НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ

ННІ ЕНЕРГЕТИКИ, АВТОМАТИКИ І ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ

ДОПУСКАЄТЬСЯ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач кафедри
автоматики та робототехнічних систем
ім. акад. І.І. Мартиненка
(назва кафедри)

к.т.н., доц._____ О.О. Опришко
(підпис) (ПІБ)

"____" _____ 2025 р.

БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему "ФЕТАЛЬНИЙ МОНІТОРИНГ ПЛОДУ"

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"

Гарант освітньої програми

д.т.н., професор (науковий ступінь та вчене звання)	_____ (підпис)	Никифорова Л.Є. (П.І.Б.)

Керівник бакалаврської кваліфікаційної роботи

д.т.н., професор (науковий ступінь та вчене звання)	_____ (підпис)	Никифорова Л.Є. (П.І.Б.)

Виконала	_____ (підпис)	Шуляр Є.В. (П.І.Б.)

КИЇВ – 2025

НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ

І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ

ННІ ЕНЕРГЕТИКИ, АВТОМАТИКИ І ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
автоматики та робототехнічних систем
ім. акад. І.І. Мартиненка
(назва кафедри)

к.т.н., доц. О.О. Опришко
(підпис)

(ПІБ)

"____" _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи студентці
Шуляр Євгенії Володимирівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"
1. Тема бакалаврської кваліфікаційної роботи: " Фетальний моніторинг плоду ", затверджена наказом ректора НУБіП України від "12" 11 2024 р. № 2023"С"
2. Термін подання завершеної роботи на кафедру "6" червня 2025 р.
3. Вихідні дані до бакалаврської кваліфікаційної роботи:
   3.1 Завдання кафедри на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи
   3.2 Нормативні документи по проектуванню біомедичних об'єктів
   3.3 Наукова література з тематики бакалаврської кваліфікаційної роботи.
   3.4 Матеріали виробничої практики
4. Перелік питань, які необхідно розробити:
   1. МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ РОБОТИ
      1.1 Аналіз стану питання
      1.2 Медичні аспекти фетального моніторингу
      1.3 Технічні аспекти фетального моніторингу
   2. РОЗРОБКА ТЕХНІЧНИХ СХЕМ ФЕТАЛЬНОГО МОНІТОРА
      2.1 Опис структурної схеми фетального монітору
      2.2 Опис функціональної схеми фетального монітору
      2.3 Опис принципово електричної схеми фетального монітору
   3. РОЗРАХУНОК ЕЛЕКРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ БЛОКІВ
      3.1 Математичне моделювання блоків
      3.2 Аналіз вхідних і вихідних характеристик блоків

4. ЕФЕКТИ УЛЬТРАЗВУКУ НА РОЗВИТОК ПЛОДУ
   4.1 Теплові та механічні ефекти
   4.2 Біологічні ефекти
   4.3 Статистичні відомості про вплив ультразвуку на плід
5. РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ
   5.1 Заходи електробезпеки при експлуатації обладнання
   5.2 Безпека під час монтажу та технічного обслуговування
   5.3 Розрахунок струму ураження при пробої ізоляції

Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Відмітка про виконання
1	Вступ	1.06.2025	
2	Медико-технічне обґрунтування фетального моніторингу	1.06.2025	
3	Розробка технічних систем фетального монітора	1.06.2025	
4	Розрахунок електрично принципової схеми блоків	1.06.2025	
5	Ефекти ультразвуку на розвиток плоду	1.06.2025	
6	Розробка питань охорони праці	1.06.2025	
7	Оформлення пояснювальної записки кваліфікаційної роботи	1.06.2025	
8	Підготовка презентації кваліфікаційної роботи	1.06.2025	

Дата видачі завдання "24" травня 2025 року

Керівник бакалаврської кваліфікаційної роботи _____ Никифорова Л.Є.
(підпис) (П.І.Б.)

Завдання прийняла до виконання _____ Шуляр Є.В.
(підпис) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи «Фетальний моніторинг плоду»: 69 сторінок, 9 таблиць, 29 рисунків, 4 схеми, 15 використаних літературних джерел.

Ключові слова: фетальний моніторинг, КТГ, УЗД, ФМ, сигнали, діагностика, схема, датчики, ефекти.

Метою дипломної роботи є медико-технічне обґрунтування, проєктування та аналіз системи фетального моніторингу, яка дозволяє ефективно відстежувати фізіологічні параметри плода, зокрема частоту серцевих скорочень, оксигенацію та інші життєво важливі показники, з урахуванням впливу ультразвукового випромінювання на розвиток плода.

Для досягнення поставленої мети в роботі:

- проаналізовано сучасні методи фетального моніторингу;
- вивчено фізіологічні основи розвитку плода та параметри оксигенації;
- розроблено структурну, функціональну та електричну схеми фетального монітору;
- проведено математичне моделювання роботи окремих блоків;
- досліджено вплив ультразвуку на плід;
- запропоновано заходи з електробезпеки та охорони праці при експлуатації обладнання.

У результаті виконання дипломної роботи:

- обґрунтовано доцільність використання фетального моніторингу як методу неінвазивного контролю за станом плода;
- розроблено технічну документацію фетального монітору, включаючи електричну принципову схему та математичні моделі окремих блоків;
- проаналізовані ефекти ультразвуку на плід, зокрема ризики, пов’язані з тепловим і механічним впливом;
- доведено, що при дотриманні технічних вимог фетальний монітор є безпечним для використання;

- запропоновано рекомендації щодо безпечного застосування ультразвукових методів в акушерстві;
- розроблено заходи з охорони праці та електробезпеки при роботі з обладнанням.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ 9
ВСТУП 10
РОЗДІЛ 1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ФЕТАЛЬНОГО МОНІТОРИНГУ 11
1.1 Аналіз стану питання 11
1.1.1 Поняття фетального моніторингу: визначення, цілі та основні принципи 11
1.1.2 Фізіологічні основи фетального моніторингу 14
1.1.3 Класифікація методів фетального моніторингу 17
1.1.4 Кардіотокографія 19
1.1.5 Ультразвуковий моніторинг плоду 21
1.2 Медичні аспекти фетального моніторингу 24
1.2.1 Фізіологічний розвиток плоду 24
1.2.2 Пренатальна діагностика: амніоскопія та амніоцентез 24
1.2.3 Оцінка оксигенації плоду 26
1.3 Технічні аспекти фетального моніторингу 30
1.3.1 Опис фетального монітору 30
1.3.2 Анатомія датчиків 32
1.3.3 Передача і обробка сигналу 35
1.3.4 Центральний блок монітору 37
1.3.5 Безперебійне живлення та джерела живлення 38
1.3.6 Безпека 39
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА ТЕХНІЧНИХ СХЕМ 41
2.1 Опис структурної схеми фетального монітору 41
2.2 Опис функціональної схеми фетального монітору 43
2.3 Опис принципово електричної схеми фетального монітору 45
РОЗДІЛ 3 РОЗРАХУНОК ЕЛЕКРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ БЛОКІВ 50
3.1 Математичне моделювання блоків 50
3.2 Аналіз вхідних і вихідних характеристик блоків 51
РОЗДІЛ 4 ЕФЕКТИ УЛЬТРАЗВУКУ НА РОЗВИТОК ПЛОДУ 53
4.1 Теплові та механічні ефекти 53
4.2 Біологічні ефекти 54

4.2.1 Руйнування тканин..... 54
4.2.2 Цільова доставка ліків 55
4.3 Статистичні відомості про вплив ультразвуку на плід 59
РОЗДІЛ 5 РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ..... 61
5.1 Заходи електробезпеки при експлуатації обладнання..... 61
5.2 Безпека під час монтажу та технічного обслуговування 62
5.3 Розрахунок струму ураження при пробої ізоляції 64
ВИСНОВОК..... 66
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ..... 68

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ФМ – фетальний моніторинг

RA – праве передсердя

LA – ліве передсердя

RV – правий шлуночок

LV – лівий шлуночок

DA – артеріальний проток

PA – легенева артерія

FO – овальне вікно

КТГ – кардіотокографія

FHR – серцевий ритм плоду

UA – маткові скорочення

В – варіабельність

Д – децелерації

УЗД – ультразвуковий апарат

LCD – радіокристалічний дисплей

UPS – безперебійне живлення

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

AI – аналогові сигнали

DI – цифрові сигнали

PTC – сенсор температури двигуна

В – варіабельність

Д – децелерації

ВСТУП

Сучасні медичні технології вимагають високого рівня точності та надійності у процесі діагностики та контролю стану пацієнта. Однією з ключових систем у цьому процесі є функціональний моніторинг, який дозволяє лікарям отримувати важливу інформацію про фізіологічний стан пацієнта в режимі реального часу. Це стає особливо актуальним при проведенні складних медичних процедур та втручань, де кожна секунда може бути вирішальною для життя пацієнта.

Метою цієї роботи є всебічне дослідження систем функціонального моніторингу, зокрема їх медико-технічне обґрунтування, теоретичні основи, технічні аспекти та процеси розробки. У ході дослідження буде розглянуто фундаментальні поняття, що включають фізіологічні основи та методи функціонального моніторингу, а також класифікацію різних методів моніторингу. Велика увага буде приділена технічним аспектам, зокрема характеристикам окремих елементів системи моніторингу, таким як кардіомонітор, датчики, електроди та блоки обробки сигналу.

Також буде розглянуто фізіологічні аспекти, які необхідно враховувати при розробці функціонального моніторингу, оскільки вони визначають специфічні вимоги до обладнання. Особлива увага приділяється моделюванню блоків, що дозволяє створити максимально ефективну та безпечну систему для медичних установ. Окрім того, значна частина роботи присвячена питанням охорони праці, що є важливим фактором при впровадженні нових медичних технологій.

Цей план є структурованим підходом до вивчення всіх аспектів створення та оптимізації систем функціонального моніторингу, що не лише підвищує якість медичної допомоги, але й гарантує її безпечність та ефективність.

РОЗДІЛ 1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ФЕТАЛЬНОГО МОНІТОРИНГУ

1.1 Аналіз стану питання

1.1.1 Поняття фетального моніторингу: визначення, цілі та основні принципи

Фетальний моніторинг — це процес спостереження за серцебиттям і станом плоду під час вагітності та пологів. Він допомагає лікарям стежити за здоров'ям дитини в утробі матері, вчасно виявляти проблеми, як-от недостатнє постачання кисню, і приймати рішення для безпечного ведення вагітності та пологів. Найчастіше для цього використовуються спеціальні датчики, які безпечно реєструють серцевий ритм плоду і скорочення матки [10].

Ці показники дають змогу оцінити, як плід реагує на скорочення матки, чи достатньо він отримує кисню та чи перебуває в задовільному стані. Фетальний моніторинг може проводитися періодично під час планових візитів до лікаря або безперервно — під час пологів. Існують інвазивні й неінвазивні методи моніторингу, серед яких найпоширенішим є кардіотокографія (КТГ). КТГ реєструє частоту серцевих скорочень плоду та тонус матки, що дозволяє своєчасно виявити ознаки дистресу плода — стану, який може вимагати негайного медичного втручання.

Фетальний моніторинг плоду має ключову мету — оцінити стан здоров'я майбутньої дитини. Він дозволяє визначити, чи функціонує серце плода в межах норми та чи забезпечується належне надходження кисню. Це особливо важливо для своєчасного виявлення таких загрозливих станів, як гіпоксія або внутрішньоутробний дистрес. Для моніторингу використовують спеціальні датчики, які реєструють частоту та ритм серцевих скорочень плоду.

Зовнішній ультразвуковий датчик закріплюється на животі матері й фіксує серцебиття за допомогою доплерівських хвиль. Цей метод є неінвазивним та безпечним, але його точність може знижуватись у разі активних рухів матері або плода. Внутрішній датчик, навпаки, кріпиться до шкіри плода через шийку матки,

забезпечуючи більш точну та стабільну інформацію, однак потребує розкриття шийки матки та певного акушерського досвіду для застосування.

Також застосовується датчик маткових скорочень, що прикріплюється до живота матері й дозволяє вимірювати частоту та інтенсивність скорочень, аби оцінити, як це впливає на стан плоду.

Моніторинг також слугує для забезпечення безпеки як плоду, так і матері. Він дозволяє вчасно помітити потенційні загрози, наприклад, гіпоксію — коли знижується варіабельність серцевого ритму або спостерігаються тривалі зниження частоти серцебиття. Серйозним ускладненням є асфіксія плоду, яка може проявлятися постійною брадикардією або різкими децелераціями. Також моніторинг дозволяє виявити тахікардію — коли частота серцебиття перевищує 160 ударів на хвилину — або брадикардію — менше ніж 110 ударів на хвилину. Такі стани можуть бути наслідком інфекцій, лихоманки, стресу або недостатнього кисню. Отримані дані допомагають лікарям оцінити, чи потрібно змінювати тактику ведення пологів. Якщо результати моніторингу свідчать про постійні або повторювані децелерації, це може бути показанням до кесаревого розтину. Те саме стосується тривалої брадикардії або зниженої варіабельності ритму, що не піддається корекції. Іноді проводять спеціальні кисневі тести, такі як STAN, і при негативних результатах також може знадобитися термінове оперативне втручання. Такий підхід дозволяє лікарям приймати зважені рішення щодо безпеки матері та дитини, обираючи між природними пологами та кесаревим розтином.

Фетальний моніторинг дозволяє на ранніх стадіях виявити будь-які ознаки небезпеки, наприклад, кисневе голодування або порушення ритму. Завдяки цьому лікарі можуть вчасно втрутитися до того, як ситуація стане критичною. Сучасні монітори працюють у режимі реального часу, фіксуючи серцебиття плоду і маткові скорочення, що дає змогу медперсоналу швидко реагувати на зміни. Це сприяє профілактиці ускладнень, таких як внутрішньоутробна загибель плоду або травми під час пологів. За необхідності можна змінити хід пологів або застосувати екстрені заходи.

Загалом, завдяки фетальному моніторингу можна значно покращити перебіг і результати пологів. Постійне спостереження дає змогу зменшити ризики та покращити стан матері й дитини. Лікарі отримують змогу оперативно реагувати на будь-які зміни та адаптувати план пологів для досягнення найкращого результату.

Основні принципи фетального моніторингу включають безперервне спостереження за станом плоду — серцебиттям і скороченнями матки протягом тривалого часу. Це дозволяє уважно відстежити реакції плоду на перейми чи інші стресові чинники. Хоча такий підхід вимагає постійної участі медичного персоналу і може бути не зовсім зручним для матері, він дає цінну інформацію. Одним з ключових елементів є оцінка серцевого ритму — це допомагає виявити відхилення, наприклад, тахікардію або брадикардію, що вказують на кисневе голодування.

Ще один важливий момент, описаний Chandraharan [9], це аналіз варіабельності серцевого ритму, тобто коливань у частоті серцебиття. Це дозволяє краще зрозуміти загальний стан плоду та його здатність адаптуватися до умов пологів. Спостереження за реакцією серця на маткові скорочення також є ключовим моментом. Це допомагає з'ясувати, чи витримує плід фізичний стрес, пов'язаний з пологами. Додатково аналізують децелерації (тимчасові зниження ритму) та акселерації (підвищення частоти серцебиття), щоб зрозуміти, чи є ці зміни фізіологічними чи тривожними.

Також важливо оцінювати рухову активність плоду, адже рухи плоду є ще одним показником його самопочуття. Якщо плід активний, це вважається позитивною ознакою. Проте не завжди легко точно виміряти рухи, і вони не завжди прямо вказують на наявність чи відсутність проблем.

