

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
(повне найменування вищого навчального закладу)
факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(назва факультету)
кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
ДО ДИПЛОМНОГО РОБОТИ

магістр

(освітній ступінь)

на тему: Метод обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної
недостатності клапанів серця людини

Виконав: студент VI курсу, групи РБМ-61
спеціальності _____

163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

Кінаш Р.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник _____

Бачинський М.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль _____

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент _____

Дунець В.Л.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
 (повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

Кафедра біотехнічних систем

Освітньо-кваліфікаційний рівень магістр

Напрямок підготовки _____

(шифр і назва)

Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри біотехнічних систем

« _____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Кінашу Роману Володимировичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Метод обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини

Керівник проекту (роботи) Бачинський М.В., к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом по університету від « _____ » _____ 201__ року № _____

2. Термін подання студентом проекту (роботи) _____

3. Вихідні дані до проекту (роботи) Об'єкт дослідження: процес обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.

Предмет дослідження: математична модель фонокардіосигналу при мітральній недостатності клапанів серця людини.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Огляд стану проблеми за напрямом наукового дослідження

2. Математична модель фонокардіосигналу

3. Метод та алгоритм обробки фонокардіосигналу при мітральній недостатності клапанів серця людини

4. Результати обробки фонокардіосигналу при мітральній недостатності клапанів серця людини

5. Спеціальна частина; 6. Обґрунтування економічної ефективності; 7. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуація; 8. Екологія.

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

1. Актуальність роботи

2. Реєстрація фонокардіосигналу

3. Математична модель фонокардіосигналу

4. Метод обробки фонокардіосигналу

5. Алгоритм обробки фонокардіосигналу

6. Результати обробки фонокардіосигналу

7. Наукова новизна отриманих результатів; 8. Висновки

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Спеціальна частина</i>	<i>Бачинський М.В., доц. БТ</i>		
<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>	<i>Осухівська Г.М., зав. каф. КС</i>		
<i>Обґрунтування економічної ефективності</i>	<i>Клепчик В.М., ст. викл. кафедри ОХ</i>		
<i>Екологія</i>	<i>Кирич Н.Б., зав. кафедри МА</i>		
	<i>Зварич Н.М., доц. кафедри ОХ</i>		

7. Дата видачі завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1.	<i>Отримання завдання</i>		
2.	<i>Написання розділу 1</i>		
3.	<i>Написання розділу 2</i>		
4.	<i>Написання розділу 3</i>		
5.	<i>Написання розділу 4</i>		
6.	<i>Спеціальна частина</i>		
7.	<i>Обґрунтування економічної ефективності</i>		
8.	<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>		
9.	<i>Екологія</i>		
10.	<i>Оформлення пояснювальної записки</i>		
11.	<i>Оформлення презентаційних матеріалів</i>		
12.	<i>Попередній захист</i>		
13.	<i>Захист</i>		

Студент

(підпис)

Кінаш Р.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

Бачинський М.В.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Кінаш Роман Володимирович. Метод обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія», Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Дипломну роботу магістра присвячено розробленні методу обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини. У роботі обґрунтовано математичну модель фонокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка має засоби та методи поєднання стохастичної природи та повторності сигналу, що є властивим для сигналів біологічного походження. На базі обґрунтованої математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу застосовано компонентний метод для обробки фонокардіосигналу, який дає змогу оперативно виявити мітральну недостатність клапанів серця людини.

Розроблено програмне забезпечення в середовищі Matlab для автоматичних систем діагностики функціонального стану серцево-судинної системи на основі компонентного методу обробки фонокардіосигналу як періодично корельованої випадкової послідовності.

Ключові слова: фонокардіосигнал, математична модель, періодично корельований випадковий процес, обробка, компонентний метод, виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини, автоматизована система.

ANNOTATION

Kinash Roman. A method of phonocardiogram processing for a human heart valves mitral insufficiency detection. - Manuscript.

Master's thesis on the specialty 163 "Biomedical Engineering", Ternopil Ivan Puliuj National Technical University, Ternopil, 2019.

The master's thesis is devoted to the development of a method of processing the phonocardiosignal to detect the mitral insufficiency of the valves of the human heart. On the basis of a valid mathematical model in the form of a periodically correlated random process, a component method for the processing of phonocardiosignal is applied, which allows to expeditiously detect the mitral insufficiency of the valves of the human heart.

The software in Matlab environment for automatic systems of diagnostics of the functional state of the cardiovascular system is developed based on the component method of processing the phonocardiosignal as a periodically correlated random sequence.

Keywords: phonocardiosignal, mathematical model, periodically correlated random process, processing, component method, detection of mitral insufficiency of human heart valves, automated system.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	9
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ.....	13
1.1 Мітральна недостатність.....	13
1.2 Методи діагностики мітральної недостатності клапанів серця людини.....	14
1.2.1. Фізикальний.....	14
1.2.2 Аускультация.....	15
1.2.3. Фонокардіографія.....	16
1.3 Відомі математичні моделі фонокардіосигналів.....	21
1.3.1 Детерміновані моделі.....	21
1.3.2 Стохастичні моделі.....	21
1.4 Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ.....	25
2.1 Параметри фонокардіосигналу.....	25
2.2 Обробка характеристик фонокардіосигналу.....	28
2.3 Енергетична теорія при моделюванні фонокардіосигналу.....	32
2.4 Математична модель фонокардіосигналу при недостатності мітральних клапанів.....	34
2.5 Висновки до розділу 2.....	38
РОЗДІЛ 3. МЕТОД ОБРОБКИ ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ.....	39
3.1 Реєстрація фонокардіосигналів.....	39
3.2 Методи обробки при недостатності мітральній.....	44
3.2.1 Когерентний метод обробки.....	47
3.2.2 Компонентний метод обробки.....	49
3.3 Алгоритм методу компонентної обробки фонокардіосигналів при виявленні мітральної недостатності клапанів серця людини.....	51
3.4 Висновки до розділу 3.....	53

	7
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ОБРОБКИ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ.....	55
4.1 Блок-схема програмного забезпечення компонентної обробки фонокардіосигналу.....	55
4.2 Програмна реалізація компонентного методу аналізу.....	56
4.3 Блок схема програми для автоматичної обробки фонокардіосигналів.....	59
4.4 Реалізація програмного забезпечення автоматичної обробки фонокардіосигналів.....	60
4.5 Результати виявлення мітральної недостатності.....	66
4.6 Висновки до розділу 4.....	73
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	74
5.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень.....	74
5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження.....	77
5.3 Висновки до розділу 5.....	78
РОЗДІЛ 6. ОБґРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....	79
6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	79
6.2 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	84
6.3 Висновки до розділу 6.....	88
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	89
7.1 Охорона праці.....	89
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	91
7.3 Висновки до розділу 7.....	93
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....	94
8.1 Статистична оцінка екологічного стану навколишнього природного середовища та закономірностей його розподілу.....	94
8.2 Моніторинг поверхневих вод.....	97
8.3 Висновки до розділу 8.....	100
ВИСНОВКИ.....	101
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	102
ДОДАТКИ.....	106

ДОДАТОК А. Програмна реалізація компонентного методу обробки фонокардіосигналу.....	107
ДОДАТОК Б. Програмна реалізація графічного інтерфейсу програмного забезпечення обробки фонокардіосигналу.....	108
ДОДАТОК Д. Копія тези конференції.....	115

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЕКГ – електрокардіограма;

ЕКС – електрокардіосигнал;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;

КСЛ – клапани серця людини;

ПК – персональний комп'ютер;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

ССС – серцево-судинна система;

ФКС – фонокардіосигнал.

ВСТУП

Актуальність роботи. За даними ВООЗ та медичної асоціації кардіологів встановлено, що тенденція розвитку уражень клапану серця людини займає домінуюче місце серед усіх серцево-судинних захворювань. Першопричинами таких уражень є вродженні (виникають в період внутрішньоутробного розвитку плода) та набутті (ускладнення ревматизму, інфекційний ендокардит або після оперативного лікування мітрального стенозу) пороки серця людини.

У медичній практиці для діагностики мітральної недостатності застосовують такі основні неінвазивні інструментальні методи дослідження як кардіографію, аускультацию та фонокардіографію.

Фонокардіографія на ряду з іншими методами дає змогу об'єктивізувати незрозумілі звукові явища клапанів серця людини (ступінь ослаблення та наявність тонів серця, інтенсивність, тривалість і форма систолічного шуму) [Сакс и Робертс (Sacks, Roberts) и Эванс (Evans)] за зареєстрованими фонокардіосигналами. Особливу цінність представляє можливість тривалого (впродовж року і більше) об'єктивного динамічного спостереження за фонокардіосигналом в процесі формування клапанного пороку.

Для реалізації методу фонокардіографії у медичній практиці застосовують апаратні засоби у вигляді комп'ютерних фонокардіографів, такі як Кардио+ (Україна, ООО «Метекол»), PCG-02 (Індія, м.Мумбаї), Techbook Scientech 2356 (Індія, Scientech Technologies Pvt. Ltd.) та Audio-Technica ATR288W (Японія).

Відомі фонокардіографи за принципом отримання діагностичної інформації про стан клапанів серця людини побудовані за схемою «біооб'єкт (клапани серця людини)-математична модель-метод обробки-алгоритмічне забезпечення-програмне забезпечення-результат діагностування».

У фонокардіографах програмне та алгоритмічне забезпечення, які формують результат діагностування, реалізовано на кореляційному та спектральному методах обробки ФКС ядром яких є математична модель у вигляді стаціонарного випадкового процесу (Metin Akay (Houston) та суміші стаціонарного випадкового

процесу і детермінованої функції (Metin Akay (Houston)). Такі моделі та розроблені на їх основі методи обробки за своєю структурою та властивостями не дають змогу відстежити часову динаміку зміни амплітудних та фазових показників функціонування клапанів серця людини, що є важливим при виявленні проявів в часі мітральної недостатності.

Отже, розробка методу обробки фонокардіосигналу на базі адекватної його математичної моделі для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини є актуальною науковою задачею.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є розроблення методу обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести огляд відомих математичних моделей фонокардіосигналів та методів їх обробки у фонокардіографах для обґрунтування напрямку наукового дослідження.
2. Обґрунтувати структуру математичної моделі фонокардіосигналу для розв'язання задачі виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.
3. Розробити метод та алгоритм обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.
4. Розробити програмне забезпечення для обробки емпіричних даних фонокардіосигналу для числення діагностичних ознак як кількісних показників виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.

Об'єкт дослідження: процес обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.

Предмет дослідження: математична модель фонокардіосигналу при мітральній недостатності клапанів серця людини.

Методи дослідження: енергетична теорія лінійних стохастичних сигналів, цифрова обробка сигналів, статистична теорія прийняття рішень, програмне забезпечення MATLAB.

Наукова новизна одержаних результатів.

Вперше на базі компонентного методу розроблено метод обробки фонокардіосигналу як періодично корельованого випадкового процесу, що забезпечило кількісне оцінювання показників мітральної недостатності клапанів серця людини.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Мітральна недостатність

Мітральна недостатність клапанів серця людини є патологічним типом серця людини. Така патологія зумовлена недостатнім закриттям отвору мітрального через порушення в будові стулок, що локалізуються в підклапанних тканинах.

Такий патологічний процес відображається у зворотнім рухом крові в передсердя ліве з шлуночка лівого (рис.1.1).

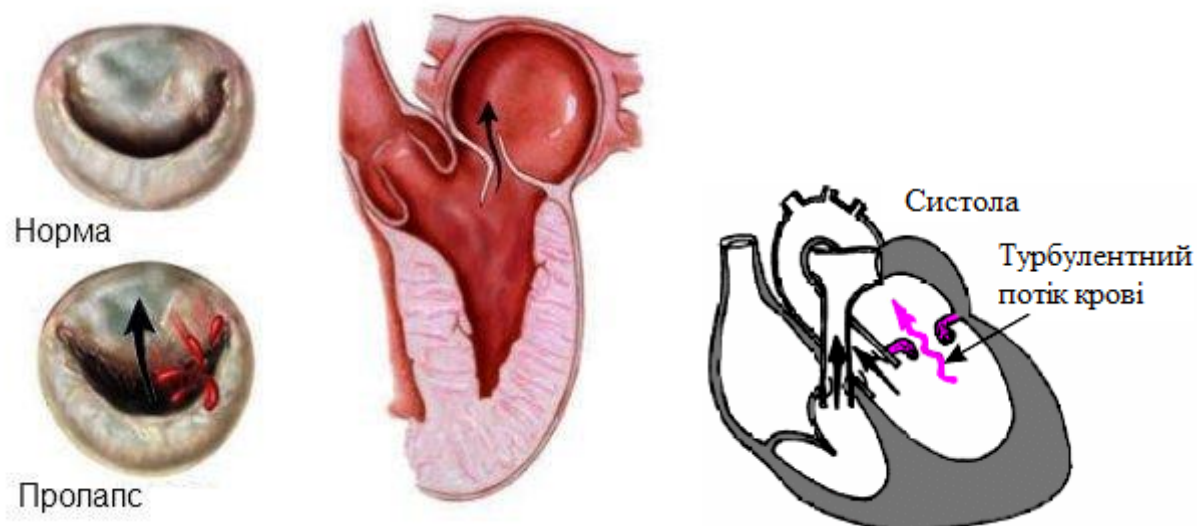


Рис.1.1. Загальний вигляд клапанів з недостатністю мітрального клапана серця

Клапанна мітральна недостатність є найбільш розповсюдженою аномалією серця. Зі статистики усіх захворювань встановлено, що 70% страждають формою ізольованої мітральної недостатності. Переважно ендокардит ревматичний є найголовною причиною розвитку цього серцевого захворювання. Впродовж року після перших приступів, серцевий стан стає переходить в форму хронічної недостатності, яку відновити шляхом лікування є складно медичною задачею.

Клапанною мітральною недостатністю страждають люди, яким притаманні одна чи кілька різних патологічних станів:

- генетична спадковість;
- синдром дисплазії тканини сполучної;
- пролапс клапана мітрального.
- обривання хорд та їх деструкція, а також розрив стулок клапану мітрального через фізичні травми, які отримані в області грудей.
- розривання хорд та стулок при розвиванні запаленні оболонки серця інфекційної природи;
- руйнування або порушення об'єднуючого апарату клапанів за рахунок запального процесу, який відбувся через захворювання тканини сполучної;
- відмирання частини клапана мітрального з подальшим її розвитку цього патогенезу
- діагностичний процес та прогнозування при недостатності клапана в області під клапаном.
- деформація стулок і підклапанних тканин при їх запаленні;
- збільшення кільця мітрального при захворюванні міокарді;
- недостатність клапанної функції в процесі розвивання кардіоміопатії гіпертрофічної.
- Недостатність клапану мітрального після операції.

1.2 Методи діагностики мітральної недостатності клапанів серця людини

1.2.1. Фізикальний. Визначають рівномірність та швидкість пульсу, особливості варіабельності тиску артеріального, рівень присутності шумів в легенях характеру систолічного. Лікарі в процесі обстеження перш за все звертають увагу на характерні ознаки дихання пацієнта. При наявності захворювання у пацієнта спостерігається задишка, яка не припиняється при зміні горизонтального положення хворого, яка набуває прояву при ізоляції чинників відволікаючих, психічних та

фізичних подразників. Під час медичного огляду відзначається зовнішній пастозний вигляд гомілок та стоп.

1.2.2 Аускультация. Серед низки діагностичних медичних методів дослідження клапанів серця аускультация займала базове місце [15,18,28]. Метод аускультация, тобто метод прослуховування звуків серця із використанням стетоскопу на сьогодні серед пульмонологів та терапевтів є базовим, найпростішим і легкодоступним методом медично дослідження. В такій ситуації виявлення розвиненої чи розвиваючої патології в першу чергу залежить від рівня професіоналізму лікаря, чутливості його вуха та факторів, що негативно впливають на сприйняття слуху людини (тиша, не втома вушна, фізіологічний та емоційний стани).

Є за природою породження два звуки, а саме фізіологічне та фізичне. Не весь перелік звукових коливання є сприйнятими аналізатором слуху, проте по суті вони ні за якою ознакою не відрізняються від коливань, які є чутними та сприйнятними людиною. Більше за все це визначається тим, що діапазон коливань звуку, які є сприйнятними людським вухом, обмежені за частотним показником та силою його.

Згідно праць І. Кобленца-Мішке встановлено, що частотний діапазон та потужності шумів та тонів серця тільки в певній частині локалізується в межах сприйняття слуху людиною, яка локалізована біля межі порогу чутливості [15].

При прослуховуванні звуків серця стетоскопом виділяють два основних тони, проте в дітей та підлітків забезпечується зафіксувати звуки третього тону. Враховуючи фізичні характеристики тонів серцевих як коливання низької частоти та фізіологічні особливості слуху, та є важливим врахувати лімітовані здатності аускультация та найбільш сподівані помилки такого медичного дослідження.

1.2.3. Фонокардіографія. Захворювання серця мають важливе значення в клініці захворювання людей. Стан функціонування серця визначають за сигналами, які відбирають різноманітними методиками. Кожен різновидів сигналів (біопотенціали, коливання механічні, звукові сигнали) переносить інформацію про стан серця. Функціональність клапанів оцінюють за серцевими звуками, або так

званими тонами серця, або ще точніше, фонокардіосигналами методом фонокардіографії.

Фонокардіографія забезпечує візуалізацію шумів серця при його роботі, зокрема варіацію його тонів.

Фонокардіографічне дослідження забезпечує відображення залежності залежність шумів та тонів серця. Фонокардіографія забезпечує формування інформативних відомостей про шуми та тони серця, а саме про звуки, що формують процеси закриття та відкриття клапанів.

При роботі серця, яке сприймає рух крові кровоносними судинами, виникають різночастотні коливання різної амплітуди, які накладаються один на одного за принципом суперпозиції. Не всі коливання породжують звукові явища. Вібрації від крові і серця з частотою від шести до десяти коливань за секунду не вважається звуковим джерелом, через низький рівень частоти. Ці коливання утворюються за рахунок завад, яка в результаті змінює властивості каналів розповсюдження звуку. Звуковий ефект виникає за рахунок великого числа коливань від 10 до 100 за секунду. Такі явища звуку клапанів серця людини називають фонокардіосигналами тонів людського серця [2,18].

Фонокардіосигнали клапанів серця є коливаннями з частотним діапазоном від 100Гц до 150Гц. За табличними даними Фойгта та Шмідта для першого тону фонокардіосигналу частота коливання перебуває в межах від 30Гц до 120 Гц, для другого тону фонокардіосигналу діапазон складає від 70 Гц до 150 Гц, для третього фонокардіосигналу діапазон складає від 10Гц до 70 Гц [2,15,22].

Зареєстрований фонокардіосигнал тонів людського серця в стані фізіологічної норми показано на рисунку 1.2 [15].

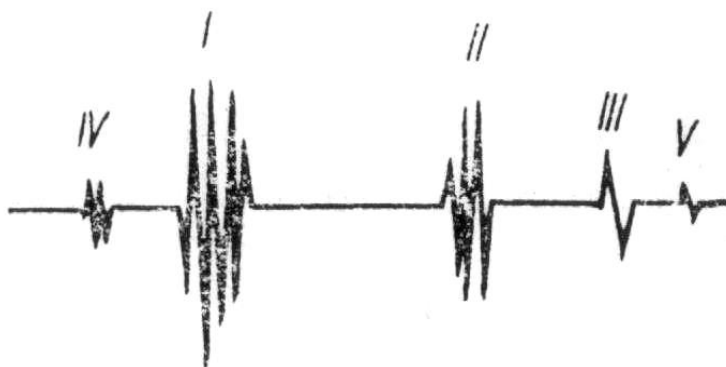


Рис. 1.2. Фонокардіосигнал тонів людського серця в стані фізіологічної норми

Мікрофон (виступає в якості давача), який локалізується за аналогією до стетоскопа в ділянці біля серця або поруч серця, детектує звукові коливання серця, які проходять через тканини грудної стінки (рис.1.3). Ці коливання трансформуються мікрофоном з звуку в електричні сигнали, які підсилюються і в подальшому на пристрій реєстрації.

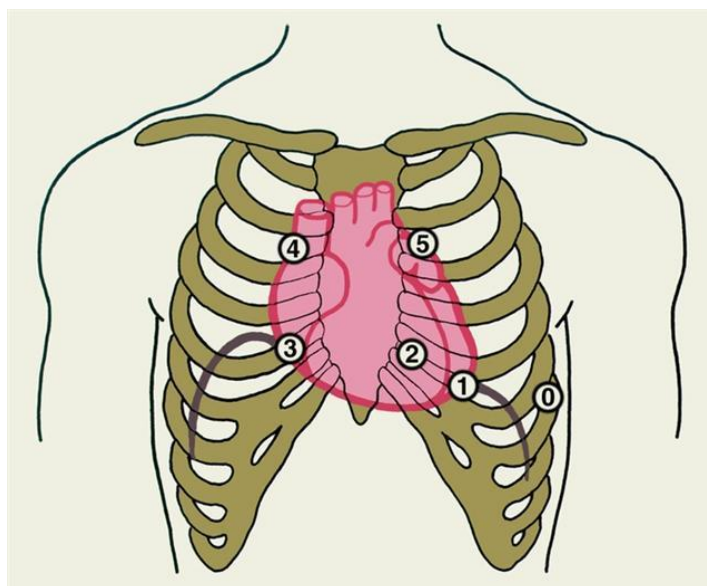


Рис.1.3. Схема розташування мікрофон на грудній клітці при реєстрації фонокардіосигналу: 0 - нульова точка; 1 – точка верхівки серця; 2 - точка клапану мітрального; 3 - точка клапана тристулкового; 4 - точка клапана аортального; 5 – точка легенево-стовбурового клапана.

На реалізації фонокардіосигналу людини в стані фізіологічної норми

забезпечує процес виявлення від двох до п'яти серцевих тонів [2,15,17,18,22,28].

Перший серцевий тон людини виникає перед початком підвищення внутрішнього тиску шлуночку, тобто в початковій фазі переміщення крові через самі шлуночки.

Породження другого тону фонокардіосигналу серця пов'язують із явищами звукову, поява якого зумовлена закриттям аортримальних клапанів і артерії легеневої. В формуванні частини кінцевої 2-го тону беруть участь ті коливання, які пов'язані з відкриттям клапанів атріовентрикулярних, які через низьку їх частоту, в стані фізіологічної нормі практично не забезпечують прослуховування.

Третій тон серця людини породжується в процесі наповнення швидкого та перед повільним наповненням.

Породження III тону прив'язують до процесу наповнення шлуночків в період діастолі за рахунок коливання шлуночкових стінок при розтягненні стінок в процесі діастолі. Третій тон фонокардіосигналу зустрічається в людей до 30-40 років та у спортсменів [22].

Четвертий тон породжується після фази діастолі шлуночків серця, а саме після фази наповнення повільного.

П'ятий тон є невизначним і реєструється у випадках, які складають лише 2-7%, який породжується при швидкому наповненні серцевих шлуночків та є ідентичним третьому тону шлуночка правого. За структурою п'ятий тон фонокардіосигналу складається з двох коливань часової тривалості 0,05-0,06 сек та циклічністю в діапазоні від 15Гц до 20 Гц. Зі сторони практики 5-ий тон не має цінності [22].

Реалізацію фонокардіосигналу (норма) синхронозареєстрованого з електрокардіосигналом зображено на рис.1.4.

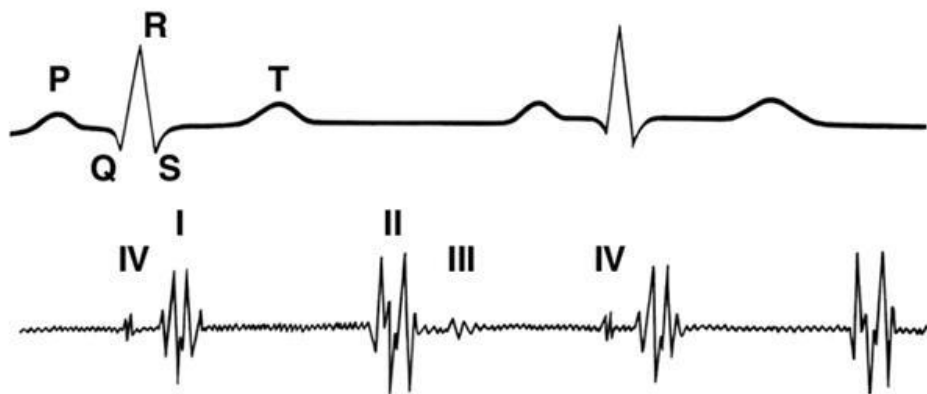


Рис.1.4. Тони серця на реалізації фонокардіосигналу, який паралельно зареєстрований з електрокардіосигналом: цифри I-IV вказують на номер тону

Для реєстрації всіх 4-ох тонів переш за все необхідно застосувати низькочастотний фільтр, через те, що 4 та 5 тони не виявляються фільтром високої частоти

Фонокардіографія у порівнянні із аускультациєю має низку переваг:

- об'єктивна реєстрація даних;
- виявлення звукових ефектів, які є недоступними при прослуховуванні людиною;
- можливість виявлення звуків різного частотного діапазону.

При фонокардіографії найчастіше аналіз здійснюють на основі моменту виникнення і тривалістю тону в порівнянні з електрокардіограмою. Точнішу характеристику тонів і шумів дає спектральна фонокардіографія [19].

