

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Алгоритмічно-програмна система формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів користувача

Виконав(ла): студент(ка) IV курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Сметанська В.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

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

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

«__» _____ 2026 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Сметанській Вікторії Вікторівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи на тему: Алгоритмічно-програмна система формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів користувача

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна к.т.н., доцент

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

Затверджені наказом ректора від «31» грудня 2025 року № 4/7-1168

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи ЕМГ-сигнал; математична модель ЕМГ-сигналу; алгоритми генерування, обробки та формування керуючого сигналу; середовище MATLAB.

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

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

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

1. Електроміографічний сигнал

2. Сучасні підходи до керування біокерованими протезами верхньої кінцівки.

3. Загальна структура комп'ютеризованої системи формування керуючих сигналів.

4. Математична модель змодельованого ЕМГ-сигналу.

5. Алгоритмічне забезпечення генерування та попередньої обробки ЕМГ-сигналу.

6. Алгоритм виділення інформативної характеристики ЕМГ-сигналу.

7. Алгоритм формування адаптивного керуючого сигналу.

8. Програмне забезпечення комп'ютеризованої системи у середовищі MATLAB.

9. Тестування програмної моделі та аналіз результатів формування керуючого сигналу.

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Алгоритмічно-програмна система формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів користувача». Кваліфікаційна робота бакалавра // Сметанська Вікторія Вікторівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 р. // с. – 89 рис. – 44, табл. – 2, додат. – 3, бібліограф. – 37

Ключові слова: ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИЙ СИГНАЛ, ЕМГ-СИГНАЛ, ПРОТЕЗ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ, БІОКЕРОВАНИЙ ПРОТЕЗ, КЕРУЮЧИЙ СИГНАЛ, АДАПТИВНЕ КЕРУВАННЯ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, ОБРОБКА СИГНАЛІВ, MATLAB.

У роботі проведено програмне моделювання ЕМГ-сигналів для задачі формування керуючих сигналів біокерованого протеза верхньої кінцівки. Розглянуто особливості електроміографічного сигналу, підходи до його обробки та можливість використання в системах керування протезами. Основну увагу приділено генеруванню змодельованого ЕМГ-сигналу, його попередній обробці, виділенню інформативної характеристики та формуванню адаптивного керуючого сигналу.

Програмну модель реалізовано в середовищі MATLAB. Вона забезпечує візуалізацію ЕМГ-сигналу, результатів його обробки та сформованого керуючого сигналу. Отримані результати можуть бути використані як основа для подальшого вдосконалення програмних засобів керування біокерованими протезами верхньої кінцівки.

ABSTRACT

The topic of the qualification work is “Algorithmic and Software System for Forming Adaptive Control Signals for an Upper-Limb Prosthesis Based on the User’s Electromyographic Signals”. Bachelor’s qualification work // Smetanska Viktoriia Viktorivna // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RB-41 // Ternopil, 2026. // pages – 89, figures – 44, tables – 2, appendices – 3, references – 37.

Keywords: ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL, EMG SIGNAL, UPPER-LIMB PROSTHESIS, BIO-CONTROLLED PROSTHESIS, CONTROL SIGNAL, ADAPTIVE CONTROL, MATHEMATICAL MODEL, SIGNAL PROCESSING, MATLAB.

The qualification work presents software modeling of EMG signals for the task of forming control signals for a bio-controlled upper-limb prosthesis. The features of the electromyographic signal, approaches to its processing, and the possibility of its use in prosthesis control systems are considered. The main attention is paid to the generation of a simulated EMG signal, its preliminary processing, extraction of an informative characteristic, and formation of an adaptive control signal.

The software model is implemented in the MATLAB environment. It provides visualization of the EMG signal, the results of its processing, and the formed control signal. The obtained results can be used as a basis for further improvement of software tools for controlling bio-controlled upper-limb prostheses.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	9
1.1 Особливості побудови та функціонування протезів верхньої кінцівки	9
1.2 Використання електроміографічних сигналів у системах керування протезами.....	12
1.3 Основні параметри ЕМГ-сигналу та методи його попередньої обробки	16
1.4 Сучасні методи формування керуючих сигналів для протезів верхньої кінцівки.....	20
1.5 Проблеми адаптації систем керування до індивідуальних особливостей користувача	25
1.6 Висновки до розділу 1.....	28
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА	30
2.1 Загальна структура проєктованої програмної системи.....	30
2.2 Математична модель електроміографічного сигналу	34
2.3 Алгоритм генерування змодельованого ЕМГ-сигналу	38
2.4 Алгоритм попередньої обробки електроміографічного сигналу.....	40
2.5 Алгоритм виділення інформативних характеристик та формування керуючої команди	45
2.6 Структурна модель формування керуючого сигналу в середовищі Simulink.....	49
2.7 Програмна реалізація системи у середовищі MATLAB.....	54
2.8 Висновки до розділу 2.....	58
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	60
3.1 Обґрунтування вибору середовища MATLAB для реалізації програмної моделі.....	60

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ				
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дат</i>	Алгоритмічно-програмна система формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів користувача Пояснювальна записка	<i>Лім</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушіє</i>	
<i>Розроб.</i>		Сметанська В.В.				6	89		
<i>Перев.</i>		Яворська Є.Б.							
<i>Н.конт</i>									
<i>Зав.каф</i>						ТНТУ, каф. БТ, гр. РБ-41			

3.2 Розроблення графічного інтерфейсу користувача.....	62
3.3 Методика тестування роботи програмної моделі	66
3.4 Аналіз результатів формування керуючих сигналів	71
3.5 Висновки до розділу 3.....	76
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	78
4.1 Аналіз умов праці під час роботи з комп'ютеризованою системою формування керуючих сигналів	78
4.2 Ергономічні вимоги до робочого місця користувача комп'ютеризованої системи	81
4.3 Вимоги електробезпеки та пожежної безпеки під час роботи з комп'ютерним обладнанням.....	84
4.4 Висновки до розділу 4.....	86
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	88
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	90
ДОДАТКИ	
ДОДАТОК А. Скрипт програмного забезпечення EMGgeAdaptiv	
ДОДАТОК Б. Скрипт програмного забезпечення EMGgeAdaptiv_RealCompare_v2	
ДОДАТОК В. Скрипт програмного забезпечення geMUAP	

ВСТУП

Електроміографія є одним із важливих методів дослідження електричної активності м'язів і широко використовується у медичній техніці, реабілітації та системах біокерування. ЕМГ-сигнал дає змогу оцінювати м'язову активність людини та може бути використаний для визначення рухового наміру користувача. Саме тому такі сигнали застосовують у міоелектричних протезах верхньої кінцівки, зокрема для формування керуючих дій протеза верхньої кінцівки [1, 3, 8].

Сучасні протези верхньої кінцівки потребують не лише механічної конструкції, а й ефективної системи обробки біосигналів. Необроблений ЕМГ-сигнал має складну форму, містить шумові складові та залежить від сили скорочення м'яза, положення електродів, стану шкіри, м'язової втоми й індивідуальних особливостей користувача. Тому для його використання в системі керування необхідно виконувати попередню обробку, виділяти інформативні характеристики та перетворювати їх у керуючий сигнал.

У кваліфікаційній роботі розроблено алгоритмічно-програмну систему формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів. Програмну частину реалізовано у середовищі MATLAB. У роботі створено модель формування ЕМГ-сигналу на основі потенціалів дії рухових одиниць, виконано його обробку, виділення огинаючої, а також формування керуючого сигналу за пороговим принципом. Для практичної перевірки розроблено графічний інтерфейс користувача EMGgeAdaptiv та виконано порівняння з реальним поверхневим ЕМГ-сигналом із відкритої бази даних [22,26].

Актуальність теми полягає в потребі створення програмних моделей, які дають змогу досліджувати процес перетворення ЕМГ-сигналу в керуючу дію без обов'язкового використання реального протеза або апаратної частини. Такий підхід є доцільним для попереднього проектування, перевірки алгоритмів обробки сигналів і подальшого вдосконалення систем біокерування.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		8

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Особливості побудови та функціонування протезів верхньої кінцівки

Протезування верхньої кінцівки є одним із важливих напрямів технічної реабілітації, оскільки втрата функцій руки суттєво обмежує здатність людини до самообслуговування, виконання побутових і професійних дій, а також взаємодії з навколишнім середовищем. На відміну від протезів нижніх кінцівок, які переважно забезпечують опорну та локомоторну функції, протези верхньої кінцівки повинні відтворювати більш складні рухові дії: захоплення предметів, утримання, переміщення, зміну положення кисті та виконання дрібних маніпуляцій [1, 2].

За функціональним призначенням протези верхньої кінцівки можна поділити на косметичні, механічні, зовнішньо-енергетичні, міоелектричні та біокеровані. Косметичні протези здебільшого відновлюють зовнішній вигляд кінцівки, однак мають обмежену функціональність. Механічні протези реалізують рух за рахунок тягових елементів, ременів або рухів інших частин тіла користувача. Зовнішньо-енергетичні та міоелектричні протези використовують електричні приводи, акумуляторне живлення та систему керування, що дає змогу підвищити функціональність протеза і зменшити фізичне навантаження на користувача [1, 3].

Сучасні біокеровані протези верхньої кінцівки є складними технічними системами, у яких поєднуються механічні, електронні та програмні компоненти. Їх функціонування ґрунтується на перетворенні біосигналів користувача у керуючі дії для виконавчих механізмів. Найчастіше для цього застосовують електроміографічні сигнали, які виникають під час скорочення скелетних м'язів і відображають електричну активність м'язової тканини.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		9

Завдяки цьому ЕМГ-сигнал може бути використаний як джерело інформації про руховий намір користувача [3, 4].



Рисунок 1.1 – Приклад міоелектричного протеза верхньої кінцівки [5]

Узагальнена структура біокерованого протеза верхньої кінцівки включає приймальну гільзу, елементи кріплення, сенсорну частину, блок обробки сигналів, систему керування, джерело живлення та виконавчий механізм. Приймальна гільза забезпечує механічне з'єднання протеза з куксою кінцівки, рівномірний розподіл навантаження та стабільне положення протеза під час руху. Сенсорна частина призначена для реєстрації біосигналів, зокрема поверхневих ЕМГ-сигналів. Система керування виконує обробку отриманої інформації та формує керуючий сигнал, який надалі може бути використаний для приведення в дію виконавчих елементів протеза [3, 7].

Функціонування міоелектричного протеза можна подати як послідовність етапів: реєстрація ЕМГ-сигналу з поверхні шкіри, підсилення та фільтрація сигналу, виділення інформативних характеристик, формування керуючого сигналу та передавання його до виконавчого механізму. У простих системах керування керуючий сигнал може формуватися за пороговим принципом, коли

перевищення певного рівня м'язової активності відповідає виконанню заданої дії. У складніших системах застосовують пропорційне керування, класифікацію рухових намірів, адаптивні алгоритми та методи машинного навчання [1, 8].



Рисунок 1.2 – Узагальнена структура системи керування біокерованим протезом верхньої кінцівки

Особливістю використання ЕМГ-сигналів у протезуванні є їх значна варіативність. Амплітуда, форма та частотний склад сигналу залежать від сили скорочення м'яза, розташування електродів, стану шкіри, рівня шумів, м'язової втоми та індивідуальних особливостей користувача. Крім того, під час практичного використання можуть виникати артефакти руху, зміщення електродів і зміна контакту електрода зі шкірою. Це ускладнює пряме використання необробленого ЕМГ-сигналу для керування протезом і потребує застосування алгоритмів попередньої обробки та виділення інформативних характеристик [4, 9].

Для задач керування протезом важливим є не лише сам факт реєстрації м'язової активності, а й перетворення ЕМГ-сигналу у форму, придатну для прийняття керуючого рішення. Такими інформативними характеристиками можуть бути амплітудні, часові, частотні або енергетичні параметри сигналу. На їх основі система може визначати рівень активації м'яза, момент початку скорочення або ймовірний руховий намір користувача. Отримана інформація надалі

використовується для формування керуючого сигналу, який задає відповідну реакцію виконавчої частини протеза [8, 10].

Отже, протез верхньої кінцівки з біокерованим або міоелектричним принципом роботи є не лише механічним заміником втраченої кінцівки, а комплексною системою обробки біосигналів і формування керуючих дій. Ефективність такої системи значною мірою залежить від якості реєстрації ЕМГ-сигналу, правильності його попередньої обробки та способу формування керуючого сигналу. Саме тому подальший аналіз електроміографічних сигналів, їх параметрів і методів обробки є необхідним етапом розроблення алгоритмічно-програмної системи формування адаптивних керуючих сигналів.

1.2 Використання електроміографічних сигналів у системах керування протезами

Електроміографічний сигнал є одним із основних біоелектричних сигналів, які використовуються у системах керування міоелектричними та біокерованими протезами верхньої кінцівки. Його застосування зумовлене тим, що ЕМГ-сигнал безпосередньо пов'язаний з електричною активністю скелетних м'язів, яка виникає під час їх збудження та скорочення. Завдяки цьому такий сигнал може використовуватися для визначення рухового наміру користувача та подальшого формування керуючого сигналу для виконавчих елементів протеза [3, 1].

Фізіологічною основою формування ЕМГ-сигналу є робота нервово-м'язового апарату. Під час довільного руху нервовий імпульс надходить від мотонейрона до м'язових волокон, спричиняючи їх деполяризацію та скорочення. Один мотонейрон разом із групою іннервованих ним м'язових волокон утворює рухову одиницю. Електричний відгук активованої рухової одиниці називають потенціалом дії рухової одиниці – МУАР. Сумарна активність багатьох

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		12

рухових одиниць, які активуються з різною частотою та у різні моменти часу, формує електроміографічний сигнал [11, 12].

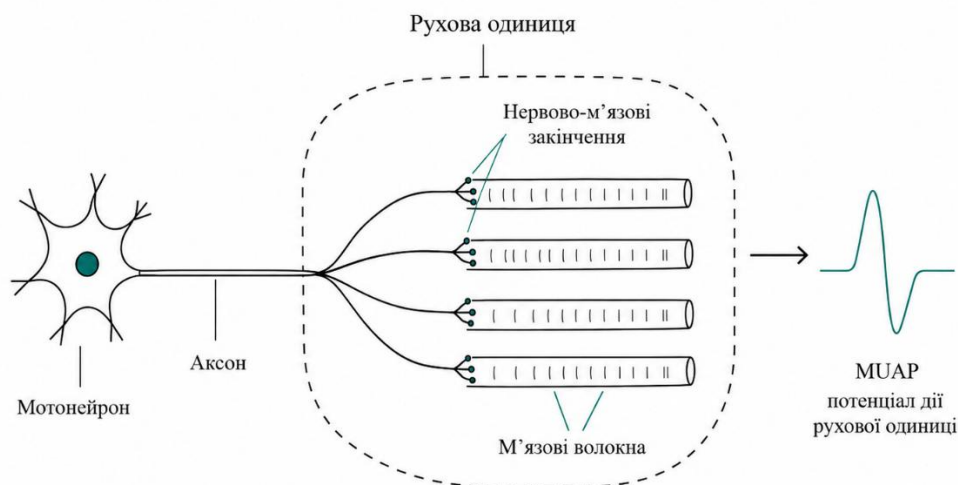


Рисунок 1.3 – Формування потенціалу дії рухової одиниці

У задачах керування протезами найбільш поширеним є використання поверхневої електроміографії. Поверхнева ЕМГ передбачає реєстрацію електричної активності м'язів за допомогою електродів, розміщених на поверхні шкіри над відповідним м'язом. Такий спосіб є неінвазивним, відносно простим у застосуванні та придатним для багаторазового використання. Саме тому поверхневі ЕМГ-сигнали широко застосовують у реабілітаційних системах, системах біокерування, міоелектричних протезах та дослідницьких програмних моделях [3, 9].

На відміну від внутрішньом'язової ЕМГ, яка забезпечує локальну реєстрацію активності окремих м'язових волокон або рухових одиниць, поверхнева ЕМГ відображає сумарну активність певної групи м'язів. Це є перевагою для практичного керування протезом, оскільки дає змогу отримати загальний показник м'язової активності без інвазивного втручання. Водночас такий сигнал є більш чутливим до шумів, положення електродів, стану шкіри, артефактів руху та перехресного впливу сусідніх м'язів [9, 4].



Рисунок 1.4 – Реєстрація поверхневого ЕМГ-сигналу з м'язів передпліччя [6]

У системах керування протезами електроди зазвичай розміщують на м'язах передпліччя або залишкової частини кінцівки. Вибір місця реєстрації залежить від рівня ампутації, збереженості м'язів, стабільності сигналу та функціонального призначення протеза. Після реєстрації ЕМГ-сигнал має бути підсилений, відфільтрований і перетворений у форму, придатну для подальшого аналізу. Необроблений сигнал безпосередньо використовувати для керування складно, оскільки він має випадкоподібний характер, малу амплітуду та містить різні види завад [4, 10].

Загальна послідовність використання ЕМГ-сигналу в системі керування протезом включає кілька етапів: реєстрацію м'язової активності, попередню обробку сигналу, виділення інформативних характеристик, формування керуючого сигналу та передавання його до виконавчої частини протеза. У найпростішому випадку керуючий сигнал може формуватися за пороговим принципом, коли перевищення певного рівня ЕМГ-активності відповідає виконанню заданої дії. У складніших системах використовують пропорційне керування, класифікацію рухових намірів або адаптивні алгоритми [1, 8].

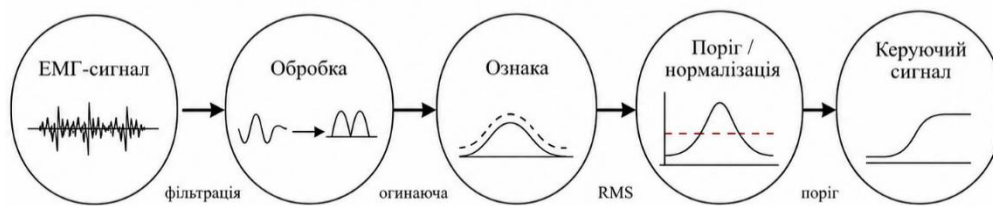


Рисунок 1.5 – Послідовність формування керуючого сигналу на основі ЕМГ-сигналу

ЕМГ-сигнал може застосовуватися для різних типів керування протезом. При пороговому керуванні система визначає наявність або відсутність м'язової активності. При пропорційному керуванні рівень активації м'яза використовується для зміни швидкості руху або сили захоплення. У системах розпізнавання рухових намірів із ЕМГ-сигналу виділяють ознаки, за якими визначають тип бажаного руху. Для цього можуть використовуватися часові, частотні, енергетичні та статистичні параметри сигналу [10, 8].

Важливою особливістю ЕМГ-сигналів є їх індивідуальна мінливість. Амплітуда та структура сигналу залежать від сили м'язового скорочення, типу м'яза, розташування електродів, товщини підшкірних тканин, втому м'язів, стану користувача та зовнішніх завад. Тому однаковий руховий намір у різних користувачів може супроводжуватися різними параметрами сигналу. Це створює потребу в адаптації алгоритмів керування до індивідуальних особливостей користувача [9, 4].

З погляду алгоритмічно-програмної реалізації ЕМГ-сигнал є зручним об'єктом для моделювання, обробки та аналізу. Програмне моделювання дає змогу дослідити основні етапи перетворення сигналу без використання реального протеза або апаратної частини. У межах такої моделі можна реалізувати генерування ЕМГ-сигналу, його попередню обробку, виділення інформативної

характеристики та формування керуючого сигналу, який надалі може розглядатися як основа для керування виконавчими елементами біокерованого протеза [3, 11].

Отже, електроміографічний сигнал є інформативним джерелом даних для систем керування протезами верхньої кінцівки. Його використання дає змогу пов'язати м'язову активність користувача з керуючою дією протеза. Водночас складна структура ЕМГ-сигналу, його чутливість до шумів і залежність від індивідуальних особливостей користувача зумовлюють необхідність попередньої обробки, аналізу та адаптивного формування керуючого сигналу.

1.3 Основні параметри ЕМГ-сигналу та методи його попередньої обробки

Електроміографічний сигнал є складним біоелектричним сигналом, що формується внаслідок електричної активності скелетних м'язів. Його структура визначається процесами збудження м'язових волокон, активацією рухових одиниць, силою м'язового скорочення та умовами реєстрації. Для задач керування протезами верхньої кінцівки ЕМГ-сигнал становить особливий інтерес, оскільки його параметри можуть відображати рівень м'язової активності та руховий намір користувача [12, 9].

Фізіологічною основою ЕМГ-сигналу є потенціали дії рухових одиниць. Рухова одиниця складається з мотонейрона та групи м'язових волокон, які він іннервує. Під час активації рухової одиниці формується потенціал дії рухової одиниці – МУАР. Окремий МУАР має власну амплітуду, тривалість, форму та фазову структуру. У реальному м'язі одночасно або послідовно активується багато рухових одиниць, тому зареєстрований ЕМГ-сигнал має вигляд складного нерегулярного сигналу, що є результатом накладання багатьох потенціалів дії у часі [12, 11].

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		16

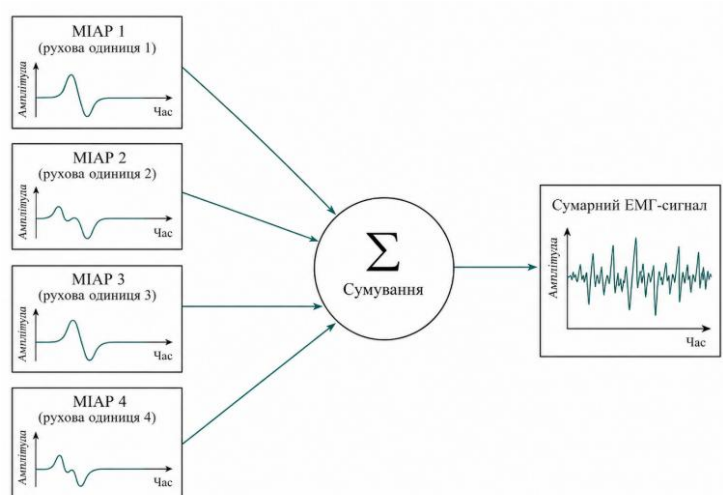


Рисунок 1.6 – Формування ЕМГ-сигналу внаслідок активності рухових одиниць

До основних параметрів MUAP належать амплітуда, тривалість, форма, фазність і час появи у сигналі. Амплітуда характеризує максимальне відхилення потенціалу дії від базової лінії та залежить від кількості активованих м'язових волокон, відстані до електрода, стану тканин і сили скорочення. Тривалість визначає часовий інтервал існування потенціалу дії. Форма MUAP може бути двофазною, трифазною або поліфазною, що пов'язано з особливостями поширення збудження у м'язових волокнах та умовами реєстрації сигналу [12, 13].

Для поверхневого ЕМГ-сигналу важливими є амплітудні, часові, частотні та статистичні характеристики. До амплітудних характеристик належать максимальне значення сигналу, середнє випрямлене значення, інтегральна амплітуда та середньоквадратичне значення RMS. Часові характеристики описують зміну сигналу в часі, момент початку м'язової активності, тривалість активного фрагмента та динаміку скорочення. Частотні характеристики відображають спектральний склад сигналу, зокрема наявність низькочастотних артефактів, високочастотних шумів і корисних компонентів, пов'язаних із м'язовою активністю [10, 4].

