

АНОТАЦІЯ

Цимбаліста Зоряна Сергіївна. Алгоритмічно-програмне забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду у комп'ютерних електрокардіографах. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія», Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2018.

У дипломній роботі розроблено метод, алгоритм та програмне забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду у комп'ютерних електрокардіографах.

На базі синфазного методу опрацювання електрокардіосигналу плоду із урахування взаємкореляційних зв'язків між стаціонарними компонентами розроблено алгоритмічне забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду у комп'ютерних електрокардіографах на фоні різного виду перешкод (біосигнали та артефакти матері, завади апаратури та інші).

На основі алгоритмічне забезпечення розроблено програмне забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду у комп'ютерних електрокардіографах із використанням програми Matlab.

Ключові слова: електрокардіосигнал, плід, детектування, алгоритмічно-програмне забезпечення, комп'ютерний електрокардіограф, Matlab.

Список публікацій здобувача:

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

ANNOTATION

Tsymbalista Zoryana. An algorithmic software for fetal electrocardiograms detecting in computer electrocardiographs. - Manuscript.

Master's diplom work on specialty 163 «Biomedical Engineering», Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2019.

In the diplom work the method, algorithm and software of detection of fetal electrocardiosignal in computer electrocardiographs were developed.

On the basis of the synphase method of processing of the electrocardiograph of the fetal, taking into account the inter-correlation relations between the stationary components, algorithmic support for detecting the electrocardiosignal of the fetal in computer electrocardiographs against the background of various types of interference (biosignals and other artifacts) was developed.

Algorithmic software is based on the software of fetal electrocardiosignal signaling in computer electrocardiographs using Matlab software.

Keywords: electrocardiosignal, fetal, detection, algorithmic software, computer electrocardiograph, Matlab.

List of publications by the subject of diploma work:

Tsymbalista Z. S. (2019) Analiz vidomykh metodiv detektuvannia elektrokardiosynaliv plodu na foni materi [Analysis of the known method of detecting fetal electrocardisignal background to mother]. Materialy II Mizhnarodnoi studentskoi naukovo-tekhichnoi konferentsii "Pryrodnychi ta humanitarni nauky. Aktualni pytannia" (Tern., 25-26 April 2019), pp. 174 [in Ukrainian].

ЗМІСТ

| | |
|--|----|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ..... | 9 |
| ВСТУП..... | 10 |
| РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ..... | 12 |
| 1.1 Медикобіологічні методи дослідження стану серця фетуса (плоду)..... | 12 |
| 1.2 Відомі комп'ютерні електрокардіографи для детектування та оцінювання електрокардіосигналів плоду..... | 17 |
| 1.2.1 КАРДИОЛАБ БЭБИ-Кард..... | 18 |
| 1.2.2 BeatleIC..... | 20 |
| 1.2.3 GY-EXPL..... | 20 |
| 1.2.4 KAGUWI KGW-6000..... | 21 |
| 1.3 Електрокардіосигнал плоду на фоні матерів..... | 26 |
| 1.4 Методи детектування електрокардіосигналу плоду..... | 26 |
| 1.4.1 Адаптивне усунення..... | 26 |
| 1.4.2 Метод незалежних компонент..... | 29 |
| 1.4.3 Сліпе розділення..... | 31 |
| 1.5 Висновки до розділу 1..... | 34 |
| РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПЛОДУ..... | 35 |
| 2.1 Аналітика даних електрокардіосигналу фетуса..... | 35 |
| 2.2 Модель реалізаційного процесу ЕКС фетуса..... | 41 |
| 2.3 Висновки до розділу 2..... | 45 |
| РОЗДІЛ 3 МЕТОД ДЕТЕКТУВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПЛОДУ..... | 46 |
| 3.1 Визначення значення повтору електрокардіосигналу фетуса..... | 46 |
| 3.2 Методи детектування реалізації процесу ЕКС фетуса..... | 50 |
| 3.3 Алгоритм детектування реалізації процесу ЕКС фетуса..... | 56 |
| 3.4 Висновки до розділу 3..... | 58 |

| | |
|--|-----|
| РОЗДІЛ 4 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДЕТЕКТУВАННЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОЦЕСУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ФЕТУСА..... | 76 |
| 4.1 Блок-схема програмного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса..... | 76 |
| 4.2 Розробка програмного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса..... | 61 |
| 4.3 Результати детектування реалізації процесу ЕКС фетуса..... | 64 |
| 4.4 Спосіб чисельного оцінювання результатів детектування..... | 67 |
| 4.5 Висновки до розділу 4..... | 69 |
| РОЗДІЛ 5 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА..... | 70 |
| 5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень..... | 70 |
| 5.1.1 Пряме та непряме електрокардіографічне дослідження..... | 70 |
| 5.1.2 Трансабдомінальне електрокардіографічне дослідження..... | 71 |
| 5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження..... | 74 |
| 5.3 Висновки до розділу 5..... | 75 |
| РОЗДІЛ 6. ОБґРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ..... | 76 |
| 6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи..... | 76 |
| 6.2 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи..... | 81 |
| 6.3 Висновки до розділу 6..... | 83 |
| РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ..... | 84 |
| 7.1 Охорона праці..... | 84 |
| 7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях..... | 86 |
| 7.3 Висновки до розділу 7..... | 90 |
| РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ..... | 92 |
| 8.1 Програмне забезпечення еколого-статистичних досліджень..... | 92 |
| 8.2 Екологічна політика підприємства..... | 95 |
| 8.3 Висновки до розділу 8..... | 98 |
| ВИСНОВКИ..... | 99 |
| СПИСОК ВИКОРИТАНИХ ДЖЕРЕЛ..... | 100 |

| | |
|---|-----|
| ДОДАТКИ..... | 112 |
| Додаток А. Програмна реалізація функції аналізу ЕКС фетуса в утробі матері..... | 113 |
| Додаток Б. Програмне забезпечення детектування ЕКС плоду в утробі матері у суміші із завадами..... | 115 |
| Додаток В. Копія апробованої тези конференції..... | 117 |

ВСТУП

Актуальність теми. В Україні щорічно народжуються 5000 дітей з вадами серця (становить 30% від усіх вроджених вад), з них приблизно 1300 перебувають у важких станах і без своєчасної медичної допомоги можуть прожити декілька днів. Тому своєчасне спостереження за функціональним станом серця плоду в процесі його розвитку в утробі матері під час вагістності є пріоритетним медичним завданням у кардіологів.

Електрокардіографія є базовим неінвазивним та діагностично цінним методом медикобіологічного дослідження стану серця плоду, який базується на реєстрації електричних біопотенціалів серця плоду на поверхні живота матері у вигляді електрокардіосигналу.

Для реєстрації електрокардіосигналу плоду на фоні різного виду перешкод (біосигнали та артефакти матері, завади апаратури та інші) (Widrow B., Glover Jr.J.R., McCool J.M.) та оцінювання стану серця плоду застосовують комп'ютерні електрокардіографи, такі як КАРДИОЛАБ БЭБИ-Кард (Україна, м.Харків, ХАИ-МЕДИКА, BeatleIC (Бельгія, IMEC і Bloomlife), GY-EXPL (Китай, Hengan), KAGUWI KGW-6000 (Китай, Shandong) та інші.

Результат оцінювання стану серця плоду у комп'ютерних електрокардіографах напряму залежить від його алгоритмічно-програмного забезпечення, яке опрацьовує електрокардіосигнал та формує діагностичний висновок. На сьогодні алгоритмічно-програмне забезпечення побудовано на методах таких як:

1) сліпе розділення сигналів (Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J.) (розділення набору вихідних сигналів з сукупності змішаних сигналів без апріорної інформації про досліджуваний сигнал);

2) адаптивне усунення (Zarzoso V., Millet-Roig J., Nandi A.K.),

3) метод незалежних компонент (Lee J.A., Vrins F., Verleysen M.).

4) синфзаний метод аналізу без урахування взаємозв'язків між стаціонарними компонентами (Кметь О.О.);

5) компонентний метод аналізу (Андрус С.І.)

Методи детектування ЕКС 1-3 побудовано без логічних зв'язків між досліджуваним біооб'єктом (плодом), його математичною моделлю та методом детектування, що відображається на некоректності роботи алгоритмічно-програмного забезпечення.

Синфазний метод детектування ЕКС 4 невраховує часові взаємозв'язки між компонентними в межах серцевих циклів, що є важливим при дослідженні зміни амплітудно-часових параметрів ЕКС впродовж усього часу спостереження.

Компонентний метод 5 при опрацюванні сигналу втрачає параметри часу, що є неприпустимим у випадку детектування часових моментів прояву сигналу плоду впродовж усього часу спостереження.

Тому розроблення ефективного методу та алгоритмічно-програмного забезпечення детектування електрокардіосигналу плоду на фоні біосигналів матері та різного роду завад із відображенням його амплітудно-часових параметрів для комп'ютерних електрокардіографів є актуальною науковою задачею.

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є розроблення алгоритмічно-програмного забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду у комп'ютерних електрокардіографах

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести огляд відомих комп'ютерних електрокардіографів та методів детектування електрокардіосигналу плоду з метою обґрунтування напряму наукового дослідження.

2. Розробити математичну модель електрокардіосигналу плоду для розв'язання задачі його детектування на фоні біосигналів матері та різного роду завад.

3. Розробити метод та алгоритмічне забезпечення детектування електрокардіосигналу плоду на фоні біосигналів матері та різного роду завад на основі обґрунтованої математичної моделі.

4. Розробити програмне забезпечення детектування електрокардіосигналу плоду для комп'ютерних електрокардіографів та провести процес експериментального дослідження.

Об'єкт дослідження: процес детектування електрокардіосигналу плоду.

Предмет дослідження: метод та алгоритмічно-програмне забезпечення детектування електрокардіосигналу плоду у комп'ютерних електрокардіографах.

Методи дослідження: статистична обробка сигналів, енергетична теорія лінійних стохастичних сигналів, програмне забезпечення, Matlab.

Наукова новизна отриманих результатів.

Вперше на базі синфазного методу опрацювання електрокардіосигналу плоду із урахуванням взаємкореляційних зв'язків між значеннями сигналу взятих через період корельованості розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення ефективного детектування сигналу на фоні біосигналів матері та різного роду завад (апаратури, артефакти, зовнішні завади) для комп'ютерних електрокардіографів.

Практичне значення одержаних результатів полягає у тому, що розроблене алгоритмічно-програмне забезпечення для комп'ютерних електрокардіографів дає змогу детектувати електрокардіосигнал плоду на фоні біосигналів матері та різного роду завад.

Апробація. Викладені в роботі результати доповідалися і обговорювалися на II Міжнародній студентській науково-технічній конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (м. Тернопіль, 2019р.).

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Медикобіологічні методи дослідження стану серця фетуса (плоду)

Перинатальна і неонатальна смертність залишаються досить поширеним явищем, яке не має тенденції до зниження [1]. Четверть випадків дитячої смертності у віці до одного року, викликана порушеннями внутрішньоутробного розвитку плода [2, 3]. В Україні показник перинатальної смертності удвічі перевищує аналогічні показники більшості Європейських країн [4]. Відповідно для зниження перинатальної захворюваності та смертності важливими є вчасна їх діагностика та можливість попередження [5, 6]. Функціональна оцінка стану плода в антенатальному періоді до цього часу залишається одним із найскладніших завдань перинатальної діагностики, оскільки тактика ведення вагітності, метод і термін розродження залежать від ступеня розвитку внутрішньоутробного страждання плода [6, 7].

Серцева діяльність плода є найбільш інформативним показником стану плода в період с 23-ох тижнів до пологів та під час пологів. Її можна оцінювати за допомогою таких методів, як аускультация за допомогою акушерського стетоскопа, фонокардіографія, магнетокардіографія, електрокардіографія (пряма, непряма), кардіотокографія, доплерографія, реоплетизмографія [11, 12, 17, 18, 19].

Серцеві тони плода добре прослуховуються за допомогою стетоскопа з початку другої половини вагітності, після 6-го місяця гестації (рідше з 18-20-ти тижнів) [20]. За чутливістю ЕКГ значно переважає над аускультациєю [21]. За допомогою акушерського стетоскопа є можливим визначення виражених змін серцевого ритму, які зумовлені важкою гіпоксією [22], що робить малоінформативною дану методику на ранніх стадіях детектування патології плода.

Наступним кроком в оцінці серцевої діяльності плода стала фонокардіографія. За допомогою фонокардіографії серцеві тони плода визначаються з 16 - 17-го

тижнів, спеціальні ультразвукові прилади дозволяють встановити наявність серцевої діяльності плоду з 8 - 10-го тижнів внутрішньоутробного періоду [23].

Раніше, нерідко, для оцінки серцевого ритму плода застосовувалась магнетокардіографія [24]. Цей метод володів більш перспективними можливостями в плані відділення материнської ЕКГ і виділення R зубця фетальної ЕКГ [25, 26, 27]. Однак складність та висока вартість даного методу відсунули поступово його на задній план.

Для оцінки функціонального стану плода, що є однією з найважливіших завдань акушерства, вагоме значення відіграє моніторний контроль серцебиття плода, який дозволяє ефективно вирішувати тактику ведення вагітності і тим самим знижує показники перинатальної захворюваності та смертності [11]. Для здійснення моніторного контролю застосовують: кардіотокографію, доплерометрію, електрокардіографію [16].

Найбільш розповсюдженою діагностичною методикою в акушерстві є кардіотокографія [14]. За даними проведених досліджень кардіотокографія дає можливість отримати важливу інформацію про стан плода в антенатальному періоді [7]. Кардіотокографію використовують вже з 28-30-го тижня вагітності. Проте найбільш якісний запис при даному методі можна отримати з 32-го тижня вагітності [28], адже з цього строку досягає зрілості міокардіальний рефлекс, що суттєво впливає на серцеву діяльність плода. Існує пряма і непряма кардіотокографія.

Кардіотокографія витіснила ФКГ [12]. Проте суттєвим недоліком кардіотокографії є її інвазивність. Вплив ультразвуку на організм ще не є до кінця вивченим та до сьогоднішнього дня про наслідки впливу ультразвукового сканування на плід ведуться суперечки [15, 29].

Сьогодні більшість превентивних акушерських втручань відбувається при підозрі на гостру внутрішньоутробну гіпоксію, яка діагностується за допомогою результатів кардіотокографії [2, 30]. Проте кардіотокографія є механічним відображенням варіабельності серцевого ритму без урахування первинних електрофізіологічних процесів у синусовому вузлі, тому альтернативою для

кардіотокографії стала електрокардіографія [14]. Ультразвукове дослідження забезпечує зміну тільки параметрів серцевого ритму і не дозволяє проводити аналіз морфології і часових параметрів ЕКГ плода, а саме, ці дані можуть забезпечити додаткову інформацію про оксигенацію плода [16, 31].

Ще одним суттєвим недоліком кардіотокографії є те, що для одержання достовірних результатів спостереження змін ЧСС плода, потрібно постійно відслідковувати положення і переміщення плода, при цьому є необхідною періодична зміна положення датчика. Ці моменти вимагають роботи досвідченого фахівця [32, 33].

Отже, в результаті багаторічного досвіду сформульовано ряд критичних зауважень стосовно методу кардіотокографії [2, 30]: даний метод вважається скринінговим, а застосовується як правило з діагностичною метою; знання про патофізіологічні основи методу є недостатніми; отримується опосередкований характер інформації про стан плода; використовують переважно якісні характеристики ЧСС; недостатня уніфікація класифікації; наявність невизначеності, викликана множинними впливами на ЧСС; значні внутрі- і міжекспертна варіація інтерпретації даних; низька надійність і висока частота хибних заключень.

Кардіотокографія дає оцінку лише динаміці серцевого ритму плода. Для більш точної оцінки, при підозрі на складні порушення, потрібно застосовувати ультразвукове дослідження, або інвазивний метод ЕКГ, а ще краще метод неінвазивної ЕКГ.

Ультразвукова доплерографія, також, зайняла свою нішу в акушерстві. За її допомогою реєструються механічні рухи серця плода. Методику слід проводити з 18-26-ти тижнів вагітності. Перевагою її є простота виконання, проте існує суттєвий недолік методу: враховуючи не до кінця вивчений, як було сказано вище, вплив ультразвуку на розвиток плода, час при його обстеженні обмежується. Для отримання достовірної інформації потрібне тривале моніторування. Випромінювання при доплерівському дослідженні є більш інтенсивним, ніж при дослідженні в М-модальному та двохвимірному режимах. Крім того, обстеження повинен проводити досвідчений фахівець, так як плід постійно змінює своє

положення, що вимагає професійної зміни положення давача. Механічні параметри серцевої діяльності не в змозі замінити реєстрацію та аналіз ЕКГ плода [34, 35, 36]. Неможливим є недооцінити той факт, що інформативність ехокардіографічних методів дослідження обмежується ожирінням матері, багатоводдям, неправильним положенням плода і т.д. Отже, при всій інформативності доплерографія не охоплює всі сторони оцінки стану функціональних систем плода, який розвивається [2].

Оптичні методи дослідження серцевого ритму плода перебувають на стадії розробок. Зокрема, привертає увагу оптичний метод, що базується на реєстрації змін інтенсивності світла після його проходження крізь біологічну тканину, яка змінює свій об'єм. Дане фізичне явище лежить у основі методу фотоплетизмографії, яку добре використовувати для спостереження «пульсових хвиль» (зміни об'єму ділянки тіла, зумовлені притоком крові під час систоли). Обробка пульсових хвиль в мікрокомп'ютері, який входить до складу фотоплетизмографа, дозволяє підраховувати і виводити на дисплей частоту серцевих скорочень (у ударах за хвилину), виявляти порушення серцевого ритму, сигналізувати про небезпечні порушення і "випадання пульсу", обчислювати середню амплітуду пульсацій і сигналізувати, коли вона виходить за критичні межі.

В Малайзійському університеті Kebangsaan на інженерному факультеті розробено фотоплетизмографічний метод дослідження серцевої діяльності плоду [37, 38, 39, 40, 41]. Лікар пропускає світловий промінь через живіт вагітної. При цьому максимальне проникнення світла відбувається при довжині хвилі 890 нм (інфрачервоний спектр). Отриманий змішаний (матері та плоду) фотоплетизмографічний сигнал, обробляється адаптивним фільтром та порівнюється з материнським фотоплетизмографічним сигналом, знятим з вказівного пальця вагітної. Проте дана методика дає можливість оцінити лише частоту серцевих скорочень і не подає ніяких даних про процеси деполяризації та реполяризації в серці.

У 50-і рр. ХХ століття для оцінки серцебиття плода вперше застосували ЕКГ [42]. ЕКГ за чутливістю значно переважає над аускультатцією [21]. Існують прямий і непрямий метод ЕКГ [16]. При проведенні прямої ЕКГ електроди накладають на

голівку плоду під час пологів при відкритті шийки матки на 3 см і більше [43]. На прямій ЕКГ чітко простежуються високоякісні комплекси Р, QRS, Т. Проте ця методика є інвазивною і інформативність її можна отримати лише під час пологів [44, 45, 46].

Найбільш прийнятним методом, завдяки неінвазивності, є непряма електрокардіографія, при якій електроди накладають на передню черевну стінку вагітної, а нейтральний електрод розміщують на стегні. Цей метод вважається альтернативою стосовно ультразвукових методів [47].

Перевагою ЕКГ є той факт, що крім розрахунку ЧСС метод дозволяє отримати і оцінити типовий кардіоцикл плода і є безпечним для його життєдіяльності. За допомогою ЕКГ можна діагностувати гіпоксію плоду, фетальні аритмії [48, 49], тощо. В 70-і роки з допомогою ЕКГ вже були описані нормальні параметри серцевого ритму плода [43, 50, 51, 52]. За допомогою ЕКГ є можливим визначення ЧСС, ритму, величини і тривалості шлуночкових комплексів та їх форму. На ранніх стадіях розвитку людського ембріону (6-8 тиж.) на електрокардіограмі плода диференціюються практично всі елементи: зубці Р, Q, R, S, Т. Однак в клінічних умовах її вдається записати починаючи з 10-12-16-го тижнів вагітності. Амплітуда зубців ЕКГ плода є дуже малою. На ній найкраще диференціюється лише шлуночковий комплекс (зубці QRS), іноді визначаються зубці Р і Т. Тривалість внутріциклових інтервалів електрокардіограми також в деякій мірі залежить від розвитку плода. Інтервал PQ у зв'язку з цим змінюється у широких межах (0,07-0,12 с) і в середньому складає 0,08 с. Інтервал QRS коливається в межах 0,03-0,05 с в залежності від терміну вагітності. Тривалість інтервалу QT коливається в межах 0,25 — 0,29 с, але визначається він не у всіх електрокардіограмах. Сегмент ST, як правило, має дещо випуклу форму і зміщений догори. Тривалість інтервалу S-T складає в середньому 0,10 с.

Попри всі переваги методу непрямой ЕКГ плоду, існує низка проблем, яка постає перед проектувальниками приладів [29, 32, 53, 54, 55]. Суміш материнської ЕКГ в 10-100 разів є нижчою за рівнем, ніж ЕКГ плоду. Для виділення ЕКГ плоду існують багаточисленні завади: сітьові, материнська електроміограма, материнська

дихальна складова, артефакти електродні, шуми реєструючої апаратури. Дослідження з метою виділення ЕКГ плоду проводяться останні 40 років [56], однак ніхто з дослідників не запропонував надійної і недорогої технології, яка б привела до достовірних результатів.

За допомогою моніторингу ЕКГ є можливим вивчення варіабельності серцевого ритму. Зокрема, за допомогою методу спектрального аналізу ВРС матері можна своєчасно діагностувати патологію і прогнозувати ускладнення вагітності [57, 58].

Для детального вивчення особливостей нейровегетативної регуляції кардіоритму плода при фізіологічній вагітності можна використовувати метод кардіоінтервалографії з використанням методики Г.А. Ушакової, Ю.В.Рец, Н.І.Цирельникова [59, 60, 61, 62].

Феномен варіабельності серцевого ритму вперше був відмічений в 1965 році, коли звернули увагу на те, що дистресу плоду передувала зміна інтервалів між серцевими скороченнями ще до того, як відбулись якісь помітні зміни в самому серцевому ритмі [63, 64]. Тому, враховуючи, вище сказане, непряма ЕКГ залишається найбільш перспективним методом для оцінки варіабельності серцевого ритму плода.

1.2 Відомі комп'ютерні електрокардіографи для детектування та оцінювання електрокардіосигналів плоду

Реєстрація механічних параметрів серцевої діяльності не може повністю замінити реєстрації та аналізу електрокардіограми, що формується на основі первинних електричних процесів.

На сьогодні для реєстрації та детектування ЕКС плоду використовують такі компютерні електрокардіографи як КАРДИОЛАБ БЭБИ-Кард (Україна, м.Харків, ХАИ-МЕДИКА), BeatleIC (Бельгія), GY-EXPL (Китай, Henan), KAGUWI KGW-6000 (Китай, Shandong)

[medica.com/advertisement/babycard_2017_ru.pdf](https://xai-medica.com/advertisement/babycard_2017_ru.pdf)]. На рис.1.1 зображено загальний вигляд електрокардіографа КАРДИОЛАБ БЭБИ-Кард для детектування сигналу плоду.



Рис.1.1. Загальний вигляд електрокардіографа КАРДИОЛАБ БЭБИ-Кард

Система КАРДИОЛАБ БЭБИ-Кард (або просто БЭБИ-Кард) призначена для антенатального спостереження за станом плоду і матері, і являє собою фетальний монітор останнього покоління, який використовує не ультразвуковий спосіб отримання даних КТГ через зчитування електричних сигналів з абдомінальної поверхні вагітної жінки. Монітор БЭБИ-Кард, по суті справи, являє собою портативний електрокардіограф з функцією реєстрації та аналізу електрокардіограми плоду і матері.

Система складається з мініатюрного реєстратора з автономним живленням і бездротовою передачею даних по Bluetooth, персонального комп'ютера (настільного ПК, або ноутбука) зі встановленою на ньому програмою, і кольорового принтера. Монітор і не використовує традиційні ультразвукові датчики, які замінюються

звичайними одноразовими ЕКГ електродами. Метод абсолютно нешкідливий для плода і матері, оскільки він виконує свої функції в пасивному режимі без будь-яких випромінювань.

Монітор БЕБІ-Кард дозволяє реєструвати наступні параметри серцевої діяльності плода і матері:

- Частоту серцевих скорочень плода (ЧССП), базальну ЧСС плода;
- Частоту серцевих скорочень матері (ЧССМ);
- Рухову активність матері (ММов);
- Кількість і параметри акцелерацій і децелерацій ЧССп;
- Епізоди високої і низької варіабельності ЧССп;
- Показники ступеня тяжкості антенатального дистресу плода;
- Параметри варіабельності серцевого ритму (ВСР) плода і матері по істинним RR інтервалах "від удару до удару";
- Параметрів морфології ЕКС плоду (тривалість інтервалів PQ, QRS, QT, амплітуд піків R, S і T, зміщення ST і т.д.).

