

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна система діагностики стану нервово-м'язової системи людини

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

спеціальності 163 Біомедична інженерія

	(шифр і назва спеціальності)	
	(підпис)	Щебивлок С.І. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Дедів І.Ю. (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)
« 23 » січня 2025 р.

З А В Д А Н Н Я НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Щебивлоку Сергію Івановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна система діагностики стану нервово-м'язової системи людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц. каф. БТ

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

Затверджені наказом ректора від « 23 » січня 2025 року № 4/7-43

2. Термін подання студентом завершеної роботи 25 червня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи Функціональні можливості комп'ютерної системи діагностики стану нервово-м'язової системи людини: завантаження даних, кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна, статистична та вейвлет обробка, візуалізація даних обробки. Дані ЕМГ-сигналів пацієнтів в стані норми та патології.

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. Електроміографія та електроміосигнал.

2. Існуючі прилади та програмне забезпечення.

3. Технічне забезпечення.

4. Математичне забезпечення.

5. Алгоритмічне забезпечення обробки ЕМГ-сигналу.

6. Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану нервово-м'язової системи.

7. Порівняння норми та патології.

8. Програмне забезпечення.

9. Тестування програмного забезпечення.

10. Висновки.

[illegible][illegible]

(підпис)

(прізвище та ініціали)

(підпис)

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна система діагностики стану нервово-м'язової системи людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Щербивлок Сергій Іванович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41. // Тернопіль, 2025р. // с.-74, рис.-59, табл.-0, додат.-1, бібліограф.-30.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА, ДІАГНОСТИКА НЕРВОВО-М'ЯЗОВОЇ СИСТЕМИ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МЕТОД ОБРОБКИ, ГРАФІЧНИЙ ІНТЕРФЕЙС КОРИСТУВАЧА, MATLAB, GUIDE.

В роботі розглянуто ЕМГ-сигнал, його складові, технічне забезпечення для реєстрації, проаналізовано апарати і програмні забезпечення, які обробляють і аналізують сигнал. Вибрано математичну модель та методи обробки для ЕМГ-сигналу. Розроблено файл-функції для кожної обробки і розроблено алгоритмічне забезпечення для порівняння сигналу з еталонними. Також розроблено програмне забезпечення з графічним інтерфейсом для обробки ЕМГ-сигналу в середовищі Matlab за допомогою утиліти Guide.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: “Computer system for diagnosing the state of the human neuromuscular system”. Bachelor's thesis // Shchebyvlok Serhii Ivanovych // Ternopil National Technical University named after Ivan Pului, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RB-41 // Ternopil, 2025 // p.-74, fig.-59, tabl.-0, add.-1, bibliography-30.

Keywords: COMPUTER SYSTEM, DIAGNOSTICS OF THE NEUROMUSCULAR SYSTEM, SOFTWARE, MATHEMATICAL MODEL, ALGORITHMIC SOFTWARE, PROCESSING METHOD, GRAPHICAL USER INTERFACE, MATLAB, GUIDE.

The paper describes the EMG signal, its components, hardware for registration, and analyzes the devices and software that process and analyze the signal. The mathematical model and processing methods for the EMG signal are selected. File functions were developed for each processing and algorithmic software was developed to compare the signal with the reference ones. Software with a graphical interface for processing the EMG signal in the Matlab environment using the Guide utility was also developed.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Анатомічні особливості нервово-м'язової системи.....	10
1.2 Електроміографія.....	13
1.3 Властивості та реєстрація ЕМГ-сигналу.....	14
1.4 Огляд приладів і програмного забезпечення.....	17
1.5 Актуальність виконання роботи.....	28
1.6 Висновки до розділу 1.....	29
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	30
2.1 Електроди для ЕМГ-сигналів.....	30
2.2 Система для реєстрації ЕМГ.....	33
2.3 Математичні моделі ЕМГ-сигналу.....	35
2.4 Структура ЕМГ-сигналу.....	36
2.5 Методи обробки ЕМГ-сигналу.....	38
2.6 Результати комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналу.....	41
2.7 Створення програмного забезпечення з графічним інтерфейсом.....	46
2.8 Тестування програмного забезпечення з графічним інтерфейсом.....	51
2.9 Висновки до розділу 2.....	58
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	59
3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища.....	59
3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження.....	61
3.3 Висновки до розділу 3.....	64
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	65

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Комп'ютерна система діагностики стану нервово-м'язової системи людини Пояснювальна записка	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Щебивлок С.І.						
Перевір.		Хвостівський М.О.						
Консультант						ТНТУ, каф. БТ, гр. РБ-41		
Н. Контр.								
Затверд.								

4.1 Характеристика життєдіяльності людини у системі “людина – машина – середовище існування”.....	65
4.2 Загальні вимоги безпеки з охорони праці для користувачів ПК.....	67
4.3 Висновки до розділу 4.....	69
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	70
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	71
ДОДАТКИ.....	75
ДОДАТОК А. Код програмного забезпечення.....	76

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

ЕМГ – електроміографія;

ПК – персональний комп'ютер;

пЕМГ – поверхнева електроміографія.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Провідним методом дослідження нервово-м'язової системи є електроміографія, яка дає змогу реєструвати сигнал який утворюється від стимуляції м'язового волокна та надалі аналізувати його. В наш час багато медичної техніки різних виробників працює на спеціальному програмному забезпеченні, що дає змогу обробляти ЕМГ-сигнал. Інтерфейс користувача, функціонал та способом обробки відрізняються в різних апаратах, комплексах та системах. В кваліфікаційній роботі бакалавра створено комп'ютерну систему діагностики стану нервово-м'язової системи базуючись на дослідженнях ЕМГ-сигналу, на аналізі існуючих методів і засобів діагностики, а також на застосуванні сучасних алгоритмів цифрової обробки біосигналів. Актуальність даної теми полягає в потребі автоматизованого виявлення патологічних порушень в нервово-м'язовій системі людини. Результат дослідження являє собою програмне забезпечення з інтерфейсом користувача для застосування в діагностиці та реабілітації.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Анатомічні особливості нервово-м'язової системи

Морфофункціональна класифікація дає нам розподіл м'язової тканини на дві групи, а саме: гладку і поперечносмугасту. Поперечносмугаста тканина формує скелетні м'язи і серцеву м'язову тканину. Гладкі м'язи в свою чергу утворюють стінки порожнистих внутрішніх органів, кровоносних і лімфатичних судин. Вони функціонують автоматично, тобто без свідомого контролю. Скелетні м'язи, прикріплюючись до кісток, забезпечують рух окремих частин тіла. Серцеві м'язи мають унікальні структурні й функціональні особливості.

У людському організмі налічується близько 400 скелетних м'язів, більшість із яких парні. Їхнє скорочення відбувається усвідомлено, під впливом нервових сигналів, що передаються через периферичні нерви від центральної нервової системи[2].

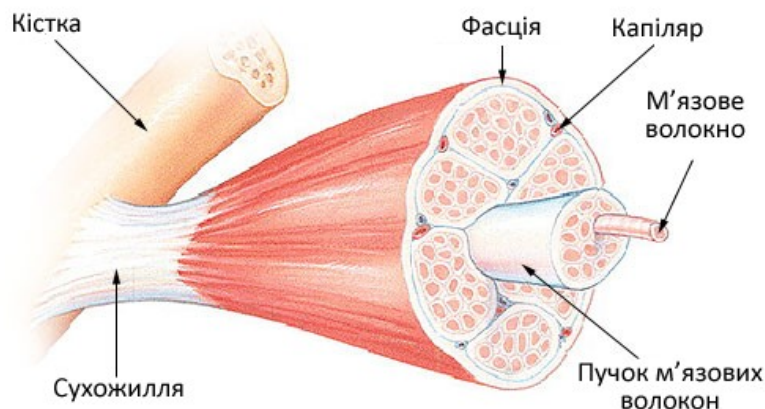


Рисунок 1.1 – Будова скелетного м'яза людини [3]

Завдяки руху кісток скелетна мускулатура змінює положення тіла у просторі, формує стінки ротової, грудної, черевної порожнин, а також

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

порожнини таза. Скелетні м'язи беруть участь у будові стінок глотки, верхньої частини стравоходу та гортані, забезпечують рух очних яблук і слухових кісточок, а також відіграють ключову роль у процесах дихання та ковтання. Крім того, вони підтримують тіло у вертикальному положенні, допомагають зберігати рівновагу та забезпечують можливість пересування у просторі.

Скорочення м'язів відбувається завдяки активному скороченню або розслабленню м'язових волокон. Воно забезпечує рух тіла завдяки взаємодії між скоротливими білками актином і міозином. Основний механізм скорочення пояснюється теорією ковзних ниток [4], згідно з якою міозинові головки ковзають вздовж актинових ниток, скорочуючи саркомер – структурну одиницю м'яза. Для цього процесу необхідна енергія у формі АТФ (аденозинтрифосфатна кислота).

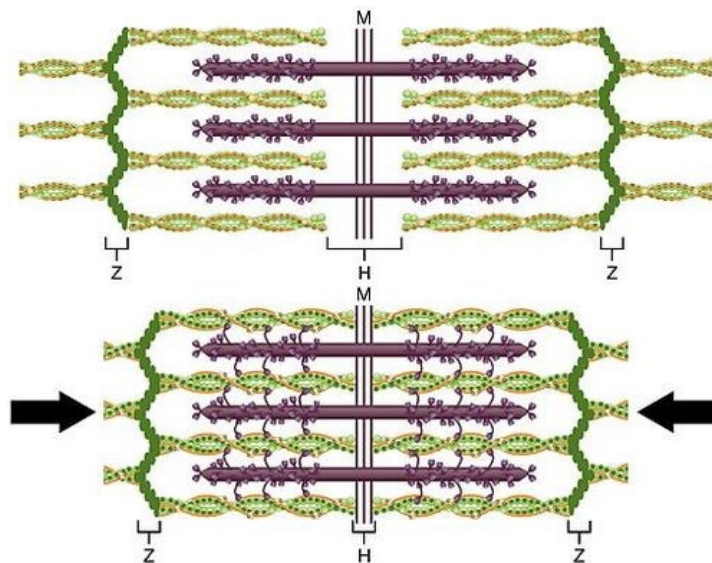


Рисунок 1.2 – Теорія ковзних ниток [4]

Скорочення ініціюється нервовими імпульсами, які активують електричні зміни в мембрані м'язового волокна. Ці імпульси поширюються через м'язові волокна, викликаючи вивільнення іонів кальцію із саркоплазматичного ретикулу, що запускає процес скорочення.

Нервово-м'язова система інтегрує роботу нервової системи та м'язів, забезпечуючи контроль рухів, тонус м'язів і реакцію на зовнішні подразники. Її основою є нервово-м'язовий синапс [5], або моторна кінцева пластинка, де відбувається передача сигналів. Моторні нейрони передають нервові імпульси до м'язових волокон, де в синаптичній щілині вивільняється ацетилхолін, який зв'язується з рецепторами на мембрані м'яза. Це викликає деполяризацію, що запускає потенціал дії, поширюваний по мембрані, активуючи вивільнення кальцію і ініціюючи скорочення м'язових волокон.

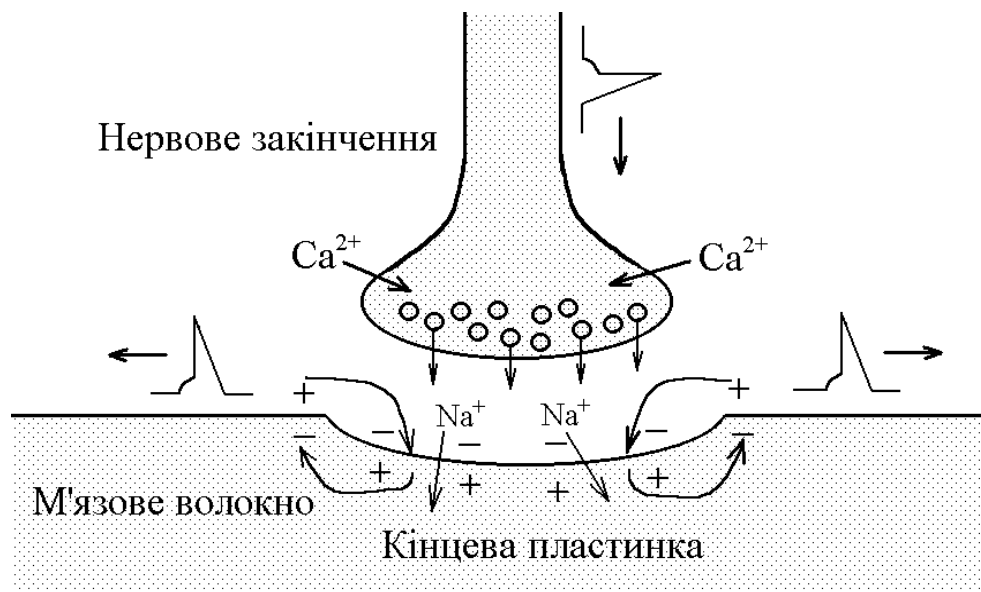


Рисунок 1.3 – Нервово-м'язовий синапс [5]

Нервово-м'язова система працює як єдиний механізм, забезпечуючи добровільні рухи, рефлексорні дії та підтримання м'язового тонусу. Добровільні рухи контролюються корою головного мозку, рефлексорні дії забезпечуються спинним мозком, а базова активність м'язів для збереження пози підтримується автоматичною роботою нервової системи. Порушення функціонування цієї системи, викликані захворюваннями чи травмами, можуть призводити до втрати м'язової активності.

1.2 Електроміографія

Електроміографія (ЕМГ) – це спосіб дослідження та запису електричної активності скелетних м'язів. Процедура проводиться за допомогою спеціального приладу, електроміографа, який фіксує результати у формі електроміограми. Цей пристрій вимірює електричні потенціали, що утворюються м'язовими клітинами під час їх електричного чи неврологічного збудження. Отримані дані використовуються для виявлення відхилень, оцінки рівня активації або аналізу послідовності роботи м'язів, а також для дослідження біомеханіки рухів людини[6].

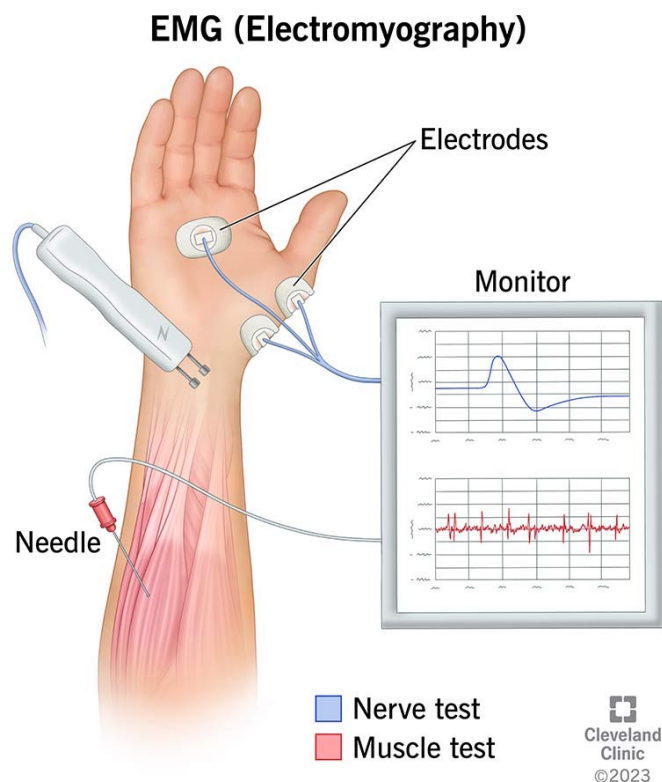


Рисунок 1.4 – Електроміографія [7]

Голчаста ЕМГ – це діагностичний метод, що здебільшого застосовується в неврології. Поверхнева ЕМГ (пЕМГ) своєю чергою

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

використовується для аналізу роботи м'язів різними спеціалістами, такими як фізіотерапевти, кінезіологи та біомедичними інженерами.

ЕМГ-сигнали також виконують роль керуючого сигналу в роботі протезів, зокрема верхніх і нижніх кінцівок. Акселероміограф, у свою чергу, може бути використаний для моніторингу нервово-м'язової діяльності під час загальної анестезії із застосуванням препаратів для нейро-м'язового блокування, щоб запобігти виникненню післяопераційної нервово-м'язової блокади.

1.3 Властивості та реєстрація ЕМГ-сигналу

ЕМГ поділяється на два основні типи: поверхневу та внутрішньом'язову. Поверхнева ЕМГ використовується для оцінки роботи м'язів шляхом реєстрації їх активності з поверхні шкіри, що знаходиться над м'язом. Реєстрація може здійснюватися за допомогою двох електродів або складнішої системи, яка включає кілька електродів. Для запису сигналів ЕМГ необхідно принаймні два електроди, оскільки методика базується на вимірюванні різниці потенціалів між двома точками. Цей метод має певні обмеження, а саме записи обмежуються лише поверхневими м'язами, на які впливають підшкірні тканини, товщина яких може варіювати залежно від маси тіла пацієнта [8]. Крім того, поверхнева ЕМГ не здатна надійно розрізняти активність близько розташованих м'язів. Щоб знизити ризик похибок, були розроблені спеціальні способи розташування електродів і функціональні тести, які покращують точність та достовірність результатів обстеження.

Звичайний сигнал електроміографії характеризується амплітудою в межах 0–10 мВ від пікової точки до пікової. Енергія, що має практичне значення, знаходиться в частотному діапазоні 0–500 Гц, причому основна частина енергетичної складової зосереджена в діапазоні 50–150 Гц [9].

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розглянемо спершу отримання електроміосигнала за допомогою голчастої ЕМГ. Перед введенням голчастого електрода необхідно підготувати шкіру. Зазвичай це включає очищення шкіри спиртовим тампоном. Процес встановлення голчастого електрода може бути непростим і залежить від таких чинників, як вибір конкретного м'яза та його розміри. Правильне розташування електрода є критично важливим для отримання достовірної інформації про активність цільового м'яза. Зазвичай використовують концентричні електроди, які мають вбудований ізольований провідник, або монополярні електроди, що потребують референтного електрода на поверхні шкіри [10].

Електрод вводять безпосередньо у м'язову тканину через шкіру, при цьому лікар орієнтується на анатомічні орієнтири та сенсорний зворотний зв'язок. У процесі запису сигналів спочатку оцінюють активність м'яза у стані спокою для виявлення фонових потенціалів, таких як фібриляції. Потім пацієнту пропонують виконати легке або сильне скорочення м'яза для оцінки викликаної активності. Електрод підключають до підсилювача сигналів, які після обробки виводяться на екран або записуються для подальшого аналізу.

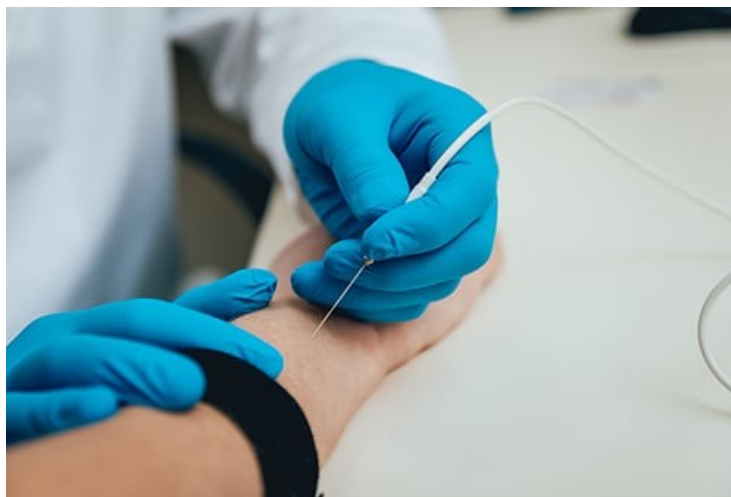


Рисунок 1.5 – Голчаста ЕМГ [11]

Отримані сигнали аналізуються за амплітудою, частотою та формою потенціалів дії. Наприклад, фібриляції чи позитивні гострі хвилі можуть

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

свідчити про нервово-м'язові розлади. Після завершення запису електрод обережно витягують, а місце проколу обробляють антисептиком. Пацієнту рекомендують уникати фізичних навантажень на місце введення голки протягом кількох годин. Внутрішньом'язова ЕМГ широко використовується для діагностики таких захворювань, як м'язова дистрофія, міастенія гравіс, боковий аміотрофічний склероз, а також у наукових дослідженнях, наприклад, для оцінки м'язової функції чи розробки роботизованих протезів.

