

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна електроенцефалографічна система для проведення
нейрофункціональних досліджень

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Харюк В.В.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Керівник

Дедів Л.Є.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Нормоконтроль

Хвостівський М.О.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент

Паляниця Ю.Б.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

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)

« 31 » грудня 2025 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Харюку Владиславу Вікторовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна електроенцефалографічна система для проведення
нейрофункціональних досліджень

Керівник роботи Дедів Леонід Євгенович, к.т.н., доц.

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

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи Комп'ютерна електроенцефалографічна система

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

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

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

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна електроенцефалографічна система для проведення нейрофункціональних досліджень». Кваліфікаційна робота бакалавра // Харюк Владислав Вікторович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 р // стор. – 72, рис. – 5, бібліог. – 26, додат. – 1.

Ключові слова: ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ, MATLAB, ЕЕГ-СИГНАЛ, КЕРУВАННЯ

У цій кваліфікаційній роботі проведено проектування комп'ютерної електроенцефалографічної системи для проведення нейрофункціональних досліджень. Проаналізовано теоретичні основи електроенцефалографії, досліджено методи цифрової обробки ЕЕГ-сигналів, розроблено структуру комп'ютерної системи аналізу ЕЕГ, створено алгоритми попередньої обробки та спектрального аналізу сигналів, реалізовано програмне забезпечення в середовищі MATLAB R2015b, розроблено графічний інтерфейс користувача, реалізовано автоматичний розрахунок діагностичних показників мозкової активності.

ABSTRACT

Theme of the qualification work: "Computerized electroencephalographic system for conducting neurofunctional studies". Bachelor's qualification work // Kharyuk Vladyslav Viktorovych // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 76, fig. – 5, bibliography – 26, add. – 1.

Keywords: ELECTROENCEPHALOGRAPHY, MATLAB, EEG SIGNAL, CONTROL

In this qualification work, a computerized electroencephalographic system for conducting neurofunctional studies was designed. The theoretical foundations of electroencephalography were analyzed, methods of digital processing of EEG signals were investigated, the structure of a computer system for EEG analysis was developed, algorithms for pre-processing and spectral analysis of signals were created, software was implemented in the MATLAB R2015b environment, a graphical user interface was developed, and automatic calculation of diagnostic indicators of brain activity was implemented.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ	
ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	11
1.1 Принцип формування ЕЕГ-сигналу.....	11
1.2 Електродні системи розташування (10–20).....	15
1.3 Основні характеристики ЕЕГ.....	19
1.4 Ритми головного мозку.....	23
1.5 Кількісна оцінка ритмів головного мозку.....	24
1.6 Методи комп'ютерної обробки ЕЕГ.....	26
1.7 Постановка задачі дослідження.....	31
1.8 Висновки до розділу 1.....	32
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНОГО ТА АЛГОРИТМІЧНОГО	
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ.....	33
2.1 Структура програмної системи.....	33
2.2 Опис роботи програми обробки сигналів ЕЕГ.....	38
2.3 Алгоритм роботи програми обробки сигналів ЕЕГ.....	44
2.4 Висновки до розділу 2.....	50
РОЗДІЛ 3. ЗАСТОСУВАННЯ МОЖЛИВОСТЕЙ MATLAB ПРИ	
РОЗРОБЛЕННІ КОМП'ЮТЕРНОЇ ПРОГРАМИ ОБРОБКИ ЕЕГ.....	52
3.1 Можливості MATLAB при створенні графічних інтерфейсів користувача.....	52
3.2 Програмна реалізація графічного інтерфейсу користувача в MATLAB.....	57
3.3 Висновки до розділу 3.....	62
РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	63

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ			
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	Комп'ютерна електроенцефалографічна система для проведення нейрофункціональних досліджень Пояснювальна записка	<i>Лім</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Розроб.</i>		Харюк В.В.				у	6	84
<i>Перевір.</i>		Дедів Л.Є.				ТНТУ, каф. БТ РБ-41		
<i>Н. контр.</i>		Хвостівський М.						
<i>Зат. каф.</i>		Яворська Є.Б.						
<i>Рецензент</i>		Паляниця Ю.Б.						

4.1	Планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій.....	63
4.2	Здійснення заходів щодо зниження дії радіоактивних випромінювань.....	65
4.3	Висновки до розділу 4	68
	ВИСНОВКИ	69
	ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	70
	ДОДАТКИ	

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата		7

ВСТУП

У сучасних умовах стрімкого розвитку інформаційних технологій, цифрової медицини та біомедичної інженерії особливої актуальності набувають методи комп'ютерної обробки біомедичних сигналів. Одним із найбільш інформативних та поширених методів дослідження функціонального стану головного мозку є електроенцефалографія (ЕЕГ), яка дозволяє неінвазивно реєструвати електричну активність кори головного мозку та оцінювати особливості функціонування центральної нервової системи.

Електроенцефалографічні дослідження широко використовуються в неврології, психіатрії, нейрофізіології, медицині сну, реабілітаційній медицині та наукових дослідженнях. Аналіз ЕЕГ дає можливість виявляти порушення мозкової діяльності, контролювати функціональний стан пацієнтів, оцінювати рівень когнітивної активності, уваги, втоми та сонливості. Крім того, останніми роками електроенцефалографія активно використовується у системах нейроінтерфейсів типу «мозок–комп'ютер», що відкриває нові перспективи для взаємодії людини з комп'ютерними системами.

Сучасні електроенцефалографічні комплекси здатні генерувати значні обсяги даних, обробка яких вручну є складною та потребує значних часових витрат. Традиційний візуальний аналіз електроенцефалограм багато в чому залежить від кваліфікації спеціаліста та може супроводжуватися суб'єктивними помилками. У зв'язку з цим особливої важливості набуває автоматизація процесів аналізу ЕЕГ на основі сучасних комп'ютерних технологій.

Одним із найбільш ефективних підходів до аналізу електроенцефалографічних сигналів є використання методів цифрової обробки сигналів та спектрального аналізу. Застосування швидкого перетворення Фур'є дозволяє визначати потужності основних ритмів

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		8

головного мозку, зокрема дельта-, тета-, альфа- та бета-ритмів, які є важливими показниками функціонального стану людини. На основі цих характеристик можуть розраховуватися спеціалізовані індекси, що використовуються для оцінки рівня уваги, сонливості та когнітивного навантаження.

Важливою тенденцією сучасної медичної техніки є створення програмних систем, які не лише виконують математичну обробку сигналів, а й забезпечують зручне графічне представлення результатів досліджень. Наявність інтуїтивно зрозумілого інтерфейсу користувача дозволяє спростити роботу дослідників, лікарів та студентів, а також підвищити ефективність аналізу електроенцефалографічних даних.

Актуальність даної дипломної роботи зумовлена необхідністю розробки комп'ютерної електроенцефалографічної системи, яка забезпечуватиме автоматизовану обробку ЕЕГ-сигналів, виконання спектрального аналізу, розрахунок діагностичних показників та їх наочне відображення у графічному інтерфейсі. Використання такої системи дозволить підвищити швидкість і об'єктивність аналізу результатів нейрофункціональних досліджень, зменшити вплив людського фактора та забезпечити отримання кількісних характеристик мозкової активності.

Метою є розробка комп'ютерної електроенцефалографічної системи для проведення нейрофункціональних досліджень, яка забезпечує обробку електроенцефалографічних сигналів, їх спектральний аналіз та візуалізацію основних діагностичних показників у зручному графічному інтерфейсі користувача.

Завдання:

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Провести аналіз особливостей формування електроенцефалографічних сигналів та основних ритмів головного мозку.
2. Дослідити сучасні методи комп'ютерної обробки ЕЕГ-сигналів.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		9

3. Розробити структуру комп'ютерної електроенцефалографічної системи та алгоритм її роботи

4. Створити текст програми для комп'ютерної обробки електроенцефалографічних сигналів, яка реалізовувала б алгоритми спектрального аналізу на основі швидкого перетворення Фур'є, забезпечувала автоматичне визначення основних характеристик ЕЕГ-сигналів., потужностей основних ритмів головного мозку, проводила б розрахунок функціональних індексів мозкової активності.

5. Розробити графічний інтерфейс користувача для відображення результатів аналізу.

6. Провести тестування розробленої системи на реальних або відкритих ЕЕГ-даних.

Результати виконання є важливими для створення систем автоматизованого аналізу електроенцефалографічних сигналів.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		10

РОЗДІЛ 1
АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ
ДОСЛІДЖЕНЬ

1.1 Принцип формування ЕЕГ-сигналу

Електроенцефалографія (ЕЕГ) є одним із найпоширеніших неінвазивних методів дослідження функціонального стану головного мозку. Метод базується на реєстрації слабких електричних потенціалів, які виникають у результаті діяльності нервових клітин кори головного мозку. Отриманий сигнал, що реєструється на поверхні шкіри голови за допомогою спеціальних електродів, називається електроенцефалограмою.

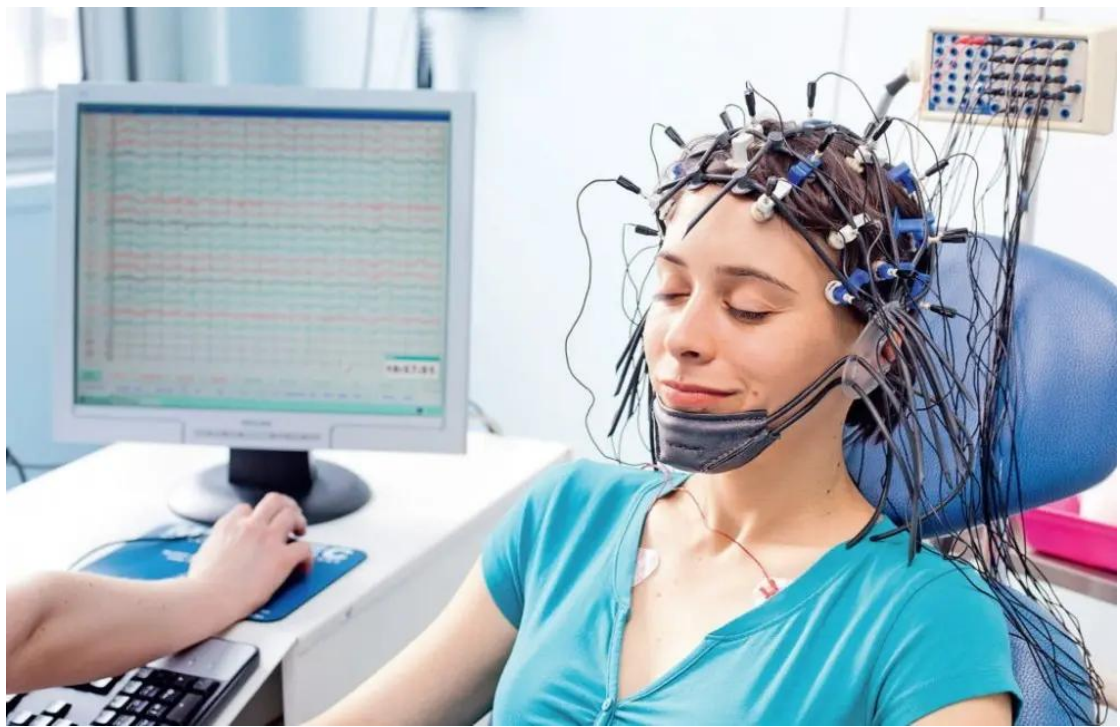


Рисунок 1.1 – Спосіб реєстрації ЕЕГ

Формування ЕЕГ-сигналу є складним біофізичним процесом, пов'язаним із електричною активністю великої кількості нейронів. Людський мозок містить приблизно 86 мільярдів нейронів, які утворюють надзвичайно складну мережу взаємозв'язків. Кожен нейрон здатний генерувати та

передавати електричні сигнали за рахунок руху іонів через клітинну мембрану.

Основною структурною одиницею нервової системи є нейрон, який складається з тіла клітини (соми), дендритів та аксона. Дендрити приймають сигнали від інших нейронів, а аксон передає нервовий імпульс до наступних клітин. Передача інформації між нейронами здійснюється через спеціалізовані контакти — синапси.

Електрична активність нейронів визначається різницею потенціалів між внутрішньою та зовнішньою сторонами клітинної мембрани. У стані спокою мембрана нейрона має потенціал приблизно -70 мВ, який називається потенціалом спокою. Він підтримується завдяки нерівномірному розподілу іонів натрію (Na^+), калію (K^+), кальцію (Ca^{2+}) та хлору (Cl^-) по обидва боки мембрани.

При надходженні збуджувального сигналу проникність мембрани змінюється, що призводить до швидкого надходження іонів натрію всередину клітини. Внаслідок цього виникає деполяризація мембрани та формується потенціал дії. Після завершення процесу мембрана повертається до початкового стану завдяки реполяризації. Потенціали дії забезпечують передачу інформації вздовж аксона, однак саме вони практично не роблять внеску у формування ЕЕГ-сигналу через їх короткочасний характер та випадкове просторове розташування.

Основним джерелом електроенцефалографічного сигналу є постсинаптичні потенціали, які виникають у дендритах та тілах пірамідних нейронів кори головного мозку. На відміну від потенціалів дії, постсинаптичні потенціали мають більшу тривалість і можуть підсумовуватися у просторі та часі. Якщо значна кількість нейронів активується синхронно, створюється сумарне електричне поле достатньої амплітуди для реєстрації на поверхні голови.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		12

Найбільший внесок у формування ЕЕГ здійснюють пірамідні нейрони кори великих півкуль. Вони мають витягнуту форму та орієнтовані перпендикулярно до поверхні кори. Така впорядкована структура дозволяє окремим нейронам формувати дипольні електричні джерела, які під час одночасної активації створюють значний сумарний потенціал.

Під час виникнення збуджувального постсинаптичного потенціалу в дендритах формується локальний електричний струм. У місці активації виникає область негативного заряду, тоді як навколишні ділянки стають відносно позитивними. У результаті утворюється електричний диполь, який складається з позитивного та негативного полюсів. Велика кількість одночасно активованих диполів створює електричне поле, яке поширюється через тканини головного мозку.