У задачах керування протезом найбільш прикладне значення мають ті параметри ЕМГ-сигналу, які можуть бути перетворені у керуючу дію. Наприклад, RMS, середнє випрямлене значення або згладжена огинаюча сигналу можуть використовуватися як показники рівня м'язової активації. На їх основі можна формувати порогові або пропорційні керуючі сигнали. У пороговому режимі система визначає факт перевищення заданого рівня активності, а у пропорційному режимі рівень ЕМГ-активності може відповідати зміні інтенсивності керування [10, 1].

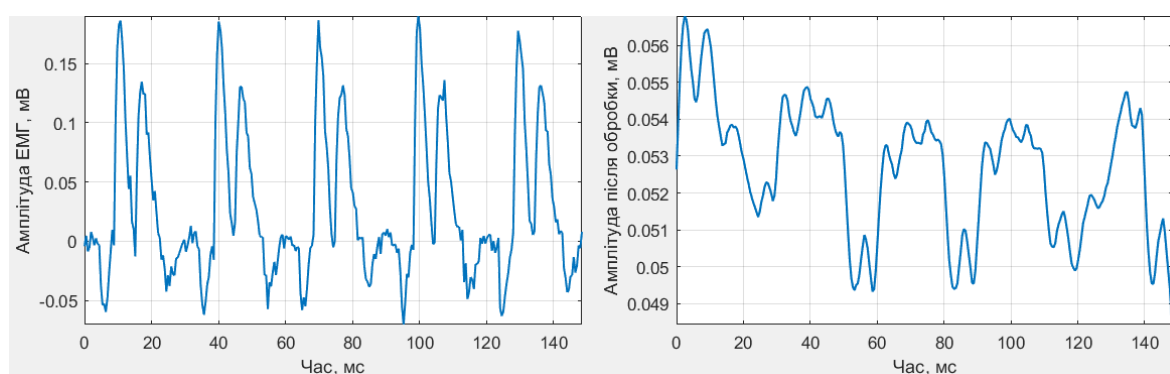


Рисунок 1.7 – Попередня обробка ЕМГ-сигналу

Необроблений ЕМГ-сигнал зазвичай не може безпосередньо використовуватися для формування керуючого сигналу, оскільки містить шумові складові та артефакти. До основних джерел завад належать електромагнітні перешкоди, мережеві наводки, рух електродів, зміна контакту електрод–шкіра, перехресний вплив сусідніх м'язів, а також фізіологічна мінливість самого сигналу. Тому перед виділенням інформативних характеристик необхідно виконати попередню обробку ЕМГ-сигналу [9, 4].

Попередня обробка ЕМГ-сигналу включає послідовність операцій, спрямованих на підвищення інформативності сигналу та зменшення впливу завад. Одним із перших етапів є усунення постійної складової та центрування сигналу відносно нульового рівня. Це дозволяє зменшити вплив зміщення

базової лінії та підготувати сигнал до подальшого аналізу. Наступним етапом може бути фільтрація, яка використовується для пригнічення низькочастотних артефактів руху, високочастотних шумів та мережевих завад [10, 3].

Для аналізу рівня м'язової активності часто застосовують випрямлення сигналу. Під час випрямлення від'ємні значення ЕМГ-сигналу перетворюються у додатні, що дає змогу оцінювати загальний рівень активності незалежно від полярності коливань. Після випрямлення сигнал може бути згладжений за допомогою ковзного середнього, низькочастотного фільтра або іншого методу. У результаті формується огинача ЕМГ-сигналу, яка більш наочно відображає зміну рівня м'язового скорочення у часі [10, 1].

Важливим підходом до обробки ЕМГ-сигналів є віконний аналіз. У цьому випадку сигнал поділяють на короткі часові фрагменти, у межах яких обчислюють інформативні характеристики, наприклад RMS, середнє випрямлене значення, енергію сигналу або інші статистичні показники. Такий підхід є доцільним для систем керування протезами, оскільки дозволяє оновлювати інформацію про стан м'язової активності в часі та формувати керуючий сигнал із невеликою затримкою [3, 14].

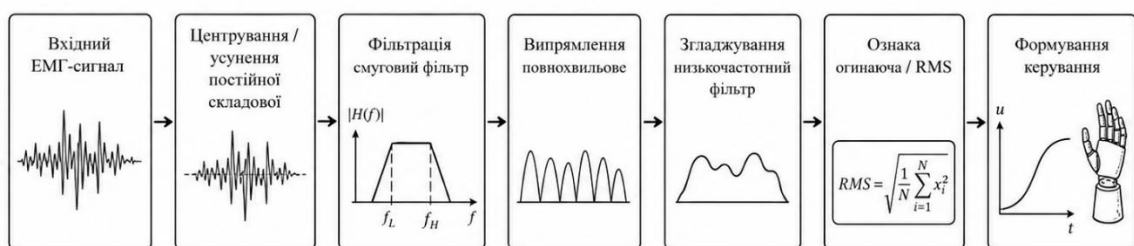


Рисунок 1.8 – Узагальнена схема попередньої обробки ЕМГ-сигналу

Після фільтрації, випрямлення та згладжування з ЕМГ-сигналу можуть бути виділені інформативні характеристики, придатні для подальшого формування керуючого сигналу. Для програмної моделі керування протезом доцільно використовувати такі характеристики, які є простими для обчислення, стійкими

до шуму та достатньо пов'язаними з рівнем м'язової активності. Саме тому у багатьох прикладних задачах використовують RMS, інтегральну амплітуду, середнє випрямлене значення або згладжену огинаючу сигналу [10, 4].

У сучасних системах біокерування попередня обробка ЕМГ-сигналу не є окремим допоміжним етапом, а безпосередньо впливає на якість керування. Недостатня фільтрація може призводити до помилкових спрацьовувань, а надмірне згладжування – до збільшення затримки реакції системи. Тому під час вибору методів обробки необхідно враховувати компроміс між стійкістю сигналу до шуму та швидкодією алгоритму. Для систем керування протезами це особливо важливо, оскільки керуючий сигнал має бути достатньо стабільним, але водночас швидко реагувати на зміну м'язової активності користувача [1, 14].

Як наслідок, параметри ЕМГ-сигналу та методи його попередньої обробки є основою для подальшого формування керуючих сигналів. Аналіз MUAP і загальних характеристик поверхневого ЕМГ-сигналу дозволяє обґрунтувати вибір математичного подання сигналу у проектному розділі роботи. Попередня обробка, зокрема фільтрація, випрямлення, згладжування та віконне обчислення інформативних характеристик, забезпечує підготовку сигналу до використання в алгоритмі керування біокерованим протезом верхньої кінцівки.

1.4 Сучасні методи формування керуючих сигналів для протезів верхньої кінцівки

Формування керуючого сигналу є одним із ключових етапів роботи біокерованого або міоелектричного протеза верхньої кінцівки. Сам по собі електроміографічний сигнал не може безпосередньо керувати виконавчим механізмом, оскільки має складну форму, містить шумові складові та характеризується високою індивідуальною мінливістю. Тому перед використанням у системі керування ЕМГ-сигнал необхідно перетворити у

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		20

більш просту та інформативну форму, яка може бути використана для формування команди або керуючого впливу [3, 1].

У загальному випадку процес формування керуючого сигналу включає кілька послідовних етапів: реєстрацію ЕМГ-сигналу, попередню обробку, виділення інформативних характеристик, прийняття керуючого рішення та формування вихідного сигналу для виконавчого механізму. Залежно від складності системи цей сигнал може мати дискретний характер, наприклад команда «відкрити» або «закрити» кисть, або неперервний характер, коли його амплітуда відповідає швидкості руху, силі захоплення чи ступеню активації виконавчого елемента [1, 8].



Рисунок 1.9 – Узагальнена схема формування керуючого сигналу на основі ЕМГ-сигналу

Одним із найпростіших методів формування керуючого сигналу є порогове керування. У такому підході після попередньої обробки ЕМГ-сигналу визначається його амплітудна характеристика, наприклад огинаюча, RMS або середнє випрямлене значення. Якщо обрана характеристика перевищує заданий поріг, система формує команду на виконання певної дії. Наприклад, перевищення порогу може відповідати відкриванню або закриттю кисті протеза. Перевагою такого підходу є простота реалізації та низькі обчислювальні вимоги, однак його функціональні можливості є обмеженими [3, 10].

Більш гнучким є пропорційне керування, за якого рівень ЕМГ-активності використовується не лише для виявлення факту скорочення м'яза, а й для визначення інтенсивності керуючого впливу. У цьому випадку амплітудна характеристика сигналу може бути перетворена у значення керуючого сигналу, що змінюється в певному діапазоні. Такий підхід дозволяє задавати різну швидкість руху, силу стискання або ступінь відкривання виконавчого механізму залежно від рівня м'язової активації користувача [1, 17].

Для складніших протезів верхньої кінцівки застосовують методи розпізнавання рухових намірів. У таких системах із ЕМГ-сигналу виділяють набір ознак, після чого за допомогою класифікатора визначають, який рух або режим керування відповідає поточному стану м'язової активності. До таких рухів можуть належати відкривання кисті, закривання кисті, згинання або розгинання зап'ястка, пронація, супінація чи вибір певного типу захоплення. Для класифікації можуть застосовуватися методи лінійного дискримінантного аналізу, опорних векторів, штучних нейронних мереж та інших алгоритмів машинного навчання [8, 18].

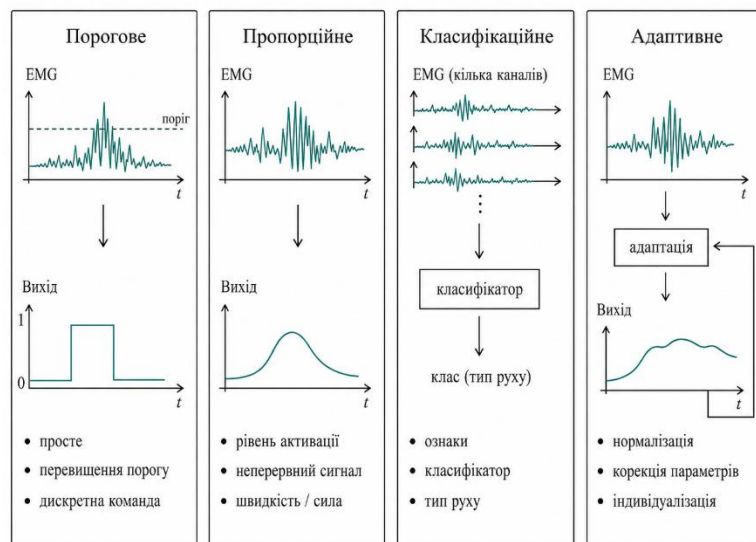


Рисунок 1.10 – Основні підходи до формування керуючого сигналу для міоелектричного протеза

Окремим напрямом є одночасне та пропорційне керування кількома функціями протеза. На відміну від послідовного перемикання між окремими командами, такий підхід дає змогу формувати кілька керуючих впливів одночасно. Це наближує роботу протеза до природного руху руки, однак потребує більш складної обробки сигналу, стабільного виділення ознак і точнішого розпізнавання м'язової активності. Такі системи є перспективними, але складнішими для практичної реалізації та налаштування [19].

Важливою проблемою сучасних систем керування протезами є адаптація до індивідуальних особливостей користувача. ЕМГ-сигнал може змінюватися залежно від положення електродів, втоми м'язів, сили скорочення, вологості шкіри, зміни положення кінцівки та тривалості використання протеза. Через це алгоритм, який працює стабільно в одних умовах, може давати помилки в інших. Для зменшення цього впливу застосовують адаптивні підходи, які передбачають корекцію порогових значень, нормалізацію сигналу, перенавчання класифікаторів або зміну параметрів обробки відповідно до поточного стану користувача [1, 4].

З погляду програмної реалізації доцільним є підхід, за якого керуючий сигнал формується на основі інформативної характеристики ЕМГ-сигналу. Такий підхід поєднує фізіологічну обґрунтованість, простоту алгоритмічної реалізації та можливість наочної перевірки результатів. Після фільтрації, випрямлення та згладжування сигналу може бути сформована огибаюча або RMS-характеристика, яка відображає рівень м'язової активації. Надалі ця характеристика може бути нормалізована та перетворена у керуючий сигнал заданого діапазону [3, 10].

У програмній моделі керуючий сигнал може розглядатися як вихідний результат алгоритму, що відображає рівень активації виконавчого механізму протеза. При цьому основна увага зосереджується не на апаратній реалізації протеза, а на алгоритмічному перетворенні ЕМГ-сигналу у керуючу величину. Такий підхід дозволяє дослідити послідовність обробки біосигналу, оцінити

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		23

вплив попередньої обробки на форму вихідного сигналу та підготувати основу для подальшого використання сформованого сигналу в системах біокерування [17, 4].



Рисунок 1.11 – Формування нормалізованого керуючого сигналу на основі характеристики ЕМГ-сигналу

Сучасні методи формування керуючих сигналів для протезів верхньої кінцівки охоплюють порогові, пропорційні, класифікаційні та адаптивні підходи. Найпростішими для реалізації є порогові та пропорційні методи, тоді як системи розпізнавання рухових намірів і машинного навчання забезпечують ширші функціональні можливості, але потребують складнішої реалізації та якіснішого набору вхідних даних. У даній роботі доцільним є використання алгоритмічно простого та наочного підходу, за якого керуючий сигнал формується на основі інформативної характеристики ЕМГ-сигналу після його попередньої обробки. Такий підхід дозволяє дослідити послідовність перетворення ЕМГ-сигналу у керуючий сигнал на програмному рівні та може бути використаний як основа для подальшого вдосконалення систем біокерування протезами верхньої кінцівки.

1.5 Проблеми адаптації систем керування до індивідуальних особливостей користувача

Однією з основних проблем використання електроміографічних сигналів у системах керування протезами верхньої кінцівки є значна індивідуальна мінливість сигналу. ЕМГ-сигнал залежить не лише від рухового наміру користувача, а й від фізіологічних, анатомічних і технічних факторів. Через це однаковий алгоритм керування може працювати по-різному для різних користувачів або навіть для одного користувача в різні моменти часу [8, 4].

До фізіологічних факторів, які впливають на параметри ЕМГ-сигналу, належать сила м'язового скорочення, ступінь втоми м'яза, рівень тренуваності користувача, стан нервово-м'язового апарату та особливості активації рухових одиниць. Під час тривалого використання протеза м'язова втома може змінювати амплітуду та частотний склад сигналу. Унаслідок цього інформативна характеристика, яка на початку роботи відповідає певному рівню активації, з часом може зміщуватися або змінювати свою форму [4, 10].

Анатомічні особливості також мають істотне значення. На якість поверхневої ЕМГ впливають товщина підшкірних тканин, розташування м'язів, рівень ампутації, стан залишкової кінцівки та можливість стабільного розміщення електродів. У користувачів із різним рівнем ампутації можуть бути доступні різні м'язові групи, тому однакова система реєстрації сигналу не завжди забезпечує однакову якість вхідних даних [1, 9].

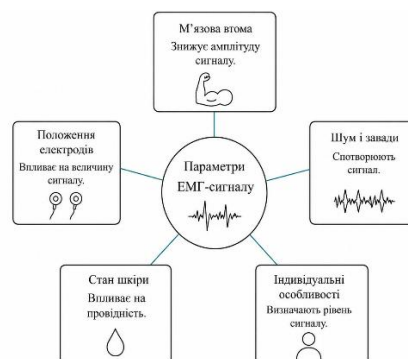


Рисунок 1.12 – Основні фактори, що впливають на параметри ЕМГ-сигналу користувача

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		25

Окрему групу становлять технічні фактори, пов'язані з процесом реєстрації сигналу. До них належать розміщення електродів, якість контакту електрод–шкіра, електромагнітні завади, рух електродів відносно шкіри, зміна вологості шкіри, а також перехресний вплив сусідніх м'язів. Навіть незначне зміщення електродів може змінити амплітуду та форму сигналу, що особливо важливо для систем, які використовують порогове або пропорційне керування [9, 18].

Через зазначені фактори використання фіксованих параметрів керування може бути недостатньо надійним. Наприклад, порогове значення, підібране для одного рівня м'язової активності, може виявитися занадто високим або занадто низьким після зміни положення електродів чи появи м'язової втоми. У першому випадку система може не реагувати на реальне скорочення м'яза, а в другому – формувати помилкові спрацьовування. Тому для підвищення стабільності роботи системи необхідно передбачати можливість адаптації параметрів обробки та формування керуючого сигналу [8, 17].

Адаптація системи керування може здійснюватися різними способами. Найпростішим підходом є нормалізація ЕМГ-сигналу або його інформативної характеристики до заданого діапазону значень. Це дозволяє зменшити вплив абсолютної амплітуди сигналу та перейти до відносного оцінювання рівня м'язової активності. Такий підхід є зручним для програмної реалізації, оскільки дає змогу формувати керуючий сигнал у заданому інтервалі незалежно від початкової амплітуди вхідного сигналу [10, 18].

Іншим поширеним підходом є використання адаптивних порогів. На відміну від фіксованого порогу, адаптивний поріг може змінюватися відповідно до поточного рівня сигналу, рівня шуму або попередньо визначеного базового стану користувача. Це дає змогу зменшити кількість помилкових спрацьовувань і підвищити чутливість системи до реальної м'язової активності. У простих програмних моделях адаптація може реалізовуватися шляхом автоматичного визначення мінімального та максимального рівнів сигналу або

корекції коефіцієнтів перетворення інформативної характеристики у керуючий сигнал [18, 3].

Для складніших систем керування застосовують адаптивне перенавчання класифікаторів, оновлення набору ознак, використання зворотного зв'язку та методи машинного навчання. Такі підходи дозволяють враховувати зміну сигналу в часі та пристосовувати систему до особливостей конкретного користувача. Однак їх реалізація потребує більшого обсягу даних, додаткового налаштування та вищих обчислювальних ресурсів. Тому в алгоритмічно-програмних моделях доцільно починати з простіших адаптивних механізмів, зокрема нормалізації, віконного аналізу та корекції порогових значень [8, 17, 20].



Рисунок 1.13 – Узагальнена схема адаптивного формування керуючого сигналу

Під час розроблення адаптивної системи керування важливо враховувати компроміс між стійкістю та швидкодією. Надмірне згладжування або занадто повільна корекція параметрів може призводити до затримки реакції системи. Натомість надто швидка зміна порогів або коефіцієнтів може зробити керуючий сигнал нестабільним. Для протезів верхньої кінцівки це особливо

важливо, оскільки користувач очікує швидкої та передбачуваної реакції на м'язове скорочення [4, 17].

Для програмної системи формування керуючих сигналів адаптація може розглядатися як етап перетворення інформативної характеристики ЕМГ-сигналу у вихідний керуючий сигнал. Після попередньої обробки та виділення характеристики, наприклад RMS або огибаючої, її значення можуть бути нормалізовані, порівняні з порогом або масштабовані до заданого діапазону. У результаті формується керуючий сигнал, який більш стабільно відображає рівень м'язової активності та може бути використаний як вхід для подальшої системи керування виконавчими елементами протеза.

Адаптація є необхідною складовою систем керування, що використовують ЕМГ-сигнали. Її потреба зумовлена індивідуальною мінливістю сигналу, зміною умов реєстрації, м'язовою втомою та впливом зовнішніх завад. Для задачі формування керуючого сигналу найбільш доцільними є такі підходи, як нормалізація інформативної характеристики, корекція порогових значень і масштабування вихідного сигналу. Саме ці принципи можуть бути покладені в основу алгоритмічно-програмної системи формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки.

1.6 Висновки до розділу 1

У першому розділі розглянуто сучасні підходи до використання електроміографічних сигналів у системах керування протезами верхньої кінцівки. Встановлено, що ЕМГ-сигнал є інформативним біосигналом, який відображає електричну активність скелетних м'язів і може використовуватися для визначення рухового наміру користувача. Проаналізовано фізіологічну основу його формування, зокрема роль рухових одиниць і потенціалів дії рухових одиниць. Показано, що ЕМГ-сигнал має складну амплітудно-часову

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		28

структуру, залежить від умов реєстрації, містить шумові складові та тому потребує попередньої обробки перед використанням у системі керування.

Розглянуто основні методи формування керуючих сигналів для міоелектричних і біокерованих протезів, зокрема порогове, пропорційне, класифікаційне та адаптивне керування. Визначено, що для програмної реалізації доцільним є підхід, за якого керуючий сигнал формується на основі інформативної характеристики ЕМГ-сигналу після його попередньої обробки. Проведений аналіз обґрунтовує необхідність розроблення алгоритмічно-програмної системи формування адаптивних керуючих сигналів, що потребує побудови математичної моделі ЕМГ-сигналу, розроблення алгоритмів його обробки та формування вихідного керуючого сигналу.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		29

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Загальна структура проекрованої програмної системи

У межах кваліфікаційної роботи розробилась програмна модель формування адаптивних керуючих сигналів протеза кисті на основі електроміографічного сигналу. Використання ЕМГ-сигналів у системах керування протезами верхньої кінцівки є поширеним підходом, оскільки такі сигнали відображають електричну активність м'язів і можуть використовуватися для визначення рухового наміру користувача [8, 18, 3]. Основним призначенням проекрованої системи є моделювання ЕМГ-сигналу, виконання його попередньої обробки, виділення інформативних характеристик та формування керуючої команди, яка може бути використана як програмна основа для подальшого керування виконавчою частиною протеза кисті. У роботі також враховано напрацювання кафедри біотехнічних систем ТНТУ щодо відбору та попередньої обробки ЕМГ-сигналів для біокерованого протезування кисті [3], а також сучасні дослідження формування керуючих дій у біопротезах на основі ЕМГ-сигналів [14, 7].

Розроблювана система має алгоритмічно-програмний характер і реалізується у середовищі MATLAB [24]. У роботі не передбачається безпосереднє використання реального електроміографічного датчика, біопідсилювача або апаратної частини протеза. Основна увага приділяється побудові програмної моделі, яка дозволяє дослідити послідовність перетворення електроміографічного сигналу в керуючу величину на програмному рівні. Такий підхід дає змогу перевірити логіку роботи алгоритму, оцінити вплив параметрів сигналу на результат обробки та сформуванню основу для подальшого вдосконалення систем біокерування [8, 18].

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		30

Загальна структура проєктованої системи побудована за модульним принципом. Це дозволяє розділити процес формування керуючого сигналу на окремі функціональні етапи: задання параметрів моделювання, генерування змодельованого ЕМГ-сигналу, попередню обробку сигналу, виділення інформативних характеристик, формування керуючої команди, візуалізацію результатів та структурне моделювання у середовищі Simulink.

До складу проєктованої програмної системи входять такі основні модулі:

- модуль задання параметрів моделювання;
- модуль генерування змодельованого ЕМГ-сигналу;
- модуль попередньої обробки електроміографічного сигналу;
- модуль виділення інформативних характеристик;
- модуль формування керуючої команди;
- модуль візуалізації результатів;
- модуль структурного моделювання у середовищі Simulink.

Модуль задання параметрів моделювання забезпечує введення основних величин, необхідних для формування та обробки змодельованого ЕМГ-сигналу. До таких параметрів належать частота дискретизації, кількість модельних потенціалів дії рухових одиниць, амплітудні коефіцієнти, коефіцієнти затухання, часові параметри, рівень шуму, тривалість вікна згладжування та порогове значення для формування керуючої команди.

