

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)

«30» вересня 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Карабіненко Юлія Олександрівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Інтелектуальна система визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці

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

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

Затверджені наказом ректора від « 30 » вересня 2025 року № 4/7-845 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи

3. Вихідні дані до роботи : Об'єкт дослідження: процес визначати часові показники відновлення психоемоційного стану медичного працівника за ЕЕГ-сигналами.

Предмет дослідження: математична модель, метод і інтелектуальна система.

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

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ТА СУЧАСНИХ ПІДХОДІВ ДО ОЦІНКИ

ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ЕЕГ-СИГНАЛАМИ

РОЗДІЛ 2. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ РОЗРОБКИ МЕТОДУ ТА АЛГОРИТМУ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ

РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

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

1. Актуальність роботи

2. Математична модель ЕЕГ-сигналу при психоемоційному навантаженні

3. Метод визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини

4. Алгоритм визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини

5. Результати визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами

6. Наукова новизна

7. Загальні висновки

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та	Окіпний І.Б., зав. каф. МТ		
безпека в надзвичайних	Стручок В.С., ст. викл. каф. ОХ		
ситуаціях			

7. Дата видачі завдання 30.09.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Карабіненко Ю.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

ХВОСТІВСЬКИЙ М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Інтелектуальна система визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці» // Кваліфікаційна робота // Карабіненко Юлія Олександрівна // ТНТУ, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2025 // с. – 98, рис. – 12, табл. – 2, додат. – 2, бібліогр. – 29.

Ключові слова: ЕЕГ-сигнал, психоемоційний стан, вейвлет-перетворення, локальна енергія, інтелектуальна система, момент відновлення, Matlab.

В роботі представлено метод та інтелектуальну систему визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за електроенцефалографічними сигналами у медичній практиці. Проведено огляд сучасних методів аналізу ЕЕГ для оцінки станів стресу, когнітивного навантаження та відновлення. Розроблено математичну модель ЕЕГ-сигналу, що відтворює фази спокою, навантаження та відновлення.

Запропоновано метод визначення моменту відновлення на основі неперервного вейвлет-перетворення, нормування локальної енергії ритмів мозку та порогового критерію стабілізації. Реалізовано програмне забезпечення інтелектуальної системи у середовищі Matlab, що забезпечує автоматизоване визначення часових показників відновлення за експериментальними ЕЕГ-даними.

Наведено результати практичної апробації методу, які підтверджують можливість точного визначення моменту повернення мозкової активності до базових значень після психоемоційного навантаження. Розроблена інтелектуальна система може бути використана для оцінки стресостійкості лікарів під час симуляційних випробувань, професійного відбору та контролю функціонального стану в реальному часі.

ANNOTATION

Theme of qualification work: «Intelligent System for Determining Time Indicators of Recovery of a Person's Psychoemotional State Using EEG Signals in Medical Practice» // Karabinenko Yuliia // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering group RBmd-61 // Ternopil, 2025 // p. – 98, fig. – 12, tab. - 2, add. – 2, bibliography -29.

Keywords: EEG signal, psycho-emotional state, wavelet transform, local energy, intelligent system, recovery moment, Matlab.

The work presents a method and an intelligent system for determining the time indicators of recovery of a person's psycho-emotional state based on electroencephalographic signals in medical practice. A detailed review of modern EEG analysis methods for assessing emotional stress, cognitive load and recovery processes is conducted. A mathematical model of the EEG signal is developed to simulate phases of rest, stress load and recovery.

The proposed method determines the recovery moment using continuous wavelet transform, normalized local energy of brain rhythms and a threshold stability criterion. The intelligent system is implemented in the Matlab environment and provides automatic detection of recovery time based on experimental EEG data.

The obtained results demonstrate the effectiveness of the method and confirm the possibility of accurately determining the time of stabilization of brain activity after psycho-emotional stress. The developed system can be applied to assess the stress resilience of medical specialists during simulation-based examinations, professional selection, and real-time monitoring of functional state.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ТА СУЧАСНИХ ПІДХОДІВ ДО ОЦІНКИ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ЕЕГ-СИГНАЛАМИ.....	12
1.1 Психоемоційний стан людини: визначення, фізіологічні та нейрофізіологічні аспекти.....	12
1.2 Використання електроенцефалографії у медичній практиці.....	14
1.3 Сучасні методи аналізу ЕЕГ для оцінки психоемоційних станів.....	18
1.3.1 Частотний аналіз.....	19
1.3.2 Часово-частотний аналіз.....	20
1.3.3 Нелінійний аналіз.....	21
1.3.4 Асиметрія фронтальної активності.....	23
1.3.5 Функціональна зв'язність і мережевий аналіз.....	24
1.3.6 Прогнозування часу відновлення через машинне та глибоке навчання.....	26
1.3.7 Порівняльна таблиця методів та діагностичних показників.....	26
1.4 Висновки до розділу 1.....	28
РОЗДІЛ 2 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ РОЗРОБКИ МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ.....	30
2.1 Математична модель ЕЕГ-сигналу при психоемоційному навантаженні.....	30
2.1.1 Випадкова основа сигналу ЕЕГ-сигналу.....	30
2.1.2 Поділ сигналу на часові інтервали.....	31
2.1.3 Фільтрація стохастичної основи.....	31
2.1.4 Амплітудна огибаюча ЕЕГ-сигналу.....	33
2.1.5 Остаточна модель ЕЕГ-сигналу.....	35
2.1.6 Інтерпретація результатів моделювання.....	38
2.1.7 Переваги такого моделювання ЕЕГ-сигналу.....	39
2.2 Метод визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини.....	39
2.2.1 Параметри сигналу та виділення функціональних зон.....	39

	7
2.2.2 Виділення ритмів мозку.....	40
2.2.3 Локальна енергія через неперервне вейвлет-перетворення.....	42
2.2.4 Неперервне вейвлет-перетворення сигналу.....	43
2.2.5 Локальна енергія на часово-масштабній площині.....	43
2.2.6 Інтегральна енергія на масштабі.....	44
2.2.7 Енергія ритмів у часовій області.....	44
2.2.8 Обґрунтування вибору материнського вейвлета.....	45
2.2.9 Фізичний зміст локальної енергії.....	46
2.2.10 Нормування та пороговий критерій.....	46
2.2.11 Визначення моменту відновлення.....	52
2.3 Алгоритм визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини.....	53
2.4 Висновки до розділу 2.....	57
РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ.....	59
3.1 Розробка програмного забезпечення інтелектуальної системи для обробки ЕЕГ-сигналів.....	59
3.1.1 Підготовка робочого середовища MATLAB.....	59
3.1.2 Завдання параметрів сигналу та завантаження ЕЕГ-даних.....	59
3.1.3 Візуалізація сирого ЕЕГ-сигналу.....	60
3.1.4 Реалізація ковзного вейвлет-аналізу ЕЕГ-сигналу.....	61
3.1.5 Процедура нормування енергетичних характеристик.....	62
3.1.6 Автоматизоване визначення моменту відновлення психоемоційного стану.....	62
3.1.7 Візуалізація нормованих енергетичних характеристик.....	63
3.1.8 Побудова інтегрального нормованого сигналу.....	63
3.2 Результати визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами.....	64
3.3 Висновки до розділу 3.....	69

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	71
4.1 Охорона праці.....	71
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	74
4.3 Висновки до розділу 4.....	78
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	79
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	80
ДОДАТКИ.....	84
ДОДАТОК А. Теза конференції.....	85
ДОДАТОК Б. Скрипт ПЗ інтелектуальної системи визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами.....	94

ВСТУП

Актуальність роботи

Розвиток сучасної медицини потребує використання високотехнологічних засобів контролю якості професійної діяльності медичних працівників. Одним із найважливіших напрямів такої оцінки є визначення психоемоційного стану та рівня стресостійкості лікаря під час виконання складних клінічних завдань. У ситуаціях, що моделюють реальні медичні операції, важливо не лише перевірити технічну компетентність фахівця, а й об'єктивно оцінити його здатність зберігати концентрацію, самоконтроль і швидкість прийняття рішень у стресових умовах.

Сучасна медична практика активно впроваджує імітаційні технології для навчання та тестування медичних працівників. Під час таких випробувань кандидат виконує клінічне завдання на медичному симуляторі, який відтворює динаміку реальної операційної ситуації. Проте ефективність таких перевірок значною мірою залежить не лише від технічної правильності дій, а й від психоемоційної стабільності спеціаліста під час і після навантаження. Лікар, який не здатен швидко відновити емоційний баланс після стресу, потенційно ризикує допустити помилку у реальній клінічній практиці.

Традиційні методи психологічного тестування/оцінювання (анкетування, опитування, експертні спостереження) не забезпечують достатньої об'єктивності й не дозволяють відстежити динаміку відновлення психоемоційного стану. На відміну від них, електроенцефалографія (ЕЕГ) забезпечує неінвазивну, високо-часову оцінку електричної активності мозку, що дозволяє фіксувати реакції на стрес і визначати динаміку повернення до базового психоемоційного стану.

Поєднання ЕЕГ-діагностики з методами цифрової обробки ЕЕГ-сигналів відкриває можливість створення інтелектуальних систем оцінки стресостійкості медичного персоналу, що працюють у режимі реального часу. Такі системи здатні забезпечити об'єктивний відбір найкваліфікованіших лікарів серед претендентів, оцінюючи їхню готовність до роботи у стресових клінічних умовах.

У сучасних наукових дослідженнях розроблено низку методів обробки ЕЕГ-сигналів для оцінки психоемоційного стану:

- частотний аналіз дозволяє оцінити активність основних ритмів (α , β , θ) і співвідношення між ними як індикаторів емоційного напруження;
- часово-частотний аналіз (STFT, CWT) дає змогу простежити зміну енергетичних характеристик сигналу в часі;
- нелінійні методи (ентропія, фрактальна розмірність) описують ступінь упорядкованості нейронної активності;
- аналіз функціональної зв'язності (PLV, когерентність) показує рівень координації між ділянками мозку;
- методи машинного навчання (ML/DL) дозволяють автоматизовано класифікувати емоційні стани або прогнозувати час їх стабілізації.

Попри високу ефективність, більшість існуючих підходів зосереджуються на розпізнаванні стану у певний момент часу, тоді як оцінка швидкості відновлення після психоемоційного навантаження залишається недостатньо вивченою. Саме ця характеристика є вирішальною при оцінці стресостійкості лікаря та його здатності діяти ефективно у критичних ситуаціях.

Отже, розробка інтелектуальної системи, здатної автоматично визначати часові показники відновлення психоемоційного стану медичного працівника за ЕЕГ-сигналами, є важливим завданням, що має прикладне значення для системи професійного добору, навчання та атестації медичного персоналу.

Мета дослідження.

Розробити метод і інтелектуальну систему (програмно-алгоритмічний комплекс) визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці

Завдання дослідження:

1. Провести огляд сучасних методів аналізу ЕЕГ-сигналів для оцінки психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці.
2. Побудувати математичну модель ЕЕГ-сигналу під час фаз психоемоційного навантаження та відновлення.

3. Розробити метод та алгоритм визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці.

4. Реалізувати інтелектуальну систему аналізу ЕЕГ-сигналів із використанням методів часово-частотного аналізу для визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини у медичній практиці.

5. Перевірити працездатність системи на експериментальних даних щодо визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці.

Об'єкт дослідження: процес визначати часові показники відновлення психоемоційного стану медичного працівника за ЕЕГ-сигналами.

Предмет дослідження: математична модель, метод і інтелектуальна система (програмно-алгоритмічний комплекс) для визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці.

Методи дослідження: вейвлет-перетворення для оцінки локальної енергії ритмів мозку; статистичні критерії нормування та порогового визначення моменту відновлення; математичне моделювання та програмна реалізація інтелектуальної системи, Matlab.

Практичне значення

Розроблена інтелектуальна система може бути використана для об'єктивної оцінки психоемоційної стійкості лікарів у процесі тестування на імітаторах і для відбору медичного персоналу, здатного ефективно працювати в умовах високого стресу.

Наукова новизна.

Роблено метод визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами, який реалізовано через поєднання математичного моделювання динаміки ритмів мозку, неперервного вейвлет-аналізу локальної енергії та нормованого порогового критерію, що дозволило вперше забезпечити автоматизоване та об'єктивне визначення моменту стабілізації психоемоційного стану в медичній практиці.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ТА СУЧАСНИХ ПІДХОДІВ ДО ОЦІНКИ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ЕЕГ-СИГНАЛАМИ

1.1 Психоемоційний стан людини: визначення, фізіологічні та нейрофізіологічні аспекти

Психоемоційний стан людини є інтегральним відображенням взаємодії психічних, емоційних, когнітивних і фізіологічних процесів, що визначають її адаптаційну здатність у стресових або професійно напружених ситуаціях. У контексті медичної діяльності цей стан має особливе значення, оскільки саме від нього залежать швидкість, точність і стабільність прийняття клінічних рішень під впливом емоційного навантаження.

Згідно з сучасними науковими уявленнями, психоемоційний стан — це багаторівнева система, що поєднує:

- емоційну компоненту, яка відображає спектр переживань і емоційних реакцій;
- когнітивну компоненту, пов'язану з оцінкою ситуацій, прийняттям рішень і концентрацією уваги;
- мотиваційну компоненту, що визначає активність і цілеспрямованість поведінки;
- фізіологічну компоненту, яка проявляється у змінах у діяльності нервової, вегетативної та ендокринної систем.

Психоемоційний стан є динамічним утворенням, яке безперервно змінюється під впливом зовнішніх подразників і внутрішніх процесів організму. Для лікаря ці зміни набувають особливого значення під час виконання складних клінічних маніпуляцій або роботи в умовах підвищеної відповідальності, де навіть короткочасна дестабілізація емоційного фону може вплинути на результат медичного втручання.

Фізіологічною основою психоемоційного стану є взаємодія між ЦНС, ВНС та ендокринною регуляцією. Провідну роль відіграє лімбічна система (гіпокамп, мигдалеподібне тіло, гіпоталамус), яка відповідає за формування емоцій і інтеграцію їх з когнітивними процесами. У стані стресу активується симпатичний відділ ВНС, що проявляється підвищенням серцевого ритму, артеріального тиску й м'язового тону; у фазі відновлення активується парасимпатичний відділ, який забезпечує нормалізацію функцій і відновлення гомеостазу.

Для ілюстрації взаємозв'язку між професійною діяльністю медичного працівника, психоемоційним напруженням та нейрофізіологічними процесами представлено узагальнену схему (рис. 1.1).



Рис. 1.1. Психоемоційний стан лікаря під час виконання професійних завдань

На рис.1.1 відображено модель психоемоційного стану медичного працівника в умовах професійного навантаження. Вона підкреслює взаємозв'язок між емоційним напруженням, когнітивними процесами та нейрофізіологічними реакціями організму, які визначають ефективність прийняття рішень і здатність лікаря підтримувати оптимальний функціональний стан у стресових ситуаціях.

На нейрофізіологічному рівні психоемоційний стан пов'язаний зі змінами електричної активності кори головного мозку. Цю активність реєструють методом електроенцефалографії (ЕЕГ), що дозволяє оцінювати функціональний стан мозку в режимі реального часу. ЕЕГ-сигнали відображають сумарну активність великих нейронних популяцій і характеризуються наявністю певних частотних діапазонів (α , β , θ , γ), зміна співвідношення між якими корелює зі станами напруги, спокою або відновлення [1-3].

Так, під час психоемоційного навантаження спостерігається посилення β -активності, що відповідає підвищенню когнітивного та емоційного збудження, тоді як у фазі релаксації або відновлення домінує α -ритм. Аналіз динаміки цих ритмів, а також показників ентропії, когерентності й функціональної зв'язності дає можливість кількісно оцінювати процеси стресу та відновлення.

Враховуючи значущість швидкості та якості відновлення після навантаження, вивчення психоемоційного стану на основі ЕЕГ стає надзвичайно актуальним для оцінки стресостійкості медичних працівників. На відміну від суб'єктивних методів (опитувань, анкет), аналіз ЕЕГ-сигналів забезпечує об'єктивне та неінвазивне визначення динаміки реакції мозку на емоційне або когнітивне навантаження.

Отже, психоемоційний стан людини – це інтегральний психофізіологічний феномен, що відображає взаємодію психічних і соматичних процесів у відповідь на зовнішні та внутрішні стимули. Його нейрофізіологічне дослідження на основі ЕЕГ є фундаментом для розробки інтелектуальних систем моніторингу та оцінки відновлення психоемоційного стану, що мають важливе практичне значення у медичній галузі – від професійного відбору персоналу до контролю функціонального стану лікаря в режимі реального часу.

1.2 Використання електроенцефалографії у медичній практиці

Електроенцефалографія (ЕЕГ) є одним із найефективніших інструментів для дослідження функціонального стану головного мозку, що дозволяє реєструвати його електричну активність із високою часовою роздільною здатністю. У медичній

практиці цей метод забезпечує об'єктивну оцінку психофізіологічних процесів людини, включно з реакцією на стрес, ступенем емоційного напруження та здатністю до відновлення після навантаження.

Сучасна медицина, орієнтована на безпеку пацієнта та підвищення якості медичних послуг, потребує використання технологій, що дозволяють комплексно оцінювати професійні якості лікаря, у тому числі його психоемоційну стабільність під час виконання складних клінічних завдань. В умовах високої відповідальності лікар повинен зберігати точність дій, концентрацію та швидкість прийняття рішень навіть під впливом інтенсивного стресу. У зв'язку з цим виникає потреба у високотехнологічних засобах моніторингу, які дають змогу кількісно оцінювати функціональний стан медичного працівника в реальному часі [4].

ЕЕГ у цьому контексті є оптимальним методом, оскільки дозволяє безконтактно, неінвазивно та з мілісекундною точністю фіксувати реакцію мозку на психоемоційні стимули. На відміну від традиційних психологічних методик (анкетування, опитування, тестів), які базуються на суб'єктивних оцінках, ЕЕГ забезпечує об'єктивне вимірювання змін у центральній нервовій системі, відображаючи як моментальні реакції на стрес, так і динаміку відновлення до базового стану [5].

Одним із важливих напрямів сучасної медичної практики є використання ЕЕГ під час симуляційних тренінгів. Медичні симулятори дають можливість відтворювати реальні клінічні ситуації — від роботи у реанімації до проведення складних операцій. Під час таких випробувань ЕЕГ може застосовуватися для контролю психоемоційної реакції лікаря, фіксування моментів емоційного перевантаження або втрати концентрації, а також для визначення швидкості відновлення мозкової активності після завершення критичної фази. Ці параметри є важливими для оцінки стресостійкості та професійної надійності лікаря, що безпосередньо впливають на якість медичної допомоги [6].

Крім навчального контексту, ЕЕГ активно використовується у клінічній практиці для контролю стану мозку пацієнтів під час хірургічних втручань, у відділеннях інтенсивної терапії та під час реабілітації. Наприклад, у періопераційний

період ЕЕГ дозволяє оцінити глибину анестезії, виявити ішемічні порушення або визначити ступінь когнітивної депресії після операції [7]. За даними Sun та співавт. [7], застосування ЕЕГ у періопераційній медицині дає змогу зменшити ризики розвитку періопераційних когнітивних розладів і своєчасно реагувати на критичні зміни функціонального стану мозку.

Завдяки високій часовій роздільній здатності ЕЕГ широко застосовується у моніторингу психоемоційного стану – як у клінічних, так і у дослідницьких умовах. Аналіз спектральних характеристик сигналу (α -, β -, θ -, γ -ритмів) дозволяє визначати рівень активації нейронних мереж, що відповідають за увагу, емоції, когнітивну діяльність і стан спокою. Наприклад, підвищення потужності β -ритму зазвичай пов'язують із психоемоційним напруженням або концентрацією уваги, тоді як домінування α -активності відображає релаксаційний стан або завершення фази відновлення [5, 6].

В останні роки, завдяки розвитку обчислювальних технологій, ЕЕГ активно інтегрується з методами цифрової обробки сигналів і штучного інтелекту, що дозволяє створювати інтелектуальні системи моніторингу психоемоційного стану людини [8]. У таких системах застосовуються часово-частотні методи аналізу (STFT, CWT), оцінюються показники когерентності, ентропії, функціональної зв'язності, а результати обробляються за допомогою алгоритмів машинного навчання для автоматичної класифікації емоційних станів і прогнозування часу їх стабілізації [3, 6].

Для наочності динаміки зміни мозкової активності медичного працівника під час психоемоційного навантаження подано приклад ЕЕГ-сигналу, який відображає фази активації та відновлення функціонального стану лікаря (рис. 1.3).

На рис.1.3 показано зміну електричної активності мозку лікаря в процесі виконання професійного завдання. У початковій фазі спостерігається стабільна альфа-активність, що відповідає стану спокою. Під час психоемоційного навантаження відбувається посилення бета-ритму, який свідчить про підвищення рівня уваги, когнітивної напруги та стресової реакції організму. Після завершення

навантаження амплітуда сигналу поступово знижується, спектр зміщується до альфа-діапазону, що відображає процес відновлення психоемоційного стану.



Рис. 1.3. ЕЕГ-сигнал під час психоемоційного навантаження медичного працівника

У медичній практиці це створює передумови для формування об'єктивної системи оцінки професійної готовності лікарів, у якій ЕЕГ-сигнал може використовуватися як базовий індикатор стресостійкості. Така система дає змогу визначати не лише рівень емоційного напруження під час симуляційного або реального клінічного навантаження, а й часові показники повернення до стабільного психоемоційного стану – ключовий фактор професійної надійності.

Для наочності основних напрямів застосування електроенцефалографії у сучасній медичній практиці подано узагальнену структурну схему (рис. 1.4).

