

АНОТАЦІЯ

Бойко Роман Романович. Алгоритмічно-програмне забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

У дипломній роботі розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу на основі Вейвлет-перетворення з базисною функцією Хаара. Вейвлет-перетворення електроенцефалографічного сигналу дало змогу отримати інформативні ознаки у вигляді усереднених Вейвлет спектрів, які кількісно відображають переходи між психоемоційними станами у людини.

Із використанням засобу MATLAB та його утиліти GUIDE розроблено програмне забезпечення із графічним інтерфейсом користувача для аналізу електроенцефалосигналу з метою оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями.

Ключові слова: електроенцефалографічний сигнал, тета-хвиля, аналіз, алгоритмічне та програмне забезпечення, MATLAB.

Список публікацій здобувача:

1. Бойко Р.Р. Метод відновлення психоемоційного стану людини під впливом відеозображень та музики із використанням електроенцефалографії / Кінаш Р.В., Бойко Р.Р. // Збірник тез Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 26-27 квітня 2018 року. — Т. : ТНТУ, 2018. — Том 1. — С. 228–230. — (Біомедична інженерія).

Boyko Roman. An algorithmic software for a human psycho-emotional state analysis by theta-waves of an electroencephalographic signal. - Manuscript.

Master's diploma work on specialty 163 «Biomedical Engineering», Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2019.

In the diploma work the algorithmic-software of estimation of the psycho-emotional state of the person by theta-waves of the electroencephalographic signal on the basis of the wavelet transform with the basic Haar function is developed. The wavelet transform of the electroencephalographic signal made it possible to obtain informative features in the form of averaged wavelet spectra, which quantitatively reflect the transitions between psycho-emotional states in humans.

Using MATLAB and its GUIDE utility, software has been developed with a graphical user interface for analyzing the electroencephalographic signal in order to assess a person's psycho-emotional state by theta waves.

Keywords: electroencephalographic signal, theta-wave, analysis, algorithmic and software, MATLAB.

List of publications by the subject of diploma work:

1. Boyko R, Kinash R. (2018) Metod vidnovlennia psykhoemotsiinoho stanu liudyny pid vplyvom videozobrazhen ta muzyky iz vykorystanniam elektroentseflohrafii [The method restoration of psychoemotional state of human under the influence of video image and music with use of electroencephalography]. Zbirnyk tez Mizhnarodnoi studentskoi naukovo-tekhnichnoi konferentsii "Pryrodnychi ta humanitarni nauky. Aktualni pytannia" (Tern., 26-27 April 2018), vol. 1, pp. 228-230 [in Ukrainian].

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ.....	12
1.1 Психологічноемоційний стан та тета хвильовий процес електроенцефалографосигналу.....	12
1.2 Методи оцінювання психологічно-емоційного сигналу шляхом аналізу електроенцефалографічного сигналу.....	18
1.2.1 Кореляційний аналіз.....	18
1.2.2 Когерентний аналіз.....	20
1.2.3 Спектральний аналіз.....	22
1.2.4. Спектрально-кореляційний аналіз.....	24
1.3 Висновки до розділу 1.....	25
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТЕТА-ХВИЛЬ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ.....	26
2.1 Система реєстрації електроенцефалографосигналу.....	26
2.2 Методика оцінювання психологічноемоційного стану за тета-хвилями електроенцефалографосигналу.....	27
2.3 Параметри моделі електроенцефалографосигналу.....	30
2.4 Структура математичної моделі тета хвильового процесу електроенцефалографічного сигналу.....	33
2.5 Висновки до розділу 2.....	34
РОЗДІЛ 3. МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ТЕТА-ХВИЛЯМИ	
Е	
Ж1 Метод оцінювання психологічноемоційного стану людини.....	35
Ж2 Алгоритм аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографічного сигналу.....	40
Ж3 Висновки до розділу 3.....	44
Р	
О	
Е	

РОЗДІЛ 4. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЛОГІЧНОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ТЕТА-ХВИЛЯМИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ.....	45
4.1 Програмна реалізація функції виділення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу.....	45
4.2 Результат виділення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу.....	46
4.3 Програмна реалізація вейвлет аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу.....	49
4.4 Результати аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу.....	53
4.5 Висновки до розділу 4.....	54
Р	
Р1 Методика проведення медико-біологічних досліджень.....	55
Р2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження.....	60
Р3 Висновки до розділу 5.....	62
РОЗДІЛ 6. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....	63
Б1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	63
Б2 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	68
Б3 Висновки до розділу 6.....	70
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	71
Г1 Охороні праці.....	71
Г2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	73
Г3 Висновки до розділу 7.....	79
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....	81
В1 Програмне забезпечення еколого- статистичних досліджень.....	81
В2 Екологічна політика підприємства.....	84
8.3 Висновки до розділу 3.....	87
ВИСНОВКИ.....	88

А

С

Т

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	89
ДОДАТКИ.....	99
Додаток А. Програма функції виділення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу.....	100
Додаток Б. Текст програмного забезпечення Вейвлет-аналізу електроенцефалографосигналу в базисі Хаара.....	101
Додаток В. Копія тези конференції.....	103

ВСТУП

Актуальність теми. Швидкі варіації в житті людини, постійні несприятливі впливи професійних, соціальних та екологічних факторів, стресові ситуації сприяють розвитку психоемоційних розладів таких як тривожність, депресія, невротичність, внутрішній дискомфорт. У медичній практиці коректність діагнозу встановлюють лише у 0,4-4,5% пацієнтів (Downhill J.E., Robinson R.G.), що призводить в подальшому до погіршення якості життя пацієнтів та втрати їх працездатності. Тому своєчасне виявлення та дослідження психоемоційних розладів у людини є вкрай важливою медичною задачею.

Психоемоційні стани людини у медичній практиці досліджують різними медико-біологічними методами: опитування, реєстрація показників активності вегетативної нервової системи (шкірно-гальванічна реакція, електрокардіограма, плетизмограма), електроенцефалографія. На сьогодні все більше дослідників при дослідженні психоемоційного стану застосовують електроенцефалографію як метод реєстрації біоелектричної активності мозку людини у вигляді електроенцефалографічного сигналу (Алфимова М.В., Лапин М.А., Костюнина М.Б.). Точність класифікації психоемоційних розладів за даними електроенцефалографії складає близько 80 % (Bratsas C., Papadelis C., Konstantinidis E., Pappas C.).

Такі вчені як Collet L., Duclaux R., Потулова Л.А. Корниевский А.В. у своїх працях розглядають тета-хвилю (ритм) електроенцефалографічного сигналу як показник емоційного або мотиваційного стану. П.К. Анохін розглядав тета-хвилю як хвилю «напруги», а І.Я. Подольский і В.В.Воробьев вважають тета-активність «стрес-ритмом». Ряд вчених вказують на те, що поява тета-хвилі супроводжувалася реакцією пасивного страху (И.И. Вайнштейн) та загальною напругою при вирішенні розумових завдань (Николаев А.Р., Анохин А.П., Иваницкий Г.А., Кошеварова О.Д., Иваницкий А.М.).

Для реєстрації електроенцефалографічного сигналу та оцінювання за його тета-хвилю психоемоційного стану у людини застосовують комп'ютерні системи, діагностична цінність яких базується на адекватній математичній моделі та

розроблених на її основі методів і алгоритмічно-програмного забезпечення аналізу сигналу. На даний час існує багато методів, які активно використовуються для аналізу ЕЕС з метою виявлення психоемоційних ознак такі методи як когерентний (Бондаренко (Рассомагіна) М., V.Miskovic, L.A.Schmidt, H.Pockberger, M.R.Ford, Yamada M., Kimura M., Mori T., Endo S. та інші), кореляційний (Анциперов В.Е., Куценко Д.О., Павленко В.Б., Чорний С.В., Губкіна Д.Г), спектральний (Trond Sand, Marte Helene Bjork, Arne Einar Vaaler) та спектрально-кореляційний (Лапшина Т.Н.). Відомі методи аналізу ЕЕС не дають змогу отримати інформацію про певні часові координати на яких проявляються тета-хвилі як показників зміни у психоемоційному стані людини.

Тому розроблення нового методу і на його основі алгоритмічно-програмного забезпечення аналізу електроенцефалографічного сигналу для оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями шляхом визначення часових координат його появи є актуальною науковою задачею.

Мета і завдання дослідження. Метою дослідження є розробка алгоритмічно-програмного забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз відомих методів аналізу тета-хвиль електроенцефалографічного сигналу при оцінюванні психоемоційного стану людини для обґрунтування напрямку наукового дослідження

2. Обґрунтувати математичну модель тета-хвиль електроенцефалографічного сигналу для розв'язання задачі оцінювання психоемоційного стану людини.

3. Розробити метод аналізу тета-хвилі електроенцефалографічного сигналу на базі обґрунтованої математичної моделі для оцінювання психоемоційного стану людини.

4. Розробити алгоритмічно-програмне забезпечення для оцінювання психоемоційного стану людини та провести експериментальне дослідження.

Об'єкт дослідження: процес оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу.

Предмет дослідження: алгоритмічно-програмне забезпечення аналізу тета-хвиль електроенцефалографічного сигналу.

Метод дослідження: цифрова обробка сигналів, вейвлет-перетворення, теорія випадкових процесів, засоби MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів

Вперше застосовано Вейвлет-перетворення з базисною материнською функцією Хаара для аналізу електроенцефалографічного сигналу, що дало змогу оцінювання психоемоційних стан людини за часовими координатами появи тета-хвиль у вигляді зміни усередненими значень Вейвлет-спектрів.

Практичне значення отриманих результатів.

Розроблене програмне забезпечення може бути використане у складі комп'ютерних електроенцефалографів при оцінювання психоемоційного стану людини.

Апробація результатів дипломної роботи.

Робота апробована на Міжнародній студентській науково-технічній конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 26-27 квітня 2018 року.

Обсяг і структура дипломної роботи

Дипломна робота складається із вступу, восьми розділів, висновку, викладених на 88 сторінках, списку використаних джерел 91 назви на 10 сторінках, додатків на 7 сторінках. Загальний обсяг роботи становить 105 сторінок.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Психологічно-емоційний стан та тета хвильовий процес електроенцефалографосигналу

Рівень психологічно-емоційної напруги дуже часто розглядають як деякий феномен, який прирівнюють до стану неспання. Відповідно до цього припущення, психологічно-емоційне збудження має в множині неспання місце крайнього розташування, повністю протилежне глибинному сну повільному та стану коми. Аналогічний погляд на механізм збудження емоційного типу є підтверджений розкриттям функцій формації ретикулярної мозку людини. Проте аргументи відображають багаточисленні приклади дисоціації чітко вираженої між мірою збудження емоційного характеру у випадку коли судити по порушення функцій вегетативного характеру та показником неспання.

Процес реєстрації мозкової активності електричного характеру у вигляді електроенцефалографосигналу використовується для вивчення та дослідження нейрофізіологічних основ психологічно-емоційних станів у різних людей (рис.1.1).

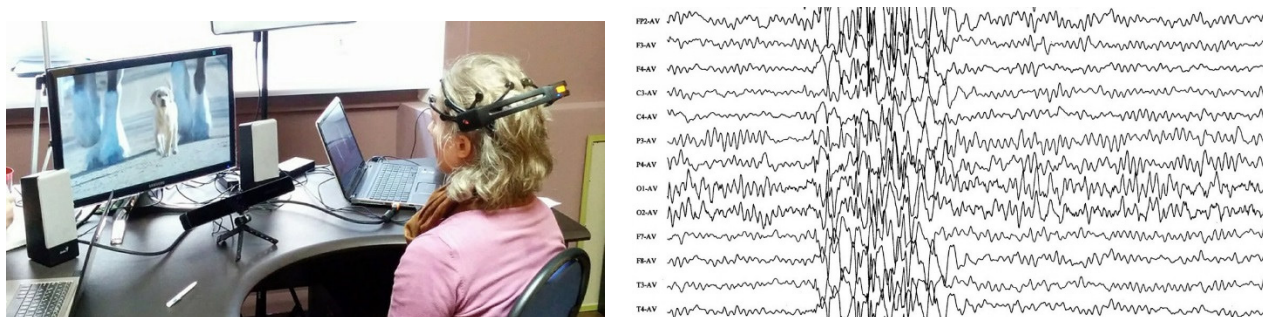


Рис.1.1. Узагальнене зображення процедури реєстрації електроенцефалографосигналу при психологічно-емоційному навантаженні

Передові дослідження розладок афективних методом електроенцефалографії, були здійсненні в 40-их роках 20-го століття, де було встановлено факт присутності

великої кількості порушень у пацієнтів. Багаточисельні дані літературних джерел вказують на те, що при консервативному морфологічному аналізі ЕЕС-сигналу, порушення визначаються у пацієнтів депресивними розладками в процентному відношенні від 20% до 40% [72].

В результаті впливу на фізичний стан пацієнта больового характеру відбувалася зміна частотних параметрів серцевого биття та електричного опору шкірного покриву без варіативних показників ритміки електроенцефалографосигналу [Burish, Frost, Holmes]. Під впливом страху в процесі отримання емоційних слів в процесі екзаменів було зафіксовано факт не придушення, а підвищення альфа хвиль за амплітудними параметрами.

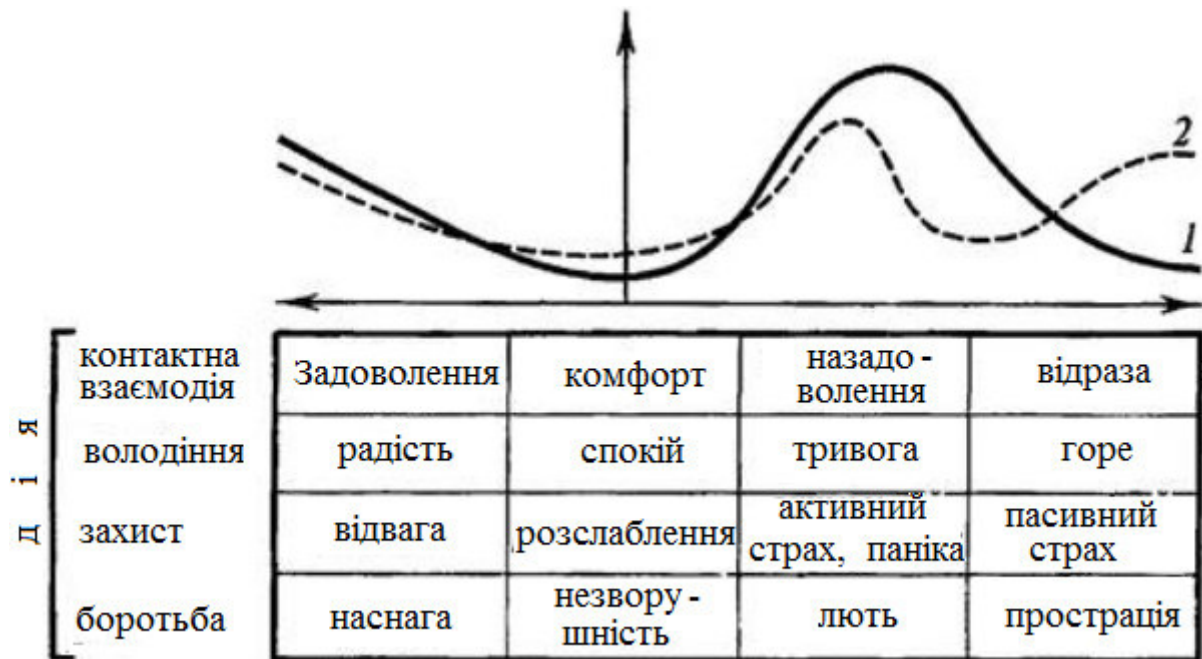


Рис.1.2. Схема взаємозв'язку відділів симпатіки (1) і парасимпатіки (2) вегетативної системи нервової при збільшенні психологічно-емоційної напруги [Holmes, Burish, Frost,]

Основними параметрами електроенцефалографосигналу є амплітудні показники, частотні показники та фазові показники. Оскільки електроенцефалографосигнал є стохастичним явищем, на кожному фрагменті різних ділянок записування сигналу попадаються хвилі з різними значеннями

частот, і в такому випадку аналізу є виявлення відомих ритмік частотних з електроенцефалографосигналу. Ритміка частотна електроенцефалографосигналу є певним типом активності електричного характеру, який відповідає станові мозку для котрого є визначеними границі частотних. Найбільш вживаними при аналізі застосовують чотири базові ритміки [11]:

– Дельта хвильовий процес має частотні параметри діапазону 0.5-3 Гц та амплітуди менше 40 мкВ (рис.1.3).



Рис.1.3. Узагальнене зображення дельта хвильового процесу електроенцефалографосигналу

– Тета хвильовий процес має частотні параметри діапазону 4-8 Гц та амплітуди дельта процесу.



Рис.1.4. Узагальнене зображення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

– Альфа хвильовий процес (рис.1.2) має частотні параметри діапазону 8-13 Гц та амплітуди до 100мкВ. Цей хвильовий процес має найбільшу цінність при аналізі електроенцефалографосигналу з місцем його локалізації в потилиці.



Рис.1.5. Загальний вигляд альфа хвильовий процес електроенцефалосигналу

В області лобу амплітуда альфа хвильовий процес зменшується.

- Бета хвильовий процес (рис.1.4 має частотні параметри діапазону 14-35 Гц та амплітуди до 15 мкВ.

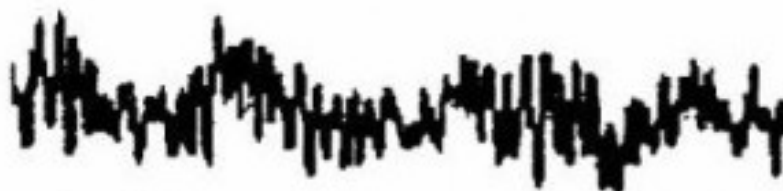


Рис.1.6. Загальний вигляд бета хвильовий процес електроенцефалосигналу

Багато людей з великим об'ємом тета хвильового процесу електроенцефалосигналу передусім відчують стан розслаблення, але велика кількість появ тета процесів хвилі є зменшеною при почутті загрози, при стресі та незаспокоєні. Збільшена кількість тета хвиль є помічною при зниженні швидкості думання і покращенні показники здоров'я.

Психологічно-емоційна напруга та високоефективна робота розуму сприяє збільшенню щільності спектральної потужністних параметрів тета процесів і збільшенню їх синхронності просторової.

Виділеним симптомом психологічно-емоційного збурення слугує підвищення тета процесів. При емоціях негативного та позитивного збурень відмічено у праці дослідників Суворова, Валуєва та Walter появу тета хвилі.

В праці Денисова встановлено, що у віці дітей, які були зайняті якимось процесом трудової діяльності, тета процес був найкраще виділеним у півкулі з правою локалізацією, зокрема в ділянках лба.

У дослідженнях Брауна було продемонстровано зміни значень тета процесів при перегляді пацієнтом на екрані в кольорі власних альфа, бета та тета хвильових процесів свого електроенцефалографосигналу.

Під час дослідження людям, які піддавалися випробуванню, формували запитання щодо кольорової гами, яка в загальному відповідає тому чи іншому станові.

Визначено, що характерним для тета хвильового процесу є механізм обдумування заходів, повна неоднозначність думки щодо опрацювання ситуацій, варіативність тем думок, вирішення життєво-технічно проблем. Збільшення процентної кількості вмісту тета процесів у частотній структурі електроенцефалографосигналу є сталим при зменшенні уваги людини при зовнішніх впливів [Greenberg, Beatty, O'Hanlon, Deibler].

За результатами робіт вчених, встановлено що крайній за механізмом породження емоційного тета хвильового процесу має пряме відношення до функціонування механізмів мозку, де відмінно є узгодженими часові показники альфа та тета хвильових процесів. За статистичними показниками психофізичного сприйняття протягом перших 100 мілісекунд є необхідним при відображенні в структурних одиницях мозку людини фізичних параметрів зовнішнього стимулу, з метою створення його моделі нервів. Впродовж слідуєчих 100 мілісекунд мозок генерує процедуру порівняння моделі з фізичними звичками, які здобутті з пам'яті досліджуваного. В проміжку між 200 мілісекунд до 300 мілісекунд виявляється процедура порівняння і розпочинається підготовчий процес до збудження у випадку його наявності [Іваницький, Ломов]. Час першої стадії співпадає з часовими показниками альфа хвильового процесу. Час процесу порівняння і прийняття відповідних рішень становить від 150 мілісенд до 250 мілісенд є ідентичний частотним показникам тета хвильового процесу (рис. 1.7).

Співвідношення функцій вегетативного характеру та показників електроенцефалографосигналу при емоційного збуренні було піддано аналізу систематичному в проведених експериментальних дослідженнях Русалова М.Н.

На рис. 1.7 візуально видно, що напруга емоційного типу у більшості випадків супроводжується безпосередньо у однієї людини пригніченому стані із піднесенням тета хвильовим процесом. В першій ситуації пацієнт чекав на дійсне болючий подразник шкіряного покриву передпліччя. У іншій ситуації людина була дана вказівка у вигляді інструкції щодо думання про уявлення болючого подразника наприкінці падаючого інтервалу, який записано диск магнітоли.

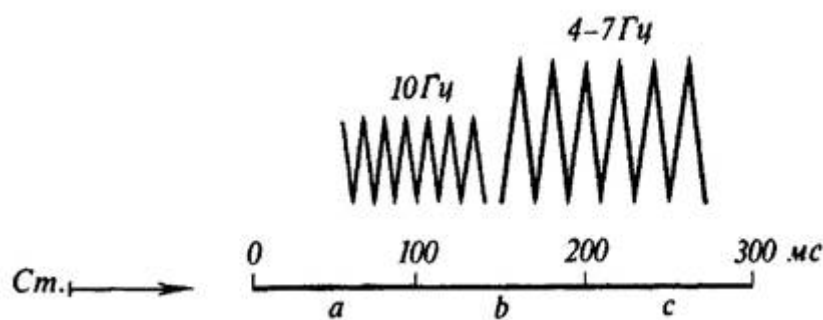


Рис.1.7. Схема суміщення параметрів часу альфа та тета хвильових процесів електроенцефалографосигналу з процесом реакції мозку на зовнішнє подразнення: а - генерування моделі нервів; b - суміщення фізичної звички людини з моделлю; с - початок генерування відгуку в процесі суміщення.

Вчені вважають, що підвищений рівень тета процесів при емоційних станах не є результатом простої активації раціонального мозку зі сторони крайніх його структур. Особливою ознакою ситуацій емоційної поведінки повної невизначеності передусім потребує підсиленої процедури зберігання в пам'яті фізичних звичок, їх суміщення із зовнішніми сигналами. Є найбільш ймовірним те, що тета хвильовий процес є фізіологічним кореляційним механізмом, який відбирає елементарні кванти з пам'яті фізичних звичок, що є подібним такого явища, коли альфа хвильовий процес є тісно пов'язаним з генератором квантового потоку корисної інформаційного джерела про світу оточуючого. Таке твердження

повністю пояснює особливість наявності тета хвильового процесу у активному процесі електричної активності нюхального мозку у більшості людей.

1.2 Методи оцінювання психологічно-емоційного сигналу шляхом аналізу електроенцефалографічного сигналу

1.2.1 Кореляційний аналіз. Кореляційний аналіз (аналіз взаємозв'язків) електроенцефалографічного сигналу забезпечує отримання кількісних відношень між процесами електричного генезису двох локалізованих місць мозку, виділити спільні для двох компонентних процесів відносини в часі, а також забезпечує отримання кількісних значень активності різних ділянок кори однієї людини, а також електроактивності досліджуваних з різнотипними електроенцефалографічними сигналами.

Аналіз взаємозв'язків забезпечує оцінювання досліджуваного процесу зі сторони його періодизації та формування диференціальних на періодизовані та неперіодизовані (Гріндель).

За отриманими проведенням досліджень великої кількості авторів вказали на те, що використання аналізу взаємозв'язків може бути розглянутим як спосіб детектування з біологічних струмів мозку складових високої активності діапазону від 4 до 20 Гц. Найбільш точніше аналіз взаємозв'язків забезпечує проведення процедури підвищення відношення електроенцефалографічного сигналу до завади у випадку розглядання сигналу як періодизованих складових, а як завади розглянуто коливні процеси біологічних струмів мозку.

Проте, при великому значенні періодизованого сигналу метод аналізу взаємозв'язків забезпечує проведення та його повноцінне його детектування з процесу дослідження.

Процедура досліджень процесу переміни біологічних струмів мозку людини шляхом взаємного аналізу зв'язків показує, що число максимуму кореляційного коефіцієнта, яке описується числом процесу переміни, передусім залежить від значень частот стимуляційних та від функціостану мозку людини (Данилова).

Методи аналізу взаємозв'язків є найбільш могутнім засобом виявлення низьких за рівнем електроенцефалографосигналів. Таким методом є визначення функційної взаємної кореляції між досліджуваними хвильовими процесами. Для усіх хвильових процесів, які відбуваються в часі, здатні до визначення кореляції, яка відображає міру взаємних зв'язків між ними [Мещерский, Кожевников,].

