

:

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: **Метод, алгоритм та програмне забезпечення детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах**

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

(шифр і назва спеціальності)

	<u>Гринчишин В.І.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Керівник	<u>Гевко О.В.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<u>Хвостівський М.О.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<u>Яворська Є.Б.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Рецензент	<u>Хвостівська Л.В.</u> (підпис) (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)

«24» листопада 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Гринчишин Віталій Іванович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод, алгоритм та програмне забезпечення детектування наявності плідової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

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

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

Затверджені наказом ректора від « 24 » листопада 2025 року № 4/7-1019.

2. Термін подання студентом завершеної роботи

3. Вихідні дані до роботи : Об'єкт дослідження: процес детектування наявності плідової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах. Предмет дослідження: метод та алгоритм обробки абдомінальних ЕКГ-записів з метою детектування наявності плідової серцевої актив.

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

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДЕТЕКТУВАННЯ ПЛІДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ

РОЗДІЛ 2. МОДЕЛЬ ТА АЛГОРИТМ ДЕТЕКТУВАННЯ НАЯВНОСТІ ПЛІДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ

РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ В МАТЛАВ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДЕТЕКТУВАННЯ НАЯВНОСТІ ПЛІДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ

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

1. Актуальність роботи

2. Математична модель абдомінального ЕКГ-сигналу

3. Метод детектування наявності плідової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

4. Алгоритм детектування наявності плідової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

5. Результати детектування наявності плідової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

6. Наукова новизна

7. Загальні висновки

6. Консультанти розділів роботи

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

7. Дата видачі завдання 24.11.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Гринчишин В.І.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Гевко О.В.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод, алгоритм та програмне забезпечення детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах»
// Кваліфікаційна робота // Гринчишин Віталій Іванович // ТНТУ, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2025 // с. –112, рис. – 13, табл. – 5, додат. – 3, бібліогр. – 24.

Ключові слова: абдомінальний ЕКГ-сигнал, фетальний ЕКГ-сигнал, детектування серцевої активності плода, вейвлет-перетворення, шаблонне віднімання, MATLAB.

В роботі розроблено метод, алгоритм та програмне забезпечення для автоматизованого детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах. Проведено аналіз сучасних методів виділення фетального ЕКГ-сигналу, визначено їх обмеження в умовах низького співвідношення сигнал/шум і значних завад. Побудовано математичну модель абдомінального ЕКГ-сигналу як суміші материнського, плодових та шумових компонент, сформульовано модель гіпотез для задачі детектування. Запропоновано метод, який поєднує адаптивне шаблонне віднімання материнського комплексу із мультишкальним вейвлет-аналізом у базисі Добеші та локальними фізіологічними критеріями. Розроблено алгоритм та програмне забезпечення в MATLAB, що реалізує всі етапи обробки сигналу та автоматично формує висновок про наявність плодової серцевої активності. Проведені експериментальні дослідження підтвердили стійкість та ефективність запропонованого методу в умовах сильно зашумлених абдомінальних ЕКГ-записів.

ANNOTATION

Theme of qualification work: «Method, Algorithm, and Software for Detecting the Presence of Fetal Cardiac Activity in Abdominal ECG Recordings» // Hrynychshyn Vitalii // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering group RBm-61 // Ternopil, 2025 // p. – 112, fig. – 13, tab. - 0, add. – 2, bibliography -24.

Keywords: abdominal ECG signal, fetal ECG signal, fetal heart activity detection, wavelet transform, template subtraction, MATLAB.

The work presents a method, algorithm and software designed for automated detection of fetal cardiac activity in abdominal ECG recordings. A comprehensive review of modern approaches to fetal ECG signal extraction is conducted and their limitations under low signal-to-noise ratio and significant interference are identified. A mathematical model of the abdominal ECG signal as a mixture of maternal, fetal and noise components is developed, along with a hypothesis-based formulation of the detection problem. The proposed method combines adaptive maternal ECG template subtraction with multiscale wavelet analysis using Daubechies wavelets and physiological decision criteria. An algorithm and MATLAB-based software were developed to perform all processing stages and to automatically determine the presence of fetal heart activity. Experimental studies demonstrated the robustness and effectiveness of the proposed approach under highly noisy abdominal ECG conditions.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДЕТЕКТУВАННЯ ПЛОДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ.....	12
1.1 Фізіологічні основи формування материнського та плодових ЕКГ-сигналів.....	12
1.2 Джерела завад та особливості їх впливу.....	15
1.2.1 Материнська електрокардіограма як домінантна завада.....	15
1.2.2 М'язові артефакти (ЕМГ).....	16
1.2.3 Рухові артефакти матері та плода.....	16
1.2.4 Дихальні рухи матері.....	17
1.2.5 Контактні та електродні шуми.....	17
1.2.6 Індустріальні та електромагнітні завади.....	17
1.2.7 Внутрішньо-органні та фізіологічні шуми.....	18
1.3 Огляд існуючих методів детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах.....	18
1.3.1 Загальна модель суміші сигналів.....	18
1.3.2 Метод шаблонного (матричного) віднімання материнського комплексу (Maternal Beat Subtraction / Template Subtraction).....	19
1.3.3 Адаптивні фільтри (LMS, RLS та ін.).....	20
1.3.4 Методи «Blind Source Separation» (ICA, PCA, SOBI та ін.).....	21
1.3.5 Калманівські фільтри і розширений Калман (EKF, Extended State Kalman).....	22
1.3.6 Вейвлет-методи та матчені фільтри (wavelet denoising, matched filtering).....	23
1.3.7 Емпіричний режимний розклад (EMD) і суміжні нелінійні методи.....	24
1.3.8 Гібридні та сучасні підходи: поєднання методів і машинне навчання (включаючи глибинні мережі).....	24
1.4 Необхідність первинного детектування фЕКГ та обґрунтування актуальності вейвлет-обробки.....	25
1.5 Висновки до розділу 1.....	27

РОЗДІЛ 2. МОДЕЛЬ ТА АЛГОРИТМ ДЕТЕКТУВАННЯ НАЯВНОСТІ ПЛОДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ.....	29
2.1 Математична модель абдомінального ЕКГ-сигналу.....	29
2.1.1. Загальна структура сигналу.....	29
2.1.2 Моделювання кардіосигналів матері та плоду.....	30
2.1.3 Модель завад у абдомінальному ЕКГ-сигналі.....	30
2.1.4 Просторова модель для багатоканального абдомінального ЕКГ-сигналу.....	31
2.1.5 Математична постановка задачі виділення ЕКГ-сигналу плоду.....	31
2.1.6 Модель детектування наявності плодової серцевої активності.....	32
2.2 Метод детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах.....	33
2.2.1 Попередня обробка (Pre-filtering).....	34
2.2.2 Детекція R-піків материнського ЕКГ-сигналу.....	34
2.2.3 Побудова материнського шаблону та віднімання.....	35
2.2.4 Підсилення плодового ЕКГ-сигналу.....	36
2.2.5 Дискретне вейвлет-перетворення (DWT) та мультишкальний показник.....	36
2.2.6 Вейвлет індикатор та маскування.....	37
2.2.7 Локальний адаптивний поріг.....	37
2.2.8 Детекція R-піків плоду.....	38
2.2.9 Усереднення сегментів та CWT.....	38
2.3 Алгоритм детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах.....	39
2.4 Висновки до розділу 2.....	43
РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ В МАТЛАВ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДЕТЕКТУВАННЯ НАЯВНОСТІ ПЛОДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ.....	44
3.1 Програмне забезпечення для детектування наявності плодової серцевої активності.....	44
3.1.1 Початкове очищення робочого середовища.....	44
3.1.2 Параметри сигналу та фільтрації.....	44

	8
3.1.3 Завантаження сигналу або синтез.....	46
3.1.4 Фільтрація та детекція материнських R-піків.....	46
3.1.5 Створення материнського шаблону та його віднімання.....	49
3.1.6 Підсилення фетального сигналу через смуговий фільтр 20–70 Гц.....	50
3.1.7 DWT-мультишкальний добуток.....	51
3.1.8 Вейвлет індикатор.....	53
3.1.9 Маска навколо материнських R.....	54
3.1.10 Локальний адаптивний поріг.....	55
3.1.11 Пошук піків.....	56
3.1.12 Перевірка періодичності RR та рішення.....	59
3.1.13 Витягування фетальних комплексів.....	60
3.1.14 CWT.....	62
3.1.15 Візуалізація результатів.....	65
3.1.16 CWT та усередненими фетальними сигналами.....	67
3.2 Результати детектування.....	71
3.3 Висновки до розділу 3.....	81
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	83
4.1 Охорона праці.....	83
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	85
4.3 Висновки до розділу 4.....	88
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	89
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	91
ДОДАТКИ.....	95
ДОДАТОК А. Теза конференції (скан-копія).....	96
ДОДАТОК Б. Програмне забезпечення детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах.....	105

ВСТУП

Актуальність роботи

Сучасні системи пренатального моніторингу потребують надійних та неінвазивних засобів контролю стану плода, зокрема оцінювання його серцевої діяльності. Одним із найбільш перспективних методів є реєстрація плодового ЕКГ-сигналу з поверхні живота вагітної жінки. Однак абдомінальні ЕКГ-записи містять складну суміш ЕКГ-сигналу матері, ЕКГ-сигналу плоду та широкого спектра завад, що значно ускладнює обробку сигналу та подальший аналіз частоти серцевих скорочень плода.

Огляд сучасних методів демонструє, що існуючі підходи – шаблонне віднімання материнського ЕКГ-сигналу, адаптивні фільтри, методи сліпого розділення джерел (ICA, PCA, SOBI), нелінійні фільтри стану (EKF), гібридні та ML-рішення – мають суттєві обмеження. Значна частина методів орієнтована на повне виділення ЕКГ-сигналу плоду або реконструкцію його морфології, але не вирішує базового, первинного завдання – визначення факту наявності плодової серцевої активності у записі. За умов низького співвідношення сигнал/шум, перекривання материнських і фетальних комплексів та високої варіабельності завад традиційні підходи втрачають стійкість або потребують кількох каналів, референсних грудних відведень чи високої обчислювальної складності.

У таких умовах особливої значущості набувають методи, здатні визначити сам факт присутності ЕКГ-сигналу плоду, що необхідно для уникнення хибних сплесків, помилкової оцінки ЧСС плода та некоректного запуску складних алгоритмів екстракції. Окрему увагу привертає вейвлет-обробка, яка забезпечує унікальну часово-частотну локалізацію короткотривалих високочастотних компонент, властивих фетальним QRS-комплексам, та не потребує багатоканальних відведень чи стабільної морфології материнського ЕКГ-сигналу.

Таким чином, актуальність роботи полягає у створенні методу, алгоритму та програмного забезпечення, здатних надійно та автоматизовано визначати наявність плодової серцевої активності в складному абдомінальному ЕКГ-сигналі, що є

критичною умовою для коректного пренатального моніторингу, своєчасної діагностики та запобігання ризикам для плода.

Мета роботи: розробити метод, алгоритм та програмне забезпечення для автоматизованого детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах на основі багатоступеневої обробки сигналів і вейвлет-обробки.

Задачі дослідження:

1. Дослідити та систематизувати сучасні методи виявлення та екстракції ЕКГ-сигналу плоду, оцінити їхні переваги та недоліки у задачі детектування.
2. Побудувати математичну модель абдомінального ЕКГ-сигналу як адитивної суміші ЕКГ-сигналів плоду, матерів та шумів, а також сформулювати модель гіпотез для задачі детектування наявності плодової серцевої активності.
3. Розробити метод детектування ЕКГ-сигналу плоду, який передбачає послідовне виконання попередньої фільтрації та виділення ЕКГ-сигналу матері, побудову материнського шаблону, адаптивну субтракцію ЕКГ-сигналу, підсилення фетальної смуги частот, застосування дискретного вейвлет-перетворення, формування мультишкального вейвлет-індикатора та використання локального адаптивного порогу з урахуванням фізіологічних критеріїв.
4. Розробити алгоритм детектування наявності плодової серцевої активності детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах, що забезпечує автоматизоване прийняття рішення на основі обчислених ознак.
5. Розробити програмне забезпечення в MATLAB, що забезпечує візуалізацію всіх етапів обробки та формування підсумкового висновку про наявність ЕКГ-сигналу плоду.
6. Провести експериментальні дослідження роботи алгоритму та програмного забезпечення, оцінити стійкість методу в умовах завад, перевірити коректність детекції наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах.

Об'єкт дослідження: процес детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

Предмет дослідження: метод та алгоритм обробки абдомінальних ЕКГ-записів з метою детектування наявності плодової серцевої активності.

Наукова новизна: розроблено метод детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах, який реалізовано шляхом поєднання адаптивної субтракції ЕКГ-сигналу матері із мультишкальним вейвлет-аналізом в базисі Добеші та локальними фізіологічними критеріями; що дозволило забезпечити стійке й надійне виявлення фетальних компонент навіть за умов низького співвідношення сигнал/шум та значних завад.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДЕТЕКТУВАННЯ ПЛОДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ
АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ

1.1 Фізіологічні основи формування материнського та плодових ЕКГ-сигналів

ЕКГ-сигнал матері та плода відображає електричну активність їхніх серцевих м'язів, яка формується у результаті генерації та проведення електричних імпульсів спеціалізованою системою провідності.

На рис. 1.1 показано середовище, через яке струм, що генерує фетальний ЕКГ-сигнал (фЕКГ), проводиться до поверхні живота матері (приблизно на 30 тижні вагітності), де він потім записується. Існує багато шарів біоматеріалу з різними діелектричними.

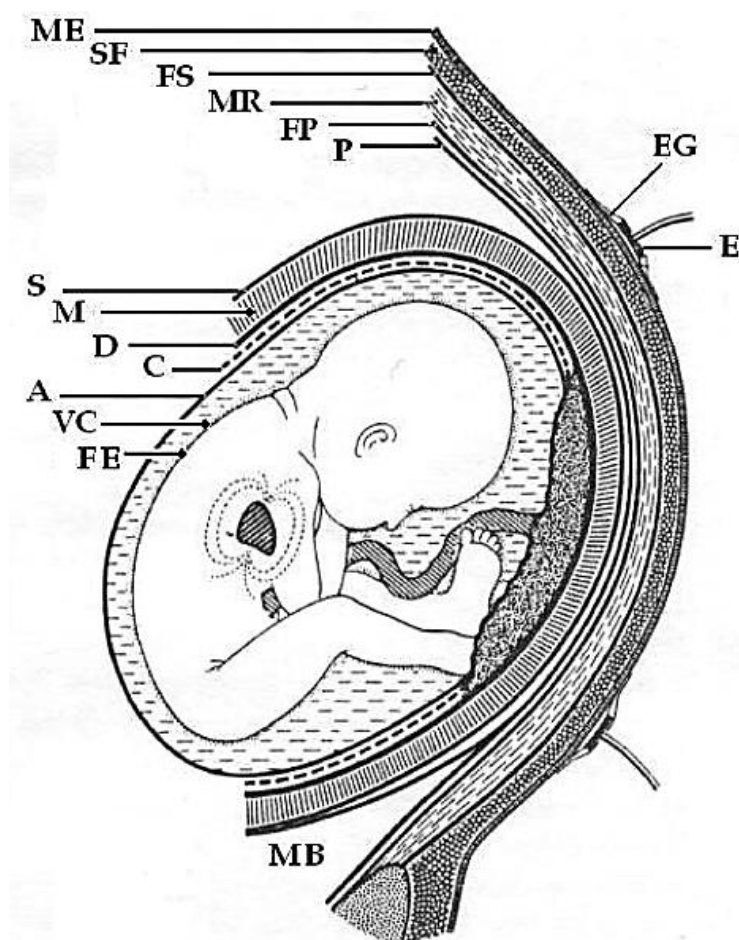


Рис.1.1. Середовище, через яке струм, що генерує фЕКГ [6]

У випадку абдомінальних ЕКГ-записів (аЕКГ) на поверхні живота вагітної реєструється сумарний електричний потенціал, який є накладанням декількох компонент: материнської ЕКГ (мЕКГ), ЕКГ-сигналу плоду (фЕКГ) та різноманітних фізіологічних і технічних завад (рис.1.2)

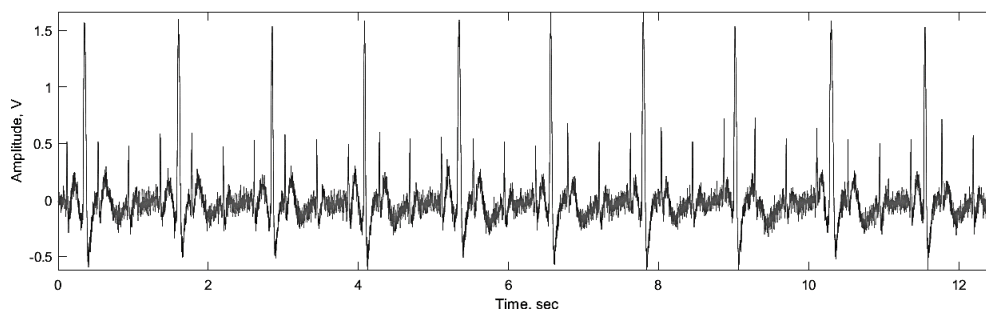


Рис. 1.2. Суміш ЕКГ плоду та інших завад

Розуміння механізмів формування цих сигналів є критично важливим для побудови ефективних методів відокремлення та детектування серцевої активності плода (рис.1.2).

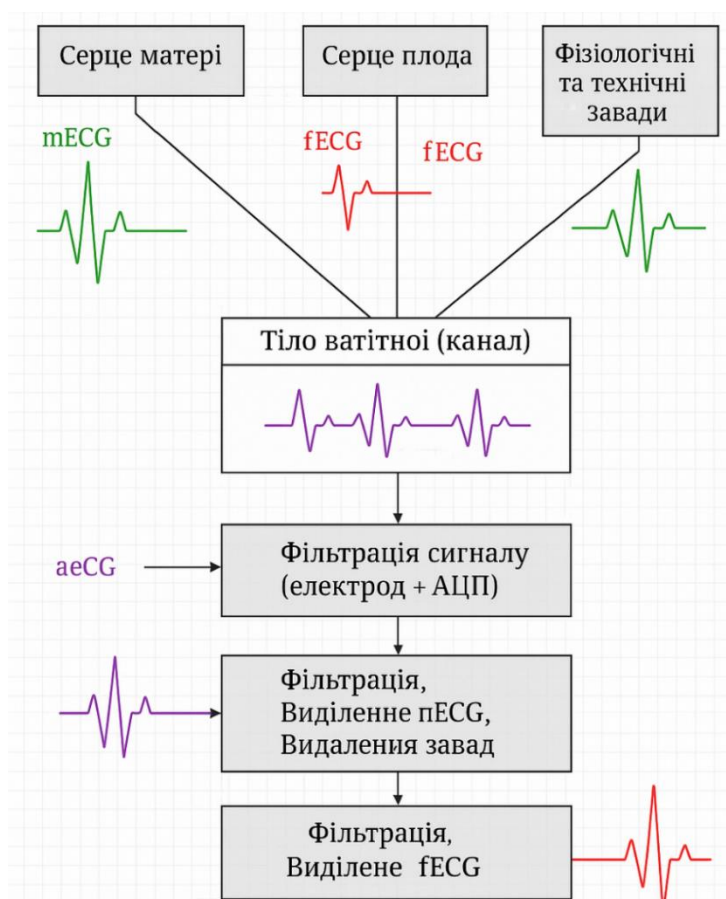


Рис.1.2. Схема формування та реєстрації абдомінального ЕКГ-сигналу

Серце плода починає генерувати електричну активність приблизно з 5–6 тижня вагітності. Уже з другого триместру фЕКГ має чіткі комплекси QRS і хвилю Р, хоча їх амплітуда суттєво нижча, ніж у дорослого серця, через менший розмір міокарда та недостатню потужність джерела електричного поля [1]. ЧСС плода зазвичай становить 120–160 уд./хв., тоді як у матері – 60-100 уд./хв., що забезпечує характерну часову рознесеність комплексів та дає можливість алгоритмам диференціювати джерела активності.

Провідна система серця плода має таку саму анатомічну структуру, як і в дорослої людини: вона складається із синусового та атріовентрикулярного вузлів, пучка Гіса та волокон Пуркінє. Проте її функціональна зрілість формується поступово, що впливає на тривалість і форму хвиль ЕКГ. Для плода характерні коротші інтервали PQ та QRS, а також підвищена варіабельність ЧСС, пов'язана з розвитком автономної регуляції [2].

Абдомінальний ЕКГ-сигнал являє собою результат просторового та електричного змішування кількох джерел у біоелектричному провідному середовищі. Материнська ЕКГ має значно більшу амплітуду (від 0,5 до 1,5 мВ), тоді як амплітуда фЕКГ у більшості випадків не перевищує 10–50 мкВ. Це створює співвідношення сигналів, де мЕКГ є домінуючим компонентом і може перевищувати фЕКГ у 20-50 разів [3].

Середовище проведення електричного сигналу – тканини черевної стінки, матки, навколоплідні води – має неоднорідну провідність. Це призводить до додаткового спотворення плодових потенціалів:

- зменшення амплітуди через просторове розсіювання;
- приглушення високочастотних компонентів;
- зміну полярності залежно від положення плода;
- варіабельність форми QRS-комплексу.

Важливо, що фЕКГ може змінюватися у часі залежно від рухів плода та його орієнтації, що ускладнює стабільність параметрів сигналу й унеможливорює використання фіксованих моделей.

На формування аЕКГ впливають зміни фізіологічних параметрів вагітної:

- Зміна товщини абдомінальних тканин – збільшення підшкірної жирової клітковини та розтягнення м'язів знижує рівень провідності.
- Підвищена активність гладкої мускулатури матки – призводить до появи низькочастотних коливань.
- Рухи плода – створюють епізодичні сплески електроміографічної активності.

У результаті фЕКГ виявляється «зануреним» у складну суміш сигналів, де материнська ЕКГ є домінантою, а шумові компоненти значною мірою перекривають низькоамплітудні хвилі плода. Це створює об'єктивні труднощі для детектування і підкреслює потребу у спеціалізованих алгоритмах фільтрації, відокремлення і виявлення QRS-комплексів плода [1-3].

1.2 Джерела завад та особливості їх впливу

Абдомінальні електрокардіографічні записи (аЕКГ), що використовуються для неінвазивного моніторингу стану плода, характеризуються складною структурою та високим рівнем завад. Ці завади здатні істотно спотворювати корисний сигнал плодової електрокардіограми (фЕКГ), зменшувати амплітуду або змінювати форму комплексів QRS та ускладнювати процедуру подальшої обробки. Тому розуміння природи та механізмів виникнення завад є критичним етапом для побудови ефективних фільтраційних методів, алгоритмів відокремлення та систем детектування плодової серцевої активності.

1.2.1 Материнська електрокардіограма як домінантна завада

Найбільш значущим джерелом завад в аЕКГ є високоамплітудний сигнал серця матері (мЕКГ), амплітуда якого може у 5–20 разів перевищувати амплітуду плодової електрокардіограми [4]. Комплекси QRS матері часто накладаються у часі на фетальні піки, маскують їх або викликають появу хибних детекцій.

Особливості їхнього впливу:

- ампліудна домінантність, що призводить до повного перекривання фЕКГ-комплексів;
- висока повторюваність мЕКГ, яка дозволяє використовувати моделі шаблонного вилучення;
- частотна близькість до фЕКГ, що ускладнює розділення простими фільтрами.

У більшості випадків тому застосовуються адаптивні методи, просторове розділення або техніки незалежних компонент.

1.2.2 М'язові артефакти (ЕМГ)

Поверхнева електроміографічна активність черевних і діафрагмальних м'язів формує широкосмуговий шум.

Особливості:

- широкий частотний спектр (20–300 Гц), що перекриває спектр як мЕКГ, так і фЕКГ;
- варіабельність амплітуди, залежна від рухової активності матері;
- імпульсний характер, який ускладнює класичне фільтрування.

ЕМГ-активність часто призводить до викривлення сегментів ST та зміни морфології QRS-піків у аЕКГ.

1.2.3 Рухові артефакти матері та плода

Рухи матері (зміна положення тіла, напруження м'язів) і рухи плода спричиняють:

- зміщення електродів, що змінює базовий рівень сигналу;
- модульовані низькочастотні коливання, які імітують повільний дрейф;
- короткочасні високі сплески при мікрозсувах контактів.

У фетальному моніторингу такі завади особливо небезпечні, оскільки можуть "ховати" слабкі комплекси фЕКГ або створювати хибні сплески, схожі на QRS.

1.2.4 Дихальні рухи матері

Дихання спричиняє регулярну низькочастотну модуляцію сигналу:

- частота приблизно 0,2-0,5 Гц;
- зміна форми комплексу за рахунок зміщення електричної осі та геометрії грудної клітки;
- м'яка, але значуща для адаптивних алгоритмів завада.

Дихальний шум створює періодичні хвилі у базовому рівні, що суттєво погіршує виділення фЕКГ у часовій області.

1.2.5 Контактні та електродні шуми

Цей тип завад виникає через:

- порушення адгезії електродів;
- високу шкіряно-електродну імпедансну різницю;
- нестабільність гелю або підсушування контактного середовища.

Вплив:

- поява сквотів (раптових коротких імпульсів),
- переривання або модуляція сигналу,
- значний дрейф із частотою < 1 Гц.

Такі завади можуть повністю зруйнувати структуру фЕКГ у фрагментах запису.

1.2.6 Індустріальні та електромагнітні завади

Зовнішні електромагнітні поля (побутові прилади, медичне обладнання, мережевий шум 50 Гц) накладають періодичні коливання на аЕКГ.

Основні характеристики:

- вузькосмуговий шум навколо 50 або 60 Гц;
- гармоніки 100–150 Гц;
- можливість посилення при поганому заземленні.

Такі завади добре піддаються фільтрації смуговими або режекторними фільтрами, але при надмірній амплітуді можуть частково перекривати фЕКГ.

