

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна система вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі
завад

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

(шифр і назва спеціальності)

	<u>Білінчук М.П.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Керівник	<u>Хвостівський М.О.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<u>Дедів Л.Є.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<u>Яворська Є.Б.</u> (підпис) (прізвище та ініціали)
Рецензент	<u>Дедів І.Ю.</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)

«11» листопада 2024 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Білінчук Максиму Петровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна система вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад

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

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

Затверджені наказом ректора від « 11 » листопада 2024 року № 4/7-1082

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.12.2024 р.

3. Вихідні дані до роботи : Об'єкт дослідження: процес підвищення діагностичності комп'ютерних фотоплетизмографів. Предмет дослідження: метод/алгоритмічно-програмне забезпечення обробки пульсового сигналу

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

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. МЕТОД ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВЕЙВЛЕТ-ВИЯВЛЕННЯ ЕКГ-СИГНАЛІВ ПЛОДУ НА ТЛІ ЗАВАД

РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВЕЙВЛЕТ-ВИЯВЛЕННЯ ЕКГ-СИГНАЛІВ ПЛОДУ НА ТЛІ ЗАВАД

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

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

1. Актуальність роботи

2. Математична модель ЕКГ-сигналу плоду на тлі завад

3. Метод вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналу плоду на тлі завад

4. Алгоритмічне забезпечення вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналу плоду на тлі завад

5. Результати вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналу плоду на тлі завад

6. Комп'ютерна система вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналу плоду на тлі завад

7. Наукова новизна

8. 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	Клепчик В.М., ст. викл. каф. ОХ		
ситуаціях			

7. Дата видачі завдання 01.09.2024 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Білінчук М.П.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна система вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад» // Кваліфікаційна робота // Білінчук Максим Петрович // ТНТУ, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2024 // с. – 81, рис. – 30, табл. – 0, додат. – 4, бібліогр. – 41.

Ключові слова: ЕКГ-СИГНАЛ ПЛОДУ, ЗАВАДИ, МЕТОД ВЕЙВЛЕТ-ВИЯВЛЕННЯ, БАЗИС МОРЛЕ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА, MATLAB, GUIDE.

В роботі реалізовано комп'ютерну систему для вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Розроблено структуру математичної моделі ЕКГ-сигналів плоду у вигляді мультиадитивної суміші корисного сигналу та завад, яка враховує структурно-флуктуаційні процеси досліджуваних сигнал, що є важливим для вирішення задачі виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Розроблено метод та відповідне алгоритмічне забезпечення вейвлет-обробки ЕКГ-сигналів плоду в базисі Морле для обчислення 3D та 2D (усереднені 3D) вейвлет-компонент як показників виявлення досліджуваного сигналу на тлі завад різної потужності.

Використовуючи середовище Matlab та його її модуль GUIDE розроблено комп'ютерну систему для вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Досліджено роботу комп'ютерної системи вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад різної потужності та встановлена коректність та істинність щодо відображення факту локалізаційної присутності/відсутності сигналу плоду за 3D та 2D вейвлет-компонентами з урахуванням фактору різномасштабності спостереження.

ANNOTATION

Theme of qualification work: «A computer system for wavelet detection of fetal ECG signals against the background of interference» // Bilinchuk Maksym // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering group RBm-61 // Ternopil, 2024 // p. – 81, fig. – 30, tab. - 0, add. – 4, bibliography -41.

Keywords: FETAL ECG SIGNAL, INTERFERENCES, WAVELET DETECTION METHOD, MORLET BASIS, ALGORITHMIC SUPPORT, PROGRAM SUPPORT, COMPUTER SYSTEM, MATLAB, GUIDE.

The work implements a computer system for wavelet detection of fetal ECG signals against interference.

The structure of a mathematical model of fetal ECG signals in the form of a multi-additive mixture of a useful signal and interference is developed, which takes into account the structural and fluctuation processes of the studied signals, which is important for solving the problem of detecting fetal ECG signals against interference.

A method and corresponding algorithmic support for wavelet processing of fetal ECG signals in the Morlet basis are developed for calculating 3D and 2D (averaged 3D) wavelet components as indicators of detecting the studied signal against interference of different power.

Using the Matlab environment and its GUIDE module, a computer system for wavelet detection of fetal ECG signals against interference has been developed.

The operation of a computer system for wavelet detection of fetal ECG signals against the background of interference of different power was investigated, and the correctness and veracity of the display of the fact of the localization presence/absence of the fetal signal by 3D and 2D wavelet components was established, taking into account the factor of different scales of observation.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Фундаментальні медичні основи дослідження функціонального стану серця плоду.....	10
1.2 Методи виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.....	12
1.2.1. Адаптаційний метод.....	12
1.2.2. Незалежний компонентний метод.....	14
1.2.3. Метод сліпого виділення.....	17
1.3. Висновки до розділу 1.....	20
РОЗДІЛ 2. МЕТОД ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВЕЙВЛЕТ- ВИЯВЛЕННЯ ЕКГ-СИГНАЛІВ ПЛОДУ НА ТЛІ ЗАВАД.....	21
2.1. Модель ЕКГ-сигналів плоду.....	21
2.2. Метод виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.....	25
2.2.1. Вейвлет-обробка ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.....	25
2.2.2. Базис вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.....	31
2.3. Алгоритмічне забезпечення виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.....	33
2.4. Висновки до розділу 2.....	35
РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВЕЙВЛЕТ-ВИЯВЛЕННЯ ЕКГ- СИГНАЛІВ ПЛОДУ НА ТЛІ ЗАВАД.....	36
3.1. Код програмного забезпечення виявлення ЕКГ-сигналів плоду.....	36
3.2. Комп'ютерний засіб виявлення ЕКГ-сигналу плоду.....	47
3.3. Висновки до розділу 3.....	51
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	52
4.1. Охорона праці.....	52
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	54
4.3. Висновки до розділу 4.....	56
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	57

	7
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	58
ДОДАТКИ.....	63
ДОДАТОК А. Теза конференції (копія).....	64
ДОДАТОК Б. Сертифікат учасника конференції.....	72
ДОДАТОК В. Код програмного забезпечення виявлення ЕКГ-сигналу плоду у завадах.....	73
ДОДАТОК Г. Код комп'ютерної системи виявлення ЕКГ-сигналу плоду у завадах.....	76

ВСТУП

Актуальність роботи.

Електрокардіографія є важливим неінвазивною методикою дослідження, яка забезпечує оцінювання стану серця плоду шляхом реєстрації його електричних біопотенціалів через поверхню живота матері у вигляді ЕКГ-сигналу.

Для отримання ЕКГ плоду, навіть за умов наявності різноманітних завад, зокрема біосигналів та артефактів матері, апаратних шумів та інших завад (McCool J.M., Glover Jr. J.R., Widrow B.), використовуються сучасні комп'ютерні кардіосистеми. Вони забезпечують високу точність реєстрації сигналів і дозволяють ефективно аналізувати стан серця плоду.

Якість оцінювання стану серця плоду в комп'ютерних кардіосистемах залежить від алгоритмічного та програмного забезпечення, які обробляють ЕКГ-сигнали, виявляють їх і формують діагностичні висновки. Сучасне алгоритмічне забезпечення базуються на таких методах:

- метод сліпого виділення (Cichocki A., Amari Sh., Vandewalle J. та ін.) - розрізнення змішаних сигналів без попередньої інформації про їхні джерела;
- адаптаційний метод (Nandi A.K., Millet-Roig J., Zarzoso V.);
- незалежний компонентний метод (Lee J.A., Lathauwer L.De, Vandewalle J. та ін.);
- метод синфазний (Кметь О.О.);
- метод компонентний (Андрус С.І.).

Хоча існуючі методи дозволяють обробляти ЕКГ-сигнали плоду в умовах шуму, вони не забезпечують аналізу характерних флуктуацій сигналів у різних часових масштабах. Це є важливим для виявлення корисних сигналів та їх змін у структурі.

Ефективним підходом до вивчення таких флуктуацій є метод вейвлет-обробки, який дозволяє аналізувати сигнали з урахуванням їхніх змін у часі та різних масштабах.

Отже, розробка ново-ефективного методу вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад, який враховує їх флуктуації в різних часових масштабах, є важливим та актуальним завданням.

Мета і задачі дослідження.

Мета: розробка комп'ютерної системи вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Задачі для досягнення мети:

1. Провести аналітичний аналіз існуючих методів/методик виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.
2. Розробити структуру математичної моделі ЕКГ-сигналів плоду, яка би враховувала структурно-флуктуаційні процеси досліджуваних сигнал, що є важливим для вирішення задачі виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.
3. Розробити метод та відповідне алгоритмічне забезпечення вейвлет-обробки ЕКГ-сигналів плоду для обчислення показників виявлення досліджуваного сигналу на тлі завад різної потужності.
4. Розробити комп'ютерну систему вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.
5. Дослідити роботи комп'ютерної системи вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад різної потужності.

Об'єкт дослідження: процес вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Предмет дослідження: метод, алгоритмічне забезпечення та комп'ютерна система вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Наукова новизна:

1. Вперше використано метод вейвлет-обробки ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад в базисі Морле при врахуванні аспектів часової різномасштабності флуктуаційного процесу, що забезпечило процедуру обчислення спектральних 3D/2D вейвлет-компонент як показників виявлення досліджуваних сигналів на тлі завад.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Фундаментальні медичні основи дослідження функціонального стану серця плоду

Смертність у перинатальному та неонатальному періодах досі залишається поширеною проблемою, яка не демонструє значних змін у бік зниження [10]. Майже чверть усіх випадків смертності серед дітей до року зумовлена аномаліями розвитку плода в утробі матері [20]. На території України цей показник вдвічі перевищує середні значення, зафіксовані в значній частині країн Європи [26]. Для зниження рівня перинатальних ускладнень та смертності важливими є раннє виявлення проблем і впровадження профілактичних заходів [8]. Функціональна діагностика стану плода в період вагітності залишається складним завданням, адже методи ведення вагітності та визначення часу й способу пологів залежать від ступеня тяжкості стану плода [8].

Серцева функціональність плода є ключовим показником його стану з 23-го тижня вагітності до та в процесі пологів. Її оцінюють різними методами: аускультация акушерським стетоскопом, ФКГ, МКГ, ЕКГ, КТГ, доплерографія, РЕО.

Серцева тональність плода можна прослуховувати стетоскопом починаючи з 2-ої 1/2 вагітності, зазвичай після 6-го місяця (іноді з 18–20 тижня) [27]. ЕКГ має значно вищу чутливість у порівнянні з аускультациєю [29]. Стетоскоп дозволяє виявляти грубі порушення серцевого ритму, викликані важким станом гіпоксії [22], що призводить до малоефективності цього методу для раннього виявлення патологій.

Подальшим етапом у вивченні серцевої функціональності стала ФКГ. Вона дозволяє визначати серцеву тональність плода з 16-17 тижня, тоді як УЗД обладнання виявляють серцеву активність вже з 8-10 тижня внутрішньоутробного розвитку.

Максимально зручним і безпечним методом для оцінювання серцевого функціонування плоду є непрямий метод ЕКГ. При цьому електроди локалізують на в передній частині черевної стінки вагітної, а електрод нейтральний встановлюють на стегні. Такий підхід вважається достойним аналогом УЗД [9].

Найбільш прийнятним методом, завдяки неінвазивності, є непряма електрокардіографія, при якій електроди накладають в зоні передньої черевної стінки жінки та електрод нейтральний локалізують на стегні. Цей метод вважається альтернативою стосовно ультразвукових методів [9].

Головна перевага ЕКГ базується на тому, що вона уможлиблює не лише обчислення ЧСС, але й отримання детального аналізу кардіоциклу плода, залишаючись абсолютно безпечною для його життя. Метод дає змогу здійснити діагностування гіпоксії плода, фетальну аритмію [36]. У 70-х роках на базі ЕКГ вже було визначено нормальні показники серцевої ритміки плода [25, 28, 29].

При використанні ЕКГ можна проаналізувати ЧСС, ритм, розміри, інтервали і форму шлуночкових зон. На початковому етапу розвитку ембріонів (6-8 тиждень) на ЕКГ видно майже всі компоненти від Р до Т. Проте в клініці запис ЕКГ стає можливим лише з 10-12 або навіть 16 тижня вагітності.

Рівень компонент ЕКГ-плоду є досить низьким. Найкраще на ньому ідентифікують зону QRS, рідше – зони Р та Т. Інтервал ЕКГ є залежним від етапу розвитку плода. Зона часова PQ варіюється від 0,07 до 0,12 с та при середній статистиці становить 0,08 с. Часовий проміжок QRS варіює в інтервалі 0,03-0,05 с залежно до термінів вагітності. Часова зона проміжку QT локалізується в проміжку 0,25-0,29 с, хоча цей показник не завжди можна визначити. Зона ST часто має випуклу форму і трішки підняту форму. Зона інтервалу ST приблизно рівна 0,10 с.

Незважаючи на численні переваги непрямого методу ЕКГ плода, він має певні складнощі, які постають перед розробниками обладнання [5]. ЕКГ матері значно сильніший за сигнал плода (10-100 раз), що створює труднощі у виділенні останнього. До цього додаються різні перешкоди: мережеві шуми, МІО матері, дихальні коливання, електродні артефакти та шуми обладнання. Хоча дослідження для вдосконалення методу тривають >40 р., поки не вдалося створити просту, недорогу та водночас ефективну технологію, яка б забезпечувала надійні результати.

Моніторинг ЕКГ відкриває можливості для вивчення ВРС плоду. Зокрема, спектральна обробка ВСР мами дозволяє завчасність діагностування патології та прогнозування ускладнень вагітності.

ВСР зафіксовано перший раз у 1965 р., коли виявили, що зміни інтервалів між серцевими скороченнями передували ознакам дистресійного стану плода, ще до помітних порушень у серцевому ритмі. При врахуванні цього, непрямий метод ЕКГ залишається найперспективнішим методом для оцінювання ВСР плода.

1.2 Методи виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад

1.2.1 Адаптаційний метод

Першим дієвим підходом до виділення ЕКГП, що знайшов практичне застосування, став адаптаційний подавлення завади, який запропоновано Відроу та колегами [41]. Його суть полягає в адаптивному усуненні компоненти ЕКГМ з абдомінального відведення (рис. 1.1), яке містить ЕКГП із тах амплітудним рівнем та слугує основним входом для системи придушення (рис. 1.2-1.3).

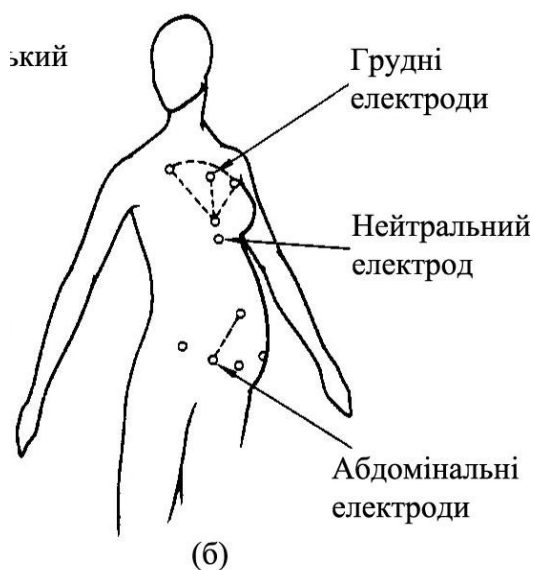


Рис. 1.1. Накладання електродів при придушенні ЕКГМ

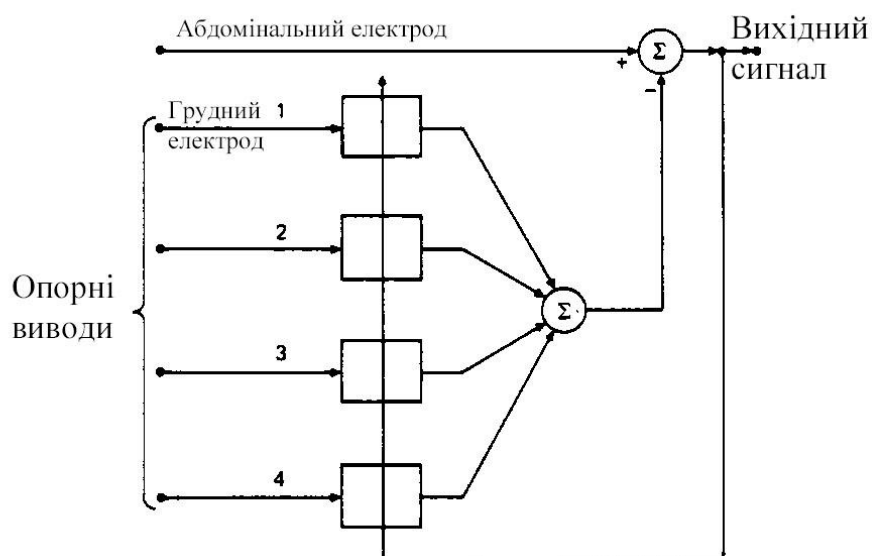


Рис. 1.2. Структура пристрою для виявлення ЕКГП [41] з опорними виходами

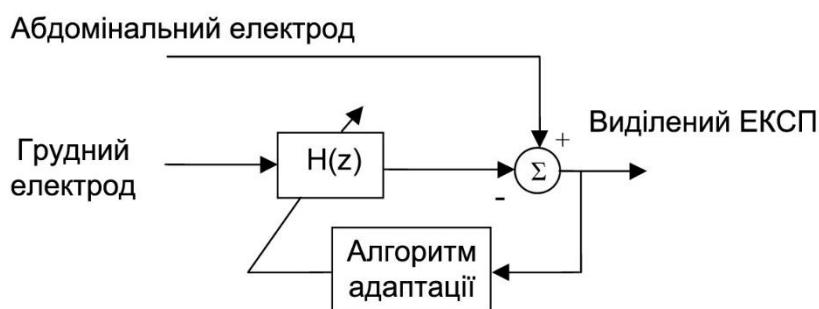


Рис. 1.3. Узагальнена схема системи для подавлення завад [41]

Дослідники (Відроу та низка інших) використовують адаптивне подавлення завад із кількома опорних сигналів для видалення ЕКГМ і отримання ЕКГП. ЕКГ-сигнали комбінували з одного відведення абдомінального, тоді як ЕКГМ записували за допомогою 4-ох відведень в зоні грудей. Автори розробили модель, яка враховує не тільки джерело завад, але й компоненту необхідного сигналу, що присутні на опорних відведеннях, а також некорельовані шумові компоненти в опорному сигналі. Важливо, що вектор серцевий матері проектується в осі різного відведення ЕКГ по-різному. Через це показники ЕКГМ в відведенні абдоміналу відрізнятимуться від показників грудного сигналу ЕКГ, який використовується в якості опорного.

Кожен фільтруючий канал, який використовували Відроу та низка інших авторів [41], характеризувався 32-ма ваговими коефіцієнтами та затримкою 129 мс.

ЕКГ попередньо фільтрувалися в частотному діапазоні 3-35 Гц, а частота дискретна становила 256 Гц. Вінеровський фільтр включає ф-ії передачі та взаємні спектральні вектори між основним джерелом сигналу та всіма опорними входом. Також розглядали розширення цього методу для більш загальних сценаріїв, де присутні кілька джерел і кілька опорних входів.

Результати видалення ЕКГМ на абдомінальному відведенні ЕКГ наведено на рис. 1.4.

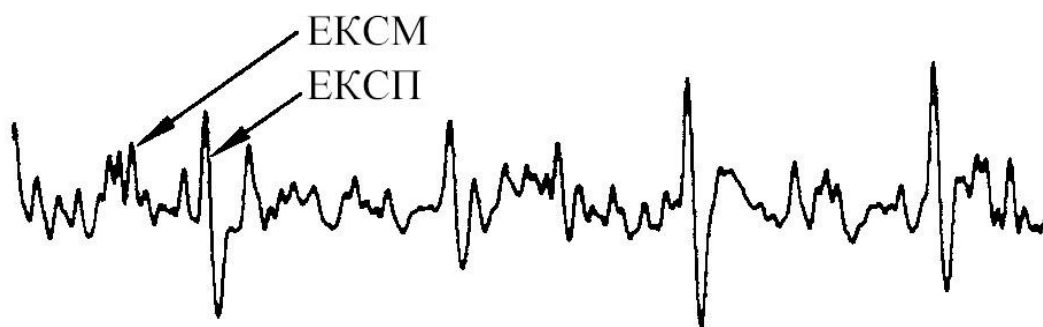


Рис. 1.4. Адаптивне видалення ЕКГМ на абдомінальному відведенні ЕКГ (QRS-зони відповідають ЕКГП) [41]

Порівняльний аналіз 2-ох сигналів констатує, що фільтр ефективно виділяє ЕКГП, одночасно пригнічуючи ЕКГМ. Складову ЕКГМ, яка мінімізує СКВ похибку на фільтровому виході, обчислювали на основі одного або кількох опорних відведень, що переважно містять ЕКГМ. Зазначений метод детально описано в роботах Widrow з іншими авторами [24, 41].