При мітральній недостатності на реалізації фонокардіосигналу, яку зображено на рис.1.5, амплітуда першого тону над верхом серця суттєво менша. Перший тон інколи зливається з шумом систоли, який локалізується у зоні систоли (найчастіше характеризується заникним характером). У випадку утворення легеневої гіпертензії над зоною артерії легеневої збільшується амплітуда другого тону фонокардіосигналу.

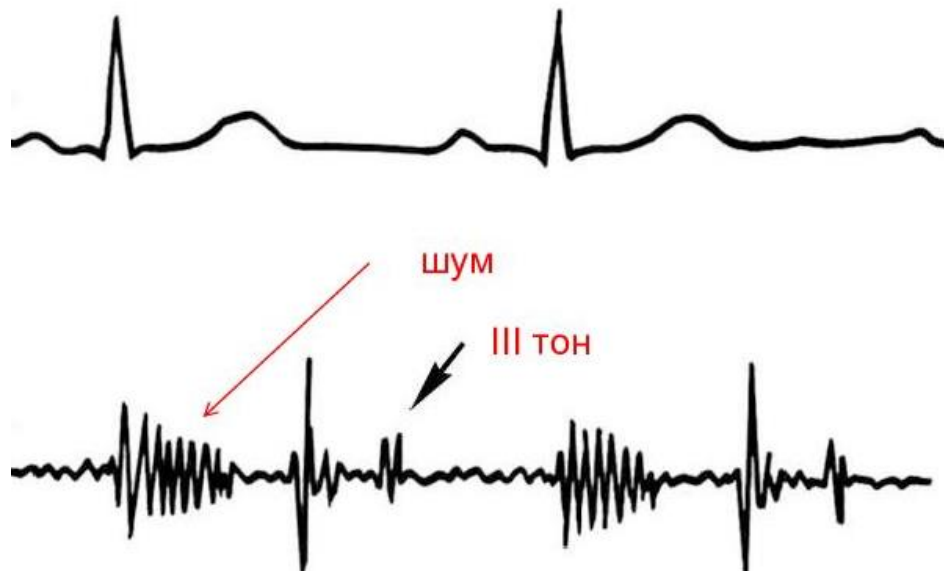


Рис.1.5. Фонокардіосигнал при мітральній недостатності: I тон є ослабленим та зливається з шумом систоли (вказано вказівною стрілкою).

За реалізацією фонокардіосигналу лікарі судять про момент прояву шуму, місце локалізації його максимальної потужності, часові тривалості і частотний діапазон, який визначається за найбільш домінуючим шумом.

З точки зору теоретичної теорії звуку фонокардіосигнал має наступні характеристики:

- 1) інтенсивність/потужність;
- 2) частота та тембр;
- 3) тривалість часу, швидкість утворення та зникання.

Потужність тонів фонокардіосигналу визначається амплітудою його коливань, які формують сигнал. При аускультативному методі потужність тонів фонокардіосигналу не відповідає фізичній потужності звуку. Це в першу чергу пов'язано з структурними особливостями аналізатора слуху, який неоднорідно за частотою є чутливим до різних звуків. В такий спосіб оцінюванні два звуки з ідентичним значенням амплітуди, але різними частотами сприймаються як звукові сигнали різної потужності в діапазонах низької і високої частот, де вухо є більш чутливим.

Отже, об'єктивне і суб'єктивне оцінювання потужності тонів

фонокардіосигналу залежить тільки від амплітуди коливання та властивостей аналізатору слуху.

1.3 Відомі математичні моделі фонокардіосигналів

1.3.1 Детерміновані моделі. Серед детермінованих моделей фонокардіосигналу віднесено функції гармонічні у вигляді синусів та косинусів (Додж та Кебот), функції періодичні різної частоти (Мангеймер), що мають змогу розкладу у ряди Фур'є із кратним числом гармонік, майже періодичні функції (Касирський Г.І.), що мають розклад у ряди Фур'є в різних базисах ортогональних і не ортогональних базисах, які забезпечують перетворення Карунена-Лоева Гільберта та Лапласа. Такий клас математичних моделей є спрощеними та ідеалізованими при описі експериментальних фонокардіосигналів серця та уможливають її використання у практиці для опису повторних/циклічних фонокардіосигналів з стабільно-стійкою структурою. В такому випадку відбувається неврахування випадковості, що не адекватним для реальних сигналів при спрощенні розв'язування задач медичного дослідження.

1.3.2 Стохастичні моделі. Такі відомі моделі фонокардіосигналу як стаціонарний випадковий процес (Metin Akay), скама стаціонарного випадкового процесу та функції детермінованої (Metin Akay) та періодично корельований процес випадковий (Осухівська Г.М. та в подальшому розвинуто у працях Паляниці Ю.Б.).

Стаціонарний процес випадковий як модель фонокардіосигналу за своїми властивостями осягає властивості реальних сигналів, проте така модель у вузькому розумінні не враховує структури фази в часі та повторність, яка є обов'язковою характеристикою тонів сигналу.

До такого класу моделей належить модель мультиплікативна, адитивна та комбінація попередніх.

Адитивна модель фонокардіосигналу має вид:

$$\xi(\omega, t) = f(t) + \xi_1(\omega, t), \quad (1.1)$$

де $\{\xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in R\}$ – випадковий процес, який стаціонарний в розумінні широкому;

$f(t), g(t)$ – функції детерміновані.

У більшості випадків $\xi_1(\omega, t)$ застосовують Гаусовий білий стаціонарний шум з математичним сподіванням нульовим та сталою дисперсією.

Мультиплікативна модель фонокардіосигналу формується виразом:

$$\xi(\omega, t) = g(t) + \xi_1(\omega, t), \quad \omega \in \Omega, t \in R \quad (1.2)$$

Адитивно-мультиплікативна модель фонокардіосигналу формується виразом:

$$\xi(\omega, t) = g(t) + \xi_1(\omega, t), \quad \omega \in \Omega, t \in R \quad (1.3)$$

Моделі (1.1-1.3) не забезпечують відображення часової структури фонокардіосигналу в повному обсязі.

Вище наведені моделі не забезпечують врахування у своїй часовій структурі пов'язаність між різними серцевими циклами однієї реалізації фонокардіосигналу як сигналу біологічної природи серця, повторювану випадковість, тому такі моделі є придатними для розв'язання задачі виявлення мітральної недостатності через відсутність фазових показників та їх часової зміни.

Теорія енергетичних стохастичних сигналів та запропонований Драганом Я.П. підхід до розгляду біосигналів як до випадкового процесу з періодичною корельованістю (ПКВП) дали змогу вдосконалити математичну моделі електрофонокардіосигналу, що враховує у структурі серцеву циклічність та випадковість, що властиве для експериментальних сигналів.

Математична модель фонокардіосигналу у вигляді ПКВП як мультипульсатор релаксаційний зображується виглядом:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) \cdot e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (1.4)$$

де $\xi_k(t)$ - компоненти фонокардіосигналу;
 $e^{ik \frac{2\pi}{T} t}$ – періодична складова фонокардіосигналу.

Практичне застосування підходів енергетичної теорії стохастичних процесів обґрунтовано в праці Осухівської Г.М., Паляниці Ю.Б. та Драгана Я.П.

У праці Осухівської Г.М. [23] обґрунтована здатність застосування ПКВП до математичного опису фонокардіосигналу з метою опису та аналізу його тонального складу сигналу серця людини, У працях Паляниці Ю.Б. та Драган Я.П. обґрунтовано застосування ПКВП структури одночасно зареєстрованих електрокардіосигналу та фонокардіосигналу для розв'язання задачі оптимізації відбору статистичного матеріалу.

Застосування математичного апарату ПКВП до обробки фонокардіосигналу у фонокардіографічних системах при розв'язання задачі виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини не здійснювалося.

Усі відомі моделі, які використовують при побудові алгоритмічного та програмного забезпечень у відомих фонокардіографічних системах, не є придатними для дослідження динаміки зміни амплітудних, фазових показників при перших проявах мітральної недостатності серцевих клапанів людини, оскільки вони характеризують сигнал в межах одного періоду.

1.4 Висновки до розділу 1

У розділі проаналізовано структуру фонокардіосигналу при мітральній недостатності. Проаналізовано методи медико-біологічного дослідження клапанів серця людини та відзначена ефективність застосування фонокардіосигналу при дослідженні роботи клапанів серця з мітральними показниками провідності його клапанів.

Враховуючи результати обробки відомих методів обробки фонокардіосигналів виникає необхідність розроблення нового методу оперативного виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини шляхом обробки фонокардіосигналу на базі адекватної вказаній потребі математичної моделі як інструменту розробки технічних засобів.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ

Виходячи з біофізичної природи фонокардіосигналу серця апріорно відноситься до класу сигналів випадкових процесів, проте визначення точних характеристик сигналу необхідно провести детальне їх дослідження.

2.1 Параметри фонокардіосигналу

Фонокардіосигнал в стані фізіологічної норми за структурою складається з двох постійних I та II тонів та пауз між ними: час систоли та діастоли. У час паузи діастоли рідко проявляються додаткові тони діастоли – III та IV, а у випадку патологічного стану в діастолі може бути виявлений екстратон високої частоти - відкриття мітрального клапана або компонент мітральний, який позначено як OS (рис. 2.1).

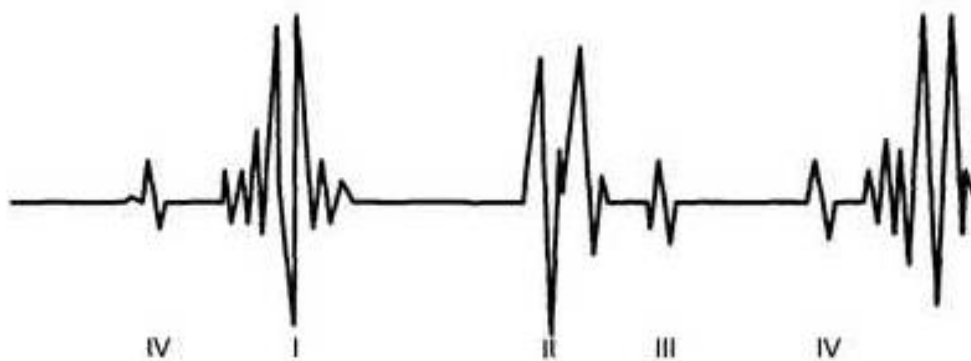


Рис. 2.1. Фонокардіосигнал та його тонові складові

До сьогодні ще немає спільної думки щодо механізму породження серцевих тонів та їх структурних складових. Вважають, що I тон породжується в результаті початкового напруження в фазі ізотермічній циклу серцевого, закриття клапанів та відкриття клапанів аорти і артерії легеневої. Породження коливань сигналу II тону пов'язано в першу чергу з закриттям клапанів аорти напівмісячних і артерії легеневої, а також з відкриттям клапанів атріовентрикулярних - тристулкового і

мітрального.

При аналізі фонокардіосигналу в стані фізіологічної норми (рис.2.1) враховуються наступні медичні показники:

- 1) звукові тони - їх амплітуда, часова відстань між осциляціями, тривалість тонів;
- 2) інтервали – різниця між початком та Q зубцем електрокардіосигналу), часова відстань між I та II тонами і час від кінця зубця T електрокардіосигналу до початку II тону;
- 3) шуми - амплітуда, форма, часове положення по відношенню до серцевих фаз.

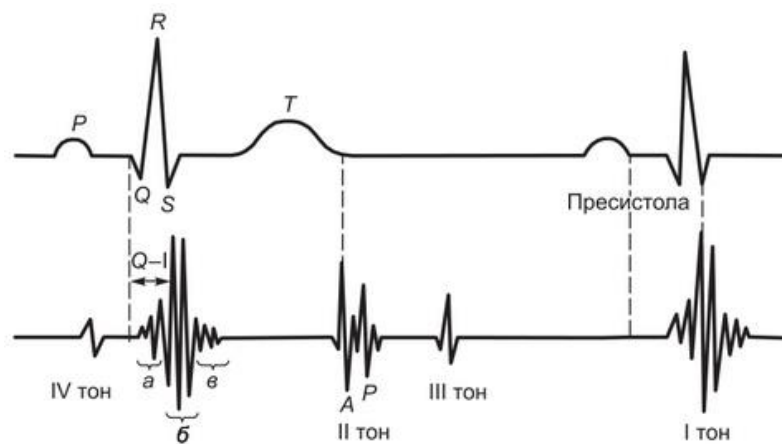


Рис. 2.1. Параметри фонокардіосигналу [40]

I тон фонокардіосигналу складається з 6-ти та 10-ти осциляцій і завжди збігається з комплексом QRS електрокардіосигналу. Початкові коливання I тону фонокардіосигналу складаються з другої та третьої осциляції частоти низької (30 коливань за секунду) і амплітуди.

Головні коливання I тону формуються від 4-ох до 6-ти коливань більш високих частот від 120Гц до 150Гц, які утворюються за рахунок закриття клапанів атріовентрикулярних (мітрального та тристулкового). Тому в головних коливаннях перших тонів розрізняються трикуспідальний та мітральний компоненти, які зумовлені вібрацією клапанів стулок.

Завершальні коливання першого тону мають вигляд двох та трьох колтвань низької частоти (приблизно 30 Гц). Їх поява зумовлена коливаннями аортних стінок

і артерії легеневої. В стані норми часовий інтервал між окремими коливаннями базового комплексу I тону є не більшим 0,02-0,04 сек. Якщо часовий інтервал більший, то це свідчить на розмиття першого тону, що вказує на ознаку підвищення тиску в колі кровообігу. Загальна часова тривалість першого тону в стані фізіологічної норми рівна від 0,10 сек до 0,14 сек. Інтервал часу (Q-I) тон в стані фізіологічної нормі не небільше 0,03-0,06 сек. I відображає час від початкового моменту збурення шлуночків до закриття клапана мітрального (період зміни). На фонокардіосигналі період зміни визначається від початкового моменту часу зубця Q електрокардіосигналу до початкового моменту першої великого коливання базового комплексу першого тону. Числовий показник тривалості Q вказує на те, що I тон має суттєве значення в медичній діагностиці стенозу. Збільшення цього часового інтервалу чітко вказує на звуження лівого отвору атріовентрикулярного. Це відбувається за рахунок закриття клапана мітрального може відбутися лише в такій ситуація, коли тиск в шлуночку лівому значно перевищить тиск в передсерді лівому. При стенозі створюються усі умови щодо значного підвищення тиску в передсерді лівому, що веде до часової затримки першого тону. Вважають, що ця затримка прямо пропорційна ступеню зтиснення атріовентрикулярного лівого отвору. При високих ступенях стенозу час Q - I топ може перевищувати 0,14 секунди.

Значення амплітуди першого тону може змінюватися у різних людей з серцем фізіологічною нормою. Перш за все, це залежить від загальної товщини шару жиру клітини грудної, ступеня розвивання м'язів грудних. На практиці прийнято здійснювати порівняння величини коливання першого тону з величиною коливання другого тону, які зареєстровано на верхівці серця в другому тракті середньої частоти. У стані фізіологічної норми амплітуда першого тону в 3/2 рази за амплітудою перевищує другий тон. Підвищення першого тону може відбуватися при зниженні наповнення діастоли шлуночків кров'ю, зокрема при анемії Величина амплітуди I тону може зменшитися при недостатності клапана мітрального, а також при змінах міокарда дистрофічних та ін.

Другий тон утворюється після завершення зубця T електрокардіосигналу або через інтервал від 0,02 сек до 0,04 сек. Його часова довжина складає від 0,07 сек до

0,02 сек. Другий тон фонокардіосигналу складається з коливань середньої частоти від 4 до 6-ти штук з частотним діапазоном від 100 Гц до 150 Гц. Переважно в стані фізіологічної норми можна виділити декілька складових другого тону фонокардіосигналу, які складаються з двох чи трьох коливань низької амплітуди та частоти, які зумовлені початком розслаблення шлуночків, зокрема ізометричного.

Базова ділянка другого тону складається конструктивно від двох до трьох коливань частоти середньої від 100 Гц -150 Гц та амплітуди. Ця ділянка другого тону переважно складається з двох компонент: нульмонального та аортального, котрі виникають за рахунок закривання клапанів. Часова відстань між пульмональним та аортальним компонентами в стані фізіологічної норми не більша від 0,02 сек до 0,03 сек. Збільшення часового інтервалу показує на зникнення 2-го тону за рахунок підвищення тиску в малому колі. В таких випадках значно збільшується амплітуда другого тону. Якщо в стані фізіологічної норми вона доходить лише половини компонента аортального, то при гіпертензії легеневої може перевищувати її. Чим більша гіпертензія в колі малого кровообігу, тим вище значення амплітуди компонента II типу і тим більше його часове запізнювання по відношенню до коливань аортальних. Зникнення другого тону може бути в межах від 0,05 сек до 0,11 сек.

Завершення 2-го тону зумовлене відкриттям клапанів атріовентрикулярних і початком наповнення кров'ю шлуночків. Ця ділянка 2-го тону сформована двома чи трьома низькочастотними коливаннями з низькою за рівнем амплітуди.

2.2 Обробка характеристик фонокардіосигналу

Основними базовими характеристиками фонокардіосигналу, який зображено на рис.2.2, як випадкового стаціонарного процесу є його сподівання математичне, розкид навколо нього (дисперсія) та функція кореляції.

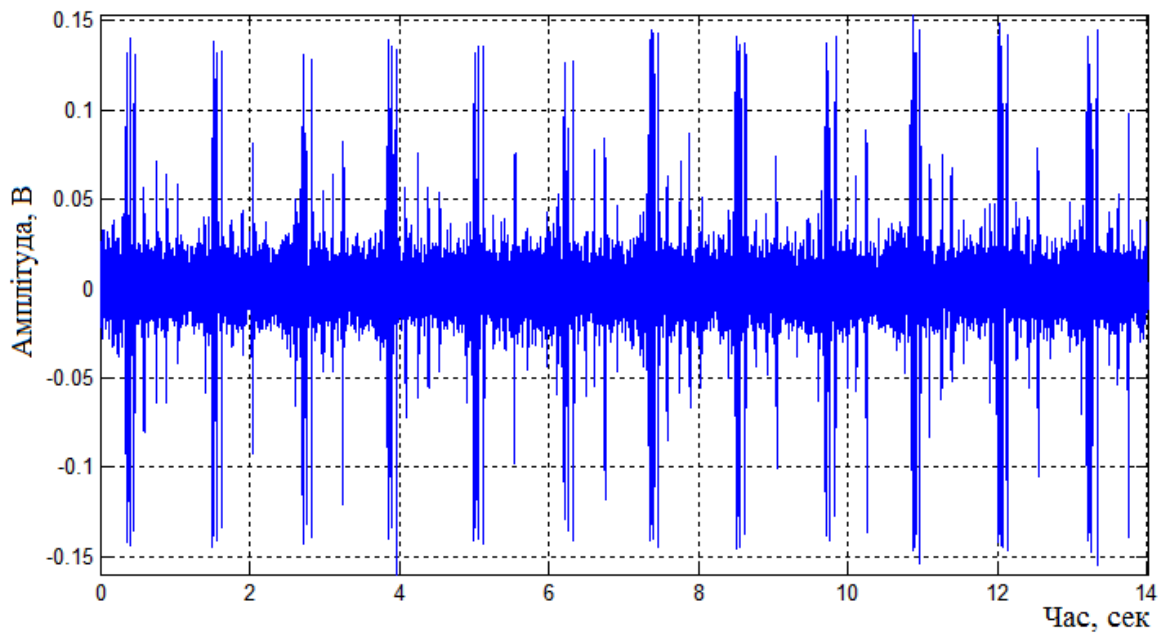


Рис. 2.2. Реалізація експериментально фонокардіосигналу при недостатності мітральній

Модель фонокардіосигналу як стаціонарна випадкова не забезпечує адекватний опису характеристик фонокардіосигналу, через те що сигнал повинен містити у своїй параметрах циклічність (повторюваність) із випадковістю значень амплітудних, що і вказує на її не застосовність у даному випадку. Проте здійснено процедуру достовірного характеристик фонокардіосигналу (рис. 2.1) та формування, відповідно, вимог до структурних одиниць та параметрів моделі.

Аналіз розкиду навколо середнього фонокардіосигналу у вигляді дисперсії, відображає міру відхилення від середнього (сподівання математичного). Якщо розкид буде сталим впродовж усього часу то буде висунуто гіпотезу про стаціонарність фонокардіосигналу, а в протилежному випадку – про не стаціонарність.

Результат оцінка розкиду зображено графічно на рис. 2.3.

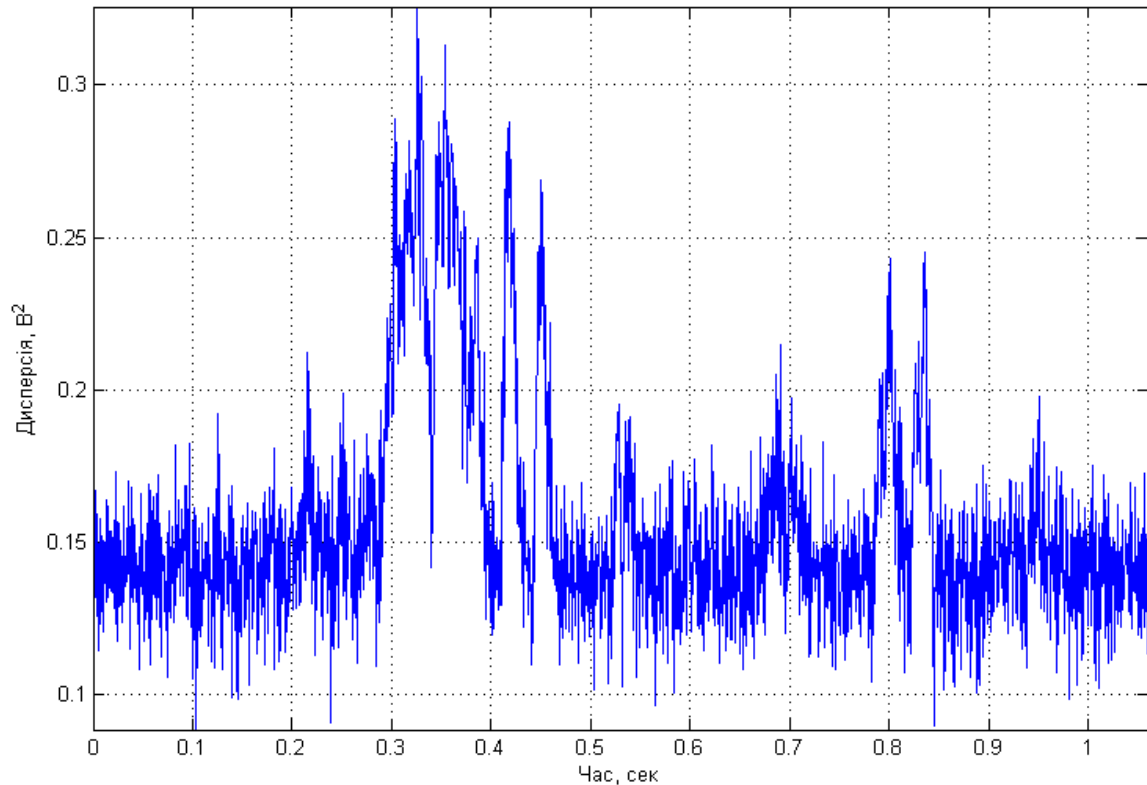


Рис. 2.3. Результат оцінки розкиду навколо середньої фонокардіосигналу

Аналіз розкиду навколо середнього фонокардіосигналу (рис.2.3) дав ґрунтовну підставу формулювання висновку про належність сигналу клапанів серця до класу процесів нестационарних.

На рис. 2.4 зображено реалізацію автокореляції оцінок фонокардіосигналу, яка забезпечує відстеження міри подібності його значень в часі зокрема його густину розподілу енергетичних характеристик.

На рис. 2.4 автокореляції значень фонокардіосигналу при недостатності мітральній спостерігається циклічність (повторюваність) форми автокореляції із її затуханням.