Поверхнева електроміографія є неінвазивним методом реєстрації електричної активності м'язів, який використовується для оцінки функціонального стану м'язової системи, контролю рухів і діагностики неврологічних та ортопедичних захворювань.



Рисунок 1.6 – Поверхнева ЕМГ [12]

Реєстрація пЕМГ відбувається за допомогою електродів, розташованих на поверхні шкіри над цільовими м'язами. Перед встановленням електродів шкіру необхідно очистити, щоб мінімізувати опір і покращити якість сигналу. Якщо необхідно видаляють волосся в зоні контакту електрода, очищують шкіру спиртовим розчином для знежирення, а в деяких випадках використовують легке шліфування шкіри спеціальною абразивною пастою для зменшення імпедансу. Поверхневі електроди можуть бути одноразовими

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

або багаторазовими, вони встановлюються над цільовими м'язами паралельно напрямку м'язових волокон. Найпоширенішими варіантами розташування є біполярне, а саме диференційне, коли два активні електроди розташовуються вздовж м'яза на певній відстані один від одного, а референтний електрод – на кістковій або малочутливій ділянці, наприклад над зап'ястям або колінною чашкою, та монополярне, коли один активний електрод розміщується над м'язом, а референтний – на віддаленій точці [12].

Після встановлення електродів вони підключаються до електроміографічного підсилювача, який збільшує амплітуду сигналу та мінімізує шум. Застосовується фільтрація сигналу для усунення перешкод, наприклад, високочастотного шуму та артефактів руху. Запис сигналу здійснюється під час спокою або виконання певних рухів, а отримані дані обробляються за допомогою програмного забезпечення для аналізу амплітудних, частотних і часових характеристик м'язової активності. Це дозволяє оцінити рівень м'язової активності, симетрію скорочень, втому або можливі неврологічні порушення.

1.4 Огляд приладів і програмного забезпечення

Розглянемо комп'ютерний електронейроміограф M-TEST ONE [13] з його програмним забезпеченням від компанії ТОВ НВП «DX-СИСТЕМИ» (Україна).

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.7 – Комп’ютерний електронейроміограф M-TEST ONE [13]

Електроміограф M-TEST ONE використовується для реєстрації спонтанної активності м’язів за допомогою поверхневих електродів двох типів: із фіксованою та змінною міжелектродною відстанню. Прилад забезпечує визначення ключових параметрів інтерференційної ЕМГ, таких як частота сумарної електричної активності м’язів, максимальна та середня амплітуда сигналу.

Особливості застосування:

- для ортопедичної стоматології апарат містить функцію аналізу жувальної проби;
- у дослідженнях хронічного головного болю доступна опція оцінки екстероцептивної супресії довільної м’язової активності.

Система M-TEST реєструє викликані відповіді м’язів, що виникають під час електричної стимуляції периферичних нервів за допомогою стимуляційних електродів. У процесі аналізу М-відповідей визначаються такі параметри: поріг генерації, латентний період, амплітуда, тривалість, площа. Також розраховуються показники резидуальної латентності та швидкості проведення імпульсу по рухових волокнах, а динаміка цих показників відображається в реальному часі. Прилад дозволяє реєструвати потенціали дії нервів із розрахунком швидкості проведення імпульсів по чутливих

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

волокнах. Аналіз пізніх відповідей включає характеристику F-хвилі (латентність, моторна швидкість, хронодисперсія, амплітуда тощо) та параметри Н-рефлексу під час стимуляції (латентність, амплітуда, поріг генерації). Також є додаткові можливості, а саме: реєстрація ЕМГ-сигналу під час ритмічної стимуляції з визначенням декременту М-відповіді; проведення фармакологічних і навантажувальних проб, включно з тетанізацією та аналізом посттетанічних ефектів для уточнення порушень нервово-м'язової передачі.

Оцінювання функціонального стану рефлекторних дуг за допомогою дослідження мигального рефлексу. Прилад дозволяє досліджувати локальну активність м'язів, аналізуючи спонтанну активність, тривалість, амплітуду та площу потенціалів рухових одиниць. Також реалізована функція аудіосупроводу для аналізу сигналів. На рис.1.8-1.10 зображено вікна програмного забезпечення яке використовується комп'ютерним електронейроміографом M-TEST ONE.

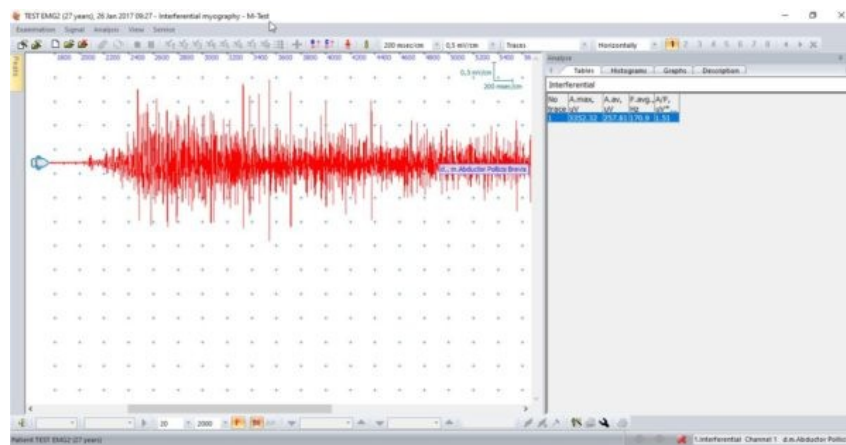


Рисунок 1.8 – Методика інтерференційної міографії [13]

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

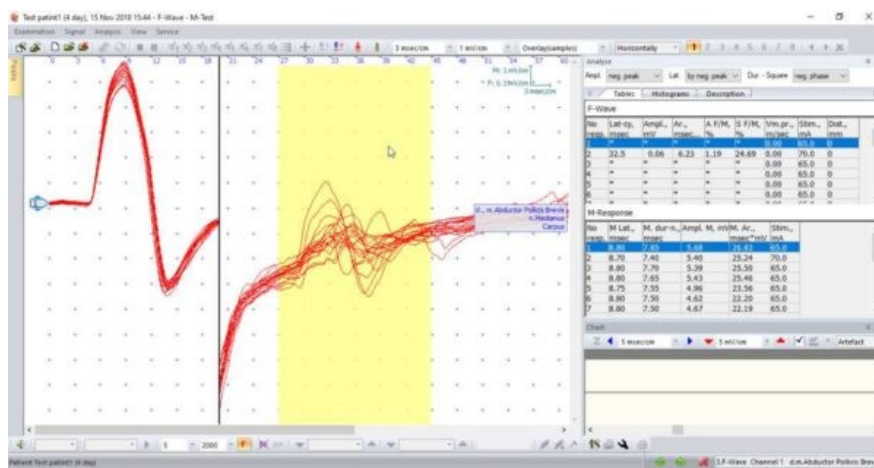


Рисунок 1.9 – Стимуляційна міографія (F-хвиля) [13]

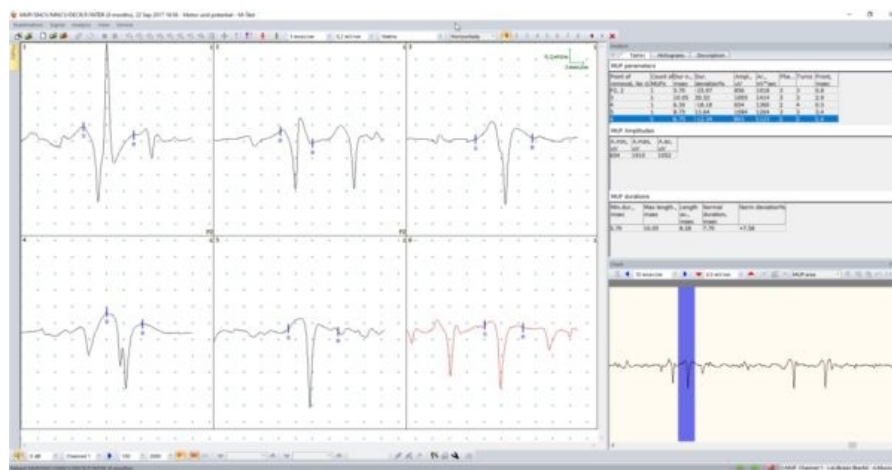


Рисунок 1.10 – Голчаста міографія (потенціал рухомої одиниці) [13]

Система датчиків Ultium EMG [14] від компанії Noraxon (США) представляє собою багатофункціональний пристрій, що забезпечує високу точність вимірювань та універсальність у використанні. Датчики Ultium EMG виконують вибірку даних в секунді до 4000 разів, синхронізуються у реальному часі та характеризуються низьким рівнем шуму (<1 мкВ) із мінімальними внутрішніми артефактами. Завдяки вбудованому інерційному модулю пристрій може одночасно реєструвати як ЕМГ-сигнали, так і інформацію про рух.



Рисунок 1.11 – Система датчиків Ultium EMG [14]

Система оснащена унікальними запатентованими датчиками SmartLeads, які перетворюють пристрій для запису ЕМГ-сигналів у багатофункціональний інструмент для збору різноманітних кінезіологічних даних. Крім того, технологія Lossless забезпечує повне відновлення інформації без втрат. Усі датчики Ultium комплектуються батареями з довічною заміною, що додає зручності у використанні.

Noraxon використовує програмне забезпечення myoRESEARCH, яке призначене для відбору даних, обробки і подальшого аналізу. Воно дозволяє поєднувати ЕМГ-сигнал, силу, тиск, рухи з камери щоб надійно виміряти інформацію яка нас цікавить. Програмне забезпечення дозволяє підключати кілька приладів для запису даних і обирати різні методи вимірювання. Щоб аналізувати отриману інформацію можна створити звіт, у ньому доступно 40 різних шаблонів для виведення інформації в тій формі в якій вам краще розуміти матеріал. Звіти можна порівнювати між собою і робити статистику. Можна створити базу даних на локальному сервері для доступу кількох осіб, а також зручно зберігати дані і передавати їх.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

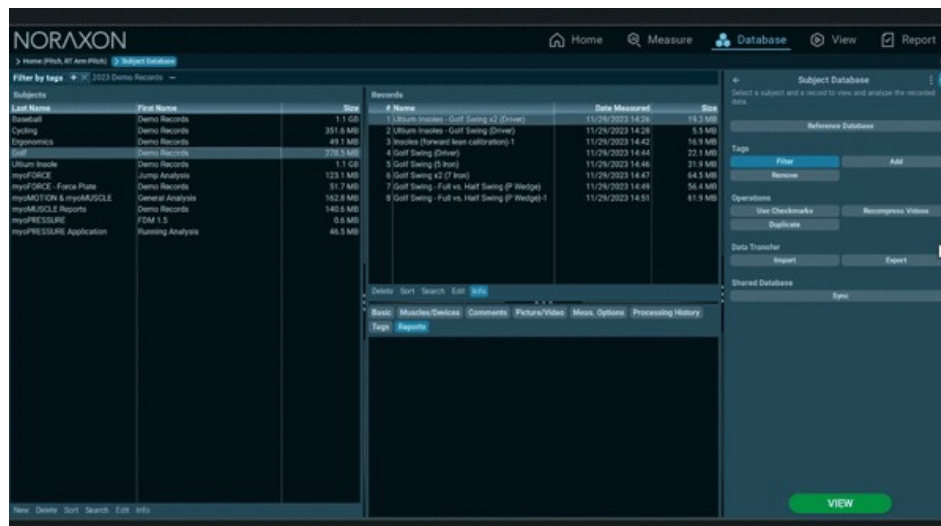


Рисунок 1.12 – Вигляд програмного забезпечення myoRESEARCH [14]

Портативна система FREELAB [15] від компанії BTS Bioengineering (Італія). Використовуючи систему FREELAB, ви можете виконати детальний аналіз специфічних рухів кожної частини тіла, що дозволяє провести комплексну оцінку. Це забезпечує ефективну підтримку у виборі оптимальної терапії та аналізі ефективності лікування.



Рисунок 1.13 – Система FREELAB [15]

Датчики системи легко кріпляться до електродів із гелеподібним покриттям або спеціальних стрічок, що входять до комплекту, без

необхідності додаткової фіксації. Відсутність проводів значно спрощує підготовку пацієнта. Завдяки цьому FREELAB стає портативною лабораторією для проведення функціональної діагностики будь-якої частини тіла.

Програмне забезпечення містить бібліотеку визначених протоколів для функціонального аналізу за допомогою яких автоматично створює звіт з зібраної інформації. Присутні дві категорії протоколів, а саме: клінічні протоколи і спортивні протоколи. Клінічний протокол має в собі оцінювання координації м'язів, їх симетрії при статичних навантаженнях, аналіз активності плечей та шийного відділу хребта. У спортивному протоколі є оцінювання м'язів під час бігу і запобігання травм.

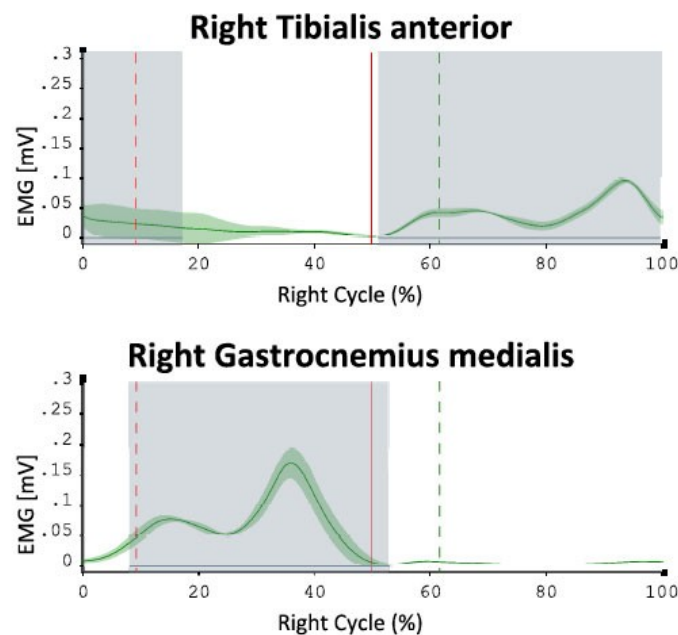


Рисунок 1.14 – Вигляд програмного забезпечення для системи FREELAB [15]

Виробник Delsys (США) виготовляє датчик Trigno Duo [16], який є двоголовим датчиком для порівняння і одночасного активування м'язів.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

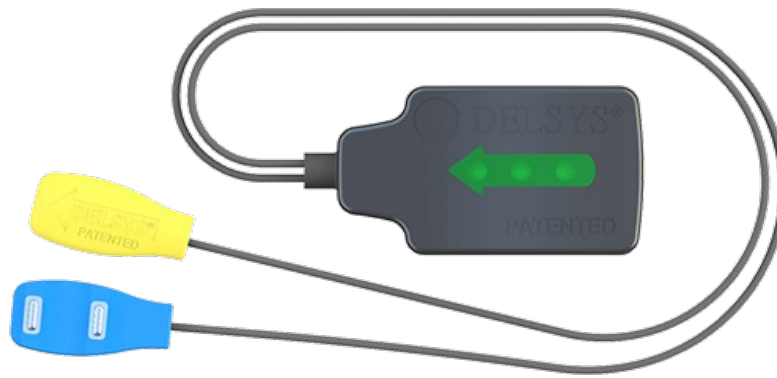


Рисунок 1.15 – Датчик Trigno Duo [16]

Датчик можна використовувати для медичної інформаційної системи, для протезування і тд. Він має частоту передачі 2.4 ГГц, а дальність передачі 40 метрів. Смуга пропускання ЕМГ-сигналів 10-850 Гц та 20-450 Гц, а максимальна частота дискретизації 2148 умовних одиниць.

Компанія Delsys для своїх пристроїв використовує декілька програмних забезпечень, а саме: EMGworks, Trigno Discover, NeuroMap, Mobile EMG Suite.

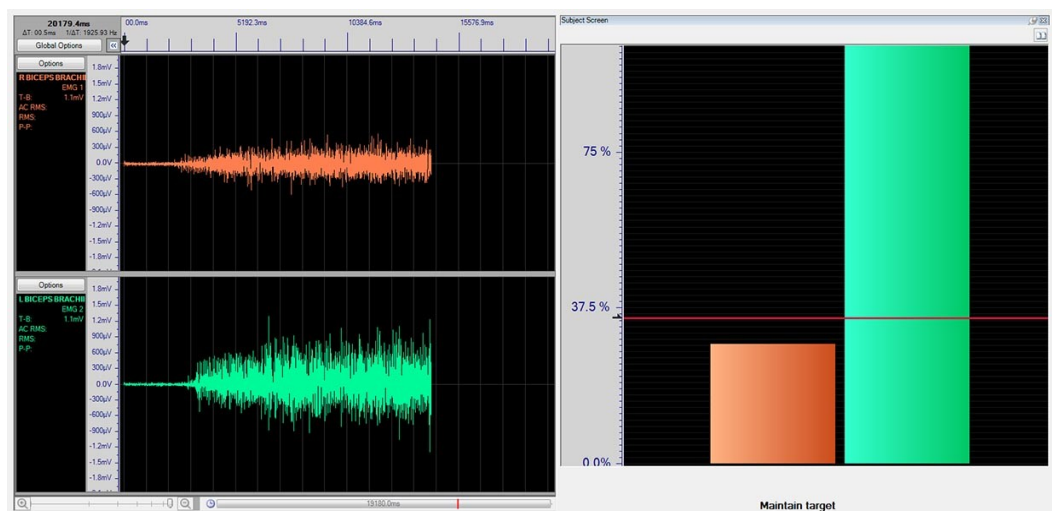


Рисунок 1.16 – Вигляд програмного забезпечення EMGworks [16]

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розглянемо програмне забезпечення EMGworks. Воно було створене для досліджень ЕМГ-сигналів та інших біологічних сигналів. Плюси EMGworks:

- інтегрована база даних;
- можливість фільтрування отриманого сигналу в реальному часі;
- надає голосові підказки для ефективної роботи;
- швидкий аналіз і обробка сигналу;
- можливість редагувати код програми;
- можливість зберігати інформацію в будь-яких форматах.

Компанія ВІОРАС (США) виготовляє підсилювач для електроміограми EMG100C [17].



Рисунок 1.17 – Підсилювач для електроміограми EMG100C [17]

Даний пристрій має до 16 модулів підсилювачів для використання в багатопараметричних чи багатопредметних завданнях. Він підсилює загальну активність скелетних м'язів людини, а також його можна використовувати для аналізу рухомих одиниць, збору потенціалу з нервів і моніторингу ЕМГ-сигналів. EMG100C є частиною дослідницької системи, яка працює на програмному забезпеченні Acq Knowledge для виконання інтеграції електроміограми у реальному часі та надання частотного аналізу.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Програмне забезпечення Acq Knowledge має зручне діалогове вікно для налаштування каналів, що дає швидко вводити необхідні параметри для аналізу сигналу. Після конфігурації параметрів налаштування запису можна зберегти у вигляді шаблону графіка, що спрощує подальші сесії збору даних та дозволяє запускати їх миттєво. У процесі обробки сигналу користувач має можливість бачити необроблені дані ЕМГ у режимі реального часу, а також спостерігати за фільтрованими чи обчисленими сигналами.

