

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

Комп'ютерна інформаційних систем та програмно-інженерні  
(назва факультету)  
кафедра комп'ютерних систем та мереж  
(повна назва кафедри)

### ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи

МАГІСТРА  
(освітній ступінь)

на тему: Математичне та програмне забезпечення  
комп'ютерної системи діагностики функціонального  
стану лезень листоноса

Виконав: студент (ка) 5 курсу, групи СІІЗ-Є1  
спеціальності \_\_\_\_\_

123 Комп'ютерні інженерія  
(номер і назва спеціальності)

[Підпис] Горьовий Ю.А.  
(підпис) (прізвище та ім'я)

Керівник [Підпис] Хвостовий М.О.  
(підпис) (прізвище та ім'я)

Нормоконтроль [Підпис] Тим Є.В.  
(підпис) (прізвище та ім'я)

Рецензент [Підпис] Стремліцький М.О.  
(підпис) (прізвище та ім'я)

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет: Хоча Омчуна, інформаційні системи та програмне забезпечення  
Кафедра: Хоча Омчуна, системи та мережі  
(освітній ступінь) Магістр  
Напрямок підготовки \_\_\_\_\_  
Спеціальність: 123. Хоча Омчуна Інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри КС  
[Підпис] 05 2019 р.

**ЗАВДАННЯ  
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ**

Горобову Забу Дмитро Івановичу  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Математичне та програмне забезпечення хоча Омчуна системи діагностики функціонального стану легень людини

Керівник проекту (роботи) Хворобський Микола Олександрович  
(прізвище, ім'я, по батькові, повне ім'я)

Затверджені наказом по університету від « 28 » 08 2019 року № 4/7-736

2. Термін подання студентом проекту (роботи) 23.12.19

3. Вихідні дані до проекту (роботи) Об'єкт дослідження: процес розробки програмного забезпечення хоча Омчуна системи діагностики функціонального стану легень людини. Предмет дослідження: математичне та програмне забезпечення хоча Омчуна системи діагностики функціонального стану легень людини

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)  
Аналіз стану проблеми за напрямом наукового дослідження: Математичне та алгоритмічне забезпечення хоча Омчуна систем діагностики функціонального стану легень людини. Програмне забезпечення хоча Омчуна систем діагностики функціонального стану легень людини.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)  
1. Актуальність роботи. 2. Наукова новизна отриманих результатів. 3. Практичне значення отриманих результатів. 4. Висновки. 5. Структурна схема хоча Омчуна системи. 6. Математична модель стану діагностики. 7. Силовий метод діагностики системи. 8. Алгоритм розрахунку стану діагностики. 9. Діаграма. 10. Висновки.

6. Консультанти розділів проєкту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та поєма консультанта	Підпис, дата	
		завдання	задача
Вступний розділ	Харченко М.Б.	<i>[Signature]</i>	<i>[Signature]</i>
Варіант 1	Ступаківська І.І.	<i>[Signature]</i>	<i>[Signature]</i>
Варіант 2	Горобий І.І.	<i>[Signature]</i>	<i>[Signature]</i>
Варіант 3	Харченко М.Б.	<i>[Signature]</i>	<i>[Signature]</i>
Варіант 4	Харченко М.Б.	<i>[Signature]</i>	<i>[Signature]</i>

7. Дата видачі завдання 02.09.2019

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проєкту (роботи)	Термін виконання етапів проєкту (роботи)	Примітка
1	Отримання завдання	02.09.19	виконано
2	Вибір варіанту	03.09.19	виконано
3	Написання розділу один	05.09.19	виконано
4	Написання розділу два	26.09.19	виконано
5	Написання розділу три	24.10.19	виконано
6	Оформлення економічної ефективності	31.10.19	виконано
7	Оформлення техніко-економічних показників	11.11.19	виконано
8	Експертиза	18.11.19	виконано
9	Оформлення козубової записки	25.11.19	виконано
10	Оформлення графічної записки	02.12.19	виконано
11	Попередній захист	20.12.19	виконано
12	Захист	23.12.19	

Студент

*[Signature]*  
(підпис)

Горобий І.І.

(підпис та дата)

Керівник проєкту (роботи)

*[Signature]*  
(підпис)

Харченко М.Б.

(підпис та дата)

## АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Математичне та програмне забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини» // Дипломна робота // Горбовий Іван Анатолійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет комп'ютерно-інформаційних систем та програмної інженерії, група СІмз-61 // Тернопіль, 2019 // с. – 113, рис. – 28, табл. – 10, аркушів А1 – 11, додат. – 4, бібліогр. – 57.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА, ДІАГНОСТИКА ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЕГЕНЬ ЛЮДИНИ, МАТЕМАТИЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, MATLAB.

Дипломну роботу присвячено розроблені програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини на математичному забезпеченні з ядром моделі сигналів дихання у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та методу його аналізу.

На основі математичного забезпечення комп'ютерної системи розроблено його алгоритмічне забезпечення як основи розробки програмного забезпечення.

Використовуючи пакет MATLAB розроблено програмне забезпечення з інтерфейсом, яке забезпечує процес автоматизованого опрацювання сигналів дихання для розширення асортименту діагностичних ознак, які формує комп'ютерна система діагностики функціонального стану легень людини.

## ANNOTATION

The theme of the thesis: «Mathematical support and software of computer system for human lungs functional diagnostics» // Master thesis // Horbovyi Ivan // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Computer Information Systems and Software Engineering, group SImz-61 // Ternopil, 2019 // p. – 113, fig. – 28, tab. – 10, Sheets A1 – 11, Add – 4, Ref. – 57.

Keywords: COMPUTER SYSTEM, HUMAN LUNGS FUNCTIONAL DIAGNOSTICS, MATHEMATICAL SOFTWARE, ALGORITHMIC SOFTWARE, SOFTWARE, MATLAB.

The Master thesis is devoted to the development of software of the computer system for diagnostics of the functional state of human lungs on mathematical providing with the core of the model of respiratory signals in the form of a periodically correlated random process and a method of its analysis.

Based on the mathematical support of the computer system, its algorithmic software was developed as the basis for software development.

Using MATLAB, software has been developed with an interface that provides the process of automated processing of respiratory signals to expand the range of diagnostic features formed by a computer system for the diagnosis of human lung functional status.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ.....	12
1.1. Сигнали дихання людини.....	12
1.1.1. Моделювання процесу генерації і розповсюдження звуків дихання.....	12
1.1.2. Сигнал дихання та основні його параметри.....	14
1.2. Відомі комп'ютерні системи діагностики ідентифікації стану легень людини.....	18
1.2.1. Смартфонний стетоскоп Steth IO.....	18
1.2.2. Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200.....	20
1.2.3. Електронний стетоскоп AMD-3750.....	21
1.3. Математичне забезпечення відомих комп'ютерних системи діагностики функціонального стану легень людини.....	22
1.3.1. Відомі математичні моделі та методи аналізу сигналів дихання.....	22
1.3.1.1. Стаціонарний випадковий процес.....	22
1.3.1.2. Стаціонарна випадкова центрована функція та періодична функція.....	23
1.3.1.3. Адитивна суміш періодичної і шумової складових.....	25
1.4. Висновки до розділу 1.....	28
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНЕ ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЕГЕНЬ ЛЮДИНИ.....	29
2.1. Технічне забезпечення.....	29
2.2. Математичне забезпечення.....	31
2.2.1. Визначення параметрів моделі.....	31
2.2.2. Математична модель сигналів дихання.....	35
2.2.3. Математична модель сигналів дихання.....	36

2.2.4. Методи опрацювання сигналів дихання.....	39
2.3. Алгоритмічне забезпечення.....	45
2.3.1. Алгоритмічне забезпечення синфазного опрацювання.....	45
2.3.2. Алгоритмічне забезпечення програмного опрацювання сигналів дихання.....	49
2.3.3. Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи.....	51
2.4. Висновки до розділу 2.....	52
<b>РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЕГЕНЬ ЛЮДИНИ.....</b>	<b>54</b>
3.1. Програмна реалізація автоматизованого опрацювання сигналів дихання у складі комп'ютерної системи.....	54
3.2. Результати роботи програмного забезпечення.....	64
3.3. Висновки до розділу 3.....	71
<b>РОЗДІЛ 4. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....</b>	<b>72</b>
4.1. Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи.....	72
4.2. Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	72
4.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	78
4.4. Висновки до розділу 4.....	82
<b>РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....</b>	<b>83</b>
5.1. Охорона праці.....	83
5.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	85
5.3. Висновки до розділу 5.....	87
<b>РОЗДІЛ 6. ЕКОЛОГІЯ.....</b>	<b>78</b>
6.1. Формування бази статистичних даних в екології.....	88
6.2. Моніторинг довкілля та система спостережень за впливом на довкілля антропогенних факторів.....	92
6.3. Висновки до розділу 8.....	93
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>94</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>95</b>

Додаток А. Теза конференції «Математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи ідентифікації стану легень людини».....	101
Додаток Б. Теза конференції «Комп'ютерні системи генерування тестових сигналів кровоносних судин та сітківки ока людини».....	105
Додаток В. Текст програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини.....	108



## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика

СД – сигнал дихання;

ДС – діагностична система;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів

НДР – науково-дослідна робота;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

## ВСТУП

**Актуальність роботи.** Розроблення комп'ютерної системи для задачі ідентифікації стану легень людини є актуальною задачею. Система дає змогу отримувати діагностичні ознаки як індикатори стану легень людини шляхом реєстрації сигналів дихання та подальшого його аналізу засобами математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення.

Аналізом відомих комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини (Steth IO (США), 3M Littmann 3200 (США), AMD-3750 (США) та інші) встановлено, що вони є обмеженими щодо аналізу сигналів дихання із метою отримання додатково асортименту діагностичних ознак, кількість яких визначається можливостями математичного забезпечення.

Математичне забезпечення сучасних комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини побудовано на базі математичних моделей сигналів дихання та методів їх аналізу.

Серед відомих математичних моделей сигналів дихання виділено:

- детерміновані моделі: суміші періодичних функцій (Аль-Нажжар, Номан Каид, Вовк І.В., Wolf J.J.) – прості алгоритми щодо їх реалізації, проте не враховує стохастичної природи сигналу;

- стохастичні моделі: стаціонарний випадковий процес (Коренбаум В.І., Hurd Н.Л.) – не уможливають поєднання періодичності із випадковістю, що є властивим для реальних сигналів дихання.

На базі математичних моделей сигналів дихання в відомих комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини реалізовано методи кореляційного, спектрального, спектрально-кореляційного та морфологічного аналізу сигналів, які уможливають розроблення алгоритмічного та бази нього програмного забезпечення.

Програмне забезпечення відомих комп'ютерних систем, яке розроблено на базі математичного та алгоритмічного забезпечень, дає змогу отримати низку

діагностичних ознак функціонального стану легень людини, проте розширення їх асортименту для підвищення точності діагнозу є актуальною задачею.

Отже, розроблення математичного, алгоритмічного та програмного забезпечень комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини для розширення асортименту діагностичних ознак є актуальною науковою задачею.

**Мета і задачі дослідження.** Метою дослідження є розробка математичного та програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз забезпечення відомих комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини для обґрунтування напрямку наукового дослідження.

2. Розробити математичне забезпечення комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини на базі обґрунтування математичної моделі сигналів дихання та методів їх опрацювання для розв'язання задачі розширення асортименту діагностичних ознак.

3. Розробити алгоритмічне та програмне забезпечення комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини на базі математичного забезпечення для опрацювання експериментальних даних сигналів дихання.

4. Проаналізувати результати роботи забезпечень (математичного, алгоритмічного, програмного) комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини.

**Об'єктом дослідження** є процес розробки програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини.

**Предметом дослідження** є математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини.

**Методи дослідження:** методи цифрової обробки сигналів, енергетична теорія стохастичних лінійних сигналів, пакет прикладних програм MATLAB.

### **Наукова новизна одержаних результатів.**

Вперше на математичній моделі сигналів дихання у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та синфазного методу опрацювання розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини, що забезпечило процедуру розширення асортименту діагностичних ознак.

### **Практичне значення одержаних результатів.**

Розроблене програмне забезпечення може бути інтегроване у існуючі комп'ютерні системи діагностики функціонального стану легень людини.

### **Публікації.**

Викладені в роботі результати будуть доповідатися і обговорюватися на II Всеукраїнській науково-практичній конференції молодих вчених та студентів «Сучасні інформаційні системи та технології», (м.Херсон, 30 листопада, 2019 р.) та VII науково-технічній конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» (м.Тернопіль, 11-12 грудня, 2019 р.).

### **Структура роботи.**

Робота складається з пояснювальної записки та графічної частини. Пояснювальна записка складається із вступу, шести розділів, висновків, список використаних джерел та додатків. Обсяг роботи: пояснювальна записка – 115 аркушів формату А4, графічна частина - 10 аркушів формату А1.

## РОЗДІЛ 1

## АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ ЗА НАПРЯМОМ НАУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

## 1.1. Сигнали дихання людини

## 1.1.1. Моделювання процесу генерації і розповсюдження звуків дихання

Респіраторний тракт людини — надзвичайно складна фізіологічна система. Процес генерації звуку при диханні пов'язаний з роботою різних механізмів перетворення кінетичної енергії потоку в енергію звукових хвиль. Оцінка ролі різних механізмів важлива для глибшого розуміння причин зміни характеристик звуків, що реєструються при різних захворюваннях. Крім того, при реєстрації звуків на поверхні грудної клітки важливе значення має розуміння процесу розповсюдження акустичного сигналу в бронхіальному дереві і через паренхіму до поверхні грудної клітки. Для розробки методики вимірювань необхідно також вивчити акустичні властивості самої поверхні грудної клітки [5].

Спроба врахувати основні особливості процесу розповсюдження звуку в грудній клітці реалізована при побудові її акустичної моделі у вигляді багат шарової циліндрової структури (У. Т. Грінченко, І. У. Вовк, В. Н. Олійник), що відображає головну особливість структури грудної клітки, що полягає в сильно вираженій неоднорідності по акустичних властивостях різних ділянок. Наявні експериментальні дані дозволяють визначити значення фізичних параметрів окремих шарів і вирішити відповідну задачу про розповсюдження звуку. Проведений аналіз вирішення з метою визначення імпедансу поверхні грудної клітки. Знання цієї характеристики використане для формулювання вимог до геометричних і вагових характеристик акселерометрів, використовуваних для реєстрації звуків дихання.

Для визначення частотних характеристик акселерометрів важливі дані були отримані на основі розгляду простого модельного завдання про проходження звуку від внутрішньої до зовнішньої поверхні нескінченного полого кругового циліндра. Не дивлячись на очевидну спрощеність по відношенню до складної дійсної

структури каналу розповсюдження звуків дихання, така модель дозволила якісно відобразити фільтруючі властивості грудної клітки (І.В. Вовк) [14].

Імовірно, одним з джерел звуків дихання є ділянка гортані з голосовими зв'язками. Геометричні параметри цієї ділянки такі, що саме тут спостерігається різка зміна поперечного перетину каналу для проходження повітря, і тим самим створюються умови для турбулізації потоку. Зазвичай інтенсивність випромінювання звуку зв'язують із швидкістю потоку. При вивченні звуків дихання характерна швидкість визначається по вимірюваннях витрати повітря. Проведені вимірювання параметрів голосової щілини (З.Л. Дахнов, І.В. Вовк) показали, що площа поперечного перетину голосової щілини у пацієнтів істотно розрізняється. Вплив цих відмінностей також був предметом експериментальної перевірки.

Створені фізична модель і вимірювальна установка дозволили вивчити вплив різних чинників на генерацію звуків потоком, що моделює потік повітря в гортані (І.В. Вовк, О.І. Вовк). Було вивчено вплив площі голосової щілини, її форми і характеру закруглення меж отвору на інтенсивність звуків, що генеруються. В цілому інтегральний рівень звуків дихання пропорційний кінетичній енергії потоку. Проте із зменшенням швидкості потоку спостерігається швидше зниження рівня звуку у високочастотній області. Основна енергія звуків зосереджена на щодо низьких частотах. Зіставлення отриманих результатів з вимірюваннями характеристик звуків дихання на пацієнтах показує можливість використання розробленої моделі для вивчення деяких особливостей їх генерації.

Розуміння особливостей розповсюдження звуку в бронхіальному дереві необхідне для підвищення ефективності алгоритмів обробки даних про звуки дихання, що реєструються на поверхні грудної клітки. При розповсюдженні звуку в легень велику роль грає випромінювання через стінки дихальних шляхів різного рівня. У відділі була побудована математична модель, що враховує цей ефект. Розгляд загального завдання про розповсюдження звуку в рамках цієї моделі дозволяє врахувати ефект взаємодії між сусідніми елементами бронхіального дерева. Конкретні обчислення виконані в діапазоні частот від 20 до 2000 Гц. Основна проблема при тестуванні моделі полягає у відсутності достатньо повних

експериментальних даних про властивості тканин, які створюють бронхіальне дерево. Однією з відомих експериментальних характеристик дихальної системи є її вхідний імпеданс. Порівняння обчислених значень імпедансу з експериментальними підтверджує можливість використання моделі для визначення впливу в'язкопружних втрат в стінках повітряних шляхів і втрат на випромінювання (І.В. Вовк, О.І. Вовк, В. Р. Басовський) [9].

При моделюванні процесу розповсюдження звуку по тканинах грудної клітки важливе значення має побудову адекватної моделі механізмів поглинання енергії. У основу такої моделі для паренхіми покладено уявлення про неї як про суцільне середовище, що має певну мікроструктуру. На макрорівні процес розповсюдження звуку в середовищі близький до адіабатичного. Проте відмінності в теплофізичних властивостях компонентів обумовлюють істотне зростання загасання, в порівнянні з відповідними компонентами однорідними середовищами (У.Н. Олійник).

1.1.2. Сигнал дихання та основні його параметри. За означенням, система дихання є однією з життєво важливих фізіологічних систем внутрішньої сфери людини. Вона забезпечує взаємодію людини з зовнішнім середовищем та підтримує внутрішньосистемний і системно-середовищний статико-динамічний гомеостаз організму [24-26,39].

Встановлено, що система дихання – сукупність органів, що забезпечують постачання організму киснем, виведення вуглекислого газу і вивільнення енергії, яка необхідна для всіх форм життєдіяльності, будова якої зображена на рис. 1.1 [26]. Дихальна система людини включає в себе органи дихання, мале коло кровообігу, грудну клітку з дихальною мускулатурою, а також систему регуляції, що володіє варіабельністю контролю.

Функціонування системи дихання супроводжується акустичними звуками. Їх джерелом є: трахея, бронхи і легені.

Оскільки трахея (дихальне горло) - є безпосереднім продовженням гортані. Трахея починається на рівні нижнього краю VI шийного хребця і закінчується на рівні IV - V грудного, де трахея розділяється на два гладких бронхи. Довжина трахеї

9-12 см, поперечний діаметр 1.5 - 1.8 см. То бронхи відходять від трахеї майже під прямим кутом і прямують до легень. Бронхи діляться в легенях на часткові (бронхи другого порядку) та на сегментарні (бронхи третього порядку), які продовжують ділитися аж до альвеол, утворюючи бронхіальне дерево легень. Легені лежать в грудній порожнині по обидві сторони від серця і великих судин, які покриті сировозною оболонкою - плеврою. У анатомії легень особливо виділяють ділянку, через яку бронхи і легенева артерія входять в легеню, а дві легеневі вени виходять з нього. Плевра покриває легеню з усіх боків, утворюючи замкнутий плевральний мішок [30].

Ритмічні рухи грудної клітки здійснюють вентиляцію повітря в легенях і підтримують сталість його складу. Всі процеси, що відбуваються в легенях, називаються зовнішнім диханням.

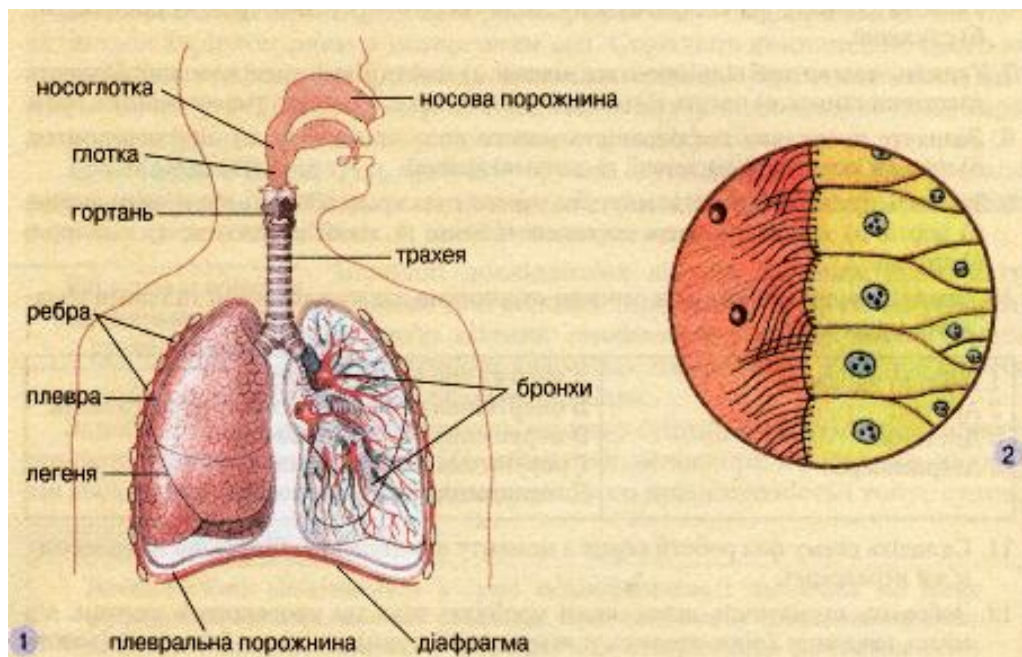


Рис. 1.1. Будова дихальної системи людини [30]

Звук дихання при зовнішньому диханні є в загальному випадку нестационарним процесом, для якого характерна наявність періодичної складової, що визначає параметри дихального циклу [1].



Дихальний цикл (ДЦ) визначається інтервалом часу між двома послідовними вдихами. Для нього характерна наявність декількох послідовних фаз. Вдих - перша фаза дихального циклу, яка характеризується позитивним потоком в дихальних шляхах, повітря поступає в легені, дихальний об'єм збільшується. Вдих закінчується при зменшенні позитивного потоку до нуля. Інспіраторна пауза - друга фаза дихального циклу, характеризується періодом нульового потоку між кінцем вдиху і початком видиху. Об'єм повітря в легенях під час інспіраторної паузи не міняється. Видих - третя фаза дихального циклу, характеризується негативним потоком в дихальних шляхах, при цьому повітря виходить з легень, дихальний об'єм зменшується. Кінець видиху характеризується припиненням негативного потоку. Дихальний об'єм, при цьому, в нормі повинен зменшитися до нуля. Період спокою - четверта фаза дихального циклу, що характеризується відсутністю потоку в дихальних шляхах між кінцем видиху і початком вдиху, наступного дихального циклу, тривалість цього періоду дуже важлива для визначення резервів збільшення частоти дихання або тривалості вдиху [20-26].

На рисунках 1.2 і 1.3 наведені форми зміни інтенсивності звуку дихання, на яких відмічено дві основні фази дихального циклу: вдих і видих.

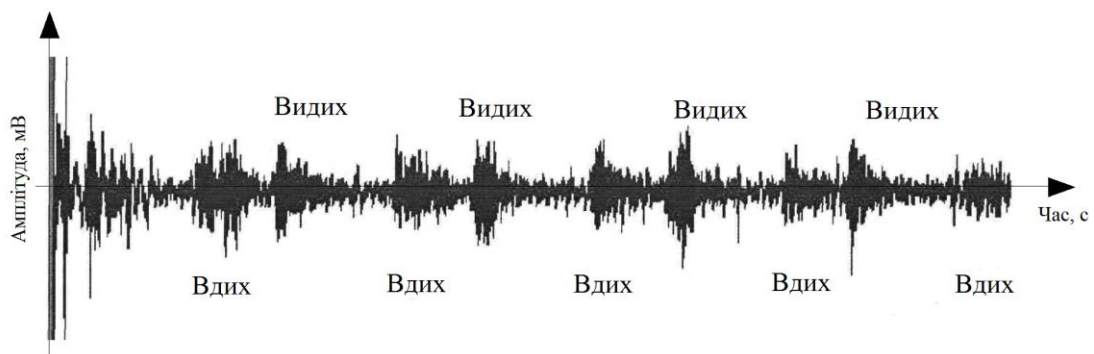


Рис. 1.2. Графік зміни інтенсивності звуків дихання за наявності патології [3]

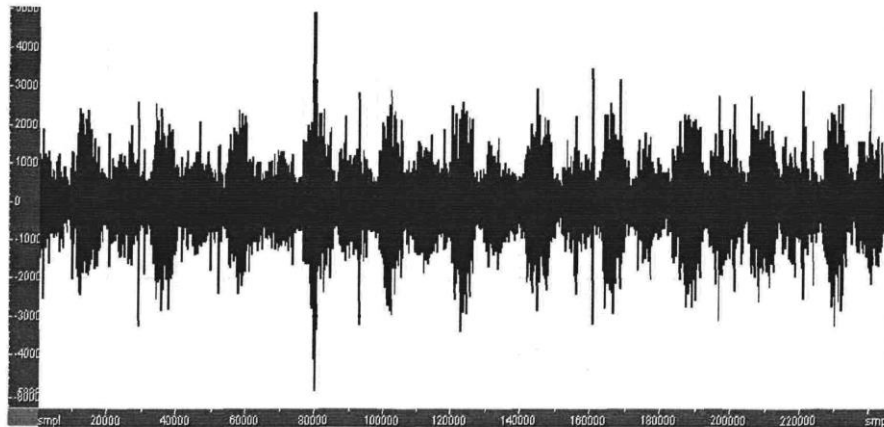


Рис. 1.3. Графік зміни інтенсивності звуків дихання здорової людини [3]

З результатів, які наведено у праці [1] виходить, що дихальний цикл має вигляд:

$$ДЦ = f(E_1, E_2, П_3, П_4), \quad (1.1)$$

де  $E_1$  - вдих,  $E_2$  - видих,  $П_3$  - інспіраторна пауза,  $П_4$  – пауза спокою (затримка).

Всі елементи (1.1) характеризуються, двома параметрами: тривалістю ( $T_i$ ) і інтенсивністю ( $ln_i$ ) акустичного сигналу на  $i$ -й ділянці, при чому  $ln_i = \varphi_i(t)$ ,  $i = \overline{1, \omega}$  детермінована функція.

Кожен із часових параметрів (тривалість вдиху, тривалість видиху, тривалість затримки) при реєстрації довільного дихання можна розглядати, як дискретні випадкові величини, а залежності вигляду  $ln_i = \varphi_i(t)$ - як часовий ряд, який відображає характер зміни випадкового процесу. На рис. 1.4 показано збільшений фрагмент інтервалу часу, який відповідає одному дихальному циклу.

