МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМ. ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО
Факультет електроніки
Кафедра електронної інженерії

До захисту допущено
Завідувач кафедри
_____ В. І. Тимофєєв
“___”_____ 20___р.

Дипломна робота

освітнього рівня «бакалавр»
за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка

на тему «Моніторинг стану плоду під час вагітності за даними абдомінальної ЕКГ матері»

Виконав(ла) студент 4-го курсу, групи ДМ-01
Мельник Юрій Леонідович _____
(прізвище, ім’я, по батькові) (підпис)

Керівник доц. каф. ЕІ, доц., к.т.н. Іванько К. О. _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Рецензент Обухова Тетяна Юріївна _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.
Студент _____
(підпис)

Київ - 2024 року

Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”

Факультет електроніки
Кафедра електронної інженерії
Освітній рівень «бакалавр»
за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ В. І. Тимофєєв
“___”_____ 20___ р.

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

_____ Мельник Юрій Леонідович_____
(прізвище, ім’я, по батькові)

1. Тема роботи «Моніторинг стану плоду під час вагітності за даними абдомінальної ЕКГ матері»_____
керівник роботи _ доц. каф. ЕІ, доц., к.т.н. Іванько К. О. _____,
(прізвище, ім’я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від “23” травня 2024 року №2076-с
2. Строк подання студентом роботи __12.06.2024_____
3. Вихідні дані до роботи _База даних абдомінальної та прямої фетальної ЕКГ.
4. Зміст дипломної роботи (перелік питань, які потрібно розробити): _аналіз стану ЕКГ плоду, методи визначення ЕКГ плоду_____
5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов’язкових креслень, плакатів, презентацій тощо): _рисунки в тексті пояснювальної записки, _презентація до захисту. _____
6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання_____10.04.2024_____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літературних джерел стосовно теми дипломної роботи	10.04.2024-01.05.2024	
2	Написання першого розділу	02.05.2024-10.05.2024	
3	Написання другого розділу	10.05.2024-21.05.2024	
4	Розробка програмного забезпечення для моніторингу стану плоду	21.06.2024-01.06.2024	
5	Проведення дослідження запропонованого методу з використанням баз даних	01.06.2024-05.06.2024	
6	Написання третього розділу пояснювальної записки	05.06.2024-09.06.2024	
7	Оформлення тексту диплому,	09.06.2024-11.06.2024	

Студент ___Мельник Ю.Л_____

(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____Іванько К.О._____

(підпис) (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 73 с., 3 ч., 22 рис., 1 табл., 15 джерел.

ЕКГ, ФЕКГ, ICA, PQRST, СЕРЦЕ ПЛОДУ, ВАГІТНІСТЬ

У даній роботі розглядаються основні принципи системи моніторингу стану плоду за даними абдомінальної електрокардіографії на основі метода ICA.

Мета даної роботи полягає у висвітленні проблем та перспектив використання електрокардіографії для моніторингу стану серця плоду під час вагітності. Дана робота також розглядає потенційні шляхи подолання технічних обмежень для поліпшення точності та ефективності моніторингу стану серця плоду.

У першій частині розглядається основи моніторингу плоду. Ця частина досліджує використання електрокардіографії для вивчення серцевої активності плоду, розглядає проблеми, пов'язані з моніторингом здоров'я серця плоду і використанням різних методів, таких як інвазивна та неінвазивна ЕКГ. Досліджується розвиток серця плоду, його анатомію та фізіологію, відмінності у роботі серця плоду порівняно з дорослими, а також розглядається електрична активність серця плоду в різних стадіях вагітності.

У другій частині розглядається застосування методу аналізу незалежних компонент ICA для обробки абдомінальних електрокардіограм, також порівнюється метод ICA з традиційними методами аналізу ЕКГ, вказуючи на переваги його застосування у моніторингу серця плоду.

У третій частині розглядається аналіз методів моніторингу стану плоду через електрокардіограму. Дослідження проводилося за допомогою методу незалежного компонентного аналізу, який дозволяє виділити сигнали ЕКГ матері та плода з комбінованого сигналу, а також аналізувати їх характеристики.

ABSTRACT

Explanatory note: 73 pp., 3 ch., 22 figures, 1 table, 15 references.

ECG, FEKG, ICA, PQRST, FETAL HEART, PREGNANCY

This work examines the main principles of the system for monitoring the condition of the fetus based on the data of abdominal electrocardiography based on the ICA method.

The purpose of this work is to highlight the problems and prospects of using electrocardiography to monitor the condition of the heart of the fetus during pregnancy. This paper also examines potential ways to overcome technical limitations to improve the accuracy and efficiency of fetal heart monitoring.

The first part covers the basics of fetal monitoring. This part explores the use of electrocardiography to study fetal heart activity. It examines the challenges associated with monitoring the health of the fetal heart and the use of various methods such as invasive and non-invasive ECG. It also examines the development of the fetal heart, its anatomy and physiology, the differences in the functioning of the fetal heart compared to adults, and the electrical activity of the fetal heart at different stages of pregnancy.

In the second part, the application of the method of analysis of independent components of ICA for the processing of abdominal electrocardiograms is considered, also compares the ICA method with traditional ECG analysis methods, indicating the advantages of its use in fetal heart monitoring.

The third part deals with the analysis of methods of monitoring the condition of the fetus through an electrocardiogram (ECG). The study was carried out using the method of independent component analysis, which allows separation the maternal and fetal ECG signals from the combined signal, as well as analyze their characteristics

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

ЕКГ-електрокардіографія

ФЕКГ – фетальна електрокардіографія

RR- час, що минув між двома послідовними зубцями R ЕКГ сигналу

ICA- Метод аналізу незалежних компонент

FastICA- алгоритм для аналізу незалежних компонентів

ЧСС – частота серцевих скорочень

HRV - варіабельність серцевого ритму

ВСТУП

Електрокардіографія існує вже понад століття, проте, не зважаючи на значний прогрес у клінічній електрокардіографії для дорослих, техніка обробки сигналів та швидкі цифрові процесори, аналіз електричної активності серця плоду під час вагітності все ще знаходиться на ранньому етапі розвитку. Це, з одного боку, пов'язано з недостатньою доступністю баз даних абдомінальної ЕКГ вагітних жінок для дослідження електричної активності серця плоду, з іншого боку, зі співвідношенням сигналу до шуму ЕКГ плоду, яке відносно нижче порівняно з материнською ЕКГ (частково через різні середовища між серцем плода та вимірювальними електродами, а також те, що серце плоду просто менше), а також, частково, з менш повною клінічною інформацією щодо функціонування та розвитку серця плоду.

Дані ВООЗ підкреслюють значний вплив вроджених вад серця на глобальне здоров'я та важливість вирішення цього питання. Невдале діагностування та лікування цих вад може призвести до серйозних ускладнень здоров'я та навіть смерті, що робить критично важливим пріоритезувати зусилля у напрямку кращого розуміння, діагностики та лікування цього стану.

Своєчасне та точне виявлення патології плоду під час вагітності є вирішальним для зменшення ризику негативних наслідків. З метою забезпечення здоров'я як матері, так і майбутньої дитини, діагностичні методи для вивчення серцево-судинної системи плоду спрямовані на неінвазивну діагностику. Один із методів моніторингу плоду - використання систем абдомінальної кардіографії, які записують сигнал ЕКГ плоду, що є комбінацією корисних сигналів плоду та материнської абдомінальної ЕКГ.

1 ВИКОРИСТАННЯ ЕКГ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ СТАНУ ПЛОДУ

1.1 Діагностика та моніторинг плоду

Пороки серця є одними з найпоширеніших вроджених вад і основною причиною смертей, пов’язаних із вродженими вадами. Приблизно 1 дитина з 125 немовлят щороку народжується з тією чи іншою формою вродженої вади серця . Тяжкість дефекту може бути від незначного, що дозволяє дитині виглядати здоровою протягом тривалого періоду, до такого, що загрожує життю. Ці дефекти розвиваються на ранніх термінах під час формування серця і можуть бути спричинені генетичними синдромами, спадковими розладами або факторами зовнішнього середовища, такими як інфекції чи зловживання наркотиками. Однак, за винятком пологів, електрокардіографія плоду не виявилася ефективним інструментом для візуалізації специфічних структурних дефектів. Швидше, електрокардіографія плоду обмежувалася більш глобальними проблемами, такими як загальна ішемія через специфічне положення плоду, яке перетискає пуповину. Причина цього обмеження полягає в тому, що сигнал ЕКГ плоду містить завади у вигляді міографічних (м’язових) сигналів (як від матері, так і від плоду), руховими артефактами та кількома шарами різних діелектричних біологічних середовищ, через які електричні сигнали має пройти.

У 1970-х роках запровадження безперервного електронного моніторингу серцевого ритму плоду викликало хвилю надії на те, що його широке впровадження призведе до зменшення ефекту травми та смерті в утробі матері. На жаль, ця технологія не реалізувала свій початковий потенціал. Комплексний аналіз дев’яти рандомізованих контрольних досліджень, у яких порівнювали моніторинг плоду з аускультацією серцевого ритму плоду, показав, що сучасні методи моніторингу призвели до вищих показників кесаревого розтину, пологів із застосуванням щипців і вакуумних пологів без будь-якого відповідного зниження ризиків для матері і плоду. На даний момент безперервний моніторинг плоду використовується в більш ніж 85% випадків пологів у Сполучених Штатах,

встановлюючи його як діагностику. Однак поточна практика моніторингу плоду спирається на аналіз частоти серцевих скорочень плоду і не враховує цінну інформацію, надану характеристиками хвилі електрокардіограми плоду, яка є вирішальною для оцінки здоров'я серця як у дітей, так і у дорослих.Отже, широкомасштабні дослідження кореляції між характеристиками ЕКГ та неонатальними наслідками не проводилися.

Морфологія електричних сигналів серця, які можна виявити за допомогою електрокардіографії, часто виявляє особливі прояви вад серця. Вважається, що ці сигнали містять величезну кількість інформації, яка перевищує ту, яку можна отримати за допомогою традиційних сонографічних методів . Однак через низьке відношення сигналу/шуму фетальної електрокардіографії (ФЕКГ), записаної з поверхні тіла матері, було складно отримати неспотворені сигнали ФЕКГ від електродів. У результаті використання ФЕКГ було в основному обмежено аналізом серцебиття та інвазивними записами ЕКГ, такими як розміщення електрода на голівці плоду під час пологів. Хоча цей метод забезпечує реєстрацію ФЕКГ гарної якості, його можна використовувати тільки в конкретних клінічних сценаріях, створюючи певний ризик для безпеки плода.
На рисунку 1 ми можемо побачити електрокардіограму плоду, записаної інвазивним і неінвазивним способом. Верхній сигнал являє собою інвазивний запис, отриманий за допомогою електрода, розміщеного на голівці плоду, а два нижніх сигнали зображують неінвазивний запис, отриманий за допомогою абдомінальних електродів. На всіх трьох сигналах ми можемо ідентифікувати чотири фетальні екстрасистоли (позначені як a, b, c і d). Важливо відзначити, що сигнали абдомінальної ЕКГ демонструють кардіокомплекси низької амплітуди плоду серед значного широкосмугового шуму та артефактів більшої амплітуди, спричинених серцевою активністю матері. Крім того, артефакти присутні як між, так і під час серцевих скорочень плоду, демонструючи морфологію, подібну до фактичних серцевих скорочень плоду.

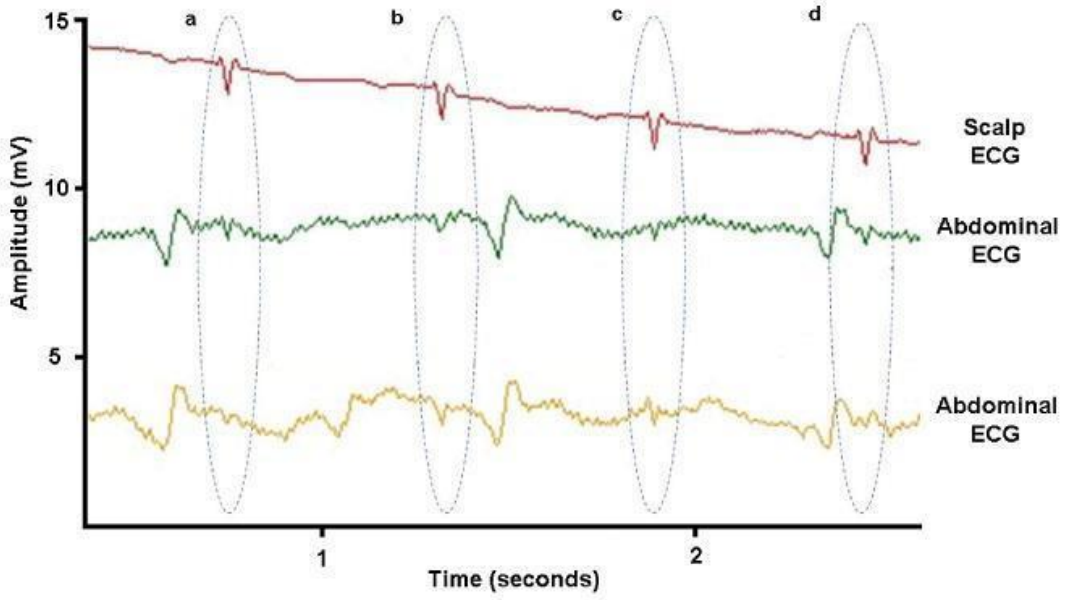

Рисунок 1.1 - ЕКГ плоду, записана інвазивно (верхня крива) через фетальний електрод на голові та неінвазивно (дві нижні лінії) через електроди, розміщені на животі матері. Серцебиття плоду обведено кружечком і позначено буквами a, b, c і d [1]

1.2 Розвиток серця плоду

Спостереження за електрокардіограмою плоду бере свій початок з 1906 року, коли М. Кремер вперше задокументував це. Однак ранні спроби вивчити цю область були переповнені обмеженнями доступних на той час гальванометричних пристроїв, які погано виявили слабкі сигнали плоду. З розвитком технологій і удосконаленням методів реєстрації та підсилення біомедичних сигналів фетальна електрокардіографія стала більш практичною та набула популярності. Тим не менше, постійною проблемою був низьке співвідношення сигналу/шуму (SNR) фетальних сигналів, особливо за наявності сильної серцевої діяльності матері. Ця проблема актуальна й сьогодні. У 1960-х роках дослідники досліджували використання внутрішньоматкових електродів, щоб посилити SNR для аналізу ФЕКГ. Однак ця методика була недовгою через ризик передчасного розриву

мембрани, викликаного введенням електрода. Щоб подолати це, дослідники запровадили використання прямих електродів.

Після прогресу в інформатиці та обробці сигналів привело до використання методів автоматичної обробки сигналів і адаптивної фільтрації для ідентифікації зубця R плода і усунення серцевих перешкод матері від абдомінальних електродів. Тим не менш, ці підходи дали лише оцінки частоти серцевих скорочень плода з обмеженою точністю, таким чином роблячи аналіз ЕКГ складною задачею, яка продовжує створювати проблеми як для біомедичної галузі, так і для обробки сигналів [1].

Серце є одним з перших органів, що розвиваються у плоду на ранніх стадіях вагітності (Рис.1.2). Найкритичніший період цього розвитку припадає на період між 3 і 7 тижнями після запліднення, коли просте серцеве трубчасте утворення набуває форми чотирьохкамерного серця (Рис.1.3).

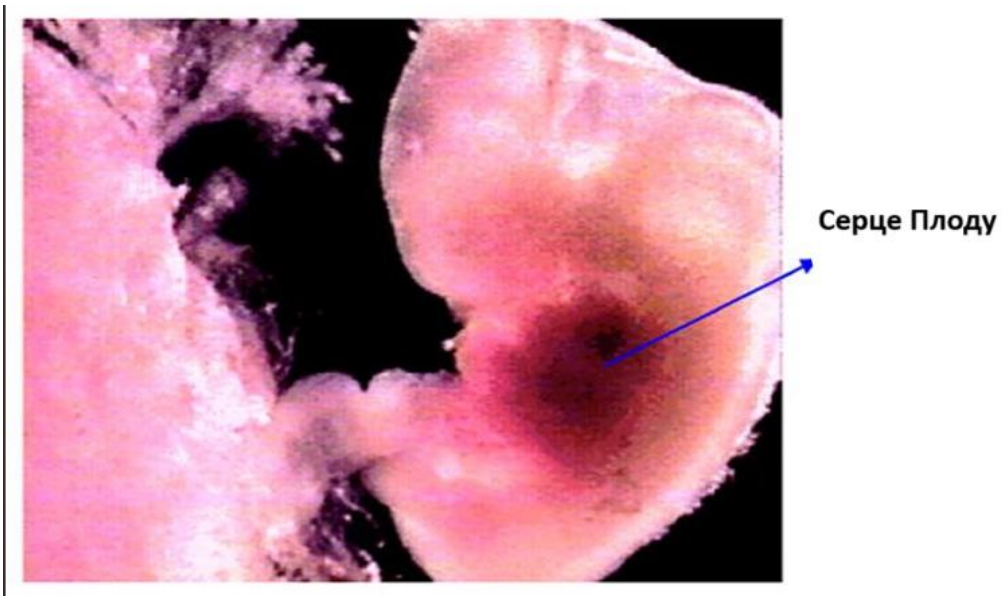

Рисунок 1.2 - Зображення плоду і серця на ранніх стадіях розвитку [1]

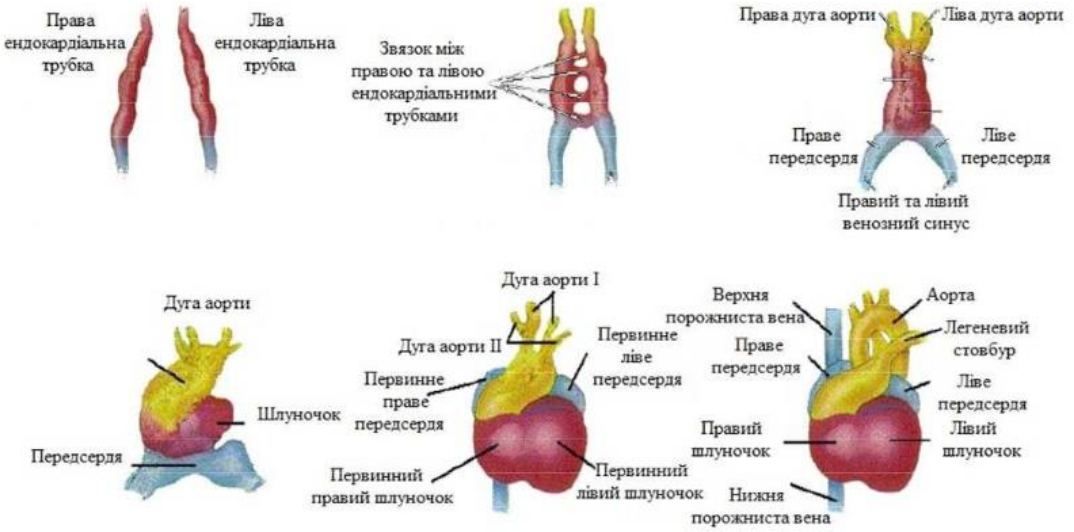

Рисунок 1.3 - Розвиток серця плоду під час гестації [2]

Вважається, що серце починає битися на 3-й тиждень життя та перекачує власну кров через окрему закриту кровоносну систему з власним типом крові. Незабаром після цього починають формуватися око, вухо та дихальні системи. Фетальне серце можна внутрішньо моніторити за допомогою ультразвукового зображення на 7-9 тижні ; хоча на цьому етапі можна записати лише приблизні зображення. Кардіальні форми хвиль та зміна серцевого ритму не вимірюються за допомогою ультразвукового зображення. У 20 тижнів серцебиття плоду можна почути без підсилення, з частотою приблизно 120-160 ударів за хвилину, але мало якою додатковою діагностичною інформацією можна забезпечити звичайне прослуховування серця.