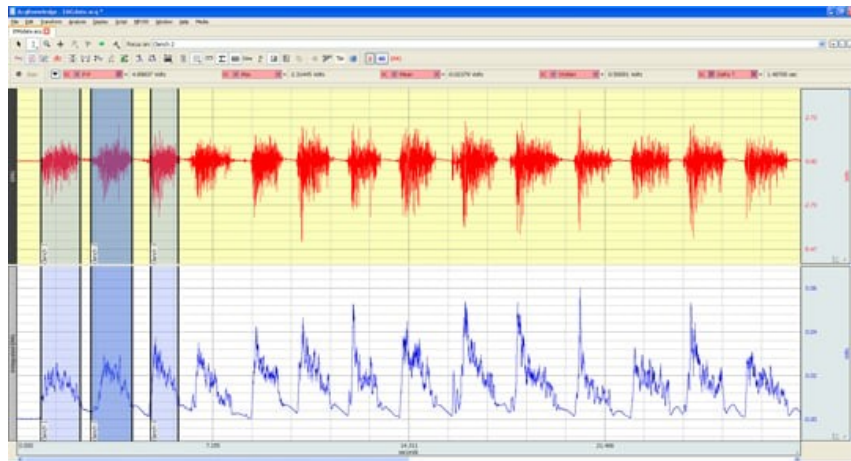


Рисунок 1.18 – Вигляд програмного забезпечення Acq Knowledge [17]

Програмне забезпечення Acq Knowledge має багато різних автоматизованих функцій для аналізу сигналу, а саме:

- пошук середньої та пікової частоти сигналу;
- пошук середньої та загальної потужності сигналу;
- знаходження середнього квадратичного значення ЕМГ-сигналу;
- інтегрування сигналу;
- визначення активності м'язової тканини;
- знаходження абсолютного значення сигналу за часовою лінією.

Ще розглянемо одну електроміографічну систему Nicolet EDX [18] від компанії Natus (США). Цю систему було розроблено використовуючи найсучасніші технології, щоб покращити тестування і допомогти отримувати

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

найточнішу інформацію з відібраних сигналів. Також цей пристрій пройшов клінічні дослідження.

Основні особливості комплексу Nicolet EDX:

- проводить 24-розрядні сигнали з високою точністю для стандартних або розширених тестів;
- інтуїтивно зрозумілий інтерфейс з чіткими піктограмами;
- аналоговий вихід для онлайн-аналізу;
- зовнішня панель керування яка надає додаткову гнучкість для медичних працівників, а саме дозволяє якісно використовувати час для лікування пацієнта;
- передбачено педаль-перемикач, блок для реагування на пацієнта, візуальний стимулятор, аудіоперетворювач та рефлекторний молоточок;
- цифровий процесор обробки сигналу;
- є п'ять стимуляційних датчиків з різними головками.



Рисунок 1.19 – Система Nicolet EDX [18]

Електроміографічна система Nicolet EDX використовує програмне забезпечення Natus Elite, яке має от такі можливості:

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- досліджує нервову провідність, а саме: моторне, сенсорне і комбіноване дослідження нервової системи, комбінований сенсорний індекс, F-хвилі, H-рефлекс і т.п.;
- визначає голкову ЕМГ;
- визначає кількісну ЕМГ: індекс кластеризації та аналіз форм-факторів для поверхневої ЕМГ;
- визначає одноволоконну і макро ЕМГ;
- дослідження потенціалів: слуховий потенціал, соматосенсорний потенціал і т.п.;
- інші функції: автоматична стимуляція, аналіз тремору, інтраопераційний моніторинг і т.п.

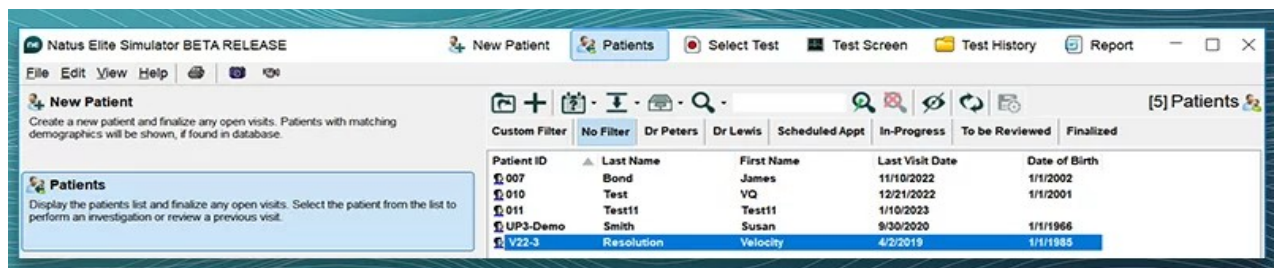


Рисунок 1.20 – Вигляд програмного забезпечення Natus Elite [18]

1.5 Актуальність виконання роботи

Проаналізувавши в попередньому розділі прилади і програмне забезпечення яке вони використовують можна сказати про те, що вони різні у використанні та графічному інтерфейсі. Для того щоб ними користуватися треба вивчати їхню функціональність окремо, а це займає час та зусилля, тому я пропоную створення інтерфейсу та коду, який можна адаптувати до всіх приладів. Він дасть змогу обробляти сигнал і виводити на екран готові графіки для аналізування.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.6 Висновки до розділу 1

В даному розділі було проаналізовано нервово-м'язову систему, а саме як відбувається взаємодія нейрона та м'язового волокна. Також був проаналізований процес електроміографія і властивості ЕМГ-сигналу. На основі цього був проведений огляд приладів і програмного забезпечення, а також обґрунтування виконання кваліфікаційної роботи.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Електроди для ЕМГ-сигналів

Внутрішньом'язова електроміографія може виконуватися з використанням різноманітних типів реєструючих електродів. Найпростішим варіантом є монополярний голчастий електрод [19]. Це може бути тонкий дріт, введений у м'яз із зовнішнім електродом, який використовується як референтний, або пара тонких дротів, розташованих у м'язі та пов'язаних між собою. Найчастіше записи з цих електродів застосовуються у дослідницьких цілях, наприклад, у кінезіологічних або наукових експериментах.



Рисунок 2.1 – Монополярний голчастий електрод [20]

Діагностичні монополярні електроди для ЕМГ-сигналів зазвичай мають ізоляційне покриття та достатню жорсткість для проникнення через шкіру, причому для порівняння використовується лише кінчик електрода.

Більш складним у конструкції є концентричний голчастий електрод, який складається з тонкого дроту, оточеного ізоляційним шаром, що заповнює стовбур голки, призначеної для введення під шкіру. Відкритий

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

кінчик голки слугує активним електродом, тоді як стовбур виконує роль електрода порівняння.



Рисунок 2.2 – Концентричний голчастий електрод [20]

Через особливості конструкції сигнали, зареєстровані концентричним електродом [19], зазвичай слабші, ніж у випадку монополярного електрода, але мають вищу стійкість до електричних перешкод, створюваних тканинами, і забезпечують більш надійні вимірювання. Водночас, через те, що стовбур голки оголений по всій довжині, активність поверхневих м'язів може впливати на результати запису більш глибоких структур. Одноволоконні голчасті електроди ЕМГ створені для мінімізації зони запису, що дає можливість фіксувати активність окремих м'язових волокон, розрізняючи їхні сигнали з високою точністю.

Поверхнева електроміографія зазвичай базується на використанні електродів, закріплених на поверхні шкіри, для реєстрації електричних сигналів м'язів. Найпоширенішими видами електродів, що застосовуються в пЕМГ, є сухі та гелеві електроди. Кожен із цих типів має свої особливості, які можуть впливати на їх ефективність у різних сферах застосування [21].

Сухі електроди не потребують використання струмопровідного гелю чи клейких матеріалів для забезпечення контакту зі шкірою. Вони зазвичай виготовляються з провідних матеріалів, таких як срібло, нержавіюча сталь

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

або інші метали, і можуть мати різноманітні форми, включаючи одноразові та багаторазові варіанти. Такі електроди легко встановлювати та знімати, що робить їх зручними для швидкого тестування та повторних замірів. Завдяки відсутності необхідності у гелях або клеях, вони ідеально підходять для портативних пристроїв та польових досліджень.

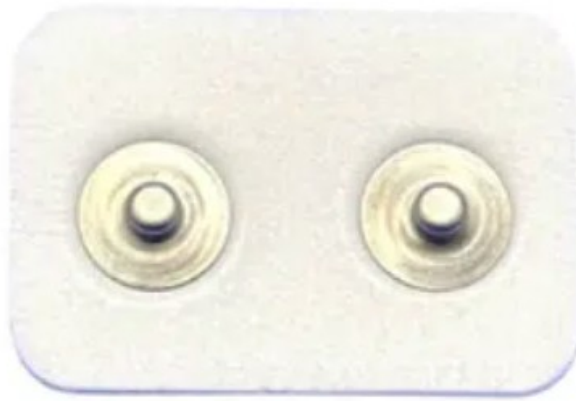


Рисунок 2.3 – Сухий електрод [21]

Гелеві електроди застосовують струмопровідний гель для покращення електричного контакту між електродом та поверхнею шкіри [21]. Вони широко використовуються у медичній практиці та наукових дослідженнях завдяки високій надійності та якості отриманих сигналів. Гель знижує опір, що забезпечує отримання чіткіших сигналів із мінімальним рівнем шуму. Гелеві електроди створюють стабільний контакт із шкірою, що сприяє зменшенню ймовірності появи артефактів руху.



Рисунок 2.4 – Гелевий електрод [21]

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.2 Система для реєстрації ЕМГ

Електроміограф є спеціалізованим медичним пристроєм, який використовується для реєстрації, аналізу та інтерпретації електричних сигналів, що виникають у м'язах. Головне завдання цього приладу – вимірювання електроміографічних сигналів, які генеруються м'язовими волокнами під час їхньої активності. Ці сигнали містять важливу інформацію про стан м'язів і нервів, які керують ними. Електроміограф функціонує за принципом реєстрації біоелектричних потенціалів, що виникають у м'язах як у стані спокою, так і під час скорочення.

Сигнали, які отримують за допомогою електродів, передаються до підсилювача пристрою, де вони обробляються й виводяться у вигляді графічного зображення на екрані [22]. Це дозволяє аналізувати такі характеристики сигналу, як амплітуда, частота та інші параметри. Основними складовими електроміографа є електроди, підсилювачі, фільтри для зменшення шумів, аналогово-цифровий перетворювач для переведення сигналу у цифровий формат, а також комп'ютерний модуль, який відповідає за обробку, відображення й зберігання отриманих даних.

Структурна схема системи показана на рис. 2.5, що включає такі структурні одиниці, а саме:

- 1 – Електроди
- 2 – Диференціальний підсилювач
- 3 – Фільтр високих частот
- 4 – Фільтр низьких частот
- 5 – АЦП
- 6 – Персональний комп'ютер

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

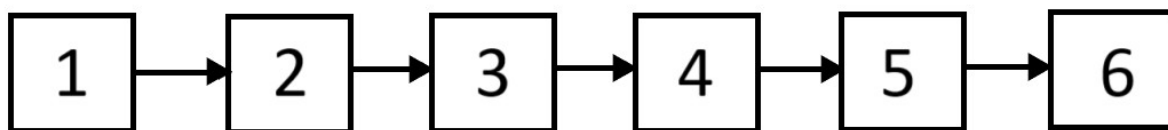


Рисунок 2.5 – Структурна схема системи для реєстрації ЕМГ

На м'яз кріпляться три електроди 1, два основні, які ставляться на середину і кінець м'яза, а третій виступає в ролі заземлення. За допомогою електродів знімається різниця потенціалів, яка передається на диференціальний підсилювач 2, який підсилює різницю напруг. Після підсилювача сигнал потрапляє на фільтр високих частот 3, де високочастотні сигнали пропускаються, а низькочастотні сигнали зменшуються в амплітуді. Далі йде фільтр низьких частот 4, він навпаки пропускає низькочастотні сигнали, а високочастотні сигнали послаблює в амплітуді. Об'єднання високочастотного фільтра 3 і низькочастотного фільтра 4 дає нам смуговий фільтр, за допомогою якого можна зробити певний пропускну діапазон для частот. Після фільтрації сигнал попадає на АЦП 5, де аналоговий сигнал перетворюється в цифровий сигнал, а точніше в двійковий код. Коли сигнал перетворився в код він потрапляє на ПК 6, де спеціальним програмним забезпеченням аналізується і обробляється сигнал для подальшого медичного висновку.

Електроміографи широко застосовуються в медицині для діагностики захворювань периферичної нервової системи, м'язових патологій і нервово-м'язових розладів. Вони також є незамінними при оцінюванні наслідків травм нервів чи пошкоджень спинного мозку. У галузі реабілітації та фізіотерапії такі пристрої використовуються для моніторингу стану м'язів під час лікування, а у наукових дослідженнях — для вивчення м'язових функцій, аналізу біомеханіки рухів та створення сучасних протезів і екзоскелетів. У

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

спорті електроміографи допомагають вивчати м'язову активність спортсменів, що сприяє оптимізації тренувань і зниженню ризику травм.

2.3 Математичні моделі ЕМГ-сигналу

Існують дві основні математичні моделі, а саме детермінована та стохастична.

Почнемо з детермінованої моделі, вона описує ЕМГ-сигнал як сукупність періодичних функцій у яких не враховано випадкові процеси [23]. Такі моделі використовуються для аналізу повторюваних рухів або контрольованих скорочень м'язів. Такий ЕМГ-сигнал можна представити як суму гармонічних функцій:

$$x(t) = \sum_{n=1}^N A_n \cdot \sin(2\pi f_n t + \phi_n), \quad (2.1)$$

де A_n – амплітуда гармоніки;

f_n – частота гармоніки ;

ϕ_n – фаза гармоніки.

На жаль такий метод не враховує випадкову природу сигналу, але ним можна моделювати основні компоненти ЕМГ-сигналу.

Якщо розглядати стохастичну модель, то вона вже враховує випадковість ЕМГ-сигналу, яка виникає через нейронно-м'язову активність [23]. Дана модель буде слугувати основою для програмного забезпечення, бо вона найкраще імітує реальний сигнал. Таким чином ЕМГ-сигнал моделюється як періодична випадковість, що поєднує в собі властивості повторюваності і стохастичності:

$$x(t) = \mu(t) + \varepsilon(t), \quad (2.2)$$

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де $\mu(t)$ – детермінована складова, яка показує середню поведінку ЕМГ-сигналу;

$\varepsilon(t)$ – випадкова складова ЕМГ-сигналу.

Ще є інший підхід стохастичного методу, а саме модель змішаної шкали, де моделювання ЕМГ-сигналу відбувається в гаусівському процесі з випадковою дисперсією, що слідує оберненому гамма-розподілу:

$$x(t) \sim N(0, \sigma^2), \sigma^2 \sim \text{Inv-Gamma}(\alpha, \beta), \quad (2.3)$$

де $x(t)$ – вхідний сигналам;

σ^2 – дисперсія;

$\text{Inv-Gamma}(\alpha, \beta)$ – гамма-розподіл.

Ця модель змішаної шкали дозволяє враховувати змінність дисперсії ЕМГ-сигналу та негаусівську природу.

2.4 Структура ЕМГ-сигналу

Потенціал дії м'язового волокна є ключовим елементом ЕМГ-сигналу. Він показує електричний імпульс, що проходить крізь м'язове волокно, яке належить до певної рухової одиниці. Властивості потенціалу дії залежать від діаметра волокна, швидкості його проведення, а також від просторового розташування щодо електрода, який здійснює реєстрацію сигналу. Група м'язових волокон, що отримує іннервацію від одного мотонейрона, називається руховою одиницею і є найменшою функціональною структурою, яка перебуває під контролем нейрона. М'язова сила формується шляхом активації мотонейрона, що спричиняє напругу у відповідних волокнах і викликає їхнє скорочення, після припинення активності мотонейрона — м'яз розслабляється [22].

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Потенціал дії рухової одиниці є сумарним ефектом електричних імпульсів, що генеруються скороченнями м'язових волокон у межах однієї рухової одиниці. Його можна зареєструвати за допомогою поверхневих або внутрішніх електродів. Напруга, яку фіксують ці пристрої, є підсумком активності всіх рухових одиниць в даний момент часу коли відбувається скорочення. Рухові одиниці, які розташовані ближче до електрода реєструються з більшою точністю, тоді як сигнали від віддалених одиниць будуть ослаблені і супроводжуватимуться вищим рівнем шуму. Сукупність потенціалів дії, що утворюються в межах однієї моторної одиниці, називають сумою потенціалів дії моторної одиниці.

ЕМГ-сигнал отриманий від одного електрода під час скорочення м'яза, може бути представлений такою формулою:

$$EMG(t) = \sum_{i=1}^N P_i(t) + n(t), \quad (2.4)$$

де $P_i(t)$ – часова функція суми потенціалу дії рухових одиниць;
 $n(t)$ – шуми сигналу.

Параметри цього сигналу залежать від рівня та тривалості скорочення м'яза, його статичного чи динамічного стану, ступеня втоми, а також інтенсивності виділення поту через пори у шкірі. При використанні голчастих електродів, їх можна розташувати безпосередньо біля окремого м'язового волокна, що дасть змогу зафіксувати електричну активність окремих рухових одиниць. Натомість при застосуванні поверхневих електродів отриманий сигнал міститиме сумарну активність потенціалів дії різних рухових одиниць, що не дає змоги виділити внесок кожної окремої одиниці у загальний сигнал.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.5 Методи обробки ЕМГ-сигналу

У своїй практиці я використовував кореляційну обробку, спектральну обробку, спектрально-кореляційну обробку й статистичну обробку [24]. Вони для мене є основними, хоча деякі з них не несуть багато інформації про сигнал, а також є багато інших методів обробки сигналів. Для початку розглянемо кореляційну обробку.

Кореляційний аналіз дає змогу визначити наявність взаємозв'язку між змінами значень біосигналів відносно незалежної змінної. Кореляція поділяється на автокореляцію і взаємокореляцію. При автокореляції, яка показана формулою (2.5) визначається подібність біосигналу та його копії зсуненої в часі.

$$r_{\xi}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} \xi(t) \xi(t+\tau) dt = |s(t)| * |s(t+\tau)| \cos(\varphi(\tau)), \quad (2.5)$$

де τ – часовий зсув;

$s(t)$ – вхідний сигнал;

$s(t+\tau)$ – копія вхідного сигналу зсунута в часі;

$\cos(\varphi(\tau))$ – кут між векторами сигналу.

При взаємокореляції, яка наведена у формулі (2.6) визначають подібність двох різних сигналів.

$$r_{1,2}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s_1(t) s_2(t+\tau) dt = |s_1(t)| * |s_2(t)|, \quad (2.6)$$

де τ – часовий зсув;

$s(t)$ – один сигнал;

$s(t+\tau)$ – другий сигнал зсунутий в часі.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Перейдемо до спектральної обробки, яка розкладає сигнал на частотні складові і оцінює його за такими ознаками як: амплітуда, фаза, потужність і т.д. Цей аналіз використовує перетворення Фур'є для своєї роботи, а потім обчислює амплітудний і фазовий спектр сигналу й формує шкалу частоти із послідовним виводом даних.

Спектральну обробку можна описати виразом:

$$S(f_n) = \sum S(t) e^{-j2\pi ft}, \quad (2.7)$$

де $S(t)$ – комплексний спектр періодичного сигналу;

$e^{-j2\pi ft}$ – ансамбль комплексних експонент.

Спектрально-кореляційна обробка сигналів – це метод аналізу, що поєднує спектральний і кореляційний підходи для дослідження властивостей сигналів. Ці дві обробки пов'язує між собою перетворення Фур'є, а саме енергетичний спектр і автокореляція. Отже, спектральна густина автокореляційної функції фактично є спектральною густиною потужності сигналу. Її можна визначити безпосередньо шляхом застосування перетворення Фур'є до автокореляційної функції:

$$|S(f)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} r_{\xi}(\tau) \exp(-j2\pi f\tau) d\tau, \quad (2.8)$$

де $r_{\xi}(\tau)$ – автокореляційна функція;

$e^{-j2\pi ft}$ – ансамбль комплексних експонент.