1.2.7 Внутрішньо-органні та фізіологічні шуми

Окрім серцевих сигналів, тіло вагітної жінки створює інші біоелектричні активності:

- міометріальна активність (особливо у III триместрі);
- перистальтичні рухи кишечника;
- кровотік у великих судинах.

Їхній вплив зазвичай менш виражений, але вони можуть модулювати базову лінію та змінювати локальну амплітуду слабких фЕКГ-комплексів.

В аЕСГ присутня значна кількість різноманітних завад, кожна з яких має власну природу та спектральні характеристики. Домінування мЕКГ, нестабільність контакту електродів, рухові артефакти та м'язові шуми створюють ключові труднощі для точного виділення та детектування плодової серцевої активності [4, 5]. Це визначає необхідність застосування комплексних методів фільтрації, просторово-часових моделей та адаптивних алгоритмів.

1.3 Огляд існуючих методів детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

1.3.1 Загальна модель суміші сигналів

Універсальну модель аЕКГ зручно записати в вигляді:

$$x(t) = m(t) + f(t) + n(t), \quad (1.1)$$

де $x(t)$ – спостережуваний абдомінальний сигнал (може бути вектором каналів), $m(t)$ – материнська ЕКГ (мЕКГ), $f(t)$ – плодова ЕКГ (фЕКГ), $n(t)$ – шум/завади (ЕМГ, рухи, мережевий шум тощо).

Для багатоканальних записів використовують матричну модель:

$$X(t) = AS(t) + N(t), \quad (1.2)$$

де X – матриця спостережень, S – вектор джерел (наприклад, мЕКГ, фЕКГ та інші), A – матриця змішування.

Ця загальна формула лягає в основу багатьох методів (шаблонне віднімання, адаптивні фільтри, методи «blind source separation», байєсовські фільтри тощо) [6, 7].

1.3.2 Метод шаблонного (матричного) віднімання материнського комплексу (Maternal Beat Subtraction / Template Subtraction)

Автори / застосування: класичні реалізації – Behar та співавт. (adaptive maternal beat subtraction) та попередні роботи по шаблонному відніманню мЕКГ. [7, 9].

Ідея та формули:

- знаходять моменти R-піків матері $t_k(m)$ у референсному (часто грудному) каналі або в самому абдомінальному сигналі;
- формують усереднений шаблон материнського комплексу $T_m(\tau)$ (наприклад, за рамкою навколо R):

$$T_m(\tau) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x(t_k^{(m)} + \tau), \quad (1.3)$$

де τ – локальний час відносно R-піку;

- під кожний виявлений R-пік материнський шаблон підганяють за амплітудою та, за потреби, за зміною форми (масштаб/зсув) і віднімають від абдомінального сигналу:

$$\hat{f}(t) = x(t) - \sum_k \alpha_k T_m(t - t_k^{(m)}), \quad (1.4)$$

де α_k – коефіцієнт шкалювання (може визначатися лінійною регресією або оптимізацією на вікні) [7].

Результати для детекції: після віднімання мЕКГ отримують сигнал $\hat{f}(t)$, у якому легше виявляються fQRS; далі застосовують порогову детекцію або

кореляційний пошук шаблону для QRS плоду. Практично дає помітне підвищення співвідношення сигнал/шум (SNR) для фЕКГ у тих ділянках, де материнські комплекси не перекривають фетальні.

Переваги:

- інтуїтивно простий і швидкий;
- добре працює, якщо мЕКГ регулярна й має стабільну форму (великі масиви шаблонів).

Недоліки:

- слабо витримує часові перекривання мЕКГ та фЕКГ (коли R-піки перекриваються);
- вимагає точного виявлення R-піків; чутливий до змін форми мЕКГ і рухів;
- при сильних рухових/ЕМГ артефактах віднімання може створювати спотворення і хибні піки.

1.3.3 Адаптивні фільтри (LMS, RLS та ін.)

Автори / застосування: поширені підходи – класичні адаптивні фільтри (LMS, NLMS, RLS), а також варіанти з використанням референсного мЕКГ (коли є грудні канали). Порівняння реалізацій – численні публікації [6, 7, 13].

Модель та формули: при наявності референсного сигналу $r(t)r(t)r(t)$ (наприклад, грудний канал, що містить мЕКГ) завдання – знайти адаптивний фільтр $w(n)$, такий що його вихід $y(n)=w^T(n)r(n)$ наближає мЕКГ в абдомінальному каналі; помилка $e(n)=x(n)-y(n)$ міститиме фЕКГ. Для алгоритму LMS оновлення ваг:

$$w(n+1) = w(t) - \mu e(n)r(n), \quad (1.5)$$

де μ – крок навчання. Для RLS використовуються рекурсивні кроки зі значно кращою збіжністю, але вищою обчислювальною вартістю.

Результати для детекції: адаптивне віднімання дає сигнал $e(n)$ з пом'якшеним мЕКГ, після чого стандартні QRS-детектори можуть знайти фетальні R-піки. Часто використовується як попередній етап.

Переваги:

- може працювати в режимі реального часу;
- добре відсікає корельовані з референсом компоненти (мЕКГ), якщо референс якісний.

Недоліки:

- потребує доброго референсного каналу (інколи його немає);
- чутливість до вибору кроку μ і структури фільтру (компроміс між швидкістю адаптації й стабільністю);
- при великій кореляції мЕКГ і фЕКГ (часто збігаються часові інтервали) ефективність падає.

1.3.4 Методи «Blind Source Separation» (ICA, PCA, SOBI та ін.)

Автори / застосування: незалежний підхід – незалежний компонентний аналіз (ICA) та інші BSS-методи; ранні застосування ICA для фЕКГ – Mochimaru та співавт. (2004) і багато подальших робіт; порівняння ICA з PCA – Martinek та ін. (2018) та інші [9, 10].

Модель та формули: багатоканальна модель:

$$X = AS, \quad (1.6)$$

де потрібно знайти матрицю обернення W так, щоб оцінити джерела $\hat{S} = WX$. ICA використовує незалежність компонент і мінімізує статистичну залежність (наприклад, максимальної недоподібності або мінімізації взаємної інформації). PCA – ортогональна проєкція на головні компоненти (SVD): $X = U\Sigma V^T$ і відкидання домінантних (матриця U дає просторові моди).

Результати для детекції: BSS дає оцінки окремих компонентів, серед яких часто є компонент, відповідний фЕКГ; після вибору «фетальної» компоненти застосовують QRS-детектор. Якість залежить від кількості та розташування електродів. У багатьох дослідженнях ICA показав перевагу над PCA при розділенні фЕКГ.

Переваги:

- не потребує референсного каналу;
- ефективний при часовому перекриванні мЕКГ та фЕКГ (якщо простори джерел різні);
- добре працює для багатоканальних записів.

Недоліки:

- потребує кількості каналів $\geq$ кількості джерел (ідеально – більше);
- результат чутливий до розташування електродів і передобробки;
- компоненти не пронумеровані й потребують пост-ідентифікації «фетальної» компоненти (іноді вручну).

1.3.5 Калманівські фільтри і розширений Калман (EKF, Extended State Kalman)

Автори / застосування: рамки байєсовського/динамічного моделювання застосовані Р. Самені (Sameni) і М. Niknazar, В. Rivet, С. Jutten (Niknazar et al., 2013 – Extended State Kalman Filter для single-channel) [8, 14].

Модель та формули: сигнали моделюють як сукупність нелінійних осциляцій з параметризованими формами хвиль. Формально для кожного джерела задають стан-простір:

$$x_k = Fx_{k-1} + w_k, \quad y_k = Hx_k + v_k, \quad (1.7)$$

де w_k, v_k – шуми процесу та спостереження. Для нелінійних моделей застосовують розширений (EKF) або часткові частинки (PF). У розширеному state-Kalman фільтрі окрім станів осцилятора вводять «стани», які відповідають окремим ЕКГ-джерелам, що дозволяє їх розділити навіть при одночасних накладеннях.

Результати для детекції: ЕКФ підходить для одночасного оцінювання параметрів моделі й відділення компонентів, часто показує стійкість при накладеннях мЕКГ-фЕКГ і при сильних шумових умовах; добре працює навіть для одно-канального запису порівняно з простими підходами.

Переваги:

- математично строгий байєсовський підхід;

- здатний розділяти сигнали навіть при часовому накладенні речей;
- може працювати при обмеженій кількості каналів.

Недоліки:

- висока обчислювальна складність і складність побудови адекватної моделі;
- вимагає налаштування початкових умов, коваріацій шумів; чутливий до модельних помилок.

1.3.6 Вейвлет-методи та матчені фільтри (wavelet denoising, matched filtering)

Автори / застосування: застосовуються як одиночні або в сукупності з іншими методами (ICA + wavelet). Приклади й оцінки – Mochimaru та співавт., Jallouli et al. (wavelet/entropy) й інші [9, 11].

Модель та формули: дискретний вейвлет-перетворення (DWT) представлення:

$$x(t) = \sum_{j,k} c_{j,k} \psi_{j,k}(t), \quad (1.8)$$

де коефіцієнти $c_{j,k}$ фільтруються (thresholding). М'яке порогування (soft thresholding):

$$\tilde{c}_{j,k} = \text{sign}(c_{j,k}) \max(|c_{j,k}| - \lambda, 0), \quad (1.9)$$

після зворотного перетворення отримують ослаблені шуми. Матчений фільтр використовують для пошуку QRS шляхом кореляції з шаблоном QRS.

Результати для детекції: дає хорошу локалізацію різких переходів (QRS) і ослаблює широкополосні ЕМГ-завади; часто застосовується після BSS або віднімання мЕКГ для покращення SNR.

Переваги:

- багатомасштабна обробка, корисна для локалізації QRS;
- відносно проста реалізація.

Недоліки:

- потребує підбору базису і порогів;
- не повністю вирішує проблему часових накладень мЕКГ та фЕКГ без додаткових кроків.

1.3.7 Емпіричний режимний розклад (EMD) і суміжні нелінійні методи

Автори / застосування: EMD та її модифікації використовувалися для поділу сигналу на інерентні моди (IMF), після чого вибирають IMFs, що містять фЕКГ. Огляд таких підходів – Sameni (огляди) та інші праці. [6, 11].

Модель: сигнал розкладається на набір IMFs:

$$x(t) = \sum_{k=1}^K IMF_k(t) + r(t), \quad (1.10)$$

де $r(t)$ – залишок. Після виявлення IMFs з частотним діапазоном фЕКГ ці складові сумуються для реконструкції.

Переваги / недоліки: EMD добре підлаштовується під нелінійності і нестійкість сигналу, але може бути чутливий до шуму та режиму «режект-змішування» (mode mixing). Часто комбінується з іншими підходами.

1.3.8 Гібридні та сучасні підходи: поєднання методів і машинне навчання (включаючи глибинні мережі)

Автори / застосування: поєднання BSS + wavelet + EKF; у останні роки – підходи на базі глибоких нейронних мереж (CNN, RNN, Attention, CycleGAN-підходи) – приклади: Mohebbian et al. (attention-based CycleGAN), останні роботи щодо перетворення abdo→scalp фЕКГ. Також багато робіт-учасників PhysioNet 2013 Challenge використали комбінації методів. [13, 14].

Ідея: використати силу ML-моделей для відновлення/синтеза фЕКГ або для безпосередньої детекції R-піків з «сирець» абдомінального сигналу. Наприклад, мережа-перетворювач (signal-to-signal) має навчитися відтворювати скальп-ЕКГ (як мішень) із аЕКГ.

Результати для детекції: за звітами, сучасні ML-підходи досягають дуже високих F1/точності на наборі даних PhysioNet та інших датасетах (але часто – при експериментальних умовах і хорошій анотації скальпу). ML підходи можуть забезпечити високу чутливість і специфічність, але потребують великих наборів навчальних даних і узгоджених міток.

Переваги:

- здатність вловлювати складні нелінійні залежності;
- можливість кінцевого енд-ту-енд рішення (без явного виділення мЕКГ).

Недоліки:

- потреба в розмічених наборах даних (scalp або інвазивні еталони);
- ризик перенавчання на специфічних базах; складність інтерпретації;

обчислювальні витрати.

1.4 Необхідність первинного детектування фЕКГ та обґрунтування актуальності вейвлет-обробки

Перед застосуванням будь-яких алгоритмів екстракції та подальшої обробки плодової електрокардіограми критично важливо встановити сам факт присутності фЕКГ у змішаному абдомінальному ЕКГ-записі. Оскільки амплітуда плодової серцевої активності істотно менша за материнську, а рівень шумів, рухових та електроміографічних артефактів змінюється у широких межах, частина сигналу може не містити жодної корисної фетальної інформації. Якщо алгоритми очищення, віднімання мЕКГ, BSS-розділення або адаптивної фільтрації застосовувати до фрагментів, де фЕКГ відсутній або прихований нижче порогу виявлення, це спричиняє появу хибних піків, помилкове оцінювання частоти серцевих скорочень плоду та зниження достовірності всього подальшого аналізу. Тому первинне визначення наявності або відсутності плодової серцевої активності є обов'язковим етапом попередньої обробки, що гарантує коректність подальших обчислень та запобігає накопиченню штучних або помилкових даних.

З методичної точки зору алгоритми екстракції фЕКГ мають активуватися лише після позитивного детектування плодової компоненти в сигналі. Така послідовність забезпечує адаптивну роботу системи, мінімізує обчислювальні витрати та дозволяє коректно налаштовувати параметри фільтрації й розділення залежно від поточної якості запису. Більше того, поділ на етап «виявлення факту наявності» та етап «детального відокремлення та аналізу» дає змогу підвищити стійкість і надійність роботи системи в умовах низького SNR і високої варіабельності морфології.

З огляду на проаналізовані методи детектування плодової серцевої активності – шаблонне віднімання мЕКГ, адаптивні фільтри, BSS-підходи (ICA, PCA, SOBI), нелінійні динамічні моделі (EKF) та гібридні ML-рішення – можна зробити висновок, що кожен із них має суттєві обмеження саме у задачі початкового встановлення факту присутності фЕКГ у складному абдомінальному сигналі. Шаблонні та адаптивні методи потребують якісного референсного каналу або стабільної морфології мЕКГ; ICA/PCA ефективні лише при багатоканальних записах та не гарантують, що бажана компонента буде виокремлена; EKF вимагає точного математичного моделювання динаміки та є обчислювально складним; ML-підходи потребують великих маркованих наборів даних і не є універсальними для різних типів шумів та умов реєстрації.

На цьому тлі вейвлет-обробка з відповідно обраною mother wavelet-функцією має вирішальну перевагу перед іншими методами саме в контексті поставленої задачі. Вейвлет-перетворення дозволяє виділити локальні короткотривалі високочастотні компоненти, характерні для фетальних QRS-комплексів, на тлі значно повільніших материнських хвиль та широкосмугових шумів. На відміну від фільтраційних і адаптивних методів, вейвлет-аналіз не потребує попереднього вилучення мЕКГ, а на відміну від BSS – не вимагає кількох каналів. При цьому можливість вибору оптимальної базисної функції (Daubechies, Symlet, Coiflet, Mexican Hat) дозволяє адаптуватися до широкої варіабельності форми fQRS та умов запису, забезпечуючи стійкий часо-частотний розподіл енергії сигналу. У результаті навіть за низького SNR та нерегулярних завад вейвлет-коефіцієнти формують чіткі локальні піки на відповідних масштабах, що дає змогу надійно визначити факт присутності плодової

серцевої активності без надлишкових обчислень та без необхідності глибокої реконструкції фЕКГ.

Таким чином, у порівнянні з усіма розглянутими підходами, вейвлет-перетворення в поєднанні з коректно підбраною mother wavelet-функцією є найбільш раціональним, універсальним та практично обґрунтованим інструментом для первинного детектування фЕКГ в абдомінальних ЕКГ-записах. Саме тому подальша методологія роботи базуватиметься на вейвлет-аналізі як базовому механізмі визначення наявності плодової серцевої активності.

1.5 Висновки до розділу 1

У розділі досліджено фізіологічні та сигнальні особливості материнської й плодової електрокардіограм, а також природу завад, що виникають під час реєстрації абдомінальних ЕКГ. Встановлено, що низька амплітуда фЕКГ, її накладання з мЕКГ та наявність широкого спектру шумів формують складні умови для подальшої обробки сигналу та унеможлиблюють застосування простих фільтраційних чи лінійних методів. Показано, що амплітуда фЕКГ суттєво поступається мЕКГ, а спектральна й амплітудна структура сигналу піддається значним спотворенням через неоднорідність тканин, рухи матері та плода, електроміографічні шуми та контактні артефакти. Це створює низьке співвідношення сигнал/шум і ускладнює безпосереднє виявлення плодової серцевої активності.

Аналіз існуючих методів виявлення та екстракції фЕКГ показав, що традиційні підходи – адаптивні фільтри, шаблонне віднімання, субпросторові та нелінійні моделі – мають обмеження, пов'язані з вимогами до багатоканальних записів, стабільності морфології мЕКГ або високої якості референсних сигналів. Крім того, більшість методів орієнтована на повне відокремлення фЕКГ, тоді як у реальних умовах першочерговим завданням є встановлення самого факту присутності плодової серцевої активності в сигналі.

Узагальнення теоретичних та методичних положень дає підстави стверджувати, що найбільш ефективним інструментом для первинного детектування фЕКГ є

вейвлет-перетворення. Завдяки часово-частотній локалізації та здатності виокремлювати короткотривалі високочастотні компоненти, характерні для фетальних QRS-комплексів, вейвлет-аналіз забезпечує високу чутливість навіть за складних шумових умов. Можливість вибору оптимальної материнської вейвлет-функції дозволяє адаптувати метод до морфологічної мінливості сигналів та різних типів завад, що забезпечує універсальність і стійкість порівняно з альтернативними підходами.

Отже, вейвлет-обробка являє собою найбільш обґрунтований методологічний вибір для задачі визначення наявності плодової серцевої активності, що й визначає доцільність її використання як основи подальших розробок та експериментальних досліджень.

РОЗДІЛ 2

МОДЕЛЬ ТА АЛГОРИТМ ДЕТЕКТУВАННЯ НАЯВНОСТІ ПЛОДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ

2.1 Математична модель абдомінального ЕКГ-сигналу

Моніторинг плодової серцевої активності (ПСА) за допомогою неінвазивної абдомінальної електрокардіографії (аЕКГ) ґрунтується на реєстрації електричних потенціалів, сформованих електрофізіологічними процесами в міокарді плоду та матері. На відміну від прямої реєстрації ЕКГ-сигналу плоду (фЕКГ) зі скальпа, абдомінальний канал містить складну суміш кількох джерел біопотенціалів, а також різноманітних завад. Тому побудова коректної математичної моделі аЕКГ є критично важливою для подальшої розробки алгоритмів виділення фЕКГ і детектування наявності плодової серцевої активності.

2.1.1. Загальна структура сигналу

Абдомінальний ЕКГ-сигнал можна представити як адитивну суміш таких компонентів:

1. Серцевий сигнал матері – $s_m(t)$;
2. Серцевий сигнал плоду – $s_f(t)$;
3. Неелектрокардіографічні завади – $n(t)$;
4. М'язова активність черевної стінки матері – частина $n(t)$, але інколи виділяється окремо;
5. Артефакти рухів матері та плоду – також у складі $n(t)$.

Таким чином, модель абдомінального ЕКГ для одного каналу набуває вигляду:

$$x(t) = s_m(t) + s_f(t) + n(t), \quad (2.1)$$

де $x(t)$ – виміряний сигнал,
 $s_m(t)$ – материнська ЕКГ,

$s_f(t)$ – плодова ЕКГ,

$n(t)$ – сумарні завади.

2.1.2 Моделювання кардіосигналів матері та плоду

Електрокардіографічний сигнал доречно розглядати як квазірегулярну послідовність комплексів QRS, хвиль Р і Т, сформованих електричною активністю міокарда. Для аналітичного опису в багатьох роботах використовують модель Дювенажа–МакШарі (McSharpy et al.), що формує синтетичний ЕКГ-сигнал на основі параметризованих гаусових функцій.

У цьому підрозділі зупинимося на узагальненій формі:

$$s_k(t) = \sum_{i=1}^{N_k} A_{k,i} \exp\left(-\frac{(t-t_{k,i})^2}{2\sigma_{k,i}^2}\right), \quad (2.2)$$

де індекс $k \in \{m, f\}$ відповідає матері або плоду;

$A_{k,i}$ – амплітуда відповідної хвилі ЕКГ;

$t_{k,i}$ – момент появи компонента;

$\sigma_{k,i}$ – тривалість хвилі;

N_k – кількість компонентів у межах одного серцевого циклу (зазвичай 3-5).

Оскільки серцевий ритм плоду суттєво вищий (120-160 уд/хв) порівняно з материнським (60–90 уд/хв), τ -структура сигналів відрізняється, що є основою для подальшої їхньої роздільності.

2.1.3 Модель завад у абдомінальному ЕКГ-сигналі

Завади в аЕКГ включають:

- низькочастотний дрейф базової лінії (рухи, дихання);
- високоамплітудні м'язові (ЕМГ) сигнали;
- електромагнітні перешкоди (50/60 Гц);
- рухові артефакти плоду й матері.

Сумарну модель завад можна подати як:

$$n(t) = n_{BLW}(t) + n_{EMG}(t) + n_{MA}(t) + n_{EMI}(t), \quad (2.3)$$

де кожний компонент може бути змодельований як стохастичний процес із власними спектральними характеристиками.

2.1.4 Просторова модель для багатоканального абдомінального ЕКГ-сигналу

У випадку наявності L каналів абдомінальної реєстрації модель записується у векторній формі:

$$x(t) = a_m s_m(t) + a_f s_f(t) + n(t), \quad (2.4)$$

де $x(t) \in \mathbb{R}^L$ – вектор виміряних сигналів;

$a_m, a_f \in \mathbb{R}^L$ – вектори просторових коефіцієнтів змішування;

$n(t)$ – вектор завад.

Така модель дає змогу застосовувати методи сліпого розділення джерел (ICA, PCA, SOBI), а також фільтрацію за допомогою адаптивних алгоритмів.

2.1.5 Математична постановка задачі виділення ЕКГ-сигналу плоду

Згідно з моделлю (2.1), задача розділення сигналів полягає у відновленні оцінки $\hat{s}_f(t)$, максимально близької до істинної ЕКГ-сигналу плоду. Це можна подати як задачу оптимізації:

$$s_f(t) = \arg \min I(x(t), y(t)), \quad (2.5)$$

де функцією якості J може бути:

- мінімізація залишкового впливу материнської ЕКГ-сигналу;
- максимізація періодичності в діапазоні 120-160 уд/хв;

- максимізація енергетичної роздільності (наприклад, у вузькій смузі QRS плоду 20–60 Гц);
- мінімізація помилки реконструкції при ICA/SSA.

Практично методи виділення фЕКГ включають:

- фільтрацію материнських R-піків та їхній субтракційний підхід;
- незалежне компонентне аналізування (ICA);
- сингулярне спектральне аналізування (SSA);
- вейвлет-фільтрацію;
- методи на базі глибоких нейронних мереж (U-Net, CNN-AE).

2.1.6 Модель детектування наявності плодової серцевої активності

Для встановлення факту присутності плодової серцевої активності (ПСА) у записі пропонується модель гіпотез:

$$\begin{cases} H_0 : x(t) = s_m(t) + n(t) & (\text{фЕКГ відсутній}) \\ H_1 : x(t) = s_m(t) + s_f(t) + n(t) & (\text{фЕКГ присутній}) \end{cases} \quad (2.6)$$

Для переходу від моделі до алгоритму потрібно визначити статистику тестування. Як статистику доцільно використовувати енергетичний показник у полосі частот плодових QRS-комплексів:

$$T = \int_{f_1}^{f_2} |X(f)|^2 df, \quad (2.7)$$

де $X(f)$ – спектр сигналу;

f_1, f_2 – границі діапазону (наприклад, 20-60 Гц).

Рішення про наявність ПСА:

$$T \underset{H_0}{\overset{H_1}{>}} \gamma, \quad (2.8)$$

де γ – поріг, визначений експериментально або через критерій Неймана–Пірсона.

Додатково можуть використовуватися ознаки:

- регулярність піків R-плодового сигналу з частотою 2-3 Гц;
- збільшена потужність у часовому вікні навколо виділених кандидатів на QRS;
- поведінка компонентів після ІСА: поява незалежної компоненти з високою частотою серцебиття.

Побудована математична модель абдомінального ЕКГ-сигналу у вигляді адитивної суміші $s_m(t)$, $s_f(t)$ та $n(t)$ формує основу для подальшого розроблення алгоритмів виділення ЕКГ-сигналу плоду та детектування наявності плодової серцевої активності. Сформульована модель гіпотез забезпечує строгий підхід до задачі виявлення ПСА, а просторова багатоканальна модель дозволяє застосовувати сучасні методи сліпої сепарації. Таке математичне підґрунтя створює необхідні умови для побудови високоточних і стійких методів обробки аЕКГ у системах пренатального моніторингу.

2.2 Метод детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

Абдомінальний ЕКГ-сигнал $x[n]$ містить три складові: материнський сигнал $m[n]$, фетальний сигнал $f[n]$ та шум $w[n]$:

$$x[n] = m[n] + f[n] + w[n], \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.9)$$

Метою методу є надійне виділення фетального ЕКГ-сигналу $f[n]$ на тлі переважаючого материнського сигналу та шуму. Метод складається з кількох

послідовних етапів: попередня обробка, детекція материнських піків, побудова материнського шаблону, підсилення фетального ЕКГ-сигналу, мульти-шкальне вейвлет-перетворення, адаптивний поріг та детекція R-піків плоду. Кожен етап обґрунтовано як з фізичної, так і з математичної точки зору.

2.2.1 Попередня обробка (Pre-filtering)

Абдомінальний ЕКГ-сигнал містить низькочастотні трендові зміни (рухові артефакти) та високочастотний електронний шум. Для стабільної детекції R-піків необхідно виділити частотний діапазон, який містить корисний сигнал. Попереднє фільтрування підвищує співвідношення сигнал/шум та підготовлює сигнал до подальшої обробки.