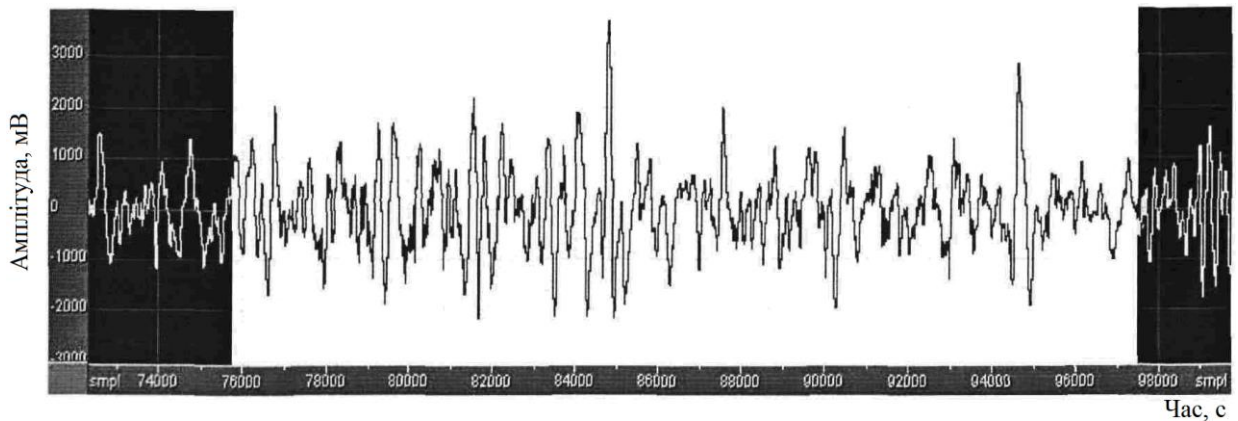


Рис. 1.4. Збільшений фрагмент ділянки графіка з рис. 1.3 (76000-97500 сек) [3]

Враховуючи складність звуків дихання, відсутність чітко виділеного основного тону, в теорії аускультативного акустичного сигналу з легеневої системи розглядають як сигнал дихання (СД) [52].

Характер сигналів дихання визначається видом джерела, станом тканин пацієнта, наявністю патологічних змін в органах дихання.

У праці [1] представлено джерело ЗД у вигляді трьох взаємопов'язаних блоків (J1 J2, J3), кожен з яких є самостійним джерелом акустичних сигналів (рис. 1.5).

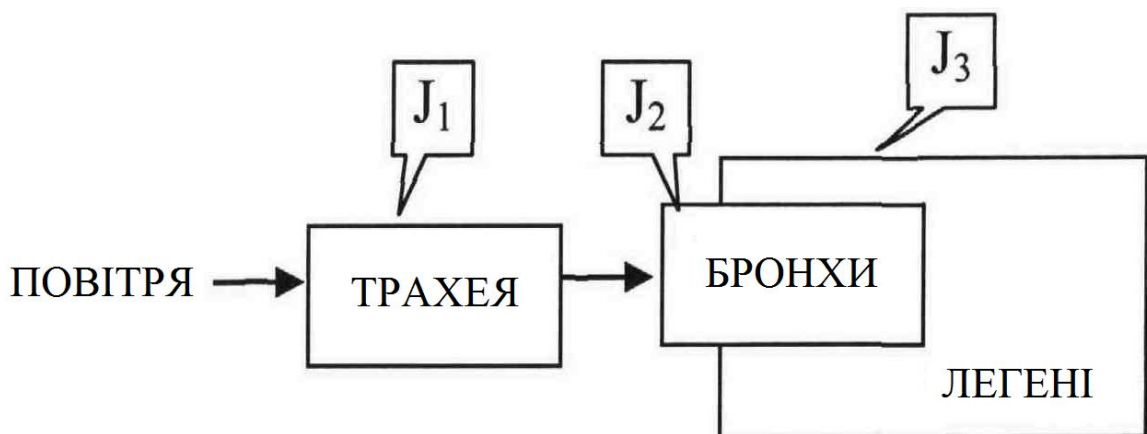


Рис.1.5. Структурна схема джерела звуків дихання [1]

Органи дихання людини, як джерело акустичних сигналів, мають ряд особливостей:

а) Джерело звуків дихання (ЗД) має певну структуру, в якій можна виділити окремі анатомічні органи.

б) Кожен включений у цю структуру орган має певний розмір і повинен розглядатися не як точковий, а як розподілений об'єкт.

в) Джерело ЗД знаходиться в деякому зовнішньому обмеженому просторі, тканини якого (тканини корпусу пацієнта) впливають на проходження акустичних хвиль, послаблюючи їх.

1.2. Відомі комп'ютерні системи діагностики ідентифікації стану легень людини

1.2.1. Смартфонний стетоскоп Steth IO. Американська компанія Steth IO (рис.1.6) оголосила про комерційну доступність першого в світі, на їхню думку, смартфонного стетоскопа, який в реальному часі дозволяє отримати візуалізацію звуків серця і легенів. Це дозволить лікарям бачити аускультативні звуки (сигнали дихання), які вони не можуть чути. Система дозволяє також записувати отримані результати і показувати їх для отримання другої думки інших лікарів.



Рис. 1.6. Смартфонний стетоскоп Steth IO

На відміну від традиційних або навіть сучасних цифрових стетоскопів, пристрій Steth IO інтегровано в "оболонку" смартфона. Він не потребує батареї або підключення до телефону по Bluetooth, і ним можна користуватися за допомогою тільки однієї руки, що істотно спрощує прослуховування. Звук слухати можна за допомогою стандартних навушників, включаючи бездротові.

Цей стетоскоп працює спільно з додатком для пристроїв на базі iOS, яке можна безкоштовно завантажити з App Store. У додатку може використовуватися алгоритм машинного навчання, який застосовується для аналізу спектру записаного звуку серця і допомоги лікаря при постановці діагнозу. Цією можливістю можна буде користуватися після її остаточного доопрацювання в кінці поточного року.

Пристрій має відповідний дозвіл FDA (U.S. Food and Drug Administration, Управління з санітарного нагляду за якістю харчових продуктів і медикаментів).

Вартість стетоскопа складає 199\$.

1.2.2. Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200. Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200 має простий інтерфейс і забезпечує виняткову якість звуку (рис.1.7).



Рис.1.7. Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200

Електронний стетоскоп Littmann 3200 – вбудований цифровий пристрій, який дозволяє записувати і зберігати звуки (сигнали) дихання, бездротова технологія

Bluetooth® забезпечує передачу інформації в комп'ютер для подальшого дослідження, програмне забезпечення для візуалізації звуків легень.

Особливості та переваги:

- Технологія зменшення небажаних фонових шумів дозволяє скоротити фонові шуми в цілому на 85%, не приглушаючи важливі звуки органів людини.
- Технологія зменшення небажаних фонових шумів краще на 13% в порівнянні з стетоскопами попередніх моделей

Клінічні дослідження показали, що за допомогою стетоскопа даної моделі легко вислуховувати ледь вловимі звуки, такі як шуми аортальної регургітації, шуми в легенях.

Навушники і трубка забезпечують чудову акустику і зручність у використанні. Вони блокують надходження сторонніх шумів.

Стетоскоп володіє функцією зниження фрикційних шумів завдяки діафрагмі з низьким коефіцієнтом тертя і оливі з металевою поверхнею.

Висока потужність звуку при аускультатії ледь вловимих звуків, а також у випадках, коли необхідно прослухати пацієнта із зайвою вагою або через одяг.

1.2.3. Електронний стетоскоп AMD-3750. Інтерактивний стетоскоп AMD-3750 (рис.1.8) - перший в своєму роді цифровий стетоскоп, який забезпечує віддаленого лікаря звуками в реальному часі і додатковими функціями для регулювання діапазону звукових частот і гучності звуку з віддаленого об'єкта.



Рис.1.8. Електронний стетоскоп AMD-3750

Цей цифровий стетоскоп USB використовується спільно з програмним забезпеченням AGNES Interactive Telemedicine для потокової передачі звуків серця / легких в реальному часі і усуває необхідність в апаратному забезпеченні стетоскопа на стороні прийому.

Особливості системи:

- цифровий стетоскоп з зручними регуляторами гучності і частотними фільтрами.
- пряме USB-підключення до ПК усуває проблеми сполучення, характерні для Bluetooth-пристроїв.
- програмні засоби управління (локальні і віддалені) для простого налаштування частотних діапазонів в залежності від режиму дзвони, діафрагми або розширеного діапазону.

1.3. Математичне забезпечення відомих комп'ютерних системи діагностики функціонального стану легень людини

1.3.1. Відомі математичні моделі та методи аналізу сигналів дихання. Програмне забезпечення в відомих комп'ютерних системах ідентифікації стану легень людини базується на методах аналізу досліджуваних сигналів дихання, які розроблені на базі математичних моделей.

1.3.1.1. Стаціонарний випадковий процес [1,4,17]. Запис звуків дихання, що представляє часовий ряд, який розглядають у працях [1,4,17]. Для опису основних властивостей випадкових процесів ( $X$ ) використовують чотири статистичні функції: середнє значення квадрата ( $X$ ), щільність розподілу, автокореляційну функцію і спектральну щільність. Методики оцінки цих характеристик залежать від виду випадкового процесу (стаціонарний, ергодичний, нестаціонарний, локально стаціонарний).

Звуки дихання, які реєструються при аускультатії, зазвичай розглядаються як окремі реалізації деякого випадкового процесу. У загальному випадку це нестационарний процес. Проте, враховуючи, що людина може управляти своїм диханням, можна висунути припущення про можливість отримання реалізацій, які на окремих ділянках можна з певним наближенням розглядати як стаціонарні. Відомо, що випадкова функція  $X(t)$  називається стаціонарною, якщо її характеристики не міняються при будь-якому аргументів, від яких вони залежать, по осі часу, тобто, математичне сподівання постійне [27,44]:

$$m_{\xi}(t) = const.$$

Від випадкової функції  $X(t)$  ми завжди можемо перейти до центрованої випадкової функції, для якої математичне сподівання тотожно дорівнює нулю ( $\overset{0}{\xi}(t)$ ):

$$\overset{0}{\xi}(t) = \xi(t) - m_{\xi}(t),$$

Друга умова стаціонарності:

$$D_{\xi}(t) = const, \quad (1.2)$$

Як показано в працях [27,44] ця умова впливає з умови:

$$r_{\xi}(t, t + \tau) = r_{\xi}(\tau) \quad (1.3)$$

Таким чином, в якості стаціонарного випадкового процесу є випадкова функція, кореляційна функція якої залежить тільки від  $\tau$ :

$$R_x(\tau) = R_x(-\tau).$$



1.3.1.2. Стаціонарна випадкова центрована функція та періодична функція [1,45,48]. Якщо СД  $X(t)$  розглядати як процес, що представляє суми гармонійних коливань різних частот, то тоді спектром сигналу буде функція, що описує розподіл амплітуд по різних частотах.

Якщо сигнал дихання  $X(t)$  розглядати як стаціонарний випадковий процес, то амплітуди коливань будуть випадковими величинами. Спектр СД як стаціонарної випадкової функції ( $\dot{X}(t)$ ) описуватиме розподіл дисперсії по різних частотах.

Центрована випадкова функція  $\dot{X}(t)$  може бути представлена у вигляді канонічного розкладу:

$$\dot{X}(t) = \sum_{k=0}^{\infty} (U_k \cos w_k t + V_k \sin w_k t),$$

де  $U_k, V_k$  некорельовані випадкові величини з математичним сподіванням рівним нулю, і дисперсіями, однаковими для кожної пари випадкових величин з одним і тим же індексом  $k$ :

$$D[U_k] = D[V_k] = D_k.$$

Дисперсії  $D_k$  при різних  $k$  визначаються формулами:

$$D_0 = \frac{1}{T} \int_0^T R_x(\tau) d\tau, D_k = \frac{2}{T} \int_0^T R_k(\tau) \cos w_k \tau d\tau, k \neq 0. \quad (1.4)$$

Вираз (1.4) визначає на інтервалі  $(0, T)$  канонічне розкладання функції  $\dot{X}(t)$ , координатними функціями якого є функції  $\cos w_k t$  та  $\sin w_k t$  при різних  $w_k$ . Дисперсія функції  $\dot{X}(t)$ , заданої спектральним розкладом (1.4), буде визначатися, як:

$$D_x = D[\dot{X}(t)] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum_{k=0}^{\infty} (\cos^2 w_k t + \sin^2 w_k t) D_k = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum_{k=0}^{\infty} D_k, \quad (1.5)$$

На підставі (1.5) можна отримати графік, який називають спектром стаціонарної випадкової центрованої функції, хоча точніше це спектр дисперсій. Сума всіх ординат, побудованого таким чином спектру, дорівнює сумі дисперсії випадкової функції. Отриманим графіком є так званий лінійчатий спектр, і отримується розкладом випадкової функції на кінцевому інтервалі часу. Якщо  $T \Rightarrow \infty$  і замість  $D_k$  використовувати середню густину дисперсії:

$$S_x = (w_k) = \frac{D_k}{\Delta w}, \Delta w = \frac{2\pi}{T}, \quad (1.6)$$

то отримаємо ступінчасту діаграму, яку при  $\Delta w \rightarrow 0$  можна замінити відповідним безперервним графіком. Знайдена залежність відбиває зміну спектральної щільності дисперсії (або спектральної щільності стаціонарної випадкової функції  $\dot{X}$ ) [1,49].

1.3.1.3. Адитивна суміш періодичної і шумової складових. Побудова систем автоматичного аналізу виявлення та розпізнавання різних типів сигналів дихання є актуальною науково-технічною задачею, яка має важливе значення для медицини [1,47]. Труднощі створення таких систем обмовленні відсутністю достатньо чітких критеріїв кількісної оцінки сигналів дихання, так як їх медичний опис до цих пір базується, головним чином, на традиційних вербальних (тобто словесних) моделях, в котрих початково закладена значна доля суб'єктивізму. Проблема ускладнюється і тим, що характер спектра дихальних шляхів може змінюватися не тільки на протязі одного дихального циклу, але й на значно менших часових інтервалах.

Однією із важливих задач, яку необхідно вирішити будь-яка система аускультативної діагностики є автоматичне виявлення і спектральних аналіз різних типів сигналів дихання, в частковості сухих храпів. Окрім того, необхідно, щоб такі

системи мали змогу розпізнавати типи сухих храпів, тобто встановлювати відповідність між їх спектральними характеристиками і традиційними вербальними моделями, прийнятими в медицині.

Відомо з праць [24], що сухі храпи в основному є періодичними сигналами з ярко вираженим музичним тембром. Вони можуть мати як квазігармонічний характер, так і складатися з більш складних повторюючих структур. Таким, чином, частотній області сухі храпи характеризуються піками в спектрі потужності сигналу дихання (рис. 1.9).

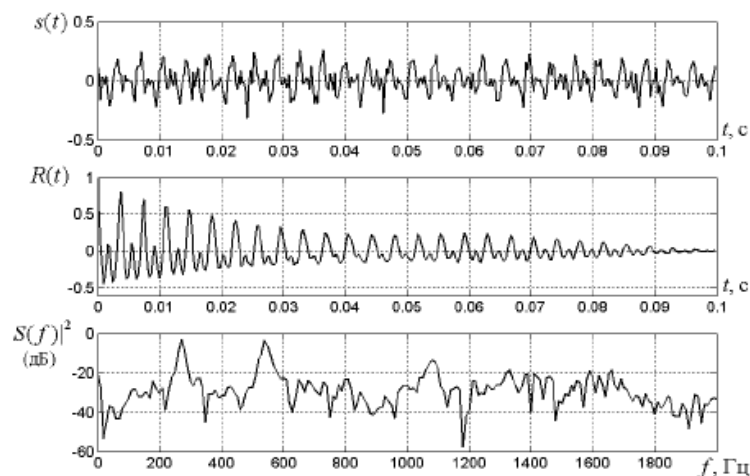


Рис. 1.9. Часовий запис  $s(t)$ , автокореляційна функція  $R(t)$  і спектр потужності  $|S(f)|^2$  фрагменту сигналу дихання типу трихлінійного хрипу тривалістю 100 мс [20].

Аналіз відомих алгоритмів виявлення періодичних структур в дихальних шумах показує, що практично всі вони основані на аналізі спектру потужності. В той же час, із теорії цифрової обробки мовних сигналів відомо, що найбільш надійним засобом аналізу періодичності часового сигналу (фонограми)  $s(t)$  є його автокореляційна функція, яка представляє собою зворотне перетворення Фур'є від спектру потужності  $|S(f)|^2$ :

$$R(t) = \overline{\Phi} \{ |S(f)|^2 \} = \overline{F} \{ F \{ s(t) \} \}^2, \quad (1.7)$$

де  $\Phi$  і  $\bar{\Phi}$  - символи прямого і зворотного перетворення Фур'є відповідно. На рис. 1. зображенні графіки часової залежності (фонограми) трахейного хрипу, його автокореляційної функції  $R(t)$  і спектра потужності  $|S(f)|^2$ . Як видно із рисунку, автокореляційна функція містить пік в точці  $t_0 = 0.00375$  с, який відповідає присутній в сигналі гармоніки з частотою  $f_0 = 1/t_0 = 267$  Гц. Наявність піка на графіку автокореляційної функції дискретного сигналу  $s(n)$  очевидним чином слідує із її альтернативного визначення:

$$R(t) = \sum_{k=0}^{T-t-1} s(k)s(k+t), \quad (1.8)$$

де  $T$  - довжина інтервалу, на якому аналізується дискретний сигнал. Тут і даліше використовується традиційне позначення  $s(n)$  замість  $s(n/f_s)$ , де  $f_s$  - частота дискретизації сигналу.

В якості математичної моделі сигналу СД, при його автокореляційному аналізі, використано адитивну модель суми періодичної  $s_1(t)$  і шумової  $s_2(t)$  [1,4]:

$$\xi(t) = s_1(t) + s_2(t). \quad (1.9)$$

Автокореляційні функції сигналу СД, його періодичної і шумової компонент позначено відповідно як  $R(t)$ ,  $R_1(t)$  і  $R_2(t)$ .

Використовуючи некорельованість періодичної і шумової компонент сигналу (рівносильну адитивності відповідних автокореляційних функцій), перетворимо вираз для пікового значення нормованою кореляційною функцією:

$$\begin{aligned} \frac{R(t=t_0)}{R(t=0)} &= \frac{R_1(t=t_0) + R_2(t=t_0)}{R_1(t=0) + R_2(t=0)} = \frac{R_1(t=t_0)}{R_1(t=0) + R_2(t=0)} = \\ &= \frac{R_1(t=t_0)/R_1(t=0)}{1 + R_2(t=0)/R_1(t=0)} = \frac{1 - t_0/T}{1 + 1/\delta} \end{aligned} \quad (1.10)$$

В виразі (1.10) величина  $R_1(t=t_0)/R_2(t=t_0)=1-t_0/T$  характеризують кількість періодів, які поміщаються на часовому інтервалі довжиною  $T$ , а параметр  $\delta$  визначають шукане відношення потужностей періодичної і шумової компонент:

$$\delta = \frac{R_1(t=0)}{R_2(t=0)} \quad (1.11)$$

Очевидно, що найбільш логічним критерієм переваги в сигналі періодичної компоненти є виконання нерівності:

$$\delta > \delta_{\text{ПОР}}$$

де  $\delta_{\text{ПОР}}$  - порогове значення відношення потужностей періодичності компонент сигналу. З врахуванням виразу (1.10) критерій (1.12) подано у вигляді:

$$\frac{R(t=t_0)}{R(t=0)} > \frac{\delta_{\text{ПОР}}}{1 + \delta_{\text{ПОР}}} \left(1 - \frac{t_0}{T}\right) \quad (1.12)$$

Вираз (1.12), який зв'язує параметри змінного порогу з граничним відношенням потужностей періодичної і шумової компонент сигналу.

#### 1.4. Висновки до розділу 1

Проведено порівняльний аналіз відомих комп'ютерних систем діагностики стану легень людини, зокрема їх діагностичні можливості, математичне забезпечення, а саме їх математичні моделі сигналів дихання та методів їх аналізу, як ядра алгоритмічного та програмного забезпечення.

В результаті аналізу обґрунтовано необхідність розроблення нового математичного забезпечення, і, відповідно, алгоритмічного та програмного, для комп'ютерних систем системи ідентифікації стану легень людини.

Враховуючи механізм породження сигналів дихання і той факт, що для відомих задач розпізнавання функціонального стану легень людини за сигналами дихання необхідні дані є у фазово-часовій структурі сигналу, тому доцільно проаналізувати його характеристики, і на базі чого обґрунтувати вибір адекватної математичної моделі як ядра комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини.

## РОЗДІЛ 2

## МАТЕМАТИЧНЕ ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЕГЕНЬ ЛЮДИНИ

## 2.1. Технічне забезпечення

Загальна структурна схему системи реєстрації дихальних шумів складається із шести функціональних блоків таких як давач, підсилювач, АЦП, мікроконтролер, персональний комп'ютер та блок візуалізації зображено на рис.2.1

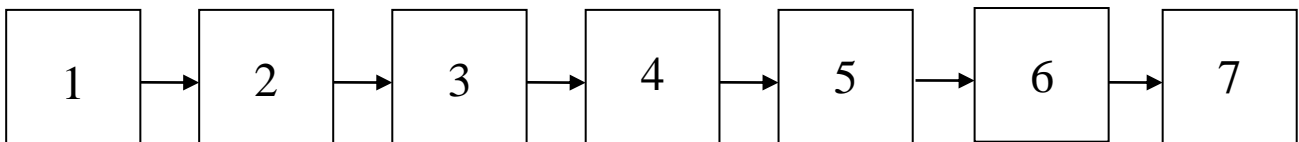


Рис. 2.1. Загальна структурна схема реєстрації дихальних шумів:

(1-біооб'єкт, 2 – давач (мікрофон), 3 – підсилювач, 4– АЦП, 5- мікроконтролер, 6 – персональний комп'ютер, 7 – монітор)

Розглядаючи структуру системи зі складнішої сторони помічено, що давач складається із блоку приймання дихання біооб'єкту і перетворювача акустичного сигналу в електричну форму, аналогово-цифрового перетворювача (блок дискретизації по часу та квантування (дискретизація по рівню сигналу)).

В якості давача використано мікрофон типу МІС-01С із характеристиками: опір 2,2 кОм, частотний діапазон 100-10000 Гц, чутливість 62 мВ/Па.

При модульному принципі побудови всі мікроконтролери одного сімейства містять процесорне ядро, однакове для всіх мікроконтролерів даного сімейства, і змінний функціональний блок, який відрізняє мікроконтролера від різних моделей.

Розширену структуру із розширеною структурою МК наведено на рис. 2.2. Мікроконтролер включає в своїй структурі наступні функціональні блоки:

- процесор центральний;
- внутрішня магістраль контрольована;
- схема синхронізації МК;
- схему керування МК (підтримку пониженого енергоспоживання, початок запуску (скидання) та інші).

Функціональний блок мікроконтролера складається з модулі пам'яті різного типу та об'єму, порти вводу/виводу, модулі генераторів тактових, таймери. Модуль опрацювання переривань входить до складу процесорного ядра. До складу вимірюючого функціонального блока МК входять додаткові модулі у вигляді компараторів напруги, АЦП та інші.

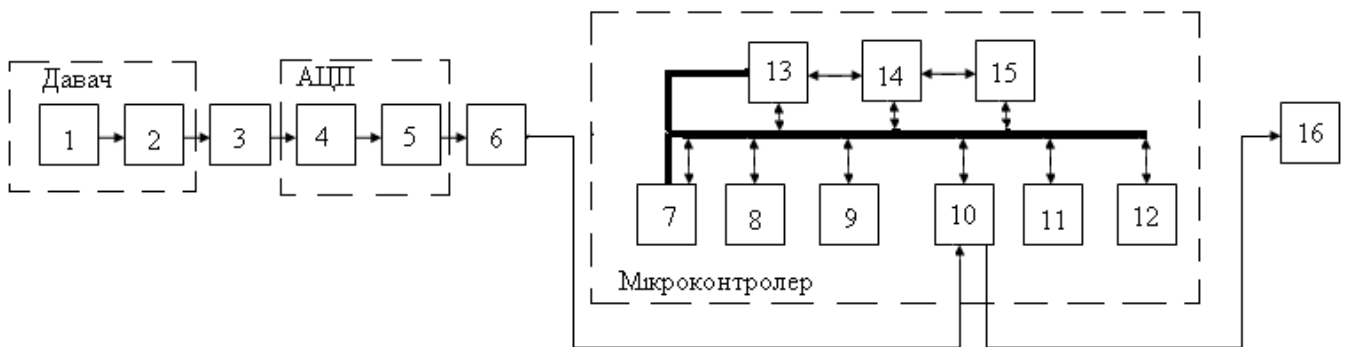


Рис. 2.2. Розширена структурна схема реєстрації дихальних шумів:

(1 – приймач дихання, 2- перетворювач акустичного сигналу в електричну форму, 3 – підсилювач, 4 – блок дискретизації по часу, 5 – блок дискретизації по рівню, 6 – формувач необхідного рівня сигналу, 7 – тактовий генератор, 8 – постійно запам'ятовуючий пристрій, 9 – оперативна пам'ять, 10 – порти вводу/виводу, 11 – таймер, 12 – додаткові модулі, 13 – схема синхронізації, 14 – центральний процесор, схема керування, 15 – блок візуалізації.

Основною складовою ПК є програмне забезпечення, яка виконує одну важливу задачу, як автоматичне опрацювання сигналів дихання на базі його математичної моделі. Тому в наступних розділі розглянуто питання обґрунтування матзабезпечення, а саме моделі СД, яке будуть основою для реалізації методів автоматичного опрацювання.



## 2.2. Математичне забезпечення

2.2.1. Визначення параметрів моделі. Параметри моделі визначає визначають параметри досліджуваній сигнал, а саме СД, який зображено на рис.2.3.

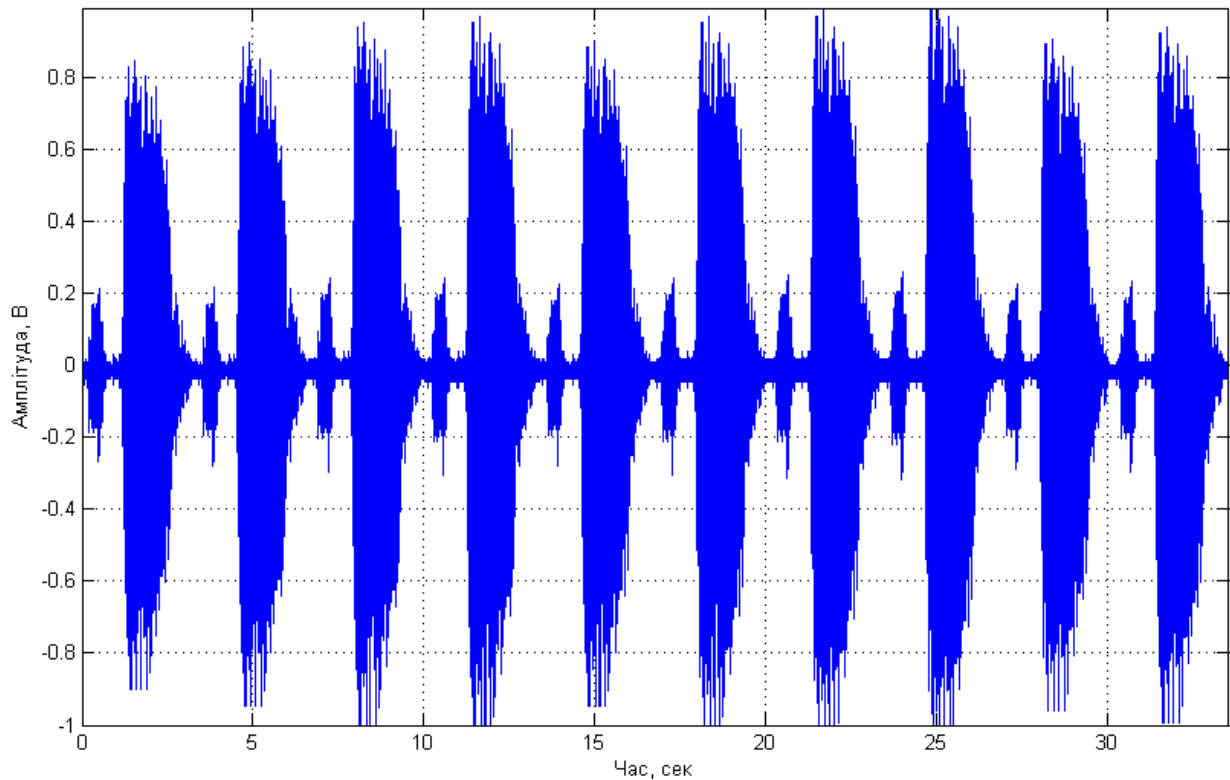


Рис. 2.3. Реалізація СД в нормі

Основними ймовірнісними параметри СД як процесу випадкового є матсподівання, автокореляційна функція (АКФ) та дисперсія, тому їх і проаналізовано для визначення параметрів моделі СД.

