

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна реографічна система діагностики периферійного
кровообігу

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Лисак В.Б.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Дозорська О.Ф.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Дедів І.Ю.

(прізвище та ініціали)

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)

« 31 » грудня 2025 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Лисаку Віталію Богдановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна реографічна система діагностики периферійного кровообігу

Керівник роботи Дозорська Оксана Федорівна, к.т.н.

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

Затверджені наказом ректора від « 31 » грудня 2025 року № 4/7-1168 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи Комп'ютерна реографічна система

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: «Комп'ютерна реографічна система діагностики периферійного кровообігу». Кваліфікаційна робота бакалавра // Лисак Віталій Богданович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 р // стор. – 76, рис. – 6, бібліог. – 27, додат. – 1.

Ключові слова: РЕОГРАФІЯ, РЕОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ, МАТЛАВ, КЕРУВАННЯ

У кваліфікаційній роботі проведено проектування комп'ютерної реографічної системи діагностики периферійного кровообігу. Розроблено алгоритм роботи комп'ютерної реографічної системи, який включає завантаження сигналу, попередню обробку, цифрову фільтрацію, відновлення реограми, спектральний аналіз, пошук характерних точок та розрахунок діагностичних показників. Реалізовано програмне забезпечення в середовищі Matlab з графічним інтерфейсом користувача. Програма забезпечує завантаження WAV-файлів, побудову сигналу у часовій області, амплітудного спектра, спектра потужності, відновленої реограми та таблиці діагностичних показників.

ABSTRACT

Theme of the qualification work: "Computer rheographic system for diagnostics of peripheral blood circulation". Bachelor's qualification work // Lysak Vitaliy // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 76, fig. – 6, bibliography – 27, add. – 1.

Keywords: RHEOGRAPHY, RHEOGRAPHIC SIGNAL, MATLAB, CONTROL

The qualification work involved the design of a computer rheographic system for diagnostics of peripheral blood circulation. An algorithm for the operation of the computer rheographic system was developed, which includes signal loading, pre-processing, digital filtering, rheogram restoration, spectral analysis, search for characteristic points and calculation of diagnostic indicators. The software is implemented in the Matlab environment with a graphical user interface. The program provides loading of WAV files, construction of a signal in the time domain, amplitude spectrum, power spectrum, reconstructed rheogram and a table of diagnostic indicators.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ	
ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ.....	10
1.1 Фізіологічні особливості периферійного кровообігу та його діагностичне значення.....	10
1.2 Сучасні методи дослідження стану периферійної гемодинаміки.....	14
1.3 Основи реографічного методу дослідження.....	21
1.4 Методи цифрової обробки реографічних сигналів.....	28
1.5 Висновки до розділу 1.....	37
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБЛЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ РЕОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ	
ДІАГНОСТИКИ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ.....	39
2.1 Опис роботи програми обробки диференціального реографічного сигналу.....	39
2.2 Алгоритм роботи програми.....	50
2.3 Тестування розробленої програми.....	55
2.4 Висновки до розділу 2.....	57
РОЗДІЛ 3. ВИКОРИСТАННЯ СЕРЕДОВИЩА МАТЛАВ В ЗАДАЧАХ	
ОБРОБКИ МЕДИЧНИХ ДАНИХ.....	59
3.1 Обробка медичних сигналів в Matlab.....	59
3.2 Обробка медичних зображень в Matlab.....	63
3.3 Висновки до розділу 3.....	66
РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	
4.1. Заходи електробезпеки при роботі з системою.....	68
4.2. Пожежна безпека.....	70
4.3. Висновки до розділу 4.....	72

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ			
<i>Зм</i>	<i>Арк</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	Комп'ютерна реографічна система діагностики периферійного кровообігу Пояснювальна записка	<i>Літ</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Розроб.</i>	Лисак В.Б.					у	6	76
<i>Перевір.</i>	Дозорська О.Ф.					ТНТУ, каф. БТ РБ-41		
<i>Н. контр.</i>	Хвостівський М.							
<i>Зат. каф.</i>	Яворська Є.Б.							
<i>Рецензент</i>	Дедів І.Ю.							

ВИСНОВКИ..... 73

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ..... 74

ДОДАТКИ

Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата	КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
						7

ВСТУП

Серцево-судинні захворювання залишаються однією з основних причин захворюваності та смертності населення у світі. Значна частина патологій серцево-судинної системи супроводжується порушеннями периферійного кровообігу, які можуть виникати внаслідок атеросклерозу, артеріальної гіпертензії, цукрового діабету, тромбозів, варикозної хвороби та інших захворювань судинної системи. Рання діагностика таких порушень є важливою умовою своєчасного призначення лікування та запобігання розвитку ускладнень.

Одним із перспективних методів оцінювання стану периферійної гемодинаміки є реографія, яка базується на реєстрації змін електричного опору біологічних тканин, пов'язаних із пульсовими коливаннями кровонаповнення судин. Метод характеризується неінвазивністю, безпечністю, відносною простотою реалізації та можливістю багаторазового проведення досліджень.

Разом із тим сучасні реографічні дослідження потребують використання засобів цифрової обробки сигналів, оскільки реографічні сигнали містять шуми, артефакти та інші спотворення, які ускладнюють їх аналіз. Використання комп'ютерних технологій дозволяє автоматизувати процес обробки реограм, підвищити точність визначення діагностичних показників та зменшити вплив суб'єктивного фактора.

Особливо актуальним є створення програмних засобів для автоматизованого аналізу реографічних сигналів у середовищі Matlab, яке містить потужні інструменти цифрової обробки сигналів, спектрального аналізу та розроблення графічних інтерфейсів користувача. Реалізація комп'ютерної реографічної системи дозволить автоматизувати етапи завантаження сигналу, його фільтрації, спектрального аналізу, виділення

характерних точок реограми та розрахунку основних гемодинамічних показників.

Таким чином, розроблення комп'ютерної реографічної системи діагностики периферійного кровообігу є актуальним завданням, спрямованим на підвищення ефективності функціональної діагностики серцево-судинних захворювань.

Метою роботи є розроблення комп'ютерної реографічної системи діагностики периферійного кровообігу на основі методів цифрової обробки сигналів із реалізацією програмного забезпечення в середовищі Matlab для автоматизованого аналізу сигналів диференціальної реографії.

Задачі дослідження

1. Провести аналіз фізіологічних особливостей периферійного кровообігу та сучасних методів його функціональної діагностики.
2. Дослідити принципи формування реографічного сигналу, особливості будови реограми та основні діагностичні показники, що використовуються для оцінювання стану периферійної гемодинаміки.
3. Розробити алгоритм функціонування комп'ютерної реографічної системи для автоматизованої обробки сигналів диференціальної реографії.
4. Розробити програмне забезпечення в середовищі Matlab з графічним інтерфейсом користувача для завантаження, обробки та аналізу реографічних сигналів.
5. Реалізувати автоматичний розрахунок основних діагностичних показників периферійного кровообігу та дослідити працездатність розробленої системи на тестових реографічних сигналах.

Результати виконання є важливими для створення програмного забезпечення реографічних комплексів та систем.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		9

РОЗДІЛ 1
АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ ПЕРИФЕРІЙНОГО
КРОВООБІГУ

1.1. Фізіологічні особливості периферійного кровообігу та його діагностичне значення

Кровообіг є однією з найважливіших фізіологічних систем організму людини, основною функцією якої є забезпечення транспорту кисню, поживних речовин, гормонів та інших біологічно активних речовин до тканин і органів, а також видалення продуктів метаболізму. Система кровообігу складається з центрального та периферійного відділів. Центральний кровообіг представлений серцем і магістральними судинами, тоді як периферійний кровообіг охоплює мережу артерій, артеріол, капілярів, венул і вен, що безпосередньо забезпечують кровопостачання тканин організму.

Периферійний кровообіг є важливою складовою гемодинамічної системи, оскільки саме на рівні мікроциркуляторного русла відбувається обмін газами, поживними речовинами та продуктами життєдіяльності між кров'ю і тканинами. Ефективність функціонування периферійного кровообігу визначає рівень трофічного забезпечення органів та підтримання гомеостазу організму.

Основними елементами периферійного кровообігу є артерії середнього та малого розміру, артеріоли, капіляри, венули та периферійні вени. Артеріальна система забезпечує доставку крові від серця до тканин, а венозна – повернення крові до серця. Капілярна мережа є місцем безпосереднього обміну речовин між кров'ю та клітинами організму.

Функціональний стан периферійного кровообігу визначається такими основними параметрами:

- швидкістю кровотоку;

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		10

- тонусом судинної стінки;
- еластичністю судин;
- периферійним судинним опором;
- об'ємом кровонаповнення тканин;
- станом мікроциркуляторного русла.

Особливу роль у регуляції периферійного кровообігу відіграє судинний тонус, який підтримується складною взаємодією нервових, гуморальних та місцевих механізмів. Симпатична нервова система викликає звуження периферійних судин, тоді як низка біологічно активних речовин, зокрема оксид азоту, сприяє їх розширенню. Порушення механізмів регуляції судинного тонусу призводить до змін гемодинаміки та розвитку різноманітних патологічних станів.

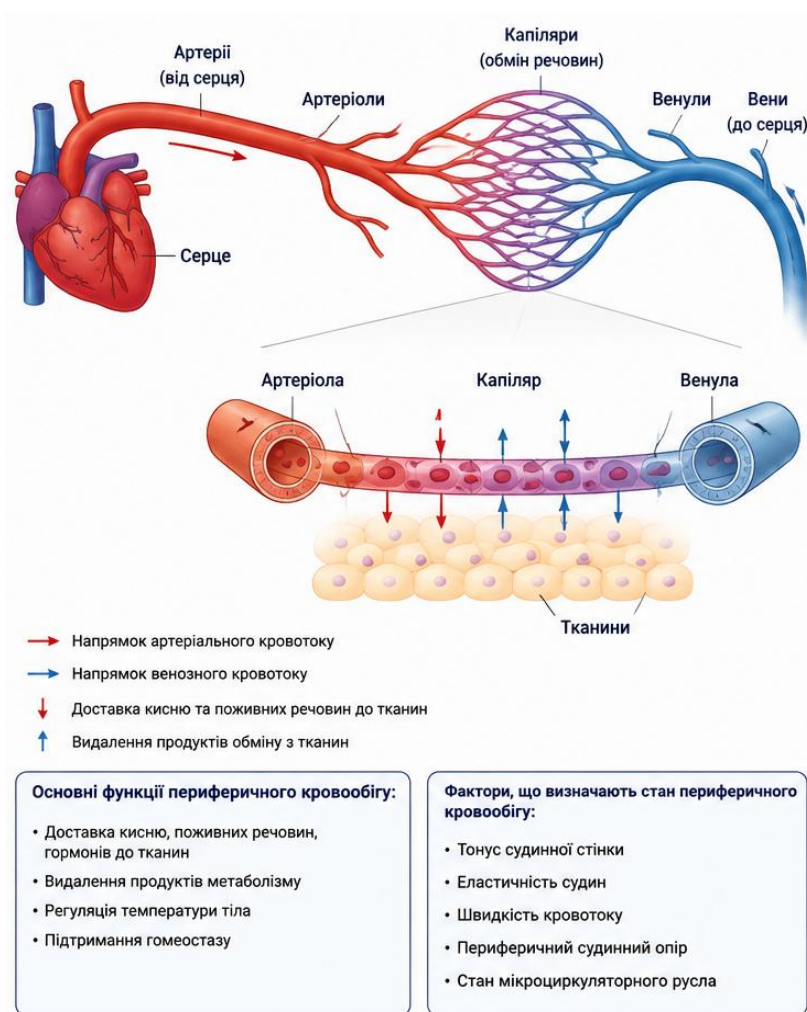


Рисунок 1.1 – Система периферійного кровообігу

Важливою характеристикою периферійного кровообігу є еластичність судинної стінки. У здорових судинах артеріальна стінка здатна розтягуватися під дією пульсової хвилі, що виникає під час систоли серця, та повертатися до початкового стану під час діастоли. Зниження еластичності судин спостерігається при атеросклерозі, артеріальній гіпертензії та вікових змінах, що призводить до погіршення гемодинамічних показників.

У процесі серцевого циклу скорочення міокарда викликає періодичні зміни кровонаповнення судин. Ці зміни супроводжуються коливаннями електричного опору біологічних тканин, оскільки кров має значно вищу електропровідність порівняно з навколишніми тканинами. Саме ця фізіологічна особливість лежить в основі реографічного методу дослідження периферійного кровообігу.

Стан периферійного кровообігу є важливим показником функціонального стану серцево-судинної системи. Порушення периферійної гемодинаміки можуть бути спричинені різними захворюваннями та патологічними процесами, серед яких:

- облітеруючий атеросклероз судин нижніх кінцівок;
- тромбози та тромбоемболії;
- варикозна хвороба вен;
- цукровий діабет із розвитком ангіопатій;
- артеріальна гіпертензія;
- серцева недостатність;
- системні захворювання сполучної тканини.

Ранні зміни периферійного кровообігу часто виникають задовго до появи виражених клінічних симптомів, тому своєчасна діагностика порушень гемодинаміки має важливе значення для профілактики та лікування серцево-судинних захворювань.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		12

Для оцінювання стану периферійного кровообігу використовуються різні інструментальні методи дослідження, серед яких особливе місце займає реографія. Метод базується на реєстрації змін електричного опору біологічних тканин, пов'язаних із пульсовими коливаннями кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла. Реографія є неінвазивним, безпечним та відносно простим методом дослідження, що дозволяє отримувати об'єктивну інформацію про функціональний стан судинної системи.

Аналіз форми реографічної кривої дає можливість оцінити еластичність судинної стінки, інтенсивність артеріального кровонаповнення, стан венозного відтоку та периферійний судинний опір. На основі отриманих даних можуть розраховуватися різноманітні діагностичні показники, зокрема реографічний індекс, індекс еластичності судин та індекс периферійного опору.

У сучасних комп'ютеризованих реографічних системах застосовуються методи цифрової обробки сигналів, що дозволяють автоматизувати процес аналізу реограм, підвищити точність визначення діагностичних параметрів та мінімізувати вплив суб'єктивного фактора. Використання спеціалізованого програмного забезпечення забезпечує можливість фільтрації шумів, автоматичного виділення характерних точок сигналу та розрахунку гемодинамічних показників у режимі реального часу.



Рисунок 1.2 – Принцип реографії

Таким чином, периферійний кровообіг є важливою складовою серцево-судинної системи, функціональний стан якої безпосередньо впливає на життєдіяльність організму. Аналіз параметрів периферійної гемодинаміки дозволяє своєчасно виявляти патологічні зміни судинного русла та оцінювати ефективність лікувальних заходів. Це обумовлює актуальність розроблення комп'ютерних реографічних систем, здатних забезпечити автоматизований аналіз реографічних сигналів і підвищити інформативність діагностики периферійного кровообігу.

1.2. Сучасні методи дослідження стану периферійної гемодинаміки

Для дослідження функціонального стану периферійного кровообігу використовуються різноманітні інструментальні методи, які відрізняються принципом дії, інформативністю, складністю реалізації та вартістю обладнання. До найбільш поширених методів належать ультразвукова діагностика, фотоплетизмографія та реографія. Кожен із зазначених методів має власні переваги та обмеження, що визначають сферу його застосування у клінічній практиці.



Рисунок 1.3 – Методи дослідження периферійної гемодинаміки

1.2.1. Ультразвукові методи діагностики

Ультразвукові методи є одними з найінформативніших засобів дослідження стану судинної системи. Їх принцип ґрунтується на використанні високочастотних механічних хвиль, які поширюються в біологічних тканинах та відбиваються від структур із різною акустичною щільністю.

Для оцінювання периферійного кровообігу найчастіше застосовують ультразвукову доплерографію та дуплексне сканування судин.

Ультразвукова доплерографія базується на ефекті Доплера, відповідно до якого частота ультразвукової хвилі змінюється при відбитті від рухомих формених елементів крові. Аналіз цих змін дозволяє визначати швидкість та напрямок кровотоку в досліджуваній судині.

Основними параметрами, які оцінюються за допомогою доплерографії, є:

- максимальна систолічна швидкість кровотоку;
- кінцева діастолічна швидкість;
- індекс резистентності;
- пульсаційний індекс;
- характер кровотоку.

Дуплексне сканування поєднує В-режим ультразвукової візуалізації та доплерографічний аналіз кровотоку. Це дозволяє одночасно досліджувати анатомічну структуру судини та її функціональний стан.

Перевагами ультразвукових методів є висока інформативність, можливість безпосередньої візуалізації судин, оцінювання гемодинамічних параметрів у режимі реального часу, неінвазивність та безпечність.

До недоліків належать висока вартість обладнання, необхідність спеціальної підготовки медичного персоналу та залежність результатів від кваліфікації оператора.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		15

Ультразвукові методи широко використовуються для діагностики атеросклерозу, стенозів, тромбозів, варикозної хвороби та інших патологій судинної системи.