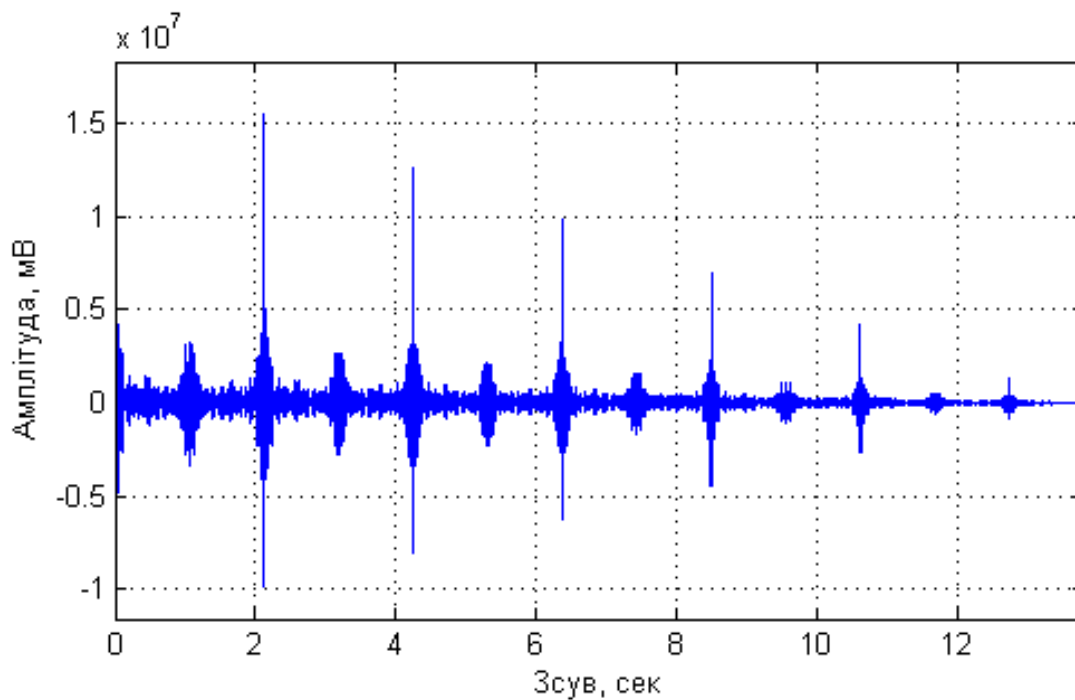
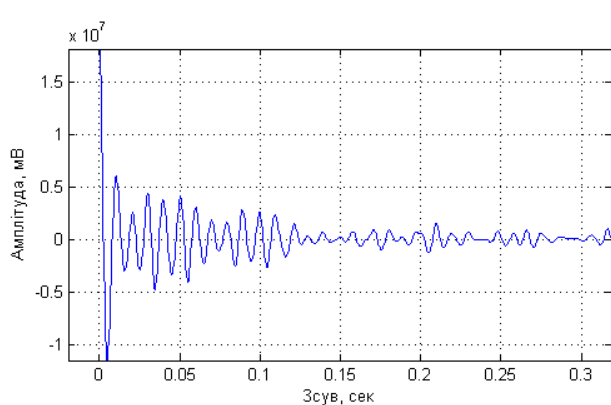
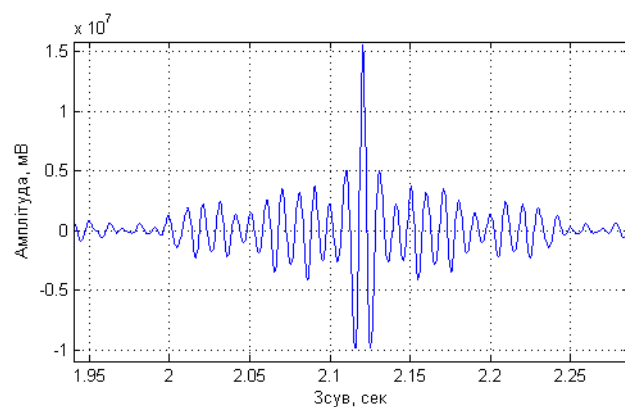


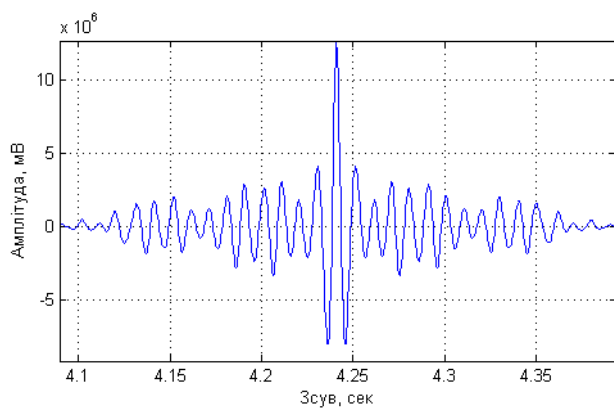
Рис. 2.3. Автокореляція від зареєстрованого фонокардіосигналу при недостатності мітральній



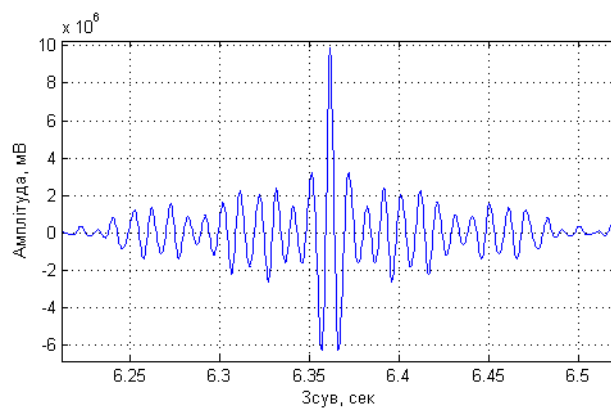
а)



б)



а)



б)

Рис. 2.4. Вибірки масштабовані автокореляції зареєстрованого ФКС при недостатності мітральній

За результатами апріорного дослідження характеристик фонокардіосигналу при недостатності мітральній визначено основні параметри моделі його, зокрема такі як:

- врахування параметру циклічності (повторюваності значень);
- врахування параметру випадковості значень за рахунок змінної роботи клапанів при недостатності мітральній;
- взаємопов'язати вище наведені вимоги, що є характерним для фонокардіосигналу при недостатності мітральній;

2.3 Енергетична теорія при моделюванні фонокардіосигналу

Зі сторони енергетичних параметрів фонокардіосигналу як процесу випадкового забезпечується виділення енергетичного класу теорії логіко-математичної основ та математичного апарату, що забезпечує формалізацію лімітованості енергетичних характеристик фонокардіосигналів як його норми у просторі векторів. Такий підхід є основою обробки фонокардіосигналів при недостатності мітральній як процесу нестационарного за рахунок завершеності та вичерпності теорії кореляційного аналізу шляхом виділення класу процесів енергетичних з потужністю та енергією.

За рахунок того, що даний фонокардіосигнал при недостатності мітральній є нестационарним за параметрами, тому такий енергетичний підхід є актуальним при розв'язанні поставленої методи дослідження.

Енергетичний підхід щодо опису фонокардіосигналу при недостатності мітральній теорія забезпечує опис його фізичного походження з математичним апаратом для дослідження сигналів через спосіб лінійного поєднання закономірностей циклічності та випадковості. Такий спосіб ефективного вивчення параметрів фонокардіосигналу при недостатності мітральній на підставі енергетичного підходу або концепції При вивченні фонокардіосигналу з недостатністю мітральною забезпечується процедура виділення окремих об'єктів та процесів в сенсі узагальненому та формулювання висновків про досліджуваний

процес за рахунок аналізу математичного, а не лише за рахунок невизначених припущень про процес недостатності мітральних клапанів. Енергетичний підхід з урахуванням математики та різного роду теорем забезпечує детально енергетичні параметри тонів серця.

Інтегральні параметри тонів фонокардіосигналу при недостатності мітральній описують коректно за значенням миттєвої потужності, яка є інтегралом його енергії в області існування сигналу.

Проте ці параметри є дискусійними при скінченій енергії фонокардіосигналу при недостатності мітральній за рахунок того, що середнє її значення рівне 0 через скінченність сигналу, зокрема потужність та енергія.

Енергетичні характеристики фонокардіосигналу при недостатності мітральній як потужність середня та енергія стосуються імпульсних змін у сигналі фінітному, а також не коливань затухаючих, але в обов'язковому порядку стаціонарних.

Така теорія дає засоби розробки апарату математичного, який буде придатний для багаточисленного призначення теорії процесів випадкових. Теорія енергетичного типу щодо опису фонокардіосигналу при недостатності мітральній як сигналу стохастичного забезпечує обґрунтування такого зображення через гармонічні компоненти із середньої потужністю та вказаним типом корельованості (залежності зміни між компонентами) в області гармонічного розкладу через компоненти стаціонарного типу та послідовності відліків для кожного циклу, які є стаціонарними.

Отже, теорія енергетична забезпечує обробку фонокардіосигналу при недостатності мітральній шляхом як процесу нестационарного типу та скінченого по часовій осі з характеристиками циклічного характеру, причому використовуючи критерії енергетичні. В загальному базовим показником або параметром фонокардіосигналу при недостатності мітральній буде виступати потужність середня впродовж усієї циклічності сигналу.

2.4 Математична модель фонокардіосигналу при недостатності мітральних клапанів

Фізична природа утворення фонокардіосигналу, зокрема при недостатності мітральній, зумовлює вимоги до обґрунтування параметрів його математичної моделі, за ідеологіє з іншими явищами акустики у системах різної складні. Тому фонокардіосигнал при недостатності мітральній, згідно до попередньо проведеного аналізу, можна вважати нестационарним процесом з циклічними параметрами та скінченим параметром потужності за період циклічності T . Тому фонокардіосигнал при недостатності мітральній буде відноситися до класу гармонічних процесів типу π^T . Єдиним способом опису фонокардіосигналу такого процесу є застосування апарату періодично корельованого випадкового процес як модель досліджуваного сигналу клапанів серця [10].

Фонокардіосигнал при недостатності мітральній як процес випадковий та циклічний за характером кореляційної функції задовольняє умови циклічності середніх характеристик та їх варіацій:

$$m(t + T) = m(t), \quad (2.1)$$

$$r(t + T, s + T) = r(t, s). \quad (2.2)$$

В даному випадку T відповідає тривалості одного циклу фонокардіосигналу при недостатності мітральній. Вирази (2.1-2.2) вказують на циклічність характеристик, а саме що значення середніх характеристик та їх варіацій через цикл серцевий є повторними, але із змінами зумовленими випадковістю.

Фонокардіосигнал при недостатності мітральній встановленого класу π забезпечує вивчення його типу гармонізованості як процесу випадкового та циклічного характеру у вигляді ПКВП з позицій енергетичного підходу (розробник Драган Я.П. [10]). Зокрема дає змогу зберігаючи при цьому вигляд спектру та закон збереження потужності зобразити фонокардіосигнал при недостатності мітральній через компоненти стаціонарного типу.

При цьому умова циклічності $r(t+T, s+T) = r(t, s) \quad \forall t, s \in R$ забезпечує середніх параметрів на за всією реалізацією фонокардіосигналу при недостатності мітральній, а за значеннями зосередженими в межах циклу за рахунок властивості незмінності параметрів в часі. При цьому середні характеристики на інтервалі циклу $[0, T)$ має наступний вигляд:

$$m = M_t \{m(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) dt, \quad (2.2)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} M_t \{r(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) dt, \quad (2.3)$$

де T - величина циклу тонів фонокардіосигналу при недостатності мітральній.

Характеристики середні та кореляційні розкладаються у гармонічні ряди, які представляють в експонентційній формі через \cos та \sin :

$$m(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.4)$$

$$b(t, u) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.5)$$

де $\Lambda = \frac{\Delta 2\pi}{T}$; - крок зміни гармонічних рядів фонокардіосигналу при недостатності мітральній.

Згідно теорії Шварца при розгляді фонокардіосигналу при недостатності мітральній розглядати як процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченної за цикл потужністю сигнал розглядати у вигляді вираз:

$$M_t \{f(t)\} = \lim_{\Theta \rightarrow \infty} \frac{1}{2\Theta} \int_{-\Theta}^{\Theta} f(t) dt = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2NT + 2\Delta} \left[2N \int_0^T + \int_{-\Theta}^{-NT} + \int_{NT}^{\Theta} \right] f(t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt, \quad (2.6)$$

З виразу (2.6) стає зрозумілим, що середні значення потужності фонокардіосигналу при недостатності мітральній як процесу випадкового з

циклічними характеристиками визначається процедурою усереднення на інтервалі циклу $[0, T)$ згідно до виразу:

$$P_{\xi}^T = \frac{1}{T} \int_0^T E \left| \xi(t) \right|^2 dt = \frac{1}{T} \int_0^T r(t, t) dt, \quad (2.7)$$

Відповідно до такого припущення належність фонокардіосигналу при недостатності мітральній класу π матиме вигляд:

$$P_{\xi}^T = \frac{1}{T} \int_0^T r(t, t) dt < \infty. \quad (2.8)$$

Тому клас фонокардіосигналу при недостатності мітральній розглядати як клас π модифікованого процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченими.

Кореляційні компоненти як показники спектральної корельованості значень тонів фонокардіосигналу при недостатності мітральній мають вигляд:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T r(t+u, t) e^{-ik\Lambda t} dt, \quad (2.9)$$

Коваріація фонокардіосигналу при недостатності мітральній модифікованого процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченими має вигляд:

$$r(t, s) = \iint_{R^2} e^{i(t\lambda - s\mu)} F(d\lambda, d\mu), \quad (2.10)$$

з подвійною частотною мірою фонокардіосигналу:

$$F(\Delta, \Delta') = \sum_{k \in z_{\Delta'}} \int \chi_{\Delta}(\mu + k\Lambda) F_k(d\mu), \quad (2.11)$$

переносником якого є множина

$$F = \left\{ \lambda = \mu + k\Lambda, k \in \mathbf{Z}, \Lambda = \frac{2\pi}{T} \right\}, \quad (2.12)$$

Оскільки фонокардіосигнал при недостатності мітральній представлено у процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченного характеру, то можна його зобразити через вираз компонент трансляційних:

$$\xi(t) = \sum_{p \in \mathbf{Z}} \sum_{k=1,5} H(t - pT) \xi_k(t) + q(t), \quad (2.13)$$

де $H(\bullet)$ - одинична функція, яка вказує місце породження тону фонокардіосигналу при недостатності мітральній;

T - період циклу фонокардіосигналу при недостатності мітральній;

$\xi_k(t)$ - тони фонокардіосигналу при недостатності мітральній в межах циклу серцевого;

k - номер циклу серцевого;

Але на підставі рівносильності подань через компоненти трансляційні (2.13) та компоненти стаціонарні вираз моделі фонокардіосигналу при недостатності мітральній має вигляд [10]:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (2.14)$$

де $\xi_k(t)$ - компоненти стаціонарні фонокардіосигналу при недостатності мітральній.

Мітральна недостатність зі сторони природи має вигляд шуму подібним за формою до білого шуму. Така подібність має у моделі (2.14) відобразитися адитивним чином у вигляді виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t} + n(t) \quad (2.15)$$

де $n(t)$ – білий шум як ознака мітральної недостатності у реалізації фонокардіосигналу (згідно природи її утворення).

Вираз (2.15) забезпечує використання синфазного та компонентного методів до обробки фонокардіосигналу при недостатності мітральній як процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченного характеру

2.5 Висновки до розділу 2

В розділі апріорно перед початком процесу вибору структури математичної моделі фонокардіосигналу при недостатності мітральній оброблено сигнал як стаціонарного випадкового, що забезпечило визначення його властивостей як параметрів майбутньої математичної моделі.

А базі отриманих параметрів обґрунтовано структуру математичної моделі фонокардіосигналу при недостатності мітральній у вигляді суміші процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченного характеру (так званого процесу типу ПКВП) та білого шуму як ефекту мітральної недостатності.

Такий тип моделі фонокардіосигналу забезпечує його аналіз синфазним та компонентним методом з метою дослідження динамічних характеристик тонів серця людини із урахування ранніх проявів мітральної недостатності клапанів.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД ОБРОБКИ ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ

3.1 Реєстрація фонокардіосигналів

Приміщення проведення дослідження стану клапанів серця методикою фонокардіографії повинне буде звукозахисним. Температура клімату в приміщенні дослідження повинна бути в межах від 18°C до 20°C. Низький рівень температури викликає тремор м'язів, а при підвищеному рівні відбувається прискорення серцебиття. В процесі медичного дослідження пацієнти роздягаються до рівня поясу. Реєстрація фонокардіосигналу здійснюється в горизонтальному положенні пацієнта на спині з витягнутими руками вздовж тулуба. Передусім треба забезпечити пацієнтові зручне місце лежання, спокійне та без напруження. Для запобігання великого вигинання тулуба необхідно щоб узголів'я не було високим з кутом нахилу голови не більше 10°. Під час обстеження необхідно пацієнта попередньо навчити процесу затримки дихання.

Мікрофонний давач реєстрації звуків клапанів серця людини необхідно відповідально встановити на грудній клітці та почергово із дотримання точок накладання давача, що впливає на коректність отриманих результатів реєстрації.
(рис.3.1):

- 1) верх серця;
- 2) Проекція клапана двостулкового;
- 3) точка проекції артерії легеневої;
- 3) точка аортної проекції;
- 4) проекція клапана тристулкового.

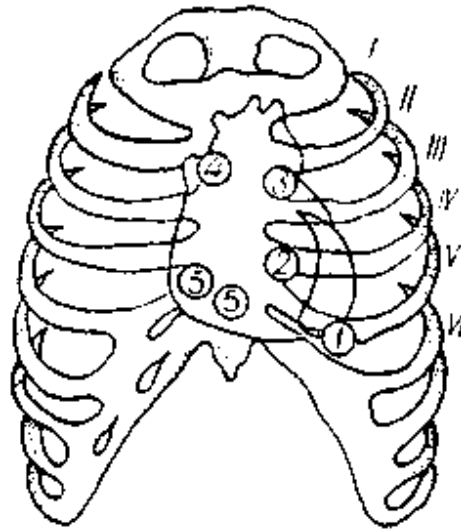


Рис. 3.1. Точки накладання датчика при реєстрації фонокардіосигналу

В процесі дослідження клапанів необхідно дотримуватися певних правил:

1) Нещільне притиснення мікрофона спотворює процес реєстрації за рахунок сторонніх шумів, що проникають на датчик, та появи шумів тремору шкіри. Нещільність прилягання мікрофона ослаблює передачу інформації від грудної клітки в діапазонах частот від 25 Гц до 45 Гц.

2) Занадто притиснений мікрофон створює дискомфорт пацієнту, виникає важкість дихання, погіршується передача звуку від клапанів та в загальному зменшує рівень амплітуди фонокардіосигналу.

3) Підтримка мікрофона не рекомендується тому, о рука має ефекти тремтіння, які будуть передаватися на датчик мікрофонний.

4) Занадто враженість волосяного покриву створює завади. Тому необхідно змочити волосяний покрив розчином мильним або жиром, а в іншому випадку видалити волосяний покрив.

5) Для усунення дихальних шумів, реєстрація фонокардіосигналу здійснюється в період затримки дихання після невеликого видиху. Під час затримки дихання на видиху звукові сигнали серця найточніше передаються до стінок грудної клітки. Пацієнт має бути розслабленим при затриманому диханні, оскільки може утворитися тремор м'язів, який виникає при тривалій затримці дихання. У випадку

не можливості затримки дихання неможлива, реєстрація фонокардіосигналу здійснюється при звичайному режимі диханні.

б) На початку дослідження лікар повинен провести процедуру аускультатії та відмітити точки аускультатії, на які будуть накладені давачі.

Для реєстрації фонокардіосигналу використано систему діагностичну МКМ-08 (розробник Сибірський федеральний університет (Красноярськ, Росія)) з функцією передачі даних на ПК через шину USB.

Система складається з програмного забезпечення для персонального комп'ютера з набором програмного забезпечення та з кардіомонітора МКМ-08.

Робота з системою організована у вигляді меню, що дозволяє встановити різноманітні її режими. Система дає змогу працювати з датчиками фонокардіосигналу, датчиками пульсової хвилі та датчиками ЕКГ сигналу. Результати роботи приладу відображаються на дисплеї.

Зовнішній вигляд системи МКМ-08 зображено на рис. 3.2.



Рис. 3.2. Зовнішній вигляд системи МКМ-08 [39]

Технічні характеристики (канал відбору фонокардіосигналу) [39]:

- Амплітуда вхідного фонокардіосигналу, мВ 1-10
- Частотний діапазон реєстрації, Гц 20-1000

- Напруга поляризації ємнісного датчика, В	3
- Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, дБ, не менше	80
- Вхідний імпеданс в частотному діапазоні, кОм,	6,8
- Розрядність аналого-цифрового перетворювача, біт	12
- Частота аналого-цифрового перетворювача, Гц	2000
- Ємність картки пам'яті, Мб не менше	512
- Час напрацювання на відмову при вірогідності безвідмовної роботи 0,9, годину, не менше	10000
- Діапазон робочої температури, °С	0 ... 40
- Вологість середовища навколишнього, %	30-80
- Управління по інтерфейсу	USB
- Зв'язок із телефоном по інтерфейсу	UART
- Час запису в пам'ять, час, не менше	24

Сигнал з виходів давача має низький рівень амплітуду, тому для підсилення сигналу і узгодження із входом АЦП застосовано підсилювач із великим вхідним опором, а для зменшення впливу перешкод, які є обумовленими скороченням м'язів досліджуваного пацієнта, а також виключення наведення мережі за допомогою фільтрів.

Для оцифрування фонокардіосигналів застосовано 12-ти розрядний АЦП з послідовним наближенням, оскільки серцеві сигнали людини є низькочастотними.

Використання АЦП 12-ти розрядного пояснюється тим, що при детальному дослідженні всього фонокардіосигналу при недостатності мітральній відбувається вплив складових високої частоти серцевих тонів. Частота дискретизації фонокардіосигналу при недостатності мітральній рівна 500 Гц, яка є рекомендована Американською Асоціацією електрокардіологів.

Використання флеш-карти для зберігання зареєстрованих фонокардіосигналу при недостатності мітральній та звітів забезпечує швидкість передавання даних на ПК для подальшої обробки. Передача даних здійснюватися за допомогою інтерфейсу USB.

Експериментально зареєстровану реалізацію фонокардіосигналу при недостатності мітральній системою МКМ-08 зображено на рис.3.3.

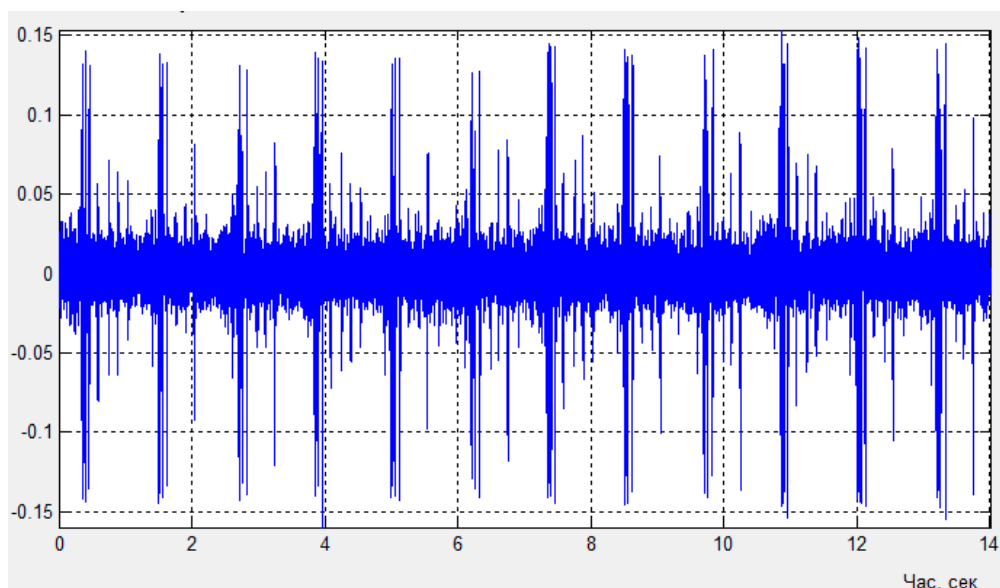


Рис. 3.3. Експериментально зареєстрований фонокардіосигнал (мітральна недостатність) системою МКМ-08

Алгоритм (рис.3.4), який забезпечує процедуру розпізнавання станів клапанів серця людини у системі МКМ-08 шляхом реєстрації фонокардіосигналів з різними патологічними станами.

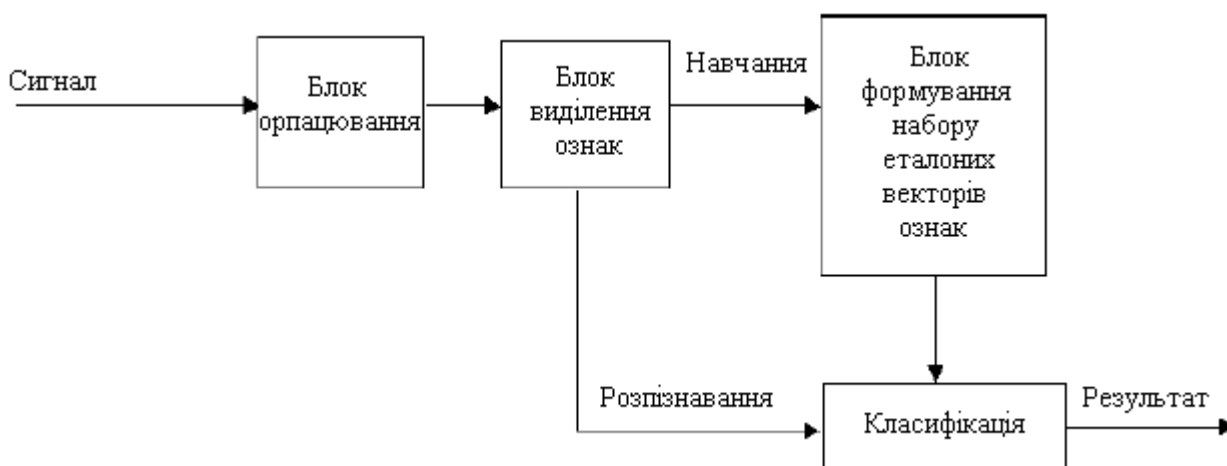


Рис. 3.4. Алгоритм опрацювання (розпізнавання, обробки) фонокардіосигналів при виявленні при недостатності мітральної

3.2 Методи обробки фонокардіосигналу при недостатності мітральній

Методи обробки характеристик фонокардіосигналу при недостатності мітральній базуються на властивостях сукупностей значень сигналу, які є співфазними. Операції усереднення за однією реалізацією фонокардіосигналу як ергодичного із сукупності його значень, дають змогу оцінити фазові показники усїєї сукупності сигналу в часі. Все це можливе за рахунок властивості \hbar -ергодичності.