Ймовірнісні параметри забезпечують пошук належності СД класу процесів випадкових, а саме до стаціонарного чи нестаціонарного. Якщо параметри ймовірнісні є сталими то будемо трактувати належність СД до процесу стаціонарного, а в протилежному - до нестаціонарного.

В подальшому наведено результат опрацювання СД з метою отримання його ймовірнісних параметрів.

На рис. 2.4. проілюстровано реалізацію оцінки дисперсії методами з теорії випадкових стаціонарних процесів.

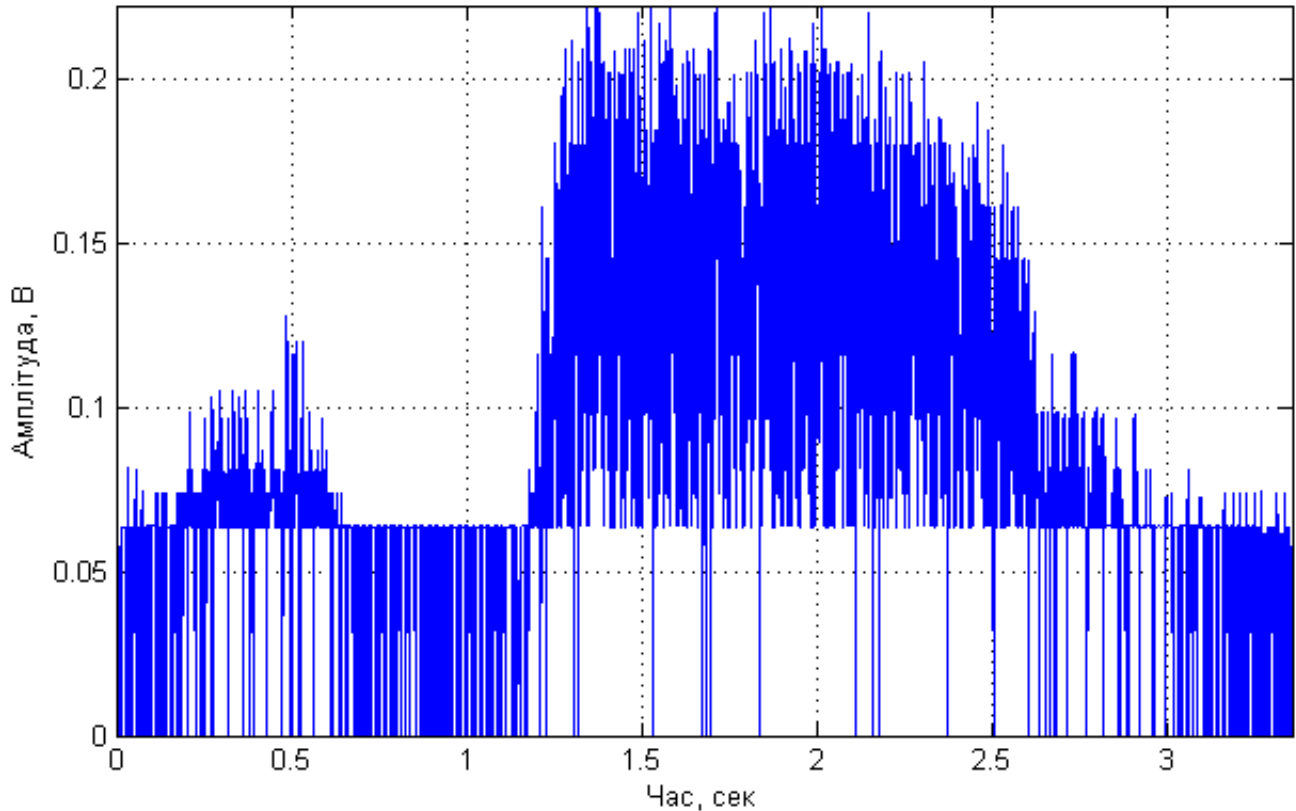


Рис. 2.4. Дисперсія СД в нормі

Оскільки дисперсія, яку проілюстровано на рис.2.4, яка є параметром від центрального параметру матсподівання, тому за такою варіативністю дисперсії висунуто гіпотезу про те, що СД є процесом нестационарним.

На рис. 2.5 проілюстровано оцінку АФ СД, яка описує міру ідентичності сигналу в часі, а також відображає зміну потужності СД в часі у вигляді розподілу щільності його. За значеннями АФ встановлено, що її значення через періоду сигналу дихання повторюється в часі з приблизним кроком 4 секунди, тобто частотою дихання людини, яка задається наперед методикою проведення експерименту, а виділенні варіації значень функції вказують вже певні патологічні ознаки у стані легеневої системи.

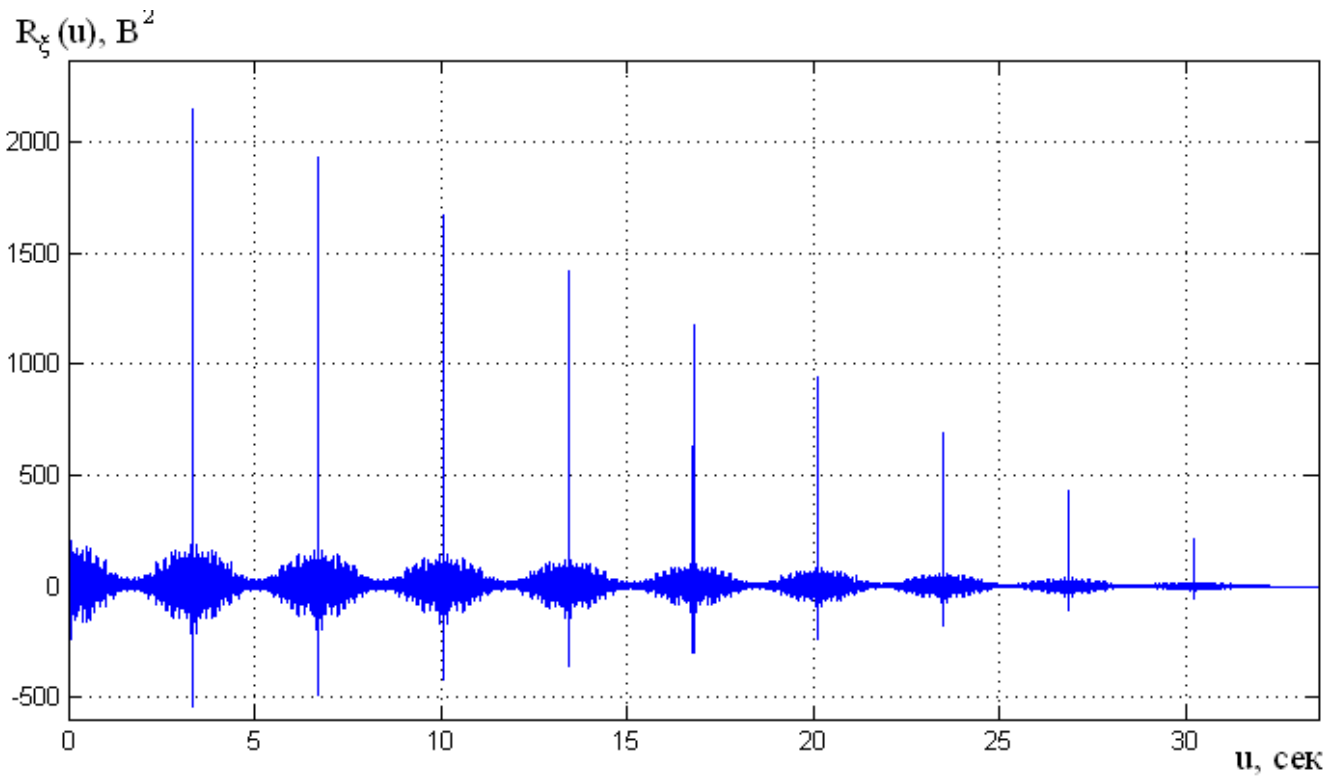


Рис. 2.4. Оцінка автокореляції зареєстрованого СД в нормі

Для більш детального візуального аналізу АФ виділено вибірки (фрагменти) в збільшеному масштабі часу (рис. 2.5-2.6).

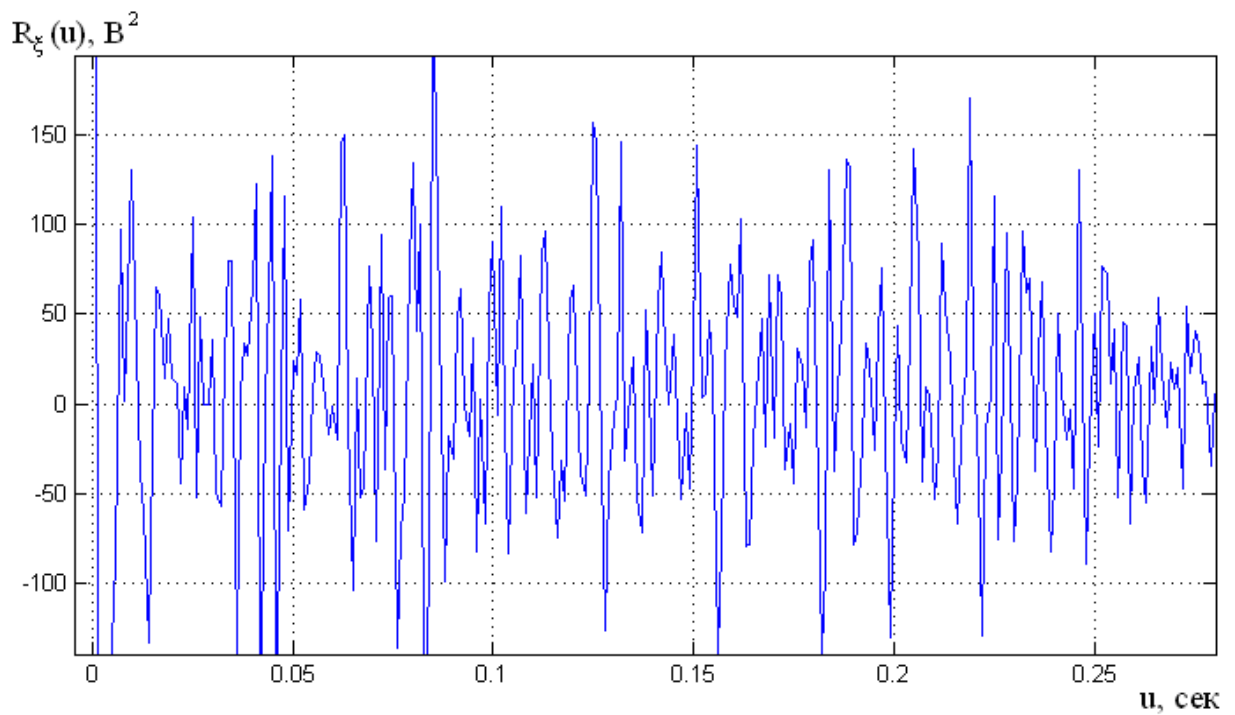


Рис. 2.5. Вибірка із АФ СД ( $u=0$  -0,3 сек.)

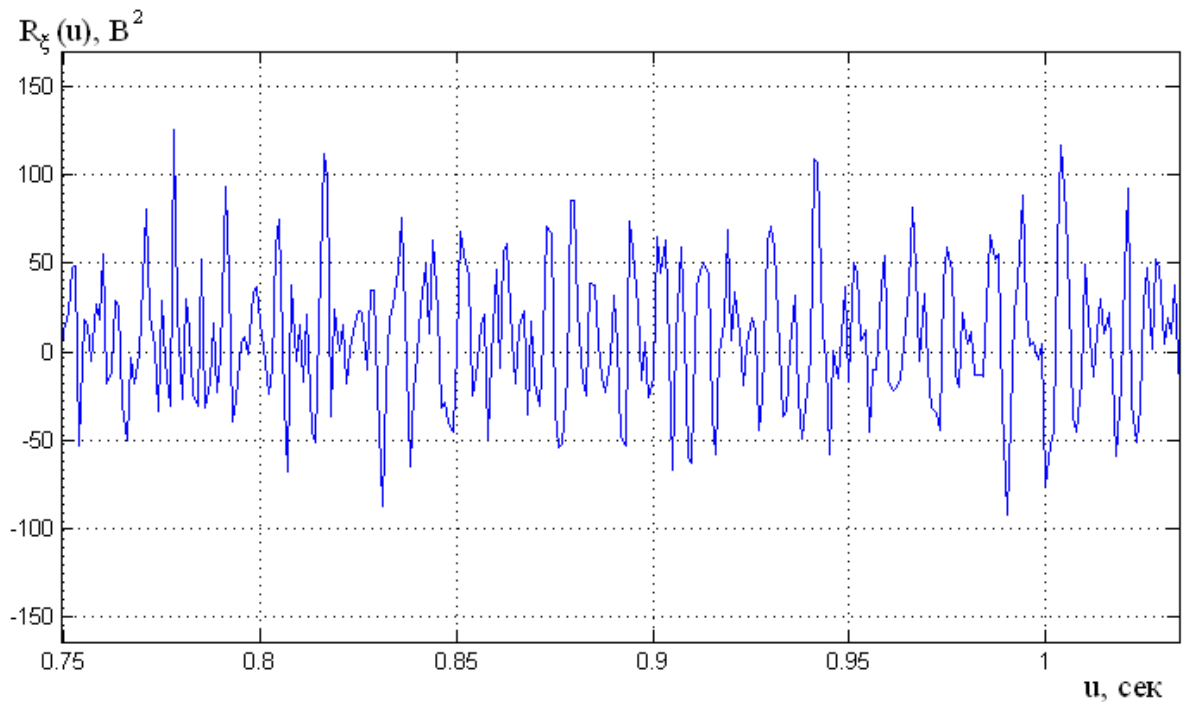


Рис. 2.6. Вибірка із АФ СД ( $u=0,75-1,05$  сек.)

На рис. 2.5-2.6 спостерігається періодизація та випадковість значень ФА СД, що чітко вказує параметри моделі СД як періодозованої та випадкової.

За результатами опрацювання СД встановлено за його параметрами, що матмодель є процесом стохастичним через впливання на людину багатьох чинників різної природи їх походження як в середині так і ззовні її. В такій ситуації передбачити параметри матмоделі СД в визначений час не є можливим.

Висунуто припущення про можливість відхилення детермінованих концепцій, щодо опису матмоделі СД, і тим самим обґрунтовано застосовність щодо аргументального використання підходу стохастичного при створенні структури моделі.

Серед моделей існуючих стохастичних СД перед усім необхідно вибрати таку, яка би сумісно із стохастичністю забезпечила відображення у собі параметрів періодичності за результатами, які проілюстровано на рис.2.4-2.6.

Враховуючи попереднє опрацювання та визначені параметри СД структуровано у певній послідовності факти щодо параметрів матмоделі СД, які будуть важливим елементом, що вплине на результати автоматичного

комп'ютерного опрацювання. Перелік вимог сформульованих до матемоделі СД є наступними:

- забезпечувати стохастичність параметрів;
- забезпечувати періодичності числових значень;
- забезпечувати дві вище вимого одночасно в прямій їх залежності.

2.2.2. Математична модель сигналів дихання. Із повним затвердженням детермінованої теорії у сучасній науці та при формуванні в галузі експериментального дослідження сигналів різної природи, почався стрімкий розвиток процесів випадкових як фундаментів моделювання різних сигналів та проектування інформаційних технічних систем.

СД при такому розвитку теорії та систем трактується як процес фізичний, що забезпечує передачу в часовому просторі відомостей про явища, які підлягають дослідженню.

Отримання цих відомостей отримується через відповідне опрацювання СД шляхом визначення (вимірювання) його характеристик, що є прийняті спонтанно.

Обґрунтування способу отримання і перетворення відомостей СД та оцінювання якості їх не можливе без матапарату, а саме матмоделі, яка забезпечує відображення конструкції СД в матформі з позиції задач дослідження стану легень.

Необхідність теорії сигналів дають поштовх до пошуку теорії процесів випадкових для того щоб розробити конструкцію моделі для дослідження.

Різноманітність явищ статистики та задач прикладного характеру висувають різні вимоги до адекватності матмоделей явищ і моделей СД, які переносять інформацію про структуру чи принципи функціонування. З іншої сторони розвиток статистики та її теорії спрямований на конкретизацію деталей моделі, що забезпечує відображення певних механізмів походження явищ, а з іншої – узагальнення у вигляді аналізу законів зміни явища, які забезпечують притягнення до розв'язку задачі потужних методів теорії випадковості та функційного аналізу з мінімальною кількості інформації та наперед відомих відомостей про досліджувані СД, що відображають їх часову структуру.

Математичний підхід генерує базу для аналізу широкого класу фізичних подій. Вирішальним етапом при аналізі є вибір матмоделі, яка забезпечує адаптувати конкретний матапарат опрацювання СД.

Найбільшого поширення та застосування теорія сигналів з моделю стаціонарного виду, що обґрунтовується традицією її положень, наявністю розроблених процедур та методів кореляційно-спектрального опрацювання. Теорія дає змогу розв'язати низку проблем опрацювання СД, що підтверджено етапами та результатами формування теорії сигналів стохастичних.

Наслідкуванням  $\hbar$ -стаціонарності є наближення стаціонарне до процесів випадкових з енергетичними властивостями, які дають змогу їх спектрального опрацювання, а саме оцінювання енергетичного розподілу СД по гармоніках, які формують сигнал.

Для визначення типу подібності спектральних складових СД вживають способи: використовують потужніші ніж у випадку стаціонарних процесів – компонентне та синфазне опрацювання СД як модель ПКВП, з урахування вище сформульованих структурних одиниць сигналу.

2.2.3. Математична модель сигналів дихання. Оскільки енергія та потужність СД за способом реєстрації є скінченою в часі та при одному вдосі/видосі, тому СД віднесено до  $\pi^T$  так званого класу [19].

За таких припущень моделлю СД буде як найменше процес нестаціонарний випадковий зі скінченими енергетичними параметрами, зокрема потужністю середньою. Теорія сигналів стохастичних зі сторони енергетики СД забезпечує обчислення параметрів сигналу стаціонарного типу класу енергетичного  $\pi$  у вигляді оцінок процесу стаціонарного, що є рівносильними класу енергетичного  $\pi$  з гармоніками некорельованими [19].

Теорія енергетична сигналів стохастичних забезпечує відображення СД як енергетичного сигналу, якому є притаманні параметри скінченності потужності

середньої із визначеним типом корельованості значень сигналу в області часу у вигляді компонент та відліків стаціонарного типу [19].

З позиції ЕТСС адекватною моделлю СД найбільш ймовірніше буде матмодель у вигляді ПКВП класу енергетичної характеристики як потужності. Така матмодель конструктивно поєднує невизначеність (випадковість) значень з повторністю (циклічність дихання) як періодичністю статистичних характеристик сигналу. На підставі попередньо проведеного теоретичного визначення конструкції моделі СД є можливість обґрунтувати алгоритм опрацювання СД [19].

ПКВП СД поданий як коливання випадкового характеру з періодично-змінними статистичними характеристиками (функція кореляції та матсподівання) [19], які відповідають вимогам при періоду СД відмінному від нуля:

$$m_{\xi}(t+T) = m_{\xi}(t), r_{\xi}(t+T, s+T) = r_{\xi}(t, s), \forall t, s \in R, \quad (2.1)$$

де  $m_{\xi}(t)$  - матсподівання СД, яке через період  $m_{\xi}(t+T)$  є рівним,

$$r_{\xi}(t+T, s+T) = r_{\xi}(t, s), \forall t, s \in R, \quad (2.2)$$

де  $r_{\xi}(t, s)$  - функція параметричної кореляції СД.

ПКВП забезпечує вивчення вигляду спектру СД, їх зміни складових гармонічних в енергетичному контексті цього вивчення потужності, яка узагальнена у працях Вінера та Хінчина. Згідно ЕТСС СД як ПКВП зображають через спектральні компоненти. Стає зрозумілим, що періодичність характеристик (2.1-2.2) СД призводить факту того, що усереднення сигналу на осі часу відтворює усереднення на інтервалі, який рівний періоду сигналу  $T$ , що є ідентичним усереднення на часовій тривалості  $[0, T)$ . Відповідно з теорії Драган Я.П. [19] середні величини характеристик (2.1-2.2) ПКВП як моделі СД мають вигляд:

$$m = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) dt, \quad (2.3)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} \frac{1}{T} \int_0^T r(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) dt, \quad (2.4)$$

де  $T$  - період СД, який поданий через модель ПКВП.

Статистики (2.3-2.4) мають спектральні розклади, тобто розклад на гармоніки:

$$m(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.5)$$

$$b(t, u) = \sum_{l \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.6)$$

де  $\Lambda \stackrel{\Delta}{=} \frac{2\pi}{T}$  - базова частота розкладу.

Коли СД з характеристиками періодичними, то його середні оцінки є інваріантними (незмінними):

$$M_t \{f(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt, \quad (2.7)$$

тоді його енергетична характеристика за період є скінченною:

$$P^T_{\xi} = \frac{1}{T} \int_0^T E \left| \xi(t) \right|^2 dt = \frac{1}{T} \int_0^T r(t, t) dt < \infty, \quad (2.8)$$

В такому випадку СД віднесено до класу  $\pi^T$ , який тотожний класу  $\pi$  [19].

Кореляційні компоненти як показники корельованості гармонічних складових різних періодів мають вигляд:

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



СД трактований як ПКВП належить до класу енергетичних процесів скінченного типу  $\pi^T$  коли він має вигляд:

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \xi_k(t) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.10)$$

де  $\xi_k(t)$  - стаціонарні компоненти СД трактованого як ПКВП;

$Z$  - множина додатніх чисел;

$\Lambda$  - частота СД,  $\Lambda = 2\pi/T$ .

Матмодель СД (вираз 2.10) дає підстави реалізації ефективних методів опрацювання СД синфазним, фільтровим та компонентним) для формування статистики сигналу, які є показниками стану дихальної системи.

2.2.4. Методи опрацювання сигналів дихання. Далі по тексту будуть поширено відомі методи опрацювання сигналів як ПКВП з праці Драгана Я.П. [19] на опрацювання СД того ж класу моделі

Методи опрацювання статистичних характеристик будуть побудовані на основі параметрів співфазних значень СД, які представлено через алгоритмічні операції усереднення по усіх множинах. Такі операції уможливають за одним сигналом дихання як ергодичного оцінити його фазові та часові параметри через зміну значень кореляції центрованого СД в часовому просторі. Відліки СД, які стаціонарними через період  $\epsilon$  стаціонарно пов'язаними з притаманними властивостями ергодичної пов'язаності. Оскільки подання СД через стацкомпоненти є чітко визначеним, що забезпечує визначеність випадковості через компоненти, ергодичність сигналу доцільно трактувати як ергодичність пов'язаності стацкомпонет.

На підставі властивостей СД як ПКВП виділяють два методи оцінки його статистичних характеристик - синфазний (когерентний) та компонентний. При синфазному методі відліки числових значень СД взятих через інтервал періоду при

різній фазі початку коливання  $t_0 \in [0, T)$  формують ергодичну стаціонарну послідовність випадкового характеру  $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$ , (позначено через  $\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$ ). Метод синфазного опрацювання формулюється як факт перенесення методу накопичення, який є відомим у радіотехніці та фізиці, на опрацювання СД як адитивної моделі.

Значення відліків СД через період часу  $\xi(t_0 + kT), k \in Z$  мають статистику 2-го порядку.

З урахуванням ергодичності СД  $\xi$  його характеристиками мають наступний вигляд через матсподівання  $m_\xi(t_0)$  та кореляцію  $b_\xi(t_0, u)$  його центрованих значень з початковою нульовою фазою коливання (вирази з праць Драгана Я.П. [19], але поширено на опрацювання СД):

$$m_\xi(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (2.11)$$

$$b_\xi(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=-N}^N \xi(t_0 + u + kT) \xi^0(t_0 + kT). \quad (2.12)$$

Згідно компонентного методу припускаються характеристики СД (2.11-2.12) як періодичні функції піддаються спектральній обробці через Фур'є розкладання на складові:

$$m(t) = \sum_{k \in Z} m_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.13)$$

$$b(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right). \quad (2.14)$$

Коефіцієнти розкладу СД  $m_k$  та  $B_k$  у виразах (3.3-3.4) є характеристиками компонент, які обчислюють згідно виразів як представлено у працях Драгана Я.П.:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.15)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}(t, u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.16)$$

Обчислення значень компонент (2.15-2.16) здійснюється на різних часових інтервалах  $T: [(j-1)T + t_0, jT + t_0]$ . В праці [19] враховують можливі флуктуації компонент та їх значення усереднюють, що призводить до усереднення по періодах досліджуваного СД. В такому випадку як статистики для обчислення числових значень компонент статистик СД використовують вирази в яких оцінки є незсунутими:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.17)$$

$$\hat{b}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t+u) \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.18)$$

З урахуванням незсунутості оцінок компонент СД мають вигляд:

$$\hat{m} = \sum_{l \in \mathbb{Z}} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.19)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right). \quad (2.20)$$

Оцінки статистик  $m(t)$  матсподівання та кореляції центрованих значень  $b(t, u)$  та їх розклади  $\hat{m}_k$  і  $B_k(u)$  функціями є з випадковими аргументами, і відповідно, коефіцієнти  $m_k(t)$  мають розкладання  $m(t)$  на складові за допомогою Фур'є.

При синфазному опрацюванні за припущення усереднення, яке виконується в (2.13-2.14) на інтервалі часовому  $\theta = NT$ , довжина цього інтервалу для СД буде рівною  $NT + u_{\max}$ , де  $u_{\max}$  – часовий зсув є максимальним. При синфазному

опрацюванні вирази (2.11-2.12) подаються виразом так як показано в працях Драгана Я.П. [19]:

$$\hat{m}(t) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT), \quad (2.21)$$

$$\hat{b}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+u+kT) \xi^0(t+kT), \quad (2.22)$$

де  $\xi^0(t) = \xi(t) - \hat{m}_\xi(t)$  - центрована реалізація СД

Середня оцінка статистики (2.22) є незсунутою та рівна:

$$M\{\hat{m}(t)\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} m(t+kT) = m(t). \quad (2.23)$$

Оцінка відхилення від матсподівання (2.23) як дисперсія оцінки СД є рівною:

$$D_{\hat{m}}(t) = M[\hat{m}(t) - M\{\hat{m}(t)\}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|n|}{N}\right) b(t, nT). \quad (2.24)$$

При відомих значень статистики середньої оцінки у вигляді матсподівання кореляцію центрованого СД числяться згідно виразу:

$$\hat{b}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t+nT) \xi(t+u+nT) - m(t)m(t+u). \quad (2.25)$$

При невідомій статистики середньої оцінки СД оцінки кореляції мають вигляд:

$$\hat{b}(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{m,n=0}^{N-1} \xi(t+nT) \xi(t+u+nT) - \hat{m}(t) \hat{m}(t+u), \quad (2.26)$$

Кореляція центрованого СД ставить також за мету числення оцінок  $B_k(u)$  у вигляді кореляційних компонент, описують часову мінливість значень сигналу згідно виразу (оцінки  $B_k(u)$  не зсуваються  $MB_k(u) = \hat{B}_k(u)$ ):

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.27)$$

Вирази синфазного опрацювання забезпечують числення статистик матсподівання та кореляції СД як центрованого та ергодичного.