Таким чином, фетальний моніторинг — це потужний інструмент, що дає можливість забезпечити здоров'я та безпеку як матері, так і дитини під час вагітності та пологів.

1.1.2 Фізіологічні основи фетального моніторингу

Структура серця плоду включає чотири основні камери: праве передсердя (RA), яке приймає венозну кров з верхньої і нижньої порожнистих вен, а також від пупкових вен через плаценту. Ліве передсердя (LA) отримує кров, яка потрапляє через овальне вікно (FO) безпосередньо з правого передсердя, минаючи легені, які ще не функціонують. Правий шлуночок (RV) викидає кров у легеневу артерію (PA), але оскільки легені ще не працюють, більша частина цієї крові спрямовується через артеріальний проток (DA) безпосередньо в аорту (Ao). Лівий шлуночок (LV), у свою чергу, забезпечує викид крові в аорту, звідки вона надходить до всіх органів і тканин плоду (рис.1.1). Натомість Syngelaki досліджує питання ультразвуку серця плода у контексті спеціалізованих структур, такі як FO і DA, що критично важливі для оптимального кровообігу у плода [12]. FO — це отвір між передсердями, що дозволяє крові з RA потрапляти в LA, оминаючи легені. DA з'єднує PA з Ao і також забезпечує обхід легенів. Завдяки цим обхідним шляхам більшість крові спрямовується до головного мозку та інших життєво важливих органів. Також значну роль відіграють пупкові судини: пупкова вена (UV) переносить кисневу і поживну кров від плаценти до плоду, а пупкові артерії (UA) — відводять кров, збагачену вуглекислим газом і продуктами метаболізму, назад до плаценти (рис.1.2).

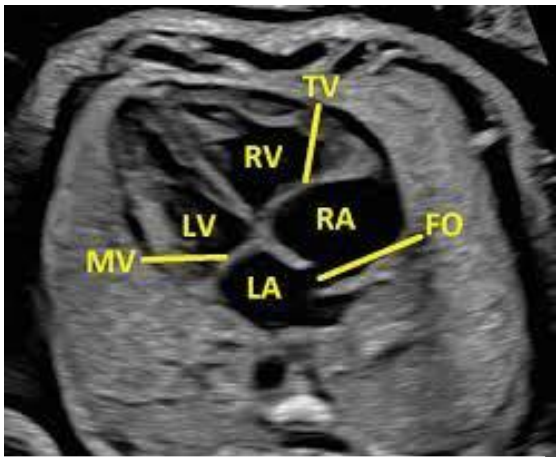

Рис.1.1. Серце плоду

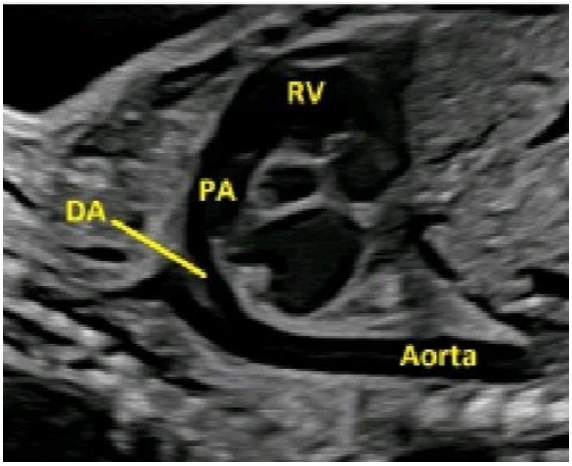

Рис.1.2. Спеціалізовані отвори та шляхи

Як зазначає Ліхачов [1], кровообіг плоду має свої особливості. Плацентарний кровообіг полягає в тому, що кров плоду постачається до плаценти через пупкові артерії, де відбувається обмін газів і поживних речовин з кров'ю матері (рис.1.3). Очищена і збагачена киснем кров повертається в плід через пупкову вену. Після народження серце плоду зазнає значних змін: овальне вікно та артеріальний проток зазвичай закриваються, що забезпечує нормальний кровообіг через легені, які починають функціонувати після народження. Серце плоду адаптоване до умов, коли більшість крові обходить легені, і кровообіг є пріоритетним для забезпечення життєво важливих органів і тканин плоду. Спеціалізовані структури, такі як овальне вікно і артеріальний проток, знижують навантаження на легені, дозволяючи плоду отримувати кисень і поживні речовини через плаценту. Серце виконує кілька важливих функцій. По-перше, воно постачає кисень і поживні речовини, отримані з плаценти через пупкову вену. По-друге, воно забезпечує обходження легенів: овальне вікно дозволяє крові з правого передсердя потрапляти в ліве передсердя, минаючи легені, а артеріальний проток сполучає легеневу артерію з аортою, також обходячи легені. По-третє, здійснюється розподіл крові по органах за допомогою системного кровообігу — кров викидається в аорту для постачання органів і тканин. По-четверте, відбувається виведення відходів: пупкові артерії виводять венозну кров з плоду до плаценти для обміну газів і видалення продуктів метаболізму. По-п’яте, серце

постійно адаптується до умов внутрішньоутробного середовища, таких як зміни рівня кисню та положення плоду.

Нормальний діапазон: 120-160 ударів на хвилину (уд/хв)

Варіабельність:

- Низька варіабельність: Менше 6 уд/хв
- Помірна варіабельність: 6-25 уд/хв
- Висока варіабельність: Більше 25 уд/хв

Ритм змінюється, на початку одного періоду часу при вимірюванні було 120, але через певний проміжок часу при повторному вимірюванні стало 160.

Знаходжу варіабельність: 160-120=40 уд/хв – висока.

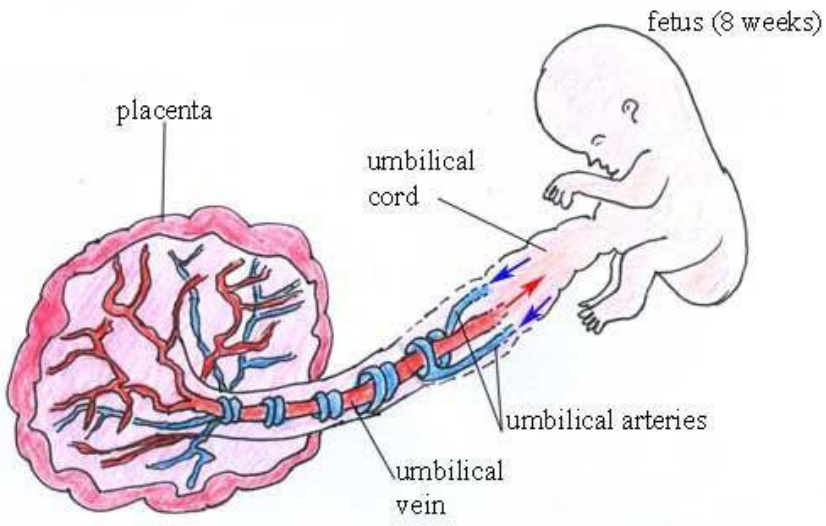

Рис.1.3. Передача поживних речовин від плаценти до плоду

Таблиця 1.1. Вплив різних факторів на серцевий ритм плоду

Фактор	Нормальна реакція	Патологічна реакція	Приклад ритму уд/хв
Фізична активність плоду	Акселерації	Відсутність	140-160
Перейми	Тимчасові децелерації	Глибокі і тривалі Д.	Знижується до 130 у межах норми, до 80 - патологія
Гіпоксія	Нормальна варіабельність і ритм	Зменшення варіабельності , Д.	120-160, пат.- знижується до 100
Материнський стрес	Зміна варіабельності	Зниження В., тахікардія	130-150 з коливаннями, пат.- стабільно без коливань на рівні 150
Аномалії плаценти	Нормальна В.	Тривалі Д., зміни ритму	120-160, пат.- зниження до 90 тривало низький.

1.1.3 Класифікація методів фетального моніторингу

Аускультація є одним із основних методів фетального моніторингу, що використовується для прослуховування серцевих скорочень плоду. Цей метод передбачає застосування акушерського стетоскопа або доплера, з допомогою яких лікар може визначити серцебиття дитини. Акушерський стетоскоп є простим механічним інструментом, що дозволяє через звукові хвилі чути серцеві скорочення плоду. В свою чергу, доплерівський пристрій використовує ультразвукові хвилі для визначення частоти серцевих скорочень, що дозволяє більш точно оцінити стан плоду.

Одним із найбільш ефективних методів моніторингу є кардіотокографія, яка поєднує вимірювання серцевого ритму плоду з спостереженням за матковими скороченнями. Існує два основних види кардіотокографії: безконтактна та внутрішня. Безконтактна КТГ здійснюється за допомогою зовнішніх датчиків, які прикріплюються до живота матері для вимірювання серцевого ритму плоду та скорочень матки. Внутрішня КТГ полягає в введенні електродів всередину матки для точнішого вимірювання, особливо під час пологів, коли потрібно більш детально контролювати процес.

Іншим важливим методом є ультразвукова доплерографія. Цей метод використовує ультразвукові хвилі для вимірювання кровотоку в пуповині та серці плоду. Ультразвукова доплерографія дозволяє не лише оцінити серцевий ритм плоду, а й визначити стан його кровообігу. Існують дві основні форми доплерографії: одномодульна, яка вимірює тільки серцевий ритм, і двомодульна, яка додає вимірювання кровотоку в пуповині для більш точного оцінювання постачання кисню до плоду.

Додатково існує метод внутрішнього моніторингу, який передбачає введення електродів або катетерів для безпосереднього вимірювання серцевого ритму та маткових скорочень. Внутрішній електрод закріплюється на головці плоду для точного вимірювання серцевих скорочень, а катетери вводяться в матку для вимірювання її скорочень. Цей метод часто використовується під час пологів, коли потрібно отримати найбільш точні дані про стан матері та плоду.

Нарешті, фетальна пульсоксиметрія є методом, що вимірює рівень кисню в крові плоду. Для цього використовуються спеціальні датчики, які можуть бути прикріплені до шкіри плоду або введені через пуповину або інші методи. Пульсоксиметрія буває неінвазивною, коли датчики розташовуються на шкірі матері, і інвазивною, коли датчики вводяться для точнішого вимірювання. Цей метод дозволяє контролювати кисневий стан плоду та оперативно реагувати на будь-які зміни.

1.1.4 Кардіотокографія

Кардіотокографія (КТГ) — це метод моніторингу стану плоду протягом вагітності та під час пологів. Він дозволяє лікарям оцінити стан дитини в утробі матері, зокрема її серцевий ритм та реакцію на маткові скорочення.

Фізіологічні основи серцевого ритму плоду пов'язані з контролем автономною нервовою системою, яка включає симпатичну та парасимпатичну нервові системи. Нормальна варіабельність серцевого ритму є показником доброго функціонування вегетативного контролю і адекватного газообміну через плаценту. Коли цей контроль порушується, це може бути ознакою гіпоксії або інших стресових станів у плоду.

У роботі [14] інтерпретація кардіотокографії базується на кількох основних принципах, які дозволяють оцінити стан плода та визначити ранні ознаки дистресу плоду: зниження варіабельності серцевого ритму, відсутність акселерацій та наявність пізніх децелерацій можуть вказувати на можливу гіпоксію, що потребує негайного медичного втручання для запобігання ускладненням. Під час пологів КТГ є важливим інструментом для моніторингу стану плоду, зокрема для оцінки його реакції на маткові скорочення. Цей моніторинг допомагає лікарям приймати рішення про необхідність стимуляції пологів або оперативного втручання, такого як кесарів розтин, якщо це необхідно для забезпечення безпеки матері та дитини.

КТГ використовує спеціальний прилад, який складається з двох датчиків:

- Перший датчик вимірює серцевий ритм плоду.
- Другий датчик вимірює скорочення матки.

Ці датчики (рис.1.4) прикріплюються до живота матері за допомогою еластичних ременів. Інформація передається на монітор, де вона відображається у вигляді двох графіків: один показує частоту серцебиття плоду, а інший — активність матки.

\

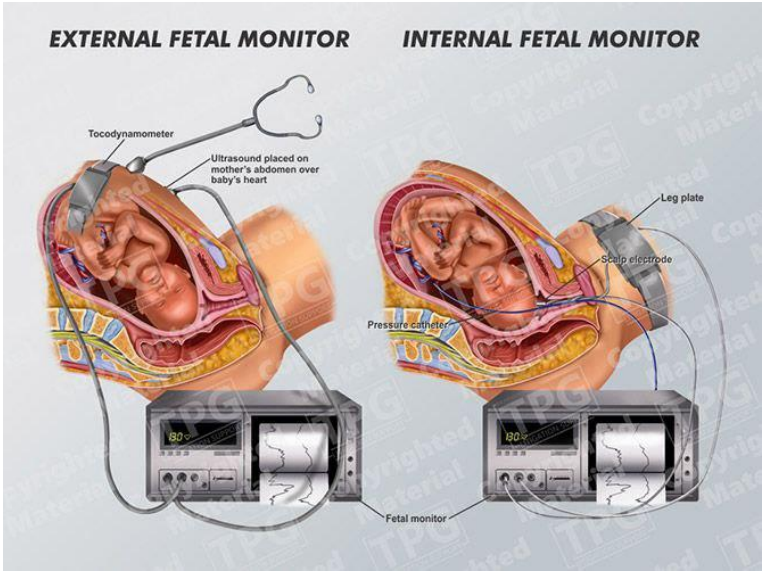

Рис. 1.4. Кардіотокографія

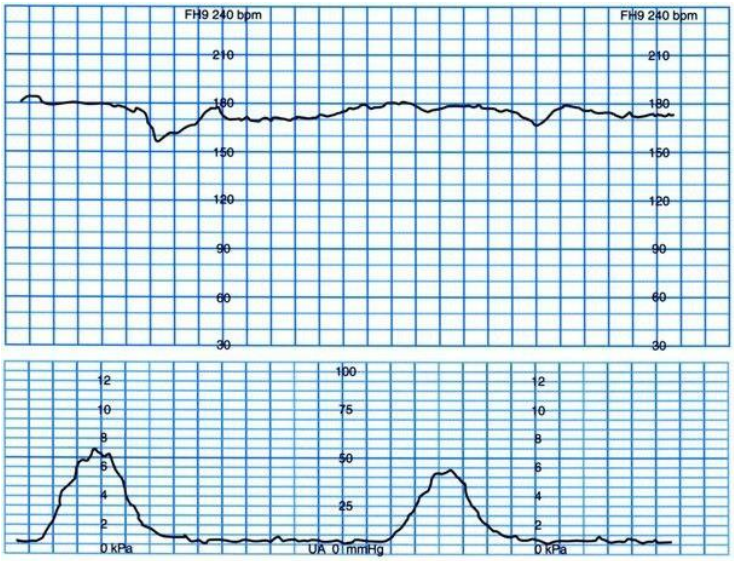

Рис. 1.5. Графік ведення токографії

На представленому графіку ведення кардіотокографії (рис.1.5) ми бачимо: верхній графік показує серцевий ритм плоду (FHR), а нижній - маткові скорочення (UA).

На верхньому графіку базальна частота коливається в районі приблизно 150-160 bpm, що є нормою (норма: 110-160 bpm).

Декселерації (падіння ЧСС): Видно два епізоди уповільнення серцевого ритму до рівня приблизно 140 і 130 bpm. Це декселерація - тимчасове зниження частоти серцебиття, може бути пов'язане з маточними скороченнями.

На нижньому графіку видно два явних піку, типових для сутичок, з підйомом і спадом. Між сутичками базальний рівень близький до нуля, що говорить про нормальне розслаблення матки між сутичками.