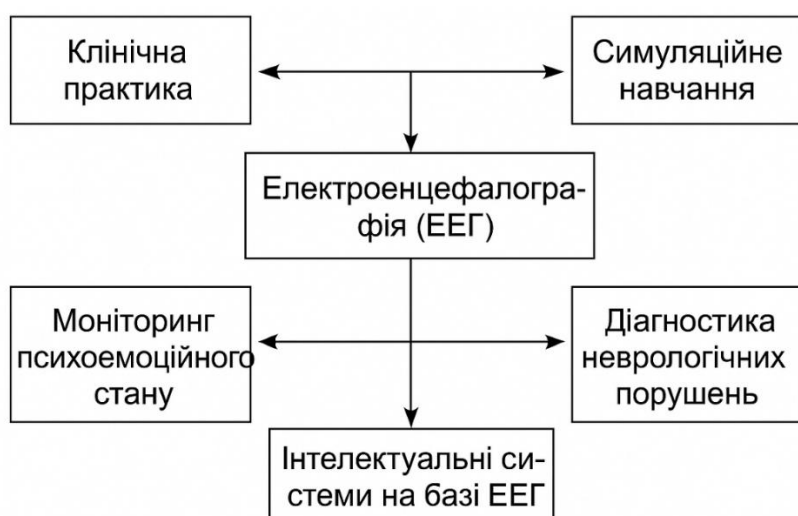


Рис. 1.4. Основні напрями використання електроенцефалографії (ЕЕГ) у медичній практиці

Як видно зі схеми (рис.1.2), електроенцефалографія посідає центральне місце серед інструментів сучасної медицини. Вона поєднує клінічну діагностику, симуляційне навчання, моніторинг психоемоційного стану та інтелектуальні системи аналізу на основі ЕЕГ-сигналів. Такий підхід дозволяє забезпечити комплексну, об'єктивну оцінку функціонального стану лікаря й підвищити якість медичної допомоги.

До основних переваг ЕЕГ у медичній практиці належать:

- неінвазивність та безпечність методу;
- висока часово роздільна здатність, що дозволяє фіксувати швидкі нейрофізіологічні процеси;
- можливість тривалого моніторингу в реальному часі;
- сумісність з аналітичними та комп'ютерними системами, включно з методами машинного навчання [7, 8].

Водночас, для забезпечення достовірності результатів важливо дотримуватись стандартизованих протоколів запису, контролювати артефакти (м'язові, рухові, електричні), інтегрувати ЕЕГ-дані з іншими фізіологічними показниками (серцевий ритм, електродермальна активність) та здійснювати професійну інтерпретацію отриманих результатів [5, 6].

Отже, ЕЕГ є універсальним клініко-діагностичним інструментом, який дозволяє не лише виявляти неврологічні порушення, а й об'єктивно оцінювати психоемоційний стан медичних працівників під час професійної діяльності. Її поєднання з технологіями цифрового аналізу сигналів і штучного інтелекту створює основу для інтелектуальних систем оцінки стресостійкості, що здатні у реальному часі визначати часові показники відновлення психоемоційного стану лікаря після навантаження та підвищувати безпеку клінічної практики.

1.3 Сучасні методи аналізу ЕЕГ для оцінки психоемоційних станів

У сучасних дослідженнях з оцінки психоемоційного стану за ЕЕГ-сигналами виділяють такі основні групи методів обробки:

- Частотний аналіз (frequency-domain);
- Часово-частотний аналіз (time-frequency);
- Нелінійний аналіз (entropy, complexity, fractal dimension);
- Асиметрія фронтальної активності (frontal asymmetry);
- Функціональна зв'язність і мережевий аналіз (connectivity / graph metrics);
- Прогнозування часу відновлення через моделі машинного/глибокого навчання (ML/DL);
- Мультимодальні ф'южн-підходи та комбіновані системи (multimodal fusion).

У наступних підпараграфах описані методи з прикладами застосування в літературі, формулами та їхнім використанням для оцінки психоемоційного стану.

1.3.1 Частотний аналіз

У праці авторів Li X. та співавт. (2022) використано метод частотного аналізу, при якому ЕЕГ-сигнал перетворюють у спектральну область для оцінки потужності в діапазонах $\delta, \theta, \alpha, \beta, \gamma$ [9]. Наприклад, підвищена β -активність або знижена α -активність корелює зі станом тривоги або стресу.

Математично це описується як:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi kn/N}, \quad P[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |X[k]|^2, \quad P_{\alpha} = \sum_{k \in K_{\alpha}} P[k] \quad (1.1)$$

де $x[n]$ – дискретний ЕЕГ-сигнал, K_{α} — бін/набір бінів для α -діапазону.

У роботі показано, що наприклад підвищена β -потужність корелює з активацією чи тривогою, а збільшена α -потужність — з релаксацією.

На рис.1.5 наведено результати роботи частотного аналізу [9].

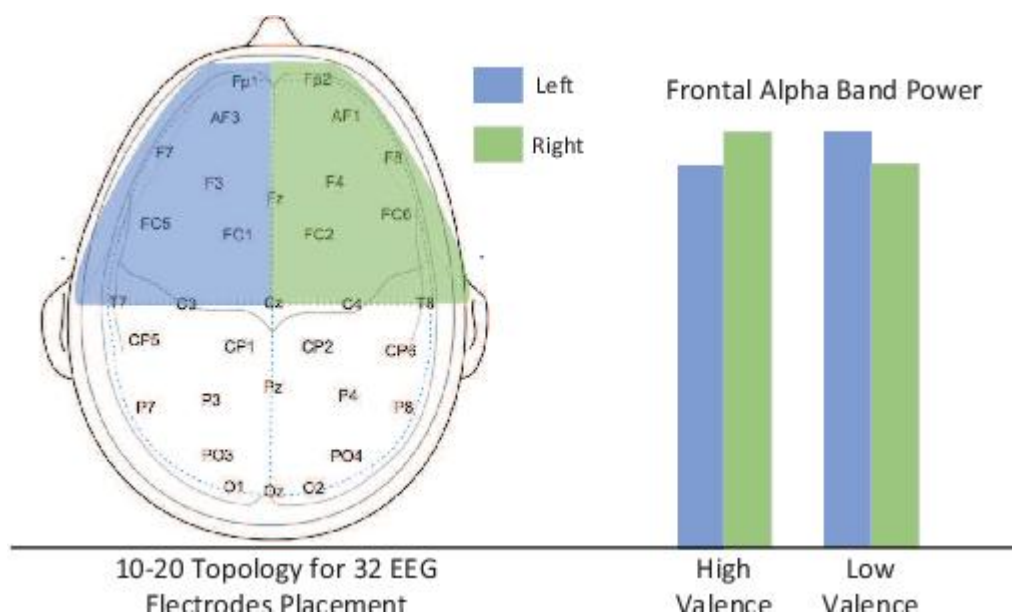


Рис. 1.5. Різниця між високою та низькою валентністю на лівій та правій лобовій ЕЕГ альфа-потужності [9]

Для оцінки відновлення можна визначати, скільки часу після навантаження має пройти до моменту, коли $P_a(t)$ повернеться до рівня, відміченого до навантаження.

1.3.2 Часово-частотний аналіз

У роботах [10, 11] автори застосували вейвлет-пакетне перетворення (Wavelet Packet Transform, WPT) для аналізу ЕЕГ-сигналів, отриманих під час емоційних стимулів. Метою було визначення спектральних і енергетичних характеристик, що відповідають різним психоемоційним станам, та їхня подальша класифікація.

Методологічно ЕЕГ-сигнал $x(t)$ розкладається через багаторівневе вейвлет-пакетне розкладання:

$$W_{j,k}(t) = \sum_n x(n) \psi_{j,k}(t - n), \quad (1.2)$$

де j – рівень декомпозиції, k – індекс вузла, $\psi_{j,k}$ – вейвлет-функція на відповідному рівні.

Для кожного піддіапазону обчислюється енергія вейвлет-пакету:

$$E_{j,k} = \sum_t |W_{j,k}(t)|^2, \quad (1.3)$$

а також похідні характеристики: енергетична ентропія, енергетичне співвідношення піддіапазонів і середнє кореневе значення енергії. Ці показники формували вектор ознак, який подавався на класифікатор (SVM, kNN, Decision Tree).

Результати показали, що найбільш інформативними для класифікації виявилися енергетичні характеристики α - та β -діапазонів. Автори досягли точності класифікації 92-94 % у розпізнаванні емоційних станів (радості, спокою, тривоги). Зокрема, для стану тривоги спостерігалось збільшення енергії у β -діапазоні, а для релаксації – зростання α -енергії, що узгоджується з класичними фізіологічними показниками.

Метод WPT дозволив відстежувати часову динаміку енергетичних змін $E_{j,k}$ після стимулу, демонструючи стабілізацію спектральної енергії через 4-6 с після емоційного впливу. Таким чином, робота підтверджує можливість використання вейвлет-енергетичних показників для оцінки латентного часу відновлення психоемоційного стану.

Діагностика: час, коли $E_{j,k}$ повертається до «нормального» рівня, використовується для визначення латентного часу відновлення психоемоційного стану.

1.3.3 Нелінійний аналіз

Нелінійні методи аналізу ЕЕГ-сигналів дають змогу оцінити ступінь хаотичності, складності та упорядкованості нейронної активності мозку, що змінюється під впливом емоційного або когнітивного навантаження. На відміну від класичних спектральних підходів, які описують енергетичні характеристики сигналу у частотній області, нелінійні показники відображають структурну динаміку сигналу у часі, пов'язану з механізмами нейронної саморегуляції та адаптації [12].

Одними з найінформативніших показників є ентропія Шеннона (H) та фрактальна розмірність (FD), які кількісно характеризують ступінь

невпорядкованості сигналу та складність його геометричної структури відповідно [10-17].

Після емоційного навантаження структура ЕЕГ-сигналу зазвичай ускладнюється — зростає ентропія та фрактальна розмірність, що вказує на дезорганізацію нейронної активності. У фазі відновлення ці показники поступово зменшуються, наближаючись до базових значень. Таким чином, час повернення показників H та FD до початкового рівня може розглядатися як кількісний маркер процесу психоемоційного відновлення [14, 16].

Ентропія є інформаційною мірою невизначеності розподілу сигналу. Для ЕЕГ-сигналу вона визначається як:

$$H = -\sum_i p_i \log_2 p_i, \quad (1.4)$$

де p_i – ймовірність появи амплітуди або енергетичного стану i .

Високі значення H відповідають більш хаотичній активності мозку (емоційне або когнітивне збудження), тоді як низькі – відображають впорядкований, стабільний стан (релаксація, відновлення).

Liu H., Zhang Y. та Li Y. (2021) продемонстрували, що під час емоційного стресу рівень ентропії істотно зростає, а повернення до базових значень через 5–8 с після стимулу відображає процес стабілізації психоемоційного стану [14].

Фрактальна розмірність – це кількісна характеристика складності сигналу, що відображає ступінь його самоподібності у різних часових масштабах. Для ЕЕГ-сигналу найчастіше використовують методи Хігучі (Higuchi FD), Кеца (Katz FD) або Петросяна (Petrosian FD). Загальний вигляд розрахунку можна подати як:

$$FD = \lim_{k \rightarrow \infty} \frac{\ln(L|k|)}{n(1/k)}, \quad (1.5)$$

де $L(k)$ — довжина кривої при масштабі k .

Вищі значення FD свідчать про більш складну, фрактальну структуру сигналу, характерну для стану когнітивної або емоційної активації [13, 14].

В умовах психоемоційного навантаження показники H та FD збільшуються, відображаючи дезорганізацію нейронних мереж (рис.1.6).

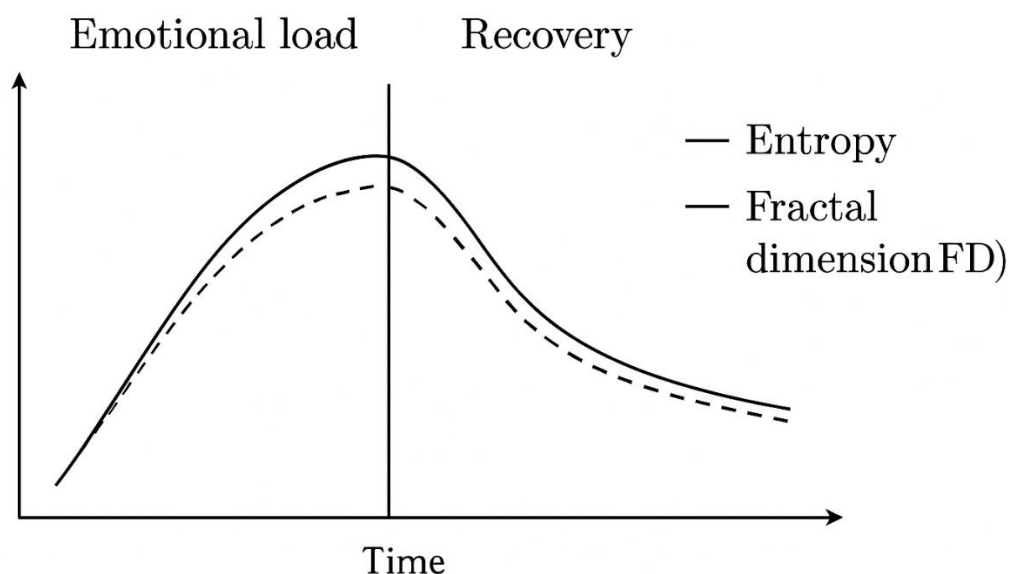


Рис. 1.6. Зміна показників ентропії (H) та фрактальної розмірності (FD) під час емоційного навантаження та фази відновлення (за [6, 7])

У фазі відновлення вони поступово знижуються до базових значень, що відповідає нормалізації функціонального стану мозку.

1.3.4 Асиметрія фронтальної активності

У праці авторів Naehl W. та співавт. (2020) використано метод асиметрії фронтальної активності [17]. Вимірювали баланс α -активності лівої та правої фронтальної частини мозку:

$$A = \ln(P_{left}) - \ln(P_{right}), \quad (1.6)$$

де P_{left}, P_{right} – потужності активності на лівій та правій фронтальній ділянці.

У дослідженні показано, що значення A корелює із позитивними або негативними емоціями; для відновлення фіксується час, коли A повертається до «базового» значення.

Діагностика: час повернення A до базового рівня використовується як маркер відновлення психоемоційного стану.

1.3.5 Функціональна зв'язність і мережевий аналіз

Важливою групою методів оцінки психоемоційного стану за ЕЕГ-сигналами є підходи, що ґрунтуються на функціональній зв'язності між різними ділянками мозку. Такі методи дозволяють виявляти рівень синхронізації нейронних ансамблів і простежувати, як змінюється інтеграція мозкових мереж під час емоційного навантаження або у процесі відновлення.

Згідно з праці Liu C., Zhou X., Wu Y. [9] (2022), функціональна зв'язність описує міру взаємодії між сигналами ЕЕГ із різних каналів і може бути виражена через когерентність, фазову синхронізацію (Phase Locking Value, PLV) або кореляційні показники. Ці міри кількісно характеризують узгодженість фаз або спектральну схожість між часовими рядами, що відображає ступінь координації між ділянками кори головного мозку.

Одним із найпоширеніших показників є PLV, який визначається за формулою:

$$PLV_{ij} = \left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N e^{j(\phi_i(n) - \phi_j(n))} \right|, \quad (1.7)$$

де $\phi_i(n)$ – фази сигналу каналів i та j у відліку n ;

N — кількість відліків у часовому вікні.

Значення PLV_{ij} набуває від 0 до 1: чим ближче до 1, тим сильніша фазова синхронізація між каналами.

Іншим показником є когерентність, яка відображає стабільність фазової та амплітудної взаємодії у частотній області:

$$C_{ij}(f) = \frac{|P_{ij}(f)|^2}{P_{ii}(f)P_{jj}(f)}, \quad (1.8)$$

де $P_{ij}(f)$ – взаємна спектральна щільність між сигналами i та j ;

$P_{ii}(f), P_{jj}(f)$ – їхні автоспектральні щільності.

Високі значення $C_{ij}(f)$ вказують на тісну координацію активності між відповідними ділянками мозку.

На основі матриць функціональної зв'язності будується мережева модель мозку, де вершини графа відповідають ЕЕГ-каналам або зонам кори, а ребра – показникам зв'язності між ними. Подальший мережевий аналіз передбачає обчислення топологічних характеристик графа, таких як:

– ступінь вузла (degree):

$$k_i = \sum_j a_{ij}, \quad (1.9)$$

де a_{ij} – елемент матриці суміжності (1 – наявність зв'язку, 0 – його відсутність);

– коефіцієнт кластеризації:

$$C_i = \frac{2E_i}{k_i(k_i - 1)}, \quad (1.10)$$

де E_i – кількість зв'язків між сусідніми вузлами i ;

– глобальна ефективність мережі:

$$E_{glob} = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i \neq j} \frac{1}{L_{ij}}, \quad (1.11)$$

де L_{ij} – найкоротший шлях між вузлами i та j .

Згідно з висновками Liu C., Zhou X., Wu Y., під час емоційного стресу часто спостерігається підвищення локальної зв'язності (зростання C_i) та зниження глобальної ефективності E_{glob} , що свідчить про дезінтеграцію мережевої структури мозку. У фазі відновлення ці параметри поступово повертаються до базових рівнів, що може служити кількісним індикатором швидкості відновлення психоемоційного стану.

Таким чином, методи функціональної зв'язності та мережевого аналізу забезпечують глибше розуміння динаміки мозкових процесів при емоційних реакціях. У контексті медичної практики вони можуть бути використані для оцінки стійкості до стресу лікарів та контролю процесу відновлення функціональної інтеграції мозку після емоційного навантаження.

1.3.6 Прогнозування часу відновлення через машинне та глибоке навчання

У праці авторів Ma W. та співавт. (2024) використано глибоке навчання (CNN, RNN) для прогнозування часу відновлення психоемоційного стану [18].

Формула:

$$y = w^T x + b + \varepsilon, \quad (1.12)$$

де x – вектор ознак (спектральні, часово-частотні, нелінійні, асиметрія, зв'язність),
 y – прогнозований час до відновлення.

У роботі автори демонструють, що така система може давати оцінку часу стабілізації, що важливо для медичної практики моніторингу.

Діагностика: модель прогнозує латентний час стабілізації психоемоційного стану на основі виділених ознак.

1.3.7 Порівняльна таблиця методів та діагностичних показників

В табл.1.1 наведено порівняльний аналіз існуючих методів.

Порівняльний аналіз методів

Метод	Ознака / показник	Як використовується для діагностики психоемоційного стану	Часовий показник відновлення
Частотний аналіз	(P_{alpha}, P_{beta})	Аналіз змін потужності після стимулу	Час повернення (P_{alpha}/P_{beta}) до базового
Часово-частотний аналіз	$(E_{j,k})$ — енергія в масштабі/часі	Оцінка динаміки спектральних змін після навантаження	Латентність стабілізації $(E_{j,k})$
Нелінійний аналіз	Ентропія (H), фрактальна розмірність (FD)	Вимірювання складності зміни сигналу при емоціях	Час повернення (H) чи (FD) до вихідного
Асиметрія фронтальної активності	$(A = \ln(P_{left}) - \ln(P_{right}))$	Баланс емоційної активності лівої/правої половини кори	Час, коли (A) наближається до нульового або базового значення
Функціональна зв'язність	PLV, когерентність, графові метрики	Оцінка інтеграції мозкових мереж після стресу	Час стабілізації мережеских показників
ML/DL (регресія часу)	$(y = f(x))$ – прогноз часу	Прямий прогноз латентності відновлення	Прогнозований час $(y) =$ показник відновлення

Ця таблиця систематизує основні підходи до обробки ЕЕГ-сигналів, які використовують у дослідженнях психоемоційних станів, з акцентом на те, як кожен метод веде до оцінки часового показника відновлення. Наприклад, методи спектрального аналізу дозволяють просто й швидко зафіксувати зміну активності; часово-частотні методи дають можливість відслідкувати траєкторію повернення до базового стану; нелінійні – оцінити, наскільки «складною» була реакція та як швидко вона нормалізується; асиметрія фронтальної активності – специфічно показує емоційний баланс і його відновлення; зв'язність – показує відновлення мережевої інтеграції мозку; моделі ML/DL – інтегрують всі ознаки й дозволяють отримати кількісну оцінку часу відновлення. Комбінування цих методів підсилює точність системи моніторингу, дозволяючи відстежити не просто стан у моменті, а процес повернення до нормального функціонування.

Метод, заснований на неперервному вейвлет-перетворенні, дозволяє оцінити локальну енергію ритмів мозку, нормувати її по базовому періоду та визначити стійкі часові показники відновлення психоемоційного стану. Теоретично цей метод забезпечує:

- одночасну локалізацію у часі та частоті;
- статистичне усунення індивідуальних особливостей;
- надійне виділення моментів відновлення психоемоційного стану.

Цей підхід є особливо актуальним для задачі визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці, оскільки дозволяє не лише фіксувати момент стану, але й точно відстежувати траєкторію повернення – ключову ознаку відновлення.

1.4 Висновки до розділу 1

У розділі проведено комплексний огляд сучасних наукових підходів до оцінки психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами, що дозволило системно узагальнити теоретичні основи та практичні аспекти аналізу електричної активності мозку у контексті психоемоційного навантаження та відновлення. Показано, що психоемоційний стан формується як багаторівнева взаємодія нейрофізіологічних, когнітивних і емоційних процесів, а ЕЕГ є ключовим методом, здатним відображати ці зміни завдяки високій часовій роздільній здатності та чутливості до динаміки нейронної активності.

