

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

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Автоматизована система для моніторингу ментального стану людини

Виконала: студентка
спеціальності

4 курсу, групи РБс-41
163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Яворська С.О.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Керівник

Гевко О.В.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Нормоконтроль

Хвостівський М.О.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент

(прізвище та ініціали)

(підпис)

Тернопіль 2026

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)

« _ » _____ 2026 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Яворській Соломії Олегівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Автоматизована система для моніторингу ментального стану людини

Керівник роботи Гевко Олена Василівна, к.м.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « ___ » _____ 2026 року № 4/7-1168.

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____ .2026 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні можливості автоматизованої системи для моніторингу ментального стану людини на основі комп'ютерної обробки пульсових сигналів, що передбачають завантаження, фільтрацію, обробку, візуалізацію та статистичний аналіз даних

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

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

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

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «"Автоматизована система для моніторингу ментального стану людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Яворська Соломія Олегівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБс-41

// Тернопіль, 2026 // с. – , рис. – , табл. – , бібліогр. – , додат. – .

Ключові слова: ПУЛЬСОВИЙ СИГНАЛ, ДІАГНОСТИЧНІ ОЗНАКИ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМ ОБРОБКИ, МЕТОДИ ОБРОБКИ, КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА, MATLAB, GUIDE.

АНОТАЦІЯ

У рамках кваліфікаційної роботи всебічно досліджено пульсовий сигнал та способи його реєстрації. Обґрунтовано математичну модель сигналу, а також проаналізовано основні методи його обробки: кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний та статистичний. На базі цих методів розроблено алгоритми, які стали основою для створення в середовищі MATLAB автоматизованої системи моніторингу психоемоційного стану людини.

Практичним результатом роботи є функціональний програмний засіб для комп'ютерної обробки пульсових сигналів. Для зручності взаємодії з ним, за допомогою утиліти GUIDE, розроблено графічний інтерфейс користувача. Він забезпечує автоматизацію процесу обробки даних та наочне відображення результатів оцінювання ментального стану. Крім того, у роботі наведено та проаналізовано результати практичного застосування реалізованих методів.

ANNOTATION

Bachelor's qualification work topic: "Automated System for Monitoring Human Mental State". Bachelor's Qualification Work // Solomiia O. Yavorska // Ivan Puluj Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RBs-41 // Ternopil, 2026 // pp. – 00, fig. – 00, tabl. – 0, bibliogr. – 00, append. – 0.

Keywords: PULSE SIGNAL, DIAGNOSTIC FEATURES, SOFTWARE, MATHEMATICAL MODEL, PROCESSING ALGORITHM, PROCESSING METHODS, COMPUTER PROCESSING, MATLAB, GUIDE.

As part of the qualification work, the pulse signal and methods of its recording have been comprehensively investigated. The mathematical model of the signal has been substantiated, and the primary methods of its processing have been analyzed: correlation, spectral, spectral-correlation, and statistical. Based on these methods, algorithms have been developed, which served as the foundation for creating an automated system for monitoring human psycho-emotional states within the MATLAB environment.

The practical outcome of this work is a functional software tool for the computer processing of pulse signals. To ensure user-friendly interaction, a graphical user interface (GUI) was developed using the GUIDE utility. It automates the data processing and visually displays the results of the mental state assessment. Additionally, the paper presents and analyzes the results of the practical application of the implemented methods.

ЗМІСТ

ВСТУП	
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	8
1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання	8
1.2 Методики дослідження пульсового сигналу	10
1.3 Фотоплетизмографія як метод реєстрації пульсового сигналу	12
1.4 Аналіз існуючих систем для реєстрації та обробки пульсових сигналів	14
1.5 Аналіз актуальності виконання роботи	18
1.6 Методи та засоби вирішення поставленої задачі	22
1.7 Висновки до розділу 1	27
РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТНА ЧАСТИНА	28
2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної системи моніторингу ментального стану людини	29
2.2 Математична модель пульсового сигналу	33
2.3 Методи та алгоритми комп'ютерної обробки пульсового сигналу .	38
2.3.1 Метод та алгоритм кореляційної обробки	39
2.3.2 Метод та алгоритм спектральної обробки	42
2.3.3 Метод та алгоритм спектрально-кореляційної обробки	45
2.3.4 Метод та алгоритм статистичної обробки	48
2.4 Проєктування та тестування програмного забезпечення автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини	52
2.5 Висновки до розділу 2	59

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розроб.					Автоматизована система для моніторингу ментального стану людини Пояснювальна записка	Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Гевко О.В.						
Консультант						ТНТУ, ФПТ, гр. РБс-41		
Н. Контр.		Хвостівський М.О						
Затверд.		Яворська Є.Б.						

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	62
3.1 Обґрунтування вибору середовища MATLAB для реалізації системи	62
3.2 Організація та методика проведення досліджень	64
3.2.1 Мета дослідження.....	66
3.2.2 Характеристика досліджуваних даних	67
3.2.3 Обладнання та програмне забезпечення	69
3.2.4 Підготовка до дослідження	71
3.2.5 Аналіз результатів комп'ютерної обробки пульсових сигналів ...	73
3.3 Оцінювання можливості визначення ментального стану людини за характеристиками пульсового сигналу	76
3.4 Висновки до розділу 3	79
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	81
4.1 Ергономічні аспекти та безпечність взаємодії.....	81
4.2 Загальні вимоги щодо технічної безпеки пристрою.....	83
4.3 Висновки до розділу 4	85
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	87
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	89
ДОДАТКИ	

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Моніторинг ментального стану людини на основі аналізу пульсових сигналів є актуальною міждисциплінарною задачею, що поєднує біомедичну інженерію, психофізіологію та методи цифрової обробки сигналів. Актуальність даної теми зумовлена необхідністю своєчасного виявлення психоемоційного напруження, стресових станів та інших факторів, які впливають на загальний стан людини.

Пульсовий сигнал є важливим джерелом інформації про функціональний стан організму та може відображати зміни, пов'язані з психоемоційними навантаженнями. Його обробка полягає у виділенні інформативних характеристик, зокрема часових, амплітудних і статистичних параметрів. Розв'язання цієї задачі пов'язане із застосуванням сучасних методів комп'ютерної обробки біомедичних сигналів, аналізу даних та розпізнавання характерних ознак.

У рамках кваліфікаційної роботи проведено дослідження пульсового сигналу, виконано його математичне моделювання та комп'ютерну обробку із застосуванням кореляційного, спектрального, спектрально-кореляційного та статистичного аналізів. На основі розроблених алгоритмів створено програмний засіб для автоматизованого моніторингу ментального стану людини та візуалізації результатів аналізу.

»

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

У сучасних умовах зростання інформаційного навантаження, прискорення темпу життя та збільшення кількості стресових факторів особливої актуальності набуває проблема контролю психоемоційного стану людини. Тривалий вплив стресу, перевтоми та емоційного напруження може призводити до погіршення загального стану здоров'я, зниження працездатності, розвитку серцево-судинних захворювань та інших патологічних станів. У зв'язку з цим значна увага приділяється розробці засобів і методів автоматизованого моніторингу ментального стану людини.

Існуючі рішення для оцінювання психоемоційного стану можна умовно поділити на декілька груп. До першої групи належать психологічні методики, які базуються на використанні анкетувань, тестів та опитувальників. Такі методи широко застосовуються у психології та медицині завдяки простоті використання та можливості отримання інформації про емоційний стан людини. Водночас їхнім недоліком є суб'єктивність отриманих результатів, оскільки вони значною мірою залежать від відповідей обстежуваної особи.

До другої групи належать методи, засновані на аналізі фізіологічних сигналів організму [25-30]. Існують доступні маркери для відслідковування психофізіологічного напруження людини. Найбільш перспективними серед них можна виокремити серцевий ритм (частоту серцевих скорочень), варіабельність серцевого ритму, респіраторні показники (частота дихання, дихальні патерни), електродермальні маркери (реакція потових залоз на психоемоційне збудження), електроміографія (м'язовий тонус), електроенцефалографічні маркери (домінуючий альфа-ритм вважається ритмом спокійного стану), пупілометричні показники (активізація

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

симпатичної нервової системи у відповідь на стресові фактори супроводжується мимовільним розширенням зіниці (мідріазом).

Останніми роками значного поширення набули портативні системи моніторингу фізіологічних показників. (рис 1.1). До них належать фітнес-браслети, смарт-годинники та інші носимі гаджети, оснащені датчиками серцевого ритму. Такі пристрої забезпечують безперервний збір фізіологічних даних у режимі реального часу та дозволяють оцінювати рівень фізичної активності, якість сну, частоту серцевих скорочень та інші параметри, що можуть бути пов'язані з психоемоційним станом людини.



Рисунок 1.1 – Сучасні засоби біометричного моніторингу

Перспективним напрямом розвитку сучасних систем моніторингу є використання методів комп'ютерної обробки біомедичних сигналів. Застосування математичних моделей, статистичного аналізу, спектральних методів та алгоритмів розпізнавання дозволяє автоматизувати процес оцінювання стану людини та підвищити достовірність отриманих результатів.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Особливий інтерес становить аналіз пульсових сигналів, оскільки їхня реєстрація можлива неінвазивними методами за допомогою компактних та доступних сенсорних систем.

Аналіз існуючих підходів свідчить про їх обмежену здатність до комплексної оцінки ментального стану. Найбільш інформативним та надійним маркером для вирішення цього завдання є пульсовий сигнал. З огляду на це, актуальним є розроблення автоматизованої системи, в основі якої лежать сучасні методи реєстрації та комп'ютерної обробки саме пульсових хвиль, що дозволяє отримати об'єктивні дані про психоемоційний стан користувача.

1.2 Методики дослідження пульсового сигналу

Пульсовий сигнал є одним із найважливіших фізіологічних сигналів організму людини, що відображає роботу серцево-судинної системи. Він формується внаслідок періодичного скорочення серцевого м'яза та подальшого поширення пульсової хвилі по артеріальній системі. Реєстрація пульсового сигналу дозволяє отримувати інформацію про частоту серцевих скорочень, особливості кровообігу та функціональний стан організму в цілому.

Реєстрацію пульсового сигналу можна проводити як прямими (інвазивними), так і непрямими (неінвазивними методами). До інвазивних методів належить пряма катетеризація артерії з підключенням до електромеханічного датчика тиску. Це клінічний «золотий стандарт» у реаніматології, але не застосовується для масового чи амбулаторного моніторингу. Непрямі методи доцільно розділити за фізичним принципом реєстрації сигналу. До них відносяться механічні методи (сфігмографія, осцилографія), оптичні (фотоплетизмографія), електричні (імпедансна плетизмографія, реографія), ультразвукові (доплерографія).

Механічні методи донедавна були найбільш поширеними. Принцип дії їх полягає в тому, що відбувається реєстрація механічних коливань судинної стінки під час проходження пульсової хвилі. Зареєстровані сфігмограми

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

володіють високою інформативністю щодо пружно-еластичних властивостей артерій. Реєстрація коливань комплексного електричного опору (імпедансу) тканин організму при пропущенні через них слабого змінного струму високої частоти лягла в основу реовазографії. Використання ефекту Доплера, яке пояснює як ультразвукова хвиля відбивається від рухомих еритроцитів зі зміненою частотою, лягло в основу ультрасонографічних методів.

Незважаючи на високу точність механічних та ультразвукових методів у стаціонарній клінічній діагностиці, їх використання для безперервного амбулаторного моніторингу є обмеженим через габарити апаратури, енергоємність та необхідність жорсткої фіксації або компресії. Натомість оптичні методи, зокрема фотоплетизмографія (ФПГ), стали безумовним технологічним стандартом для розробки сучасних носимих пристроїв (wearable devices) завдяки унікальному балансу між ергономічністю та діагностичною інформативністю.

Психоемоційний стан людини безпосередньо пов'язаний із діяльністю вегетативної нервової системи, яка регулює роботу серця та судин. Під впливом стресу, емоційного напруження, хвилювання або перевтоми відбуваються зміни частоти серцевих скорочень, варіабельності серцевого ритму та інших параметрів пульсового сигналу. Аналіз таких змін дозволяє отримати додаткову інформацію про поточний психоемоційний стан людини та використовувати її для автоматизованого моніторингу.

Інформативними характеристиками пульсового сигналу є його амплітудні, часові та статистичні параметри. До них належать частота серцевих скорочень, тривалість окремих фаз сигналу, середні значення амплітуди, показники варіабельності та інші ознаки, які можуть змінюватися під впливом зовнішніх та внутрішніх факторів. Саме ці характеристики є основою для подальшого застосування методів комп'ютерної обробки та оцінювання ментального стану людини.

Таким чином, пульсовий сигнал є доступним та високоінформативним джерелом даних для оцінки функціонального стану організму та виявлення

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

реакції на психоемоційне навантаження. Специфічні переваги фотоплетизмографії відкривають широкі перспективи для тривалого неінвазивного моніторингу. Це обґрунтовує доцільність використання ФПГ-сигналів як базового інформаційного джерела в автоматизованих системах оцінки ментального стану людини.

1.3 Фотоплетизмографія як метод реєстрації пульсового сигналу

Фотоплетизмографія є одним із найбільш поширених неінвазивних методів реєстрації пульсового сигналу. Метод базується на оптичному принципі вимірювання змін кровонаповнення тканин, що виникають під час проходження пульсової хвилі по судинах. Завдяки простоті реалізації, невисокій вартості обладнання та можливості безперервного моніторингу, фотоплетизмографія широко використовується у медичній практиці, спортивних системах контролю та портативних пристроях для оцінювання фізіологічного стану людини.

Принцип роботи фотоплетизмографічної системи полягає у випромінюванні світла певної довжини хвилі в біологічні тканини та подальшій реєстрації світлового потоку після його проходження або відбиття. Оскільки кров має властивість поглинати світло, зміна її об'єму в судинах під час серцевого циклу призводить до зміни інтенсивності зареєстрованого сигналу [6-10]. Отриманий сигнал містить інформацію про частоту серцевих скорочень, особливості кровообігу та функціональний стан серцево-судинної системи.

Залежно від способу розташування випромінювача та фотоприймача розрізняють два основні режими фотоплетизмографії: пропускний та відбивний (рис. 1.2). У пропускному режимі джерело світла і фотодетектор розташовуються по різні сторони досліджуваної ділянки тіла, наприклад пальця або мочки вуха. У відбивному режимі обидва елементи знаходяться з одного боку поверхні шкіри, а реєстрація здійснюється за рахунок світла,

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

відбитого від тканин. Саме відбивний метод найчастіше використовується у сучасних фітнес-браслетах, смартгодинниках та мобільних пристроях.

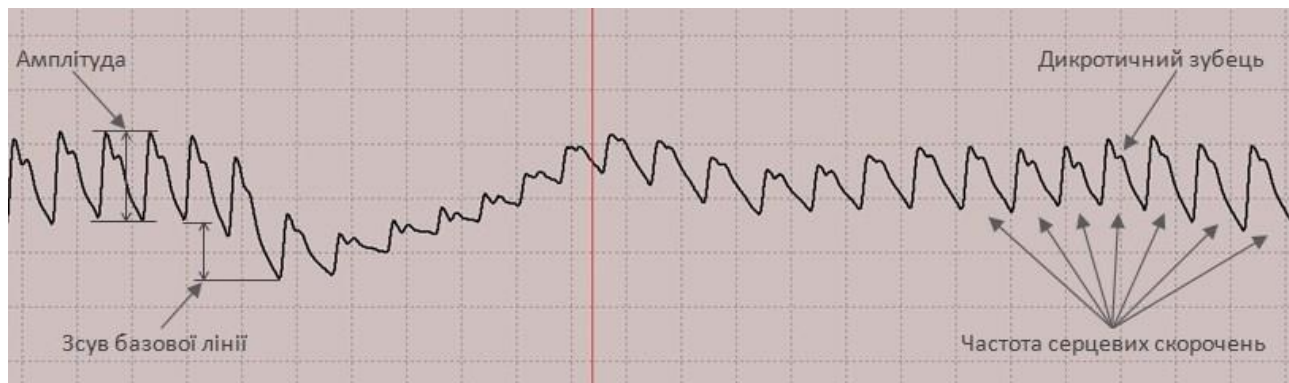


Рисунок 1.2 – Пропускний та відбивний режими фотоплетизмографії

Фотоплетизмографічний сигнал складається з постійної та змінної складових. Постійна складова характеризує середній рівень кровонаповнення тканин та залежить від анатомічних особливостей людини. Змінна складова формується під впливом серцевих скорочень і відображає пульсову активність. Саме ця частина сигналу використовується для подальшої комп'ютерної обробки та аналізу.

Важливою перевагою фотоплетизмографії (ФПГ) є можливість дослідження не лише параметрів серцево-судинної системи, але й показників, пов'язаних із психоемоційним станом людини [11-13]. Відомо, що стрес та когнітивне навантаження модулюють активність вегетативної нервової системи, що безпосередньо проявляється у змінах частоти серцевих скорочень, варіабельності серцевого ритму (ВСР) та морфології пульсової хвилі. Саме тому ФПГ-сигнали активно впроваджуються в системи автоматизованого моніторингу психофізіологічного стану.

Попри значні переваги, метод має певні технічні обмеження. На співвідношення "сигнал/шум" суттєво впливають рухові артефакти, флуктуації зовнішнього освітлення, температурні коливання та оптичні властивості шкіри. Для мінімізації цих впливів сьогодні застосовуються сучасні методи цифрової фільтрації та алгоритми обробки сигналів.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Отже, фотоплетизмографія є ефективним та ергономічним методом реєстрації пульсової хвилі, що забезпечує надійний масив даних для комплексної оцінки функціонального та психоемоційного статусу людини

1.4 Аналіз існуючих систем для реєстрації та обробки пульсових сигналів

Сучасні системи реєстрації та обробки пульсових сигналів є важливою складовою біомедичних інформаційних технологій. Вони використовуються для контролю функціонального стану серцево-судинної системи, оцінювання фізіологічних параметрів людини та виявлення змін, які можуть бути пов'язані з патологічними або психоемоційними станами. Залежно від призначення такі системи можуть бути клінічними, портативними, носимими або програмно-апаратними комплексами для наукових досліджень.

Існуючі системи реєстрації пульсових сигналів можна умовно поділити на декілька груп. До першої групи належать медичні системи, які застосовуються у клінічній практиці для контролю стану пацієнтів. До них відносять пульсоксиметри, кардіомонітори, фотоплетизмографічні системи та інші пристрої, що забезпечують реєстрацію фізіологічних показників у режимі реального часу[22-24]. Їх перевагою є достатньо висока точність вимірювання, проте такі системи часто мають обмежену мобільність і використовуються переважно в медичних закладах.

До другої групи належать портативні та носимі пристрої, зокрема фітнес-браслети, смартгодинники та компактні сенсорні модулі. Такі пристрої здатні безперервно реєструвати частоту серцевих скорочень, рівень фізичної активності, якість сну та інші параметри, що можуть бути використані для оцінювання загального стану людини. У контексті моніторингу ментального стану особливий інтерес становлять саме носимі пристрої, оскільки вони дозволяють здійснювати тривале спостереження за змінами пульсового сигналу у звичних умовах життєдіяльності користувача.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Одним із найбільш поширених методів реєстрації пульсових сигналів у таких системах є фотоплетизмографія. Під час кожного серцевого циклу зміни об'єму крові у периферичних судинах змінюють поглинання світла, що дає змогу сформувати пульсовий сигнал. Фотоплетизмографічні датчики мають високу чутливість до пульсових хвиль, можуть бути компактними та відносно недорогими, тому широко використовуються у сучасних системах моніторингу. Приклади сучасних засобів реєстрації фотоплетизмографічного сигналу та варіанти його подальшого аналізу наведено на рисунку 1.3.

