

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом

Виконав: студент II курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Лянгіфельд Х.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

«30» вересня 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня Магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Лянгіфельд Христині Олегівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом»

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

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

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи 22.12.2025

3. Вихідні дані до роботи : Об'єкт дослідження: процес виявлення аномалій серцевого ритму.

Предмет дослідження: математична модель, метод та алгоритм обробки.

фотоплетизмографічних сигналів для виявлення аномалій серцевого ритму

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

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ОЦІНЮВАННЯ

РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ

РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

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

1. Актуальність роботи;

2. Математична модель пульсового сигналу при психоемоційному стані людини;

3. Метод оцінювання психоемоційного стану за пульсовим сигналом;

4. Алгоритм оцінювання психоемоційного стану за пульсовим сигналом;

5. Результати оцінювання психоемоційного стану за пульсовим сигналом;

6. Наукова новизна роботи;

7. Висновки

6. Консультанти розділів роботи

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

7. Дата видачі завдання 30.09.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на виконання роботи		
2	Аналіз отриманого завдання		
3	Виконання розділу 1		
4	Виконання розділу 2		
5	Виконання розділу 3		
6	Виконання розділу 4		
7	Оформлення пояснювальної записки		
8	Оформлення презентаційного матеріалу		
9	Перевірка кваліфікаційної роботи на антиплагіат		
10	Попередній захист кваліфікаційної роботи		
11	Захист кваліфікаційної роботи		

Студент

(підпис)

Лянґіфельд Х.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом» // Кваліфікаційна робота // Лянгіфельд Христина Олегівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2025 // с. - 97, рис. -23, табл.- 0, додат. - 3.

Ключові слова: пульсовий сигнал, фотоплетизмографія, психоемоційний стан, синфазний метод, кореляційні компоненти, ковзне вікно, алгоритм обробки сигналів.

У кваліфікаційній роботі досліджено задачу об'єктивного оцінювання психоемоційного стану за пульсовим сигналом. Для підвищення достовірності запропоновано удосконалений алгоритмічно-програмний інструментарій обробки фотоплетизмографічних сигналів з урахуванням їх нестационарності та впливу зовнішніх чинників.

Розроблено метод і алгоритм виділення інформативних ознак пульсового сигналу, чутливих до психоемоційного стресу. Підхід включає згладжування шумів, визначення меж пульсових циклів, аналіз часових параметрів та синфазну обробку у ковзному вікні для виявлення перехідних процесів.

Алгоритм дозволяє виявляти маркери активації автономної нервової системи - зміни амплітудних і часових характеристик, варіабельності інтервалів, кореляційних та фазових компонент. Це забезпечує автоматизоване визначення стану спокою, стресу чи тривоги.

Результати можуть бути застосовані у портативних діагностичних пристроях, системах стрес-моніторингу, медичних ІТ та біологічному зворотному зв'язку.

ANNOTATION

Title of the Master's Thesis: "Evaluation of the Psychophysiological State of a Person Based on Pulse Signal Analysis" // Master's Thesis // Khrystyna Olehivna Lianhifeld // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RBm-61 // Ternopil, 2025 // pp.- 97, fig.- 23 , tables-0, appendices - 3.

Keywords: pulse signal, photoplethysmography, psychophysiological state, in-phase method, correlation components, sliding window, signal processing algorithm.

The qualification work investigates the task of objectively assessing the psychoemotional state based on the pulse signal. To improve accuracy, an advanced algorithmic and software toolkit for processing photoplethysmographic signals has been proposed, taking into account their non-stationarity and the influence of external factors.

A method and algorithm for extracting informative features from the pulse signal, sensitive to psychoemotional stress, have been developed. The approach includes noise smoothing, determination of pulse cycle boundaries, analysis of temporal parameters, and in-phase processing in a sliding window to identify transient processes.

The algorithm enables the detection of markers of autonomic nervous system activation - changes in amplitude and temporal characteristics, interval variability, and correlation and phase components. This ensures automated determination of states such as relaxation, stress, or anxiety.

The results can be applied in portable diagnostic devices, stress-monitoring systems, medical IT, and biological feedback systems.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ОЦІНЮВАННЯ.....	11
1.1 Психоемоційний стан людини та фотоплітизмографія.....	11
1.2 Пульсовий сигнал як індикатор зміни психоемоційного стану.....	16
1.3 Аналіз існуючих методів оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом.....	19
1.4 Висновки до розділу 1.....	22
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ.....	24
2.1 Методика реєстрації пульсового сигналу з психоемоційними станами.....	24
2.2 Структура пульсового сигналу під час психоемоційного навантаження.....	27
2.3 Математична модель взаємозв'язку параметрів пульсового сигналу з психоемоційними станами.....	32
2.3.1 Аналіз часових змін пульсового сигналу.....	40
2.3.2 Виявлення перехідних процесів у пульсовому сигналі на основі теорії періодично корельованих випадкових процесів.....	41
2.4 Система збору та реєстрації пульсового сигналу.....	42
2.5 Метод виділення інформативних ознак з пульсових сигналів з психоемоційними станами.....	45
2.6 Критерій оцінювання кореляційних компонент як показників психоемоційного стану людини.....	48
2.7 Алгоритм виділення інформативних ознак з пульсових сигналів з психоемоційними станами.....	50
2.8 Висновки до розділу 2.....	56
РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ.....	58

3.1 Розробка імітаційної моделі пульсового сигналу при різних психоемоційних станах.....	58
3.1.1 Моделювання частоти серцевих скорочень.....	58
3.1.2 Моделювання амплітудної пульсової хвилі.....	59
3.1.3 Формування форми пульсової хвилі.....	60
3.2 Реалізація програмного забезпечення для синфазної обробки імітованих пульсових сигналів в рамках ковзного вікна.....	63
3.3 Результати синфазного оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом.....	67
3.4 Висновки до розділу 3.....	67
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	70
4.1 Охорона праці.....	72
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях. Стійкість роботи цехів та лабораторії з виготовлення електронної медичної апаратури. Заходи захисту виробничого персоналу.....	74
4.3 Висновки до розділу 4.....	76
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	78
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	80
ДОДАТКИ.....	86
ДОДАТОК А. СКРИПТ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МОДЕЛЮВАННЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ.....	87
ДОДАТОК Б. СКРИПТ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИНФАЗНОЇ ВІКОННОЇ ОБРОБКИ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ПРИ ПСИХОЕМОЦІЙНОМУ НАВАНТАЖЕННІ.....	90
ДОДАТОК В. КОПІЯ ТЕЗИ КОНФЕРЕНЦІЇ.....	92

ВСТУП

Актуальність теми. Сучасні тенденції розвитку біомедичної інженерії демонструють стрімке зростання використання портативних і носимих систем моніторингу фізіологічних параметрів людини. За результатами світових аналітичних оглядів, ринок пристроїв персонального моніторингу здоров'я зростає щорічно на десятки відсотків, що зумовлено підвищеним попитом на технології раннього виявлення відхилень у стані організму та індивідуалізації медичної допомоги.

Одним з ключових напрямів є оцінювання психоемоційного стану людини, оскільки стрес, тривога, психічне напруження та інші емоційні реакції безпосередньо впливають на серцево-судинну систему, викликаючи зміни частоти серцевих скорочень, варіабельності серцевого ритму та параметрів периферичного кровообігу. У зв'язку зі збільшенням кількості психоемоційних порушень унаслідок зростання інформаційних та соціальних навантажень, розроблення нових методів неінвазивного, об'єктивного й швидкого оцінювання стану людини набуває особливої актуальності.

Фотоплетизмографія (ФПГ) є однією з найпоширеніших технологій реєстрації пульсового сигналу в портативних пристроях. Вона дозволяє відстежувати зміни амплітудно-часових характеристик пульсової хвилі, які відображають реакції автономної нервової системи на психоемоційні стимули. Проте опрацювання ФПГ-сигналу ускладнене впливом артефактів, індивідуальних варіацій та стохастичної природи процесів кровонаповнення. Тому виникає потреба у створенні завадостійких алгоритмів аналізу, здатних виявляти інформативні ознаки психоемоційного стану в умовах невизначеності.

Одним із перспективних напрямів є використання теорії періодично корельованих випадкових процесів, що дозволяє розглядати пульсовий сигнал як процес, періодичність якого модифікується внутрішніми психофізіологічними змінами. Оцінювання кореляційних компонент у рамках ковзного вікна та застосування синфазного методу забезпечують підвищення точності виділення

перехідних процесів, характерних для переходу «спокій → стрес» та інших емоційних станів.

Удосконалення математичних методів обробки, розробка алгоритмів оцінювання та створення програмного забезпечення для аналізу пульсового сигналу є важливими завданнями, що спрямовані на формування високоточної системи психофізіологічного моніторингу, здатної застосовуватися у медицині, психології, роботі з персоналом, спорті, телемедицині та smart-device технологіях.

Мета і задачі дослідження. Метою кваліфікаційної роботи є розроблення завадостійкого методу оцінювання психоемоційного стану людини на основі аналізу пульсового сигналу, що включає математичну модель, алгоритм виділення інформативних ознак та програмну реалізацію.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

1. Провести аналіз сучасних методів оцінювання психоемоційного стану людини на основі фотоплетизмографічних сигналів.
2. Розробити математичну модель пульсового сигналу з урахуванням психоемоційних впливів.
3. Запропонувати метод виділення інформативних ознак, що базується на аналізі кореляційних компонент та синфазній обробці.
4. Реалізувати алгоритм оцінювання психоемоційного стану в рамках ковзного вікна.
5. Створити програмне забезпечення для моделювання пульсових сигналів та їх синфазної обробки.
6. Провести експериментальне оцінювання роботи алгоритму та проаналізувати результати.

Об'єкт дослідження: процес формування та зміни пульсового сигналу під впливом психоемоційного стану людини.

Предмет дослідження: методи, математичні моделі та алгоритми автоматизованого оцінювання психоемоційного стану за пульсовим сигналом.

Методи дослідження. У роботі використано теоретичні основи фотоплетизмографії. Теорію цифрової обробки сигналів та періодично корельованих

випадкових процесів. Методи статистичної фільтрації та синфазного усереднення. MATLAB як середовище програмної реалізації моделювання та обробки сигналів.

Наукова новизна. У роботі запропоновано кореляційно-синфазний метод оцінювання психоемоційного стану, адаптований до умов невизначеності та артефактності ФПГ-сигналів. Сформовано математичну модель пульсового сигналу, що описує структурні зміни хвилі під впливом психоемоційних процесів. Розроблено індикаторний критерій оцінювання, оснований на змінності кореляційних компонент у трьох фазах пульсового циклу. Створено програмний комплекс, який забезпечує моделювання, синфазну обробку та аналіз імітованих і реальних сигналів.

Апробація результатів дослідження. Основні результати роботи були представлені та обговорені на 2-й Міжнародній науково-практичній конференції “Current Challenges in Scientific Research” (Вроцлав, Польща, 1–3 грудня 2025 р.), де опубліковано тези «*Assessment of the Psycho-Emotional State of a Person Based on Pulse Signal Using the Synphase Method*».

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ОЦІНЮВАННЯ

1.1 Психоемоційний стан людини та фотоплітизмографія

Психоемоційний стан людини - це сукупність короточасних і стійкіших емоційних реакцій та пов'язаних з ними психічних переживань, які супроводжуються змінами в поведінці, гормональній регуляції та вегетативному (автономному) контролі організму. Ці зміни впливають на роботу серцево-судинної системи, зокрема на частоту серцевих скорочень, тонус судин та реологічні властивості крові [6].

Психоемоційні реакції (страх, тривога, гнів, радість тощо) активуються через ланцюги центральної нервової системи і опосередковуються роботою симпатичної та парасимпатичної гілок автономної нервової системи. Симпатична активація веде до підвищення серцевого викиду, скорочення периферичних судин у багатьох ділянках та вивільнення катехоламінів; парасимпатична активація (переважно вагусний вплив) сприяє зниженню ЧСС та відновленню гомеостазу. Тож баланс між симпатикою й парасимпатикою відображає реактивний стан людини і є головним при вимірах психофізіології [2].

Зрушення в тонусі АНС призводять до змін в частоті серцевих скорочень, варіабельності ЧСС, судинному тонусі, напрузі стінки судини та серцевому викиді. Під впливом психоемоційного стресу зазвичай спостерігається підвищення серцевих скорочень, зменшення HRV та підвищення судинного тону в шкірних і периферичних судинах, хоча реакція може відрізнятися за індивідуальними особливостями [3].

Щоб інтерпретувати сигнал пульсу, важливо перейти від опису серця як генератора ритму до опису судин як середовища, через яке цей пульсовий фронт проходить. Кожне скорочення серця формує хвилю тиску, яка поширюється по артеріальному руслу. Параметри хвилі (амплітуда, швидкість поширення, форма хвилі, наявність дікротичного зубця) залежать не тільки від ударної хвилі серця, але й від пружності артерій, просвіту судин, кровообігу в периферії і місцевих

вазоактивних реакцій. Тому пульсовий сигнал в значній мірі репрезентує стан периферичних судин [32].

Пульсовий сигнал реєструє оптичні зміни тканин, пов'язані з пульсовими змінами об'єму крові в шкірі або підшкірних тканинах. Світло, віддзеркалене або пропущене через тканину, змінює інтенсивність залежно від об'єму артеріальної крові й венозного повернення у кожному серцевому циклі. Сигнал складається з постійної (DC) компоненти - пов'язаної з тканиною і венозним відтоком - та пульсової (AC) компоненти - пов'язаної із серцевими ударами [5].

У стані спокою фотоплетизмографічний сигнал характеризується стабільними пульсовими хвилями з чітким систолічним піком, що відображає нормальну роботу серцево-судинної системи та збалансовану активність автономної нервової системи (рис. 1.1) [5].

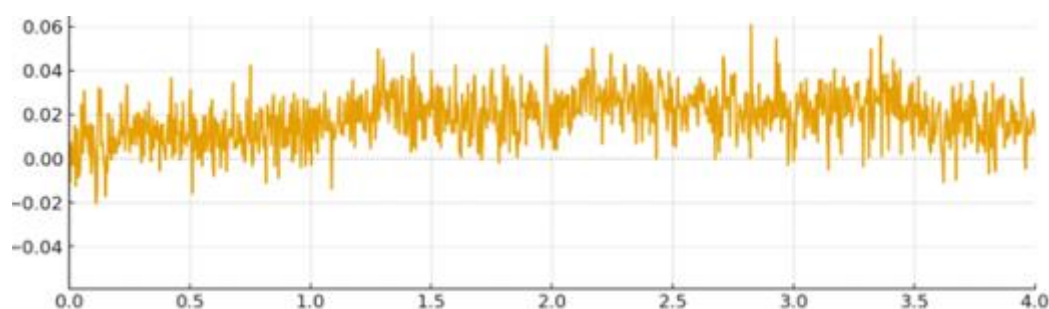


Рис. 1.1. Пульсовий сигнал у стані спокою. Вісь x – показує, як змінюється сигнал упродовж запису (від 0 до 4с); Вісь y – відносна величина, яка відображає наскільки змінюється інтенсивність світла, що проходить через тканини та залежить від кровонаповнення судин.

Емоційні стани змінюють периферичний кровообіг: симпатична активація викликає вазоконстрикцію, зменшуючи амплітуду пульсового сигналу, підвищуючи швидкість хвилі, іноді змінюючи форму сигналу. Під час релаксації – навпаки - амплітуда пульсового сигналу зростає, спостерігається яскравіший дикротичний компонент та більша варіабельність по амплітуді. Отже, аналіз амплітудно-часових характеристик пульсового сигналу дозволяє виявляти зміни, пов'язані з емоційним станом [6].

Під впливом психоемоційного напруження відбувається активація симпатичної нервової системи: серцевий ритм пришвидшується, амплітуда хвиль зменшується, форма сигналу стає менш стабільною. Це відображає підвищене навантаження на серцево-судинну систему (рис. 1.2) [7].

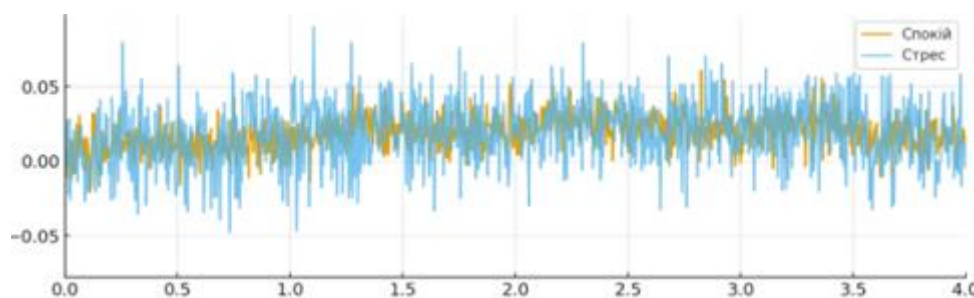


Рис. 1.2. Порівняння пульсового сигналу: спокій – стрес. Вісь x – в інтервалі від 0 до 4 секунди показано, як змінюється пульсовий сигнал у двох станах. Вісь y – відображає амплітуду пульсового сигналу, вона коливається від -0.05 до +0.06. Ці значення показують, наскільки сильно змінюється сигнал відносно нульового рівня.

Серед найбільш використовуваних метрик, що отримують з пульсового сигналу, пікова амплітуда пульсової хвилі, час підйому до систолічного піку, ширина пульсу при половинній амплітуді, час до дикротичного зубця (якщо він є), індекси варіабельності амплітуди та ін. Також за допомогою відновлення інтервалів між послідовними пульсовими піками можна оцінювати HRV, що теж є маркером психофізіологічного стану [8].

Фотоплетизмографічна хвиля має характерну структуру: основний систолічний пік, що відповідає максимальному викиду крові, дикротичний горбик, пов'язаний із відбиттям хвилі від периферичних судин, та інтервали між піками, які дозволяють оцінювати частоту серцевих скорочень.

Оскільки форма та швидкість пульсової хвилі залежать від пружності стінок артерій (чим більш жорстка артерія – тим швидше проходить хвиля), пульсовий дозволяє робити висновки про локальну судинну еластичність. Підвищення

жорсткості супроводжується зниженням затримки між серцевим скороченням і пульсовою хвилею на периферії та змінами амплітудного профілю [9].

Емоції активують симпатичні нерви, що ведуть до виділення норадреналіну в судинних терміналах, спричиняючи взаємодію з α -адренорецепторами гладком'язових клітин судин. Одночасно емоції впливають на ендотеліальні фактори, змінюють тонус мікросудин і капілярний кровотік - усе це змінює відносну кількість крові в дермі, а отже й інтенсивність оптичного сигналу пульсового сигналу [10].

Пульсовий сигнал чутливий до рухових артефактів, зміни контактного тиску датчика, змін освітлення і температури шкіри - усі ці фактори можуть імітувати зміни, зумовлені емоціями. Тому при дослідженнях психоемоційних станів важливо ретельно контролювати експериментальні умови: положення тіла, температуру, фіксацію датчика та використовувати алгоритми очищення сигналу (фільтрація, адаптивне видалення артефактів) [11].

Типові завдання для індукції емоцій: відео-стимули (емоційні кліпи), психо-соціальний стрес, виконання складних когнітивних тестів під контролем часу, а також специфічні психофізіологічні задачі (перегляд зображень з валентністю). Важливий контроль «базової лінії» - записи в стані спокою до та після стимулу [12].

Зменшення амплітуди та зміни у відношенні інтервалів підйому/спаду часто свідчать про вазоконстрикцію. При вазодилатації амплітуда пульсу збільшується. Аналіз співвідношення висоти систолічного піку до висоти дикротичного компонента дає додаткову інформацію про периферичний опір та венозне повернення [6].

Хоча ЕГГ є «золотим стандартом» для вимірювання інтервалів $R - R$, пульсовий сигнал дозволяє непрямо оцінювати інтервали між пульсовими піками. Для стаціонарних умов та при високій якості сигналу $PPG - derived HRV$ корелює з $EGG - HRV$ і може бути застосований у дослідженнях емоцій, але при наявності рухово-індукованих артефактів точність падає [13].

Візуалізація використовується у двох рівнях: по-перше - часові ряди сигналу з анотаціями (піки, дикротичний зубець, інтервали), по-друге - агреговані характеристики (спектральні щільності, топографічні карти при декількох сенсорах).

Графічні підходи полегшують інтерпретацію й наочне представлення змін при різних емоційних станах [14].

Пульсовий сигнал-системи застосовуються для моніторингу стресу на робочих місцях, у дослідженнях *UX/UI* (оцінка емоцій користувача при взаємодії), у телемедицині для віддаленого відслідковування психофізіологічного стану пацієнтів. Комбінація пульсового сигналу з іншими сенсорами (акселерометр, температурні сенсори) підвищує точність класифікації емоцій [15].

Пульсовий сигнал фіксує фізіологічні прояви, але не є прямим маркером когнітивних або суб'єктивних переживань; існує проблема інтерособистісної мінливості, адаптації й багатовимірності емоцій. Тому пульсовий сигнал краще використовувати як компонент багатомодальної системи оцінки [16].

Рекомендації щодо експериментального дизайну для дослідження емоцій з пульсового сигналу:

1. Забезпечити стандартизоване положення тіла та сенсорного контакту.
2. Використовувати запис не менше ніж по 2–5 хвилин для кожної умови (щоб мати достатню кількість циклів для HRV-аналізу).
3. Проводити одночасний запис контрольних сигналів (температура, рух, EDA, за можливості ECG).
4. Використовувати методи попередньої обробки й автоматичного виявлення артефактів [17].