Статистична обробка сигналу – це сукупність методів, що використовуються для аналізу випадкових процесів і сигналів з невизначеною або змінною структурою. Вона дозволяє оцінювати основні характеристики сигналів за допомогою математичного сподівання, дисперсії і середньоквадратичного відхилення.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Математичне сподівання являє собою середнє значення, в якому сфокусовано найбільша кількість випадкових величин. Воно задається такою формулою:

$$m_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t), \quad (2.9)$$

де k – номер повтору біомедичного сигналу;

N – кількість повторів в реалізації біомедичного сигналу.

Дисперсія показує міру розсіювання випадкових процесів відносно середнього значення і визначається за формулою:

$$D_{\xi}(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [\xi_k(t) - m_{\xi}(t)]^2, \quad (2.10)$$

де $\xi_k(t)$ – сукупність часових функцій;

$m_{\xi}(t)$ – вибіркового процес в момент часу.

Середньоквадратичне відхилення демонструє ширину розподілу точок відносно заданого середнього значення і воно дорівнює кореню квадратному з дисперсії:

$$\sigma_{\xi}(t) = \sqrt{D_{\xi}(t)}, \quad (2.11)$$

де $D_{\xi}(t)$ – дисперсія.

Наостанок розглянемо вайвлет-обробку, яка допомагає аналізувати частотні характеристики сигналу залежних від часу та виявляти зміни в структурі. Формула безперервного вайвлет-перетворення:

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$W(a,b)=\int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt, \quad (2.12)$$

де a – масштабний параметр;

b – часовий параметр;

ψ – материнський вейвлет.

2.6 Результати комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналу

В даному розділі наведено результати обробки ЕМГ-сигналу за допомогою файл-функцій кореляційної, спектральної, спектрально-кореляційної, статистичної та вейвлет обробок.

Для обчислення кореляційної обробки сигналу було розроблено файл-функцію “cor” яка показана на рис. 2.6.

```
function [r12 tr]=cor(a,fd)
dt=1/fd;
r1=xcorr(a);
r1=r1./length(r1);
tr1=length(r1)/2;
tr2=length(r1);
tr=(0:(length(r1(tr1:tr2))-1)).*dt;
r12=r1(tr1:tr2);
end
```

Рисунок 2.6 – Лістинг кореляційної обробки

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис. 2.7 зображено кореляційну обробку ЕМГ-сигналу.

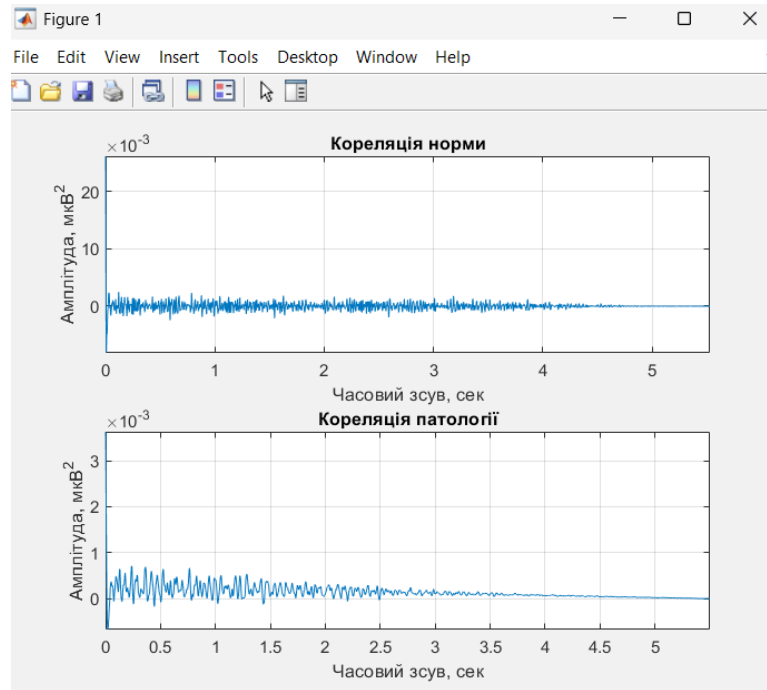


Рисунок 2.7 – Результат кореляційної обробки

Порівнюючи кореляцію норми і патології можна побачити, що патологія більша по амплітуді, але має меншу густину сигналу. На відрізку від 3,5 до 4,5 секунд патологія затухає, в той час як норма починає затухати на 5 секундах.

Для обчислення спектральної обробки сигналу було розроблено файл-функцію “spek” яка показана на рис. 2.8.

```
function [sp ph f]=spek(a,fd)
dt=1/fd;
s=fft(a);
s=s/length(s);
sp=abs(s);
df=fd/length(s);
f=0:df:(fd-df);
a=real(s);
b=imag(s);
ph=atan(b./a);
end
```

Рисунок 2.8 – Лістинг спектральної обробки

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис. 2.9 зображено спектральну обробку ЕМГ-сигналу.

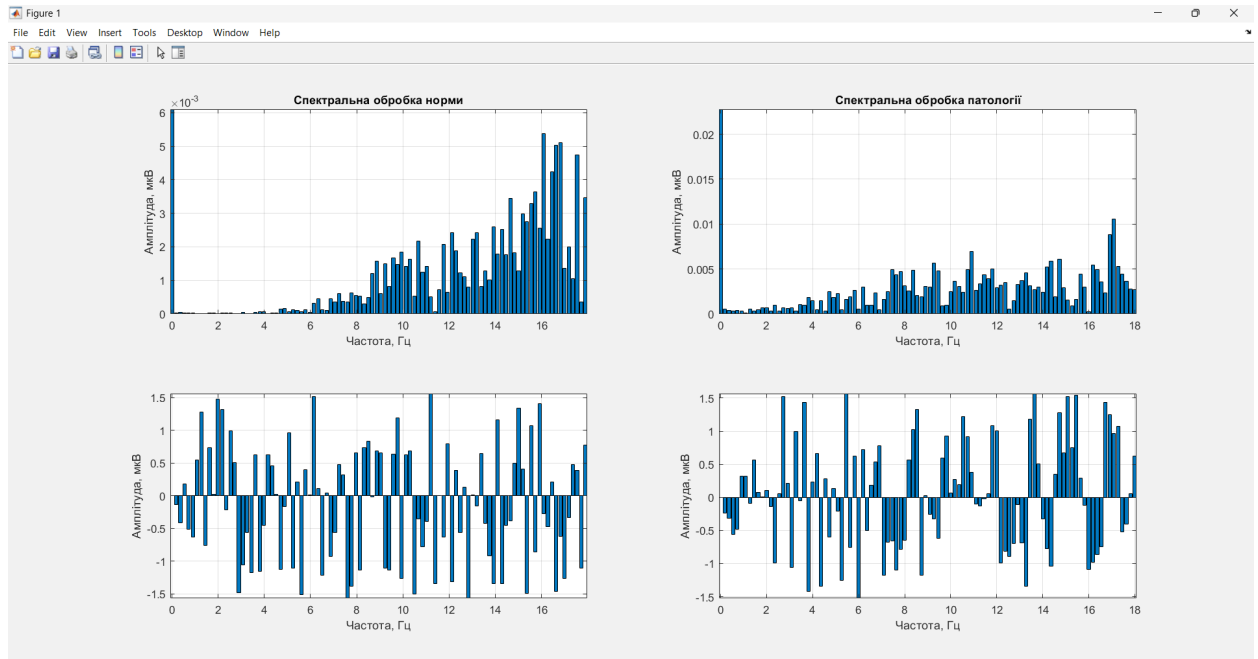


Рисунок 2.9 – Результат спектральної обробки

З спектральної обробки норми можна бачити, що амплітуда в неї більша ніж в патології у амплітудному спектрі, а у фазовому спектрі більше пікових точок ніж у патології.

Для обчислення спектрально-кореляційної обробки сигналу було розроблено файл-функцію “spekcor” яка зображена на рис. 2.10.

```
function [spr phr f]=spekcor(a,fd)
dt=1/fd;
r=xcorr(a);
tr1=length(r)/2;
tr2=length(r);
sr=fft(r(tr1:tr2));
sr=sr/length(sr);
spr=abs(sr);
a1=real(sr);
b=imag(sr);
phr=atan(b./a1);
df=fd/length(sr);
f=0:df:(fd-df);
end
```

Рисунок 2.10 – Лістинг спектрально-кореляційної обробки

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис. 2.11 зображено спектрально-кореляційну обробку ЕМГ-сигналу.

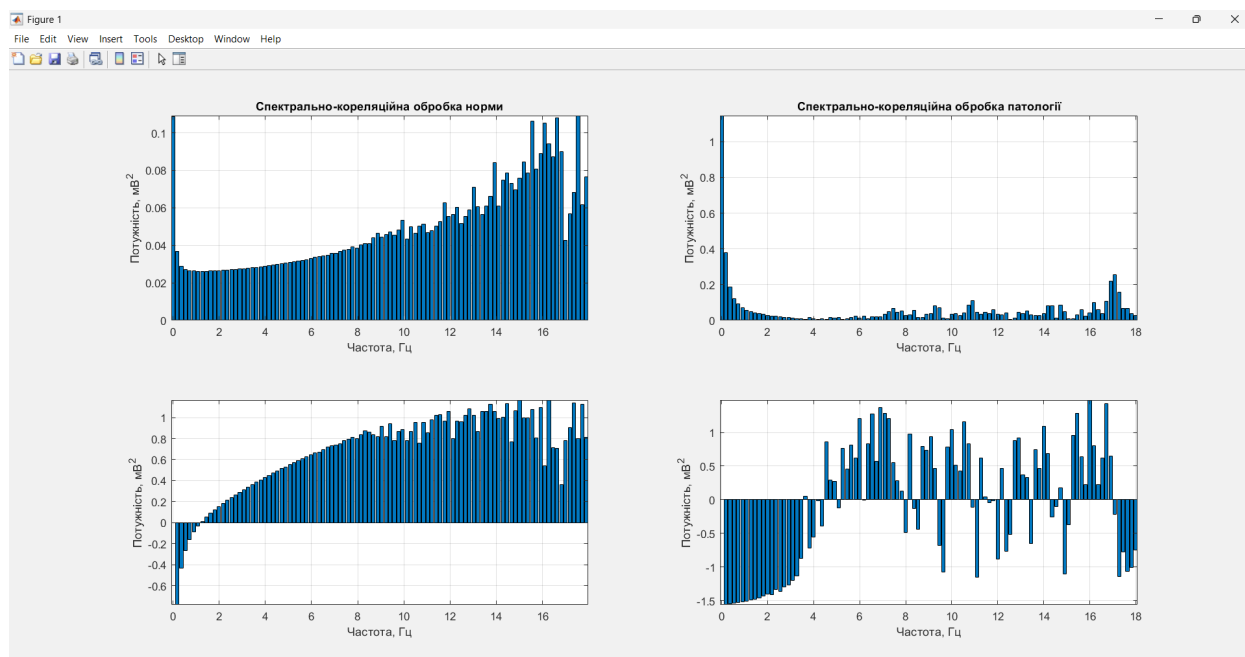


Рисунок 2.11 – Результат спектрально-кореляційної обробки

При спектрально-кореляційній обробці ми можемо бачити, що сигнал норми має більшу потужність в амплітудному та фазовому спектрі. Натомість патологія має дуже малу амплітуду, що і говорить про порушення.

Для обчислення статистичної обробки сигналу було розроблено файл-функцію “stat” яка зображена на рис. 2.12.

```
function [x m d s]=stat(a,fd,T)
dt=1/fd;
NT=T/dt;
for m=0:9
    x(m+1,:)=a((NT*m+1):((m+1)*NT));
end
m=mean(x);
d=std(x).^2;
s=sqrt(d);
s=s/length(s);
end
```

Рисунок 2.12 – Лістинг статистичної обробки

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис. 2.13 зображено статистичну обробку ЕМГ-сигналу.



Рисунок 2.13 – Результат статистичної обробки

З статистичної обробки ЕМГ-сигналу ми бачимо, що ансамблі норми і патології, математичне сподівання, дисперсія, середнє квадратичне відхилення відрізняються лише амплітудою, а це показує нам проблеми з нервово-м'язовою системою.

Для обчислення вайвлет-обробки сигналу було розроблено файл-функцію “wavelet” яка показана на рис. 2.14.

```
function [Wspec, scales] = wavelet(a, fd)
scales = 1:50;
basis = 'morl';
num = length(scales);
Wspec = zeros(num, length(a));
for i = 1:num
    c = cwt(a, scales(i), basis);
    Wspec(i, :) = abs(fft(c));
end
end
```

Рисунок 2.14 – Лістинг вайвлет-обробки

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис. 2.15 зображено вайвлет-обробку ЕМГ-сигналу.

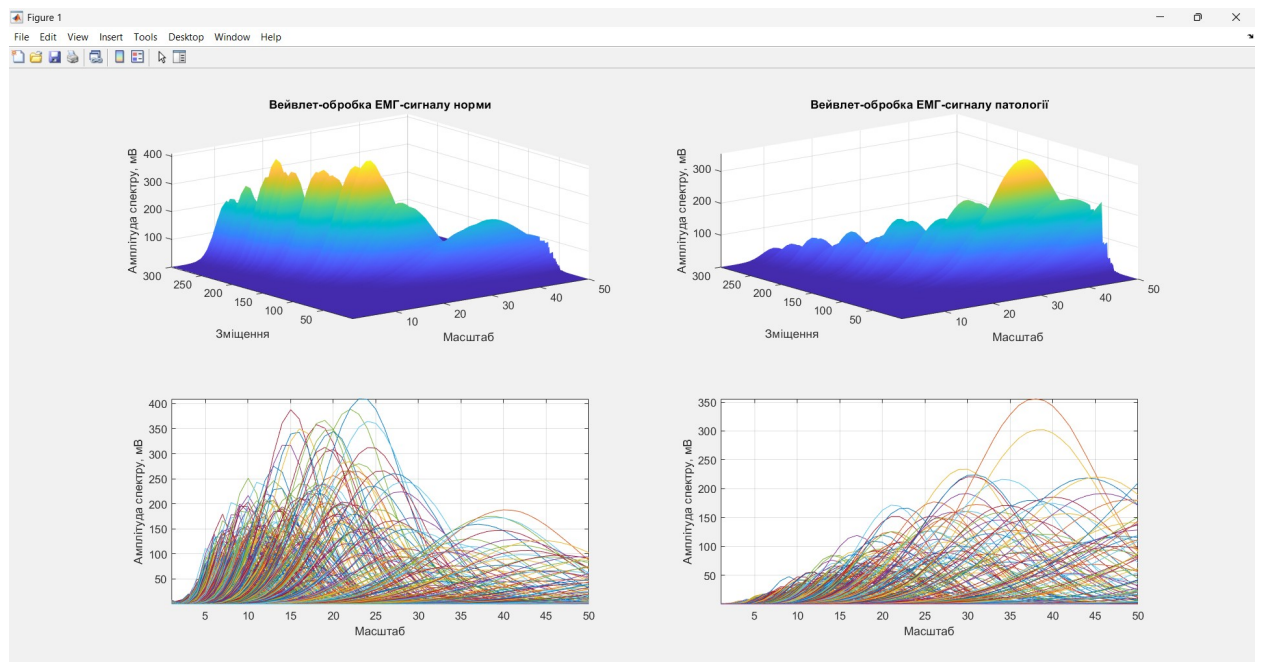


Рисунок 2.15 – Результат вайвлет-обробки

З результатів вайлет-обробки видно, що структура подібна в обох сигналах, але при нормі сукупність значень зміщена в ліву сторону, а при патології в праву сторону.

2.7 Створення програмного забезпечення з графічним інтерфейсом

Для того щоб автоматизувати обробки сигналу нам потрібно створити програмне забезпечення з графічним інтерфейсом, що забезпечить зручний зв'язок користувача з програмою. Основні функції програмного забезпечення:

- завантаження сигналу;
- ввід параметрів обробки;
- вивід необробленого сигналу та визначення стану сигналу;
- обробка сигналу;
- вивід обробленого сигналу.

Для розробки графічного інтерфейсу використано утиліту guide в програмі Matlab, дану утиліту ми прописуємо в командний рядок і нажимаємо клавішу “Enter”. Після чого відкривається нове вікно яке зображено на рис. 2.16 з спеціальними можливостями, на якому ми будемо робити інтерфейс користувача.

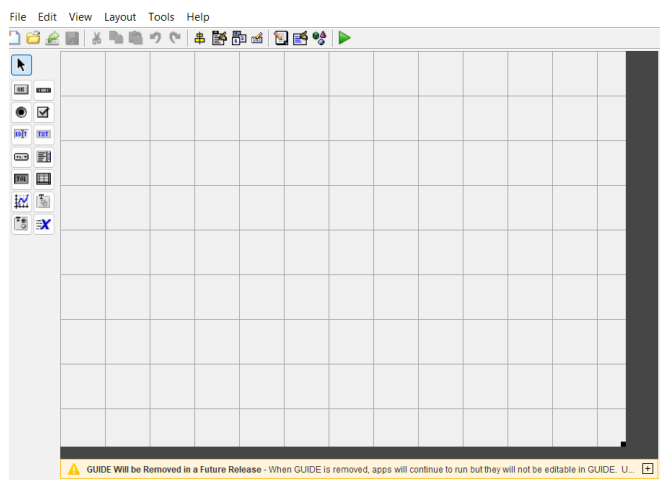


Рисунок 2.16 – Вікно розробки інтерфейсу користувача

Розташуємо потрібні нам візуальні елементи на робочу зону як це показано на рис. 2.17. Кожен з блоків підпишемо залежно від їхньої мети.

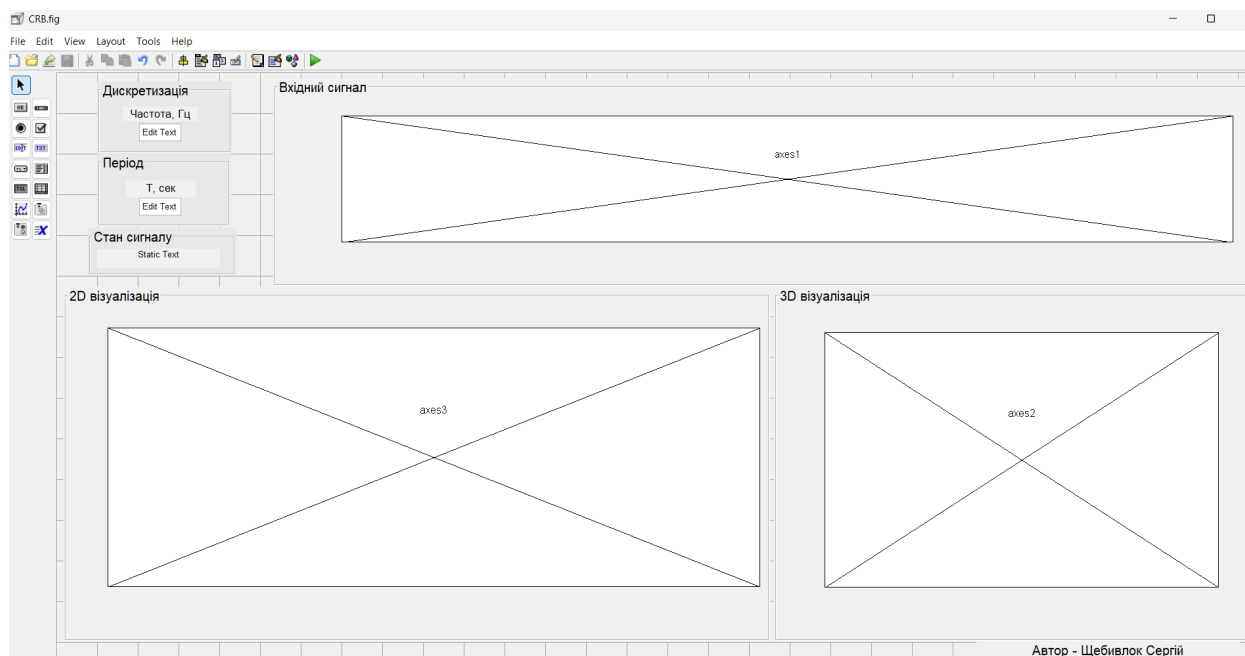


Рисунок 2.17 – Розташування графічних елементів

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для створення візуальної форми було використані такі елементи, як: Edit Text, Static Text, Panel, Axes. В Edit Text будемо вводити значення які нам будуть потрібні для обробки сигналу. Static Text використаний для запису тексту який буде відображатися користувачеві, Panel використано для розбиття графічного середовища на блоки, а для візуалізації обробок і їх графічного аналізу використано елемент Axes.

