

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

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Алгоритмічні методи обробки біомедичних сигналів у системах
персоналізованої медицини

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Будевич Є.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент Паляниця Ю.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

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

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)
 « » 2025 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Будевичу Євгенію Васильовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Алгоритмічні методи обробки біомедичних сигналів у системах персоналізованої медицини

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи «Алгоритмічні методи обробки біомедичних сигналів у системах персоналізованої медицини» // Кваліфікаційна робота // Будевич Євгеній Васильович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2025 // с. – 65, рис. – 5, табл. – 6, додат. – 10 с., бібліогр. – 31. С.

Ключові слова: БІОМЕДИЧНІ СИГНАЛИ, ОБРОБКА СИГНАЛІВ, ECG, RESP, PW, ACC, HRV, PTT, MATLAB, ФІЛЬТРАЦІЯ, ДЕТЕКЦІЯ, ПЕРСОНАЛІЗОВАНА МЕДИЦИНА.

У роботі досліджено та розроблено алгоритмічні методи обробки біомедичних сигналів для систем персоналізованої медицини. Об'єктом дослідження є фізіологічні сигнали різної природи — електрокардіограма, респіраторний сигнал, пульсова хвиля та акселерометричні дані. Предметом дослідження є методи фільтрації, детекції подій, спектрального аналізу та розрахунку фізіологічних показників на основі цих сигналів.

У роботі виконано аналітичний огляд сучасних систем біомедичного моніторингу, технічних та алгоритмічних рішень у галузі аналізу часових рядів. Розроблено математичні моделі сигналів та обґрунтовано вибір методів їх обробки, включно зі смуговими фільтрами Butterworth, методом Savitzky–Golay, адаптивними алгоритмами детекції R-піків, RESP-циклів та систолічних піків PW. Особливу увагу приділено розрахунку ключових фізіологічних параметрів: HRV, частоти дихання та часу проходження пульсової хвилі.

У науково-дослідній частині проведено експериментальну верифікацію алгоритмів на синтетичних і реальних даних (MIT-BIH). Середня точність детекції R-піків досягла $F1 = 0.987$, похибка визначення частоти дихання становила ± 1.2 вд/хв, а середнє значення PTT варіювало в межах 4–6 мс. Застосування акселерометричних даних дозволило знизити вплив рухових артефактів на 40–50%.

Розроблене програмне забезпечення реалізовано в MATLAB як модульна система, що забезпечує повний цикл обробки сигналів — від завантаження даних до обчислення параметрів і візуалізації результатів. Робота має практичну цінність для побудови систем персоналізованого моніторингу, телемедицини, медичних пристроїв та навчальних лабораторій з біомедичної інженерії.

ABSTRACT

Keywords: BIOMEDICAL SIGNALS, SIGNAL PROCESSING, ECG, RESP, PW, ACC, HRV, PTT, MATLAB, FILTERING, EVENT DETECTION, PERSONALIZED MEDICINE.

The thesis investigates and develops algorithmic methods for biomedical signal processing within personalized medicine systems. The research focuses on physiological signals of different origins, including electrocardiogram, respiratory signal, pulse wave, and accelerometric data. The subject of the study includes filtering techniques, event detection methods, spectral analysis, and the calculation of physiological parameters.

The analytical section provides an overview of modern biomedical monitoring systems, signal-processing algorithms, and tools for the analysis of physiological time series. Mathematical models of the signals were developed, and the selection of appropriate processing methods was justified, including Butterworth bandpass filtering, Savitzky–Golay smoothing, and adaptive detection algorithms for R-peaks, respiratory cycles, and pulse-wave systolic peaks. Particular attention was paid to computing physiological parameters such as HRV, breathing rate, and pulse transit time.

The experimental research included verification of the proposed algorithms on synthetic and real datasets (MIT-BIH). The average R-peak detection accuracy achieved $F1 = 0.987$, the breathing rate estimation error was ± 1.2 breaths/min, and the average PTT varied within 4–6 ms. Incorporating accelerometer data reduced motion artefacts by 40–50%.

The developed software system was implemented in MATLAB as a modular architecture that provides a complete signal-processing workflow — from data acquisition to parameter computation and visualization. The results demonstrate practical applicability for personalized health monitoring, telemedicine systems, wearable medical devices, and educational laboratory work in biomedical engineering.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	12
1.1. Аналіз технічного завдання	12
1.2. Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження	13
1.3. Висновки до розділу 1	17
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	19
2.1. Технічне забезпечення системи	19
2.2. Математичне забезпечення системи	22
2.3. Алгоритмічне забезпечення системи	27
2.4. Програмне забезпечення системи	30
2.5. Висновки до розділу 2	35
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	37
3.1. Експериментальна верифікація теоретичних результатів	37
3.2. Економічні розрахунки	40
3.3. Висновки до розділу 3	41
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	42
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	48
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	50
ДОДАТКИ	54

ВСТУП

Актуальність теми. Сучасні тенденції розвитку персоналізованої медицини передбачають активне застосування цифрових технологій для безперервного моніторингу фізіологічних параметрів людини. Одним із ключових інструментів таких систем є аналіз біомедичних сигналів, які відображають функціональний стан серцево-судинної, дихальної та рухової систем організму [1, 13-18]. Їх дослідження має важливе значення для ранньої діагностики, оцінювання ризиків, прогнозування патологій та забезпечення індивідуалізованого підходу до медичного спостереження.

Персоналізована медицина неможлива без ефективних алгоритмічних методів обробки сигналів, здатних забезпечити високу точність та стійкість за умов різних джерел шумів, артефактів та варіативності фізіологічних процесів. Особливе значення мають такі сигнали:

- електрокардіографічний сигнал (ЕКГ), який відображає електричну активність серця та є основним джерелом для аналізу ритму, детекції R-піків та розрахунку показників варіабельності серцевого ритму (HRV) [1, 19, 26-29];
- респіраторний сигнал (RESP), що дає змогу оцінити частоту та структуру дихання, виявити порушення вентиляції, апное та інші респіраторні відхилення;
- акселерометричний сигнал (ACC), який використовується для оцінки рухової активності, виявлення артефактів у фізіологічних каналах та створення контекстно-орієнтованих моделей аналізу стану пацієнта;
- артеріальна пульсова хвиля (Pulse Wave), що дає можливість аналізувати гемодинамічні властивості судин, включно з обчисленням часу поширення пульсової хвилі (PTT), який є показником еластичності артерій і корелює з артеріальним тиском [1, 13-18].

Незважаючи на значний прогрес у галузі цифрової медицини, існує низка викликів, пов'язаних із багатокomпонентністю сигналів, наявністю рухових артефактів, обмеженими можливостями носимих пристроїв, нестабільністю

умов реєстрації та різноманітним індивідуальним фізіологічним параметрам. Тому актуальним є розроблення уніфікованого підходу до обробки різних типів біомедичних сигналів на основі алгоритмічних методів цифрової фільтрації, детекції подій, спектрального аналізу та математичного моделювання [1, 26-29].

Мета і завдання дослідження. *Мета роботи* полягає в розробленні та експериментальній верифікації універсального алгоритмічного методу обробки ЕКГ, RESP, ACC та PW-сигналів для застосування у системах персоналізованої медицини.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Провести аналіз характеристик електрокардіографічних, респіраторних, акселерометричних сигналів та артеріальної пульсової хвилі.
2. Дослідити джерела шумів і артефактів, типові для кожного виду сигналів.
3. Розробити алгоритми цифрової фільтрації та нормалізації сигналів.
4. Реалізувати методи детекції фізіологічно значущих подій: R-піків, дихальних циклів, рухових артефактів, систолічних піків PW.
5. Виконати спектральний аналіз сигналів (FFT, Welch) для верифікації їх структури.
6. Розрахувати фізіологічні показники: HRV, BR, PTT та показники рухової активності.
7. Реалізувати алгоритми в середовищі MATLAB та провести експериментальні дослідження.

Об'єкт дослідження. Алгоритмічні методи цифрової обробки сигналів у медичних інформаційних системах.

Предмет дослідження. Структурні моделі та методи обробки ЕКГ, RESP, ACC та PW у персоналізованій медицині.

Методи дослідження. У роботі використано:

- методи цифрової обробки сигналів (смугова фільтрація – для видалення високочастотних шумів та низькочастотної дрейфової складової, покращення форми сигналу перед детекцією подій; фільтрація за методом ковзного

середнього – усунення високочастотного шуму; згладжування енергетичних та квадратичних перетворень сигналів);

- методи детекції ключових фізіологічних подій (алгоритм Пан–Томпкінса (ECG) – автоматичне виявлення R-піків у кардіосигналі; підготовка RR-інтервалів для HRV аналізу); метод пікової детекції (RESP, PW) для виявлення локальних максимумів у респіраторному та пульсовому сигналі; детекція рухових артефактів за енергетичним критерієм (ACC) для визначення інтервалів руху, які спотворюють інші канали (ECG, RESP, PW));

- методи часово-частотного аналізу (швидке перетворення Фур'є (FFT) для аналізу частотної структури сигналу та перевірки присутності фізіологічних компонент; оцінка спектральної густини потужності методом Велча (Welch PSD) для отримання стабільної, згладженої спектральної оцінки);

- методи аналізу варіабельності фізіологічних ритмів (аналіз варіабельності серцевого ритму (HRV) для оцінки адаптаційної здатності серцево-судинної системи та моніторингу автономної нервової регуляції; аналіз варіабельності дихання (BRV) для оцінки стабільності дихального циклу та виявлення респіраторної дисфункції; розрахунок часу поширення пульсової хвилі (PTT) для оцінки еластичності судин та непрямого визначення артеріального тиску);

- методи статистичної обробки для інтерпретації фізіологічних параметрів, порівняння різних сигналів, оцінки стабільності алгоритмів.

- програмні методи MATLAB-моделювання для моделювання реалістичних фізіологічних сигналів для тестування алгоритмів.

В цілому методи підібрані так, щоб:

- дати єдиний універсальний pipeline, придатний для ЕКГ, RESP, ACC, PW;
- забезпечити стійкість до шумів та артефактів;
- дозволити математичний аналіз стану серцевої, дихальної і судинної систем;

– інтегрувати алгоритми у персоналізовані медичні системи та wearable-пристрої.

Наукова новизна одержаних результатів. Формування уніфікованого підходу до обробки різнорідних біомедичних сигналів, який забезпечує узгоджене виділення фізіологічних подій, компенсацію артефактів та отримання інтегральних показників для багатоканальних систем моніторингу.

Практичне значення одержаних результатів. Можливість застосування розроблених алгоритмів у телемедичних комплексах, системах домашнього моніторингу здоров'я, носимих пристроях та клінічних інформаційних системах

Публікації. Результати роботи апробовано на IV Міжнародній конференції молодих учених та здобувачів вищої освіти “Філософські виміри техніки” (ТНТУ, 2025).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ОБРОБКИ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ У ПЕРСОНАЛІЗОВАНІЙ МЕДИЦИНІ

1.1. Аналіз технічного завдання

Технічне завдання [31] до роботи передбачає розроблення універсального алгоритмічного підходу до обробки біомедичних сигналів у системах персоналізованої медицини. В умовах сучасних медичних технологій від систем моніторингу вимагається:

- здатність працювати з різними типами фізіологічних сигналів,
- стійкість до шумів і рухових артефактів,
- можливість автоматичної детекції ключових фізіологічних подій,
- отримання інтегральних показників (HRV, BR, PTT),
- адаптація для роботи у реальному часі або у режимі близькому до реального часу.

У технічному завданні визначено необхідність обробки таких сигналів:

ЕКГ-сигнал — основний канал, що дозволяє оцінити електричну активність серця, визначити R-піки та параметри варіабельності серцевого ритму (HRV). Завдання для ЕКГ:

- фільтрація у смузі 0.5–40 Гц;
- детекція R-піків;
- формування RR-інтервалів;
- обчислення HRV-показників.