1.1.5 Ультразвуковий моніторинг плоду

Ультразвуковий моніторинг (рис.1.6) плоду є неінвазивним методом обстеження, що використовує звукові хвилі високої частоти для створення зображень плоду в утробі матері. Цей метод дозволяє лікарям спостерігати за розвитком і рухами дитини, оцінювати анатомічні особливості та виявляти можливі аномалії або проблеми на ранніх етапах вагітності. Існує кілька видів ультразвукового моніторингу. Трансабдомінальне УЗД виконується через передню черевну стінку і є рутинним методом для огляду на різних етапах вагітності. Воно дозволяє отримати зображення плоду, плаценти, навколоплідних вод та інших структур. Трансвагінальне УЗД виконується через введення датчика в піхву, зазвичай на ранніх термінах вагітності або для детального огляду шийки матки, забезпечуючи чіткіше зображення ранніх стадій розвитку плоду. Доплерографія використовується для оцінки кровотоку в судинах плоду, плаценти та пуповини, допомагаючи виявити порушення кровообігу, які можуть свідчити про гіпоксію або інші проблеми. Основними цілями ультразвукового моніторингу є оцінка розвитку плоду, виявлення аномалій, перевірка стану плаценти, оцінка багатоплідної вагітності та аналіз серцевої діяльності плоду, включаючи моніторинг кровообігу через доплерографію.

Рис.1.6. Ультразвукова діагностика

У ході доплерографічного дослідження були проаналізовані різні варіанти кровотоку в легеневій артерії плода, як показано на рис. 1.7.

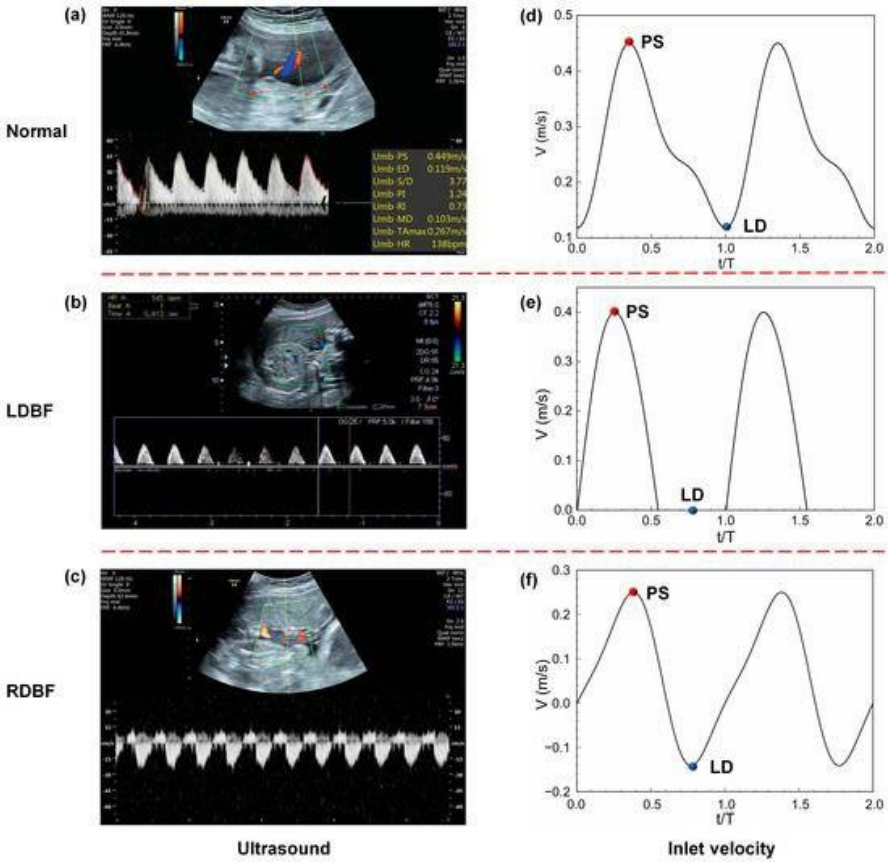

Рис. 1.7 УЗД кровотоку

Це зображення демонструє ультразвукове дослідження кровотоку в легеневій артерії плода при різних станах:

(a, d) - нормальний кровотік;

(b, e) - Low Diastolic Blood Flow (LDBF) — знижений діастолічний кровотік;

(c, f) — Reversed Diastolic Blood Flow (RDBF) — зворотний діастолічний кровотік.

(a) УЗ-дослідження: Нормальний кровотік

Верхнє зображення: кольорове допплерівське картування легеневої артерії. Потік спрямований від датчика. Нижче - спектральна допплерограма з характерними піками. В спектрі видно високий систолічний пік (PS) і позитивну діастолічну хвилю (LD) — ознака нормального опору в судинах;

(b) УЗ-дослідження: Знижений діастолічний кровотік (LDBF)

Систолічний пік присутній, але діастолічний компонент зменшений — майже пряма лінія. Це свідчить про підвищення судинного опору в легеневій артерії. Можлива гіпоксія або плацентарна недостатність;

(c) УЗ-дослідження: Зворотний діастолічний кровотік (RDBF)

Хвиля в діастолі опущена нижче базової лінії — це означає, що кров повертається назад у діастолу. Дуже тривожна ознака — можливе серйозне порушення кровообігу, вади серця, критична гіпоплазія судин;

(d), (e), (f) — Графіки швидкості кровотоку

Вісь X — фаза серцевого циклу (UT — умовний час), вісь Y — швидкість кровотоку (V).

Позначено:

PS (Peak Systole) — пік швидкості під час систоли.

LD (Late Diastole) — пізній діастолічний кровотік.

(d) Нормальна хвиля

Маємо гарний пік PS та стабільний діастолічний компонент (LD > 0);

(e) Знижений діастолічний потік

PS збережений, але LD майже 0 — судинний опір високий;

(f) Зворотний потік

PS присутній, але LD < 0 — кровотік у діастолі негативний.

1.2 Медичні аспекти фетального моніторингу

1.2.1 Фізіологічний розвиток плоду

Фізіологічний розвиток плоду – це складний і поступовий процес, що починається від моменту запліднення і триває до народження дитини. Він поділяється на два основні періоди: ембріональний (1–8 тиждень) і фетальний (9–40 тиждень).

У ембріональний період формуються основи всіх життєво важливих органів. Уже на 3–4 тижні починає битися серце, розвиваються нервова система, кінцівки, очі та інші структури. До кінця 8 тижня ембріон має основи всіх органів і переходить у стадію плода.

У фетальному періоді органи ростуть і вдосконалюються. У першому триместрі завершується формування основних систем. У другому – плід активно рухається, формується зовнішній вигляд, визначається стать. У третьому триместрі дитина швидко набирає вагу, легені дозрівають, готуючись до дихання після народження [1]. Плід адаптується до внутрішньоутробного життя завдяки плаценті, яка забезпечує кисень і поживні речовини. Особливості кровообігу (овальне вікно, артеріальний протік), фетальний гемоглобін і амніотична рідина підтримують стабільний розвиток. Також відбуваються гормональні, імунні й метаболічні зміни, які забезпечують гармонійний ріст.

Таким чином, розвиток плоду – це скоординована взаємодія органів, систем і середовища, яка готує нове життя до самостійного існування після народження.

1.2.2 Пренатальна діагностика: амніоскопія та амніоцентез

Амніоскопія — це важливий діагностичний метод, який дає можливість лікареві безпосередньо оцінити стан амніотичної рідини, не порушуючи оболонок плодового міхура. У центрі цього методу — амніоскоп, спеціальний інструмент, який вводиться через шийку матки, щоб забезпечити візуальний контакт із навколоплідними водами (рис.1.8). Завдяки цьому можна побачити колір рідини, її прозорість, наявність домішок, таких як меконій, кров або гнійні виділення, що може бути свідченням порушень у розвитку або страждання плоду.

Особливу цінність амніоскопія має на пізніх термінах вагітності, коли візуальна оцінка навколоплідних вод дозволяє зробити висновки про стан плоду. Якщо амніотична рідина має зеленуватий або коричневий відтінок, це може вказувати на наявність меконію — першорідного калу плоду, який зазвичай виділяється в кишечнику після народження. Його поява в навколоплідному середовищі нерідко є ознакою гіпоксії — кисневого голодування плоду, що потребує негайної медичної реакції. Також цей метод застосовують у разі переношеної вагітності, коли існує ризик виснаження ресурсів плаценти, або при підозрі на внутрішньоутробну інфекцію, яка може супроводжуватись запальними змінами в навколоплідних водах.

Процедура амніоскопії проводиться, як правило, амбулаторно. Вагітна розміщується на гінекологічному кріслі, і за потреби можуть застосовуватись місцеві знеболюючі засоби, щоб зменшити відчуття дискомфорту. Амніоскоп обережно вводиться через піхву в канал шийки матки, не проникаючи в сам міхур. Його край наближається до плодового міхура так, щоб крізь нього можна було розглянути стан рідини всередині.

Огляд навколоплідних вод — це своєрідне вікно в стан плоду. У нормі рідина має бути прозорою або злегка опалесцентною. Поява сторонніх відтінків, зокрема зеленого чи бурого, змінює клінічну картину й вимагає подальших рішень від лікарів.

Амніоцентез — це інвазивна процедура, під час якої через передню черевну стінку вагітної тонкою голкою під контролем ультразвуку відбирається невелика кількість амніотичної рідини (рис.1.9). У цій рідині містяться клітини плоду та біологічні речовини, що дозволяють оцінити його стан. Метод застосовують для діагностики хромосомних і генетичних захворювань, внутрішньоутробних інфекцій, а також для визначення зрілості легень та оцінки ризику резус-конфлікту.

Процедура проводиться в умовах стерильності, пацієнтка перебуває в положенні лежачи на спині. Після обробки шкіри і знеболення лікар вводить голку під контролем УЗД, обережно проколює стінку матки та відбирає близько 15–20 мл амніотичної рідини. Зразок надсилається в лабораторію, де проводиться відповідний аналіз. Хоч процедура зазвичай безпечна, вона може супроводжуватись незначними ризиками, тому призначається лише за чіткими медичними показаннями.

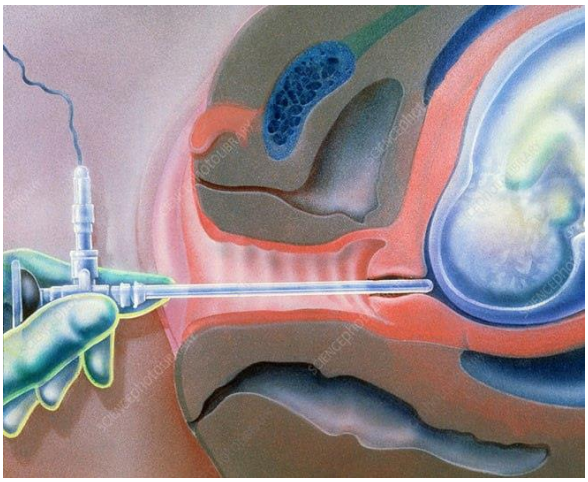

Рис.1.8. Амніоскопія

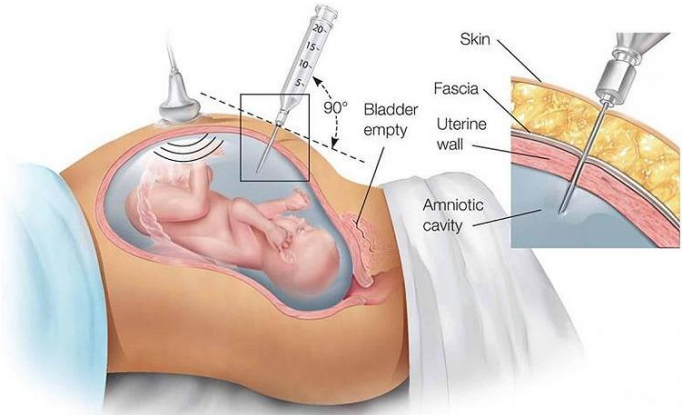

Рис.1.9. Амніоцентез

1.2.3 Оцінка оксигенації плоду

Оксигенація плоду — це процес забезпечення плоду киснем через плаценту і пуповину. Вона має критичне значення для нормального розвитку, оскільки кисень необхідний для життєздатності всіх клітин організму. Відповідно до матеріалів автора [2], існує кілька методів оцінки оксигенації плода, кожен з яких має своє клінічне значення:

- пульсоксиметрія плода — це метод вимірювання рівня насичення киснем артеріальної крові плода. Спеціальний датчик, що випромінює світло двох довжин хвиль, прикладається до шкіри плода та реєструє, скільки світла поглинається, що дозволяє визначити рівень сатурації. Цей метод застосовується під час пологів для безперервного моніторингу стану плода, особливо у випадках високого ризику — передчасних пологах або при підозрі на дистрес плода. Нормальним вважається рівень насичення 60–70%. Зниження цього показника свідчить про гіпоксію та потребує невідкладного медичного втручання;
- киснева сатурація за допомогою оксиметричних катетерів передбачає введення катетерів у пуповинні вени з метою прямого вимірювання рівня кисню. Це інвазивний, але точніший метод у порівнянні з неінвазивною пульсоксиметрією. Застосовується в крайніх випадках, зокрема при тяжких порушеннях кровообігу або підозрі на серйозну гіпоксію. Значне зниження сатурації киснем вказує на критичний стан плода;
- амніоцентез з визначенням рівня pH в амніотичній рідині використовується для оцінки кислотно-лужного стану плода. Якщо pH знижується нижче 7,20, це може свідчити про ацидоз, який виникає при гіпоксії. Цей метод є інвазивним і проводиться лише при відповідних показаннях — наприклад, при підозрі на метаболічний ацидоз або при недостатній інформативності інших методів. Процедура вимагає стерильних умов і високої кваліфікації медичного персоналу;
- лактат у пуповинній крові є маркером метаболічного стану тканин плода. Підвищення рівня лактату свідчить про гіпоксію та метаболічний ацидоз. Зразки крові з пуповини беруться під час пологів або одразу після народження для оцінки стану новонародженого. Нормальним вважається рівень лактату нижче 4 ммоль/л. Показник вище цього рівня є ознакою значного метаболічного стресу;
- біофізичний профіль плода — це комплексне дослідження, що включає оцінку п’яти параметрів: рухи плода, м’язовий тонус, дихальні рухи, кількість

амніотичної рідини та результати кардіотокографії. Ці показники дозволяють опосередковано оцінити рівень оксигенації плода. Метод застосовується при підозрі на гіпоксію або в групах високого ризику. Оцінювання проводиться за шкалою від 0 до 10 балів: 8–10 балів — нормальний стан, 6–7 — можливе порушення, менше 6 — вимагає термінового втручання.

За результатами дослідження, опублікованого на сайті MSD Manuals, було проведено нестресовий тест для малюків, що визначає їх стан здоров’я, зазначений у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2. Критерії оцінки біофізичних параметрів

Параметр	2 бали	1 бал	0 балів
Нестресовий тест	5 та більше акцелерацій не менше 15уд/хв за 15с, пов`язаних з рухами плоду, 20 хв моніторинг.	2-4 акцелерації	0-1 акцелерація
Дихальні рухи плоду	1 вдох впродовж 60 с, 30 хв моніторинг	1 вдох впродовж 30-60 с	Відсутність або вдох впродовж менше 30с
Рухлива активність плоду	3 генералізовані рухи, 30 хв моніторинг	1-2 генералізовані рухи	Відсутність
Тонус плоду	1 епізод з розгинанням та скручуванням хребта та кінцівок за 30 хв	1 епізод з розгинанням та скручуванням лише або хребта або кінцівок за 30 хв	Кінцівки в розгинальному стані
Обсяг навколоводних вод	Води чітко визначаються у матці, вертикальний діаметр вод вільної ділянки 2 та більше см	Вертикальний діаметр – 1 см, але менше 2 см	Тісне розташування дрібних частин плоду, вертикальний діаметр – менше 1 см.
Ступінь зрілості плаценти	0,1 та 2	Положення плаценти на задній стінці матки	3 ступінь

1.3 Технічні аспекти фетального моніторингу

1.3.1 Опис фетального монітору

На рисунку 1.10 зображений фетальний монітор та його складові.

