



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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем  
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ  
 Завідувач кафедри  
Яворська Є.Б.  
(прізвище та ініціали)  
 «    »                      2021 р.

**ЗАВДАННЯ  
 НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр  
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія  
(шифр і назва спеціальності)

студенту Шатровській Марії Степанівній  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерний засіб тестування методів обробки сигналів дихання людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 28 » жовтня 2021 року № 4/7-914

2. Термін подання студентом завершеної роботи \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи Об'єкт дослідження: процес розробки комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання людини. Предмет дослідження: математична та імітаційна модель сигналів дихання.

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

1. Актуальність

2. Реєстрація сигналів дихання

3. Алгоритм тестування методів обробки сигналів дихання

4. Імітаційне моделювання сигналів дихання

5. Алгоритм імітаційного моделювання сигналів дихання

6. Алгоритм комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання

7. Результати роботи комп'ютерного засобу тестування

8. Наукова новизна отриманих результатів.

9. Загальні висновки

## 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ		
	Клепчик В.М., проректор з АГРБ		

7. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на роботу		
2	Аналіз отриманого завдання		
3	Виконання розділу 1		
4	Виконання розділу 2		
5	Виконання розділу 3		
6	Виконання розділу 4		
7	Оформлення пояснювальної записки роботи		
8	Оформлення презентаційного матеріалу		
9	Перевірка роботи на антиплагіат		
10	Попередній захист роботи		
11	Захист роботи		

Студент

\_\_\_\_\_

(підпис)

Шатровська М.С.

\_\_\_\_\_

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

\_\_\_\_\_

(підпис)

Хвостівський М.О.

\_\_\_\_\_

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерний засіб тестування методів обробки сигналів дихання людини» // Шатровська Марія Степанівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2021 // с. – 83, рис. – 30, табл. – 0, додат. – 2, бібліогр. – 106.

Ключові слова: СИГНАЛ ДИХАННЯ, МАТМОДЕЛЬ, ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ, ТЕСТУВАННЯ, КОМП'ЮТЕРНИЙ ЗАСІБ, МЕТОДИ ОБРОБКИ.

Наведено результати розробки комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання як шуму повторного та амплітудо-модульованого методами імітаційного моделювання та програмного засобу Matlab. Імітаційна модель сигналу дихання забезпечує за даними медичних показників (морфопараметрів) імітувати сигнали різних станів органів дихання, що є важливим при тестуванні методів та розроблених їх підґрунті програмних засобів обробки сигналів у комп'ютерних аускультативних системах.

Імітаційна модель сигналу дихання реалізована через відповідне програмне забезпечення (комп'ютерний засіб) в Matlab та є адекватним засобом імітації сигналів дихання різни станів з мінімальними відхиленнями від емпіричних сигналів.

## ANNOTATION

Theme of qualification work: «Computer means for testing of human respiratory signals processing methods» // Qualification work // Shatrovska Mariia // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RBmz-61 // Ternopil, 2021 // p. - 83, fig. - 30, table. - 0, appendix. - 2, bibliogr. - 106.

Key words: RESPIRATORY SIGNALS, MATMODEL, SIMULATION MODELING, TESTING, COMPUTER MEANS, PROCESSING METHODS.

The results of development of a computer tool for testing methods of processing respiratory signals as repeated and amplitude-modulated noise by simulation methods and Matlab software are presented. The simulation model of the respiratory signal provides, according to medical indicators (morphoparameters), to simulate the signals of different respiratory conditions, which is important when testing methods and software based on signal processing in computer auscultation systems.

The simulation model of the respiratory signal is implemented through the appropriate software (computer tool) in Matlab and is an adequate means of simulating respiratory signals of different states with minimal deviations from the empirical signals.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1. Процес утворення сигналів дихання.....	10
1.2. Сигнал дихання та його показники.....	12
1.3. Відомі матмоделі сигналів дихання.....	17
1.3.1. Стаціонарний випадковий процес.....	17
1.3.2. Стаціонарна випадкова центрована функція та періодична функція.....	18
1.3.3. Адитивна суміш шумової та періодичної компонент.....	19
1.3.4. ПКВП.....	22
1.4. Висновки до розділу 1.....	23
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	24
2.1. Реєстрація сигналів дихання.....	24
2.2. Оцінювання показників сигналу дихання.....	26
2.3. Матмодель сигналів дихання.....	31
2.4. Суть тестування методів обробки сигналів дихання.....	34
2.5. Імітаційна модель сигналів дихання.....	36
2.6. Узагальнене подання алгоритму імітування сигналів дихання.....	45
2.7. Блок-схема імітаційного моделювання дихального шуму.....	46
2.8. Висновки до розділу 2.....	48
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	49
3.1. Блок-схема комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання.....	49
3.2. Блок-схема комп'ютерного засобу тестування.....	50
3.3. Реалізація комп'ютерного засобу тестування.....	51
3.4. Результати роботи комп'ютерного засобу тестування.....	55
3.5. Висновки до розділу 3.....	57