Дослідником Жамба було застосовано аналіз кластерний до порівнянням матриць електроенцефалографосигналів станах повного неспання. В такій ситуації було створено оцінки подібності/наближеності в просторі кластерів матричного простору електроенцефалографосигналів під час фону як впливу на психологічноемоційний стан.

Відповідно графічний результат взаємної кореляції матричних просторів електроенцефалографосигналів представлено в кластерному поданні на рис.1.8.

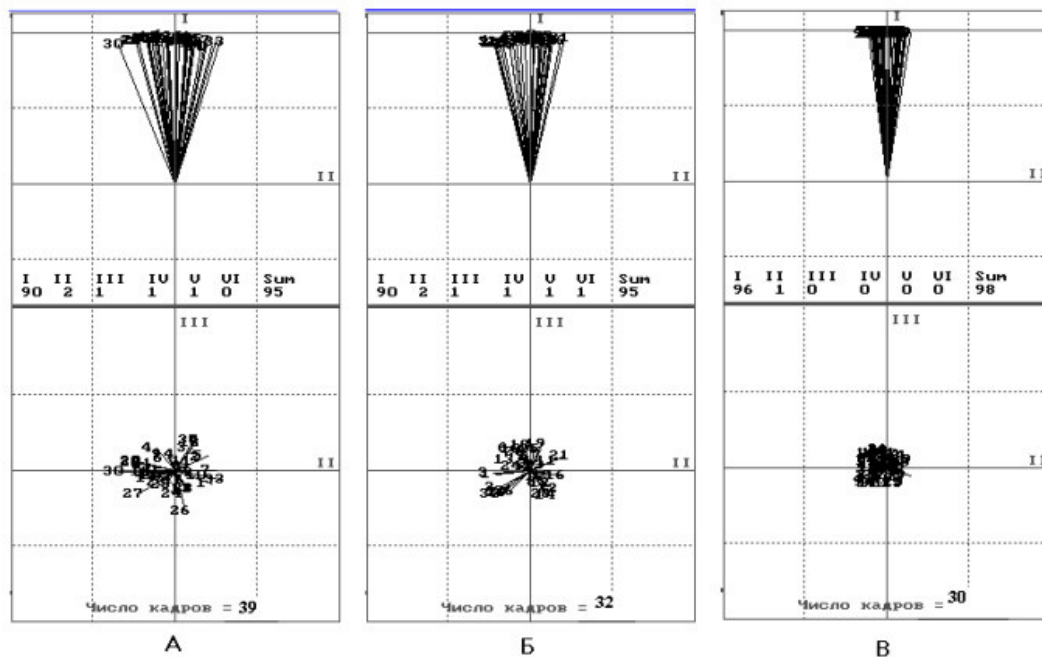


Рис. 1.8. Графічне подання матричних показників кореляції електроенцефалографосигналів

Границі електроенцефалографосигналів, які були за результатами аналізу кластерного різнилися були видалені.

1.2.2. Когерентний аналіз. Аналіз варіативності параметрів когерентних хвильових процесі електроенцефалографосигналів мозку в процесу здійснення тесту зі словами по відношенню до спокійного стану визначив особливі варіації когерентних коефіцієнтів (КК) (рис. 1.9).

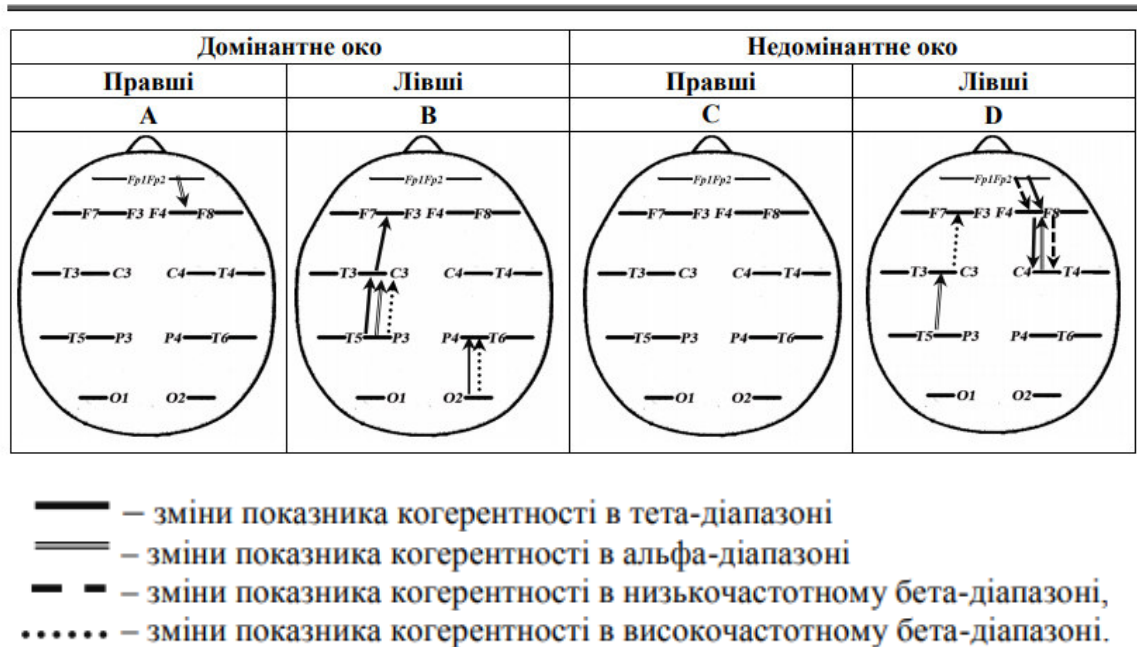


Рис. 1.9. Топокарти різниць когерентнісних характеристик хвильових процесів електроенцефалографосигналів людини в яких більше розвинута ліва та права сторони протягом впливу ТЕ по відношенню до спокійного стану [2]:

У групі праворозвинутих з відкритим оком, яке є домінуючим, когерентний коефіцієнт (рис.1.9,А) понизився в границях альфа процесу хвильового півкулі правої, що чітко вказує на приріст показника активації в локалізованій зоні мозку по відношенню до спокійного стану. Відзначено те, що у людей з вираженим розвитком правої сторони сприймання слів є переважно правим оком, що зумовлює появу приросту СП бета процесів в зоні потилиці [4]. В категорії праворозвинутих людей при відкриванні лівого ока відбуваються варіації зв'язків когерентності протягом проходження тесту зі словами по відношенню до спокійного стану. У ліворозвинутих людей протягом сприймання слів домінуючим оком відбувалися варіації, які різняться по відношенню до праворозвинутих, тобто відбулися варіації когерентних коефіцієнтів (рис.1.9,В). КК підвищується за значенням в границях

хвильових процесів високої частоти в зоні пари тім'яно-центральної та в границях тета хвильових процесів в півкулі лівій. Слід зазначити, що в мозку людей збільшується СП тета хвильового процесу в зоні центру та СП бета хвильового процесу з правою локалізацією в мозку. [4].

Вказівник догори вказує підвищення значення когерентності, вказівник вниз вказує на зменшення когерентного показника.

В категорії ліворозвинутих в процесу сприймання слів не домінуючим оком (рис.1.9,D) КК підвищився в границі бета та альфа високих частот. КК за значенням понизився в границі тета хвильового процесу з низько локалізованою частотою області півкулі правої.

Фактично всі варіації КК відбувалися в протилежній стороні до відкритого ока. В процесі визначення кольору випадкових слів у людини функціонує лише одна, протилежна півкуля до оку, оскільки зниження КК в різних границях зображає простоту відносно поставленого завдання. У категорії праворозвинутих з при відкритому розвинуту оці когерентний коефіцієнт (рис.1,10,A) точно знижувався в межах альфа та тета хвильових процесів різних мозкових пар. У групі праворозвинутих з відкритим недомінуючим оком лівим (рис. 1.10,C) КК точно знизився в межах бета та тета хвильових процесів фронтальної та тім'янопотилочної областей півкуль.

У категорії ліворозвинутих людей з відкритим оком лівим (рис.1.10,B) КК точно збільшився в границях тета хвильового процесу, знизився в границях альфа хвильового процесу.

У категорії ліворозвинутих людей з відкритим недомінуючим правим оком (рис. 1.10,D) КК підвищився в ліволокалізованій скроневофронтальній області. Більшість зменшених зав'язків когерентних у всіх категоріях в процесі виконання завдання з випадковими словами вказують на зменшення його напруги на рівні мозку, яка є захоплена при читанні. Процес виконання іншого тестового завдання по відношенню до першого у праворозвинутих людей супроводжувався зменшенням показників КК (рис. 1.10,A) на частотах хвильових процесів з низькочастотною локалізацією у скроневофронтальній парі півкулі лівосторонньої.

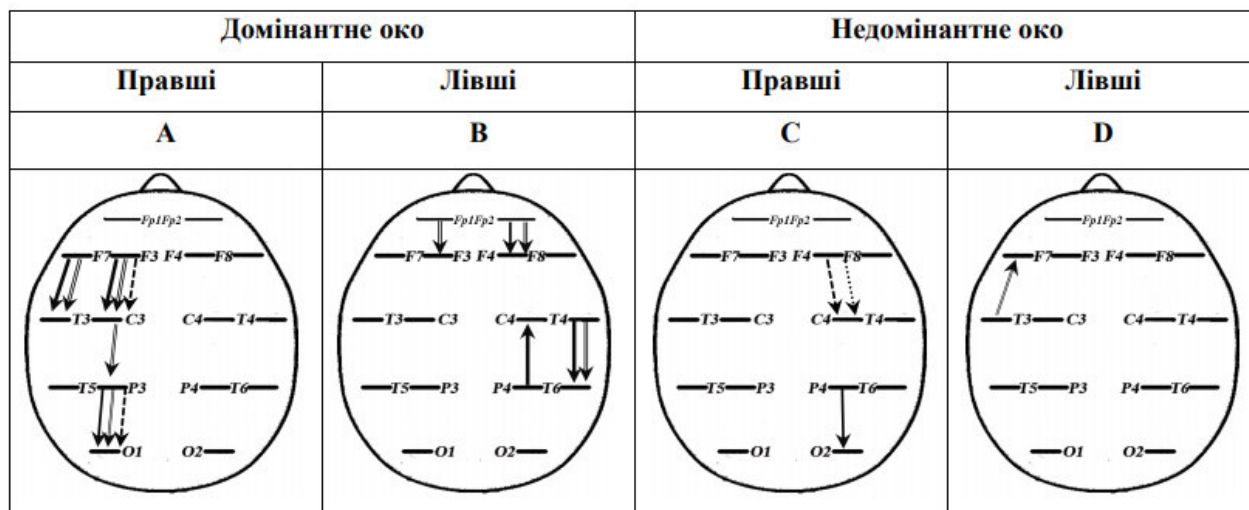


Рис. 1.10. Топокарти різниць когерентнісних характеристик хвильових процесів електроенцефалографосигналів людей ліворозвинутих та праворозвинутих протягом впливу ТЕ по відношенню до спокійного стану

В процесі монокулярного перегляду слів емоційного характеру та випадкових слів відмічалось лише в середині півкульні варіації коефіцієнтів когерентності, і за таких умов взаємодія між півкулями стають стає гіршою.

Монокулярний процес розрізнення кольорів під час формулювання та писання слів емоційного характеру супроводжувався варіаціями показників когерентних в обох мозкових півкулях з домінуючою лівою стороною. Навпаки, здійснення подібних завдань із випадковими словами вело до зменшення показника когерентного коефіцієнта.

1.2.3. Спектральний аналіз. Значний розвиток комп'ютерних засобів дав змогу здійснити дослідження частотного складу електроенцефалографосигналів на базі Фур'є розкладання в області психіатричних захворювань.

На рис.1.11 проілюстровано амплітудні гармонічні складові електроенцефалографосигналів двох людей.

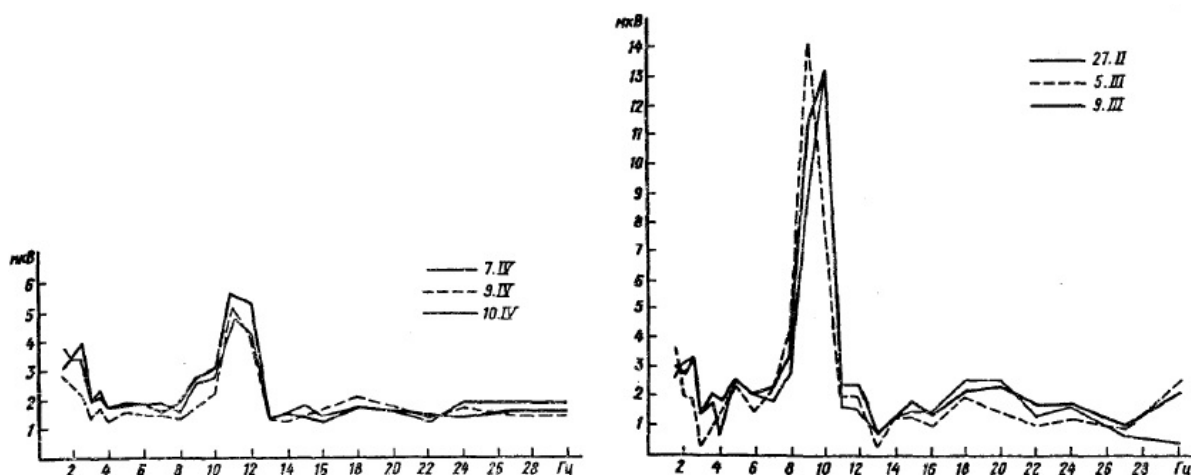


Рис. 1.11. Ідентичність спектрів електроенцефалографосигналів під часу фону в режимі спанні різних днів [Данилова Н.Н.]

Криві (рис.1.11) забезпечують високе значення кореляційного коефіцієнта, а саме 0,85, що вказує на факт існування вродженої одиниці психологічно-емоційного стану як темпераментного показника.

На рис.1.12 наведено результат Фур'є трансформації електроенцефалографосигналу в людини, яка не спить, але очі закриті.

Крива спектру електроенцефалографосигналу є трансформацією Фур'є кори зору протягом 103-ти секунд, яка відображає середню криву від точок відбору O1-2 (позначено червоними стрілками). Енергію хвильових процесів електроенцефалографосигналів обчислюють як площа в межах хвиль з границями частот.

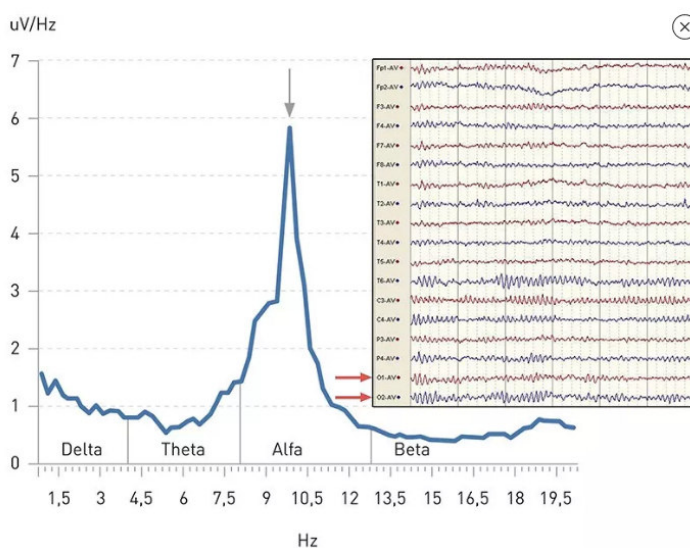


Рис.1.12. Фур'є трансформація електроенцефалографосигналу [49]

1.2.4. Спектрально-кореляційний аналіз. Спектр потужності електроенцефалографосигналів відображає загальну картину розподілення енергетичних параметрів електроенцефалографосигналів по хвильових процесах, частотах, ритмах.

Енергетичні спектри електроенцефалографосигналів дають змогу оцінити міру асиметричності різних півкуль мозку за кожною хвилиною на певній частоті.

У праці [13] за результатами розподілу спектру електроенцефалографосигналів по частотах виявлено серед жінок різницю у психологічно-емоційних станах. Передусім визначено різницю між нейтральноемоційним станом та і відгуками на стимули емоціогенні. Також відзначено, що енергетичний фон тета хвильового процесу як відгук на емоційні стимули позитивного типу за рівнем перевищував випадок негативу. Відстежено тенденцію підвищення тета хвильового процесу при сильновираженому позитивному подразненню і подавлення при негативному подразненні. Для чоловік такі показники зміни не відмічались, а лише в одного відмічено такі прояви зміни енергетичного фону як зображено на рис.1.13. Виділено підсилений фон тета хвильового процесу при позитиві в діапазоні від 5 Гц до 6 Гц.

При перегляді слайдів з природою у всіх категорій людей встановлено, що цей перегляд не є нейтральним впливом. Сірі кольори за дією наближаються до показників фону як нейтрального впливу.

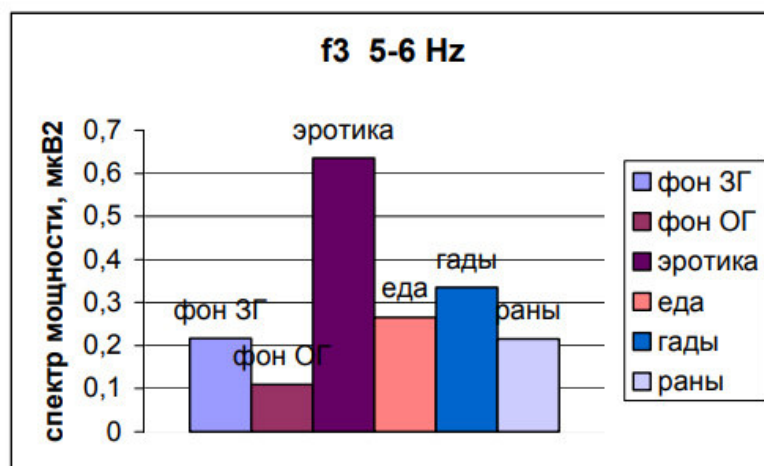


Рис. 1.13. Спектр потужності електроенцефалографосигналу (мужчини віком 20-ти років) при подразненні

Результати зміни спектрів для жіночої статті при перегляді різних динамічних зображень зображено на рис.1.14.

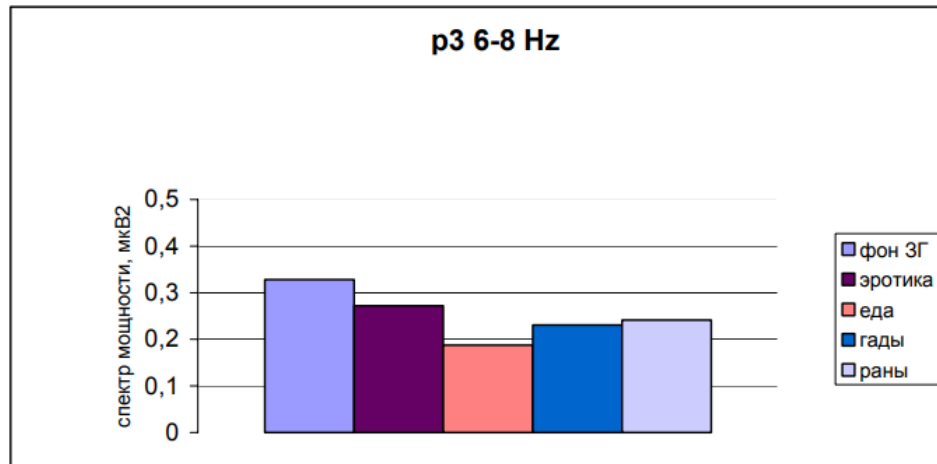


Рис.1.14. Потужність тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу в області тім'я [13].

В ділянці лоба найчутливішими виявилися при психологічно-емоційному впливі варіації тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу, що не можливо сказати про інші хвильові процеси.

1.3 Висновки до розділу 1

Проаналізовано вплив психологічно-емоційного стану за тета хвильовими процесами електроенцефалографосигналу. Наведено результати роботи відомих методів аналізу електроенцефалографосигналу (кореляційний, когерентний, спектральний та спектрально-кореляційний) як основи алгоритмічно-програмного забезпечення оцінювання психологічно-емоційного стану людини. На підставі проведеного аналізу встановлена потреба у розробці нового алгоритмічно-програмного забезпечення для одержання інформаційних параметрів про часові координати на яких проявляються тета хвильові процеси як показники варіації у психологічно-емоційного стану людини.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТЕТА-ХВИЛЬ

ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

2.1 Система реєстрації електроенцефалографосигналу

Спосіб з'єднання функціонування мозку людини під впливом психологічних емоцій з системою технічною, базується на явищі трансформації її думки, які відображаються у вигляді потенціалів мозку з подальшим перетворенням в керуючі команди. Основне загальне призначення систем технічних набуло найбільшого застосування у вигляді інструменту при відновленні показників норми у пацієнтів з різними неврофізіологічними відхиленнями. Однак на сьогодні є інтерес до використання систем технічних пацієнтами з нормальними фізіологічними показниками при розв'язанні різного роду проблем соціального типу.

Більшість систем технічних за функціональною структурою виконують наступні операції [119,120]:

- зміна форми електроенцефалографосигналу (аналог/цифра);
- знищення шумів різної природи та подавлення артефактів;
- отримання параметрів психологічно-емоційного стану людини;
- встановлення діагнозу (процедура розрізнення).

На етапі встановлення діагнозу (розрізнення, ідентифікація) відбувається класифікаційний процес із використанням алгоритмічного-забезпечення систем технічних. Архітектуру системи технічної ілюстративно наведено на рис.2.1.

Процес отримання електроенцефалографосигналів мозкової активності є неінвазивного типу із використанням методики електроенцефалографії.

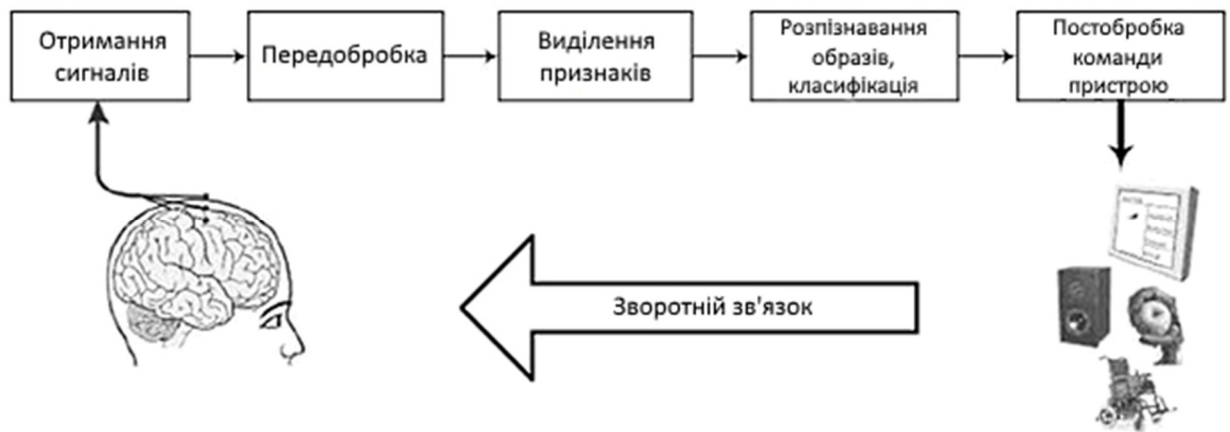


Рис. 2.1. Архітектура системи технічної

Як систему технічну для реєстрації електроенцефалографосигналів застосовано НЕЙРОКОМ (Україна) (рис.2.2), яка є доступною у використанні на кафедрі БТ ТНТУ.



Рис.2.2. Вигляд складових системи НЕЙРОКОМ

2.2 Методика оцінювання психологічно-емоційного стану за тета-хвилями електроенцефалографосигналу

За рахунок того що зоровий та слуховий аналізатори є рецепторами мозку людини, які мають між собою тісні зв'язки, застосовано як подразники психологічно-емоційного стану звук та відображення.

Схему реєстрації ЕЕС-сигналу та способу визначення стану відновлення після психологічноемоційної напруги за відеозображеннями та музикою зображено на рис.2.3.

