

Міністерство освіти і науки України
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
 (повне найменування вищого навчального закладу)
 факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
 (назва факультету)
 кафедра біотехнічних систем
 (повна назва кафедри)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного роботи

магістр

(освітній ступінь)

на тему: Метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному
навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем

Виконав: студент VI курсу, групи РБм-61

спеціальності _____

163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Моргулець Я.С.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Дедів Л.Є.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Дунець В.Л.

(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

Кафедра біотехнічних систем

Освітньо-кваліфікаційний рівень магістр

Напрямок підготовки _____

(шифр і назва)

Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри біотехнічних систем

«_____» _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Моргулець Яні Сергіївні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроенцефалографічних систем

Керівник проекту (роботи) Хвостівський М.О., к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом по університету від «_____» _____ 201__ року № _____

2. Термін подання студентом проекту (роботи) _____
3. Вихідні дані до проекту (роботи) Об'єкт дослідження: процес обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроенцефалографічних систем. Предмет дослідження: математична модель та метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Огляд напрямку наукового дослідження
2. Математична модель електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні
3. Метод та алгоритм обробки електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні
3. Результати обробки електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні
4. Спеціальна частина; 6. Обґрунтування економічної ефективності; 7. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуація; 8. Екологія.

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

1. Актуальність роботи; 2. Методика дослідження психоемоційного стану людини
3. Структура електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні
4. Математична модель електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні
5. Метод та алгоритм обробки електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні
6. Результати обробки електроенцефалосигналу
7. Наукова новизна отриманих результатів; 8. Висновки

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Хвостівський М.О., доц. БТ		
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Осухівська Г.М., зав. каф. КС		
Обґрунтування економічної ефективності	Клепчик В.М., ст. викл. кафедри ОХ		
Екологія	Кирич Н.Б., зав. кафедри МА		
	Зварич Н.М., доц. кафедри ОХ		

7. Дата видачі завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1.	Отримання завдання		
2.	Написання розділу 1		
3.	Написання розділу 2		
4.	Написання розділу 3		
5.	Написання розділу 4		
6.	Спеціальна частина		
7.	Обґрунтування економічної ефективності		
8.	Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях		
9.	Екологія		
10.	Оформлення пояснювальної записки		
11.	Оформлення презентаційних матеріалів		
12.	Попередній захист		
13.	Захист		

Студент

(підпис)

Моргулець Я.С.

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Моргулець Яна Сергіївна. Метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем. – Рукопис.

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

У дипломній роботі розроблено метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем. Метод обробки електроенцефалосигналів базується на математичній моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та синфазного методу без урахування взаємозв'язку між кореляційними компонентами. Така модель дає змогу виявити появу змін у структурі електроенцефалосигналу за показниками зміни періодної складової у вигляді усереднених кореляційних компонент отриманих в межах часо-зсувного вікна.

Розроблено програмне забезпечення на основі синфазного методу для обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні в програмному середовищі Matlab.

Ключові слова: електроенцефалосигнал, психоемоційне навантаження, синфазний метод, інформативність, електроцефалографічна система, програмне забезпечення.

Список публікацій здобувача:

1. Моргулець Я. Метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем / Моргулець Я. // Матеріали II Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 25-26 квітня 2019. — Т. : ТНТУ, 2019. — С. 167–168. — (Біомедична інженерія). питання“, 25-26 квітня 2019. — Т. : ТНТУ, 2019. — С. 166. — (Біомедична інженерія).

ANNOTATION

Morgulets Yana. Method processing of electroencephal signals at psycho-emotional loading for increase of informativeness of electrocephalographic systems. - Manuscript.

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

In the diploma work the method processing of electroencephal signals at psychoemotional loading is developed to increase the information content of electrocephalographic systems. The method of processing the analysis of electroencephal signal is based on a mathematical model in the form of a periodically correlated random process and a synphase method without taking into account the relationship between the correlation components. This model makes it possible to detect changes in the structure of the electroencephal signal by indicators of change of the periodic component in the form of averaged correlation components obtained within the time-shift window.

Software is developed on the basis of a synphase method for processing of electroencephal signals at psycho-emotional loading in the Matlab software environment.

Keywords: electroencephal signal, psycho-emotional load, synphase method, informative content, electrocephalographic system, software.

1. Morgulets Ya. (2019) Metod obrobky elektroentsefalosyhnaliv pry psykhoemotsiinomu navantazhenni dlia pidvyshchennia informatyvnosti elektrotsefalohrafichnykh system [Method of electroencephal signal processing at psychoemotional state for increasing of informativity of electroencephalographic systems]. Materialy II Mizhnarodnoi studentskoi naukovo-tekhnichnoi konferentsii "Pryrodnychi ta humanitarni nauky. Aktualni pytannia" (Tern., 25-26 April 2019), pp. 167-168 [in Ukrainian].

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД НАПРЯМУ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ.....	11
1.1. Види психоемоційних станів та їх вплив на людину.....	11
1.2. Емоційний стан і енцефалографія.....	16
1.3. Відображення на енцефалосигналі емоційних станів людини.....	17
1.3.1 Енцефалосигнал та емоційний стан.....	17
1.3.2 Параметри енцефалосигналу.....	18
1.3.3 Зміни ритмів енцефалосигналів при депресіях.....	19
1.4. Методи обробки енцефалосигналів при присоемоційних навантаженнях.....	22
1.4.1 Когерентна обробка.....	22
1.4.2 Спектрна обробка.....	24
1.4.3 Фазочастотна обробка.....	26
1.5. Висновки до розділу 1.....	27
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ.....	28
2.1. Структура електроенцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні.....	28
2.2. Математична модель енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні.....	31
2.3. Висновки до розділу 2.....	33
РОЗДІЛ 3. МЕТОД ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ.....	34
3.1. Система для реєстрації енцефалосигналу.....	34
3.2. Метод обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні.....	36
3.3. Алгоритм обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні.....	39

	10
3.4 Висновки до розділу 3	43
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ	44
4.1. Блок-схема комп'ютерної обробки енцефалосигналу	44
4.2. Комп'ютерна програма обробки енцефалосигналу	46
4.3. Результати обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні	48
4.4. Висновки до розділу 4	50
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	51
5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень	51
5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження	56
5.3 Висновки до розділу 5	57
РОЗДІЛ 6. ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ	59
6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	59
6.2 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи	64
6.3 Висновки до розділу 6	68
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	69
7.1 Охорона праці	69
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях	71
7.3 Висновки до розділу 7	76
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ	77
8.1 Актуальність проблеми охорони навколишнього середовища	77
8.2 Забруднення довкілля, що виникають при виготовленні електроенцефалографічної системи	79
8.3 Заходи зі зменшення забруднення довкілля при виготовленні електроенцефалографічної системи	80
8.4 Висновки до розділу 8	82
ВИСНОВКИ	83
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	84

	11
ДОДАТКИ.....	97
Додаток А. Копія тези конференції.....	98
Додаток Б. Копія тези конференції.....	100
Додаток Б. Лістинг програмного забезпечення.....	102

ВСТУП

Актуальність роботи. За даними ВООЗ у всьому світі спостерігається негативна тенденція розвитку психоемоційних розладів серед населення різних країн світу на фоні стресових ситуацій (конфлікти, переживання та інші). Тому актуальною задачею медицини є профілактика запобігання розвитку психоемоційних розладів у вигляді депресій, неврозів (істерія та психастенія) та «синдрому хронічної втоми».

Для дослідження психоемоційних станів застосовують такі методи як анкетування, реєстрація показників активності вегетативної нервової системи (електрокардіографія, шкірно-гальванічна реакція, плетизмографія, електроенцефалографія). За даними вчених Bratsas С., Konstantinidis E., Papadelis С., Pappas С., Лапин М.А., Костюнина М.Б., Лапшина Т.Н. Алфимова М.В., встановлено, що електроенцефалографія як неінвазний метод медикодобіологічного дослідження функціонального стану головного мозку шляхом реєстрації його сумарної біоелектричної активності (електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) (ЕЕС)) забезпечує на 80% точність класифікації психоемоційних реакцій.

Для реєстрації ЕЕС та ефективного оцінювання психоемоційного стану людини застосовують комп'ютерні електроцефалографічні системи такі як Expert-16 Compact (Україна, Tredex), НЕЙРОКОМ (ХАІ-Медика, Україна), Braintest (DX-системи, Україна) та інші. Алгоритмічне та програмне забезпечення оцінювання психоемоційного стану людини у цих системах реалізованого на базі авторегресійного (Жуковський В.Д.), терн-амплітудного (Ронкин М.А., Зенков Л.Р.), спектрального аналіз (Д.С. Сахаров, Р.А. Павлыгина, , В.И. Давыдов), кореляційний (Honda, Sato) та спектрально-кореляційного (Тимчик Г.С., Цокота М.В., Терещенко Чухраєв М.В., М.Ф., Вислоух С.П.) методів обробки ЕЕС.

Відомі методи обробки ЕЕС при психоемоційному навантаженні не дають змоги оцінити фазово-часові параметри сигналу з метою дослідження комплексу часових змін у психоемоційному стані людини.

Отже, розроблення методу обробки електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності комп'ютерних електроцефалографічних систем шляхом впровадження в область діагностики психоемоційного стану людини нового класу інформативних ознак є актуальною науковою задачею.

Мета і завдання дослідження. Метою дослідження є розроблення методу обробки електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз відомих методів обробки електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) людини для обґрунтування напрямку наукового дослідження
2. Обґрунтувати математичну модель електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) при психоемоційному навантаженні для розв'язання задачі підвищення інформативності електроцефалографічних систем
3. Розробити метод обробки електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) при психоемоційному навантаженні на базі обґрунтованої математичної моделі для оцінювання психоемоційного стану людини.
4. Розробити програмне забезпечення для оцінювання психоемоційного стану людини та провести експериментальні дослідження над групою пацієнтів.

Об'єкт дослідження: процес обробки електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем

Предмет дослідження: математична модель та метод обробки електроенцефалосигналів (енцефалосигналів) при психоемоційному навантаженні.

Метод дослідження: енергетична теорія стохастичних сигналів, теорія прийняття рішень, програмне забезпечення, Matlab.

1 ОГЛЯД НАПРЯМУ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Види психоемоційних станів та їх вплив на людину

У більшості людей, які мають відчуття скорботи, гніву, радості або інші переживань емоційних в організмі проходять різноманітні процеси варіації, які відображаються зовні через панатоміку, міміку, зміну обличного виразу, подавленості чи підвищення голосу з різними ефектами та інші її рухи.

Під час своєї життєдіяльності людина піддається різномемоційним переживанням як стан настрою (позитив), стан страху (переляку), різноманітні пристрасті та стан афекту, які за характером суттєво або незначно різняться за специфічним ходом цього впливу на її життєдіяльність.

Стани емоційних характеристик у людини завжди варіюють, які можна представити у вигляді графіків, де виявляються процеси напруженості, незадоволеності та збудження (рис.1.1).



Рис.1.1. Динаміка емоцій

Емоційний страх за механікою породження на рівні біозагрози та соціозагрози людини спрямований цілковито на саме місце утворення небезпеки.

Людина, яка перебуває у стані психологічного страху, у більшості випадків, варіює за характером своєї поведінки. Стан страху у емоційної людини зумовлює появу стану депресивного, стану неспокою, спрямування її уникнення ситуації несприятливої і більшій мірі робить її життєдіяльність не досить активною. Якщо базова ланка (ядро) негативу є неусвідомленим або невизначеним то виникаючий фізіостан при цьому у людини називається тривогою (сигналізацією). В процесі впливу явища страху на людину формуються дисфункції вегетативного характеру (серцебиття, м'язове тремтіння, посилене виділення поту), формується своєтипний та неоднорідний обличчя за виразом. В ситуаціях, коли явище страху у людини доходить до певного рівня сили цього страху, зокрема панічного, він може здійснити нав'язування поведінки стереотипної людині (процесом втікання, сопору, та агресії як захисту). Ненормальні реакції людини на явище страху спостерігаються при різноманітних психологічних захворюваннях, зокрема при фобії.

Настрій у людини є по часу сталим процесом з вираженою стійкістю стану психічного різного за рівнем інтенсивності, що є суттєвим негативним (від'ємним) або позитивним (додатнім) психоемоційним фоном психічної життєдіяльності людини. Стан настрою у людини буває сумного, бадьорого, пригніченого, та радісного характерів. Місцем утворення та подальшого формування різного типу настрою, у більшості випадків, є різний стан здоров'я або соціальне становище людини сна фоні інших (рівень задоволення/незадоволення є вагомим показником, який впливає на її роль на роботі та сім'ї та на роботі. Настрій в загальному впливає на становище людини серед його оточення: неоднорідним воно є при настрої радісному та подавленому станах. Стан настрою в певній мірі передусім залежить також від фізичної підготовки людини. Застудне захворювання, сильна втома, недосипання в цілому подавляють стан настрою, а в протилежному випадку сон міцний та здорове відпочивання, бадьорість фізична формують настрій піднесеного типу.

Параметр пристрасті є дуже сильним, сильно охоплюючим почуттям, яке переважає над решту спокусам (слабостями) у людини і в загальному випадку веде до акцентування на предметі пристрасті майже усіх сил її і поривів.

Першопричинами формування пристрастей у різних людей є різноманітними. Вони переважно визначаються свідомими діями ідейного типу переконання.

Показник афекту дуже сильним і короткочасним стан емоцій, який породжується стрімкою зміною важливих для людини обставин її життя; характеризується вираженістю рухових виявів та варіаціями функціональністю органів внутрішній. Базою афекту у людей є конфлікт внутрішній, який сформований за рахунок якоїсь суперечки при формуванні певних вимогам, які висунуто до людини, і здатностями щодо їх виконати. Процес афекту розвивається в умовах критичного характеру, під час якого людина не зможе знайти вихід коректний із ситуацій небезпечного типу та несподіваного типу.

На сьогодні різнять афекти фізіологічного та патологічного типу. У стані фізіоафекту людина в стані зворушення сильного, яке виникло спонтанно, має здатність управляти своєю життєдіяльністю або здійснювати її контроль. Процес афекту утворюється як відгук організму на сильне та несподіване подразнення. Афект як патологічний у більшості випадків провокується подразником не сильним, наприклад, обідою незначного характеру. У більшості випадків, афект патологічного типу супроводжується збільшеним мовним та руховим збуренням у людини. Руйнуються певні зв'язки змістового характеру між його окремо взятими словами при розмові. Людина майже не здійснює контроль своїх будь-яких дій та не може свідомо здійснювати свої поступки. Людина в такій ситуації може спровокувати ситуацію у вигляді вбивства. Для афектного типового стану є характерним збудження його свідомості, в процесу якого людина цілковито поглиблюється в ці обставини, що сформувалися до процесу афекту та нав'язані нею відповідні дії. Патологічні зміни свідомості можуть спровокувати те, що людина в майбутньому ближчому буде не здатна згадувати деякі окремо взяті епізоди певних подій, які спровокували цей афект, а в процесі дуже сильного афекту можливим є процес непритомності і амнезія повна.

Загальне відношення людини до оточуючих є різноманітним, але завжди є присутнє забарвлення емоційне.

Взаємовідносини людей між собою може відображатися у прихильності, неприязні, ворожнечості, негативного ставлення, тощо. Зради у людей можуть у більшості випадків найдовший час вивести з емоційної нормальної рівноваги. Особливе значення у цій ситуації мають якості особистісні людини. Ефекти заздрості і ворожнечості, які формуються ситуативно на початку цього процесу, можуть при дискомфорті внутрішньо-постійної форми трансформуватися у більш стійку особистісну рису. На підґрунті патонормальних особистісних стосунків між людьми і якостей особистісних можуть формуватися різноманітні зрушення в нервовій системі і психіці. З іншої сторони, різні соматичні та психічні захворювання породжують зміни сфери емоцій.

Найвищі почуття людини є морального та інтелектуально-естетичного типу, які найбільше руйнуються при психозах. Почуттєві руйнування стичноподібних виявляється у злочинстві, інтелектуальних виявляється при зниженні критичних рівнів у людини. Переважно пацієнти не замічають незрозумілих висловлювань у своїх письменних творах, не завжди повністю усвідомлюють операції логічного характеру, які творять інші люди. Відомими є випадки коли відбуваються втрати почуття естетичного характеру у людей, які фанатіють від мистецтва. Такі люди переважно втрачають усі інтереси до більшості без довільних впливів зовнішнього виду. Порушення почуттів естетичного характеру виникають в різних людей. Патологія почуттів вищих зумовлюють некоректний виховний процес особистості та зміни в мозку органічного типу. В станах норми обличчя емоційного у людей може бути не однорідним для різних категорій.

Нестабільна ураженість психічного стану у підлітків з високочутливим параметром щодо осіб старшого віку є загально відомим фактом.

Людина в похилій віковій категорії є якомога лабільнішою з настроєм заниженим та підвищеною чутливістю на слабовиражені збудники.

Фактори соціопсихологічного характеру вагомо впливають на стан здоров'я і вікову тривалість її життєдіяльності. Наприклад, які доживають до дуже похилого віку, так звані довгожителі завжди справляють своїм зовнішнім виглядом людину, яка перебуває в ефекті враження та задоволення. Такі людини мають здатність

навколо себе знаходити різноманітні та інтересні явища, які в загальному порядку визивають на рівні психіки емоції позитивного характеру. Важливу роль в цій ситуації має почуття потреби оточуючим людям, яке потрібно детально та коректно підтримувати на відповідному рівні, оскільки з урахуванням досвіду це передусім підтримує рівень збереження тону життя, рівноваги у силі психічної впевненості. Без вагань більшість дослідників стверджують, що почуття позитивного характеру чинять продуктивний вплив на організм людини як єдиної системи.

Також встановлено шляхом багаточисельних доведень, що емоції позитивного характеру корисно впливають на перебіг захворювання, зокрема вони активують інтерес до сенсу своєї життєдіяльності, трансформують свої сили в кращу сторону для подолання різних захворювань, а емоції позитивного характеру можуть значно притупити нормальний стан і тим самим спровокувати ускладнення різних патологій.

В процесі негативної дії різного характеру на організм людини через моральні (різного роду образи), фізичні (пошкодження тілесні) у більшості людей провокується відчуття гніву. Під час гніву породжується відчуття намагання зашкодження оточуючим різноманітного характерного страждання.

Процеси страху та гніву є відмінними між собою за характером їх проявлення. Почуття типу страх в повній мірі пов'язане із процесом страждання людини, тому процес гніву як почуття є мішаною характеристикою. Будь-яка людина завжди відчуває почуття страждання в результаті спричиненої шкоди, але при цьому отримує відчуття задоволення від хотіння завдання страждань іншій людині. Процес гніву має проявлення зовнішнього характеру, в загальному посилює м'язовий тонус миміки та життєдіяльність системи дихання та кров'яного обігу. В період гніву людина в цілому є ослабленою за волею і розумовим контролем своєї свідомості та типом поведінки. Це вказує на не потрібність прийнятті будь-яких рішень в період гніву.

Позитивною стороною стану емоційного є життєрадісний стан, який описує глибину внутрішнього стану (радість) і зовнішнього стану, який відображається у вигляді сміху і жвавістю дій (веселий стан). Радісний стан зумовлює коректному

перебігу фізіофункцій організму людини, а низькорадісному стані спостерігається повільне дихання з відчуттям впевненості і бадьорості.

Стан радості породжує різноманітні ситуації, які більше всього є пов'язаним з життєдіяльністю, рівнем стану організму (фізіологічний стан), взаєморозумінням у колективі оточуючому, досягненнями людей, які мають відношення до досліджуваної людини. Рівень радісного стану та величина його інтенсивності передусім залежать від характеристики людини.

Різні за вмістом є процеси переживання емоційного у вигляді суму та глибокої скорботи. У більшості випадків вони породжуються через неуспішність людини як особистості або втрату людей близьких, а саме перебігом подій, які людина визначає як заваду досягнення поставленої мети.

Відчуття печалі за характером описується рівнем пригніченості, дисбалансу морального та мучення. В процесі печалі відмічається апатичність м'язів, блідність людини, сповільненість рухів та мовотворення з чітко вираженими характерами.

1.2 Емоційний стан і енцефалографія

Процедура реєстрація активності мозку електричного виду давно використовується для оцінення нейрофізіологічних основ станів емоційнопсихічних. Перші дослідження розладів афективних методом енцефалографії забезпечили виявлення великої кількості несподіваних аномалій у пацієнтів в процесі дослідження. Літературні дослідження вказують на присутність при консервативному аналізі візуальному енцефалографії патологічних признаков, які виявилися у пацієнтів з депресивним розладом в процентах від 20 до 40% [72]. Застосовність інструментальних методів обробки математичної енцефалосигналів електричного виду вагомо підвищує цінність діагностичну.