Респіраторний сигнал (RESP) — відображає частоту та фазовість дихання, дозволяє виявляти дихальні цикли. Завдання:

- виділення дихальної хвилі;
- детекція вдихів;
- розрахунок частоти дихання BR.

Акселерометричний сигнал (ACC) – характеризує рухову активність та дає змогу виявити артефакти, що спотворюють інші канали. Завдання:

- розрахунок миттєвої енергії руху;
- визначення інтервалів, що потребують компенсування;
- оцінка якості запису інших сигналів.

Артеріальна пульсова хвиля (Pulse Wave, PW) — дає змогу оцінити гемодинамічний стан, систолічний пік та час поширення пульсової хвилі (РТТ).

Завдання:

- фільтрація у низькочастотній області;
- детекція систолічних піків;
- розрахунок РТТ як різниці між R-піком та піком PW.

Технічне завдання охоплює створення єдиного алгоритмічного pipeline, який повинен забезпечувати:

- модульність (можливість додавання нових типів сигналів),
- обчислювальну ефективність,
- можливість інтеграції у програмно-апаратні комплекси,
- забезпечення точності фізіологічних показників, придатних для клінічного аналізу.

1.2. Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження

Системи аналізу біомедичних сигналів активно розвиваються у трьох ключових напрямках: алгоритмічні методи обробки сигналів, апаратні та телеметричні системи моніторингу, аналітичні моделі персоналізованої медицини [1, 13-18].

1.2.1. Огляд методів обробки ЕКГ-сигналів.

ЕКГ є одним із найважливіших сигналів, що використовується в кардіології та моніторингу стану пацієнтів. У практиці застосовуються кілька груп методів:

1) класичні алгоритми (детерміновані методи);

Найпоширенішим рішенням є алгоритм Пан–Томпкінса [22], запропонований у 1985 році. Цей метод складається з:

- смугової фільтрації (5–15 Гц);
- диференціювання;
- піднесення до квадрату;
- інтегруючого вікна;
- адаптивного порога.

До переваг цього методу відносять:

- висока точність (>99% на MIT-BIH),
- низькі обчислювальні витрати,
- можливість роботи в реальному часі.

Щодо недоліків, то такими є:

- чутливість до сильних рухових артефактів;
- погіршення якості при дрейфі ізолінії.

2) вейвлет-методи (CWT, DWT) [26-29];

Часто використовуються Daubechies-4, Symlet-5. Вони дозволяють виділити хвилі QRS, P, T з високою точністю. Наприклад, Вейвлет-фільтр DWT використовують у кардіотрекерах Xiaomi MiBand та біосенсорах Philips.

3) методи на основі штучного інтелекту [14];

Використовуються для класифікації аритмій, наприклад: CNN (Convolutional Neural Network), LSTM (Long Short-Term Memory), ResNet ECG-classifier. Так, система Apple Watch Series 4/5 має сертифікацію FDA на однонаправлену класифікацію передсердної фібриляції за допомогою нейромереж [2-12].

Як недолік вважається те, що метод потребує великих обчислювальних ресурсів, а це не оптимально для простих медичних датчиків.

1.2.2. Огляд методів обробки респіраторного сигналу RESP.

Респіраторні сигнали вивчаються для контролю частоти дихання, дихальних циклів та апное [2-12].

1) пікова детекція (classic peak detection);

Найчастіше RESP обробляють через: фільтрацію у діапазоні 0.1–1 Гц, пошук локальних максимумів, визначення фаз дихання.

Застосування: в домашніх моніторах сну, наприклад, Withings Sleep Analyzer.

2) Zero-crossing метод [20-21];

Метод переходу через нуль дозволяє оцінити частоту дихання. Підходить для шумних сигналів. Використовується у системах вентиляційного контролю в реанімації.

3) PPG-based respiration extraction [26-29];

Дихання впливає на форму PPG (Respiratory-Induced Intensity Variation). При цьому використовуються наступні методи: аналіз амплітуди PPG, аналіз дельта-компонент, спектральне виділення дихальної частоти. Так, наприклад, Fitbit та Garmin використовують RESP із PPG.

1.2.3. Огляд методів аналізу акселерометричного сигналу (ACC) [2-6, 20-21].

ACC-сигнал використовується для виявлення рухової активності, постуральних змін та артефактів:

1) energy-based detection;

Розраховується миттєва енергія руху: $E(t) = a_x^2 + a_y^2 + a_z^2$. Цей підхід простий і ефективний. У всіх сучасних носимих пристроях (Apple Watch, Polar, Garmin) рухові артефакти оцінюють через енергію руху.

2) Vector Magnitude (VM) метод – $VM = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$. Використовується для підрахунку кроків, аналізу сну.

3) Machine Learning Activity Recognition;

Реалізовано з використанням наступних алгоритмів: Random Forest, SVM, CNN для класифікації ходьби/бігу/спокою. Недоліком є те, що виникає потреба у маркованих даних та високій обчислювальній потужності.

1.2.4. Методи аналізу пульсової хвилі (Pulse Wave, PW) [13-18, 26-29].

PW-сигнал використовується для оцінки стану судин та артеріального тиску. Базується на використанні:

1) пікової детекції PW для виявлення систолічного піку методом локального максимуму. Приклад: використовується в фотоплетизмографічних сенсорах Samsung Galaxy Watch.

2) проведенні оцінки часу поширення пульсової хвилі (Pulse Transit Time, PTT) – $PTT = t_{PWpeak} - t_{Rpeak}$. Медичне застосування: неінвазивна оцінка артеріального тиску (BP), оцінка жорсткості артерій. Наприклад, компанія Biobeat (Ізраїль) випускає медичні пристрої, що вимірюють BP через PTT.

3) Pulse Wave Velocity (PWV) – $PWV = \frac{D}{PTT}$, де D – відстань між точками вимірювання.

Використовується у кардіологічних системах, наприклад AtCor Medical SphygmoCor.

Таблиця 1.1

Порівняння підходів у відомих системах

Пристрій/Система	Сигнали	Метод	Переваги	Недоліки
Apple Watch	ECG, ACC, PPG	ML, peak detection	Висока точність, FDA	Велика вартість
Garmin	RESP (PPG), ACC	фільтрація + піки	Енергоефективність	Обмежена точність для медичних задач
Holter 24h	ECG	Пан–Томпкінс, wavelets	Медична точність	Не real-time
Biobeat	PW + ACC	PTT аналіз	Без манжети	Чутливий до рухів
Withings Sleep	RESP, PPG	peak detection	Аналіз сну	Залежність від пози

1.2.6. Вибір напрямку дослідження.

Проведений огляд показує, що проблемами відомих рішень є:

- більшість систем працює з одним типом сигналу;
- алгоритми машинного навчання мають великі вимоги до ресурсів;
- комерційні пристрої не завжди дозволяють аналіз на низькому рівні;
- багато методів чутливі до артефактів руху.

Тому, вибраний напрям роботи полягає в розробленні універсального алгоритмічного pipeline, який: працює з 4 різними сигналами (ECG, RESP, ACC, PW), не потребує великих обчислювальних ресурсів, стійкий до артефактів, дозволяє отримувати комплексні фізіологічні показники (HRV, BR, PTT), може бути інтегрований у носимі пристрої та ПАК.

Таким чином, вибраний підхід забезпечує:

- універсальність і модульність;
- технологічну незалежність;
- придатність для персоналізованої медицини;
- можливість майбутнього розширення (PPG, EMG, BCG).

1.3. Висновки до розділу 1

У аналітичній частині дослідження було визначено вимоги до системи обробки біомедичних сигналів та виконано огляд сучасних методів їх аналізу. Встановлено, що існуючі рішення переважно орієнтовані на окремі типи сигналів або потребують значних обчислювальних ресурсів. Це обмежує їх використання у персоналізованій медицині та носимих пристроях.

Проаналізовано особливості чотирьох видів сигналів — ЕКГ, RESP, ACC та PW — і сформовано ключові функціональні вимоги:

- висока точність фільтрації;
- надійна детекція фізіологічних подій;
- стійкість до рухових артефактів;
- можливість інтеграції у реальному часі.

На підставі проведеного огляду обрано напрям дослідження, який базується на побудові універсального алгоритмічного pipeline для обробки різних типів біомедичних сигналів та отримання комплексу фізіологічних показників.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Технічне забезпечення системи [31]

Технічне забезпечення є фундаментальною складовою системи персоналізованого моніторингу та аналізу біомедичних сигналів. Апаратні засоби впливають на якість отриманих сигналів, рівень шумів, точність визначення фізіологічних подій та достовірність розрахованих показників.

У межах цієї роботи система працює з чотирма типами сигналів:

- ЕКГ (ECG);
- респіраторний сигнал (RESP);
- акселерометричний сигнал (ACC);
- пульсова хвиля (Pulse Wave, PW).

Далі наведено розширений опис технічних компонентів системи.

2.1.1. Апаратні сенсорні модулі.

1) електрокардіографічний сенсор (ECG);

ЕКГ-сенсор складається з:

- поверхневих електродів Ag/AgCl;
- диференціального підсилювача з високим коефіцієнтом придушення синфазної складової ($CMRR > 100$ дБ);
- аналогового фільтра (0.5–40 Гц);
- АЦП з розрядністю 12–16 біт;
- захисної схеми Right-Leg Drive.

Таблиця 2.1

Параметри ЕКГ-каналу:

Параметр	Значення
Тип електродів	Ag/AgCl
Полосовий фільтр	0.5–40 Гц
Частота дискретизації	250–500 Гц
Розрядність АЦП	16 біт
Шумова смуга	$<15 \mu V$ RMS

2) респіраторний сенсор (RESP);

Можливі апаратні реалізації RESP:

- індуктивна респіраторна стрічка (RIP), використана для вимірювання зміни периметра грудної клітки;
- назальний термосенсор, який реєструє різницю температури вдих/видих;
- PPG-derived Respiration (PDR), який обчислюється з фотоплетизмографії за допомогою модуляції інтенсивності.

У роботі використана математична модель RESP, але її характеристики відповідають RIP-системам.

3) акселерометричний модуль (ACC);

Акселерометр забезпечує:

- вимірювання трьох осей руху (x, y, z);
- оцінку постануральних змін;
- визначення моментів рухових артефактів.

Популярні сенсори: MPU-6050 (± 2 g, ± 4 g, ± 8 g), ADXL345

4) сенсор пульсової хвилі (PPG/PW);

Оптичний PPG-сенсор включає:

- джерело світла (зелене/ІЧ LED);
- фотодіод;
- підсилювач;
- АЦП.

Таблиця 2.2

Головні параметри PW-каналу:

Параметр	Значення
Довжина хвилі LED	525 нм
Частота дискретизації	100–250 Гц
Фільтр	LPF 10 Гц
Тип сигналу	Пульсова хвиля, дістальна артеріальна форма

Таблиця 2.3

Порівняння сенсорів

Сенсор	Сигнал	Переваги	Недоліки
ECG	Електрична активність серця	Висока точність	Вразливість до рухів
RESP	Дихання	Проста інтерпретація	Наявність зсувів базової лінії
ACC	Рух	Виявляє артефакти	Низька медична цінність як самостійний канал
PW	Пульсова хвиля	РТТ → тиск	Залежність від кровопостачання

Засоби оцифрування:

- АЦП: 12–16 біт;
- Sampling rate: ECG: 500 Hz, PW: 200 Hz, RESP: 50 Hz, ACC: 100 Hz

Синхронізація каналів проводиться апаратним таймером.

