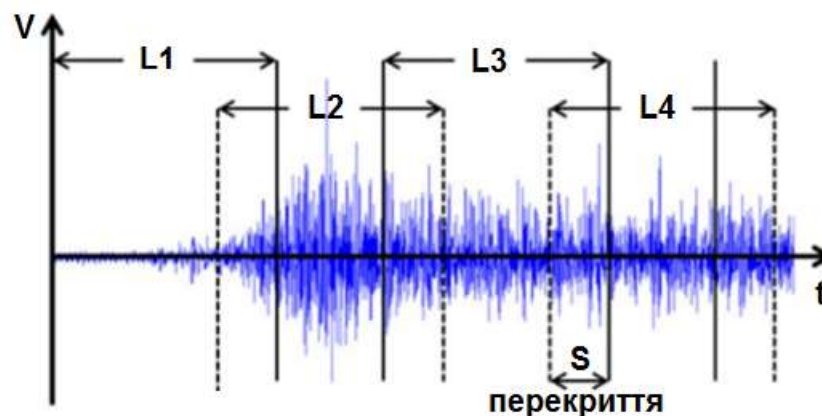


Рисунок 3.13 – Демонстрація віконного методу

Отже, для ЕМГ-сигналу тривалістю 5 с, обробка якого виконувалась вище, приймемо $L = 250$ мс, а перекриття вікон – 50%, тобто $S = 125$ мс, позаяк така конфігурація забезпечує якомога більше вікон.

Тепер для кожного з параметрів характеристикації, що розглянуті вище, знайдемо нормалізовану огинаючу (значення змінюються від 0 до 1) за формулою

$$NormalizedSignal = \frac{Signal}{Max(Signal)}.$$

Потім порівняємо отримані огинаючі між собою для оцінки відмінностей та зможемо зробити висновки щодо того, які з них найбільше підходять для роботи з EMG-сигналами.

Змінні генеруються із попередньо отриманих значень параметрів характеристикації, а кількість вікон обчислюється наступним чином

$$W = \frac{Tms}{L - S},$$

де Tms – значення тривалості ЕМГ-сигналу в мілісекундах.

```
L=250;
S=round(L/2);
EMG=EMGf2';
Tms=time*1000;
W=floor(Tms/(L-S));
```

Створюємо вектори, які будуть містити обвідну сигналу, що сформується відповідно до одного з параметрів характеристикації.

```
EMGE_RMS(W) = 0;
EMGE_MAV(W) = 0;
EMGE_IAV(W) = 0;
Start = 1;
End = L;

for i = 1:W
    EMGE_RMS(i) = rms(EMG(Start:End));
    EMGE_MAV(i) = mean(abs(EMG(Start:End)));
    EMGE_IAV(i) = sum(abs(EMG(Start:End)));
    Start = Start + S;
    End = End + S;
end

EMGE_RMS = EMGE_RMS/max(EMGE_RMS);
EMGE_MAV = EMGE_MAV/max(EMGE_MAV);
EMGE_IAV = EMGE_IAV/max(EMGE_IAV);
```

Після отримання нормалізованих сигналів вони графічно порівнюються у моменти часу, що визначаються вектором \mathbf{T} , який є новим вектором часу. Значення вектора \mathbf{T} змінюються від $T = 0$ до $T = \text{time}$, а довжина відповідає кількості вікон \mathbf{W} (Рис. 3.14).

```
T = linspace(0, time, W);

figure
plot(T, EMGE_MAV, '-g*');
hold on
plot(T, EMGE_RMS, '-mo');
plot(T, EMGE_IAV, '-k');
title('MAV vs RMS vs IAV');
xlabel('Time(s)');
ylabel('Normalized Magnitude');
grid on
xlim([0 time]);
legend('MAV', 'RMS', 'IAV');
```

