

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Алгоритмічне та програмне забезпечення виявлення ЕКГ плоду

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

(шифр і назва спеціальності)

Мельніченко Т.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Гевко О.В.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Дедів.Л.Є.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Хвостівська Л.В.

(прізвище та ініціали)

Кафедра біотехнічних систем

2024 p.

7. Загальні висновки

[illegible][illegible]

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Алгоритмічне та програмне забезпечення виявлення ЕКГ плоду» //Мельніченко Тетяна Віталіївна// Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2024 // с. –62 , рис. – 12, табл. – , додат. –2 , бібліогр. –26 .

Ключові слова: АЛГОРИТМІЧНО-ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, ВЕЙВЛЕТ ОБРОБКА, ФЕТАЛЬНИЙ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИЙ СИГНАЛ, MATLAB.

У кваліфікаційній роботі розроблено метод, алгоритм та програмне забезпечення обробки електрокардіографічного сигналу плода з метою покращення стану плода.

Базовою частиною дослідження є методи та алгоритми на основі вейвлет-перетворення, що забезпечують ефективну обробку сигналів фетальної електрокардіографії (ФЕКГ) і слугують для аналізу і виділення сигналу ФЕКГ із суміші шумів та інших перешкод, таких як материнські сигнали і артефакти.

Дане дослідження є актуальним для аналізу стану плода, стану його серцево-судинної системи, особливо коли має місце підвищений ризик патології. Воно дозволяє провести більш точну оцінку частоти серцевих скорочень плода (ЧСС) та виявити можливість серцевих аномалій.

У середовищі MATLAB було реалізовано програмне забезпечення для обробки електрокардіографічних сигналів плода. Алгоритмічне забезпечення базується на методах вейвлет-перетворення із загальними базисними функціями, що дозволяють досягти високої точності у виділенні корисного сигналу з фонових шумів.

ANNOTATION

Qualification work topic: «Algorithmic and software for fetal ECG detection»
// Master's thesis // Melnichenko Tatyana // Ternopil Ivan Puluj National Technical
University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering,
group RBmz-61 //Ternopil, 2024 // p. - 87, fig. - 45, table. - 2, appendix.
- 3, bibliogr. - 61.

Key words: ALGORITHMIC SOFTWARE, WAVELET PROCESSING,
FETAL ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL, MATLAB

In the qualification work, a method, algorithm, and software for processing the fetal electrocardiographic (fECG) signal have been developed with the goal of improving fetal health.

The basis of the study consists of methods and algorithms based on wavelet transformation, which ensure effective processing of fetal electrocardiography (fECG) signals. These methods are used for analyzing and isolating fECG signals from a mixture of noise and other interferences, such as maternal signals and artifacts.

This research is relevant for analyzing the condition of the fetus and its cardiovascular system, especially when there is an increased risk of pathology. It allows for a more accurate assessment of fetal heart rate (FHR) and the detection of potential cardiac anomalies.

Software for processing fetal electrocardiographic signals has been implemented in the MATLAB environment. The algorithmic support is based on wavelet transformation methods with general basis functions, allowing for high accuracy in isolating useful signals from background noise.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	12
1.1. Роль ЕКГ плода в моніторингу серцебиття плода під час пологів.....	11
1.2. Клінічне значення морфології ФЕКТ.....	12
1.2.1. Інвазивний аналіз ЕКГ плода.....	13
1.2.2. Неінвазивний аналіз ЕКГ плода.....	13
1.2.3. Метод USS.....	13
1.2.4. Доплерографія.....	17
1.3. Альтернативні методи вимірювання ЧСС плоду.....	19
1.3.1. Фетальний електрод для шкіри голови.....	19
1.3.2. Фонокардіографія.....	19
1.3.3. Магнітокардіографія.....	20
1.4. Методи вилучення ЕКГ плоду.....	21
1.4.1. Перетворення Фур'є.....	21
1.4.2. Метод найменших квадратів.....	22
1.4.3. Метод адаптивної фільтрації.....	23
1.4.4. Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. МЕТОД ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОБРОБКИ ФЕКТ СИГНАЛУ.....	24
2.1. Безперевне вейвлет перетворення.....	24
2.2. Дискретне вейвлет перетворення.....	24
2.3. Дискретне вейвлет-перетворення максимального перекриття.....	25
2.4. Аналіз дискретного вейвлет-перетворення з різною роздільною здатністю.....	26
2.5. Вейвлет і мультівейвлет обробка фетальної електрокардіографії.....	26
2.6. Вейвлет - мультівейвлет-ентропія.....	28
2.7. Вейвлети та мультівейвлети Кліффорда.....	31

	7
2.8. Висновки до розділу 2.....	33
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	34
3.1. Інтерфейси та шуми, що впливають на сигнал ФЕКТ.....	34
3.2. Поліпшення ЕКТ плода за допомогою вейвлета Добеші.....	34
3.3. Алгоритм вилучення ЕКТ сигналу плоду.....	37
3.4. Результати обробки.....	38
3.5. Висновки до розділу 3... ..	40
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	41
4.1. Загальні вимоги охорони праці.....	42
4.2. Аналіз ризиків під час виконання досліджень.....	43
4.3. Висновки до розділу 4.....	45
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	46
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	47
ДОДАТКИ.....	50
Додаток А	51
Додаток В... ..	52

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

FHRV - Характерна варіабельність серцевого ритму плода

ФЕКГ- Електрокардіографія плода

fHS - Тон серця плода

FHR - Моніторинг частоти серцевих скорочень плода

ЕКГ- Електрокардіограма

МЕКГ- Електрокардіограма матері

ЧСС - Частота серцевих скорочень

КТГ- Кардіотокографія

НІФЕКГ - Неінвазивна фетальна електрокардіографія

EFM - Фетальний моніторинг

FMP - Профіль рухів плода

ФКГ- Фонокардіографія

ФМКГ - Фетальна магнітокардіографія

NLMS - Алгоритм нормалізованих найменших середніх квадратів

RLS - Рекурсивний алгоритм найменших квадратів

WT- Вейвлет перетворення

DWT - Дискретне перетворення Фур'є

FFT - Швидке перетворення Фур'є

CWT - Комплексне вейвлет-перетворення

PSWT - Синхронне вейвлет-перетворення висоти тону

MODWT - Модифіковане дискретне перетворення Фур'є

ВСТУП

Актуальність теми. Моніторинг частоти серцевих скорочень плода (ЧСС) є одним з найважливіших моментів профілактики перинатальної захворюваності та смертності в галузі акушерства. Однак ефективність електронного моніторингу плода під час пологів постійно перебуває під сумнівами [1].

Характеристики електрокардіограми плода, такі як частота серцевих скорочень, динамічна поведінка, форма хвилі є зручними для визначення внутрішньоутробного розвитку, зрілості плода та вродженої вади серця.

Частота серцевих скорочень плода може змінюватися, оскільки плід гостро реагує на умови в матці. Аномальна ЧСС може призвести до того, що плід не отримуватиме достатньо кисню, що спонукатиме до виникнення інших патологічних процесів в організмі плода. Тому моніторинг серцебиття плода є надзвичайно актуальним питанням в акушерстві. Але в сучасних наукових дослідженнях існують численні проблеми із виділенням чистого електрокардіографічного сигналу плода від суміші різних артефактів. Так, сигнал материнської електрокардіограми (МЕКГ)– це сигнал, який може впливати на сигнали електрокардіограми плода через перекриття частотних спектрів кожного джерела сигналу. Процес фільтрації для зменшення рівня шуму є недостатньо ефективним.

У 1950 році з'явилися внутрішньоутробні електроди (електроди, які під час пологів підключаються до шкіри голови дитини через родові шляхи). Використовуючи внутрішньоутробні електроди та деякі вдосконалення в техніці фільтрації, фахівці отримали Р і Т хвилі, за якими було можливим діагностувати стан гіпоксії і брадикардію плода. До сьогоднішнього дня тривають наукові дискусії, що стосуються удосконалення сигналу ЕКГ плоду, який безпосередньо записується зі шкіри голови дитини під час пологів. Останні роботи здебільшого зосереджені на отриманні електрокардіограми плода неінвазивним шляхом. Важливо, що аналіз частоти серцевих скорочень плода став загальноприйнятим засобом моніторингу стану плода [2].

Мета і задачі дослідження: Розробка алгоритмічно-програмного забезпечення для виявлення електрокардіограми плода (ФЕКГ) з використанням сучасних методів обробки сигналів, таких як вейвлет-перетворення, для покращення якості моніторингу стану плода.

Об'єкт дослідження: Процес обробки фетальної електрокардіограми для діагностики стану плода.

Предмет дослідження: Методи та алгоритмічно-програмне забезпечення для виявлення сигналів плоду із материнських сигналів у неінвазивних умовах.

Задачі дослідження:

1. Аналіз сучасних методів екстракції фетальної електрокардіограми: провести огляд відомих алгоритмів і підходів до вилучення фетальної електрокардіограми (ФЕКГ), включаючи їх переваги, недоліки та можливості вдосконалення.
2. Розробка математичної моделі: створити математичну модель, яка дозволить покращити обробку сигналу, враховуючи особливості шумових компонентів та накладання сигналів матері та плоду.
3. Впровадження методів вейвлет-обробки: використовувати вейвлет-перетворення для відділення фетального електрокардіографічного сигналу.
4. Розробка програмного забезпечення: створити алгоритмічне та програмне забезпечення обробки сигналу фетальної електрокардіограми в середовищі MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів. У роботі пропонується новий підхід до виведення фетальної електрокардіограми (ФЕКГ) із суміші сигналів матері та плоду за допомогою дискретного вейвлет-перетворення для оптимального розкладання сигналу, що забезпечило більш точне відділення сигналу плоду від перешкод.

Практичне значення отриманих результатів. Програмне забезпечення, реалізоване в MATLAB, є гнучким інструментом для аналізу біомедичних сигналів, яке може бути інтегроване в системі фетального моніторингу.

Застосування розроблених методів дозволяє підвищити точність діагностики стану серцево-судинної системи плоду, зокрема виявлення патологій, що мають значення в акушерстві.

Публікації. Результати магістерської роботи доповідалися і обговорювалися на XII науково-технічній конференції «Інформаційні моделі, системи та технології», 18-19 грудня 2024.

Структура роботи. Робота складається з пояснювальної записки та графічної (презентаційної) частини. Пояснювальна записка складається із вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків.

РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Роль ЕКГ плода в моніторингу серцебиття плода під час пологів Під електрокардіографією плода (ФЕКГ) розуміється графічний запис сумованої електричної активності клітин міокарда плода. Це, у свою чергу, відображає статус оксигенації міокарда серця, який до дуже пізніх стадій гіпоксії захищений плодом і створює компенсаторну відповідь на нестачу кисню. Також реєстрація ЕКГ плода надає опосередковано інформацію про кисневий статус мозку плода, який також є центральним органом і захищений компенсаторними механізмами (перерозподіл крові від несуттєвих органів, таких як нирки, шкіра та печінка, до центральних органів, такі як серце, мозок і надниркові залози плода).

Електрокардіографія плода дозволяє отримувати точну інформацію про частоту серцевих скорочень плода (FHR), що є основним показником його стану.