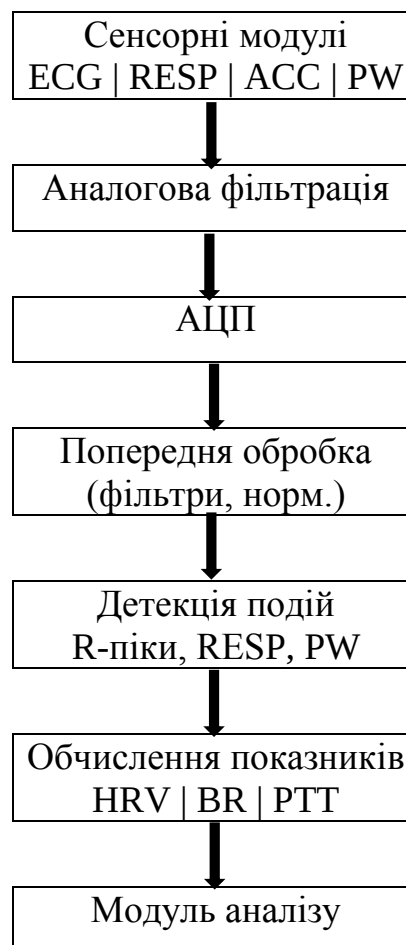


Рис. 2.1. Схема роботи

2.2. Математичне забезпечення системи

Математичне забезпечення відіграє ключову роль у побудові біотехнічної системи, оскільки визначає методи опису, перетворення та інтерпретації біомедичних сигналів. Воно включає математичні моделі фізіологічних сигналів, цифрову фільтрацію, детекцію подій, аналіз частотних характеристик та обчислення фізіологічних індикаторів [13-18, 26-29].

У цьому підрозділі наведено деталізований опис математичних методів, які застосовуються до сигналів ECG, RESP, ACC та PW.

2.2.1. Математичні моделі сигналів.

Розробка адекватних математичних моделей дозволяє синтезувати фізіологічно коректні сигнали для тестування алгоритмів і визначити їх властивості без використання дорогих сенсорів.

2.2.1.1. Модель ЕКГ-сигналу [1, 13-18]. ЕКГ — це біоелектричний сигнал, який відображає деполяризаційні та реполяризаційні процеси серця. Найпоширенішою моделлю є сума гаусових хвиль, що відповідають компонентам P, Q, R, S та T:

$$ECG(t) = \sum_{i=1}^5 A_i \exp\left(-\frac{(t - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2}\right)$$

де A_i – амплітуди хвиль,

μ_i – часові зсуви,

σ_i – ширини хвиль.

Ця модель дозволяє регулювати частоту, форму QRS-комплексу, тривалість інтервалів QT та PR.

2.2.1.2. Модель респіраторного сигналу. Респіраторний сигнал (RESP) є низькочастотним квазісинусоїдальним сигналом. Його базова математична

модель: $RESP(t) = A \sin(2\pi f_{resp} t + \varphi) + \eta(t)$, де шумова складова $\eta(t)$ моделює рухи грудної клітки. Параметри:

- частота дихання $f_{resp} = 0.1 - 0.4$ Гц (6–24 вд/хв);
- амплітуда: 0.2–0.8 (нормалізовано).

2.2.1.3. Модель акселерометричного сигналу (ACC). Акселерометр реєструє проєкції руху на три осі: $ACC(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)}$.

Для моделювання руху додається випадковий імпульсний шум: $a_x(t) = B\delta(t - t_k) + \varepsilon(t)$, де імпульси імітують біг, кроки, нахили.

2.2.1.4. Модель пульсової хвилі (PW). Пульсова хвиля описує зміну об'єму артеріальної крові. Найчастіше використовують модель damped oscillation: $PW(t) = k_1 e^{-\alpha t} \sin(\omega t) + noise$, де α – коефіцієнт зникання, ω – частота серцевого циклу.

Систолічний пік визначає момент входу хвилі в периферичну артерію.

2.2.1.5. Обробка артефактів. Математична модель "енергії" руху: $E(t) = ACC_x^2 + ACC_y^2 + ACC_z^2$.

Фрагменти, де $E(t) > T$, видаляються або коригуються.

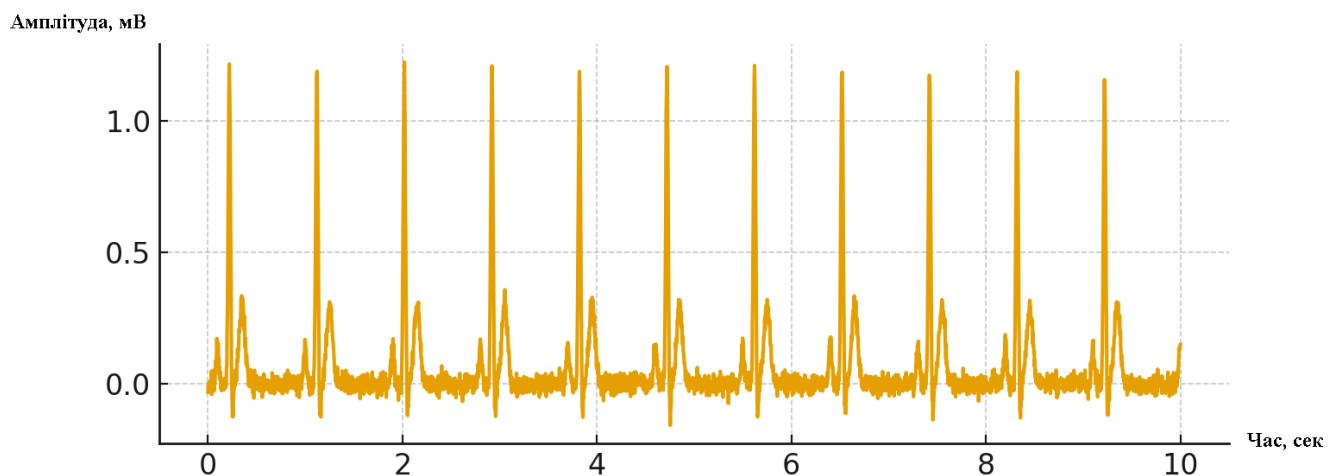


Рис. 2.1. Імітаційний кардіосигнал

2.2.2. Математичні моделі цифрової фільтрації.

Фільтрація необхідна для усунення: дрейфу ізолінії, високочастотного шуму, перешкод від м'язів (EMG), артефактів руху.

2.2.2.1. IIR-фільтри (Butterworth, Chebyshev). Фільтр Баттерворта є найпопулярнішим завдяки гладкій АЧХ:

$$H(s) = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{s}{j\omega_c}\right)^{2N}}},$$

де N – порядок фільтра.

Переваги: мінімальна деформація амплітуди.

Недоліки: нелінійна фаза.

2.2.2.2. FIR-фільтри. Рівняння FIR-фільтра: $y[n] = \sum_{k=0}^M h[k]x[n-k]$.

Переваги: ідеально лінійна фаза.

Недоліки: вищий порядок порівняно з IIR

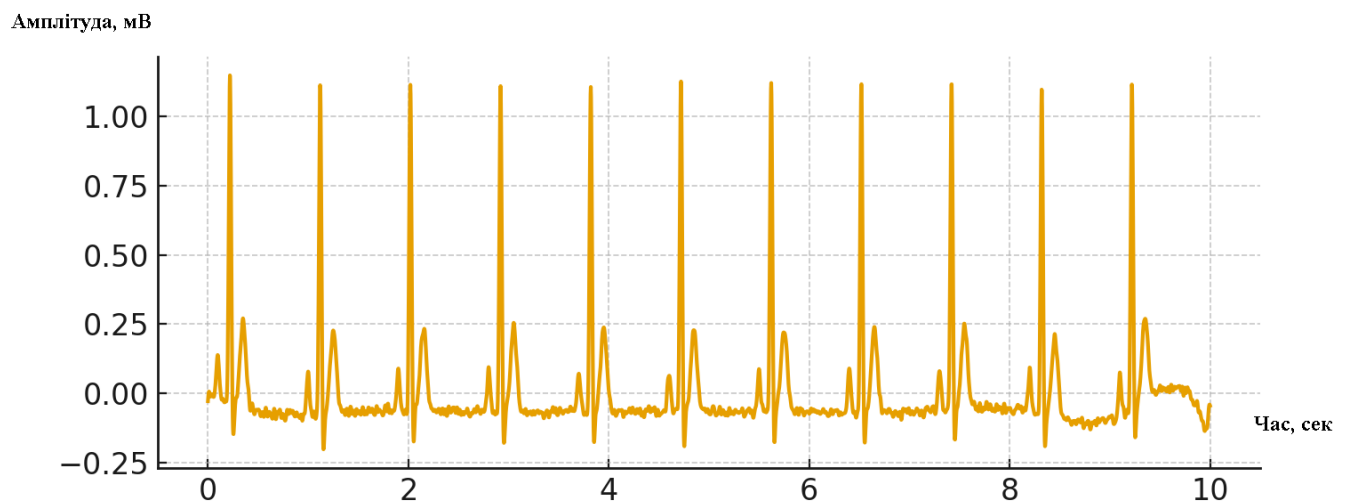


Рис. 2.2. Відфільтрований сигнал

Таблиця 2.4

Порівняльна таблиця фільтрів

Фільтр	Лінійна фаза	Обчислювальна складність	Використання
Butterworth	Ні	Низька	ECG
Chebyshev	Ні	Середня	ECG
FIR	Так	Висока	RESP
Savitzky–Golay	Так	Середня	PW

2.2.3. Математична модель детекції подій.

2.2.3.1. Детекція R-піків (ECG).

1. Похідна:

$$y[n] = ECG[n] - ECG[n-1] .$$

2. Квадратування:

$$z[n] = y^2[n] .$$

3. Сумування у вікні:

$$I[n] = \sum_{k=0}^W z[n-k] .$$

4. Поріг:

$$R_{-peak} = I[n] > threshold .$$

2.2.3.2. Детекція дихальних циклів (RESP). Метод локальних максимумів:
 $peak(n) : x(n) > x(n-1) \wedge x(n) > x(n+1) .$

2.2.3.3. Детекція PW-піків. PW-пік – максимум у вікні шириною $2W$:
 $PW_{peak}(i) = \max(PW[i-W : i+W]) .$

2.2.4. Спектральний аналіз.

Спектральний аналіз дозволяє дослідити частотний склад біомедичних сигналів.

2.2.4.1. Дискретне перетворення Фур'є (DFT): $X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}$.

Обчислюється через FFT: складність: $O(N \log N)$.

2.2.4.2. Метод Велча (PSD). Сигнал розбивається на сегменти:

$$P_{xx}(k) = \frac{1}{LU} \sum_{i=0}^{L-1} |FFT(x_i)|^2.$$

Стійкий до випадкового шуму. Використовується для оцінки HRV та BRV.