Бета (β)-хвиля (ритм) є хвилею (ритмом) з частотним значенням від 14 Гц до 40 Гц та амплітудою до 15 мкВ. Найкращим чином ця хвиля (ритм) виділяється в області звивин передньо-центральных. При нормі суттєво вираженою появою хвиль

є лобна доля мозку, яка є симетричною з амплітудою від 3 мкВ до 5 мкВ в півкулях обидвох. Для патологічного стану бета-хвилі (ритму) є характерні такі властивості:

- Присутність розрядів пароксизмальних;
- Наявність асиметрії між двома півкулями за рівнем амплітуди (у більшості випадків становить 50%);
- Бета-ритм (хвиля) має синусоїдальну форму;
- Факт поширення по поверхні мозку конвексимальної з низькою частотою;
- Рівень амплітуди перевищує значення 7 мкВ.

Присутність хвиль бета дифузного типу з рівнем амплітуди діапазону від 50 мкВ до 60 мкВ вказує на мозковий струс. Бета-хвилі з амплітудою від 30 мкВ до 40 мкВ та частотою від 16 до 18 Гц в відділах мозку як передніх так і центральних є притаманними для патології затримання у розвитку психомоторному дитини. Розкладка енцефалосигналу в часі, яка зумовлює домінантність бета-хвилі буде другим типом нервозності.

1.3 Відображення на енцефалосигналі емоційних станів людини.

1.3.1 Енцефалосигнал та емоційний стан. Дуже багато літературних джерел присвячують особливу увагу аналізу емоційнопсихічних станів при нормі і патології різної мозкової активності [1, 4, 10, 19, 23, 38, 80, 86 та багато інших]. Змінність ритмічності коркової при емоційнопсихічних реакціях здійснюються в підвищеній гамма та повільнохвильовій активності, та є специфічною для різних емоційнопсихічних варіабельності потужності бета [1-4, 11, 14, 28, 70].

Дослідники у праці [2] встановили, що рівні інтенсивностей відразної реакції і страхової реакції визивають заміщення хвиль високих низькими в частотній смузі в діапазоні 10-18 Гц, тобто бета хвиль, що відображає суттєву вагу неособливої активації в активації емоційнопсихічної реакції. Шемякина Н.В. [28] відстежила базовий ріст хвиль бета по потужності при індукції емоцій позитивного характеру,

які зосереджені в центральних скроневотім'яних відділах, та зниження її при негативній індукції.

Зміни ритмічності повільної більшість авторів прив'язують з оціненням емоційнопсихічної і мотивуючої значимості стимулів, а хвилі гамма та бета пов'язують з мірою сили та афектної валентності [1, 38, 79, 92]. Відображено що хвиля гамма збільшується при домінуванні в людини процесу фобії чи процесу тривоги та переживання. Зокрема велика потужність гамма в відділі правих скронь, пов'язана з валентністю стимулу позитивного характеру, а в зоні скронь і тім'я з ліва пов'язана з негативним характером [55, 93]. В незалежності від типу емоційнопсихічності, присутність реакції емоцій завжди характеризується підвищенням хвилі гамма в відведеннях фронтальноправих [92].

В процесі переживання формуються в мозку стимули, що занижують потужність хвиль гама та бета в зоні чола [42]. В загальному, як відзначив дослідник Balkoni M. у працях [36-38], роль специфічної зміни формування та регуляція реакції емоційнопсихічної є не визначеною.

1.3.2 Параметри енцефалосигналу. Енцефалосигнал як коливальний процес за своїм визначенням має характеристики частот, амплітуд і фаз. Враховуючи не постійність енцефалосигналу (електроенцефалосигналу) в якого на кожному фрагменту запису відзначаються хвилі з різними частотами, задачею обробки енцефалосигналу є виявлення частотних хвиль з сигналу [1]. Частотна ритмічність енцефалосигналу є деяким типом активності електричної, яка відображає деякий мозковий стан, який в свою чергу має апріорно відомі границі частотного діапазону. При обробці енцефалосигналу застосовують чотири базові хвилі (ритми):

- Хвиля дельта, яка має частотний діапазон від 0.5 Гц до 3 Гц з амплітудою до 40 мкВ, а у випадку патологічної зміни сягає до 300мкВ.
- Хвиля тета, яка зосереджена в діапазоні від 4 Гц до 6 Гц з амплітудою як хвилі дельта.
- Хвиля альфа, яка зосереджена в діапазоні від 8 Гц до 13 Гц з амплітудою не вище 100 мкВ. Ця хвиля є більш інформаційно цінною і домінантною при аналізі

енцефалосигналу. Зоною його максимальної локалізації є відділ потилиці. Впродовж направленості до зони лобу амплітуда хвиль знижується. Найвищий рівень амплітуди хвилі альфа має в стані неспання релаксного при зачинених очах. Переважно є достатнім регулярне спостереження спонтанної змінності амплітудних показників у вигляді модуляції хвилі альфа, які домінують як ефекти чергуючих наростань з меншою амплітудою хвиль тривалістю 2-8 секунд.

– Хвиля бета, яка зосереджена в діапазоні від 14 Гц до 35 Гц з амплітудою до 15 мкВ.

Також є хвилі мю та гамма, проте вони в діагностиці емоційнопсихічних станів не мають особливої цінності.

У медпрактиці з парою до хвилі енцефалосигналів застосовують феномени, які описують фрагменти запису з притаманними їм параметрами. Найбільшого поширення при дослідженні феноменів енцефалосигналу набула так звана епілептична активність.

Наближеним до механізму формування феномену є хвиля гостроподібна, яка має вигляд піку з розширеним масштабом часу. Часова тривалість хвилі гостроподібної складає більше ріне 50 мс.

Враховуючи вище перелічені особливості енцефалосигналу можна відзначити, що при її дослідженні виконуються наступні процедури:

- відбір енцефалосигналу;
- фільтрація і подавлення завад і артефактів;
- визначення інтегральних характеристик енцефалосигналу за допомогою візуальної оцінки і із застосуванням методів математичного опрацювання;
- формування висновку з віднесенням енцефалосигналу до деякого варіанту норми або до патологічного класу.

1.3.3 Зміни ритмів енцефалосигналів при депресіях. Депресія є сталим емоційним станом, які є притаманними маркерами енцефалосигналів. До цих маркерів класифікують специфічно-регіональні зміни показників потужності в діапазонах хвиль повільних та бета, а також зміни структурні в сні [8, 72].

Характерними рисами депресивних станів є занадта активність хвиль бета, які є найбільш вираженими до початку процесу лікування [19, 50, 57, 65, 77, 82, 83, 95, 101, 105, 111, 117], що відображає процеси збільшення збудження коркового типу і не достатність гальмування виборчого типу. Декілька авторів у своїх працях вказують на факт присутності аномальних явищ в передніх локалізованих зонах [19, 111], а рештулокалізованих в задньолокалізованих зонах [50, 57]. Проте вказано, що підвищений рівень характеристик спектральних активності швидких хвиль пов'язаний з тривожністю.

При значній навантаженості різниця між станами спокою і депресії може зменшуватися, а також збільшуватися. В процесі думки відтворення емоційного стану радостей і печалей у пацієнтів досліджуваних відбувається зменшення потужностей усіх хвиль енцефалосигналу по відношенню до стану спокою [19]. При навантаженнях когнітивного типу спостерігається збільшення масштабу локалізації різниць між пацієнтами різних форм норми та патології за значеннями активності хвиль гама [27].

Науден Е. у праці [59] виявив, що депресивні стани як дитячого так і дорослого віку є подібними з асиметрією.

В задній області голови деяка кількість пацієнтів формують обернений по відношенню до фронтального патерн-хвилю через зниження та збільшення активації правої та лівої ділянки мозку по відношенню до стану норми [19, 61]. Результати Стрелец В. [24-27] вказують про присутність в депресивному стані блокади функціонально-поперечної. Така блокада формується при змінах провідності та опрацювання інформації за рахунок варіації активності кори мозку, які відображаються на хвилях альфа та бета. Дослідниками вказано, що в стресовій ситуації відбувається процес спостереження підвищеної активності в квадраті право-передньому, яка понижується вслід за збудником стресу, а при ендогенному депресивному стані подібне відхилення має характер застійності. При депресивному стані ендогенного характеру утворюються два сталих фокуса з активністю, яка є підвищеною.

Не нормальний сон є корисним маркером-ЕЕС депресивних станів. Зміни не нормального характеру у сні при депресивних станах відповідає зменшенню часової тривалості стадій сну та зменшення часу латентного настання епізоду REM з більш вираженими хвилями бета та альфа [8, 102, 108].

Мельніков С. у праці [15] встановив, що патологічні зміни біоритмічності при депресивних станах відноситься не тільки до періоду сна, а і до періоду дня. Цей факт підтверджено за значенням спектру енцефалосигналу.

При депресивному стані рекурентного типу відмічається підвищений рівень активності хвиль бета; патерн другий описує знижений показник неспання при інсомнійних та ажитаційних процесах, а рівень третій описується асиметричністю і передусім має важливе місце при високому рівні тривоги.

При депресивних станах відмічають між півкулями активаційних режим мозку в стані депресій та тривоги. Таке твердження висунуто вченим Davidson R.J. [43,44]. Він вказує, що в стані тривоги відбувається гіперактиваційний процес з локалізацією правобічною префронтальної та тім'яної зон. Депресивний стан в деякій мірі супроводжується процесом підвищеної активації корин мозку префронту у сукупності з пониженим відгуком на подразники. Davidson R.J. у своїй праці [44] вказує, що різниця між станами депресії і тривоги розладами є виділеними в першу чергу системному корковому рівні, які задіяні в регуляційному процесі афекту і з процесам афекту та когнітиву.

Числові показники варіації потужності хвиль енцефалосигналу в депресивних станах як вказують автори у багатьох своїх працях, що кора в зоні лоба є частиною широколокалізованої мережі нейронів, яка долучена в патогенез депресивного стану та інші компоненти її володіють важливим показником при вивченні механізму формування захворювання [15, 50]. На сьогодні уява про порушений режим роботи мереж нейронних у людей з депресивними станами в більшості опираються на числові показники про зміни у структурний розділах мозку. Дослідник Fingelkurts A.A. акцентує у праці [51] на те, що депресивний стан доцільно розглядати передусім як переорганізація коливань на локально-глобальному рівні у корі мозку, які визначаються як динамічні якості перебудованої системи. Це формулює потребу

дослідження динамічних показників взаємодій коркових підрозділів для різних станів емоцій у людей в стані норм та пацієнтів з станами депресій із використанням методів енцефалографії, що забезпечують процес аналізу просторового співвідношення виконання відділів мозку в різний час [6].

1.4 Методи обробки енцефалосигналів при психоемоційних навантаженнях

1.4.1. Когерентна обробка. Показником обробки когерентної енцефалосигналу є когерентний коефіцієнт (КК), який коливається в діапазоні чисел від 0 до 1: якщо показник когерентний є високим, то високою і є активність між областями мозку. Рівень взаємодії ділянок мозку має бути оптимальною та коректною при виконання своїх функцій.

На рис.1.1 наведено ілюстрацію обробки когерентної енцефалосигналу. Базовою перевагою обробки когерентної є повна незалежність від показників амплітудних коливних сигналів для різної локалізації мозку головного. Це в свою чергу забезпечує процес виявлення усереднених параметрів когерентних коефіцієнтів для пацієнтів, які були задіяні в процесі випробовування.

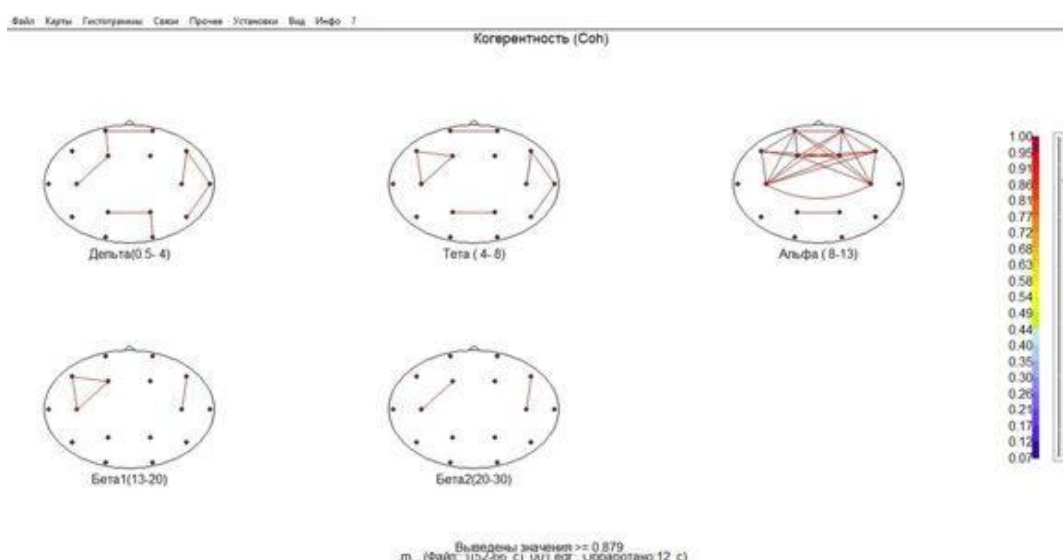


Рис.1.1. Результат обробки когерентної енцефалосигналу в нормі без будь-яких емоцій

Когерентній обробці особистостей досліджуваних людей на стреси емоційного типу за показниками коефіцієнтів когерентних присвячено багато робіт [12, 21, 28, 63, 106, 107, 115]. Визнання одержаних результатів цих праць є суперечливим, через те, що вони відображають показники когерентності збільшених за рівнем на різних областях частот через зміну емоційних станів при дії на людину різного роду емоцій [28, 53, 63, 69, 96, 115]. Неточність результатів в першу чергу пов'язана з певним типом емоційнопсихічного навантаження. Підвищений рівень когерентності спостерігався при страсі уявному, а знижений рівень спостерігався при задоволенні уявному [21]. Підвищений рівень показників відбувся в агресивному та радісному станах, а знижений рівень спостерігався при станах тривоги та смутку [63]. Данько С. з співавторами у праці [5] відзначили, що найчутливішими показниками відтворення емоційних станів уявного типу є зміни зв'язків когерентних в межах хвиль бета з акцентом в скроневолобній частині. Згідно даних Miskovic V. [91] при впливі на пацієнтів здорових стимулами емоціогенного типу відбуваються зміни в діапазоні в хвилі бета. Когерентні показники хвиль бета збільшуються між зонами префронтальних та задніх відділів при впливі стимулів приємного характеру, що не є характерним для негативу.

В жіночій статті збільшується при цьому додатково між півкулями довгодистантна когерентність хвиль бета. Вказані дані акцентують багаточисельну синхронність осциляційних явищ при спогляданні на афективні зображення, важливість хвиль бета в цьому важливому процесі дають змогу акцентувати погляд про початкові впливи кори префронтальної на відділи задніх сенсорів.

Коректним інструментарієм для дослідження відхилень у роботі динамічних взаємодій у структурі мозку при депресивних станах є когерентний аналіз енцефалосигналу, який забезпечує тонкість функційно-нейроної візуалізації стану нейродинаміки кортикальної.

1.4.2. Спектральна обробка. Мала низка дослідників вважають, що візуальний аналіз енцефалосигналу є достатнім. З урахуванням того, що в енцефалографії головними показниками є частотні та амплітудні параметри, тому потрібно застосовувати методи аналізу енцефалосигналу, які базуються на

дослідженнях частотно-амплітудних характеристик. Найбільшим використаним на сьогодні методом визначення параметрів поширення набули методи обрахунку спектральної потужності енцефалосигналу з подальшим відображенням картограм топологічних мозку головного із використанням забарвного зображення амплітуди. Переважно в такій ситуації застосовують трансформацію Фур'є або адаптивні алгоритми обробки спектральної енцефалосигналу.

Трансформація Фур'є енцефалосигналу описує хвилі повільні, які мають високі амплітудні і часові параметри, що не є характерним для хвиль високої частоти.

Трансформація Berg як метод спектральної обробки дає змогу до адаптуватися до процесу виявлення швидкісних варіацій в спектрі частотному енцефалосигналу [1].

Трансформації Фур'є та Berg за принципом перетворення є ідентичними, а різняться лише тим, що смуга спектру енцефалосигналу з оберненою пропорційності по відношенню до частоти. Така трансформація забезпечує отримання результатів, які відповідають оцінкам суб'єктивним обробки візуальної енцефалосигналу і є придатна для використання при виявленні хвиль, які швидко змінюються. Алгоритм Фур'є та Berg є ефективними при швидкій обробці енцефалосигналів.

Для використання трансформації Фур'є в дискретній області передусім потрібно задати масиви числових значень косинусів та синусів відповідної частоти.. Тривалість масивів повинна бути рівною дискретній довжині вікна обробки енцефалосигналу. Відповідно до теоретичних засад для розкладання енцефалосигналу в ряд Фур'є застосовують вирази:

$$SINP = \left(\sum_{i=1}^{len} Mas[4*i] * SIN[i] \right) / len, \quad (1.1)$$

$$COSP = \left(\sum_{i=1}^{len} Mas[4*i] * COS[i] \right) / len, \quad (1.2)$$

$$REZ = \sqrt{SINP^2 + COS^2}, \quad (1.3)$$

де Mas - значення масиву енцефалоисгналу;
 len - часова тривалість обробки енцефалосигналу;
 COS - множина косинусів відповідної частоти;
 SIN - множина синусів відповідної частоти;
 REZ - амплітуди енцефалосигналу для визначених частот.

Вирази у вказаній послідовності застосовуються для частот обчислюваних (1-25 Гц). В кінцевому результаті, після обчислення значень амплітуд у відповідності конкретної частоти метод розкладу енцефалосигналу вважається завершеним. У більшості випадків крок розкладання енцефалосигналу не більше 1 Гц.

На рис.1.1 наведено спектр енцефалосигналу при впливі негативу у вигляді музики дратівливої (для досліджуваного пацієнта музика була неприємною).

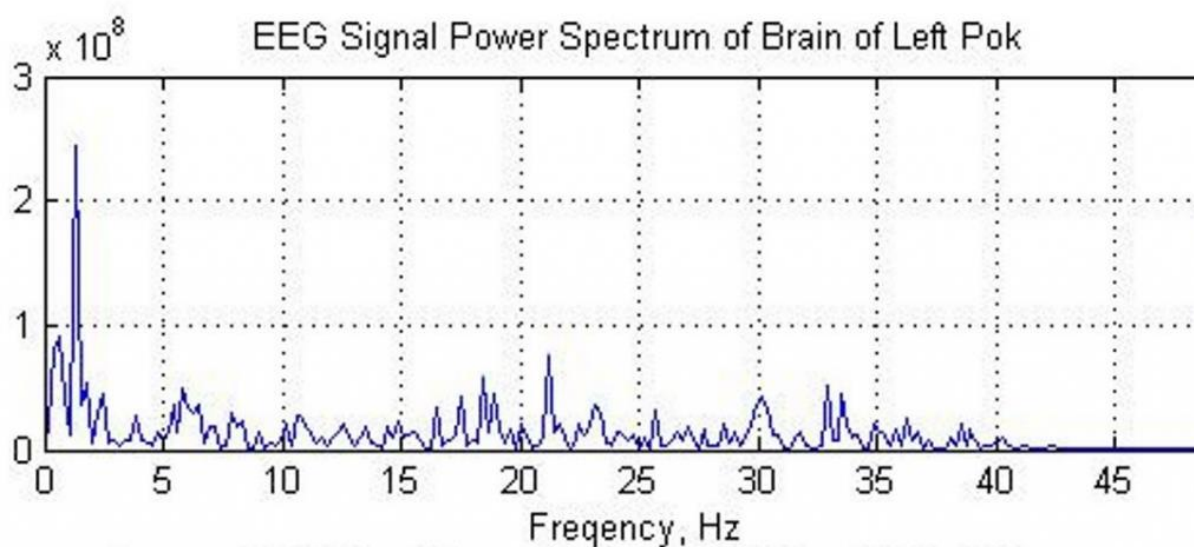


Рис.1.2. Результати спектральної обробки енцефалосигналу (відведення A2-C4) [6]

Відзначено, що при вирішенні завдань когнітивного характеру на графіках спектральної потужності (рис.1.2) виділено спектри високочастотні, які вказують на активізацію хвиль бета. Ця хвиля реєструється при неспанні, або коли людини є задуманою з високою активністю [3]. Також ця хвиля домінує при сприйнятті чуттєвому світу зовнішнього, при емоційних змінах.