1.2.2. Незалежний компонентний метод

Згідно з векторною моделлю серцевої активності Бергера, біоелектричну функціональність серця на певній відстані можна наближено описати як тривимірний диполь із фіксованим положенням у просторі, але змінною амплітудою та орієнтацією в часі. Це констатує те, що сигнал ЕКГМ, записаний у будь якій точці на поверхні шкіри матері, представлено як лінійну комбінацію 3-ох ортогональних компонент, які

формують підпростірний простір джерела ЕКГМ. Аналогічно визначається підпростір джерел ЕКГП.

Отже, вектор ЕКГП для довільного моменту часового можна описати виразом:

$$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_q(t)], \quad (1.1)$$

де q – ЕКГ-сигнал, $s_i(t) = 1, 2, \dots$.

Сигнали з тіла мами фіксуються за допомогою декількох віддалених приймальних детекторів, а вимірювання відображається як міжелектродна різниця потенціалів, сформована на тілі. Для k -их пар електродів (де k — це k -ть відведень ЕКГ) створюється відповідний вектор спостережень:

$$x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_k(t)]. \quad (1.2)$$

Для НЧ ЕКГ, тіло володіє абсолютною провідністю і лінійністю середовища, де електричний сигнал поширюється майже миттєво. Унаслідок цього коливання в будь-якій точці на поверхні можна подати через лінійну комбінацію сигналів від джерела серця із додаванням шуму:

$$\begin{aligned} x_1(t) &= m_{11} \cdot s_1(t) + m_{1q} \cdot s_{1q}(t) + n_1(t) \\ &\dots \\ x_k(t) &= m_{k1} \cdot s_1(t) + m_{kq} \cdot s_{1q}(t) + n_k(t) \end{aligned} \quad (1.3)$$

та в матричному вигляді:

$$X(t) = M \cdot S(t) + N(t). \quad (1.4)$$

Відомо лише вектор спостереження $X(t)$, тоді як матриця M , що описує коефіцієнти m_{ij} , які комплексно з сигналами від джерела потрапляють у цей вектор, називається матрицею змішання. Значення цих коефіцієнтів залишаються невідомими через те, що модель розповсюдження сигналів між джерелами і приймачами невизначена. Також ми не маємо інформації про вигляд сигналів з окремого джерела $s_i(t)$, адже вони недоступні для прямого спостереження і проявляються лише через суміш.

Припущено, що сигнали джерел є статистично незалежними при їх фізичній незалежності біопроектів, які їх формують. Компоненти шуму $n_j(t)$, у свою чергу, також вважаються статистично незалежними як між каналами, так і від джерела сигналу.

Отже, задача полягає у виділенні сигналів джерел $s_i(t)$ зі спостережуваного вектора-суміші $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_k(t)]$.

Розв'язання цієї задачі авторами базовано на пошуку матриці ділення W за наявних коефіцієнтів w_{ij} :

$$\begin{aligned} s_1(t) &= w_{11} \cdot x_1(t) + w_{12} \cdot x_2(t) + \dots + w_{1k} \cdot x_k(t) \\ s_2(t) &= w_{21} \cdot x_1(t) + w_{22} \cdot x_2(t) + \dots + w_{2k} \cdot x_k(t) \\ &\dots \\ s_q(t) &= w_{q1} \cdot x_1(t) + w_{q2} \cdot x_2(t) + \dots + w_{qk} \cdot x_k(t) \end{aligned} \quad (1.5)$$

Матриця є зворотною до матриці M змішування, тож за наявності відомих коефіцієнтів m_{ij} знайти не складно з математичної сторони. Однак основні труднощі в тому, що значення цих коефіцієнтів нам є невідомими.

Задача розділення ЕКГМ та ЕКГП формулюється так: за відомими вимірюваннями $X(t)$ треба синхронно визначати матрицю змішування M та джерельні сигнали $S(t)$.

Ця задача відома як «сліпе джерельне розділення» та активно вивчається останніми роками [32, 33]. Поняття «сліпе» вказує на те, що про джерела сигналів, їх показники та умови змішування відомо міні інформації. Основні припущення:

- джерела сигналів є статистично не корельованими,
- коефіцієнти змішуючої матриці M залишаються незмінними в межах спостереження,
- амплітудні розподіли джерел належать до певного класу ймовірнісних функцій.

1.2.3. Метод сліпого виділення

Існує 2 базових підходи до розв'язання проблематики розділення та деконволювання:

- Синхронне розділювання усіх джерел.
- Послідовне виділення джерел у сліпому форматі – по одному або всіх разом.

Цей підхід часто застосовується в пристроях із великим числом давачів, напр., у ЕЕГ або МEG, де використовують більше 64 давачів, але для аналізу цікавлять лише кілька сигналів. Решта вважається шумом.

Інший приклад – виділення ЕКГП та ЕКГМ, без обробки всіх сигналів, зібраних великим масивом давачів. В таких задачах важливі наднадійне, стійкісне та ефективне алгоритмічне забезпечення, яке виділяє лише невелику кількість корисних ЕКГП із потрібною інформативністю (див. рис. 1.5).

Сліпе виділення ЕКГП має переваги перед класичним сліпим розділенням або деконволюцією, як зазначено у [23].

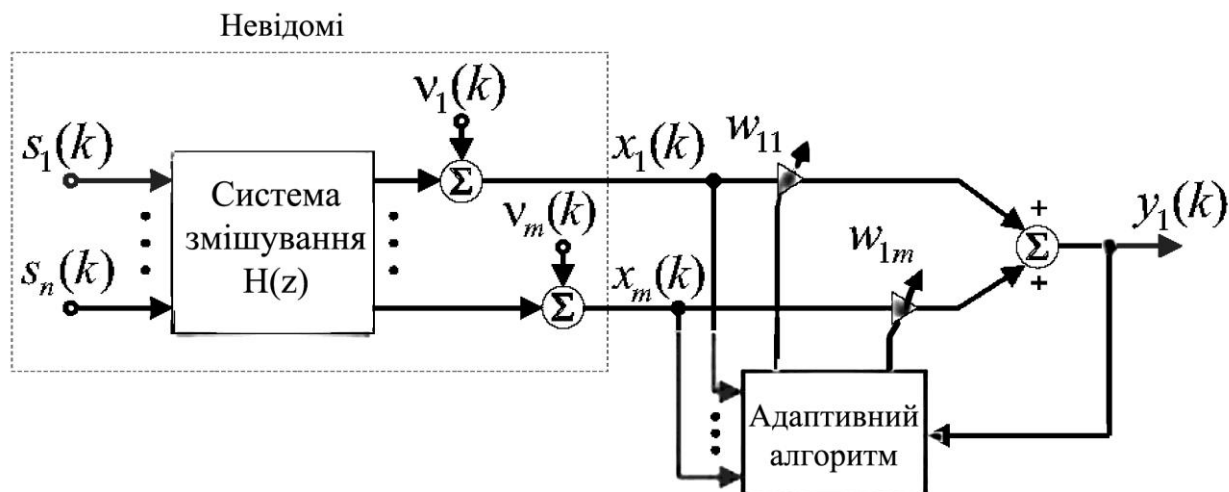


Рис. 1.5. Схема сліпого виділення чи некорельованих компонент
(k -ти w_{ji} змінюють свої значення в часі або при використанні адаптивних
фільтрів)

Сигнали можуть виділятися у визначеному порядку, орієнтуючись на статистичні характеристики джерел, зокрема за величиною узагальненого нормованого ексцесу. Метод сліпого виділення можна трактувати як розширення аналізу базових компонент, де некорельюючі сигнали впорядковуються за спаданням їхніх відмінностей.

Виділяти потрібно лише окремі сигнали. Наприклад, при джерелі сигналу змішаному з великим числом компонентів БГШ, можливо здійснити виділення лише тих сигналів, які мають специфічні статистичні характеристики.

Сучасні алгоритми сліпого виділення є локально-біологічно правдоподібними. Їх можна розглянути як модифікацію або розширюваність Hebbian та проти-Геббіана правил. Зазвичай ці алгоритми простіші за ті, що застосовуються при миттєвому сліпому розділенні джерел.

Сліпе виділення сигналів є ефективним методом, якщо необхідно виокремити кілька джерел із заданими статистичними характеристиками з великого числа змішаних сигналів. Завдання виділення єдиного джерела тісно корелює із проблемою сліпого деконволювання.

При цьому сигнали виділяються послідовно — по одному, а не всі одночасно. Такий підхід називається процедурою послідовного сліпого виділення сигналів у порівнянні до одночасності BSS. Послідовне виділення може здійснюватися за допомогою каскадних нейромереж, подібних до тих, що застосовуються у методі базових компонент. Проти критерії оптимізаційні при роботі з BSE відрізняються від PCA.

На першому етапі обробки використовують єдиний блок на базі ШІ, щоб виділити джерело з потрібними статистичними показниками. Потім застосовують дефляційний підхід для видалення вже отриманих сигналів із суміші, забезпечуючи виділення інших джерел.

Застосування технологій сліпих розділень, методів некорельованих і базових компонент у різній модифікації [81-88, 91-94] дало змогу досягти значно кращих і стабільніших результатів у виділенні ЕКГП. Проте більша частина досліджень залишилися на рівні експериментальних досліджень. Розробники з виробниками медтехніки на практиці не інтегрують ці технології у свої продукти.

Останніми роками спостерігаються спроби комбінування різних методик для досягнення більш ефективних результатів у виділенні ЕКГП:

- Аналіз сигналів через підпросторове сліпе розділення (BSSS) [31, 32];
- Розклад із застосуванням сингулярних значень (SVD) [32];
- Комбіноване сліпе розділення сигналів та адаптивна фільтрація [33];
- Поліпшення алгоритму незалежності компонент [30];
- Поєднання проєктивного розшарування з методом некорельованих компонент [35];
- Використання некорельованих компонент у синергії з вейвлет-перетворенням [21, 34].

Окрім згаданих підходів, часто використовують ШІ, спектральну і кореляційну обробку

1.3 Висновки до розділу 1

У розділі здійснено аналіз існуючих методів виявлення ЕКГ-сигналу плоду на фоні завад, зокрема адаптаційний метод, незалежний компонентний метод та метод сліпого виділення. Встановлено, що існуючі методи не мають логічних структур послідовності «ЕКГ-сигнал плоду - матмодель ЕКГ-сигнал плоду – метод обробки ЕКГ-сигнал плоду в завадах – алгоритмічне забезпечення – ПЗ – компоненти виявлення ЕКГ-сигнал плоду». Недотримання чіткої структури обробки ЕКГ-сигналу плоду в завадах не забезпечує достовірність виявлення корисного сигналу.

Також існуючі методи обробки ЕКГ-сигналу плоду при його виявленні не забезпечують дослідження структурних варіацій у структурі виявляючого сигналу в просторі часу при можливості зміни масштабування, що є вкрай важливим при виявленні корисних компонент в плинному часі.

РОЗДІЛ 2

МЕТОД ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВЕЙВЛЕТ-ВИЯВЛЕННЯ
ЕКГ-СИГНАЛІВ ПЛОДУ НА ТЛІ ЗАВАД

2.1. Модель ЕКГ-сигналів плоду

При розгляді ЕКГ-сигналу плоду з завадами $\xi(t)$ (рис.2.2) виявлено, що структурно сигнал як імпульсний суттєво не змінюється, а змінюються тільки показники зубців (амплітуда, час).

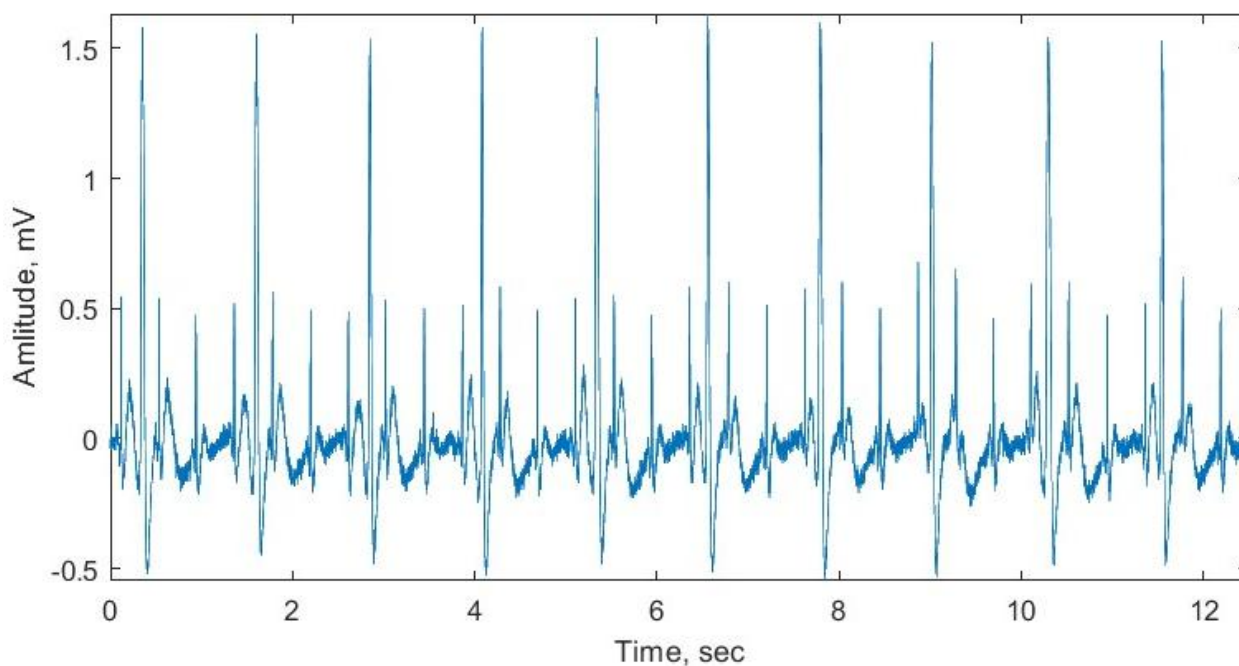


Рис.2.1. ЕКГ-сигналу плоду з завадами (материнський ЕКГ-сигнал та інші завади)

Також помічено, що ЕКГ-сигнал плоду, який зареєстровано на поверхні живота матері, піддається впливу внутрішніх завад, зовнішніх завад та ЕКГ-плоду. Графічно це явище проілюстровано у вигляді узагальненої моделі ЕКГ-сигналу плоду на рис.2.2.

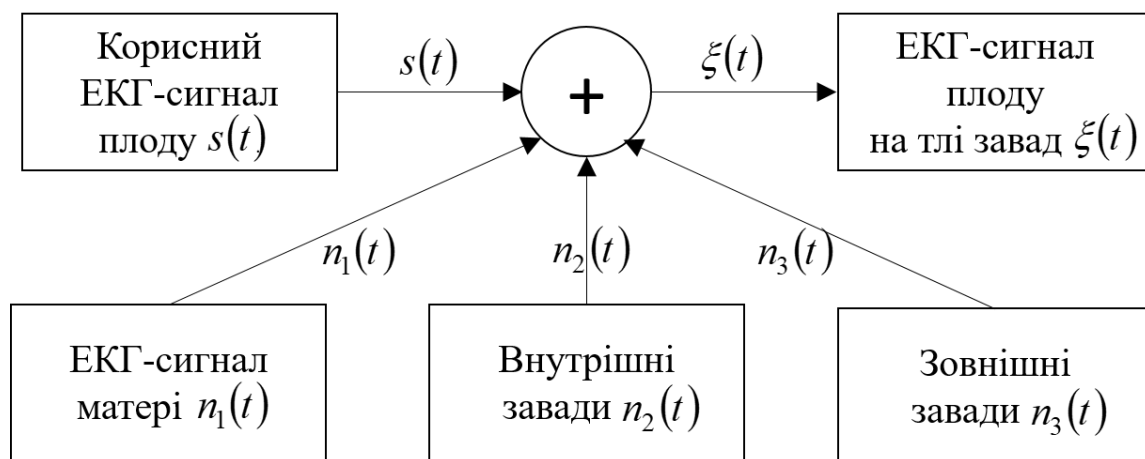


Рис.2.1. Узагальнена модель ЕКГ-сигналу плоду

Математично модель ЕКГ-сигналу плоду подано виразом:

$$\xi(t) = s(t) + \sum_{k=1}^K n_k(t), \quad t \in \mathbb{R}. \quad (2.1)$$

де $n_1(t)$, $n_2(t)$, $n_3(t)$ - завади впливу на корисний ЕКГ-сигнал плоду $s(t)$.

Зазначено модель врахує у своїй структурі лише показники випадковості $n_1(t)$, $n_2(t)$ та $n_3(t)$, які в подальшому необхідно мінімізувати для виявлення корисного ЕКГ-сигналу плоду.

ЕКГ-сигнал плоду при його дослідженні варто подати в базисному просторі косинусів та синусів через Фур'є-обробку при використанні виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} C_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, \quad t \in [0, T), \quad (2.2)$$

де C_k - гармонічні компоненти ЕКГ-сигналу плоду:

$$C_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad k \in \mathbb{Z}, \quad (2.3)$$

Якщо ЕКГ-сигнал плоду розглядати як періодичний то необхідно обчислити його спектральні компоненти для оцінювання рівня його незміщеності (інваріантності).

Результат обчислення спектрів фрагментів ЕКГ-сигналу плоду в базисі $\sin/\cos$ відображено на рис.2.2.

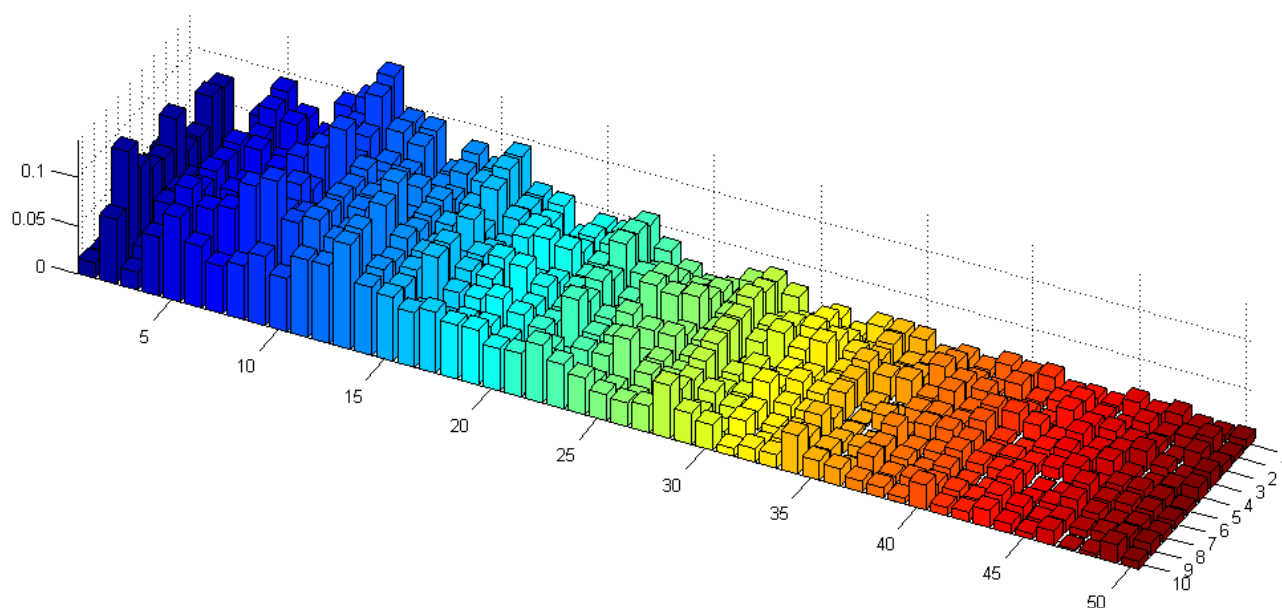


Рис. 2.2. Спектральні компоненти ЕКГ-сигналу плоду для 10-ти фрагментів часових інтервалів спостереження

При аналізі результатів обчислених спектральних компонент ЕКГ-сигналу плоду виявлено, що вони є не інваріантним та змінними за рівнем амплітуди. Такий факт вказує на випадковість ЕКГ-сигналу.

З зазначеного встановлено, що модель ЕКГ-сигналу плоду є коректною (2.1) та враховує випадковість процесу зв спектральними компонентами (рис.2.2) загалом у своїй структурі.

Такий вид моделі ЕКГ-сигналу плоду коректно та адекватно здійснює опис поведінки сигналу при використанні теорії стохастики та статистики.

З погляду теорії розглядання ЕКГ-сигналу плоду як процесу випадковості $\xi(t)$ є потрібним виявлення закономірностей між його числовими значеннями, які є сформованими для кожного серцевого циклу поданих через функцію часову $\xi_k(t)$

ГР ймовірності $F(t_n)$ ЕКГ-сигналу плоду є статистичним показником дослідження взаємозалежності значень числових для кожного наступного серцевого циклу:

$$F(x_1, \dots, x_n; t_1, \dots, t_n) = P\left\{\bigcap_{i=1}^n \{x(t_i) \leq x_i\}\right\}, n = \overline{1, \infty} \quad (2.4)$$

де $P\{A\}$ – ймовірність.