Компонентні статистики у порівнянні з синфазними подаються виразом:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k=-N_1}^{N_2} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.28)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{l=-N_2}^{N_2} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.29)$$

Оцінки (2.28-2.29) є побудовані на основі оцінок інтегральної форми:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.30)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t+u) \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.31)$$

Оцінки середнього оцінювання СД з врахуванням (2.30) мають вигляд незсунутих величин::

$$M\{\hat{m}(t)\} = \sum_{n=-N_1}^{N_1} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \sum_{k=-N_1}^{N_1} m_k \varphi\left[(n-k) \frac{\pi}{T}\right] \exp\left[i(n-k) \frac{\pi}{T} \theta\right]. \quad (2.32)$$

Нульовий зсув оцінки при скінченій тривалості реалізації СД забезпечується при довжині вибірки, яка рівна за тривалістю часу  $NT$ .

Дисперсія оцінки компонентної середнього (2.28) є функцією періодичною, що забезпечує її розклад на складові у вигляді кореляційних компонент в спектральній області за допомогою Фур'є:

$$D_m^T = \frac{1}{N} \left[ k_0(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left( 1 - \frac{n}{N} \right) k_0(nT) \right]. \quad (2.33)$$

Вираз (2.33) співпадає з дисперсією синфазної оцінки.

Для обчислення значень кореляційних компонент також застосовують у праці Драган Я.П. наступний вираз:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta_0} \int_0^{\theta_0} [\xi(t)\xi(t+u) - m(t)m(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.34)$$

Оцінки (2.34) побудовано на основі кореляції, оцінки якої є незміщеними в часі та частотах.

При невідомій оцінці середнього компоненти числять виразом:

$$\begin{aligned} \hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta_0} \int_0^{\theta_0} [\overset{0}{\xi}(t)\overset{0}{\xi}(t+u) - \overset{0}{\xi}(t)\overset{0}{\hat{m}}(t+u) - \overset{0}{\hat{m}}(t)\overset{0}{\xi}(t+u) + \\ + \overset{0}{\hat{m}}(t)\overset{0}{\hat{m}}(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \end{aligned} \quad (2.35)$$

де  $\overset{0}{\hat{m}}(t)$  - середнє значення СД:

$$\overset{0}{\hat{m}}(t) = \sum_{k=-N_2}^{N_2} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \left[ \frac{1}{\theta_0} \int_0^{\theta_0} \overset{0}{\xi}(s) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} s\right) ds \right]. \quad (2.36)$$

Залежність оцінки середнього зсуву (2.36) та ідентичними при синфазному оцінюванні, і залежить, в першу чергу, залежить від властивості початкової

компоненти (2.34). Якщо затухання оцінки є незначними, необхідно застосовувати оцінки (2.31), а якщо затухання швидке в часі, то доцільніше застосовувати статистику (2.34).

Синфазні оцінки СД за способом отримання їх є простішими щодо алгоритмічної реалізації, і на її базі програмного забезпечення.

### 2.3. Алгоритмічне забезпечення

2.3.1. Алгоритмічне забезпечення синфазного опрацювання. На підставі аналізу оцінок СД різними методами теорії ПКВП, здійснено процедуру вибору методу опрацювання. Синфазне опрацювання СД по відношенню до компонентного опрацювання за швидкістю опрацювання є більш швидшим при виконанні операцій обчислення. Тому акценти поставлено на вибір на синфазного опрацювання СД, який забезпечує швидший час на опрацювання числових даних сигналу, що є вагомим показником оперативності встановлення діагнозу при великій кількості досліджуваних пацієнтів. На рис. 3.3 графічно зображено алгоритм опрацювання СД.

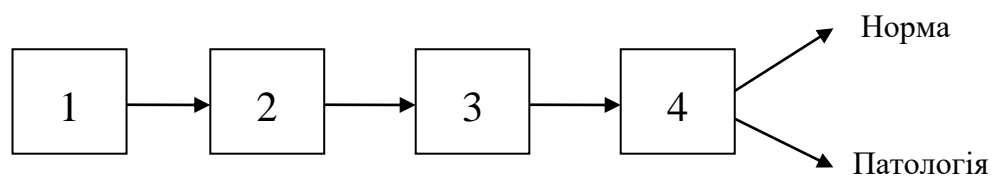


Рис. 2.7. Послідовність опрацювання СД

На рис. 2.7 позначено:

- 1 – реєстрація даних СД;
- 2 – отримання інформативних ознак як діагностичних шляхом процедури синфазного опрацювання СД;
- 3 – формування діагностичних ознак як інформації стану легень;
- 4 – прийняття рішення щодо встановлення діагнозу.

Перед розробленням алгоритму синафзного опрацювання СД проаналізуємо механізм його формування, зокрема стаціонарних компонент. Опрацювання СД як ПКВП синфазним методом базовано на факті того, що СД через період корельованості  $N_T$ , який є дискретним, розбивається на синфазні послідовності значень решіток вигляду  $\{n\Delta t + kN_T\Delta t, k \in Z\}$ , в якій для будь-якого  $n$   $n\Delta t \in [0, N_T\Delta t)$  є власна решітка, а числові значення в цих решітках формують послідовності стаціонарні ДС (рис.2.8).

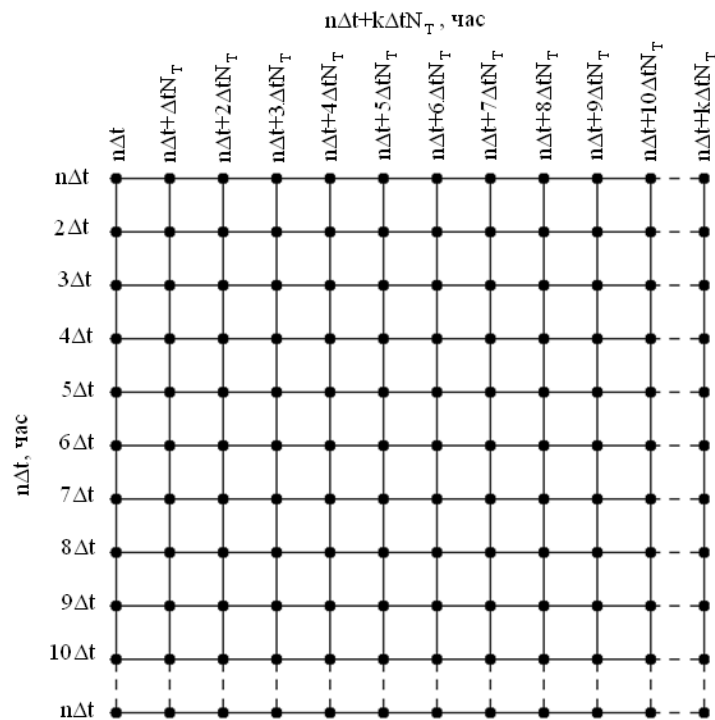


Рис.2.8. Значення, які формує синфазне опрацювання у вигляді решіток вигляду  $n\Delta t + kN_T\Delta t, k \in Z$

Алгебра алгоритмів, операції якої будуть описані нижче, відображають механізм формування стаціонарних компонент при синфазному опрацюванні СД згідно рис.2.9.



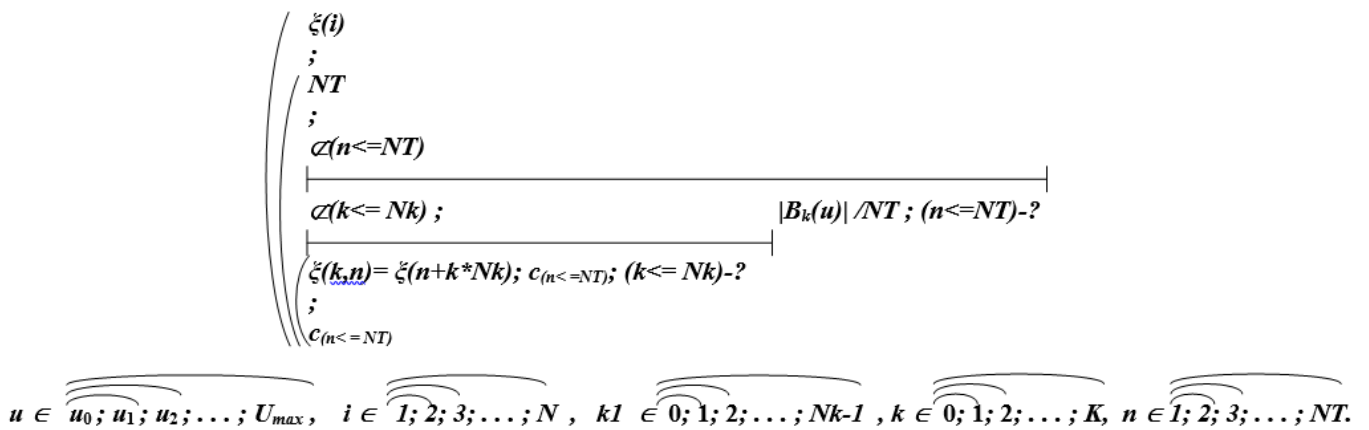


Рис.2.9. Алгоритм формування компонент стаціонарних СД

На рис.2.9 позначено через:  $U_{\max}$  – зсув часу, який є максимальним,  $N$  – тривалість реалізації СД,  $N_k$  – число періодів СД,  $K$  – кількість компонент кореляційних,  $NT$  - довжина періоду.

Алгоритм (рис.2.9) та решітка формування стаціонарних компонент є ключовими етапами при розробленні загального алгоритму синфазного опрацювання СД.

Отже, елемент 2 рис. 2.7 реалізовано синфазному методі щодо опрацювання сигналів дихання, який згідно вище проведено аналізу базується на виразі обчислення  $\hat{B}_k(u)$  спектральних компонент та компонент (рис.2.9):

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.37)$$

Вираз (2.30) конструктивно складається з таких складових операцій:

- 1) Обчислення значення періоду СД  $T$  як випадкового процесу з періодичними параметрами  $\xi(t)$ ;
- 2) Обчислення математичного сподівання  $m_\xi(t)$  СД;
- 3) Операція центрування СД випадкового процесу  $\xi(t) \rightarrow \overset{0}{\xi}(t)$ ;
- 4) Формування масиву стаціонарної послідовності у вигляді компонент  $\xi_k(t)$ ;

- 5) Обчислення кореляції  $\hat{b}(t, u)$  компонент СД  $\xi_k(t)$ ;
- 6) Обчислення спектральних компонент  $\hat{B}_k(u)$ , шляхом перетворення Фур'є від оцінки кореляції  $\hat{b}(t, u)$

Наведемо усі перелічені операції у вигляді алгоритму алгебри алгоритмів згідно теорії Овсяка В.К. [31] та у вигляді вербального подання, які зображено на рис.2.10-2.11.

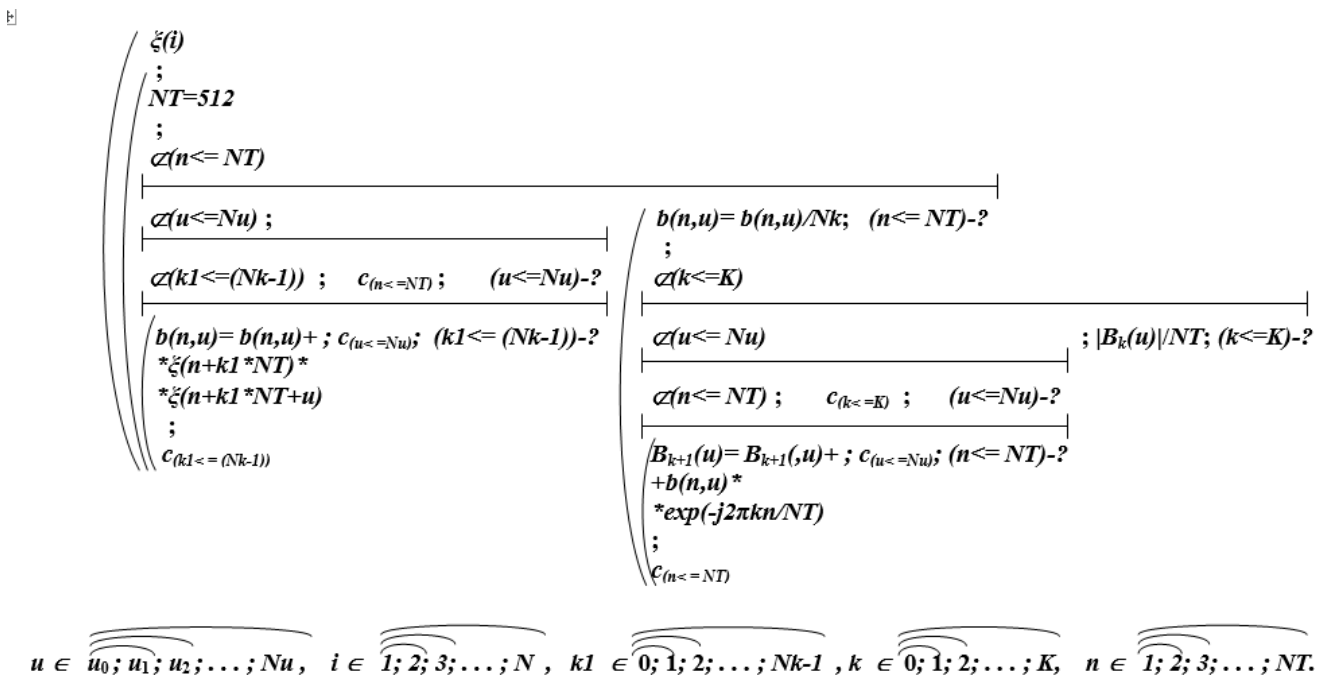


Рис.2.10. Алгоритм синфазного опрацювання СД згідно теорії алгебри алгоритмів

Подання алгоритму опрацювання СД через алгебри алгоритмів забезпечило процедуру складності шляхом її оптимізації згідно правил цієї теорії. В алгоритмі (рис.2.8) позначено через  $\cap$  - послідовність операцій,  $\perp$  - вибір умови (аналог операції <якщо так, якщо ні, інакше>), ; - переходи між операціями в алгоритмі.

Вербальний алгоритм (стандартний у використанні) є стандартним та загально прийнятним, проте по відношенню до алгебри алгоритмів немає правил та операцій оптимізації його складності. Проте застосування вербального алгоритму при розробці ПЗ є достатнім. Оскільки таке подання є на сьогодні зрозумілим більшості

розробникам та науковцям та забезпечує коректне розроблення програмного забезпечення для різних задач різної спеціальності.

Отже в алгоритм, який зображено на рис.2.9, дає змогу встановити чітку послідовність у реалізації синфазного методу з такими базовими операціями як отримання даних СД, обчислення значення періоду, обчислення середньої статистики у вигляді матсподівання, центрування реалізації СД, формуванні стацкомпонент, обчислення кореляції від стацкомпонент з подальшим Фур'є опрацюванням, результати якого в подальшому візуалізуємо на дисплей.

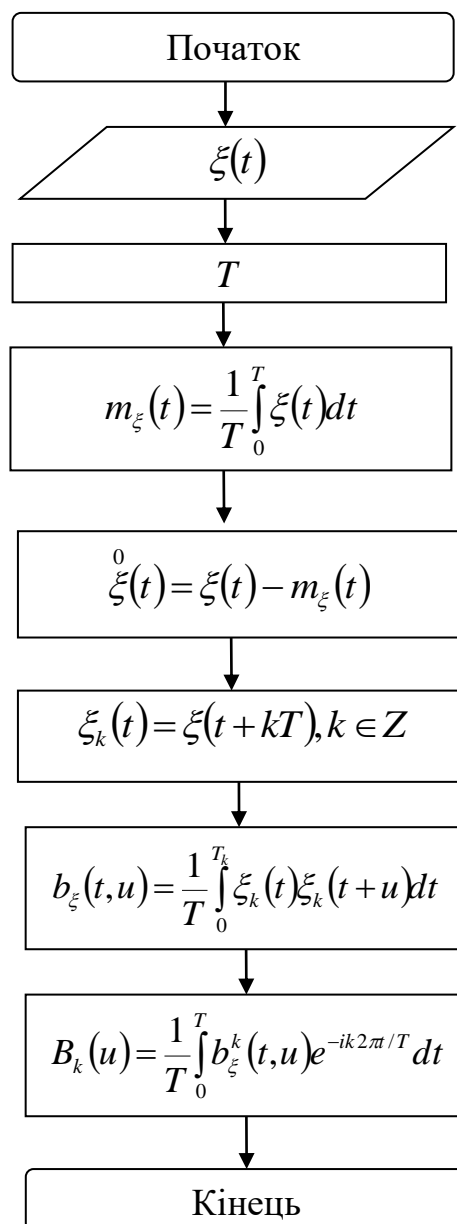


Рис. 2.9. Алгоритм реалізації синфазного методу СДШ

2.3.2. Алгоритмічне забезпечення програмного опрацювання сигналів дихання. Згідно до алгоритму, котрий наведено на рис. 2.9. розроблено блок-схему програми для реалізації методу синфазного опрацювання СД, яку зображено на рис.2.10.

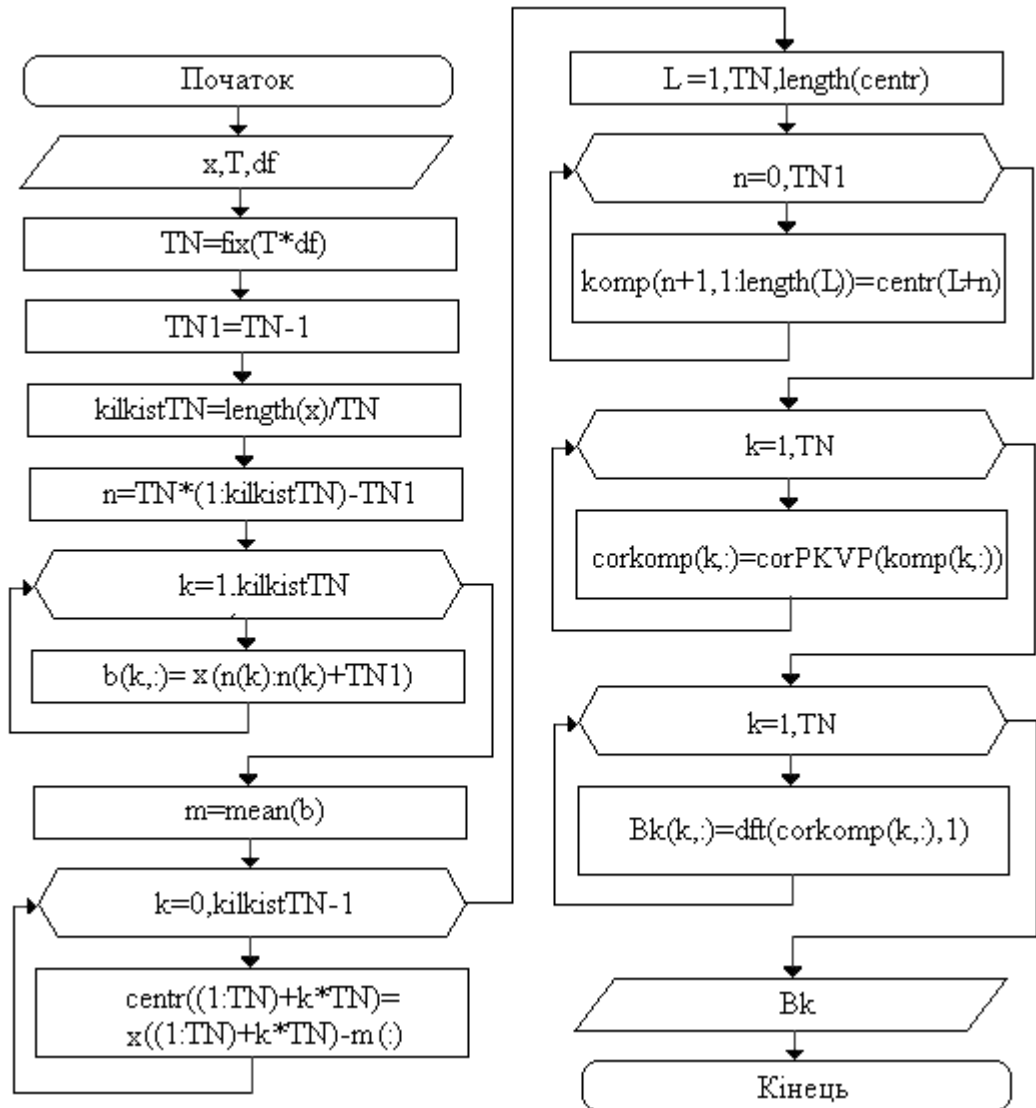


Рис. 2.10. Блок-схема програмної реалізації опрацювання синфазного

Згідно блок-схеми опрацювання (рис. 2.10) числові дані СД зчитуються з файлу їх збереження і зберігаються під змінну x, а також під інші змінні часу T та дискретизації df. Після цих операцій обчислюємо довжину періоду TN у віліках, яку необхідно для обчислення кількості періодів СД kilkistTN.

Наступними операціями блок-схеми є:

- формування масиву даних кореляції  $b(k \times N)$ , де  $k$  – номер стацкомпоненти,  $N$  – номер дискретного відліку  $K$ -го повтору;
- числення математичного сподівання  $m$  сигналу СД за його вибірками в межах різних повторів;
- процедура віднімання матсподівання від кожної реалізації СД в межах певного повтору;
- генерування стаціонарних компонент  $comp$  із реалізації СД, які формують при однаковій фазі в різних повторах;
- обчислення значень кореляції  $cor_{comp}$  від компонент  $comp$ ;
- Фур'є обробка для числення компонент  $B_k(X \times Y)$  від кореляції  $cor_{comp}$ , де  $X$  – номер спектральної компоненти,  $Y$  – номер зсуву.

### 2.3.3. Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи

Враховуючи специфіку автоматизації опрацювання СД у комп'ютерних системах та конструкцію алгоритму, побудовано блок-схему алгоритму комп'ютерної системи із ключовим елементом у вигляді інтерфейсу ПЗ, яка організовує процес автоматизованого опрацювання сигналів дихання (рис. 2.11).

Побудований алгоритм КС повинен при його конструюванні врахувати наступні вимоги:

- кореляційне опрацювання як додаткового методу КС;
- Фур'є опрацювання як додаткового методу КС;
- Синфазне опрацювання як додаткового методу КС;;
- завантаження даних з бази даних системи;
- зміна параметрів області часового опрацювання СД;
- зміна параметрів частоти дискретизації та основного періоду СД;
- візуалізацію результатів опрацювання на дисплей;
- інтелектуальний інтерфейс програми.

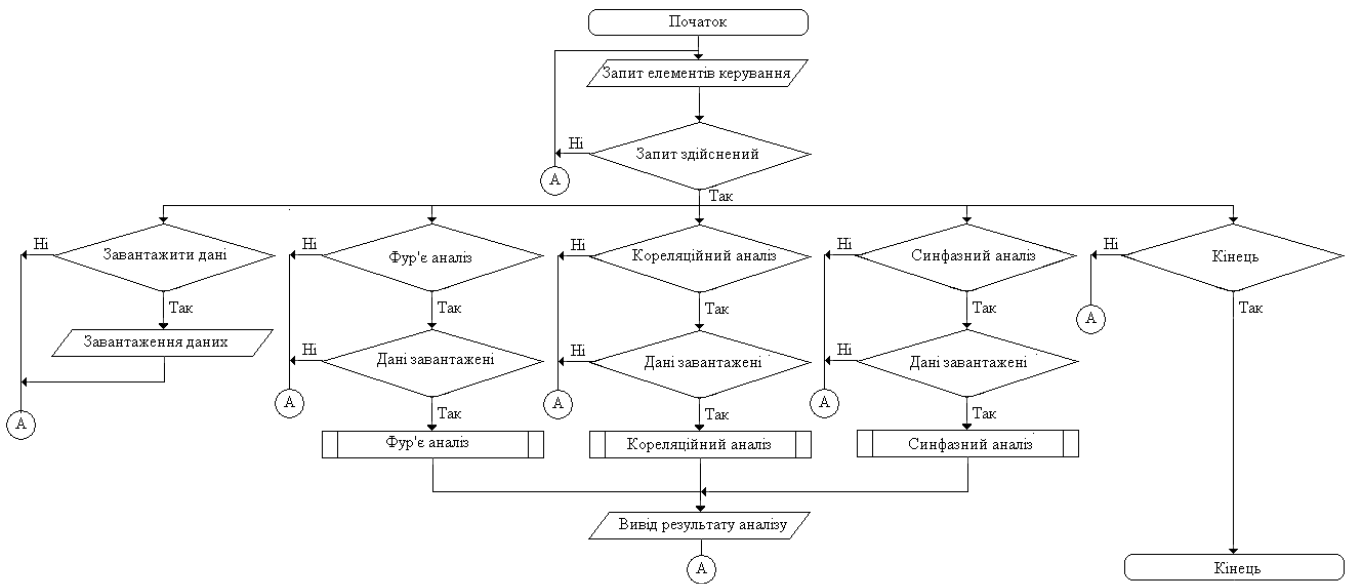


Рис. 2.11. Блок схема програми КС автоматичного опрацювання/аналізу сигналів дихання

Базуючись на розроблених блок-схемах рис. 4.1 та рис. 4.2 розробимо програмне забезпечення, яке дасть можливість автоматизованого аналізу/опрацювання сигналів дихання як стацпроцесу та процесу з періодичними статистичними характеристиками.

В блок схемі кореляційне опрацювання/аналіз дає змогу відстежити динаміку змін сигналу в часі, що є важливим при відстеженні дихання в процесі дослідження.

Фур'є опрацювання забезпечує інформацією про частотний склад СД, що є обов'язковим при відстеженні прояву різних патологій під час дихання, зокрема храпів, запалень, що проявляються низькочастотним коливанням.

#### 2.4. Висновки до розділу 2

У розділі наведено аспекти розробки технічного, математичного та алгоритмічного забезпечення КС діагностики стану функціонування легень людини.

Наведено структуру комп'ютерної системи, яка забезпечує процес реєстрації та опрацювання/аналізу сигналів дихання як показників функціонування легень людини. З урахуванням того, що система за результатами опрацювання сигналів

дихання формує діагностичний висновок, тому розроблено математичну модель сигналу та метод його опрацювання як основи математичного забезпечення. Математичне забезпечення в основі з матмоделю та методом опрацювання сигналів дихання є основою щодо розробки алгоритмічного забезпечення системи у вигляді вербального подання та за допомогою алгебри алгоритмів, яка забезпечила оптимізацію його складності як важливого показника ефективності опрацювання сигналів дихання.

### РОЗДІЛ 3

## ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЕГЕНЬ ЛЮДИНИ

3.1. Програмна реалізація автоматизованого опрацювання сигналів дихання у складі комп'ютерної системи

Використовуючи програмний модуль GUIDE (призначено для розробки програмного забезпечення з графічним інтерфейсом), який є утилітою-інструментом програми MATLAB, розроблено програмне забезпечення комп'ютерної системи для автоматизованого опрацювання сигналів дихання.

Розробка графічного вікна користувача для системи Windows в утиліті візуального програмування GUIDE розпочинається після звернення до не за допомогою командної стрічки Guide (результат виконання команд зображено на рис.3.1).