Результат роботи електрокардіографа зображено на рис.1.2.



Рис.1.2. Результат роботи електрокардіографа КАРДІОЛАБ БЕБІ-Кард

1.2.2 BeatleIC [\[https://evercare.ru/BeatleIC\]](https://evercare.ru/BeatleIC). Бельгійська дослідницька організація imes і Bloomlife, компанія, яка спеціалізується на розробках для моніторингу вагітності, представили новий чіп, здатний відстежувати п'ять каналів ЕКГ серцевого ритму плода, а також мобільність дитини в утробі матері.

Прототип пристрою, який отримав назву BeatleIC, здатний проводити вимірювання ЕКГ плода вже на 20 тижні вагітності зображено на рис.1.3. Це досягається завдяки його здатності розпізнавати сигнали в діапазоні від 3 до 15 мкВ. Правда, самі розробники рекомендують його використовувати починаючи з 34 тижня.



Рис.1.3. Загальний вигляд електрокардіографа BeatleIC

Це система малої потужності, яка, як очікується, буде використовуватися пацієнтами самостійно і працювати протягом тривалого періоду часу. При цьому тривалість роботи від однієї змінної батареї розміром з монету становить близько тижня. Результати виводяться на смартфон (на базі Android або iOS) і візуалізуються у відповідній програмі

1.2.3 GY-EXPL [\[https://russian.alibaba.com/product-detail/fetal-ecg-machine-551774522.html?spm=a2700.8699010.normalList.71.487379781e0NaP\]](https://russian.alibaba.com/product-detail/fetal-ecg-machine-551774522.html?spm=a2700.8699010.normalList.71.487379781e0NaP). На рис.1.4 зображено загальний вигляд електрокардіографа для детектування сигналу плода.

GY-EXPL призначений для огляду серця плоду після 18-ти тижнів вагітності.



Рис.1.4. Загальний вигляд електрокардіографа GY-EXPL

Основні параметри електрокардіографа GY-EXPL:

- Три канали maternofetal ЕКС сигналу збору синхронно;
- Швидкість детектування більше 95%;
- Один канал реєстрації ЕКС на груді для матері;
- Abd1, Abd2, Abd3 maternofetal змішаний ЕКС.

1.2.4. KAGUWI KGW-6000. На рис.1.5 зображено загальний вигляд електрокардіографа KAGUWI KGW-6000 для детектування сигналу плоду.



Рис.1.5. Загальний вигляд електрокардіографа KAGUWI KGW-6000

Foetus ECG Monitor foetus ECG monitor - це ручний прилад для моніторингу серцевого ритму з дисплеєм серцевого ритму плода

Foetus ECG monitor-це ручний прилад для моніторингу серцевого ритму foetus з дисплеєм серцевого ритму плода і висококласним щоденним доплером auscultator, здатним модернізувати до графічного дисплея і контролювати насиченість кисню і пульс для вагітних жінок. Прилад може задовольнити вимоги звичайної перевірки вагітної жінки в акушерському відділенні в лікарні і клініці і її власному будинку.

Функції та особливості:

- Маленький, розумний, ручний, зручний у використанні
- Затиск типу розташування зонда для безпечного перенесення

- Кривий-структурований зонд для легкої експлуатації і поліпшеною ступеня комфорту вагітної жінки
- Рідкокристалічний цифровий дисплей з лампою підсвічування
- Відображення дати, часу і стану батареї
- Удосконалена технологія цифрової обробки сигналів DSP для правильного і надійного вимірювання серцебиття плода
- Високочутливий імпульсний зонд з його ультразвукової дозуванням набагато нижче стандарту безпеки;
- Безпечний моніторинг плоду
- Одна літієва батарея, хороша функція управління живленням
- Змінний ультразвукової зонд
- Вбудований динамік і інтерфейс аудіовиходу
- стандартна конфігурація
- Цифровий дисплей пульсу плода / зарядний пристрій / купланта / літієва батарея
- Графічний дисплей серцебиття плода
- Моніторинг насиченості кисню і пульсу вагітної жінки

1.3 Електрокардіосигнал плоду на фоні матерів

На рис. 1.6 показано ЕКС, записаний з абдомінальної області вагітної жінки. Одночасно на тому ж рисунку показано ЕКС, записаний з грудної клітки жінки. Порівнюючи ці два сигнали, ми бачимо, що на абдомінальному ЕКС спостерігаються численні піки (QRS-комплекси), які відповідають материнському ЕКС (виникаючі в ті ж самі моменти часу, що і QRS-комплекси в грудному відведенні), а також декілька інших піків з більш нижчою амплітудою і з більш високою частотою повторення. QRS-комплекси, які не є материнськими, відносяться до ЕКСП. QRS-комплекси ЕКСМ в грудному і в абдомінальному відведеннях мають різну форму, що пов'язано із відмінностями проєкцій серцевого вектора на різні осі.

В зв'язку із тим, що ці два скомбінованих сигнали мають однакову смугу частот, виникає запитання: як можна їх розділити один від одного і отримати окремо ЕКСП, який як раз і є досліджуваним сигналом.

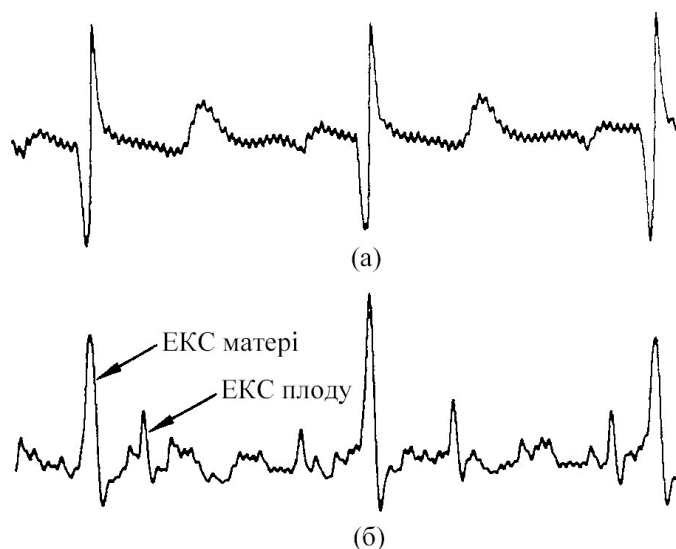
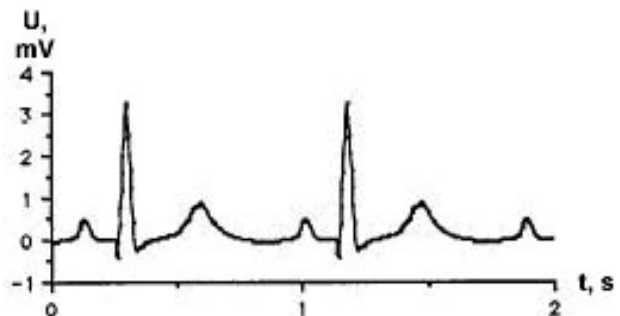


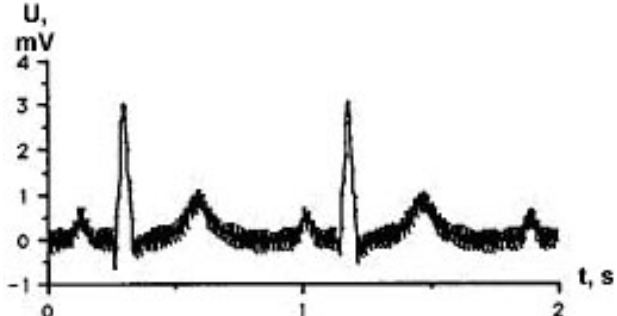
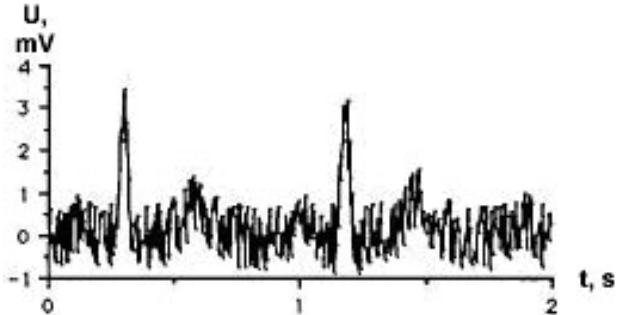
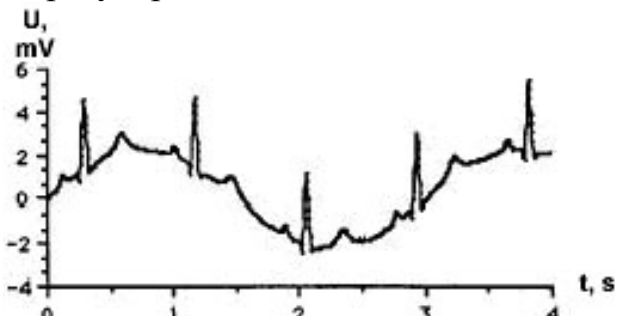

Рис. 1.6. ЕКС вагітної жінки з грудного (а) та абдомінального (б) відведень. (а) показує материнський ЕКС, тоді як (б) містить комбінацію ЕКСМ та ЕКСП [75]

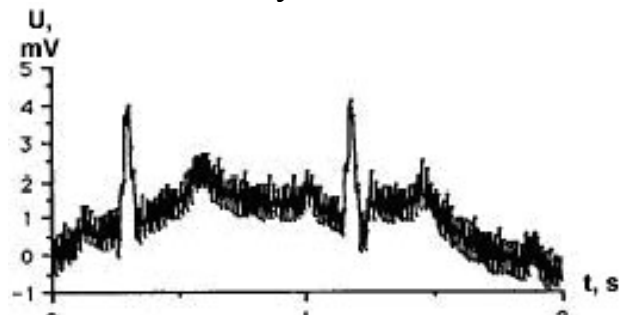
Шуми ЕКС, які виділяє М. Абоу (Портландський державний університет) в своїй лекції “Automatic Detection Algorithms QRS and Pressure Detectors”, а також причини їх появи зведено в табл. 1.1.

Таблиця 1.1

Зразки шумів в ЕКС та причини їх виникнення

| Зразок шуму | Причини виникнення |
|--|--------------------|
| <p>Чистий сигнал</p>  | <p>—</p> |

| 1 | 2 |
|---|--|
| <p>Шум силових ліній 50/60 Гц</p>  | <ol style="list-style-type: none"> 1) Поганий контакт електродів; 2) Незаземлене обладнання реєстрації ЕКС; 3) Обладнання реєстрації ЕКС знаходиться безпосередньо біля пацієнта. |
| <p>Шуми електричної активності м'язів</p>  | <ol style="list-style-type: none"> 1) Поганий контакт електродів; 2) Пацієнт знаходиться в стані збудження; 3) Тремор, надмірне потовиділення. |
| <p>Нерегулярності ізолінії</p>  | <ol style="list-style-type: none"> 1) Поганий електричний контакт електродів; 2) Значний вплив респіраторної активності; 3) Погані електроди. |
| <p>Дрейф ізолінії</p>  | <ol style="list-style-type: none"> 1) Рух пацієнта; 2) Значний вплив респіраторної активності; 3) Некоректно встановлені електроди. |

| 1 | 2 |
|---|----------|
| <p>Комбінований шум</p>  | <p>—</p> |

Важливу роль при усуненні завад та шумів із ЕКС відіграє процес фільтрації. Вузкосмугові режекторні фільтри зазвичай використовуються для фільтрування 50/60 Гц компонент та їхніх гармонік, високочастотні фільтри використовуються для усунення дрейфу ізоляції, а низькочастотні – для усунення електричної активності м'язів.

1.4 Методи детектування електрокардіосигналу плоду

1.4.1 Адаптивне усунення. Першим і достатньо успішним вирішенням проблеми виділення ЕКСП, яке отримало практичне застосування, був метод запропонований Відроу (Widrow) та ін. [75] – метод адаптивного придушення завад (Multy-Reference Adaptive Noise Cancellation – MRANC). Його ідея полягала в адаптивному відніманні складової ЕКСМ в абдомінальному відведенні (рис. 1.7), яке містить компоненту ЕКСП із максимальною амплітудою, і є первинним входом придушувача (рис. 1.8, 1.9).

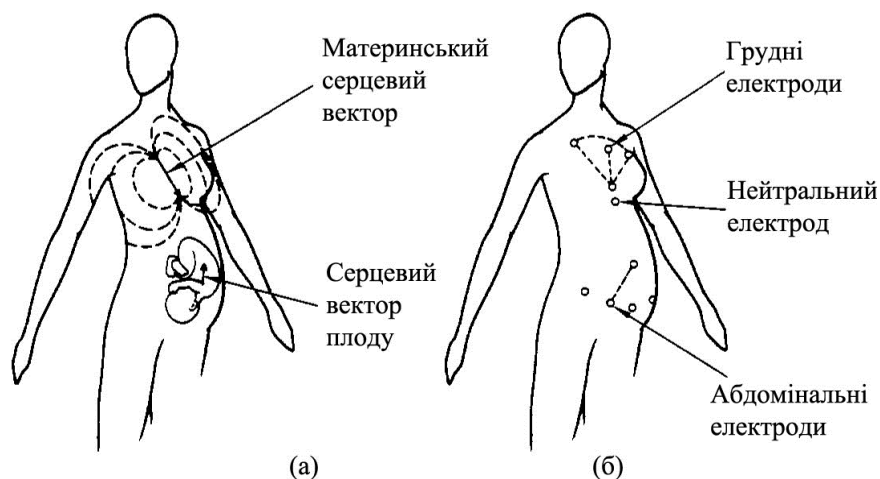


Рис. 1.7. Придушення материнського серцебиття в фетальній електрокардіографії. (а) вектор серцевого електричного поля матері та плоду; (б) розміщення електродів

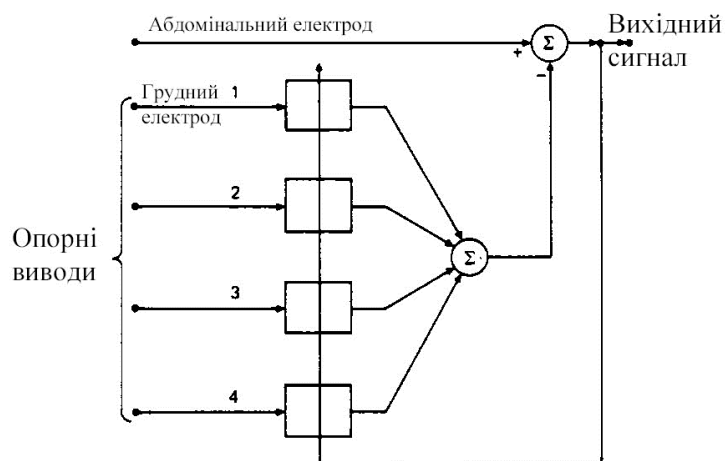


Рис. 1.8. Схема пристрою, який використовувався в експерименті виділення ЕКСП [75], для придушення завад з багатьма опорними виводами

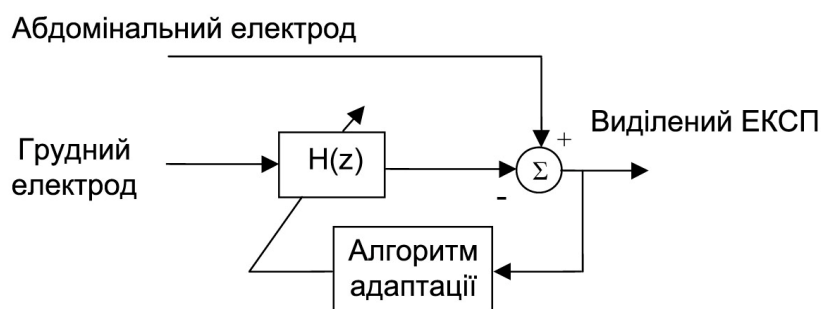


Рис. 1.9. Спрощена схема пристрою для придушення завад з багатьма опорними виводами за [76, 77]

Деякі дослідники (Відроу та ін.) застосовують адаптивне придушення шумів із декількома опорними сигналами для усунення ЕКСМ для того, щоб в результаті отримати ЕКСП. Комбінований ЕКС було отримано з єдиного абдомінального відведення, в той час як ЕКСМ знімався із використанням чотирьох грудних відведень. Було розроблено модель, яка дозволяла врахувати не лише численні джерела завади, а також компоненти потрібного сигналу, які присутні на опорних виводах, і надалі розглядати наявність некорельованих шумових компонент в опорних сигналах. Слід зазначити, що материнський серцевий вектор проектується на осі різних відведень ЕКС різними способами. Тому характеристики ЕКСМ в абдомінальному відведенні будуть відрізнятися від характеристик, отриманих для грудних сигналів ЕКС, які використовуються в якості опорних виводів.

Кожен із каналів фільтра, який використовує Відроу та ін. [75], мав 32 вагових коефіцієнти і затримку 129 мс. Сигнали були попередньо відфільтровані у смузі частот від 3 до 35 Гц, і використовувалася частота дискретизації 256 Гц. Оптимальний фільтр Вінера [78] включав в себе функції передачі і вектори взаємних спектрів між вхідним джерелом та кожним опорним входом. Було розглянуто також подальші розширення цього методу усунення завад для більш загального випадку – наявності декількох джерел і декількох опорних входів.



Рис. 1.10. Результат адаптивного усунення ЕКСМ з абдомінального відведення ЕКС, показаного на рис. 1.1. Виділені QRS-комплекси відповідають ЕКСП [75]

Результат усунення ЕКСМ із абдомінального відведення ЕКС показано на рис. 1.10. Порівняння цих двох рисунків показує, що на виході фільтра досягнуто суттєвого виділення ЕКСП і одночасного придушення ЕКСМ. При цьому складова

ЕКСМ, яка забезпечує мінімум середньоквадратичної похибки на виході адаптивного фільтра, обчислювалася за одним або набором опорних виводів, які містять переважно ЕКСМ. Даний метод детально розглянуто у працях Widrow та ін. [75, 79], а також у праці Ferrara та Widrow [76].

ФМ, які базуються наданій технології, набули практичного застосування та комерційного розповсюдження. Серед них найбільшим попитом користуються розробки ФМ “FEMO” (MEDCO Electronics Systems, Ізраїль) та “CARE 2000” (University of Nottingham, Нідерланди). Проте, дані системи є простими із високим ступенем придушення ЕКСМ. Крім того, даний метод, на жаль, зовсім не вирішує проблеми випадкових завад, м'язових та електродних артефактів, що змушує шукати нові, більш ефективні методи виділення ЕКСП.

1.4.2 Метод незалежних компонент. Відповідно до векторної моделі активності серця за Бергера і Ван Мілана [80] біоелектрична активність серця на деякій віддалі від нього може бути в першому наближенні представлена як поле тривимірного диполя з фіксованим просторовим положенням та змінною в часі амплітудою і орієнтацією. Це означає, що сигнал ЕКСМ, виміряний в будь-якій точці на тілі матері, може бути представлений як лінійна суперпозиція трьох ортогональних сигналів – підпростір джерел ЕКСМ. Аналогічним образом можна визначити підпростір джерел ЕКСП.

Таким чином, для будь-якого моменту часу вектор джерел сигналу можна визначити як [77]:

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

де $s_i(t), i = 1, 2, \dots, q$ – ЕКС.

Реєстрація цих сигналів на поверхні тіла матері проводиться з використанням певної кількості просторово віддалених приймачів, при цьому результатами вимірювань є різниці потенціалів між парами електродів, розміщеними на поверхні тіла. Для p таких пар (p – ЕКГ-відведень) можна записати вектор спостереження

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

Для низькочастотних сигналів, якими є ЕКС, тіло є абсолютно провідним і лінійним середовищем із практично нескінченною швидкістю поширення електричного сигналу. У результаті коливання, що спостерігається в кожній точці поверхні тіла, може бути представлено у вигляді лінійної комбінації сигналів серцевих джерел і адитивної завади [77]

$$\begin{aligned} x_1(t) &= m_{11} s_1(t) + m_{1q} s_q(t) + n_1(t) \\ &\dots \\ x_p(t) &= m_{p1} s_1(t) + m_{pq} s_q(t) + n_p(t) \end{aligned} \quad (1.3)$$

або, у матричній формі

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

У цих виразах точно відомим є тільки вектор спостереження $X(t)$. Матриця M , яка містить коефіцієнти m_{ij} , з якими сигнал кожного із джерел входить у вектор спостереження, називається перемішуючою матрицею. Величини коефіцієнтів матриці M невідомі, оскільки невідома модель поширення сигналу від джерел до приймачів. Невідомий також вид сигналів окремих джерел $s_i(t)$, оскільки вони не можуть спостерігатися безпосередньо, і доступні нам лише у вигляді суміші.

Все, що ми можемо припустити, так це те, що сигнали джерел, через фізичну незалежність біоелектричних явищ, що їх визначають, статистично незалежні. За тими ж міркуваннями шумові компоненти $n_j(t)$, також можна вважати статистично незалежними в різних каналах, а також незалежними від джерел сигналів.

Перед нами постає задача виділення сигналів окремих джерел $s_i(t)$, зі спостережуваної суміші $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_p(t)]$.

Розв'язок задачі (в найпростішому випадку – із припущенням про відсутність шумів) полягає в знаходженні поділяючої матриці W з коефіцієнтами w_{ji} такими, що

$$\begin{aligned} s_1(t) &= w_{11} x_1(t) + w_{12} x_2(t) \dots + w_{1p} x_p(t) \\ s_2(t) &= w_{21} x_1(t) + w_{22} x_2(t) \dots + w_{2p} x_p(t) \\ &\dots \\ s_q(t) &= w_{q1} x_1(t) + w_{q2} x_2(t) \dots + w_{qp} x_p(t). \end{aligned} \quad (1.5)$$

Ця матриця є оберненою до змішувальної матриці M , і, якщо ми знаємо коефіцієнти m_{ij} , визначити значення w_{ji} математично не складно. Проблема полягає в тому, що нам вони невідомі.

Таким чином, завдання розділення ЕКСМ та ЕКСП може бути сформульована в такий спосіб:

- за реєстрованими вимірюваннями $X(t)$ необхідно одночасно визначити змішувальну матрицю M і сигнали джерел $S(t)$.

Сформульована в такий спосіб задача називається задачею “сліпого розділення джерел (сигналів)” (Blind Source Separation – BSS) і на її розв'язання щодо проблеми виділення ЕКСП присвячено велику кількість публікацій за останніх кілька років [81-89]. Під формулюванням “сліпе” в цьому випадку розуміється той факт, що про характер розділюваних джерел, властивостях випромінюваних ними сигналів і умовах змішування сигналів джерел – є мінімальна кількість інформації. Ця мінімальна інформація зазвичай полягає в припущенні про статистичну незалежність джерел сигналів, сталості коефіцієнтів змішувальної матриці M на інтервалі спостереження, і про те, що густини ймовірності розподілу амплітуд джерел описуються певним класом ймовірнісних розподілів.

1.4.3. Сліпе виділення сигналів. Існують два основні підходи до вирішення проблеми сліпого розділення та деконволюції. Перший підхід полягає в одночасному розділенні всіх джерел. В другому підході, джерела послідовно виділяються в сліпій формі, одне за одним, а всі одночасно. При такому підході у пристроях, які використовують велику кількість давачів (електродів) для реєстрації,

лише декілька сигналів є предметом дослідження. Наприклад, у електроенцефалографах або магнетоенцефалографах, як правило, використовується понад 64 датчиків сигналів, але лише деякі джерела сигналів є корисними для подальших досліджень, інші можуть розглядатися як сигнали завад. Іншим прикладом є проблема виділення голосів конкретних людей, не виділяючи окремо усі джерела сигналу, які можна отримати за допомогою великого масиву мікрофонів. Для таких програм необхідними є надійні, стійкі та ефективні алгоритми виділення, що дозволяють отримати лише невелику кількість вихідних сигналів, які є потенційно цікавими і містять корисну інформацію (рис. 1.11). Метод виділення сліпого сигналу може мати ряд переваг порівняно з сліпим розділенням / деконволюцією, таких як [90].