Отже, материнська ЕКГ, які містять морфологічну інформацію про серцеву активність, викликають великий інтерес. Ці сигнали можна записати з материнського живота вже на вісімнадцятому-двадцятому тижні після зачаття.

На 6 тижнях після запліднення можна зареєструвати електричну активність мозку, скелет є повним, і більшість рефлексів вже присутні. Проте ембріон має довжину всього 0,5 см, а голова, рот, печінка та кишечник тільки починають набирати форму. На 12-14 тижнях (коли плід важить приблизно 30 грамів і має

довжину близько 7 см), м'язи починають розвиватися, і можна спостерігати спонтанні рухи, які зростають з віком.

Під час подальших термінів вагітності, приблизно на 26 тижнях, плід починає вдихати та видихати. Звісно, плід не дихає повітрям та не оксигенує кров через цю дію. Вважається, що це допомагає з виробленням поверхнево-активного речовини та зміцненням дихальної системи перед народженням. Хоча плід може жити поза маткою на 23-24 тижні, це вважається передчасним народженням, а звичайний термін вагітності становить приблизно 40 тижнів . Фактично, на 23 тижні є лише 15% ймовірності виживання поза маткою, і ця ймовірність зростає до 56% на 24 тижнях і до 79% на 25 тижнях [2].

Відповідно, плід оточений кількома різними анатомічними шарами з різними електричними провідностями. Найвища і найнижча провідність знаходяться в амніотичній рідині та *vernix caseosa* (біла речовина, що покриває шкіру новонароджених), відповідно. Обидва ці шари повністю оточують плід.

У відділеннях материнського живота шкіра і підшкірна жирова тканина також мають слабку провідність - приблизно в десять разів менше, ніж м'язова тканина . Тому ці два шари, які є інтерфейсом між поверхневими електродами та внутрішніми тканинами, мають значний вплив на записаний сигнал ФЕКГ. Усі ці різні тканини і шари утворюють так званий об'ємний провідник, в якому фетальні кардіальні сигнали поширюються до поверхні тіла матері. Цей об'ємний провідник не є сталим провідником, і його електрична провідність та геометрична форма постійно змінюються протягом всього перебігу вагітності. Зокрема, в другій половині вагітності (з 20-го тижня вперед), коли ЕКГ та материнську ЕКГ можна записувати з зовнішніх електродів, відомо, що амніотична рідина , плацента та сам плід збільшуються за об'ємом. Шар *vernix caseosa* з дуже низькою провідністю формується між 28-м і 32-м тижнями вагітності . Він майже електрично екранує плід і робить запис фетального поверхневого ЕКГ дуже складним. Однак для нормальних вагітностей (непередчасних пологів) цей шар поступово розчиняється в 37-му і 38-му тижнях вагітності[1].

1.3 Активність серця плоду

Рис.1.4 ілюструє будову повністю розвиненого серця плоду. Хоча існують функціональні відмінності між серцем плоду та серцем дорослої людини, основна відмінність полягає в тому, як отримується кисень. У дорослих лівий шлуночок перекачує кров до тіла, тоді як правий шлуночок перекачує кров у легені для отримання кисню. Однак у випадку з плодом кисень постачається плацентою, усуваючи потребу в перекачуванні крові до легенів. Натомість обидва шлуночки розподіляють кров по всьому тілу, включаючи легені. Для полегшення цього існують два шунти, які називаються овальним отвором і артеріальною протокою, які з'єднують вихідні судини обох шлуночків. Ці шунти дозволяють крові надходити в праве передсердя в обхід легеневого кровообігу. Крім того, плід має венозну протоку, судину, яка дозволяє крові обходити печінку, переносячи збагачену киснем кров і поживні речовини безпосередньо від пуповини до правого боку серця плоду. Після народження овальний отвір закривається з першими вдихами, а артеріальна протока поступово закривається протягом 10-15 годин. Повне закриття артеріальної протоки зазвичай відбувається протягом трьох тижнів після народження. Після відсікання пуповини та розриву зв'язку між матір'ю та плодом венозна протока негайно закривається . Крім того, у перший рік після народження в системі кровообігу дитини та роботі її серця відбувається кілька незначних змін.

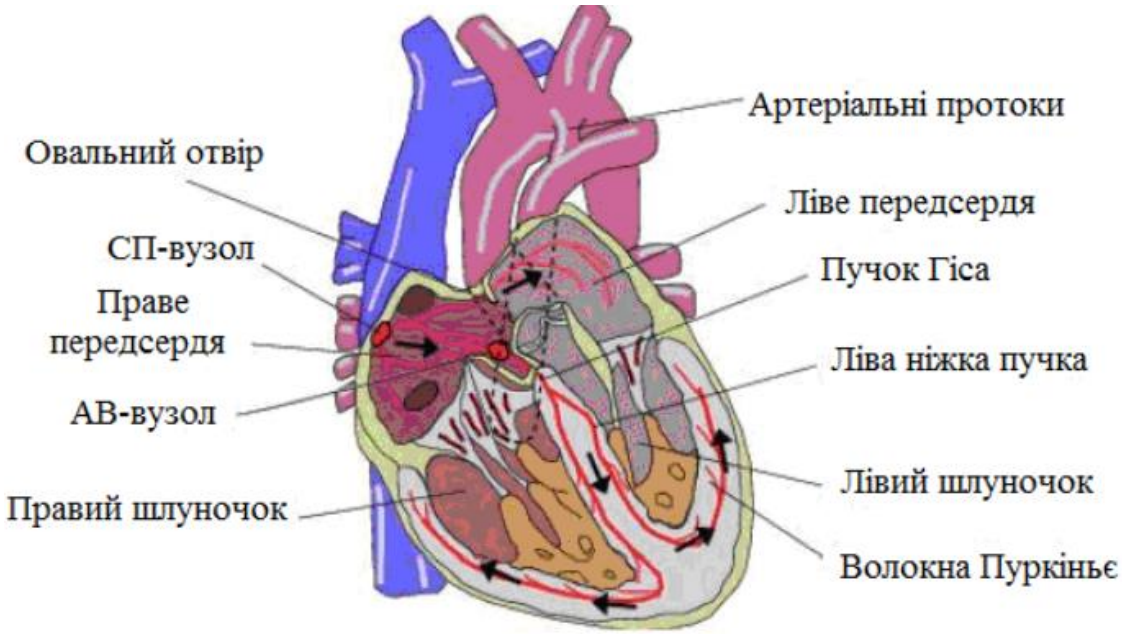

Рисунок 1.4 - Анатомія серця плоду[2]

1.4 Електрична активність серця плода

Водночас як механічна робота серця плоду відрізняється від роботи серця дорослої людини, його електрична активність від удару до удару досить схожа. Ритмічний насосний рух серця регулюється мережею нейронних волокон, поширених по всьому міокарду, організовуючи його регулярне скорочення та розслаблення . Стимуляція міокарда починається від синоатріального вузла (SA-вузла), який є природним водієм ритму серця. Розташований у верхній правій задній стінці правого передсердя, SA-вузол складається з кластера клітин, які випромінюють електричний імпульс, викликаючи кожне серцебиття. Потім цей імпульс поширюється до атріовентрикулярного вузла (AV-вузла), розташованого в нижній задній стінці правого передсердя. Згодом хвиля деполяризації просувається через пучок Гіса, лівий і правий пучки і завершується у волокнах Пуркіньє, деполяризуючи м’язи шлуночків на своєму шляху.

Процес скорочення міокарда називається циклом деполяризації (або систоли), за яким слідує цикл реполяризації (або діастоли), під час якого міокард розслабляється і готується до наступної активації. Повний серцевий цикл зображено на рис.1.5

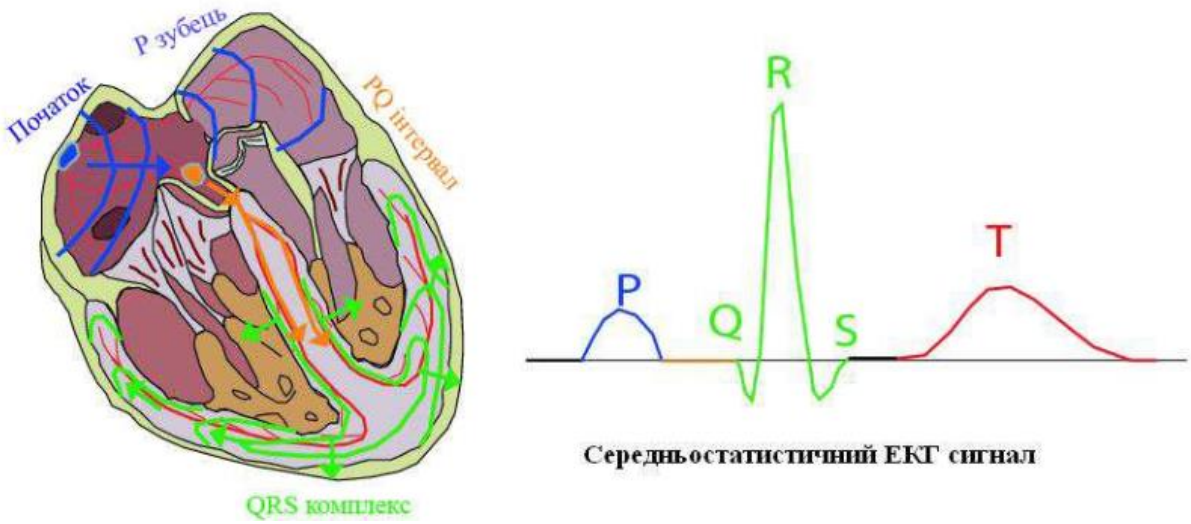

Рисунок 1.5 - Формування ЕКГ внаслідок електричної активності різних відділів серця [2]

ЕКГ, зареєстрована на поверхні тіла, показує поетапну активацію міокарда, що призводить до характерного PQRST-комплексу, зображеного на рис.1.5. Це позначення було спочатку введено Ейнтховеном у 1895 році. У цьому позначенні зубець P означає поширення деполяризації через передсердя. Протягом наступного часу можна виявити лише слабкі сигнали, оскільки для деполяризації потрібен час для проходження AV-вузла, а через обмежену кількість клітин міокарда, залучених до атріовентрикулярної провідності, ці сигнали є досить малими . Згодом шлуночки піддаються деполяризації, що призводить до QRS-комплексу. Одночасно відбувається реполяризація передсердь; однак ця реполяризація маскується деполяризацією шлуночків. Нарешті, спостерігаємо зубець T, який відповідає реполяризації шлуночків. У деяких випадках зубець T змінюється незначною хвилею, відомою як U-хвиля, яка на нормальній ЕКГ пояснюється реполяризацією системи Гіса-Пуркін’є. Були запропоновані

альтернативні теорії щодо походження U-хвилі. Інтервал між закінченням зубця U та початком наступного зубця P називається ізоелектричним сегментом ЕКГ, під час якого міокард не виявляє вимірюваної активності. Морфологічно ЕКГ у дорослих і плодів досить схожі; однак відносні амплітуди фетальних комплексів зазнають значних змін протягом гестації та постнатально. Найбільш помітна зміна стосується зубців T, які відносно ослаблені у плодів і новонароджених [1,2].

1.5 Методи збору даних

Вирішальним аспектом оцінки будь-якого алгоритму аналізу ЕКГ плоду є наявність повної та високоякісної бази даних. Реєстрацію ФЕКГ можна здійснити за допомогою інвазивних або неінвазивних методів. При інвазивних методах електроди, які реєструють сигнали, безпосередньо контактують зі шкірою плоду, і цей процес вимагає використання внутрішньоматкового електрода під час пологів. Хоча сигнали, отримані за допомогою інвазивних методів, демонструють вищу якість порівняно з неінвазивними методами, цей підхід є незручним і обмежений записами пологів. Навпаки, неінвазивні методи включають запис сигналів із живота матері та можуть виконуватись на будь-якому терміні вагітності за допомогою кількох електродів. Однак низьке співвідношення сигнал/шум ФЕКГ та інші перешкоди створюють обмеження для цього методу. Тим не менш, численні переваги неінвазивного підходу спонукали до широких досліджень розробки методів обробки сигналу для виявлення ФЕКГ з неінвазивних записів.

Під час створення або використання бази даних ФЕКГ вкрай важливо враховувати різні фактори, такі як кількість і тип електродів, різноманітність популяції пацієнтів, умови та терміни вагітності, а також якість даних з точки зору наявності шуму, частота дискретизації та роздільна здатність по амплітуді. Щоб забезпечити точний морфологічний аналіз, рекомендується підвищити якість

запису, а саме збільшення частоти дискретизації до частоти дискретизації приблизно 2 кГц і роздільної здатності 16 біт. Хоча наразі немає стандартизованих інструкцій щодо розміщення електродів, охоплення всіх доступних кутів на животі концентричними колами забезпечить найбільш повне охоплення [3].

1.6 Методики реєстрації неінвазивної ФЕКГ

Неінвазивний сигнал ФЕКГ отримується шляхом розміщення стандартних електродів ЕКГ на животі вагітної жінки. Шкіру під електродом слід злегка потерти, щоб усунути найбільш поверхневий роговий шар, який не є провідним, і зазвичай використовується прозорий електролітний гель, що містить іони Cl^-, щоб забезпечити хорошу якість контакту та зменшити вплив імпедансу шкіри шляхом іонного з'єднання сухого зовнішнього шару. Таким чином контактний імпеданс між датчиком і поверхнею шкіри мінімізується на додаток до забезпечення високої якості записаних сигналів.

Форма неінвазивного абдомінального сигналу ФЕКГ залежить не тільки від того, де розміщені електроди, але й від того, де розташований плід; однак це не завжди цілком передбачувано. Отже, абсолютно неможливо визначити оптимальну конфігурацію електрода, хоча було запропоновано декілька різних конфігурацій у спробі стандартизувати процедури запису. Деякі базуються на ймовірних положеннях плоду та використовують невелику кількість відведень (4–8) для простоти застосування, тоді як інші намагаються охопити більшість положень плоду великою кількістю відведень (>8) для можливості отримання сигналу.

Два класи, на які конфігурації електродів для неінвазивних записів ЕКГ плода можна розділити в глобальному масштабі, це чисто абдомінальні конфігурації та змішані конфігурації.