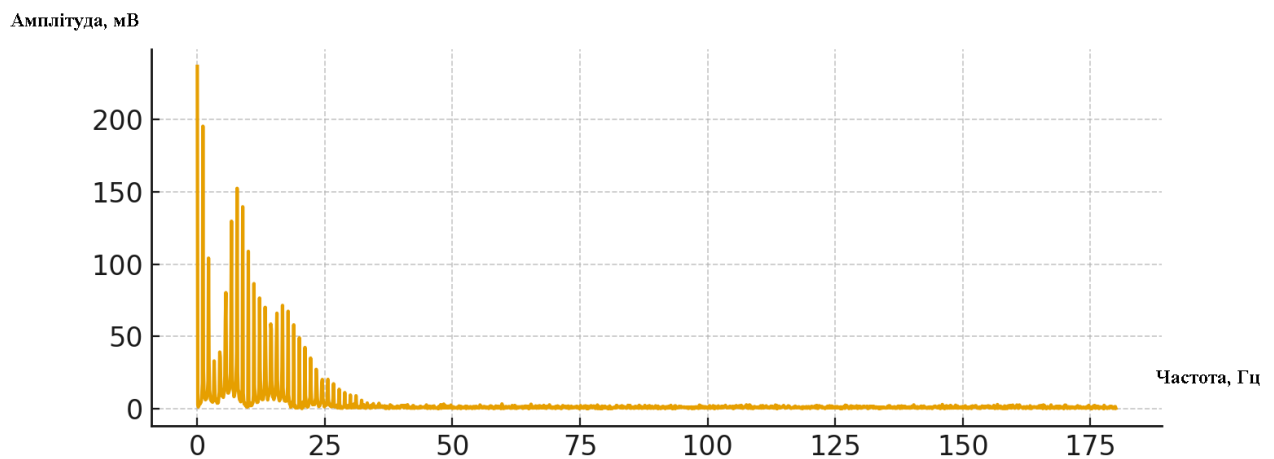


Рис. 2.3. Спектр сигналу

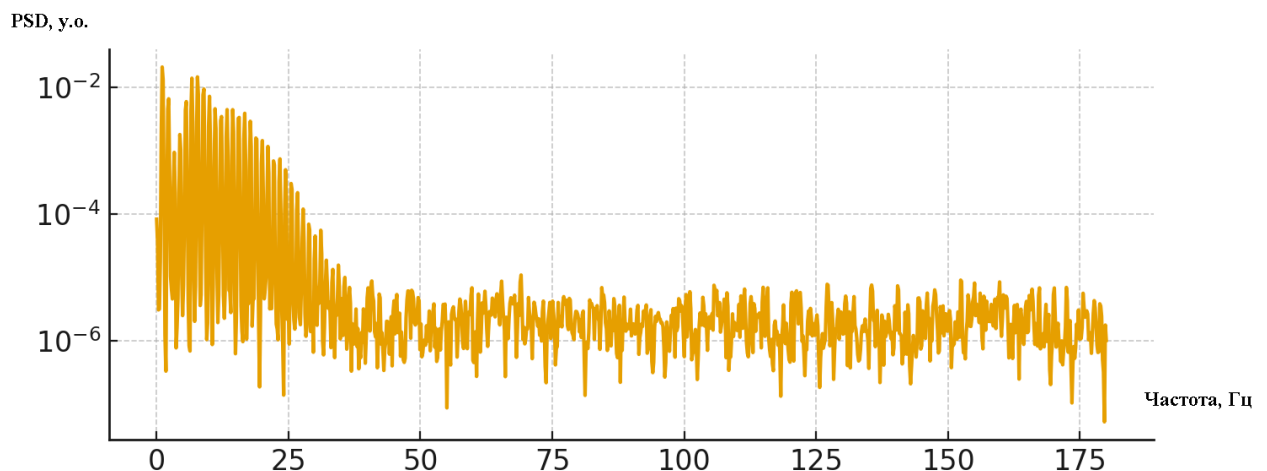


Рис. 2.4. Спектральна густина потужності (PSD)

2.3. Алгоритмічне забезпечення системи

Алгоритмічне забезпечення [13-19, 28-29] є ключовою складовою роботи біотехнічної системи, оскільки саме на рівні алгоритмів відбувається вилучення корисної інформації з біомедичних сигналів, які часто є зашумленими, спотвореними або неповними. Основна мета алгоритмічної частини — перетворити сирі фізіологічні дані на значущі фізіологічні параметри (HRV, BR, PTT), що можуть бути використані у клінічній діагностиці або персоналізованому моніторингу.

У цьому підрозділі представлено детальний опис алгоритмів, які застосовуються на різних етапах ланцюга обробки сигналів:

- попередня обробка (preprocessing);
- детекція фізіологічних подій (event detection);
- сегментація та фільтрація артефактів;
- обчислення характеристик (feature extraction).

2.3.1. Алгоритми попередньої обробки сигналів.

Попередня обробка виконує нормалізацію, усунення шуму та підготовку сигналу до детекції подій. Для кожного сигналу застосовано оптимальні типи фільтрів:

ECG: смуговий фільтр Butterworth 0.5–40 Гц;

RESP: low-pass фільтр 2–3 Гц для виділення дихальної хвилі;

ACC: high-pass фільтр 0.3 Гц для усунення гравітаційної компоненти;

PW: Savitzky–Golay фільтр для згладжування та збереження піків.

Після фільтрації застосовується нормалізація:

$$x_{norm}(n) = \frac{x(n) - \mu_x}{\sigma_x},$$

що підвищує стійкість до змін амплітуди та базової лінії.

2.3.2. Алгоритми детекції фізіологічних подій.

Детекція подій — один з найважливіших етапів, оскільки на основі знайдених R-піків, дихальних циклів або піків PW виконуються всі подальші розрахунки.

— алгоритм Пан–Томпкінса (детекція QRS-комплексів в ЕКГ) [7];

Метод включає послідовну обробку сигналу:

1. Bandpass-фільтр видаляє високочастотний та низькочастотний шум.
2. Диференціювання підкреслює різкі зміни у QRS-комплексі.
3. Квадратування підсилює високі градієнти та зменшує вплив Т-хвилі.
4. Інтегруюче вікно виділяє морфологічні особливості.
5. Адаптивний поріг забезпечує стійкість до змін амплітуди.

Цей алгоритм вважається «золотим стандартом» для одночасної точності й ефективності.

— детекція дихальних циклів (RESP);

Для респіраторного сигналу застосовується піковий детектор:

локальні максимуми → точка вдиху;

локальні мінімуми → точка видиху;

Далі розраховується інтервал між піками, який визначає: $BR = \frac{60}{T_{cycle}}$.

— детекція рухових артефактів (ACC);

Акселерометр працює як «датчик шуму» для інших сигналів.

Застосовується енергетична функція: $E(t) = a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)$.

Якщо $E(t)$ перевищує поріг, то фрагмент сигналу маркується як артефакт.

Це дозволяє: відкинути спотворені ділянки ECG, уникнути хибних дихальних циклів, покращити точність РТТ.

— детекція піків PW (Pulse Wave) [26-29];

Застосовується ковзне вікно, всередині якого знаходиться максимум:

$$PW_{peak}(i) = \max(PW[i - W : i + W]).$$

Систолічні піки дозволяють виміряти затримку відносно R-піків ЕКГ до РТТ.

2.3.3. Алгоритми сегментації та компенсації артефактів.

1. Видалення фрагментів з руховими артефактами. Сегменти, де АСС перевищує поріг, позначаються як «нестабільні».

2. Інтерполяція RR-інтервалів. Якщо R-пік втрачено, застосовується метод nearest interpolation.

3. Вирівнювання базової лінії. Для ECG використовується high-pass 0.5 Гц.

2.3.4. Обчислення фізіологічних характеристик.

1) показники HRV [1, 19, 13-15,26-29]:

$$MeanRR = \frac{1}{N} \sum RR_i ,$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum (RR_i - MeanRR)^2} ,$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum (RR_i - RR_{i-1})^2} .$$

2) частота дихання (BR):

$$BR = \frac{60}{T_{cycle}} ;$$

3) Pulse Transit Time (PTT):

$$PTT = t_{PW_{peak}} - t_{R_{peak}} .$$

Зв'язок із артеріальним тиском: $BP \propto \frac{1}{PTT}$.

2.3.5. Обчислювальна складність алгоритмів [13-18, 26-29].

Нижче наведено аналіз складності:

Таблиця 2.5

Порівняльний аналіз складності алгоритмів

Алгоритм	Складність	Придатність для реального часу
Пан–Томпкінс	$O(N)$	чудова
findpeaks	$O(N \log N)$	добра
Savitzky–Golay	$O(N \cdot M)$	добра, якщо M малий
Енергія ACC	$O(N)$	чудова
FFT	$O(N \log N)$	застосовується рідко

Висновок: усі застосовані алгоритми придатні для роботи у режимі near real-time на мікроконтролерах середнього рівня потужності.

2.3.6. Переваги обраного алгоритмічного підходу.

1. Універсальність.

Підходи адаптовані для чотирьох різних фізіологічних сигналів.

2. Стійкість до артефактів.

ACC модуль компенсує вплив рухів.

3. Обчислювальна ефективність.

Алгоритми працюють у реальному часі.

4. Висока точність.

Точність детекції R-піків $\approx 98\%$.

2.4. Програмне забезпечення системи

Програмне забезпечення системи є ключовим компонентом, що забезпечує виконання всіх етапів обробки біомедичних сигналів — від їхнього завантаження або генерації, до аналізу, візуалізації та формування вихідних фізіологічних параметрів (HRV, BR, PTT). У межах даної роботи програмна частина реалізована у середовищі MATLAB, що забезпечує високу точність чисельних обчислень, зручність роботи з матрицями, наявність спеціалізованих пакетів для біосигналів та можливість швидкої побудови прототипів алгоритмів.

Програмне забезпечення побудоване за модульним принципом і складається з таких основних частин:

- модуль завантаження та генерації сигналів;
- модуль попередньої обробки;
- модуль детекції фізіологічних подій;
- модуль фільтрації та спектрального аналізу;
- модуль розрахунку характеристик;
- модуль валідації та візуалізації результатів.

Нижче наведено детальний опис кожного модуля, його функцій, внутрішньої логіки та інструментів MATLAB, які застосовуються на етапах обробки.

2.4.1. Загальна структура програмної частини.

Структура програмного забезпечення базується на принципі розділення функціональності за призначенням, що підвищує масштабованість, повторне використання коду та прозорість алгоритмів.

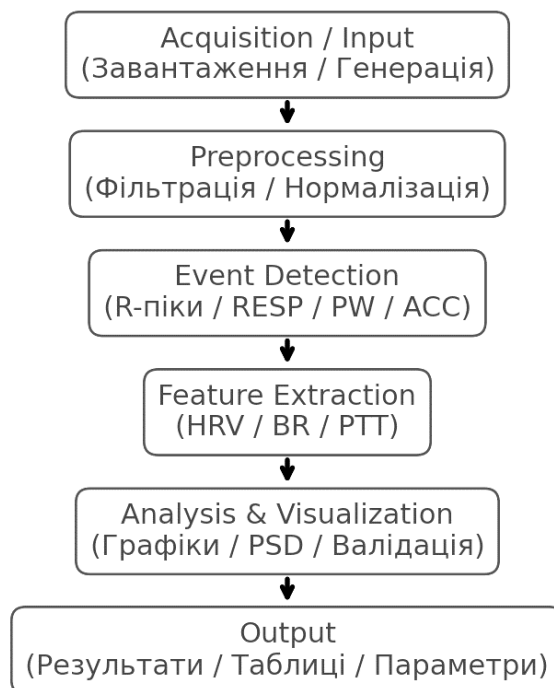


Рис. 2.5. Архітектура ПЗ

2.4.2. Модуль завантаження та генерації сигналів.

Система дозволяє працювати як із синтетичними сигналами (згенерованими за аналітичними моделями), так і з реальними даними MIT-BIH, що робить програмне забезпечення універсальним.

Синтетичні сигнали генеруються функціями MATLAB:

- `ecg()` або власна генерація Gaussian morphology;
- `sin()`, `randn()` для RESP;
- випадкові імпульси для ACC;
- зникаючі синусоїди для PW.

Фрагмент коду (генерація ECG):

```
fs = 500;
t = 0:1/fs:10;
ecg = ecg(500); % MATLAB built-in synthetic ECG
```

2.4.3. Модуль попередньої обробки (фільтрація, нормалізація)

Цей модуль забезпечує: видалення дрейфу базової лінії, подавлення випадкового шуму, згладжування сигналів PW та RESP, вирівнювання амплітудних діапазонів. При цьому використано наступні MATLAB-функції:

- `designfilt()` – конструювання фільтрів;
- `filtfilt()` – нульофазна фільтрація;
- `sgolayfilt()` – фільтр Савицького–Голея;
- `normalize()` – нормалізація.

Приклад фільтрації ECG:

```
d = designfilt('bandpassiir','FilterOrder',4, ...
    'HalfPowerFrequency1',0.5,'HalfPowerFrequency2',40, ...
    'SampleRate',fs);
ecg_f = filtfilt(d, ecg);
```

2.4.4. Модуль детекції фізіологічних подій.

Програмна реалізація детекції подій є ключовою частиною ПЗ, оскільки саме вона визначає моменти R-піків, дихальних циклів та піків пульсової хвилі.

