

**МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА**

**МР.КІ-02.00.00.000 ПЗ**

**Група КІмз-24-1**

**Якимчук Тетяна**

**2025**

Міністерство освіти і науки України  
Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу  
Інститут післядипломної освіти

Кафедра комп'ютерних систем і мереж

**Якимчук Тетяна Богданівна**

(прізвище, ім'я, по батькові)

УДК 004.7

# МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА

**Застосування статистичних оцінок шумів для виявлення  
порушень функціонування дихальної системи**

**Комп'ютерна інженерія**

(назва освітньої програми)

**123 – Комп'ютерна інженерія**

(шифр і назва спеціальності)

**/Т. Б. Якимчук/**

(підпис, ініціали та прізвище здобувача освітнього ступеня)

Науковий керівник – \_\_\_\_\_ Мельничук С. І., д.т.н., професор

**Допущено до захисту**

Завідувач кафедри

**д.т.н., проф** \_\_\_\_\_ **/С. І. Мельничук/**  
(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

**Рецензент**

**доцент** \_\_\_\_\_ **/Т. В. Гуменюк/**  
(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Робота містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

Івано-Франківськ – 2025 рік

**ІВАНО-ФРАНКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ НАФТИ І ГАЗУ**

Інститут післядипломної освіти

Кафедра комп'ютерних систем і мереж

Освітній рівень магістр

Спеціальність 123 – Комп'ютерна інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедрою КСМ

д.т.н. С.І. Мельничук

“        ”        2025 р.

## ЗАВДАННЯ

### НА ВИКОНАННЯ МАГІСТЕРСЬКОЇ РОБОТИ СТУДЕНТОВІ

ЯКИМЧУК ТЕТЯНІ БОГДАНІВНІЙ

**1. Тема магістерської роботи** Застосування статистичних оцінок шумів для виявлення порушень функціонування дихальної системи

**Керівник проекту** д.т.н., професор Мельничук Степан Іванович

затвержені наказом вищого навчального закладу від «08» грудня 2025 року №246/12

**Термін здачі студентом закінченої роботи** 10.12.2025р

**3. Вихідні дані до проекту (роботи)** технічна документація та перелік літературних джерел

**4. Зміст розрахунково - пояснювальної записки (перелік питань, що їх належить розробити)** 1 Перспективи використання аускультативних шумів дихальної системи для діагностування порушень функціонування дихальних шляхів. 2 Дослідження та статистичне опрацювання аускультативних шумів дихальної системи. 3 Реалізація засобів створення, досліджень та аналізу еталонних шумів. Висновки

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

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**6. Консультанти по магістерській роботі, із зазначенням розділів роботи, що стосуються їх**

| <b>Розділ</b>        | <b>Консультант</b>    | <b>Підпис, дата</b> |
|----------------------|-----------------------|---------------------|
| <b>Нормоконтроль</b> | <i>Мойсеєнко О.В.</i> |                     |
|                      |                       |                     |

Дата видачі завдання – 12 березня 2025р

## **КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

| <b>№ п/п</b> | <b>Назва етапів магістерської роботи</b>   | <b>Термін виконання етапів роботи</b> | <b>Примітка</b> |
|--------------|--|---------------------------------------|-----------------|
| 1            | <i>Ознайомлення з предметною галуззю магістерської; вивчення літератури, пошук додаткової літератури</i> | <i>01.05.25 – 31.05.25</i>            | <i>Виконано</i> |
| 2            | <i>Робота над першим розділом магістерської роботи</i>   | <i>01.06.25 – 30.06.25</i>            | <i>Виконано</i> |
| 3            | <i>Робота над другим розділом магістерської роботи</i>   | <i>05.09.25– 31.10.25</i>             | <i>Виконано</i> |
| 4            | <i>Робота над третім розділом магістерської роботи</i>   | <i>01.11.25 – 30.11.25</i>            | <i>Виконано</i> |
| 5            | <i>Оформлення текстової і графічної частини магістерської роботи</i>                                     | <i>01.12.25 – 10.12.25</i>            | <i>Виконано</i> |

Студент \_\_\_\_\_ *Якимчук Т. Б.*  
(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_ *Мельничук С.І.*  
(підпис)

## АНОТАЦІЯ

У першому розділі проведено аналіз стану і перспективи розвитку методів діагностування дихальних шляхів людини. Проаналізовані загальновідомі методи та технології отримання та обробки акустичних шумів. Вказані їх переваги та недоліки.

В другому розділі розглянуто статистичні методи, зокрема: математичне сподівання, СКВ, дисперсію та безумовну ентропію. Визначено їх переваги та недоліки. Було проведено аналіз акустичних сигналів статистичними оцінками.

Досліджено вплив послаблення потужності акустичних сигналів на коефіцієнти кореляції їх еталонних сигналів. Побудовано та згладжено еталонні представлення сигналів.

В третьому розділі обґрунтовано вибір засобів для реалізації програмного забезпечення в дослідженні. Розроблено алгоритми обчислення статистичних оцінок. Опрацьовані данні діагностування на основі кореляційного порівняння з базою еталонів. Проведений взаємкореляційний аналіз еталонів порушень.

Ключові слова: статистичні оцінки, шуми, дихальна система, стридор, безумовна ентропія.

## **ABSTRACT**

The first section analyzes the state and prospects for the development of methods for diagnosing human respiratory tracts. Well-known methods and technologies for obtaining and processing acoustic noise are analyzed. Their advantages and disadvantages are indicated.

The second section considers statistical methods, in particular: mathematical expectation, SCR, variance and unconditional entropy. Their advantages and disadvantages are determined. Acoustic signals were analyzed by statistical estimates.

The influence of attenuation of acoustic signal power on the correlation coefficients of their reference signals was investigated. Reference representations of signals were constructed and smoothed.

The third section justifies the choice of tools for implementing the software in the study. Algorithms for calculating statistical estimates are developed. Diagnostic data are processed based on correlation comparison with the reference base. A correlation analysis of the standards of disorders is carried out.

Keywords: statistical estimates, noises, respiratory system, stridor, unconditional entropy.

## ЗМІСТ

|  |    |
|--|----|
| ВСТУП  | 5  |
| 1 ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ АУСКУЛЬТАТИВНИХ ШУМІВ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ДІАГНОСТІВАННЯ ПОРУШЕНЬ ФУНКЦІОНУВАННЯ ДИХАЛЬНИХ ШЛЯХІВ | 7  |
| 1.1. Огляд способів опрацювання аускультативних шумів дихальної системи  | 7  |
| 1.1.1 Датчик для аускультативної на основі акустичного п'єзокерамічного стержньового перетворювача                             | 7  |
| 1.1.2 Обґрунтування математичної моделі дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу                 | 9  |
| 1.1.3 Розпізнавання сигналів фонендоскопії в просторі автокореляційних функцій та коефіцієнтів лінійного прогнозування         | 12 |
| 1.1.4 Бронхофонографія: акустичні критерії діагностики обструктивних захворювань легень  | 17 |
| 1.2 Аналіз характеристик порушень і відповідних їм акустичних шумів  | 20 |
| 1.3 Постановка задачі  | 23 |
| 2 ДОСЛІДЖЕННЯ ТА СТАТИСТИЧНЕ ОПРАЦЮВАННЯ АУСКУЛЬТАТИВНИХ ШУМІВ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ   | 24 |
| 2.1 Дослідження характеристик шумів, представлення різними статистичними оцінками  | 24 |
| 2.1.1 МАТЕМАТИЧНЕ СПОДІВАННЯ   | 25 |
| 2.1.2 Дисперсія  | 29 |
| 2.1.3 Середнє квадратичне відхилення   | 32 |
| 2.1.3 Середнє квадратичне відхилення   | 34 |
| 2.2 Дослідження впливу послаблення сигналів на адекватність характеристик  | 38 |
| 2.3 Побудова еталонних взірців характерних порушень дихальної системи  | 43 |
| 2.3.1 Визначення тривалості одного руху порушення  | 43 |

|  |    |
|--|----|
| 2.3.2 Згладження еталонних сигналів порушень   | 48 |
| 3 РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАСОБІВ СТВОРЕННЯ, ДОСЛІДЖЕНЬ ТА АНАЛІЗУ<br>ЕТАЛОННИХ ШУМІВ   | 53 |
| 3.1 Обґрунтування та вибір засобів для реалізації програмного<br>забезпечення в дослідженні  | 53 |
| 3.2 Розробка алгоритмів обчислення статистичних оцінок.<br>Опрацювання даних діагностування на основі кореляційного порівняння з<br>базою еталонів | 58 |
| 3.3 Взаємо кореляційний аналіз еталонів порушень   | 69 |
| 3.3.1 Кореляційні функції  | 69 |
| 3.3.2 Нормована коваріаційна функція   | 70 |
| 3.4 Формування рекомендацій щодо застосування  | 75 |
| ВИСНОВКИ   | 76 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ   | 77 |
| ДОДАТКИ  |    |
| БІБЛОГРАФІЧНА ДОВІДКА  |    |

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Захворювання дихальної системи залишаються однією з найгостріших проблем сучасної охорони здоров'я, що потребує впровадження високоточних засобів ранньої діагностики. Традиційні методи акустичного аналізу легневих звуків часто стикаються з проблемою низького співвідношення сигнал/шум, де шуми навколишнього середовища та внутрішні артефакти організму маскують патологічні ознаки. Вивченням методів цифрової обробки біосигналів займалися такі українські та зарубіжні дослідники, як В. Яценко, О. Назарчук, J. Abeuratne та A. Murphy. Проте в сучасних мобільних та вбудованих комп'ютерних системах моніторингу залишається невирішеним інженерне завдання швидкої та адаптивної статистичної оцінки шумів для виділення корисного сигналу в реальному часі. Використання статистичних оцінок дозволяє не просто відфільтрувати шум, а використати його характеристики як діагностичний маркер, що є критично важливим для створення автономних систем моніторингу стану пацієнтів.

**Об'єкт дослідження** – процеси аналізу та обробки акустичних сигналів дихальної системи в умовах впливу шумів різної природи.

**Предмет дослідження** – статистичні методи оцінки характеристик шумів та алгоритми їх застосування для виявлення відхилень у функціонуванні дихальних шляхів.

**Мета роботи** – розробка комп'ютеризованої системи автоматичного виявлення порушень дихання шляхом застосування статистичних оцінок параметрів шумів для підвищення точності ідентифікації патологічних сигналів.

### **Завдання роботи:**

1. Проаналізувати архітектуру сучасних комп'ютерних систем акустичного моніторингу та специфіку шумових завад у дихальних сигналах.

2. Обґрунтувати вибір статистичних критеріїв для оцінки стаціонарних та нестаціонарних шумів.

3. Розробити алгоритм виявлення аномалій у дихальних циклах на основі динамічної зміни параметрів фонового шуму.

4. Проектувати структуру програмно-апаратного комплексу для збору та статистичної обробки акустичних даних.

5. Провести експериментальну перевірку ефективності запропонованого підходу та оцінити точність виявлення функціональних порушень.

**Методи дослідження:**

– методи математичної статистики – для обчислення оцінок спектральної щільності потужності шумів та моментів вищих порядків;

– методи цифрової обробки сигналів – для реалізації адаптивної фільтрації та віконного перетворення Фур'є;

– методи об'єктно-орієнтованого проектування – для розробки структури програмних модулів системи;

– експериментальні методи – для порівняльного аналізу отриманих діагностичних даних із контрольними вибірками.

**Практичне значення отриманих результатів** полягає у розробці комп'ютерної системи моніторингу, яка реалізує алгоритми статистичного оцінювання сигналів дихання в реальному часі. Створене програмне забезпечення дозволяє автоматизувати процес детекції шумів, що зменшує навантаження на медичний персонал та мінімізує вплив людського фактора при первинному діагностуванні. Результати роботи можуть бути використані при розробці мобільних систем телемедицини для дистанційного нагляду за пацієнтами з хронічними захворюваннями.

# 1 ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ АУСКУЛЬТАТИВНИХ ШУМІВ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ДІАГНОСТІВАННЯ ПОРУШЕНЬ ФУНКЦІОНУВАННЯ ДИХАЛЬНИХ ШЛЯХІВ

## 1.1 Огляд способів опрацювання аускультативних шумів дихальної системи

### 1.1.1 Датчик для аускультативної на основі акустичного п'єзокерамічного стержневого перетворювача.

Вчені Інституту гідромеханіки НАН України В.Т. Гринченко, Г. П. Виноградний, А. А. Макаренко створили мобільні електронні стетофонендоскопи ЕФОН-06 та ЕФОН-07. Для цих приладів розроблені спеціальні акустичні п'єзокерамічні датчики стержневого типу.

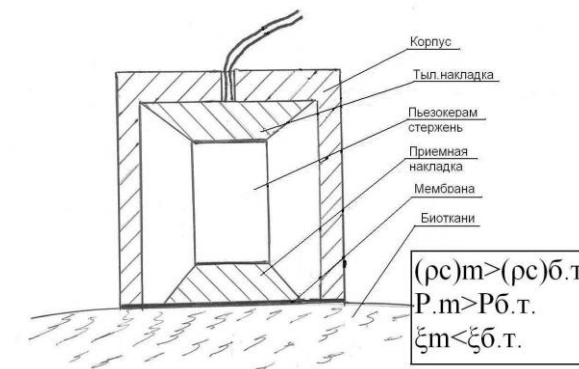


Рисунок 1.1 – Схема датчика стержневого типу

Розроблений цими вченими датчик складається з стержневого п'єзокерамічного перетворювача з передньої (приймальної) і задньої (масивної) накладками. Приймальна легка накладка спирається на металеву мембрану товщиною  $\delta = 0.1$  мм. Жорсткий металевий корпус об'єднує всі конструктивні елементи воедино. За принципом дії – це стержневий п'єзокерамічний односторонній перетворювач мікрофонного типу (датчик стержневого типу). Оцінка ефективності розробленого датчика стержневого типу здійснювалася шляхом зіставлення звукового фону в приміщенні та дихальних шумів, що реєструються цим датчиком і приймачем коливального прискорення, використовується в аудіо-відео-діагностичних комплексах типу “КоРА”.

Діаметр датчиків був однаковий – 30мм. Маса датчика коливального прискорення була 12 грам, а датчика стрижневого типу – 50 грам. Чутливість датчика коливального прискорення становила 15.2 мВ / (м з-2). [2]

Реєстрація звуків життєдіяльності людини – дихальних шумів проводилася у 3-х здорових добровольцях у віці 28-ти, 36-ти, 45-ти років. Під час проведення вимірювань пацієнт перебував у лежачому положенні. Сигнали з датчиків посилювалися двоканальним електронним підсилювачем, а потім реєструвалися і оброблялися з допомогою двоканального спектроаналізатора фірми "Брюль і К'єр", типу 2134, на якому виконувався спектральний аналіз.

Результати вимірювань представлені на рисунку 1.2, у вигляді спектрів потужності сигналів осереднених по 6-ти реалізаціям для кожного виду вимірювань. На даному рисунку всі непарні цифри відповідають кривим, які були отримані при вимірюванні датчиком стрижневого типу, а парні - приймачу коливального прискорення. Криві 1 і 2 рисунка 1.2, відповідають звуковому фону, датчиками приміщення, в якому проводились вимірювання звуків життєдіяльності пацієнтів. З розгляду цих кривих не важко помітити, що рівні спектральних складових фону реєстровані датчиком стрижневого типу в діапазоні частот 20-200 Гц на 10 дБ вище рівнів зареєстрованих приймачем коливального прискорення.

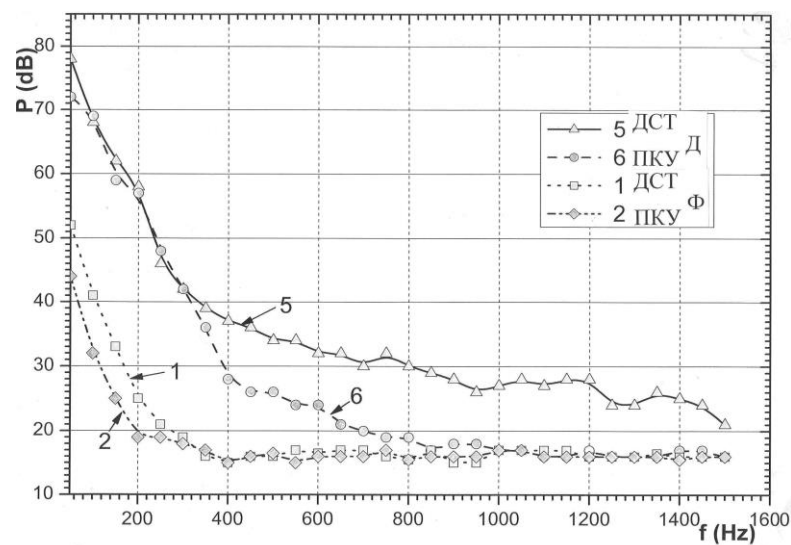


Рисунок 1.2 – Спектри потужності шумів дихання

Отримані дані підтверджують, що стрижневий датчик є універсальним і може застосовуватися як у стаціонарних аудіо-відео діагностичних системах, так і в портативних електронних стетофонендоскопах. Аналіз того, як звук передається від біологічних тканин людини до чутливого елемента мікрофонного (звукового тиску) датчика, що використовується для аускультатії, показав, що наявність повітряного прошарку значно знижує чутливість приладу. Отже, виключення повітряного середовища між тілом пацієнта та чутливими елементами є ключем до підвищення ефективності роботи датчика.

### **1.1.2 Обґрунтування математичної моделі дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.**

Дослідники Драган Я. П. та Дедів І. Ю. з Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя розробили математичну модель дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка на відміну від відомих враховує у своїй структурі поєднання стохастичної природи та повторності сигналу дихального шуму, що є властивим для сигналів біологічного походження. [3]

Випадковий процес можна описати розподілами імовірностей, які пов'язані з усіма можливими множинами моментів часу, але повне визначення характеристик цих розподілів за одним або за малим числом реалізацій неможливе. Тому вони вводять припущення, що процес стаціонарний. В лінійній теорії випадковий процес  $\xi(t)$  повністю характеризується середнім за розподілом (математичним сподіванням)  $m_\xi(t)$  і кореляційною функцією  $r_\xi(t,s)$ .

Основними ймовірнісними характеристиками сигналу дихального шуму, як стаціонарного випадкового процесу, є математичне сподівання, дисперсія, кореляційна функція. Для аналізу ймовірнісних характеристик було експериментально відібрано дихальні шуми, реєстрограма яких, показана на рисунок 1.3.

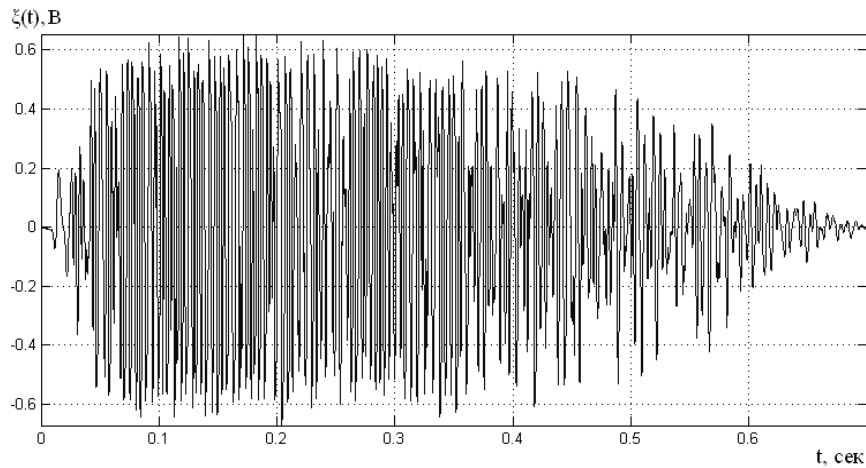


Рисунок 1.3 – Реєстрограма сигналу дихального шуму людини в нормі

Дослідниками було проаналізовано ймовірнісні характеристики з метою виявлення властивостей експериментального сигналу дихального шуму (див. рисунок 1.4) та підтвердження вимог щодо його побудови.

З рисунку 1.4 помічено, що автокореляційній функції сигналу дихального шуму властива періодичність та певна випадковість.

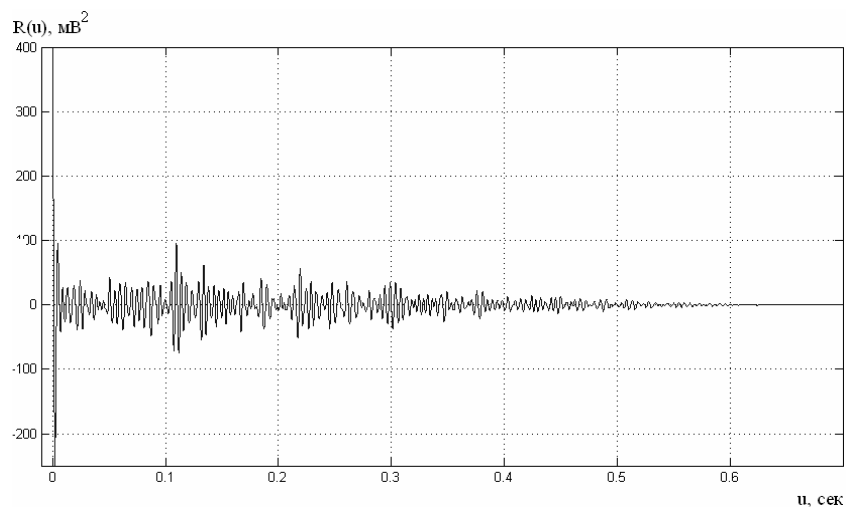


Рисунок 1.4 – Оцінка автокореляції зареєстрованого сигналу дихального шуму в нормі

Аналіз оцінки дисперсії (рис. 1.5), яка є показником відхилення від математичного сподівання, дає підстави для висування гіпотези про належність сигналу дихального шуму до класу нестационарних процесів. [4]

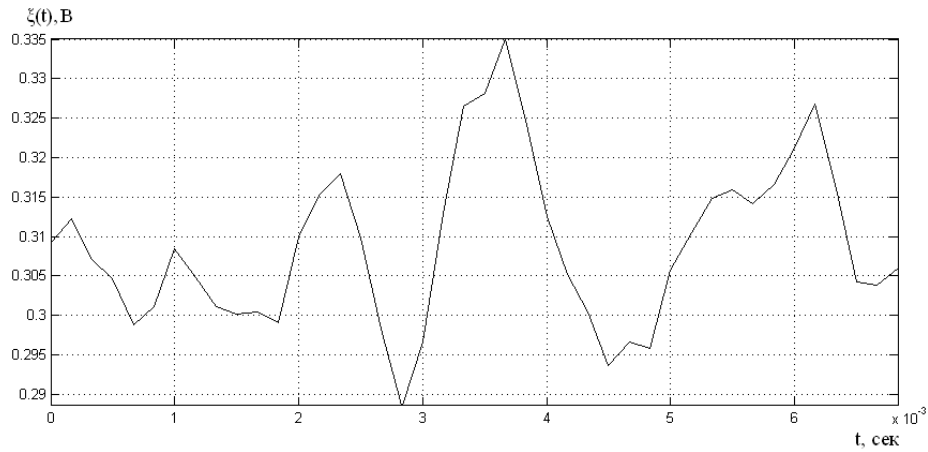


Рисунок 1.5 – Оцінка дисперсії зареєстрованого сигналу дихального шуму в нормі

Періодично корельовані випадкові процеси (ПКВП) – це моделі стохастичних коливань з періодичною зміною ймовірнісних характеристик [5]. Вони творять підклас  $\pi^T$  [3,4,6]. Це такі випадкові процеси, математичне сподівання і коваріація яких задовольняють умови [3]: існує таке певне  $T > 0$ , яке називається періодом корельованості, що

$$m(t+T)=m(t), r(t+T, s+T) = r(t, s), \forall t, s \in R \quad (1.1)$$

де  $m(t)$  – математичне сподівання, а  $r(t, s)$  – кореляційна функція процесу. Або, якщо використати параметричну коваріацію (функцію кореляції  $b(t, u) = r(t+u, t)$ ), то з цих формул виходить, що математичне сподівання і параметрична коваріація є періодична з періодом  $T$ :

$$m(t+T) = m(t), b(t+T, s+t) = b(t, s), \forall t, s \in R \quad (1.2)$$

Ці характеристики мають розклади у ряди Фур'є:

$$m(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t} \quad (1.3)$$

$$b(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t} \quad (1.4)$$

де  $\Lambda = \frac{2\pi}{T}$ ; як слід розуміти у сенсі теорії узагальнених функцій Шварта [3,4], коли розглядати ПКВП скінченної середньої потужності. [7]

Тому клас ПКВП, для якого виконується ця умова, коли його трактувати як підклас у класі  $\pi$ , був названий класом  $\pi^T$ . На цей клас поширюється з відповідними видозмінами теорія класу  $\pi$  [3, 6].

Коваріація ПКВП має зображення у вигляді:

$$r(t, s) = \iint_{R^2} e^{i(d\lambda, d\mu)} F(d\lambda, d\mu) \quad (1.5)$$

Встановленні властивості коваріації ПКВП дають підставу вивести вираз самого процесу через його стаціонарні складові, тобто встановити структуру цього класу процесів [3]. ПКВП належить до класу  $\pi^T$  тоді і тільки тоді, коли він має зображення

$$\xi(\hat{a}) = \sum_{k \in \beta} \xi_k(t) e^{ik\hat{a}} \quad (1.6)$$

де  $\xi_k(t)$  – стаціонарні компоненти ПКВП,

$Z$  – множина всіх і відповідно підмножина додатніх чисел.