1.4.3. Фазочастотна обробка. Спектрально-кореляційні методи забезпечують визначення доміnantних частотних структурних складових на досліджуваному інтервалі енцефалосигналу, що забезпечує процедуру визначення локалізації вогнища патологічного. Проте вони не забезпечують процедуру детального відстеження і чисельного аналізу динамічних зміни структурних показників енцефалосигналу в просторі часі, варіації і часової тривалості хвиль. Метод фазочастотний базується на поданні енцефалосигналу як модульованого гармонійного коливання зі значеннями амплітудних $A(t)$ та фазових $\varphi(t)$ функцій. Числення вказаних функцій забезпечує спостереження варіації амплітудних та фазових параметрів енцефалосигналу в часовому просторі [88].

Крива зміни частоти, яку зображено на рис. 1.4 описує показники варіації в часовому просторі поточного значення частоти досліджуваного енцефалосигналу. Площинки, які є горизонтальними на частотній кривій, дають змогу визначати інтервалами часу, впродовж яких частота поточна маже зі сторони практики не змінюється. А в інших умовах є потреба усереднення усієї фазової кривої шляхом з'єднання прямою крайніх її точок. [89]

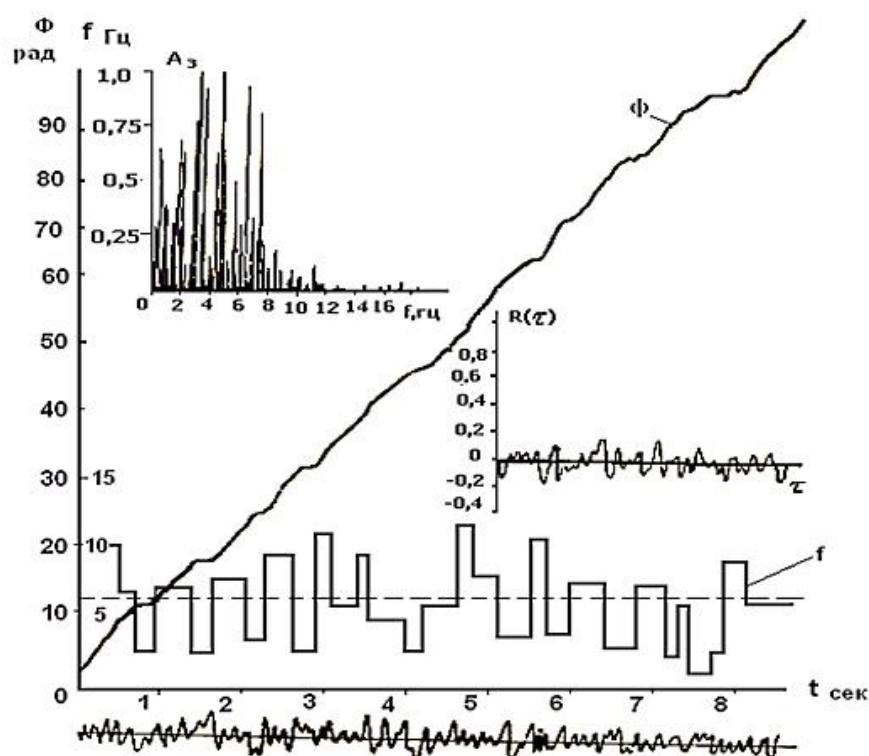


Рис. 1.4. Реалізація енцефалосигналу, його спектр та функція міри подібності значень сигналу [89]

В даній ситуації визначення кінцевого приросту фазової функції $\varphi(t)$ за весь інтервал аналізований забезпечує знаходження значення середньої частоти досліджуваного процесу.

Метод фазочастотної обробки енцефалосигналу забезпечує відстеження за варіацією сигналу, кількісно охарактеризувати часову тривалість і варіацію основної фізіоритмічності, а також відстежити за варіативними параметрами частоти в межах кожної хвилі. Цей метод дає змогу відстежити зміни в енцефалосигналах при патологічних станах у людей.

1.5 Висновки до розділу 1

У розділі проаналізовано різноманітний вплив диспесивних та емоційних на емоційний та психічний стани людини. Відзначено індивідуальність людини різних вікових категорій реакцій на різні збурення. Встановлено, що усі зміни в мозку людини при дії збудників його фону емоційного та психічного чітко відображаються за реалізацією енцефалосигналів, які несуть інформацію про електричну активність мозку різних його ділянок.

Проаналізовано відомі методи обробки енцефалосигналів, які дають змогу оцінити емоційний та психічний стану людей з урахування їх індивідуальних особливостей. Встановлено, що відомі методи не забезпечують процедури оцінення часо-фазових параметрів енцефалосигналу для дослідження цілого комплексу варіаційних процесів, які відбуваються у емоційнопсихічному стані людини під впливом різних збудників.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛУ ПРИ
ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

2.1 Структура енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Для дослідження (визначення показників) емоційнопсихічного стану людини за конструктивною структурою енцефалосигналу (рис.2.1,г) здійснено процедуру підбору 20-ти динамічно-змінюючих слайдів та в кінцевому результаті їх сформовано як цілу базу даних картинок анімаційного типу (рис.2.1,б): 10 слайдів з змістом негативним тривалістю часу t_2 , 10 слайдів з змістом позитивним тривалістю часу t_3 та один слайд фоновий для подразника нейтрально- емоційного стимулу з часовою тривалістю t_1 (як фон використано сіре однотонне зображення). З заданими наперед часовими кожних слайдів (t_1 , t_2 , t_3) протягом яких відбувається зовнішніх впливів через слайди з комп'ютерної бази даних (рис.2.1,б) на емоційнопсихічний стан людини через аналізатор зору (рис.2.1,в).

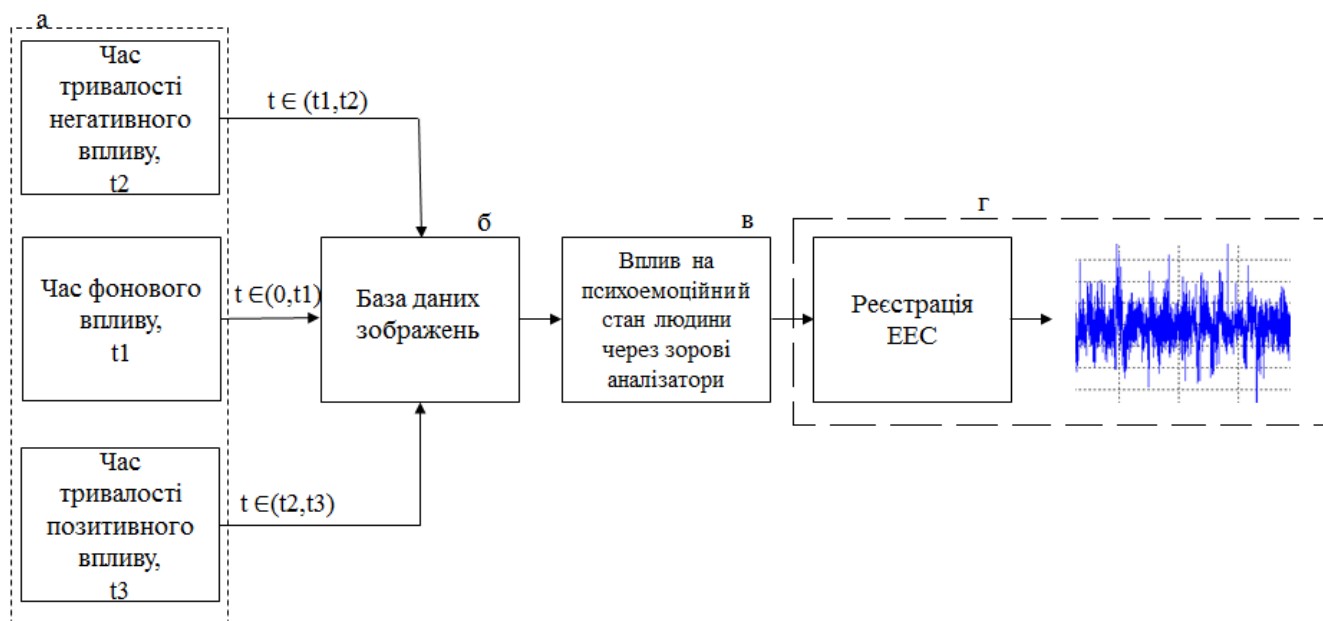


Рис.2.1. Загальна методика дослідження емоційнопсихічного стану людини

Із використанням 16-ти каналного енцефалографа NeuroCom, виробником якого є ХАІ-Медика, проведено процедуру монополярного відбору енцефалосигналів (рис.2.1,г) як показників варіації стану емоційнопсихічного різних категорій людей. Процедуру накладання давачів проведено у відповідності до міжнародної методики (10-20). До експериментального дослідження залучено 10 студентів (хлопців) вікової категорії від 20 до 23 років.

Зареєстровану під час експерименту реалізацію енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні та його динамічну структуру з часо-амплітудними показниками зображено на рис.2.2.

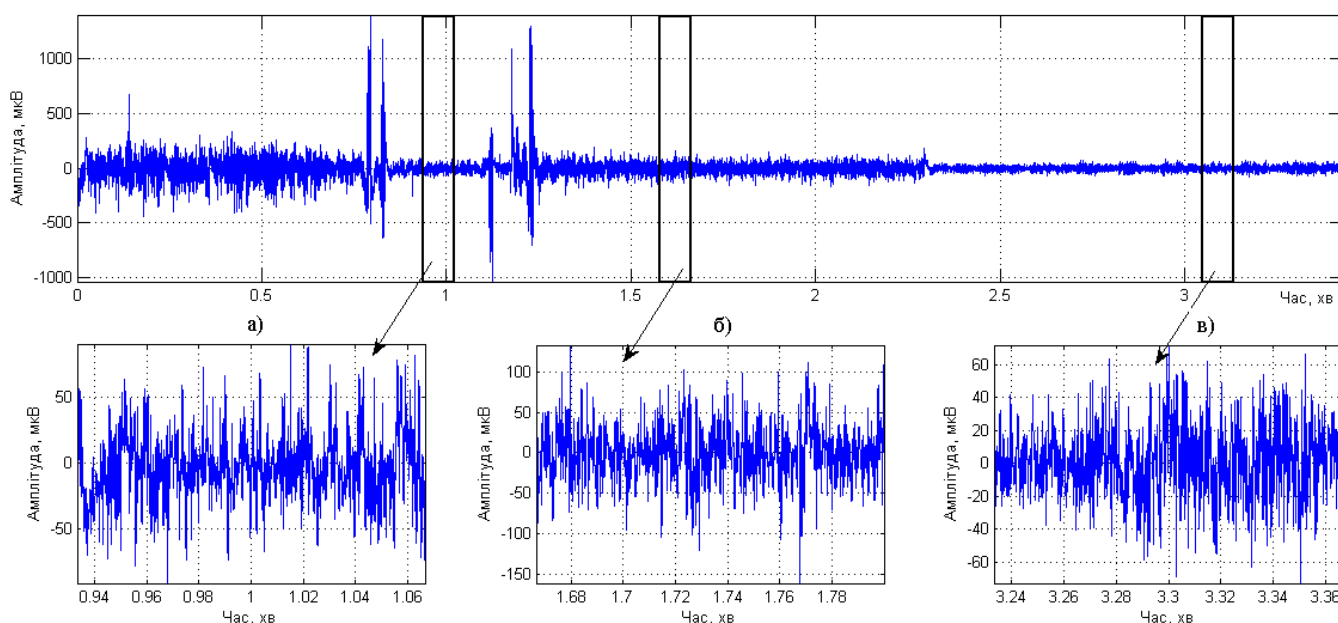
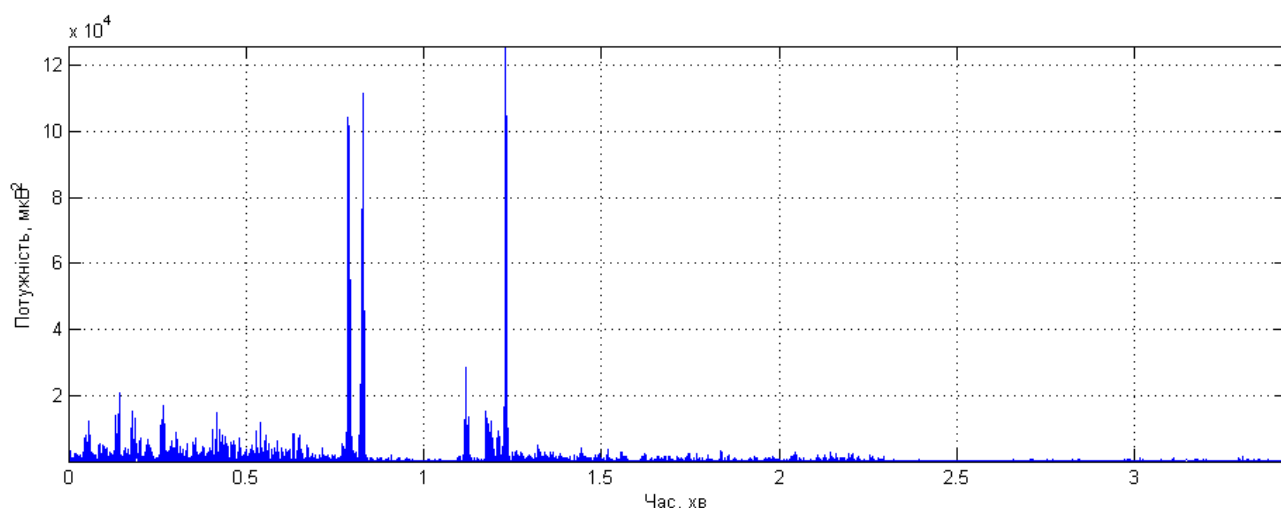


Рис. 2.2. Зареєстрована під час експерименту реалізація енцефалосигналу при впливі емоційнопсихічних навантажень (аналіз відведення F1):

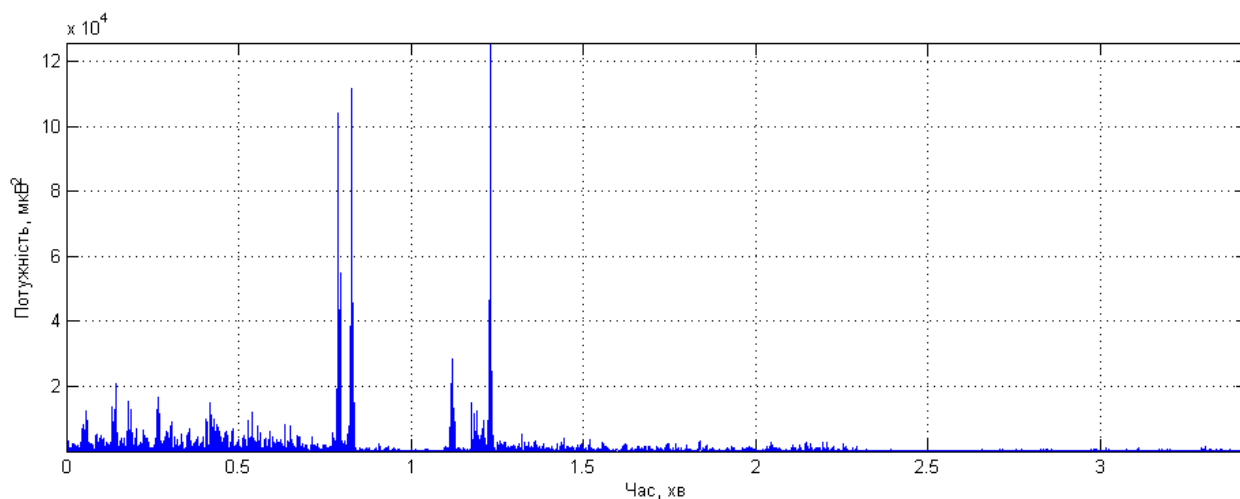
(а) період заспокоєння, (б) період впливу негативну, (в) період впливу позитиву

За динамічною структурою реалізаціях енцефалосигналів (рис.2.2) відмічено варіацію числових показників амплітудних значень протягом усього часу у відповідності до впливу різних слайдів (динамічних зображень), що чітко вказує факт варіації емоційнопсихічного стану у людини за варіаційними процесами мозкової електробіоактивності.

Результати спектрально-кореляційної обробки часових фрагментів енцефалосигналу станів різних вказують на те, що під дією впливу емоцій позитивного типу виникає підвищення рівня показників потужності спектральної за рахунок збільшення показників потужності хвиль альфа та бета у точках відведення давачів T3, O2 та F1 (рис.2.3).



Хвиля альфа енцефалосигналу



Хвиля бета енцефалосигналу

Рис. 2.3. Графіки спектрів потужності хвиль альфа та бета енцефалосигналів (ділянки обстеження є лобовими FP1)

Відгук мозкових структурних одиниць на негативні емоції відображаються через показники підвищеної потужності енцефалосигналу в межах хвиль альфа та

бета з локалізацією більшого зосередження в ділянці півкулі лівої, що не скажеш про праву.

Емоції позитивного характеру забезпечують оптимізацію стану функціонального нервової центральної системи. Враховуючи такий факт, встановлено, що є змістовним проведенням досліджень є процедуру вибору зображень, які забезпечать певні зміни для терапевтичнопсихічного впливу на активність мозку людини.

2.2 Математична модель енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Із врахуванням факт того, що інформативними параметрами стану системи нервової є процес адаптації до варіації при емоційнопсихічному навантаженні, яка відображається через варіації показників періоду та частоти коливання його структурних хвиль при проявах чи зниканнях хвиль альфа, бета та тета протягом усієї реалізації енцефалосигналу. Тому доцільним є розглядання енцефалосигналу на окремо взятих вибірках T_m , а саме в діапазонах окремо зсунутих вікон (рис. 2.4)

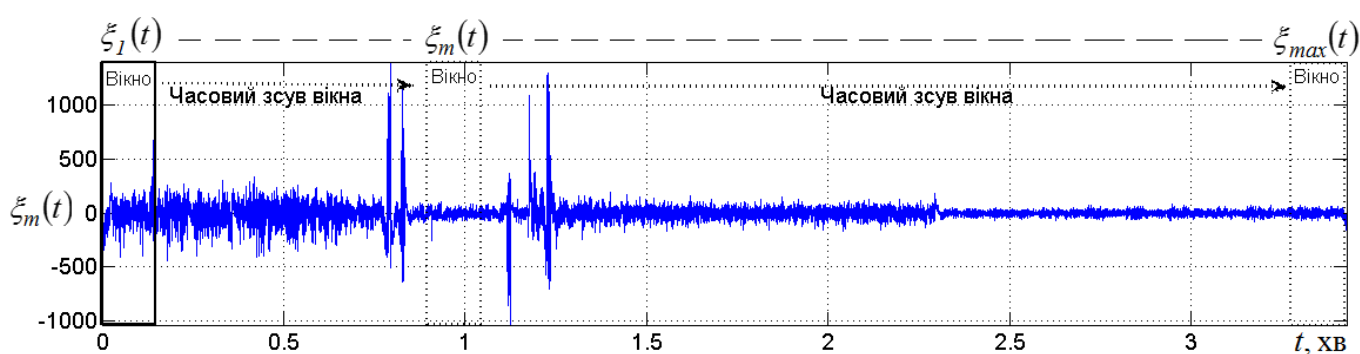


Рис. 2.4. Схема аналізу енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні: m – віконний номер, max – номер вінка, який максимальним, $\xi_m(t)$ – реалізація енцефалосигналу в діапазоні вікна m -го

При такій схемі (рис.2.4) як модель енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні прийнято вираз:

$$\xi_m(t) = \xi(t) \cdot \chi_{D_m}(t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (2.1)$$

де $\xi_m(t)$, $t \in D_m$ – реалізація енцефалосигналу з повторним періодом T_m в діапазоні вікна m -ого ковзного на інтервалі D_m (рис. 2);

$$\chi_{D_m}(t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } t \in D_m \\ 0, & \text{якщо } t \notin D_m \end{cases} \quad - \text{ функція індикаційна часового інтервалу } D_m$$

(ковзаюче вікно):

$D_m = [m \cdot \Delta t, m \cdot \Delta t + S_w)$ – діапазон існування вікна m -го ковзного, $\Delta t = \text{const}$ – крок зсування вікна ковзного.

В діапазоні вікон ковзних енцефалосигналу (рис.2.4) подано як процес випадкового характеру із повторними в часі характеристиками (відомий як ПКВП), котрий має в арсеналі своєму засоби виділення коливальний компонент з частотою ознакою f_m , які є характерними для хвиль альфа, бета та тета енцефалосигналу.