Рис. 1.10. Фетальний монітор:
1 – індикатор тривоги;
2 – РК-екран(з рідких кристалів);
3 – блокування/розблокування;
4 – ручка керування;
5 – шухляда для паперу;
6 – порти;
7 – індикатори;
8 – засувка шухляди для паперу.

На рисунку 1.11 та 1.12 зображені проводи, які кріпляться до портів фетального монітору.

Рис. 1.11. Ультразвуковий датчик:
1 – УЗ-сенсор;
2 – кабель перетворювача;
3 – роз’єм датчика.

Рис. 1.12. Токографічний датчик:
1 – токодатчик;
2 – кабель перетворювача;
3 – роз’єм датчика.

На рисунку 1.13 зображений інтраутериновий катетер тиску використовується у складі прямого вимірювання внутрішньоматкового тиску.

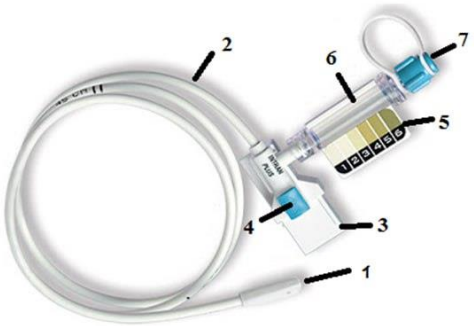

Рис. 1.13. Інтраутериновий катетер тиску:
1 – датчик тиску
2 – основний кабель
3 – порт для калібрування
4 – роз`єм для підключення
5 – індикатор тиску з цифровою шкалою
6 – клапан для вивільнення тиску
7 – захисний ковпачок

1.3.2 Анатомія датчиків

У роботі [3] детально описано будову, принципи функціонування та застосування внутрішніх і зовнішніх датчиків у клінічній практиці.

П'єзоелектричний елемент (рис.1.14) є основною частиною ультразвукового датчика — він генерує та приймає ультразвукові хвилі, перетворюючи електричну енергію на механічну й навпаки. Електроди з обох боків елемента подають струм і зчитують сигнали. Акустичний трансформатор узгоджує імпеданс між елементом і тілом пацієнта, забезпечуючи ефективну передачу хвиль. Звукоізоляційний шар зменшує внутрішні відбиття, спрямовуючи хвилі лише до тіла. Кабелі передають сигнали до монітора, мають захист від перешкод. Корпус захищає всі частини та легко дезінфікується. Амортизуючі матеріали всередині зменшують вібрації, а гель забезпечує щільний контакт із тілом.

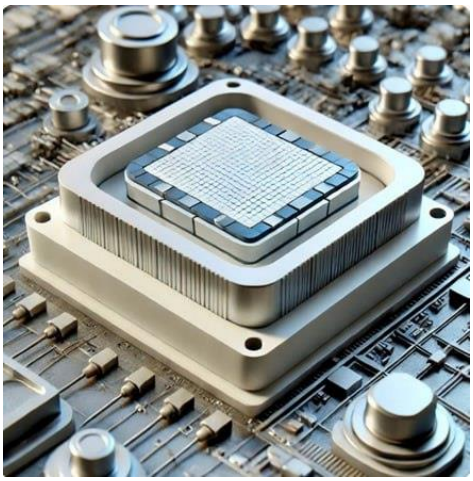

Рис. 1.14. 3D модель п'єзоелектричного елементу

Токодинамометр — це пристрій для вимірювання обертального моменту або сили, що діє на вал. Його корпус виготовлений із металу або композитів і захищає внутрішні компоненти (рис.1.15). Вимірювання здійснюються за допомогою п'єзоелектричних сенсорів, які генерують електричний заряд при деформації, або тензометричних датчиків, що фіксують зміну електричного опору. Для надійного монтажу використовуються фланці та різьблені отвори. Підсилювачі сигналів, як аналогові, так і цифрові, посилюють слабкі сигнали від сенсорів. Дані виводяться через аналогові або цифрові інтерфейси (RS-232, USB, Ethernet). Температурна компенсація забезпечується термісторами, які коригують вимірювання при зміні температури. Додатково пристрій може містити захисні ущільнювачі, індикатори або екрани для зручного відображення результатів.

За даними посібника Васюри [4], токодинамометр є складається з кількох основних частин. Статор — це нерухома частина, в якій розміщені котушки збудження. Усередині нього обертається ротор — рухома частина з обмотками. Щоб ротор міг вільно обертатися, його підтримують підшипники. Для передачі електричного струму на ротор використовуються контактні кільця та щітки. Отримане значення крутного моменту відображається на покажчику або шкалі.

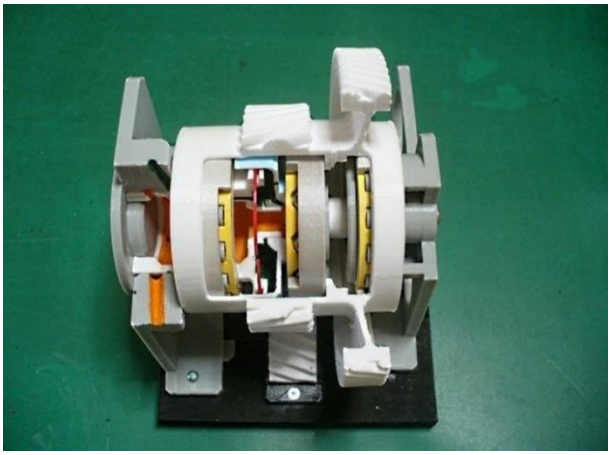

Рис. 1.15. Токодинанометр

Внутрішній спіральний електрод — це невеликий металевий датчик (рис.1.16) у формі спіралі, який прикріплюється безпосередньо до шкіри голови плода для точного вимірювання його електричної активності серця. Його встановлюють внутрішньо через шийку матки після її відкриття, що робить процедуру інвазивною. Такий метод застосовується тоді, коли зовнішній моніторинг недостатньо точний, особливо при ускладненнях або порушеннях серцевого ритму у плода. Спіралеподібна форма електрода забезпечує гнучкість і здатність пристосовуватись до форми органу або судини, куди його імплантують. Виготовлений з біосумісних провідних матеріалів, як-от платина чи нікель, електрод не викликає відторгнення тканинами. Для безпеки він має ізоляційне покриття, зазвичай із силікону або поліуретану, щоб уникнути небажаного струмопроведення. Кінцева частина електрода оснащена спеціальним загостреним елементом або гачком, що забезпечує надійний контакт з тканинами. Деякі моделі також мають додаткові елементи фіксації, наприклад маленькі гачки або пелюстки, які допомагають утримувати електрод на місці протягом усього моніторингу.

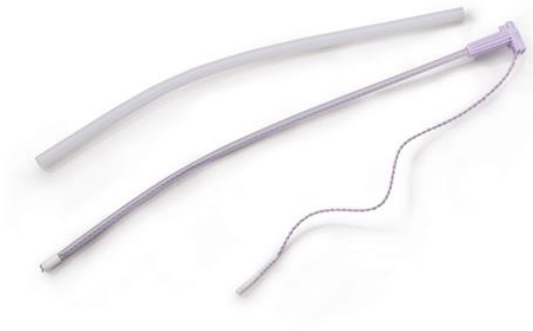

Рис. 1.16. Внутрішній спіральний електрод

1.3.3 Передача і обробка сигналу

Передача і обробка сигналу починається з генерації сигналу п'єзоелектричним елементом, який створює ультразвукові хвилі при подачі електричного імпульсу. Ці хвилі поширюються через контактний гель, що забезпечує хорошу передачу сигналу між датчиком і шкірою. Коли хвилі проходять через тіло, вони відбиваються від органів та інших структур, і кількість відбитих хвиль залежить від щільності тканин. Після цього п'єзоелектричний елемент приймає відбиті хвилі, перетворюючи їх назад у електричні сигнали. Цей сигнал дуже слабкий, тому його підсилюють спеціальними електронними підсилювачами, що очищають сигнал від шуму за допомогою фільтрів. Після підсилення та фільтрації сигнал перетворюється на цифровий код за допомогою аналого-цифрового перетворювача (ADC), що дозволяє комп'ютерним системам обробляти інформацію. Цифровий сигнал містить дані про час затримки та інтенсивність відбитих хвиль, що дає можливість реконструювати зображення або отримати дані про рухи і стан плода. Оброблені дані передаються до процесора або мікроконтролера, який перетворює їх у зрозумілу інформацію для лікаря, таку як частота серцевих скорочень плода або його рухова активність. Останній етап включає виведення цих даних на екран монітора у вигляді графіків, числових значень або зображень для аналізу лікарем.

.

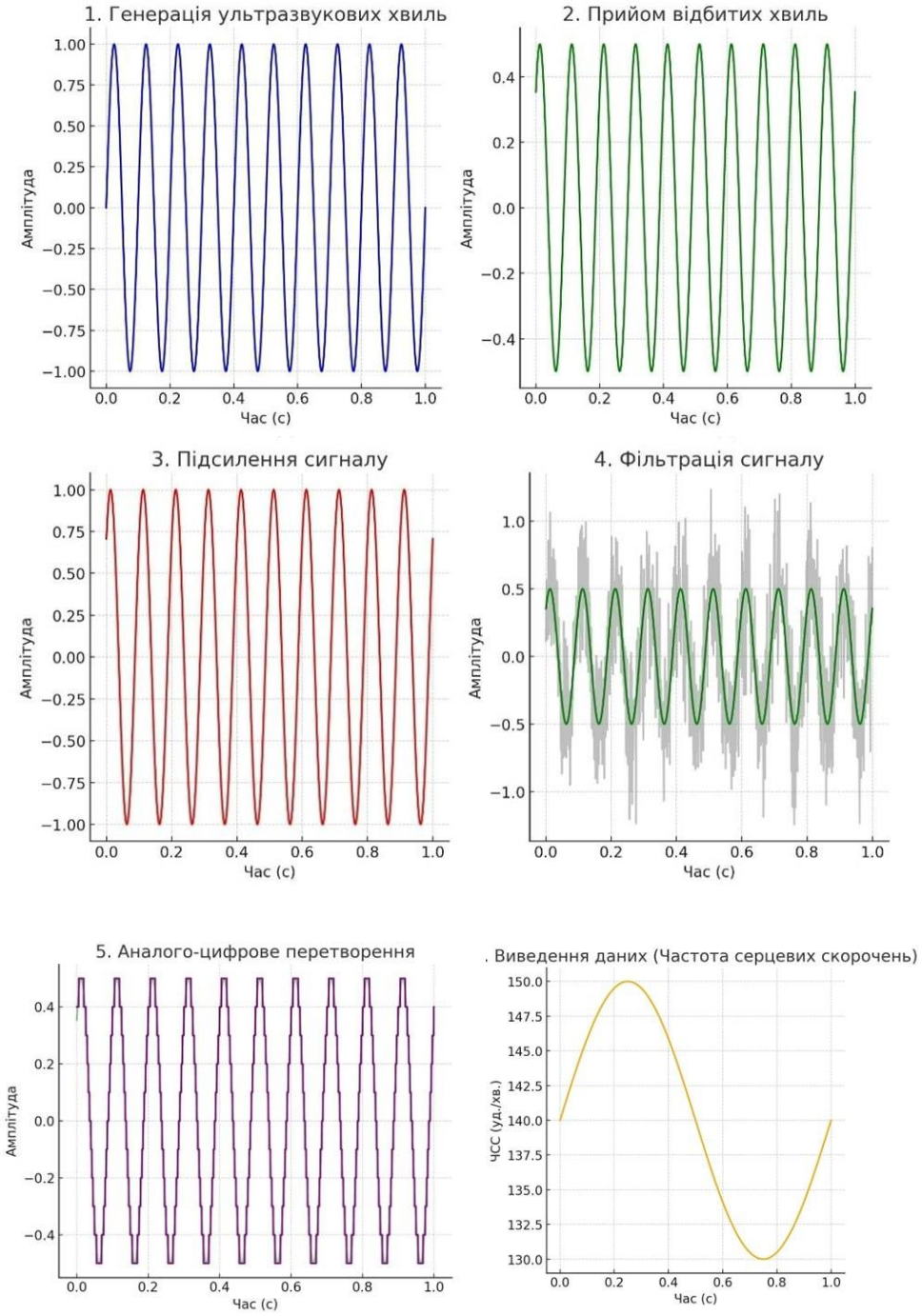

Рис. 1.17. Графік передачі та обробки сигналу

Графік на рис. 1.17 ілюструє етапи передачі та обробки сигналу в ультразвуковому датчику: генерація ультразвукових хвиль за допомогою п'єзоелектричного елемента, прийом відбитих хвиль, що мають знижену амплітуду через поглинання і відбиття тканинами, підсилення сигналу для подальшої обробки, фільтрація сигналу для видалення шумів, аналого-цифрове перетворення для отримання цифрового коду з

аналогового сигналу, а також виведення оброблених даних, наприклад, частоти серцевих скорочень на моніторі.

1.3.4 Центральний блок монітору

Згідно з ДСТУ EN 62304:2016 [6], монітор кардіотокографії (рис.1.18) складається з кількох основних компонентів: корпус виготовлений з міцного пластику або металу для захисту внутрішніх частин, має компактну форму та вентиляційні отвори для охолодження. Дисплей може бути LCD або сенсорним, дозволяючи відображати параметри в реальному часі. Панель керування включає механічні кнопки та сенсори для основних функцій, а також регулятори налаштувань. Датчики підключаються через порти для ультразвукового датчика, токодатчика та оксіметра. Вбудований термопринтер друкує графіки на спеціальному папері. Акустичні та візуальні сигналізатори подають звукові та світлові сигнали у разі відхилень. Живлення здійснюється через мережу змінного струму та акумулятор. Внутрішня електроніка включає мікропроцесор для обробки даних та пам'ять для зберігання вимірювань. Для підключення до зовнішніх систем є USB-порти та інтерфейси для передачі даних. Монітор може бути оснащений мобільною стійкою з коліщатками або монтажними кронштейнами для стаціонарного використання.