На основі вибраної математичної моделі можна реалізувати відносно прості алгоритми опрацювання сигналів дихальних шумів засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів (синфазний, компонентний і фільтровий), для отримання статистичних оцінок їхніх ймовірнісних характеристик, які є показниками норми чи патології дихальної системи.

Тому можна сказати, що математична модель процесу такого класу дає змогу адекватно описати сигнал, а саме врахувати поєднання випадковості та періодичності сигналу, а тому і розробити методи визначення інваріантних інформативних ознак сигналу дихального шуму виходячи із статистики таких сигналів для задач ранньої діагностики патології дихальної системи [11].

### **1.1.3 Розпізнавання сигналів фонендоскопії в просторі автокореляційних функцій та коефіцієнтів лінійного прогнозування.**

Бондаренко А.С., Павлов О.І., Шарпан О.Б. також проводили дослідження в цій галузі, метою їхнього дослідження було з'ясування того, який простір є ефективнішим для класифікації при однаковій кількості ознак.

Так як характер дихальних шумів досить складний і різноманітний, не дивно, що аускультативна семіотика використовує такі епітети, як твердий подих та хрипи: стугонливі, що дзижчать, свистячі, крупнопузирчасті, мілкопузирчасті [7].

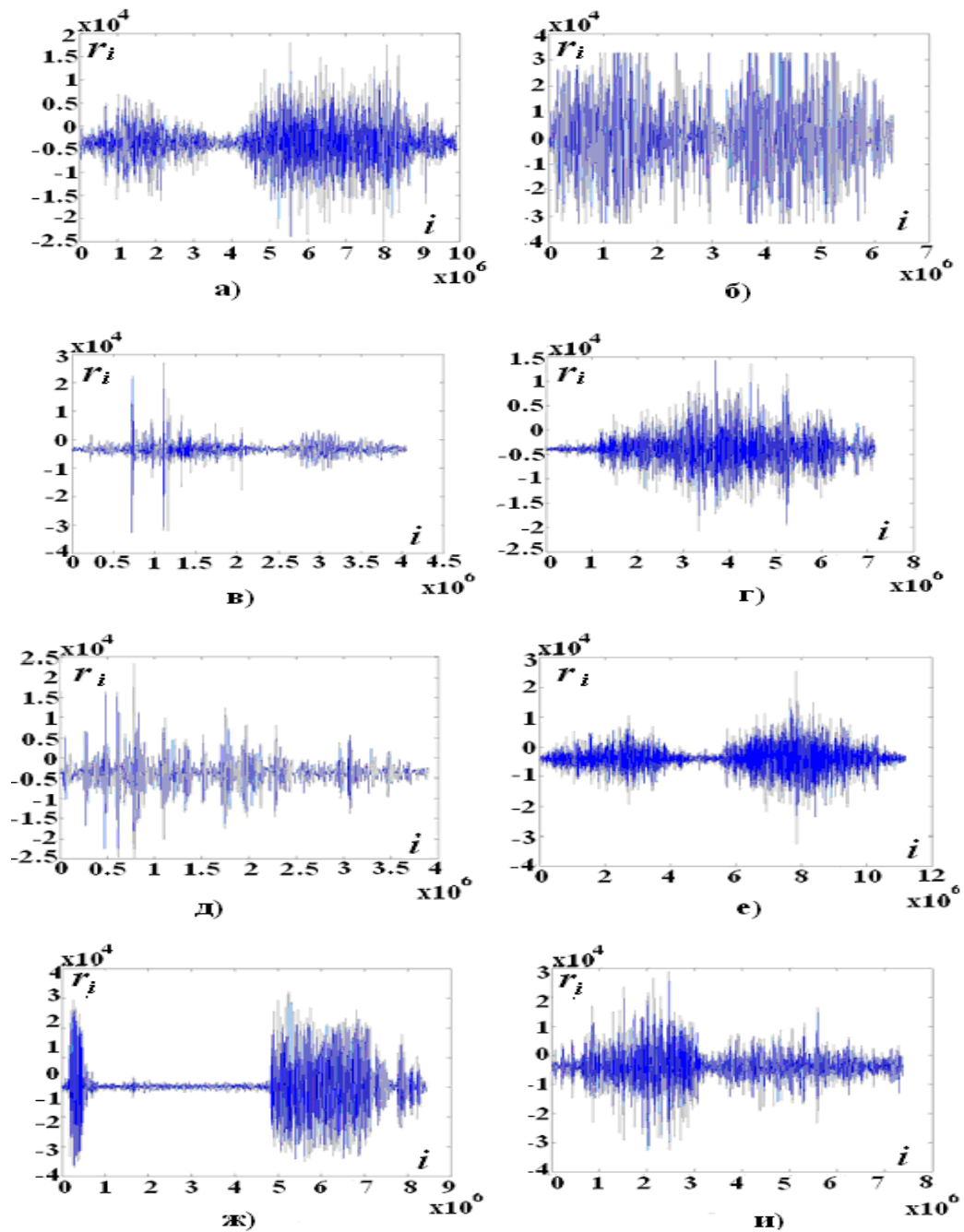


Рисунок 1.6 – Часові реалізації основних фонореспірограм шумів органів дихання:

- а) амфоричне дихання у хворого з великим абсцесом лівої легені; б) бронхіальне дихання у хворого із правобічною крупозною пневмонією 1-ї стадії захворювання; в) ронховезикулярне дихання після 3-х років лікування хворого; г) везикулярне дихання; д) вологі середньо й крупнопузирчасті хрипи в пацієнта із бронхоектотичною хворобою; е) грубий звук тертя плеври; ж) ларинготрахеальне дихання зареєстроване в області щетовидного хряща гортані; з) хрипи малопузирчасті дзвінкі

Розпізнавання сигналів фонендоскопії в часовому просторі є складною задачею, оскільки виділити окремі характерні ознаки при великій кількості сигналів практично неможливо. Більшість систем, які здатні розпізнавати сигнали фонендоскопії, працюють на основі визначення характеру їх спектральних складових та аналізу діапазону частот. [6]

Застосування методів діагностики, що працюють на основі спектральних складових, дозволяють класифікувати такі сигнали візуально, наприклад вологі хрипи, зображені на рисунку 1.7. Недоліком такого методу є те, що для правильної класифікації потрібна якісна візуалізація в спектральному просторі. Також класифікацію в спектральному просторі важко автоматизувати, що зменшує його доцільність в застосуванні при діагностиці.

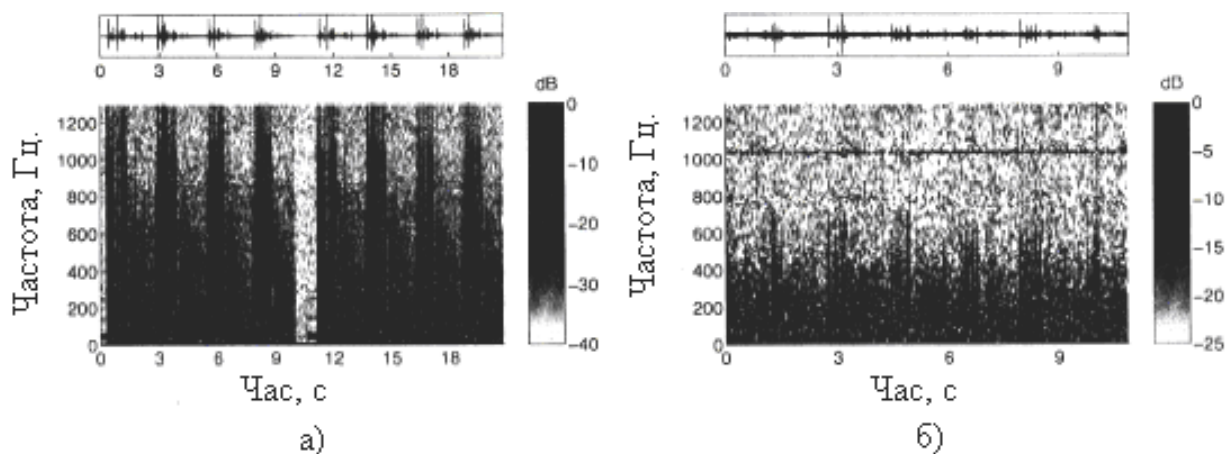


Рисунок 1.7 – Спектр вологих хрипів:  
а-дрібнопузирчасті; б-крупнопузирчасті

В цілому, результати, які отримані в відомих з літератури роботах, свідчать про наявність значної кількості невирішених питань як відносно вибору ознак, так і критеріїв їх порівняння. Саме тому, дослідження методів порівняння і класифікації реалізацій сигналів фонендоскопії залишається надзвичайно актуальною задачею. [2]

Кластерний аналіз включає дві основні області дослідження: вибір ознак сигналу і створення його образу, створення класифікаторів образів.

Під час дослідження фонореспірограми звуків дихання представляли собою файл даних, в якому містилося кілька фаз «вдих-видих». Дискретизація

сигналів виконувалася з частотою 22 кГц, розрядність даних 16 біт, формат кодування – ІКМ. Всього в розпорядженні вчених було 8 класів сигналів (рис. 1.6), кожен з яких мав по 4 реалізації фаз «вдих-видих».

Експеримент. Метою експерименту було визначення ефективності класифікації шумів дихання в просторі коефіцієнтів лінійного прогнозування (КЛП). На відміну від класичного підходу, метод КЛП застосовувався не до часових реалізацій сигналів, а для моделювання форми АКФ, знайдених в першому експерименті, які далі називатимуться характеристиками. Використовувалася лінійна авторегресійна поліноміальна модель порядку  $M$  [8], яка відповідає лінійному прогнозуванню  $n$ -го значення  $ij$ -характеристики,

$$\xi_{i,j}[n] = a_{i,j1} \dots a_{i,jM} C_{i,j}[n - M],$$

де  $C_{i,j}[n]$  – дійсне значення  $ij$ -характеристики,  $a_{i,j1} \dots a_{i,jM}$  – коефіцієнти лінійного прогнозування для  $ij$ -характеристики, що приводить до утворення помилки прогнозування  $n$ -го значення  $ij$ -характеристики  $e_{i,j}[n] = C_{i,j}[n] - \xi_{i,j}[n]$ .

Коефіцієнти лінійного прогнозування  $a_{ij}$  знаходяться з рівняння

$$\sum_{m=1}^M a_{ijm} \cdot R_{ij}(m - k) = -R_{ij}(k), \quad k = 1 \dots M,$$

де  $R_{ij}(k) = \frac{1}{N - k} \sum_{n=0}^{N-k} C_{ij}[n] \cdot C_{ij}[n + k]$  – АКФ для  $ij$ -характеристики (тобто АКФ від АКФ, обчислених в першому експерименті).

Обчислення КЛП організовувалися за алгоритмом Левінсона-Дарбіна [9].

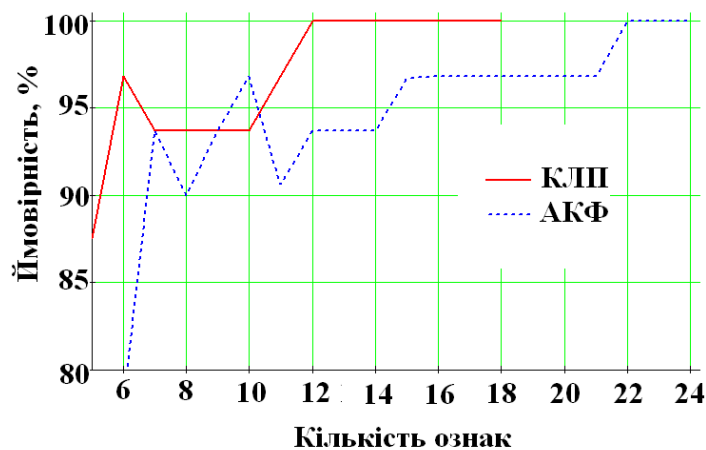


Рисунок 1.8 – Ймовірність розпізнавання в залежності від кількості ознак

Вектор КЛП, отриманий за вказаною методикою, далі розглядався як вектор ознак. В експерименті виконувалися обчислення КЛП для моделей різних порядків,  $5 \leq M \leq 18$ , що приводило до створення відповідних  $M$ -вимірних векторів ознак. Далі, як і в першому експерименті, для кожного  $M$  будувався класифікатор з перетворенням ознак в простір рішень з мінімальною середньоквадратичною похибкою. Результати дослідження роботи створених класифікаторів (ймовірності вірного розпізнавання навчальної вибірки) для різного розміру  $M$ -вимірних векторів ознак) подано на рисунку 1.9. З графіку видно, що 100% розпізнавання в просторі КЛП досягається вже при кількості ознак  $M=12$ .

Отже, із отриманих результатів видно, що в просторі КЛП 100% розпізнавання досягається раніше, ніж в просторі АКФ. Враховуючи це, класифікацію аускультативних шумів органів дихання доцільно проводити в просторі коефіцієнтів лінійного прогнозування [10].

Перспективи подальших досліджень полягають у розбитті фаз «вдих-видих» на окремі ділянки: фазу «вдих» і фазу «видих», та у визначенні ефективності класифікації кожної фази. [6]

Недоліком спектральних методів є те, що для правильної класифікації потрібна якісна візуалізація в спектральному просторі. Також класифікацію в спектральному просторі важко автоматизувати, що зменшує його доцільність в застосуванні при діагностиці.

Метод комп'ютерної електронної аускультативної звуку дихання з допомогою фоноспірографічного комплексу «Кора-03М1» відомий, як один з методів виявлення та об'єктивізації додаткових звуків дихання при обстеженні та диспансеризації хворих з бронхолегеневими захворюваннями. [1]

Встановлено, що реалізований в фоноспірографічному комплексі «Кора-03М1» адаптивний алгоритм обробки звуків дихання дозволяє з достовірністю не менше 96% класифікувати стан бронхолегеневої системи обстежених пацієнтів за критеріями «норма», «патологія» і «рекомендовано додаткове обстеження» з урахуванням аналізу аускультативних діагностичних ознак.

#### **1.1.4 Бронхофонографія: акустичні критерії діагностики обструктивних захворювань легень.**

Метод бронхофонографія (БФГ) заснований на реєстрації респіраторного циклу та аналізі дихальних шумів. Дає можливість отримання додаткових оціночних параметрів при діагностиці захворювань легень. Метою дослідження було вивчення можливості застосування БФГ в діагностиці обструктивних захворювань легень [15].

Для вирішення поставлених завдань було обстежено 108 здорових осіб (ЗО) (50 чоловіків і 58 жінок), 166 хворих ОЗ (85 чоловіків і 81 жінка): з них 91 хворий на бронхіальну астму (БА), 62 – на ХОЗЛ (ХОЗЛ) і 13 хворих з поєднанням симптомів цих захворювань. У всіх хворих відмічалися порушення функції зовнішнього дихання за обструктивним типом.

БФГ проводили за допомогою комп'ютерно-діагностичного комплексу (КДК) «Паттерн» [16], принцип роботи якого полягає у фіксуванні і подальшої оцінки амплітудно-частотних характеристик дихальних шумів, що дозволяють візуалізувати і об'єктивно оцінювати звукові характеристики дихання.

Визначали:

Акустичний еквівалент роботи дихання (АРД) (кількісну оцінку енергетичних витрат бронхолегеневої системи на порушення специфічного акустичного феномену протягом всього респіраторного циклу або окремої його фази), розраховується як площа під кривою на бронхофонограммі в тимчасовій області, одиниця виміру – наноджоуль – (НДЖ). АРД досліджували в різних частотних діапазонах: [5]

АРД<sub>1</sub> – загальний діапазон (1,2-12,6 кГц);

АРД<sub>2</sub> – високочастотний діапазон (5,0-12,6 кГц);

АРД<sub>3</sub> – середньочастотний діапазон (1,2-5,0 кГц);

$K$  – коефіцієнт, що відображає ті ж параметри у відносних одиницях: весь спектр частот –  $K_1 = \text{АРД}_1 / \text{АРД}_0 \cdot 100$ ;

високочастотний діапазон –  $K_2 = \text{АРД}_2 / \text{АРД}_0 \cdot 100$ ;

середньочастотний діапазон –  $K_3 = APД_3/APД_0 \cdot 100$ .

Проаналізовано близько 2000 бронхофонограм спокійного і форсованого дихання. Оцінювалися наступні параметри: АРД і К в різних частотних діапазонах,  $\Delta K$  (приріст показників коефіцієнтів  $K$ ) =  $K_{форс} - K_{спок} \cdot 100$ , ІПК (індекс приросту  $K$  - відношення  $\Delta K_2/\Delta K_1$ ).

Статистичну обробку отриманих даних проводили за допомогою статистичних пакетів програм Microsoft Excel 2000, Biostat 2007 3.8, Statistica v.6.0 (Stat Soft Inc. США). Застосовували непараметричні критерії, оскільки розподіл показників відрізнялося від нормального. Для характеристики варіації обчислювали медіану (Me), 25 і 75 процентилі, довірчий інтервал (ДІ) з імовірністю 95%. Статистичну значимість відмінності між показниками АРД в різних групах оцінювали за критеріями Манна-Уїтні.

Спірометричне дослідження виконувалися на обладнанні «Етон-01». Отримані результати показана у таблицях 1.1 і 1.2.

**Таблиця 1.1 – Порівняння акустичних параметрів (АРД) дихання 30 і хворих ОЗ**

| Показники       | АРД <sub>1</sub> |                 | АРД <sub>2</sub> |               | АРД <sub>3</sub> |                 |
|-----------------|------------------|-----------------|------------------|---------------|------------------|-----------------|
|                 | ЗО<br>(n=108)    | ОЗ<br>(n=166)   | ЗО<br>(n=108)    | ОЗ<br>(n=166) | ЗО<br>(n=108)    | ОЗ<br>(n=166)   |
| <b>Me</b>       | 45,8<br>706,4    | 95,5<br>874,6   | 4,7<br>53,7      | 3,7<br>78,5   | 38,7<br>641,7    | 89,5<br>793,5   |
| <b>25 проц.</b> | 18,9<br>456,7    | 37,5<br>631,3   | 2,0<br>31,0      | 1,4<br>47,3   | 16,4<br>418,9    | 33,9<br>563,6   |
| <b>75 проц.</b> | 117,0<br>956,0   | 218,6<br>1246,6 | 8,6<br>97,0      | 11,6<br>130,1 | 110,3<br>860,7   | 209,5<br>1100,2 |
| <b>М-У (p)</b>  | 0,000<br>0,000   |                 | 0,855<br>0,001   |               | 0,000<br>0,000   |                 |

Примітка: 25% і 75% – інтерквартильний розмах Me показників, М-У – критерій Манна-Уїтні. У чисельнику – показники спокійного дихання, в знаменнику - форсованого. [6]

**Таблиця 1.2 – Порівняння акустичних параметрів (К) дихання ЗО і хворих ОЗ**

| Показники       | АРД <sub>1</sub> |               | АРД <sub>2</sub> |               | АРД <sub>3</sub> |               |
|-----------------|------------------|---------------|------------------|---------------|------------------|---------------|
|                 | ЗО<br>(n=108)    | ОЗ<br>(n=166) | ЗО<br>(n=108)    | ОЗ<br>(n=166) | ЗО<br>(n=108)    | ОЗ<br>(n=166) |
| <b>Me</b>       | 7,2<br>42,1      | 15,7<br>49,8  | 0,6<br>3,6       | 0,6<br>4,3    | 6,4<br>38,9      | 15,1<br>46,9  |
| <b>25 проц.</b> | 5,0<br>29,6      | 9,6<br>32,0   | 0,4<br>2,0       | 0,4<br>2,8    | 4,4<br>26,9      | 8,5<br>29,8   |
| <b>75 проц.</b> | 11,3<br>56,7     | 25,4<br>68,7  | 1,0<br>5,3       | 1,1<br>6,8    | 10,3<br>52,2     | 23,3<br>63,7  |
| <b>М-У (р)</b>  | 0,000<br>0,000   |               | 0,429<br>0,001   |               | 0,000<br>0,000   |               |

Примітка: 25% і 75% – інтерквартильний розмах Me показників, М-У – критерій Манна-Уїтні. У чисельнику – показники спокійного дихання, в знаменнику - форсованого.

**Таблиця 1.3 – Приріст показників «роботи дихання» при виконанні форсованого видиху (у %) і визначення ШК**

| Показники       | ΔК <sub>1</sub> |       | ΔК <sub>2</sub> |        | ΔК <sub>3</sub> |       | ШК    |     |
|-----------------|-----------------|-------|-----------------|--------|-----------------|-------|-------|-----|
|                 | ЗО              | ОЗ    | ЗО              | ОЗ     | ЗО              | ОЗ    | ЗО    | ОЗ  |
| <b>n</b>        | 108             | 154   | 108             | 154    | 108             | 154   | 108   | 154 |
| <b>Me</b>       | 406,8           | 185,9 | 411,5           | 515,7  | 430,0           | 164,9 | 0,9   | 2,6 |
| <b>25 проц.</b> | 227,1           | 73,4  | 147,6           | 241,1  | 239,2           | 64,4  | 0,4   | 1,2 |
| <b>75 проц.</b> | 830,9           | 432,0 | 825,6           | 1033,8 | 853,3           | 401,6 | 1,8   | 5,0 |
| <b>М-У (р)</b>  | 0,000           |       | 0,017           |        | 0,021           |       | 0,000 |     |

Примітка: Me – медіана показників, 25 і 75 процентилей – інтерквартильний розмах Me показників, М-У – критерій Манна-Уїтні.

Як видно з таблиць 1.1 і 1.2, показники АРД<sub>1</sub>, АРД<sub>3</sub>, К<sub>1</sub>, К<sub>3</sub> (тобто по всьому спектру в цілому і його середнечастотной частини) у ЗО і хворих ОЗ відрізняються в режимі спокійного дихання (р = 0,000). При форсованому

видиху статистично значущі відмінності ( $p < 0,05$ ) відзначаються вже у всіх частотних діапазонах. Цікаві результати були отримані при аналізі такого показника БФГ як  $\Delta K$  в різних частотних діапазонах (див. табл. 1.3).

Було встановлено, що  $\Delta K$  ЗО у всіх діапазонах практично однаковий і перевищує 400% (за Ме), а у хворих ОЗ у високочастотному діапазоні ( $K_2$ ) відзначається значний приріст, зіставний з показниками ЗО. Але в середньочастотному діапазоні і по всьому спектру показники значно нижче (164,9 і 185,9%, по Ме, відповідно), тобто має місце так званий «зрив турбулентності». Це дозволило ввести додатковий показник ІПК, тобто відношення  $\Delta K_2/\Delta K_1$ , який достовірно відрізняється у досліджуваних групах: ДІ в межах 25 і 75 перцентилі склав у групі ЗЛ 0,35-1,76 (Ме = 0,86), у хворих ОЗ – 1,16-5,04 (Ме = 2,58).

Таким чином, показник  $ІПК > 2$  може вказувати на наявність обструктивних порушень ФЗД. Для підвищення точності діагнозу проводився комплексний облік показників АРД і К, що дозволило сформулювати наступний алгоритм діагностики обструктивних захворювань легень [12]:

1. Показники  $АРД_1$  і  $АРД_3 > 100$  НДЖ при спокійному диханні і більше 900 НДЖ при форсованому.

2. Показники  $K_1, K_3 > 15$  при спокійному диханні і більше 50 при форсованому.

3  $\Delta K_1$  і  $\Delta K_3 < 200\%$ .

4  $ІПК > 2$ .

Отримані результати вказують на можливість використання нового неінвазивного діагностичного методу - БФГ - для виявлення обструктивних порушень функції зовнішнього дихання [17]. За допомогою бронхофонографічного дослідження легень можна оцінити наступні параметри:

- частотно-амплітудні характеристики дихальних шумів;
- тривалість респіраторного циклу;
- тривалість і співвідношення фаз видиху та вдиху;
- наявність високочастотних коливань;
- акустичний компонент роботи дихання. [2]

## 1.2 Аналіз характеристик порушень і відповідних їм акустичних шумів

Відомо, що природа виникнення дихальних шумів пов'язана з турбулентністю повітряних потоків. Однак кількісний опис механізмів їх випромінювання відсутнє. В описі характеру дихання в медичній літературі немає єдиної думки про те, які види дихання існує і що вони собою представляють. [4]

При вислуховуванні хрипів в легенях, оцінюють їх:

- характер (сухі / вологі);
- калібр (крупно-/ середньо-/ дріднопузирчасті).

Сухі хрипи характерні для бронхіту (рис. 1.9а). Принципово виділяють 2 типи сухих хрипів – свистячі і дзижчать.

Свистячі свідчать про звуження просвіту (бронхобструктивний синдром, наприклад при астмі).

Тріскучі виникають при вібрації мокротиння в просвіті бронха (вважається, що вона, подібно гітарним струнам перетинає просвіт в різних місцях і вібрує при проходженні повітря).

Вологі хрипи - характерні для бронхіту або пневмонії (для останньої також характерно вкорочення перкуторного звуку над вогнищем).

Крепітація - специфічний звуковий феномен, строго кажучи, не належить до хрипами. Вона виникає при ураженні термінальних бронхів, бронхіол і альвеол, коли на видиху відбувається злипання альвеол, а на вдиху велика їх кількість розправляється з характерним звуком. Крепітація краще виявляється при глибокому диханні. До них подібний шум тертя плеври, який виникає через тертя легеневого і реберного листків плеври при запальному процесі (сухий плеврит, плевропневмонія). Цей звук чути під час вдиху і на видиху (рис. 1.9б).

Аналіз існуючих колекцій дихальних шумів (ДШ) показав, що вони розрізняються основними параметрами запису: частотою квантування за рівнем і за часом, тривалістю, методикою обробки, а також форматами збереження.