Обчисленні значення ГР ймовірності $F(t_n)$ ЕКГ-сигналу плоду відображено на рис.2.3.

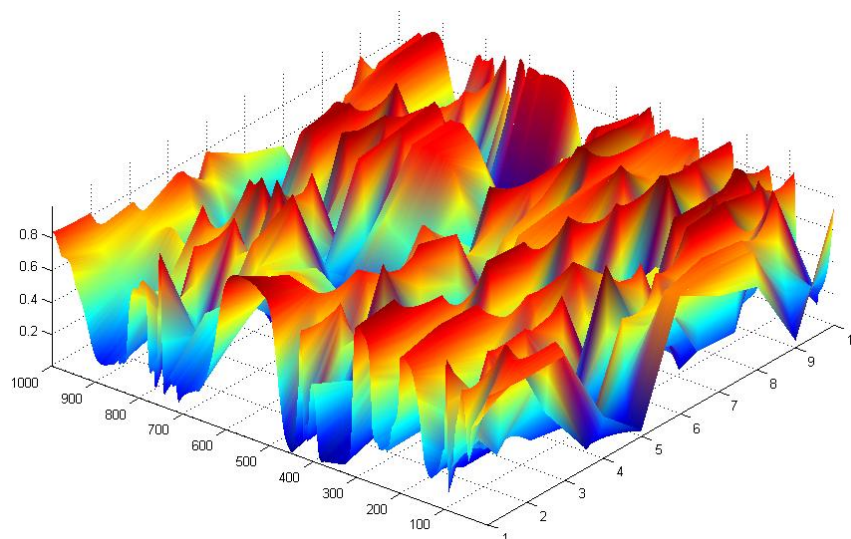


Рис. 2.3. ГР ймовірності $F(t_n)$ ЕКГ-сигналу плоду для 10-ти серцевих циклів

Обчислені значення ГР ймовірності ЕКГ-сигналу плоду вказують на варіативність значень для кожного нового серцевого циклу (повтору). Такий факт вказує на віднесення ЕКГ-сигналу плоду до класу випадкових процесів.

Для аналізу гармонічних компонент ЕКГ-сигналу плоду застосовано розвинуту теорію Вінера у випадку коли досліджуваний процес незатухаючий процес виразу:

$$R_f(u) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T \xi(t+u) \overline{\xi(t)} dt, \quad (2.5)$$

Крива взаємозалежності значень ЕКГ-сигналу плоду в часі зображено на рис. 2.4.

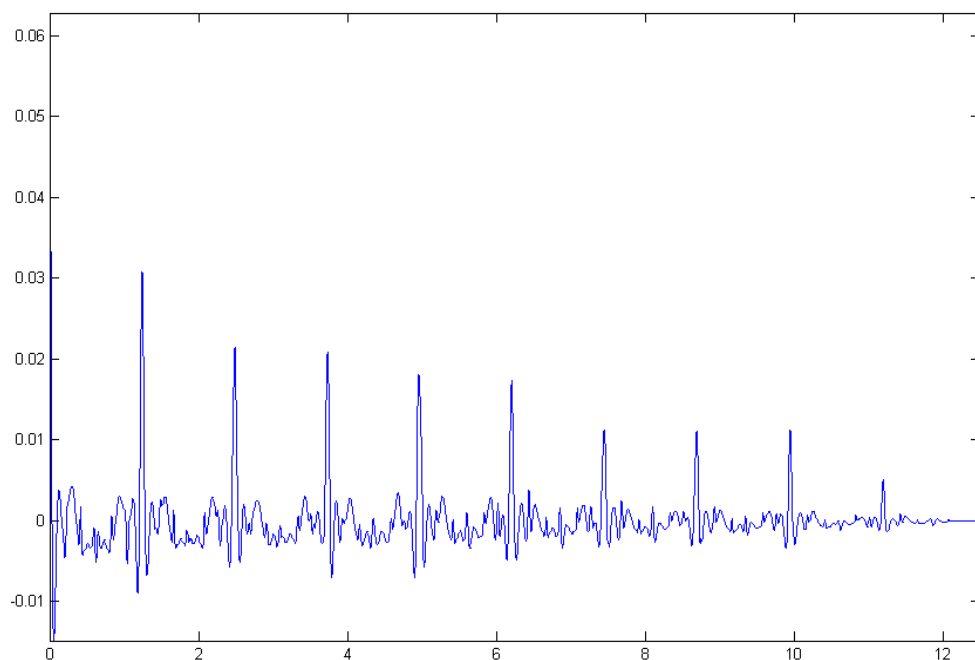


Рис.2.4. Крива взаємозалежності значень ЕКГ-сигналу плоду

Крива на рис.2.4 вказує на те, що ЕКГ-сигнал плоду структурно є повторним процесом з затухаючою складовою значень в часі u .

При дослідженні особливостей поведінкових ЕКГ-сигналу плоду встановлено, що характеристики матмоделі трактуються як стохастичні (вплив ззовні різного роду завад) та повторні (робота клапанів серця)

2.2. Метод виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад

2.2.1. Вейвлет-обробка ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад

Різноманітні біологічні/фізичні системи характеризуються ритмічними процесами, серед яких і ЕКГ-сигнал плоду. Ритмічна структура вказаного сигналу, представлена як числова послідовність, може бути виділена й проаналізована за допомогою вейвлет-перетворення. Цей метод забезпечує високу точність у часовій/частотній області одночасно. Він не лише виявляє присутність певних частот

у структурі сигналі, а й точно визначає, у який момент часу вони виникають. Такий підхід реалізується шляхом аналізу сигналу на різних масштабах за спеціальним виразом:

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.3)$$

де $\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ - базис; a –масштабний коефіцієнт, b – зміщення;

На початковій стадії сигнал розглядається у широкому часовому або частотному діапазоні для вивчення загальних властивостей, після чого аналіз переходить до менших діапазонів, щоб дослідити дрібні деталі. На рис. 2.5 демонструється часово-частотна точність різних підходів.

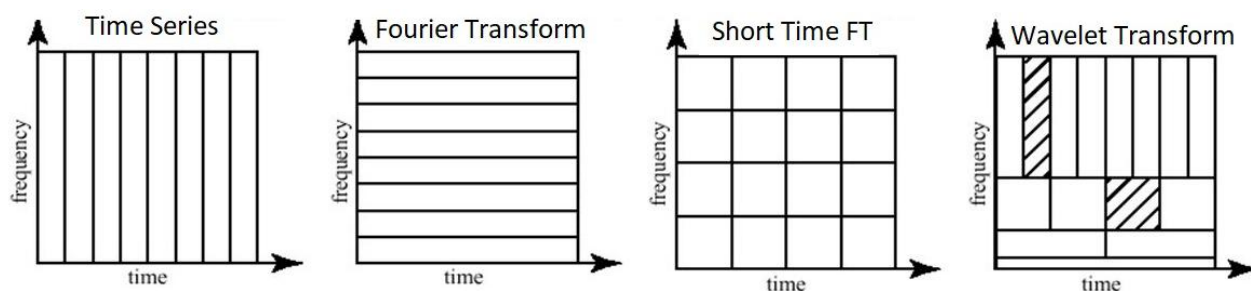


Рис.2.5. Схематично показано, як часова-частотна роздільна здатність різних перетворень співвідноситься з початковими даними часового ряду. Габарити блоків відображають масштаб роздільності

На рис. 2.5 показано, як різні перетворення працюють з часово-частотною здатністю роздільною. Габарити блоків демонструють, наскільки дрібні деталі можна ідентифікувати в часо-частотному просторі. Початок часового ряду характеризується точною деталізацією в часі, але повною відсутністю частотної деталізації, що означає розпізнавання найменших часових змін без аналізу частотного спектра.

Wavelet характеризується таким співвідношенням здатності роздільної:

- для НЧ забезпечується висока деталізація у області частот, але низька в часовій;
- для ВЧ — навпаки, висока деталізація у часовій області та низька в частотній.

Wavelet досягає компромісу між часовою та частотною здатністю роздільною: на масштабах, де важливі часові характеристики, воно забезпечує високу деталізацію у часі, а на масштабах, де значення мають частотні особливості, досягається висока точність у області частот.

Метод Фур'є розглядає ЕКГ-сигнал через набір синусоїд із різною частотою, що дозволяє подати його як суму цих хвиль.

Натомість Wavelet базується на функціях, які трактуються як вейвлети, і які змінюють мають вплив на показник масштабу. Сам термін «вейвлет» означає «невелика хвиля».

На рис. 2.6 представлено наочне порівняння синусоїди та вейвлета.

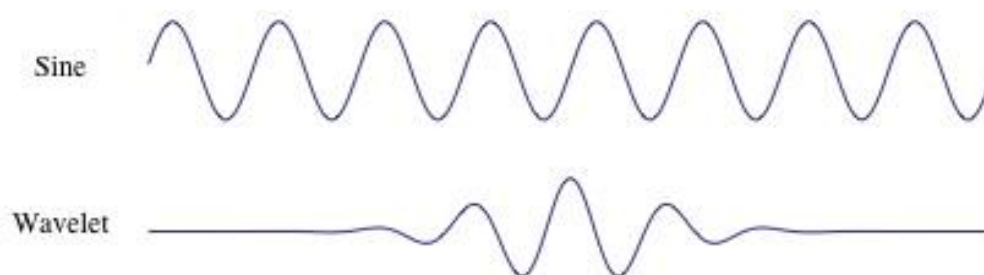


Рис.2.6. Відмінність між вейвлет хвилею (має чітку локалізацію) та синусоїдою (довга нескінченно)

Ключова різниця між ними полягає в тому, що синусоїда не обмежена в часі — вона тягнеться від $-\infty$ до $+\infty$, тоді як вейвлет є часово обмеженим. Це дає Wavelet можливість одночасно аналізувати і часо-частотні характеристики ЕКГ-сигналу.

Оскільки вейвлет обмежений у часі, його можна застосовувати до різних ділянок сигналу. Процес починається з початкової точки сигналу, після чого вейвлет поступово переміщується до кінця сигналу. Цей метод відомий як згортка.

Після проходження всієї довжини ЕКГ-сигналу з базовим вейвлетом його масштаб змінюють (збільшують чи зменшують), і процедура повторюється. Цей багатоетапний процес детально ілюструється на рис. 2.7–2.8.

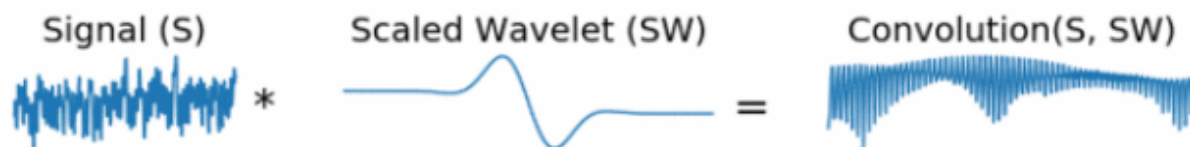
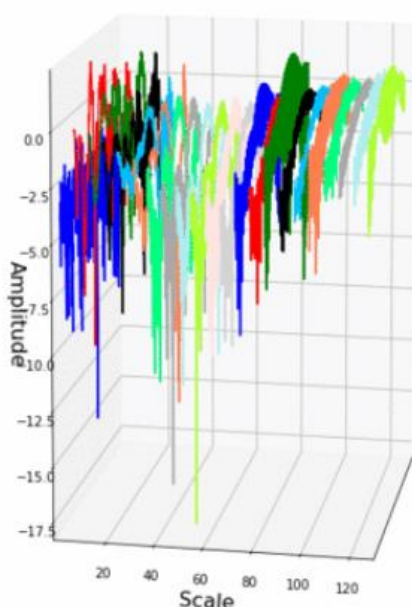


Рис.2.7. Етапи Wavelet

3D plot of Wavelet Transform



2D plot of Wavelet Transform

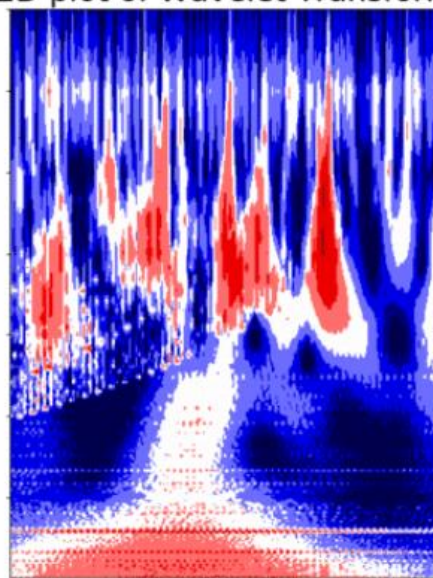


Рис.2.8. Процес Wavelet

На рис.2.7–2.8 показано, що після Wavelet одновимірний сигнал стає двовимірним. Цей результат у вигляді шкалограми демонструє часову структуру сигналу. Верхній лівий рисунок ілюструє шкалограму в 3D-форматі, тоді як на правому нижньому рисунку (рис. 2.8) вона зображена у вигляді кольорової 2D-діаграми.

Кожне сімейство Wavelet має свої нюанси через те, що при їх створенні враховували баланс між гладкістю та компактністю. Завдяки цьому можна обрати той

тип Wavelet, який найкраще відповідає потрібним характеристикам ЕКГ-сигналу плоду.

Wavelet різняться за формою, ступенем гладкості та компактності, що визначає їх застосування у різних завданнях. Оскільки для створення нового Wavelet потрібно виконати лише дві математичні умови, розробити унікальний тип вейвлета не складає труднощів.

Для задоволення умов нормалізації та ортогоналізації Wavelet має відповідати двом критеріям:

1. Мати обмежену енергію.
2. Середнє значення повинно дорівнювати нулю.

Обмежена енергія означає, що Wavelet сфокусований у часі та частоті, його інтеграл має скінченне значення, а внутрішній добуток із сигналом завжди можна обчислити.

На рис. 2.9 наведено приклади кількох сімейств вейвлетів.

Перший ряд демонструє чотири варіанти дискретних вейвлетів, тоді як другий містить чотири зразки неперервного виду.

У межах кожного сімейства існує безліч варіацій вейвлетів, які різняться за кількістю коефіцієнтів (зокрема, числом зникаючих моментів) і глибиною розкладу.

Кожне сімейство Wavelet містить багато варіацій, які відрізняються кількістю коефіцієнтів (зокрема, числом нульових моментів) і рівнем деталізації при розкладі.

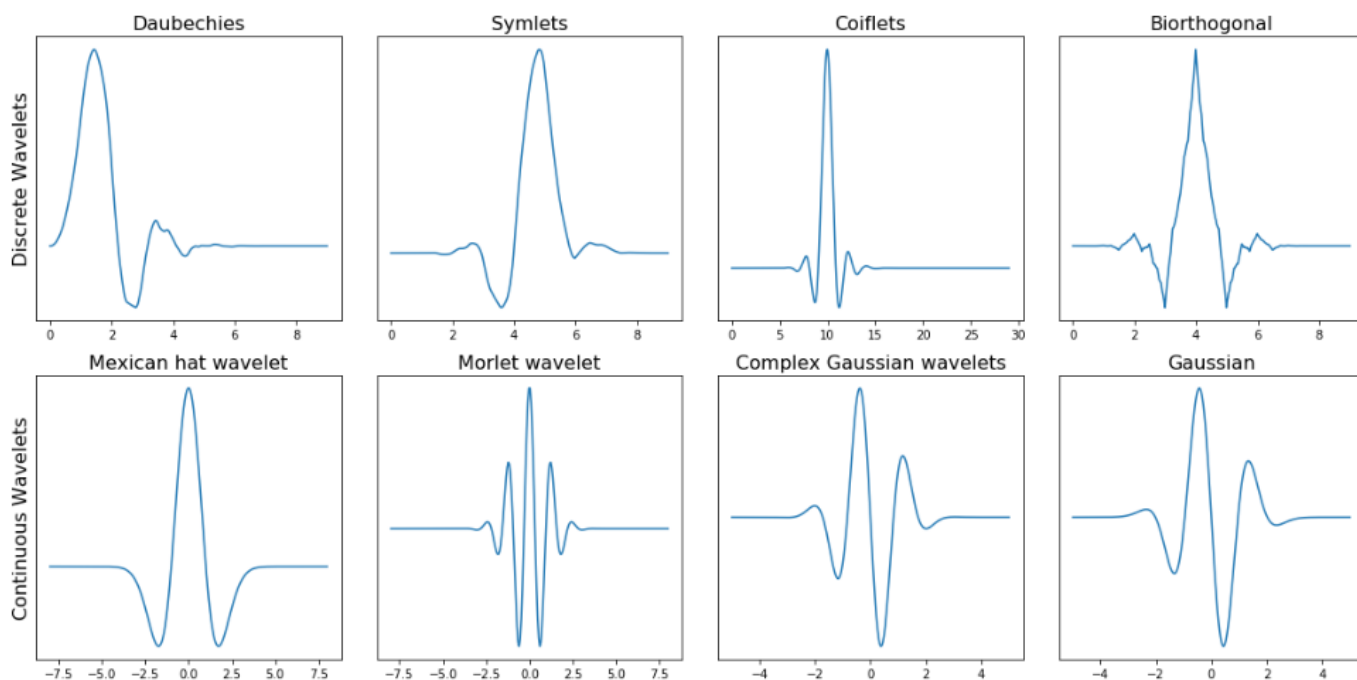


Рис.2.9. На графіку показані різні типи Wavelet: дискретні зображені у верхньому рядку, а неперервні — у нижньому.

Як показано на рис. 2.9, Wavelet поділяється на два основні типи: неперервне та дискретне. Математичний вираз для неперервного перетворення в Wavelet виглядає так:

$$\psi(t, a, b) = \frac{1}{|a, b|^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \bar{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.4)$$

де $\bar{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right)$ - базис з зсувом b та масштабом a .

Коефіцієнти масштабу та зсуву в неперервному Wavelet є неперервними, що свідчить про існування нескінченного числа вейвлет.

У дискретному вейвлет-перетворенні (DWT) головна відмінність полягає в тому, що використовуються дискретні значення для масштабів і коефіцієнтів зсуву. Проте дискретність стосується лише масштабів і зсувів, а не часової області.

Щоб працювати з цифровими та дискретними сигналами, Wavelet потрібно дискретизувати й у часовій області. Такі форми називають дискретним Wavelet у часовій області (DTWT) та неперервним Wavelet із дискретним часом (CWT-DT).

2.2.2. Базис вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад

Wavelet дозволяє обирати функціональну форму базису $\psi(t)$, але цей вибір обмежується умовою прийняття. Проте істинний ряд часу має бути некорельованим при виборі вейвлет, для досягненості тах результату рекомендовано застосовувати базис, який за формою корелює з ЕКГ-сигналом плоду [25]. Через типовість даних ЕКГ-сигналів плоду здебільшого характеризуються періодичними імпульсами коливань синусоїди, цілком логічно, що найуживанішим базисом є Морле [26-27]. Він являє собою комплексну плоску хвилю, модульовану гаусовою функцією (рис. 2.10), і часто описується у вигляді синусоїди обмеженою гаусовим контуром.

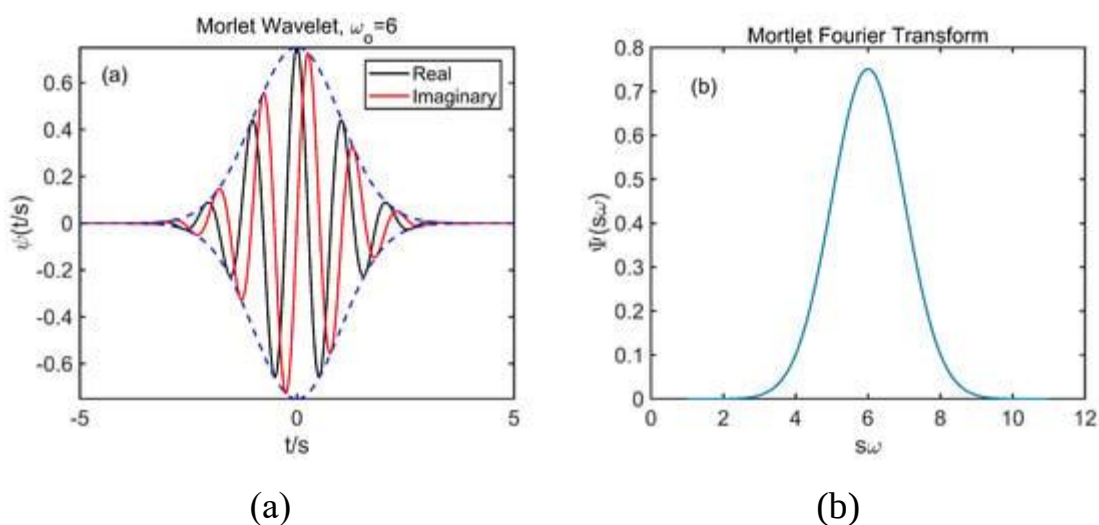


Рис.2.10. Вигляд Морле в часовій залежності (a) та в частотній залежності (b) [28].