Розглянуто основні групи методів аналізу ЕЕГ – частотні, часово-частотні, нелінійні, мережеві та методи на основі машинного навчання – які використовуються для оцінки станів стресу, напруження, відновлення та когнітивної активації. У кожному підході ідентифіковано специфічні діагностичні показники (потужність α/β -діапазонів, вейвлет-енергія, ентропія, фрактальна розмірність, асиметрія фронтальної активності, параметри зв'язності тощо), що є інформативними для кількісного аналізу змін у мозковій активності. Окремо встановлено, що найменш дослідженою, але надзвичайно важливою характеристикою є часовий показник відновлення психоемоційного стану, тобто момент повернення визначених параметрів ЕЕГ до базових значень після навантаження.

Проаналізовані методи демонструють значний потенціал для створення інтелектуальних систем оцінки психоемоційного стану, але більшість з них

орієнтовані на визначення поточного стану, тоді як задача автоматизованого визначення моменту відновлення практично не розкрита. Це підкреслює наукову та практичну актуальність розробки нового методу, який би інтегрував часово-частотні, енергетичні й статистичні характеристики сигналу для точної оцінки відновлення після стресу.

Таким чином, результати огляду обґрунтовують вибір вейвлет-аналізу та нормованих енергетичних характеристик як основи для побудови методу визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини, що й стало ключовим напрямом подальших досліджень у роботі.

РОЗДІЛ 2

ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ РОЗРОБКИ МЕТОДУ ТА АЛГОРИТМУ ВИЗНАЧЕННЯ
ЧАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ

2.1 Математична модель ЕЕГ-сигналу при психоемоційному навантаженні

ЕЕГ-сигнал є сумою гармонічних та стохастичних складових, що відображають активність нейронних ансамблів. Виділяють основні ритми:

- дельта (0,5–4 Гц) – пов’язаний із сном та патологічними станами;
- тета (4–8 Гц) – релаксація, медитація;
- альфа (8–13 Гц) – стан спокою, відпочинку;
- бета (13–30 Гц) – активна розумова діяльність, напруження;
- гамма (>30 Гц) – інтеграційні процеси, когнітивні реакції.

Під час психоемоційного навантаження та відновлення спостерігаються:

- Зміни амплітуди: під навантаженням амплітуда підвищується, у фазі відновлення поступово знижується до базового рівня.
- Зміни спектрального складу: різні частотні діапазони домінують у різних фазах: α -ритм (8-13 Гц) характерний для стану спокою; β -ритм (13-30 Гц) зростає під психоемоційним навантаженням; $\theta \rightarrow \alpha$ (4-13 Гц) переважає під час відновлення.

Тому математична модель має враховувати часову зміну амплітуди та частотного складу сигналу.

2.1.1 Випадкова основа сигналу ЕЕГ-сигналу

Усі процеси в корі головного мозку є стохастичними, оскільки вони зумовлені електрохімічними взаємодіями великої кількості нейронів. Тому природним є вибір білого шуму як базового джерела моделювання ЕЕГ-сигналу:

$$n(t) \sim N(0,1), \quad t \in [0, T], \quad (2.1)$$

де T – тривалість експерименту.

$n(t)$ – нормально розподілений процес із середнім нулем та дисперсією 1.

Ця випадкова основа відображає хаотичність потенціалів нейронних ансамблів і закладає фундамент для подальшої структуризації сигналу.

2.1.2 Поділ сигналу на часові інтервали

Для того щоб відобразити зміну психоемоційних станів, модель будується на чотирьох інтервалах:

$$T = T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn} + T_{sp2}, \quad (2.2)$$

де T_{sp1} – тривалість першого інтервалу спокою,

T_{nav} – тривалість навантаження,

T_{vidn} – тривалість відновлення,

T_{sp2} – тривалість спокою після відновлення.

Кожна змінна може приймати різні значення, що дозволяє відтворювати як короткочасні, так і тривалі процеси.

Часові зони ЕЕГ-сигналу:

$$\left\{ \begin{array}{ll} 0 \leq t < T_{sp1}, & \text{Спокій 1} \\ T_{sp1} \leq t < T_{sp1} + T_{nav}, & \text{Навантаження} \\ T_{sp1} + T_{nav} \leq t < T_{sp1} + T_{nav} + T_{nav} + T_{vidn}, & \text{Відновлення} \\ T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn} \leq t \leq T, & \text{Спокій 2} \end{array} \right. , \quad (2.3)$$

2.1.3 Фільтрація стохастичної основи

Сирий ЕЕГ-сигнал як випадковий процес, що задається білим шумом $n(t)$ (2.1), сам по собі не має вираженої фізіологічної структури. Його спектр рівномірно розподілений за всіма частотами, що робить його надто «хаотичним» для безпосереднього відображення активності головного мозку. Проте саме у такому шумоподібному підґрунті можна сформувати специфічні ритми, які є характерними для ЕЕГ-сигналу.

У нейрофізіології добре відомо, що кожному психоемоційному стану відповідає свій спектральний діапазон:

- альфа-ритм (8–13 Гц) домінує у стані спокою та розслаблення,
- бета-ритм (13–30 Гц) активізується при когнітивному навантаженні, концентрації уваги чи емоційному стресі,
- тета-ритм (4–8 Гц) і частково альфа беруть участь у фазах відновлення, релаксації та переходів між станами.

Щоб відтворити ці закономірності, випадковий ЕЕГ-сигнал $n(t)$ піддається смуговій фільтрації, яка «виризає» лише ті частоти, що відповідають певному функціональному стану. Таким чином хаотична структура білого шуму набуває фізіологічного сенсу.

Математично це описується так:

$$s(t) = \begin{cases} F_{\alpha}\{n(t)\} & 0 \leq t < T_{sp1} \cup T_{sp1} + T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn} t \leq T, \\ F_{\beta}\{n(t)\} & T_{sp1} \leq t < T_{sp1} + T_{nav}, \\ F_{\theta\alpha}\{n(t)\} & T_{sp1} + T_{nav} \leq t < T_{sp1} + T_{nav} + T_{nav} + T_{vidn}, \end{cases}, \quad (2.4)$$

де $F_{\alpha}, F_{\beta}, F_{\theta\alpha}$ – оператори смугової фільтрації у відповідних діапазонах.

Кожен оператор реалізує задачу пригнічення небажаних частот та пропуску лише вузької смуги, яка має фізіологічну інтерпретацію. Наприклад:

- F_{α} фільтр для альфа-діапазону (8–13 Гц) формує сигнал, характерний для спокою. Його використання у двох різних інтервалах (початковий та кінцевий спокій) дозволяє перевірити, чи система повертається до базового рівня.
- F_{β} фільтр для бета-діапазону (13–30 Гц) виділяє активність у бета-діапазоні, яка найбільш чітко проявляється під час навантаження.
- $F_{\theta\alpha}$ фільтр для тета-альфа діапазону (4–13 Гц) відтворює перехідний режим відновлення, де частоти нижчі за альфа-діапазон поступово стають домінуючими.

Таким чином, фільтрація стохастичної основи $n(t)$ виконує роль «модулятора спектру», перетворюючи випадковий шум у структурований сигнал із чіткими

ритмічними особливостями. Саме на цьому етапі закладається відповідність між математичною моделлю та біологічними процесами у корі головного мозку.

2.1.4 Амплітудна огинаюча ЕЕГ-сигналу

Хоча частотний склад сигналу визначає його ритмічні властивості, не менш важливим є питання амплітудної динаміки. Електроенцефалографічний сигнал не є стаціонарним: його інтенсивність змінюється залежно від функціонального стану мозку. Саме тому, крім спектральної фільтрації, модель повинна враховувати змінну амплітуду, яка описує рівень активації нейронних ансамблів у різні періоди експерименту.

З фізіологічної точки зору можна виділити кілька закономірностей:

- Початковий спокій. У стані релаксації активність мозку врівноважена, амплітуда ЕЕГ-сигналу стабільна й невисока. Це відповідає базовому рівню, який у моделі приймається за одиницю ($A=1$).
- Навантаження. Під час психоемоційної чи когнітивної напруги відбувається активація великої кількості нейронів, що призводить до посилення ритмічних коливань у бета-діапазоні. Амплітуда сигналу різко зростає, що в моделі враховується коефіцієнтом підсилення $A_{max} > 1$.
- Відновлення. Після припинення навантаження мозок поступово повертається до стану спокою. Однак цей процес є не миттєвим, а розтягнутим у часі, оскільки відновлення гомеостатичного балансу потребує поступової стабілізації нейронної активності. У моделі це виражається у вигляді лінійного спадання амплітуди від рівня A_{max} до базового рівня 1.
- Заключний спокій. На завершальному інтервалі амплітуда знову стабілізується на рівні 1, що відображає повернення до вихідного стану.

Таким чином, амплітудна огинаюча є своєрідним «множником стану», який масштабує відфільтрований сигнал залежно від умов експерименту.

Математично амплітудна функція описується так:

$$\left\{ \begin{array}{ll} 1, & 0 \leq t < T_{sp1}, \\ A_{\max}, & T_{sp1} \leq t < T_{sp1} + T_{nav}, \\ A_{\max} - \left(\frac{t - T_{sp1} + T_{nav}}{T_{vidn}} \right) (A_{\max} - 1), & T_{sp1} + T_{nav} \leq t < T_{sp1} + T_{nav} + T_{nav} + T_{vidn}, \\ 1, & T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn} \leq t \leq T, \end{array} \right. , (2.5)$$

де $A_{\max}$ – максимальний рівень амплітуди під час навантаження,

Спадна функція у фазі відновлення відображає поступове повернення системи до нормального рівня активності.

У виразі (2.5) початковий спокій подано виразом:

$$A(t) = 1, \quad 0 \leq t < T_{sp1}. \quad (2.6)$$

Згідно виразу ЕЕГ-сигнал знаходиться у спокійному стані, амплітуда стабільна, а значення 1 означає базовий рівень активності.

У виразі (2.6) фазу навантаження подано виразом:

$$A(t) = A_{\max}, \quad T_{sp1} \leq t < T_{sp1} + T_{nav}. \quad (2.7)$$

Згідно виразу (2.7) під час психоемоційного чи когнітивного навантаження амплітуда збільшується до максимального значення $A_{\max}$. Це відображає активацію нейронів та підвищення ритмічної активності мозку.

У виразі (2.5) фазу відновлення подано виразом:

$$A(t) = A_{\max} - \left(\frac{t - T_{sp1} + T_{nav}}{T_{vidn}} \right) (A_{\max} - 1), \quad T_{sp1} + T_{nav} \leq t < T_{sp1} + T_{nav} + T_{nav} + T_{vidn}. \quad (2.8)$$

де $A_{\max}$ амплітуда поступово зменшується від $A_{\max}$ до 1;

$\frac{t - T_{sp1} + T_{nav}}{T_{vidn}}$ – це нормалізований час у фазі відновлення, який змінюється від

0 до 1;

Множник $(A_{\max} - 1)$ визначає загальний діапазон спадання амплітуди.

Фактично, це лінійне зменшення амплітуди, що моделює поступове повернення мозку до спокійного стану.

У виразі (2.5) спокій після відновлення подано виразом:

$$A(t) = 1, \quad T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn} \leq t \leq T. \quad (2.9)$$

Після відновлення сигнал стабілізується на базовому рівні, що відповідає нормалізації психоемоційного стану.

Отже, ця конструкція моделі огибаючої ЕЕГ-сигналу дозволяє плавно і фізіологічно обґрунтовано змінювати амплітуду сигналу у відповідності до різних фаз експерименту:

спокій $\rightarrow$ навантаження $\rightarrow$ відновлення $\rightarrow$ спокій після відновлення.

Загалом огибаюча ЕЕГ-сигналу моделює стабільну амплітуду у стані спокою, підвищення під час навантаження, поступове зниження у фазі відновлення та повернення до базового рівня після відновлення.

У поєднанні з фільтрацією стохастичної основи така огибаюча дозволяє моделі відтворювати як частотні, так і амплітудні характеристики реального ЕЕГ-сигналу, що робить її значно ближчою до фізіологічних даних.

2.1.5 Остаточна модель ЕЕГ-сигналу

На попередніх етапах було описано три ключові складові побудови імітованого ЕЕГ:

– Стохастична основа у вигляді білого шуму $n(t)$, яка моделює хаотичність нейронних процесів.

- Смугова фільтрація $s(t)$, що структурує спектр сигналу відповідно до фаз експерименту (альфа, бета або тета-альфа активність).
- Амплітудна огибаюча $A(t)$, яка масштабує сигнал залежно від функціонального стану мозку (спокій, навантаження, відновлення).

Однак для того, щоб модель була максимально наближена до фізіологічних даних, необхідно врахувати ще дві важливі особливості:

- по-перше, реальні біопотенціали мають обмежену амплітуду в межах десятків мікрівольт;
- по-друге, у будь-якому експерименті присутні артефакти вимірювання у вигляді низько-амплітудного шуму.

Об'єднання стохастичної основи, частотної фільтрації та амплітудної огибаючої формує сигнал:

$$\xi(t) = \alpha A(t)s(t) + \eta(t), \quad (2.10)$$

де α – масштабний коефіцієнт, що нормує сигнал до фізіологічного рівня ($\max|\xi(t)| \approx 55 \text{ мкВ}$);

$A(t)$ – амплітудна огибаюча, яка задає рівень активності залежно від фаз експерименту;

$s(t)$ – відфільтрований сигнал у відповідному частотному діапазоні;

$\eta(t)$ – додатковий шум малої амплітуди ($\sim 2 \text{ мкВ}$), який моделює артефакти апаратури та біологічні перешкоди.

Таким чином, формування остаточного ЕЕГ-сигналу є результатом багаторівневої трансформації випадкового процесу: хаотичний шум $\rightarrow$ виділення фізіологічних ритмів через фільтрацію $\rightarrow$ масштабування залежно від стану через огибаючу $\rightarrow$ приведення до фізіологічних меж амплітуди $\rightarrow$ додавання шуму вимірювання.

Завдяки такій багатоступеневій побудові сигнал зберігає стохастичну природу, але водночас відображає закономірності, які експериментально спостерігаються у

реальних ЕЕГ-реєстраціях. Це робить модель не лише математично коректною, але й фізіологічно обґрунтованою.

Оскільки мозкова активність не є одноманітною за частотою, повноцінне моделювання ЕЕГ передбачає також компонентне розкладання базового сигналу на частотні діапазони, які відповідають фізіологічним ритмам мозку.

Компонентне розкладання відображає, що ЕЕГ-сигнал є сумою гармонічних коливань різних частотних смуг:

$$s(t) = \sum_{k=1}^K A_k(t) \cos(2\pi f_k t + \varphi_k), \quad (2.11)$$

де $A_k(t)$ – амплітуда k -го ритму, f_k – його центральна частота, φ_k – випадкова фаза, а K – кількість ритмів. Для типового ЕЕГ-сигналу $K=5$, що відповідає основним частотним діапазнам: δ (0.5-4 Гц), θ (4-8 Гц), α (8-13 Гц), β (13-30 Гц) та γ (30-40 Гц). У стані спокою переважають α - та θ -ритми, тоді як у період психоемоційного навантаження зростає внесок β -компонент через активацію сенсомоторної кори та збільшення когнітивного навантаження. У фазі відновлення спектр поступово повертається до домінування α -активності, що вказує на стабілізацію психофізіологічних процесів.

Таким чином, компонентне розкладання відображає динамічну зміну частотної структури ЕЕГ у часі, що є ключовим індикатором реакції центральної нервової системи на навантаження. При цьому зміна амплітуд окремих частотних компонент $A_k(t)$ може бути пов'язана з регуляторними механізмами мозку, зокрема кортикальною десинхронізацією під час стресу або когнітивного напруження.

Підсумовуючи, остаточно модель ЕЕГ-сигналу з урахуванням амплітудної модуляції та частотного складу набуває вигляду:

$$\xi(t) = A(t) \sum_{k=1}^K A_k(t) \cos(2\pi f_k t + \varphi_k) + n(t). \quad (2.12)$$

Цей вираз дозволяє не лише моделювати поведінку ЕЕГ-сигналу у різних станах психоемоційної активності, але й аналізувати взаємозв'язки між амплітудними, частотними та часовими характеристиками сигналу, що відкриває можливості для моделювання адаптивних біотехнічних систем, наприклад, біокерованих протезів або нейроінтерфейсів.

2.1.6 Інтерпретація результатів моделювання

Для наочності моделювання часто відображається графічно із позначенням часових інтервалів:

- Початковий спокій ($0 \leq t < T_{sp1}$).

У цьому інтервалі сигнал характеризується домінуванням альфа-ритму та стабільною амплітудою ($A(t)=1$). Така конфігурація відповідає релаксації та мінімальній когнітивній активності. На графіку сигнал має регулярну, невисоку амплітуду, що відображає рівноважний стан нейронних ансамблів.

- Фаза навантаження ($T_{sp1} \leq t < T_{sp1} + T_{nav}$).

Переходячи до навантаження, амплітуда різко зростає ($A(t)=A_{max}$), а спектр сигналу зміщується у бета-діапазон. Це відображає активацію когнітивних процесів та стресову реакцію мозку. На графіку спостерігається підвищена частота коливань та збільшення амплітуди – чіткий «пік» активності.

- Фаза відновлення ($T_{sp1} + T_{nav} \leq t < T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn}$).

У фазі відновлення сигнал демонструє поступове зниження амплітуди від A_{max} до 1, а спектр зміщується у тета-альфа діапазон. Це відповідає переходу мозку від напруженого стану до релаксації. На графіку видно плавне зменшення інтенсивності коливань і зниження частотного компонента бета-ритму, що відображає нормалізацію активності.

- Спокій після відновлення ($T_{sp1} + T_{nav} + T_{vidn} \leq t \leq T$).

На заключному етапі амплітуда стабілізується ($A(t)=1$), а спектр повертається до альфа-ритму. Це демонструє, що мозок повернувся до початкового стану спокою. На графіку сигнал знову стає регулярним із низькою амплітудою, підтверджуючи відтворюваність початкових умов.

2.1.7 Переваги такого моделювання ЕЕГ-сигналу

Фізіологічна адекватність: завдяки поєднанню стохастичної основи, фільтрації та амплітудної огинаючої, модель відображає не лише частотні, а й амплітудні характеристики ЕЕГ.

Універсальність: змінні $T_{sp1}, T_{nav}, T_{vidn}, T_{sp2}$ дозволяють відтворювати різні сценарії експериментів.

Візуальна наочність: графічне виділення зон і підпис фаз дає змогу одразу оцінити динаміку психоемоційного стану та перевірити коректність моделі.

Таким чином, аналіз моделювання підтверджує, що багаторівнева побудова сигналу забезпечує реалістичне відображення змін активності мозку, що робить модель ефективним інструментом для тестування алгоритмів обробки ЕЕГ-сигналу та навчання аналітичних методів.

2.2 Метод визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини

2.2.1 Параметри сигналу та виділення функціональних зон

Сигнал мозку моделюється як сума ритмічних компонент та випадкового шуму:

$$x(t) = A(t)s(t) + \epsilon(t), \quad (2.13)$$

де $s(t) = s_{\delta}(t) + s_{\theta}(t) + s_{\alpha}(t) + s_{\beta}(t)$ – сумарна активність ритмів мозку ($\delta, \theta, \alpha, \beta$),

$A(t)$ – амплітудний коефіцієнт активності, що відображає різні функціональні зони,

$\epsilon(t)$ – випадковий компонент шуму, який моделює фонову активність мозку.

Для стандартного аналізу психоемоційних станів використовують $f_s = 250$ – 500 Гц, що забезпечує коректне представлення всіх ритмів до 100 Гц.

Фізіологічна структура ЕЕГ містить кілька основних гармонійних складових, кожна з яких відповідає певним когнітивним або емоційним процесам:

δ : 0.5 – 4 Гц (глибокий сон, відновлення).

θ : 4–8 Гц (емоційні реакції, медитація).

α : 8–13 Гц (спокій, релаксія, увага).

β : 13–30 Гц (активність, стрес, когнітивна напруга).

γ : 30–70 Гц (сенсорна інтеграція, вискові процеси).

Кожен із цих ритмів не існує ізольовано — вони накладаються один на одного, формуючи сумарний сигнал $x(t)$. Тому подальший аналіз потребує смугового виділення кожного ритму із перекривних діапазонів частот.

2.2.2 Виділення ритмів мозку

ЕЕГ-сигнал відображає сумарну електричну активність великої кількості нейронних популяцій головного мозку. Ця активність має осциляторний характер і проявляється у вигляді ритмів — гармонічних компонент різної частоти, які відповідають певним функціональним станам кори головного мозку.

Для кількісного аналізу динаміки психоемоційного стану необхідно виділити ці ритми з вихідного сигналу $x(t)$ та оцінити зміну їхньої енергетичної активності в часі.

Кожен ритм ЕЕГ характеризує специфічний режим функціонування нейронних ансамблів (табл.2.1).

Таблиця 2.1

Ритми ЕЕГ-сигналів

Ритм	Частота (f), Гц	Характеристика стану
δ (дельта)	0.5 – 4	Глибокий сон, відновлення, релаксація
θ (тета)	4 – 8	Емоційне напруження, медитація, внутрішня увага
α (альфа)	8 – 13	Спокійна бадьорість, відсутність когнітивного навантаження
β (бета)	13 – 30	Активна увага, емоційне та розумове навантаження

Отже, динаміка потужності кожного ритму може служити індикатором зміни функціонального стану мозку – зокрема, переходу від навантаження до відновлення.

Для первинного виділення ритмів $r \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta\}$ використовується смугова фільтрація, яка реалізує виділення частотних складових у визначених діапазонах.