Показано, що для вирішення проблеми автоматичного аналізу необхідно створити архів уніфікованих записів еталонів (зразків) звуків дихання та методику його розширення. Обґрунтована система вимог до параметрів моделі патерну ДШ: частота дискретизації Гц, що дозволяє реєструвати аускультативні феномени в низькочастотному (до 5500 Гц) та високочастотному (до 13000 Гц) діапазонах; розрядність аналого-цифрового перетворення акустичної хвилі 16 біт, що дозволяє аналізувати акустичну хвилю з амплітудою менше 20 дБ; тривалість патерну 1,5 сек  $<T < 20$  сек, що задовольняє акустичні вимоги до реєстрації широкосмугового шуму і фізіологічні вимоги до реєстрації окремих фаз дихальних циклів.

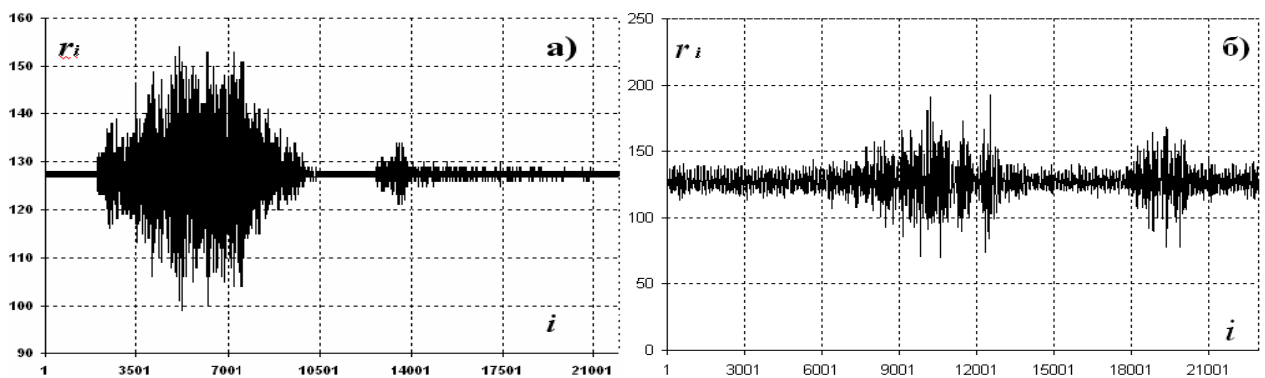


Рисунок 1.9 – Амплітудно - цифрове представлення захворювань :  
а) «бронхіт»; б) «тертя плеври»

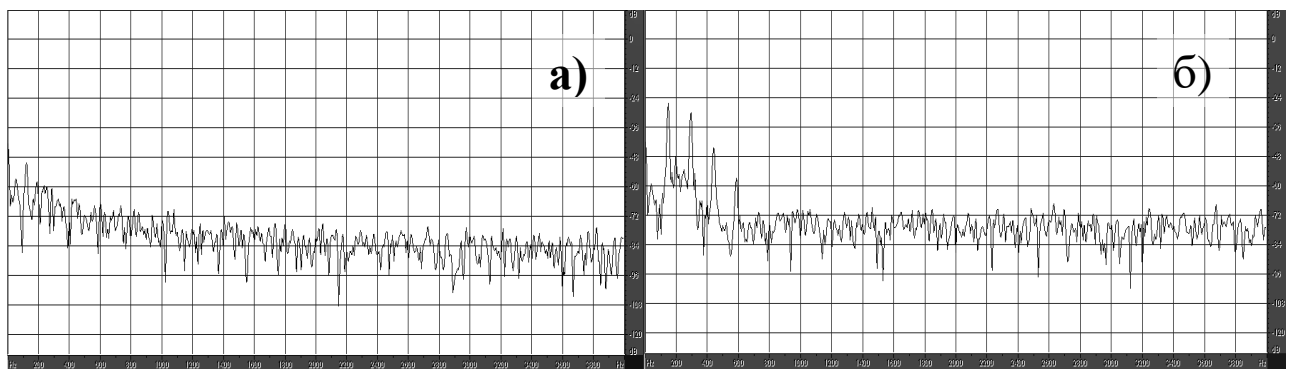


Рисунок 1.10 – Спектральне представлення захворювань:  
а) «стридор»; б) «обструктивний бронхіт»

Для виділення області інформативних ознак, що характеризують темброву забарвлення звуків дихання, розроблені і досліджені варіанти

цифрових фільтрів: Баттерворта другого порядку і два фільтри FFT, маючий ефекти стетоскопічних і фонендоскопічних приставок.

Отже, застосування в діагностиці порушень дихальної системи спектральних аналізів не вигідне через ряд причин, а саме: багато вартісне обладнання, складні та довготривалі обрахунки та потреба в спеціально підготовленому персоналу. Всі ці фактори роблять такий аналіз не мобільним, тобто не дають змогу виявлення порушень «на місці» і одразу. Тому є необхідність в пошуку нових методів діагностування, які б задовольняли всі вимоги. Одним з методів можна розглянути аналіз за статистичними характеристиками.

### **1.3 Постановка задачі**

На сьогоднішній час основною проблемою в діагностиці захворювань дихальної системи є значна залежність від людського фактору, яка має великий вплив на діагностику та лікування.

Загальновідомі методи діагностування являються не оптимальними, бо ґрунтуються в основному на спектральних аналізах. [6]

Тому основною задачею є дослідження і впровадження нових методів діагностування захворювань дихальної системи, а саме аналізу за статистичними оцінками.

Для вирішення цієї задачі необхідно:

- дослідити акустичні шуми дихальної системи;
- розробити методологію аналізу оцінки за статистичними характеристиками шумів дихальної системи;
- розробити програмне забезпечення досліджень порушень дихальної системи людини.

## 2 ДОСЛІДЖЕННЯ ТА СТАТИСТИЧНЕ ОПРАЦЮВАННЯ АУСКУЛЬТАТИВНИХ ШУМІВ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

### 2.1 Дослідження характеристик шумів, представлення різними статистичними оцінками

Для фізичного обстеження органів дихання було обрано метод аускультативної, а саме опосередковану аускультативну, яка здійснювалась за допомогою інструмента – електронного стетоскопа. [7] За допомогою електронного стетоскопа прослуховувалися та оцифровувалися різні шуми дихальної системи [23]. За допомогою програми CoolEdit з частотою дискретизації 8 КГц та бітрейтом в 8 біт було отримано їх амплітудно - цифрове представлення, яке показано на рисунку 2.1.

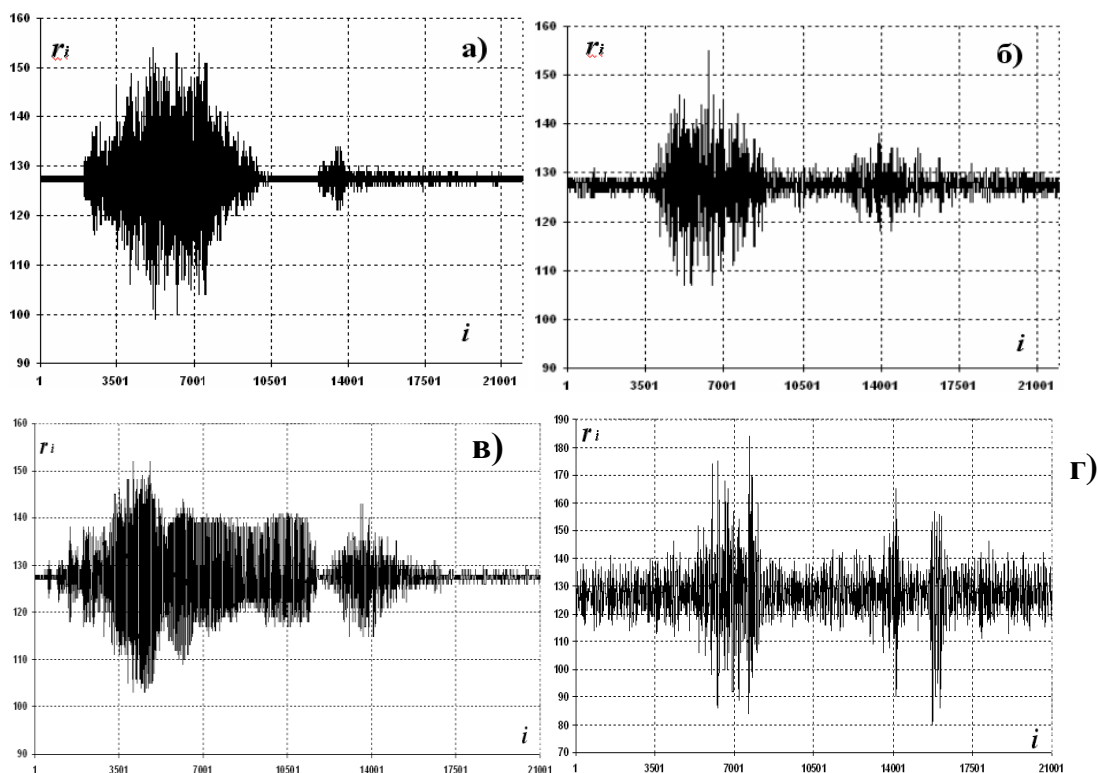


Рисунок 2.1 – Амплітудно-цифрове представлення шумів циклу дихальної системи: а) «стридор»; б) «без порушень»; в) «обструктивний бронхіт»; г) «тертя плеври»

Загалом для дослідження були взяті наступні характерні шуми дихальної системи: «стридор\_вдох», «тертя плеври», «без порушень», «грубі хрипи пн», «дрібні хрипи пн» та «обструктивний бронхіт». Звукові сигнали шумів дихальної системи були проаналізовані статистичними характеристиками, а саме ентропією, дисперсією, СКВ та математичним сподіванням.

### 2.1.1 Математичне сподівання.

Математичне сподівання ( $Mx$ ) є однією з основних числових характеристик кожної числової змінної. Воно є узагальненим поняттям середнього значення сукупності чисел на той випадок, коли елементи множини значень цієї сукупності мають різну "вагу", ціну, важливість, пріоритет, що є характерним для значень випадкової змінної.

Властивості математичного сподівання:

1) Математичне сподівання постійної величини дорівнює цій постійній величині, тобто [20]:

$$M(C) = C \quad (2.1)$$

2) Постійний множник можна виносити за знак математичного сподівання

$$M(kr_i) = k \cdot M(r_i) \quad (2.2)$$

3) Математичне сподівання суми скінченної кількості випадкових величин дорівнює сумі математичних сподівань:

$$M(r_i + y) = M(r_i) + M(y) \quad (2.3)$$

4) Математичне сподівання добутку випадкових величин дорівнює добутку математичних сподівань цих величин:

$$M(r_i y) = M(r_i) \cdot M(y) \quad (2.4)$$

5) Якщо всі значення випадкової величини  $X$  зменшити (збільшити) на одне й те саме число  $C$ , то математичне сподівання зменшиться (збільшиться) на те саме число:

$$M(r_i - C) = M(r_i) - C \quad (2.5)$$

Наслідок:

Математичне сподівання відхилення випадкової величини  $X$ , від її математичного сподівання дорівнює 0:

$$M[r_i - M(r_i)] = 0 \quad (2.6)$$

Математичним сподіванням дискретної випадкової величини  $x$  (синонім терміну середнє значення) зі зліченною кількістю можливих значень (фіксованою абеткою) називають суму ряду:

$$Mx = \sum_{j=1}^m r_{ij} p_j \quad (2.7)$$

де  $m$  – кількість можливих значень (абетка) випадкової величини,  
 $r_j$  – фіксовані значення випадкової величини,  
 $p_j$  – ймовірність появи  $x_j$ .

Фактично, середнє значення результатів спостережень (експериментів) випадкової величини  $r_i$ , визначають як статистичну оцінку і називають вибіркове середнє:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i \quad (2.8)$$

де  $n$  – кількість спостережень випадкової величини  $r_i$  (розмір вибірки) є незміщеною оцінкою математичного сподівання  $Mx$  цієї величини.

Аналогічним чином, шляхом знаходження середнього квадратів реалізацій, здійснюють оцінку середнього квадратичного значень випадкової величини:

$$\bar{x}^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i^2, \quad (2.9)$$

де  $n$  – кількість спостережень випадкової величини  $r_i$  (розмір вибірки).

Блок схема знаходження математичного сподівання зображена на рисунку 2.2.

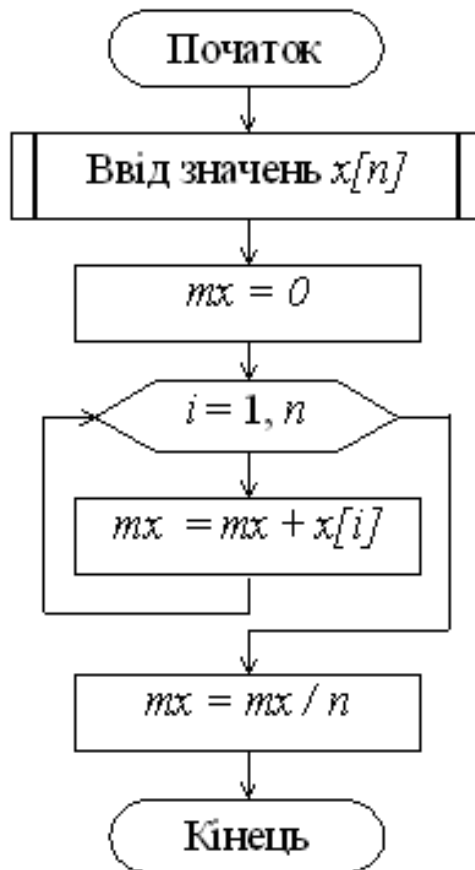
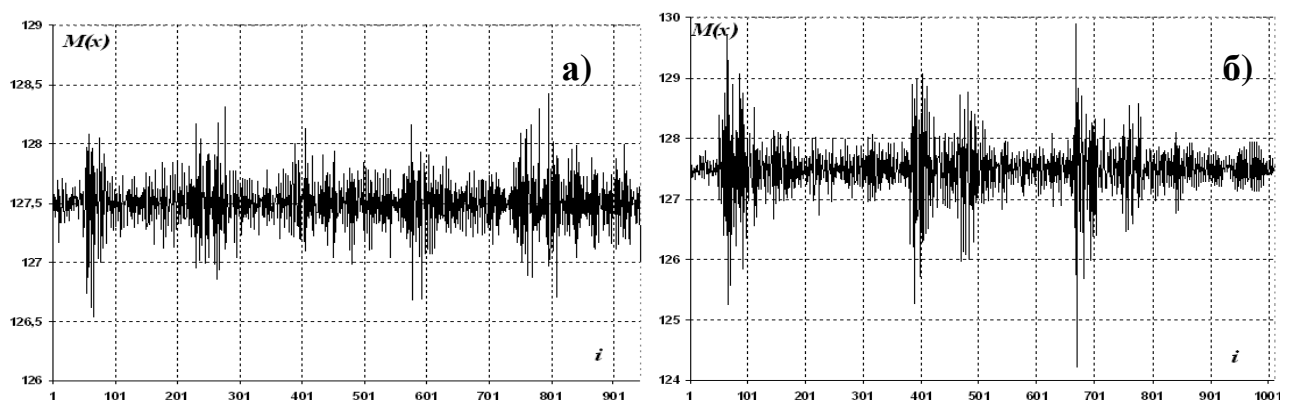


Рисунок 2.2 – Блок схема реалізації алгоритму знаходження математичного сподівання

Результати обрахування шумів дихальної системи математичним сподіванням показано на рисунку 2.3. [1] В ході дослідження найкращі результати були отримані за вибіркою по 100 елементів.



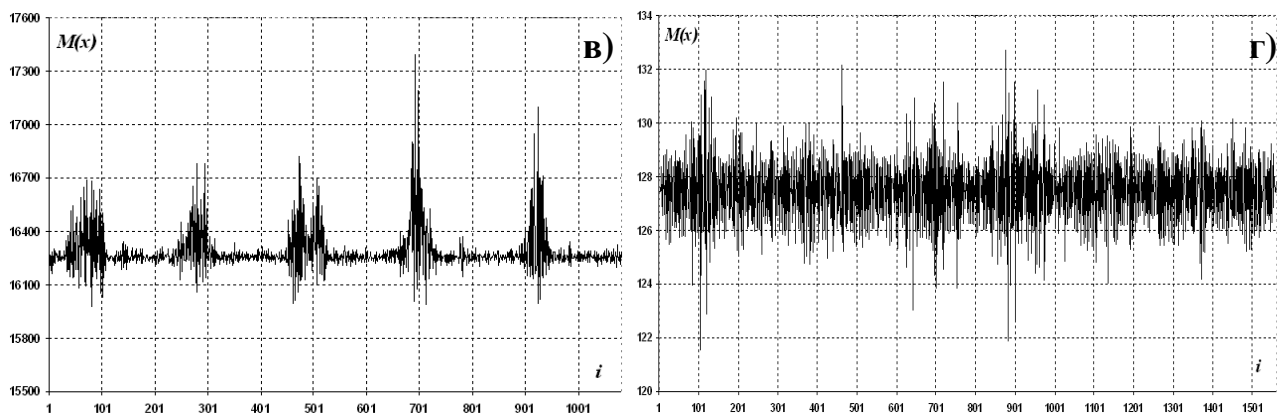


Рисунок 2.3 – Представлення математичним сподіванням для вибірки по 100 елементів шумів циклу дихальної системи: а) «грубі вологі хрипи пневмонії»; б) «без порушень»; в) «стридор»; г) «тертя плеври»

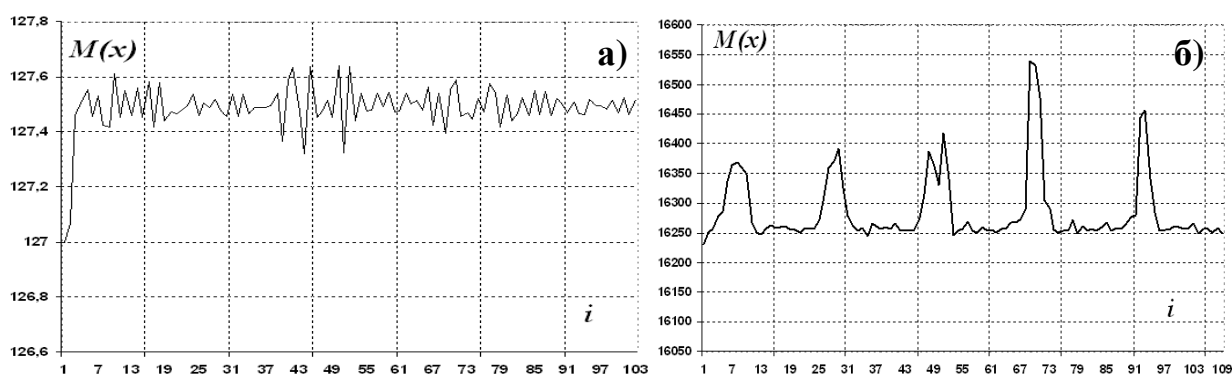


Рисунок 2.4 – Представлення математичним сподіванням для вибірки по 1000 елементів шумів циклу дихальної системи: а) «без порушень»; б) «стридор»

Застосування характеристики математичного сподівання для аналізу та діагностування різного роду порушень дихальної системи являється не доцільним. Дослідження показало, що елементи шумів дихальної системи представлені математичним сподіванням мають погані кореляційні властивості. Для деяких порушень дихальної системи неможливо побачити період та виділити один дихальний рух. [7]Автокореляцію математичного сподівання показано на рисунку 2.3.

### 2.1.2 Дисперсія.

Дисперсією ( $Dx$ ) випадкової величини  $x$  називають математичне сподівання квадрату відхилення цієї величини від свого математичного очікування:

$$Dx = \sum_{i=1}^m (r_i - Mx)^2 p_i . \quad (2.10)$$

Властивості дисперсії:

1 Дисперсія постійної величини дорівнює нулю (2.11).

$$D(c) = 0 \quad (2.11)$$

2 Постійний множник виноситься за знак дисперсії, якщо піднести його до квадрату, тобто:

$$D(kr_i) = k^2 D(r_i) \quad (2.12)$$

3 Дисперсія випадкової величини дорівнює математичному сподіванню квадрату її без квадрату математичного сподівання цієї величини:

$$D(x) = M(r_i^2) - M^2(r_i) \quad (2.13)$$

4 Дисперсія суми скінченої кількості незалежних випадкових величин дорівнює сумі дисперсій цих величин:

$$D(r_i + y) = D(r_i) + D(y) \quad (2.14)$$

Наслідок:

Середньоквадратичне суми скінченого числа незалежних випадкових величин дорівнює квадратному кореню з суми квадратів середньоквадратичних відхилень, тобто:

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2} \quad (2.15)$$

5. Дисперсія різниці незалежних випадкових величин дорівнює:

$$D(r_i - y) = D(r_i) + D(-y) \quad (2.16)$$

або

$$D(r_i - y) = D(r_i) + D(y) . \quad (2.17)$$

Блок схема знаходження дисперсії зображена на рисунку 2.5.

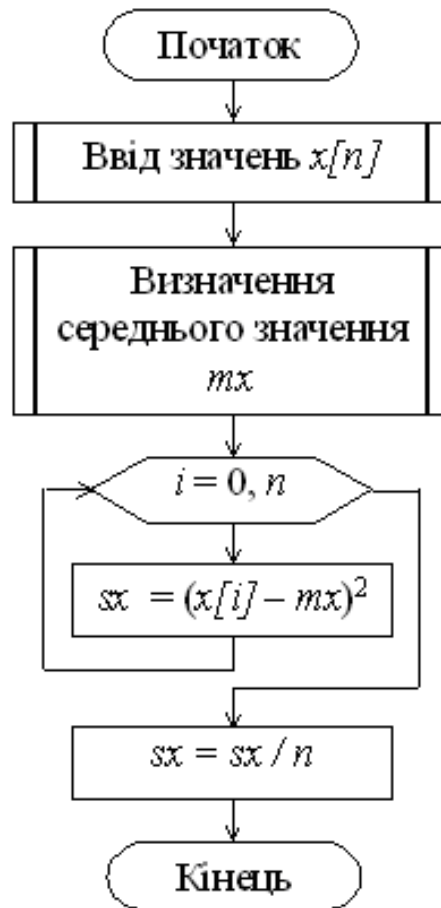


Рисунок 2.5— Блок схема реалізації алгоритму знаходження: дисперсії

Результати обробування шумів дихальної системи за дисперсією показано на рисунку 2.6. Всі інші представлення дисперсійною характеристикою подані в додатку В. [5]

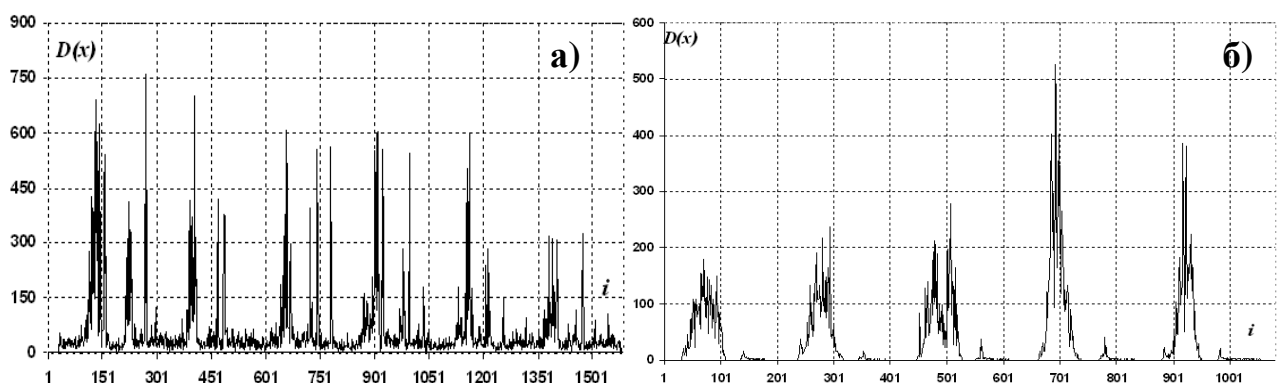


Рисунок 2.6 – Представлення дисперсійною характеристикою для вибірки по 100 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «тертя плеври»; б) «стридор»

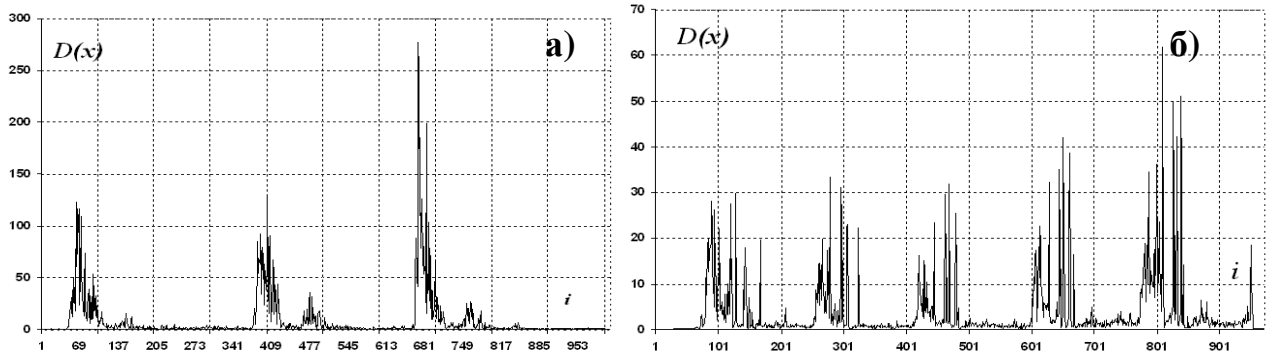


Рисунок 2.7 – Представлення дисперсійною характеристикою для вибірки по 100 елементів шумів циклу дихальної системи:  
 а) «без порушень»; б) «грубі хрипи пневмонії»