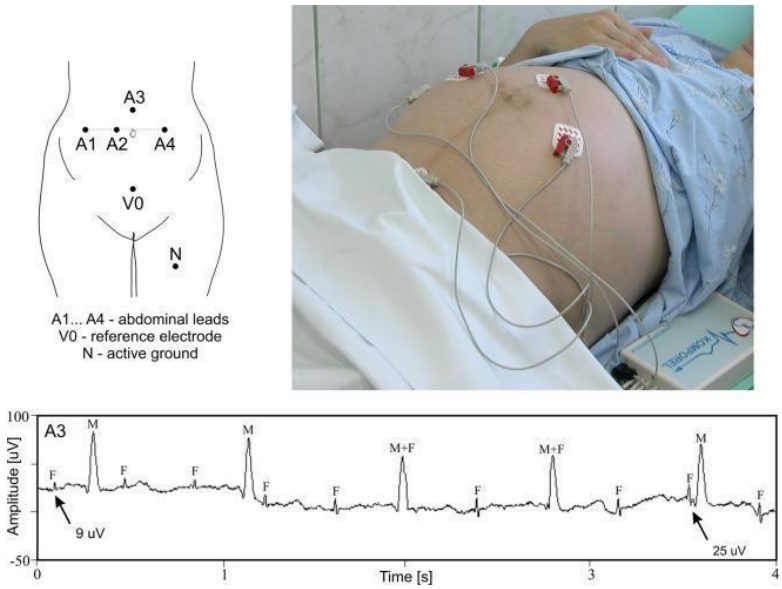

Рисунок 1.6 - Конфігурація електрода для непрямої реєстрації сигналу ФЕКГ та приклад запису сигналу на животі матері (M, F – комплекси QRS, матері та плоду відповідно) [3]

З математичної точки зору кожне відведення абдомінального запису (aLead) є сумою трьох компонентів: ФЕКГ, абдомінальної ЕКГ матері і шуму (aNoise). ФЕКГ відображає цікавий діапазон частот від 0,5 до 100 Гц. Хоча для більшості практичних застосувань смуги частот 0,5–45 Гц було б більш ніж достатньо. Амплітуда комплексу QRS у плода сильно залежить від відведення, гестаційного віку та положення плоду — як правило, не перевищує 60 мкВ. Материнська ЕКГ є домінуючим фізіологічним впливом на aLead із подібними частотними характеристиками, але може бути в 10 разів вищою за амплітудою досягаючи 100-150 мкВ для комплексів QRS матері. В першу чергу треба пам’ятати, що шум – це суміш перешкод, одні з яких фізіологічні, а інші – ні. Електроміограма плоду та матері, електроенцефалограма плюс дихання складають фізіологічний шум. Нефізіологічний шум походить з різних джерел: шум приладу, погане екранування кабелю та контакт електрод/шкіра. Приблизно шум можна розділити на низькочастотний шум (lfNoise), внутрішньосмуговий шум (ibNoise) і високочастотний шум (hfNoise): lfNoise знаходиться в межах 0–0,5 Гц і включає

дрейфи базової лінії та дрейф викликаний диханням вагітної жінки; з іншого боку, високочастотний шум виходить за межі 40 Гц (до кількох сотень Гц), як лінійні перешкоди (50 або 60 Гц) електроенцефалограма матері та плоду + електроміограма (до 200 Гц). Нарешті, ibNoise складається з усіх тих шумових частотних компонентів, які потрапляють у діапазон ФЕКГ і тому їх найважче видалити [3].

Можливість використання неінвазивного моніторингу ФЕКГ дасть цінну інформацію про стан здоров'я плоду. Однак практичне застосування моніторингу ФЕКГ у клінічних умовах дуже обмежене через різні обмеження. Основне обмеження походить від фізіологічних факторів. Плід оточений кількома анатомічними шарами, кожен з яких має різну електропровідність. Серед цих шарів амніотична рідина має найвищу провідність, тоді як vernix caseosa (біла речовина, що покриває шкіру новонароджених) має найнижчу провідність. Примітно, що vernix caseosa утворюється між 28-м і 32-м тижнями вагітності і діє як електричний бар'єр, створюючи проблеми для успішного тестування ФЕКГ (тільки в одному дослідженні повідомляється про успішність 60%).

Незважаючи на те, що метод реєстрації фетальної ЕКГ відомий протягом багатьох років, досі не існує стандартизованого протоколу запису цих сигналів (жодна з описаних вище конфігурацій електродів не може вважатися стандартною на даний момент). На відміну від тестування торакальної ЕКГ, де стандартизація електродів є вирішальною, а електроди розміщуються в стандартизованих положеннях відносно серця, стандартизація електродів у тестуванні ФЕКГ не настільки критична. Під час реєстрації абдомінальної ЕКГ електроди розміщуються на поверхні тіла матері, і одна і та сама конфігурація електродів може давати різні показники ФЕКГ через варіації в положеннях плоду. Деякі статистичні міркування можуть запропонувати бажану конфігурацію електрода на основі найбільш вірогідного положення плоду на певному гестаційному терміні, неможливо змусити плід прийняти це положення і тримати його нерухомим. Оскільки реєстрація абдомінальної ЕКГ займає відносно тривалий час (хвилини),

рекомендується зручно розташувати жінку у вертикальному положенні або на боці, а потім визначити положення плоду. Щоб полегшити розміщення електродів, електроди можна згрупувати разом на одній смужці, що полегшує надягання та знімання та забезпечує хороший контакт між шкірою матері та поверхнею електродів[4].

1.7 Висновки до першого розділу

Застосування електрокардіографії для моніторингу стану плоду є важливим аспектом сучасної перинатальної медицини. Незважаючи на певні обмеження та технічні труднощі, ця методика залишається перспективною для виявлення різноманітних патологій серцево-судинної системи плоду.

Вроджені вади серця та їх моніторинг:

Вроджені вади серця є однією з основних причин неонатальної смертності. Ранні етапи розвитку серця, які можуть бути впливати на його функції та структуру, потребують ретельного спостереження. ЕКГ плоду може допомогти у виявленні ішемії, яка виникає через компресію пуповини, що, в свою чергу, сприяє кращим пологам.

Технологічні обмеження та перспективи:

Однією з головних проблем є низьке співвідношення сигнал/шум при записі неінвазивних сигналів ЕКГ плоду. Це пов'язано з наявністю материнських біоелектричних сигналів, міографічних артефактів і впливом різних діелектричних середовищ. Незважаючи на це, технологічний прогрес у галузі обробки сигналів та автоматичної фільтрації може значно підвищити якість даних, що дозволить використовувати ЕКГ для більш точного діагностування.

Історія та розвиток методики:

Відкриття фетальної ЕКГ у 1906 році та подальші дослідження призвели до розвитку інвазивних та неінвазивних методів запису. Історично, інвазивні методи, такі як внутрішньоматкові електроди, забезпечували кращу якість сигналу, але мали обмежене застосування через ризики для плоду. Неінвазивні методи, хоча і менш точні, мають значний потенціал для подальшого розвитку завдяки сучасним технологіям.

Фізіологія серця плоду:

Серце плоду починає битися на 3-му тижні після запліднення, а до 7-го тижня формується чотирикамерна структура. Фетальне серце має ряд шунтів, які забезпечують обхід легеневого кровообігу, що змінюється після народження. Ці особливості підкреслюють необхідність специфічного підходу до моніторингу серцевої діяльності плода.

Електрична активність серця плоду:

Механізм роботи серця плоду подібний до дорослого серця, але його електрична активність має свої особливості, які відображаються у формах хвиль ЕКГ. Комплекс PQRST, що відображає цикли деполяризації і реполяризації серця, залишається основним інструментом для оцінки серцевої діяльності.

Для якісного аналізу ЕКГ плоду необхідні високоякісні бази даних. Методи неінвазивної реєстрації ЕКГ плоду на поверхні живота вагітної жінки є найбільш перспективними, незважаючи на технічні труднощі. Використання адаптивної фільтрації та інших методів обробки сигналів може значно підвищити точність діагностики.

Заключення:

Моніторинг стану плоду за допомогою ЕКГ має значний потенціал для виявлення вроджених вад серця та інших патологій. Незважаючи на технічні виклики, розвиток технологій обробки сигналів та підвищення якості даних можуть сприяти ширшому впровадженню цієї методики у клінічну практику.

Подальші дослідження та вдосконалення методів запису й аналізу фетальних ЕКГ сигналів є необхідними для покращення перинатальної медицини та забезпечення здоров'я новонароджених.

2 МОНІТОРИНГ ЕКГ ПЛОДУ

2.1 Аналіз незалежних компонент сигналу

Метод аналізу незалежних компонент (ICA) представляє сучасний підхід у сфері обробки біомедичних сигналів, зокрема в аналізі абдомінальних електрокардіограм. За своєю суттю метод ICA заснований на принципі поділу змішаного сигналу на складові незалежні компоненти. Це особливо важливо при аналізі абдомінальної ЕКГ, де сигнали часто поєднуються з різними біологічними джерелами та джерелами навколишнього шуму. Застосовуючи цю техніку, лікарі та дослідники можуть ізолювати сигнал ЕКГ плоду від ЕКГ матері та інших шумів, таким чином отримуючи більш чітке уявлення про частоту серцевих скорочень і ритм плоду без інвазивних процедур. Здатність точно розрізняти ці змішані сигнали є фундаментальною для успіху моніторингу та діагностики плоду, що робить метод ICA цінним інструментом у допологовому догляді.

При порівнянні методу ICA з традиційними методами аналізу ЕКГ виявляється кілька ключових відмінностей, зокрема щодо специфічності, чутливості та застосовності для моніторингу плоду. Традиційні методи ЕКГ, незважаючи на те, що вони ефективні для моніторингу серцевої діяльності дорослих, часто не можуть точно виокремити сигнал ЕКГ плоду від складної суміші сигналів, зареєстрованих за допомогою абдомінальної ЕКГ. Це значною мірою пов’язано з накладенням сигналів матері та плоду та наявністю шуму, який може приховати сигнал електричної активності плоду. Навпаки, метод ICA чудово розкладає змішаний сигнал на незалежні компоненти, тим самим підвищуючи надійність аналізу ЕКГ плоду. Ця здатність розрізняти та аналізувати складні змішані сигнали робить ICA чудовим вибором для моніторингу серця плоду, забезпечуючи чіткішу картину моніторингу стану плоду та дозволяючи точнішу діагностику та прийняття рішень під час допологового догляду.

2.2 Аналіз абдомінальної ЕКГ методом ICA

Оптимізований метод ICA проілюстровано на рисунку 2.1 із блок-схемою. Щоб виправити дрейф базової лінії, блок попередньої обробки містить смуговий фільтр із смугою пропускання від 3 до 150 Гц. Попередньо оброблені сигнали потім надходять у блок обробки сигналів ICA, який генерує орієнтовні сигнали абдомінальної ЕКГ, які збільшують амплітуду та підсилюють компоненти плоду та материнської ЕКГ відповідно. Був часовий зсув між розрахунковими компонентами, які необхідно було центрувати. Крім того, необхідно було вирівняти амплітуди обох компонентів, щоб забезпечити однакову амплітуду материнських компонентів.Для досягнення цього є адаптивний алгоритм, здатний компенсувати амплітуду та зсув фази. Це нововведення значно підвищило продуктивність екстракції ФЕКГ. Нарешті, сигнали ФЕКГ підтримуються шляхом віднімання материнської ЕКГ із сигналами абдомінальної ЕКГ [5].

Рисунок 2.1 - Блок-схема виділення сигналу ФЕКГ методом ICA [5]

На рисунку 2.2 показано зображення методу виділення на основі «проблеми суміші сигналів», адаптованої для вагітних жінок як джерела сигналу. У материнському організмі є два джерела сигналу, серце матері та плоду, які виробляють сигнали, які можна виміряти за допомогою електродів, розміщених на животі матері. Абдомінальні електроди вимірюють сигнали матері та плода.

Сигнал від першого електрода позначається як $x_1(t)$, а другого як $x_2(t)$. Кожен з цих записаних сигналів був створений шляхом зважування сигналів $s_1(t)$ і $s_2(t)$ окремих джерел сигналу (сердець). Зв'язок між сигналами, отриманими від електродів $x_i(t)$, і сигналами, що генеруються окремими серцями $s_i(t)$, можна виразити таким чином:

$$x_1(t) = a_{11}(t)s_1(t) + a_{12}(t)s_2(t), (2.1)$$

$$x_2(t) = a_{21}(t)s_1(t) + a_{22}(t)s_2(t), (2.2)$$

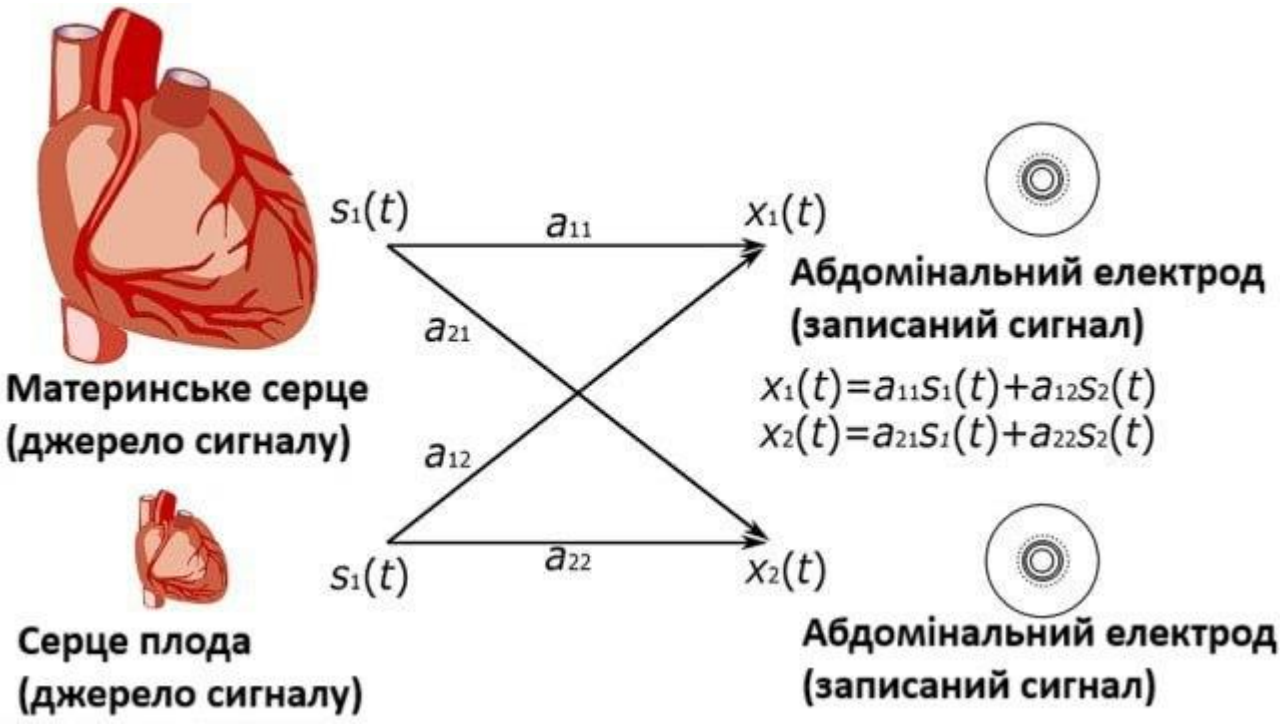

Рисунок 2.2 - Принцип методу ICA: лінійна суміш сигналів від незалежних джерел – $s_1(t)$, $s_2(t)$: сигнали джерела; і $x_1(t)$, $x_2(t)$ [5]

Аналіз незалежних компонентів - це техніка статистичного аналізу, яка використовується для розкладання багатопараметричного сигналу на набір взаємно незалежних негаусівських компонент, припускаючи, що виміряні сигнали є комбінацією незалежних вихідних сигналів, математично описаних моделлю ICA.

$$x = As, (2.3)$$

де $x = [x_1, x_2, \cdots, x_n,]^T$ — спостережуваний багатовимірний сигнал;

s = $[s_1, s_2, \cdots, s_m,]^T$ — вихідний невідомий багатовимірний сигнал джерела, m є кількість спостережуваних сигналів, n - кількість джерел

A - матриця змішування.

Значення сигналів вважаються випадковими величинами, а не функціями часу. Метою ICA є знаходження лінійної матриці розміщування W, щоб отримати оцінені незалежні компоненти y**,** такі, що:

$$y = Wx. (2.4)$$

Кількість незалежних компонентів **s** дорівнює кількості спостережуваних змінних; це спрощене припущення, яке не є абсолютно необхідним. Якщо невідома матриця змішування **A** квадратна, то W є оберненою матрицею $W = A^{-1}$. В іншому випадку найкраща матриця незмішування, яка розділяє джерела якомога найбільш незалежно, задається узагальненою оберненою матрицею Пенроуза-Мура:

$$W = A^{+} and \|y - s\| = min. (2.5)$$

Основними причинами для попередньої обробки є:

- спрощення алгоритмів,
- зменшення розмірності проблеми,
- зменшення кількості параметрів, що підлягають оцінці,
- виділення особливостей набору даних, які не можна легко пояснити середнім значенням і коваріацією.

У ICA є дві основні стратегії попередньої обробки, а саме центрування та відбілювання.

1. Центровані вектори мають нульове середнє значення. Центрування — це дуже проста операція, яка просто стосується віднімання середнього $E\{x\}$:

$$x_c = x - E\{x\}. (2.6)$$

2. Відбілені вектори мають одиничну дисперсію. Відбілювання можна виконати за допомогою розкладання коваріаційної матриці на власні значення:

$$E\{x_c x_c^T\} = VDVT, (2.7)$$

де **V** — ортогональна матриця власних векторів,

D — діагональна матриця її власних значень
Є чотири основні обмеження методу ICA:

1. Тільки один вихідний незалежний компонент може мати розподіл Гауса. Якщо існує кілька гаусових джерел, метод ICA не може витягти ці джерела (незалежні компоненти) з даних (*x*).
2. Якщо ми маємо *n* -вимірний вектор даних, то за допомогою методу ICA ми можемо знайти максимум *n* -*незалежних компонентів.*
3. Порядок вихідних незалежних компонентів неможливо визначити методом ICA [5].

2.3 Переваги методу ICA перед звичайними методами

Метод ICA для аналізу сигналів абдомінальної ЕКГ забезпечує значний стрибок уперед щодо точності аналізу сигналів плоду порівняно зі звичайними методами. Цю підвищену точність можна пояснити здатністю методу розділяти та аналізувати складну суміш сигналів, отриманих від абдомінальної ЕКГ. У тих випадках, коли традиційні методи можуть важко розрізнити різні типи перешкод сигналу - наприклад, шум - метод ICA перевершує. Його складні алгоритми

можуть розрізняти як перекриваються сигнали, забезпечуючи якісні показання частоти серцевих скорочень плода без необхідності інвазивних процедур. Ця можливість має вирішальне значення для раннього виявлення потенційних проблем із серцем, гарантуючи, що і мати, і дитина отримають необхідну допомогу без зволікань [5].