Моніторинг частоти серцевих скорочень плода дозволяє виявляти відхилення, такі як тахікардія чи брадикардія, що свідчать про гіпоксію або інші патології [3]

Також електрокардіографія плода дозволяє виявляти дистрес плода на ранніх стадіях, що дає можливість запобігти серйозним ускладненням.

Аналіз комплексів PQRST на фетальній електрокардіограмі сприяє можливості лікарям отримати детальну інформацію про електричну активність серця плода, що може бути використано для діагностики вроджених вад серця або інших серцевих патологій [4].

1.2. Методи реєстрації серцебиття плода

Для оцінювання серцебиття плоду використовуються такі методи:

- Інвазивний аналіз ЕКГ плода;
- Неінвазивний аналіз ЕКГ плода;
- Метод USS
- Доплерографія;

1.2.1. Інвазивний аналіз ЕКГ плода

Інвазивний метод полягає в записі сигналів фетальної електрокардіографії шляхом розміщення електрода на голові плода. Сигнали, записані цим методом, мають високу якість; однак ці сигнали можна зареєструвати лише під час пологів [5]. Тому ця технологія непридатна для безперервного тривалого моніторингу електричної активності серця плода.

Таким чином, наразі зменшується ймовірність раннього виявлення аномалії серцевої діяльності плода та гіпоксичного стану, що загрожує благополуччю плода. Це, у свою чергу, обмежує можливість клініцистів забезпечити своєчасне втручання та вжити ефективних заходів до того, як може статися незворотне пошкодження плода.

1.2.2. Неінвазивний аналіз ЕКГ плода

Неінвазивна фетальна електрокардіографія (НІФЕКГ) — це форма електрокардіографії (ЕКГ), яка фіксує одночасні хвилі PQRST матері та плода. Цей метод полягає в записі сигналів фетальної електрокардіограми шляхом розміщення кількох електродів на животі матері. Даний аналіз підходить для цілей довгострокового моніторингу через його неінвазивний характер.

Однак відносно невеликі амплітуди QRS у плода створюють технічні проблеми для виявлення та аналізу моніторингу частоти серцевих скорочень плода, оскільки вони можуть маскуватися більшими комплексами QRS матері, а також високочастотним шумом від електричних перешкод.

На сьогоднішній день неінвазивний метод фетальної електрокардіографії здебільшого обмежується дослідженнями через низьке співвідношення сигнал/шум у плода [6].

1.2.3. Метод USS

USS (Розділення ультразвукового сигналу) - це метод виділення фетальної ЕКГ (ФЕКГ), заснований на використанні ультразвукових сигналів для аналізу руху серцевих клапанів і стінок плода. Цей підхід є альтернативним до стандартних електрокардіографічних методів і використовує ультразвукове дослідження для реєстрації механічної активності серця.

Основними характеристиками даного методу є принцип роботи заснований на аналізі ефекту Доплера, коли ультразвуковий сигнал відбивається від рухомих частин серця плода, таких як стінки камер і клапани. Відбитий сигнал модулюється залежно від швидкості руху тканин серця, що дає можливість відокремлювати окремі фази серцевого циклу [7].

Перевагами даного методу є:

- Неінвазивність. USS є безпечним методом для матері та плода, оскільки використовує ультразвук [8].
- Візуалізація. Дозволяє візуалізувати фази серцевого циклу, такі як відкриття та закриття клапанів.

Проте також існують недоліки методу:

- Залежність від шуму. USS сигнал піддається впливу артефактів і шумів, пов'язаних із рухами матері та плода.
- Складність апаратури. Потребує високочастотних ультразвукових пристроїв із точним налаштуванням.

На рис.1.1. зображено інтелектуальний датчик. Це новий революційний датчик, який здатний виміряти скорочення серця разом із пульсом матері, відповідно ЕКГ плода та матері.



Рис.1.1. Інтелектуальний датчик Avalon Smart[9]

Інтелектуальні ультразвукові перетворювачі Avalon (рис.1.2) підтримують профіль рухів плода. Представлені в 1991 році фетальні монітори Philips одночасно оцінюють частоту серцевих скорочень плода і загальні рухи плода за допомогою параметра «Профіль рухів плода» (FMP) від ультразвукового датчика.



Рис.1.2.Фетальний монітор Avalon FM30

За допомогою ультразвукового методу визначення частоти серцевих скорочень плода базується на аналізі ефекту Доплера, тобто зміни частоти ультразвукового променя, відбитого від рухомих частин серця плода. Отримане зворотне відлуння є сигналом із частотою УЗ-хвилі, модульованою швидкістю даної рухомої конструкції. Після підсилення він демодулюється для поділу окремих доплерівських компонентів. Потім сигнал перетворюється в цифрову форму, і проводиться подальша обробка, яка веде до визначення моніторингу серцевих скорочень плода.

Коли присутні всі фази серцевого циклу, що походять від рухів клапанів і стінок можна помітити набагато складнішу структуру сигналу (US1, US2) по відношенню до одночасно зареєстрованої фетальної електрокардіографії.

Амплітуда і форма окремих компонентів змінюються під час тривалого моніторингу, оскільки об'єкт (плід) може змінювати своє положення відносно датчика [10].

Фетальна електрокардіограма представлена на рис.1.3 дозволяє детально ідентифікувати серцеві фази, що спостерігаються в сигналах механічної серцевої діяльності. На даному рисунку показано приклад односекундної прямої електрокардіограми плода із доплерівськими ультразвуковими сигналами від двох датчиків (US1, US2), прикріплених до живота матері в різних положеннях відносно серця плода. В ультразвуковому сигналі спостерігаються фази серця: відкриття і закриття серпа - Ao і Ac, атріовентрикулярного клапана - Mo і Mc, скорочення стінки передсердя — Atc та стінок камер серця — Vc.

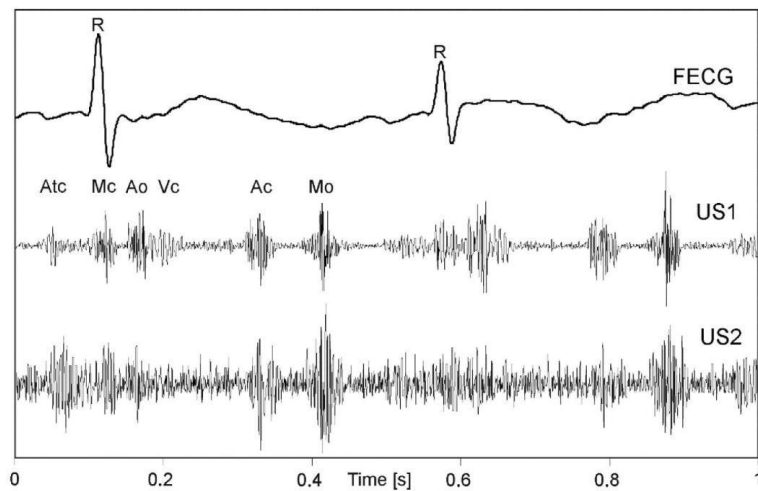


Рис.1.3 Односекундна пряма електрокардіограма

Низька частота відповідає стінці серця, а рух клапана представлено високочастотним компонентом на рис 1.3. Огинаюча ультразвукового сигналу, що представляє клапан, характеризується більш високою динамікою та більш вузькими піками, що дозволяє точно оцінити тривалість серцевого циклу.

Огинаюча сигналу від стінки дуже гладка і має широкі піки, це знижує точність вимірювань періодичності. Крім того, фрагменти сигналу систолічного та діастолічного шунтування дуже схожі, що підвищує ризик помилкового подвоєння частоти серцевих скорочень.

Компоненти, представлені рисунку 1.4 беруть участь у русі серцевої стінки плода (УС) і клапанів (СС). Відповідні огинаючі (ENV W і ENV V) відображаються разом із огинаючою всього сигналу (ENV). Основна техніка для оцінки частоти серцевих скорочень плода за цими сигналами DUS базується на функції автокореляції (ACF).

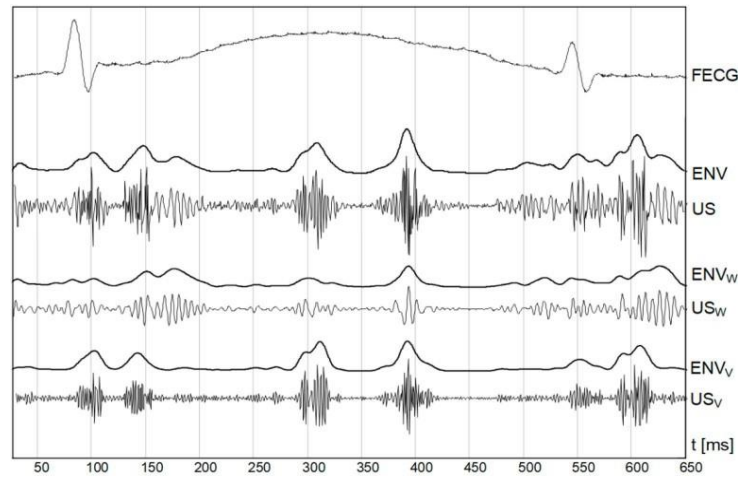


Рис.1.4 Доплерівський ультразвуковий сигнал із розділеними компонентами.

Функція автокореляції (ACF) є основним методом для оцінки частоти серцевих скорочень плода (FHR) за сигналами ультразвукового Доплера (DUS) [11]. Даний метод аналізує періодичність доплерівського сигналу для визначення ЧСС.

Функція автокореляції оцінює середній період серцевих скорочень у вікні, що у свою чергу може призвести до втрати високочастотної інформації, впливаючи на точність оцінки моніторингу частоти серцевих скорочень плода[12].

Таким чином, хоча функція автокореляції є широко використовуваною технікою для оцінки частоти серцевих скорочень плода за ультразвуковими сигналами Доплера, вона має внутрішні обмеження, які можуть вплинути на точність і надійність моніторингу ЧСС.

1.2.4. Доплерографія

Доплерографія плода є неінвазивним ультразвуковим методом дослідження, що оцінює кровообіг у судинах плода, пуповини, плаценти та матки.

Режими Доплера

Постійно хвильовий Допплер

Кристали випромінювання та прийому працюють окремо, але одночасно та безперервно. Постійно хвильовий Допплер може реєструвати високі доплерівські частоти без обмежень. Вибір конкретної області вимірювання

(вибір глибини) та одночасна візуалізація зображення В-режиму є неможливими.

Імпульсно хвильовий Допплер

Для випромінювання та прийому поперемінно використовується один й той самий кристал. При подвійному режимі можлива синхронна візуалізація доплерівського та сірошкального зображень. Швидкість горизонтальної розгортки Доплера має бути достатньо високою, щоб розділяти послідовні криві. Ідеальним є відображення 4-6 повних серцевих циклів. При частоті серцевих скорочень плода 110–150 уд/хв, достатньою є швидкість розгортки 50–100 мм/с.

Перевагою даної методики імпульсного Доплеру є те, що шляхом виділення певного інтервалу у часі, можна встановлювати доплерівське вікно, так званий контрольний об'єм на визначену глибину. Використовуючи В-режим, можна прицільно вибрати судину і в ній визначити показники кровоплину.