ЕКГ-сигнал пропускається через смуговий фільтр Баттерворта 4-го порядку у діапазоні 0.5–100 Гц:

$$x_{filt}[n] = BP_{0.5-100Hz}\{x[n]\}. \quad (2.10)$$

Обґрунтування параметрів:

- Нижня межа 0.5 Гц відсікає низькочастотні дрейфи та рухові артефакти.
- Верхня межа 100 Гц зменшує високочастотний шум, який не несе інформації про R-піки.
- Двостороннє фільтрування ($filtfilt$) усуває фазові спотворення.

2.2.2 Детекція R-піків материнського ЕКГ-сигналу

Материнський ЕКГ-сигнал переважає за амплітудою фетальний, тому її необхідно виділити і згодом відняти. Використання смугового фільтру, відповідного спектру материнського серцебиття, дозволяє посилити R-піки матері, а ковзне медіанне огортання забезпечує стійку детекцію навіть у присутності шуму та артефактів.

Смуговий фільтр 5–20 Гц:

Огинаюча сигналу:

$$env_m[n] = movmedian(x_{maternal}[n], w_{med}), \quad w_{med} = 20\text{мс} \cdot f_s \quad (2.11)$$

Визначення піків:

$$loc_m = \{n : env[n] \geq T_{prom}\}, \quad T_{prom} = k_{maernal_prom}(\max(env_m) - median(env_m)), \quad (2.12)$$

Обґрунтування:

- Використання медіанного фільтра зменшує вплив випадкового шуму.
- Порогова детекція з умовою промінності дозволяє ігнорувати дрібні коливання та фокусуватись на справжніх R-піках.
- Перевірка RR-інтервалів відсікає артефактні сплески.

2.2.3 Побудова материнського шаблону та віднімання

Щоб виявити фетальні R-піки, материнський компонент слід відняти. Середнє або медіанне узагальнення сегментів материнських серцевих циклів створює стабільний шаблон, який можна масштабувати під кожен цикл. Це мінімізує вплив амплітудних варіацій і шуму.

Сегменти навколо материнських піків:

$$s_m^i[n] = x_{filt}[n_m^i - L_1 : n_m^i + L_2], \quad L_1 = 0.25 f_s, \quad L_2 = 0.45 f_s \quad (2.13)$$

Шаблон:

$$template[n] = median(s_m^i[n]). \quad (2.14)$$

Віднімання з масштабуванням:

$$x_{resid}[n] = x_{filt}[n] - \sum_i a_i template[n - n_m^i], \quad a_i = \frac{\langle s_m^i, template \rangle}{\|template\|^2}. \quad (2.15)$$

Обґрунтування:

- Медіана зменшує вплив шумних сегментів.
- Масштабування a_i враховує зміну амплітуди R-піків між серцевими циклами.
- Обмеження $0.4 \leq a_i \leq 3$ запобігає надмірному видаленню.

2.2.4 Підсилення плодового ЕКГ-сигналу

Після видалення материнського сигналу залишається резидуальний сигнал, де фетальний ЕКГ-сигнал є малим компонентом. Використання смугового фільтру високих частот виділяє спектр R-піків плоду та підвищує співвідношення сигнал/шум для наступної обробки.

Математичний опис:

$$x_{fetal_band}[n] = BP_{20-70Hz} \{x_{resid}[n]\}. \quad (2.16)$$

Обґрунтування:

- Частотний діапазон 20–70 Гц відповідає фетальним R-пікам.
- Фільтрування зменшує вплив залишкового материнського сигналу та шуму.

2.2.5 Дискретне вейвлет-перетворення (DWT) та мультишкальний показник

Фетальні R-піки мають транзйєнтний характер. Використання DWT дозволяє виділити ці локальні зміни на різних масштабах. Мультишкальний показник підсилює узгоджені піки та пригнічує випадковий шум.

Математичний опис:

$$d_k[n] = wrcoef('d', C, L, db4, k), \quad k = 3, 4, 5 \quad (2.17)$$

$$P[n] = \prod_{k=3}^5 \frac{|d_k[n]|}{median(|d_k[n]|) + \varepsilon}. \quad (2.18)$$

Обґрунтування:

- Рівні 3-5 забезпечують оптимальне співвідношення між роздільною здатністю по часу і частоті для R-піків плоду.
- Мультишкальний показник забезпечує стійку детекцію транзієнтів.

2.2.6 Вейвлет індикатор та маскування

Щоб уникнути помилкової детекції материнських R-піків як фетальних, вводиться маскування навколо материнських піків та створюється стійкий індикатор на основі DWT.

Математичний опис:

$$P_{masked}[n_m^i - M : n_m^i + M] = 0.05P[n_m^i - M : n_m^i + M], \quad (2.19)$$

$$WI[n] = \frac{P[n]}{\max(P[n])}, \quad WI_{smooth}[n] = \frac{movmedian(WI[n], w_s)}{median(movmedian(P[n], w_l))} \quad (2.20)$$

Обґрунтування:

- Маскування видаляє сильні піки материнського ЕКГ-сигналу.
- Усереднення робить індикатор стійким до випадкових коливань.

2.2.7 Локальний адаптивний поріг

Амплітуда фетального ЕКГ-сигналу може змінюватися по часу. Локальний адаптивний поріг дозволяє динамічно виділяти справжні фетальні піки навіть при змінах амплітуди сигналу.

Математичний опис:

$$th_{local}[n] = median(P_{masked}[n - W/2 : n + W/2]) + k_{local} MAD(P_{masked}[[n - W/2 : n + W/2]]). \quad (2.21)$$

де $MAD = median(P_{masked} - median(P_{masked}))$.

Обґрунтування:

- Використання MAD робить поріг стійким до великих артефактів.
- Ковзне вікно враховує локальні зміни сигналу.

2.2.8 Детекція R-піків плоду

Фетальні піки повинні відповідати фізіологічним інтервалам R-R та перевищувати локальний поріг, щоб виключити шумові сплески.

Математичний опис:

$$\begin{cases} P_{masked}[n_f] > th_{local}[n_f], \\ 0.33 \leq RR_i \leq 0.67c, \\ std(RR_i) < 0.2c, \\ waveletprominence \geq \alpha. \end{cases} \quad (2.22)$$

Обґрунтування:

- Періодичність R-R забезпечує відділення справжніх фетальних піків від шуму.
- Порогові критерії мінімізують хибнопозитивні детекції.

2.2.9 Усереднення сегментів та CWT

Сегменти навколо детектованих піків плоду усереднюються для підсилення повторюваних патернів. CWT дозволяє візуалізувати часово-частотну структуру сигналу та перевірити наявність R-піків.

Математичний опис:

$$s_f^i[n] = x_{resid}[n_f^i - L_{left} : n_f^i + L_{right}], \quad L_{left} = 0.12 f_s, \quad L_{right} = 0.28 f_s, \quad (2.23)$$

$$x_{fetal_median}[n] = \text{median}_i \{s_f^i[n]\}, \quad x_{fetal_mean}[n] = \frac{1}{N_b} \sum_i s_f^i[n], \quad (2.24)$$

$$c[n, f] = CWT(x[n]), \quad A[n, f] = |c[n, f]|, \quad (2.25)$$

Обґрунтування:

- Усереднення підсилює стабільний фетальний патерн та пригнічує шум.
- CWT забезпечує наочну перевірку та візуальну валідацію детекції.

Метод є поетапним та обґрунтованим на фізичних і математичних принципах, забезпечує надійне виділення фетального ЕКГ-сигналу у присутності сильного материнського сигналу та шуму.

2.3 Алгоритм детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

Алгоритм детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальному ЕКГ-записі складається з низки послідовних етапів, що забезпечують повний цикл обробки сигналу: від його завантаження до ухвалення рішення про наявність або відсутність фетального серцевого ритму. Нижче наведено докладний текстовий опис кожного кроку алгоритму згідно з логікою блок-схеми алгоритму рис.2.1.

На першому етапі «Крок 1: Завантаження або синтез сигналу» здійснюється отримання абдомінального ЕКГ-сигналу. Якщо вказаний файл із даними доступний, сигнал завантажується з нього. У разі відсутності файлу формується синтетичний аЕКГ-сигнал, який моделюється як сума материнської ЕКГ-компоненти, фетальної ЕКГ-компоненти зі змінною частотою серцевих скорочень та випадкового шуму. Синтезований сигнал дозволяє тестувати алгоритм у контрольованих умовах.

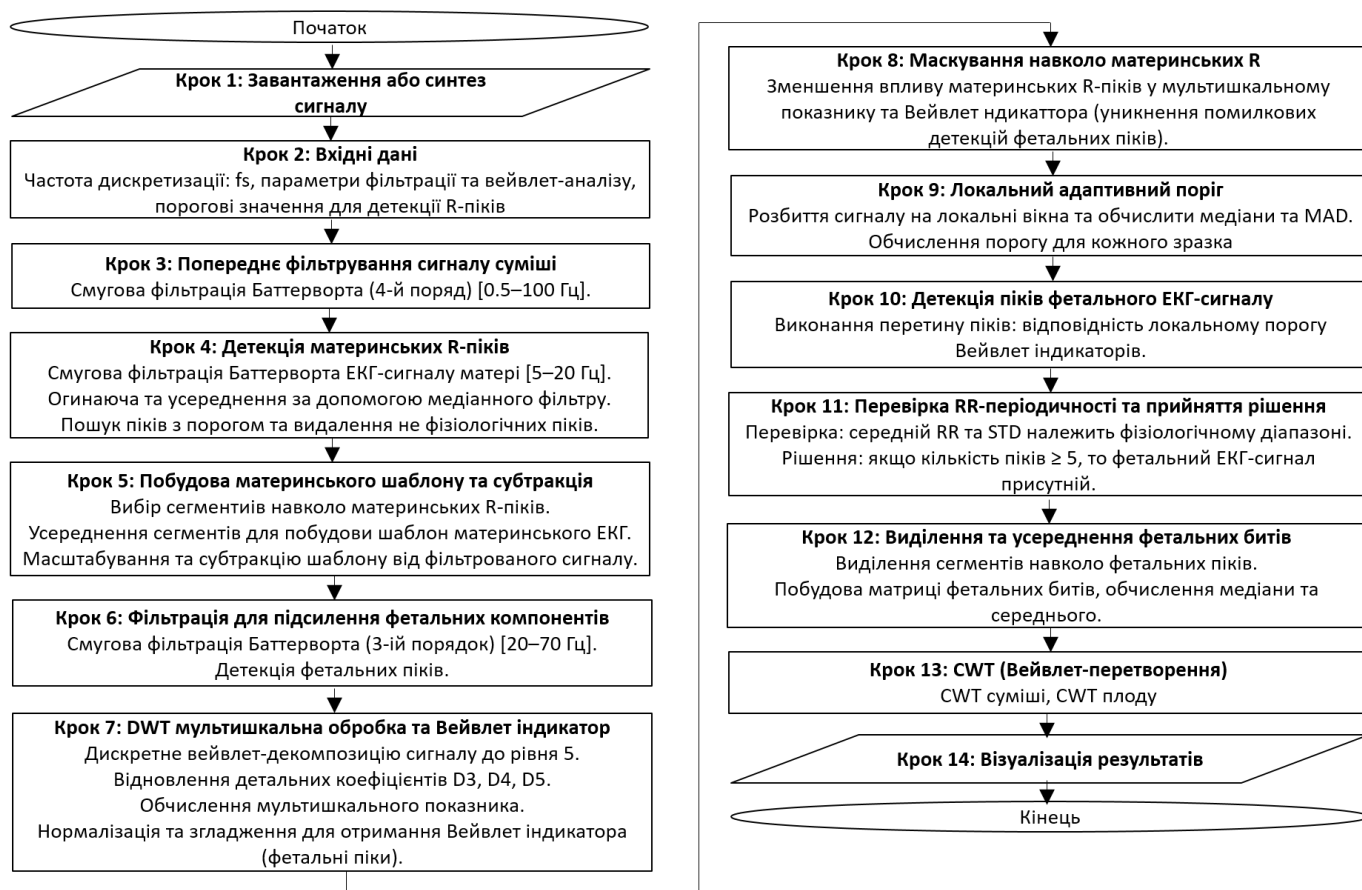


Рис.2.1. Алгоритм детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах

На етапі «Крок 2: Вхідні дані» визначаються всі параметри, необхідні для подальших етапів обробки: частота дискретизації f_s , діапазони смугових фільтрів для попередньої фільтрації, для виділення материнського та фетального компонентів, тип хвилі та рівень дискретного вейвлет-перетворення, а також порогові значення для детекції піків. Коректність цих параметрів визначає точність усієї подальшої обробки.

На етапі «Крок 3: Попереднє фільтрування сигналу суміші» абдомінальний ЕКГ-сигнал проходить смугову фільтрацію Баттерворта четвертого порядку в діапазоні 0.5–100 Гц. Така фільтрація забезпечує відсікання низькочастотного дрейфу базової лінії та високочастотних шумів, зберігаючи при цьому основні компоненти QRS-комплексів та покращуючи якість сигналу для подальшої обробки.

Для виділення материнського серцевого ритму сигнал на етапі «Крок 4: Детекція материнських R-піків» додатково фільтрується у вузькій смузі 5–20 Гц, характерній для материнських QRS-комплексів. Далі формується огинаюча сигналу

шляхом взяття абсолютного значення та згладжування медіанним фільтром. Детекція піків здійснюється за допомогою порогової процедури та обмеження мінімальної відстані між піками. Після цього виконується фільтрація помилкових детекцій шляхом перевірки фізіологічного діапазону RR-інтервалів.

В рамках етапу «Крок 5: Побудова материнського шаблону та субтракція» на основі знайдених материнських R-піків вирізаються локальні сегменти сигналу, які усереднюються для формування типового материнського QRS-комплексу. Отриманий шаблон масштабується відповідно до амплітуди локальних комплексів і віднімається від вихідного сигналу. Така субтракція значно зменшує внесок материнського ЕКГ та дозволяє виявити слабкі плодові компоненти.

На етапі «Крок 6: Фільтрація для підсилення фетальних компонентів» резидуальний сигнал, отриманий після субтракції, пропускається через смуговий фільтр 20–70 Гц, орієнтований на спектральний діапазон фетальних QRS-комплексів. Фільтрація покращує співвідношення сигнал/шум для плодової складової та підвищує контрастність фетальних піків.

На етапі «Крок 7: DWT мультишкальна обробка та Вейвлет індикатор» виконується дискретне вейвлет-перетворення сигналу до п'ятого рівня із використанням хвилі Добеші. Відновлені детальні коефіцієнти (D3, D4, D5) містять інформацію про швидкі події, такі як QRS-комплекси. На основі добутку коефіцієнтів на сусідніх масштабах формується мультишкальний показник, який нормалізується для отримання Вейвлет індикатора – сигналу, що яскраво реагує на фетальні піки.

Щоб запобігти хибним детекціям, у ділянках, що оточують материнські R-піки, на етапі «Крок 8: Маскування навколо материнських R» формується маска, яка пригнічує значення Вейвлет індикатора. Це дозволяє усунути залишкові артефакти мЕКГ, які могли б бути помилково ідентифіковані як фЕКГ.

Сигнал Вейвлет індикатора розбивається на локальні вікна, для кожного з яких обчислюються медіана та MAD (median absolute deviation). На основі цих величин формується адаптивний поріг в рамках етапу «Крок 8: Локальний адаптивний поріг», що враховує локальні характеристики шуму та амплітуди сигналу. Це забезпечує надійну детекцію навіть за умови значної варіабельності шумів по всьому запису.

На етапі «Крок 10: Детекція піків фетального ЕКГ-сигналу» виконується пошук піків, які перевищують локальний адаптивний поріг. Виявлені піки розглядаються як кандидати на фетальні R-піки. Додаткові обмеження на мінімальну відстань між піками забезпечують відповідність фізіологічним межам частоти серцевих скорочень плоду.

На етапі «Крок 11: Перевірка RR-періодичності та прийняття рішення» Розраховуються RR-інтервали між детектованими фетальними піками. Перевіряється, чи належать середній RR і його стандартне відхилення фізіологічному діапазону плоду. Якщо кількість детектованих піків є достатньою (не менше п'яти), а RR-інтервали регулярні, алгоритм приймає рішення про наявність фетального ЕКГ у записі.

В межах етапу «Крок 12: Виділення та усереднення фетальних бітів» навколо кожного фетального R-піка вирізаються сегменти сигналу, які формують матрицю фетальних комплексів. Подальше усереднення сегментів (середнє або медіана) дає характеристичну форму фетального QRS-комплексу, що додатково підтверджує коректність детекції.

Для поглибленого аналізу морфології фетального сигналу на етапі «Крок 13: SWT (Вейвлет-перетворення)» виконується безперервне вейвлет-перетворення як резидуального сигналу, так і усереднених фетальних комплексів. SWT-декомпозиція дозволяє оцінити часово-частотні характеристики QRS-піків плоду та підтвердити їх наявність.

На завершальному етапі в рамках етапу «Крок 14: Візуалізація результатів» алгоритм формує графічні результати: вихідний сигнал, детектовані материнські й фетальні піки, Вейвлет індикатор, матрицю фетальних комплексів, середню та медіанну форми QRS, а також карти SWT. Ця візуалізація дозволяє отримати наочне підтвердження наявності або відсутності плодової серцевої активності в ЕКГ-записі.

2.4 Висновки до розділу 2

У розділі розроблено та обґрунтовано комплексний метод детектування плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-сигналах на фоні материнського серцевого ритму та завад. Запропонований підхід базується на поєднанні багатоступеневої фільтрації, адаптивної субтракції материнського комплексу, вейвлет-перетворень та локальних статистичних критеріїв, що дає змогу забезпечити стійке виявлення фетальних компонентів у умовах низького співвідношення сигнал/шум.

У межах розділу сформовано узгоджену алгоритмічну структуру, яка включає: попередню фільтрацію сигналу; детектування материнських R-піків та побудову материнського шаблону; адаптивне масштабування та віднімання материнського комплексу; підсилення фетальної смуги 20–70 Гц; формування мультишкального показника на основі DWT; побудову вейвлет-індикатора; застосування локально адаптивного порога та фізіологічних обмежень за інтервалами RR. Така послідовність операцій забезпечує селективне виділення фетальних QRS-комплексів навіть у випадках значної артефактності сигналу.

Отримані результати візуалізації, зокрема стек та робастні оцінки фетальних комплексів, підтверджують коректність функціонування алгоритму та наявність характерних структурних елементів фетального ЕКГ-сигналу після обробки. Розроблене програмне забезпечення реалізує описаний алгоритм і забезпечує автоматизоване прийняття рішення щодо присутності плодової серцевої активності у записі.

Таким чином, розділ 2 демонструє повну методологічну та програмну готовність запропонованого рішення до практичного використання для детектування фетальних ЕКГ-комплексів у абдомінальних реєстраціях.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ В МАТЛАВ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДЕТЕКТУВАННЯ НАЯВНОСТІ ПЛОДОВОЇ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ В АБДОМІНАЛЬНИХ ЕКГ-ЗАПИСАХ

3.1 Програмне забезпечення для детектування наявності плодової серцевої активності

3.1.1 Початкове очищення робочого середовища

Перед обробкою сигналу важливо очистити пам'ять, закрити всі фігури та скинути командне вікно, щоб уникнути конфліктів із попередніми змінними, артефактами графіків та неочікуваними результатами. Це забезпечує чисте робоче середовище для повторюваних запусків скрипту:

```
% detect_and_visualize_fetal_ecg_fixed.m  
clear; close all; clc;
```

Ця команда видаляє всі змінні (`clear`), закриває всі відкриті фігури (`close all`) та очищує командне вікно (`clc`). Завдяки цьому будь-які старі дані чи графіки не впливатимуть на обробку поточного сигналу, що особливо важливо при роботі з довгими часовими рядами, як у випадку абдомінального ЕКГ-сигналу.

3.1.2 Параметри сигналу та фільтрації

Для успішної обробки абдомінального ЕКГ-сигналу спочатку потрібно визначити частоту дискретизації сигналу, параметри смуг для різних компонентів (материнська та фетальний ЕКГ-сигнал), параметри вейвлет-аналізу та детекції піків. Ці налаштування критично впливають на точність виділення фетального ЕКГ-сигналу:

```
%% ===== Параметри =====
fs = 800; % Гц
fname = "ECG_plid+noise.dat"; % файл (за наявності)

% Смуги та вейвлет
bp_forw = [0.5 100];
bp_maternal = [5 20];
bp_fetal = [20 70];
wname = 'db4';
level = 5;
```

Параметри bp_ частот визначені відповідно до фізіологічних частот: материнська серцева активність 60–120 уд/хв (≈ 1 –2 Гц), фетальна 120–180 уд/хв (≈ 2 –3 Гц). Вейвлет db4 добре локалізує піки R, а 5 рівнів декомпозиції дозволяють виділити потрібні частотні компоненти сигналу.

Налаштування параметрів детекції визначають мінімальні відстані між піками, ширину маски для пригнічення материнських піків та пороги для локальної адаптивної детекції:

```
% Параметри детектування
minDist_maternal = 0.45; % s
minDist_fetal = 0.33; % s
mask_win_s = 0.22; % s
k_local = 6;
k_maternal_prom = 0.6;
min_peaks_needed = 5;

% Вікно фетального комплексу (вліво/вправо у вибірках)
fwinL = round(0.12*fs); % 120 мс вліво
fwinR = round(0.28*fs); % 280 мс вправо
max_fetal_beats_display = 200; % обмеження для економії пам'яті
```

Ці параметри гарантують, що шумові піки не будуть вважатися серцевими. Маска навколо материнських піків зменшує їхній вплив на обчислення вейвлет індикаторів для фетального ЕКГ-сигналу. Вікна для екстракції визначають, який сегмент сигналу навколо кожного піка плоду буде використаний для усереднення та подальшої візуалізації.

3.1.3 Завантаження сигналу або синтез

Для роботи алгоритму необхідний вектор сигналу. Якщо файл відсутній, генерується синтетична абдомінальна ЕКГ із материнським та фетальним сигналом, а також доданим шумом для наближення до реальних умов вимірювань:

```
%% ===== Завантаження або синтез сигналу =====
if isfile(fname)
    fprintf('Loading file: %s\n', fname);
    x = load(fname);
    x = x(:);
    if isempty(x), error('File empty'); end
else
    fprintf('File not found – generating synthetic abdominal ECG...\n');
    t_tot = 60; % s
    t = (0:1/fs:t_tot-1/fs)';
    HR_m = 78; fm = HR_m/60;
    maternal = 1.0 * sawtooth(2*pi*fm*t, 0.5);
    HR_f = 140; ff = HR_f/60;
    fetal = 0.18 * sin(2*pi*ff*t + 0.15*sin(2*pi*0.08*t));
    noise = 0.06 * randn(size(t));
    x = maternal + fetal + noise;
    x = x(:);
end
N = length(x);
t = (0:N-1)'/fs;
```

Синтетичний сигнал створюється із правильною частотою серцебиття (78 уд/хв для матері, 140 уд/хв для плоду) та модульованим фетальним сигналом для наближення до фізіологічних варіацій. Додавання шуму підвищує реалістичність і дозволяє тестувати алгоритм на складних сигналах, аналогічно вимірюванням через абдомінальну поверхню.

3.1.4 Фільтрація та детекція материнських R-піків

Щоб виділити корисний сигнал і зменшити вплив шуму та низькочастотних рухових артефактів, застосовується смуговий фільтр Баттерворта 4-го порядку:

```
%% ===== 1) Попередня фільтрація =====
[b,a] = butter(4, bp_forw/(fs/2), 'bandpass');
x_filt = filtfilt(b,a,double(x));
```

Цей фільтр пропускає частоти від 0.5 до 100 Гц, усуваючи повільні зміни та високочастотний шум. Застосування `filtfilt` забезпечує нульову фазу, тобто сигнал не зміщується у часі.

Для точного виявлення R-піків матеріального серця сигнал додатково пропускається через смугу 5–20 Гц, де основна енергія материнської ЕКГ:

```
%% ===== 2) Детекція материнських R-піків =====
[bm,am] = butter(3, bp_maternal/(fs/2), 'bandpass');
x_mat = filtfilt(bm,am,x_filt);
```

Це дозволяє відокремити материнську активність від фетальної та шуму. Третій порядок фільтра забезпечує достатньо крутий спад спектра за межами смуги, але не створює сильних фазових спотворень.

Після фільтрації сигнал перетворюється в огинаючу через абсолютне значення і усереднюється медіанним фільтром для згладжування короткочасних шумових піків:

```
env_mat = abs(x_mat);
win_med_ms = 20; win_med_samp = max(1,round((win_med_ms/1000)*fs));
if mod(win_med_samp,2)==0, win_med_samp = win_med_samp+1; end
env_mat = movmedian(env_mat, win_med_samp);
```

Медіанний фільтр краще відокремлює істинні піки R від шуму порівняно із середнім фільтром, оскільки не чутливий до одноразових великих сплесків.

Мінімальна промінентність піків встановлюється відносно локальної медіани сигналу, щоб врахувати зміни амплітуди:

```

env_mat = abs(x_mat);
win_med_ms = 20; win_med_samp = max(1,round((win_med_ms/1000)*fs));
if mod(win_med_samp,2)==0, win_med_samp = win_med_samp+1; end
env_mat = movmedian(env_mat, win_med_samp);

med_env = median(env_mat);
mad_env = median(abs(env_mat - med_env));

minPromVal = k_maternal_prom * (max(env_mat) - med_env);
minPeakDistMat = round(minDist_maternal * fs);
[pk_m, loc_m] = findpeaks(env_mat, 'MinPeakProminence', minPromVal, ...
    'MinPeakDistance', minPeakDistMat);

if numel(loc_m) < 3
    [pk_m, loc_m] = findpeaks(env_mat, 'MinPeakHeight', ...
        med_env + 2*mad_env, 'MinPeakDistance', minPeakDistMat);
end

```

Якщо стандартний критерій не знаходить достатньо піків, використовується альтернативний поріг за висотою (MinPeakHeight). Це забезпечує стійкість алгоритму навіть при низькоамплітудних піках.