Тепер перейдемо до розроблення меню, щоб ми могли зручно користуватися всіма доступними можливостями, які включають в себе завантаження сигналу, а також перелік деяких обробок. Розроблене меню можна побачити на рис. 2.18.

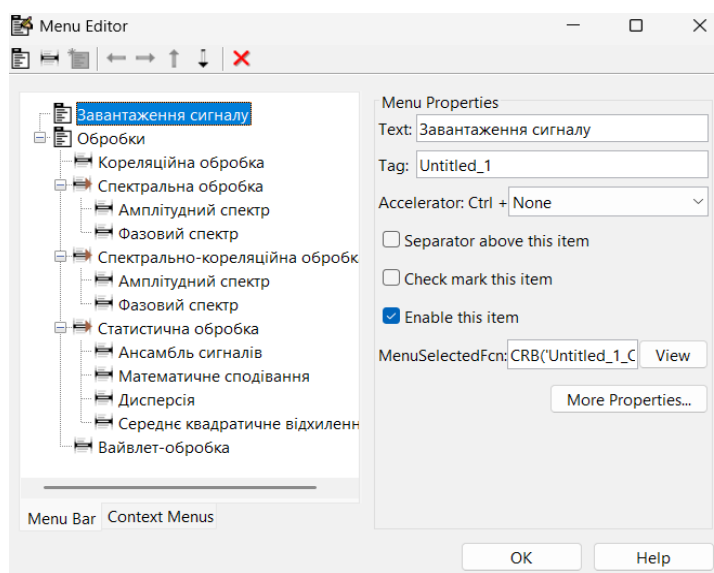


Рисунок 2.18 – Меню програми

Далі будемо прописувати код для кнопок які знаходяться в меню. Напишемо код для кнопки “Завантаження сигналу” (рис. 2.19-2.20) він буде слугувати прикладом.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити дані');
direct =[path name];
data=load(direct);
set(handles.uipanel1,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;
axes(handles.axes1);
plot(t,data)
grid on
axis tight
title('ЕМГ-сигнал')
xlabel('Час, сек')
ylabel('Амплітуда, В')

```

Рисунок 2.19 – Лістинг першої частини коду для кнопки “Завантаження сигналу”

У цьому коді спершу відбувається відкриття діалогового вікна для вибору файлу у якому є записаний сигнал. Далі відбувається об'єднання файлу та його шляху розташування в одну директорію для подальшого зчитування. З сформованої директорії завантажуються дані, далі прописується рядок для збереження цих даних у графічному компоненті “uipanel1” в полі “userdata”. Зчитується значення частоти дискретизації з елемента “edit1” яке перетворюється з тексту в число. Потім обчислюється час дискретизації та формується вектор часу для осі абсцис. Встановлюється область “axes1” де за допомогою команди “plot” буде побудовано графік.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

basis='morl';
for scale=1:50
    Wininput(scale,:)=abs(fft(cwt(data,scale,basis)));
end
MWininput=mean(Wininput, 2);
normsig=load('C:\Users\Цей ПК\Downloads\Electromiosignal_norma_800Hz.txt');
patsig=load('C:\Users\Цей ПК\Downloads\Electromiosignal_patalog_800Hz.txt');
for scale=1:50
    Wnorm(scale,:)=abs(fft(cwt(normsig,scale,basis)));
    Wpat(scale,:)=abs(fft(cwt(patsig,scale,basis)));
end
MWnorm=mean(Wnorm, 2);
MWpat=mean(Wpat, 2);
L=min([length(MWininput),length(MWnorm),length(MWpat)]);
dist_norm=norm(MWininput(1:L)-MWnorm(1:L));
dist_pat=norm(MWininput(1:L)-MWpat(1:L));
if dist_norm<dist_pat
    result='Норма';
else
    result='Патологія';
end
set(handles.text5,'String',result,'FontSize',14);

```

Рисунок 2.20 – Лістинг другої частини коду для кнопки “Завантаження сигналу”

В другій частині коду ми класифікуємо вхідний ЕМГ-сигнал до норми або патології за допомогою безперервного вейвлет-перетворення та подібності сигналів. Тут ми задаємо материнський вейвлет Морле, далі відбувається обробка вхідного ЕМГ-сигналу через вейвлет-перетворення та модуль з Фур'є, виводимо середнє значення за частотою. Через команду “load()” завантажуюємо наші еталонні сигнали норми і патології. Проводимо їх обробку за допомогою вейвлет-перетворення, модуль з Фур'є та виводимо їх середні спектральні характеристики. Далі ми шукаємо найкоротшу відстань між вектором вхідного сигналу та кожного з еталонних сигналів. Це нам допоможе визначити на скільки вхідний ЕМГ-сигнал схожий на норму чи патологію. Потім відбувається класифікація через умовний оператор “if” та виводиться результат в текстове поле “text5”.

В подібній формі пишемо код і для інших кнопок які відповідають за обробки сигналу, але там ми спочатку беремо дані які зберігали в “uipanel1” та частоту з “edit1”, а для статистичної обробки ще беремо додатковий

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

параметр з “edit2”. Вказуємо якою файл-функцією буде оброблено вхідний сигнал та на яку область буде виводитись графік.

Після написання коду ми можемо запускати графічний інтерфейс користувача і досліджувати сигнал. Графічний інтерфейс користувача зображено на рис. 2.21.

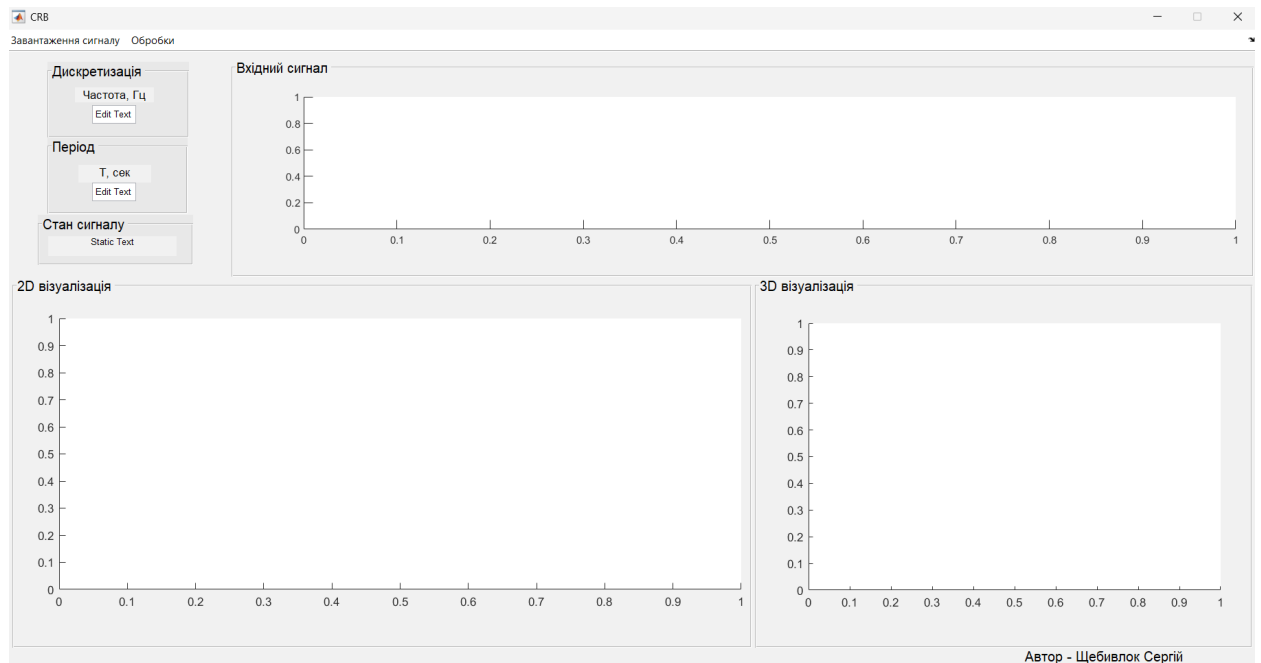


Рисунок 2.21 – Діалогове вікно програми

2.8 Тестування програмного забезпечення з графічним інтерфейсом

Перед завантаженням сигналу потрібно вказати параметри обробки, а саме: частоту дискретизації та період. Частотою дискретизації для ЕМГ-сигналу є частота 800 Гц, а період 0,5 секунд. Тепер натиснувши на кнопку “Завантаження сигналу” ми оберемо файл з ним (рис. 2.22) і в блоці “Вхідний сигнал” появиться необроблений ЕМГ-сигнал, а в блоці “Стан сигналу” ми побачимо до якого стану подібний наш вхідний сигнал (рис. 2.23).

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

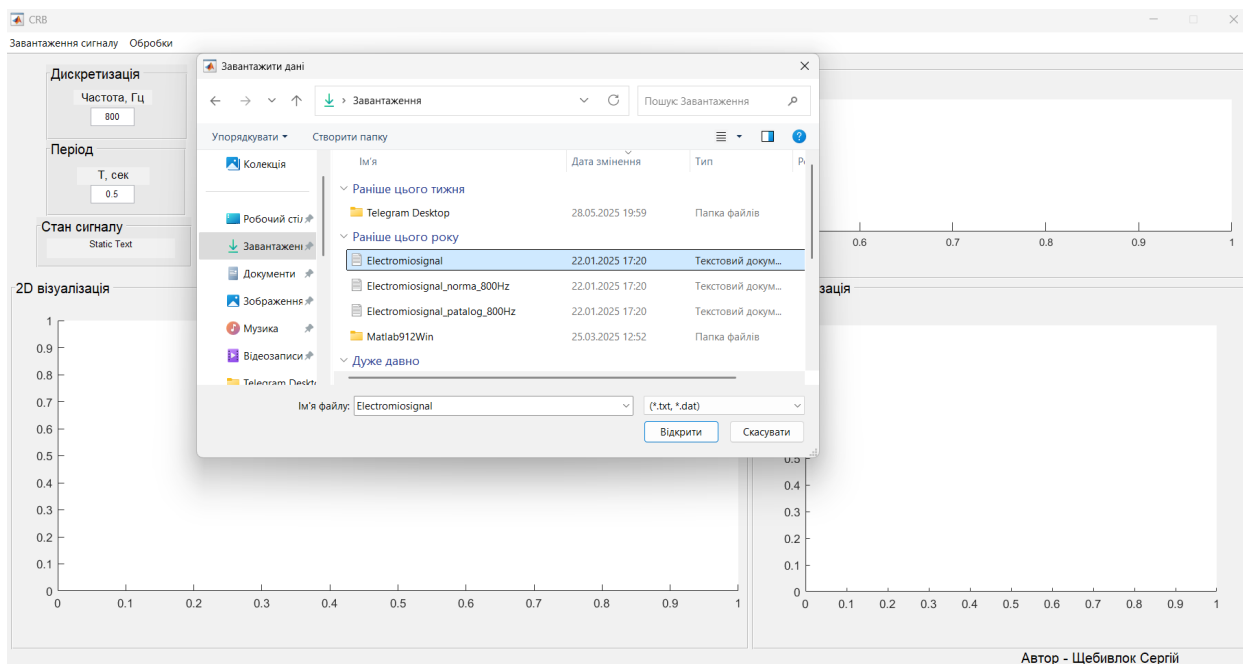


Рисунок 2.22 – Завантаження ЕМГ-сигналу

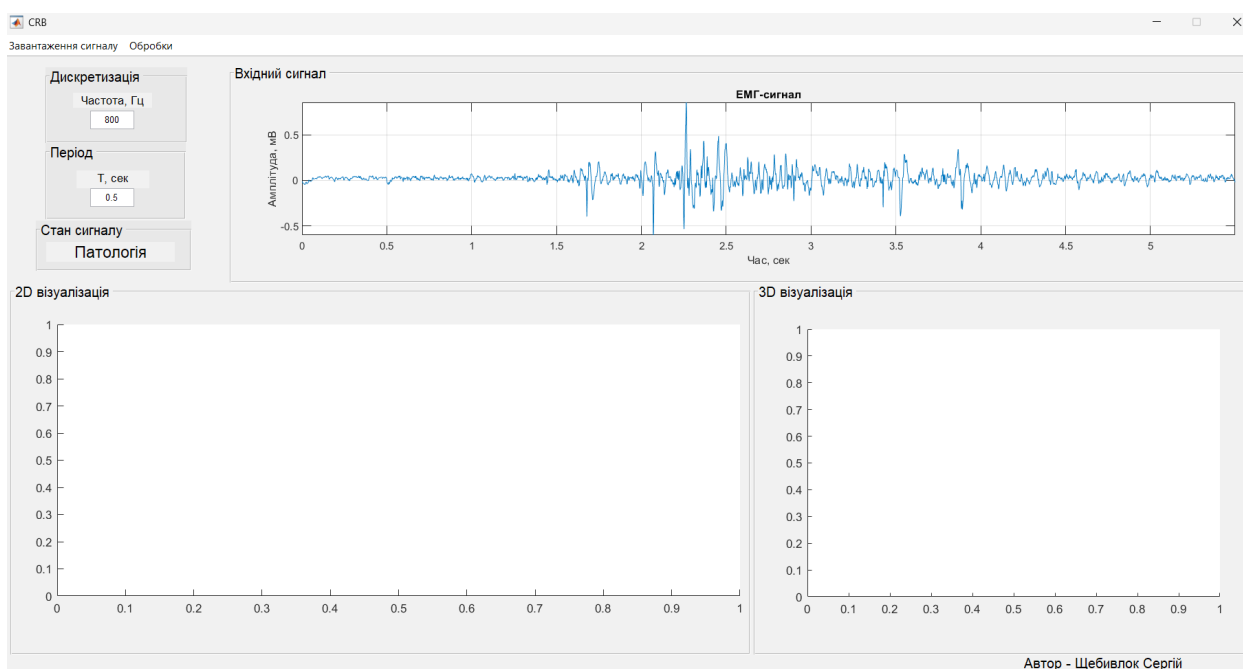


Рисунок 2.23 – Результат завантаження ЕМГ-сигналу з параметрами

Натиснувши на кнопку “Обробки” нам відкриється список з доступних обробок і ми зможемо обробити ЕМГ-сигнал та підтвердити його стан, результати обробки зображені на рис. 2.24 – 2.33.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

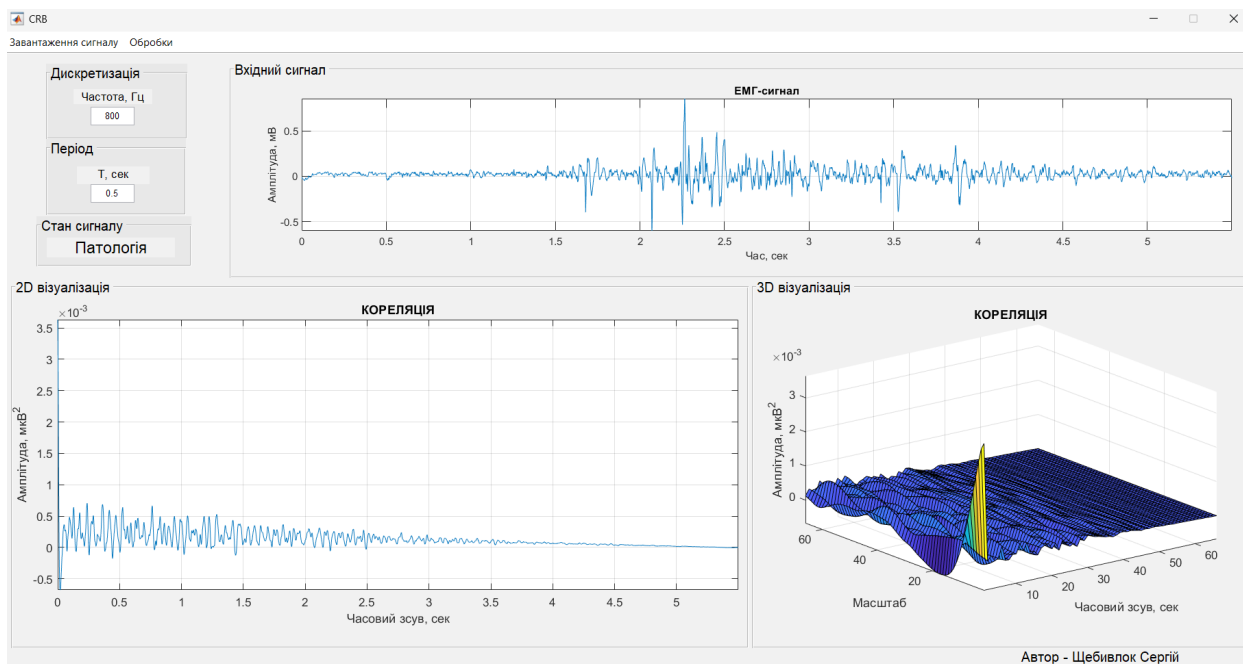


Рисунок 2.24 – Кореляційна обробка

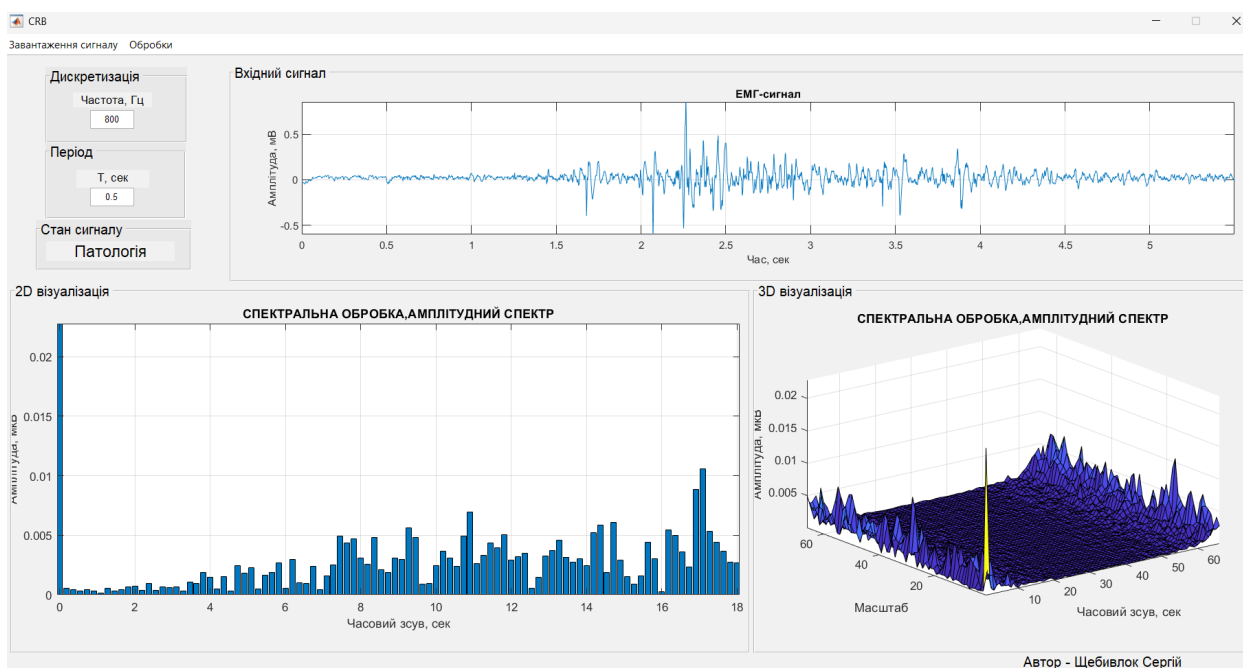


Рисунок 2.25 – Спектральна обробка(амплітудний спектр)

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163.21-073.001 ПЗ

Арк.