1.2.2. Фотоплетизмографія

Фотоплетизмографія (ФПГ) є оптичним методом дослідження периферійного кровообігу, який базується на реєстрації змін інтенсивності світла, що проходить через біологічні тканини або відбивається від них.

Принцип роботи фотоплетизмографа полягає у випромінюванні світла світлодіодом та подальшій реєстрації його фотодетектором. Оскільки об'єм крові в судинах змінюється під час серцевого циклу, змінюється і ступінь поглинання світла тканиною. Ці зміни перетворюються на електричний сигнал, який відображає динаміку кровонаповнення досліджуваної ділянки.

Фотоплетизмографічний сигнал складається з двох компонентів: постійної складової, що характеризує середній рівень кровонаповнення тканин, та змінної складової, яка відображає пульсові коливання кровотоку.

Найчастіше фотоплетизмографія використовується для оцінювання периферійного кровообігу, контролю частоти серцевих скорочень, визначення насичення крові киснем (пульсоксиметрія), дослідження варіабельності серцевого ритму, моніторингу стану пацієнтів.

Перевагами методу є простота реалізації, низька вартість обладнання, можливість тривалого моніторингу та відсутність дискомфорту для пацієнта.

Основними недоліками є чутливість до рухових артефактів, змін температури шкіри, освітленості навколишнього середовища та індивідуальних особливостей тканин.

Останніми роками фотоплетизмографія набула широкого поширення завдяки використанню в портативних медичних пристроях, фітнес-браслетах та смарт-годинниках.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		16

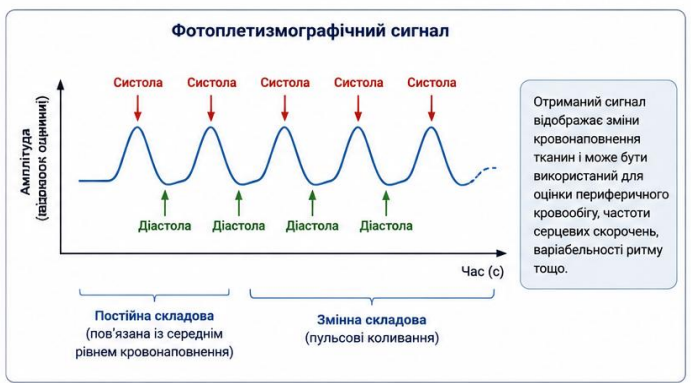
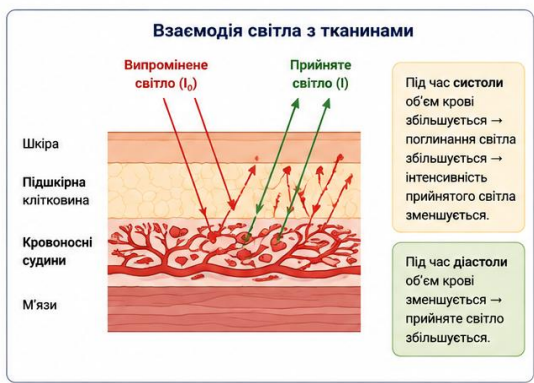
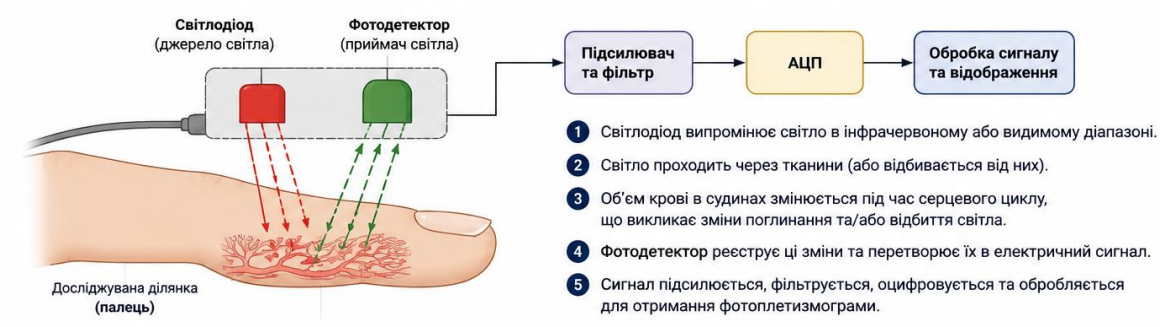
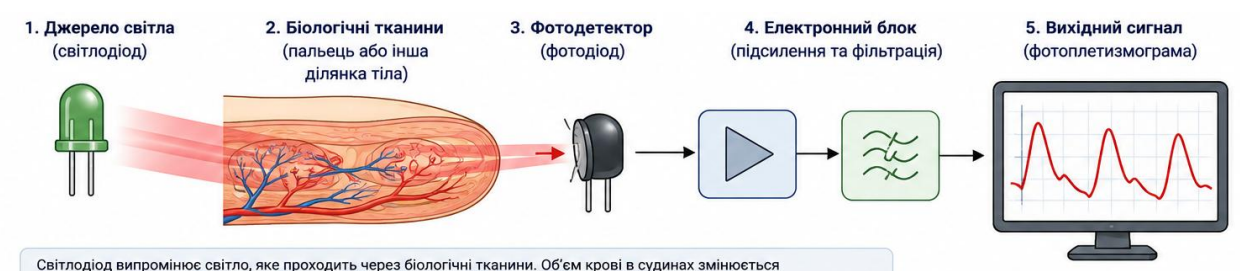
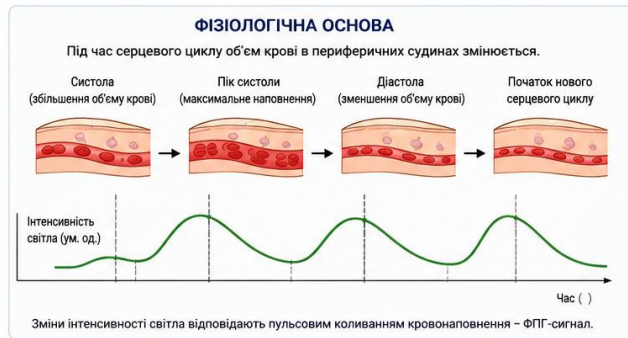


Рисунок 1.4 – Принцип фотоплетизмографії



Світлодіод випромінює світло, яке проходить через біологічні тканини. Об'єм крові в судинах змінюється під час серцевого циклу, що призводить до змін поглинання світла. Фотодетектор реєструє зміни інтенсивності світла, які після підсилення та фільтрації перетворюються на електричний сигнал - фотоплетизмограму.



Основні переваги фотоплетизмографії

- Неінвазивність і безпеність
- Простота використання та комфорт для пацієнта
- Можливість тривалого моніторингу в реальному часі
- Компактність та низьке енергоспоживання
- Низька вартість реалізації

Рисунок 1.5 – Принцип роботи фотоплетизмографа

1.2.3. Реографія та її різновиди

Реографія є методом функціональної діагностики, що базується на реєстрації змін електричного опору біологічних тканин, зумовлених коливаннями кровонаповнення судин під час серцевого циклу.

Метод полягає у пропусканні через досліджувану ділянку тіла слабкого високочастотного електричного струму та вимірюванні змін електричного імпедансу тканин. Оскільки кров має нижчий електричний опір порівняно з навколишніми тканинами, збільшення кровонаповнення призводить до зменшення загального опору.

Результатом дослідження є реограма – графічне відображення змін електричного опору в часі.

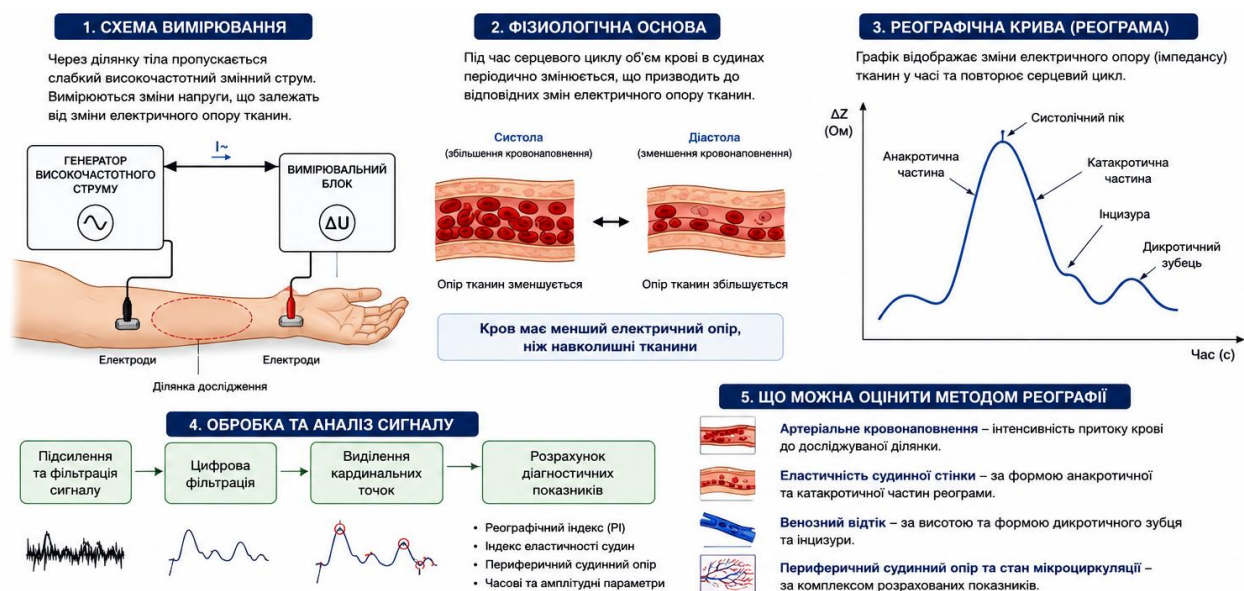


Рисунок 1.6 – Суть методу реографії

Типова реограма містить:

- анакротичну частину (висхідну ділянку);
- систолічний пік;
- катакротичну частину (низхідну ділянку);
- інцизуру;

- дикротичний зубець.

Аналіз форми реограми дозволяє оцінити:

- інтенсивність артеріального кровонаповнення;
- еластичність судинної стінки;
- стан венозного відтоку;
- периферійний судинний опір;
- функціональний стан мікроциркуляції.

Залежно від ділянки дослідження розрізняють такі різновиди реографії:

Реовазографія (РВГ) – дослідження кровообігу кінцівок. Застосовується для діагностики захворювань периферійних артерій та вен.

Реоенцефалографія (РЕГ) – метод оцінювання мозкового кровообігу.

Реокардіографія – використовується для дослідження центральної гемодинаміки та насосної функції серця.

Реогепатографія – застосовується для аналізу кровообігу печінки.

Реопульмонографія – дослідження легеневого кровообігу.

Основними перевагами реографії є неінвазивність, безпечність, відносно низька вартість обладнання, можливість багаторазових досліджень, висока чутливість до змін периферійної гемодинаміки.

Недоліками методу є вплив рухових артефактів, необхідність цифрової фільтрації сигналів та відсутність прямої візуалізації судин.

Завдяки розвитку цифрових технологій сучасні реографічні системи забезпечують автоматичне виділення характерних точок сигналу, розрахунок діагностичних індексів та формування звітів про результати дослідження.

1.2.4. Порівняльний аналіз методів діагностики

Сучасні методи дослідження периферійної гемодинаміки мають різні функціональні можливості та сфери застосування. Вибір конкретного методу залежить від клінічної задачі, необхідної точності вимірювань, доступності обладнання та умов проведення дослідження.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		19

Ультразвукові методи забезпечують найвищу інформативність завдяки можливості безпосередньої візуалізації судин та визначення швидкісних характеристик кровотоку. Однак вони потребують дорогого обладнання та кваліфікованого персоналу.

Фотоплетизмографія є простою та дешевою технологією для моніторингу периферійного кровообігу, проте має обмежену діагностичну інформативність і значною мірою залежить від зовнішніх факторів.

Реографія займає проміжне положення між зазначеними методами. Вона забезпечує достатню інформативність щодо функціонального стану судинної системи, не потребує складного обладнання та добре піддається автоматизації за допомогою сучасних методів цифрової обробки сигналів.



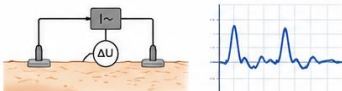






	УЛЬТРАЗВУКОВИЙ МЕТОД (УЗД, доплерографія)	ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИЙ МЕТОД (ФПГ)	РЕОГРАФІЧНИЙ МЕТОД (РЕОГРАФІЯ)
Принцип методу	Використання ультразвукових хвиль та ефекту Доплера для оцінки кровотоку та візуалізації судин. 	Реєстрація змін інтенсивності світла, що проходить через або відбивається від тканин, пов'язаних із пульсовим кровонаповненням. 	Реєстрація змін електричного опору тканин, пов'язаних із коливаннями об'єму крові в судинах під час серцевого циклу. 
Що оцінює	<ul style="list-style-type: none"> Анатомію судин Швидкість і напрямок кровотоку Стенози, оклюзії, тромбози Стан стінки судин 	<ul style="list-style-type: none"> Пульсові коливання кровонаповнення Периферичну перфузію Частоту серцевих скорочень Насичення крові киснем (SpO₂) Варіабельність серцевого ритму 	<ul style="list-style-type: none"> Об'ємні зміни кровонаповнення тканин Еластичність судинної стінки Периферичний судинний опір Стан венозного відтоку Функціональний стан мікроциркуляції
Типове обладнання	 Ультразвуковий сканер з датчиком	 Світлодіодний датчик та фотодетектор (пульсоксиметр, ФПГ-датчик)	 Реографічний пристрій та електроди
Переваги	<ul style="list-style-type: none"> Висока інформативність Візуалізація судин у реальному часі Точна оцінка гемодинамічних параметрів 	<ul style="list-style-type: none"> Простота та компактність Низька вартість Можливість тривалого моніторингу Неінвазивність і безпечність 	<ul style="list-style-type: none"> Неінвазивність і безпечність Відносно низька вартість обладнання Чутливість до змін периферичної гемодинаміки Легко піддається автоматизації
Недоліки	<ul style="list-style-type: none"> Висока вартість обладнання Потребує кваліфікованого оператора Залежність результатів від досвіду фахівця Не завжди придатний для тривалого моніторингу 	<ul style="list-style-type: none"> Чутливість до рухів пацієнта Залежність від освітлення та температури Обмежена діагностична інформативність Вплив властивостей тканин 	<ul style="list-style-type: none"> Відсутність візуалізації судин Вплив рухових артефактів Потребує цифрової фільтрації сигналів Непряма оцінка гемодинаміки
Сфера застосування	 Діагностика судинних захворювань (атеросклероз, стеноз, тромбоз, варикозна хвороба тощо)	 Моніторинг стану пацієнтів, пульсоксиметрія, фітнес-пристрої, скринінгові дослідження	 Функціональна оцінка периферичного кровообігу, контроль лікування, наукові дослідження

Рисунок 1.7 – Порівняння основних методів дослідження

Порівняльна характеристика методів наведена в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняння сучасних методів дослідження периферійної гемодинаміки

Характеристика	УЗД	ФПГ	Реографія
Неінвазивність	+	+	+
Візуалізація судин	+	–	–
Оцінка кровотоку	+	±	+
Вартість обладнання	Висока	Низька	Низька
Простота використання	Середня	Висока	Висока
Можливість автоматизації	Середня	Висока	Висока
Придатність для тривалого моніторингу	±	+	+

Таким чином, серед сучасних методів оцінювання периферійної гемодинаміки реографія є одним із найбільш перспективних напрямків для створення комп'ютеризованих систем функціональної діагностики. Поєднання простоти вимірювань із сучасними методами цифрової обробки сигналів дозволяє отримувати об'єктивну інформацію про стан судинної системи та реалізовувати автоматизований аналіз реографічних сигналів, що є актуальним завданням даної роботи.

1.3 Основи реографічного методу дослідження

Реографія належить до функціональних методів дослідження серцево-судинної системи та широко використовується для оцінювання стану периферійного кровообігу. Метод базується на реєстрації змін електричного опору біологічних тканин, які виникають внаслідок періодичних змін кровонаповнення судин під час серцевого циклу.

На відміну від методів, що забезпечують безпосередню візуалізацію судин, реографія дозволяє оцінювати функціональний стан гемодинаміки за характером зміни електричного імпедансу досліджуваної ділянки тіла. Метод характеризується неінвазивністю, безпечністю, відносною простотою реалізації та можливістю багаторазового проведення досліджень без негативного впливу на організм пацієнта.

Завдяки розвитку комп'ютерних технологій та методів цифрової обробки сигналів реографія отримала нові можливості щодо автоматизації аналізу сигналів, визначення діагностичних показників та створення комп'ютеризованих систем функціональної діагностики.

1.3.1. Принцип формування реографічного сигналу

Фізичною основою реографії є відмінність електропровідності крові та навколишніх біологічних тканин. Кров містить значну кількість електролітів і тому має нижчий електричний опір порівняно з м'язовою, жировою та сполучною тканиною.