Пульсовий сигнал - доступний і інформативний інструмент для виявлення змін периферичного кровообігу, які корелюють із психоемоційним станом. Розуміння фізіологічної ланки (серце → артеріальна хвиля → периферичні судини → оптичний сигнал) та можливостей і обмежень методу дозволяє коректно проєктувати експерименти з метою інтерпретації емоційних реакцій на підставі пульсових даних [18].

1.2 Пульсовий сигнал як індикатор зміни психоемоційного стану

Пульсовий сигнал - оптичний метод реєстрації пульсових змін об'єму крові в тканинах - широко використовується як неінвазивний інструмент для відстеження периферичного кровообігу. Пульсовий сигнал складається з постійної та пульсової компонент, де АС-компонента відображає зміни об'єму крові, викликані серцевими скороченнями. За рахунок простої апаратної реалізації та великої доступності пульсових сигналів застосовується в клінічних і польових дослідженнях психофізіології [5].

Пульсовий сигнал чутливий до змін судинного тону, які опосередковано відображають активність автономної нервової системи. При активації симпатичного відділу (стрес, тривога) периферичні судини звужуються - це зменшує амплітуду пульсової компоненти пульсового сигналу та може змінювати форму хвилі (зниження виразності дикротичного зубця, скорочення часу підйому). Навпаки, при парасимпатичній домінації (релаксація) амплітуда може зростати, а форма хвилі ставати більш "пальною". Отже, пульсовий дозволяє опосередковано відслідковувати вазомоторні реакції, пов'язані з емоціями [6].

Від пульсового сигналу - до аналізу пульсової хвилі: пульсовий фронт серцевого викиду поширюється артеріальним руслом і зазнає трансформацій унаслідок пружності артерій, периферичного опору та відбитих хвиль. Характеристики форми хвилі (час підйому, ширина, наявність/час дикротичного зубця) і швидкість її поширення - дають інформацію про еластичність судин і периферичний опір. Таким чином, пристрої, які реєструють пульсову хвилю на периферії, по суті вимірюють ті самі фізіологічні параметри, що й "пульсовий сигнал" у класичному розумінні [4].

У дослідженнях психоемоційних реакцій застосовують широкий набір методів оцінки. До них належать:

електрокардіографія (ЕГГ) і похідні HRV-метрики;

- фотоплетизмографія і аналіз пульсової хвилі;

- електродермальна активність для оцінки потовиділення і симпатичної активності;
- електроенцефалограма (ЕЕГ) для нейрофізіологічної детекції емоційних патернів;
- аналіз голосу та мовних параметрів;
- аналіз міміки обличчя;
- зіницьна реакція і трекінг погляду;
- термографія обличчя для відстеження змін шкірної температури;
- гормональні маркери (кортизол) та біо-хімічні аналізи;
- опитувальники самооцінки та поведінкові тести;
- мультисенсорні системи та комбінації перерахованих джерел[33].

Кожен із цих методів має свої сильні та слабкі сторони щодо часової точності, інвазійності та специфічності до певних аспектів емоцій [19].

Електрокардіографія та *HRV* - класичні інструменти для оцінки вегетативної регуляції. *HRV*-метрики в часовій та спектральній доменах корелюють із рівнем стресу й емоційною регуляцією. Проте ЕЕГ вимагає електродного контакту, іноді — більш ретельного монтажу, і менш зручний для повсякденного моніторингу у порівнянні з пульсовим сигналом [8].

Електродермальна активність напряду відображає потові реакції, які контролюються симпатичною нервовою системою, і часто використовується як індикатор фази збудження. *EDA* має високу чутливість до короткотривалих реакцій, але низьку специфічність до валентності емоції (позитив/негатив). У поєднанні з пульсовим сигналом або варіабельністю серцевого ритму вона підвищує діагностичну точність для виявлення стресових реакцій [14].

Аналіз голосу та мовних параметрів (інтонація, тембр, швидкість мовлення, паузи) також дозволяє виявляти емоційні стани. Алгоритми машинного навчання на основі акустичних ознак показують хороші результати для класифікації валентності й активації. Однак голос може бути свідомо модифікований людиною, тому його

показники іноді потребують кореляції з фізіологічними сенсорами для підвищення надійності [19].

Мімічний аналіз обличчя і сучасні методи комп'ютерного бачення дозволяють автоматично виділяти експресії, пов'язані з базовими емоціями (радість, сум, гнів, страх). Він дає високу специфіку до типу емоції, але може бути ускладнений маскуванням виразу або обмеженнями кута камери[21].

Пупілометрія (вимірювання діаметра зіниці) чутлива до рівня уваги і когнітивного навантаження. Зміни розміру зіниці також корелюють із емоційною активацією. Однак вплив освітлення і рухів очей вимагає ретельного контролю умов експерименту [22].

Термографія обличчя оцінює локальні зміни шкірної температури, що виникають у відповідь на емоційні реакції (наприклад, зниження температури носогубної ділянки при страху). Інфрачервона термографія дає корисні маркери, але залежить від зовнішніх умов і вимагає спеціалізованих камер [23].

Гормональні та біохімічні маркери (кортизол, адреналін) служать “золотим стандартом” для довготривалих змін стресової реакції, але вони інвазивні (забір слини/крові) і мають часові затримки відносно моменту емоції, тому більше підходять для досліджень стрес-реакцій у часових відрізках годин або днів [12].

Методи обробки сигналів і класифікації емоцій часто поєднують ознаки з декількох сенсорів: часо-амплітудні ознаки пульсового сигналу, спектральні *HRV*-метрики, статистики *EDA*-спайків, акустичні характеристики голосу та ознаки міміки. Сучасні підходи застосовують машинне навчання для створення класифікаторів емоційних станів. Для надійної інтерпретації необхідна велика й різноманітна навчальна вибірка та контроль за артефактами [24].

Переваги пульсового сигналу як індикатора емоцій:

- зручність і неінвазивність;
- можливість безперервного моніторингу в польових умовах;
- одночасна оцінка частоти серця, варіабельності інтервалів, амплітудних змін і параметрів форми хвилі;
- відносно низька вартість обладнання.

Саме тому пульсовий сигнал часто обирають як основний сенсор для тривожного стрес-моніторингу у прикладних системах [11].

Обмеження та рекомендації при використанні пульсового сигналу: чутливість до рухових артефактів, залежність від контакту датчика і температури шкіри, потреба в алгоритмах очищення (фільтрація, інтерполяція, детекція артефактів). Для підвищення достовірності слід комбінувати фотоплетизмографію з додатковими сенсорами (електродермальна активність, акселерометр для виявлення руху, за можливості - ЕЕГ) та застосовувати багатомодальні алгоритми [13].

Хоча існує багато методів для оцінки психоемоційного стану (від нейрофізіологічних до поведінкових і біохімічних), пульсовий сигнал - як продукт пульсової хвилі - поєднує практичну простоту вимірювання з інформативністю щодо автономних реакцій організму. У рамках роботи рекомендується використовувати пульсовий сигнал у комбінації з одним або двома додатковими джерелами (наприклад, *EDA* та акселерометр), застосувати кроки попередньої обробки та екстрагувати як часові, так і спектральні формові ознаки для подальшої класифікації психоемоційного стану [15].

1.3 Аналіз існуючих методів оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом

Оцінювання психоемоційного стану людини на основі параметрів пульсового сигналу є актуальним напрямом біомедичної інженерії, оскільки зміни емоційного фону та рівня стресу безпосередньо впливають на роботу автономної нервової системи [1-4]. Пульсовий сигнал, як похідна серцевої діяльності та периферичної гемодинаміки, відображає фізіологічні реакції організму на зовнішні та внутрішні подразники. У зв'язку з цим сформувалося кілька підходів до його аналізу, що відрізняються як за методологією, так і за інформативністю отриманих показників.

Сучасні підходи до оцінювання психоемоційного стану умовно поділяють на:

1) алгоритмічні методи (класична статистика, спектральний аналіз, кореляційні методи);

2) інтелектуальні методи обробки сигналів (машинне та глибоке навчання, нейронні мережі);

3) часово-частотні перетворення (вейвлет-аналіз, емпірична та варіаційна декомпозиція);

4) моделі, що враховують фазово-часову структуру сигналу та динаміку зміни станів.

Перші дослідження пульсового сигналу з метою оцінювання емоційних реакцій базувалися на аналізі амплітудних і часових характеристик: тривалості інтервалів, форми пульсової хвилі, її крутизни та симетрії. Однак такі підходи слабо враховують нестационарний характер реальних фізіологічних сигналів.

Пізніше з'явилися методи, засновані на статистичних показниках (середні значення, дисперсія, диференціальна ентропія)[14,15]. Вони дозволяють оцінити загальний рівень напруження автономної нервової системи, проте не описують швидкі та короткотривалі зміни, характерні для емоційних реакцій.

У розвитку аналізу психоемоційного стану важливу роль відіграли методи, що використовують частотні характеристики пульсового сигналу[17,18]. До таких належать:

- спектральна щільність потужності,
- аналіз фазових співвідношень,
- кореляційні зв'язки між частотними компонентами.

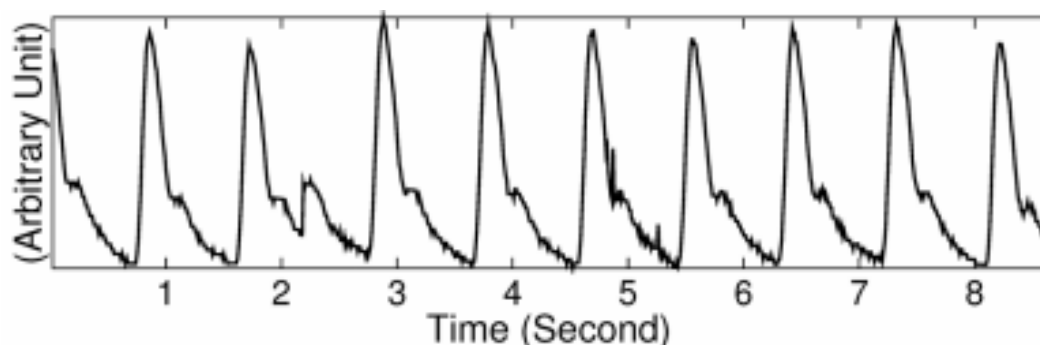


Рис. 1.3. Спектральний аналіз пульсового сигналу[42]

Дані підходи дозволяють визначати зміни симпатичної та парасимпатичної регуляції, що є типовою реакцією під час стресу. Проте спектральні методи ефективні лише для квазістаціонарних сигналів, тоді як психоемоційні зміни відбуваються динамічно і нерівномірно.

Із розвитком комп'ютерних діагностичних систем активно почали використовуватися:

- нейронні мережі (*CNN, LSTM, GRNN*) [5-12];
- класифікатори на основі ознак (*SVM*) [25];
- методи високого порядку (кумулянти, фрактальна розмірність) [7].

Ці методи автоматично виявляють складні патерни у структурі пульсового сигналу, що відображають емоційні реакції. Їх перевагою є висока точність класифікації, але недоліком - необхідність великих навчальних вибірок та відсутність пояснюваності результатів.

Для моделювання пульсового сигналу як нестационарного використовують:

- вейвлет-перетворення,
- емпіричну модуляційну декомпозицію (*EMD*),
- варіаційну модову декомпозицію (*VMD*),
- синхросквізінг-перетворення.

Вони дають змогу виділити окремі компоненти сигналу, що відображають різні фізіологічні механізми. Такі методи добре фіксують переходи між фазами «спокій - стрес - відновлення», але потребують складної параметризації та великої обчислювальної потужності.

Найновіший напрямок ґрунтується на представленні сигналу як ПКВП [32], що дозволяє врахувати циклічність, повторюваність і структурні зміни сигналу. В основі таких підходів лежать:

- аналіз кореляційних компонент,
- оцінка змін періоду, фази та частоти,
- виявлення переходів між станами за часовою структурою сигналу [33].

Саме ці методи є найбільш перспективними для оцінювання психоемоційного стану, оскільки вони кількісно описують динамічні зміни, характерні для емоційних процесів.

Аналіз сучасних методів показує, що:

- класичні статистичні та спектральні підходи забезпечують базову оцінку емоційних змін;
- методи машинного навчання дозволяють досягти високої точності класифікації, але потребують великих масивів даних;
- часово-частотні методи є інформативними, проте складними у реалізації;
- найбільш гнучкими та фізіологічно обґрунтованими є методи, що оцінюють фазово-часову структуру пульсового сигналу та дозволяють виявляти межі переходів між психоемоційними станами.

Подальший розвиток діагностичних систем спрямований на поєднання математичних моделей динаміки сигналу з алгоритмами, які дають можливість відстежувати зміни його структури в реальному часі[1].

1.4 Висновки до розділу 1

У цьому розділі було проведено комплексний огляд сучасних підходів до оцінювання психоемоційного стану людини на основі пульсового сигналу. Показано, що психоемоційний стан безпосередньо впливає на функціонування автономної нервової системи, змінюючи частоту серцевих скорочень, варіабельність ритму, периферичний судинний тонус та характер пульсової хвилі. Пульсовий сигнал, сформований завдяки фотоплетизмографії, є інформативним і чутливим до таких змін, що робить його перспективним індикатором емоційних реакцій.

Визначено фізіологічні основи формування пульсового сигналу та показано, що параметри пульсової хвилі відображають баланс між симпатичною та парасимпатичною активністю. Емоційні стани, зокрема стрес, страх або напруження, спричиняють вазоконстрикцію та зміну структури сигналу, тоді як релаксація - навпаки - сприяє вазодилатації та збільшенню амплітуди хвилі.

Показано, що пульсовий сигнал може застосовуватись як окремий, так і додатковий сенсор у комплексних психофізіологічних дослідженнях. Він є неінвазивним, технічно простим, зручним для польового моніторингу та дозволяє оцінювати зміни автономної регуляції в реальному часі. Разом із тим, його застосування потребує контролю умов експерименту, оскільки він чутливий до рухових артефактів, температури, якості контакту датчика та освітлення.

Розглянуто основні методи обробки та інтерпретації пульсового сигналу з метою визначення психоемоційного стану. Алгоритмічні та статистичні методи забезпечують базовий аналіз часових і амплітудних характеристик. Спектральні та спектрально-кореляційні підходи дозволяють оцінити частотну структуру сигналу та баланс симпато-парасимпатичної регуляції. Сучасні інтелектуальні методи - машинне навчання та нейронні мережі - демонструють високу точність класифікації емоційних станів, однак потребують великих навчальних вибірок. Часово-частотні методи дають змогу детально досліджувати нестаціонарні зміни сигналу, а моделі фазово-часової структури та періодично корельованого процесу відкривають можливості для точного виявлення переходів між психоемоційними станами.

Таким чином, пульсовий сигнал є перспективним інструментом для оцінювання психоемоційних реакцій, а його поєднання з сучасними алгоритмами обробки сигналів забезпечує високу інформативність та практичну цінність у системах моніторингу стресу та емоційного стану. Узагальнення результатів першого розділу підтверджує доцільність подальшого використання пульсового сигналу як основи для побудови математичних моделей і алгоритмів оцінювання психоемоційного стану людини.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ

2.1 Методика реєстрації пульсового сигналу з психоемоційними станами

Пульс (з лат. *pulsus* - поштовх, удар) - це циклічні зміни у стані стінок кровоносних судин, переважно артерій та вен, які проявляються у вигляді поштовхоподібних коливань, що виникають у відповідь на систолічну роботу серця [29]. Основними клінічними показниками, за якими оцінюють пульсову хвилю, є її ритмічність, частота, ступінь напруження, наповнення, амплітуда, швидкість, рівномірність, а також наявність дикротичного підйому, парадоксальних змін, дефіциту та лабільності [18].

Для визначення пульсу найчастіше застосовують метод пальпації [17, 19], який дає можливість виміряти частоту серцевих скорочень шляхом підрахунку кількості коливань судинної стінки протягом певного інтервалу часу - 15, 30 або 60 секунд. Проте для реєстрації пульсової кривої, що містить детальнішу інформацію про ритм і дозволяє аналізувати морфологію окремих пульсових хвиль, використовують різноманітні інструментальні методики. Узагальнену класифікацію способів вимірювання пульсового сигналу подано на рис. 2.1.

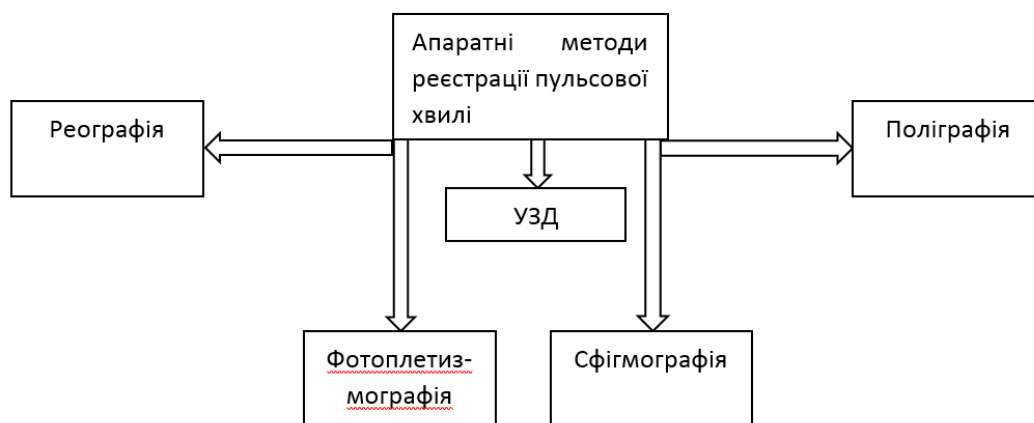


Рис. 2.1. Основні апаратні методи реєстрації пульсової хвилі

Під час вибору методу реєстрації пульсової хвилі для подальшого аналізу з метою оцінювання психоемоційного стану пацієнта важливо враховувати особливості стоматологічних процедур. Зокрема, потрібно зважати на їх коротку тривалість, відсутність попередніх даних про фізіологічний стан пацієнта та необхідність проведення вимірювань у режимі реального часу[15].

Реєстрація пульсової хвилі відтворює сукупний ефект пульсації судин у зоні дослідження. При цьому форма та властивості сигналу залежать від того, чи фіксується пульсація артеріальної, чи венозної стінки. Аналіз сучасних неінвазивних способів реєстрації демонструє істотні відмінності між їхніми технічними підходами, тому обґрунтований вибір оптимального методу потребує детального порівняння їхніх переваг та недоліків.

Реографія - це метод оцінювання кровонаповнення тканин, що ґрунтується на вимірюванні електричної провідності вибраної ділянки тіла [21]. До переваг цього методу належать безконтактний характер реєстрації змін кровотоку, можливість тривалого автономного моніторингу та поєднання з функціональними пробами для отримання додаткової діагностичної інформації.

Попри це, реографія має ряд обмежень. Оскільки метод передбачає пропускання крізь тканини високочастотного струму, оцінювання судинного стану має інтегральний характер, тобто артеріальна та венозна компоненти не розділяються в окремі сигнали. Процес виділення корисної інформації ускладнюється наявністю реактивної складової імпедансу. Зниження її впливу шляхом зміни частоти може спричинити локальне нагрівання тканин у місцях встановлення електродів. Крім того, конфігурація та площа електродів суттєво впливають на точність вимірювань.

У зв'язку з перерахованими недоліками реографія на сьогодні застосовується рідше, ніж інші безпечніші методи діагностики стану серцево-судинної системи.

Сфігмографія - це метод реєстрації коливань судинних стінок за допомогою твердотільних сенсорів тиску з еластичною мембраною, п'єзоелектричних сенсорів або пневматичних датчиків, розміщених у зонах вираженої пульсації [23]. Переваги цього підходу включають безпечність, можливість автоматизації процесу, реєстрацію сигналів у динаміці та простоту виконання.

Разом з тим, широке використання сфігмографії стримує складність обладнання та програмного забезпечення. Метод застосовується переважно як допоміжний - для оцінки артеріального кровотоку чи жорсткості артерій [24]. Висока точність підтверджується співставленнями з інвазивними методами [25].

Основними обмеженнями є висока чутливість до механічних артефактів, варіабельності положення датчика та індивідуальних фізіологічних факторів. Тому сфігмографія ефективна лише в комплексі з іншими діагностичними методами, наприклад, ЕКГ чи фонокардіографією.

Фотоплетизмографічний метод оцінки стану ССС базується на використанні оптичних сенсорів, що реєструють зміни інтенсивності світла, відбитого або поглинутого тканинами [26–28]. Цей спосіб має значну перевагу завдяки неінвазивності, високій точності, простоті конструкції датчиків та відсутності чутливості до електромагнітних перешкод.

Портативні фотоплетизмографи стали особливо актуальними під час пандемії COVID-19, оскільки дозволяли швидко оцінювати частоту серцевих скорочень та периферичну перфузію.

Водночас метод чутливий до впливу зовнішніх факторів: індивідуальних властивостей шкіри (пігментація, товщина), змін артеріального тиску, оптичних та механічних перешкод. Незважаючи на ці обмеження, ФПГ є одним із найінформативніших способів неінвазивної оцінки функціонального стану серцево-судинної системи, оскільки забезпечує широке коло параметрів для аналізу.