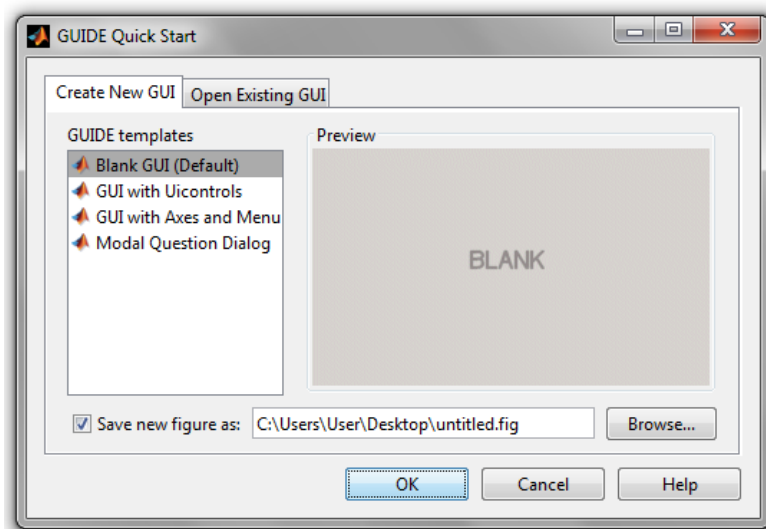


Рис. 3.1. Вікно запуску утиліти Guide

При розробці вікна інтерфейсу Matlab формує запит, щодо шаблонної форми користувача, як зображено на рис.3.2 (перевагу в даному випадку надано стандартному бланку, який є пустим шаблоном).



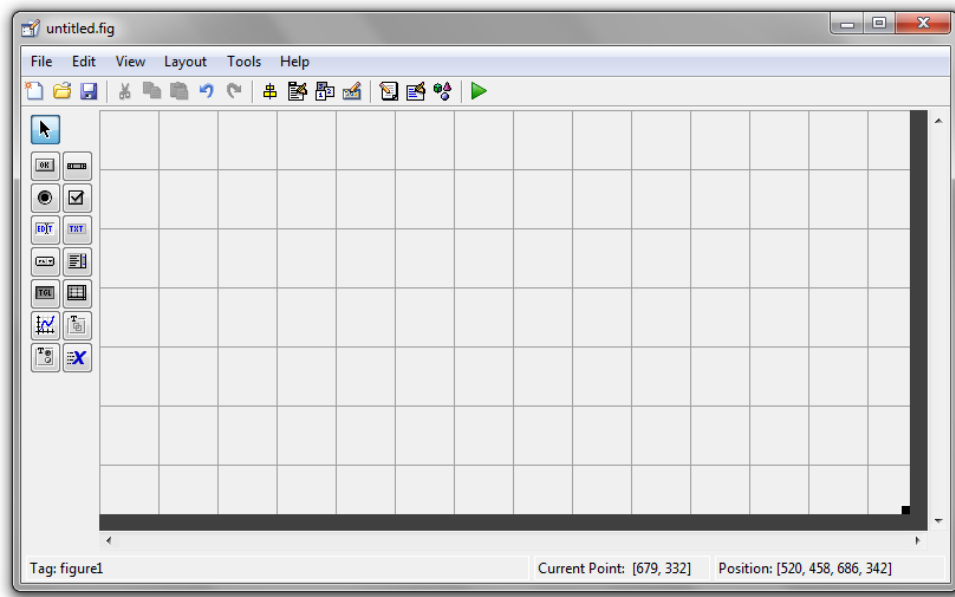
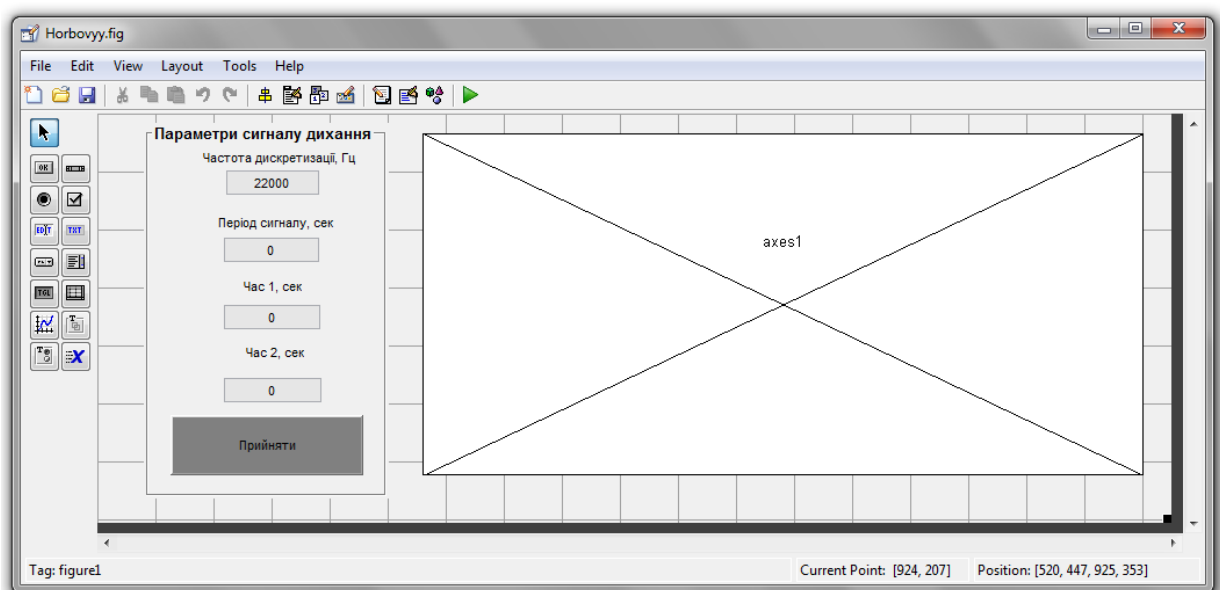


Рис. 3.2. Форма розробки інтерфейсу (зліва розташовані компоненти керування, а з права – форма створення вікна програми)

Використовуючи компоненти керування такі, як кнопка, форма uipanel (місце розташування компонентів керування програмою), елементи вводу edit та виводу text текстової та числової інформації, елемент відображення графіків axes, а також контекстне меню (вибір методів опрацювання сигналів дихання) було розроблено інтерфейс програмного забезпечення комп'ютерної системи, яке зображено на рис.3.3.



### Рис. 3.3. Графічний інтерфейс програмного забезпечення системи

В Menu editor утиліти Guide розроблено пункти меню програмного забезпечення, яке конструктивно складається з пунктів завантаження сигналу, опрацювання сигналу методами кореляції, Фур'є та синфазного методів як зображено на рис.3.4.

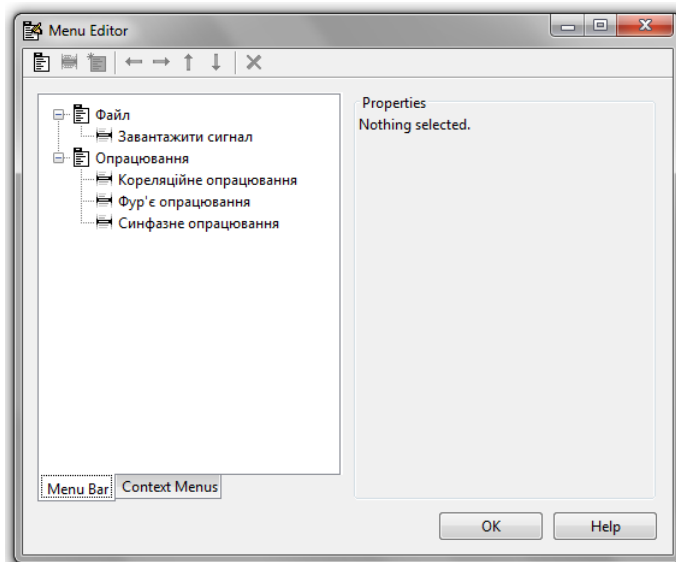


Рис.3.4. Меню програмного забезпечення системи

Процедура завантаження сигналів дихання в програмному забезпеченні реалізації у вигляді програмної функції `function Untitled_6_Callback` ядром якої функції `uigetfile(k,m)`, де `k` – файлові розширення даних СД (в даному випадку `*.wav` та `*.dat`) та `m` – назва діалогового вікна завантаження СД (рис.3.5). Результатом цієї функції буде файл з розширенням та шлях його розташування.

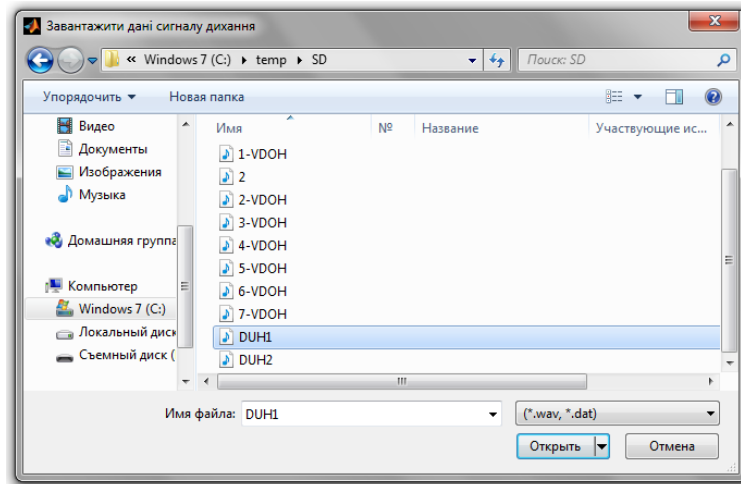


Рис.3.5. Вікно завантаження СД

На початку коду функції завантаження відбувається перевірки факту вибору файлу, а саме довжини назви файлу за допомогою наступного коду (а – назва файлу, b – шлях до файлу):

```
if length(a)>=1    % Чи відміна довжина файлу від 0
directory=[a b];  % Якщо так, зберігається файл з його шляхом через їх об'єднання
end;              % Завершення перевірки
```

Функція `wavread` зчитує дані СД як звукового сигналу формату за зберігає їх під змінну `signalSD` з подальшим їх збереженням даних сигналу в параметр `userdata` глобального об'єкт кнопки `pushbutton1` з метою доступи до них із різних функцій окремо локалізованих:

```
signalSD =wavread(directory);      % Збереження СД під змінну програми Matlab
set(handles.pushbutton1,'userdata',signal); % Глобальне збереження
```

Введене значення користувачем частоти дискретизації, яке зберігається в параметрі `string` об'єкту `edit1` перезберігається під змінну локальну `df`. Оскільки для обробки даних потрібен тип кроку дискретизації в числовій формі, в об'єкті `edit1` він збережено в текстовій формі, тому здійснено процедуру трансформування даних з текстового типу в числовий командою `str2num`. Код вище сказано є наступним:

```
df=str2num(get(handles.edit1,'string')) % перетворення даних з тексту в число
```

Під зміну часу  $t$  формуємо числову послідовність моментів часу з кроком дискретизації  $df$ :

```
t=(0:length(signalSD)-1)/df; % Формування шкали часу з кроком (1/df)
```

Під параметрами `string` графічних об'єктів інтерфейсу `edit3` та `edit4` збережено числові дані параметрів мінімального та максимального значення часову опрацювання (діапазон опрацювання), який користувач вводить самостійно на інтерфейсі ПЗ. Текстову форму введених параметрів об'єктів інтерфейсу `edit3` та `edit4` трансформуємо командою `str2num` в числову форму кодом:

```
set(handles.edit3,'string',num2str(min(t))); % Початок вікна опрацювання СД в часі
```

```
set(handles.edit4,'string',num2str(max(t))); % Кінець вікна опрацювання СД в часі
```

Завантажений масив дані СД виводимо на елемент `axes1` графічної візуалізації із використанням команди `plot(t,signalSD)`, де  $t$ - послідовність моментів часу, `signalSD` – послідовність амплітудних значень СД, які були завантаженні:

```
axes(handles.axes1); % Вибір об'єкту виводу графіку
```

```
plot(t, signalSD); % Вивід залежності даних СД від моментів часу
```

```
axis tight; % Заповнення вікна візуалізації
```

```
grid on; % Вмикання сітки на графіку залежності
```

Відповідно до блок-схеми, яку проілюстровано на рис. 2.11 є функція кореляційного опрацювання, яку реалізовано у вигляді функції `Untitled_3_Callback`. На початку коду функції відбувається зчитування даних для опрацювання:

```

signalSD =get(handles.pushbutton1,'userdata');    Завантаження даних СД
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));        % Перетворення формату дискретизації
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));        % Перетворення формату часу початкового
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));        % Перетворення формату часу кінця

```

Оскільки ПЗ при опрацюванні СД вимагає не час в секундах, а послідовність у відліках, тому здійснено перехід від часу до послідовності (1,2,3...):

```

N1=fix(t1*df+1);          %Перетворення відліків часу в послідовність
N2=fix(t2*df+1);          %Перетворення відліків часу в послідовність

```

Для реалізації кореляційного опрацювання СД застосовано програмну функцію `xcorr` (`signalSD`) з вхідним параметром `signalSD`, а саме вибраного діапазону значень сигналу `signalSD` (`N1:N2`) з подальшим відображення отриманих результатів на екрані:

```

xc=xcorr(signalSD (N1:N2)); % Автокореляція СД
k1=length(xc)/2;          % Виділення позитивної частини автокореляції в часі
k2=length(xc);           % Виділення позитивної частини автокореляції в часі
tc=(0:(k2-k1))/df;       % Формування шкали часу для автокореляції
axes(handles.axes1);     % Вибір об'єкту візуалізації
plot(tc,xc(k1:k2))       % Візуалізація автокореляції СД
axis tight;              % Розтягнення графіку
grid on;                 % Відображення сітки на графіку

```

Фур'є опрацювання реалізовано у вигляді функції `Untitled_4_Callback`. У функції спочатку здійснюється процедура завантаження сигналу дихання із глобальної змінної `handles.edit1,'string'` під змінну `signalSD`, а також параметрів частоти дискретизації під змінну `df` та діапазон часового опрацювання- `t1` і `t2`.

```

signalSD=get(handles.pushbutton1,'userdata');    %Дані СД
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));        % Параметр дискретизації
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));        % Час початку сигналу
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));        % Час кінця сигналу

```

Часовий діапазон трансформуємо в дискретний:

```

N1=fix(t1*df+1); % Початок дискретного відліку
N2=fix(t2*df+1); %Кінець дискретного відліку

```

Функція  $[pyu,ff,y]=dft(signalSD,dt,k)$ , де  $signalSD$  - вхідний СД,  $dt$  - час дискретизації,  $k$  - кількість значень на шкалі частоти (кількість гармонік для відображення):

```

[spektr freque]=dft(signalSD (N1:N2),1/df,(N2-N1)/2); % Фур'є опрацювання

```

Отримані значення амплітудних спектрів (гармонік) виведено в графічній формі на дисплей із використанням функції  $bar(freque,spektr)$ ,  $freque$  – послідовність наростаючих значень частот з кроком частотної дискретизації,  $spektr$  – числові значення амплітуд гармонік на кожній частоті  $freque$ :

```

bar(freque,spektr);    % Вивід залежності амплітуди від частоти СД
axis tight;           % Розтягнення по осях
grid on;              % Відображення сітки на графіку

```

Завершальним етапом розробки програмного забезпечення є розробка функції синфазного опрацювання СД як закладено в блок-схемі, яку зображена на рис. 2.11. Програмну функцію синфазного опрацювання СД реалізовано під назвою `Untitled_5_Callback`. На початку функції відбувається процес завантаження усі

даних, які є необхідними при реалізації синфазного опрацювання відповідно до алгоритму 2.10.

```
x2=get(handles.pushbutton1,'userdata');    % Завантаження числових даних СД
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));    % Завантаження значення частоти дискрет.
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));    % Отримання значення початкового часу
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));    % Отримання значення кінцевого часу
T=str2num(get(handles.edit2,'string'))     % Отримання значення періоду
N1=fix(t1*df+1);                          % Формування дискретного початкового t
N2=fix(t2*df+1);                          % Формування дискретного кінцевого t
x1=x2(N1:N2);                              % Формування масиву СД з даними t
```

Оскільки значення періоду при синфазному опрацюванні має бути кратним довжині сигналу (обов'язкова вимога), тому здійснено перевірку на цю кратність завантажених числових даних  $x1$ , і у разі не кратності буде здійснено процедуру нормування довжини у відповідності до значення довжини періоду.

Для цього під зміню дискретного періоду  $T_N$  зберігаємо обчислену дискретну довжину періоду із врахування введеного значення періоду  $T$  з подальшим округленням до найменшого числа за допомогою програмної функції  $\text{fix}$  (округлення до меншого значення), тим самим забезпечивши ціле число дискретної довжини періоду:

```
TN=fix(T*df);    % Нормоване значення довжини періоду СД
```

Норману довжину періоду зберігаємо під графічний об'єкт інтерфейсу `edit2` параметру `string` з перетворення даних `num2str(TN/df)`, тим самим замінюємо значення введене користувачем.

За нормованою довжини значення періоду визначено загальну кількість періодів, які належать усій реалізації сигналу:

```
kilkistTN=fix(length(x1)/TN);      % Визначення кількості періодів у СД
```

Із заданим значенням кількості періодів СД визначено загальну довжину масиву даних сигналу із врахуванням нормованих параметрів періоду та їх кількості:

```
N=kilkistTN*TN;      % Визначення довжини періоду
```

Під зміню signalSD формуємо масив кратний значенню дискретної довжини  $x1(1:N)$ .

Для реалізації процесу синфазного опрацювання, а саме для процедури центрування сформовано ансамбль реалізації масиву signalSD:

```
TN1=TN-1;      % Кількість періодів з урахуванням 0
n=TN*(1:kilkistTN)-TN1;      % Значення відліку кожного повтору СД
for k=1:kilkistTN      % Масив по періодах
    b(k,:)= signalSD (n(k):n(k)+TN1);      % Формування вибірок
end;
```

Програмна функція mean забезпечує обчислення оцінки математичного сподівання:

```
mx=mean(b);      % Обчислення середньої статистики СД
```

Згідно до блок-схеми (рис. 2.10) центруємо масив даних signalSD:

```
for k=0:kilkistTN-1      % Цикл кількості період
    xcentr((1:TN)+k*TN)= signalSD ((1:TN)+k*TN)-mx(:);      % Центрування
end;
```





grid on;                                   % Вмикання сітки

Отже, розроблене програмне забезпечення забезпечує автоматичне опрацювання сигналу дихання (Фур'є, кореляційне та синфазне опрацювання) із легкою зміною його параметрів.

### 3.2. Результати роботи програмного забезпечення

За допомогою розробленого програмного забезпечення із інтерфейсом користувача здійснено автоматичне опрацювання сигналів дихання, результати яких наведені нижче по тексту.

Вікно запуску програмного забезпечення наведено на рис.3.6.

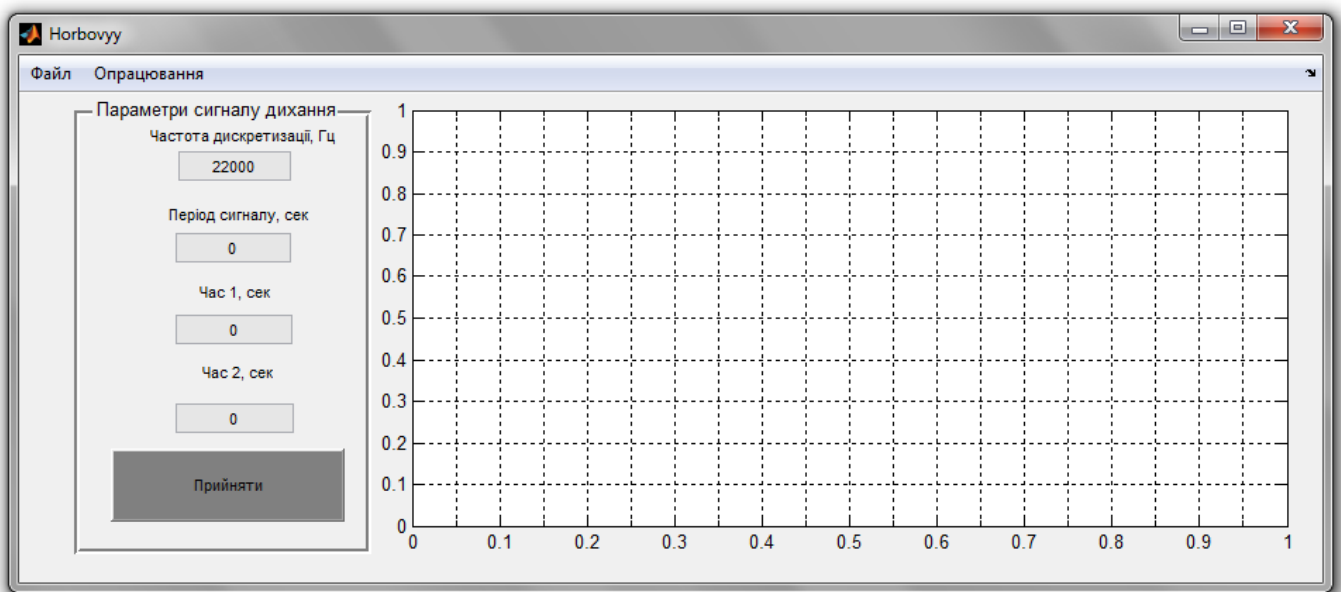


Рис. 3.6. Інтерфейс програмного забезпечення

Результат завантажених даних СД із його параметрами зображено на 3.7.

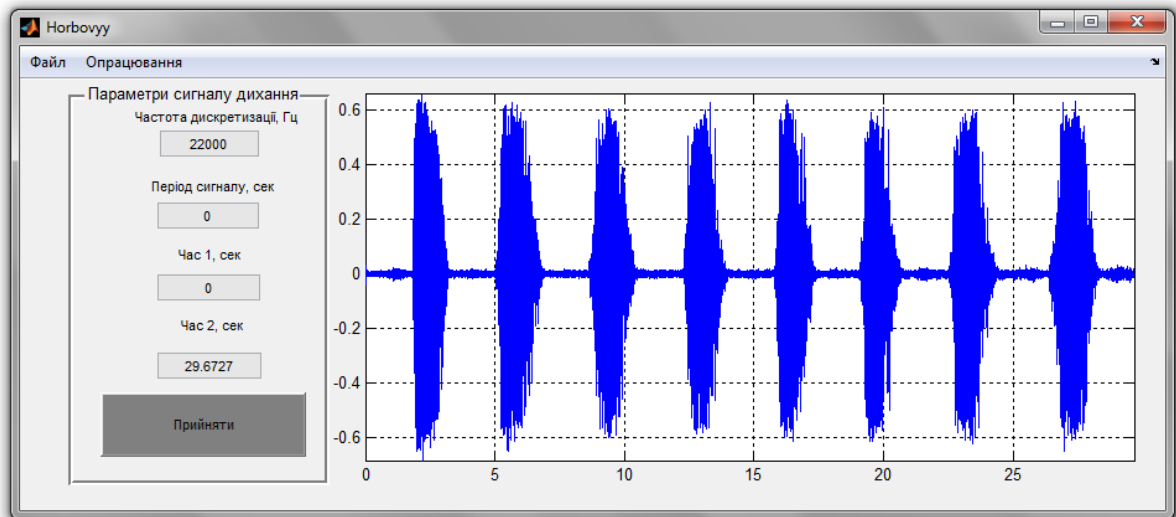


Рис. 3.7. Завантажені дані сигналів дихання

Приклад виділеного часового діапазону СД зображено на рис.3.8.

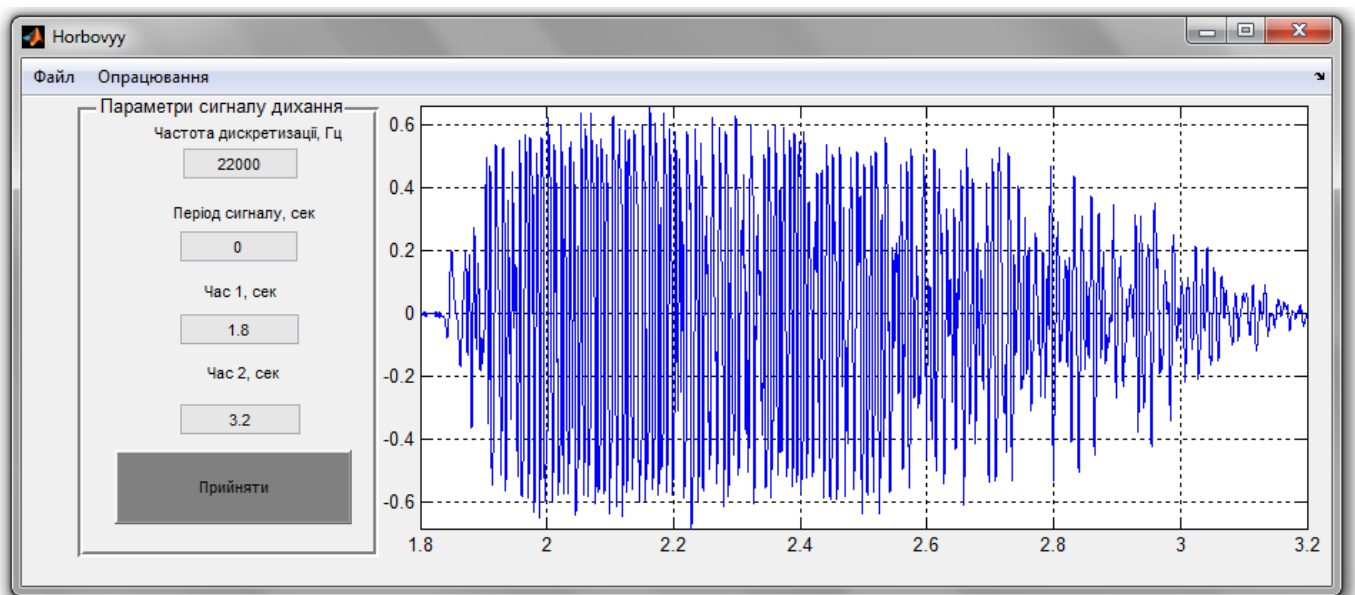


Рис. 3.8. Виділений фрагмент сигналів дихання (1.8-3.2 сек)

Результат Фур'є опрацювання сигналів дихання зображено на рис.3.9.

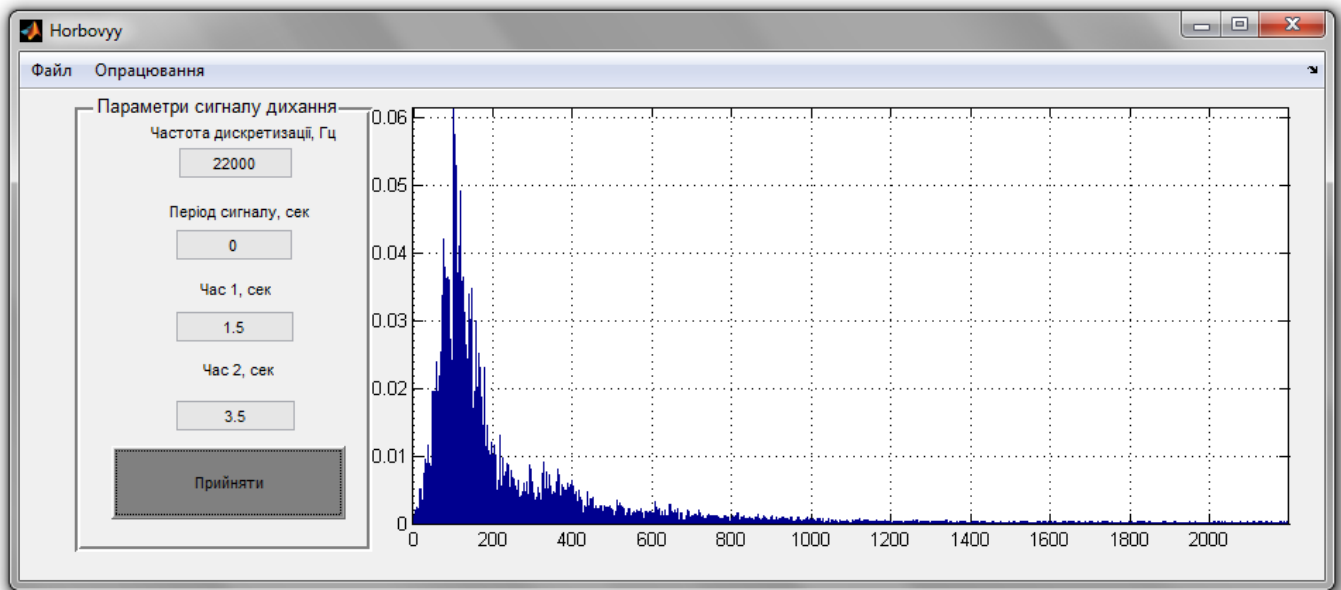


Рис. 3.9. Фур'є опрацювання СД в межах фрагменту (1.8-3.2 сек)

Результат кореляційного опрацювання СД в межах виділеного фрагменту зображено на рис. 3.10, який є цінним при виявленні гармонічних складових у сигналі, які характерними при різному роді патологічних змін.