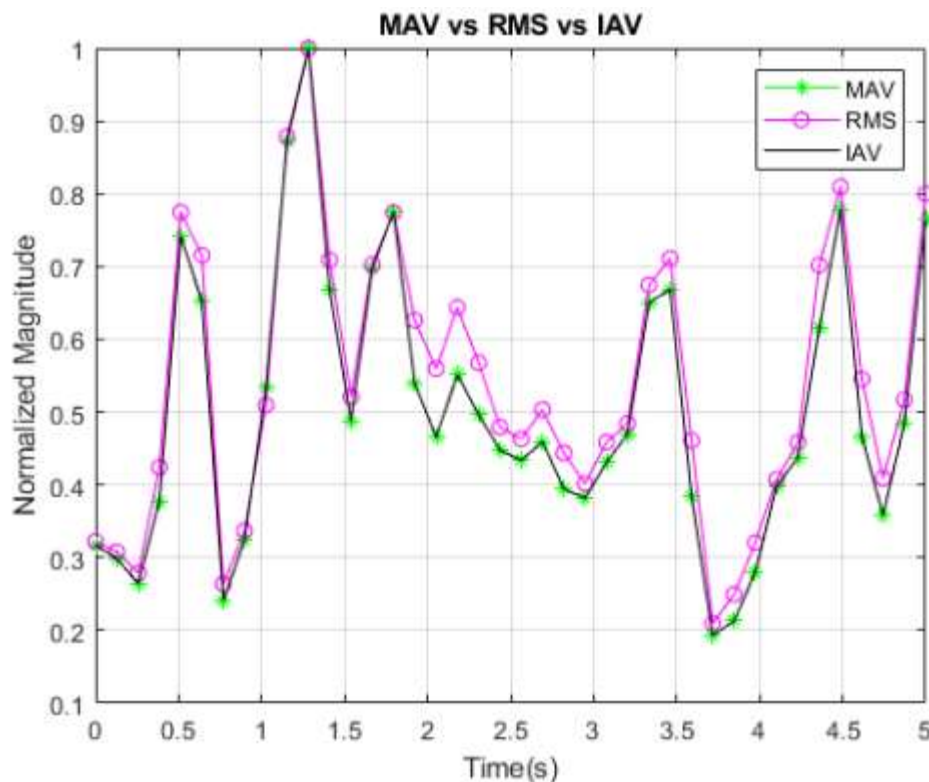


Рисунок 3.14 — Обвідні нормалізованих сигналів, що сформовані за трьома параметрами характеристизації

Аналізуючи поведінку обвідних, можна зробити висновок, що за трьома параметрами характеристизації отримані схожі результати. Насправді IAV і

MAV дають ідентичні результати, тому порівняння проводиться між IAV і RMS. Спостерігаючи огинаючу IAV, бачимо, що вона відрізняється більшою різницею між своїми значеннями. Тому огинаюча IAV вважається найкращим інструментом для характеристики ЕМГ-сигналу, оскільки він дозволяє краще розрізняти значення скорочень, що дозволяє класифікувати їх у відповідності до величини ЕМГ.

$$EMGE = EMGE_IAV;$$

Управління біороботичними системами з характеристики ЕМГ-сигналу

Нормалізована огинаюча ЕМГ-сигналу **EMGE** може бути класифікована за її значеннями і, таким чином, позначена певною дією. Таким чином створюються пороги активації.

Далі встановлюються категорії, що формулюються на основі характеристики нормалізованої огинаючої, яка відповідає певному параметру характеристизації ЕМГ-сигналу.

Для прикладу ми можемо створити чотири пороги, які відповідають різним діям біотичної руки:

1. При досягненні сигналом рівня «1» відбувається максимальне скорочення.
2. Для величини, більшої за «0,75», відбувається скорочення з метою взяти об'єкт.
3. Для величини, що більша за «0,6», відбувається скорочення з малою силою.
4. Коли величина приймає значення 0,6 та менше, скорочень не відбувається.

Звісно, було б корисно, щоб роботехнічний механізм рухався пропорційно силі, що застосовується м'язами, проте така методика управління не зовсім доцільна, тому що незважаючи на впроваджену фільтрацію, у роботизованій системі завжди виникають шуми, які можуть викликати небажані рухи, це є вкрай небажаним, тому що тоді користувач

втрачає контроль над протезом у випадкові моменти часу. З цієї причини методологія контролю реалізована шляхом описаним вище.