Щоб виключити помилкові піки, розраховується інтервал RR і видаляються значення поза фізіологічним діапазоном (0.45-1.5 с для матері):

```

% Перевірка інтервалів RR
if numel(loc_m) >= 3
    RRs = diff(loc_m)/fs;
    validMask = true(size(loc_m));
    for i=2:length(loc_m)
        if RRs(i-1) < 0.45 || RRs(i-1) > 1.5
            validMask(i) = false;
        end
    end
    loc_m = loc_m(validMask);
end
fprintf('Знайдено материнських R-піків (після фільтрації): %d\n', ...
    numel(loc_m));

```

Цей етап забезпечує фізіологічну коректність визначених R-піків, видаляючи артефакти або помилкові сплески.

3.1.5 Створення материнського шаблону та його віднімання

Щоб виділити кожний материнський удар, встановлюються лівий та правий відступи від R-піку. Це дає сегмент, достатній для захоплення всіх компонентів QRS та частини Т-хвилі:

```
%% ===== 3) Побудова материнського шаблону та віднімання =====
winL = round(0.25*fs); winR = round(0.45*fs);
beats = []; beatIdx = [];
for i=1:numel(loc_m)
    idx0 = loc_m(i) - winL; idx1 = loc_m(i) + winR;
    if idx0<1 || idx1> N, continue; end
    seg = x_filt(idx0:idx1);
    if std(seg) < 5*median(abs(x_filt))
        beats(:,end+1) = seg;
        beatIdx(end+1) = loc_m(i);
    end
end
```

Відбір сегментів за стандартним відхиленням запобігає включенню сильних артефактів. `beats` зберігає усі допустимі сегменти, а `beatIdx` – відповідні індекси R-піків.

Медіанна крива по всіх сегментах створює шаблон материнського QRS, який відображає типовий вигляд материнського удару та мінімізує вплив шуму:

```
if isempty(beats)
    warning('Материнський шаблон не побудовано – пропуск віднімання.');
```

```
    x_resid = x_filt;
else
    mat_template = median(beats,2);
    mat_template = mat_template - mean(mat_template);
```

Віднімання середнього значення центрує шаблон навколо нуля, що запобігає зміщенню постфільтрованого сигналу після субтракції.

Щоб коректно видалити материнський сигнал, шаблон масштабують під амплітуду кожного сегмента. Масштаб обчислюється через скалярний добуток сегмента та шаблону:

```

mat_artifact = zeros(size(x_filt));
denom = (mat_template' * mat_template) + eps;
for i=1:length(beatIdx)
    idx0 = beatIdx(i) - winL; idx1 = beatIdx(i) + winR;
    seg = x_filt(idx0:idx1);
    a_scale = (seg' * mat_template) / denom;

```

Якщо обчислений коефіцієнт масштабу виходить за межі фізіологічно допустимого (0.4-3), використовується медіана відношення сегмента до шаблону. Це запобігає надмірному підсиленню або послабленню субтракції:

```

    if a_scale < 0.4 || a_scale > 3
        ratio = seg(mat_template~=0) ./ mat_template(mat_template~=0);
        ratio = ratio(isfinite(ratio));
        if isempty(ratio), a_scale = 1; else a_scale = median(ratio); end
        a_scale = min(max(a_scale,0.4),3);
    end
    mat_artifact(idx0:idx1) = mat_artifact(idx0:idx1) + a_scale * mat_template;
end
x_resid = x_filt - mat_artifact;
end

```

Це дозволяє адаптивно віднімати материнську ЕКГ та залишати в сигналі компоненти плоду та шум.

В результаті отримуємо `x_resid` – сигнал з максимально видаленою материнською ЕКГ-сигналом. Його можна використовувати для подальшого виділення фетальних R-піків, обробки вейвлетами та CWT.

3.1.6 Підсилення фетального сигналу через смуговий фільтр 20–70 Гц

Фетальний ЕКГ-сигнал має вищу частоту (приблизно 120-160 уд/хв, тобто 2–3 Гц для основної ритміки), тоді як материнський сигнал після субтракції і шум містять низькочастотні компоненти. Для підсилення фетальної складової використовується смуговий фільтр у діапазоні 20-70 Гц.

Цей діапазон дозволяє виділити високочастотні компоненти QRS плоду та зменшити залишковий вплив низькочастотних артефактів:

```
%% ===== 4) Смуговий фільтр 20-70 Гц для підсилення плода =====
[bf,af] = butter(3, bp_fetal/(fs/2), 'bandpass');
x_fetal_band = filtfilt(bf, af, x_resid);
```

Функція `butter` створює фільтр Баттерворта 3-го порядку з верхньою та нижньою частотними границями `bp_fetal = [20 70]`. `filtfilt` виконує двосторонню фільтрацію для усунення фазових зсувів.

Після цього отриманий сигнал `x_fetal_band` зберігає основну частину енергії фетального ЕКГ-сигналу, підготовлену для багатохвильової обробки в наступному блоці.

Двостороння фільтрація (`filtfilt`) обробляє сигнал вперед та назад, компенсуючи фазові спотворення. Це критично для точного визначення R-піків плоду, оскільки зсув фази може спотворити час піку та інтервали RR.

Результат `x_fetal_band` має такі властивості:

- Високочастотні компоненти QRS плоду підсилені.
- Низькочастотні залишки материнського сигналу зменшені.
- Сигнал готовий для подальшої обробки вейвлетами та обчислення індикатора вейвлет.

3.1.7 DWT-мультишкальний добуток

Дискретне вейвлет-перетворення дозволяє розкласти сигнал на різні шкали частот, зберігаючи час локалізації. Це особливо важливо для фетального ЕКГ-сигналу, де піки короткі (QRS), а амплітуда відносно мала.

Мета – виділити деталі на трьох рівнях декомпозиції (D3, D4, D5), які містять основну інформацію про фетальні R-піки:

```
%% ===== 5) DWT – мультишкальний добуток =====
[C,L] = wavedec(x_fetal_band, level, wname);
recD3 = wrcoef('d', C, L, wname, 3);
recD4 = wrcoef('d', C, L, wname, 4);
recD5 = wrcoef('d', C, L, wname, 5);
```

wavedec виконує багаторівневу дискретну вейвлет-декомпозицію сигналу `x_fetal_band` до рівня `level = 5` із використанням вейвлета `db4`.

`wrcoef('d', ...)` реконструює деталі на конкретних рівнях D3-D5. Кожен рівень відповідає певному діапазону частот:

- D3 – високочастотна компонента, близька до піків QRS;
- D4, D5 – середньочастотні компоненти, що несуть інформацію про форму комплексу QRS.

Для виділення спільних піків на всіх рівнях проводиться нормалізація та обчислюється добуток амплітуд:

```
d3n = abs(recD3) ./ (median(abs(recD3))+eps);
d4n = abs(recD4) ./ (median(abs(recD4))+eps);
d5n = abs(recD5) ./ (median(abs(recD5))+eps);
P = d3n .* d4n .* d5n;
Msum = abs(recD3)+abs(recD4)+abs(recD5);
```

Де `d3n`, `d4n`, `d5n` – нормалізовані деталі по відношенню до їх медіани, що робить сигнал нечутливим до абсолютної амплітуди та шуму, `P` – добуток нормалізованих деталей, що посилює спільні піки (зменшує випадкові сплески на одному рівні), а `Msum` – сума абсолютних деталей, що дає альтернативну оцінку амплітуди для візуалізації.

Ця операція підвищує точність детекції R-піків плоду, зменшуючи помилкові сплески від залишкових материнських компонентів чи шуму.

- Використання DWT дозволяє виділити характерні короткі піки фетального ЕКГ-сигналу.
- Багатохвильовий добуток (`P`) посилює спільні деталі на рівнях D3–D5, що робить наступну детекцію піків більш надійною.
- `Msum` використовується для порівняння та візуальної оцінки сигналу.

3.1.8 Вейвлет індикатор

Вейвлет індикатор створюється для оцінки ймовірності наявності фетальних R-піків у кожній точці сигналу. Він будується на основі багатохвильового добутку P і дозволяє виділяти короткі локальні піки, ігноруючи залишкові шумові коливання.

Основна ідея: нормалізувати амплітуду багатохвильового добутку та згладити сигнал, щоб отримати стійкий локальний індикатор:

```
%% ===== 6) Індикатор вейвлета =====
wavelet_indicator = P ./ (max(P)+eps);
smooth_win = max(1, round(0.02*fs));
if mod(smooth_win,2)==0, smooth_win = smooth_win+1; end
wavelet_indicator_sm = movmedian(wavelet_indicator, smooth_win);
```

Де `wavelet_indicator` – нормалізована версія багатохвильового добутку P (нормалізація робить сигнал незалежним від абсолютної амплітуди, що важливо для сигналів з різними рівнями шуму), `smooth_win` визначає ширину вікна для медіанного згладжування (`movmedian`) (це усереднення допомагає зменшити випадкові сплески, залишаючи основні локальні піки незмінними).

Медіанне згладжування є більш стійким до викидів, ніж ковзне середнє, що підвищує надійність детекції R-піків.

Щоб адаптувати WI до локальної амплітуди сигналу, проводиться подальше усереднення по коротких сегментах:

```
localE = movmedian(abs(P), round(0.1*fs));
wavelet_indicator_sm = wavelet_indicator_sm ./ (median(localE)+eps);
```

Де `localE` – локальна медіана абсолютного багатохвильового добутку на вікні 0.1 секунди.

Ділення на `median(localE)` нормалізує WI відносно локального рівня енергії, що дозволяє стабільно виділяти піки у змінному фоні.

Цей крок важливий для реальних записів, де амплітуда сигналу плоду може змінюватися через рух матері або зміну положення датчика.

Вейвлет індикатор забезпечує локальну оцінку ймовірності наявності фетальних піків. Медіанне згладжування та локальна нормалізація підвищують стійкість до шуму та залишкових материнських компонентів.

Результат використовується на наступному етапі для комбінованої детекції піків із багатохвильовим добутком, забезпечуючи більш точну локалізацію R-піків плоду.

3.1.9 Маска навколо материнських R

Після детекції материнських R-піків в сигналі залишаються сильні залишкові компоненти, які можуть заважати виявленню фетальних R-піків. Маскування навколо материнських R дозволяє зменшити вплив цих компонентів на багатохвильовий добуток P та wavelet indicator, підвищуючи точність детекції:

```
% ===== 7) Маска навколо материнських R =====
mask_win_samples = round(mask_win_s * fs);
P_masked = P;
for i=1:length(loc_m)
    idx0 = max(1, loc_m(i)-mask_win_samples);
    idx1 = min(N, loc_m(i)+mask_win_samples);
    P_masked(idx0:idx1) = P_masked(idx0:idx1) * 0.05;
    wavelet_indicator_sm(idx0:idx1) = wavelet_indicator_sm(idx0:idx1) * 0.12;
end
```

Де `mask_win_samples` визначає ширину вікна маскування у відліках (samples), виходячи з часу `mask_win_s`.

Для кожного материнського піка (`loc_m`) створюється індексний діапазон `[idx0:idx1]`, що охоплює сусідні відрізки сигналу.

Багатохвильовий добуток P множиться на 0.05, а wavelet indicator – на 0.12.

Це суттєво зменшує амплітуду сигналу у цих ділянках, але не обнуляє його повністю, що дозволяє зберегти статистичні властивості сигналу.

Обґрунтування:

- Маскування обмежує помилкові піки від залишкових материнських R, які можуть мати амплітуду, порівнянну з фетальними.

– Використання коефіцієнтів (0.05 для P , 0.12 для WI) забезпечує сильне ослаблення, але не повністю, що зберігає інформацію про потенційні фетальні сигнали в сусідніх ділянках.

– Метод простий та ефективний для реальних записів, де складність материнських компонентів висока.

Маскування дозволяє зменшити вплив материнських R на наступну локальну адаптивну порогову детекцію. Комбінація P_masked та $wavelet_indicator_sm$ після маскування забезпечує більш чистий сигнал для виявлення фетальних піків. Цей крок є критичним у багатокомпонентних записах абдомінального ЕКГ-сигналу, де амплітуди материнських та фетальних R можуть сильно перекриватися.

3.1.10 Локальний адаптивний поріг

Для детекції фетальних піків необхідно визначити поріг, який враховує локальні зміни сигналу. Локальний адаптивний поріг дозволяє реагувати на різні рівні шуму та амплітуди в різних частинах сигналу, що підвищує точність детекції:

```
%% ===== 8) Локальний адаптивний поріг =====
win_sec = 8; win_samp = round(win_sec * fs);
lenP = length(P_masked);
th_local = zeros(size(P_masked));
```

Де win_sec задає розмір локального вікна в секундах (8 с), на основі якого обчислюється статистика сигналу, win_samp переводить час у кількість відліків, $lenP$ – довжина сигналу багатохвильового добутку P_masked , th_local – масив для зберігання обчислених локальних порогів, ініціалізований нулями.

Для кожного відліку i визначається локальне вікно $[i0:i1]$, що охоплює половину вікна по обидва боки. Враховується медіана (med) сигналу у локальному вікні. Медіана стійка до викидів і добре підходить для шумних сигналів. Обчислюється MAD ($madval$) – медіана абсолютних відхилень від медіани, що є стійкою оцінкою дисперсії:

```

for ii=1:lenP
    i0 = max(1, ii - round(win_samp/2));
    i1 = min(lenP, ii + round(win_samp/2));
    med = median(P_masked(i0:i1));
    madval = median(abs(P_masked(i0:i1) - med));
    th_local(ii) = med + k_local * madval;
end

```

Локальний поріг формується за формулою:

$$th_{local}[ii] = median_{i0:i1}(P_{masked}) + k_{local} MAD_{i0:i1}(P_{masked}), \quad (3.1)$$

Параметр `k_local` визначає, наскільки поріг вище локального рівня шуму.

Використання локальної медіани та MAD дозволяє адаптувати поріг до локальних умов сигналу. Це критично, оскільки амплітуди фетальних R можуть змінюватися у різні періоди, а рівень шуму може бути неоднорідним. Статистично обґрунтовано: MAD є робастною оцінкою стандартного відхилення і дозволяє уникнути впливу великих залишкових материнських піків. Такий підхід знижує кількість помилкових спрацьовувань та збільшує відсоток правильних детекцій.

Локальний адаптивний поріг `th_local` визначає межу для виявлення піків багатохвильового добутку `P_masked`. Порогове значення змінюється в часі відповідно до локальної амплітуди та шуму. Це забезпечує надійну та стабільну детекцію фетальних піків навіть на записах з високим рівнем залишкових материнських компонентів.

3.1.11 Пошук піків

Після усунення материнських артефактів і обчислення локального порогу необхідно виявити потенційні фетальні R-піки. Цей етап поєднує інформацію багатохвильового добутку `P_masked` та нормалізованого `wavelet indicator`, щоб підвищити точність та зменшити кількість хибних спрацьовувань:


```

%% ===== 9) Пошук піків =====
minPeakDistSamples = round(minDist_fetal * fs);
promP = median(P_masked(P_masked>0));
if isempty(promP), promP = median(P_masked); end
[pkP, locP, wP] = findpeaks(P_masked, 'MinPeakDistance', minPeakDistSamples, ...
    'MinPeakProminence', max(0.001, 0.5*promP));

```

Де `minPeakDistSamples` – мінімальна відстань між піками, переведена в кількість відліків (враховує фізіологічну мінімальну частоту серцебиття плоду), `promP` – медіана амплітуд позитивних значень `P_masked` (використовується для визначення мінімальної виразності піку), `findpeaks` виявляє локальні максимуми, враховуючи: мінімальну відстань між піками (`MinPeakDistance`); мінімальну проміненцію (`MinPeakProminence`), яка гарантує, що піки виділяються на фоні локального шуму.

Вейвлет індикатор надає додаткову інформацію про локальну виразність фетальних піків у багатохвильовій структурі.

```

maxWI = max(wavelet_indicator_sm);
if isempty(maxWI) || maxWI==0, maxWI=1; end
[pkW, locW] = findpeaks(wavelet_indicator_sm, 'MinPeakDistance', ...
    minPeakDistSamples, ...
    'MinPeakProminence', 0.12*maxWI);

```

Максимум `maxWI` використовується для нормалізації, щоб забезпечити коректну проміненцію. Виявлення піків у `wavelet indicator` допомагає підтвердити справжні фетальні піки та відкинути залишкові шуми.

Кожен потенційний пік перевіряється:

- Чи перевищує він локальний поріг `th_local`.
- Чи не надто широкий (ширина піку < 0.12 с) – обмеження фізіологічної тривалості QRS.
- Чи є збіг з піком `wavelet indicator` (`tol_samples` дозволяє невелику похибку).

- Альтернативно, якщо пік значно більший за локальний фон ($> \text{median} + 3 \cdot \text{MAD}$), він також зберігається.

```
tol_samples = round(0.02*fs);
keep = false(size(locP));
for k=1:length(locP)
    idxP = locP(k);
    if pkP(k) <= th_local(idxP), continue; end
    wid_samples = wP(k); wid_s = wid_samples / fs;
    if wid_s > 0.12, continue; end
    if any(abs(locW - idxP) <= tol_samples)
        keep(k) = true;
    else
        if pkP(k) > (median(P_masked)+3*median(abs(P_masked-median(P_masked))))
            keep(k) = true;
        end
    end
end
end
```

Логічний масив `keep` визначає, які піки залишаються після всіх фільтрів.

Локалізації визначають кодом:

```
fetal_peakLocsSamples = locP(keep);
fetal_peakLocs = fetal_peakLocsSamples / fs;
fprintf('Кандидатів фетальних піків після узгодження: %d\n', ...
    numel(fetal_peakLocs));
```

Де `fetal_peakLocsSamples` – позиції збережених пік в відліках, `fetal_peakLocs` – переводимо в секунди для подальшої обробки. Кількість піків виводиться для оцінки якості детекції.

Обґрунтування:

- Поєднання багатохвильового добутку та `wavelet indicator` підвищує точність детекції.
- Використання локального адаптивного порогу і фільтрації за шириною піку зменшує хибні спрацьовування від шумів та залишкових материнських компонентів.
- Цей метод дозволяє виділяти фізіологічно достовірні фетальні піки навіть у складних шумних записах.

3.1.12 Перевірка періодичності RR та рішення

Після попередньої детекції потенційних фетальних R-піків необхідно оцінити, чи їх послідовність фізіологічно достовірна. Для цього аналізуються інтервали між піками (RR-інтервали) і перевіряється їх середнє значення та стабільність. Додатково враховується енергетичний стан сигналу, щоб уникнути хибних спрацьовувань на шумі:

```
%% ===== 10) Перевірка періодичності RR та рішення =====
if numel(fetal_peakLocs) >= 3
    RR = diff(fetal_peakLocs);
    RRmean = mean(RR); RRstd = std(RR);
else
    RR = []; RRmean = Inf; RRstd = Inf;
end
```

Де `diff(fetal_peakLocs)` обчислює інтервали RR між послідовними піками, `RRmean` – середнє RR-значення, використовується для перевірки фізіологічної частоти серцебиття плоду (~90–180 уд/хв), `RRstd` – стандартне відхилення RR, що характеризує стабільність ритму.

Якщо піків менше трьох, інтервали не оцінюються (Inf), оскільки статистично недостатньо даних для достовірної оцінки.

Перевірка фізіологічних умов:

```
period_condition = (RRmean >= 0.33) && (RRmean <= 0.67) && (RRstd < 0.20);
energy_condition = (sum(P_masked.^2) > 0) && (max(P_masked) > ...
    median(P_masked) + 2*median(abs(P_masked - median(P_masked))));
```

`period_condition` перевіряє:

- Середній RR знаходиться в межах від 0.33 до 0.67 с (що відповідає частоті серцебиття 90–180 уд/хв).

- Стандартне відхилення $RR < 0.20$ с, тобто ритм відносно стабільний.

`energy_condition` оцінює активність багатохвильового добутку:

- Сумарна енергія сигналу $P_{\text{masked}}.^2 > 0$, що виключає відсутність сигналу.
- Максимальна амплітуда піку перевищує фон (медіану плюс $2 \cdot \text{MAD}$), що гарантує виявлення реальних піків, а не шуму.

Остаточне рішення про наявність фетального ЕКГ:

```
decision = (energy_condition && period_condition && numel(fetal_peakLocs) ...
    >= min_peaks_needed);
if decision, disp('>>> ПРИСУТНІСТЬ FETAL ECG: ВИЯВЛЕНО');
else disp('>>> ПРИСУТНІСТЬ FETAL ECG: НЕ ВИЯВЛЕНО'); end
```

`decision` встановлює, що фетальний ЕКГ вважається присутнім, якщо виконуються три умови одночасно:

- Енергетична активність сигналу достатня.
- RR-періодичність фізіологічна.
- Кількість виявлених піків $\geq$ мінімально необхідного числа (`min_peaks_needed`).

Вивід у консоль повідомляє користувача про результат детекції.

Обґрунтування:

- Перевірка RR-періодичності необхідна для виключення хибних детекцій на шумі або залишкових материнських компонентах.
- Комбінування енергетичної умови та кількості піків дозволяє захиститися від короткочасних сплесків шуму.
- Цей підхід забезпечує фізіологічно обґрунтоване рішення про наявність фетального ЕКГ у сигналу, що особливо важливо для автоматичної обробки багатоканальних записів у клінічних дослідженнях.

3.1.13 Витягування фетальних комплексів

Після детекції фетальних піків необхідно виділити сегменти сигналу навколо кожного піка для подальшого аналізу, усереднення та візуалізації. Це дозволяє

досліджувати морфологію фетальних комплексів, будувати середні і медіанні форми серцевого циклу, а також виконувати подальші часово-частотні аналізи:

```
%% ===== 11) Витяг фетальних комплексів =====
validMaskIdx = fetal_peakLocsSamples - fwinL >= 1 & fetal_peakLocsSamples + fwinR <= N;
validIdx = fetal_peakLocsSamples(validMaskIdx);
numBeats = numel(validIdx);
numStack = min(numBeats, max_fetal_beats_display);
```

`validMaskIdx` перевіряє, що сегмент навколо піка не виходить за межі сигналу, тобто пік достатньо далеко від початку та кінця запису.

`validIdx` – індекси тільки допустимих піків.

`numBeats` – кількість таких піків, `numStack` обмежує максимальну кількість сегментів для візуалізації/обробки, щоб уникнути перевантаження пам'яті.

Формування матриці сегментів:

```
if numStack > 0
    beats_matrix = NaN(fwinL+fwinR+1, numStack);
    beat_times = zeros(1,numStack);
    cnt = 0;
    for i=1:numStack
        idx = validIdx(i);
        seg = x_resid(idx - fwinL : idx + fwinR);
        if numel(seg) == (fwinL+fwinR+1)
            cnt = cnt + 1;
            beats_matrix(:,cnt) = seg;
            beat_times(cnt) = idx / fs;
        end
    end
    if cnt < numStack
        beats_matrix = beats_matrix(:,1:cnt);
        beat_times = beat_times(1:cnt);
        numStack = cnt;
    end
    fetal_median = median(beats_matrix,2,'omitnan');
    fetal_mean = mean(beats_matrix,2,'omitnan');
    time_beat = (-fwinL : fwinR)/fs;
else
    beats_matrix = [];
    beat_times = [];
    fetal_median = [];
    fetal_mean = [];
    time_beat = (-fwinL : fwinR)/fs;
end
```

Створюється матриця `beats_matrix`, де кожен стовпець відповідає сегменту навколо фетального піка.

В коді `beat_times` зберігає час кожного піка у секундах. Цикл перевіряє, чи сегмент має правильну довжину (`fwinL+fwinsR+1`), і тільки такі включає до матриці. Якщо фактична кількість сегментів менша за `numStack`, матриця обрізається. `fetal_median` та `fetal_mean` – медіана та середнє усереднення сигналів по всіх сегментах, що дозволяє отримати «типовий» фетальний серцевий комплекс. `time_beat` задає часову вісь відносно R-піку для зручності графічної побудови.

Обґрунтування:

- Виділення сегментів необхідне для точного аналізу морфології комплексів плоду, виключення шумових фрагментів та об'єднання інформації з декількох серцевих циклів.
- Усереднення по медіані дозволяє зменшити вплив артефактів і залишкових материнських компонентів, що особливо важливо при слабкому сигналі плоду.
- Обмеження `max_fetal_beats_display` дозволяє керувати обсягом пам'яті і прискорює подальшу обробку, зберігаючи при цьому статистично значущу вибірку.
- Часова вісь відносно піка (`time_beat`) забезпечує коректне узгодження сегментів при подальшому часово-частотному аналізі та побудові CWT.

3.1.14 CWT

Після виділення фетальних сегментів застосування неперервного вейвлет-перетворення (CWT) дозволяє виконати часово-частотний аналіз сигналу. Це особливо важливо для фетального ЕКГ-сигналу, оскільки частотні компоненти плоду ($\approx 20\text{--}70$ Гц) можуть перекриватися з шумами або материнськими компонентами. CWT дає змогу оцінити енергію сигналу у різних частотних діапазонах у кожний

момент часу, а також провести усереднення по виявлених сегментах для отримання типового спектрального профілю:

```
%% ===== 12) CWT =====
% CWT суміші (x_filt)
[cwt_mix,freq_mix] = cwt(x_filt, fs);
Amp_mix = abs(cwt_mix);
```

Де `x_filt` – відфільтрований абдомінальний сигнал, що містить суміш материнської та фетального ЕКГ-сигналу, `cwt` обчислює комплексний спектр сигналу у часі і частоті, `freq_mix` – відповідні частоти для кожного рядка матриці `cwt_mix`, а `Amp_mix` – амплітудне представлення CWT, отримане через модуль комплексного сигналу (`abs`), яке відображає енергію сигналу у часі та частоті.