Рис.1.18. Центральний блок монітору

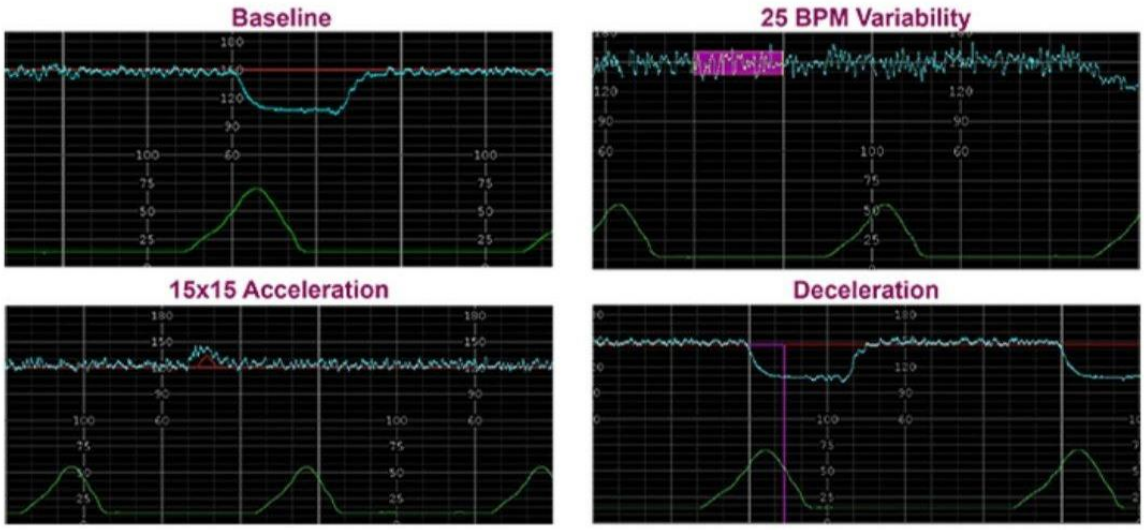

Рис.1.19 Інтерфейс програмного забезпечення центрального блоку фетального моніторингу.

На зображенні (рис.1.19) представлено екран комп'ютерної системи, що виконує функцію центрального блоку фетального моніторингу. Графічна візуалізація включає кілька каналів, які відображають фізіологічні параметри у реальному часі.

Верхній графік демонструє частоту серцевих скорочень плода (FHR), яка зображена у вигляді безперервної лінії з характерними коливаннями, що дозволяє виявити акцелерації та децелерації. Нижче розташовано графік маткової активності (UA/TOCO), що показує ритмічні підйоми тиску під час маткових скорочень.

На правій або нижній панелі (залежно від інтерфейсу) також розміщено цифрові значення показників, ідентифікатори пацієнтів, таймер запису та кнопки керування спостереженням.

Такий інтерфейс, у проведеному аналізі автора Chahill [8], дозволяє лікарю одночасно контролювати кілька пацієнток, здійснювати перегляд записів у реальному часі або в ретроспективі, а також аналізувати стан плода відповідно до клінічних протоколів.

1.3.5 Безперебійне живлення та джерела живлення

Безперебійне живлення (UPS) призначене для забезпечення електроенергією критично важливого обладнання під час збоїв в електромережі, включаючи короткочасні перебої та довготривалі відключення. Основні компоненти UPS

включають батарею для зберігання енергії, інвертор для перетворення постійного струму в змінний, зарядний пристрій для підзарядки батарей та керуючу схему для управління перемиканням між електромережею та батареєю, а також контролю стану батареї. UPS поділяються на три типи: офлайн (Standby), який переходить на батарею лише при відключенні живлення, лінійно інтерактивний (Line-Interactive), що має додаткову функцію регуляції напруги для захисту від коливань, та двійний перетворювач (Online), який постійно перетворює електроенергію і забезпечує найвищий рівень захисту. В лікарнях UPS використовуються для захисту критичних медичних приладів, таких як апарати для штучної вентиляції легенів, монітори пацієнтів та інше обладнання, що забезпечує життєво важливі функції.

Джерело живлення для фетальних моніторів забезпечує постійну та стабільну подачу електроенергії для моніторингу стану плода під час вагітності. Фетальні монітори [11] використовуються для контролю серцевого ритму плода і частоти скорочень матки, тому джерело живлення має бути стабільним, щоб уникнути переривання моніторингу та помилкових результатів. Воно повинно бути надійним, оскільки вимірювання є критично важливими для здоров'я матері та плода. Джерело живлення часто постачається разом з монітором або є частиною його комплектуючих, а інколи використовуються спеціалізовані акумулятори для резервного живлення. Правильне функціонування фетального монітора залежить від стабільного джерела живлення, що забезпечує безпеку матері та плода.

1.3.6 Безпека

Електромагнітна сумісність — це властивість пристрою працювати коректно в умовах наявності електромагнітних полів, які можуть бути створені іншими електронними пристроями [11]. У випадку фетального монітора це означає, що монітор повинен працювати без перешкод або викликання перешкод для інших пристроїв. Це важливо для точності вимірювань частоти серцевих скорочень плода і скорочень матки, оскільки будь-які електромагнітні завади можуть вплинути на правильність даних. Ізоляція та заземлення є методами безпеки, які зменшують ризик ураження електричним струмом. Ізоляція стосується захисту компонентів пристрою

таким чином, щоб струм не міг пройти через тіло пацієнта або користувача. Заземлення забезпечує відведення зайвого електричного заряду в землю, що зменшує ризик електричних уражень і запобігає накопиченню статичної електрики на пристрої. У фетальних моніторах це критично важливо, оскільки пристрій безпосередньо контактує з пацієнтом (вагітною жінкою) і, в разі несправності, може потенційно спричинити ураження струмом.

РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА ТЕХНІЧНИХ СХЕМ

2.1 Опис структурної схеми фетального монітору

Схема включає наступні елементи (рис.2.1): джерело живлення, яке забезпечує енергією пристрій; датчик серцевих скорочень плода, що реєструє серцеві скорочення плода; операційні підсилювачі, які підсилюють сигнали для подальшої обробки; датчик маткових скорочень, що реєструє скорочення матки; АЦП (аналогово-цифровий перетворювач), який перетворює аналоговий сигнал у цифровий; фільтр, що усуває шуми та перешкоди; мікроконтролер, який керує роботою пристрою; блок запису даних, який зберігає дані про серцеві скорочення та скорочення матки, має пам'ять і інтерфейс запису; блок відображення, який виводить інформацію на екран дисплея; панель управління, що використовується для керування пристроєм, з кнопками, перемикачами та індикаторами; звуковий сигналізатор, який сигналізує про відхилення чи події.

Рис. 2.1. Структурна схема фетального монітору

2.2 Опис функціональної схеми фетального монітору

Датчики зчитування біосигналів:

Основу системи становлять два датчики (рис.2.2). Один розміщується на животі матері та реєструє слабкий, але цінний сигнал серцебиття плоду. Інший — на пальці руки матері, і він зчитує материнський пульсовий сигнал, який служить своєрідним еталоном або опорним шумом. Це важливо, оскільки сигнал плоду часто «ховається» у більш сильному материнському сигналі.

Попередня обробка сигналу:

Першим кроком в обробці є очищення сигналів від шумів та повільних змін рівня — дрейфів, які можуть виникати внаслідок рухів, температури або електричних перешкод. На цьому етапі використовуються фільтри низької та високої частоти для стабілізації та збереження тільки релевантної інформації.

Синхронне детектування та адаптивне шумоподавлення

Система використовує метод синхронного детектування — це спосіб виділення корисного сигналу, базуючись на його модуляції певною частотою, завдяки чому можна відфільтрувати випадкові та немодульовані шуми. Після цього застосовується адаптивне шумоподавлення, де з усього сигналу математично «вираховується» материнський пульс. Результатом є більш чіткий та ізольований сигнал плоду.

Підсилення та оцифрування:

Отриманий аналоговий сигнал підсилюється, щоб забезпечити його точну передачу в подальші блоки системи. Далі він проходить через АЦП (аналогово-цифровий перетворювач), що дозволяє перевести інформацію у цифрову форму для подальшої обробки мікроконтролером або комп’ютером.

Цифрова обробка та підготовка до візуалізації

У цифровій формі сигнал додатково фільтрується, згладжується, видаляються залишкові артефакти. Цей етап критично важливий для отримання зрозумілої та надійної графічної інформації. Готові дані проходять алгоритмічну обробку для виявлення частоти серцевих скорочень плоду, їх регулярності, а також можливих патологічних змін.

LED-драйвер та оптична модуляція:

Окрема роль у системі належить LED-драйверу. Він забезпечує імпульсне освітлення тканин, синхронізоване з системою збору даних. Саме за рахунок модуляції світлового сигналу вдається ефективно зчитувати зміни кровонаповнення тканин, що лежить в основі плетизмографії.

Віртуальна інструментація:

Завершальним етапом є віртуальна інструментація. Це програмна оболонка, яка дозволяє у режимі реального часу візуалізувати плетизмограму, проводити аналітику, зберігати дані для подальшого аналізу або передачі лікарю. Такий інтерфейс перетворює технічну систему на зручний інструмент діагностики.

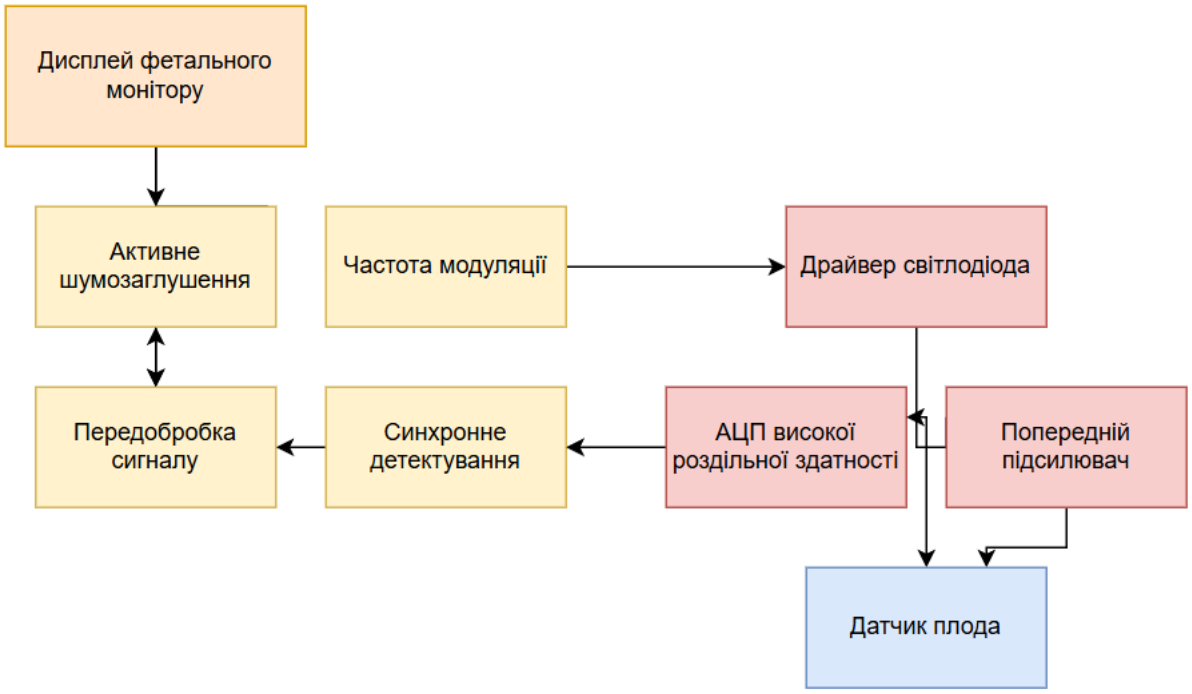

Рис. 2.2. Функціональна схема фетального монітора

2.3 Опис принципово електричної схеми фетального монітору

У серці будь-якого електронного пристрою - точна взаємодія компонентів, де кожен виконує свою роль. Ця схема (рис. 2.3) починається з трансформатора, який перетворює високу напругу 230V на безпечні 12V. Далі в гру вступає діод 1N4002, що вирівнює струм, перетворюючи змінний на постійний. Конденсатори згладжують пульсації, а стабілізатор 78L05 доводить напругу до стабільних +5V - саме стільки потрібно цифровій логіці, щоб працювати безпомилково.

Генератор імпульсів, зібраний із мікросхеми 4093, резистора на 10M і конденсатора 10 мкФ, створює серце цього пристрою - ритмічні сигнали, які запускають лічильник 4024. Цей чип розподіляє імпульси по виходах, формуючи частоти: 25 Гц, 12,5 Гц, 6,25 Гц та інші, кожна з яких - основа для окремого режиму роботи.

Сигнали з 4024 надходять на логічні елементи 4093, де обробляються та формуються у керуючі імпульси. Ці імпульси керують транзистором BD239 або BD135, який, у свою чергу, вмикає реле - потужний перемикач, що замикає або розмикає ланцюг навантаження.

Світлодіод L-53LSRD блимає у ритмі, сигналізуючи про стан реле - він мовчазно повідомляє, що система працює. Діод, підключений паралельно реле, захищає транзистор від шкідливих зворотних імпульсів, коли реле вимикається.

Режим роботи змінюється перемикачем - користувач сам обирає, з якою частотою буде працювати пристрій. Завдяки простій, але надійній архітектурі, ця схема може керувати світлом, нагрівачем або будь-яким іншим навантаженням з точністю до мілісекунди.

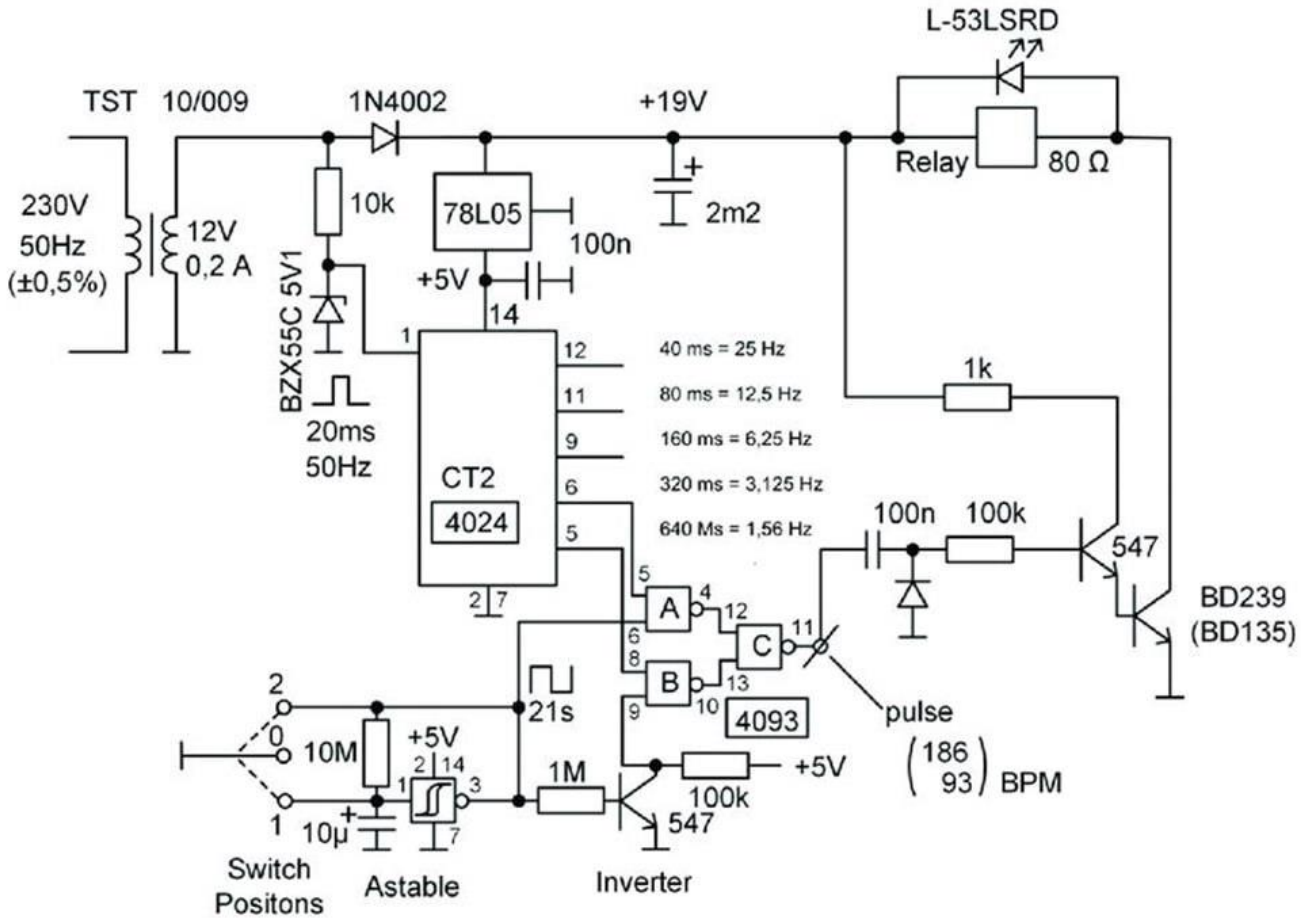

Рис. 2.3. Принципово електрична схема фетального монітору

Таблиця 2.1 Специфікація елементів принципово електричної схеми фетального моніторингу.