Wavelet Морле мають кілька переваг для часо-частотної обробки. Зокрема, їх базис у частотному поданні має вигляд Гауса (2.11).

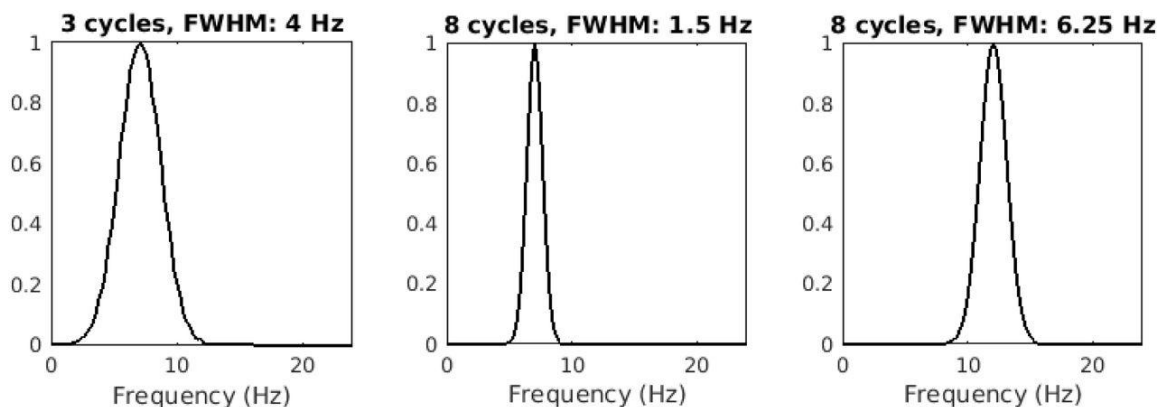


Рис.2.11. Морле в частотному поданні

Гладкі краї дозволяють уникнути помилкової інтерпретації пульсації як коливань ЕКГ-сигналу, що є характерною проблемою платоподібних фільтрів. Крім того, вейвлет-конволюція Морле зберігає точність відображення часового ЕКГ-сигналу. Також цей підхід є більш продуктивним і вимагає менше коду порівняно з альтернативними методами, адже основні обчислення виконуються через ПФ.

Базис Морле має форму комплексної експоненти, помноженої на Гаусівську функцію:

$$\psi(t, a, b) = e^{i\omega \frac{t-b}{a}} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{t-b}{a} \right)^2}, \quad (2.5)$$

де ω – частота базису;

a – масштабуючий коефіцієнт;

b – зсув в часовому просторі.

Загалом t , a та b забезпечують формування Wavelet вигляду.

В частотному просторі Wavelet Морле є корельованим з вікном Гауса за частоти f_0 при ширині σ :

$$W(f) = e^{-\left(\pi^2/\sigma^2\right)(f-f_0)^2}. \quad (2.6)$$

У базисі Морле ФП стає нульовим для частот, що відповідають розділенню фазових та амплітудних складових ЕКГ-сигналу плоду у контексті Wavelet-перетворення.

Вибір ширини Wavelet базується як на особливостях аналізу ЕКГ-сигналу плоду, так і на гіпотезах про кардіосистему, яка здійснила його реєстрацію. Цей параметр має вирішальне значення для часо-частотної обробки, проте нерідко його визначають і представляють так, що приховані допущення, закладені в ЕКГ-сигналу плоду, залишаються непомітними для користувача.

2.3. Алгоритмічне забезпечення виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад

На рис.2.12 ілюстровано загальний алгоритм виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

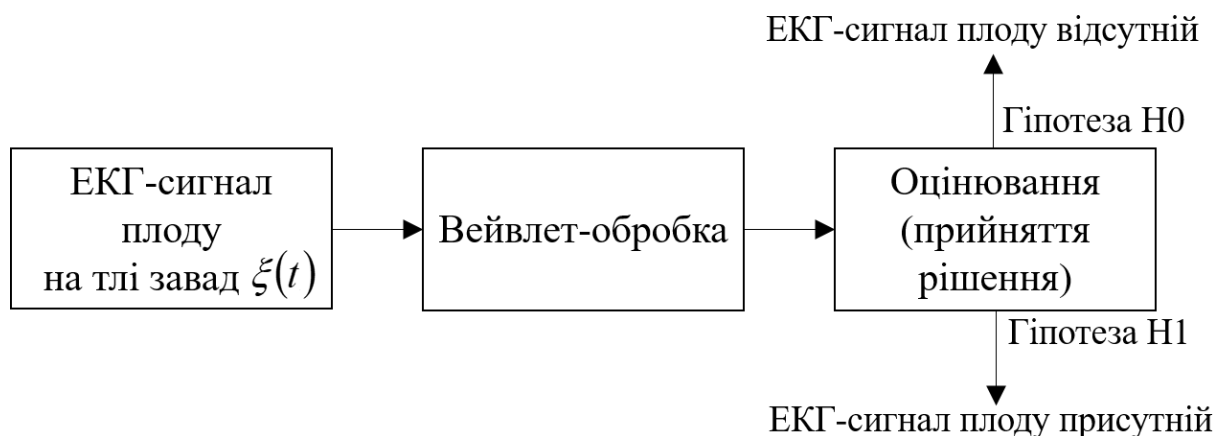


Рис.2.12. Алгоритм виявлення ЕКГ-сигналів плоду

В ядрі виявлення ЕКГ-сигналу плоду з завадами закладено вейвлет-обробку в базисі Морле. Розширене алгоритмічне забезпечення виявлення сигналів відображено на рис. 2.13.

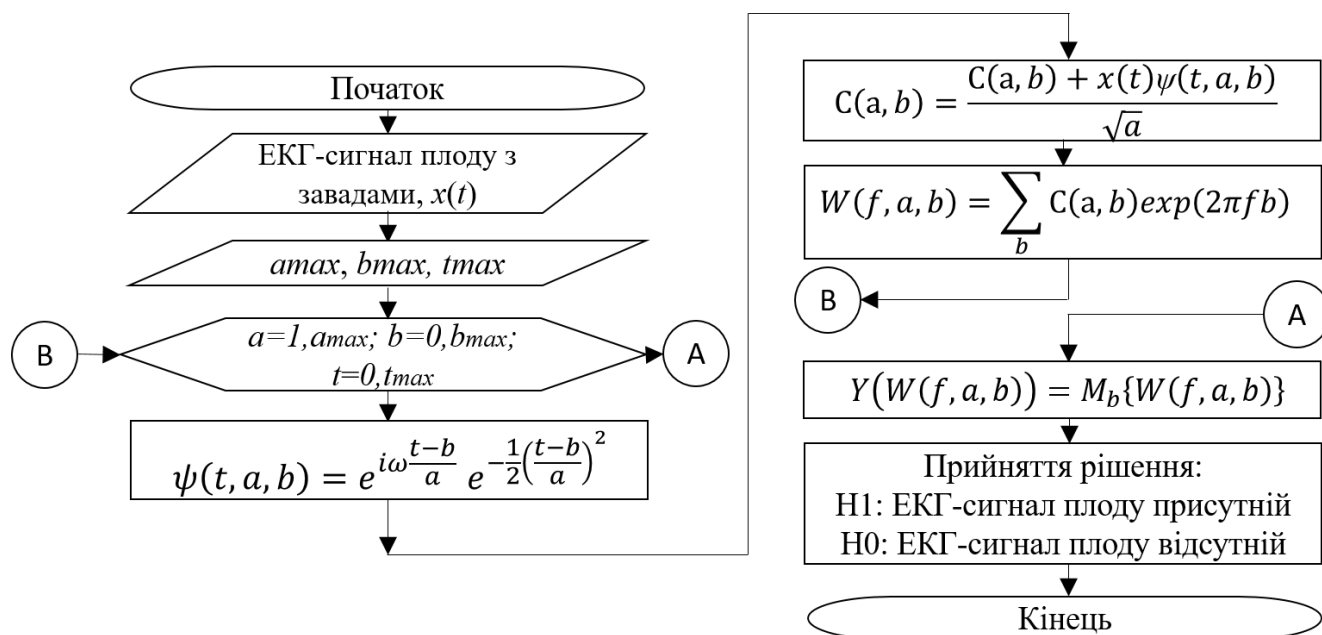


Рис.2.13. Алгоритм вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналу плоду на базі вейвлет-обробки з базисом Морле

На основі алгоритму (рис. 2.13) виконуються такі етапи: вводяться параметри масштабу $a=1, a_{\max}$, часового зсуву $b=1, b_{\max}$ та інтервалу часового спостереження $t=1, t_{\max}$. Потім розраховуються базова частота ω , базисна функція Морле $\psi(t)$ й коефіцієнти-вейвлет, що змінюються залежно від заданих умов у межах циклу. Завершальний крок — перехід до частотного представлення за допомогою перетворення Фур'є для обчислення компонент виявлення $W(f, a, b)$ ЕКГ-сигналу плоду на фоні завад.

Цей підхід дозволяє ефективно обробляти сигнали ЕКГ-сигналу плоду при його виявленні через вейвлет-обробку, що забезпечує вивчення часово-частотних змін у тривимірному просторі. Це допомагає виявляти навіть найменші відхилення або значні порушення у функціонуванні судинних структур і тим самим відстежувати присутність/відсутність корисного ЕКГ-сигналу плоду.

2.4. Висновки до розділу 2

Проведено аналіз властивостей ЕКГ-сигналу плоду та на підґрунті отриманих даних сформовано вимоги до моделі ЕКГ-сигналу, що описується як стохастичний процес із параметрами повторюваності. Це дозволило розробити методологію вибору вейвлет-обробки для виявлення ЕКГ-сигналу плоду на фоні сигналів матері та різних завад.

Встановлено, що Wavelet перетворення є більш ефективним порівняно з класичним перетворенням Фур'є. Воно забезпечує аналіз часово-частотної структури ЕКГ-сигналу, що дає змогу виявляти флуктуації ЕКГ-сигналу з різними часовими масштабами. Це особливо важливо для виявлення сигналу та для подальшої діагностики змін у функціонуванні серця плоду. Базисною функцією Wavelet обрано Морле, оскільки вона структурно відповідає структурі ЕКГ-сигналу, що досліджується, йому властива періодичність синусоїдальних коливань.

Для діагностики запропоновано використовувати вейвлет-коефіцієнти $C(a,b)$ та їх спектральне представлення у вигляді вейвлет-компонент $W(f,a,b)$. На підґрунті вейвлет-методу з базисом Морле розроблено алгоритм виявлення ЕКГ-сигналу плоду в завадній сфері, який може стати основою для створення комп'ютерної системи (ПЗ) для вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВЕЙВЛЕТ-ВИЯВЛЕННЯ ЕКГ-СИГНАЛІВ ПЛОДУ НА ТЛІ ЗАВАД

3.1. Код програмного забезпечення виявлення ЕКГ-сигналів плоду

Під змінні `dataPlid` та `dataMama` збережено масив даних плоду ЕКГ-сигналу та материнського ЕКГ-сигналу згідно коду:

```
dataPlid=load('plid.ecg');  
dataMama=load('Mama.ecg');
```

Під змінну `dfdataPlid` збережено значення частоти дискретизації (згідно даних кардіосистеми), яке рівне 800 Гц згідно коду:

```
dfdataPlid=800;
```

Формуємо адитивну суміш значень масиву ЕКГ-сигналу плоду та материнського та зберігаємо до змінної `PlidMama` згідно коду:

```
PlidMama=dataPlid+dataMama;
```

Генеруємо масив даних зовнішньої завади у вигляді БГШ та зберігаємо під змінну `noiseECG` згідно коду:

```
noiseECG=normrnd(0,0.02,1,length(PlidMama));
```

Для переходу від дискретної до часової області під змінну `tdataPlid` формуємо масив даних часових моментів згідно коду:

```
tdataPlid=(0:(length(dataPlid)-1))./dfdataPlid;
```

Після завантаження даних ЕКГ-сигналів плоду, матері та генерування БГШ здійснено процедуру візуалізації на екран зазначених даних при використанні команд `figure` та `plot` зокрема:

```
figure(1);  
plot(tdataPlid,xPlidMama);  
ylabel('Amlitude, mV');  
xlabel('Time, sec');  
  
figure(2);  
plot(tdataPlid,(xPlidMama+noiseECG));  
ylabel('Amlitude, mV');  
xlabel('Time, sec');
```

Результат візуалізації даних ЕКГ сигналів плоду з матір'ю та завадами наведено на рис.3.1-3.2.

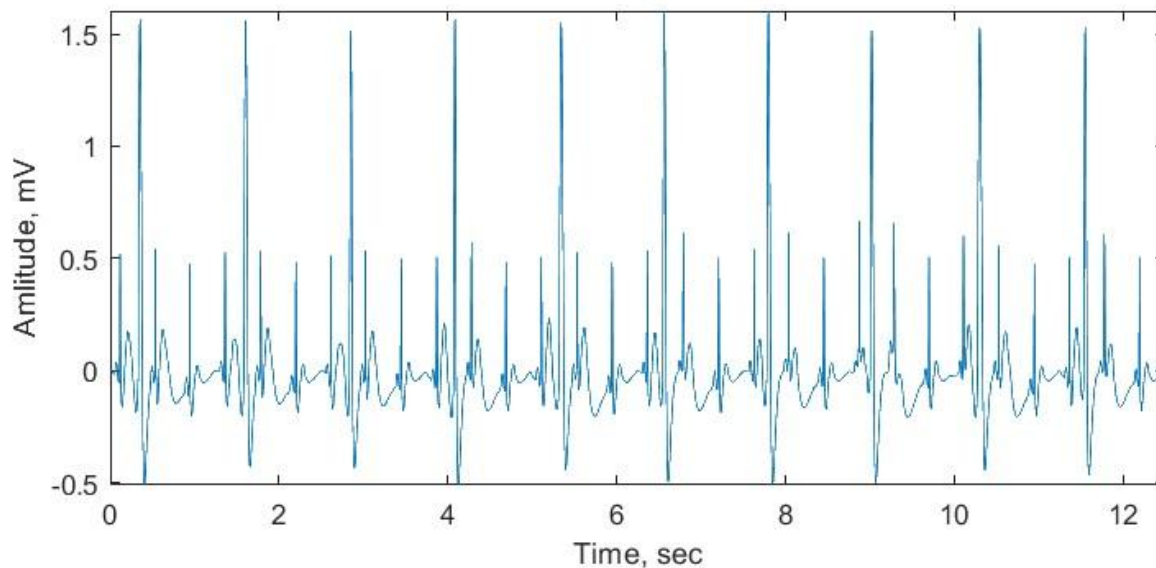


Рис.3.1. ЕКГ-сигналу плоду з сигналом матері

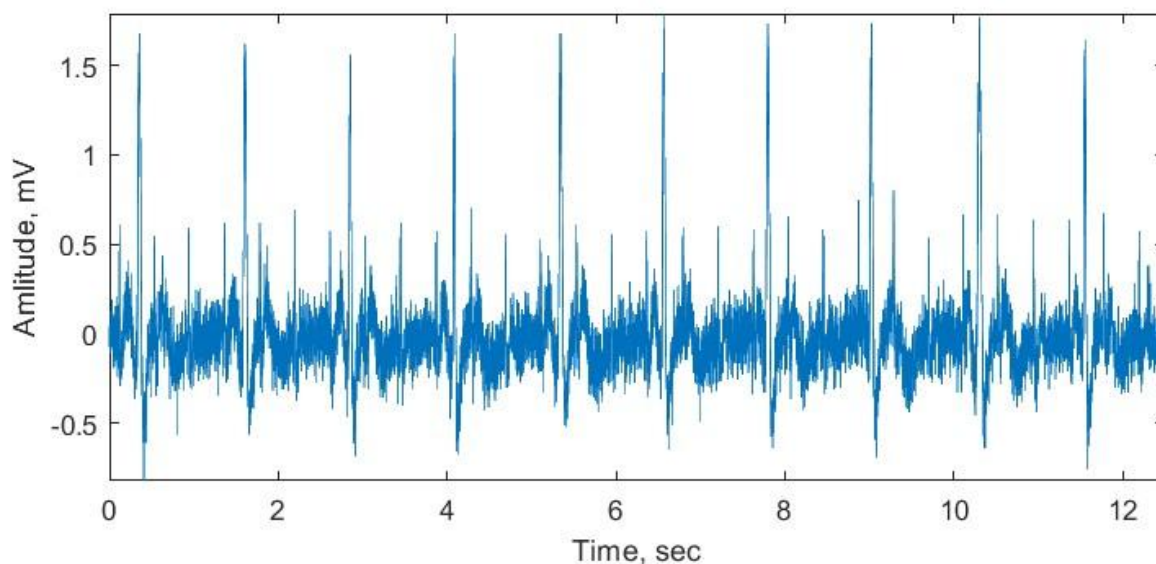


Рис.3.2. ЕКГ-сигналу плоду з усіма завадами

Завантажені дані масивів даних ЕКГ-сигналів плоду, матерів та БГШ потрібно обробки базисі Морле при використанні Wavelet та ШПФ. В такому випадку використано команди Matlab `cwt` (вейвлет) та `fft` (ШПФ). Перед використання зазначених команд до змінної генеруємо масив масштабів від 1 до 30 згідно коду:

```
scalewavletPlid=1:30;
```

Код обчислення компонент вейвлет має вигляд:

- ЕКГ-сигналу плоду:

```
SPlid=abs(fft(cwt(dataPlid,scalewavletPlid,wavletPlid)));  
SPlid=SPlid/length(SPlid);
```

В коді спочатку здійснюється обробка вейвлет з вхідними аргументами: `dataPlid` – масив вхідних даних ЕКГ-сигналу, `scalewavletPlid` – масив масштабів та `wavletPlid` – назва базису).

Команда `abs` здійснює числення амплітудних спектрів від вхідних даних комплексно-видного як результат ШПФ від вейвлет-обробки.

- материнський ЕКГ-сигнал:

```
Smama=abs(fft(cwt(dataMama,scalewavletPlid,wavletPlid)));
Smama=Smama/length(Smama);
```

- суміш ЕКГ-сигналу плоду та матері:

```
Splidmama=abs(fft(cwt(PlidMama,scalewavletPlid,wavletPlid)));
Splidmama=Splidmama/length(Splidmama);
```

- суміш ЕКГ-сигналу плоду, матері та БГШ:

```
SPlidMamanoise=abs(fft(cwt((PlidMama+noiseECG),scalewavletPlid,wavletPlid)));
SPlidMamanoise=SPlidMamanoise/length(SPlidMamanoise);
```

Візуалізацію компонент виявлення ЕКГ-сигналу плоду виконано згідно коду:

```
figure(3);
surf(SPlid);
axis tight;
shading interp;
title('ECG of the fetus')
```

Візуалізацію компонент виявлення ЕКГ-сигналу матері виконано згідно коду:

```
figure(4);
surf(Splidmama);
axis tight;
shading interp;
title('ECG of the fetus + mother')
```

Візуалізацію компонент виявлення ЕКГ-сигналів плоду та матері виконано згідно коду:

```
figure(5);
surf(SPlidMamanoise);
axis tight;
shading interp;
title('ECG of the fetus+mother+noise')
```

Результати детектування ЕКГ-сигналів плоду без завадного впливу зображено на рис.3.3.