CWT для фетального сигналу:

```
% CWT плода (x_resid)
[cwt_fetal,freq_fetal] = cwt(x_resid, fs);
Amp_fetal = abs(cwt_fetal);
```

Де `x_resid` – залишковий сигнал після видалення материнських комплексів.

CWT на цьому сигналі дозволяє виділити енергетичні піки плоду без значного впливу материнської ЕКГ. `Amp_fetal` відображає амплітуду спектру плоду у часі та частоті, що є основою для подальшої візуалізації та аналізу.

Усереднення CWT по фетальних сегментах:

```

% Середній CWT фетальних ударів
Amp_beats_mean = [];
if ~isempty(beats_matrix)
    sampleLen = size(beats_matrix,1);
    num_for_scalogram = size(beats_matrix,2);
    Amp_beats = zeros(length(freq_fetal), sampleLen, num_for_scalogram);
    for k=1:num_for_scalogram
        seg = beats_matrix(:,k)';
        [c_seg, f_seg] = cwt(seg, fs);
        V = abs(c_seg);
        % interpolate to freq_fetal
        V_interp = zeros(length(freq_fetal), size(V,2));
        for col=1:size(V,2)
            V_interp(:,col) = interp1(f_seg, V(:,col), freq_fetal, 'linear',0);
        end
        cols = size(V_interp,2);
        if cols >= sampleLen
            Amp_beats(:, :, k) = V_interp(:, 1:sampleLen);
        else
            tmp = zeros(size(V_interp,1), sampleLen);
            tmp(:, 1:cols) = V_interp;
            Amp_beats(:, :, k) = tmp;
        end
    end
    Amp_beats_mean = mean(Amp_beats,3);
end

```

Для кожного сегменту плоду обчислюється CWT, формуючи 3D-масив `Amp_beats` (частота $\times$ час $\times$ сегмент).

Для узгодження частот усі спектри інтерполюються до спільної частотної осі `freq_fetal`.

В результаті `Amp_beats_mean` містить усереднене вейвлет-представлення фетальних циклів, що відображає типову часово-частотну структуру сигналу плоду. Це дозволяє зменшити випадкові коливання, шум та залишкові материнські компоненти.

Обґрунтування:

- CWT дозволяє одночасно аналізувати часові і частотні характеристики, що критично при обробці коротких і високочастотних сигналів, таких як ЕКГ плоду.
- Усереднення по сегментах підвищує співвідношення сигнал/шум, роблячи видимими ключові морфологічні особливості плоду.

– Інтерполяція частот необхідна для коректного узгодження спектральних даних від різних сегментів, оскільки без цього усереднення могло б спотворити амплітудні профілі.

– Такий підхід дозволяє будувати стабільні часово-частотні графіки (scalograms) для дослідження серцевих ритмів плоду та подальшого порівняння з медичними нормами.

3.1.15 Візуалізація результатів

Перший крок візуалізації – це порівняння початкового абдомінального сигналу та його попередньо відфільтрованого варіанту. Це дозволяє оцінити ефективність базового бандпас-фільтра та побачити, наскільки шуми і сторонні компоненти зменшені:

```
%% ===== 13) Візуалізація =====

% --- Оригінал та профільований
figure('Name','Original & Prefiltered ECG','NumberTitle','off');
plot(t, x,'Color',[0.2 0.2 0.2]); hold on;
plot(t, x_filt,'b'); grid on; xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)');
title('Оригінальний та профільований абдомінальний сигнал'); legend('оригінал','фільтрований'); axis tight;
```

Відображення оригінального та відфільтрованого сигналу показує:

- Як змінюється амплітуда та форма сигналу після фільтрації.
- Чи видалені високочастотні шуми та низькочастотні дрейфи.
- Це дозволяє лікарю або досліднику оцінити якість підготовки сигналу до подальшого аналізу.

Наступний крок – показати, де були виявлені R-піки материнської ЕКГ на відфільтрованому сигналі. Це важливо для перевірки точності материнського детектора та контролю подальшої субтракції:

```
% --- Детекція материнських R
figure('Name','Детекція материнських R','NumberTitle','off');
plot(t, x_filt,'b'); hold on;
if ~isempty(loc_m)
    plot(loc_m/fs, x_filt(loc_m),'ro','MarkerFaceColor','r');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Детекція материнських R-піків'); grid on; axis tight;
```

Візуалізація допомагає:

- Переконатися, що R-піки правильно визначені.
- Оцінити, чи немає пропусків або зайвих піків.
- Сформувати основу для коректної побудови материнського шаблону та його субтракції.

Після видалення материнської ЕКГ і застосування бандпас-фільтра 20–70 Гц отримується залишковий сигнал, який в основному містить фетальні компоненти. Візуалізація цього сигналу дозволяє перевірити видимість фетальних піків:

```
% --- Резидуальний сигнал і фетальна смуга
figure('Name','Residual & Fetal band','NumberTitle','off');
plot(t, x_resid,'k'); hold on;
plot(t, x_fetal_band,'r');
if ~isempty(fetal_peakLocs)
    plot(fetal_peakLocs, x_resid(round(fetal_peakLocs*fs)), 'mo', 'MarkerFaceColor','m');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Резидуальний сигнал і 20-70 Гц фільтр');
grid on; legend('резидуальний','20-70Гц','фетальні піки'); axis tight;
```

Це дозволяє:

- Візуально оцінити ефективність видалення материнських артефактів.
- Перевірити правильність детекції фетальних R-піків.
- Виявити залишковий шум або потенційні проблеми у виділенні сигналу плоду.

Мультискейл-показник Р, його маскування та локальні пороги відображають потужність сигналу на різних масштабах вейвлетів і визначають потенційні фетальні піки:

```
% --- Мультишкальний добуток Р
figure('Name','Мультишкальний добуток','NumberTitle','off');
plot(t, P,'b'); hold on;
plot(t, P_masked,'g'); plot(t, th_local,'r--');
if ~isempty(fetal_peakLocs)
    plot(fetal_peakLocs, pkP(keep), 'mo', 'MarkerFaceColor','m');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)');
title('Мультишкальний добуток Р (синій), P_{masked} (зелений), локальний поріг (червоний)');
grid on; axis tight;
```

Візуалізація демонструє:

- Вплив маскуванню материнських R-піків.
- Динамічний локальний поріг для детекції фетальних піків.
- Контроль за правильністю роботи алгоритму пікової детекції.

Вейвлет індикатор показує узгодженість мультискейл-вейвлетів у часі, допомагаючи відрізнити фетальні від шумових сигналів:

```
% --- Індикатори Вейвлет
figure('Name','Індикатор вейвлета','NumberTitle','off');
plot(t, wavelet_indicator_sm,'k','LineWidth',1); hold on;
plot(t, wavelet_indicator,'Color',[0.6 0.6 0.6]);
if ~isempty(locW)
    plot(locW/fs, wavelet_indicator_sm(locW),'cx');
end
if ~isempty(fetal_peakLocs)
    wi_at_peaks = interp1((0:length(wavelet_indicator_sm)-1)/fs, ...
        wavelet_indicator_sm, fetal_peakLocs, 'linear',0);
    plot(fetal_peakLocs, wi_at_peaks,'mo','MarkerFaceColor','m');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Індикатор вейвлета');
grid on; axis tight;
```

Це дозволяє:

- Візуально оцінити ефективність відокремлення фетальних компонентів від залишкового шуму.
- Перевірити, чи всі виявлені піки мають високий вейвлет індикатор.
- Контролювати коректність алгоритму перетворення та інтерполяції.

3.1.16 SWT та усередненими фетальними сигналами

Для оцінки частотного складу сигналу до субтракції материнської ЕКГ використовується SWT суміші сигналу. Це дозволяє побачити, які частоти домінують у початковому абдомінальному сигналі:

```
%% ===== 12) CWT =====
% CWT суміші (x_filt)
[cwt_mix, freq_mix] = cwt(x_filt, fs);
Amp_mix = abs(cwt_mix);
```

Відображення CWT суміші дає:

- Оцінку спектрального складу сигналу: материнська ЕКГ, фетальні компоненти та шуми.
- Візуальне розділення частотних діапазонів матері та плоду.
- Контроль за тим, чи фетальні компоненти достатньо видимі до подальшої обробки.

Після видалення материнської ЕКГ і фільтрації 20–70 Гц застосовується CWT до залишкового сигналу, що дозволяє оцінити частотну структуру фетального ЕКГ-сигналу:

```
% CWT плода (x_resid)
[cwt_fetal, freq_fetal] = cwt(x_resid, fs);
Amp_fetal = abs(cwt_fetal);
```

Це дозволяє:

- Перевірити успішність видалення материнських компонентів.
- Візуально локалізувати фетальні піки у часово-частотній площині.
- Побачити розподіл енергії у фетальних діапазонах (20–70 Гц).

Для покращення співставності і статистичного представлення використовують усереднення CWT по всіх виявлених фетальних бітах, вирівняних по часу R-піку:

```

% Середній CWT фетальних ударів
Amp_beats_mean = [];
if ~isempty(beats_matrix)
    sampleLen = size(beats_matrix,1);
    num_for_scalogram = size(beats_matrix,2);
    Amp_beats = zeros(length(freq_fetal), sampleLen, num_for_scalogram);
    for k=1:num_for_scalogram
        seg = beats_matrix(:,k)';
        [c_seg, f_seg] = cwt(seg, fs);
        V = abs(c_seg);
        % interpolate to freq_fetal
        V_interp = zeros(length(freq_fetal), size(V,2));
        for col=1:size(V,2)
            V_interp(:,col) = interp1(f_seg, V(:,col), freq_fetal, 'linear',0);
        end
        cols = size(V_interp,2);
        if cols >= sampleLen
            Amp_beats(:, :, k) = V_interp(:, 1:sampleLen);
        else
            tmp = zeros(size(V_interp,1), sampleLen);
            tmp(:, 1:cols) = V_interp;
            Amp_beats(:, :, k) = tmp;
        end
    end
end

```

Усереднена CWT дозволяє:

- Візуалізувати стандартний патерн фетального ЕКГ-сигналу, виділений на основі багатьох битів.
- Зменшити вплив шуму та артефактів, що випадково залишились.
- Створити більш надійну основу для клінічної інтерпретації сигналу плоду.

Побудова тривимірних поверхонь CWT дозволяє одночасно відобразити час, частоту та амплітуду сигналу:

```

% --- CWT суміші
figure('Name','CWT: суміш','NumberTitle','off','Units','normalized', ...
    'Position',[0.05 0.05 0.9 0.7]);
surf((0:N-1)/fs,freq_mix,Amp_mix,'EdgeColor','none'); shading interp;
view(45,45);
xlabel('Час (с)'); ylabel('Частота (Гц)'); zlabel('Амплітуда (В)');
title('CWT: час-частота-амплітуда (суміш)'); axis tight; colorbar;

```

```
% --- CWT резидуального сигналу плода
figure('Name','CWT: фетальний резидуал','NumberTitle','off','Units', ...
    'normalized','Position',[0.05 0.05 0.9 0.7]);
surf((0:N-1)/fs,freq_fetal,Amp_fetal,'EdgeColor','none'); shading interp;
view(45,45);
xlabel('Час (с)'); ylabel('Частота (Гц)'); zlabel('Амплітуда (В)');
title('CWT: час-частота-амплітуда (резидуальний)'); axis tight; colorbar;
```

Це дозволяє:

- Виявити часові вікна активності плоду.
- Візуально перевірити успішність видалення материнських компонентів.
- Дослідити структуру спектру сигналу у часі, що важливо для діагностичних цілей.

Нарешті, для усереднених битів фетального ЕКГ-сигналу створюється 3D-поверхня усередненої CWT:

```
% --- Середнє серцебиття плода за даними CWT (усереднене та вирівняне за часом)
if ~isempty(Amp_beats_mean)
    figure('Name','CWT: середній фетальний комплекс','NumberTitle','off');
    surf(time_beat,freq_fetal,Amp_beats_mean,'EdgeColor','none');
    shading interp;
    xlabel('Час відносно піку плода (с)'); ylabel('Частота (Гц)');
    zlabel('Амплітуда (В)');
    title('CWT: середній фетальний комплекс (усереднено)'); colorbar;
    view(45,45); axis tight;
end
```

Це дозволяє:

- Візуально оцінити середній патерн фетального ЕКГ-сигналу у часово-частотній площині.
- Визначити характерні частотні компоненти плоду.
- Створити основу для подальшого кількісного аналізу, наприклад, оцінки енергії або синхронізації.

Відображення стекованих фетальних битів дозволяє побачити варіабельність форм сигналу між різними ударами серця плоду:

```

% --- Стек фетальних комплексів
if ~isempty(fetal_median)
    figure('Name','Стек фетальних комплексів','NumberTitle','off');
    plot(time_beat, beats_matrix,'Color',[0.7 0.7 0.7]); hold on;
    plot(time_beat, fetal_median,'r','LineWidth',2);
    plot(time_beat, fetal_mean,'b--','LineWidth',2);
    xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)');
    title(['Фетальні комплекси: стек (сірий), медіана (червоний), ' ...
          'середній (синій)']); grid on; axis tight;
end

```

Це дозволяє:

- Оцінити стандартну форму фетального ЕКГ-сигналу (червона лінія – медіана, синя – середнє).
- Виявити аномальні або спотворені біти, які можуть впливати на подальший аналіз.
- Підтвердити стабільність та регулярність серцевого ритму плоду.

3.2 Результати детектування

Для попередньої обробки абдомінального ЕКГ-сигналу було виконано фільтрацію сигналу з метою усунення низькочастотного дрейфу, міогенних шумів та високочастотних артефактів. На рис.3.1 наведено порівняння між вихідним абдомінальним сигналом та сигналом після застосування смугового фільтра Butterworth у діапазоні 0.5-100 Гц.



Рис. 3.1. Оригінальний та профільтрований абдомінальний сигнал

Рис. 3.1 ілюструє зміни абдомінального ЕКГ після застосування попередньої фільтрації.

На графіку відображено два сигнали:

- Оригінальний абдомінальний сигнал, який містить суміш материнського ЕКГ, слабкого фетального ЕКГ, низькочастотного дрейфу та шумових домішок.
- Профільтрований сигнал, у якому помітно зменшено низькочастотні та високочастотні шуми, що приводить до чіткішого виділення материнських QRS-комплексів.

Порівняння сигналів демонструє, що застосування смугового фільтра дозволяє значно покращити співвідношення сигнал–шум і забезпечує якісну основу для подальшого етапу – детекції R-піків і формування материнського шаблону для його подальшого віднімання.

Для виділення материнського ритму після фільтрації абдомінального сигналу було застосовано алгоритм детекції R-піків, що дає змогу точно визначити моменти серцевих циклів матері. На рис. 3.2 наведено результат роботи алгоритму – позначення знайдених R-піків на профільтрованому сигналі.

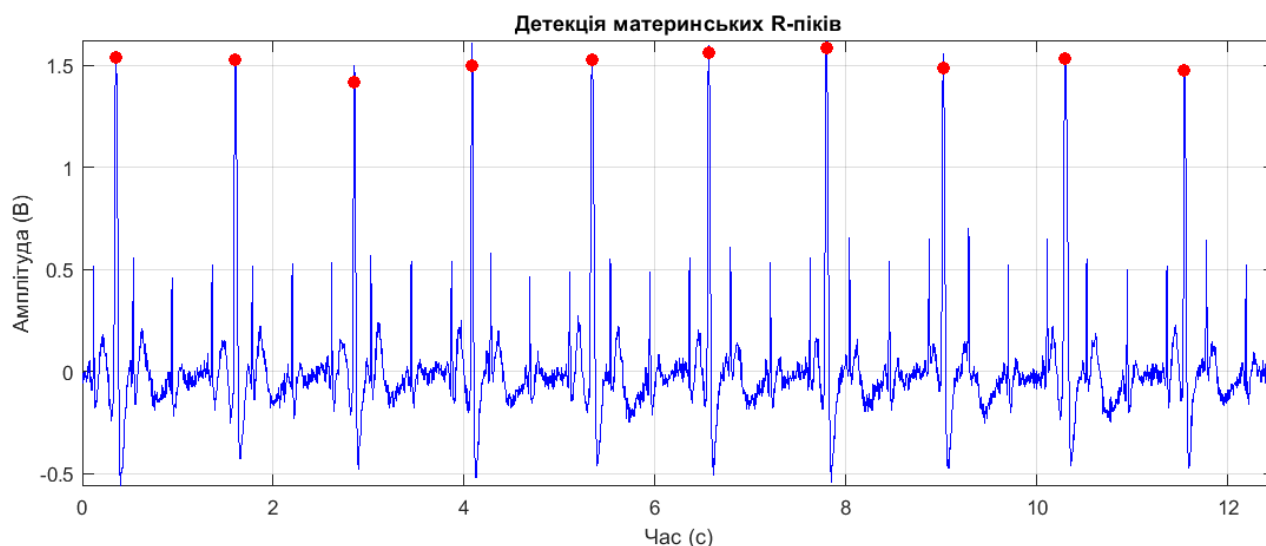


Рис. 3.2. Детекція материнських R-піків

Рис. 3.2 демонструє результат автоматичної детекції материнських R-піків у профільтованому абдомінальному ЕКГ-сигналі.

На графіку зображено:

- Синю криву – очищений від шумів сигнал ЕКГ, на якому чітко простежуються періодичні комплекси QRS.
- Червоні маркери – точки, що відповідають знайденим R-пікам; вони позначають моменти максимальної амплітуди материнських серцевих циклів.
- На осі абсцис подано час у секундах, а на осі ординат – амплітуду сигналу (В).

З графіка видно, що R-піки виявляються регулярно та стабільно, що підтверджує коректність роботи алгоритму. Отримана послідовність піків використовується далі для побудови середнього материнського шаблону та подальшого процесу віднімання материнського ЕКГ для виділення фетального компоненту.

Після віднімання материнського ЕКГ-шаблону з абдомінального сигналу формується резидуальний сигнал, у якому материнська компонента значною мірою пригнічена. Цей сигнал містить фетальний ЕКГ, а також залишкові шумові складові. На рис. 3.3 наведено резидуальний сигнал разом із позначеними фетальними R-

піками, що були виявлені після смугової фільтрації у діапазоні частот фетального ритму.

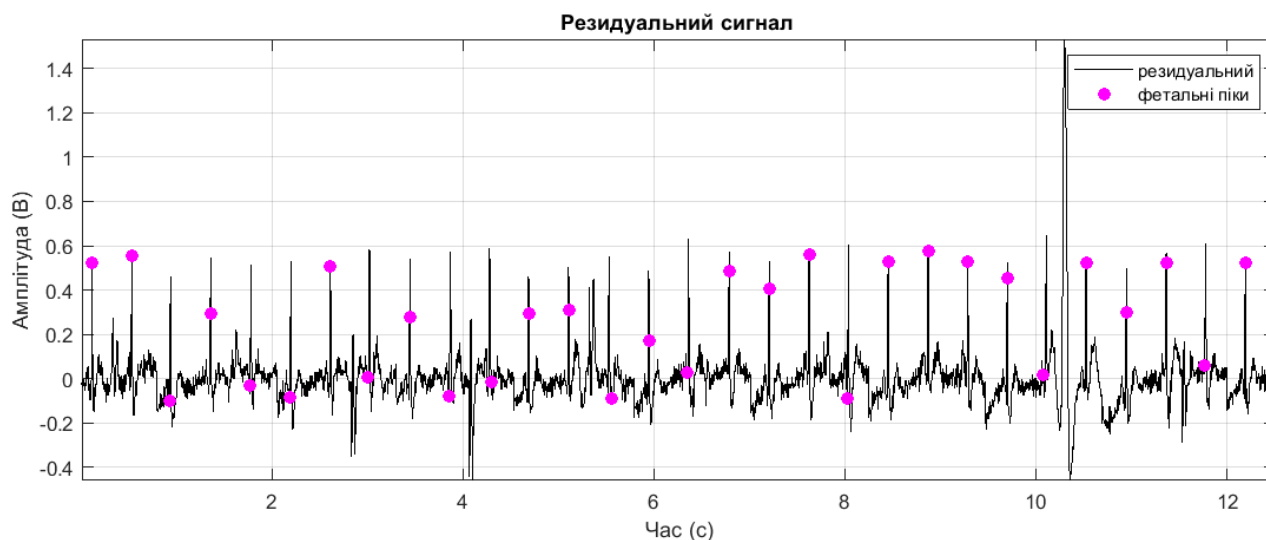


Рис. 3.3. Резидуальний сигнал

Рис. 3.3 демонструє резидуальний ЕКГ-сигнал, отриманий після віднімання материнського шаблону.

На графіку зображено:

- Чорна лінія – резидуальний сигнал, у якому збережені переважно компоненти фетального ЕКГ та низькоамплітудні залишкові шуми.
- Магента (рожеві) маркери – виявлені фетальні R-піки; вони позначають моменти максимальних амплітуд фетального серцевого ритму.
- Вісь часу подана у секундах, а амплітуда – у вольтах.

На графіку видно періодичні фетальні піки з частотою, що є вищою за материнську. Це підтверджує коректність віднімання материнського сигналу: домінантна материнська активність усунута, а фетальна – достатньо виразно проявляється у резидуальному сигналі. Такий результат слугує основою для подальшого аналізу фетального ритму та оцінки частоти серцевих скорочень плода.

Для підвищення точності детекції фетальних QRS-комплексів застосовано метод мультишкального аналізу на основі дискретного вейвлет-перетворення. Зокрема, формується мультишкальний добуток вейвлет-деталей різних рівнів, що

забезпечує підсилення різких та енергійних компонент сигналу, характерних для фетальних QRS.

На рис. 3.4 наведено результати побудови мультишкального добутку P , його маскованої версії P_{masked} після придушення материнських компонент, а також адаптивного локального порогу, що використовується для відбору достовірних кандидатів на фетальні піки.

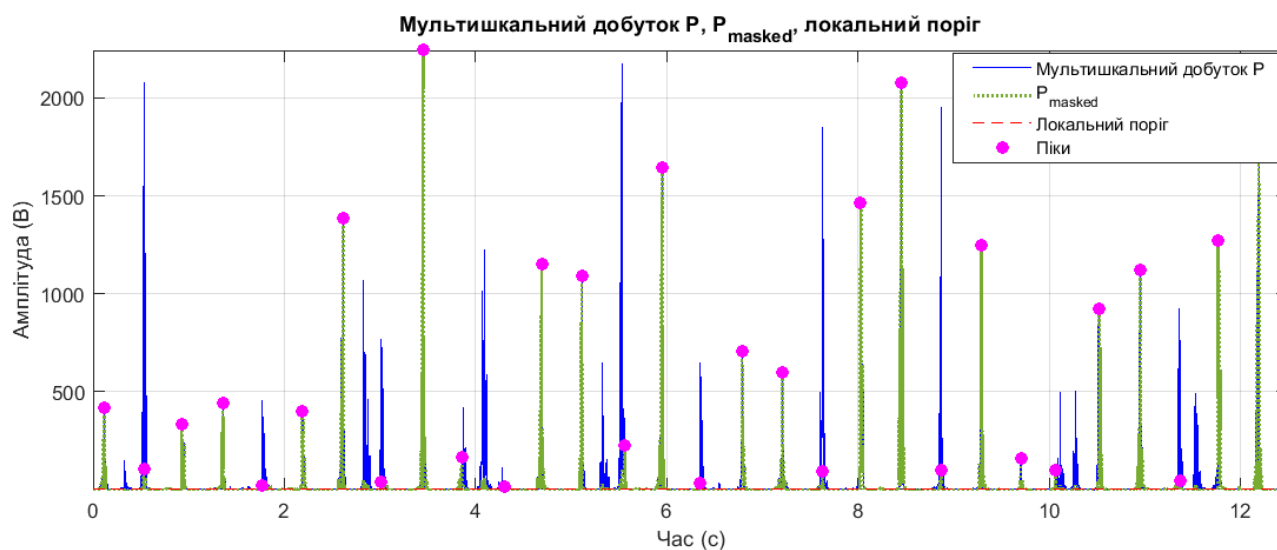


Рис. 3.4. Мультишкальний добуток P , P_{masked} , локальний поріг

На рис. 3.4 подано три сигнали, які використовуються для автоматичного виявлення фетальних QRS-комплексів.

Мультишкальний добуток P (синя крива) – це показник, отриманий шляхом комбінування кількох рівнів вейвлет-деталей. Він підсилює короткі й різкі події в сигналі, тому фетальні QRS-комплекси проявляються як виражені піки.

Маскований мультишкальний добуток P_{masked} (зелена крива) у зонах материнських R-піків значення сильно зменшуються. Це дозволяє приглушити материнську активність і уникнути хибних спрацьовувань.

Локальний адаптивний поріг (червона штрихова лінія) обчислюється у ковзному вікні та підлаштовується до локального рівня сигналу. Піки, що перевищують цей поріг, розглядаються як потенційні фетальні.

Детектовані піки (рожеві точки) – це моменти, де P_{masked} суттєво перевищує локальний поріг. Вони відповідають кандидатам на фетальні QRS-комплекси.

У цілому рис.3.4 демонструє, як комбіновані методи – мультишкальне підсилення, маскування та адаптивний поріг – дозволяють надійно виділити фетальні піки в умовах сильного материнського сигналу та шумів.

Для підсилення короткотривалих змін у фетальному ЕКГ та виявлення характерних особливостей комплексу QRS використовується індикатор вейвлета, сформований на основі локальної енергії вейвлет-коефіцієнтів. Отриманий сигнал дозволяє точно визначати моменти різких змін амплітуди, які найбільш відповідають фетальним серцевим скороченням.

Приклад сформованого індикатора наведено на рис. 3.5.