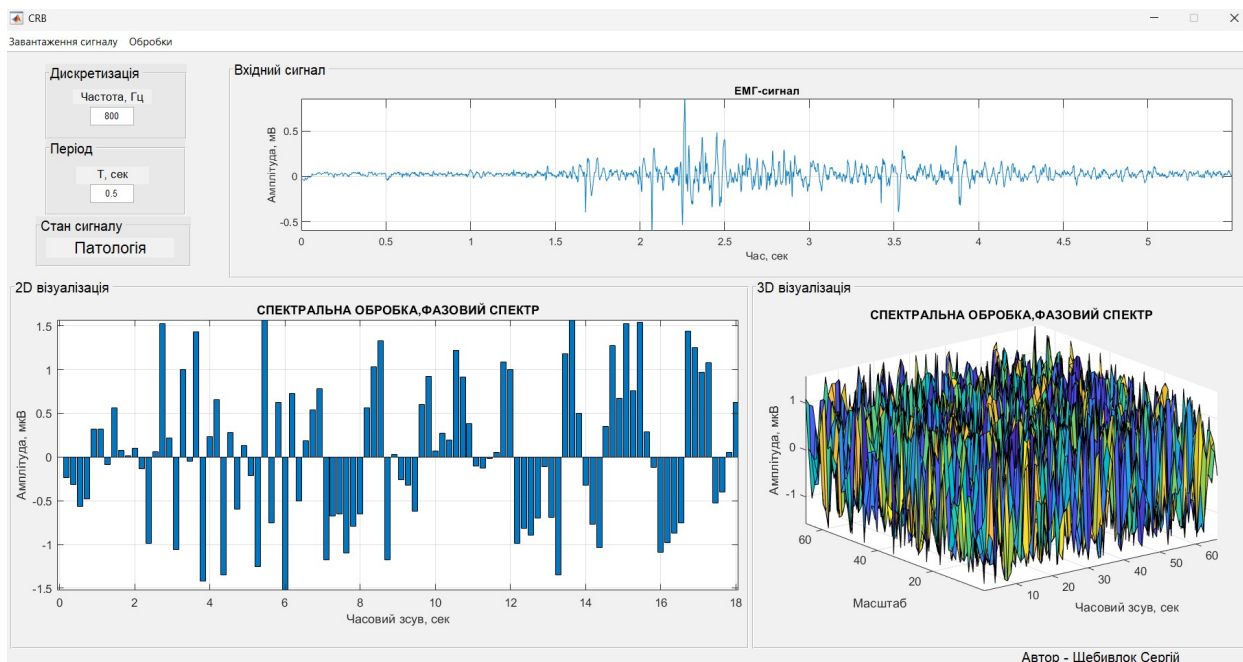


Рисунок 2.26 – Спектральна обробка(фазовий спектр)

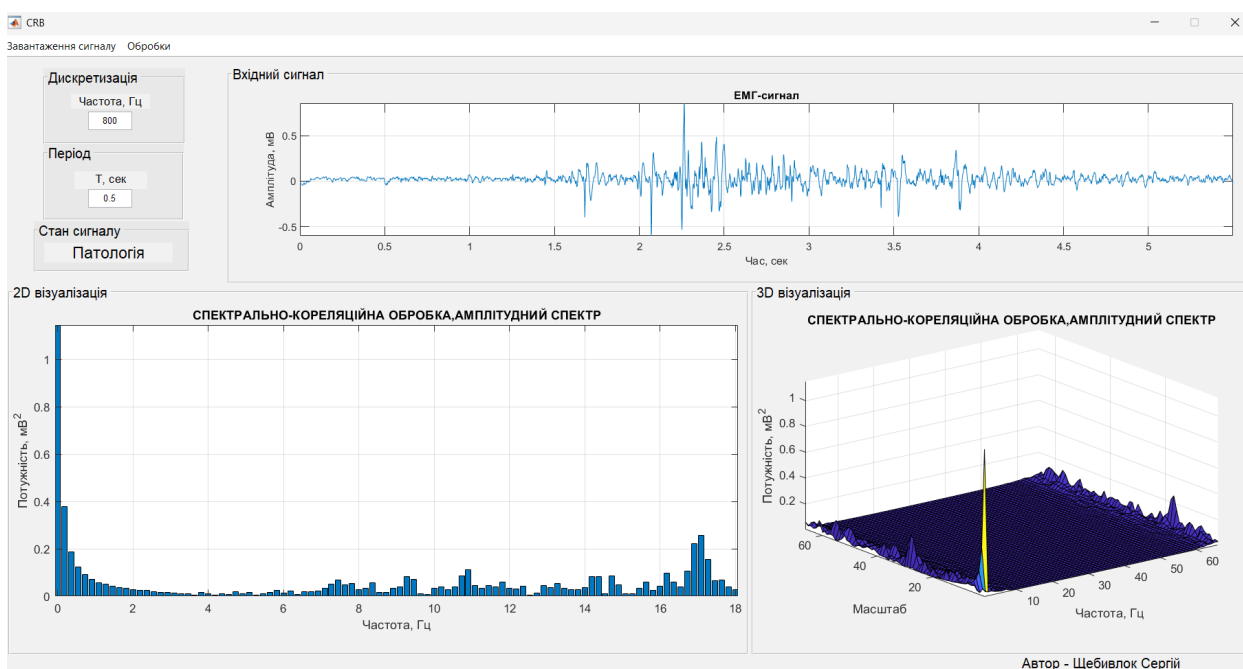


Рисунок 2.27 – Спектрально-кореляційна обробка(амплітудний спектр)

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163.21-073.001 ПЗ

Арк.

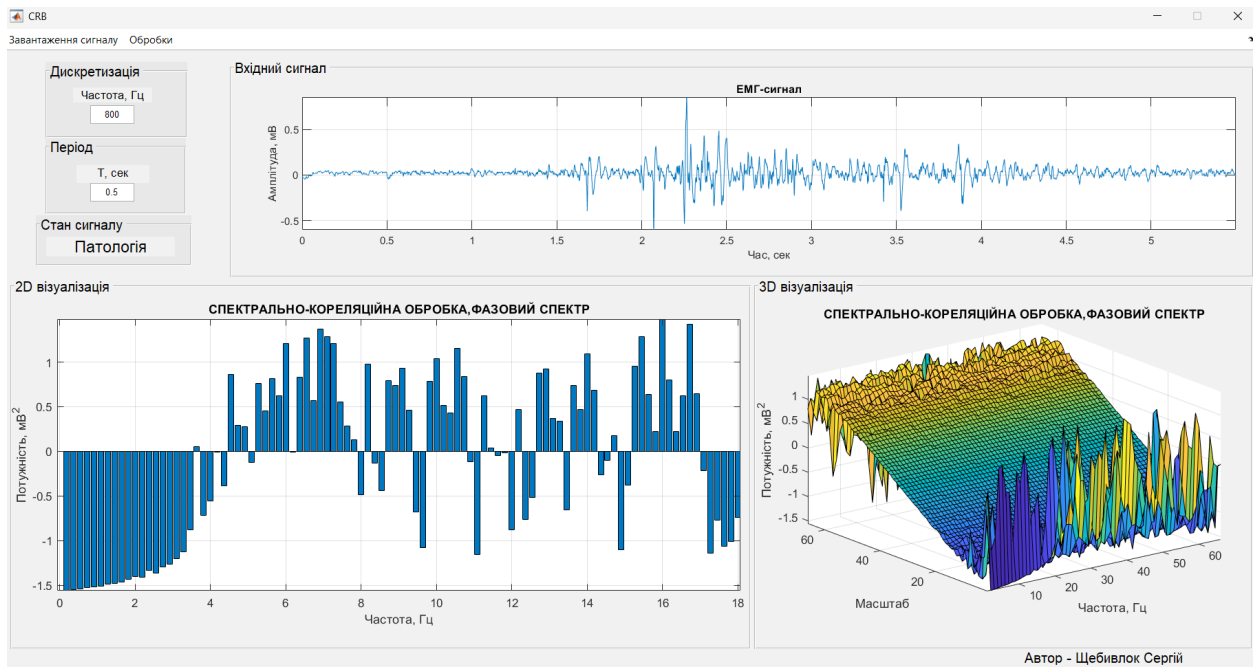


Рисунок 2.28 – Спектрально-кореляційна обробка(фазовий спектр)

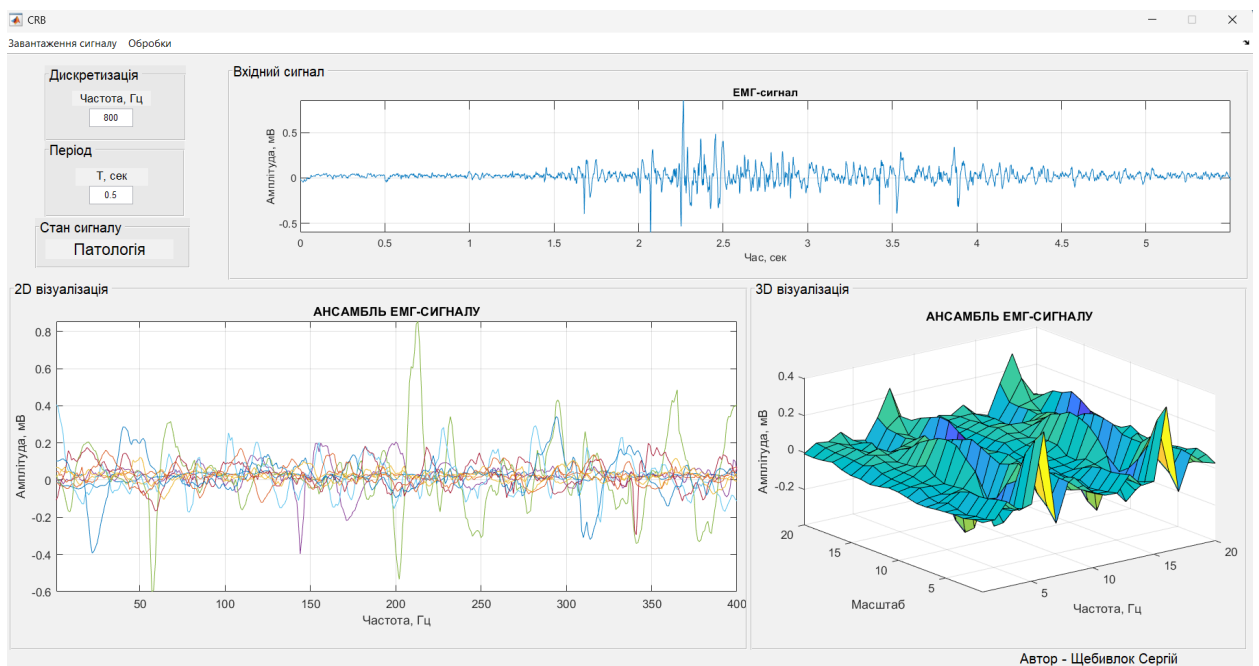


Рисунок 2.29 – Статистична обробка(ансамбль ЕМГ-сигналу)

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163.21-073.001 ПЗ

Арк.

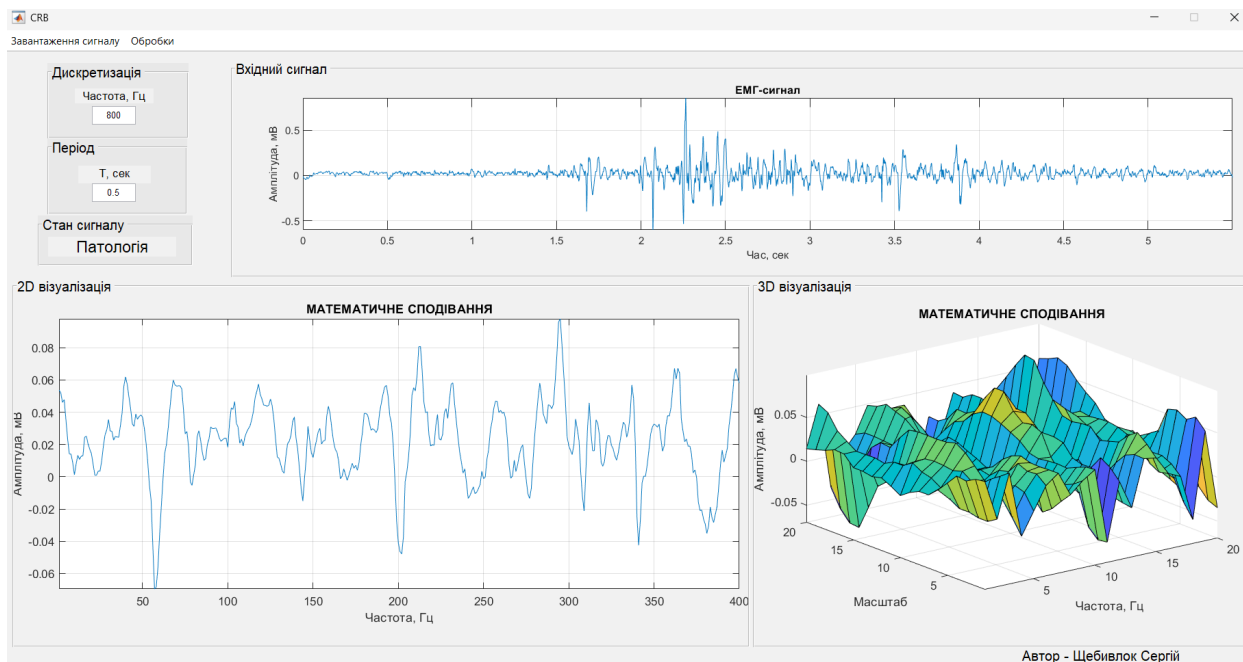


Рисунок 2.30 – Статистична обробка(математичне сподівання ЕМГ-сигналу)

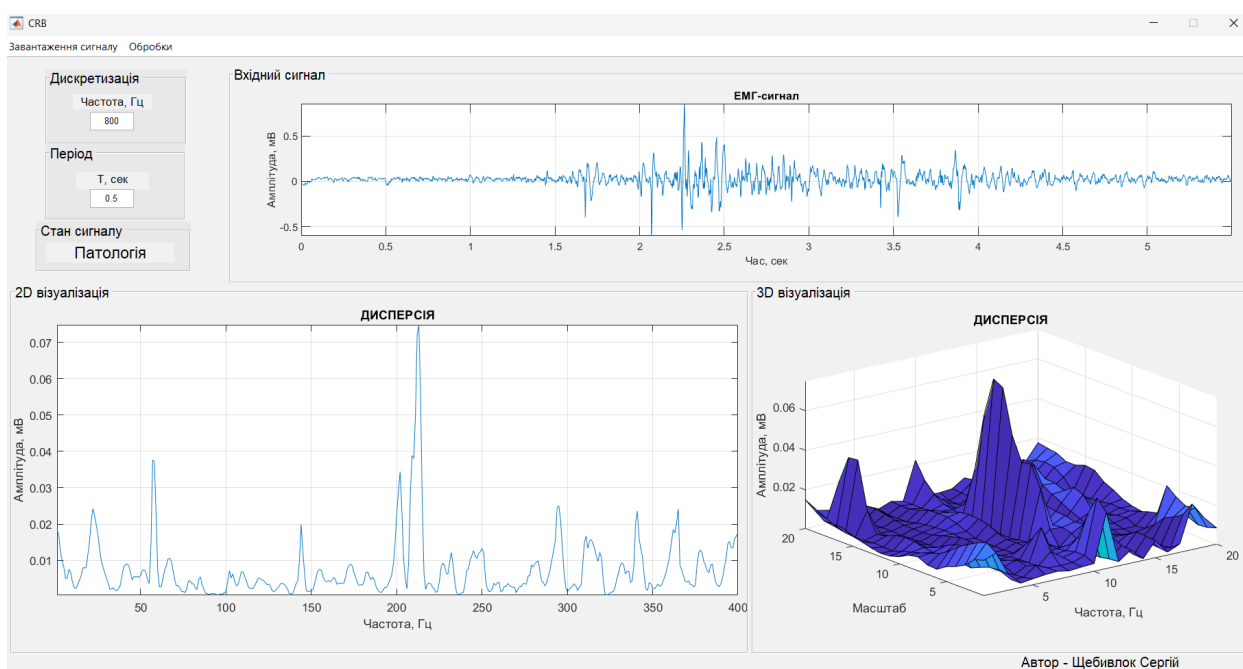


Рисунок 2.31 – Статистична обробка(дисперсія ЕМГ-сигналу)

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

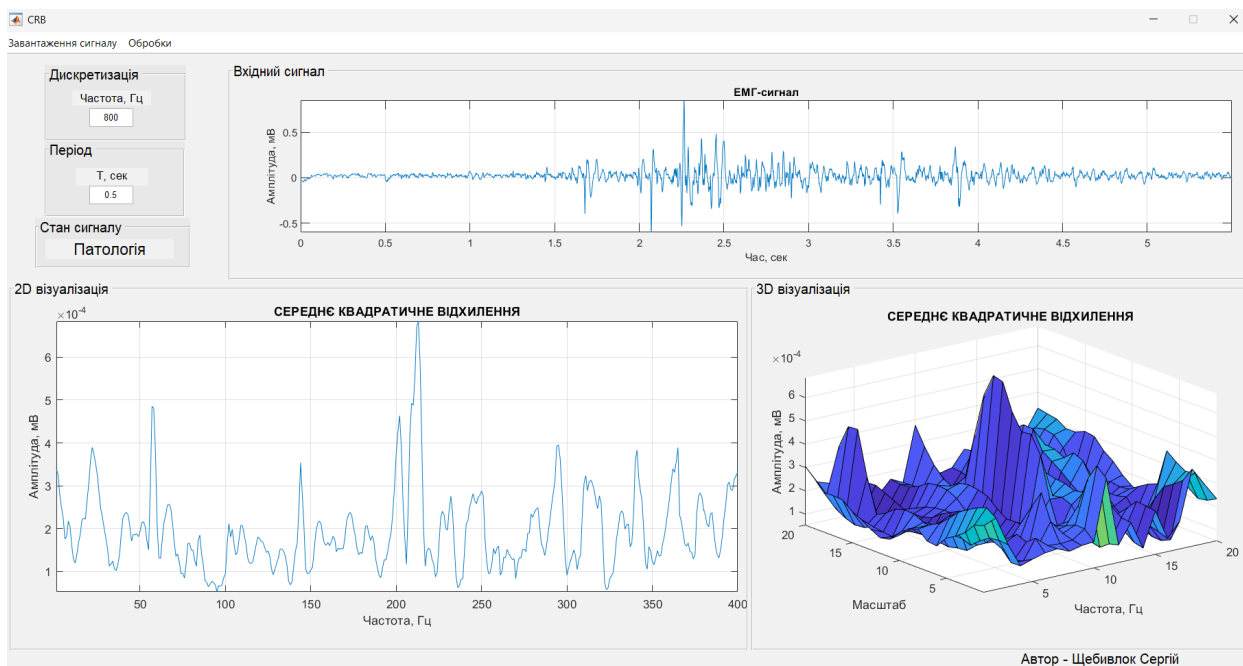


Рисунок 2.32 – Статистична обробка(середнє квадратичне відхилення ЕМГ-сигналу)

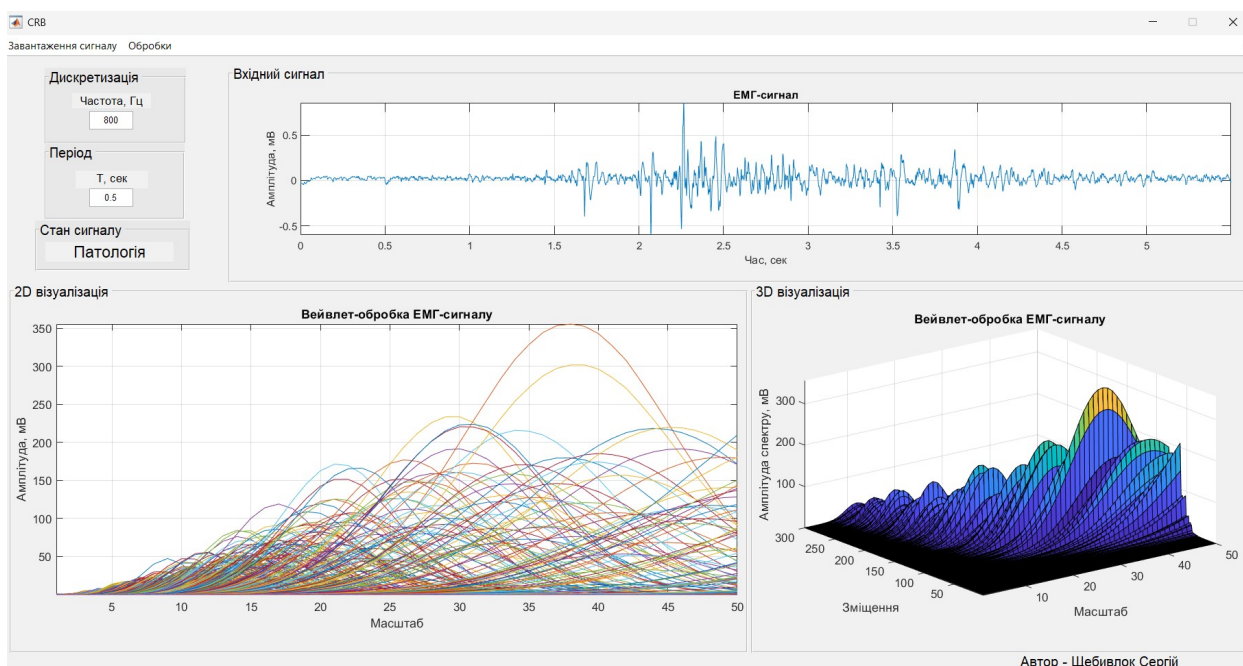


Рисунок 2.33 – Вайвлет-обробка

Як можемо бачити з результатів обробки програмне забезпечення працює коректно і визначає подібність вхідного ЕМГ-сигналу до патологічного.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163.21-073.001 ПЗ

Арк.