Стан ССС може також оцінюватися за допомогою ультразвукової діагностики, яка використовує ефект Доплера [29,30]. Цей метод дозволяє визначати швидкість кровотоку, його характер та розраховувати низку гемодинамічних параметрів.

Однак можливості УЗ-методів обмежені фізичними властивостями ультразвукових хвиль. Зокрема, дослідження неможливе у зонах, що містять повітряні порожнини. УЗ-датчики дозволяють оцінити динаміку крові в судині, але не дають інформацію про напрямок поширення пульсової хвилі чи амплітуду сигналу.

Крім того, УЗД-прилади, як правило, не призначені для безперервного моніторингу стану ССС протягом доби і застосовуються переважно для експрес-

діагностики кровотоку [20]. Ще одне обмеження поширеного використання ультразвукового дослідження в діагностиці серцево-судинної системи полягає у технологічній складності та, відповідно, високій вартості сенсорів.

Поліграфія - це метод оцінювання фізіологічного стану людини, який ґрунтується на комплексному аналізі даних, отриманих одночасно з кількох вимірювальних каналів. Залежно від технічних характеристик та конфігурації поліграфічної системи, одночасно можуть реєструватися плетизмографічні, реографічні, електрокардіографічні, фонокардіографічні, електроміографічні та інші сигнали [26, 31].

Основною перевагою поліграфічного методу є здатність забезпечувати великий обсяг різнопланової інформації, що забезпечує розширене розуміння особливостей діяльності ССС. Проте обробка значної кількості даних потребує застосування спеціалізованих програмних засобів та алгоритмів, зокрема для вирішення суперечностей, які можуть виникати під час аналізу параметрів.

Використання поліграфії має певні обмеження, оскільки метод передбачає підключення великої кількості датчиків, що потребує участі кваліфікованого медичного персоналу. Це суттєво ускладнює застосування поліграфічних систем поза умовами спеціалізованих медичних установ.

2.2 Структура пульсового сигналу під час психоемоційного навантаження

Для створення математичної моделі пульсового сигналу, що змінюється під впливом психоемоційного навантаження у стоматологічній практиці, необхідно чітко розуміти фізіологічні процеси, які визначають його формування.

Пульс є періодичним поштовхом осциляторного типу, що виникає внаслідок скорочення серцевого м'яза у фазу викиду крові. Показники частоти та ритмічності пульсу, як правило, відповідають частоті та ритму скорочень міокарда. Проте форма пульсової хвилі є індивідуальною особливістю й не має однозначного клінічного трактування [10].

Формування пульсової хвилі відбувається відповідно до закономірностей роботи серцево-судинної системи. Перший її пік збігається з періодом систоли і відповідає анакротичній фазі. Амплітуда цієї фази відображає ударний об'єм крові, який серце виштовхує під час скорочення. На спадній частині хвилі фіксується дикротична вирізка, що відповідає моменту закриття аортального клапана, а наступна дикротична хвиля характеризує стан судинного русла та дає уявлення про діастолічний етап серцевого циклу[32].

Додаткові дрібні коливання між основними піками, що інколи спостерігаються на кривій, трактуються як венозні. Основні елементи структури пульсової хвилі показано на рис. 2.2, а структура пульсового сигналу у три фази представлена на рис. 2.3. Апекс хвилі відповідає найбільшому об'єму крові у вибраній ділянці, тоді як протилежна точка - мінімальному. Характеристика форми хвилі визначається еластичністю судинних стінок, частотою пульсових коливань, об'ємом досліджуваної тканини та діаметром судинного просвіту.

Вважається, що тривалість та частота пульсової хвилі зумовлені параметрами роботи серця, тоді як величина та контури піків здебільшого відображають функціональний стан судинної стінки [10, 11].



Рис. 2.2. Структурні елементи пульсової хвилі [1]

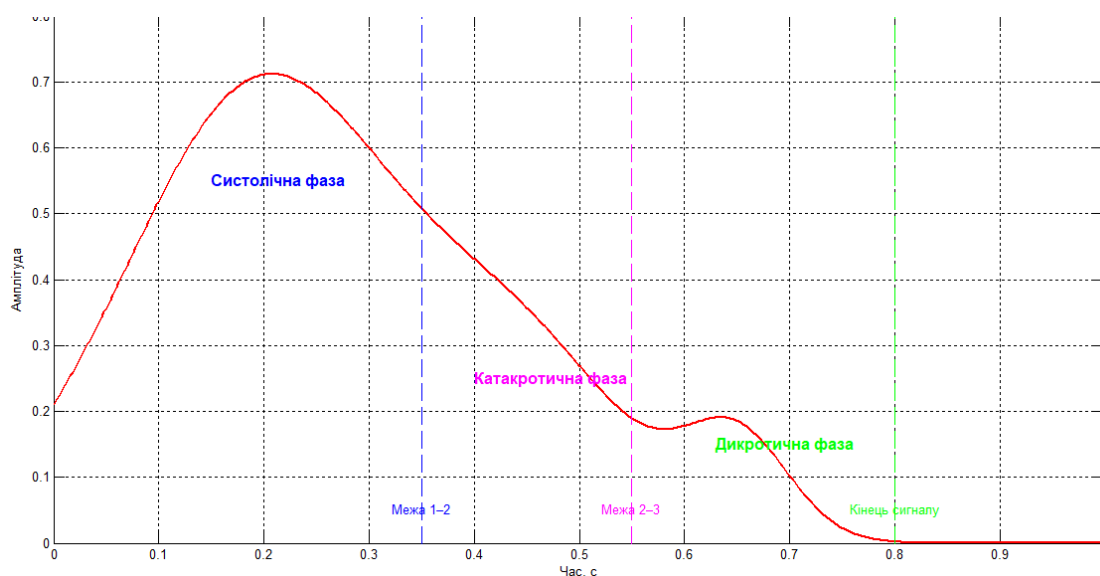


Рис. 2.3. Структура пульсового сигналу у трьох фазах

Функціональні особливості серцево-судинної системи проявляються найінтенсивніше не в умовах стабільного фізичного чи емоційного балансу, а під час підвищених фізіологічних потреб організму. Одним із головних чинників, що впливають на роботу ССС, є стресові стимули, зокрема психоемоційний стрес. У відповідь на стрес в організмі активуються адаптаційні механізми, спрямовані на зменшення наслідків вивільнення адреналіну та норадреналіну.

На початковому етапі стресової реакції відбувається мобілізація внутрішніх резервів організму. Надходження адреналіну у кров спричиняє збільшення частоти серцевих скорочень, і цей процес триває доти, доки організм перебуває у стані нестійкої адаптації. Якщо дія стресового фактора продовжується тривалий час, може відбутися виснаження регуляторних систем, що створює ризик виникнення критичних станів. У разі припинення впливу подразника фізіологічні параметри поступово повертаються до вихідного рівня, який передував стресовій реакції.

На рис. 2.4 наведено нефільтрований пульсовий сигнал, зареєстрований протягом 30 хвилин, що включає фрагмент, отриманий під час впливу стресу. Рис. 2.5 та 2.6 демонструють 220-секундні інтервали пульсового сигналу: перший - у стані фізіологічного спокою, другий - під дією психоемоційного навантаження.

Як видно з рис. 2.6, у період стресового впливу пульсовий сигнал характеризується значною нерівномірністю та мінливістю, тоді як у базовому стані рис. 2.5 він має більш однорідну структуру та стабільні осциляції.

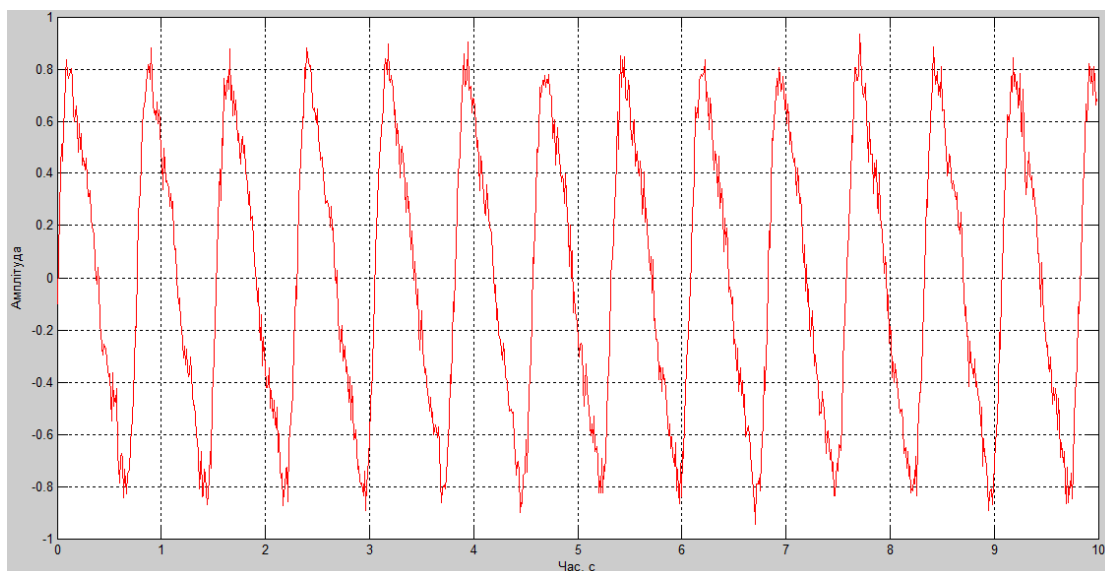


Рис. 2.4. Пульсовий сигнал в період часу 30 хв

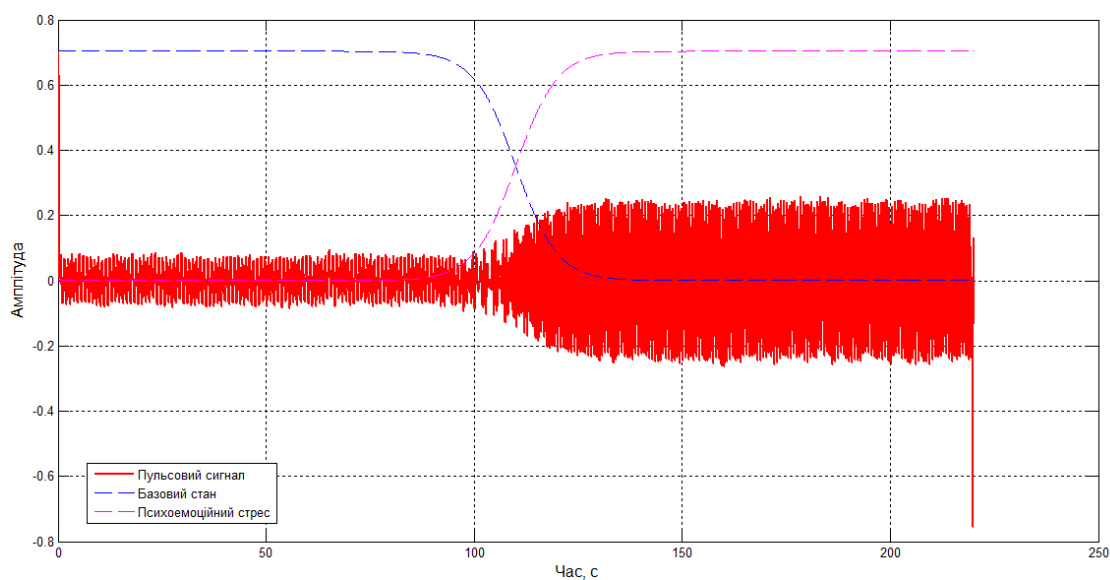


Рис. 2.5. Візуалізація пульсового сигналу в стані спокою

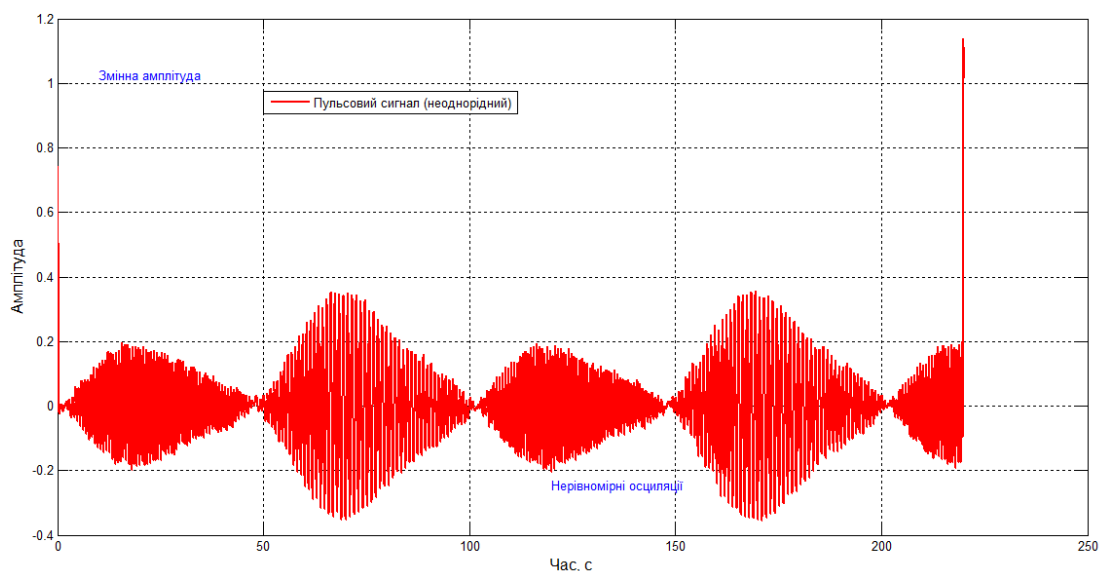


Рис. 2.6. Візуалізація пульсового сигналу при психоемоційному стресі

Зміни у роботі серцево-судинної системи, що виникають під впливом стресового фактора, умовно поділяють на три функціональні етапи: базовий стан (інтервали 0–22 с та 190–220 с), фазу тривоги (22–50 с) та фазу резистентності (50–190 с).

Фаза резистентності включає три характерні підперіоди:

- повільне зростання частоти серцевих скорочень (ЧСС), яке спостерігається з 50-ї по 65-у секунду;
- відносна стабілізація ЧСС на певному рівні протягом інтервалу 65–177 с;
- поступове повернення частоти серцевих скорочень до вихідних значень, характерних для початкового періоду запису.

Інформація про функціональний стан ССС відображається у зміні амплітудних та часових параметрів пульсової хвилі, що реєструються протягом певного інтервалу часу. Для ефективного аналізу цього сигналу доцільно використовувати вибірки, які відображають різні фази реакції організму на стресовий чинник.

У періоді фізіологічного спокою тривалість пульсового циклу T залишається практично незмінною. Проте після дії стресору спостерігається помітне зменшення цього періоду. Для коректного виявлення такої зміни вибірку необхідно послідовно

зміщувати на найменший можливий крок, що відповідає періоду дискретизації сигналу.

Для подальшого аналізу динаміки пульсового сигналу під впливом психоемоційного стресу математичну модель доцільно подати у вигляді такого виразу:

$$\xi_m(t) = \xi(t) \times \psi_{Lm}(t), \quad t \in R \quad (2.1)$$

У контексті аналізу часових рядів, позначення $\xi_m(t), t \in Lm$ являє собою конкретну реалізацію m – тої вибірки імпульсного сигналу. Період даного сигналу становить Tm , і аналіз здійснюється в межах рухомого вікна, визначеного на інтервалі Lm .

Функція $\psi_{Lm}(t)$ виконує роль індикатора, визначаючи належність аргументу t до інтервалу Lm . Її значення дорівнює одиниці, якщо t належить Lm , і нулю в протилежному випадку.

Інтервал Lm , що визначає область існування індикаторної функції для m -тої вибірки, задається як $Lm = [m \cdot \Delta t, m \cdot \Delta t + Sm)$. Параметр Δt є константою, яка визначає величину зсуву рухомого вікна на кожному кроці.

Величина Sm позначає тривалість імпульсного сигналу, що потрапляє в межі m -тої вибірки. Загальна тривалість імпульсного сигналу позначається як S .

Формування тривалості пульсового сигналу Sm під впливом психоемоційного стресу в контексті ковзної вибірки m – го порядку $\xi_m(t)$ може бути представлено за допомогою характеристичної функції $\psi_{Lm}(t)$, визначеної на проміжку Lm .

2.3 Математична модель взаємозв'язку параметрів пульсового сигналу з психоемоційними станами

Моделювання є ключовим етапом у розробці медико-біологічних систем [93, 94]. Щоб обрати найбільш доцільну математичну модель пульсового сигналу,

необхідно врахувати базові принципи моделювання, які визначають підхід до формування структури моделі. Така структура має відтворювати властивості реального об'єкта шляхом його співвіднесення з певною фізичною або математичною системою.

У широкому розумінні моделювання передбачає непряме вивчення об'єкта - не шляхом аналізу самого об'єкта, а через дослідження його аналогів або представників, створених для цієї мети. Таким чином, модель виступає інструментом, що дозволяє здійснювати науковий аналіз та прогнозування поведінки системи[33].

Під час формування моделі визначаються основні підзадачі, які визначають її логічну та функціональну структуру. На рис. 2.7 подано головні елементи опису об'єкта, що необхідні для створення адекватної моделі.

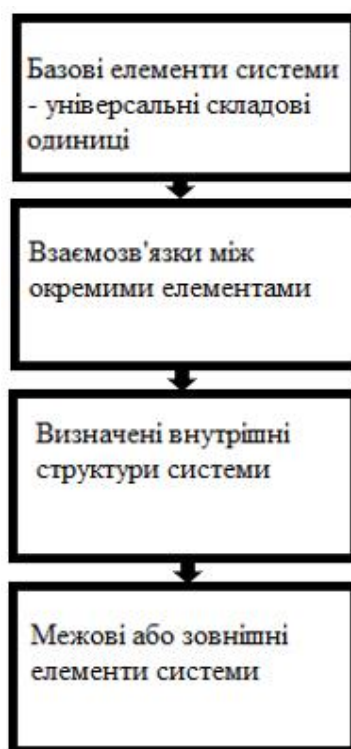


Рис. 2.7. Основні елементи опису об'єкту необхідні для створення адекватної моделі

Основна ціль моделювання – побудувати опис, який максимально точно передає характеристики досліджуваної системи, яке дає змогу отримати необхідну інформацію про його властивості та поведінку. Залежно від способу побудови, у науці

виділяють фізичні та абстрактні моделі. Одним із різновидів абстрактних є математична модель, яка описує об'єкт дослідження через функціональні залежності між параметрами, визначеними на основі концептуальної моделі - системи положень, що формують опис об'єкта [10].

Процес математичного моделювання умовно поділяють на чотири основні етапи, наведені на рис. 2.8:

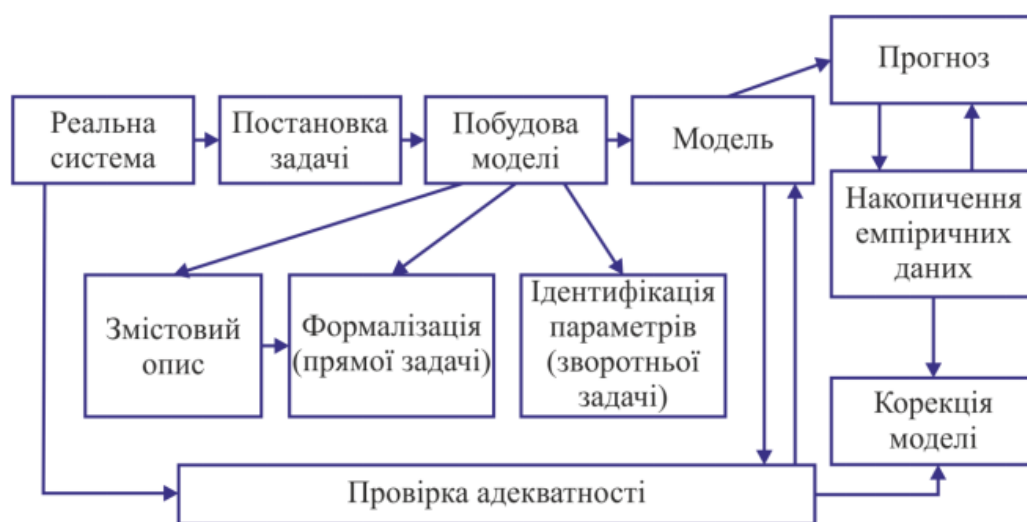


Рис. 2.8. Узагальнений алгоритм формування математичної моделі [1]

1 етап. Визначення об'єктів моделювання та взаємозв'язків між ними. Отримані результати подають у математичній формі, задаючи граничні умови для майбутньої моделі.

2 етап. Опис об'єкта дослідження з урахуванням його матеріальних, енергетичних та фізичних властивостей відповідно до мети моделювання. Результатом є формування виду математичної моделі та постановка задач, що з неї випливають. На даній стадії процесу важливу роль відіграє вибір математичного апарату для подальшого аналізу.

3 етап. Оцінка адекватності моделі реальному фізичному явищу. Виконується порівняння результатів моделювання з експериментальними даними, аналіз відхилень і, за потреби, коригування моделі.

4 етап. Подальший аналіз і оптимізація моделі на основі нових даних про об'єкт. У міру розвитку науки й техніки модель уточнюється та доповнюється, що сприяє підвищенню її точності та інформативності.