Кольорова доплерографія

Кольорове кодування дозволяє візуалізувати напрямок потоку і розподіл швидкості в В-режимі. Це полегшує ідентифікацію специфічних судин, таких як маткові артерії, та пошук дрібних судин. В якості альтернативи швидкості та напрямку, амплітудна область доплерівського спектру також може відображатися в кольорі. Таким чином, можна отримати повнокольорове зображення потоку, але напрямок не можна розрізнити. Однак подальший аналіз гемодинаміки можливий лише за допомогою звичайних доплерівських методів візуалізації доплерівських ультразвукових зображень.

В-flow (недоплерівська візуалізація кровотоку)– це метод зображення для візуалізації реальних гемодінамічних умов кровотоку. Шляхом спеціальних алгоритмів вдається визначати еритроцити в крові.

Тканинний доплер

Тканинний доплер - це форма ехокардіографії, яка використовує ефект Доплера для вимірювання швидкості міокарда під час одного або декількох серцевих скорочень. Ефект Доплера полягає в тому, що ультразвук, відбитий від об'єкта, змінює частоту відповідно до швидкості відбитого об'єкта [3]. Тканинна доплерографія стала одним з найважливіших методів діагностики серцево-

судинних вад і захворювань, оскільки швидкість руху міокарда серцевого клапана і крові для виявлення ознак серцевих вад і проблем можна визначити, просто дивлячись на частоту, що передається і приймається датчиком.

1.3. Альтернативні методи вимірювання ЧСС плоду

1.3.1. Фетальний електрод для шкіри голови

Іноді зовнішнє обладнання для моніторингу може не записувати серце плода належним чином, і тому може знадобитися застосувати фетальний скальп-електрод (FSE). Це невеликий металевий дріт, прикріплений до довшого гнучкого дроту, який пропускають у піхву під час внутрішньої оцінки та прикладають до шкіри голови дитини (рис. 1.5).

Фетальний скальп електрод легше вловлює сигнали серцебиття дитини, оскільки він прикріплений до дитини, і залишатиметься на місці до народження.



Рис. 1.5. Cardinal Health - багаторазовий скальп-електрод FCB400 для системи моніторингу плода

1.3.2. Фонокардіографія

Звичайна фонокардіографія (ФКГ) заснована на неінвазивному скануванні акустичних сигналів (шумів серця, що виникають під час відкриття та закриття серцевих клапанів) за допомогою мікрофона, розміщеного на грудній клітці суб'єкта. Таким чином, сигнали фонокардіограми матері (мФКГ) отримують шляхом розміщення мікрофона на грудній клітці матері, а фонокардіограму плода (фФКГ) записують шляхом розміщення мікрофона на животі матері [13].

Сьогодні даний метод використовується для аускультації ЧСС під час КТГ, і ніколи не використовувався для клінічної діагностики. Основна причина пов'язана з високим рівнем перешкод, спровокованих амніотичною рідиною, травною діяльністю та рухами плода.

Незважаючи на високий рівень шуму, перешкоди серцевої діяльності матері не є сильним фактором пошкодження, і перешкоди в основному розташовані в діапазонах частот. ФКГ не базується на ультразвукових технологіях, і його шумозаглушення є більш життєздатним.

Записи ФКГ базуються на акустичних сигналах, отриманих за допомогою мікрофона. Сигнал ФКГ складається з двох основних акустичних компонентів – першого (S_1) та другого (S_2) тони серця.

Перший тон серця (систолічний) пов'язаний із закриттям двостулкового і тристулкового клапанів на початку систоли, а також відповідає піку зубця R в сигналі ЕКГ. Другий тон серця (діастолічний) утворюється закриттям півмісяцевих клапанів, а його початок і довжина пов'язані з зубцем T на сигналі ЕКГ.

У фонокардіографії вимірюються різні характеристики, такі як швидкість, частота та тривалість або зміни в окремих частинах записаного серцевого звукового сигналу. На рисунку 1.6 зображено приклад фонокардіографії плоду.



Рис 1.6 Приклад фонокардіографії (ФКГ).

1.3.3. Магнітокардіографія

Магнітокардіографія плода (ФМКГ) є магнітним аналогом електрокардіографії плода (ФЕКГ). В останні роки ефективність даного методу для діагностики та прогнозу серйозної аритмії плода стала широко визнаною [14].

Фетальна магнітокардіограма (ФМКГ) реєструється з 20-го тижня і використовується для класифікації таких аритмій, як блокади серця та тріпотіння передсердь. Крім того дану методику, можна використовувати для діагностики подовженого QT-синдрому.

Важливою можливістю фетальної магнітокардіографії є вимірювання інтервалів хвилі, які є основними параметрами серцевого ритму.

Незважаючи на корисність даного методу для оцінки плоду з аритмією, провідність у здорових плодів не була описана повністю.

1.4. Методи вилучення ЕКГ плоду

Деякі методи вилучення сигналів ЕКГ плода з плодово-материнських сумішей включають методи обробки сигналів і фільтрації, такі як перетворення Фур'є, метод найменших квадратів, метод адаптивної фільтрації (AF).

Одне з обмежень цих методів полягає в їх залежності від співвідношення сигнал/шум (SNR) даних і чутливості до частих артефактів, які проявляються під час отримання фетальної електрокардіограми.

1.4.1. Перетворення Фур'є.

Аналіз Фур'є є найбільш важливою і поширеною методологією в аналізі варіабельності серцевого ритму плода. Стандартний аналіз Фур'є в основному складається з розкладання сигналу на синусоїди. Коли сигнал електрокардіограми плода затьмарюється шумом цей метод перетворення все одно може виявити моніторинг частоти серцевих скорочень плода.

Оскільки моніторинг частоти серцевих скорочень плода за своєю суттю є дискретизованою змінною, дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) дозволяє вираження вихідної послідовності сигналу моніторингу частоти серцевих скорочень плода у дискретній частотній області. Широко використовуваним алгоритмом для обчислення дискретного перетворення Фур'є є швидке перетворення Фур'є (ШПФ). Цей метод добре працює в короткому часовому масштабі, оскільки стабільність сигналу характерної варіабельності серцевого ритму плода є важливою вимогою [15].

1.4.2. Метод найменших квадратів

Алгоритми найменших середніх квадратів (LMS) — це адаптивні фільтри з можливістю змінювати коефіцієнти фільтра для створення найменших середніх квадратів сигналу помилки (різниці між бажаним і фактичним сигналом). Це метод стохастичного градієнтного спуску, оскільки фільтр адаптується лише на основі помилки в поточний момент часу [16].

Стандартний алгоритм виконує наступні операції для оновлення коефіцієнтів адаптивного фільтра:

1. Обчислює вихідний сигнал $y(n)$ від адаптивного фільтра.
2. Обчислює сигнал помилки $e(n)$ за допомогою наступного рівняння:

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (1.1)$$

3. Оновлює коефіцієнти фільтра за допомогою такого рівняння:

$$w(n+1) = w(n) + 2\mu e(n)x(n) \quad (1.2)$$

де $w(n)$ — вектор коефіцієнтів фільтра, $e(n)$ — сигнал помилки, $x(n)$ — вхідний вектор фільтра, а μ — константа збіжності або також розмір кроку адаптивного фільтра. Розмір кроку суттєво впливає на швидкість конвергенції та продуктивність адаптивного фільтра [16].

Оскільки ЕКГ плода є сигналом, що змінюється в часі метод найменших квадратів виявився непридатним для виконання цієї ролі через низький SNR, складність і нестационарність ЕКГ плода.

1.4.3. Метод адаптивної фільтрації

Методи адаптивної фільтрації використовуються для виділення сигналу ЕКГ плода із суміші сигналів, які містять сигнали електрокардіограми плода та матері, а також інші потенційні шумові артефакти.

Коефіцієнти адаптивного фільтра регулюються в режимі реального часу на основі характеристик вхідних сигналів. Це дозволяє ефективно відокремлювати бажаний сигнал ЕКГ плода від заважаючих сигналів.

Адаптивний фільтр усуває материнський шум, артефакти та перешкоди із записаної ЕКГ сигналів і посилює сигнал ЕКГ плода. Адаптивний фільтр призначений для коригування своїх коефіцієнтів фільтрації в режимі реального часу на основі виявлених R-піків сигналу ЕКГ матері. Адаптивний фільтр складається з трьох основних компонентів: компоненту матері, компоненту плоду та компоненту шуму.

Материнський компонент оцінюється за допомогою еталонного материнського ЕКГ-сигналу, отриманого з області грудей або живота [17].

Даний метод метод включає кілька ключових кроків. Спочатку адаптивний фільтр ініціалізується початковими коефіцієнтами. Потім вхідні сигнали, які включають як материнські, так і плодові сигнали електрокардіограми пропускаються через адаптивний фільтр.

Коригування коефіцієнтів фільтра виконується ітераційно на основі вибраного алгоритму адаптації, який може змінюватися залежно від конкретного застосування та вимог.

Ембріональний компонент оцінюється шляхом віднімання материнського компонента із записаного сигналу ЕКГ. Компонент шуму оцінюється за допомогою еталонного шумового сигналу, отриманого з зашумленої ділянки записаного сигналу ЕКГ.

1.4.4. Висновки до розділу 1

У цьому розділі було розглянуто сучасні підходи та методи для визначення частоти серцевих скорочень плода і методи екстракції електрокардіограми плода.

Детальний аналіз ФЕКГ під час пологів може надати цінну інформацію про самопочуття плоду, а також допомогти лікарям зменшити кількість випадків непотрібного медичного втручання. Тому метою цього розділу було надати коротку інформацію про фетальну електрокардіограму плоду і розкрити різні методології для аналізу сигналу.

РОЗДІЛ 2

МЕТОД ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОБРОБКИ ФЕКТ СИГНАЛУ

2.1. Безперервне вейвлет перетворення

Безперервне вейвлет-перетворення (CWT) перетворює безперервний сигнал у надлишковий сигнал двох безперервних змінних таких як трансляція та масштаб [18]. Результируючий перетворений сигнал легко інтерпретувати та цінний для частотно-часового аналізу.

$$W_{\psi}(s, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi_{s,\tau}(t) dt \quad (2.1)$$

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (2.2)$$

де τ - s і параметрами масштабу та трансляції.

$W_{\psi}(s, \tau)$, позначає коефіцієнти вейвлет-перетворення, а ψ є основним материнським вейвлетом.

2.2. Дискретне вейвлет-перетворення

Використовуючи дискретне вейвлет перетворення, можна зафіксувати цю зміну та встановити тривалість, час і частотний діапазон, вибравши типи хвиль та інші параметри [19]. Дискретний сигнал $x(n)$ визначається як:

$$y_m(n) = \sum_{w=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{w=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i) \quad (2.3)$$

Таким чином, дискретне вейвлет перетворення може бути реалізоване шляхом декодуванням сигналу дискретних фільтрів з імпульсними характеристиками h_m . Використовуючи фільтри з реальними імпульсними характеристиками частота дискретизації сигналу $y_m(n)$ на виході m^{th} -фільтра буде в 2^m рази нижчою, ніж частота дискретизації вхідного сигналу $x(n)$ [19].