Модуль генерування змодельованого ЕМГ-сигналу призначений для створення вхідного сигналу, який імітує електричну активність м'язів. У програмній реалізації сигнал формується на основі модельних потенціалів дії рухових одиниць. Отриманий сигнал використовується як початковий для подальшої обробки та формування керуючої команди.

Модуль попередньої обробки виконує підготовку змодельованого електроміографічного сигналу до подальшого аналізу. На цьому етапі здійснюється усунення постійної складової, випрямлення сигналу та його згладжування. У результаті знакозмінний ЕМГ-сигнал перетворюється у

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		31

форму, придатну для оцінювання рівня м'язової активності. Такі операції належать до типових етапів попередньої обробки поверхневих ЕМГ-сигналів [10, 9, 3].

Модуль виділення інформативних характеристик забезпечує формування огинаючої ЕМГ-сигналу та розрахунок RMS-характеристики. Огинаюча використовується як основна характеристика для формування керуючої команди, оскільки вона відображає зміну інтенсивності м'язової активності в часі. RMS-характеристика застосовується як додатковий показник рівня сигналу в межах заданого часового вікна [10, 12].

Модуль формування керуючої команди виконує перетворення інформативної характеристики сигналу в керуючу величину. У роботі використовується пороговий підхід: якщо огинаюча не перевищує заданого порогового рівня, керуючий сигнал дорівнює нулю; якщо огинаюча перевищує поріг, формується сигнал, пропорційний величині цього перевищення. Порогові та пропорційні підходи є поширеними у міоелектричних системах керування протезами [8, 18, 14, 7].

Модуль візуалізації результатів реалізовано у вигляді графічного інтерфейсу користувача. Він забезпечує відображення основних етапів роботи системи: змодельованого ЕМГ-сигналу, попередньо обробленого сигналу, огинаючої та RMS-характеристики, а також сформованого керуючого сигналу.

Додатково в системі передбачено створення структурної моделі в середовищі Simulink [25]. Ця модель використовується для наочного подання завершального етапу формування керуючого сигналу. У Simulink відображається логіка віднімання порогового значення від огинаючої та обмеження від'ємних значень на нуль.

Загальна структурна схема проєктованої програмної системи наведена на рисунку 2.1.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		32

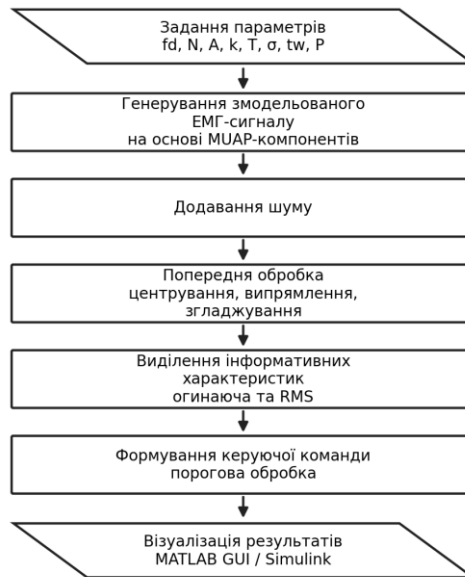


Рисунок 2.1 – Загальна структурна схема програмної системи формування керуючого сигналу

Загальний порядок роботи програмної системи наведено на рисунку 2.2.

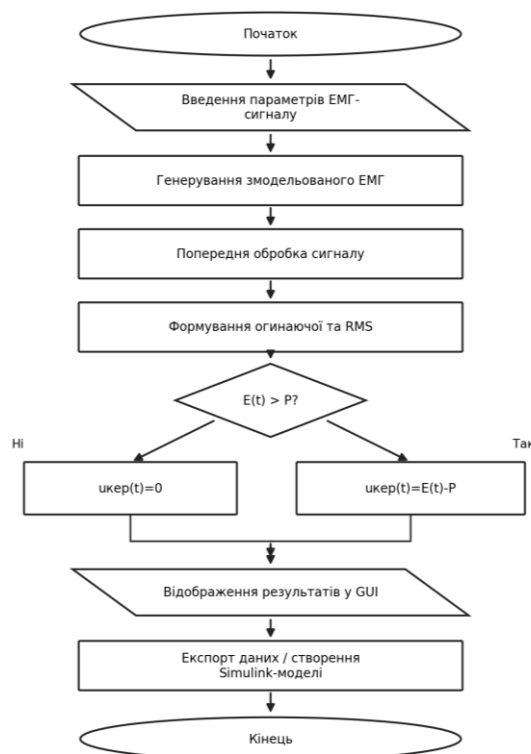


Рисунок 2.2 – Загальний алгоритм роботи програмної системи

Підсумовуючи, проєктована програмна система забезпечує повний цикл перетворення змодельованого електроміографічного сигналу в керуючу команду протеза кисті. Модульна структура системи дає змогу окремо розглядати процеси генерування, обробки, аналізу та формування керуючого сигналу, що спрощує подальшу програмну реалізацію, тестування та вдосконалення системи.

2.2 Математична модель електроміографічного сигналу

Електроміографічний сигнал є результатом сумарної електричної активності м'язових волокон, які активуються під час скорочення м'яза. Його форма залежить від кількості активованих рухових одиниць, амплітуди їх потенціалів дії, тривалості окремих імпульсів, частоти активації та наявності шуму [9, 12]. У роботі електроміографічний сигнал розглядається як змодельований часовий ряд, що імітує електричну активність м'язів, яка може бути використана для формування керуючого сигналу протеза кисті.

Основою моделі є потенціали дії рухових одиниць. Потенціал дії рухової одиниці є короткочасним імпульсом складної форми, який виникає внаслідок активації групи м'язових волокон, іннервованих одним мотонейроном. Реальний ЕМГ-сигнал формується як суперпозиція великої кількості таких потенціалів, що виникають у різні моменти часу та мають різну амплітуду [12, 11].

Підхід до моделювання ЕМГ-сигналу на основі активності рухових одиниць та формування сигналу, що може детектуватися поверхневими електродами, розглянуто у роботі D. Farina та R. Merletti [11]. У даній кваліфікаційній роботі цей підхід використано як теоретичне обґрунтування, однак сама програмна модель реалізована у спрощеному вигляді на основі власної функції geMUAP.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		34

У даній роботі математичну модель змодельованого ЕМГ-сигналу подано як послідовність MUAP-компонентів, сформованих власною функцією $geMUAP$, із додаванням випадкового шуму за формулою (2.1):

$$x_n(t) = \sum_{p=1}^N m_p(t - \tau_p) + \sigma r(t) \quad (2.1)$$

де $x_n(t)$ – змодельований ЕМГ-сигнал з урахуванням доданого шуму;

N – кількість модельних MUAP-компонентів;

$m_p(t - \tau_p)$ – p -й модельний MUAP-компонент, зміщений у часі;

τ_p – час появи p -го MUAP-компонента, $\tau_p = (p - 1)T$;

σ – рівень шуму; $r(t)$ – випадкова послідовність.

У програмній моделі кожний MUAP-компонент задається набором параметрів, які визначають його амплітудно-часову форму. До таких параметрів належать амплітудні коефіцієнти, коефіцієнти затухання та тривалості окремих фаз сигналу. Амплітудні коефіцієнти визначають рівень окремих ділянок модельного потенціалу дії, коефіцієнти затухання впливають на швидкість зміни сигналу, а часові параметри задають тривалість фаз MUAP-компонента.

Для моделювання ЕМГ-сигналу в роботі використано такі основні параметри:

$f_d = 2048$ Гц, $N = 210$, $A = [-0.06; 0.18; 0.13; -0.04]$ мВ,

$k = [-500; -450; -400; -500]$, $T = [0.004; 0.006; 0.008; 0.006]$ с.

Частота дискретизації $f_d = 2048$ Гц визначає кількість відліків сигналу за одну секунду. Це значення є достатнім для відображення швидких змін ЕМГ-сигналу та подальшої цифрової обробки. Крім того, частота 2048 Гц відповідає параметрам відкритих наборів поверхневих ЕМГ-сигналів передпліччя та зап'ястка, зокрема GRABMyo та GRABMyoFlow [22, 23]. Кількість MUAP-компонентів ($N = 210$) забезпечує формування сигналу достатньої тривалості для візуального аналізу та оцінювання роботи алгоритму. Амплітудні

коефіцієнти задано в мілівольтах, що дозволяє надалі виконувати порогову обробку в тих самих одиницях вимірювання.

Сумарна тривалість одного модельного MUAP-компонента визначається як сума часових параметрів за формулою (2.2):

$$T = T_1 + T_2 + T_3 + T_4 \quad (2.2)$$

де T – сумарна тривалість одного MUAP-компонента;

T_1, T_2, T_3, T_4 – тривалості окремих фаз модельного імпульсу.

Для прийнятих параметрів:

$$T = 0.004 + 0.006 + 0.008 + 0.006 = 0.024 \text{ с.}$$

Отже, один модельний потенціал дії рухової одиниці має тривалість приблизно 24 мс. Такий часовий інтервал дає змогу сформувати короточасні імпульсні компоненти, з яких утворюється загальний ЕМГ-сигнал.

Оскільки реальний електроміографічний сигнал завжди містить випадкові складові, до змодельованого сигналу додатково вводиться шум. Наявність шумів, артефактів та зміни амплітудно-часових характеристик є типовою особливістю реєстрації поверхневих ЕМГ-сигналів [10, 9]. У роботі шум задається як випадковий сигнал із малою амплітудою:

$$x_n(t) = x(t) + \sigma \cdot r(t) \quad (2.3)$$

де $x_n(t)$ – ЕМГ-сигнал з урахуванням доданого шуму;

$x(t)$ – сигнал, сформований на основі MUAP-компонентів;

σ – рівень доданого шуму;

$r(t)$ – випадкова послідовність із нормальним розподілом.

У програмній моделі прийнято рівень шуму $\sigma = 0.007$ мВ.

Додавання шуму дозволяє зробити модельний сигнал більш наближеним до умов реєстрації біоелектричних сигналів, у яких на результат впливають

електричні завади, особливості контакту електродів зі шкірою, рухові артефакти та інші фактори [10, 9].

Загальна тривалість змодельованого сигналу залежить від кількості MUAP-компонентів та тривалості одного компонента. Орієнтовно її можна оцінити за формулою (2.4):

$$T_x \approx N \cdot T \quad (2.4)$$

Де T_x – орієнтовна тривалість змодельованого сигналу;

N – кількість MUAP-компонентів;

T – сумарна тривалість одного MUAP-компонента.

У результаті, змодельований ЕМГ-сигнал має тривалість близько 5 с, що є достатнім для демонстрації процесів генерування, попередньої обробки, формування огинаючої та отримання керуючої команди.

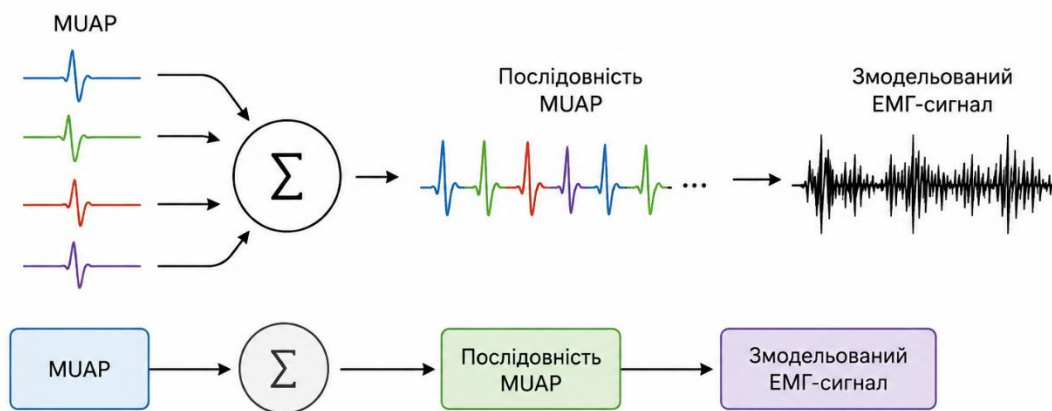


Рисунок 2.3 – Принцип формування змодельованого ЕМГ-сигналу на основі MUAP-компонентів

У даній програмній моделі ЕМГ-сигнал не розглядається як повністю фізіологічно точна модель усіх процесів, що відбуваються в м'язі. Його призначення полягає у створенні керованого вхідного сигналу, який має

характерні ознаки електроміографічної активності: імпульсний характер, змінну амплітуду, наявність шуму та можливість подальшого виділення огинаючої. Це дозволяє використовувати модельний сигнал для перевірки алгоритму попередньої обробки та формування керуючої команди [10, 11].

Прийнята математична модель є зручною для програмної реалізації, оскільки її параметри можуть змінюватися користувачем. Зміна частоти дискретизації, кількості MUAP-компонентів, амплітуд, тривалостей фаз і рівня шуму дозволяє досліджувати різні варіанти форми ЕМГ-сигналу та оцінювати вплив цих параметрів на результат формування керуючого сигналу.

Отже, у даній роботі електроміографічний сигнал моделюється як сума потенціалів дії рухових одиниць із додаванням шуму. Така модель забезпечує формування вхідного сигналу, придатного для подальшої цифрової обробки, виділення інформативних характеристик і формування адаптивної керуючої команди протеза кисті [8, 11].

2.3 Алгоритм генерування змодельованого ЕМГ-сигналу

Генерування змодельованого електроміографічного сигналу є першим основним етапом роботи програмної системи. На цьому етапі формується вхідний сигнал, який надалі використовується для попередньої обробки, виділення інформативних характеристик та формування керуючої команди. У цій роботі змодельований ЕМГ-сигнал створюється на основі послідовності модельних потенціалів дії рухових одиниць, що відповідає загальному підходу до подання ЕМГ як суперпозиції MUAP-компонентів.

Основною метою алгоритму генерування є створення сигналу, який має характерні ознаки електроміографічної активності: змінну амплітуду, імпульсний характер, наявність окремих короткочасних компонентів та шуму. Такий сигнал не є повною фізіологічною моделлю м'язової активності, однак є

достатнім для перевірки алгоритмів попередньої обробки та формування керуючого сигналу.

У програмній реалізації для генерування сигналу використовується функція *geMUAP*, яка формує послідовність модельних MUAP-компонентів. На вхід функції подаються кількість компонентів N , амплітудні коефіцієнти (A), коефіцієнти затухання (k), часові параметри (T) та частота дискретизації f_d . Після формування базового сигналу до нього додається шум малої амплітуди, що дозволяє наблизити модель до умов реєстрації реального біоелектричного сигналу [10, 9].

Частота дискретизації 2048 Гц обрана з урахуванням параметрів відкритих наборів поверхневих ЕМГ-сигналів м'язів зап'ястка та передпліччя, які застосовуються для задач розпізнавання жестів кисті [22, 23]. Такий вибір дозволяє узгодити програмну модель із типовими умовами цифрової реєстрації ЕМГ-сигналів верхньої кінцівки.

Кількість MUAP-компонентів ($N = 210$) забезпечує формування сигналу тривалістю близько 5 с. Цього достатньо для візуального аналізу, перевірки етапів попередньої обробки, формування огинаючої та отримання керуючого сигналу. Амплітудні коефіцієнти задано в мілівольтах, що дозволяє надалі виконувати порогову обробку без додаткового переходу до умовних одиниць.

Алгоритм генерування змодельованого ЕМГ-сигналу включає такі основні етапи: введення параметрів моделювання, перевірку коректності заданих значень, формування послідовності MUAP-компонентів, додавання шуму, створення часового вектора та збереження отриманого сигналу для подальшої обробки. Схему алгоритму генерування змодельованого ЕМГ-сигналу наведено на рисунку 2.4.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		39

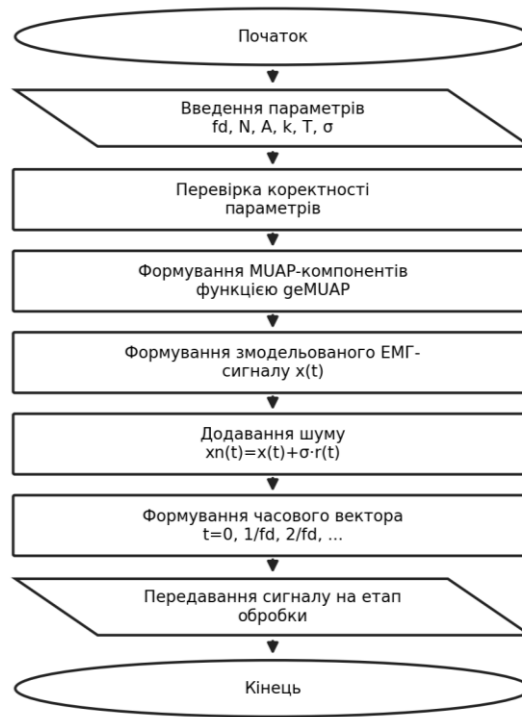


Рисунок 2.4 – Алгоритм генерування змодельованого ЕМГ-сигналу

На першому етапі користувач задає параметри моделювання у графічному інтерфейсі. Після цього виконується перевірка коректності введених значень. Частота дискретизації та кількість MUAP-компонентів мають бути додатними числами, а масиви амплітудних коефіцієнтів, коефіцієнтів затухання та часових параметрів повинні містити по чотири значення.

Після перевірки параметрів виконується формування змодельованого сигналу за допомогою функції geMUAP. Ця функція створює послідовність MUAP-компонентів відповідно до заданих амплітудних, часових і експоненційних параметрів. Отриманий сигнал подається у вигляді одновимірного часового ряду.

Для підвищення правдоподібності до сформованого сигналу додається випадковий шум. Його рівень задається параметром σ , який у даній моделі прийнято рівним 0.007 мВ. Додавання шуму дозволяє врахувати наявність випадкових коливань, які характерні для реальних ЕМГ-сигналів [10, 9].

Після додавання шуму формується часовий вектор, який використовується для подальшого відображення сигналу на графіку. Значення часу визначаються відповідно до частоти дискретизації. Це дозволяє відобразити змодельований ЕМГ-сигнал у часовій області та аналізувати його зміну в мілісекундах або секундах.

Результатом роботи алгоритму є змодельований електроміографічний сигнал $x_n(t)$, який передається на наступний етап – попередню обробку. Сформований сигнал використовується як вхідний для усунення постійної складової, випрямлення, згладжування, виділення огинаючої та подальшого формування керуючої команди.

Алгоритм генерування змодельованого ЕМГ-сигналу забезпечує створення керованого вхідного сигналу з параметрами, які можуть змінюватися користувачем. Це дозволяє досліджувати вплив частоти дискретизації, кількості MUAP-компонентів, амплітуди, тривалості фаз та рівня шуму на форму сигналу і результат подальшої обробки.

2.4 Алгоритм попередньої обробки електроміографічного сигналу

Попередня обробка електроміографічного сигналу є необхідним етапом перед виділенням інформативних характеристик та формуванням керуючої команди. Змодельований ЕМГ-сигнал, отриманий на попередньому етапі, має знаковмінний характер і містить шум, тому його безпосереднє використання для формування керуючого сигналу є недоцільним. Для підготовки сигналу до подальшого аналізу виконуються усунення постійної складової, випрямлення та згладжування [10, 9, 3].

Основною метою попередньої обробки є перетворення сирого ЕМГ-сигналу у форму, придатну для оцінювання рівня м'язової активності. У результаті обробки швидкі знаковмінні коливання сигналу перетворюються у не від'ємний

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		41

згладжений сигнал, який надалі використовується для формування огинаючої та розрахунку RMS-характеристики.

На першому етапі попередньої обробки виконується усунення постійної складової сигналу. Для цього із вхідного ЕМГ-сигналу віднімається його середнє значення. Така операція дозволяє зменшити зміщення базової лінії та підготувати сигнал до подальшого випрямлення.

Математично центрування сигналу можна подати за формулою (2.5):

$$x_c(t) = x(t) - \bar{x} \quad (2.5)$$

де $x_c(t)$ – сигнал після усунення постійної складової;

$x(t)$ – вхідний змодельований ЕМГ-сигнал;

\bar{x} – середнє значення сигналу.

Після усунення постійної складової виконується випрямлення сигналу. Оскільки ЕМГ-сигнал є знаковмінним, для оцінювання загального рівня м'язової активності використовується модуль сигналу. У результаті всі від'ємні значення перетворюються на додатні, а сигнал набуває форми, придатної для подальшого згладжування.

Операція випрямлення описується формулою (2.6):

$$x_r(t) = |x_c(t)| \quad (2.6)$$

$x_r(t)$ – випрямлений ЕМГ-сигнал;

$x_c(t)$ – сигнал після усунення постійної складової.

Наступним етапом є згладжування випрямленого сигналу методом ковзного середнього. Згладжування дозволяє зменшити різкі коливання сигналу та отримати більш плавну криву, яка відображає зміну рівня м'язової активності в часі. У програмній реалізації для цього використовується вікно згладжування тривалістю 80 мс.

Кількість відліків у вікні згладжування визначається за формулою (2.7):

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		42

$$N_w = \frac{t_w}{1000} \cdot fd \quad (2.7)$$

де N_w – кількість відліків у вікні згладжування;

t_w – тривалість вікна згладжування, мс;

fd – частота дискретизації сигналу, Гц.

Для прийнятих у роботі параметрів $N_w = 80/1000 \cdot 2048 \approx 164$ відліки.

Після визначення довжини вікна виконується згладжування випрямленого сигналу за формулою (2.8):

$$x_p(t) = \text{movmean}(x_r(t), N_w) \quad (2.8)$$

де $x_p(t)$ – попередньо оброблений ЕМГ-сигнал;

movmean – операція ковзного середнього;

N_w – кількість відліків у вікні згладжування.

У результаті виконання попередньої обробки формується сигнал $x_p(t)$, який має не від'ємні значення та є більш стійким до випадкових коливань. Саме цей сигнал використовується як основа для виділення огинаючої та подальшого формування керуючої команди.

Структурну схему попередньої обробки електроміографічного сигналу наведено на рисунку 2.5.

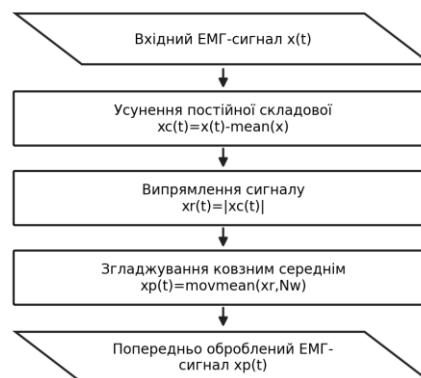


Рисунок 2.5 – Структурна схема попередньої обробки електроміографічного сигналу

Схему алгоритму попередньої обробки електроміографічного сигналу наведено на рисунку 2.6.



Рисунок 2.6 – Алгоритм попередньої обробки ЕМГ-сигналу

Результат попередньої обробки змодельованого ЕМГ-сигналу наведено на рисунку 2.7. На ньому подано порівняння вхідного сигналу та сигналу після випрямлення і згладжування.