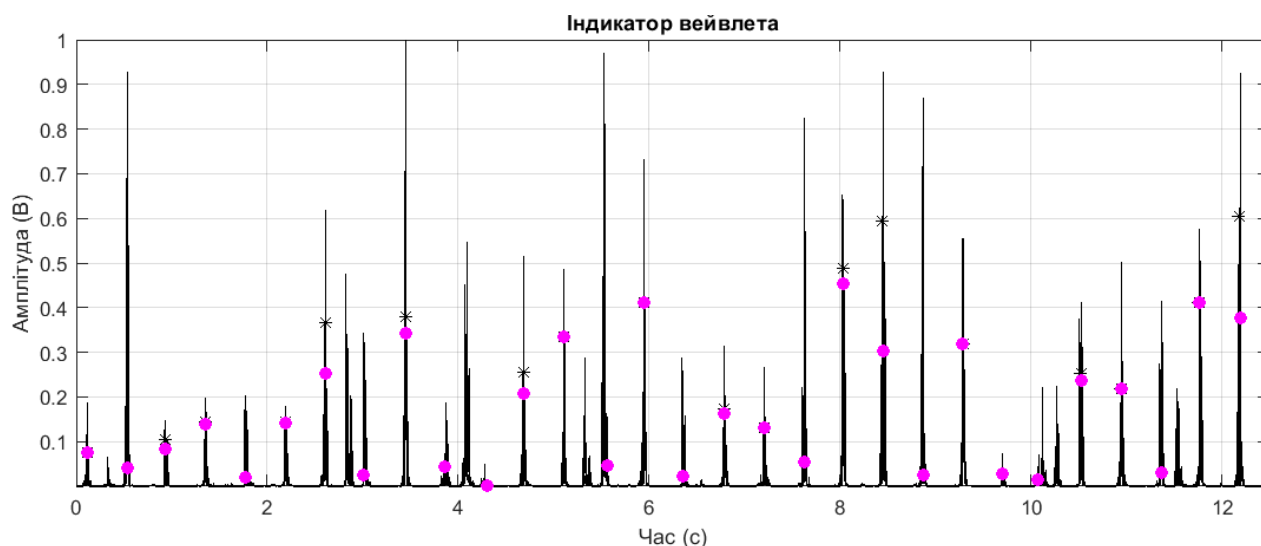


Рис. 3.5. Індикатор вейвлета

На рис. 3.5 подано сигнал індикатора вейвлета, сформований після обчислення багаторівневих вейвлет-коефіцієнтів та їх подальшої інтеграції у вигляді локального енергетичного показника.

Чорна крива відображає часову еволюцію індикатора, де різко виражені максимуми відповідають моментам, що потенційно містять фетальні QRS-комплекси.

Маркерами позначено піки, автоматично визначені алгоритмом як найбільш імовірні фетальні події.

Зірочками відображають попередні кандидати на піки, які уточнюються на етапі постобробки.

Рис.3.5 демонструє здатність індикатора вейвлета ефективно виділяти локальні особливості сигналу та забезпечувати надійну основу для подальшого автоматичного детектування серцевих скорочень плода.

Для аналізу суміщеного абдомінального сигналу було виконано безперервне вейвлет-перетворення (CWT), що дає можливість отримати його тривимірне подання у координатах «час–частота–амплітуда». Такий підхід дає змогу детально оцінити частотно-часову структуру сигналу та виявити компоненти, пов'язані з серцевою активністю матері та плода.

Вигляд спектра CWT для сумішевого сигналу наведено на рис. 3.6.

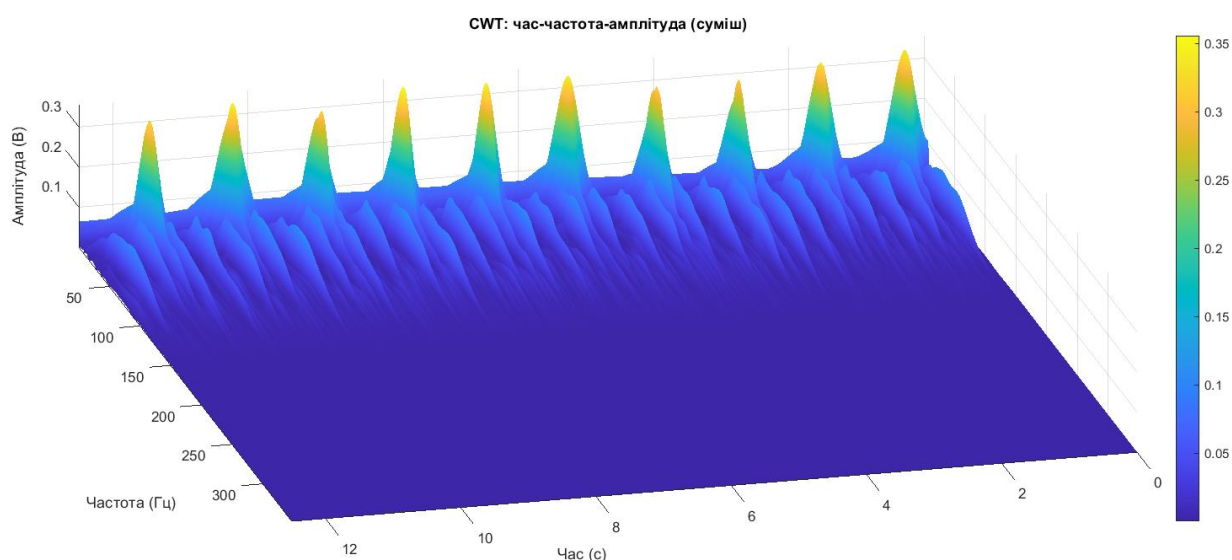


Рис. 3.6. CWT: час-частота-амплітуда (суміш)

На рис. 3.6 зображено тривимірне представлення безперервного вейвлет-перетворення сумішевого абдомінального сигналу. На графіку відображено залежність амплітуди вейвлет-коефіцієнтів (вісь z) від часу (вісь x) та частоти (вісь y).

У верхній частині поверхні помітні періодичні високі амплітудні локальні максимуми, що відповідають материнським QRS-комплексам, які домінують у

спектрі. У нижньочастотній області спостерігається менш інтенсивна, але регулярна активність, пов'язана з фетальним компонентом сигналу. Колірна мапа відображає енергетичну структуру сигналу: теплі кольори відповідають ділянкам високої амплітуди, холодні – низькій.

Рис.3.6 демонструє складність часто-часової структури сумішевого сигналу та підкреслює необхідність застосування вейвлет-засобів для подальшого виділення фетальної активності.

Для оцінювання часово-частотної структури залишкового (резидуального) сигналу, отриманого після усунення материнського компонента, було застосовано безперервне вейвлет-перетворення (CWT). Такий підхід дає змогу виявити локальні коливання амплітуди в області характерних частот фетальної активності та простежити їхню еволюцію у часі. На рис. 3.7 наведено тривимірну поверхню амплітуд CWT, побудовану для резидуального сигналу, що дозволяє дослідити спектротемпоральну структуру фетальних компонентів після пригнічення материнського артефакту.

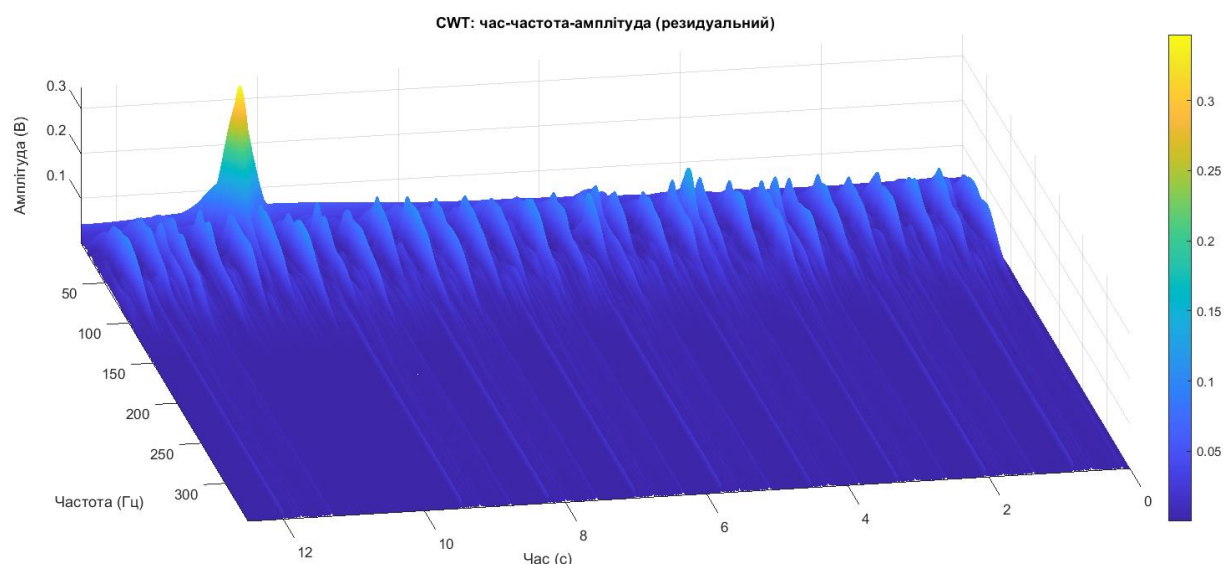


Рис. 3.7. CWT: час-частота-амплітуда (резидуальний)

На рис.3.7 показано тривимірне зображення амплітуди безперервного вейвлет-перетворення резидуального сигналу після віднімання материнського шаблону. Вісь X відповідає часовій координаті, вісь Y – частоті в діапазоні 0–350 Гц, а вісь Z

(кольорова шкала) – миттєвій амплітуді коефіцієнтів CWT. Поверхня отримана методом інтерпольованого відтінювання та демонструє локальні підвищення амплітуди в області характерних фетальних частот (переважно 20–70 Гц), що проявляються у вигляді гострих спектрально-часових піків.

Форма поверхні свідчить, що після вилучення материнської складової у сигналі зберігається періодична структура фетальних комплексів, які проявляються як вузькі, добре локалізовані максимуми амплітуди. Переважання низькоамплітудного фоновому рівня та чіткий контраст між ним і піковими значеннями дають змогу наочно оцінити ефективність процедури резидуалізації та підсилення фетального компоненту. Таке представлення є корисним для подальшого аналізу стабільності та вираженості фетальних характеристик у часі.

На рис.3.8 подано тривимірне представлення неперервного вейвлет-перетворення (CWT) для усередненого фетального комплексу. По горизонтальній осі відкладається час відносно піку фетального сигналу, по вертикальній – частота. Колірна шкала праворуч відображає амплітуду CWT-коефіцієнтів.

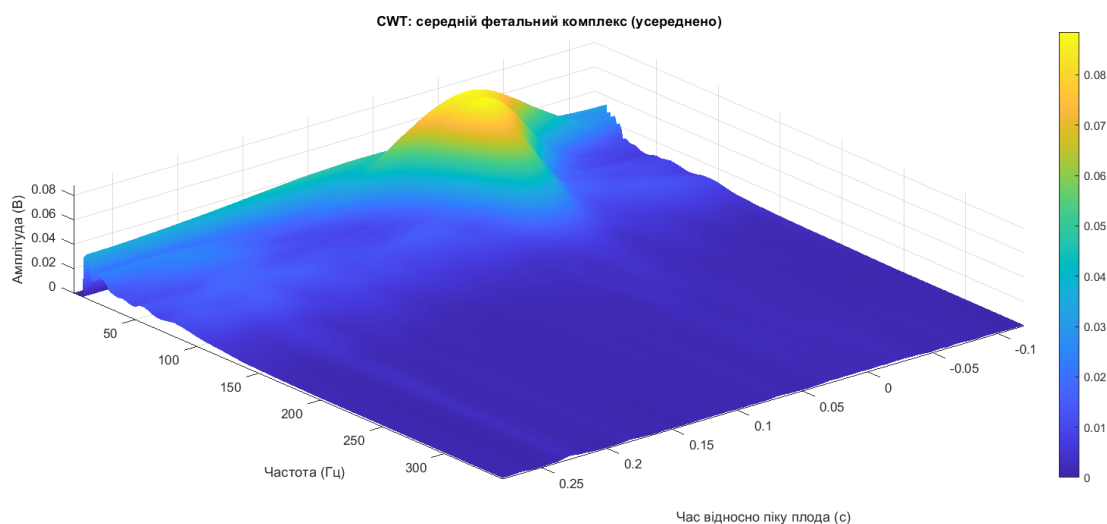


Рис. 3.8. CWT: середній фетальний комплекс (усереднено)

Основна енергетична концентрація спостерігається в діапазоні приблизно 20–70 Гц, де формується виражена зона підвищеної амплітуди у момент часу, близькому до $t=0$, що відповідає пікові фетального комплексу. Інтенсивність плавно

зменшується із віддаленням від центрального моменту як у часі, так і у частоті, що свідчить про локалізованість енергетичного максимуму. На високих частотах (понад 150–200 Гц) структура спектру є значно слабшою та більш розмитою.

Таким чином, рис.3.8 демонструє характерний часо-частотний портрет усередненого фетального комплексу, у якому чітко виділяється домінантна частотно-часова компонента.

Рис.3.9 є тим самим CWT-представленням (рис.3.8), але зображенням у тривимірній формі з іншим кутом огляду – виглядом зверху на поверхню амплітуд.

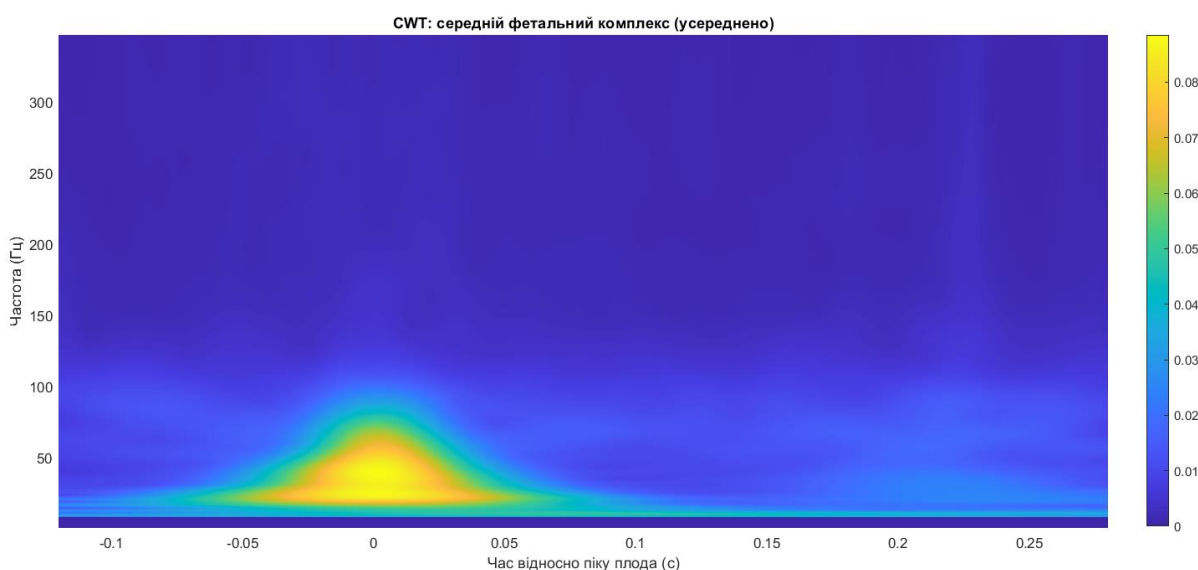


Рис. 3.9. CWT: середній фетальний комплекс (усереднено) (вигляд зверху)

З цього ракурсу на рис.3.9 особливо добре проглядається пікова зона максимального підсилення в діапазоні середніх частот. Видно, що амплітуда різко зростає поблизу часу $t \approx 0$, формуючи чітко окреслений “гірський хребет”. За межами цього центру поверхня плавно знижується, переходячи у низькоамплітудну область.

На рис. 3.10 подано стек фетальних комплексів після виконання повного каскаду обробки сигналу, що включає фільтрацію, адаптивне віднімання материнського комплексу, підсилення фетальної смуги та детектування піків плода. Узгоджена форма медіанного (червоного) та середнього (синього) шаблонів однозначно свідчить про наявність у резидуальному сигналі стабільного, морфологічно впізнаваного фетального QRS-комплексу. У центрі вікна чітко

простежується різкий високий пік із характерною тривалістю, що відповідає типовому фетальному QRS; він присутній у більшості індивідуальних вирізаних сегментів, незважаючи на значний рівень шуму.

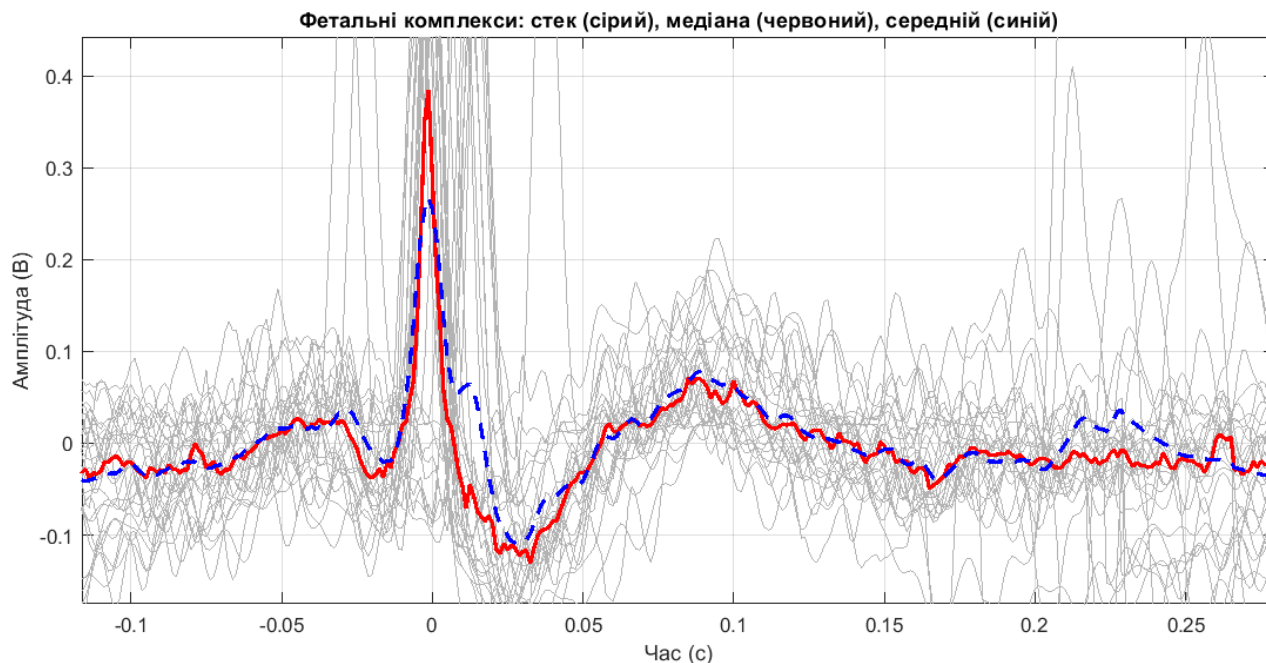


Рис. 3.10. Фетальні комплекси: стек (сірий), медіана (червоний), середній (синій)

Таким чином, показаний на рис.3.10 результат науково переконливо підтверджує, що в обробленому фрагменті абдомінального ЕКГ чітко виявлено всі основні структурні елементи фетального ЕКГ-сигналу, а саме: стабільний та повторюваний фетальний QRS-комплекс із характерною морфологією й узгодженими до- та післяпиковими сегментами. Це слугує прямим підтвердженням наявності плодової серцевої активності в записі. Таким чином, результати на рисунку науково та переконливо підтверджують факт наявності плодової серцевої активності в абдомінальному ЕКГ-записі.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі проведено експериментальну оцінку роботи запропонованого методу та реалізованого програмного забезпечення для детектування наявності плодової серцевої активності у абдомінальних ЕКГ-записах. Представлені результати

візуалізації різних етапів обробки сигналу підтверджують коректність функціонування всіх алгоритмічних модулів: попередньої фільтрації, детектування материнських R-піків, побудови та адаптивної субтракції материнського шаблону, підсилення фетальної смуги 20-70 Гц, хвильлет-аналізу та локально адаптивного порогового прийняття рішення.

Демонстрація проміжних сигналів, хвильлет-спектрограм, мультишкальних показників і маркерів піків показала, що розроблений підхід забезпечує ефективне пригнічення материнської ЕКГ-компоненти та шумів, формуючи резидуальний сигнал, у якому морфологічні елементи фетального QRS-комплексу проявляються стабільно та відтворювано. Представлений стек фетальних комплексів, а також медіанні та середні шаблони підтверджують наявність у резидуальному сигналі структурних фрагментів, характерних для плодової електричної активності, зокрема чіткого вузького QRS-комплексу та узгодженої післяпікової активності.

Окрему увагу у розділі приділено розробленому програмному забезпеченню в середовищі MATLAB, яке реалізує повний ланцюг обробки сигналу та автоматизацію процедури детектування фетальних піків. Програмний комплекс забезпечує можливість відтворення всіх етапів алгоритму, інтерактивну візуалізацію сигналів, діагностику проміжних результатів та формування остаточного рішення стосовно наявності плодової серцевої активності. Отримані результати демонструють стабільну роботу ПЗ та його придатність для подальшого застосування у дослідницьких і практичних задачах біомедичного аналізу.

Таким чином, матеріали розділу 3 підтверджують ефективність розробленого методу, достовірність виділення структурних елементів фетального ЕКГ та успішність програмної реалізації алгоритму, що у сукупності свідчить про технічну та функціональну готовність запропонованого рішення до практичного використання.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

У процесі виконання даної роботи, яка передбачає використання комп'ютерної техніки, периферійного обладнання та лабораторних електронних пристроїв для обробки та аналізу ЕКГ-сигналів, особливу увагу слід приділяти питанням електробезпеки. Безпечні умови праці регламентуються Законом України «Про охорону праці» №2694-ХІІ, який встановлює загальні вимоги до організації безпечного робочого середовища, визначає обов'язки працівників і роботодавців щодо запобігання небезпечним та шкідливим виробничим факторам, а також окреслює відповідальність за порушення норм охорони праці. Саме електробезпека є одним із найважливіших аспектів роботи з комп'ютерними системами, оскільки контакт із електроустановками, що працюють під напругою, завжди містить потенційну небезпеку ураження електричним струмом.

Одним із базових нормативних документів, що визначає правила роботи з електроустановками, є Правила охорони праці під час експлуатації електроустановок споживачів, затверджені наказом Міненерговугілля України №476 від 13.02.2018. У цих правилах наведено класифікацію електроустановок, вимоги до експлуатації електричних приладів, умови забезпечення їхньої справності, регламенти проведення профілактичних оглядів та правила застосування індивідуальних засобів захисту. Робоче місце користувача комп'ютера та електронного обладнання, що працює від мережі 220 В, належить до електроустановок напругою до 1000 В, тому повинно відповідати вимогам цієї категорії.

У приміщеннях, де проводиться обробка біомедичних сигналів та експериментальні дослідження, важливо забезпечити справну систему заземлення, яка відповідно до ДБН В.2.5-23:2010 «Електрообладнання» є обов'язковим елементом електромережі. Наявність правильного заземлення запобігає накопиченню небезпечних потенціалів на корпусах комп'ютерів, осцилографів, джерел живлення

та іншої лабораторної техніки. Використання розеток зі справним контактом заземлення та перевірка опору розтікання є безумовною вимогою безпечної роботи. Застосування подовжувачів або трійників без заземлення заборонено.

Лабораторні прилади, які підключаються до персонального комп'ютера (наприклад, аналого-цифрові перетворювачі, блоки живлення, медичні сенсори), повинні пройти періодичний технічний огляд, визначений Правилами технічної експлуатації електроустановок споживачів. У документі зазначено, що обладнання зі зношеними кабелями, пошкодженою ізоляцією, тріщинами корпусу або ознаками перегрівання підлягає негайному виведенню з експлуатації. Розміщення та прокладання кабелів живлення також регламентується: вони мають бути захищені від механічних пошкоджень, перегинів та контакту з гострими предметами.

Важливу роль у забезпеченні електробезпеки відіграє належний стан електрощитового обладнання, яке повинно містити автоматичні вимикачі відповідної номінальної сили струму та пристрої захисного відключення (ПЗВ). Ці вимоги наведено в ДСТУ EN 50110-1:2014 «Експлуатація електроустановок», де також зазначено, що доступ до електрощитків має бути вільним, а робоча зона не повинна бути захищена предметами, які можуть перешкоджати аварійному відключенню.

Для запобігання перегріву комп'ютерного та лабораторного обладнання необхідно підтримувати відповідний мікроклімат робочого приміщення. Згідно з ДСанПіН 3.3.2-007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з відеодисплейними терміналами», температура в приміщенні повинна становити 18–24 °С, відносна вологість — 40–60 %, а вентиляція має забезпечувати достатній рівень повітрообміну. Перегрів техніки може призвести до короткого замикання, плавлення ізоляції проводів та виходу обладнання з ладу, тому дотримання цих норм є критично важливим для попередження аварійних ситуацій.

Користувач, який працює з комп'ютерною технікою та електронними пристроями, повинен пройти відповідний інструктаж з охорони праці, порядок проведення якого визначено Типовим положенням про порядок проведення навчання і перевірки знань з питань охорони праці, затвердженим наказом Держнаглядохоронпраці №15 від 26.01.2005. Під час первинного інструктажу

працівник отримує знання щодо безпечного підключення обладнання, дій у разі аварійної ситуації та вимог до експлуатації електроприладів.

Крім того, вимоги ДСанПіН 3.3.2-007-98 зобов'язують робити перерви при тривалій роботі за комп'ютером для зниження зорового навантаження та втомлюваності, що опосередковано впливає і на електробезпеку, оскільки втомлена людина частіше припускається помилок, у тому числі при роботі з електрообладнанням.

Особливу увагу слід приділяти правильному поводженню з лабораторними блоками живлення, які можуть мати вихідну напругу та струм, небезпечні для людини. Відповідно до Правил безпечної експлуатації електроустановок споживачів, перед увімкненням необхідно перевірити цілісність кабелів, правильність під'єднання клем, наявність захисних кожухів та відповідність режиму роботи встановленим технічним вимогам. Забороняється торкатися оголених провідників, проводити маніпуляції зі штекерами під напругою або накривати обладнання матеріалами, що можуть перешкоджати тепловідведенню.