Фільтр високих частот видаляє частоти, що є меншими за частоту зрізу фільтра.

У вейвлет-аналізі низькочастотні компоненти сигналу, що отримуються за допомогою фільтра нижніх частот, називаються апроксимаціями.

Високочастотні компоненти, що отримуються за допомогою фільтра верхніх частот, називаються деталями.

Двократна фільтрація вихідного сигналу дає вдвічі більше даних, ніж вихідний сигнал. Для того щоб зменшити кількість отриманих відліків, після фільтрації сигналу потрібно зменшити дискретизацію.

У процедурі дискретного вейвлет-перетворення сигнал розкладається на високочастотні компоненти (деталі) та низькочастотні компоненти (апроксимації).

2.3. Дискретне вейвлет-перетворення максимального перекриття

Дискретне вейвлет-перетворення максимального перекриття (MODWT) є модифікованою версією дискретного вейвлет перетворення (DWT).

Даний тип перетворення розподіляє енергію сигналу між коефіцієнтами деталізації та коефіцієнтами масштабування. Якщо вхідні дані є зразками функції $f(x)$, обчисленої в N -багатьох моментів часу. Функцію можна виразити як лінійну комбінацію масштабування функція $\phi(x)$ і вейвлет $\psi(x)$ у змінних масштабах і перекладах як:

$$f(x) = \sum_{k=0}^{N-1} c_k 2^{-\frac{J_0}{2}} \phi(2^{J_0}x - k) + \sum_{j=1}^{J_0} f_j(x) \quad (2.4)$$

де $f_j(x) = \sum_{k=0}^{N-1} c_k 2^{-\frac{J_0}{2}} \phi(2^{J_0}x - k)$ і J_0 кількість рівнів вейвлет розкладання. Перша сума - це груба апроксимація сигналу, а $f_j(x)$ є деталі в послідовних масштабах.

MODWT повертає N -багатьох коефіцієнтів $\{c_k\}$ і $(J_0 \times N)$ - багато коефіцієнтів деталізації $\{d_j, k\}$ розширення. Масштабні коефіцієнти повертаються лише для останнього рівня.

Вейвлет-перетворення максимального перекриття розподіляє енергію між різними масштабами та коефіцієнтами масштабування $\|X\|^2 = \sum_{j=1}^{J_0} \|W_j\|^2 + \|V_{j_0}\|^2$ де X є вхідними даними, W_j – коефіцієнтами деталізації в масштабі і V_{j_0} є

коефіцієнтами масштабування кінцевого рівня.

2.4. Аналіз дискретного вейвлет-перетворення з різною роздільною здатністю

Аналіз дискретного вейвлет-перетворення з різною роздільною здатністю (MODWTMRA) проектує сигнал на підпростори вейвлетів і підпростір масштабування. Цей аналіз із різною роздільною здатністю виявляє закономірності, невидимі в необроблених даних.

Аналіз дискретного вейвлет-перетворення повертає проекцію функції $f(x)$ на різні підпростори вейвлетів і остаточний масштабування простору. Тобто повертає аналіз дискретного вейвлет-перетворення з різною роздільною здатністю:

$$\sum_{k=0}^{N-1} c_k 2^{\frac{-j_0}{2}} \Phi(2^{\frac{-j_0}{2}} x - k), \quad (2.5)$$

де j_0 - багато $\{f_j(x)\}$ оцінених у N -багатьох моментів часу. Кожен рядок у багатороздільному аналізі є $f(x)$ проекцією на інший підпростір. Оскільки проекції ортогональні або майже ортогональні, вихідний сигнал можна відновити шляхом підсумовування всіх проекцій.

2.5. Вейвлет і мултивейвлет обробка фетальної електрокардіографії

Нехай $X_t, t \geq 0$ є сигналом зі скінченною енергією. Використання вейвлетів або мултивейвлетів у обробці сигналу розкладає площину J у кількох положеннях k і позначається як:

$$AX_t = \sum_k C_{J,k} \varphi_{J,k}(t) \quad (2.6)$$

Багатохвильова апроксимація на рівні J відносно вейвлет багатохвильового аналізу з багаторазовою роздільною здатністю, де $C_{J,k}$ є вейвлет масштабуванням або коефіцієнтами апроксимації X_t оцінюється як:

$$C_{J,k} = \int X_t 2^{\frac{J}{2}} \varphi(2^J t - k) dt, \quad (2.7)$$

де φ – це функція багатого масштабування, пов'язана з роздільною здатністю. Таким чином компонент вейвлет X_t на рівні j

$$DX_t^j = \sum_k d_{j,k} \Psi_{j,k}, \quad (2.8)$$

де $d_{j,k}$ коефіцієнт деталізації мультивейвлет на рівні j та позиції k , оцінений як:

$$d_{j,k} = \int X_t 2^{\frac{j}{2}} \Psi(2^j t - k) dt, \quad (2.9)$$

де Ψ – це основний вейвлет/мультивейвлет мультироздільності. Розкладання сигналу X_t на рівні J записується як:

$$X_t^J = A X_t^J + \sum_{j=0}^J DX_t^j \quad (2.10)$$

При застосуванні мультивейвлета двох порядків, а саме мультивейвлета Кліффорда Ψ_{Cl} представлений вище.

Перший компонент A^1 , що отриманий для кожного рівня J відповідає апроксимації на рівні J згідно з першою компонентною двопорядкового мультивейвлета.

Другий компонент A^2 відповідає апроксимації на рівні J відповідно до другого компоненту багатохвильового сигналу двох порядків і наступної суперпозиції компонентів деталей D_j^1 і D_j^2 ($0 \leq j \leq J$), що відповідає першій і другій компонентам аналізуючого мультивейвлета відповідно [20].

У випадку багатовейвлетного розкладання двох порядків на рівні J записується як:

$$S_J = A_J^1 + A_J^2 + \sum_{j=0}^J D_j^1 + \sum_{j=0}^J D_j^2 \quad (2.11)$$

компонент деталей на рівні J декомпозиції є:

$$DS_J = \sum_l D_{J,l} \Psi_{J,l}, \quad (2.12)$$

де мультівейвлет-коефіцієнти $D_{J,l}$ (2,2) -матриць. Сума цих компонент деталізації дає апроксимацію сигналу на рівні J у вигляді:

$$AS_J = \sum_{j < J} D_{S,j} \quad (2.13)$$

Як наслідок, сигнал S може бути апроксимований на рівні J як:

$$S_J = AS_J + DS_J \quad (2.14)$$

Використовуючи (19), останнє наближення можна записати:

$$S = DS_J + DS_{J-1} + DS_{J-2} + \dots + DS_0 + AS_0 \quad (2.15)$$

Сигнал абдомінальної ЕКГ - це складний сигнал, що містить як власну ЕКГ матері, так і ЕКГ плода.

$$AbdECG = MECG + FECG \quad (2.16)$$

На рівні декомпозиції J отримаємо:

$$AbdECG_J = AMECG_J + DMECG_J + AFECG_J + DEFECG_J \quad (2.17)$$

Таким чином, апроксимаційна та детальна проекції сигналу FECG будуть витягнуті як:

$$\begin{cases} AFECG_J = AbdECG_J - AMECG_J \\ DEFECG_J = AbdECG_J - AMECG_J \end{cases} \quad (2.18)$$

2.6. Вейвлет - мультівейвлет-ентропія

Міра ентропії може бути хорошим процесором для отримання оптимального наближення даних. Оцінка вейвлет-ентропії дозволяє точно

визначити оптимальний порядок реконструкції.

Загалом, ентропія — це тип розмірності як з математичної, так і з фізичної точки зору. Тому це має бути загальна міра інваріантності досліджуваної системи.

Ентропія Шеннона вводиться для вимірювання випадковості інформації, що міститься в системі. Також можна розрахувати мінімальний обсяг даних, необхідний для опису такої системи без втрати інформації.

Математично, враховуючи ймовірність p_i появи частинки i в певній ситуації в системі, ентропію Шеннона всієї системи можна оцінити як:

$$Entropy = - \sum_i p_i \log p_i \quad (2.19)$$

Для j , фіксованого як рівень наближення, поняття вейвлет/багатохвильової енергії на рівні j визначається як:

$$EX_{t,j} = \sum_k ||C_{j,k}||^2 \quad (2.20)$$

де $C_{j,k}$ є коефіцієнтами апроксимації відносно вейвлет/багатохвильової мультироздільності в позиції k і рівні j . Загальна енергія сигналу оцінюється як:

$$EX_t = \sum_j EX_{t,j} \quad (2.21)$$

Далі вводиться ймовірнісний розподіл енергії, який в деякому сенсі описує внесок j -рівневої апроксимації $X_{t,j}$ від X_t у його повній енергії. Нехай:

$$p_j = \frac{EX_{t,j}}{EX_t} \quad (2.22)$$

Також можна розуміти як ймовірність або частоту присутності частинки в полі (j, k) відносно базового елемента $(\varphi_{j,k}, \psi_{j,k})$.

На практиці, звичайно, кінцева J -оцінка такої ентропії повинна бути обчислена як:

$$\text{Ent } (J) = - \sum_{j=0}^J p_j \log p_j, \quad J \in \mathbb{N} \tag{2.23}$$

Щоб амплітуда сигналу максимально відображала негайну зміну, використовується метод динамічного експоненціально зваженого середнього, як показано у наступній формулі:

$$S_{newavg} = \frac{(M-1)S_{oldavg}}{M} + \frac{S_{newsig}}{M} \quad (2.24)$$

S_{newavg} – нове переглянуте середнє, S_{oldavg} – старе середнє значення, S_{newsig} – нова точка вибірки.

Для виявлення періодичності сигналу, першу похідну гладкої функції потрібно вибирати як вейвлет-функцію.

Перетворення Фур'є вейвлет-функції $\psi(x)$ і гладкої функції $\theta(x)$ показані у формулах (25) і (26) відповідно.

$$\Psi(\omega) = i(\omega) \left[\frac{\sin \frac{\omega}{4}}{\frac{\omega}{4}} \right]^4 \quad (2.25)$$

$$\Theta(\omega) = i(\omega) \left[\frac{\sin \frac{\omega}{4}}{\frac{\omega}{4}} \right]^4 \quad (2.26)$$

Передатна функція відповідного фільтра показана в рівняннях (27) і (28):

$$H(\omega) = e^{-\tau} \left[\cos \left(\frac{\omega}{2} \right) \right]^3 \quad (2.27)$$

$$G(\omega) = 4ie^{-\tau} \sin \left(\frac{\omega}{2} \right) \quad (2.28)$$

Вейвлет зі зникаючою відстанню, і його перетворення Фур'є буде таким, як показано в такому рівнянні:

$$\Psi(\omega) = -4i\omega \left[\frac{\sin \frac{\omega}{4}}{\frac{\omega}{4}} \right]^4 \exp[-2i\omega] \quad (2.29)$$

Квадратичний сплайн-вейвлет $\psi(\omega)$ береться як основний вейвлет

Швидкий алгоритм Маллата буде використовуватися для виконання дискретного двійкового вейвлет-перетворення для вхідного віконного сигналу,

як показано в наступному рівнянні:

$$S_{2j}f = S_{2^{j-1}} * h_{j-1}, \quad (2.30)$$

$$W_{2j}f = S_{2^{j-1}} * g_{j-1} \quad (2.31)$$

Частота серцевого сигналу плода в основному зосереджена в діапазоні 1,2–15 Гц, а центральна частота вхідного сигналу встановлюється як f_{ci}

Необхідна центральна частота вхідного сигналу становить f_{∞}

Шкала J приймає найбільше ціле число, яке близьке до $\log^2(\frac{f_{ci}}{f_{\infty}})$ частота дискретизації $f_{ci} = 500$ Гц під час визначення частоти серцевих скорочень плода $f_{\infty} = 8$ Гц, а вихідна смуга пропускання становить $2f_{\infty} = 16$ Гц. Максимальний масштаб визначається як:

$$J = \log_2(\frac{500}{8})=6 \quad (2.32)$$

Коли параметр шкали дорівнює 6, усі позитивні локальні піки, виявлені між сусідніми переходами нуля сигналу, є позитивними максимальними значеннями, а інтервал між сусідніми піками можна розрахувати для розрахунку частоти серцевих скорочень плода.