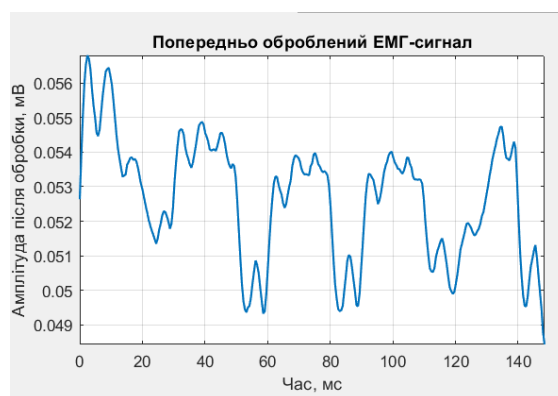


Рисунок 2.7 – Приклад попередньої обробки змодельованого ЕМГ-сигналу

Алгоритм попередньої обробки забезпечує перетворення сирого змодельованого ЕМГ-сигналу у згладжений не від'ємний сигнал, придатний для подальшого виділення інформативних характеристик. Виконання цього етапу є необхідним для зменшення впливу випадкових коливань та підготовки сигналу до формування керуючої команди.

2.5 Алгоритм виділення інформативних характеристик та формування керуючої команди

Після виконання попередньої обробки електроміографічного сигналу необхідно виділити характеристики, які можуть бути використані для формування керуючої команди протеза кисті. До таких характеристик належать огибаюча ЕМГ-сигналу та RMS-характеристика. Вони дозволяють оцінити рівень м'язової активності в часі та сформувати числову величину, придатну для подальшого керування виконавчим механізмом протеза [8, 10, 12, 14].

Основною інформативною характеристикою є огибаюча ЕМГ-сигналу. Вона формується на основі попередньо обробленого сигналу, отриманого після усунення постійної складової, випрямлення та згладжування. Огибаюча відображає зміну інтенсивності електроміографічної активності та дозволяє визначити моменти підвищення м'язового напруження.

У програмній моделі огибаюча визначається як попередньо оброблений сигнал за формулою (2.9):

$$E(t) = x_p(t) \quad (2.9)$$

де $E(t)$ – огибаюча ЕМГ-сигналу;

$x_p(t)$ – попередньо оброблений сигнал після випрямлення та згладжування.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		45

Додатковою характеристикою є RMS-значення сигналу. RMS-характеристика використовується для оцінювання середньоквадратичного рівня сигналу в межах заданого часового вікна. Вона є поширеним показником під час аналізу ЕМГ-сигналів, оскільки відображає енергетичний рівень м'язової активності [10, 12].

У дискретному вигляді RMS-характеристику можна подати за формулою (2.10):

$$RMS[n] = \sqrt{\frac{1}{N_w} \sum_{j=0}^{N_w-1} x_c^2[n-j]} \quad (2.10)$$

де $RMS[n]$ – середньоквадратичне значення сигналу в момент часу n ;

N_w – кількість відліків у вікні обробки;

$x_c[n]$ – сигнал після усунення постійної складової.

У роботі огинача використовується як основна величина для формування керуючої команди, а RMS-характеристика – як додатковий показник рівня сигналу. Такий підхід дозволяє не тільки сформувавши керуючий сигнал, але й візуально порівняти зміну огиначаючої та середньоквадратичного рівня ЕМГ.

Формування керуючої команди виконується на основі порогової обробки огиначаючої. Якщо значення огиначаючої не перевищує заданий поріг, вважається, що рівень м'язової активності є недостатнім для формування керуючої дії. У такому випадку керуючий сигнал дорівнює нулю. Якщо огиначаюча перевищує порогове значення, формується керуючий сигнал, пропорційний величині перевищення порога.

У загальному вигляді керуючий сигнал можна подати за формулою (2.11):

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		46

$$u(t) = \begin{cases} 0, & E(t) \leq P, \\ E(t) - P, & E(t) > P. \end{cases} \quad (2.11)$$

де $u(t)$ – керуючий сигнал;

$E(t)$ – огибаюча ЕМГ-сигналу;

P – порогове значення.

У скороченому вигляді цей вираз можна записати за формулою (2.12):

$$u(t) = \max(E(t) - P, 0) \quad (2.12)$$

У цій реалізації порогове значення дорівнює $P = 0.018$ мВ.

Це значення використовується для відсікання слабкої фонові активності та шумових коливань. Завдяки цьому керуючий сигнал формується лише тоді, коли рівень огибаючої перевищує заданий поріг. Такий принцип є доцільним для міоелектричних систем керування, у яких необхідно відрізнити стан спокою від активного м'язового скорочення [8, 18, 14, 7].

Адаптивність у розробленій програмній моделі реалізується через можливість зміни параметрів обробки, зокрема тривалості вікна згладжування та порогового значення. Зміна цих параметрів дозволяє налаштувати чутливість системи до рівня ЕМГ-сигналу та досліджувати вплив параметрів обробки на форму керуючої команди. Такий підхід узгоджується з сучасними роботами, у яких розглядається віконна обробка ЕМГ-сигналів та формування керуючих дій у біопротезах [14, 7].

Схему алгоритму виділення інформативних характеристик та формування керуючої команди наведено на рисунку 2.8.

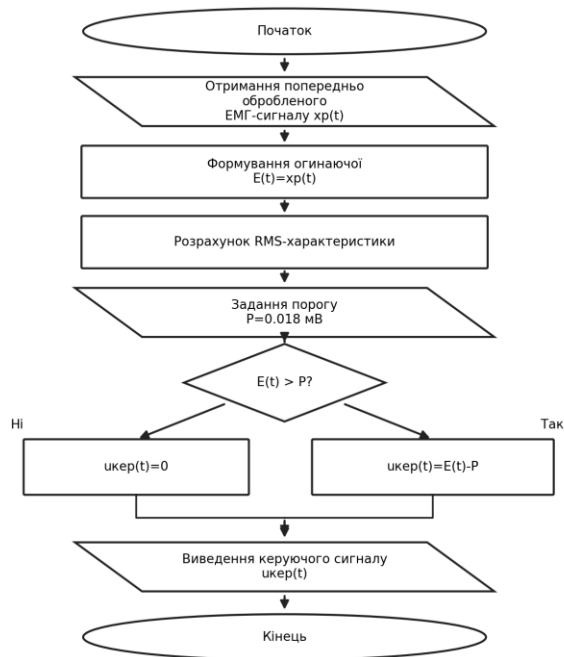


Рисунок 2.8 – Алгоритм виділення характеристик та формування керуючої команди

Приклад відображення огибающей, RMS-характеристики та сформованого керуючого сигналу наведено на рисунку 2.9.

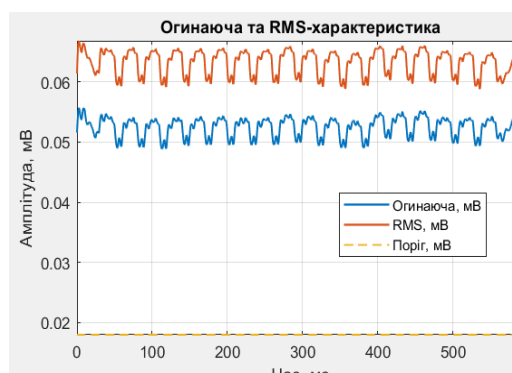


Рисунок 2.9 – Приклад формування огибающей, RMS-характеристики та керуючого сигналу

На рисунку 2.9 подано три основні залежності: огибающую ЕМГ-сигналу, RMS-характеристику та керуючий сигнал після порогової обробки. Це дозволяє

наочно продемонструвати, що керуюча команда формується тільки в ті моменти часу, коли рівень огинаючої перевищує заданий поріг.

Алгоритм виділення інформативних характеристик забезпечує перехід від попередньо обробленого ЕМГ-сигналу до числової величини, придатної для керування протезом кисті. Використання огинаючої, RMS-характеристики та порогової обробки дозволяє сформувати простий і наочний керуючий сигнал, який відображає зміну рівня м'язової активності в часі.

2.6 Структурна модель формування керуючого сигналу в середовищі Simulink

Для наочного подання процесу формування керуючого сигналу в роботі передбачено створення структурної моделі в середовищі Simulink. Використання Simulink дозволяє представити алгоритм формування керуючої команди у вигляді функціональних блоків, між якими передаються сигнали. Такий підхід є зручним для візуального аналізу логіки роботи системи та подальшого розширення моделі [24].

Уданій роботі Simulink-модель не описує повну механічну або електронну частину протеза кисті. Її призначення полягає у структурному поданні завершального етапу обробки ЕМГ-сигналу, а саме перетворення огинаючої електроміографічного сигналу в керуючу величину. Тому модель використовується як допоміжний інструмент для візуалізації алгоритму формування керуючого сигналу.

Вхідними даними для структурної моделі є змодельований ЕМГ-сигнал, огинаюча ЕМГ-сигналу та порогове значення. Змодельований ЕМГ-сигнал використовується для візуального контролю вхідної біоелектричної активності, а огинаюча застосовується як основна величина для формування керуючої команди. Порогове значення задає мінімальний рівень огинаючої, після перевищення якого формується керуючий сигнал.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		49

Формування керуючого сигналу в Simulink виконується відповідно до формули (2.12).

У структурній моделі використовується принцип віднімання порога від огинаючої. Якщо результат віднімання є додатним, він передається на вихід як керуючий сигнал. Якщо результат є від'ємним, він обмежується нулем. Завдяки цьому керуюча команда формується лише тоді, коли рівень огинаючої перевищує заданий поріг.

Основними блоками Simulink-моделі є:

- блок введення змодельованого ЕМГ-сигналу з робочої області MATLAB;
- блок введення огинаючої ЕМГ-сигналу з робочої області MATLAB;
- блок задання порогового значення;
- блок віднімання порога від огинаючої;
- блок обмеження від'ємних значень;
- блоки візуалізації сигналів;
- вихідний блок керуючого сигналу.

Структурну схему формування керуючого сигналу в середовищі Simulink наведено на рисунку 2.10.

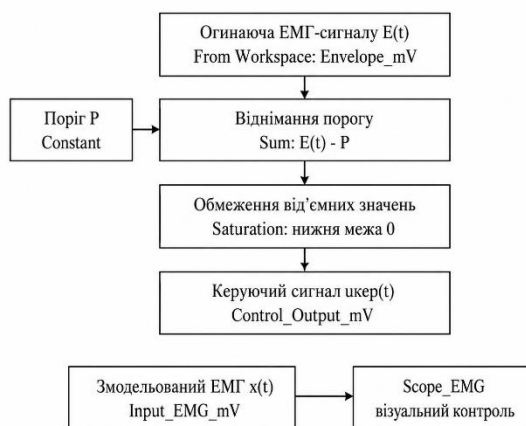


Рисунок 2.10 – Структурна схема формування керуючого сигналу в середовищі Simulink

У моделі блок From Workspace використовується для передавання сигналів із робочої області MATLAB до середовища Simulink. Це дозволяє застосовувати вже сформовані у MATLAB часові ряди без повторного генерування сигналу безпосередньо в Simulink. Для контролю вхідних даних у модель передається змодельований ЕМГ-сигнал, а для формування керуючої команди – огибаюча ЕМГ-сигналу.

Порогове значення задається за допомогою блока Constant. У даній роботі поріг використовується в тих самих одиницях, що й огибаюча ЕМГ-сигналу, тобто в мілівольтах. Це дозволяє безпосередньо порівнювати рівень огибаючої з порогом без додаткового масштабування.

Блок Sum виконує операцію віднімання порогового значення від огибаючої сигналу за формулою (2.13):

$$y(t) = E(t) - P \quad (2.13)$$

де $y(t)$ – проміжний сигнал після віднімання порогового значення;

$E(t)$ – огибаюча ЕМГ-сигналу;

P – порогове значення.

Після цього сигнал надходить на блок Saturation. Нижня межа цього блока встановлюється рівною нулю, тому всі від’ємні значення замінюються нулем. Верхня межа не обмежує сигнал, що дозволяє зберегти додатні значення керуючої величини. Так блок Saturation реалізує обмеження від’ємних значень відповідно до порогового принципу, поданого у формулах (2.11)–(2.12).

Для візуального аналізу в моделі використовуються блоки Scope. Один із них призначений для перегляду змодельованого ЕМГ-сигналу, інший – для відображення огибаючої, порогового рівня та сформованого керуючого сигналу. Це дозволяє наочно простежити, у які моменти часу огибаюча перевищує поріг і коли формується керуюча команда.

Окремо в моделі передбачено вихідний блок Control_Output_mV, який подає сформований керуючий сигнал на вихід моделі. У подальшому такий сигнал може бути використаний як основа для керування виконавчим механізмом або для розширення моделі за рахунок додавання блока приводу, блока навантаження чи моделі руху кисті.

Порядок створення структурної моделі в середовищі Simulink наведено на рисунку 2.11.

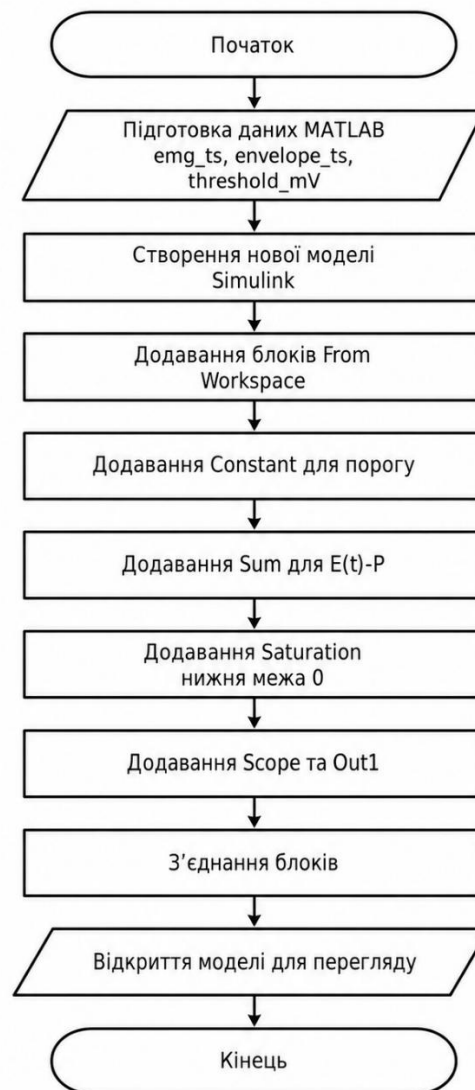


Рисунок 2.11 – Алгоритм створення Simulink-моделі формування керуючого сигналу

Input_EMG_mV — вхідний змодельований ЕМГ-сигнал, мВ

Структурна модель формування керуючого сигналу на основі ЕМГ

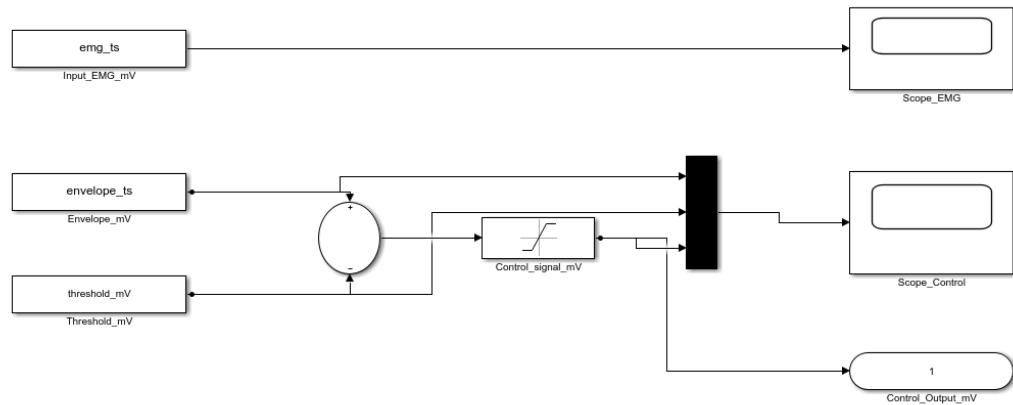


Рисунок 2.12 – Загальний вигляд Simulink-моделі формування керуючого сигналу

На рисунку 2.12 відображено основні блоки Simulink-моделі.

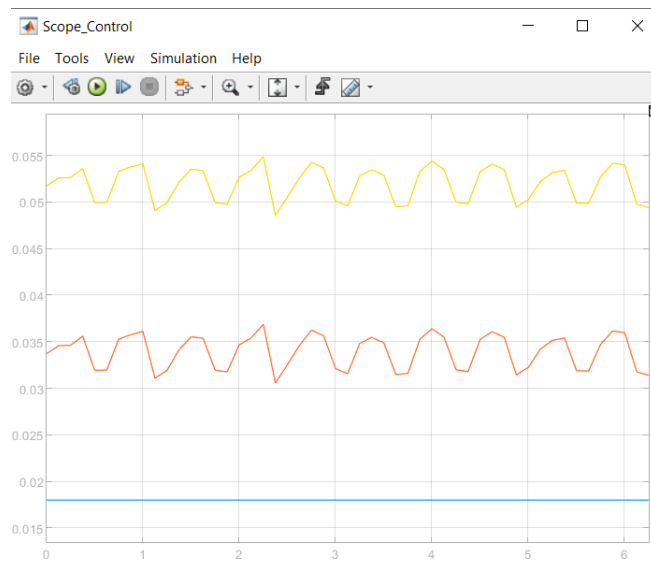


Рисунок 2.13 – Приклад відображення огибающей, порогового рівня та керуючого сигналу в Simulink

Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата

КРБ 163.22-012.001 ПЗ

Арк

53

Структурна модель у середовищі Simulink дозволяє наочно представити процес формування керуючої команди на основі огинаючої ЕМГ-сигналу. Модель демонструє логіку порогової обробки та обмеження від'ємних значень, що відповідає програмному алгоритму формування керуючого сигналу. Використання Simulink спрощує візуальну перевірку структури системи та створює основу для подальшого розширення моделі біокерованого протеза кисті.

2.7 Програмна реалізація системи у середовищі MATLAB

Програмну реалізацію системи формування адаптивних керуючих сигналів протеза кисті виконано у середовищі MATLAB. Це середовище є зручним для роботи з числовими масивами, моделювання сигналів, побудови графіків, створення графічного інтерфейсу користувача та взаємодії з Simulink [24, 25]. Розроблена програма має вигляд графічного інтерфейсу користувача, у якому передбачено введення параметрів моделювання, запуск генерування ЕМГ-сигналу, виконання попередньої обробки, формування керуючого сигналу, візуалізацію результатів, експорт даних у робочу область MATLAB та створення структурної моделі у Simulink.

Основними функціональними елементами програмної реалізації є:

- поля введення параметрів моделювання;
- кнопка генерування змодельованого ЕМГ-сигналу;
- кнопка попередньої обробки сигналу;
- кнопка формування керуючого сигналу;
- область побудови графіків;
- кнопка експорту даних у робочу область MATLAB;
- кнопка створення Simulink-моделі;
- кнопки очищення графіків і збереження результатів.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		54

ковзного середнього. Оброблений сигнал відображається на окремому графіку, що дозволяє порівняти його з початковим змодельованим ЕМГ-сигналом.

Після попередньої обробки виконується формування огибаючої та розрахунок RMS-характеристики. Огибаюча використовується як основна характеристика для формування керуючої команди, а RMS-характеристика – як додатковий показник рівня сигналу. Обидві характеристики виводяться на графік для візуального аналізу.

Формування керуючого сигналу здійснюється шляхом порівняння огибаючої з пороговим значенням. Якщо рівень огибаючої не перевищує заданий поріг, керуючий сигнал дорівнює нулю. Якщо огибаюча перевищує поріг, формується сигнал, пропорційний величині цього перевищення. У програмній реалізації це відповідає формулі (2.12).

Для відображення результатів у програмі передбачено чотири основні графічні області:

- графік змодельованого ЕМГ-сигналу;
- графік попередньо обробленого ЕМГ-сигналу;
- графік огибаючої та RMS-характеристики;
- графік сформованого керуючого сигналу.

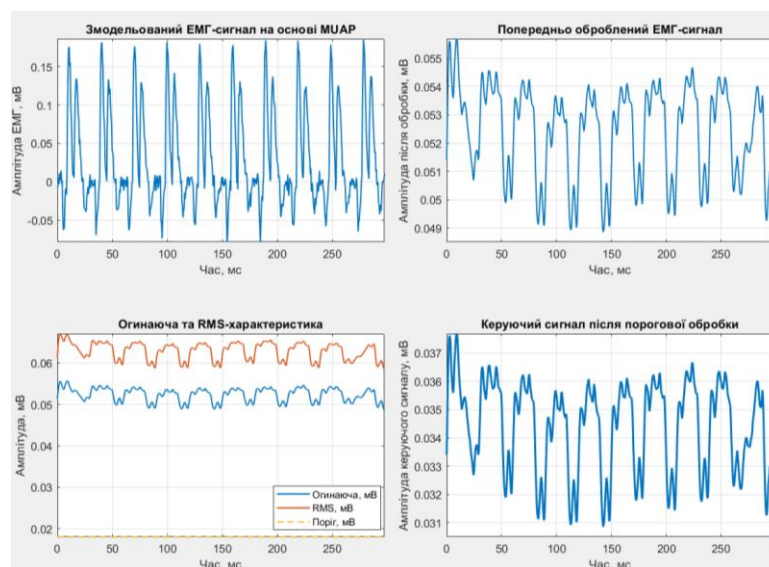


Рисунок 2.15 – Приклад відображення результатів роботи програмної системи в MATLAB

Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата

Окремо в програмі передбачено можливість експорту основних змінних у робочу область MATLAB. Це дає змогу надалі використовувати сформовані сигнали для додаткового аналізу, побудови графіків, створення таблиць або передавання даних у Simulink-модель. До таких змінних належать часовий вектор, змодельований ЕМГ-сигнал, попередньо оброблений сигнал, огинаюча, RMS-характеристика та керуючий сигнал.

Також програмна реалізація містить функцію автоматичного створення Simulink-моделі. Після формування необхідних сигналів програма передає часові ряди в робочу область MATLAB і створює структурну модель, у якій відображається логіка формування керуючого сигналу на основі огинаючої та порогового значення. Це забезпечує зв'язок між програмною частиною, реалізованою в MATLAB, і структурним моделюванням у Simulink [24, 25].

Загальний алгоритм роботи програмної реалізації наведено на рисунку 2.16.

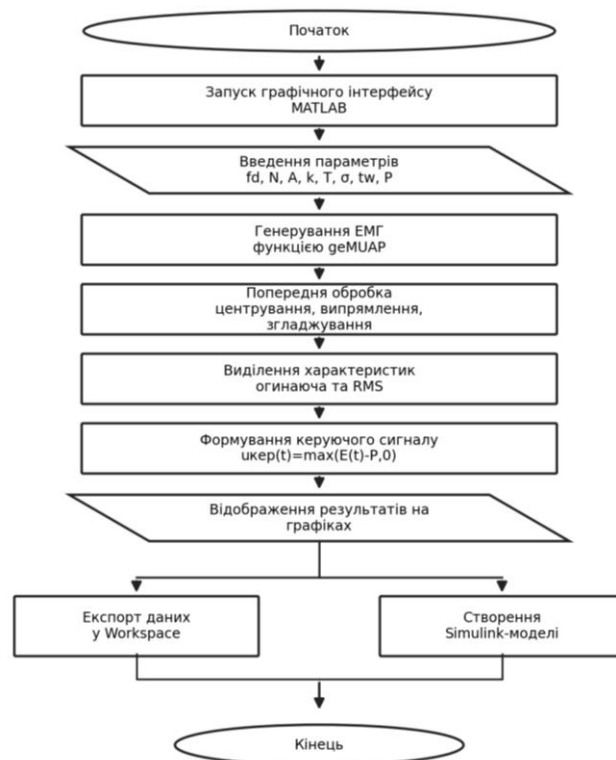


Рисунок 2.16 – Алгоритм роботи програмної реалізації у середовищі
MATLAB

Під час розроблення програмної системи важливим є забезпечення послідовності виконання етапів. Генерування сигналу має виконуватися перед його попередньою обробкою, а формування керуючого сигналу – після отримання огинаючої. Така структура дозволяє уникнути помилок, пов'язаних із відсутністю необхідних проміжних даних.