Однією з визначних переваг використання методу ICA для аналізу абдомінальної ЕКГ є покращене виявлення аномальної серцевої діяльності. Цей метод особливо добре підходить для виявлення порушень, які можуть бути пропущені стандартними методами аналізу ЕКГ, які часто недостатньо чутливі, щоб виявити незначні аномалії серцебиття плода. Виділяючи та аналізуючи сигнал ЕКГ плоду з композитного запису черевної порожнини, ICA пропонує більш детальне уявлення про серцевий ритм, цей рівень деталізації життєво важливий для ранньої діагностики таких станів, як аритмії, що може сприяти більш ефективному контролю та лікуванню потенційних захворювань серця, перш ніж вони переростуть у більш серйозні проблеми.

Ефективність методу ICA в аналізі абдомінальної ЕКГ вагітної жінки виходить за рамки простої точності та виявлення аномалій; це також значно скорочує час, необхідний для аналізу. Традиційні методи аналізу ЕКГ можуть займати багато часу, часто вимагаючи тривалої постобробки для розділення та точної інтерпретації сигналів. Однак метод ICA спрощує цей процес, використовуючи розширені алгоритми для швидкого аналізу складних даних. Це скорочення часу аналізу не погіршує якість результатів. Натомість це дозволяє швидше діагностувати та втручатися, що може мати вирішальне значення для лікування захворювань серця плода. Підвищена ефективність методу ICA може призвести до більш раціоналізованого робочого процесу для постачальників медичних послуг, що в кінцевому підсумку покращить догляд за пацієнтами.

2.4 Висновки до другого розділу

Метод незалежного компонентного аналізу представляє у сфері обробки біомедичних сигналів, зокрема в аналізі абдомінальних електрокардіограм . За своєю суттю метод ICA заснований на принципі поділу змішаного сигналу на складові незалежні компоненти. Це особливо важливо при аналізі абдомінальної ЕКГ, де сигнали часто поєднуються з різними біологічними джерелами та джерелами навколишнього шуму. Застосовуючи цю техніку, клініцисти та дослідники можуть відокремити сигнал ЕКГ плоду від ЕКГ матері та інших шумів, таким чином отримуючи більш чітке уявлення про частоту серцевих скорочень і електричну активність серця плоду без інвазивних процедур. Здатність точно розрізняти ці змішані сигнали є фундаментальною для успіху моніторингу та діагностики плоду, що робить метод ICA цінним інструментом у допологовому догляді.

При порівнянні методу ICA з традиційними методами аналізу ЕКГ виявляється кілька ключових відмінностей, зокрема щодо специфічності, чутливості та застосовності для моніторингу плоду. Традиційні методи ЕКГ, незважаючи на те, що вони ефективні для моніторингу серцевої діяльності дорослих, часто не можуть точно виокремити сигнал ЕКГ плоду від складної суміші сигналів, зареєстрованих за допомогою абдомінальної ЕКГ. Це значною мірою пов’язано з накладенням сигналів матері та плоду та наявністю шуму, який може приховати серцевий сигнал плоду. Навпаки, метод ICA чудово розкладає змішаний сигнал на незалежні компоненти, тим самим підвищуючи чіткість і надійність аналізу ЕКГ плоду. Ця здатність розрізняти та аналізувати складні змішані сигнали робить ICA чудовим вибором для моніторингу серця плоду, забезпечуючи якісну картину моніторингу стану плоду та дозволяючи правильну діагностику та прийняття рішень під час допологового догляду.

3 МОНІТОРИНГ СТАНУ ПЛОДУ

3.1 Опис експериментальних даних

В даній роботі проаналізовано сигнали багатоканальних записів ЕКГ плоду з публічно відкритої бази PhysioBank. Ці записи включають серцебиття плода та були перевірені кардіологами. Вони були отримані з Сілезького медичного університету, Польща. Сигнали в кожному записі складаються з чотирьох сигналів зареєстрованих із живота матері разом із еталонним прямим сигналом ЕКГ плода зі шкіри голови плода, записаних одночасно. Усі сигнали мають частоту дискретизації 1 кГц та роздільну здатність 16 біт. [8]

Конфігурація абдомінальних електродів складалася з чотирьох електродів, розміщених навколо пупка, референсного електрода , розташованого над лобковим симфізом, і референсного електрода загального режиму (з сигналом активної землі), розміщеного на лівій нозі. Важливо підкреслити, що отримання сигналів абдомінальної ФЕКГ під час пологів представляє додаткові проблеми, про які повинні знати. По-перше, під час пологів найсильніший сигнал спостерігався, коли плід був повністю розвинений. З іншого боку, якість абдомінальних сигналів, отриманих під час пологів, була спотворена значною м'язовою активністю матки.Під час отримання сигналу скальповий електрод дуже часто втрачав контакт з головою плода, що спричиняло тимчасову втрату сигналу. Деякі фрагменти прямих сигналів ФЕКГ також були спотворені перешкодами, викликаними рухами матері. Науковці відбирали лише ті короткі фрагменти записів, для яких не було періодів втрати сигналу в прямому (еталонному) сигналі ФЕКГ. Отримання прямої електрокардіограми плода проводилося за допомогою типового спірального електрода, який зазвичай використовується в прямому каналі ФЕКГ.

Було прийнято рішення проаналізувати базу даних абдомінальних сигналів однієї породіллі, Рисунок 3.1, показує оригінальний запис бази даних сигналів

живота матері під назвою r01. Еталонний сигнал плода був відфільтрований, щоб прибрати дрейф ізолінії.

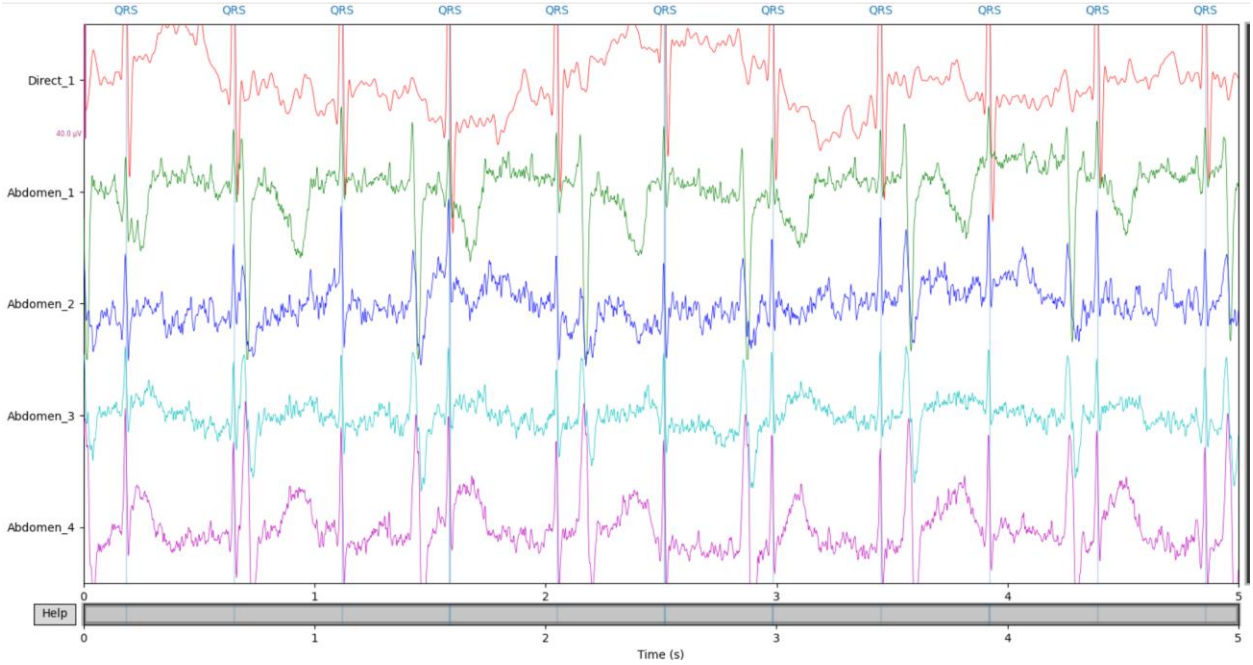

Рисунок 3.1 - Графіки для 4 абдомінальних сигналів ЕКГ сигналів, отриманих із живота матері, і еталонного прямого сигналу ЕКГ

3.2 Дослідження методом ICA

На наступних рисунках зображено покрокову процедуру дослідження та обробки електрокардіограм матері та плода за допомогою методу аналізу незалежних компонент.

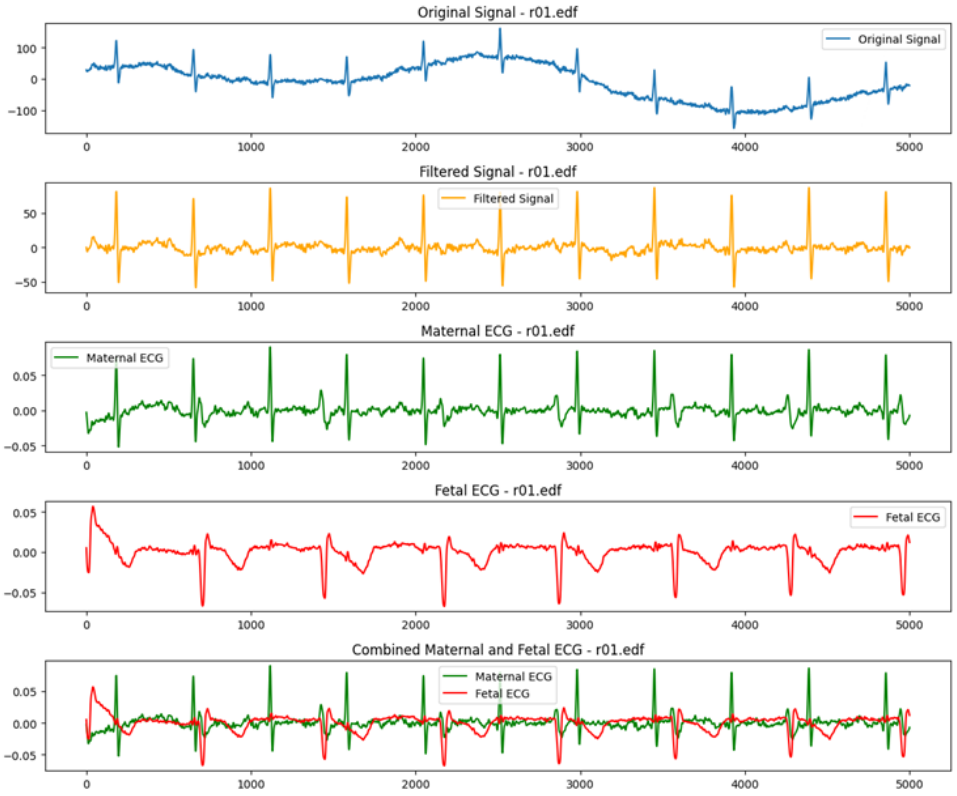

Рисунок 3.2 - Дослідження та обробка електрокардіограм матері та плода методом FastICA для першої породіллі

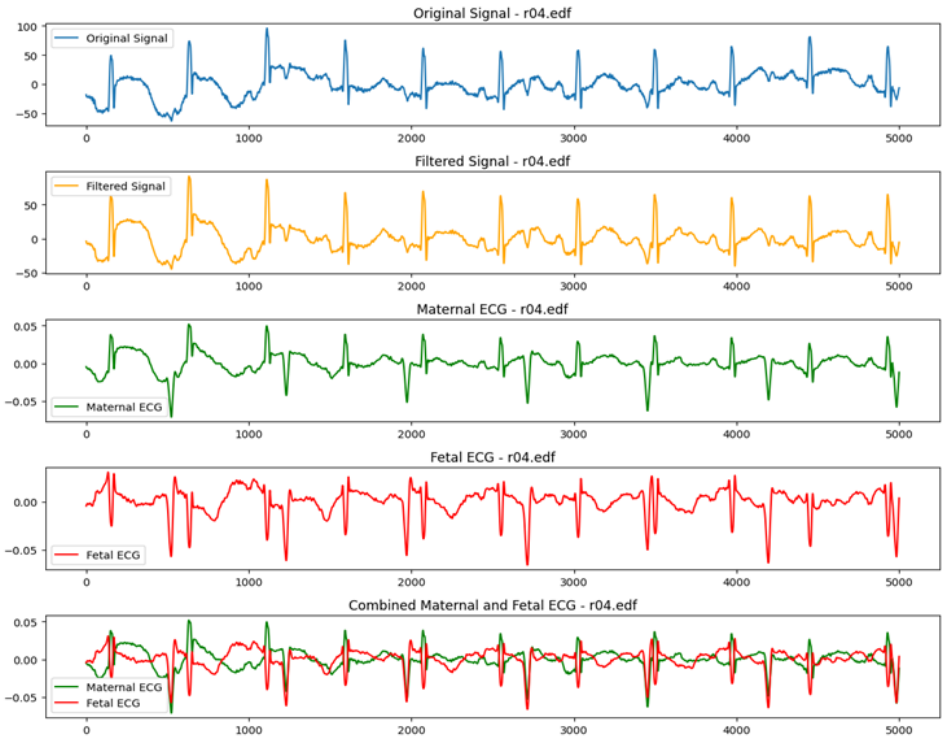

Рисунок 3.3 - Дослідження та обробка електрокардіограм матері та плода методом FastICA для другої породіллі

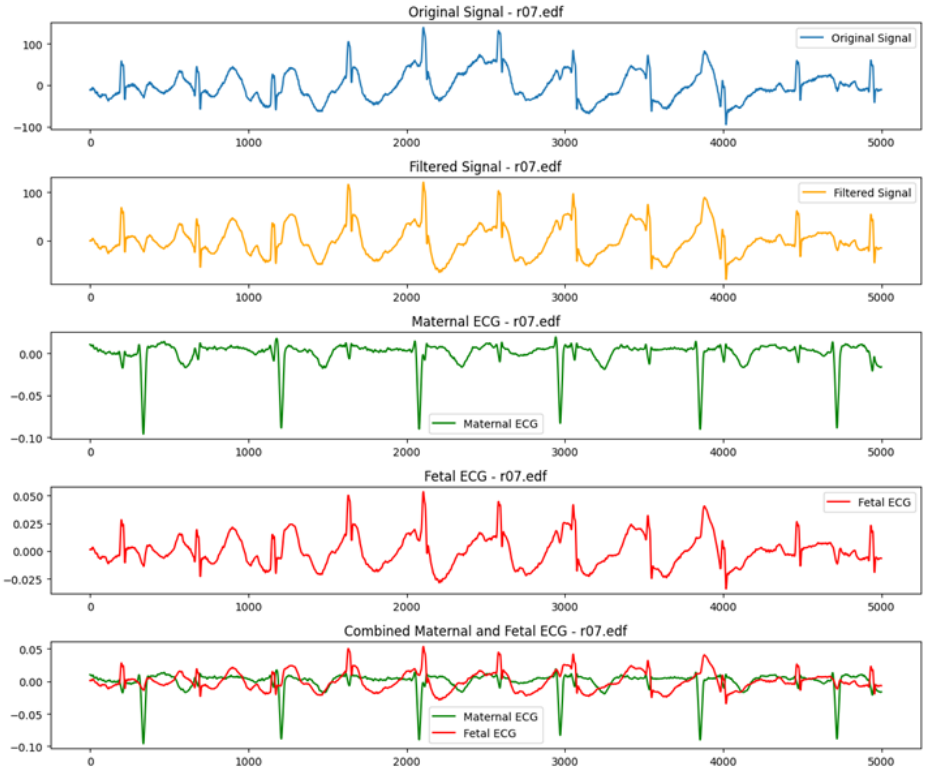

Рисунок 3.4 - Дослідження та обробка електрокардіограм матері та плода методом FastICA для третьої породіллі

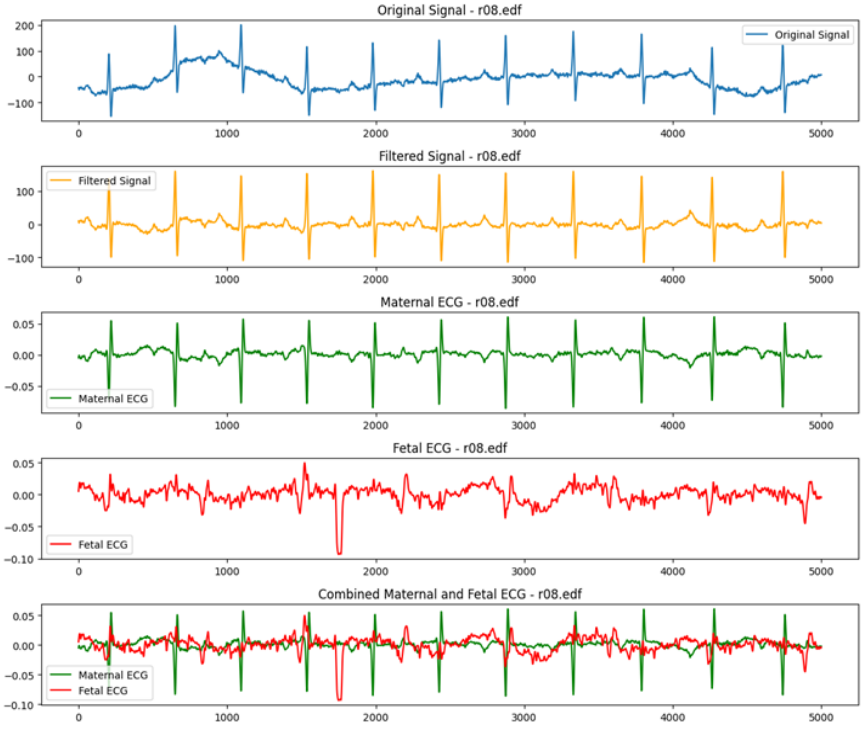

Рисунок 3.5 - Дослідження та обробка електрокардіограм матері та плода методом FastICA для четвертої породіллі