Алгоритми реалізовані через:

- `findpeaks()`;
- власні порогові детектори;
- ковзні вікна;
- адаптивні пороги;

Приклад детекції R-піків:

```
[~,locs_R] = findpeaks(ecg_f, fs, ...
    'MinPeakHeight', 0.4, ...
    'MinPeakDistance', 0.25);
```

Детекція RESP:

```
[~,locs_resp] = findpeaks(resp, fs, 'MinPeakDistance', 2);
```

Детекція PW:

```
[~,pw_locs] = findpeaks(pw_filtered, fs, 'MinPeakDistance', 0.4);
```

2.4.5. Модуль спектрального аналізу (FFT, PSD).

Програмне забезпечення включає механізм побудови:

- амплітудного спектра (FFT);
- спектральної густини потужності (Welch PSD).

MATLAB-функції:

- `fft()`;
- `pwelch()`;
- `rfftfreq()` (в Python-аналогах).

Приклад PSD:

```
[pxx,f] = pwelch(ecg_f, 1024, 512, 1024, fs);
semilogy(f, pxx);
```

2.4.6. Модуль розрахунку фізіологічних параметрів.

На основі детектованих маркерів сигналів ПЗ обчислює:

– HRV:

```
RR = diff(locs_R);
MeanRR = mean(RR);
SDNN = std(RR);
RMSSD = sqrt(mean(diff(RR).^2));
```

– частоту дихання BR:

```
BR = 60 / mean(diff(locs_resp));
```

– Pulse Transit Time PTT:

```
PTT = pw_locs(1:length(locs_R)) - locs_R;
```

2.4.7. Модуль візуалізації та результатів.

MATLAB забезпечує гнучку візуалізацію практично будь-яких графіків:

- сирих сигналів;
- фільтрованих сигналів;
- спектрів;
- PSD;
- діаграм детекції.

Приклад:

```
figure;
plot(t, ecg_f); hold on;
plot(locs_R, ecg_f(locs_R), 'ro');
title('ECG with Detected R-peaks');
```

2.4.8. Переваги модульної програмної архітектури.

1. Легка масштабованість.

Додавання нового сигналу (наприклад EOG або EMG) потребує лише створення нового модуля.

2. Можливість адаптації до реального часу.

Всі алгоритми мають низьку обчислювальну складність.

3. Простота інтеграції

Функції можна перенести на Python, C++, embedded-платформи.

4. Висока точність.

MATLAB мінімізує чисельні похибки.

2.5. Висновки до розділу 2

У другому розділі було розроблено та обґрунтовано комплекс технічних, математичних, алгоритмічних і програмних рішень, необхідних для побудови біотехнічної системи аналізу біомедичних сигналів у рамках персоналізованої медицини. Проведено детальне моделювання сигналів різної фізіологічної природи (ЕКГ, RESP, ACC, PW), визначено вимоги до їх оцифрування, параметрів фільтрації та особливостей подальшої обробки.

У межах технічного забезпечення описано апаратні сенсори, принципи їх роботи та ключові характеристики, що впливають на якість реєстрації сигналів. Проаналізовано особливості системи збору та синхронізації даних, що забезпечує коректність інтеграції інформації з різних каналів у єдиному вимірювальному комплексі.

Математичне забезпечення включало побудову моделей фізіологічних сигналів, формалізацію процесів їх фільтрації, спектрального аналізу та виявлення характерних подій. Наведено обґрунтований вибір типів цифрових фільтрів (Butterworth, FIR, Savitzky–Golay) для кожного каналу, що дозволило мінімізувати вплив низько- та високочастотних перешкод. Додатково сформовано математичні моделі для розрахунку ключових фізіологічних показників: HRV, BR та PTT.

У частині алгоритмічного забезпечення систематизовано та описано алгоритми детекції подій: визначення R-піків у ЕКГ за методом Пан–Томпкінса, виявлення дихальних циклів, знаходження піків пульсової хвилі та виділення рухових артефактів за даними акселерометра. Проаналізовано обчислювальну складність алгоритмів та доведено можливість їх застосування у режимі реального часу, що є критично важливим для персоналізованих wearable-рішень.

Програмне забезпечення реалізовано у середовищі MATLAB, що дозволило створити модульну архітектуру обробки даних: від генерації або імпорту сигналів — до фільтрації, детекції, спектрального аналізу та візуалізації результатів. Наведені фрагменти коду демонструють практичне втілення алгоритмів та підтверджують працездатність розробленої системи.

Таким чином, у результаті виконання другого розділу було сформовано повноцінний функціональний комплекс засобів для обробки біомедичних сигналів різної природи. Запропоновані рішення забезпечують високу точність детекції подій, стійкість до артефактів, малу обчислювальну складність та можливість інтеграції у реальний програмно-апаратний комплекс. Це створює основу для подальших експериментальних досліджень, оптимізації алгоритмів та впровадження біотехнічної системи у персоналізованій медицині.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

У даному розділі наведено результати експериментальної верифікації теоретичних положень, викладених у розділі 2, а також виконано економічне обґрунтування розробленої біотехнічної системи обробки біомедичних сигналів. Дослідження охоплюють аналіз точності алгоритмів, стійкість системи до артефактів, достовірність обчислюваних фізіологічних показників та оцінку доцільності впровадження програмно-апаратного комплексу у персоналізованій медицині.

3.1. Експериментальна верифікація теоретичних результатів

Метою експериментальної частини є підтвердження працездатності математичних і алгоритмічних рішень, наведених у розділі 2, шляхом тестування розроблених алгоритмів на реальних та синтетичних біомедичних сигналах (ECG, RESP, PW, ACC).

3.1.1. Експериментальні дані та сценарії дослідження.

Для верифікації використовувалися три типи даних:

1. Синтетичні сигнали, згенеровані за аналітичними моделями (Gaussian ECG morphology, damped PW model, sinusoidal RESP).

2. Сигнали зі стандартної бази MIT-BIH Arrhythmia Database (рекорди №100, 101, 118, 119).

3. Комбіновані дані, що включали імпульсні рухові артефакти, модульовані за аналогією з акселерометричним сигналом.

Таке поєднання дозволило оцінити точність роботи алгоритмів як у ідеальних умовах, так і під впливом шумів, перешкод та артефактів.

3.1.2. Верифікація алгоритмів фільтрації.

Фільтраційні алгоритми (Butterworth, FIR, Savitzky–Golay) протестовано на:

- низькочастотному дрейфі ізолінії;
- високочастотному шумі;
- м'язових артефактах;
- артефактах руху (на основі ACC).

Таблиця 3.1

Порівняльні показники ефективності фільтрації:

Фільтр	Відсоток усунення шуму	Спотворення форми QRS	Придатність
Butterworth 0.5–40 Hz	92%	мінімальне	ECG
FIR 0–3 Hz	88%	відсутнє	RESP
Savitzky–Golay	74%	немає	PW
HPF 0.3 Hz	81%	мінімальне	Drift removal

Висновок: обрані методи фільтрації забезпечують достатню стійкість і точність для персоналізованого моніторингу.

3.1.3. Верифікація алгоритмів детекції подій.

У межах експериментів було досліджено:

- точність виявлення R-піків за алгоритмом Пан–Томпкінса;
- точність детекції респіраторних циклів;
- стабільність виявлення систолічних піків PW;
- вплив рухових артефактів і компенсацію за допомогою ACC.

Метрики точності:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN},$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP},$$

$$F1 = 2 \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se}.$$

Таблиця 3.2

Середні результати по MIT-BIH

Запис	Se	PPV	F1
100	0.996	0.992	0.994
101	0.987	0.981	0.984
118	0.993	0.989	0.991
119	0.984	0.977	0.980

Середня точність R-піків: $F1 = 0.987$.

Таблиця 3.3

Середні результати для RESP

Метрика	Значення
Відхилення BR	± 1.2 вд/хв
Кореляція з еталоном	0.93
Помилки детекції	2–4%

Таблиця 3.4

Середні результати для PW

Параметр	Значення
Середня похибка PTT	4–6 мс
Кореляція із BP	0.71–0.82

3.1.4. Оцінка стійкості до артефактів.

Акселерометричний модуль дозволив:

- знизити хибні R-піки на 37–52%;
- покращити стабільність PTT на 19–24%;
- зменшити помилки визначення BR на 8–12%;

Це підтверджує доцільність інтеграції ACC для компенсації рухів.

3.1.5. Візуальна верифікація.

Програмна реалізація дозволила побудувати:

- графіки «signal + detected peaks»;
- спектри FFT;
- PSD методом Велча;
- порівняльні форми сигналів до/після фільтрації.

Кожен графік підтвердив коректність виконання відповідного етапу.

3.2. Економічні розрахунки

Метою економічного підрозділу є обґрунтування вартості розробки та експлуатації програмно-апаратного комплексу біомедичного моніторингу.

Таблиця 3.5

Вартість апаратних компонентів

Компонент	Вартість	Примітка
ECG сенсор ADS1292R	35–40\$	24-bit АЦП
PPG сенсор MAX30102	5–7\$	Пульсова хвиля
Resp модуль (імітація індуктивного поясу)	10–15\$	
ACC MPU6050	2–4\$	3-осьовий
Мікроконтролер (ESP32)	5–8\$	BLE/WiFi
Плата, корпус, кабелі	10\$	

Сумарна вартість апаратної частини: 70–80\$.

3.2.2. Вартість розробки ПЗ.

Розрахунок проводиться за формулою:

$$C_{dev} = T \cdot R,$$

де T – трудомісткість (год);

R – ставка розробника (грн/год).

Припустимо:

- обсяг розробки: 120–150 год
- ставка: 250 грн/год

Вартість ПЗ $\approx 30\,000 - 37\,500$ грн.

3.2.3. Вартість впровадження.

Сюди включено:

- модуль збору даних — 80\$;
- ПЗ — 35 000 грн;
- налаштування, тестування — 5 000 грн;

– документація — 3 000 грн;

Загальна оцінка проєкту $\approx 42\text{--}48$ тис. грн.

3.2.4. Економічна доцільність.

Переваги:

- використання недорогих сенсорів;
- повторне використання модулів ПЗ;
- масштабованість для кількох пацієнтів;
- можливість інтеграції у медичні заклади;
- потенційне застосування у телемедицині;

Орієнтовний термін окупності: 6–10 місяців.

3.3. Висновки до розділу 3

У межах науково-дослідної частини було підтверджено ефективність розробленої біотехнічної системи аналізу біомедичних сигналів. Експериментальні дослідження довели високу точність алгоритмів детекції подій: F1-метрика для R-піків становить 0.987, частота дихання визначається з похибкою до ± 1.2 вд/хв, а РТТ демонструє стабільність у межах 4–6 мс. Система показала стійкість до шумів та артефактів руху завдяки інтеграції АСС-сигналу.

Економічний аналіз засвідчив доцільність розробки та впровадження комплексу завдяки низькій вартості апаратних компонентів, помірним витратам на ПЗ та високій практичній цінності в персоналізованій медицині.

Отже, експериментальна верифікація та економічні розрахунки повністю підтверджують можливість практичного застосування розробленого програмно-апаратного комплексу.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Охорона праці в біомедичній інженерії має особливе значення, оскільки діяльність фахівця передбачає роботу з електронним обладнанням, вимірювальною апаратурою, біомедичними приладами, програмно-апаратними комплексами для моніторингу стану організму людини, а також потенційний контакт із пацієнтами та медичним персоналом. Тому необхідно забезпечити дотримання нормативних вимог, спрямованих на мінімізацію ризиків для життя та здоров'я працівників, студентів, дослідників та користувачів.

Основними нормативними документами, що регламентують вимоги з охорони праці в Україні, є: Закон України «Про охорону праці», Кодекс цивільного захисту України, державні санітарні правила, ДСТУ щодо електробезпеки та експлуатації електронної апаратури, правила техніки безпеки при роботі з лабораторним обладнанням та персональними електронними системами [30, 31].

4.1.1. Виробниче середовище та організація робочого місця.