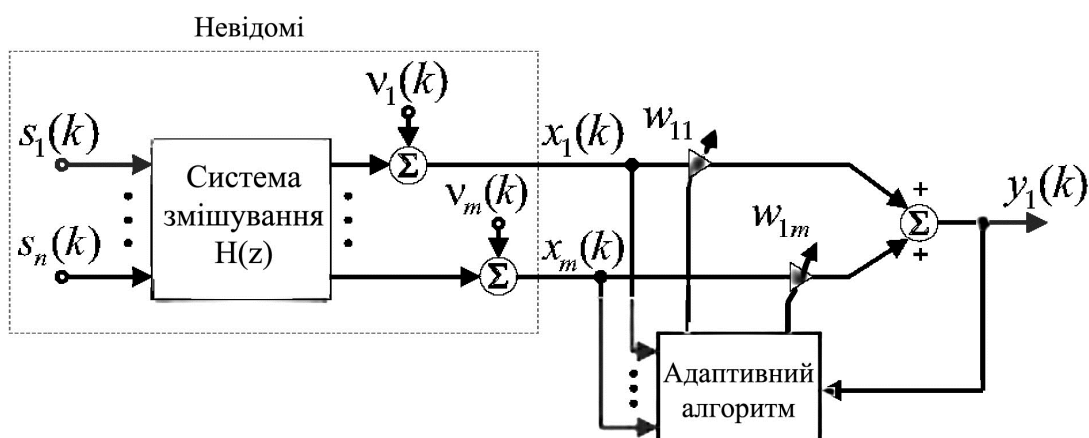


Рис. 1.11. Структурна схема, яка ілюструє послідовне сліпе виділення сигналів або незалежних компонент. Синаптичні вагові коефіцієнти w_{ji} можуть бути коефіцієнтами, що змінюються в часі або адаптивними фільтрами

- Сигнали можуть бути виділені у встановленому порядку залежно від статистичних характеристик джерела сигналу, наприклад, у порядку, що визначається абсолютними значеннями узагальнених нормованих ексцесів. Сліпе виділення джерел можна розглядати як узагальнення методу головних компонент – PCA (Principal Component Analysis), де декорельовані вихідні сигнали виділено відповідно до порядку спадання їх різниці.

- Тільки окремі сигнали повинні бути виділені. Наприклад, якщо джерело сигналу в перемішане з великою кількістю членів гауссівського шуму, ми можемо виділити тільки конкретні сигнали, які володіють конкретними статистичними властивостями.

- Існуючі алгоритми сліпого виділення сигналів – BSE (Blind Sources Extraction) є локальними і біологічно правдоподібними. По суті, такі алгоритми можна розглядати як розширення або зміни Геббіанового (Hebbian) / анти-Геббіанового правила. Переважно вони є простішими, ніж, що використовують миттєве сліпе розділення джерел.

Таким чином, сліпе виділення сигналів є корисним підходом, якщо наша мета полягає в тому, щоб виділити кілька джерел сигналів з конкретними статистичними властивостями із великої кількості сумішей. Задача виділення одного джерела тісно пов'язана з проблемою сліпої деконволюції. При сліпому виділенні сигналів необхідно послідовно виділяти джерела сигналу, тобто по одному, а не розділяти всі одночасно. Ця процедура називається послідовним сліпим виділенням сигналів на відміну від одночасного сліпого розділення сигналів (BSS). послідовним сліпим виділенням сигналів може бути виконано із використанням каскадів нейронної мережі подібно до тих, які використовуються для вилучення головних компонент. Однак, на відміну від методу головних компонент (PCA), оптимізаційні критерії BSE відрізняються. Єдиний блок обробки даних (штучний нейрон) використовується на першому кроці, щоб виділити одне джерело сигналу з конкретними статистичними властивостями. Далі можна використовувати дефляційні засоби для усунення вже отриманих із сумішей сигналів.

Використання технології сліпого розділення сигналів, методу незалежних компонент та методу головних компонент у її різних модифікаціях [81-89, 91, 92, 93, 94] дозволило одержати значно кращі і стійкіші результати виділення ЕКСП, однак більшість проведених робіт в остаточному підсумку залишалися на рівні експериментів. Розробники та виробники медичної техніки практично не використовують цих технологій у своїй продукції. Серед праць останніх років є

спроби поєднання різних методів для досягнення кращих результатів при виділенні ЕКСП:

- сліпе розділення сигналів у підпросторі (Blind Sources Subspace Separation) [81, 82];
- сингулярна декомпозиція (Singular Value Decomposition) [83];
- сліпе розділення сигналів у поєднанні із адаптивною фільтрацією [88];
- удосконалення методу незалежних компонент [91];
- проєктивне розшарування у поєднанні із методом незалежних компонент [93];
- використання методу незалежних компонент у поєднанні із використанням вейвлетів [92, 94].

Крім перелічених методів у багатьох працях застосовують також нейронні мережі, спектральний та кореляційний аналіз.

1.5 Висновки до розділу 1

У розділі проаналізовано відомі комп'ютерні електрокардіографи та методи детектування електрокардіосигналу плоду на фоні біосигналів матері та інших завад. На підставі аналізу встановлено, що такі методи як адаптивне усунення, метод незалежних компонент, сліпе розділення сигналів та на побудоване на їх основі алгоритмічно-програмне забезпечення відомих комп'ютерних електрокардіографів не має логічної структури «серце плоду - електрокардіосигнал плоду – математична модель електрокардіосигналу плоду – метод опрацювання електрокардіосигналу плоду – алгоритмічно-програмне забезпечення – діагностичні ознаки». Втрата такої структури відображається у кількісно-якісних показників стану серця плоду за результатами опрацювання електрокардіосигналів при його детектуванні.

Тому розроблення алгоритмічно-програмного забезпечення комп'ютерних електрокардіографів на основі нового методу детектування електрокардіосигналу плоду з ядром адекватної математичної моделі є актуальною науковою задачею.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПЛОДУ

2.1. Аналітика даних електрокардіосигналу фетуса

Розглядаючи реалізаційний процес ЕКС $\xi(t)$ (рис.2.2) підтверджено, що структура сигналу як імпульсного не варіює, а варіюють лише параметри зубців, зокрема амплітуди та часи.

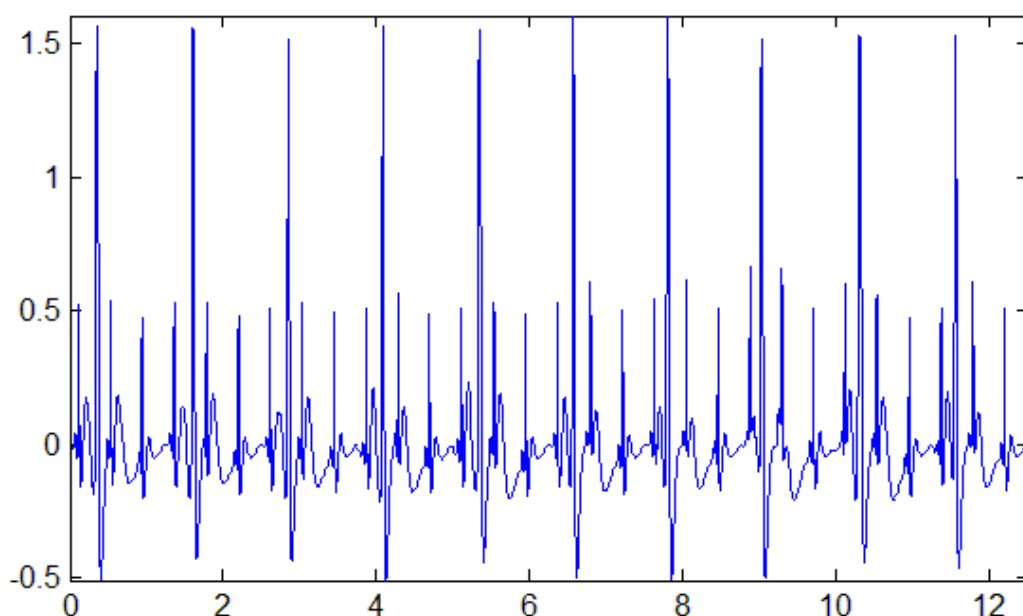


Рис.2.1. Реалізаційний процес ЕКС фетуса в утробі матері

Оскільки часові вирізки із реалізаційного процесу ЕКС фетуса є класом сигналів неперервного типу, які зі сторони теорії є існуючими на нескінченному епізоді часу $-\infty \leq t \leq \infty$. Такі вирізки за параметрами відповідають моделі реалізаційного процесу ЕКС як функції періодизованої:

$$\xi(t) = \xi(t + nT), \quad n = 1, 2, \dots, t, T, f(\bullet) \in \mathbf{R} \quad (2.1)$$

де T - період реалізаційного процесу ЕКС фетуса, n - число повторів реалізаційного процесу ЕКС фетуса.

За умови того, що реалізаційний процес ЕКС фетуса має на проміжку одного повтору скінчене число розривань роду першого, а також є обмеженим за кількість локальних тах та \min та, в свою чергу, виконує умови ітегровності:

$$\int_0^T |\xi(t)| dt < \infty, \quad (2.2)$$

то реалізаційний процес ЕКС фетуса можливо подати в базисі експоненти за розкладаннями Фур'є:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} C_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T), \quad (2.3)$$

де C_k - розкладені складові реалізаційного процесу ЕКС фетуса:

$$C_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad k \in \mathbf{Z}, \quad (2.4)$$

Базисні функції реалізаційного процесу ЕКС фетуса відповідають формулі Ейлера. Яка розкладає її на складові синуса та косинуса:

$$e^{\pm ik \frac{2\pi}{T} t} = \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) + i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.5)$$

Із урахування виразу (2.5) вираз розкладових складових реалізаційного процесу ЕКС фетуса поданого в комплексному виді (2.4) має вигляд:

$$C_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \left[\cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) - i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \right] dt = A_k - iB_k, \quad (2.6)$$

В базисі косинуса складові реалізаційного процесу ЕКС фетуса мають вигляд:

$$A_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.7)$$

В базисі косинуса складові реалізаційного процесу ЕКС фетуса мають вигляд:

$$B_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.8)$$

При моделі реалізаційного процесу ЕКС фетуса як функції періодизованої визначено його спектри амплітуд вирізок із процесу фетуса з ціллю оцінення інваріативності зсуву часу. Обчисленні спектри вирізок реалізаційного процесу ЕКС фетуса в базисі експонент наведено графічно на рис.2.2.

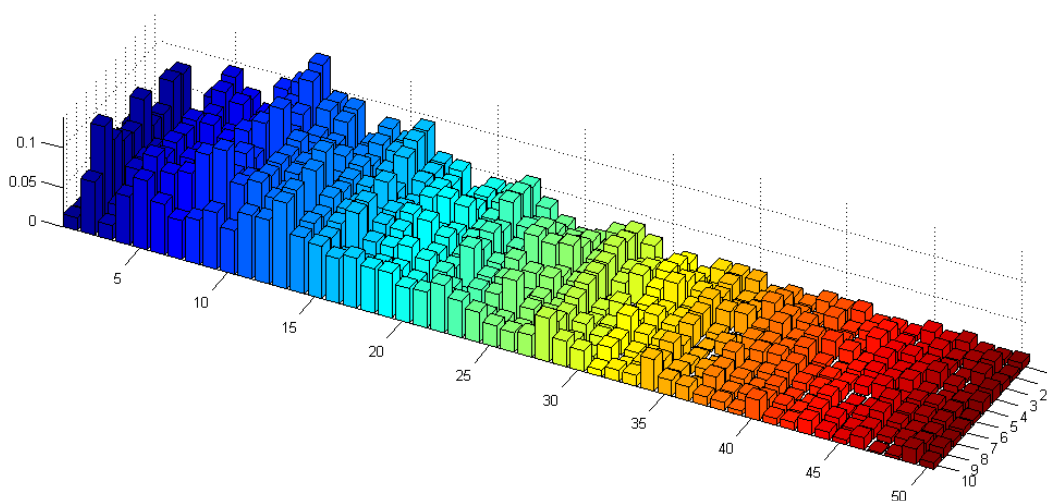


Рис. 2.2. Графік розкладання часових вирізок реалізаційного процесу ЕКС фетуса в базисі експонент (спектри амплітуд)

Результати розкладання часових вирізок реалізаційного процесу ЕКС фетуса в базисі експонент при прийнятті його моделлю функцію періодозовану вказують на те, що процес на різних вирізках є стохастичним за поведінкою. Таке розкладання процесу вказує на параметр його майбутньої моделі як стохастичний.

Зареєстрований реалізаційний процес ЕКС фетуса на поверхні живота матері на підґрунті попередньої аналітики його (рис.2.2) вказує на те, що моделлю має бути процес стохастичного характеру.

Таке модель реалізаційного процесу ЕКС фетуса добре описує його поведінку через статистику теорії процесів стохастичних та їх матстатистику. Такі статистика забезпечать одержання числових показників щодо параметрів реалізаційного процесу ЕКС фетуса.

Реалізаційний процес ЕКС фетуса як процес стохастичний $\xi(t)$ при матопісі його є невизначеними в часовому просторі через, те що його показники як дійсні/комплексні є числовими значеннями стохастичного типу.

Суто зі сторони теоретичного розгляду реалізаційного процесу ЕКС фетуса як стохастичного процесу $\xi(t)$ є необхідним вставлення факту закономірності його числових значень, які є формованими в кожному новому повторі серцебиття фетуса у вигляді функцій часу $\xi_k(t)$

Щільність ймовірнісного розподілу $F(t_n)$ реалізаційного процесу ЕКС фетуса є відмінною статистикою визначення вище сформульованих закономірностей:

$$F(x_1, \dots, x_n; t_1, \dots, t_n) = P \left\{ \bigcap_{i=1}^n \{x(t_i) \leq x_i\} \right\}, n = \overline{1, \infty} \quad (2.9)$$

де $P\{A\}$ – показник імовірності, що описує зв'язки імовірнісного типу значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса, які тотожні різним часовим моментам.

Результат аналізу густини щільності імовірності $F(t_n)$ реалізаційного процесу ЕКС фетуса наведено на рис.2.3.

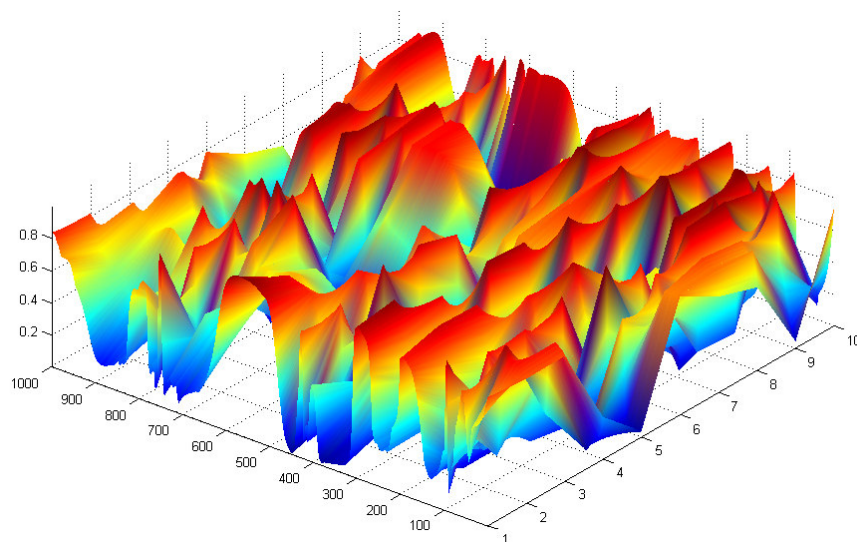


Рис. 2.3. Результат аналізу густини щільності імовірності $F(t_n)$ реалізаційного процесу ЕКС фетуса зареєстрованого на поверхні жита мами

Отриманий результат аналітики густини щільності імовірності вказує на її значення для реалізаційного процесу ЕКС фетуса зареєстрованого на поверхні жита мами змінюються на кожному повторі. Ця аналітика вказала на стохастичність параметрів моделі майбутньої реалізаційного процесу ЕКС фетуса зареєстрованого на поверхні жита мами.

Аналітика складових гармонічних реалізаційного процесу ЕКС фетуса зареєстрованого на поверхні жита мами із доопрацюванням Вінера забезпечила отримання принципово нових концепцій до аналітики спектрів ЕКС фетуса неперервного типу як незникаючого хвильового коливання.

Така аналітика уможлиблює розкладання реалізаційного процесу ЕКС фетуса не його, а власне, функції $R_f(u)$, яка змістовно описує параметри потужності його складових, що ними є гармонічні складові процесу фетуса. Такою функцією $R_f(u)$ є функція міри подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса в часовому просторі:

$$R_f(u) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T \xi(t+u) \overline{\xi(t)} dt, \quad (2.10)$$

Функція міри подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса є неперервною при різному числовому показнику її аргументу з властивостями симетричності $\overline{R_f(-u)} = R_f(u)$ та лімітованості $|R_f(u)| \leq R_f(0)$.

Процеси стохастично-стаціонарні забезпечують процес розкладання міри подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса на складові гармонізовані. Це досягнуто за рахунок адаптації розкладання Фур'є реалізаційного процесу ЕКС фетуса як процесу стохастичного. В такому випадку модель реалізаційного процесу ЕКС фетуса розглянуто як незагасаючий процес коливний, а його міра залежності числиться через щільність спектрів при розкладанні Фур'є:

$$R_\xi(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\omega} S(\omega) d\omega. \quad (2.11)$$

Функція міри подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса зареєстрованого на поверхні жита мами проілюстровано на рис.2.4.

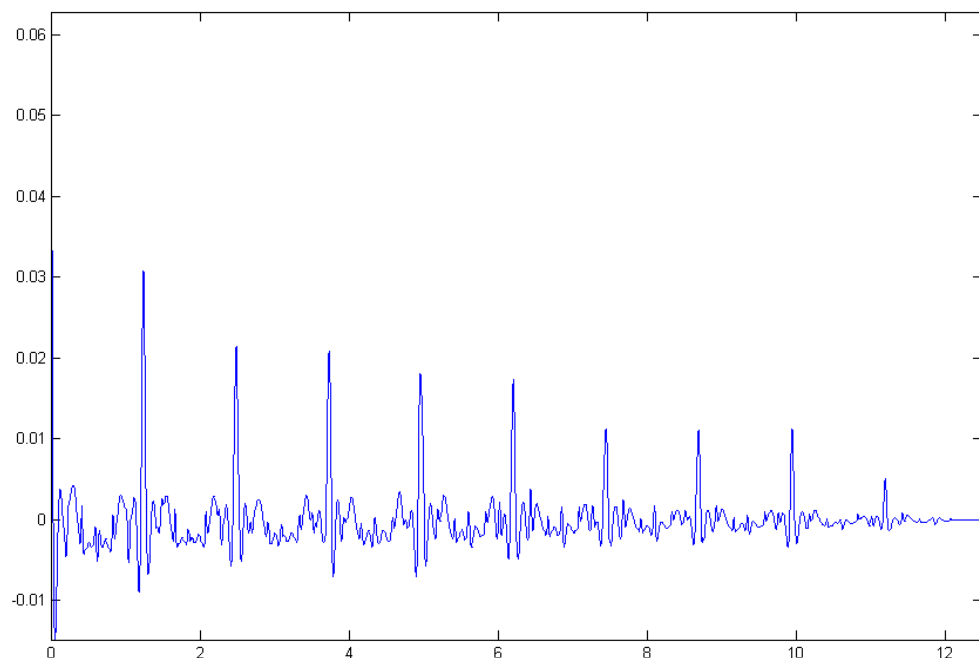


Рис.2.4. Функція міри подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса

міри подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса зареєстрованого на поверхні жита мами (рис.2.4) є коливально-повторною в часовому просторі t та згасаючою вздовж напрямку зростання часу u .

З проведеної аналітики реалізаційного процесу ЕКС фетуса визначено показники коректної моделі сигналу, а саме: стохастичність параметрів через багатofакторний вплив внутрішнього та зовнішнього характеру; повторюваність параметрів, яку задають клапани як насоси серця фетуса; наявність інструментів щодо оцінювання реалізаційного процесу ЕКС фетуса з параметрами стохастично-повторними.

2.2 Модель реалізаційного процесу ЕКС фетуса

У наукових публікаціях дослідника-науковця Драгана Я.П. з позицій методології теорії розширено маттеорію сигналів нестационарного типу, яка забезпечує переведення на реалізаційного процесу ЕКС фетуса існуючі на сьогодні із теорії мір подібності стацпроцесів розширеного характеру математичні концепції.

Теорія, яке вивчає енергетичні показники і є відомими з праць Я.П.Драгана, організовує отримання принципово нових результатів щодо опису міри зв'язків між значеннями реалізаційного процесу ЕКС фетуса.

Базою цього енергетичного підходу що аналітики реалізаційного процесу ЕКС фетуса є процедура відокремлення принципового нового класу ε процесних сигналів з обмеженими в часі параметрами енергії:

$$E_{\xi} = \int_D E|\xi(t)|^2 dt < \infty, \quad (2.12)$$

або класового типу процесних сигналів із середньостатистичною потужністю π :

$$P_{\xi} = M, \{E|\xi(t)|^2\} < \infty, \quad (2.13)$$

де $\xi(t), t \in \mathbf{D}$ – реалізаційний випадковий процес ЕКС фетуса;

M_t – операція обчислення середнього значення реалізаційного процесу ЕКС фетуса;

$\mathbf{D} \subset \mathbf{R}$ - область, яка обмеженою в часі існування реалізаційного процесу ЕКС фетуса $R = (-\infty, \infty)$.

Реалізаційний процес ЕКС фетуса як процес стохастичного характеру енергетичних класів можуть бути моделлю процесу в розширеній торії процесів коливних як випадкових, що загальному забезпечує довершення теорії Кологоморова та Вінера, яка базується на процесах зі стаціонарно-випадковими характеристиками.

Новий теоретичний підхід з апробованим практичним досвідом дає інструментально-математичні засоби дослідження нестаціонарного типу реалізаційного процесу ЕКС фетуса для якого особливою ознакою є повторність параметрів, що описується мірою подібності значень процесу як гармонічноскладових коливальних процесів.

Ідеальним параметром реалізаційного процесу ЕКС фетуса забезпечують множини міри подібності значень та компонент цієї подібності, тобто певних значень Фур'є.

Така модель реалізаційного процесу ЕКС фетуса характеризує систему кардіо фетуса з біоритмами та їхнім часовим протіканням.

При розгляданні реалізаційного процесу ЕКС фетуса класу π та як інваріантного за параметрами сам процес і його мірі залежності можна представити не множиною його середніх значень зміщених в часі, а відповідно необхідно враховувати характер зміни його параметрів при зміщенні в часі. Відповідно вид реалізаційного процесу ЕКС фетуса такого типу забезпечують формування підмножин класових π

Стохастичне коливання з параметрами повторності його значень (в працях переважно називають ПКВП) в часі буде моделлю реалізаційного процесу ЕКС фетуса класу π .

Реалізаційний процес ЕКС фетуса як стохастичне коливання з параметрами

повторності його значень буде в такому випадку, якщо для нього відоме число повтору T , його центральний момент $m_{\xi}(t)$ та числова міра подібності значень $R_{\xi}(t, s)$:

$$m_{\xi}(t) \stackrel{\Delta}{=} E\xi(t), \quad r_{\xi}(t, s) \stackrel{\Delta}{=} E \overset{0}{\xi}(t) \overset{0}{\xi}(s) \quad (2.15)$$

де $\overset{0}{\xi}(t) = \xi(t) - m_{\xi}(t)$ - значення центровані реалізаційного процесу ЕКС фетуса;

E – оператор формування середнього реалізаційного процесу ЕКС фетуса.

Параметри реалізаційного процесу ЕКС фетуса як стохастичного коливання з параметрами повторності його значень мають вигляд:

$$m_{\xi}(t + T) = m_{\xi}(t), \quad r_{\xi}(t + T, s + T) = r_{\xi}(t, s), \quad \forall t, s \in R \quad (2.16)$$

де $m_{\xi}(t)$ - центральний момент реалізаційного процесу ЕКС фетуса, а $r_{\xi}(t, s)$ - міра подібності значень реалізаційного процесу ЕКС фетуса.

У випадку центрованого реалізаційного процесу ЕКС фетуса властивості моделі будуть такими:

$$m_{\xi}(t + T) = m_{\xi}(t), \quad r_{\xi}(t + T, s + T) = r_{\xi}(t, s), \quad \forall t, s \in R, \quad (2.17)$$

Процедура обчислення центральних моментів реалізаційного процесу ЕКС фетуса здійснюється в усьому просторі часу, яка є тотожною значенням центральних моментів на проміжках повтору T . Сказане забезпечує простоту пошуку центральних моментів за рахунок незмінності значень при часових зміщеннях реалізаційного процесу ЕКС фетуса на просторі часу $[0; T)$. Центральний момент реалізаційного процесу ЕКС фетуса як стохастичного коливання з параметрами повторності його значень числиться виразом:

$$m = M_t \{m_\xi(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m_\xi(t) dt \quad (2.18)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} M_t \{r_\xi(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_\xi(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) dt \quad (2.19)$$

де M_t - оператор формування середнього реалізаційного процесу ЕКС фетуса,

T - числове значення повтору реалізаційного процесу ЕКС фетуса.