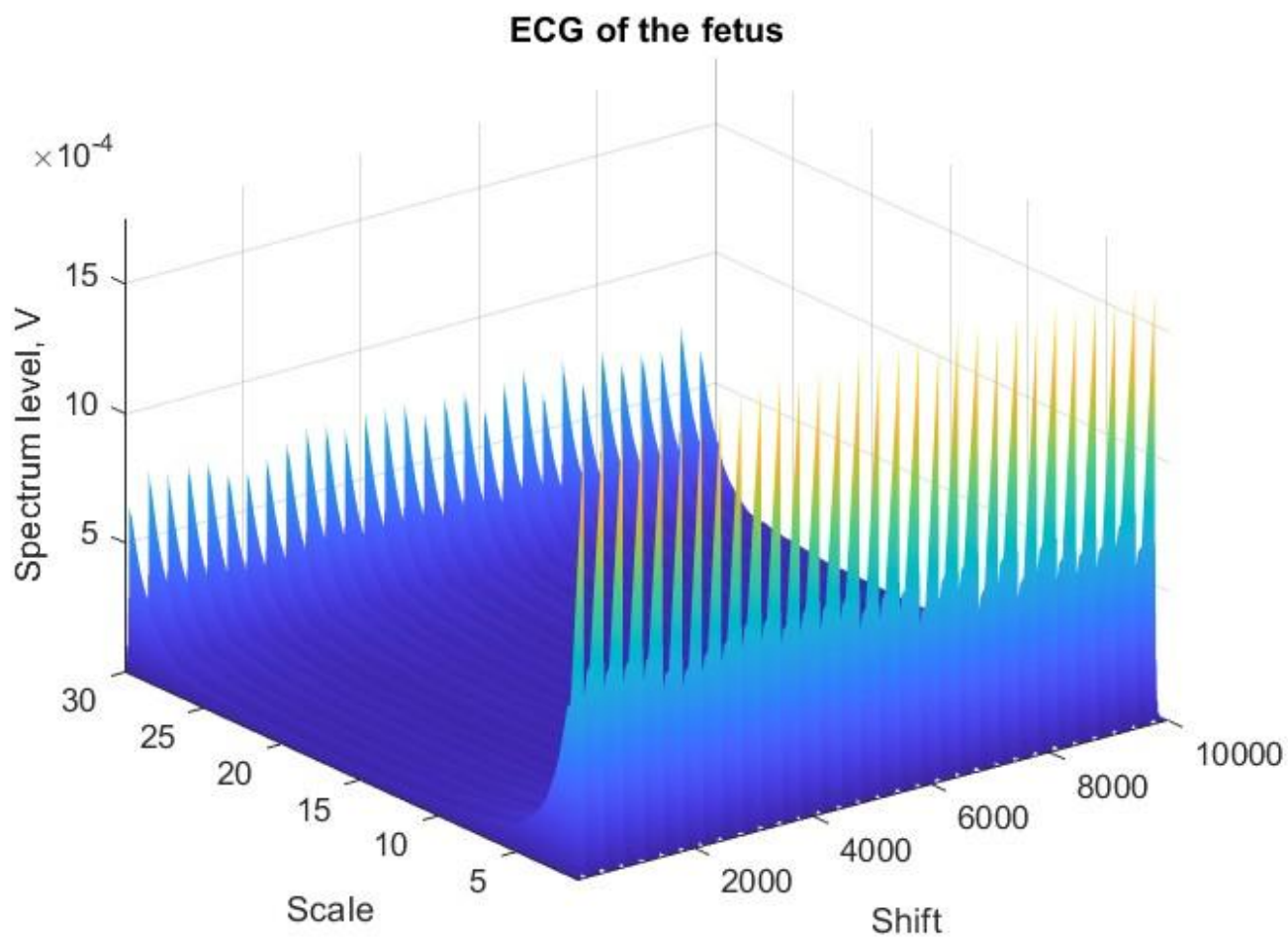


Рис. 3.3. 3D вейвлет компоненти виявлення ЕКГ-сигналу плоду без завад

Результати детектування ЕКГ-сигналів плоду з завадою у вигляді ЕКГ-сигналу матері зображено на рис.3.4.

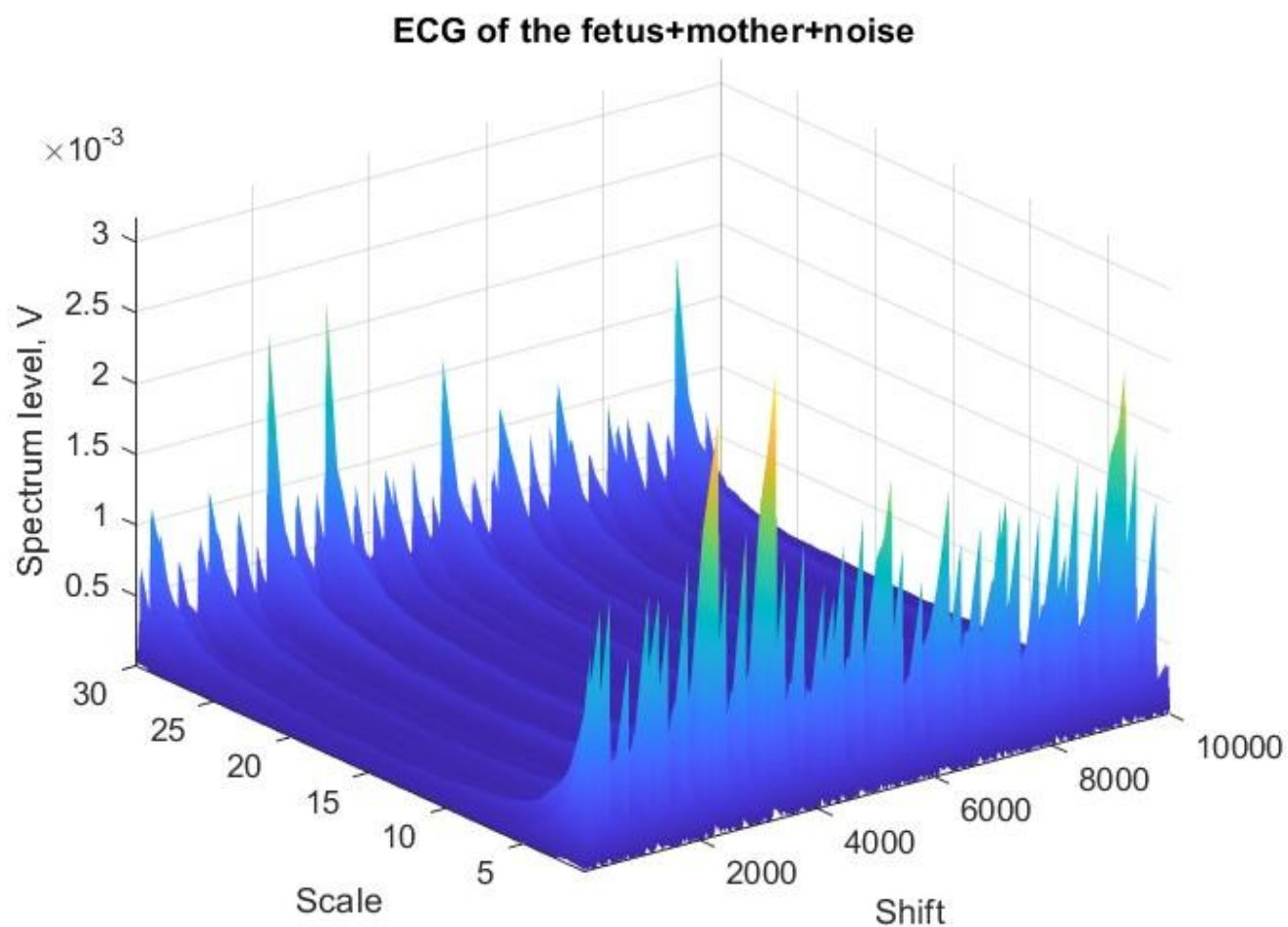


Рис. 3.4. 3D вейвлет компоненти виявлення ЕКГ-сигналу плоду з завадою у вигляді ЕКГ-сигналу матері

Результати детектування ЕКГ-сигналів плоду з завадою у вигляді ЕКГ-сигналу матері та БГШ потужністю $0,1 \text{ мВ}^2$ зображено на рис.3.5.

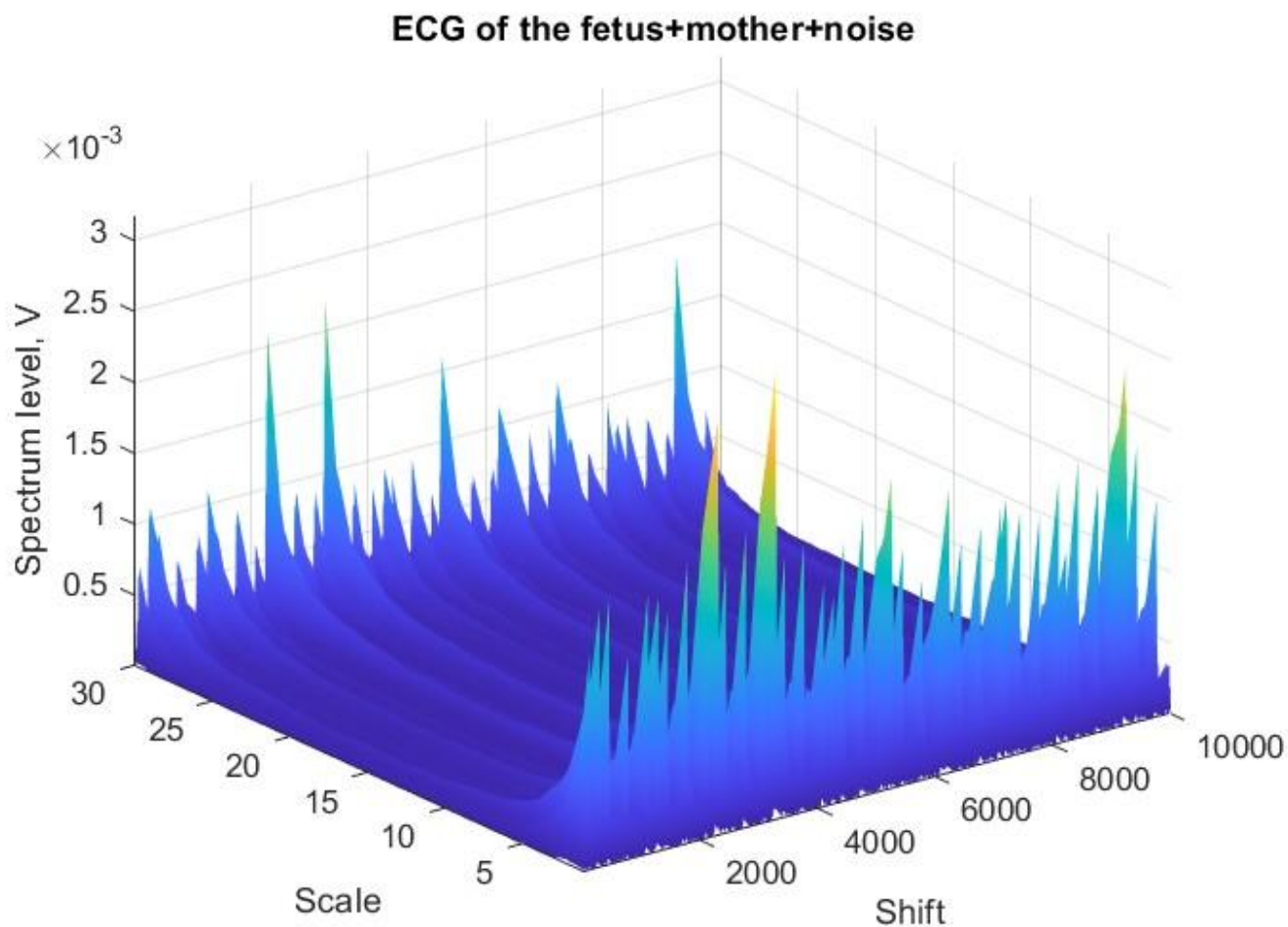


Рис. 3.5. 3D вейвлет компоненти виявлення плоду ЕКГ-сигнал з завадами у вигляді ЕКГ-сигналу матері та БГШ

На рис.3.6 наведено компоненти виявлення плоду ЕКГ-сигнал з завадами у вигляді ЕКГ-сигналу матері та БГШ з виділеними компонентами для розуміння факту щодо виявлення корисного сигналу.

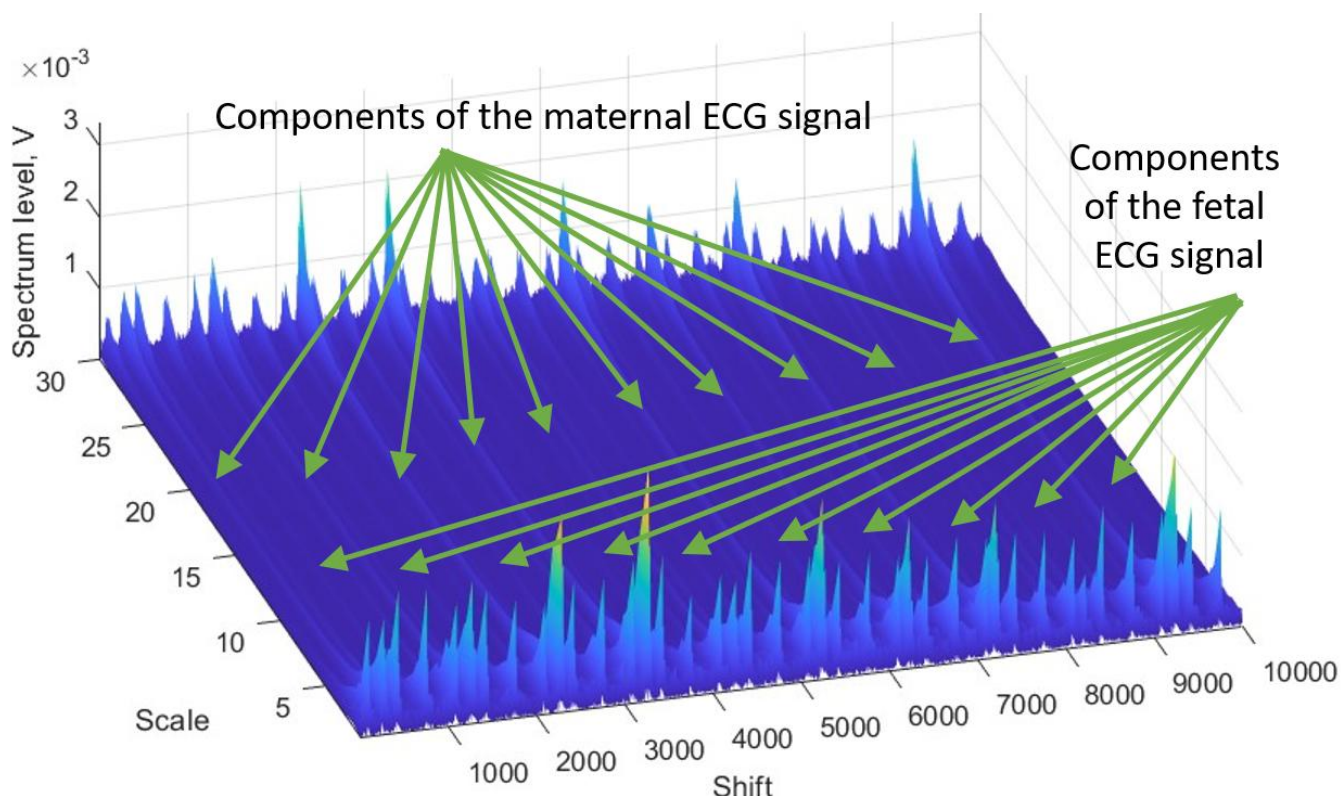


Рис. 3.6. 3D вейвлет компоненти ЕКГ-сигналу плоду та ЕКГ-сигналу матері

На рис.3.6 чітко виявляються/проглядаються компоненти ЕКГ-сигналу плоду по відношенню до компонент материнського ЕКГ-сигналу. Компоненти ЕКГ-сигналу плоду за рівнем потужності є меншими, а за частотою повтору більші. Тобто підвищений рівень частота появи компонент плоду може служити показником виявлення ЕКГ-сигналу.

Для проведення кількісно-якісного оцінювання вейвлет компонент виявлення (рис.3.3-3.5) застосовано критерій усереднення компонент за зсувами часу згідно виразу:

$$\hat{Y}(a,b) = M_b \{W(a,b)\}. \quad (3.1)$$

Програмно процедури усереднення компонент реалізовано у вигляді коду:

```
mSplid=mean(SPlid);
mSmama=mean(Smama);
mSplidmama=mean(Splidmama);
```

`mSsumanoise=mean(SPlidMamanoise);`

На рис.3.7 наведено результати усереднення вейвлет компонент плоду ЕКГ-сигналу.

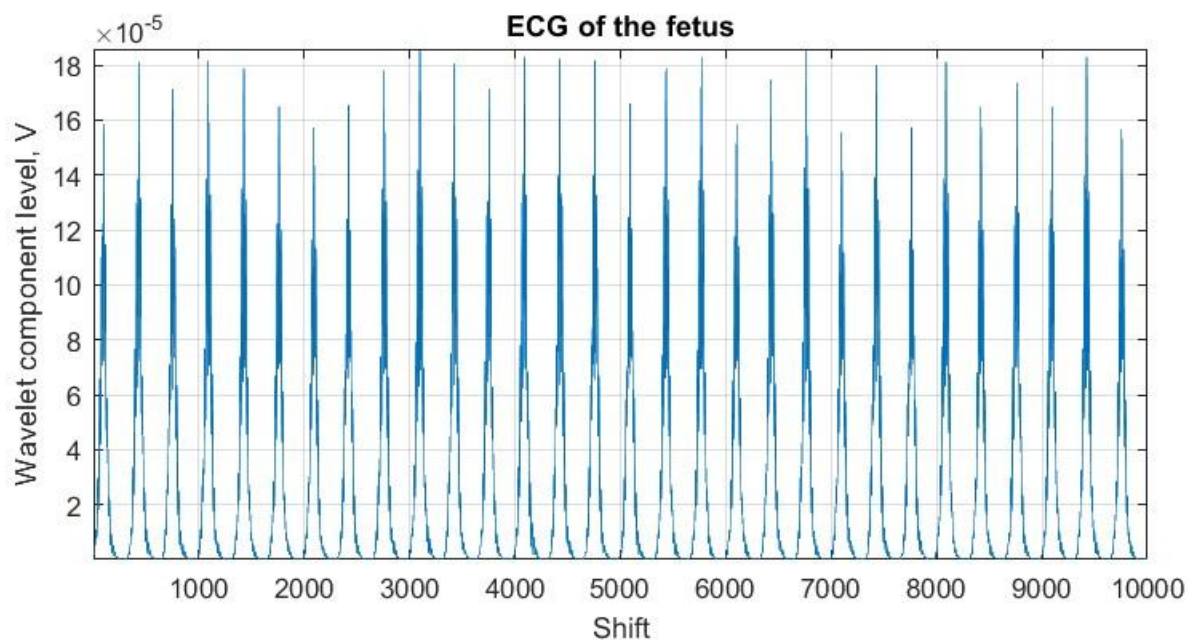


Рис.3.7. Усереднені 3D вейвлет компоненти ЕКГ-сигналу плоду без завад

На рис.3.8 відображено результати усереднення вейвлет компонент материнського ЕКГ-сигналу.

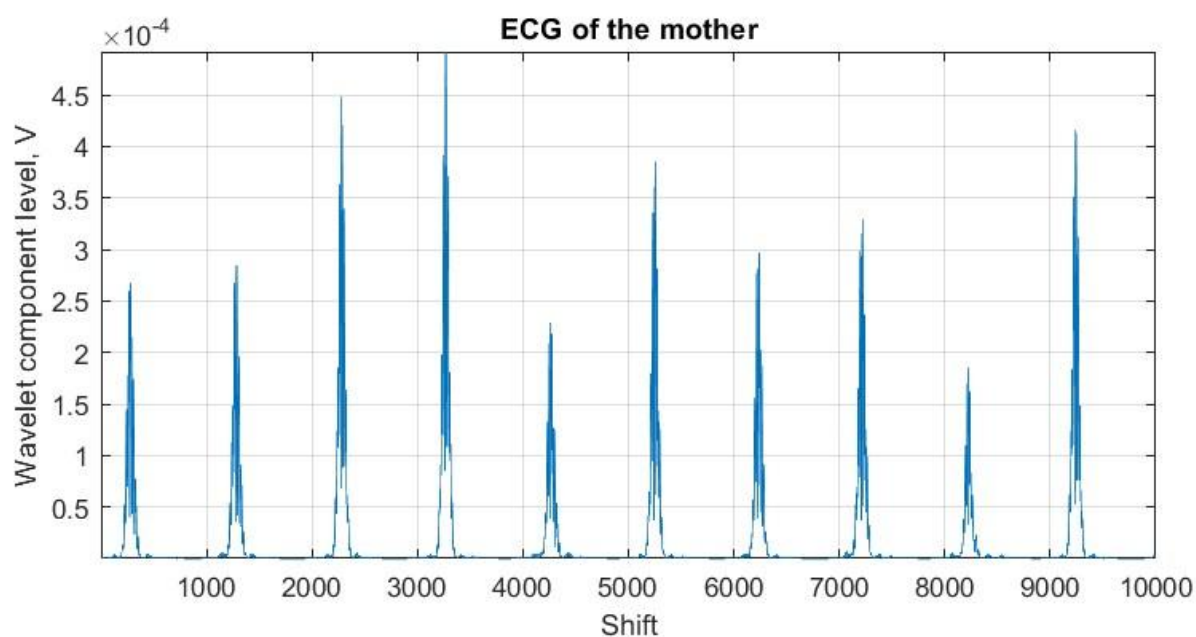


Рис.3.8. Усереднені 3D вейвлет компоненти материнського ЕКГ-сигналу

На рис.3.9 наведено результати усереднення вейвлет компонент ЕКГ-сигналу плоду на фоні материнського ЕКГ-сигналу.