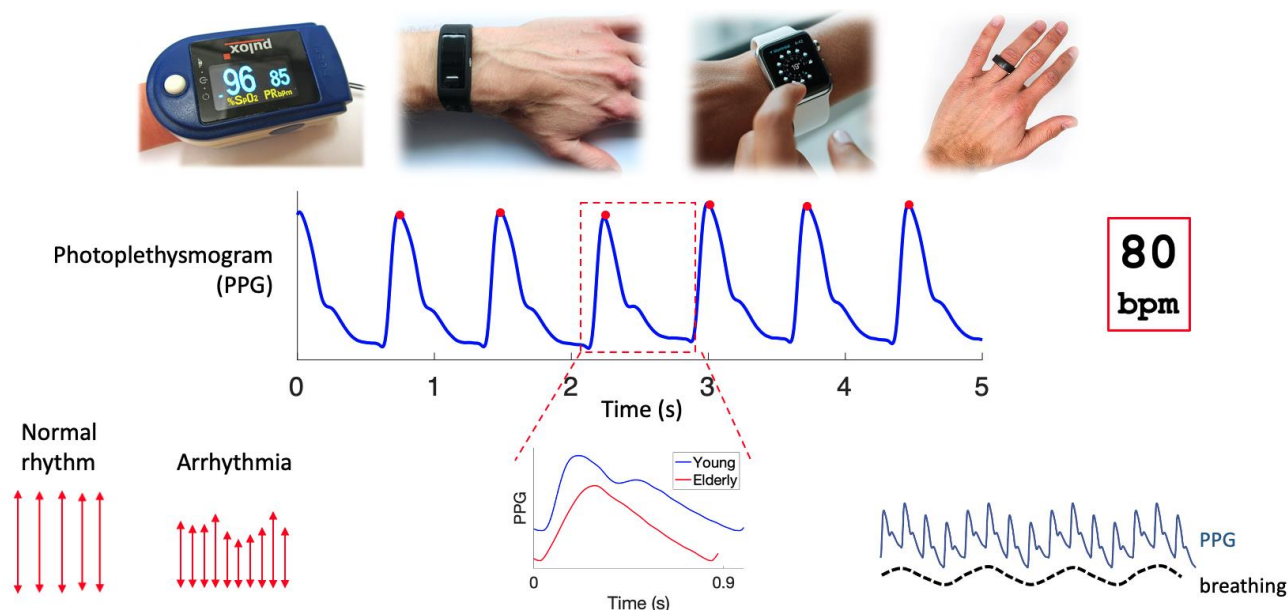


Рисунок 1.3 – Приклади реєстрації та аналізу фотоплетизмографічного сигналу

Разом з тим, фотоплетизмографічні системи мають певні обмеження. Якість отриманого сигналу може знижуватися внаслідок рухових артефактів, зміни температури шкіри, зовнішнього освітлення, індивідуальних особливостей тканин та неправильного розташування датчика. Тому для підвищення достовірності вимірювань у сучасних системах застосовуються методи цифрової фільтрації, попередньої обробки та компенсації завад. У деяких пристроях фотоплетизмографічні датчики доповнюються акселерометрами, що дозволяє виявляти рухові артефакти та частково усувати

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

їхній вплив на результат аналізу [31-35].

Окрім фотоплетизмографічних систем, для реєстрації пульсових сигналів застосовуються тонометричні методи. Вони передбачають механічне зчитування коливань артеріальної стінки, що виникають під час проходження пульсової хвилі. Для цього використовуються тензометричні або п'єзорезистивні датчики, які розміщуються над артерією. Перевагою таких систем є можливість оцінювання морфології пульсової хвилі та параметрів, пов'язаних з артеріальним тиском. Недоліком є складність стабільного закріплення датчика та необхідність точного розташування чутливого елемента відносно судини.

Пневмоплетизмографічні системи використовуються для оцінювання змін об'єму кінцівки або її частини внаслідок наповнення артеріальною кров'ю. У таких системах застосовуються повітряні манжети або камери, у яких реєструється зміна тиску, викликана пульсовим розширенням тканин. Цей підхід може бути корисним для дослідження периферичного кровообігу, однак через громіздкість апаратури він менш поширений у персональних системах тривалого моніторингу.

Окремим напрямом розвитку є безконтактні оптичні методи реєстрації пульсу, зокрема відеоплетизмографія. Вони базуються на аналізі незначних змін кольору шкіри обличчя або кінцівок, які виникають унаслідок притоку крові під час серцевих скорочень. Такі системи є перспективними для дистанційного моніторингу, оскільки не потребують безпосереднього контакту датчика зі шкірою. Однак точність безконтактної реєстрації може залежати від освітлення, рухів людини, якості камери та алгоритмів обробки зображень.

Важливим компонентом сучасних систем є не лише реєстрація сигналу, а й подальша комп'ютерна обробка отриманих даних. Пульсовий сигнал може містити шуми, випадкові коливання та артефакти, тому перед аналізом він потребує попередньої обробки. До основних етапів належать фільтрація, нормалізація, виділення інформативних ознак, статистична оцінка параметрів та візуалізація результатів. Для цього можуть використовуватися

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

спеціалізовані програмні середовища, зокрема MATLAB, а також програмні засоби, створені для обробки біомедичних сигналів.

У системах комп'ютерної обробки пульсових сигналів можуть застосовуватися різні методи аналізу. Кореляційна обробка дозволяє оцінити подібність сигналів, виявити закономірності та порівняти сигнали, отримані в різних станах. Спектральний аналіз дає змогу дослідити частотні складові сигналу та визначити особливості його структури. Спектрально-кореляційний аналіз поєднує можливості частотного та кореляційного підходів, а статистична обробка дозволяє отримати числові характеристики сигналу, необхідні для подальшого оцінювання стану людини.

Для задачі моніторингу ментального стану людини особливе значення мають системи, які не лише реєструють пульсовий сигнал, але й забезпечують його автоматизовану обробку. Психоемоційне напруження, стрес і втома можуть проявлятися у зміні частоти серцевих скорочень, варіабельності серцевого ритму та інших параметрів пульсової хвилі. Тому поєднання неінвазивної реєстрації пульсового сигналу з методами кореляційного, спектрального, спектрально-кореляційного та статистичного аналізу є доцільним для побудови автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини.

Проведений аналіз показує, що існуючі системи мають значний потенціал для реєстрації та обробки пульсових сигналів, однак кожна з них має певні обмеження. Медичні системи забезпечують високу точність, але не завжди зручні для тривалого повсякденного використання. Носимі пристрої є зручними та доступними, однак їхні результати можуть залежати від умов вимірювання. Програмні системи забезпечують глибоку обробку сигналів, але потребують якісно зареєстрованих даних. Саме тому актуальним є створення автоматизованої системи, яка поєднує реєстрацію пульсового сигналу, його комп'ютерну обробку та інтерпретацію отриманих результатів для оцінювання ментального стану людини. Крім того, впровадження таких систем відкриває перспективи не лише для діагностичного моніторингу психоемоційного стану,

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

а й для здійснення превентивної психокорекції. Шляхом аналізу динаміки вегетативних показників у режимі реального часу система може ідентифікувати преморбідні стани стресу та через механізми біологічного зворотного зв'язку (Biofeedback) ініціювати індивідуальні протоколи корекції для стабілізації психофізіологічного статусу користувача.

1.5 Аналіз актуальності виконання роботи

Актуальність виконання даної роботи зумовлена зростанням потреби у створенні автоматизованих систем, які здатні здійснювати моніторинг функціонального та психоемоційного стану людини на основі аналізу біомедичних сигналів. У сучасних умовах людина постійно перебуває під впливом інформаційного навантаження, стресових факторів, емоційного напруження та перевтоми. Такі чинники можуть негативно впливати на загальний стан організму, працездатність, якість сну, концентрацію уваги та роботу серцево-судинної системи.

Одним із перспективних напрямів вирішення цієї задачі є використання пульсового сигналу як джерела інформації про стан організму. Пульсовий сигнал відображає роботу серцево-судинної системи та може змінюватися під впливом як фізичних, так і психоемоційних факторів. Зміни частоти серцевих скорочень, варіабельності серцевого ритму, амплітуди та форми пульсової хвилі можуть свідчити про реакцію організму на стрес, втому, тривожність або інші функціональні стани. Саме тому аналіз пульсового сигналу є важливим напрямом біомедичної інженерії.

У попередніх дослідженнях пульсовий сигнал часто розглядався переважно як показник стану серцево-судинної системи та індикатор можливих патологічних змін. Проте в межах даної кваліфікаційної роботи акцент зроблено на можливості його використання для моніторингу ментального стану людини. Такий підхід є актуальним, оскільки психоемоційні навантаження безпосередньо впливають на діяльність

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

вегетативної нервової системи, яка регулює серцевий ритм, тонус судин та інші фізіологічні процеси.

Особливо важливим є те, що пульсовий сигнал може бути зареєстрований неінвазивними методами, зокрема за допомогою фотоплетизмографії. Це дозволяє здійснювати контроль стану людини без складного медичного обладнання та без значного дискомфорту для користувача. Завдяки цьому пульсові сигнали можуть використовуватися не лише в клінічних умовах, але й у портативних, носимих та домашніх системах моніторингу. Як приклад схожу систему показано на рисунку 1.4.



Рисунок 1.4 – Носимий пристрій для реєстрації пульсового сигналу та фізіологічних показників людини

Наявність сучасних сенсорів, мікроконтролерів, комп'ютерних засобів обробки даних та програмних середовищ створює умови для побудови автоматизованих систем аналізу пульсових сигналів. Такі системи можуть забезпечувати завантаження даних, попередню обробку, фільтрацію, виділення інформативних ознак, візуалізацію результатів та формування висновків щодо

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

стану людини. У цьому контексті комп'ютерна обробка пульсового сигналу є важливою складовою автоматизованого моніторингу.

Актуальність роботи також визначається необхідністю підвищення об'єктивності оцінювання психоемоційного стану. Традиційні методи, які базуються на опитуваннях або самооцінці, значною мірою залежать від суб'єктивних відповідей людини. Натомість аналіз фізіологічних сигналів дозволяє отримати більш об'єктивні дані про реакцію організму на навантаження. Пульсовий сигнал у цьому випадку є зручним і доступним джерелом інформації, яке може бути використане для автоматизованого аналізу.

Крім того, актуальність роботи пов'язана з можливістю впровадження подібних систем у повсякденний моніторинг стану людини. Використання автоматизованої обробки пульсового сигналу дозволяє не лише фіксувати окремі фізіологічні показники, а й відстежувати їх зміни в динаміці. Це є важливим для своєчасного виявлення ознак перевтоми, емоційного напруження або стресового стану. Такий підхід може бути корисним у медичній практиці, навчальному процесі, професійній діяльності та інших сферах, де важливо контролювати психофізіологічний стан людини.

Сучасні носимі пристрої дають змогу здійснювати безперервну реєстрацію не лише одного, а багатьох фізіологічних сигналів, зокрема PPG, EDA, температури шкіри та рухової активності. Приклад такого пристрою, призначеного для дослідницького моніторингу стану людини, наведено на рисунку 1.5.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.5 – Носимий пристрій EmbracePlus для безперервного моніторингу фізіологічних сигналів

Важливе значення має і вибір методів обробки сигналу. Для аналізу пульсових сигналів можуть застосовуватися кореляційні, спектральні, спектрально-кореляційні та статистичні методи. Кореляційний аналіз дає змогу оцінити подібність сигналів та виявити закономірності між ними. Спектральний аналіз дозволяє дослідити частотну структуру сигналу. Спектрально-кореляційна обробка поєднує переваги обох підходів, а статистичний аналіз забезпечує отримання кількісних характеристик, необхідних для подальшої інтерпретації результатів.

У контексті моніторингу ментального стану ці методи можуть бути використані для порівняння сигналів, зареєстрованих у різних станах людини, наприклад у стані спокою, під час емоційного напруження або після впливу стресового фактора. Це дає можливість виявляти зміни у структурі пульсового сигналу та використовувати їх як діагностичні або інформаційні ознаки для оцінювання психоемоційного стану.

Окрему актуальність має програмна реалізація системи обробки

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

пульсових сигналів. Використання середовища MATLAB (рис.1.6) дозволяє реалізувати математичні методи аналізу, побудувати алгоритми обробки, виконати візуалізацію результатів та створити зручний інтерфейс користувача. Це є важливим для практичного застосування системи, оскільки користувач повинен мати можливість не лише завантажити сигнал, але й отримати зрозуміле представлення результатів його обробки.

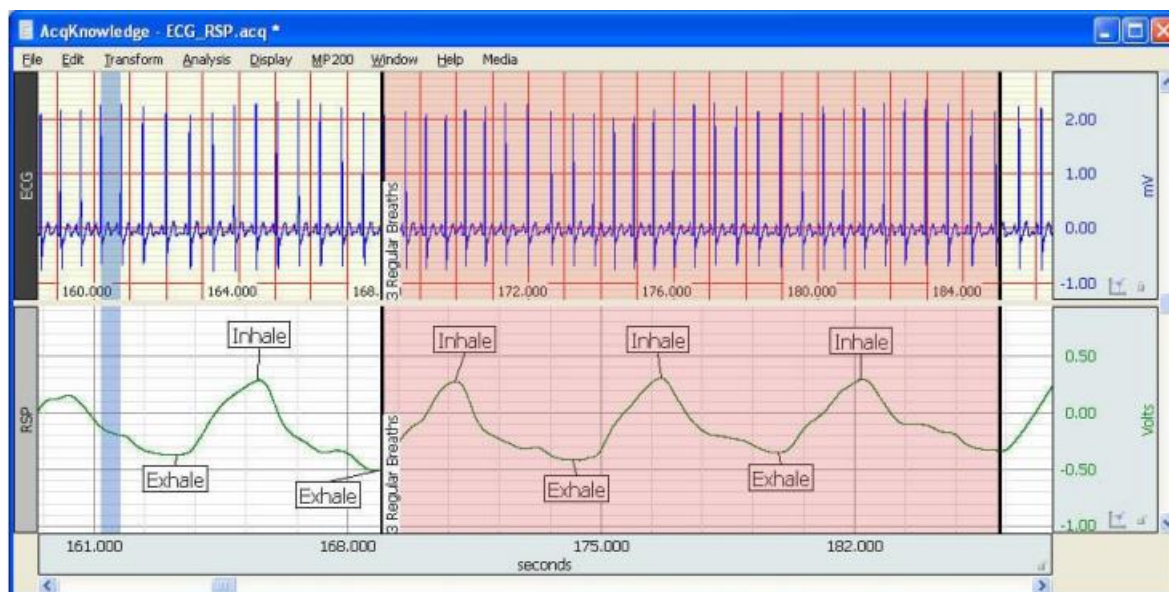


Рисунок 1.6 – Приклад програмної системи для реєстрації та аналізу біомедичних сигналів

Таким чином, актуальність даної кваліфікаційної роботи полягає у необхідності розроблення автоматизованої системи, яка поєднує реєстрацію пульсового сигналу, його комп'ютерну обробку та аналіз отриманих параметрів для моніторингу ментального стану людини. Використання пульсового сигналу як основного джерела інформації є доцільним завдяки його доступності, інформативності та можливості неінвазивної реєстрації. Розроблення такої системи має практичне значення для біомедичної інженерії, оскільки може бути використане для подальшого створення програмно-апаратних засобів контролю психофізіологічного стану людини.

1.6 Методи та засоби вирішення поставленої задачі

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для вирішення поставленої задачі в даній кваліфікаційній роботі передбачається використання комплексу методів комп'ютерної обробки пульсового сигналу, які дають змогу отримати інформативні характеристики для подальшого оцінювання ментального стану людини. Основою дослідження є пульсовий сигнал, що може бути зареєстрований у різних функціональних станах людини та використаний як джерело інформації про зміни в роботі серцево-судинної та вегетативної нервової систем.

Основні етапи комп'ютерної обробки пульсового сигналу



Рисунок 1.7 – Основні етапи комп'ютерної обробки пульсового сигналу в автоматизованій системі

Поставлена задача полягає у розробленні автоматизованої системи, яка забезпечує завантаження пульсових сигналів, їх попередню обробку, аналіз, візуалізацію результатів та формування інформаційної основи для оцінювання психоемоційного стану людини. Основні етапи роботи автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини наведено на рисунку 1.7. Для цього доцільно застосовувати методи математичного моделювання, цифрової обробки сигналів та програмної реалізації алгоритмів у спеціалізованому середовищі.

Одним із основних засобів реалізації поставленої задачі є середовище

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

MATLAB. Його використання є доцільним, оскільки MATLAB містить широкий набір інструментів для роботи з числовими масивами, побудови графіків, виконання математичних обчислень, фільтрації та аналізу біомедичних сигналів. Приклад використання програмного середовища MATLAB для аналізу та візуалізації біомедичних сигналів наведено на рисунку 1.8. Крім того, це середовище дозволяє реалізовувати окремі програмні функції, створювати алгоритми обробки даних і виконувати візуалізацію отриманих результатів у зручному для користувача вигляді.

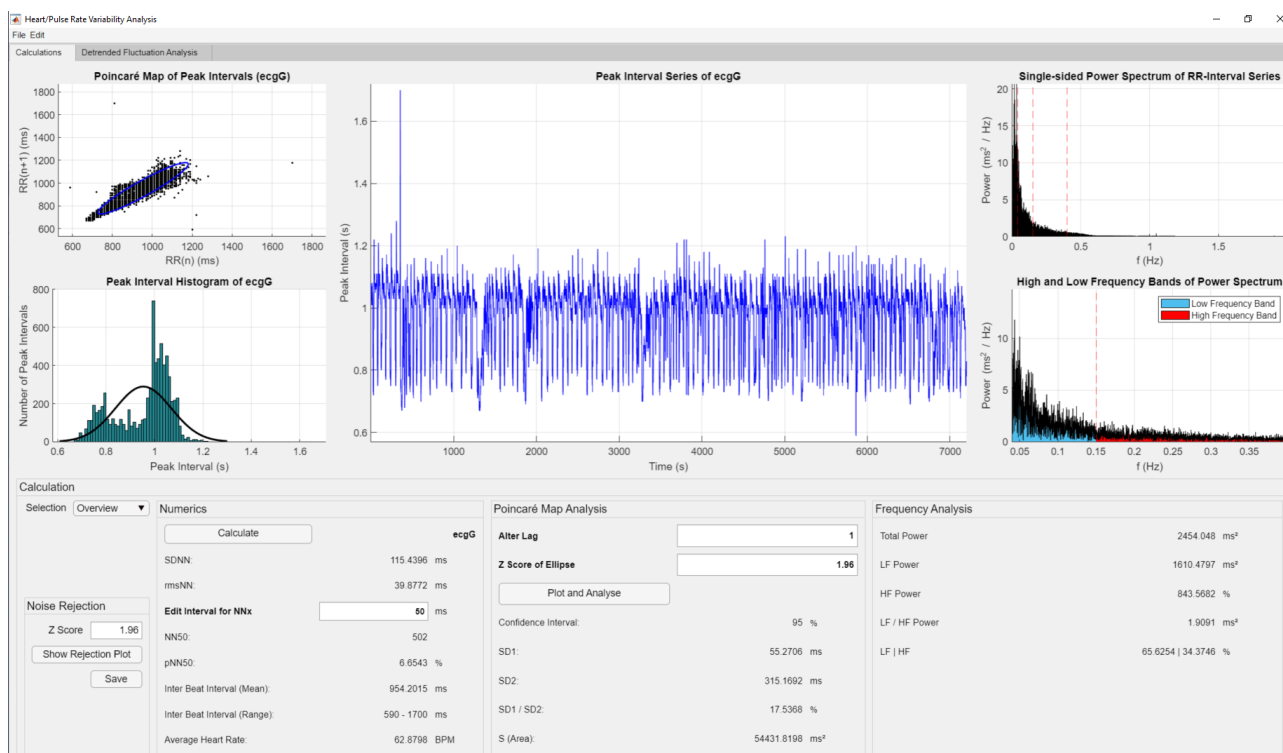


Рисунок 1.8 – Приклад аналізу біомедичного сигналу в середовищі MATLAB (аналіз варіабельності серцевого ритму)

Першим етапом вирішення задачі є завантаження вхідних даних пульсового сигналу. Дані можуть бути представлені у вигляді числових масивів, що відповідають значенням сигналу, зареєстрованим з певною частотою дискретизації. Частота дискретизації є важливим параметром, оскільки вона визначає точність відтворення форми сигналу та можливість

									Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					

подальшого аналізу його часових і частотних характеристик. Після завантаження сигналу здійснюється його візуалізація, що дає змогу попередньо оцінити форму пульсової хвилі, наявність шумів, артефактів або відхилень.

Наступним етапом є попередня обробка сигналу. Вона необхідна для покращення якості вхідних даних та підготовки їх до подальшого аналізу. Пульсовий сигнал може містити випадкові завади, рухові артефакти, коливання базової лінії та інші спотворення, які ускладнюють інтерпретацію результатів. Тому доцільним є застосування методів фільтрації, нормалізації та виділення інформативних ділянок сигналу.

Для аналізу пульсових сигналів у роботі передбачається використання кореляційного методу. Кореляційна обробка дозволяє оцінити ступінь подібності між сигналами або окремими їх фрагментами. Такий підхід може бути використаний для порівняння пульсових сигналів, зареєстрованих у різних станах людини, наприклад у стані спокою, після навантаження або під впливом психоемоційного напруження. Кореляційний аналіз дає змогу виявити повторюваність, ритмічність та загальні закономірності у структурі сигналу.

Спектральний аналіз використовується для дослідження частотного складу пульсового сигналу. За допомогою цього методу можна визначити, які частотні компоненти переважають у сигналі, а також оцінити зміни його спектральної структури. У контексті моніторингу ментального стану людини спектральний аналіз є важливим, оскільки психоемоційне навантаження може впливати на ритмічність серцевої діяльності та частотні характеристики пульсового сигналу.

Спектрально-кореляційна обробка поєднує можливості кореляційного та спектрального аналізу. Вона дозволяє досліджувати як часові, так і частотні особливості сигналу, а також оцінювати взаємозв'язки між його структурними компонентами. Такий метод є доцільним для більш глибокого аналізу пульсових сигналів, оскільки дає змогу отримати розширену інформацію про

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

їх динамічні властивості.