Центральний момент реалізаційного процесу ЕКС фетуса та міри подібності його значень маю розкладання в частоті:

$$m_\xi(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t} \quad (2.20)$$

$$b_\xi(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t} \quad (2.21)$$

де $\Lambda \stackrel{\Delta}{=} \frac{2\pi}{T}$ - крок зміни складових в частоті реалізаційного процесу ЕКС фетуса;

Розглядаючи реалізаційний процес ЕКС фетуса $\xi(t)$ як реалізацію стохастичного коливання з параметрами повторності його значень із повтором значень T , його необхідно подати через компоненти стаціонарного типу через вираз:

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \xi_k(t) e^{i \frac{2\pi kt}{T}}, \quad (2.22)$$

де $\xi_k(t), k \in Z$ - випадкові компоненти реалізаційного процесу ЕКС фетуса,

$e^{i \frac{2\pi kt}{T}}$ - періодична компонента реалізаційного процесу ЕКС фетус.

Подання реалізаційного процесу ЕКС фетуса через вираз (2.22) об'єднує існуючі моделі з типом їх об'єднання адитивно-мультиплікативного характеру та забезпечує відображення у собі параметрів стохастичного типу та певною їх повторністю в просторі часу через розкладання ЕКС фетуса на компоненти

стаціонарного типу. Відповідно така модель реалізаційного процесу ЕКС фетуса $\xi(t)$ має інструментальне забезпечення аналітики вище наведених її параметрів.

2.3 Висновки до розділу 2

У розділі здійснено аналітику реалізаційного процесу ЕКС фетуса (плоду) зареєстрованого на поверхні живота мами шляхом дослідження частотних складових та визначення міри подібності його значень в часовому просторі.

За результатами аналітики реалізаційного процесу ЕКС фетуса розроблено модель його як стохастичне коливання з параметрами повторності його значень.

Така модель має інструментальне забезпечення для реалізації процесу детектування реалізаційного процесу ЕКС фетуса у сукупності із завадами (сигналами, артефактами та іншими).

РОЗДІЛ 3

МЕТОД ДЕТЕКТУВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПЛОДУ

3.1 Визначення значення повтору електрокардіосигналу фетуса [5-7]

Для стохастичного коливання з параметрами повторності його значень існує значення числове $T_0 > 0$ реалізації процесу ЕКС фетуса, а його параметри є повторно-коливними з аргументом T_0 .

Про розробці алгоритмічного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса за статистиками стохастичного коливання з параметрами повторності його значень значення повторності T_0 є наперед відоме з центральним моментом та варіацією його значень:

$$m_{\xi}(t) = m_{\xi}(t + T_0), \quad r_{\xi}(t, s) = r_{\xi}(t + T_0, s + T_0). \quad (3.1)$$

Спосіб розв'язування задачі розробки алгоритмічного забезпечення обчислення параметрів реалізації процесу ЕКС фетуса передусім ґрунтується на процедурі вибирання значення повтору міри подібності значень сигналу.

Передусім введено логічні гіпотези (А і Б), а саме:

- гіпотеза А - повтор значень реалізації процесу ЕКС фетуса T_0 із наперед визначеного числового діапазону значень $[T_1; T_2]$;

- гіпотеза Б - значення реалізації процесу ЕКС фетуса не є залежними від статистичних показників та обчислювальних алгоритмів.

При гіпотезі А числові значення повтору T_p беруться з простору часу інтервалом $[T_1; T_2]$ на базі передніх даних діапазону можливих повторів базових частотних компонент. Крок вибору значень повтору реалізації процесу ЕКС фетуса та спосіб їх проходу в повній мірі забезпечують точність вибору повторів та швидкість його визначення.

Як спосіб визначення точного значення повтору реалізації процесу ЕКС фетуса прийнято числове значення зміни варіаційної статистики.

Значення варіаційної статистики передусім залежить від визначеного з сукупності значень повторів реалізації процесу ЕКС фетуса, оскільки стохастичне коливання з параметрами повторності його значень є неперервним масивом залежних від нульової фази t_0 послідовностей випадково-стаціонарних:

$$\xi_c(t_0) = \{\xi(t_0 + kT_0), k \in Z\}, \quad t_0 \in [0, T). \quad (3.2)$$

В такому випадку при фазі $t_0|_{T_p \neq T_0}$ числові показники послідовностей різних $\xi_c(t_0)$ переміщуються та $t_0 \in [0, T)$ не буде єдиною фазою, яка числиться виразом T_p/T_0 . При змішаності статистик буде відбуватися процес згладжування розмитості центральних моментів $\hat{m}_\xi(t_0|_{T_p})$. При оптимальній значенні величини повтору $T_p = T_0$ центральний момент матиме максимальну виразність, а саме крива статистики $m_\xi(t_0|_{T_p})$, $t_0 \in [0, T_p)$ буде найбільш рельєфнішою.

Найоптимальнішою серед однохарактерних значень вважається та, яка формує максимальну варіацію форми статистики. За змінною форми статистики на підґрунті гіпотези Б будемо вибирати алгоритм визначення складової стохастичного типу реалізації процесу ЕКС фетуса. Найменш складною мірою зміни форми статистик є варіація функційої залежності $\Delta f = |f_{\max} - f_{\min}|$.

Для складності функційої залежності як міру варто вибрати варіаційну функцію $var(f; [a, b])$ [8]:

$$var(f; [a, b]) = \sup_{\forall D_n([a, b])} \sum_{k=0; n-1} |f(t_{k+1}) - f(t_k)|. \quad (3.3)$$

Така варіація є максимальною границею сум похідних значень варіаційної функції $f(t_{k+1}) - f(t_k)$, за умови коли момент t_k є моментами розмітки

$a = t_0 < t_1 < \dots < t_k = b$ часової тривалості $[a, b]$, верхню границю беремо по всіх послідовностей таких розміток. Цей показник за значенням є невід'ємним та адитивним, оскільки при $a < c < b$

$$\text{var}(f; [a, b]) = \text{var}(f; [a, c]) + \text{var}(f; [c, b]), \quad (3.4)$$

а саме функція при визначенні повтору має характеристики міри. Варіаційна зміна є за величиною вищою ніж розкид функції

$$\text{var}(f; [a, b]) \geq \Delta f([a, b]) = |f_{\max} - f_{\min}|, \quad (3.5)$$

яка для різнотипних функцій варіації з однотипним розкидом різним. Коли у випадку складної форми взято Φ -функцій варіативності $\text{var}_{\Phi}(f; [a, b])$ ($u \geq 0, \Phi(u) = 0$):

$$\text{var}_{\Phi}(f; [a, b]) = \sup_{\forall D_n([a, b])} \sum_{k=0, n-1} \Phi(|f(t_{k+1}) - f(t_k)|), \quad (3.6)$$

Отже, числове значення повтору \hat{T} реалізації процесу ЕКС фетуса є конкретне число пробного повтору, яке забезпечує максимальний числовий показник розкиду:

$$\hat{T} = \arg \max_{\{T_p\}} \Delta f(\hat{m}_{\xi}; [0, T_p]) \quad (3.7)$$

а також

$$\hat{T} = \arg \max_{\{T_p\}} \Delta f(\hat{b}_{\xi}; [0, T_p]). \quad (3.8)$$

Найбільш точним буде таке числове значення, яке формує максимум функції варіаційної:

$$\hat{T} = \arg \max_{\{T_p\}} \text{var}(\hat{m}_\xi; [0, T_p]), \quad (3.9)$$

та

$$\hat{T} = \arg \max_{\{T_p\}} \text{var}(\hat{b}_\xi; [0, T]), \quad (3.10)$$

де T_p - значення пробного повтору реалізації процесу ЕКС фетуса із сукупності можливих значень на проміжку вибору $T_p \in [T_1, T_2]$.

При підході до цієї задачі зі сторони статистики можна стверджувати, що спосіб (3.10) є оптимальним за параметрами високої точності вибору значення повтору реалізації процесу ЕКС фетуса.

При обчисленому числовому значенні повтору здійснюється перевірка алгоритму обрахунку відповідно статистики та здійснюється вибір найкращого з поданих за найбільшою величиною варіативності.

На рис.3.1 графічно проілюстровано значення функції варіаційної центрального моменту як статистики реалізації процесу ЕКС фетуса:

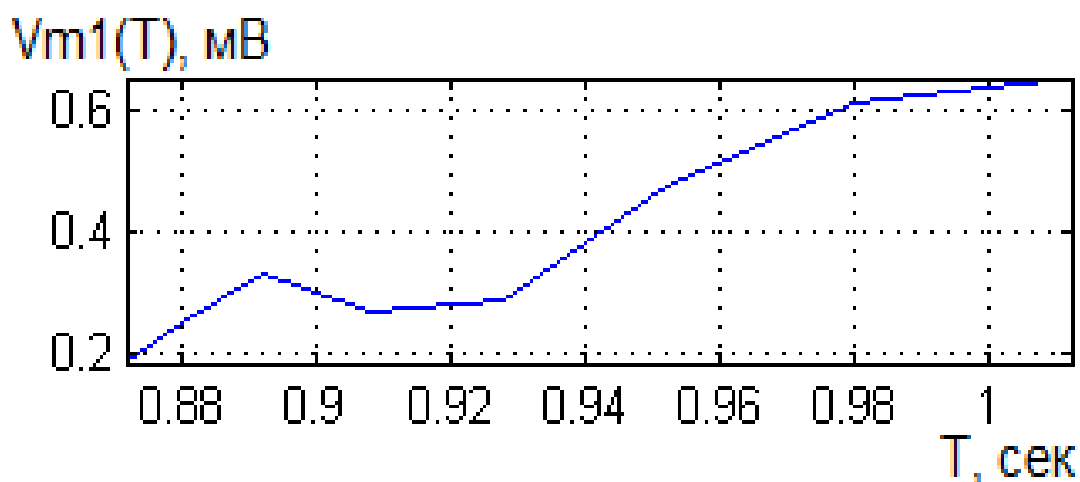


Рис. 3.1. Варіація значень статистики центрального моменту реалізації процесу ЕКС фетуса

Максимальна варіація центрального моменту реалізації процесу ЕКС фетуса рівна 1.2 сек (рис.3.1), що і буде значенням повтору сигналу.

3.2 Методи детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

Спрощений процес автоматизації детектування реалізації процесу ЕКС фетуса з прогностичною достовірністю її результату застосовано, як раніше зазначалося стохастичне коливання з параметрами повторності його значень в дискретному поданні.

Стохастичне коливання з параметрами повторності його значень доцільно тлумачити як стаціонарний в просторі Гільберта B^2 над простором Колмогора.

Довільну реалізацію процесу ЕКС фетуса, яка забезпечує за своїми параметрами середні статистики $M_t\{f(t)\}$ впродовж усього часового простору доцільно розділити на фрагменти, які обмежені границями $[(k-1/2)T, (k+1/2)T]$, та здійснити процедуру усереднення її на кожній з границь з післязнаходженням середніх чисел, які будуть дорівнювати середньому впродовж усієї реалізації. Справедливо, якщо $kT + s = t$ з діапазоном $s \in [(k-1/2)T, (k+1/2)T]$, тоді

$$\begin{aligned} M_t\{f(t)\} &= \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \int_{(k-1/2)T}^{(k+1/2)T} f(t) dt = \\ &= \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \int_0^T f(t+kT) dt = M_k \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T f(t+kT) dt \right\} \end{aligned} \quad (3.11)$$

Якщо використати числовий вираз (3.11) до реалізацію процесу ЕКС фетуса, то буде одержано:

$$M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = B(u) \quad (3.12)$$

з вірогідністю, яка є рівною 1, що при урахуванні виразу (3.11) вираз (3.12) при трактуванні $f(t) = \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)}$ буде записано:

$$M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = \frac{1}{T} \int_0^T M_k \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \right\} dt, \quad (3.13)$$

Оскільки реалізація процесу ЕКС фетуса є стохастичною з мірою одиничної подібності в якій варіаційна зміна як середня буде наступною:

$$B(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t,u) dt \quad (3.11)$$

При підставленні виразу (3.13) в (3.11) отримано подання:

$$\frac{1}{T} \int_0^T \left[b(t,u) - M_k \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \right\} \right] dt = 0. \quad (3.12)$$

Є очевидним, що коваріаційна статистика:

$$b(t,u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \quad (3.13)$$

при миттєвому t інтервалу $t \in [0, T)$ забезпечує достовірність одиницю та незміщені параметри функції коваріаційної реалізація процесу ЕКС фетуса при всіх зміщеннях $u \in \mathfrak{R}$.

Сталість зміщеності $M_t \{b(t,u)\} = b(t,u)$ з врахуванням повтору функції коваріаційності реалізації процесу ЕКС фетуса по відношенню до зміщення його аргументів:

$$M_t \{b(t,u)\} = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N b(t+kT, u). \quad (3.14)$$

Аналогічним є покладання у виразі (3.12) $f(t) = \xi(t)$, що забезпечує одержання для реалізації процесу ЕКС фетуса з врахуванням повтору центральних моментів процесу при тому, що $m = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) dt$ одержано:

$$\frac{1}{T} \int_0^T \left[m(t) - \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t+kT) \right] dt = 0, \quad (3.15)$$

а це визначає статистику:

$$m(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t+kT) \quad (3.16)$$

з достовірністю, яка є рівною одиниці та забезпечує сталість оцінки центрального моменту для усього простору часу $t \in [0, T)$.

Вираз (3.16) вказує на процес розбивання реалізації процесу ЕКС фетуса на числові синхронні множини $\{t+kT, k \in Z\}$, де є своя ґраткова структура, а числові значення в них формують стохастично-стаціонарні множини, які між собою пов'язані:

Їх центральний момент реалізації процесу ЕКС фетуса рівний:

$$m_k(t) = m_\xi(t+kT) = m_\xi(t) \quad (3.17)$$

та міра залежності його значень:

$$b_{k,n}(t) \equiv r_\xi(t+kT, nT) = r_\xi(t+[k-n]T, t) = b_\xi(t, [k-n]T) = B_{k-n}(t) \quad (3.18)$$

при зафіксованій фазі нульовій відповідає умовам стаціонарності.

Сучасні маталгоритми обчислення характеристик реалізації процесу ЕКС фетуса розробляють з урахуванням властивості співфазності його значень, які забезпечують властивість ергодичність, а саме отримані оцінки на одному повторі рівні оцінкам які отримані на реалізації процесу ЕКС фетуса з різним його початковим часом.

На підґрунті властивостей реалізації процесу ЕКС фетуса як стохастичного коливання з параметрами повторності його значень виділено два базових інструментарії: синфазний інструментарій та компонентний інструментарій. Синфазний інструментарій забезпечує оцінювання варіації значень реалізації процесу ЕКС фетуса в часо-частотному просторі, що є важливими при детектуванні факту присутності фетуса, що не є характерним для компонентного інструментарію (працює тільки в частотному просторі).

Синфазний інструментарій базується на принципі формування множини значень реалізації процесу ЕКС фетуса, які є сформованими через інтервал повтору з початок $t_0 \in [0, T)$, і в своїй сукупності утворюють множину стаціорнозв'язаних відліків сигналу фетуса $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$ з ергодичними властивостями.

Відповідні відліки реалізації процесу ЕКС фетуса $\xi(t_0 + kT), k \in Z$ мають параметри другого порядку зі сторони статистики

Умова ергодичності реалізації процесу ЕКС фетуса як множини послідовності $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$ параметри як статистичні серцебиття фетуса будуть такі:

$$\hat{m}(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT) \quad (3.19)$$

$$\hat{b}(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT) \overline{\xi(t_0 + u + kT)} \quad (3.20)$$

Параметри статистичні $\hat{m}(t)$ та варіації $\hat{b}(t, u)$ реалізації процесу ЕКС фетуса є функціями стохастичними за аргументами, а їх розкладання в частотному просторі будуть значеннями стохастичними.

При дискретному розгляді реалізації процесу ЕКС фетуса вирази (3.19-3.20) та матимуть зображення:

$$\hat{m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + nT), \quad (3.21)$$

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + u + nT) \xi(t + nT). \quad (3.22)$$

Вираз (3.21) за параметрами є сталими при часових зміщеннях:

$$M_t \left\{ \hat{m}(t) \right\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) = \hat{m}(t).$$

Розкидання значень (3.21) реалізації процесу ЕКС фетуса рівне:

$$D_m^{\hat{m}}(t) = M[m(t) - M_t \{m(t)\}] = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b(t, kT). \quad (3.23)$$

За умови апіорності параметрів виразу (3.22) варіація $\hat{b}(t, u)$ реалізації процесу ЕКС фетуса рівна:

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \xi(t + u + kT) - m(t)m(t + u). \quad (3.24)$$

При невизначених статистичних параметрів реалізації процесу ЕКС фетуса (3.21) параметри варіації мають відмінне від нуля зрушення:

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT) - m(t + kT)][\xi(t + u + kT) - m(t + u + kT)]; \quad (3.25)$$

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) - m(t)m(t+u). \quad (3.26)$$

Для статистичного параметру (3.25) реалізації процесу ЕКС фетуса усереднення рівне:

$$M_t \left\{ \hat{b}(t, u) \right\} = \hat{b}(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} b(t, u+kT) + \\ + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b(t, u+kT). \quad (3.27)$$

з зрушенням:

$$\varepsilon_b^{(1)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} b(t, u+kT) \right]. \quad (3.28)$$

У випадку $N \rightarrow \infty$ параметри (3.25) є сталими в часі.

Параметр (3.26) має ознаку сталості в часовому просторі:

$$\varepsilon_b^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b(t, u+kT). \quad (3.29)$$

Значення параметрів $\varepsilon_b^{(1)}$ (3.28) та $\varepsilon_b^{(2)}$ (3.29) є корельованими між собою виразом::

$$\varepsilon_b^{(1)} + \varepsilon_b^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[b(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} b(t, u+kT) \right]. \quad (3.30)$$

У випадку не визначеності варіації, зокрема їх центрального моменту, параметри статистичні реалізації процесу ЕКС фетуса є рівними:

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t+kT)\xi(t+u+kT) - m(t+kT)m(t+u+kT)]. \quad (3.31)$$

Синфазний інструментарій також забезпечує обчислення компонент подібності (відомі як компоненти кореляційні) $B_k(u)$, які відображають частотну мінливість реалізації процесу ЕКС фетуса виразом:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) e^{\left(-ik\frac{2\pi}{T}\right)} dt. \quad (3.32)$$

При апіорному центральному моменті реалізації процесу ЕКС фетуса компоненти подібності є сталими в часі:

$$M_t \left\{ \hat{B}_k(u) \right\} = \hat{B}_k(u), \quad (3.33)$$

Коли N задовольняє умову завершеності реалізації процесу ЕКС фетуса то зміщеність параметрів обчислюється з виразу:

$$\varepsilon_{B_k(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_k(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} B_k(t, u+kT) \right]. \quad (3.34)$$

3.3 Алгоритм детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

На рис.3.2 зображено алгоритм загального теоретично-практичного дослідження процесу детектування реалізації процесу ЕКС фетуса.

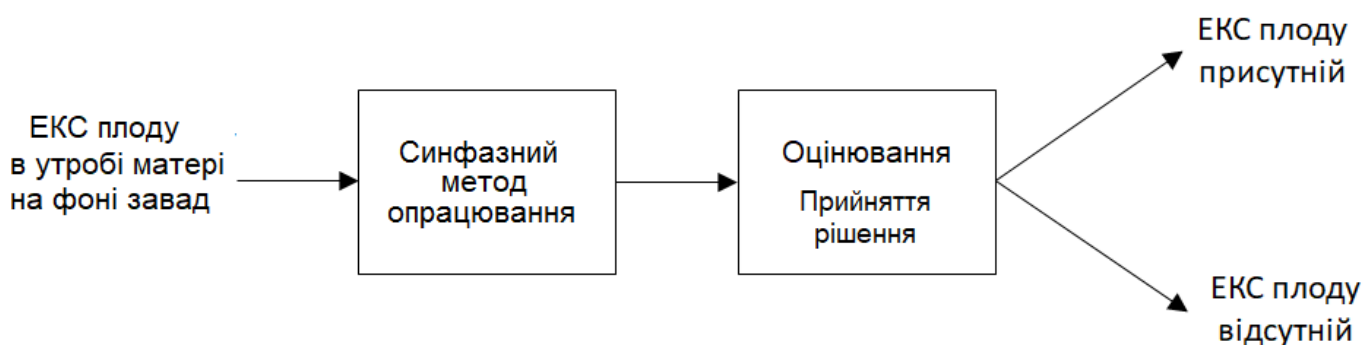


Рис.3.2. Алгоритм теоретично-практичного дослідження процесу детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

В основу методу детектування реалізації процесу ЕКС фетуса закладено синфазний інструментарій опрацювання (рис.3.2) із урахуванням зв'язків взаємних між компонентами стаціонарного типу, який забезпечує обчислення параметрів ЕКС фетуса у вигляді компонент подібності (3.32) та варіації (3.26) як чисельних параметрів детектування реалізації процесу ЕКС фетуса у сукупності із шумами та сигналами мами. За отриманими значеннями встановлюється факт присутності/відсутності реалізації процесу ЕКС фетуса.

На підставі синфазного інструментарію розроблено алгоритм детектування реалізації процесу ЕКС фетуса (рис.3.3), який за функціональністю складається з: 1 – числення центральних моментів; 2 – центрування реалізації процесу ЕКС фетуса через різницю центральних моментів від сигналу; 3 – обчислення функції варіативності; 4 – обчислення компонент подібності; 6 – рішення про присутність/відсутність реалізації процесу ЕКС фетуса.

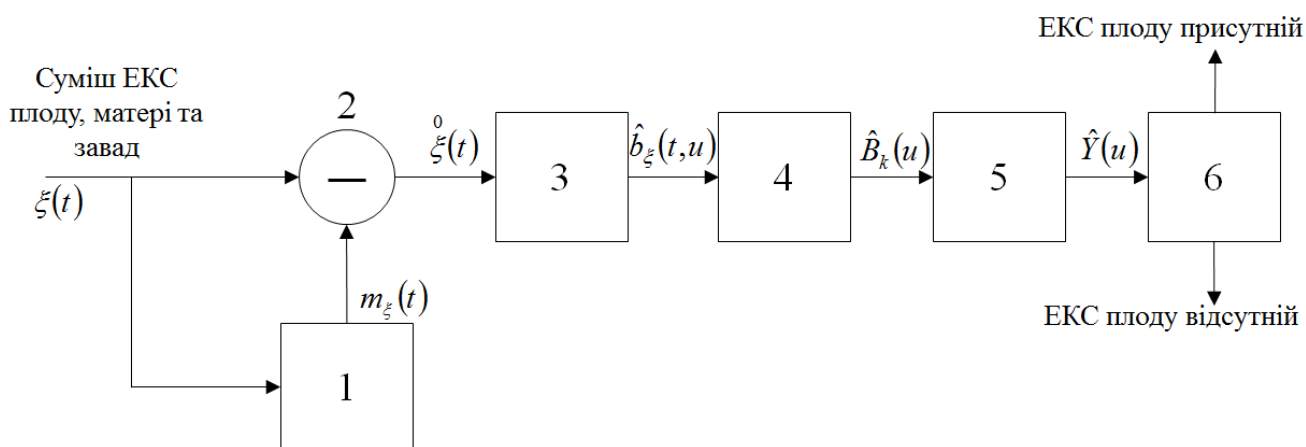


Рис.3.3. Алгоритм детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

Алгоритм, який проілюстровано на рис 3.4, забезпечує процедуру обчислення компонент подібності як значень чутливого детектування реалізації процесу ЕКС фетуса.

На базі алгоритму рис.3.4 розроблено алгоритм детектування реалізації процесу ЕКС фетуса, який подано в блок-схемного вигляді на рис.3.5.