2.7. Вейвлети та мультивейвлети Кліффорда

Розглянемо евклідов простір R^3 з його канонічною основою $\mathcal{B} = (i, j, k)$, та оснащений інтер'єрним виробом, що визначається на підставі:

$$i^2 = j^2 = k^2 = -1, \quad ij + ji = ik + ki = jk + kj = 0 \quad (2.33)$$

далі,

$$e_1=ij, e_2=ik, e_3=jk, e_4=ijk \quad (2.34)$$

Функція $f: R^3 \rightarrow R_3$ виражається як:

$$f(x) = f_0(x) + f_1(x)i + f_2(x)j + f_3(x)k + f_1(x)e_1 + f_2(x)e_2 + f_3(x)e_3 + f_4(x)e_4, \quad (2.35)$$

де f_l і f_l , $l = 0, 1, 2, 3$ є дійсними функціями на R^3

Одна з концепцій, що використовується для побудови вейвлетів на реальній алгебрі Кліффорда R_3 це поняття моногенності, засноване на операторі Дірака

$$\partial_x = \partial_{x1}i + \partial_{x2}j + \partial_{x3}k \quad (2.36)$$

Функція $f = f(x_1, x_2, x_3)$ є моногенною якщо $\partial_x f = 0$. СК-розширення дозволяє розширити f до функції зі значенням Кліффорда на R^4 за:

$$f(x_0, x) = \exp(-x_0 \frac{d}{dx}) f(x) = \sum_{k=0}^{\infty} \frac{(-x_0)^k}{k!} \frac{d^k}{dx^k} f(x) \quad (2.37)$$

$$\omega_{\alpha, \beta}(u) = (1 + |u|^2)^{\alpha} e^{-\beta |u|^2} \quad (2.38)$$

$$\psi_l^{a,b}(u) = P_{l,m}^{a+l, \beta+l}(u) \omega_{\alpha, \beta}(u), \quad (2.39)$$

де $P_l^{a,b}(u)$, є поліномами Кліффорда, згенерованими з СК-розширення (1)

3

$\omega_{\alpha, \beta}$ і який може бути виражений як:

$$F^*(t, u) = \sum_{l=0}^{\infty} \frac{t^l}{l!} P_{l,m}^{a+l, \beta+l}(u) \omega_{\alpha-l, \beta-l}(u) \quad (2.40)$$

Зафіксувавши $\alpha = 1,5$ та $\beta = \alpha - 1$, ми отримали материнські вейвлети Кліффорда

$$\psi_1(x) = e_1 C_1 (-2t + t^3) (1+t^2)^{\frac{3}{2}} e^{\frac{-t^2}{2}}, \quad (2.41)$$

$$\psi_2(x) = C_2 e_1 C_3 (t + 16t^3 + 24t^5 + 13t^7 + t^9 (1+t^2)^{\frac{3}{2}}) e^{\frac{-t^2}{2}} \quad (2.42)$$

де $C_j s$ ($j=1,2$) є константами нормалізації відносно L^2 норми.

2.8. Висновки до розділу 2

У цьому розділі було розглянуто багато типів вейвлет-перетворення для обробки сигналу фетальної електрокардіографії. Також було показано, що вейвлет-перетворення мають дві властивості такі, як лінійна інваріантність зсуву в часі та пропускання переривчастості сигналу при різних роздільних здатностях.

Було описано, що вейвлет перетворення дають інформацію в часовій і частотній характеристиках, тому вони дуже ефективні для нестационарних та багато компонентних сигналів.

Вейвлет перетворення є більш гнучкими і ефективними інструментами для сигналів FHR шумозаглушення, ніж традиційні методи фільтрації. Комплексні неперервні вейвлети мають високу точність методу, параметри алгоритму підвищують ефективність системи, відмінну продуктивність. Проте вейвлети не є передбачуваними, вони мають тенденцію бути асиметричними та нерегулярними.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Інтерфейси та шуми, що впливають на сигнал ФЕКГ

Сигнал електрокардіограми плода (рис. 3.1) часто затьмарюється різними джерелами перешкод, що ускладнює точний моніторинг. Основним джерелом перешкод є електрокардіограма матері (МЕКГ), амплітуда якої значно перевищує сигнал плода, часто повністю маскуючи його. Крім того, звичайні джерела шуму ЕКГ, такі як перешкоди лінії електропередач, скорочення м'язів, дихання, коливання опору шкіри, інструментальний шум, сигнали електроміограми (ЕМГ) і сигнали електрогістерограми (ЕГГ), викликані скороченнями матки можуть додатково спотворювати сигнал електрокардіограми плоду [21].

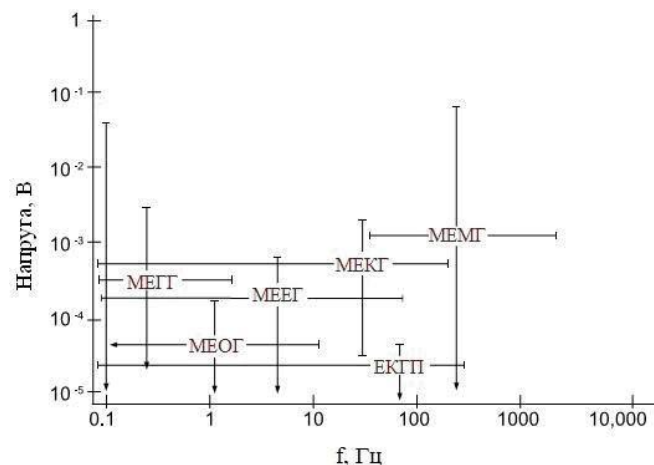


Рис.3.1. Амплітуда та діапазон частот різноманітних біологічних сигналів.

Деякі змішані з сигналами серця плода.

3.2. Поліпшення ЕКГ плода за допомогою вейвлета Добеші

В попередньому розділі було описано математично різні види вейвлетів для обробки електрокардіограми плоду. В даній роботі я вирішила використати вейвлет Добеші.

Вейвлет Добеші — одна з найдосконаліших ортогональних вейвлет-функцій, яка широко використовується в обробці сигналів, особливо для аналізу та

покращення електрокардіограми плода. Опис вейвлета Dobeshi:

Вейвлет Добеші був розроблений Інґрід Добеші в 1988 році та відомий своєю компактною опорою та високою плавністю. Вони ортогональні та компактні, що робить аналіз і стиснення сигналів ефективними [22].

Функція даного вейвлета були запущена з повторюваною інформацією, що не дозволяє створювати функції з компактною підтримкою. Для певного порядку вейвлетів (наприклад, db10 для порядку 10) батьківська функція вейвлетів може бути представлена відповідними коефіцієнтами, які запускають її форму та властивості. Покращена фетальної електрокардіограми з використанням вейвлетів Добеші:

- Розкладання сигналу: Дискретне вейвлет-перетворення (DWT) із вейвлетами Добеші використовується для розкладання сигналів абдомінальної ЕКГ на приблизні та детальні.
- Фільтрація: зберігаючи основні характеристики фетальної електрокардіограми, детальні коефіцієнти використовуються для генерації високочастотних компонентів, які відрізняються від шуму.
- Використовується зворотнє вейвлет-перетворення, щоб реконструювати чистий сигнал фетальної електрокардіограми.
- Аналіз: оцінює якість реконструйованого сигналу за допомогою різних показників, таких як відношення сигнал/шум (SNR) і коефіцієнт кореляції.

Нижче створено блок схему (рис. 3.2) в якій відображено аналіз фетальної електрокардіограми за допомогою вейвлету Добеші з 10-рівневою декомпозицією.



Рис. 3.2 Блок схема аналізу фетальної електрокардіограми

У запропонованому алгоритмі дискретне вейвлет-перетворення з 10-рівневим розкладанням використовується для записаного сигналу.

У цьому алгоритмі ми використовуємо вейвлет Добеші, оскільки його форма схожа на форму хвилі серця.

Щоб оцінити сигнал материнської електрокардіограми, розкладання абсдомінальної електрокардіограми виконується за допомогою операцій

фільтрації та зменшення вибірки.

Для того щоб зменшити швидкість передачі даних або розмір даних, зазвичай виконується низька вибірка.

Вейвлет-коефіцієнти розкладеного сигналу можуть краще оцінити сигнал ЕКГ матері. Після виділення материнського сигналу він віднімається від абдомінального сигналу. Після віднімання виходить сигнал електрокардіограми плоду [23].

АЕКГ і МЕКГ є показано на рис. (3.3) і рис. (3.4) і екстрагований FECSG показано на рис. (3.5).

3.3. Алгоритм вилучення ЕКГ сигналу плоду

Попередня обробка: Отриманий абдомінальний сигнал (суміш материнської ЕКГ і плоду проходить через низькочастотний фільтр для видалення шуму. Вейвлет-декомпозиція (10 рівнів): AECSG декомпонується на коефіцієнти з використанням db10. Це дозволяє розділити сигнал на частотні компоненти:

$$S(t) = \sum_{j=1}^{10} D_j(t) + A_{10}(t), \quad (3.1)$$

де $D_j(t)$ -деталізуючі (високочастотні) компоненти, пов'язані з материнською електрокардіограмою. $A_{10}(t)$ — апроксимація сигналу на 10 рівні, що може включати сигнал електрокардіограми плоду.