№	Найменування	Характеристики
1	Трансформатор	Вхід: 230В, Вихід: 12В, 0.2А
2	Діод випрямляч	1N4002, 100В, 1А
3	Стабілітрон	BZX55C5V1, 5.1В
4	Стабілізатор напруги	78L05, Вихід: 5В, до 100 мА
5	Конденсатор	100 нФ, керамічний
6	Конденсатор електролітичний	2.2 мкФ, 25В
7	Мікросхема 4024	Умовно-знаковий (УЗ) датчик, 7-розрядний лічильник
8	Мікросхема 4093	Токографічний датчик, 4 NAND з Шмітт-тригерами
9	Резистор	10 МОм
10	Резистор	1 МОм
11	Резистор	100 кОм
12	Резистор	10 кОм
13	Резистор	1 кОм
14	Конденсатор	10 мкФ, електролітичний
15	Світлодіод	L-53LSRD, червоний
16	Реле	Котушка: 80 Ом, Керування 5В
17	Діод захисту реле	1N4148 або аналог, 100В, 300мА
18	Транзистор NPN	BD239, потужніший, керує реле
19	Транзистор NPN	BC547, сигнальний
20	Конденсатор	100 нФ, керамічний
21	Перемикач режимів	Механічний, вибір каналу/затримки

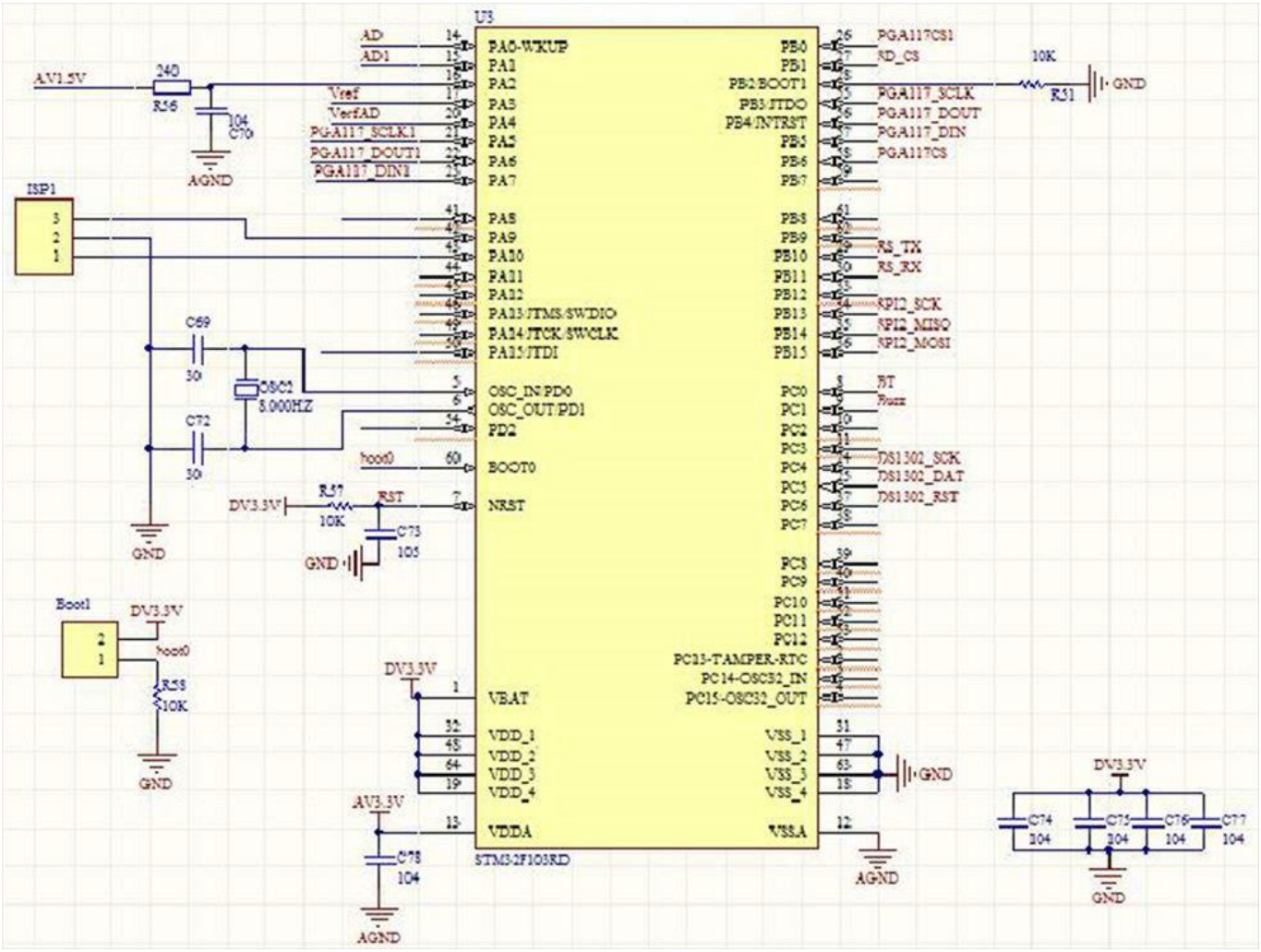

Рис. 2.4. АЦП у складі мікроконтролера STM32F103RB

У даному проекті (рис.2.4) використовується мікроконтролер STM32F103RB, який має вбудований 12-бітний аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). Для зчитування аналогових сигналів у схемі застосовано канали ADC1_IN0 (пін PA0) та ADC1_IN1 (пін PA1).

Структура підключення АЦП: аналогові сигнали AD та AD1 надходять на відповідні входи мікроконтролера через RC-фільтри нижніх частот, що забезпечують попередню апаратну фільтрацію шумів. Зокрема, використано резистори R56 (240 Ом) та конденсатори C70 (100 нФ), підключені до аналогової землі (AGND). Таке рішення дозволяє зменшити високочастотні завади, які можуть впливати на точність вимірювання.

Таблиця 2.2 Підключення аналогових каналів

Назва сигналу	Вивід мікроконтролера	Канал АЦП	Пасивні елементи	Призначення
AD	PA0	ADC1_IN0	R56 (240 Ом), C70(100 нФ)	Зчитування першого аналогового сигналу
AD1	PA1	ADC1_IN1	(аналогічно)	Зчитування другого аналогового сигналу

Система живлення аналогової частини: для забезпечення стабільної роботи АЦП передбачено окреме аналогове живлення:

- VDDA – живлення аналогової частини (подається 3.3 В)

- VSSA – аналогова земля. Живлення фільтрується додатковими конденсаторами для забезпечення низького рівня пульсацій.

Наявність окремих аналогових і цифрових контурів живлення покращує якість перетворення за рахунок зменшення впливу цифрових імпульсних навантажень на аналогову частину.

Принцип роботи: у процесі роботи мікроконтролер зчитує напругу з входів PA0 та PA1. Відповідні канали конфігуруються у режимі одного або багаторазового вимірювання. У разі необхідності точнішої фільтрації можливе використання середнього значення або цифрової обробки (наприклад, ковзного середнього фільтра) на рівні програмного забезпечення.

РОЗДІЛ 3 РОЗРАХУНОК ЕЛЕКРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ БЛОКІВ

3.1 Математичне моделювання блоків

- Розрахунок каскаду підсилення

Біоелектричний сигнал має амплітуду ~1.5 мВ. Для точного оцифрування його необхідно підсилити до 1.5 В.

Коефіцієнт підсилення:

$$K = \frac{U_{\text{вих}}}{U_{\text{вх}}} = \frac{1.5\ \text{В}}{0.0015\ \text{В}} = 1000 \quad (3.1)$$

Для реалізації використаємо два каскади:

- K1 = 50 (операційний підсилювач у неінвертувальній схемі)

- K2 = 20 (інструментальний підсилювач для компенсації шумів)

Загальний коефіцієнт:

$$K = K_1 \times K_2 = 1000 \quad (3.2)$$

Розрахунок резисторів для першого каскаду (неінвертувальний підсилювач):

$$K = 1 + \frac{R_2}{R_1} \rightarrow R_2 = (K-1) \times R_1 = (50-1) \times 1\ \text{кОм} = 49\ \text{кОм} \quad (3.3)$$

Розрахунок резистора інструментального підсилювача (наприклад, AD620):

$$K = 1 + 49.4\ \text{кОм}/Rg \rightarrow Rg = 49.4\ \text{кОм}/(K-1) = 49.4\frac{\text{кОм}}{19} \approx 2.6\ \text{кОм} \quad (3.4)$$

- Розрахунок фільтра нижніх частот

Для фільтрації високочастотних шумів встановлюємо граничну частоту фільтра:

$fc = 10$ Гц

Для RC-фільтра: $fc = 1/(2\pi RC) \rightarrow C = 1/(2\pi \times R \times fc)$ (3.5)

При R = 15 кОм → C ≈ 1.06 мкФ

Фільтр реалізується у другому каскаді з активною конфігурацією для кращої стабільності.

- Аналого-цифрове перетворення

Використовується 12-бітний АЦП для підвищеної точності з діапазоном 0–3.3 В.

Крок квантування: $\triangle V = 3.3\ B/4096 \approx 0.806$ Мв (3.6)

Цього достатньо для точного відображення серцевого ритму без спотворення.

- Блок живлення та стабілізація

Живлення здійснюється від літієвої батареї 3.7 В. Для мікросхем потрібні:

- 3.3 В (всі логічні рівні)

- 5 В (опціонально для дисплею)

Використовуються:

- LDO AMS1117-3.3

- Підвищуючий перетворювач (Boost Converter) для 5 В

Таблиця 3.1 Результат розрахунків

Блок	Формула	Результат
Підсилення сигналу	K = Uвих / Uвх	1000
Неінверт. підсилювач	R2 = (K - 1) * R1	R2 = 49 кОм (при R1 = 1 кОм)
AD620	Rg = 49.4 кОм / (K - 1)	Rg ≈ 2.6 кОм
Фільтр НЧ	C = 1 / (2πRC)	C ≈ 1.06 мкФ (R = 15 кОм)
АЦП	ΔV = 3.3 / 4096	ΔV ≈ 0.806 мВ
Живлення	-	AMS1117-3.3, Boost Converter 5В

3.2 Аналіз вхідних і вихідних характеристик блоків

Фетальний монітор — це складний медичний пристрій, основною функцією якого є забезпечення постійного та точного контролю за життєвими показниками плода під час вагітності та пологів. Ефективність його роботи залежить від точності передачі сигналів між функціональними блоками, які виконують обробку, аналіз і відображення інформації. Саме тому аналіз вхідних та вихідних характеристик кожного з таких блоків є важливим етапом розробки пристрою.

Основні сигнали, які надходять у систему, генеруються спеціалізованими датчиками. Один із ключових — доплерівський ультразвуковий датчик, що фіксує рух крові в серці плода та формує аналоговий сигнал у низькочастотному діапазоні. Його амплітуда є дуже низькою, що вимагає підсилення перед подальшою обробкою. Іншим важливим елементом є токографічний датчик (TOCO), який вимірює силу маткових скорочень, а також датчик рухів плода, що, у деяких моделях, дозволяє додатково оцінити активність дитини в утробі . Усі ці сигнали мають певні фізичні обмеження по частоті, амплітуді й формі хвилі, що обов'язково враховується при електронному моделюванні та побудові схеми [4].

Після того, як сигнали проходять етап фільтрації та підсилення, вони надходять на аналого-цифрові перетворювачі, які переводять їх у форму, зрозумілу для мікроконтролера. Вихідні характеристики на цьому етапі — це, переважно, цифрові імпульси з рівнями напруги 0–3.3 В або 0–5 В. Далі ці дані аналізуються програмно, перетворюються у параметри частоти серцевих скорочень, тренди скорочень матки або графічну кардіотокограму. Таким чином, блок виводу може бути представлений як дисплей, термопринтер або навіть бездротовий модуль, який передає дані на медичний сервер або мобільний пристрій лікаря.

Уся система повинна бути електрично узгодженою: рівні вхідної напруги одного блоку повинні відповідати вихідним параметрам попереднього. Це запобігає спотворенням сигналів, знижує рівень шуму та забезпечує правильну інтерпретацію даних. Крім того, важливо враховувати енергоспоживання та допустиме навантаження кожного блоку — надмірне навантаження може призвести до збоїв або втрати чутливості.

Таким чином, розуміння та аналіз вхідних і вихідних характеристик блоків фетального монітору є основою надійності пристрою. Завдяки правильному проектуванню цих параметрів забезпечується не лише точність діагностики, але й безпека матері та дитини під час моніторингу. У поєднанні з сучасними технологіями обробки сигналів, такий підхід гарантує ефективне функціонування фетального монітору в умовах реальної клінічної практики.

РОЗДІЛ 4 ЕФЕКТИ УЛЬТРАЗВУКУ НА РОЗВИТОК ПЛОДУ

4.1 Теплові та механічні ефекти

Безперервне надходження акустичної енергії спричиняє підвищення температури тканин у фокальній зоні організму. Величина та тривалість цього температурного підвищення характеризуються як «термічне навантаження», що передається до тканин. Ультразвукова енергія може викликати як помірне підвищення температури протягом декількох хвилин або годин (місцева гіпертермія), так і короткочасне (секундне) значне підвищення температури, що призводить до руйнування тканини через денатурацію білків (термічна абляція). Графік ілюструє різні рівні термічного навантаження та їхні біологічні ефекти.

Застосування ультразвуку з високою потужністю та дуже короткими імпульсами призводить до низького енергетичного внеску в тканину, а отже, до мінімального підвищення температури. Однак цей тип застосування створює велику зміну тиску в тканині, що може викликати різноманітні механічні ефекти — від вібрації цілі до кавітації.

Коли ультразвукові хвилі поширюються через тканини, вони взаємодіють з розчиненими газами в процесі, відомому як кавітація. Це найвиразніший механічний ефект фокусованого ультразвуку. Залежно від клінічного застосування, ці розчинені гази можуть бути або у вигляді інжектованих мікробульбашок, або утворюватися завдяки піковому негативному тиску ультразвуку. В обох випадках розчинений газ буде називатися мікробульбашками в цьому огляді.

Існують два типи кавітації: стабільна та інерціальна. Стабільна кавітація описує стійке коливання розміру мікробульбашок у міру зміни тиску в фокальній точці. Вона може викликати помірні зміни на клітинному рівні, такі як збільшення проникності клітинних мембран для ліків та інших молекул. Інерціальна кавітація виникає, коли передавана потужність достатньо висока, щоб викликати різке руйнування мікробульбашок, що призводить до пошкодження тканин. Цей тип кавітації може

бути використаний для створення механічних «пошкоджень», таких як ті, що створюються гістотріпсією.