Стационарні послідовності відліків на кожному серцевому циклі фонокардіосигналу є стационарного типу із певною пов'язаністю між собою особливо ергодичного характеру. Подання фонокардіосигналу при недостатності мітральній через стационарні компоненти в широкому розумінні є обгрунтованим через ергодичність його залежних між собою значень.

Параметри моделі фонокардіосигналу при недостатності мітральній як процесу випадкового з циклічними характеристиками скінченного характеру (інше трактування як ПКВП) виділяють базові методи щодо його обробки, а саме компонентний та когерентний.

Когерентний метод забезпечує формування послідовності ергодичної $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T]\}$ ($\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$) при синхронізації по фазі початкових відліків фонокардіосигналу через період $t_0 \in [0, T]$, який є рівним серцевому циклу. Цей метод є варіантом способу накопичення сигналів у випадку подані їх як суми різних моделей.

Синхровідліки фонокардіосигналу, тобто його значення $\xi(t_0 + kT), k \in Z$, мають статистику другого порядку за аналогією статистик усїєї реалізації фонокардіосигналу.

Ергодичність фонокардіосигналу при недостатності мітральній забезпечує отримання характеристики середніх оцінок та міри кореляції його значень:

$$m^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (3.1)$$

$$b^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=-N}^N \xi^0(t_0 + u + kT) \xi^0(t_0 + kT). \quad (3.2)$$

Метод компонент базується на тому, що параметри фонокардіосигналу при недостатності мітральній є функціями періодично-змінними в часі, що забезпечує їх подання через Фур'є розклад:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.3)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.4)$$

Компоненти m_k та B_k статистик (3.3) та (3.4) мають вигляд:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (3.5)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}(t, u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (3.6)$$

Усереднення за різними серцевими циклами фонокардіосигналу зведено усереднення його флуктацій. Таке твердження дає змогу переписати вирази числення його параметрів, які були подані у виразах (3.5-3.6) у вигляді:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (3.7)$$

$$\hat{b}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t+u) \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (3.8)$$

Середні статистики ФКС як ергодичного процесу з періодично-випадковими параметрами, які подано у виразах (3.5-3.6) є незсунутими:

$$M\hat{m}_k = m_k \text{ та } M\hat{B}_k(u) = B_k(u), \quad (3.9)$$

Тоді незсунуті параметри ФКС як випадкові функції мають вигляд:

$$\hat{m}(t) = \sum_{l \in Z} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.10)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.11)$$

Параметр незсувності параметрів ФКС рівний:

$$\xi_{\hat{B}} = M\hat{B} - B, \quad (3.12)$$

а їх дисперсія як показник розсіювання:

$$D_{\hat{B}} = M[\hat{B} - m_{\hat{B}}]^2, \quad (3.13)$$

та коваріаційна функція як показник взаємозалежності:

$$B_{\hat{B}}(u_1, u_2) = M[\hat{B}(u_1) - m_{\hat{B}}(u_1)][\hat{B}(u_2) - m_{\hat{B}}(u_2)]. \quad (3.14)$$

Найменшу зсунутість параметрів будуть мати параметри з мінімальною дисперсією (3.13) та коваріацією (3.14).

Властивості параметрів сигналу будуть залежними від обраного критерію оцінювання та довжини реалізації фонокардіосигналу при недостатності мітральній.

3.2.1. Когерентний метод обробки. Припущено, що усереднення параметрів середнього та залежності значень сигналу відбувається на заданій часовій тривалості $\theta = NT$. У випадку зсуву часової тривалості $NT + u_{\text{макс}}$, де $u_{\text{макс}}$ – зсув вирази параметрів фонокардіосигналу (3.1-3.2) приймуть вигляд:

$$\hat{m}(t) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT), \quad (3.15)$$

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi^0(t+u+kT) \xi^0(t+kT), \quad (3.16)$$

де

$$\xi^0(t) = \xi(t) - \hat{m}_\xi(t). \quad (3.17)$$

Усереднення параметру (3.15) буде рівне:

$$M \{ \hat{m}(t) \} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} m(t+kT) = m(t). \quad (3.18)$$

Вираз (3.18) вказує на те, що параметри ФКС є незмінними в часовому просторі при їх зсуві

При відомому параметрі середньої статистики, коваріаційна оцінка $\hat{b}(t, u)$ може бути подана виразом:

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t+nT) \xi(t+u+nT) - m(t)m(t+u). \quad (3.19)$$

У випадку невизначеності середніх статистик фонокардіосигналу параметр коваріації має вигляд:

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{m, n=0}^{N-1} [\xi(t + nT) - \hat{m}(t + nT)] [\xi(t + u + nT) - \hat{m}(t + \tau + nT)], \quad (3.20)$$

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

Часовий зсув параметру коваріації в такому випадку рівний у випадку довжини фонокардіосигналу нескінченної:

$$\varepsilon_{\hat{b}}^{(1)} = \frac{1}{N} \left[b(t, u) + \sum_{n=-N+1}^{N-1} \frac{|n|}{N} b(t, u + nT) \right], \quad (3.22)$$

Компонентна обробка фонокардіосигналу при недостатності мітральній в частотній області ставить за мету знаходження оцінок компонент кореляції $B_k(u)$, які чисельно відображає частотну мінливість сигналу. Оцінка компонент кореляції забезпечується виразом:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (3.23)$$

Оцінка (3.23) є незсуною при відомому середньому:

$$MB_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt = B_k(u). \quad (3.24)$$

При скінченності часової тривалості N фонокардіосигналу при недостатності клапана мітрального зсув оцінки визначається з виразу:

$$\varepsilon_{\hat{B}_k}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[B_k(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(\frac{|n|}{N} \right) B_k(t, u + kT) \right]. \quad (3.25)$$

Вирази методу компонентного забезпечують визначення параметрів фонокардіосигналу при недостатності клапана мітрального у вигляді компонент кореляційних та коваріації.

3.2.2. Компонентний метод обробки. Оцінки середнього та кореляційної функції фонокардіосигналу при недостатності клапана мітрального при когерентній (синфазній) оцінці застосовуються при усередненні одне значення його відліків, які формуються через інтервал часу серцево циклу.

Компонентні параметри фонокардіосигналу:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k=-N_1}^{N_2} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.26)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{l=-N_2}^{N_2} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.27)$$

При інтегральному поданні компоненти фонокардіосигналу є рівними:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (3.28)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t+u) \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (3.29)$$

Усередненні статистики компонент фонокардіосигналу мають вигляд

$$M\hat{m}(t) = \sum_{n=-N_1}^{N_1} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \sum_{k=-N_1}^{N_1} m_l \varphi\left[(n-k) \frac{\pi}{T}\right] \exp\left[i(n-k) \frac{\pi}{T} \theta\right], \quad (3.30)$$

Дисперсія компонентної оцінки середнього (3.26) є функцією з періодичними параметрами, а її дисперсія рівна:

$$D_m^T = \frac{1}{N} \left[k_0(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left(1 - \frac{n}{N} \right) k_0(nT) \right]. \quad (3.31)$$

Дисперсії як у випадку когерентної обробки так і у випадку компонентної обробки є ідентичними за виразом.

Для визначення компонент кореляції застосовують також статистики:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta [\xi(t)\xi(t+u) - m(t)m(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (3.32)$$

При наперед відомому середньому фонокардіосигналу при недостатності мітрального клапану параметр компонент кореляційних є незсунутим, тому незсунутими є оцінки функції кореляції.

Для пошуку статистик функції кореляції при апріорно невизначеному середньому оцінки компонент можна подати:

$$\begin{aligned} \hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta [\xi(t)\xi(t+u) - \xi(t)\hat{m}(t+u) - \hat{m}(t)\xi(t+u) + \\ + \hat{m}(t)\hat{m}(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt \end{aligned} \quad (3.33)$$

де

$$\hat{m}(t) = \sum_{k=-N_2}^{N_2} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \left[\frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(s) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} s\right) ds \right]. \quad (3.34)$$

Якщо затухання компонент кореляційних фонокардіосигналу при недостатності мітрального клапану із зсувом є незначними, то перевагу надають параметрам виразу (3.29), а якщо з часом компонента значно затухає на інтервалі спостереження і загальна сума компонент середнього незначна, то варто застосувати (3.32-3.33).

Обробка оцінок компонент середнього та зв'язків між значеннями відібраних через інтервал серцевого циклу відображає характерні параметри фонокардіосигналу при виявленні недостатності мітральних клапанів.

3.3 Алгоритм методу компонентної обробки фонокардіосигналів при виявленні мітральної недостатності клапанів серця людини

Метод компонентної обробки по відношенню до когерентної не залежить від кількості компонент та довжини реалізації фонокардіосигналу з її кратним періодом.

На рис. 3.5 зображено послідовну структуру обробки фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального методом компонент.

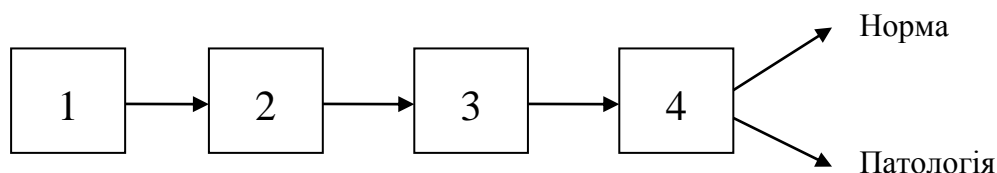


Рис. 3.5. Послідовність обробки фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального

На рис. 3.5 у послідовності позначено:

- 1 – реєстрація фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального;
- 2 – обчислення ознак фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального;
- 3 – класифікація ознак фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального;
- 4 – прийняття рішення щодо присутності мітральної недостатності клапанів.

Структурний елемент послідовності (рис. 3.5) реалізовано на методі компонентному, який обчислює компоненти $\hat{V}_k(u)$ фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} n} dt, \quad (3.35)$$

де T - часова тривалість циклу серцевого фонокардіосигналу;

$\hat{b}_\xi(t, u)$ - оцінка коваріації параметричної, яка обчислюється з виразу:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{T} \int_0^T \xi^0(t+u+kT) \xi^0(t+kT) dt, \quad (3.36)$$

де $\xi^0(t)$ - центрований фонокардіосигнал з недостатністю клапану мітрального,

$$\xi^0(t) = \xi(t) - m_\xi(t);$$

$m_\xi(t)$ - середнє фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального $\xi(t)$.

Підставивши вираз (3.35) в (3.36) отримано вираз для формування оцінок компонент фонокардіосигналу:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \xi^0(t+u+kT) \xi^0(t+kT) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt. \quad (3.37)$$

Розглянувши вираз (3.33), виділено основні операції його реалізації:

1) Пошук періоду T фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального;

2) Числення оцінки математичного сподівання m_ξ фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального;

3) Центрування фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального $\xi^0(t)$;

4) Числення коваріації $\xi^0(t+u+kT)\xi^0(t+kT)$ фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального

5) Числення компонент $\hat{B}_k(u)$ фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального.

На рис.3.6. наведемо усі перелічені операції у вигляді блок-схеми, яка відображає усі операції реалізації компонентного методу обробки.

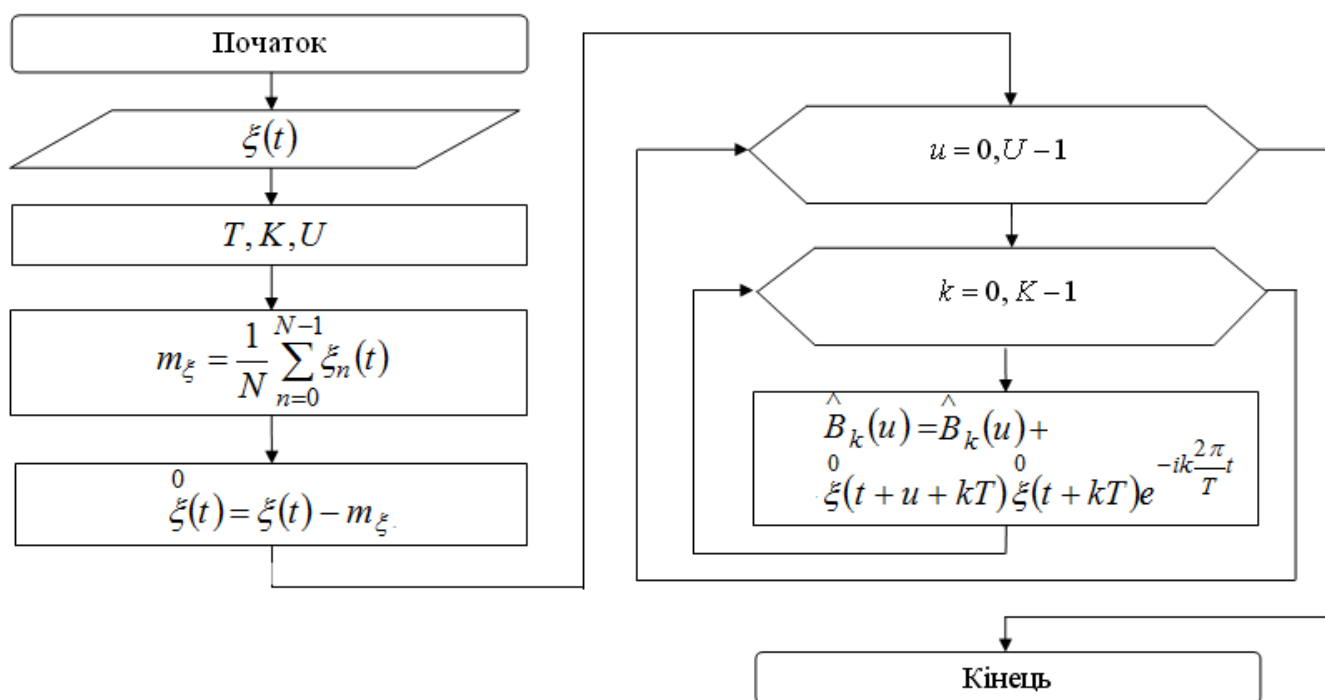


Рис. 3.6. Алгоритм реалізації методу компонент при обробці фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального

На рис.3.6 позначено через K - кількість компонент, U - максимальне значення довжини часового зсуву, T - тривалість церцевого циклу.

3.4 Висновки до розділу 3

У розділі проаналізовано структуру системи для реєстрації фонокардіосигналів з метою його обробки при виявленні мітральної недостатності клапанів. На підставі аналізу методів обробки математичного апарату випадкових

процесів із періодичними параметрами вибрано компонентний метод на фоні переваг над когерентним. На базі методу компонент розроблено алгоритм обробки фонокардіосигналу з метою виявлення прояву чи факту недостатності клапану мітрального за значеннями компонент в частотній області.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ОБРОБКИ ФОНОКАРДІОСИГНАЛУ

Розробка програмного забезпечення як інструменту, що уможливить процедуру обробки даних фонокардіосигналів з метою отримання ознак як показників можливого прояву мітральної недостатності клапанів.

4.1. Блок-схема програмного забезпечення компонентної обробки фонокардіосигналу

4.2. На базі алгоритму обробки фонокардіосигналу, який зображено на рис.3.6, розроблено блок-схему програмного забезпечення компонентної обробки фонокардіосигналу для виявлення недостатності клапанів мітральної. Загальний вигляд блок-схеми проілюстровано на рис.4.1.

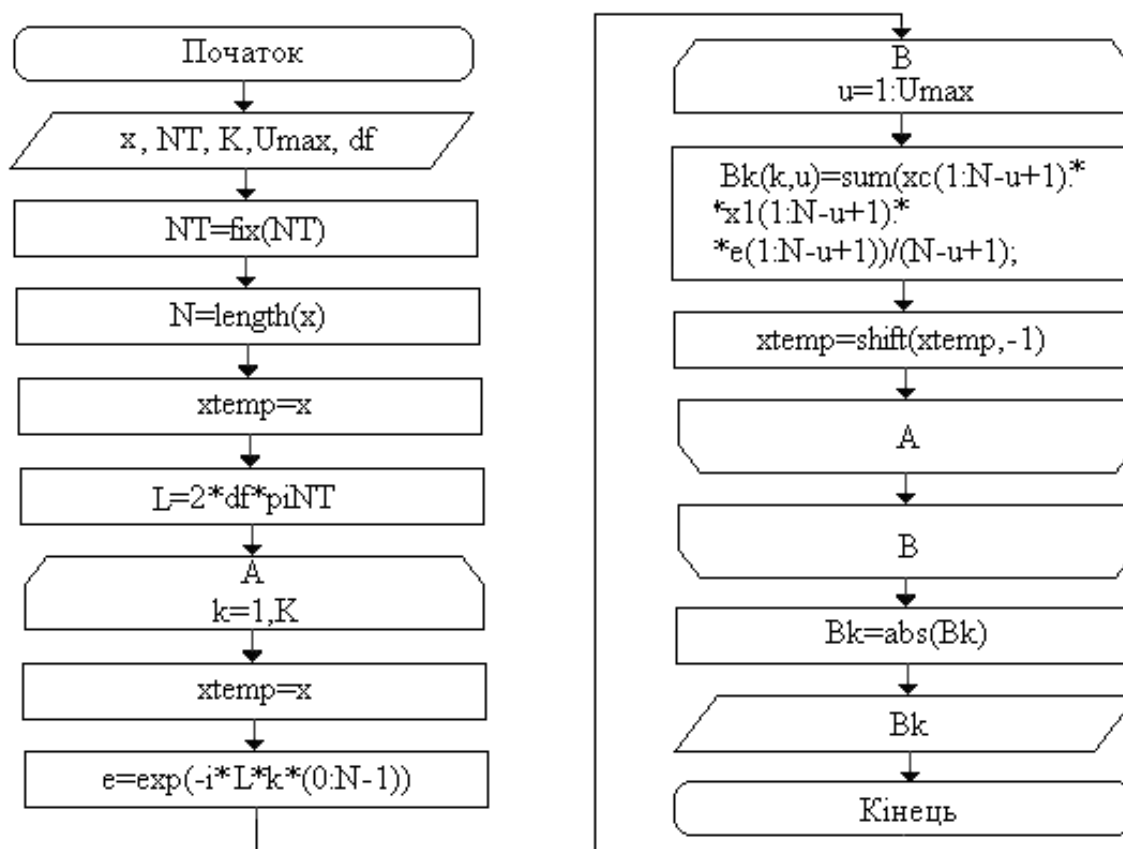


Рис. 4.1. Блок-схема програмного забезпечення компонентної обробки фонокардіосигналу

В блок-схемі відбувається процес зчитування з файлу даних фонокардіосигналу x , зокрема в стані мітральної недостатності, період фонокардіосигналу NT , частоти дискретизації df , максимального зсуву U_{max} та кількості компонент K .

У випадку довжини періоду не фіксованої цілої довжини, відбувається процес округлення до найближчого меншого числа.

Базовими етапами блок-схеми обробки фонокардіосигналу при недостатності мітральній є:

- формування базисних експонент e для кожної k -ої компоненти;
- обчислення функції кореляції в області частот $V_k(k,u)$ для масиву компонент $k=1,K$ та часового зсуву $u=1,U_{max}$;
- обчислення дійсних значень компонент від $V_k(k,u)$ (попередньо значення $V_k(k,u)$ є комплексними, через розклад компонент в ряди Фурє базисних функцій синуса a та косинуса b , $a - ib$), що ними є амплітуди гармонік $|a - ib|$;
- вивід результатів обробки фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального $V_k(k,u)$.

Отже, розроблена блок-схема компонентної обробки фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального дає змогу розробити програмне забезпечення.

4.2 Програмна реалізація компонентного методу обробки фонокардіосигналу

На базі блок-схеми (рис.4.1) розроблено програмну реалізацію компонентної обробки фонокардіосигналу при недостатності клапану мітрального в програмі Matlab, яку реалізовано у вигляді програми `function V_k=PKVP_kinash(xx, NT_s,dt,kk,U_max)` (повний текст наведено в додатку А), де xx - фонокардіосигнал центрований, NT_s - період фонокардіосигналу, який тотожний кількості відліків на періоді, kk - кількість компонент, dt - крок дискретизації, U_{max} - максимальний зсув часу.

Для того забезпечення введення усі параметрів функції xx , NT_s , dt , kk в тексті програми передбачено перевірку на кількість введених параметрів за допомогою тексту:

```
if nargin<4, error('Необхідно ввести мінімум 4 параметри'); end; % Перевірка
```

Оскільки числове значення дискретної довжини періоду NT_s фонокардіосигналу може бути не ціле число (помилкове введення), тому за допомогою оператора `fix` вхідне значення NT_s округлюємо до цілого:

```
NT_s=fix(NT_s); % Округлення до ближчого цілого
```

В подальшому вхідний сигнал фонокардіосигналу центровано шляхом віднімання математичного сподівання від вхідних даних фонокардіосигналу на кожному його циклі:

```
x=formatmasiv(xx,NT_s); % Формування довжини кратною періоду
xc=centrPKVP(x,NT_s); % Центрування фонокардіосигналу
```

Текст функції `formatmasiv` (наведено в додатку Б) формує реалізацію фонокардіосигналу довжиною кратною довжині періоду вхідного сигналу (необхідно для процесу центрування), а функція `centrPKVP` (наведено в додатку В) – центрує вхідні дані фонокардіосигналу.

В подальшому під змінну l зберігаємо значення кроку частотної вибірки, що є необхідним для зміни номеру компоненти при її обробці:

```
l=2*pi/(NT_s*dt); % Крок частотний
```

Змінюємо значення зсуву частотного кроку k із довжиною l шляхом організації циклічного оператора

```

for k=1:kk                                % Цикл зміни частоти
.....                                    % Тіло циклу де буде обробка ФКС
end;

```

Згідно виразу алгоритму (рис.4.1) формуємо експоненціальні функції із значеннями $(-i * 1 * k * (0:N-1))$, де N – довжина вхідних даних фонокардіосигналу:

```

x1=xc;
e=exp(-i*1*k*(0:N-1));                    % Множина експонент кожної k-ої компоненти

```

Окрім зсуву частотного здійснено кореляцію фонокардіосигналу, а саме формуються значення суми добутків кореляційної функції при u -их часових зсувах та k -их частотних зсувах (згідно алгоритму на рис.4.1):

```

for u=1:Umax                               % Цикл зсуву часу
Bk(k,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1); % Компоненти
  x1=shift(x1,-1);                          % Зсув ФКС
end;
end; % Закриття циклу часового зсуву

```

Функція $\text{shift}(x1,-1)$ здійснює циклічний зсув даних фонокардіосигналу $x1$ із дискретним кроком -1 , де знак вказує напрям зсуву.

Оскільки обчисленні значення компонент є комплексними числами, то використовуючи вираз для знаходження амплітудно-частотної характеристики, знайдено дійсні величини компонент:

```

Bk=abs(Bk); % АЧХ компонент фонокардіосигналу при мітральній недостатності

```

Отже, розроблена програма реалізує метод компонентної обробки фонокардіосигналу при мітральній недостатності клапанів і слугує як складова частина автоматизованого методу обробки фонокардіосигналів при виявленні заявленої патології.

4.3 Блок-схема програми для автоматичної обробки фонокардіосигналів

При проведенні експериментального дослідження інструментальними засобами комп'ютерного моделювання з використанням Matlab, необхідно встановити чітку послідовність операцій у вигляді блок-схеми, за якою буде працювати програма експериментального дослідження при обробці фонокардіосигналу.

Блок-схема програми для автоматизованого обробки фонокардіосигналів при виявленні мітральної патології зображена на рис. 4.2.

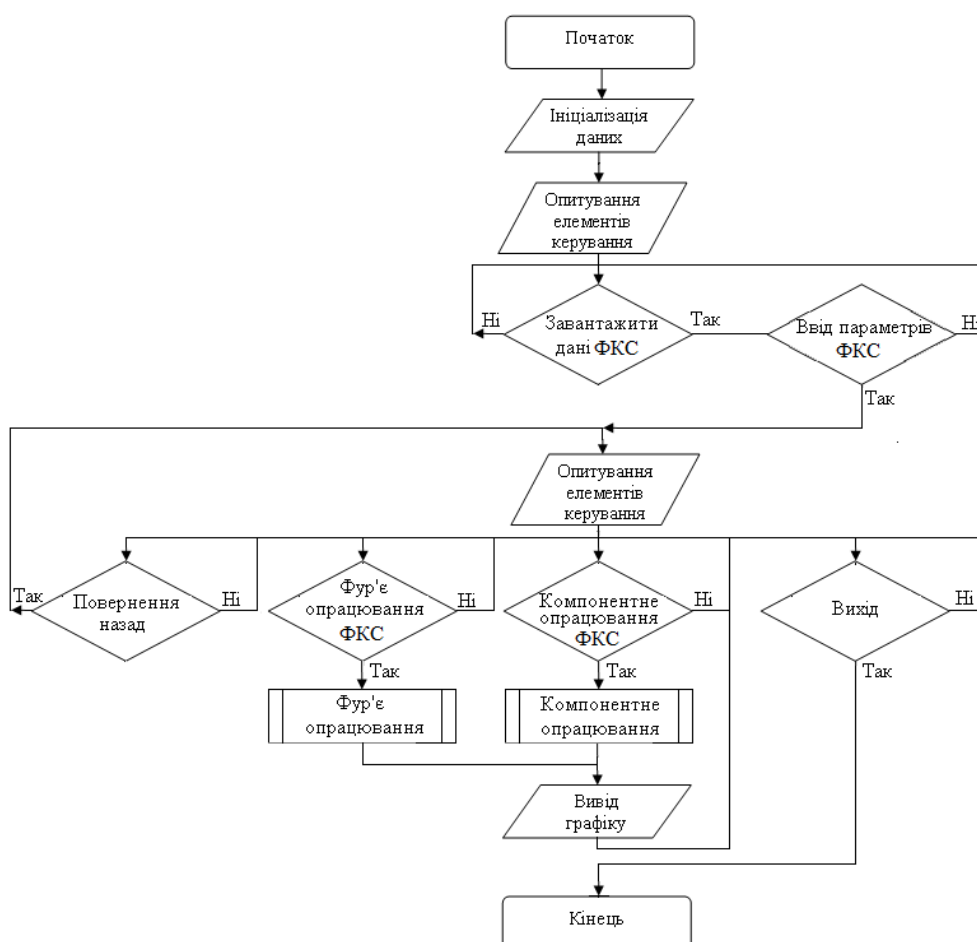


Рис. 4.2. Блок-схема програми автоматизованого обробки (опрацювання) фонокардіосигналів при виявленні мітральної недостатності

На початку запуску програми здійснюється налаштування параметрів системи, в подальшому програма здійснює опитування елементів керування від оператора програми з метою завантаження даних фонокардіосигналу з файлів бази даних технічної системи МКМ-08 з метою їх компонентної обробки.