В такому випадку процес випадкового характеру із повторними в часі характеристиками як модель енцефалосигналу в діапазоні вікна ковзного зображено через стацкомпоненти у вигляді виразу:

$$\xi_m(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \xi_{mk}(t) e^{i2\pi f_m k t}, \quad (2.2)$$

де $\xi_{km}(t)$, $k \in \mathbb{Z}$ - k -та складова компонента у виді стацкомпонент вибірки енцефалосигналу в межах m -ого вікна $\xi_m(t)$;

$e^{i2\pi f_m k t}$ - хвильові складові m -ої енцефалосигналу;

f_m - значення частоти виявлення компонент енцефалосигналу.

З урахуванням того факту, що потужність (показник сили) енцефалосигналу в діапазоні вікна m -го ковзного як процес випадкового характеру із повторними в часі характеристиками є завершеною за формою продовж часу, тому встановлено доказ того, що сигнал відносить до класу (типу) π^T як процесу завершуваного:

$$P^T_{\xi_m} = \frac{1}{T} \int_0^T E \left| \xi_m(t) \right|^2 dt = \frac{1}{T} \int_0^T r_{\xi_m}(t, t) dt, \quad (2.3)$$

2.3 Висновки до розділу 2

У розділі визначено структурні параметри енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні, зокрема її форму, яка варіює при різних впливах фону, негативу та позитиву. На підставі динамічних характеристик енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні обґрунтовано параметричну структуру його моделі як процес випадковий характеру із повторними в часі характеристиками. Така модель має інструментарій обробки енцефалосигналу при визначенні параметрів емоційнопсихічний станів при різного роду впливів.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛУ ПРИ
ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

3.1 Система для реєстрації енцефалосигналу

Для процесу реєстрації енцефалосигналу застосовано технічну систему НЕЙРОКОМ фірми-виробника ХАІ-МЕДІКА (Україна, м.Харків). Загальний вигляд цієї системи зображено на рис.3.1.



Рис.3.1. Загальний вигляд технічної системи НЕЙРОКОМ для реєстрації енцефалосигналу

Система має наступну комплектність та можливості:

- 16 /19 ЕЕГ каналів.
- Додаткові два канали 4 НЧ /4 ВЧ з трьома синхроканалами.
- Зовнішній стимулятор - ФОТО LED RGB.
- Роз'єм давачів Proof Touch 42802.

- ІСА трансформація енцефалосигналів мозкових відведень в сигнали ядер мозкової активності.
- Розкладання енцефалосигналів окремо взятих джерел мозкової активності та визначення місця їх локалізації.

Системі може здійснювати процес запису фото пацієнта під час реєстрації енцефалосигналу і встановлення маркерів часових різнотипових подій. Під час подальшої операції розкодування енцефалосигналу на екрані монітора є змога спостереження за пацієнтом при реєстрації числових даних в певний часовий момент та відстежити маркери процесу. Після процесу обробки передбачено видалення файлу відеомоніторингу з метою збереження пам'яті на диску.

Після підсилення енцефалосигналів в системі дані трансформуються 24-бітним перетворювачем в цифровий код, а увесь процес обробки та подальшого збереження числових даних здійснюється з розрядністю 32 біт, що зменшує погрішність трансформації та обробки.

Окрім застосування підсилювачів інструментального типу і комплектуючих прецизійного типу, використовуються в системі коефіцієнти калібрування, що числяться з високою точністю.

Оператор системи здатний контролювати чіткість параметрів калібрування систему із використанням калібратора зовнішнього, що забезпечує процес контролю каналів підсилення та трансформації сигналу.

Системою НЕЙРОКОМ передбачено:

- експорт даних вихідних і параметрів розрахованих для оброблення в пакетах програмних і для передачі по Internet;
- графічний експорт текстової інформації як кривих (формат wav);
- експортування даних у XML стандарті як документ формату htm та xls;
- експортування обчислених показників відбувається в форматі додатків MS Excel та Word.
- Здатність обмінюватися інформацією через мережу Інтернет.

Основні характеристики технічні системи:

- Кількість каналів 16/19.

- Кількість каналів додаткових 0/4
- Канал кардіологічний 0/1
- Синхроканал іншого монітора 0/1
- Діапазон амплітуди сигналу від 0.5 мкВ до 8000 мкВ
- Рівень вхідного виточного струму менше 100 нА
- Опір вхідний більше 100 МОм
- Опір вхідний диференціальний більше 5 МОм
- Пониження рівня синфазної завади більше 120 дБ
- Частотний діапазон підсилювача від 0.1 Гц до 100 Гц
- Амплітуда діючого шуму короткому замиканні менше 1 мкВ
- Інтегрований калібрувальник становить 50 мкВ
- Опір давачів в діапазоні від 0 до 100 кОм
- Поляризаційна напруга давачів менше 300 мВ
- Оптичний захист ізоляції
- Споживана потужність до 2 Вт.

3.2 Метод обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Для визначення моментів часу варіації структурних одиниць (сукупність хвиль альфа та бета з частотою f_m) енцефалосигналу є необхідною процедурою обробка енцефалосигналу (рис.2.2) в діапазоні вікна ковзаючого, яке ковзає по сигналі протягом усього часу спостереження з кроком дискретним (рис.3.2).

Для відстеження моментів часових проявів та часовими тривалостями хвиль альфа та бета з частотним параметром f_m передусім потрібно здійснити процес обробки енцефалосигналу (рис.2.2) в межах вікна ковзного, яке ковзає по реалізації енцефалосигналу з кроком дискретним (рис.3.2).

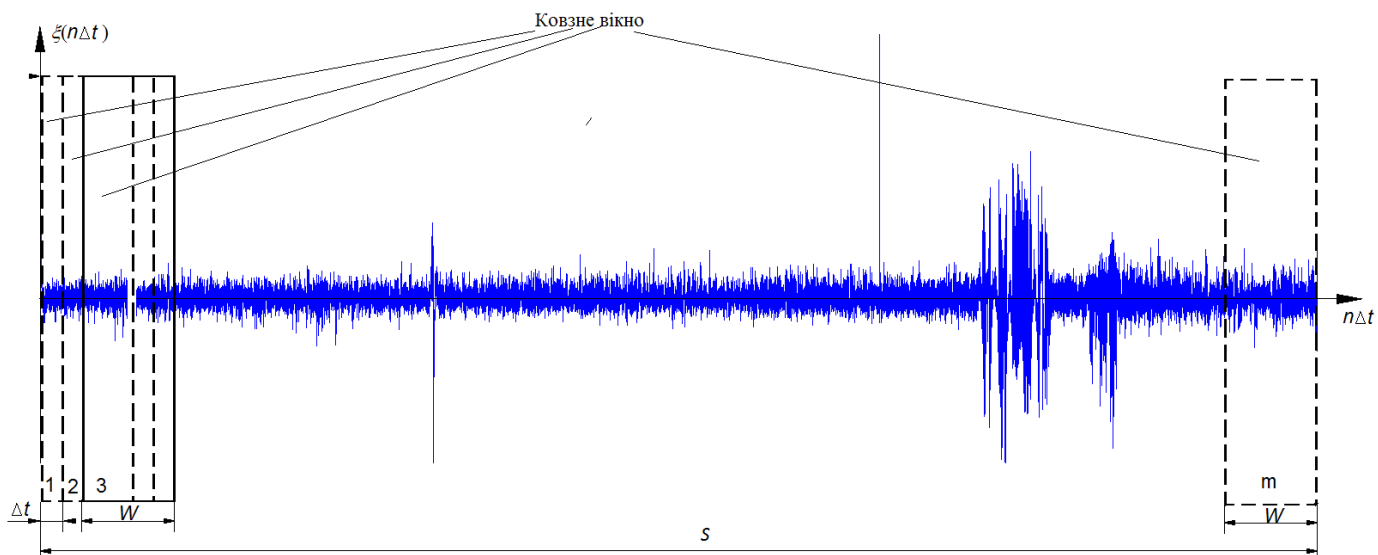


Рис. 3.2. Ідея віконної обробки енцефалосигналу: W – часова довжина ковзного вікна, m – вінка номер, $\Delta t = \text{const}$ – крок часового зсуву вікна ковзного, значення кроку дискретизації

Узагальнену структуру обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні зображено на рис.3.3.

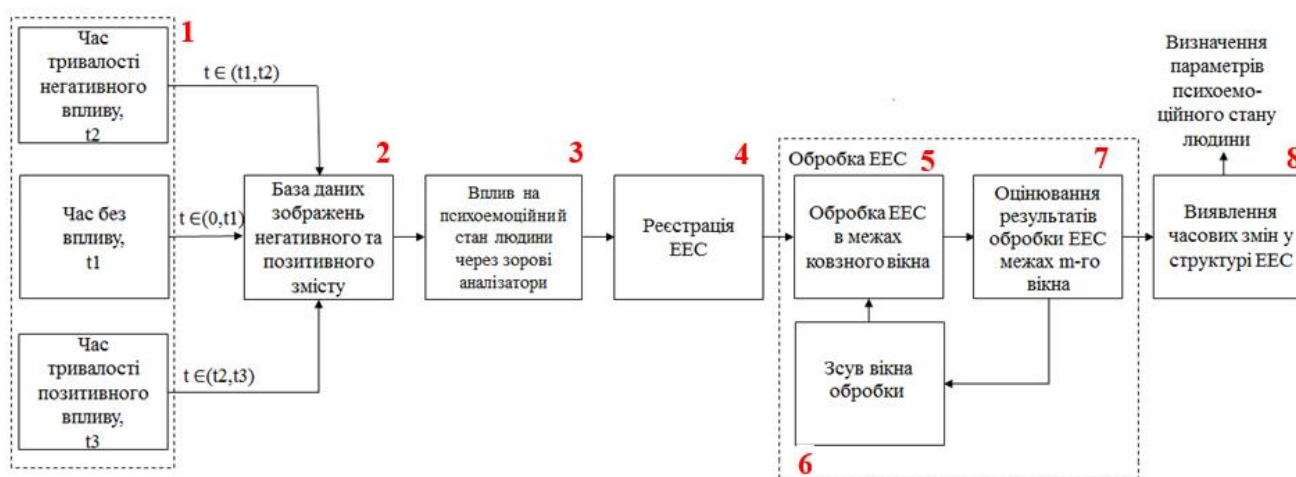


Рис.3.3. Узагальнену структуру обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Відповідно до структури (рис.3.3) зареєстровані числові дані енцефалосигналів (при фоновому, негативному та позитивних впливах (рис.3.3, блоки 1-3) піддаються синхрофазній обробці (рис.3.3, блоки 5-7) в межах m -ого

вікна $\xi_m(t)$ (рис.3.3, блок 6). Область вікна задає індикаторна функція Хевісайда часовою тривалістю D_m .

В основу синхрофазної обробки покладено процедуру обчислення числових значень як ознак у вигляді спектрально-кореляційних компонент $B_{km}(t, u)$ (рис.3.3, блок 5) виразом:

$$\begin{aligned}\hat{B}_{km}(t, u) &= \frac{1}{T_m} \int_0^T \hat{b}_m(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T_m} t\right) dt = \\ &= \frac{1}{T_m} \int_0^T \hat{b}_m(t, u) \exp(-ik 2\pi f_m t) dt\end{aligned}\quad (3.1)$$

де $\hat{b}_m(t, u)$ - коваріація параметрична;

t_m – момент початку часу m -го ковзного вікна.

В основі синхрофазного методу обробки лежать процедури центрування енцефалосигналу, формування стацкомпонент центрованого енцефалосигналу, обчислення значення оцінки коваріації параметричної, і, власне, обчислення значень спектрально-кореляційних компонент шляхом трансформації Фур'є від коваріації параметричної.

Процедура центрування енцефалосигналу:

$$\xi_m^0(t) = \xi_m(t) - m_\xi, \quad t \in \mathbb{R}. \quad (3.2)$$

де $\hat{m}_\xi(t)$ - сподівання математичне енцефалосигналу:

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT), \quad (3.3)$$

Формування вибірок стацкомпонент центрованого енцефалосигналу:

$$\xi_C(t_0) = \{\xi(t_0 + kT) | k \in Z\}, t_0 \in [0, T]. \quad (3.4)$$

Обчислення оцінки коваріації параметричної енцефалосигналу:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t - u - kT_m) \xi_m(t - kT_m). \quad (3.5)$$

Після вище сказаних операцій обчислюються спектрально-кореляційні компоненти $B_{km}(t)$ з подальшим їх оцінюванням $\hat{Y}_m(t)$ через процедуру усереднення компонент $B_{km}(t)$ по зсуву часу та компоненті (рис.3.3, блок 7). Таке усереднення спектрально-кореляційних компонент забезпечує виявлення часових змін у структурі енцефалосигналу протягом усього інтервалу часового спостереження, що забезпечить в свою чергу визначення параметрів емоційнопсихічного стану людини:

$$\hat{Y}_m(t) = M_u \{M_k \{\hat{B}_{km}(t, u)\}\}, \quad (3.6)$$

де $M_u \{\bullet\}$ - оператор усереднення компонент.

3.3 Алгоритм обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Алгоритм обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні зображено на рис.3.4.

Базою алгоритму визначення параметрів емоційнопсихічних станів покладено принцип аналізу енцефалосигналами в часовому діапазоні вікна ковзного з процедурою подальшого оцінювання. За результатами аналізу енцефалосигналами буде відображено залежності числових оцінок сигналу в діапазоні m -го вікна в залежності від початкового моменту їх часу t_m .

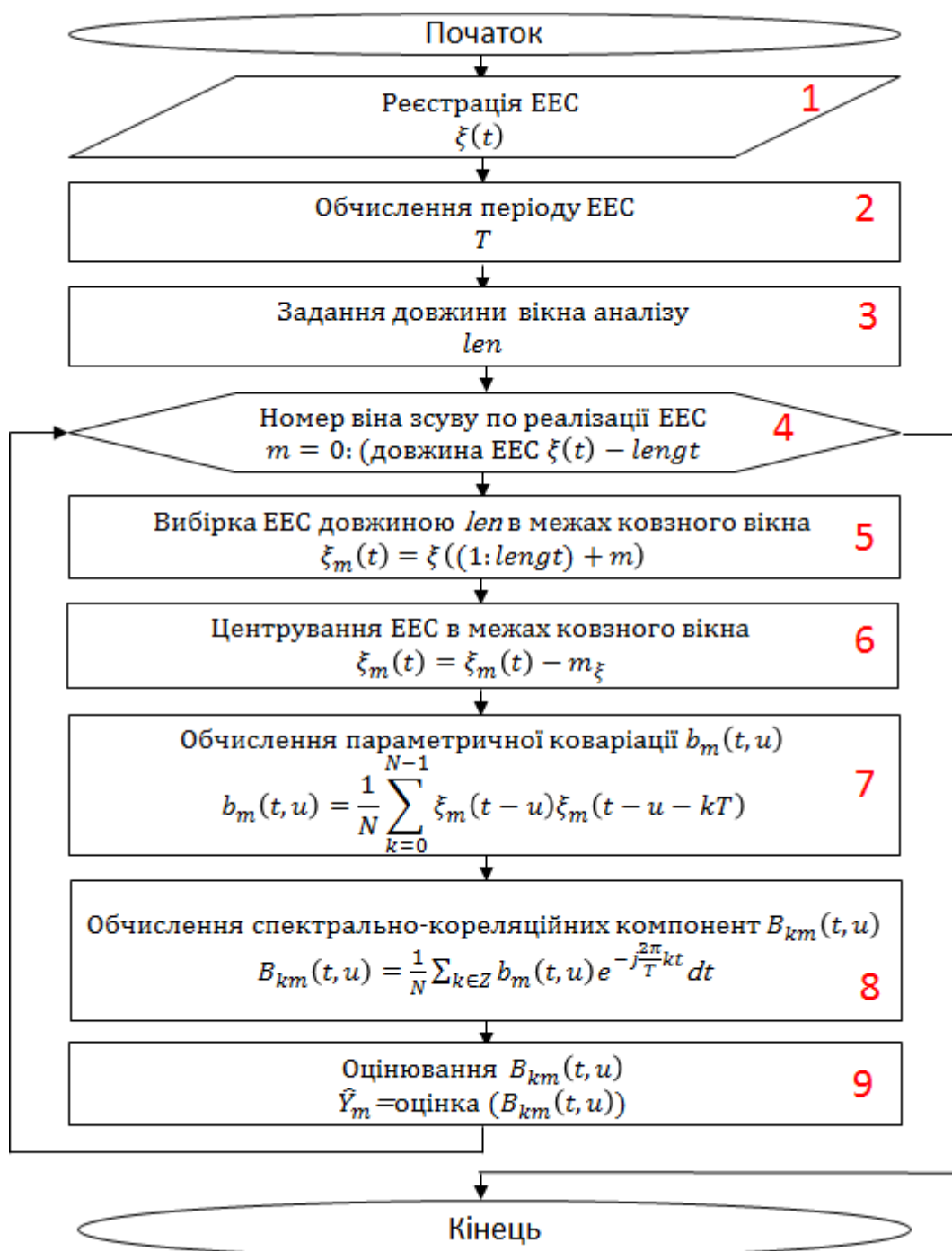


Рис. 3.4. Алгоритм обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Відповідно до алгоритму (рис.3.4) здійснюються послідовності операції:

1. Реєстрація енцефалосигналів при емоційнопсихічному навантаженні
2. Обчислення періоду енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні T , який рівний середньому періоду хвиль альфа, бета та гамма, які починають домінувати у енцефалосигналі в процесі емоційнопсихічного навантаження.

Вираз обчислення періоду енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні:

$$T = \frac{T_{\alpha} + T_{\beta} + T_{\gamma}}{3} \quad (3.18)$$

3. Визначення довжини вікна обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні $lengt$.
4. Організація циклічності обробки m -ої вибірки в діапазоні вікна m -го:

$$m = 0 : (\text{довжина EEC} - leng). \quad (3.19)$$

5. Виділення вибірок енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні в при циклічній обробці:

$$\xi_m(t) = \xi((1:leng) + m). \quad (3.20)$$

6. Центрування вибірок енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні в діапазоні вікна m -го:

$$\overset{\circ}{\xi}_m(t) = \xi_m(t) - m_{\xi}(t), \quad (3.21)$$

де $m_{\xi}(t)$ – середні оцінки енцефалосигналу в діапазоні вікна ковзного m -го.

7. Обчислення коваріації параметричної від m -ої вибірки енцефалосигналу в вікні m -го діапазону:

$$\hat{b}_m(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \overset{\circ}{\xi}_m(t + u + kT) \overset{\circ}{\xi}_m(t + kT) \quad (3.22)$$

8. Обчислення спектрально-кореляційних компонент від коваріації параметричної m -ої вибірки енцефалосигналу в вікна m -го діапазону:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_m(t, u) e^{ik \frac{2\pi}{T} t} dt. \quad (3.23)$$

9. Оцінення спектрально-кореляційних компонент в діапазоні ковзного m -го вікна способом їх усереднення по всіх аргументах:

$$\hat{Y}_m = M_u \{M_k \{\hat{B}_k(u)\}\} \quad (3.24)$$

Складність алгоритму обробки енцефалосигналу, який базується на синхрофазному методі конструктивно складається з таких операцій:

- визначення значення періоду енцефалосигналу (N);
- визначення чисел середнього енцефалосигналу (N);
- відцентрування енцефалосигналу (N -не число операцій);
- творення компонент стаціонарних з відцентрованого енцефалосигналу (N -не число операцій);
- визначення числових показників міри подібності компонент стаціонарних;
- трансформація Фур'є ($2N^2$ кількості);

Загальна складність алгоритмічного забезпечення складає $7N^2$, де N – розмірність алгоритму обробки енцефалосигналу.

Значення складності обчислювальних процесів системи технічної, а саме часу виконання цього процесу, суттєво впливає на швидкісні показники обробки енцефалосигналу відповідно до розробленого алгоритму (нездатність розробки системи, які обробляють енцефалосигналів в реальному часі) і на результати здобуття цінної інформаційної ознаки.

Використання сучасних процесів обробки у складі технічної системи, в якій енцефалосигнал обробляється в паралельному режимі, а саме відбувається процедура розбиття процесів на кілька задач, що забезпечує скорочення часу роботи обробки енцефалосигналу.

Розроблений алгоритм, який наведено на рис.3.4, забезпечує розроблення програми комп'ютерної для визначення моментів часу, в який стан емоційнопсихічний змінює свої показники за рахунок різноманітності впливів.

3.4 Висновки до розділу 3

В розділі описано енцефалографічну систему для реєстрації енцефалосигналів. Розроблено методику медико-біологічного дослідження емоційнопсихічного стану людини шляхом синхрофазної обробки енцефалосигналу в межах m -ої вибірки, яка зсувається по реалізації сигналу протягом усього часу спостереження. Синхрофазний метод обробки енцефалосигналу дає змогу обчислити інформаційні ознаки для енцефалографічних систем у вигляді усереднених значень компонент спектрально-кореляційних як числових показників часових варіацій у структурі сигналу протягом усього часу спостереження при різних впливах (фон, негатив, позитив).