Статистична обробка пульсового сигналу передбачає розрахунок числових характеристик, які описують його властивості. До таких характеристик можуть належати середнє значення, дисперсія, стандартне відхилення, мінімальні та максимальні значення, амплітудні показники й інші параметри. Статистичний аналіз є важливим етапом, оскільки дає змогу подати властивості сигналу у кількісній формі та використати ці дані для подальшої інтерпретації.

Для забезпечення зручності роботи користувача доцільним є створення графічного інтерфейсу. У середовищі MATLAB для цього може використовуватися утиліта GUIDE, яка дозволяє сформувати вікно програми з елементами керування, графічними областями для відображення сигналів та кнопками запуску окремих методів обробки. Такий підхід робить систему більш зручною для практичного використання, оскільки користувач може завантажити сигнал, обрати потрібний метод аналізу та отримати результати у візуальній формі.

Отримані результати обробки мають бути представлені у вигляді графіків, числових показників та допоміжних характеристик, які дозволяють оцінити особливості пульсового сигналу. Візуалізація результатів є важливою складовою системи, оскільки вона забезпечує наочне представлення змін сигналу та полегшує його аналіз. У подальшому такі результати можуть використовуватися для порівняння різних станів людини та формування висновків щодо її психоемоційного стану.

Таким чином, для вирішення поставленої задачі доцільно використати комплекс методів комп'ютерної обробки пульсового сигналу, що включає завантаження даних, попередню обробку, кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний і статистичний аналіз, а також візуалізацію результатів. Застосування середовища MATLAB та графічного інтерфейсу користувача забезпечує можливість створення автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини на основі аналізу пульсових сигналів.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.7 Висновки до розділу 1

У першому розділі було розглянуто теоретичні основи використання пульсового сигналу для моніторингу ментального стану людини. Проаналізовано існуючі рішення, що застосовуються для оцінювання фізіологічного та психоемоційного стану, зокрема клінічні системи, портативні пристрої, носимі засоби моніторингу та програмно-апаратні комплекси. Встановлено, що сучасні системи дають змогу реєструвати важливі фізіологічні показники, однак не завжди забезпечують достатній рівень автоматизованої комп'ютерної обробки даних для оцінювання ментального стану людини.

Показано, що пульсовий сигнал є інформативним джерелом даних про функціональний стан організму, оскільки його параметри змінюються під впливом фізичних і психоемоційних факторів. Особливе значення мають такі характеристики, як частота серцевих скорочень, варіабельність серцевого ритму, амплітуда, форма пульсової хвилі та статистичні показники сигналу. Саме ці ознаки можуть бути використані для подальшого аналізу стану людини.

Окрему увагу приділено фотоплетизмографії як одному з найбільш поширених неінвазивних методів реєстрації пульсового сигналу. Визначено, що фотоплетизмографічний метод є зручним для тривалого моніторингу, оскільки може застосовуватися у портативних та носимих пристроях. Водночас встановлено, що якість такого сигналу може погіршуватися під впливом рухових артефактів, зовнішнього освітлення, температури шкіри та інших факторів, що обумовлює необхідність використання методів цифрової обробки.

У розділі також обґрунтовано актуальність розроблення автоматизованої системи для моніторингу ментального стану людини. Показано, що застосування пульсового сигналу як основного джерела інформації є

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

доцільним завдяки його доступності, інформативності та можливості неінвазивної реєстрації. Для вирішення поставленої задачі запропоновано використовувати методи комп'ютерної обробки сигналів, зокрема кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний та статистичний аналіз, а також програмну реалізацію в середовищі MATLAB.

Таким чином, результати аналізу, проведеного у першому розділі, підтверджують доцільність створення автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини на основі комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Отримані теоретичні положення є основою для подальшого розроблення математичної моделі, алгоритмів обробки та програмної реалізації системи.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2.

ПРОЄКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної системи моніторингу ментального стану людини

Проєктування автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини передбачає визначення складу технічних засобів, програмного середовища, вхідних даних і послідовності їх взаємодії. У межах даної роботи система розглядається як комп'ютерна система, що забезпечує завантаження пульсового сигналу, його математичну та комп'ютерну обробку, побудову графіків, визначення інформативних характеристик і подальше оцінювання можливих змін функціонального та психоемоційного стану людини.

Основою для розроблення проєктної частини є результати попередньої курсової роботи з комп'ютерної обробки пульсового сигналу. У курсовій роботі були розглянуті пульсові сигнали у стані норми та патології, математична модель сигналу, методи кореляційної, спектральної, спектрально-кореляційної та статистичної обробки, а також програмна реалізація у середовищі MATLAB [38-40]. У кваліфікаційній роботі ці напрацювання адаптуються до теми автоматизованого моніторингу ментального стану людини, тобто акцент переноситься з діагностики судинних змін на виділення ознак, які можуть бути використані для оцінювання реакції організму на психоемоційне навантаження.

Технічне забезпечення системи включає персональний комп'ютер, засоби зберігання та завантаження даних, програмне середовище MATLAB, а також потенційний сенсорний модуль для реєстрації пульсового сигналу. У дослідницькій частині роботи як вхідні дані використовуються попередньо записані сигнали, подані у вигляді текстових файлів. Такий підхід дозволяє зосередитися на проєктуванні методів обробки та програмної структури

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

системи без необхідності одночасного розроблення повного апаратного комплексу реєстрації.

У загальному вигляді автоматизована система повинна виконувати декілька основних функцій: приймання або завантаження пульсового сигналу, перевірку коректності вхідних даних, формування часової осі, візуалізацію початкового сигналу, виконання вибраного методу обробки, формування числових і графічних результатів, а також надання користувачу можливості порівнювати отримані характеристики. Для задачі моніторингу ментального стану особливо важливим є не лише саме вимірювання пульсу, а й можливість автоматизовано виділяти часові, амплітудні, частотні та статистичні ознаки сигналу.

У даній роботі як тестові вхідні дані використовуються файли `Pulsesignal_norma_1000Hz.txt` та `Pulsesignal_patalog_1000Hz.txt`. Вони містять числові відліки пульсового сигналу, зареєстрованого з частотою дискретизації 1000 Гц. Ці дані не розглядаються як безпосередній засіб встановлення медичного діагнозу або точного визначення ментального стану. Вони використовуються як тестова база для перевірки працездатності методів комп'ютерної обробки та можливості виділення інформативних характеристик сигналу.

Використання сигналів норми та патології є доцільним для перевірки алгоритмів, оскільки такі дані мають відмінності у формі, амплітуді, регулярності та спектральній структурі. Це дозволяє оцінити, чи здатні вибрані методи обробки виявляти зміни у структурі пульсового сигналу. У контексті бакалаврської роботи ці відмінності трактуються ширше: як приклад змін фізіологічного стану організму, які можуть бути пов'язані з різними функціональними або психоемоційними впливами.

Персональний комп'ютер у системі виконує роль центрального обчислювального вузла. Він забезпечує запуск програмного середовища, збереження файлів із сигналами, виконання математичних операцій та відображення результатів. Для такої задачі не потрібні спеціалізовані

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

високопродуктивні обчислювальні засоби, оскільки основні операції виконуються над одномірними числовими масивами. Водночас комп'ютер повинен забезпечувати стабільну роботу MATLAB, достатній обсяг оперативної пам'яті для обробки сигналів і можливість збереження результатів у вигляді графіків або числових показників [41-42].

Сенсорний модуль у повній реалізації системи може бути побудований на основі фотоплетизмографічного датчика. Такий датчик реєструє зміни кровонаповнення периферичних судин за допомогою оптичного випромінювача та фотоприймача. У межах даної роботи фізичний датчик не є основним об'єктом проєктування, однак його роль враховується під час опису структури системи, оскільки саме від якості реєстрації сигналу залежить достовірність подальшої обробки.

З точки зору технічного забезпечення важливо передбачити можливість роботи системи як із реальним сигналом, отриманим від сенсора, так і з попередньо записаними файлами. Перший варіант є більш наближеним до практичного застосування, а другий є зручним для тестування алгоритмів. У бакалаврській роботі використовується другий підхід, оскільки він дозволяє багаторазово запускати ті самі методи обробки для однакових вхідних даних та порівнювати результати без впливу випадкових умов реєстрації.

Зберігання даних у текстових файлах є простим і зручним рішенням для навчально-дослідницької системи. Такий формат легко завантажується у MATLAB, не потребує складного попереднього перетворення та дозволяє працювати з сигналом як з числовим масивом. Після завантаження сигналу програма формує часовий вектор відповідно до частоти дискретизації, що дає змогу відображати пульсовий сигнал у часовій області та виконувати подальші розрахунки.

Програмна частина системи повинна забезпечувати взаємодію користувача з усіма етапами обробки. Для цього у програмі передбачаються функції завантаження сигналу, вибору методу аналізу, запуску обчислень, побудови графіків та перегляду результатів. Така структура є зручною для

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

дослідження пульсових сигналів, оскільки користувач може послідовно переходити від початкового сигналу до результатів обробки і порівнювати різні характеристики.

Важливою вимогою до системи є можливість повторного використання окремих функціональних модулів. Наприклад, функція кореляційної обробки, функція спектрального аналізу або функція статистичної обробки можуть бути реалізовані окремо, а потім викликатися із загального програмного інтерфейсу. Такий підхід спрощує тестування програмного забезпечення і дозволяє в подальшому розширювати систему новими методами обробки.

Загальна логіка роботи комп'ютерної системи полягає у послідовному переході від вхідного сигналу до інформативних ознак. Спочатку користувач завантажує дані, після чого система перевіряє їх формат і будує графік початкового сигналу. Далі обирається метод обробки: кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний або статистичний. Після виконання розрахунків результати виводяться у вигляді графіків і числових показників, які можуть бути використані для аналізу стану людини.

Отже, технічне забезпечення автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини формується на основі поєднання апаратних, інформаційних і програмних компонентів. У межах даної роботи головну роль відіграє програмна реалізація в MATLAB, а попередньо записані пульсові сигнали використовуються як тестові дані для перевірки методів обробки. Такий підхід дозволяє адаптувати матеріали курсової роботи до теми бакалаврської роботи та обґрунтувати структуру комп'ютерної системи моніторингу.

Основні складові технічного забезпечення системи подано у таблиці 2.1.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 2.1 – Основні складові технічного забезпечення автоматизованої системи

Складова системи	Призначення	Роль у роботі
Персональний комп'ютер	Запуск MATLAB, виконання обчислень, зберігання файлів	Центральний обчислювальний блок
Файл пульсового сигналу	Подання вхідних даних у вигляді числового масиву	Джерело інформації для обробки
Частота дискретизації	Визначення часової осі та кроку обробки	Забезпечення коректного аналізу сигналу
MATLAB	Реалізація алгоритмів, побудова графіків, аналіз результатів	Основне програмне середовище
Графічний інтерфейс	Зручне керування завантаженням та обробкою сигналів	Автоматизація роботи користувача

2.2 Математична модель пульсового сигналу

Математична модель пульсового сигналу є основою для подальшої комп'ютерної обробки, оскільки вона дозволяє формалізувати структуру сигналу, виділити його параметри та описати зміну пульсової хвилі у часі. У межах автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини математична модель потрібна не лише для відтворення форми сигналу, а й для обґрунтування тих характеристик, які надалі можуть бути використані як інформативні ознаки стану організму.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Пульсовий сигнал формується внаслідок серцевих скорочень і поширення пульсової хвилі артеріальним руслом. У дискретному вигляді він подається як послідовність відліків, кожен з яких відповідає певному моменту часу. Якщо частота дискретизації становить $f_d = 1000$ Гц, то крок дискретизації визначається як $dt = 1/f_d$. Це означає, що між сусідніми відліками сигналу проходить 0,001 с. Така деталізація є достатньою для відображення форми пульсової хвилі та виконання її цифрового аналізу.

У загальному вигляді дискретний пульсовий сигнал можна подати як масив значень $x(i)$, де i – номер відліку сигналу. Для переходу від номера відліку до фізичного часу використовується часовий вектор $t(i)$, що формується за формулою:

$$t(i) = i \cdot dt, \quad dt = 1 / f_d, \quad i = 0, 1, 2, \dots, N - 1, \quad (2.1)$$

де f_d – частота дискретизації сигналу, dt – крок дискретизації, N – кількість відліків у сигналі. Такий підхід використовується під час завантаження пульсових сигналів у MATLAB, оскільки дозволяє будувати графік сигналу не лише за номером відліку, а й у реальному часовому масштабі.

Для опису форми пульсової хвилі можуть застосовуватися різні математичні моделі. У попередній курсовій роботі було розглянуто параметричні моделі, що дають змогу апроксимувати форму пульсового сигналу за допомогою амплітудних, часових і частотних параметрів. У бакалаврській роботі ці моделі розглядаються як теоретична основа для подальшого аналізу сигналу та виділення його інформативних характеристик.

Одним із варіантів опису пульсової хвилі є модель, у якій форма сигналу визначається амплітудою, швидкістю зміни та коливальною складовою:

$$p(t) = \alpha \cdot e^{(-\beta(t - t_0))} \cdot \sin(\gamma(t - t_0)), \quad (2.2)$$

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де $p(t)$ – значення пульсового сигналу в момент часу t ; t_0 – момент початку пульсової хвилі; α – параметр амплітуди; β – параметр, що визначає швидкість спадання або затухання хвилі; γ – параметр, пов’язаний з частотою коливальної складової.

Параметр α визначає висоту пульсової хвилі та може бути пов’язаний із силою пульсового наповнення або умовами реєстрації. Параметр β впливає на швидкість зменшення сигналу після досягнення пікового значення. Параметр γ визначає частотну складову моделі та відображає періодичність коливань. Зміна цих параметрів дозволяє моделювати різні форми пульсової хвилі, що є важливим для аналізу сигналів, отриманих у різних функціональних станах.

Для апроксимації окремої пульсової хвилі також може використовуватися гаусова модель. Вона дозволяє описати сигнал у вигляді плавної хвилі з вираженим максимумом:

$$p(t) = A \cdot e^{-((t - t_0)^2 / 2\sigma^2)}, \quad (2.3)$$

де A – амплітуда пульсової хвилі; t_0 – момент часу, у якому спостерігається максимум; σ – параметр, що визначає ширину хвилі. Така модель є зручною для опису окремих фрагментів сигналу, але не завжди повністю відображає складну морфологію реального пульсового сигналу, оскільки реальна пульсова хвиля може містити дикротичну вирізку, додаткові коливання та асиметричну форму.

Для періодичних сигналів може застосовуватися рядова модель, яка описує сигнал через суму гармонічних складових. Такий підхід є близьким до спектрального аналізу, оскільки будь-який складний періодичний сигнал можна подати як сукупність синусоїдальних компонентів різних частот:

$$p(t) = (2\alpha / \pi) \cdot \Sigma [\sin((2n - 1)\omega t) / (2n - 1)], \quad (2.4)$$

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де α – амплітудний коефіцієнт, ω – кругова частота, n – номер гармонічної складової. Такий опис є корисним для розуміння частотної структури сигналу та пояснює доцільність застосування спектральної обробки, яка виявляє домінуючі частотні компоненти пульсового сигналу.

Ще одним прикладом є модель Хілла, яка може бути використана для опису процесу наростання пульсового тиску:

$$p(t) = (P_{max} \cdot t^n) / (t_0^n + t^n), \quad (2.5)$$

де P_{max} – максимальне значення тиску або амплітуди; t_0 – часовий параметр наростання хвилі; n – параметр форми. Модель Хілла дозволяє описувати поступове наростання сигналу та може бути корисною для аналізу фаз пульсової хвилі, однак для практичної обробки зареєстрованих даних у даній роботі основна увага приділяється не моделюванню конкретної фізіологічної кривої, а комп'ютерному аналізу реальних дискретних сигналів.

У межах автоматизованої системи математична модель має відповідати кільком вимогам. По-перше, вона повинна бути фізіологічно обґрунтованою, тобто враховувати зв'язок пульсового сигналу з роботою серця та судин. По-друге, модель повинна бути придатною до комп'ютерної реалізації, оскільки обробка виконується над дискретними масивами даних у MATLAB. По-третє, модель має дозволяти виділяти параметри, які можна інтерпретувати з позиції функціонального стану організму.

Для задачі моніторингу ментального стану людини особливе значення мають ті параметри, які можуть змінюватися під впливом психоемоційного навантаження. До них належать частота пульсових хвиль, регулярність ритму, амплітуда сигналу, варіабельність інтервалів, рівень випадкових коливань та спектральна структура. Математична модель дозволяє виділити ці ознаки та перейти від простого спостереження графіка до кількісного аналізу.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У роботі використовується також поняття шумової складової сигналу. Реальний пульсовий сигнал можна подати як суму корисної складової $s(t)$ та завад $n(t)$:

$$x(t) = s(t) + n(t). \quad (2.6)$$

Корисна складова відображає власне пульсову хвилю, а шумова складова може бути пов'язана з руховими артефактами, нестабільністю контакту датчика зі шкірою, електричними завадами або особливостями реєстрації. Врахування наявності шуму є важливим, оскільки він може впливати на результати кореляційного, спектрального та статистичного аналізу.

Дискретна форма сигналу є найбільш зручною для програмної реалізації. У MATLAB пульсовий сигнал зберігається як вектор значень, а всі подальші обчислення виконуються над цим вектором. Це дозволяє використовувати стандартні операції для визначення середнього значення, дисперсії, спектра, кореляційної функції та інших характеристик. Саме тому математична модель у проєктній частині поєднує фізіологічне розуміння пульсової хвилі з цифровим представленням сигналу у вигляді масиву даних.

Таким чином, математична модель пульсового сигналу в даній роботі виконує декілька функцій: формалізує структуру сигналу, пояснює вибір методів комп'ютерної обробки, забезпечує перехід до числового аналізу та створює основу для подальшого оцінювання інформативних ознак. У контексті автоматизованого моніторингу ментального стану модель використовується не для постановки діагнозу, а для виділення параметрів, що можуть відображати зміни функціонального та психоемоційного стану людини.

2.3 Методи та алгоритми комп'ютерної обробки пульсового сигналу

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Комп'ютерна обробка пульсового сигналу передбачає застосування математичних методів, які дозволяють виділити з сигналу інформативні ознаки. У межах даної роботи використовуються чотири основні групи методів: кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна та статистична обробка. Вибір саме цих методів обумовлений тим, що вони дозволяють дослідити пульсовий сигнал з різних сторін: у часовій області, у частотній області, через повторюваність його фрагментів і через кількісний опис його мінливості.

Кореляційна обробка використовується для оцінювання подібності сигналу до самого себе або до іншого сигналу. Вона є важливою для аналізу ритмічності та повторюваності пульсових хвиль. Спектральна обробка дозволяє визначити частотний склад сигналу та виявити домінуючі гармонічні компоненти. Спектрально-кореляційна обробка поєднує ці два підходи, оскільки спочатку враховує кореляційні властивості сигналу, а потім аналізує їх у частотній області. Статистична обробка дає змогу кількісно описати сигнал за допомогою середніх значень, дисперсій та інших показників.

Усі методи реалізуються у вигляді окремих програмних функцій MATLAB. Такий підхід дозволяє розділити систему на функціональні модулі, спростити тестування кожного методу та забезпечити можливість їх подальшого використання у графічному інтерфейсі користувача. Кожен метод має власний алгоритм, вхідні дані, вихідні результати та область застосування.

Застосування декількох методів обробки є важливим для задачі моніторингу ментального стану, оскільки один параметр пульсового сигналу не може повністю характеризувати стан людини. Психоемоційне напруження, втома або стрес можуть проявлятися не лише у зміні частоти пульсу, а й у зміні варіабельності ритму, амплітуди, регулярності та спектральної структури сигналу. Тому комплексний аналіз дає змогу отримати більш повну характеристику пульсового сигналу.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У подальших підпунктах розглянуто методи та алгоритми обробки, які були використані як основа для програмної реалізації автоматизованої системи. При цьому матеріали курсової роботи адаптовано до нової теми бакалаврської роботи: результати обробки розглядаються як інформативні ознаки для моніторингу ментального стану, а не лише як показники стану судинної системи.

2.3.1 Метод та алгоритм кореляційної обробки

Кореляційна обробка є одним із базових методів аналізу біомедичних сигналів. Її сутність полягає у визначенні ступеня подібності між сигналами або між фрагментами одного сигналу при різних часових зсувах. Для пульсового сигналу це особливо важливо, оскільки він має періодичну структуру, пов'язану з серцевими скороченнями. Якщо пульсові хвилі повторюються рівномірно, кореляційна функція має більш виражену структуру. Якщо ж сигнал нестабільний, містить артефакти або нерівномірні інтервали, кореляційні залежності змінюються.

У межах даної роботи кореляційна обробка використовується для оцінювання регулярності пульсового сигналу та порівняння сигналів, що відповідають різним станам. Для тестування алгоритму можуть використовуватися сигнали норми та патології, а також взаємкореляція між ними. Такий аналіз дозволяє виявити, наскільки однаковою є структура сигналу в різних записах та чи зберігається характерна повторюваність пульсових хвиль.