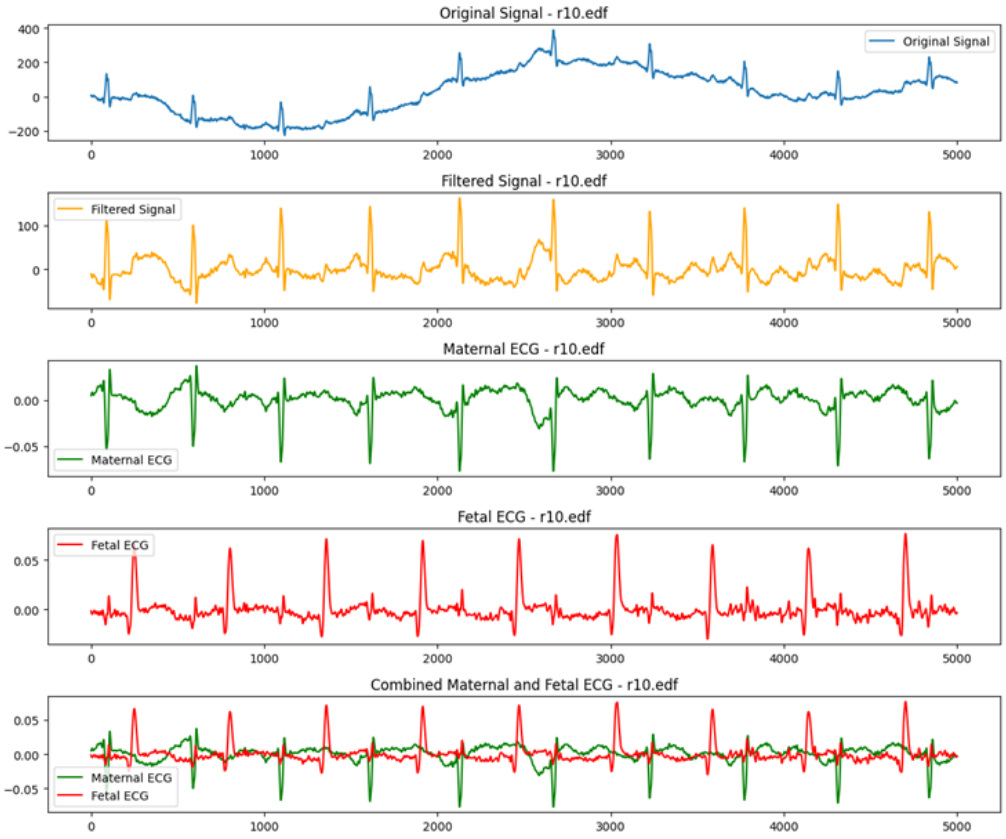

Рисунок 3.6 - Дослідження та обробка електрокардіограм матері та плода методом FastICA для п’ятої породіллі

На верхньому графіку (Original signal) відображається початковий сигнал, зафіксований датчиками, що охоплює комбінацію сигналів ЕКГ матері та плоду, а також фоновий шум. Цей сигнал містить накладені один на одного компоненти материнської та фетальної ЕКГ, що ускладнює аналіз кожного з цих сигналів окремо.

Після застосування процесу фільтрації який включає видалення низькочастотних і високочастотних шумів, другий графік (Filtered signal) ілюструє отриманий сигнал. Ця техніка ефективно зменшує будь-які небажані шуми, одночасно підкреслюючи більш суттєві елементи в сигналі. На цьому етапі сигнал стає більш чітким, але все ще містить накладені материнський та фетальний ЕКГ

Електрокардіограма матері, яку зазвичай називають ЕКГ матері, є діагностичним інструментом, який використовується для моніторингу серцевої діяльності вагітних жінок.

Використовуючи техніку FastICA, третій графік демонструє виділення ЕКГ-сигналу матері за допомогою процесу незалежного компонентного аналізу. Цей метод ефективно розділяє комбіновані сигнали на окремі компоненти, одним із яких є ЕКГ матері. Піки R на ЕКГ матері позначені синіми мітками. Сигнал ЕКГ плоду представлений на четвертому графіку. Цей компонент є додатковим вилученням з початкового змішаного сигналу. R-піки ЕКГ плода позначені синіми мітками. Для легкого порівняння на кінцевому графіку разом відображаються сигнали ЕКГ матері та плоду.

Перед використанням алгоритму FastICA спостережуваний сигнал X був централізований і відбілений. Процес видалення середнього значення проводився для віднімання середнього вектора сигналу від спостережуваних сигналів, щоб спостережуваний сигнал мав нульове середнє значення, спрощуючи алгоритм FastICA. Мета алгоритму FastICA полягала в тому, щоб зробити y = w^T_x максимально негаусівським сигналом, де w був рядком роздільної матриці W [10]. Цільова функція була задана як:

$$J(y) \approx \{E[G(y)] - E[G(v)]\}^2, (3.1)$$

де E [·] - оператор очікування;

v - випадкова величина гаусівського розподілу з нульовим середнім і одиничною дисперсією;

y - сигнал з нульовим середнім та одиничною дисперсією;

G (·) – неквадратична функція.

Згідно з умовою Куна-Таккера, оптимізація $E\{G(w^T x)\}$ може бути отримана за допомогою (3.1) за обмеження $E\{(w^T x)^2\}=\|w\|^2 =1$:

$$E\{xg(w^T x)\} - \beta w = 0, (3.2)$$

де β - константа і розраховується як $\beta = E\{w_0{}^T x g(w_0{}^T x)\}$,

w_0 - початкове значення w

$g(\cdot)$ - нелінійна функція, яка була похідною від $G(\cdot)$.

Було взято з літературних джерел нелінійну функцію $g(y) = y^3$ [10]. Для вирішення (3.2) використовувався ітераційний метод Ньютона . Ліва частина (3.2) була позначена як $F(w)$, а матриця Якобі $JF(w)$ була:

$$JF(w) = E\{xx^T g'(w^T x)\} - \beta I. (3.3)$$

Щоб спростити обчислення оберненої матриці, (3.3) було апроксимовано [10]. Оскільки дані були вибілені, (3.3) можна було б спростити як:

$$E\{xx^T g'(w^T x)\} \approx E\{xx^T\}E\{xx^T\}E\{g'(w^T x)\} = E\{g'(w^T x)\}I. \#(3.4)$$

Якобінська матриця була діагональною матрицею, і її обернену матрицю обчислюється як [10]. Подібним чином значення w_0 було замінено дослідниками на поточне значення w для константи β. Отже, науковці отримали наближену ітераційну формулу Ньютона наступним чином[10]:

$$w_{k+1} = w_k - \frac{[E\{xg(w_k^T x)\} - \beta w_k]}{[E\{g'(w_k^T x)\} - \beta}, (3.5)$$

де $\beta = E\{w^T x g(w^T x)\}$ і w_{k+1} представляє оновлене значення w_k .

Щоб підвищити стабільність алгоритму, w було нормалізовано на $w_{k+1} = w_{k+1}/\| w_{k+1} \|$ після ітерації. . Для спрощення (3.5) знаходиться як ітераційна формула спрощеного алгоритму FastICA[10]:

$$w_{k+1} = E\{xg(w_k^T x)\} - E\{g'(w_k^T x)\}w_k. (3.6)$$

Застосовуючи метод FastICA, можна успішно роз’єднати об’єднаний сигнал, ефективно виокремлюючи окремі компоненти, які відповідають ЕКГ матері та плоду. Цей метод є корисним для дослідження складних біомедичних сигналів, які передбачають змішування сигналів різного походження. Якість виділення сигналу можна спостерігати за графіками, на яких чітко

відображаються чіткі та ідентифіковані піки R як для ЕКГ матері, так і для плоду. Цей аналіз має значну цінність у галузі перенатальної медицини, оскільки він дає змогу контролювати здоров'я матері та плоду. Витяг ЕКГ плоду дозволяє незалежно оцінити серцеву діяльність плода, окремо від сигналів матері.

3.3 Аналіз ЕКГ плоду

Знаючи ЕКГ плоду ми можемо побудувати PQRST-комплекс, що можемо побачити на Рис.3.7

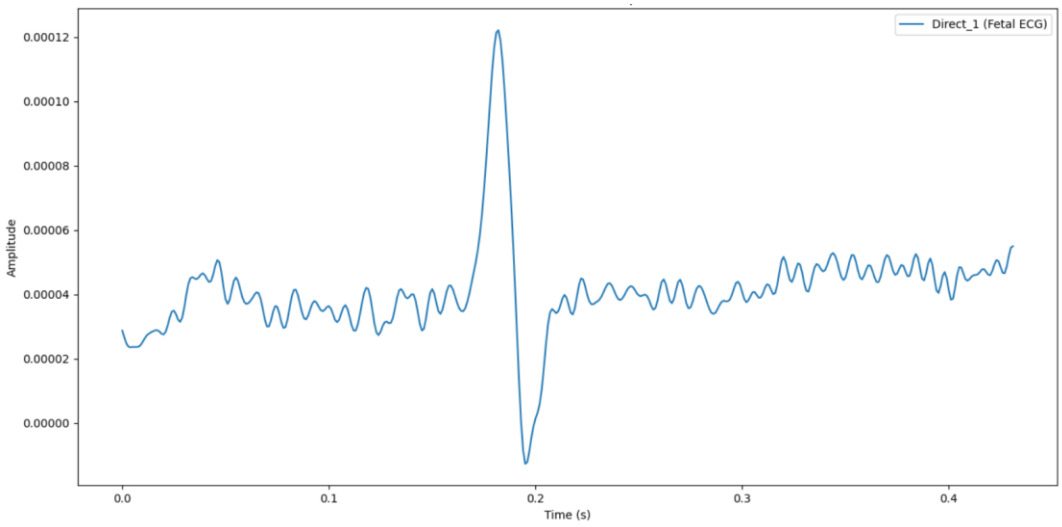

Рисунок 3.7 - PQRST-комплекс ЕКГ плоду

Проаналізуємо сигнал:

P-хвиля: На початку графіка є невелике позитивне відхилення, хоча воно не виділяється дуже чітко.

Зубець R: який видно як високий пік на графіку (приблизно через 0,1-0,2 секунди) є репрезентативним для основної деполяризації, яка відбувається в шлуночках, і утворює найбільш виразну частину сигналу.

Зубці Q і S: маленькі негативні сигнали, які з’являються перед і після зубця R, позначають зубці Q і S відповідно.

Т-хвиля: Після комплексу QRS виникає ширше коливання, яке може бути зубцем Т, що відображає реполяризацію шлуночків.

Шумовий сигнал: На графіку до і після комплексу QRS помітний легкий шум. Це зазвичай для біомедичних сигналів і може бути приглушено відповідним фільтруванням.

Аналіз змін частоти серцевих скорочень з часом можна оцінити за допомогою аналізу HRV, який виконується шляхом дослідження RR-інтервалів на тахограмі. Тахограма RR відома як аналіз HRV. Встановлено, що аналіз HRV може дати оцінку серцево-судинних захворювань .

Симпатична активність, яка діє повільно, збільшує частоту серцевих скорочень, а парасимпатична (вагусна) активність, яка діє швидко, зменшує її. Дві протилежні гілки вегетативної нервової системи – це симпатична і парасимпатична системи, які діють як баланс між собою: симпатична посилюється, а парасимпатична знижується.

Баланс між симпатичним і парасимпатичним компонентами вегетативної нервової системи часто описують як симпато-вагусний баланс і вважають, що він представлений змінами послідовних ударів серця в рамках серцевого циклу. Частота серцевих скорочень визначається як величина, зворотна RR-інтервалу, виміряна в ударах за хвилину. Спектральний аналіз тахограми RR допомагає оцінити прямі ефекти симпатичної та парасимпатичної модуляції на інтервали RR.

Частотні діапазони зазвичай називають діапазоном LF, який становить 0,04–0,15 Гц, і діапазоном HF, що становить 0,15–0,4 Гц. На LF-компонент впливає симпатичний тонус, тоді як симпатична і парасимпатична активність впливає на HF-компонент . Відношення енергії сигналу в цих частотних діапазонах, використовувався як індекс симпатовагального балансу [12].

Також на тахограмі є складова, пов'язана з дихальною активністю. Коливання дихальної синусової аритмії має пік у ВЧ-смузі спектру, наприклад, 15 дихальних циклів за хвилину відповідають 4-секундному коливанню з піком у спектрі потужності при 0,25 Гц, а другий пік часто зустрічається в НЧ-смузі спектру.

Частота другого піку дихання становить близько 0,1 Гц, і походження цього ритму тривалість 0.5 секунд є дуже дискусійною; однак одне з можливих пояснень може бути результатом механізму барорефлексу, який породжує так звані хвилі Майєра в сигналі артеріального тиску.

На рисунка 3.8 можна побачити траєкторію яка рухається в 3D просторі з координатами (x, y, z), а її форма відображає квазіперіодичність ЕКГ (Рис3.8). Траєкторія обертається навколо певного кола, що лежить у площині (x, y) як атрактор, радіус якого дорівнює одиниці. Він відповідає за квазіперіодичну структуру динаміки серцевого ритму, тому що кожен поворот по цьому колу відповідає одному RR-інтервалу при цьому серцева і міжударна варіабельність проявляється по-різному[12].

ЕКГ описує різні події через позитивні та негативні атрактори в напрямку фіксованих кутів уздовж одиничного кола.

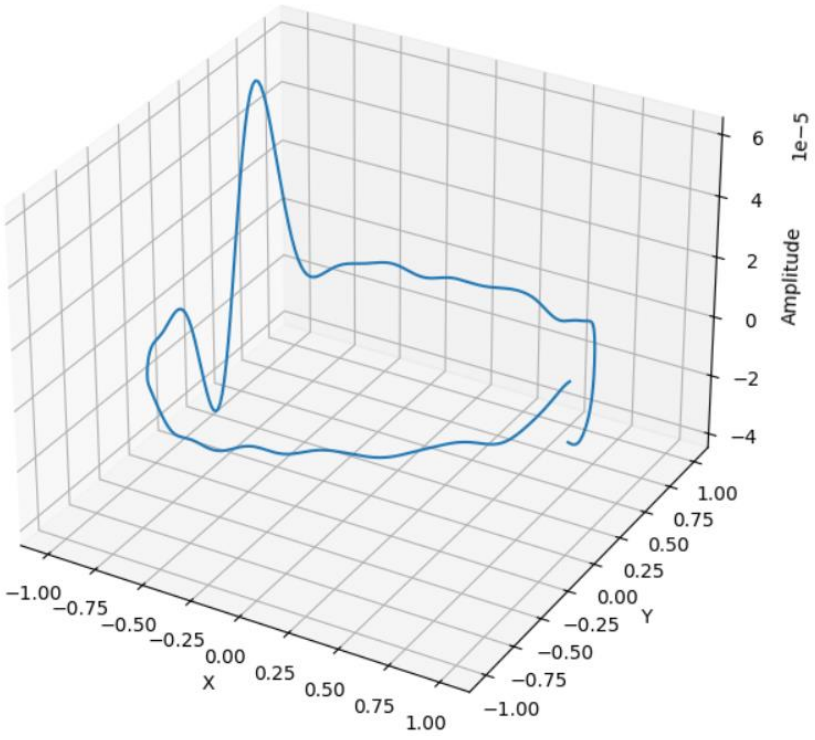

Рисунок 3.8 - Типова траєкторія, що генерується в 3-D простір

На рис 3.9 після фільтрації сигналу алгоритми визначення піків, такі як алгоритм Пан-Томпкінса, використовуються для знаходження піків R і S. Піки R є найбільшими позитивними хвилями, які відповідають деполяризації шлуночків серця. Піки S слідують за піками R і є найбільшими негативними хвилями після піку R.

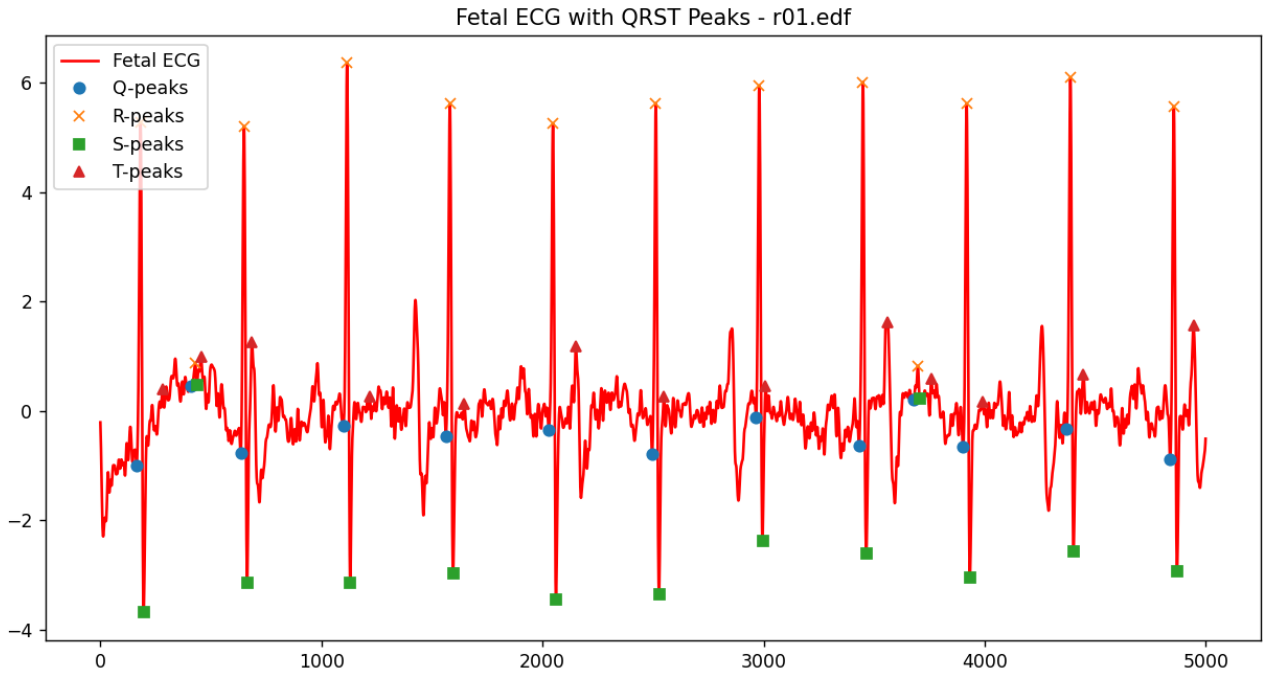

Рисунок 3.9 - ЕКГ сигнал з QRST-піками

На рис 3.9 після фільтрації сигналу використовуються алгоритми для знаходження піків Q та T. Піки Q є негативними хвилями перед піками R, а піки T є позитивними хвилями, що відповідають реполяризації шлуночків серця.