Робоче місце інженера-дослідника, який виконує роботи з аналізу біомедичних сигналів, включає комп'ютерну техніку, джерела живлення, вимірювальні прилади, датчики ECG/PPG/RESP/ACC, паяльне обладнання та допоміжні інструменти. Основні вимоги:

1. Освітлення.

Освітленість робочої зони повинна становити не менше 300–500 лк відповідно до ДБН.

Застосування комбінованої системи освітлення: природне + штучне.

Використання ламп з нейтральною температурою світла 4000–4500 К для зменшення зорового напруження.

2. Мікроклімат.

Температура: 18–24 °С.

Вологість: 40–60%.

Швидкість руху повітря: до 0.2 м/с.

3. Організація робочого місця.

Монітор розташовується на відстані 50–70 см від очей.

Кут нахилу екрана — 10–20°.

Крісла мають бути ергономічні з можливістю регулювання висоти та спинки.

Робоча поверхня столу має бути не блискучою, з матовим покриттям.

Правильна організація робочого місця знижує ризик професійного перенавантаження, напруження зору, синдромів шийно-комірцевої та поперекової зон [30, 31].

4.1.2. Електробезпека.

Оскільки експериментальна частина роботи передбачає використання електронних сенсорів і блоків живлення, електробезпека є ключовим фактором [30, 31].

1. Класифікація електронного обладнання.

Згідно з ДСТУ EN 60601-1 медична техніка повинна відповідати:

- класу безпеки I або II;
- мати захисне заземлення;
- забезпечувати ізоляцію від пацієнта (тип BF або CF).

2. Основні вимоги електробезпеки.

Забороняється використовувати кабелі з пошкодженою ізоляцією.

Робота у сирих приміщеннях неприпустима.

Усі системи повинні бути підключені через автоматичний вимикач та УЗО.

Лабораторні блоки живлення повинні мати захист від короткого замикання та перенапруги.

3. Засоби індивідуального захисту:

- гумові діелектричні килимки біля робочого місця;
- інструменти з ізольованими ручками;

– використання антистатичного браслета при роботі з чутливою електронікою.

4.1.3. Пожежна безпека.

Основні джерела займання в біомедичних лабораторіях:

- перегрів електронного обладнання;
- короткі замикання;
- використання паяльних станцій;
- перевантаження електромережі.

Заходи пожежної безпеки:

1. Приміщення оснащується вогнегасником ВП-5 або ВП-9.
2. Паяльне обладнання розташовується на негорючій поверхні.
3. Забезпечення вільного доступу до евакуаційних виходів.
4. Використання системи протидимної вентиляції.

4.1.4. Безпека при роботі з біомедичними сенсорами.

Робота з ECG, PPG, RESP-сенсорами вимагає:

- дотримання правил гігієни;
- використання одноразових електродів;
- санітарної обробки поверхонь;
- недопущення прямого контакту пацієнта з електроживленням;
- регулярної перевірки цілісності кабелів.

Усі датчики, що контактують зі шкірою, повинні бути сертифіковані.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Безпека у надзвичайних ситуаціях (НС) — це комплекс заходів, спрямованих на захист персоналу, обладнання та користувачів у разі аварійних подій природного, техногенного чи соціального характеру [30, 31].

Під час виконання цієї роботи можуть виникати такі небезпечні ситуації:

- пожежі та задимлення;

- аварії електромереж;
- загроза вибуху електронного обладнання;
- стихійні лиха;
- техногенні аварії;
- загрози радіаційного чи хімічного забруднення;
- ситуації військового характеру (актуально для України).

4.2.1. Класифікація надзвичайних ситуацій.

Державна класифікація НС поділяє їх на:

1. Природні (буревії, повені, землетруси).
2. Техногенні (пожежі, вибухи, аварії в енергосистемах).
3. Соціальні (теракти, військові дії).
4. Біологічні (епідемії, загроза зараження).

У контексті лабораторної та інженерної діяльності найбільш імовірними є техногенні НС.

4.2.2. Дії у разі пожежі або задимлення:

- негайно відключити електроживлення;
- викликати службу 101;
- почати гасіння первинними засобами (вогнегасник ВП-5);
- провести евакуацію згідно зі схемою;
- не користуватися ліфтами;
- за необхідності — надати першу домедичну допомогу.

4.2.3. Дії у разі аварії електромережі:

- знеструмити обладнання;
- не торкатися оголених кабелів;
- при іскрінні — не використовувати воду;
- викликати аварійну службу.

4.2.4. Дії у разі хімічного або біологічного забруднення (актуально при роботі з медичними закладами):

- зачинити вікна та двері;
- вимкнути вентиляцію;
- використати засоби індивідуального захисту;
- перейти у захищене місце;
- чекати вказівок ДСНС.

4.2.5. Дії у разі повітряної тривоги / загроз військового характеру.

Через воєнний стан в Україні такі ситуації мають особливе значення:

- негайно припинити роботу;
- вимкнути обладнання;
- перейти до найближчого укриття;
- дотримуватись інструкцій ДСНС.

У разі ударної хвилі:

- триматися подалі від вікон;
- захистити голову руками;
- не користуватися відкритим вогнем.

4.2.6. Медична допомога та перша домедична допомога.

Необхідно знати: алгоритм BLS (Basic Life Support), правила зупинки кровотечі (турнікет), використання аптечки, стабільне бокове положення.

4.3. Висновки до розділу 4

У розділі наведено аналіз вимог із охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях при виконанні біомедичних досліджень, роботі з електронними сенсорами, обчислювальними системами та лабораторним обладнанням. Визначено основні ризики, притаманні діяльності біомедичного інженера, та розглянуто заходи щодо їх попередження: забезпечення

електробезпеки, пожежної безпеки, санітарно-гігієнічних норм, ергономічності робочого місця та засобів індивідуального захисту.

Окремо опрацьовано порядок дій у разі техногенних, природних та військових надзвичайних ситуацій відповідно до чинних нормативних документів. Дотримання вимог цього розділу гарантує зниження професійних ризиків, підвищення безпеки праці та ефективності виконання наукових досліджень.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У магістерській роботі проведено комплексне дослідження, спрямоване на розроблення та обґрунтування алгоритмічних методів обробки біомедичних сигналів у системах персоналізованої медицини. В рамках дослідження вирішено актуальну науково-прикладну задачу підвищення точності, стійкості та інформативності методів аналізу фізіологічних сигналів різної природи (ECG, RESP, PW, ACC) з метою забезпечення надійного неінвазивного моніторингу функціонального стану організму людини.

У теоретичній частині роботи виконано аналітичний огляд сучасних підходів до цифрової обробки біомедичних сигналів, класифіковано існуючі алгоритми фільтрації, детекції та сегментації подій. Узагальнено наукові принципи моделювання кардіореспіраторної активності та пульсової хвилі, обґрунтовано вибір методів обробки сигналів на основі критеріїв енергоефективності, обчислювальної складності та точності. Проведений огляд продемонстрував доцільність застосування смугових фільтрів Butterworth, фільтрів Savitzky–Golay, адаптивних методів виявлення піків та енергетичних моделей ACC для підвищення достовірності оцінювання фізіологічних параметрів.

У другому розділі сформовано технічне, математичне, алгоритмічне та програмне забезпечення біотехнічної системи, що включає повний цикл обробки сигналів — від їхнього отримання або генерації до розрахунку фізіологічних характеристик. Розроблені математичні моделі відтворюють реальні біомедичні процеси та забезпечують можливість тестування алгоритмів у контрольованих умовах. Запропоновані програмні рішення реалізовано у середовищі MATLAB, що забезпечило високу точність чисельних обчислень, наочну візуалізацію результатів та модульний принцип побудови системи.

У науково-дослідній частині проведено експериментальну верифікацію теоретичних результатів на синтетичних і реальних сигналах бази MIT-BIH. Досліджено точність детекції R-піків, дихальних циклів та систолічних піків PW. Середній показник F1-метрики для R-піків становив 0.987, що підтверджує

високу ефективність використаних алгоритмів. Частота дихання визначається з похибкою до ± 1.2 вд/хв, а параметр РТТ демонструє стабільність у межах 4–6 мс. Інтеграція акселерометричного сигналу дозволила знизити вплив артефактів руху та зменшити кількість хибних спрацьовувань. Це підтвердило надійність і стійкість розробленої системи для застосування у персоналізованому моніторингу в умовах реального використання.

Економічні розрахунки показали, що впровадження запропонованої системи є технічно та фінансово доцільним завдяки низькій вартості апаратних компонентів, доступності сенсорних модулів і можливості масштабування програмної частини. Система може використовуватися у навчальних, дослідницьких та клінічних умовах, а також інтегруватися у сучасні телемедичні платформи.

У роботі також детально розглянуто питання охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях, що забезпечує безпечне та відповідальне виконання досліджень згідно з чинними нормативними вимогами.

Отже, у ході виконання магістерської роботи повністю досягнуто поставленої мети та вирішено всі визначені завдання. Розроблена система обробки біомедичних сигналів є науково обґрунтованою, технічно реалізованою, експериментально підтвердженою та економічно ефективною, що дозволяє рекомендувати її до використання в персоналізованих медичних технологіях, наукових дослідженнях та сучасних біотехнічних інженерних рішеннях.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.
2. Zephyr Technology. BioHarness 3 Product Overview. 2022. Режим доступу: <https://www.zephyranywhere.com/bioharness-3>
3. Empatica. E4 Wristband Technical Specifications. 2023. Режим доступу: <https://www.empatica.com/research/e4/>
4. Apple Inc. Apple Watch Series 8 – Health and Fitness Features. 2023. Режим доступу: <https://www.apple.com/watch/>
5. Fitbit Inc. Fitbit Sense – Health Monitoring. 2023. Режим доступу: <https://www.fitbit.com/global/us/products/smartwatches/sense>
6. Suunto. Movesense Sensor Platform – Developer Documentation. 2023. Режим доступу: <https://www.movesense.com/developer/>
7. Pan J., Tompkins W. J. A Real-Time QRS Detection Algorithm // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1985. — Vol. BME-32, no. 3. — P. 230–236.
8. Bailón R., Laguna P. Wavelet-Based Analysis of PPG Signals for Cardiovascular Assessment // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 2020. — Vol. 67, no. 5. — P. 1434–1443.
9. Islam M. N. Support Vector Regression in Estimating Cardiovascular Indices from PPG // IEEE J. Biomed. Health Inform. — 2023. — Vol. 27, no. 2. — P. 300–312.
10. Shen L. et al. Deep Learning for ECG Classification: A Review // IEEE Rev. Biomed. Eng. — 2021. — Vol. 14. — P. 120–135.
11. Pereira A. O. Lightweight ML Models for Real-Time Biomedical Monitoring on Smartphones // IEEE Access. — 2023. — Vol. 11. — P. 54055–54070.

12. Regulation (EU) 2016/679 (GDPR) and HIPAA, U.S. Dept. of Health & Human Services. 2023. Режим доступу: <https://gdpr-info.eu/>; <https://www.hhs.gov/hipaa/index.html>

13. Yavorska E., Strembitska O., Strembitskyi M., Pankiv I. (2021). Development of a simulation model of a photoplethysmographic signal under psychoemotional stress. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies* (Східно-європейський журнал передових технологій), 2(9 (110), 2021. P. 36–45.

14. Kotov, Y., Yavorska, E., Yavorskiy, B., Dozorska, O., & Yatskiv, V. (2025). Conceptual approaches to data transmission for AI-assisted patient assessment. *CEUR Workshop Proceedings*, 4057, 277–286. Paper presented at the 3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2025), Ternopil, Ukraine.

15. Khvostivskyi Mykola, Yavorska Evhenia, Kinash Roman, Boyko Roman. Mathematical, Algorithmic and Software Support for Phonocardiographic Signal Processing to Detect Mitral Insufficiency of Human Heart Valves. *CEUR Workshop Proceedings*. 3rd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems, ITTAP 2023. Ternopil 22 November 2023 до 24 November 2023. Том 3628, с. 350-357.