3.4 Приклад обробки змодельованого електроміографічного процесу

За допомогою спеціально створеної програми в MathCad було змодельовано сигнал на основі нервового імпульсу типу «мексиканський капелюх» (Рис. 3.15) [31].

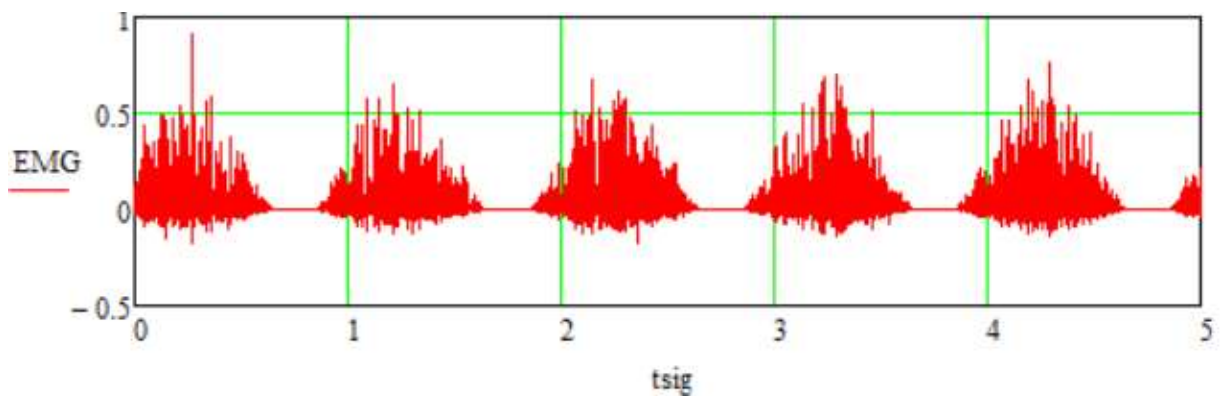


Рисунок 3.12 — Сигнал, змодельований в MathCad

Далі, завантаживши дані цього графіка в MatLab, додемо шум, для подальшої його фільтрації (Рис. 3.16).

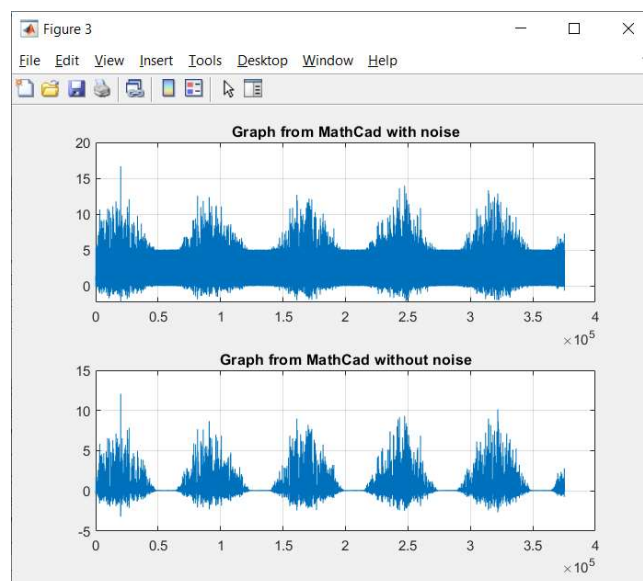


Рисунок 3.16 — Змодельований графік із шумом, та без шуму

Бачимо, що шум доволі сильно впливає на коректність відтворення сигналу. Застосувавши усі попередні фільтри до досліджуваного сигналу отримуємо графіки із порівнянням (Рис. 3.17).