Автокореляційна функція сигналу $x(t)$ показує, наскільки сигнал подібний до самого себе при певному часовому зсуві τ . У дискретному вигляді її можна подати так:

$$R_{xx}(k) = \sum x(i) \cdot x(i + k), \quad (2.7)$$

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де $R_{xx}(k)$ – значення автокореляційної функції при зсуві k ; $x(i)$ – значення сигналу у поточному відліку; $x(i + k)$ – значення сигналу, зміщене на k відліків. У практичній реалізації MATLAB для обчислення кореляційної функції може використовуватися функція `xcorr`, яка дозволяє швидко отримати кореляційну залежність для всього сигналу.

Взаємокореляційна функція використовується тоді, коли потрібно оцінити подібність двох різних сигналів. Наприклад, можна порівнювати сигнал у стані норми та сигнал із відхиленнями. Якщо структура сигналів подібна, то взаємокореляційна функція матиме вищі значення. Якщо між сигналами є суттєві відмінності у формі, амплітуді або ритмічності, це відобразатиметься у зміні кореляційної залежності.

У MATLAB кореляційна обробка реалізується за такою загальною послідовністю: завантаження сигналу, визначення частоти дискретизації, обчислення кроку дискретизації, застосування функції кореляції, нормування отриманого результату та побудова графіка кореляційної функції. Нормування потрібне для того, щоб результати можна було порівнювати між собою незалежно від довжини сигналу.

Алгоритм кореляційної обробки пульсового сигналу передбачає виконання таких етапів:

- завантаження пульсового сигналу у вигляді числового масиву;
- задання частоти дискретизації та формування часової осі;
- обчислення автокореляційної або взаємокореляційної функції;
- нормування отриманого результату;
- виділення необхідної частини кореляційної функції;
- побудова графіка та аналіз отриманої залежності.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

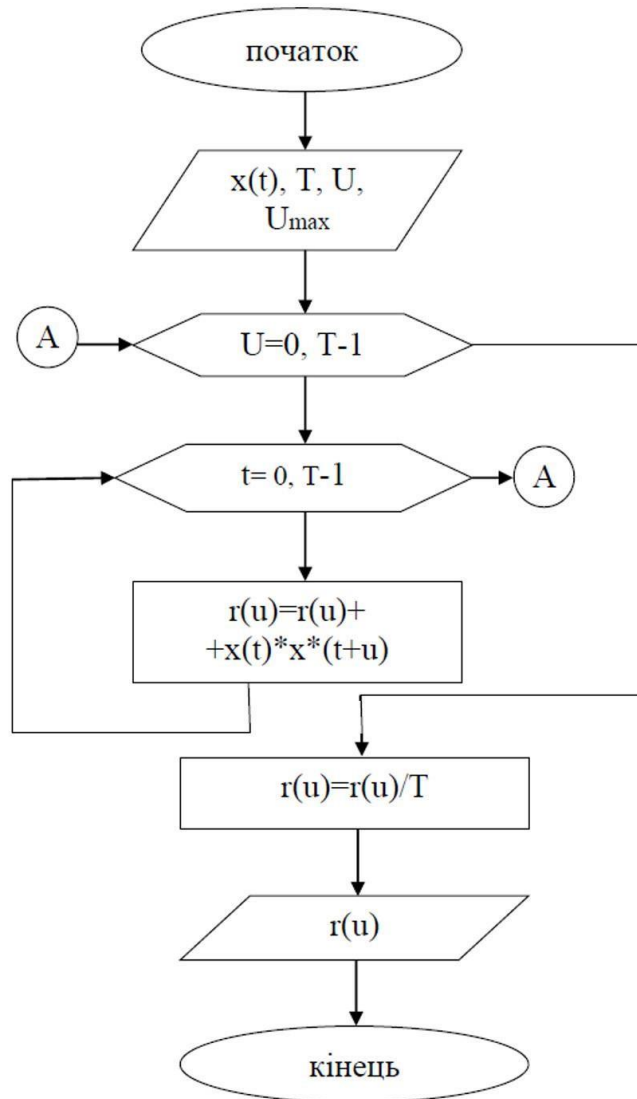


Рисунок 2.1 – Алгоритм кореляційної обробки пульсового сигналу

У програмній реалізації кореляційний аналіз може бути оформлений як окрема функція, яка приймає на вхід пульсовий сигнал і частоту дискретизації, а на виході повертає кореляційну функцію та часову шкалу для її відображення. Така організація є зручною, оскільки функцію можна викликати як зі звичайного скрипта, так і з графічного інтерфейсу користувача.

Для задачі моніторингу ментального стану кореляційна обробка має допоміжне значення. Вона дозволяє оцінити стабільність ритму та повторюваність пульсових хвиль. Підвищене психоемоційне навантаження може супроводжуватися зміною регулярності серцевого ритму, тому аналіз кореляційних характеристик може бути корисним для виявлення непрямих

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ознак зміни стану людини. Водночас результати кореляційної обробки не слід розглядати як самостійний діагностичний критерій; вони повинні аналізуватися разом з іншими характеристиками сигналу.

Перевагою кореляційного методу є його простота та наочність. Він дозволяє швидко визначити, чи має сигнал повторювану структуру, а також порівняти різні сигнали між собою. Недоліком є те, що метод чутливий до шумів, зміни амплітуди та рухових артефактів. Тому перед виконанням кореляційного аналізу важливо перевірити якість сигналу та за потреби виконати попередню обробку.

Таким чином, кореляційна обробка є важливим етапом комп'ютерного аналізу пульсового сигналу. Вона дозволяє оцінити повторюваність сигналу, виявити відмінності між записами та сформувати одну з груп інформативних ознак, які можуть використовуватися в автоматизованій системі моніторингу ментального стану людини.

2.3.2 Метод та алгоритм спектральної обробки

Спектральна обробка є методом аналізу сигналів у частотній області. Якщо часовий аналіз дозволяє оцінити форму пульсової хвилі та зміну її амплітуди у часі, то спектральний аналіз дає змогу визначити, з яких частотних складових складається сигнал. Для пульсового сигналу це важливо, оскільки його структура пов'язана з періодичністю серцевих скорочень, дихальними впливами, регуляцією судинного тону та іншими фізіологічними процесами.

У даній роботі спектральна обробка використовується для визначення амплітудного спектра пульсового сигналу. За допомогою спектра можна оцінити, які частоти є домінуючими у сигналі, чи наявні додаткові гармонічні складові, а також чи відрізняється спектральна структура сигналів, отриманих у різних станах. Такі відмінності можуть бути корисними для виділення інформативних ознак функціонального стану організму.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Основою спектрального аналізу є перетворення Фур'є. Воно дозволяє подати сигнал як суму гармонічних складових різних частот, амплітуд і фаз. У дискретному вигляді для комп'ютерної обробки застосовується дискретне перетворення Фур'є, а в MATLAB його зручно реалізувати за допомогою функції `fft`. Загальна ідея полягає у переході від послідовності значень $x(i)$ у часовій області до послідовності комплексних значень $X(k)$ у частотній області.

$$X(k) = \sum x(n) \cdot e^{-j2\pi kn/N}, \quad (2.8)$$

де $X(k)$ – спектральна складова сигналу; $x(n)$ – відліки пульсового сигналу; N – кількість відліків; k – номер частотної складової. Після виконання перетворення обчислюється амплітудний спектр, який визначається як модуль комплексного спектра.

У практичній реалізації спектральної обробки важливим є правильне формування частотної осі. Для цього використовується частота дискретизації f_d та кількість відліків сигналу N . Крок за частотою визначається як $df = f_d/N$. Після цього формується вектор частот, який дозволяє відображати спектр не за номером відліку, а у фізичних одиницях – герцах.

Алгоритм спектральної обробки пульсового сигналу включає такі етапи:

- завантаження пульсового сигналу;
- задання частоти дискретизації;
- виконання швидкого перетворення Фур'є;
- нормування спектральних значень;
- обчислення амплітудного та фазового спектрів;
- формування частотної осі;
- побудова графіка спектра та аналіз домінуючих частот.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

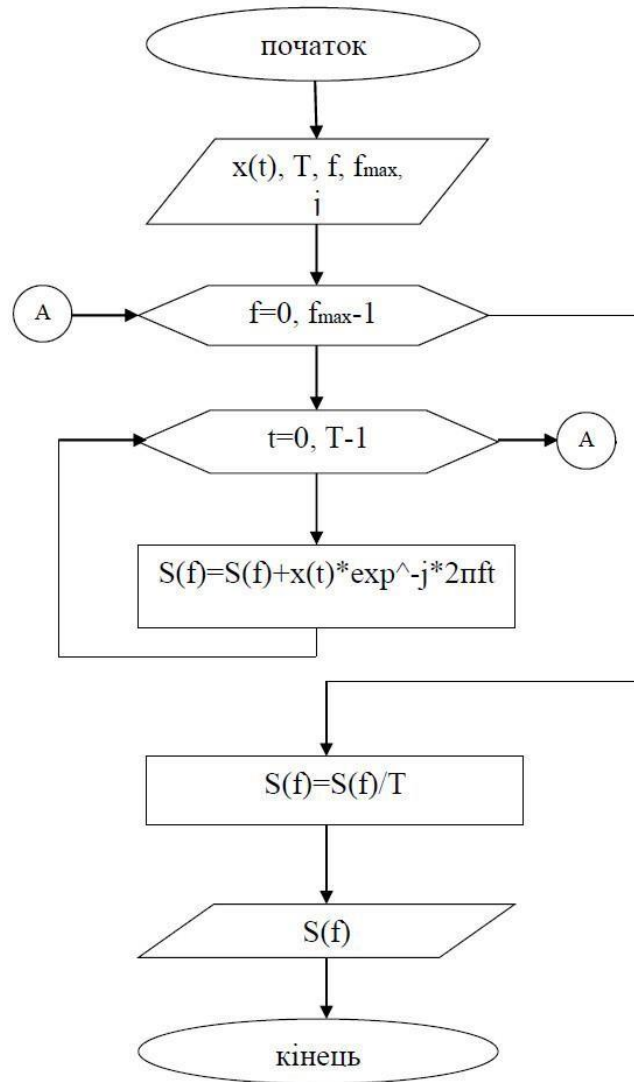


Рисунок 2.2 – Алгоритм спектральної обробки пульсового сигналу

Спектральний аналіз дає змогу виявляти частотні особливості пульсового сигналу, які не завжди добре помітні під час візуального перегляду часової форми. Наприклад, у часовій області сигнал може виглядати досить подібно, однак у частотній області можуть відрізнятись рівень основної частоти, вираженість гармонік або наявність додаткових компонентів. Це є важливим для комплексного оцінювання стану людини.

У випадку нормального та стабільного ритму спектр пульсового сигналу зазвичай має виражену основну частотну складову, що відповідає частоті пульсу, а також певну кількість гармонік. Якщо сигнал містить шумові компоненти або нерегулярні коливання, спектр може мати додаткові частотні

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

складові. Саме тому спектральна обробка може використовуватися для оцінювання як ритмічності сигналу, так і якості його реєстрації.

Для задачі моніторингу ментального стану спектральні характеристики є важливими, оскільки психоемоційне навантаження може впливати на регуляцію серцевого ритму. Зміни у частотній структурі сигналу можуть відображати зміну активності регуляторних механізмів організму. Проте, як і у випадку кореляційного аналізу, спектральні результати повинні розглядатися у комплексі з іншими показниками.

Перевагою спектрального методу є можливість кількісно оцінити частотний склад сигналу та виявити домінуючі частоти. Обмеженням є чутливість до довжини сигналу, рівня шумів, вибору ділянки для аналізу та можливих нестационарних змін. Тому перед виконанням спектрального аналізу потрібно переконатися, що сигнал має достатню тривалість і не містить значних технічних спотворень.

Таким чином, спектральна обробка є необхідною складовою комп'ютерного аналізу пульсового сигналу. Вона дозволяє перейти від опису сигналу у часовій області до оцінювання його частотної структури, що розширює можливості автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини.

2.3.3 Метод та алгоритм спектрально-кореляційної обробки

Спектрально-кореляційна обробка є комбінованим методом аналізу пульсового сигналу, який поєднує переваги кореляційного та спектрального підходів. Кореляційна обробка дозволяє оцінити повторюваність сигналу у часовій області, а спектральна – визначити частотний склад. Поєднання цих підходів дає змогу дослідити частотну структуру кореляційних властивостей сигналу, тобто оцінити не лише те, як сигнал змінюється у часі, а й які частотні компоненти характерні для його повторюваної структури.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У межах даної роботи спектрально-кореляційний аналіз використовується для більш глибокого опису пульсового сигналу. Такий метод є корисним тоді, коли необхідно виявити відмінності між сигналами, які можуть бути не повністю помітні лише у часовому або лише у частотному представленні. Для пульсових сигналів це важливо, оскільки зміни ритму, амплітуди і форми хвилі можуть одночасно впливати як на кореляційну функцію, так і на її спектральний склад.

Загальна послідовність спектрально-кореляційної обробки передбачає спочатку обчислення кореляційної функції сигналу, а потім застосування до неї перетворення Фур'є. У результаті отримується спектр кореляційної функції, який характеризує частотні особливості повторюваної структури сигналу. У MATLAB така обробка може бути реалізована за допомогою поєднання функцій `xcorr` та `fft`.

Алгоритм спектрально-кореляційної обробки включає такі основні етапи:

- завантаження пульсового сигналу;
- обчислення кореляційної функції сигналу;
- виділення необхідної частини кореляційної функції;
- виконання швидкого перетворення Фур'є для кореляційної функції;
- обчислення амплітудного спектра;
- формування частотної осі;
- побудова графіка спектрально-кореляційної характеристики.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

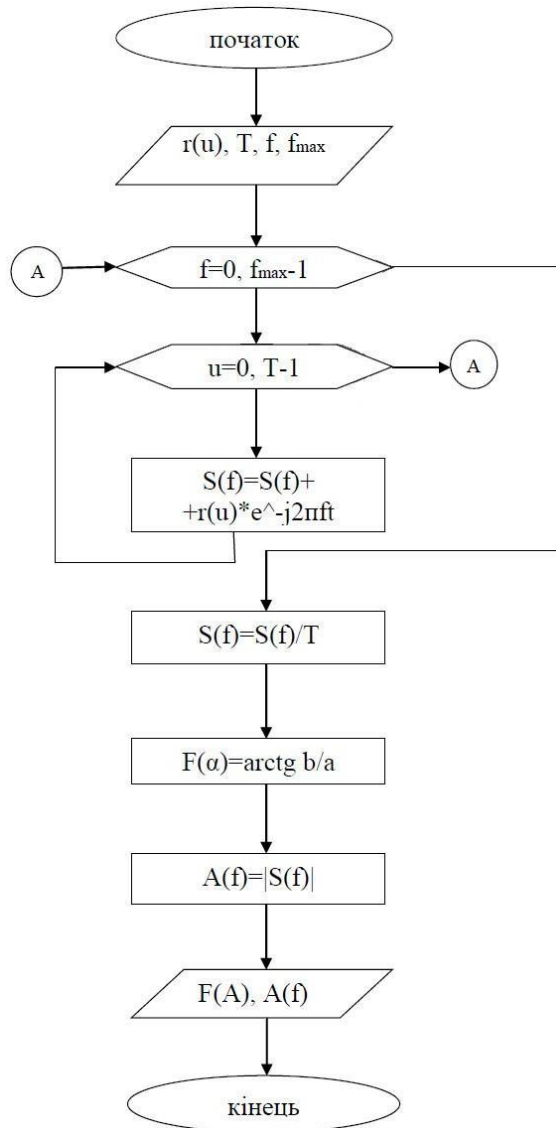


Рисунок 2.3 – Алгоритм спектрально-кореляційної обробки пульсового сигналу

У програмній реалізації спектрально-кореляційна функція приймає на вхід пульсовий сигнал і частоту дискретизації. На першому етапі обчислюється кореляційна функція. Далі з отриманої кореляційної залежності вибирається частина, яка використовується для подальшого спектрального аналізу. Після цього виконується перетворення Фур'є та визначається амплітудний спектр. Результатом є спектрально-кореляційна характеристика, яку можна вивести у вигляді графіка.

Спектрально-кореляційний аналіз має перевагу над звичайною спектральною обробкою у тих випадках, коли необхідно врахувати повторюваність сигналу. Наприклад, якщо пульсовий сигнал містить

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

нерегулярні коливання, зміни форми хвилі або різні рівні шуму, кореляційна функція може відображати ці особливості, а її спектр дозволяє оцінити їх частотну структуру. Це робить метод більш інформативним для аналізу складних біомедичних сигналів.

Для задачі моніторингу ментального стану людини спектрально-кореляційна обробка може використовуватися як додатковий інструмент виявлення змін у структурі пульсового сигналу. Якщо під впливом психоемоційного навантаження змінюється регулярність серцевого ритму або характер пульсових коливань, це може відобразитися у зміні спектрально-кореляційних характеристик. Однак такі зміни необхідно аналізувати обережно, оскільки на сигнал також впливають рухові артефакти, якість контакту датчика, фізична активність та індивідуальні особливості людини.

Обмеженням методу є його більша обчислювальна складність порівняно з окремим кореляційним або спектральним аналізом. Крім того, результати спектрально-кореляційної обробки можуть бути складнішими для інтерпретації. Тому цей метод доцільно використовувати не ізольовано, а разом з іншими методами, які дають простіші та більш наочні показники сигналу.

Таким чином, спектрально-кореляційна обробка розширює можливості аналізу пульсового сигналу, оскільки дозволяє досліджувати частотні властивості його кореляційної структури. У поєднанні з іншими методами вона може бути використана для формування більш повного набору інформативних ознак автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини.

2.3.4 Метод та алгоритм статистичної обробки

Статистична обробка пульсового сигналу призначена для кількісного опису його властивостей. На відміну від графічного аналізу, який дає

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

переважно візуальне уявлення про форму сигналу, статистичні методи дозволяють отримати числові показники. Такі показники можна порівнювати між різними сигналами, використовувати для оцінювання змін стану людини та застосовувати як ознаки у подальших алгоритмах аналізу.

У межах даної роботи статистична обробка використовується для визначення середнього значення, дисперсії, середньоквадратичного відхилення та інших характеристик пульсового сигналу. Ці параметри відображають загальний рівень сигналу, розкид значень, стабільність амплітуди та ступінь мінливості. Для сигналів, що відповідають різним станам, статистичні показники можуть відрізнятися, що робить їх корисними для порівняльного аналізу.

Середнє значення сигналу визначає його середній рівень на вибраному часовому інтервалі:

$$M = (1 / N) \cdot \Sigma x(i), \quad (2.9)$$

де M – середнє значення сигналу; $x(i)$ – значення сигналу в i -му відліку; N – кількість відліків. Дисперсія характеризує розкид значень сигналу відносно середнього рівня:

$$D = (1 / N) \cdot \Sigma (x(i) - M)^2. \quad (2.10)$$

Середньоквадратичне відхилення визначається як квадратний корінь із дисперсії та показує, наскільки сильно значення сигналу відхиляються від середнього рівня:

$$\sigma = \sqrt{D}. \quad (2.11)$$

У практичній реалізації статистична обробка може виконуватися не лише для всього сигналу, а й для окремих часових фрагментів. Для цього сигнал поділяється на ділянки певної тривалості, після чого для кожної

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ділянки обчислюються статистичні характеристики. Такий підхід дозволяє оцінити, як параметри сигналу змінюються у часі, і може бути корисним для виявлення нестабільності або локальних змін.

Алгоритм статистичної обробки пульсового сигналу включає такі етапи:

- завантаження пульсового сигналу;
- задання частоти дискретизації та тривалості аналізованого фрагмента;
- визначення кількості відліків у фрагменті;
- поділ сигналу на окремі реалізації або ділянки;
- обчислення середнього значення для кожного фрагмента;
- обчислення дисперсії та середньоквадратичного відхилення;
- побудова графіків статистичних показників і аналіз результатів.

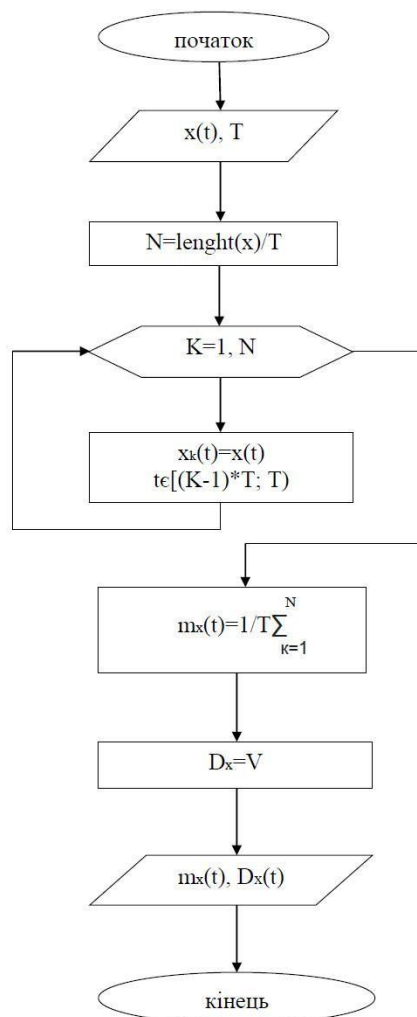


Рисунок 2.4 – Алгоритм статистичної обробки пульсового сигналу

У MATLAB статистичні характеристики можуть бути визначені за допомогою стандартних функцій mean, std, min, max та інших засобів роботи з масивами. Це спрощує програмну реалізацію та дозволяє зосередитися на інтерпретації результатів. У випадку поділу сигналу на фрагменти програма формує матрицю реалізацій, для якої статистичні показники можуть обчислюватися за рядками або стовпцями залежно від структури даних.