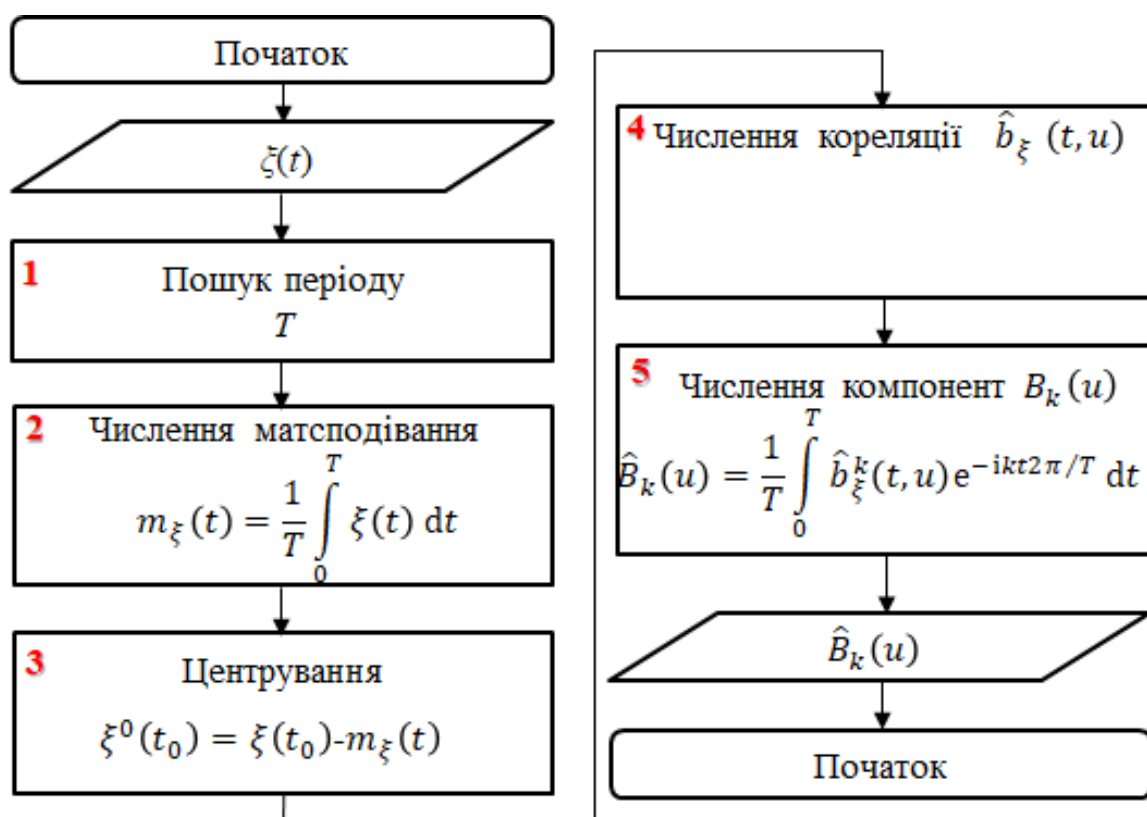


Рис.3.4. Блок-схема детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

3.4 Висновки до розділу 3

У розділі описано спосіб визначення числового значення повтору реалізації процесу ЕКС фетуса, що є важливим параметром ритму фетуса при здійсненні процедури детектування сигналу.

При трактуванні реалізації процесу ЕКС фетуса як стохастичне коливання з параметрами повторності його значень обґрунтовано процедуру вибирання синфазного інструментарію для детектування сигналів фетуса на фоні сигналів мами та різнотипних завад.

На підґрунті синфазного інструментарію розроблено алгоритмічне забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса з метою розробки його забезпечення програмного для комп'ютерних електрокардіографів.

РОЗДІЛ 4

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ДЕТЕКТУВАННЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОЦЕСУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ФЕТУСА

4.1 Блок-схема програмного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

Використовуючи блок схему, яка є на рис.3.4. розроблено блок-схему програми (рис.4.1) комп'ютерної детектування реалізації процесу ЕКС фетуса, який зареєстрований на поверхні живота мами.

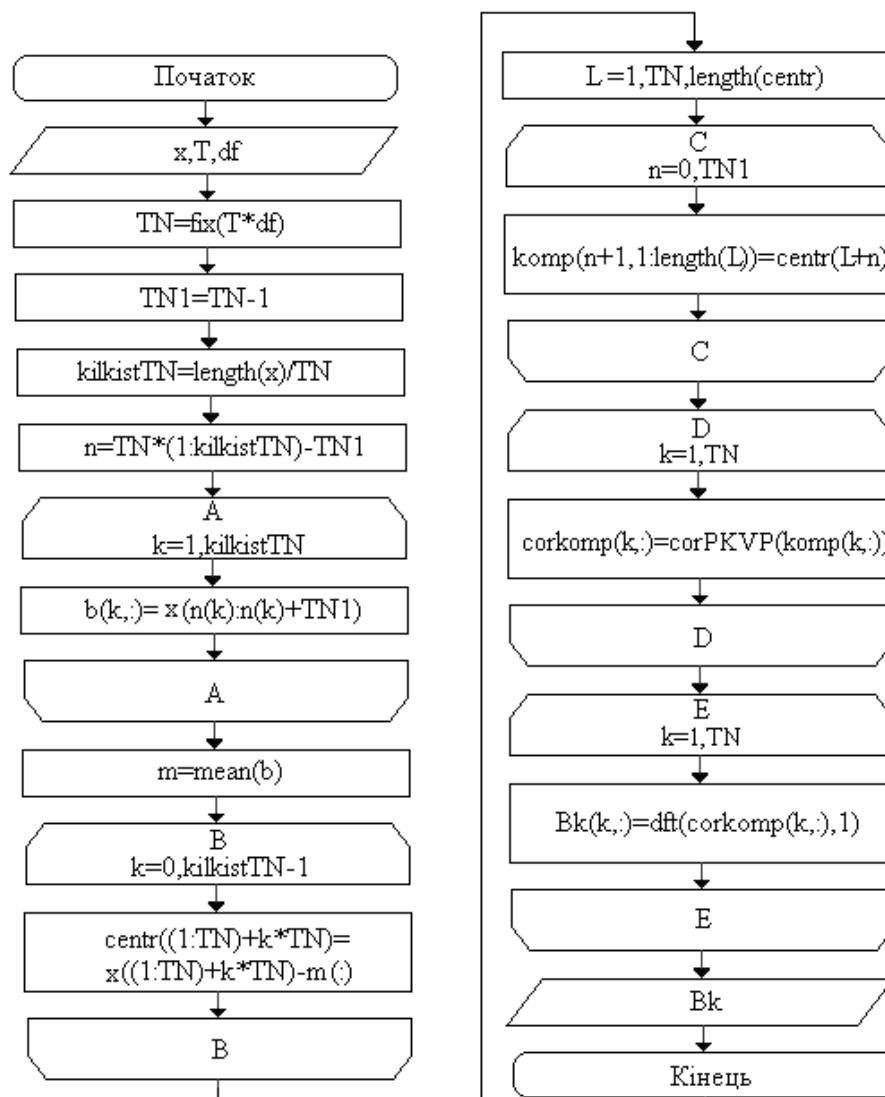


Рис. 4.1. Блок-схема програмного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

Блок-схема детектування (рис.4.1) вказує на чітку процедуру виявлення реалізації процесу ЕКС фетуса із вказанням усіх чисельних операцій.

Відповідно до поданої блок-схеми на рис.4.1 масив даних реалізації процесу ЕКС фетуса завантажується з файлу та перезберігається під змінний аргумент $\langle x \rangle$. Значення дискретизації, кількості компонент подібності та величину зміщення часового зберігають під аргументи $\langle T \rangle$, $\langle df \rangle$.

Згідно до блок-схеми детектування реалізації процесу ЕКС фетус здійснюються такі операції:

- створення масиву значень подібності реалізації процесу ЕКС фетус через крок початок $\langle b(k,N) \rangle$, де аргумент $\langle k \rangle$ – порядковий номер компоненти стаціонарного типу, аргумент $\langle N \rangle$ – порядковий відліку реалізації процесу ЕКС фетус k -ої компоненти стаціонарного виду;
- обчислення центрального моменту статистики $\langle m \rangle$ реалізації процесу ЕКС фетус за вирізками, які є лімітовані границями повтору;
- обчислення різниці середніх моментів від реалізації процесу ЕКС фетус в границях кожного повторення;
- формування компонент стаціонарного типу під масив змінної $\langle k_{comp} \rangle$ із реалізації процесу ЕКС фетус із збереження нульової фази на кожному з повторів;
- обчислення міри подібності значення компонент $\langle k_{comp} \rangle$;
- Розкладання значень міри подібності в спектральній області методом Фур'є обробка та збереження результату як компонент подібності $\langle B_k(KxX) \rangle$ від значень подібності $\langle cor_{k_{comp}} \rangle$, де K – порядковий номер компоненти подібності, X – відлік зміщення у часі.

4.2. Розробка програмного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

На основі блок-схеми (рис.4.1) розроблено програмну комп'ютерну реалізацію синфазного інструментарію детектування реалізації процесу ЕКС фетуса засобами

Matlab у вигляді функції програмного виду `function BkEKG=compEKG(EKG, nomerT, dt, kk_kom)` (додаток А), де `EKG` - вхідний реалізації процесу ЕКС фетуса, `nomerT` – повтор реалізації процесу ЕКС фетуса, рівний кількості точок в границях повтору, `kk_kom` - кількість кореляційних компонент, `dt` – крок зміни відліків часу реалізації процесу ЕКС фетуса.

З урахуванням того, що для виконання синфазного інструментарію є необхідним 4 аргументи, тому програмно передбачено процедуру їх введення в такій кількості:

```
if nargin<4, error('Відстуні 4 аргументи'); end; % Перевірка числа аргументів
```

При виконанні синфазного інструментарію необхідне число довжини повтору `< nomerT >` реалізації процесу ЕКС фетуса у відліках ціле, тому із використанням функції `fix` виконання процедуру округлення до найближчого цілого:

```
nomerT=fix(nomerT); % Довжина повтору ЕКС фетуса
```

В наступних операціях синфазного інструментарію здійснено центрування реалізації процесу ЕКС фетуса

```
EKG_format=formatEKG(EKG); % Кратність ЕКС фетуса
EKGcentr=centrEKG(EKG_format, nomerT); % Центрування ЕКС фетуса
```

Функція `formatEKG`, яку наведено в додатку Б, здійснює форматування реалізації процесу ЕКС фетуса кратної довжині його повтору, а програма функції `centrEKG` текст якої наведено в додатку В здійснює процес центрування реалізації процесу ЕКС фетуса відносно центральних моментів його.

Під аргумент змінної `krokSPEKTR` зберігаємо число кроку перебору компонент подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, що є обов'язковим при виконанні синфазного інструментарію:

```
krokSPEKTR = 2*pi/( nomerT *dt); % Крок перебору компонент подібності
```

Змінна кроку перебору компонент подібності реалізації процесу ЕКС фетуса забезпечується зміщенням спектрів < nomerk > через цикл:

```
for nomerk=1: krokSPEKTR % цикл перебору
{команди синфазного інструментарію}
end; % завершення циклу перебору
```

Відповідно до обчислювального виразу (3.32) формуємо масив функцій експонент із значеннями чисел $(-i*1* \text{nomerk}*(0:\text{lengthEKG}-1))$, де lengthEKG – тривалість реалізації процесу ЕКС фетуса у відліках:

```
x1_centr= EKGcentr; % Тимчасова змінна ЕКС фетуса
bazus=exp(-i*1* nomerk *(0: lengthEKG -1)); % Масив експонент (базис)
```

Окрім зміщення міри компонент подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, здійснюється формування циклічної суми доданків міри подібності значень його по відліках u_shift та спектральних зміщеннях:

```
for u_shift =1: lengthEKG
Bk(nomerk, u_shift_EKG)=sum(EKGcentr (1: u_shift - u_shift +1).* x1_centr (1:
u_shift - u_shift +1).*e(1: u_shift - u_shift +1))/( u_shift - u_shift +1); % Компоненти
подібності
x1_centr = shift_EKG (x1_centr,-1); % Зміщення ЕКС фетуса як центрованого
end; % Закриття циклу часового зміщення ЕКС фетуса
```

Функція $\text{shift_EKG}(x1_centr,-1)$ організовує зміщення в циклі реалізації процесу ЕКС фетуса $x1_centr$ із кроком перебору відлік -1.

Для відображення дійсної частини компонент подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, оскільки вони є за значеннями комплексно виду, застосовано процедуру обчислення довжини вектора між дійною та уявною частинами реалізації процесу ЕКС фетуса з використанням оператора модуля `abs`:

```
Vk_EKG=abs(Vk_EKG);% Довжини векторів реалізації процесу ЕКС фетуса
```

Отже, розроблений код комп'ютерної програми (Додаток В), яка реалізовує синфазний інструментарій детектування реалізації процесу ЕКС фетуса.

4.3 Результати детектування реалізації процесу ЕКС фетуса

Результат детектування реалізації процесу ЕКС фетуса за компонентами подібності наведено на рис.4.2.

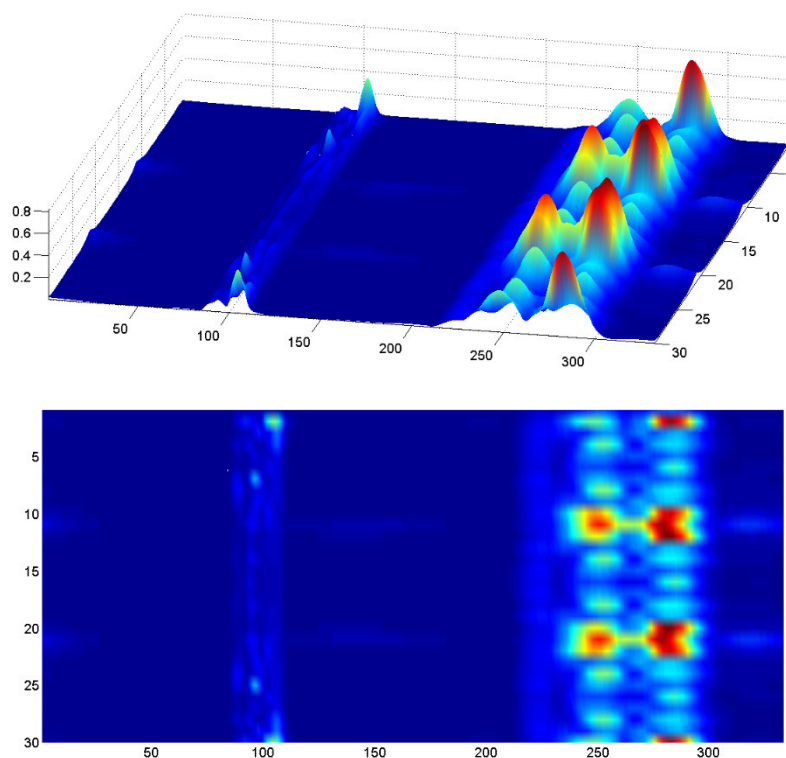


Рис. 4.2. Компоненти подібності реалізації процесу ЕКС фетуса та мами (вісь абсцис – зміщення, вісь ординат – порядковий номер компоненти подібності, вісь аплікату – значення потужності компоненти подібності (mV^2))

Із використання сформованої послідовності здійснено обчислення компонент подібності процесу ЕКС фетуса та мами в окремому розрізі їх подання (рис.4.3-4.4).

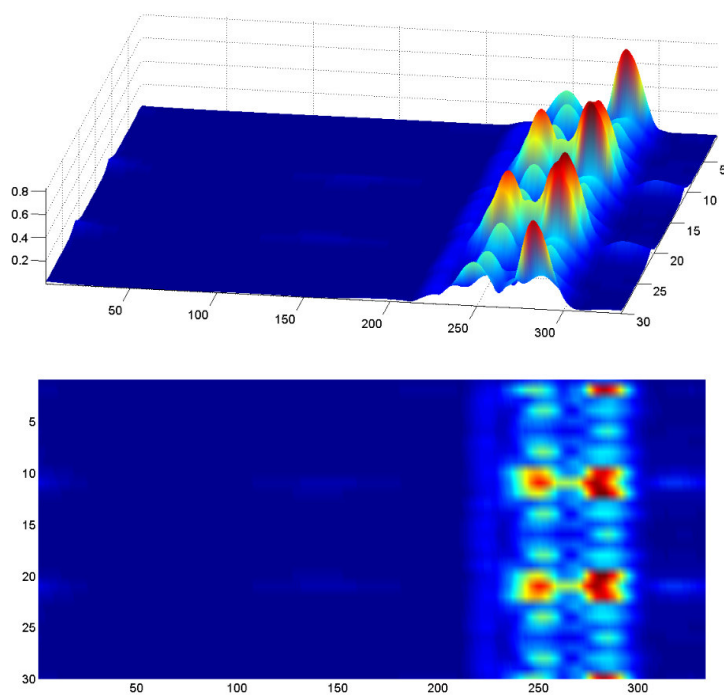


Рис. 4.3. Компоненти подібності реалізації процесу ЕКС фетуса (вісь абсцис – зміщення, вісь ординат – порядковий номер компоненти подібності, вісь аплікату – значення потужності компоненти подібності (mV^2))

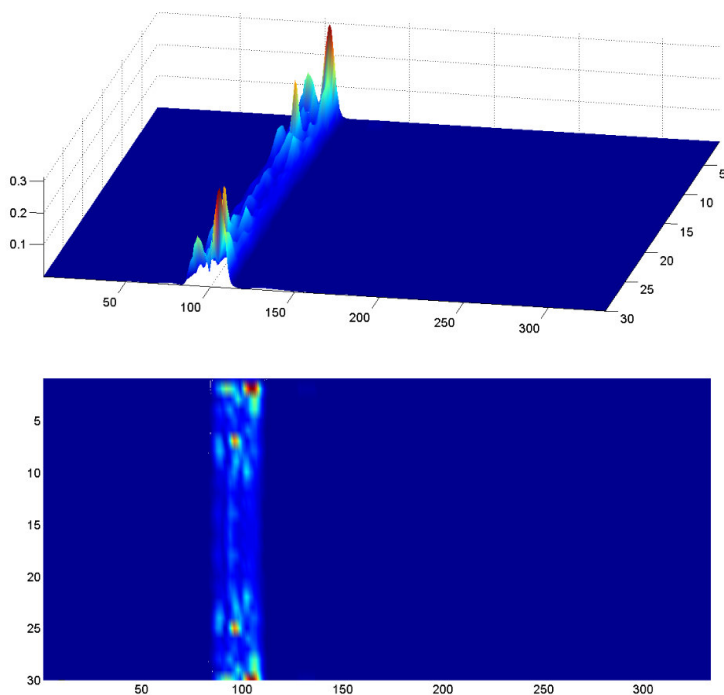


Рис. 4.4. Компоненти подібності реалізації процесу ЕКС мами (вісь абсцис – зміщення, вісь ординат – порядковий номер компоненти подібності, вісь аплікату – значення потужності компоненти подібності (mV^2))

Компоненти подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, мами та шумів наведено на рис.4.5.

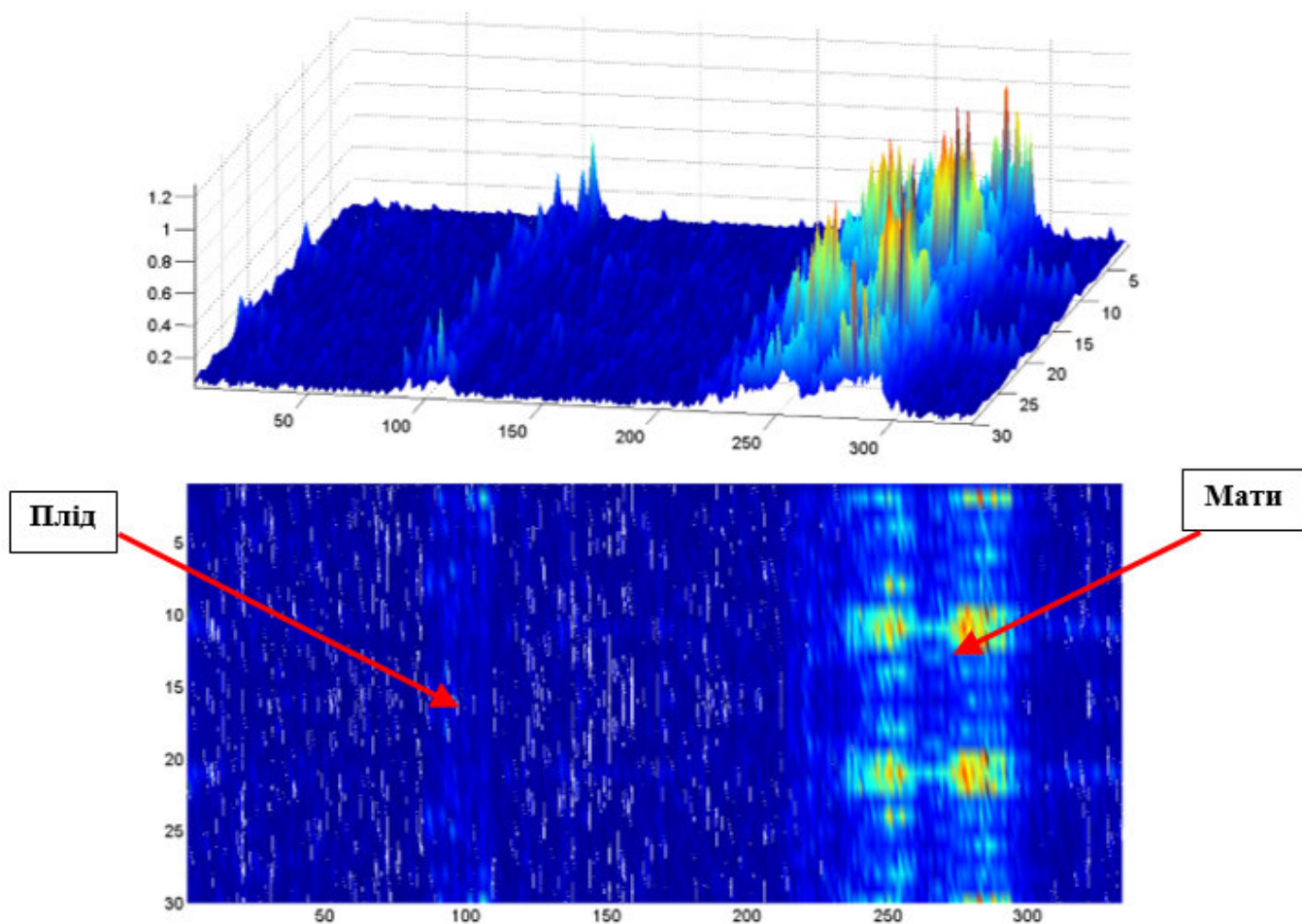


Рис. 4.5. Компоненти подібності реалізації процесу ЕКС мами (вісь абсцис – зміщення, вісь ординат – порядковий номер компоненти подібності, вісь аплікату – значення потужності компоненти подібності (mV^2))

На рис.4.3-4.5 видно, що структурні одиниці компонент подібності ЕКС фетуса зосереджено в діапазоні зміщення від 0,1 сек до 0,14 сек, а структурні одиниці мами є локалізованими в часі від 0,26 сек до 0,38 сек, що забезпечує кількісне розділення структурних одиниць між собою. Отже така різна локалізація даних фетуса і мами забезпечує коректне детектування реалізації процесу ЕКС фетуса для оцінки роботи його серця.

Шум на компонентах, як наведено на рис.4.5, не спотворює процес детектування ЕКС фетуса.

4.4 Спосіб чисельного оцінювання результатів детектування

Як спосіб чисельного оцінювання результатів детектування реалізації процесу ЕКС фетуса та інших складових (рис.4.2-4.5) застосовано процедуру числення центральних моментів компонент подібності згідно виразу

$$M_k \left\{ \hat{B}_k(u) \right\} = \frac{1}{N_k} \sum_{k=1}^{N_k} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}. \quad (4.1)$$

де k – номер компоненти подібності; u – число зміщення;

N_u – загальне число зміщень; N_k – загальне число компонент.

Результати компонент подібності ЕКС фетуса та мами як усереднених проілюстровано на рис.4.6.