Розроблено алгоритм обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні для розроблення програмного забезпечення електроенцефалографічних систем.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

4.1 Блок-схема комп'ютерної обробки енцефалосигналу

Розробка алгоритму обробки енцефалосигналу у вигляді графічного зображення як блок-схеми забезпечить здійснення процесу створення комп'ютерної програми як складової техніко-діагностичних медичних систем. Для створення блок-схеми обробки синхрофазної застосовано алгоритм, який наведено на рис.3.4.

Загальний графічний вигляд блок-схеми обробки енцефалосигналу наведено на рис.4.1.

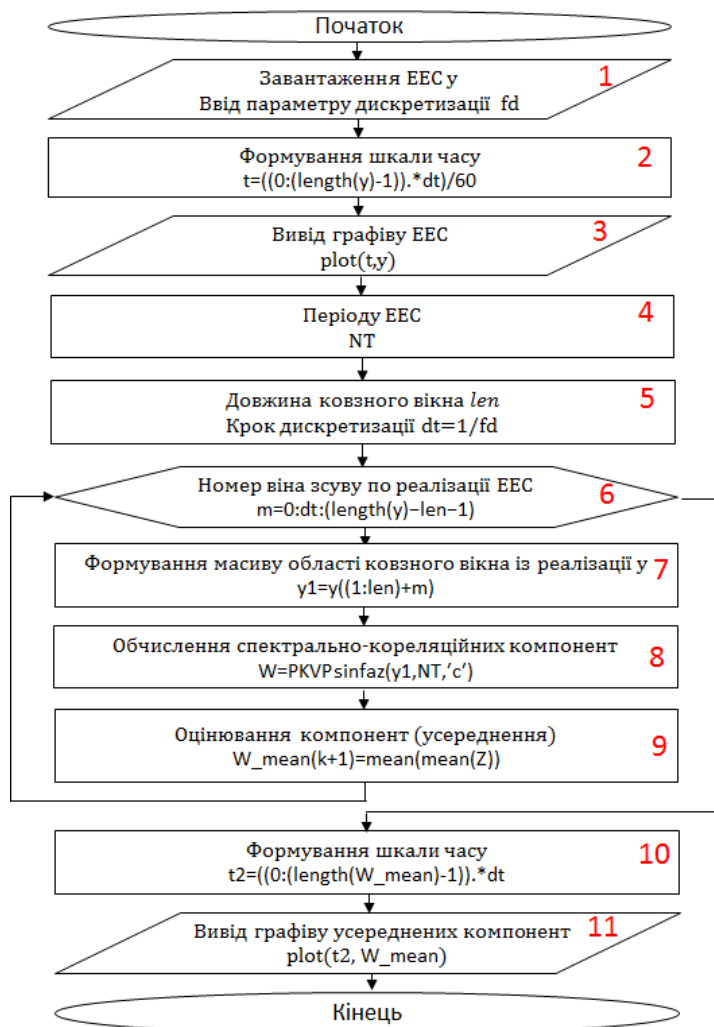


Рис.4.1. Блок-схема комп'ютерної обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Блок-схема конструктивно комп'ютерної обробки складається з таких операцій:

1. Завантаження числових даних енцефалосигналу та збереження їх під змінну (y).
2. Створення масиву часу та збереження його під змінну (t).
3. Вивід графіку енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні на екран монітора.
4. Обчислення числового значення періоду енцефалосигналу (NT).
5. Задання дискретної довжини вікна обробки енцефалосигналу, яке буде ковзати по енцефалосигналу вздовж осі часу.
6. Задання лічильника m значень, які вказують на номер вікна ковзного.
7. Вибірка енцефалосигналу в межах m -го інтервалу та збереження цієї вибірки під змінну (y_1).
8. Обчислення компонент спектрально-кореляційних вибірки енцефалосигналу (y_1) синхрофазним методом за допомогою програмної функції $PKVPsinfaz$ (розроблено з доцентом Хвостівським М.О.)
9. Усереднення спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу в межах вибірок як процес їх оцінювання.
10. Створення масиву часу для усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу та збереження його під змінну (t_2).
11. Вивід графіку значень усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу з прив'язкою до масиву часу (t_2).

Розроблена блок-схема комп'ютерної обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні дає змогу створити комп'ютерну програму синхрофазної обробки енцефалосигналу як процесу випадкового характеру із повторними в часі характеристиками. Така комп'ютерна програма дасть обчислити спектрально-кореляційних компонент як нову інформацію, яка буде коректно відображати стани переходів між різними формами емоційнопсихічними у людини при різних зовнішніх подразниках різного типу.

4.2 Комп'ютерна програма обробки енцефалосигналу

З метою видалення залишкових числових даних з під змінних Matlab здійснено процес очищення пам'яті:

```
clear all;    % Початковий стан змінних Matlab
```

Для обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні (навантаження різного типу) здійснено процес його завантаження та збереження під відповідну змінну:

```
temp=load('c:\eeg_emocia.dat'); % завантаження енцефалосигналу
```

Створюємо масив відліків часу та зберігаємо під змінну (t) з параметрами дискретизаційної частоти змінної (fd) та кроком зміни часових відліків змінної (dt):

```
fd=500;      % дискретизаційна частота енцефалосигналу, Гц
dt=1/fd;     % крок зміни часових відліків енцефалосигналу
t=(0:(length(y)-1)).*dt; % масив відліку часу енцефалосигналу
```

Виводимо на монітор через графічну фігуру figure(1) масив числових значень енцефалосигналу (y) та часу (t) за допомогою plot:

```
figure(1)    % область відображення графіку енцефалосигналу
plot(t,y);   % відображення графіку енцефалосигналу
axis tight;  % налаштування розширеності значень графіку
grid on;     % розмічення графіку сіткою
ylabel('Амплітуда, мВ'); % підпис осі амплітуди енцефалосигналу
xlabel('Час, хв');      % підпис осі часу енцефалосигналу
```

Задаємо значення дискретної довжини вікна обробки енцефалосигналу, яке буде ковзати по енцефалосигналу вздовж осі часу:

```
len=1000; % дискретна довжина вікна обробки енцефалосигналу
```

Обчислюємо числове значення періоду енцефалосигналу:

```
NT=fix((1/10)/dt); % Період енцефалосигналу
```

Задаємо лічильник k значень, які вказують на номер вікна ковзного:

```
k=0:(length(y)-len-1) ..... end; % Лічильника номера вікна
```

Створюємо вибірки енцефалосигналу в межах l-го інтервалу, зберігаємо їх під зміню (x) та обчислюємо компоненти спектрально-кореляційні синхрофазним методом із використанням коду PKVPsinfaz(a,b,c), а – масив числових даних енцефалосигналу, b – період енцефалосигналу, c – центрування енцефалосигналу:

```
x=0; W=0; % початкові числові значення
```

```
x=y((1:len)+k); % вибірки енцефалосигналу
```

```
W=PKVP(x, 'c'); % синхрофазна обробка енцефалосигналу
```

В циклі лічильника здійснюємо процес обчислення середніх значень компонент спектрально-кореляційних енцефалосигналу в межах вікна ковзання:

```
Wm_mean(k+1)=mean(W); % усереднення енцефалосигналу
```

Створюємо масив часу для усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу:

```
t2=((0:(length(Wm_mean)-1)).*dt); % формуємо змінну часу
```

Виводимо графік значень усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу з прив'язкою до масиву часу:

```
figure(4); % область відображення графіку енцефалосигналу
plot(t2,W_mean); % відображення графіку компонент енцефалосигналу
grid on; % розмічення графіку сіткою
axis tight; % налаштування розширеності значень графіку
xlabel('Час, хв'); % підпис осі часу компонент
ylabel('Потужність, мкВ^2'); % підпис осі потужності компонент
```

4.3 Результати обробки енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

На рис.4.2 зображено вигляд оцінок усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні.

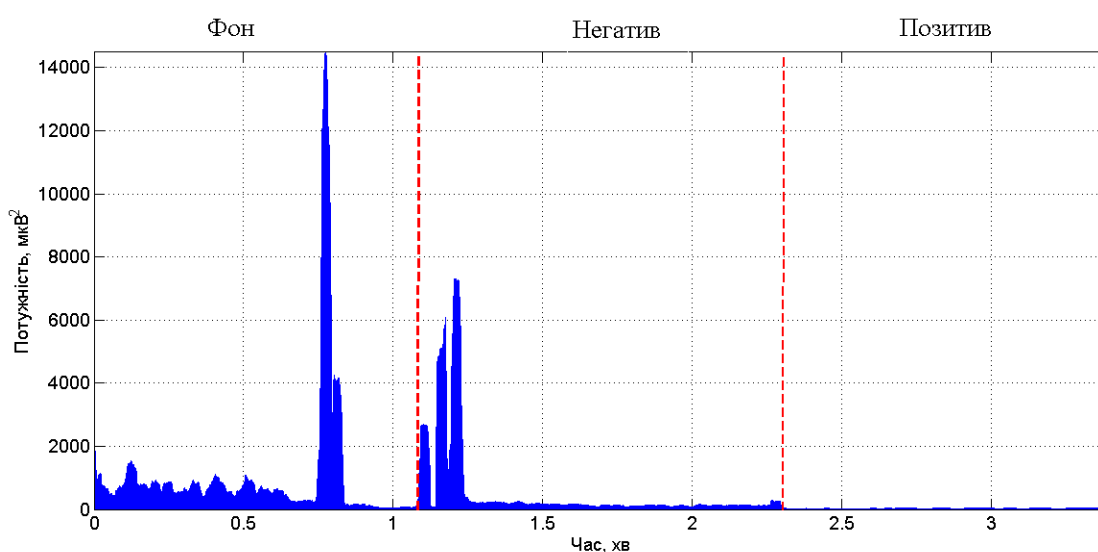


Рис.4.2. Оцінки усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

На рис.4.2 чітко видно за значеннями потужності усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу переходи між різними психоемоційними станами у людини в період фоновому, негативного та позитивного впливів. Такі зміни дають змогу визначити час переходу від одного психоемоційного стану в інший, який візуально видно на збільшеному фрагменті на рис.4.3.

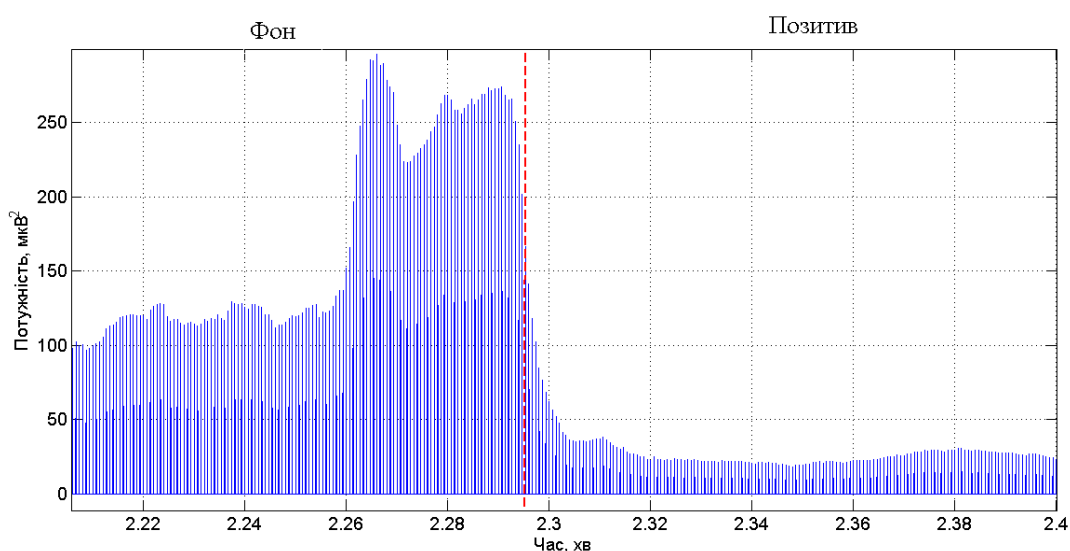


Рис.4.4. Збільшений фрагмент оцінок усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу при емоційнопсихічному навантаженні

Також встановлено, що під час фоновому впливу відбувається поступове зниження потужності усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу, під час негативного впливу відбувається незначне збільшення потужності і в період позитивного впливу відбувається зменшення потужності компонент по відношення до двох попередніх впливів.

Отже, потужність усереднених спектрально-кореляційних компонент енцефалосигналу дають змогу кількісно визначити та розрізнити емоційнопсихічні стани у людини.

4.4 Висновки до розділу 4

У розділі створено блок-схему обробки електроенцефалосигналу засобами комп'ютерної техніки при емоційнопсихічному навантаженні. На основі блок-схеми розроблено в MATLAB комп'ютерну програму для електроенцефалографічних систем, яка забезпечила процедуру обробити енцефалосигналу та обчислити інформативні ознаки емоційнопсихічного стану у людини у вигляді усереднених значень спектрально-кореляційних компонент.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень

Для вивчення психоемоційних станів людини в лабораторних умовах необхідно викликати емоції у учасників дослідження. Для цього використовують емоційно окрашені стимулюючі матеріали, в даному випадку зображення (Bradley et al., 2008; Dan-Glauser, Scherer, 2011). Створюються нормативні оцінки такого стимулюючого матеріалу, що використовується, і можна припустити, яку саме і наскільки сильну емоцію повинен викликати кожен конкретний стимул у індивіда.

Найбільшого поширення набула база даних емоційно забарвлених фотозображень IAPS (International Affective Picture System) (Bradley, Lang, 2007; Lang et al., 2008), розроблена на основі багатовимірного підходу до дослідження емоційного сприйняття, відповідно до якого все різноманіття випробовуваних емоцій можна описати за допомогою мінімальної кількості континуальних шкал.

Відомо, що при підборі вибірки фотозображень в якості стимулюючої матеріалу для дослідження необхідно враховувати показники їхньої валентності, та домінанти, оскільки саме ці параметри надають істотну вплив на різні показники успішності виконання експериментальних завдань. Крім того, в разі необхідності порівняння результатів у дослідженні з двома або більше наборами фотознімків має здійснюватися процедура рівномірного вибору цих фотозображень.

У дослідженні брали участь 44 студенти-юнаки ТНТУ ім. І Пулюя, середній вік яких склав 19 років. Електричну активність кори головного мозку реєстрували монополярно від 19 відведень за міжнародною системою 10-20, зображеної на рисунку 5.1 (Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, Fz, C3, C4, Cz, T3, T4, T5, T6, P3, P4, Pz, O1, O2). Система «10-20%» (рис. 5.1) - стандартна система накладання електродів на поверхні голови, яка рекомендована міжнародною федерацією електроенцефалографії і клінічної нейрофізіології [118].

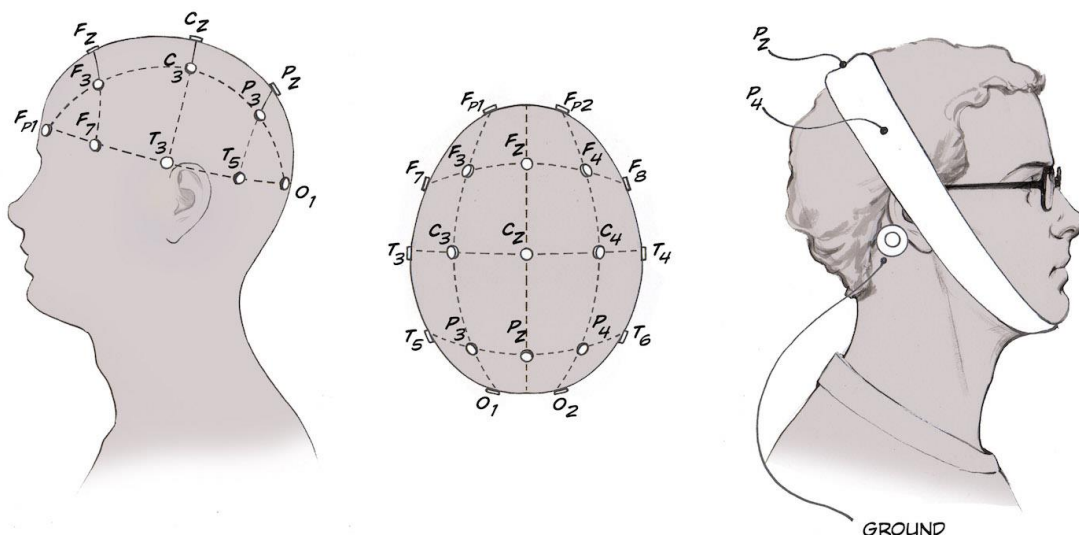


Рис.5.1. Схема розташування електродів по системі «10-20%» [45]

Крім того, було відзначено, що часте використання IAPS призводить до зменшення емоційного впливу фотозображень, оскільки учасники дослідження, можуть вже знати про існування даної бази або раніше бачити включені в неї фотозображення (Dan-Glauser, Scherer, 2011). Також кожна з категорій IAPS містить лише обмежену кількість фотозображень, в той час як для проведення надійного дослідження з використанням, наприклад, ЕЕГ, потрібне пред'явлення великої кількості однотипних стимулів. Досить складним завданням є також підбір необхідної кількості фотозображень IAPS для дослідження тієї чи іншої конкретної емоції (наприклад, страху). Крім того, дослідника можуть цікавити емоційні переживання, що виникають у відповідь на події якогось певного типу (наприклад, катастрофи, хвороби), і тоді однієї бази даних може виявитися недостатньо. Тому в даній дипломній роботі вирішено не визначати кожну з емоцій, а виявити психоемоційний стан при дії на індивіда зображень позитивного, негативного та нейтрального забарвлення.

Для дослідження було підбрано 30 слайдів з міжнародної бази емоційно забарвлених фотозображень IAPS, які було сформовано у вигляді бази даних : 15 – позитивного змісту, 15 – негативного. У якості емоційно-нейтрального стимулу застосовано сірий екран. На рисунку 5.2 зображено проведення експериментального дослідження, на якому з апріорно визначеними часовими тривалостями відбувається

вплив слайдів з бази даних на психоемоційний стан людини через зоровий аналізатор.



Рис.5.2. Проведення експериментального дослідження

Після чого записували електроенцефалографічний сигнал, в якому відслідковували зміни альфа-ритму. ЕЕГ сигнал реєструвався за допомогою апаратнопрограмного комплексу „Нейроком”, розробленого науково-технічним центром радіоелектронних медичних приладів і технологій „ХАІ-Медика” Національного аерокосмічного університету „ХАІ”.

Всього за схемою «10-20» на поверхню голови накладають 21 електрод. В якості референтних використовувались вушні електроди А1 і А2. Для покращення якості запису використовувались додаткові референтні електроди N (nasion) і Ref та вмонтована в комплекс система реєстрації ЕЕГ. Реєструвались 120 с інтервали ЕЕГ.

На рис. 5.3 зображено блок схему проведення експерименту, а саме процес виявлення електрофізіологічних корелятів емоційних станів в альфа-хвилях ЕЕГ сигналу

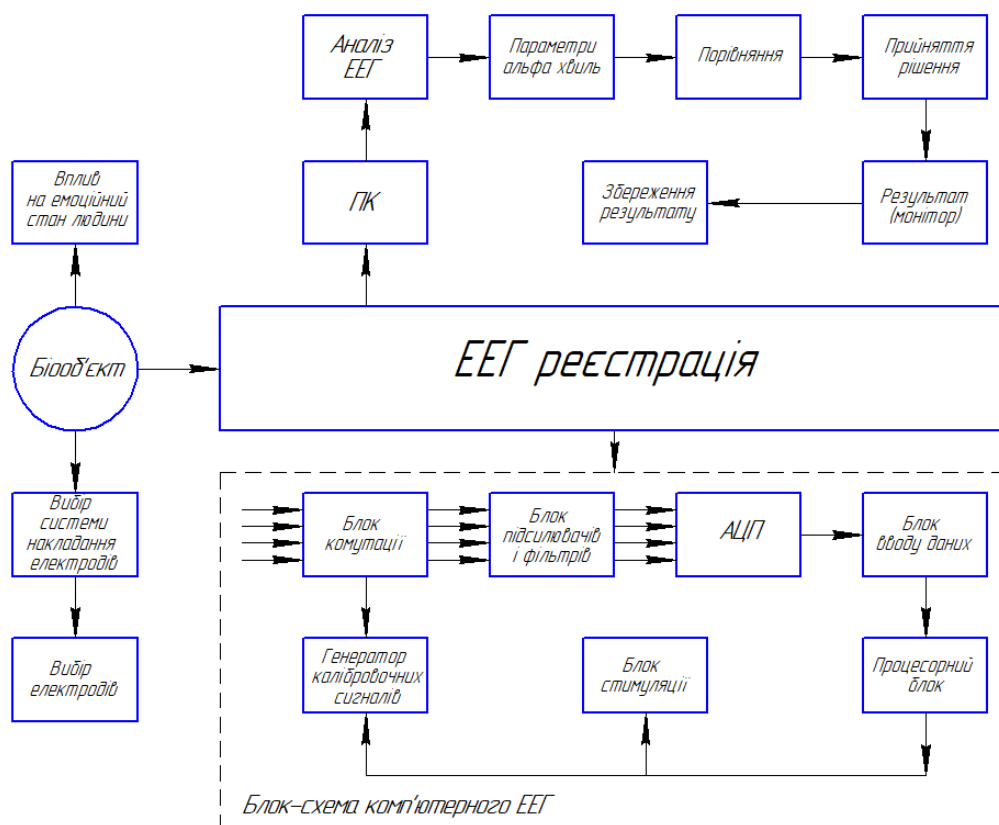


Рис. 5.3. Структура проведення експериментального дослідження

Електроенцефалограма реєструється багатоканально згідно зі стандартними схемами накладення електродів на голову. Зазвичай існують 8-, 10-, 16-, 19-, 24-, 32-, 64- каналні електроенцефалографи. Для кожної кількості каналів існують стандартні схеми відведень, згідно з якими електроди накладаються на голову пацієнта. Реєстрація електроенцефалограм проводиться згідно з функціональними пробами. Для даного типу експерименту обрано 19-канальний електроенцефалограф.