Під час проведення реографічного дослідження через досліджувану ділянку тіла пропускають слабкий високочастотний змінний струм малої амплітуди. Частота струму зазвичай знаходиться в межах від 20 до 200 кГц, а його сила не перевищує декількох міліампер, що забезпечує безпечність процедури для пацієнта.

Для реєстрації сигналу використовують електроди, які розміщують на поверхні шкіри. Один електрод подає високочастотний струм, а інший реєструє зміну напруги, що виникає внаслідок зміни імпедансу тканин.

Під час кожного серцевого скорочення відбувається збільшення об'єму крові в артеріальному руслі. Оскільки кров має високу електропровідність, загальний електричний опір досліджуваної ділянки зменшується. У фазу діастолі кровонаповнення зменшується, що супроводжується збільшенням електричного опору.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		22

Таким чином, серцевий цикл викликає періодичні зміни імпедансу тканин, які перетворюються на електричний сигнал та реєструються реографом у вигляді реограми.

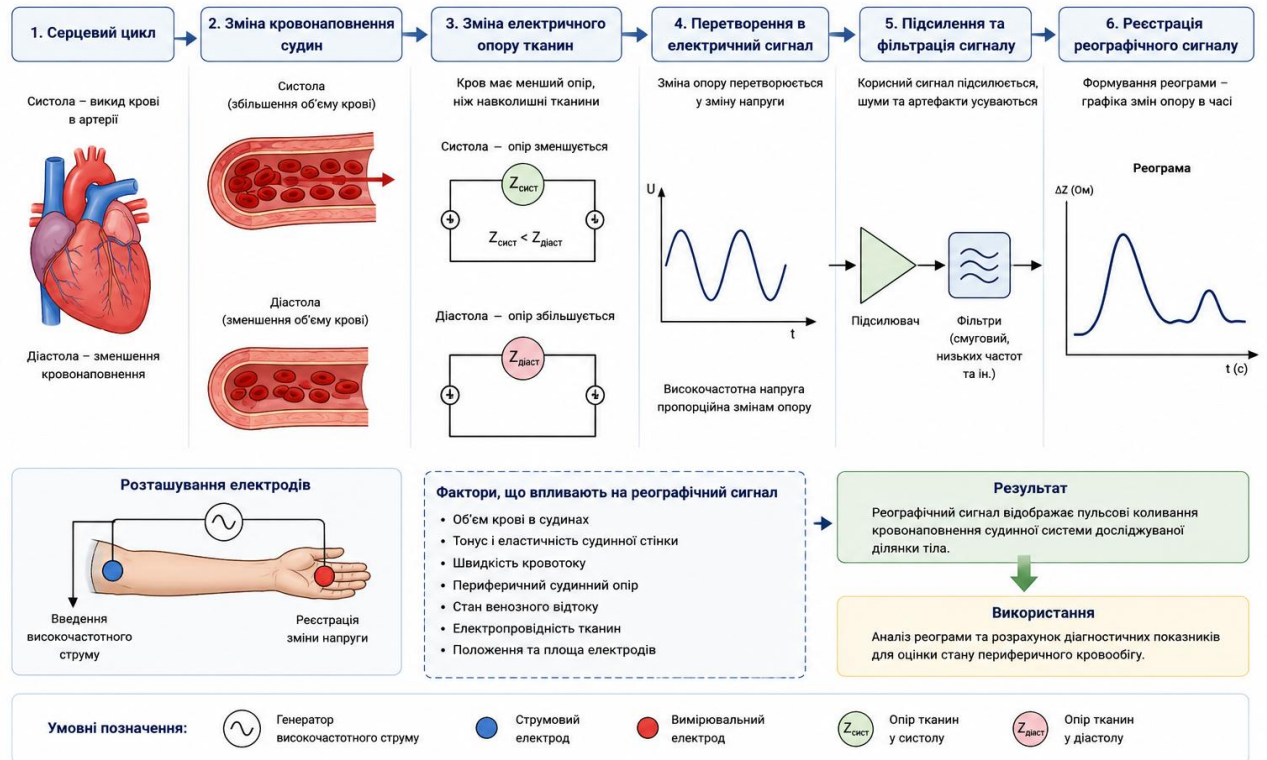


Рисунок 1.8 – Схема формування реографічного сигналу

На величину реографічного сигналу впливають:

- об'єм крові в судинах;
- еластичність судинної стінки;
- периферійний судинний опір;
- швидкість кровотоку;
- стан венозного відтоку;
- розташування та площа електродів;
- електропровідність тканин.

Оскільки корисний сигнал має невелику амплітуду, сучасні реографічні системи використовують підсилювачі, аналогові та цифрові фільтри для придушення шумів і артефактів.

У результаті формується реографічний сигнал, який відображає зміни кровонаповнення судинної системи в часі та може бути використаний для подальшого функціонального аналізу.

1.3.2. Будова та характеристики реограми

Реограма являє собою графічне відображення змін електричного опору тканин у часі. За своєю формою вона нагадує пульсову хвилю та відображає гемодинамічні процеси, що відбуваються протягом серцевого циклу.

Типова реографічна крива складається з кількох характерних ділянок і точок, кожна з яких має певне фізіологічне значення.

Основними елементами реограми є:

1) Анакрота – висхідна частина кривої, яка відповідає швидкому надходженню крові до судин у фазу систоли.

2) Систолічний пік – найвища точка кривої, що характеризує максимальне кровонаповнення досліджуваної ділянки.

3) Катакрота – низхідна частина сигналу, яка відображає поступове зменшення кровонаповнення після завершення систоли.

4) Інцизура – невелике заглиблення на катакротичній частині кривої, пов'язане із закриттям аортального клапана та зміною характеру кровотоку.

5) Дикротичний зубець – вторинне підвищення сигналу після інцизури, яке відображає пружні властивості судинної стінки та особливості периферійного кровообігу.

Форма реограми залежить від багатьох факторів, серед яких:

- вік пацієнта;
- функціональний стан серцево-судинної системи;
- тонус судин;
- еластичність артеріальних стінок;
- швидкість кровотоку;
- наявність патологічних змін.

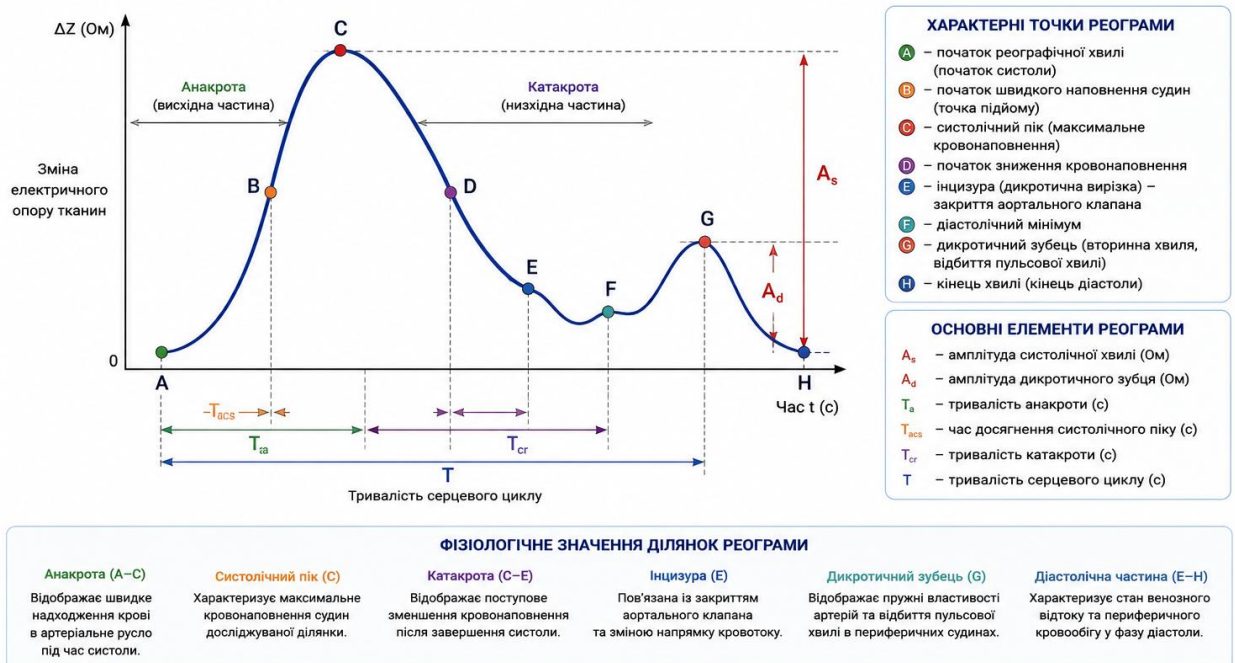


Рисунок 1.9 – Будова типової реограми з позначенням характерних точок

У здорової людини анакрота є крутою та короткою, систолічний пік добре виражений, інцизура чітко визначається, а дикротичний зубець має помірну амплітуду.

При атеросклерозі та інших захворюваннях судин відзначається згладжування вершини кривої, зменшення амплітуди сигналу та погіршення вираженості дикротичного зубця.

Для кількісного аналізу реограми використовують такі параметри:

- максимальна амплітуда сигналу;
- час висхідної частини хвилі;
- тривалість серцевого циклу;
- висота дикротичного зубця;
- відносне положення інцизури;
- похідні реографічного сигналу.

У сучасних комп'ютерних системах застосовуються алгоритми автоматичного визначення характерних точок реограми, що підвищує точність і відтворюваність результатів аналізу.

1.3.3. Основні діагностичні показники реографії

Для оцінювання функціонального стану периферійної гемодинаміки на основі аналізу реограми розраховуються спеціальні кількісні показники, які характеризують кровонаповнення тканин, еластичність судинної стінки та периферійний судинний опір.

Одним із найважливіших параметрів є реографічний індекс (РІ). Реографічний індекс характеризує інтенсивність артеріального кровонаповнення досліджуваної ділянки та визначається за амплітудою основної хвилі реограми.

Зменшення значення РІ свідчить про зниження артеріального притоку крові, стеноз судин, порушення мікроциркуляції, розвиток ішемічних процесів.

Іншим важливим показником є індекс еластичності (ІЕ). Він характеризує пружні властивості судинної стінки та залежить від форми висхідної частини реограми.

Зниження індексу еластичності спостерігається при атеросклерозі, артеріальній гіпертензії, вікових змінах судин.

Для оцінювання тонуусу судин використовується індекс периферійного опору (ІПО). Цей показник характеризує стан артеріол та дрібних судин і дозволяє оцінити ступінь вазоконстрикції або вазодилатації. Підвищення ІПО свідчить про збільшення периферійного судинного опору та спазм судин.

Для оцінки венозного кровообігу визначається індекс венозного відтоку (ІВВ). Показник відображає ефективність відтоку крові через венозну систему та використовується для діагностики венозної недостатності.

Крім індексних показників аналізують часові характеристики реограми: тривалість анакrotи, тривалість катакrotи, час досягнення систолічного максимуму, положення інцизури, тривалість серцевого циклу.

Показник	Позначення (одиниці виміру)	Формула / спосіб визначення	Ілюстрація на реограмі	Фізіологічне значення	Клінічна інтерпретація (зміни показника)
Реографічний індекс	PI (відн. од.)	$PI = \frac{A_s}{Z_0}$ де A_s – амплітуда систолічної хвилі, Z_0 – базовий опір тканин		Характеризує інтенсивність артеріального кровонаповнення досліджуваної ділянки (притік крові під час систоли)	↓ Зниження – зменшення артеріального притоку (стеноз, облітерація, спазм судин, ішемія, облітеруючий атеросклероз) ↑ Підвищення – гіперемія, запальні процеси, артеріовенозні шунти
Індекс еластичності судин	IE (відн. од.)	$IE = \frac{T_a}{T_{acs}}$ де T_a – тривалість анакроти, T_{acs} – час досягнення систолічного піку		Відображає еластичність артеріальної стінки та її здатність до розтягнення (чим коротша анакрота – тим вища еластичність)	↓ Зниження – зниження еластичності судин (атеросклероз, старіння судинної стінки, вікові зміни) ↑ Підвищення – підвищена розтягність судин (при гіперкінетичному типі кровообігу)
Індекс периферичного опору	ІПО (відн. од.)	$ІПО = \frac{A_s - A_d}{A_s}$ де A_d – амплітуда дикротичного зубця		Характеризує тону артерій та дрібних судин, тобто загальний периферичний судинний опір	↑ Підвищення – спазм судин, підвищення периферичного опору (стрес, гіпертонічна хвороба, вазоспазм) ↓ Зниження – зниження тону судин (вазодилатація, шоківий стан, гіпотензія)
Індекс венозного відтоку	ІВВ (відн. од.)	$ІВВ = \frac{T_{кат}}{T}$ де $T_{кат}$ – тривалість катакроти, T – тривалість серцевого циклу		Відображає швидкість венозного відтоку та спорожнення судинного русла після систоли	↓ Зниження – уповільнення венозного відтоку (венозна недостатність, варикоз, тромбоз) ↑ Підвищення – прискорений венозний відтік (гіперемія, артеріовенозні шунти)
Дикротичний індекс	ДІ (відн. од.)	$ДІ = \frac{A_d}{A_s} \times 100\%$ де A_d – амплітуда дикротичного зубця, A_s – амплітуда систолічної хвилі		Характеризує пружні властивості артеріальної стінки та ступінь периферичного відбиття пульсової хвилі	↓ Зниження – зниження еластичності судин, атеросклероз, старіння судинної стінки ↑ Підвищення – підвищена жорсткість судин, висока відбивна здатність (гіпертензія)
Часові показники	T_a, T_{acs} $T_{кат}, T$ (с)	Пряме вимірювання часових інтервалів на реограмі		Відображають швидкісні характеристики кровотоку, пружні властивості судин та тривалість серцевого циклу	Відхилення від вікових норм свідчать про порушення гемодинаміки на різних рівнях судинного русла

УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ НА РЕОГРАМІ A – початок реографічної хвилі C – систолічний пік D – інцизура G – дикротичний зубець H – кінець хвилі (діастола)		ЩО ВІДБРАЖАЮТЬ ПОКАЗНИКИ РЕОГРАМИ Артеріальний приплив крові Тонус і еластичність судин Стан артерій і мікроциркуляції	Венозний відтік Периферичний судинний опір	ПЕРЕВАГИ РЕОГРАФІЧНОГО АНАЛІЗУ ✓ Неінвазивність і безпечність ✓ Висока чутливість до змін гемодинаміки ✓ Можливість кількісної оцінки параметрів ✓ Придатність для динамічного спостереження
--	--	--	---	---

Рисунок 1.10 – Основні діагностичні показники реограми та їх фізіологічна інтерпретація

Комплексний аналіз амплітудних та часових параметрів дозволяє оцінити стан артеріального кровообігу, еластичність судин, венозний відтік, периферійний судинний опір, стан мікроциркуляції.

У сучасних комп'ютерних реографічних системах визначення діагностичних показників здійснюється автоматично після попередньої цифрової обробки сигналу. Це дозволяє мінімізувати вплив суб'єктивного фактора та забезпечити високу точність оцінювання гемодинамічних параметрів.

Таким чином, реографічний метод дослідження є ефективним інструментом функціональної діагностики периферійного кровообігу. Аналіз форми реограми та розрахунок діагностичних показників дозволяють отримувати об'єктивну інформацію про стан судинної системи та використовувати її для раннього виявлення патологічних змін. Саме тому

реографія є перспективною основою для створення комп'ютерних систем автоматизованої діагностики периферійної гемодинаміки.

1.4 Методи цифрової обробки реографічних сигналів

Сучасні реографічні системи базуються на використанні цифрових технологій реєстрації та аналізу біомедичних сигналів. Перехід від аналогових методів обробки до цифрових дозволив значно підвищити точність вимірювань, автоматизувати процес аналізу та забезпечити можливість зберігання і подальшого опрацювання результатів досліджень.

Реографічний сигнал є складним часовим процесом, який містить корисну інформацію про стан периферійного кровообігу, але водночас піддається впливу різноманітних завад. До основних джерел спотворення сигналу належать електромагнітні наведення мережі живлення, рухові артефакти, дихальні коливання, нестабільність контакту електродів та шум електронних компонентів вимірювальної апаратури.

Тому перед проведенням діагностичного аналізу реографічні сигнали потребують цифрової обробки, яка включає попередню фільтрацію, виділення характерних точок, обчислення діагностичних параметрів та автоматизовану інтерпретацію отриманих результатів.

1.4.1. Попередня обробка та фільтрація сигналів

Першим етапом цифрової обробки є попередня підготовка реографічного сигналу до подальшого аналізу.

Після аналого-цифрового перетворення формується дискретний часовий ряд:

$$x[n], n=0,1,2,\dots,N-1$$

де: $x[n]$ – значення реографічного сигналу; (N) – кількість відліків сигналу.