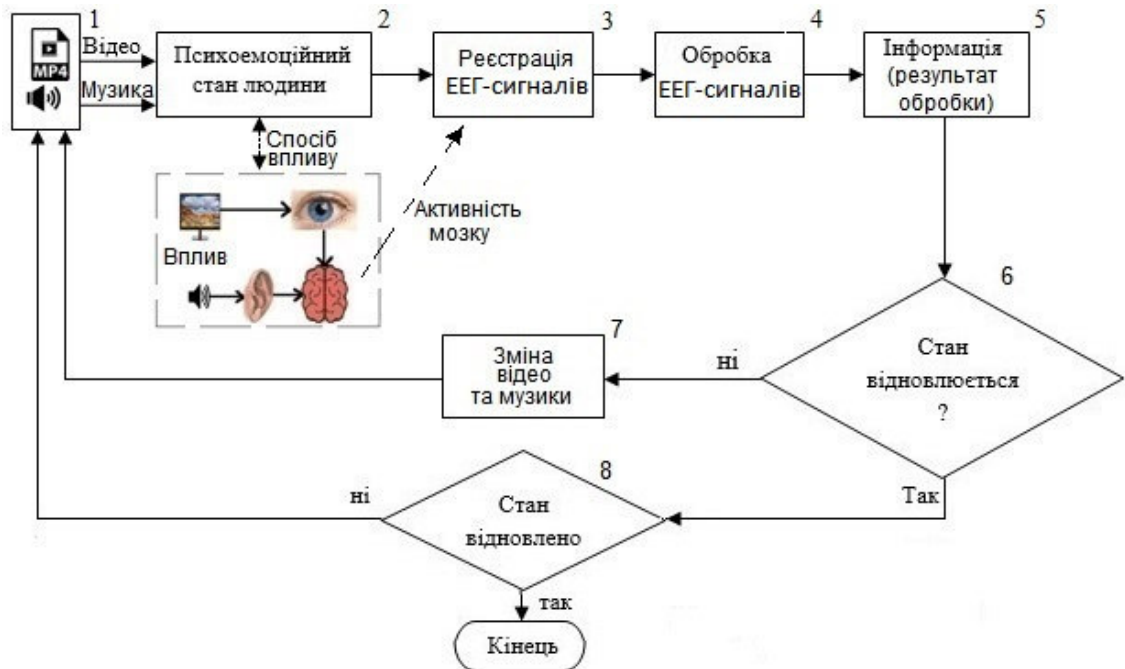


Рис.2.3. Схема експерименту для визначення психологічноемоційних станів людини

Згідно до розробленої схеми, яку зображено на рис.2.3 виділено основні етапи методики реєстрації електроенцефалографосигналів та оцінювання показників відновлення психологічноемоційного стану людини:

- Блок 1. Формування фактору напруги: відеозображення та музики.
- Блок 2. Безпосередній вплив відеозображення та музики на зорові (очі) та слухові (вуха) рецептори, що породжують зміни у психологічноемоційному станові людини через варіації у біоелектричній активності мозку.
- Блок 3. Реєстрація електроенцефалографосигналів для дослідження психологічноемоційного стану людини.
- Блок 4. Обробка електроенцефалографосигналів математичними методами.
- Блок 5. Виділення корисної інформації як результату обробки ЕЕС-сигналів;

- Блок 6. Перевірка відновлення психологічноемоційного стану за результатами обробки електроенцефалографосигналу.
- Блок 7. Зміна параметрів відеозображення та музики через вибір нових даних з попередньо сформованої бази даних композицій музики та відео.
- Блок 8. Припинення впливу у випадку відновлення психологічноемоційного стану людини, а випадку не відновлення – продовження впливу без зміни відеозображення та музики.

Результати графічної реєстрації електроенцефалографосигналу в період психологічноемоційного стану зображено на рис.2.4 (експеримент проведено за участю студента групи РБм-61, Бойко Роман Романович).

Експериментальним шляхом отримано реалізацію числових значень електроенцефалографосигналу при психологічноемоційній напрузі та його структуру амплітудно-часову, яку зображено на рис.2.4.

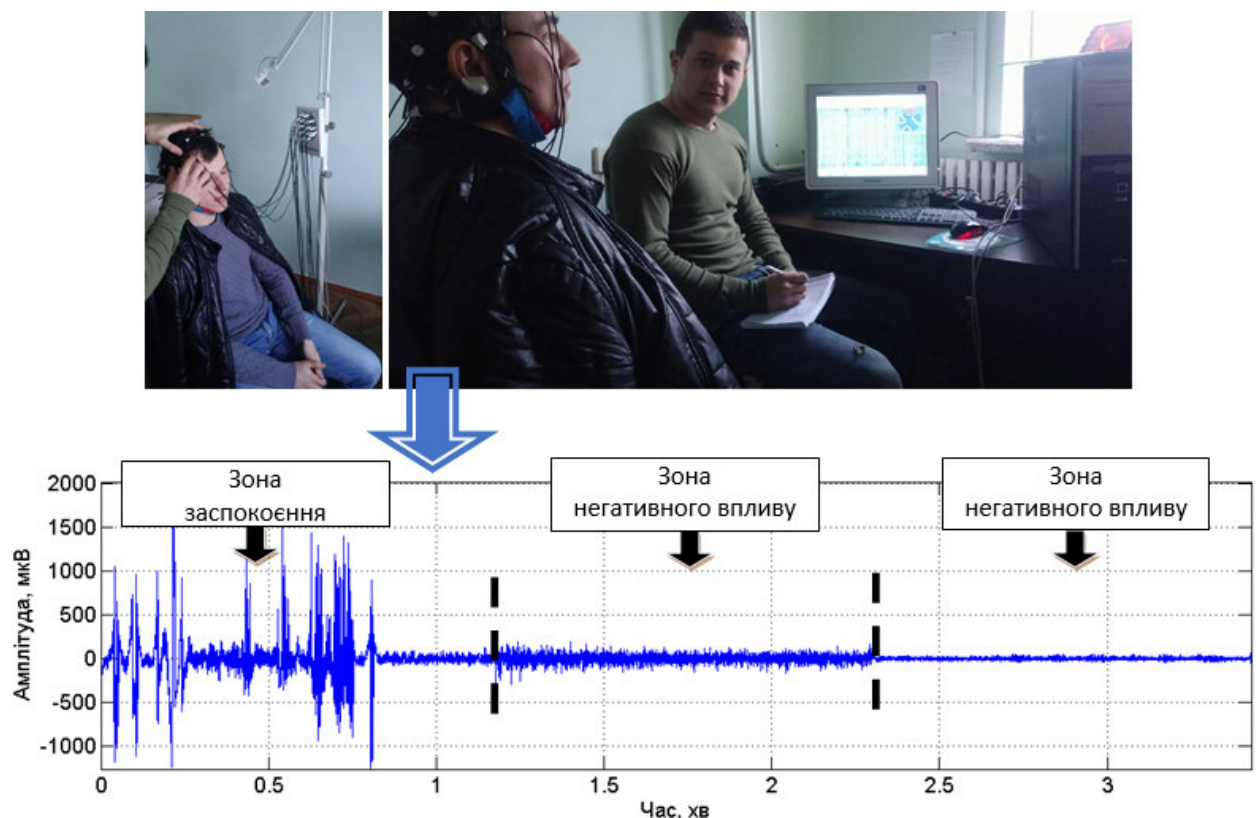


Рис. 2.4. Зареєстровані числові дані електроенцефалографосигналу при психологічноемоційних напругах (відвід F1) (напруги у вигляді у вигляді відеозображень та музичних композицій)

На рис.2.4 видно чітко переходи між стадіями різних напруг, що зумовлено появу так званих хвильових процесів в активності мозку досліджуваних студентів.

На рис. 2.5 наведено виділені фрагменти електроенцефалографосигналу різних стадій психологічноемоційної напруги.

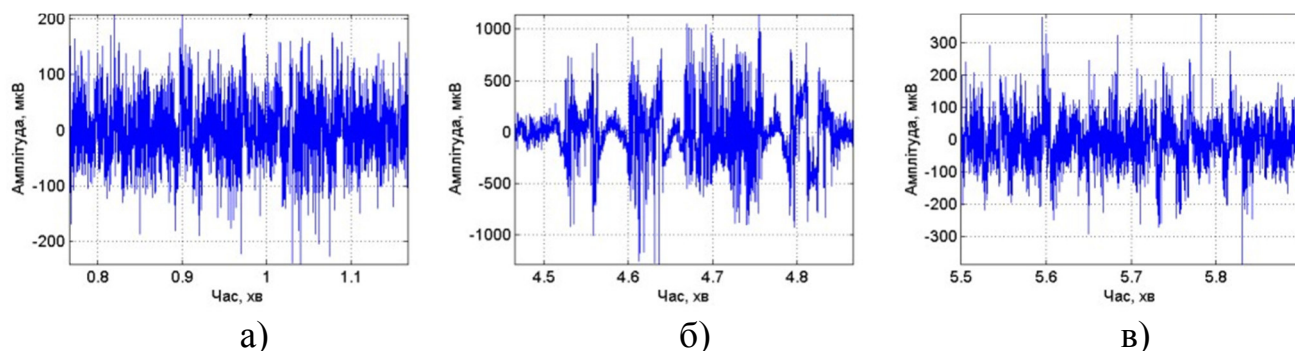


Рис. 2.5. Фрагменти зареєстрованих числових даних електроенцефалографосигналу при психологічноемоційних напругах (відвід F1): (а) стан до напруги, (б) стан позитивної напруги, (в) стан негативної напруги

На реалізаціях електроенцефалографосигналу (рис.2.5) відзначено варіацію числових параметрів амплітудних в часі в залежності від впливу різної напруги, що підтверджує теоретичне підґрунтя зміни стану психологічноемоційного за варіативністю мозкової електричної біоактивності.

2.3 Параметри моделі електроенцефалографосигналу

Для визначення параметрів моделі електроенцефалографосигналу доцільно застосувати відомі на цей час інструменти матобробки так як аналіз взаємозв'язків та матстатистики. Ці методи визначають параметри електроенцефалографосигналу як вхідних аргументів матмоделі, яка за своєю структурою визначає параметрами алгоритму обробки електроенцефалографосигналу.

Результати аналізу взаємозв'язків тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу, які зображено на рис. 2.6, відображають часові кореляції значень сигналу, тип їх залежності та межі їх існування.

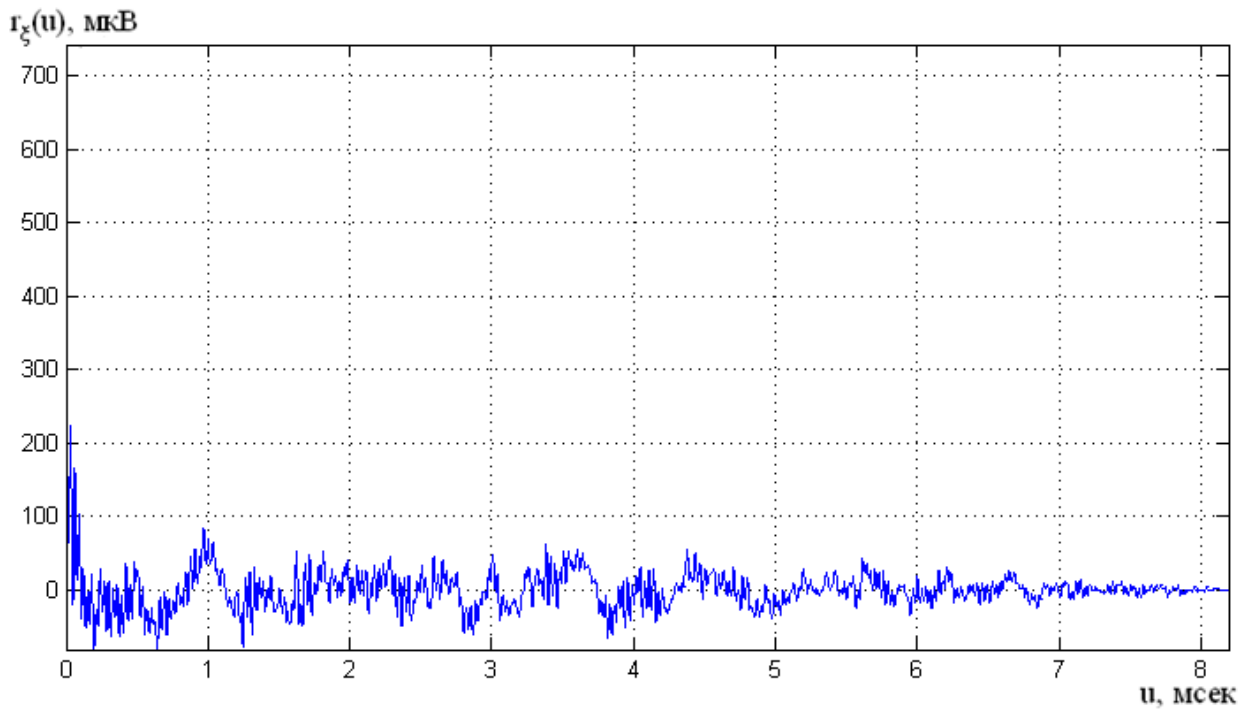


Рис. 2.6. Реалізація взаємозв'язків тета хвильового процесу електроенцефалосигналу

Взаємозв'язки тета хвильового процесу електроенцефалосигналу відображають лінійність процесу з скінченністю протягом часу (рис.2.6), а також повторюваних зв'язків між значеннями електроенцефалосигналу як зображено на збільшеному епізоді сигналу (рис.2.7).

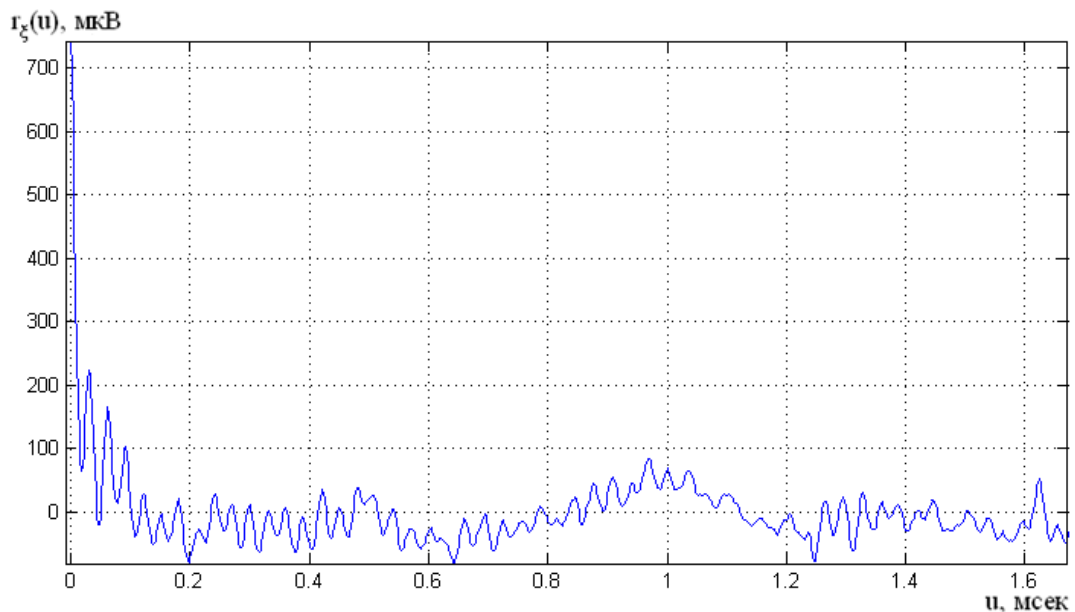


Рис. 2.7. Збільшений масштаб вибірки взаємозв'язків тета хвильового процесу електроенцефалосигналу

Збільшений масштаб вибірки взаємозв'язків тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу вказує на ритмічність хвильового процесу $r_{\xi}(t, u) = r_{\xi}(t + v, u + v)$.

Для визначення рівня та типу випадковості електроенцефалографосигналу застосованого аналіз його дисперсії, яка дасть змогу рівень варіації значень сигналу навколо середніх значень електроенцефалографосигналу (рис.2.8).

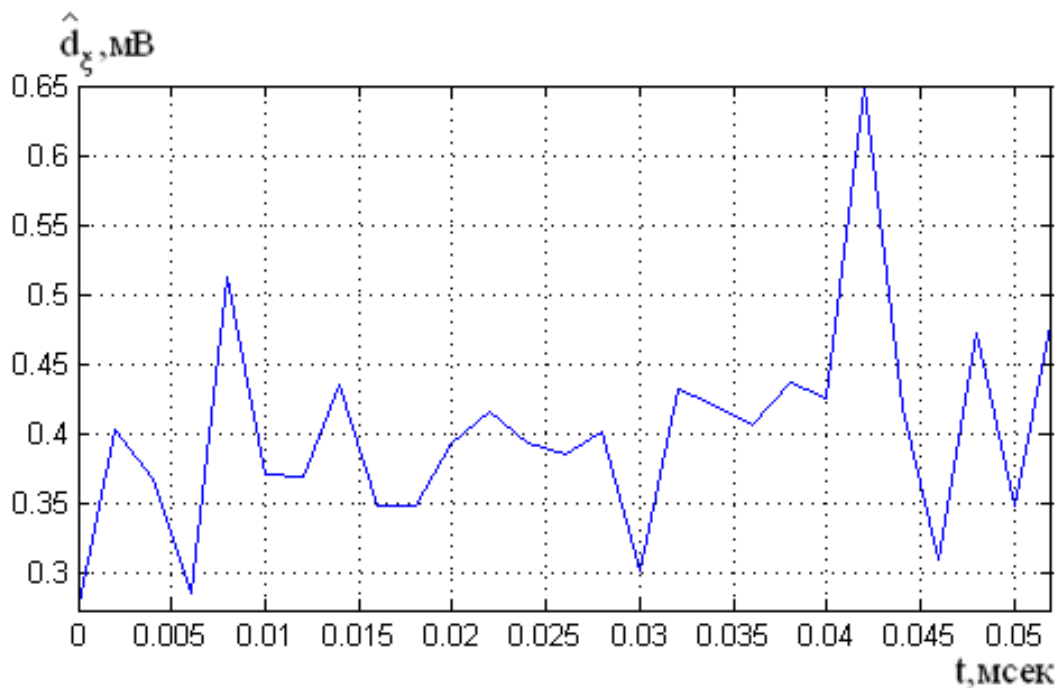


Рис. 2.8. Оцінка варіації значень електроенцефалографосигналу відносно середніх його значень

У випадку сталості значень дисперсії електроенцефалографосигналу можна стверджувати про стаціонарний тип процесу, проте у нашому випадку це не є істинним через варіацію значень сигналу як нестационарного.

Для відстеження структури електроенцефалографосигналу в частотному діапазоні, зокрема його локалізацію по частотах, склад частотний та інші показники. На рис. 2.9 зображено частотний склад електроенцефалографосигналу на різних повторних часових інтервалах.

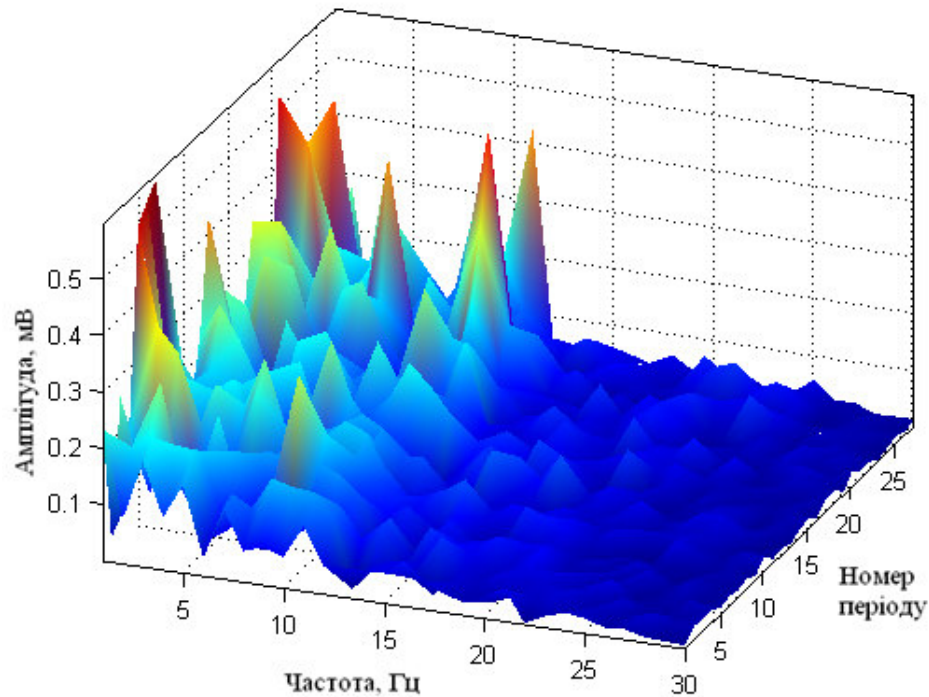


Рис. 2.9. Спектри електроенцефалографосигналу на усіх повторах

На кожному повторі електроенцефалографосигналу відмічається варіативність значень на інваріантних частотних локалізаціях, що зазначає випадковість сигналу і в частотному розрізі.

2.4 Структура математичної моделі тета хвильового процесу електроенцефалографічного сигналу

Модель тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу згідно до проведеного аналізу має забезпечити відображення показників ритмічності (повторності), випадковості. Оскільки тета процесу є характерною наявністю сукупність хвильових процесів частотного діапазону від 4 Гц до 8 Гц.

Отже сукупність хвильових процесів забезпечується полігармонійним процесом з різними значеннями частот та амплітуд, а білий шум – випадковий характер значень електроенцефалографічного сигналу. За такого припущення модель тета хвильового процесу електроенцефалографічного сигналу подано як у вигляді адитивної суміші білого шуму та полігармонічної функції:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} A_k \sin(2\pi f_k t) + n(t), \quad t \in \mathbf{R}, \quad (2.1)$$

де k - кількість коливань тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу;

f_k - частота k -го коливання тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу;

$n(t)$ - завада.

Така модель розкриває усі параметри тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу такі як амплітуда, частота, час, випадковість та колильний характер, що є характерним при психологічноемоційній напрузі.

Модель (2.1) є гнучкою за параметрами та адаптивною при налаштуванні параметрів при розробленні методу обробки тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

2.5 Висновки до розділу 2

У розділі розкрито суть методики оцінювання психологічноемоційного стану за тета-хвилями електроенцефалографосигналу шляхом впливу музики та відеозображень на мозкову активність людини через зорові та слухові аналізатори.

Визначено параметри матмоделі за результатами аналізу показників тета хвильових процесів електроенцефалографосигналу методами дисперсійного, спектрального та взаємозв'язкового аналізу. За структуру моделі вибрано адитивну суміш білого шуму та полігармонічної функції, яка є гнучкою за параметрами детермінованими та випадковими з здатністю легкої адаптації до процесу оцінювання психологічно емоційного стану людини.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ТЕТА-ХВИЛЯМИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

3.1 Метод оцінювання психологічноемоційного стану людини

З метою відстеження часових моментів проявів та інтервалах існування тета хвильових процесів з частотою f_m необхідно забезпечити процедуру обробки електроенцефалографосигналу (рис.3.1).

В основу методу аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу закладено принцип віконного аналізу, яке зсувається по реалізації сигналу в часі.

В межах вікна буде отримано результат аналізу тета процесів у вигляді певних числових показників, які у випадку сталості впродовж усього часу то буде встановлено факт не зміни психологічноемоційного стану людини, а випадку змін буде вказувати на зміни у стані.

Вище сформульований принцип аналізу тета хвильового процесу психологічноемоційного стану людини наведено на рис.3.1.

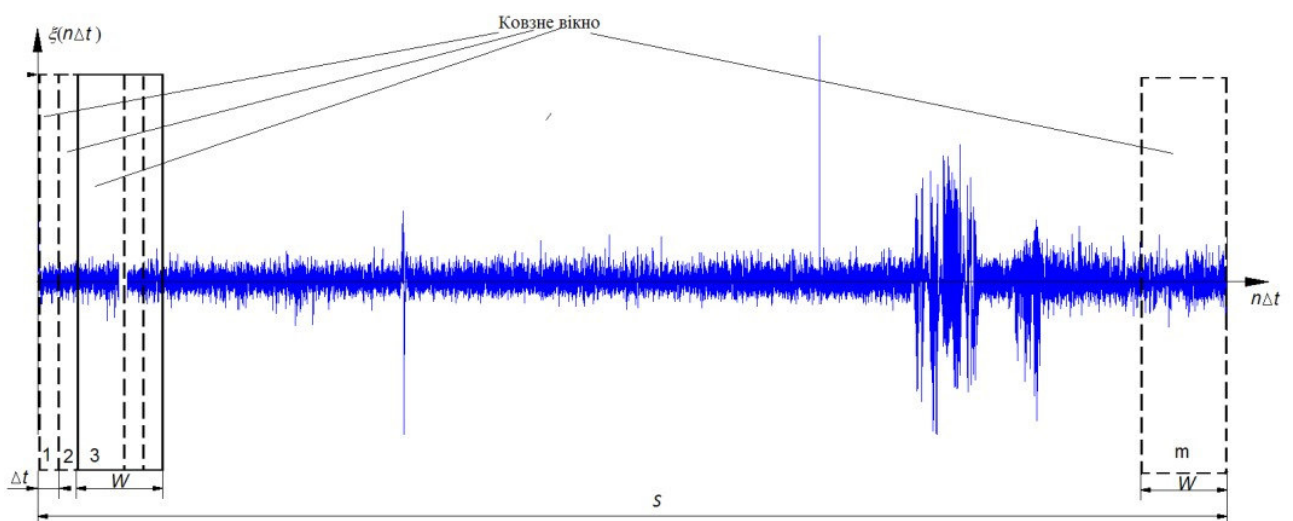


Рис. 3.1. Принцип аналізу електроенцефалографосигналу: W – довжина вікна аналізу, m – номер вікна аналізу, Δt – крок зсуву вікна аналізу

Вейвлет аналіз дає змогу налаштувати процес оцінювання стану психологічно-емоційного на процедуру виявлення тета процесів електроенцефалографосигналу шляхом їх порівняння (кореляції) з так званими Вейвлет-функціями в різних масштабах часу. Вейвлет аналіз має вигляд кореляційної функції як добутку тета процесів та:

$$W(\tau, a) = \langle x(t), \Psi_{\tau, a}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi_{\tau, a}^*(t) dt, \quad \tau \in \mathbb{R}, a \in \mathbb{R}^+ \quad (3.1)$$

де $W(\tau, a)$ – коефіцієнти розкладу вейвлет;

τ, a – параметри зсуву в час та масштабу;

* – з'єднання комплексного типу.