Отже, дотримання вимог електробезпеки, визначених чинними нормативними актами України, є невід'ємною складовою безпечної роботи під час розроблення та тестування програмного забезпечення для аналізу ЕКГ-сигналів. Виконання цих вимог знижує ризик ураження електричним струмом, запобігає аваріям електроустановок і забезпечує надійну та безпечну експлуатацію всієї комп'ютерної та лабораторної техніки, що використовується в межах даної роботи.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Пожежа в закладі освіти є однією з найбільш небезпечних надзвичайних ситуацій, оскільки поєднує загрозу для життя великої кількості людей і потенційно значні матеріальні збитки. Університетські будівлі характеризуються складною інфраструктурою, що включає навчальні аудиторії, лабораторії, комп'ютерні зали, архіви, кабінети адміністрації та складські приміщення. Усі ці зони мають різний рівень пожежної небезпеки через використання електронного обладнання, хімічних

реактивів, дерев'яних меблів, паперових матеріалів, текстильних виробів та інших легкозаймистих предметів. Значний потік студентів і персоналу, складна конфігурація коридорів і сходових клітин створюють додаткові труднощі для безпечної евакуації, що зумовлює потребу у високому рівні організації протипожежного захисту.

Законодавча база України визначає комплекс вимог, спрямованих на забезпечення пожежної безпеки об'єктів із масовим перебуванням людей. Зокрема, Кодекс цивільного захисту України визначає основні засади функціонування системи цивільного захисту, обов'язки адміністрації закладів освіти та порядок взаємодії з пожежно-рятувальними підрозділами. Правила пожежної безпеки в Україні (НАПБ А.01.001-2014) регламентують вимоги щодо експлуатації приміщень, утримання евакуаційних шляхів, забезпечення справності систем сигналізації та навчання працівників. Державні будівельні норми ДБН В.1.1-7:2016 встановлюють стандарти щодо протипожежних систем, меж вогнестійкості конструкцій, засобів оповіщення, особливостей розміщення евакуаційних виходів і протидимного захисту будівель. Завдяки виконанню цих нормативів університет має бути готовий до ефективного реагування на пожежу та зниження її наслідків.

У разі появи задимлення, запаху гару або відкритого полум'я найважливішим є негайне реагування. Особа, яка виявила ознаки пожежі, повинна повідомити службу порятунку 101 та адміністрацію університету, вказавши місце події, характер загоряння і можливу загрозу для людей. Це відповідає вимогам ДСТУ 2272:2006, де наголошено на необхідності оперативного інформування відповідних служб. Університетська охорона або чергові працівники активують систему оповіщення та забезпечують відкриття проїздів для пожежної техніки. Сучасні системи оповіщення, які використовуються в закладах освіти згідно з ДБН, повинні мати звукові та візуальні сигнали, що чітко інформують людей про небезпеку та необхідність евакуації.

Паралельно з інформуванням відповідальних служб персонал університету має виконати дії, спрямовані на локалізацію пожежі, якщо це можливо без загрози для життя. Викладачі та інженерно-технічні працівники повинні вимкнути

електроживлення обладнання, перекрити подачу газу або повітря, закрити вікна і двері, щоб зменшити подачу кисню, який прискорює горіння. Ці заходи мають відповідати інструкціям із технічної експлуатації та вимогам Правил технічної експлуатації електроустановок споживачів. У разі швидкого поширення вогню пріоритетом стає безпека людей, тому будь-які спроби локалізації повинні припинятися.

Евакуація є вирішальним етапом реагування на пожежу. Від правильності її проведення залежить збереження життя людей. Викладачі зобов'язані організувати вихід студентів з аудиторій, допомогти тим, хто має труднощі з пересуванням, та переконатися, що в приміщенні нікого не залишилось. Переміщення має відбуватися відповідно до схем евакуації, затверджених відповідно до НАПБ Б.02.005-2003. Евакуаційні шляхи повинні бути вільними від перешкод, а двері мають відкриватися у напрямку виходу. Забороняється користуватися ліфтами, повертатися до приміщень, де виникла пожежа, або рухатися у напрямку, не передбаченому планами евакуації. Люди повинні зберігати спокій та уникати паніки, оскільки хаотичні дії можуть призвести до травмування, падіння або утруднення руху інших.

Важливим елементом протидії пожежі є використання первинних засобів пожежогасіння. Університет, відповідно до нормативів, повинен бути оснащений вогнегасниками різних типів: порошковими, вуглекислотними та, у деяких випадках, водяними. Вибір конкретного типу засобу гасіння залежить від природи загоряння. Порошкові та вуглекислотні вогнегасники найчастіше застосовуються для гасіння електроприладів, які залишаються під напругою, тоді як водяні використовуються для твердих матеріалів. Однак при будь-якій спробі гасіння потрібно оцінити ризик для власного життя. Якщо полум'я поширюється швидко або в приміщенні накопичується густий дим, необхідно негайно залишити небезпечну зону і продовжити рух до безпечного місця.

Після виходу з будівлі всі евакуйовані повинні зібратися у визначеному пункті збору, який зазначений на планах евакуації. У цьому місці викладачі здійснюють облік студентів, а адміністрація забезпечує координацію подальших дій. Перебування в зоні збору є обов'язковим до завершення перевірки кількості людей. Повертатися

до будівлі або підходити до неї близько заборонено, оскільки можлива повторна поява вогню або небезпека від конструкцій, ослаблених високою температурою.

З метою підвищення рівня готовності до дій під час пожежі університет повинен здійснювати постійні профілактичні та організаційні заходи. До них належать регулярні інструктажі з пожежної безпеки, щорічні тренування з евакуації, технічні обстеження протипожежних систем, оновлення планів евакуації та перевірка придатності вогнегасників. Особлива увага приділяється маркуванню приміщень і маршрутів евакуації відповідно до стандартів ДСТУ ISO 6309:2007, що забезпечує швидке орієнтування в будівлі під час надзвичайної ситуації.

Таким чином, пожежна безпека університету є комплексною системою, що поєднує технічні засоби, нормативно-правові вимоги та підготовленість персоналу й студентів. Дотримання вимог Кодексу цивільного захисту України, ППБУ, ДБН та інших нормативних документів дозволяє значно зменшити ризики, забезпечити ефективну евакуацію та зберегти життя людей. Чітка організація дій усіх учасників навчального процесу сприяє успішному подоланню наслідків надзвичайної ситуації та підвищує рівень загальної безпеки в університеті.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі було узагальнено основні вимоги охорони праці та безпеки у закладі вищої освіти, а також розглянуто порядок дій персоналу й студентів у разі надзвичайних ситуацій. Аналіз нормативних документів України свідчить, що дотримання встановлених правил, належне технічне забезпечення будівель та регулярне проведення інструктажів є ключовими умовами підтримання безпечного освітнього середовища.

Особливу увагу приділено питанням пожежної безпеки, оскільки своєчасне оповіщення, організована евакуація та вміння застосовувати первинні засоби пожежогасіння значно знижують ризики для життя людей. Таким чином, розділ підтверджує важливість комплексного підходу до безпеки, який поєднує технічні, організаційні та освітні заходи, забезпечуючи готовність університету ефективно реагувати на потенційні загрози.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У результаті виконання даної роботи досягнуто поставленої мети – розроблено метод, алгоритм та програмне забезпечення для автоматизованого детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних ЕКГ-записах, що ґрунтується на багатоступеневій обробці сигналів, методах субтракції та вейвлет-аналізу. У ході дослідження виконано всі поставлені задачі, що забезпечило теоретичне обґрунтування, алгоритмічну реалізацію та практичну перевірку розробленого підходу.

Отримані результати:

1. Досліджено та систематизовано сучасні методи екстракції та детектування фетального ЕКГ, шляхом аналізу їх принципів роботи, переваг і недоліків, у результаті чого визначено найбільш ефективні підходи для задачі детектування плодової серцевої активності.

2. Побудовано математичну модель абдомінального ЕКГ-сигналу та модель гіпотез, шляхом формального опису адитивної суміші материнського, плодової та шумової складових, що дозволило сформулювати теоретичну основу для подальшого алгоритмічного рішення.

3. Розроблено метод детектування плодової серцевої активності, шляхом послідовного застосування фільтрації, виділення та віднімання материнського сигналу, вейвлет-аналізу та адаптивного порогування, у результаті чого забезпечено можливість надійного виявлення слабких фетальних компонентів.

4. Розроблено алгоритм автоматизованого визначення наявності фетальної серцевої активності, шляхом об'єднання мультишкального індикатора, локального порогу та перевірки RR-інтервалів, що дозволило автоматично приймати рішення про наявність ЕКГ-сигналу плоду.

5. Створено програмне забезпечення в MATLAB, шляхом реалізації всіх етапів розробленого методу та побудови засобів графічної візуалізації, завдяки чому отримано зручний інструмент для аналізу, демонстрації та дослідження роботи алгоритму.

6. Проведено експериментальні дослідження працездатності методу та програмного забезпечення, шляхом тестування алгоритму на синтетичних і реальних сигналах за різних умов завад, що підтвердило його стійкість, коректність детекції та придатність до практичного застосування.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Clifford, G. D., Silva, I., Behar, J., & Moody, G. *Non-invasive fetal ECG analysis*. *Physiological Measurement*, 2014, 35(8), 1521–1536. DOI: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/8/1521>
2. Van Leeuwen, P., Cysarz, D., Edelhäuser, F., & Grönemeyer, D. *Heart rate variability in the fetus: a review*. *Physiological Measurement*, 2013, 34(7), R1–R24. DOI: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/7/R1>
3. Sameni, R., & Clifford, G. D. *A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions*. *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal*, 2010, 3, 4–20. DOI: <https://doi.org/10.2174/1876536X01003010004>
4. Behar J., Oster J., Clifford G. D. Non-invasive fetal ECG extraction from the maternal abdominal ECG using an adaptive maternal beat subtraction technique // *Physiological Measurement*. – 2014. – Vol. 35, No. 8. – P. 1521–1536. – DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1521.
5. Sameni R., Clifford G. D. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions // *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal*. – 2010. – Vol. 3. – P. 4–20. – DOI: 10.2174/1876536X01003010004.
6. Sameni R., Clifford G.D. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions // *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal*. – 2010. – Vol. 3. – P. 4–20.
7. Behar J., Oster J., Clifford G.D. Non-invasive fetal ECG extraction from the maternal abdominal ECG using an adaptive maternal beat subtraction technique // *Physiological Measurement*. – 2014. – Vol. 35, No. 8. – P. 1521–1536.
8. Niknazar M., Rivet B., Jutten C. Fetal ECG extraction by extended state Kalman filtering based on single-channel recordings // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2013. – Vol. 60, No. 5. – P. 1345–1354.
9. Mochimaru F., et al. The fetal electrocardiogram by independent component analysis // (publ. 2004). – (стаття про застосування ICA).

10. Martinek R., et al. Comparative Effectiveness of ICA and PCA in Extraction of Fetal ECG // (2018). – (порівняльний аналіз методів BSS).
11. Behar J., et al. A comparison of single-channel fetal ECG extraction methods // (J. Behar, 2014). – (порівняльна робота по single-channel методам).
12. Ungureanu M., et al. Fetal ECG extraction during labor using an adaptive maternal beat subtraction technique // (2007).
13. Silva I., Behar J., Sameni R., et al. Noninvasive fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013 // Computing in Cardiology. – 2013. – (опис конкурсу і наборів даних).
14. Mohebbian M.R., et al. Fetal ECG Extraction from Maternal ECG using Attention-based CycleGAN / arXiv (2020–2022) – приклади сучасних deep-learning підходів.
13. Khvostivska L., Khvostivskyi M., Dediv I. Mathematical, algorithmic and software support for signals wavelet detection in electronic communications. Proceedings of the 2nd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2024). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2024. Vol. 3742. P.223-234. ISSN 1613-0073.
14. I.V. Yavorskyi, S.V. Uniyat, R.A. Tkachuk, M.O. Khvostivskyi. Algorithmic support of wavelet processing of pulse signals in the morlet basis. Mathematics and Mathematical Simulation in a Modern Technical University. II INTERNATIONAL SCIENTIFIC AND PRACTICAL CONFERENCE for Students and Young Scientists. April 30, 2024. Lutsk, Ukraine. P.51-53. ISBN 978-966-377-250-9.
15. Halyna Franchevska, Mykola Khvostivskyi, Vasyl Dozorskyi, Evheniya Yavorska, Oleg Zastavnyy. The Method and Algorithm for Detecting the Fetal ECG Signal in the Presence of Interference. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. P.263-272. ISSN 1613-0073.

16. Khvostivskyi M., Bilinchuk M. Method and algorithm for wavelet detection of fetal ECG signal against interferences in the Morlet basis. Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 2nd International Scientific and Practical Conference «Modern Perspectives on Global Scientific Solutions» (December 2-4, 2024. Bergen, Norway). European Open Science Space, 2024. P.262-265.
17. Хвостівський М.О. Яворська Є.Б. Метод виявлення електрокардіосигналу плоду в утробі матері у суміші із завадами. Вісник Хмельницького національного технологічного університету – Хмельницький: ХНУ, 2011. № 3. С.179-184.
18. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с. 20. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.
19. Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Гевко О.В., Дедів Л.Є. Система реєстрації біопотенціалів для електроенцефалографічних досліджень. Перспективні технології та прилади. Збірник наукових праць, Луцьк.-2023. - Випуск 22. - С. 45-54.
20. Kifer V., Zagrodna N., Nevko O. Atrial fibrillation detection on electrocardiograms with convolutional neural networks. Informatyka, Automatyka, Pomiaru W. Gospodarce I. 69-73. <https://doi.org/10.35784/iapgos.116>.
21. Дедів Л.Є. Хвостівський М.О., Дунець В.Л., Шадріна Г.М. Імітаційна модель електрокардіосигналу на основі періодично корельованого випадкового процесу. Вісник Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя. 2008. №3. С. 201-205.
22. Гевко О.В., Яворська Є.Б. Теоретичні основи побудови математичної моделі суміші електрокардіосигналів матері та плода з врахуванням варіабельності. Науково-практична конференція «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування». ТНТУ, 2011. <http://elartu.tntu.edu.ua/handle/123456789/1213>.

23. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини. Вісник кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. Кременчук, 2015. Випуск 6 (95). С.29-34.

24. Hrynchyshyn V., Hevko O., Khvostivskyi M. Method for assessing the presence of fetal heart activity based on template subtraction and wavelet analysis. Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 4th International Scientific and Practical Conference «Scientific Innovation: Theoretical Insights and Practical Impacts» (December 8-10, 2025, Naples, Italy). European Open Science Space, 2025. P. 496-500. ISBN 979-8-89704-952-3. DOI 10.70286/EOSS-08.12.2025.

ДОДАТКИ

Теза конференції (скан-копія)

eoss-conf.com

ISSUE
№65

COLLECTION OF SCIENTIFIC PAPERS

4TH INTERNATIONAL
SCIENTIFIC
AND PRACTICAL
CONFERENCESCIENTIFIC INNOVATION:
THEORETICAL INSIGHTS
AND PRACTICAL IMPACTS

DECEMBER 8-10, 2025, NAPLES, ITALY





UDC 01.1

Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 4th International Scientific and Practical Conference «Scientific Innovation: Theoretical Insights and Practical Impacts» (December 8-10, 2025, Naples, Italy). European Open Science Space, 2025. 507 p.

ISBN 979-8-89704-952-3 (series)

DOI 10.70286/EOSS-08.12.2025



The conference is included in the Academic Research Index ReserchBib International catalog of scientific conferences.



The conference is registered in the database of scientific and technical events of UkrISTEI to be held on the territory of Ukraine (Certificate №572 dated 16.06.2025).



The materials of the conference are publicly available under the terms of the CC BY-NC 4.0 International license.

The materials of the collection are presented in the author's edition and printed in the original language. The authors of the published materials bear full responsibility for the authenticity of the given facts, proper names, geographical names, quotations, economic and statistical data, industry terminology, and other information.

ISBN 979-8-89704-952-3



© Participants of the conference, 2025
 © Collection of scientific papers, 2025
 © European Open Science Space, 2025



Бабій Ю.

ЧИННИКИ УСПІШНОГО ПОВЕРНЕННЯ УЧНІВ ДО ОЧНОГО
 ОСВІТНЬОГО ПРОЦЕСУ ПІСЛЯ ОНЛАЙН-НАВЧАННЯ..... 474

Дашенкова Н., Багаєв Д.

ВПЛИВ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ НА КОГНІТИВНІ
 ВИКРИВЛЕННЯ ТА УПЕРЕДЖЕННЯ ЛЮДИНИ..... 476

Пономаренко Т., Яремко А.

ТЕОРЕТИКО-МЕТОДОЛОГІЧНІ ОСНОВИ ВИВЧЕННЯ КОПІНГ-
 СТРАТЕГІЙ У ДІЯЛЬНОСТІ ПРАВООХОРОНЦІВ..... 479

Тарасова Т., Манжара Н.

ТЕХНОЛОГІЯ УПРАВЛІННЯ КОНФЛІКТНИМИ СИТУАЦІЯМИ
 НА ПІДПРИЄМСТВІ КОМУНАЛЬНОГО ГОСПОДАРСТВА..... 487

Section: Technical Sciences

Кімстач О., Покинсьборода М.

ОБ'ЄДНАНІ СУДНОВІ ЕЛЕКТРОЕНЕРГЕТИЧНІ СИСТЕМИ НА
 БАЗІ ТРАНСФОРМАТОРА З РОЗЦЕПЛЕНИМИ ОБМОТКАМИ..... 492

Harus D., Obudenikov B., Zanevskyi A., Zaloznyi S.

PROSPECTIVE DESIGNS OF ROLLING ROLLERS: MODELING
 AND POSSIBILITIES OF INDUSTRIAL IMPLEMENTATION..... 495

Hrynychyshyn V., Hevko O., Khvostivskyi M.

METHOD FOR ASSESSING THE PRESENCE OF FETAL HEART
 ACTIVITY BASED ON TEMPLATE SUBTRACTION AND
 WAVELET ANALYSIS..... 497

Потапенко М., Шаршонь В.

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ПРОМИСЛОВИХ СИСТЕМ ЗА
 ДОПОМОГОЮ ПРОГРАМОВАНИХ ЛОГІЧНИХ КОНТРОЛЕРІВ..... 501

Section: Tourism and Hotel and Restaurant Business

Пригара О.В.

МІЛІТАРІ-ТУРИЗМ: ІННОВАЦІЙНІ ПІДХОДИ ДО
 ІНТЕРПРЕТАЦІЇ ВОЄННОЇ ІСТОРІЇ..... 504



METHOD FOR ASSESSING THE PRESENCE OF FETAL HEART ACTIVITY BASED ON TEMPLATE SUBTRACTION AND WAVELET ANALYSIS

Hrynychshyn Vitalii

Student

Hevko Olena

Ph.D., Associate Professor

Khvostivskyi Mykola

Ph.D., Associate Professor

Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine

Noninvasive analysis of the abdominal ECG signal (aECG) is one of the most promising methods for fetal monitoring in late pregnancy. The main problems of this approach are the low amplitude of the fetal electrocardiogram (fECG), significant overlap of the maternal ECG signal (mECG), motor and electromyographic artifacts [1]. As a result, the separation of fetal cardiac activity becomes more difficult, and traditional filtering approaches often prove to be insufficiently robust at low signal-to-noise ratios [2, 3, 4].

One effective solution is multi-stage signal processing using wavelet analysis, which provides simultaneous temporal and frequency localization of fetal QRS complexes, which have a significantly higher frequency than maternal ones [5, 6].

The developed method of detecting fetal cardiac activity is based on the sequential transformation of the abdominal ECG signal in order to suppress the dominant maternal ECG and amplify the high-frequency components characteristic of fetal QRS complexes. The initial signal $x(t)$ entering the system input is described by the mixed source model:

$$x(t) = m(t) + f(t) + n(t), \quad (1)$$

where $m(t)$ – maternal ECG signal, $f(t)$ – fetal component, $n(t)$ – noise and motion artifacts.

For digital processing, the corresponding representation is used in the form:

$$x[n] = m[n] + f[n] + n[n], \quad (2)$$

Since the maternal component has a much larger amplitude, the primary task is to form the most accurate mECG template and its subsequent subtraction. For this, the signal is pre-filtered in the range of 0.5-70 Hz, which ensures the suppression of low-frequency artifacts and high-frequency technical noise. After filtering, the maternal R-peaks are detected according to the principle of the modified Pan–Tompkins algorithm; the obtained moments t_k are used to construct the averaged maternal template:

$$T(\tau) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K m(t_k + \tau), \quad (3)$$



which allows to reproduce the characteristic morphology of the mother's QRS complex. Since the amplitude of individual cardiac cycles can vary, the template is scaled individually for each complex by the factor:

$$\hat{m}[n] = \alpha_k T[n - n_k], \quad (4)$$

which ensures that the shape of the template matches the specific cardiac cycle.

After scaling, the template subtraction is performed:

$$y[n] = x[n] - \hat{m}[n], \quad (5)$$

as a result, the maternal component is largely suppressed, and the fetal QRS complexes, on the contrary, become relatively more pronounced. However, even after this stage, the signal may contain residual high-frequency mECG fragments, noise and artifacts. Therefore, the next step is to amplify the frequency range characteristic of the fetal ECG (20-70 Hz), which further improves the separation between residual maternal activity and fetal complexes.

At this stage, a signal is formed that is suitable for analysis by multiscale methods, so a wavelet transform is applied. For this, an orthonormal Daubech basis (db4/db6) is used, which corresponds well to the morphology of QRS complexes. Continuous or discrete wavelet transform [7-9]:

$$W(j, k) = \sum_n y[n] \psi_{j,k}(n), \quad (6)$$

allows to distinguish structures localized in time and frequency, concentrated in the vicinity of sharp changes characteristic of fetal cardiac complexes. To increase the reliability of detection, a multiscale indicator is formed:

$$I[k] = |W_3(k)W_4(k)|, \quad (7)$$

which simultaneously takes into account information from several scales, which allows to suppress noise and enhance consistent components of the fECG.

In order to separate reliable fetal complexes from noise peaks, an adaptive threshold is used:

$$\theta = \mu_I + \lambda \sigma_I, \quad (8)$$

where μ_I та σ_I – indicator statistics in the working interval. Positions of points in which:

$$I[k] > \theta, \quad (9)$$

interpreted as candidates for fetal R-peaks. The final check is based on the physiological regularity of the intervals between peaks, which should correspond to the fetal heart rate range:

$$120 \leq HR_f \leq 180 \text{ beats/min}, \quad (10)$$

If the sequence of R-peaks satisfies the regularity conditions, the system forms a conclusion about the presence of reliable fetal cardiac activity.

Thus, the proposed method provides a smooth transition from filtering and template-based mECG silencing to wavelet-oriented detection of fetal complexes, combining several complementary stages into a single holistic algorithm.

A fragment of the abdominal ECG signal before processing is shown in Fig. 1.

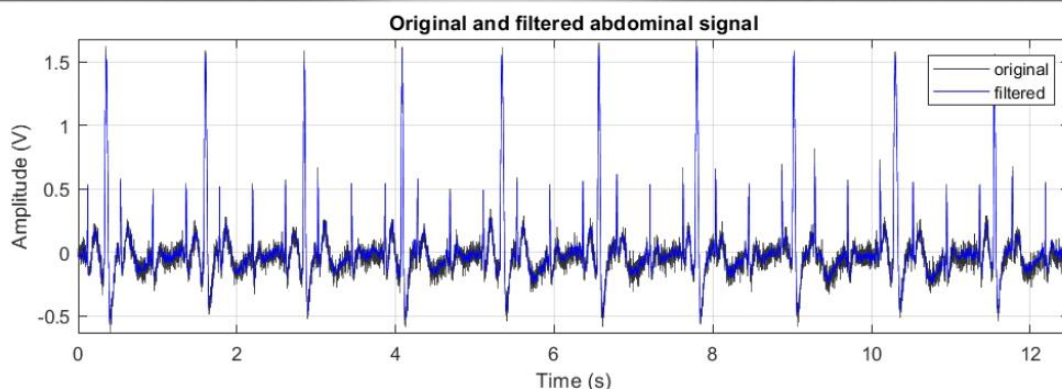


Fig. 1. Abdominal ECG signal before filtering and filtered

The fragment demonstrates the dominance of mECG and low visibility of fetal complexes.

The signal after template subtraction is shown in Fig. 2

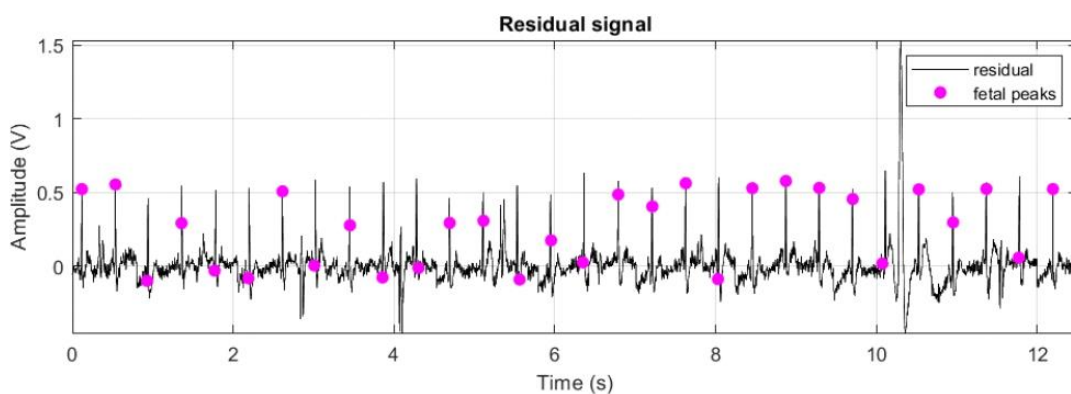


Fig. 2. Signal after removal of the parent template

It is noticeable that high-frequency fetal QRS complexes become more pronounced.