Реконструкція фетальної електрокардіограми:

$$FECSG(t) = \text{waverec}(D_y, \hat{A}_{10}) \quad (3.2)$$

Де $\hat{A}_{10}$ – апроксимація для вилучення материнської електрокардіограми

Формула для порогової обробки:

$$w_{hard}(x) = \begin{cases} x, & |x| > T \\ 0, & |x| \leq T \end{cases} \quad (3.3)$$

$$w_{soft}(x) = \text{sign}(x) * \max(0, |x| - T) \quad (3.4)$$

T- обчислюється адаптивно для кожного рівня

3.4. Результати обробки

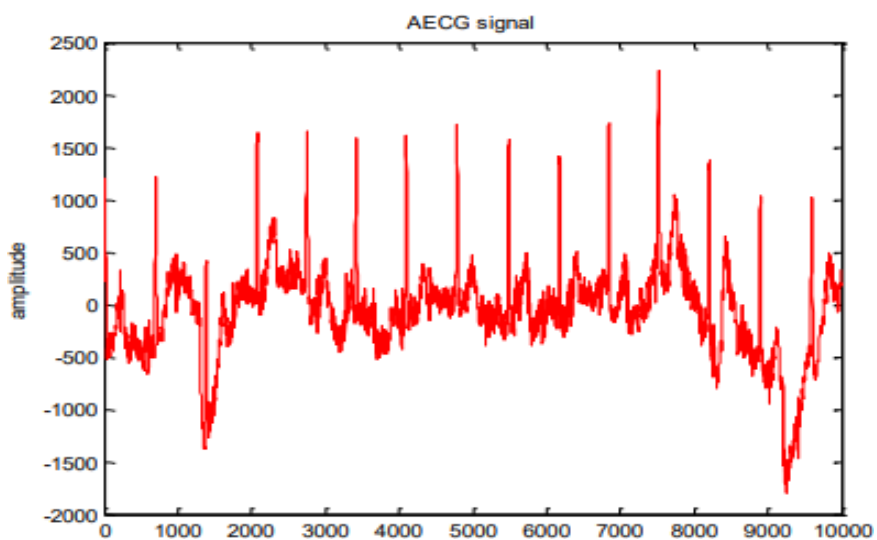


Рис.3.3.Абдомінальний ЕКГ сигнал

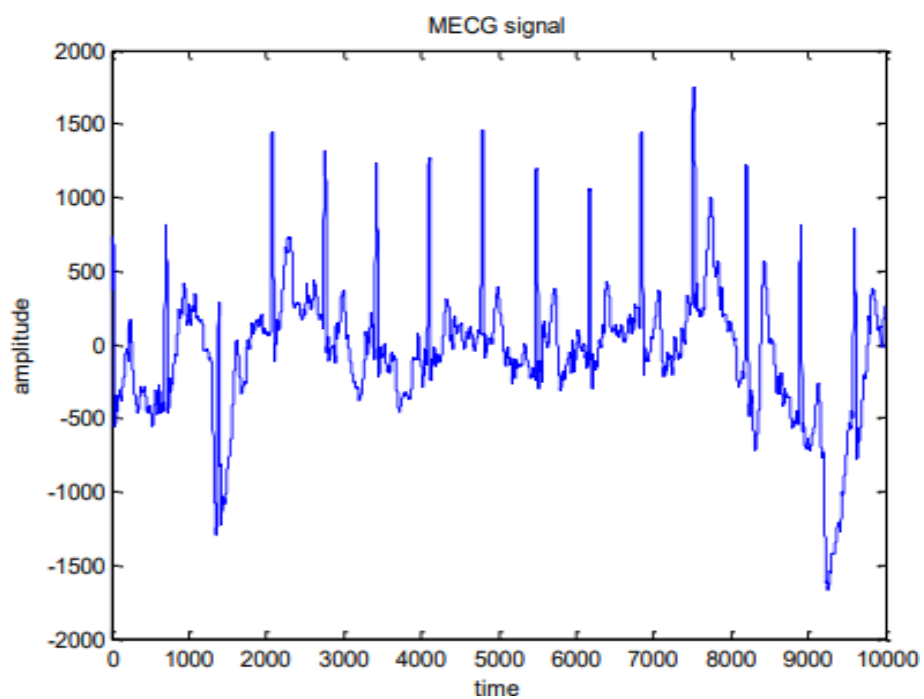


Рис.3.4.Материнський ЕКГ сигнал

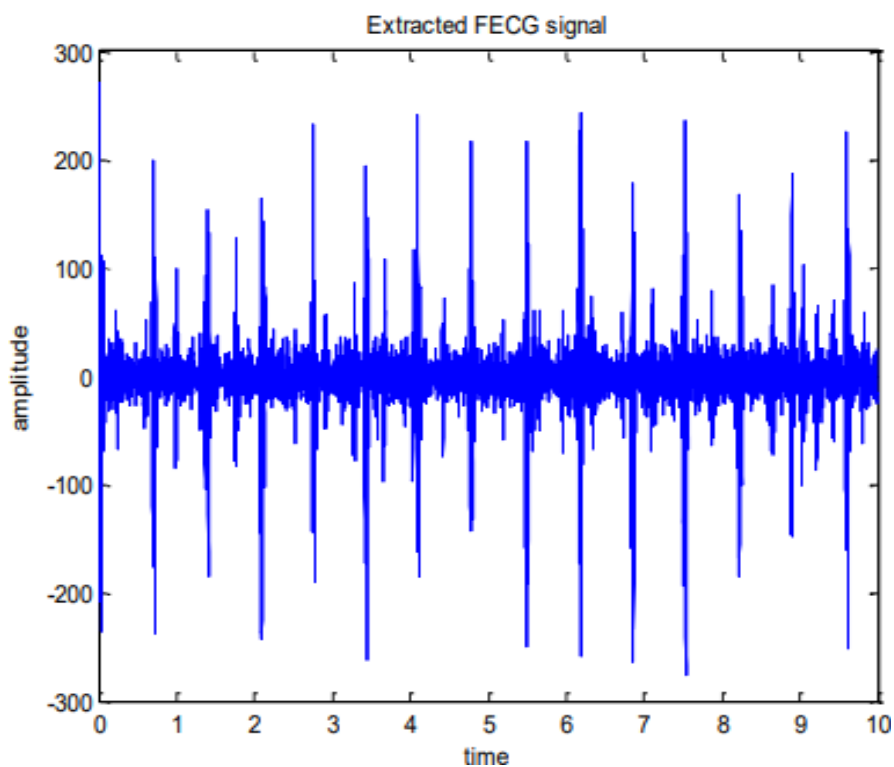


Рис.3.5. Витягнутий сигнал електрокардіограми плоду

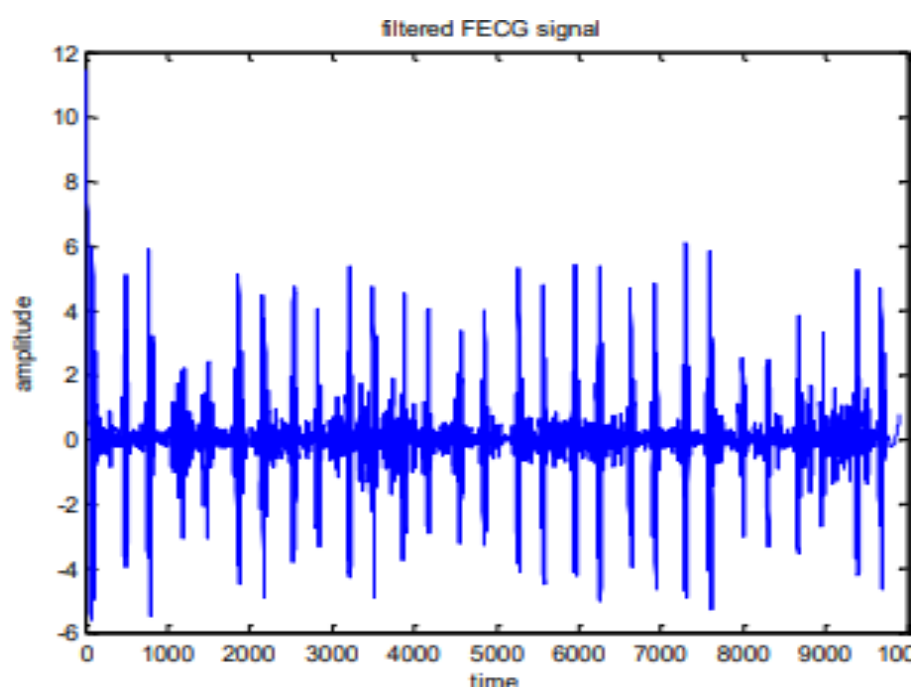


Рис.3.6. Відфільтрований сигнал фетальної електрокардіограми

3.4. Висновок до розділу 3.

У третьому розділі магістерської роботи було детально показано вплив різних факторів, які впливають на якість сигналу фетальної електрокардіограми, таких як інтерференції та шуми. На основі проведеного дослідження було запропоновано вдосконалення методів обробки сигналу ФЕKG за допомогою вейвлет-перетворення. Результати роботи показали, що використання алгоритмів із застосуванням багаторівневої вейвлет-декомпозиції полегшує значно покращений розвиток сигналу/шуму. Це дозволяє підвищити точність та аналіз характеристик серцевого ритму плода, що має велике практичне значення для діагностики в акушерській практиці.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Загальні вимоги охорони праці

Охорона праці є системою правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів, що спрямовані на збереження життя і здоров'я працівників у процесі трудової діяльності. При виконанні досліджень та експериментів у рамках роботи з електрокардіографічними сигналами слід дотримуватися таких нормативних актів:

- Закон України «Про охорону праці».
- Закон України «Про забезпечення санітарного та епідемічного благополуччя населення».
- Державні санітарні норми та правила щодо безпеки праці з електронним обладнанням.
- НПАОП 40.1-1.32-01 «Правила охорони праці під час роботи з електроустановками споживачів».

1. Організація робочого місця

- Ергономіка робочого простору: Монітор повинен розташовуватися на рівні очей або трохи нижче, на відстані 50–70 см від користувача. Клавіатура та мишка повинні розташовуватися так, щоб руки були в природному положенні, зігнуті під кутом 90°.
- Робоче місце: Поверхня столу має бути достатньо просторою, щоб розмістити комп'ютерне обладнання, документацію та необхідні інструменти без ризику створення безладу.
- Крісла: Використовуйте крісла з регульованою висотою, спинкою та підлокітниками для підтримки природного положення тіла.
- Освітлення: Приміщення повинно мати природне або штучне освітлення з яскравістю 300–500 люксів, без відблисків на екрані монітора.

2. Робота з комп'ютерним обладнанням

- **Захист обладнання:** Використовуйте стабілізатори напруги або джерела безперебійного живлення для запобігання пошкодженням через стрибки електрики.
- **Безпека кабелів:** Розташовуйте дроти та кабелі так, щоб уникнути спотикання або пошкодження.
- **Контроль технічного стану:** Періодично перевіряйте стан обладнання на наявність механічних пошкоджень, нагрівання або несправностей.
- **Робота із програмами:** Використовуйте ліцензійне програмне забезпечення, таке як MATLAB, для обробки сигналів. Перед запуском складних обчислювальних алгоритмів перевірте їх працездатність на тестових даних.

3. Підготовка обладнання для роботи з електрокардіографічними сигналами

- **Електроди для зняття ЕКГ:**
- Забезпечте чистоту електродів перед використанням.
- Перевірте їх контакт із поверхнею тіла, щоб уникнути шумів у сигналі.
- **Калібрування обладнання.** Перед початком експерименту виконайте калібрування пристроїв для забезпечення точності даних.
- **Заземлення:** Усі прилади повинні бути заземлені відповідно до технічних вимог.