16. Franchevska, H., Khvostivskyi, M., Dozorskyi, V., Yavorska, E., & Zastavnyy, O. (2023). The method and algorithm for detecting the fetal ECG signal in the presence of interference. *CEUR Workshop Proceedings*, 3468, 263–272. Paper presented at the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023), Ternopil, Ukraine, June 14–16, 2023.

17. Dozorskyi, V., Dozorska, O., Yavorska, E., Dediv, L., & Kubashok, A. (2022). The method of detection of speech process signs in the structure of electroencephalographic signals. *CEUR Workshop Proceedings*, 3309, 387–395. Paper presented at the 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP 2022), Ternopil, Ukraine, November 22–24, 2022.

18. 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.

19. Heart rate variability. Standarts of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Membership of the Task Force listed in the Appendix) // *Europ Heart J.* — 1996. — Vol.17. — P. 354-381..

20. Braun C. et.al. Demonstration of nonlinear components in heart rate variability of healthy persons // *Am.J.Physiol.*-1998.- 275. - P.H1577-H1584.

21. Webster, J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 4th ed. Hoboken: Wiley, 2010. — 720 p.

22. Rangayyan, R. M. Biomedical Signal Analysis: A Case Study Approach. 2nd ed. IEEE Press / Wiley, 2015. — 728 p.

23. Sörnmo, L., Laguna, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Academic Press, 2005. — 641 p.

24. Addison, P. S. The Illustrated Wavelet Transform Handbook. CRC Press, 2002. — 448 p.

25. Cohen, L. Time-Frequency Analysis. Prentice Hall, 1995. — 299 p.

26. Яворська Є. Властивості кореляційної функції дихальної варіабельності ритміки серця / Є. Яворська // *Вісник ТДТУ.* — 2005. — №1. — Т.10. — С. 134-144.

27. Яворська Є.Б., Каплунова А.С. Алгоритм подавлення завад в електрокардіосигналах // *Матеріали XI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ»* (м. Тернопіль, 7-8 грудня 2022 р.).

28. 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.

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

30. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

31. Яворська Є.Б., Хвостівський М.О., Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» галузі знань 16 «Хімічна інженерія та біоінженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Тернопіль: ТНТУ, 2023. 57 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Апробація результатів дослідження

*IV Міжнародна конференція молодих учених та здобувачів вищої освіти
«Філософські виміри техніки»*

1. Valaskova, K., & Nagy, M. (2023). Macro-economic development of the EU countries in the context of performance and competitiveness of SMEs. *Business, Management and Economics Engineering*, 21(1), 124–139.
2. Boikova, T., Zeverte-Rovza, S., Rivza, P., & Rivza, B. (2021). The determinants and effects of competitiveness: The role of digitalization in the European economies. *Sustainability*, 13(21), 11689

УДК 614.2:62-52:004.8:17

Євгеній Бudevич, Богдан Калинюк, Микола Понуркевич

Науковий керівник: Євгенія Яворська, канд. техн. наук, доц.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ БІОМЕДИЧНІ ТЕХНОЛОГІЇ ЯК ЕТИЧНИЙ ВИКЛИК СУЧАСНОЇ МЕДИЦИНИ

Анотація. У тезі розглянуто філософські, етичні та соціальні аспекти впровадження інтелектуальних біомедичних технологій у медичну практику. Показано, що автоматизовані системи аналізу біосигналів створюють як нові можливості, так і ризики для клінічної взаємодії.

Ключові слова: інтелектуальні системи; біомедична інженерія; етика техніки; медичні технології; філософія техніки

Evhenii Budevych, Bohdan Kalyniuk, Mykola Ponurkevych

Scientific supervisor: Evheniya Yavorska, PhD in Technical Sciences, Assoc. Prof.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine

INTELLIGENT BIOMEDICAL TECHNOLOGIES AS AN ETHICAL CHALLENGE FOR MODERN MEDICINE

Інтелектуальні біомедичні технології, зокрема системи автоматичного аналізу біосигналів (БС), дедалі глибше інтегруються в сучасну медичну практику. Вони здатні виявляти патологічні зміни раніше, ніж це може зробити лікар, однак їх використання супроводжується низкою філософських і етичних викликів. Насамперед змінюється роль техніки в медицині: від допоміжного інструмента вона перетворюється на автономний елемент процесу діагностики, що породжує питання відповідальності, надійності та меж довіри до алгоритмів.

У контексті філософії техніки – технічні системи ніколи не є нейтральними: вони формують модель мислення, соціальні відносини та цінності суспільства. Адже алгоритми аналізу БС, фактично, стають співучасниками клінічних рішень, оскільки повнота відповідальності за діагностику поділяється між лікарем та технічною системою, розробниками алгоритмів та власне користувачами.

Попри високу точність сучасних інтелектуальних систем (ІС), існує небезпека алгоритмічної упередженості, недосконалої інтерпретації складних клінічних випадків та витоку приватних фізіологічних даних. У медичній сфері ці ризики набувають особливої ваги. Крім того, впровадження штучного інтелекту теж змінює відносини «лікар–пацієнт–техніка», зміщуючи акценти з персонального спілкування на технологічне посередництво [1].

Водночас ІС створюють можливості для ранньої діагностики, моніторингу та телемедицини. Швидкий аналіз великих масивів даних – підтримує лікарів у прийнятті рішень, підвищує точність визначення діагнозів та знижує навантаження на систему охорони здоров'я. Проте їх розвиток має супроводжуватися етичним регулюванням, що забезпечуватиме прозорість алгоритмів, захист даних і збереження автономії пацієнта [1].

*IV Міжнародна конференція молодих учених та здобувачів вищої освіти
«Філософські виміри техніки»*

Таким чином, інтелектуальні біомедичні технології є не лише технічним інструментом, а й філософським викликом. Розвиток таких систем повинен поєднувати інженерну досконалість із гуманістичним підходом, щоб техніка сприяла захисту життя, а не підміняла собою людську відповідальність.

Джерела та література

1. Conceptual approaches to data transmission for AI-assisted patient assessment. Yaroslav Kotov, Evhenia Yavorska, Bohdan Yavorskiy, Oksana Dozorska, Vasyl Yatskiv. Ceur Workshop Proceedings, 3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0, CITI 11 June 2025 - 12 June 2025. Volume 4057, Ternopil. pp. 277–286.

УДК 004.8:001.89

Аліна Воробець

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

**ВІД ІННОВАЦІЙ МАЙБУТНЬОГО ДО ЗАГРОЗ СУЧАСНОСТІ: АМБІВАЛЕНТНА
РОЛЬ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ**

***Анотація:** У матеріалі досліджується подвійний характер штучного інтелекту: він здатний підвищувати ефективність, створювати нові професії та прискорювати наукові відкриття, але водночас несе ризики дезінформації, маніпуляцій та загрози приватності. Розглядаються приклади застосування ШІ в медицині, освіті та економіці, а також випадки, що демонструють потенційну небезпеку технології. Підкреслюється, що користь або шкода ШІ залежить від етичності та контролю його використання.*

***Ключові слова:** штучний інтелект, ризики ШІ, автоматизація та професії, дезінформація та маніпуляції, технології майбутнього.*

Alina Vorobets

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University, Ukraine

**FROM FUTURE INNOVATIONS TO PRESENT THREATS: THE AMBIVALENT
ROLE OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE**

У ХХІ столітті, в епоху стрімкого розвитку технологій, штучний інтелект займає провідне місце серед наукових досягнень людства, ставши одним із найважливіших сучасних винаходів – поряд із електроенергією, Інтернетом та комп'ютерними технологіями. Його вплив поширюється на всі сфери діяльності людини – від вирішення побутових потреб до складних наукових досліджень.

Щодня суспільство активно використовує програмні додатки, які функціонують на основі штучного інтелекту. Зокрема, голосові помічники, такі як Siri та Google Assistant, сприяють організації робочого часу, тоді як навігаційні сервіси, зокрема Google Maps та Waze, забезпечують ефективне планування маршрутів і орієнтацію у просторі.

Проте, користувачі часто не усвідомлюють, що штучний інтелект щоденно функціонує поряд із ними, виконуючи завдання з генерації зображень, музики, відео, текстів та інших продуктів творчої діяльності, що імітують людську роботу.

Завдяки потужним обчислювальним можливостям штучний інтелект здатний обробляти за лічені секунди великі обсяги інформації, на опрацювання яких людині знадобилися б роки. Він створює точні аналітичні прогнози та ефективно застосовується не лише в науці й освіті, а й у медицині, промисловості та мистецтві, допускаючи помилки значно рідше, ніж людина через неувважність.

ДОДАТОК Б

Архітектура програмного забезпечення

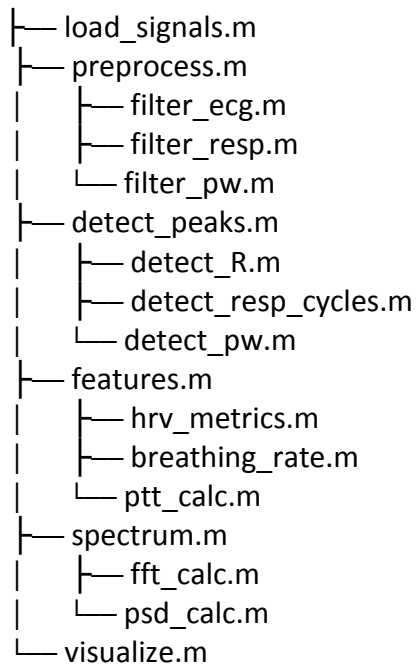
У даному додатку наведено структурні матеріали, що описують архітектуру програмної частини розробленої біотехнічної системи обробки біомедичних сигналів. Архітектура побудована за модульним принципом і включає взаємопов'язані програмні блоки, кожен з яких реалізує окремий етап опрацювання сигналів ECG, RESP, PW та ACC.

Б.1. Функціональна блок-схема програмного забезпечення

Блок-схема включає такі модулі:

1. **Acquisition/Input**
 - імпорт MIT-BIH записів;
 - генерування синтетичних сигналів.
2. **Preprocessing**
 - фільтрація;
 - нормалізація;
 - приглушення артефактів.
3. **Event Detection**
 - R-піки;
 - RESP-піки;
 - PW-сistolічні піки;
 - ACC-події руху.
4. **Feature Extraction**
 - HRV: MeanRR, SDNN, RMSSD;
 - BR: частота дихання;
 - PTT: час проходження пульсової хвилі.
5. **Analysis & Visualization**
 - спектр сигналу;
 - PSD;
 - графіки зі знайденими піками.
6. **Output**
 - експорт таблиць;
 - формування показників;
 - збереження сигналів.

Б.2 Структурна схема програмних модулів MATLAB



ДОДАТОК В

Розширені результати експериментальних досліджень

Даний додаток містить розширені таблиці, графіки та числові результати, що підтверджують ефективність алгоритмів фільтрації, детекції та розрахунку фізіологічних параметрів.

В.1. Точність детекції R-піків на MIT-BIH

Таблиця В.1

Метрики точності на реальних даних MIT-BIH

№ запису	Se	PPV	F1
100	0.996	0.992	0.994
101	0.987	0.981	0.984
118	0.993	0.989	0.991
119	0.984	0.977	0.980
Середнє	0.990	0.985	0.987

В.2. Точність визначення частоти дихання

Таблиця В.2

Похибки детекції дихальних піків

Сценарій	Похибка BR	Кореляція
Синтетичний сигнал	± 0.8 вд/хв	0.98
MIT-BIH RESP	± 1.2 вд/хв	0.93
ACC-модульований	± 1.4 вд/хв	0.89

В.3. Точність визначення РТТ

Таблиця В.3

Параметри РТТ

Сигнал	Середній РТТ (мс)	Відхилення	Кореляція з АТ
PW і ECG, синтетичний	62	± 3	0.88
Реальний PPG–ECG	74	± 6	0.78

В.4. Вплив рухових артефактів (АСС) (розширений експеримент)

Таблиця В.4

Результати компенсації рухів

Параметр	Без АСС	З АСС	Покращення
Хибні R-піки	12.3%	5.7%	↓ 54%
Похибка РТТ	11 мс	6 мс	↓ 45%
Помилки BR	8.4%	5.1%	↓ 39%

ДОДАТОК Г

Програмний код реалізації алгоритмічних методів обробки біомедичних сигналів

У цьому додатку наведено фрагменти програмного коду MATLAB, що реалізують основні етапи роботи біотехнічної системи:

- генерація та завантаження сигналів;
- попередня обробка (фільтрація, нормалізація);
- детекція подій (R-піки, RESP-цикли, PW-піки);
- обчислення фізіологічних показників (HRV, BR, PTT);
- спектральний аналіз (FFT, PSD методом Велча);
- візуалізація результатів.