Для задачі моніторингу ментального стану статистична обробка має важливе значення, оскільки психоемоційне навантаження може супроводжуватися зміною варіабельності пульсового сигналу. Наприклад, збільшення розкиду значень або нерівномірність амплітуди може свідчити про нестабільність сигналу. Водночас такі зміни можуть бути пов'язані і з іншими факторами, тому статистичні показники повинні аналізуватися разом з часовими, кореляційними та спектральними характеристиками.

Перевагою статистичної обробки є простота обчислення та можливість отримання зрозумілих числових показників. Недоліком є те, що окремі статистичні параметри не завжди відображають форму сигналу або його частотну структуру. Наприклад, два сигнали можуть мати близьке середнє значення, але суттєво відрізнятися за ритмом або спектром. Тому статистична обробка використовується як одна зі складових комплексного аналізу.

Таким чином, статистичний аналіз забезпечує кількісний опис пульсового сигналу та дозволяє порівнювати сигнали за рівнем, розкидом і мінливістю. У поєднанні з іншими методами статистичні характеристики можуть бути використані як інформативні ознаки для автоматизованого моніторингу ментального стану людини.

2.4 Проектування та тестування програмного забезпечення автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Проектування програмного забезпечення автоматизованої системи є завершальним етапом проектної частини, оскільки саме програмна реалізація поєднує математичну модель, методи обробки та результати аналізу в єдину систему. У межах даної роботи програмне забезпечення розробляється у середовищі MATLAB та орієнтоване на обробку пульсових сигналів, поданих у вигляді текстових файлів.

Основна ідея програмного забезпечення полягає у тому, щоб користувач міг завантажити пульсовий сигнал, переглянути його початковий вигляд, обрати необхідний метод обробки та отримати результати у графічному або числовому вигляді. Такий підхід відповідає принципам автоматизації, оскільки значна частина обчислень виконується програмою, а користувач лише задає вхідні параметри та аналізує отримані результати.

Програмна структура системи складається з декількох функціональних модулів. До них належать модуль завантаження даних, модуль формування часової осі, модуль візуалізації початкового сигналу, модулі кореляційної, спектральної, спектрально-кореляційної та статистичної обробки, а також модуль виведення результатів. У разі використання графічного інтерфейсу ці модулі можуть бути викликані за допомогою кнопок або пунктів меню.

Для реалізації кореляційної обробки створюється функція, яка приймає на вхід сигнал і частоту дискретизації. У середині функції визначається крок дискретизації, обчислюється кореляційна функція, виконується нормування та формується часова шкала для побудови графіка. Аналогічно спектральна функція виконує перетворення Фур'є, визначає амплітудний спектр і частотну вісь. Спектрально-кореляційна функція поєднує обчислення кореляції та спектральний аналіз, а статистична функція визначає числові характеристики сигналу.

Під час програмної реалізації важливо забезпечити коректне завантаження вхідних даних. Для цього користувач обирає файл сигналу, після чого програма завантажує його як числовий масив. Далі задається частота дискретизації, наприклад $f_d = 1000$ Гц, і формується часовий вектор. Така

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

послідовність дає змогу однаково обробляти сигнали норми та патології, а також порівнювати їх результати.

Для тестування програмного забезпечення використовувалися файли `Pulsesignal_norma_1000Hz.txt` та `Pulsesignal_patalog_1000Hz.txt`. Метою тестування було не встановлення конкретного діагнозу, а перевірка того, чи правильно працюють розроблені функції обробки та чи дають вони результати, придатні для подальшого аналізу. На основі цих сигналів було перевірено побудову графіків, роботу кореляційного, спектрального, спектрально-кореляційного та статистичного аналізу.

Приклад результатів кореляційної обробки пульсового сигналу наведено на рисунку 2.5. На графіках можна оцінити характер кореляційних залежностей для різних сигналів та їх взаємну подібність. Такі результати використовуються для аналізу регулярності сигналу і порівняння його структури у різних станах.

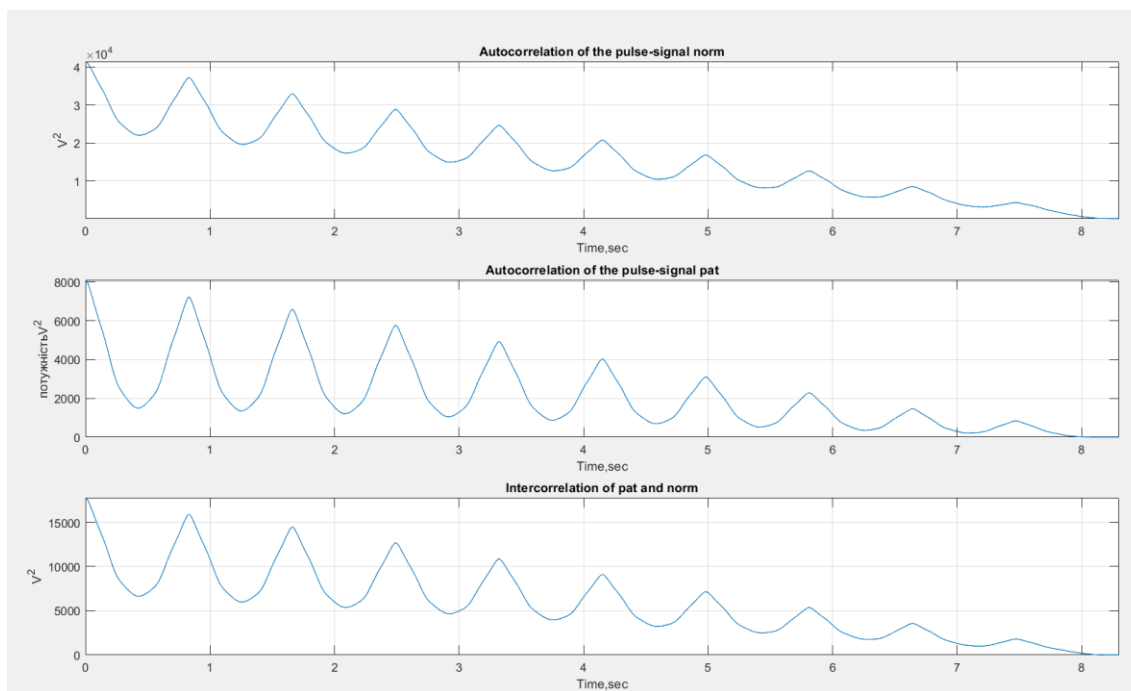


Рисунок 2.5 – Результати кореляційної обробки пульсових сигналів

Спектральна обробка дозволяє отримати амплітудний спектр сигналу. Приклад спектральних результатів наведено на рисунку 2.6. На таких графіках

									Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					

можна оцінити розподіл амплітуди за частотами, визначити домінуючі частотні складові та порівняти спектральну структуру сигналів. Для пульсового сигналу це важливо, оскільки частотні характеристики можуть змінюватися залежно від ритму та загальної структури запису.

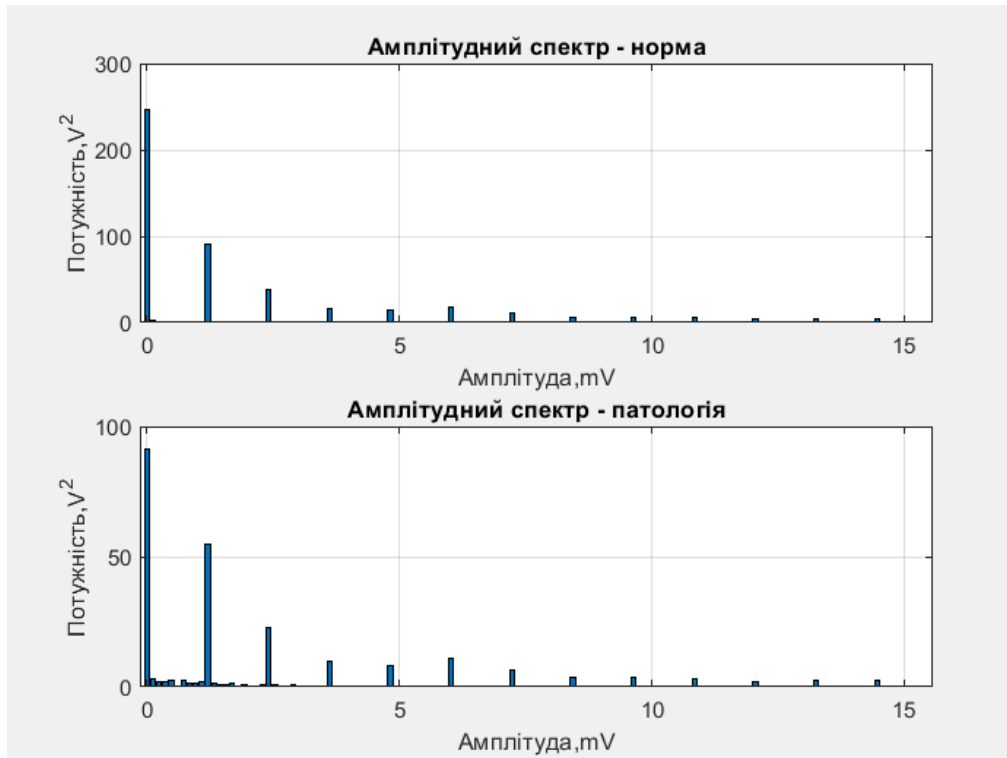


Рисунок 2.6 – Результати спектральної обробки пульсових сигналів

Результати спектрально-кореляційної обробки дають змогу проаналізувати частотну структуру кореляційних властивостей пульсового сигналу. Приклад такого результату наведено на рисунку 2.7. Цей вид обробки є більш складним для інтерпретації, однак він розширює можливості аналізу, оскільки враховує як повторюваність сигналу, так і його частотний склад.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

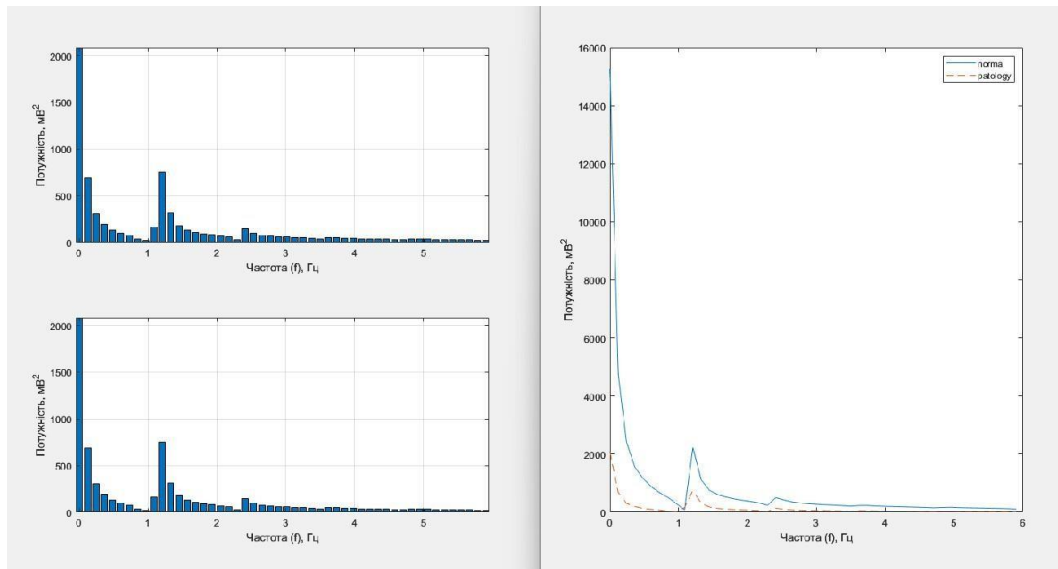


Рисунок 2.7 – Результати спектрально-кореляційної обробки пульсових сигналів

Статистична обробка використовується для кількісного опису сигналу. На рисунку 2.8 наведено приклад результатів статистичного аналізу, що дозволяє оцінити зміну статистичних параметрів на окремих фрагментах сигналу. Отримані числові характеристики можуть бути використані для порівняння сигналів та оцінювання їх мінливості.

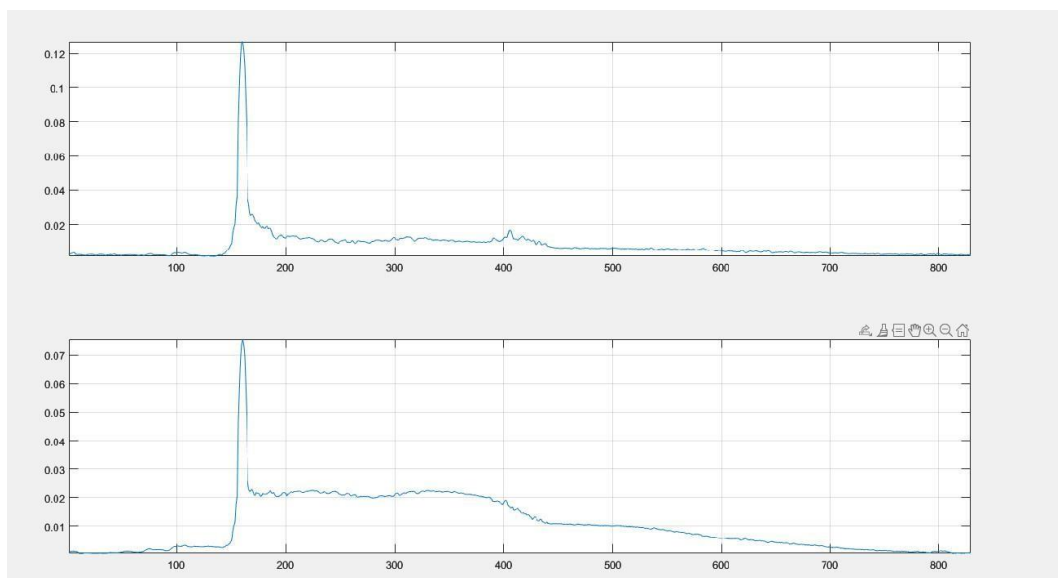


Рисунок 2.8 – Результати статистичної обробки пульсових сигналів

Окремим етапом проектування є створення графічного інтерфейсу користувача. Його використання спрощує роботу з програмою, оскільки користувач може виконувати основні дії без безпосереднього редагування MATLAB-коду. У графічному інтерфейсі можуть бути передбачені поля для введення частоти дискретизації, кнопки для завантаження сигналів, меню вибору методу обробки та області для відображення графіків.

Загальний вигляд програмного інтерфейсу наведено на рисунку 2.9. Інтерфейс містить вікна для відображення сигналів і результатів обробки, а також елементи керування, які дозволяють користувачу взаємодіяти із системою. Такий підхід підвищує зручність використання програми та робить її більш наближеною до автоматизованої системи моніторингу.

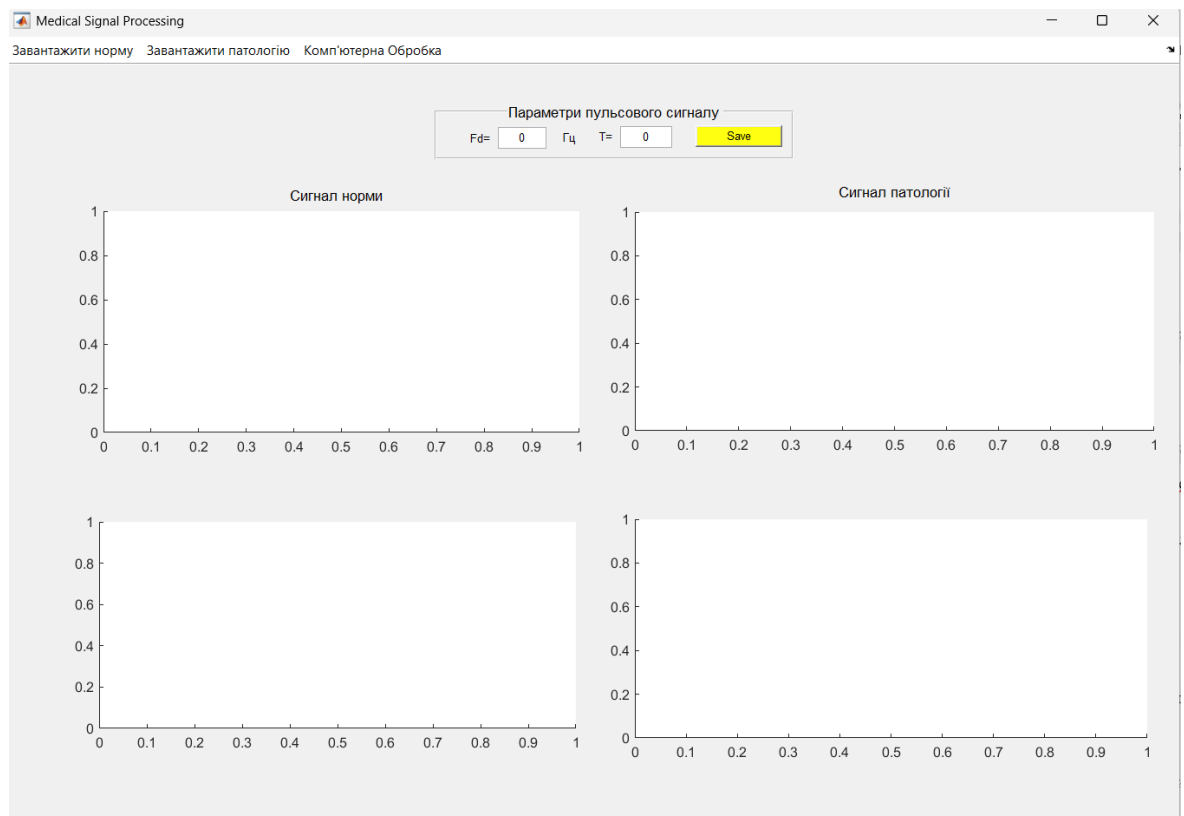


Рисунок 2.9 – Загальний вигляд програмного інтерфейсу обробки пульсових сигналів

У меню програми користувач може обрати необхідний вид обробки. Приклад меню наведено на рисунку 2.10. Наявність такого меню дозволяє

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

структурувати роботу з програмою та швидко переходити між різними методами аналізу. Це особливо важливо, коли потрібно порівняти результати кореляційної, спектральної, спектрально-кореляційної та статистичної обробки для одного і того самого сигналу.

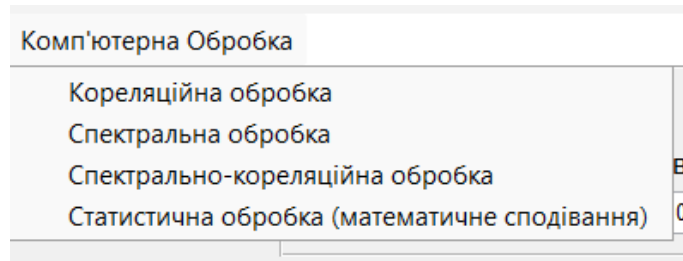


Рисунок 2.10 – Меню вибору методів комп'ютерної обробки

Тестування інтерфейсу передбачає перевірку завантаження сигналів, їх відображення у відповідних графічних областях та запуску різних методів обробки. Одночасне відображення сигналів норми та патології дає змогу користувачу порівнювати їх у часовій області ще до виконання математичної обробки.

Результати запуску методів у графічному інтерфейсі перевірялися за тим самим принципом: після завантаження сигналів користувач обирає потрібний вид обробки, а програма виводить результат у відповідній графічній області. Таким чином, інтерфейс забезпечує послідовну роботу з кореляційним, спектральним, спектрально-кореляційним та статистичним аналізом без ручного запуску окремих скриптів.

Під час тестування програмного забезпечення перевіряється правильність виконання кожного етапу. Насамперед оцінюється, чи правильно завантажується файл сигналу, чи відповідає довжина масиву очікуваній кількості відліків, чи коректно формується часовий вектор і чи правильно відображається початковий сигнал. Після цього перевіряються окремі методи обробки та порівнюються отримані графіки з очікуваними результатами.

Важливою частиною тестування є перевірка роботи програми при зміні вхідних даних. Якщо користувач завантажує сигнал норми або сигнал із

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

відхиленнями, програма повинна однаково коректно будувати графіки та виконувати обробку. Також необхідно врахувати можливість некоректного введення частоти дискретизації або відсутності вибраного файлу. У подальшому програмне забезпечення може бути доповнене повідомленнями про помилки та додатковими перевітками вхідних даних.