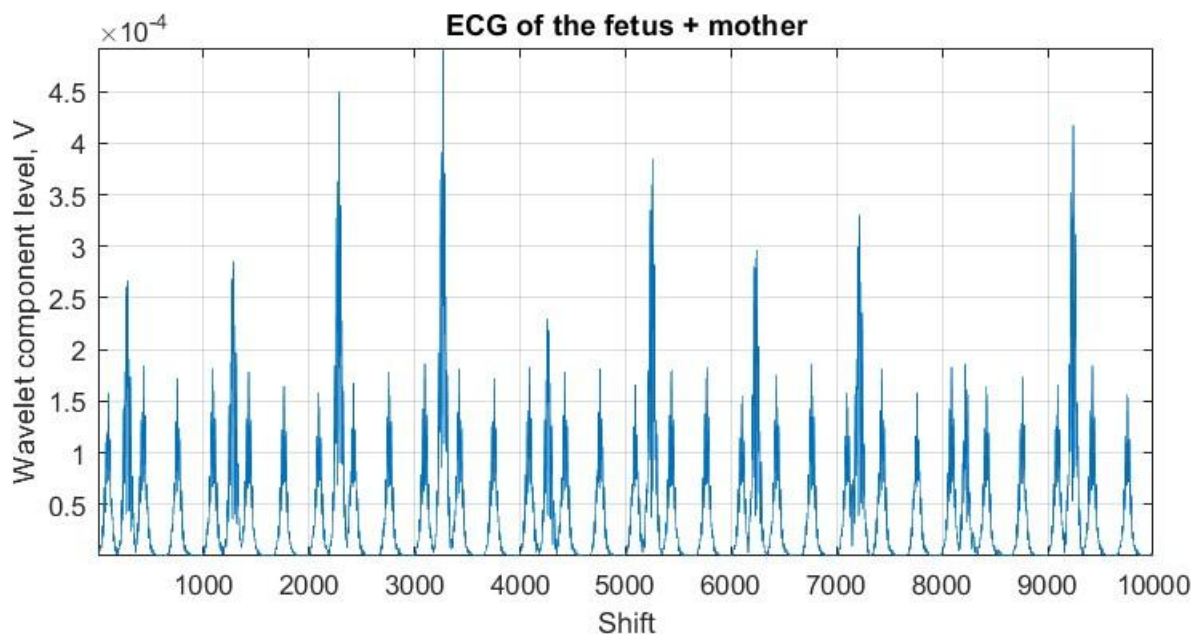


Рис.3.9. Усереднені 3D вейвлет компоненти ЕКГ-сигналу плоду на фоні материнського

На рис.3.10 наведено результати усереднення вейвлет компонент ЕКГ-сигналу плоду на фоні ЕКГ-сигналу матері та БГШ (рівень потужності 0,1 В).

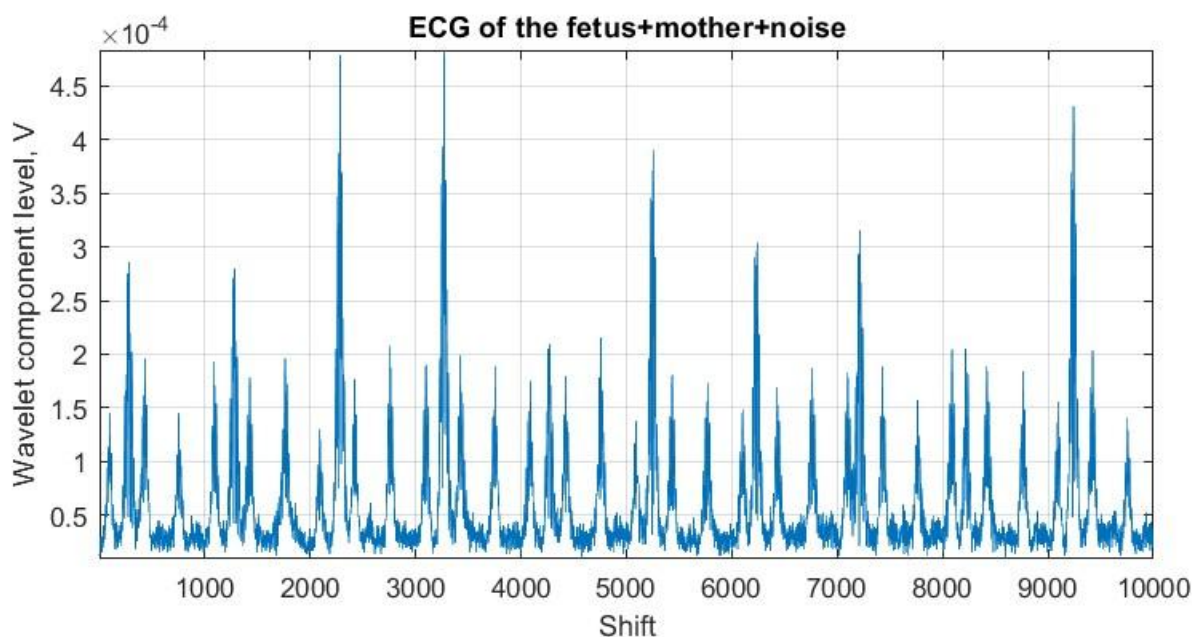


Рис.3.10. Усереднені 3D вейвлет компоненти ЕКГ-сигналу плоду на фоні матері та БГШ

Наведено розшифровану реалізацію усереднених вейвлет компонент виявлення ЕКГ-сигналу плоду сигналів на фоні завад типу материнського ЕКГ-сигналу та БГШ на рис.3.11.

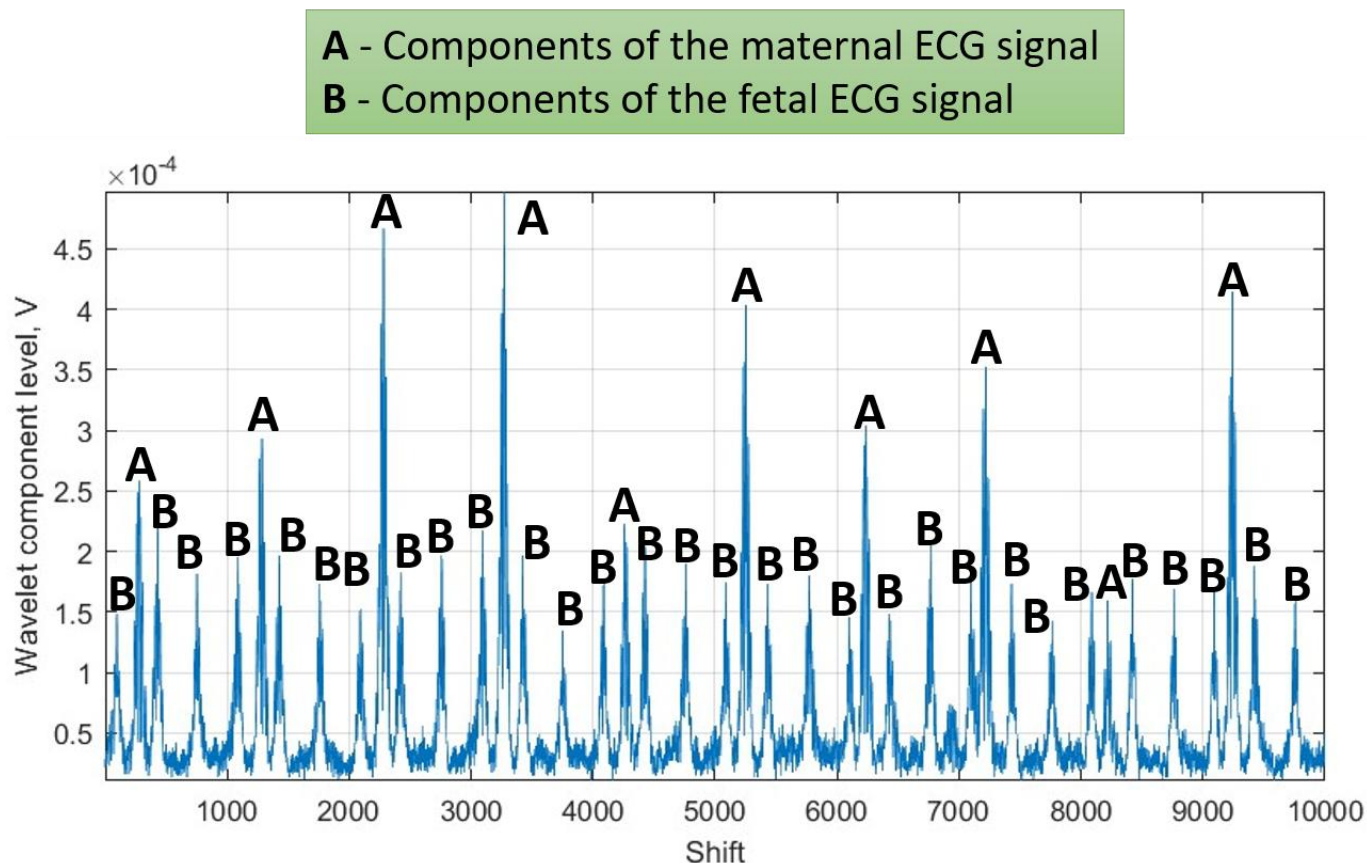


Рис. 3.11. Усереднені 3D вейвлет компоненти материнського ЕКГ-сигналу та ЕКГ-сигналу плоду

Усереднені значення 3D вейвлет компонент в базисі Морле (рис.3.11) дають змогу більш детально у порівнянні із неусередненими оцінками (3D компонентами) (рис.3.6) забезпечити процес виявлення компоненти ЕКГ-сигналу плоду (В) при одночасній присутності компонент материнського ЕКГ-сигналу (А) за значеннями максимумів компонент.

На рис.3.11 чітко виявляються усереднені вейвлет компоненти плоду (А) по відношенню до компонент матері (В).

Повний текст коду ПЗ виявлення ЕКГ-сигналу плоду наведено в додатку В.

3.2. Комп'ютерний засіб виявлення ЕКГ-сигналу плоду

Для забезпечення автоматизації виявлення ЕКГ-сигналу плоду використано утиліту GUIDE Matlab, яка дає змогу реалізувати ПЗ з інтерфейсом та групами елементів керування та відповідним автоматизованим кодом щодо програмного виявлення сигналів.

Для розробки комп'ютерної системи застосовано компоненти Edit (ввід), Text (вивід текстової інформації), Axes (зона візуалізації), Uipanel (групує компонент).

Розроблена комп'ютерна система з інтерфейсом відображена на рис. наведено на рис. 3.12.

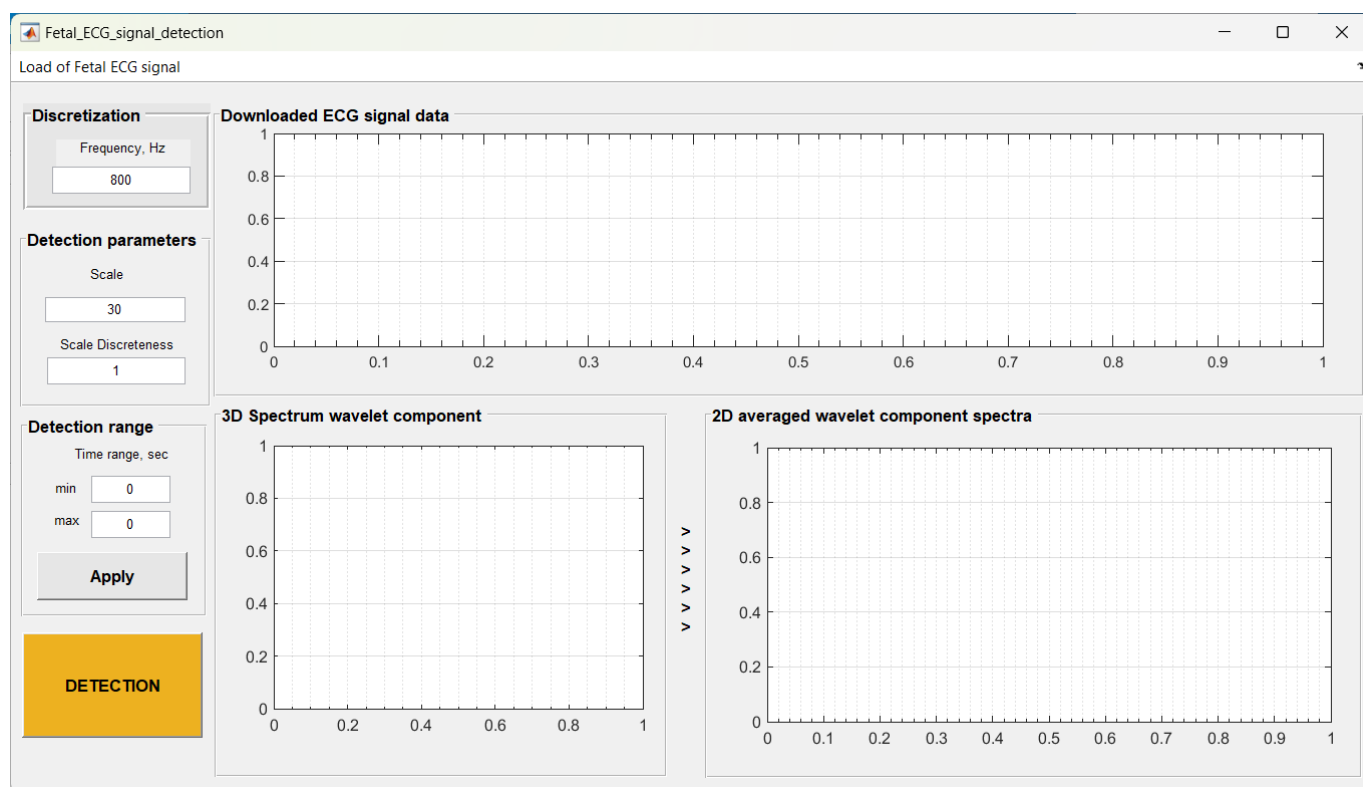


Рис.3.12. Комп'ютерна система виявлення ЕКГ-сигналів плоду

Меню системи зображено на рис.3.13.

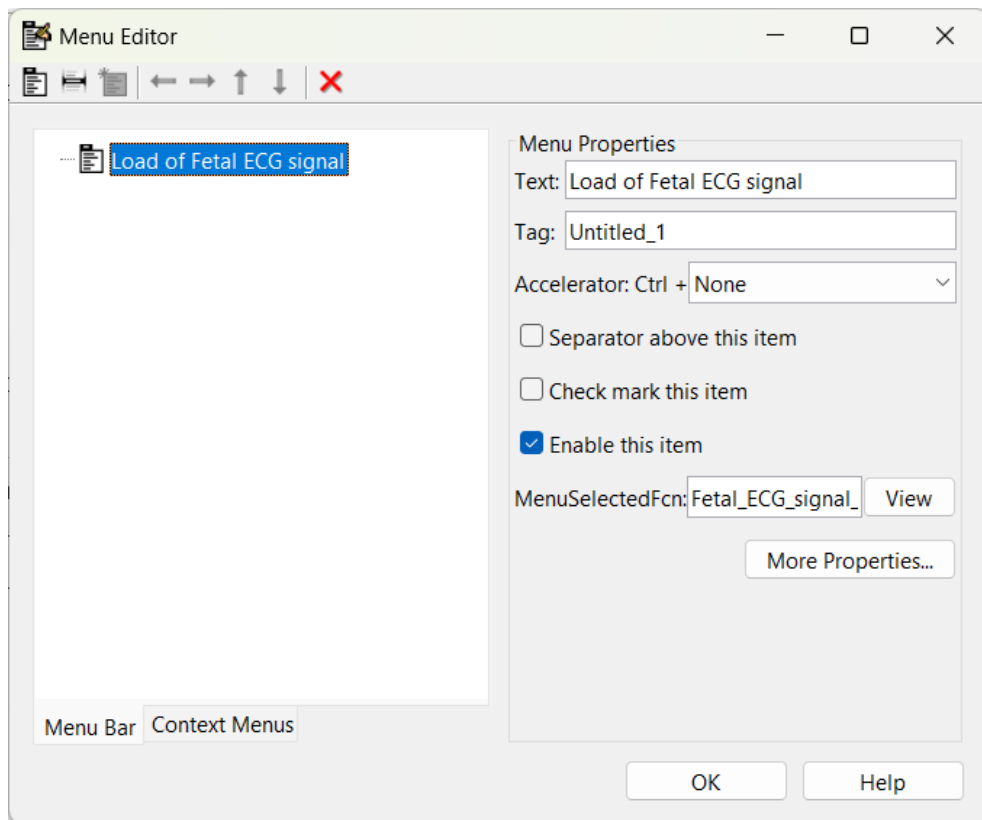


Рис.3.13. Меню комп'ютерної системи виявлення

Фрагмент коду процесу завантаження масиву даних ЕКГ-сигналу, який активує фрагмент меню «Load of Fetal ECG signal» зображено на рис.3.14.

```

231 % --- Executes on button press in pushbutton2.
232 function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
233 % hObject    handle to pushbutton2 (see GCBO)
234 % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
235 % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
236 PS=get(handles.pushbutton1,'userdata');
237 dfP=str2num(get(handles.edit1,'string'));
238 tPS1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
239 tPS2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
240 NPS1=fix(tPS1*dfP+1);
241 NPS2=fix(tPS2*dfP+1);
242 if NPS2>length(PS) NPS2=length(PS); end;
243 tPSmin=(NPS1-1)/dfP;
244 tPSmax=(NPS2-1)/dfP;
245 set(handles.edit3,'string',num2str(tPSmin));
246 set(handles.edit4,'string',num2str(tPSmax));
247 tPS=(0:length(PS)-1)/dfP;
248 axes(handles.axes1);
249 plot(tPS(NPS1:NPS2),PS(NPS1:NPS2));
250 axis tight;

```

Рис.3.14. Код активації меню завантаження ЕКГ-сигналів

Цей фрагмент коду виконує завантаження масиву даних ЕКГ-сигналу і організовує їх відображення у вигляді графіків на екрані через компонент Axes за допомогою функції plot.

Запуск вейвлет-обробки здійснюється натисканням кнопки-компонента pushbutton1 (детальний код наведено в додатку Б), яка викликає функцію, ілюстровану на рис. 3.15.

```

180 % --- Executes on button press in pushbutton1.
181 function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
182 % hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
183 % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
184 % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

Рис.3.15. Фрагмент початку коду вейвлет-обробки ЕКГ сигналу

Процедуру завантаження масиву числових даних та підтвердження всіх введених показників виявлення організовано через кодом (рис.3.16).

```

186 dataECG=get(handles.pushbutton1,'userdata');
187 dfdataECG=str2num(get(handles.edit1,'string'));
188 tmin=str2num(get(handles.edit3,'string'));
189 tmax=str2num(get(handles.edit4,'string'));
190 NPS1=fix(tmin*dfdataECG+1);
191 NPS2=fix(tmax*dfdataECG+1);
192 dataECG=dataECG(NPS1:NPS2);
193 scalewavletECG=str2double(get(handles.edit2,'string'));

```

Рис.3.16. Код активації параметрів виявлення

Вейвлет-обробка ЕКГ сигналу наведено на рис.3.17.

```

195 scaleECG=1:scalewavletECG;
196 SECG=abs(fft(cwt(dataECG,scaleECG,'mor1')));

```

Рис.3.17. Код вейвлет-обробки ЕКГ-сигналу

Процедуру усереднення компонентів вейвлет реалізовано кодом на рис.3.18.

```

198 mSECG=mean(SECG);

```

Рис.3.18. Код процедури усереднення компонентів вейвлет ЕКГ сигналу

Код візуалізації результатів виявлення в 3D та 2D (усереднення 3D) поданнях подано на рис.3.19. Для активації обертання компонент 3D активовано режим обертання при використанні оператору rotate3d on.