Основна роль математичної моделі полягає в тому, щоб показати, як внутрішні параметри системи $X_1 \dots X_n$ проявляються через зовнішні змінні $Y_1 \dots Y_n$. Оскільки створити абсолютно точну копію біологічної системи неможливо, застосовують спрощені моделі. Вони мають містити якомога більше важливих параметрів, щоб правильно описати реальний об'єкт.

Стан системи визначається набором параметрів $X_1 \dots X_n$, які змінюються з часом. Ці зміни описують функції $Z(t) = \{Z_1(t) \dots Z_n(t)\}$, тобто вектор станів. Кожна складова цього вектора є координатою в n -вимірному фазовому просторі, а зміни станів з часом утворюють фазову траєкторію. На систему впливають зовнішні сигнали $X(t)$ та випадкові фактори $\xi(t)$. Вихідні дані системи формують вектор $Y(t)$, який показує її реакцію та залежить від набору характеристик $A = \{a_1 \dots a_k\}$.

Математична модель описує зв'язок між станом системи, її параметрами, початковими умовами та вхідними сигналами у вигляді рівнянь, функцій чи правил. Моделі бувають двох типів:

- детерміновані - коли стан системи можна визначити точно в кожен момент часу;
- стохастичні - коли можна описати лише можливий розподіл значень параметрів.

Оскільки пульсовий сигнал під час психоемоційного стресу має біологічну природу, для створення правильної моделі потрібно обрати ті вхідні характеристики, які несуть найбільше корисної інформації.

У працях Драгана Я.П., Яворського Б.І. та Сікора Л.С. з теорії сигналів [1] запропоновано використовувати математичну модель періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП) для опису стохастичних коливань. Такий підхід став актуальним через необхідність поєднати дві групи моделей:

- стаціонарні моделі, що описують випадкові коливання;
- гармонічні моделі, які враховують циклічну природу процесів.

Циклічність трактується як повторення фаз та елементів циклу у часі. ПКВП є стохастичною моделлю простої ритмічної структури, у якій ймовірнісні характеристики змінюються за періодичним законом.

Повторюваність цих ймовірнісних характеристик зумовлює формування специфічної фазової структури у реалізаціях процесу. Це проявляється в тому, що гармонічні складові процесу стають взаємокорельованими. Для звичайного стаціонарного випадкового процесу такі гармонічні компоненти не корелюють між собою, що є прямим наслідком стаціонарності.

Тип кореляції гармонік визначає характер зміни характеристик процесу. До класу ПКВП належать ті процеси, у яких корельованими є тільки ті гармоніки, частоти яких відрізняються на величину, кратну частоті періоду кореляції. Такий зв'язок вказує на наявність чіткої фазової структури у коливальному процесі.

Моделювання пульсових сигналів на основі нестационарних випадкових процесів потребує додаткового визначення законів зміни їхніх ймовірнісних характеристик. Нестационарні процеси характеризуються тим, що їхня щільність розподілу змінюється залежно від початкового моменту часу. При цьому важливо, щоб потужність такого процесу була обмеженою [1].

Згідно з енергетичною теорією стохастичних сигналів, виділяються два класи сигналів: сигнали зі скінченною енергією (клас ε – імпульси скінченної енергії) та сигнали зі скінченною середньою потужністю (клас π – незгасаючі коливання за умови скінченності їх середньої потужності) [1]. Енергетична теорія стохастичних сигналів дозволяє звести нестационарні випадкові процеси до стаціонарних, не відкидаючи нестационарність, а враховуючи її. Аналіз таких сигналів може здійснюватися за допомогою інструментарію енергетичної теорії стохастичних сигналів. Для нестационарних сигналів загальна миттєва потужність сигналу, тобто його загальна дисперсія $d\xi$, є змінною величиною.

$$d_{\xi} = E|\xi(t)|^2, \quad t \in D, \quad (2.2)$$

де $\xi(t), t \in D$ – випадковий процес, що виступає моделлю m -ої вибірки пульсового сигналу;

$D \subset R$ – скінчена область задання пульсового сигналу на числовій осі

$R = (-\infty, \infty)$.

Оцінювання психоемоційного стану людини проводиться шляхом аналізу параметрів пульсового сигналу, які змінюються під дією емоційного стресу. Для цього виділяють кілька груп характеристик: часові, спектральні та морфологічні. Серед цих показників виділяють ЧСС, варіабельність ритму та індекс пульсації, час підйому пульсової хвилі, а також показники, що ґрунтуються на ентропії.

Побудована математична модель пульсового сигналу представлення у формі ПКВП дозволяє виконувати статистичну оцінку цих параметрів. Зміни середнього значення, дисперсії та кореляційної функції сигналу в часі розглядаються як маркери переходу між фазами психоемоційного стану: базовим станом, фазою тривоги та фазою резистентності.

Для автоматизованої обробки сигналів застосовується синфазний метод, який дозволяє визначати зміну потужності, амплітуди та частоти коливань у різних фазах. На основі цих даних формується висновок про стан користувача: «спокій», «стрес» або «тривога». Класифікація здійснюється шляхом порівняння отриманих параметрів із базовими пороговими значеннями.

Під час розрахунку середніх характеристик усереднення по всій часовій осі замінюється усередненням на інтервалі, який відповідає періоду кореляції сигналу T . У цьому випадку статистичні характеристики процесу приймають сталі значення. Якщо вважати, що випадкові процеси мають властивість $\hbar$ – ергодичності, тоді можна застосовувати статистичні методи для оцінювання параметрів, які змінюються з часом. Важливою особливістю процесів класу πT є те, що їх характеристики можна визначати, зводячи задачу до аналізу стаціонарних випадкових процесів. Це можливо тому, що значення сигналу, взяті через проміжки часу, рівні періоду кореляції, утворюють стаціонарні векторні послідовності.

У дослідженні пульсового сигналу під впливом психоемоційного напруження застосовується синфазний метод, який описує пульсовий сигнал як процес класу πT .

Для практичної реалізації синфазного методу оцінювання параметрів пульсового сигналу, що моделюється як періодично корельований випадковий процес (ПКВП), розглянемо процес:

$$\xi(t), t \in R \quad (2.3)$$

Що належить класу πT , де T – період кореляційної залежності.

У межах кожного інтервалу T пульсовий сигнал можна подати у вигляді гармонічної суми синфазної та квадратурної складових :

$$\xi(t) = A(t) \cos(\omega_0 t) + B(t) \sin(\omega_0 t), \quad (2.4)$$

де

$A(t)$ – синфазна складова,

$B(t)$ – квадратурна складова,

$\omega_0 = \frac{2\pi}{T}$ = основна кругова частота процесу.

Синфазна і квадратурна складові визначаються інтегральними співвідношеннями:

$$A_m = \frac{2}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} \varepsilon(t) \cos(\omega_0 t) dt, \quad (2.5)$$

$$B_m = \frac{2}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} \varepsilon(t) \sin(\omega_0 t) dt. \quad (2.6)$$

Отримані коефіцієнти A_m та B_m характеризують миттєву амплітуду сигналу на інтервалі часу T та дозволяють оцінити зміну фазової структури пульсового сигналу при переході між станами спокою, тривоги та резистентності.

Розрахунок інтегральних характеристик здійснюється за формулами:

$$R_m = \sqrt{A_m^2 + B_m^2}, \quad (2.7)$$

$$P_m = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} \varepsilon^2(t) dt, \quad (2.8)$$

де,

R_m – амплітудна оцінка сигналу,

P_m – середня потужність сигналу в межах періоду T .

Алгоритм реалізації синфазного методу:

1. Розбиття сигналу $\varepsilon(t)$ на сегменти тривалістю T .
2. Множення кожного сегмента на синфазну $\cos(\omega_0 t)$ та квадратурну $\sin(\omega_0 t)$ функції.
3. Обчислення середніх значень A_m і B_m інтегруванням за інтервалом T .
4. Визначення енергетичних характеристик R_m і P_m .

Порівняння з базовими значеннями для класифікації стану:

- Якщо $R_m \approx R_{\text{баз}}$ і P_m стабільна $\rightarrow$ стан спокою;
- Якщо R_m зменшується, а P_m зростає $\rightarrow$ фаза тривоги;
- Якщо R_m стабілізується при підвищеному P_m зростає $\rightarrow$ фаза резистентності.

Синфазний метод дозволяє оцінити фазово-амплітудні зміни пульсового сигналу під впливом психоемоційного навантаження:

- У стані спокою сигнал має стабільну фазу та амплітуду.
- У фазі тривоги з'являються флуктуації фази та зниження амплітуди R_m .
- У фазі резистентності відновлюється гармонійність, але із зсувом ω_0 через підвищення частоти серцевих скорочень.

Таким чином, синфазний метод забезпечує кількісну оцінку змін у структурі пульсового сигналу, що виникають під впливом психоемоційних факторів, і є ефективним інструментом для автоматизованої діагностики

«спокій» - «стрес» - «тривога».

2.3.1 Аналіз часових змін пульсового сигналу

Під час моделювання імпульсного сигналу важливо пам'ятати, що він належить до класу нестационарних імпульсних сигналів, параметри яких змінюються з часом. Ці зміни відображають динаміку фізіологічних процесів, зокрема реакцію серцево-судинної системи на психоемоційний стрес.

Часова динаміка сигналу визначається змінами його амплітуди, періоду та форми хвилі, які змінюються у відповідь на зовнішні або внутрішні подразники. Для детального аналізу доцільно використовувати методи короткочасного перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення або зсувної дискретизації, які дозволяють відстежувати зміни частотних та енергетичних характеристик сигналу протягом обмежених інтервалів часу.

Такі методи дозволяють ідентифікувати перехідні процеси, фази адаптації та стабілізації, які неможливо спостерігати, аналізуючи сигнал у приблизно стаціонарному стані. Візуалізація часової динаміки дозволяє оцінити, як змінюється структура хвилі серцевого ритму – від базової фази до фази стресу та подальшого відновлення.

Використання аналізу часової динаміки в моделюванні сигналу серцевого ритму дозволяє побудувати точнішу математичну модель, яка відображає не лише середні значення параметрів, але й закономірності їх змін з часом. Це, у свою чергу, підвищує достовірність оцінки психоемоційного стану та дозволяє виявляти короткочасні реакції, характерні для фази стресової реакції.

2.3.2 Виявлення перехідних процесів у пульсовому сигналі на основі теорії періодично корельованих випадкових процесів

Для адекватного опису нестационарних імпульсних сигналів, до яких належить і імпульсний сигнал, необхідно враховувати зміну його статистичних характеристик з часом. Для цього доцільно використовувати модель періодично корельованих випадкових процесів, яка дозволяє описувати циклічні та фазові коливання, характерні для біологічних систем.

ПКВП – це стохастична модель, в якій ймовірнісні характеристики (математичне очікування, дисперсія, кореляційна функція) періодично змінюються з певним періодом T . Це відображає повторювану структуру імпульсної хвилі та дозволяє розглядати її як процес з часовою кореляцією між послідовними циклами.

Перехідні процеси в імпульсному сигналі відбуваються під час змін психоемоційного стану (наприклад, під час переходу від спокою до стресу або навпаки). Такі переходи проявляються як зміни амплітуди, частоти та форми хвилі, а також порушення регулярності циклів. Використання опису ПКВП дозволяє нам виділити ці фрагменти, аналізуючи кореляційні властивості сигналу протягом обмежених інтервалів часу.

Математично, перехідні стани визначаються як області, де порушується періодичність статистичних характеристик сигналу, тобто де середнє значення та коваріація перестають бути періодичними з періодом T . Щоб їх виявити, ми виконуємо локальний аналіз сигналу в ковзному вікні, а потім обчислюємо залежність коваріаційної функції від часу:

$$r_{\xi}(t, s) = \{\xi(t)\xi(s)\}, \quad t, s \in L_m \quad (2.9)$$

де L_m - інтервал спостереження, що відповідає m -тій вибірці сигналу.

Отже, використання теорії ПКВП у поєднанні з часовим аналізом дозволяє не лише виявляти перехідні процеси в сигналі серцевого ритму, але й кількісно

оцінювати зміни параметрів системи під впливом психоемоційного стресу. Це дає змогу побудувати більш надійну математичну модель, придатну для аналізу короткочасних динамічних реакцій ССС.

2.4 Система збору та реєстрації пульсового сигналу

Фотометричні методи дослідження ґрунтуються на принципі того що речовини по-різному поглинають та послаблюють світлові промені залежно від зміни об'єму крові в судинах. Пульсова хвиля формується в момент систоли, коли лівий шлуночок серця виштовхує кров у судинне русло, поширюється зі швидкістю 4-6 м/с. Розповсюдження тиску відбувається аортою та артеріями, при цьому швидкість і характер поширення хвилі визначаються діаметром судини, її еластичністю та товщиною стінок, а також інтенсивністю скорочень серця.

Пульсова хвиля характеризується амплітудними та часовими параметрами, що мають важливе діагностичне значення. Зміна зазначених характеристик може бути ознакою розвитку серцево-судинних розладів. Процес утворення пульсової хвилі показано на рис. 2.9.

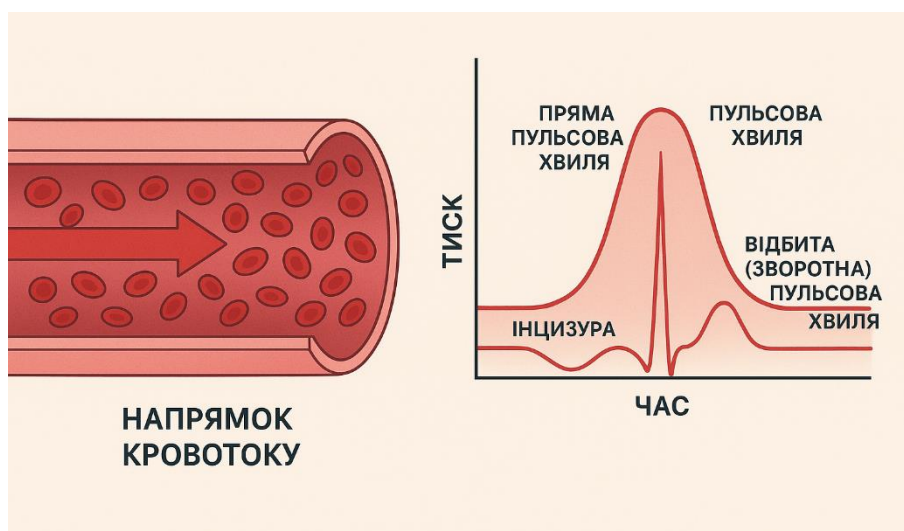


Рис. 2.9. Ілюстрація процесу виникнення пульсової хвилі

Пульсова хвиля на фотоплетизмограмі представлена двома ключовими фазами: анакротичної, що відповідає систолі (скороченню серця), та дикротичної, що відповідає діастолі (розслабленню). Дикротичний пік утворюється внаслідок відбиття хвилі крові. Частота пульсової хвилі перебуває у кореляції з її тривалістю зі станом міокарда, а амплітуда та форма піків фотоплетизмограми відображають стан судинної стінки. Таким чином, оцінка як часових, так і амплітудних параметрів надає цінну діагностичну інформацію.

Внаслідок того, що фотоплетизмографія ґрунтується на фундаментальних принципах абсорбції та/або відбиття світлової енергії, розрізняють два загальні методи побудови сенсорів. Відповідно, існують різноманітні типи сенсорів, функціонування яких залежить від виявлення відбитого або поглинутого випромінювання. Зазначені режими роботи сенсорів ілюстровано на рис. 2.10. На основі отриманих даних відбувається реконструкція пульсової хвилі.



Рис. 2.10. Режими роботи датчиків для відбору фотоплетизмограми: на просвіт;
на відбивання [1]

Формування даних для подальшої обробки може бути наочно продемонстровано за допомогою схематичного зображення, представленого на рис. 2.11.

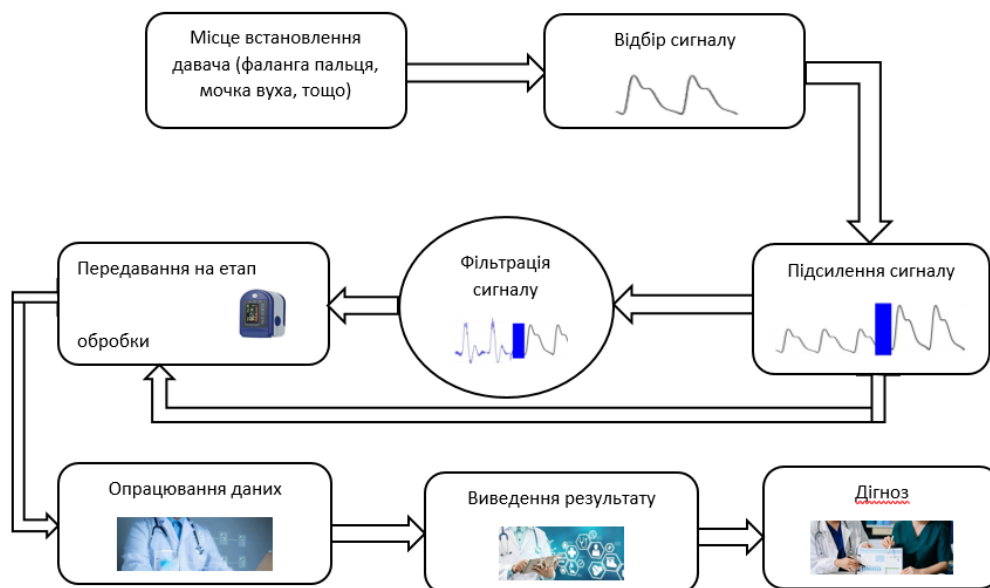


Рис. 2.11. Схема відбору та опрацювання фотоплетизмограми

У складі пульсового сигналу ідентифікуються осциляції трьох порядків: *I*, *II* та *III*. Осциляції *II* та *III* порядків класифікуються як повільні, на відміну від осциляцій *I* порядку, що належать до швидких та корелюють з пульсовою хвилею. Останні відображають динаміку кровотоку в точці вимірювання під час систолічної та діастолічної фаз серцевого циклу. На рис. 2.12 проілюстровано осциляції *I* порядку, що відтворюють об'ємний пульс (*I*), осциляції *II* порядку, що збігаються з респіраторними хвилями (*II*), та осциляції *III* порядку, які відповідають множинним респіраторним циклам. Пульсовий сигнал характеризується комплексною структурою, що зумовлює необхідність врахування специфічних особливостей фізіологічних процесів організму при його аналізі. Враховуючи людину як складну біологічну систему, в процесі її життєдіяльності відбувається суперпозиція різноманітних сигналів, і застосовуваний метод аналізу повинен враховувати дану особливість.

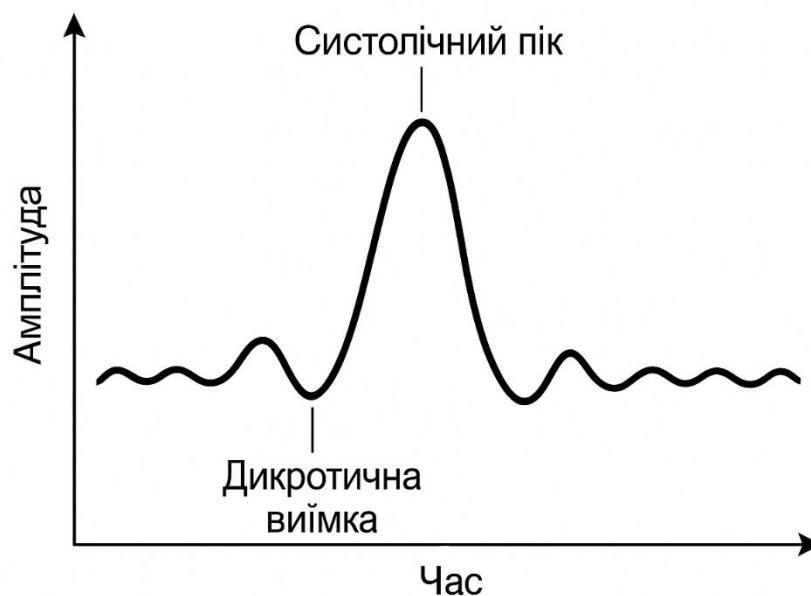


Рис. 2.12. Типовий вигляд структури пульсового сигналу

Зважаючи на те, що фотоплетизмографія, як спосіб діагностики функціонального стану серцево-судинної системи, ґрунтується на принципах варіацій кількості поглиненого/відбитого світла, які корелюють із серцевою діяльністю, вивчення пульсової хвилі дозволяє отримати відомості про стан пацієнта через обробку зареєстрованих показників. Обсяг та релевантність отриманих діагностичних даних визначається не лише типом сенсора, але й індивідуальними фізіологічними характеристиками організму та використаними способами аналізу даних.

2.5 Метод виділення інформативних ознак з пульсових сигналів з психоемоційними станами

Виходячи з характеристик імпульсного сигналу, представлених у розділі 2, для реалізації методу когерентного накопичення (КК) використано синфазний підхід. Це дозволяє, використовуючи єдину реалізацію $\tilde{x}$ – ергодичного імпульсного сигналу, оцінювати динаміку фазової структури сигналу та його коваріацію в часі, а не лише їхні середні значення. В результаті, стає можливим ідентифікувати нові інформативні параметри сигналу, що сприяє вирішенню завдання оцінки психоемоційного стану за імпульсним сигналом.