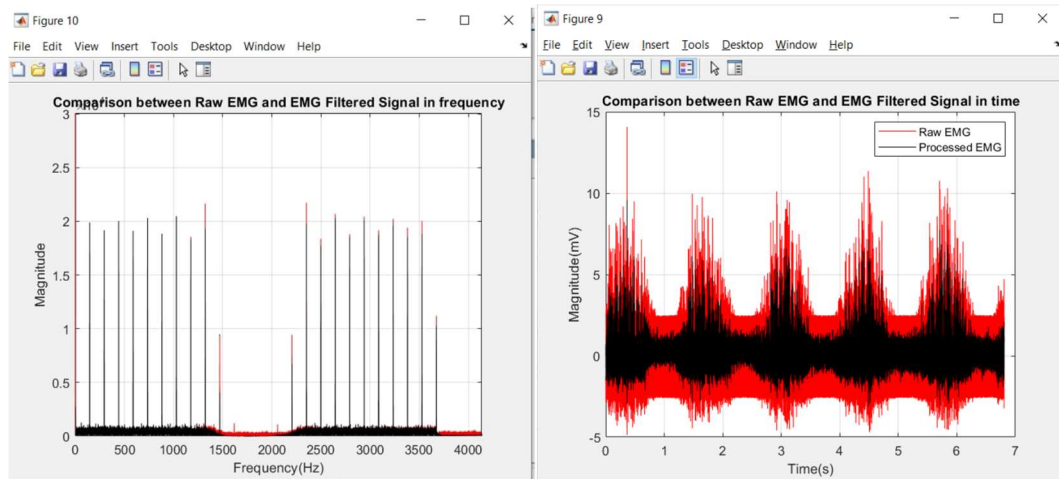


Рисунок 3.17 — Порівняння обробленого та необробленого сигналу

Як видно із графіків, алгоритм значно покращує вигляд сигналу, зменшуючи кількість шуму при мінімальному урізанні корисної складової.

ВИСНОВКИ

У ході даної роботи досліджено та проаналізовано процес знімання біоелектричних сигналів із біооб'єктів.

Надано інформацію про існуючі види електродів, які сьогодні використовуються для реєстрації біоелектричних сигналів, їх класифікацію за різними параметрами.

Досліджено види перешкод та спотворень, які виникають під час знімання біопотенціалів, а саме власні шуми електричних пристроїв та лінійні спотворення.

За допомогою MatLab здійснено фільтрацію двох сигналів – знятого за допомогою міографу та математично змодельованого. Крім фільтрації сигнали були оброблені трьома методами нормалізації: за допомогою середньоквадратичного значення (RMS), середнього абсолютного значення (MAV) та суми абсолютного значення (IAV).

Найкращим для подальшого їх використання в управлінні біороботичними системами було обрано метод нормалізації із використанням суми абсолютного значення (IAV), оскільки за допомогою цього метода ми можемо побачити найбільшу різницю між величинами, що відіграє важливу роль в управлінні біомеханізмами.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

1. Електрофізіологія: Вікіпедія. Вільна енциклопедія. — Режим доступу : <https://ru.wikipedia.org/wiki/Електрофізіологія>. — Дата звернення: 20.04.21.
2. Орлов Ю. Н. Контактные электроды для биомедицинских измерений: Учеб. пособие /МВТУ им. Баумана. М., 1988.
3. Ахутин В. М. Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской аппаратуры: Учеб. пособие /Ахутин В. М. и др. Л.: Изд-во ЛГУ, 1980.
4. Мурашко В. В., Струтынский А. В. Электрокардиография. М.: Медицина, 1987.
5. Мордовник.ру — Режим доступу — <https://www.mordovnik.ru/elektrokard> — дата звернення 10.05.21.
6. Свод информации об измерительных приборах и системах. — Режим доступу: <https://lemzspb.ru/1-standartnoye-otvedeniye-obrazuyetsya-pri-pomoshchi-provodov>. — Дата звернення 29.04.21.
7. Юсевич Ю. С. Очерки по клинической электромиографии. М.: Медицина, 1972
8. Персон Р. С. Электромиография в исследованиях человека. М.: Наука, 1969.
9. ГОСТ 24878-81. Электроды для зняття біоелектричних потенціалів. Терміни та визначення. М. : 1982.
10. Студопедія / Електроди для реєстрації біомедичних сигналів — Режим доступу — <https://studopedia.org/13-101729.html> — дата звернення 23.05.21.
11. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. М.: Медицина, 1981.
12. Жалуд В., Кулешов В. Н. Шумы в полупроводниковых устройствах /Под ред. А. К. Нарышкина. М.: Сов. радио, 1977.