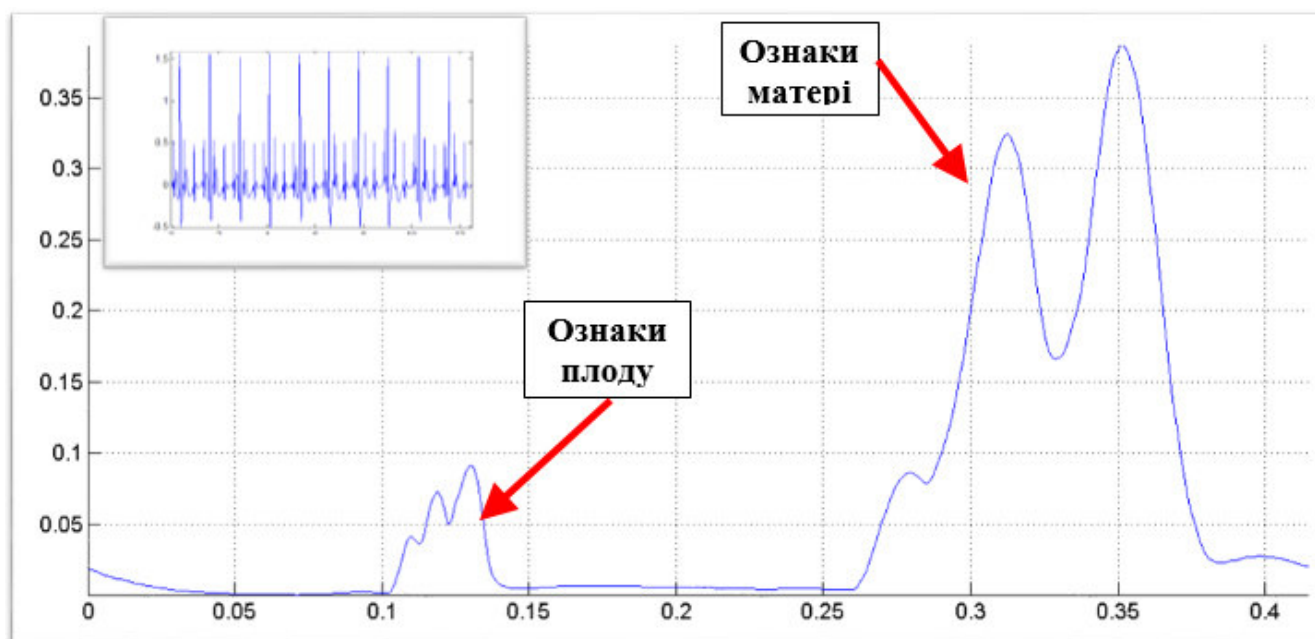


Рис.4.6. Усередненні компоненти подібності реалізації процесу ЕКС фетуса та мами (вісь абсцис – число зміщення, вісь ординат – значення потужності (mV^2))

Усереднені значення компонент подібності реалізації процесу ЕКС фетуса та мами (рис.4.6) дають змогу більш детально у порівнянні із неусередненими

оцінками (3D представлення) забезпечити процес детектування ЕКС фетуса при одночасній присутності ЕКС мами за значеннями максимумів компонент подібності ЕКС фетуса, які локалізовані в часі з границями від 0,1 сек до 0,14 сек.

Усереднені значення компонент подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, мами та шуму проілюстровано на рис.4.7.

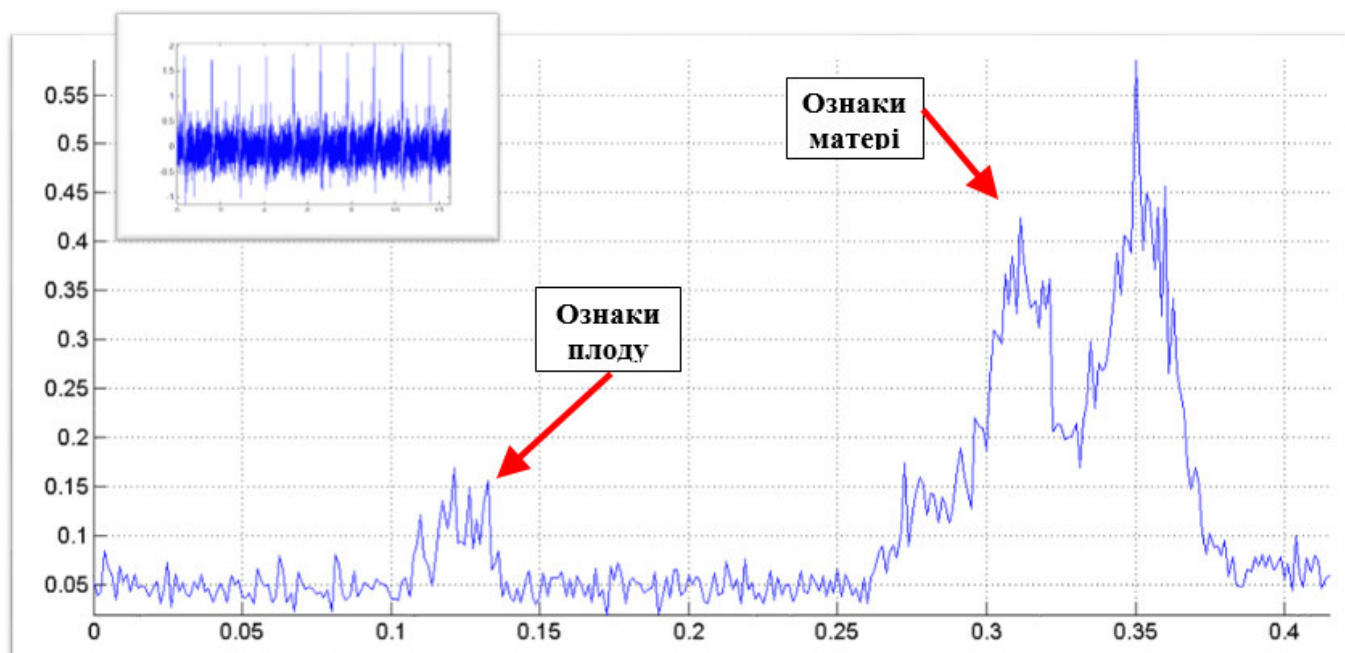


Рис.4.7. Усередненні компоненти подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, мами та шуму (вісь абсцис – число зміщення, вісь ординат – значення потужності (mV^2))

На усереднених компонентах подібності реалізації процесу ЕКС фетуса, мами та шуму (рис.4.7) чітко встановлено факт детектування ознак фетуса.

Отже розроблене алгоритмічно-програмне забезпечення дає змогу коректно та чисельно детектування реалізації процесу ЕКС фетуса за зазначенням компонент подібності.

4.5 Висновки до розділу 4

У розділі розроблено блок-схему забезпечення програмного для детектування реалізації процесу ЕКС фетуса, яка відображає усі програмні обчислювальні операції. Із використанням Matlab розроблено забезпечення програмне детектування реалізації процесу ЕКС фетуса із впливом на нього сигналів мами та шумів.

Отримані результати роботи забезпечення програмного у вигляді компонент подібності забезпечують визначення місця точної локалізації реалізації процесу ЕКС фетуса у суміші сигналів мами та шумів, що і є кількісно-точним показником його детектування.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень

5.1.1 Пряме та непряме електрокардіографічне дослідження. Серцева діяльність є найбільш точним і об'єктивним показником стану плода в антенатальному періоді.

Найбільш поширеними методами оцінки серцевої діяльності плода є електрокардіографічне (ЕКГ) дослідження. Використання цього методу дозволяє значно покращити діагностику гіпоксії плода і патології пуповини, а також антенатально діагностувати вроджені порушення серцевого ритму.

Виділяють пряму і непряму ЕКГ плоду.

Пряму ЕКГ під час пологів записують безпосередньо з передлежачої частини плода (голівка, тазовий кінець); при розкритті шийки матки на 2 см і більше один з електродів розташовується на шкірі плода, що дозволяє отримати більш повну ЕКГ. Вона складається з передсердного зубця Р, шлуночкового комплексу QRS і зубця Т.

Непряму електрокардіографію плоду реєструють під час вагітності або в пологах за допомогою накладання електродів на передню черевну стінку жінки (нейтральний електрод розташований на стегні). Вона складається з одного шлуночкового комплексу QRS. У нормі на електрокардіограмі чітко видно шлуночковий комплекс QRS, а іноді зубець Р.

При абдомінальному способі накладення електродів ЕКГ плода може бути зареєстрована з 14-18 тижнів вагітності, але її вдається записати в 100% випадків лише до кінця III триместру. Однак достовірна інформація про стан може бути отримана тільки після 33 тижнів. Як правило, непряму електрокардіографію використовують після 32 тижнів вагітності. Оптимальним при реєстрації ЕКГ плода слід вважати каліброване посилення, при якому 1 мм - 3-3,5 мкВ.

Реєстрацію ЕКГ плода необхідно здійснювати не менше 3-4 хвилин. Протягом всього запису розраховують і наносять на графік кардіотахограмму плода Швидкість руху паперу при записі ЕКГ плода повинна складати 50 мм / с.

При записі ЕКГ зазвичай аналізують такі показники:

- частота серцевих скорочень;
- характер ритму,
- тривалість і напруга комплексу QRS;
- фазова структура серцевого скорочення.

Позначення зубців шлуночкового комплексу плода відповідає прийнятому в загальній електрокардіограмі.

При аналізі антенатальної ЕКГ визначають частоту серцевих скорочень, ритм, величину і тривалість шлуночкового комплексу, а також його форму. У нормі ритм серцебиття правильний, частота серцевих скорочень коливається від 120 до 160 хвилин, зубець Р загострений, тривалість шлуночкового комплексу 0,03-0,07 с, напруга 9-65 мкВ. Зі збільшенням терміну вагітності напруга поступово підвищується.

Електрокардіографія плода є відносно простим і інформативним методом дослідження, використання якого може надати істотну допомогу в діагностиці різних захворювань і порушень стану плода під час вагітності та в пологах. Так, при гіпоксії плода змінюється структура його ЕКГ, що відображає порушення функції провідності і скоротливості серцевого м'яза. Може виявлятися картина повної або неповної блокади серця, спостерігаються подовження і деформація комплексу QRS, порушення внутрішньо-шлуночкової провідності, а також депресія сегмента або інверсія зубця Т.

5.1.2 Трансабдомінальне електрокардіографічне дослідження. Суть методу трансабдомінальної реєстрації електрокардіограми плоду полягає в прийомах, спрямованих на придушення ЕКГ вагітної за рахунок об'єднання всіх електродів і різкого зменшення потужного високоамплітудного потенціалу її ЕКГ, і збереження практично незмінного низькоамплітудного потенціалу ЕКГ досліджуваного плоду.

Даний спосіб дозволяє зареєструвати ЕКГ плоду по декількох каналах з широким охопленням площі реєстрації. Це дає можливість на якомусь із каналів отримати найбільш виразний запис ЕКГ плоду, який можна використовувати для подальшого аналізу.

Приклади конкретної реалізації запропонованого способу ілюстровано рис.5.1. На рис.5.1 також представлено схему розташування активних електродів по ходу бічної поздовжній осі плода.

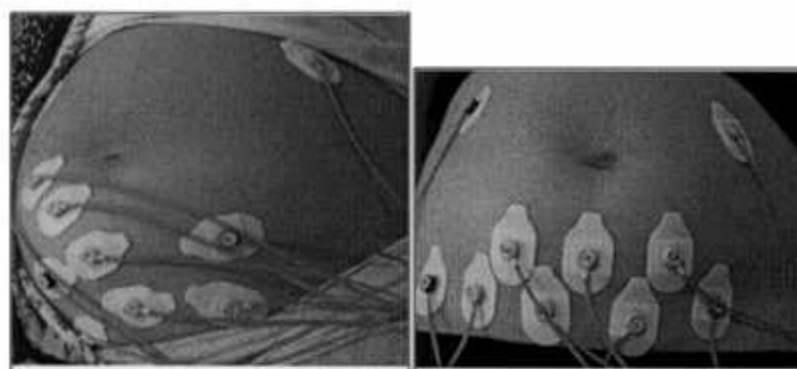


Рис.5.1. Спосіб трансабдомінальної реєстрації електрокардіограми плоду

Як видно, чотири електрода розташовують по краях живота як при звичайній реєстрації ЕКГ у людини; а грудні (С1-С3) - в області розташування голови плода, і (С4-С6) - в області розташування грудної частини тулуба дитини.

Отриманий результат реєстрації зображено на рис.5.2, де приведено результуючу середню по 31 одиночному кардіоциклі; за початкову точку усереднення взято точку переходу на спадну криву.



Рис.5.2. Оригінальний запис ЕКГ плоду (вагітність 37 тижнів.)

З огляду на те, що поодинокі записи ЕКГ плода дуже варіабельні, проводять їх усереднення за кількома реалізаціями з метою детектування стабільних і найбільш часто з'являються зубців.

На основі наукових і практичних досліджень отримані дані показують, що загальна структура ЕКГ плода у конкретної вагітної відносно стабільна, що дозволяє рекомендувати використання заявленого способу реєстрації для детектування патологій міокарда серця дитини вже в період його внутрішньоутробного розвитку.

5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) — це міжнародна багатомовна класифікаційна система, що об'єднує всі галузі знань в єдиній універсальній структурі з загальною десятковою нотацією.

Таблиці УДК призначені для систематизації документів, пошуку інформації та організації фондів документів з усіх галузей знань у бібліотеках, видавництвах, інформаційних центрах тощо.

Таблиці УДК перекладені і видані 57 мовами, її використовують 130 країн світу. Універсальна десяткова класифікація (УДК) є інтелектуальною власністю міжнародної некомерційної організації «Консорціум УДК» (УДКК) (UDC Consortium, UDCC), що знаходиться у Нідерландах [<http://udcc.org/>]. Консорціум УДК здійснює роботу з ведення, вдосконалення і розповсюдження системи УДК. Актуалізація УДК забезпечується за допомогою введення в еталонну базу даних змін та доповнень, розроблених фахівцями Консорціуму.

Інформування розробників національних версій УДК і користувачів про здійснені Консорціумом зміни та доповнення відбувається за допомогою випуску щорічного журналу «Extensions and Corrections to the UDC». У свою чергу, розробники публікують зміни та доповнення до УДК національними мовами.

З метою впровадження україномовної системи УДК у 1997 р. Державною науковою установою «Книжкова палата України імені Івана Федорова» було розроблено проект «Класифікаційна система України», який передбачав створення

еталонних таблиць українською мовою. Книжкова палата України за фінансового сприяння Міжнародного фонду «Відродження» придбала ліцензію Консорціуму УДК на переклад, видання і розповсюдження УДК українською мовою та стала ексклюзивним власником УДК в Україні.

Від 1 липня 2009 р. набув чинності національний стандарт ДСТУ 6096:2009 «Система стандартів з інформації, бібліотечної та видавничої справи. Універсальна десяткова класифікація. Структура, правила ведення та індексування» (ГОСТ 7.90-2007, MOD). Стандарт установлює правила ведення таблиць УДК та їх використання для індексування документів. Призначений для служб ведення національних видань таблиць УДК, бібліотекарів, бібліографів, систематизаторів, фахівців інформаційних центрів, авторів, перекладачів, укладачів та інших осіб, що несуть відповідальність за видання, працівників видавництв і поліграфічних підприємств.

Ведення, актуалізацію і вдосконалення українського варіанта таблиць УДК здійснює відділ класифікаційних систем Книжкової палати України, яка має ексклюзивну ліцензію на випуск і розповсюдження видань УДК українською мовою.

У 2008–2012 рр. підготовлено 2-ге видання таблиць УДК у 7 томах.

Щорічно Книжкова палата України отримує від Консорціуму УДК чергове видання «Extensions and Corrections to the UDC», яке містить зміни та доповнення, що введені в англomовний еталон упродовж року. Усі зміни, у свою чергу, знаходять відображення і в національному еталоні УДК українською мовою, чим і забезпечується безперервне оновлення системи.

Отже, тема наукового дослідження включає у своїй структурі дві сторони:

- 1) Медична (серце плоду).
- 2) Метод детектування ЕКС серця плоду (чисельний метод).

Згідно з класифікатором УДК, медична сторона класифікується наступною послідовністю дій (алгоритмом), при виборі номера:

- 1) УДК 61– Медицина. Охорона здоров'я;
- 2) УДК 612– Фізіологія. Порівняльна фізіологія;

3) УДК 612.1 – Кровообіг. Кров;

4) УДК 612.17 – Серце людини

Технічна сторона класифікується наступною послідовністю:

1) УДК 51 – Математика;

2) УДК 519.6 – Обчислювальна математика, чисельний аналіз і програмування (машинна математика);

3) УДК 519.688 – Програми та алгоритми для вирішення окремих завдань на обчислювальних машинах.

Отже, загальний УДК за вказаним напрямом наукового дослідження буде мати наступний індекс: УДК612.17+519.688.

5.3 Висновки до розділу 5

У розділі проаналізовано методику проведення медико-біологічного дослідження, зокрема процедуру реєстрації електрокардіосигналу плоду, та обґрунтовано вибір УДК напряму наукового дослідження.

РОЗДІЛ 6

ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат на виконання НДР, яке пов'язано із розробленням алгоритмічно-програмного забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду у комп'ютерних електрокардіографах, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість.

Розрахунок витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наведено по тексту.

6.1.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату виконавців теми. Крім цього, слід враховувати, що для теми, яка фінансується за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі дослідження (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом, визначається навчальним планом спеціальності магістра 163 «Біомедична інженерія».

Таблиця 6.1

Трудомісткість робіт по темі НДР

| Найменування робіт по темі дослідження | Трудомісткість за виконавцями, людино-днів | | | | | |
|---|--|-------------------------------|--------------------------------|---------|----------|---------|
| | Науковий керівник | Старший науковий співробітник | Молодший науковий співробітник | Інженер | Лаборант | Студент |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 7 | 8 |
| 1. Уточнення теми та наукового дослідження | 1 | – | – | – | – | 1 |
| 2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми | 1 | – | – | – | – | 1 |

Продовження таблиці 6.1

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 3. Розроблення математичної електрокардіосигналу | 1 | – | – | – | – | 1 |
| 4. Розроблення методу, алгоритму та програмного забезпечення детектування електрокардіосигналів плоду | 1 | – | – | – | – | 1 |
| 5. Детектування електрокардіосигналів плоду | 1 | – | – | – | – | 1 |
| 6. Формування звіту по НДР | 1 | – | – | – | – | 1 |
| Разом за виконавцями теми | 6 | – | – | – | – | 6 |

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців НДР розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

Розрахунок витрат на оплату праці

| Посада виконавців теми | Планова трудомісткість, люд-днів | Заробітна плата, грн | | |
|---------------------------|----------------------------------|--------------------------|------------------------|-----------------------|
| | | Посадовий місячний оклад | Середньоденна зарплата | Усього за виконавцями |
| 1. Науковий керівник | 1 | 4289,70 | 202,34 | 3237,44 |
| 2. Студент | 1 | 1302 | 61,42 | 1289,82 |
| Разом оплата праці з теми | | | | 4527,26 |

6.1.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація –

виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 1686,86 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі, які наведено в табл.6.2.

6.1.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті прикладних інформаційних систем та електроінженерії, передбачає використання, перш за все, комп'ютерного електрокардіографа, комп'ютерів для обробки електрокардіосигналів плоду та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

Розрахунки витрат на обладнання

| Найменування обладнання | Одиниця виміру | Кількість | Ринкова ціна за одиницю, грн | Сума, грн. |
|------------------------------------|----------------|-----------|------------------------------|------------|
| 1. Комп'ютерний електрокардіографа | шт | 1 | 10500 | 10500 |
| 2. Персональний комп'ютер | шт | 1 | 4250 | 4250 |
| 3. Принтер лазерний | шт | 1 | 1000 | 1000 |
| Загальні витрати на матеріали | | | | 15750 |

6.1.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується електроенцефалограф, освітлення, живлення, комп'ютерна техніка та оргтехніка [116]:

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де P_i – витрата i -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

C_i - ціна за одиницю i -го виду матеріального ресурсу, грн.

i - вид матеріального ресурсу;

n - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

Витрати на електроенергію при виконанні НДР

| Найменування обладнання | Паспортна потужність, Вт | Коефіцієнт використання потужності | Час роботи обладнання для розробки АІС, год | Ціна електроенергії, Грн/(кВт/год) | Сума, грн. |
|--|--------------------------|------------------------------------|---|------------------------------------|------------|
| Комп'ютерний електрокардіограф | 95 | 0,25 | 1 | 2,68 | 63,65 |
| ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення) | 150 | 0,1 | 90 | 2,68 | 3618 |
| Принтер лазерний | 650 | 0,15 | 5 | 2,68 | 1306,5 |
| Лампи світлодіодні (освітлення) | 40 | 0,45 | 10 | 2,68 | 482,40 |
| РАЗОМ витрати на електроенергію | | | | | 5470,55 |

6.1.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

Приблизні витрати на службові відрядження

| Тип відрядження | Кількість | Приблизна вартість відрядження |
|------------------------------|-----------|--------------------------------|
| Конференція | 1 | 300 |
| Здача звітів НДР | 1 | 100 |
| Впровадження результатів НДР | 2 | 800 |
| Всього | – | 1200 |

6.1.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

| Найменування статей витрат | Сума, грн | Обґрунтування |
|--|-----------|---|
| 1.Витрати на оплату праці | 4527,26 | Відповідно до розрахунків |
| 2.Відрахування на соціальні заходи | 1686,86 | Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів |
| 3.Обладнання для проведення досліджень | 15750 | Відповідно до розрахунків |
| 4.Енергоносії для проведення досліджень | 5470,55 | Відповідно до розрахунків |
| 5.Витрати на службові відрядження | 1200 | Відповідно до розрахунків |
| 6.Інші невраховані прямі витрати по темі | 2863,467 | 10% від суми прямих розрахованих витрат по темі |
| 7.Кошторисна вартість теми | 31498,14 | Сума попередніх статей |

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогнозний характер. Соціальний ефект заводитьися до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

6.2 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується [116] визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ($E_{нт}$) за допомогою формули []:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де B_i – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

B_{ij} – середнє значення балу, який виставляється експертами i -му фактору;

B_{ij}^{\max} – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика i -го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів НТЕ

| Фактори (i) | Коефіцієнти вагомості (B_i) |
|--|---------------------------------|
| 1.Новизна очікуваних або одержаних результатів | 0,25 |
| 2.Глибина наукового опрацювання | 0,16 |
| 3.Ступінь ймовірності успіху | 0,09 |
| 4.Перспективність використання результатів | 0,25 |
| 5.Масштаб можливої реалізації результатів | 0,15 |
| 6.Завершеність одержаних результатів | 0,10 |
| Разом | 1,00 |

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

| Фактори науково-технічної ефективності | Характеристика фактора | Розрахунок B_{ij} | | | B_{ij}^{\max} |
|--|--|---------------------|----------|----------|-----------------|
| | | Експертні оцінки | | B_{ij} | |
| | | 1 | 2 | | |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| 1.Новизна очікуваних або одержаних результатів | Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки | 6 | 6 | 6 | 18 |
| 2.Глибина наукового опрацювання | Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними | 6 | 6 | 6 | 18 |
| 3.Ступінь ймовірності успіху | Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач | 8 | 8 | 8 | 24 |
| 4.Перспективність використання результатів | Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці | 8 | 8 | 8 | 24 |
| 5.Масштаб можливої реалізації результатів | До 2 років | 10 | 10 | 10 | 30 |
| 6.Завершеність одержаних результатів | Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції | 6 | 6 | 6 | 18 |

Розраховане за формулою 6.2 значення $E_{нт}$ буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 6 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 8 + 8 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,728.$$

Для загальної оцінки НДР використано дані табл. 6.9.

Таблиця 6.9

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності НДР

| Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності | | Можливі рекомендації по результатам виконання НДР |
|--|-------------------------------------|---|
| Розраховане значення $E_{нт}$ | Загальна якісна оцінка ефективності | |
| 0,91-1,00 | Відмінно | Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці |
| 0,76-0,90 | Дуже добре | |
| 0,61-0,75 (поточний діапазон) | Добре | Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів |
| 0,36-0,60 | Достатня | Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі |
| Менш 0,35 | Незадовільна | Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі |

6.3 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 31498,14 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,728 від максимального числа 1.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охороні праці

Розробка програмного забезпечення комп'ютерного електрокардіографа здійснювалась на персональному комп'ютері, тому дотримання вимог Державних санітарних правил і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин (ДСанПіН 3.3.2.007-98) (затверджено постановою Головного державного санітарного лікаря України від 10.12.98 р. №7) [110] та Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями, затверджених наказом Міністерства соціальної політики України 14.02.2018 № 207 (НПАОП 0.00-7.15-18), які розроблено на основі Директиви 90/270/ЄЕС від 29 травня 1990 року про мінімальні вимоги безпеки та здоров'я при роботі з екранними пристроями [111].

В процесі роботи з комп'ютерним електрокардіографом рівень безпеки та захист працюючого від випромінювання екранних пристроїв має бути зведено до гранично допустимого рівня (вібрації, шуму, температур), який не спричиняє соматичних розладів, а також інших патологічних змін стану здоров'я, працездатності відповідно до вимог безпеки та охорони здоров'я працівників.

Під час облаштування робочого місця необхідно підібрати таке устаткування, яке не створює додаткового шуму та не виділяє позанормованого тепла. Гранично допустимі рівні шуму повинні відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 37 [113]. Мікроклімат виробничого приміщення має підтримуватись на постійному рівні та відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 42 [114].

Організація робочого місця при роботі із комп'ютерним електрокардіографом повинно бути забезпечено відповідність усіх елементів місця та їх розташування повинне бути ергономічним, антропологічним, відповідати психофізіологічним вимогам, а також характеру роботи із комп'ютерним електрокардіографом при розробці програмного забезпечення. Освітлення в зоні роботи повинне створювати контраст між екраном і навколишнім середовищем та відповідати вимогам ДСанПІН 3.3.2.007-98 [112]

Комп'ютерний електрокардіограф згідно Технічного регламенту щодо медичних виробів, затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 2 жовтня 2013 р. № 753, відноситься до класу медичних виробів як інструмент, апарат, прилад, пристрій, що застосовуються з метою забезпечення діагностики, моніторингу полегшення перебігу хвороби пацієнта в разі захворювання, лікування.