4. Обробка та аналіз сигналів

- **Захист даних:**
- Дані повинні зберігатися на захищених носіях.
- Забезпечте анонімність пацієнтів, видаливши особисту інформацію перед аналізом.
- **Шумозахист:** Використовуйте відповідні методи, такі як фільтрація або вейвлет-аналіз, для видалення шумів із сигналів.
- **Частотні аналізи:** Вибирайте методи аналізу (вейвлет-перетворення)

5. Фізична безпека

- Електробезпека:
- Не торкайтеся оголених контактів або кабелів під час роботи.
- Уникайте розташування обладнання поблизу джерел води.

6. Медико-біологічні аспекти

- Контроль чистоти: Використовуйте одноразові або стерильні аксесуари (електроди, гелі).
- Безконтактність: Переважайте використання неінвазивних методів для дослідження ЕКГ.
- Утилізація матеріалів: Всі одноразові аксесуари мають бути утилізовані згідно з нормами.

7. Екологічні аспекти

- Енергоефективність: Вимикайте прилади, коли вони не використовуються.
- Переробка: Використовуйте лише сертифіковані пункти прийому для утилізації старого обладнання та батарей.

Такий підхід дозволить мінімізувати ризики під час роботи з електрокардіографічними сигналами, забезпечити комфортні умови праці та дотримання стандартів безпеки.

4.2. Аналіз ризиків під час виконання досліджень

Під час виконання досліджень та аналізу ЕКГ-сигналів можуть виникати такі ризики, які необхідно враховувати для забезпечення безпеки та ефективності роботи:

1. Електробезпека. Робота з комп'ютерним обладнанням та іншими електронними пристроями передбачає певні ризики, пов'язані з електробезпекою:

Несправність кабелів та роз'ємів: Пошкоджені або зношені кабелі можуть викликати коротке замикання або ураження електричним струмом.

- Запобіжні заходи: Регулярно перевіряйте кабелі на предмет фізичних

пошкоджень [24].

- Використовуйте кабелі з ізоляцією, які відповідають стандартам безпеки .

Заземлення обладнання: Відсутність заземлення може призвести до електротравм.

Рекомендації: Переконайтеся, що всі прилади заземлені відповідно до вимог технічної документації. Використовуйте розетки із заземлюючими контактами [25].

Запобіжні заходи: Використовуйте стабілізатори напруги та джерела безперебійного живлення (UPS). Уникайте перевантаження мережі шляхом підключення великої кількості пристроїв до одного подовжувача [26].

Аналітична робота з електрокардіографічними сигналами потребує концентрації, що може викликати розумову перевтому.

Прояви перевтоми:

- Зниження концентрації.
- Відчуття тривожності або напруження через великий обсяг даних

Робочий режим: Чергуйте 45–60 хвилин роботи із 10–15 хвилинами відпочинку.

Протягом перерви рекомендується виконувати вправи для зору (рухи очей по горизонталі, вертикалі, кругові оберти) та м'язів ший.

Організація робочого простору. Забезпечте комфортну температуру, оптимальне освітлення та мінімум шуму. Це знижує стрес та підтримує продуктивність.

Техніки релаксації:

- Дихальні вправи: глибокий вдих через ніс, повільний видих через рот (3–5 хвилин кожен годину).
- Медитація або розтяжка після тривалої роботи .

4.3. Висновки до розділу 4

Під час виконання досліджень та аналізу електрокардіографічних сигналів слід враховувати комплекс ризиків, пов'язаних із використанням електронного обладнання, програмного забезпечення та впливом тривалої інтелектуальної

праці.

Крім того, значну увагу слід приділити запобіганню психоемоційному навантаженню. Організація ергономічного робочого місця, дотримання перерв у роботі та застосування технік релаксації сприяють зниженню втоми, підтриманню продуктивності та запобігають професійним захворюванням.

Таким чином, впровадження системного підходу до аналізу ризиків та реалізації заходів з охорони праці забезпечує безпечні умови виконання досліджень, знижує ризики для здоров'я та сприяє досягненню високої ефективності під час роботи з ЕКГ-сигналами

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В роботі відображено результати розробки алгоритмічно-програмне забезпечення виявлення ЕКГ плоду

Отримані результати:

1. Проаналізовано сучасні методи екстракції фетальної електрокардіограми, зокрема проведено огляд відомих алгоритмів і підходів до вилучення фетальної електрокардіограми (ФЕКГ), включаючи їх переваги, недоліки та можливості вдосконалення.

2. Розроблено математичну модель ФЕКГ, яка дала змогу покращити обробку сигналу, враховуючи особливості шумових компонентів та накладання сигналів матері та плоду.

3. Розроблено метод та алгоритм вейвлет-обробки до обробки фетального електрокардіографічного сигналу з метою його виявлення на фоні завад.

4. Розроблено програмне забезпечення для обробки сигналу фетальної електрокардіограми в середовищі MATLAB.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Alfirevic Z, Devane D, Gyte GM. Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013;5:CD006066. doi: 10.1002/14651858.CD006066
2. Hasan MA, Reaz MB, Ibrahimy MI, Hussain MS, Uddin J. Detection and Processing Techniques of FECG Signal for Fetal Monitoring. *Biol Proced Online*. 2009 Mar 27; 11:263-95. doi: 10.1007/s12575-009-9006-z. PMID: 19495912; PMCID: PMC3055800.
3. Jaros, R., Martinek, R., Kahankova, R. "Non-Adaptive Methods for Fetal ECG Signal Processing: A Review and Appraisal." *Sensors* 2018; 18(11):3648. DOI: 10.3390/s18113648.
4. Ponsiglione, A.M., Cosentino, C., et al. "A Comprehensive Review of Techniques for Processing and Analyzing Fetal Heart Rate Signals." *Sensors* 2021; 21(18):6136.
5. Thompson, Loren, et al. "Intrauterine hypoxia: clinical consequences and therapeutic perspectives." *Research and Reports in Neonatology*. 2015;5:79-89 <https://doi.org/10.2147/RRN.S57990>
6. Clifford GD, Silva I, Behar J, Moody GB. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiol Meas*. 2014; **35**: 1521-1536.
7. Kupka T., Matonia A., et al. "New Method for Beat-to-beat Fetal Heart Rate Measurement Using Doppler Ultrasound Signal." *Sensors* 2020; 20(15):4079. DOI: 10.3390/s20154079.
8. Valderrama C.E., et al. "An open source autocorrelation-based method for fetal heart rate estimation from one-dimensional Doppler ultrasound." *Physiol Meas* 2019; 40(2):025005. DOI: 10.1088/1361-6579/aafdd4.
9. https://www.documents.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577243/577247/582636/582637/PM__Avalon_Fetal_Monitoring_Smart_Transducers_Rel._J.3_4522_991_34851_-_AN.pdf

10. Kupka, T.; Matonia, A.; Jezewski, M.; Jezewski, J.; Horoba, K.; Wrobel, J.; Czabanski, R.; Martinek, R. New Method for Beat-to-Beat Fetal Heart Rate Measurement Using Doppler Ultrasound Signal. *Sensors* **2020**, *20*, 4079. <https://doi.org/10.3390/s20154079>
11. Shi X, Niida N, Yamamoto K, Ohtsuki T, Matsui Y, Owada K. A Robust Approach Assisted by Signal Quality Assessment for Fetal Heart Rate Estimation from Doppler Ultrasound Signal. *Sensors*. 2023; 23(24):9698. <https://doi.org/10.3390/s23249698>
12. Johann, Vargas-Calixto, Philip Warrick, Robert Kearney. Estimation and Discriminability of Doppler Ultrasound Fetal Heart Rate Variability Measures. *Frontiers in Physiology*, 2021
13. MDPI and ACS Style. Martinek, R.; Nedoma, J.; Fajkus, M.; Kahankova, R.; Konecny, J.; Janku, P.; Kepak, S.; Bilik, P.; Nazeran, H. A Phonocardiographic-Based Fiber-Optic Sensor and Adaptive Filtering System for Noninvasive Continuous Fetal Heart Rate Monitoring. *Sensors* 2017, *17*, 890. <https://doi.org/10.3390/s17040890>
14. Donofrio MT, Moon-Graday AJ, Hornberger LK, Copel JA, Sklansky MS, Abuhamad A, Cuneo BF, Hunta JC, Jonas RA, Krishnan A, Lacey S, Lee W, Michelfelder EC SR., Rempel GR, Silverman NH, Spray TL, Strausburger JF, Tworetzky W, Rychnik J, American heart associations adults with congenital heart disease Joint committee of the council on disease in the Y., Council on clinical cardiology, C.O.C.S., anesthesia, council ON, C. & STROKE, N. 2014. Diagnosis and treatment of fetal cardiac disease: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 129, 2183–242
15. Ponsiglione, A.M.; Cosentino, C.; Cesarelli, G.; Amato, F.; Romano, M. A Comprehensive Review of Techniques for Processing and Analyzing Fetal Heart Rate Signals. *Sensors* 2021, *21*, 6136. <https://doi.org/10.3390/s21186136>
16. Vilimkova Kahankova, Radana & Martinek, Radek & Bilik, Petr. (2018). Non-invasive Fetal ECG Extraction from Maternal Abdominal ECG

Using LMS and RLS Adaptive Algorithms. 258-271. 10.1007/978-3-319-60834-1_27.

17. 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.

18. Angel, Claudia L., "Fetal Electrocardiogram Detection And Analysis From Maternal Abdominal Ecg For Diagnosis Of Fetal Heart Rhythm Abnormalities" (2022).

19. Martinek, Radek & Vilimkova Kahankova, Radana & Nedoma, Jan & Fajkus, Marcel & Cholevová, Kristýna. (2018). Fetal ECG Preprocessing Using Wavelet Transform. 39-43 10.1145/3177457.3177503.

20. Jallouli M, Arfaoui S, Ben Mabrouk A, Cattani C. Clifford Wavelet Entropy for Fetal ECG Extraction. Entropy (Basel). 2021 Jun 30;23(7):844. doi: 10.3390/e23070844. PMID: 34209158; PMCID: PMC8305949.

21.Цифрова обробка низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів: Навч. посіб./ Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько. — К.: НТУУ “КПІ”, 2014. — 182 с.

22.Калюга Б.В., Задерей Н.М. Застосування вейвлет-перетворення в сучасній науці та техніці. // Наукові записки молодих учених. 2019. вип. 4.

23. Fetal ECG Extraction using Wavelet Transform Neha Para1, Dr. S. Wadhawani M.E., Dept. of Electrical Engineering, MITS Gwalior, M.P., India 2Professor, Dept.of Electrical Engineering, MITS Gwalior, M.P., India Volume: 05 Issue: 07 | July 2018

24.ГОСТ 12.1.019-79. Електробезпека. Загальні вимоги та термінологія.

25.НПАОП 40.1-1.32-01. Правила охорони праці під час роботи з електроустановками споживачів.