Основною метою попередньої обробки є усунення шумів та артефактів, які можуть впливати на точність визначення параметрів гемодинаміки.

До основних видів завад належать:

- високочастотний шум електронних компонентів;
- наведення мережі живлення частотою 50 Гц;
- рухові артефакти;
- низькочастотний дрейф базової лінії;
- дихальні коливання.

Для усунення зазначених спотворень використовують цифрові фільтри.

Найчастіше застосовуються:

1) Низькочастотні фільтри (Low-Pass Filter). Призначені для придушення високочастотних шумів та збереження корисної складової реографічного сигналу.

Типова гранична частота зрізу становить:

$$f_c = 15\text{--}20 \text{ Гц}$$

оскільки основна енергія реографічного сигналу зосереджена в низькочастотній області спектра.

2) Смугові фільтри (Band-Pass Filter). Дозволяють одночасно усунути низькочастотний дрейф та високочастотні шуми.

Типовий діапазон пропускання:

$$0,1 \text{ Гц} \leq f \leq 20 \text{ Гц}$$

3) Режекторні фільтри (Notch Filter). Застосовуються для придушення мережевої завади $f = 50 \text{ Гц}$.

У Matlab для реалізації цифрової фільтрації можуть використовуватися функції: `butter()`; `filter()`; `filtfilt()`; `designfilt()`

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		29

Особливо ефективною є функція `filtfilt()`, яка забезпечує двосторонню фільтрацію та не викликає фазових спотворень сигналу.

Після виконання фільтрації сигнал стає більш гладким, зменшується рівень шумів, а характерні точки реограми набувають чіткіших контурів.

1.4.2. Виділення характерних точок реограми

Наступним етапом обробки є автоматичне визначення характерних точок реографічного сигналу.

До основних точок належать: початок хвилі, систолічний максимум, інцизура, дикротичний зубець, кінець серцевого циклу.

Ручне визначення цих точок є трудомістким та залежить від досвіду оператора. Тому в сучасних комп'ютерних системах використовуються алгоритми автоматичної детекції.

Для пошуку локальних максимумів та мінімумів застосовуються методи аналізу похідних.

Перша похідна сигналу визначається як:

$$x'(n) = x(n) - x(n-1)$$

Зміна знака першої похідної дозволяє знаходити локальні екстремуми сигналу.

Систолічний максимум визначається як найбільше значення реографічної хвилі:

$$A_s = \max(x[n])$$

У Matlab пошук максимумів реалізується функцією:

`findpeaks()`

Для підвищення точності детекції використовуються параметри:

MinPeakHeight

MinPeakDistance

MinPeakProminence

Інцизура визначається як локальний мінімум після основного піку.

Дикротичний зубець виявляється як наступний локальний максимум після інцизури.

Для складних сигналів можуть застосовуватися: друга похідна сигналу, хвильовий аналіз, кореляційні методи, адаптивні алгоритми пошуку екстремумів.

Автоматичне визначення характерних точок є ключовим етапом комп'ютерного аналізу, оскільки від його точності залежить правильність обчислення всіх подальших діагностичних показників.

1.4.3. Розрахунок часових та амплітудних параметрів

Після визначення характерних точок виконується обчислення параметрів реографічної хвилі.

Умовно всі параметри поділяються на часові, амплітудні та індексні.

Часові параметри

До часових характеристик належать:

Тривалість анакрати

$$T_a = t_C - t_A,$$

де: T_a – тривалість анакрати (висхідної частини реографічної хвилі), с; t_A – момент початку реографічної хвилі, с; t_C – момент досягнення систолічного максимуму, с.

Показник характеризує швидкість артеріального кровонаповнення.

Тривалість катакрати

$$T_k = t_H - t_C$$

де: T_k – тривалість катакрати (спадної частини реографічної хвилі), с; t_C – момент досягнення систолічного максимуму, с; t_H – момент завершення реографічної хвилі (кінець серцевого циклу), с.

Показник відображає особливості венозного відтоку та еластичність судин.

Тривалість серцевого циклу

$$T = t_{A(i+1)} - t_{A(i)},$$

де: T – тривалість серцевого циклу, с; $t_{A(i)}$ – момент початку i -го серцевого циклу; $t_{A(i+1)}$ – момент початку наступного $(i + 1)$ -го серцевого циклу.

Амплітудні параметри

Основними амплітудними характеристиками є:

Амплітуда систолічної хвилі

$$A_s = x_C - x_A,$$

Амплітуда дикротичного зубця

$$A_d = x_G - x_A$$

Амплітудні показники безпосередньо пов'язані з рівнем кровонаповнення судин.

Індексні параметри

На основі часових та амплітудних характеристик розраховуються діагностичні індекси.

1) Реографічний індекс:

$$RI = \frac{A_s}{Z_0},$$

де: RI – реографічний індекс; A_s – амплітуда систолічної хвилі реограми; Z_0 – базовий (початковий) електричний опір досліджуваної ділянки тканин.

Реографічний індекс характеризує інтенсивність артеріального кровонаповнення досліджуваної ділянки та є одним із найбільш інформативних показників реографічного дослідження. Значення реографічного індексу прямо пропорційне об'єму крові, що надходить до судин під час систоли. Зменшення RI може свідчити про недостатність артеріального кровотоку, стеноз судин або порушення мікроциркуляції.

2) Індекс еластичності:

$$IE = \frac{T_a}{T_{ac}} \cdot 100\%,$$

де: IE – індекс еластичності судин; T_a – тривалість анакроти (висхідної частини реографічної хвилі), с; T_{ac} – тривалість серцевого циклу, с.

Індекс еластичності характеризує пружно-еластичні властивості артеріальної стінки та швидкість поширення пульсової хвилі. Чим вищою є еластичність судин, тим швидше відбувається артеріальне кровонаповнення і тим меншим є відношення тривалості анакроти до тривалості серцевого циклу. Зниження індексу еластичності може свідчити про розвиток атеросклеротичних змін, підвищення жорсткості судинної стінки або вікові зміни артеріального русла.

3) Індекс периферійного опору:

$$IPO = \frac{T_k}{T} \cdot 100\%,$$

де: IPO – індекс периферичного опору; T_k – тривалість катакрити (спадної частини реографічної хвилі), с; T – тривалість серцевого циклу, с.

Індекс периферичного опору характеризує стан периферичного судинного русла та відображає ступінь опору кровотоку в дрібних артеріях і артеріолах. Показник визначається відношенням тривалості катакрити до тривалості серцевого циклу. Збільшення індексу периферичного опору може свідчити про підвищення тонуусу судин, вазоспазм або збільшення периферичного судинного опору, тоді як його зниження вказує на вазодилатацію та покращення кровопостачання тканин.

Індекс венозного відтоку:

$$IVV = \frac{A_d}{A_s} \cdot 100\%,$$

де: IVV – індекс венозного відтоку; A_d – амплітуда дикротичного зубця; A_s – амплітуда систолічної хвилі.

Індекс венозного відтоку характеризує ефективність відтоку крові через венозну систему та визначається відношенням амплітуди дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі. Даний показник дозволяє оцінити особливості венозного кровообігу та стан периферичної гемодинаміки. Підвищення значення індексу може свідчити про утруднення венозного відтоку, венозний застій або порушення тонуусу венозних судин.

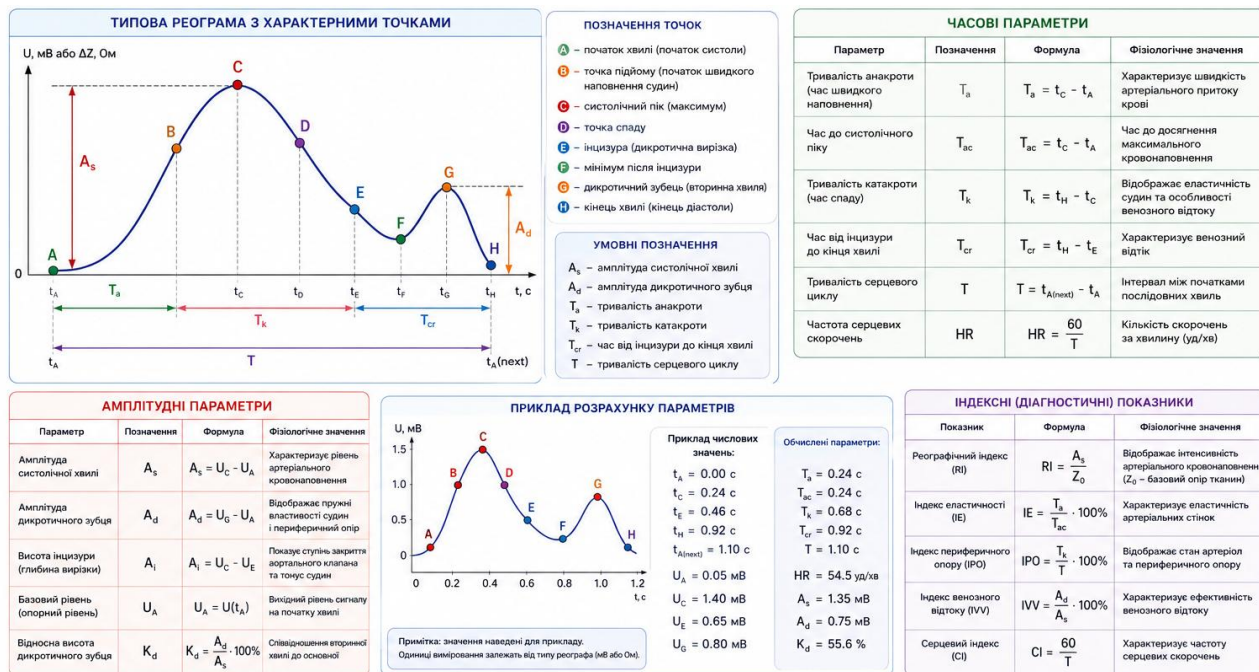


Рисунок 1.11 – Розрахунок часових та амплітудних параметрів реограми

Розраховані параметри використовуються для оцінювання функціонального стану судинної системи.

1.4.4. Автоматизація аналізу реографічних даних

Сучасні комп'ютерні технології дозволяють повністю автоматизувати процес аналізу реографічних сигналів.

Автоматизована система обробки виконує такі функції:

- завантаження даних із файлів;
- попередню фільтрацію сигналів;
- автоматичне визначення характерних точок;
- розрахунок діагностичних параметрів;
- формування висновків;
- візуалізацію результатів.

Загальний алгоритм роботи системи можна представити у вигляді послідовності:

1. Зчитування сигналу.
2. Усунення шумів та артефактів.

3. Нормалізація сигналу.
4. Пошук максимумів та мінімумів.
5. Виділення характерних точок.
6. Обчислення параметрів.
7. Формування таблиці результатів.
8. Відображення реограми та діагностичних показників.

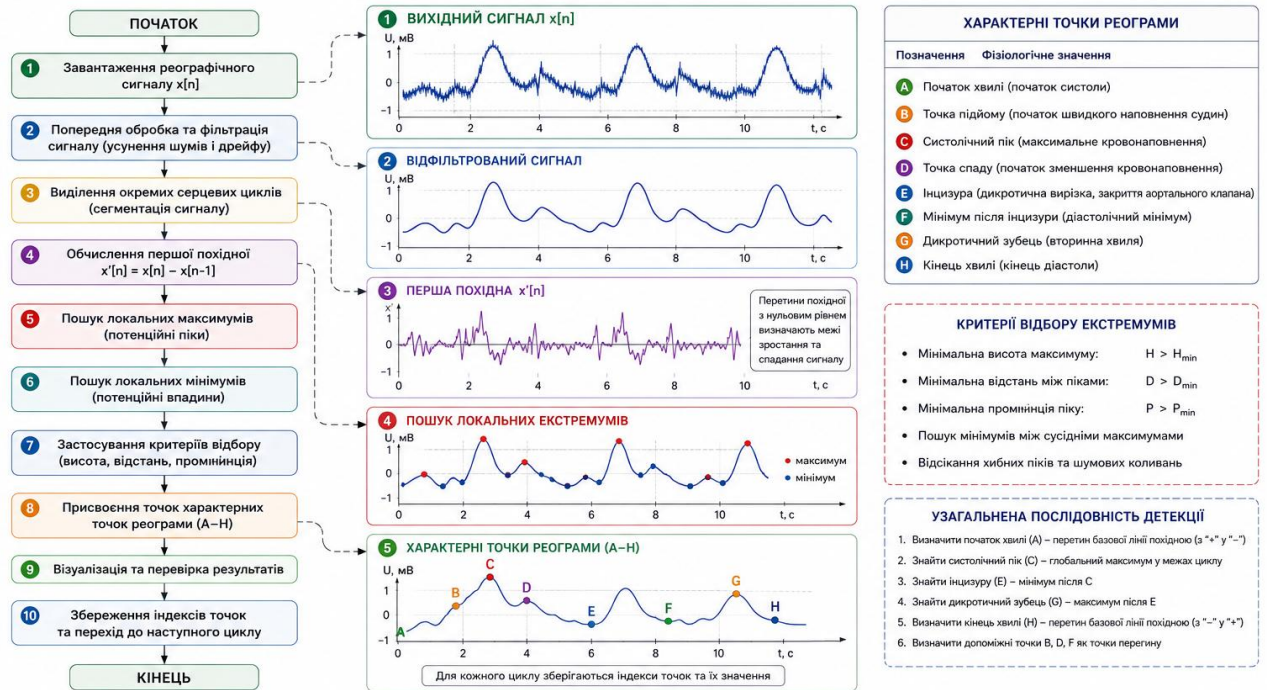


Рисунок 1.12 – Алгоритм автоматичного виділення характерних точок реограми

Для реалізації автоматизованого аналізу в середовищі Matlab можуть використовуватися такі інструменти:

- Signal Processing Toolbox;
- Wavelet Toolbox;
- Statistics and Machine Learning Toolbox;
- App Designer.

Особливе значення має використання Matlab App Designer, який дозволяє створювати графічний інтерфейс користувача для завантаження

сигналів, керування параметрами обробки та візуалізації результатів дослідження.

Автоматизація аналізу реографічних даних забезпечує підвищення точності вимірювань, скорочення часу обробки інформації та зменшення впливу людського фактора. Це створює передумови для розроблення сучасних комп'ютерних реографічних систем, здатних здійснювати об'єктивну оцінку стану периферійного кровообігу та підтримувати процес прийняття діагностичних рішень.

Таким чином, цифрова обробка реографічних сигналів є необхідним етапом функціонування сучасних реографічних систем. Використання методів цифрової фільтрації, автоматичного виділення характерних точок та розрахунку діагностичних параметрів забезпечує високу інформативність дослідження та створює основу для реалізації програмного забезпечення автоматизованого аналізу реограм у середовищі Matlab.

1.5 Висновки до розділу 1

У першому розділі проведено аналіз фізіологічних особливостей периферійного кровообігу та його діагностичного значення. Показано, що периферійна гемодинаміка є важливим показником функціонального стану серцево-судинної системи, оскільки вона визначає рівень кровопостачання тканин, стан мікроциркуляції, судинний тонус, еластичність судинної стінки та ефективність венозного відтоку.

Розглянуто сучасні методи дослідження периферійної гемодинаміки, зокрема ультразвукову діагностику, фотоплетизмографію та реографію. Встановлено, що ультразвукові методи забезпечують високу інформативність і можливість візуалізації судин, проте потребують дорогого обладнання та кваліфікованого персоналу. Фотоплетизмографія є простою та доступною, але має обмежену діагностичну інформативність і високу чутливість до зовнішніх

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		37

факторів. Реографія, у свою чергу, є неінвазивним, безпечним та відносно простим методом, який добре піддається автоматизації.

Проаналізовано фізичні основи формування реографічного сигналу, будову типової реограми та її основні характерні точки: анакrotу, систолічний пік, катакrotу, інцизуру та дикротичний зубець. Визначено, що аналіз форми реограми дозволяє оцінити артеріальне кровонаповнення, еластичність судин, периферійний судинний опір та стан венозного відтоку.

Розглянуто основні діагностичні показники реографії, зокрема реографічний індекс, індекс еластичності, індекс периферичного опору та індекс венозного відтоку. Показано, що їх автоматизований розрахунок є важливою умовою підвищення об'єктивності реографічного дослідження.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		38

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБЛЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ РЕОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ

2.1 Опис роботи програми обробки диференціального реографічного сигналу

Розроблена програма призначена для комп'ютерної обробки сигналу диференціальної реографії, поданого у форматі WAV. Програма реалізована в середовищі Matlab R2015b та має графічний інтерфейс користувача, що забезпечує завантаження сигналу, його попередню обробку, спектральний аналіз, відновлення реографічної кривої та розрахунок основних діагностичних показників.

Після запуску програми відкривається головне вікно графічного інтерфейсу (рис. 2.1), яке містить кнопки керування, області побудови графіків та таблицю для відображення результатів розрахунків. Користувач має можливість завантажити файл сигналу у форматі WAV, після чого програма автоматично визначає частоту дискретизації сигналу та будує його графік у часовій області.