В подальшому коли оператор завантажив дані фонокардіосигналу очікується запит на введення параметрів сигналу, а саме частоту дискретизації, часовий діапазон обробки, загальна кількість компонент, які необхідні для обробки фонокардіосигналу методом компонент. Коли параметри ці введено очікується запит на керування подальшими діями, а саме опрацювати/обробляти чи ні і яким методом. При виборі обробки Фур'є або компонентної програма обробляє/опрацює фонокардіосигнали і очікує на подальші дії оператора системи (біомедичного інженера) чи лікаря.

На основі розробленої блок-схеми розроблено програму з інтерфейсом користувача для зручності роботи оператору чи лікарю

4.4. Реалізація програмного забезпечення автоматичної обробки фонокардіосигналів

Майбутнє програмне забезпечення обробки фонокардіосигналів мають мати доступний інтерфейс, простоту роботи з ним та виконувати поставленні вище сформульовані задачі виявлення суттєвої недостатності.

Базовими функція програми обробки фонокардіосигналу є

- завантаження даних фонокардіосигналів;
- ввід параметрів фонокардіосигналів;
- Фур'є обробка фонокардіосигналів;
- компонентна обробка фонокардіосигналів.

Застосування програмної оболонки GUIDE в програмі MATLAB забезпечить процес розробки вище сформульованої програми обробки фонокардіосигналу.

Вікно розробки програми з інтерфейсом в облонці GUIDE зображено на рис.4.3.

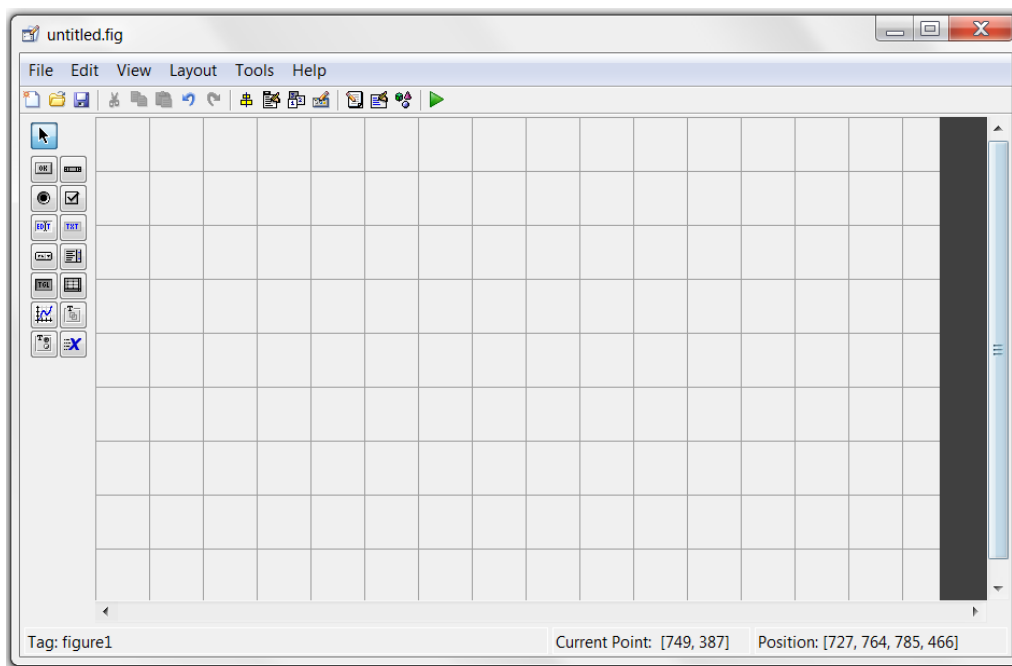


Рис. 4.3. Вікно розробки програми обробки фонокардіосигналу

Для розроблення вигляду програми обробки фонокардіосигналу застосовано елементи керування, такі як вікно вводу даних Edit Text, вікно групування елементів керування Frame, напис Text, кнопку Pushbutton та вікно виводу графіку Axes.

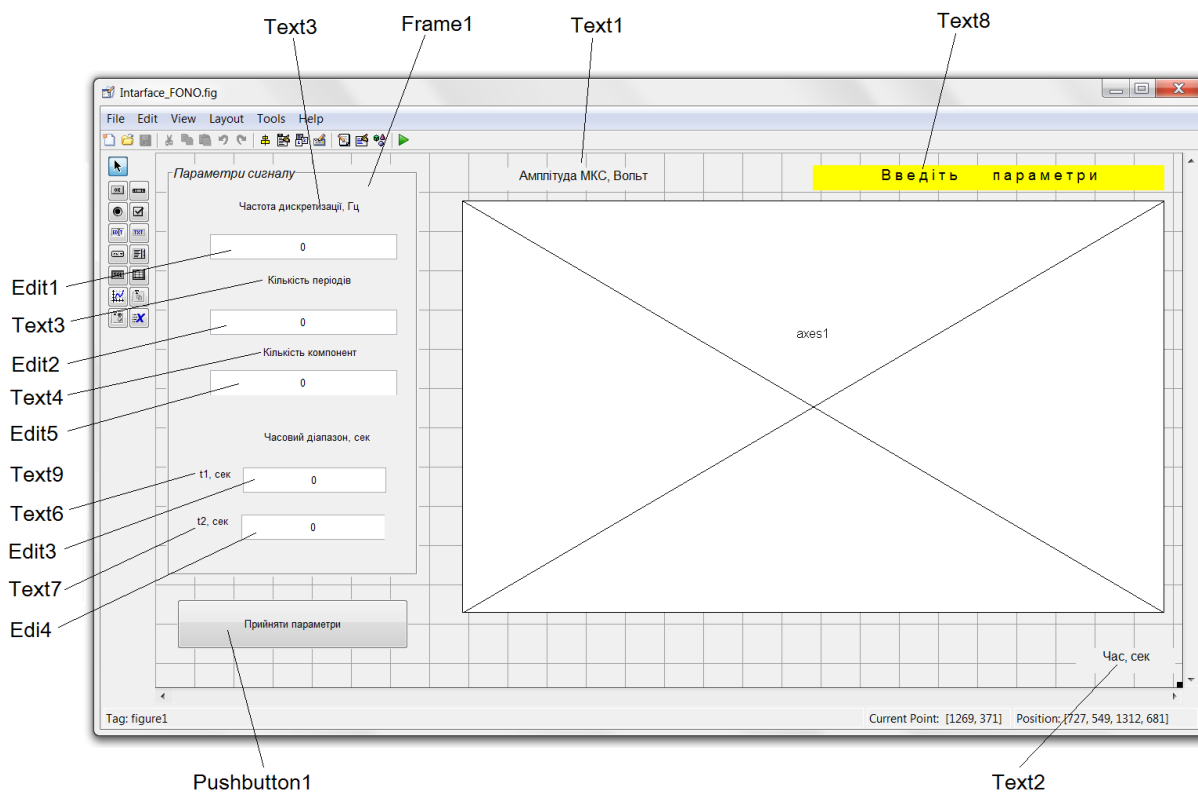


Рис. 4.4. Діалогова форма програми обробки фонокардіосигналу

Під кожним елементом на котрий здійснює натискання знаходяться відповідні програмні функції `pushbutton1_Callback`, `Edit1-5`, які містять текст виконання заданих операцій програми.

Розроблене меню програми з пунктами обробки фонокардіосигналу зображено на рис. 4.5.

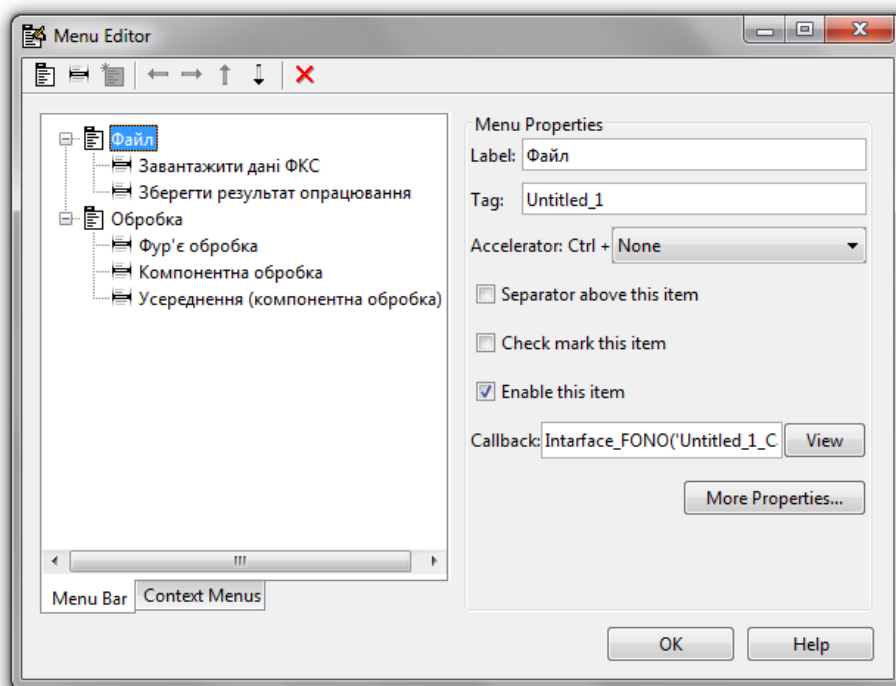


Рис. 4.5. Меню програми обробки фонокардіосигналу

Для завантаження даних фонокардіосигналу розроблено функцію `function Untitled_3_Callback` в основі з командою `uigetfile`, яка відкриває діалогове вікно та при виборі файлу записує його під змінні команди у вигляді коду:

```
[file, path] = uigetfile('* .txt;*.dat;', 'Завантажити фонокардіосигнал'); % Дані ФКС
.....
direct=[path file];          % Повна назва файлу даних фонокардіосигналу
```

Для завантаження даних фонокардіосигналу використано команду `load` та наступний лістинг:

```
data=load(direct);      % Завантаження даних фонокардіосигналу
```

З полів змінних об'єктів edit1- edit5 зчитуються параметри даних фонокардіосигналу за допомогою команди get та str2num, які відповідно зчитують дані фонокардіосигналу та його параметрів з перетворення їх форми з текстової в числову для математиної обробки фонокардіосигналу:

```
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');      % Дані фонокардіосигналу
dt=1/str2num(get(handles.edit1,'string'))    % Дані часу дискретизації
T=str2num(get(handles.edit2,'string'));      % Довжина періоду ФКС
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));     % Вікно обробки (час початку)
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));     % Вікно обробки (час кінця)
```

Перетворення часу в дискретну довжину здійснюємо лістингом:

```
tN1=fix(t1/dt)+1;      % Час дискретний початку вікна обробки ФКС
tN2=fix(t2/dt)+1;      % Час дискретний кінця вікна обробки ФКС
```

Для отримання цілої частини кількості відліків на періоді фонокардіосигналу використано команду fix.

Для того, щоб користувач або лікар не ввів час t1 більший за загальний час сигналу, тому в програмі передбачено цю корекцію, а саме, якщо максимальний інтервал tN2 перевищує довжину сигналу то, tN2 приймає довжину сигналу.

```
if tN2>length(x)      % Перевірка довжини
    tN2=length(x);    % Нормована довжина
end;
```

Корегуючі значення меж tN1 та tN2 записуються в властивість string елементів edit3 та edit4 для відображення оператора корегуючого параметру.

Використовуючи функцію `plot` виводу значення завантаженого фонокардіосигналу за введеними параметрами на екран об'єкту `axes1` лістингом:

```
t=(0:length(x)-1)*dt;           % Шкала часу фонокардіосигналу
plot(t(tN1:tN2),x(tN1:tN2));    % Вивід даних фонокардіосигналу на екран
```

Згідно до алгоритму програми, наступними етапами є Фур'є та компонентна обробки даних фонокардіосигналу.

Для реалізацію Фур'є обробки застосовано команду `dft` та вивід незалежних гармонік за допомогою команди `bar`, яка здійснює дискретне перетворення фонокардіосигналу згідно лістингу:

```
[y f]=dft(x(tN1:tN2),dt,(tN2-tN1)/2);    % Фур'є обробка ФКС
set(handles.text2,'string','Частота,Гц');  % Підпис осі x
axes(handles.axes1);                      % Вибір об'єкту відображення ФКС
bar(f,y);                                  % Графік спектрів
```

Лістинг функції Фур'є `dft` має програмний вигляд, який наведено на рис.4.3.

```
1  function [спектр, freque]=dft(x,dt,k)
2  % Дискретне перетворення Фур'є
3  % [спектр, freque]=dft(x, dt, k);
4  % x - вхідний сигнал
5  % dt - час дискретизації
6  % k - кількість точок на частотній шкалі
7  % спектр - значення амплітуд на частотах freque
8  if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;
9  if nargin<3, k=length(x); end;
10
11 % Довжина реалізації вхідної x
12 N=length(x);
13 % Перетворення Фур'є
14 y=fft(x,N);
15 % АЧХ
16 y=abs(y)/N*2;
17 % Частота дискретизації
18 fd=1/dt;
19 % Крок дискретизації
20 df=fd/N;
21 % Значення частот дискретизації з кроком df
22 f=0:df:fd-df;
23
24 % Вибір частот і значення амплітуд з довжиною k
25 freque=f(1:k); спектр=y(1:k);
```

Рис.4.3. Лістинг програми Фур'є обробки фонокардіосигналу

Компонентну обробку фонокардіосигналу реалізовано у вигляді функції `Untitled_7_Callback`, яка ґрунтується на блок-схемі компонентної обробки фонокардіосигналу (рис. 4.1).

Для здійснення процедури компонентної обробки фонокардіосигналу зчитує дані, які оператор вводить в вікні програми обробки згідно лістингу:

```
xx=get(handles.pushbutton1,'userdata');           % Дані фонокардіосигналу
dt=1/str2num(get(handles.edit1,'string'));         % Крок дискретизації
kilKOMP=str2num(get(handles.edit5,'string'));      % Кількість компонент
tN1=get(handles.edit3,'value');                   % Час вікна обробки (початок)
tN2=get(handles.edit4,'value');                   % Час вікна обробки (кінець)
x1=xx(tN1:tN2);                                   % ФКС вибраного діапазону
kilkistNT=str2num(get(handles.edit2,'string'));   % Кількість компонент
```

Компонентна обробка фонокардіосигналу є операцією обчислення компонент за наступним лістингом із використанням функції `PKVPkomp`, яку наведено в додатку записки:

```
V=PKVPkomp(x,NT,dt,kilKOMP);
```

Відображення обчислених даних компонент фонокардіосигналу виводимо на графік у вигляді 3D-графіку за допомогою лістинга:

```
axes(handles.axes1);                               % Вибір віна виводу графіку
surf(V);                                            % Відображення трьохвимірного графіку даних ФКС
shading interp;                                    % Інтерполяція даних фонокардіосигналу
```

Оскільки дані є трьохвимірним масивом числових значень, то є необхідність обертати графік для аналізу його зі всіх проєкцій. Таку функцію реалізовано лістингом за допомогою команди `rotate3d`, яка дає дозвіл на обертання при стані `on`.

```
rotate3d on;                                       % Дозвіл на обертання графіку компонент
```

Для збереження отриманих результатів обробки фонокардіосигналу використано команди `inputfile` та `dlmwrite`, яка запускають вікно, в якому вводиться назва файлу та місце його збереження (код лістинга наведено в додатку записки).

4.5 Результати виявлення мітральної недостатності

Вікно запуску програми обробки фонокардіосигналу зображено на рис.4.4.

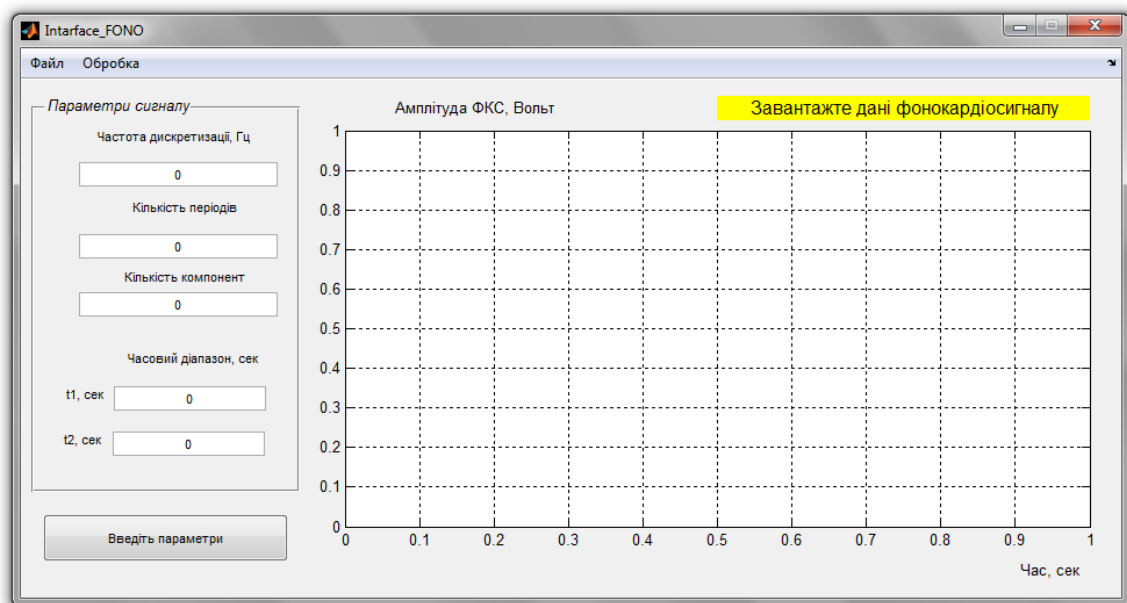


Рис. 4.4. Діалогове вікно головної програми автоматизованої обробки фонокардіосигналів

Пункт меню забезпечує процес завантаження даних фонокардіосигналу. Після завантаження буде здійснено запит на введення параметрів обробки фонокардіосигналу, як зображено на рис.4.5.

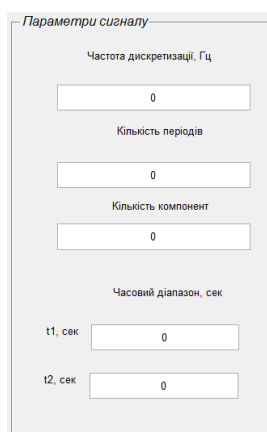


Рис. 4.5. Вікно вводу параметрів фонокардіосигналу

Після введення параметрів та їх подальше підтвердження забезпечило отримати результат, який зображено на рис. 4.6-4.7.

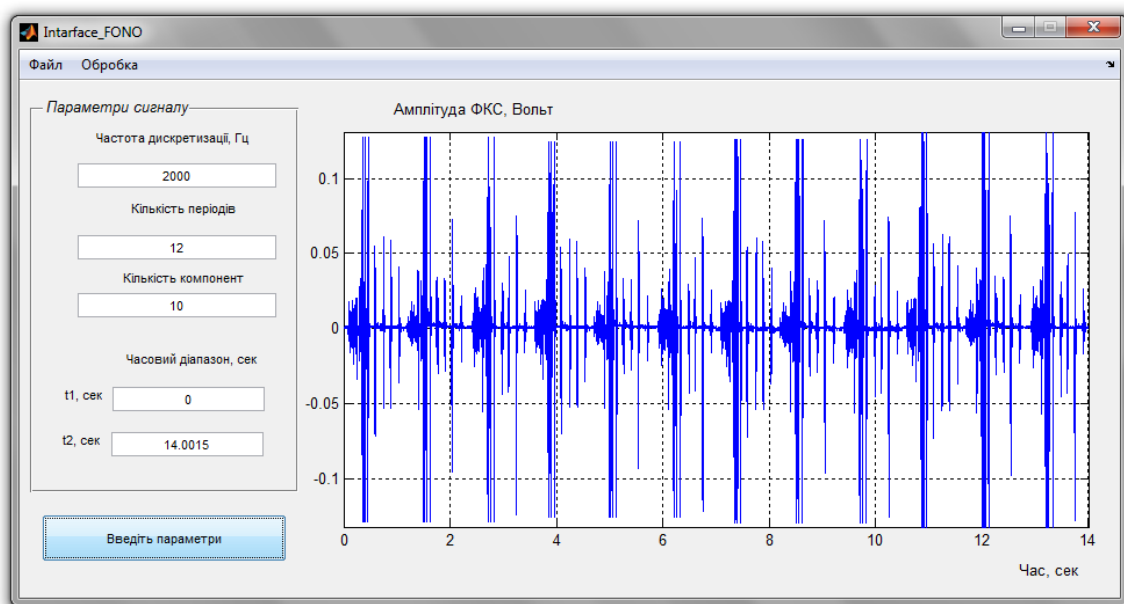


Рис. 4.6. Результат завантаження фонокардіосигналу (Пацієнт А - норма)

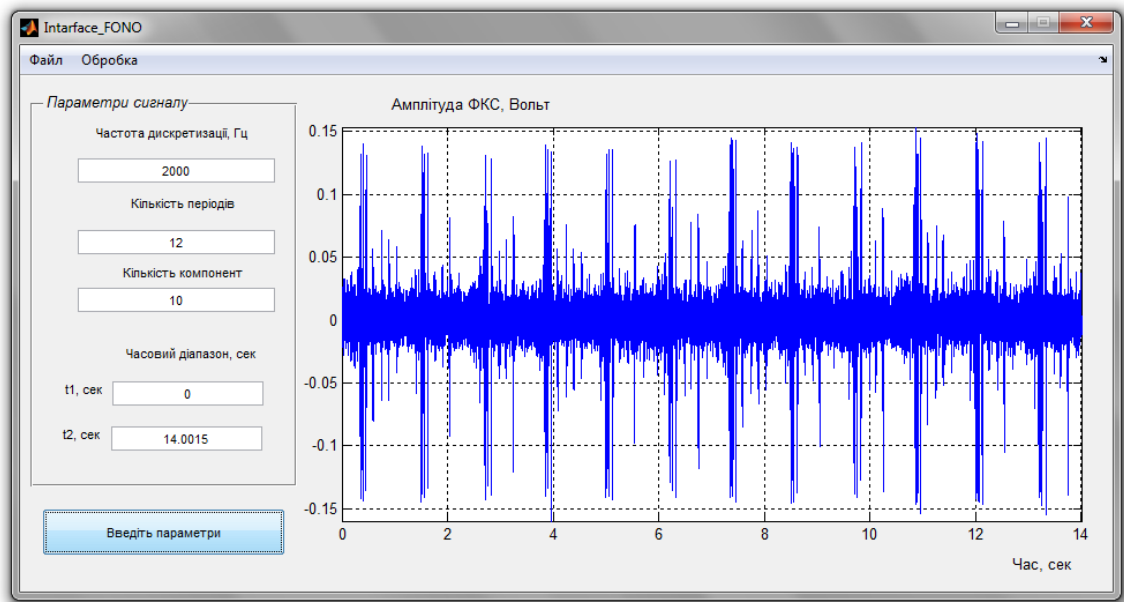


Рис. 4.7. Результат завантаження фонокардіосигналу (Пацієнт Б – патологія (мітральна недостатність клапанів))

Також змінюючи параметри сигналу, наприклад часового діапазону, можна обробляти вибраний діапазон фонокардіосигналів (рис. 4.8).