26.ДСТУ EN ISO 10075-1:2020. Принципи ергономіки для роботи, що

вимагає інтенсивного розумового навантаження.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Теза конференції

УДК 519.2:612.179

Т. В. Мельніченко

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

ЗАСТОСУВАННЯ ВЕЙВЛЕТ ПЕРЕТВОРЕННЯ ДОБЕШІ ДЛЯ ВИДІЛЕННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПЛОДУ

T. V.Melnichenko

APPLICATION OF WAVELET TRANSFORM DOBESHI FOR SEPARATION OF FETAL ELECTROCARDIOLOGICAL SIGNAL

Моніторинг частоти серцевих скорочень плода (ЧСС) є однією з найважливіших процедур профілактики перинатальної захворюваності та смертності в галузі акушерства. Однак ефективність електронного моніторингу плода під час пологів постійно перебуває під сумнівами [1].

В порівнянні з електрокардіосигналом плода, електрокардіосигнал матері має набагато більшу амплітуду за величиною [2]. В свою чергу це ускладнює вилучення фетальної електрокардіограми і збереження його морфології.

В даній магістерській роботі для виявлення електрокардіограми плода було запропоновано Вейвлет перетворення з метою обробки електрокардіограми плода.

Для отримання електрокардіограми матері і електрокардіограми плода було застосовано дискретне вейвлетне перетворення (DWT) з 10-рівневою декомпозицією. У цьому алгоритмі я використовувала вейвлет Добеші

На рис. 1 показано витягнутий сигнал фетальної електрокардіограми плода

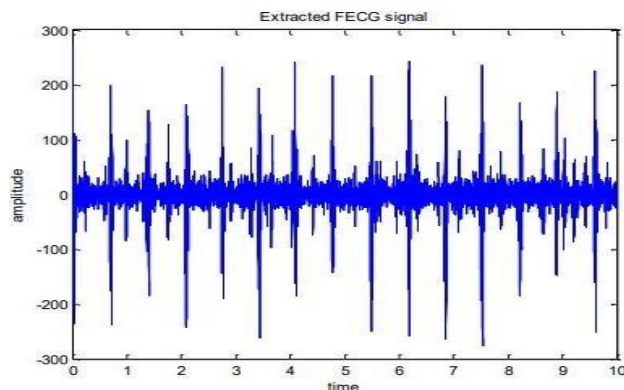


Рис. 1. Витягнутий сигнал фетальної електрокардіограми

ДОДАТОК В

Код програми

```
% Load AECG signal
```

```
t = 0:1/fs:10;
```

```
aecgSignal = sin(2*pi*1*t) + randn(size(t)) * 500; % Example of AECG signal
```

```
% Wavelet decomposition by Daubechie (10 levels)
```

```
waveletName = 'db10';
```

```
[coefficients, levels] = wavedec(aecgSignal, 10, waveletName);
```

```
% Wavelet coefficients: low-frequency components preservation
```

```
threshold = median (abs (coeff.)) / 0.6745;
```

```
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold);
```

```
% Signal reconstruction
```

```
aecgFilteredSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName);
```

```
% Plot
```

```
figure;
```

```
plot(t, aecgFilteredSignal, 'r');
```

```
title('AECG signal');
```

```
xlabel('time');
```

```
ylabel('amplitude');
```

```
% Load filtered AECG signal
```

```
t = 0:1/fs:10;
```

```
extractedFECG = filteredSignal - aecgFilteredSignal; Use signal difference
```

```
% Daubechie wavelet decomposition (10 levels)
```

```
waveletName = 'db10';
```

```
[coefficients, levels] = wavedec(extractedFECG, 10, waveletName);
```

```
% Processing coefficients to extract FECG
```

```
threshold = wthrmngr('rigrsure', coeffs, levels);
```

```
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold);
```

```
% Signal reconstruction
```

```
fecgExtractedSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName);
```

```
% Plot
```

```
figure;
```

```
plot(t, fecgExtractedSignal, 'b');
```

```
title('Extracted FECG signal');
```

```
xlabel('time');
```

```
ylabel('amplitude');
```

```
% Load or create input signal
```

```
fs = 1000; % Sampling rate
```

```
t = 0:1/fs:10; % Time vector
```

```
signal = randn(size(t)) + sin(2*pi*5*t); % Artificial signal for example
```

```
% Daubechie wavelet decomposition (10 levels)
```

```
waveletName = 'db10';
```

```
[coefficients, levels] = wavedec(signal, 10, waveletName);
```

```
% Plot
```

```
figure;
```

```
plot(t, filteredSignal, 'b');
```

```
title('Filtered signal FECG');
```

```
xlabel('time');
```



```
ylabel('Amplitude');
```

```
% Daubechie wavelet decomposition (10 levels)
```

```
waveletName = 'db10'; % Wavelet name
```

```
[coeffs, levels] = wavedec(signal, 10, waveletName);
```

```
% Remove noise by zeroing high-frequency coefficient
```

```
threshold = wthrmngr('rigrsure', coeffs, levels); % Calculate the threshold
```

```
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold); % Threshold processing
```

```
% Signal reconstruction
```

```
filteredSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName); % Signal  
reconstruction
```

```
% Load or create MEGC signal
```

```
mecgSignal = sin(2*pi*1*t); % MEGC signal % Subtract MEGC from AECG
```

```
residualSignal = aecgSignal - mecgSignal; % Preprocessing
```

```
% Wavelet decomposition of AECG signal (10 levels, Daubechie)
```

```
waveletName = 'db10'; % Wavelet name
```

```
[coeffsAECG, levelsAECG] = wavedec(aecgSignal, 10, waveletName);
```

```
% Wavelet decomposition of MEGC signal (10 levels, Daubechie)
```

```
[coeffsMECG, levelsMECG] = wavedec(mecgSignal, 10, waveletName); % Zeroing  
high-frequency coefficients for AECG
```

```
thresholdAECG = wthrmngr('rigrsure', coeffsAECG, levelsAECG); % Calculating  
threshold
```

```
coeffsAECGFiltered = wthresh(coeffsAECG, 's', thresholdAECG); % Threshold  
processing
```

```
% Zeroing high-frequency coefficients for MEGC
```

```
thresholdMECG = wthrmngr('rigrsure', coeffsMECG, levelsMECG); % Calculating  
threshold
```

```
coeffsMECGFiltered = wthresh(coeffsMECG, 's', thresholdMECG); % Threshold
processing
```

```
% Reconstruction of signals after decomposition
```

```
aecgFilteredSignal = waverec(coeffsAECGFiltered, levelsAECG, waveletName); %
AECG
```

```
mecgFilteredSignal = waverec(coeffsMECGFiltered, levelsMECG, waveletName); %
MECG
```

```
% Exclusion of MEGG from AECG
```

```
extractedSignal = aecgFilteredSignal - mecgFilteredSignal; % Cleaned signal
```

```
% Plotting
```

```
figure;
```

```
subplot(3,1,1);
```

```
plot(t, aecgSignal, 'b'); % AECG signal
```

```
title('Original AECG Signal');
```

```
xlabel('Time (s)');
```

```
ylabel('Amplitude');
```

```
subplot(3,1,2);
```

```
plot(t, mecgSignal, 'r'); % MEGG signal
```

```
title('Original MEGG Signal');
```

```
xlabel('Time (s)');
```

```
ylabel('Amplitude');
```

```

t = 0:1/fs:10;
aecgSignal = sin(2*pi*1*t) + randn(size(t)) * 500; % Example of AECG signal

% Wavelet decomposition by Daubechie (10 levels)
waveletName = 'db10';
[coefficients, levels] = wavedec(aecgSignal, 10, waveletName);

% Wavelet coefficients: low-frequency components preservation
threshold = median (abs (coeff.)) / 0.6745;
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold);

% Signal reconstruction
aecgFilteredSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName);

% Plot
figure;
plot(t, aecgFilteredSignal, 'r');
title('AECG signal');
xlabel('time');
ylabel('amplitude');

% Load filtered AECG signal
t = 0:1/fs:10;
extractedFECG = filteredSignal - aecgFilteredSignal; Use signal difference

% Daubechie wavelet decomposition (10 levels)
waveletName = 'db10';
[coefficients, levels] = wavedec(extractedFECG, 10, waveletName);

% Processing coefficients to extract FECG

```

```

threshold = wthrmngr('rigrsure', coeffs, levels);
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold);

% Signal reconstruction
fecgExtractedSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName);

% Plot
figure;
plot(t, fecgExtractedSignal, 'b');
title('Extracted ECG signal');
xlabel('time');
ylabel('amplitude');

% Load or create input signal
fs = 1000; % Sampling rate
t = 0:1/fs:10; % Time vector
signal = randn(size(t)) + sin(2*pi*5*t); % Artificial signal for example

% Daubechie wavelet decomposition (10 levels)
waveletName = 'db10';
[coefficients, levels] = wavedec(signal, 10, waveletName);

% Remove noise by zeroing high-frequency coefficients
threshold = wthrmngr('rigrsure', coeffs, levels);
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold);

% Signal reconstruction
filteredSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName);

% Plot

```

```

figure;
plot(t, filteredSignal, 'b');
title('Filtered signal FEKG');
xlabel('time');
ylabel('Amplitude');

clear all;
close all;
% Load an input signal
fs = 1000; % Sampling rate
t = 0:1/fs:10; % Time vector
signal = randn(size(t)) + sin(2*pi*5*t); % Artificial signal for example

% Daubechie wavelet decomposition (10 levels)
waveletName = 'db10'; % Wavelet name
[coeffs, levels] = wavedec(signal, 10, waveletName);
% Remove noise by zeroing high-frequency coefficient
threshold = wthrmngr('rigrsure', coeffs, levels); % Calculate the threshold
coeffsFiltered = wthresh(coeffs, 's', threshold); % Threshold processing
% Signal reconstruction
filteredSignal = waverec(coeffsFiltered, levels, waveletName); % Signal
reconstruction

% Plot construction
figure; % Create a new plot window
plot(t, filteredSignal, 'b'); % Filtered signal plot, blue
title('Filtered FEKG signal'); % Plot title
xlabel('time'); % X-axis label

ylabel('Amplitude'); % Y-axis label

```

```

clear all; %
close all; %
% Load or AECG signal
fs = 1000; % Sampling rate
t = 0:1/fs:10; % Time vector
aecgSignal = sin(2*pi*1*t) + sin(2*pi*5*t) + randn(size(t))

% Load or create MEEG signal
mecgSignal = sin(2*pi*1*t); % MEEG signal % Subtract MEEG from AECG
residualSignal = aecgSignal - mecgSignal; % Preprocessing

% Wavelet decomposition of AECG signal (10 levels, Daubechie)
waveletName = 'db10'; % Wavelet name
[coeffsAECG, levelsAECG] = wavedec(aecgSignal, 10, waveletName);

% Wavelet decomposition of MEEG signal (10 levels, Daubechie)
[coeffsMEEG, levelsMEEG] = wavedec(mecgSignal, 10, waveletName); % Zeroing
high-frequency coefficients for AECG

thresholdAECG = wthrmngr('rigsure', coeffsAECG, levelsAECG); % Calculating
threshold
coeffsAECGFiltered = wthresh(coeffsAECG, 's', thresholdAECG); % Threshold
processing
% Reconstruction of signals after decomposition
aecgFilteredSignal = waverec(coeffsAECGFiltered, levelsAECG, waveletName); %
AECG
mecgFilteredSignal = waverec(coeffsMEEGFiltered, levelsMEEG, waveletName); %
MEEG

```