Необхідно зауважити, що програмне забезпечення комп'ютерного електрокардіографа керує алгоритмами роботи системи при прийнятті рішень щодо діагнозу стану серцево-судинної системи плоду, відноситься до того самого класу медичних виробів.

Відповідне програмне забезпечення комп'ютерного електрокардіографа розроблялось у такий спосіб, щоб у разі його застосування не було спричинено виникнення ризику для клінічного стану або безпеки споживачів чи для здоров'я і безпеки користувачів або інших осіб [115].

Відповідно до вимог [115] комп'ютерний електрокардіограф, як медичний виріб з електронною програмною системою, спроектований таким чином, що забезпечує надійність, відтворюваність, та ефективність системи згідно з призначенням. В системі передбачено засоби для усунення або мінімізації спричинених ризиків у разі поодинокого збою.

Програмне забезпечення комп'ютерного електрокардіографа розроблено відповідно до поточного рівня знань з урахуванням принципів циклу розробки, управління ризиками, валідації та перевірки [115].

Конструкцією комп'ютерного електрокардіографа передбачено мінімізацію ризиків створення електромагнітних полів, які можуть погіршити роботу інших

виробів або обладнання в звичайних умовах, а також, щоб уникнути ризиків випадкового ураження електричним струмом за умови належного використання, правильного встановлення, тобто має робочу ізоляцію і виконана таким чином, що підключити її до електричної мережі можна лише після під'єднання корпусу до заземлювача, а при від'єднанні від мережі - корпус відключається від заземлювача (нульового захисного провідника) в останню чергу. Рівень та стан ізоляції струмопровідних частин системи відповідає правилам використання системи.

Таким чином, комп'ютерний електрокардіограф при розробці програмного забезпечення обробки електрокардіосигналу є безпечною з точки зору охорони праці та техніки безпеки.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

7.2.1 Стійкість роботи цехів та лабораторії по виготовленню електронної медичної апаратури (ЕМА). Заходи захисту виробничого персоналу. На стійкість роботи цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА впливають такі фактори :

- захищеність робітників та службовців від вражаючих факторів надзвичайних ситуацій;
- здатність інженерно-технічного комплексу цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА (будівель, споруд, обладнання та комунально-енергетичних систем) протистояти руйнуючій дії вражаючих факторів аварій, катастроф, стихійного лиха та сучасної зброї;
- надійність постачання цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА електроенергією, водою, паливом, комплектуючими та сировиною;
- підготовленість цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА до проведення аварійно-рятувальних та відбудовних робіт;
- оперативність управління виробництвом та здійсненням заходів ЦЗ в надзвичайних ситуаціях.

Дані фактори визначають основні шляхи підвищення стійкості роботи об'єктів промисловості в умовах надзвичайних ситуацій, це:

- забезпечення надійного захисту робітників і службовців від вражаючих чинників в надзвичайних ситуаціях;
- захист основних виробничих фондів від руйнуючого впливу аварій, катастроф, стихійного лиха і засобів ураження;
- забезпечення стійкого постачання всім необхідним для випуску запланованої продукції;
- підготовка до відновлення порушеного виробництва;
- підвищення надійності і оперативності управління виробництвом і цивільним захистом.

Способи підвищення стійкості (надійності) роботи цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА в умовах надзвичайних ситуацій:

- нагромадження фонду захисних споруд ЦЗ і засобів індивідуального захисту;
- будівництво важливих цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА за межами зон можливих руйнувань;
- будівництво цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА -дублерів;
- розширення шляхів сполучення і розвиток всіх видів транспорту;
- підсилення і дублювання енергетичних потужностей;
- розширення зв'язків між галузями промисловості і підприємствами;
- створення матеріально-технічних резервів;
- підтримання сил ЦЗ в постійній готовності.

Захист робітників і службовців /населення/ досягається трьома основними способами:

- застосуванням засобів індивідуального захисту,
- укриттям людей в захисних спорудах;
- проведенням евакуаційних заходів для робітників і службовців та членів їх сімей.

Засоби індивідуального захисту забезпечують захист людей при знаходженні на виробничих місцях і на місцевості, яка заражена РР, ОР, НХР і БЗ.

Укриття в захисних спорудах - найбільш ефективний спосіб захисту виробничого персоналу працюючої зміни. Захисні споруди повинні будуватися на кожному об'єкті своєчасно і забезпечувати укриття найбільшої працюючої зміни.

Евакуаційні заходи забезпечують захист членів сімей робітників, службовців і виробничого персоналу непрацюючих змін.

Надійність захисту виробничого персоналу досягається застосуванням всіх трьох способів захисту з урахуванням конкретної обстановки.

7.2.2 Організація протипожежного захисту та проведення протипожежної профілактики у цехах по виготовленню друкованих плат ЕМА. Відповідно до Закону України “Про пожежну безпеку” забезпечення безпеки підприємств, установ покладено на керівників або уповноважених ними осіб; їх обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки обумовлені статтею 5 цього Закону.

Обов'язки керівників цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА та посадових осіб щодо пожежної безпеки:

1. Розробляти комплекс заходів щодо забезпечення пожежної безпеки цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА, в установі, організації;

2. Відповідно до державних нормативних актів з пожежної безпеки розробляти і затверджувати положення, інструкції, інші нормативні документи, що діють у межах цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА; здійснювати контроль за їх виконанням;

3. Організовувати навчання працівників щодо пожежної безпеки;

4. Утримувати у справному стані засоби протипожежного захисту і зв'язку, пожежну техніку, обладнання та інвентар, не використовувати його не за призначенням;

5. Здійснювати службове розслідування випадків пожеж.

Загальні вимоги пожежної безпеки:

Кожний працівник повинен знати правила поведінки при пожежі, шляхи евакуації, вміти користуватися первинними засобами пожежогасіння, знати місце їх знаходження.

Легкозаймисті та горючі рідини необхідно зберігати у спеціально відведених місцях окремо від інших матеріалів.

У разі виникнення пожежі працівники повинні негайно повідомити про це пожежну охорону за телефоном 101 та керівництво підприємства, і негайно розпочати ліквідацію пожежі всіма наявними засобами.

Комплекс технічних, експлуатаційних, організаційних і режимних заходів щодо відвернення пожеж розробляє і здійснює Державний пожежний нагляд. Представники органів Державного пожежного нагляду мають право перевіряти стан протипожежного захисту будівель, споруд, складів, вимагати відповідні документи та інформацію, притягувати до відповідальності осіб, винних у порушенні постанов, правил, норм, інструкцій з пожежної охорони, частково чи повністю забороняти роботу цехів і лабораторій з виготовлення ЕМА при наявності небезпеки виникнення пожежі.

Протипожежна профілактика – комплекс організаційних і технічних заходів, спрямованих на забезпечення пожежної безпеки працівників, відвернення пожежі; створення умов для швидкого та ефективного гасіння пожежі.

Заходи з пожежної профілактики поділяються на організаційні, технічні, режимні, експлуатаційні.

Організаційні заходи передбачають правильну експлуатацію устаткування будівель, території, своєчасний інструктаж працюючих з пожежної небезпеки, проведення занять з пожежно-технічного мінімуму, створення добровільних пожежних дружин, перевірку їх готовності до пожежогасіння, тренування, створення пожежно-технічних комісій та ін Підприємства повинні бути забезпечені загальнооб'єктової протипожежними інструкціями, що регламентують особливості утримання доріг, протипожежних розривів, під'їздів до будівель і джерел води, зберігання речовин і матеріалів, режим паління, утримання засобів пожежогасіння у справному стані, виклик пожежної охорони.

До технічних заходів відноситься дотримання протипожежних норм і правил при конструюванні та проектуванні будівель, обладнання, утримання в справному стані устаткування, суворий контроль за дотриманням правил експлуатації обладнання та дотримання правил та інструкцій з протипожежної безпеки, застосування автоматичних пристроїв виявлення, оповіщення та гасіння пожеж.

До заходів пожежної профілактики при проектуванні і будівництві належать: підвищення вогнестійкості будівель та споруд; зонування території (планування з урахуванням ознак пожежної небезпеки); протипожежні розриви; протипожежні перешкоди; забезпечення безпечних шляхів евакуації (не менше двох виходів); видалення з приміщення диму при пожежі (застосування аераційних ліхтарів, димових люків, легкоскидних конструкцій); дотримання протипожежних вимог до систем опалення та кондиціонування повітря.

Заходи режимного характеру регулюють режим і правила роботи. Куріння допускається тільки у спеціально відведених місцях, обладнаних урнами і ємностями з водою. У цих місцях повинні бути вивішені написи "Місце для куріння".

Експлуатаційними заходами є своєчасні ремонти, огляд, випробування обладнання.

7.3 Висновки до розділу 7

У підрозділі з охорони праці обґрунтовано безпечність експлуатації комп'ютерного електрокардіографа та розробки його програмного забезпечення з точки зору охорони праці.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях розглянуто питання стійкості роботи цехів та лабораторій по виготовленню ЕМА та заходи захисту виробничого персоналу. Опрацьовано які саме фактори впливають на стійкість роботи цехів та лабораторій по виготовленню ЕМА і які є способи щоб підвищити їх стійкість. У питанні організації протипожежного захисту та проведенню протипожежної

профілактики у цехах по виготовленню друкованих плат ЕМА, було вивчено обов'язки керівників, протипожежні заходи і протипожежна профілактика.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Програмне забезпечення еколого-статистичних досліджень

Оперативна, якісна і точна обробка великих масивів еколого-статистичної інформації може бути виконана лише з використанням сучасних засобів обчислювальної техніки. Наявність потужних, надійних і разом з тим простих в експлуатації програмних продуктів статистичного аналізу звільняє дослідника від рутинних операцій, розширює сферу застосування статистичних методів в різних галузях людської діяльності, сприяє появі якісно нових можливостей статистичного аналізу і моделювання даних. Використання пакетів прикладних програм це єдиний реальний практичний інструмент розв'язування задач багатofакторного кореляційно-регресійного та аналізу в багатовимірному просторі.

Програмне забезпечення статистичних досліджень досить розвинуте. Сучасний ринок програмних продуктів пропонує різноманітні пакети програм для статистичної обробки даних. Всесвітньо відомі статистичні пакети для комплексної обробки даних: BMDP, SPSS, SAS, Systat, Minitab, S-Plus, Statgraphics Statistica та інші.

Використання згаданих пакетів програм дає змогу автоматизувати процес статистичного дослідження в таких напрямках:

- створення файлів даних і таблиць;
- групування даних;
- графічний аналіз даних;
- розрахунок варіаційних характеристик вибіркового сукупностей;
- побудова рядів розподілу;
- аналіз рядів динаміки і прогнозування їх майбутніх рівнів;
- кореляційно-регресійний аналіз;
- багатомірний аналіз.

З 1995 р. Світовим лідером на ринку статистичного програмного забезпечення визнається інтегрована система Statistical для Windows (версія 5.0), розроблена фірмою Stat Soft. Перша версія програми з'явилася у 1991р. для операційної системи MS-DOS і була новим напрямом розвитку статистичного програмного забезпечення. В ній реалізовано графічно-орієнтований підхід до статистичного аналізу даних, суть якого полягає в отриманні всебічного візуального представлення інформації на всіх етапах статистичної обробки даних.

Багатофункціональна, графічно орієнтована на обробку масових даних система Statistica відповідає основним стандартам Windows (динамічний обмін даними з іншими додатками, підтримка основних операцій з буфером обміну, робота в мережевому середовищі та інші).

Передусім це стандарти користувачького інтерфейсу — MDI, використання буфера-обміну, механізму динамічного зв'язку (DDE) з іншими додатками; система підтримує всі операції, реалізовані за допомогою методу Drag-and-Drop — «Перетягти та опустити», включаючи автозаповнення, інші.

Складніші процедури обробки даних у системі Stratgraphics виконує спеціалізований модуль Data Management — «Управління даними», а для обробки великих масивів даних або даних з довгими текстовими значеннями застосовують процедури Megafile Manager Data — «Менеджера метафайлів».

Система Stratgraphics працює з чотирма типами документів. Це:

- електронна таблиця Spreadsheet, призначена для введення і перетворення первинних даних;
- електронна таблиця Scrollsheet — для виведення результатів аналізу;
- графік — для візуалізації результатів обробки та аналізу даних; звіт — файл у формі RTF (розширений текстовий формат), в якому зберігається текстова, числова і графічна інформація.

Усі статистичні процедури системи розбито на окремі модулі, кожен з яких об'єднує групу логічно зв'язаних між собою статистичних методів і в рамках конкретної моделі забезпечує повний і всебічний аналіз закономірностей.

Наприклад, у модулі Basic Statistics/Table — «Основні статистики і таблиці» пропонується широкий вибір методів розвідувального статистичного аналізу:

- характеристики варіації і форми розподілу,
- групування та класифікації,
- таблиці дисперсійного аналізу Anova,
- всі види коефіцієнтів щільності зв'язку,
- критерії для тестування нормальності розподілу,
- критерії істотності зв'язку тощо.

Модуль Multiple Regression – «Множинна регресія» включає:

- вичерпний набір засобів множинної лінійної і нелінійної регресії,
- багатофакторного прогнозування,
- аналіз залишків і викидів,
- тестування гіпотез регресійного аналізу.

Модуль Time Series/Forecasting — «Часові ряди і прогнозування» об'єднує процедури аналізу закономірностей динаміки: тенденцій розвитку і коливань,

- різні методи згладжування рядів,
- описування трендів,
- описування сезонної декомпозиції,
- методи авторегресійного аналізу, методи прогновної екстраполяції.

Система Statistica включає модуль Anova/Manova — «Дисперсійний аналіз», увесь арсенал методів багатовимірного аналізу (кластерний, дискримінантний, факторний аналіз, факторне шкалювання, канонічні кореляції).

Особливе місце посідає модуль Sepath — «Моделювання взаємозв'язків системами структурних рівнянь».

Зазначені модулі покривають практично весь спектр сучасних методів статистичного дослідження і моделювання. Запуск модуля здійснюється через перемикач модулів — Module Swither. У кожному модулі робота починається із «Стартової панелі», де відкривається файл первинних даних, вибирається процедура обробки даних і визначаються відповідні їй параметри.

У системі Statistica реалізовано принцип постійного логічного підказування. Якщо користувач не може визначитися щодо наступного кроку діалогу, через команду Enter система сама спрямує до відповідного діалогового вікна. Якщо виникають складнощі з вибором параметрів обчислювальної процедури, вони задаються системою «за умовчужанням».

Важливою характеристикою системи є наявність засобів всебічної графічної підтримки процесу обробки даних і візуалізації результатів аналізу. Графічні можливості й засоби системи унікальні. Вона включає сотні різних типів користувацьких і спеціальних статистичних графіків, доступних у будь-якому модулі й на будь-якому етапі статистичної обробки даних. Інструменти компонування складної графічної інформації з текстовою і числовою інформацією розглядаються у кожному модулі.

Використання сучасних комп'ютерних технологій обробки даних, інтерактивний спосіб взаємодії з системою перетворюють статистичний аналіз, моделювання та прогнозування в захоплююче дослідження закономірностей навколишнього світу. Завдяки різноманітним формам організації діалогу, максимально простій із звичними для статистики термінами мові спілкування, наявності контекстно-залежної довідкової системи, мові програмування STATISTICA BASIC пакет є ефективним інструментом проведення еколого-статистичного дослідження як для користувача-початківця, так і для професіонала.

8.2 Екологічна політика підприємства

Сучасний інтегрований підхід до екологічних проблем характеризується як зворотній. Екологічно спрямовані зміни виробничого процесу, як правило, здійснюються шляхом зниження споживання матеріалів та енергії на одиницю продукції і супроводжуються економією на витратах, що, у свою чергу, крім економії дозволяє бути більш конкурентоспроможним на екологічно чутливих ринках.

Для того, щоб цього досягти, підприємству необхідно розробити свою екологічну політику, яка буде спрямована на розробку і впровадження методів зі зниження і попередження негативних впливів на навколишнє середовище на протязі всього життєвого циклу продукції, що виготовляється підприємством, а також оцінку досягнутих результатів. Екологічна політика визначає рівень екологічної відповідальності і масштаб зобов'язань по збереженню навколишнього середовища. Вона повинна бути документована, відома і зрозуміла персоналу і партнерам. Екологічна політика має бути доступна всім зацікавленим сторонам. Екологічна політика включає в себе наступні етапи:

- визначення екологічних цілей і завдань;

- розробка та впровадження на підприємстві системи екологічного менеджменту (частина загальної системи менеджменту, що включає організаційну структуру, планування діяльності, розподіл відповідальності, практичну роботу, а також процедури, процеси і ресурси для розробки, впровадження, оцінки досягнутих результатів реалізації екологічної політики, цілей і завдань);

- розробка системи показників для оцінки екологічних результатів діяльності (екологічний аудит);

- проходження екологічної сертифікації та отримання екомаркування.

Процес сертифікації не є обов'язковим, це тільки добровільний вибір підприємства. Тим не менше, все більше число виробничих компаній у багатьох країнах світу використовує ці етапи для підвищення ефективності управління та розвитку взаємин довіри із зацікавленими сторонами.

Слід зазначити, що практично всі значущі європейські, американські та азійські промислові компанії за останні десятиліття створили і сертифікували системи екологічного управління. Це свідчить про те, що дотримання екологічної політики та сертифікація стали одним з основних ринкових інструментів.

До поняття "екологічне підприємництво" у літературі зустрічаються різні погляди. Наприклад, екологічне підприємництво - це самостійна, здійснювана на свій страх і ризик виробнича, науково-дослідна, кредитно-фінансова та інша діяльність, спрямована на систематичне отримання прибутку від користування

майном, виробництва і продажу товарів, виконання робіт і надання послуг особами, зареєстрованими в цій якості в установленому законом порядку і спрямована на збереження, відновлення природного середовища та її біологічного різноманіття, зниження негативного (шкідливого) впливу техногенних і природних факторів на навколишнє середовище, а також оцінка їх впливу на стан природного середовища та забезпечення екологічної безпеки.

Виділяють наступні напрями екологічного підприємництва:

- виробництво спеціальної екологічної техніки, приладів, пристроїв та апаратів для контролю стану навколишнього середовища та очищення скидань, викидів, відходів від забруднюючих компонентів;

- розширене використання вторинних ресурсів і екологічне відтворення;

- створення ресурсозберігаючих техніки і технологій;

- екологічна освіта та виховання;

- виконання спеціалізованих екологічних послуг.

Окремим напрямком екобізнеса є також виробництво екологічно чистих товарів.

В рамках кожного з названих напрямів діяльності виникає самостійне ринкове середовище - ідей, патентів, ресурсів, товарів, послуг, праці і капіталу.

Останній вид послуг пов'язаний із реалізацією різноманітних природоохоронних функцій, створенням матеріально-технічних умов для здійснення природоохоронної діяльності та забезпечення екологічної безпеки, збором необхідної інформації, формуванням фінансових і кадрових структур.

На сьогоднішній день основні напрями екологічного підприємництва в розвинених країнах представлені наступними:

- виробництво широкої гами обладнання для очищення повітря, газів і води, для збору, переробки та утилізації відходів, для контролю забруднення навколишнього середовища;

- очищення забрудненого ґрунту, водоєм і підземних вод, озеленення і лісонасадження, відновлення земних і водних екосистем, роботи зі збирання, сортування і переробки відходів виробництва і споживання;

- розробка і впровадження екологічно чистих технологій в усі галузі промислового виробництва, виробництво устаткування для ресурсозбереження;

- екологічний консалтинг, екологічний аудит, екологічне страхування, сертифікація, паспортизація;

- виробництво натуральних продуктів харчування, екологічно безпечних меблів, двигунів для автомобілів, побутової хімії, безпечних фарб.

В Україні можливі наступні напрями. Це виробництво очисного обладнання, установка якого передбачена проектною документацією для нових підприємств і при будівництві природоохоронних об'єктів. По-друге, впровадження ресурсозберігаючих, безвідходних технологій, що є самоокупними, використання поновлюваних джерел енергії. Отримує розвиток очищення вод і земель, у тому числі для житлового будівництва або відпочинку. Однак без серйозної державної підтримки на розвиток екологічного підприємництва розраховувати важко. Підтримка повинна створювати економічну зацікавленість у сфері екології та здійснюватися на основі відповідної нормативно-правової основи.

Одна з головних можливостей для екобізнесу сьогодні - це формування ринку екологічно чистої продукції, який фактично охоплює всі сфери виробництва товарів і послуг. В цілому, екологічне підприємництво повинно сприяти зміні кола виробничих можливостей суспільства і використання наявних ресурсів повною мірою.

8.3 Висновки до розділу 3

У розділі проаналізовано питання програмного забезпечення еколого - статистичних досліджень та екологічної політики підприємства.

ВИСНОВКИ

У роботі розроблено алгоритмічно-програмного забезпечення детектування реалізації процесу ЕКС фетуса у комп'ютерних електрокардіографах.

Отримано такі результати:

1. З результатами огляду відомих комп'ютерних електрокардіографів та методів детектування реалізації процесу ЕКС фетуса обґрунтовано спрямування дослідження наукового.

2. Розроблено модель математичну реалізації процесу ЕКС фетуса у вигляді стохастичного коливання з параметрами повторності його значень для задачі його детектування на фоні сигналів мами та шуму, яка інструментарій оцінювання параметрів амплітуд та часових параметрів ЕКС фетуса в усьому часовому просторі.

3. Розроблено метод та забезпечення алгоритмічне детектування реалізації процесу ЕКС фетуса на фоні сигналів мами та шуму на основі розробленої ї моделі та синфазного інструментарію опрацювання ЕКС фетуса із урахуванням зв'язків взаємних між його значеннями сигналу відібраних через значення простору серцевого.

4. В пакеті MATLAB розроблено забезпечення програмне для детектування ЕКС фетуса для комп'ютерних електрокардіографів, за результатами якого отримано значення компонент подібності, які уможливили визначення місця точної локалізації реалізації процесу ЕКС фетуса у суміші сигналів мами та шумів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Пролигіна О.В. Сучасний стан здоров'я жінок дітородного віку та основні причини перинатальної і неонатальної захворюваності і смертності (огляд літератури) // *Biomedical and Biosocial Anthropology*.-2009.-№13.-С.268-273.
2. Абуладзе Г.В., Папиташвили А.М.. Спектральные свойства variability частоты сердечного ритма плода. Норма и клиническое применение // *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. – 2003. - №2. – С. 128-137.
3. Anastasiadis P., Anninos P., Adamopoulos A., Sivridis E. The hemodynamics of the umbilical artery in normal and pre_eclamptic pregnancies. A new application of SQUID biomagnetometry // *J. Perinat. Med.* 1997. V. 25. № 1. P. 35–42.
4. N. Ramanujam, G. Vishnoi, A. H. Hielscher, M. E. Rode, I. Forouzan, and B. Chance. Photon migration through the fetal head in utero using continuous wave, near infrared spectroscopy: clinical and experimental model studies. *Journal of Biomedical Optics*, pp. 163-172, 2000.
5. Курцер М.А. Перинатальная смертность и пути ее снижения: Автореф. Дис. д-ра мед. наук. – М.: 2001. – 49 с.
6. Савельева Г.М. Пути снижения перинатальной заболеваемости и смертности / Г.М.Савельева, Л.Г.Сичипава, О.Б.Панина, М.А.Куцер // *Южно-Российский медицинский журнал*.-1999.-№3.-С.44-56
7. Мніх Л. В. Кардіотокографія плода при патології фетоплацентарного комплексу в антенатальному періоді: Автореф. дис... канд. мед. наук: 14.01.01 / Одеський держ. медичний ун-т. — О., 2001. — 19с.
8. Дементьева Г.М. Низкая масса тела при рождении. Гипоксия плода и новорожденного. Лекция для врачей. — М., 2003. — 53 с
9. Наказ МОЗ України № 900 від 27.12.2006р.
10. Потапов В.А. Современные диагностические и лечебные технологии в акушерской, перинатальной и гинекологической практики // *Жіночий лікар*. – 2007. – № 5. – С.12.