Вейвлет-функції $\Psi_{\tau, a}(t)$ формуються через операції зміщення і змінною масштабування виразом:

$$\Psi_{\tau, a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t - \tau}{a}\right), \quad (3.2)$$

У практичних ситуаціях обрахунок коефіцієнтів вейвлет забезпечується в комірках сітки дискретної, яка існує на площині (τ, a) .

За рахунок зв'язку між аргументами масштабу a та частотного показника варіацію сіткового кроку протягом осі a прийнятого гіперболічного характеру. Відповідно числові значення масштабу рівне:

$$a_j = \frac{\omega_0}{2\pi f_j}, \quad (3.3)$$

де ω_0 – базова частота вейвлет-функції;

f_j – частотні значення базисний Вейвлетів в комірках сіткового простору,

$j = \overline{1, (N_a - 1)}$.

В процедурі аналізу параметрів енергетичних ознак електроенцефалографосигналу застосовують матричний простір параметрів розкладу вейвлет $E = \left\{ |w_{ij}|^2 \right\}$. Стовпці через число характеризують розкид енергетичного фону електроенцефалографосигналу у відповідності до частот з урахуванням моментів фіксованого часу. Рядок матричного простору характеризую міру розподілення енергетичного фону електроенцефалографосигналу на частоті в часовому просторі.

В загальному вейвлет аналіз електроенцефалографосигналу є різновидом класики Фур'є розкладу.

Базиси Вейвлетів $\psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right)$ забезпечують концентрування всієї уваги на параметрах локальності електроенцефалографосигналу, що не є можливим у випадку Фур'є/Лапласа.

Вейвлети забезпечують чисельні операції зміни масштабних параметрів електроенцефалографосигналу у залежності від частоти/часу.

Часова локалізація та частотна локалізація, які відображаються через Вейвлет, є проміжними між коливними функціями гармонічної поведінки, які зосередженні в частотному просторі і часовому просторі.

Вейвлет аналіз електроенцефалографосигналу забезпечує одержання інформації числової про координати його локалізації тета хвильових процесів та варіації швидкісних параметрів частоти цих процесів.

Вейвлет за принципом аналізу електроенцефалографосигналу організовую розгортку сигналу в двох вимірах, де частотний параметр із часом є повністю незалежними.

Отже, головним завдання вейвлет є визначення міри взаємозв'язку значень електроенцефалографосигналу з базисними функціями різного типу та форми.

Вперше було згадану так звану функцію у працях Хаара, де вона має вид короткого прямокутноподібного коливного процесу в діапазоні від 0 до 1, яке зображено на рис. 3.2.

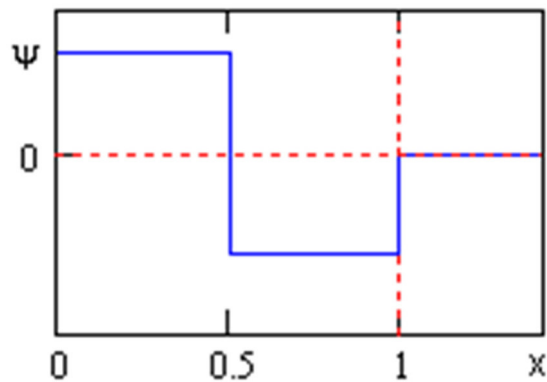


Рис. 3.2. Функція базису Хаара

Велика кількість дослідників аналіз вейвлет величають мікроскопом математичного виду для дослідження внутрішньої неоднорідної структури сигналів, що ними є тета хвильові процеси електроенцефалографосигналу.

Функція базису Хаара визначається формулою:

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & , \quad 0 < t < 1/2 \\ -1 & , \quad 1/2 < t < 1, \\ 0 & , \quad t < 0, t > 1 \end{cases} \quad (3.4)$$

При числових значеннях $a = 2$, $m = \overline{0,2}$, $k = \overline{0,2}$ 1, дві довільні функції в базисі Хаара через масштабні трансформації, мають норму одиничного характеру ортогонального типу. На рис. 3.3 проілюстровано зразки графічних реалізацій функцій при початкових значеннях m , b і різній їх комбінаційній послідовності, де проглядається властивість ортогональності.

Вейвлетове спектральне зображення по відношенню до Фур'є має вимір 2D і характеризує двійний вимір поверхні коефіцієнтів m та k .

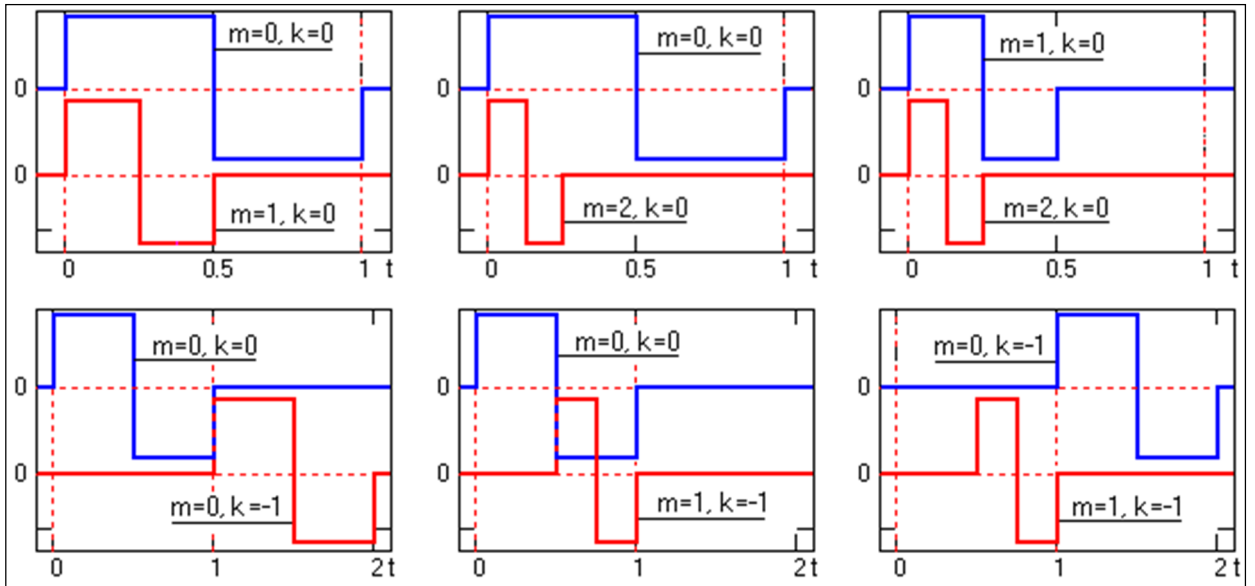


Рис. 3.3. Реалізації функції Хаара з різними параметрами

Математичні операції вейвлет розкладу електроенцефалографосигналу в спрощеному поданні розглянуто прикладом розкладу електроенцефалографосигналу $s(t)$ у базисі Хаара ($a = 2$). В прикладі електроенцефалографосигнал $s(t)$ формуємо сумою функцій вейвлет рівним амплітуд та різними зміщеннями як подано на рис.3.4.

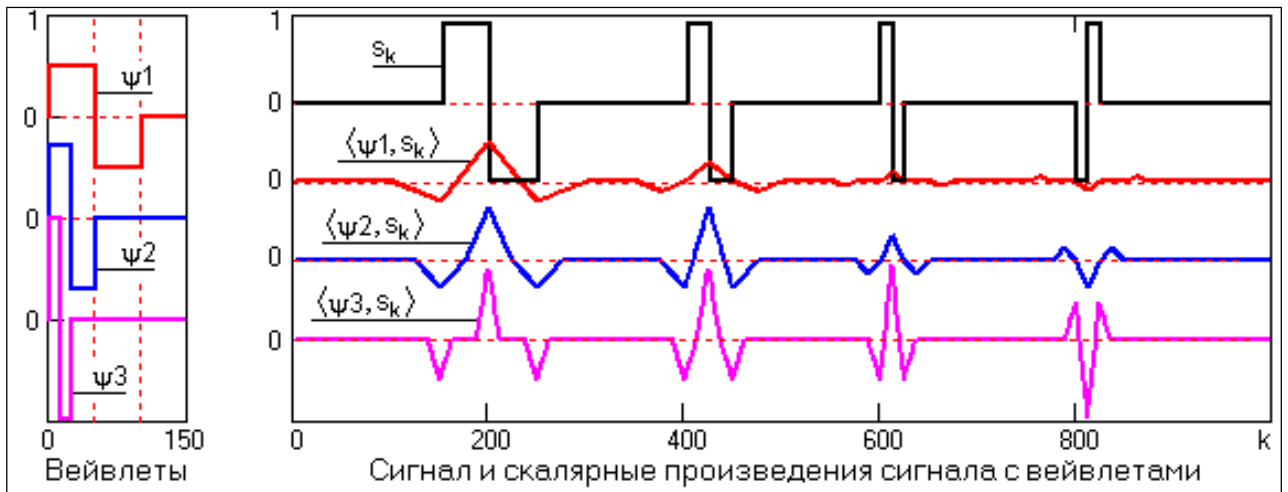


Рис. 3.4. Формування сигналу з вейвлетів

Початкове числове значення коефіцієнта масштабувального m передусім визначається функцією вейвлет ($\psi_1(t)$), яка визначається через процедуру добутку електроенцефалографосигналу з вейвлетом $\langle \psi_1(t), s(t+k) \rangle$ з аргументом зміщення k .

Як зображено на рис. 3.10 при більш точній локальній особливості електроенцефалографосигналу співпадає з вейвлет функцією з більш ефективним виявленням цієї характерної особливості на ряді масштабування спектру вейвлет. При дуже сильному стисканні Хаара виділяється стрибок електроенцефалографосигналу з вказаним напрямом.

3.2 Алгоритм аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографічного сигналу

На початку дослідження аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу необхідно передусім розробити забезпечення програмне на алгоритмі через подана блок-схемного.

Блок-схему аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу наведено на рис.3.5.

В початковий момент блок-схеми здійснюється процедура завантаження даних електроенцефалографосигналу із збереження під у. Базовим завданням є обробка тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу, тому наступним етапом є процедура виділення тета хвильового процесу у реалізації електроенцефалографосигналу методом фільтрації смугової зі смугою частотного пропускання від 4 до 7 Гц.

В базу експерименту при оцінці психологічноемоційного стану закладено процес аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу в границях вікна ковзаючого часової довжини len , яка чисельно задається на третьому етапі обробки.

Наступним кроком є аналіз тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу в границях вікна ковзаючого k -го вейвлет методом.

В границях вікна будуть обчислені числові значення вейвлет спектрів шляхом числення їх середнього.

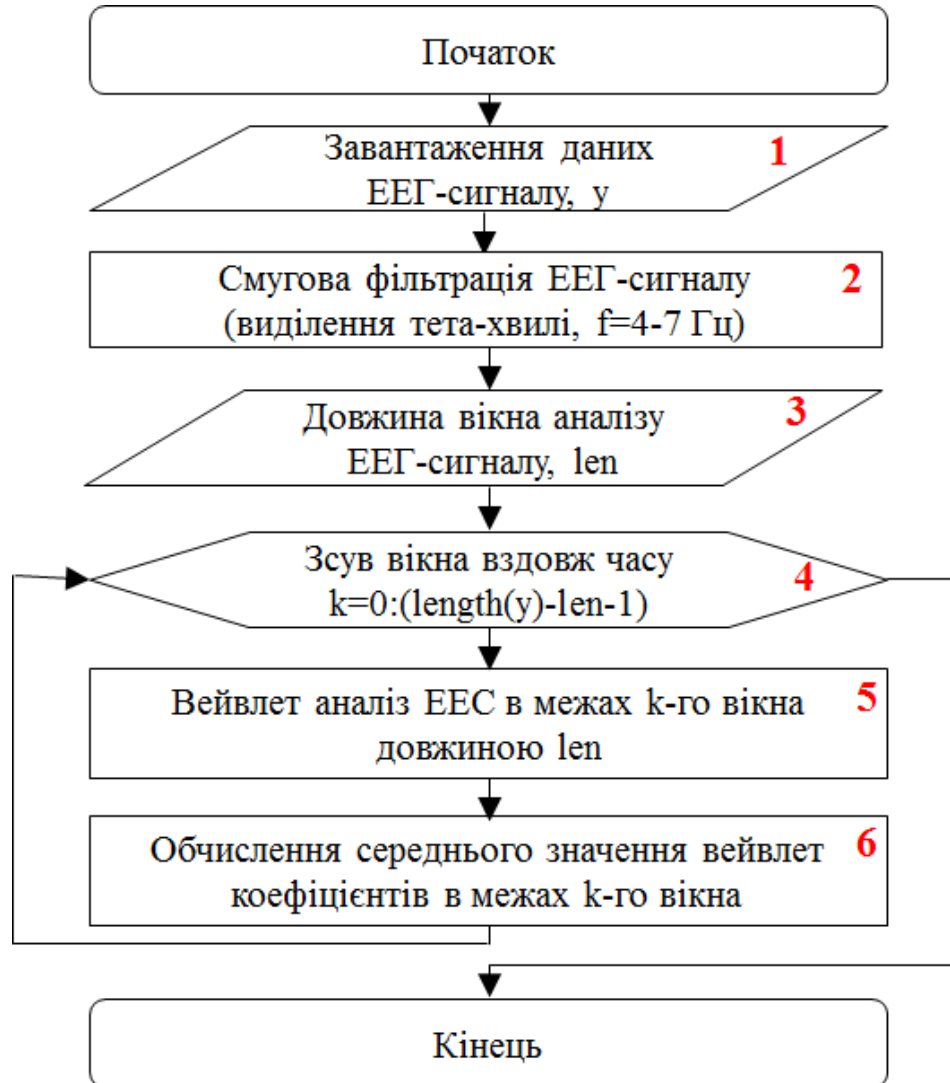


Рис.3.5. Блок-схема аналізу тета хвильового процесу електроенцефалосигналу

За результатами аналізу формуються k -ті середні числові значення спектрів вейвлет, які будуть інформативно-індикаційними складовими виділення стадій психологічно-емоційної напруги мозку людини в моменти фону, негативу та позитиву, що формуються через слухові та зорові рецептори.

В ядро фільтрації смугової електроенцефалосигналу закладено алгоритм через блок-схемне подання у вигляді рис.3.6.

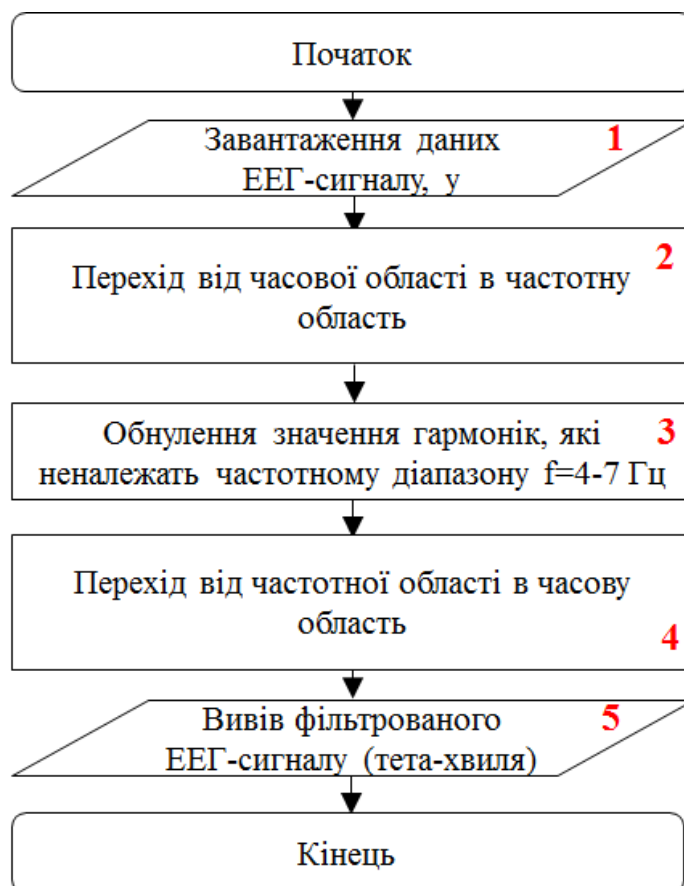


Рис.3.6. Блок-схема фільтрації смугової електроенцефалографосигналу

В блок-схемі здійснюється процедура переходу електроенцефалографосигналу з часової області в частотну за допомогою перетворення Фур'є, де здійснюється процедура обнуління амплітуд гармонік, які не належать частотній області тета процесу (4-7Гц) (рис.3.7).

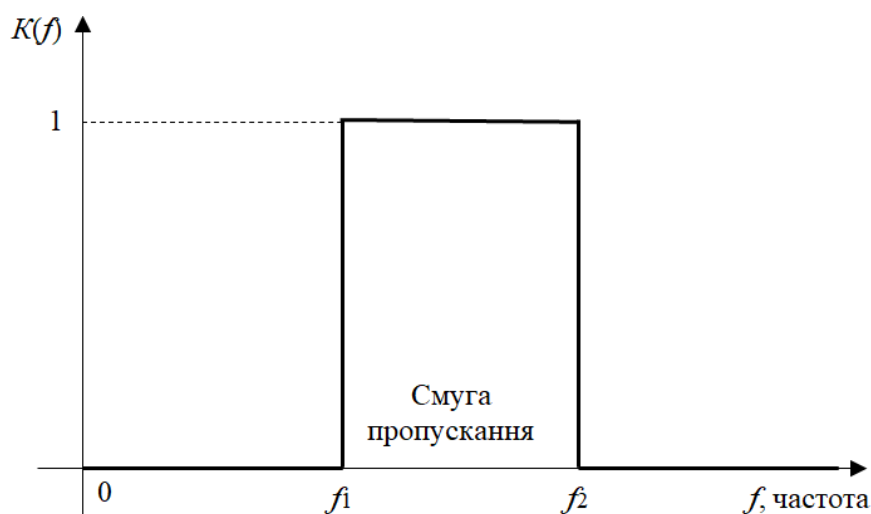


Рис. 3.7. АЧХ фільтрації смугової ($f_1=4$, $f_2=7$ Гц).

Потім відповідно відбувається перехід з частотного простору в часовий за допомогою зворотного Фур'є перетворення, в якій і буде аналізуватися відфільтрований електроенцефалосигнал.

На основі виразів (3.1, 3.4) розроблену алгоритм аналізу тета хвильового процесу електроенцефалосигналу на основі вейвлет-трансформації з функцією базису Хаара, яку наведено на рис. 3.8.

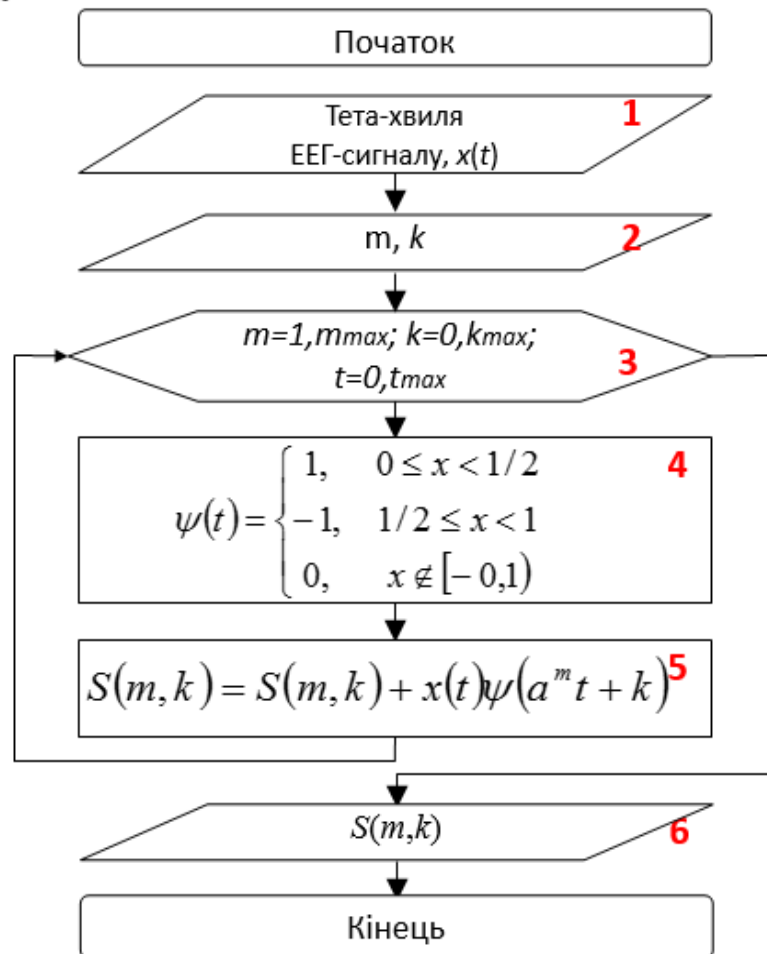


Рис.3.8. Блок-схема вейвлет аналізу тета хвильового процесу електроенцефалосигналу

Згідно до розробленої блок-схеми (рис.3.8) здійснено процес завантаження тета хвильового процесу електроенцефалосигналу, вводу коефіцієнтів $m=1, mmax$, $k=1, kmax$, діапазону часу як послідовності $t=0, tmax$ та визначення функції вейвлетів Хаара $\psi(t)$ та спектрів вейвлетів $S(m, k)$ в циклі змінних m, k, t .

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі розроблено метод аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу на базі вейвлет трансформації з базисом Хаара. Такий аналіз забезпечує дослідження структурних складових сигналу в координатній сітці з різними масштабами часу та частоти.

На основі виразів вейвлет розроблено алгоритмічне забезпечення процедури аналізу електроенцефалографосигналу, який конструктивно складається з процедур виділення тета хвильового процесу у реалізації сигналу та його вейвлет аналіз.

РОЗДІЛ 4
ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОЦІНЮВАННЯ
ПСИХОЛОГІЧНОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ТЕТА-ХВИЛЯМИ
ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

4.1 Програмна реалізація функції виділення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

Програму виділення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу (смугової фільтрації) розроблено у вигляді функції `function [x_out]=filtr(x,fd,f1,f2,k0)`, де `x_out` - відфільтрований сигнал, `x` - вхідний електроенцефалографосигнал, `fd` - частота дискретизації, `f1` до `f2` – смуга пропускання, `k0` – коефіцієнт подавлення 1-ої складової:

```
function [x_out]=filtrEEG(x,fd,f1,f2,k0); % Фільтрування
```

У функції `filtrEEG` вхідними аргументами є `x` - електроенцефалографосигнал, `fd` - частота дискретна. смуга частот від `f1` до `f2` та коефіцієнти подавлення першої складової `spEEG(1)=spEEG(1)*k0`;

Для Фур'є трансформації використано код функції швидкої трансформації `fft(x)`:

```
sp=fft(x); % швидка трансформація Фур'є
```

Під числову змінну `f` формуємо масив шкали частот:

```
f=0:df:(fd-df) % Масив частотного наповнення
```

За допомогою команди вибору умови `if` здійснюється вибирання частоти, які належать діапазону частот від f_1 до f_2 , де здійснюється обнуління гармонічних складових спектру електроенцефалографосигналу:

```
% Знищення гармонік
df=fd/length(sp);           % Крок зміни значень частоти
f=0:df:(fd-df);           % Масив частот електроенцефалографосигналу
for i=2:(length(f)/2)     % Масив номера частот
    if f(i)<f1 | f(i)>f2    % Пошук частот
        sp(i)=0;         % Обнуління
        sp(length(sp)+1-i)=0; % Обнуління
    end;                   % Завершення циклу
end;                       % Завершення циклу
```

Здійснюємо процедуру корегування значення першої гармоніки коефіцієнтом k_0 , яка відповідає за постійну складову сигналу:

```
sp(1)=sp(1)*k0;           % Нормування гармонік електроенцефалографосигналу
```

Процедуру зворотної трансформації Фур'є забезпечено із використанням коду функції `ifft`:

```
x_out=real(ifft(sp));     % Реальна частота електроенцефалографосигналу
```

4.2 Результат виділення тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

На рис.4.1-4.2 зображено нефільтрований та відфільтрований електроенцефалографосигналів із застосуванням розробленого коду програми в прикладній програмі Matlab.