Завантаження сигналу. Для зчитування WAV-файлу використовується функція Matlab:

```
audioread()
```

У результаті виконання цієї функції програма отримує два основні параметри:

- x – масив відліків сигналу;
- fs – частота дискретизації сигналу, Гц.

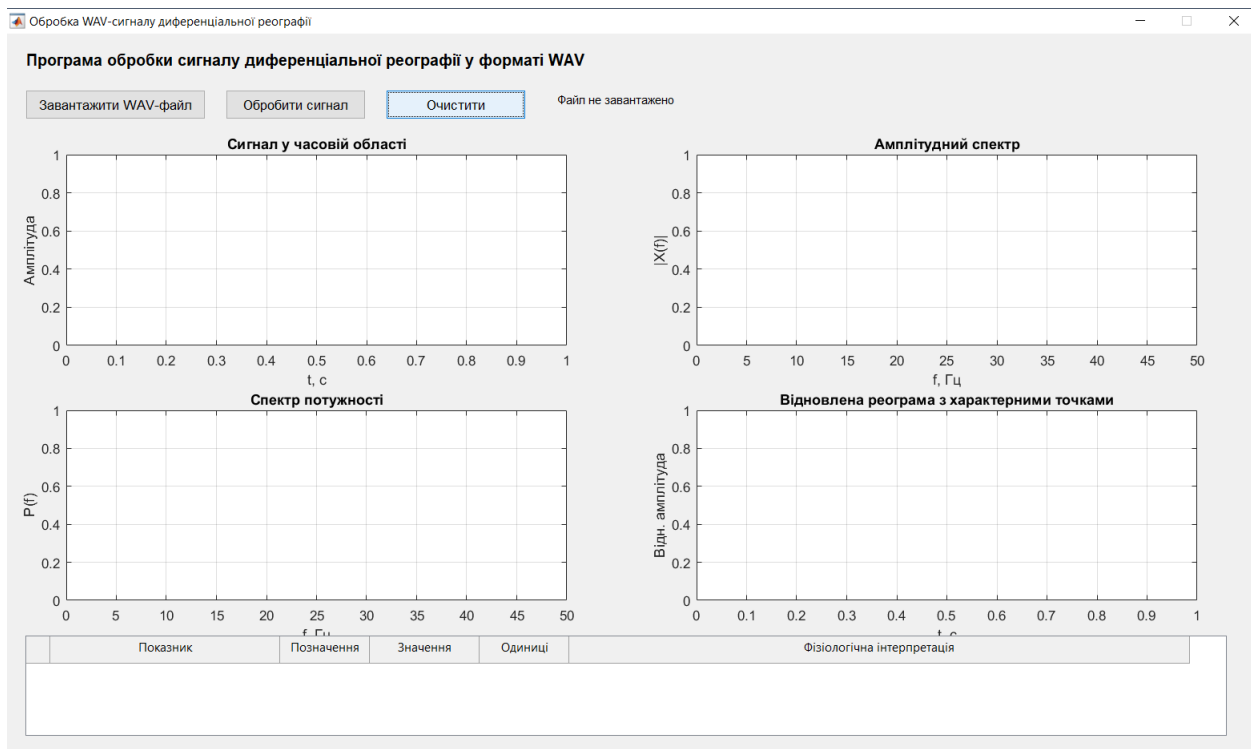


Рисунок 2.1 – Головне вікно програми

Якщо WAV-файл містить два канали, програма використовує перший канал сигналу. Після цього формується часовий вектор:

$$t = n/fs,$$

де: n – номер відліку сигналу; fs – частота дискретизації, Гц.

У розгорнутому вигляді:

$$t(n) = n/fs, n = 0, 1, 2, \dots, N - 1,$$

де N – загальна кількість відліків сигналу.

Попередня обробка сигналу. На першому етапі виконується усунення постійної складової сигналу. Це необхідно для центрування сигналу відносно нульового рівня:

$$x_0(n) = x(n) - \text{mean}(x),$$

де $x(n)$ – початковий сигнал; $\text{mean}(x)$ – середнє значення сигналу; $x_0(n)$ – сигнал без постійної складової.

Після цього виконується нормалізація сигналу за максимальною амплітудою:

$$x_n(n) = x_0(n) / \max(|x_0(n)|),$$

де $x_n(n)$ – нормалізований сигнал.

Нормалізація дозволяє привести сигнал до відносних одиниць і забезпечує коректну роботу алгоритмів пошуку характерних точок.

Цифрова фільтрація. Для виділення корисної складової реографічного сигналу використовується смуговий цифровий фільтр Баттерворта четвертого порядку. У програмі задано смугу пропускання:

$$f_1 = 0,1 \text{ Гц},$$

$$f_2 = 20 \text{ Гц}.$$

Цей діапазон дозволяє усунути низькочастотний дрейф базової лінії та високочастотні шуми.

Передавальна функція цифрового фільтра в загальному вигляді може бути записана як:

$$H(z) = B(z) / A(z),$$

де $B(z)$ – чисельник передавальної функції фільтра; $A(z)$ – знаменник передавальної функції фільтра.

У Matlab коефіцієнти фільтра визначаються командою:

$$[b, a] = \text{butter}(4, [f_1 f_2] / (fs / 2), 'bandpass');$$

Фільтрація виконується функцією:

$$\text{filtfilt}(b, a, x)$$

Ця функція здійснює двосторонню фільтрацію сигналу, завдяки чому не виникає фазового зсуву. Це важливо для правильного визначення положення систолічних піків, інцизури та дикротичного зубця.

Відновлення реограми з диференціального сигналу Оскільки на вхід програми подається сигнал диференціальної реографії, для отримання умовної реографічної кривої виконується чисельне інтегрування сигналу.

Диференціальний сигнал можна подати як похідну від реограми:

$$x_d(t) = dR(t) / dt,$$

де $x_d(t)$ – диференціальний реографічний сигнал; $R(t)$ – реографічна крива.

Тоді реограма може бути відновлена шляхом інтегрування:

$$R(t) = \int x_d(t) dt.$$

У дискретній формі це записується так:

$$R(n) = (1 / fs) \cdot \sum x_d(k), k = 1 \dots n,$$

або:

$$R(n) = R(n - 1) + x_d(n) / fs.$$

У програмі це реалізовано командою:

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		42

$$\text{rheo} = \text{cumsum}(xf) / fs;$$

де xf – відфільтрований диференціальний сигнал; rheo – відновлена реограма.

Після інтегрування реограма також центрується та нормалізується:

$$R_n(n) = R(n) / \max(|R(n)|).$$

Побудова сигналу в часовій області

Програма будує два основні часові графіки:

1. відфільтрований диференціальний реографічний сигнал;
2. відновлену реограму з позначеними систолічними піками.

Графік у часовій області дозволяє візуально оцінити форму сигналу, регулярність пульсових хвиль, наявність шумів та артефактів.

Спектральний аналіз сигналу.

Для аналізу частотного складу сигналу використовується швидке перетворення Фур'є.

Дискретне перетворення Фур'є визначається виразом:

$$X(k) = \sum x(n) e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}$$

де $x(n)$ – дискретний сигнал; $X(k)$ – комплексний спектр сигналу; N – кількість відліків; k – номер частотної складової.

Амплітудний спектр обчислюється за формулою:

$$A(k) = \frac{2|X(k)|}{N}$$

Частотна вісь визначається як:

$$f(k) = k \cdot f_s / N.$$

Амплітудний спектр дозволяє визначити, які частоти переважають у реографічному сигналі.

Для побудови спектра потужності у програмі використовується метод Велча. Спектральна густина потужності в загальному вигляді визначається як:

$$P(k) = |X(k)|^2 / N.$$

Метод Велча передбачає поділ сигналу на вікна, обчислення спектра для кожного вікна та усереднення отриманих спектрів. Це дозволяє зменшити вплив випадкових шумів і отримати більш стабільну оцінку спектра потужності.

У програмі спектр потужності обчислюється командою:

```
[Pxx, Fp] = pwelch(xf, window, noverlap, nfft, fs);
```

де Pxx – спектральна густина потужності; Fp – частотна вісь; window – віконна функція; noverlap – перекриття між вікнами; nfft – кількість точок перетворення Фур'є.

Виділення характерних точок реограми.

Після відновлення реограми програма виконує автоматичний пошук систолічних піків. Систолічний пік відповідає максимальному кровонаповненню досліджуваної ділянки протягом одного серцевого циклу.

Пошук піків здійснюється функцією:

```
findpeaks()
```

Для зменшення ймовірності хибного визначення піків використовується параметр мінімальної відстані між сусідніми піками:

$$D_{\min} = 0,35 \cdot f_s,$$

де D_{\min} – мінімальна кількість відліків між піками; f_s – частота дискретизації.

Це обмеження враховує фізіологічну тривалість серцевого циклу та запобігає виявленню шумових коливань як окремих пульсових хвиль.

Для кожного серцевого циклу програма визначає:

- систолічний максимум;
- базовий рівень циклу;
- амплітуду систолічної хвилі;
- дикротичний зубець;
- тривалість серцевого циклу;
- час досягнення систолічного максимуму;
- тривалість спадної частини реограми.

Розрахунок діагностичних показників.

Основні діагностичні показники розраховуються за часовими та амплітудними характеристиками відновленої реограми.

1. Тривалість серцевого циклу

Тривалість серцевого циклу визначається як середня відстань між сусідніми систолічними піками:

$$T = \text{mean}((t_{i+1} - t_i)),$$

або в дискретній формі:

$$T = \text{mean}((n_{i+1} - n_i) / f_s),$$

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		45

де n_i та n_{i+1} – номери відліків сусідніх систолічних піків.

2. Частота серцевих скорочень

Частота серцевих скорочень визначається за формулою:

$$HR = 60 / T,$$

де HR – частота серцевих скорочень, уд/хв;

T – середня тривалість серцевого циклу, с.

3. Амплітуда систолічної хвилі

Амплітуда систолічної хвилі визначається як різниця між систолічним максимумом і базовим рівнем циклу:

$$As = R_{max} - R_{min},$$

де As – амплітуда систолічної хвилі; R_{max} – максимальне значення реограми в межах циклу; R_{min} – мінімальне значення реограми в межах циклу.

Цей показник характеризує інтенсивність артеріального кровонаповнення.

4. Амплітуда дикротичного зубця

Амплітуда дикротичного зубця визначається як різниця між амплітудою дикротичного максимуму та базовим рівнем циклу:

$$Ad = Rd - R_{min},$$

де Ad – амплітуда дикротичного зубця; Rd – значення реограми в точці дикротичного зубця; R_{min} – базовий рівень циклу.

Дикротичний зубець пов'язаний із пружними властивостями судинної стінки та відбиттям пульсової хвилі.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		46

5. Реографічний індекс

У програмі реографічний індекс визначається у відносних одиницях як середня амплітуда систолічної хвилі:

$$RI = \text{mean}(A_s).$$

У класичному вигляді, за наявності базового електричного опору тканин Z_0 , реографічний індекс може визначатися як:

$$RI = A_s / Z_0,$$

де Z_0 – базовий електричний опір тканин; A_s – амплітуда систолічної хвилі.

Оскільки WAV-сигнал не містить інформації про абсолютний опір тканин, у програмі використовується нормований реографічний індекс у відносних одиницях.

6. Час до систолічного піку

Час до систолічного піку визначається як інтервал від початку циклу до моменту досягнення максимуму:

$$T_a = t_{\text{max}} - t_{\text{поч}},$$

де T_a – час висхідної частини реограми; t_{max} – момент досягнення систолічного максимуму; $t_{\text{поч}}$ – початок серцевого циклу.

У дискретній формі:

$$T_a = n_{\text{max}} / f_s.$$

Цей показник характеризує швидкість артеріального наповнення судин.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		47

7. Тривалість катакрати

Тривалість катакрати визначається як час від систолічного максимуму до кінця серцевого циклу:

$$T_k = T - T_a,$$

де T_k – тривалість спадної частини реограми; T – тривалість серцевого циклу; T_a – час до систолічного піку.

Катакрота відображає процес зменшення кровонаповнення та особливості венозного відтоку.

8. Індекс еластичності

Індекс еластичності у програмі визначається як відносна тривалість висхідної частини реограми:

$$IE = (T_a / T) \cdot 100\%,$$

де IE – індекс еластичності; T_a – час до систолічного піку; T – тривалість серцевого циклу.

Цей показник характеризує швидкість наростання пульсової хвилі та опосередковано відображає еластичні властивості артеріальної стінки.

9. Індекс периферичного опору

Індекс периферичного опору визначається як відносна тривалість спадної частини реографічної хвилі:

$$IPO = (T_k / T) \cdot 100\%,$$

де IPO – індекс периферичного опору; T_k – тривалість катакрати; T – тривалість серцевого циклу.

Збільшення цього показника може свідчити про підвищення периферичного судинного опору.

10. Індекс венозного відтоку

Індекс венозного відтоку визначається як відношення амплітуди дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі:

$$IVV = (Ad / As) \cdot 100\%,$$

де IVV – індекс венозного відтоку; Ad – амплітуда дикротичного зубця; As – амплітуда систолічної хвилі.

Цей показник характеризує особливості венозного відтоку та форму спадної частини реограми.

11. Домінантна частота спектра

Домінантна частота визначається як частота, на якій спектр потужності має максимальне значення:

$$F_{dom} = F_p(k_{max}),$$

де: $k_{max} = \arg \max(P_{xx}(k))$, $P_{xx}(k)$ – спектр потужності; $F_p(k)$ – частотна вісь.

Домінантна частота відповідає основній періодичній складовій сигналу.

Відображення результатів

Після завершення обробки програма відображає результати у вигляді таблиці. У таблиці наведено назву показника, його позначення, числове значення, одиниці вимірювання та фізіологічну інтерпретацію.

Програма також будує чотири графіки:

1. сигнал у часовій області;
2. амплітудний спектр;
3. спектр потужності;
4. відновлену реограму з позначеними характерними точками.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		49

Таким чином, розроблена програма забезпечує повний цикл комп'ютерної обробки диференціального реографічного сигналу: від завантаження WAV-файлу до автоматичного розрахунку діагностичних показників. Використання графічного інтерфейсу спрощує роботу користувача, а реалізація алгоритмів у Matlab дозволяє ефективно виконувати фільтрацію, спектральний аналіз, пошук характерних точок та кількісну оцінку параметрів периферичного кровообігу.

2.2 Алгоритм роботи програми

Дальше було проаналізовано алгоритм роботи цієї програми. Його дроб-схема наведена на рис. 2.2.

Поблоковий опис алгоритму роботи програми

Алгоритм роботи програми обробки диференціального реографічного сигналу складається з послідовних етапів, які забезпечують завантаження сигналу, його попередню обробку, аналіз у часовій та частотній областях, відновлення реограми та розрахунок діагностичних показників.

Блок 1. Початок

У цьому блоці відбувається запуск програми. Після запуску відкривається графічний інтерфейс користувача, створений засобами Matlab. У вікні програми розміщені кнопки керування, області для побудови графіків та таблиця для виведення результатів розрахунків.

Основне призначення блоку – ініціалізація змінних, підготовка графічного інтерфейсу та перехід до очікування дій користувача.