При застосуванні синфазного методу обробки імпульсного сигналу, розрахунки проводяться на часовому інтервалі величиною $T = k\Delta$, де T позначає період кореляції, а Δ – крок дискретизації. Загальна довжина реалізації визначається з урахуванням максимального часового зсуву u і дорівнює $nT + u$. Відповідні оцінки середньої коваріації та математичного сподівання описуються виразами.

$$b_{\xi_m}(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t + u + kT) \overline{\xi_m(t + kT)} \quad (2.10)$$

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t + kT), \quad (2.11)$$

де,

$b_{\xi_m}(t, u)$ – статистика середньої коваріації;

(t) – центральний пульсовий сигнал на m -му ковзному вікні;

T – період корельованості;

N – кількість періодів корельованості на усій реалізації;

(t) – статистична оцінка математичного сподівання.

З огляду на те, що пульсовий сигнал відповідає моделі потоку квазі-стаціонарних випадкових процесів (ПКВП), обґрунтованими будуть такі статистичні показники.

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0 + kT) \quad (2.12)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t_0 + u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0 + kT) \overline{\xi_m(t_0 + u + kT)} \quad (2.13)$$

Характеристики зазначених оцінок визначаються обраним критерієм оцінювання та тривалістю реалізації імпульсного сигналу. Усереднення, згідно з рівняннями, проводиться на інтервалі тривалістю $Tm = k\Delta$, де Tm позначає період

корельованості, а Δ – інтервал дискретизації. Необхідно також враховувати максимальне зміщення u , для якого виконується обчислення кореляційної функції. З урахуванням цього зміщення, вирази набувають відповідного вигляду.

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) \quad t \in [0, T) \quad (2.14)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t_0 + u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + u + kT_m) \overline{\xi_m(t + kT_m)} \quad (2.15)$$

Якщо математичне сподівання статистики дорівнює величині, що оцінюється, то відповідна оцінка є незміщеною.

$$M_t\{\hat{m}_{\xi_m}(t)\} = \frac{1}{n} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) = \hat{m}_{\xi_m}(t) \quad (2.16)$$

Дисперсійна оцінка становить:

$$D_{\hat{m}_m} = M[\hat{m}_{\xi_m}(t) - M_t\{\hat{m}_{\xi_m}(t)\}] = \frac{1}{N} \sum_{k=N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) \hat{b}_{\xi_m}(t, kT_m) \quad (2.17)$$

Використовуючи наведені співвідношення, можна здійснити аналіз характеристик статистик математичної моделі імпульсного сигналу, представленої у вигляді ПКВП, а саме: математичного очікування, коваріаційної функції та кореляційних компонентів. Це дозволяє оцінити ступінь наближення отриманих оцінок до відповідних значень, залежно від використаних методів їх обчислення.

Обробка пульсового сигналу, розглянутого як випадковий процес із дискретним часом із використанням синфазного підходу, передбачає декомпозицію сигналу на сукупність синфазних вибірок, отриманих на дискретній часовій сітці, що описується множиною точок $\{n\Delta t + kNT\Delta t, k \in Z\}$. Дискретизація здійснюється з періодом

кореляції NT . Значення, взяті з цієї сітки, формують стаціонарні та стаціонарно пов'язані часові ряди.

З урахуванням набору стаціонарних складових, обчислюється множина оцінок їх взаємних кореляційних функцій

$$\hat{b}_{\xi}(n\Delta t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T) \xi(n\Delta t + kN_T), \quad k \in Z \quad (2.18)$$

Отримані значення кореляційних складових $Bk(u)$ надають можливість здійснити оцінку:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_{\xi}(n\Delta t, u) e^{-\frac{j2\pi kn}{N_T}} \quad (2.19)$$

Кореляційна компонента $Bk(u)$ відтворює фазово-часову організацію у спектральній області та виступає як кількісна міра, що дозволяє здійснювати оцінку динаміки сигналу в часі. Стабільність показників у часі розглядається як норма, тоді як їх зміни можуть свідчити про наявність патологічних процесів. Аналіз фазово-часової організації надає можливість ідентифікувати початкові зміни у функціонуванні серцево-судинної системи, які можуть бути індикаторами патології.

В рамках m -го вікна кореляційні компоненти пульсового сигналу мають вигляд:

$$\hat{B}_{mk}(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_{\xi_m}(n\Delta t, u) e^{-\frac{j2\pi kn}{N_T}}, \quad (2.20)$$

2.6 Критерій оцінювання кореляційних компонент як показників психоемоційного стану людини

Оскільки психоемоційний стан людини відображається у зміні стабільності та структури серцевих коливань, важливим є визначення кількісного критерію, який би

дозволяв оцінювати ці зміни на основі віконної синфазної обробки пульсового сигналу. Кореляційні компоненти, що формуються під час співставлення послідовних періодів пульсової хвилі, містять інформацію про ступінь узгодженості та квазіперіодичності серцевих циклів. Чим вищий рівень кореляції між періодами, тим стійкіший ритм і тим меншою є психоемоційна напруга. Навпаки, при стресі та збудженні крива пульсу втрачає регулярність, що проявляється у зменшенні амплітуди кореляційних складових.

Для кожного n -го аналізованого вікна сигналу формується матриця кореляційних компонент:

$$B = \{B_{mk}(u)\}, \quad (2.21)$$

елементи якої визначають схожість між періодами пульсової хвилі в межах одного вікна.

Для побудови узагальненого критерію проводиться усереднення всіх елементів цієї матриці, що дозволяє отримати інтегральну метрику впорядкованості:

$$M_m = \frac{1}{N_u} \frac{1}{N_k} \sum_{n=0}^{N_u} \sum_{n=0}^{N_k} B_{mk}(u) \quad , \quad (2.22)$$

де, N_k — кількість компонент;

N_k — кількість часових зсувів.

Отримана величина характеризує загальний рівень синфазності та стабільності серцевих циклів. Використання усереднення є обґрунтованим, оскільки окремі кореляційні коефіцієнти можуть змінюватися через локальні артефакти або шум, тоді як інтегральний показник являє собою більш стійку оцінку, яка відображає глобальну структуру ритму. Таким чином, значення M виступає інформативним маркером психофізіологічного стану людини.

2.7 Алгоритм виділення інформативних ознак з пульсових сигналів з психоемоційними станами

Відповідно, блок-схема алгоритму формування кореляційних компонент має структуру, представлену на рис. 2.13.

Запропонований алгоритм комп'ютерної обробки пульсового сигналу за допомогою синфазного методу дозволяє оцінити характеристики сигналу з метою ідентифікації нових інформативних показників, що базуються на математичній моделі імпульсного сигналу як ПКВП за умов психоемоційного напруження.

Алгоритм оцінювання психоемоційного стану базується на застосуванні теорії періодично корельованих випадкових процесів, яка забезпечує врахування циклічної структури пульсового сигналу та його іманентної стохастичності. Пульсовий сигнал, зафіксований під час психоемоційного навантаження, класифікується як процес із періодичною кореляцією, оскільки його статистичні характеристики (математичне очікування, дисперсія, кореляційна функція) демонструють періодичні зміни в часі.

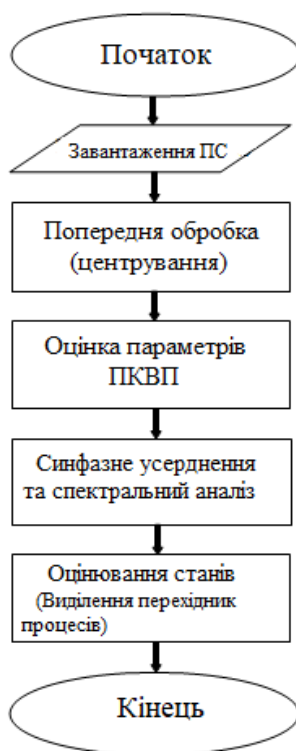


Рис. 2.13. Послідовність операцій для імплементації алгоритму оцінювання

Первинна обробка сигналу: Пульсовий сигнал піддається фільтрації з метою елімінації шумів і артефактів (низькочастотна та високочастотна фільтрація, адаптивне згладжування). На цьому етапі формується очищений часовий ряд $\xi(t)$.

Сегментування сигналу: Сигнал поділяється на еквідистантні часові інтервали $Lm = [m \times \Delta t, m \times \Delta t + Sm]$, кожний з яких кореспондує окремому стану системи (спокій, тривога, резистентність). Для кожного сегмента обчислюється локальне математичне очікування $m\xi(t)$ і коваріація $r\xi(t, s)$.

Оцінка параметрів ПКВП: Для кожного сегмента визначаються період корельованості (T) і функція коваріації:

$$r_{\xi}(t, s) = E [\xi(t) \xi(s)], r_{\xi}(t + T, s + T) = r_s(t, s) \quad (2.23)$$

Отримані характеристики уможливають побудову фазової структури сигналу та ідентифікацію періодичності змін його властивостей.

4. Детектування перехідних процесів. Перехідні процеси детермінуються на основі змін енергетичних характеристик сигналу в часовій області. Для цього аналізується миттєва потужність:

$$P(t) = \xi^2(t) \quad (2.24)$$

та обчислюється її похідна за часом:

$$\frac{dP(t)}{dt} > 0 \quad (2.25)$$

при переході від стану спокою до стресу (підвищення енергії сигналу), і

$$\frac{dP(t)}{dt} < 0 \quad (2.26)$$

при переході до стану релаксації. Відповідно, фазові ділянки з диференційованою динамікою потужності відображають фази перехідного процесу.

Для виявлення змін у структурі пульсового сигналу, пов'язаних із переходами між фазами спокою, стресу та відновлення, застосовано метод ковзної віконної обробки з використанням синфазного усереднення.

Суть методу полягає у поділі всього запису сигналу на часові інтервали сталої тривалості S , які зміщуються у часі з певним кроком Δt . Для кожного вікна сигнал $x(t)$ розглядається в межах інтервалу: $L = [m\Delta t, m\Delta t + S)$, де $m = 0, 1, 2, \dots$ - номер вікна.

У межах кожного вікна виконується така послідовність операцій:

1. Попередня фільтрація сигналу в діапазоні частот 0,5–8 Гц для виділення пульсової компоненти.
2. Детекція піків пульсової хвилі для визначення початку кожного циклу серцевої активності.
3. Синфазне (когерентне) усереднення — вирівнювання циклів за піками та їх усереднення.
4. Розрахунок локальних параметрів (амплітуди, потужності, частоти, морфологічних характеристик).

Послідовне переміщення ковзного вікна по сигналу забезпечує формування динамічної картини змін, що відбуваються з часом.

Зміни миттєвої потужності $P(t)$, отриманої за формулою:

$$P(t) = \frac{1}{S_n} \int_{t-S_m}^t x^2(\tau) d\tau \quad (2.27)$$

відображають реакцію серцево-судинної системи на психоемоційне навантаження. Аналіз похідної $dP(t)/dt$ дозволяє виявляти перехідні стани між фазами стресу та відновлення.

Таким чином, ковзне вікно реалізує часову локалізацію сигналу, а синфазне усереднення підвищує точність оцінки його характеристик.

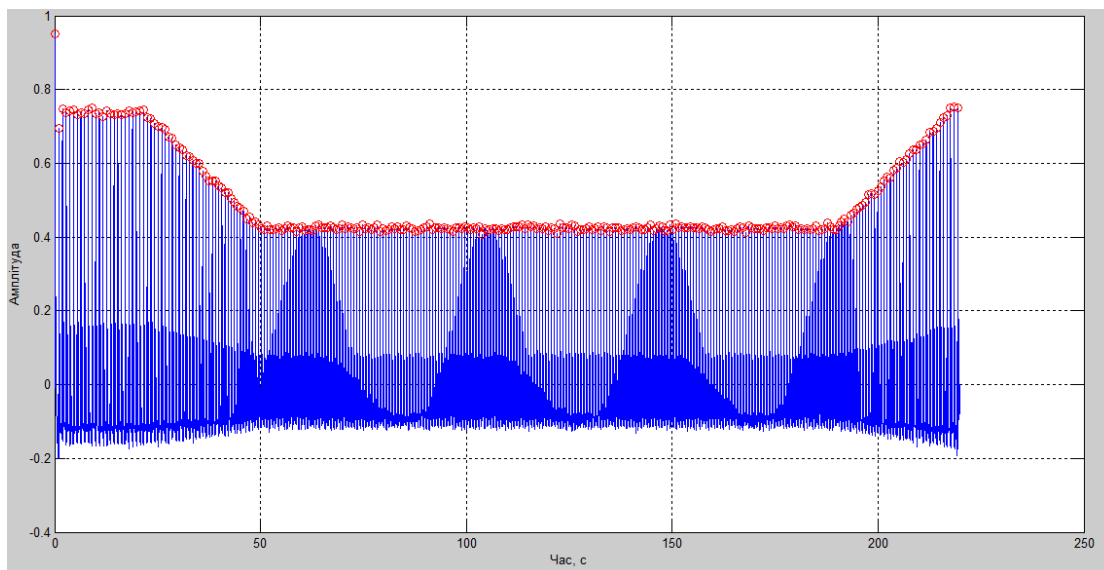


Рис. 2.14. Фільтрований пульсовий сигнал із відміченими піками

На рис. 2.14 наведено приклад фільтрованого пульсового сигналу з відміченими піками, отриманими після попередньої смугової фільтрації у діапазоні частот 0,5–8 Гц. Детекція піків дозволяє синхронізувати окремі цикли пульсової хвилі та провести подальше синфазне усереднення у межах кожного вікна.

5. Синфазне усереднення та спектральний аналіз. З метою підвищення прецизійності оцінювання застосовується синфазний метод - усереднення відліків сигналу з інтервалом, кратним періоду корельованості (T). Це забезпечує отримання спектральної оцінки енергетичного розподілу:

$$S_{\xi}(f) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} R_k e^{-j2\pi f k T} \quad (2.24)$$

де (R_k) — коефіцієнти автокореляційної функції.

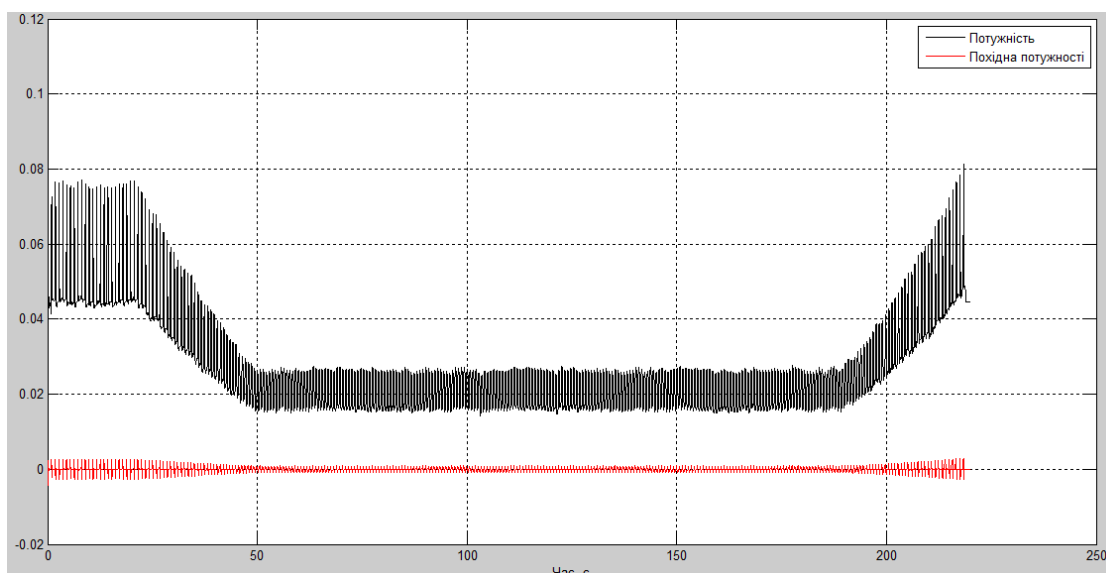


Рис. 2.15. Миттєва потужність сигналу (ковзне вікно 1 с)[48]

На рис. 2.15 представлено зміну миттєвої потужності сигналу, розрахованої у ковзному вікні тривалістю 1 с. Спостерігаються ділянки зростання енергії під час переходу до стану стресу та її зниження у фазі відновлення. Похідна миттєвої потужності використовується для автоматичного визначення перехідних процесів.

6. Оцінювання стану. На основі енергетичних, кореляційних і частотних параметрів сигналу встановлюється поточна фаза психоемоційного стану:

Стан спокою: стабільна кореляційна структура, низька варіативність потужності;

Стан стресу: різке зростання частоти коливань і потужності, спалахи нестаціонарності;

Фаза відновлення: поступове зниження потужності та стабілізація кореляційних характеристик.

На рис. 2.15 зображено усереднені цикли пульсової хвилі, отримані у межах ковзних вікон. Видно зміну морфології сигналу: у стані спокою чітко виражений дикротичний зубець, під час стресу його амплітуда зменшується, а у фазі відновлення – поступово відновлюється.

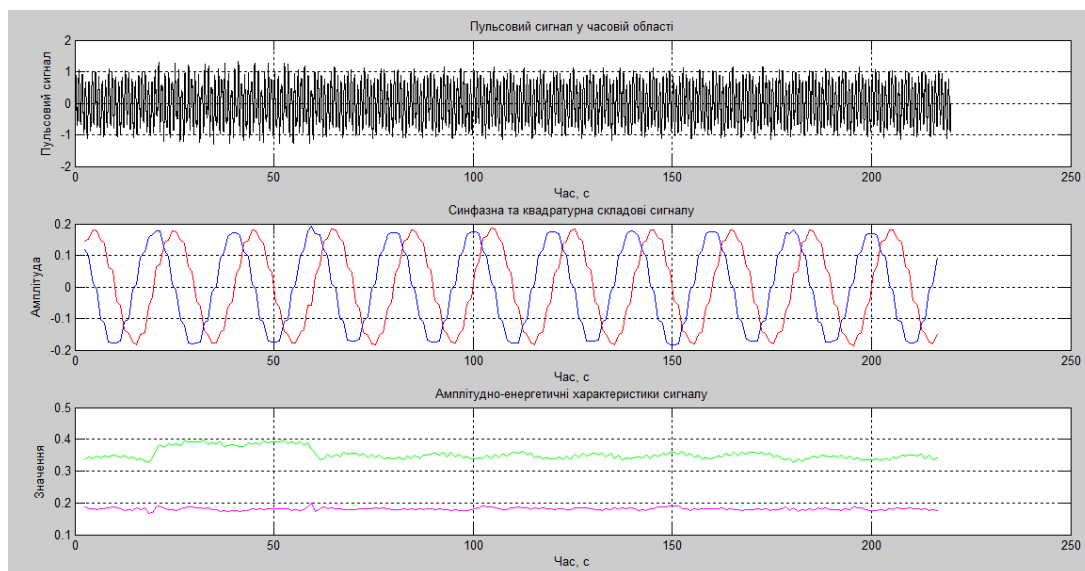


Рис. 2.16. Реалізація синфазного методу оцінювання параметрів пульсового сигналу: а) вихідний пульсовий сигнал у часовій області; б) зміни синфазної A_m і квадратурної B_m складових; в) амплітудно-енергетичні характеристики у різних фазах психоемоційного стану («спокій» – «тривога» – «резистентність»).

На рис. 2.16 показано результати реалізації синфазного методу. У верхньому графіку представлено пульсовий сигнал у часовій області. Середній графік демонструє динаміку синфазної A_m і квадратурної B_m складових, які характеризують фазову структуру сигналу. Нижній графік відображає зміну амплітуди R_m та середньої потужності P_m пульсового сигналу, що дозволяє визначити перехід між фазами психоемоційного стану:

- стабільні значення (0–20 с) - базовий стан,
- зменшення амплітуди (20–60 с) - фаза тривоги,
- стабілізація при підвищеній потужності (60–190 с) - фаза резистентності,
- повернення до базових характеристик (190–220 с) - відновлення.

На основі реалізованого синфазного методу встановлено, що пульсовий сигнал характеризується вираженими змінами синфазної та квадратурної складових під впливом психоемоційного навантаження. Зменшення амплітуди R_m та підвищення середньої потужності P_m свідчать про розвиток фази тривоги, тоді як стабілізація цих

параметрів відображає перехід до фази резистентності. Отримані результати підтверджують ефективність синфазного методу для кількісного аналізу фазових і амплітудно-енергетичних змін пульсового сигналу, що виникають при різних рівнях психоемоційного стану.

Отже, запропонований алгоритм дозволяє ідентифікувати перехідні процеси між станами спокою, стресу та відновлення за допомогою аналізу енергетичних і кореляційних характеристик пульсового сигналу в контексті теорії ПКВП. Використання даного підходу забезпечує підвищену чутливість до короточасних змін у структурі сигналу та дозволяє більш адекватно відображати динаміку психоемоційних реакцій.

2.8 Висновки до розділу 2

Проведено комплексний аналіз особливостей формування пульсового сигналу та підходів до його математичного опису в умовах психоемоційного навантаження. Узагальнення теоретичних положень і результатів моделювання дозволило сформулювати цілісне уявлення про те, як зміни у діяльності серцево-судинної системи відображаються у часовій, амплітудній та фазовій структурі пульсової хвилі.