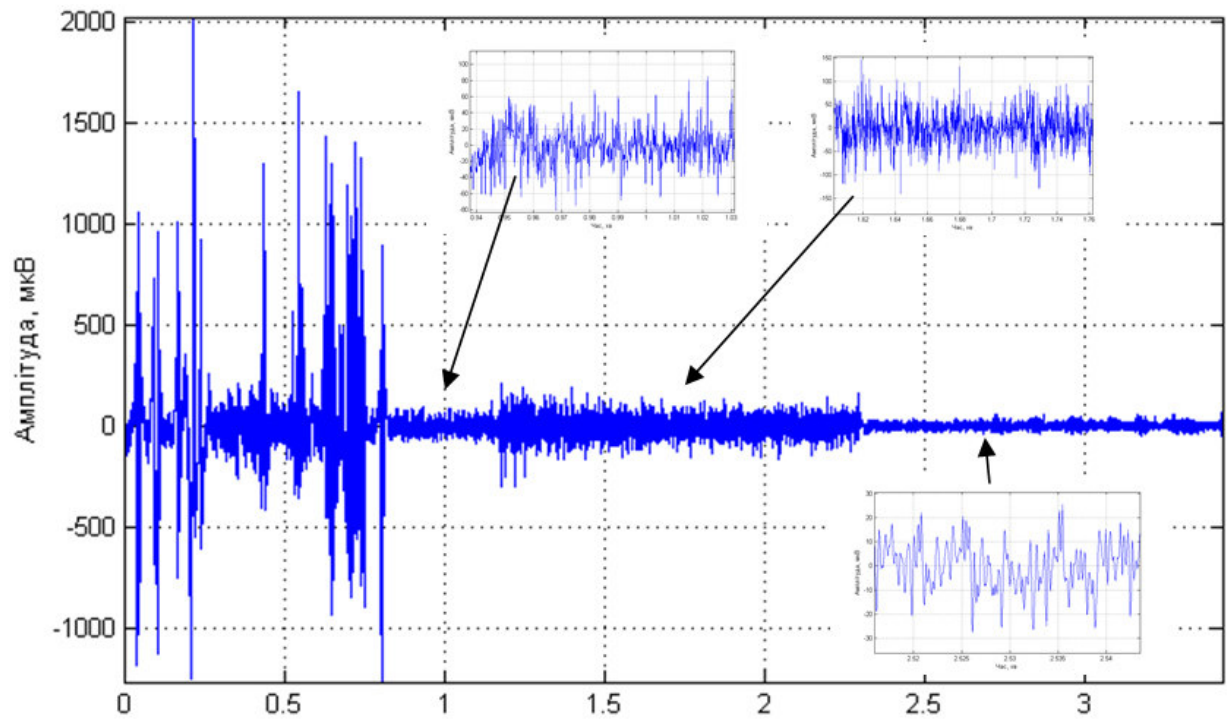


Рис.4.1. Електроенцефалографосигнал до фільтрування.

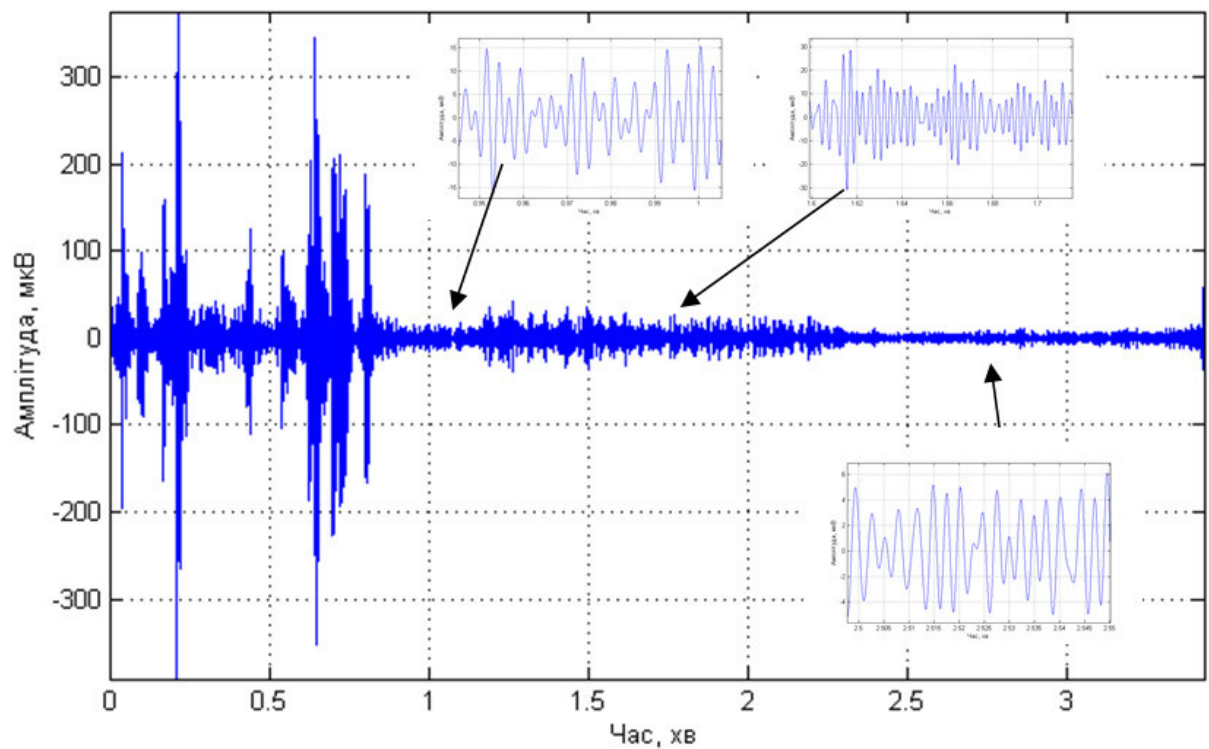


Рис.4.2. Електроенцефалографосигнал після фільтрування(виділення тета хвильового процесу в межах від 4 до 7 Гц).

На рис.4.3 зображено реалізації тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу усіх відведень.

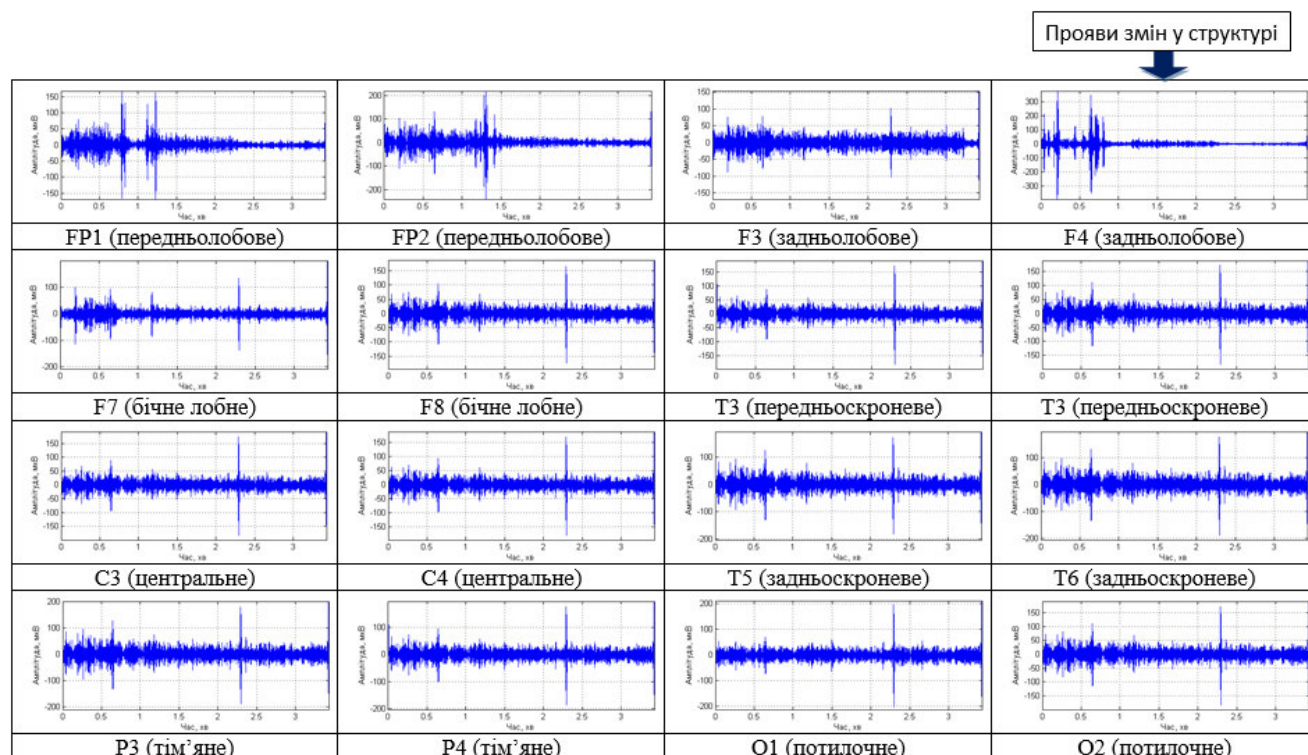


Рис.4.3. Реалізації тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

За реалізаціями тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу, які зображено на рис.4.3, встановлено що психологічноемоційні впливи відображаються на відведенні F4, що чисельно відображають електричну біоактивність мозку в задній лобній ділянці.

Детально реалізацію тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу на відведенні F4 зображено на рис.4.4 із позначеними зонами заспокоєння, негативу та позитиву.

Решту відводів тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу не відображають психологічноемоційну активність, тому для дослідження застосовано лише відвід F4.

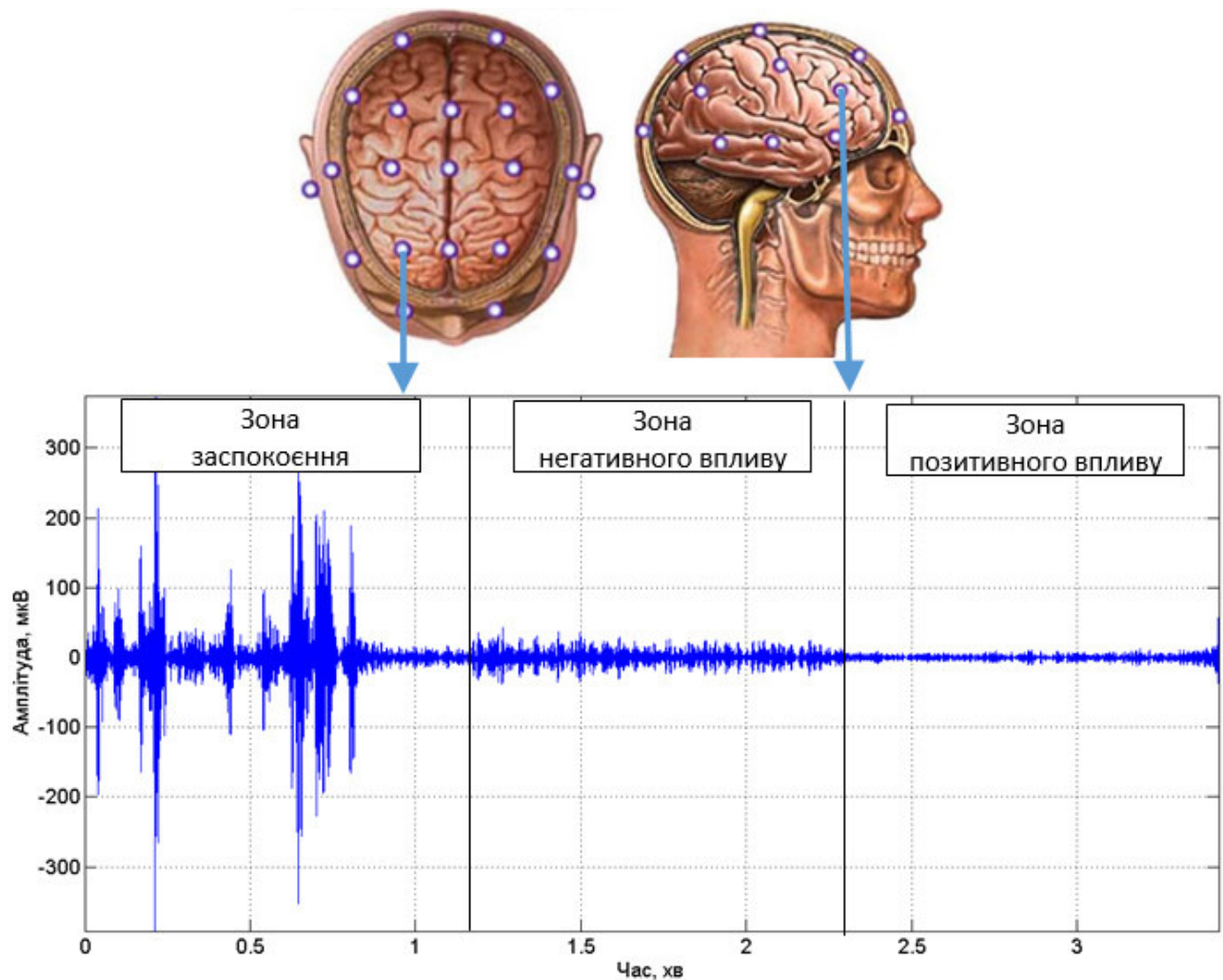


Рис.4.4. Реалізація тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу (точка відбору F4)

4.3 Програмна реалізація вейвлет аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

В початку програмного коду очищаємо пам'ять локального та глобального середовища Matlab.

% Повне очищення

clear all;

% Локальне та глобальне очищення

Завантажуємо масив числових даних електроенцефалографосигналу зареєстрованого під часу фоні, негативу та позитиву психологічноемоційних станів:

%Завантаження електроенцефалографосигналу

```
temp=load('EEG_Voyko.dat'); % Дані електроенцефалографосигналу
```

Задаємо параметрами частоти технічної системи:

```
fd=500; % Значення частоти технічної системи
```

Під змінну vidvid зберігаємо дані електроенцефалографосигналу (на прикладі вказано 4-ий відвід, яке відповідає F4):

```
% Відведення: 4 – F4
```

```
vidvid=temp(4,:); % електроенцефалографосигнал
```

Задаємо під змінну lent дискретну довжину ковзного вікна, в межах якого буде аналізувати тета хвильовий процес електроенцефалографосигналу:

```
% Довжина ковзного вікна
```

```
lent=1000;
```

Задаємо параметри частот, яким належить тета хвильовий процес:

```
%Частотний діапазон тета хвильового процесу
```

```
f1=4; f2=7; % Від 4 до 7 Гц – Тета хвильовий процес
```

І власне, здійснюємо процес фільтрування електроенцефалографосигналу (виділення тета процесу):

```
% Фільтрація електроенцефалографосигналу
```

```
teta=filtr_EEG(vidvid,fd,f1,f2,1); Фільтрування електроенцефалографосигналу
```

Для відображення електроенцефалографосигналу на графіку сформовано масив часу:

```
% Масив часу в хвилинах
time_EEG=(0:(length(teta)-1))./(fd*60); % Масив часу сигналу
```

Після сформованого масиву часу і процесу фільтрування електроенцефалографосигналу на графік виводимо числові значення амплітуд сигналу по відношенню до їх часової локалізації:

```
% Вивід графічних залежностей
figure(1) % Об'єкт графіка
subplot(2,1,1) % Розбиття об'єкту на підоб'єкти
plot(time_EEG,vidvid); % Графік електроенцефалографосигналу
grid on; % Вкл. сітки
ylabel('Амплітуда, мкВ'); % Вісь Y, значення часів
xlabel('Час, хв'); % Вісь X, значення амплітуд ЕЕС
subplot(2,1,2) % % Розбиття об'єкту на підоб'єкти
plot(time_EEG,teta); % Графік тета процесу
grid on; % Вкл. сітки
ylabel('Амплітуда, мкВ'); % Вісь Y, значення часів
xlabel('Час, хв'); % Вісь X, значення амплітуд ЕЕС
```

Виділений тета хвильовий процес електроенцефалографосигналу в границях вікна ковзного піддаємо Вейвлет аналізу в базисі Хаара. У Matlab для обчислення неперервної трансформації вейвлет є в бібліотеці Wavelet Toolbox функція cwt. Синтаксис цієї функції:

```
cof= cwt(sig,scale,'wnm'), % Вейвлет трансформація
```

де cof- коефіцієнти вейвлет cof (a, scale);

sig – відліки значень електроенцефалографосигналу

scale – масив масштабів (значення a)

'wnm' - базис.

Інформацію про бази вейвлетів можна одержати за допомогою waveinfo ('wnm'), де 'wname' – базис вейвлетів. У випадку Хаара параметр wname буде рівний haar.

Отже, для реалізації коду аналізу вейвлет в базисі хаара застосовано wname=haar з параметрами a=1; scale =0.

Отримані числові значення результату вейвлет аналізу в границях вікон k-их усереднюємо та зберігаємо як WT_m (k).

```
% Вейвлет аналіз (Хаара)
for k=0:(length(teta)-lent-1)           % Цикл вікна вейвлет
    teta_x=teta((1:lent)+k);           % Сигнал віконний
    WT=cwt(teta_x,1,'haar'); % Вейвлет Хаара % Вейвлет Хаара
    WT_m (k+1)=mean(WT);               % Середнє вікна вейвлета
end;                                     % Завершення зсуву
```

Обчисленні результати зображаємо графічно як залежність спектрів вейвлет в базисі Хаара та часу:

```
t_WT=(0:(length(WT_m)-1))./(fd*60);   % Масив часових відліків
figure(2);                             % Об'єкт графіка
plot(t_WT,WT_m);                       % Графік вейвлет в базисі Хаара
grid on;                               % Вкл. сітки
ylabel('Середнє значення Вейвлет спектру'); % Вісь Y, значення спектрів
xlabel('Час початку вікна, хв');       % Вісь X, значення часів
```

4.4 Результати аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу

Для визначення місць локалізації психологічноемоційного стану на площі мозку людини проведено дослідження в точці відбору F4 шляхом вейвлет аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу.

На рис.4.5 проілюстровано результати програмного аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу в точці відбору F4.

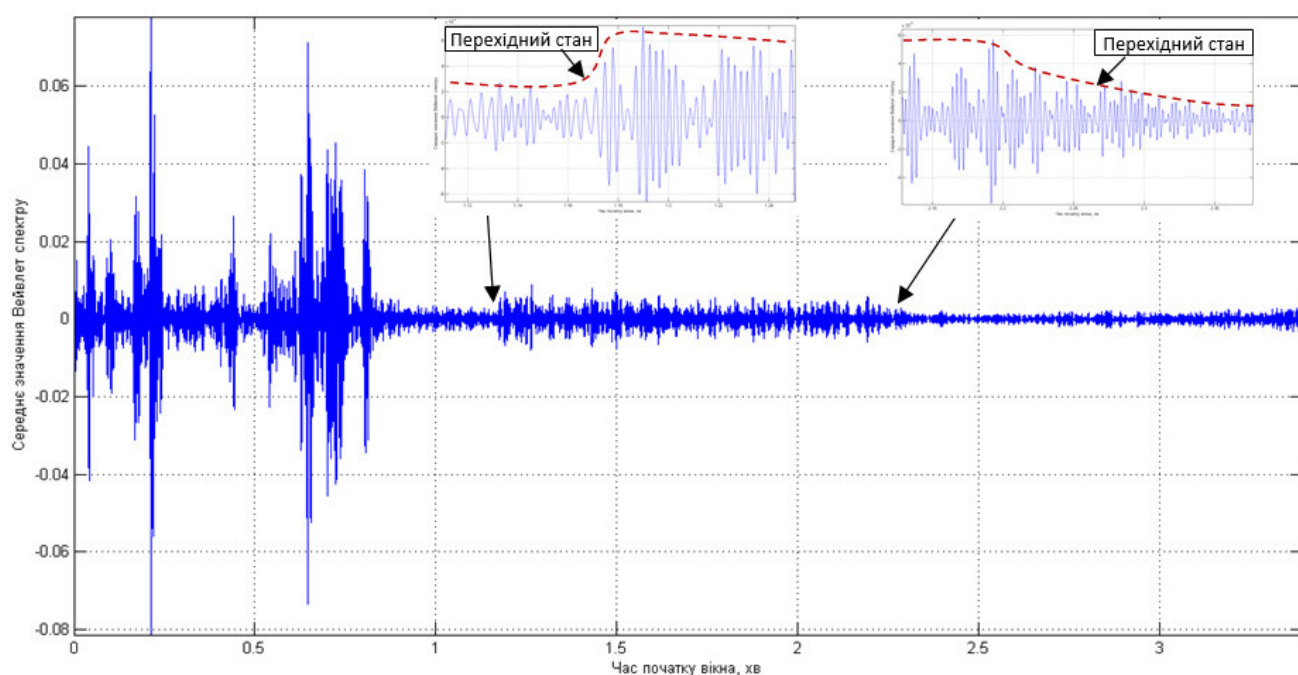


Рис.4.5. Результати Вейвлет аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу в точці відбору F4 (функція базису Хаара)

На рис.4.5 відзначено змінну значень середніх Вейвлет спектрів для різних станів мозкової активності, зокрема:

- на фоні – підвищена варіація значень Вейвлет спектрів
- негатив – зниження варіації значень Вейвлет спектрів по відношенню до попереднього стану.
- позитив – зниження варіації значень Вейвлет спектрів по відношенню до двох попередніх станів.

В загальному спостерігається тенденція падіння значень Вейвлет спектрів, що вказує на позитивну динаміку заспокоєння.

На збільшених фрагментах тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу (рис.4.5) чітко спостерігаються зони переходу від стану до стану, що є показником варіації психологічноемоційних станів.

4.5 Висновки до розділу 4

У розділі розроблено програмне забезпечення аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу на основі методу вейвлет трансформації в базисі Хаара.

Відзначено, що психологічноемоційні стани відмічено у підвищеній активності мозку за реалізацією тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу в точці відбору F4.

За результатами програмного аналізу в MATLAB тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу визначено переходи між психологічноемійними станами та їх часові показники, що забезпечило визначення стану психологічноемоційного у людини.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень

Можливість порівняння отриманих результатів в різних дослідженнях може бути забезпечена використанням стандартних баз даних стимульного матеріалу. Зокрема, використання стандартних баз даних для слів і зображень дозволяє грамотно підготувати експериментальне дослідження і контролювати вплив побічних змінних. Необхідність використання стандартних баз даних може бути продемонстрована наочними прикладами досліджень, які проводяться в області клінічної психології. Аналогічні випадки специфічних порушень когнітивних здібностей, що цікавлять дослідників, можуть зустрічатися рідко, з великим інтервалом часу в різних клініках і країнах.

Для того щоб можна було зробити загальні висновки по цих випадках, необхідно використовувати одні і ті ж методики зі строго регламентованої процедурою і проводити дослідження з одним і тим же стандартним матеріалом. Тому оптимальним варіантом проведення порівняльного аналізу є використання вже існуючих баз даних по характеристиках слів і зображень. Так, наприклад база даних IPNP (International Picture Naming Project), що складається з схематичних зображень різних об'єктів і дій, стандартизована по ряду шкал і показників, зібраних в різних країнах (Szekely, 2005), так як відомо, що між багатьма характеристиками існують міжкультурні відмінності .

При роботі з вербальним матеріалом також використовуються бази даних слів з усередненими оцінками слів за такими шкалами, як домінантність, образність, типовість і т.п. (наприклад, база даних: Battig, Montague, 1969). Подібні бази даних створювалися для різних країн світу, так як було показано, що показники відрізняються для різних мов (Yoon et al., 2004). Що стосується дослідження емоцій, то для цих цілей також створювалися бази даних. Так,

наприклад, П. Екманом була створена база даних фотозображень емоційних експресій (Ekman, Friesen, 1979)

Для дослідження було обрано 50 практично здорових студентів університету (50 чоловіків) віком від 18 до 21 року. Всі вони попередньо були ознайомлені з умовами експерименту та виявили добровільну згоду на участь у ньому. Електроенцефалограми (ЕЕГ) реєстрували в стані спокою з розплющеними (фон) очима, які полягали в перегляді картинок, що символізували емоції.

Дослідження проводять за допомогою багатоканальних електроенцефалографів (по 8, 16 та більше каналів) для одночасного запису біопотенціалів від різних ділянок мозку. В даному випадку було використано 10-канальний електроенцефалограф. Використовують відведення від симетричних відділів лобових, скроневих, тім'яних та потиличних часток головного мозку. Знімають ЕЕГ найчастіше у стані бадьорості, в положенні лежачи із закритими очима або в темноті (екранована кімната). Електроенцефалограма (ЕЕГ), зареєстрована через неушкоджені покриви черепа, являє собою сумарну активність великої кількості нейронів і складається з багатьох частотних компонентів.

На рис. 5.1 зображено блок схему проведення експерименту, а саме процес виявлення електрофізіологічних корелятів емоційних станів в бета-хвилях ЕЕГ сигналу.

Для реєстрації електроенцефалографічного сигналу потрібно перш за все зареєструвати електричні потенціали мозку людини. Величина коливань електричних потенціалів, що продукуються мозком, дуже мала. Вони мають амплітуду від декількох мікрвольт до декількох сот мікрвольт (до 500-600 мкВ). Для того щоб вони могли бути записані, їх необхідно попередньо підсилити і позбавити від перешкод. Типові схеми реєстрації (для одного каналу запису сигналу) представлені на рис. 5.2. і рис. 5.3. Застосовують два способи відведення: монополярний, коли один з двох електродів - активний, а інший - індиферентний (рис.5.3) і біполярний, коли обидва електроди є активними і послідовно пов'язані один з одним (рис. 5.3).