Блок 2. Завантаження WAV-файлу сигналу диференціальної реографії

На цьому етапі користувач натискає кнопку завантаження файлу та вибирає WAV-файл із сигналом диференціальної реографії. Програма відкриває стандартне діалогове вікно вибору файлу.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		50

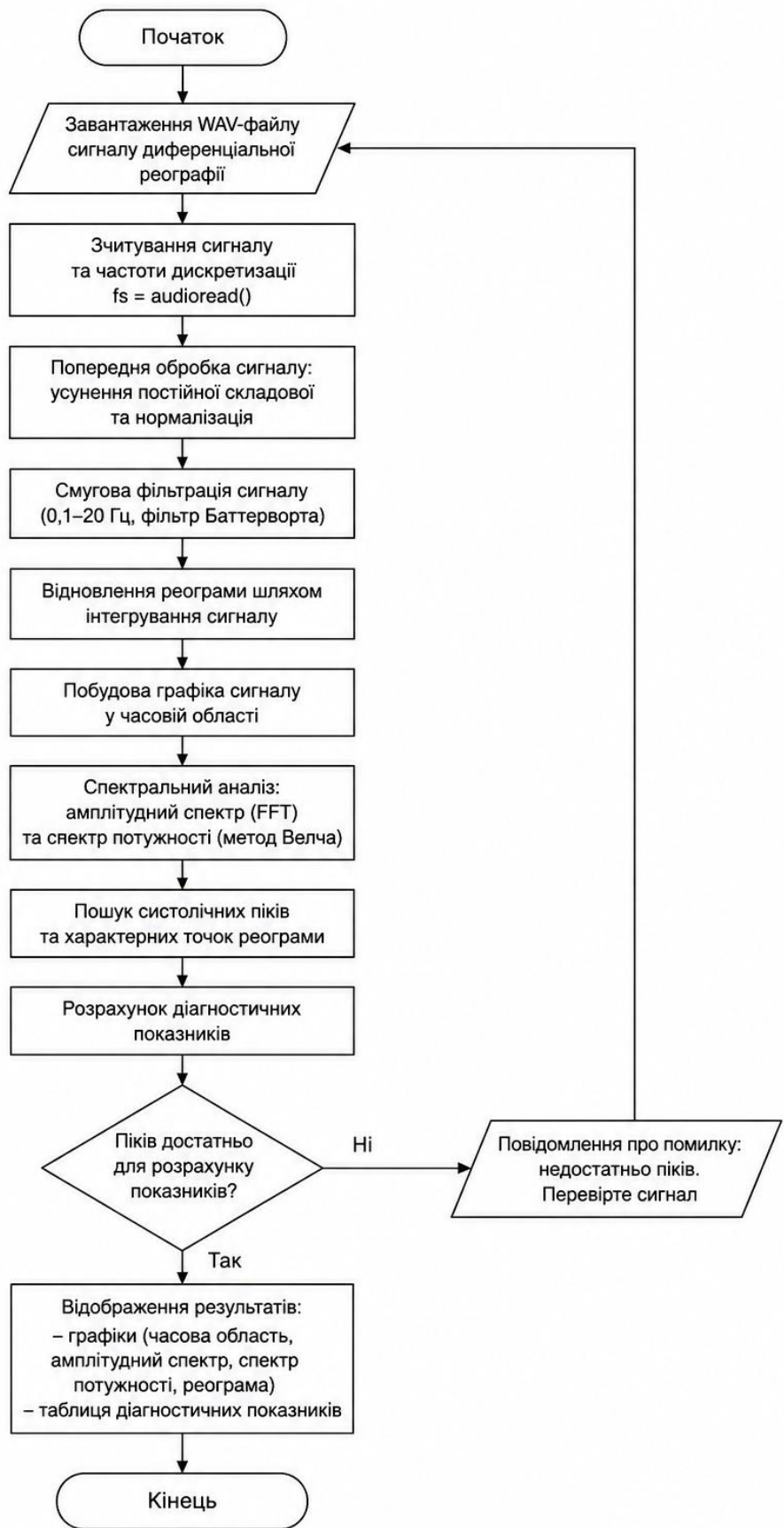


Рисунок 2.2 – Блок-схема алгоритму роботи програми

Формат WAV використовується як контейнер для зберігання дискретного сигналу. Перевагою цього формату є те, що він містить не лише значення сигналу, але й частоту дискретизації, необхідну для правильного формування часової осі та подальшого аналізу.

Блок 3. Зчитування сигналу та частоти дискретизації

Після вибору файлу програма зчитує сигнал.

Якщо файл містить два канали, програма використовує перший канал. Це дозволяє працювати як з монофонічними, так і зі стереофонічними WAV-файлами.

Блок 4. Попередня обробка сигналу

Попередня обробка необхідна для підготовки сигналу до подальшого аналізу. На цьому етапі виконується усунення постійної складової та нормалізація сигналу.

Блок 5. Смугова фільтрація сигналу

На цьому етапі сигнал проходить цифрову фільтрацію. Для цього використовується смуговий фільтр Баттерворта четвертого порядку з частотним діапазоном 0,1–20 Гц.

Фільтрація дозволяє усунути: низькочастотний дрейф базової лінії; високочастотні шуми; частину випадкових артефактів.

Блок 6. Відновлення реограми шляхом інтегрування сигналу

Оскільки на вхід подається диференціальний реографічний сигнал, для отримання реограми необхідно виконати інтегрування.

Блок 7. Побудова графіка сигналу у часовій області

Після попередньої обробки програма будує графік сигналу у часовій області. Цей графік дозволяє візуально оцінити форму реографічного сигналу, регулярність пульсових хвиль, наявність шумів та артефактів.

На графіку відображається відфільтрований сигнал, що є основою для подальшого спектрального аналізу та виділення характерних точок.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		52

Блок 8. Спектральний аналіз сигналу

На цьому етапі виконується аналіз сигналу в частотній області. Програма будує амплітудний спектр та спектр потужності.

Спектр потужності розраховується методом Велча.

Спектральний аналіз використовується для оцінювання основної частотної складової сигналу та виявлення шумових компонентів.

Блок 9. Пошук систолічних піків та характерних точок реограми

Після відновлення реограми програма виконує автоматичний пошук систолічних піків. Систолічні піки відповідають моментам максимального кровонаповнення судин у межах кожного серцевого циклу.

Крім систолічних піків, у межах кожного циклу програма визначає мінімальне значення сигналу, амплітуду хвилі та умовний дикротичний зубець.

Блок 10. Розрахунок діагностичних показників

На основі знайдених характерних точок програма розраховує основні діагностичні показники реограми.

До них належать:

- тривалість серцевого циклу;
- частота серцевих скорочень;
- амплітуда систолічної хвилі;
- амплітуда дикротичного зубця;
- реографічний індекс;
- час до систолічного піку;
- тривалість катакрати;
- індекс еластичності;
- індекс периферичного опору;
- індекс венозного відтоку;
- домінантна частота спектра.

Розрахунок виконується для кожного серцевого циклу, після чого визначаються середні значення показників для всього сигналу. Такий підхід дозволяє зменшити вплив випадкових коливань окремих циклів.

Блок 11. Перевірка достатності піків

Після пошуку піків програма перевіряє, чи достатньо їх для розрахунку діагностичних показників. Для коректного обчислення тривалості серцевого циклу необхідно мати щонайменше два систолічні піки.

Якщо кількість піків недостатня, програма виводить повідомлення про помилку та пропонує перевірити сигнал. Причинами недостатньої кількості піків можуть бути:

- занадто короткий запис;
- низька амплітуда сигналу;
- високий рівень шумів;
- інвертований сигнал;
- невідповідний файл.

Якщо піків достатньо, програма переходить до відображення результатів.

Блок 12. Відображення результатів

На завершальному етапі програма виводить результати обробки у графічному інтерфейсі.

Відображаються такі графіки: сигнал у часовій області, амплітудний спектр, спектр потужності, відновлена реограма з позначеними систолічними піками.

Також формується таблиця діагностичних показників, у якій наведено:

- назву показника;
- умовне позначення;
- числове значення;
- одиниці вимірювання;
- фізіологічну інтерпретацію.

Це дозволяє користувачу швидко оцінити стан сигналу та отримати кількісні параметри, необхідні для аналізу периферичної гемодинаміки.

Блок 13. Кінець роботи алгоритму

Після відображення результатів алгоритм завершує роботу. Користувач може проаналізувати отримані дані, очистити графіки або завантажити інший WAV-файл для повторної обробки.

2.3 Тестування розробленої програми

Для тестування розробленої програми було використано тестовий сигнал, завантажений з мережі інтернет. Його вигляд наведено на рис. 2.5.

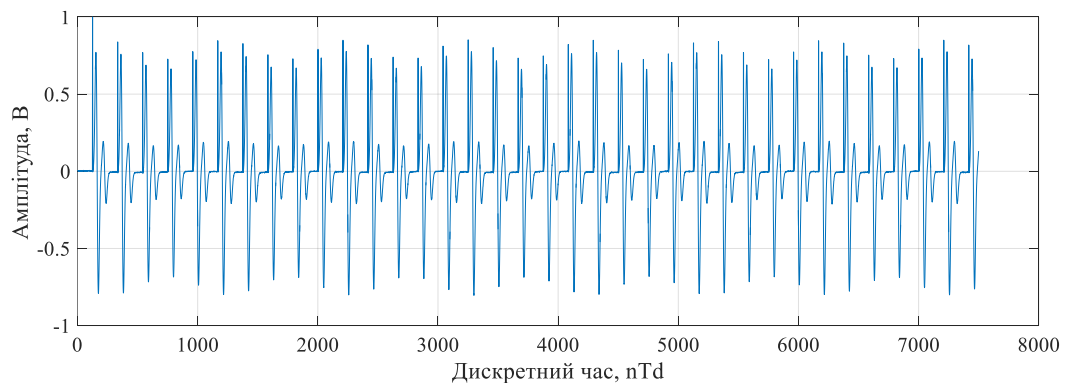


Рисунок 2.3 – Вигляд тестового реографічного сигналу

Цей сигнал було завантажено в розроблену програму, що показано на рис. 2.4.

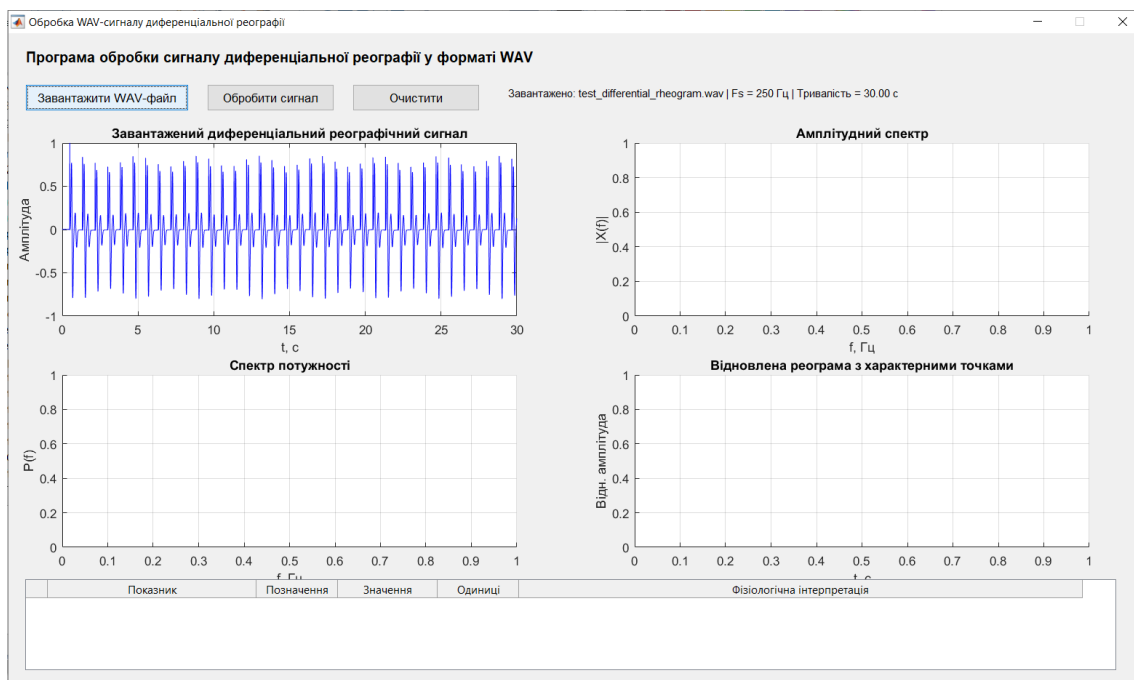


Рисунок 2.4 – Завантажений в програму тестовий сигнал

На наступному рисунку наведено результати обробки тестового сигналу розробленою програмою.

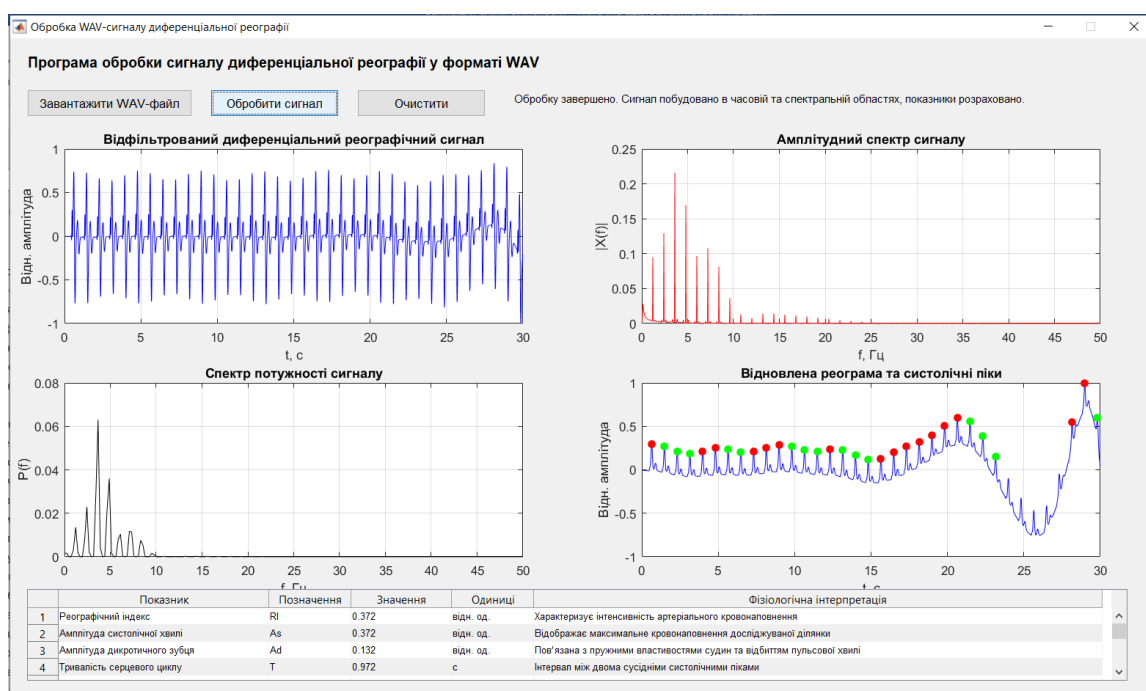


Рисунок 2.5 – Результати обробки тестового сигналу розробленою програмою

інтегрування. Це дозволяє отримати форму реограми, придатну для подальшого аналізу характерних точок та розрахунку гемодинамічних показників.

Реалізовано побудову сигналу у часовій області, амплітудного спектра та спектра потужності. Для частотного аналізу використано швидке перетворення Фур'є та метод Велча, що дозволяє оцінити основні частотні компоненти сигналу та його енергетичні характеристики.

Розроблена програма забезпечує автоматичний розрахунок основних діагностичних показників: тривалості серцевого циклу, частоти серцевих скорочень, амплітуди систолічної хвилі, амплітуди дикротичного зубця, реографічного індексу, індексу еластичності, індексу периферичного опору, індексу венозного відтоку та домінантної частоти спектра.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		58

РОЗДІЛ 3

ВИКОРИСТАННЯ СЕРЕДОВИЩА MATLAB В ЗАДАЧАХ ОБРОБКИ МЕДИЧНИХ ДАНИХ

3.1 Обробка медичних сигналів в Matlab

Сучасні медичні діагностичні системи базуються на реєстрації та аналізі різноманітних біомедичних сигналів, які містять інформацію про функціональний стан органів і систем людини. До таких сигналів належать електрокардіограма, електроенцефалограма, електроміограма, фотоплетизмограма, реограма та інші сигнали фізіологічного походження.

Особливістю медичних сигналів є їхня нестационарність, наявність випадкових шумів, артефактів руху та інших спотворень, що виникають під час реєстрації. Тому для отримання достовірної діагностичної інформації необхідне застосування сучасних методів цифрової обробки сигналів.

Одним із найбільш поширених програмних середовищ для аналізу біомедичних сигналів є Matlab. Середовище Matlab містить потужний математичний апарат, широкий набір функцій цифрової обробки сигналів та засоби розроблення графічних інтерфейсів користувача, що робить його ефективним інструментом для створення медичних інформаційно-вимірювальних систем.

Особливості медичних сигналів

Біомедичні сигнали характеризуються рядом особливостей, які необхідно враховувати під час їх обробки:

- низький рівень амплітуди корисного сигналу;
- широкий спектр частотних компонентів;
- наявність випадкових шумів;
- наявність мережеских завад;
- нестационарність характеристик сигналу;

- індивідуальні фізіологічні особливості пацієнтів.

Реографічний сигнал належить до низькочастотних біомедичних сигналів. Його спектр переважно знаходиться в діапазоні від 0,1 до 20 Гц, що дозволяє використовувати стандартні методи цифрової обробки для виділення корисної інформації.

Matlab є високорівневим середовищем програмування, яке широко використовується в біомедичній інженерії, медичній інформатиці та наукових дослідженнях.

Для обробки медичних сигналів Matlab надає такі можливості:

- імпорт даних із різних форматів файлів;
- цифрову фільтрацію сигналів;
- спектральний аналіз;
- статистичну обробку;
- виділення характерних точок сигналів;
- розрахунок діагностичних параметрів;
- побудову графіків та діаграм;
- створення графічних інтерфейсів користувача.

Особливе значення для аналізу біомедичних сигналів має пакет Signal Processing Toolbox, який містить широкий набір алгоритмів цифрової обробки.

Основними функціями, використаними в роботі, є: `audioread()`; `butter()`; `filtfilt()`; `fft()`; `findpeaks()`; `pwelch()`; `cumsum()`.

Застосування зазначених функцій дозволяє реалізувати повний цикл цифрової обробки реографічного сигналу.

У розробленій системі вхідні дані подаються у вигляді WAV-файлу, який містить сигнал диференціальної реографії.