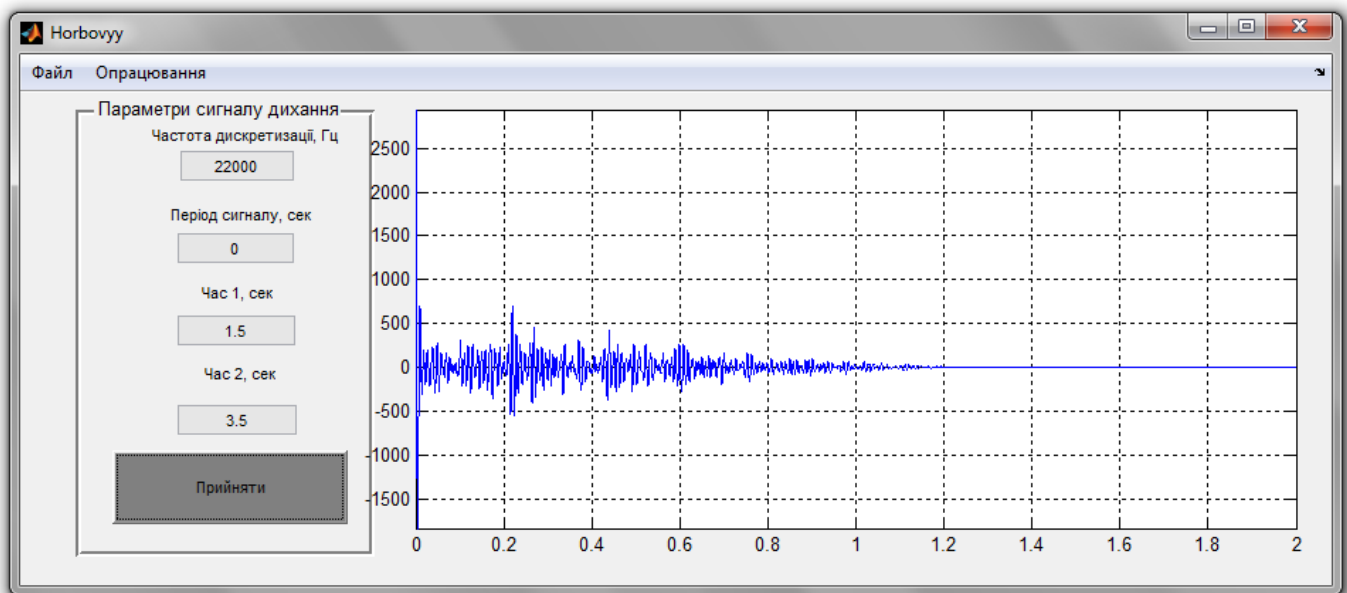


Рис. 3.10. Результат кореляційного опрацювання фрагменту сигналу дихання (1.8-3.2 сек) (норма)

Ввівши почергово параметр періоду (0.045 сек., 0.05 сек., 0.06 сек.) опрацьовано синфазним методом фрагмент сигналу дихання, результати яких зображено на рис.3.11-3.13.

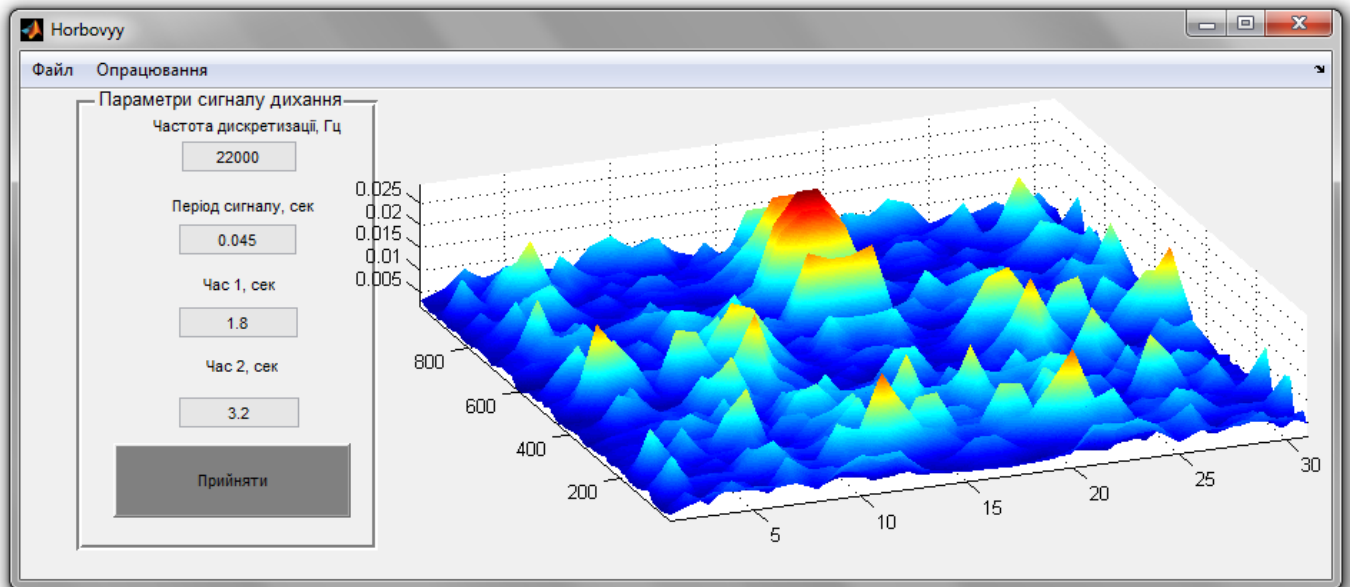


Рис. 3.11. Синфазне опрацювання фрагменту сигналу дихання ( $T=0,045$  сек) (норма)

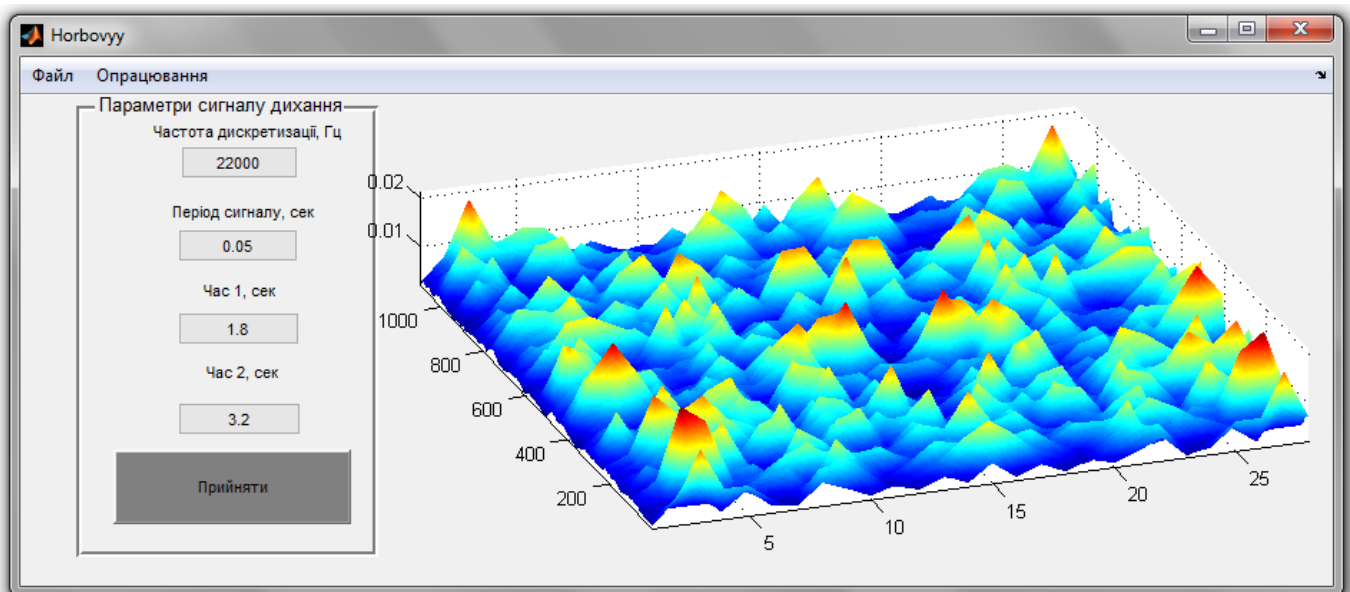


Рис. 3.12. Синфазне опрацювання фрагменту сигналу дихання ( $T=0,05$  сек) (норма)

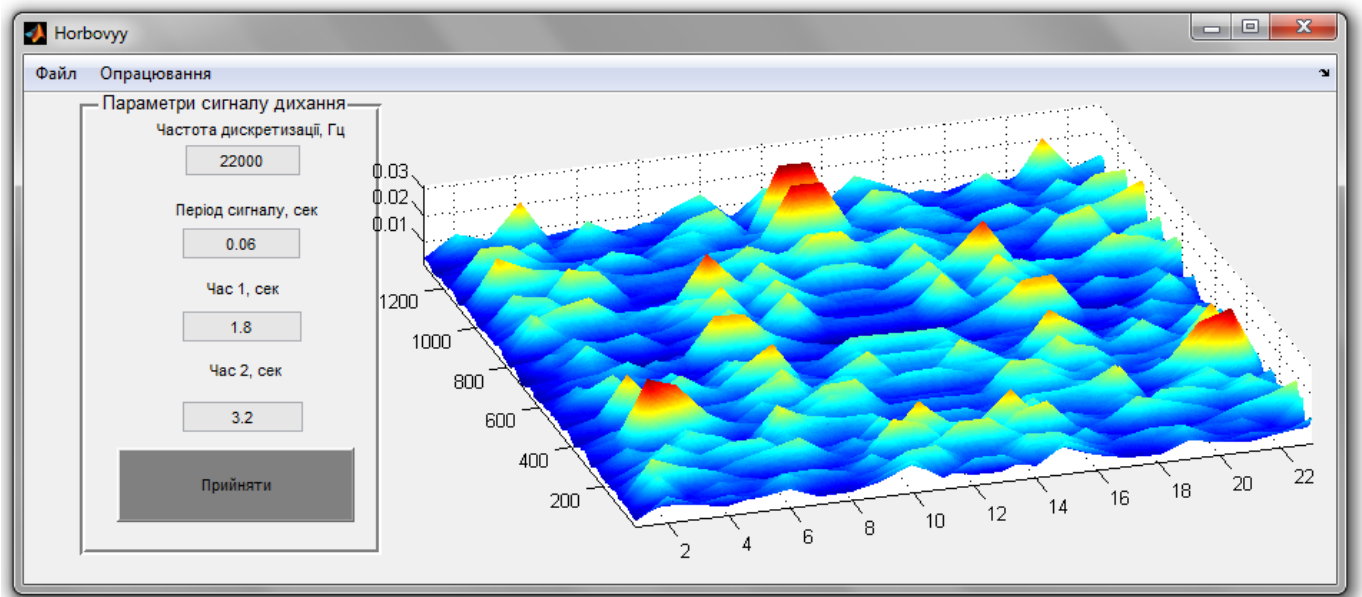


Рис. 3.13. Синфазне опрацювання фрагменту сигналу дихання ( $T=0,06$  сек) (норма)

Результати синфазного опрацювання забезпечують відображення потужностей кореляційних значень сигналу дихання при різних фазових параметрах, що забезпечує в процесі діагностики стану легень людини визначення чітко локалізованих патологічних ознак в 3D часовому діапазоні. Такий результат значно розширює можливості відомих комп'ютерних систем і дає цінну інформацію про фазо-часові зміни потужностей СД як результати оцінки роботи легень людини в 3D просторі.

Проаналізовано другий фрагмент сигналів дихання в стані патології, який зображено на рис. 3.14. Фур'є опрацювання фрагменту сигналів дихання наведено на рис. 3.15.

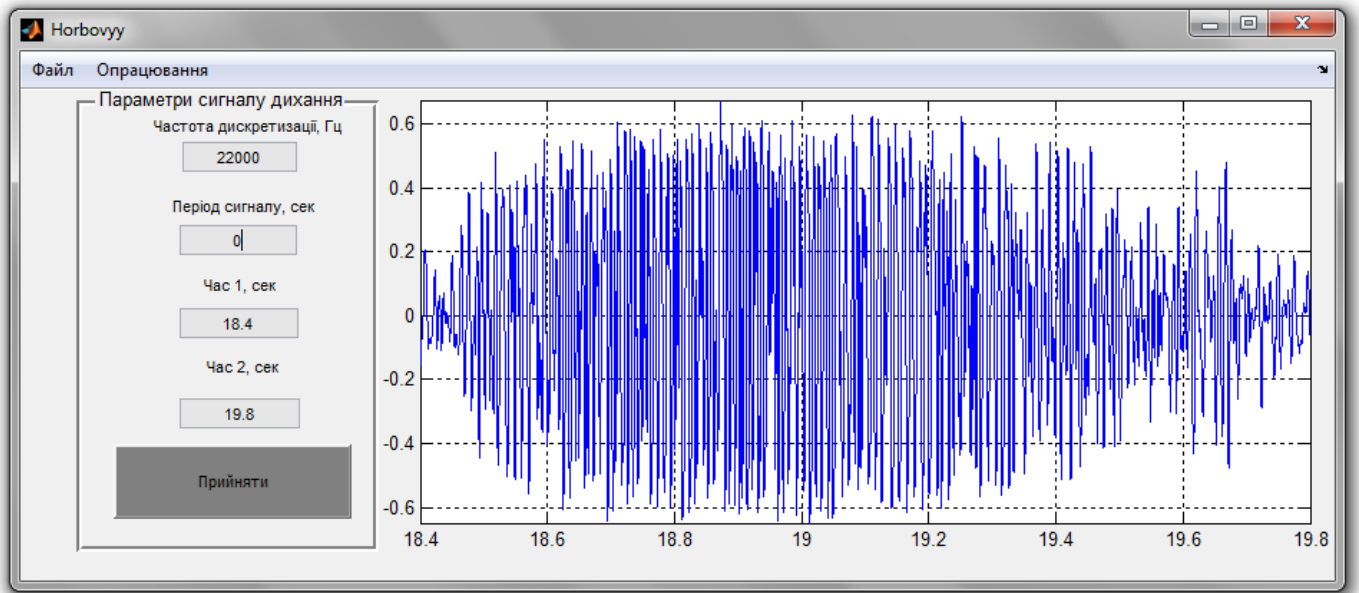


Рис. 3.14. Виділений фрагмент сигналу дихання (2.1-4.1 сек) (патологія)

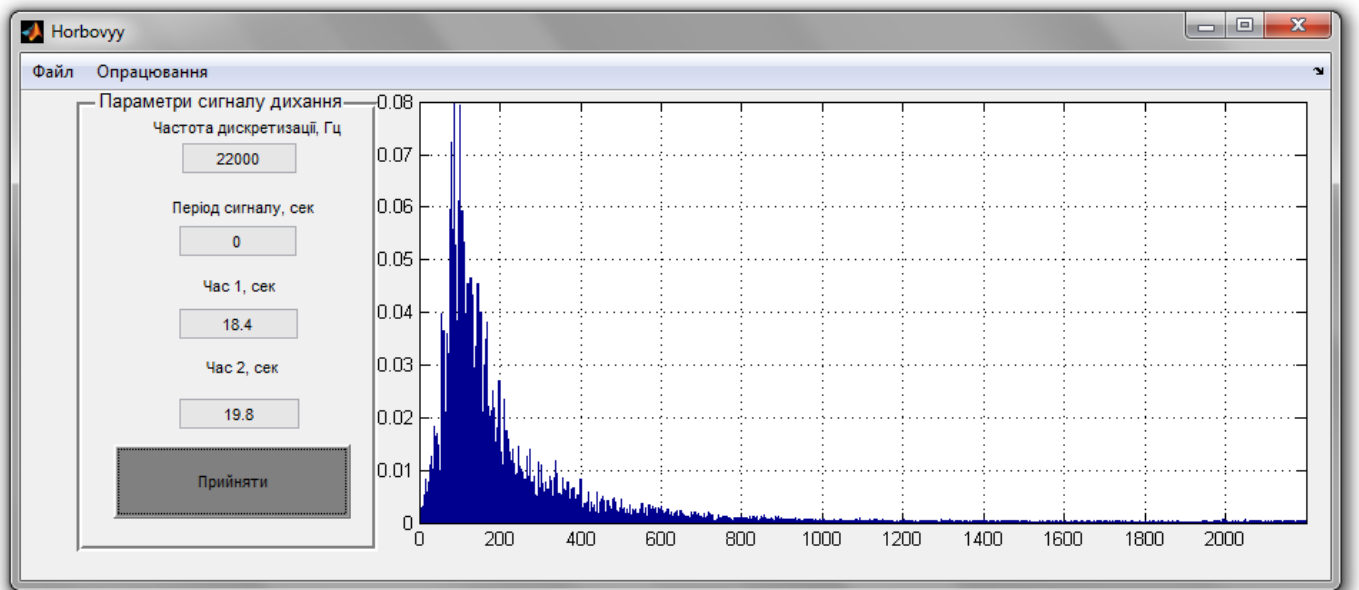


Рис. 3.15. Фур'є опрацювання фрагменту сигналу дихання (18.4 -19.8 сек)  
(патологія)

Результат по локалізації гармонік ідентичний СД в стані норми, проте змінна їх амплітуд вказує на прояви у функціонуванні легень людини.

Кореляційне опрацювання фрагменту сигналу дихання (патологія) зображено на рис. 4.12., забезпечує дослідження динаміки зміни значень сигналу в часі, зокрема міру їх подібності, що є цінним при відстеженні раптових змін у

функціонуванні легень дихання. Таке виявлення є цінним, оскільки передбачає дослідження будь-яких потужнісно-фазових змін при кожному наступному вдосі/видосі.

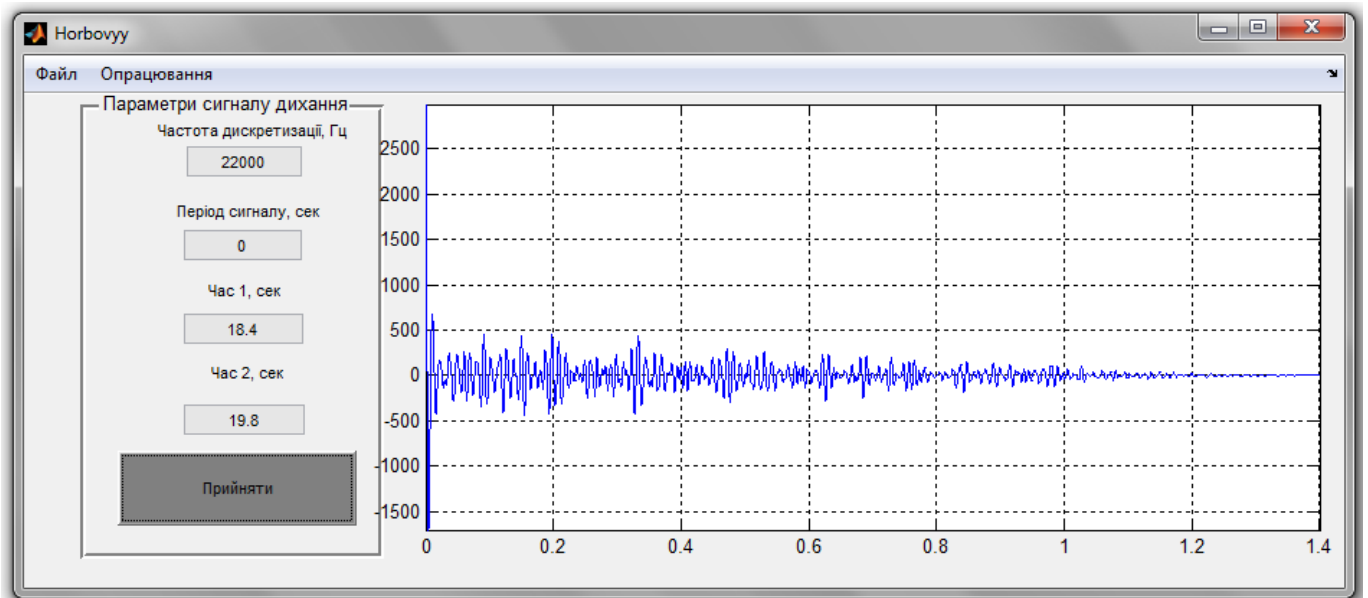


Рис. 3.16. Кореляційне опрацювання фрагменту сигналу дихання (18.4 -19.8 сек)  
(патологія)

Результат кореляційного опрацювання сигналу дихання людини в стані патології за часом затухання є ідентичним сигналу норми, через однотипність методики медичного обстеження, проте залежність значенням різниться в часі, що вказує на прояв патології (зміни у стані легень).

Ввівши почергово параметри періодів (0.045 сек., 0.05 сек., 0.06 сек.) і опрацювавши фрагмент сигналу дихання в стані норми отримано наступні результати, котрі наведено на рис.3.17-3.19.



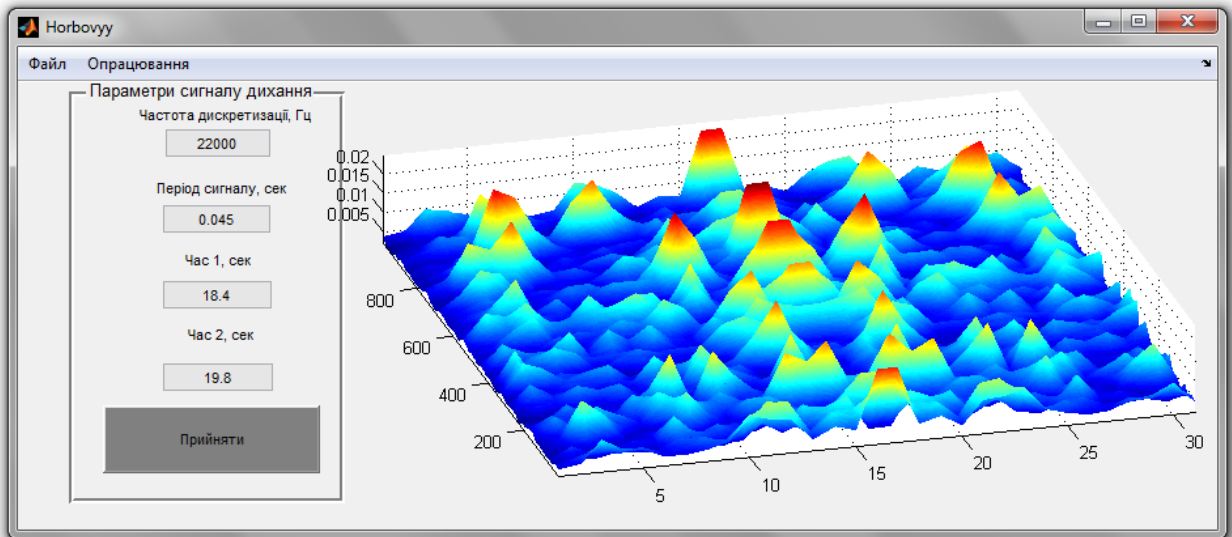


Рис. 3.17. Синфазне опрацювання сигналу дихання ( $T=0,045$ ) (патологія)

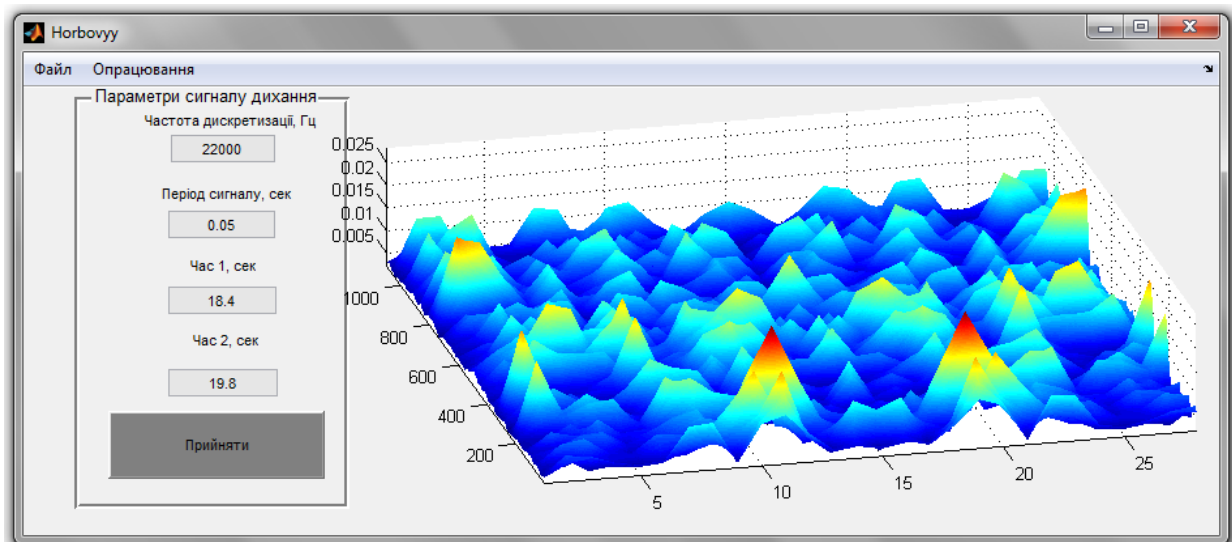


Рис. 3.18. Синфазне опрацювання сигналів дихання ( $T=0,05$ ) (патологія)

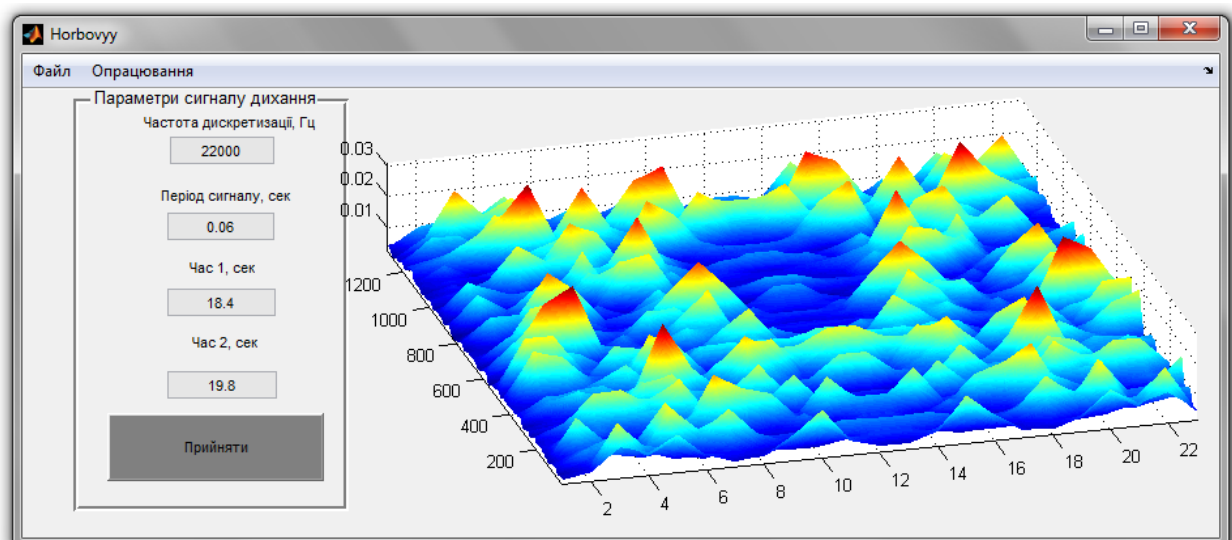


Рис. 3.19. Синфазне опрацювання сигналів дихання ( $T=0,06$ ) (патологія)

Отримані значення кореляційних компонент по відношенню до СД в нормі різняться при синфазному опрацюванню за значеннями потужностей та місце їх 3D локалізації, що вказує на відмінність у станах легень людей. Ці показники підтверджено додаткового даними кореляційного та Фур'є опрацювання.