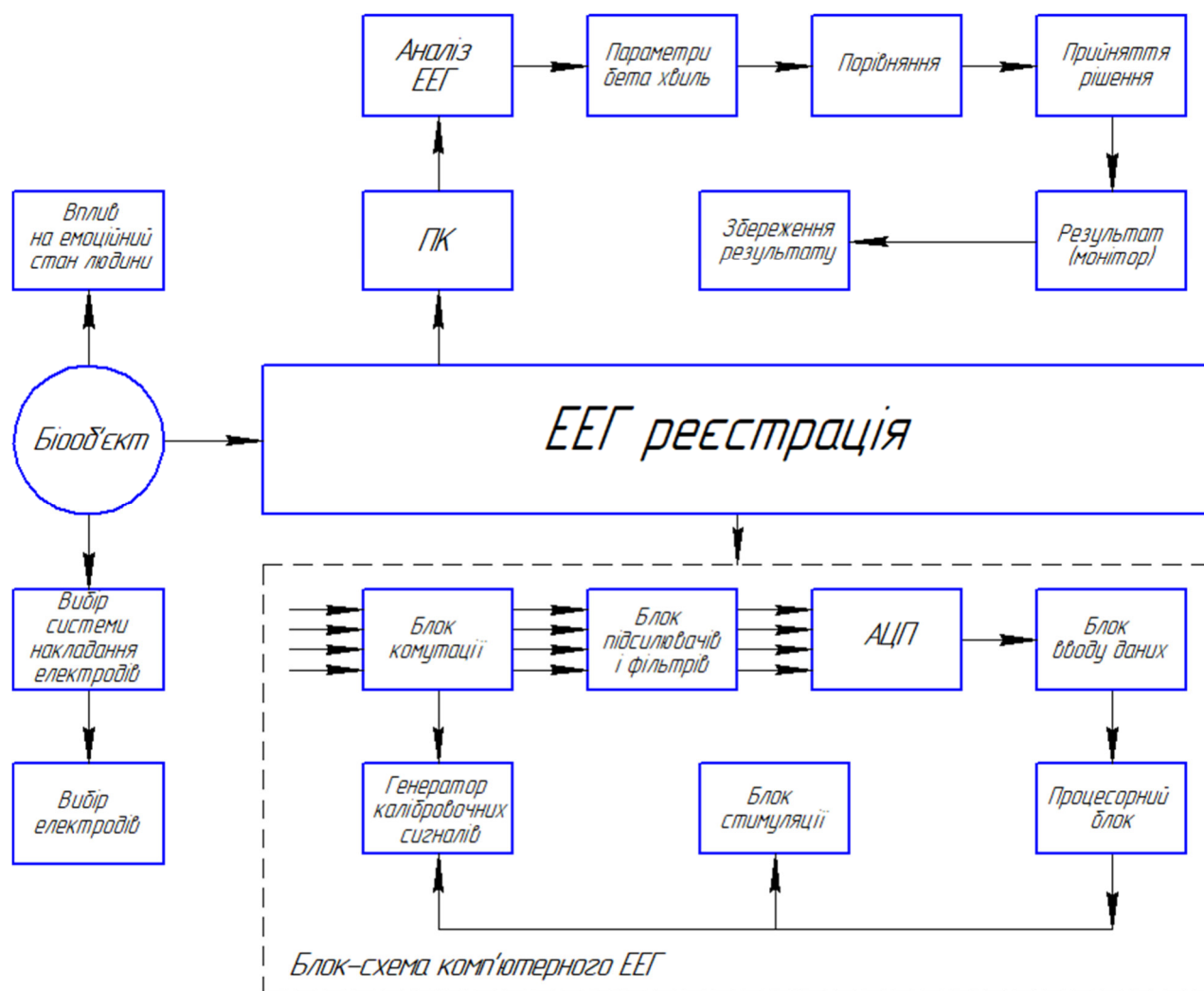


Рис. 5.1. Структура проведення експериментального дослідження

Індиферентні електроди часто поміщають на мочці вуха (на одній або на обох), на соскоподібному відростку, спинці носа, підборідді і вилиці.

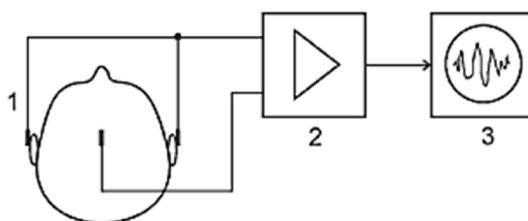


Рис.5.2. Індиферентний електрод

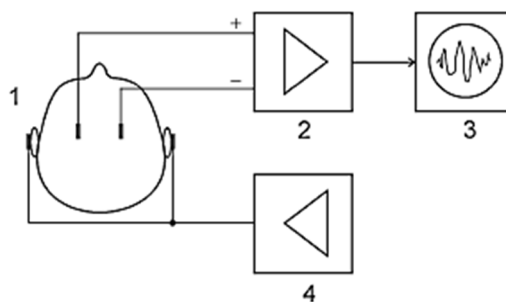


Рис.5.3. Біполярний електрод

Каналом реєстрації називають систему, що складається з двох електродів, що відводять 1, блоку посилення 2 і реєструючого блоку 3 (блок 4 на Рис.3.2 є підсилювачем референтного сигналу). При електроенцефалографічних дослідженнях використовується одночасно велика кількість каналів, що дозволяє повніше оцінити протікаючі в мозку процеси.

Електроди служать для контакту з об'єктом, від якого безпосередньо або через проміжні тканини здійснюється відведення потенціалів. Вони повинні мати мінімальний опір, щоб не окислюватися, та не поляризуватися. Розміри електродів і їх пристрій визначаються об'єктом реєстрації та завданнями дослідження.

Реєстрацію проводили за допомогою апаратно-програмного комплексу «Нейроком», розробленого науково-технічним центром радіоелектронних медичних приладів і технологій «ХАІ-Медика» Національного аерокосмічного університету «ХАІ» (свідоцтво про державну реєстрацію № 6038/2007 від 26 січня 2007 року). Для покращення якості запису використовували додаткові референтні електроди N (nasion) і Ref та вмонтовану в комплекс систему реєстрації ЕЕГ. Реєструвалися 120 с інтервали ЕЕГ.

Електроенцефалограф містить комутаційний пристрій, призначений для організації різних схем знімання ЕЕГ-сигналів шляхом перемикання електродів на різні входи підсилювачів. До комутаційного пристрою відносяться панель з гніздами для підключення електродів і багатополюсні перемикачі для комутації. Підсилювачі забезпечують посилення вхідного сигналу до потрібної величини в заданому діапазоні частот і з досить низьким рівнем шуму (не більше 1 мкВ).

Для придушення мережної перешкоди частотою 50 Гц застосовується спеціальний режекторний фільтр. Кількісною характеристикою фільтра є

коефіцієнт режекції (відношення коефіцієнта передачі фільтра в смузі пропускання до коефіцієнта передачі на частоті режекції), який виражається в дБ. Зазвичай електроенцефалографи забезпечують придушення синфазної перешкоди на входах підсилювачів до 100 дБ (100-кратне придушення відповідає 40 дБ).

Для дослідження психологічноемоційного стану, було підібрано 20 слайдів з бази емоційно забарвлених фотозображень IAPS, які було поділено на : 10 – позитивного змісту, 10 – негативного. У вигляді емоційно-нейтрального стимулу застосовано сірий екран. На рисунку 5.4 представлено проведення експериментального дослідження, на якому визначеними часовими тривалостями відбувається вплив слайдів з бази даних на психологічноемоційний стан людини.



Рис 5.4. Проведення експериментального дослідження

Для того щоб проаналізувати бета-ритм необхідно його виділити шляхом смугової фільтрації. На наступному етапі, власне, відбувається процес віконного аналізу бета-ритму ЕЕГ-сигналу. В результаті обробки отримуються усередненні значення вейвлет коефіцієнтів, які і будуть інформативною складовою розрізнення різних стадій психологічного навантаження мозку людини. Прийняте рішення відображається стандартними засобами візуалізації а дані визначення психоемоційних станів з бета-хвиль ЕЕГ сигналу можна зберегти в пам'ять пристрою.

5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) – це міжнародна багатомовна класифікаційна система, яка складається з таблиць, які призначені для систематизації документів, пошуку інформації та організації фондів документів з усіх галузей знань у видавництвах, бібліотеках, інформаційних центрах тощо.

УДК використовується для організації як вузькоспеціалізованих довідково-інформаційних, так і багатогалузевих фондів. Можливість єдиної систематизації інформаційних матеріалів робить систему УДК найзручнішою у процесі обміну інформацією між країнами.

УДК охоплює всі галузі людських знань. Її розділи органічно пов'язані між собою, і зміни одного розділу вимагають змін в інших розділах.

Темою науково-дослідної роботи є: «Алгоритмічно-програмне забезпечення оцінювання психологічно-емоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу»

Тема включає у своїй структурі сторони сторони:

- 1) Медична (емоційний стан, депресія).
- 2) Математична модель тета хвильового процесу електроенцефалосигналу у адитивної суміші полігармонійної функції та білого шуму.

Згідно з класифікатором УДК (сайт - <http://teacode.com/online/udc/>), медична сторона класифікується наступною послідовністю дій, при виборі номера:

- 1) УДК 61 - Медицина. Охорона здоров'я. Пожежна справа;
- 2) УДК 616 - Патологія. Клінічна медицина;
- 3) УДК 611.8 - Невропатологія. Неврологія;
- 4) УДК 611.89 - Психіатрія. Патологічна психологія. Психічні (душевні) хвороби;
- 5) УДК 611.89-008 - Семіологія психічних хвороб. Вчення про ознаки психічних хвороб;
- 6) УДК 611.89-008.45 - Порушення мислення, суджень, умовиводів, орієнтації думок, асоціації думок;

7) УДК 611.89-008.454 - Зниження, ослаблення, занепад сил. Депресія.

Конституціональна душевна депресія;

Математична сторона класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 51 - математика
- 2) УДК 519 - не використовується
- 3) 519.2 - Теорія ймовірностей і математична статистика
- 4) УДК 519.21 - Теорія ймовірностей і випадкові процеси
- 5) УДК 519.218 - Випадкові процеси спеціального виду

Програмна сторона класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 004 - Інформаційні технології. Комп'ютерні технології. Теорія обчислювальних машин і систем
- 2) УДК 004.4 - Програмні засоби
- 3) УДК 004.42 - Програмування ЕОМ. Комп'ютерні програми

Таблиці УДК розподіляються на допоміжні та основні. Крім того, до УДК належить методичні вказівки до багатьох розділів, алфавітно-предметний покажчик, а також знаки, за допомогою яких будується індекс.

Розподіл таблиць на допоміжні та основні ґрунтується на особливостях понять, які у них відображені. Основна таблиця містить визначення з усіх галузей техніки, науки, мистецтва та інші.

До допоміжних таблиць відносять поняття, що можуть повторюватись, і можуть бути спільними для всіх чи декількох розділів (загальні визначники), або ті, що використані лише в одному розділі (спеціальні визначники).

Визначники застосовують для настурної деталізації індексу, які відображають якісну характеристику документа або властивість предмету з певної точки зору. Визначники додають до основного індексу за допомогою знаків (символів), які характерні для конкретних визначників (крапка, дужки, дефіс, лапки та інші).

Отже, індекс УДК для науково-дослідної роботи «Алгоритмічно-програмне забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями

електроенцефалографічного сигналу» буде наступним: УДК 616.89-008.454:519.218:004.42

5.3 Висновки до розділу 5

У розділі проаналізовано методику проведення медико-біологічних досліджень та обґрунтовано вибір УДК напряму наукового дослідження.

РОЗДІЛ 6

ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат на виконання НДР, яке пов'язано із розробленням алгоритмічно-програмного забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість.

Розрахунок витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наведено по тексту.

6.1.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату виконавців теми. Крім цього, слід враховувати, що для теми, яка фінансується за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі дослідження (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом, визначається навчальним планом спеціальності магістра 163 «Біомедична інженерія».

Таблиця 6.1

Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Науковий керівник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1	2	3	4	5	7	8
1. Уточнення теми та наукового дослідження	1	–	–	–	–	1
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	–	–	–	–	1

Продовження таблиці 6.1

1	2	3	4	5	6	7
3. Розроблення математичної електроенцефалографічного сигналу	1	–	–	–	–	1
4. Розроблення методу, алгоритму та програмного забезпечення аналізу електроенцефалографічного сигналу	1	–	–	–	–	1
5. Аналіз електроенцефалографічного сигналу	1	–	–	–	–	1
6. Формування звіту по НДР	1	–	–	–	–	1
Разом за виконавцями теми	6	–	–	–	–	6

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців НДР розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Науковий керівник	1	4289,70	202,34	3237,44
2. Студент	1	1302	61,42	1289,82
Разом оплата праці з теми				4527,26

6.1.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 1686,86 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі, які наведено в табл.6.2.

6.1.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті прикладних інформаційних систем та електроінженерії, передбачає використання, перш за все, електроенцефалографа, комп'ютерів для обробки електроенцефалографічного сигналу та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума, грн.
1. Електроенцефалограф	шт	1	10500	10500
2. Персональний комп'ютер	шт	1	4250	4250
3. Принтер лазерний	шт	1	1000	1000
Загальні витрати на матеріали				15750

6.1.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується електроенцефалограф, освітлення, живлення, комп'ютерна техніка та оргтехніка [88]:

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де P_i – витрата і-го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

C_i - ціна за одиницю і-го виду матеріального ресурсу, грн.

i - вид матеріального ресурсу;

n - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

Витрати на електроенергію при виконанні НДР

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Електроенцефалограф	95	0,25	1	2,68	63,65
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	150	0,1	90	2,68	3618
Принтер лазерний	650	0,15	5	2,68	1306,5
Лампи світлодіодні (освітлення)	40	0,45	10	2,68	482,40
РАЗОМ витрати на електроенергію					5470,55

6.1.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язанні із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	2	800
Здача звітів НДР	1	100
Впровадження результатів НДР	2	800
Всього	–	1700

6.1.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1.Витрати на оплату праці	4527,26	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	1686,86	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	15750	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	5470,55	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	1700	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	2913,467	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	32048,14	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість

використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогностичний характер. Соціальний ефект зводиться до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

6.2 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується [88] визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ($E_{нт}$) за допомогою формули [88]:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де B_i – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

B_{ij} – середнє значення балу, який виставляється експертами і-му фактору;

B_{ij}^{\max} – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика і-го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів НТЕ

Фактори (i)	Коефіцієнти вагомості (B_i)
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок B_{ij}			B_{ij}^{\max}
		Експертні оцінки		B_{ij}	
		1	2		
1	2	3	4	5	6
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	6	6	6	18
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	18
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	18
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	8	8	8	24
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	30
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	18

Розраховане за формулою 6.2 значення $E_{нт}$ буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 6 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 8 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,71.$$

Для загальної оцінки НДР використано дані табл. 6.9.

Таблиця 6.9

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності НДР

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
0,61-0,75	Добре	Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

6.3 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 32048,14 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,71 від максимального числа 1.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охороні праці

Для розробки програмного забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини за тета-хвилями електроенцефалографічного сигналу застосовано персональний комп'ютер (ПК) із дотриманням мінімальних вимог безпеки щодо роботи з монітором згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 (Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами (моніторами) електронно-обчислювальних машин) [82] та НПАОП 0.00-7.15-18 (вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями) [83].

При роботі з ПК у приміщенні на робочому місці монітора згідно гігієнічних вимог ДСанПіН 3.3.2.007-98 [84] мають бути забезпечені оптимальні значення параметрів температури, відносної вологості й рухливості повітря. Приміщення повинне мати природне та штучне освітлення. Штучне освітлення в приміщенні з робочим місцем, яке обладнано монітором та ПК, має здійснюватися системою загального рівномірного освітлення. Природне освітлення при роботі з монітором має здійснюватися через світлові прорізи, орієнтовані переважно на північ чи північний схід і забезпечувати коефіцієнт природною освітленості не нижче ніж 1,5%. Яскравість світильників загального освітлення в зоні кутів випромінювання від 50 до 90 градусів з вертикаллю в повздовжній та поперечній площинах має становити не більше ніж 200 кд/м², захисний кут світильників - не менше ніж 40 град [84].

При розробці ПЗ враховано усі заходи згідно держаних санітарних правил і норм роботи з монітором ДСанПіН 3.3.2.007-98 [84] щодо запобігання несприятливої дії на працівників шкідливих факторів, які супроводжують роботу з монітором, пов'язаною з зоровим і нервово-емоційним напруженням при виконанні задачі дослідження у вимушеній робочій позі при локальному напруженні верхніх

кінцівок на фоні обмеженої загальної м'язової активності під впливом комплексу фізичних факторів шуму, електростатичного поля, неіонізуючих та іонізуючих електромагнітних випромінювань.

При розміщенні робочого столу з ПК та монітором слід дотримувати такі відстані між бічними поверхнями монітору 1,2 м, відстань від тильної поверхні одного монітору до екрана іншого монітору (у випадку більше одного працівника) - 2,5 м.

Гранично допустимі рівні шуму повинні відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99) [85]. Мікроклімат у приміщенні має відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99) [86].

Обладнання і організація робочого місця працівника при розробці ПЗ обробки електроенцефалографічного сигналу мають забезпечувати відповідність конструкції всіх елементів робочого місця ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності згідно правилам та норм ДСанПН 3.3.2.007-98 [84].

Електроенцефалографічна система, яка забезпечує процес реєстрації електроенцефалографічних сигналів та їх обробку згідно Технічного регламенту щодо медичних виробів [87]. Відповідно до цього регламенту система відноситься до класу медичних виробів як прилад, що застосовуються з метою забезпечення діагностики перебігу хвороби мозку людини в разі захворювання чи лікування.

Електроенцефалографічна система як медичний виріб з електронною програмною системою згідно до вимог Технічного регламенту [87] забезпечує надійність, відтворюваність, та ефективність системи, в якій передбачено засоби для усунення або мінімізації спричинених ризиків у разі їх збою.

Програмне забезпечення електроенцефалографічної системи розроблено відповідно до поточного рівня знань з урахуванням принципів циклу розробки, управління ризиками, перевірки та валідації [87].

Зі сторони конструкції електроенцефалографічної системи забезпечено мінімізацію впливу роботи системи на інше обладнання електромагнітними

полями. При коректній експлуатації системи із дотриманням усіх правил буде забезпечено уникнення ризиків ураження електричним струмом працівника через струмопровідні частини системи за рахунок робочої ізоляції.

Таким чином, електроенцефалографічна система є безпечною з точки зору охорони праці та техніки безпеки.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

7.2.1 Способи реалізації заходів медичного захисту у разі надзвичайної ситуації техногенного та природного характеру.

Серед способів захисту населення у надзвичайних ситуаціях при використанні електроенцефалографічної системи особливе місце займає медичний захист. Виходячи з досвіду, надзвичайні ситуації, як правило, призводять до масової загибелі людей та їх ураження. Для зменшення ступеня ураження необхідно приймати невідкладні заходи щодо надання медичної допомоги потерпілим, відповідно до вимог статті 36 Кодексу цивільного захисту України, Закону України «Про екстрену медичну допомогу».

Наданням цієї допомоги займається медична служба цивільного захисту (ЦЗ), яка організовується на базі Міністерства охорони здоров'я України та його структурних підрозділів і призначена для медичного забезпечення населення, що постраждало внаслідок стихійного лиха, аварій та катастроф. Вона виконує такі основні завдання:

- своєчасне надання потерпілому населенню усіх видів медичної допомоги та лікування потерпілих з метою їх повного одужання;
- попередження виникнення і розповсюдження серед населення масових інфекційних захворювань;
- забезпечення санітарного благополуччя населення та виключення несприятливих санітарних наслідків виробничих аварій та стихійних лих.

Ці завдання вирішуються шляхом проведення комплексу організаційних, лікувально-профілактичних, лікувально-евакуаційних, санітарно-гігієнічних і протиепідемічних заходів. Основними з них є:

- підготовка органів та установ охорони здоров'я до роботи в умовах великих виробничих аварій та стихійних лих;
- організація і підготовка пересувних медичних формувань для проведення рятувальних робіт, а також підготовка медичних установ до лікування потерпілих і хворих;
- організація і проведення лікарняно-евакуаційних, санітарно-гігієнічних та протиепідемічних заходів в осередках ураження і на етапах медичної евакуації;
- навчання медичного персоналу з медичних питань;
- розроблення планів підготовки органів і об'єктів охорони здоров'я до виконання заходів ЦЗ;
- організація забезпечення формувань та установ медичної служби медичним, господарським і спеціальним майном;
- навчання населення вмінню надавати само- та взаємодопомогу при отриманні різних травм.

При виникненні надзвичайних ситуацій, незалежно від їх масштабу, як правило, першими для надання медичної допомоги до осередку катастрофи прибувають і починають працювати, згідно із своїми функціональними обов'язками, бригади швидкої медичної допомоги (ШМД), які обслуговують населення даної території. Вони надають першу лікарську (фельдшерські бригади – долікарську) допомогу постраждалим і евакуюють їх у стаціонарні медичні заклади.

Якщо ліквідувати медико-санітарні наслідки надзвичайної ситуації силами штатних бригад ШМД неможливо, то розгортаються сили першого етапу медичної евакуації. У район надзвичайної ситуації додатково до діючих штатних бригад ШМД направляються медичні бригади постійної готовності першої черги, територіального рівня (а якщо вимагають обставини, то і державного рівня).

При неможливості забезпечення кваліфікованої та спеціалізованої допомоги всім постраждалим діючими лікарняними установами розгортаються лікувальні заклади другого етапу медичної евакуації. Ліжкофонд, що розгортається додатково, забезпечується запасами м'якого інвентарю, медикаментів, продуктів харчування, предметів догляду за хворими, медобладнання тощо. Спеціалізовані бригади постійної готовності другої черги, що прибувають на посилення медичного персоналу забезпечені майном за рахунок закладів до яких вони належать.

Координацію роботи служби на державному рівні здійснює Центральна координаційна комісія МОЗ України, а на територіальному рівні — територіальні координаційні комісії. Вони є постійно діючими дорадчими позаштатними органами, які створюються з метою погодження дій медичних сил різних відомств в умовах надзвичайних ситуацій. До складу комісій входять представники усіх міністерств і відомств, відповідних рівнів Служби.

Головою центральної координаційної комісії є Міністр охорони здоров'я України, а територіальних координаційних комісій — начальники управлінь (відділів) охорони здоров'я відповідних адміністративних територій.

Особливе місце в роботі медичної служби займає захист населення від інфекційних захворювань.

Для запобігання розповсюдження інфекційних захворювань в осередку інфекційної хвороби встановлюється режим карантину або обсервації.

Карантин — адміністративні та медико-санітарні заходи, що застосовуються для запобігання поширенню особливо небезпечних інфекційних захворювань;

Карантин встановлюється та відміняється Кабінетом Міністрів України за поданням головного державного санітарного лікаря України.

Рішення про встановлення карантину, а також про його відміну негайно доводиться до відома населення відповідної території через засоби масової інформації.

У рішенні про встановлення карантину зазначаються:

- обставини, що призвели до цього;
- визначаються межі території карантину;

— затверджуються необхідні профілактичні, протиепідемічні та інші заходи, їх виконавці та терміни проведення;

— встановлюються тимчасові обмеження прав фізичних і юридичних осіб та додаткові обов'язки, що покладаються на них.

Встановлення карантину передбачає:

— повну ізоляцію осередку інфекційної хвороби;
 — встановлення охорони на зовнішніх кордонах;
 — заборону виходу людей, тварин та вивезення майна;
 — дозвіл в'їзду лише спеціальним формуванням призначеним для проведення профілактичних та протиепідемічних заходів;

— заборону транзитного проїзду;
 — розподіл населення на дрібні групи і доставку продуктів харчування, води в окремі квартири та будинки;

— припинення роботи всіх підприємств та установ, крім тих, які мають значення для життєзабезпечення населення;

— проведення профілактичних заходів серед населення та лікування хворих;
 — проведення санітарної обробки населення, дезінфекції, дезінсекції, дератизації;

— використання засобів індивідуального захисту.

Об'єкти які продовжують роботу в зонах карантину переходять на особливий режим праці:

— робітники та службовці переводяться на казармене положення з виконанням протиепідемічних заходів;

— зміни розподіляються на окремі групи (меншої чисельності), контактування між ними та вихід з приміщень забороняється;

— харчування та відпочинок організовується групами у спеціально відведених приміщеннях.

Карантин встановлюється на період, необхідний для ліквідації епідемії чи спалаху особливо небезпечної інфекційної хвороби. Коли інфекційна хвороба не

відноситься до групи особливо небезпечних вводяться обмежувальні протиепідемічні заходи – режим обсервації.