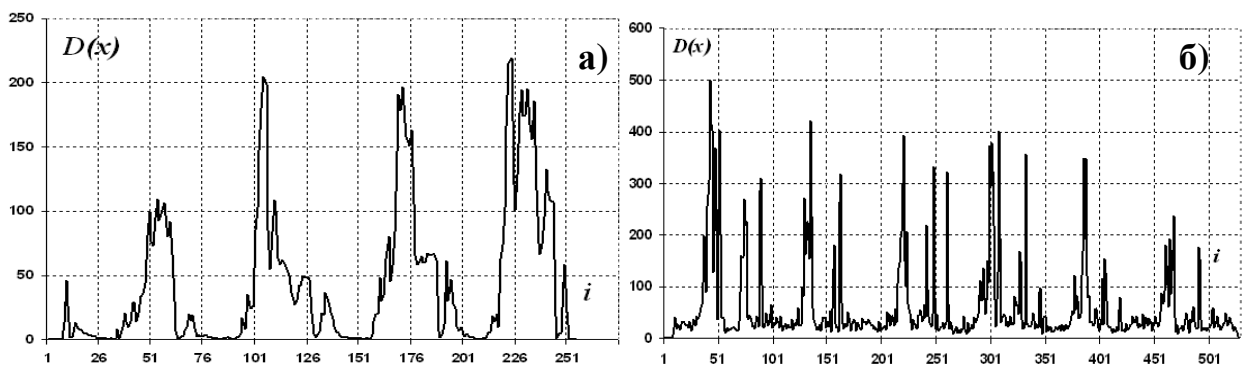


Рисунок 2.8 – Представлення дисперсійною характеристикою для вибірки по 300 елементів шумів циклу дихальної системи:  
 а) «обструктивний бронхіт»; б) «тертя плеври»;

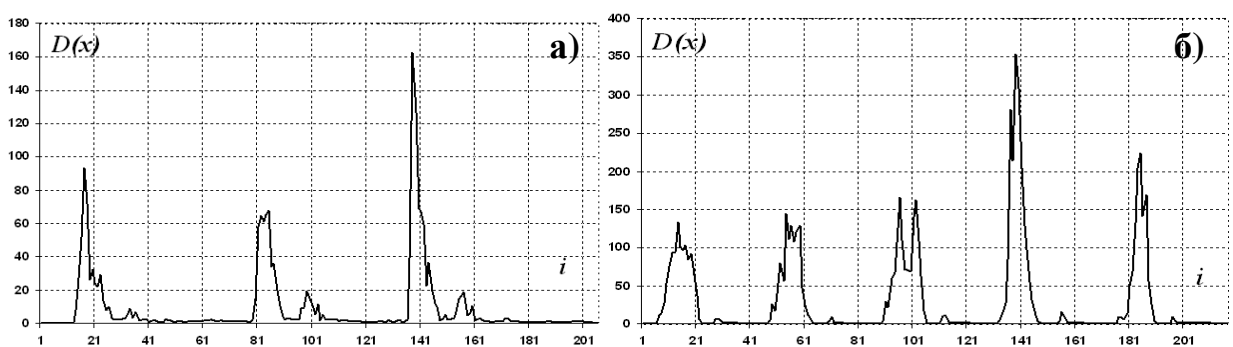


Рисунок 2.9 – Представлення дисперсійною характеристикою для вибірки по 500 елементів шумів циклу дихальної системи:  
 а) «без порушень»; б) «стридор»

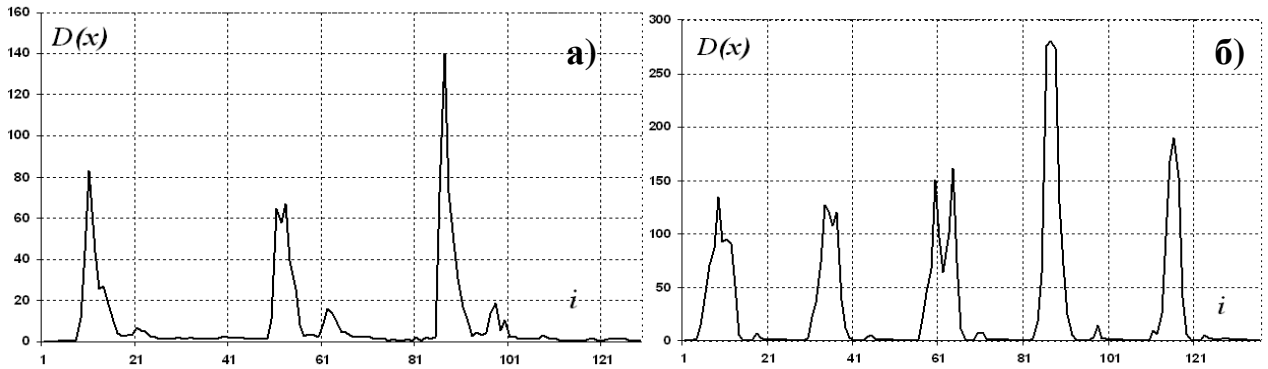


Рисунок 2.10 – Представлення дисперсійною характеристикою для вибірки по 800 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «без порушень»; б) «стридор»

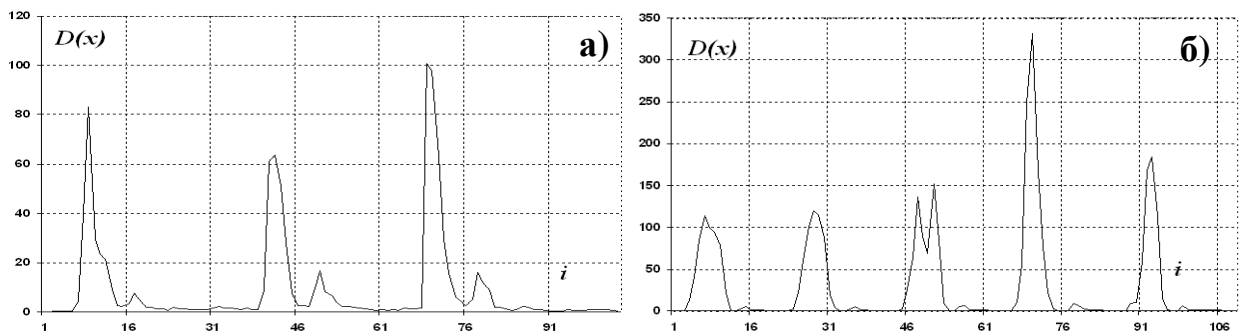


Рисунок 2.11 – Представлення дисперсійною характеристикою для вибірки по 1000 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «без порушень»; б) «стридор»

### 2.1.3 Середнє квадратичне відхилення.

Середнім квадратичним відхиленням (СКВ) ( $\sigma_x$ ) випадкової величини називають арифметичне значення квадратного кореня з дисперсії випадкової величини, а оцінка СКВ ( $S_x$ ) визначається відповідно: [2]

$$S_x = \sqrt{S^2} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (r_i - \bar{x})^2}. \quad (2.18)$$

Результати обчислення СКВ шумів дихальної системи показано на рисунку 2.12.

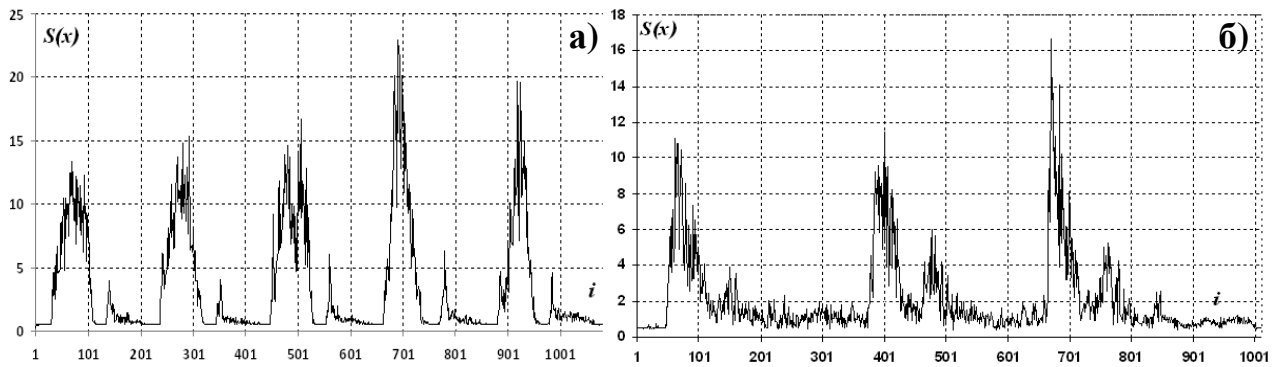


Рисунок 2.12 – Представлення характеристики СКВ для вибірки по 100 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «стридор»; б) «без порушень»

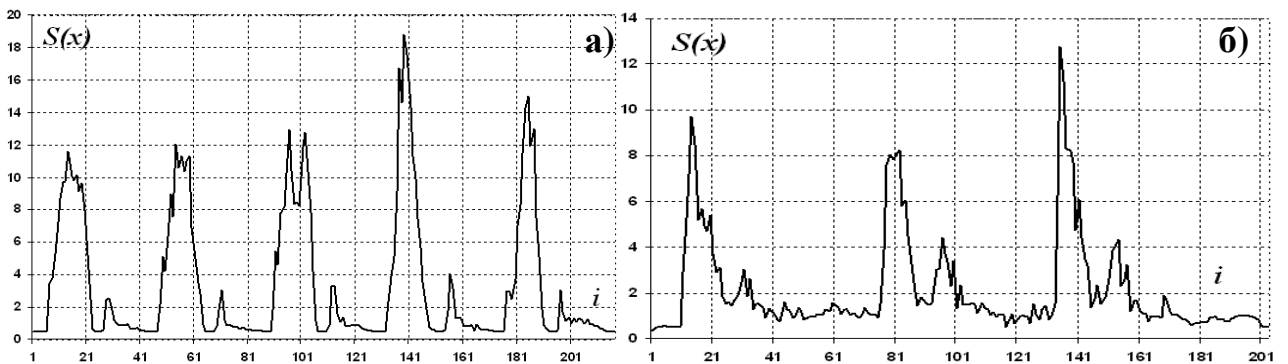


Рисунок 2.13 – Представлення характеристики СКВ для вибірки по 500 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «стридор»; б) «без порушень»

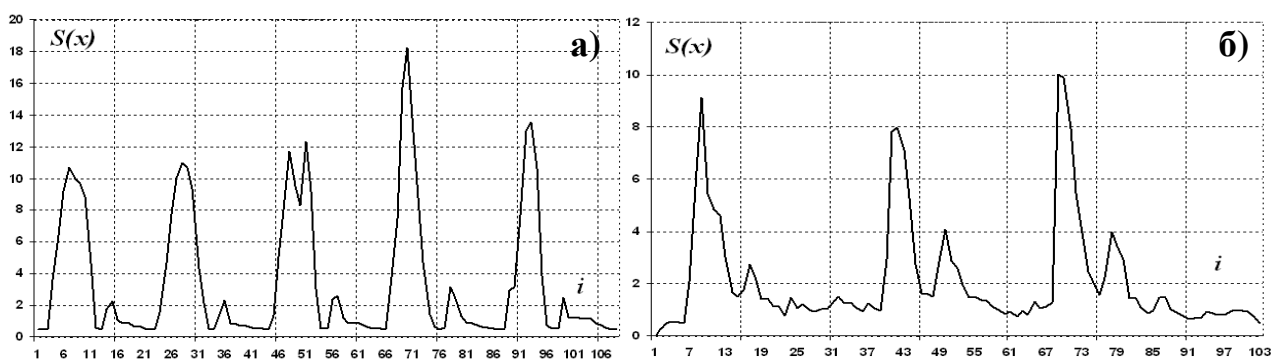


Рисунок 2.14 – Представлення характеристики СКВ для вибірки по 1000 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «стридор»; б) «без порушень»

Всі інші графіки представлення СКВ подано в додатку Г. З результатів дослідження визначено, що використання характеристик СКВ та дисперсії для аналізу шумів дихальної системи, є доцільним. Про це свідчать від'ємні значення коефіцієнтів взаємкореляції. Проте дані методи показали хороші результати не для всіх порушень, та не для всіх взятих вибірок. Найкращі результати були отримані при вибірці 1000 та 800. Кращою для аналізу є характеристика дисперсії, ніж СКВ. Це видно з результатів взаємкореляції. Гістограма порівняння методів наведена в додатку Ж.

#### 2.1.4 Безумовна ентропія.

Безумовною ентропією ( $Hx$ ) дискретної випадкової величини  $x$  зі зліченою кількістю можливих значень (абеткою) називають кількість інформації, яка в ній міститься. Безумовна ентропія визначається за формулою Шеннона [21]:

$$Hx = - \sum_{j=1}^m p_j \log p_j \quad (2.19)$$

де  $m$  – кількість можливих значень (абетка) випадкової величини,

$p_j$  – ймовірність появи випадкової величини  $x_j$  із множини можливих значень.

Основними властивостями безумовної ентропії дискретних повідомлень є такі:

- ентропія — величина дійсна, обмежена та невід'ємна;
- ентропія вірогідних повідомлень дорівнює нулю;
- ентропія максимальна, якщо повідомлення рівноймовірні та статистично незалежні;
- ентропія джерела з двома альтернативними подіями може змінюватися від 0 до 1; [3]
- ентропія складеного джерела, повідомлення якого складаються з часткових повідомлень кількох статистично незалежних джерел, дорівнює сумі ентропії цих джерел.

Блок схема реалізації ентропії зображена на рисунку 2.15.

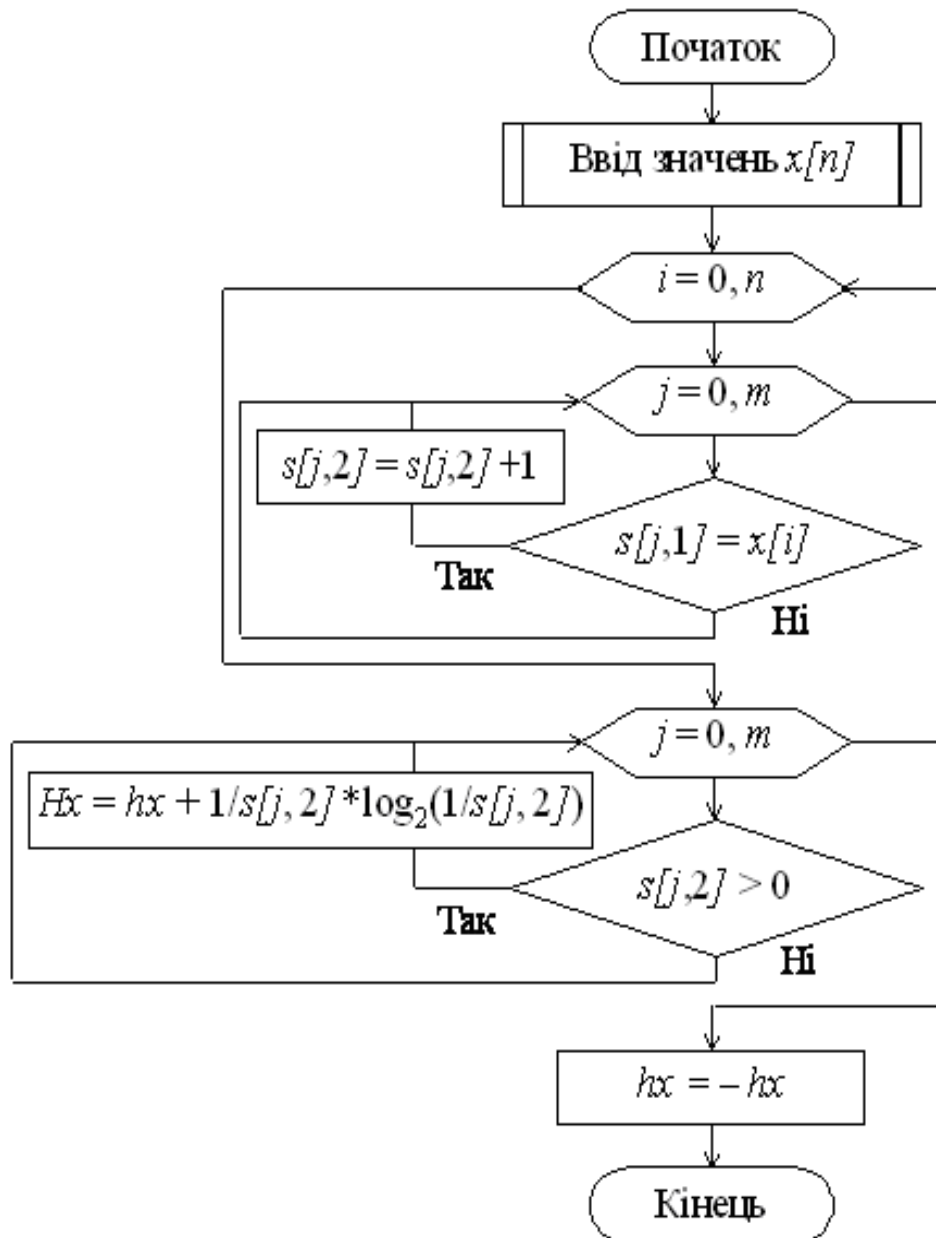


Рисунок 2.15 – Блок схема реалізації алгоритмів знаходження безумовної ентропії

Отримані графіки обчислення ентропії шумів дихальної системи показано на рисунку 2.16.

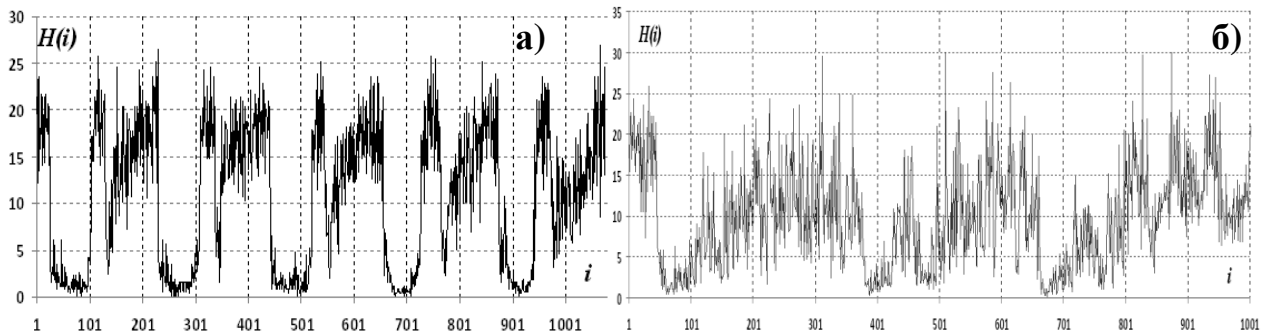


Рисунок 2.16 – Графічне представлення ентропійної характеристики для вибірки по 100 елементів шумів циклу дихальної системи:  
а) «стридор»; б) «без порушень»

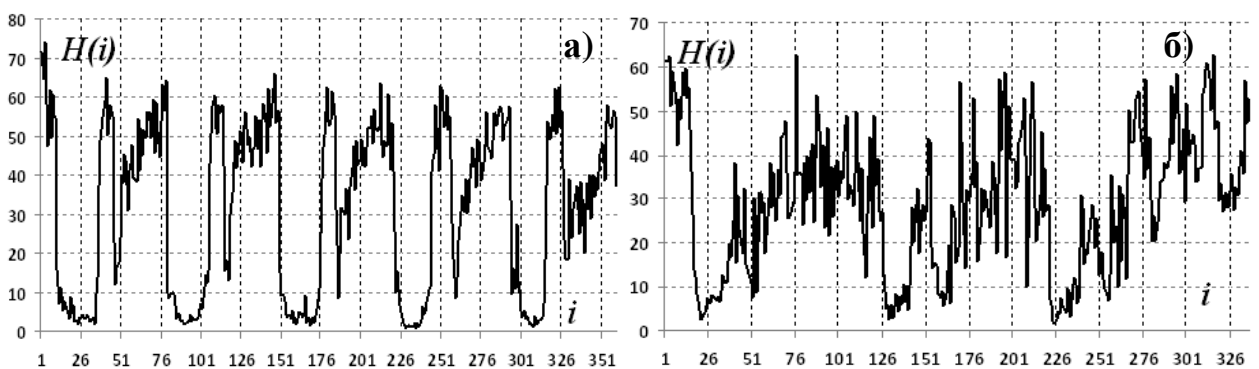


Рисунок 2.17 – Графічне представлення ентропійної характеристики для вибірки по 300 елементів шумів циклу дихальної системи:  
а) «стридор»; б) «без порушень»

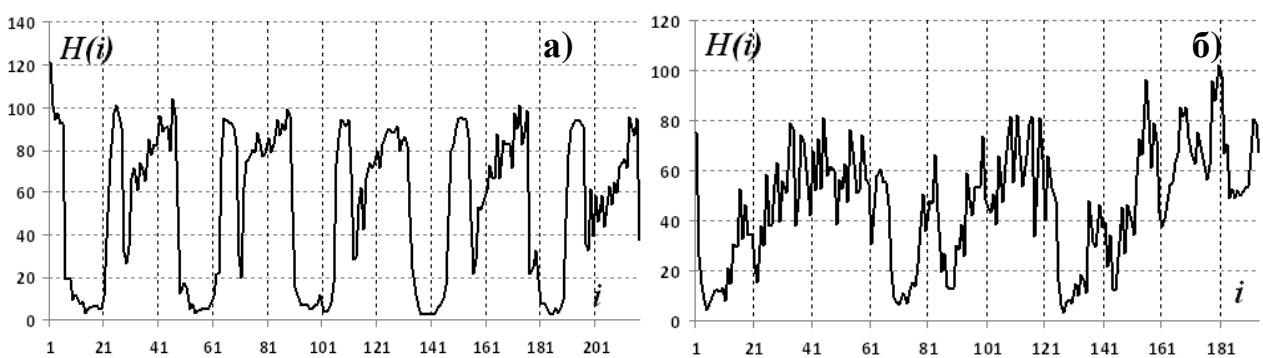


Рисунок 2.18 – Графічне представлення ентропійної характеристики для вибірки по 500 елементів шумів циклу дихальної системи:  
а) «стридор»; б) «без порушень»

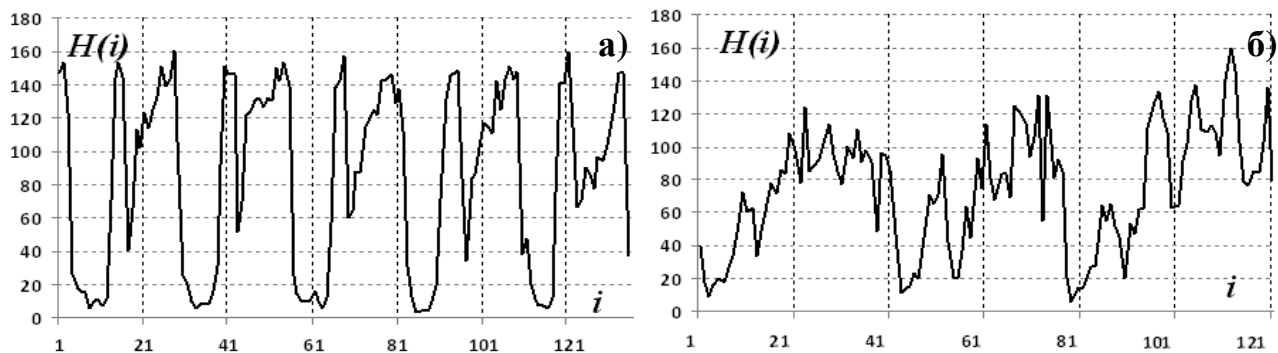


Рисунок 2.19 – Графічне представлення ентропійної характеристики для вибірки по 800 елементів шумів циклу дихальної системи:

а) «стридор»; б) «без порушень»

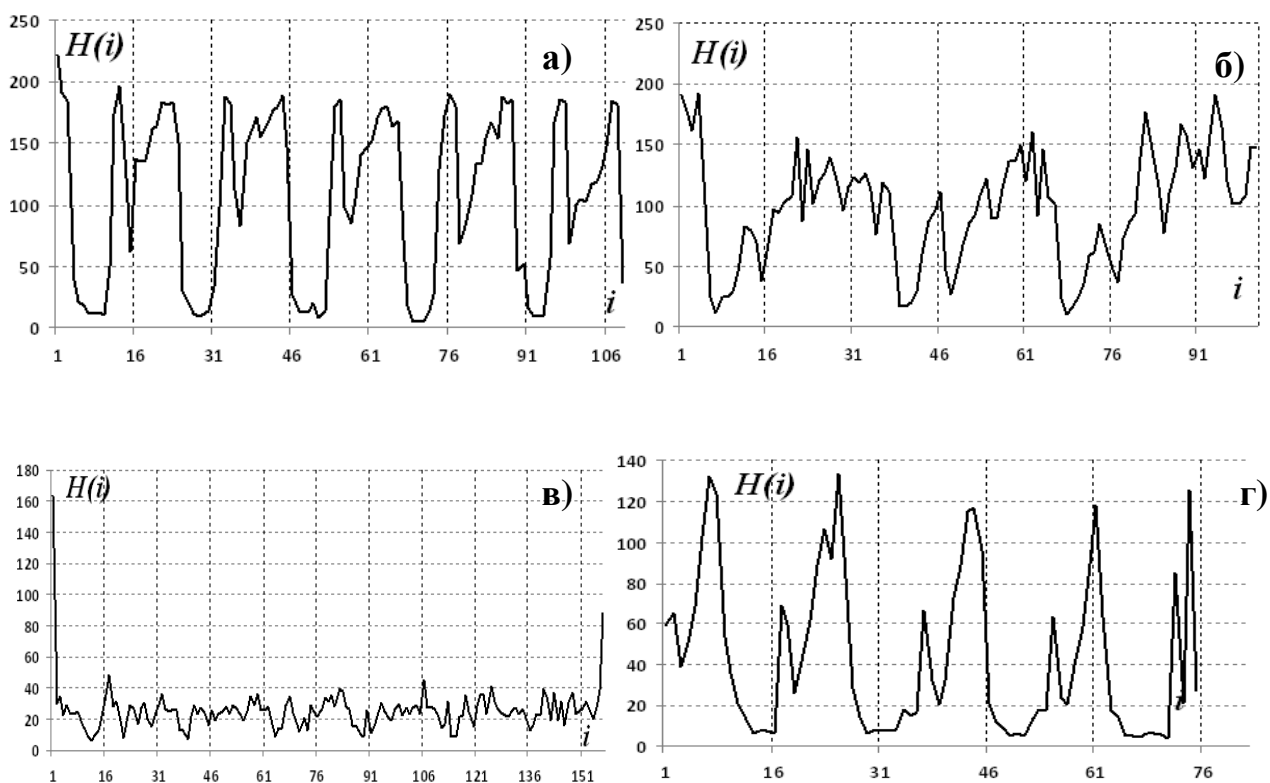


Рисунок 2.20 – Графічне представлення ентропійної характеристики для вибірки по 1000 елементів шумів циклу дихальної системи: а) «стридор»;

б) «без порушень»; в) «тертя плеври»; г) «обструктивний бронхіт»

У ході дослідження визначено, що ентропійні характеристики мають кращі кореляційні властивості, ніж СКВ, дисперсія та математичне сподівання.