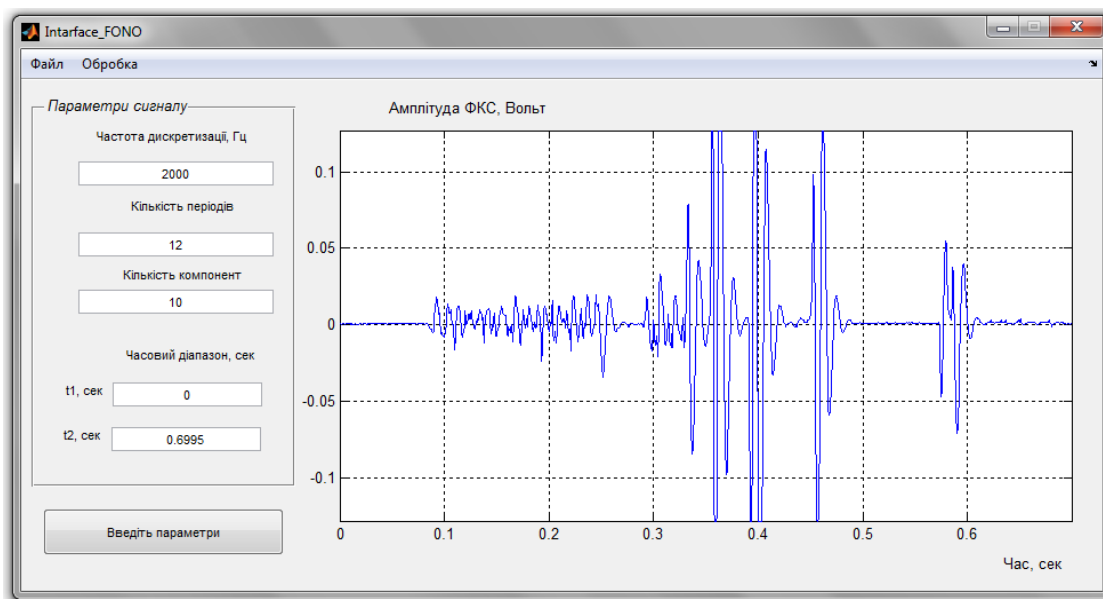


Рис. 4.8. Результат завантаження фонокардіосигналу (Пацієнт А – норма) із вибором інтервалу часу від 0 до 0,7 сек.

Для оброблення фонокардіосигналу методом Фур'є натиснено на кнопку меню „Обробки” → „Фур'є обробки”, результат наведено на рис. 4.9-4.10.

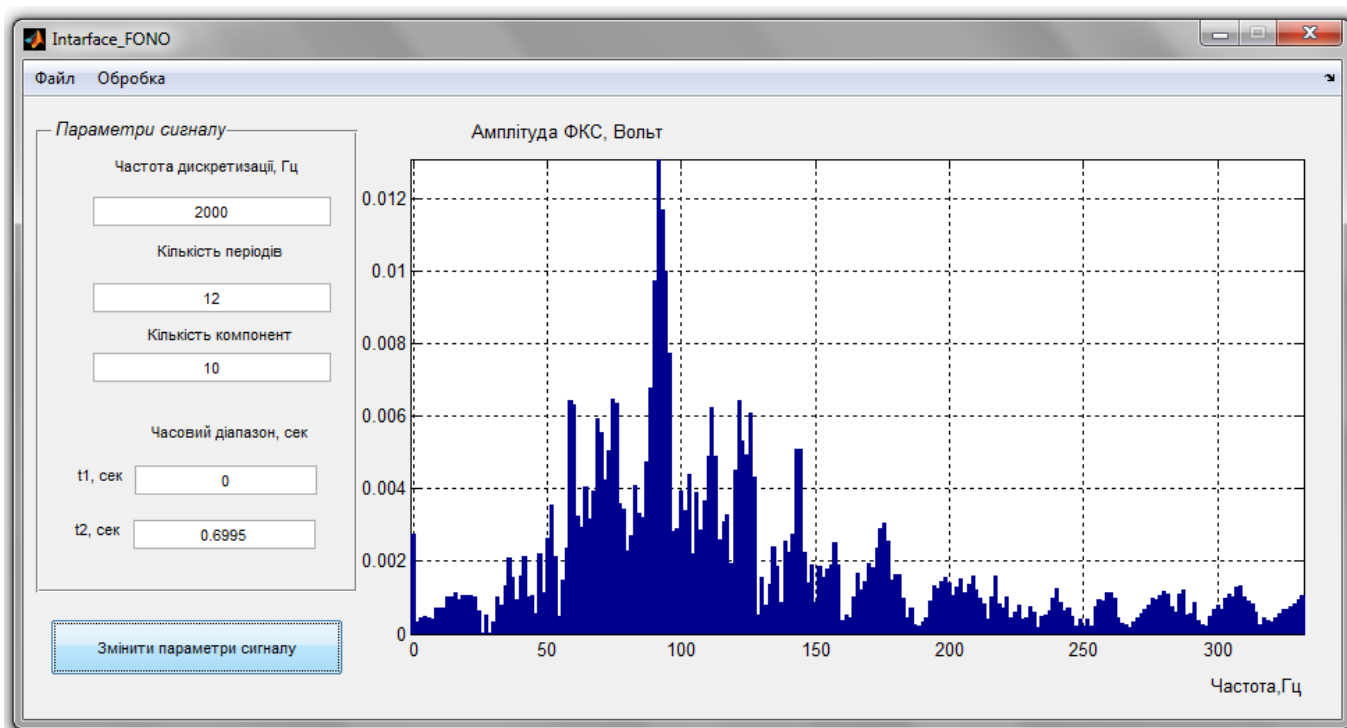


Рис. 4.9. Результат Фур'є обробки фонокардіосигналу (Пацієнт А – норма)

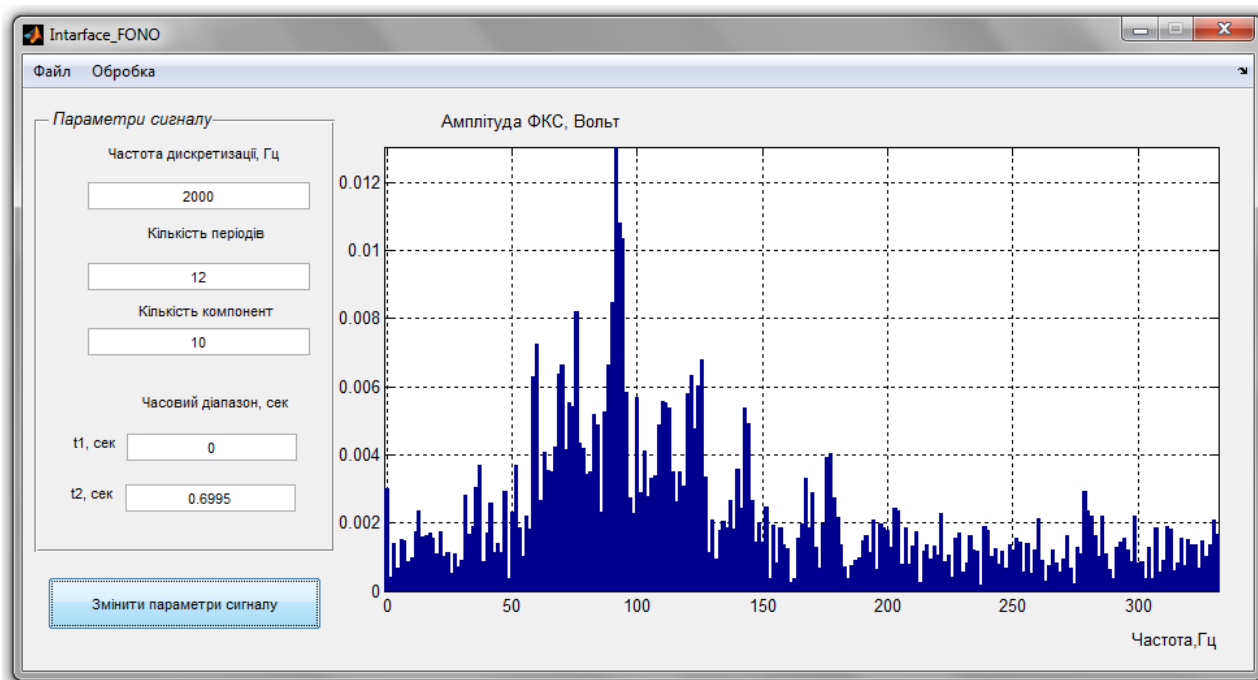


Рис. 4.10. Результат Фур'є обробки фонокардіосигналу (Пацієнт Б – (мітральна недостатність клапанів))

Для того, щоб здійснити процес компонентної обробки фонокардіосигналу натиснено на кнопку меню „Обробка” → „Компонентна обробка”, результат якого наведений на рис. 4.11-4.14.

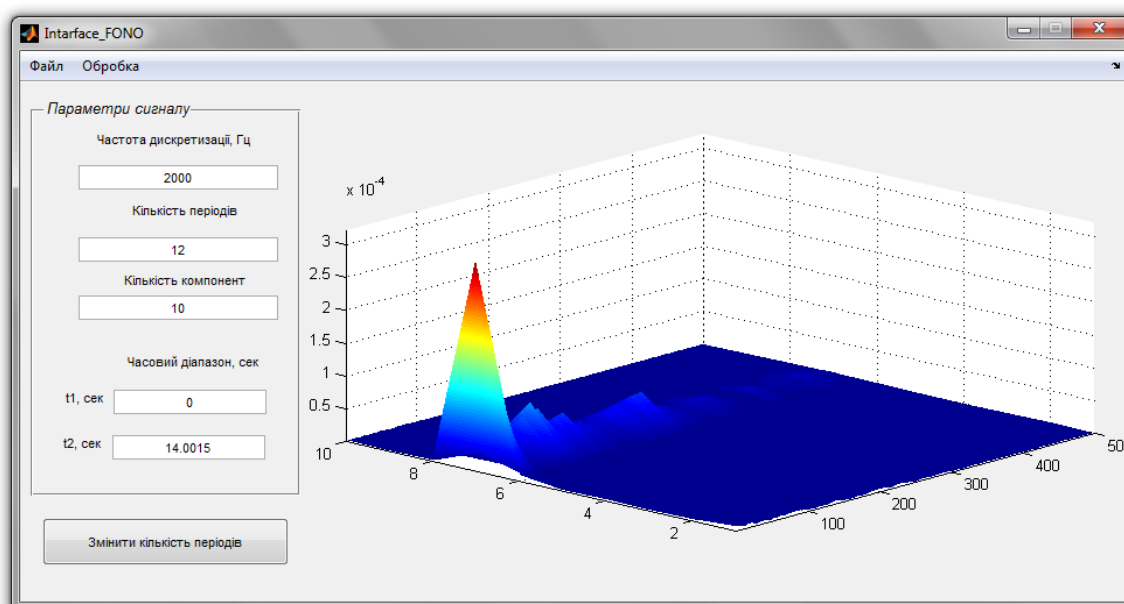


Рис.4.11. Реалізації кореляційних (спектральних) компонент фонокардіосигналу (норма) (вісь X – номер компоненти, Y – зсув, Z – потужність)

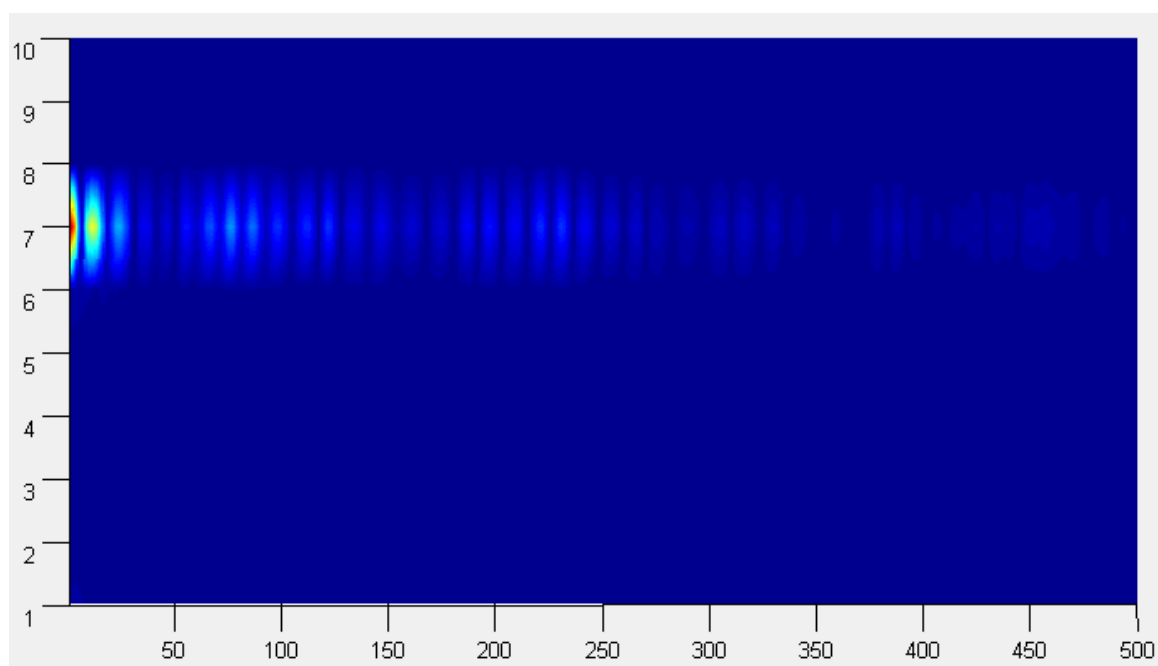


Рис.4.12. Реалізації компонент фонокардіосигналу (норма) (вісь X – номер компоненти, Y – зсув) (вигляд зверху)

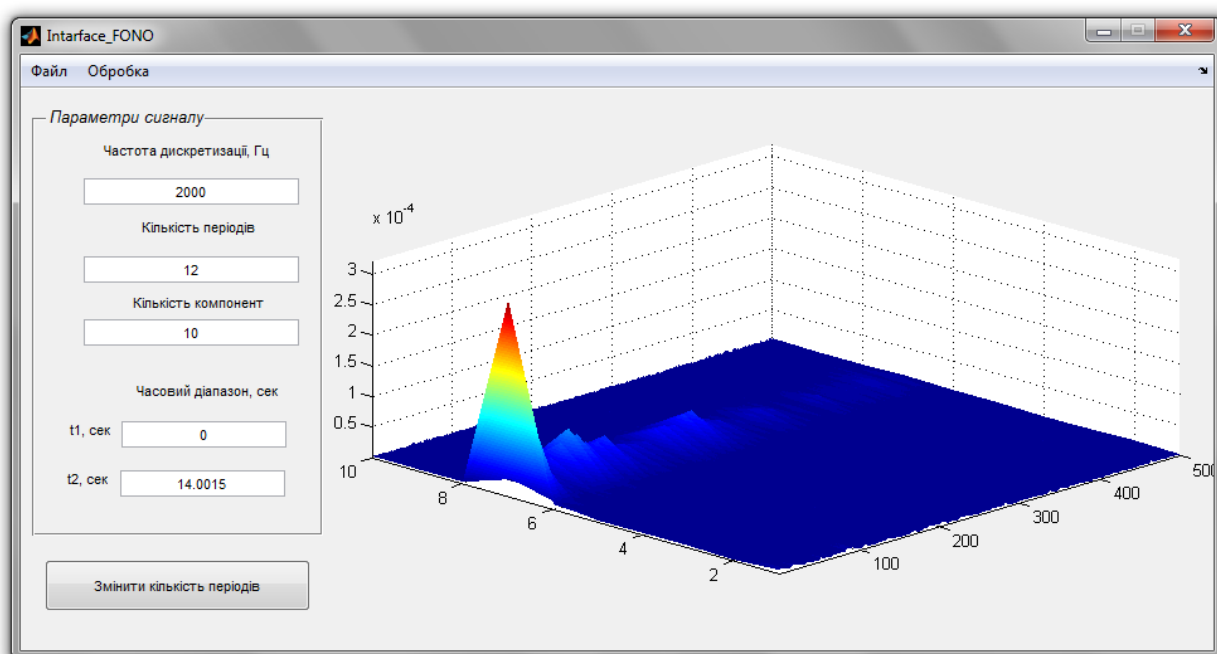


Рис.4.13. Реалізації кореляційних (спектральних) компонент фонокардіосигналу (мітральна недостатність клапанів) (вісь X – номер компоненти, Y – зсув, Z – потужність)

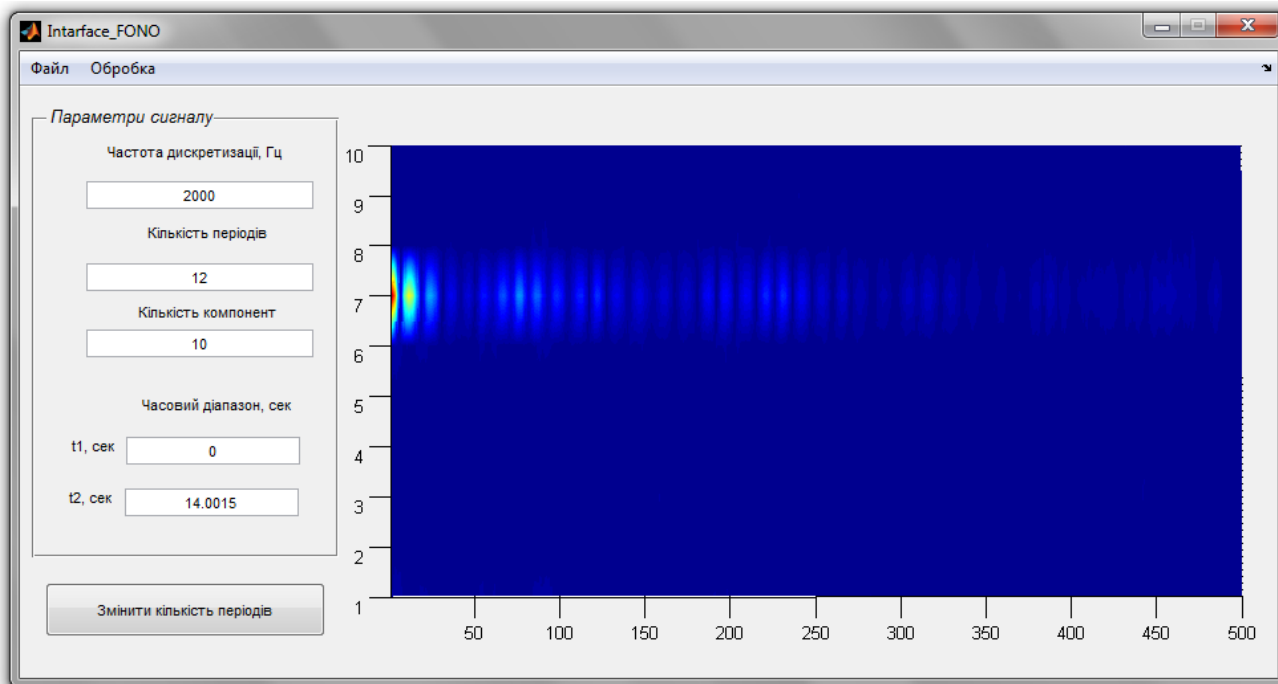
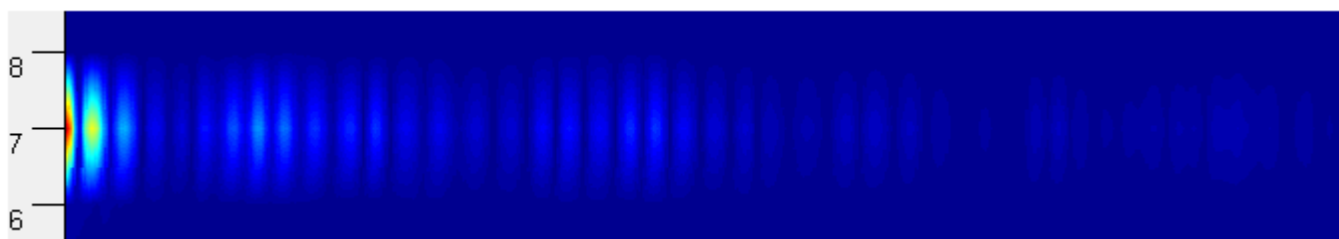
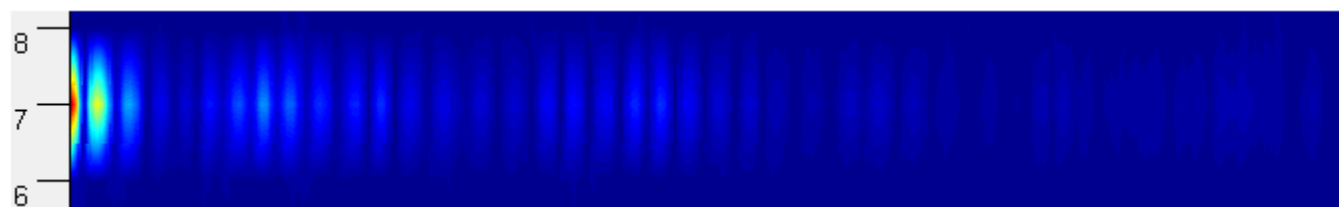


Рис.4.14. Реалізації кореляційних (спектральних) компонент фонокардіосигналу (мітральна недостатність клапанів) (вісь X – номер компоненти, Y – зсув) (вигляд зверху)

Порівняння збільшеного в масштабі вигляду компонент зверху зображено на рис. 4.15.



(норма)



(мітральна недостатність)

Рис.4.15. Збільшені в масштабі вибірки кореляційних (спектральних) компонент фонокардіосигналу (вигляд зверху)

За результатами аналізу кореляційних компонент видно незначну зміну в інтенсивності потужності компонент, а саме при мітральній недостатності потужність є більш розсіяна ніж в стані норми. Компоненти дають змогу лише візуально виявити зміни у роботі клапанів серця людини без кількісної оцінки.

Для кількісного оцінювання кореляційних (спектральних) компонент використано оцінку їх усереднення по часовим зсувам.

Для обчислення цієї оцінки усереднення на рис.4.11-4.15 необхідно перейти в меню «Обробка» - «Усереднення (компонентна обробка)», яке забезпечить отримання результату усереднення, який зображено на рис.4.16-4.17.

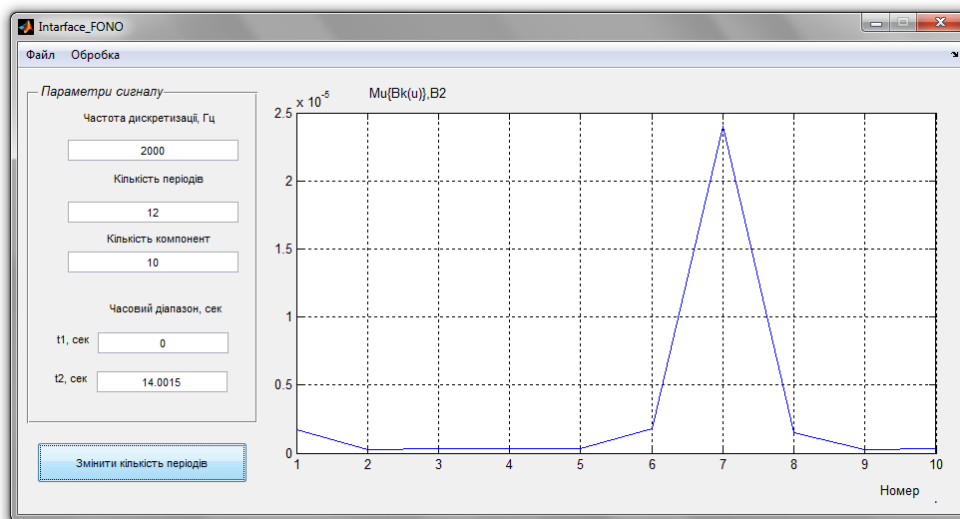


Рис.4.16. Реалізація усереднених компонент фонокардіосигналу (норма)

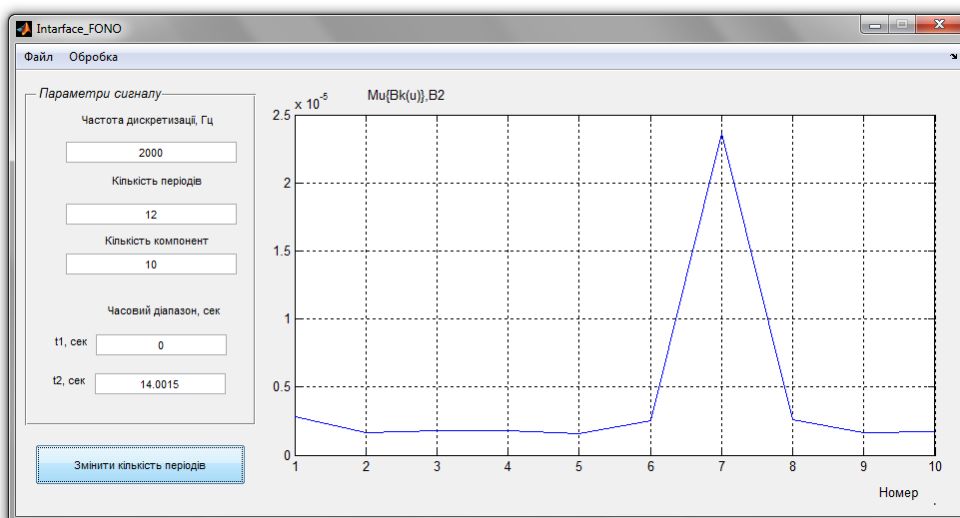


Рис.4.17. Реалізація усереднених спектральних компонент фонокардіосигналу (мітральна клапанна недостатність)

На рис. 4.16-4.17 візуально та кількісно видно, що значення максимумів усереднених компонент для пацієнта в стані фізіологічної норми та пацієнта (пацієнт А) з мітральною недостатністю клапанів (пацієнт Б) зосереджені на одних і тих самих частотах (ідентичні за структурою), проте амплітудні значення оцінок незначно різняться між собою, а саме для пацієнта А та Б максимальні амплітуди ознаки зосереджена на 1-ій та 7-ій компонентах. Проте в пацієнта Б помічено підвищений рівень потужності 2, 3, 4 та 5 компонент, а також приріст максимумів 1-ої та 7-ої компонент. Такі зміни кількісно відображають прояви мітральної недостатності клапанів серця людини.