Для зчитування файлу використовується функція:

```
[x,fs] = audioread(filename);
```

де: x – масив відліків сигналу; fs — частота дискретизації.

Після завантаження сигналу виконується усунення постійної складової.

Потім здійснюється нормалізація. Нормалізація забезпечує приведення сигналу до відносних одиниць та покращує роботу алгоритмів автоматичного аналізу.

Реографічні сигнали часто містять низькочастотний дрейф базової лінії, електромагнітні завади та випадкові шуми.

Для їх усунення використовується смуговий фільтр Баттерворта четвертого порядку.

Фільтрація сигналу виконується функцією:

$$xf = filtfilt(b,a,x);$$

Перевагою функції `filtfilt()` є відсутність фазових спотворень, що особливо важливо під час визначення часових характеристик реограми.

Відновлення реограми з диференціального сигналу. У роботі використовується сигнал диференціальної реографії, який є похідною реографічної кривої.

Для відновлення реограми необхідно виконати інтегрування. У Matlab інтегрування реалізується командою:

$$rtheo = cumsum(xf)/fs;$$

Отримана реограма використовується для подальшого визначення діагностичних параметрів.

Для аналізу частотного складу сигналу використовується швидке перетворення Фур'є.

У Matlab спектральний аналіз реалізується командою:

$$Y = fft(xf);$$

Побудова амплітудного спектра дозволяє оцінити розподіл енергії сигналу за частотами та визначити домінуючі частотні компоненти.

Для оцінки енергетичних характеристик використовується спектр потужності, який визначається методом Велча:

$$[P_{xx},F] = pwelch(xf,window,noverlap,nfft,fs);$$

Метод Велча забезпечує більш стійку оцінку спектральної густини потужності порівняно зі звичайним перетворенням Фур'є.

Одним із найважливіших етапів аналізу є визначення характерних точок реографічного сигналу.

Для цього використовується функція:

findpeaks()

За допомогою цієї функції визначаються:

- систолічні піки;
- локальні мінімуми;
- дикротичні зубці;
- межі серцевих циклів.

Автоматичне визначення характерних точок значно прискорює аналіз та зменшує вплив суб'єктивного фактора.

Однією з переваг Matlab є широкі можливості візуалізації даних.

У розробленій системі користувач отримує такі результати:

- графік сигналу в часовій області;
- амплітудний спектр;
- спектр потужності;
- відновлену реограму з позначеними характерними точками;
- таблицю діагностичних показників.

Візуальне представлення результатів спрощує інтерпретацію отриманих даних та підвищує зручність роботи користувача.

3.2 Обробка медичних зображень в Matlab

Сучасні комп'ютерні системи медичної діагностики широко використовують методи цифрової обробки медичних зображень для підвищення інформативності досліджень, автоматизації аналізу даних та покращення візуалізації результатів. До медичних зображень належать рентгенограми, ультразвукові зображення, комп'ютерні томограми, магнітно-резонансні томограми, ангіограми, термограми та інші види медичних даних.

У системах функціональної діагностики, зокрема при дослідженні периферичного кровообігу, обробка зображень використовується не лише для аналізу безпосередньо медичних знімків, але й для візуалізації результатів аналізу біомедичних сигналів. У випадку реографії графіки сигналів, спектральні характеристики, фазові портрети та карти розподілу параметрів гемодинаміки також можуть розглядатися як спеціалізовані медичні зображення, що потребують комп'ютерної обробки та візуального аналізу.

Основною метою цифрової обробки медичних зображень є покращення якості візуальної інформації та виділення діагностично значущих ознак.

Основними задачами обробки медичних зображень є:

- покращення якості зображень;
- зменшення впливу шумів;
- підвищення контрастності;
- виділення контурів об'єктів;
- сегментація анатомічних структур;
- кількісна оцінка параметрів об'єктів;
- автоматична класифікація та розпізнавання патологій;
- візуалізація результатів діагностики.

У сучасних медичних інформаційних системах цифрова обробка зображень часто поєднується з обробкою біомедичних сигналів, що дозволяє отримати більш повну діагностичну інформацію.

Одним із найбільш ефективних інструментів для роботи з медичними зображеннями є середовище Matlab. Для цих задач використовується пакет Image Processing Toolbox, який містить широкий набір алгоритмів аналізу та обробки цифрових зображень.

Основні можливості Matlab у сфері медичної візуалізації включають:

- завантаження та збереження графічних файлів;
- зміну яскравості та контрастності;
- фільтрацію шумів;
- морфологічну обробку;
- сегментацію зображень;
- аналіз контурів;
- побудову гістограм;
- тривимірну візуалізацію даних;
- автоматичне вимірювання геометричних параметрів об'єктів.

Для роботи із зображеннями Matlab використовує матричне представлення даних. Кожне зображення розглядається як матриця пікселів.

Такий підхід дозволяє ефективно застосовувати математичні методи обробки та аналізу.

У реографії основним джерелом інформації є часовий сигнал зміни електричного опору біологічних тканин. Проте для зручності аналізу результати обробки подаються у графічному вигляді.

До основних графічних представлень реографічних даних належать:

- реограма;
- диференціальна реограма;
- амплітудний спектр;
- спектр потужності;

- фазова площина;
- гістограми параметрів;
- таблиці діагностичних показників.

З точки зору комп'ютерної обробки всі зазначені представлення можуть розглядатися як цифрові зображення, які створюються програмними засобами Matlab.

У розробленій системі візуалізація виконується автоматично після завершення обробки сигналу.

Найпростішим способом представлення результатів є побудова графіка сигналу у часовій області.

У Matlab для цього використовується функція:

$$\text{plot}(t,x)$$

де: t – часовий вектор; x – сигнал реографії.

Графік дозволяє оцінити:

- форму реографічної хвилі;
- амплітуду сигналу;
- регулярність серцевих циклів;
- наявність шумів та артефактів.

Після інтегрування диференціального сигналу будується відновлена реограма з позначеними характерними точками.

Для відображення знайдених піків використовується команда:

$$\text{plot}(t(\text{locs}),\text{pks},\text{'ro'})$$

Завдяки цьому користувач може візуально контролювати правильність роботи алгоритму автоматичного аналізу.

Важливою складовою сучасних систем обробки медичних даних є графічний інтерфейс користувача.

У розробленій комп'ютерній реографічній системі графічний інтерфейс створений засобами Matlab та забезпечує:

- завантаження WAV-файлів;
- відображення сигналів;
- побудову спектральних характеристик;
- відображення характерних точок реограми;
- автоматичний розрахунок діагностичних показників;
- виведення результатів у табличній формі.

Використання графічного інтерфейсу значно підвищує зручність роботи користувача та скорочує час аналізу даних.

Хоча реографія є методом аналізу біомедичних сигналів, ефективність діагностики значною мірою залежить від якості візуального представлення результатів.

Обробка та візуалізація медичних зображень дозволяють:

- підвищити інформативність дослідження;
- спростити інтерпретацію результатів;
- забезпечити наочне представлення діагностичних параметрів;
- реалізувати автоматизований контроль якості сигналів;
- створити сучасний користувацький інтерфейс медичної системи.

Завдяки цьому лікар або дослідник отримує можливість швидко оцінювати стан периферичного кровообігу та виявляти можливі порушення гемодинаміки.

3.3 Висновки до розділу 3

У третьому розділі розглянуто можливості середовища Matlab для обробки медичних сигналів і зображень та показано їх застосування в

розробленій комп'ютерній реографічній системі. Встановлено, що Matlab є ефективним інструментом для реалізації алгоритмів цифрової фільтрації, спектрального аналізу, математичних розрахунків, побудови графіків та створення графічних інтерфейсів користувача.

Окремо розглянуто візуалізацію результатів реографічного дослідження. У програмі реалізовано побудову графіків сигналу у часовій області, амплітудного спектра, спектра потужності та відновленої реограми з позначенням характерних точок.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		67

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Заходи електробезпеки при роботі з системою

При роботі з виробом необхідно дотримуватись загальні правила техніки безпеки. Залежно від способу захисту обслуговуючого персоналу від удару електричним струмом блок живлення можна віднести до I або II класу відповідно до діючого стандарту.

Правила техніки безпеки:

- при підозрі на несправність під час підготовки блоку до роботи необхідно відключити його від мережі електроживлення (знеструмити). Несправний блок категорично забороняється експлуатувати. Підозріння на несправність виникає із-за виникнення підозрілих шумів, тріску, запахів і тому подібне.

- заземлення на труби опалювання і водопроводу не можна вважати задовільним, оскільки завжди є вірогідність, що в іншому приміщенні на цю ж трубу заземлений блок із значним витоком струму, який може поширитися на пацієнта і обслуговуючий апаратуру персонал.

- якщо одночасно використовується декілька блоків, вони повинні мати одну точку заземлення. Не можна підключати блоки до землі послідовно, в цьому випадку утворюється "петля" заземлення, по якій циркулюють струми витоку.

- заміна патронів, вилок і інших з'єднувачів повинна робитися лише фахівцями, хоча на перший погляд робота здається дуже простою.

Надання першої медичної допомоги при електроударах

Першу допомогу потерпілому від удару електричним струмом потрібно надавати максимально швидко і правильно. Необхідно, насамперед, людину, що постраждала, звільнити від струму, оскільки тривалість дії впливає на

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		68

тяжкість електротравми. Перш за все треба відключити подачу електроенергії до місця події за допомогою рубильника або вимикача. Якщо вимикача поруч немає, а напруга живлячої лінії не перевищує 1000 В (напруга в побутових електричних мережах не перевищує 220 В), то звільняють потерпілого за допомогою сухого предмету не провідного електрика: палиці, дошки, сухої частини одягу, наприклад підлоги піджака або коміра куртки. Відтягаючи потерпілого за одяг, потрібно потурбуватися про власну ізоляцію. Для цієї мети підійде сухий шарф, надітий на руку, суконна або шкіряна кепка; можна встати на гумовий автомобільний килимок або прихопити нею потерпілого; можна перерубати дроти сокирою з сухою дерев'яною рукояткою. Перурабати або перекушувати дроти необхідно поодиноці, кожну фазу окремо. При напрузі в мережі вище 1000 В слід надіти діелектричні рукавички і боти, діяти ізолюючою штангою або виробити замикання дротів накоротко, накинувши на них гнучкий дріт, що має чималий перетин, аби не перегорів при виникненні струму короткого замикання. Іншими словами, потрібне спеціальне устаткування.

У всіх випадках удару електричним струмом потрібно викликати швидку медичну допомогу. Якщо потерпілий в свідомості, але був в непритомності, або якщо знаходиться в несвідомому стані, але дихання і пульс збережені, то його треба положити, розстібнути одяг, зігріти тіло і створити спокійну обстановку довкола. Аби потерпілий не захлинувся від блювоти, голову необхідно обернути набік. Коли потерпілий приходить в свідомість, йому забороняють підійматися і ходити до приїзду швидкої медичної допомоги. Зазвичай таких потерпілих доставляють в стаціонарне відділення і декілька днів спостерігають за їх станом.

Якщо після звільнення від дії електричного струму потерпілий не дихає або дихання у нього рідке, неглибоке, і шкірні покриви поступово синіють, то необхідно провести штучне дихання. Дихання з рота в рот або з рота в ніс забезпечують вступ в легені рятованого необхідної кількості повітря,

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		69

придатного для дихання. Вдування повітря здійснюється через марлю або носову хустку. При цьому методі штучного дихання видно, чи потрапляє повітря в легені рятованого, на вдиху у нього підіймаються ребра, а видих відбувається пасивно, за рахунок природної еластичності грудної клітки.

4.2 Пожежна безпека

Пожежа - неконтрольоване горіння поза спеціальним вогнищем, яке призводить до матеріальної шкоди.

Пожежна безпека – стан об'єкта, при якому з регламентованою ймовірністю виключається можливість виникнення та розвиток пожежі і впливу на людей її небезпечних факторів, а також забезпечується захист матеріальних цінностей.

Причинами пожеж та вибухів на підприємстві є порушення правил і норм пожежної безпеки, невиконання Закону “Про пожежну безпеку”.

Небезпечними факторами пожежі і вибуху, які можуть призвести до травми, отруєння, загибелі або матеріальних збитків є відкритий вогонь, іскри, підвищена температура, токсичні продукти горіння, дим, низький вміст кисню, обвалення будинків і споруд.

За стан пожежної безпеки на підприємстві відповідають її керівники, начальники цехів, майстри та інші керівники.

На підприємствах існує два види пожежної охорони: професійна і воєнізована. Воєнізована охорона створюється на об'єктах з підвищеною небезпекою. Крім того на підприємствах для посилення пожежної охорони організуються добровільні пожежні дружини і команди, добровільні пожежні товариства і пожежно-технічні комісії з числа робітників та службовців. При Міністерстві внутрішніх справ існує управління пожежної охорони (УПО) і його органи на місцях. До складу УПО входить Державний пожежний нагляд який здійснює:

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		70

Контроль за станом пожежної безпеки

Розробляє і погоджує протипожежні норми і праила та контролює їх виконання в проектах і безпосередньо на об'єктах народного господарства

Проводить розслідування і облік пожеж

Організовує протипожежну профілактику.

Протипожежна профілактика – це комплекс організаційних і технічних заходів, які спрямовані на здійснення безпеки людей, на попередження пожеж, локалізацію їх поширення, а також створення умов для успішного гасіння пожежі.

Відповідальним керівником робіт по ліквідації пожеж і аварій на підприємстві є головний інженер. Начальник структурного підрозділу, в якому виникла пожежа, є відповідальним виконавцем робіт по її ліквідації.

Протипожежні вимоги до будинків і споруд

Виходячи з властивостей речовин і матеріалів, умов їх застосування і обробки і у відповідності із ОНТП 24-86 “Визначення категорій приміщень і будівель по вибухопожежній і пожежній небезпеці” приміщення по вибухопожежній і пожежній небезпеці діляться на п'ять категорій – А, Б, В, Г, Д.

До категорії А належать приміщення, де перебувають спалимі та легкозаймисті рідини з температурою спалаху, що не перевищує 28°C, а також речовини і матеріали здатні вибухати і горіти при взаємодії з водою, киснем або одне з одним; при утворенні вибухонебезпечних сумішей розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху 5 кПа.

До категорії Б належать приміщення, в яких є пил та волокна, легкозаймисті рідини з температурою спалаху понад 28°C та спалимі рідини в такій кількості, що можуть утворюватися вибухонебезпечні пилоповітряні та пароповітряні суміші, при займанні яких розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху 5 кПа.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		71

До категорії В належать приміщення, де перебувають спалимі та важкоспалимі рідини, тверді спалимі та важкоспалимі речовини та матеріали (в тому числі пил та волокна), а також речовини і матеріаліякі здатні при взаємодії з водою, киснем повітря та одне з одним тільки горіти (за умови, що ці приміщення не відносяться до категорії А чи Б).

До категорії Г належать приміщення, в яких є неспалимі речовини та матеріали в гарячому, розпеченому або розплавленому стані, а також спалимі гази, рідини та тверді речовини, які спалюються або утилізуються як паливо; процес їх обробки супроводжується виділенням променевої теплоти, іскор та полум'я.

До категорії Д належать приміщення, в яких є неспалимі речовини та матеріали у холодному стані.

На розвиток пожежі у приміщеннях та спорудах значно впливає здатність окремих будівельних елементів чинити опір впливу тепла, тобто їх вогнестійкість.

Вогнестійкість – здатність будівельних конструкцій чинити опір дії високої температури, утворенню наскрізних тріщин та поширенню вогню в умовах пожежі і виконувати при цьому свої звичайні експлуатаційні функції. Вогнестійкість конструкцій будівель характеризується межею вогнестійкості.

Межа вогнестійкості – це час, на протязі якого конструкція може витримати дію вогню, а потім вже починається деформація.

4.3 Висновки до розділу

В розділі «Безпека життєдіяльності, основи охорони праці» описано заходи електробезпеки при роботі з виробом, а також питання пожежної безпеки на підприємстві.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		72

ВИСНОВКИ

У роботі розглянуто актуальне завдання розроблення комп'ютерної реографічної системи діагностики периферійного кровообігу. Актуальність роботи зумовлена необхідністю раннього виявлення порушень периферійної гемодинаміки та потребою в автоматизації обробки реографічних сигналів.

У процесі виконання роботи проаналізовано фізіологічні особливості периферійного кровообігу, сучасні методи його діагностики та принципи формування реографічного сигналу. Встановлено, що реографія є перспективним методом функціональної діагностики завдяки неінвазивності, безпечності, простоті реалізації та можливості автоматизованої обробки результатів.

Досліджено будову типової реограми та основні діагностичні показники, які використовуються для оцінювання стану периферійної гемодинаміки. Показано, що аналіз часових та амплітудних характеристик реографічного сигналу дозволяє оцінити артеріальне кровонаповнення, еластичність судинної стінки, периферійний судинний опір і венозний відтік.