[7] Це дає змогу подальшого дослідження у цій сфері, та розробці ПЗ для діагностування захворювання дихальної системи.

## 2.2 Дослідження впливу послаблення сигналів на адекватність характеристик

Під час дослідження було проаналізовано вплив послаблення сигналів на адекватність характеристик. Сигнали послаблювалися до 80% з кроком 5%. Амплітудно-часове представлення показано на рисунку 2.21. [1]

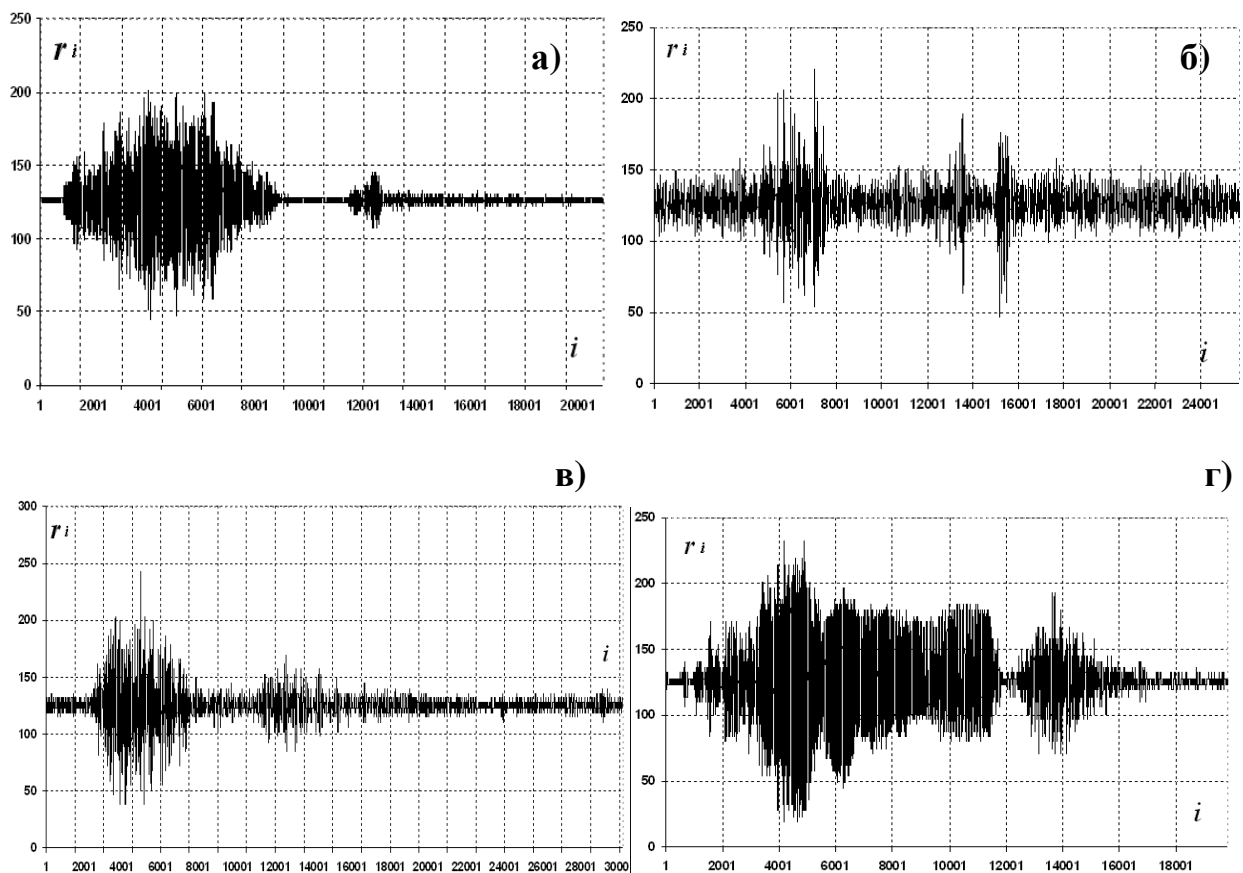


Рисунок 2.21 – Амплітудно-часове представлення шумів циклу дихальної системи зі зменшеною потужністю:

- а) «стридор» на 20%; б) «тертя плеври» на 15%; в) «без порушень» на 10%;
- г) «обструктивний бронхіт» на 5%

Отримані сигнали оцінювалися характеристиками ентропії, дисперсії та СКВ. Графічні представлення шумів за статистичними характеристиками показані на рисунках 2.22-2.24. Інші графічні представлення зі зменшеною потужністю подані в додатку Е.

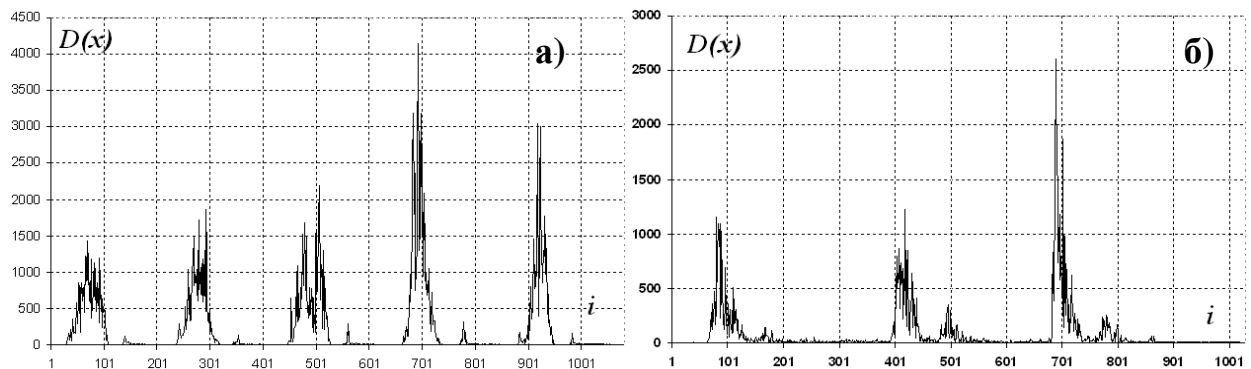


Рисунок 2.22 – Графічне представлення шумів циклу дихальної системи зі зменшеною потужністю на 20% дисперсійною характеристикою:

а) «стридор»; б) «без порушень»

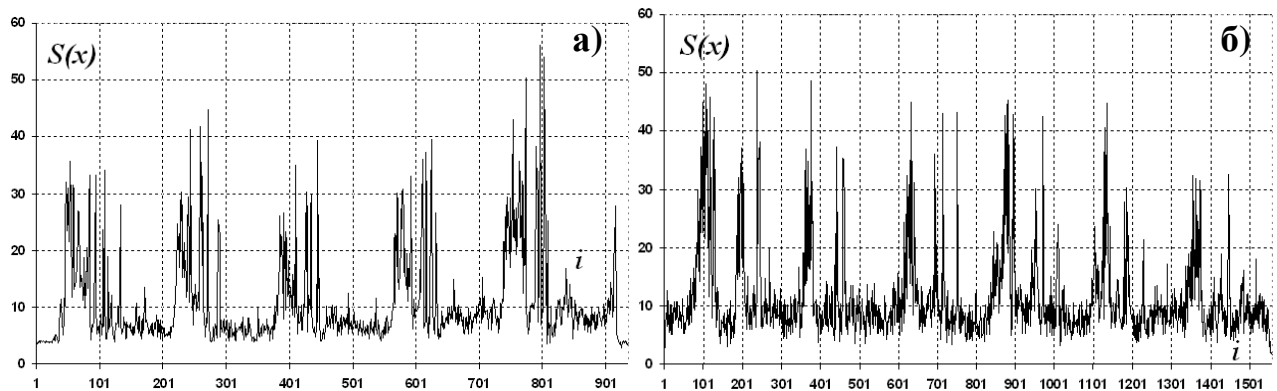


Рисунок 2.23 – Графічне представлення шумів циклу дихальної системи зі зменшеною потужністю на 10% характеристикою СКВ для сигналів:

а) «грубі хрипи пн»; б) «тертя плеври»

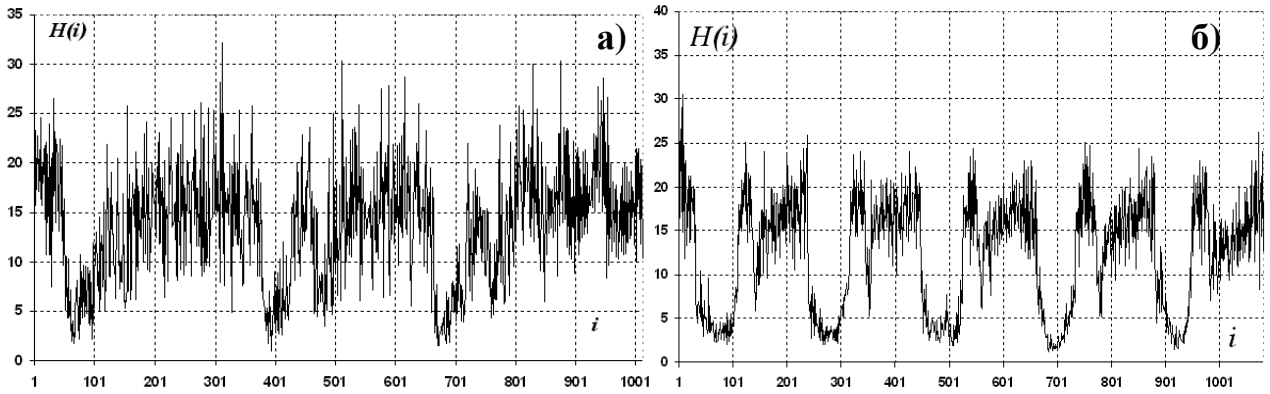


Рисунок 2.24 – Графічне представлення шумів циклу дихальної системи зі зменшеною потужністю на 10% ентропійною характеристикою для сигналів: а) «без порушень»; б) «стридор»

Для визначення періоду дихального руху були розраховані автокореляційні періоди [22].

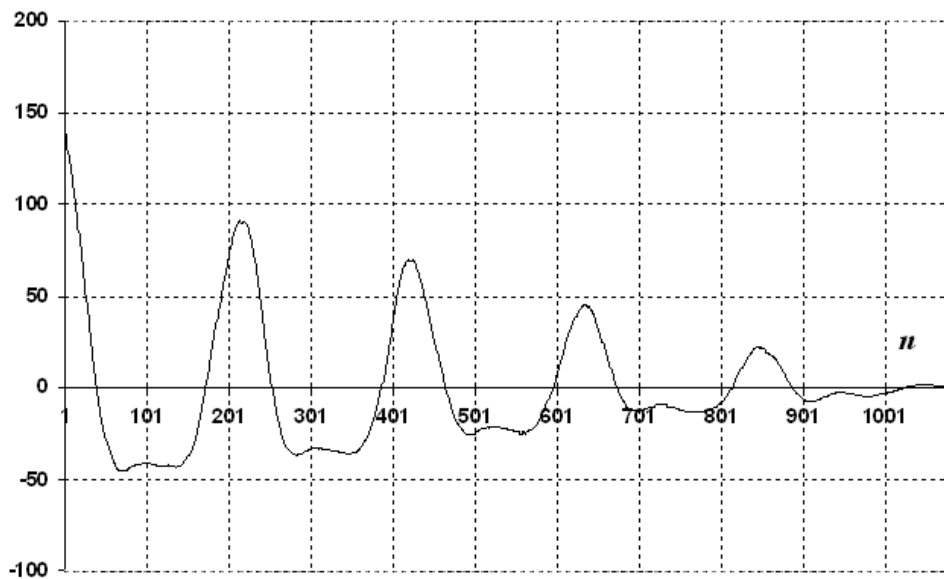


Рисунок 2.25 – Автокореляція характеристики СКВ для вибірки по 100 елементів захворювання: «стридор» зі зменшеною потужністю на 20%

Після чого були побудовані та згладжені еталонні представлення.



Рисунок 2.26 – Згладжений дихальний рух захворювання «стридор» проаналізований характеристикою СКВ з зменшеною потужністю на 20%

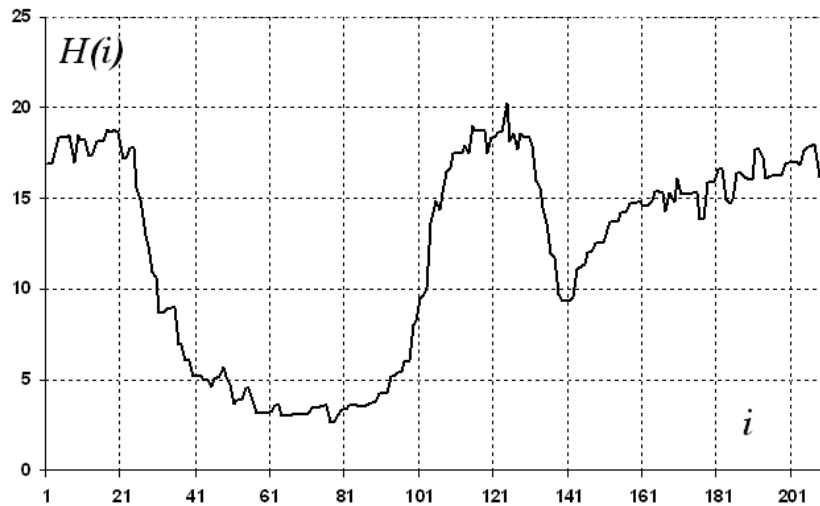


Рисунок 2.27 – Згладжений дихальний рух захворювання «стридор» проаналізований характеристикою ентропії з зменшеною потужністю на 10%

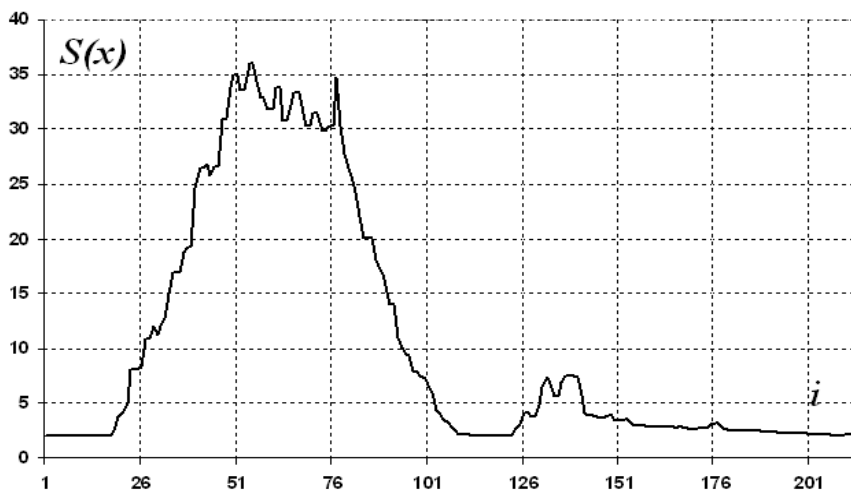


Рисунок 2.28 – Згладжений дихальний рух захворювання «стридор» проаналізований характеристикою СКВ з зменшеною потужністю на 15%

Результати дослідження показали, що зменшення потужності до 80% на результати взаємкореляції та діагностування шумів дихальної системи істотно не впливають. Проте при потужності 90% коефіцієнт взаємкореляції ентропійної характеристики для сигналу «без порушень» з «стридор» суттєво відрізняється від значення при інших потужностях. Але при кореляції сигналів «без порушень» з «обструктивний бронхіт» результати при 90% потужності кращі за інші, вибрані для порівняння, потужності. Це можна побачити на рисунку 2.29. Гістограми порівняння взаємкореляційних функцій для шумів дихальної системи показано на рисунках 2.29- 2.31.

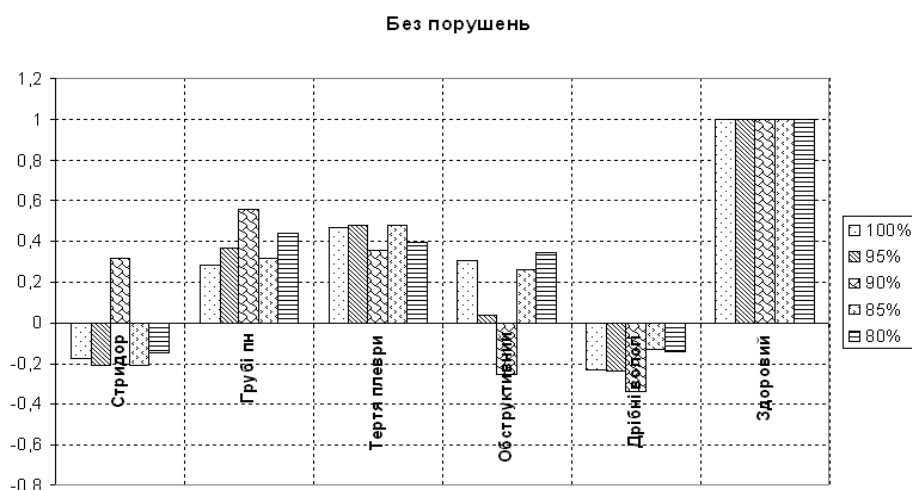


Рисунок 2.29 – Гістограма порівняння взаємкореляційних функцій для сигналу «без порушення» ентропійною характеристикою

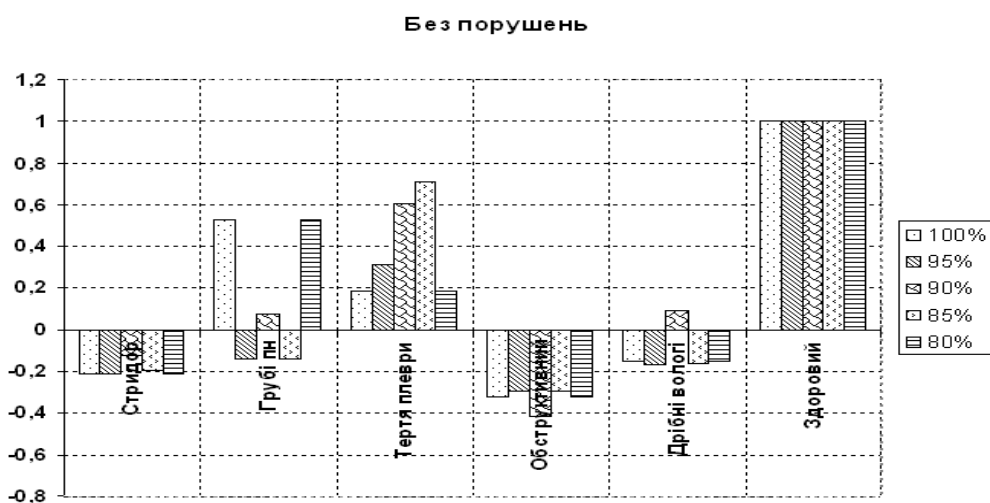


Рисунок 2.30 – Гістограма порівняння взаємкореляційних функцій для сигналу «без порушення» дисперсійною характеристикою

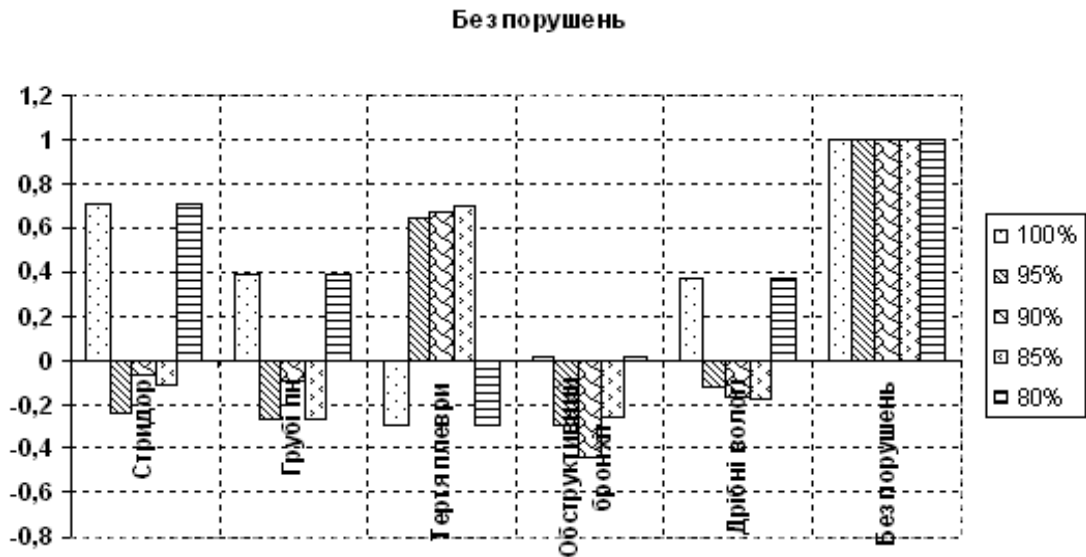


Рисунок 2.31 – Гістограма порівняння взаємкореляційних функцій для сигналу «без порушення» характеристикою СКВ

Наступні гістограми порівняння коефіцієнтів кореляції сигналів подано у додатку Ж.