Сигнал, сформований у корі головного мозку, проходить через декілька біологічних середовищ, кожне з яких впливає на його амплітуду та просторовий розподіл. До таких середовищ належать сіра речовина головного мозку, біла речовина, спинномозкова рідина, мозкові оболонки, кістки черепа, шкіра голови.

Кісткова тканина черепа має значний електричний опір, тому суттєво послаблює сигнал. Внаслідок цього амплітуда ЕЕГ на поверхні шкіри голови становить лише від 10 до 100 мкВ, що у сотні разів менше від внутрішньоклітинних потенціалів нейронів.

Для реєстрації електроенцефалограми використовуються електроди, розташовані на поверхні голови. Кожен електрод вимірює різницю потенціалів між певною точкою шкіри голови та референтним електродом. Оскільки абсолютне значення електричного потенціалу виміряти неможливо, ЕЕГ завжди являє собою різницю потенціалів між двома точками.

Реєстрований сигнал є сумою активності мільйонів нейронів і характеризується складною часовою структурою. Його параметри постійно змінюються залежно від функціонального стану мозку. На характеристики

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		13

ЕЕГ впливають: рівень неспання людини, концентрація уваги, когнітивне навантаження, емоційний стан, фізична активність, фази сну, наявність неврологічних захворювань.

У спектрі ЕЕГ можна виділити декілька характерних ритмів, які відповідають різним функціональним станам мозку. Найбільш відомими є дельта-, тета-, альфа-, бета- та гамма-ритми. Їх поява пов'язана із синхронізованою активністю нейронних ансамблів різних структур головного мозку.

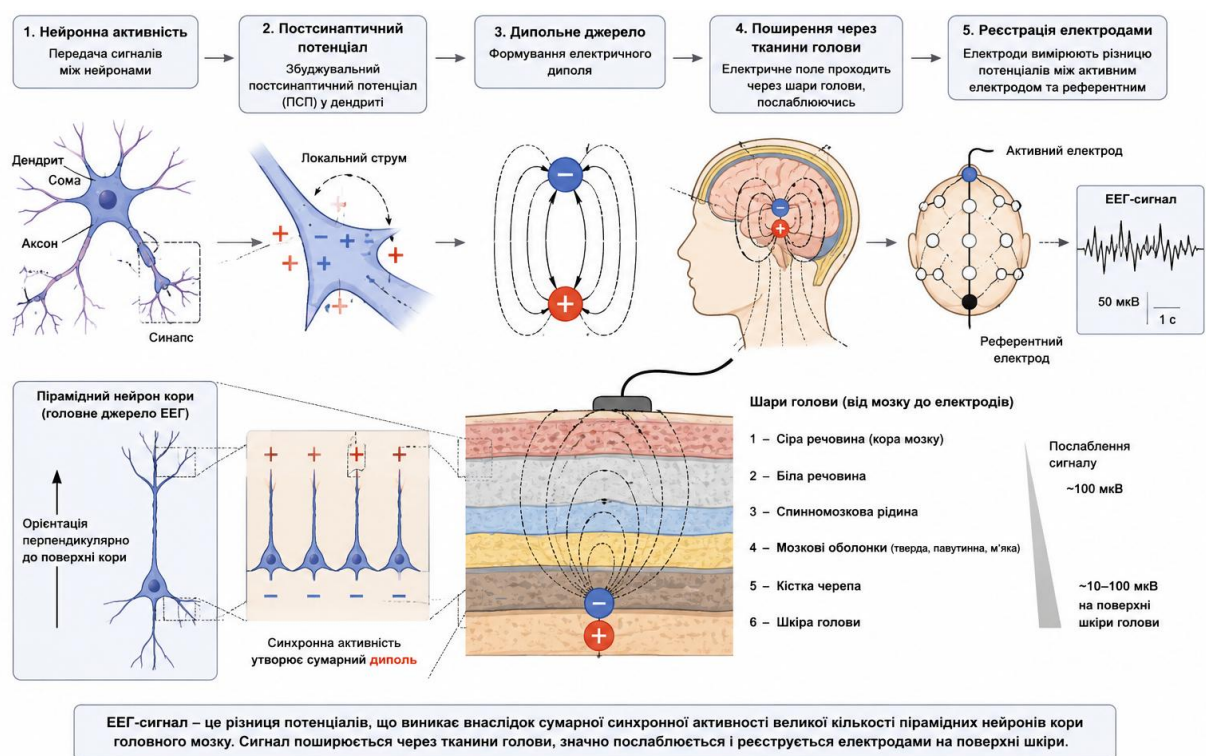


Рисунок 1.2 – Генезис ЕЕГ-сигналу

З точки зору цифрової обробки сигналів електроенцефалограма являє собою випадковий нестационарний біомедичний сигнал з обмеженим частотним діапазоном. Основна інформативна частина ЕЕГ знаходиться в межах від 0,5 до 100 Гц, тоді як для більшості клінічних досліджень використовується діапазон від 0,5 до 40 Гц.

Таким чином, електроенцефалографічний сигнал формується внаслідок сумарної активності великої кількості синхронно працюючих нейронів кори головного мозку. Основним джерелом ЕЕГ є постсинаптичні потенціали пірамідних нейронів, які утворюють електричні диполі та створюють електричні поля, що можуть бути зареєстровані електродами на поверхні голови. Аналіз таких сигналів дозволяє оцінювати функціональний стан центральної нервової системи, виявляти патологічні зміни та здійснювати нейрофункціональні дослідження.

1.2 Електродні системи розташування (10–20)

Якість та інформативність електроенцефалографічних досліджень значною мірою залежать від правильного розташування електродів на поверхні голови. Для забезпечення відтворюваності результатів та можливості порівняння даних, отриманих у різних лабораторіях і клініках, була розроблена міжнародна стандартизована система розміщення електродів, відома як система «10–20». Вона є найбільш поширеним стандартом у клінічній та дослідницькій електроенцефалографії.

Система «10–20» була запропонована Міжнародною федерацією клінічної нейрофізіології (IFCN) та базується на відносних відстанях між анатомічними орієнтирами черепа. Назва системи походить від того, що електроди розташовуються на відстанях, які становлять 10 % або 20 % від загальної довжини відповідних вимірювальних ліній на поверхні голови.

Основними анатомічними орієнтирами, що використовуються для побудови системи, є:

- назіон (Nasion) – точка на межі між лобною кісткою та носом;
- ініон (Inion) – виступ потиличної кістки;
- ліва преаурикулярна точка (Left Preauricular Point);
- права преаурикулярна точка (Right Preauricular Point).

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		15

На першому етапі вимірюється відстань між назіоном та ініоном через центральну лінію голови. Отримана довжина ділиться на відрізки у співвідношенні 10 % – 20 % – 20 % – 20 % – 20 % – 10 %. Аналогічно виконується вимірювання між лівою та правою преаурикулярними точками. У результаті формується координатна сітка для розташування електродів.

Кожен електрод має літерно-цифрове позначення. Літерна частина вказує на анатомічну область кори головного мозку, над якою розташований електрод, а цифрова частина визначає його положення відносно середньої лінії.

Основні позначення областей наведені нижче:

- Fp (Frontopolar) – лобно-полюсна область;
- F (Frontal) – лобна область;
- C (Central) – центральна область;
- T (Temporal) – скронева область;
- P (Parietal) – тім'яна область;
- O (Occipital) – потилична область;
- A (Auricular) – ділянка вушних раковин;
- Fz, Cz, Pz, Oz – електроди, розташовані на серединній лінії голови.

Парні номери (2, 4, 6, 8) позначають електроди правої півкулі, непарні (1, 3, 5, 7) – лівої півкулі. Літера «z» (від німецького слова «zero») використовується для позначення точок, розташованих на центральній сагітальній площині.

Типова схема розташування електродів системи 10–20 включає такі основні точки:

- Fp1, Fp2;
- F7, F3, Fz, F4, F8;
- T3 (T7), C3, Cz, C4, T4 (T8);
- T5 (P7), P3, Pz, P4, T6 (P8);
- O1, O2.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		16

Кожна група електродів реєструє активність певних функціональних зон кори головного мозку.

Лобні відведення (Fp, F) пов'язані з дослідженням процесів мислення, планування, концентрації уваги, прийняття рішень та емоційної діяльності. Зміни в цих областях можуть спостерігатися при когнітивних порушеннях, депресивних станах та інших неврологічних розладах.

Центральні відведення (C) використовуються для аналізу активності сенсомоторної кори. Вони є важливими при дослідженні рухової активності, моторного уявлення та систем керування на основі інтерфейсів «мозок–комп'ютер».

Скроневі відведення (T) забезпечують реєстрацію активності структур, пов'язаних зі слуховим сприйняттям, мовленням та процесами пам'яті. Саме в скроневих ділянках часто локалізуються епілептичні осередки.

Тім'яні відведення (P) характеризують роботу зон, відповідальних за інтеграцію сенсорної інформації, просторову орієнтацію та когнітивну обробку сигналів.

Потиличні відведення (O) використовуються для дослідження діяльності зорової кори. У цих ділянках найбільш вираженим є альфа-ритм, особливо при закритих очах та стані спокою.

У клінічній практиці застосовуються різні схеми підключення електродів. Найпоширенішими є монополярні та біполярні відведення.

При монополярному відведенні кожен активний електрод порівнюється зі спільним референтним електродом, який може розташовуватися на мочці вуха, соскоподібному відростку або формуватися як усереднений потенціал усіх каналів.

При біполярному відведенні вимірюється різниця потенціалів між двома сусідніми електродами. Такий підхід дозволяє точніше локалізувати джерела патологічної активності та зменшити вплив зовнішніх перешкод.

міжнародним стандартом, забезпечує достатню інформативність для нейрофункціональних досліджень та підтримується більшістю сучасних ЕЕГ-комплексів. Використання даної системи дозволяє виконувати аналіз ритмічної активності мозку, розрахунок спектральних показників та візуалізацію електричної активності різних ділянок кори головного мозку.

1.3 Основні характеристики ЕЕГ

Електроенцефалографічний сигнал являє собою складний нестационарний біомедичний процес, що відображає сумарну електричну активність великої кількості нейронів головного мозку. Для аналізу функціонального стану центральної нервової системи використовуються різноманітні характеристики ЕЕГ, які дозволяють оцінити часові, амплітудні та спектральні властивості сигналу.

Основні характеристики електроенцефалограми можна умовно поділити на три групи: часові характеристики, амплітудні характеристики та частотні (спектральні) характеристики.

Амплітуда є однією з основних характеристик електроенцефалографічного сигналу та визначає величину відхилення потенціалу від середнього значення.

Амплітуда ЕЕГ зазвичай вимірюється у мікрвольтах (мкВ) і характеризує інтенсивність електричної активності мозку. У здорової людини типові значення амплітуди знаходяться в межах від 10 до 100 мкВ, хоча в окремих випадках можуть досягати 200–300 мкВ.

Збільшення амплітуди може свідчити про підвищену синхронізацію нейронної активності, сон або стан глибокого розслаблення, деякі патологічні процеси.

Зменшення амплітуди часто спостерігається при інтенсивній розумовій діяльності, підвищеній концентрації уваги, дифузних ураженнях головного мозку.

Для оцінки амплітуди використовуються такі показники, як середня амплітуда, максимальна амплітуда, пікове значення та середньоквадратичне значення (RMS).

Частотний склад ЕЕГ є одним із найважливіших джерел інформації про функціональний стан мозку. Саме аналіз частот дозволяє виділяти характерні ритми електричної активності.

Для електроенцефалографії найбільш інформативним є діапазон від 0,5 до 40 Гц, хоча сучасні цифрові системи дозволяють аналізувати сигнали до 100 Гц і вище.

Форма хвилі характеризує конфігурацію електроенцефалографічного сигналу в часовій області.

У нормі ЕЕГ має нерегулярну форму та складається з накладання великої кількості гармонічних компонентів. У деяких випадках можуть спостерігатися характерні хвилі: синусоїдні, гострі хвилі, піки, комплекси «пік–хвиля», поліспайки.

Аналіз форми сигналу широко використовується для діагностики епілепсії та інших неврологічних порушень.

Потужність ЕЕГ характеризує енергію електричної активності в певному частотному діапазоні.

У цифровій обробці сигналів потужність визначається через спектральний аналіз та оцінюється за допомогою спектральної густини потужності.

Потужність окремого ритму розраховується як площа під спектром у відповідному частотному діапазоні: Delta Power, Theta Power, Alpha Power, Beta Power, Gamma Power. Саме показники потужності найчастіше використовуються у сучасних системах автоматизованого аналізу ЕЕГ.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		20

Оскільки абсолютна потужність може суттєво відрізнятися у різних пацієнтів, широко використовується показник відносної потужності. Відносна потужність визначається як частка енергії конкретного ритму від загальної енергії сигналу. Даний показник дозволяє порівнювати результати між різними обстеженнями.

Однією з найважливіших характеристик електроенцефалограми є наявність специфічних ритмів, які відображають функціональний стан головного мозку.

Співвідношення між потужностями цих ритмів широко використовується при нейрофункціональних дослідженнях.

Оскільки ЕЕГ реєструється одночасно з багатьох каналів, важливою характеристикою є просторовий розподіл електричної активності. Наприклад, потиличні канали характеризуються вираженим альфа-ритмом, лобні відведення пов'язані з когнітивними процесами, центральні відведення відображають сенсомоторну активність.

Аналіз просторового розподілу використовується для локалізації патологічних осередків та побудови топографічних карт мозкової активності.

У нормі електрична активність лівої та правої півкуль є відносно симетричною. Суттєва міжпівкульна асиметрія може бути ознакою локальних ушкоджень мозку, пухлин, епілептичних вогнищ, порушень мозкового кровообігу. Тому оцінка симетрії є важливим діагностичним критерієм.

ЕЕГ належить до нестаціонарних сигналів, характеристики яких змінюються з часом. Для оцінки мінливості використовуються: дисперсія, стандартне відхилення, коефіцієнт варіації, ентропія сигналу.