Показано, що пульсовий сигнал є динамічним нестационарним процесом, параметри якого чутливо реагують на дію стресових чинників. Саме тому для його коректного аналізу необхідне застосування математичних моделей, здатних враховувати періодичність і стохастичну природу коливань. Обґрунтовано доцільність використання моделі періодично корельованих випадкових процесів, що дозволяє описати повторювану фазову структуру сигналу та забезпечує можливість статистичного оцінювання його характеристик у часі.

Розглянуті методи реєстрації та структурні особливості пульсової хвилі стали основою для побудови алгоритму, орієнтованого на виділення інформативних ознак, релевантних для визначення психоемоційного стану. У роботі детально описано принципи синфазного оброблення та ковзної віконної сегментації, які дають змогу

відстежувати короткочасні зміни у фазовій та енергетичній структурі сигналу, а також виявляти перехідні процеси між станами спокою, тривоги та резистентності.

Проведений аналіз підтвердив, що поєднання часових, спектральних та кореляційних характеристик дає можливість сформувати комплексну діагностичну ознаку, чутливу до психоемоційних реакцій організму. Розроблений підхід є перспективним для подальшої інтеграції в автоматизовані системи моніторингу стану пацієнта, забезпечуючи більш точне та об'єктивне відображення динаміки фізіологічних змін під впливом стресу.

Таким чином, у розділі обґрунтовано вибір математичного апарату, сформовано методологію аналізу та розроблено алгоритмічні основи, необхідні для переходу до етапу практичної реалізації оцінювання психоемоційного стану за пульсовим сигналом.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ПУЛЬСОВИМ СИГНАЛОМ

3.1 Розробка імітаційної моделі пульсового сигналу при різних психоемоційних станах

Імітаційна модель пульсового сигналу використовується для тестування алгоритмів аналізу психоемоційного стану людини за умов контрольованої зміни фізіологічних параметрів. У роботі розроблено комплексну модель, яка враховує динаміку частоти серцевих скорочень, амплітуди пульсової хвилі, форму сигналу та вплив шумів.

Модель включає чотири фази:

- початковий спокій,
- фаза психоемоційного навантаження,
- фаза відновлення,
- завершальний спокій.

Часовий інтервал моделювання задається як:

$$t = 0 : \Delta t : (T_{calm1} + T_{load} + T_{rec} + T_{calm2}), \quad (3.1)$$

де $\Delta t = 1/F_s$ — крок дискретизації.

3.1.1 Моделювання частоти серцевих скорочень

Для моделювання поведінки частоти серцевих скорочень (HR) використано комбінацію гармонічної модуляції у фазі спокою та експоненційних функцій наростання й спадання у фазах навантаження та відновлення.

Фаза спокою:

$$HR(t) = HR_{calm} + 0.1 \sin(2\pi f_m t), \quad (3.2)$$

Невелика синусоїдна модуляція моделює природні коливання серцевої активності при спокої.

Зростання частоти серцевих скорочень період фази навантаження описується експоненційною моделлю:

$$HR(t) = HR_{calm} + (HR_{peak} - HR_{calm}) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_{rise}}} \right), \quad (3.3)$$

де $\tau_{rise} = 8$ с — стала часу, що визначає швидкість розвитку стресового навантаження.

В період фази відновлення спостерігається повернення до норми, а такий процес моделюється повільним експоненційним спаданням:

$$HR(t) = HR_{peak} + (HR_{calm} - HR_{peak}) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_{fall}}} \right), \quad (3.4)$$

де $\tau_{fall} = 30$ с — стала часу відновлення.

Миттєвий період серцевих скорочень:

$$T_b(t) = \frac{60}{HR(t)}, \quad (3.5)$$

На основі $T_b(t)$ формується часовий ряд моментів серцевих ударів.

3.1.2 Моделювання амплітуди пульсової хвилі

Амплітудна характеристика моделюється аналогічно HR — мала варіабельність у спокої, підвищення у фазі навантаження та плавне повернення у відновленні.

Фаза навантаження:

$$A(t) = A_{base} + (A_{peak} + A_{base}) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_a}} \right), \quad (3.6)$$

Фаза відновлення:

$$A(t) = A_{base} + (A_{peak} + A_{base}) \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_a}} \right), \quad (3.7)$$

де $A_{peak}=1.3$, $A_{base}=1.0$, $\tau_a=6$, $\tau_{rec}=25$.

Зміна амплітуди моделює зміну тону́су судин при стресі.

3.1.3 Формування форми пульсової хвилі

Форма PPG-сигналу представлена сумою двох гаусових функцій, які відповідають:

- основній (прямій) хвилі;
- відбитій хвилі (відбиття від периферійних судин).

Математична модель одного серцевого циклу:

$$PPG(t) = A \left[A_1 \frac{-(t-t_1)^2}{2s_1^2} + A_2 \frac{-(t-t_2)^2}{2s_2^2} \right], \quad (3.8)$$

де параметри моделі:

- $A_1=1.0$, $t_1=0.18$, $s_1=0.045$ – основна хвиля;
- $A_2=0.35$, $t_2=0.42$, $s_2=0.06$ – відбита хвиля;
- A – амплітудна огинаюча, отримана в попередньому пункті.

Для кожного моменту удару t_{beat} формується локальний сегмент тривалістю:

$$T_{beat} = 1.2 \text{ сек.} \quad (3.8)$$

Отримані сегменти накладаються у часову область шляхом додавання.

Розроблена повна математична модель формування пульсового сигналу адаптивно реагує на зміну фаз психоемоційного навантаження. Модель містить:

- змінну частоту серцевих скорочень;
- змінну амплітуду пульсової хвилі;
- реалістичну форму пульсового циклу (дві гаусові складові);
- генератор моментів серцевих ударів;
- механізм додавання шумів та нормалізації.

Ця модель забезпечує коректну основу для тестування виконуваної у наступних підрозділах синфазної віконної обробки.

Програмний код імітування пульсового сигналу наведено в додатку А, а результат імітування на рис.3.1-3.2. При імітуванні задано часи часів спокою, навантаження, відновлення та спокою, які в подальшому необхідно виявити при застосуванні методу віконної синфазної обробки пульсового сигналу.

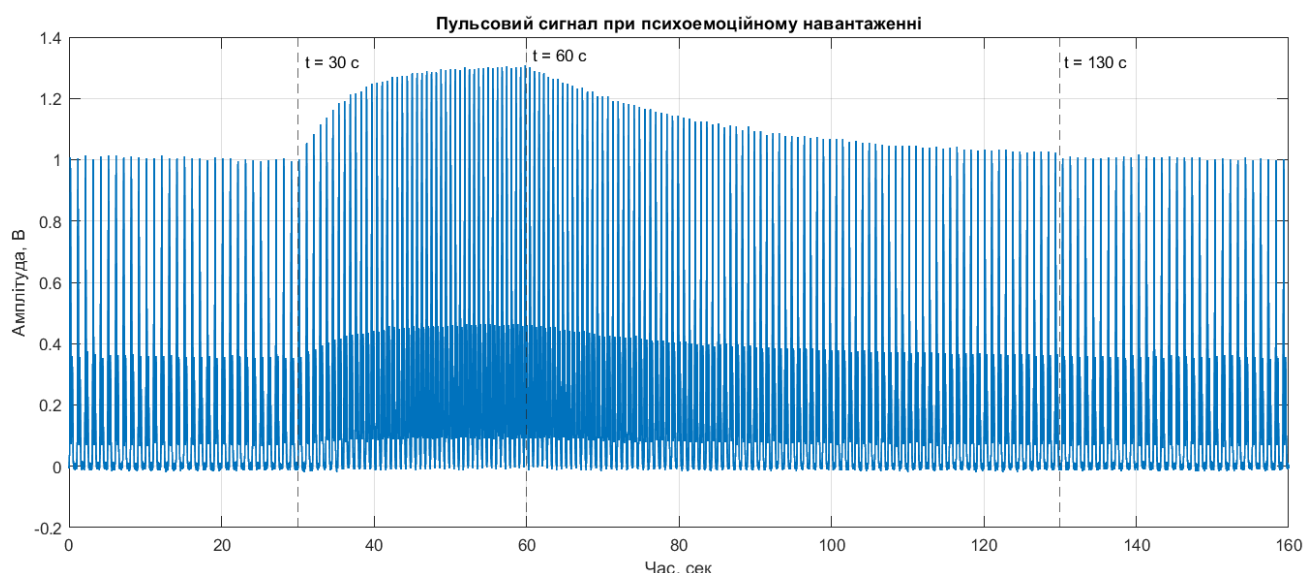


Рис.3.1. Реалізація імітованого пульсового сигналу при психоемоційному навантаженні

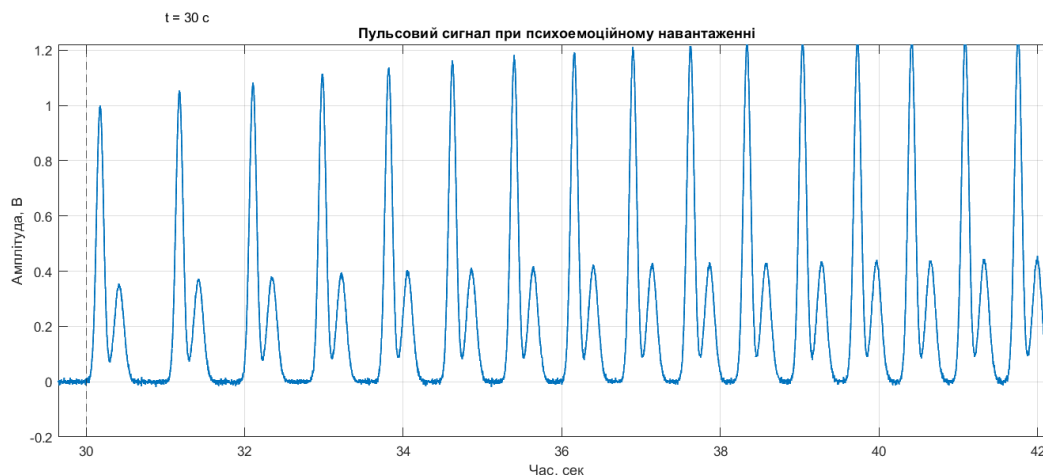


Рис.3.2. Фрагмент реалізації імітованого пульсового сигналу при психоемоційному навантаженні масштабований по часу

Часову реалізацію імітованого пульсового сигналу, сформованого відповідно до математичної моделі, яка враховує зміну частоти серцевих скорочень, амплітуди та форми пульсової хвилі під дією психоемоційного навантаження. Графік демонструє чітку структурованість сигналу за чотирма фазами, що послідовно відповідають різним фізіологічним станам людини.

У лівій частині графіка спостерігається ділянка сигналу з відносно сталою частотою серцевих скорочень та малою амплітудною варіабельністю.

Після першої вертикальної штрихової лінії відмічено перехід у режим навантаження. На графіку чітко видно зростання частоти пульсових коливань – хвилі стають густішими, а період серцевих циклів зменшується. Одночасно амплітуда сигналу підвищується відповідно до експоненційної моделі. Ця частина сигналу імітує реакцію серцево-судинної системи на стресовий вплив.

Після другої вертикальної лінії настає період поступового повернення фізіологічних параметрів до норми. Частота серцевих скорочень плавно зменшується, а амплітуда повільно спадає. У цій частині сигналу відображена експоненційна динаміка відновлення, яка є повільнішою порівняно зі зростанням при навантаженні.

Після третьої вертикальної лінії сигнал знову набуває стабільної структури: нормалізується частота, амплітуда наближається до базового рівня, а хвилі стають

більш рівномірними. Цей етап відтворює завершення реакції організму й повернення до стану спокою.

3.2 Реалізація програмного забезпечення для синфазної обробки імітованих пульсових сигналів в рамках ковзного вікна

На початку роботи програми здійснюється очищення робочого середовища MATLAB, що виключає вплив попередніх змінних і результатів:

```
clear; clc;
```

Після виконання цих команд середовище повністю готове до подальшої обробки сигналу.

Далі завантажується файл, який містить дискретизований пульсовий сигнал, згенерований у попередньому підрозділі:

```
%% Завантаження пульсового сигналу при психоемоційному навантаженні  
ppg = load(ppg_emoc.dat);
```

Сигнал зберігається у векторі ppg, який буде використовуватись у всіх наступних етапах.

На основі частоти дискретизації обчислюється часовий крок та формується часовий вектор, що відповідає кожному відліку пульсового сигналу:

```
% Часові та частотні параметри сигналу  
Fs = 500;  
dt = 1/Fs;  
  
% Формування шкали часу пульсового сигналу  
tM=(0:(length(ppg)-1)).*dt;
```

Часовий ряд tM дає можливість візуалізувати сигнал та будувати часові прив'язки під час аналізу.

На початковій візуалізації сигналу пульсовий сигнал виводиться на графік для оцінки його структури та контролю коректності завантаження:

```
% Візуалізація пульсового сигналу
plot(t, ppg, 'LineWidth', 1.2); grid on; hold on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
title('Пульсовий сигнал при психоемоційному навантаженні');
```

Графік дозволяє побачити зміни сигналу у часі та візуально оцінити наявність фаз спокою, навантаження й відновлення.

Далі задаються параметри ковзного вікна:

- розмір кроку зсуву вікна,
- довжина самого вікна,
- кількість відліків на один період,

```
% Крок зміщення вікна
krok=10;

% Довжина вікна обробки
w=5000;

% Дискретна довжина періоду
NT=fix(1*Fs);
```

де $krok=10$ означає, що вікно буде зсуватися кожні 10 відліків;

$w=5000$ — це 10 секунд даних у кожному вікні;

$NT=500$ відліків — приблизна тривалість одного пульсового циклу.

В подальшому сигнал обрізається таким чином, щоб містити цілу кількість періодів, що є необхідним для синфазної кореляційної обробки:

```
% Кількість відліків в межах одного періоду
len=fix(length(ppg)/NT);

% Обрізаємо сигнал кратно NT
ppg1=ppg(1:(NT*len));
```

У такий спосіб видаляється «хвіст» сигналу, який не поміщається в повний період.

На етапі основного циклу синфазної віконної обробки програма послідовно проходить сигнал із кроком *krok*, вирізаючи вікна довжиною *w* та обробляючи їх функцією синфазної кореляції:

```
% Синфазна обробка ПС в межах ковзного вікна
for m=1:krok:(length(ppg1)-w)
    startsig=m; % Початок вибірки
    endsig=m+w; % Кінець вибірки
```

Після визначення коректних меж вікна можна обчислювати кореляційні параметри.

На етапі формування вікна сигналу для обробки з основного сигналу виділяється вікно (фрагмент), який буде аналізуватись:

```
% Формування вибірки (вікна) сигналу
vikno=ppg1(startsig:endsig);
```

Фрагмент *vikno* містить певний часовий інтервал із пульсовим сигналом.

Для обчислення кореляційних компонент методом синфазної обробки використовується спеціальна функція ('с' – центрування сигналу вхідного):

```
% Обчислення кореляційних компонент в межах ковзного вікна
B = PKVPsinfaz(vikno, NT, 'c');
```

Отримана матриця *B* містить повну інформацію про кореляційні зв'язки.

Для отримання одновимірної характеристики стану виконується усереднення матриці B:

```
% Усереднення кореляційних компонент в межах ковзного вікна
M(k)=mean(mean(B));
```

Після усереднення маємо скалярну оцінку, яка визначає ступінь регулярності сигналу у цьому вікні.

Більше значення означає більш високу впорядкованість (стрес або навантаження).

В подальшому здійснюється формування часової осі для отриманих значень:

```
% Формування шкали часу
tM=((0:(length(M)-1))+(krok-1)).*dt;
```

Цей часовий вектор відповідає моментам часу, в яких було отримано кожне значення M.

Візуалізація результатів синфазної обробки реалізовано фрагментом коду:

```
% Візуалізація
figure('Name','Синфазна віконна обробка пульсового сигналу','NumberTitle','off');
plot(tM, M); hold on; grid on; axis tight;
```

На графіку відображається зміна середнього кореляційного значення в часі – це головний показник психоемоційного стану.

Для відображення зон переходу стану людини додано позначки фаз спокою, навантаження і відновлення:

```
xline(x1, '--');
xline(x2, '--');
xline(x3, '--');
```

Також:

```
text(x1 + 1, ypos2, sprintf('t = %.0f c', x1), 'FontSize', 10);
text(x2 + 1, ypos2, sprintf('t = %.0f c', x2), 'FontSize', 10);
text(x3 + 1, ypos2, sprintf('t = %.0f c', x3), 'FontSize', 10);
```

Позначки слугують для порівняння результатів синфазної оцінки з фактичними фазами моделювання.

3.3 Результати синфазного оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом

На рис. 3.3 подано результат застосування методу віконної синфазної обробки до імітованого пульсового сигналу. Графік відображає усереднені кореляційні компоненти, які виступають інтегральним індикатором поточного психоемоційного стану людини. Значення цієї величини характеризують рівень узгодженості та регулярності пульсових циклів у кожному ковзному вікні.

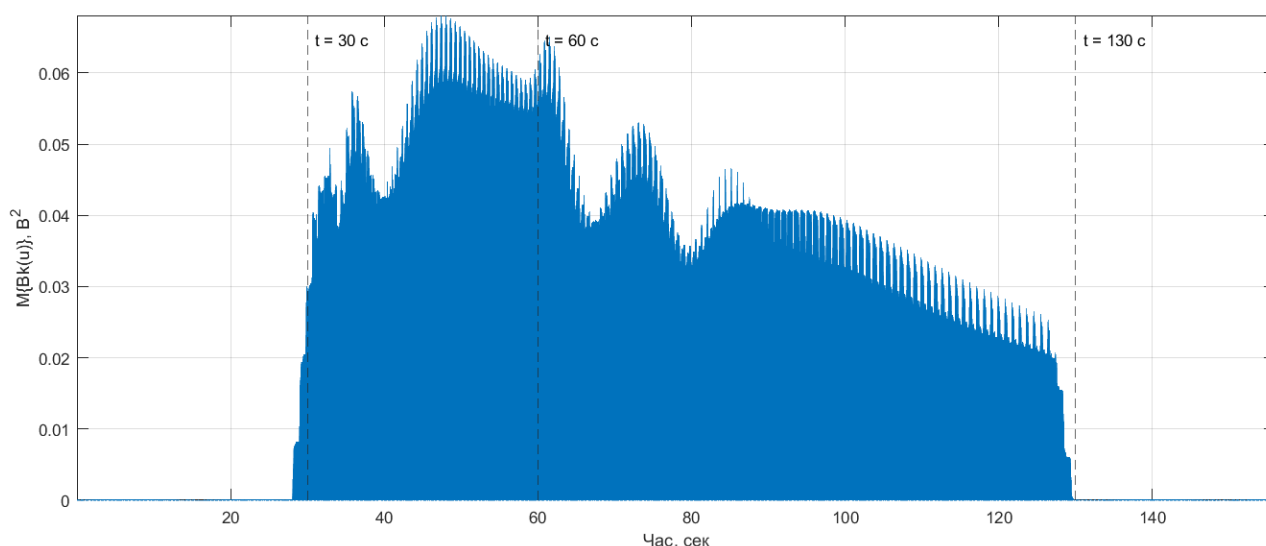


Рис.3.3. Усередненні кореляційні компоненти як індикатори психоемоційного стану людини (результат віконної синфазної обробки)

Упродовж усього проміжку сигналу чітко виділяються три ключові фрагменти, які відповідають заданим фазам моделювання (спокій – навантаження – відновлення). Кожна з фаз відзначена вертикальними пунктирними лініями на часовій осі:

- $t = 30$ с: закінчення початкової фази спокою,
- $t = 60$ с: завершення фази психоемоційного навантаження,
- $t = 130$ с: закінчення фази відновлення.

У першому інтервалі значення усереднених кореляційних компонент залишаються близькими до нуля. Це пов'язано з відносно низькою регулярністю та малою амплітудою сигналу в умовах спокійного психофізіологічного стану. На цій ділянці кореляційний показник відсутності зовнішніх та внутрішніх збурень має мінімальні коливання.

Після переходу до режиму навантаження спостерігається різке зростання значень кореляційного індикатора. У середній частині графіка кореляційна міра досягає максимальних значень – близько $0.06 V^2$, що свідчить про:

- підвищення регулярності пульсових циклів,
- збільшення амплітуди й частоти ПС,
- відчутне посилення синфазності та взаємної подібності кардіоциклів

Ця поведінка є типовою для реакції серцево-судинної системи під дією стресового або емоційного навантаження.

Після завершення навантаження кореляційний показник поступово зменшується. Спостерігається виражений плавний спад, що відповідає поверненню частоти серцевих скорочень та амплітуди ПС до базових величин.

У цьому інтервалі:

- зменшується впорядкованість між кардіоциклами,
- знижується синфазність сигналу,
- поступово згладжується реакція системи кровообігу.

Незважаючи на загальну тенденцію до зменшення, на графіку зберігається хвилеподібна структура – результат фізіологічних коливань під час адаптації до рівноваги.

Після третьої вертикальної мітки індикатор кореляції повертається до значень, близьких до нуля, що підтверджує нормалізацію стану та завершення реакції організму на навантаження.

Графік демонструє, що метод віконної синфазної обробки успішно відтворює перехід між фазами психоемоційного стану, задаючи інформативний кореляційний індикатор:

- мінімум – стан спокою,
- пік – навантаження / стрес,
- поступове зниження – відновлення після навантаження.