2.9 Висновки до розділу 2

В цьому розділі було розглянуто електроди для реєстрації ЕМГ-сигналу, структурну схему системи, структуру ЕМГ-сигналу. Вибрано математичну модель та методи обробок для ЕМГ-сигналу, а також створено та протестовано програмне забезпечення з графічним інтерфейсом для діагностики стану нервово-м'язової системи людини.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища

У даній кваліфікаційній роботі бакалавра в якості програмного середовища для розробки програмного забезпечення з графічним інтерфейсом для комп'ютерної діагностичної системи, яка аналізує стан нервово-м'язової системи людини використано Matlab.

Основним критерієм чому було обрано Matlab в якості програмного середовища є те, що програма має багато інструментів для роботи з математичними моделями, різними сигналами, зображеннями. Наявність різних бібліотек які вбудовані в Matlab дозволяють використовувати їх готові функції для роботи з різними даними, а також створювати власні файл-функції для своїх потреб.

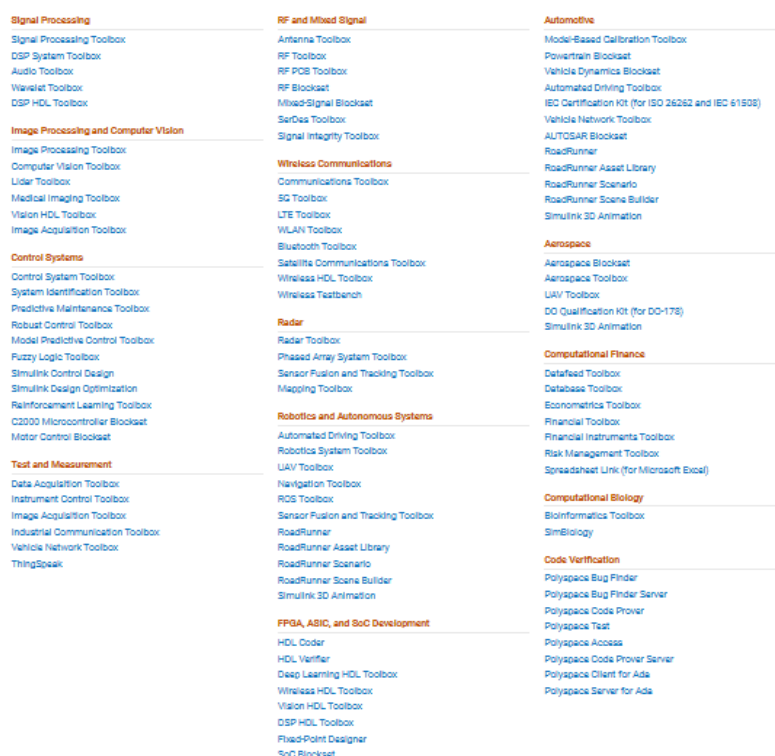


Рисунок 3.1 – Додаткові бібліотеки в Matlab [25]

В даній кваліфікаційній роботі були використані такі інструменти, як: Guide для створення графічного інтерфейсу, Signal Processing Toolbox для обробки сигналів, Wavelet Toolbox для вейвлет-аналізу, MATLAB Base для загальних операцій. Ще однією з переваг є його інтегроване середовище розробки, яке дозволяє швидко переходити від створення прототипу до тестування та візуалізації результатів.

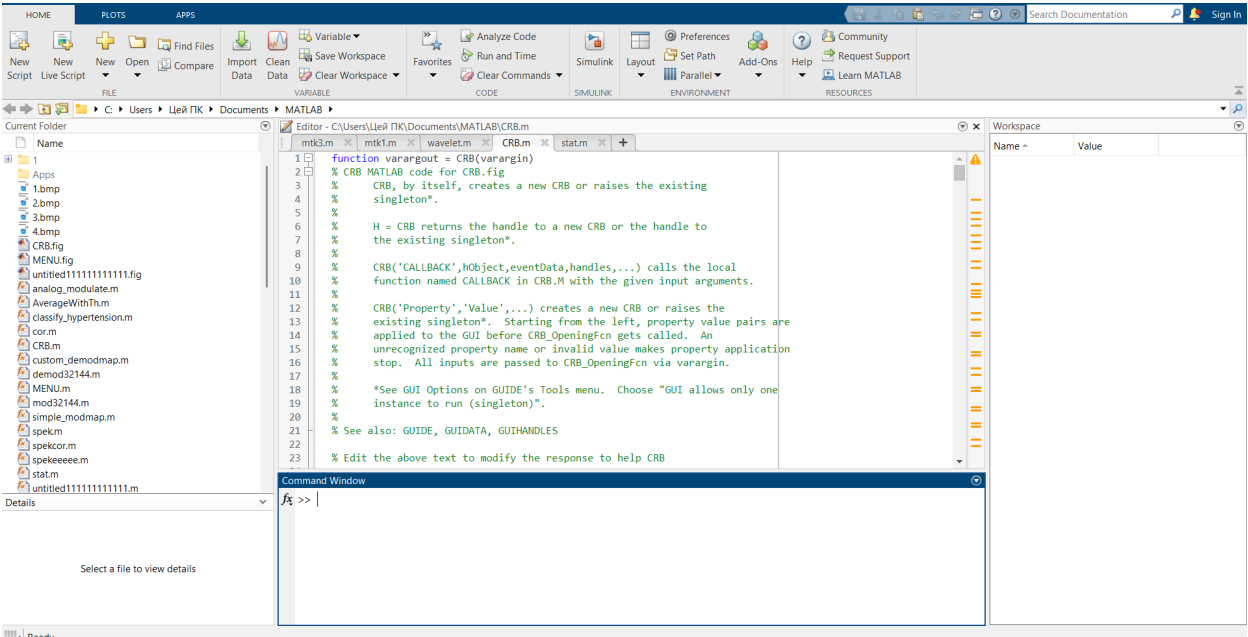


Рисунок 3.2 – Вікно Matlab

Графічні можливості середовища забезпечують побудову інформативних графіків, спектрограм, гістограм та інших візуалізацій, що є важливим при аналізі сигналів людини, а конкретно в моєму випадку для аналізу ЕМГ-сигналу.

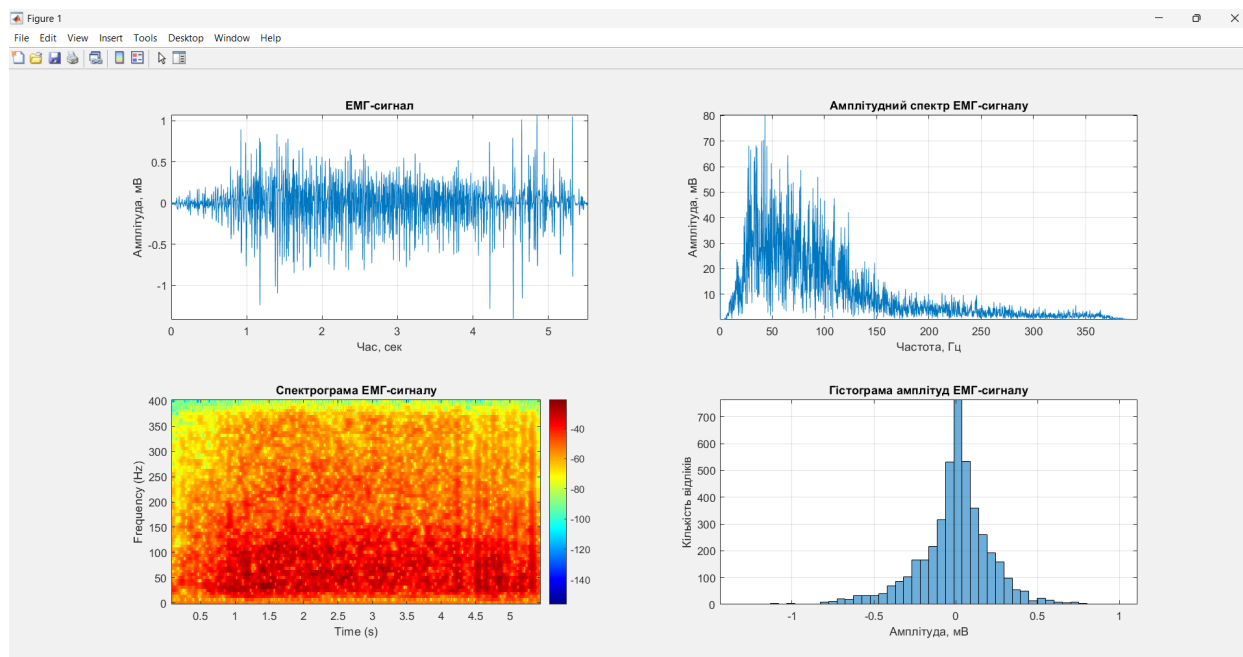


Рисунок 3.3 – Деякі графічні можливості середовища

Ще Matlab можна використовувати з Python, C/C++, Java та іншими мовами програмування, підключати його до потрібних нам приладів і зберігати наші проєкти в віддалених хмарах [25].

Також дане програмне середовище широко застосовується у наукових роботах вчених з різних галузь науки, що дає зрозуміти нам його точність та доцільність використання в моїй кваліфікаційній роботі бакалавра.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

У цьому підрозділі ми розберемо поетапно медико-біологічного дослідження, а саме комп'ютерну діагностику стану нервово-м'язової системи людини.

Першим ділом у нас має бути досліджувальний суб'єкт з якого ми будемо знімати ЕМГ-сигнал. Можемо відбирати потенціал з будь-якого м'яза який ми хочемо дослідити, у моєму випадку це біцепс. Біцепс – є двоголовим м'язом плеча, який відповідає за згинання руки. Для відбору ЕМГ-сигналу

можна користуватися голчастими чи поверхневими електродами, все залежить від того який сигнал ми хочемо отримати.

Якщо нам потрібно точно виміряти сигнал, то краще використати голчасті електроди, бо при використанні поверхневих електродів ми отримаємо суму сигналів. Ми будемо відбирати ЕМГ-сигнал за допомогою поверхневих електродів, два з яких закріпимо на довільній відстані на біцепсі, а один до ліктя в ролі заземлення (рис. 3.4). У процесі запису сигналу спочатку оцінюємо активність м'яза у стані спокою для виявлення фонових потенціалів, а потім при легкому чи сильному скороченні м'яза.



Рисунок 3.4 – Схема кріплення електродів на біцепсі

За допомогою поверхневих електродів знімаємо різниця потенціалів, яка передається на диференціальний підсилювач, який підсилює різницю напруг. Після підсилювача вхідний ЕМГ-сигнал потрапляє на фільтр високих частот, де високочастотні сигнали пропускаються, а низькочастотні сигнали зменшуються в амплітуді. Далі ЕМГ-сигнал йде до фільтра низьких частот, який навпаки пропускає низькочастотні сигнали, а високочастотні сигнали послаблює в амплітуді.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

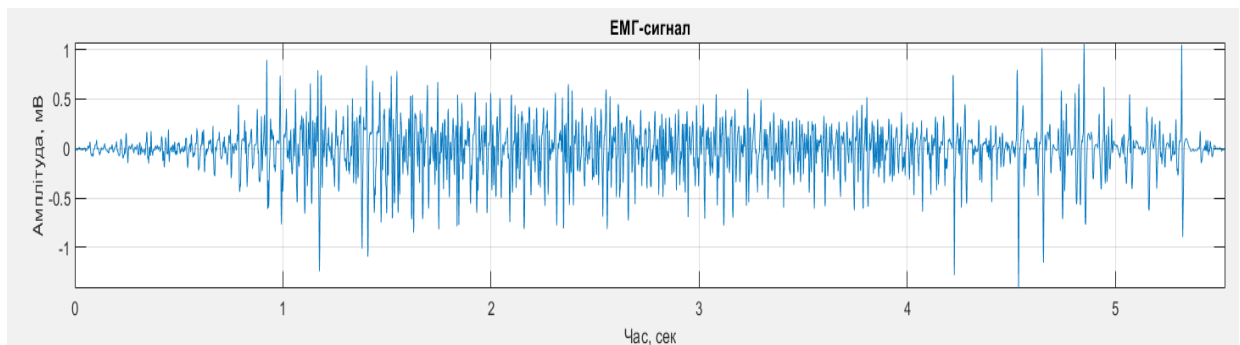


Рисунок 3.5 – Вхідний ЕМГ-сигнал

Після фільтрації вхідний ЕМГ-сигнал попадає на АЦП, де аналоговий сигнал перетворюється в цифровий сигнал. Коли сигнал перетворився в двійковий код він потрапляє на ПК, де розроблене спеціальне програмне забезпечення для діагностики стану нервово-м'язової системи людини аналізує і обробляє сигнал.

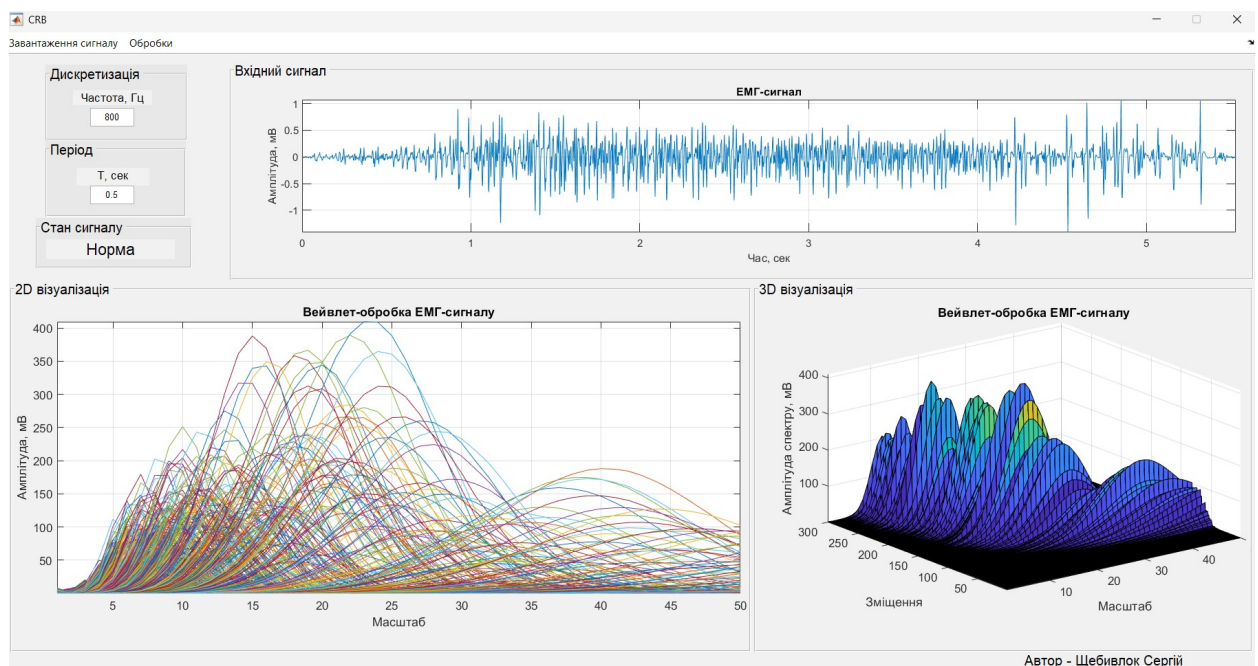


Рисунок 3.6 – Програмне забезпечення з графічним інтерфейсом

Програмне забезпечення дозволяє визначити стан вхідного ЕМГ-сигналу за допомогою порівняння з еталонними сигналами та проведенням наявних обробок.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3.3 Висновки до розділу 3

В цьому розділі було обґрунтовано вибір Matlab як програмного середовища, а також було розписано методику проведення дослідження з відбору ЕМГ-сигналу і його обробці в програмному забезпеченні з графічним інтерфейсом.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Характеристика життєдіяльності людини у системі “людина – машина – середовище існування”

Система “людина – машина – середовище існування” є складною інтегрованою структурою, що поєднує людину, технічну апаратуру та середовище існування. Функціонал даної системи залежить від всіх компонент, що входять в цю систему, на виході це забезпечить безпеку та продуктивність людській діяльності [26].

Людина, колектив, суспільство є центральною ланкою системи, вони виконують ключову роль, а саме виступають особою чи особами які розв'язують поставленні задачі, контролюють і приймають важливі рішення. Від їх фізичного та психологічного здоров'я залежить здатність адаптуватися до умов праці та ефективно взаємодіяти з технічними засобами. Машина в свою чергу є технічним засобом який використовують для виконання певних завдань. За своєю конструкцією та функціональністю вона повинна відповідати антропометричним та фізіологічним особливостям людини, які забезпечуються коректним проєктуванням. Розглядаючи середовище існування можна зазначити, що воно має загальний вплив як на людину так і машину. Це відображається в температурі навколишнього середовища, освітлені приміщення та відкритого простору, шумових чинників, а також в організації праці. Потрібно організувати середовище існування таким чином, щоб зменшити вплив шкідливих факторів на людину та зробити комфортні умови праці.

Серед усього середовища існування найбільше часу людина проводить за робочим місцем для того, щоб організувати його потрібно дотримуватись деяких правил, а саме:

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- вибрати зручну позу для роботи з апаратом;
- розмістити важливі кнопки індикації в межах поля зору;
- прослідкувати за технічною складовою пристроїв і робочого місця, вони повинні відповідати антропометричним характеристикам людини;
- коректно надавати будь-яку інформацію;
- забезпечити дотримання санітарно-гігієнічних умов праці;
- створити умови для відпочинку.

Основними характеристиками системи “людина – машина – середовище існування” є [26]:

- будь-яка система створена людиною, колективом або суспільством і їх середовищем існування;
- система є цілісною структурою яка потрібна для досягнення поставлених завдань;
- система може включати ієрархічні елементи;
- якщо відбувається зміна в одному елементі це запускає зміну й в інших елементах;
- система взаємодіє з усіма сферами життєдіяльності людини;
- система підпорядковується людині.