Ці показники дозволяють аналізувати складність функціонування нейронних мереж та використовуються в сучасних системах автоматичної класифікації станів мозку.

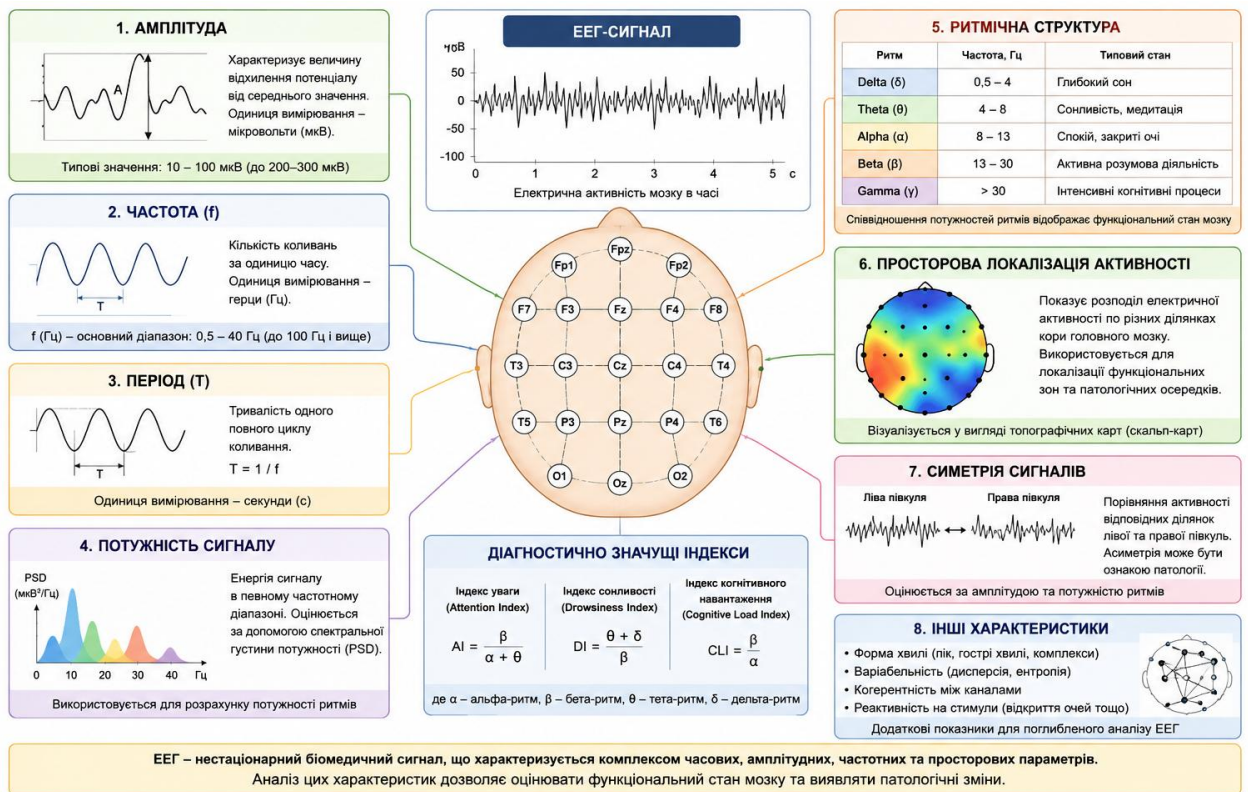


Рисунок 1.4 – Класифікація основних характеристик EEG

У сучасних комп'ютерних системах аналізу електроенцефалограм найбільш часто використовуються такі показники:

- абсолютна потужність ритмів;
- відносна потужність ритмів;
- співвідношення Beta/Alpha;
- співвідношення Theta/Beta;
- індекс уваги;
- індекс сонливості;
- індекс когнітивного навантаження;
- спектральна ентропія.

Саме ці характеристики доцільно реалізувати у розроблюваній комп'ютерній електроенцефалографічній системі, оскільки вони широко застосовуються для оцінки функціонального стану мозку та можуть бути автоматично обчислені на основі зареєстрованих EEG-сигналів.

1.4 Ритми головного мозку

Ритмічна активність є однією з найважливіших характеристик електроенцефалографічного сигналу. Електрична активність головного мозку формується внаслідок синхронізованої діяльності великої кількості нейронів та проявляється у вигляді коливань різної частоти й амплітуди. Такі коливання називаються ритмами головного мозку або електроенцефалографічними ритмами.

Кожен ритм характеризується певним діапазоном частот і відповідає конкретному функціональному стану центральної нервової системи. Аналіз ритмічної структури електроенцефалограми широко використовується у клінічній діагностиці, нейрофізіологічних дослідженнях та системах нейромоніторингу.

1) Дельта-ритм. Дельта-ритм є найповільнішим серед основних ритмів електроенцефалограми та займає частотний діапазон від 0,5 до 4 Гц. Дельта-хвилі мають найбільшу амплітуду серед усіх ритмів і характерні для стадії глибокого повільного сну. Поява значної дельта-активності у стані неспання може свідчити про наявність патологічних процесів у центральній нервовій системі.

2) Тета-ритм. Тета-ритм характеризується частотами від 4 до 8 Гц. Тета-хвилі спостерігаються під час дрімоти, медитації та початкових стадій сну. Вони також пов'язані з процесами навчання, пам'яті та емоційної обробки інформації.

3) Альфа-ритм. Альфа-ритм займає діапазон частот від 8 до 13 Гц. Найбільш виражена альфа-активність реєструється у потиличних відведеннях при закритих очах та стані спокою. При відкриванні очей амплітуда альфа-хвиль різко зменшується, що отримало назву альфа-блокади.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		23

4) Бета-ритм. Бета-ритм характеризується частотним діапазоном від 13 до 30 Гц. Даний ритм переважає під час концентрації уваги, активної розумової діяльності та виконання складних когнітивних завдань.

5) Гамма-ритм. Гамма-ритм представлений високочастотними коливаннями >30 Гц. Гамма-активність пов'язана з процесами сприйняття інформації, уваги, пам'яті та інтеграції сенсорних сигналів.

Основні ритми ЕЕГ наведені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Основні ритми електроенцефалограми

Ритм	Частота, Гц	Типовий стан
Дельта	0,5–4	Глибокий сон
Тета	4–8	Сонливість, медитація
Альфа	8–13	Спокій, закриті очі
Бета	13–30	Активна розумова діяльність
Гама	>30	Когнітивні процеси

1.5 Кількісна оцінка ритмів головного мозку

Для оцінки вираженості окремих ритмів використовується спектральний аналіз електроенцефалографічного сигналу. Після виконання швидкого перетворення Фур'є визначається спектральна густина потужності та обчислюється потужність кожного ритму.

Потужність певного ритму визначається як інтеграл спектральної густини потужності в межах відповідного частотного діапазону.

Для порівняння ритмів використовується показник відносної потужності:

$$RP_i = \frac{P_i}{P_{zag}} \cdot 100\%$$

де: P_i – потужність конкретного ритму; $P_{заг}$ – сумарна потужність сигналу.

Одним із важливих параметрів спектрального аналізу є середня частота спектра:

$$f_{ser} = \frac{\sum_{i=1}^N f_i P_i}{\sum_{i=1}^N P_i}$$

де: f_i – частота спектральної компоненти; P_i – її потужність; N – кількість спектральних компонент.

Діагностичні індекси. На основі потужностей окремих ритмів можуть розраховуватися показники функціонального стану головного мозку.

1) Індекс уваги:

$$AI = \frac{P_{\beta}}{P_{\alpha} + P_{\theta}}$$

де: P_{β} – потужність бета-ритму; P_{α} – потужність альфа-ритму; P_{θ} – потужність тета-ритму.

2) Індекс сонливості:

$$DI = \frac{P_{\theta} + P_{\delta}}{P_{\beta}}$$

де: P_{δ} – потужність дельта-ритму.

3) Індекс когнітивного навантаження:

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		25

$$CLI = \frac{P_{\beta}}{P_{\alpha}}$$

де: P_{β} – потужність бета-ритму; P_{α} – потужність альфа-ритму.

Зазначені індекси широко використовуються в сучасних комп'ютерних електроенцефалографічних системах для оцінювання рівня уваги, сонливості, когнітивного навантаження та інших функціональних станів людини.

Таким чином, ритми головного мозку є основними інформаційними компонентами електроенцефалографічного сигналу. Аналіз їх частотних характеристик, потужності та взаємних співвідношень дозволяє отримувати об'єктивну інформацію про функціональний стан центральної нервової системи та є основою сучасних методів комп'ютерної обробки ЕЕГ.

1.6 Методи комп'ютерної обробки ЕЕГ

Електроенцефалографічний сигнал є складним біомедичним сигналом, який характеризується низькою амплітудою, нестационарністю та високою чутливістю до різноманітних зовнішніх і внутрішніх завад. Під час реєстрації ЕЕГ на корисний сигнал накладаються шуми електромережі, рухові артефакти, активність м'язів обличчя, моргання очима та інші перешкоди. Тому для отримання достовірної інформації про функціональний стан головного мозку необхідно застосовувати методи комп'ютерної обробки сигналів.

Сучасна комп'ютерна обробка ЕЕГ включає комплекс процедур, спрямованих на покращення якості сигналу, виділення інформативних компонентів та отримання кількісних характеристик мозкової активності. Основними етапами такої обробки є: цифрова фільтрація, усунення артефактів, спектральний аналіз, швидке перетворення Фур'є.

1.6.1 Цифрова фільтрація.

Цифрова фільтрація є одним із перших етапів комп'ютерної обробки електроенцефалографічних сигналів. Її основною метою є усунення небажаних компонентів сигналу та виділення частотного діапазону, який містить корисну інформацію про діяльність головного мозку.

Електроенцефалографічний сигнал займає відносно вузький частотний діапазон. Більшість діагностично значущої інформації міститься в межах від 0,5 до 40 Гц. Водночас під час реєстрації можуть виникати низькочастотні та високочастотні завади, які спотворюють результати аналізу.

Для фільтрації ЕЕГ найчастіше використовуються такі типи цифрових фільтрів:

1) **Смуговий фільтр.** Смуговий фільтр пропускає лише сигнали в заданому частотному діапазоні та подавляє всі інші частоти. Для аналізу ЕЕГ зазвичай використовується діапазон $0,5 \text{ Гц} \leq f \leq 40 \text{ Гц}$.

Такий фільтр дозволяє усунути повільний дрейф базової лінії, високочастотні електроміографічні шуми, інші небажані компоненти сигналу.

2) **Низькочастотний фільтр.** Використовується для усунення високочастотних шумів та артефактів м'язової активності.

3) **Високочастотний фільтр.** Подавляє повільні зміни сигналу, пов'язані з рухом електродів або зміною електродного контакту.

4) **Режекторний (Notch) фільтр.** Однією з основних перешкод під час реєстрації ЕЕГ є наведення від електромережі. Для її усунення використовується режекторний фільтр, який подавляє вузький частотний діапазон навколо 50 Гц.

Застосування цифрової фільтрації значно покращує співвідношення сигнал/шум та підвищує достовірність подальшого аналізу.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		27

1.6.2 Усунення артефактів.

Артефактами називаються небажані сигнали, які не пов'язані з електричною активністю головного мозку, але потрапляють до електроенцефалограми під час реєстрації.

Артефакти можуть суттєво впливати на результати аналізу та призводити до помилкових висновків щодо функціонального стану пацієнта.

Основними джерелами артефактів є:

1) Окулографічні артефакти. Морганія та рухи очей створюють електричні потенціали великої амплітуди, які особливо помітні в лобних відведеннях. Такі артефакти можуть перевищувати амплітуду ЕЕГ у декілька разів.

2) Міографічні артефакти. Скорочення м'язів обличчя, шиї та голови генерує високочастотні сигнали, які перекривають бета- та гамма-діапазони.

3) Кардіографічні артефакти. Робота серця може створювати періодичні електричні перешкоди, які потрапляють до ЕЕГ через тканини організму.

4) Рухові артефакти. Причиною їх виникнення є рух голови, зміщення електродів, зміна контактного опору.

Для усунення артефактів використовуються різні методи обробки сигналів: цифрова фільтрація, адаптивна фільтрація, незалежний компонентний аналіз (ІСА), вейвлет-перетворення, автоматичне виявлення та виключення артефактних ділянок.

Одним із найбільш ефективних методів є незалежний компонентний аналіз, який дозволяє розділити ЕЕГ на незалежні джерела та видалити компоненти, що відповідають артефактам.

Якісне усунення артефактів є необхідною умовою отримання достовірних результатів спектрального аналізу та розрахунку діагностичних показників.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		28

1.6.3 Спектральний аналіз.

Спектральний аналіз є одним із найважливіших методів дослідження електроенцефалографічних сигналів. Його метою є визначення частотного складу ЕЕГ та оцінка внеску різних ритмів у загальну активність головного мозку. На відміну від часового аналізу, спектральний аналіз дозволяє досліджувати сигнал у частотній області.

Результатом спектрального аналізу є спектр потужності, який показує розподіл енергії сигналу залежно від частоти.

Основною характеристикою є спектральна густина потужності.

Потужність певного ритму визначається як площа під спектром у межах відповідного частотного діапазону:

$$P_{\text{band}} = \int \text{PSD}(f)df$$

де: P_{band} – потужність ритму; $\text{PSD}(f)$ – спектральна густина потужності; f – частота сигналу.

На основі спектрального аналізу визначаються: Delta Power; Theta Power; Alpha Power; Beta Power; Gamma Power.

Для порівняння різних ритмів часто використовується відносна потужність:

$$RP = \left(\frac{P_{\text{band}}}{P_{\text{total}}} \right) \times 100\%$$

де: P_{total} – загальна потужність сигналу.

Спектральний аналіз є основою для розрахунку більшості сучасних діагностичних індексів ЕЕГ.

1.6.4 Швидке перетворення Фур'є.

Основним інструментом спектрального аналізу електроенцефалографічних сигналів є швидке перетворення Фур'є. Воно дозволяє представити часовий сигнал у вигляді сукупності гармонічних компонент різної частоти.