У цьому розділі наведено опис логіки програмної реалізації, її основних функціональних елементів та послідовності роботи програми.

2.8 Висновки до розділу 2

У другому розділі розроблено алгоритмічно-програмну модель формування адаптивних керуючих сигналів протеза кисті на основі електроміографічного сигналу. Визначено загальну структуру системи, її основні функціональні модулі та послідовність перетворення змодельованого ЕМГ-сигналу в керуючу команду.

Побудовано математичну модель ЕМГ-сигналу, у якій сигнал подано як суму модельних потенціалів дії рухових одиниць із додаванням шуму. На основі цієї моделі розроблено алгоритм генерування змодельованого ЕМГ-сигналу з можливістю задання основних параметрів: частоти дискретизації, кількості MUAP-компонентів, амплітудних коефіцієнтів, часових параметрів та рівня шуму.

Розроблено алгоритм попередньої обробки ЕМГ-сигналу, який включає усунення постійної складової, випрямлення та згладжування методом ковзного середнього. Це дозволяє перетворити знакозмінний сигнал у форму, придатну для подальшого аналізу та виділення інформативних характеристик.

Для формування керуючої команди використано огинаючу ЕМГ-сигналу та RMS-характеристику. Керуючий сигнал формується за пороговим принципом і набуває ненульового значення лише тоді, коли рівень огинаючої перевищує заданий поріг.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		58

Також розроблено структурну модель формування керуючого сигналу в середовищі Simulink та програмну реалізацію системи у MATLAB у вигляді графічного інтерфейсу користувача. Реалізована система забезпечує генерування, обробку, візуалізацію ЕМГ-сигналу, формування керуючої команди, експорт даних і створення Simulink-моделі.

Отже, у другому розділі сформовано програмну основу системи, яка дозволяє дослідити процес перетворення змодельованого електроміографічного сигналу в адаптивний керуючий сигнал протеза кисті.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		59

РОЗДІЛ 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору середовища MATLAB для реалізації програмної моделі

Для реалізації програмної моделі формування адаптивних керуючих сигналів протеза кисті було використано середовище MATLAB. Його вибір зумовлений тим, що MATLAB орієнтований на виконання числових обчислень, обробку сигналів, візуалізацію результатів та розроблення алгоритмів. Це є важливим для задачі, пов'язаної з аналізом електроміографічного сигналу, оскільки в процесі роботи необхідно виконувати операції над масивами даних, будувати часові графіки, виділяти інформативні характеристики та перевіряти роботу алгоритму формування керуючого сигналу [24].

У розробленій програмній системі MATLAB використовується для генерування змодельованого ЕМГ-сигналу, додавання шуму, попередньої обробки сигналу, побудови огибаючої, обчислення RMS-характеристики та формування керуючого сигналу після порогової обробки. Завдяки можливості роботи з векторами та матрицями середовище MATLAB дозволяє зручно описати послідовність перетворення ЕМГ-сигналу від початкового сигналу до керуючої дії.

Окремою перевагою MATLAB є наявність засобів побудови графічного інтерфейсу користувача. У програмі EMGgeAdaptiv інтерфейс реалізовано у вигляді окремого вікна, у якому розміщено поля введення параметрів, кнопки запуску основних етапів роботи та області для відображення графіків. Це дає змогу користувачу змінювати параметри моделювання без редагування

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		60

У лівій частині інтерфейсу розміщено блок параметрів сигналу. Він містить поля для введення частоти дискретизації, кількості MUAP-компонентів, амплітудних коефіцієнтів, коефіцієнтів згасання, часових параметрів, рівня доданого шуму, розміру вікна згладжування та порогового значення. Така організація дає змогу змінювати параметри моделювання без зміни структури програми.

Таблиця 3.1 – Основні параметри програмної моделі EMGgeAdaptiv

Параметр	Значення за замовчуванням	Призначення
Частота дискретизації	2048 Гц	задає кількість відліків сигналу за секунду
Кількість MUAP-компонентів	210	визначає кількість елементарних компонентів змодельованого ЕМГ-сигналу
Амплітудні коефіцієнти	[-0.06 0.18 0.13 -0.04] мВ	задають амплітудну форму MUAP-компонента
Коефіцієнти згасання	[-500 -450 -400 -500]	визначають характер експоненційної зміни компонентів
Часові параметри	[0.004 0.006 0.008 0.006] с	задають тривалість окремих ділянок MUAP
Рівень доданого шуму	0.007 мВ	імітує випадкові коливання сигналу
Вікно згладжування	80 мс	використовується під час згладжування та обчислення RMS
Порогове значення	0.018 мВ	застосовується для формування керуючого сигналу

Під блоком параметрів розміщено кнопки керування роботою програми. Кнопка “Генерувати ЕМГ” запускає формування змодельованого сигналу на основі MUAP-компонентів. Кнопка “Попередня обробка” виконує центрування, випрямлення та згладжування сигналу. Кнопка “Сформувати керуючий сигнал” запускає порогову обробку огинаючої та формує вихідний керуючий сигнал. Також в інтерфейсі передбачено кнопки експорту даних у Workspace, очищення графіків, збереження зображення інтерфейсу та створення структурної моделі в Simulink.

Параметри сигналу

Частота f_d , Гц:

Кількість MUAP N:

Амплітуди A, мВ:

Коефіцієнти k:

Тривалості T, с:

Рівень шуму, мВ:

Вікно, мс:

Поріг, мВ:

Рисунок 3.3 – Блок параметрів і кнопки керування програмної системи

У лівій частині вікна розміщено чотири графічні області. У першій області відображається змодельований ЕМГ-сигнал. У другій області подається попередньо оброблений сигнал після центрування, випрямлення та згладжування. У третій області виводяться огинаюча та RMS-характеристика. У четвертій області відображається сформований керуючий сигнал після порогової обробки.

Таке розміщення графічних областей дозволяє послідовно простежити всі етапи перетворення сигналу. Користувач може оцінити форму початкового змодельованого ЕМГ-сигналу, результат його попередньої обробки, зміну огинаючої та RMS-характеристики, а також вигляд сформованої керуючої дії.

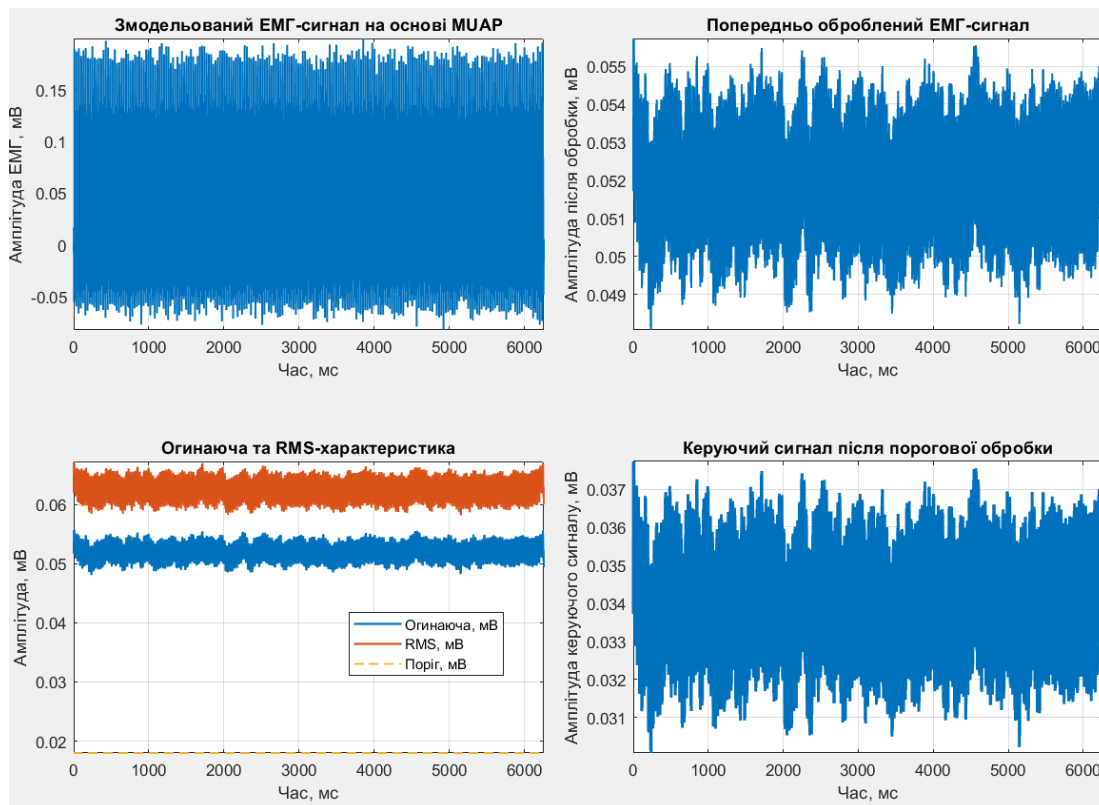


Рисунок 3.4 – Відображення результатів обробки ЕМГ-сигналу в графічних областях інтерфейсу

Для інформування користувача про поточний стан роботи програми передбачено текстове поле статусу. У ньому відображаються повідомлення про виконані дії, зокрема про генерування ЕМГ-сигналу, виконання попередньої обробки, формування керуючого сигналу або експорт даних у Workspace. Це підвищує зручність використання інтерфейсу та дає змогу контролювати послідовність виконання етапів роботи.

Розроблений графічний інтерфейс забезпечує повний цикл роботи з програмною моделлю: введення параметрів, генерування сигналу, попередню обробку, виділення інформативних характеристик, формування керуючого сигналу та підготовку результатів до подальшого аналізу. Завдяки цьому інтерфейс є зручним інструментом для перевірки працездатності програмної системи та отримання графічних результатів для спеціальної частини роботи.

3.3 Методика тестування роботи програмної моделі

Тестування програмної моделі проводилося для перевірки працездатності основних етапів перетворення електроміографічного сигналу в керуючу дію. Під час тестування оцінювалася можливість генерування змодельованого ЕМГ-сигналу, виконання його попередньої обробки, виділення огинаючої та RMS-характеристики, а також формування керуючого сигналу після порогової обробки.

Основою для формування змодельованого ЕМГ-сигналу є авторська бібліотечна функція *geMUAP*. Вона призначена для створення послідовності одиничних MUAP-компонентів, які об'єднуються в загальний змодельований сигнал. На вхід функції подаються кількість MUAP-компонентів N , масив амплітудних коефіцієнтів A , масив коефіцієнтів затухання k , масив тривалостей фаз T та частота дискретизації fd .

Кожний MUAP-компонент у функції *geMUAP* формується з нульової ділянки та чотирьох хвиль. Хвилі мають синусоїдальну форму з експоненційним затуханням. Для кожної хвилі задається окрема амплітуда, коефіцієнт затухання та тривалість фази. Перша та четверта хвилі мають від'ємний напрямок, а друга та третя – додатний. Завдяки такій побудові формується багатофазний MUAP-компонент, який імітує характерну форму елементарної активності рухової одиниці.

У процесі генерування сигналу до амплітудних параметрів додається невелике випадкове відхилення. Це дає змогу уникнути повної однаковості окремих MUAP-компонентів і зробити змодельований сигнал більш наближеним до реального біоелектричного сигналу. Після формування одного MUAP-компонента він додається до результуючого сигналу, і така операція повторюється N разів. У результаті формується послідовність MUAP-компонентів, яка використовується як змодельований ЕМГ-сигнал.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		66

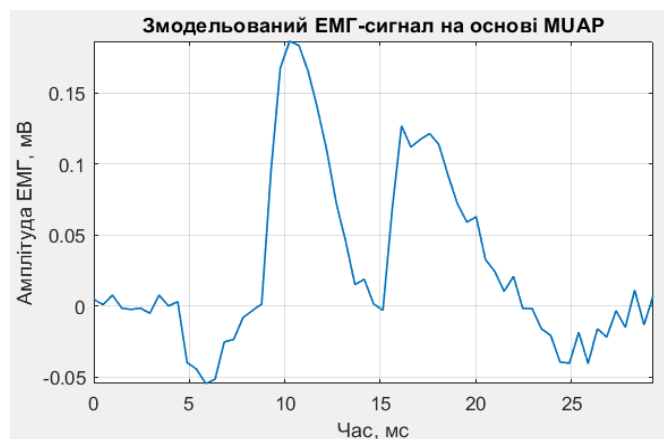


Рисунок 3.5 – Приклад змодельованого ЕМГ-сигналу, сформованого за допомогою функції geMUAP

Після формування змодельованого сигналу до нього додавався шум заданого рівня. Додавання шуму необхідне для наближення умов моделювання до реальних умов реєстрації ЕМГ-сигналів, оскільки реальний поверхневий ЕМГ завжди містить випадкові коливання, пов'язані з контактними властивостями електродів, рухами користувача, електричними завадами та іншими чинниками.

Таблиця 3.2 – Параметри тестування програмної моделі

Параметр	Значення	Одиниці
Частота дискретизації f_d	2048	Гц
Кількість MUAP-компонентів N	210	-
Амплітудні коефіцієнти A	[-0.06 0.18 0.13 -0.04]	мВ
Коефіцієнти затухання k	[-500 -450 -400 -500]	-
Тривалості фаз T	[0.004 0.006 0.008 0.006]	с
Рівень доданого шуму	0.007	мВ
Вікно згладжування	80	мс
Відносний поріг для порівняння	0.20	частка від максимуму огинаючої

Попередня обробка змодельованого та реального ЕМГ-сигналів виконувалася за однаковою послідовністю. Спочатку здійснювалося центрування сигналу шляхом віднімання середнього значення. Це дозволяло усунути зміщення

сигналу відносно нульового рівня. Далі виконувалося випрямлення сигналу, тобто перехід до модуля амплітуди. Після цього випрямлений сигнал згладжувався методом ковзного середнього у вікні тривалістю 80 мс. У результаті отримувалася огинаюча, яка відображає зміну рівня активності сигналу в часі.

Крім огинаючої, для аналізу сигналу обчислювалася RMS-характеристика. Вона використовується для оцінювання енергетичного рівня ЕМГ-сигналу в ковзному часовому вікні. RMS-характеристика є додатною величиною, тому під час порівняння її не центрували відносно середнього значення, а нормували в діапазоні від 0 до 1.

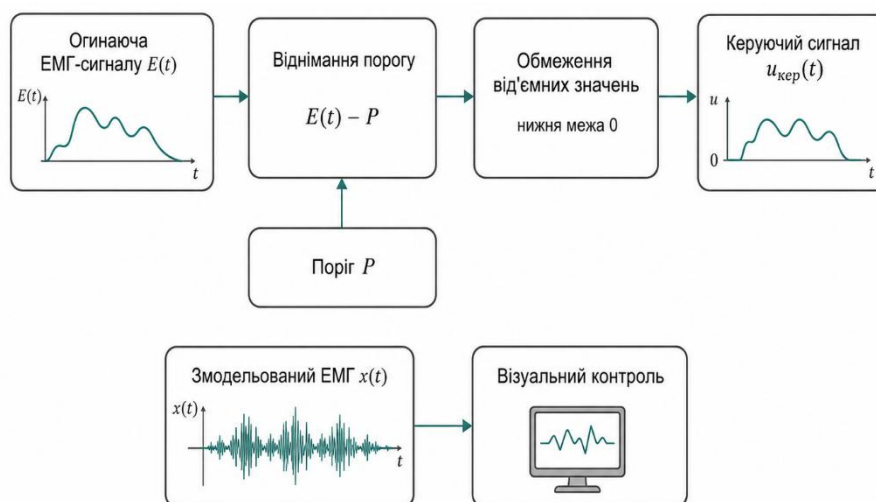


Рисунок 3.6 – Послідовність тестування програмної моделі формування керуючого сигналу

Для додаткової перевірки роботи програмної моделі було виконано порівняння змодельованого ЕМГ-сигналу з реальним поверхневим ЕМГ-сигналом. Як джерело реального сигналу використано відкритий набір даних GRABМуо, який містить записи електроміографічних сигналів передпліччя та зап'ястка під час виконання жестів кисті. Для тестування було використано запис

«session2_participant7_gesture10_trial1» з відкритого набору даних GRABMuo, отриманий під час виконання жесту кисті; для аналізу обрано канал W1 [22, 26]. Порівняння змодельованого та реального сигналів не розглядалося як доведення їх повної ідентичності. Реальний ЕМГ залежить від конкретного жесту, рівня м'язового напруження, розташування електродів, індивідуальних особливостей користувача та умов реєстрації. Тому метою порівняння було не повне відтворення реального сигналу, а перевірка того, чи дає змодельований сигнал після однакової обробки подібні інформативні характеристики.

Для коректного зіставлення змодельованого та реального ЕМГ-сигналів застосовувалося нормування. Сирі сигнали після центрування нормувалися за максимальною абсолютною амплітудою. Це дозволяло порівнювати форму та характер коливань сигналів незалежно від їх абсолютного масштабу. Огинаючі, RMS-характеристики та керуючі сигнали нормувалися у діапазоні від 0 до 1, оскільки ці величини є додатними характеристиками.

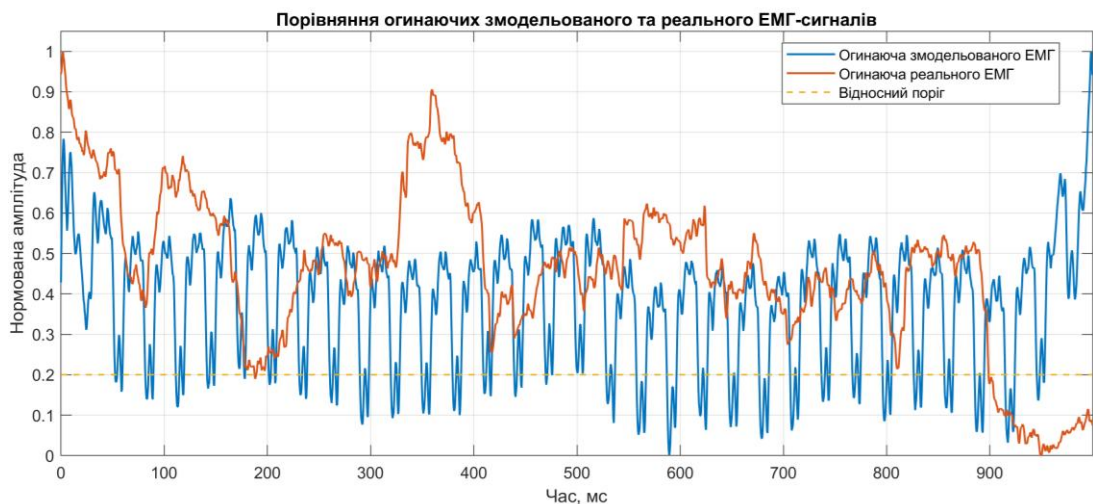


Рисунок 3.7 – Приклад порівняння змодельованого та реального ЕМГ-сигналів

Формування керуючого сигналу здійснювалося шляхом порогової обробки огинаючої. Якщо значення огинаючої не перевищувало порогового рівня, керуючий сигнал дорівнював нулю. Якщо огинаюча перевищувала поріг,

формувалася додатна керуюча величина, пропорційна перевищенню порогового значення.

Для порівняння змодельованого та реального сигналів використовувався відносний поріг, що становив 20 % від максимального значення огинаючої кожного сигналу. Такий підхід є доцільним, оскільки абсолютні амплітуди змодельованого та реального ЕМГ-сигналів можуть відрізнятися. Використання відносного порога дозволяє оцінити реакцію алгоритму на зміну активності сигналу незалежно від конкретного масштабу амплітуди.

Методика тестування програмної моделі включала такі етапи: задання параметрів моделювання ЕМГ-сигналу; генерування змодельованого ЕМГ-сигналу за допомогою функції geMUAP; додавання шуму до змодельованого сигналу; зчитування реального ЕМГ-сигналу з набору GRABMuo; вибір однакового за тривалістю фрагмента змодельованого та реального сигналів; центрування сигналів; випрямлення сигналів; згладжування методом ковзного середнього; виділення огинаючої; обчислення RMS-характеристики; нормування сигналів; формування керуючого сигналу після порогової обробки; побудова графіків і таблиці числового порівняння.

У результаті виконання тестування формувалися графіки порівняння сирих ЕМГ-сигналів, огинаючих, RMS-характеристик та керуючих сигналів. Додатково створювалася таблиця числових характеристик, до якої входили RMS-значення, середнє абсолютне значення, розмах амплітуди, максимум огинаючої та середнє RMS у ковзному вікні.

Запропонована методика тестування дозволяє перевірити працездатність програмної моделі на змодельованому сигналі та оцінити можливість застосування тієї самої послідовності обробки до реального поверхневого ЕМГ-сигналу.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		70

3.4 Аналіз результатів формування керуючих сигналів

У результаті тестування програмної моделі було отримано графічні та числові результати, які відображають послідовність перетворення електроміографічного сигналу в керуючу дію. Аналіз результатів проводився за такими основними етапами: оцінювання змодельованого ЕМГ-сигналу, аналіз результатів попередньої обробки, виділення огибаючої та RMS-характеристики, формування керуючого сигналу, а також порівняння результатів зі справжнім поверхневим ЕМГ-сигналом із набору GRABMyo [22, 26].

На першому етапі було проаналізовано змодельований ЕМГ-сигнал, сформований за допомогою авторської бібліотечної функції geMUAP. Отриманий сигнал складається з послідовності MUAP-компонентів, які мають багатофазну форму. Завдяки заданим амплітудним коефіцієнтам, коефіцієнтам затухання та часовим параметрам сигнал містить чергування додатних і від'ємних ділянок. Доданий шум робить сигнал менш ідеалізованим і наближає умови моделювання до реальних умов реєстрації ЕМГ.

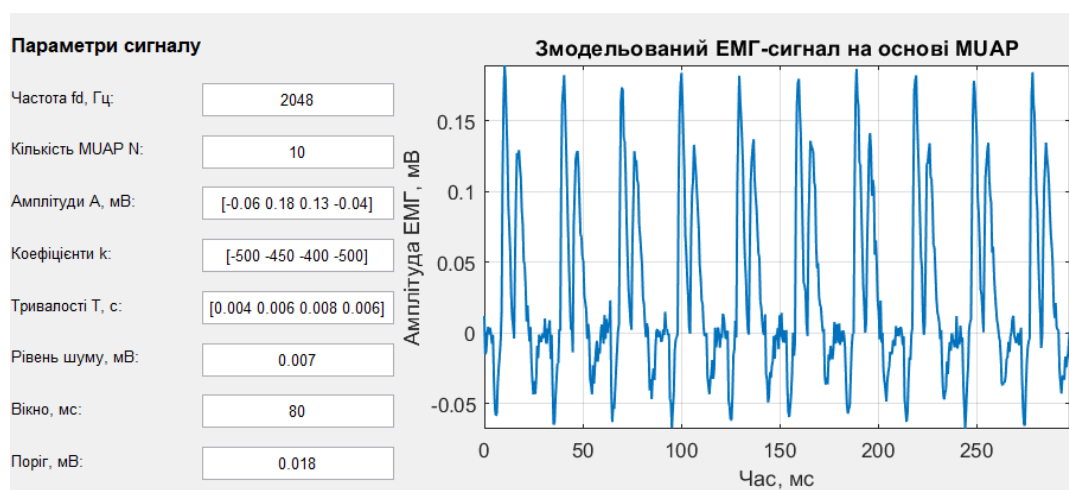


Рисунок 3.8 – Змодельований ЕМГ-сигнал, сформований за допомогою функції geMUAP

З рисунка 3.8 видно, що змодельований ЕМГ-сигнал має імпульсний характер і містить швидкі коливання амплітуди. Така форма є придатною для тестування подальших етапів обробки, оскільки ЕМГ-сигнал у реальних умовах також є нерівномірним, містить короточасні зміни амплітуди та не має сталої періодичної структури.