Математично смуговий фільтр описується як згортка сигналу $x(t)$ з імпульсною характеристикою $h_r(t)$:

$$x_r(t) = (x * h_r)(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) h_r(t - \tau) d\tau. \quad (2.14)$$

де $h_r(t)$ – імпульсна характеристика смугового фільтра для ритму r , який пропускає коливання з частотами

Для кожного ритму $r \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta\}$ застосовується смуговий фільтр F_r :

$$s_r(t) = (F_r * x)(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h_r(\tau) x(t - \tau) d\tau, \quad (2.15)$$

де $h_r(t)$ – імпульсна характеристика смугового фільтра, що пропускає тільки частоти, характерні для конкретного ритму:

$$f \in [f_{r1}, f_{r2}], \quad (2.16)$$

де межі f_{r1}, f_{r2} визначаються відповідно до таблиці ритмів:

$$f_{\delta} \in [0, 5, 4] \text{ Гц}, \quad f_{\theta} \in [4, 8] \text{ Гц}, \quad f_{\alpha} \in [8, 13] \text{ Гц}, \quad f_{\beta} \in [13, 30] \text{ Гц}, \quad (2.17)$$

У моделі для кожного етапу психоемоційного стану застосовувалися різні фільтри:

- стан спокою: фільтр у діапазоні α -ритму (8–13 Гц);
- стан навантаження: фільтр у діапазоні β -ритму (13–30 Гц);
- відновлення: фільтр у діапазоні θ – α (4–13 Гц).

Це імітує реальну зміну частотного складу ЕЕГ, яка спостерігається у фізіологічних експериментах: при стресі активізується високочастотна β -активність, а під час відновлення – низькочастотна θ – α активність.

Таким чином, отриманий модельний сигнал має структуру:

$$x(t) = \begin{cases} A_{sp1}(t)s_a(t), & 0 \leq t < T_{sp1} \\ A_{nav}(t)s_\beta(t), & T_{sp1} \leq t < T_{sp1} + T_{nax} \\ A_{vidn}(t)s_{\theta\alpha}(t), & T_{sp1} + T_{nax} \leq t < T_{sp1} + T_{nax} + T_{vidn} \\ A_{sp2}(t)s_a(t), & T_{sp1} + T_{nax} + T_{vidn} \geq T \end{cases}, \quad (2.18)$$

Зміна фільтра відповідає зміні функціонального стану мозку:

- Перехід від α до β фільтра моделює реакцію на емоційне або когнітивне навантаження.
- Повернення до θ – α діапазону: період відновлення після стресу.
- Повторне домінування α -компоненти: відновлення базового стану.

Таким чином, фільтрація є фізіологічно мотивованим кроком, який створює основу для подальшого аналізу ритмів (α , β , θ , δ).

2.2.3 Локальна енергія через неперервне вейвлет-перетворення

Аналіз динаміки ЕЕГ-сигналів потребує методів, здатних одночасно описувати частотну та часову структуру. На відміну від класичного Фур'є-аналізу, що характеризує лише середню енергетичну щільність у всьому інтервалі спостереження, вейвлет-перетворення дозволяє локалізувати зміни енергетичного спектра в часі, забезпечуючи високу часову роздільну здатність для високих частот та високу частотну роздільну здатність для низьких частот.

Тому для оцінки енергетичної активності ритмів мозку використовується неперервне вейвлет-перетворення (НВП), яке будує часово-масштабне представлення сигналу.

2.2.4 Неперервне вейвлет-перетворення сигналу

ЕЕГ є нестационарним сигналом, тому його енергетичні характеристики змінюються в часі. Для оцінки таких змін застосовується віконна обробка – розбиття сигналу на послідовність коротких часових відрізків (вікон), у межах яких можна вважати процес квазістационарним. Залежно від мети дослідження, ширина вікна T_w обробки може становити:

- 1-2 с для високочастотних (β, γ) ритмів;
- 3-5 с для повільних (δ, θ, α) ритмів.

Нехай $x(t)$ – неперервний сигнал ЕЕГ, визначений на скінченному інтервалі $t \in [0, T]$. Віконна функція $w(t-\tau)$ локалізує аналіз навколо моменту τ .

Його неперервне вейвлет-перетворення визначається як:

$$W_x(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (2.19)$$

де $a > 0$ — масштаб (scale), обернено пропорційний частоті;

b — зсув у часі (translation);

$\psi(t)$ — базисна (материнська) вейвлет-функція;

зірочка $*$ означає комплексне спряження.

Таким чином, $W_x(a, b)$ описує кореляцію сигналу з масштабованими і зсунутими копіями вейвлета — тобто показує, наскільки сильно в сигналі присутній елемент з певною частотною структурою в певний момент часу.

2.2.5 Локальна енергія на часово-масштабній площині

Оскільки вейвлет-коефіцієнти $W_x(a, b)$ можуть бути комплексними, їхня локальна енергія визначається як квадрат модуля:

$$E_r(\tau) = \int |W_{S_r}(a_r, t)|^2 dt. \quad (2.20)$$

Таким чином, $E_r(\tau)$ є функцією часу – вона відображає локальну миттєву енергію ритму, усереднену у часовому вікні шириною T_w .

Ця величина має чіткий фізичний зміст: вона відображає енергію сигналу на масштабі a (що відповідає певному частотному діапазону) у момент часу b . Таким чином, функція $E(a,b)$ є двовимірним аналогом спектрограми, але з покращеною локалізацією завдяки властивостям вейвлета.

2.2.6 Інтегральна енергія на масштабі

Згідно з теоремою Парсеваля для вейвлет-перетворення, повна енергія сигналу зберігається при переході з часового до часово-масштабного представлення:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt = C_\psi^{-1} \int_0^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |W_x(a,b)|^2 \frac{dbda}{a^2}, \quad (2.20)$$

де C_ψ — нормувальна константа, що залежить від вибраного вейвлета:

$$C_\psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty. \quad (2.21)$$

Ця умова гарантує допустимість вейвлета, тобто можливість відновлення сигналу з його вейвлет-коефіцієнтів.

2.2.7 Енергія ритмів у часовій області

Для кожного мозкового ритму (δ , θ , α , β) вибирається певний діапазон масштабів $[a_1, a_2]$, що відповідає його частотному інтервалу $[f_2, f_1]$, згідно з оберненим співвідношенням:

$$f = \frac{f_c}{a}, \quad (2.22)$$

де f_c – центральна частота материнського вейвлета.

Локальна енергія відповідного ритму визначається інтегруванням по масштабах:

$$E_r(b) = \int_{a1}^{a2} |W_x(a, b)|^2 \frac{da}{a^2}. \quad (2.23)$$

Отримана функція $E_r(b)$ відображає часовий профіль енергетичної активності конкретного ритму – тобто, як змінюється потужність певного частотного діапазону ЕЕГ у часі.

2.2.8 Обґрунтування вибору материнського вейвлета

Для аналізу ЕЕГ-сигналів доцільно використовувати вейвлет Добеші:

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} e^{j2\pi f_0 t} e^{-t^2/2}, \quad (2.24)$$

де f_0 – центральна частота.

Цей вейвлет є гармонічною хвилею, модульованою гаусовим вікном, що забезпечує оптимальний компроміс між часовою і частотною локалізацією. Його властивості особливо добре відповідають характеристикам ЕЕГ-сигналів, які є квазісинусоїдальними коливаннями з обмеженою тривалістю.

Переваги вибору вейвлета Добеші:

- висока частотна селективність — дозволяє точно виділяти альфа-, бета-, тета- та дельта-ритми;
- гладкість і безперервність — відсутність штучних артефактів при масштабуванні;
- фізіологічна інтерпретація — форма хвилі близька до типових осциляцій нейронної активності;
- допустимість (умова $C_\psi < \infty$) — забезпечує повне відновлення сигналу.

2.2.9 Фізичний зміст локальної енергії

Локальна енергія $E_r(b)$ безпосередньо відображає тимчасову активність нейронних ансамблів, які генерують відповідний ритм.

Під час розумового або емоційного навантаження енергія швидких ритмів (β, γ) зростає, а повільних (α, θ) – зменшується.

Після припинення дії стимулу спостерігається фаза відновлення, коли $E_r(b)$ поступово повертається до базового рівня.

Саме ця динаміка, описана через $E_r(b)$, слугує базовим індикатором для подальшого розрахунку нормованої енергії та визначення моменту повного відновлення психоемоційного стану.

2.2.10 Нормування та пороговий критерій

Після виділення локальної енергії кожного ритму $E_r(t)$ та інтегральної енергії сигналу $E_{total}(t)$ необхідно визначити порогові значення, що дозволяють визначити момент відновлення психоемоційного стану.

2.2.10.1 Нормування локальної енергії ритмів

Енергія вейвлет-компонент ЕЕГ-сигналу $E_r(t)$, отримана після розкладу за масштабами, відображає миттєву активність відповідного частотного діапазону (ритму) у часі. Проте абсолютні значення енергії сильно залежать від амплітуди сигналу, потужності електродного контакту, індивідуальних особливостей шкіри, електропровідності тощо. Тому для подальшого кількісного аналізу та порівняння між ритмами необхідно виконати нормування енергії відносно її базового (спокійного) рівня.

Нехай $E_r(t)$ – неперервна функція часу, що описує локальну енергію r -го ритму (де $r \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta\}$).

У стані спокою, коли суб'єкт перебуває без зовнішніх подразників, енергія ритму характеризується середнім рівнем:

$$\mu_r = \frac{1}{t_{\text{спокій}}} \int_0^{t_{\text{спокій}}} E_r(t) dt, \quad (2.25)$$

де $t_{\text{спокій}}$ – тривалість періоду спокою.

Це середнє значення відображає типову потужність мозкової активності у спокійному стані й служить еталонною мірою для оцінювання подальших змін у стані навантаження та відновлення.

Щоб усунути вплив амплітуди, кожен миттєву енергію $E_r(t)$ перетворюють у відносну (нормовану) форму:

$$\tilde{E}_r(t) = \frac{E_r(t)}{\mu_r}. \quad (2.26)$$

У результаті нормування середня енергія ритму у спокої дорівнює одиниці:

$$\frac{1}{t_{\text{спокій}}} \int_0^{t_{\text{спокій}}} E_r(t) dt = 1. \quad (2.27)$$

Така форма дозволяє аналізувати зміни активності незалежно від абсолютного масштабу, порівнюючи різні ритми між собою та між учасниками дослідження.

Отримана функція $\tilde{E}_r(t)$ показує відхилення енергетичної активності ритму від його базового стану:

- якщо $\tilde{E}_r(t) > 1$, активність ритму підвищена (активація під час навантаження);
- якщо $\tilde{E}_r(t) < 1$, активність знижена (релаксація, відновлення);
- якщо $\tilde{E}_r(t) \approx 1$, стан системи близький до базового.

Це дозволяє дослідити, як змінюється відносна потужність кожного ритму в часі та виявити фазу відновлення після стресового або когнітивного навантаження.

Оскільки енергія ЕЕГ-сигналу є випадковим процесом, нормована функція $\tilde{E}_r(t)$ також має флуктуації навколо 1, навіть у стані спокою. Для оцінки їхнього рівня обчислюється дисперсія:

$$\sigma_r^2 = \frac{1}{t_{\text{спокій}}} \int_0^{t_{\text{спокій}}} (\tilde{E}_r(t) - 1) dt. \quad (2.28)$$

Стандартне відхилення σ_r є мірою варіабельності енергії ритму — тобто, наскільки природно коливається активність навколо середнього рівня у стабільному стані.

Цей показник надалі використовується при побудові порогового критерію відновлення, який відділяє природні флуктуації від дійсних змін у функціональному стані мозку.

З точки зору нейрофізіології, нормування енергії є еквівалентом відносного індексу активації ритму, який дозволяє оцінювати:

- ступінь дезорганізації коркових процесів під час навантаження;
- поступове повернення до гомеостатичного балансу;
- момент, коли енергетичні параметри стабілізуються в межах природної варіабельності.

Таким чином, нормування виконує роль переходу від фізичних вимірювань (мікрівольти, мікрівольти²) до біологічно осмислених безрозмірних індикаторів, придатних для кількісного аналізу відновлення психоемоційного стану.

Обґрунтування: нормування робить енергію безрозмірною, дозволяє порівнювати різні ритми та компенсує індивідуальні особливості амплітуди ЕЕГ-сигналу.

2.2.10.2 Визначення порогів для ритмів

Після нормування енергії кожного ритму $E_r(t)$ необхідно визначити порогові значення, які дозволяють встановити момент стабілізації активності ритму, тобто момент, коли мозкова активність повертається до базового рівня. Для цього формується індивідуальний поріг для кожного частотного діапазону $r \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta\}$, що враховує статистичні властивості сигналу в стані спокою.

У періоді базового стану $t \in [0, t_{\text{спокій}}]$ енергія ритму розглядається як неперервна випадкова функція $E_r(t)$, для якої обчислюються математичне сподівання та стандартне відхилення:

$$\mu_r = \frac{1}{t_{\text{спокій}}} \int_0^{t_{\text{спокій}}} E_r(t) dt, \quad \sigma_r = \sqrt{\frac{1}{t_{\text{спокій}}} \int_0^{t_{\text{спокій}}} (E_r(t) - \mu_r)^2 dt}. \quad (2.29)$$

Середнє значення μ_r відображає базову енергетичну активність ритму у стані спокою, а σ_r характеризує його природні флуктуації, зумовлені фізіологічними процесами та шумами.

Щоб порівнювати різні ритми між собою, енергію нормують відносно середнього значення:

$$\tilde{E}_r(t) = \frac{E_r(t)}{\mu_r}, \quad (2.29)$$

тоді середня енергія дорівнює 1, а стандартне відхилення переходить у безрозмірну форму σ_r/μ_r .

На основі цього вводиться порогова умова відновлення:

$$threshold_r = 1 + k \frac{\sigma_r}{\mu_r}, \quad (2.30)$$

де k – коефіцієнт чутливості (типово $k \in [0.3; 1]$), який регулює суворість критерію. Порогова функція описує межу, нижче якої енергія ритму вважається стабільною.

Така формула впливає з статистичного принципу виявлення сигналів, коли енергія в стані спокою має гаусів розподіл із параметрами (μ_r, σ_r) . Відхилення енергії від середнього рівня більш ніж на $k\sigma_r$ відповідає виходу за межі природних коливань із імовірністю, що не перевищує визначене значення помилки першого роду P_{FA} (критерій Неймана–Пірсона).

Фізіологічно це означає, що відновлення ритму фіксується лише тоді, коли його енергетичний рівень не перевищує базову активність більш ніж на величину, яка відповідає природній варіабельності сигналу. Таким чином, формула (2.30) забезпечує адаптивне, статистично й фізіологічно обґрунтоване визначення порогу для кожного ритму, незалежно від абсолютних амплітуд ЕЕГ, та гарантує стійке розпізнавання моменту відновлення без впливу випадкових коливань.

Фізіологічне обґрунтування:

- Енергія ритму в період спокою може мати коливання через природний фізіологічний шум, тому поріг визначено з урахуванням стандартного відхилення σ_r .
- Коефіцієнт k задає «зону допустимого відхилення» – коли енергія опускається нижче цього порогу, ритм вважається стабільно відновленим.

2.2.10.3 Нормування інтегрального сигналу

Активність головного мозку не обмежується проявами окремих ритмів (δ , θ , α , β), оскільки вони взаємодіють між собою, формуючи складну систему частотно-часових процесів, що відображають загальний психофізіологічний стан людини. Тому для кількісної оцінки загального рівня відновлення необхідно побудувати інтегральний показник енергетичної активності, який об'єднує інформацію від усіх частотних діапазонів.

Ідея полягає у створенні зваженого середнього енергетичного профілю мозкової активності, який дає змогу відстежувати динаміку повернення системи до стану гомеостазу після стресу чи когнітивного навантаження.

Інтегральна енергія мозкової активності визначається як середнє значення енергій усіх ритмів:

$$E_{total}(t) = \frac{1}{4} \sum_{r \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta\}} \tilde{E}_r(t). \quad (2.31)$$

Функція $E_{total}(t)$ описує загальний рівень нейронної активації у різні періоди експерименту:

- під час навантаження вона, як правило, зростає $E_{tot}(t) > 1$, відображаючи підвищення збудливості мозкової кори;
- у фазі відновлення знижується до базового рівня $E_{tot}(t) \rightarrow 1$;
- у стані спокою після навантаження стабілізується поблизу 1 із незначними флуктуаціями.

Така поведінка є інтегральним маркером психоемоційного відновлення, оскільки відображає узгоджену динаміку всіх основних ритмів, а не окремих частотних компонент.

Якщо якийсь ритм затримує відновлення, це відбивається в інтегральному показнику як відхилення від стабільного рівня.

Порогова величина для інтегральної енергії:

$$threshold_{total} = \frac{1}{4} \sum_{r \in \{\delta, \theta, \alpha, \beta\}} threshold_r. \quad (2.32)$$

Теоретичне обґрунтування:

- Інтегральний сигнал дозволяє оцінити загальний психоемоційний стан людини, усереднюючи активність всіх ритмів.
- Власний поріг для інтегрального сигналу забезпечує узгодженість з порогами окремих ритмів, тобто момент відновлення інтегральної активності відповідає моменту відновлення всіх або більшості ритмів.

2.2.10.4 Статистичне обґрунтування

Використання порогів на основі середньої та стандартного відхилення базового стану має такі переваги:

- Враховується індивідуальна амплітуда сигналу, оскільки поріг масштабується відносно середньої енергії спокою.
- Статистично гарантує, що випадкові флуктуації не сприймаються як відновлення, завдяки включенню σ_r .
- Дозволяє визначити стійкий стан відновлення для кожного ритму окремо та для інтегрального сигналу.

Таким чином, метод передбачає порогові величини для кожного ритму і для інтегральної енергії, що робить визначення моменту відновлення об'єктивним, індивідуально адаптованим та фізіологічно обґрунтованим.

2.2.11 Визначення моменту відновлення

Момент відновлення визначається як час, коли нормована енергія сигналу вперше стає меншою або рівною порогу, і надалі залишається стабільною протягом певного інтервалу ΔT , що гарантує відсутність короточасних коливань:

$$t_{\text{відн}} = \min \{t \in [t_0, T] : \tilde{E}_{\text{инт}}(\tau) \leq \text{threshold}_{\text{инт}} \forall \tau \in [t, t + \Delta T_{\text{см}}]\}. \quad (2.33)$$

У фізичному сенсі це момент, коли енергетика всіх основних ритмів повертається в межі природної варіації, характерної для стану спокою.

Часто $\Delta T_{\text{см}}$ обирається в межах 3-5 секунд для усереднення короточасних флуктуацій.

Момент відновлення для кожного ритму визначається як:

$$t_{\text{recovery},r} = \min \{t > t_{\text{навантаження}} : \forall \tau \in [t, t + \Delta T_{\text{hold}}], \tilde{E}_r(\tau) < \text{theshold}_r\}. \quad (2.34)$$

Для інтегральної енергії:

$$t_{recovery,total} = \min \{ t > t_{навантаження} : \forall \tau \in [t, t + \Delta T_{hold}], \tilde{E}_{total}(\tau) < threshold_{total} \}, \quad (2.35)$$

Теоретичне обґрунтування:

- ΔT_{hold} – мінімальна тривалість стійкого зниження, яка забезпечує надійне визначення моменту відновлення, усуваючи випадкові коливання сигналу.
- Повернення енергії ритму до порогу $threshold_r$ відповідає поверненню психоемоційного стану людини до базового рівня.

Отже, етап визначення моменту відновлення завершує аналітичний ланцюг методу. Він спирається на поєднання фізіологічно обґрунтованих ритмічних характеристик, адаптивних статистичних порогів і неперервного енергетичного аналізу, забезпечуючи об'єктивну та кількісну оцінку часу нормалізації психоемоційного стану.

Метод заснований на неперервному вейвлет-перетворенні з ортогональним материнським вейвлетом Добеші, дозволяє оцінити локальну енергію ритмів мозку, нормувати її по базовому періоду та визначити стійкі часові показники відновлення. Теоретично метод забезпечує:

- одночасну локалізацію у часі та частоті,
- статистичне усунення індивідуальних особливостей,
- надійне виділення моментів відновлення психоемоційного стану.

2.3 Алгоритм визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини

Метод визначення моменту відновлення психоемоційного стану людини базується на аналізі енергетичних характеристик мозкової активності, отриманих із ЕЕГ-сигналу. Алгоритм включає низку взаємопов'язаних етапів, що забезпечують послідовний перехід від сирих даних до кількісних показників відновлення.

На рис. 2.1 подано алгоритм запропонованого методу, у якій узагальнено всі основні кроки.