## 2.3 Побудова еталонних взірців характерних порушень дихальної системи

### 2.3.1 Визначення тривалості одного руху порушення.

Після аналізу шумів статистичними характеристиками з метою коректного опрацювання дихального руху та визначення усередненої тривалості одного дихального руху, розраховувалися автокореляційні функції [2]. Це дало змогу побудувати еталонні сигнали. [1]Блок схема розрахунку автокореляційної функції наведена на рисунку 2.36. Автокореляційний аналіз дав наступні результати:

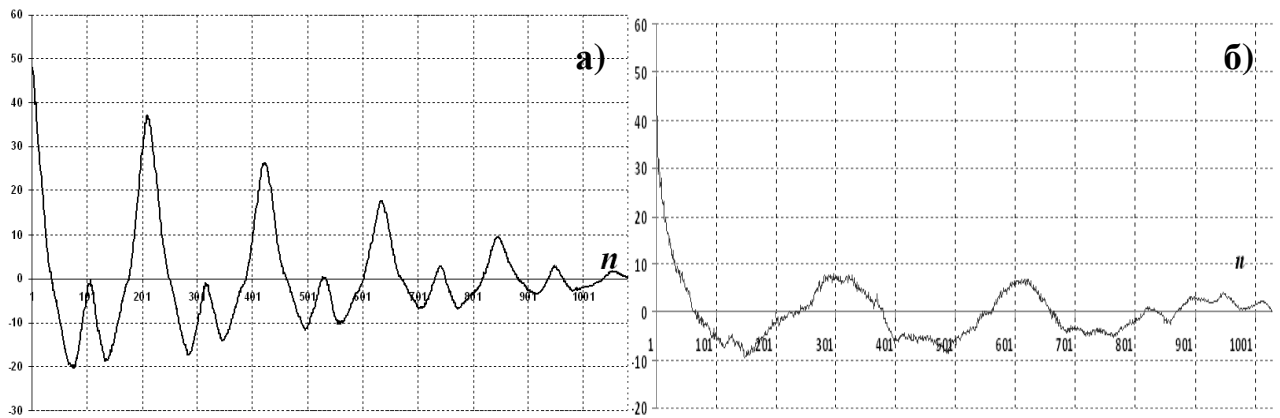


Рисунок 2.32 – Автокореляція ентропійних характеристик для вибірки по 100 елементів захворювань: а) «стридор»; б) «без порушень»

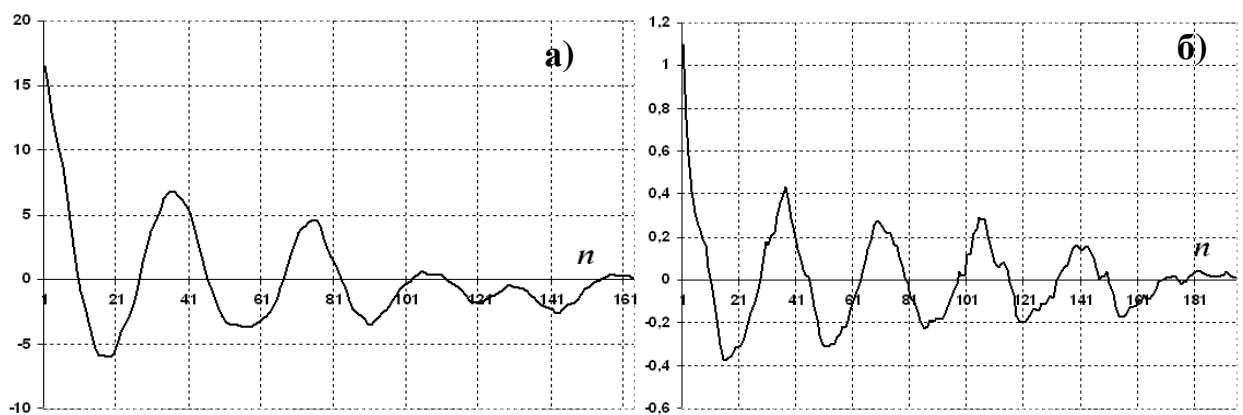


Рисунок 2.33 – Автокореляція характеристик СКВ для вибірки по 500 елементів захворювань: а) «обструктивний бронхіт»; б) «грубі хрипи пн»

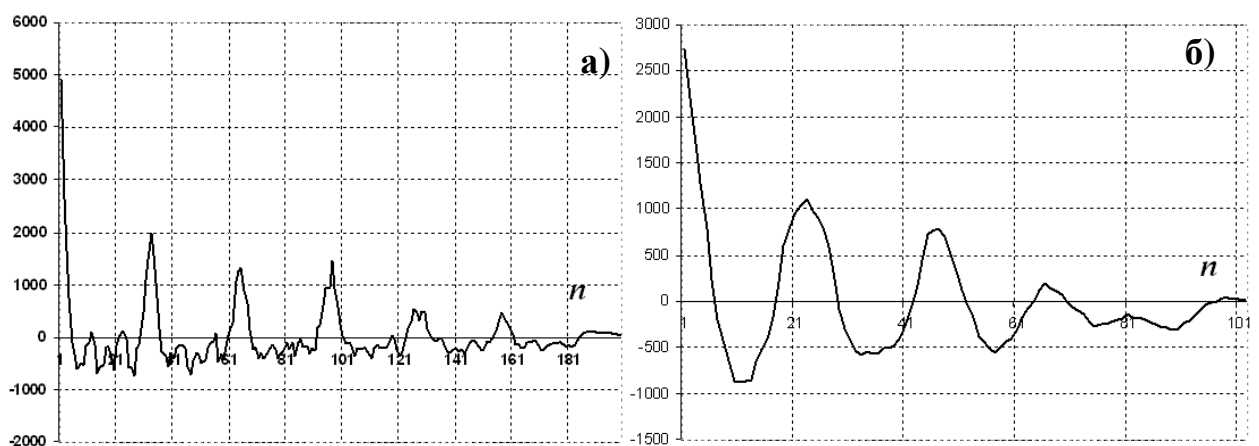


Рисунок 2.34 – Автокореляція характеристик дисперсії для вибірки по 800 елементів захворювань: а) «тертя плеври»; б) «обструктивний бронхіт» [6]

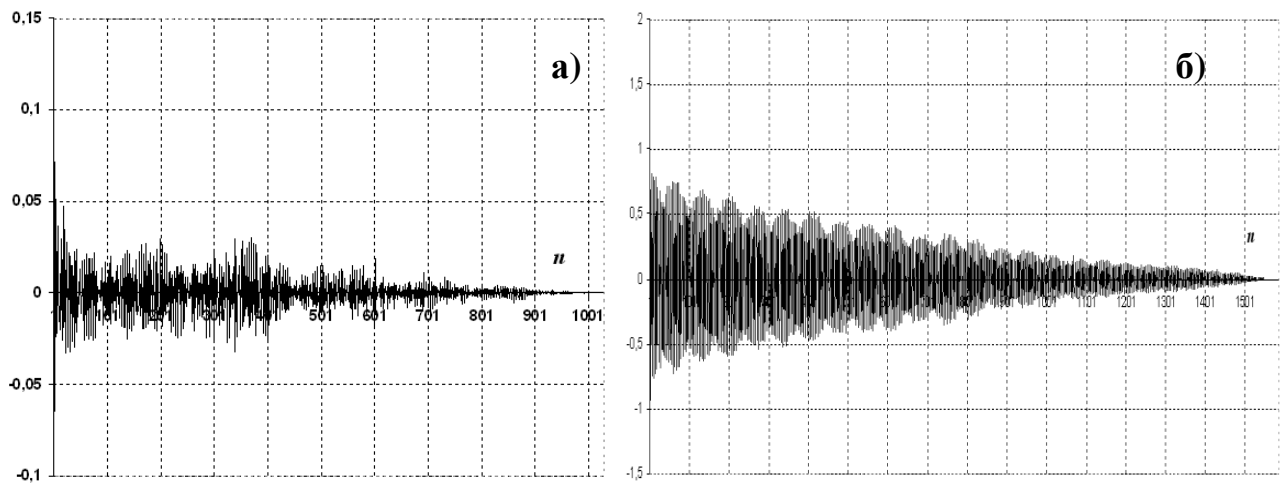


Рисунок 2.35 – Автокореляція характеристики математичного сподівання для вибірки по 100 елементів сигналів: а) «без порушень»; б) «тертя плеври»

З отриманих графіків автокореляції чітко видно період дихальних рухів.

Період для різних порушень дихальної системи визначався за піком автокореляції.

Після розрахунків один дихальний рух захворювання «стридор» матиме вигляд:

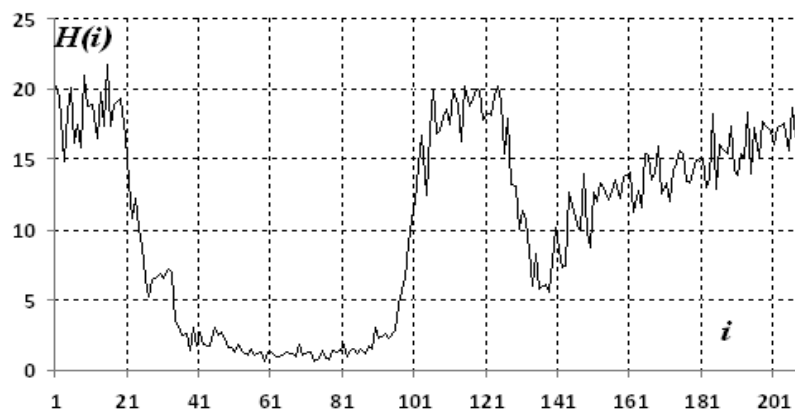


Рисунок 2.37 – Дихальний рух захворювання «стридор» проаналізований ентропійною характеристикою за вибіркою по 100 елементів

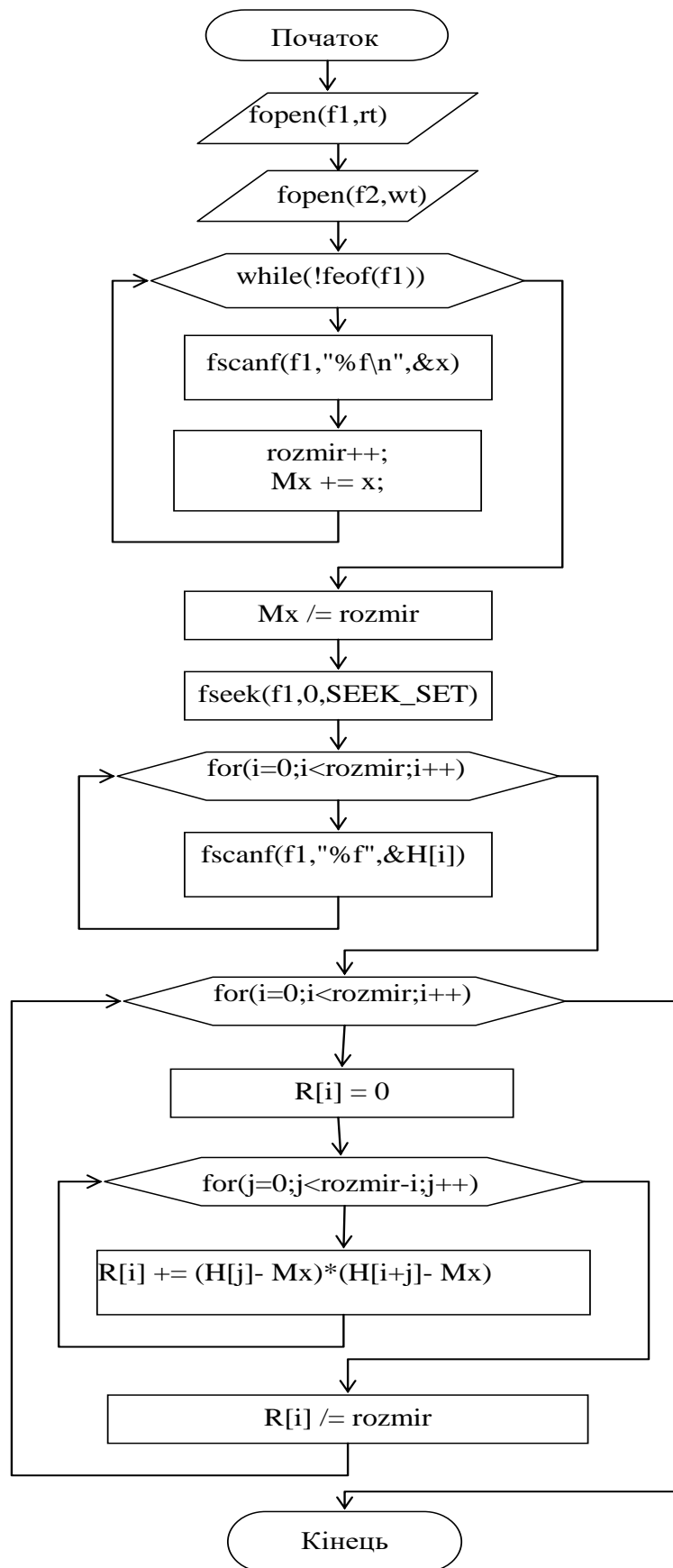


Рисунок 2.36 – Блок схема реалізації автокореляційної функції

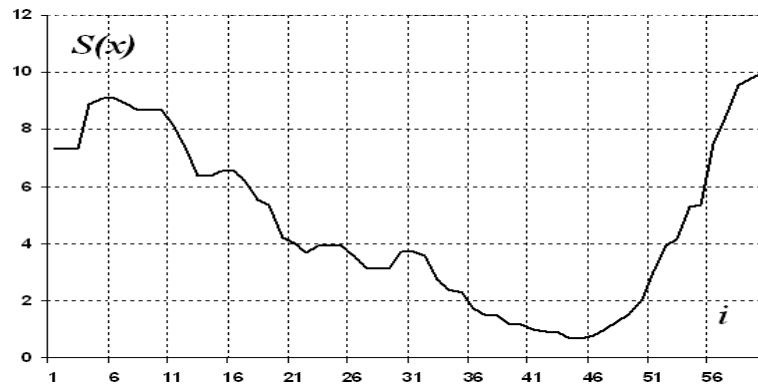


Рисунок 2.38 – Дихальний рух захворювання «обструктивний бронхіт» проаналізований характеристикою СКВ за вибіркою по 300 елементів

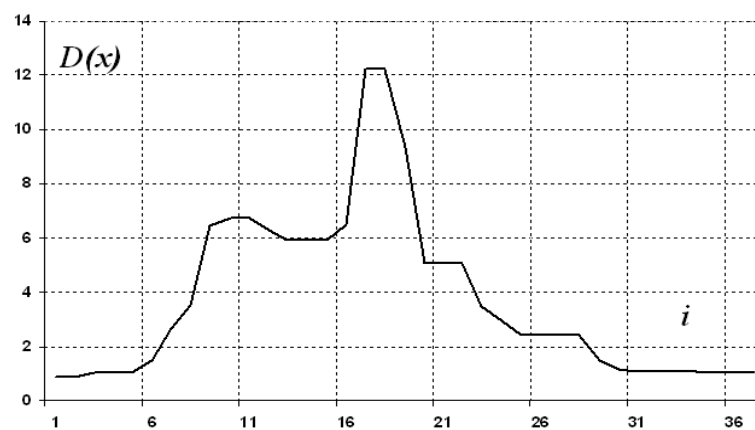


Рисунок 2.39 – Дихальний рух захворювання «грубі хрипи пн» проаналізований дисперсійною характеристикою за вибіркою по 500 елементів

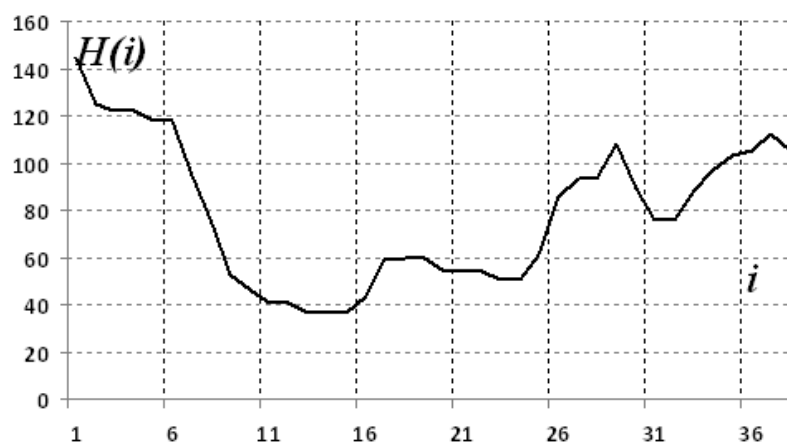


Рисунок 2.40 – Дихальний рух сигналу «без порушень» проаналізований ентропійною характеристикою за вибіркою по 800 елементів

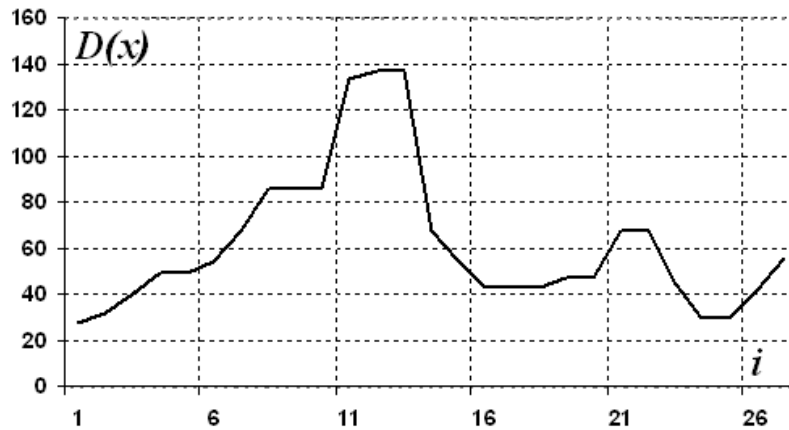


Рисунок 2.41 – Дихальний рух сигналу «тертя плеври» проаналізований дисперсійною характеристикою за вибіркою по 1000 елементів

Інші графічні представлення дихальних рухів порушень дихальної системи подані у додатку К.

### 2.3.2 Згладження еталонних сигналів порушень.

Для покращення авто кореляційного аналізу еталонні сигнали необхідно згладити методом ковзної медіани. [4]

Медіана - варіанта, що знаходиться в середині ряду розподілу. Медіана ділить ряд на дві рівні (за кількістю одиниць) частини - зі значеннями ознаки менше медіани і зі значеннями ознаки більше медіани. У разі якщо варіаційний ряд має число значень варіант парне, то розрахунок медіани проводиться за такою формулою:

$$M_e = \frac{X_{M_e} + X_{M_e+1}}{2} \quad (2.20)$$

де  $X_{M_e}$ ,  $X_{M_e+1}$  - варіанти, що знаходяться в середині ряду.

В інтервальному ряду розподілу медіана розраховується наступним чином:

$$M_e = X_{M_e} + I_{M_e} \frac{\frac{\sum f}{2} - S_{M_e-1}}{f_{M_e}} \quad (2.21)$$

де  $X_{M_e}$  - нижня межа медіанного інтервалу;

$I_{M_e}$  - величина медіанного інтервалу;

$\frac{\sum f}{2}$  - полусумма частот ряду;

$S_{M_e-1}$  - сума накопичених частот, що передують медіанного інтервалу;

$f_{M_e}$  - частота медіанного інтервалу.

Структурні середні величини (мода і медіана) мають досить велике значення в статистиці і широке застосування. Мода є саме тим числом, яке в дійсності зустрічається найчастіше. Медіана має важливі властивості для аналізу явищ: вона виявляє типові риси індивідуальних ознак явища, і, разом з тим, враховує вплив крайніх значень сукупності.

Мода і медіана, як правило, відрізняються від значення середньої, співпадаючи з нею тільки в разі симетричного розташування частот варіаційного ряду.

За допомогою даного методу було отримано згладжені сигнали порушень, приклад яких наведений у додатку II. Згладжений сигнал дихального руху захворювання «стридор» виглядатиме наступним чином:

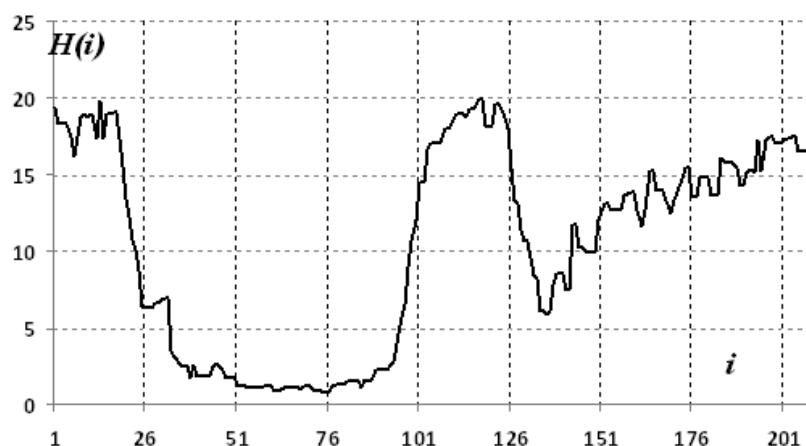


Рисунок 2.42 – Згладжений сигнал одного дихального руху за ентропійною характеристикою захворювання «стридор» по 100 елементів

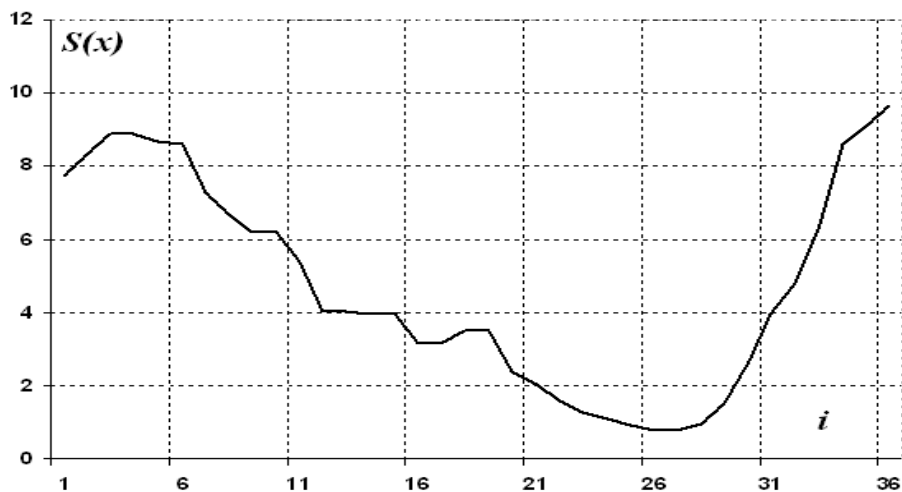


Рисунок 2.43 – Згладжений сигнал одного дихального руху за характеристикою СКВ сигналу «обструктивний бронхіт» за вибіркою по 500 елементів

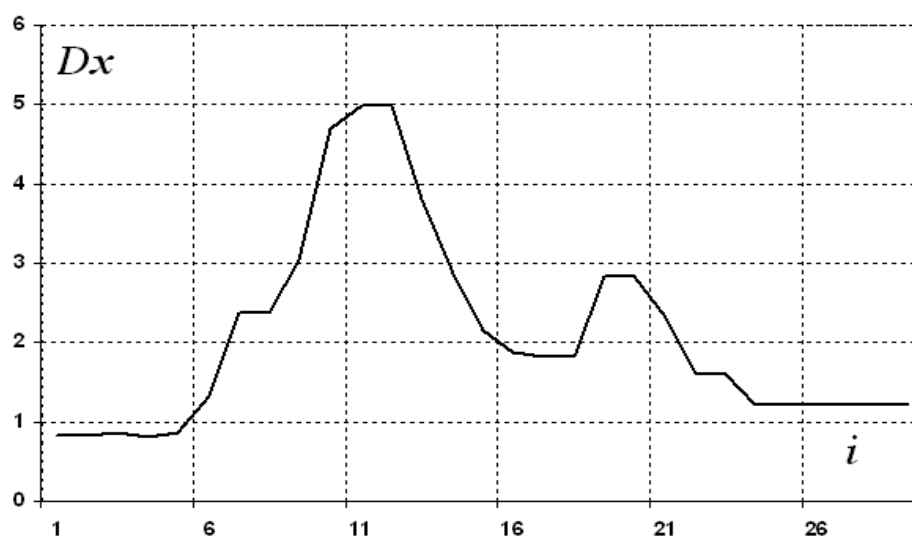


Рисунок 2.44 – Згладжений сигнал одного дихального руху за дисперсійною характеристикою сигналу «без порушень» за вибіркою по 1000 елементів

Після отриманих еталонів було проведено їх центрування. Обчислення центрованих значень  $\tilde{x}_i$  відбулося за формулою:

$$\tilde{x}_i = x_i - \bar{x} \quad (2.22)$$

Центрований еталонний сигнал має вигляд:

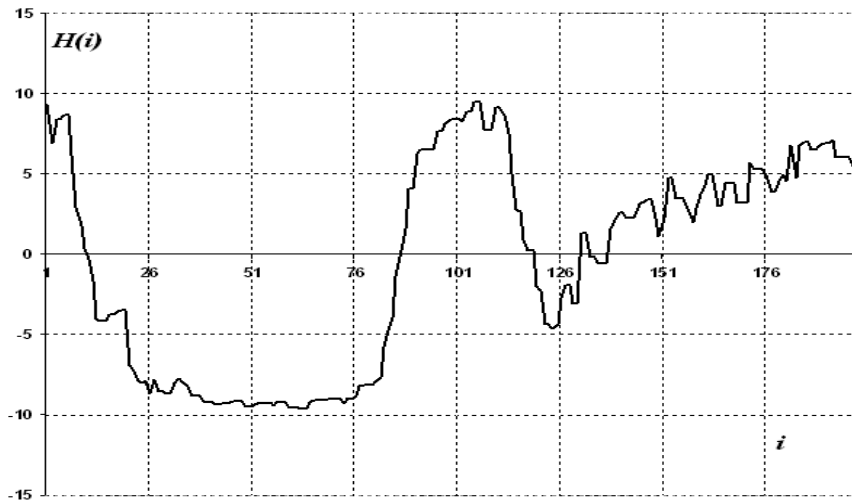


Рисунок 2.45 – Центрований сигнал одного дихального руху за ентропійною характеристикою захворювання «стридор»

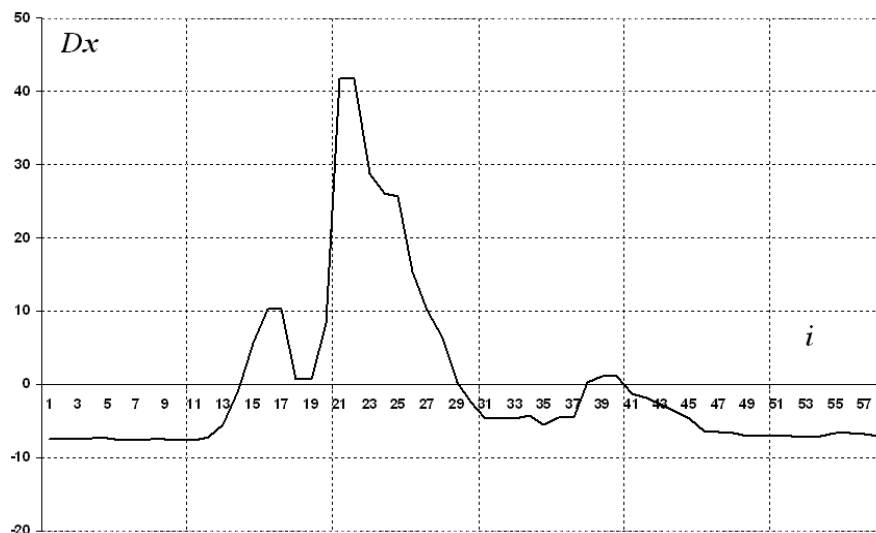


Рисунок 2.46 – Центрований сигнал одного дихального руху за дисперсійною характеристикою порушень для сигналу «без порушень» за вибіркою по 500 елементів

По аналогії до наведених порушень було отримано інші еталонні сигнали для основних порушень, які наведені у додатку Л.