Після формування змодельованого сигналу було виконано його попередню обробку. На цьому етапі із сигналу усувалася постійна складова, після чого здійснювалося випрямлення та згладжування методом ковзного середнього. У результаті сигнал переходив із двополярної коливальної форми в додатну характеристику, яка краще відображає загальний рівень активності.

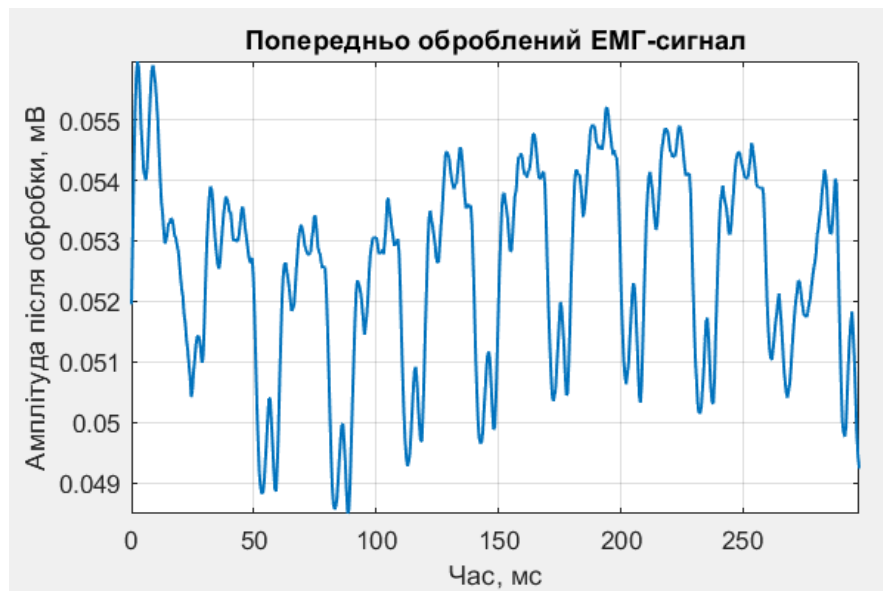


Рисунок 3.9 – Попередньо оброблений ЕМГ-сигнал

Наступним етапом було виділення огибаючої та обчислення RMS-характеристики. Огибаюча відображає зміну рівня сигналу після випрямлення та згладжування. RMS-характеристика використовується для оцінювання енергетичного рівня сигналу в ковзному часовому вікні. Обидві характеристики є додатними величинами і можуть використовуватися для аналізу інтенсивності ЕМГ-сигналу [10, 12].

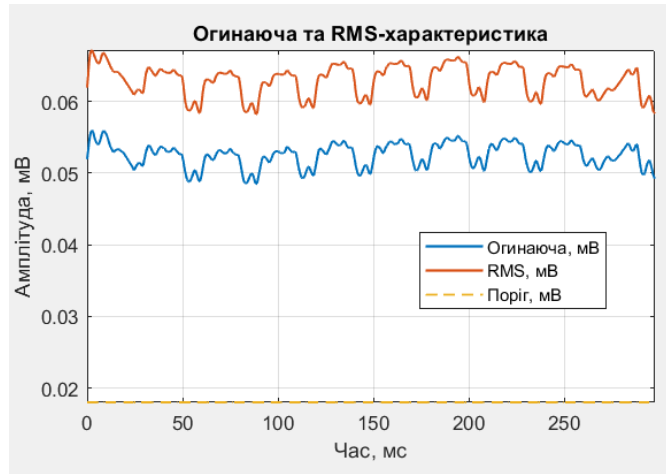


Рисунок 3.10 – Огинаюча та RMS-характеристика змодельованого ЕМГ-сигналу

Керуючий сигнал формувався на основі порогової обробки огинаючої. Якщо значення огинаючої не перевищувало пороговий рівень, керуючий сигнал дорівнював нулю. Якщо огинаюча перевищувала поріг, формувалася додатна керуюча величина, пропорційна перевищенню порогового значення.

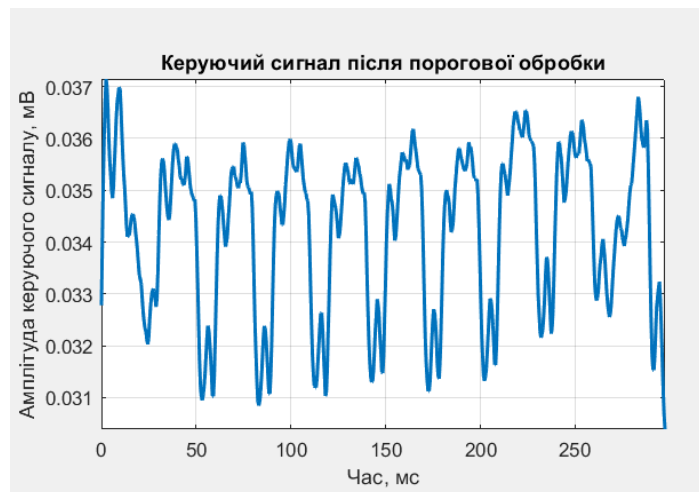


Рисунок 3.11 – Сформований керуючий сигнал після порогової обробки

Для додаткової перевірки роботи програмної моделі було виконано порівняння змодельованого ЕМГ-сигналу з реальним поверхневим ЕМГ-сигналом. Порівняння виконувалося не для доведення повної ідентичності сигналів, а для оцінювання того, чи дає змодельований сигнал після однакової обробки подібні інформативні характеристики.

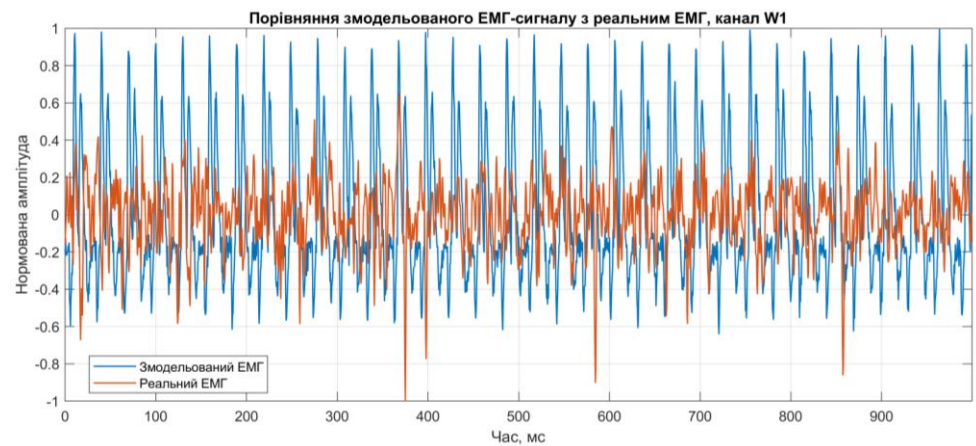
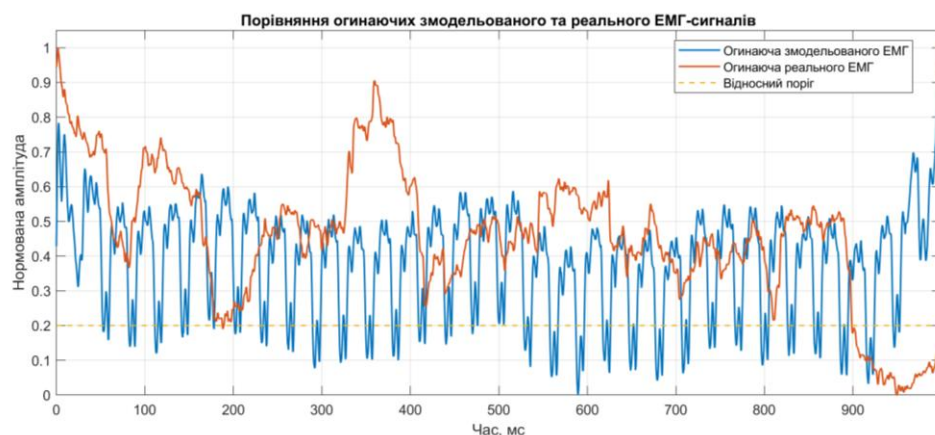


Рисунок 3.12 – Порівняння змодельованого ЕМГ-сигналу з реальним ЕМГ-сигналом

Після однакової попередньої обробки було виконано порівняння огибаючих змодельованого та реального сигналів. Огибаючі було нормовано у діапазоні від 0 до 1, оскільки вони є додатними характеристиками.



Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата

Рисунок 3.13 – Порівняння огибаючих змодельованого та реального ЕМГ-сигналів

Далі було виконано порівняння RMS-характеристик. RMS-характеристика дає змогу оцінити енергетичний рівень сигналу в ковзному часовому вікні. Під час порівняння RMS-характеристики також нормувалися у діапазоні від 0 до 1, оскільки вони не можуть мати від'ємних значень.



Рисунок 3.14 – Порівняння RMS-характеристик змодельованого та реального ЕМГ-сигналів

На завершальному етапі було сформовано керуючі сигнали для змодельованого та реального ЕМГ. Для порівняння використовувався відносний поріг, що становив 20 % від максимального значення огибаючої кожного сигналу. Використання відносного порога є доцільним, оскільки абсолютні амплітуди змодельованого та реального ЕМГ-сигналів можуть істотно відрізнятися.

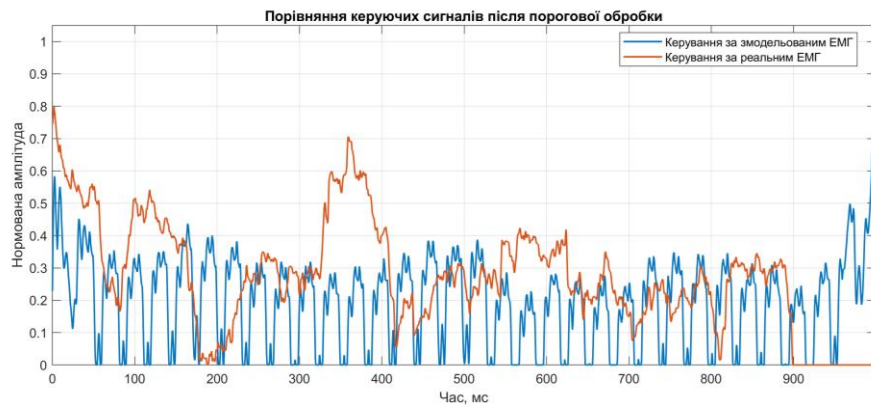


Рисунок 3.15 – Порівняння керуючих сигналів після порогової обробки

Для кількісної оцінки результатів використано такі показники: RMS-значення, середнє абсолютне значення, розмах амплітуди, максимум огинаючої та середнє RMS у ковзному вікні. Ці параметри дають змогу порівняти амплітудний рівень та енергетичні характеристики змодельованого і реального ЕМГ-сигналів.

Отримані результати свідчать про працездатність програмної моделі формування керуючих сигналів. Змодельований ЕМГ-сигнал, сформований на основі MUAP-компонентів, може бути використаний для перевірки алгоритму попередньої обробки, виділення огинаючої, обчислення RMS-характеристики та формування керуючої дії. Порівняння з реальним ЕМГ-сигналом підтверджує не повну тотожність сигналів, а коректність загальної логіки обробки та можливість застосування розробленого алгоритму до сигналів подібного типу.

3.5 Висновки до розділу 3

У розділі було виконано практичну перевірку роботи програми формування адаптивних керуючих сигналів протеза кисті на основі електроміографічного сигналу.

Обґрунтовано вибір середовища MATLAB для реалізації програмної моделі. Показано, що це середовище є доцільним для виконання числових обчислень, обробки біомедичних сигналів, побудови графіків, створення графічного інтерфейсу користувача та взаємодії з Simulink. Використання MATLAB дало змогу реалізувати повний цикл роботи програмної системи: від генерування змодельованого ЕМГ-сигналу до формування керуючої дії.

Розроблено графічний інтерфейс користувача програмної системи EMGgeAdaptiv. Інтерфейс забезпечує введення параметрів моделювання, генерування ЕМГ-сигналу, виконання попередньої обробки, виділення огибаючої та RMS-характеристики, формування керуючого сигналу, експорт результатів і створення структурної моделі в середовищі Simulink. Наявність графічних областей дозволяє наочно простежити зміну сигналу на кожному етапі його обробки.

Запропоновано методику тестування програмної моделі. Вона включає формування змодельованого ЕМГ-сигналу за допомогою авторської бібліотечної функції geMUAP, додавання шуму, центрування сигналу, випрямлення, згладжування методом ковзного середнього, виділення огибаючої, обчислення RMS-характеристики та формування керуючого сигналу після порогової обробки.

Додатково виконано порівняння змодельованого ЕМГ-сигналу з реальним поверхневим ЕМГ-сигналом із набору GRABMyo. Порівняння показало, що змодельований сигнал не є повною копією реального запису, однак після однакової обробки для обох сигналів можна виділити подібні інформативні характеристики: огибаючу, RMS-характеристику та керуючий сигнал.

Отже, результати третього розділу підтверджують працездатність розробленої програмної системи. Запропонована модель дозволяє дослідити послідовність перетворення ЕМГ-сигналу в керуючий сигнал без використання реального протеза або апаратної частини. Отримані результати можуть бути використані як основа для подальшого вдосконалення алгоритмів біокерування протезами кисті.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		77

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Аналіз умов праці під час роботи з комп'ютеризованою системою формування керуючих сигналів

Робота з комп'ютеризованою системою формування керуючих сигналів на основі ЕМГ-сигналів пов'язана переважно з використанням персонального комп'ютера або ноутбука. Користувач вводить параметри моделювання, запускає генерування ЕМГ-сигналів, переглядає графіки, аналізує отримані результати та оцінює сформовані керуючі сигнали. Тому умови праці в цьому випадку доцільно розглядати як роботу з програмним забезпеченням, комп'ютерним обладнанням та екранними пристроями [30].

Під час організації такого робочого місця враховують вимоги охорони праці, ергономіки, електробезпеки, пожежної безпеки, а також вимоги до освітлення та мікроклімату приміщення [27-31]. Дотримання цих вимог дає змогу зменшити зорове навантаження, статичне напруження, втому користувача та ризики, пов'язані з експлуатацією електрообладнання.

Нормативну основу для аналізу умов праці становлять такі документи:

– Закон України “Про охорону праці” [29] - визначає загальні вимоги до створення безпечних і здорових умов праці;

– Наказ Міністерства соціальної політики України № 207 від 14.02.2018 “Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями” [30] - встановлює вимоги до організації безпечної роботи під час використання комп'ютерної техніки та екранних пристроїв;

– ДСН 3.3.6.042-99 “Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень” [31] - регламентує параметри мікроклімату робочого приміщення;

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		78

– ДБН В.2.5-28:2018 “Природне і штучне освітлення” [32] - визначає вимоги до природного та штучного освітлення приміщень;

– Наказ Міністерства внутрішніх справ України № 1417 від 30.12.2014 “Про затвердження Правил пожежної безпеки в Україні” [33] - встановлює вимоги щодо запобігання пожежам під час експлуатації приміщень та електрообладнання.

З урахуванням можливої перспективи підключення програмної системи до біокерованого протеза верхньої кінцівки також можуть враховуватися стандарти, пов’язані з ергономікою, безпечністю технічних засобів та електрообладнанням:

– ДСТУ EN 1005-1:2018 “Безпечність машин. Фізичні можливості людини. Частина 1. Терміни та визначення понять” [34] - встановлює терміни та визначення, пов’язані з фізичними можливостями людини у контексті безпечності машин;

– ДСТУ EN 614-1:2014 “Безпечність машин. Ергономічні принципи проектування. Частина 1. Термінологія та загальні принципи” [35] - визначає ергономічні принципи проектування технічних засобів з урахуванням потреб і можливостей людини;

– ДСТУ EN 60204-1:2015 “Безпечність машин. Електрообладнання машин. Частина 1. Загальні вимоги” [36] - встановлює загальні вимоги до електрообладнання машин з метою забезпечення їх безпечної експлуатації.

Основними факторами, що можуть впливати на користувача під час роботи з програмою, є зорове навантаження, тривале перебування у сидячому положенні, напруження м’язів кистей і передпліч, розумове навантаження, монотонність роботи, невідповідні параметри мікроклімату, недостатнє або надмірне освітлення, а також ризики, пов’язані з використанням електрообладнання [28-30].

Одним з найбільш помітних факторів є зорове навантаження, оскільки користувач постійно працює з графіками, числовими значеннями та

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		79

елементами інтерфейсу. Для зменшення втоми очей екран слід розміщувати так, щоб на ньому не було відблисків, а яскравість і контрастність зображення відповідали умовам освітлення в приміщенні [28, 30].

Тривала робота сидячи створює статичне навантаження на опорно-руховий апарат. Якщо робоче місце організоване неправильно, може виникати напруження м'язів шиї, спини, плечового пояса та верхніх кінцівок. Щоб зменшити цей вплив, важливо правильно розмістити монітор, клавіатуру, мишу та робоче крісло, а також передбачати короткі перерви для зміни положення тіла [28, 33].

На працездатність користувача впливають і параметри мікроклімату. Температура повітря, відносна вологість і швидкість руху повітря мають підтримувати нормальний тепловий стан людини. Невідповідні умови можуть спричиняти швидшу втому, зниження концентрації та погіршення самопочуття [31].

Освітлення робочого місця повинно забезпечувати комфортне сприйняття інформації з екрана, а також зручну роботу з клавіатурою, мишею і документацією. Недостатнє освітлення, надмірна яскравість або відблиски на екрані підвищують зорове напруження та можуть знижувати точність роботи користувача [32].

Електрична небезпека під час роботи з комп'ютерним обладнанням може бути пов'язана з пошкодженими кабелями живлення, несправними розетками, перевантаженням електромережі або використанням несправних блоків живлення. Для безпечної роботи слід використовувати справне обладнання, не допускати пошкодження проводів, не виконувати самостійний ремонт під напругою та дотримуватися правил експлуатації електроприладів [28, 34].

Пожежна небезпека може виникати внаслідок короткого замикання, перегрівання електрообладнання, перевантаження електромережі або порушення правил експлуатації комп'ютерної техніки. Для її запобігання не

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		80

слід перевантажувати розетки, залишати несправне обладнання увімкненим або перекривати вентиляційні отвори ноутбука чи системного блока [33].

У разі подальшого підключення програмної системи до біокерованого протеза верхньої кінцівки додаткового значення набуватимуть вимоги до безпечної взаємодії людини з технічним засобом. Зокрема, необхідно буде враховувати ергономіку керування, фізичні можливості користувача та безпечність електрообладнання виконавчих механізмів [32-34].

Отже, умови праці під час роботи з комп'ютеризованою системою формування керуючих сигналів визначаються насамперед вимогами до безпечної роботи з персональним комп'ютером, екранними пристроями та електрообладнанням. Основними заходами безпеки є правильна організація робочого місця, дотримання ергономічних вимог, належне освітлення і мікроклімат, справність електрообладнання та виконання правил пожежної безпеки [27-31].

4.2 Ергономічні вимоги до робочого місця користувача комп'ютеризованої системи

Ергономічна організація робочого місця користувача має забезпечувати зручність роботи, зменшення фізичного і зорового навантаження, підтримання працездатності та запобігання перевтомі. Робоче місце повинно відповідати вимогам до роботи з екранними пристроями, ергономічним принципам проєктування та фізичним можливостям людини [30, 34, 35].

До основних елементів робочого місця належать робочий стіл, крісло, персональний комп'ютер або ноутбук, екранний пристрій, клавіатура, миша та, за потреби, допоміжні матеріали або документація. Їх розміщення повинно забезпечувати вільний доступ до органів керування, зручне положення тіла та можливість змінювати позу під час тривалої роботи [30, 35].

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		81

Робочий стіл має бути достатнім за площею для розміщення комп'ютерного обладнання, клавіатури, миші та робочих матеріалів. Його поверхня повинна бути рівною, стійкою та не створювати відблисків. Простір під столом має забезпечувати вільне положення ніг і не обмежувати рухи користувача [30].

Робоче крісло повинно підтримувати зручне положення тіла та забезпечувати опору для спини. Неправильно підібране або нерегульоване крісло може призводити до статичного напруження м'язів спини, шиї та плечового пояса. Тому бажано, щоб положення крісла можна було адаптувати до індивідуальних особливостей користувача [30, 34, 35].

Екранний пристрій слід розміщувати перед користувачем так, щоб інформацію можна було сприймати без надмірного нахилу голови або напруження очей. Яскравість і контрастність екрана мають відповідати умовам освітлення в приміщенні. На поверхні екрана не повинно бути відблисків від вікон, світильників або інших джерел світла [30, 32].

Клавіатуру та мишу потрібно розташовувати так, щоб руки залишалися в природному положенні, без надмірного згинання в променево-зап'ясткових суглобах. Тривале неправильне положення кистей може спричинити втому, дискомфорт і зниження точності роботи [30, 35].

Освітлення робочого місця повинно забезпечувати комфортне зчитування інформації з екрана та зручну роботу з клавіатурою, мишею і документацією. Недостатнє або надмірне освітлення, а також нерівномірний розподіл світла підвищують зорове навантаження. Тому під час організації робочого місця слід раціонально поєднувати природне і штучне освітлення та уникати прямого потрапляння світла на екран монітора [32].

Параметри мікроклімату в приміщенні також впливають на працездатність користувача. Температура повітря, відносна вологість і швидкість руху повітря повинні відповідати санітарним вимогам до

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		82

виробничих приміщень. Невідповідні умови можуть спричиняти втому, зниження концентрації уваги та погіршення самопочуття [31].

Окрему увагу слід приділити графічному інтерфейсу програмної системи. Елементи керування мають бути логічно згруповані, підписані зрозумілими назвами та розміщені відповідно до послідовності роботи користувача. Графіки ЕМГ-сигналів і сформованих керуючих сигналів повинні бути читабельними, мати зрозумілі підписи осей і не перевантажувати екран зайвою інформацією [30, 35].

Для зменшення розумового та зорового навантаження порядок роботи з програмою має бути простим і послідовним: введення параметрів, запуск генерування сигналу, перегляд результатів, аналіз графіків та оцінювання керуючого сигналу. Така організація зменшує ймовірність помилок і робить роботу з програмною системою зручнішою [30, 35].

У разі подальшого використання програмної системи як складової біокерованого протеза ергономічні вимоги матимуть ще більше значення. У такому випадку потрібно буде враховувати не лише взаємодію користувача з програмним інтерфейсом, а й безпеку та зручність взаємодії людини з технічним засобом [34, 35].