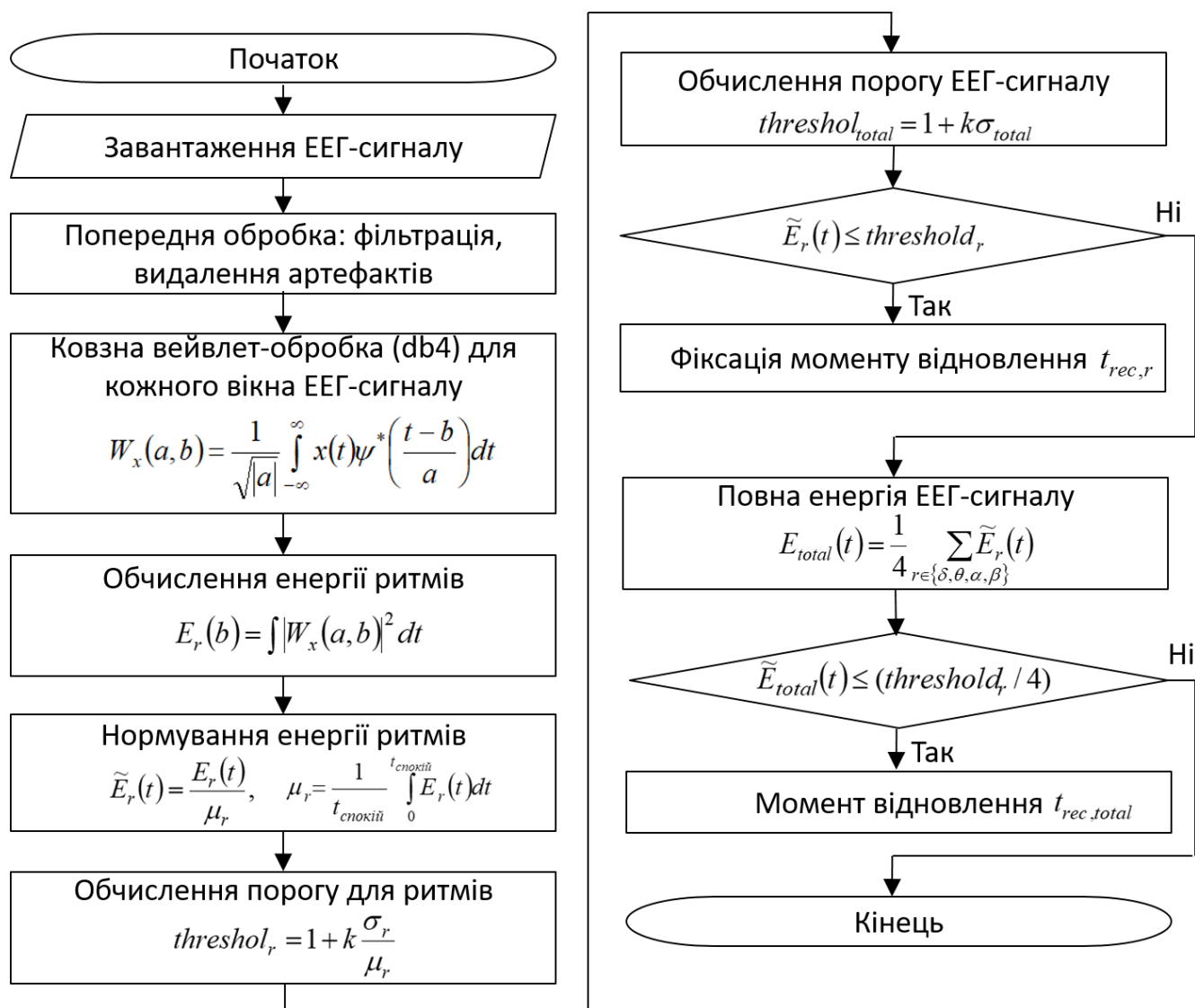


Рис.2.1. Алгоритм визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини

Оскільки цей ЕЕГ-сигнал містить шумові та артефактні складові, на першому етапі проводиться його попередня обробка, яка включає смугове фільтрування та видалення артефактів руху, моргання, а також високочастотних і низькочастотних перешкод.

Це забезпечує отримання стабільного й фізіологічно достовірного сигналу, який є основою для подальшого аналізу.

Після попереднього очищення виконується смугова фільтрація, яка дає змогу виділити основні частотні ритми мозкової діяльності: дельта (0.5–4 Гц); тета (4–8 Гц); альфа (8–13 Гц); бета (13–30 Гц).

Кожен смуговий фільтр пропускає лише ті частоти, що відповідають відповідному ритму, дозволяючи отримати окремий сигнальний компонент $x_r(t)$.

Цей крок є фундаментальним, оскільки забезпечує фізіологічно обґрунтоване розділення ритмів перед детальним часово-частотним аналізом.

Виділені ритми піддаються обробці за допомогою неперервного вейвлет-перетворення, яке дозволяє не лише визначити їхню частотну структуру, а й простежити її зміну в часі $W_x(a,b)$.

На відміну від фільтрації, яка забезпечує лише виділення частотних діапазонів, вейвлет-перетворення дозволяє локалізувати активність ритмів у кожний момент часу.

Це особливо важливо для оцінки процесів навантаження та відновлення, які мають нестационарний характер.

На основі отриманих вейвлет-коефіцієнтів для кожного ритму обчислюється локальна енергія $E_r(b)$.

Енергія $E_r(b)$ відображає інтенсивність нейронних осциляцій у відповідному ритмі.

Під час психоемоційного або когнітивного навантаження зазвичай підвищується енергія швидких ритмів (β), тоді як енергія повільних ритмів (θ , α) — зменшується, що забезпечує орієнтовний показник змін функціонального стану мозку.

Для забезпечення коректного порівняння ритмів між собою та між різними випробуваними проводиться нормування енергії відносно базового періоду спокою $\tilde{E}_r(t)$.

Таке нормування нівелює індивідуальні коливання амплітуди ЕЕГ-сигналу та переводить енергію в безрозмірну форму.

Після нормування середня енергія ритму у спокої дорівнює 1, а відхилення від цього значення відображають ступінь активації чи релаксації мозку.

Також обчислюється стандартне відхилення σ_r , яке характеризує природні флуктуації енергії в стані спокою.

Для кожного ритму визначається пороговий рівень, який задає межу, нижче якої ритм вважається стабільним $threshold_r$.

Цей етап є статистично обґрунтованим, оскільки поріг базується на природній мінливості сигналу в періоді спокою та запобігає хибному визначенню моменту відновлення через випадкові коливання енергії.

Після завершення дії навантаження відстежується момент, коли нормована енергія ритму вперше стає меншою або дорівнює пороговому значенню та залишається в цих межах упродовж мінімального інтервалу стабільності ΔT . Цей інтервал запроваджено для виключення хибних визначень, викликаних короткочасними флуктуаціями сигналу.

Таким чином визначається момент відновлення кожного ритму $t_{rec,r}$.

Оскільки психоемоційний стан формується взаємодією всіх ритмів, для отримання комплексної оцінки обчислюється інтегральна енергія $E_{total}(t)$.

Інтегральна енергія підлягає такому ж нормуванню і має власний пороговий рівень, аналогічний до індивідуальних ритмів.

Момент відновлення інтегральної енергії визначається за тією ж логікою: енергія повинна стабільно (протягом інтервалу ΔT) не перевищувати порогу.

Цей час вважається моментом повного відновлення психоемоційного стану $t_{rec,total}$.

Запропонований алгоритм (рис. 2.1) демонструє послідовну логіку переходу від багатокомпонентного ЕЕГ-сигналу до кількісного показника відновлення психоемоційного стану.

Смугова фільтрація забезпечує коректне виділення фізіологічно значущих ритмів, а вейвлет-перетворення їхню часову локалізацію.

Енергетичний аналіз, нормування та статистичні пороги дозволяють об'єктивно оцінити процеси нейронної регуляції та визначити момент відновлення як окремих ритмів, так і загального функціонального стану мозку.

2.4 Висновки до розділу 2

У розділі розроблено теоретичні основи методу визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами, що включають математичне моделювання структури сигналу, формалізацію фаз психоемоційного навантаження та відновлення, а також побудову алгоритмічної процедури виявлення моменту стабілізації енергетичних характеристик.

Побудована математична модель відтворює динаміку ЕЕГ-сигналу на основі стохастичної природи нейронної активності та її спектральних властивостей. У моделі враховано ключові фізіологічні аспекти: поділ сигналу на функціональні інтервали (спокій – навантаження – відновлення – стабілізація), смугову фільтрацію для формування домінантних ритмів (α , β , θ - α), а також амплітудну огинаючу, що описує зміну інтенсивності мозкової активності залежно від стану. Це забезпечило можливість адекватно моделювати поведінку ритмів у різних фазах психоемоційного процесу.

На основі неперервного вейвлет-перетворення сформовано метод визначення часових показників відновлення, у якому локальна енергія ритмів мозку виступає інформативною характеристикою зміни нейронної активності. Запропоновано процедуру нормування енергетичних значень відносно базового стану та пороговий критерій, що дозволяє кількісно визначити момент стабілізації сигналу після навантаження. Обґрунтовано вибір материнського вейвлета, описано фізичний зміст локальної та інтегральної енергії, а також сформовано критерії повернення до базового рівня.

Також розроблено алгоритм визначення часу відновлення, що включає послідовні етапи обробки: фільтрацію, вейвлет-аналіз, інтегральну енергетичну оцінку, нормування, визначення порогового рівня та ідентифікацію точки стабілізації. Алгоритм чітко формалізує процес переходу від сирого ЕЕГ-сигналу до кількісного показника відновлення, що забезпечує можливість його програмної реалізації.

Таким чином, у розділі сформовано теоретико-методологічну основу інтелектуальної системи визначення часових показників відновлення

психоемоційного стану, що поєднує математичну модель, вейвлет-енергетичний аналіз і алгоритмічні процедури, необхідні для подальшої практичної реалізації у програмному забезпеченні та проведення експериментальних досліджень у розділі 3.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ВИЗНАЧЕННЯ ЧАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

3.1 Розробка програмного забезпечення інтелектуальної системи для обробки ЕЕГ-сигналів

Розроблене програмне забезпечення інтелектуальної системи для аналізу ЕЕГ-сигналів реалізоване у середовищі MATLAB та призначене для автоматизованого визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини. Програма виконує повний цикл обробки даних – від завантаження ЕЕГ-сигналу до обчислення моментів відновлення для окремих мозкових ритмів та інтегрального показника. Алгоритм роботи ПЗ відтворює математичні моделі, наведені у розділі 2, та реалізує відповідні етапи аналізу у вигляді послідовних процедур.

3.1.1 Підготовка робочого середовища MATLAB

Перед початком обробки необхідно очистити середовище, видалити попередні графічні вікна та встановити єдині параметри відображення. Це забезпечує коректну роботу скрипта та уніфікований вигляд усіх побудованих графіків. Відповідний фрагмент коду наведено нижче:

```
clear; clc; close all;
```

```
%% --- Глобальні параметри відображення ---  
set(groot,'defaultAxesFontSize',14);  
set(groot,'defaultTextFontSize',14);  
set(groot,'defaultLineLineWidth',1.5);
```

3.1.2 Завдання параметрів сигналу та завантаження ЕЕГ-даних

На цьому етапі формуються основні характеристики сигналу: частота дискретизації, тривалість запису, часовий вектор. Також виконується завантаження

ЕЕГ-сигналу з файлу та встановлюються часові інтервали різних експериментальних станів. Вказані значення є критичними для подальшої обробки та візуалізації:

```
%% --- 1. Параметри сигналу ---
fs = 256;                % частота дискретизації (Гц)
T = 210;                 % тривалість сигналу (с)
t = (0:1/fs:T-1/fs)';   % часовий вектор
N = length(t);

% Завантаження сигналу (в одиницях мкВ)
EEG = load('c:/eeg_emoc.dat');

% Межі зон (стадії експерименту)
t_spocij_end      = 60;
t_navantazh_end   = 90;
t_vidnovlennya_end = 180;
```

3.1.3 Візуалізація сирого ЕЕГ-сигналу

Для аналізу психоемоційних станів важливо відобразити первинний ЕЕГ-сигнал у часовій області. Додатково візуально виділяються етапи експерименту: спокій, навантаження, відновлення та спокій після. Це дозволяє легко зіставити зміни біоелектричної активності мозку з різними станами суб'єкта. Реалізація представлена нижче:

```
%% --- 2. Відображення сирого ЕЕГ-сигналу ---
figure('Name','EEG Signal','Color','w');
plot(t, EEG, 'k');
xlabel('Час, с');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
title('ЕЕГ-сигнал: спокій → навантаження → відновлення → спокій після');
grid on; axis tight; hold on;

yl = ylim;

% Заліплення зон (для кращої візуалізації)
patch([0 t_spocij_end t_spocij_end 0], yl([1 1 2 2]), [0.9 1 0.9], 'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');
patch([t_spocij_end t_navantazh_end t_navantazh_end t_spocij_end], yl([1 1 2 2]), [1 0.7 0.7], 'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');
patch([t_navantazh_end t_vidnovlennya_end t_vidnovlennya_end t_navantazh_end], yl([1 1 2 2]), [0.9 0.9 1], 'FaceAlpha',0.15,'EdgeColor','none');
patch([t_vidnovlennya_end T T t_vidnovlennya_end], yl([1 1 2 2]), [0.85 1 0.9], 'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');

text(30, yl(2)*0.9, 'Спокій', 'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
text(75, yl(2)*0.9, 'Навантаження', 'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
text(135, yl(2)*0.9, 'Відновлення', 'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
text(195, yl(2)*0.9, 'Спокій після', 'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
hold off;
```

3.1.4 Реалізація ковзного вейвлет-аналізу ЕЕГ-сигналу

Для оцінки динаміки різних ЕЕГ-ритмів застосовується ковзний вейвлет-аналіз, який дозволяє отримати частотно-часове представлення сигналу. Спершу задається параметри ковзного вікна, з використанням яких сигнал розбивається на короткі сегменти:

```
%% --- 3. Ковзний вейвлет-аналіз ---
win_length = 5;      % довжина вікна (с)
win_step   = 1;      % крок (с)
Lwin       = round(win_length * fs);
Lstep      = round(win_step   * fs);
num_windows = floor((N - Lwin) / Lstep) + 1;
```

Після цього кожне вікно окремо піддається багаторівневому вейвлет-розкладанню методом Daubechies 4, з подальшим обчисленням енергії кожного частотного ритму:

```
[C,L] = wavedec(segment, 6, 'db4');

d3 = detcoef(C,L,3); %  $\beta$ 
d4 = detcoef(C,L,4); %  $\alpha$ 
d5 = detcoef(C,L,5); %  $\theta$ 
d6 = detcoef(C,L,6); %  $\delta$ 
a6 = appcoef(C,L,'db4',6);

% Енергія ритмів  $\rightarrow$  (мкВ)2
beta_energy(k) = sum(d3.^2);
alpha_energy(k) = sum(d4.^2);
theta_energy(k) = sum(d5.^2);
delta_energy(k) = sum(d6.^2) + sum(a6.^2);
```

Таким чином забезпечується отримання енергетичних характеристик ЕЕГ у діапазонах дельта, тета, альфа та бета активності.

3.1.5 Процедура нормування енергетичних характеристик

Оскільки ЕЕГ-сигнали різних досліджуваних можуть суттєво відрізнятися за амплітудними значеннями, застосовується нормування відносно базового стану, тобто перших 60 секунд експерименту. Спершу формується індекс базового сегмента:

```
%% --- 4. Нормування енергій (безрозмірні значення) ---
baseline_idx = time_marks < t_spocij_end;
```

Потім виконується обчислення середніх значень та нормування енергій:

```
bands = {'Дельта', 'Тета', 'Альфа', 'Бета'};
energies = {delta_energy, theta_energy, alpha_energy, beta_energy};
norm_energies = cell(size(energies));
```

А також визначення порогів для оцінювання стабілізації:

```
thresholds = zeros(size(energies));
```

Цей підхід дозволяє отримати абсолютні безрозмірні показники, придатні для подальшого порівняння та автоматичної інтерпретації.

3.1.6 Автоматизоване визначення моменту відновлення психоемоційного стану

Після навантаження алгоритм повинен автоматично визначити момент, коли енергетичні показники ритмів повертаються до рівнів, близьких до базових. Для цього аналізується кілька послідовних вікон:

```
hold_windows = 3;
if all(block < thresholds(b))
    recovery_times(b) = time_marks(idx_after(i));
    break;
end
```

Три послідовні вікна, де енергія ритму опускається нижче порогу, вважаються ознакою відновлення функціонального стану. Аналогічно визначається інтегральний момент відновлення для сумарної енергії всіх ритмів.

3.1.7 Візуалізація нормованих енергетичних характеристик

Щоб проаналізувати динаміку кожного ритму окремо, будується панель із чотирьох графіків. Для кожного ритму відображається нормована енергія, поріг та момент відновлення:

```
subplot(4,1,b);
plot(time_marks, norm_energies{b}, 'Color', colors(b,:), 'LineWidth',1.5); hold on;
yline(thresholds(b),'--','Попіг', 'Color',[0.4 0.4 0.4]);

xline(t_spocij_end,'k--','60 c');
xline(t_navantazh_end,'k--','90 c');
```

Таке графічне подання дозволяє швидко і наочно оцінити, в які моменти змінюється активність мозку в кожному частотному діапазоні.

3.1.8 Побудова інтегрального нормованого сигналу

Задля комплексної оцінки стану формується інтегральний показник, який враховує всі частотні ритми одночасно. Його графічне відображення наведене у такому фрагменті коду:

```
figure('Name','Total Processed EEG','Color','w');
plot(time_marks,total_energy,'b'); hold on;
yline(total_threshold,'--','Середній попіг');

xline(t_spocij_end,'k--','60 c');
xline(t_navantazh_end,'k--','90 c');
```

Інтегральний підхід дозволяє визначати момент відновлення набагато точніше, оскільки він ґрунтується на комплексній оцінці всіх ритмічних компонент.

Розроблене програмне забезпечення MATLAB реалізує повний цикл аналізу ЕЕГ-сигналів та дозволяє:

- отримувати детальні частотно-часові характеристики;
- нормувати енергію ритмів відносно базового стану;
- автоматично визначати моменти відновлення;
- наочно представляти результати у вигляді графіків.

Такий підхід забезпечує високу інформативність та об'єктивність оцінки психоемоційного стану суб'єкта.

3.2 Результати визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами

На рис. 3.2 представлено часову реалізацію ЕЕГ-сигналу, зареєстрованого під час експерименту зі психоемоційним навантаженням.

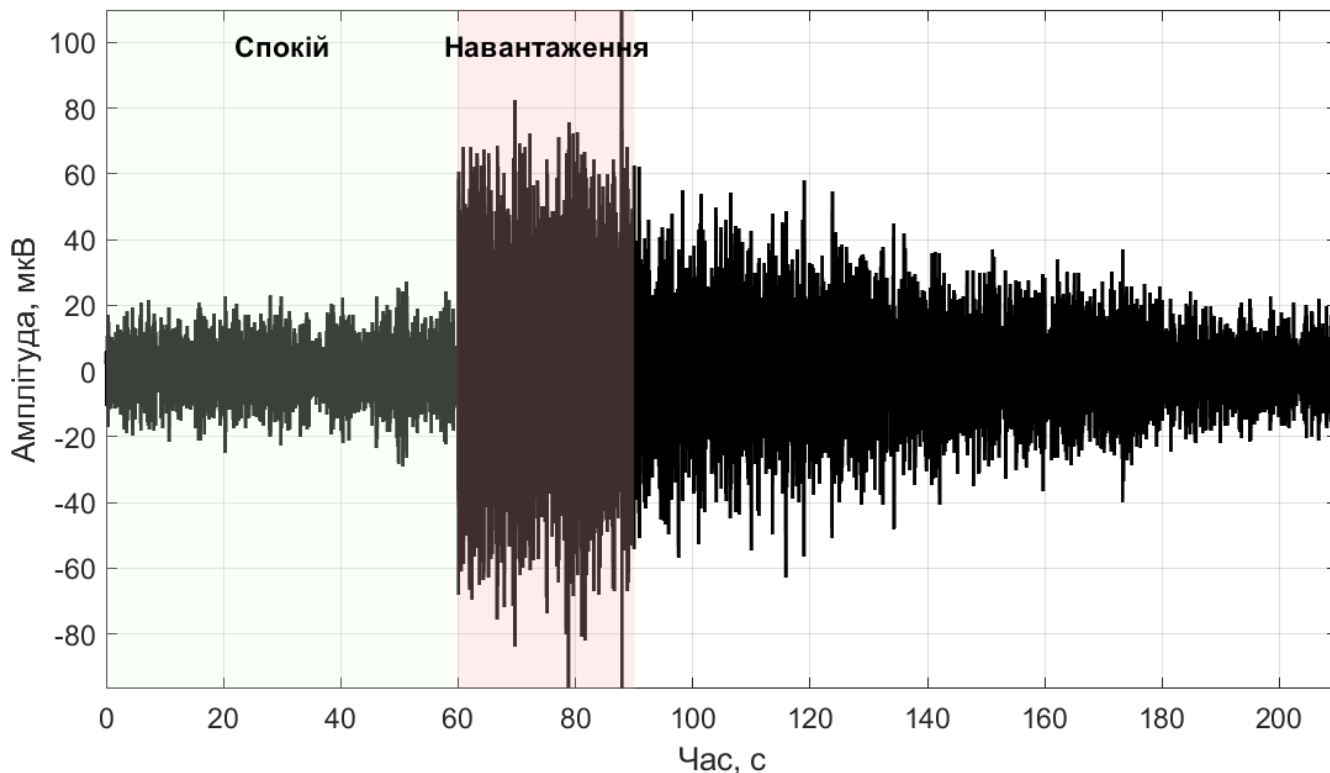


Рис.3.2. Реалізація ЕЕГ-сигналу при психоемоційному навантаженні
(дані з локальної бази даних кафедри біотехнічних систем – дистанційни курс)

Графік демонструє динаміку амплітудних коливань біоелектричної активності мозку протягом усього експериментального протоколу тривалістю близько 210 секунд. Для зручності аналізу на рис.3.2 виділено чотири функціональні стани, кожен з яких відповідає різним рівням психоемоційної активності досліджуваного.

На початковому відрізку сигналу спостерігається відносно низькоамплітудна, рівномірна активність. Амплітуда коливань коливається переважно в межах ± 20 мкВ, що характерно для стану релаксації та відсутності зовнішнього психоемоційного подразнення. Цей сегмент використовується як базова (еталонна) ділянка для подальшої нормалізації енергетичних показників.

У період прикладення психоемоційного навантаження спостерігається різке зростання амплітуди ЕЕГ-сигналу, що може досягати значень понад ± 60 мкВ. Сигнал стає більш нерівномірним та насиченим високочастотними компонентами. Така поведінка ЕЕГ-сигналу є типовою для реакції нервової системи на стресовий або когнітивно напружений стимул.

Після припинення навантаження амплітуда ЕЕГ-сигнал поступово зменшується, хоча зберігається певна підвищена варіативність у порівнянні з базовим рівнем. На цій ділянці сигнал показує транзиторний характер нормалізації: амплітудні значення поступово стабілізуються, відображаючи процес відновлення психоемоційного стану.

Наприкінці запису амплітуда сигналу повертається до значень, близьких до стартових (базових). Активність стає рівномірнішою, що свідчить про повне відновлення після навантаження. Цей сегмент підтверджує завершення адаптаційної реакції мозку.