Математично дискретне перетворення Фур'є описується виразом:

$$X(k) = \sum x(n)e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}$$

де: $X(k)$ – спектральна компонента; $x(n)$ – відлік сигналу; N – кількість відліків; k – номер спектральної складової.

Безпосереднє обчислення дискретного перетворення Фур'є потребує значних обчислювальних ресурсів. Для підвищення швидкодії використовується алгоритм швидкого перетворення Фур'є, який значно скорочує кількість необхідних операцій.

Після виконання FFT отримується спектр сигналу, який використовується для визначення домінуючих ритмів, оцінки потужності окремих частотних діапазонів, розрахунку діагностичних індексів, аналізу функціонального стану мозку.

Саме алгоритм швидкого перетворення Фур'є планується використовувати в розроблюваній комп'ютерній електроенцефалографічній системі для автоматичного визначення потужностей дельта-, тета-, альфа- та бета-ритмів, а також розрахунку індексів уваги, сонливості та когнітивного навантаження.

1.7 Постановка задачі дослідження

Проведений аналіз принципів формування електроенцефалографічного сигналу, особливостей розташування електродів, основних ритмів головного мозку та сучасних методів комп'ютерної обробки ЕЕГ показав, що електроенцефалографія є одним із найбільш інформативних та доступних методів оцінювання функціонального стану центральної нервової системи.

Сучасні електроенцефалографічні комплекси дозволяють реєструвати багатоканальні біомедичні сигнали з високою точністю. Проте ефективність їх використання значною мірою залежить від програмного забезпечення, яке забезпечує попередню обробку сигналів, видалення артефактів, спектральний аналіз та відображення результатів у зручному для користувача вигляді.

Особливу актуальність мають програмні системи, здатні автоматично визначати кількісні характеристики електроенцефалографічних сигналів та надавати користувачу узагальнену інформацію про функціональний стан головного мозку. Такі системи широко використовуються в нейрофізіологічних дослідженнях, медичній діагностиці, системах нейромоніторингу та інтерфейсах «мозок–комп'ютер».

Аналіз джерел показав, що найбільш інформативними параметрами ЕЕГ є спектральні характеристики сигналу, зокрема потужності дельта-, тета-, альфа- та бета-ритмів. Саме ці показники використовуються для оцінювання рівня неспання, концентрації уваги, когнітивного навантаження та сонливості людини.

У зв'язку з цим виникає необхідність розроблення комп'ютерної електроенцефалографічної системи, яка забезпечуватиме автоматизовану обробку ЕЕГ-сигналів та розрахунок основних нейрофізіологічних показників.

1.8 Висновки до розділу 1

У першому розділі проведено аналіз теоретичних основ електроенцефалографії та сучасних методів дослідження електричної активності головного мозку. Розглянуто механізми формування електроенцефалографічного сигналу.

Проаналізовано міжнародну систему розташування електродів 10–20, яка забезпечує стандартизоване розміщення каналів реєстрації та дозволяє отримувати відтворювані результати нейрофункціональних досліджень. Встановлено особливості функціонального призначення різних зон кори головного мозку та відповідних електродних відведень.

Досліджено основні характеристики ЕЕГ-сигналів, зокрема амплітудні, часові та спектральні параметри. Розглянуто основні ритми головного мозку (дельта-, тета-, альфа-, бета- та гамма-ритми), їх частотні діапазони та фізіологічне значення. Встановлено, що найбільш інформативними показниками для автоматизованого аналізу є потужності ритмів, їх відносні значення та співвідношення між окремими спектральними компонентами.

Також проаналізовано сучасні методи комп'ютерної обробки ЕЕГ, серед яких цифрова фільтрація, усунення артефактів, спектральний аналіз та швидке перетворення Фур'є. Визначено, що саме спектральний аналіз є найбільш доцільним підходом для реалізації системи автоматизованої оцінки функціонального стану мозку. У результаті проведеного аналізу сформульовано вимоги до розроблюваної комп'ютерної електроенцефалографічної системи.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		32

РОЗДІЛ 2
РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНОГО ТА АЛГОРИТМІЧНОГО
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ

2.1 Структура програмної системи

Одним із ключових етапів розроблення комп'ютерної електроенцефалографічної системи є визначення її програмної структури. Оскільки результатом дипломної роботи має бути програмний застосунок із користувацьким інтерфейсом, доцільно реалізувати систему в середовищі MATLAB, яке має широкі можливості для обробки біомедичних сигналів, математичних розрахунків, побудови графіків та створення графічних інтерфейсів користувача.

MATLAB є зручним середовищем для розробки такої системи, оскільки містить вбудовані засоби роботи з масивами даних, цифрової фільтрації, спектрального аналізу та візуалізації сигналів. Для створення графічного інтерфейсу доцільно використовувати App Designer, який дозволяє розробити інтерактивне вікно програми з кнопками, таблицями, графіками та числовими індикаторами.

Розроблювана програмна система має модульну структуру та складається з трьох основних функціональних модулів:

- модуля збору даних;
- модуля обробки сигналів;
- модуля візуалізації результатів.

Загальна логіка роботи системи полягає у тому, що користувач завантажує файл з ЕЕГ-записом, після чого програма виконує попередню обробку сигналу, проводить спектральний аналіз, розраховує основні показники та відображає результати у графічному інтерфейсі MATLAB-застосунку.

2.1.1 Модуль збору даних.

Модуль збору даних призначений для завантаження електроенцефалографічних сигналів у програму та підготовки їх до подальшої обробки. У межах даної дипломної роботи передбачається використання вже записаних ЕЕГ-файлів, які можуть бути отримані з відкритих баз даних або збережені після проведення експерименту.

У MATLAB цей модуль може бути реалізований за допомогою стандартних функцій зчитування даних, зокрема:

- readmatrix – для зчитування числових даних із CSV-файлів;
- readtable – для зчитування таблиць із заголовками каналів;
- edfread – для зчитування ЕЕГ-файлів у форматі EDF;
- uigetfile – для відкриття діалогового вікна вибору файлу.

Основними функціями модуля збору даних є:

- вибір файлу користувачем через графічний інтерфейс;
- зчитування ЕЕГ-сигналу з файлу;
- визначення кількості каналів;
- визначення частоти дискретизації;
- перевірка коректності структури даних;
- формування внутрішнього масиву сигналів для подальшої обробки.

2.1.2 Модуль обробки сигналів.

Модуль обробки сигналів є центральною частиною програмної системи. Він призначений для виконання математичної та цифрової обробки ЕЕГ-сигналу, усунення шумів, виділення інформативних компонентів та розрахунку діагностичних показників.

У MATLAB для реалізації цього модуля можуть використовуватися функції Signal Processing Toolbox, зокрема:

- designfilt – для створення цифрових фільтрів;
- bandpass – для смугової фільтрації;
- bandstop або notch-фільтр – для подавлення мережевої завади 50 Гц;

- filtfilt – для фільтрації без фазового зсуву;
- fft – для швидкого перетворення Фур'є;
- pwelch – для оцінки спектральної густини потужності;
- bandpower – для розрахунку потужності сигналу в заданому частотному діапазоні.

Основні етапи роботи модуля обробки:

- Видалення постійної складової сигналу.
- Цифрова фільтрація в діапазоні 0,5–40 Гц.
- Усунення мережевої завади 50 Гц.
- Розрахунок спектральної густини потужності.
- Визначення потужності основних ритмів ЕЕГ.
- Розрахунок діагностичних індексів.

На першому етапі виконується видалення середнього значення сигналу:

$$\text{signal} = \text{signal} - \text{mean}(\text{signal});$$

Це дозволяє усунути постійну складову та змістити сигнал відносно нульового рівня.

Для виділення діагностично значущого діапазону ЕЕГ використовується смугова фільтрація:

$$\text{filteredSignal} = \text{bandpass}(\text{signal}, [0.5 \ 40], \text{Fs});$$

де: filteredSignal – відфільтрований сигнал; signal – початковий ЕЕГ-сигнал; Fs – частота дискретизації.

Для усунення завади електромережі може використовуватися режекторний фільтр:

$$\text{cleanSignal} = \text{bandstop}(\text{filteredSignal}, [49 \ 51], \text{Fs});$$

Після попередньої обробки виконується спектральний аналіз сигналу. Для цього доцільно використати метод Велча, який забезпечує стійку оцінку спектральної густини потужності:

```
[PSD, F] = pwelch(cleanSignal, [], [], [], Fs);
```

де: PSD – спектральна густина потужності; F – вектор частот.

На основі отриманого спектра розраховуються потужності основних ритмів:

```
deltaPower = bandpower(PSD, F, [0.5 4], 'psd');
```

```
thetaPower = bandpower(PSD, F, [4 8], 'psd');
```

```
alphaPower = bandpower(PSD, F, [8 13], 'psd');
```

```
betaPower = bandpower(PSD, F, [13 30], 'psd');
```

Після цього обчислюються функціональні індекси, які відображають стан користувача:

```
attentionIndex = betaPower / (alphaPower + thetaPower);
```

```
drowsinessIndex = (thetaPower + deltaPower) / betaPower;
```

```
cognitiveLoadIndex = betaPower / alphaPower;
```

Таким чином, модуль обробки забезпечує повний цикл аналізу ЕЕГ-сигналу – від очищення даних до отримання кількісних показників мозкової активності.

2.1.3 Модуль візуалізації результатів

Модуль візуалізації призначений для представлення результатів аналізу ЕЕГ у зручному для користувача вигляді. Оскільки система реалізується в

MATLAB, графічний інтерфейс доцільно створити за допомогою App Designer.

У користувацькому інтерфейсі передбачені такі елементи:

- кнопка завантаження файлу;
- кнопка запуску обробки;
- графік сигналу в часовій області;
- графік спектра потужності;
- таблиця розрахованих значень;
- числові індикатори діагностичних індексів.

Для побудови графіків у MATLAB можуть використовуватися елементи UIAxes, які в App Designer призначені для відображення графічних даних.

Наприклад, сигнал у часовій області може бути відображений так:

```
plot(app.UIAxesTime, t, cleanSignal);  
xlabel(app.UIAxesTime, 'Час, с');  
ylabel(app.UIAxesTime, 'Амплітуда, мкВ');  
title(app.UIAxesTime, 'ЕЕГ-сигнал у часовій області');
```

де: t – вектор часу; cleanSignal – очищений ЕЕГ-сигнал.

Спектр потужності може бути побудований таким чином:

```
plot(app.UIAxesSpectrum, F, PSD);  
xlabel(app.UIAxesSpectrum, 'Частота, Гц');  
ylabel(app.UIAxesSpectrum, 'PSD');  
title(app.UIAxesSpectrum, 'Спектральна густина потужності');
```

Для порівняння потужностей ритмів доцільно використовувати стовпчикову діаграму:

```
bar(app.UIAxesBands, [deltaPower thetaPower alphaPower betaPower]);
xticklabels(app.UIAxesBands, {'Delta','Theta','Alpha','Beta'});
ylabel(app.UIAxesBands, 'Потужність');
title(app.UIAxesBands, 'Потужність ритмів ЕЕГ');
```

Розраховані діагностичні індекси можуть відображатися у вигляді числових полів:

```
app.AttentionIndexEditField.Value = attentionIndex;
app.DrowsinessIndexEditField.Value = drowsinessIndex;
app.CognitiveLoadIndexEditField.Value = cognitiveLoadIndex;
```

Це дозволяє користувачу швидко оцінити стан обстежуваного без необхідності самостійного аналізу графіків.

Модуль візуалізації повинен забезпечувати інтуїтивно зрозумілу роботу користувача із системою. Основна інформація має бути представлена у вигляді графіків, числових значень та таблиць, що дозволяє використовувати розроблену програму як навчальний, дослідницький або допоміжний діагностичний інструмент.

2.2 Опис роботи програми обробки сигналів ЕЕГ

Розроблена програма призначена для комп'ютерної обробки одноканального електроенцефалографічного сигналу в середовищі MATLAB R2015b. Програма має графічний інтерфейс користувача, що дозволяє завантажувати файл із ЕЕГ-сигналом, виконувати його попередню обробку, будувати графіки в часовій та спектральній областях, а також розраховувати основні діагностичні індекси.

Після запуску програми відкривається головне вікно (рис. 2.1), у якому розміщені кнопки керування, області для побудови графіків та панель з числовими результатами аналізу. Користувач взаємодіє з програмою за допомогою двох основних кнопок: «Завантажити ЕЕГ» та «Обробити сигнал».

Завантаження ЕЕГ-сигналу. На першому етапі користувач натискає кнопку «Завантажити ЕЕГ». Після цього відкривається стандартне діалогове вікно вибору файлу. Програма підтримує файли форматів CSV, TXT, DAT та MAT.

Після вибору файлу програма зчитує числові дані. Якщо файл містить декілька стовпців, для аналізу автоматично використовується перший стовпець, оскільки програма орієнтована на обробку сигналу одного каналу ЕЕГ.