Обмежувальні протиепідемічні заходи встановлюються місцевими органами виконавчої влади та органами місцевого самоврядування за поданням відповідного головного державного санітарного лікаря у разі, коли в окремому населеному пункті, у дитячому виховному, навчальному чи оздоровчому закладі виник спалах інфекційної хвороби або склалася неблагополучна епідемічна ситуація, що загрожує поширенням інфекційних захворювань. Обмеженням підлягають ті види господарської та іншої діяльності, що можуть сприяти поширенню інфекційних захворювань. Види і тривалість обмежувальних протиепідемічних заходів встановлюються залежно від особливостей перебігу інфекційної хвороби, стану епідемічної ситуації та обставин, що на неї впливають.

7.2.2 Заходи особистої безпеки персоналу цехів, лабораторії по виготовленню електроенцефалографічної системи. Основними складовими безпеки праці на виробництві при виготовленні електроенцефалографічної системи, зокрема персоналу цехів та лабораторій, є:

- безпечне виробниче обладнання;
- безпечні технологічні процеси;
- організація безпечного виконання робіт.

Вимоги безпеки до виробничого обладнання конкретних груп, видів, моделей розробляються відповідно до вимог стандарту ДСТУ 2293:2014 з урахуванням призначення, виконання та умов його експлуатації.

Безпека виробничого обладнання забезпечується:

- ◆ вибором принципів дії, джерел енергії, параметрів робочих процесів;
- ◆ мінімізацією енергії, що споживається чи накопичується;
- ◆ застосуванням вмонтованих в конструкцію засобів захисту та інформації про можливі небезпечні ситуації;
- ◆ застосуванням засобів автоматизації, дистанційного керування та контролю;
- ◆ дотримання ергономічних, обмеженням фізичних і нервово

психологічних навантажень працівників.

Виробниче обладнання, при роботі як самостійно, так і в складі технологічних комплексів, повинно відповідати вимогам безпеки впродовж всього періоду його експлуатації.

Виробниче обладнання, робота якого супроводжується виділенням шкідливих речовин чи мікроорганізмів або пожежо- та вибухонебезпечних речовин, повинно включати вмонтовані пристрої для локалізації цих виділень. При відсутності таких пристроїв, в конструкції обладнання мають бути передбачені місця для підключення автономних пристроїв локалізації виділень. За необхідності згадані пристрої мають бути виконані з урахуванням чинних вимог щодо стану повітря робочої зони та захисту довкілля.

Якщо виробниче обладнання є джерелом шуму, ультра та інфразвуку, вібрації, виробничих випромінювань (електромагнітних, лазерних тощо), то воно повинно бути виконано таким чином, щоб дія на працюючих перерахованих шкідливих виробничих факторів не перевищувала меж, встановлених відповідними чинними нормативами.

Однією із складових безпеки виробничого обладнання є конструкція робочого місця, його розміри, взаємне розміщення органів управління, засобів відображення інформації, допоміжного обладнання тощо. При розробці конструкції робочого місця слід дотримуватись вимог ДСТУ 2293:2014 та інших чинних нормативів. При цьому розміри робочого місця і його елементів мають забезпечувати виконання операцій в зручних робочих позах і не ускладнювати рухи працюючих. Перевагу слід віддавати виконанню робочих операцій в сидячому положенні, або чередуванні положень сидячи і стоячи - якщо виконання робіт не вимагає постійного переміщення працівника. Конструкція крісла і підставки для ніг мають відповідати ергономічним вимогам.

Повне чи часткове припинення енергопостачання з наступним його відновленням, а також пошкодження мережі управління енергопостачанням не повинно призводити до виникнення небезпечних ситуацій.

Засоби захисту, що входять в конструкцію виробничого обладнання, повинні:

забезпечувати можливість контролю їх функціонування; виконувати своє призначення безперервно в процесі роботи обладнання; діяти до повної нормалізації відповідного небезпечного чи шкідливого фактора, що спричинив спрацювання захисту; зберігати функціонування при виході із ладу інших засобів захисту. За необхідності включення засобів захисту до початку роботи виробничого обладнання, схемою управління повинні передбачатись відповідні блокування тощо.

Основними вимогами безпеки до технологічних процесів є: усунення безпосереднього контакту працюючих з вихідними матеріалами, заготовками, напівфабрикатами, готовою продукцією та відходами виробництва, що є вірогідними чинниками небезпек; заміна технологічних процесів та операцій, що пов'язані з виникненням небезпечних та шкідливих виробничих факторів, процесами і операціями, за яких зазначені фактори відсутні або характеризуються меншою інтенсивністю; комплексна механізація та автоматизація виробництва, застосування дистанційного керування технологічними процесами і операціями при наявності небезпечних та шкідливих виробничих факторів; герметизація обладнання; застосування засобів колективного захисту працюючих; раціональна організація праці та відпочинку з метою профілактики монотонності й гіподинамії, а також обмеження важкості праці; своєчасне отримання інформації про виникнення небезпечних та шкідливих виробничих факторів на окремих технологічних операціях (системи отримання інформації про виникнення небезпечних та шкідливих виробничих факторів необхідно виконувати за принципом пристроїв автоматичної дії з виводом на системи попереджувальної сигналізації); впровадження систем контролю та керування технологічним процесом, що забезпечують захист працюючих та аварійне відключення виробничого обладнання; своєчасне видалення і знешкодження відходів виробництва, що є джерелами небезпечних та шкідливих виробничих факторів, забезпечення пожежної й вибухової безпеки.

Рівні небезпечних та шкідливих виробничих факторів на робочих місцях повинні відповідати вимогам стандартів безпеки за видами небезпечних та

шкідливих факторів. Робочі місця повинні мати рівні та показники освітленості, встановлені діючими будівельними нормами та правилами СНиП II-4 - 79/85.

7.3 Висновки до розділу 7

У підрозділі з охорони праці обгрунтовано безпечність експлуатації електроенцефалографічної системи з точки зору охорони праці.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано способи реалізації заходів медичного захисту при використанні електроенцефалографічної системи у разі надзвичайної ситуації техногенного та природного характеру та проаналізовано заходи особистої безпеки персоналу цехів, лабораторії по виготовленню електроенцефалографічної системи.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Програмне забезпечення еколого- статистичних досліджень

Оперативна, якісна і точна обробка великих масивів еколого-статистичної інформації може бути виконана лише з використанням сучасних засобів обчислювальної техніки. Наявність потужних, надійних і разом з тим простих в експлуатації програмних продуктів статистичного аналізу звільняє дослідника від рутинних операцій, розширює сферу застосування статистичних методів в різних галузях людської діяльності, сприяє появі якісно нових можливостей статистичного аналізу і моделювання даних. Використання пакетів прикладних програм це єдиний реальний практичний інструмент розв'язування задач багатофакторного кореляційно-регресійного та аналізу в багатовимірному просторі.

Програмне забезпечення статистичних досліджень досить розвинуте. Сучасний ринок програмних продуктів пропонує різноманітні пакети програм для статистичної обробки даних. Всесвітньо відомі статистичні пакети для комплексної обробки даних: BMDP, SPSS, SAS, Systat, Minitab, S-Plus, Statgraphics Statistica та інші.

Використання згаданих пакетів програм дає змогу автоматизувати процес статистичного дослідження в таких напрямках:

- створення файлів даних і таблиць;
- групування даних;
- графічний аналіз даних;
- розрахунок варіаційних характеристик вибіркової сукупності;
- побудова рядів розподілу;
- аналіз рядів динаміки і прогнозування їх майбутніх рівнів;
- кореляційно-регресійний аналіз;
- багатомірний аналіз.

З 1995 р. Світовим лідером на ринку статистичного програмного забезпечення визнається інтегрована система Statistical для Windows (версія 5.0), розроблена фірмою Stat Soft. Перша версія програми з'явилася у 1991р. для операційної системи MS-DOS і була новим напрямом розвитку статистичного програмного забезпечення. В ній реалізовано графічно-орієнтований підхід до статистичного аналізу даних, суть якого полягає в отриманні всебічного візуального представлення інформації на всіх етапах статистичної обробки даних.

Багатофункціональна, графічно орієнтована на обробку масових даних система Statistica відповідає основним стандартам Windows (динамічний обмін даними з іншими додатками, підтримка основних операцій з буфером обміну, робота в мережевому середовищі та інші).

Передусім це стандарти користувачького інтерфейсу — MDI, використання буфера-обміну, механізму динамічного зв'язку (DDE) з іншими додатками; система підтримує всі операції, реалізовані за допомогою методу Drag-and-Drop — «Перетягти та опустити», включаючи автозаповнення, інші.

Складніші процедури обробки даних у системі Stratgraphics виконує спеціалізований модуль Data Management — «Управління даними», а для обробки великих масивів даних або даних з довгими текстовими значеннями застосовують процедури Megafile Manager Data — «Менеджера метафайлів».

Система Stratgraphics працює з чотирма типами документів. Це:

- електронна таблиця Spreadsheet, призначена для введення і перетворення первинних даних;
- електронна таблиця Scrollsheet — для виведення результатів аналізу;
- графік — для візуалізації результатів обробки та аналізу даних; звіт — файл у формі RTF (розширений текстовий формат), в якому зберігається текстова, числова і графічна інформація.

Усі статистичні процедури системи розбито на окремі модулі, кожен з яких об'єднує групу логічно зв'язаних між собою статистичних методів і в рамках конкретної моделі забезпечує повний і всебічний аналіз закономірностей.

Наприклад, у модулі Basic Statistics/Table — «Основні статистики і таблиці» пропонується широкий вибір методів розвідувального статистичного аналізу:

- характеристики варіації і форми розподілу,
- групування та класифікації,
- таблиці дисперсійного аналізу Anova,
- всі види коефіцієнтів щільності зв'язку,
- критерії для тестування нормальності розподілу,
- критерії істотності зв'язку тощо.

Модуль Multiple Regression – «Множинна регресія» включає:

- вичерпний набір засобів множинної лінійної і нелінійної регресії,
- багатофакторного прогнозування,
- аналіз залишків і викидів,
- тестування гіпотез регресійного аналізу.

Модуль Time Series/Forecasting — «Часові ряди і прогнозування» об'єднує процедури аналізу закономірностей динаміки: тенденцій розвитку і коливань,

- різні методи згладжування рядів,
- описування трендів,
- описування сезонної декомпозиції,
- методи авторегресійного аналізу, методи прогновної екстраполяції.

Система Statistica включає модуль Anova/Manova — «Дисперсійний аналіз», увесь арсенал методів багатовимірного аналізу (кластерний, дискримінантний, факторний аналіз, факторне шкалювання, канонічні кореляції).

Особливе місце посідає модуль Sepath — «Моделювання взаємозв'язків системами структурних рівнянь».

Зазначені модулі покривають практично весь спектр сучасних методів статистичного дослідження і моделювання. Запуск модуля здійснюється через перемикач модулів — Module Swither. У кожному модулі робота починається із «Стартової панелі», де відкривається файл первинних даних, вибирається процедура обробки даних і визначаються відповідні їй параметри.

У системі Statistica реалізовано принцип постійного логічного підказування. Якщо користувач не може визначитися щодо наступного кроку діалогу, через команду Enter система сама спрямує до відповідного діалогового вікна. Якщо виникають складнощі з вибором параметрів обчислювальної процедури, вони задаються системою «за умовчужанням».

Важливою характеристикою системи є наявність засобів всебічної графічної підтримки процесу обробки даних і візуалізації результатів аналізу. Графічні можливості й засоби системи унікальні. Вона включає сотні різних типів користувацьких і спеціальних статистичних графіків, доступних у будь-якому модулі й на будь-якому етапі статистичної обробки даних. Інструменти компонування складної графічної інформації з текстовою і числовою інформацією розглядаються у кожному модулі.

Використання сучасних комп'ютерних технологій обробки даних, інтерактивний спосіб взаємодії з системою перетворюють статистичний аналіз, моделювання та прогнозування в захоплююче дослідження закономірностей навколишнього світу. Завдяки різноманітним формам організації діалогу, максимально простій із звичними для статистики термінами мові спілкування, наявності контекстно-залежної довідкової системи, мові програмування STATISTICA BASIC пакет є ефективним інструментом проведення еколого-статистичного дослідження як для користувача-початківця, так і для професіонала.

8.2 Екологічна політика підприємства

Сучасний інтегрований підхід до екологічних проблем характеризується як зворотній. Екологічно спрямовані зміни виробничого процесу, як правило, здійснюються шляхом зниження споживання матеріалів та енергії на одиницю продукції і супроводжуються економією на витратах, що, у свою чергу, крім економії дозволяє бути більш конкурентоспроможним на екологічно чутливих ринках.

Для того, щоб цього досягти, підприємству необхідно розробити свою екологічну політику, яка буде спрямована на розробку і впровадження методів зі зниження і попередження негативних впливів на навколишнє середовище на протязі всього життєвого циклу продукції, що виготовляється підприємством, а також оцінку досягнутих результатів. Екологічна політика визначає рівень екологічної відповідальності і масштаб зобов'язань по збереженню навколишнього середовища. Вона повинна бути документована, відома і зрозуміла персоналу і партнерам. Екологічна політика має бути доступна всім зацікавленим сторонам. Екологічна політика включає в себе наступні етапи:

- визначення екологічних цілей і завдань;
- розробка та впровадження на підприємстві системи екологічного менеджменту (частина загальної системи менеджменту, що включає організаційну структуру, планування діяльності, розподіл відповідальності, практичну роботу, а також процедури, процеси і ресурси для розробки, впровадження, оцінки досягнутих результатів реалізації екологічної політики, цілей і завдань);
- розробка системи показників для оцінки екологічних результатів діяльності (екологічний аудит);
- проходження екологічної сертифікації та отримання екомаркування.

Процес сертифікації не є обов'язковим, це тільки добровільний вибір підприємства. Тим не менше, все більше число виробничих компаній у багатьох країнах світу використовує ці етапи для підвищення ефективності управління та розвитку взаємин довіри із зацікавленими сторонами.

Слід зазначити, що практично всі значущі європейські, американські та азійські промислові компанії за останні десятиліття створили і сертифікували системи екологічного управління. Це свідчить про те, що дотримання екологічної політики та сертифікація стали одним з основних ринкових інструментів.

До поняття "екологічне підприємництво" у літературі зустрічаються різні погляди. Наприклад, екологічне підприємництво - це самостійна, здійснювана на свій страх і ризик виробнича, науково-дослідна, кредитно-фінансова та інша діяльність, спрямована на систематичне отримання прибутку від користування

майном, виробництва і продажу товарів, виконання робіт і надання послуг особами, зареєстрованими в цій якості в установленому законом порядку і спрямована на збереження, відновлення природного середовища та її біологічного різноманіття, зниження негативного (шкідливого) впливу техногенних і природних факторів на навколишнє середовище, а також оцінка їх впливу на стан природного середовища та забезпечення екологічної безпеки.

Виділяють наступні напрями екологічного підприємництва:

- виробництво спеціальної екологічної техніки, приладів, пристроїв та апаратів для контролю стану навколишнього середовища та очищення скидань, викидів, відходів від забруднюючих компонентів;
- розширене використання вторинних ресурсів і екологічне відтворення;
- створення ресурсозберігаючих техніки і технологій;
- екологічна освіта та виховання;
- виконання спеціалізованих екологічних послуг.

Окремим напрямком екобізнеса є також виробництво екологічно чистих товарів.

В рамках кожного з названих напрямів діяльності виникає самостійне ринкове середовище - ідей, патентів, ресурсів, товарів, послуг, праці і капіталу.

Останній вид послуг пов'язаний із реалізацією різноманітних природоохоронних функцій, створенням матеріально-технічних умов для здійснення природоохоронної діяльності та забезпечення екологічної безпеки, збором необхідної інформації, формуванням фінансових і кадрових структур.

На сьогоднішній день основні напрями екологічного підприємництва в розвинених країнах представлені наступними:

- виробництво широкої гами обладнання для очищення повітря, газів і води, для збору, переробки та утилізації відходів, для контролю забруднення навколишнього середовища;
- очищення забрудненого ґрунту, водойм і підземних вод, озеленення і лісонасадження, відновлення земних і водних екосистем, роботи зі збирання, сортування і переробки відходів виробництва і споживання;

- розробка і впровадження екологічно чистих технологій в усі галузі промислового виробництва, виробництво устаткування для ресурсозбереження;
- екологічний консалтинг, екологічний аудит, екологічне страхування, сертифікація, паспортизація;
- виробництво натуральних продуктів харчування, екологічно безпечних меблів, двигунів для автомобілів, побутової хімії, безпечних фарб.

В Україні можливі наступні напрями. Це виробництво очисного обладнання, установка якого передбачена проектною документацією для нових підприємств і при будівництві природоохоронних об'єктів. По-друге, впровадження ресурсозберігаючих, безвідходних технологій, що є самоокупними, використання поновлюваних джерел енергії. Отримує розвиток очищення вод і земель, у тому числі для житлового будівництва або відпочинку. Однак без серйозної державної підтримки на розвиток екологічного підприємництва розраховувати важко. Підтримка повинна створювати економічну зацікавленість у сфері екології та здійснюватися на основі відповідної нормативно-правової основи.

Одна з головних можливостей для екобізнесу сьогодні - це формування ринку екологічно чистої продукції, який фактично охоплює всі сфери виробництва товарів і послуг. В цілому, екологічне підприємництво повинно сприяти зміні кола виробничих можливостей суспільства і використання наявних ресурсів повною мірою.

8.3 Висновки до розділу 3

У розділі проаналізовано питання програмного забезпечення еколого - статистичних досліджень та екологічної політики підприємства.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі розроблено алгоритмічно-програмного забезпечення оцінювання психологічноемоційного стану людини за тета хвильовими процесами електроенцефалографосигналу.

При цьому отримано такі результати:

1. Здійснено аналіз існуючих методів аналізу тета хвильових процесів електроенцефалографосигналу як ядра розробки алгоритмічно-програмного забезпечення оцінювання психологічноемоційного стану людини чим обґрунтовано спрямування наукового дослідження.

2. Обґрунтовано математичну модель тета-хвиль електроенцефалографічного сигналу у вигляді суміші білого шуму та полігармонічної функції для оцінювання психологічноемоційного стану людини.

3. Розроблено метод аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу на основі обґрунтованої його матмоделі на Вейвлет-перетворення з базисною материнською функцією Хаара для оцінювання психологічноемоційного стану людини.

4. Розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення оцінювання психологічноемоційного стану людини в MATLAB на основі Вейвлет-аналізу тета хвильового процесу електроенцефалографосигналу та проведено експериментальне дослідження.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Афтанас Л.И., Рева Н.В., Савотина Л.Н., Махнев В.П. Нейрофизиологические корреляты вызванных дискретных эмоций у человека: индивидуальный анализ // Росс. физиол. журн. 2004. Т. 90, № 12. С. 1457–1471.
2. Бондаренко М. Когерентні зв'язки основних ритмів В. ЕЕГ головного мозку правшів та лівшів при монокулярному сприйнятті домінантним чи недомінантним оком вербальної емоційної інформації / М. Бондаренко, В. Кравченко, М. Макаручук // Науковий вісник Східноєвропейського національного університету імені Лесі Українки. Біологічні науки. - 2015. - № 2. - С. 133-138. - Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Nvvpnu_2015_2_28
3. Голошейкин С.А. Психофизиологический анализ особенностей эмоциональной реактивности у лиц, практикующих медитацию: Автореф дисс. канд. биол. наук. Новосибирск, 2003.
4. Данько С.Г., Бехтерева Н.П., Шемякина Н.В., Антонова Л.В. Электроэнцефалографические корреляты мысленного переживания эмоциональных личных и сценических ситуаций. Сообщение 1. Характеристики локальной синхронизации // Физиология человека. 2003. Т. 29, № 3. С. 5–15.
5. Гевко О. Метод відновлення психоемоційного стану людини із врахуванням альфа- та бета-активності головного мозку / Олена Гевко, Микола Хвостівський // Матеріали Міжнародної науково-технічної конференції „Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій“ до 100 річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам'яті Івана Пулюя (100 річчя з дня смерті), 22-24 травня 2018. — Т. : ТНТУ, 2018. — С. 15–17. — (Фізико-технічні основи розвитку нових технологій).
6. Ивонин А.А., Цицерошин М.Н., Куценко Д.О. и соавт. Особенности нарушений процессов межкорковой и корково-подкорковой интеграции при различных клинических проявлениях невротической депрессии // Физиология человека. 2008. Т. 34, № 6. С. 10–22.

7. Изнак А.Ф., Никишова М.Б. Электрофизиологические корреляты психогенных расстройств // Физиология человека. 2007. Т. 33, № 2. С. 137–139.
8. Изнак А.Ф. Современные представления о нейрофизиологических основах депрессивных расстройств // Депрессия и коморбидные расстройства / Под ред. А. Б. Смулевича. М.: РАМН НЦПЗ, 1997. С. 166–179.
9. Ильюченко И.Р. Изменения частотных характеристик ЭЭГ при восприятии положительно-эмоциональных, отрицательно-эмоциональных и нейтральных слов // Журнал ВНД. 1996. Т. 46, № 3. С. 457–468.
10. Ильюченко И.Р., Савостьянов А.Н., Валеев Р.Г. Динамика спектральных характеристик тета- и альфа диапазонов ЭЭГ при негативной эмоциональной реакции // Журнал ВНД. 2001. Т. 51, № 5. С. 563–571.
11. Каплан А.Я., Борисов С.В., Желиговский В.А.. Классификация ЭЭГ под-ростков по спектральным и сегментным характеристикам в норме и при расстройстве шизофренического спектра//Журнал ВНД. 2005. Т.55. №4.
12. Лапшина Т.Н. ЭЭГ-индикация эмоциональных состояний человека // Вестник МГУ. Психология. 2004. № 2. С. 101–102.
13. Лапшина Татьяна Николаевна. Психофизиологическая диагностика эмоций человека по показателям ЭЭГ : диссертация кандидата психологических наук : 19.00.02.- Москва, 2007.- 190 с.: ил. РГБ ОД, 61 07-19/325
14. Мельникова Т.С., Краснов В.Н., Лапин И.А., Андрушкявичус С.И. Дневная динамика характеристик ЭЭГ при циркулярных депрессивных расстройствах // Психическое здоровье. 2009. № 12. С. 43–47.
15. Мельникова Т.С., Никифоров А.И., Коптелов Ю.М. и соавт. Межполушарные корреляции электрической активности мозга при поздних депрессиях // Журнал невропатол. и психиатр. 1992. Т. 92, № 1. С. 88–92.
16. Михайлова Е.С. Нейрофизиологическая характеристика различных типов эндогенных депрессий: Дисс. канд. биол. наук. М., 1984.
17. Орехов Ю.В., Голикова Ж.В., Стрелец В.Б. Психофизиологические показатели мысленного воспроизведения эмоциональных состояний в норме и при

первом приступе депрессии // Журнал высшей нервной деятельности. 2004. Т. 54, № 5. С. 612–619.

18. Русалова М.Н. Отражение эмоционального напряжения в пространственной синхронизации биопотенциалов головного мозга человека // Журнал высшей нервной деятельности им. И.П.Павлова. 1990. Т. 40. С. 254.

19. Пучинская Л.М., Краснов В.Н., Корчинская Е.И. и соавт. Использование электрофизиологических методов исследования в клинике депрессивных состояний: Методические рекомендации. М., 1988. 21 с.

20. Сидорова О.А. Нейропсихология эмоций. М.: Наука, 2001. 147 с.

21. Стрелец В.Б., Иваницкий А.М., Иваницкий Г.А. и др. Нарушение организации корковых процессов при депрессии // Журнал ВНД. 1996. Т. 46, № 4. С. 274–281.

22. Стрелец В.Б., Гарах Ж.В., Новотоцкий-Власов В.Ю. Сравнительное исследование гамма-ритма в норме, при экзаменационном стрессе и у больных с первым приступом депрессии // Журнал ВНД. 2006. Т. 56, № 2. С. 219–227.

23. Шемякина Н.В., Данько С.Г. Изменения мощности и когерентности β 2-диапазона ЭЭГ при выполнении творческих заданий с использованием эмоционально-значимых и эмоционально-нейтральных слов // Физиология человека. 2007. Т. 33, № 1. С. 27–33.

24. Allen J.J., Iacono W.G., Depue R.A., Arbisi P. Regional electroencephalographic asymmetries in bipolar seasonal affective disorder before and after exposure to bright light // Biol. Psychiatry. 1993. Vol. 33. P. 642–646.

25. Allen J.B., Urry H.L., Hitt S.K., Coan J.A. The stability of resting frontal electroencephalographic asymmetry in depression // Psychophysiology. 2004. Vol. 41. P. 269–280.

26. Armitage R., Roffwarg H.P., Rush A.J. Digital period analysis of EEG in depression: periodicity, coherence, and interhemispheric relationships during sleep // Prog. Neuropsychopharmacol. Biol. Psychiatry. 1993. Vol. 17, N 3. P. 363–372.