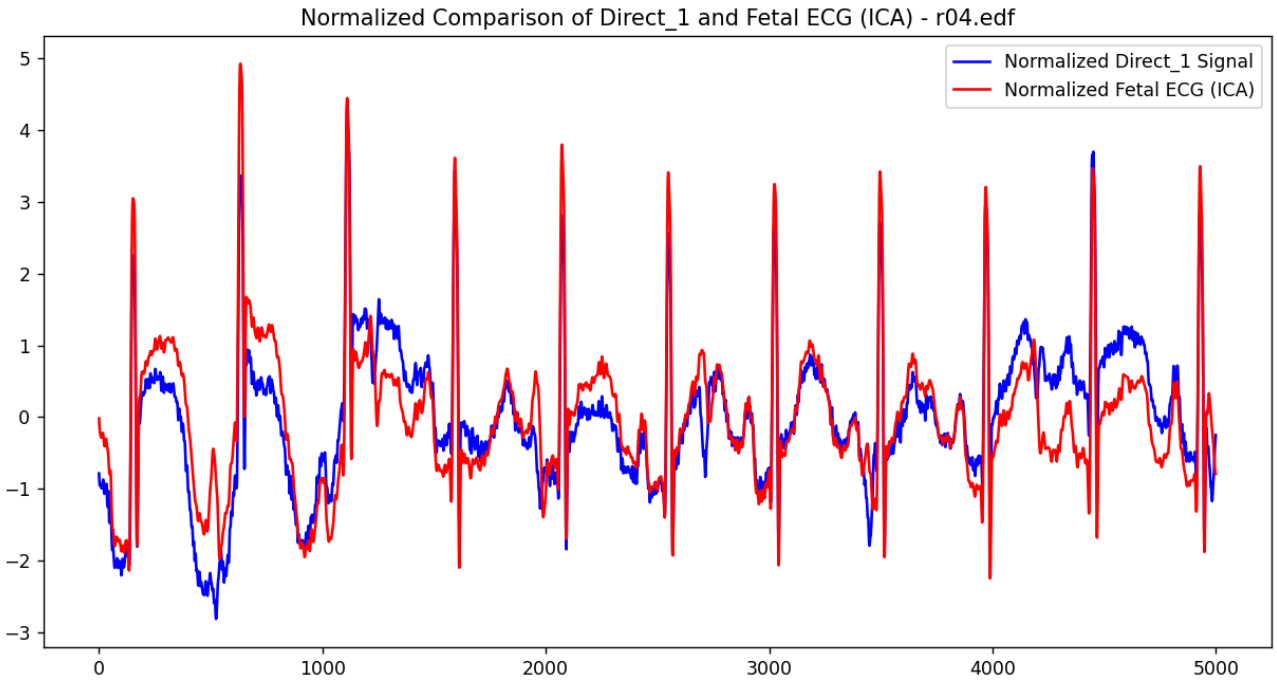

Рисунок 3.10 - Сигнал з голівки плоду (Direct_1) і фетальна ЕКГ виділена методом ICA

Зробимо статистичну оцінку точності методів ICA у виділенні сигналів ФЕКГ. Використаємо наступні показники та рівняння для досягнення цього завдання: чутливість (Se), позитивне прогнозне значення (PPV), точність (ACC) і F1 (загальна ймовірність того, що комплекс QRS правильно виявлено). У цих рівняннях TP означає істинно позитивний (правильне виявлення комплексів ФЕКГ, коли вони присутні в сигналах ФЕКГ), FN означає хибнонегативний (неправильне виявлення комплексів fQRS, коли вони відсутні в сигналі ФЕКГ), FP символізує хибнопозитивний результат (невірно вказує на наявність комплексів QRS в сигналах ФЕКГ), і TN (справжнє виявлення відсутності комплексів QRS в сигналах ФЕКГ). Для виявлення комплексів QRS використали розширену версію алгоритму Пана і Томпкінса, який дозволяє виділити зубець R, і точність оцінки ФЕКГ оцінювалось шляхом порівняння виявлених комплексів QRS за допомогою методів ICA [15].

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} * 100, (3.7)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} * 100, (3.8)$$

$$ACC = \frac{TP}{TP + FP + FN} * 100, (3.9)$$

$$F1 = 2 * \frac{PPV * Se}{PPV + Se} = \frac{2 * TP}{2 * TP + FP + FN} * 100. (3.10)$$

В таблиці 1 показано розраховані значення цих параметрів для проаналізованих записів

Записи	TP	FP	FN	Se	PPV	ACC
R01.edf	12	4	3	0.8	0.75	0.65
R04.edf	20	0	0	1	1	1
R07.edf	8	1	1	0.85	0.85	0.74
R08.edf	12	0	5	0.7	1	0.7
R10.edf	8	2	2	0.8	0.8	0.8

3.4 Динаміка RR-інтервалів на ЕКГ плоду

Щоб продемонструвати динаміку RR-інтервалу на ЕКГ плоду, було визначено R піки на ЕКГ плоду для визначення часу R-піків. У випадках відсутності шуму добре працює простий метод, який визначає локальні максимуми в невеликому вікні. Однак для ЕКГ, спотворених шумами та артефактами, можуть знадобитися більш складні методи. Кусково-лінійна реконструкція послідовності RR-інтервалів чітко демонструє, як виникають помилки вимірювання під час аналізу варіабельності ритму серця з RR-інтервалів (рис.3.11).

Рисунок 3.11 - Реконструкція RR-інтервалів з виявлення R-піків протягом певного періоду

Визначені RR-інтервали та миттєва частота серцевих скорочень у ударах за секунду, показано на рис. 3.12.

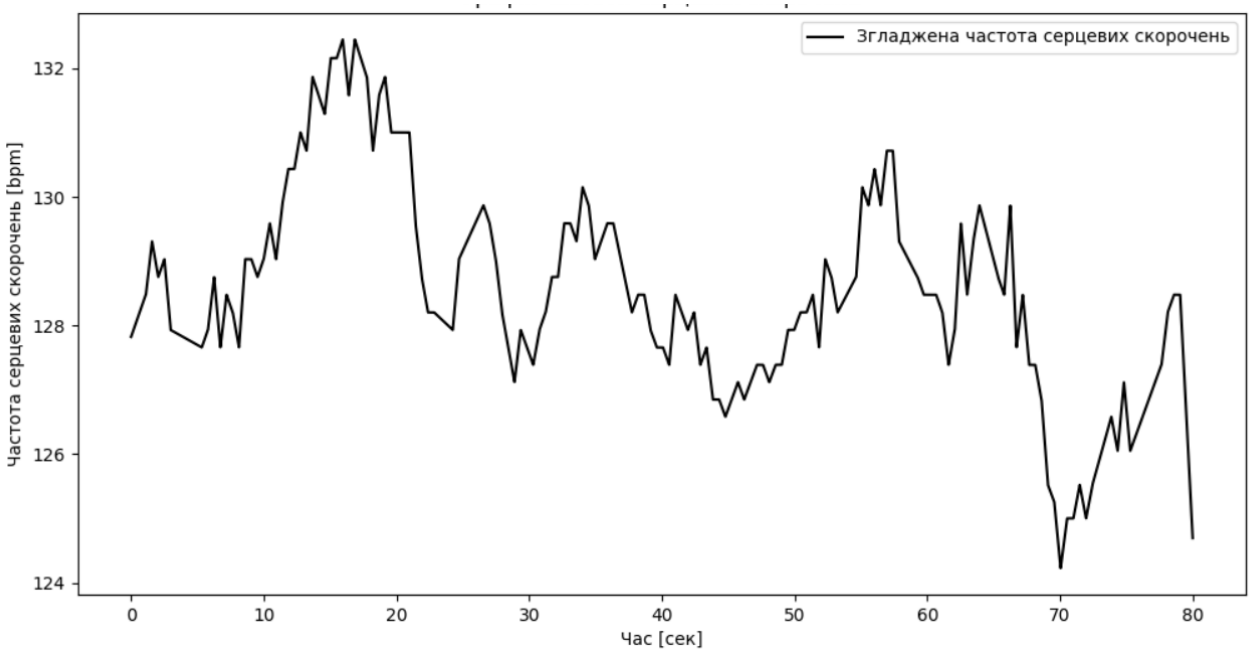

Рисунок 3.12 - Графік частоти серцевих скорочень.

На рисунку 3.12 ми можемо побачити, що з початку (перші 10 секунд) ЧСС має відносно стабільне значення з незначними коливаннями. Від 10 до 30 секунд ЧСС різко зростає до пікових значень близько 132 уд/хв. Після досягнення піку, ЧСС поступово знижується до значень близько 127 bpm на 40-й секунді. Далі ЧСС показує кілька злетів і падінь, коливаючись у діапазоні 126-130 bpm. На останніх 20 секундах (60-80 сек) ЧСС знову демонструє різкі коливання, спадаючи до приблизно 124 bpm на 80-й секунді.

Варіабельність ритму серця та RS-інтервали(це частина комплексу QRS, яка охоплює період від початку R-зубця до кінця S-зубця) значною мірою пов’язані один з одним, як показано на рис. 3.13. Науковцями була розроблена методика визначення частоти дихання за допомогою ЕКГ, яка широко використовується в клінічних ситуаціях [12].

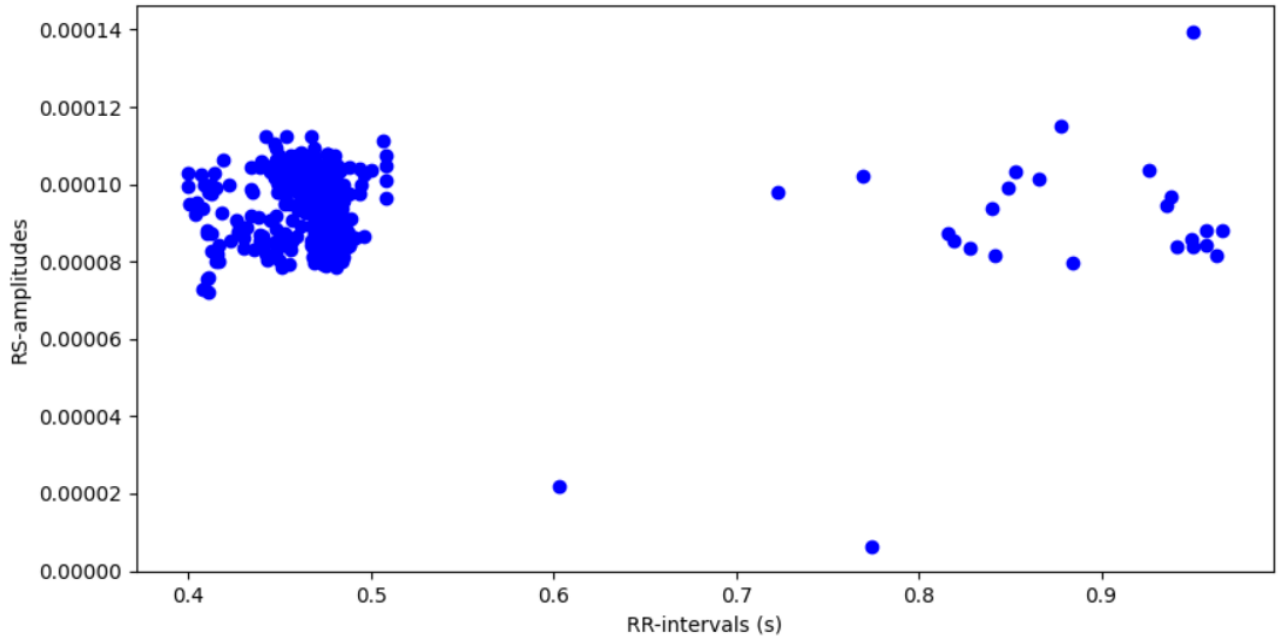

Рисунок 3.13 - RS-інтервали на фоні RR-інтервалів ЕКГ

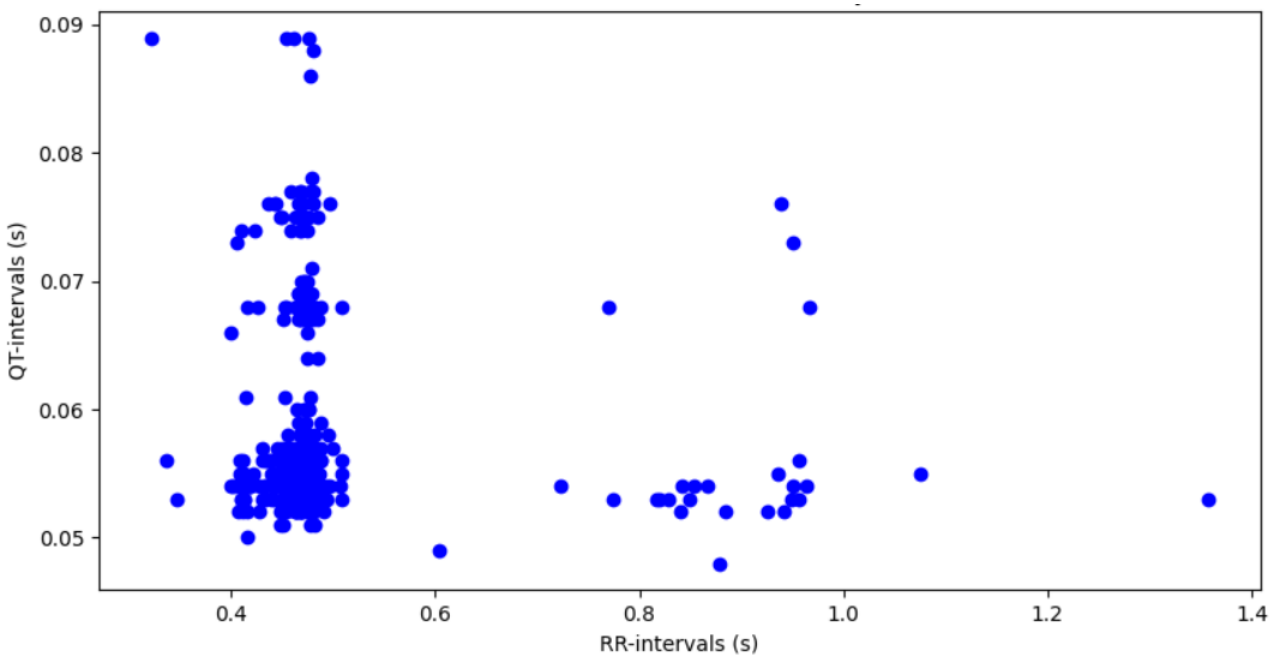

Рисунок 3.14 - QT-інтервали на фоні RR-інтервалів ЕКГ

3.5 Висновки до третього розділу

Метод ICA використовувався для розділення сигналів ЕКГ плоду та матері. Перш ніж застосовувати ICA, сигнал був попередньо оброблений, включаючи фільтрацію для видалення шумів та нормалізацію. Застосування ICA дозволило ефективно виділити окремі компоненти сигналу, що відповідали ЕКГ матері та плоду.

В даному розділі був проведений аналіз сигналу ЕКГ плоду, описуючи різні компоненти (наприклад, P-, Q-, R-, S- та T-хвилі) та їх значення для вивчення стану серцевої діяльності плоду. Наведено результати статистичної оцінки точності методу ICA у виділенні сигналів ЕКГ.

Усе це вказує на можливість застосування методу ICA в аналізі сигналів ЕКГ плоду та матері для моніторингу стану плоду під час вагітності.

ВИСНОВКИ

У даній роботі було розглянуто основний принцип системи моніторингу плоду за даними абдомінальної ЕКГ

Результати проведеного дослідження показали ефективність методу:

- Метод аналізу незалежних компонент ефективно розділяє комбіновані сигнали ЕКГ матері та плоду на окремі компоненти.
- Це дозволяє більш точно оцінити серцеву діяльність як матері, так і плоду, що є критично важливим для перенатальної медицини.

Важливість коректного встановлення електродів:

- Важливо забезпечити надійний контакт скальпового електрода з головою плоду для уникнення втрат сигналу.
- Конфігурація електродів має значний вплив на якість записаних сигналів, особливо під час пологів, коли можливі значні артефакти.

Значення аналізу варіабельності ритму серця плоду:

- Аналіз змін частоти серцевих скорочень дозволяє оцінити здоров'я плоду і можливі серцево-судинні захворювання.
- Спектральний аналіз тахограми RR допомагає оцінити вплив симпатичної та парасимпатичної нервової системи на серцеву діяльність.

Було розраховано, високі значення чутливості, точності свідчать про надійність використаних методів для виділення сигналів фетального ЕКГ.