На основі отриманих еталонів сигналів в подальшому дослідженні було розраховано коефіцієнт взаємкореляції та автокореляції.

## 3 РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАСОБІВ СТВОРЕННЯ, ДОСЛІДЖЕНЬ ТА АНАЛІЗУ ЕТАЛОННИХ ШУМІВ

### 3.1 Обґрунтування та вибір засобів для реалізації програмного забезпечення в дослідженні

У ході дослідження знімалися дані у вигляді аудіо сигналів за допомогою електронного стетоскопу, оброблялися на ПК за допомогою програми CoolEdit. Для того, щоб отримані дані можна було опрацювати статистичними оцінками, написане програмне забезпечення розроблялося на мові програмування C++ тому, що це універсальна мова програмування, вона не зв'язана з конкретними апаратними засобами чи системами, тому дуже зручна і ефективна для написання програм широкого профілю. Вона з успіхом використовується для написання великих обчислювальних програм, програм для обробки текстів і баз даних. [1]

Основні переваги мови C++[24]:

1. Швидкодія. Швидкість роботи програм на C++ практично не поступається програмам на C, хоча програмісти отримали в свої руки нові можливості і нові засоби.
2. Масштабованість. На мові C++ розробляють програми для найрізноманітніших платформ і систем.
3. Можливість роботи на низькому рівні з пам'яттю, адресами, портами.
4. Можливість створення узагальнених алгоритмів для різних типів даних, їхня спеціалізація, і обчислення на етапі компіляції, з використанням шаблонів.

Підтримуються різні стилі та технології програмування, включаючи традиційне директивне програмування, ООП, узагальнене програмування, метапрограмування (шаблони, макроси).

Проте, ця мова програмування має і ряд недоліків, а саме:

– наявність безлічі можливостей, що порушують принципи типобезпеки приводить до того, що в C++ програми може легко закрастися важковловима помилка. Замість контролю з боку компілятора розробники вимушені дотримуватися вельми нетривіальних правил кодування. По суті, ці правила обмежують C++ рамками якоїсь безпечнішої підмови. Більшість проблем типобезпеки C++ успадкована від C, але важливу роль в цьому питанні грає і відмова автора мови від ідеї використовувати автоматичне управління пам'яттю (наприклад, збірку сміття). Так візитною карткою C++ стали вразливості типу «переповнювання буфера»;

– погана підтримка модульності. Підключення інтерфейсу зовнішнього модуля через препроцесорну вставку заголовного файлу (`#include`) серйозно уповільнює компіляцію, при підключенні великої кількості модулів. Для усунення цього недоліку, багато компіляторів реалізують механізм прекомпіляції заголовних файлів (англ. *Precompiled Headers*); [7]

– недостача інформації про типи даних під час компіляції (СТТІ).

Мова C++ є складною для вивчення і для компіляції.

Деякі перетворення типів неінтуїтивні. Зокрема, операція над беззнаковим і знаковим числами видає беззнаковий результат.

Препроцесор C++ (успадкований від C) дуже примітивний. Це приводить з одного боку до того, що з його допомогою не можна (або важко) здійснювати деякі завдання метапрограмування, а з іншою, в наслідку своєї примітивності, він часто приводить до помилок і вимагає багато дій з обходу потенційних проблем. Деякі мови програмування (наприклад, Scheme і Nemerle) мають набагато могутніші і безпечніші системи метапрограмування (також звані макросами, але макроси C/C++ вони мало нагадують).

З кінця 1990-х в співтоваристві C++ набуло поширення так зване метапрограмування на базі шаблонів. По суті, воно використовує особливості шаблонів C++ в цілях реалізації на їхній базі інтерпретатора примітивної функціональної мови програмування, що виконується під час компіляції. Сама по собі ця можливість вельми приваблива, але, внаслідок вище згаданого, такий код вельми важко сприймати і відладжувати. Мови Lisp/Scheme, Nemerle

і деякі інші мають могутніші і водночас простіші для сприйняття підсистеми метапрограмування. Крім того, в мові D реалізована порівнянна за потужністю, але значно простіша в застосуванні підсистема шаблонного метапрограмування.

Хоча декларується, що C++ мультипарадигмена мова, реально в мові відсутня підтримка функціонального програмування. Частково, даний пропуск усувається різними бібліотеками (Loki, Boost) що використовують засоби метапрограмування для розширення мови функціональними конструкціями (наприклад, підтримкою лямбд/анонімних методів), але якість подібних рішень значно поступається якості вбудованих у функціональні мови рішень. Такі можливості функціональних мов, як зіставлення зі зразком взагалі украй складно емулювати засобами метапрограмування. [6]

В написаних програмах використовуються такі бібліотеки:

– `stdlib.h` – «`stdlib`» розшифровується як «`standard library`», це заголовок (заголовний файл) стандартної бібліотеки мови Cі, який містить в собі функції, що займаються виділенням пам'яті, контроль процесу виконання програми, перетворення типів та інші.

Члени `stdlib.h` можна розділити на наступні категорії: перетворення типів, управління пам'яттю, контроль процесу, сортування і пошук, математика.

– `stdio.h` (від англ. `standard input / output header` – стандартний заголовний файл вводу / виводу) заголовний файл стандартної бібліотеки мови Cі, що містить визначення макросів, константи та оголошення функцій і типів, що використовуються для різних операцій стандартного вводу і виводу. Функціональність успадкована від «портативного пакета вводу/виводу» («`portable I/O package`»), написаного Майком Лесковим з Bell Labs на початку 1970-х. [19] C++ заради сумісності, також використовує `stdio.h` поряд зі схожим по функціональності заголовним файлом `cstdio`.

Функції, оголошені в `stdio.h`, є вельми популярними завдяки тому, що будучи частиною Стандартної бібліотеки мови Cі, вони гарантують роботу на будь-якій платформі, яка підтримує Cі. Програми на окремих платформах

можуть, тим не менш, мати причини для використання функцій вводу / виводу самої платформи замість функцій `stdio.h`.

– `math.h` – заголовний файл стандартної бібліотеки мови програмування C, розроблений для виконання простих математичних операцій. Більшість функцій залучають використання чисел з плаваючою крапкою. C++ також реалізує ці функції для забезпечення сумісності, всі вони містяться в заголовному файлі `cmath`.

– `string.h` – заголовний файл стандартної бібліотеки мови C++, що містить функції для роботи з нуль-термінованими рядками і різними функціями роботи з пам'яттю. [2]

Функції оголошені в `string.h` широко використовуються, оскільки будучи частиною стандартної бібліотеки, вони гарантовано працюють на всіх платформах, що підтримують C++. Однак, існують деякі потенційні проблеми з безпекою, такі як переповнення буферу, що спонукає на користь вибору більш безпечних, можливо менш переносимих варіантів. Крім цього, строкові функції працюють тільки з набором символів ASCII або його сумісними розширеннями, такими як ISO-8859-1; багатобайтові кодування такі як UTF-8 будуть працювати, з відзнакою, що «довжина» рядки буде визначатися як число байтів, а не число символів Юнікоду, яким вони відповідають. Несумісні з ASCII рядки зазвичай обробляються кодом описаним в `wchar.h`.

Більшість функцій `string.h` не справляють ніякого виділення пам'яті і контролю кордонів; цей обов'язок цілком лягає на плечі програміста. [4]

– `conio.h` – заголовний файл, який використовується в старих компіляторах, що працюють в операційних системах MS-DOS, для створення текстового інтерфейсу користувача. Тим не менш, він не є частиною мови програмування C++, стандартної бібліотеки мови C++, ISO C або необхідної стандартом POSIX. Цей заголовний файл оголошує кілька бібліотечних функцій для роботи з «консольним введенням і висновком» програми. Більшість компіляторів мови C++, призначених для DOS, Windows 3.x, Phar Lap, DOSX, OS/2 або Win32 мали цей файл і забезпечували супутні бібліотечні функції в бібліотеці C++ за

замовчуванням. Більшість компіляторів мови Cі, призначених для UNIX та Linux, не мають цього файлу і не забезпечують супутніх бібліотечних функцій.

В написаних програмах використовуються такі функції [25]:

– функція `fopen` – відкриває заданий файл для запису або читання інформації, і повертає вказівник типу `FILE`, що використовується при будь-яких операціях з цим файлом.

Функція має такий загальний вид:

```
FILE *fopen(const char *filename, const char *mode);
```

– функція `fclose` – закриває файл після роботи з ним. У випадку успішного закриття файлу функція, яка має прототип

```
int fclose(FILE *name);
```

повертає “0”, якщо помилка – “1”.

- функція `printf` – виводить інформацію на екран. Вона має вигляд:

```
int printf ( const char *format [, argument, ...]);
```

- функція `strcpy` – копіює `string2` в `string1`.

Вона має вигляд: `char strcpy (string1, string2);`

- функція `fscanf` зчитує дані з поточної позиції потоку `stream` в місце, визначене завданням аргументів `arguments` (якщо вони є). Кожен аргумент повинен бути покажчиком на змінну і тип, які відповідають типу, заданому в рядку формату. Рядок формату управляє інтерпретацією полів введення і має ту ж саму форму і призначення, що й аргумент рядка формату для функції `scanf`.

Функція має вигляд:

```
int fscanf (stream, format-string [, argument ...]);
```

- функція `fprintf` форматує та друкує у вихідний потік набори символів і значень. Кожен аргумент (якщо він є) перетворюється і виводиться відповідно до заданої специфікації формату в рядку формату. Рядок формату (`format-string`) має ту ж форму і функцію, що і аргумент рядка формату функції `printf`:

```
int fprintf (stream, format-string [, argument ...]);
```

```
FILE * stream; покажчик на структуру FILE. [1]
```

- функція `main` – з цієї функції починається робота програми.

Кожна програма написана на мові C++ повинна містити функцію main.

У мові C ++ задані два вбудованих аргументи функції main: argc і argv.

Виглядає це так:

```
int main (int argc, char * argv []) {...}.
```

Аргумент argc типу integer містить у собі кількість аргументів командного рядка. Аргумент argv типу char - покажчик на масив рядків. Кожен елемент масиву вказує на аргументи командного рядка. Один параметр відокремлюється від іншого пробілами.

- argv [0] – повне ім'я запущеної програми
- argv [1] – перший рядок записаних після імені програми
- argv [2] – другий рядок записаних після імені програми
- argv [argc-1] – останній рядок записаних після імені програми
- argv [argc] – NULL.

### **3.2 Розробка алгоритмів обчислення статистичних оцінок.**

#### **Опрацювання даних діагностування на основі кореляційного порівняння з базою еталонів**

Для обчислення статистичних характеристик, а саме математичного сподівання, дисперсії та СКВ було написано програму One.cpp, код якої наведено в додатку М.

Спочатку за допомогою функції strcpy з командного рядка записується назва файлу, який ми будемо аналізувати статистичними характеристиками, а також назви файлів, в які записуємо результат.

```
strcpy(fname1,argv[1]);  
strcpy(fname2,argv[2]);  
strcpy(fname3,argv[3]);  
strcpy(fname4,argv[4]);
```

Відкриваємо вказані файли за допомогою функції fopen.

```
f1 = fopen(fname1,"rt") ;
```

Цикл do – while містить цикл for в якому зчитуються дані з файлу за заданими вибірками в масив дані.

```

for(i=0;i<block;i++) {
if (fscanf(f1,"%d",&dani)==0 || feof(f1)) break;
rozmir++;
Mx += dani;
Mx2 += dani*dani;}

```

Також в циклі do – while обчислюються математичне сподівання  $M_x$ , дисперсія  $S_x^2$  та СКВ  $S_x$ .

```

Mx /= i; // mat spodiv
Sx2 = Mx2 - Mx*Mx; // dusp
Sx=sqrt(Sx2);// skv

```

Результати обчислень записуються в відповідні файли за допомогою функції fprintf.

```

fprintf(f2,"%f\n", Sx);
fprintf(f3,"%f\n", Sx2);
fprintf(f4,"%f\n", Mx2);

```

Функцією printf на екран виводяться розмір файлу, математичне сподівання, дисперсія та СКВ.

```

printf("rozmir file = %d\nMx = %f\nS2 = %f\n\n skv=%f \n\n\n ", rozmir, Mx, Sx2,
Sx);

```

Закриваються файли функцією fclose.

```

fclose (f1);
fclose (f2);
fclose (f3);
fclose (f4);

```

```

D:\Документи\?нститут\5 курс\диплом\анал?з\проги>one dribni.txt dribni_skv.txt d
ribni_dusp.txt dribni_mat.txt
rozmir file = 97131
Mx = 120.000000
S2 = 0.000000

skv=0.000000

```

Рисунок 3.1 – Результат виведений на екран програмою обчислення сигналу захворювання «дрібні хрипи пневмонії» статистичними оцінками за вибіркою по 100 елементів.



Для обчислення ентропійної характеристики була написана програма на мові C++, код якої наведений в додатку Н.

За допомогою функції `strcpy` з командного рядка записуються назву файлу, який ми будемо аналізувати ентропійною характеристикою, та файлу, в який записуємо результат.

```
strcpy(fname1,argv[1]);
```

```
strcpy(fname2,argv[2]);
```

Функцією  `fopen`  відкриваються вказані файли. Функцією  `fscanf`  зчитуємо та записуємо в масив  `dani`  дані з файлу за необхідною вибіркою.

```
rez = fscanf(f1,"%d",&dani);
```

В циклі  `while`  рахується розмір файлу.

```
while(!feof(f1)) {  
    j = dani + OFFSET;  
    kiljkistj[j]++;  
    rozmir++;  
    if ((rozmir%1000) == 0) { printf("%d",rozmir); }  
    rez = fscanf(f1,"%d",&dani);  
}
```

Рахується імовірність появи символів. В циклі  `do – while`  розраховуються блочні значення ентропії  `H` .

```
H+= p[i]*log(p[i]);
```

```
H = -H;
```

Виводяться результати розрахунків на екран функцією  `printf` , а також записуються результати в вказаний файл функцією  `fprintf` .

```
printf("H=%f\n",H);
```

```
fprintf(f2,"%f\n", H);
```

Далі файли закриваються функцією  `fclose` .

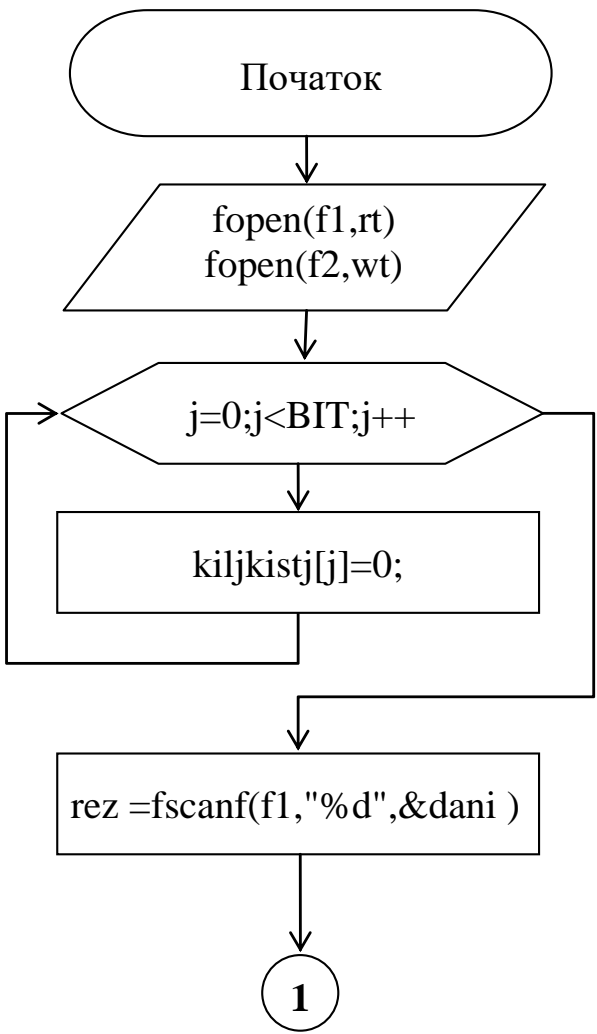
```
fclose (f1);
```

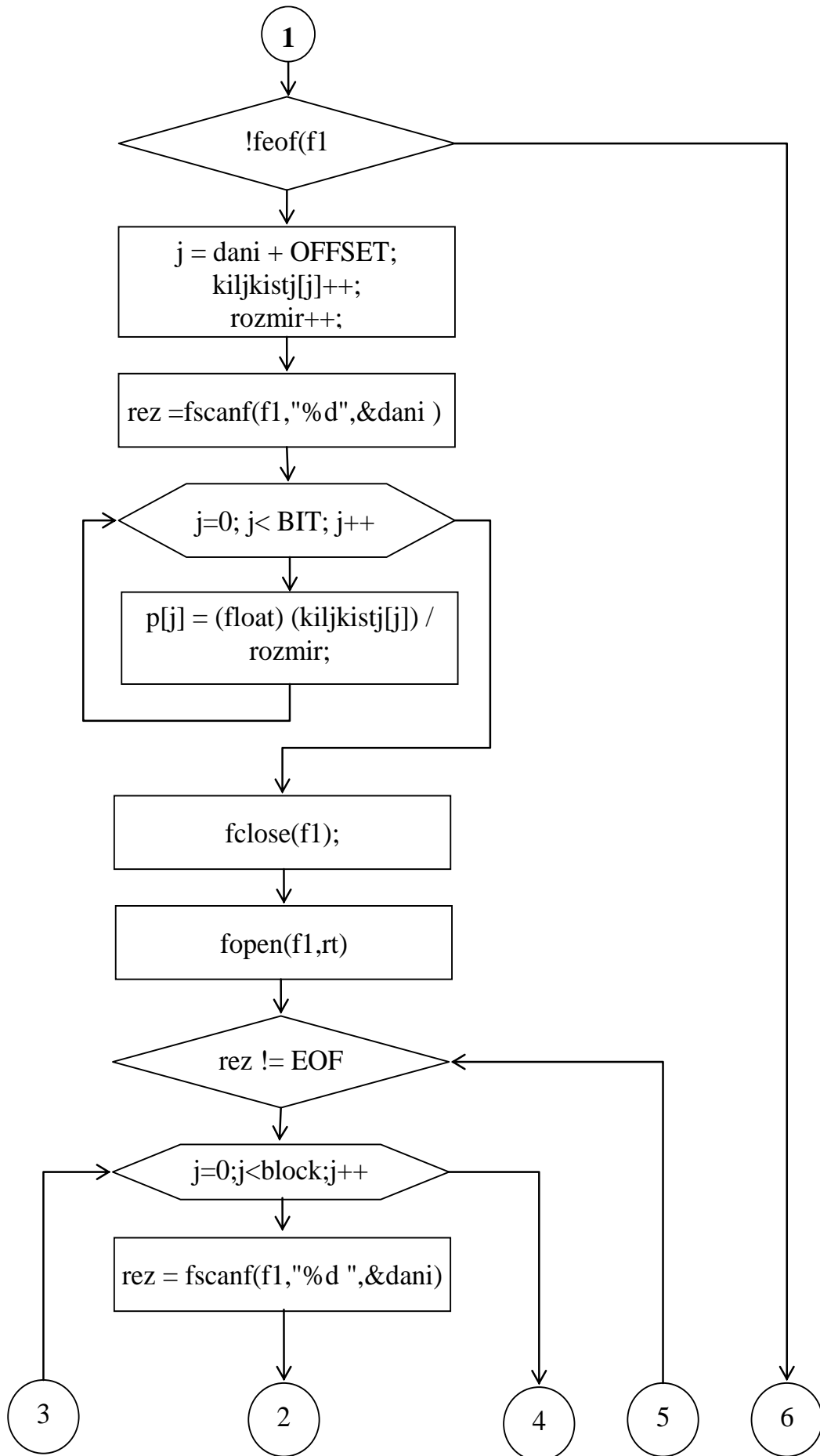
```
fclose (f2);
```

```
H=13.902359
H=23.399130
H=13.731009
H=16.126602
H=8.776176
H=14.187205
H=14.375567
H=11.010674
H=15.649538
H=14.876408
H=11.080854
H=11.908488
H=16.344110
H=16.250227
H=13.270352
H=8.652637
H=5.602308
H=6.658099
H=8.161922
H=13.437853
```

Рисунок 3.3 – Результат виведення на екран програмою обчислення сигналу захворювання «дрібні хрипи пневмонії» ентропійної характеристикою за вибіркою по 100 елементів.

Блок схема програми ENTR.cpp зображена на рисунку 3.4.





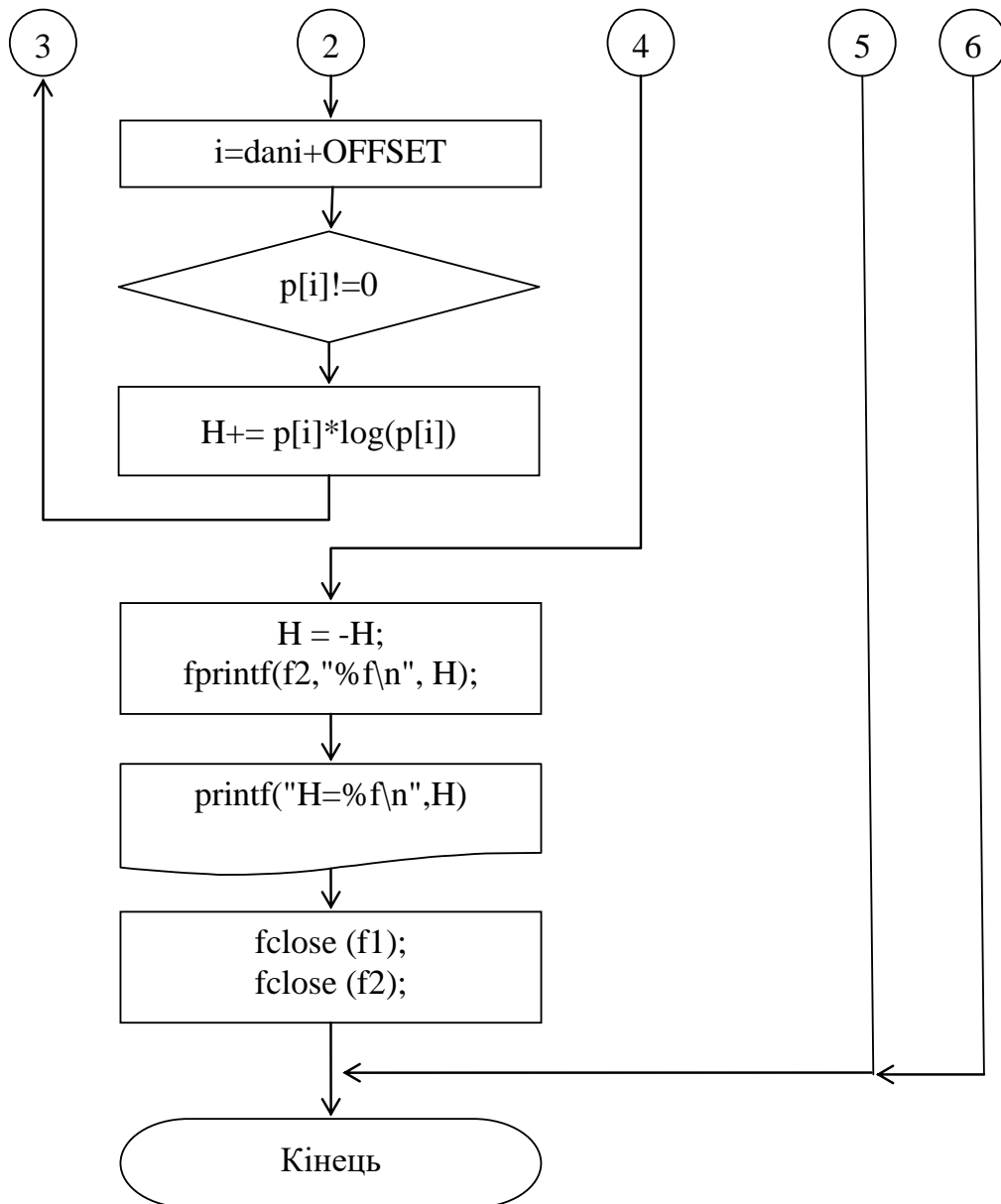


Рисунок 3.4 – Алгоритм роботи програми ENTR.cpp знаходження ентропійної характеристики

В ході дослідження була сформована база еталонів сигналів порушень дихальної системи для вибірок по 100, 300, 500, 800 та 1000 елементів характеристиками ентропії, дисперсії та СКВ. Була написана програма на мові С++ Коef.cpp, яка обчислює коефіцієнт кореляції між еталонними сигналами для основних порушень. Текст програми наведений в додатку П. [5]

Програма містить функції та бібліотеки, що були описані вище. За допомогою функції `strcpy` з командного рядка записуються назви двох файлів, які ми порівнюємо, а також назва файлу, в який записується результат.

```
strcpy(fname1,argv[1]);
strcpy(fname2,argv[2]);
strcpy(fname3,argv[3]);
```

Вказані файли відкривається за допомогою функції fopen. В перший циклі do – while зчитуються дані з файлів функцією fscanf в відповідні масиви x та y, та визначається довжина файлів.

```
do {
if( fscanf(f1,"%d\n",&x)==0 || feof(f1)) break;
fscanf(f1,"%d\n",&x);
rozmir_X++;
if( fscanf(f2,"%d\n",&y)==0 || feof(f1)) break;
fscanf(f2,"%d\n",&y);
rozmir_Y++;
} while(!feof(f1));
```

Якщо один масив коротший за інший, то в кінець дублюється початок файлу поки масиви не зрівняються в довжині.

```
if (rozmir_X<rozmir_Y) {
rize=rozmir_Y-rozmir_X;
float *X = new float [rozmir_X+rize];
float *Y = new float [rozmir_Y];
for(i=0;i<rozmir_X;i++) {
fscanf(f1,"%d",&X[i]);
}
for(i=rozmir_X;i<rozmir_X+rize;i++) {
fscanf(f1,"%d",&X[i]);
}
for(i=0;i<rozmir_Y;i++) {
fscanf(f2,"%d",&Y[i]);
}
rozmir_X+=rize;
}
```

Далі обчислюються середні значення x та y.

```
for(i=0;i<rozmir_X;i++){
ser_X += X[i];
ser_X /= i;
}
for(i=0;i<rozmir_Y;i++){
ser_Y += Y[i];
```

```
ser_Y /= i;  
}
```

У наступному циклі for обчислюється коефіцієнт кореляції КОЕФ.

```
for(i=0;i<rozmir_X;i++) {  
sum_X=0;  
sum_Y=0;  
for(j=0;j<rozmir_X-i;j++) {  
sum_X += pow((X[j]- ser_X),2);  
sum_Y += pow((Y[j]- ser_Y),2);  
sum += (X[j]-ser_X) * (Y[j]-ser_Y);  
}  
КОЕФ = sum / sqrt(sum_X * sum_Y);  
fprintf(f3,"%d\n", КОЕФ);  
}
```

Результат обчислення записується в відповідний файл за допомогою функції fprintf. Функцією printf на екран виводяться розмір файлів та коефіцієнт кореляції.