Розташування електродів повинно забезпечувати рівномірне покриття поверхні голови, щоб мати змогу реєструвати потенціали від усіх областей кори мозку. Міжнародною федерацією товариств електроенцефалографії була прийнята система "10-20", що дозволяє точно вказувати розташування електродів. Тому цю систему накладання електродів обрано для даного експериментального дослідження.

Для зняття ЕЕГ буде використано високостабільні хлор-срібні електроди, завдяки яким забезпечується висока якість записів ЕЕГ. Варіанти накладання електродів – мостиковий. Перед використанням контактна частина електрода

обробляється спеціальним гелем для ЕЕГ, пастою, фізрозчином. Після експлуатації гель слід обов'язково видалити.

Основними елементами даного стенду є комутаційна панель і електроенцефалограф. Комутаційна панель призначена для підключення електродів, що розміщуються на голові людини, до входів підсилювачів, які є основними елементами електроенцефалографа. Поряд з підсилювачами, що забезпечують посилення входних сигналів, як правило, в 100000 разів і більше, основними елементами енцефалографом всіх типів є частотні фільтри, що дозволяють обмежити область реєстрованих сигналів по частоті зверху і знизу. Наявність частотних фільтрів дещо спотворює форму прямокутних калібрувальних сигналів, використовуваних для оцінки реальної величини сигналів на входах підсилювачів. Серійно випускаються електроенцефалографи мають ступінчасті і плавні регулювання, що дозволяють налаштовувати їх на реєстрацію ЕЕГ в діапазоні від 0.5 до 30 і більше кол / сек.

Для того щоб проаналізувати альфа-ритм необхідно його виділити шляхом смугової фільтрації в діапазоні частот від 8 до 14 Гц. На наступному етапі, власне, відбувається процес віконного аналізу альфа-ритму ЕЕГ-сигналу. В межах вікна відбувається процедура Вейвлет-аналізу ЕЕГ-сигналу в межах вікна з подальшим їх усередненням в межах заданого вікна. В результаті обробки отримуються усередненні значення вейвлет коефіцієнтів (спектру), які і будуть інформативною складовою розрізнення різних стадій психологічного навантаження мозку людини, зокрема стадій фону, негативного та позитивного навантаження шляхом впливу через зорові аналізатори.

Прийняте рішення відображається стандартними засобами візуалізації, якими є монітор і принтер. Також дані визначення психоемоційних станів з альфа-хвиль ЕЕГ сигналу можна зберегти в пам'ять пристрою.

5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) – це міжнародна багатомовна класифікаційна система, яка об'єднує всі галузі знань з загальною десятковою нотацією. в єдиній універсальній структурі. Вона відповідає всім вимогам до класифікації (універсальність, мнемонічність, міжнародність) та надає можливість відображати сучасні досягнення науки й техніки без будь-яких суттєвих змін в її структурі. Такої гнучкості не має жодна з існуючих систем класифікації.

Таблиці УДК призначені насамперед для систематизації документів, пошуку інформації та організації фондів документів з усіх галузей знань у видавництвах, бібліотеках, інформаційних центрах тощо.

Наявність детально розробленої системи додаткових таблиць визначників, а також здатність для відображення нових понять за допомогою розподілу рубрик від загальної до конкретної також роблять систему УДК гнучкою. Що змогу багатоглядно виявити зміст матеріалів за допомогою комбінації індексів.

Основою структури УДК є принцип десяткових дробів. Для позначення рубрик застосовуються арабські цифри, які зрозумілі в усіх країнах, що робить УДК міжнародною загальнодоступною системою. Десятковий принцип структури дає змогу безмежно розширювати її за допомогою додавання нових цифрових позначень до існуючих, що дозволяє не змінюючи системи загалом.

Індекси УДК побудовані так, що кожна подальша цифра, що приєднується до індексу, не змінює попереднє значення, а лише доповнює, що робить конкретнішим поняття.

Темою науково-дослідної роботи є: «Метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем»

Тема включає у своїй структурі дві сторони:

1) Медична (емоційний стан, депресія).

2) Математична модель енцефалосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

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;

А технічна сторона класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 51 - математичка
- 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 (періодично корельований випадковий процес)

Отже, індекс УДК теми є наступним:

УДК 616.89-008.454: 519.218

5.3 Висновки до розділу 5

У дослідженні брали участь 44 студенти-юнаки ТНТУ ім. І Пулюя, середній вік яких склав 19 років. Електричну активність кори головного мозку реєстрували монополярно від 19 відведень за міжнародною системою 10-20 (Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, Fz, C3, C4, Cz, T3, T4, T5, T6, P3, P4, Pz, O1, O2) за допомогою

апаратнопрограмного комплексу „Нейроком”, розробленого науково-технічним центром радіоелектронних медичних приладів і технологій „ХАІ-Медика” Національного аерокосмічного університету „ХАІ”.

Для індукції емоцій в лабораторних умовах використовували основний метод простий стимульний матеріал - картинки (IAPS – The International Affective Picture System (Bradley, Lang, 2007)). Для дослідження було підібрано 30 слайдів з міжнародної бази емоційно забарвлених фотозображень IAPS, які було сформовано у вигляді бази даних : 15 – позитивного змісту, 15 – негативного. У якості емоційно-нейтрального стимулу з застосовано сірий екран. З апіорно визначеними часовими тривалостями відбувається вплив слайдів з бази даних на психоемоційний стан людини через зоровий аналізатор. Далі за допомогою програмного забезпечення MATLAB проведено аналіз альфа-хвиль і для визначення психоемоційних станів виведено їх на засоби візуалізації, якими є монітор і принтер. Також дані визначених психоемоційних станів з альфа хвиль енцефалосигналу можна зберегти в пам'ять пристрою.

А також обґрунтовано вибір УДК на пряму наукового дослідження. УДК. Який призначений насамперед для систематизації документів, пошуку інформації та організації фондів документів з усіх галузей знань у видавництвах, бібліотеках, інформаційних центрах тощо.

РОЗДІЛ 6

ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

6.1.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються 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 (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), 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 та конкретизація завдань по темі дослідження	1	—	—	—	—	1

Продовження таблиці 6.1

1	2	3	4	5	7	8
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	—	—	—	—	1
3. Розроблення математичної добового електроенцефалосигналу	1	—	—	—	—	1
4. Розроблення методу аналізу добового електроенцефалосигналу	1	—	—	—	—	1
5. Аналіз добового електроенцефалосигналу	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 розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

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 (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 аналізу добового електроенцефалосигналу та формування матеріалів звітності, оргтехніки та ін.

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 та електроди	шт	1	25520	25520
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	4000	4000
4 Принтер лазерний	шт	1	850	850
5 Кабелі для підключення електроенцефалографа до ПК	шт	1	100	100
Загальні витрати на матеріали				30470

6.1.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для електроенцефалографа, освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки []:

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

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

C_i - ціна за одиницю i -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

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Електроенцефалограф	100	0,25	3	2,68	201
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	150	0,25	90	2,68	3618
Принтер лазерний	700	0,15	5	2,68	804
Лампи розжарювання (освітлення)	80	0,45	10	2,68	134
РАЗОМ витрати на електроенергію					4757

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'язані 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	5	2000
Здача звітів НДР	1	200
Впровадження результатів НДР	3	900
Всього	—	4600

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 (умовні дані)

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
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	30470	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	4757	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	4600	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	4604,10	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	50645,20	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 прогнозний характер. Соціальний ефект заводить 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 [25] 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 [25]:

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

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

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

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

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика i -го фактора.

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

Таблиця 6.7

**Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів
науково-технічної ефективності**

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

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна $\hat{A}_{ij}^{\max}$
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1

Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Стіпень ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження,роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюються експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

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	5	5	5	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	8	8	8	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
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	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

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

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 5 + 0.16 \cdot 8 + 0.09 \cdot 6 + 8 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,717.$$

Загальну оцінку бакалаврської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Таблиця 6.10

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності
фундаментальних та пошукових 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 50645,20 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,717 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охорона праці

Вимоги охорони праці інженерів-розробників, обслуговуючого медичного персоналу, і пацієнтів із електроенцефалографічною системою як виробом медичним електричним, згідно державного стандарту України ДСТУ 3798 (ІЕС 60601) «Вироби медичні електричні», який затверджено та введено в дію наказом Держстандарту України від 5 листопада 1998 року №891 (на сьогодні є чинним) :

- Експлуатація та технічне обслуговування електроенцефалографічної системи повинні здійснюватися відповідно вимог електробезпеки при роботі з виробами медичної техніки:

- при живленні від мережі система повинна включатися тільки від розетки, що має клас захисного заземлення;

- перед використанням електроенцефалографічної системи необхідно перевірити відсутність ознак пошкодження кабелю живлення, мережевий вилки, підключення до мережі та мережевої розетки;

- всі підключені до пацієнта провідники і електроди, роз'єми, а також попередні підсилювачі, що мають контакт з пацієнтом, гальванічно ізольовані від інших частин апарату і від «землі». Ця ізоляція в нормальних умовах обмежує струми, що протікають через пацієнта, на рівні кількох міліампер;

- якщо ж електроди електроенцефалографічної системи з'єднані з будь-яким металевим об'єктом або яким-небудь іншим, наприклад, оголеними руками медперсоналу, то ця ізоляція порушується і виникає небезпека ураження електричним струмом незалежно від того, заземлений даний об'єкт чи ні.

- ніколи не занурюйте електродні кабелі в непередбачений заводською інструкцією дезінфікуючі та чистячі розчини (рідини), піддавати високотемпературної парової або повітряної стерилізації, а також обробці ефіром.

Ступінь захисту входу електроенцефалографічної системи відноситься до типу CF. Це має на увазі, що даний апарат може застосовуватися для внутрішньосерцевих досліджень, тому над роз'ємом кабелю пацієнта є графічний символ. Символ також вказує на захищеність від побічних ефектів дефібриляції.

Всі підключені до пацієнта ЕЕГ - провідники і електроди, роз'єми, а також попередні підсилювачі, що мають контакт з пацієнтом, гальванічно ізольовані від інших частин апарату і від «землі». Ця ізоляція в нормальних умовах обмежує струми, що протікають через пацієнта, на рівні кількох міліампер. Якщо ж електроди ЕЕГ, з'єднані з будь-яким металевим об'єктом або яким-небудь іншим, наприклад, оголеними руками медперсоналу, то ця ізоляція порушується і виникає небезпека ураження електричним струмом незалежно від того, заземлений даний об'єкт чи ні. Пристрої, які використовуються для ізоляції електродів, повинні мати конструкцію, при якій небезпечної електричної енергії не повинно бути на:

- a) корпусі виробу;
- b) сигнальних входах;
- c) сигнальних виходах;
- d) металевій фользі, на якій вміщено пристрій і яка має площу, що найменше, рівну площі основи пристрою.

При виникненні ситуації, пов'язаної з можливістю ураження електричним струмом, необхідно терміново відключити електроживлення, повідомивши про це керівнику відділення.

При аварії персонал зобов'язаний:

- при короткому замиканні, обриві в системах електроживлення, припинення подачі електроенергії відключити головний мережевий рубильник в приміщенні і викликати чергового електромонтера;

- при ураженні людини електричним струмом звільнити потерпілого від дії електричного струму, надати першу медичну допомогу і за показаннями госпіталізувати постраждалого.

При нещасному випадку слід:

- звільнити потерпілого від дії небезпечних або шкідливих чинників;
- надати першу допомогу потерпілому, при необхідності викликати бригаду швидкої допомоги по телефону 103;
- повідомити керівника про те, що трапилося;
- вжити заходів щодо збереження обстановки, при якій стався нещасний випадок, якщо це не створює небезпеки для оточуючих.

Якщо нещасний випадок стався з самим працівником, йому слід припинити роботу, звернутися за медичною допомогою і самому або за допомогою знаходяться поруч працівників повідомити про те, що трапилося керівництву.

При виникненні пожежі слід:

- припинити роботу;
- повідомити керівництву і вжити заходів до евакуації людей з небезпечної зони;
- вжити заходів до ліквідації або до обмеження розповсюдження пожежі за допомогою первинних засобів пожежогасіння;
- при необхідності викликати пожежну бригаду по телефону 101.

Таким чином врахувавши вище сформульовані рекомендації з охорони праці при експлуатації електроенцефалографічної системи буде забезпечено небезпечні умови праці обслуговуючого персоналу та пацієнтів.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

7.2.1 Стійкість роботи цехів та лабораторії по виготовленню електронної медичної апаратури (ЕМА). Заходи захисту виробничого персоналу. На стійкість роботи цехів і лабораторій з

виготовлення електроенцефалографічних систем (надалі ЕМА) впливають такі фактори :

- захищеність робітників та службовців від уражаючих факторів надзвичайних ситуацій;
- здатність інженерно-технічного комплексу цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА (будівель, споруд, обладнання та комунально-енергетичних систем) протистояти руйнуючій дії уражаючих факторів аварій, катастроф, стихійного лиха та сучасної зброї;
- надійність постачання цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА електроенергією, водою, паливом, комплектуючими та сировиною;
- підготовленість цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА до проведення аварійно-рятувальних та відбудовних робіт;
- оперативність управління виробництвом та здійсненням заходів ЦЗ в надзвичайних ситуаціях.

Дані фактори визначають основні шляхи підвищення стійкості роботи об'єктів промисловості в умовах надзвичайних ситуацій, це:

- забезпечення надійного захисту робітників і службовців від уражаючих чинників в надзвичайних ситуаціях;
- захист основних виробничих фондів від руйнуючого впливу аварій, катастроф, стихійного лиха і засобів ураження;
- забезпечення стійкого постачання всім необхідним для випуску запланованої продукції;
- підготовка до відновлення порушеного виробництва;
- підвищення надійності і оперативності управління виробництвом і цивільним захистом.

Способи підвищення стійкості (надійності) роботи цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА в умовах надзвичайних ситуацій:

- нагромадження фонду захисних споруд ЦЗ і засобів індивідуального захисту;

- будівництво важливих цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА за межами зон можливих руйнувань;

- будівництво цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА -дублерів;
- розширення шляхів сполучення і розвиток всіх видів транспорту;
- підсилення і дублювання енергетичних потужностей;
- розширення зв'язків між галузями промисловості і підприємствами;
- створення матеріально-технічних резервів;
- підтримання сил ЦЗ в постійній готовності.

Захист робітників і службовців /населення/ досягається трьома основними способами:

- застосуванням засобів індивідуального захисту,
- укриттям людей в захисних спорудах;
- проведенням евакуаційних заходів для робітників і службовців та членів їх сімей.

Засоби індивідуального захисту забезпечують захист людей при знаходженні на виробничих місцях і на місцевості, яка заражена РР, ОР, НХР і БЗ.

Укриття в захисних спорудах - найбільш ефективний спосіб захисту виробничого персоналу працюючої зміни. Захисні споруди повинні будуватися на кожному об'єкті своєчасно і забезпечувати укриття найбільшої працюючої зміни.

Евакуаційні заходи забезпечують захист членів сімей робітників, службовців і виробничого персоналу непрацюючих змін.

Надійність захисту виробничого персоналу досягається застосуванням всіх трьох способів захисту з урахуванням конкретної обстановки.

7.2.2 Організація протипожежного захисту та проведення протипожежної профілактики у цехах по виготовленню друкованих плат ЕМА. Відповідно до Закону України “Про пожежну безпеку” забезпечення безпеки підприємств, установ покладено на керівників або уповноважених ними осіб; їх обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки обумовлені статтею 5 цього Закону.

Обов'язки керівників цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА та посадових осіб щодо пожежної безпеки:

1. Розробляти комплекс заходів щодо забезпечення пожежної безпеки цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА, в установі, організації;
2. Відповідно до державних нормативних актів з пожежної безпеки розробляти і затверджувати положення, інструкції, інші нормативні документи, що діють у межах цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА; здійснювати контроль за їх виконанням;
3. Організовувати навчання працівників щодо пожежної безпеки;
4. Утримувати у справному стані засоби протипожежного захисту і зв'язку, пожежну техніку, обладнання та інвентар, не використовувати його не за призначенням;
5. Здійснювати службове розслідування випадків пожеж.

Загальні вимоги пожежної безпеки:

Кожний працівник повинен знати правила поведінки при пожежі, шляхи евакуації, вміти користуватися первинними засобами пожежогасіння, знати місце їх знаходження.

Легкозаймисті та горючі рідини необхідно зберігати у спеціально відведених місцях окремо від інших матеріалів.

У разі виникнення пожежі працівники повинні негайно повідомити про це пожежну охорону за телефоном 101 та керівництво підприємства, і негайно розпочати ліквідацію пожежі всіма наявними засобами.

Комплекс технічних, експлуатаційних, організаційних і режимних заходів щодо відвернення пожеж розробляє і здійснює Державний пожежний нагляд. Представники органів Державного пожежного нагляду мають право перевіряти стан протипожежного захисту будівель, споруд, складів, вимагати відповідні документи та інформацію, притягувати до відповідальності осіб, винних у порушенні постанов, правил, норм, інструкцій з пожежної охорони, частково чи повністю забороняти роботу цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА при наявності небезпеки виникнення пожежі.

Протипожежна профілактика – комплекс організаційних і технічних заходів, спрямованих на забезпечення пожежної безпеки працівників, відвернення пожежі; створення умов для швидкого та ефективного гасіння пожежі.

Заходи з пожежної профілактики поділяються на організаційні, технічні, режимні, експлуатаційні.

Організаційні заходи передбачають правильну експлуатацію устаткування будівель, території, своєчасний інструктаж працюючих з пожежної небезпеки, проведення занять з пожежно-технічного мінімуму, створення добровільних пожежних дружин, перевірку їх готовності до пожежогасіння, тренування, створення пожежно-технічних комісій та ін. Підприємства повинні бути забезпечені загальнооб'єктової протипожежними інструкціями, що регламентують особливості утримання доріг, протипожежних розривів, під'їздів до будівель і джерел води, зберігання речовин і матеріалів, режим паління, утримання засобів пожежогасіння у справному стані, виклик пожежної охорони.

До технічних заходів відноситься дотримання протипожежних норм і правил при конструюванні та проектуванні будівель, обладнання, утримання в справному стані устаткування, суворий контроль за дотриманням правил експлуатації обладнання та дотримання правил та інструкцій з протипожежної безпеки, застосування автоматичних пристроїв виявлення, оповіщення та гасіння пожеж.

До заходів пожежної профілактики при проектуванні і будівництві належать: підвищення вогнестійкості будівель та споруд; зонування території (планування з урахуванням ознак пожежної небезпеки); протипожежні розриви; протипожежні перешкоди; забезпечення безпечних шляхів евакуації (не менше двох виходів); видалення з приміщення диму при пожежі (застосування аераційних ліхтарів, димових люків, легкоскидних конструкцій); дотримання протипожежних вимог до систем опалення та кондиціонування повітря.

Заходи режимного характеру регулюють режим і правила роботи. Куріння допускається тільки у спеціально відведених місцях, обладнаних урнами і ємностями з водою. У цих місцях повинні бути вивішені написи "Місце для куріння".

Експлуатаційними заходами є своєчасні ремонти, огляд, випробування обладнання.