11. Савельева, Г.М. Акушерство / Г.М.Савельева. - М.: Медицина, 2000.- 816 с.
12. Айламазян Э.К. Акушерство: Учебник для медицинских вузов. – СПб.: СпецЛит, 2003. – 528 с. С.68-69.
13. Najafabadi F.S., Zahedi E., and Mohd Ali M. A. Fetal heart rate monitoring based on independent component analysis. *Computers in Biology and Medicine*, vol. 36(3), pp. 241-252, 2006.
14. Грищенко О.В., Лахно И.В., Лисицина Н.В. и др. Новые данные о механизмах симпато-адреналовых влияний на состояние внутриутробного плода // *Практична медицина*. – 2009. – №3. – С.32-36.
15. Черствой Е.Д., Кравцова Г.И., Лазюк Г.И. Болезни плода, новорожденного и ребенка: нозология, диагностика, патологическая анатомия/ *Справ.пособие*. Мн: Вышэйшая школа, 1996.- 512 с.
16. Шульгин В.И., Токарев А.В. Метод регистрации и анализа электрокардиограмм плода в ходе беременности // *Радіоелектронні і компютерні системи*. - 2008. - №3. – С. 66-75.
17. Воскресенский С.Л. Оценка состояния плода. Кардиотокография. Доплерометрия. Биофизический профиль: Учеб. Пособие. –Минск.-Книжный Дом, 2004. – 304 с.
18. Цирельников Н.И. Особенности патогенеза нарушений маточно-плацентарного кровотока при токсикозах беременных /Цирельников Н.И., Поздняков И.М., Цирельникова Т.Г. //Медленные колебательные процессы в организме человека: Сб. науч. трудов III Всерос. симп. с междунар. участием. – Новокузнецк, 2001 – С. 54-55).
19. Gan K.B., Zahedi E. and Mohd. Alauddin Mohd. Ali. Transabdominal Fetal Heart Rate Detection Using NIR Photoplethysmography: Instrumentation and Clinical Results. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 56(8), pp. 2075-2082, 2009
20. Hammacher K. In O. Kaser, V. Friedberg, K. Oberk (eds.), *Gynakologie and Geburtshilfe BD II*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1967.

21. Hon E.H. Instrumentation of fetal heart rate and electrocardiography: II. A vaginal electrode. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 86:772, 1963.
22. Baffa O., Wakai R.T., Sousa P.L., Verzola R.M. Fetal heart rate monitoring by magnetocardiograms // *Braz. J. Med. Biol. Res.* 1995. V. 28. №11–12. P. 1333–1337.
23. Бодяжина В.И., Жмакин К.Н., Кирющенко А.П.. *Акушерство*. – М.: Медицина, 1986. – 496 с.
24. Van Geijn H.P. *Cardiotocography // Textbook of Perinatal Medicine. V. 2 / Ed. Kurjak A. N.Y.: Parthenon Publ., 1998. P. 1424–1428.*
25. Amer-Wahlin I., Hellsten C., Noren H., et al. // *Lancet*. - 2001. - Vol. 358. - № 9281. - P.534-538
26. Atkins A.F., Hey E.N. The northern regional fetal abnormality survey // *Antenatal Diagnosis of Fetal Abnormalities / Ed. by Drife J.O., Donnai D. L.: Springer_Verlag Ltd., 1991. P. 13–34.*
27. Van Leeuwen P., Lange S., Klein A., Geue D., Grönemeyer D. H. W. "Dependency of magnetocardiographically determined fetal cardiac time intervals on gestation age, gender and postnatal biometrics in healthy pregnancies". // *BMC Pregnancy and Childbirth.* 2004, N4, P.6-16
28. Трусов Ю.В. "Функциональные состояния плода". М.: МЕДпресс-информ. 2003, С.42-44.
29. Лахно І.В., Печенін О.В., Шульгін В.І. Можливості неінвазивного вивчення електрокардіограми плода // *Вісник Харківського національного університету. Збірник наукових праць*. – 2006. - Випуск 12.
30. Symonds E.M. *Fetal.Electrocardiography/ E.M. Symonds, D. Sahota, A. Chang – London, UK: Imperial College Press., 2001*
31. Potentially avoidable perinatal deaths in Denmark, Sweden and Lithuania as classified by the Nordic-Baltic classification / Langhoff-Roos J. et al. // *Br. J. Obstet. Gynaecol.* – 1998. – Vol. 105 (11). – P. 1189–1194.
32. Пеккер Я.С., Киселева Е.Ю., Толмачев И.В. Программный комплекс для оценки и мониторингования состояния матери и плода // *Известия Томского политехнического университета*. – 2009. – Т.314. - №5. – С. 196-201.

33. Caldeyro-Barcia R. et al. Control of Human Fetal Heart Rate During Labor. In D. Cassels (ed.), *The Heart and Circulation in the Newborn Infant*. New York: Grune & Stratton, 1966.
34. Демидов В. С. Допплерометрия во втором триместре беременности / В. С. Демидов // *Акуш. и гинек.* – 1993. – №6. – с. 14 – 18
35. Митьков В.В. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / В.В. Митьков; «ВИДАР». – Москва: Изд. дом «ВИДАР», 1996 г. – Т. 2. – с. 257 – 275.
36. Стрижаков А.Н. Допплерометрическое и доплероэхокардиографическое изучение характера и этапности нарушения гемодинамики плода при внутриутробной задержке его развития / А. Н. Стрижаков и соавт. // *Акуш.и гинек.* – 1992. – №1. – с. 22 – 26
37. Di Pietro J.A., Costigan K.A., Pressman E.K., et al. // *Dev.Psychobiol.* - 2000. - Vol. 37. - № 4. - P. 221–228.
38. Hon E. H. The electronic evaluation of the fetal heart rate. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 75:1215, 1958
39. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection “ICNIRP statement on light-emitting diodes (LEDs) and laser diodes: Implications for hazard assessment,” *Health Phys.*, vol. 78, no. 6, pp. 744–752, 2000.
40. Little G.A. Foetal growth and development // *Assesment and Care of the foetus* (Eds. Edem R.D. , Beehm F.H. USA. Appleton & Lange. 1990. P. 3-15.)
41. Mosby Year Book, 1991, St. Louis. Pp.990
42. Нисвандер К., Эванс А. Акушерство. Справочник Калифорнийского университета. Перевод с английского: Н. А. Тимонина. Москва, «Практика», 1999. 703 с.
43. Hon E. H. Observations on «pathologic» fetal bradycardia. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 77:1084, 1959.
44. Томас В. Садлер Медична ембріологія за Лангманом. Львів, «Наутилус», 2001. — 550с.

45. Benson R. C. et al. Fetal heart rate as a predictor of fetal distress: A report from the Collaborative Project. *Obstet. Gynecol.* 35:529, 1968
46. Moeno Y., Rikitake N. et al. // *Ultrasound. Obstet. Gynecol.* – 2003. – Vol. 21, №3. – P. 234–238
47. Наседкін К.В., Токарев А.В., Шульгін В.І. Телемедичний монітор з функцією спостереження за серцевою діяльністю плода \ Український журнал телемедицини та медичної телематики/ - 2008. – №3.
48. Котлукова Н.П., Хузина О.М., Немировский В.Б., Матюнина Е.А. Фетальные и неонатальные нарушения сердечного ритма и проводимости / *Педиатрия.* – 2007. – № 2. – С. 5-12.
49. Mohd M.A., Alauddin E. Zahedi K. B. Gan M.A.J. Muhd. Yassin and S. Ahmad, “Fetal Heart Rate Detection Using A Non-Invasive Optical Technique,” Patent pending, 2009.
50. Bobak I.M., Jensen M.D. "Essentials of Maternity Nursing". P.511-523. Mosby Year Book, 1991, St.Louis. Pp.990
51. Gardosi J. Monitoring technology and the clinical perspective // *Baillieres Best Pract. Res. Clin. Obstet. Gynaecol.* 1996. V. 10. № 2. P. 325–340.
52. Herbert WN, Bruninghaus HM, Barefoot AB, Bright TG. Clinical aspects of fetal heart auscultation. *Obstet Gynecol.* 1987 Apr;69(4):574-7.
53. Парашук Ю.С., Грищенко О.В., Лахно И.В. и др. Ведение беременности и родов при фетоплацентарной недостаточности. -Харьков:Торнадо. - 2001. - 116 с.
54. Chung D.Y., Sim Y.B., Park K.T. // *Int.J.Gynecol.Obstet.* - 2001. - Vol. 73. - № 2. - P. 109-116.
55. Kilian, quoted in Goodlin R. History of fetal monitoring. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1979. P.133:325.
56. Шульгин В.И., Печенин А.В., Федотенко В.В., Наседкин К.В., Лахно И.В.. Использование техники слепого разделения источников для выделения электрокардиограммы плода // *Клиническая информатика и телемедицина.* – 2004. – №2. – С.208-213.

57. Клещеногов С.А. Особенности нейровегетативной регуляции при нормальной и осложненной беременности (на основе спектрального компьютерного анализа кардиоритма матери): Автореф. дис. ... канд. мед. наук / С.А. Клещеногов. — Новосибирск, 2002. — 30 с.

58. Клещеногов С.А. Эффекты сочетанных умственной и респираторной нагрузочных проб на спектральные показатели variability ритма сердца у женщин в различные сроки беременности / С.А. Клещеногов, А.Н. Флейшман, Н.Н. Васильева // Медленные колебательные процессы в организме человека. — Новокузнецк, 2001. — С. 142-150.

59. Variability of heart rate: Standards of measurement and physiological interpretation // Рабочая группа Европейского кардиологического Общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии. — СПб., 2000. — 63 с.

60. Патент. Способ определения состояния внутриутробного плода / Ю.В. Рец, Г.А. Ушакова // Приоритетная справка № 023001 при комитете РФ по патентам и товарным знакам. — М., 2003. — 12 с.

61. Рец Ю.В., Ушакова Г.А., Кубасова Л.А., Породнова О.Ю. Медленные колебания гемодинамики и информационные процессы в системе мать-плацента-плод при физиологической и осложнённой беременности // Теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики в физиологии и медицине. - Новокузнецк, 2005. — С. 129-133

62. Цидвинцева Л. Н. Определение информативности автоматизированной КГТ в оценке состояния плода во время родов : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Л. Н. Цидвинцева. — М., 2007. — 26 с.

63. Породнова О.Ю. Нейровегетативная регуляция кардиоритма матери и плода, их прогностическое значение в исходе родов при физиологической беременности Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук/ Тюмень, 2006, с.3-6.

64. Породнова О.Ю., Полякова В.А., Колпаков В.В. Нейровегетативная регуляция кардиоритма плода при физиологической беременности // Академический журнал Западной Сибири, № 4 – 2005. – С.25-26
65. Wakai R.T, Wang M., Pedron S.L. et al. Spectral analysis of antepartum fetal heart rate variability from fetal magnetocardiogram recordings // Early Hum. Dev. 1993. V. 35. № 1. P. 15–24.
66. Lakhno I., Dolgova I. // Abstract book of the First Student's Scientific Conference in Oslo, Norway "Global Challenges in Health and Health Research". - Oslo:GCS Media AS. - 2002. - P.34.
67. Волкова О.В., Пекарский М.И. Эмбриогенез и возрастная гистология внутренних органов человека. М.: «Медицина», 1976. —С.5-39.
68. Кнорре А.Г. Краткий очерк эмбриологии человека с элементами сравнительной, экспериментальной и патологической эмбриологии. 2-е издание. Л.: «Медицина», 1967. 267с.
69. Морфология развивающегося сердца (структура, ультраструктура, метаболизм) / Козлов В.А., Твердохлеб И.В., Шпонька И.С., Мишалов В.Д. -- Днепропетровск, 1995.- 220 с.
70. Розвиток серця / Козлов В.О., Машталір М.А., Довгаль Г.В. та ін. // Зб. стат. міжнар. конф. "Самміт нормальних анатомів України та Росії".- Тернопіль, 2003 р.- Тернопіль: Укрмедк-нига, 2003.- С.58-61.
71. Стрижаков А.Н. Допплерометрическое и доплероэхокардиографическое изучение характера и этапности нарушения гемодинамики плода при внутриутробной задержке его развития / А. Н. Стрижаков и соавт. // Акуш.и гинек. – 1992. – №1. – С. 22 – 26.
72. А.Н. Стрижаков и соавт. Допплерометрическое и доплероэхокардиографическое изучение характера и этапности нарушения гемодинамики плода при внутриутробной задержке его развития. // Акуш.и гинек. 1992 г., №1, с. 22 – 26.

73. Айфичер Э., Джервис Б. Цифровая обработка сигналов: практический подход, 2-е издание.: Пер. с англ. – М.: Издательский дом "Вильямс", 2004. – 992 с.: ил. – Парал. тит. англ.
74. Калакутский Л.И., Манелис Э.С., Родкина Ю.М. Пульсоксиметрический датчик для диагностики состояния внутриутробного плода в родах. Медицинская техника №4: научно-технический журнал. – М: Медицина, 2005. – С.50-51.
75. Widrow B., Glover Jr.J.R., McCool J.M. et al. Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications" // Proceedings of the IEEE.– 1975. – V. 63, No. 12. – P. 1692-1716.
76. Haykin S. Adaptive Filter Theory. – 3rd ed. – Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 1996. – 989 p.
77. Уидроу Б., Стирнз С. Адаптивная обработка сигналов: Пер. с англ. – М.: Радио и связь, 1989. – 440 с.: ил.
78. Ferrara E.R, Widrow B. Fetal Electrocardiogram Enhancement by Time-Sequenced Adaptive Filtering // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1982. – V. 29. No. 6. – P. 458-460.
79. Comon P. Independent Component Analysis, A new concept? // Signal Processing. – 1994. – V. 36, No 3. – P. 287-314.
80. Шульгин В.И., Печенин А.В., Наседкин К.В., Федотенко В.В. Анализ ЭКГ и ВСР плода с использованием кардиографической системы CardioLab+. Харьков: ХАИ-МЕДИКА, 2004. – 11 с.
81. Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J. Fetal Electrocardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation. IEEE transactions on biomedical engineering, V. 47, No. 5, 2000. - 567-572 pp.
82. Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J. Fetal Electrocardiogram Extraction by Source Subspace Separation. Proceedings IEEE SP, Athos Workshop on Higher, Order Statistics, Girona, Spain, 1994. - 134-138 pp.
83. Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J. SVD-Based Methodologies for Fetal Electrocardiogram Extraction. Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2000 Vol 6. 2000 IEEE International Conference, 2000. - 3771-3774 pp.

84. Bacharakis E., Nandi A.K. and Zarzoso V. Foetal ecg extraction using blind source separation methods. In Proceedings EUSIPCO '96, Trieste, Italy, 1996. - 395-398 pp.
85. Zarzoso V., Nandi A.K. and Bacharakis E. Maternal and foetal ECG separation using blind source separation methods. IMA Journal of Mathematics Applied in Medicine & Biology, Vol. 14, 1997, 207-225 pp.
86. Zarzoso V., Nandi A.K. Comparison between blind separation and adaptive noise cancellation techniques for fetal electrocardiogram extraction. In IEE Colloquium on Medical Applications of Signal Processing, Savoy Place, London, (Ref. No. 1999/107), 1999. - 6 p.
87. Nandi A.K., Zarzoso V. Foetal ECG separation. In IEE Colloquium on the Use of Model Based Digital Signal Processing Techniques in the Analysis of Biomedical Signals, Savoy Place, London, 1997. - 6 p.
88. Zarzoso V., Millet-Roig J., Nandi A.K. Fetal ECG Extraction from Maternal Skin Electrodes Using Blind Source Separation and Adaptive Noise Cancellation Techniques. In Computers in Cardiology, Boston, MA, September 24-27, 2000. - 431-434 pp.
89. Zarzoso V., Nandi A.K. Noninvasive Fetal Electrocardiogram Extraction: Blind Separation Versus Adaptive Noise Cancellation. Biomedical Engineering, IEEE Transactions, vol. 48, no. 1, 2001. - 12-18 pp.
90. Cichocki A., Amari Sh.. Adaptive blind signal and image processing. John Willey & Sons, LTD., 2002. - 585 p.
91. Vrins F., Lee J.A., Verleysen M., et al. Improving independent component analysis performances by variable selection. NNSP'2003 proceedings, Toulouse (France), 2003. - 359-368 pp.
92. Vigneron V., Paraschiv-Ionescu A., Azancot A., et al. Fetal electrocardiogram extraction based on non-stationary ICA and wavelet denoising. Proceedings. Seventh International Symposium on. ISSPA. vol.2, 2003. - 69-72 pp.

93. Kotas M. Projective filtering of time-aligned beats for foetal ECG extraction. Bulletin of the polish academy of sciences. technical sciences. V. 55, No. 4, 2007. - 331-339 pp.
94. Azzerboni B, Foresta F., Mammone N., Morabito F.C. A New Approach Based On Wavelet-ICA Algorithms For Fetal Electrocardiogram Extraction // Proc. ESANN'2005, Bruges (Belgium), 193-198 pp.
95. Orfanidis S.J. Optimum Signal Processing. An Introduction. - New York: MacMillan Publishing Company, 1988. - 590 p.
96. Рут У.Л. Заметки (преимущественно исторического характера) о развитии теории обнаружения сигналов и оценивания их параметров// ТИИЭР. - 1987. - Т. 75, № 11. - С. 7-21.
97. Kailath T., Poor H.V. Detection of stochastic processes// IEE Trans. on IT.- v.44.-N 6, 1998.-2230-2259 p.p.
98. Поляков П.Ф. Прием та обробка складних сигналів в умовах апріорної невизначеності. Ретроспектива, стан проблеми та нові дослідження.// 1-й Международный радиоэлектронный форум "Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития" МРФ-2002. Сб. науч. трудов. Часть 1.- Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЭ, 2002.- С. 505-509.
99. Adamy D. Low Probability of Intercept Signals-Some Real World Consideration, The Journal of Electronic Defense, № 9, 1998, pp. 9-22.
100. Snelling W.E., Geraniotis E. "Analysis of compressive receivers for the optimal interception of frequency-hopped waveforms", Tech. Report of Institute for Systems Research, number TR 91-28, 1991, 40 p.
101. Taboada F., Lima A., Gau J., Jarpa P., Pace P.E. "Intercept receiver signal processing techniques to detect low probability of intercept radar signals", Center for Joint Services Electronic Warfare Naval Postgraduate School, Monterey, Canada.
102. Цветков А.Г. Принципы количественной оценки эффективности радиоэлектронных средств. - Под ред С.Ф. Матвеевского. -М.: Сов. радио, 1971.- 200 с.

103. Бачинський М.В., Лещин Ю.З. Побудова моделей інформаційного забезпечення при холтерівському моніторингу // 7-й Международный молодежный форум "Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке".-Харьков:ХНУРЭ, 2003.-с.347.

104. Драган О.П. Синергетика и ритмика выделения компонентов при радиализе кристалов / Драган О.П., Драган Я.П // Препр. АН УРСР. — Львів: Фіз.-мех. ін-т ім. Г.В. Карпенка, 1982. — № 54. — 56 с.

105. Luce G. Biological rhythms in human and animal physiology / G. Luce; Dover publ., Inc. — Toronto-New York: Dover publ., Inc. — 1971. — 183 p.

106. Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Я. Драган; Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем. — Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. — 349 с.

107. Драган Я. Основи сучасної теорії сигналів: Енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення / Я. Драган, Л. Сікора, Б. Яворський; Центр стратегічних досліджень ЕБТЕС.— Львів: Центр стратегічних досліджень ЕБТЕС, 1999. — 133 с.

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

109. Хвостівська Л.В. Математична модель електрокардіосигналу плоду в утробі матері / Л.В. Хвостівська, М.О. Хвостівський // Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. – Тернопіль: ТНТУ, 2013. – С. 99-102.

110. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПіН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 22.10.2019).

111. Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями НПАОП 0.00-7.15-18. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/z0508-18> (дата звернення: 22.10.2019).

112. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПІН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 22.10.2019).

113. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99. URL: <http://arm.te.ua/docs/DSN-3.3.6.037-99.pdf> (дата звернення: 22.10.2019).

114. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99> (дата звернення: 22.10.2019).

115. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#n676> (дата звернення: 22.10.2019).

116. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400с.

ДОДАТКИ

Додаток А

Програмна реалізація функції аналізу ЕКС фетуса в утробі матері

```
function [Bk]= компЕКГ (ЕКГ, номерТ,dt, kk_ком);

% Оцінювання кореляційних компоненти

if nargin<4, error('Відстуні 4 аргументи'); end;

номерТ=fix(номерТ);

ЕКГ_формат=formatЕКГ(ЕКГ);

ЕКГцентр=центрЕКГ(ЕКГ_формат, номерТ);

N=length(ЕКГ_формат);

ЕКГцентр = ЕКГцентр;

krokСPEKTR =2*pi/( номерТ * dt);

for номерк=1: krokСPEKTR

    x1_центр = ЕКГцентр;

    e=exp(-i*1*k*(0:N-1));

    for u_shift =1: lengthЕКГ
        Bk(номерк, u_shift_ЕКГ)=sum(ЕКГцентр (1: u_shift - u_shift +1).* x1_центр (1: u_shift
        - u_shift +1).*e(1: u_shift - u_shift +1))/( u_shift - u_shift +1);
        x1_центр = shift_ЕКГ (x1_центр,-1);
    end;
end;
```

```
end;
```

```
Bk_EKG=abs(Bk_EKG);
```

Додаток Б

Програмне забезпечення детектування ЕКС плоду в утробі матері у суміші із
завадами

```
clear all;

x1=load('c:\Temp\Mama.ecg');
x2=load('c:\Temp\plid.ecg');
plid=x2(2,1:10000);
mama=x1(2,1:10000);
suma=plid+mama;
n=normrnd(0,0.2,1,length(suma));
df=800;
t=(0:9999)./df;
x=suma;
N=length(x);
figure(1);
plot(t,x);
axis tight;
NT=30;
Bplid=PKVPEKG (plid,NT,'x');
Bmama=PKVPEKG (mama,NT,'x');
B=PKVPEKG (suma,NT,'x');
figure(2);
surf(B);
shading interp;
axis tight;
% Усереднення компонент
mBplid=mean(Bplid);
mBmama=mean(Bmama);
```



```
mB=mean(B)
figure(3);
subplot(3,1,1)
plot(mB(1:150));
axis tight;
grid on;
subplot(3,1,2)
plot(mBplid(1:150));
axis tight;
grid on;
subplot(3,1,3)
plot(mBmama(1:150));
axis tight;
grid on;
```

Додаток В

Копія апробованої тези конференції

*II Міжнародна студентська науково-технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

УДК 612.17:618:519.2

Цимбаліста З.С. – ст.гр. РБм-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ ДЕТЕКТУВАННЯ
ЕЛЕКТРОКАРДІОСИНАЛІВ ПЛОДУ НА ФОНІ МАТЕРІ**

Науковий керівник: к.т.н., доцент Хвостівський М.О.

Tsymbalista Z.S.

Teropil Ivan Puluj National Technical University

**ANALYSIS OF THE KNOWN METHOD OF DETECTING FETAL
ELECTROCARDISIGNAL BACKGROUND TO MOTHER**

Supervisor: Hvostivskyy M.

Ключові слова: електрокардіосигнал, плід, мати, детектування

Keywords: electrocardiosignal, fetal, mother, detection

Стан серця плоду матері є головним показником правильного розвитку майбутньої дитини. Тому основною медичною задачею кардіологів є спостереження за станом серцево-судинної системи плоду в утробі матері впродовж вагітності.

Одним із ефективних та неінвазивних діагностичних методів дослідження стану серця плоду є електрокардіографія. В основі методу покладено принцип реєстрації електричних потенціалів серця плоду на поверхні живота матері у вигляді електрокардіосигналу.

Для реєстрації електричних потенціалів застосовують технічні електрокардіографічні системи різних виробників. Процес реєстрації із використанням цих систем пов'язаний із проблемою детектування сигналу плоду на фоні сигналів матері та різного роду завад у вигляді наведення електромережі, артефакти та інші.

На сьогодні для вирішення цієї проблеми використовують:

- 1) Сліпе розділення сигналів [Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J].
- 2) Адаптивна фільтрація [Millet-Roig J., Zarzoso V., Nandi A.K.], метод незалежних компонент [Vrins F., Lee J.A., Verleysen M].
- 3) Сингулярна декомпозиція [Lathauwer L.De, Moor B.De, Vandewalle J].
- 4) Проективне розшарування [Kotas M.].
- 5) Вейвлет-перетворення [Vigneron V., Paraschiv-Ionescu A., Azancot A., Azzerboni B, Foresta F., Mammone N.].
- 6) Синфазний та компонентний метод [Кметь О.О., Андрус С.І.].

Методи 1-5 побудовано без логічних зв'язків між досліджуванним біооб'єктом (плодом), його математичною моделлю та методом детектування, що відображається на некоректності роботи алгоритмів та програмного забезпечення.

Методи 6 дає змогу відстежити лише факт присутності сигналу плоду без відображення його структури та амплітудно-часових медичних параметрів, що є важливим при діагностуванні стану серця людини.

Тому розроблення ефективного методу детектування електрокардіосигналу плоду на фоні матері із відображенням його амплітудно-часових параметрів є актуальною науковою задачею.