Результати тестування показують, що розроблена програмна структура дозволяє реалізувати основні етапи автоматизованої комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Вона забезпечує завантаження даних, побудову графіків, виконання чотирьох методів аналізу та відображення результатів у зручній формі. Це дає змогу використовувати систему як дослідницький інструмент для виділення ознак пульсового сигналу.

З точки зору теми бакалаврської роботи, програмне забезпечення можна розглядати як основу автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини. Система не встановлює остаточний психоемоційний стан, але забезпечує виділення фізіологічних характеристик, які можуть бути використані для попереднього оцінювання змін стану. У подальшому така система може бути доповнена модулем класифікації, базою даних користувачів, засобами порівняння індивідуальних показників та алгоритмами прийняття рішень.

Таким чином, проєктування та тестування програмного забезпечення підтверджують можливість використання матеріалів курсової роботи як основи для бакалаврської кваліфікаційної роботи. Розроблені функції обробки та графічний інтерфейс адаптовано до задачі моніторингу ментального стану людини, а результати тестування демонструють працездатність запропонованої структури автоматизованої системи.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.5 Висновки до розділу 2

У другому розділі було розглянуто проектну частину автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини на основі комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Визначено склад технічного забезпечення системи, до якого належать персональний комп'ютер, вхідні файли пульсових сигналів, програмне середовище MATLAB та функціональні модулі обробки. Показано, що використання попередньо записаних сигналів є доцільним для тестування алгоритмів та перевірки працездатності програмного забезпечення.

Обґрунтовано математичну модель пульсового сигналу як основу для подальшої обробки. Розглянуто дискретне представлення сигналу, формування часової осі, параметричні моделі пульсової хвилі та особливості врахування шумової складової. Показано, що математична модель дозволяє перейти від фізіологічного опису пульсової хвилі до її кількісного аналізу в середовищі MATLAB.

Проаналізовано методи та алгоритми комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Кореляційна обробка використовується для оцінювання повторюваності та подібності сигналів, спектральна – для визначення частотної структури, спектрально-кореляційна – для аналізу частотних властивостей кореляційної функції, а статистична – для кількісного опису рівня та мінливості сигналу. Застосування цих методів у комплексі дає змогу отримати ширший набір інформативних характеристик пульсового сигналу.

Описано проектування та тестування програмного забезпечення автоматизованої системи. Показано, що програмна реалізація включає модулі завантаження даних, побудови часової осі, візуалізації початкового сигналу, виконання різних видів обробки та відображення результатів. Для зручності користувача передбачено можливість роботи з графічним інтерфейсом, який

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

дозволяє запускати основні функції без безпосереднього редагування програмного коду.

У розділі також показано, що сигнали норми та патології, використані в курсовій роботі, можуть бути застосовані як тестові біомедичні дані для перевірки методів обробки. У межах бакалаврської роботи вони не трактуються як прямий засіб визначення ментального стану, а використовуються для оцінювання працездатності алгоритмів і виділення характеристик, які можуть бути пов'язані зі змінами функціонального та психоемоційного стану людини.

Таким чином, результати другого розділу підтверджують доцільність використання попередніх напрацювань курсової роботи для розроблення автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини. Запропонована структура системи, математична модель, методи обробки та програмна реалізація створюють основу для подальшого дослідження результатів комп'ютерної обробки пульсових сигналів у спеціальній частині роботи.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору середовища MATLAB для реалізації системи

Для реалізації автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини на основі комп'ютерної обробки пульсового сигналу було обрано програмне середовище MATLAB. Вибір даного середовища зумовлений його широкими можливостями для роботи з числовими даними, математичного моделювання, цифрової обробки сигналів, побудови графіків та аналізу біомедичної інформації.

Пульсовий сигнал є дискретним біомедичним сигналом [3], який може бути поданий у вигляді масиву числових значень, отриманих під час реєстрації з певною частотою дискретизації. Для його дослідження необхідно виконати завантаження даних, попередню обробку, аналіз, побудову графіків та визначення кількісних характеристик. MATLAB добре підходить для виконання таких завдань, оскільки дозволяє швидко працювати з масивами, здійснювати математичні обчислення та наочно відображати результати обробки.

У межах даної роботи MATLAB використовується як основне середовище для реалізації та дослідження автоматизованої системи комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Його вибір зумовлений можливістю працювати з експериментальними даними, виконувати перевірку алгоритмів, змінювати параметри обробки, будувати графіки та порівнювати отримані результати. Детальний опис методів кореляційної, спектральної, спектрально-кореляційної та статистичної обробки наведено у розділі 2, тому в цьому підрозділі MATLAB розглядається саме як інструмент програмної реалізації, дослідження та візуалізації результатів [4-5].

Однією з важливих переваг MATLAB є зручна робота з файлами, які містять експериментальні дані. Пульсовий сигнал може бути завантажений у

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

середовище у вигляді числового масиву, після чого над ним виконуються необхідні обчислювальні операції. Це дає змогу досліджувати сигнали, зареєстровані у різних станах, порівнювати їх між собою та визначати зміни, які можуть бути пов'язані з функціональним або психоемоційним станом людини.

MATLAB також має широкі можливості для графічного представлення результатів. Під час аналізу пульсового сигналу важливо не лише отримати числові характеристики, а й візуально оцінити форму сигналу, його амплітуду, періодичність, наявність шумів або артефактів. Побудова графіків дозволяє швидко виявити особливості сигналу та перевірити коректність виконаної обробки. Це є важливим етапом дослідження, оскільки якість вхідного сигналу безпосередньо впливає на достовірність подальших результатів.

Важливою перевагою MATLAB є можливість поєднання математичних обчислень із програмною реалізацією окремих модулів системи. У середовищі можна реалізувати функції для завантаження сигналу, його обробки, побудови графіків, обчислення статистичних параметрів та збереження результатів. Такий підхід дозволяє створити послідовну структуру роботи програми, у якій кожен етап обробки виконується у визначеній логічній послідовності.

Для автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини особливе значення має можливість швидкого тестування програмних рішень. MATLAB дозволяє змінювати параметри обробки, перевіряти роботу окремих функцій, порівнювати результати для різних сигналів та оперативно виявляти помилки в алгоритмах. Це спрощує процес розроблення системи та дає можливість поступово вдосконалювати програмне забезпечення.

Ще однією перевагою MATLAB є можливість створення графічного інтерфейсу користувача. Наявність інтерфейсу спрощує роботу з програмою, оскільки користувач може виконувати основні дії без безпосереднього редагування програмного коду. У такій системі можуть бути передбачені кнопки для завантаження сигналу, запуску обробки, вибору методу аналізу та

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

перегляду результатів. Це робить програму більш зручною для практичного використання.

Графічний інтерфейс дозволяє об'єднати основні етапи комп'ютерної обробки пульсового сигналу в єдину автоматизовану систему. Користувач може послідовно завантажити вхідні дані, переглянути початковий сигнал, обрати необхідний метод обробки, запустити аналіз та отримати результати у вигляді графіків і числових показників. Така організація роботи відповідає меті даної кваліфікаційної роботи, оскільки система має забезпечувати не лише обробку сигналу, а й зручне представлення результатів для подальшого оцінювання стану людини.

Застосування MATLAB є доцільним також з погляду подальшого аналізу результатів дослідження. Середовище дозволяє порівнювати сигнали, отримані в різних умовах, визначати їх кількісні характеристики та оцінювати зміни параметрів. Для задачі моніторингу ментального стану це є важливим, оскільки психоемоційне напруження, втома або стрес можуть супроводжуватися змінами частоти серцевих скорочень, варіабельності ритму, амплітуди та інших характеристик пульсового сигналу.

Таким чином, вибір середовища MATLAB для реалізації автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини є обґрунтованим. MATLAB забезпечує необхідні засоби для завантаження, обробки, аналізу та візуалізації пульсових сигналів, а також дозволяє створити зручний програмний інтерфейс користувача. Це робить його ефективним інструментом для реалізації системи комп'ютерної обробки пульсового сигналу та подальшого дослідження можливості оцінювання ментального стану людини за його характеристиками.

3.2 Організація та методика проведення досліджень

Організація та методика проведення досліджень є важливою складовою розроблення автоматизованої системи моніторингу ментального стану

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

людини на основі комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Для отримання достовірних результатів необхідно визначити послідовність виконання дослідження, обрати вихідні дані, підготувати програмне середовище, виконати обробку сигналів та проаналізувати отримані результати.

У даній роботі дослідження проводиться на основі пульсових сигналів, поданих у вигляді числових масивів. Такі дані можуть бути отримані в результаті реєстрації пульсової хвилі за допомогою сенсорних пристроїв або використані як попередньо записані експериментальні сигнали. Подальша обробка виконується у середовищі MATLAB, що дає змогу завантажувати сигнали, будувати графіки, виконувати математичні обчислення та реалізовувати алгоритми аналізу.

Методика дослідження передбачає поетапне виконання основних операцій: підготовку вхідних даних, завантаження сигналу в програмне середовище, попередній перегляд і оцінювання якості сигналу, застосування методів комп'ютерної обробки, побудову графічних залежностей та визначення інформативних характеристик. До таких характеристик належать часові, амплітудні, частотні, кореляційні та статистичні показники пульсового сигналу.

У процесі дослідження особлива увага приділяється порівнянню параметрів сигналів, які можуть відповідати різним функціональним або психоемоційним станам людини. Зміни частоти серцевих скорочень, варіабельності ритму, амплітуди та форми пульсової хвилі можуть бути використані як непрямі ознаки зміни ментального стану. Саме тому правильна організація дослідження та послідовне виконання всіх етапів обробки є необхідними для отримання коректних результатів.

У межах даного підрозділу розглянуто мету та завдання дослідження, характеристику досліджуваних даних, використане обладнання і програмне забезпечення, порядок підготовки до дослідження, а також особливості аналізу результатів комп'ютерної обробки пульсових сигналів.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3.2.1 Мета дослідження

Метою дослідження є проведення комп'ютерної обробки пульсового сигналу для визначення його інформативних характеристик, які можуть бути використані для моніторингу ментального стану людини. У межах даної роботи пульсовий сигнал розглядається як джерело біомедичної інформації, що відображає зміни функціонального стану організму та може реагувати на психоемоційне навантаження, втому або стрес.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати аналіз вихідних пульсових сигналів, здійснити їх комп'ютерну обробку в середовищі MATLAB та отримати графічні й числові результати. Особлива увага приділяється можливості порівняння сигналів, зареєстрованих у різних станах, з метою виявлення відмінностей у їх часових, амплітудних, частотних і статистичних характеристиках.

Основними завданнями дослідження є:

- підготовка вихідних даних пульсового сигналу для подальшої комп'ютерної обробки;
- завантаження сигналів у середовище MATLAB та побудова їх графічного представлення;
- виконання попереднього аналізу форми сигналу, його амплітуди, періодичності та наявності можливих шумів або артефактів;
- застосування методів комп'ютерної обробки пульсових сигналів;
- визначення інформативних параметрів, які можуть характеризувати функціональний та психоемоційний стан людини;
- порівняння отриманих результатів для сигналів, що відповідають різним станам;
- оцінювання можливості використання характеристик пульсового сигналу для моніторингу ментального стану людини.

Таким чином, мета дослідження полягає не лише в технічній обробці пульсового сигналу, а й у визначенні його діагностично значущих ознак, які

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

можуть бути використані в автоматизованій системі моніторингу ментального стану людини.

3.2.2 Характеристика досліджуваних даних

У межах даної роботи досліджуваними даними є пульсові сигнали, подані у вигляді числових масивів. Такі сигнали відображають зміну пульсової хвилі в часі та можуть бути використані для аналізу функціонального стану організму людини. Пульсовий сигнал є інформативним біомедичним сигналом, оскільки його форма, амплітуда, періодичність і часові характеристики змінюються залежно від стану серцево-судинної системи та реакції організму на зовнішні або внутрішні фактори.

Для проведення комп'ютерної обробки використовуються попередньо записані пульсові сигнали, які зберігаються у текстових файлах і завантажуються у середовище MATLAB. Дані представлені у дискретній формі, тобто кожне значення сигналу відповідає певному моменту часу. Такий формат є зручним для подальшої математичної обробки, побудови графіків, виконання кореляційного, спектрального, спектрально-кореляційного та статистичного аналізу.

У межах дослідження використовуються файли з пульсовими сигналами `Pulsesignal_norma_1000Hz.txt` та `Pulsesignal_patalog_1000Hz.txt`, які були використані як вихідні дані для реалізації методів комп'ютерної обробки. Частота дискретизації сигналів становить 1000 Гц, що дозволяє детально відображати форму пульсової хвилі та виконувати подальший аналіз у часовій і частотній областях.

У дослідженні використовуються пульсові сигнали, що відповідають різним станам організму. Зокрема, розглядаються сигнали у стані норми та патології. У даній бакалаврській роботі ці сигнали використовуються як тестові біомедичні дані для перевірки працездатності методів комп'ютерної обробки. При цьому основна увага зосереджується не на встановленні

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

конкретного медичного діагнозу, а на виділенні інформативних характеристик пульсового сигналу, які можуть бути використані для подальшого оцінювання функціонального та психоемоційного стану людини.

Частота дискретизації досліджуваних сигналів становить 1000 Гц. Це означає, що протягом однієї секунди реєструється 1000 значень сигналу. Висока частота дискретизації дає змогу детально відображати форму пульсової хвилі, зберігати її характерні особливості та виконувати точніші обчислення під час комп'ютерної обробки. Для формування часової осі використовується крок дискретизації, який визначається як величина, обернена до частоти дискретизації.

Досліджувані дані можуть містити корисну інформацію про регулярність пульсових хвиль, зміну амплітуди сигналу, наявність шумів або артефактів, а також особливості ритму. Саме тому перед виконанням основного аналізу необхідно оцінити якість сигналу, перевірити правильність його завантаження та побудувати графічне представлення в часовій області.

У середовищі MATLAB пульсові сигнали завантажуються у вигляді окремих змінних, після чого для них формується часовий вектор відповідно до заданої частоти дискретизації. Це дозволяє виконувати подальший аналіз сигналів у єдиному форматі та порівнювати отримані результати. Такий підхід забезпечує зручність обробки, оскільки всі подальші операції виконуються над числовими масивами. Основні характеристики досліджуваних даних наведено у таблиці 3.1.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 3.1 – Характеристика досліджуваних пульсових сигналів

№	Назва даних	Характеристика
1	Тип сигналу	Пульсовий біомедичний сигнал
2	Форма подання	Числовий масив у текстовому файлі
3	Назви файлів	Pulsesignal_norma_1000Hz.txt; Pulsesignal_patalog_1000Hz.txt
4	Стан сигналу	Норма та патологія (тестові дані)
5	Частота дискретизації	1000 Гц
6	Середовище обробки	MATLAB
7	Основне призначення	Комп'ютерна обробка й аналіз сигналу

Таким чином, досліджувані дані є основою для реалізації автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини. Використання пульсових сигналів у дискретній формі дозволяє виконувати їх математичну та комп'ютерну обробку, визначати інформативні ознаки та надалі оцінювати можливість використання цих ознак для аналізу стану людини.

3.2.3 Обладнання та програмне забезпечення

Для проведення дослідження використовувався персональний комп'ютер з операційною системою Windows, на якому було встановлено середовище MATLAB. Обчислювальні можливості такого пристрою є достатніми для завантаження числових масивів, побудови графіків, виконання математичних обчислень та реалізації алгоритмів обробки біомедичних сигналів. Основна роль комп'ютера полягає у забезпеченні роботи програмного середовища, зберіганні вхідних даних та відображенні результатів дослідження.

Як вхідні дані для дослідження використовуються попередньо записані пульсові сигнали, подані у вигляді текстових файлів. Такі файли містять

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

числові значення сигналу, які відповідають окремим відлікам у часі. Для коректної побудови часової осі та подальшої обробки враховується частота дискретизації сигналу, яка становить 1000 Гц. Це дає змогу виконувати аналіз сигналу з достатньою деталізацією та зберігати характерні особливості пульсової хвилі.

Основним програмним середовищем для виконання дослідження є MATLAB. Це середовище обране завдяки його можливостям для роботи з масивами даних, виконання математичних операцій, побудови графіків та реалізації алгоритмів цифрової обробки сигналів. У MATLAB здійснюється завантаження пульсового сигналу, формування часової осі, візуалізація вхідних даних, виконання обчислень та аналіз отриманих результатів.

Для реалізації окремих етапів обробки використовуються стандартні функції MATLAB для роботи з масивами, побудови графіків, статистичних обчислень і спектрального аналізу. Застосування вбудованих засобів середовища дозволяє скоротити час розроблення програмного забезпечення та зосередити увагу на аналізі характеристик пульсового сигналу.

У межах дослідження програмне забезпечення виконує такі основні функції: завантаження файлу з пульсовим сигналом, відображення сигналу в часовій області, застосування методів комп'ютерної обробки, визначення інформативних параметрів та виведення результатів у графічному або числовому вигляді. Такий підхід забезпечує автоматизацію дослідження та зменшує ймовірність помилок, пов'язаних із ручною обробкою даних.

Для зручності подальшого використання результати дослідження можуть бути представлені у вигляді графіків, числових характеристик або окремих вікон програмного інтерфейсу. Це дозволяє наочно оцінити форму пульсового сигналу, його амплітудні та часові характеристики, а також порівняти результати обробки для різних сигналів. Отримані результати є основою для подальшого аналізу можливості визначення ментального стану людини за характеристиками пульсового сигналу.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таким чином, використання персонального комп'ютера, попередньо записаних пульсових сигналів та середовища MATLAB забезпечує необхідні умови для проведення дослідження. Обране обладнання та програмне забезпечення дозволяють реалізувати основні етапи комп'ютерної обробки, виконати аналіз сигналів і представити результати у зручній для інтерпретації формі.

3.2.4 Підготовка до дослідження

Підготовка до дослідження є важливим етапом, оскільки від правильності організації вхідних даних і налаштування програмного середовища залежить достовірність подальшої комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Перед початком аналізу необхідно перевірити наявність файлів із досліджуваними сигналами, визначити їх формат, частоту дискретизації та переконатися, що дані можуть бути коректно завантажені у середовище MATLAB.

На першому етапі виконується підготовка вхідних файлів, які містять числові значення пульсових сигналів. Дані повинні бути збережені у зручному для обробки форматі, наприклад у текстових файлах, де кожне значення відповідає окремому відліку сигналу. Для подальшого аналізу важливо, щоб файли не містили зайвих символів, порожніх рядків або некоректних значень, які можуть спричинити помилки під час завантаження.

Наступним етапом є відкриття середовища MATLAB і встановлення робочої папки, у якій розміщені файли з пульсовими сигналами та програмні функції для їх обробки. Це дозволяє спростити доступ до вхідних даних і забезпечити правильне виконання програмного коду. Після цього здійснюється завантаження сигналів у вигляді числових масивів, які надалі використовуються для побудови графіків та виконання обчислень.

У процесі підготовки даних у MATLAB задається частота дискретизації $f_d = 1000$ Гц, визначається крок дискретизації $dt = 1/f_d$, після чого формується

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

часовий вектор відповідно до кількості відліків сигналу. Такий підхід дозволяє коректно відображати пульсовий сигнал у часовій області та надалі виконувати його математичну обробку.

Після завантаження даних виконується попередній перегляд сигналу. На цьому етапі будується графік пульсового сигналу в часовій області, що дозволяє оцінити його загальну форму, амплітуду, періодичність, наявність шумів, різких стрибків або артефактів. Якщо сигнал має значні спотворення, необхідно врахувати це під час подальшої обробки або виконати попередню фільтрацію.

Важливим елементом підготовки є перевірка відповідності довжини сигналу, правильності зчитування даних та відсутності пропущених або некоректних значень. У разі потреби сигнал може бути нормалізований або обмежений певним часовим інтервалом для зручності подальшого аналізу. Така підготовка дозволяє зменшити вплив випадкових похибок і підвищити якість отриманих результатів.

Після виконання підготовчих дій пульсовий сигнал може бути використаний для подальшої комп'ютерної обробки. Підготовлені дані застосовуються для реалізації кореляційного, спектрального, спектрально-кореляційного та статистичного аналізу. Отримані після обробки графічні та числові результати надалі використовуються для оцінювання інформативних характеристик сигналу і можливості визначення ментального стану людини.

Таким чином, підготовка до дослідження включає перевірку вхідних даних, налаштування робочого середовища MATLAB, завантаження сигналу, формування часової осі та попередній перегляд якості сигналу. Виконання цих етапів забезпечує коректність подальшої обробки та підвищує достовірність результатів дослідження.

3.2.5 Аналіз результатів комп'ютерної обробки пульсових сигналів

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Після підготовки вхідних даних було виконано комп'ютерну обробку пульсових сигналів у середовищі MATLAB. Основною метою даного етапу було отримання графічних і числових результатів, які дозволяють оцінити форму сигналу, його часові, амплітудні, частотні та статистичні характеристики. Отримані результати є основою для подальшого аналізу інформативних ознак пульсового сигналу та визначення можливості його використання для моніторингу ментального стану людини.