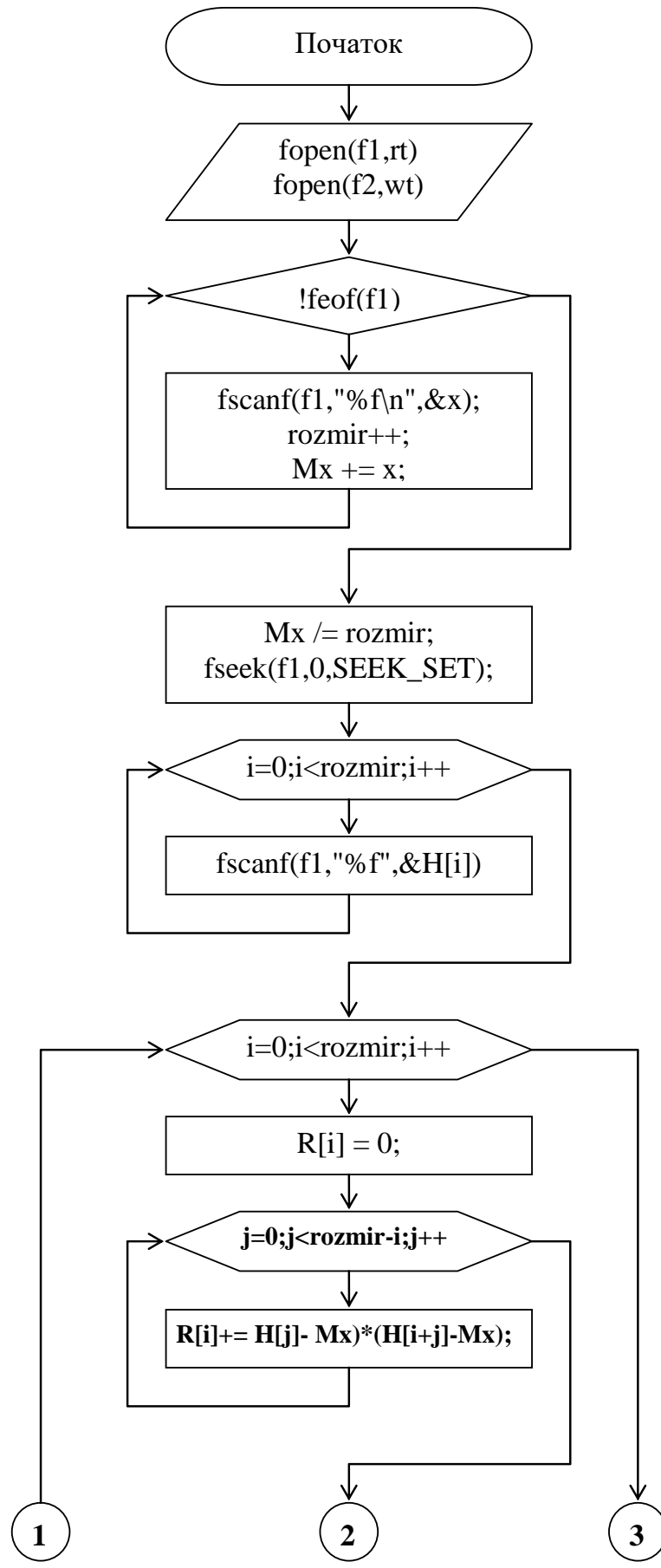
```
printf("sum_X = %d sum_Y=%d sum=%d\n",sum_X,sum_Y, sum);
```

Закриваються файли функцією fclose.

```
fclose (f1);  
fclose (f2);  
fclose (f3);
```

Результати обчислень коефіцієнту кореляції були занесені в таблиці та подані в додатку Р.

Блок-схема алгоритму програми наведена на рисунку 3.5[7].



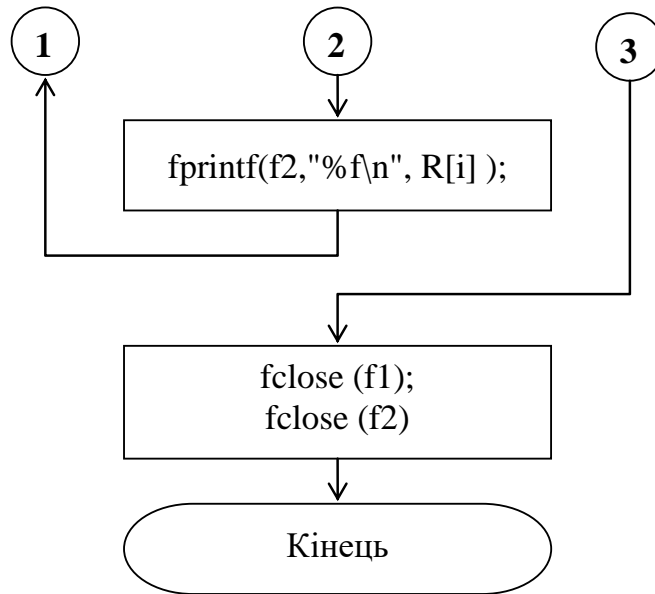


Рисунок 3.5 – Алгоритм роботи програми Коef.cpp знаходження коефіцієнта

### 3.3 Взаємо кореляційний аналіз еталонів порушень

#### 3.3.1 Кореляційні функції.

Для стаціонарних випадкових процесів  $\{x_k(t)\}$  та  $\{y_k(t)\}$  середні значення постійні і не залежать від часу  $t$ , тобто для всіх  $t$

$$\begin{aligned}\mu_x &= E[x_k(t)] = \int_{-\infty}^{\infty} xp(x) dx \\ \mu_y &= E[y_k(t)] = \int_{-\infty}^{\infty} yp(y) dy\end{aligned}\quad (3.1)$$

де  $\rho(x)$  і  $\rho(y)$  – щільність вірогідності випадкових величин  $x_k(t)$  та  $y_k(t)$ .

Кореляційні функції стаціонарних процесів також не залежать від  $t$ . [6]

Для довільних фіксованих  $t$  і  $\tau$  функції:

$$R_{xx}(\tau) = E[x_k(t)x_k(t+\tau)], \quad (3.2)$$

$$R_{yy}(\tau) = E[y_k(t)y_k(t+\tau)], \quad (3.3)$$

$$R_{xy}(\tau) = E[x_k(t)y_k(t+\tau)], \quad (3.4)$$

Величини  $R_{xx}(\tau)$  і  $R_{yy}(\tau)$  називаються автокореляційними або коваріаційними функціями процесів  $\{x_k(t)\}$  та  $\{y_k(t)\}$  відповідно  $R_{xy}(\tau)$  називається взаємною коваріаційною функцією  $\{x_k(t)\}$  та  $\{y_k(t)\}$ .

При довільних  $\mu_x$  та  $\mu_y$  коваріаційні функції пов'язані з кореляційними функціями співвідношеннями

$$C_{xx}(\tau) = R_{xx}(\tau) - \mu_x^2, \quad C_{yy}(\tau) = R_{yy}(\tau) - \mu_y^2, \quad C_{xy}(\tau) = R_{xy}(\tau) - \mu_x \mu_y \quad (3.5)$$

Отже, кореляційні функції співпадають з коваріаційними, якщо середні значення дорівнюють нулю. Помітимо, що, за визначенням, два стаціонарні випадкові процеси не корельовані, якщо  $C_{xy}(\tau) = 0$  для усіх  $\tau$ . Отже, якщо  $R_{xy}(\tau) = 0$ , то два процеси не корельовано тільки тоді, коли хоч би одне з середніх  $\mu_x$  або  $\mu_y$  дорівнює нулю.

З припущення стаціонарності випливає, що коваріаційні функції  $R_{xx}(\tau)$  та  $R_{yy}(\tau)$  – парні функції від  $\tau$  (3.6).

$$R_{xx}(-\tau) = R_{xx}(\tau), \quad R_{yy}(-\tau) = R_{yy}(\tau) \quad (3.6)$$

В той же час взаємна коваріаційна функція не володіє властивостями парності або непарності, але задовольняє співвідношенню [20]:

$$R_{xy}(-\tau) = R_{xy}(\tau) \quad (3.7)$$

### 3.3.2 Нормована коваріаційна функція.

Для взаємної коваріаційної функції виконується нерівність

$$|R_{xx}(\tau)| \leq R_{xx}(0). \quad (3.8)$$

яка називається нерівністю для взаємних коваріаційних функцій. Доказати його можна таким чином. Для будь-яких дійсних чисел  $a$  і  $b$  математичне очікування

$$E\left[\left(ax(t) + by(t+\tau)\right)^2\right] \geq 0, \quad (3.9)$$

оскільки в ньому беруть участь тільки додатні величини. Ця нерівність еквівалентна наступній:

$$a^2 R_{xx}(0) + 2\left(\frac{a}{b}\right) R_{xy}(\tau) + R_{yy}(0) \geq 0 \quad (3.10)$$

Тому в припущенні  $b \neq 0$ :

$$\left(\frac{a}{b}\right)^2 R_{xx}(0) + 2\left(\frac{a}{b}\right) R_{xy}(\tau) + R_{yy}(0) \geq 0 \quad (3.11)$$

Ліва частина цієї нерівності є квадратним тричленом відносно  $a/b$ , що не має через останню нерівність різних дійсних коренів. Тому дискримінант цього тричлена не перевищує нуля.

Дискримінант  $= 4R_{xy}^2(\tau) - 4R_{xx}(0)R_{yy}(0) \leq 0$ . Звідси випливає,

$$R_{xy}^2(\tau) = |R_{xy}(\tau)|^2 \leq R_{xx}(0)R_{yy}(0), \quad (3.12)$$

що завершує доведення. Розглядаючи  $x(t) - \mu_x$  та  $y(t+\tau) - \mu_y$  замість  $x(t)$  та  $y(t+\tau)$ , тим же способом отримуємо нерівність для взаємних кореляційних функцій:

$$|C_{xy}(\tau)|^2 \leq C_{xx}(0)C_{yy}(0). \quad (3.13)$$

Помітимо, що

$$|R_{xx}(\tau)| \leq R_{xx}(0), \quad |C_{xy}(\tau)| \leq C_{xx}(0) \quad (3.14)$$

тому максимальні значення  $R_{xx}(\tau)$  і  $C_{xx}(\tau)$  досягаються в  $\tau=0$  і рівні відповідно до середнього квадрата і дисперсії процесів, тобто

$$R_{xx}(0) = E[x_k^2(t)] = \sigma_x^2, \quad C_{xx}(0) = \sigma_x^2, \quad (3.15)$$

$$R_{yy}(0) = E[y_k^2(t)] = \sigma_y^2, \quad C_{yy}(0) = \sigma_y^2 \quad (3.16)$$

Отже, нерівність (3.17) можна записати так:

$$|C_{xy}(\tau)|^2 \leq \sigma_x^2 \sigma_y^2 \quad (3.17)$$

Для проведення кореляційного аналізу між еталонними сигналами необхідно визначити коефіцієнт кореляції [3] (нормовану взаємну кореляційну функцію) (3.18):

$$\rho_{xy}(\tau) = \frac{C_{xy}(\tau)}{\sigma_x \sigma_y} \quad (3.18)$$

який для усіх  $\tau$  задовільняє нерівностям

$$-1 \leq \rho_{xy}(\tau) \leq 1 \quad (3.19)$$

Якщо одна з величин  $\mu_x$  або  $\mu_y$  дорівнює нулю, то

$$\rho_{xy}(\tau) = \frac{R_{xy}(\tau)}{\sigma_x \sigma_y} \quad (3.20)$$

оскільки в цьому випадку  $C_{xy}(\tau) = R_{xy}(\tau)$ . Функція  $\rho_{xy}(\tau)$  характеризує степінь лінійної залежності між  $\{x_k(t)\}$  та  $\{y_k(t)\}$  при даному зсуві процесу  $\{y_k(t)\}$  по відношенню до процесу  $\{x_k(t)\}$  тобто, це - узагальнення коефіцієнта кореляції [20].

У результаті отриманих згладжених еталонних сигналів був проведений кореляційний аналіз та отримані коефіцієнти кореляції, які занесені у таблиці 3.1-3.3. [1]

**Таблиця 3.1 – Автокореляційний аналіз еталонних сигналів для вибірки по 100 елементів характеристикою дисперсії**

| Еталони<br>Еталони       | Стридор  | Грубі пн | Тертя плеври | Обструктивний<br>бронхіт | Дрібні<br>вологі | Без<br>порушень |
|--------------------------|----------|----------|--------------|--------------------------|------------------|-----------------|
| Стридор                  | 1        | 0,051044 | -0,41304     | -0,37433                 | 0,591506         | -0,20852        |
| Грубі пн                 | -0,05302 | 1        | -0,13059     | -0,52392                 | 0,021886         | 0,530139        |
| Тертя плеври             | -0,41304 | -0,14963 | 1            | 0,454927                 | -0,33156         | 0,184446        |
| Обструктивний<br>бронхіт | -0,45723 | -0,52643 | 0,481656     | 1                        | -0,41234         | -0,32281        |
| Дрібні вологі            | 0,714788 | 0,021886 | -0,39951     | -0,41201                 | 1                | -0,15554        |
| Без порушень             | -0,28214 | 0,313482 | 0,196272     | -0,15621                 | -0,18967         | 1               |

**Таблиця 3.2 – Автокореляційний аналіз еталонних сигналів для вибірки по 1000 елементів ентропійною характеристикою**

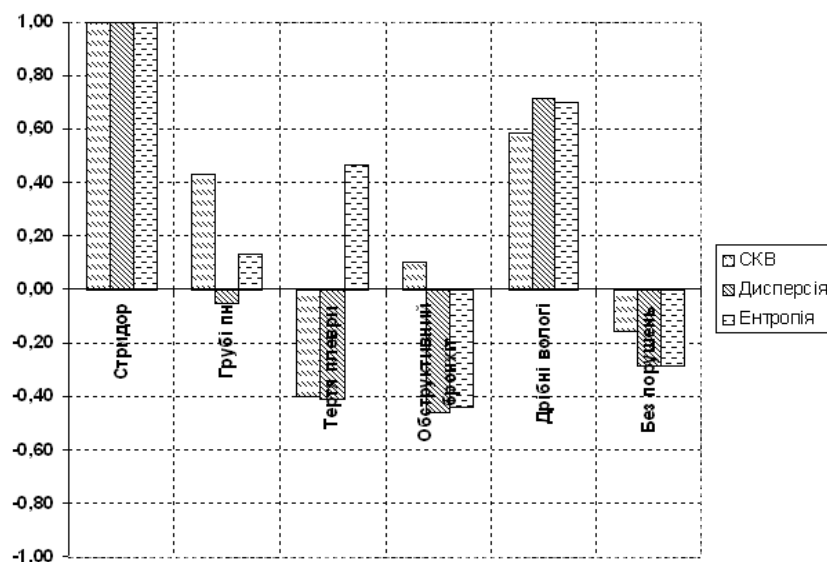
| Еталони<br>Еталони       | Стридор  | Грубі пн | Тертя плеври | Обструктивний<br>бронхіт | Дрібні<br>вологі | Без<br>порушень |
|--------------------------|----------|----------|--------------|--------------------------|------------------|-----------------|
| Стридор                  | 1        | -0,2849  | 0,031187     | 0,020315                 | -0,33873         | -0,05419        |
| Грубі пн                 | -0,21262 | 1        | -0,40692     | 0,022923                 | 0,967524         | -0,5635         |
| Тертя плеври             | -0,29243 | -0,39672 | 1            | -0,21181                 | -0,32542         | 0,697121        |
| Обструктивний<br>бронхіт | -0,42511 | 0,214112 | -0,30912     | 1                        | 0,273662         | -0,45976        |

|               |          |          |          |          |          |          |
|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Дрібні вологі | -0,32632 | 0,967524 | -0,32997 | 0,050873 | 1        | -0,49658 |
| Без порушень  | -0,28884 | -0,19282 | 0,464412 | -0,26994 | -0,13365 | 1        |

**Таблиця 3.3 – Автокореляційний аналіз еталонних сигналів та цілих сигналів для вибірки по 100 елементів ентропійною характеристикою**

| Еталони<br>сигнал        | Стридор      | Грубі пн | Тертя плеври | Обструктивний<br>бронхіт | Дрібні<br>вологі | Без<br>порушень |
|--------------------------|--------------|----------|--------------|--------------------------|------------------|-----------------|
| Стридор                  | 0,<br>871719 | 0,04048  | 0,058272     | -0,06768                 | 0,067619         | 0,01534         |
| Грубі пн                 | 0,026477     | 0,391621 | 0,088069     | -0,14583                 | 0,273795         | 0,110846        |
| Тертя плеври             | 0,132006     | 0,166369 | 0,222442     | 0,015101                 | 0,095094         | 0,182389        |
| Обструктивний<br>бронхіт | -0,02753     | -0,17313 | 0,109146     | 0,673958                 | -0,06079         | 0,167253        |
| Дрібні вологі            | -0,01322     | 0,257818 | 0,05147      | -0,05419                 | 0,486508         | 0,034694        |
| Без порушень             | -0,28207     | 0,206775 | 0,147383     | 0,04251                  | 0,020288         | 0,51484         |

Таблиці коефіцієнтів кореляції для інших вибірок та статистичних характеристик подано в додатку Р. Графічні представлення порівняння коефіцієнтів кореляції подано на рисунках 3.6 - 3.7.



**Рисунок 3.6 – Графічне представлення взаємкореляційного аналізу еталонних сигналів хвороби «стридор» характеристиками СКВ, дисперсії та ентропії за вибірками по 100 елементів**

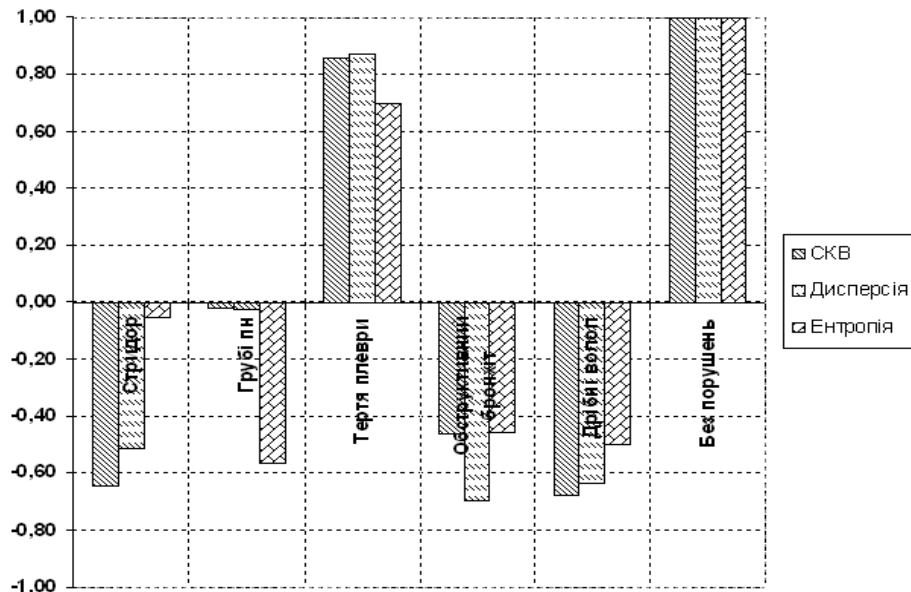


Рисунок 3.7 – Графічне представлення взаємкореляційного аналізу еталонних сигналів «без порушення» характеристиками СКВ, дисперсії та ентропії за вибірками по 1000 елементів

За результатами взаємкореляції можна зробити висновки, що найкращою вибіркою для аналізу шумів дихальної системи ентропійною характеристикою являється вибірка по 1000 елементів [3]. Це можна побачити з великого від’ємного значення коефіцієнта кореляції на рисунку 2.46. Аналіз характеристикою СКВ також дав хороші результати, але даний метод підходить для аналізу не з всіма захворюваннями. Для менших вибірок, зокрема по 100 елементів кращі результати показала дисперсійна характеристика. Проте при порівнянні «стридор» і «дрібні вологі хрипи пн» характеристику дисперсії краще не застосовувати. [5]

### 3.4 Формування рекомендацій щодо застосування

В дипломному проекті досліджено, що на перших етапах доцільно використовувати ентропійні характеристики для діагностування та виявлення порушень дихальної системи. Найкращі результати були показані при вибірці по 1000 елементів.

Запропонований підхід дозволяє спростити аналіз шумів, а також побачити зміну характеристик в дихальному русі. Результати дослідження

дають змогу подальшої розробки та впровадженнь нових більш оптимальних засобів діагностики захворювання дихальної системи людини.

У подальшому пропонується збільшити базу еталонів порушень дихальної системи, а також збільшити автоматизацію процесу обробки та діагностування.

## ВИСНОВКИ

Метод діагностування функціональних порушень за статистичними оцінками шумів дихальної системи призначений для діагностування, виявлення та в подальшому ліквідації захворювань дихальної системи людини. Даний метод оптимальніший та економічно вигідніший за свої аналоги, що ґрунтуються на спектральному аналізі, або залежать від людини. Даний спосіб діагностування простий в використанні, та не потребує спеціальних навичок та знань для користувача. Також нема необхідності в дорогому обладнанні та обширних та складних досліджень.

В першому розділі проведено аналіз стану і перспективи розвитку методів діагностування дихальних шляхів людини.. Проаналізовані загальновідомі методи та технології отримання та обробки акустичних шумів. Вказані їх переваги та недоліки.

В другому розділі розглянуто статистичні методи, зокрема: математичне сподівання, СКВ, дисперсію та безумовну ентропію. Визначено їх переваги та недоліки. Було проведено аналіз акустичних сигналів статистичними оцінками.

Досліджено вплив послаблення потужності акустичних сигналів на коефіцієнти кореляції їх еталонних сигналів. Побудовано та згладжено еталонні представлення сигналів.

В третьому розділі обґрунтовано вибір засобів для реалізації програмного забезпечення в дослідженні. Розроблено алгоритми обчислення статистичних оцінок. Опрацьовані данні діагностування на основі кореляційного порівняння з базою еталонів. Проведений взаємкореляційний аналіз еталонів порушень.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Price R., Green P.E. A Communication Technique for Multipath Channels, Proceedings of the IRE, Mar., 1958, pp. 555-570.
2. Broadband-in-Gas (BiG) technology offers massive bandwidth for little infrastructure investment. URL: <http://www.gizmag.com/go/4039/> (дата звернення 20.11 2025р).
3. Simon M. K., Omura J. K., Schultz R. A. and Levitt B. K. Spread Spectrum Communication Handbook New York, McGraw-Hill, 1994
4. Дідковський Р.М. Імовірність власної помилки в системах зв'язку з кореляційно-часовою модуляцією // Матеріали 4-ї Всеукраїнської конференції молодих науковців ІТОНТ-2004, Черкаси, 2004 – С.141-142.
5. McCarthy B., Sound systems: design and optimization. First edition, New York, Focal Press, 2007.
6. Корніловський В.П. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни “Цифрова електроніка та ЕОМ в системах управління” для магістрів спеціальності 8.091.401 “Системи управління і автоматики”. /Корніловський В.П., Корніловська Н.В., Головащенко Н.В.-Херсон, ХДТУ, 2003, - 19 с.,укр.мовою.
7. Головащенко Н.В. Аппаратурный состав для улучшения свойств трактов приёма-передачи информации в системах промышленной автоматики./ Головащенко Н.В., Боярчук В.П. – ААЭКС № 1 (11) Херсон – 2003. – С.58-61

## БІБЛІОГРАФІЧНА ДОВІДКА

Тема магістерської роботи: **Застосування статистичних оцінок шумів для виявлення порушень функціонування дихальної системи.**

Обсяг пояснювальної записки 77 аркушів:

6 таблиць;

63 рисунків;

14 додатки.

Дата завершення роботи: *09 грудня 2025р.*

Підпис студента- \_\_\_\_\_ *Якимчук Т.Б.*