У роботі [13] детально описано як термічні, так і механічні ефекти ультразвуку, включно з кавітацією, що є важливими для клінічного застосування ультразвукової терапії.

4.2 Біологічні ефекти

4.2.1 Руйнування тканин

Термічна абляція, найбільш клінічно розвинений біологічний ефект фокусованого ультразвуку, викликає загибель клітин у цільовій області з мінімальним пошкодженням навколишніх тканин. Пошкодження тканин можна точно контролювати за допомогою різних трансд'юсерів фокусованого ультразвуку з різними розмірами сонацій. Магнітно-резонансна томографія дозволяє здійснювати моніторинг підвищення температури в реальному часі, що дозволяє кількісно оцінити терапевтичну дозу. Як альтернатива, можна використовувати ультразвукове зображення та методи характеристикації тканин (наприклад, еластографія) для моніторингу лікування в багатьох клінічних випадках. Залежно від використовуваного обладнання та параметрів, об'єм ураження фокусованим ультразвуком може бути таким малим, як рисове зерно (10 кубічних міліметрів). Це дозволяє проводити надзвичайно локалізоване лікування з чітким кордоном між обробленими та необробленими зонами.

Період охолодження між сонаціями часто необхідний, щоб запобігти небажаному нагріванню навколишніх тканин. Тому лікування дуже великих структур може бути тривалим. Однак оптимізовані алгоритми сканування, введення мікропухирців для збільшення поглинання акустичної енергії та використання спіральних сонацій — це техніки, які були застосовані для зменшення часу лікування. Термічна абляція фокусованим ультразвуком є найбільш широко досліджуваним клінічним методом і може використовуватися для неінвазивного лікування різних клінічних захворювань [13], зокрема симптоматичних фіброміом матки; пухлин

передміхурової залози, молочної залози та печінки; болю в нижній частині спини; та захворювань головного мозку, таких як есенціальний тремор, хвороба Паркінсона та нейропатичний біль, серед інших (рис. 4.1)

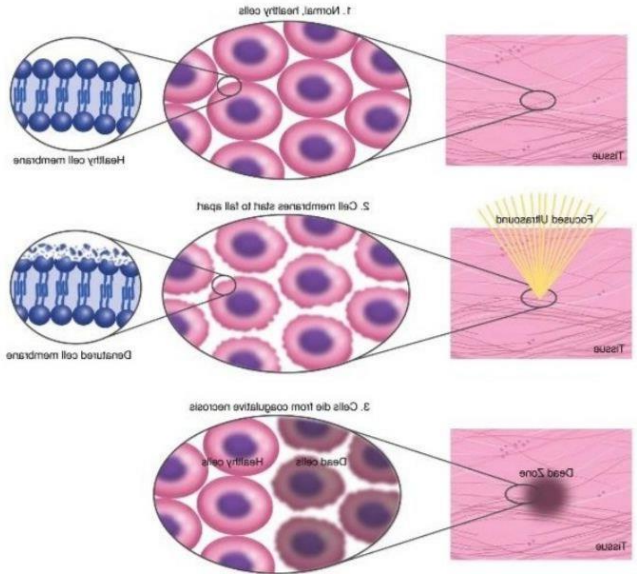

Рис. 4.1. Термічна абляція

4.2.2 Цільова доставка ліків

Клітинні мембрани, що часто перешкоджають проникненню великих молекул, таких як ліки та гени, всередину клітин для досягнення ефекту називається сонопорацією.

Стабільна кавітація може викликати помірні та оборотні зміни на клітинному рівні, створюючи пори в клітинних мембранах, що дозволяє більшій кількості сполук проникати в клітину; спричиняє акустичний потік, який збільшує рух рідини в навколишньому середовищі клітини. Це збільшення потоку може допомогти у відкритті пор, а також направляє терапевтичні молекули до клітин, що підвищує клітинне всмоктування.

Посилене постачання ліків через сонопорацію (рис. 4.2) може забезпечити лікування пухлин з щільним стромом, таких як пухлини підшлункової залози, при цьому з меншою системною токсичністю (тобто необхідно менше ліків в крові) у порівнянні з традиційною хіміотерапією.

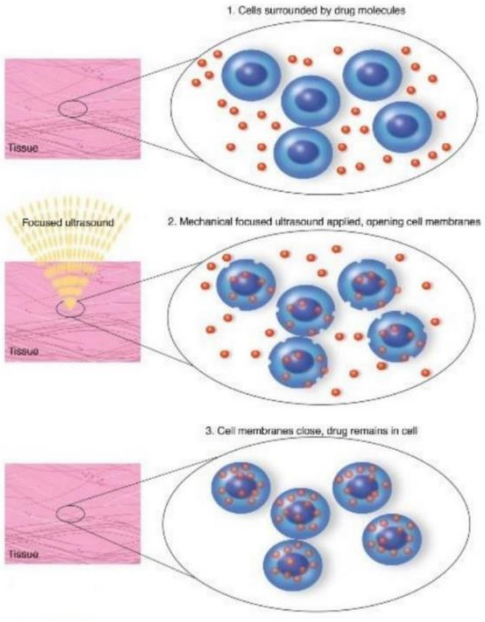

Рис. 4.2. Сонопорація

Фізіологічні бар'єри існують між внутрішньою частиною кровоносних судин і навколишніми тканинами, що може обмежувати доставку ліків до їх цільових органів. Фокусований ультразвук може зворотно збільшити проникність стінок судин, тимчасово дозволяючи лікам проходити через них і проникати в навколишні тканини. Доставка ліків через стінки судин обмежується в основному мережею ендотеліальних клітин, з'єднаних щільними з'єднаннями. Механічні ефекти фокусованого ультразвуку порушують ці щільні з'єднання, що збільшує проникність. Мікробульбашки також можуть бути використані для кращого контролю цього процесу, щоб зменшити ризик пошкодження судини (рис. 4.3).

Цей самий ефект був використаний для відкриття гематоенцефалічного бар'єру (рис. 4.4), особливо щільного бар'єру клітин, який значно обмежує дифузію багатьох ліків і генетичних терапій до мозку. Було показано, що гематоенцефалічний бар'єр, за допомогою МРТ та гістологічних аналізів, відновлюється до своєї початкової структури без постійних пошкоджень протягом чотирьох годин після завершення сонікації.

Ця техніка може дозволити більш ефективне фармакологічне лікування пухлин по всьому тілу, а також через відкриття гематоенцефалічного бар'єру – лікування різних неврологічних захворювань, таких як хвороба Паркінсона, хвороба Альцгеймера та гліобластома.

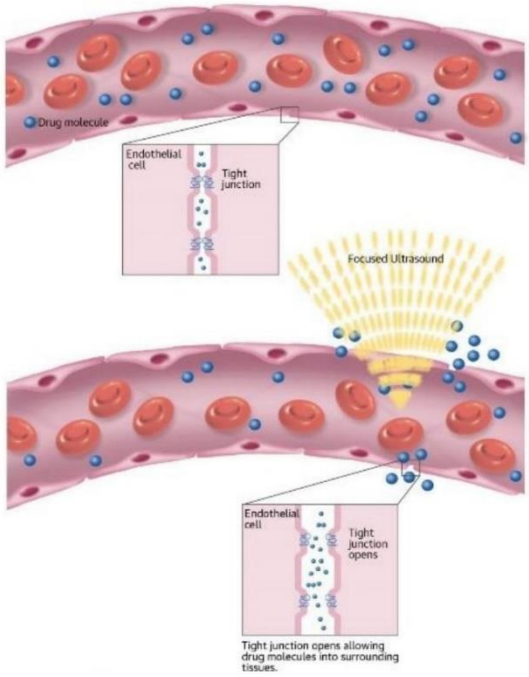

Рис. 4.3. Підвищена проникність судин

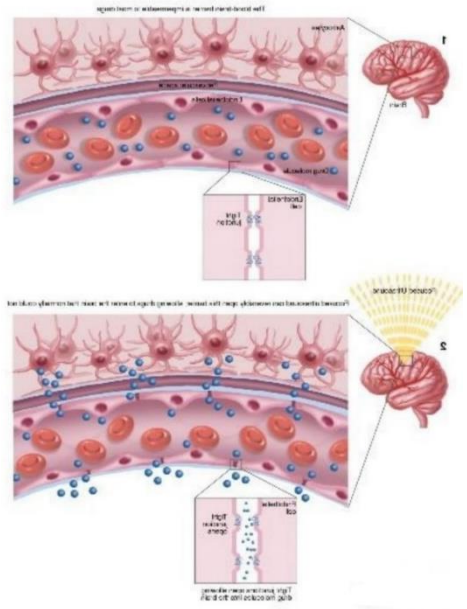

Рис. 4.4. Відкриття гематоенцефалічного бар'єру

Вазодилатація — розширення кровоносних судин—збільшує кровотік у певній області. У тканинах, які зазнали ішемії, вазодилатація може бути викликана для посилення ефектів променевої терапії шляхом збільшення доставки кисню та крові до цільової зони. Вазодилатація також може сприяти медикаментозному лікуванню, збільшуючи кількість препарату, що надходить у цільову ділянку (рис. 4.5).

Фокусований ультразвук може створювати зміну тиску у точному місці, змушуючи ендотелій цільових кровоносних судин вивільняти оксид азоту — хімічний сигнал, що спричиняє розслаблення гладких м'язів і розширення судин. Це оборотний процес: після завершення впливу фокусованого ультразвуку судини повертаються до свого початкового розміру без постійного пошкодження тканин. Теплові ефекти є мінімальними при використанні імпульсного фокусованого ультразвуку, однак локальна гіпертермія також може спричиняти місцеву вазодилатацію.

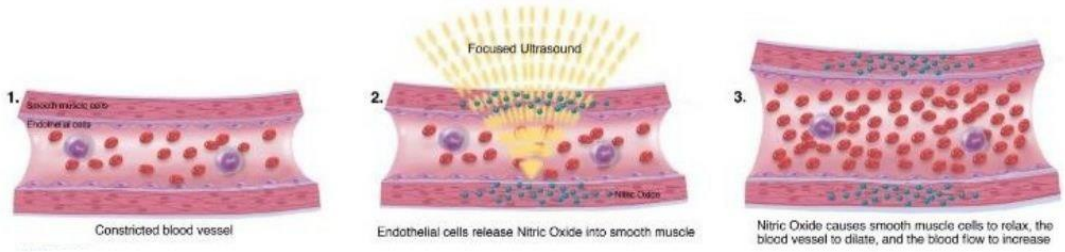

Рис. 4.5. Вазодилатація

4.3 Статистичні відомості про вплив ультразвуку на плід

Таблиця 4.1 Вплив ультразвуку на плід

Тип впливу	Опис та ефект	Умови виникнення
Тепловий ефект (нагрів)	Підвищення температури тканин на 0,2–1,5 °C при тривалому впливі	Тривале УЗД, високий Thermal Index (TI > 1,5)
Механічний ефект (кавіація)	Можливе утворення мікропухирців у рідині	Дуже висока інтенсивність, недопустима в акушерстві
Неврологічний розвиток	Не виявлено негативного впливу	При стандартному УЗД до 24 тижня
Маса при народженні	Легке зниження <5%	Часті УЗД (5+) під час вагітності
Ризик викидня/передчасних пологів	Не підвищується	Стандартне УЗД
Ліворукість	Деякі дослідження: ↑ ліворуких дітей (OR ~1.26)	При частому допплері у 1 триместрі
Молекулярні/клітинні зміни	Можливі при дуже високих дозах: ↑ апоптоз, зміни експресії генів	Інтенсивність >0,5 Вт/см², тривалий вплив (на тваринах)

Автор [15] не рекомендує застосування МРТ з контрастом під час вагітності через потенційні ризики для плода. Крім того, часте або тривале використання доплерографії може створювати теплове навантаження на тканини, що, згідно з Макаровською Є.А. [15], може асоціюватися з розвитком гіпоксії плода, яка, в свою чергу, розглядається як одна з основних причин несприятливих перинатальних наслідків та затримки внутрішньоутробного розвитку.

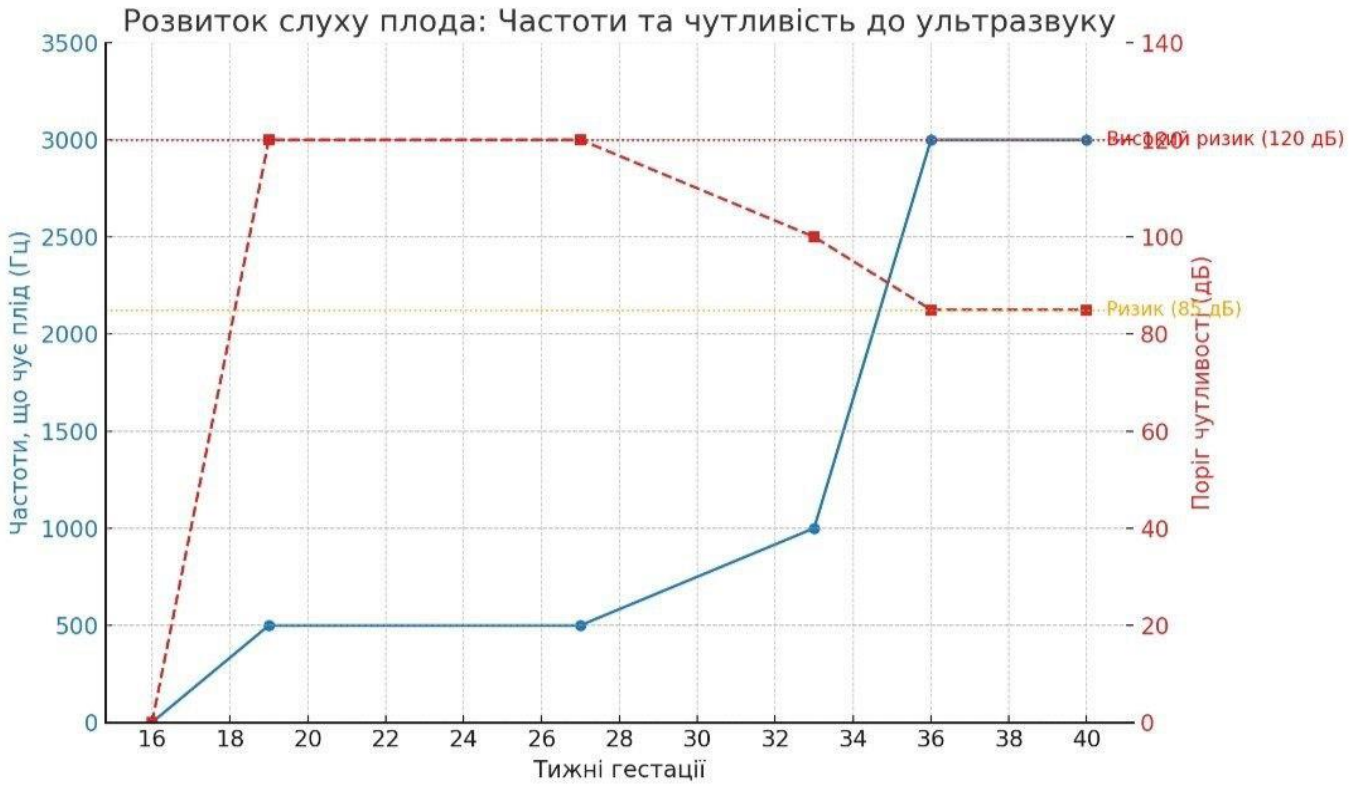

Рис 4.6 Діаграма по розвитку слуху та чутливості до ультразвуку

- Синя лінія (Гц) — як розширюється діапазон частот, які плід може сприймати протягом вагітності.
- Червона пунктирна лінія (дБ) — наскільки гучні звуки потрібні, щоб плід їх почув.
- Помаранчева й червона межі — рівні потенційного ризику (85 дБ — початок ризику, 120 дБ — високий ризик ураження).