7.3 Висновки до розділу 7

У підрозділі з охорони праці сформульовані рекомендації щодо небезпечних умов праці обслуговуючого персоналу та пацієнтів при роботі з електроенцефалографічною системою.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях розглянуто питання стійкості роботи цехів та лабораторій по виготовленню електроенцефалографічної системи (ЕМА) та заходи захисту виробничого персоналу. Опрацьовано які саме фактори впливають на стійкість роботи цехів та лабораторій по виготовленню ЕМА і які є способи щоб підвищити їх стійкість. У питанні організації протипожежного захисту та проведенню протипожежної профілактики у цехах по виготовленню друкованих плат ЕМА, було вивчено обов'язки керівників, протипожежні заходи і протипожежна профілактика.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Актуальність проблеми охорони навколишнього середовища

Впровадження у виробництво найновіших досягнень науки і техніки, поява нових технологій, енергоджерел і матеріалів призвели до революційних змін у житті суспільства. Людство вступило в епоху науково-технічної революції, що посилює антропогенний вплив на природу.

Цей вплив має суперечливий характер. У ньому переплітаються позитивні й негативні явища. З одного боку, вдосконалення технологій і зростання виробництва сприяють більш повному задоволенню потреб людей, раціональному користуванню природними ресурсами, збільшенню виробництва продуктів харчування і т. ін. З іншого - забруднюється природне середовище, знищуються ліси, посилюється ерозія ґрунтів, випадають кислотні дощі, зменшується озоновий шар землі, погіршується стан здоров'я людей тощо.

Зростаючі потреби суспільства і виробництва обумовлюють подальше прискорення темпів науково-технічного прогресу. Цілком зрозуміло, що чим вищий історичний етап розвитку суспільства, тим більшою мірою стан природного середовища детермінується цілепокладаючою людською діяльністю. Поглиблення і розширення масштабів такої діяльності можуть призвести до глобальних суперечностей у розвитку цивілізації, які можна подолати лише шляхом проведення докорінних змін у рамках розвитку самого суспільства.

Сучасна екологічна ситуація складалась стихійно в ході діяльності людей, спрямованої на задоволення їхніх потреб. Людина досягла висот сучасної цивілізації завдяки тому, що постійно змінювала природу у відповідності зі своїми цілями. Люди досягали цілей, на які розраховували, але одержували наслідки, яких не чекали.

Науково-технічна революція змінює стосунки людини з природою, створює нові умови її існування, помітно впливає на спосіб її життя і праці. Використовуючи

сучасні засоби виробництва, людство впливає на природу в планетарному масштабі. Різке збільшення масштабів такого впливу загостило проблему передбачення наслідків людської діяльності.

Отже, постають дві взаємопов'язані проблеми:

- перша - вплив обмеженості природних ресурсів на їх використання і розвиток суспільного виробництва, зростаюче забруднення середовища;
- друга - необхідність розробки комплексу заходів щодо ліквідації цієї небезпеки для подальшого розвитку суспільства.

Природокористування має загальний характер, оскільки будь-який вид діяльності людей викликає зміни природного середовища. Ускладнення взаємозв'язків у природних, виробничих і соціальних системах, зростання пріоритету природогосподарських зв'язків викликають необхідність їх регулювання.

Під впливом людини відбуваються величезні зміни природного середовища, з чим пов'язана необхідність його охорони. В XX ст. людина проклала нові шляхи переміщення енергії і речовини в географічній оболонці, подекуди значною мірою порушивши екологічну рівновагу.

Глибокі зміни природного середовища під впливом господарської діяльності порушують рівновагу, що склалася за тривалий період його природного розвитку. В багатьох регіонах земної кулі подібні зміни призвели до забруднення середовища, зникнення багатьох видів рослин і тварин, виникнення антропогенних "бедлендів" тощо.

Людство протягом усієї своєї історії неодноразово вступало в протистояння з силами природи, що спричиняло кризові ситуації.

Вплив людини на біосферу зводиться до чотирьох головних форм:

- зміна структури земної поверхні (розорювання степів, вирубування лісів, меліорація, створення штучних водойм та інші зміни режиму поверхневих вод тощо),
- зміна складу біосфери, кругообігу і балансу тих речовин, які її складають (добування корисних копалин, створення відвалів, викиди різних речовин у атмосферу та водойми),

- зміна енергетичного, зокрема теплового, балансу окремих регіонів земної кулі і всієї планети,
- зміни, які вносяться у біоту (сукупність живих організмів) внаслідок знищення деяких видів, руйнування їх природних місць існування, створення нових порід тварин та сортів рослин, переміщення їх на нові місця існування тощо.

8.2 Забруднення довкілля, що виникають при виготовленні електроенцефалографічної системи

Виробництво електроенцефалографічної системи спричиняє наступні забруднення навколишнього середовища:

- хімічне забруднення води;
- теплове забруднення;
- забруднення повітря газами та пилом.

Хімічне забруднення води відбувається під час технологічних операцій: травлення плат, лудження, хімічного міднення, різного типу промивань. Вода забруднюється важкими металами, кислотами та іншими хімічними сполуками, у воду потрапляють солі міді, олова, свинцю, розчини кислот, лугів органічних речовин. Існує декілька методів очищення води, але найпоширенішою методикою є фільтрація. Від розчинених забруднень воду очищають реагентним методом (добавка $\text{Ca}(\text{OH})_2$).

Забруднення повітря відбувається під час паяння, фарбування, сушіння, нанесення покриттів. При цьому виділяється технологічний пил, токсичні гази і пари.

В процесі виробництва електроенцефалографічної системи в основному використовуються сучасні матеріали (табл. 8.1) та безвідходні технології.

Таблиця 8.1

Перелік матеріалів та їх відходи

Найменування матеріалу	Норма витрат, кг	Величина відходів, %.
Спирто-бензинова суміш 1:1	0,32	3
Флюс ФКСп ДУЮ 012.00.00009	0,30	5
Припой ПОС-6 ГОСТ 21931-76	0,35	3
Лак ЕП-730-413 ТУ-10-1539-76	0,29	2
Сплав 40K27ХМНсТаЕ14-1-1943-77	0,30	2
Текстоліт СФ-2-50-2 ГОСТ 10.316-78	0,20	1
Клей ВК-9 ОСТ 4.ГО.029.204	0,10	1

Теплове забруднення викликається тим, що в процесі виробництва виділяється певна кількість тепла, що призводить до підвищення температури в цехах. В цей час в працівників частішає дихання, збільшується частота биття серця.

В процесі виробництва електроенцефалографічної системи використовують наступні види енергоресурсів: природній газ для обігріву виробничих приміщень та електроенергію для технологічних цілей та освітлення.

8.3 Заходи зі зменшення забруднення довкілля при виготовленні електроенцефалографічної системи

Для зменшення шкідливого впливу на навколишнє середовище при монтажі і складанні електроенцефалографічної системи людини необхідно провести заходи щодо знищення цього впливу.

Значна кількість підприємств є потужним джерелом забруднень, яке охоплює великі території та негативно впливає на стан природнього середовища. Тому в промисловості потрібно приділяти серйозну увагу питанням оцінки його впливу на навколишнє середовище і розробляти природоохоронні заходи:

- впровадження безвідходного виробництва;
- впровадження на виробництві нових технологій очистки води і повітря та ін.

Поступовий перехід від механізації до автоматизації, з одного боку, збільшує вплив людини на природу, але з іншого, дозволяє мати принципово нову технологічну основу для вирішення екологічних проблем.

Використання сучасної елементної бази при виробництві електроенцефалографічної системи людини дозволило скоротити кількість дискретних елементів, для виробництва яких необхідно задіяти різні типи виробництв, які можуть виявитись шкідливими для навколишнього середовища. Зменшення кількості матеріалів, які необхідні при технологічному процесі, дозволило не тільки зменшити собівартість, але й величину відходів при виробництві. При монтажі і складанні електроенцефалографічної системи не використовується обладнання, яке виділяє в навколишнє середовище токсичні речовини, оксиду вуглецю. Кількість місць пайки зменшена, що дозволяє підвищити економію електроенергії.

Проте для надійного знешкодження атмосферних забруднень використовують систему вентиляції очищення повітря від пилу і газів, зокрема схему комбінованої механічної вентиляції (рис.5.1), яка складається з: 1- повітрозабірний пристрій; 2 - фільтр для очищення повітря від пилу; 3 - калорифери, де повітря нагрівається; 4 - вентилятор; 5 - повітроводи; 6 - припливні насадки, крізь які повітря подається у приміщення; регулюючі пристрої.

У системі механічної вентиляції, яка зображена на рис. 8.1, рух повітря здійснюється вентиляторами.

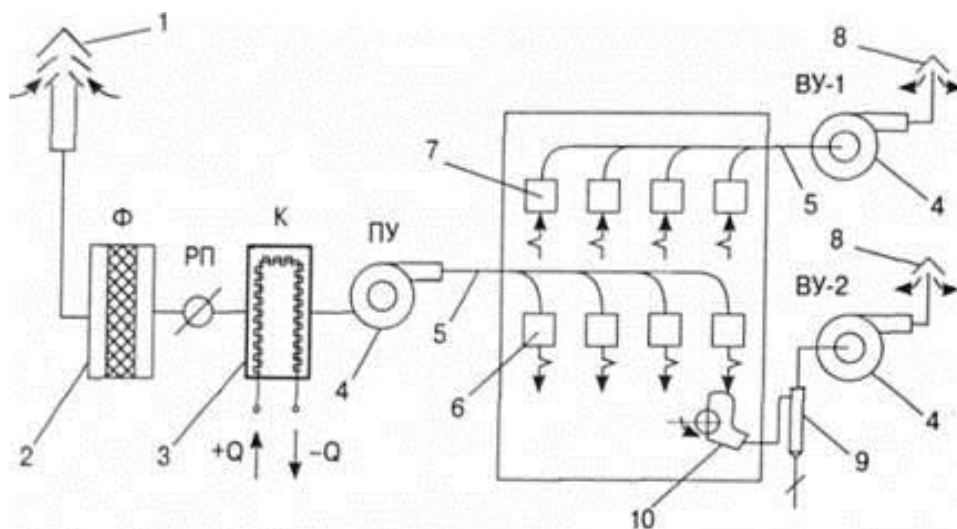


Рис.8.1. Схема комбінованої механічної вентиляції

Усування тепла від об'єкту відбувається за такою ж схемою як і очищення від забруднення повітря із використання комбінованої механічної вентиляції (рис. 8.1).

8.3 Висновки до розділу 8

Отже, при проведенні виробничих процесів монтажу і складання електроенцефалографічної системи людини необхідно використовувати технологічні методи і засоби, які створюють мінімальний вплив на навколишнє середовище

ВИСНОВКИ

У роботі розроблено метод обробки енцефалосигналів при емоційнопсихічному навантаженні для підвищення інформативності електроенцефалографічних систем.

При цьому отримано такі результати:

1. За результатами проведеного аналізу відомих методів обробки енцефалосигналів людини обґрунтовано напрям наукового дослідження

2. Обґрунтовано матмодель оенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні у вигляді процесу випадкового характеру із повторними в часі характеристиками (так званого ПКВП) для розв'язання задачі підвищення інформативності електроенцефалографічних систем

3. Розроблено метод та алгоритм обробки енцефалосигналів при емоційнопсихічному навантаженні на основі матмоделі у вигляді процесу випадкового характеру із повторними в часі характеристиками та синхрофазного методу для оцінювання стану емоційнопсихічного у людини за інформативними ознаками у вигляді значень усереднених спектрально-кореляційних компонент.

4. Засобами MATLAB розроблено комп'ютерну програму обробки енцефалосигналу у електроенцефалографічних системах для оцінювання стану емоційнопсихічного у людини та проведено дослідження експериментальні.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Афтанас Л.И., Рева Н.В., Варламов А.А. и соавт. Анализ вызванной синхронизации и десинхронизации ЭЭГ при эмоциональной активации человека: временные и топографические характеристики // Журнал ВНД. 2003. Т. 53, № 4. С. 485–494.
2. 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.
3. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. — Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2000. — 268 с.
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. Данько С.Г., Бехтерева Н.П., Шемякина Н.В., Антонова Л.В. Электроэнцефалографические корреляты мысленного переживания эмоциональных личных и сценических ситуаций. Сообщение II. Характеристики пространственной синхронизации // Физиология человека, 2003. Т. 29, № 6. С. 685–693.
6. Дунина Н.Е., Мороз К.А. Анализ ЭЭГ при выполнении когнитивных задач в изменяющихся условиях среды // Евразийский Союз Ученых (ЕСУ). -2015. - № 6 (15). - С. 32-33.
7. 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.
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. Изнак А.Ф., Никишова М.Б. Электрофизиологические корреляты психогенных расстройств // Физиология человека. 2007. Т. 33, № 2. С. 137–139.
10. 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.
11. 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.
12. Кислова О.О., Русалова М.Н. Уровни когерентности ЭЭГ человека: связь с успешностью распознавания эмоций в голосе // Росс. физиол. журн. 2008. Т. 94, № 6. С. 650–660.
13. Костюнина Н.Б., Куликов В.Г. Частотные характеристики спектров ЭЭГ при эмоциях // Журнал ВНД. 1995. Т. 45, № 3. С. 453–457.
14. Лапшина Т.Н. ЭЭГ-индикация эмоциональных состояний человека // Вестник МГУ. Психология. 2004. № 2. С. 101–102.
15. 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.
16. Мельникова Т.С., Лапин И.А. Когерентный анализ ЭЭГ при депрессивных расстройствах различного генеза // Социальная и клиническая психиатрия. 2008. Т. 28, № 3. С. 27–32.
17. 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.
18. Михайлова Е.С. Нейрофизиологическая характеристика различных типов эндогенных депрессий: Дисс. канд. биол. наук. М., 1984.
19. 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.

20. Разумникова О.М. Особенности фоновой активности мозга в зависимости от пола и личностных суперфакторов Айзенка // Журнал ВНД. 2004. Т. 54, № 4. С. 455–465.
21. 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.
22. 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.
23. Сидорова О.А. Нейропсихология эмоций. М.: Наука, 2001. 147 с.
24. Стрелец В.Б., Иваницкий А.М., Арцеулова О.К. Динамика нейрофизиологических показателей при реактивной (ситуационной) и эндогенной депрессии // Физиология человека. 1994. Т. 20, № 6. С. 64–74.
25. 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.
26. Стрелец В.Б., Данилова Н.Н., Корнилова И.В. Ритмы ЭЭГ и психологические показатели эмоций при реактивной депрессии // Журнал ВНД. 1997. Т. 47, № 1. С. 11–21.
27. 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.
28. 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.
29. Adler G., Hey W., Achenbach C., Kinzer A. Pretreatment interhemispheric EEG coherence is related to seizure duration in right unilateral electroconvulsive therapy // Neuropsychobiology. 2003. Vol. 48. P. 143–145.

30. 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.
31. 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.
32. Andersen S.B., Moore R.A., Venables L., Corr P.J. Electrophysiological correlates of anxious rumination // *Int. J. Psychophysiol.* 2009. Vol. 71, N 2. P. 156–169.
33. 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.
34. Armitage R. Microarchitectural findings in sleep EEG in depression: diagnostic implications // *Biol. Psychiatry*. 1995. Vol. 15, N 2. P. 72–84.
35. 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.
36. Balconi M., Brambilla E., Falbo L. BIS/BAS, cortical oscillations and coherence in response to emotional cues // *Brain Res. Bull.* 2009. Vol. 80, N 3. P. 151–157.
37. 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.
38. 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.
39. Brassen S., Braus D.F., Weber-Fahr W. et al. Late-onset depression with mild cognitive deficits: electrophysiological evidences for a preclinical dementia syndrome // *Dement. Geriatr. Cogn. Disord.* 2004. Vol. 18. P. 271–277.
40. 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.

41. Bruder G.E., Fong R., Tenke C.E. et al. Regional brain asymmetries in major depression with and without an anxiety disorder: a quantitative electroencephalographic study // Biol. Psychiatry. 1997. Vol. 41. P. 939–948.

42. 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.

43. Davidson R.J. Anterior cerebral asymmetry and the nature of emotion // Brain Cogn. 1992. Vol. 20. P. 125–151.

44. Davidson R.J. Affective style and affective disorders: Perspectives from affective neuroscience // Cognition & Emotion. 1998. Vol. 12, N 3. P. 307–330.

45. Dawson G., Frey K., Panagiotides H., Osterling J. Infants of depressed mothers exhibit atypical frontal brain activity: a replication and extension of previous findings // J. Child. Psychol. Psychiatry. 1997. Vol. 38. P. 179–186.

46. 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.

47. 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.

48. Fernandez et al. Increased occipital delta dipole density in major depressive disorder determined by magnetoencephalography // J. Psychiatry Neurosci. 2005. Vol. 30, N 1. P. 17–23.

49. Field T., Fox N.A., Pickens J., Nawrocki T. Relative right frontal EEG activation in 3-month-old to 6-month-old infants of depressed mothers // Dev. Psychol. 1995. Vol. 31. P. 358–363.

50. Fingelkurts A.A., Fingelkurts A.A., Rytala H. et al. Composition of brain oscillations in ongoing EEG during major depression disorder // Neurosci. Res. 2006. Vol. 56, N 2. P. 133–144.

51. 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.
52. Flor-Henry P., Koles Z.J. Statistical quantitative EEG studies of depression, mania, schizophrenia and normals // *Biol. Psychol.* 1984. Vol. 19, N 3–4. P. 257–279.
53. 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.
54. 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.
55. Gemignani A., Santarcangelo E., Sebastiani L. et al. Changes in autonomic and EEG patterns induced by hypnotic imagination of aversive stimuli in man // *Brain Res. Bull.* 2000. Vol. 53, N 1. P. 105–111.
56. Gotlib I.C., Rosenfeld C. Frontal EEG alpha asymmetry, depression, and cognitive functioning // *Cognition Emotion.* 1998. Vol. 12, N 3. P. 449–478.
57. 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.
58. Güntekin B., Başar E. Emotional face expressions are differentiated with brain oscillations // *Int. J. Psychophysiol.* 2007. Vol. 64. P. 91–100.
59. 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.
60. Heller W. Neuropsychological mechanisms of individual differences in emotion, personality, and arousal // *Neuropsychology.* 1993. Vol. 7. P. 476–489.
61. Henriques J.B., Davidson R. Regional brain electrical asymmetry discriminates between previously depressed and healthy control subjects // *J. Abnorm. Psychol.* 1990. Vol. 99. P. 22–31.

62. Henriques J.B., Davidson R.J. Left frontal hypoactivation in depression // *J. Abnorm. Psychol.* 1991. Vol. 100. P. 535–545.
63. Hinrichs H., Machleidt W. Basic emotions reflected in EEG-coherences // *Int. J. Psychophysiol.* 1992. Vol. 13, N 3. P. 225–232.
64. Hinrikus H., Suhhova A., Bachmann M. et al. Electroencephalographic spectral asymmetry index for detection of depression // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2009. Vol. 47, N 12. P. 1291–1299.
65. Hinrikus H., Suhhova A., Bachmann M. et al. Spectral features of EEG in depression // *Biomed. Tech.* 2010. Vol. 55. P. 155–161.
66. Hugues J.R., John E.R. Conventional and quantitative electroencephalography in psychiatry // *J. Neuropsychiat. Clin. Neurosci.* 1999. Vol. 11. P. 190–208.
67. Hunter A.M., Cook I.A., Leuchter A.F. The promise of the quantitative electroencephalogram as a predictor of antidepressant treatment outcomes in major depressive disorder // *Psychiatr. Clin. North. Am.* 2007. Vol. 30. P. 105–124.
68. 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.
69. 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.
70. Jausovec N., Jausovec K. Differences in induced gamma and upper alpha oscillations in the human brain related to verbal/performance and emotional intelligence // *Int. J. Psychophysiol.* 2005. Vol. 56. P. 223–235.
71. 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.
72. Kanda P.A.M., Anghinah R., Smidt M.T., Silva J.M. The clinical use of quantitative EEG in cognitive disorders // *Dementia & Neuropsychologia.* 2009. Vol. 3, N 3. P. 195–203.

73. 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.
74. 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.
75. Klimesch W., Russegger H., Doppelmayr M., Pachinger T. A method for the calculation of induced band power: implications for the significance of brain oscillations // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1998. Vol. 108. P. 123–130.
76. 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.
77. Knott V., Mahoney C., Kennedy S., Evans K. EEG power, frequency, asymmetry and coherence in male depression // *Psychiatry Res.* 2001. Vol. 106. P. 123–140.
78. 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.
79. Knyazev G.G. Motivation emotion and their inhibitory control mirrored in brain oscillations // *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2007. Vol. 31. P. 377–395.
80. Knyazev G.G., Slobodskoj-Plusnin J.Y., Bocharov A.V. Event-related delta and theta synchronization during explicit and implicit emotion processing // *Neurosci.* 2009. Vol. 164. P. 1588–1600.
81. 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.
82. Lieber A.L., Newbury N.D. Diagnosis and subtyping of depressive disorders by quantitative electroencephalography: III. Discriminating unipolar from bipolar depression // *Hillside J. Clin. Psychiatry*. 1988. Vol. 10. P. 165–172.