Отже, обчисленні оцінки кореляційних (спектральних) компонент (рис.4.16 та 4.17) є кількісним праметрами при виявленні ранніх змін у функціонуванні клапанів серця людини, зокрема недостатності клапанів.

4.6 Висновки до розділу 4

У розділі розроблено блок-схему компонентної обробки фонокардіосигналу при недосатності клапаних мітральних з метою розробки комп'ютерного програмного забезпечення, яке автоматизовує процес обробки. Розробка блок-схеми програми обробки фонокардыосигналу та програми цілої системи із інтерфейсом забезпечили розробку програмного забезпечення в програмному засобі MATLAB як єдинної системи обробки фонокардіосигналів різного патогенезису. Результати обробки фонокардіосигналу забезпечили отримання параметру, який кількісно відобразив ознаки мітральної недостатності клапанів у вигляді кореляційних (спектральних компонент).

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

1.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень

5.1.1 Визначення чутливості [37]. Визначення чутливості проводять по схемі, яка складається з генератора Г6-26, вольтметра ВЗ-38, приладу градування мікрофонів, мікрофона МФ1 та вольтметра В7-16.

Етапи визначення чутливості:

– подати на вхід реєстратора сигнал напругою $I V_{вк}$, частотою 20 Гц. Перемикач “mVcm” встановити в положення “500”. Ручкою підсилення встановити розмах запису 20мм.

– з генератора на ПГМ подати сигнал частотою 500Гц, напругою, яка відповідає подачі на мікрофон звукового тиску в 1 Па. При цьому перемикачі “ХАРАКТ” і “ДЕЛИТЕЛЬ” встановити в положення відповідно табл. 5.1

Положення перемикача ХАРАКТ	Положення перемикача ДЕЛИТЕЛЬ	Індикація
Н	: 2	Вольтметр
С1	: 5	Вольтметр
С2	: 10	Вольтметр
В	: 20	Вольтметр

– Виміряти значення вихідного сигналу по реєстратору або вольтметром В2 відповідно вимірної характеристики. Чутливість визначається по формулі:

$$S = \frac{2,82 \cdot K \cdot H}{P}, \quad (5.1)$$

де S – чутливість, мм/пА;

K – коефіцієнт ділення;

H – розмах запису;

P – вхідний тиск, Па;

При вимірах вхідного сигналу вольтметром чутливість визначається по формулі:

$$S = \frac{2,82 \cdot K \cdot U \cdot S_0}{P}, \quad (5.2)$$

де S – чутливість, мм/пА;

K – коефіцієнт ділення;

U – напруга вихідного сигналу, В;

P – вхідний тиск, Па;

S_0 – 20 мм/В;

Чутливість для характеристик Н, С1, С2. В повинно бути /100±40/, /160±60/, /500±200/, /1000±100/ мм/Па відповідно.

5.1.2 Визначення змін чутливості [37]. Визначення змін чутливості проводять по схемі, яка складається з генератора Г6-26, двох вольтметрів В7-16, калібратора дв2.778.014 і осцилографа С1-68.

Етапи визначення змін чутливості:

– Положення органів керування: ДЕЛИТЕЛЬ – кнопки відтиснуті, ХАРАКТ – “В”;

– Подати на вхід блока ФК сигнал величиною 200мкВ ск, частотою 500 Гц. Виміряти величину вихідної напруги вольтметром В2 / U_0 /.

– Почергово на вхід блока сигнали напругою 0,4; 1,0; 4 Мв ск при цьому перемикач ДЕЛИТЕЛЬ встановити в положення “:2”, “:5”, “:10”, “:20” відповідно.

– Вхідний сигнал контролювати по вольтметру В1, форму вихідного сигналу контролювати по осцилографу;

– Виміряти вихідний сигнал для кожного провіряючого положення ДЕЛИТЕЛЯ U.

Похибка ступінчастого подільника визначається по формулі:

$$\delta = \frac{U - U_0}{U_0} \cdot 100, \quad (5.3)$$

де δ - похибка, %;

U - вихідна напруга в одному з положень перемикача ДЕЛИТЕЛЬ, В;

U_0 - вихідна напруга на відтиснутих кнопках перемикача, В;

Зміни чутливості повинно бути 1:1, 1:2, 1:5, 1:10, 1:20 з похибкою не більше $\pm 10\%$.

5.1.3 Визначення частоти і частоти спаду АЧ [37]. Визначення граничної частоти і частоти спаду АЧ проводять в складі таких вузлів, як і при визначенні змін чутливості.

Етапи визначення частоти і частоти спаду:

- Подати на вхід блока ФК сигнал величиною 5 мкВ ск, частотою 500 Гц. Виміряти величину вихідної напруги U_0 .
- Змінюючи частоту вихідного сигналу в бік зменшення, зафіксувати положення, коли рівень вихідного сигналу стане рівним $0,9 U_0$ і $0,1 U_0$
- По лімбу генератора відлічити значення нижньої граничної частоти і спаду для кожної характеристики.
- Форму вихідного сигналу контролювати по осцилографу.

Нижня гранична частота для характеристик Н, С1, С2, В повинна бути 180, 140, 220, 450 Гц відповідно з похибкою не більше $\pm 10\%$

Частоти спадів для характеристик Н, С1, С2, В (при нижніх граничних частотах) повинні бути 35, 70, 140, 250 Гц відповідно з похибкою не більше $\pm 20\%$.

5.1.4 Визначення верхньої граничної частоти [37]. Визначення верхньої граничної частоти проводять по схемі ідентичній при визначенні змін чутливості.

Положення органів управління:

ДЕЛИТЕЛЬ – “:20”;

ХАРАКТ. - “В”.

Подати на вхід блоку ФК сигнал величиною 5мВ ск, частотою 500 Гц.

Згідно вольтметра В2, виміряти величину вихідного сигналу U_0 . Слідом, змінюючи частоту вхідного сигналу в бік збільшення, зафіксувати положення, коли рівень вихідного сигналу стане рівним $0,7U_0$.

По лімбу генератору відлічити значення верхньої граничної частоти.

Верхня гранична частота повинна бути $2000 \pm 10\%$

5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) є міжнародною системою класифікації творів друку й документальних матеріалів.

В основі структури УДК - принцип десяткових дробів. Для позначення відділів застосовуються арабські цифри, зрозумілі у всіх країнах, що робить УДК загальнодоступною міжнародною системою. Десятковий принцип структури дозволяє безмежно розширювати її шляхом додавання нових цифрових позначень до існуючих, не змінюючи системи в цілому.

Індекси УДК побудовані так, що кожна наступна цифра, що приєднується до індексу, не змінює попереднє значення, а лише уточнює, визначаючи більш конкретне поняття.

Тематика науково-дослідної роботи містить у своїй назві дві частини, а саме математична та медична.

Згідно з класифікатором УДК (сайт - <http://teacode.com/online/udc/>) буде наступними:

1) Математична частина:

- 51 – математика
- 519.2 – Теорія ймовірностей і математична статистика
- 519.21 – Теорія ймовірностей і випадкові процеси
- 519.216 – Випадкові процеси

2) Медична частина:

- 61 – Медицина. Охорона здоров'я. Пожежна справа

- 612 – Фізіологія. Порівняльна фізіологія
- 612.1 – Кровообіг. Кров
- 612.17 – Серце
- 612.171 – Механізм скорочення серця
- 612.171.3 – Клапани серця

Знак відношення: (подвійна двокрапка) закріплює певний порядок двох і більш компонентів у складеному індексі, що робить його необоротним.

Отже, на підставі аналізу медичної та математичної сторін, УДК тематики за напрямом наукового дослідження буде УДК 519.216: 612.171.3.

5.3 Висновки до розділу 5

У розділі описано метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень фонокардіосигналів та проведено обґрунтування вибору УДК тематики за напрямом наукового дослідження.

РОЗДІЛ 6

ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, яке пов'язано із розробленням ефективного методу обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини, 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 безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються 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 (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом спеціальності магістра 163 «Біомедична інженерія».

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
3. Розроблення математичної електроенцефалосигналу впродовж 24 годин	1	–	–	–	–	1
4. Розроблення методу аналізу електроенцефалосигналу впродовж 24 годин	1	–	–	–	–	1
5. Аналіз добового електроенцефалосигналу впродовж 24 годин	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).

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, фонокардіографічної системи, комп'ютерів для обробки фонокардіосигналу впродовж 24 годин 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. Фонокардіографічна система в повному комплексі	шт	1	10500	10500

Продовження таблиці 6.3

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 фонокардіографічна система, освітлення, живлення, комп'ютерна техніка та оргтехніка [35]:

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

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 розробку АІС, год	Ціна електроенергії, грн/(кВт/год)	Сума, грн.
Фонкардіографічна система	95	0,25	3	2,68	190,95
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	180	0,1	90	2,68	4341,6
Принтер лазерний	650	0,15	5	2,68	1306,5
Лампи розжарювання	60	0,45	10	2,68	723,6
РАЗОМ витрати на електроенергію					6562,65

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	2	700
Здача звітів НДР	1	200
Впровадження результатів НДР	3	950
Всього	–	1850

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	2	3
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	6562,65	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	1850	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	3037,677	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	33414,45	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 заводиться 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 [35] 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 [35]:

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

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
науково-технічної ефективності**

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

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна \hat{A}_{ij}^{\max}
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3

Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені емпіричними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Стіпень ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	290
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

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	6	6	6	18
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:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 6 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 8 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,71.$$

Для загальної оцінки НДР використано дані табл. 6.10.

Таблиця 6.10

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності
фундаментальних та пошукових 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	
<u>0,61-0,75</u>	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 33414,45 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,71 від максимального числа 1.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охороні праці

Розробка програмного забезпечення обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини здійснювалась на персональному ком'ютері із врахуванням вимог Державних санітарних правил і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин (ДСанПіН 3.3.2.007-98) [38] та Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями (НПАОП 0.00-7.15-18) [39] з урахуванням Директиви 90/270/ЄЕС (29.05.1990 р.) щодо мінімальних вимог безпеки при роботі з екранними пристроями [39].

У приміщенні на робочому місці згідно ВДТ ДСанПіН 3.3.2.007-98 [38] мають бути забезпеченими оптимальні значення параметрів мікроклімату: температури, відносної вологості й рухливості повітря.

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

В процесі розробки ПЗ враховано усі заходи згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 [40] щодо запобігання несприятливої дії на працівників шкідливих факторів, які супроводжують роботу з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ), пов'язаною з зоровим і нервово-емоційним напруженням, що виконується у вимушеній робочій позі при локальному напруженні верхніх кінцівок на фоні обмеженої загальної м'язової активності під впливом комплексу фізичних факторів шуму, електростатичного поля, неіонізуючих та іонізуючих електромагнітних випромінювань.

Гранично допустимі рівні шуму повинні відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 37 [41]. Мікроклімат у приміщені має відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99) [42].

Обладнання і організація робочого місця працюючого при розробці ПЗ обробки фонокардіосигналу згідно ДСанПІН 3.3.2.007-98 [40] мають забезпечувати відповідність конструкції всіх елементів робочого місця та їх взаємного, розташування ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності.

Фонокардіографічна система, яка забезпечує процес реєстрації фонокардіосигналів та їх обробку згідно Технічного регламенту щодо медичних виробів [43], відноситься до класу медичних виробів як прилад, що застосовуються з метою забезпечення діагностики перебігу хвороби клапанів серця пацієнта в разі захворювання чи лікування.

Відповідне програмне забезпечення системи обробки фонокардіосигналів розроблялось таким чином, щоб при його використанні не було спричинено виникнення ризику для клінічного стану або безпеки споживачів чи для здоров'я і безпеки користувачів або інших осіб [43].

Відповідно до вимог [43] фонокардіографічна система, як медичний виріб з електронною програмною системою забезпечує надійність, відтворюваність, та ефективність системи, в якій передбачено засоби для усунення або мінімізації спричинених ризиків у разі поодинокого збою.

Програмне забезпечення фонокардіографічної системи розроблено відповідно до поточного рівня знань з урахуванням принципів циклу розробки, управління ризиками, валідації та перевірки [43].

Конструкція фонокардіографічної система забезпечує мінімізацію ризиків створення електромагнітних полів, які негативно впливають на роботу іншого обладнання в звичайних умовах. Для уникнення ризиків ураження електричним струмом працівника за умови належного використання системи, її правильного

встановлення, передбачено робочу ізоляцію, яка передбачає підключення її до електричної мережі за умови під'єднання корпусу системи до заземлювача. Рівень та стан ізоляції струмопровідних частин системи відповідає правилам використання фонокардіографічної системи.

Таким чином, фонокардіографічна система є безпечною з точки зору охорони праці та техніки безпеки.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Підприємство з випуску фонокардіографічної системи є пожежонебезпечним, тому актуальним є забезпечення протипожежного захисту робітників та службовців, які на них працюють. Заходи протипожежного захисту здійснюються з дотриманням вимог глави 13 Кодексу цивільного захисту України від 02.10.2012 р. №5403-VI.

Всі заходи організаційно-технічного характеру протипожежного захисту на виробництві на об'єкті можна підрозділити на організаційні, технічні, режимні та експлуатаційні [34].

Забезпечення пожежної безпеки є складовою частиною виробничої або іншої діяльності посадових осіб, працівників підприємств та підприємців. Це повинно бути відображено у трудових договорах (контрактах) та статутах підприємств.

Керівник підприємства з випуску ДРС повинен визначити обов'язки посадових осіб щодо забезпечення пожежної безпеки, призначити відповідальних за пожежну безпеку окремих будівель, споруд, приміщень, діляниць, технологічного та інженерного устаткування, а також за утримання і експлуатацію технічних засобів протипожежного захисту. Обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки, утримання та експлуатації засобів протипожежного захисту мають бути відображені у відповідних посадових документах (функціональних обов'язках, інструкціях, положеннях тощо).

На кожному підприємстві з урахуванням його пожежної небезпеки наказом (інструкцією) повинен бути встановлений відповідний протипожежний режим, в тому числі визначені:

- можливість (місце) паління, застосування відкритого вогню та побутових нагрівальних приладів;
- порядок проведення тимчасових пожежонебезпечних (в тому числі зварювальних) робіт;
- правила проїзду та стоянки транспортних засобів;
- місця для зберігання і допустима кількість сировини, напівфабрикатів та готової продукції, які можуть одночасно знаходитися у виробничих приміщеннях і на території (у місцях зберігання);
- порядок прибирання горючого пилу та відходів, зберігання промасленого спецодягу і шмаття, очищення повітроводів вентиляційних систем від горючих відкладень;
- порядок відключення від мережі електрообладнання у разі пожежі;
- порядок огляду і зачинення приміщень після закінчення роботи;
- порядок проходження посадовими особами навчання та перевірки знань з пожежної безпеки, а також проведення з працівниками протипожежних інструктажів та занять з пожежно-технічного мінімуму з призначенням відповідальних за їх проведення;
- порядок організації експлуатації і обслуговування наявних технічних засобів протипожежного захисту (протипожежного водопроводу, насосних станцій, вогнегасників тощо);
- дії працівників у разі виявлення пожежі.

Для об'єктів з перебуванням людей вночі інструкції мають передбачати два варіанти дій відповідно у денний та нічний час.

Усі працівники при прийнятті на роботу і за місцем здійснення професійної діяльності повинні проходити інструктаж з питань пожежної безпеки (вступний, первинний, повторний на робочому місці, позаплановий та цільовий). Посадові особи до початку виконання своїх обов'язків і періодично один раз на 3 роки мають проходити навчання і перевірку знань з питань пожежної безпеки.

Отже, організаційні заходи пожежної безпеки передбачають: організацію пожежної охорони на об'єкті, проведення навчань з питань пожежної безпеки

(включаючи інструктажі та пожежно-технічні мінімуми), застосування наочних засобів протипожежної пропаганди та агітації, проведення перевірок, оглядів стану пожежної безпеки приміщень, будівель, об'єкта в цілому та ін.

До технічних заходів належать: суворе дотримання правил і норм, визначених чинними нормативними документами при реконструкції приміщень, будівель та об'єктів, технічному переоснащенні виробництва, експлуатації чи можливого переобладнанні електромереж, опалення, вентиляції, освітлення і т. п.

Заходи режимного характеру передбачають заборону куріння та застосування відкритого вогню в недозволених місцях, недопущення появи сторонніх осіб у вибухонебезпечних приміщеннях чи об'єктах, регламентацію пожежної безпеки при проведенні вогневих робіт тощо.

Експлуатаційні заходи охоплюють своєчасне проведення профілактичних оглядів, випробувань, ремонтів технологічного та допоміжного устаткування, а також інженерного господарства (електромереж, електроустановок, опалення, вентиляції).

7.3 Висновки до розділу 7

У підрозділі з охорони праці обгрунтовано безпечність експлуатації фонокардіографічної системи з точки зору охорони праці.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано заходи організаційно-технічного характеру протипожежного захисту на виробництві фонокардіографічної системи.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Статистична оцінка екологічного стану навколишнього природного середовища та закономірностей його розподілу

Проблеми забруднення навколишнього середовища та природних ресурсів та нерационального природокористування – одні із найбільш нагальних і гострих проблем сучасності та вимагають участі усіх держав як на національному, так і на транснаціональному рівнях. Статистичні екологічні показники є основним інструментом для проведення оцінки стану навколишнього природного середовища.

Властивістю статистичної сукупності є коливання, мінливість значень будь-якої ознаки, тобто варіація. Вона зумовлена дією безлічі взаємопов'язаних причин, серед яких є основні і другорядні. Основні причини формують центр розподілу, другорядні – варіацію ознак, сукупна їх дія – форму розподілу [44].

Аналіз варіаційного ряду розподілу полягає у виявленні закономірностей зміни частот залежно від зміни кількісної ознаки, яка покладена в основу групування. При аналізі варіаційних рядів найуживанішими є такі групи показників: центра розподілу, розміру варіації, форми розподілу [44].

Центром розподілу називається значення змінної ознаки, навколо якого групуються інші варіанти. До характеристик центра розподілу належать середня, мода, медіана, чверть і десята частина.

Середня величина – це величина, яка відображає характерний рівень ознаки, притаманної усім елементам сукупності [44].

Варіація будь-якої ознаки формується під впливом двох груп причин [44]:

– перша група – це основні причини, які тісно пов'язані з природою самого явища; під впливом цих причин формується характерний типовий рівень ознаки;

– друга група – другорядні випадкові причини для сукупності в цілому; дією цих причин зумовлені відхилення індивідуальних значень ознаки від типових, які врівноважуються і тому на рівень середньої істотно не впливають.

При вивченні закономірностей розподілу застосовують середню арифметичну, варіації – середню квадратичну, інтенсивності розвитку – середню геометричну [44].

Середня арифметична проста застосовується тоді, коли розрахунок здійснюють на основі первинних, не згрупованих даних (наприклад, обсяг викидів шкідливих речовин по різних об'єктах). Проте в практиці аналітичної роботи нерідко виникає потреба розраховувати середні величини на основі згрупованих даних, передусім даних варіаційного ряду розподілу. У цьому випадку для визначення загального обсягу варіюючої ознаки слід кожному з варіант помножити на частоту і отримані результати підсумувати.

До характеристик центру розподілу, крім середньої арифметичної, належать мода і медіана. Їх часто називають порядковими або структурними середніми і розглядають разом з такими характеристиками розподілу, як чверті (квантилі) і десяти частини (децилі).

У дискретному ряді моду легко відшукати візуально, бо це варіанта, якій відповідає найбільша частота. Наприклад, найчастіше показник випуску забруднених стічних вод у відкриті водойми складав 22%, тобто $M_0 = 22\%$. Модальна забрудненість відображає середній рівень забруднення в ряді розподілу [44].

Мода і медіана в окремих випадках мають свої переваги перед середньою арифметичною і використовуються при вирішенні деяких практичних питань [44]:

– мода показує, яке значення ознаки є найбільш вірогідним, тобто масовим, типовим, оскільки вона зустрічається в сукупності найчастіше;

– медіана є центром розподілу кількості одиниць сукупності, на відміну від середньої арифметичної, яка є центром розподілу відхилень ознаки від x ; вона служить додатковою характеристикою сукупності. Для неоднорідної сукупності вона краще характеризує типовий рівень ознаки ніж середня величина.

Вивчення варіації має велике значення для оцінки сталості та диференціації явищ, при використанні вибіркового та інших статистичних методів.

Для виміру і оцінки варіації використовують систему абсолютних і відносних характеристик, а саме: розмах варіації, середнє лінійне відхилення, середнє квадратичне відхилення, дисперсія і коефіцієнти варіації [44].

Кожна з названих характеристик має певні аналітичні переваги при вирішенні тих чи інших завдань статистичного аналізу.

Виявлення закономірності розподілу, тобто закономірності зміни частот відповідно до зміни ознаки – одна з найголовніших задач аналізу рядів розподілу. Воно здійснюється за допомогою побудови графіків рядів розподілу і на цій основі виявлення форми розподілу.

Графіки варіаційних рядів (полігон, гістограма) дають певну уяву про емпіричний розподіл, але вони показують дію не лише основних, а й випадкових факторів. Якщо збільшувати обсяг сукупності, зменшуючи довжини інтервалів, то графік ряду наближається до деякої кривої лінії, що називається кривою розподілу. Крива розподілу може характеризувати емпіричний або теоретичний розподіл. Вони відображають вплив на ознаки двох груп факторів: систематичних, що є основними причинами, які впливають на характер розподілу; випадкових, що часто викликають суттєві відхилення від закономірного розвитку [44].

Встановлення загального характеру розподілу вимагає оцінки ступеня його однорідності, обчислення показників асиметрії та ексцесу. Однорідність сукупності для розподілу близьких до нормального, встановлюють за значенням коефіцієнта варіації ($V < 33\%$) [44].

Асиметрія характеризує ступінь скошеності варіаційного ряду розподілу щодо його симетрії вправо або вліво. При зміщенні вправо від центра асиметрія матиме додатне число, при зміщенні вліво – від'ємне.

Найпростішими показниками асиметрії є абсолютне і відносне відхилення між показниками центра розподілу, проте найбільш точною і поширеною формулою розрахунку показника асиметрії служить нормований момент третього порядку.

Для встановлення міри відхилення від нормального розподілу, тобто кількісного виміру гостровершинності вираховують коефіцієнт ексцесу. Він характеризує відхилення від нормального розподілу варіант із виступанням або падінням вершини кривої розподілу. При виступанні вершини ексцес називають додатним, при її падінні - від'ємним.

Більшість статистичних сукупностей у природі і суспільстві підпорядковується закону нормального розподілу. Крива нормального розподілу відіграє роль стандарту, з якою порівнюються всі емпіричні розподіли. Нормальний розподіл описує залежність між змінною ознакою і густиною розподілу безперервної випадкової величини. При нормальному розподілі значення ознаки x переважно зосереджуються біля центра розподілу μ . Розмах коливань ознаки вліво і вправо від центра залежить від значення середнього квадратичного відхилення (σ) і вкладається в основному в межах трьох середніх квадратичних відхилень (правило трьох сигм). Чим ближче до центра розміщені одиниці сукупності, тим більша їхня чисельність, чим далі – тим менша їхня чисельність.

Крива нормального розподілу обчислюється математично за формулою або шляхом спрощених обчислень [44].

8.2 Моніторинг поверхневих вод

Державний моніторинг вод згідно порядку його здійснення (затверджено постановою Кабінету Міністрів України від 19 вересня 2018 р. № 758) [43] здійснюється з метою забезпечення збирання, обробки, збереження, узагальнення та аналізу інформації про стан водних об'єктів, прогнозування його змін та розроблення науково обґрунтованих рекомендацій для прийняття рішень у галузі використання, охорони вод та відтворення водних ресурсів.

Державний моніторинг вод є складовою частиною державної системи моніторингу довкілля.

Об'єктами державного моніторингу вод є [43]:

- масиви поверхневих вод (поверхневі водні об'єкти або їх частини), в тому числі прибережні води та зони (території), які підлягають охороні;
- масиви підземних вод (підземні водні об'єкти або їх частини), в тому числі зони (території), які підлягають охороні;
- морські води в межах територіального моря та виключної морської економічної зони України, в тому числі зони (території), які підлягають охороні (далі - морські води).

Суб'єктами державного моніторингу вод є Мінприроди, Держводагентство, Держгеонадра, ДСНС, а також ДАЗВ (у зоні відчуження та зоні безумовного (обов'язкового) відселення території, що зазнала радіоактивного забруднення внаслідок Чорнобильської катастрофи) [43].

Для встановлення стану масивів поверхневих та підземних вод, а також стану морських вод можуть використовуватися дані звітності (включаючи державну статистичну звітність), передбаченої законодавством.

Суб'єкти, що здійснюють державний соціально-гігієнічний моніторинг, державний контроль за дотриманням законодавства про охорону навколишнього природного середовища, санітарного законодавства, законодавства про охорону та інших водних живих ресурсів (водних біоресурсів), державний контроль за провадженням рибогосподарської діяльності та в галузі охорони, використання та відтворення водних біоресурсів, безоплатно подають суб'єктам державного моніторингу вод дані, одержані за результатами такого моніторингу або нагляду (контролю), щомісяця до 5 числа.

Держрибагентство надає суб'єктам державного моніторингу вод інформацію про державний моніторинг водних біоресурсів у рибогосподарських водних об'єктах (їх частинах).

Держгеокадастр подає суб'єктам державного моніторингу вод топографо-геодезичну і картографічну інформацію та геопросторові дані в порядку, визначеному законодавством.

ДКА подає суб'єктам державного моніторингу вод архівну та оперативну аерокосмічну інформацію дистанційного зондування Землі на території України.