У результаті комп'ютерної обробки було отримано графіки початкових пульсових сигналів, результати кореляційного аналізу, спектральні характеристики, спектрально-кореляційні залежності та статистичні показники. Це дало змогу порівняти сигнали між собою та визначити ознаки, які можуть бути використані для оцінювання змін функціонального стану людини.

На першому етапі було виконано візуалізацію досліджуваних сигналів у часовій області. Побудова графіків дала змогу оцінити загальну форму пульсової хвилі, її періодичність, амплітуду та наявність можливих спотворень. Для сигналу, який відповідає нормальному стану, характерною є більш рівномірна повторюваність пульсових хвиль, відносна стабільність амплітуди та збереження типової форми сигналу. У випадку сигналу з відхиленнями можуть спостерігатися зміни амплітуди, нерівномірність інтервалів між пульсовими хвилями, наявність додаткових коливань або менш виражена структура сигналу.

Візуальний аналіз є важливим початковим етапом, оскільки дозволяє швидко оцінити якість даних перед подальшою математичною обробкою. Наявність шумів, різких стрибків або артефактів може впливати на результати кореляційного, спектрального та статистичного аналізу. Тому під час перегляду сигналу звертають увагу на стабільність його форми, рівень коливань, тривалість запису та відсутність значних технічних спотворень.

У процесі кореляційної обробки було досліджено ступінь подібності та повторюваності фрагментів пульсового сигналу. Кореляційний аналіз

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

дозволяє оцінити регулярність сигналу та виявити, наскільки окремі ділянки пульсової хвилі подібні між собою. Для більш стабільного сигналу характерні вищі значення кореляційної залежності, що свідчить про ритмічність і повторюваність пульсових коливань. Зниження кореляційної подібності може вказувати на зміну ритму, наявність артефактів або нестабільність фізіологічного стану.

Спектральна обробка дала змогу перейти від аналізу сигналу в часовій області до аналізу його частотних характеристик. У результаті спектрального аналізу визначається розподіл енергії сигналу за частотами. Це дозволяє оцінити, які частотні складові переважають у пульсовому сигналі та чи наявні додаткові високочастотні або низькочастотні компоненти. Наявність виражених частотних складових може характеризувати регулярність пульсового ритму, тоді як поява додаткових компонентів може бути пов'язана з шумами, артефактами або змінами регуляції серцево-судинної системи.

Спектрально-кореляційна обробка поєднує можливості кореляційного та спектрального аналізу. Її застосування дозволяє оцінити не лише повторюваність сигналу, а й частотну структуру його кореляційних характеристик. Такий підхід є корисним для глибшого аналізу пульсового сигналу, оскільки дає змогу враховувати як часову організацію пульсових хвиль, так і їх частотний склад. У результаті можна отримати більш повне уявлення про структуру сигналу та його інформативні ознаки.

Статистична обробка пульсових сигналів дозволила визначити основні числові характеристики, які відображають загальний рівень і мінливість сигналу. До таких показників належать середнє значення, мінімальне та максимальне значення, дисперсія, середньоквадратичне відхилення та інші статистичні параметри. Ці характеристики дають змогу кількісно описати сигнал і порівняти між собою дані, що відповідають різним станам.

Отримані статистичні показники є важливими для подальшої інтерпретації результатів. Наприклад, збільшення розкиду значень сигналу може свідчити про нестабільність амплітуди або наявність додаткових

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

коливань. Зміна середнього рівня сигналу може бути пов'язана з особливостями реєстрації, станом периферичного кровообігу або впливом зовнішніх факторів. Саме тому статистичний аналіз доцільно використовувати разом з графічним, кореляційним та спектральним аналізом.

Порівняння результатів обробки сигналів у стані норми та патології дозволяє виявити відмінності у їх формі, амплітуді, регулярності та спектральній структурі. Сигнал у стані норми зазвичай має більш впорядкований характер, тоді як сигнал із відхиленнями може містити нерівномірні коливання, змінені інтервали між хвилями або більший рівень варіабельності. Такі відмінності можуть бути використані для виділення діагностично значущих ознак.

Результати комп'ютерної обробки підтверджують, що пульсовий сигнал містить значну кількість інформації про функціональний стан організму. Його часові, частотні та статистичні характеристики можуть змінюватися під впливом фізіологічних і психоемоційних факторів. Тому комплексне застосування різних методів обробки дозволяє отримати більш повну характеристику сигналу, ніж використання лише одного методу аналізу.

Таким чином, аналіз результатів комп'ютерної обробки пульсових сигналів показав доцільність використання MATLAB для дослідження біомедичних даних. Побудова графіків, визначення кореляційних, спектральних і статистичних характеристик дозволяє виявити особливості сигналу та сформулювати основу для подальшого оцінювання ментального стану людини за його параметрами.

3.3 Оцінювання можливості визначення ментального стану людини за характеристиками пульсового сигналу

Оцінювання ментального стану людини за характеристиками пульсового сигналу ґрунтується на тому, що серцево-судинна система реагує на зміни психоемоційного стану, стрес, втому, тривожність та інші види

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

навантаження. Пульсовий сигнал відображає не лише механічну роботу серця і судин, а й реакцію вегетативної нервової системи, яка бере участь у регуляції частоти серцевих скорочень, судинного тонусу та варіабельності ритму.

Одним із найважливіших показників, що може бути використаний для попереднього оцінювання стану людини, є частота серцевих скорочень. У стані спокою пульсовий ритм зазвичай є більш стабільним і рівномірним. За умов психоемоційного напруження або стресу може спостерігатися підвищення частоти серцевих скорочень, що пов'язано з активацією симпатичного відділу вегетативної нервової системи. Тому аналіз частоти та регулярності пульсових хвиль може бути корисним для виявлення змін функціонального стану людини.

Важливе значення має також варіабельність серцевого ритму, яка характеризує зміну часових інтервалів між послідовними серцевими скороченнями. У науковій літературі варіабельність серцевого ритму розглядається як один із інформативних показників стану автономної регуляції організму [13, 15]. Зменшення варіабельності може свідчити про підвищене напруження регуляторних механізмів, стресову реакцію або втому. Навпаки, достатній рівень варіабельності ритму часто пов'язують із кращою адаптаційною здатністю організму.

Під час аналізу пульсового сигналу доцільно враховувати не лише часові, а й амплітудні характеристики. Зміна амплітуди пульсової хвилі може бути пов'язана зі станом периферичного кровообігу, тонусом судин, якістю реєстрації сигналу та реакцією організму на навантаження. У разі психоемоційного напруження можливі зміни судинного тонусу, що може впливати на форму та вираженість пульсової хвилі. Саме тому амплітудні показники доцільно розглядати як додаткові ознаки під час комплексного аналізу.

Окрему роль відіграє аналіз форми пульсового сигналу. У стабільному функціональному стані пульсові хвилі мають відносно повторювану форму, чіткі підйоми та спади, а також порівняно рівномірні інтервали між

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

коливаннями. При зміні стану людини можуть з'являтися нерівномірність ритму, зміна амплітуди, додаткові коливання або порушення типової структури сигналу. Такі ознаки не можна розглядати як самостійний діагноз, однак вони можуть бути використані для попереднього оцінювання стану та виявлення відхилень від умовної норми.

Для оцінювання ментального стану важливим є комплексний підхід, який поєднує кілька груп показників. У даній роботі для такого оцінювання застосовуються методи, розглянуті у проєктній частині: кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна та статистична обробка. Їх поєднання дозволяє аналізувати пульсовий сигнал не лише за зовнішньою формою, а й за кількісними характеристиками, які можуть змінюватися під впливом психоемоційного навантаження.

Часові характеристики дозволяють оцінити ритмічність сигналу, спектральні — визначити розподіл енергії сигналу за частотами, кореляційні — оцінити повторюваність і подібність окремих фрагментів, а статистичні — кількісно описати загальний рівень та мінливість сигналу. Поєднання цих методів дає змогу отримати більш повне уявлення про стан організму, ніж використання лише одного показника.

У дослідженнях, присвячених впливу стресу на серцевий ритм, зазначається, що психоемоційне навантаження може супроводжуватися змінами частоти серцевих скорочень і варіабельності серцевого ритму [17, 20]. Це підтверджує доцільність використання пульсового сигналу як джерела інформації для автоматизованого моніторингу ментального стану. Водночас слід враховувати, що на пульсовий сигнал впливають не лише психоемоційні, а й фізіологічні фактори: фізична активність, температура, стан судин, якість контакту датчика зі шкірою, рухові артефакти та індивідуальні особливості людини.

Саме тому результати комп'ютерної обробки пульсового сигналу доцільно використовувати не як єдиний критерій постановки діагнозу, а як допоміжний інструмент для оцінювання можливих змін стану людини.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Автоматизована система може виявляти ознаки, які вказують на підвищене навантаження, нестабільність ритму або зміну характеристик сигналу, однак остаточна інтерпретація таких результатів повинна здійснюватися з урахуванням додаткових даних і умов реєстрації.

У межах даної роботи можливість визначення ментального стану людини розглядається через аналіз інформативних ознак пульсового сигналу. До таких ознак можна віднести частоту пульсових хвиль, регулярність сигналу, амплітудні зміни, статистичні показники, спектральні характеристики та ступінь повторюваності окремих фрагментів. Зміна цих параметрів може свідчити про зміну функціонального стану організму, що є важливим для подальшого оцінювання психоемоційного стану.

Таким чином, пульсовий сигнал може бути використаний як доступне та інформативне джерело даних для автоматизованого моніторингу ментального стану людини. Найбільш доцільним є використання комплексного аналізу, який поєднує часові, амплітудні, спектральні, кореляційні та статистичні характеристики сигналу. Такий підхід дозволяє підвищити об'єктивність оцінювання стану людини та створює основу для подальшого вдосконалення автоматизованих систем біомедичного моніторингу.

3.4 Висновки до розділу 3

У третьому розділі було розглянуто особливості реалізації та дослідження автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини на основі комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Обґрунтовано вибір середовища MATLAB як основного інструменту для завантаження, обробки, аналізу та візуалізації біомедичних сигналів.

Визначено організацію та методику проведення дослідження, що включає підготовку вихідних даних, завантаження пульсових сигналів у програмне середовище, формування часової осі, попередній перегляд сигналу та виконання подальшої комп'ютерної обробки. Описано досліджувані дані,

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

обладнання і програмне забезпечення, які використовуються для реалізації основних етапів аналізу.

Показано, що комп'ютерна обробка пульсових сигналів у MATLAB дозволяє отримати графічні та числові результати, необхідні для оцінювання часових, амплітудних, частотних, кореляційних і статистичних характеристик сигналу. Аналіз таких характеристик дає змогу виявляти особливості структури пульсового сигналу, оцінювати його регулярність, мінливість та інформативність.

На основі тестових пульсових сигналів, що відповідають різним станам організму, підтверджено працездатність підходу до виділення інформативних характеристик сигналу. Отримані результати можуть бути використані як основа для подальшого розширення системи в напрямі оцінювання психоемоційного стану людини.

Окрему увагу приділено можливості визначення ментального стану людини за характеристиками пульсового сигналу. Встановлено, що зміни частоти серцевих скорочень, варіабельності ритму, амплітуди, форми сигналу та його статистичних параметрів можуть бути пов'язані зі змінами функціонального і психоемоційного стану людини. При цьому пульсовий сигнал доцільно розглядати як допоміжне джерело інформації, яке підвищує об'єктивність моніторингу, але потребує комплексного аналізу та врахування умов реєстрації.

Таким чином, результати третього розділу підтверджують доцільність використання середовища MATLAB для дослідження пульсових сигналів і реалізації автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини. Використання методів комп'ютерної обробки дозволяє виділити інформативні ознаки сигналу та створює основу для подальшого оцінювання психоемоційного стану людини за фізіологічними показниками.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Ергономічні аспекти та безпечність взаємодії

Ергономічні аспекти є важливою складовою розроблення автоматизованої системи для моніторингу ментального стану людини, оскільки така система передбачає взаємодію користувача з комп'ютером, програмним інтерфейсом та сенсором реєстрації пульсового сигналу. Відповідно до EN ISO 6385:2018, ергономічне проектування робочих систем спрямоване на забезпечення безпечної, ефективної та комфортної діяльності людини з урахуванням її фізичних, психофізіологічних і когнітивних можливостей [43].

У даній роботі система призначена для реєстрації пульсового сигналу, його комп'ютерної обробки та оцінювання ментального стану людини. Тому ергономічні вимоги стосуються організації робочого місця оператора, зручності програмного інтерфейсу, безпечності контакту датчика зі шкірою, правильності відображення результатів аналізу та зменшення додаткового навантаження на користувача.

Згідно з EN ISO 9241-210:2022, під час створення інтерактивних систем необхідно застосовувати людиноорієнтований підхід до проектування, який передбачає врахування потреб користувача, умов експлуатації, зрозумілості інтерфейсу та зниження ймовірності помилкових дій [44]. Для даної системи це важливо, оскільки помилки під час завантаження сигналу, вибору методу обробки або інтерпретації результатів можуть вплинути на достовірність оцінювання стану людини.

Під час роботи із системою користувач взаємодіє з персональним

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

комп'ютером, програмним забезпеченням і сенсором для реєстрації пульсового сигналу. Основними ергономічними факторами ризику є зорове напруження, статичне положення тіла, втома м'язів спини та шиї, підвищене когнітивне навантаження при аналізі графіків, а також дискомфорт у місці розташування датчика.

Робоче місце повинно відповідати вимогам безпечної роботи з комп'ютерною технікою. Монітор доцільно розташовувати на відстані 50–70 см від очей користувача, а верхній край екрана має знаходитися приблизно на рівні очей або трохи нижче. Клавіатура та миша повинні бути розміщені так, щоб руки перебували у природному положенні, а освітлення робочої зони було рівномірним і без відблисків.

Відповідно до вимог організації праці при роботі з візуальними дисплейними терміналами, необхідно обмежувати тривалість безперервної роботи за комп'ютером і передбачати перерви для відновлення працездатності [53]. Для користувача автоматизованої системи доцільно робити короткі перерви через кожні 45–60 хвилин, виконувати вправи для очей і змінювати положення тіла.

Окрему увагу слід приділити безпечності взаємодії користувача із сенсором. Фотоплетизмографічний датчик необхідно фіксувати так, щоб забезпечити стабільний контакт із ділянкою реєстрації, але без надмірного тиску на тканини. Неправильне розташування сенсора може спричинити рухові артефакти, спотворення форми сигналу та зниження достовірності подальшої обробки.

Матеріали частин пристрою, що контактують зі шкірою, повинні бути безпечними для користувача, не викликати подразнення, алергічних реакцій або дискомфорту. Вимоги до біологічного оцінювання матеріалів медичних виробів регламентуються EN ISO 10993-1:2022, який передбачає оцінювання матеріалів у межах процесу управління ризиками [45].

Отже, ергономічні аспекти системи охоплюють організацію робочого

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

місця, зручність програмного інтерфейсу, безпечність використання датчика та зниження навантаження на користувача. Дотримання цих вимог підвищує комфорт роботи та сприяє отриманню достовірних результатів комп'ютерної обробки пульсового сигналу.

4.2 Загальні вимоги щодо технічної безпеки пристрою

Автоматизована система для моніторингу ментального стану людини належить до програмно-апаратних засобів, що поєднують сенсор реєстрації пульсового сигналу, засоби передавання даних, персональний комп'ютер та програмне забезпечення. Оскільки система працює з біомедичними даними та може передбачати контакт сенсора з тілом користувача, її експлуатація повинна здійснюватися з дотриманням вимог технічної та електричної безпеки.

Загальні вимоги щодо безпеки медичних електричних виробів визначаються EN 60601-1:2015, який встановлює вимоги до безпечності та основних технічних характеристик медичного електричного обладнання [46]. Хоча розроблювана система має навчально-дослідницький характер, під час її проєктування доцільно орієнтуватися на вимоги щодо електробезпеки, ізоляції, струмів витоку, надійності живлення та безпечності контакту з користувачем.

Основними джерелами потенційної небезпеки є мережеве живлення комп'ютера та периферійних пристроїв, блоки живлення, зарядні пристрої, з'єднувальні кабелі між сенсором, контролером і комп'ютером, можливе пошкодження ізоляції, нестабільна робота джерела живлення, механічні пошкодження корпусу датчика, неправильне підключення пристрою, а також вплив вологи, пилу чи електромагнітних завад.

Для зменшення ризику ураження електричним струмом доцільно використовувати низьковольтне живлення сенсорної частини системи. Якщо

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

датчик або мікроконтролер контактує з тілом людини, напруга живлення має бути мінімальною та безпечною для користувача. Блоки живлення повинні бути справними, мати захист від перевантаження та короткого замикання, а кабелі — надійну ізоляцію без пошкоджень.

Відповідно до EN 60601-1-2:2018, медичні електричні вироби та системи повинні відповідати вимогам електромагнітної сумісності [47]. Для даної системи це означає, що пристрій не повинен створювати суттєвих завад для роботи іншого обладнання та має бути достатньо стійким до зовнішніх електромагнітних впливів, особливо у лабораторних або медичних умовах.

Ступінь захисту корпусу технічних елементів системи доцільно оцінювати відповідно до EN 60529:2018, який визначає ступені захисту оболонок електричного обладнання за кодом IP [48]. Для сенсорного модуля важливо забезпечити захист від пилу, випадкового потрапляння вологи, механічних пошкоджень та прямого доступу користувача до небезпечних електричних частин.

Технічна безпека системи також пов'язана з управлінням ризиками. Згідно EN ISO 14971:2022, процес управління ризиками для медичних виробів передбачає ідентифікацію небезпек, оцінювання ризиків, впровадження заходів контролю та перевірку їх ефективності [49]. Для даної системи такими ризиками можуть бути неправильне підключення сенсора, втрата або спотворення даних, поява артефактів, електричне пошкодження елементів і помилкова інтерпретація результатів.

Перед початком роботи користувач повинен перевірити справність комп'ютера, блоку живлення, кабелів і датчика, правильність підключення сенсора та відсутність факторів, які можуть вплинути на якість реєстрації сигналу. Забороняється використовувати пристрій за наявності пошкоджень корпусу, перегинів кабелів, нестабільного живлення або ознак перегрівання.

Оскільки система працює з біомедичними сигналами, важливим є правильне поводження з даними. Програмне забезпечення повинно

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

забезпечувати коректне завантаження файлів, перевірку формату даних, захист від випадкового видалення результатів та можливість повторного перегляду графіків. У разі отримання неякісного сигналу користувач повинен повторити реєстрацію або виконати попередню обробку.

Отже, технічна безпека системи забезпечується електробезпечним живленням, справністю апаратних компонентів, надійною ізоляцією, електромагнітною сумісністю, безпечністю матеріалів сенсора та правильним використанням програмного забезпечення. Дотримання нормативних вимог знижує ризики для користувача та забезпечує достовірність результатів комп'ютерної обробки пульсового сигналу.

4.3 Висновки до розділу 4

У четвертому розділі було розглянуто питання безпеки життєдіяльності та основ охорони праці під час використання автоматизованої системи для моніторингу ментального стану людини. Встановлено, що безпечна експлуатація такої системи залежить від дотримання ергономічних, технічних, електробезпечних та організаційних вимог.

Проаналізовано ергономічні аспекти взаємодії користувача з системою, зокрема організацію робочого місця, зорове навантаження, зручність програмного інтерфейсу, безпечність контакту сенсора зі шкірою та необхідність раціонального режиму праці. Правильна організація робочого місця і людиноорієнтований підхід до інтерфейсу сприяють зменшенню втомі користувача, зниженню ймовірності помилок і підвищенню ефективності роботи з біомедичними даними.

Також розглянуто загальні вимоги щодо технічної безпеки пристрою. Встановлено, що для безпечної роботи системи необхідно забезпечити справність кабелів і блоків живлення, надійну ізоляцію, захист корпусу, електромагнітну сумісність, правильне підключення сенсора та використання

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

безпечних матеріалів у частинах, що контактують зі шкірою користувача.

Таким чином, дотримання вимог ДСТУ, ISO та ІЕС у сфері ергономіки, електробезпеки, електромагнітної сумісності, захисту корпусу та управління ризиками є необхідною умовою безпечного використання автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини. Виконання цих вимог забезпечує комфортну взаємодію користувача з системою, зменшує ризики для здоров'я та сприяє отриманню достовірних результатів реєстрації й комп'ютерної обробки пульсового сигналу.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі розглянуто розроблення автоматизованої системи для моніторингу ментального стану людини на основі комп'ютерної обробки пульсового сигналу. Обґрунтовано доцільність використання пульсового сигналу як інформативного біомедичного сигналу, характеристики якого можуть змінюватися під впливом психоемоційного напруження, втоми, стресу та інших факторів.

У першому розділі проаналізовано теоретичні основи моніторингу ментального стану людини та особливості використання пульсового сигналу як джерела інформації про функціональний стан організму. Розглянуто фотоплетизмографію як неінвазивний метод реєстрації пульсового сигналу, а також існуючі системи та засоби для реєстрації й обробки фізіологічних показників. Встановлено, що актуальним є створення автоматизованої системи, яка поєднує реєстрацію пульсового сигналу, його комп'ютерну обробку, візуалізацію результатів та подальше оцінювання інформативних характеристик.