Загалом рисунок наочно ілюструє, як психоемоційне навантаження впливає на амплітудно-часову структуру ЕЕГ-сигналу, а також демонструє характерну динаміку переходів між функціональними станами. Виділення кольорових зон допомагає чітко співвіднести зміни сигналу з конкретними фазами експерименту та сприяє подальшому аналізу енергетичних та частотних параметрів ЕЕГ у кожній з них.

Динаміка енергії ЕЕГ-ритмів (вейвлет, окремі графіки)

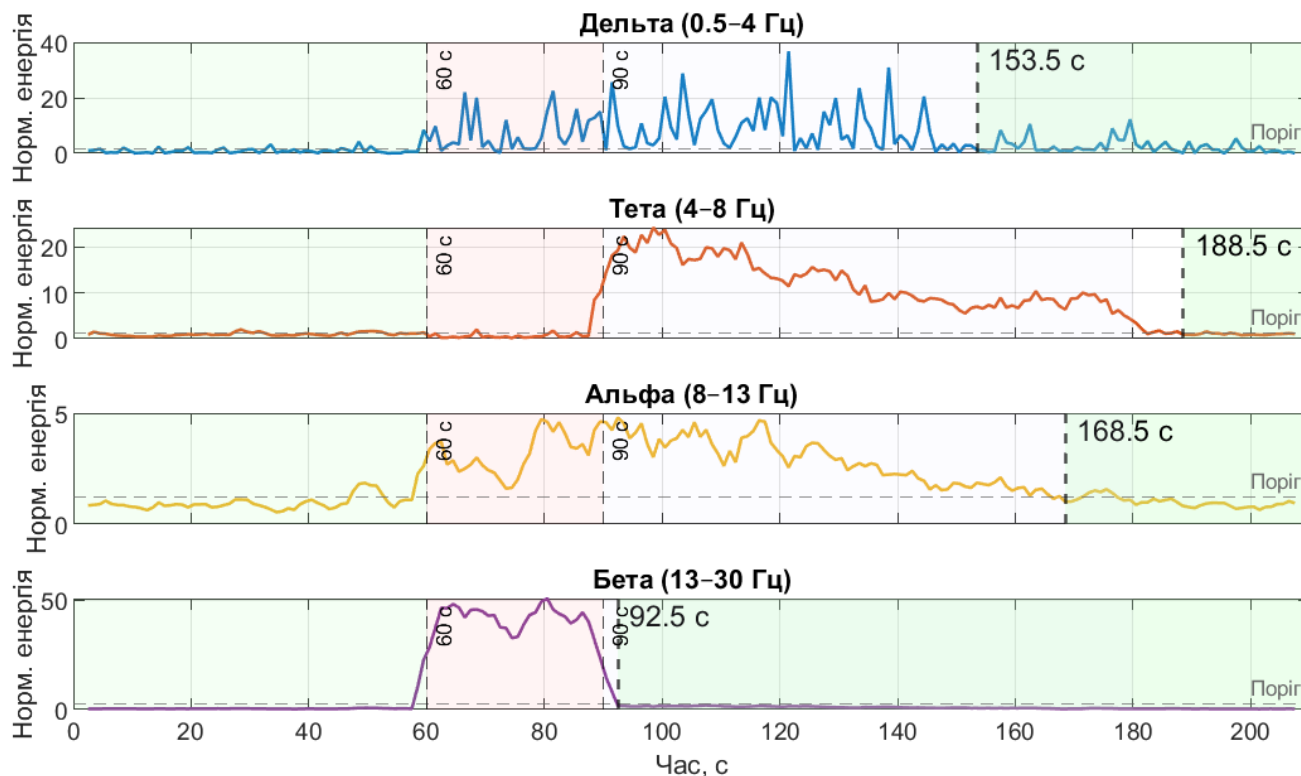


Рис.3.3. Динаміка енергії ЕЕГ-ритмів (вейвлет в базисі Добеші)

На рис. 3.3 подано результати вейвлет-енергетичного аналізу ЕЕГ-сигналу, виконаного із застосуванням материнського вейвлета Daubechies 4 (db4). Графік складається з чотирьох окремих панелей, кожна з яких відображає динаміку нормованої енергії відповідного частотного діапазону ЕЕГ: дельта, тета, альфа та бета ритмів. Зміни енергії представлені у часовому діапазоні від 0 до 210 секунд та узгоджені з фазами експерименту: спокій, навантаження, відновлення та спокій після. Для зручності інтерпретації ці зони відображені кольоровими фонами.

У першій панелі подано нормовану енергію дельта-діапазону.

На початковому етапі (0-60 с) рівень енергії залишається стабільно низьким, що відповідає природному стану спокою. Під час психоемоційного навантаження (60–90 с) спостерігається зростання окремих піків енергії, однак найбільш суттєве підвищення настає у фазі відновлення (90–180 с), де енергія демонструє характерні коливання із високими амплітудами. Момент стабілізації дельта-ритму зафіксовано

приблизно на 153,5 с, коли нормована енергія знижується нижче порогового рівня та утримується на ньому протягом кількох вікон.

На другій панелі подано зміну енергії тета-коливань.

У стані базового спокою (0–60 с) енергія залишається мінімальною. Після введення навантаження відбувається різке підвищення енергії, що досягає максимальних значень і зберігається протягом більшої частини фази відновлення. Це характерно для когнітивної активації та емоційного збудження. Повернення до стабільного рівня відбувається значно пізніше порівняно з іншими ритмами – приблизно на 188,5 с, що свідчить про повільніший характер відновлення тета-діапазону після навантаження.

Третя панель відображає поведінку альфа-ритму.

У початковому стані спокою спостерігається типове низькоамплітудне підвищення, характерне для розслабленого стану з відкритими очима. Під час навантаження енергія альфа-ритму зростає, що може бути пов'язано з пригніченням зовнішньої обробки інформації та переключенням ресурсів мозку на внутрішні процеси. У фазі відновлення енергія поступово зменшується. Момент повернення до базового рівня визначено на 168,5 с.

У четвертій панелі показано зміну енергії бета-коливань.

Енергія бета-ритму найбільш чутлива до появи психоемоційного навантаження: уже на початку навантажувальної фази (60–90 с) вона стрімко підвищується, досягаючи максимуму близько 75–85 с. Така реакція відповідає активації кори головного мозку, характерної для стресових, когнітивних або тривожних станів.

Після навантаження рівень енергії швидко знижується. Відновлення фіксується найраніше серед усіх ритмів — приблизно на 92,5 с, що свідчить про швидке реагування та швидку нормалізацію бета-діапазону.

На рис.3.4 подано графік зміни сумарної нормованої інтегральної енергії ЕЕГ-сигналу, отриманої шляхом неперервної вейвлет-обробки в базисі Добеші.



Рис.3.4. Суцільний оброблений ЕЕГ-сигнал в базисі Добеші (інтегральна енергія)

Графік на рис.3.4 поділено на три ключові інтервали, які позначені різним фоновим кольором:

1. Початковий спокій (0– $\approx$ 60 с):
 - Енергія сигналу низька та стабільна, коливання мінімальні.
 - Цей інтервал використовується як базовий період нормування.
2. Період психоемоційного навантаження ($\approx$ 60–90 с):
 - Після переходу через поріг енергія різко зростає.
 - Фіксуються виражені піки (до значень 15–20 умовних одиниць), що відображає високу активність мозку під час стресу або когнітивного навантаження.
 - На графіку вертикальні пунктирні лінії позначають початок і кінець цього періоду.
3. Фаза відновлення ($\approx$ 90–186 с):
 - Енергія поступово зменшується, проте ще присутні нерівномірні коливання.
 - З часом коливання стають слабшими та більш стабільними.

Після $\approx$ 186,5 с енергія сигналу наближається до рівня середнього порога прийняття рішення про відновлення, і далі спостерігається стабільна

низькоамплітудна активність – це свідчить про повернення психоемоційного стану до робочого (нормального) рівня.

На рис.3.5 представлено реалізацію ЕЕГ-сигналу, на яку перенесено попередньо визначені часові зони: спокій, психоемоційне навантаження, відновлення та фінальний спокій.

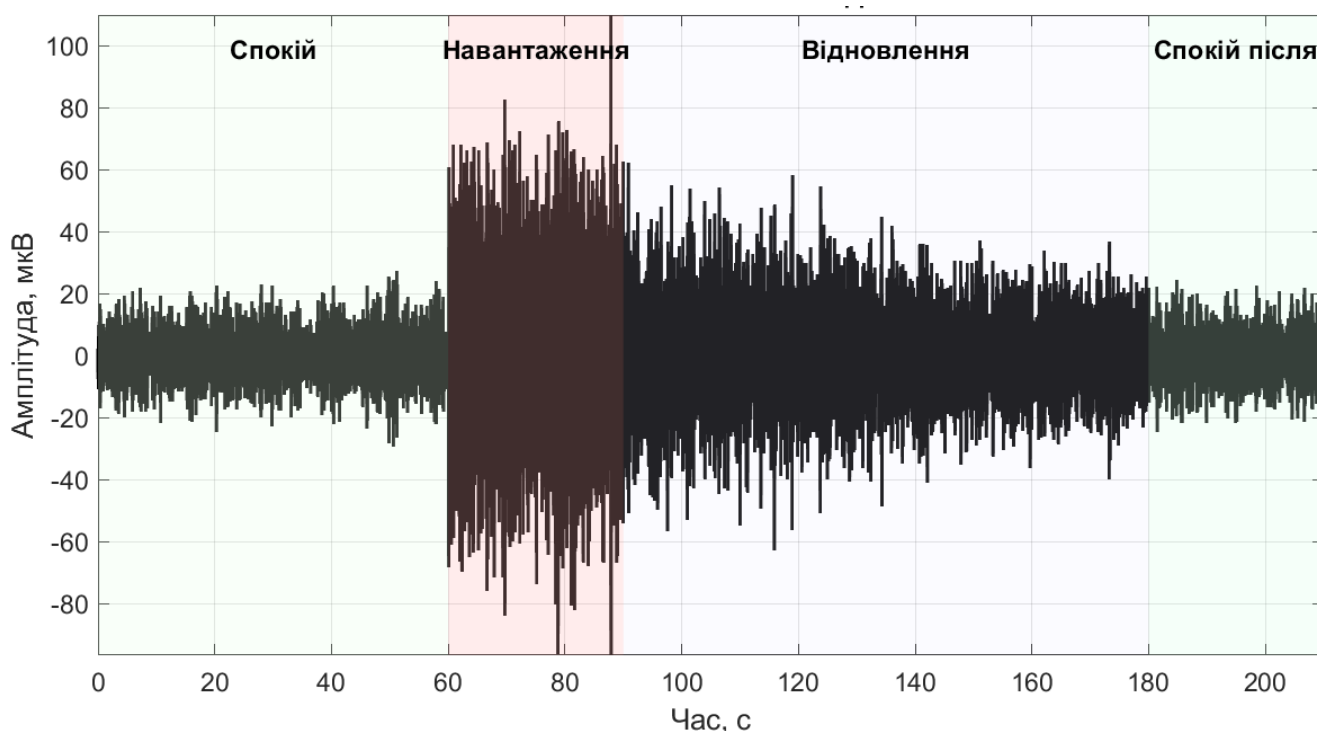


Рис.3.5. Реалізація ЕЕГ-сигналу при психоемоційному навантаженні з позначеннями усіма часовими зонами переходів

Це дозволяє наочно зіставити амплітудні зміни сирого сигналу з виділеними фазами функціонального стану мозку.

3.3 Висновки до розділу 3

У третьому розділі здійснено практичну реалізацію інтелектуальної системи визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами, яка відповідає поставленій у роботі меті та темі. Система реалізована у вигляді програмного забезпечення в середовищі Matlab, що забезпечило можливість

інтеграції математичної моделі, методів аналізу та алгоритмічних рішень у єдину функціональну платформу.

Розроблене ПЗ виконує повний цикл обробки ЕЕГ-сигналу: завантаження та підготовку даних, фільтрацію, неперервне вейвлет-перетворення, розрахунок локальної та інтегральної енергії, нормування відносно базового стану та автоматичне визначення моменту стабілізації після психоемоційного навантаження. Завдяки інструментам Matlab реалізовано наочну візуалізацію енергетичних карт, спектральних розподілів і виділених зон аномалій, що дозволило детально оцінити динаміку змін мозкової активності.

Експериментальні результати, отримані на реальних ЕЕГ-даних, підтвердили коректність математичної моделі та вейвлет-енергетичного підходу. Виявлено, що зміни енергетичних характеристик сигналу чітко відповідають фазам «спокій – навантаження – відновлення», а пороговий критерій, імплементований у системі, забезпечує точне визначення моменту повернення показників до базових значень. Побудовані графічні моделі та результати зонування сигналу показали стабільну роботу алгоритмів і їх відповідність фізіологічній природі ЕЕГ.

Отже, у цьому розділі доведено працездатність і ефективність інтелектуальної системи, реалізованої у Matlab, та підтверджено її здатність автоматизовано й об'єктивно визначати час відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами. Це свідчить про її практичну цінність для медичної практики, психофізіологічних досліджень і систем підтримки прийняття рішень.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Охорона праці при виконанні кваліфікаційної роботи, присвяченої розробленню інтелектуальної системи визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами, є комплексною сферою діяльності, що охоплює технічні, організаційні, санітарно-гігієнічні, психофізіологічні та інформаційні аспекти безпеки. Дослідження такого типу передбачають взаємодію людини з комп'ютерним обладнанням, медичною апаратурою, аналітичним програмним забезпеченням та фізіологічними даними, що зумовлює підвищений рівень вимог до організації безпечних умов роботи. Цей підрозділ спрямований на розкриття ключових положень, які забезпечують безпечне середовище під час виконання програмно-інженерних, вимірювальних, лабораторних та аналітичних процедур, характерних для цього дослідження.

Одним із базових документів, що регламентує загальні вимоги безпеки, є Закон України «Про охорону праці», який визначає обов'язки суб'єктів наукової та освітньої діяльності щодо забезпечення безпечних умов праці. Усі роботи, виконані в межах цього дослідження, проводилися відповідно до його положень. Дослідник зобов'язаний дотримуватися технологічних регламентів роботи з комп'ютерною технікою, медичним обладнанням, інженерними вимірювальними системами та інформаційними ресурсами. Окрім загальних норм, значну роль відіграють спеціалізовані стандарти, такі як ДСанПіН 3.3.2-007-98, що визначає вимоги до роботи з відеодисплейними терміналами, НПАОП 0.00-1.28-10 щодо експлуатації електронно-обчислювальних машин, ДСТУ EN 60601-1:2015 щодо медичної електробезпеки, а також ДБН В.2.5-28:2018 і ДБН В.1.1-7:2016, що регламентують освітлення, мікроклімат та пожежну безпеку приміщень.

Оскільки значна частина роботи виконувалася за комп'ютером у середовищі Matlab, особлива увага приділялася правильній організації робочого місця, що

впливає на безпеку та ефективність праці. Екран монітора розташовується на відстані не менше 50–70 см від очей, при цьому верхній його край має бути на рівні горизонтальної лінії погляду. Такі параметри дозволяють зменшити навантаження на очні м'язи та шийний відділ хребта, що особливо важливо у випадку тривалої роботи з графічними інтерфейсами Matlab, включно з побудовою спектрограм, часових залежностей та просторових моделей ЕЕГ-сигналів.

Освітлення відповідно до вимог ДБН В.2.5-28:2018 повинно бути рівномірним, без відблисків та надмірної яскравості, а загальний рівень освітленості робочої зони становити приблизно 300–500 лк. Оскільки при аналізі ЕЕГ-сигналів важливу роль відіграє точність зорового сприйняття графічних даних, недотримання норм освітлення може призвести до зорового перенапруження та зниження якості дослідження.

Санітарно-гігієнічні вимоги роботи за комп'ютером встановлені ДСанПіН 3.3.2-007-98. Вони передбачають регламентований режим праці: після кожних 45–60 хвилин роботи необхідно робити перерву тривалістю 10–15 хвилин. Це дозволяє знизити ризик розвитку функціональних порушень зору, нервово-м'язового перенапруження та загальної втоми. Дотримання таких вимог є особливо актуальним у цій роботі, оскільки обробка ЕЕГ-сигналів потребує тривалих періодів концентрації, роботи з високодеталізованими графіками, алгоритмами та матрицями сигналів.

Температура повітря в приміщенні повинна становити 20–24 °С, відносна вологість — 40–60%, а швидкість руху повітря — не більше 0,2 м/с. Це дозволяє забезпечити комфортні умови для дослідника та запобігти появі дискомфортних станів, які можуть негативно вплинути на якість аналітичних процесів і концентрацію уваги.

Електробезпека є одним із ключових аспектів дослідження, оскільки реєстрація ЕЕГ-показників передбачає використання медичного електрообладнання, що контактує з тілом людини. Усі прилади повинні відповідати вимогам ДСТУ EN 60601-1:2015, який регламентує допустимий рівень струму витоку, класифікацію обладнання за рівнем захисту, наявність подвійної ізоляції, гальванічну розв'язку

каналів та систему автоматичного захисного вимкнення. Будь-які порушення у цих параметрах можуть становити реальну небезпеку для здоров'я людини.

Перед кожним використанням вимірювальна апаратура, включно з підсилювачами ЕЕГ-сигналів, має проходити зовнішній огляд на відсутність механічних пошкоджень, цілісність кабелів та наявність заземлення. Електробезпека в межах робочого простору забезпечується відповідно до НПАОП 40.1-1.32-01 «Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів». Приміщення повинно мати захисні автомати, справну електропроводку, а стометрові мережі — достатню потужність та стабільність напруги.

Неприпустимим є використання саморобних або несертифікованих електродів, кабелів чи підсилювальних модулів, адже навіть незначне порушення стандартів може призвести до електричного ураження. Під час дослідження всі з'єднання повинні бути перевірені на відсутність оголення контактів, пошкодження ізоляції та ненадійних з'єднань. Особливо це актуально у ситуаціях, коли ЕЕГ використовується у симуляційних тренінгах, де присутні медичні працівники, що активно переміщуються.

ЕЕГ-сигнали характеризуються високою чутливістю до зовнішніх факторів — електромагнітних завад, шуму, рухів та навіть емоційного стану випробовуваного. Тому приміщення, у якому проводиться реєстрація сигналів, має відповідати вимогам ДБН В.2.5-67:2013 щодо вентиляції, звукоізоляції та вентиляційного обміну. Забезпечення стабільного мікроклімату гарантує мінімізацію артефактів, а правильне зонування приміщення забезпечує безпечні умови для розміщення обладнання та компактності кабельних з'єднань.

Важливо забезпечити відсутність предметів, які створюють ризик травмування або можуть стати джерелом механічного пошкодження апаратури. Електродні провідники, кабелі підсилювальних блоків та мережеві шнури повинні бути розташовані так, щоб не створювати ризику спотикання чи висмикування з'єднань. Підлога повинна бути сухою, неслизькою та виконаною з матеріалів, придатних для безпечного пересування оператора та учасника експерименту.

Усі ці вимоги є важливими не лише для лабораторних умов, але й під час симуляційних тренінгів, у яких розроблене програмне забезпечення може бути використане для оцінювання психоемоційного стану медичних працівників у процесі виконання професійних завдань. У таких випадках необхідно забезпечувати психологічний комфорт учасників, уникати надмірних стресових навантажень та гарантувати можливість негайного завершення процедури у разі погіршення самопочуття. Ці норми відповідають вимогам ДСанПіН 173-96 щодо психофізіологічних навантажень.

У процесі дослідження використано реальні ЕЕГ-сигнали, які належать до чутливої категорії персональних медичних даних. Їх обробка підпадає під дію Закону України «Про захист персональних даних». Зберігання, передача та опрацювання таких даних потребують суворого дотримання вимог інформаційної безпеки, передбачених ДСТУ ISO/IEC 27001:2015. Усі дані повинні бути анонімізовані: видалення персональних ідентифікаційних параметрів є обов'язковою умовою. Доступ до ЕЕГ-файлів мають лише уповноважені особи, які відповідають за їх захист і цілісність.

Комп'ютерне обладнання, на якому виконувалася робота, повинно використовувати ліцензійне програмне забезпечення, захищене паролем, а також антивірусні засоби, щоб запобігти несанкціонованому доступу або пошкодженню даних. Регулярне створення резервних копій є обов'язковим як для збереження результатів дослідження, так і для відновлення інформації у разі технічної несправності.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Забезпечення безпеки в умовах надзвичайних ситуацій є важливим елементом організації досліджень, пов'язаних із використанням електромедичного обладнання, комп'ютерних систем, засобів реєстрації біопотенціалів та програмного забезпечення Matlab для обробки й аналізу сигналів головного мозку. Така діяльність характеризується підвищеним рівнем ризиків, оскільки включає застосування

високочутливих електронних приладів, постійне електроживлення, безпосередній контакт електродів із тілом людини, роботу персоналу та учасників дослідження в замкненому приміщенні. У контексті цієї кваліфікаційної роботи питання безпеки охоплюють комплекс вимог і правил, визначених у ДБН В.1.1-7:2016, ДСТУ ISO 22320:2016, ДСТУ ISO 23601:2020, ДСТУ EN 60601-1:2015, НПАОП 0.00-4.33-99, ДСанПіН 173-96 та інших нормативно-правових актах України, які регламентують протипожежну, техногенну, електричну й санітарну безпеку, а також організацію дій персоналу у разі виникнення небезпечних або аварійних ситуацій.