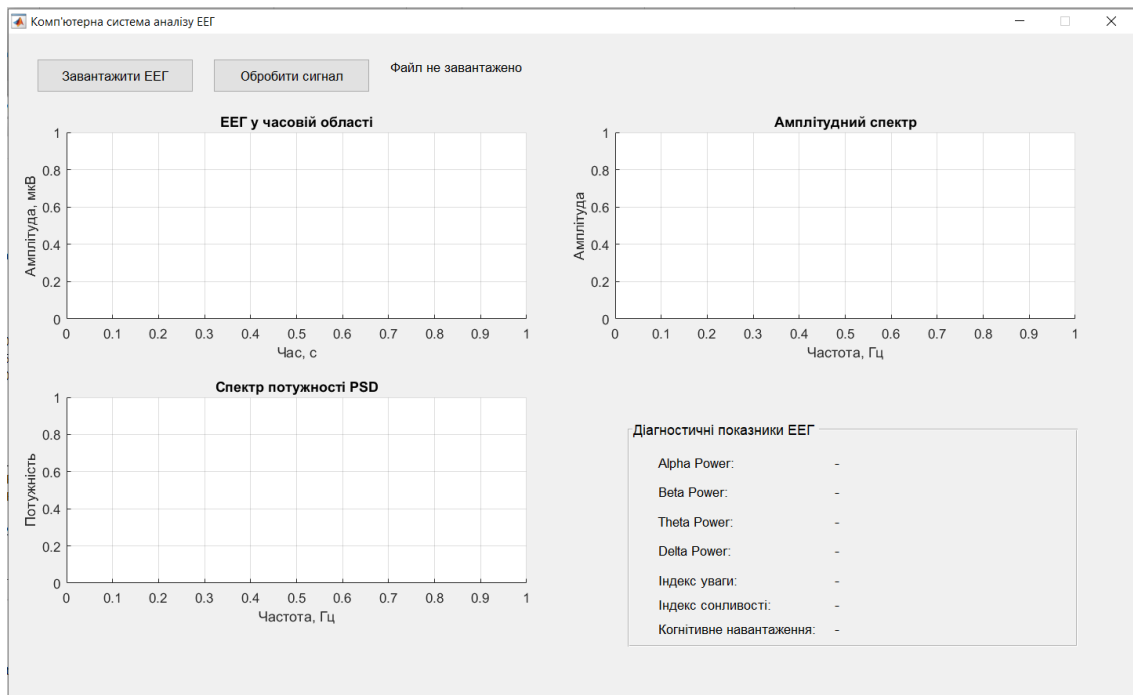


Рисунок 2.1 – Головне вікно розробленої програми

Після завантаження даних користувачу пропонується ввести частоту дискретизації сигналу. За замовчуванням використовується значення 256 Гц (рис. 2.2).

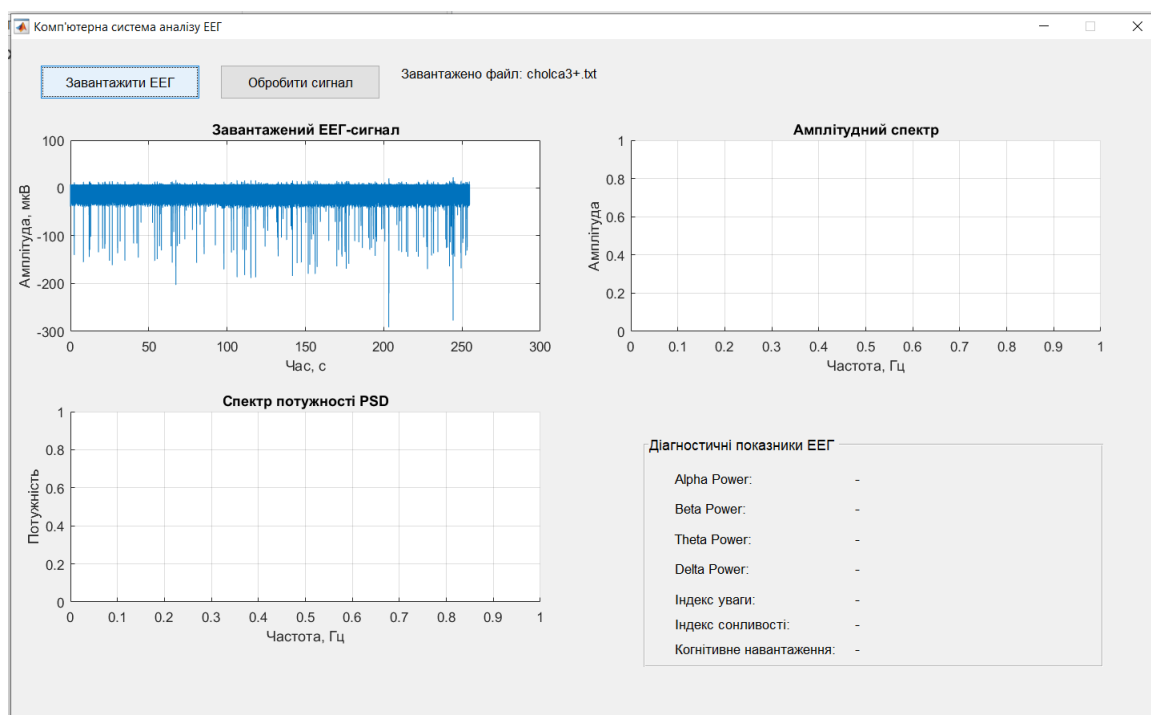


Рисунок 2.3 – Графік початкового сигналу

Смугова фільтрація дозволяє усунути низькочастотний дрейф базової лінії та високочастотні шуми. Для уникнення фазових спотворень використовується функція `filtfilt`, яка виконує двосторонню фільтрацію сигналу.

Після цього, програма застосовує режекторний фільтр для подавлення мережевої завади в діапазоні 49–51 Гц. Це дозволяє зменшити вплив електромережевого шуму на результати спектрального аналізу.

Побудова сигналу в часовій області. Після фільтрації очищений ЕЕГ-сигнал повторно відображається у часовій області. Це дозволяє користувачу візуально оцінити результат попередньої обробки та порівняти очищений сигнал із початковим.

Графік сигналу в часовій області дає можливість побачити загальну форму ЕЕГ, наявність різких коливань, артефактів або інших особливостей запису.

Розрахунок амплітудного спектра. Наступним етапом є перехід від часової області до частотної області. Для цього використовується швидке перетворення Фур'є.

Програма застосовує функцію `fft`, яка дозволяє визначити частотний склад сигналу. Після виконання FFT обчислюється односторонній амплітудний спектр. Такий спектр показує, які частоти присутні у сигналі та з якою амплітудою.

Амплітудний спектр відображається на окремому графіку. По осі абсцис відкладається частота в герцах, а по осі ординат – амплітуда спектральної компоненти. Для зручності аналізу частотний діапазон графіка обмежується значенням до 60 Гц.

Розрахунок спектра потужності. Крім амплітудного спектра, програма розраховує спектральну густину потужності сигналу. Для цього використовується метод Велча, реалізований у MATLAB функцією `rwelch`.

Метод Велча передбачає поділ сигналу на окремі вікна, обчислення спектра для кожного фрагмента та подальше усереднення результатів. Завдяки цьому отримується більш стійка оцінка спектра потужності, ніж при використанні одного FFT для всього сигналу.

Спектральна густина потужності показує, як енергія ЕЕГ-сигналу розподілена за частотами. Саме на основі PSD у програмі розраховуються потужності основних ритмів головного мозку.

Розрахунок потужностей ритмів. Після отримання спектра потужності програма визначає енергію сигналу в основних частотних діапазонах ЕЕГ.

Розраховуються такі показники:

- Delta Power – потужність дельта-ритму в діапазоні 0,5–4 Гц;
- Theta Power – потужність тета-ритму в діапазоні 4–8 Гц;

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		42

- Alpha Power – потужність альфа-ритму в діапазоні 8–13 Гц;
- Beta Power – потужність бета-ритму в діапазоні 13–30 Гц.

Для цього використовується чисельне інтегрування спектральної густини потужності в межах відповідного частотного діапазону. У програмі це реалізовано за допомогою функції trapz, яка обчислює площу під кривою PSD.

Розрахунок діагностичних індексів. На основі потужностей ритмів програма обчислює три діагностичні показники.

Індекс уваги визначається як відношення потужності бета-ритму до суми потужностей альфа- та тета-ритмів. Збільшення цього індексу відповідає підвищенню концентрації уваги та активності кори головного мозку.

Індекс сонливості визначається як відношення суми тета- та дельта-активності до бета-активності. Збільшення цього показника може свідчити про втому або сонливість.

Індекс когнітивного навантаження визначається як відношення потужності бета-ритму до потужності альфа-ритму. Підвищення цього індексу зазвичай пов'язане зі зростанням інтенсивності розумової діяльності.

Для уникнення ділення на нуль у формулах використовується службова константа eps, яка має дуже мале значення.

Відображення результатів. Після завершення обробки всі результати автоматично відображаються у графічному інтерфейсі.

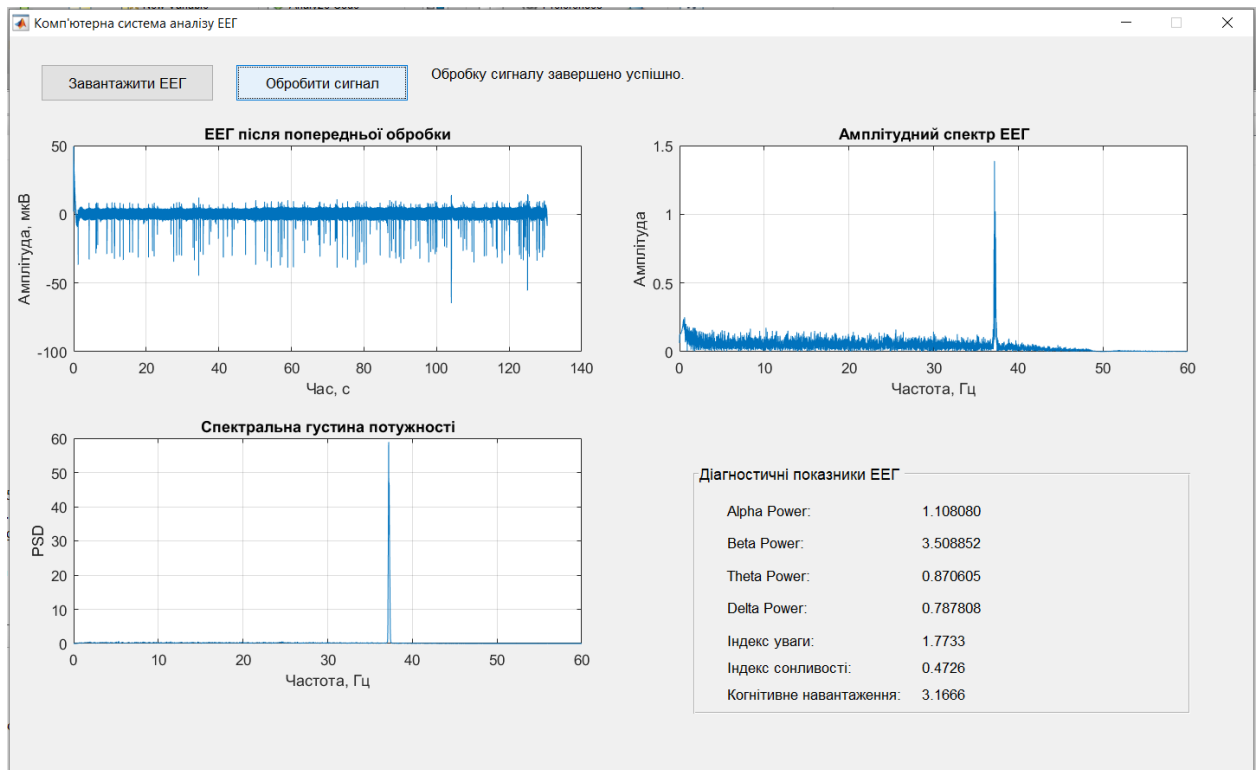


Рисунок 2.4 – Відображення основних результатів роботи програми

Таким чином, програма забезпечує повний цикл комп'ютерної обробки одноканального ЕЕГ-сигналу: від завантаження файлу до розрахунку та візуалізації основних нейрофункціональних показників.

2.3 Алгоритм роботи програми обробки сигналів ЕЕГ

Алгоритм роботи розробленої програми складається з послідовності взаємопов'язаних етапів, які забезпечують повний цикл обробки електроенцефалографічного сигналу: від завантаження даних до отримання діагностичних показників та їх візуалізації.

Блок 1. Запуск програми

На початковому етапі виконується запуск програмного застосунку в середовищі MATLAB. Після старту програми здійснюється завантаження необхідних бібліотек та ініціалізація змінних, які використовуються під час обробки сигналу.

Блок 2. Ініціалізація графічного інтерфейсу

Після запуску створюється головне вікно програми. На формі розміщуються елементи керування:

- кнопка завантаження файлу;
- кнопка запуску обробки;
- області для побудови графіків;
- панель відображення розрахованих показників.

На цьому етапі всі змінні очищаються та переводяться у початковий стан.

Блок 3. Очікування дій користувача

Після створення інтерфейсу програма переходить у режим очікування. Подальша робота залежить від дій користувача.

Користувач може виконати одну з двох дій:

- завантажити файл ЕЕГ;
- запустити обробку вже завантаженого сигналу.

Блок 4. Вибір дії

У цьому блоці здійснюється аналіз команди користувача. Якщо натиснута кнопка «Завантажити ЕЕГ», виконується перехід до блоку завантаження файлу. Якщо натиснута кнопка «Обробити сигнал», запускається алгоритм цифрової обробки даних.

Гілка завантаження даних

Блок 5. Вибір файлу з ЕЕГ-сигналом

Відкривається стандартне діалогове вікно вибору файлу.

Користувач може вибрати файл одного з підтримуваних форматів: CSV, TXT, DAT, MAT.