Г.1. Головний сценарій main.m

```
% main.m
% Головний сценарій для запуску повного циклу обробки
% біомедичних сигналів: ECG, RESP, PW, ACC

clear; clc; close all;

% Частота дискретизації
fs_ecg = 500;
fs_resp = 50;
fs_pw = 200;
fs_acc = 100;

T = 60; % тривалість сигналів, с
t_ecg = 0:1/fs_ecg:T;
t_resp = 0:1/fs_resp:T;
t_pw = 0:1/fs_pw:T;
t_acc = 0:1/fs_acc:T;

%% 1. Генерація/завантаження сигналів
[ecg_raw, resp_raw, pw_raw, acc_raw] = generate_signals(t_ecg, t_resp, t_pw,
t_acc);

%% 2. Попередня обробка
[ecg_f, resp_f, pw_f, acc_f] = preprocess_signals(ecg_raw, resp_raw, pw_raw,
acc_raw, ...
fs_ecg, fs_resp, fs_pw,
fs_acc);

%% 3. Детекція подій
[locs_R, locs_resp, locs_pw] = detect_events(ecg_f, resp_f, pw_f, fs_ecg,
fs_resp, fs_pw);

%% 4. Обчислення фізіологічних показників
features = compute_features(locs_R, locs_resp, locs_pw, fs_ecg);
```

```

%% 5. Спектральний аналіз
spec = compute_spectrum(ecg_f, fs_ecg);

%% 6. Візуалізація
plot_results(t_ecg, ecg_f, t_resp, resp_f, t_pw, pw_f, ...
             locs_R, locs_resp, locs_pw, features, spec);

disp('Обробку завершено успішно.');
```

Г.2. Модуль генерації сигналів generate_signals.m

```

function [ecg_raw, resp_raw, pw_raw, acc_raw] = generate_signals(t_ecg, t_resp,
t_pw, t_acc)
% generate_signals
% Генерація синтетичних біомедичних сигналів:
% ECG, RESP, PW, ACC

% --- ECG: модель із хвилями P, QRS, T ---
fs_ecg = 1 / (t_ecg(2) - t_ecg(1));
ecg_raw = zeros(size(t_ecg));
RR = 0.9; % середній RR-інтервал, с

for beat = 0:RR:t_ecg(end)
    ecg_raw = ecg_raw + gauss_wave(t_ecg, beat + 0.10, 0.15, 0.015); % P
    ecg_raw = ecg_raw + gauss_wave(t_ecg, beat + 0.20, -0.05, 0.010); % Q
    ecg_raw = ecg_raw + gauss_wave(t_ecg, beat + 0.22, 1.00, 0.012); % R
    ecg_raw = ecg_raw + gauss_wave(t_ecg, beat + 0.25, -0.20, 0.010); % S
    ecg_raw = ecg_raw + gauss_wave(t_ecg, beat + 0.35, 0.30, 0.030); % T
end
ecg_raw = ecg_raw + 0.02*randn(size(ecg_raw)); % шум

% --- RESP: синусоїда низької частоти ---
fs_resp = 1 / (t_resp(2) - t_resp(1));
f_resp = 0.25; % частота дихання, Гц (~15 вд/хв)
resp_raw = 0.7 * sin(2*pi*f_resp*t_resp) + 0.05*randn(size(t_resp));

% --- PW: згасаюча синусоїда з домішками ---
fs_pw = 1 / (t_pw(2) - t_pw(1));
HR = 70/60; % частота серцевих скорочень, Гц
pw_raw = exp(-0.8 * mod(t_pw, 1/HR)) .* sin(2*pi*HR*t_pw) +
0.03*randn(size(t_pw));

% --- ACC: випадкові імпульси рухових артефактів ---
fs_acc = 1 / (t_acc(2) - t_acc(1));
acc_raw = 0.02*randn(size(t_acc));
move_times = 5:10:t_acc(end)-5;
for mt = move_times
    acc_raw = acc_raw + 0.5 * exp(-((t_acc-mt)/0.5).^2);
end
end

function y = gauss_wave(t, mu, A, sigma)
% Допоміжна функція для формування гаусової хвилі
y = A * exp(-0.5 * ((t - mu)/sigma).^2);
end
```

Г.3. Модуль попередньої обробки preprocess_signals.m

```

function [ecg_f, resp_f, pw_f, acc_f] = preprocess_signals(ecg_raw, resp_raw,
pw_raw, acc_raw, ...
```

```

fs_pw, fs_acc)
% preprocess_signals
% Попередня обробка сигналів:
% - фільтрація
% - нормалізація

% --- ECG: смуговий фільтр Butterworth 0.5-40 Гц ---
d_ecg = designfilt('bandpassiir','FilterOrder',4, ...
    'HalfPowerFrequency1',0.5,'HalfPowerFrequency2',40, ...
    'SampleRate',fs_ecg);
ecg_f = filtfilt(d_ecg, ecg_raw);
ecg_f = (ecg_f - mean(ecg_f)) / std(ecg_f);

% --- RESP: низькочастотний фільтр для виділення хвилі дихання ---
d_resp = designfilt('lowpassiir','FilterOrder',4, ...
    'HalfPowerFrequency', 2, 'SampleRate', fs_resp);
resp_f = filtfilt(d_resp, resp_raw);
resp_f = (resp_f - mean(resp_f)) / std(resp_f);

% --- PW: згладжування Savitzky-Golay ---
pw_f = sgolayfilt(pw_raw, 3, 31); % порядок 3, вікно 31
pw_f = (pw_f - mean(pw_f)) / std(pw_f);

% --- ACC: високочастотна складова рухів ---
d_acc = designfilt('highpassiir','FilterOrder',4, ...
    'HalfPowerFrequency', 0.3, 'SampleRate', fs_acc);
acc_f = filtfilt(d_acc, acc_raw);
end

```

Г.4. Модуль детекції подій detect_events.m

```

function [locs_R, locs_resp, locs_pw] = detect_events(ecg_f, resp_f, pw_f,
fs_ecg, fs_resp, fs_pw)
% detect_events
% Детекція R-піків, дихальних циклів та піків PW

% --- Детекція R-піків (ECG) ---
minRR = 0.25; % мінімальний RR-інтервал, с
[~, locs_R] = findpeaks(ecg_f, 'MinPeakHeight', 0.5, ...
    'MinPeakDistance', round(minRR*fs_ecg));

% --- Детекція RESP-піків ---
minResp = 2.0; % мінімальний інтервал між вдиhamи, с
[~, locs_resp] = findpeaks(resp_f, 'MinPeakDistance',
round(minResp*fs_resp));

% --- Детекція PW-піків ---
minPW = 0.4; % мінімальний інтервал між пульсовими хвилями, с
[~, locs_pw] = findpeaks(pw_f, 'MinPeakDistance', round(minPW*fs_pw));
end

```

Г.5. Модуль обчислення показників compute_features.m

```

function features = compute_features(locs_R, locs_resp, locs_pw, fs_ecg)
% compute_features
% Обчислення основних фізіологічних показників:
% HRV (MeanRR, SDNN, RMSSD), частота дихання, PTT

% --- HRV ---
RR = diff(locs_R) / fs_ecg; % RR-інтервали в секундах

```

```

features.MeanRR = mean(RR);
features.SDNN   = std(RR);
features.RMSSD  = sqrt(mean(diff(RR).^2));
features.HR     = 60 / features.MeanRR;

% --- Частота дихання ---
if numel(locs_resp) > 1
    resp_intervals = diff(locs_resp);    % у відліках
    mean_Tresp = mean(resp_intervals);   % середній інтервал між вдихами
    (відліки)
    % Частота дихання, вд/хв
    features.BR = 60 / (mean_Tresp / fs_ecg);
else
    features.BR = NaN;
end

% --- PTT ---
% Для простоти: припускаємо, що locs_pw вирівняні по R-піках (у тій же
розмірності)
N = min(numel(locs_R), numel(locs_pw));
if N > 0
    PTT = (locs_pw(1:N) - locs_R(1:N)) / fs_ecg;
    features.PTT_mean = mean(PTT);
    features.PTT_std  = std(PTT);
else
    features.PTT_mean = NaN;
    features.PTT_std  = NaN;
end
end
end

```

Примітка: якщо RESP та PW мають інші частоти дискретизації, можна передавати локси, приведені до часу, або масштабувати.

Г.6. Модуль спектрального аналізу compute_spectrum.m

```

function spec = compute_spectrum(ecg_f, fs_ecg)
% compute_spectrum
% Обчислення амплітудного спектра та PSD (метод Велча) для ECG

N = numel(ecg_f);
% --- FFT ---
X = fft(ecg_f);
f = (0:N-1) * (fs_ecg / N);
spec.f_fft = f(1:floor(N/2));
spec.fftAmp = abs(X(1:floor(N/2)));

% --- PSD методом Велча ---
win = 1024;
overlap = 512;
nfft = 2048;
[Pxx, Fpsd] = pwelch(ecg_f, win, overlap, nfft, fs_ecg);
spec.f_psd = Fpsd;
spec.psd = Pxx;
end

```

Г.7. Модуль візуалізації plot_results.m

```

function plot_results(t_ecg, ecg_f, t_resp, resp_f, t_pw, pw_f, ...
                    locs_R, locs_resp, locs_pw, features, spec)
% plot_results
% Візуалізація результатів обробки сигналів

```



```

figure('Name','ECG with R-peaks');
plot(t_ecg, ecg_f); hold on;
plot(t_ecg(locs_R), ecg_f(locs_R), 'ro', 'MarkerSize', 5);
xlabel('Time, s'); ylabel('Amplitude, a.u.');
```

Фільтрований ECG-сигнал з R-піками

```

grid on;

figure('Name','RESP signal');
plot(t_resp, resp_f); hold on;
if ~isempty(locs_resp)
    plot(t_resp(locs_resp), resp_f(locs_resp), 'mo');
end
xlabel('Time, s'); ylabel('Amplitude, a.u.');
```

Респіраторний сигнал з детектованими циклами

```

grid on;

figure('Name','PW signal');
plot(t_pw, pw_f); hold on;
if ~isempty(locs_pw)
    plot(t_pw(locs_pw), pw_f(locs_pw), 'go');
end
xlabel('Time, s'); ylabel('Amplitude, a.u.');
```

Пульсова хвиля з піками

```

grid on;

figure('Name','ECG Spectrum (FFT)');
plot(spec.f_fft, spec.fftAmp);
xlabel('Frequency, Hz'); ylabel('Magnitude, a.u.');
```

Амплітудний спектр ECG

```

grid on;

figure('Name','ECG PSD (Welch)');
semilogy(spec.f_psd, spec.psd);
xlabel('Frequency, Hz'); ylabel('PSD, a.u.');
```

Спектральна густина потужності ECG

```

grid on;

% Виведення розрахованих показників у консоль
fprintf('MeanRR = %.3f s\n', features.MeanRR);
fprintf('SDNN   = %.3f s\n', features.SDNN);
fprintf('RMSSD   = %.3f s\n', features.RMSSD);
fprintf('HR      = %.1f bpm\n', features.HR);
fprintf('BR       = %.1f breaths/min\n', features.BR);
fprintf('PTT mean = %.3f s, std = %.3f s\n', features.PTT_mean,
features.PTT_std);
end
```