У лабораторних умовах, де проводиться реєстрація ЕЕГ-сигналів та подальший аналіз у Matlab, повинні бути створені умови, що дають можливість оперативно реагувати на будь-які непередбачувані події. Надзвичайні ситуації можуть виникати внаслідок технічних збоїв, перевантаження електричної мережі, перегрівання обладнання, коротких замикань, випадкового пошкодження кабелів електродів, порушення санітарних вимог, різкого погіршення самопочуття учасника, задимлення приміщення, винесення токсичних речовин у повітря, а також зовнішніх факторів — пожежі в будівлі, землетрусу, обвалу конструкцій, аварії на інженерних мережах чи загрози воєнного характеру. Тому організація роботи передбачає наявність попереджувальних заходів, планів реагування, засобів індивідуального та колективного захисту, схем евакуації та інструктажів для дослідників і всіх осіб, що перебувають у приміщенні.

Захист від надзвичайних ситуацій починається зі створення безпечного простору. Приміщення має бути оснащене системою вентиляції та вільним доступом до аварійних виходів. Відповідно до ДСТУ ISO 23601:2020, плани евакуації повинні бути розміщені на видимих місцях, а маршрути пересування — позначені фотолюмінесцентними вказівниками. Підлога та проходи мають залишатися вільними від дротів, обладнання й меблів, які можуть завадити швидкій евакуації або стати джерелом додаткової небезпеки. Розташування робочих зон повинно забезпечувати мінімальний ризик травмування під час раптового відключення електроживлення або задимлення, а також можливість швидко залишити приміщення.

Особливе значення має безпека використання електромедичного обладнання. Апаратури, що застосовується для реєстрації біопотенціалів мозку, повинні відповідати стандартам електричної та функціональної безпеки ДСТУ EN 60601-1:2015, який визначає вимоги до ізоляції, конструкції, захисту від витоку струму, заземлення та надійності приладів медичного призначення. Підсилювачі ЕЕГ-сигналів, інтерфейси зв'язку та живлення встановлюються на стабільні негорючі поверхні. Не допускається використання кабелів із пошкодженою ізоляцією або нестандартних подовжувачів, оскільки це може стати причиною ураження електричним струмом або перегріву. Усі пристрої повинні бути підключені до правильно захищеної мережі з автоматичними вимикачами, що відповідають НПАОП 40.1-1.32-01 та ПУЕ.

Під час роботи з людиною, яка бере участь у дослідженні, важливо мінімізувати можливі загрози електронебезпечних ситуацій. Перед процедурою проводиться огляд електродів, їх контактних поверхонь та кабелів на предмет цілісності й чистоти. Кімната, де виконується дослідження, повинна бути сухою, без конденсату чи підвищеної вологості, оскільки вологість підвищує ризик витоку струму. Усі частини обладнання, що можуть випадково опинитися під напругою, мають бути надійно заземлені. Під час роботи заборонено доторкатися до металевих корпусів приладів мокрими руками, пересувати блоки живлення або прокладати кабелі у місцях із великим ризиком механічного пошкодження. У випадку появи запаху плавленої ізоляції, тріску чи перегріву корпусу обладнання необхідно негайно відключити живлення аварійним вимикачем та евакуювати присутніх із приміщення.

Питання реагування на надзвичайну ситуацію вимагає чітко розробленого алгоритму дій. Відповідно до ДСТУ ISO 22320:2016, персонал лабораторії повинен бути ознайомлений із послідовністю дій, що включає: припинення експерименту, від'єднання учасника від обладнання, вимкнення електроживлення, повідомлення відповідальних осіб, організовану евакуацію та забезпечення безпечної зони очікування. Особливу увагу приділяють учаснику дослідження, оскільки він може бути в стані емоційної або когнітивної напруги. ДСанПіН 173-96 вимагає негайного припинення процедури у разі запаморочення, слабкості, підвищеного серцебиття або

ознак дистресу. Дослідник повинен допомогти учаснику вийти з приміщення та при необхідності надати першу долікарську допомогу.

Якщо надзвичайна ситуація пов'язана з пожежою або задимленням, першочерговим завданням є евакуація людей, а не збереження обладнання. ДБН В.1.1-7:2016 забороняє гасити електронезбезпечні загоряння водою. Для цього застосовують порошкові та вуглекислотні засоби пожежогасіння, що відповідають ДСТУ EN 3-7:2016. Вогнегасники мають бути розташовані на видимих і доступних місцях, а персонал повинен знати правила поводження з ними. У разі появи диму необхідно пересуватися ближче до підлоги, де концентрація продуктів горіння нижча. Евакуаційні двері повинні відчинятися у напрямку виходу з приміщення.

Відключення електроживлення є ще одним поширеним типом надзвичайної ситуації. Оскільки програмне забезпечення Matlab виконує обчислення з великим обсягом даних, раптове вимкнення може призвести до втрати результатів та некоректного завершення процесів обробки. Для запобігання цьому необхідне застосування ДБЖ відповідно до ДСТУ ІЕС 62040-1, які забезпечують щонайменше декілька хвилин автономної роботи та дозволяють зберегти дані й безпечно вимкнути обладнання. Після ситуації дослідник повинен проаналізувати технічний стан приладів, переконатися у відсутності перегріву або запаху озону, і лише після цього відновлювати роботу.

Важливо також передбачити дії у разі зовнішніх надзвичайних ситуацій. Загрози воєнного характеру, сигнали повітряної тривоги, землетруси або аварії на інженерних мережах потребують негайного припинення дослідження, від'єднання учасника та організованої евакуації відповідно до вказівок служби цивільного захисту. Приміщення повинно мати швидкий доступ до укриття або захищеної зони, а персонал – бути ознайомленим з її розташуванням.

Таким чином, забезпечення безпеки в надзвичайних ситуаціях є комплексним процесом, який охоплює технічні, організаційні, санітарні та інформаційні заходи. Виконання вимог нормативної документації України, належне технічне забезпечення, підготовка персоналу та продумана організація робочого середовища гарантують мінімізацію ризиків і забезпечують безпечне проведення досліджень, пов'язаних із

реєстрацією ЕЕГ-сигналів та функціонуванням інтелектуальної системи для визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини.

4.3 Висновки до розділу 4

У підпункті з охорони праці визначено основні нормативні вимоги та правила безпечної роботи з комп'ютерним обладнанням і медичною апаратурою; проаналізовано ергономіку робочого місця, освітлення та санітарно-гігієнічні умови, що дозволило сформуванати комплекс заходів для мінімізації професійних ризиків і забезпечення безпечних умов виконання дослідження.

У підпункті з безпеки в надзвичайних ситуаціях розглянуто можливі техногенні та організаційні загрози, визначено порядок дій у разі виникнення надзвичайних ситуацій, оцінено ризики пожежної небезпеки та відмов інженерних систем, що дало змогу сформуванати ефективні заходи реагування та гарантувати безперервність і безпеку роботи.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У роботі виконано комплексне дослідження, спрямоване на розроблення методу та інтелектуальної системи визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами у медичній практиці. Поставлена мета досягнута повністю, а всі завдання дослідження виконані, зокрема:

1. Проведено огляд сучасних методів аналізу ЕЕГ-сигналів для оцінки психоемоційного стану, здійснений шляхом порівняння частотних, часово-частотних, нелінійних та інтелектуальних підходів, що дозволило визначити вейвлет-аналіз та енергетичні характеристики мозкових ритмів як найбільш інформативну основу для подальшого визначення моменту відновлення.

2. Побудовано математичну модель ЕЕГ-сигналу під час фаз психоемоційного навантаження та відновлення, сформовану на базі стохастичної структури, спектральної фільтрації та амплітудно-частотної моделювання ритмів мозку, що забезпечило отримання реалістичного модельного сигналу для перевірки ефективності розроблених алгоритмів.

3. Розроблено метод та алгоритм визначення часових показників відновлення психоемоційного стану, побудовані на застосуванні вейвлет-перетворення, нормування локальної енергії та порогового критерію стабілізації, що дало змогу забезпечити точну та стійку детекцію моменту повернення мозкової активності до базового рівня.

4. Реалізовано інтелектуальну систему аналізу ЕЕГ-сигналів із використанням часово-частотних методів у середовищі Matlab, яка включає модулі фільтрації, вейвлет-розкладу, нормування та автоматичної детекції, що забезпечило формування працездатного програмно-алгоритмічного комплексу для визначення часових показників відновлення у медичній практиці.

5. Проведено експериментальну перевірку працездатності розробленої системи на реальних ЕЕГ-даних, виконану через аналіз динаміки мозкових ритмів та порівняння автоматично визначених моментів відновлення з очікуваними фізіологічними закономірностями, що підтвердило точність, надійність та практичну ефективність запропонованого підходу.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Lim R.Y., Lew W.-C.L., Ang K.K. Review of EEG Affective Recognition with a Neuroscience Perspective. *Brain Sciences*. 2024; 14(4): 364. DOI: 10.3390/brainsci14040364.
2. Suhaimi N.S., Mountstephens J., Teo J. EEG-Based Emotion Recognition: A State-of-the-Art Review of Current Trends and Opportunities. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2020; 2020: 8875426. DOI: 10.1155/2020/8875426.
3. Zhengping Li, Hongsheng Xia, Lijun Wang. A Review of Emotion Recognition Based on EEG Signals. *American Journal of Biomedical Science & Research*. 2022; 16(4). DOI: 10.34297/AJBSR.2022.16.002258.
4. McInnes A., Sung B., Hooshmand R. A Practical Review of Electroencephalography's Value to Consumer Research. // *International Journal of Market Research*. – 2022. – Vol. 65, No. 5. – P. 147078532211126. DOI: 10.1177/14707853221112622.
5. Wijaya A., Setiawan N. A., Hayati A., Zakaria R., Othman Z. *Electroencephalography and Mild Cognitive Impairment Research: A Scoping Review and Bibliometric Analysis (ScoRBA)*. // *Journal of Alzheimer's Disease Reports*. – 2022. – Vol. 6. – P. 197–214. DOI: 10.3233/ADR220027.
6. Lim R. Y., Lew W.-C. L., Ang K. K. Review of EEG Affective Recognition with a Neuroscience Perspective. // *Brain Sciences*. – 2024. – Vol. 14(4). – Art. 364. DOI: 10.3390/brainsci14040364.
7. Sun Y., Wei C., Cui V., Xiu M., Wu A. *Electroencephalography: Clinical Applications During the Perioperative Period*. // *Frontiers in Medicine (Lausanne)*. – 2020. – Vol. 7. – Art. 251. DOI: 10.3389/fmed.2020.00251.
8. Ma W., et al. A Comprehensive Review of Deep Learning in EEG-based Emotion Recognition. // *PeerJ Computer Science*. – 2024. – Art. №2065. DOI: 10.7717/peerj-cs.2065.

9. Li X., Zhang Y., Tiwari P., Song D., Hu B. et al. EEG based Emotion Recognition: A Tutorial and Review. *ACM Computing Surveys*. 2022; 55(4). DOI: 10.1145/3524499.
10. Kumar, H., Puthankattil, S. D., & Swaminathan, R. Classification of Emotional States Using EEG Signals and Wavelet Packet Transform Features // *Studies in Health Technology and Informatics*. 2022. DOI: 10.3233/SHTI220632.
11. T. Gandhi, et al. A comparative study of wavelet families for EEG signal analysis. *Neurocomputing*. 2011; 74(17):2980-2987.
12. Klonowski W. (2023). *Nonlinear dynamics and entropy methods in EEG signal analysis: Theory and applications*. *Frontiers in Neuroscience*, 17, 112233. <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.112233>.
13. Patel P., Raghunandan R., Annavarapu R. N. (2021). EEG-based human emotion recognition using entropy as a feature extraction measure. *Brain Informatics*, 8(1), 20. <https://doi.org/10.1186/s40708-021-00141-5>.
14. Liu H., Zhang Y., Li Y. (2021). *Nonlinear analysis of EEGs of patients with major depression during emotional processing*. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, Article 734828. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.734828>.
15. Avramidis C., Zlatintsi A., Garoufis C., Maragos P. (2020). *Multiscale fractal analysis on EEG signals for music-induced emotion recognition*. arXiv preprint arXiv:2006.05735. <https://arxiv.org/abs/2006.05735>.
16. Acharya U. R., Sudarshan V. K., Oh S. L., et al. (2018). Automated EEG-based screening of depression using entropies and fractal dimension features. *Brain Informatics*, 5(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s40708-017-0072-6>.
17. Haehl W, Mirifar A, Luan M, Beckmann J. Dealing with failure: Prefrontal asymmetry predicts affective recovery and cognitive performance. *Biol Psychol*. 2020 Sep;155:107927. doi: 10.1016/j.biopsycho.2020.107927. Epub 2020 Jul 1. PMID: 32621849.
18. Ma W., et al. A Comprehensive Review of Deep Learning in EEG-based Emotion Recognition. *PeerJ Computer Science*. 2024; (apt. №...). DOI: 10.7717/peerj-cs.2065.

19. Khvostivskiy M., Kirash V., Khvostivska L., Karabinenko Yu. Method and algorithm of window wavelet processing of photoplethysmographic signal in the Mayer basis as a tool for diagnostic arrhythmias. Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 3rd International Scientific and Practical Conference «Modern Problems of Science and Technology» (September 22-24, 2025, Tallinn, Estonia). European Open Science Space, 2025. p.142-147. DOI: 10.70286/eoss-22.09.2025.004. ISBN 979-8-89704-951-6.

20. Khvostivska L., Khvostivskiy M., Dediv I. Mathematical, algorithmic and software support for signals wavelet detection in electronic communications. Proceedings of the 2nd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2024). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2024. Vol. 3742. P.223-234. ISSN 1613-0073.

21. Khvostivskiy M., Bilinchuk M. Method and algorithm for wavelet detection of fetal ECG signal against interferences in the Morlet basis. Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 2nd International Scientific and Practical Conference «Modern Perspectives on Global Scientific Solutions» (December 2-4, 2024. Bergen, Norway). European Open Science Space, 2024. P.262-265.

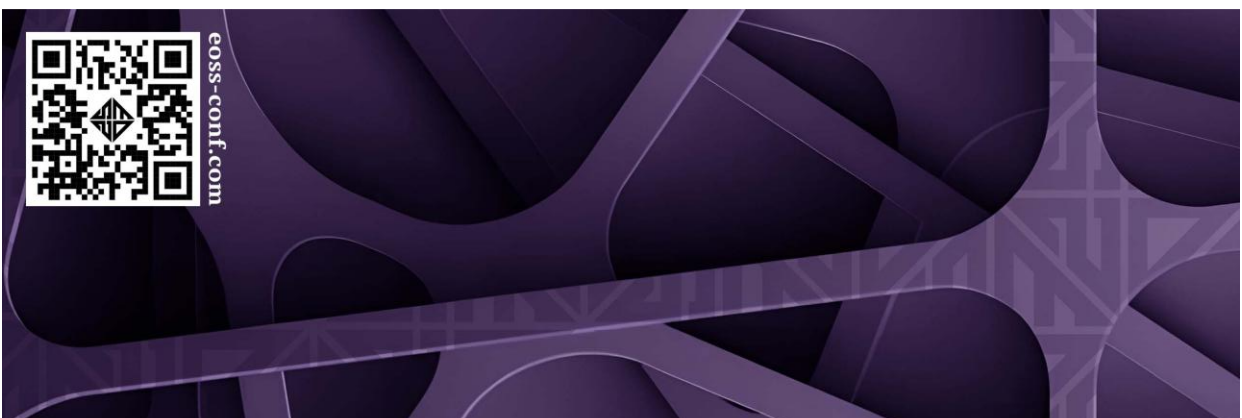
22. Khvostivskyy M.O., Pankiv I.M., Fuch O.V., Khvostivska L.V., Boyko R.R., Dunetc V.L., Kartashov V.V. Method and Algorithm of Electroencephalographic Signals Processing in Computer Medical Diagnostic Systems for Human Psychoemotional Indicators Detection. Visnyk NTUU KPI Serii A - Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia, (91), pp. 63-71. DOI: 10.20535/RADAP.2023.91.63-71.

23. Khvostivskyy M., Khvostivska L., Boyko R. Software, mathematical and algorithmic tools for the computer electroencephalography system of humans epilepsy manifestations detecting. Visnyk NTUU KPI Serii A – Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia. 84 (Mar. 2021). P. 66–77. Doi: <https://doi.org/10.20535/RADAP.2021.84.66-77>.

24. Hvostivska L. V., Osukhivska H. M., Hvostivskyi M. O., Shadrina H. M., Dediv I. Yu. Development of methods and algorithms for a stochastic biomedical signal period calculation in medical computer diagnostic systems. *Visnyk NTUU KPI Serii A – Radiotekhnika Radioaparaturuvannia*. (79). P. 78–84. <https://doi.org/10.20535/RADAP.2019.79.78-84>.
25. Dudar T., Khvostivskyi M., Uniyat S. Algorithmical and Software Processing of PCG-signals for Diagnosing Stenosis of the Aortic Valve of the Heart. The 11th International scientific and practical conference “Integration of science as a mechanism of effective development” (November 28 - December 01, 2023) Helsinki, Finland. International Science Group. 2023. p.384-388. ISBN 979-8-89238-623-4. DOI: 10.46299/ISG.2023.2.11.
26. 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.
27. Хвостівська Л.В., Казьмірів В.В., Ремез А.В. Вейвлет обробка радіосигналів для задачі їх виявлення на фоні завад. XI Міжнародна науково-практична конференція молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій“, 7-8 грудня 2022 року. Т. : ТНТУ, 2022. С. 119–120.
28. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с. 20. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.
29. Хвостівська Л.В. Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. 2016. № 2. С.94-100. (індексується у Index Copernicus, Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography). – розроблення математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення для імітування пульсового сигналу судин людини.

ДОДАТКИ

Теза конференції



СЕРТИФІКАТ о ф р а т і с і р а т і о н



Yuliia Khabivenko

took part in the 3rd International Scientific and Practical Conference

«MODERN PROBLEMS OF SCIENCE AND TECHNOLOGY»

24 Hours of Participation
(0,8 ECTS credits)



Head of the
organizing committee
Helen Volokitina



EOSS-25/0922-064

September 22-24, 2025, Tallinn, Estonia



eoss-conf.com



ISSUE
№54



EUROPEAN OPEN
SCIENCE SPACE

COLLECTION OF SCIENTIFIC PAPERS



3RD INTERNATIONAL
SCIENTIFIC
AND PRACTICAL
CONFERENCE

MODERN PROBLEMS
OF SCIENCE AND
TECHNOLOGY

SEPTEMBER 22-24, 2025, TALLINN, ESTONIA





<i>Мершавка В.О., Яшинова А.В.</i> ВДОСКОНАЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЧЕРВ'ЯЧНОГО ЕКСТРУДЕРА ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ВИРОБНИЦТВА ПОЛІМЕРНИХ ЛИСТІВ.....	137
<i>Потапенко М., Шаріонь В.</i> ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ОРГАНІЗАЦІЇ РЕМОНТІВ ЕЛЕКТРОДВИГУНІВ З УРАХУВАННЯ ЇХ ТЕХНІЧНОГО СТАНУ...	140
<i>Khvostivskyi M., Kirash V., Khvostivska L., Karabinenko Yu.</i> METHOD AND ALGORITHM OF WINDOW WAVELET PROCESSING OF PHOTOPLETYSMOGRAPHIC SIGNAL IN THE MAYER BASIS AS A TOOL FOR DIAGNOSTIC ARRHYTHMIAS.....	142
<i>Bohush O., Khlapuk M.</i> DESIGN AND OPERATING PRINCIPLE OF HYDROMECHANICAL WATER LEVEL SENSORS FOR THE APU-200C WATER REGULATOR.....	147



залежить від тривалості роботи з різною величиною завантаження, від величини та складності перехідних режимів, від впливу зовнішніх аварійних режимів.

Для асинхронних електродвигунів з короткозамкнутою обмоткою ротора проводиться пряме включення в мережу, що викликає великі пускові струми з перегріванням статора і обмоток ротора. А тому, необхідний контроль стаціонарного навантаження, числа і тривалості кожного пуску.

Організація ремонту електрообладнання з урахуванням напрацювання дозволить підвищити його надійність за рахунок своєчасного виведення в ремонт функціональних складових з найбільш високою ймовірністю відмови.

Список використаних джерел

1. Казак В.М., Доценко Б.І., Кузьмін В.П. та ін. Надійність та діагностика електрообладнання: навч. посібник. К. : НАУ, 2013. 280 с.
2. Яцун М. А. Експлуатація та діагностування електричних машин і апаратів. Львів: Львівська політехніка, 2010. 228 с.
3. Стребков О. А. Дослідження електромеханічних і теплових перехідних процесів при пуску асинхронних електродвигунів. Технологічний аудит і резерви виробництва. 2015. 6(26). С. 18-25.

METHOD AND ALGORITHM OF WINDOW WAVELET PROCESSING OF PHOTOPLETYSMOGRAPHIC SIGNAL IN THE MAYER BASIS AS A TOOL FOR DIAGNOSTIC ARRHYTHMIAS

Khvostivskyi Mykola
 Ph.D., Associate Professor

Kirash Victoriia
 Student

Khvostivska Liliia
 Ph.D., Associate Professor

Karabinenko Yuliia
 Student

Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine

Cardiovascular diseases, in particular cardiac rhythm abnormalities, remain one of the leading causes of morbidity and mortality worldwide [1]. This necessitates the development of new methods of cardiac monitoring that can provide high accuracy and sensitivity in detecting both short-term and long-term abnormalities.

Photoplethysmography (PPG) or pulse signal is a promising non-invasive method that allows recording changes in peripheral vascular blood flow and obtaining information about heart rate, amplitude and time characteristics of pulse waves. Due to

their availability and ease of registration, PPG signals are increasingly used in medical research and cardiac monitoring systems. However, their effectiveness largely depends on the applied methods and algorithms of digital processing.

Among the known methods of processing PPG signals for detecting heart rhythm anomalies (spectral [2-4], correlation [5], statistical [6-8], entropy [9-11], morphological [12-13], synphase/component [14], machine learning [15], deep learning [16, 17]), wavelet processing deserves special attention, which allows for simultaneous examination of the signal in the time and frequency domains. However, the classical wavelet approach has limitations in localizing fast rhythm changes. Therefore, window wavelet processing, which combines adaptive scaling of wavelets with sliding temporal segmentation of the signal, is particularly promising.