83. Lieber A.L., Prichep L.S. 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.
84. Liu X. Quantitative EEG analysis and the value for differential diagnosis on depression: I. Spectral power and coherence analysis // *Zhonghua Shen Jing Jing Shen Ke Za Zhi*. 1991. Vol. 24, N 5. P. 275–277.
85. 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.
86. 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.
87. 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.
88. Matousek M. EEG patterns in various subgroups of endogenous depression // *Int. J. Psychophysiol*. 1991. Vol. 10, N 3. P. 239–243.
89. Mauss I.B., Robinson M.D. Measures of emotion: A review // *Cogn. Emot*. 2009. Vol. 23. P. 209–237.
90. 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.
91. Miskovic V., Schmidt L.A. Cross-regional cortical synchronization during affective image viewing // *Brain Res*. 2010. Vol. 29. P. 102–111.
92. 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.
93. Oathes D.J., Ray W.J., Yamasaki A.S. et al. Worry, generalized anxiety disorder, and emotion: Evidence from the EEG gamma band // *Biol. Psychol*. 2008. Vol. 79, N 2. P. 165–170.

94. 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.
95. 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.
96. Passynkova N., Neubauer H., Scheich H. Spatial organization of EEG coherence during listening to consonant and dissonant chords // *Neurosci. Lett.* 2007. Vol. 22, N 1. P. 6–11.
97. 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.
98. Pizzagalli D., Pascual-Marqui R.D., Nitschke J.B. et al. Anterior cingulate activity as a predictor of degree of treatment response in major depression: Evidence from brain electrical tomography analysis // *Am. J. Psychiatry.* 2001. Vol. 158. P. 405–415.
99. 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.
100. Pollock V.E., Schneider L.S. Quantitative, waking EEG research on depression // *Biol. Psychiatry.* 1990. Vol. 27. P. 757–780.
101. 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.
102. Rao U., Hammen C.L., Poland R.E. Risk markers for depression in adolescents: sleep and HPA measures // *Neuropsychopharmacology.* 2009. Vol. 34, N 8. P. 1936–1945.
103. Roemer R.A., Shagass C., Dubin W. et al. Quantitative EEG in elderly depressives // *Brain Topogr.* 1992. Vol. 4, N 4. P. 285–290.
104. 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.

105. Saletu B., Anderer P., Saletu-Zyhlarz G.M. EEG topography and tomography (LORETA) in diagnosis and pharmacotherapy of depression // Clin. EEG Neurosci. 2010. Vol. 41, N 4. P. 203–210.

106. Schellberg D., Besthorn C., Klos T., Gasser T. EEG power and coherence while male adults watch emotional video fi lms // Int. J. Psychophysiology. 1990. Vol. 9, N 3. P. 279–291.

107. 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.

108. Shaffery J., Hoffmann R., Armitage R. The neurobiology of depression: Perspectives from animal and human sleep studies // Neuroscientist. 2003. Vol. 9. P. 82–98.

109. 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.

110. Sun Y., Li Y., Zhu Y. et al. Electroencephalographic differences between depressed and control subjects: an aspect of interdependence analysis // Brain Res. Bull. 2008. Vol. 15, N 6. P. 559–564.

111. 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.

112. Takeda T. EEG power and coherence analysis in major depressive disorder: analysis of drug-naïve patients // J. Jusen Med. Society. 2005. Vol. 114, N 4. P. 62–68.

113. The value of quantitative electroencephalography in clinical psychiatry: A Report by the Committee on Research of the American Neuropsychiatric Association // J. Neuropsychiatry Clin. Neurosci. 2006. Vol. 18. P. 460–500.

114. Tomarken A.J., Keener-Miller A.D. Frontal brain asymmetry and depression: a self-regulatory perspective // Cognition Emotion. 1998. Vol. 12. P. 387–420.

115. Tucker D.M., Dawson S.L. Asymmetric EEG power and coherence as method actors generated emotions // Biol. Psychol. 1984. Vol. 19. P. 63–75.
116. Wei L., Li Y., Tang Y., Wang J. [Brain functional connectivity in depression during emotion processing]. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi. 2010. Vol. 27, N 5. P. 961–967.
117. 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).
118. Хвостівський М.О. Методичні вказівки і завдання до курсової роботи з дисципліни “Методологія та організація наукових досліджень” для студентів за напрямом підготовки 163 “Біомедична інженерія” – Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2017.
119. П’ятницька-Позднякова І.С. Основи наукових досліджень у вищій школі: навч. посібник. – К.: ЦНЛ, 2003. – 116.
120. Суворін О.В. Основи наукових досліджень та наукова інформація: навч. посібник / О.В. Суворін, С.М. Ганжа, В.І. Суворіна та ін. – Луганськ: Вид-во Східноукраїнського нац. ун-ту, 2008. – 129с.
121. Філіпенко А.С. Основи наукових досліджень. Конспект лекцій: навчальний посібник / А.С. Філіпенко. – К.: Академвидав, 2005. –208с.
122. 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.
123. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л.Р. Зенков - 3-е изд. – М.:МЕДпрессинформ, 2004. – 368 с.
124. 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: 22.10.2019).

125. 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: 22.10.2019).

126. 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: 22.10.2019).

127. 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: 22.10.2019).

128. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99> (дата звернення: 22.10.2019).

129. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#n676> (дата звернення: 22.10.2019).

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

131. Моргулець Я. Метод обробки електроенцефалосигналів при психоемоційному навантаженні для підвищення інформативності електроцефалографічних систем / Моргулець Я. // Матеріали II Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 25-26 квітня 2019. — Т. : ТНТУ, 2019. — С. 167–168. — (Біомедична інженерія).

132. Хвостівський М.О. Синфазний метод оцінювання психоемоційного стану людини за електроенцефалосигналами / Хвостівський М.О., Паньків І.М., Моргулець Я.С. // Актуальні задачі сучасних технологій: зб. тез доповідей VIII міжнар. наук.-техн. конф. Молодих учених та студентів, (Тернопіль, 27–28 листоп. 2019.) М-во освіти і науки України, Терн. націон. техн. ун-т ім. І. Пулюя [та ін]. – Тернопіль : ТНТУ, 2019. – 110-111.

ДОДАТКИ

Додаток А

Копія тези конференції

УДК 612.821.1: 612.821.8:519.21

М.О. Хвостівський, канд. техн. наук, доц., І.М.Паньків, Я.С.Моргулець
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна**СИНФАЗНИЙ МЕТОД ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ
ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛАМИ****M.O. Hvostivskyi, Ph.D, Assoc. Prof., I.M. Pankiv, Ya.S. Morgulets
SYNPHASE METHOD OF EVALUATION OF THE PSYCHOEMOTIONAL
STATE OF HUMANS BY ELECTROENSEPHALOSIGNALS**

Для дослідження психоемоційного стану людини застосовують електроенцефалографію як метод медико-біологічного дослідження електричної активності мозку людини у вигляді електроенцефалосигналу (ЕЕС) [1]. Для отримання корисної інформації у реалізації електроенцефалосигналу застосовують такі математичні методи як спектральний, авторегресійний, кореляційний, терм-амплітудний, які не дають змоги дослідити динаміку зміни фазо-часові показників ЕЕС, що є характерною рисою при психоемоційних навантаженнях.

Реалізацію експериментально зареєстрованого ЕЕС при психоемоційному навантаженні із використанням системи NeuroCom (виробник ХАІ-Медика, м.Харків) в лабораторії кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя зображено на рис. 1.

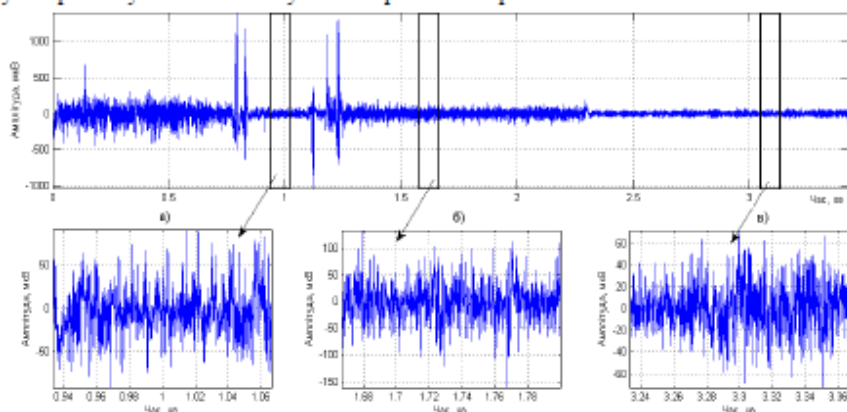


Рисунок 1. Реалізація електроенцефалосигналу при психоемоційному навантаженні (відведення передньолобове): стани спокою (а) – вплив фонового зображення, негативних емоцій (б) – вплив картинок негативного вмісту, позитивних емоцій(в) – вплив картинок позитивного вмісту

У реалізації ЕЕС (рис.1) спостерігається варіативність амплітудних показників для різних психоемоційних станів людини при різному впливі зовнішніх зорових подразників.

При аналізі ЕЕС доцільно розглядати в межах короткотривалого ковзного вікна, що забезпечує процес виявлення зміни амплітудних та фазо-часових показників в часі за рахунок появи та зникнення складових сигналу таких як альфа-, бета- та тета-хвиль (ритмів), що є важливим при дослідженні психоемоційного стану людини.

Як математичну модель ЕЕС при психоемоційному навантаженні в межах ковзного вікна прийнято періодично-корельований випадковий процес (ПКВП) виду:

$$\xi_m(t) = \sum_{k \in Z} \xi_{mk}(t) e^{i2\pi f_m k t}, \quad (1)$$

де $\xi_{mk}(t), k \in Z$ - k -та стохастична складова у вигляді стаціонарних компонент вибірки ЕЕС в межах m -ого вікна $\xi_m(t)$; $e^{i2\pi f_m k t}$ - гармонічні складові m -ої вибірки ЕЕС; f_m - частота виявлення складової сигналу.

Як метод аналізу ЕЕС в межах ковзного вікна на базі моделі у вигляді ПКВП використано синфазний метод. В основі методу лежить процедура числення оцінок усереднених кореляційних компонент:

$$\hat{B}_{km}(t, u) = M_k \left\{ M_u \left\{ \frac{1}{T_m} \int_0^T \hat{b}_m(t, u) \exp(-ik2\pi f_m t) dt \right\} \right\}, \quad (2)$$

Реалізацію усереднених кореляційних компонент ЕЕС при психоемоційному навантаженні зображено на рис.2.

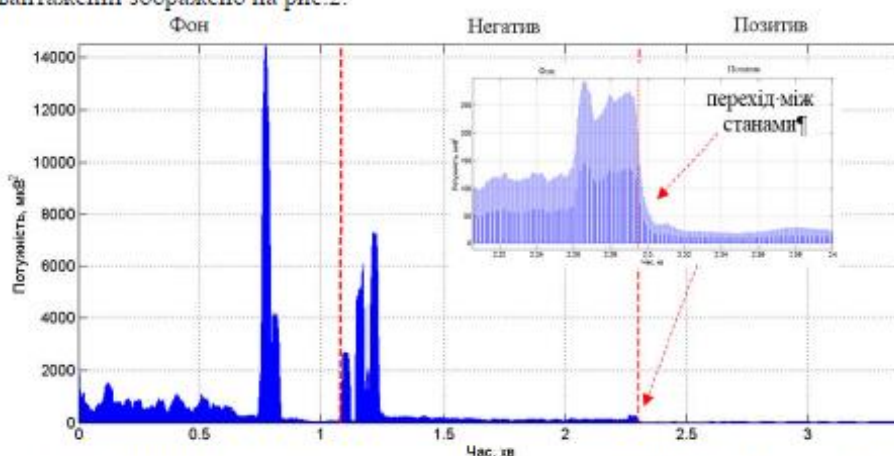


Рисунок 2. Реалізація усереднених кореляційних компонент ЕЕС при психоемоційному навантаженні

На рис.2 спостерігаються зміни значень потужності усереднених кореляційних компонент між переходами з одного стану психоемоційного в інший, зокрема:

- в період фону спостерігається зниження потужності компонент ЕЕС за рахунок адаптаційно-емоційних характеристик людини;
- в період негативу – приріст значень потужності компонент ЕЕС;
- в період позитиву – зниження значень потужності компонент ЕЕС.

Отже, розроблений метод аналізу ЕЕС дає змогу за зміною оцінок потужності усереднених кореляційних компонент визначити час переходу від одного психоемоційного стану в інший і тим самим визначити психоемоційний стан людини та її стійкість до стресових ситуацій у різних видах професійної діяльності.

Література

1. Гевко О. Метод відновлення психоемоційного стану людини із врахуванням альфа- та бета-активності головного мозку / О. Гевко, М. 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).

ДОДАТОК Б

Копія тези конференції

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

УДК 612.821:519.24

Моргулець Я. – ст.гр. РБм-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**МЕТОД ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛІВ ПРИ
ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ
ІНФОРМАТИВНОСТІ ЕЛЕКТРОЕЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИСТЕМ**

Науковий керівник: к.т.н., доцент Хвостівський М.О.

Morgulets Ya.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

**METHOD OF ELECTROENCEPHALOSIGNAL PROCESSING AT
PSYCHOEMOTIONAL STATE FOR INCREASING OF INFORMATIVITY
OF ELECTROENCEPHALOGRAPHIC SYSTEMS**

Supervisor: Hvostivskyy M.

Ключові слова: електроенцефалосигнал, психоемоційний стан, обробка, електроенцефалографічна система

Keywords: electroencephalosignal, psychoemotional state, processing, electroencephalographic system

Під емоціями психологи розуміють рефлекторну психовегетативну реакцію, яка пов'язана з проявами суб'єктивного пристрасного відношення (у вигляді переживання) до ситуації [Дмитроца О., Швайко С., Журавльов О.]. Незважаючи на той факт, що емоції беруть участь у підтримці гомеостазу організму, існують численні дані про негативний вплив негативних емоцій на особистість та позитивний – позитивних. Емоційні стани людини можна досліджувати різними методами: опитуванням, реєстрацією показників активності вегетативної нервової системи (шкірно-гальванічна реакція, електрокардіографія, плетизмографія), проте все більше дослідників надають перевагу електроенцефалографії [Костюнина М.Б., Лапин М.А., Алфимова М.В., Лапшина Т.Н.]. Існують дані, що точність класифікації емоційних реакцій за даними електроенцефалографії як неінвазивного методу медикодобіологічного дослідження функціонального стану головного мозку шляхом реєстрації його сумарної біоелектричної активності (електроенцефалосигналів (ЕЕС)) сягає 80 % [Bratsas C., Papadelis C., Konstantinidis E., Pappas C.]

Ефективність вибору методу оцінювання емоційного стану людини за ЕЕС залежить від належного використання електроенцефалографічних систем, зокрема НЕЙРОКОМ (ХАІ-Медика, Україна), Expert-16 Compact (Tredex, Україна), Braintest (DX-системи, Україна) та інші. Алгоритмічне та програмне забезпечення у таких системах базується на методах обробки ЕЕС, таких як авторегресійний (Жуковський В.Д.), терн-амплітудний (Зенков Л.Р., Ронкин М.А.), спектральний аналіз (Р. А. Павлыгина, Д. С. Сахаров, В.И. Давыдов), кореляційний (Sato, Honda), спектрально кореляційний (Цокота М.В., Тимчик Г.С., Терещенко М.Ф., Вислоух С.П., Чухраев М.В.).

Відомі методи обробки ЕЕС не дають змоги описати коливання у часі, що є суттєвим при дослідженні фазово-часової структури сигналу з метою виявлення комплексу прояву змін у емоційному стані людини при психоемоційному навантаженні.

Наведені аргументи вказують на актуальність розроблення методу обробки електроенцефалосигналів для підвищення інформативності електроенцефалографічних

систем шляхом впровадження в область діагностики емоційного стану людини при психоемоційному навантаженні нового класу інформативних ознак.

Запропоновано застосувати теорію періодично корельованих випадкових процесів до віконної обробки електроенцефалосигналу синфазним методом (вікно є ковзним в часі), який уможливорює процедуру виявлення моментів часу (початок, тривалість, кінець) гармонічних електроенцефалосигналу альфа- та бета-хвиль за зміною кореляційних компонент як інформативних показників відновлення психоемоційного стану людини.

В основі синфазного методу обробки лежать операції центрування, формування стаціонарних компонент, числення оцінки кореляції від стаціонарних компонент центрованого процесу та Фур'є перетворення. Усі вище перелічені операції, які формують результат синфазної обробки електроенцефалосигналу як періодично корельованого випадкового процесу у вигляді кореляційних компонент:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt \quad (1)$$

де $\hat{b}_\xi(t, u)$ - оцінки параметричної коваріації:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + u + kT) \xi(t + kT) \quad (2)$$

На рис.1 зображено алгоритм реалізації синфазного методу обробки електроенцефалосигналу при психоемоційному в межах ковзного вікна

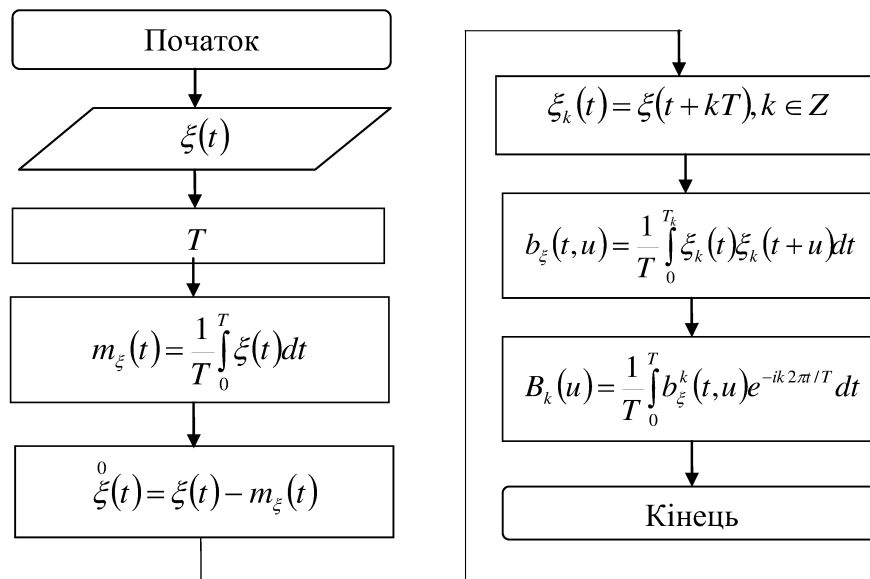


Рис. 1. Алгоритм реалізації синфазного методу обробки електроенцефалосигналу при психоемоційному в межах ковзного вікна

ДОДАТОК В

Лістинг програмного забезпечення

```

% Повне очищення
clear all;

%Завантаження ЕЕГ
temp=load('eeg_fon_negative_positive.txt');
% Частота дискретизації
fd=500;
% Крок дискретизації
dt=1/fd;

% Формування шкали часу
t1=(0:(length(temp)-1))./(fd*60);

% Вивід графіку
figure(1)
subplot(2,3,[1 2 3])
plot(temp(1,:));
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
% Фон
subplot(2,3,4)
plot(t1(28000:32000),temp(1,28000:32000));
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
% Негативні
subplot(2,3,5)
plot(t1(50000:54000),temp(1,50000:54000));
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
subplot(2,3,6)
plot(t1(97000:101000),temp(1,97000:101000));
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');

```

```

ylabel('Амплітуда, мкВ');

% Потужність
f1=8; f2=13; % Від 8 до 13 Гц - Альфа хвиля
alpha=filtr(temp(1,:),fd,f1,f2,1);
f1=14; f2=23; % Від 14 до 23 Гц - Бета хвиля
beta=filtr(temp(1,:),fd,f1,f2,1);
palpha=alpha.^2;
pbeta=beta.^2;
% Вивід графіку
figure(2);
plot(t1,palpha);
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');
ylabel('Потужність, мкВ^2');
figure(3);
plot(t1,pbeta);
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');
ylabel('Потужність, мкВ^2');

% Обробка синхрофазним методом
% Довжина ковзного вікна
len=1000;
y=temp(1,:);
NT=fix((1/10)/dt);
% Вейвлет аналіз (Добеші)
for k=0:20:(length(y)-len-1)
    x=0; W=0;
    x=y((1:len)+k);
    W=PKVP(x,'c');
    Wm_mean(k+1)=mean(W);
end;
figure(4);
t2=((0:(length(W_mean)-1)).*dt);
plot(t2,Wm_mean);
grid on;
axis tight;
xlabel('Час, хв');
ylabel('Потужність, мкВ^2');

```