```

200 axes(handles.axes3);
201 surf(SECG);
202 ylabel('Scale');
203 xlabel('Shift');
204 zlabel('Spectrum level, V');
205 axis tight;
206 rotate3d on;
207
208 axes(handles.axes2);
209 plot(mSECG);
210 ylabel('Wavelet component level, V');
211 xlabel('Shift');
212 hold off;
213 axis tight;
214 grid on;

```

Рис. 3.11. Код візуалізації компонент виявлення

Результат роботи ПЗ для обробки ПС надведено на рис.3.12.

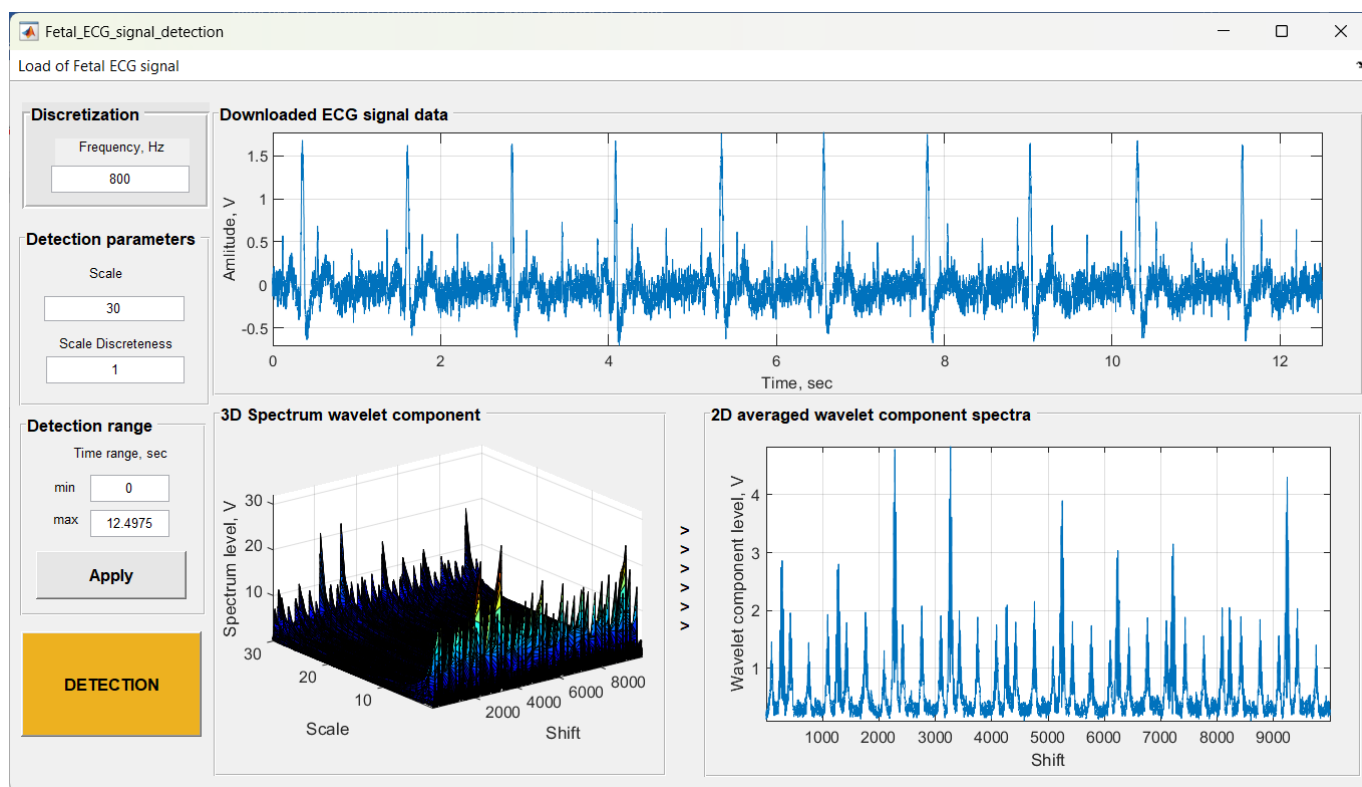


Рис.3.12. Результат виявлення при використанні комп'ютерної системи

Розроблена комп'ютерна система дає змогу автоматизувати процес виявлення ЕКГ-сигналу плоду на фоні завад за 3D та 2D вейвлет компонентами. Отримані результати забезпечують чітке відображення присутності корисного сигналу плоду на фоні матері та інших завад.

3.3. Висновки до розділу 3

Розроблено ПЗ для вейвлет-обробки ЕКГ-сигналів плоду із завадами з метою виявлення корисної складової (сигналів плоду) з використанням Matlab

В якості ознак виявлення ЕКГ-сигналу плоду використано 3D та 2D (усереднені 3D) вейвлет-компоненти, які візуально та чисельно дають змогу ідентифікувати присутність/відсутність корисного сигналу (плоду сигнал) на фоні завад матері та іншим шумів.

Для автоматизації виявлення корисного ЕКГ-сигналу (сигнал плоду) використано модуль GUIDE Matlab, який дав змогу реалізувати комп'ютерну систему з інтерфейсом та групами елементів керування. Досліджено роботу комп'ютерної системи щодо виявлення корисного сигналу плоду на фоні інших завад та встановлено, що система працює коректно та істино відображає факт локалізаційної присутності/відсутності сигналу плоду за 3D та 2D вейвлет-компонентами з урахуванням фактору різномасштабності спостереження.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охороні праці

Розробка програмного забезпечення вейвлет-обробки ЕКГ-сигналу плоду з вадами для виявлення корисного сигналу (плоду сигнал) здійснювалась на персональному комп'ютері із врахуванням вимог Державних санітарних правил і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин (ДСанПіН 3.3.2.007-98) та Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями (НПАОП 0.00-7.15-18) з урахуванням Директиви 90/270/ЄЕС (29.05.1990 р.) щодо мінімальних вимог безпеки при роботі з екранними пристроями [11].

У приміщенні на робочому місці згідно ВДТ ДСанПіН 3.3.2.007-98 мають бути забезпеченими оптимальні значення параметрів мікроклімату: температури, відносної вологості й рухливості повітря.

Природне освітлення при роботі з ВДТ має здійснюватися через світлові прорізи, орієнтовані переважно на північ чи північний схід і забезпечувати коефіцієнт природною освітленості не нижче ніж 1,5%.

В процесі розробки ПЗ враховано усі заходи згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 щодо запобігання несприятливої дії на працівників шкідливих факторів, які супроводжують роботу з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ), пов'язаною з зоровим і нервово-емоційним напруженням, що виконується у вимушеній робочій позі при локальному напруженні верхніх кінцівок на фоні обмеженої загальної м'язової активності під впливом комплексу фізичних факторів шуму, електростатичного поля, неіонізуючих та іонізуючих електромагнітних випромінювань.

Гранично допустимі рівні шуму повинні відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999

року № 37 [13]. Мікроклімат у приміщенні має відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99).

Обладнання і організація робочого місця працюючого при розробці ПЗ обробки ЕКГ сигналу згідно ДСанПІН 3.3.2.007-98 [3] мають забезпечувати відповідність конструкції всіх елементів робочого місця та їх взаємного, розташування ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності.

Кардіосистема, яка забезпечує процес реєстрації ЕКГ сигналів та їх обробку згідно Технічного регламенту щодо медичних виробів [11], відноситься до класу медичних виробів як прилад, що застосовуються з метою забезпечення діагностики перебігу хвороби клапанів серця пацієнта в разі захворювання чи лікування.

Відповідне програмне забезпечення системи обробки ЕКГ сигналів розроблялось таким чином, щоб при його використанні не було спричинено виникнення ризику для клінічного стану або безпеки споживачів чи для здоров'я і безпеки користувачів або інших осіб [11].

Відповідно до вимог [11] кардіосистема, як медичний виріб з електронною програмною системою забезпечує надійність, відтворюваність, та ефективність системи, в якій передбачено засоби для усунення або мінімізації спричинених ризиків у разі поодинокого збою.

Програмне забезпечення кардіосистеми розроблено відповідно до поточного рівня знань з урахуванням принципів циклу розробки, управління ризиками, валідації та перевірки [11].

Конструкція кардіосистеми забезпечує мінімізацію ризиків створення електромагнітних полів, які негативно впливають на роботу іншого обладнання в звичайних умовах. Для уникнення ризиків ураження електричним струмом працівника за умови належного використання системи, її правильного встановлення, передбачено робочу ізоляцію, яка передбачає підключення її до електричної мережі за умови під'єднання корпусу системи до заземлювача. Рівень та стан ізоляції струмопровідних частин системи відповідає правилам використання кардіосистеми.

Таким чином, комп'ютеризована кардіосистема є безпечною з точки зору охорони праці та техніки безпеки.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Система протипожежного захисту – це сукупність організаційних заходів і технічних засобів, спрямованих на запобігання впливу на людей небезпечних факторів пожежі та обмеження матеріальних збитків від неї (ДСТУ 2272-93).

Попередження розповсюдження пожеж в основному визначається пожежною безпекою будівель та споруд, тобто їх вогнестійкості.

Ступінь вогнестійкості – це здатність будівлі чи споруди в цілому чинити опір руйнуванню при пожежі. ДБН В.1.1-7-2002 “Захист від пожежі. Пожежна безпека об’єктів будівництва” встановлює 8 ступенів вогнестійкості будівель і споруд: I, II, III, IIIa, IIIб, IV, IVa, V. Ступінь вогнестійкості залежить від групи горючості будівельних матеріалів, межі вогнестійкості основних будівельних конструкцій та межі поширення вогню на цих конструкціях.

Межа вогнестійкості – це час (у хвилинах), після якого будівельна конструкція в результаті нагріву втрачає свою несучу або захисну здатність. Втрата несучої здатності - це обвалення, а втрата захисної здатності – прогрівання конструкції до температури на поверхні, що не обігрівається, більш ніж на 140⁰С.

Найменшу межу вогнестійкості мають незахищені метали, найбільшу – залізобетонні конструкції.

Підвищити межу вогнестійкості можна шляхом просочування деревини, тканин та інших горючих матеріалів антипіренами; застосовуванням наповнювачів пластмас (крейда, каолін, графіт, вермикуліт, перліт); нанесення вогнезахисних покриттів (штукатурка, облицювання, обмазки).

Межа поширення вогню – це максимальний розмір пошкоджень, см, яким вважається обвуглювання або вигорання матеріалу.

В будівлях I-го ступеня вогнестійкості всі конструктивні елементи негорючі (неспалимі) з високою межею вогнестійкості 30-150 хвилин;

II ступеня вогнестійкості – теж неспалимі з меншою межею вогнестійкості 30...120 хвилин;

III ступеня – основні несучі конструкції неспалимі, а не несучі – важкоспалимі, межа вогнестійкості 15-120 хвилин.

IV ступеня – всі конструкції важкоспалимі, межа вогнестійкості 15-30 хвилин;

V ступеня – всі конструкції спалимі, межа вогнестійкості не нормується.

При проектуванні і будівництві промислових підприємств передбачаються заходи, які запобігають поширенню вогню:

- поділ будинків протипожежними перекриттями;
- поділ будинків протипожежними перегородками на секції;
- влаштування протипожежних перешкод для обмеження поширенню вогню по конструкціях (гребні, бортики, козирки, пояси, протипожежні двері, ворота);
- влаштування протипожежних розривів між будинками.

Протипожежні стіни (брандмауери) зводяться на всю висоту будівлі, виконуються з негорючих матеріалів з межею вогнестійкості 150 хвилин.

В будівлях і спорудах категорії А і Б передбачаються зовнішні огорожувальні конструкції, що легко скидаються під дією вибухової хвилі. Це віконне скло, розпашні ворота, зенітні ліхтарі, легкі конструкції.

Для евакуації людей із будівель і споруд при пожежі передбачаються евакуаційні виходи. Число евакуаційних виходів повинно бути не менше двох, що розташовані розосереджено.

Допустима відстань від найбільш віддаленого робочого місця до евакуаційного виходу і ширина виходу регламентується ДБН В.1.1-7-2002 в залежності від об'єму приміщення, його вогнестійкості, категорії приміщення і щільності людських потоків. Максимальна відстань не повинна перевищувати 100 м, мінімальна ширина шляхів евакуації – не менше 1 м, дверей – 0,8 м. Не допускається влаштовувати евакуаційні виходи через приміщення категорії А, Б та приміщення IV та V ступенів вогнестійкості.

4.3. Висновки до розділу 4

У розділі проаналізовано негативний вплив шкідливих і небезпечних факторів під час роботи з персональним комп'ютером при виконання науково-дослідної роботи. Також розглянуто питання системи забезпечення вибухопожежної безпеки об'єкта як сукупності організаційних заходів і технічних засобів, спрямованих на запобігання впливу на людей небезпечних факторів пожежі та обмеження матеріальних збитків від неї.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В роботі відображено результати розробки комп'ютерної системи вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.

Отримано результати:

1. Проведено аналітичний аналіз існуючих методів/методик виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад та встановлено, що при виявленні корисного сигналу не забезпечують дослідження структурних варіацій у структурі сигналу в просторі часу при можливості зміни масштабування, що є вкрай важливим при виявленні корисних компонент в плинному часі.
2. Розроблено структуру математичної моделі ЕКГ-сигналів плоду у вигляді мультиадитивної суміші корисного сигналу та n -их завад, яка враховує структурно-флуктуаційні процеси досліджуваних сигнал, що є важливим для вирішення задачі виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.
3. Розроблено метод та відповідне алгоритмічне забезпечення вейвлет-обробки ЕКГ-сигналів плоду в базисі Морле для обчислення 3D та 2D (усереднені 3D) вейвлет-компонент як показників виявлення досліджуваного сигналу на тлі завад різної потужності.
4. Використовуючи середовище Matlab та його її модуль GUIDE розроблено комп'ютерну систему для вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад.
5. Досліджено роботу комп'ютерної системи вейвлет-виявлення ЕКГ-сигналів плоду на тлі завад різної потужності та встановлена коректність та істинність щодо відображення факту локалізаційної присутності/відсутності сигналу плоду за 3D та 2D вейвлет-компонентами з урахуванням фактору різномасштабності спостереження.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Андрус С.І. Методи та засоби виявлення електрокардіосигналу плоду в утробі матері у суміші із завадами: автореферат дипломної роботи магістра за спеціальністю „163 - біомедична інженерія“/ С.І. Андрус. Тернопіль: ТНТУ, 2018. 7 с.
2. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПІН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 22.10.2024).
3. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПіН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 22.10.2024).
4. Кметь О. О. Метод виявлення електрокардіосигналу плоду в утробі матері у суміші із завадами. Матеріали XX наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя, 17-18 травня 2017 року. Т.: ТНТУ, 2017. С. 128–129. (Імовірнісні моделі біофізичних сигналів і полів та обчислювальні методи і засоби їх ідентифікації, приладобудування).
5. Лахно І.В., Печенін О.В., Шульгін В.І. Можливості неінвазивного вивчення електрокардіограми плода. Вісник Харківського національного університету. Збірник наукових праць. 2006. Випуск 12.
6. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. 120 с.
7. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» галузі знань 16 «Хімічна інженерія та біоінженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Тернопіль: ТНТУ, 2023. 57 с.

8. Мніх Л. В. Кардіотокографія плода при патології фетоплацентарного комплексу в антенатальному періоді: Автореф. дис... канд. мед. наук: 14.01.01 / Одеський держ. медичний ун-т. О., 2001. 19с.
9. Наседкін К.В., Токарев А.В., Шульгін В.І. Телемедичний монітор з функцією спостереження за серцевою діяльністю плода \ Український журнал телемедицини та медичної телематики. 2008. №3.
10. Пролигіна О.В. Сучасний стан здоров'я жінок дітородного віку та основні причини перинатальної і неонатальної захворюваності і смертності (огляд літератури) // Biomedical and Biosocial Anthropology. 2009. №13. С.268-273.
11. Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями НПАОП 0.00-7.15-18. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/z0508-18> (дата звернення: 22.10.2024).
12. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#n676> (дата звернення: 22.10.2024).
13. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99. URL: <http://arm.te.ua/docs/DSN-3.3.6.037-99.pdf> (дата звернення: 22.10.2024).
14. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99> (дата звернення: 22.10.2024).
15. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. 156 с.
16. 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.
17. Хвостівська Л.В. Математична модель електрокардіосигналу плоду в утробі матері / Л.В. Хвостівська, М.О. Хвостівський // Матеріали всеукраїнської

науково-технічної конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. – Тернопіль: ТНТУ, 2013. С. 99-102.

18. Хвостівський М.О. Математична модель макромеханізму формування електроретиносигналу для підвищення достовірності офтальмодіагностичних систем. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук: 01.05.02 – Математичне моделювання та обчислювальні методи / М.О. Хвостівський. Тернопіль, 2010. 20 с.

19. Цимбаліста З. С. Аналіз відомих методів детектування електрокардіосигналів плоду на фоні матері / Цимбаліста З. С. // Матеріали II Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 25-26 квітня 2019. Т.: ТНТУ, 2019. С. 174. (Біомедична інженерія).

20. Anastasiadis P., Anninos P., Adamopoulos A., Sivridis E. The hemodynamics of the umbilical artery in normal and pre_eclamptic pregnancies. A new application of SQUID biomagnetometry // J. Perinat. Med. 1997. V. 25. № 1. P. 35–42.

21. Azzerboni B, Foresta F., Mammone N., Morabito F.C. A New Approach Based On Wavelet-ICA Algorithms For Fetal Electrocardiogram Extraction // Proc. ESANN'2005, Bruges (Belgium), 193-198 pp.

22. Baffa O., Wakai R.T., Sousa P.L., Verzola R.M. Fetal heart rate monitoring by magnetocardiograms // Braz. J. Med. Biol. Res. 1995. V. 28. №11–12. P. 1333–1337.

23. Cichocki A., Amari Sh. Adaptive blind signal and image processing. John willey & sons, LTD., 2002. - 585 p.

24. Comon P. Independent Component Analysis, A new concept? // Signal Processing. 1994. V. 36, No 3. P. 287-314.

25. Gardosi J. Monitoring technology and the clinical perspective // Baillieres Best Pract. Res. Clin. Obstet. Gynaecol. 1996. V. 10. № 2. P. 325–340.

26. N. Ramanujam, G. Vishnoi, A. H. Hielscher, M. E. Rode, I. Forouzan, and B. Chance. Photon migration through the fetal head in utero using continuous wave, near

infrared spectroscopy: clinical and experimental model studies. *Journal of Biomedical Optics*, pp. 163-172, 2000.

27. Hammacher K. In O. Kaser, V. Friedberg, K. Oberk (eds.), *Gynakologie and Geburtshilfe BD II*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1967.

28. Herbert WN, Bruninghaus HM, Barefoot AB, Bright TG. Clinical aspects of fetal heart auscultation. *Obstet Gynecol*. 1987 Apr;69(4):574-7.

29. Hon E.H. Instrumentation of fetal heart rate and electrocardiography: II. A vaginal electrode. *Am. J. Obstet. Gynecol*. 86:772, 1963.

30. Vrins F., Lee J.A., Verleysen M., et al. Improving independent component analysis performances by variable selection. *NNSP'2003 proceedings*, Toulouse (France), 2003. - 359-368 pp.

31. Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J. Fetal Electrocardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation. *IEEE transactions on biomedical engineering*, V. 47, No. 5, 2000. 567-572 pp.

32. Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J. SVD-Based Methodologies for Fetal Electrocardiogram Extraction. *Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 2000 Vol 6. 2000 IEEE International Conference, 2000. - 3771-3774 pp.

33. Zarzoso V., Nandi A.K. Noninvasive Fetal Electrocardiogram Extraction: Blind Separation Versus Adaptive Noise Cancellation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, vol. 48, no. 1, 2001. 12-18 pp.

34. Vigneron V., Paraschiv-Ionescu A., Azancot A., et al. Fetal electrocardiogram extraction based on non-stationary ICA and wavelet denoising. *Proceedings. Seventh International Symposium on. ISSPA*. vol.2, 2003. - 69-72 pp.

35. Kotas M. Projective filtering of time-aligned beats for foetal ECG extraction. *Bulletin of the polish academy of sciences. technical sciences*. V. 55, No. 4, 2007. - 331-339 pp.

36. Mohd M.A., Alauddin E. Zahedi K. B. Gan M.A.J. Muhd. Yassin and S. Ahmad, "Fetal Heart Rate Detection Using A Non-Invasive Optical Technique," Patent pending, 2009.

37. 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.

38. 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.

39. 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.

40. 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.

41. Widrow B., Glover Jr.J.R., McCool J.M. et al. Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications" // Proceedings of the IEEE. 1975. V. 63, No. 12. P. 1692-1716.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А
Теза конференції (копія)

eoss-conf.com



ISSUE
№13



EUROPEAN OPEN
SCIENCE SPACE

COLLECTION OF SCIENTIFIC PAPERS



2nd INTERNATIONAL
SCIENTIFIC
AND PRACTICAL
CONFERENCE

MODERN PERSPECTIVES
ON GLOBAL SCIENTIFIC
SOLUTIONS

DECEMBER 2-4, 2024, BERGEN, NORWAY





Proceedings of the 2nd International Scientific
and Practical Conference
**"Modern Perspectives on Global Scientific
Solutions"**
December 2-4, 2024
Bergen, Norway

Collection of Scientific Papers

Norway, 2024



UDC 01.1

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. 273 p.



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 №509 dated 18.09.2024).



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.



© Participants of the conference, 2024
 © Collection of scientific papers, 2024
 © European Open Science Space, 2024



Хомич Є.	
ПСИХОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ІНТЕРНЕТ ЗАЛЕЖНОЇ	
МОЛОДІ.....	247

Цюсьмак М.Ф., Міщук С.С.	
СЕКСУАЛЬНІ ОРІЄНТАЦІЇ МОЛОДІ ЯК СОЦІАЛЬНО-	
ПСИХОЛОГІЧНЕ ЯВИЩЕ.....	249

Моренко О.М., Нечитайло О.І., Сінченко О.В.	
РОЗВИТОК ЖИТТЄСТІЙКОСТІ ЗАСОБАМИ РОЗВИВАЛЬНОЇ	
ПРОГРАМИ «СТІЙКІСТЬ 2.0» У ФОРМАТІ ГОДИН	
ПСИХОЛОГА.....	251

Section: Technical Sciences

Сотник В., Щебликіна О.	
ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ	
ТРАНСПОРТНИХ СИСТЕМ У ЗАЛІЗНИЧНІЙ ГАЛУЗІ.....	254

Москальчук Н., Темченко М.	
ІНТЕРНЕТ РЕЧЕЙ У МОНІТОРИНГУ ПІРСНИХ ВОД: ВИКЛИКИ	
ТА ПЕРСПЕКТИВИ.....	257

Hrechanyi O., Vernydub M., Dernovyi O., Skrypka R.	
ANALYSIS OF METHODS OF CONVERTING ELECTRICAL	
ENERGY INTO HEAT IN ELECTRIC FURNACES.....	260

Khvostivskyi M., Bilinchuk M.	
METHOD AND ALGORITHM FOR WAVELET DETECTION OF	
FETAL ECG SIGNAL AGAINST INTERFERENCES IN THE MORLET	
BASIS.....	262

Polishchuk O., Synyuk O., Polishchuk A., Lisevych S.	
MOLDEX3D TOOLS FOR SIMULATION OF COMPOSITE CASTING	
FOR THE PURPOSE OF OBTAINING LIGHTWEIGHT PRODUCTS.....	265

Section: Tourism and Hotel and Restaurant Business

Будько Д.	
ЕКО-ІННОВАЦІЇ У ВИРОБНИЦТВІ ТА СПОЖИВАННІ ВУЛИЧНОЇ	
ЇЖІ.....	270

METHOD AND ALGORITHM FOR WAVELET DETECTION OF FETAL ECG SIGNAL AGAINST INTERFERENCES IN THE MORLET BASIS

Khvostivskyi Mykola

PhD, Associate Professor

Bilinchuk Maksym

student

Department of Biotechnical Systems

Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine

Electrocardiography is a basic non-invasive and diagnostically valuable method of biomedical research of the fetal heart condition, which is based on the registration of electrical biopotentials of the fetal heart on the surface of the mother's abdomen in the form of an ECG signal.

Computerized electrocardiographs are used to register the fetal ECG signal against the background of various types of interference (Fig. 1) (mother's biosignals and artifacts, equipment interference, etc.) (Widrow B., Glover Jr.J.R., McCool J.M.) and to assess the fetal heart condition.

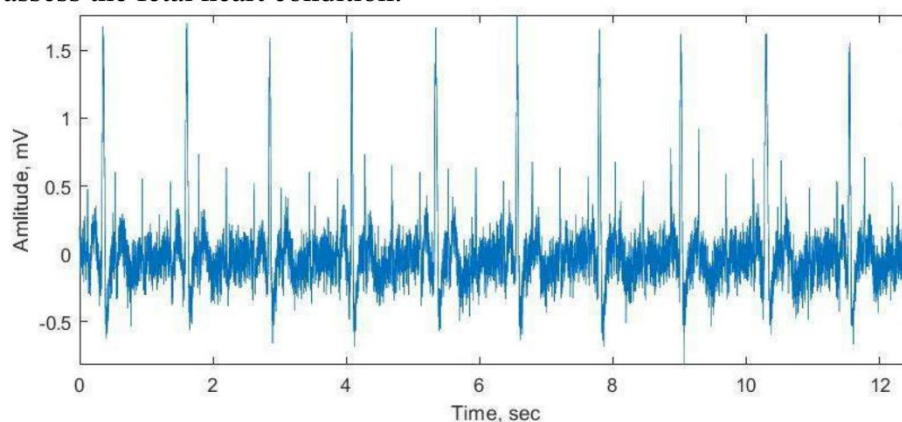


Figure 1. General view of the fetal ECG against the background of the maternal ECG and other types of interference

The result of assessing the condition of the fetal heart in computer electrocardiographs directly depends on its algorithmic software, which processes the ECG signal, detects it and forms a diagnostic conclusion. Today, algorithmic software is built on methods such as [1]: 1) blind signal separation (Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J.) (separation of a set of output signals from a set of mixed signals without a priori information about the signal under study); 2) adaptive elimination (Zarzoso V., Millet-Roig J., Nandi A.K.), 3) independent component method (Lee J.A., Vrins F., Verleysen M.); 4) a synchronous analysis method without taking into account the relationships between stationary components (Kmet O.O.); 5) component analysis method (Andrus S.I.). The specified methods of processing fetal ECG signals

in a noisy environment in computer electrocardiographs according to the detection indicators do not provide a procedure for studying the characteristic fluctuations of the studied signals in different time scales, which is relevant when detecting useful signals and their structural changes. An effective method for studying such fluctuations of fetal ECG signals when detecting them is the wavelet processing method.

Therefore, the development of a new method for wavelet detection of fetal ECG signals in noisy environments taking into account the indicators of their fluctuations in different time scales is an urgent task.

Most of the fetal ECG signal data usually consist of periodic bursts of sinusoidal oscillations, it is not surprising that the most common basic wavelet is the Morlet wavelet [2], which consists of a complex plane wave modulated by a Gaussian.

The complex form of the Morlet basis is represented as a complex exponent, which is modulated by the Gaussian function:

$$\psi(t, a, b) = e^{i\omega \frac{t-b}{a}} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{t-b}{a} \right)^2}, \quad (1)$$

where ω – base frequency;

a – scale factor;

b – time shift.

The coefficients t , a , and b form a wavelet form.

In frequency representation, the Morlet wavelet is similar to a Gaussian window with a base frequency f_0 of width σ :

$$W(f) = e^{-\left(\pi^2/\sigma^2\right)(f-f_0)^2}. \quad (2)$$

Based on the wavelet processing method in the Morlet basis, an algorithmic support for processing fetal ECG signals for the purpose of their wavelet detection has been implemented, which is shown in Fig. 2.

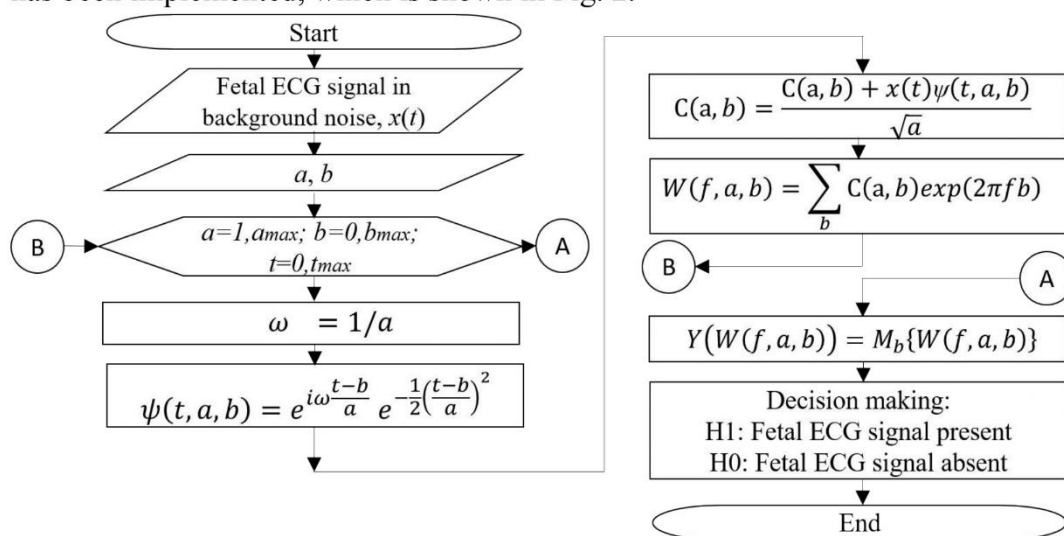


Figure 2. Wavelet detection algorithm for fetal ECG against maternal ECG and other types of interference

Based on the algorithm (Fig. 2), software for wavelet detection of fetal ECG against the background of maternal ECG and other types of interference was developed in the Matlab environment.

The result of calculating the 3D wavelet components of the mixture of fetal ECG, maternal ECG and other white noise type interference is shown in Fig. 3.

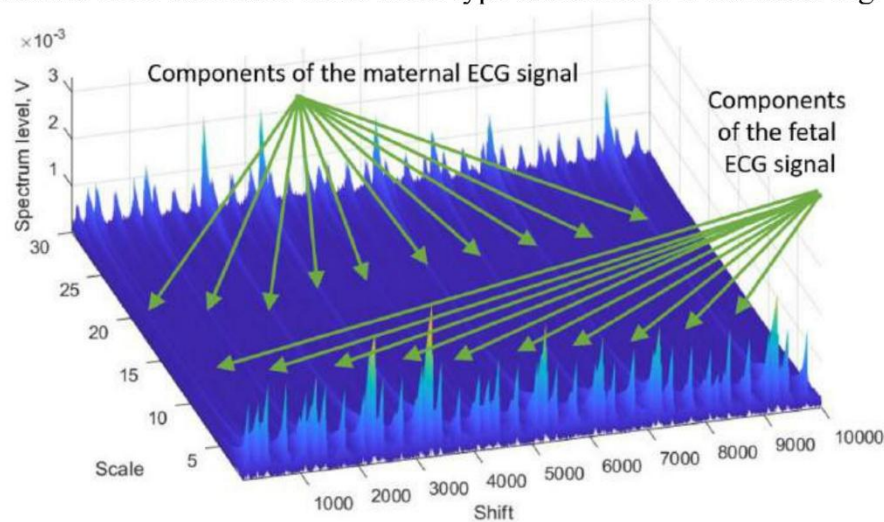


Figure 3. 3D wavelet components of the maternal ECG signal and the fetal ECG signal

In order to conduct a quantitative and more qualitative assessment of the wavelet component detection indicators (Fig. 3), the criterion of averaging components over time shifts was used in accordance with the expression:

$$\hat{Y}(a,b) = M_b \{W(a,b)\}. \quad (2)$$

The implementation of averaged wavelet component detection of fetal ECG signals is shown in Fig. 4.

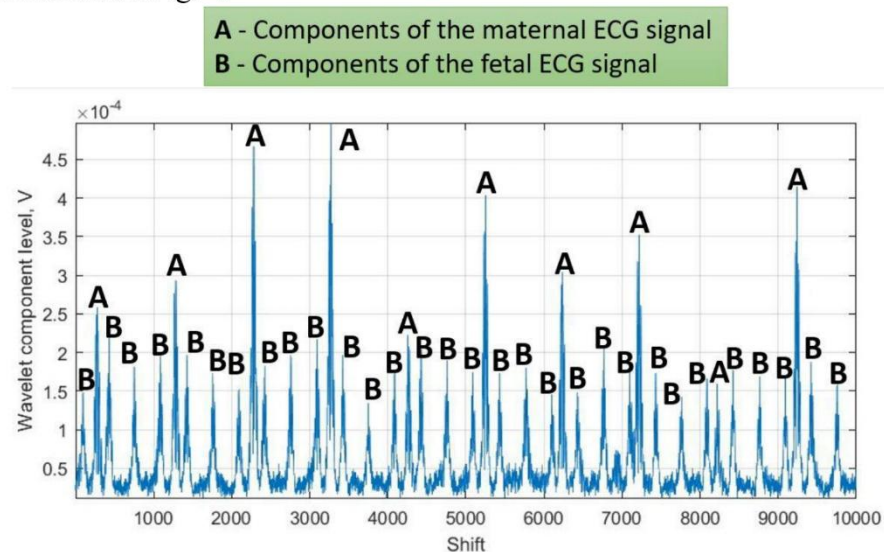


Figure 4. Averaged 3D wavelet components of the maternal and fetal ECG signals



The averaged values of 3D wavelet components in the Morlet basis (Fig. 4) allow, in more detail compared to unaveraged estimates (3D components) (Fig. 3), to provide the process of detecting the fetal ECG signal component (B) with the simultaneous presence of the maternal ECG signal components (A) by the values of the component maxima.

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. Addison, P. The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance, 2nd ed.; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2017.

MOLDEX3D TOOLS FOR SIMULATION OF COMPOSITE CASTING FOR THE PURPOSE OF OBTAINING LIGHTWEIGHT PRODUCTS

Polishchuk Oleh

Doctor of Technical Sciences, Professor

Synyuk Oleh

Doctor of Technical Sciences, Professor

Polishchuk Andrii

Doctor of Philosophy, Senior Lecturer

Lisevych Svitlana

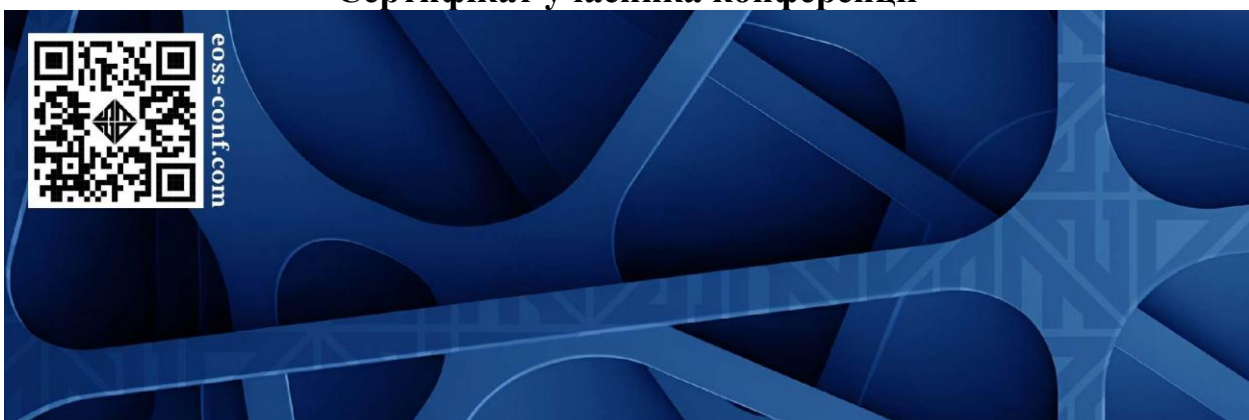
Senior Lecturer

Khmelnyskyi National University

Modern industrial enterprises are faced with the need to develop lightweight and durable products that allow reducing the weight of the final product without compromising its performance characteristics. This approach is especially relevant in the automotive industry, aerospace, electronics and many other industries. The use of fiber-reinforced composite materials is becoming an important solution to achieve these goals. For successful work with such materials, numerical modeling plays a key role, and the Moldex3D system provides all the necessary tools to achieve high accuracy and process efficiency [1-3]. This program provides a variety of realistic 3D simulation solutions for the composite molding process, such as short and long fiber injection molding, SMC/BMC/GMT/D-LFT compression molding, various RTM

ДОДАТОК Б

Сертифікат учасника конференції



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



Максют Вілнський

took part in the 2nd International Scientific and Practical Conference
«MODERN PERSPECTIVES ON GLOBAL SCIENTIFIC SOLUTIONS»

12 Hours of Participation
(0,4 ECTS credits)



Head of the
organizing committee
Helen Volokitina



EOSS-24/1202-142

December 2-4, 2024, Bergen, Norway



ДОДАТОК В

Код програмного забезпечення виявлення ЕКГ-сигналу плоду у завадах