27. Armitage R., Hoffmann R.F., Rush A.J. Biological rhythm disturbance in depression: temporal coherence of ultradian sleep EEG rhythms // *Psychol. Med.* 1999. Vol. 29, N 6. P. 1435–1448.
28. Balconi M., Mazza G. Brain oscillations and BIS/BAS (behavioral inhibition/activation system) effects on processing masked emotional cues. ERS/ERD and coherence measures of alpha band // *Int. J. Psychophysiology.* 2009. Vol. 74. P. 158–165.
29. Balconi M., Pozzoli U. Arousal effect on emotional face comprehension: frequency band changes in different time intervals // *Physiol. Behav.* 2009. Vol. 97, N 3–4. P. 455–462.
30. Bratsas C., Papadelis C., Konstantinidis E., Pappas C. Towards emotion aware computing: An integrated approach using multi-channel neurophysiological recordings and affective visual stimuli // *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2010. Vol. 14, N 3. P. 589–597.
31. Dan Glauser E.S., Scherer K.R. Neuronal processes involved in subjective feeling emergence: Oscillatory activity during an Emotional Monitoring Task // *Brain Topogr.* 2008. Vol. 20. P. 224–231.
32. Davidson R.J. Anterior cerebral asymmetry and the nature of emotion // *Brain Cogn.* 1992. Vol. 20. P. 125–151.
33. Davidson R.J. Affective style and affective disorders: Perspectives from affective neuroscience // *Cognition & Emotion.* 1998. Vol. 12, N 3. P. 307–330.
34. Debener S., Beauducel A., Nessler D. et al. Is resting anterior EEG alpha asymmetry a trait marker for depression? Findings for healthy adults and clinically depressed patients // *Neuropsychobiology.* 2000. Vol. 41. P. 31–37.
35. Esslen M., Pascual-Marqui R.D., Hell D. et al. Brain areas and time course of emotional processing // *Neuroimage.* 2004. Vol. 21, N 4. P. 1189–1203.
36. Fingelkurts A.A., Fingelkurts A.A., Rytsala H. et al. Composition of brain oscillations in ongoing EEG during major depression disorder // *Neurosci. Res.* 2006. Vol. 56, N 2. P. 133–144.

37. Fingelkurts A.A., Fingelkurts A.A., Rytsala H. et al. Impaired functional connectivity at EEG alpha and theta frequency bands in major depression // *Hum. Brain Mapp.* 2007. Vol. 28, N 3. P. 247–261.
38. Flores-Gutierrez E.O., Diaz J.L., Barrios F.A. et al. Differential alpha coherence hemispheric patterns in men and women during pleasant and unpleasant musical emotions // *Int. J. Psychophysiol.* 2009. Vol. 71, N 1. P. 43–49.
39. Ford M.R., Goethe J.W., Dekker D.K. EEG coherence and power in the discrimination of psychiatric disorders and medication effects // *Biol. Psychiatry.* 1986. Vol. 21, N 12. P. 1175–1188.
40. Gotlib I.C., Rosenfeld C. Frontal EEG alpha asymmetry, depression, and cognitive functioning // *Cognition Emotion.* 1998. Vol. 12, N 3. P. 449–478.
41. Grin-Yatsenko V.A., Baas I., Ponomarev V.A., Kropotov Y. EEG power spectra at early stages of depressive disorders // *J. Clin. Neurophysiology.* 2009. Vol. 26, N 6. P. 401–406.
42. Hayden E.P., Shankman S.A., Olino Th.M. et al. Cognitive and temperamental vulnerability to depression: Longitudinal associations with regional cortical activity // *Cognition & Emotion.* 2008. Vol. 22, N 7. P. 1415–1428.
43. Heller W. Neuropsychological mechanisms of individual differences in emotion, personality, and arousal // *Neuropsychology.* 1993. Vol. 7. P. 476–489.
44. Henriques J.B., Davidson R.J. Left frontal hypoactivation in depression // *J. Abnorm. Psychol.* 1991. Vol. 100. P. 535–545.
45. Hinrichs H., Machleidt W. Basic emotions reflected in EEG-coherences // *Int. J. Psychophysiol.* 1992. Vol. 13, N 3. P. 225–232.
46. Hinrikus H., Suhhova A., Bachmann M. et al. Spectral features of EEG in depression // *Biomed. Tech.* 2010. Vol. 55. P. 155–161.
47. Huges J.R., John E.R. Conventional and quantitative electroencephalography in psychiatry // *J. Neuropsychiat. Clin. Neurosci.* 1999. Vol. 11. P. 190–208.

48. Ito Y., Teicher M.H., Glod C.A., Ackerman E. Preliminary evidence for aberrant cortical development in abused children. A Quantitative EEG study // *J. Neuropsychiatry Clin. Neurosci.* 1998. Vol. 10. P. 298–307.
49. Is EEG a useful test in adult psychiatry? Sand, Trond; Bjork, Marte Helene; Vaaler, Arne Einar. *Tidsskr Nor Laegeforen* ; 133(11): 1200-4, 2013 Jun 11.
50. Iwaki T., Hayashi M., Hori T. Changes in alpha band EEG activity in the frontal area after stimulation with music of different affective content // *Percept. Mot. Skills.* 1997. Vol. 84, N 2. P. 515–526.
51. Kaminski M., Blinowska K., Szelenberger W. Investigation of coherence structure and EEG activity propagation during sleep // *Acta Neurobiol. Exp. (Wars).* 1995. Vol. 55, N 3. P. 213–219.
52. Kendler K.S., Kuhn J., Prescott C.A. The interrelationship of neuroticism, sex, and stressful life events in the prediction of episodes of major depression // *Am. J. Psychiatry.* 2004. Vol. 161. P. 631–636.
53. Klein D.N., Kotov R., Bufferd S.J. Personality and depression: Explanatory models and review of the evidence // *Annu. Rev. Clin. Psychol.* 2011. Vol. 7. P. 5.1–5.27.
54. Knott V., Mahoney C., Kennedy S., Evans K. Pre-treatment EEG and its relationship to depression severity and paroxetine treatment outcome // *Pharmacopsychiatry.* 2000. Vol. 33. P. 201–205.
55. Kwon J.S., Youn T., Jung H.Y. Right hemisphere abnormalities in major depression: quantitative electroencephalographic findings before and after treatment // *J. Affect. Dis.* 1996. Vol. 40. P. 169–173.
56. Knyazev G.G. Motivation emotion and their inhibitory control mirrored in brain oscillations // *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2007. Vol. 31. P. 377–395.
57. Leuchter A.F., Cook I.A., Uijtdehaage S.H. et al. Brain structure and function and the outcomes of treatment for depression // *J. Clin. Psychiatry.* 1997. Vol. 58, Suppl. 16. P. 22–31.
58. Lieber A.L., Prichep LS. Diagnosis and subtyping of depressive disorders by quantitative electroencephalography: I. Discriminant analysis of selected variables in untreated depressives // *Hillside J. Clin. Psychiatry.* 1988. Vol. 10. P. 71–83.

59. Lubar J.F., Congedo M., Askew J.H. Low-resolution electromagnetic tomography (LORETA) of cerebral activity in chronic depressive disorder // *Int. J. Psychopathol.* 2003. Vol. 49. P. 175–185.
60. Marosi E., Bazan O., Yanez G. et al. Narrow-band spectral measurements of EEG during emotional tasks // *Int. J. Neurosci.* 2002. Vol. 112, N 7. P. 871–891.
61. Marshall P.J., Fox N.A. Emotion regulation, depression, and hemispheric asymmetry // *Stress, Coping, and Depression* / S.L. Johnson, A.M. Hayes (Eds.). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 2000. P. 35–50.
62. Matousek M. EEG patterns in various subgroups of endogenous depression // *Int. J. Psychophysiol.* 1991. Vol. 10, N 3. P. 239–243.
63. Miller N.A., Fox J.F., Cohn E.E. et al. Regional patterns of brain activity in adults with a history of childhood-onset depression: Gender differences and clinical variability // *Am. J. Psychiatry.* 2002. Vol. 159. P. 934–940.
64. Muller M.M., Keil A., Gruber Th., Elbert Th. Processing of affective pictures modulates right-hemispheric gamma band EEG activity // *Clin. Neurophysiology.* 1999. Vol. 110, N 11. P. 1913–1920.
65. Paquette V. L'effet de la psychoneurothérapie sur l'activité électrique du cerveau d'individus souffrant du trouble dépressif majeur unipolaire. Diss PhD. Université de Montréal, 2008, 163 pages; NR52904.
66. Paquette V., Beauregard M., Beaulieu-Prevost D. Effect of a psychoneurotherapy on brain electromagnetic tomography in individuals with major depressive disorder // *Psychiatry Res.* 2009. Vol. 30, N 3. P. 231–239.
67. Passynkova N.R., Volf N.V. Seasonal affective disorder: spatial organization of EEG power and coherence in the depressive state and in light-induced and summer remission // *Psychiatry Res.* 2001. Vol. 108. P. 169–185.
68. Pockberger H., Petsche H., Rappelsberger P. et al. On-going EEG in depression: a topographic spectral analytical pilot study // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1985. Vol. 61, N 5. P. 349–358.

69. Pozzi D., Golimstock A., Migliorelli R. et al. Quantified electroencephalographic correlates of depression in Alzheimer's disease // *Biol. Psychiatry*. 1993. Vol. 34. P. 386–391.
70. Roemer R.A., Shagass C., Dubin W. et al. Quantitative EEG in elderly depressives // *Brain Topogr.* 1992. Vol. 4, N 4. P. 285–290.
71. Roemer R.A., Shagass C., Dubin W. et al. Relationship between pretreatment electroencephalographic coherence measures and subsequent response to electroconvulsive therapy: a preliminary study // *Neuropsychobiology*. 1990–1991. Vol. 24, N 3. P. 121–124.
72. Schellberg D., Besthorn C., Klos T., Gasser T. EEG power and coherence while male adults watch emotional video films // *Int. J. Psychophysiology*. 1990. Vol. 9, N 3. P. 279–291.
73. Schutter D.J., van Honk J. Extending the global workspace theory to emotion: phenomenality without access // *Conscious Cogn.* 2004. Vol. 13, N 3. P. 539–549.
74. Spronk D., Arns M., Bootsma A. et al. Long-term effects of left frontal rTMS on EEG and ERPs in patients with depression // *Clin. EEG Neurosci.* 2008. Vol. 39. P. 118–124.
75. Suzuki H., Mori T., Kimura M., Endo S. [Quantitative EEG characteristics of the state of depressive phase and the state of remission in major depression] *Seishin Shinkeigaku Zasshi*. 1996. Vol. 98, N 6. P. 363–377.
76. Takeda T. EEG power and coherence analysis in major depressive disorder: analysis of drug-naïve patients // *J. J. Med. Society*. 2005. Vol. 114, N 4. P. 62–68.
77. Tomarken A.J., Keener-Miller A.D. Frontal brain asymmetry and depression: a self-regulatory perspective // *Cognition Emotion*. 1998. Vol. 12. P. 387–420.
78. Tucker D.M., Dawson S.L. Asymmetric EEG power and coherence as method actors generated emotions // *Biol. Psychol.* 1984. Vol. 19. P. 63–75.
79. Yamada M., Kimura M., Mori T., Endo S. [EEG power and coherence in presenile and senile depression. Characteristic findings related to differences between

anxiety type and retardation type] Nippon Ika Daigaku Zasshi. 1995. Vol. 62, N 2. P. 176–185.

80. Пілюшенко В.Л. Наукове дослідження: організація, методологія, інформаційне забезпечення: навч. посіб. / В.Л. Пілюшенко, І.В. Шкрабак, Е.І. Славенко. – К.: Лібра, 2004. – 344 с.

81. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л.Р. Зенков - 3-е изд. – М.:МЕДпрессинформ, 2004. – 368 с.

82. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПіН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 21.10.2019).

83. Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями НПАОП 0.00-7.15-18. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/z0508-18> (дата звернення: 21.10.2019).

84. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПіН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 21.10.2019).

85. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99. URL: <http://arm.te.ua/docs/DSN-3.3.6.037-99.pdf> (дата звернення: 21.10.2019).

86. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99> (дата звернення: 21.10.2019).

87. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#n676> (дата звернення: 21.10.2019).

88. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400 с.

89. Хвостівський М. Метод відновлення психоемоційного стану людини / М. Хвостівський // Матеріали ХІХ наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, 18-

19 травня 2016 року — Т. : ТНТУ, 2016 — С. 128-129. — (Імовірнісні моделі біофізичних сигналів і полів та обчислювальні методи і засоби їх ідентифікації, приладобудування).

90. Новиков Л.В. Основы вейвлет-анализа сигналов. Учебное пособие. СПб.: Изд-во ООО "МОДУС+", 1999. - 154 с.

91. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М.: ДМКПресс, 2014. – 628 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

**Програма функції виділення тета хвильового процесу
електроенцефалографосигналу**

```
function [x_out]=filtr_EEG(x,fd,f1,f2,k0);

% Смуговий фільтр з ідеальною прямокутною характеристикою
% [pyu,x_out]=filtr_EEG(x,df,f1,f2)
% x - вхідний сигнал
% fd - частота дискретизації
% Смуга від f1 до f2
% Коефіцієнт подавлення 1-ої складової sp(1)=sp(1)*k0;

if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох
аргументів'); end;
sp=fft(x);
pyu=repmat(0,size(sp));

% Знищення гармонік відповідної частоти
df=fd/length(sp);
f=0:df:(fd-df);
for i=2:(length(f)/2)
    if f(i)<f1 | f(i)>f2
        sp(i)=0;
        sp(length(sp)+1-i)=0;
    end;
end;
sp(1)=sp(1)*k0;
x_out=real(ifft(sp));
end
```

Додаток Б

**Текст програмного забезпечення Вейвлет-аналізу
електроенцефалографосигналу в базисі Хаара**

```
% Повне очищення
clear all;
%Завантаження ЕЕГ
temp=load('EEG_Boyko.dat');

% Частота дискретизації
fd=500;

% Початкові дані
y_temp=0; y=0;

% Відведення: 4 - F4;
vidvid=temp(4,:);

% Довжина ковзного вікна
lent=1000;

% Крок дискретизації
df=fd/lent;
dt=1/df;

%Частотний діапазон тета хвильового процесу
f1=4; f2=7; % Від 4 до 7 Гц - Тета хвильовий процес

% Фільтрація ЕЕГ-сигналу
y=filtr_EEG(vidvid,fd,f1,f2,1);
% Формування шкали часу
t1=(0:(length(y)-1))./(fd*60);
```

```
% Вивід графіку
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(t1,y_temp); grid on;
axis tight;
ylabel('Амплітуда, мкВ');
xlabel('Час, хв');
subplot(2,1,2)
plot(t1,y); grid on;
axis tight;
ylabel('Амплітуда, мкВ');
xlabel('Час, хв');

% Вейвлет аналіз (Хаара)
for k=0:(length(y)-len-1)
    x=0; sp=0;
    x=y((1:len)+k);
    WP=cwt(x,1,'haar'); % Вейвлет Хаара
    WP_mean(k+1)=mean(WP); % Усереднення
end;

% Формування шкали часу
t2=(0:(length(WP_mean)-1))./(fd*60);

% Вивід графіку усереднених вейвлетів
figure(2);
plot(t2,WP_mean); grid on;
axis tight;
ylabel('Середнє значення Вейвлет спектру');
xlabel('Час початку вікна, хв');
```

Додаток В

Копія тези конференції

*Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

УДК 621.397.13:534.292:612.82

Кінаш Р.В. – ст.гр. РМ-41, Бойко Р.Р. – ст.гр. РМ-41

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**МЕТОД ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ
ПІД ВПЛИВОМ ВІДЕОЗОБРАЖЕНЬ ТА МУЗИКИ ІЗ
ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОЕНЦЕЛОГРАФІЇ**

Наукові керівники: к.т.н., доцент Хвостівський М.О.,
к.т.н., доцент Гевко О.В.

Kinash R., Boyko R.

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University

**THE METHOD RESTORATION OF PSYCHOEMOTIONAL STATE OF
HUMAN UNDER THE INFLUENCE OF VIDEO IMAGE AND MUSIC
WITH USE OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY**

Supervisors: Hvostivskyu M., Hevko O.

Ключові слова: електроенцефалографічний сигнал, відеозображення, музика, відновлення
Keywords: electroencephalographic signal, video image, music, restoration

Одним з можливих режимів життєдіяльності є психоемоційний стан людини (ПЕСЛ). При стрімкому зростанні темпу життя, інформаційному перевантаженні, психоемоційні стани є неврівноваженими, а лише після отримання позитивної інформації або отримання необхідних ресурсів, вони набувають статичного характеру. Саме в початковий період формування стану виникають найбільш потужні емоції – як суб'єктивні реакції людини, що виражає своє відношення до процесу реалізації актуальної потреби [1]. Згідно з системно-сигнальною концепцією ідентифікація стану складної системи, зокрема організму людини, якщо враховувати багатогранність впливів і взаємопов'язаність різних факторів довкілля і самого організму, має відбуватись на підставі даних неінвазивного обстеження, видобутих як результат опрацювання відповідних сигналів.

Для ідентифікації ПЕСЛ можна застосовувати різні медикодобіологічні методи дослідження, одним з яких є електроенцефалографія (ЕЕГ) – неінвазивне дослідження функціонального стану головного мозку шляхом реєстрації його сумарної біоелектричної активності (електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів) через неушкоджені покривні тканини голови людини [2].

Запропоновано для дослідження ПЕСЛ застосувати модифікований метод з використанням динамічних зображень у вигляді відеозображення та музики. Такий рекурсивний механізм дає змогу визначити зміну електричних біопотенціалів в корі головного мозку при дії на рецептори відповідними подразниками, що впливають на здатність людини змінювати свій психоемоційний стан і адаптуватись до такого середовища.

Схему методу відновлення ПЕСЛ в результаті впливу відеозображень та музики зображено на рис.1.

Етапи методу відновлення ПЕСЛ:

1. Формування фактору впливу: відеозображення та музики.

*Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

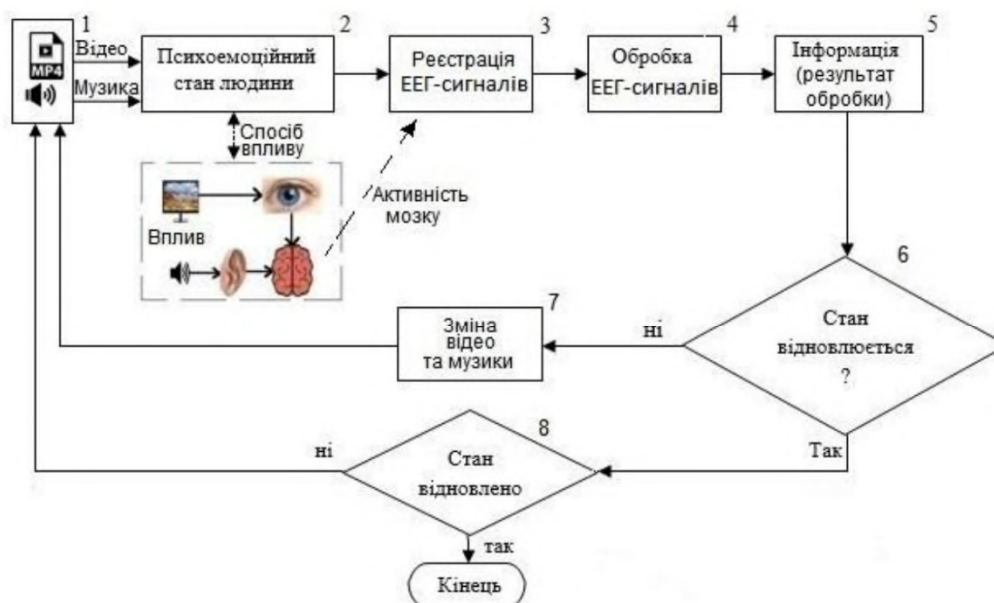


Рис. 1. Схема методу відновлення ПЕСЛ за відеозображеннями та музики

2. Безпосередній вплив відеозображення та музики на зорові (очі) та слухові (вуха) рецептори, що породжують зміни у ПЕСЛ через зміни біоелектричної активності мозку.
3. Реєстрація ЕЕГ сигналів для дослідження ПЕСЛ. В лабораторіях кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя проведено процедуру впливу відео зображень та музики на ПЕСЛ та реєстрацію ЕЕС (рис.2).

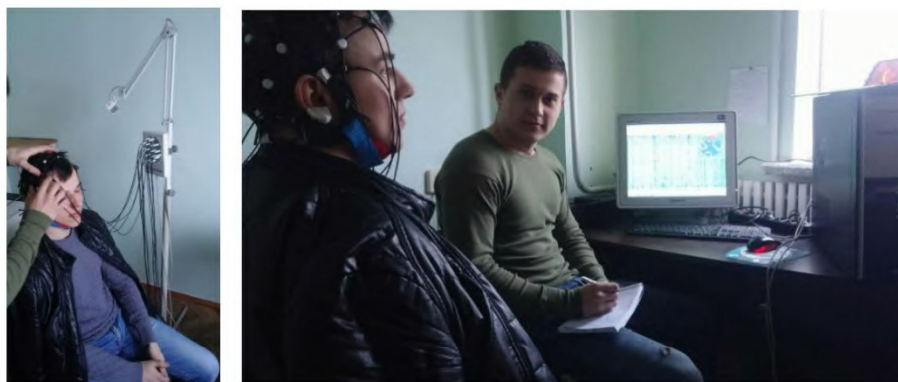


Рис.2. Накладання електродів та процес реєстрації ЕЕС

Для реєстрації ЕЕС використано комп'ютерний електроенцефалограф Neurosom фірми «ХАІ-Medica» (м.Харків).

4. Обробка ЕЕГ сигналів (кореляційна, спектральна, статистична, вейвлет, синфазна, компонентна та інші).
5. Виділення корисної інформації як результату обробки ЕЕГ сигналів;

*Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

6. Перевірка відновлення психоемоційного стану за результатами обробки ЕЕГ сигналів.
7. Зміна параметрів відеозображення та музики шляхом вибору нових даних з попередньо сформованої бази даних.
8. Припинення впливу у випадку відновлення ПЕСЛ, а випадку не відновлення – продовження впливу без зміни відеозображення та музики.

Зареєстровані реалізації ЕЕГ сигналів до відновлення та після відновлення ПЕСЛ зображено на рис.3-4.

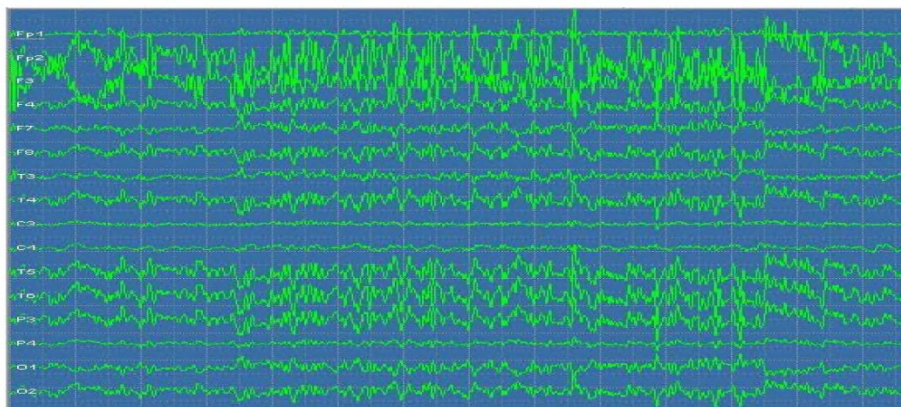


Рис. 3. ЕЕГ сигнали до відновлення ПЕСЛ

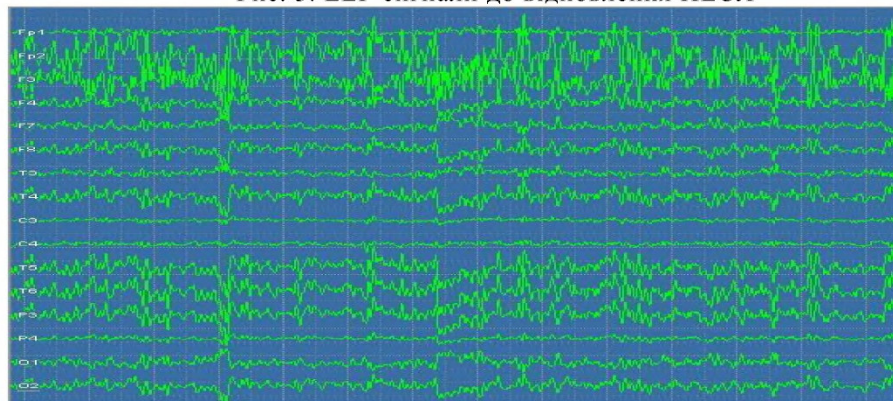


Рис. 4. ЕЕГ сигнали після відновлення ПЕСЛ

Такий підхід дає змогу візуалізувати кореляцію динамічних подразників (факторів впливу) і ПЕСЛ в залежності від їх виду і впливу на людину за ЕЕГ сигналами.

Література

1. Прохоров А.О. Взаємодія психічних станів і когнітивних процесів суб'єкта (на прикладі навчальної діяльності) / А.О. Прохоров, М.Г. Юсупов // Експериментальна психологія. №2. 2010. – С. 33–44.
2. Дмитроца О. Вплив особистісної тривожності на кількісні показники ЕЕГ / О. Дмитроца, С. Швайко, О. Журавльов // VII Конгрес Українського товариства нейронаук, Київ, 7-11 червня 2017 року. - Київ : Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, 2017. С. 84-85