Таким чином, усереднені кореляційні компоненти, отримані в результаті обробки пульсового сигналу, можуть використовуватись як ефективний кількісний параметр для автоматичного виявлення змін психоемоційного стану людини.

На рис. 3.4 наведено паралельно вхідний сигнал та отриманий результат обробки.

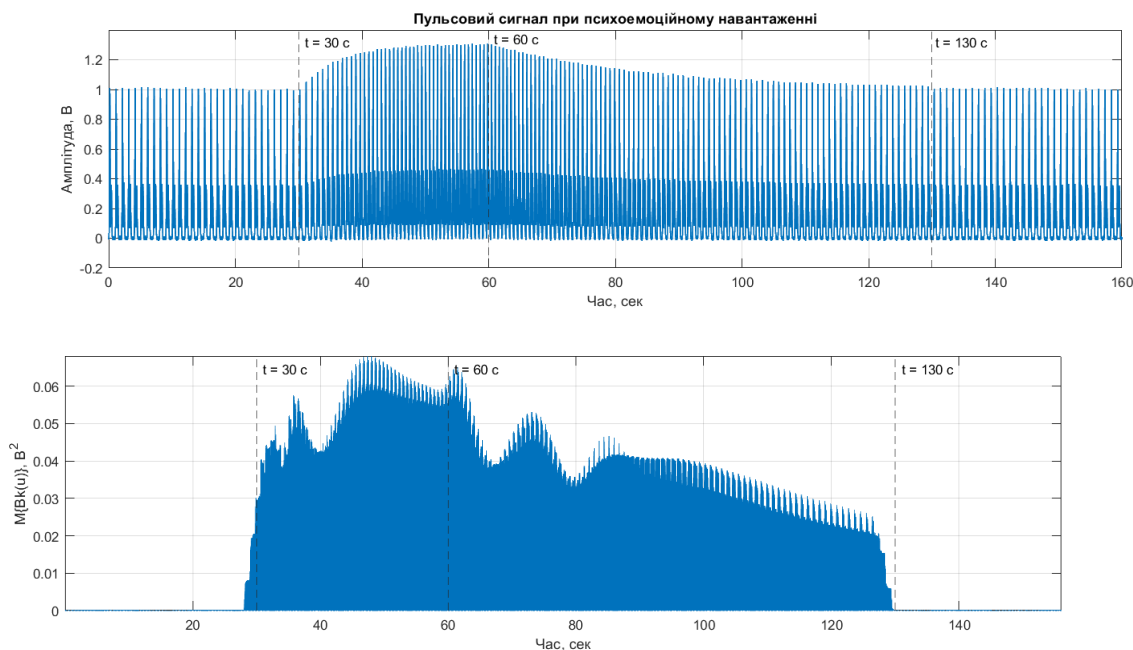


Рис.3.4. Паралельно відображені пульсовий сигнал та результат віконної синфазної обробки (усередненні кореляційні компоненти)

На рис. 3.4 наведено імітований пульсовий сигнал із заздалегідь визначеними моментами переходу між фазами ($t = 30$ с, $t = 60$ с, $t = 130$ с), які позначені

штрихпунктирними лініями. Результат віконної синфазної обробки демонструє зміни кореляційного показника саме в цих часових інтервалах: у зоні спокою значення мінімальні, у зоні навантаження – різко зростають і формують максимум, а під час відновлення – поступово спадають до вихідного рівня. Ключові зміни $M(t)$ точно співпадають із мітками фаз, нанесеними на вхідному сигналі.

Часові переходи, які були апріорно задані в імітованому сигналі та позначені штрихпунктирними лініями на графіках, повністю відтворюються кореляційним індикатором після віконної синфазної обробки. Це підтверджує, що метод правильно реагує на зміну структури пульсового сигналу, коректно визначає межі фаз і є працездатним та ефективним для оцінювання психоемоційного стану за пульсовими сигналами.

3.4 Висновки до розділу 3

У розділі розроблено та реалізовано повний комплекс програмних засобів для моделювання пульсового сигналу та подальшого оцінювання психоемоційного стану людини методом віконної синфазної обробки. Створена імітаційна модель PPG-сигналу коректно відтворює фізіологічні зміни частоти, амплітуди та форми пульсової хвилі в умовах спокою, навантаження та відновлення, забезпечуючи контрольовані умови для тестування алгоритму.

Реалізований алгоритм синфазної обробки пройшов успішну перевірку на імітованому сигналі. Усереднені кореляційні компоненти, що є результатом обробки, чітко реагують на зміну структури пульсового сигналу: у фазі спокою показник залишається мінімальним, у фазі навантаження – різко зростає, а під час відновлення – плавно зменшується до вихідного рівня. Часові переходи, позначені на графіках штрихпунктирними лініями ($t = 30$ с, $t = 60$ с, $t = 130$ с), повністю співпадають із відповідними змінами кореляційного індикатора, що підтверджує правильність і стабільність роботи методу.

Отримані результати доводять, що метод віконної синфазної обробки є працездатним та ефективним для автоматичного виявлення фаз психоемоційного

стану за пульсовими сигналами. Такий підхід може бути використаний як основа для подальшої розробки систем моніторингу стану людини у реальному часі.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Розробка методів і програмного забезпечення для аналізу психоемоційного стану людини за допомогою пульсового сигналу проводилась на персональному комп'ютері. У процесі виконання наукових досліджень та обробки експериментальних біомедичних даних необхідно дотримуватися встановлених вимог санітарних норм і правил щодо роботи з відеодисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин (ДСанПіН 3.3.2.007–98), які затверджені постановою Головного державного санітарного лікаря України від 10 грудня 1998 року № 7[44].

Правила безпеки та захисту здоров'я працівників під час використання екранних пристроїв регламентовані наказом Міністерства соціальної політики України № 207 від 14 лютого 2018 року (НПАОП 0.00-7.15-18). Цей документ розроблений на основі Директиви 90/270/ЄЕС від 29 травня 1990 року, яка визначає мінімальні вимоги щодо охорони праці при роботі з екранним обладнанням [46].

При роботі з комп'ютерним обладнанням важливо забезпечити, щоб рівні шуму, вібрації, електромагнітного випромінювання та мікроклімат на робочому місці залишалися в межах допустимих норм. Це необхідно для запобігання соматичним порушенням, надмірному перевантаженню зору та зниженню працездатності, особливо при тривалій роботі з алгоритмами обробки фотоплетизмографічних сигналів і аналізом часових рядів.

Під час організації робочого простору слід враховувати вимоги Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01.12.1999 р. № 37[45]. Крім того, мікроклімат приміщення повинен відповідати Санітарним нормам мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99).

Організація робочого місця має забезпечувати правильне розташування комп'ютерної техніки, ергономічність меблів, належний рівень освітлення та уникнення прямого відблиску на екрані. Освітлення в зоні роботи повинно створювати достатній контраст між зображенням на моніторі та середовищем, а також відповідати вимогам норм ДСанПіН 3.3.2.007-98[47].

Під час обробки пульсових сигналів, отриманих у ході експериментів, використовувалися медичні та комп'ютерні пристрої, які відносяться до обладнання для діагностики і моніторингу згідно з Технічним регламентом про медичні вироби (Постанова КМУ №753 від 02.10.2013). Фотоплетизмографічні сенсори, що входять до складу реєстраційної системи, мають відповідати стандартам безпеки, електромагнітної сумісності та біосумісності відповідно до цього регламенту.

Під час роботи з обладнанням для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу необхідно забезпечити повну безпеку від ураження електричним струмом. Це можливо за умови правильного підключення пристроїв, належного стану ізоляції та присутності заземлення корпусу апаратури. Рівень ізоляції струмонесучих елементів має відповідати правилам улаштування електроустановок (ПУЕ) та вимогам експлуатації медичного електронного обладнання.

Також слід враховувати специфіку психофізіологічної активності оператора-дослідника. Тривалий аналіз біомедичних сигналів може призводити до підвищеного навантаження на органи зору. З цієї причини важливо дотримуватись балансу між роботою та відпочинком, рекомендуючи робити перерви тривалістю 10–15 хвилин після кожної години роботи за комп'ютером.

Таким чином, проведення досліджень, пов'язаних із реєстрацією та обробкою пульсових сигналів для оцінювання психоемоційного стану, є безпечним за умови дотримання вимог охорони праці, санітарних норм, технічних регламентів та правил експлуатації комп'ютерної та медичної техніки.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях. Стійкість роботи цехів та лабораторії з виготовлення електронної медичної апаратури. Заходи захисту виробничого персоналу

Забезпечення безпеки виробничих процесів та безперервності бізнесу для компаній, що виробляють електронне медичне обладнання, є критично важливим завданням для сучасної галузі охорони здоров'я. Оскільки електронні медичні пристрої впливають на діагностику та лікування пацієнтів, їх виробництво повинно відповідати дедалі суворішим вимогам до надійності, якості та стійкості до зовнішніх та внутрішніх загроз. З огляду на потенційні техногенні збої, стихійні лиха або воєнні дії, впровадження комплексної системи безпеки, яка захищає персонал та мінімізує втрати, пов'язані з перериваннями процесів, стає особливо важливим [43].

Будівлі та лабораторні приміщення повинні відповідати вимогам сейсмостійкості, вогнестійкості та категорії вибухонебезпеки. Конструкції повинні бути стійкими до механічних навантажень, перепадів температур та ударних хвиль. Особлива увага приділяється:

- армування несучих елементів,
 - використання негорючих матеріалів,
 - герметизації виробничих зон, де переробляються хімічні або леткі матеріали.
- Ці фактори визначають основні шляхи підвищення стійкості промислових об'єктів у надзвичайних ситуаціях, це:
- забезпечення надійного захисту робітників і службовців від шкідливих факторів у надзвичайних ситуаціях;
 - захист основних виробничих фондів від руйнівного впливу аварій, катастроф, стихійних лих та засобів ураження;
 - забезпечення стабільного постачання всім необхідним для виробництва планової продукції;
 - підготовка до відновлення порушеного виробництва;

- підвищення надійності та ефективності управління виробництвом та цивільної оборони.

- Методи підвищення стійкості (надійності) цехів та лабораторій виробництва ЗІЗ у кризових ситуаціях:

- накопичення фонду захисних засобів та засобів індивідуального захисту для Центрального військового округу;

- будівництво важливих цехів та лабораторій для виробництва ЗІЗ поза зонами можливого ураження;

- будівництво цехів та лабораторій для виробництва матеріалів ЗІЗ;

- розширення шляхів сполучення та розвиток усіх видів транспорту;

- зміцнення та дублювання енергетичних потужностей;

- розширення зв'язків між промисловістю та підприємствами;

- створення матеріально-технічних резервів;

- підтримка військ Центрального військового округу в постійній готовності.

- Захист робітників, службовців та населення реалізується трьома основними способами:

- використання засобів індивідуального захисту;

- укриття людей у захисних спорудах;

- проведення евакуаційних заходів робітників та службовців та членів їхніх сімей.

Засоби індивідуального захисту забезпечують захист працівників на виробничих об'єктах та в зонах, забруднених РР, ОР, НХР та БЗ.

Захисні споруди є найефективнішим способом захисту виробничого персоналу під час робочої зміни. Захисні споруди повинні бути побудовані на кожному об'єкті своєчасно та забезпечувати укриття під час найдовшої робочої зміни.

Заходи евакуації забезпечують захист членів сімей працівників, співробітників та виробничого персоналу під час неробочих змін. Надійний захист виробничого персоналу досягається шляхом використання всіх трьох методів захисту з урахуванням конкретної ситуації.

Стійкість роботи цехів і лабораторій з виготовлення електронної медичної апаратури в умовах надзвичайних ситуацій визначає не лише безперервність виробничого процесу, а й безпеку персоналу та якість кінцевого продукту. Комплексний підхід, що включає інженерно-технічні, організаційні, санітарно-гігієнічні та інформаційні заходи, дозволяє значно зменшити ризики виникнення аварій та мінімізувати наслідки НС. Забезпечення стійкості підприємства та належного рівня захисту працівників є ключовою умовою ефективного функціонування сучасного виробництва медичної електроніки та сприяє підвищенню загальної надійності медичної індустрії.

4.3 Висновки до розділу 4

Було обґрунтовано комплекс заходів з охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях, необхідних під час виконання досліджень, пов'язаних із реєстрацією та обробкою пульсових сигналів для оцінювання психоемоційного стану людини. Встановлено, що робота з комп'ютерним обладнанням та медичними діагностичними пристроями потребує суворого дотримання санітарних, ергономічних і технічних норм, що регламентують умови праці, параметри мікроклімату, освітлення, рівень електромагнітних полів та вимоги електробезпеки. Виконання цих норм забезпечує безпечну експлуатацію апаратури, зменшує ризики професійних порушень та сприяє підтриманню високої працездатності дослідника.

Проаналізовано також заходи забезпечення стійкості роботи виробничих приміщень у надзвичайних ситуаціях. Показано, що стійкість цехів та лабораторій, задіяних у виготовленні електронної медичної апаратури, визначається комплексом інженерно-технічних, організаційних та захисних рішень, які мінімізують наслідки техногенних аварій, стихійних лих та потенційних воєнних загроз. Особливу роль відіграють правильна організація захисних споруд, забезпечення працівників засобами індивідуального захисту, а також завчасне планування евакуаційних заходів.

Таким чином, дотримання вимог охорони праці, нормативів технічної та пожежної безпеки, а також впровадження комплексної системи цивільного захисту створюють необхідні умови для безпечного виконання наукових досліджень та забезпечують стійке функціонування виробництва у кризових ситуаціях. Застосування цих заходів є важливою складовою гарантування надійності отриманих результатів та безпеки персоналу, що працює з медичною та комп'ютерною технікою.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра на тему «Оцінювання психоемоційного стану людини за пульсовим сигналом» розглянуто комплекс теоретичних, математичних та прикладних аспектів аналізу фотоплетизмографічного сигналу з метою виявлення змін психоемоційного стану людини.

Показано, що психоемоційні стани безпосередньо впливають на автономну регуляцію серцево-судинної системи, змінюючи частоту серцевих скорочень, варіабельність ритму, тонус периферичних судин та морфологію пульсової хвилі. Проведений огляд сучасних методів оцінювання підтвердив інформативність фотоплетизмографії та доцільність використання пульсового сигналу як базового джерела даних для діагностики емоційних реакцій у режимі реального часу.

У роботі сформовано математичну модель пульсового сигналу, яка описує взаємозв'язок між його часовими та амплітудними характеристиками і фазами психоемоційної реакції («спокій», «тривога», «резистентність»). Показано, що зміни форми пульсової хвилі відбуваються нерівномірно, що обґрунтовує використання методів аналізу нестационарних процесів.

На основі теорії періодично корельованих випадкових процесів запропоновано кореляційно-синфазний метод виділення інформативних ознак пульсового сигналу. Метод дозволяє відстежувати зміни кореляційних компонент у рухомому вікні та фіксувати перехідні процеси, характерні для реакції «спокій → стрес». Визначено критерій оцінювання стану людини за зміною кореляційних складових у трьох фазах пульсового циклу.

Розроблений алгоритм оцінювання психоемоційного стану включає етапи попередньої обробки сигналу, згладжування артефактів, виявлення меж пульсових циклів, розрахунку часових і кореляційних показників, а також синфазне усереднення в рамках ковзного вікна. Алгоритм придатний для використання у портативних та носимих пристроях.

У програмній частині реалізовано імітаційну модель пульсового сигналу для різних психоемоційних станів та створено програмне забезпечення для синфазної

обробки даних. Отримані результати демонструють зміну амплітудних, фазових та кореляційних характеристик сигналу при переході від стану спокою до психоемоційного навантаження, що підтверджує ефективність запропонованого методу.

Встановлено, що використання кореляційно-синфазного підходу забезпечує:

- підвищення стійкості до шумів і артефактів ФПГ-сигналу;
- можливість виявлення короткотривалих перехідних процесів;
- кількісну оцінку змін психоемоційного стану за фізіологічними показниками;
- перспективність інтеграції у системи персонального моніторингу, телемедицини та біологічного зворотного зв'язку.

Отже, результати роботи підтверджують, що пульсовий сигнал є ефективним індикатором психоемоційного стану, а розроблений метод та алгоритм можуть бути основою для створення високоточних портативних систем автоматизованого моніторингу емоційного стану людини.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Стрембіцька О. І. Методи та засоби оцінки пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці : дисертація на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія». Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021.
2. Moskalyets V., Moser M., Radapov I. Psycho-emotional state recognition using EEG-signal dynamics. *Journal of Neuroscience & Behavioral Studies*, 2018.
3. Allen J. Photoplethysmography and its application to the measurement of cardiovascular variables. *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28, No. 3. P. R1–R39.
4. Tamura T., Maeda Y., Sekine M., Yoshida M. Wearable photoplethysmographic sensors – past and present. *Journal of Medical Systems*. 2014. - Vol. 38, No. 4. - Article 45.
5. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*. - 1996. - Vol. 93. - P. 1043–1065.
6. Selvaraj N., Jaryal A., Santhosh J., Anand S., Deepak K. S. Assessment of heart rate variability from PPG compared to ECG. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 2008. Vol. 32, No. 6. P. 479–483.
7. Liang Y., Chen Z., Ward R., Elgendi M. Photoplethysmography and deep learning: trends and challenges. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2020. Vol. 61. Article 102051.
8. Choi Y., Lee J. Pulse wave analysis techniques for arterial stiffness assessment. *Current Hypertension Reviews*. 2018. Vol. 14, No. 3. P. 213–221.
9. Yavorska Y., Strembitska O., Strembitskyi M., Hvoslivska L. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal. *Scientific Journal of Ternopil National Technical University*. 2020. No. 4. P. 118–126.
10. Strembitska O. I., Yavorska Ye. B. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psychoemotional stress in dental practice. *Scientific Journal of Ternopil National Technical University*. 2020.

11. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Алгоритм опрацювання фотоплетизмографічного сигналу синфазним методом для визначення змін психоемоційного стану пацієнта у стоматології. II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ИСМ–2019): збірник наукових праць. Харків, 2019. С.118-119.

12. Yavorska Ye. B., Strembitska O. I. Computer simulation of photoplethysmographic signal under psychoemotional stress. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. 2021.

13. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Матеріали XVIII наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Природничі науки та інформаційні технології»: зб. тез доповідей (29-30 жовтня 2014 р.). Тернопіль, 2014. С. 105-106.14. Стручок В. С. Безпека в надзвичайних ситуаціях: методичний посібник. Тернопіль : ФОП Паляниця В. А., 2022. 156 с.

15. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Розвиток математичних моделей та методів аналізу пульсового сигналу для комп'ютерних систем діагностики стану судин людини. II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ИСМ–2019): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2019. С. 61-63.

16. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення обладнання електрокадіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія – 2006», 2022. 136 с.

17. Готь І. М., Винарчук-Патерега В. В., Ломницький І. Я. Методичні вказівки з клінічного обстеження хворих і написання історії хвороби з хірургічної стоматології. Львів, 2001.

18. Мордик М. Ю., Черкашин Р. Є. Особливості функціонального стану серцево-судинної системи під час розумової праці. Молодіжний науковий вісник. 2007 С. 47–50.

19. Хвостівська Л. Фазово-часова структура пульсової хвилі як показник стану ригідності судини людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, (м.Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 126-127. 20. Остафійчук Д. І., Караняга А. О., Полікарпова І. С. Клінічні методи дослідження серцево-судинної діяльності (огляд літератури). Клінічна та експериментальна патологія. 2020. № 2(72). С. 85–90.

21. Kuhlmann T. P., Siström C. L., Chance J. F. Light reflection rheography as a noninvasive screening test for deep venous thrombosis. *Annals of Emergency Medicine*. 1992. Vol. 21, No. 5. P. 513–517.

22. Нікітчук Т. М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі. Вісник Хмельницького національного університету. 2013. № 1. С. 183–186.

23. Astley J. D., Gresswell B. Comparative sphygmography. *The Veterinary Journal and Annals of Comparative Pathology*. 1984. Vol. 18, No. 6. P. 410–413.

24. Кацитадзе І. Ю. Вплив різних шляхів контролю частоти серцевих скорочень : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук. Київ : Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського, 2016. – 133 с.

25. Nelson M., Covalciuc M., Stepanek J. Noninvasive measurement of central vascular pressures with arterial tonometry: clinical revival of the pulse pressure waveform? 2010. Vol. 85, No. 5. P. 72–460.

26. Мінцера О. П. Сучасні методи і засоби для визначення і діагностування емоційного стресу : монографія. Вінниця, 2010. 228 с.

27. Moraes J. L., Rocha M. X., Vasconcelos G. G., et al. Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. *Sensors*. 2018. Vol. 18, No. 6. 1894.

28. Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф., Марков С. М. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Частина 1 : Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Вінниця, 2003. 115 с.

29. Vos H. J., Voorneveld J. D., Jebbink E. G., et al. Contrast-enhanced high-frame-rate ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2020. Vol. 46, No. 11. P. 2875–2890.