Загальна координація та організація державного моніторингу вод здійснюються Мінприроди.

Для здійснення державного моніторингу вод Мінприроди з урахуванням пропозицій суб'єктів державного моніторингу вод розробляє та затверджує програму державного моніторингу вод.

Програма державного моніторингу вод повинна містити [43]:

- інформацію про об'єкт державного моніторингу вод (код, найменування об'єкта, місце розташування та інші характеристики);
- біологічні, фізико-хімічні, хімічні та гідроморфологічні показники, періодичність здійснення моніторингу, інформацію про суб'єкта та виконавця моніторингу вод.

На виконання міжнародних зобов'язань України можуть розроблятися спільні з прибережними державами програми моніторингу вод.

Залежно від цілей та завдань державного моніторингу вод встановлюються такі процедури [43]:

- процедура діагностичного моніторингу масивів поверхневих та підземних вод;
- процедура операційного моніторингу масивів поверхневих та підземних вод;
- процедура дослідницького моніторингу масивів поверхневих вод;
- процедура моніторингу морських вод.

Діагностичний, операційний та дослідницький моніторинг здійснюється за басейновим принципом.

Діагностичний моніторинг здійснюється для масивів поверхневих та підземних вод з метою:

- доповнення та підтвердження результатів визначення основних антропогенних впливів на кількісний і якісний стан поверхневих та підземних вод, у тому числі від точкових і дифузних джерел;
- розроблення програми державного моніторингу вод;
- встановлення референційних умов та оцінки їх довгострокових змін;

- оцінки довгострокових змін, спричинених антропогенним впливом на кількісний і якісний стан поверхневих та підземних вод;
- оцінки довгострокових тенденцій зміни рівня та концентрації забруднюючих речовин у підземних водах внаслідок природних змін та антропогенного впливу на їх стан.

Операційний моніторинг здійснюється для масивів поверхневих та підземних вод, у яких існує ризик недосягнення екологічних цілей, а також масивів поверхневих та підземних вод, забір води з яких для задоволення питних і побутових потреб населення з метою:

- визначення екологічного і хімічного стану масивів поверхневих вод та кількісного і хімічного станів масивів підземних вод;
- оцінки змін в екологічному і хімічному стані масивів поверхневих вод;
- виявлення довгострокових тенденцій збільшення концентрацій забруднюючих речовин у масивах підземних вод, зумовлених антропогенним впливом на їх стан.

Дослідницький моніторинг здійснюється для масивів поверхневих вод з метою встановлення причин відхилення від екологічних цілей та з'ясування масштабу та наслідків аварійного забруднення вод;

Моніторинг морських вод здійснюється для територіального моря та виключної морської економічної зони України.

8.3 Висновки до розділу 8

У розділі проаналізовано питання статистичної оцінки екологічного стану навколишнього природного середовища та закономірностей його розподілу та моніторингу поверхневих вод.

ВИСНОВКИ

У роботі розв'язано актуальну наукову задачу розроблення методу обробки фонокардіосигналу для виявлення мітральної недостатності клапанів серця людини.

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено огляд відомих математичних моделей фонокардіосигналів та методів їх обробки у фонокардіографах, що уможливило процедуру обґрунтування спрямування наукового дослідження.

2. Обґрунтовано математичну модель фонокардіосигналу як суміш випадкового періодично корельованого процесу та завади для розв'язання задачі виявлення недостатності мітральної клапанів серця людини.

3. Розроблено метод та алгоритм обробки фонокардіосигналу на базі компонентного методу, що забезпечило процедуру виявлення недостатності мітральної клапанів серця людини за усередненими оцінками кореляційних компонент.

4. Розроблено програмне забезпечення із використанням засобу MATLAB для обробки емпіричних даних фонокардіосигналу, що забезпечило процес числення кореляційних компонент як діагностичних ознак, які кількісно відображають показники мітральної недостатності клапанів серця людини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бабак В. П. та ін.: Обробка сигналів: Підручник. – Либідь, 1996. – 392с.
2. Брудная Е.М.: Функціональні методи дослідження серцево-судинної системи і зовнішнього дихання. – Київ Здоров'я, 1975р., 184с.
3. Варакин Л.Е.: Теория систем сигналов. – М., Советское радио 1978г. - 374 с
4. Винокуров В.И., Вакер Р.А.: Вопросы обработки сложных сигналов в корреляционных системах. - М., Советское радио 1972г.- 216с
5. Гихман Н.Н, Скороход А.В.: Введение в теорию случайных процессов. – М.: Наука,1965. – 654с.
6. Драган Я.П.: Гармонізованість і спектральний розклад випадкових процесів зі скінченною середньою потужністю // Доп. АН УССР, Сер.А. – 1978. - №8. – С. 679-684.
7. Драган Я.П.: Моделі сигналів в лінійних системах. – К.: Наукова думка, 1972. – 302с.
8. Драган Я.П.: О спектральных свойства периодически коррелированных случайных процессов // Отбор и передача информации. – 1971. – Вып.30. – С. 16-24.
9. Драган Я.П.: Случайные процессы с конечной мощностью, их спектры и гармонизируемость // Тез. Докл. 2-ой Вильнюс. конф. по теории вероятн. И мат. статистике. – Вильнюс: Изд-во ин-та матем. и киберн. АН ЛитССР. – Том 1. 1977. – С. 133-134.
10. Драган Я.П.: Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. – Львів: Центр стратегічних досліджень еко- біо- технічних систем, 1997. – 361с.
11. Драган Я.П., Осухивская Г.М.: Описание тональных кардиосигналов с помощью модели периодически коррелированных случайных процессов // Проблемы управления и информатики. – 1999. - №1. – С. 78-83.
12. Драган Я.П., Сикора Л.С., Яворский Б.И.: Специфика информативности стохастических моделей ритмики периодически коррелированных и родственных

им случайных процессов // Проблемы управления и информатики. – 1997. - №6. – С. 96-109.

13. Драган Я.П. Яворский Б.І. Осухівська Г.М. Система дослідження тональних сигналів серця людини // Праці 4-ї всеукр. міжнар. конф. “Оброблення сигналів і зображень та розпізнавання образів” (Укробраз-98). – К.: вид-ня Української асоціації з оброблення інформації та розпізнавання образів. – 1998. – с. 195-198.

14. Дженкинс Г., Ватс Д.: Спектральный анализ и его приложения: Пер. с англ. В.Ф. Писаренко. – М.:,1971. – 316с.

15. Кассирский И. А., Кассирский Г. И.: Звуковая симптоматика приобретенных пороков сердца. – М.: Медицина, 1964. – 276 с.

16. Конов К. И., Гольденберга Л. М.: Устройства цифровой обработки на сигналы. – София, державного издательство “Техника”, 1988. – 187 с.

17. Кельман И.М.: Электрокардиография и фонокардиография. – М.: Медицина, 1974 – 152с.

18. Литвененко Л.М.: Аускультация и фонокардиография при врожденных пороках сердца. – К.: Здоров’я, 1966. – 120с.

19. Лоэв М. Теория вероятностей: Пер. с франц. – М.: Изд-во ин. Литературы, 1962. – 719с.

20. Минкин Р.Б., Павлов Ю.Д.: Электрокардиография и фонокардиография. – Л.: Медицина. 1988г.,254с.

21. Минцер О.П., Угаров Б.Н, Выласов В.В.: Методы обработки медицинской информации. – 2-е изд. – К.: Выща школа, 1991. – 271с.

22. Михнев А. Л., Следзевская И. К., Яновский Г. В.: Клиническая фонокардиография (при приобретенных пороках и некоторых поражениях миокарда). – К.: Здоров’я, 1970 – 198с.

23. Осухівська Г.М.: Вибір періодично корельованого випадкового процесу для математичної тональних сигналів // Праці 3-ої наук.-техн конф. ТДТУ імені Івана Пулюя “Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино і приладобудуванні”. – Тернопіль. – 1998. – С.8.

24. Осухівська Г.М., Чорна Л.Б.: Статистична обробка акустичних сигналів методами енергетичної теорії стохастичних сигналів // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 1998. – Т.3, число 4. – С. 80-85.
25. Розов А.К.: Оценивание параметров случайных сигналов в автоматических системах. – Л.: Маш. строен. 1990г. 240с.
26. Стретт Дж.: Теория звука. – ГТИИ, 1955. Т.2.
27. Фатенков В.Н. Биомеханика сердца. – М.: Медицина, 1960. – 160с.
28. Фитилев Л.М.: Клиническая фонокардиография. – М.: Медицина, 1968. – 404с.
29. Харкевич А.А.: Спектры и анализ. – М.: Физматгиз, 1962. – 134с.
30. Цифровые фильтры в электросвязи и радиотехнике // Под ред. Л. М. Гольденберга. – М.: Радио и связь, 1982. – 223 с.
31. Цифровые фильтры и их применение / Каппелини В., Константи́нидис А.Дж. и др.: Пер. с англ. – М.: Энергоатомиздат, 1983. – 360с.
32. Шрюфер Е. Обробка сигналів і цифрова бробка дискетизованих сигналів: Підручник для вузів. – К.: Либідь, 1992. – 295 с.
33. Яглов А.М. Кореляционная теория стационарных случайных функций с приложениями в метрологии. – Л.: Гидрометеиздат, 1981. – 280с.
34. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці [Текст] : підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. — 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. — 336 с. — Бібліогр.: с. 329–330. — ISBN 966-8013-11-5
35. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400с.
36. Тарасова В.В. Екологічна статистика. Підручник.-К.: Центр учбової літератури,2008.-392 с.
37. ПОЛИГРАФЫ ЭЛЕКТРОННЫЕ “Методика поверки м Е2.893.106 Д 3”

38. 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).
39. 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).
40. 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).
41. 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).
42. 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).
43. 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).
44. Тарасова В. В. Екологічна статистика (з блочно-модульною формою контролю знань) : підручник / В. В. Тарасова; Держ. агрокол. ун-т. - К. : ЦУЛ, 2008. - 392 с.
45. Порядок здійснення державного моніторингу вод. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/758-2018-%D0%BF> (дата звернення: 22.10.2019).
46. Н. Osuhivs'ka and I. Kyslak, "Random processes statistic application for cardiosignals characteristics determination," ММЕТ '96. VIth International Conference on Mathematical Methods in Electromagnetic Theory. Proceedings, Lviv, Ukraine, 1996, pp. 264-266. doi: 10.1109/ММЕТ.1996.565708
47. Dragan, Y. P., & Osukhivskaya, G. M. (1999). Description of Sound Cardiosignals by Periodically Correlated Random Process Model. Journal of Automation and Information Sciences, 31(7-9).

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Програмна реалізація компонентного методу обробки фонокардіосигналу

```
function [Bk]= PKVP_kinash (xx, NT_s,dt,kk,Umax);

% Оцінювання компонент фонокардіосигналу

if nargin<4, error('Необхідно ввести мінімум 4 параметри'); end;
if nargin<5, Umax=length(xx); end;

NT_s =fix(NT_s);
x=formatmasiv(xx, NT_s);
xc=centrPKVP(x, NT_s);
N=length(x);
x1=xc;
l=2*pi/( NT_s *dt);
for k=1:kk
    x1=xc;
    e=exp(-i*l*(0:N-1));
    for u=1:Umax
        Bk(k,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N).*e(1:N+1))/(N-1);
        x1=shift(x1,-10);
    end;
end;
Bk=abs(Bk);
```

ДОДАТОК Б

Програмна реалізація графічного інтерфейсу програмного забезпечення обробки
фонокардіосигналу

```

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

% Copyright 2002-2003 The MathWorks, Inc.

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

% Last Modified by GUIDE v2.5 13-Aug-2012 21:20:28

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Interface_FONO_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Interface_FONO_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

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

% --- Executes just before Interface_FONO is made visible.
function Interface_FONO_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB

```

```

% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin     command line arguments to Intarface_FONO (see VARARGIN)

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

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Intarface_FONO wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);
set(handles.text8,'string','Завантажте дані фонокардіосигналу');
set(handles.pushbutton1,'string','Введіть параметри');

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

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

% -----Load data of EMS-----
function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
[file, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити фонокардіосигнал');
if length(name)>=1
direct =[path name];
data=load(direct)./1000;
set(handles.pushbutton1,'userdata',data);
set(handles.text8,'visible','on');
set(handles.text8,'string','Введіть параметри фонокардіосигналу');
end;

% -----Save of DATA-----
function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
[name, path] = uiputfile({'*.txt';*.dat'}, 'Зберегти результат опрацювання');
if length(name)>=1
direct=[path name];
data=get(handles.text1,'userdata');
dlmwrite(direct,data,' ');
end;
rotate3d off;

% -----DFT-----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
set(handles.text1,'visible','on');
set(handles.text2,'visible','on');
set(handles.text8,'visible','off');
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');

```

```

dt=1/str2num(get(handles.edit1,'string'))
tN1=get(handles.edit3,'value');
tN2=get(handles.edit4,'value');
[y f]=dft(x(tN1:tN2),dt,(tN2-tN1)/6);
set(handles.text2,'string','Частота,Гц');
set(handles.pushbutton1,'string','Змінити параметри сигналу');
axes(handles.axes1);
bar(f,y);
axis tight;
grid on;
rotate3d off;

% -----Komponent-----
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_7 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
xx=get(handles.pushbutton1,'userdata');
dt=1/str2num(get(handles.edit1,'string'));
kilKOMP=str2num(get(handles.edit5,'string'));
tN1=get(handles.edit3,'value');
tN2=get(handles.edit4,'value');
x1=xx(tN1:tN2);
kilkistNT=str2num(get(handles.edit2,'string'));
N=length(x1);
NT=fix(N/kilkistNT);
N=kilkistNT*NT;
x=x1(1:N);

B=PKVPkomp(x,NT,dt,kilKOMP);
%set(handles.text1,'userdata',B);
set(handles.text1,'visible','off');
set(handles.text2,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.pushbutton1,'string','Змінити кількість періодів');
axes(handles.axes1);
surf(B(:,1:500));
shading interp;
axis tight;
grid on;
rotate3d on;

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

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

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

```

```

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

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

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

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

set(handles.text1,'visible','on');
set(handles.text2,'visible','on');
set(handles.text8,'visible','on');
set(handles.pushbutton1,'string','Введіть параметри');
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
dt=1/str2num(get(handles.edit1,'string'));
T=str2num(get(handles.edit2,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
tN1=fix(t1/dt)+1;
tN2=fix(t2/dt)+1;
if tN2>length(x)
    tN2=length(x);
end;
set(handles.edit3,'string',num2str((tN1-1)*dt));
set(handles.edit4,'string',num2str((tN2-1)*dt));

set(handles.edit3,'value',tN1);
set(handles.edit4,'value',tN2);

set(handles.text1,'string','Амплітуда ФКС, Вольт');
set(handles.text2,'string','Час, сек');
axes(handles.axes1);
t=(0:length(x)-1)*dt;
plot(t(tN1:tN2),x(tN1:tN2));
axis tight;
grid on;
rotate3d off;
set(handles.text8,'visible','off');

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

```

```

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.

```



```

%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function uipanel1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to uipanel1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% -----
function Untitled_8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_8 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
xx=get(handles.pushbutton1,'userdata');
dt=1/str2num(get(handles.edit1,'string'));
kilKOMP=str2num(get(handles.edit5,'string'));
tN1=get(handles.edit3,'value');
tN2=get(handles.edit4,'value');
x1=xx;
kilkistNT=str2num(get(handles.edit2,'string'));
N=length(x1);
NT=fix(N/kilkistNT);
N=kilkistNT*NT;
x=x1(1:N);

B=PKVPkomp(x,NT,dt,kilKOMP);
mB=mean(B(:,1:500)');

set(handles.text1,'visible','off');
set(handles.text2,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.pushbutton1,'string','Змінити кількість періодів');
axes(handles.axes1);
plot(mB);
axis normal;
grid on;
rotate3d off;
set(handles.text1,'visible','on');
set(handles.text2,'visible','on');
set(handles.text1,'string',' $\mu_{Bk(u)}, B_2$ ');
set(handles.text2,'string','Номер компоненти, k');

function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit5 as text
%       str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit5 as a double

```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

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

ДОДАТОК В

Копія тези конференції

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

УДК 621.397.13:534.292:612.82

Кінаш Р.В. – ст.гр. РМ-41, Бойко Р.Р. – ст.гр. РМ-41

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

МЕТОД ВІДНОВЛЕННЯ ПСИХОЕМОЦІЙНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ПІД ВПЛИВОМ ВІДЕОЗОБРАЖЕНЬ ТА МУЗИКИ ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОЕНЦЕЛОГРАФІЇ

Наукові керівники: к.т.н., доцент Хвостівський М.О.,
к.т.н., доцент Гевко О.В.

Kinash R., Boyko R.

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University

THE METHOD RESTORATION OF PSYCHOEMOTIONAL STATE OF HUMAN UNDER THE INFLUENCE OF VIDEO IMAGE AND MUSIC WITH USE OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY

Supervisors: Hvostivskyy M., Hevko O.

Ключові слова: електроенцефалографічний сигнал, відеозображення, музика, відновлення
Keywords: electroencephalographic signal, video image, music, restoration

Одним з можливих режимів життєдіяльності є психоемоційний стан людини (ПЕСЛ). При стрімкому зростанні темпу життя, інформаційному перевантаженні, психоемоційні стани є неврівноваженими, а лише після отримання позитивної інформації або отримання необхідних ресурсів, вони набувають статичного характеру. Саме в початковий період формування стану виникають найбільш потужні емоції – як суб'єктивні реакції людини, що виражає своє відношення до процесу реалізації актуальної потреби [1]. Згідно з системно-сигнальною концепцією ідентифікація стану складної системи, зокрема організму людини, якщо враховувати багатогранність впливів і взаємопов'язаність різних факторів довкілля і самого організму, має відбуватись на підставі даних неінвазивного обстеження, видобутих як результат опрацювання відповідних сигналів.

Для ідентифікації ПЕСЛ можна застосовувати різні медикодобіологічні методи дослідження, одним з яких є електроенцефалографія (ЕЕГ) – неінвазивне дослідження функціонального стану головного мозку шляхом реєстрації його сумарної біоелектричної активності (електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів) через неушкоджені покривні тканини голови людини [2].

Запропоновано для дослідження ПЕСЛ застосувати модифікований метод з використанням динамічних зображень у вигляді відеозображення та музики. Такий рекурсивний механізм дає змогу визначити зміну електричних біопотенціалів в корі головного мозку при дії на рецептори відповідними подразниками, що впливають на здатність людини змінювати свій психоемоційний стан і адаптуватись до такого середовища.

Схему методу відновлення ПЕСЛ в результаті впливу відеозображень та музики зображено на рис.1.

Етапи методу відновлення ПЕСЛ:

1. Формування фактору впливу: відеозображення та музики.

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

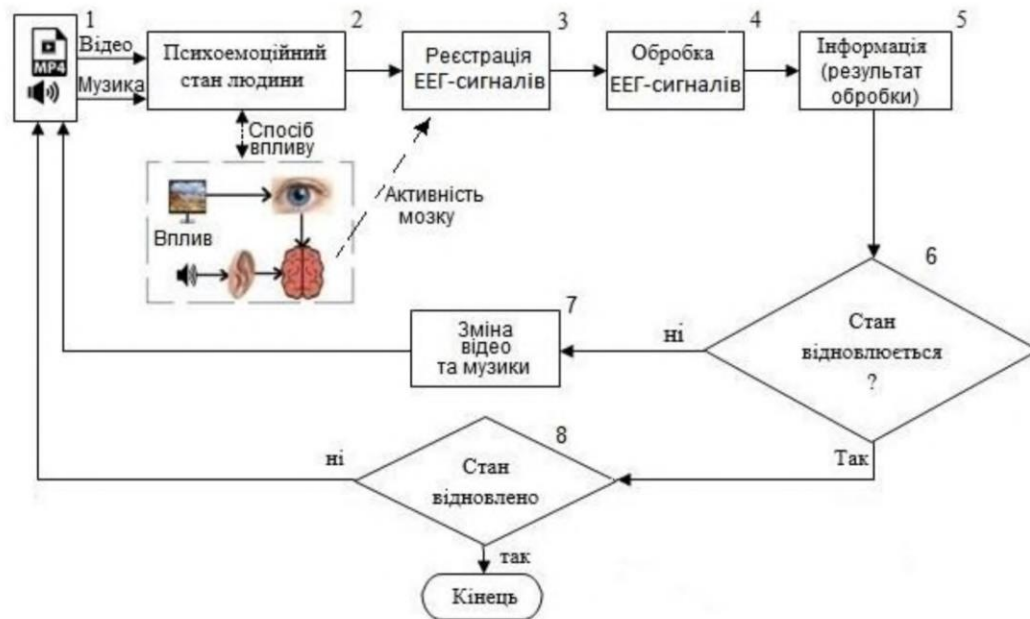


Рис. 1. Схема методу відновлення ПЕСЛ за відеозображеннями та музики

2. Безпосередній вплив відеозображення та музики на зорові (очі) та слухові (вуха) рецептори, що породжують зміни у ПЕСЛ через зміни біоелектричної активності мозку.
3. Реєстрація EEG сигналів для дослідження ПЕСЛ. В лабораторіях кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя проведено процедуру впливу відео зображень та музики на ПЕСЛ та реєстрацію ЕЕС (рис.2).



Рис.2. Накладання електродів та процес реєстрації ЕЕС

Для реєстрації ЕЕС використано комп'ютерний електроенцефалограф Neurosom фірми «ХАІ-Medica» (м.Харків).

4. Обробка EEG сигналів (кореляційна, спектральна, статистична, вейвлет, синфазна, компонентна та інші).
5. Виділення корисної інформації як результату обробки EEG сигналів;

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

6. Перевірка відновлення психоемоційного стану за результатами обробки ЕЕГ сигналів.
 7. Зміна параметрів відеозображення та музики шляхом вибору нових даних з попередньо сформованої бази даних.
 8. Припинення впливу у випадку відновлення ПЕСЛ, а випадку не відновлення – продовження впливу без зміни відеозображення та музики.
- Зареєстровані реалізації ЕЕГ сигналів до відновлення та після відновлення ПЕСЛ зображено на рис.3-4.

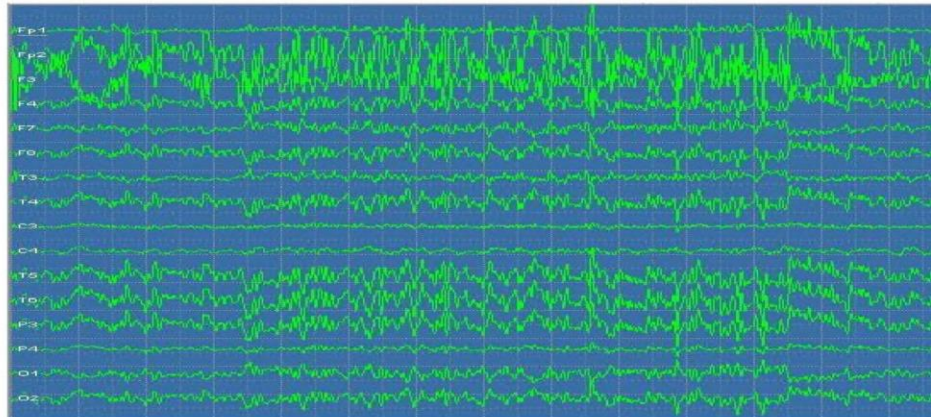


Рис. 3. ЕЕГ сигнали до відновлення ПЕСЛ

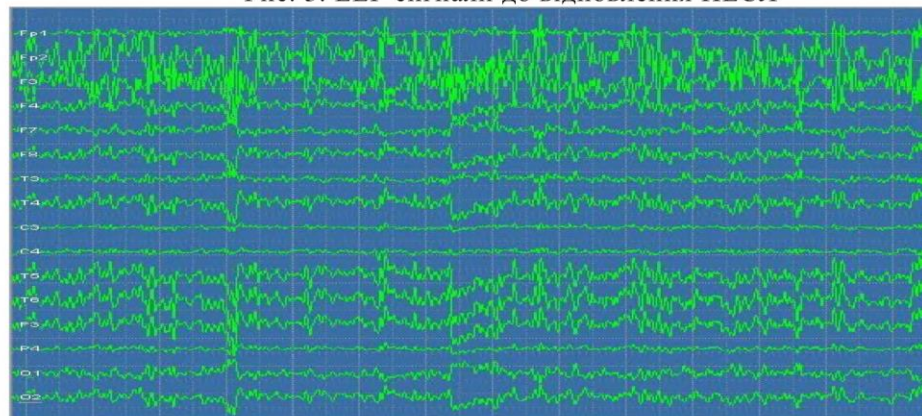


Рис. 4. ЕЕГ сигнали після відновлення ПЕСЛ

Такий підхід дає змогу візуалізувати кореляцію динамічних подразників (факторів впливу) і ПЕСЛ в залежності від їх виду і впливу на людину за ЕЕГ сигналами.

Література

1. Прохоров А.О. Взаємодія психічних станів і когнітивних процесів суб'єкта (на прикладі навчальної діяльності) / А.О. Прохоров, М.Г. Юсупов // Експериментальна психологія. №2. 2010. – С. 33–44.
2. Дмитроца О. Вплив особистісної тривожності на кількісні показники ЕЕГ / О. Дмитроца, С. Швайко, О. Журавльов // VII Конгрес Українського товариства нейронаук, Київ, 7-11 червня 2017 року. - Київ : Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, 2017. С. 84-85