Надійність системи “людина – машина – середовище існування” залежить від здатності її компонентів функціонувати тривалий час без збоїв чи аварій. Основа цієї системи є людина і для того, щоб покращити її функціонал впроваджують додаткове навчання, тренінги та створення сприятливих умов праці для оператора. Безпека системи забезпечується шляхом прогнозування можливих ризиків та впровадженні заходів щодо їх зменшення чи повного усунення аварійних ситуацій. Це включає використання засобів індивідуального захисту, автоматичних систем контролю технічного процесу та автоматичного аварійного відключення обладнання.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Функціонування системи регулюється низкою нормативно-правових актів та стандартів, зокрема:

– ДСТУ EN 1005-1:2018 “Безпечність машин. Фізичні можливості людини. Частина 1. Терміни та визначення понять” [27] – встановлює терміни та визначення, пов'язані з фізичними можливостями людини у контексті безпеки машин;

– ДСТУ EN 614-1:2014 “Безпечність машин. Ергономічні принципи проектування. Частина 1. Термінологія та загальні принципи” [28] – визначає ергономічні принципи проектування машин з урахуванням потреб та можливостей людини;

– ДСТУ EN 60204-1:2015 “Безпечність машин. Електрообладнання машин. Частина 1. Загальні вимоги” [29] – встановлює загальні вимоги до електрообладнання машин з метою забезпечення їх безпечної експлуатації.

4.2 Загальні вимоги безпеки з охорони праці для користувачів ПК

Однією з характерних рис розвитку нашого суспільства в різноманітних галузях людської діяльності – є використання інформаційних технологій. Широке застосування отримали персональні комп'ютери. Проте їх масове використання дало поштовх до підняття питання з зберігання власного та суспільного здоров'я, що вимагає удосконалення існуючих підходів до робочого місця. Також виникає необхідність у розробці профілактичних заходів, що спрямовані на зменшення шкідливого впливу комп'ютерної техніки на фізичний стан користувача.

До роботи з персональним комп'ютером допускаються особи, які [30]:

- пройшли інструктаж з охорони праці;
- знають правила поводження з електротехнікою;
- мають задовільний стан здоров'я для користування персональним комп'ютером;

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– знають алгоритм надавання першої домедичної допомоги.

Якщо особа не відповідає цим пунктам, то їй заборонено працювати на персональному комп'ютері.

На робочому місці є вдосталь освітлення, як природного так і штучного, але щоб світлове проміння не потрапляло на монітор. Розташування технічних пристроїв та інших допоміжних речей на робочій зоні мають не заважати виконувати потрібні рухи користувачеві та оглядовій зоні. Монітор повинен розташовуватися на відстані 50 – 70 см до очей, клавіатура має бути зручно розміщена для користування на відстані 10 – 30 см від краю стола [30]. Стіл повинний мати можливість регулювання за висотою, щоб користувач зміг підібрати оптимальну висоту для себе, крісло має забезпечувати підтримку робочої пози під час виконання роботи.

Перед початком роботи користувач повинен спершу оглянути робоче місце і впевнитись, що немає сторонніх предметів. Потім перевірити стан персонального комп'ютера, кабелів, справність електропроводки. Перевірити чи підключений ПК до розетки, це потрібно робити сухими руками. Відрегулювати і зафіксувати висоту столу та налаштувати під себе крісло, розташувати комп'ютерну мишку на вільній поверхні столу. Якщо необхідно то під'єднати додаткове обладнання, а саме:

- додатковий монітор;
- принтер;
- телефон.

Під час виконання роботи за ПК оператор робить перерву кожну годину на 10 хв, а також періодично переводить погляд з монітора на дальній об'єкт. Коли відбувається робота з текстовим документом і він дрібний, то потрібно його збільшити [30].

Після закінчення роботи за персональним комп'ютером потрібно зберегти всі файли над якими було виконано операцію, закрити вкладки браузера. Вимкнути пристрій, а також інші технічні апарати які були

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

під'єднані до нього. Витягнути з розетки вилку від живлення ПК та прибрати робоче місце.

Якщо виникла небезпечна ситуація під час експлуатації ПК потрібно дотримуватися наступних кроків [30]:

- повідомити керівництво про небезпечну ситуацію чи аварію;
- слідкувати щоб в зону дії небезпечної ситуації не потрапили люди;
- надати домедичну допомогу, у разі погіршення стану потерпілого викликати швидку медичну допомогу за телефоном 103;
- при виникненні пожежі викликати оперативно-рятувальну службу за телефоном 101 та організувати евакуацію персоналу згідно плану евакуації з будівлі, при можливості почати гасити пожежу порошковим вогнегасником ВП-5.

4.3 Висновки до розділу 4

В розділі розглянуто життєдіяльність людини в системі “людина – машина – середовище існування”, їх взаємодія і надійність. Наведено загальні правила для операторів які використовують ПК, в тому числі й при використанні комп'ютерної системи діагностики стану нервово-м'язової системи людини.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В роботі розроблено програмне забезпечення з графічним інтерфейсом для комп'ютерної системи діагностики стану нервово-м'язової системи людини.

Отримані результати:

1. Досліджено анатомічні особливості нервово-м'язової системи, проаналізовано властивості та методи отримання ЕМГ-сигналу. Проаналізовано ряд приладів з програмним забезпеченням для зняття та обробки ЕМГ-сигналу. Визначено актуальність роботи.

2. Розглянуто структурну схему електроміографі та електроди для зняття ЕМГ-сигналу. Досліджено структуру ЕМГ-сигналу, вибрано стохастичну модель в якості математичної моделі та методи обробки. Показано результати обробки та порівняння норми з патологією. Створено та протестовано програмне середовище з графічним інтерфейсом яке порівнює вхідний ЕМГ-сигнал з еталонними сигналами.

3. Обґрунтовано вибір Matlab в якості програмного середовища та проведено покрокове медико-біологічне дослідження.

4. Проаналізовано життєдіяльність людини в системі “людина – машина – середовище існування” та визначено їх взаємодію. Також розписано загальні правила охорони праці для оператора який працює за ПК.

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.

2. Загальна мієлогія. URL: <https://anatom.ua/basis/pdf/1-5/> (дата звернення: 28.01.2025).

3. Скелетні м'язи. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%BA%D0%B5%D0%BB%D0%B5%D1%82%D0%BD%D1%96_%D0%BC%D1%8F%D0%B7%D0%B8 (дата звернення: 28.01.2025).

4. Теорія ковзних ниток. URL: <https://wtcs.pressbooks.pub/anatphys/chapter/7-3-skeletal-muscle/> (дата звернення: 30.01.2025).

5. Нервово-м'язовий синапс. URL: <https://studfile.net/preview/2284996/page:7/> (дата звернення: 30.01.2025).

6. Клініка Mayo. URL: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/emg/about/pac-20393913> (дата звернення: 03.02.2025).

7. Клініка Клівленда. URL: <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/4825-emg-electromyography> (дата звернення: 03.02.2025).

8. Електроміографія. URL: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography> (дата звернення: 04.02.2025).

9. Параметри ЕМГ-сигналу. URL: https://www.researchgate.net/figure/Frequency-spectrum-of-EMG-signal_fig2_232905752 (дата звернення: 05.02.2025).

10. Ідентифікація м'язів за допомогою голкової ЕМГ: систематичний підхід до голкового ЕМГ-дослідження. URL:

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6921208/> (дата звернення: 07.02.2025).

11. Голчаста ЕМГ. URL: <https://www.spine-nj.com/treatment/electromyogram-emg/> (дата звернення: 10.02.2025).

12. Поверхнева ЕМГ. URL: <https://resources.healthgrades.com/right-care/electromyogram-emg> (дата звернення: 10.02.2025).

13. Комп'ютерний електронейроміограф M-TEST ONE. URL: <https://dx-systems.com/elektronejromiografu-m-test-one/> (дата звернення: 13.02.2025).

14. Система датчиків Ultium EMG. URL: <https://www.noraxon.com/our-products/ultium-emg/> (дата звернення: 14.02.2025).

15. Портативна система FREELAB. URL: <https://www.btsbioengineering.com/products/freelab/> (дата звернення: 17.02.2025).

16. Датчик Trigno Duo. URL: <https://delsys.com/trigno-duo/> (дата звернення: 19.02.2025).

17. Підсилювач для електроміограми EMG100C. URL: <https://www.biopac.com/product/electromyogram-amplifier/> (дата звернення: 21.02.2025).

18. Електроміографічна система Nicolet EDX. URL: <https://natus.com/neuro/nicolet-edx/> (дата звернення: 24.02.2025).

19. Голчасті електроди для ЕМГ. URL: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/needle-electrode> (дата звернення: 07.03.2025).

20. Голчасті електроди AMBU для ЕМГ. URL: <https://www.ambu.co.uk/neurology/emg-needles> (дата звернення: 07.03.2025).

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

21. Сухі та гелеві електроди. URL: <https://www.cometasystems.com/dry-vs-gelled-electrodes-in-surface-emg-advantages-and-disadvantages/> (дата звернення: 10.03.2025).

22. Методи аналізу ЕМГ-сигналів: виявлення, обробка, класифікація та застосування. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1455479/> (дата звернення: 13.03.2025).

23. Удосконалення методів оцінювання статистик електроміосигналу у комп'ютерних міографічних системах. URL: https://elartu.tntu.edu.ua/bitstream/lib/21624/2/X_VSNTK_2017v1_Biichuk_R-Electromiosignal_statistics_261-262.pdf (дата звернення: 18.03.2025).

24. Комп'ютерна обробка біомедичних сигналів та даних. URL: <https://dl.tntu.edu.ua/index.php> (дата звернення: 24.03.2025).

25. Сайт MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/> (дата звернення: 17.04.2025).

26. Людина в системі “Людина-машина-середовище”. URL: <https://studfile.net/preview/3025191/page:6/> (дата звернення: 30.05.2025).

27. ДСТУ EN 1005-1:2018. Б Безпечність машин. Фізичні можливості людини. Частина 1. Терміни та визначення понять (EN 1005-1:2001 + A1:2008, IDT). [Чинний від 2019-01-01]. Вид. офіц. Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2018. 16 с. (Національний стандарт України).

28. ДСТУ EN 614-1:2014. Безпечність машин. Ергономічні принципи проектування. Частина 1. Терміни та загальні принципи (EN 614-1:2006, IDT). [Чинний від 2015-01-01]. Вид. офіц. Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2014. 50 с. (Національний стандарт України).

29. ДСТУ EN 60204-1:2015. Безпечність машин. Електрообладнання машин. Частина 1. Загальні вимоги (EN 60204-1:2006 + A1:2009, IDT; ІЕС 60204-1:2005, IDT). [Чинний від 2016-01-01]. Вид. офіц. Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2015. 106 с. (Національний стандарт України).

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

30. Інструкція з охорони праці при роботі на персональному комп'ютері. URL: <https://pro-op.com.ua/article/485-nstruktsya-z-ohoroni-prats-pri-robot-na-personalnemu-kompyuter> (дата звернення: 30.05.2025).

					КРБ 163.21-073.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

Код програмного забезпечення

```
function varargout = CRB(varargin)
% CRB MATLAB code for CRB.fig

%     CRB, by itself, creates a new CRB or raises the existing
%     singleton*.

%
%     H = CRB returns the handle to a new CRB or the handle to
%     the existing singleton*.

%
%     CRB('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
%     function named CALLBACK in CRB.M with the given input
arguments.

%
%     CRB('Property','Value',...) creates a new CRB or raises
the
%     existing singleton*. Starting from the left, property
value pairs are
%     applied to the GUI before CRB_OpeningFcn gets called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes
property application
%     stop. All inputs are passed to CRB_OpeningFcn via
varargin.

%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI
allows only one
%     instance to run (singleton)".

%

% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
% Edit the above text to modify the response to help CRB
% Last Modified by GUIDE v2.5 18-May-2025 17:06:41
% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',      mfilename, ...
```

```

        'gui_Singleton',    gui_Singleton, ...
        'gui_OpeningFcn',  @CRB_OpeningFcn, ...
        'gui_OutputFcn',   @CRB_OutputFcn, ...
        'gui_LayoutFcn',   [] , ...
        'gui_Callback',    []);

if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before CRB is made visible.
function CRB_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin    command line arguments to CRB (see VARARGIN)
% Choose default command line output for CRB
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes CRB wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command
line.
function varargout = CRB_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)

```

```

% varargout    cell array for returning output args (see
VARARGOUT);

% hObject      handle to figure

% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB

% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit1 as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit1 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on
Windows.

%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit2 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on
Windows.

%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

%
-----
----

function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
[name,path]=uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити дані');
direct=[path name];

```

```

data=load(direct);
set(handles.uipanel1,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;
axes(handles.axes1);
plot(t, data)
grid on
axis tight
title('ЕМГ-сигнал')
xlabel('Час, сек')
ylabel('Амплітуда, мВ')
basis='morl';
for scale=1:50
    Winput(scale,:)=abs(fft(cwt(data,scale,basis)));
end
MWinput=mean(Winput, 2);
normsig=load('C:\Users\Цей ПК\Downloads\
Electromiosignal_norma_800Hz.txt');
patsig=load('C:\Users\Цей ПК\Downloads\
Electromiosignal_patalog_800Hz.txt');
for scale=1:50
    Wnorm(scale,:)=abs(fft(cwt(normsig,scale,basis)));
    Wpat(scale,:)=abs(fft(cwt(patsig,scale,basis)));
end
MWnorm=mean(Wnorm, 2);
MWpat=mean(Wpat, 2);
L=min([length(MWinput),length(MWnorm),length(MWpat)]);
dist_norm=norm(MWinput(1:L)-MWnorm(1:L));
dist_pat=norm(MWinput(1:L)-MWpat(1:L));
if dist_norm<dist_pat
    result='Норма';
else
    result='Патологія';

```

end

set(handles.text5,'String',result,'FontSize',14);

%

function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)

% hObject handle to Untitled_2 (see GCBO)

% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB

% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

%

function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)

% hObject handle to Untitled_3 (see GCBO)

% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB

% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

data=get(handles.uipanel1,'userdata');

fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));

[d, t]=cor(data,fd);

axes(handles.axes3);

plot(t,d)

axis tight;

grid on;

xlabel('Часовий зсув, сек');

ylabel('Амплітуда, мкВ^2');

title('КОРЕЛЯЦІЯ')

d1=d(1:4356);

d1=reshape(d1, 66, 66);

axes(handles.axes2);

surf(d1)

axis tight;

grid on;

```
xlabel('Часовий зсув, сек');  
ylabel('Масштаб');  
zlabel('Амплітуда, мкВ^2');  
title('КОРЕЛЯЦІЯ')
```

```
%  
-----  
----
```

```
function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject      handle to Untitled_4 (see GCBO)  
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of  
MATLAB  
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
%  
-----  
----
```

```
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject      handle to Untitled_5 (see GCBO)  
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of  
MATLAB  
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
%  
-----  
----
```

```
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject      handle to Untitled_6 (see GCBO)  
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of  
MATLAB  
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
%  
-----  
----
```

```
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)  
% hObject      handle to Untitled_7 (see GCBO)
```

```

% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB

% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
[q ,k ]=wavelet(data,fd);
axes(handles.axes3);
plot(k,q')
axis tight;
grid on;
xlabel('Масштаб');
ylabel('Амплітуда, мВ');
title('Вейвлет-обробка ЕМГ-сигналу')
axes(handles.axes2);
surf(q(:, 1:300)')
axis tight;
grid on;
xlabel('Масштаб');
ylabel('Зміщення');
zlabel('Амплітуда спектру, мВ');
title('Вейвлет-обробка ЕМГ-сигналу');

%
-----
----

function Untitled_12_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_12 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[a, b, c, d]=stat(data,fd,T);
axes(handles.axes3);

```

```

plot(a')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мВ')
title('АНСАМБЛЬ ЕМГ-СИГНАЛУ')
a1=a(1:400);
a1=reshape(a1, 20, 20);
axes(handles.axes2);
surf(a1')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Масштаб')
zlabel('Амплітуда, мВ')
title('АНСАМБЛЬ ЕМГ-СИГНАЛУ')

```

```
%
```

```
-----
----
```

```

function Untitled_13_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_13 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[a b c d]=stat(data,fd,T);
axes(handles.axes3);
plot(b)
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мВ')

```

```

title('МАТЕМАТИЧНЕ СПОДІВАННЯ')
b1=b(1:400);
b1=reshape(b1, 20, 20);
axes(handles.axes2);
surf(b1)
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Масштаб')
zlabel('Амплітуда, мВ')
title('МАТЕМАТИЧНЕ СПОДІВАННЯ')

```

```

%
-----
----

function Untitled_14_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_14 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[a b c d]=stat(data,fd,T);
axes(handles.axes3);
plot(c)
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мВ')
title('ДИСПЕРСІЯ')
c1=c(1:400);
c1=reshape(c1, 20, 20);
axes(handles.axes2);
surf(c1)

```

```

axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц')
ylabel('Масштаб')
zlabel('Амплітуда, мВ')
title('ДИСПЕРСІЯ')

%
-----
----

function Untitled_15_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_15 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[a b c d]=stat(data,fd,T);
axes(handles.axes3);
plot(d)
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мВ')
title('СЕРЕДНЄ КВАДРАТИЧНЕ ВІДХИЛЕННЯ')
d1=d(1:400);
d1=reshape(d1, 20, 20);
axes(handles.axes2);
surf(d1)
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц')
ylabel('Масштаб')
zlabel('Амплітуда, мВ')

```

```

title('СЕРЕДНЄ КВАДРАТИЧНЕ ВІДХИЛЕННЯ')

%
-----
----

function Untitled_10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
[d, k ,t]=spekcor(data,fd);
axes(handles.axes3);
bar(t(1:100),d(1:100))
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, мВ^2')
title('СПЕКТРАЛЬНО-КОРЕЛЯЦІЙНА ОБРОБКА,АМПЛІТУДНИЙ СПЕКТР')
d1=d(1:4356);
d1=reshape(d1, 66, 66);
axes(handles.axes2);
surf(d1)
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Масштаб')
zlabel('Потужність, мВ^2')
title('СПЕКТРАЛЬНО-КОРЕЛЯЦІЙНА ОБРОБКА,АМПЛІТУДНИЙ СПЕКТР')

%
-----
----

function Untitled_11_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

% hObject      handle to Untitled_11 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
[d, k ,t]=spekcor(data,fd);
axes(handles.axes3);
bar(t(1:100),k(1:100))
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, мВ^2')
title('СПЕКТРАЛЬНО-КОРЕЛЯЦІЙНА ОБРОБКА, ФАЗОВИЙ СПЕКТР')
k1=k(1:4356);
k1=reshape(k1, 66, 66);
axes(handles.axes2);
surf(k1')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Масштаб')
zlabel('Потужність, мВ^2')
title('СПЕКТРАЛЬНО-КОРЕЛЯЦІЙНА ОБРОБКА, ФАЗОВИЙ СПЕКТР')

```

```

%

```

```

-----
----

```

```

function Untitled_8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_8 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));

```

```

[q, k, f]=spek(data,fd);
axes(handles.axes3);
bar(f(1:100),q(1:100))
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
title('СПЕКТРАЛЬНА ОБРОБКА, АМПЛІТУДНИЙ СПЕКТР')
q1=q(1:4356);
q1=reshape(q1, 66, 66);
axes(handles.axes2);
surf(q1)
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Масштаб');
zlabel('Амплітуда, мкВ');
title('СПЕКТРАЛЬНА ОБРОБКА, АМПЛІТУДНИЙ СПЕКТР')

```

```
%
```

```
-----
----
```

```

function Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_9 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
data=get(handles.uipanel1,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
[q ,k ,f]=spek(data,fd);
axes(handles.axes3);
bar(f(1:100),k(1:100))
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');

```

```
ylabel('Амплітуда, мкВ');  
title('СПЕКТРАЛЬНА ОБРОВКА, ФАЗОВИЙ СПЕКТР')  
k1=k(1:4356);  
k1=reshape(k1, 66, 66);  
axes(handles.axes2);  
surf(k1)  
axis tight;  
grid on;  
xlabel('Часовий зсув, сек');  
ylabel('Масштаб');  
zlabel('Амплітуда, мкВ');  
title('СПЕКТРАЛЬНА ОБРОВКА, ФАЗОВИЙ СПЕКТР')
```