The wavelet indicator (VWT) of the fetal ECG signal is shown in Fig. 3.

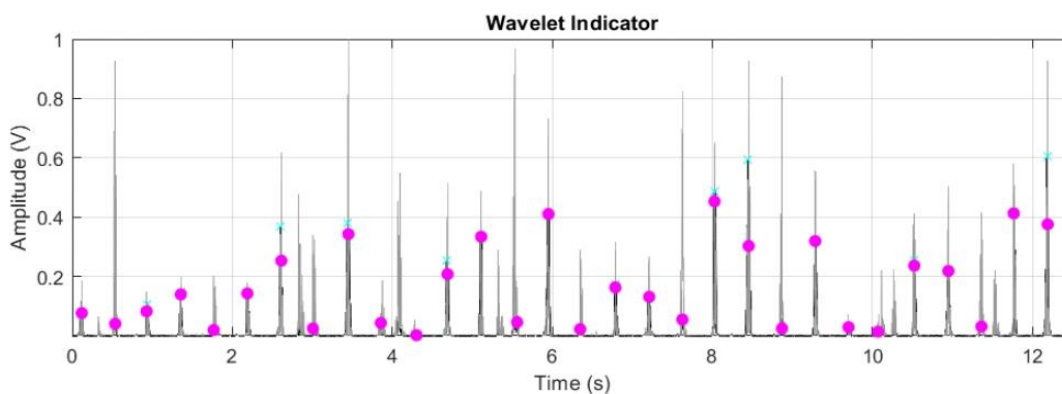


Fig. 3. Multi-scale fECG detection indicator

The indicator peaks in Fig. 3 correspond to the positions of the fetal R-peaks.

Fig. 4 shows the set of fetal complexes obtained after a full processing cascade, including filtering, adaptive maternal complex removal, fetal range amplification, and fetal peak detection.

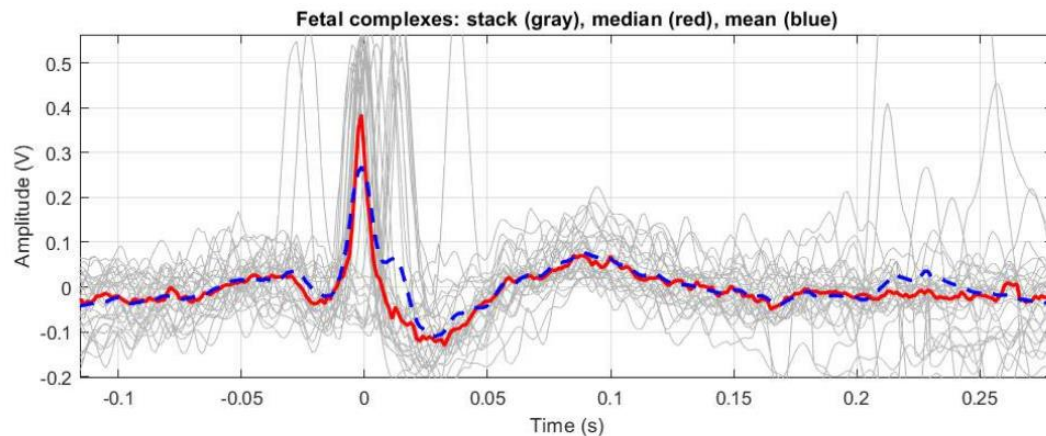


Fig. 4. Fetal complexes: stack (gray), median (red), mean (blue)

The data in Fig. 4 demonstrate the clear presence of fetal cardiac activity: the processed abdominal ECG clearly reproduces a characteristic and stable fetal QRS complex, which scientifically confirms the presence of a fetal ECG signal in the recording.

The algorithm correctly determined the presence of regular fetal activity with an average frequency: HR_f=145 beats/min.

The work developed a method for automated detection of fetal cardiac activity in abdominal ECG recordings based on template removal of the maternal ECG, amplification of the fetal frequency band, multiscale wavelet processing and adaptive thresholding with physiological verification of RR intervals.

The proposed method demonstrates high noise immunity and allows you to accurately determine the presence of fECG even at a low signal level.

References

1. Halyna Franchevska, Mykola Khvostivskyi, Vasyl Dozorskyi, Evheniya Yavorska, Oleg Zastavnyy. The Method and Algorithm for Detecting the Fetal ECG Signal in the Presence of Interference. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. P.263-272. ISSN 1613-0073.
2. Sameni, R., & Clifford, G. D. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions. The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal, 2010, 3, 4–20. DOI: <https://doi.org/10.2174/1876536X01003010004>
3. Behar J., Oster J., Clifford G. D. Non-invasive fetal ECG extraction from the maternal abdominal ECG using an adaptive maternal beat subtraction technique //



- Physiological Measurement. – 2014. – Vol. 35, No. 8. – P. 1521–1536. – DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1521.
4. Silva I., Behar J., Sameni R., et al. Noninvasive fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013 // Computing in Cardiology. – 2013.
 5. Mochimaru F., et al. The fetal electrocardiogram by independent component analysis // (publ. 2004).
 6. Behar J., et al. A comparison of single-channel fetal ECG extraction methods // (J. Behar, 2014).
 7. Yavorskyi I.V., Uniyat S.V., Tkachuk R.A., Khvostivskyi M.O.. Algorithmic support of wavelet processing of pulse signals in the morlet basis. Mathematics and Mathematical Simulation in a Modern Technical University. II INTERNATIONAL SCIENTIFIC AND PRACTICAL CONFERENCE for Students and Young Scientists. April 30, 2024. Lutsk, Ukraine. P.51-53. ISBN 978-966-377-250-9.
 8. Khvostivskyi M., Bilinchuk M. Method and algorithm for wavelet detection of fetal ECG signal against interferences in the Morlet basis. Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 2nd International Scientific and Practical Conference «Modern Perspectives on Global Scientific Solutions» (December 2-4, 2024. Bergen, Norway). European Open Science Space, 2024. P.262-265.
 9. Khvostivska L., Khvostivskyi M., Dediv I. Mathematical, algorithmic and software support for signals wavelet detection in electronic communications. Proceedings of the 2nd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2024). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2024. Vol. 3742. P.223-234. ISSN 1613-0073.

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ПРОМИСЛОВИХ СИСТЕМ ЗА ДОПОМОГОЮ ПРОГРАМОВАНИХ ЛОГІЧНИХ КОНТРОЛЕРІВ

Потапенко Микола

к.т.н., доцент

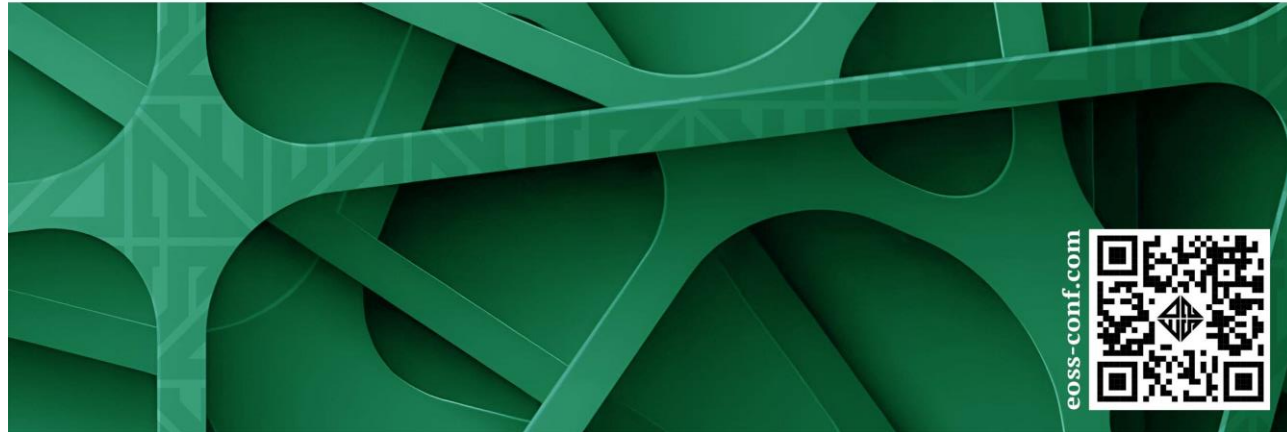
Шаршонь Віталій

старший викладач

Кафедра енергетики і автоматики

ВП НУБіП України «Бережанський агротехнічний інститут», Україна

Однією з ключових технологій, яка відіграє важливу роль в автоматизації виробничих процесів, є програмовані логічні контролери (ПЛК). ПЛК представляє собою спеціалізований пристрій, який призначений для контролю та керування різноманітними процесами [1].



eooss-conf.com



CERTIFICATE o f p a r t i c i p a t i o n



Vitalii Hrynychyshyn

took part in the 4th International Scientific and Practical Conference

«**SCIENTIFIC INNOVATION: THEORETICAL INSIGHTS
AND PRACTICAL IMPACTS**»

24 Hours of Participation
(0,8 ECTS credits)



Head of the
organizing committee
Helen Volokitina

EOSS-25/1208-239

December 8-10, 2025, Naples, Italy



Програмне забезпечення детектування наявності плодової серцевої активності в абдомінальних екг-записах

```

%% detect_and_visualize_fetal_ecg_fixed.m
clear; close all; clc;

%% ===== Параметри =====
fs = 800; % Гц
fname = "ECG_plid+noise.dat"; % файл (за наявності)

% Смуги та вейвлет
bp_forw = [0.5 100];
bp_maternal = [5 20];
bp_fetal = [20 70];
wname = 'db4';
level = 5;

% Параметри детектування
minDist_maternal = 0.45; % s
minDist_fetal = 0.33; % s
mask_win_s = 0.22; % s
k_local = 6;
k_maternal_prom = 0.6;
min_peaks_needed = 5;

% Вікно фетального комплексу (вліво/вправо у вибірках)
fwinL = round(0.12*fs); % 120 мс вліво
fwinR = round(0.28*fs); % 280 мс вправо
max_fetal_beats_display = 200; % обмеження для економії пам'яті

%% ===== Завантаження або синтез сигналу =====
if isfile(fname)
    fprintf('Loading file: %s\n', fname);
    x = load(fname);
    x = x(:);
    if isempty(x), error('File empty'); end
else
    fprintf('File not found – generating synthetic abdominal ECG...\n');
    t_tot = 60; % s
    t = (0:1/fs:t_tot-1/fs)';
    HR_m = 78; fm = HR_m/60;
    maternal = 1.0 * sawtooth(2*pi*fm*t, 0.5);
    HR_f = 140; ff = HR_f/60;
    fetal = 0.18 * sin(2*pi*ff*t + 0.15*sin(2*pi*0.08*t));
    noise = 0.06 * randn(size(t));
    x = maternal + fetal + noise;
    x = x(:);

```

```

end
N = length(x);
t = (0:N-1)'/fs;

%% ===== 1) Попередня фільтрація =====
[b,a] = butter(4, bp_forw/(fs/2), 'bandpass');
x_filt = filtfilt(b,a,double(x));

%% ===== 2) Детекція материнських R-піків =====
[bm,am] = butter(3, bp_maternal/(fs/2), 'bandpass');
x_mat = filtfilt(bm,am,x_filt);

env_mat = abs(x_mat);
win_med_ms = 20; win_med_samp = max(1,round((win_med_ms/1000)*fs));
if mod(win_med_samp,2)==0, win_med_samp = win_med_samp+1; end
env_mat = movmedian(env_mat, win_med_samp);

med_env = median(env_mat);
mad_env = median(abs(env_mat - med_env));

minPromVal = k_maternal_prom * (max(env_mat) - med_env);
minPeakDistMat = round(minDist_maternal * fs);
[pk_m, loc_m] = findpeaks(env_mat, 'MinPeakProminence', minPromVal,
'MinPeakDistance', minPeakDistMat);

if numel(loc_m) < 3
    [pk_m, loc_m] = findpeaks(env_mat, 'MinPeakHeight', med_env + 2*mad_env,
'MinPeakDistance', minPeakDistMat);
end

% Перевірка інтервалів RR
if numel(loc_m) >= 3
    RRs = diff(loc_m)/fs;
    validMask = true(size(loc_m));
    for i=2:length(loc_m)
        if RRs(i-1) < 0.45 || RRs(i-1) > 1.5
            validMask(i) = false;
        end
    end
    loc_m = loc_m(validMask);
end
fprintf('Знайдено материнських R-піків (після фільтрації): %d\n', ...
    numel(loc_m));

%% ===== 3) Побудова материнського шаблону та віднімання =====
winL = round(0.25*fs); winR = round(0.45*fs);
beats = []; beatIdx = [];
for i=1:numel(loc_m)
    idx0 = loc_m(i) - winL; idx1 = loc_m(i) + winR;
    if idx0<1 || idx1> N, continue; end
    seg = x_filt(idx0:idx1);

```

```

    if std(seg) < 5*median(abs(x_filt))
        beats(:,end+1) = seg;
        beatIdx(end+1) = loc_m(i);
    end
end

if isempty(beats)
    warning('Материнський шаблон не побудовано – пропуск віднімання.');
```

x_resid = x_filt;

```

else
    mat_template = median(beats,2);
    mat_template = mat_template - mean(mat_template);
    mat_artifact = zeros(size(x_filt));
    denom = (mat_template' * mat_template) + eps;
    for i=1:length(beatIdx)
        idx0 = beatIdx(i) - winL; idx1 = beatIdx(i) + winR;
        seg = x_filt(idx0:idx1);
        a_scale = (seg' * mat_template) / denom;
        if a_scale < 0.4 || a_scale > 3
            ratio = seg(mat_template~=0) ./ mat_template(mat_template~=0);
            ratio = ratio(isfinite(ratio));
            if isempty(ratio), a_scale = 1; else a_scale = median(ratio); end
            a_scale = min(max(a_scale,0.4),3);
        end
        mat_artifact(idx0:idx1) = mat_artifact(idx0:idx1) + a_scale *
mat_template;
    end
    x_resid = x_filt - mat_artifact;
end

%% ===== 4) Смуговий фільтр 20–70 Гц для підсилення плода =====
[bf,af] = butter(3, bp_fetal/(fs/2), 'bandpass');
x_fetal_band = filtfilt(bf, af, x_resid);

%% ===== 5) DWT – мультишкальний добуток =====
[C,L] = wavedec(x_fetal_band, level, wname);
recD3 = wrcoef('d', C, L, wname, 3);
recD4 = wrcoef('d', C, L, wname, 4);
recD5 = wrcoef('d', C, L, wname, 5);

d3n = abs(recD3) ./ (median(abs(recD3))+eps);
d4n = abs(recD4) ./ (median(abs(recD4))+eps);
d5n = abs(recD5) ./ (median(abs(recD5))+eps);
P = d3n .* d4n .* d5n;
Msum = abs(recD3)+abs(recD4)+abs(recD5);

%% ===== 6) Індикатор вейвлета =====
wavelet_indicator = P ./ (max(P)+eps);
smooth_win = max(1, round(0.02*fs));
if mod(smooth_win,2)==0, smooth_win = smooth_win+1; end
wavelet_indicator_sm = movmedian(wavelet_indicator, smooth_win);

```

```

localE = movmedian(abs(P), round(0.1*fs));
wavelet_indicator_sm = wavelet_indicator_sm ./ (median(localE)+eps);

%% ===== 7) Маска навколо материнських R =====
mask_win_samples = round(mask_win_s * fs);
P_masked = P;
for i=1:length(loc_m)
    idx0 = max(1, loc_m(i)-mask_win_samples);
    idx1 = min(N, loc_m(i)+mask_win_samples);
    P_masked(idx0:idx1) = P_masked(idx0:idx1) * 0.05;
    wavelet_indicator_sm(idx0:idx1) = wavelet_indicator_sm(idx0:idx1) * 0.12;
end

%% ===== 8) Локальний адаптивний поріг =====
win_sec = 8; win_samp = round(win_sec * fs);
lenP = length(P_masked);
th_local = zeros(size(P_masked));
for ii=1:lenP
    i0 = max(1, ii - round(win_samp/2));
    i1 = min(lenP, ii + round(win_samp/2));
    med = median(P_masked(i0:i1));
    madval = median(abs(P_masked(i0:i1) - med));
    th_local(ii) = med + k_local * madval;
end

%% ===== 9) Пошук піків =====
minPeakDistSamples = round(minDist_fetal * fs);
promP = median(P_masked(P_masked>0));
if isempty(promP), promP = median(P_masked); end
[pkP, locP, wP] = findpeaks(P_masked, 'MinPeakDistance', minPeakDistSamples,
...
    'MinPeakProminence', max(0.001, 0.5*promP));

maxWI = max(wavelet_indicator_sm);
if isempty(maxWI) || maxWI==0, maxWI=1; end
[pkW, locW] = findpeaks(wavelet_indicator_sm, 'MinPeakDistance',
minPeakDistSamples, ...
    'MinPeakProminence', 0.12*maxWI);

tol_samples = round(0.02*fs);
keep = false(size(locP));
for k=1:length(locP)
    idxP = locP(k);
    if pkP(k) <= th_local(idxP), continue; end
    wid_samples = wP(k); wid_s = wid_samples / fs;
    if wid_s > 0.12, continue; end
    if any(abs(locW - idxP) <= tol_samples)
        keep(k) = true;
    else
        if pkP(k) > (median(P_masked)+3*median(abs(P_masked-
median(P_masked))))

```

```

        keep(k) = true;
    end
end
end

fetal_peakLocsSamples = locP(keep);
fetal_peakLocs = fetal_peakLocsSamples / fs;
fprintf('Кандидатів фетальних піків після узгодження: %d\n', ...
    numel(fetal_peakLocs));

%% ===== 10) Перевірка періодичності RR та рішення =====
if numel(fetal_peakLocs) >= 3
    RR = diff(fetal_peakLocs);
    RRmean = mean(RR); RRstd = std(RR);
else
    RR = []; RRmean = Inf; RRstd = Inf;
end
period_condition = (RRmean >= 0.33) && (RRmean <= 0.67) && (RRstd < 0.20);
energy_condition = (sum(P_masked.^2) > 0) && (max(P_masked) > ...
    median(P_masked) + 2*median(abs(P_masked-median(P_masked))));
decision = (energy_condition && period_condition && numel(fetal_peakLocs) ...
    >= min_peaks_needed);
if decision, disp('>>> ПРИСУТНІСТЬ FETAL ECG: ВИЯВЛЕНО');
else disp('>>> ПРИСУТНІСТЬ FETAL ECG: НЕ ВИЯВЛЕНО'); end

%% ===== 11) Витяг фетальних комплексів =====
validMaskIdx = fetal_peakLocsSamples - fwinL >= 1 & fetal_peakLocsSamples +
fwinR <= N;
validIdx = fetal_peakLocsSamples(validMaskIdx);
numBeats = numel(validIdx);
numStack = min(numBeats, max_fetal_beats_display);

if numStack > 0
    beats_matrix = NaN(fwinL+fwinR+1, numStack);
    beat_times = zeros(1,numStack);
    cnt = 0;
    for i=1:numStack
        idx = validIdx(i);
        seg = x_resid(idx - fwinL : idx + fwinR);
        if numel(seg) == (fwinL+fwinR+1)
            cnt = cnt + 1;
            beats_matrix(:,cnt) = seg;
            beat_times(cnt) = idx / fs;
        end
    end
    if cnt < numStack
        beats_matrix = beats_matrix(:,1:cnt);
        beat_times = beat_times(1:cnt);
        numStack = cnt;
    end
    fetal_median = median(beats_matrix,2,'omitnan');

```

```

    fetal_mean = mean(beats_matrix,2,'omitnan');
    time_beat = (-fwinL : fwinR)/fs;
else
    beats_matrix = [];
    beat_times = [];
    fetal_median = [];
    fetal_mean = [];
    time_beat = (-fwinL : fwinR)/fs;
end

%% ===== 12) CWT =====
% CWT циміши (x_filt)
[cwt_mix,freq_mix] = cwt(x_filt, fs);
Amp_mix = abs(cwt_mix);

% CWT плода (x_resid)
[cwt_fetal,freq_fetal] = cwt(x_resid, fs);
Amp_fetal = abs(cwt_fetal);

% Середній CWT фетальних ударів
Amp_beats_mean = [];
if ~isempty(beats_matrix)
    sampleLen = size(beats_matrix,1);
    num_for_scalogram = size(beats_matrix,2);
    Amp_beats = zeros(length(freq_fetal), sampleLen, num_for_scalogram);
    for k=1:num_for_scalogram
        seg = beats_matrix(:,k)';
        [c_seg, f_seg] = cwt(seg, fs);
        V = abs(c_seg);
        % interpolate to freq_fetal
        V_interp = zeros(length(freq_fetal), size(V,2));
        for col=1:size(V,2)
            V_interp(:,col) = interp1(f_seg, V(:,col), freq_fetal,
'linear',0);
        end
        cols = size(V_interp,2);
        if cols >= sampleLen
            Amp_beats(:, :, k) = V_interp(:, 1:sampleLen);
        else
            tmp = zeros(size(V_interp,1), sampleLen);
            tmp(:, 1:cols) = V_interp;
            Amp_beats(:, :, k) = tmp;
        end
    end
    Amp_beats_mean = mean(Amp_beats,3);
end

%% ===== 13) Візуалізація =====

% --- Оригінал та профільтрований
figure('Name','Original & Prefiltered ECG','NumberTitle','off');
```

```

plot(t, x, 'Color', [0.2 0.2 0.2]); hold on;
plot(t, x_filt, 'b'); grid on; xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)');
title('Оригінальний та профільований абдомінальний сигнал');
legend('оригінал', 'фільтрований'); axis tight;

% --- Детекція материнських R
figure('Name', 'Детекція материнських R', 'NumberTitle', 'off');
plot(t, x_filt, 'b'); hold on;
if ~isempty(loc_m)
    plot(loc_m/fs, x_filt(loc_m), 'ro', 'MarkerFaceColor', 'r');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Детекція материнських R-
пиків'); grid on; axis tight;

% --- Резидуальний сигнал і фетальна смуга
figure('Name', 'Residual & Fetal band', 'NumberTitle', 'off');
plot(t, x_resid, 'k'); hold on;
plot(t, x_fetal_band, 'r');
if ~isempty(fetal_peakLocs)
    plot(fetal_peakLocs,
x_resid(round(fetal_peakLocs*fs)), 'mo', 'MarkerFaceColor', 'm');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Резидуальний сигнал і 20-
70 Гц фільтр'); grid on; legend('резидуальний', '20-70Гц', 'фетальні піки');
axis tight;

% --- Мультишкальний добуток P
figure('Name', 'Мультишкальний добуток', 'NumberTitle', 'off');
plot(t, P, 'b'); hold on;
plot(t, P_masked, 'g'); plot(t, th_local, 'r--');
if ~isempty(fetal_peakLocs)
    plot(fetal_peakLocs, pkP(keep), 'mo', 'MarkerFaceColor', 'm');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Мультишкальний добуток P
(синій), P_{masked} (зелений), локальний поріг (червоний)'); grid on; axis
tight;

% --- Індикатори Вейвлет
figure('Name', 'Індикатор вейвлета', 'NumberTitle', 'off');
plot(t, wavelet_indicator_sm, 'k', 'LineWidth', 1); hold on;
plot(t, wavelet_indicator, 'Color', [0.6 0.6 0.6]);
if ~isempty(locW)
    plot(locW/fs, wavelet_indicator_sm(locW), 'cx');
end
if ~isempty(fetal_peakLocs)
    wi_at_peaks = interp1((0:length(wavelet_indicator_sm)-1)/fs,
wavelet_indicator_sm, fetal_peakLocs, 'linear', 0);
    plot(fetal_peakLocs, wi_at_peaks, 'mo', 'MarkerFaceColor', 'm');
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)'); title('Індикатор вейвлета'); grid
on; axis tight;

```

```

% --- CWT суміші
figure('Name','CWT:
суміш','NumberTitle','off','Units','normalized','Position',[0.05 0.05 0.9
0.7]);
surf((0:N-1)/fs,freq_mix,Amp_mix,'EdgeColor','none'); shading interp;
view(45,45);
xlabel('Час (с)'); ylabel('Частота (Гц)'); zlabel('Амплітуда (В)');
title('CWT: час-частота-амплітуда (суміш)'); axis tight; colorbar;

% --- CWT резидуального сигналу плода
figure('Name','CWT: фетальний
резидуал','NumberTitle','off','Units','normalized','Position',[0.05 0.05 0.9
0.7]);
surf((0:N-1)/fs,freq_fetal,Amp_fetal,'EdgeColor','none'); shading interp;
view(45,45);
xlabel('Час (с)'); ylabel('Частота (Гц)'); zlabel('Амплітуда (В)');
title('CWT: час-частота-амплітуда (резидуальний)'); axis tight; colorbar;

% --- Середнє серцебиття плода за даними CWT (усереднене та вирівняне за
часом)
if ~isempty(Amp_beats_mean)
    figure('Name','CWT: середній фетальний комплекс','NumberTitle','off');
    surf(time_beat,freq_fetal,Amp_beats_mean,'EdgeColor','none');
    shading interp;
    xlabel('Час відносно піку плода (с)'); ylabel('Частота (Гц)');
    zlabel('Амплітуда (В)');
    title('CWT: середній фетальний комплекс (усереднено)'); colorbar;
    view(45,45); axis tight;
end

% --- Стек фетальних комплексів
if ~isempty(fetal_median)
    figure('Name','Стек фетальних комплексів','NumberTitle','off');
    plot(time_beat, beats_matrix,'Color',[0.7 0.7 0.7]); hold on;
    plot(time_beat, fetal_median,'r','LineWidth',2);
    plot(time_beat, fetal_mean,'b--','LineWidth',2);
    xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда (В)');
    title(['Фетальні комплекси: стек (сірий), медіана (червоний), ' ...
        'середній (синій)']); grid on; axis tight;
end

```