16–19 тижнів: завитка (кохлея) ще не функціонує; перші рухи при ультразвуковому стимулі — це рефлекторні рухи через вібрації .

19 – 27 тижнів: реакція плода на 500 Гц з динамікою відгуку зростає; в 27 тижнів 96% реагують на 250–500 Гц, але не чують >1000 Гц .

27–35 тижнів: розширення діапазону до 1000–3000 Гц, повна відповідь — фетальні рухи, зміни ЧСС .

36–40 тижнів: повноцінний сонолітслух: визнання голосу, різкі звуки викликають реакції, зміни серцебиття, руху, дихання .

РОЗДІЛ 5 РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ

5.1 Заходи електробезпеки при експлуатації обладнання

Захист від ураження електричним струмом передбачає низку заходів, спрямованих на забезпечення безпеки під час роботи з електрообладнанням. Насамперед необхідно забезпечити надійну ізоляцію всіх компонентів, які працюють з високою напругою. Гальванічна розв'язка є обов'язковою умовою для ізоляції низьковольтних ланцюгів від високовольтних. Усі металеві корпуси та частини, до яких може доторкнутися оператор, повинні бути заземлені відповідно до стандартів. Для запобігання випадковому контакту з небезпечними частинами слід використовувати захисні огородження, що унеможливлюють доступ до відкритих електропроводів або високовольтних з'єднань. Обладнання повинно бути оснащене сигнальними індикаторами, які вказують на подачу живлення та наявність високої напруги [5]. У сфері пожежної безпеки важливим є використання вогнестійких матеріалів для корпусу та кабелів системи, а також встановлення автоматичних вимикачів та запобіжників для захисту від коротких замикань і перевантаження. Система повинна бути оснащена пожежною сигналізацією — датчиками диму або іншими пристроями для своєчасного оповіщення про займання, а приміщення — відповідними вогнегасниками, придатними для гасіння електрообладнання, зокрема порошковими або вуглекислотними. Щодо захисту від шкідливих випромінювань і електромагнітних перешкод, слід використовувати екрануючі матеріали для чутливих компонентів з метою зниження рівня електромагнітного випромінювання. Приміщення, де здійснюються вимірювання високих напруг, має бути обмеженим для доступу сторонніх осіб. Усі сигнальні і живильні лінії необхідно прокладати за допомогою екранованих кабелів, що допомагає уникнути електромагнітних перешкод. Ергономіка та робоче середовище також мають велике значення: елементи управління й індикатори повинні бути доступними та зручно розташованими, необхідне достатнє освітлення для комфортної роботи, а також ефективна вентиляція й системи клімат-контролю для підтримки оптимальних умов. Для безпечної

експлуатації обладнання необхідно забезпечити регулярне навчання персоналу, проводити інструктажі з техніки безпеки, ознайомлювати працівників з аварійними процедурами та оснащувати їх індивідуальними засобами захисту — діелектричними рукавичками, взуттям, килимками тощо. Контроль і аудит системи безпеки включають періодичну перевірку обладнання, зокрема захисних елементів, тестування справності аварійних систем та ведення журналів безпеки, де фіксуються всі перевірки, інструктажі та технічні огляди, що сприяє дотриманню вимог і стандартів безпечної експлуатації електроустановок.

Таблиця 5.1 Клас електрозахисту фетального монітору

Параметр	Значення
Клас захисту	II (подвійна ізоляція)
Тип захисту	BF або SF
Номінальна напруга	220 В
Частота живлення	50 Гц
Споживана потужність	50-100 Вт
Група електроустановки	До 1000 Вт

5.2 Безпека під час монтажу та технічного обслуговування

Забезпечення охорони праці та безпеки персоналу під час монтажу й технічного обслуговування електрообладнання є невід’ємною частиною виробничого процесу. Саме на цьому етапі виникає найбільша кількість ризиків, пов’язаних із ураженням електричним струмом, механічними травмами або порушенням норм пожежної безпеки. Тому всі роботи повинні проводитись лише після ретельної підготовки та відповідного інструктажу [5]. Перед початком монтажних або сервісних робіт необхідно забезпечити безпечне робоче середовище. До цього належить перевірка наявності та справності захисного заземлення, вимкнення напруги в обслуговуваній ділянці мережі та встановлення попереджувальних знаків. Усі кабелі, що

перебувають під напругою, мають бути чітко позначені, а живлення — заблоковане за допомогою спеціальних замків або бирок (система lockout-tagout).

Під час роботи персонал повинен бути одягнений у спеціальний одяг і взуття з діелектричним захистом. Діелектричні рукавички, окуляри та килимки є обов’язковими при контакті з частинами, які можуть виявитися під напругою. Окрім того, забороняється використання інструменту, що не має ізоляції на ручках або не відповідає стандартам. Під час монтажу проводів важливо уникати утворення натягу, перекручення та перегинів, що згодом може призвести до обривів або короткого замикання. Пайка, з’єднання та укладання проводів повинні здійснюватись відповідно до технічної документації та з урахуванням маркування. Також слід постійно контролювати відповідність напруги і струму робочим параметрам пристрою, використовуючи справні та відкалібровані прилади.

У процесі технічного обслуговування важливо дотримуватись чіткої послідовності дій: спочатку повне знеструмлення, перевірка відсутності напруги, а потім — перевірка справності компонентів. Усі заміни, змащення або підтягування контактів проводяться тільки після остаточного переконання у безпеці. Будь-які несправності повинні бути занотовані в технічному журналі та усунені відповідно до регламенту. Особлива увага приділяється роботі з високовольтними системами — допуск до таких робіт мають лише особи з відповідною кваліфікацією. Приміщення, де відбувається технічне обслуговування, повинні бути обладнані вентиляцією, аварійним освітленням, засобами пожежогасіння та аптечкою першої допомоги.

Таким чином, охорона праці під час монтажу та обслуговування — це не лише дотримання правил, а й культура безпеки, яка починається з відповідального ставлення кожного працівника до власного здоров’я, безпеки колег і справності електрообладнання. Дотримання всіх зазначених заходів гарантує зниження виробничих ризиків та ефективну й безпечну експлуатацію системи в цілому.

Таблиця 5.2 Вимоги до приміщення

Параметр	Норма (для медичних закладів)
Опір ізоляції	Не менше 1 МоМ
Напруга в мережі живлення	220 В
Вологість	Не більше 60%
Температура	+18…+25 °C
Освітлення	300-500 лк

5.3 Розрахунок струму ураження при пробої ізоляції

Таблиця 5.3 Вхідні та вихідні дані

Параметр	Позначення	Значення	Результат
Напруга живлення	U	220 В	R_заг = 1505 Ом
Опір тіла людини	R_тіла	1000 Ом	I_ураж = 146.2 мА
Опір контакту стопи з підлогою	R_конт	500 Ом	I_ПЗВ = 10мА (146.2 мА > 10 мА)
Опір лінії до корпусу	R_л	4 Ом	
Опір заземлення	R_з	1 Ом	
Струм спрацювання ПЗВ	I_ПЗВ	10 мА = 0.01 А	
Час спрацювання ПЗВ	t_ПЗВ	30 мс	

Розв’язання:

Загальний опір ланцюга ураження:

$$R_{\text{заг.}} = R_{\text{тіла}} + R_{\text{конт.}} + R_{\text{л.}} + R_{\text{з.}} = 1000 + 500 + 4 + 1 = 1505 \text{ Ом} \quad (5.1)$$

Струм ураження через тіло людини:

$$I_{\text{ураж.}} = U/R_{\text{заг.}} = 220/1505 \approx 0.1462\ \text{А} = 146.2\ \text{мА} \quad (5.2)$$

Це небезпечний рівень струму, що перевищує поріг фібриляції серця (>100 мА).

Перевірка спрацювання ПЗВ:

$$I_{\text{ураж.}} = 146.2\ \text{мА} > I_{\text{ПЗВ}} = 10\text{мА} \rightarrow \text{ПЗВ спрацює.} \quad (5.3)$$

Час спрацювання ПЗВ: 30 мс — цього достатньо для запобігання важким наслідкам.

Висновок: система електрозахисту працює ефективно. Пристрій захисного відключення (ПЗВ) виявляє аварійну ситуацію і перериває подачу напруги раніше, ніж струм ураження досягне критичного впливу на пацієнта.

ВИСНОВОК

У процесі виконання роботи було глибоко досліджено основні аспекти фетального моніторингу, що є невід'ємною складовою сучасної перинатальної медицини. Фетальний моніторинг відіграє ключову роль у спостереженні за станом плода протягом вагітності та під час пологів, забезпечуючи своєчасне виявлення можливих ускладнень та ризиків.

Було проведено комплексний аналіз медико-технічних основ, що лежать в основі фетального моніторингу. Розглянуто фізіологічні аспекти, що дозволили глибше зрозуміти специфіку моніторингу плода та відмінності у порівнянні з іншими видами медичного моніторингу. Важливим аспектом стало дослідження методів вимірювання основних параметрів стану плода, таких як частота серцевих скорочень, рухова активність, тонус матки тощо.

Особлива увага була приділена технічним аспектам систем фетального моніторингу, включаючи аналіз конструкції та принципу роботи основних компонентів: кардіотокографів, ультразвукових датчиків, електродів та блоків обробки сигналу. Вивчення та адаптація цих елементів дозволили створити систему, яка забезпечує надійний та безпечний моніторинг стану плода в різних клінічних умовах. Розроблені схеми враховують фізіологічні особливості плода, що підвищує точність діагностики та забезпечує своєчасне виявлення можливих загроз для його здоров'я.

Важливим етапом дослідження стало математичне моделювання, що дало змогу створити оптимізовану систему, здатну швидко і точно обробляти фізіологічні сигнали від плода. Це значно покращує якість медичного контролю, дозволяючи медикам оперативно реагувати на будь-які зміни стану плода під час вагітності та пологів. Таким чином, лікарі можуть приймати обґрунтовані рішення щодо подальшого ведення вагітності та пологів, що є критично важливим для збереження життя та здоров’я матері та дитини.

У ході роботи також було розроблено кілька типів схем: структурні, функціональні, принципові електричні, що дозволило забезпечити високу надійність роботи фетального монітору. Ці розробки сприяють отриманню точних даних про стан плода

навіть у складних клінічних умовах, таких як підвищена фізична активність матері або наявність зовнішніх електромагнітних перешкод.

У процесі розробки охорони праці враховано сучасні стандарти безпеки, що мінімізує можливі ризики під час використання обладнання та забезпечує високу якість медичної допомоги.

Крім того, у дослідженні було розглянуто новітні технології в медицині, зокрема фокусований ультразвук, який є універсальним інструментом для широкого спектра медичних застосувань: від руйнування патологічних тканин до покращення доставки лікарських засобів і модуляції біологічних процесів. Впровадження таких технологій у систему фетального моніторингу може значно покращити її ефективність і сприяти розширенню можливостей перинатальної діагностики та терапії.

Загалом, проведене дослідження дозволило створити ефективну, надійну та безпечну систему фетального моніторингу, що забезпечує високий рівень контролю за станом плода під час вагітності та пологів. Отримані результати мають значний потенціал для вдосконалення існуючих методів моніторингу та можуть стати основою для майбутніх наукових досліджень. Вони можуть сприяти розробці нових підходів до моніторингу плода, що підвищить якість надання медичних послуг та забезпечить здоров'я матері та дитини на всіх етапах вагітності та пологів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Акушерство : підручник для студентів вищих медичних навчальних закладів України III–IV рівнів акредитації / [В. К. Ліхачов, Л. М. Добровольська, Т. Ю. Ляховська та ін.] ; за ред. В. К. Ліхачова. – Полтава : Дивосвіт, 2015. – 336 с.
2. Лахно І. В. Сучасні підходи до оцінювання стану плода // Репродуктивне здоров'я жінки. – 2021. – № 1(59). – С. 47–50.
3. Медична апаратура спеціального призначення : навчальний посібник / С. М. Злепко, Л. Г. Коваль, Н. М. Гаврілова, І. С. Тимчик. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 159 с.
4. Основи електроніки : навч. посіб. / А. С. Васюра, Г. Д. Дорощенков, В. П. Кожем'яко, Г. Л. Лисенко. – Вінниця : ВНТУ, 2018. – 197 с.
5. Охорона праці та охорона праці в галузі : курс лекцій / укладач С. В. Супрунович. – Луцьк : ВНУ імені Лесі Українки, 2021. – 50 с.
6. Український класифікатор нормативних документів. ДСТУ EN 62304:2016. Програмне забезпечення медичних виробів. Процеси життєвого циклу програмного забезпечення. – [Чинний від 01.01.2018]. – Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2016. – 80 с.
7. Association of Women's Health, Obstetric and Neonatal Nurses (AWHONN). Fetal Heart Monitoring: Principles and Practices. – Dubuque, IA : Kendall Hunt Publishing, 2021. – 362 p. – Режим доступу: https://archive.org/details/fetalheartmonito0000unse
8. Cahill A., Raghuraman N. Fetal Heart Rate Monitoring : textbook / 5th ed. – Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins (LWW), 2024. – 224 p. – ISBN 978-1975216184
9. Chandraharan E. Handbook of CTG Interpretation: From Patterns to Physiology / E. Chandraharan. – Cambridge : Cambridge University Press, 2017. – 256 p. – DOI: https://doi.org/10.1017/9781316161715
10. Chen Y., Zhang X., Zhang J., Sun Y. Development of Portable Monitoring System for Real-Time Detection of Fetal Movement // IEEE Access. – 2020. – Vol. 8. – P. 89921–89929. – https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2994164

11. Guo X. Electronic fetal monitoring / X. Guo. – Singapore : Springer, 2021. – 306 p. – DOI: https://doi.org/10.1007/978-981-15-7364-4
12. Syngelaki A., Matallana C., Akolekar R., Poon L. C., Nicolaides K. H. Detection of non-cardiac fetal abnormalities by ultrasound at 11–14 weeks of gestation: A systematic review and meta-analysis // Ultrasound in Obstetrics & Gynecology. – 2024. – DOI: 10.1002/uog.27649
13. Global Library of Women's Medicine. Effects of Ultrasound on Biological Tissues and Cells.–[n.d.]. – Режим доступу: https://www.glowm.com/section-view/heading/Effects%20of%20Ultrasound%20on%20Biological%20Tissues%20and%20Cells
14. Кардиотокография в акушерстве: учеб.-метод. пособие для студентов 4, 6 курсов всех факультетов, обучающихся по специальностям «Лечебное дело» и «Медико-диагностическое дело» медицинских вузов / Ю. А. Лызикова, С. М. Яковец. — Гомель: ГомГМУ, 2014. — 24 с. ISBN 978-985-506-624-9
15. Макаровская Е. А., Баранов А. Н., Истомина Н. Г., Ревако П. П. Гипоксия плода как причина неблагоприятных исходов беременности: систематический обзор методов оценки//Экология человека. 2021.С.4
DOI: https://doi.org/10.33396/1728-0869-2021-7-4-11