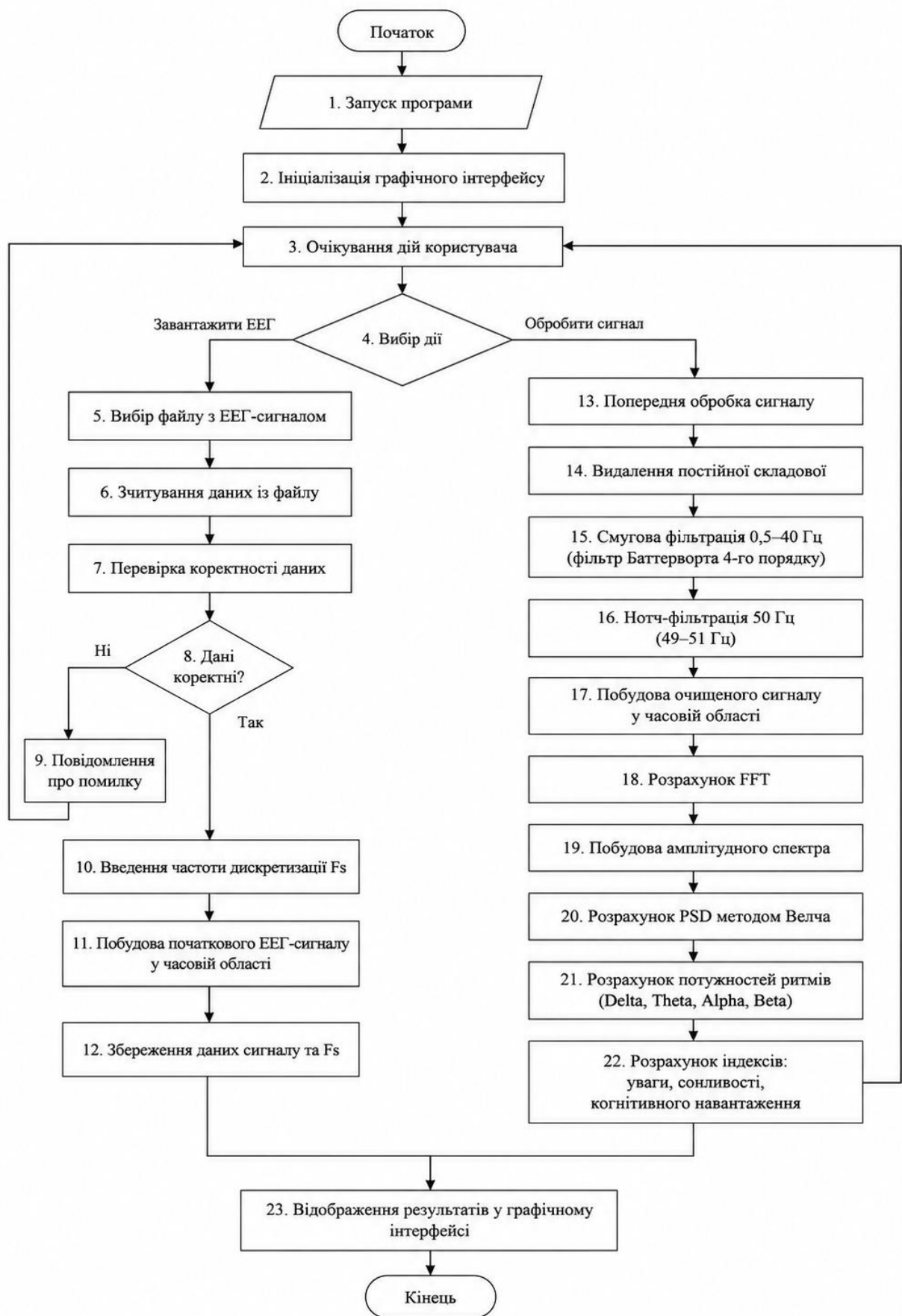


Рисунок 2.5 – Алгоритм роботи програми обробки сигналу EEG

Блок 6. Зчитування даних із файлу

Після вибору файлу програма виконує зчитування числових значень сигналу. Якщо файл містить декілька каналів, для аналізу використовується перший стовпець даних. Сигнал зберігається у внутрішньому масиві програми для подальшої обробки.

Блок 7. Перевірка коректності даних

На даному етапі виконується перевірка:

- наявності числових значень;
- відсутності порожнього файлу;
- коректності структури даних;
- відсутності критичних помилок під час зчитування.

Блок 8. Перевірка умови «Дані коректні?»

Якщо дані містять помилки або не можуть бути оброблені, здійснюється перехід до блоку повідомлення про помилку. Якщо перевірка завершилась успішно, програма переходить до наступного етапу.

Блок 9. Повідомлення про помилку

У разі виявлення помилки користувач отримує повідомлення із поясненням причини:

- некоректний формат файлу;
- відсутність даних;
- пошкоджений файл;
- неможливість зчитування інформації.

Після цього програма повертається в режим очікування.

Блок 10. Введення частоти дискретизації F_s

Користувач вводить частоту дискретизації сигналу.

Частота дискретизації використовується для:

- побудови часової шкали;
- розрахунку спектра;
- визначення частотних характеристик сигналу.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		47

За замовчуванням використовується значення $F_s = 256$ Гц.

Блок 11. Побудова початкового ЕЕГ-сигналу у часовій області

Програма відображає завантажений сигнал у часовій області.

На графіку користувач може оцінити:

- форму сигналу;
- рівень шумів;
- наявність артефактів.

Блок 12. Збереження даних сигналу та F_s

Завантажений сигнал і частота дискретизації зберігаються у внутрішніх змінних програми.

Після цього система готова до виконання цифрової обробки.

Гілка обробки сигналу

Блок 13. Попередня обробка сигналу

Запускається процедура підготовки ЕЕГ до спектрального аналізу.

Основними завданнями цього етапу є:

- усунення зміщення базової лінії;
- видалення шумів;
- підготовка сигналу до FFT.

Блок 14. Видалення постійної складової

Із кожного відліку сигналу віднімається середнє значення. У результаті сигнал центрується відносно нульового рівня. Це дозволяє усунути дрейф базової лінії та підвищити точність спектрального аналізу.

Блок 15. Смугова фільтрація 0,5–40 Гц

До сигналу застосовується цифровий фільтр Баттерворта четвертого порядку. Фільтр пропускає лише частоти в діапазоні 0,5–40 Гц.

У результаті видаляються низькочастотні завади, високочастотні шуми, частина м'язових артефактів.

Блок 16. Notch-фільтрація 50 Гц

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		48

На цьому етапі застосовується режекторний фільтр. Його призначенням є подавлення електромережевої завади з частотою 50 Гц. Після виконання фільтрації зменшується вплив мережевих наведень на результати спектрального аналізу.

Блок 17. Побудова очищеного сигналу у часовій області

Після завершення попередньої обробки відфільтрований сигнал відображається на графіку. Користувач може порівняти його з початковим сигналом та оцінити ефективність фільтрації.

Блок 18. Розрахунок FFT

На даному етапі виконується швидке перетворення Фур'є. FFT дозволяє перейти від часового представлення сигналу до частотного. У результаті отримується набір спектральних компонент, які характеризують частотний склад ЕЕГ.

Блок 19. Побудова амплітудного спектра

На основі результатів FFT формується амплітудний спектр. Графік відображає частоту компонент та амплітуду кожної частоти. Це дозволяє визначити домінуючі ритми електроенцефалограми.

Блок 20. Розрахунок PSD методом Велча

Далі виконується оцінка спектральної густини потужності.

Для цього використовується метод Велча, який забезпечує більш стабільні результати порівняно зі звичайним FFT. Отриманий спектр PSD використовується для визначення потужностей окремих ритмів головного мозку.

Блок 21. Розрахунок потужностей ритмів

На основі PSD визначаються: Delta Power (0,5–4 Гц); Theta Power (4–8 Гц); Alpha Power (8–13 Гц); Beta Power (13–30 Гц). Для цього виконується інтегрування спектральної густини потужності в межах відповідних частотних діапазонів.

Блок 22. Розрахунок діагностичних індексів

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		49

На основі потужностей ритмів обчислюються:

1) Індекс уваги

$$\text{Attention} = \text{Beta Power} / (\text{Alpha Power} + \text{Theta Power})$$

2) Індекс сонливості

$$\text{Drowsiness} = (\text{Theta Power} + \text{Delta Power}) / \text{Beta Power}$$

3) Індекс когнітивного навантаження

$$\text{CLI} = \text{Beta Power} / \text{Alpha Power}$$

Отримані показники дозволяють оцінити функціональний стан користувача.

Завершальний етап

Блок 23. Відображення результатів у графічному інтерфейсі

Після завершення всіх розрахунків програма відображає очищений ЕЕГ-сигнал, амплітудний спектр, спектр потужності PSD, потужності ритмів, індекс уваги, індекс сонливості, індекс когнітивного навантаження.

Усі результати виводяться в головному вікні програми та доступні користувачу для подальшого аналізу.

Блок «Кінець»

Після відображення результатів алгоритм завершує поточний цикл роботи та повертається в режим очікування нових дій користувача. Це дозволяє завантажити новий сигнал або повторити аналіз без перезапуску програми.

2.4 Висновки до розділу 2

У другому розділі виконано проектування комп'ютерної електроенцефалографічної системи для проведення нейрофункціональних досліджень. Розроблено структуру програмної системи, яка включає модуль завантаження даних, модуль попередньої обробки сигналу, модуль спектрального аналізу та модуль візуалізації результатів.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		50

Розроблено алгоритм попередньої обробки ЕЕГ-сигналів, який передбачає видалення постійної складової, застосування смугового фільтра 0,5–40 Гц та режекторного Notch-фільтра 50 Гц для усунення мережевих завад. Такий підхід дозволяє підвищити співвідношення сигнал/шум та забезпечити достовірність подальшого аналізу.

Запропоновано алгоритм спектрального аналізу на основі швидкого перетворення Фур'є та оцінки спектральної густини потужності методом Велча. Це забезпечує можливість визначення абсолютної та відносної потужності основних ритмів головного мозку.

Розроблено математичний апарат розрахунку діагностичних показників, серед яких індекс уваги, індекс сонливості та індекс когнітивного навантаження. Крім того, запропоновано алгоритм автоматичного виявлення відхилень від нормативних значень та формування повідомлень користувачу про можливі зміни функціонального стану мозку.

Таким чином, у другому розділі сформовано повний алгоритм функціонування програмної системи та визначено основні методи цифрової обробки електроенцефалографічних сигналів.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		51

РОЗДІЛ 3

ЗАСТОСУВАННЯ МОЖЛИВОСТЕЙ MATLAB ПРИ РОЗРОБЛЕННІ КОМП'ЮТЕРНОЇ ПРОГРАМИ ОБРОБКИ ЕЕГ

3.1 Можливості MATLAB при створенні графічних інтерфейсів користувача

Однією з важливих переваг середовища MATLAB є наявність вбудованих засобів для створення графічних інтерфейсів користувача (Graphical User Interface, GUI). Використання графічного інтерфейсу дозволяє спростити взаємодію користувача з програмою, автоматизувати процес введення даних, запуску обчислень та відображення результатів аналізу.

На відміну від консольних програм, графічні застосунки забезпечують більш зручну та наочну роботу з даними, що особливо важливо при обробці біомедичних сигналів та візуалізації результатів нейрофункціональних досліджень.

У середовищі MATLAB реалізація графічних інтерфейсів може здійснюватися кількома способами:

- програмним створенням елементів інтерфейсу;
- використанням середовища GUIDE;
- використанням App Designer;
- застосуванням стандартних функцій керування інтерфейсом.

Оскільки в даній роботі використовується MATLAB R2015b, основним інструментом розробки графічного інтерфейсу є GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) та програмне створення елементів керування за допомогою функції `uicontrol`.

Основні можливості MATLAB для створення GUI. Середовище MATLAB має широкий набір інструментів для побудови користувацьких інтерфейсів різної складності.

До основних можливостей належать:

- створення головних вікон програм;
- розміщення кнопок керування;
- створення текстових полів;
- відображення таблиць;
- побудова графіків;
- відображення зображень;
- організація меню;
- обробка подій користувача;
- реалізація інтерактивної взаємодії з даними.

Завдяки цим можливостям MATLAB дозволяє створювати повноцінні програмні застосунки без використання сторонніх засобів розробки.

Створення головного вікна програми. Будь-який графічний інтерфейс MATLAB починається зі створення головного вікна застосунку.

Для цього використовується функція:

`figure`

або більш розширений варіант:

```
figure('Name','EEG Analyzer',...  
'Position',[100 100 1000 700]);
```

Основне вікно є контейнером для всіх інших елементів інтерфейсу.

Під час створення вікна можна задавати:

- назву програми;
- розміри вікна;
- положення на екрані;
- колір фону;

- можливість зміни розмірів;
- наявність меню та панелей інструментів.

Створення кнопок керування. Для запуску окремих функцій програми використовуються кнопки. У MATLAB вони створюються за допомогою функції:

`uicontrol`

Наприклад:

```
uicontrol('Style','pushbutton',...
'String','Завантажити EEG');
```

Кнопки можуть виконувати різні дії: відкриття файлів, запуск обробки сигналу, збереження результатів, очищення графіків, завершення роботи програми.

Для кожної кнопки задається функція-обробник події (Callback), яка виконується після натискання користувачем.

Текстові поля та інформаційні повідомлення. Для відображення результатів обчислень використовуються текстові поля.

Приклад створення текстового елемента:

```
uicontrol('Style','text',...
'String','Результат');
```

За допомогою таких елементів можуть відображатися: потужності ритмів, індекс уваги, індекс сонливості, індекс когнітивного навантаження, повідомлення про помилки.

Текстові поля забезпечують швидке відображення числових результатів без необхідності аналізу графіків.

Побудова графіків у графічному інтерфейсі. Однією з головних переваг MATLAB є потужні засоби візуалізації даних. У графічному інтерфейсі можуть розміщуватися спеціальні області побудови графіків (Axes).

Для побудови графіків використовуються функції: plot, bar, stem, imagesc.

У розроблюваній системі ці можливості використовуються для відображення електроенцефалограми у часовій області, амплітудного спектра, спектральної густини потужності, потужностей ритмів головного мозку.

Наявність графічного відображення дозволяє користувачу швидко оцінити характеристики сигналу та результати аналізу.

Робота з файлами. Для взаємодії з користувачем MATLAB надає спеціальні діалогові вікна.

Вибір файлу реалізується функцією:

```
uigetfile
```

Наприклад:

```
[file,path] = uigetfile('*.csv');
```

Після вибору файлу програма може автоматично виконати його зчитування та обробку.

Для збереження результатів використовуються функції: uiputfile, writetable, writematrix. Це дозволяє експортувати результати аналізу у формати CSV або Excel.

Обробка подій користувача. Важливою особливістю графічних інтерфейсів є можливість реагування на дії користувача. У MATLAB для цього використовуються функції зворотного виклику (Callbacks).