Розроблено алгоритм роботи комп'ютерної реографічної системи, який включає завантаження сигналу, попередню обробку, цифрову фільтрацію, відновлення реограми, спектральний аналіз, пошук характерних точок та розрахунок діагностичних показників.

Реалізовано програмне забезпечення в середовищі Matlab з графічним інтерфейсом користувача. Програма забезпечує завантаження WAV-файлів, побудову сигналу у часовій області, амплітудного спектра, спектра потужності, відновленої реограми та таблиці діагностичних показників.

Працездатність програми перевірено на тестовому сигналі диференціальної реографії. Результати показали, що розроблена система виконує основні функції автоматизованого аналізу реографічного сигналу.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		73

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Гайтон А. К., Холл Дж. Е. Медична фізіологія : підручник. Київ : Медицина, 2019. 1152 с.
2. Костюк П. Г., Зима В. Л., Магура І. С. Біофізика : підручник. Київ : Обереги, 2001. 544 с.
3. Апанасенко Г. Л. Медична валеологія. Київ : Здоров'я, 2004. 248 с.
4. Webster J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 4th ed. Hoboken : John Wiley & Sons, 2010. 736 p.
5. Bronzino J. D., Peterson D. R. The Biomedical Engineering Handbook. 4th ed. Boca Raton : CRC Press, 2015. 5430 p.
6. Rangayyan R. M. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach. 2nd ed. Hoboken : Wiley-IEEE Press, 2015. 720 p.
7. Semmlow J. L. Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB-Based Applications. 2nd ed. Boca Raton : CRC Press, 2008. 472 p.
8. Proakis J. G., Manolakis D. G. Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Applications. 4th ed. Upper Saddle River : Pearson Education, 2006. 1104 p.
9. Oppenheim A. V., Schaffer R. W. Discrete-Time Signal Processing. 3rd ed. Upper Saddle River : Pearson Education, 2010. 1120 p.
10. Cohen A. Biomedical Signal Processing. Boca Raton : CRC Press, 1986. 316 p.
11. 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.
12. Shelley K. H. Photoplethysmography: Beyond the Calculation of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate. Anesthesia & Analgesia. 2007. Vol. 105, No. 6. P. S31–S36. DOI: 10.1213/01.ane.0000269512.82836.c9.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		74

13. Elgendi M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*. 2012. Vol. 8, No. 1. P. 14–25. DOI: 10.2174/157340312801215782.

14. Kubicek W. G., Patterson R. P., Witsoe D. A. Impedance Cardiography as a Noninvasive Method of Monitoring Cardiac Function and Other Parameters of the Cardiovascular System. *Aerospace Medicine*. 1970. Vol. 41. P. 1204–1212.

15. Patterson R. P. Fundamentals of Impedance Cardiography. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 1989. Vol. 8, No. 1. P. 35–38. DOI: 10.1109/51.16353.

16. Nyboer J. *Electrical Impedance Plethysmography*. Springfield : Charles C. Thomas Publisher, 1970. 328 p.

17. The MathWorks Inc. *MATLAB Documentation*. Natick, MA, USA, 2024. URL: <https://www.mathworks.com/help/matlab/> (дата звернення: 15.06.2025).

18. The MathWorks Inc. *Signal Processing Toolbox Documentation*. Natick, MA, USA, 2024. URL: <https://www.mathworks.com/help/signal/> (дата звернення: 15.06.2025).

19. The MathWorks Inc. *Image Processing Toolbox Documentation*. Natick, MA, USA, 2024. URL: <https://www.mathworks.com/help/images/> (дата звернення: 15.06.2025).

20. The MathWorks Inc. *GUIDE and GUI Development Environment Documentation*. Natick, MA, USA, 2024. URL: https://www.mathworks.com/help/matlab/creating_guis/ (дата звернення: 15.06.2025).

21. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv (2020). The Method of Selection and Pre-processing of Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. *Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*, 23-26 September 2020, (pp.188–192). Lviv-Zbarazh, Ukraine

22. Дозорська , О. Ф., Яворська , Є. Б., Дозорський, В. Г., Дедів , Л. Є. і Дедів , І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERPIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020р. с. 56-64.

23. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8

24. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

25. Дозорський В.Г., Дедів Л.Є Математичне моделювання електроміографічних сигналів для задачі біопротезування / Матеріали ? Міжнародної науково-технічної конференції „Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій “присвячена 80-ти річчю з дня народження професора ЯІ Проця – Тернопіль, ТНТУ ім. І. Пулюя, 2019 р. – 363-364.

26. The method of selection and pre-processing of electromyographic signals for bio-controlled prosthetic of hand / Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Evhenia Yavorska // 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT). – pp. 188-191.

27. Задача біокерованого протезування кисті руки / В.Г. Дозорський, Л.Є. Дедів, А.В. Кубашок // Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Перспективи розвитку науки, освіти та суспільства в Україні та світі» - Полтава, 20 травня 2022 р.- с. 48-49.

					КРБ 163.22-008.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		76

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Текст програми опрацювання реографічних сигналів та графічного інтерфейсу

```
function RheoDifferentialWavGUI
clc;
close all;
S.x = [];
S.t = [];
S.fs = [];
fig = figure('Name','Обробка WAV-сигналу диференціальної реографії', ...
    'NumberTitle','off', ...
    'Position',[80 40 1250 720], ...
    'MenuBar','none', ...
    'Resize','off');
uicontrol('Style','text', ...
    'Position',[20 675 650 30], ...
    'String','Програма обробки сигналу диференціальної реографії у форматі
WAV', ...
    'FontSize',12, ...
    'FontWeight','bold', ...
    'HorizontalAlignment','left');
uicontrol('Style','pushbutton', ...
    'Position',[20 635 180 30], ...
    'String','Завантажити WAV-файл', ...
    'FontSize',10, ...
    'Callback',@loadSignal);
uicontrol('Style','pushbutton', ...
    'Position',[220 635 140 30], ...
    'String','Обробити сигнал', ...
    'FontSize',10, ...
    'Callback',@processSignal);
uicontrol('Style','pushbutton', ...
    'Position',[380 635 140 30], ...
    'String','Очистити', ...
    'FontSize',10, ...
    'Callback',@clearAll);
statusText = uicontrol('Style','text', ...
    'Position',[550 640 650 22], ...
```

```

    'String','Файл не завантажено', ...
    'FontSize',9, ...
    'HorizontalAlignment','left');
ax1 = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[60 410 500 190]);
title(ax1,'Сигнал у часовій області');
xlabel(ax1,'t, с');
ylabel(ax1,'Амплітуда');
grid(ax1,'on');
ax2 = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[690 410 500 190]);
title(ax2,'Амплітудний спектр');
xlabel(ax2,'f, Гц');
ylabel(ax2,'|X(f)|');
grid(ax2,'on');
ax3 = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[60 155 500 190]);
title(ax3,'Спектр потужності');
xlabel(ax3,'f, Гц');
ylabel(ax3,'P(f)');
grid(ax3,'on');
ax4 = axes('Parent',fig,'Units','pixels','Position',[690 155 500 190]);
title(ax4,'Відновлена реограма з характерними точками');
xlabel(ax4,'t, с');
ylabel(ax4,'Відн. амплітуда');
grid(ax4,'on');
paramTable = uitable('Parent',fig, ...
    'Position',[20 20 1200 100], ...
    'ColumnName',{'Показник','Позначення','Значення','Одиниці','Фізіологічна
інтерпретація'}, ...
    'ColumnWidth',{230 90 110 90 620});
guidata(fig,S);
function loadSignal(~,~)
    [file,path] = uigetfile({'*.wav','WAV files (*.wav)'}, ...
        'Виберіть WAV-файл сигналу');
    if isequal(file,0)
        return;
    end
    fullName = fullfile(path,file);
    try
        [x,fs] = audioread(fullName);
    catch
        errordlg('Не вдалося зчитати WAV-файл.','Помилка');
        return;
    end

```

```

if size(x,2) > 1
    x = x(:,1);
end
x = x(:);
t = (0:length(x)-1)/fs;
S = guidata(fig);
S.x = x;
S.t = t;
S.fs = fs;
guidata(fig,S);
axes(ax1);
cla;
plot(t,x,'b');
grid on;
title('Завантажений диференціальний реографічний сигнал');
xlabel('t, c');
ylabel('Амплітуда');
set(statusText,'String',sprintf('Завантажено: %s | Fs = %d Гц | Тривалість =
%.2f c', ...
    file,fs,t(end)));
end
function processSignal(~,~)
S = guidata(fig);
if isempty(S.x)
    errordlg('Спочатку завантажте WAV-файл сигналу.','Помилка');
    return;
end
x = S.x(:);
fs = S.fs;
t = (0:length(x)-1)/fs;
x = x - mean(x);
if max(abs(x)) ~= 0
    x = x/max(abs(x));
end
% Смугова фільтрація реографічного сигналу
f1 = 0.1;
f2 = 20;
if f2 >= fs/2
    f2 = fs/2 - 1;
end
[b,a] = butter(4,[f1 f2]/(fs/2),'bandpass');
xf = filtfilt(b,a,x);

```

```

if max(abs(xf)) ~= 0
    xf = xf/max(abs(xf));
end
% Відновлення умовної реограми з диференціального сигналу
rheo = cumsum(xf)/fs;
rheo = rheo - mean(rheo);
if max(abs(rheo)) ~= 0
    rheo = rheo/max(abs(rheo));
end
% Амплітудний спектр
N = length(xf);
Y = fft(xf);
N2 = floor(N/2);
f = (0:N2)*fs/N;
A = abs(Y(1:N2+1))*2/N;
% Спектр потужності методом Велча
winLength = min(1024,N);
window = hamming(winLength);
noverlap = floor(winLength/2);
nfft = max(1024,2^nextpow2(winLength));
[Pxx,Fp] = pwelch(xf,window,noverlap,nfft,fs);
% Побудова часової області
axes(ax1);
cla;
plot(t,xf,'b');
grid on;
title('Відфільтрований диференціальний реографічний сигнал');
xlabel('t, c');
ylabel('Відн. амплітуда');
% Побудова амплітудного спектра
axes(ax2);
cla;
plot(f,A,'r');
grid on;
title('Амплітудний спектр сигналу');
xlabel('f, Гц');
ylabel('|X(f)|');
xlim([0 min(50,fs/2)]);
% Побудова спектра потужності
axes(ax3);
cla;
plot(Fp,Pxx,'k');

```

```

grid on;
title('Спектр потужності сигналу');
xlabel('f, Гц');
ylabel('P(f)');
xlim([0 min(50,fs/2)]);
% Пошук характерних точок реограми
minDist = round(0.45*fs);
% Адаптивний пошук систолічних піків
minDist = round(0.35*fs);
thr1 = mean(rheo) + 0.2*std(rheo);
thr2 = mean(rheo) + 0.1*std(rheo);
[pks,locs] = findpeaks(rheo, ...
    'MinPeakDistance',minDist, ...
    'MinPeakHeight',thr1);
% Якщо піків мало — знижуємо поріг
if length(locs) < 2
    [pks,locs] = findpeaks(rheo, ...
        'MinPeakDistance',round(0.25*fs), ...
        'MinPeakHeight',thr2);
end
% Якщо все одно мало — шукаємо просто локальні максимуми
if length(locs) < 2
    [pks,locs] = findpeaks(rheo, ...
        'MinPeakDistance',round(0.2*fs));
end
% Якщо сигнал інвертований — шукаємо піки на -rheo
if length(locs) < 2
    [pksInv,locsInv] = findpeaks(-rheo, ...
        'MinPeakDistance',round(0.2*fs));
    if length(locsInv) >= 2
        rheo = -rheo;
        pks = -pksInv;
        locs = locsInv;
    end
end
end
axes(ax4);
cla;
plot(t,rheo,'b');
hold on;
grid on;
if ~isempty(locs)
    plot(t(locs),pks,'ro','MarkerFaceColor','r');

```

```

end
title('Відновлена реограма та систолічні піки');
xlabel('t, c');
ylabel('Відн. амплітуда');
if length(locs) < 2
    warndlg('Піків недостатньо для повного розрахунку. Перевірте якість сигналу  
або тривалість запису.', 'Попередження');
    return;
end
% Розрахунок часових параметрів
T_all = diff(locs)/fs;
T = mean(T_all);
HR = 60/T;
As_all = [];
Ad_all = [];
Ta_all = [];
Tk_all = [];
IVV_all = [];
IE_all = [];
IPO_all = [];
for i = 1:length(locs)-1
    startIdx = locs(i);
    endIdx = locs(i+1);
    cycle = rheo(startIdx:endIdx);
    cycleT = (0:length(cycle)-1)/fs;
    [AsPeak, peakLocal] = max(cycle);
    base = min(cycle);
    As = AsPeak - base;
    % Пошук мінімуму після систолічного піку
    postPeak = cycle(peakLocal:end);
    if length(postPeak) > round(0.1*fs)
        [~, minLocal] = min(postPeak);
        incLocal = peakLocal + minLocal - 1;
        if incLocal < length(cycle)-3
            dicroticPart = cycle(incLocal:end);
            [dicroticPeak, dicroticLocal] = max(dicroticPart);
            dicroticIdx = incLocal + dicroticLocal - 1;
            Ad = dicroticPeak - base;
            plot(t(startIdx+dicroticIdx-1), dicroticPeak, 'go', 'MarkerFaceColor', 'g');
        else
            Ad = 0;
        end
    end
end

```

```

else
    Ad = 0;
end
Ta = cycleT(peakLocal);
Tk = cycleT(end) - cycleT(peakLocal);
if T ~= 0
    IE = Ta/T*100;
    IPO = Tk/T*100;
else
    IE = 0;
    IPO = 0;
end
if As ~= 0
    IVV = Ad/As*100;
else
    IVV = 0;
end
As_all(end+1) = As;
Ad_all(end+1) = Ad;
Ta_all(end+1) = Ta;
Tk_all(end+1) = Tk;
IE_all(end+1) = IE;
IPO_all(end+1) = IPO;
IVV_all(end+1) = IVV;
end
As_m = mean(As_all);
Ad_m = mean(Ad_all);
Ta_m = mean(Ta_all);
Tk_m = mean(Tk_all);
IE_m = mean(IE_all);
IPO_m = mean(IPO_all);
IVV_m = mean(IVV_all);
RI = As_m;
% Домінантна частота
[~,maxIdx] = max(Pxx);
Fdom = Fp(maxIdx);
tableData = {
    'Реографічний індекс','RI',sprintf('%.3f',RI),'відн. од.','Характеризує
інтенсивність артеріального кровонаповнення';
    'Амплітуда систолічної хвилі','As',sprintf('%.3f',As_m),'відн.
од.','Відображає максимальне кровонаповнення досліджуваної ділянки';

```

```

    'Амплітуда дикротичного зубця', 'Ad', sprintf('%.3f', Ad_m), 'відн.
од.', 'Пов'язана з пружними властивостями судин та відбиттям пульсової хвилі';
    'Тривалість серцевого циклу', 'T', sprintf('%.3f', T), 'с', 'Інтервал між двома
сусідніми систолічними піками';
    'Частота серцевих скорочень', 'HR', sprintf('%.1f', HR), 'уд/хв', 'Оцінка
частоти пульсових хвиль за реограмою';
    'Час до систолічного піку', 'Ta', sprintf('%.3f', Ta_m), 'с', 'Характеризує
швидкість артеріального наповнення';
    'Тривалість катакрати', 'Tk', sprintf('%.3f', Tk_m), 'с', 'Відображає спад
кровонаповнення та венозний відтік';
    'Індекс еластичності', 'IE', sprintf('%.2f', IE_m), '%', 'Характеризує
еластичність артеріальної стінки';
    'Індекс периферичного опору', 'IPO', sprintf('%.2f', IPO_m), '%', 'Відображає
стан периферичного судинного опору';
    'Індекс венозного відтоку', 'IVV', sprintf('%.2f', IVV_m), '%', 'Характеризує
ефективність венозного відтоку';
    'Домінантна частота спектра', 'Fdom', sprintf('%.2f', Fdom), 'Гц', 'Основна
частотна складова сигналу'
};
set(paramTable, 'Data', tableData);
set(statusText, 'String', 'Обробку завершено. Сигнал побудовано в часовій та
спектральній областях, показники розраховано. ');
end
function clearAll(~, ~)
    axes(ax1); cla; title('Сигнал у часовій області'); xlabel('t, с');
ylabel('Амплітуда'); grid on;
    axes(ax2); cla; title('Амплітудний спектр'); xlabel('f, Гц'); ylabel('|X(f)|'); grid
on;
    axes(ax3); cla; title('Спектр потужності'); xlabel('f, Гц'); ylabel('P(f)'); grid on;
    axes(ax4); cla; title('Відновлена реограма з характерними точками'); xlabel('t,
с'); ylabel('Відн. амплітуда'); grid on;
    set(paramTable, 'Data', {});
    set(statusText, 'String', 'Файл не завантажено');
    S.x = [];
    S.t = [];
    S.fs = [];
    guidata(fig, S);
end
end

```