```

clear all;

dataPlid=load('plid.ecg');
dataMama=load('Mama.ecg');
PlidMama=dataPlid+dataMama;
noiseECG=normrnd(0,0.1,1,length(PlidMama));
dfdataPlid=800;
tdataPlid=(0:(length(dataPlid)-1))./dfdataPlid;
N=length(PlidMama);
figure(1);
plot(tdataPlid,PlidMama);
ylabel('Amlitude, mV');
xlabel('Time, sec');
axis tight;
figure(2);
plot(tdataPlid,(PlidMama+noiseECG));
axis tight;
ylabel('Amlitude, mV');
xlabel('Time, sec');

% Numerical wavelet component detection
wavletPlid='morl';           % Morlet basis

scalewavletPlid=1:30; % Large-scale array
% Plid
SPlid=abs(fft(cwt(dataPlid,scalewavletPlid,wavletPlid)));
SPlid=SPlid/length(SPlid);
% Mama
Smama=abs(fft(cwt(dataMama,scalewavletPlid,wavletPlid)));
Smama=Smama/length(Smama);
% Mama+plid
Splidmama=abs(fft(cwt(PlidMama,scalewavletPlid,wavletPlid)));
Splidmama=Splidmama/length(Splidmama);
% Mama+plid+noise
SPlidMamanoise=abs(fft(cwt((PlidMama+noiseECG),scalewavletPlid,wavletPlid)));
SPlidMamanoise=SPlidMamanoise/length(SPlidMamanoise);

% Averaged implementations of wavelet components
mSPlid=mean(SPlid);
mSmama=mean(Smama);
mSplidmama=mean(Splidmama);
mSsumanoise=mean(SPlidMamanoise);

figure(6);
plot(mSPlid);

```

```

axis tight;
grid on;
title('ECG of the fetus')
ylabel('Wavelet component level, V');
xlabel('Shift');

figure(7);
plot(mSmama);
axis tight;
grid on;
title('ECG of the mother')
ylabel('Wavelet component level, V');
xlabel('Shift');

figure(8);
plot(mSplidmama);
axis tight;
grid on;
title('ECG of the fetus + mother')
ylabel('Wavelet component level, V');
xlabel('Shift');

figure(9);
plot(mSsumanoise);
axis tight;
grid on;
title('ECG of the fetus+mother+noise')
ylabel('Wavelet component level, V');
xlabel('Shift');

figure(3);
surf(SPlid);
axis tight;
shading interp;
title('ECG of the fetus')
ylabel('Scale');
xlabel('Shift');
zlabel('Spectrum level, V');
% Scale space designation
% Displacement space designation
% Spectrum level axis designation

figure(4);
surf(SPlidMama);
axis tight;
shading interp;
title('ECG of the fetus+mother')
ylabel('Scale');
xlabel('Shift');
zlabel('Spectrum level, V');
% Scale space designation
% Displacement space designation
% Spectrum level axis designation

figure(5);
surf(SPlidMamanoise);

```

```
axis tight;
shading interp;
title('ECG of the fetus+mother+noise')
ylabel('Scale');           % Scale space designation
xlabel('Shift');           % Displacement space designation
zlabel('Spectrum level, V'); % Spectrum level axis designation
```

ДОДАТОК Г

Код комп'ютерної системи виявлення ЕКГ-сигналу плоду у завадах

```

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

% Copyright 2002-2003 The MathWorks, Inc.

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

% Last Modified by GUIDE v2.5 14-Dec-2024 23:10:41

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Fetal_ECG_signal_detection_OpeningFcn,
                  ...
                  'gui_OutputFcn',  @Fetal_ECG_signal_detection_OutputFcn,
                  ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})

```

```

    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

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

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

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

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

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

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

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

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

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

```

```

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

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

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

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

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

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

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

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

```

```

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

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

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
[file,path] = uigetfile('*.ecg;*.dat;', 'Select a file from the ECG signal');
if length(file)>=1
    directory=[path file];
    dataECG=(load(directory));
    set(handles.pushbutton1,'userdata',dataECG);
    dfdataECG=str2num(get(handles.edit1,'string'));
    tdataECG=(0:length(dataECG)-1)/dfdataECG;
    set(handles.edit3,'string',num2str(min(tdataECG)));
    set(handles.edit4,'string',num2str(max(tdataECG)));
    axes(handles.axes1);
    plot(tdataECG,dataECG);
    axis tight;
    grid on;
    ylabel('Amplitude, mV');
    xlabel('Time, sec');
end

% -----
function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton1.

```

```

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

dataECG=get(handles.pushbutton1,'userdata');
dfdataECG=str2num(get(handles.edit1,'string'));
tmin=str2num(get(handles.edit3,'string'));
tmax=str2num(get(handles.edit4,'string'));
NPS1=fix(tmin*dfdataECG+1);
NPS2=fix(tmax*dfdataECG+1);
dataECG=dataECG(NPS1:NPS2);
scalewavletECG=str2double(get(handles.edit2,'string'));

scaleECG=1:scalewavletECG;
SECG=abs(fft(cwt(dataECG,scaleECG,'mor1')));

mSECG=mean(SECG);

axes(handles.axes3);
surf(SECG);
ylabel('Scale');
xlabel('Shift');
zlabel('Spectrum level, V');
axis tight;
rotate3d on;

axes(handles.axes2);
plot(mSECG);
ylabel('Wavelet component level, V');
xlabel('Shift');
hold off;
axis tight;
grid on;

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit4 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit4 as a
double

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

```



```

% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
dataECG=get(handles.pushbutton1,'userdata');
dfdataECG=str2num(get(handles.edit1,'string'));
tmin=str2num(get(handles.edit3,'string'));
tmax=str2num(get(handles.edit4,'string'));
NPS1=fix(tmin*dfdataECG+1);
NPS2=fix(tmax*dfdataECG+1);
if NPS2>length(dataECG)
    NPS2=length(dataECG);
end
tmin=(NPS1-1)/dfdataECG;
tmax=(NPS2-1)/dfdataECG;
set(handles.edit3,'string',num2str(tmin));
set(handles.edit4,'string',num2str(tmax));
tdataECG=(0:length(dataECG)-1)/dfdataECG;
axes(handles.axes1);
plot(tdataECG(NPS1:NPS2),dataECG(NPS1:NPS2));
axis tight;
grid on;
ylabel('Amplitude, V');
xlabel('Time, sec');

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

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

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

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

```