Отже, ергономічна організація робочого місця повинна забезпечувати зручне положення тіла, правильне розміщення екрана, клавіатури та миші, достатній рівень освітлення, належні параметри мікроклімату та зрозумілу структуру графічного інтерфейсу. Дотримання цих вимог сприяє зниженню втому, підвищенню точності роботи та безпечному використанню програмної системи [28-30, 34, 35].

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		83

4.3 Вимоги електробезпеки та пожежної безпеки під час роботи з комп'ютерним обладнанням

Під час роботи з програмною системою користувач застосовує персональний комп'ютер або ноутбук, екранний пристрій, клавіатуру, мишу, блоки живлення та інше допоміжне електронне обладнання. Тому безпечна експлуатація такої системи потребує дотримання вимог електробезпеки, пожежної безпеки та правил роботи з екранними пристроями [30, 33, 37].

Основними джерелами електричної небезпеки можуть бути пошкоджені кабелі живлення, несправні розетки, подовжувачі або блоки живлення, порушення ізоляції провідників, перевантаження електромережі, використання саморобних перехідників, а також спроби самостійного ремонту обладнання під напругою [37].

Перед початком роботи слід перевірити зовнішній стан комп'ютерного обладнання, кабелів живлення, вилок, розеток і подовжувачів. Не допускається використання обладнання з видимими пошкодженнями корпусу, ізоляції проводів, слідами перегрівання, іскріння або запахом горілої ізоляції. Якщо виявлено несправність, роботу потрібно припинити, а обладнання відключити від електромережі [37].

Підключення комп'ютерного обладнання має здійснюватися лише до справної електромережі. Не слід перевантажувати розетки й подовжувачі або одночасно підключати велику кількість пристроїв до одного джерела живлення. Кабелі потрібно розміщувати так, щоб вони не перегиналися, не пошкоджувалися та не заважали пересуванню користувача [37].

Під час роботи забороняється торкатися електричних вилок, розеток і блоків живлення вологими руками, самостійно розбирати обладнання або виконувати ремонт під напругою. Також не допускається використання пристроїв у разі появи диму, стороннього запаху, іскріння або нестабільної

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		84

роботи. Потрапляння рідини на клавіатуру, ноутбук, системний блок, монітор чи блоки живлення також є небезпечним [37].

Для нормальної роботи комп'ютерного обладнання важливо забезпечити відведення тепла. Не слід перекривати вентиляційні отвори ноутбука, системного блока або блока живлення, розмішувати обладнання біля нагрівальних приладів чи накривати його матеріалами, які перешкоджають охолодженню. Перегрівання електронних пристроїв може призвести до несправності, короткого замикання або пожежної небезпеки [33, 37].

Пожежна небезпека під час роботи з комп'ютерним обладнанням може виникати внаслідок короткого замикання, перевантаження електромережі, перегрівання блоків живлення, використання пошкоджених проводів або порушення правил експлуатації електрообладнання. Для запобігання пожежі слід підтримувати справний стан електрообладнання, не залишати несправні пристрої увімкненими та не використовувати пошкоджені кабелі живлення [33].

Робоче місце потрібно утримувати в належному стані. Не допускається накопичення паперу, тканин, пакувальних матеріалів та інших легкозаймистих предметів поблизу блоків живлення, розеток, подовжувачів і нагрітих частин обладнання. Проходи до робочого місця, електрощитів, засобів пожежогасіння та шляхів евакуації повинні залишатися вільними [33].

У приміщенні, де використовується комп'ютерне обладнання, мають бути передбачені первинні засоби пожежогасіння. Користувач повинен знати місце розташування вогнегасника, порядок дій у разі виникнення пожежі, спосіб відключення обладнання від електромережі та напрямок евакуації з приміщення [33].

Після завершення роботи потрібно коректно завершити роботу програмного забезпечення, вимкнути комп'ютерне обладнання відповідно до інструкції з експлуатації та, за потреби, відключити його від електромережі. Не рекомендується залишати увімкненими зарядні пристрої, подовжувачі або

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		85

обладнання, яке не використовується, особливо за відсутності користувача на робочому місці [33, 37].

З урахуванням перспективи подальшого підключення програмної системи до біокерованого протеза верхньої кінцівки додаткового значення набуває безпечність електрообладнання виконавчих механізмів. У такому випадку необхідно враховувати вимоги до електрообладнання машин, безпечного підключення, захисту користувача від ураження електричним струмом, запобігання неконтрольованому руху виконавчих елементів та можливості аварійного вимкнення системи [36].

Отже, дотримання вимог електробезпеки та пожежної безпеки є необхідною умовою безпечного використання програмної системи. Основними заходами безпеки є використання справного обладнання, правильне підключення до електромережі, недопущення перевантаження розеток, забезпечення вентиляції електронних пристроїв, дотримання правил пожежної безпеки та своєчасне відключення несправного обладнання [33, 37].

4.4 Висновки до розділу 4

У розділі розглянуто основні вимоги безпеки життєдіяльності та охорони праці під час роботи з комп'ютеризованою системою формування керуючих сигналів на основі ЕМГ-сигналів. Визначено, що основними факторами впливу на користувача є зорове навантаження, статичне напруження, розумове навантаження, параметри мікроклімату, рівень освітлення, а також ризики, пов'язані з експлуатацією електрообладнання [27-31].

Безпечна робота з програмною системою потребує правильної організації робочого місця, дотримання ергономічних вимог, належного освітлення та мікроклімату, справності комп'ютерного обладнання, а також виконання правил електробезпеки і пожежної безпеки [28-31, 37].

У разі подальшого підключення програмної системи до біокерованого протеза верхньої кінцівки додаткового значення набуватимуть вимоги до безпечної взаємодії людини з технічним засобом, ергономічного проектування та безпечності електрообладнання виконавчих механізмів [32-34].

Отже, дотримання зазначених вимог дозволяє знизити ризик перевтоми користувача, підвищити безпечність роботи з комп'ютеризованою системою та створити умови для її подальшого використання в задачах формування керуючих сигналів для біокерованих протезів.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		87

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі розроблено алгоритмічно-програмну систему формування адаптивних керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів. Створена програмна модель відображає основні етапи перетворення ЕМГ-сигналу в керуючу дію: формування модельного сигналу, його попередню обробку, виділення інформативних характеристик, порогову обробку та отримання вихідного керуючого сигналу.

У першому розділі проаналізовано сучасні підходи до побудови та керування протезами верхньої кінцівки. Встановлено, що електроміографічні сигнали є одним із основних джерел інформації для систем біокерування, оскільки вони пов'язані з електричною активністю м'язів і можуть використовуватися для визначення рухового наміру користувача.

У другому розділі розроблено математичну та алгоритмічну основу системи. ЕМГ-сигнал подано як послідовність потенціалів дії рухових одиниць із додаванням шумової складової. На основі цієї моделі реалізовано генерування сигналу, його попередню обробку, виділення огибаючої та RMS-характеристики, а також формування керуючого сигналу за пороговим принципом.

У третьому розділі виконано програмну реалізацію системи у середовищі MATLAB. Розроблено графічний інтерфейс користувача EMGgeAdaptiv, який дає змогу змінювати параметри моделі, запускати обробку сигналу та візуально оцінювати отримані результати. Проведено тестування змодельованого сигналу та виконано порівняння з реальним поверхневим ЕМГ-сигналом із набору GRABMyo. Отримані результати показали, що розроблена модель дозволяє перевіряти послідовність перетворення ЕМГ-сигналу в керуючу дію.

У четвертому розділі розглянуто вимоги безпеки життєдіяльності та охорони праці під час роботи з комп'ютеризованою системою. Визначено основні небезпечні та шкідливі фактори, пов'язані з роботою за персональним

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		88

комп'ютером, а також наведено вимоги до організації робочого місця, електробезпеки, пожежної безпеки, освітлення та мікроклімату.

Практичне значення отриманих результатів полягає у можливості використання розробленої програмної моделі для дослідження процесу формування керуючих сигналів протеза верхньої кінцівки без застосування реального протеза або апаратної частини. Система може бути використана як основа для подальшого вдосконалення алгоритмів біокерування та інтеграції з реальними джерелами ЕМГ-сигналів.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		89

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Chen Z. et al. A Review of Myoelectric Control for Prosthetic Hand Manipulation. *Biomimetics*. 2023. DOI: 10.3390/biomimetics8030328.
2. Guo K., Lu J., Wu Y. et al. The Latest Research Progress on Bionic Artificial Hands: A Systematic Review. *Micromachines*. 2024. DOI: 10.3390/mi15070891.
3. Dozorska O., Yavorska E., Dozorskyi V., Nykytyuk V., Dediv L. The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. *Proceedings of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*, 2020. P. 188–192. DOI: 10.1109/CSIT49958.2020.9321935.
4. Yadav D., Veer K. Recent trends and challenges of surface electromyography in prosthetic applications. *Biomedical Engineering Letters*. 2023. DOI: 10.1007/s13534-023-00281-z.
5. Приклад міоелектричного протеза верхньої кінцівки. *Prothes* : веб-сайт. URL: https://prothes.com.ua/wp-content/uploads/2026/01/https-tovortoped-com-ua-assets-images-protez_all.jpeg (дата звернення: 19.06.2026).
6. Поверхнева ЕМГ. *Healthgrades* : веб-сайт. URL: <https://resources.healthgrades.com/right-care/electromyogram-emg> (дата звернення: 19.06.2026).
7. Khvostivskyi M., Kovalyk S. Integrated mathematical model of the control system for upper-limb bioprosthesis based on EMG and piezoelectric signals. *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical Sciences*. 2025. No. 359. P. 31–37. DOI: 10.31891/2307-5732-2025-359-74.
8. Parajuli N. et al. Real-Time EMG Based Pattern Recognition Control for Hand Prostheses: A Review on Existing Methods, Challenges and Future Implementation. *Sensors*. 2019. DOI: 10.3390/s19204596.
9. Hermens H. J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of*

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		90

Electromyography and Kinesiology. 2000. Vol. 10, No. 5. P. 361–374. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.

10. Chowdhury R. H., Reaz M. B. I., Ali M. A. B. M., Bakar A. A. A., Chellappan K., Chang T. G. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors. 2013. Vol. 13, No. 9. P. 12431–12466. DOI: 10.3390/s130912431.

11. Farina D., Merletti R. A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2001. Vol. 48, No. 6. P. 637–646. DOI: 10.1109/10.923782.

12. De Luca C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 1997. Vol. 13, No. 2. P. 135–163. DOI: 10.1123/jab.13.2.135.

13. Farina D., Merletti R., Enoka R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. Journal of Applied Physiology. 2004. Vol. 96, No. 4. P. 1486–1495. DOI: 10.1152/jappphysiol.01070.2003.

14. Kovalyk S., Khvostivskyi M. Method and algorithm of windowed processing of EMG and piezoelectric signals for the formation of control actions in bioprotheses. Perspective Technologies and Devices. 2025. Vol. 27, No. 1. P. 6–12. DOI: 10.36910/6775-2313-5352-2025-27-1.

15. Farina D., Merletti R., Enoka R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: 2004–2024. Journal of Applied Physiology. 2025. Vol. 138, No. 1. P. 121–135. DOI: 10.1152/jappphysiol.00453.2024.

16. Maksymenko K. et al. A myoelectric digital twin for fast and realistic modelling in deep learning. Nature Communications. 2023. Vol. 14. Article 1600. DOI: 10.1038/s41467-023-37238-w.

17. Geethanjali P. Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review. Medical Devices: Evidence and Research. 2016. Vol. 9. P. 247–255. DOI: 10.2147/MDER.S91102.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		91

18. Scheme E., Englehart K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2011. Vol. 48, No. 6. P. 643–659. DOI: 10.1682/JRRD.2010.09.0177.

19. Hahne J. M. et al. Simultaneous control of multiple functions of bionic hand prostheses. Science Robotics. 2018. Vol. 3, No. 19. DOI: 10.1126/scirobotics.aat3630.

20. Kok C. L. et al. Machine Learning-Based Feature Extraction and Classification of EMG Signals for Intuitive Prosthetic Control. Applied Sciences. 2024. Vol. 14, No. 13. Article 5784. DOI: 10.3390/app14135784.

21. Tchimini J. et al. Application of EMG feedback for hand prosthesis control. Scientific Reports. 2024. DOI: 10.1038/s41598-024-80828-x.

22. Pradhan A., He J., Jiang N. Multi-day dataset of forearm and wrist electromyogram for hand gesture recognition and biometrics. Scientific Data. 2022. Vol. 9. Article 733. DOI: 10.1038/s41597-022-01836-y.

23. GRABMyoFlow - Dataset extension v1.0.0. PhysioNet. URL: <https://physionet.org/content/grabmyo-flow/1.0.0/> (дата звернення: 19.06.2026).

24. MATLAB Documentation. MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/help/matlab/> (дата звернення: 19.06.2026).

25. Simulink Documentation. MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/help/simulink/> (дата звернення: 19.06.2026).

26. Gesture Recognition and Biometrics ElectroMyogram (GRABMyo). PhysioNet. URL: <https://physionet.org/content/grabmyo/> (дата звернення: 19.06.2026).

27. MATLAB App Building Documentation. MathWorks. URL: https://www.mathworks.com/help/matlab/creating_guis/ (дата звернення: 19.06.2026).

28. WFDB Toolbox for MATLAB and Octave. PhysioNet. URL: <https://physionet.org/content/wfdb-matlab/> (дата звернення: 19.06.2026).

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		92

29. Закон України "Про охорону праці" від 14.10.1992 №. 2694-ХІІ.
30. Наказ Міністерства соціальної політики України №. 207 від 14.02.2018 "Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями".
31. ДСН 3.3.6.042-99 "Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень".
32. ДБН В.2.5-28:2018 "Природне і штучне освітлення".
33. Наказ Міністерства внутрішніх справ України №. 1417 від 30.12.2014 "Про затвердження Правил пожежної безпеки в Україні".
34. ДСТУ EN 1005-1:2018 "Безпечність машин. Фізичні можливості людини. Частина 1. Терміни та визначення понять".
35. ДСТУ EN 614-1:2014 "Безпечність машин. Ергономічні принципи проектування. Частина 1. Термінологія та загальні принципи".
36. ДСТУ EN 60204-1:2015 "Безпечність машин. Електрообладнання машин. Частина 1. Загальні вимоги".
37. Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів, затверджені наказом Держнаглядохоронпраці України від 09.01.1998 №. 4.

					КРБ 163.22-012.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		93

ДОДАТКИ

Скрипт програмного забезпечення EMGgeAdaptiv

```
function EMGgeAdaptiv
% EMGgeAdaptiv
% Програмна система формування адаптивного керуючого сигналу на
основі ЕМГ.
% Генерація змодельованого ЕМГ-сигналу виконується через власну
функцію:
% geMUAP(N, A, k, T, fd)

clc;

fig = figure( ...
    'Name', 'EMGgeAdaptiv – адаптивний керуючий сигнал на основі
ЕМГ', ...
    'NumberTitle', 'off', ...
    'Position', [80 55 1280 760], ...
    'MenuBar', 'none', ...
    'Resize', 'off');

handles.fig = fig;

%% Заголовок
uicontrol(fig, 'Style', 'text', ...
    'String', 'EMGgeAdaptiv: формування адаптивного керуючого
сигналу на основі ЕМГ', ...
    'Position', [25 720 740 25], ...
    'FontSize', 11, ...
    'FontWeight', 'bold', ...
    'HorizontalAlignment', 'left');

handles.btn_simulink = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', 'Створити Simulink-модель', ...
    'Position', [1000 715 235 32], ...
    'FontSize', 9, ...
    'FontWeight', 'bold', ...
    'Callback', @simulink_Callback);

%% Панель параметрів
uicontrol(fig, 'Style', 'text', ...
    'String', 'Параметри сигналу', ...
    'Position', [25 680 260 22], ...
    'FontSize', 10, ...
    'FontWeight', 'bold', ...
    'HorizontalAlignment', 'left');

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Частота fd, Гц:', ...
    'Position', [25 645 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_fd = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '2048', ...
```

```

        'Position', [155 645 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Кількість МУАР N:', ...
    'Position', [25 610 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_N = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '210', ...
    'Position', [155 610 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Амплітуди A, мВ:', ...
    'Position', [25 575 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_A = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '[-0.06 0.18 0.13 -0.04]', ...
    'Position', [155 575 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Коефіцієнти k:', ...
    'Position', [25 540 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_k = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '[-500 -450 -400 -500]', ...
    'Position', [155 540 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Тривалості T, с:', ...
    'Position', [25 505 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_T = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '[0.004 0.006 0.008 0.006]', ...
    'Position', [155 505 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Рівень шуму, мВ:', ...
    'Position', [25 470 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_noise = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '0.007', ...
    'Position', [155 470 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Вікно, мс:', ...
    'Position', [25 435 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_window = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '80', ...
    'Position', [155 435 130 23]);

uicontrol(fig, 'Style', 'text', 'String', 'Попір, мВ:', ...
    'Position', [25 400 125 20], 'HorizontalAlignment', 'left');

handles.edit_threshold = uicontrol(fig, 'Style', 'edit', ...
    'String', '0.018', ...
    'Position', [155 400 130 23]);

%% КНОПКИ

handles.btn_generate = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', '1. Генерувати ЕМГ', ...

```

```

    'Position', [25 345 260 32], ...
    'FontSize', 9, ...
    'Callback', @generate_Callback);

handles.btn_process = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', '2. Попередня обробка', ...
    'Position', [25 305 260 32], ...
    'FontSize', 9, ...
    'Callback', @process_Callback);

handles.btn_control = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', '3. Сформувати керуючий сигнал', ...
    'Position', [25 265 260 32], ...
    'FontSize', 9, ...
    'Callback', @control_Callback);

handles.btn_export = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', '4. Експорт у Workspace', ...
    'Position', [25 225 260 32], ...
    'FontSize', 9, ...
    'Callback', @export_Callback);

handles.btn_clear = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', 'ОЧИСТИТИ', ...
    'Position', [25 175 125 30], ...
    'FontSize', 9, ...
    'Callback', @clear_Callback);

handles.btn_save = uicontrol(fig, 'Style', 'pushbutton', ...
    'String', 'Зберегти', ...
    'Position', [160 175 125 30], ...
    'FontSize', 9, ...
    'Callback', @save_Callback);

handles.text_status = uicontrol(fig, 'Style', 'text', ...
    'String', 'Стан: очікування дій користувача', ...
    'Position', [25 70 260 80], ...
    'FontSize', 9, ...
    'HorizontalAlignment', 'left');

%% Графіки

handles.axes1 = axes('Parent', fig, 'Units', 'pixels', ...
    'Position', [345 435 395 245]);
title(handles.axes1, 'Змодельований ЕМГ-сигнал');
xlabel(handles.axes1, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes1, 'Амплітуда ЕМГ, мВ');
grid(handles.axes1, 'on');

handles.axes2 = axes('Parent', fig, 'Units', 'pixels', ...
    'Position', [815 435 395 245]);
title(handles.axes2, 'Попередньо оброблений ЕМГ-сигнал');
xlabel(handles.axes2, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes2, 'Амплітуда після обробки, мВ');
grid(handles.axes2, 'on');

```

```

handles.axes3 = axes('Parent', fig, 'Units', 'pixels', ...
    'Position', [345 80 395 245]);
title(handles.axes3, 'Огинаюча та RMS');
xlabel(handles.axes3, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes3, 'Амплітуда, мВ');
grid(handles.axes3, 'on');

handles.axes4 = axes('Parent', fig, 'Units', 'pixels', ...
    'Position', [815 80 395 245]);
title(handles.axes4, 'Керуючий сигнал після порога');
xlabel(handles.axes4, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes4, 'Амплітуда керуючого сигналу, мВ');
grid(handles.axes4, 'on');

%% Дані

handles.data.x = [];
handles.data.t = [];
handles.data.fd = [];

handles.data.x_centered = [];
handles.data.x_rectified = [];
handles.data.x_processed = [];

handles.data.envelope = [];
handles.data.rms = [];

handles.data.control_signal = [];

guidata(fig, handles);

end

%%
=====
function generate_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);

try
    if exist('geMUAP', 'file') ~= 2
        error('Функцію geMUAP.m не знайдено. Поклади її в цю саму папку або додай папку до MATLAB path.');
```

```

end

if fd <= 0 || N <= 0
    error('fd та N мають бути додатними числами.');
```

```

end

if length(A) ~= 4 || length(k) ~= 4 || length(T) ~= 4
    error('Масиви A, k та T повинні містити по 4 значення.');
```

```

end

dt = 1 / fd;

% Генерація сигналу через власну функцію geMUAP.
% Амплітудні параметри A інтерпретуються як мВ.
x = geMUAP(N, A, k, T, fd);
x = x(:)';

% Додавання шумової складової, мВ
x = x + noiseLevel * randn(1, length(x));

t = (0:(length(x)-1)) .* dt;
t_ms = t * 1000;

handles.data.x = x;
handles.data.t = t;
handles.data.fd = fd;

handles.data.x_centered = [];
handles.data.x_rectified = [];
handles.data.x_processed = [];

handles.data.envelope = [];
handles.data.rms = [];

handles.data.control_signal = [];

axes(handles.axes1);
plot(t_ms, x, 'LineWidth', 1);
grid on;
axis tight;
title('Змодельований ЕМГ-сигнал на основі MUAP');
xlabel('Час, мс');
ylabel('Амплітуда ЕМГ, мВ');

cla(handles.axes2);
title(handles.axes2, 'Попередньо оброблений ЕМГ-сигнал');
xlabel(handles.axes2, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes2, 'Амплітуда після обробки, мВ');
grid(handles.axes2, 'on');

cla(handles.axes3);
title(handles.axes3, 'Огинаюча та RMS');
xlabel(handles.axes3, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes3, 'Амплітуда, мВ');
grid(handles.axes3, 'on');
```

```

cla(handles.axes4);
title(handles.axes4, 'Керуючий сигнал після порога');
xlabel(handles.axes4, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes4, 'Амплітуда керуючого сигналу, мВ');
grid(handles.axes4, 'on');

set(handles.text_status, 'String', ...
    'Стан: ЕМГ-сигнал згенеровано функцією геМУАР.');
```

guidata(hObject, handles);

```

catch ME
    errordlg(ME.message, 'Помилка генерації');
end

end

%%
=====
function process_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);

x = handles.data.x;
fd = handles.data.fd;

if isempty(x)
    errordlg('Спочатку згенеруйте ЕМГ-сигнал.', 'Помилка');
    return;
end

window_ms = str2double(get(handles.edit_window, 'String'));

if isnan(window_ms) || window_ms <= 0
    errordlg('Некоректно задано вікно згладжування.', 'Помилка');
    return;
end

threshold_mV = str2double(get(handles.edit_threshold, 'String'));

if isnan(threshold_mV) || threshold_mV < 0
    errordlg('Поріг має бути додатним числом у мВ.', 'Помилка');
    return;
end

window_samples = round(window_ms / 1000 * fd);

if window_samples < 1
    window_samples = 1;
end

t_ms = handles.data.t * 1000;

% 1. Усунення постійної складової
```

```

x_centered = x - mean(x);

% 2. Випрямлення сигналу
x_rectified = abs(x_centered);

% 3. Попередньо оброблений сигнал:
% згладжений випрямлений ЕМГ, одиниці залишаються мВ.
x_processed = movmean(x_rectified, window_samples);

% 4. Огинаюча в мВ
envelope = x_processed;

% 5. RMS-характеристика в мВ
x_rms = sqrt(movmean(x_centered.^2, window_samples));

handles.data.x_centered = x_centered;
handles.data.x_rectified = x_rectified;
handles.data.x_processed = x_processed;
handles.data.envelope = envelope;
handles.data.rms = x_rms;

handles.data.control_signal = [];

axes(handles.axes2);
plot(t_ms, x_processed, 'LineWidth', 1.3);
grid on;
axis tight;
title('Попередньо оброблений ЕМГ-сигнал');
xlabel('Час, мс');
ylabel('Амплітуда після обробки, мВ');

axes(handles.axes3);
plot(t_ms, envelope, 'LineWidth', 1.3);
hold on;
plot(t_ms, x_rms, 'LineWidth', 1.3);
plot(t_ms, threshold_mV * ones(size(t_ms)), '--', 'LineWidth',
1.1);
hold off;
grid on;
axis tight;
title('Огинаюча та RMS-характеристика');
xlabel('Час, мс');
ylabel('Амплітуда, мВ');
legend('Огинаюча, мВ', 'RMS, мВ', 'Поріг, мВ', 'Location',
'best');

set(handles.text_status, 'String', ...
'Стан: виконано обробку; огинаюча та RMS показані в мВ.');
```