Приклад:

```
uicontrol('Style','pushbutton',...  
         'String','Обробити',...  
         'Callback',@processSignal);
```

Після натискання кнопки автоматично викликається функція:

```
function processSignal(~,~)  
    disp('Обробка сигналу');  
end
```

Таким чином реалізується інтерактивна взаємодія між користувачем та програмою.

Використання MATLAB для створення графічного інтерфейсу електроенцефалографічної системи має низку переваг:

- простота розробки інтерфейсу;
- велика кількість готових елементів керування;
- інтеграція із засобами математичної обробки;
- наявність бібліотек цифрової обробки сигналів;
- зручна побудова графіків;
- швидке прототипування програм;
- можливість створення автономних застосунків.

Особливо важливою перевагою є те, що всі етапи роботи з ЕЕГ – від завантаження даних до побудови спектрів і розрахунку діагностичних

показників – можуть бути реалізовані в межах одного програмного середовища.

Таким чином, MATLAB є потужним середовищем для створення графічних інтерфейсів користувача та розробки програм аналізу біомедичних сигналів. Наявність вбудованих засобів візуалізації, цифрової обробки сигналів та роботи з файлами дозволяє створювати зручні програмні системи для проведення нейрофункціональних досліджень. Саме тому MATLAB було обрано як середовище реалізації комп'ютерної електроенцефалографічної системи, розробленої в межах даної дипломної роботи.

3.2 Програмна реалізація графічного інтерфейсу користувача в MATLAB

Графічний інтерфейс користувача реалізований засобами MATLAB R2015b із використанням функцій `figure`, `icontrol`, `uipanel` та `axes`. Інтерфейс містить кнопки керування, області побудови графіків та панель відображення розрахованих показників.

Створення головного вікна програми:

```
fig = figure('Name',...  
'Комп'ютерна система аналізу ЕЕГ',...  
'NumberTitle','off',...  
'Position',[100 50 1150 680],...  
'MenuBar','none',...  
'Resize','off');
```

У результаті створюється головне вікно застосунку розміром 1150×680 пікселів із фіксованими розмірами та відключеним стандартним меню MATLAB.

Для завантаження ЕЕГ-сигналу використовується кнопка:

```
uicontrol('Style','pushbutton',...  
'String','Завантажити ЕЕГ',...  
'Position',[30 620 160 35],...  
'FontSize',10,...  
'Callback',@loadEEG);
```

Після натискання кнопки викликається функція loadEEG, яка відповідає за відкриття файлу та завантаження даних. Кнопка запуску аналізу сигналу створюється таким чином:

```
uicontrol('Style','pushbutton',...  
'String','Обробити сигнал',...  
'Position',[210 620 160 35],...  
'FontSize',10,...  
'Callback',@processEEG);
```

Для відображення поточного стану програми використовується текстове поле:

```
statusText = uicontrol(...  
'Style','text',...  
'String','Файл не завантажено',...  
'Position',[390 620 700 35],...  
'HorizontalAlignment','left',...  
'FontSize',10);
```

У цьому полі відображається інформація про завантажений файл або результати виконання операцій.

Область відображення ЕЕГ у часовій області. Для побудови електроенцефалограми використовується об'єкт axes:

```
axTime = axes(...  
'Parent',fig,...  
'Units','pixels',...  
'Position',[60 390 470 190]);  
title(axTime,...  
'ЕЕГ у часовій області');  
xlabel(axTime,'Час, с');  
ylabel(axTime,'Амплітуда, мкВ');  
grid(axTime,'on');
```

Ця область використовується для відображення завантаженого та відфільтрованого ЕЕГ-сигналу.

Область побудови амплітудного спектра. Для відображення результатів швидкого перетворення Фур'є створюється окрема область:

```
axAmp = axes(...  
'Parent',fig,...  
'Units','pixels',...  
'Position',[620 390 470 190]);  
title(axAmp,...  
'Амплітудний спектр');  
xlabel(axAmp,...  
'Частота, Гц');  
ylabel(axAmp,...  
'Амплітуда');
```

```
grid(axAmp,'on');
```

На цьому графіку користувач може спостерігати частотний склад ЕЕГ-сигналу.

Область відображення спектра потужності. Для відображення спектральної густини потужності створюється третя область графічного інтерфейсу:

```
axPSD = axes(...  
'Parent',fig,...  
'Units','pixels',...  
'Position',[60 120 470 190]);  
title(axPSD,...  
'Спектр потужності PSD');  
xlabel(axPSD,...  
'Частота, Гц');  
ylabel(axPSD,...  
'Потужність');  
grid(axPSD,'on');
```

Тут відображається результат роботи функції `rwelch`.

Панель відображення діагностичних показників. Для групування результатів аналізу використовується панель:

```
panel = uipanel(...  
'Parent',fig,...  
'Title',...  
'Діагностичні показники ЕЕГ',...  
'FontSize',11,...
```

```
'Position',[0.55 0.08 0.4 0.34]);
```

У панелі розміщуються текстові поля для виведення значень потужностей ритмів та діагностичних індексів.

Наприклад, поле відображення Alpha Power створюється таким чином:

```
uicontrol(panel,...  
'Style','text',...  
'String','Alpha Power:',...  
'Position',[30 170 150 25],...  
'HorizontalAlignment','left');  
alphaText = uicontrol(panel,...  
'Style','text',...  
'String','- ',...  
'Position',[210 170 180 25],...  
'HorizontalAlignment','left');
```

Аналогічним способом створюються поля для: Beta Power, Theta Power, Delta Power, індексу уваги, індексу сонливості, індексу когнітивного навантаження.

Наприклад, для індексу уваги:

```
uicontrol(panel,...  
'Style','text',...  
'String','Індекс уваги:',...  
'Position',[30 50 150 25],...  
'HorizontalAlignment','left');  
  
attentionText = uicontrol(panel,...
```

```
'Style','text',...  
'String','-','...  
'Position',[210 50 180 25],...  
'HorizontalAlignment','left');
```

Загальна структура інтерфейсу. У результаті виконання наведеного коду формується графічний інтерфейс, який містить:

- дві кнопки керування;
- інформаційне поле стану програми;
- графік ЕЕГ у часовій області;
- графік амплітудного спектра;
- графік спектральної густини потужності;
- панель відображення потужностей ритмів;
- панель відображення діагностичних індексів.

Створений інтерфейс забезпечує зручну взаємодію користувача з програмою та дозволяє виконувати повний цикл аналізу електроенцефалографічних сигналів без використання командного рядка MATLAB.

3.3 Висновки до розділу 3

У третьому розділі розроблено графічний інтерфейс користувача, який забезпечує зручне завантаження електроенцефалографічних даних, запуск процедури аналізу та відображення результатів обробки.

Реалізовано алгоритми цифрової фільтрації, спектрального аналізу та автоматичного розрахунку основних діагностичних показників ЕЕГ. Програма дозволяє виконувати побудову електроенцефалограми у часовій області, амплітудного спектра та спектра потужності сигналу.

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій

Метою планування заходів з охорони праці є визначення необхідних вкладень у заходи з охорони праці для ефективного впливу на стан охорони праці.

Система планів з охорони праці окремого підприємства може включати:

- перспективне планування (на період, більший одного року) ;
- поточне планування (на рік) ;
- оперативне планування (детальні плани, спрямовані на вирішення конкретних питань працезахоронної діяльності на підприємстві в короткостроковому, до одного року, періоді).

Планування в охороні праці може включати:

- визначення цілей діяльності з охорони праці на підприємстві та засобів їх досягнення;
- вибір методів і базових показників, за допомогою яких може здійснюватися оцінка необхідних вкладень в охорону праці;
- розрахунок суми вкладень у заходи з охорони праці та раціональний розподіл цієї суми за напрямками діяльності;
- забезпечення організації контролю виконання плану (при необхідності здійснення коригування запланованих показників) ;
- здійснення постійного контролю умов і безпеки праці на підприємстві та оперативне реагування на відхилення від нормативних вимог.

Перспективне планування вміщує найбільш важливі, трудомісткі і довгострокові за терміном виконання заходи з охорони праці, виконання яких,

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		63

як правило, вимагає сумісної роботи кількох підрозділів підприємства. Можливість виконання заходів перспективного плану повинна бути підтверджена обґрунтованим розрахунком необхідного матеріально-технічного забезпечення і фінансових витрат з зазначенням джерел фінансування.

До перспективних планів належить комплексний план покращення умов праці і санітарно-оздоровчих заходів, що передбачає створення, відповідно до нормативних актів з охорони праці, умов праці, пов'язаних з перспективними змінами підприємства. Таке планування, як правило, розраховане на термін від 2 до 5 років. Реалізація цих планів забезпечується через річні плани номенклатурних заходів з охорони праці, які вносяться до угоди, що є невід'ємною частиною колективного договору.

Поточне планування здійснюється у межах календарного року через розроблення відповідних заходів у розділі «Охорона праці» колективного договору.

Поточні плани передбачають реалізацію заходів із покращення умов праці, створення кращих побутових і соціальних умов на виробництві. Ці плани обов'язково забезпечуються фінансуванням згідно з розробленими кошторисами.

Питання охорони праці можуть віддзеркалюватися в інших поточних планах, які підприємства та організації можуть складати на вимогу трудових колективів:

- план соціального розвитку колективу;
- наукової організації праці;
- механізації важких і ручних робіт;
- охорони праці жінок;
- підготовки підприємства до робіт в осінньо-зимовий період;
- підвищення культури виробництва та ін.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		64

Оперативне планування роботи з охорони праці здійснюється за підсумками контролю стану охорони праці в структурних підрозділах і на підприємстві в цілому.

Оперативні плани складаються для швидкого виправлення виявлених в процесі державного, відомчого і громадського контролю недоліків в стані охорони праці, а також для ліквідації наслідків аварій або стихійного лиха.

Оперативні заходи щодо усунення виявлених недоліків зазначаються безпосередньо у наказі власника підприємства, який видається за підсумками контролю, або у плані заходів, як додатку до наказу.

Організаційно-методичну роботу щодо складання перспективних, поточних та оперативних планів здійснює служба (спеціаліст) охорони праці.

4.2 Здійснення заходів щодо зниження дії радіоактивних випромінювань

Оцінка уразливості лабораторного блока живлення від радіоактивного забруднення і проникаючої радіації починається з визначення максимальних очікуваних значень рівня радіації і дози проникаючої радіації. За показник стійкості об'єкта приймається допустима доза радіації, яку можуть одержати люди за час робочої зміни.

Для характеристики радіоактивного забруднення застосовують ступінь (щільність) забруднення, який характеризується поверхневою щільністю забруднення радіонуклідами і вимірюється активністю радіонукліда на одиницю площі (об'єму). Основною дозиметричною величиною, за допомогою якої оцінюється дія радіації, є доза випромінювання - кількість енергії, яка поглинута одиницею маси опроміненого середовища. Експозиційна доза визначається тільки для повітря при гама і рентгенівському випромінюванні. Поглинута доза визначається для речовин. Місцевість, що забруднюється внаслідок радіаційної аварії, за щільністю забруднення радіонуклідами умовно поділяють на зони: зону відчуження, зону

безумовного (обов'язкового) відселення, зону гарантованого (добровільного) відселення і зону підвищеного радіоекологічного контролю.

За дозами опромінення зону забруднення поділяють на наступні зони: надзвичайно-небезпечного забруднення, небезпечного забруднення, сильного забруднення, помірного забруднення, і зону радіаційної небезпеки.

Також радіоактивне забруднення буде безпосередньо впливати лабораторного блока живлення, але і на його конструкцію, оскільки, до його складу входять метічні провідники з ізоляційним покриттям, металічний корпус, пласмасові роз'єми і самі радіоелементи (резистори, транзистори, мікросхема, конденсатори, діод).

Органічні речовини вельми чутливі до радіації. Вплив радіації призводить до перетворення молекул, що супроводжується хімічними реакціями, що викликають незворотні зміни природи речовини і її механічних властивостей.

Перетворення супроводжується виділенням газів, які в поєднанні з вологою утворюють кислоти, які здійснюють шкідливий вплив на ізоляційні матеріали. Більшість пластмас отримує механічне пошкодження навіть при малих дозах радіації.

Фенолформальдегід і метилметакрилат стають крихкими і деформуються. Поліетилен і полістирол - спочатку збільшується опір розриву і твердість, а потім вони стають крихкими. Більшість пластмас темніє і знебарвлюється. Просочення і ізоляційні масла псуються, як і оргматеріали. Синтетичний каучук і кремнійорганічна гума твердіють

Зміна електричних властивостей органічних речовин (провідність, діелектрична проникність, кут втрат) має оборотний характер. Час відновлення залежить від природи матеріалу та умов опромінення.

На неорганічні речовини (матеріали) радіація впливає менше, ніж на органічні. При опроміненні нейтронами можливо об'ємне розширення. Кварц і скло втрачають прозорість при великих дозах.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		66

Вплив радіації на напівпровідниковий діод залежить від того, який ефект використаний в основі його роботи, виду матеріалу, питомого опору його, а також конструктивних особливостей діода. Оскільки в підсилювачі використані лише кремнієві діоди то розглянемо лише їхню реакцію.

Під впливом нейтронної радіації провідність точково-контактних діодів зменшується в прямому і зворотному напрямках; у площинних діодів провідність у прямому напрямку також зменшується. Пошкодження діодів обумовлюється зміною характеристик провідності в прямому напрямку. Вплив γ -опромінення викликає оборотні зміни зворотного струму.

Характеристика впливу радіоактивного забруднення на транзистор. Вплив опромінення викликає порушення кристалічної решітки матеріалу (основний ефект) і іонізацію (вторинний ефект). Внаслідок цього змінюються параметри напівпровідникових матеріалів – час життя основних носіїв, питома провідність, швидкість поверхневої рекомбінації дірок з електронами. Внаслідок зміни вищевказаних параметрів зменшується коефіцієнт підсилення по струму, збільшується зворотний струм колектора, зростають шуми транзистора.

Іонізація, створювана радіацією, інжектується надлишок носіїв у транзистор, внаслідок чого виникають значні шуми. Зміна коефіцієнта посилення є незворотнім, а зміни зворотного струму можуть бути оборотними і необоротними. Як бачимо змінюється основний із електричних параметрів підсилювача – коефіцієнт підсилення, а отже вихідна потужність.