Отже, результати синфазного опрацювання забезпечують відображення показників стану у вигляді кореляційних компонент, які кількісно відображають стан легень людини в 3D-форматі і тим самим розширюють можливості діагностики стану легень із використанням розробленої нової комп'ютерної системи.

### 3.3. Висновки до розділу 3

В середовищі MATLAB утиліти GUIDE розроблено програмне забезпечення комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини із графічним інтерфейсом, яке забезпечує автоматизований процес опрацювання сигналів дихання та формує їх результат у вигляді амплітудних спектрів, розподілу потужності та кореляційних компонент як показників стану легень людини.

## РОЗДІЛ 4

### ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

#### 4.1. Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема наукового дослідження має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного аналізу фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

#### 4.2. Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

4.2.1. Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 4.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 4.1

### Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1	2	3	4	5	7	8
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	–	–	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	–	–	7
3. Розроблення математичного забезпечення	3	3	4	–	–	5
4. Розроблення алгоритмічного забезпечення	3	3	4	–	–	5
5. Розроблення програмного	2	2	2	2	2	2

забезпечення						
--------------	--	--	--	--	--	--

Продовж. таблиці 4.1

1	2	3	4	5	7	8
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	16	20	21	9	9	28

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 4.2.

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

Таблиця 4.2

### Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	16	4289,70	202,34	3237,44
2.Старший науковий співробітник	20	3334,80	157,30	3146
3. Молодший науковий співробітник	21	1802	85	1785
4. Інженер	9	1683	79,39	714,51
5. Лаборант	9	1302	61,42	552,78
6. Студент	21	1302	61,42	1289,82
Разом оплата праці з теми				10725,55

4.2.2. Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 3996,34 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.4.2).

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

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на кафедрі комп'ютерних систем та мереж, передбачає використання, перш за все, комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини та формування матеріалів звітності, оргтехніки та ін.

Розрахунки зведено за формою у табл.4.3.

Таблиця 4.3

#### Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума, грн.
1. Комп'ютерна система та давачі	шт	1	25520	25520
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	4000	4000
4 Принтер лазерний	шт	1	850	850
5 Кабелі для підключення комп'ютерної системи до ПК	шт	1	100	100
Загальні витрати на матеріали				30470

4.2.4. Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини, комп'ютерної техніки та оргтехніки [25]:

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot C_i, \quad (4.1)$$

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

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

*i* - вид матеріального ресурсу;

*n* - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (4.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 4.4

#### Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Комп'ютерна система	500	0,35	3	1,38	435,75
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	200	0,25	90	1,38	3735
Принтер лазерний	910	0,35	5	1,38	1321,78
Лампи розжарювання (освітлення)	80	0,85	10	1,38	564,4
РАЗОМ витрати на електроенергію					6056,93

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

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 4.5.



**Приблизні витрати на службові відрядження**

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	2000
Здача звітів НДР	1	200
Впровадження результатів НДР	3	900
Всього	—	4600

4.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.4.6).

**Планова калькуляція кошторисної вартості НДР (умовні дані)**

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	10725,55	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	3996,34	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	30470	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	6056,93	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	4600	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	2537,88	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	58386,70	Сума попередніх статей

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

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

#### 4.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується [25] визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ( $E_{нт}$ ) за допомогою формули [25]:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (4.2)$$

де  $B_i$  – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 4.7);

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

$B_{ij}^{\max}$  – максимально можливе значення балу (табл. 4.8);

$i$  – порядковий номер фактору;

$j$  – відповідна характеристика  $i$ -го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 4.7.

Таблиця 4.7

**Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів  
науково-технічної ефективності**

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

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 4.8.

Таблиця 4.8

**Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР**

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

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

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 4.9.

Таблиця 4.9

### Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

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

Розраховане за формулою 4.2 значення  $E_{нт}$  буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 5 + 0.16 \cdot 8 + 0.09 \cdot 6 + 8 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,717.$$

Загальну оцінку бакалаврської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Таблиця 4.10

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності  
фундаментальних та пошукових НДР**

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

#### 4.4. Висновки до розділу 4

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 58386,70 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,717 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

## РОЗДІЛ 5

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 5.1. Охорона праці

Розробка математичного та програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини (надалі системи) здійснювалась із використанням ЕОМ, тому впершу чергу необхідно дотримуватися вимог Державних санітарних правил і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин (ДСанПіН 3.3.2.007-98), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 10.12.98 р. №7 [50], та Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями, затверджених наказом Міністерства соціальної політики України 14.02.2018 № 207 (НПАОП 0.00-7.15-18), які розроблені на основі Директиви 90/270/ЄЕС від 29 травня 1990 року про мінімальні вимоги безпеки та здоров'я при роботі з екранними пристроями [51].

Для небезпечної роботи людини та захисту її здоров'я в процесі роботи з системою усе зовнішнє випромінювання від моніторів (екранів) має бути зведене до допустимого рівня (вплив шуму, вібрації, забруднювачів, температури та інші, які, не призводять до порушень стану здоров'я людини, її працездатності та поведінки) відповідно до вимог охорони здоров'я та безпеки працівників.

При облаштуванні робочого місця передусім потрібно обрати обладнання, яке не створює надлишкового шуму та не виділяє надлишкового тепла. Гранично допустимі рівні шуму повинні відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99), які затверджено постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 37 [52]. Мікроклімат приміщення повинен відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99), які затверджено постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 42 [53].

Робоче місце повинне бути організовано, так щоб забезпечувати відповідність усіх елементів робочого місця розробки. Освітлення при розробці повинне створювати відповідний контраст між екраном (дисплеєм) і навколишнім середовищем та відповідати діючим вимогам ДСанПІН 3.3.2.007-98 [54]

Комп'ютерна система діагностики функціонального стану легень людини, відповідно відноситься до медичного виробу відповідно до Технічного регламенту щодо медичних виробів, який затверджено постановою Кабінету Міністрів України від 2 жовтня 2013 р. № 753 [55]. Система як медичний виріб, апарат, прилад, пристрій, програмне забезпечення призначена виробником для застосування з метою забезпечення діагностики, моніторингу, хвороби пацієнта в разі захворювання, діагностики, моніторингу, лікування, полегшення стану пацієнта в разі травми чи інвалідності або їх компенсації, дослідження, заміни, видозмінювання або підтримування анатомії чи фізіологічного процесу.

Необхідно зауважити, що програмне забезпечення, що керує програмних алгоритмів роботи медичного виробу або впливає на використання медичного виробу, відноситься до того самого класу, що і медичний виріб згідно Технічного регламенту [55].

Програмне забезпечення комп'ютерної системи розроблено таким чином, щоб у разі його застосування не було спричинено виникнення ризику для клінічного стану або безпеки споживачів чи для здоров'я і безпеки користувачів або інших осіб [55].

Відповідно до вимог [55] система медичного призначення з електронною програмною системою, яка спроектована таким чином, щоб забезпечувати відтворюваність, надійність та ефективність системи згідно з призначенням. У ній передбачені засоби для усунення або мінімізації спричинених ризиків у разі поодинокого збою.

Програмне забезпечення розроблено відповідно до поточного рівня знань з урахуванням принципів циклу розробки, управління ризиками, валідації та перевірки [55].



При конструюванні системи мінімізовані усі ризики створення електромагнітних полів, які можуть погіршити роботу інших виробів або обладнання в звичайних умовах, а також, щоб уникнути ризиків випадкового ураження електричним струмом за умови належного використання, правильного встановлення, тобто має робочу ізоляцію і виконана таким чином, що підключити її до електричної мережі можна лише після під'єднання корпусу до заземлювача (нульового захисного провідника), а при від'єднанні від мережі - корпус відключається від заземлювача (нульового захисного провідника) в останню чергу.

Стан ізоляції струмопровідних частин системи відповідає правилам її використання.

Таким чином, комп'ютерна системи діагностики функціонального стану легень людини є безпечною з точки зору охорони праці та техніки безпеки.

## 5.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Створення оптимальних комфортних умов у виробничих приміщеннях по виготовленню комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини та окремих його деталей є складною задачею, вирішити яку можна наступними заходами та засобами:

- Удосконалення технологічних процесів та устаткування.
- Впровадження нових технологій та обладнання, які не пов'язані з необхідністю проведення робіт в умовах інтенсивного нагріву дасть можливість зменшити виділення тепла у виробничі приміщення. Наприклад, заміна гарячого способу обробки металу — холодним, нагрів полум'ям – індуктивним, горнових печей – тунельними.
- Раціональне розміщення технологічного устаткування. Основні джерела теплоти бажано розміщувати безпосередньо під аераційним ліхтарем, біля зовнішніх стін будівлі і в один ряд на такій відстані один від одного, щоб теплові потоки від них не перехрещувались на робочих місцях. Для охолодження гарячих виробів необхідно передбачити окремі приміщення. Найкращим рішенням є розміщення

тепловипромінюючого обладнання в ізольованих приміщеннях або на відкритих ділянках.

– Автоматизація та дистанційне управління технологічними процесами. Цей захід дозволяє в багатьох випадках вивести людину із виробничих зон, де діють несприятливі фактори (наприклад автоматизоване завантаження печей в металургії, управління розливом сталі).

– Раціональна вентиляція, опалення та кондиціонування повітря. Вони є найбільш розповсюдженими способами нормалізації мікроклімату у виробничих приміщеннях. Так зване повітряне та водоповітряне душення широко використовується у боротьбі з перегріванням робітників в гарячих цехах.

Забезпечити нормальні теплові умови в холодний період року в надтогабаритних та полегшених промислових будівлях дуже важко і економічно недоцільно. Найбільш раціональним варіантом в цьому випадку є застосування променистого нагрівання постійних робочих місць та окремих ділянок. Захист від протягів досягається шляхом щільного закривання вікон, дверей та інших отворів, а також влаштуванням повітряних і повітряно-теплових завіс на дверях і воротах.

Раціоналізація режимів праці та відпочинку досягається скороченням тривалості робочої зміни, введенням додаткових перерв, створенням умов для ефективного відпочинку в приміщеннях з нормальними метеорологічними умовами. Якщо організувати окреме приміщення важко, то в гарячих цехах створюють зони відпочинку – охолоджувальні альтанки, де засобами вентиляції забезпечують нормальні температурні умови.

Для робітників, що працюють на відкритому повітрі зимою, обладнують приміщення для зігрівання, в яких температуру підтримують дещо вищою за комфортну. Застосування теплоізоляції устаткування та захисних екранів В якості теплоізоляційних матеріалів широко використовуються: азбест, азбоцемент, мінеральна вата, склотканина, керамзит, пінопласт.

На виробництві застосовують також захисні екрани для відгородження джерел теплового випромінювання від робочих місць. За принципом захисту щодо дії тепла екрани бувають відбиваючі, поглинаючі, відвідні та комбіновані. Хороший захист

від теплового випромінювання здійснюють водяні завіси, що широко використовуються в металургії.

Використання засобів індивідуального захисту. Важливе значення для профілактики перегрівання мають індивідуальні засоби захисту. Спецодяг повинен бути повітро- та вологопроникним (бавовняним, з льону, грубововняного сукна), мати зручний покрій. Для роботи в екстремальних умовах застосовуються спеціальні костюми з підвищеною теплосвітловіддачею. Для захисту голови від випромінювання застосовують дюралеві, фіброві каски, повстяні капелюхи; для захисту очей – окуляри – темні або з прозорим шаром металу, маски з відкидним екраном. Захист від дії зниженої температури досягається використанням теплового спецодягу, а під час опадів – плащів та гумових чобіт.

### 5.3. Висновки до розділу 5

У підрозділі з охорони праці обґрунтовано безпечність експлуатації комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини з точки зору охорони праці.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано оптимальні комфортні умови у виробничих приміщеннях по виготовленню комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини.

## РОЗДІЛ 6 ЕКОЛОГІЯ

### 6.1. Формування бази статистичних даних в екології

Основою всякої статистичної обробки і оцінки екологічної інформації є збір інформації, що здійснюється методом статистичного спостереження. Статичне спостереження - одна з найважливіших стадій статистичного дослідження. Воно вважається фундаментом статистичного дослідження, адже в процесі його здійснення формується первинна статистична інформація, яка на наступних етапах дослідження підлягає обробленню і аналізу [57].

Статичне спостереження в екології - це планомірний, науково-організований збір масових даних про екологічні явища і процеси. Здійснюється шляхом реєстрації за заздалегідь розробленою програмою спостереження [57].

Об'єктом спостереження є стан забруднення навколишнього середовища (природних об'єктів) атмосферного повітря, природних водних об'єктів, земель та ґрунтів. Збір даних проводиться не стихійно, а регулярно, що дає змогу вивчити тенденції, напрями, закономірності розвитку екологічних явищ і процесів. План статистичного спостереження передбачає широке коло питань методики та організації збору статистичної інформації, контролю її якості та вірогідності. Для об'єкта статистичного спостереження характерне те, що його не можна вивчати безпосередньо в цілому, для цього потрібно виділити в його складі окремі одиниці.

Одиниця статистичного спостереження [57] - це складовий елемент об'єкта дослідження, який є основою рахунку і носієм істотних ознак та властивостей, які підлягають реєстрації. Це первинний елемент об'єкта дослідження. Одиницю спостереження встановлюють, виходячи із завдань спостереження і складності об'єкта дослідження.

Правильне визначення одиниці спостереження має істотне значення для організації і проведення статистичного дослідження. Цим значною мірою зумовлюється об'єктивність одержаних результатів.

Основне завдання статистичного спостереження - отримання вірогідних статистичних даних, які об'єктивно характеризують явища і процеси суспільного життя [57]. Інформація статистичного спостереження повинна бути об'єктивною і якісною, а отже, забезпечуватись правильною науковою організацією її одержання, належним виконанням самого спостереження. Завдання статистичного спостереження зумовлюється завданнями, які ставляться перед дослідженням певних екологічних процесів і явищ і впливають з потреб управління ними.

Програма статистичного спостереження являє собою перелік питань, на які треба одержати відповіді в процесі збирання статистичних зведень щодо кожної досліджуваної одиниці [57].

Відповіді на питання програми спостереження записуються у документ особливої форми - статистичний формуляр. Він являє собою первинний документ, у якому фіксують відповіді на питання програми по кожній з одиниць сукупності, це носій первинної інформації.

Формуляри мають різні назви [57]: форма первинного обліку або, звітності, акт, бланк, табель, картка (фішка), анкета, опитувальний листок. Для всіх перелічених видів формулярів характерні деякі обов'язкові елементи:

- змістовна частина, яка включає перелік питань програми,
- зведена графа або декілька граф для запису відповідей і шифрів (кодів) відповідей, титульна і адресна частини.

На титульній сторінці записується назва статистичного спостереження (для нашого прикладу, «Вихідна інформація про стан забруднення атмосферного повітря»), назва організації (особи), яка проводить спостереження, а також зазначається, ким і коли затверджено формуляр або статистичне спостереження.

У практиці статистичного спостереження застосовують формуляри двох видів: картковий і списковий [57].

Картковим (або індивідуальним) називається статистичний бланк (фішка), який містить дані лише про одну одиницю спостереження.

Загальна кількість карток повинна дорівнювати кількості одиниць досліджуваної сукупності. Формуляри-картки зручні для ручного оброблення занесених у них даних, але потребують значно більших трудових витрат, ніж формуляри-списки.

Списковий формуляр - це статистичний бланк, у якому реєструються відомості по кількох одиницях спостереження [57]. Формуляри-списки економічніші і зручніші для машинного оброблення і контролю даних.

В формуляр записуються дані по кожному району, підводиться підсумок та здійснюється контроль правильності записів (способи контролю матеріалів спостереження будуть розглянуті далі).

Програму і план статистичного спостереження розробляють органи державної статистики на рівні Міністерства Державного комітету статистики України.

У плані вказують строк проведення спостереження, тобто час початку і закінчення збирання зведень. Час спостереження це момент або період часу, якого стосується статистична інформація (дані).

У плані має бути точно визначена територія, на якій здійснюється спостереження, а також особи і організації, відповідальні за проведення підготовчих робіт, збір, перевірку і оброблення інформації по окремих ділянках території. Місцем спостереження вважають пункт, де безпосередньо реєструються ознаки окремих одиниць сукупності в статистичних формулярах.

У статистичній практиці застосовують дві організаційні форми спостереження: звітність і спеціально організовані статистичні спостереження.

Звітність — це форма статистичного спостереження, при якій статистичні дані надходять у статистичні органи від підприємств і установ у вигляді обов'язкових і таких, що мають юридичну силу звітів про їх роботу.

Звітність підприємств, установ та організацій є поки що основним джерелом статистичної інформації. У ній передбачається система твердо регламентованих показників, які характеризують діяльність підприємств, установ та організацій. Зміст звіту, форма і термін подання також встановлюється вищим статистичним органом. Звітність складають на основі документів первинного оперативно-

технічного і бухгалтерського обліку. Вірогідність гарантується також юридичною відповідальністю керівників підзвітних підприємств та організацій.

За способом одержання статистичних даних виділяють: безпосередній облік фактів, документальний облік і опитування респондентів:

- безпосередній облік фактів передбачає безпосередній огляд, перелік, вимірювання, зважування тощо. Так проводять інвентаризацію викидів на підприємствах;

- документальний облік ґрунтується на даних різноманітних документів первинного обліку. Найбільш широкого вжитку він набув при складанні статистичної звітності, екологічних паспортів, паспортів забруднюючих речовин тощо;

- опитування респондентів - це таке спостереження, при якому відповіді на питання формуляра записують зі слів респондента. Опитування буває експедиційне, самореєстрація, кореспондентське і анкетне:

- при експедиційному опитуванні спеціально підготовлені реєстратори заповнюють формуляри спостереження і одночасно перевіряють правдивість відповідей на питання;

- самореєстрація - це опитування, при якому респонденти самі заповнюють статистичні формуляри. Працівники статистичних органів лише інструктують їх і перевіряють повноту та правильність одержаних відомостей;

- кореспондентське опитування здійснюють спеціальні дописувачі, які заповнюють формуляри згідно з інструкцією і передають відомості статистичним органам;

- при анкетному опитуванні анкети респондентам вручають особисто або висилають поштою. Опитування може проводитись також у формі інтерв'ю. Це спосіб допускає довільність відповідей респондентів на поставлені питання, з'ясування їх думок.

Різноманітність екологічних явищ, їх специфіка, особливості статистичного вимірювання потребують поєднання зазначених способів і видів спостереження.

## 6.2. Моніторинг довкілля та система спостережень за впливом на довкілля антропогенних факторів

Моніторинг довкілля, екомоніторинг (англ. *environmental monitoring*, нім. *Monitoring n der Umwelt (der Umgebung)*) — комплексна науково-інформаційна система регламентованих періодичних безперервних, довгострокових спостережень, оцінки і прогнозу змін стану природного середовища з метою виявлення негативних змін і вироблення рекомендацій з їх усунення або ослаблення.

Антропогенні фактори – форми господарської діяльності людини, що впливають на організми чи екосистеми, природне середовище загалом.

Спостереження у межах системи моніторингу за дією основних антропогенних факторів і процесів, які вони зумовлюють, групують за такими напрямками:

1. Спостереження за локальними джерелами забруднення й забруднюючими факторами. Вони здійснюються на територіях окремих об'єктів (підприємств, населених пунктів, ділянок ландшафтів тощо) у формі контролювання кількісного та якісного складу забруднюючих речовин, що містяться у викидах і скидах, місцях їх зберігання.

2. Спостереження за станом навколишнього природного середовища. Зосереджені такі спостереження на відстежуванні геофізичних (природні явища катастрофічного характеру: вулкани, землетруси, ерозії, цунамі), фізико-географічних (розподіл суші та води, рельєф, природні ресурси, народонаселення, урбанізація), геохімічних (кругообіг речовин, хімічні, шумові забруднення атмосфери), хімічних (хімічний склад атмосферних домішок природного й антропогенного походження, опади, поверхневі та підземні води, ґрунт, рослини, основні шляхи поширення забруднювачів) процесів і змін з фіксуванням відповідних даних.



3. Спостереження за станом біотичної складової біосфери. У їх процесі відстежують реакції біоти на різні фактори, тобто реакції окремих організмів, популяцій, або угруповань (груп рослинних і тваринних організмів, що постійно чи тимчасово співіснують на певних територіях), а також спостерігають за функціональними й структурними біологічними ознаками (приростом біомаси за годину часу, швидкістю поглинання різних речовин рослинами чи тваринами, чисельністю видів рослин та тварин, загальною біомасою).

4. Спостереження за реакцією великих систем (клімату, Світового океану, біосфери). Моніторингу потребують фізичні, хімічні та біологічні показники. Для встановлення динаміки змін стану біосфери замірювання повторюють через певні проміжки часу, а важливі показники відстежують безперервно. Система спостережень може полягати в організації замірювань у конкретних точках (на станціях) або на обширній території й отриманні інтегральних показників. Часто ефективним є комбіноване використання обох підходів.

В організації спостережень активно використовують авіаційні та супутникові засоби. Отримані за їх допомогою результати аналізують з огляду на зміни середовища, а також на відповідні реакції біоти, що виникають унаслідок антропогенного впливу. Для цього важливо знати початковий (фоновий) стан середовища, тобто стан, який підтримувався до суттєвого втручання людини. Його можна частково відновити за результатами тривалих спостережень, а також за даними аналізу складу донних відкладень, льодовикових шарів, кілець деревини, які належать до періоду, що передувало відчутному впливу людини на навколишнє середовище.

Отже, основною метою моніторингу довкілля є спостереження за змінами в екосистемах, зумовленими антропогенними факторами.

### 6.3. Висновки до розділу 3

У розділі проаналізовано питання формування бази статистичних даних в екології і моніторингу довкілля та система спостережень за впливом на довкілля антропогенних факторів

## ВИСНОВКИ

У дипломній роботі розв'язано актуальну наукову задачу розробки математичного та програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено аналіз забезпечення відомих комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини, що забезпечило обґрунтування вибору напрямку наукового дослідження.

2. Розроблено математичне забезпечення комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини на базі обґрунтування математичної моделі сигналів дихання у вигляді випадкових процесів із періодичними характеристиками та синфазного методу опрацювання, що забезпечило розширення асортименту діагностичних ознак.

3. Розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини в програмному середовищі MATLAB (утиліта Guide) на базі математичного забезпечення, що забезпечило процедуру опрацювання експериментальних даних сигналів дихання.

4. Проаналізовано результати роботи забезпечень (математичного, алгоритмічного, програмного) комп'ютерних систем діагностики функціонального стану легень людини.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Аль-Нажжар Номан Каид. Модели, алгоритмы и технические средства исследования и автоматического анализа дыхательных шумов: автореф. дис. на здобуття канд. техн. наук: спец. 05.11.17. Тверь, 2007. 17с.
2. Аль-Нажжар Н.К. Филатова Н.Н. Задача распознавания патологий на основе цифрового анализа акустических сигналов. *Сборник научных трудов, Компьютерные технологии в управлении, медицине, образовании ТГТУ*. Тверь, 2006, С.97-100.
3. Аль-Нажжар Н.К., Филатова Н.Н. К вопросу регистрации бронхолегочных шумов. *Сборник научных трудов, Компьютерные технологии в управлении, медицине, образовании ТГТУ*. Тверь, 2006, С.101-104.
4. Аль-Нажжар Н.К. Компьютерный анализ дыхательных шумов. *Сборник трудов всероссийской НТК "Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы, Биомедсистемы* . Рязань, 2006.
5. Аль-Нажжар Н.К. Устройство регистрации и анализ дыхательных шумов. Полезная модель. Регистрационный № 2007113453. Входящий № 014605, Федеральный институт промышленной собственности. Москва, 2007, С.14-18.
6. Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синкоп Ю.С. Біомедичні сигнали та їх обробка. Київ, 1997. 49 с.
7. Бендат, Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. Москва, 1989. 540 с.
8. Батищев Э.М., Бойко И.А., Коренбаум В.И., Костив А.Е., Кулаков Ю.В., Мокеев Д.Н., Почекуто И.А., Тагильцев А.А. Акустическая интраскопия легких на основе спектрального анализа перкуторных звуков. *Вестн. нов. мед. технологий*. 2003. Т. 10, № 1-2. С. 8-9.
9. Басовский В.Г., Вовк И.В., Вовк О.И. О возможности генерирования тональных звуковых колебаний потоком воздуха в бронхах со стенозом. *Акуст. весн*. 2003. №1. С.3-21.

10. Бачинський М.В., Дедів І.Ю., Дозорський В.Г. Обґрунтування структури системи відбору акустичних сигналів для задач медичної діагностики систем дихання та голосотворення. *Вісник Хмельницького національного університету : Збірник наук. праць.: Технічні науки*. Хмельницький. 2011. Вип. №3 (177). С. 192-195.
11. Бачинський М.В. І.Ю. Дедів. Обґрунтування інформативності ознак сигналів дихання для задачі діагностики дихальної системи. *Сборник научных трудов SWorld. Материалы международной научно-практической конференции «Современные проблемы и пути их решения в науке, транспорте, производстве и образовании '2011»*. Выпуск 4. Том 5. *Технические науки*. Одесса. 2011. Т. 5. С 83-85.
12. Боровков А.А. Математическая статистика. – Новосибирск, 1997. 772 с.
13. Крайников А.В. Вероятностные методы в вычислительной технике: учебное пособие для вузов. Москва, 1986. 312 с.
14. Вовк І.В. Гринченко В.Т., Олейник В.Н. Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания. *Акуст. журн.* 1995. Т.41, № 5. С. 758-768.
15. Гульятеев, А.К. Matlab 5.2. Имитационное моделирование в среде Windows. Санкт-Петербург, 1999. 286 с.
16. Гусейнов А. А. Акустические характеристики дыхания у больных легочными заболеваниями: автореф. дис. д-ра мед. наук. Махачкала, 2010. 38 с.
17. Гусейнов А.А. Акустический анализ дыхательных звуков в диагностике обструктивных заболеваний у пациентов пожилого возраста. *Вестник С-Петербургской государственной медицинской академии им. И.И.Мечникова*. Санкт-Петербург. 2008. №3/1 (28). С.65-67.
18. Дедів І. Дозорський В. Обґрунтування структури системи відбору акустичних сигналів для задач діагностики систем дихання та голосотворення *Матеріали науково-технічної конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування»*. Тернопіль. 2011. С. 24-25.
19. Драган Я.П. Энергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів, 1997. XVI+333с.