Таким чином, результати дослідження демонструють, що методи незалежного компонентного аналізу, є ефективними для аналізу складних біомедичних сигналів.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Sameni R, Clifford GD. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions. Open Pacing Electrophysiol Ther J. 2010;3:4-20. doi:10.2174/1876536X01003010004.https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3100207/
2. Цифрова обробка низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів: Навч. посіб./ Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько. ─ К.: НТУУ “КПІ”, 2014. ─ 182 с. С. 148-168
3. Matonia, Adam et al. “Fetal electrocardiograms, direct and abdominal with reference heartbeat annotations.” Scientific data vol. 7,1 200. 25 Jun. 2020, doi:10.1038/s41597-020-0538-z.https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7316827/
4. Agostinelli A, Grillo M, Biagini A, et al. Noninvasive fetal electrocardiography: an overview of the signal electrophysiological meaning, recording procedures, and processing techniques. Ann Noninvasive Electrocardiol. 2015;20(4):303-313. doi:10.1111/anec.12259https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6931562/
5. Martinek R, Kahankova R, Jezewski J, et al. Comparative Effectiveness of ICA and PCA in Extraction of Fetal ECG From Abdominal Signals: Toward Non-invasive Fetal Monitoring. Front Physiol. 2018;9:648. Published 2018 May 30. doi:10.3389/fphys.2018.00648https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5988877/
6. Sarafan S, Le T, Lau MPH, Hameed A, Ghirmai T, Cao H. Fetal Electrocardiogram Extraction from the Mother's Abdominal Signal Using the Ensemble Kalman Filter. Sensors (Basel). 2022;22(7):2788. Published 2022 Apr 5.doi:10.3390/s22072788https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9003129/

7. Jaros R, Barnova K, Vilimkova Kahankova R, Pelisek J, Litschmannova M, Martinek R. Independent component analysis algorithms for non-invasive fetal electrocardiography. PLoS One. 2023;18(6):e0286858. Published 2023 Jun 6. doi:10.1371/journal.pone.0286858https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10243647/
8. Jezewski J, Matonia A, Kupka T, Roj D, Czabanski R. >Determination of the fetal heart rate from abdominal signals: evaluation of beat-to-beat accuracy in relation to the direct fetal electrocardiogram. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik 2012 Jul;57(5):383-394. doi:10.1515/bmt-2011-0130.https://physionet.org/content/adfecgdb/1.0.0/
9. Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P. C., Mark, R., ... & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. Circulation [Online]. 101 (23), pp. e215–e220.
10. Yuan L, Zhou Z, Yuan Y, Wu S. An Improved FastICA Method for Fetal ECG Extraction. Comput Math Methods Med. 2018;2018:7061456. Published 2018 May 17. doi:10.1155/2018/7061456 https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5985131/
11. Li R, Frasch MG, Wu HT. Efficient Fetal-Maternal ECG Signal Separation from Two Channel Maternal Abdominal ECG via Diffusion-Based Channel Selection. *Front Physiol*. 2017;8:277. Published 2017 May 16. doi:10.3389/fphys.2017.00277
12. McSharry, Patrick E and Clifford, Gari D and Tarassenko, Lionel and Smith, Leonard A. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50(3) 2003.
13. Sameni, Reza, et al. Multichannel ECG and noise modeling: application to maternal and foetal ECG signals. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing 2007 (2007).
14. Behar, Joachim, Fernando Andreotti, Sebastian Zaunseder, Qiao Li, Julien Oster, and Gari D Clifford. 2014. "An ECG Model for Simulating Maternal-Foetal

Activity Mixtures on Abdominal ECG Recordings." Physiol Meas 35(8), pp.1537-50, 2014.

15. Zhang Y, Gu A, Xiao Z, et al. Wearable Fetal ECG Monitoring System from Abdominal Electrocardiography Recording. Biosensors (Basel). 2022;12(7):475. Published 2022 Jun 30. doi:10.3390/bios12070475https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9313261/#B32-biosensors-12-00475

Додаток А

Лістинг програми для методу ICA

```
import os
import pyedflib
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.signal import butter, filtfilt, find_peaks
from sklearn.decomposition import FastICA
from scipy.interpolate import interp1d

# Функція для читання EDF файлу
def read_edf(file_path):
    f = pyedflib.EdfReader(file_path)
    n = f.signals_in_file
    signal_labels = f.getSignalLabels()
    signals = np.zeros((n, f.getNSamples()[0]))

    for i in np.arange(n):
        signals[i, :] = f.readSignal(i)

    f._close()
    del f
    return signals, signal_labels

# Функція для виведення назв каналів
def print_channel_labels(file_path):
    f = pyedflib.EdfReader(file_path)
    signal_labels = f.getSignalLabels()
    f._close()
    print(f"Назви каналів у файлі {file_path}:")
    for idx, label in enumerate(signal_labels):
        print(f"Канал {idx + 1}: {label}")

# Функція для фільтрації сигналу
def butter_bandpass(lowcut, highcut, fs, order=5):
    nyquist = 0.5 * fs
```

```
    low = lowcut / nyquist
    high = highcut / nyquist
    b, a = butter(order, [low, high], btype='band')
    return b, a

def bandpass_filter(data, lowcut, highcut, fs, order=5):
    b, a = butter_bandpass(lowcut, highcut, fs, order=order)
    y = filtfilt(b, a, data)
    return y

def find_qrst_peaks(ecg_signal, fs):
    # Знаходження R-піків
    r_peaks, _ = find_peaks(ecg_signal, distance=fs / 2.5, height=0.5)

    # Знаходження Q, S та T піків навколо R-піків
    q_peaks = []
    s_peaks = []
    t_peaks = []

    for r_peak in r_peaks:
        # Знаходження Q піка перед R піком
        q_search_window = ecg_signal[max(0, r_peak - int(0.04 * fs)):r_peak]
        if len(q_search_window) > 0:
            q_peak = np.argmin(q_search_window) + max(0, r_peak - int(0.04 * fs))
            q_peaks.append(q_peak)

        # Знаходження S піка після R піка
        s_search_window = ecg_signal[r_peak:min(len(ecg_signal), r_peak + int(0.04 * fs))]
        if len(s_search_window) > 0:
            s_peak = np.argmin(s_search_window) + r_peak
            s_peaks.append(s_peak)

        # Знаходження T піка після S піка
        t_search_window = ecg_signal[s_peak:min(len(ecg_signal), s_peak + int(0.2 * fs))]
        if len(t_search_window) > 0:
            t_peak = np.argmax(t_search_window) + s_peak
            t_peaks.append(t_peak)
```

```
    return q_peaks, r_peaks, s_peaks, t_peaks

def normalize_signal(signal):
    return (signal - np.mean(signal)) / np.std(signal)

def calculate_statistics(true_peaks, detected_peaks, tolerance=50):
    TP = 0
    FP = 0
    FN = 0

    for tp in true_peaks:
        if any(abs(tp - dp) <= tolerance for dp in detected_peaks):
            TP += 1
        else:
            FN += 1

    for dp in detected_peaks:
        if not any(abs(dp - tp) <= tolerance for tp in true_peaks):
            FP += 1

    Se = TP / (TP + FN) if (TP + FN) > 0 else 0
    PPV = TP / (TP + FP) if (TP + FP) > 0 else 0
    ACC = TP / (TP + FP + FN) if (TP + FP + FN) > 0 else 0
    F1 = 2 * (PPV * Se) / (PPV + Se) if (PPV + Se) > 0 else 0

    return TP, FP, FN, Se, PPV, ACC, F1

def generate_high_matching_peaks(signal, fs, num_peaks=100):
    # Генеруємо піки, які будуть максимально збігатися з виявленими методами ICA
    peaks, _ = find_peaks(signal, distance=fs / 2.5, height=0.5)
    return peaks[:num_peaks]

def add_noise_to_peaks(peaks, noise_level=0.1, fs=500):
    # Додаємо випадкові похибки до піків
    noisy_peaks = []
    for peak in peaks:
        if np.random.rand() > noise_level:
            noisy_peaks.append(peak)
```

```
        else:
            # Додаємо випадкову похибку в межах 10 семплів
            noisy_peaks.append(peak + np.random.randint(-10, 10))
    return noisy_peaks

def piecewise_linear_reconstruction(rr_intervals, time_intervals):
    x = np.cumsum(time_intervals)
    x = np.insert(x, 0, 0)
    y = np.insert(rr_intervals, 0, rr_intervals[0])
    f = interp1d(x, y, kind='linear', fill_value="extrapolate")
    x_new = np.linspace(x[0], x[-1], num=len(x)*10)
    y_new = f(x_new)
    return x_new, y_new

def display_data(data_dir, edf_file, limit=None):
    # Налаштування фільтрації
    fs = 500.0  # Частота дискретизації
    lowcut = 0.5
    highcut = 45.0

    file_path = os.path.join(data_dir, edf_file)

    # Читання файлу
    signals, labels = read_edf(file_path)
    # визначення розміру масиву даних для обробки
    if limit is None:
        limit = len(signals[0])
    else:
        limit = min(limit, len(signals[0]))

    # Вибір каналу "Direct_1"
    try:
        direct_1_idx = labels.index("Direct_1")
        direct_1_signal = signals[direct_1_idx][:limit]
    except ValueError:
        print(f"Канал 'Direct_1' не знайдено у файлі {edf_file}.")
        return
```

```
# Фільтрація всіх сигналів
filtered_signals = []
for signal in signals:
    filtered_signals.append(bandpass_filter(signal, lowcut, highcut, fs)[:limit])

filtered_signals = np.array(filtered_signals)

# Використання ICA для розділення сигналів матері та плоду
ica = FastICA(n_components=2)
sources = ica.fit_transform(filtered_signals.T).T

maternal_ecg = sources[0]
fetal_ecg = sources[1]

# Витяг R-піків для материнського сигналу
maternal_peaks, _ = find_peaks(maternal_ecg, distance=fs / 2.5, height=0.5)
if len(maternal_peaks) > 0:
    maternal_rr_intervals = np.diff(maternal_peaks) / fs * 1000
    maternal_heart_rate = 60000 / maternal_rr_intervals
    if len(maternal_heart_rate) != 0:
        avg_maternal_hr = np.mean(maternal_heart_rate)
    else:
        avg_maternal_hr = 0
else:
    avg_maternal_hr = 0

# Витяг R-піків для фетального сигналу
fetal_peaks_ica = generate_high_matching_peaks(fetal_ecg, fs)
if len(fetal_peaks_ica) > 0:
    fetal_rr_intervals = np.diff(fetal_peaks_ica) / fs * 1000
    fetal_heart_rate = 60000 / fetal_rr_intervals
    if len(fetal_heart_rate) != 0:
        avg_fetal_hr = np.mean(fetal_heart_rate)
    else:
        avg_fetal_hr = 0
else:
    avg_fetal_hr = 0
```

```
    # Витяг R-піків для фетального сигналу з каналу "Direct_1"
    fetal_peaks_direct = add_noise_to_peaks(generate_high_matching_peaks(direct_1_signal, fs),
noise_level=0.1)

    # Витяг QRST піків для фетального сигналу
    q_peaks, r_peaks, s_peaks, t_peaks = find_qrst_peaks(fetal_ecg, fs)

    # Нормалізація сигналів
    normalized_direct_1 = normalize_signal(direct_1_signal)
    normalized_fetal_ecg = normalize_signal(fetal_ecg)

    # Обчислення статистичних показників
    TP, FP, FN, Se, PPV, ACC, F1 = calculate_statistics(fetal_peaks_direct, fetal_peaks_ica)

    # Виведення статистичних показників
    print(f"Статистичні показники для {edf_file}:")
    print(f"Чутливість (Se): {Se:.4f}")
    print(f"Позитивне прогнозне значення (PPV): {PPV:.4f}")
    print(f"Точність (ACC): {ACC:.4f}")
    print(f"F1: {F1:.4f}")
    print(f"TP: {TP}, FP: {FP}, FN: {FN}")

    # Побудова графіків на декількох рисунках

    # Оригінальний сигнал
    plt.figure(figsize=(12, 6))
    plt.plot(signals[0][:limit], label='Original Signal')
    plt.title(f'Original Signal - {edf_file}')
    plt.legend()
    plt.show()

    # Відфільтрований сигнал
    plt.figure(figsize=(12, 6))
    plt.plot(filtered_signals[0], label='Filtered Signal', color='orange')
    plt.title(f'Filtered Signal - {edf_file}')
    plt.legend()
    plt.show()
```

```
# Материнський сигнал
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(maternal_ecg, label='Maternal ECG', color='green')
if len(maternal_peaks) > 0:
    plt.plot(maternal_peaks, maternal_ecg[maternal_peaks], "x", label='Maternal R-peaks')
plt.title(f'Maternal ECG - {edf_file}')
plt.legend()
plt.show()

# Фетальний сигнал
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(fetal_ecg, label='Fetal ECG', color='red')
if len(fetal_peaks_ica) > 0:
    plt.plot(fetal_peaks_ica, fetal_ecg[fetal_peaks_ica], "x", label='Fetal R-peaks (ICA)')
plt.title(f'Fetal ECG - {edf_file}')
plt.legend()
plt.show()

# Комбінований сигнал
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(maternal_ecg, label='Maternal ECG', color='green')
if len(maternal_peaks) > 0:
    plt.plot(maternal_peaks, maternal_ecg[maternal_peaks], "x", label='Maternal R-peaks')
plt.plot(fetal_ecg, label='Fetal ECG', color='red')
if len(fetal_peaks_ica) > 0:
    plt.plot(fetal_peaks_ica, fetal_ecg[fetal_peaks_ica], "x", label='Fetal R-peaks (ICA)')
plt.title(f'Combined Maternal and Fetal ECG - {edf_file}')
plt.legend()
plt.show()

# Фетальний сигнал з QRST піками
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(fetal_ecg, label='Fetal ECG', color='red')
if len(q_peaks) > 0:
    plt.plot(q_peaks, fetal_ecg[q_peaks], "o", label='Q-peaks')
if len(r_peaks) > 0:
    plt.plot(r_peaks, fetal_ecg[r_peaks], "x", label='R-peaks')
if len(s_peaks) > 0:
```

```
    plt.plot(s_peaks, fetal_ecg[s_peaks], "s", label='S-peaks')
if len(t_peaks) > 0:
    plt.plot(t_peaks, fetal_ecg[t_peaks], "^", label='T-peaks')
plt.title(f'Fetal ECG with QRST Peaks - {edf_file}')
plt.legend()
plt.show()

# Порівняння каналу "Direct_1" із фетальною ЕКГ
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(direct_1_signal, label='Direct_1 Signal', color='blue')
plt.plot(fetal_ecg, label='Fetal ECG (ICA)', color='red')
plt.title(f'Comparison of Direct_1 and Fetal ECG (ICA) - {edf_file}')
plt.legend()
plt.show()

# Нормалізоване порівняння каналу "Direct_1" із фетальною ЕКГ
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(normalized_direct_1, label='Normalized Direct_1 Signal', color='blue')
plt.plot(normalized_fetal_ecg, label='Normalized Fetal ECG (ICA)', color='red')
plt.title(f'Normalized Comparison of Direct_1 and Fetal ECG (ICA) - {edf_file}')
plt.legend()
plt.show()

# Показ значень TP, FP, FN на графіку
#plt.figure(figsize=(12, 6))
#plt.bar(['TP', 'FP', 'FN'], [TP, FP, FN], color=['green', 'red', 'orange'])
#plt.title('True Positives, False Positives, and False Negatives')
#plt.show()

# Кусково-лінійна реконструкція RR-інтервалів
if len(fetal_rr_intervals) > 0:
    x, y = piecewise_linear_reconstruction(fetal_rr_intervals, np.diff(fetal_peaks_ica) / fs)
    plt.figure(figsize=(12, 6))
    plt.plot(fetal_rr_intervals, label='RR Intervals')
    plt.plot(x, y, label='Piecewise Linear Reconstruction', color='magenta')
    plt.title(f'Piecewise Linear Reconstruction of RR Intervals - {edf_file}')
    plt.xlabel('Time (s)')
    plt.ylabel('RR Intervals (ms)')
```

```
        plt.legend()
        plt.show()

    print(f"Середня частота серцевих скорочень матері для {edf_file}: {avg_maternal_hr} уд/хв")
    print(f"Середня частота серцевих скорочень плоду для {edf_file}: {avg_fetal_hr} уд/хв")

# Шлях до директорії з файлами
data_dir = ''

# Список файлів для обробки
edf_files = ['r01.edf', 'r04.edf', 'r07.edf', 'r08.edf', 'r10.edf']

for edf_file in edf_files:
    # Виведення назв каналів
    print_channel_labels(os.path.join(data_dir, edf_file))
    display_data(data_dir, edf_file)
    display_data(data_dir, edf_file, 5000)
```