guidata(hObject, handles);

end

%%

=====

```

function control_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);

if isempty(handles.data.envelope)
    process_Callback(hObject, []);
    handles = guidata(hObject);
end

envelope = handles.data.envelope;
t_ms = handles.data.t * 1000;
threshold_mV = str2double(get(handles.edit_threshold, 'String'));

if isempty(envelope)
    errordlg('Відсутня огибаюча ЕМГ-сигналу.', 'Помилка');
    return;
end

if isnan(threshold_mV) || threshold_mV < 0
    errordlg('Поріг має бути додатним числом у мВ.', 'Помилка');
    return;
end

% Керуючий сигнал після порогової обробки, мВ.
% Поріг підібрано нижчим за типову огибаючу, щоб на графіку було
видно активні ділянки.
% Якщо огибаюча нижча за поріг – керування дорівнює 0.
% Якщо огибаюча вища за поріг – керуючий сигнал дорівнює
перевищенню порога.
control_signal = envelope - threshold_mV;
control_signal(control_signal < 0) = 0;

handles.data.control_signal = control_signal;

axes(handles.axes4);
plot(t_ms, control_signal, 'LineWidth', 1.5);
grid on;
axis tight;
title('Керуючий сигнал після порогової обробки');
xlabel('Час, мс');
ylabel('Амплітуда керуючого сигналу, мВ');

set(handles.text_status, 'String', ...
    'Стан: сформовано керуючий сигнал після порогової обробки.');
```

```

guidata(hObject, handles);

end

%%
=====
function export_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);
```

```

if isempty(handles.data.x)
    errordlg('Спочатку згенеруйте ЕМГ-сигнал.', 'Помилка');
    return;
end

if isempty(handles.data.control_signal)
    control_Callback(hObject, []);
    handles = guidata(hObject);
end

exportToWorkspace(handles);

set(handles.text_status, 'String', ...
    'Стан: дані експортовано у Workspace для Simulink.');
```

```

guidata(hObject, handles);

end

%%
=====
function simulink_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);

if isempty(handles.data.x)
    errordlg('Спочатку згенеруйте ЕМГ-сигнал.', 'Помилка');
    return;
end

if isempty(handles.data.control_signal)
    control_Callback(hObject, []);
    handles = guidata(hObject);
end

exportToWorkspace(handles);

try
    modelName = 'EMGgeAdaptiv_Simulink';

    % Важливо: повністю закриваємо і видаляємо стару модель,
    % щоб не лишався старий блок EMG_Processing з persistent oldN.
    if bdIsLoaded(modelName)
        close_system(modelName, 0);
    end

    modelFile = [modelName '.slx'];
    if exist(modelFile, 'file')
        delete(modelFile);
    end

    new_system(modelName);
    open_system(modelName);

    %% Блоки моделі без MATLAB Function і без persistent-змінних

```

```

    add_block('simulink/Sources/From Workspace', [modelName
'/Input_EMG_mV'], ...
    'VariableName', 'emg_ts', ...
    'Position', [80 115 250 150]);

    add_block('simulink/Sources/From Workspace', [modelName
'/Envelope_mV'], ...
    'VariableName', 'envelope_ts', ...
    'Position', [80 255 250 290]);

    add_block('simulink/Sources/Constant', [modelName
'/Threshold_mV'], ...
    'Value', 'threshold_mV', ...
    'Position', [80 355 250 390]);

    add_block('simulink/Math Operations/Sum', [modelName
'/Envelope_minus_Threshold'], ...
    'Inputs', '+-', ...
    'Position', [380 285 435 355]);

    add_block('simulink/Discontinuities/Saturation', [modelName
'/Control_signal_mV'], ...
    'LowerLimit', '0', ...
    'UpperLimit', 'inf', ...
    'Position', [540 300 650 340]);

    add_block('simulink/Signal Routing/Mux', [modelName
'/Mux_Envelope_Threshold_Control'], ...
    'Inputs', '3', ...
    'Position', [740 240 770 350]);

    add_block('simulink/Sinks/Scope', [modelName '/Scope_EMG'],
...
    'Position', [900 95 1060 175]);

    add_block('simulink/Sinks/Scope', [modelName
'/Scope_Control'], ...
    'Position', [900 255 1060 355]);

    add_block('simulink/Sinks/Out1', [modelName
'/Control_Output_mV'], ...
    'Position', [900 430 1060 465]);

    %% З'єднання

    add_line(modelName, 'Input_EMG_mV/1', 'Scope_EMG/1',
'autorouting', 'on');

    add_line(modelName, 'Envelope_mV/1',
'Envelope_minus_Threshold/1', 'autorouting', 'on');
    add_line(modelName, 'Threshold_mV/1',
'Envelope_minus_Threshold/2', 'autorouting', 'on');

```

```

add_line(modelName, 'Envelope_minus_Threshold/1',
'Control_signal_mV/1', 'autorouting', 'on');

add_line(modelName, 'Envelope_mV/1',
'Mux_Envelope_Threshold_Control/1', 'autorouting', 'on');
add_line(modelName, 'Threshold_mV/1',
'Mux_Envelope_Threshold_Control/2', 'autorouting', 'on');
add_line(modelName, 'Control_signal_mV/1',
'Mux_Envelope_Threshold_Control/3', 'autorouting', 'on');

add_line(modelName, 'Mux_Envelope_Threshold_Control/1',
'Scope_Control/1', 'autorouting', 'on');

add_line(modelName, 'Control_signal_mV/1',
'Control_Output_mV/1', 'autorouting', 'on');

%% Пояснення українською для скріну

try
a1 = Simulink.Annotation(modelName, ...
    'Структурна модель формування керуючого сигналу на
основі ЕМГ');
a1.Position = [60 30 760 40];
a1.FontSize = 14;

a2 = Simulink.Annotation(modelName, ...
    'Input\_EMG\_mV – вхідний змодельований ЕМГ-сигнал,
мВ');
a2.Position = [60 80 470 30];
a2.FontSize = 10;

a3 = Simulink.Annotation(modelName, ...
    'Envelope\_mV – огинаюча ЕМГ після випрямлення та
згладжування, мВ');
a3.Position = [60 215 560 30];
a3.FontSize = 10;

a4 = Simulink.Annotation(modelName, ...
    'Threshold\_mV – поріг активації, мВ');
a4.Position = [60 320 380 30];
a4.FontSize = 10;

a5 = Simulink.Annotation(modelName, ...
    'Керуючий сигнал = max(огинаюча - поріг, 0), мВ');
a5.Position = [360 235 570 30];
a5.FontSize = 10;

a6 = Simulink.Annotation(modelName, ...
    'Scope\_Control показує: огинаючу, поріг та керуючий
сигнал');
a6.Position = [820 215 520 30];
a6.FontSize = 10;
catch
    % Якщо анотації не підтримуються, модель усе одно
створиться.

```

```

end

set_param(modelName, 'StopTime', 'simStopTime');

save_system(modelName);

set(handles.text_status, 'String', ...
    'Стан: створено Simulink-модель без EMG_Processing та
persistent-змінних.');
```

```

catch ME
    errordlg(ME.message, 'Помилка створення Simulink-моделі');
end

guidata(hObject, handles);

end

%%
=====
function clear_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);

cla(handles.axes1);
cla(handles.axes2);
cla(handles.axes3);
cla(handles.axes4);

title(handles.axes1, 'Змодельований ЕМГ-сигнал');
xlabel(handles.axes1, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes1, 'Амплітуда ЕМГ, мВ');

title(handles.axes2, 'Попередньо оброблений ЕМГ-сигнал');
xlabel(handles.axes2, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes2, 'Амплітуда після обробки, мВ');

title(handles.axes3, 'Огинаюча та RMS');
xlabel(handles.axes3, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes3, 'Амплітуда, мВ');

title(handles.axes4, 'Керуючий сигнал після порога');
xlabel(handles.axes4, 'Час, мс');
ylabel(handles.axes4, 'Амплітуда керуючого сигналу, мВ');

grid(handles.axes1, 'on');
grid(handles.axes2, 'on');
grid(handles.axes3, 'on');
grid(handles.axes4, 'on');

handles.data.x = [];
handles.data.t = [];
handles.data.fd = [];

handles.data.x_centered = [];

```

```

handles.data.x_rectified = [];
handles.data.x_processed = [];

handles.data.envelope = [];
handles.data.rms = [];

handles.data.control_signal = [];

set(handles.text_status, 'String', 'Стан: графіки очищено.');
```

```

guidata(hObject, handles);

end

%%
=====
function save_Callback(hObject, ~)

handles = guidata(hObject);

[file, path] = uiputfile('*.png', 'Зберегти зображення GUI як');
```

```

if isequal(file, 0)
    return;
end

saveas(handles.fig, fullfile(path, file));

set(handles.text_status, 'String', 'Стан: зображення GUI
збережено.');
```

```

guidata(hObject, handles);

end

%%
=====
function exportToWorkspace(handles)

x = handles.data.x(:);
t = handles.data.t(:);

x_processed = handles.data.x_processed(:);
envelope = handles.data.envelope(:);
rms_signal = handles.data.rms(:);
control_signal = handles.data.control_signal(:);

threshold_mV = str2double(get(handles.edit_threshold, 'String'));

emg_ts = timeseries(x, t);
processed_ts = timeseries(x_processed, t);
envelope_ts = timeseries(envelope, t);
rms_ts = timeseries(rms_signal, t);
control_ts = timeseries(control_signal, t);

```

```
assignin('base', 'emg_ts', emg_ts);
assignin('base', 'processed_ts', processed_ts);
assignin('base', 'envelope_ts', envelope_ts);
assignin('base', 'rms_ts', rms_ts);
assignin('base', 'control_ts', control_ts);

assignin('base', 'threshold_mV', threshold_mV);
assignin('base', 'simStopTime', t(end));

end
```

Скрипт програмного забезпечення EMGgeAdaptiv_RealCompare_v2

```
% EMGgeAdaptiv_RealCompare_v2.m
% Порівняння змодельованого ЕМГ-сигналу з реальним ЕМГ-сигналом.

% Потрібні файли:
% - geMUAP доступна в MATLAB path;
% - session2_participant7_gesture10_trial1.heg;
% - session2_participant7_gesture10_trial1.dat.

clear;
clc;
close all;

%% 1. Налаштування

recordName = 'session2_participant7_gesture10_trial1';
realChannelName = 'W1';

outDir = 'EMGgeAdaptiv_RealCompare_results_v2';
if ~exist(outDir, 'dir')
    mkdir(outDir);
end

%% 2. Параметри змодельованого ЕМГ

fd = 2048;
N = 210;
A = [-0.06 0.18 0.13 -0.04];
k = [-500 -450 -400 -500];
T = [0.004 0.006 0.008 0.006];

noiseLevel = 0.007;
window_ms = 80;

% Відносний поріг для порівняння керуючих сигналів.
% 0.20 означає 20 % від максимуму огинаючої кожного сигналу.
relativeThreshold = 0.20;

%% 3. Змодельований ЕМГ через авторську geMUAP

xModelClean = geMUAP(N, A, k, T, fd);
xModelClean = xModelClean(:)';

rng(1);
xModel = xModelClean + noiseLevel * randn(1, length(xModelClean));
tModel = (0:length(xModel)-1) / fd;

%% 4. Реальний ЕМГ

[xRealAll, fsReal, channelNames] = loadRealWFDB(recordName);
```

```

realChannelIndex = find(strcmp(channelNames, realChannelName), 1);
if isempty(realChannelIndex)
    realChannelIndex = 1;
    realChannelName = channelNames{1};
    warning('Канал не знайдено. Використано перший канал: %s.',
realChannelName);
end

xReal = xRealAll(:, realChannelIndex)';

if abs(fsReal - fd) > 1e-6
    xReal = resample(xReal, fd, fsReal);
    fsReal = fd;
end

tReal = (0:length(xReal)-1) / fsReal;

%% 5. Однаковий фрагмент

compareDuration = min([1.0, tModel(end), tReal(end)]);
nModel = min(length(xModel), round(compareDuration * fd));
nReal = min(length(xReal), round(compareDuration * fd));
n = min(nModel, nReal);

xModelSeg = xModel(1:n);
xRealSeg = xReal(1:n);

t = (0:n-1) / fd;
t_ms = t * 1000;

%% 6. Однакова обробка

windowSamples = round(window_ms / 1000 * fd);
if windowSamples < 1
    windowSamples = 1;
end

modelCentered = xModelSeg - mean(xModelSeg);
realCentered = xRealSeg - mean(xRealSeg);

modelRectified = abs(modelCentered);
realRectified = abs(realCentered);

modelEnvelope = movmean(modelRectified, windowSamples);
realEnvelope = movmean(realRectified, windowSamples);

modelRMS = sqrt(movmean(modelCentered.^2, windowSamples));
realRMS = sqrt(movmean(realCentered.^2, windowSamples));

%% 7. Правильне нормування

% Сирі ЕМГ-сигнали мають додатні й від'ємні значення.
modelRawNorm = normalizeBipolar(modelCentered);
realRawNorm = normalizeBipolar(realCentered);

```

```

% Огинаюча і RMS є додатними характеристиками.
modelEnvelopeNorm = normalizePositive(modelEnvelope);
realEnvelopeNorm = normalizePositive(realEnvelope);

modelRMSNorm = normalizePositive(modelRMS);
realRMSNorm = normalizePositive(realRMS);

%% 8. Керуючі сигнали для порівняння

modelControlNorm = modelEnvelopeNorm - relativeThreshold;
modelControlNorm(modelControlNorm < 0) = 0;

realControlNorm = realEnvelopeNorm - relativeThreshold;
realControlNorm(realControlNorm < 0) = 0;

%% 9. Рисунки

fig = figure('Color', 'w', 'Position', [100 100 1100 430]);
plot(t_ms, modelRawNorm, 'LineWidth', 1.0);
hold on;
plot(t_ms, realRawNorm, 'LineWidth', 1.0);
hold off;
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, мс');
ylabel('Нормована амплітуда');
title(['Порівняння змодельованого ЕМГ-сигналу з реальним ЕМГ, канал ', realChannelName]);
legend('Змодельований ЕМГ', 'Реальний ЕМГ', 'Location', 'best');
saveFigure(fig, fullfile(outDir, 'figure_3_compare_raw_emg.png'));

fig = figure('Color', 'w', 'Position', [100 100 1100 430]);
plot(t_ms, modelEnvelopeNorm, 'LineWidth', 1.2);
hold on;
plot(t_ms, realEnvelopeNorm, 'LineWidth', 1.2);
plot(t_ms, relativeThreshold * ones(size(t_ms)), '--',
'LineWidth', 1.0);
hold off;
grid on;
axis([t_ms(1) t_ms(end) 0 1.05]);
xlabel('Час, мс');
ylabel('Нормована амплітуда');
title('Порівняння огинаючих змодельованого та реального ЕМГ-сигналів');
legend('Огинаюча змодельованого ЕМГ', 'Огинаюча реального ЕМГ',
'Відносний поріг', 'Location', 'best');
saveFigure(fig, fullfile(outDir, 'figure_3_compare_envelope.png'));

fig = figure('Color', 'w', 'Position', [100 100 1100 430]);
plot(t_ms, modelRMSNorm, 'LineWidth', 1.2);
hold on;
plot(t_ms, realRMSNorm, 'LineWidth', 1.2);
hold off;
grid on;

```

```

axis([t_ms(1) t_ms(end) 0 1.05]);
xlabel('Час, мс');
ylabel('Нормоване RMS-значення');
title('Порівняння RMS-характеристик змодельованого та реального
ЕМГ-сигналів');
legend('RMS змодельованого ЕМГ', 'RMS реального ЕМГ', 'Location',
'best');
saveFigure(fig, fullfile(outDir, 'figure_3_compare_rms.png'));

fig = figure('Color', 'w', 'Position', [100 100 1100 430]);
plot(t_ms, modelControlNorm, 'LineWidth', 1.3);
hold on;
plot(t_ms, realControlNorm, 'LineWidth', 1.3);
hold off;
grid on;
axis([t_ms(1) t_ms(end) 0 1.05]);
xlabel('Час, мс');
ylabel('Нормована амплітуда');
title('Порівняння керуючих сигналів після порогової обробки');
legend('Керування за змодельованим ЕМГ', 'Керування за реальним
ЕМГ', 'Location', 'best');
saveFigure(fig, fullfile(outDir, 'figure_3_compare_control.png'));

%%
=====
function [signal_mV, fs, channelNames] = loadRealWFDB(recordName)

heaFile = [recordName '.hea'];
datFile = [recordName '.dat'];

if ~exist(heaFile, 'file')
    error('Не знайдено файл %s.', heaFile);
end

if exist('rdsamp', 'file') == 2
    try
        [signal_mV, fs, ~] = rdsamp(recordName);
        signal_mV = double(signal_mV);
        [~, channelNames] = readHeaderInfo(heaFile);

        if size(signal_mV, 2) ~= length(channelNames)
            channelNames = makeChannelNames(size(signal_mV, 2));
        end

        return;
    catch
        % Якщо rdsamp не спрацював, буде ручне зчитування.
    end
end

[header, channelNames] = readHeaderInfo(heaFile);

if ~exist(datFile, 'file')

```

```

        error(['Поруч із %s потрібен файл %s. ', ...
              'Файл .hea містить лише опис, а дані сигналу лежать у
.dat.'], heaFile, datFile);
end

fid = fopen(datFile, 'r', 'l');
if fid < 0
    error('Не вдалося відкрити файл %s.', datFile);
end

raw = fread(fid, [header.nsig, header.nsamp], 'int16');
fclose(fid);

signal_mV = zeros(size(raw));

for i = 1:header.nsig
    signal_mV(:, i) = (double(raw(:, i)) - header.baseline(i)) ./
header.gain(i);
end

fs = header.fs;

end

%%
=====
function [header, channelNames] = readHeaderInfo(heaFile)

fid = fopen(heaFile, 'r');
if fid < 0
    error('Не вдалося відкрити .hea файл.');
```

```

    if isempty(tok)
        tok = regexp(adcInfo, '([0-9eE\+\-\.\.]+)/mV', 'tokens',
'once');

        if isempty(tok)
            header.gain(i) = 1;
            header.baseline(i) = 0;
        else
            header.gain(i) = str2double(tok{1});
            header.baseline(i) = 0;
        end
    else
        header.gain(i) = str2double(tok{1});
        header.baseline(i) = str2double(tok{2});
    end
end
end

```

```
fclose(fid);
```

```
end
```

```
%%
```

```
=====
```

```
function names = makeChannelNames(n)
```

```
names = cell(1, n);
```

```
for i = 1:n
```

```
    names{i} = ['ch' num2str(i)];
```

```
end
```

```
end
```

```
%%
```

```
=====
```

```
function y = normalizeBipolar(x)
```

```
x = x(:)';
```

```
x = x - mean(x);
```

```
m = max(abs(x));
```

```
if m == 0
```

```
    y = x;
```

```
else
```

```
    y = x ./ m;
```

```
end
```

```
end
```

```
%%
```

```
=====
```

```

function y = normalizePositive(x)

x = x(:)';
x = x - min(x);

m = max(x);

if m == 0
    y = x;
else
    y = x ./ m;
end

end

%%
=====
function f = getFeatures(x, envelope, rmsSignal)

x = x(:)';
envelope = envelope(:)';
rmsSignal = rmsSignal(:)';

f.rms = sqrt(mean(x.^2));
f.mav = mean(abs(x));
f.peakToPeak = max(x) - min(x);
f.maxEnvelope = max(envelope);
f.meanRMS = mean(rmsSignal);

end

%%
=====
function saveFigure(figHandle, fileName)

set(figHandle, 'PaperPositionMode', 'auto');
print(figHandle, fileName, '-dpng', '-r300');

end

```

Скрипт програмного забезпечення geMUAP

```
function x = geMUAP(N, A, k, T, fd)
% geMUAP - Створює одиничний сигнал MUAP
%   N - кількість одиничних MUAP
%   A - масив амплітуд хвиль
% (рекомендовано розтовляти знаки за схемою (+ можна знехтувати
% (-...,+...,+..., -...))
%   k - масив коефіцієнтів затухання
%   T - масив тривалостей фаз
%   fd - частота дискретизації

    dt=1/fd;
    x=[];
for n=1:N
%     nA=0;
%     nT=0;
        nA=normrnd(0,0.0001,1);
        nT=normrnd(0,0.00000000000000000001,1); %10^-18
% 0-ва хвиля (ПРЯМА)
    t0=0:dt:T(1);
    f0=1*T(1);
    y0 = 0*sin(t0/f0);

% 1-ша хвиля
    t1=0:dt:(T(1)+nT);
    f1=2*(T(1)+nT); % Частоти півперіода
    y1=(A(1)+nA)*sin(2*pi*t1/f1).*exp(t1*k(1)); % Генерування даних
    хвилі
    K=(A(1)+nA)/min(y1); % Коефіцієнт нормалізація амплітуди
    y1=y1.*K; % Нормалізація амплітуди

% 2-га хвиля
    t2=0:dt:(T(2)+nT);
    f2=2*(T(2)+nT); % Частоти півперіода
    y2=(A(2)+nA)*sin(2*pi*t2/f2).*exp(t2*k(2)); % Генерування даних
    хвилі
    K=(A(2)+nA)/max(y2); % Коефіцієнт нормалізація амплітуди
    y2=y2.*K; % Нормалізація амплітуди

% 3-тя хвиля
    t3=0:dt:(T(3)+nT);
    f3=2*(T(3)+nT); % Частоти півперіода
    y3=(A(3)+nA)*sin(2*pi*t3/f3).*exp(t3*k(3)); % Генерування даних
    хвилі
    K=(A(3)+nA)/max(y3); % Коефіцієнт нормалізація амплітуди
    y3=y3.*K; % Нормалізація амплітуди

% 4-та хвиля
    t4=0:dt:(T(4)+nT);
    f4=2*(T(4)+nT); % Частоти півперіода
```

```
y4=(A(4)+nA)*sin(2*pi*t4/f4).*exp(t4*k(4)); % Генерування даних  
хвилі  
K=(A(4)+nA)/min(y4); % Коефіцієнт нормалізація амплітуди  
y4=y4.*K; % Нормалізація амплітуди  
  
% Формування суцільного сигналу  
y=[y0 y1 y2 y3 y4];  
x=[x y];  
end  
  
end
```