13. *Коломбет Е. А.* Микроэлектронные средства обработки аналоговых сигналов. М.: Радио и связь, 1991.
14. *Л. А. Краснов* Аппаратная регистрация электрических биопотенциалов. Биомедицинские измерительные преобразователи / Л. А. Краснов, В. П. Олейник — Харьков : Нац. аэрокосмич. ун-т "ХАИ", 2014
15. *Гутников В. С.* Интегральная электроника в измерительных устройствах. Л.: Энергоатомиздат, 1988.
16. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов / Під ред. А. Л. Барановського і А. П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993.
17. *Головко Ю. П.* Параметрические усилители биоэлектрических сигналов. М.: Энергия, 1971.
18. S. Micera, J. Carpaneto, and S. Raspopovic, "Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 3, pp. 48–68, 2010.
19. M. Marino et al., "Access to prosthetic devices in developing countries: Pathways and challenges," in *Proc. IEEE Annu. Global Humanitarian Technol. Conf.*, 2015, pp. 45–51.
20. B. Maat, G. Smit, D. Plettenburg, P. Breedveld, "Passive prosthetic hands and tools: A literature review" *Prosthet Orthot Int* pp. 1-9 March 2017.
21. S. L. Carey, D. J. Lura, and M. J. Highsmith, "Differences in Myoelectric and Body-Powered Upper-Limb Prostheses," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 29, no. 4s, pp. 4–20, 2017.
22. J. T. Kate, G. Smit, and P. Breedveld, "3D-printed upper limb prostheses: a review," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, 2017.
23. C. Piazza, G. Grioli, M. Catalano, and A. Bicchi, "A Century of Robotic Hands," *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, vol. 2, no. 1, pp. 1–32, 2019.

24. M. Controzzi, C. Cipriani, M. C. Carrozza, "Design of artificial hands: A review" in *The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Develop USA* NY New York:Springer pp. 219-246 2014.
25. D. Farina, N. Jiang, H. Rehbaum, A. Holobar, B. Graimann, H. Dietl, and O. C. Aszmann, "The Extraction of Neural Information from the Surface EMG for the Control of Upper-Limb Prostheses: Emerging Avenues and Challenges," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 4, pp. 797–809, 2014.
26. L. H. Smith and L. J. Hargrove, "Comparison of surface and intramuscular EMG pattern recognition for simultaneous wrist/hand motion classification," 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013.
27. A. G. S. Rayo, L. H. H. Gómez, A. T. V. Sánchez, J. A. B. Fernández, J. A. F. Campos, G. U. Calderón, V. M. S. Rayo, and A. E. F. Peñaloza, "Design and Manufacturing of a Dry Electrode for EMG Signals Recording with Microneedles," *Improved Performance of Materials Advanced Structured Materials*, pp. 259–267, 2017.
28. M. Tomasini, S. Benatti, B. Milosevic, E. Farella, and L. Benini, "Power Line Interference Removal for High-Quality Continuous Biosignal Monitoring With Low-Power Wearable Devices," *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 10, pp. 3887–3895, 2016.
29. M. Jafarzadeh, D. C. Hussey, Yo. Tadesse, «Deep learning approach to control of prosthetic hands with electromyography signals» // Conference: 2019 IEEE International Symposium on Measurement and Control in Robotics (ISMCR), September 2019. - <https://www.researchgate.net/publication/338582027>
30. D. L. R. Sarmiento «Digital Processing of Electromyographic Signals for Control of Biorobotic Prostheses» // https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/68245-digital-processing-of-electromyographic-signals-for-control?s_tid=FX_rc3_behav

31. M. B. I. Reaz, M. S. Hussain and F. M. Yasin “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”// Procedure Online 2006; 8(1): 11-35.