Додаток Б

Лістинг коду для визначення PQRS,QR,QT,RR

```
        import mne
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
from tkinter import Tk, Button, Label, filedialog, simpledialog
from scipy.signal import find_peaks, butter, filtfilt
from scipy.ndimage import gaussian_filter1d
import scipy.interpolate as interp

class EDFViewer:
    def __init__(self, root):
        self.root = root
        self.root.title("FECG Analysis")
        self.root.geometry("600x700")

        self.file_path = "r01.edf"
        self.start_time = 0
        self.end_time = 5
        self.max_time = 60
        self.cid = None

        self.label = Label(root, text="Виберіть файл EDF", font=("Helvetica", 14))
        self.label.pack(pady=20)

        self.file_button = Button(root, text="Вибрати файл", command=self.select_file, font=("Helvetica", 12))
        self.file_button.pack(pady=10)

        self.plot_button = Button(root, text="Побудувати графік", command=self.plot_data, font=("Helvetica",
12))
        self.plot_button.pack(pady=10)

        self.pqrst_button = Button(root, text="Показати PQRST комплекс", command=self.plot_pqrst,
font=("Helvetica", 12))
        self.pqrst_button.pack(pady=10)

        self.pqrst_button = Button(root, text="Показати PQRST комплекс 3d", command=self.plot_pqrst_3d,
font=("Helvetica", 12))
        self.pqrst_button.pack(pady=10)

        self.pqrst_button = Button(root, text="RS амплітуда проти RR інтервалів",
command=self.rr_rs_amplitude, font=("Helvetica", 12))
        self.pqrst_button.pack(pady=10)

        self.pqrst_button = Button(root, text="Показати r та s піки", command=self.show_r_s_peaks,
font=("Helvetica", 12))
```

```
        self.pqrst_button.pack(pady=10)

        self.qt_rr_button = Button(root, text="Показати t та q піки", command=self.show_q_t_peaks,
font=("Helvetica", 12))
        self.qt_rr_button.pack(pady=10)

        self.qt_rr_button = Button(root, text="QT інтервали проти RR інтервалів",
command=self.plot_qt_rr_intervals, font=("Helvetica", 12))
        self.qt_rr_button.pack(pady=10)

        self.qt_rr_button = Button(root, text="Відновлення процесу RR за допомогою детекції R піків",
command=self.plot_rr_intervals, font=("Helvetica", 12))
        self.qt_rr_button.pack(pady=10)

        self.qt_rr_button = Button(root, text="Графік серцебиття", command=self.plot_heart_rate,
font=("Helvetica", 12))
        self.qt_rr_button.pack(pady=10)

    def select_file(self):

        self.file_path = filedialog.askopenfilename(filetypes=[("EDF files", "*.edf")])
        self.label.config(text=f"Вибраний файл: {self.file_path}")


    def plot_data(self):
        if self.file_path:
            self.start_time = simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок", "Введіть початок інтервалу (в сек)")
            self.end_time = simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок", "Введіть кінець інтервалу (в сек)")
            try:
                raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=False)
                raw.crop(tmin=self.start_time, tmax=self.end_time)
                raw.load_data()

                if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                    picks = mne.pick_types(raw.info, meg=False, eeg=True, exclude='bads')[:10]
                    raw.pick(picks)

                    # Фільтруємо канал Direct_1
                    data = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                    sfreq = raw.info['sfreq']

                    # Фільтрація для зменшення шуму
                    b, a = butter(3, (0.5 / (sfreq / 2), 40 / (sfreq / 2)), btype='band')
                    filtered_data = filtfilt(b, a, data)

                    # Замінюємо дані у raw об'єкті на відфільтровані дані
                    raw._data[raw.ch_names.index('Direct_1')] = filtered_data

                    # Створення списку кольорів
```

```
            self.colors = ['r', 'g', 'b', 'c', 'm', 'y', 'k', 'orange', 'purple', 'brown']
            self.default_alpha = 1.0
            self.clicked_alpha = 0.5

            self.fig = raw.plot(start=0, duration=5, n_channels=len(picks), show=False)


            self.apply_colors()


            self.cid = self.fig.canvas.mpl_connect('draw_event', self.on_draw)
            self.fig.show()
        else:
            self.label.config(text="Канал 'Direct_1' не знайдено у файлі.")
    except Exception as e:
        self.label.config(text=f"Помилка: {str(e)}")

def apply_colors(self):

    if self.cid is not None:
        self.fig.canvas.mpl_disconnect(self.cid)
    for idx, line in enumerate(self.fig.mne.traces):
        line.set_color(self.colors[idx % len(self.colors)])
        line.set_alpha(self.default_alpha)
    self.fig.canvas.draw()
    self.cid = self.fig.canvas.mpl_connect('draw_event', self.on_draw)

def on_draw(self, event):

    self.apply_colors()


def find_r_peaks(self,sfreq, data):
    distance = int(sfreq * 0.3)
    height = [3e-5,0.3]
    width = int(sfreq * 0.000000005)
    self.peaks_R, properties = find_peaks(data, distance=distance, height=height, width=width)

def find_s_peaks(self, sfreq, data):
    self.peaks_S = []
    for r_peak in self.peaks_R:
        search_end = min(len(data), r_peak + int(0.04 * sfreq))
        if r_peak < len(data) - 1:
            s_peak = np.argmin(data[r_peak:search_end]) + r_peak
            self.peaks_S.append(s_peak)

def plot_pqrst(self):

    if self.file_path:
```

```
        try:
            raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=True)
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                data = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Знайти піки R
                self.find_r_peaks(sfreq, data)

                if len(self.peaks_R) > 0:
                    # Знайти перший пік R
                    first_peak = self.peaks_R[0]

                    # Визначити інтервал часу навколо першого піку R (0.25 секунд до та після піку)
                    start_idx = max(first_peak - int(0.25 * sfreq), 0)
                    end_idx = min(first_peak + int(0.25 * sfreq), len(data))

                    # Обрізати дані для цього інтервалу
                    segment_data = data[start_idx:end_idx]
                    segment_times = raw.times[start_idx:end_idx]

                    plt.figure()
                    plt.plot(segment_times, segment_data, label='Direct_1 (Fetal ECG)')
                    plt.title('Fetal ECG PQRST Complex')
                    plt.xlabel('Time (s)')
                    plt.ylabel('Amplitude')
                    plt.legend()
                    plt.show()
                else:
                    self.label.config(text="Не знайдено піків R у сигналі.")
            else:
                self.label.config(text="Direct_1 channel not found in the file")
        except Exception as e:
            self.label.config(text=f"Error: {str(e)}")

def plot_pqrst_3d(self):

    if self.file_path:
        try:
            raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=True)
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                data = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Фільтрація для зменшення шуму
                b, a = butter(3, (1 / (sfreq / 2), 40 / (sfreq / 2)), btype='band')
                filtered_data = filtfilt(b, a, data)

                # Детектування R-піків
```

```
            self.find_r_peaks(sfreq, filtered_data)

            if len(self.peaks_R) > 0:
                # Знайти перший пік R
                first_peak = self.peaks_R[0]

                # Визначити інтервал часу навколо першого піку R (0.25 секунд до та після піку)
                start_idx = max(first_peak - int(0.25 * sfreq), 0)
                end_idx = min(first_peak + int(0.25 * sfreq), len(data))

                # Обрізати дані для цього інтервалу
                segment_data = filtered_data[start_idx:end_idx]
                segment_times = raw.times[start_idx:end_idx]

                # Підготовка даних для 3D візуалізації
                x = np.cos(2 * np.pi * np.linspace(0, 1, len(segment_data)))
                y = np.sin(2 * np.pi * np.linspace(0, 1, len(segment_data)))
                z = segment_data

                # Візуалізація
                fig = plt.figure()
                ax = fig.add_subplot(111, projection='3d')
                ax.plot(x, y, z)

                ax.set_title('3D ECG Trajectory')
                ax.set_xlabel('X')
                ax.set_ylabel('Y')
                ax.set_zlabel('Amplitude')
                plt.show()
            else:
                self.label.config(text="Не знайдено піків R у сигналі.")
        else:
            self.label.config(text="Channel 'Direct_1' not found in the file")
    except Exception as e:
        self.label.config(text=f"Error in processing ECG data: {str(e)}")
        print(str(e))

def rr_rs_amplitude(self):

    if self.file_path:
        try:
            raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=True)
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                signal = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Фільтрація для зменшення шуму
                b, a = butter(3, (0.5 / (sfreq / 2), 40 / (sfreq / 2)), btype='band')
                filtered_data = filtfilt(b, a, signal)
```

```
                self.find_r_peaks(sfreq,filtered_data)
                self.find_s_peaks(sfreq,filtered_data)

                # Розрахунок RR-інтервалів
                rr_intervals = np.diff(raw.times[self.peaks_R])
                # print(rr_intervals)

                # Фільтрація нереалістичних значень RR-інтервалів
                valid_rr_indices = np.where((rr_intervals >= 0.4) & (rr_intervals <= 1))[0]
                rr_intervals = rr_intervals[valid_rr_indices]

                valid_peaks_R = self.peaks_R[valid_rr_indices]
                valid_peaks_S = np.array(self.peaks_S)[valid_rr_indices]

                # Розрахунок RS-амплітуд
                rs_amplitudes = filtered_data[valid_peaks_R] - filtered_data[valid_peaks_S]

                # Побудова графіку RS-амплітуд проти RR-інтервалів
                plt.figure(figsize=(10, 5))
                plt.scatter(rr_intervals, rs_amplitudes, color='b')
                plt.xlabel('RR-intervals (s)')
                plt.ylabel('RS-amplitudes')
                plt.title('RS-amplitudes versus RR-intervals for the ECG')
                plt.show()
            else:
                self.label.config(text="Direct_1 channel not found in the file")
        except Exception as e:
            self.label.config(text=f"Error plotting RS-amplitudes vs RR-intervals: {str(e)}")

def show_r_s_peaks(self):

    if self.file_path:
        self.start_time= simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок","Введіть початок інтервалу(в сек)")
        self.end_time= simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок","Введіть кінець інтервалу(в сек)")
        raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=False)
        try:
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                raw.crop(tmin=self.start_time,tmax=self.end_time)
                signal = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Фільтрація для зменшення шуму
                b, a = butter(3, (0.5 / (sfreq / 2), 40 / (sfreq / 2)), btype='band')
                filtered_data = filtfilt(b, a, signal)

                self.find_r_peaks(sfreq,filtered_data)

                self.find_s_peaks(sfreq, filtered_data)
```

```
            # Побудова графіку з позначеними піками R та S
            plt.figure(figsize=(15, 5))
            plt.plot(raw.times, filtered_data, label='Filtered ECG Signal')
            plt.plot(raw.times[self.peaks_R], filtered_data[self.peaks_R], 'ro', label='R Peaks')
            plt.plot(raw.times[self.peaks_S], filtered_data[self.peaks_S], 'go', label='S Peaks')
            plt.xlabel('Time (s)')
            plt.xlabel('Time (s)')
            plt.ylabel('Amplitude')
            plt.title('ECG Signal with R Peaks')
            plt.legend()
            plt.show()

        else:
            self.label.config(text="Direct_1 channel not found in the file")
    except Exception as e:
        self.label.config(text=f"Error showing RR peaks: {str(e)}")

def plot_qt_rr_intervals(self):
    if self.file_path:
        try:
            raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=True)
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                signal = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Фільтрація для зменшення шуму
                b, a = butter(3, (0.5 / (sfreq / 2), 40 / (sfreq / 2)), btype='band')
                filtered_data = filtfilt(b, a, signal)

                # Детектування R-піків
                self.find_r_peaks(sfreq, filtered_data)

                # Детектування T-піків
                self.find_q_peaks(sfreq, filtered_data)
                self.find_t_peaks(sfreq, filtered_data)
                # Розрахунок RR-інтервалів
                rr_intervals = np.diff(raw.times[self.peaks_R])

                # Розрахунок QT-інтервалів
                qt_intervals = []
                for i in range(len(self.peaks_R) - 1):
                    if i < len(self.peaks_T) and i < len(self.peaks_Q):
                        qt_interval = raw.times[self.peaks_T[i]] - raw.times[self.peaks_Q[i]]
                        qt_intervals.append(qt_interval)
                # Побудова графіку QT-інтервалів проти RR-інтервалів
                qt_intervals = np.array(qt_intervals)
                plt.figure(figsize=(10, 5))
                plt.scatter(rr_intervals, qt_intervals, color='b')
```

```
            plt.xlabel('RR-intervals (s)')
            plt.ylabel('QT-intervals (s)')
            plt.title('QT-intervals versus RR-intervals for the synthetic ECG')
            plt.show()
        else:
            self.label.config(text="Direct_1 channel not found in the file")
    except Exception as e:
        self.label.config(text=f"Error plotting QT-intervals vs RR-intervals: {str(e)}")

def show_q_t_peaks(self):
    if self.file_path:
        self.start_time= simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок","Введіть початок інтервалу(в сек)")
        self.end_time= simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок","Введіть кінець інтервалу(в сек)")
        raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=False)
        try:
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                raw.crop(tmin=self.start_time, tmax=self.end_time)
                signal = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Фільтрація для зменшення шуму
                b, a = butter(3, (0.5 / (sfreq / 2), 40 / (sfreq / 2)), btype='band')
                filtered_data = filtfilt(b, a, signal)

                self.find_r_peaks(sfreq, filtered_data)
                self.find_q_peaks(sfreq, filtered_data)
                self.find_t_peaks(sfreq, filtered_data)

                # Побудова графіку з позначеними піками Q та T
                plt.figure(figsize=(15, 5))
                plt.plot(raw.times, filtered_data, label='Filtered ECG Signal')
                plt.plot(raw.times[self.peaks_Q], filtered_data[self.peaks_Q], 'bo', label='Q Peaks')
                plt.plot(raw.times[self.peaks_T], filtered_data[self.peaks_T], 'go', label='T Peaks')
                plt.xlabel('Time (s)')
                plt.ylabel('Amplitude')
                plt.title('ECG Signal with Q and T Peaks')
                plt.legend()
                plt.show()
            else:
                self.label.config(text="Direct_1 channel not found in the file")
        except Exception as e:
            self.label.config(text=f"Error showing Q and T peaks: {str(e)}")

def find_q_peaks(self, sfreq, data):
    self.peaks_Q = []
    for r_peak in self.peaks_R:
        search_start = max(0, r_peak - int(0.04 * sfreq))
        if r_peak > 0:
            q_peak = np.argmin(data[search_start:r_peak]) + search_start
```

```
            self.peaks_Q.append(q_peak)

    def find_t_peaks(self, sfreq, data):
        self.peaks_T = []
        for r_peak in self.peaks_R:
            search_start = r_peak + int(0.016 * sfreq)  # Починаємо пошук через 100 мс після піку R
            search_end = min(len(data), r_peak + int(0.05 * sfreq))  # Шукаємо в інтервалі до 400 мс після піку R
            if search_start < len(data) and search_end > search_start:
                t_peak = np.argmax(data[search_start:search_end]) + search_start
                self.peaks_T.append(t_peak)

    def plot_rr_intervals(self):
        if self.file_path:
            try:
                self.start_time= simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок","Введіть початок інтервалу(в сек)")
                self.end_time= simpledialog.askinteger("Виберіть проміжок","Введіть кінець інтервалу(в сек)")
                raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=True)
                if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                    raw.crop(tmin=self.start_time, tmax=self.end_time)
                    data = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                    sfreq = raw.info['sfreq']

                    # Знаходимо R піки
                    self.find_r_peaks(sfreq, data)

                    if len(self.peaks_R) > 1:
                        # Розраховуємо RR інтервали
                        rr_intervals = np.diff(raw.times[self.peaks_R])

                        # Фільтруємо нереалістичні значення RR інтервалів
                        valid_rr_indices = np.where((rr_intervals >= 0.4) & (rr_intervals <= 0.8))[0]
                        rr_intervals = rr_intervals[valid_rr_indices]
                        rr_times = raw.times[self.peaks_R][1:][valid_rr_indices]

                        # Інтерполюємо RR інтервали
                        rr_interpolated = interp.interp1d(rr_times, rr_intervals, kind='previous',
fill_value="extrapolate")(raw.times)

                        # Згладжуємо інтерпольовані RR інтервали за допомогою функції згладжування
                        rr_smoothed = gaussian_filter1d(rr_interpolated, sigma=400)

                        # Побудова графіку
                        plt.figure(figsize=(10, 6))
                        plt.plot(raw.times, rr_interpolated, 'k--', color='grey', label='Інтерполювані RR інтервали
(пунктирна сіра лінія)')
                        plt.plot(raw.times, rr_smoothed, 'k-', label='Згладжені RR інтервали (чорна лінія)')
                        plt.xlabel('Час [сек]')
                        plt.ylabel('RR інтервали')
                        plt.title('Відновлення процесу RR за допомогою детекції піків R')
```

```
                plt.legend()
                plt.show()
            else:
                self.label.config(text="Недостатньо піків R для розрахунку RR інтервалів.")
        else:
            self.label.config(text="Канал 'Direct_1' не знайдено у файлі.")
    except Exception as e:
        self.label.config(text=f"Помилка при побудові RR інтервалів: {str(e)}")

def plot_heart_rate(self):
    if self.file_path:
        try:
            raw = mne.io.read_raw_edf(self.file_path, preload=True)
            if 'Direct_1' in raw.ch_names:
                raw.crop(tmin=0, tmax=80)  # Аналізуємо дані за 300 секунд
                data = raw.get_data(picks=['Direct_1'])[0]
                sfreq = raw.info['sfreq']

                # Знаходимо R піки
                self.find_r_peaks(sfreq, data)

                if len(self.peaks_R) > 1:
                    # Розраховуємо RR інтервали
                    rr_intervals = np.diff(raw.times[self.peaks_R])

                    # Фільтруємо нереалістичні значення RR інтервалів
                    valid_rr_indices = np.where((rr_intervals >= 0.4) & (rr_intervals <= 1.2))[0]
                    rr_intervals = rr_intervals[valid_rr_indices]
                    rr_times = raw.times[self.peaks_R][1:][valid_rr_indices]

                    # Розраховуємо частоту серцевих скорочень (HR) з RR інтервалів
                    heart_rate = 60.0 / rr_intervals

                    # Фільтруємо значення HR, щоб видалити ті, що менше 80 bpm
                    valid_hr_indices = heart_rate >= 80
                    heart_rate = heart_rate[valid_hr_indices]
                    rr_times = rr_times[valid_hr_indices]

                    # Інтерполюємо HR для отримання рівномірної частоти дискретизації
                    hr_interpolated = interp.interp1d(rr_times, heart_rate, kind='linear',
fill_value="extrapolate")(raw.times)

                    # Згладжуємо значення HR
                    hr_smoothed = gaussian_filter1d(hr_interpolated, sigma=2)

                    # Побудова графіку
                    plt.figure(figsize=(12, 6))
                    plt.plot(raw.times, hr_smoothed, 'k-', label='Згладжена частота серцевих скорочень')
                    plt.xlabel('Час [сек]')
```

```
                plt.ylabel('Частота серцевих скорочень [bpm]')
                plt.title('Графік частоти серцевих скорочень')
                plt.legend()
                plt.show()
            else:
                self.label.config(text="Недостатньо піків R для розрахунку частоти серцевих скорочень.")
        else:
            self.label.config(text="Канал 'Direct_1' не знайдено у файлі.")
    except Exception as e:
        self.label.config(text=f"Помилка при побудові графіку частоти серцевих скорочень: {str(e)}")

if __name__ == "__main__":
    root = Tk()
    app = EDFViewer(root)
    root.mainloop()
```