У другому розділі описано проектну частину автоматизованої системи моніторингу ментального стану людини. Розглянуто технічне забезпечення системи, математичну модель пульсового сигналу, а також методи та алгоритми його комп'ютерної обробки. Для аналізу пульсового сигналу використано кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний та статистичний методи. Зазначені методи дають змогу досліджувати часові, амплітудні, частотні та статистичні характеристики сигналу, які можуть бути використані для оцінювання змін стану людини. Також описано проектування та тестування програмного забезпечення автоматизованої системи.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У третьому розділі обґрунтовано вибір середовища MATLAB для реалізації системи та проведення дослідження. Описано організацію досліджень, характеристику вхідних даних, обладнання і програмне забезпечення, а також порядок підготовки пульсових сигналів до обробки. У процесі аналізу використано тестові пульсові сигнали, що відповідають різним станам організму. Їх обробка дала змогу перевірити працездатність запропонованих методів і визначити інформативні ознаки сигналу. Встановлено, що пульсовий сигнал може бути використаний як допоміжне джерело інформації для попереднього оцінювання ментального стану людини, однак його результати необхідно розглядати з урахуванням умов реєстрації та впливу зовнішніх факторів.

У четвертому розділі розглянуто питання безпеки життєдіяльності та основ охорони праці під час використання автоматизованої системи. Проаналізовано ергономічні вимоги до робочого місця користувача, безпечність взаємодії з сенсором, зручність програмного інтерфейсу та загальні вимоги щодо технічної безпеки пристрою. Встановлено, що дотримання ергономічних, електробезпечних і організаційних вимог є необхідною умовою надійного та безпечного використання системи.

Отримані результати підтверджують доцільність застосування комп'ютерної обробки пульсового сигналу для автоматизованого моніторингу ментального стану людини. Запропонований підхід дозволяє підвищити об'єктивність оцінювання стану людини порівняно з методами, що ґрунтуються лише на самооцінці або опитуваннях. Розроблена система може бути основою для подальшого вдосконалення засобів біомедичного моніторингу та розширення можливостей автоматизованого аналізу фізіологічних сигналів.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. ДСТУ 8302:2015. Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні положення та правила складання. Чинний від 2016-07-01. Вид. офіц. Київ : УкрНДНЦ, 2016. 16 с.
2. Хвостівський М. О. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни «Комп'ютерна обробка біомедичних сигналів та даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: М. О. Хвостівський. Тернопіль : ТНТУ, 2024. 83 с.
3. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: М. О. Хвостівський, Є. Б. Яворська, В. Г. Дозорський. Тернопіль : ТНТУ, 2024. 57 с.
4. Хвостівська Л. В. Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем : дис. ... канд. техн. наук : 01.05.02. Тернопіль : Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021. 177 с.
5. Стрембіцька О. І. Методи та засоби оцінки пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці : дис. ... канд. техн. наук : 05.11.17. Тернопіль : Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021.
6. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28, no. 3. P. R1–R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
7. Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*. 2012. Vol. 8, no. 1. P. 14–25. DOI: 10.2174/157340312801215782.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

8. Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review / J. Park et al. *Frontiers in Physiology*. 2022. Vol. 12. Article 808451. DOI: 10.3389/fphys.2021.808451.

9. Wearable Photoplethysmographic Sensors — Past and Present / T. Tamura et al. *Electronics*. 2014. Vol. 3, no. 2. P. 282–302. DOI: 10.3390/electronics3020282.

10. Sun Y., Thakor N. Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2016. Vol. 63, no. 3. P. 463–477. DOI: 10.1109/TBME.2015.2476337.

11. Poh M.-Z., McDuff D. J., Picard R. W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*. 2010. Vol. 18, no. 10. P. 10762–10774. DOI: 10.1364/OE.18.010762.

12. Verkruysse W., Svaasand L. O., Nelson J. S. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*. 2008. Vol. 16, no. 26. P. 21434–21445. DOI: 10.1364/OE.16.021434.

13. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use / Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 1996. Vol. 93, no. 5. P. 1043–1065.

14. Malik M., Camm A. J. *Heart Rate Variability*. Armonk : Futura Publishing Company, 1995. 370 p.

15. Shaffer F., Ginsberg J. P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*. 2017. Vol. 5. Article 258. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00258.

16. Heart Rate Variability and Cardiac Vagal Tone in Psychophysiological Research — Recommendations for Experiment Planning, Data Analysis, and Data

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Reporting / S. Laborde et al. *Frontiers in Psychology*. 2017. Vol. 8. Article 213. DOI: 10.3389/fpsyg.2017.00213.

17. Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature / H.-G. Kim et al. *Psychiatry Investigation*. 2018. Vol. 15, no. 3. P. 235–245. DOI: 10.30773/pi.2017.08.17.

18. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health / J. F. Thayer et al. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2012. Vol. 36, no. 2. P. 747–756. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2011.11.009.

19. Thayer J. F., Lane R. D. A model of neurovisceral integration in emotion regulation and dysregulation. *Journal of Affective Disorders*. 2000. Vol. 61, no. 3. P. 201–216. DOI: 10.1016/S0165-0327(00)00338-4.

20. Influence of Mental Stress on Heart Rate and Heart Rate Variability / J. Taelman et al. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. *IFMBE Proceedings*. 2009. Vol. 22. P. 1366–1369. DOI: 10.1007/978-3-540-89208-3_324.

21. Healey J. A., Picard R. W. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*. 2005. Vol. 6, no. 2. P. 156–166. DOI: 10.1109/TITS.2005.848368.

22. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals / A. L. Goldberger et al. *Circulation*. 2000. Vol. 101, no. 23. P. e215–e220. DOI: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.

23. Kubios HRV — Heart rate variability analysis software / M. P. Tarvainen et al. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2014. Vol. 113, no. 1. P. 210–220. DOI: 10.1016/j.cmpb.2013.07.024.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

24. An open source benchmarked toolbox for cardiovascular waveform and interval analysis / A. N. Vest et al. *Physiological Measurement*. 2018. Vol. 39, no. 10. Article 105004. DOI: 10.1088/1361-6579/aae021.

25. Перспективні напрямки у створенні системи віртуальної реальності для корекції психофізіологічного стану пацієнта / Д. В. Вакуленко, О. В. Гевко, Л. О. Вакуленко, В. М. Кіфер. *Перспективні технології та прилади : зб. наук. пр. Луцьк*, 2021. Вип. 19. С. 27–33. DOI: <https://doi.org/10.36910/6775-2313-5352-2021-19-4>.

26. Інтегрована пупілометрія як інструмент автоматизованого моніторингу психофізіологічного стану людини / П. О. Тимків, О. В. Гевко, В. В. Петров. *Перспективні технології та прилади : зб. наук. пр. Луцьк*, 2025. Вип. 27. С. 187–195. DOI: <https://doi.org/10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2025-27-25>.

27. Effectiveness Application of the Analysis of Arterial Pulsations Registered during Blood Pressure Measurement Using the Oranta-AO Information System in Psychophysiology / D. Vakulenko, L. Vakulenko, L. Sas, O. Hevko. *Arterial oscillography: New capabilities of the blood pressure monitor with the Oranta-AO information system* / eds. D. V. Vakulenko, L. O. Vakulenko. USA : Nova Science Publishers, Inc., 2024. Chapter 26. P. 419–430. DOI: <https://doi.org/10.52305/XFFR7057>. URL: <https://novapublishers.com/wp-content/uploads/2024/10/Arterial-Oscillography-Ch26.pdf>.

28. Prospect of Creating a Virtual Reality System with Feedback for the Correction of the Patient’s Psychological State Based on the Results of the Analysis of Arterial Pulsations Registered during Blood Pressure Measurement Using the Oranta-AO Information System / D. Vakulenko, L. Vakulenko, O. Hevko. *Arterial oscillography: New capabilities of the blood pressure monitor with the Oranta-AO information system* / eds. D. V. Vakulenko, L. O. Vakulenko. USA : Nova Science Publishers, Inc., 2024. Chapter 37. P. 587–599. DOI:

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

<https://doi.org/10.52305/XFFR7057>. URL: <https://novapublishers.com/wp-content/uploads/2024/10/Arterial-Oscillography-Ch37.pdf>.

29. Demonstrating the Validity of Methods for Studying and Evaluating the Results of Spectral Analysis of Arterial Oscillograms Recorded During Blood Pressure Measurement and AI Algorithms for Detecting Risks of Mental Diseases / D. Vakulenko, L. Vakulenko, V. Kaverinsky, K. Malakhov, V. Grushko, O. Hevko. Advances in Health and Disease / ed. L. T. Duncan. USA : Nova Science Publishers, Inc., 2025. Vol. 85, Chapter 1. P. 1–43. DOI: <https://doi.org/10.52305/TRXV1786>.

30. An Information System Evaluation of the Influence of Psychomodeling Factors on a Patient’s Psychophysiological State When Viewing, Contemplating, and Imagining / D. Vakulenko, O. Hevko, L. Vakulenko. Advances in Health and Disease / ed. L. T. Duncan. USA : Nova Science Publishers, Inc., 2026. Vol. 93, Chapter 2. P. 43–78. DOI: <https://doi.org/10.52305/LRBL6032>.

31. Oppenheim A. V., Schafer R. W. Discrete-Time Signal Processing. 3rd ed. Upper Saddle River : Pearson, 2010. 1108 p.

32. Proakis J. G., Manolakis D. G. Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications. 4th ed. Upper Saddle River : Pearson Prentice Hall, 2007. 1004 p.

33. Smith S. W. The Scientist and Engineer’s Guide to Digital Signal Processing. 2nd ed. San Diego : California Technical Publishing, 1999. 650 p.

34. Cooley J. W., Tukey J. W. An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. Mathematics of Computation. 1965. Vol. 19, no. 90. P. 297–301. DOI: [10.1090/S0025-5718-1965-0178586-1](https://doi.org/10.1090/S0025-5718-1965-0178586-1).

35. Welch P. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics. 1967. Vol. 15, no. 2. P. 70–73. DOI: [10.1109/TAU.1967.1161901](https://doi.org/10.1109/TAU.1967.1161901).

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

36. Cohen M. X. Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice. Cambridge : MIT Press, 2014. 600 p.

37. Kay S. M. Modern Spectral Estimation: Theory and Application. Englewood Cliffs : Prentice Hall, 1988. 543 p.

38. MATLAB Documentation / MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/help/matlab/> (дата звернення: 14.06.2026).

39. Signal Processing Toolbox Documentation / MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/help/signal/> (дата звернення: 14.06.2026).

40. App Designer Documentation / MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/help/matlab/app-designer.html> (дата звернення: 14.06.2026).

41. Fast Fourier Transform / MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html> (дата звернення: 14.06.2026).

42. MATLAB GUI / MathWorks. URL: <https://www.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html> (дата звернення: 14.06.2026).

43. EN ISO 6385:2018. Ергономічні принципи під час проектування робочих систем (EN ISO 6385:2016, IDT; ISO 6385:2016, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2018.

44. EN ISO 9241-210:2022. Ергономіка взаємодії людина-система. Частина 210. Людиноорієнтоване проектування інтерактивних систем (EN ISO 9241-210:2019, IDT; ISO 9241-210:2019, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2022.

45. EN ISO 10993-1:2022. Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 1. Оцінювання і випробування в рамках процесу управління ризиками (EN ISO 10993-1:2020, IDT; ISO 10993-1:2018, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2022.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

46. EN 60601-1:2015. Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки та основних технічних характеристик (EN 60601-1:2006/A1:2013/AC:2014, IDT; IEC 60601-1:2005/A1:2012/COR1:2014, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2015.

47. EN 60601-1-2:2018. Вироби медичні електричні. Частина 1-2. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Додатковий стандарт. Електромагнітні збурення. Вимоги та випробування (EN 60601-1-2:2015, IDT; IEC 60601-1-2:2014, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2018.

48. ДСТУ EN 60529:2018. Ступені захисту, забезпечувані кожухами (Код IP) (EN 60529:1991/A1:2000/A2:2013, IDT; IEC 60529:1989/A1:1999/A2:2013, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2018.

49. EN ISO 14971:2022. Вироби медичні. Настанови щодо управління ризиком щодо медичних виробів (EN ISO 14971:2019, IDT; ISO 14971:2019, IDT). Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2022.

50. ISO 80601-2-61:2017. Medical electrical equipment — Part 2-61: Particular requirements for basic safety and essential performance of pulse oximeter equipment. Geneva : International Organization for Standardization, 2017.

51. IEC 62304:2006+A1:2015. Medical device software — Software life cycle processes. Geneva : International Electrotechnical Commission, 2015.

52. Про охорону праці : Закон України від 14.10.1992 № 2694-XII. Відомості Верховної Ради України. 1992. № 49. Ст. 668.

53. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин : ДСанПіН 3.3.2.007-98. Київ : МОЗ України, 1998.

54. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем / Л. В. Хвостівська, Г. М. Осухівська, М. О. Хвостівський, Г. М. Шадріна, І. Ю.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Дедів. Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування. 2019.
№ 79. С. 78–84. DOI: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

					КРБ 163.21-257.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Скрипт програмного забезпечення функції кореляційної обробки пульсового сигналу

```
function [r, tr]=correlation_analysis (norm, fd)

    dt=1/fd;
    r1norm = xcorr(norm);
    r1norm=r1norm/length(r1norm);

    tr1=fix(length(r1norm)/2);
    tr2=fix(length(r1norm));
    tr=(0:(length(r1norm(tr1:tr2))-1)).*dt;
    r=r1norm(tr1:tr2);

end
```

ДОДАТОК Б

Скрипт програмного забезпечення функції спектральної обробки
пульсового сигналу

```
function [Anorm PHnorm f]=spectral_analysis(norm, fd)
    dt=1./fd;
    fnorm=fft(norm);
    fnorm=fnorm./length(fnorm);
    Anorm=abs(fnorm);
    PHnorm=atan(imag(fnorm)./real(fnorm));
    df=fd/length(Anorm);
    f=(0:df:(fd-df));
end
```

ДОДАТОК В

Скрипт програмного забезпечення функції спектрально-кореляційної обробки пульсового сигналу

```
function [sca f]=spectral_correlation_analysis(norm, fd)

dt=1./fd;
r=xcorr(norm);
tr1=length(r)/2;
tr2=length(r);
sc=fft(r(tr1:tr2));
sc=sc/length(sc);
sca=abs(sc);
df=fd/length(sc);
f=0:df:(fd-df);

end
```

ДОДАТОК Г

Скрипт програмного забезпечення функції статистичної обробки
пульсового сигналу

```
function [Mnorm Dnorm]=statistical_analysis(norm, fd, T)
    dt = 1/fd;
    NT = fix(T/dt);
    Kmax = fix(length(norm) / NT);

    for k = 1:Kmax
        normK(k,:) = norm((k-1)*NT+1 : k*NT);
    end

    t = (0:NT-1)*dt;
    Mnorm = mean(normK);
    Dnorm = (std(normK) / length(normK)).^2;
end
```

ДОДАТОК Д

Скрипт програмного забезпечення обробки пульсового сигналу з графічним інтерфейсом користувача

```
function varargout = uiGUIDE(varargin)
% UIGUIDE MATLAB code for uiGUIDE.fig
%     UIGUIDE, by itself, creates a new UIGUIDE or raises
the existing
%     singleton*.
%
%     H = UIGUIDE returns the handle to a new UIGUIDE or
the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     UIGUIDE('CALLBACK', hObject,eventData,handles,...)
calls the local
%     function named CALLBACK in UIGUIDE.M with the given
input arguments.
%
%     UIGUIDE('Property','Value',...) creates a new
UIGUIDE or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left,
property value pairs are
%     applied to the GUI before uiGUIDE_OpeningFcn gets
called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes
property application
%     stop. All inputs are passed to uiGUIDE_OpeningFcn
via varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI
allows only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help
uiGUIDE

% Last Modified by GUIDE v2.5 15-Jun-2024 20:08:16

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @uiGUIDE_OpeningFcn,
                  ...
```

```

        'gui_OutputFcn', @uiGUIDE_OutputFcn,
    ...
        'gui_LayoutFcn', [], ...
        'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if narginout
    [varargout{1:narginout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before uiGUIDE is made visible.
function uiGUIDE_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)
% varargin   command line arguments to uiGUIDE (see
VARARGIN)

% Choose default command line output for uiGUIDE
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes uiGUIDE wait for user response (see
UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the
command line.
function varargout = uiGUIDE_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see
VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version
of MATLAB

```

```

% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit1 as
text
%           str2double(get(hObject,'String')) returns contents
of edit1 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on
Windows.
%           See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% -----
-----

```

```

function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% -----
-----

function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
%% Виклик діалогового вікна завантаження даних
%% зміна name - назва файлу
%% зміна path - шлях до файлу file
% *.txt;*.dat; - перелік розширень файлів (прописуються
через крапку з комою)
[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити
дані');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної
змінної
data=load(direct);
set(handles.pushbutton2,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit2,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;           % Шкала часу для норми
axes(handles.axes1);
plot (t,data)
title('Сигнал без обробки')
axis tight;
grid on;

% -----Load_Pat-----
---

function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
% *.txt;*.dat; - перелік розширень файлів (прописуються
через крапку з комою)
[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити
дані');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];

```

```

% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної
змінної
data1=load(direct);
set(handles.pushbutton3,'userdata',data1);
fd=str2double(get(handles.edit2,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data1)-1)).*dt;           % Шкала часу для
норми
axes(handles.axes3);
plot (t,data1)
title('Сигнал паталогії')
axis tight;
grid on;

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as
text
%      str2double(get(hObject,'String')) returns contents
of edit3 as a double

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as
text
%      str2double(get(hObject,'String')) returns contents
of edit2 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB

```

```

% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on
Windows.
%      See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% -----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% -----SPECTRAL-----
--
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
data=get(handles.pushbutton2,'userdata');
fd=(get(handles.edit2,'string'));
[sp ph fd]=spectral_analysis(data, fd);
axes(handles.axes2)
plot(fd(1:100), sp(1:100))
title('Амплітудний спектр')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');

```

```

axes(handles.axes4)
data1=get(handles.pushbutton3, 'userdata');
fd=(get(handles.edit2, 'string'));
[sp, ph, fd]=spectral_analysis(data1, fd);
% axes(handles.axes4)
plot (fd(1:100), sp(1:100))
title ('Амплітудний спектр сигналу паталогії')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');

```

```

% -----CORELATION-----
-----

```

```

function Untitled_8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_8 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
%function [r12, tr]=corel(data, fd)
    data=get(handles.pushbutton2, 'userdata');
    fd=str2double(get(handles.edit2, 'string'));
    [r1, tr1]=correlation_analysis(data, fd);
    axes(handles.axes2)
plot(tr1, r1)
title ('Автокореляція сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ^2');

```

```

% corel pat
    data1=get(handles.pushbutton3, 'userdata');
    fd=str2double(get(handles.edit2, 'string'));
    [r2, tr2]=correlation_analysis(data1, fd);
    axes(handles.axes4)
    plot(tr2, r2)
    title ('Автокореляція сигналу паталогії')
    axis tight
    grid on
    xlabel('Часовий зсув, сек');
    ylabel('Амплітуда, мкВ^2');

```

```

% -----spekcor-----
-----

```

```

function Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_9 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
    data=get(handles.pushbutton2,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit2,'string'));
    axes(handles.axes2)
    [d,t]=spectral_correlation_analysis(data,fd);
    bar(t(1:50),d(1:50));
    title ('Спектрально-кореляційна обробка норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота (f), Гц');
ylabel('Потужність, мВ^2')
% pat
    data=get(handles.pushbutton3,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit2,'string'));
    axes(handles.axes4)
    [d,t]=spectral_correlation_analysis(data,fd);
    bar(t(1:50),d(1:50));
    title ('Спектрально-кореляційна обробка сигналу
паталогії')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота (f), Гц');
ylabel('Потужність, мВ^2')

% -----stat-----
-----

function Untitled_10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
data=get(handles.pushbutton2,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit2,'string'));
    t=str2double(get(handles.edit3,'string'));
    [a1,b1]=statistical_analysis(data,fd,t);
    t1=(0:(length(a1)-1))./fd;
axes(handles.axes2)
plot(t1,a1)
title ('Математичне сподівання сигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,мкВ');
axis tight;
grid on;

```

```

% pat
data1=get(handles.pushbutton3,'userdata');
    t=str2double(get(handles.edit3,'string'));
    [a2,b2]=statistical_analysis(data1,fd,t);
    t2=(0:(length(a2)-1))./fd;
axes(handles.axes4)
plot(t2,a2)
title('Математичне сподівання сигналу патології')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,мкВ');
axis tight;
grid on;

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version
of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on
Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
@(hObject,eventdata)uiGUIDE('Untitled_11_CreateFcn',hObject
,eventdata,guidata(hObject))

% -----
-----
function Untitled_12_Callback(hObject, eventdata, handles)

function Untitled_11_Callback(hObject, eventdata, handles)

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function pushbutton3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version
of MATLAB

```

```
% handles    empty - handles not created until after all  
CreateFcns called
```