Потрібно зазначити, що більшу радіаційну стійкість мають германієві транзистори в порівнянні з кремнієвими.

До основних методів захисту радіоелектронної апаратури відносять такі конструктивні рішення:

- правильно підбирати і розташовувати елементи;
- ширше використовувати керамічні ізолятори в частинах перемикачів, роз'ємах, гніздах і т.д.;

- застосовувати склотканина та інші неорганічні матеріали для манжет, кабельної ізоляції тощо;
- застосування елементів з неорганічних матеріалів, слюдяних і керамічних конденсаторів;
- застосовувати плівкові і металлопленочні опору;
- ретельно продумувати схему розташування, для зменшення струмів витоку і пробую;
- екранувати найбільш чутливі елементи;
- правильно вибирати матеріали деталей конструкції;
- правильно вибирати напівпровідникові прилади (надавати перевагу германієвим).
- Для захисту від γ - променів добре екранують, захищають - свинець, вісмут, вольфрам, золото, платина, ртуть і деякі інші важкі матеріали.

4.3 Висновки до розділу 4

В розділі розглянуто планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій. Також описано заходи щодо зниження дії радіоактивних випромінювань

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		68

ВИСНОВКИ

У роботі вирішено актуальне завдання розробки комп'ютерної електроенцефалографічної системи для проведення нейрофункціональних досліджень. Проведено аналіз принципів формування електроенцефалографічних сигналів, досліджено особливості основних ритмів головного мозку та сучасні методи їх комп'ютерної обробки.

У ході виконання роботи було проаналізовано теоретичні основи електроенцефалографії, досліджено методи цифрової обробки ЕЕГ-сигналів, розроблено структуру комп'ютерної системи аналізу ЕЕГ, створено алгоритми попередньої обробки та спектрального аналізу сигналів, реалізовано програмне забезпечення в середовищі MATLAB R2015b, розроблено графічний інтерфейс користувача, реалізовано автоматичний розрахунок діагностичних показників мозкової активності.

Розроблена програма забезпечує автоматизовану обробку електроенцефалографічних сигналів, побудову часових та спектральних характеристик, визначення потужностей основних ритмів головного мозку та розрахунок функціональних індексів. Використання розробленої системи дозволяє підвищити швидкість та об'єктивність аналізу ЕЕГ-даних і може бути основою для подальшого розвитку інтелектуальних систем нейромоніторингу.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		69

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Niedermeyer E., Lopes da Silva F. H. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields. 5th ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2005. 1344 p. ISBN 9780781751261.
2. Sanei S., Chambers J. A. EEG Signal Processing. Chichester : John Wiley & Sons, 2007. 312 p. DOI: 10.1002/9780470511923.
3. Teplan M. Fundamentals of EEG Measurement. Measurement Science Review. 2002. Vol. 2, No. 2. P. 1–11.
4. Oppenheim A. V., Schaffer R. W. Discrete-Time Signal Processing. 3rd ed. Upper Saddle River : Prentice Hall, 2010. 1120 p. ISBN 9780131988422.
5. Proakis J. G., Manolakis D. G. Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Applications. 4th ed. Upper Saddle River : Pearson Education, 2007. 1072 p. ISBN 9780131873742.
6. Cohen M. X. Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice. Cambridge : MIT Press, 2014. 618 p. DOI: 10.7551/mitpress/9609.001.0001.
7. Luck S. J. An Introduction to the Event-Related Potential Technique. 2nd ed. Cambridge : MIT Press, 2014. 406 p. ISBN 9780262525855.
8. Delorme A., Makeig S. EEGLAB: An Open Source Toolbox for Analysis of Single-Trial EEG Dynamics Including Independent Component Analysis. Journal of Neuroscience Methods. 2004. Vol. 134, No. 1. P. 9–21. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2003.10.009.
9. He B. Neural Engineering. 2nd ed. New York : Springer, 2013. 789 p. DOI: 10.1007/978-1-4614-5227-0.
10. Srinivasan R. Methods in Brain Connectivity Inference through Multivariate Time Series Analysis. Boca Raton : CRC Press, 2014. 334 p. ISBN 9781466588318.
11. Acharya U. R., Sree S. V., Chattopadhyay S., Yu W., Ang P. C. A. Application of Recurrence Quantification Analysis for the Automated Identification

of Epileptic EEG Signals. International Journal of Neural Systems. 2011. Vol. 21, No. 3. P. 199–211. DOI: 10.1142/S0129065711002808.

12. Wolpaw J. R., Wolpaw E. W. Brain–Computer Interfaces: Principles and Practice. Oxford : Oxford University Press, 2012. 624 p. ISBN 9780195388855.

13. MATLAB Signal Processing Toolbox User's Guide. Natick : The MathWorks Inc., 2015. 1498 p.

14. MATLAB R2015b Documentation. Natick : The MathWorks Inc., 2015. URL: <https://www.mathworks.com/help/releases/R2015b/>.

15. Rangayyan R. M. Biomedical Signal Analysis. 2nd ed. Hoboken : Wiley-IEEE Press, 2015. 720 p. DOI: 10.1002/9781119068129.

16. Schomer D. L., Lopes da Silva F. Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. 7th ed. Oxford : Oxford University Press, 2018. 1265 p. ISBN 9780190228484.

17. Seeck M., Koessler L., Bast T. et al. The Standardized EEG Electrode Array of the IFCN. Clinical Neurophysiology. 2017. Vol. 128, No. 10. P. 2070–2077. DOI: 10.1016/j.clinph.2017.06.254.

18. Webster J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 4th ed. New York : John Wiley & Sons, 2010. 736 p. ISBN 9780471676003.

19. Malmivuo J., Plonsey R. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York : Oxford University Press, 1995. 482 p. ISBN 9780195058239.

20. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv (2020). The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 23-26 September 2020, (pp.188–192). Lviv-Zbarazh, Ukraine

21. Дозорська , О. Ф., Яворська , Є. Б., Дозорський, В. Г., Дедів , Л. Є. і Дедів , І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERPIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020р. с. 56-64.

22. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8

23. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

24. Дозорський В.Г., Дедів Л.Є Математичне моделювання електроміографічних сигналів для задачі біопротезування / Матеріали ? Міжнародної науково-технічної конференції „Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій “присвячена 80-ти річчю з дня народження професора ЯІ Проця – Тернопіль, ТНТУ ім. І. Пулюя, 2019 р. – 363-364.

25. The method of selection and pre-processing of electromyographic signals for bio-controlled prosthetic of hand / Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Evhenia Yavorska // 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT). – pp. 188-191.

26. Задача біокерованого протезування кисті руки / В.Г. Дозорський, Л.Є. Дедів, А.В. Кубашок // Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Перспективи розвитку науки, освіти та суспільства в Україні та світі» - Полтава, 20 травня 2022 р.- с. 48-49.

					КРБ 163.22-074.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		72

ДОДАТКИ

Текст програми опрацювання електроенцефалографічних сигналів та
графічного інтерфейсу

```
function EEG_GUI_R2015b
clc; close all;
EEG = [];
Fs = 256;
cleanEEG = [];
fig = figure('Name','Комп'ютерна система аналізу ЕЕГ', ...
    'NumberTitle','off', ...
    'Position',[100 50 1150 680], ...
    'MenuBar','none', ...
    'Resize','off');
uicontrol('Style','pushbutton','String','Завантажити ЕЕГ', ...
    'Position',[30 620 160 35], ...
    'FontSize',10, ...
    'Callback',@loadEEG);
uicontrol('Style','pushbutton','String','Обробити сигнал', ...
    'Position',[210 620 160 35], ...
    'FontSize',10, ...
    'Callback',@processEEG);
statusText = uicontrol('Style','text', ...
    'String','Файл не завантажено', ...
    'Position',[390 620 700 35], ...
    'HorizontalAlignment','left', ...
    'FontSize',10);
axTime = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[60 390 470 190]);
title(axTime,'ЕЕГ у часовій області');
xlabel(axTime,'Час, с');
ylabel(axTime,'Амплітуда, мкВ');
grid(axTime,'on');
axAmp = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[620 390 470 190]);
title(axAmp,'Амплітудний спектр');
xlabel(axAmp,'Частота, Гц');
ylabel(axAmp,'Амплітуда');
grid(axAmp,'on');
```

```

axPSD = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[60 120 470 190]);
title(axPSD,'Спектр потужності PSD');
xlabel(axPSD,'Частота, Гц');
ylabel(axPSD,'Потужність');
grid(axPSD,'on');
panel = uipanel('Parent',fig, ...
    'Title','Діагностичні показники ЕЕГ', ...
    'FontSize',11, ...
    'Position',[0.55 0.08 0.4 0.34]);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Alpha Power:', ...
    'Position',[30 170 150 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
alphaText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 170 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Beta Power:', ...
    'Position',[30 140 150 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
betaText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 140 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Theta Power:', ...
    'Position',[30 110 150 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
thetaText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 110 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Delta Power:', ...
    'Position',[30 80 150 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
deltaText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 80 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Індекс уваги:', ...
    'Position',[30 50 150 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
attentionText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 50 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Індекс сонливості:', ...
    'Position',[30 25 150 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
drowsinessText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 25 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
uicontrol(panel,'Style','text','String','Когнітивне навантаження:', ...
    'Position',[30 0 170 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
cliText = uicontrol(panel,'Style','text','String','- ', ...
    'Position',[210 0 180 25],'HorizontalAlignment','left','FontSize',10);
function loadEEG(~,~)
    [file,path] = uigetfile({'*.csv;*.txt;*.dat;*.mat','EEG files (*.csv, *.txt, *.dat,
*.mat)'}), ...
    'Виберіть файл одного каналу ЕЕГ');
    if isequal(file,0)

```

```

    return;
end
fullName = fullfile(path,file);
[~,~,ext] = fileparts(fullName);
try
    if strcmpi(ext, '.mat')
        S = load(fullName);
        names = fieldnames(S);
        data = S.(names{1});
    else
        data = importdata(fullName);
        if isstruct(data)
            data = data.data;
        end
    end
    if isempty(data)
        error('Файл не містить числових даних.');
```

end

```

    if size(data,2) > 1
        EEG = data(:,1);
    else
        EEG = data(:);
    end
    EEG = EEG(~isnan(EEG));
    answer = inputdlg('Введіть частоту дискретизації Fs, Гц:', ...
        'Частота дискретизації',1,{ '256' });
    if isempty(answer)
        return;
    end
    Fs = str2double(answer{1});
    if isnan(Fs) || Fs <= 0
        error('Некоректна частота дискретизації.', 'Помилка');
        return;
    end
    t = (0:length(EEG)-1)/Fs;
    axes(axTime);
    plot(t,EEG);
    grid on;
    title('Завантажений ЕЕГ-сигнал');
    xlabel('Час, с');
    ylabel('Амплітуда, мкВ');
    set(statusText,'String',['Завантажено файл: ',file]);

```

```

catch ME
    errordlg(['Помилка завантаження файлу: ',ME.message],'Помилка');
end
end
function processEEG(~,~)
    if isempty(EEG)
        errordlg('Спочатку завантажте файл EEG.','Помилка');
        return;
    end
    signal = EEG(:);
    signal = signal - mean(signal);
    nyq = Fs/2;
    try
        if nyq > 40
            [b,a] = butter(4,[0.5 40]/nyq,'bandpass');
            cleanEEG = filtfilt(b,a,signal);
        else
            [b,a] = butter(4,0.5/nyq,'high');
            cleanEEG = filtfilt(b,a,signal);
        end
        if nyq > 51
            [bn,an] = butter(2,[49 51]/nyq,'stop');
            cleanEEG = filtfilt(bn,an,cleanEEG);
        end
        N = length(cleanEEG);
        t = (0:N-1)/Fs;
        axes(axTime);
        plot(t,cleanEEG);
        grid on;
        title('EEG після попередньої обробки');
        xlabel('Час, с');
        ylabel('Амплітуда, мкВ');
        Y = fft(cleanEEG);
        P2 = abs(Y/N);
        P1 = P2(1:floor(N/2)+1);
        P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
        f = Fs*(0:floor(N/2))/N;
        axes(axAmp);
        plot(f,P1);
        grid on;
        xlim([0 60]);
    end
end

```

```

title('Амплітудний спектр ЕЕГ');
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда');
window = hamming(round(N/4));
noverlap = round(length(window)/2);
nfft = max(256,2^nextpow2(length(window)));
[PSD,F] = pwelch(cleanEEG,window,noverlap,nfft,Fs);
axes(axPSD);
plot(F,PSD);
grid on;
xlim([0 60]);
title('Спектральна густина потужності');
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('PSD');
deltaPower = calcBandPower(F,PSD,0.5,4);
thetaPower = calcBandPower(F,PSD,4,8);
alphaPower = calcBandPower(F,PSD,8,13);
betaPower = calcBandPower(F,PSD,13,30);
Attention = betaPower / (alphaPower + thetaPower + eps);
Drowsiness = (thetaPower + deltaPower) / (betaPower + eps);
CLI = betaPower / (alphaPower + eps);
set(alphaText,'String',num2str(alphaPower,'%.6f'));
set(betaText,'String',num2str(betaPower,'%.6f'));
set(thetaText,'String',num2str(thetaPower,'%.6f'));
set(deltaText,'String',num2str(deltaPower,'%.6f'));
set(attentionText,'String',num2str(Attention,'%.4f'));
set(drowsinessText,'String',num2str(Drowsiness,'%.4f'));
set(cliText,'String',num2str(CLI,'%.4f'));
set(statusText,'String','Обробку сигналу завершено успішно.');
```

```

catch ME
    errordlg(['Помилка обробки сигналу: ',ME.message],'Помилка');
end
end
function P = calcBandPower(F,PSD,f1,f2)
    idx = find(F >= f1 & F <= f2);
    if isempty(idx)
        P = 0;
    else
        P = trapz(F(idx),PSD(idx));
    end
end
end
end

```