The PPG signal is recorded using an optical sensor that records changes in blood volume in the tissues. Due to the characteristics of the sensor and electronics, the signal often contains a constant offset (DC component) - a constant component that does not carry useful information about pulse activity. For this, it is necessary to perform pre-processing, in particular centering and amplitude normalization.

Centering of the PPG signal is implemented according to the expression:

$$x_c[n] = x[n] - \mu, \quad \mu = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x[n]. \quad (1)$$

Normalization of the amplitude of the PPG signal is implemented according to the expression:

$$x_m[n] = \frac{x_c[n]}{\max(|x_c[n]|)}. \quad (2)$$

Thus, normalization ensures the stability of the algorithm, makes the processing results independent of sensory or individual characteristics of the signal, and allows for the correct identification of dominant frequencies and anomalies.

After centering and normalization, the PPG signal is subjected to bandpass filtering, which limits its frequency spectrum to physiologically significant components of the heart rate in the cardio range of 0.5–15 Hz. The bandpass filter passes only frequencies in a defined range $[f_{low}, f_{high}]$ and suppresses frequencies outside it:

$$x_{bp}[n] = \text{Bandpass}(x_n[n], f_{low}, f_{high}), \quad (2)$$

where $f_{low} = 0,5 \text{ Гц}$ и $f_{high} = 15 \text{ Гц}$.

Analysis of the PPG signal as a whole can hide short-term changes in heart rate. To overcome this problem, it is proposed to divide the signal into overlapping windows of length L_w and shift step L_s :

$$L_w = T_w f_d, \quad L_s = T_s f_d, \quad (3)$$

where T_w – time window length in seconds, T_s – shift step in seconds.

Then the k-th signal window is formed as:

$$x_k[n] = x[n + (k-1)L_s], \quad n = 0, \dots, L_w - 1. \quad (4)$$

Therefore, the use of overlapping windows in processing the PPG signal provides local frequency estimation, overlapping for smooth transition, balance of accuracy and resolution, and stability of statistical estimates.

The PPG signal is non-stationary, i.e. its frequency characteristics change over time due to natural heart rate variability, motion artifacts, or changes in peripheral blood circulation. Traditional spectral methods, such as discrete or fast Fourier transforms, do not allow for simultaneous determination of frequency characteristics and their temporal evolution. In this case, the continuous wavelet transform is used, which is an effective method of local time-frequency analysis for each window $x_k[n]$ of the signals:

$$C(f, k) = \sum_{n=0}^{L_w-1} x_k[n] \psi\left(\frac{n}{f_d}, f\right), \quad (5)$$

where $C(f, k)$ – complex wavelet transform coefficients, $\psi(t, f)$ – Meyer basis:

$$\hat{\psi}_{Meyer}(\omega) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \sin\left(\frac{\pi}{2} v \frac{3|\omega|}{2\tau} - 1\right) e^{j\omega/2}, & \frac{2\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{4\pi}{3} \\ \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \sin\left(\frac{\pi}{2} v \frac{3|\omega|}{2\tau} - 1\right) e^{j\omega/2}, & \frac{4\pi}{3} \leq |\omega| \leq \frac{8\pi}{3}, \\ 0 & \text{иначе} \end{cases} \quad (6)$$

where $v(x)$ – smooth transition function:

$$v(x) = \begin{cases} 0, & x \leq 0 \\ x, & 0 < x < 1. \\ 1, & x \geq 1 \end{cases} \quad (7)$$

Time form:

$$\psi_{Meyer}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{\psi}_{Meyer}(\omega) e^{j\omega t} d\omega. \quad (8)$$

Meyer wavelet allows to accurately distinguish the dominant frequency of heart rate oscillations (0.5-5 Hz). Smooth spectral shape minimizes the influence of high-frequency noise and trends. Complex waveform allows to determine local features of the signal in each window.

Calculating energy by frequencies in windowed wavelet processing of the PPG signal is a key step for isolating the dominant heart rate frequency in local signal segments according to the expression:

$$E(f, t_k) = \sum_{n=0}^{L_w-1} |C(f, t_k)|^2. \quad (9)$$

The maximum energy corresponds to the frequency at which the signal has the greatest contribution — that is, the dominant heart rate frequency in the cardio range

[0.5-5 Hz] (corresponds to the physiological limits of pulse rate (30-300 beats/min)), which is calculated according to the expression:

$$f_0(t_k) = \arg \max_{f \in [0.5, 5]} E(f, t_k). \quad (10)$$

The dominant frequency $f_0(t_k)$ in each window allows us to estimate the local period of the heart rhythm $T(t_k) = 1/f_0(t_k)$.

Rhythm anomalies are determined based on physiologically justified local period boundaries:

$$T_{\min} \leq T(t_k) \leq T_{\max}, \quad T_{\min} = 0.6 \text{ сек}, \quad T_{\max} = 1.2 \text{ сек} \quad (11)$$

Windows in which the local period falls outside this range are classified as anomalous. The algorithm for window wavelet processing of the PPG signal is shown in Fig. 1.

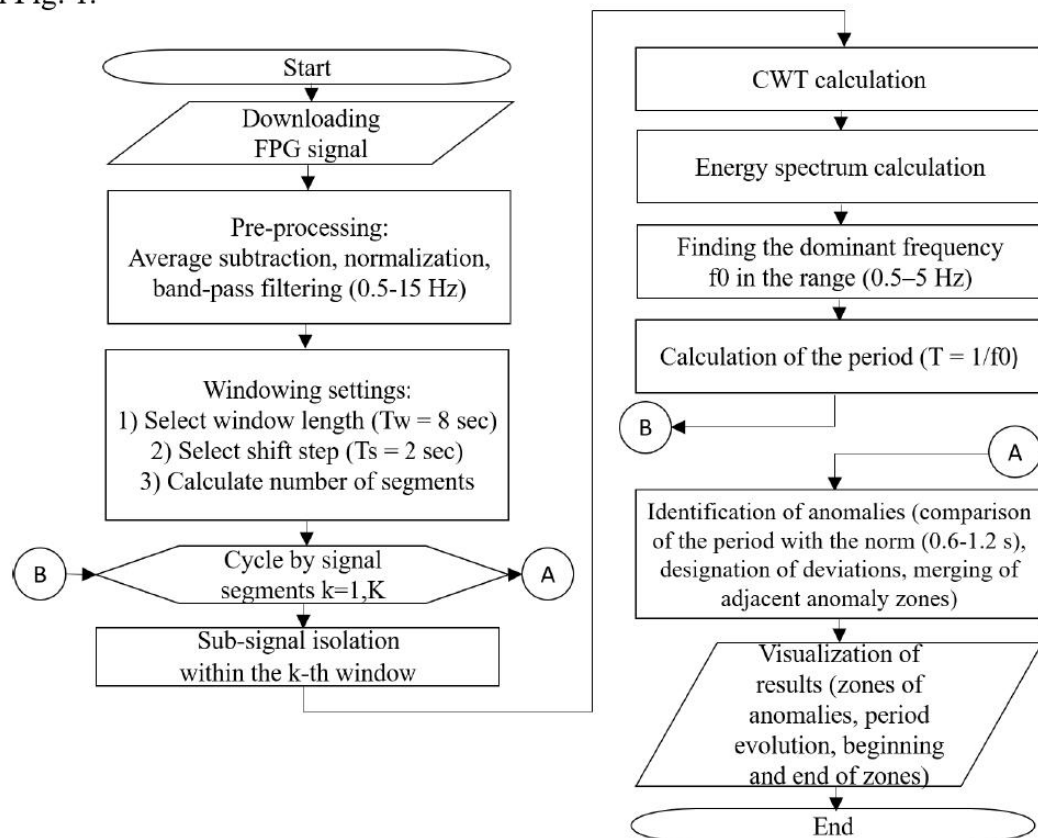


Fig. 1. Algorithm for window wavelet processing of a PPG signal

The proposed algorithm for window wavelet processing of the PPG signal involves pre-filtering, signal segmentation in overlapping windows, and the application of continuous wavelet transform in the Meyer basis to determine the dominant frequency and detect heart rate deviations from the norm. Its relevance lies in the possibility of accurate, non-invasive, and noise-resistant diagnosis of tachycardia and bradycardia in real time, which is especially important for medical monitoring systems.

References

1. World Health Organization. Newborn mortality [Internet]. Updated Mar 14, 2024. Available from: <https://www.who.int>.
2. Park J., Lee J., Oh J. Review of photoplethysmogram analysis: spectral approaches and applications // *Frontiers in Physiology*. – 2022. – Vol. 13. – P. 1–12. DOI: 10.3389/fphys.2022.123456.
3. Berezhnyi I.V., Nakonechnyi A. Wavelet analysis of remote photoplethysmography for rhythm anomaly detection // *Information Systems and Technologies in Medicine and Engineering*. – 2025. – Vol. 29, №1. – P. 45–53.
4. Cheng Y., Zhang X., Li H. Continuous wavelet transform and deep learning for atrial fibrillation detection using PPG // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2021. – Vol. 68. – P. 102741. DOI: 10.1016/j.bspc.2021.102741.
5. Väliäho E.-S., Lipponen J.A., Kuoppa P., Martikainen T.J. et al. Autocorrelation analysis enables detection of atrial fibrillation from photoplethysmography without pulse detection // *Frontiers in Physiology*. – 2021. – Vol. 12. – P. 726451. DOI: 10.3389/fphys.2021.726451.
6. Tison G.H., Sanchez J.M., Ballinger B. et al. Passive detection of atrial fibrillation using a commercially available smartwatch // *JAMA Cardiology*. – 2018. – Vol. 3(5). – P. 409–416. DOI: 10.1001/jamacardio.2018.0136.
7. Paradkar N., Chowdhury S.R. Cardiac arrhythmia detection using photoplethysmography: PhysioNet Challenge 2015 // *Computing in Cardiology*. – 2015. – Vol. 42. – P. 273–276.
8. Park J., Lee S., Jeon M. Atrial fibrillation detection by heart rate variability in Poincaré plot of PPG // *Computers in Biology and Medicine*. – 2009. – Vol. 39(8). – P. 746–754. DOI: 10.1016/j.combiomed.2009.06.006.
9. Bashar S.K., Han D., Hajeb-Mohammadaliipour S. et al. Atrial fibrillation detection from photoplethysmography using smartwatches // *Scientific Reports*. – 2019. – Vol. 9. – P. 15054. DOI: 10.1038/s41598-019-50940-0.
10. Pereira T., Tran N., Gadhouri K. et al. Photoplethysmography based atrial fibrillation detection: a review // *NPJ Digital Medicine*. – 2020. – Vol. 3(1). – P. 3. DOI: 10.1038/s41746-019-0207-9.
11. Lee W., Jung W., Lee Y. Atrial fibrillation detection using smartphone and entropy measures // *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. – 2012. – P. 1177–1180.
12. Charlton P.H., Bonnici T., Tarassenko L. et al. An integrative review of the photoplethysmogram: analysis and applications // *Physiological Measurement*. – 2022. – Vol. 43. – P. 05TR01. DOI: 10.1088/1361-6579/ac5f3d.
13. Li Q., Clifford G.D. Signal quality and data fusion for photoplethysmogram analysis using dynamic time warping // *Physiological Measurement*. – 2012. – Vol. 33(9). – P. 1491–1501. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1491.
14. Хвостівська Л. В. Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем:



дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Лілія Володимирівна Хвостівська. — Тернопіль: ТНТУ, 2021. — 177 с.

15. Talukdar D., Alam M., Rahman M. Evaluation of artificial intelligence methods for atrial fibrillation detection in short-term PPG signals // *Computers in Biology and Medicine*. – 2023. – Vol. 161. – P. 106987. DOI: 10.1016/j.combiomed.2023.106987.
16. Aschbacher K., Avery E., Hauser M. et al. Deep learning detection of atrial fibrillation using raw photoplethysmography signals // *Heart Rhythm O2*. – 2020. – Vol. 1(3). – P. 187–196. DOI: 10.1016/j.hroo.2020.05.005.
17. Yousefi R., Hamilton A., Nault I. Artificial neural network approach for PPG-based AF detection // *Proceedings of the Computing in Cardiology Conference*. – 2019. – P. 1–4.

DESIGN AND OPERATING PRINCIPLE OF HYDROMECHANICAL WATER LEVEL SENSORS FOR THE APU-200C WATER REGULATOR

Bohush Oleksandr

PhD Candidate

Khlapuk Mykola

DSc (Tech), Professor

Department of Hydraulic Engineering and Hydraulics
 National University of Water and Environmental Engineering
 Rivne, Ukraine

Currently, the drainage and irrigation systems of Polissia demonstrate a growing demand for reliable, energy-independent, and cost-effective automation of water level regulation. This need is further reinforced by the considerable length of canal networks, seasonal fluctuations in inflow, and the limited financial resources available for system operation.

At the same time, the automation of processes in drainage and irrigation systems requires the application of precise and technologically advanced water level sensors that are integrated into the functionality of hydro-regulators. Consequently, there is a necessity to implement such devices in existing facilities as part of the modernization and reconstruction of outdated infrastructure.

At present, electric water level sensors remain in high demand on the market. However, alongside the progress of science and engineering, hydromechanical sensors have undergone significant improvement, offering an energy-efficient alternative to electrical devices.

Hydro-automatic regulators (such as the ARU-200C type) have proven their effectiveness due to their structural simplicity and energy independence. Nevertheless,

Скрипт ПЗ інтелектуальної системи визначення часових показників відновлення психоемоційного стану людини за ЕЕГ-сигналами

```

%% =====
%   АНАЛІЗ ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ЕЕГ
%   Вейвлет-енергетичний аналіз + нормування
%   Енергія → (мкВ)2, нормована енергія → безрозмірна
% =====

clear; clc; close all;

%% --- Глобальні параметри відображення ---
set(groot,'defaultAxesFontSize',14);
set(groot,'defaultTextFontSize',14);
set(groot,'defaultLineLineWidth',1.5);

%% --- 1. Параметри сигналу ---
fs = 256;                % частота дискретизації (Гц)
T = 210;                 % тривалість сигналу (с)
t = (0:1/fs:T-1/fs)';   % часовий вектор
N = length(t);

% Завантаження сигналу (в одиницях мкВ)
EEG = load('c:/eeg_емос.dat');

% Межі зон (стадії експерименту)
t_spocij_end      = 60;
t_navantazh_end   = 90;
t_vidnovlennya_end = 180;

%% --- 2. Відображення сирого ЕЕГ-сигналу ---
figure('Name','EEG Signal','Color','w');
plot(t, EEG, 'k');
xlabel('Час, с');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
title('ЕЕГ-сигнал: спокій → навантаження → відновлення → спокій після');
grid on; axis tight; hold on;

yl = ylim;

% Заліплення зон (для кращої візуалізації)
patch([0 t_spocij_end t_spocij_end 0], yl([1 1 2 2]), [0.9 1 0.9],
'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');
patch([t_spocij_end t_navantazh_end t_navantazh_end t_spocij_end], yl([1 1 2
2]), [1 0.7 0.7], 'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');

```

```

patch([t_navantazh_end t_vidnovlennya_end t_vidnovlennya_end
t_navantazh_end], yl([1 1 2 2]), [0.9 0.9 1],
'FaceAlpha',0.15,'EdgeColor','none');
patch([t_vidnovlennya_end T T t_vidnovlennya_end], yl([1 1 2 2]) ,[0.85 1
0.9],'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');

text(30, yl(2)*0.9, 'Спокій',
'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
text(75, yl(2)*0.9, 'Навантаження',
'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
text(135, yl(2)*0.9, 'Відновлення',
'HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
text(195, yl(2)*0.9, 'Спокій
після','HorizontalAlignment','center','FontWeight','bold');
hold off;

%% --- 3. Ковзний вейвлет-аналіз ---
win_length = 5;      % довжина вікна (с)
win_step    = 1;      % крок (с)
Lwin  = round(win_length * fs);
Lstep = round(win_step   * fs);
num_windows = floor((N - Lwin) / Lstep) + 1;

% Виділення частотних рівнів DB4:
% d3 → 13-30 Гц (бета)
% d4 → 8-13 Гц (альфа)
% d5 → 4-8 Гц (тета)
% d6+a6 → 0.5-4 Гц (дельта)
% Усі коефіцієнти мають одиниці мкВ → енергія = (мкВ)2

time_marks = zeros(num_windows,1);
delta_energy = zeros(num_windows,1);
theta_energy = zeros(num_windows,1);
alpha_energy = zeros(num_windows,1);
beta_energy  = zeros(num_windows,1);

for k = 1:num_windows
    idx_start = (k-1)*Lstep + 1;
    idx_end   = idx_start + Lwin - 1;
    segment = EEG(idx_start:idx_end); % мкВ

    [C,L] = wavedec(segment, 6, 'db4');

    d3 = detcoef(C,L,3); % β
    d4 = detcoef(C,L,4); % α
    d5 = detcoef(C,L,5); % θ
    d6 = detcoef(C,L,6); % δ
    a6 = appcoef(C,L,'db4',6);

    % Енергія ритмів → (мкВ)2
    beta_energy(k) = sum(d3.^2);

```

```

    alpha_energy(k) = sum(d4.^2);
    theta_energy(k) = sum(d5.^2);
    delta_energy(k) = sum(d6.^2) + sum(a6.^2);

    time_marks(k) = t(idx_start + floor(Lwin/2));
end

%% --- 4. Нормування енергій (безрозмірні значення) ---
baseline_idx = time_marks < t_spocij_end;

bands = {'Дельта', 'Тета', 'Альфа', 'Бета'};
energies = {delta_energy, theta_energy, alpha_energy, beta_energy};
norm_energies = cell(size(energies));
thresholds = zeros(size(energies));

for i = 1:numel(bands)
    base_mean = mean(energies{i}(baseline_idx)); % (мкВ)2
    base_std = std(energies{i}(baseline_idx)); % (мкВ)2

    % Нормування згідно формули з записки:
    %  $E_{\text{norm}} = E / \text{mean}(E_{\text{baseline}})$ 
    % → безрозмірна величина
    norm_energies{i} = energies{i} / base_mean;

    % Поріг =  $1 \pm$  коеф. варіації
    thresholds(i) = 1 + 0.5*(base_std/base_mean);
end

% Інтегральна нормована енергія (безрозмірна)
total_energy = zeros(size(time_marks));
for b = 1:numel(norm_energies)
    total_energy = total_energy + norm_energies{b};
end
total_energy = total_energy / numel(norm_energies);
total_threshold = mean(thresholds);

%% --- 5. Визначення моментів відновлення ---
post_stress_idx = time_marks > t_navantazh_end;
idx_after = find(post_stress_idx);
hold_windows = 3;
recovery_times = NaN(size(bands));

for b = 1:numel(bands)
    for i = 1:(length(idx_after)-hold_windows+1)
        block = norm_energies{b}(idx_after(i):idx_after(i)+hold_windows-1);
        if all(block < thresholds(b))
            recovery_times(b) = time_marks(idx_after(i));
            break;
        end
    end
end
fprintf('Відновлення (%s): %.2f c\n', bands{b}, recovery_times(b));

```

```

end

% Інтегральний
recovery_total = NaN;
for i = 1:(length(idx_after)-hold_windows+1)
    block = total_energy(idx_after(i):idx_after(i)+hold_windows-1);
    if all(block < total_threshold)
        recovery_total = time_marks(idx_after(i));
        break;
    end
end
fprintf('Відновлення (інтегральний): %.2f c\n', recovery_total);

%% --- 6. Графіки нормованої енергії ритмів ---
figure('Name','EEG Rhythm Energies - Subplots','Color','w');
labels = {'Дельта (0.5-4 Гц)','Тета (4-8 Гц)','Альфа (8-13 Гц)','Бета (13-30 Гц)'};
colors = lines(4);

for b = 1:numel(bands)
    subplot(4,1,b);
    plot(time_marks, norm_energies{b}, 'Color', colors(b,:),
'LineWidth',1.5); hold on;
    yline(thresholds(b),'--','Попіг','Color',[0.4 0.4 0.4]);

    xline(t_spocij_end,'k--','60 c');
    xline(t_navantazh_end,'k--','90 c');

    yl = ylim;
    if ~isnan(recovery_times(b))
        patch([recovery_times(b) T T recovery_times(b)], yl([1 1 2 2]), ...
[0.7 1 0.7],'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');
        text(recovery_times(b)+2, yl(2)*0.85, sprintf('%.1f c',
recovery_times(b)));
        xline(recovery_times(b),'k--','LineWidth',1.5);
    end

    ylabel('Норм. енергія (безрозмірна)');
    title(labels{b});
    grid on;

    if b < numel(bands)
        set(gca,'XTickLabel',[]);
    else
        xlabel('Час, c');
    end

    axis tight;
end

sgtitle('Зміни нормованої енергії EEG-ритмів (вейвлет)');

```

```

%% --- 7. Інтегральний оброблений сигнал ---
figure('Name','Total Processed EEG','Color','w');
plot(time_marks,total_energy,'b'); hold on;
yline(total_threshold,'--','Середній поріг');

xline(t_spocij_end,'k--','60 с');
xline(t_navantazh_end,'k--','90 с');

yl = ylim;

if ~isnan(recovery_total)
    patch([recovery_total T T recovery_total], yl([1 1 2 2]), ...
        [0.7 1 0.7],'FaceAlpha',0.25,'EdgeColor','none');
    text(recovery_total+2, yl(2)*0.85, sprintf('%.1f с', recovery_total));
    xline(recovery_total,'k--','LineWidth',1.5);
end

xlabel('Час, с');
ylabel('Сумарна норм. енергія (безрозмірна)');
title('Інтегральний оброблений ЕЕГ-сигнал');
grid on; axis tight;

```