30. УЗД (доплерографія) судин шії та голови [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <http://sono-med.com/uk/uzd-doplerografiya-sudin-shiyi-ta-golovi/>.
31. Krapohl D. J., Shaw P. K. Fundamentals of Polygraph Practice. 2015. 348 p.
32. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Чернівці, 2015. Фізика. Електроніка. Т. 4, Вип. 1. С. 83-89. ISSN 2227-8842
33. Хвостівська Л. В. Аналіз математичних моделей пульсового сигналу / Лілія Хвостівська. Матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій», 19–21 травня 2015 року Т.: ТНТУ, 2015 С. 158-159. (Комп'ютерно-інформаційні технології та системи зв'язку).
34. Білінський Й. Й., Огородник К. В., Юкиш М. Й. Випадкові сигнали та їх характеристики.
35. Hvostivska L., Oksukhivska H., Hvostivskyu M., Shadrina H. Імітаційне моделювання добового пульсового сигналу для задачі верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу, Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (77). 2019. pp 66-73. doi: 10.20535/RADAR.2019.77.66-73.
36. Драган Я. П., Чорна Л. Б., Яворський Б. І. Алгоритм варіаційного визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосових звуків. Вісник Державного університету «Львівська політехніка». 1998. № 337. С. 166–169.
37. Драган Я. П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів, 1997. - 361 с.
38. Драган Я. П. Структура і представлення моделей стохастичних сигналів. Київ, 1980. - 384 с.
39. Злепко С. М., Павлов С. В., Коваль Л. Г. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування : навчальний посібник. Вінниця, 2011. 133 с.

40. Zahedi E., Chellappan K., Ali M. A. M., Singh H. Analysis of the effect of ageing on rising edge characteristics of the photoplethysmogram using a modified Windkessel model. Cardiovascular Engineering. 2008. Vol. 7, No. 4. P. 172–181.

41. Гніліцький В. В., Мужичька Н. В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експрес-діагностики за пульсограмами. Вісник Житомирського державного технологічного університету. Технічні науки. 2010. № 4(55). С. 28–38.

42. Wu Hau-Tieng, Wu Han-Kuei, Wang Chun-Li, Yang Yueh-Lung, Wu Wen-Hsiang, Tsai Tung-Hu, Chang Hen-Hong. Modeling the pulse signal by wave-shape function and analyzing by synchrosqueezing transform. PLoS ONE. 2016. - Vol. 11, No. 6. - e0157135.

43. ДСТУ ISO 22301:2019. Системи управління безперервністю бізнесу. Вимоги. - Київ : Державне підприємство «Український науково-дослідний і навчальний центр проблем стандартизації, сертифікації та якості», 2019. - 54 с.

44. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин : ДСанПіН 3.3.2.007-98 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98>.

45. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку : ДСН 3.3.6.037-99 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://arm.te.ua/docs/DSN-3.3.6.037-99.pdf>.

46. Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями : НПАОП 0.00-7.15-18 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/z0508-18>.

47. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин : ДСанПіН 3.3.2.007-98 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98>.

48. Liangifeld Kh. Assessment of the psycho-emotional state of a person based on pulse signal using the synphase method // Proceedings of the 2nd International Scientific

and Practical Conference “Current Challenges in Scientific Research”. – Wroclaw, Poland, 2025. – P. 516–518. – <https://doi.org/10.70286/EOSS-01.12.2025>.

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

50. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с. 20. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.

ДОДАТКИ

Скрипт програмного забезпечення моделювання пульсового сигналу при психоемоційному навантаженні

```

%% PPG-модель: більш плавне відновлення, менший приріст амплітуди
clear; clc;

% Часові та частотні параметри сигналу
Fs = 500;
dt = 1/Fs;

% Тривалості фаз
Tcalm1 = 30;
Tload = 30;
Trecovery = 70; % 1 хв 10 с
Tcalm2 = 30;

t = 0:dt:(Tcalm1 + Tload + Trecovery + Tcalm2 - dt);

% Індекси фаз
idx1 = t < Tcalm1;
idx2 = t >= Tcalm1 & t < (Tcalm1 + Tload);
idx3 = t >= (Tcalm1 + Tload) & t < (Tcalm1 + Tload + Trecovery);
idx4 = t >= (Tcalm1 + Tload + Trecovery);

%% --- Частота серцевих скорочень (HR) ---
HR_calm = 60;
HR_peak = 100; % зменшено пік
HR_rec_end = HR_calm;

HR = zeros(size(t));

% Calm 1
HR(idx1) = HR_calm + 0.1 * sin(2*pi*0.03*t(idx1));

% Load: експоненційне зростання
timeL = t(idx2) - Tcalm1;
tau_rise = 8;
HR(idx2) = HR_calm + (HR_peak - HR_calm) * (1 - exp(-timeL / tau_rise));

% Recovery: більш повільне повернення
timeR = t(idx3) - (Tcalm1 + Tload);
tau_fall = 30; % збільшено tau → повільніше спад
HR(idx3) = HR_peak + (HR_rec_end - HR_peak) * (1 - exp(-timeR / tau_fall));

% Calm 2
HR(idx4) = HR_calm + 0.1 * sin(2*pi*0.03*t(idx4));

```

```

inst_period = 60 ./ HR;

%% --- Амплітуда сигналу ---
amp = zeros(size(t));
amp_base = 1.0;
amp_peak = 1.3; % зменшений піковий приріст

% Calm 1
amp(idx1) = amp_base + 0.005 * sin(2*pi*0.03*t(idx1));

% Load: експоненційне підвищення
amp(idx2) = amp_base + (amp_peak - amp_base) * (1 - exp(-timeL / 6));

% Recovery: дуже плавне повернення
amp(idx3) = amp_peak + (amp_base - amp_peak) * (1 - exp(-timeR / 25));

% Calm 2
amp(idx4) = amp_base + 0.005 * sin(2*pi*0.03*t(idx4));

%% --- Генерація ударів за періодом ---
beat_times = [];
current_time = 0;
while current_time < t(end)
    idx = min(round(current_time * Fs) + 1, length(t));
    Tb = inst_period(idx);
    beat_times(end+1) = current_time;
    current_time = current_time + Tb;
end
beat_times = beat_times(:);

%% --- Форма PPG – два гаусси (пряма + відбита) ---
ppg = zeros(size(t));
beat_len = 1.2;
A1 = 1.0; t1 = 0.18; s1 = 0.045;
A2 = 0.35; t2 = 0.42; s2 = 0.06;

for k = 1:length(beat_times)
    bt = beat_times(k);
    idxb = find(t >= bt & t < bt + beat_len);
    if isempty(idxb), continue; end

    trel = t(idxb) - bt;
    amp_k = amp(idxb(1));

    g1 = amp_k * A1 * exp(-0.5 * ((trel - t1) / s1).^2);
    g2 = amp_k * A2 * exp(-0.5 * ((trel - t2) / s2).^2);

    ppg(idxb) = ppg(idxb) + g1 + g2;
end

%% --- Додавання шуму ---

```

```

ppg = ppg + 0.005 * randn(size(t));

%% --- Графік пульсового сигналу ---
figure('Position',[100 100 1300 300]);
plot(t, ppg, 'LineWidth', 1.2); grid on; hold on;

x1 = Tcalm1;
x2 = Tcalm1 + Tload;
x3 = Tcalm1 + Tload + Trecovery;

xline(x1, '--');
xline(x2, '--');
xline(x3, '--');

xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
title('Пульсовий сигнал при психоемоційному навантаженні');

% --- Підписи часу біля вертикальних ліній ---
ypos = max(ppg)*0.95;
text(x1 + 1, ypos, sprintf('t = %.0f c', x1), 'FontSize', 10);
text(x2 + 1, ypos, sprintf('t = %.0f c', x2), 'FontSize', 10);
text(x3 + 1, ypos, sprintf('t = %.0f c', x3), 'FontSize', 10);

```

Скрипт програмного забезпечення синфазної віконної обробки пульсового сигналу при психоемоційному навантаженні

```
% Віконна синфазна обробка пульсового сигналу
% Оцінювання психоемоційного стану людини

clear; clc;

%% Завантаження пульсового сигналу при психоемоційному навантаженні
ppg = load(ppg_емос.dat);

% Часові та частотні параметри сигналу
Fs = 500;
dt = 1/Fs;

% Формування шкали часу пульсового сигналу
tM=(0:(length(ppg)-1)).*dt;

% Візуалізація пульсового сигналу
plot(t, ppg, 'LineWidth', 1.2); grid on; hold on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
title('Пульсовий сигнал при психоемоційному навантаженні');

% Крок зміщення вікна
krok=10;

% Довжина вікна обробки
w=5000;

% Дискретна довжина періоду
NT=fix(1*Fs);

% Кількість відліків в межах одного періоду
len=fix(length(ppg)/NT);

% Обрізаємо сигнал кратно NT
ppg1=ppg(1:(NT*len));

% Ініціалізація
%B = {}; % КОМІРКОВИЙ масив (універсальний)
%M = [];

% Синфазна обробка ПС в межах ковзного вікна
for m=1:krok:(length(ppg1)-w)
    startsig=k; % Початок вибірки
    endsig=k+w; % Кінець вибірки
```

```

    % Формування вибірки (вікна) сигналу
    vikno=ppg1(startsig:endsig);
    % Обчислення кореляційних компонент в межах ковзного вікна
    B = PKVPsinfaz(vikno, NT, 'c');
    % Усереднення кореляційних компонент в межах ковзного вікна
    M(k)=mean(mean(B));
End

% Формування шкали часу
tM=((0:(length(M)-1))+(krok-1)).*dt;

% Візуалізація

figure('Name','Синфазна віконна обробка пульсового
сигналу','NumberTitle','off');
plot(tM, M); hold on; grid on; axis tight;

ylabel('M\{Bk(u)\}, B^2');
xlabel('Час, сек');

xline(x1, '--');
xline(x2, '--');
xline(x3, '--');

ypos2 = max(M)*0.95;

text(x1 + 1, ypos2, sprintf('t = %.0f c', x1), 'FontSize', 10);
text(x2 + 1, ypos2, sprintf('t = %.0f c', x2), 'FontSize', 10);
text(x3 + 1, ypos2, sprintf('t = %.0f c', x3), 'FontSize', 10)

```

КОПІЯ ТЕЗИ КОНФЕРЕНЦІЇ





Постова В. РОЗВИТОК АСЕРТИВНОСТІ ЯК ЧИННИК УСПІШНОЇ АДАПТАЦІЇ ІНДИВИДА В СУЧАСНОМУ СУСПІЛЬСТВІ.....	496
--	-----

Section: Sociology

Карпенко О., Цвігун А. СОЦІАЛЬНІ АСПЕКТИ РЕАБІЛІТАЦІЇ ДІТЕЙ З ІНВАЛІДНІСТЮ В УМОВАХ УКРАЇНИ.....	499
---	-----

Карпенко О., Абашиєв Р. ОСОБЛИВОСТІ СОЦІАЛЬНОГО СУПРОВОДУ ПРИ ПРАЦЕВЛАШТУВАННІ ЗДОБУВАЧІВ ІЗ ОСОБЛИВИМИ ОСВІТНІМИ ПОТРЕБАМИ.....	505
--	-----

Section: Technical Sciences

Страшненко Г. РОЛЬ ТЕОРІЇ УПРАВЛІННЯ У СТВОРЕННІ СУЧАСНИХ МЕДИЧНИХ АПАРАТНО-ПРОГРАМНИХ КОМПЛЕКСІВ.....	512
---	-----

Liangifeld Kh. ASSESSMENT OF THE PSYCHO-EMOTIONAL STATE OF A PERSON BASED ON PULSE SIGNAL USING THE SYNPHASE METHOD.....	516
--	-----

Бучук Р.Ю., Дрекслер Е.В. ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА АРХІТЕКТУРИ МІКРОФРОНТЕНДУ НА БАЗІ WEBPACK MODULE FEDERATION ДЛЯ МАСШТАБОВАНИХ ОСВІТНІХ ПОРТАЛІВ.....	519
---	-----

Калякін С.В., Єпик М.Р., Богдарь Я.О., Куліуш Д.О. ЗАСТОСУВАННЯ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ В ДІЯЛЬНОСТІ ОПЕРАТИВНОГО РОЗШУКУ.....	522
--	-----

Липчій В.В., Бучук Р.Ю. РОЗРОБКА СИСТЕМИ АНАЛІТИКИ ТА ПРОГНОЗУВАННЯ НАВАНТАЖЕННЯ З ВИКОРИСТАННЯМ МІКРОСЕРВІСІВ І ВІЗУАЛІЗАЦІЇ РЕЗУЛЬТАТІВ У МІКРОФРОНТЕНД-ДОДАТКУ.....	525
---	-----

Рижкова В., Ірійчук Б., Тегинко Н. АНАЛІЗ УКРАЇНСЬКОГО ІТ-СТАРТАПУ CARGOO.....	527
--	-----



11. Овчаренко О. В., Дубовой О. О. Біомедична інженерія: технічні засоби діагностики та терапії : навч. посіб. / О. В. Овчаренко, О. О. Дубовой. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 304 с.
12. Коваленко О. Г. Теорія управління в медичних кібернетичних системах : монографія / О. Г. Коваленко. – Одеса : ОНПУ, 2017. – 256 с.

ASSESSMENT OF THE PSYCHO-EMOTIONAL STATE OF A PERSON BASED ON PULSE SIGNAL USING THE SYNPHASE METHOD

Liangifeld Khrystyna

Student

Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine

In this work, an approach to assessing a person's psycho-emotional state based on a pulse signal is considered. To analyze the non-stationary pulse signal, a mathematical model in the form of a periodically correlated random process and an synphase processing method were used. The relevance of applying heart rate variability analysis and related parameters is confirmed by modern research [1], [4]. An algorithm for processing the pulse signal is proposed, which includes preprocessing, estimation of sliding power parameters, synphase averaging, and extraction of transient processes based on the instantaneous power and its derivative. An example of real-signal processing results is presented.

Psycho-emotional loads are accompanied by changes in the autonomic regulation of the cardiovascular system, which are reflected in the structure of the pulse wave. Heart rate variability (HRV) analysis and pulse-signal indicators have long been used to assess stress and functional state [1], [2]. The pulse signal is non-stationary, which necessitates the use of models of periodically correlated random processes and spectral-correlation methods.

The pulse signal $x(t)$ is considered as a periodically correlated random process. Similar models are successfully applied in studies of photoplethysmography and HRV in medical digital systems [3].

The synphase method makes it possible to extract harmonic components that reflect changes in autonomic regulation in response to stress influences [2]. The correlation components are determined according to the following formula:

$$B_k(u) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} x(mT_0) x(mT_0 + u) \cos(k\omega_0 mT_0), \quad (1)$$

where M is the number of realizations (observation periods), T_0 – period of the fundamental harmonic, k – harmonic number.

The obtained components $B_k(u)$ are subsequently used for spectral analysis and assessment of changes in the pulse signal structure.



- The overall algorithm for pulse signal processing is shown in Fig. 1:
1. Loading the pulse signal. Reading experimental data from a file.
 2. Preprocessing (centering). Removing the trend, bringing the signal to zero mean, and eliminating gross artifacts.
 3. Estimation of periodically correlated random process (PCRP) parameters. Determining the period T_0 , calculating correlation components, and spectral characteristics.
 4. Synphase averaging and spectral analysis. Forming the signal averaged over the period of realization and calculating the power spectrum.
 5. State assessment (detection of transient processes). Analyzing instantaneous power and its derivative to identify transitions between the "rest" – "stress" – "recovery" states [2], [3].

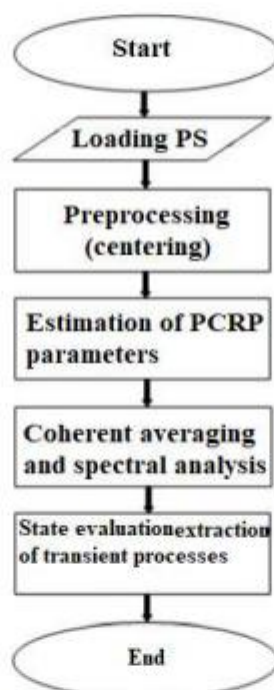


Fig. 1 – Algorithm for assessing the psycho-emotional state based on the pulse signal

To detect transient processes, the instantaneous power of the pulse signal $P(t)$, is used, which is estimated within a sliding window of duration $T_w=1s$:

$$P(t_i) = \frac{1}{N} \sum_{n=i}^{i+N-1} x^2(n), \quad (2)$$

where N is the number of samples in the window, and $x(n)$ – discrete values of the pulse signal. Additionally, the derivative is calculated, which is sensitive to abrupt changes in power.



Fig. 2 shows an example of the instantaneous power of the pulse signal and its derivative, calculated using a 1-s sliding window.

The X-axis represents time (s), and the Y-axis represents the relative values of the signal power and its derivative.

In the interval up to 40–50 s, a gradual decrease in power is observed, corresponding to the transition from the initial state to a stable level. In the interval from 50 to 180 s, the power remains nearly constant, representing a zone of relatively stable state (adaptation to the load or experimental conditions). After 180–190 s, a sharp increase in power is recorded, associated with the development of psycho-emotional tension. The derivative of power exhibits local extrema at the transition points, allowing automatic determination of the time boundaries of state changes.

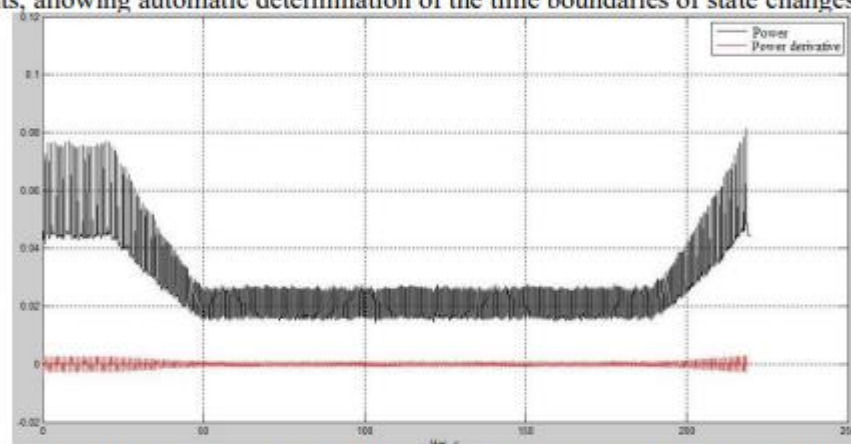


Fig. 2 – Instantaneous power of the pulse signal (1-s sliding window) and the derivative of power

An algorithm for assessing the psycho-emotional state based on the pulse signal, using a periodically correlated random process model and the synphase method, is proposed. It is shown that the use of instantaneous power and its derivative within a sliding window makes it possible to identify transitional segments between the “rest,” “stress,” and “recovery” states. The obtained results demonstrate the feasibility of automated detection of changes in the psycho-emotional state through analysis of the pulse signal structure, which can be applied in human functional state monitoring systems.

References

1. Shaffer F., Ginsberg J. P. An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*. 2017. Vol. 5. Article 258. DOI: <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>.
2. Castaldo R., Melillo P., Bracale U., Caserta M., Triassi M., Pecchia L. Acute stress detection using heart rate variability: an experimental evaluation. 2015 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). 2015. P. 528–533. DOI: <https://doi.org/10.1109/SMC.2015.94>.



3. Avram R., Olgin J. E., Kuhar P., et al. Real-world heart rate variability from photoplethysmography in the Health eHeart study. npj Digital Medicine. 2020. Vol. 3. Article 4. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41746-020-0240-2>.
4. Касьян О. М., Костюшко А. О. Застосування методів варіабельності серцевого ритму для оцінки вегетативного балансу. Вісник Вінницького політехнічного інституту. 2019. № 3. С. 52–58.

ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА АРХІТЕКТУРИ МІКРОФРОНТЕНДУ НА БАЗІ WEBPACK MODULE FEDERATION ДЛЯ МАСШТАБОВАНИХ ОСВІТНІХ ПОРТАЛІВ

Бучук Роман Юрійович

к. ф.-м. н., доцент

Дрекслер Ерік Вікторович

магістр

Кафедра програмного забезпечення систем
 ДВНЗ «Ужгородський національний університет», Україна

Анотація. У тезі досліджується архітектура мікрофронтенду як сучасний підхід до розробки клієнтської частини масштабованих освітніх порталів. На тлі зростання складності монолітних рішень Single Page Applications (SPA), актуалізується необхідність декомпозиції інтерфейсу для підвищення гнучкості системи та незалежності командної розробки. У межах роботи було спроектовано та реалізовано прототип освітнього порталу, де застосовано технологію Webpack Module Federation для забезпечення динамічної інтеграції мікрофронтедів та спільного використання залежностей у режимі виконання (runtime). Встановлено, що інтеграція мікрофронтедів з Module Federation значно підвищує модульність системи, дозволяючи незалежне розгортання окремих функціональних компонентів. Експериментальна перевірка багатостекової структури підтвердила її стійкість до технологічної різноманітності та потенціал для спрощення впровадження нових функцій. Отримані результати підтверджують доцільність використання архітектури мікрофронтедів у поєднанні з сучасною серверною інфраструктурою на базі ASP.NET Core 6 для побудови високонавантажених та технологічно гнучких освітніх платформ.

Ключові слова: мікрофронтед, Webpack Module Federation, масштабовані системи, освітні портали, React, незалежне розгортання

Вступ. Зростання складності сучасних програмних систем та обсягів функціоналу на освітніх веб-порталах робить традиційний монолітний підхід до фронтед-розробки обмеженим та менш ефективним. Багатокомпонентні