20. Коренбаум, В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В. Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном выдохе // Акуст. журн. 1997. Т. 43, № 1. С. 78–86.
21. Коренбаум, В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А., Малышенко И.Ю. Некоторые возможности наблюдения за течением легочных заболеваний методом комбинированной бронхофонографии // Вестн. нов. мед. технологий. 1997. Т. 3, № 3. С. 79–81.
22. Коренбаум, В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А. Новое в биофизике дыхательных шумов // Вестн. нов. мед. Технологий / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков. – 1997. Т. 4, № 1–2. С. 30–36.
23. Коренбаум, В.И. Новые акустические методы исследования системы дыхания человека // Вестн. нов. мед. Технологий / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков . –1996. Т. 4, № 3. С. 87–89.
24. Коренбаум, В.И. Особенности акустических явлений, наблюдаемых при аускультации легких // Акуст. журн. 2003. / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков. – Т. 49, № 3. С. 376–388.
25. Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В. Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки // Акуст. журн. 1998. Т. 44, № 3. С. 380–390.
26. Коренбаум В.И.. Происхождение шумов везикулярного дыхания // Физиология человека / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков. – 1997. Т. 23, № 4. С. 133–135.
27. Крамер Г. Стационарные случайные процессы / Г. Крамер, М. Лидбеттер; пер. с англ; под ред. Ю.К. Беяева. – М.: Мир, 1969. – 400 с.
28. Мінцер О. П. Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині : навч. пос. для студ. / О. П. Мінцер, Ю. В. Вороненко, В. В. Власов. – К. : Вища школа, 2003. – 350 с. – (Інформаційні технології в охороні здоров'я і практичній медицині : у 10-и кн./ О. П. Мінцер; кн. 5).
29. Модель акустичного сигналу для виявлення порушень стану дихальної системи та голосового апарату як частковий випадок стохастичної коливної системи

[Текст] / Н.І. Джичка, І.Ю. Дедів, В.Г. Дозорський, Я.П. Драган // Вісник Національного університету “Львівська політехніка”. Комп’ютерні науки та інформаційні технології. – Львів : НУЛП, 2011. – № 710. – С. 155–159

30. Немеровский Л.И. Пульмофонография / Л.И.Немеровский. М.: Медицина, 1981. – 104 с.

31. Овсяк В. Синтез і дослідження алгоритмів комп’ютерних систем / В. Овсяк, В. Бритковський, О. Овсяк, Ю. Овсяк – Львів: УАД, 2004. – 276 с.

32. Омельченко В.А. Основы спектральной теории распознавания сигналов / В.А. Омельченко. – Харьков: Вища школа. Из-во при Харьковском ун-те, 1983. – 156 с.

33. Оппенгейм А.В. Цифровая обработка сигналов / А.В. Оппенгейм, Р.В. Шафер; [пер. с англ. В.А. Лексаченко, В.Г. Челпанова]; под ред. Шаца С.Я. – М.: Связь, 1979. – 416 с.

34. Почекутова И.А., Коренбаум В.И. Анализ трахеальных шумов форсированного выдоха в диагностике нарушений бронхиальной проходимости // Сб. тр. XI сес. Рос. акуст. о-ва. Т. 3. М.: ГЕОС, 2001. С. 187–191.

35. Почекутова И.А., Коренбаум В.И., Агапов Я.В. Влияние одиночного погружения на функцию внешнего дыхания водолазов, использующих замкнутые кислородные системы // Фундаментальные и прикладные вопросы естествознания: Материалы Всерос. межвуз. науч.-техн. конф. Владивосток: Тихоокеанский военно-морской ин-т им. С.О.Макарова, 2003. Т. 1. С. 162–164.

36. Почекутова И.А., Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Авдеева Е.В., Тагильцев А.А. О значении спектрально-временных параметров шума форсированного выдоха в оценке состояния бронхиальной проходимости // Физиология человека. 2001. Т. 27, № 4. С. 441–445.

37. Драган Я.П., Васильєв К.К., Казаков В.О., Купченко Ю.П., Омельченко В.О., Тріфонов А.П. Прикладна теорія випадкових процесів і полів. Харків-Львів-Тернопіль, 1993. 248 с.

38. Абросимов В.Н., Глотов С.И., Колганова Е.В., Кузнецов В.И. Применение мониторинга дыхательных шумов в режиме реального времени с

целью диагностики астмы физического усилия. *Медико-биологическое обеспечение спорта высших достижений*. Казань. 2011. С. 39–40.

39. Килин А.С., Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А. Характеристики шумов форсированного выдоха человека в норме. *Физиология человека*. 1999. Т. 25, № 3. С. 128–130.

40. Харкевич А.А. Спектры и анализ. Москва, 1962. 134 с.

41. Bentur L., Beck R., Berkowitz D., Hasnin G., Berger I., Irving C., Gavriely N. Adenosine bronchial provocation in chronic cough – a study with automatic wheeze detection. 25th Int. Conf. on Lung Sounds. Chicago, 2000.

42. Gavriely N., Cugell D.W. Air-flow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds. *J. Appl. Physiol.* 1996. Vol. 80, N 1. P. 5–13.

43. Fenton T.R., Pasterkamp H., Tal A., Chernick V. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children. *IEEE trans. Biomed. Engng.* 1985. 32. pp.50-55.

44. Hurd H.L. Stationarizing properties of random shift. *SIAM J. Appl. Math.* 1974. 26. №1. pp.203-312.

45. Koopmans L.N. The spectral analysis of time series. New York, 1974. 378 p.

46. Korenbaum V.I., Kulakov Ju.V., Tagiltsev A.A. A new approach to acoustical evaluation of human respiratory sounds. *Biomed. Instrum. Technol.* 1998. Vol. 32, N 2. pp. 147–156.

47. Korenbaum V.I., Tagiltsev A.A., Kulakov Ju.V., Kilin A.S., Avdeeva H.V., Pochekutova I.A. An acoustic model of noise production in the human bronchial tree under forced expiration. *J. Sound Vibr.* 1998. Vol. 213, № 2. pp. 377-382.

48. Wolf J.J. Efficient acoustic parameters for speaker recognition. *Journal of The American Statistical Association.* 1972. Vol.51., no.6. pp.2044-2056.

49. Laenec R.T.H. De l'Auscultation Mediate. Paris: Brosson et Chaude, 1819.

50. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПіН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 30.09.2019).

51. Про затвердження Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями НПАОП 0.00-7.15-18. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/z0508-18> (дата звернення: 30.09.2019).

52. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99. URL: <http://arm.te.ua/docs/DSN-3.3.6.037-99.pdf> (дата звернення: 30.09.2019).

53. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99> (дата звернення: 30.09.2019).

54. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПН 3.3.2.007-98. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0007282-98> (дата звернення: 30.09.2019).

55. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#n676> (дата звернення: 30.09.2019).

56. Порядок здійснення державного моніторингу в галузі охорони атмосферного повітря. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/827-2019-%D0%BF> (дата звернення: 12.11.2019).

57. Тарасова В. В. Екологічна статистика (з блочно-модульною формою контролю знань) : підручник / В. В. Тарасова; Держ. агрокол. ун-т. - К. : ЦУЛ, 2008. - 392 с.



## Додаток А

Теза конференції «Математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи ідентифікації стану легень людини»



**СУЧАСНІ  
ІНФОРМАЦІЙНІ  
СИСТЕМИ І  
ТЕХНОЛОГІЇ**

**Матеріали  
II Всеукраїнської  
науково-практичної  
інтернет-конференції студентів,  
аспірантів та молодих вчених**

за тематикою:  
**«Сучасні комп'ютерні системи  
та мережі в управлінні»**

**30 листопада 2019 р.  
Херсон**



## ЗМІСТ

СЕКЦІЯ 1. СУЧАСНІ ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ.....	10
Безручко М.А., Захарченко Р.М. Облік робочого часу з використанням інформаційних технологій.....	11
Біблій П.О., Сидорова М.Г. Ансамблевий підхід як сучасна тенденція підвищення стійкості навчання нейромереж.....	12
Біланюк Я.О., Лепа Є.В. Засоби моделювання комп'ютерних мереж.....	13
Бойко О.В., Козел В.М. Дослідження можливостей Session Initiation Protocol.....	16
Боревич Є.В., Запорожесь А.Є., Поденежко О.В. Перспективи застосування сучасних інформаційних технологій в правоохоронній системі.....	18
Братченко В.О., Соколова О.В., Соколов А.Є. Модель надійності передачі пакету даних між двома вузлами.....	20
Бугайчук О.В. Вплив Інтернету на прискорення економічного зростання в контексті розвитку глобальної економіки.....	23
Войтко Б.С., Ригмар П.В. Розробка інтернет-магазину з використанням CMS WordPress.....	26
Гаврилюк М.І., Ковальчук В.О., Поденежко О.В. Електронна митниця в сучасних умовах розвитку інформаційних систем.....	28
Головін Д.О. Використання етичного хакінгу як методу отримання і аналізу даних для розв'язання задач конкурентної розвідки.....	30
Горбовий І.А., Хвостівський М.О., Величко Д.В. Математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи ідентифікації стану легень людини.....	32
Горлій В.О., Дашенко Г.В. Аудит інформаційної безпеки підприємства.....	34
Грибніченко Р.А., Ілляшенко К.В. Модернізація інформаційних технологій як рушійна сила змін в управлінні підприємствами.....	36
Гришук Д.О., Фролова М.Е. Конструктори сайтів. Потреба використання конструкторів при створенні сайтів.....	38
Гусак Л.В., Воронкова В.Г. Аналіз останніх публікацій за проблематикою та виділення невирішених раніше частин загальної проблеми цифрового адміністрування в службі крові.....	41
Дудко М.С., Лепа Є.В. Моделювання комп'ютерних мереж.....	44
Єфімов Д.В. Криптовалюта - гроші майбутнього.....	47
Журавель К.О. Вплив інформаційно-комп'ютерних технологій на розвиток цифрової економіки та формування її парадигми.....	49
Застрожнікова І.В. Пріоритети державної інформаційної політики у розвитку аграрного сектору економіки України.....	51
Захарченко Л.М., Кірюшатов Т.Г. Проблеми розвитку транспортної структури країни.....	53
Карпенко А.І., Сарафаннікова Н.В. Нейрокомп'ютерний інтерфейс.....	55
Кермач О.С., Захарченко Р.М. Розробка веб-сервісу пошуку інформації на карті.....	58
Ковальчук І.В., Щемененко А.І., Задніпровський О.Г. Інформаційно облікові системи на мобільних платформах для дистанційного ведення бухгалтерського обліку.....	59



УДК 612.2:519.2:519.688

*Горбовий І.А., студент 6 курсу спеціальності  
«Комп'ютерні системи та мережі»*

*Хвостівський М.О., к.т.н., доцент кафедри  
біотехнічних систем*

*Величко Д.В., студент 1 курсу спеціальності  
«Комп'ютерні системи та мережі»*

## МАТЕМАТИЧНЕ ТА АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ІДЕНТИФІКАЦІЇ СТАНУ ЛЕГЕНЬ ЛЮДИНИ

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

Розробка комп'ютерної системи для отримання інформативно-діагностичних ознак як ідентифікаторів стану легень людини (норма чи патологія) шляхом реєстрації сигналів дихання (рис.1) та їх подальшого аналізу засобами математичного (моделі, методи), алгоритмічного (алгоритми, блок-схеми) та програмного забезпечення є актуальною задачею.

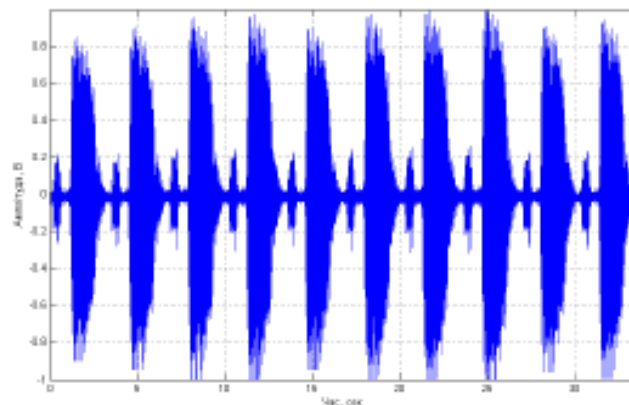


Рис. 1. Експериментально зареєстровані сигнали дихання

За результатами аналізу математичного та алгоритмічного забезпечень відомих комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини (3M Littmann 3200 (США), Steth IO (США), AMD-3750 (США) та ряд інших) встановлено, що системи є обмеженими щодо аналізу сигналів дихання для отримання додатково ряду інформативно-діагностичних ознак.

Математичне забезпечення у відомих комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини реалізовано на основі математичних моделей та методів аналізу сигналів дихання.

Виділено низку відомих математичних моделей сигналів дихання:

– детерміновані: адитивні суміші періодичних функцій (Вовк І.В., Номан Канд, Аль-Нажжар, Wolf J.J.) – не складні алгоритми реалізації, проте не дають змоги врахувати випадкову природу сигналу дихання;

– випадкові: стаціонарний випадковий процес (Hurd H.L., Коренбаум В.И.) – не дають змогу поєднати одночасно періодичність та випадковість, що характерною особливістю емпіричних сигналів дихання.

На основі математичних моделей сигналів дихання у комп'ютерних систем ідентифікації стану легень людини реалізовано методи морфологічного, спектрального, кореляційного, спектрально-кореляційного аналізу сигналів дихання, які забезпечують процедуру розробки алгоритмічного та на його основі програмного забезпечення.

Програмне забезпечення у відомих комп'ютерних систем, яке базується на математичному та алгоритмічному забезпеченнях, дає змогу отримати цілий ряд



інформативно-діагностичних ознак функціонального стану легень людини, однак розширення їх кількості для підвищення точності класифікації медичного діагностичного висновку є актуальною задачею.

Для аналізу сигналів дихання як періодично корельовано випадкової послідовності вибрано компонентний метод як математичне забезпечення комп'ютерної системи ідентифікації стану легень людини, який у порівнянні із синфазним методом не залежить від загальної кількості компонент та не накладає вимоги щодо їх кількості.

В основі компонентного методу [1] лежить процедура обчислення оцінок спектральних компонент  $\hat{B}_k(u)$  як показників варіації сигналів дихання у часі згідно виразу:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T) \xi^*(n\Delta t + kN_T) e^{-j2\pi kn/N_T} \quad (1)$$

де  $\xi(n\Delta t)$  - послідовність сигналів дихання;  $\Delta t$  - крок дискретизації;  $N_T$  - кількість точок, які лежать в межах одного періоду ЕКС  $T$ ,  $N_T = T/\Delta t$ ;  $T$  - період основного тону сигналів дихання,  $u$  - часовий зсув,  $n$  - дискретний відлік.

Для розробки алгоритму аналізу сигналів дихання згідно виразу (1) застосовано алгебру алгоритмів (розробник теорії Овсяк В.К. [2]) (рис. 2).

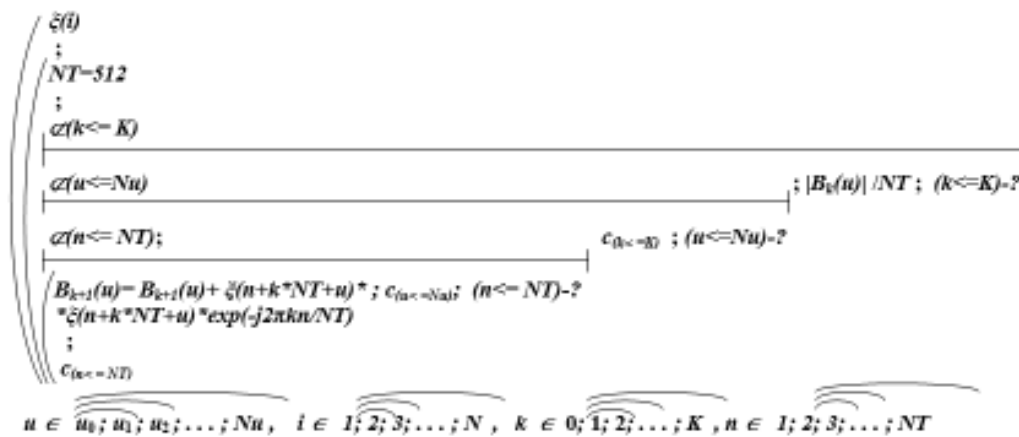


Рис. 2. Алгоритм аналізу сигналів дихання

Розроблений алгоритм (рис.2) із використанням алгебри алгоритму, на відміну від блок-схемного та вербального описів, дає змогу забезпечити точніший опис, мінімізувати кількість дій та процедуру дослідження алгоритму.

В алгоритмі на рис.2 операція секвентування « $\frown$ » використовується для опису послідовностей дій, елімінування « $\dashv$ » – розгалужень в алгоритмах та операція циклу « $\circlearrowleft$ » – організація циклів.

Алгоритм комп'ютерного аналізу сигналів дихання (рис.2) дає змогу розробити на його основі програмне забезпечення для комп'ютерних систем з метою ідентифікації стану легень людини шляхом оцінювання характеристик сигналів дихання компонентним методом.

**Література.**

1. Драган Я.П. Энергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Я.П. Драган. – Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. – XVI+333с.
2. Овсяк В. Синтез і дослідження алгоритмів комп'ютерних систем / В. Овсяк, В. Бритковський, О. Овсяк, Ю. Овсяк – Львів: УАД, 2004. – 276 с.

Додаток Б

Теза конференції «Комп'ютерні системи генерування тестових сигналів  
кровоносних судин та сітківки ока людини»

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ**

**МАТЕРІАЛИ**

**VII НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ**

**«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,  
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»**



**11–12 грудня 2019 року**

**ТЕРНОПІЛЬ  
2019**



<b>В. Лукашук</b> ЗАСОБИ ДИСТАНЦІЙНОГО КОНТРОЛЮ ПАРАМЕТРІВ ВАНТАЖУ В ЛОГІСТИЧНИХ СИСТЕМАХ	128
<b>А. Мельничук, М. Хвостівський, І. Горбовий</b> ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМ	129
<b>К. Моха, М. Хвостівський, А. Кравчук</b> КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ ГЕНЕРУВАННЯ ТЕСТОВИХ СИГНАЛІВ КРОВОНОСНИХ СУДИН ТА СІТКІВКИ ОКА ЛЮДИНИ	130
<b>В. Нестор, В. Яцишин</b> ПРОЦЕДУРА КЛАСИФІКАЦІЇ АТРИБУТІВ ЗА ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ЯКОСТІ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ	131
<b>А. Паламар</b> ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ СТАНУ ДЖЕРЕЛ БЕЗПЕРЕБІЙНОГО ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ	132
<b>Н. Паляниця, В. Дорофей</b> РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ПАКЕТУ ДЛЯ РОЗМІЧУВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ У МАШИННОМУ НАВЧАННІ	133
<b>Л. Пуляк, С. Лупенко</b> МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ	135
<b>Б. Равчак</b> ХАРАКТЕРИСТИКА МЕТОДОЛОГІЇ JAMSTACK	136
<b>Є. Сов'як, Є. Тиш</b> МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ПОПЕРЕДНЬОГО ОПРАЦЮВАННЯ ЕКТ ДЛЯ СИСТЕМИ ТЕЛЕМОНІТОРИНГУ	137
<b>В. Стеблик, У. Подивана</b> МЕРЕЖЕВИЙ МОНІТОРИНГ ЯК ЗАСІБ АНАЛІЗУ ІНФОРМАЦІЙНИХ ПРОЦЕСІВ У ЛОКАЛЬНІЙ І ГЛОБАЛЬНІЙ МЕРЕЖІ	138
<b>Є. Тиш, О. Зима</b> ВИБІР КРИТЕРІЇВ ЕФЕКТИВНОСТІ БЕЗПРОВІДНИХ ТЕЛЕМЕТРИЧНИХ МЕРЕЖ	139
<b>С. Туркот</b> НЕЙРОННІ МЕРЕЖІ В СИСТЕМАХ БІОМЕТРИЧНОЇ АУТЕНТИФІКАЦІЇ	140
<b>О. Цебрик</b> МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ПОБУДОВИ СПЕЦІАЛІЗОВАНИХ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЯКОСТІ БЕНЗИНУ	141
<b>Б. Цюпрік, О. Ясній</b> БЕЗПЕКА МЕРЕЖІ ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ	142
<b>В. Часник, Н. Луцк</b> ПРОЦЕС АВТОМАТИЧНОГО РОЗПІЗНАВАННЯ МОВИ НА БАЗІ МІКРОКОНТРОЛЕРНОЇ СИСТЕМИ	143
<b>Я. Чирський, В. Яцишин</b> АНАЛІЗ МОДЕЛІ ЗРУЧНОСТІ ВИКОРИСТАННІ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЯКОСТІ ЛЮДИНО-МАШИННОЇ ВЗАЄМОДІЇ	144
<b>Х. Юркевич, А. Луцків, Н. Попович</b> АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОГО ОПРАЦЮВАННЯ ВЕЛИКИХ ТЕКСТОВИХ ДАНИХ ЗАСОБАМИ ХМАРНИХ СЕРВІСІВ	145
<b>Я. Юськів, Є. Тиш</b> БАЗА ДАНИХ ПІДТРИМКИ ПРОЦЕСУ ОЦІНЮВАННЯ ВПЛИВУ ДЕФЕКТІВ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ НА НАДІЙНІСТЬ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ	146



УДК 612.81:612.2:519.2:004.312

А. Мельничук, М. Хвостівський, І. Горбовий

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя)

## ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМ

UDC 612.81:612.2:519.2:004.312

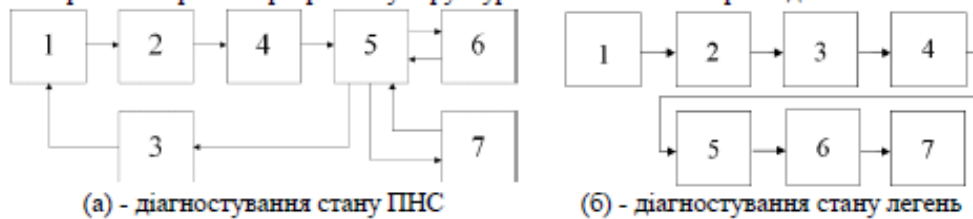
A. Melnychuk, M. Hvostivskyu, I. Horbovyu

(Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine)

## PROVIDING COMPUTER DIAGNOSTIC SYSTEMS

Розроблення технічного та алгоритмічного забезпечення комп'ютерних систем для діагностування функціонального стану периферичної нервової системи (ПНС) та стану легень людини є актуальною задачею. Системи дають змогу отримувати діагностичні ознаки про стан нервово-м'язової та легеневої систем шляхом реєстрації та обробки електроміографічного сигналу і сигналів дихання.

На рис. 1. зображено розроблену структурні схеми комп'ютерних діагностичних систем.



(а) - діагностування стану ПНС

(б) - діагностування стану легень

Рис. 1. Структурні схеми комп'ютерних діагностичних систем: а) 1 – людина, 2 – датчик, 3 – електричний стимулятор, 4 – підсилювач ЕМС, 5 – блок обробки даних ЕМС, 6 – ноутбук, 7 – блок збереження даних; б) 1 – людина, 2 – мікрофон (датчик), 3 – підсилювач, 4 – АЦП, 5 – мікропроцесор/блок обробки, 6 – ПК, 6 – візуалізація

В основі блоку обробки на обоїх схемах є процедура компонентної обробки [1] електроміографічного сигналу та сигналу дихання, алгоритм якої зображено на рис. 1.

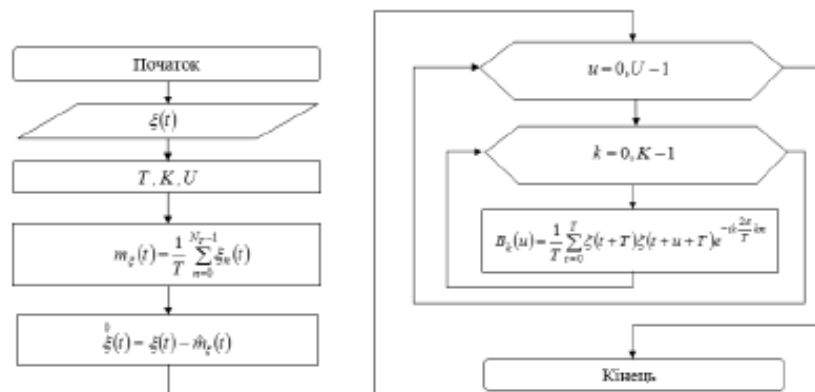


Рис. 1. Алгоритмічне забезпечення компонентної обробки електроміографічного сигналу та сигналів дихання у складі комп'ютерних діагностичних систем

Алгоритмічне забезпечення компонентної обробки, яке зображено на рис. 1 забезпечує виділення із реалізації електроміографічного сигналу та сигналів дихання нових медико-діагностичних ознак у вигляді оцінок кореляційних компонент  $\hat{B}_k(u)$ .

## Література

1. Хвостівська Л., Хвостівський М. Верифікація синфазного та компонентного методів аналізу пульсового сигналу. Матеріали XX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя, 17-18 травня 2017 року. Тернопіль. 2017. С. 137-138.



## Додаток В

Текст програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики  
функціонального стану легень людини

```

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

% Copyright 2002-2003 The MathWorks, Inc.

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

% Last Modified by GUIDE v2.5 03-Dec-2019 16:28:01

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

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

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

```

```

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

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

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Horbovyv wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

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

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

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

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

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

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

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

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

% --- Executes during object creation, after setting all properties.

```

```

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

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

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

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

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

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

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

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

% -----Кореляція-----
function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
signalSD=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
xc=xcorr(signalSD(N1:N2));

```

```

k1=length(xc)/2;
k2=length(xc);
tc=(0:(k2-k1))/df;
axes(handles.axes1);
plot(tc,xc(k1:k2))
axis tight;
grid on;

% -----Фур'є аналіз-----
function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_4 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
signalSD=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
[spektr freque]=dft(signalSD(N1:N2),1/df,(N2-N1)/10);
bar(freque,spektr);
axis tight;
grid on;

% -----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
x2=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
x1=x2(N1:N2);

% Нормування періоду
T=str2num(get(handles.edit2,'string'))
TN=fix(T*df);
set(handles.edit2,'string',num2str(TN/df));
kilkistTN=fix(length(x1)/TN);
N=kilkistTN*TN
signalSD=x1(1:N);

TN1=TN-1;
n=TN*(1:kilkistTN)-TN1;
b=[];
for k=1:kilkistTN
    xx(k,:)=signalSD(n(k):n(k)+TN1);
end;
mx=mean(xx);

% Процес центрування дискретної послідовності дихальних шумів
for k=0:kilkistTN-1
    xcentr((1:TN)+k*TN)=signalSD((1:TN)+k*TN)-mx(:);
end;

% КОМПОНЕНТИ СТАЦІОНАРНІ
l=1:TN:length(xcentr);
for n=0:TN-1
    kompstac(n+1,1:length(l))=xcentr(l+n);

```



```

end;

% Оцінка кореляції від стаціонарних компонент
n=size(kompstac,2);
for k=1:TN
    corkomp(k,:)=corPKVP(kompstac(k,:));
end;

% Спектральні компоненти
for k=1:TN
    Bk(k,:)=dft(corkomp(k,:),1);
end;
axes(handles.axes1);
surf(Bk);
shading interp;
axis tight;
grid on;
rotate3d on;

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

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

% -----Завантаження сигналів дихання-----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
[a,b] = uigetfile('*.wav;*.dat;', 'Завантажити дані сигналу дихання');
if length(a)>=1
    directory=[b a];
    signalSD=wavread(directory);
    set(handles.pushbutton1,'userdata',signalSD);
    df=str2num(get(handles.edit1,'string'))
    t=(0:length(signalSD)-1)/df;
    set(handles.edit3,'string',num2str(min(t)));
    set(handles.edit4,'string',num2str(max(t)));
    axes(handles.axes1);
    plot(t,signalSD);
    axis tight;
    grid on;
end;

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

```

```
signalSD=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
if N2>length(signalSD) N2=length(signalSD); end;
tmin=(N1-1)/df;
tmax=(N2-1)/df;
set(handles.edit3,'string',num2str(tmin));
set(handles.edit4,'string',num2str(tmax));
t=(0:length(signalSD)-1)/df;
axes(handles.axes1);
plot(t(N1:N2),signalSD(N1:N2));
axis tight;
grid on;
```

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

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