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	58
4.1 Охорона праці.....	58
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	61
4.3 Висновки до розділу 4.....	65
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	66
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	67
ДОДАТКИ.....	78
ДОДАТОК А. Програмне забезпечення комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання.....	79
ДОДАТОК Б. Копія тези.....	81
ДОДАТОК В. Копія тези.....	84

## ВСТУП

### **Актуальність теми.**

Порушення у роботі системи дихання проявляється варіативністю функціонування її органів, які кількісно характеризуються сигналами дихання. Гідна обробка сигналів дихання забезпечує процес виділення діагностичних показників як індикаторів рівня варіативності функціонування органів дихання.

Діагностична цінність методів обробки сигналів дихання в комп'ютерних аускультційних системах (КАС) (SimScope® WiFi (виробник Cardionics, США), 3M Littmann 3200 (виробник 3M HealthCare, США) та інші) визначаються матмоделлю сигналів дихання. На підґрунті методів розробляються алгоритми та комп'ютерні засоби КАС.

Для тестування методів обробки сигналів дихання, а саме оцінювання коректності їх роботи при виділенні діагностичних показників, та відповідно розроблених комп'ютерних засобів обробки КАС є необхідним процес розробки комп'ютерного засобу тестування на базі імітаційної моделі сигналів дихання.

Серед відомих моделей сигналів дихання виділено:

- суміш періодичних функцій [1,14,97,103] – має обмеженості при описі емпіричних сигналів дихання через те, що не відображає конструкторно випадковість, що є особливою рисою для сигналів дихання.

- стаціонарна випадкова модель [52,96] – описує сигнали дихання як випадкові в рамках одного часового повтору без змоги дослідження динамік варіацій сигналів з повторною складовою.

- ПКВП – [25,33] описує повторні сигнали дихання як випадкові проте задача імітування не забезпечується, оскільки модель є кореляційною і не забезпечує змогу за своєю математичною структурою описати залежність зміни амплітуди сигналів дихання у часі, що є характерною особливістю при імітуванні.

Тому розробка комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів на базі їх імітаційного моделювання, яка забезпечить урахування поєднання амплітудно-часових морфопоказників, повторності та випадковості для тестування



методів обробки сигналів дихання у складі комп'ютерних аускультативних систем є актуальним завданням.

**Мета і задачі дослідження.** Метою є розробка комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання людини.

Сформовані задачі:

1. Здійснити аналіз існуючих матмоделей сигналів дихання для обрання шляху та методів дослідження за обраним напрямом.

2. Реалізувати математично імітаційну модель сигналів дихання, яка забезпечить урахування поєднання амплітудно-часових морфопоказників, повторності з випадковістю.

3. Розробити алгоритм та комп'ютерний засіб для здійснення процедури імітаційного моделювання як засобу тестування методів його обробки.

4. Провести процес імітування сигналів дихання та оцінити його точність.

**Об'єкт дослідження:** процес розробки комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання людини

**Предмет дослідження:** математична та імітаційна модель сигналів дихання.

**Методи дослідження:** теорія стохастичних процесів, MATLAB.

**Наукова новизна одержаних результатів дослідження.**

Вперше розроблено комп'ютерний засіб тестування методів обробки сигналів дихання людини на основі їх імітаційної моделі поданої через шум повторний та амплітудо-модульований, що забезпечило процедуру генерації точних тестових сигналів по відношенню до емпіричних для адекватної верифікації алгоритмів роботи комп'ютерних аускультативних систем.

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1. Процес утворення сигналів дихання

Процес утворення звуків в процесі дихання (сигналів дихання) є взаємопов'язаний з функціонуванням різноманітних механізмів трансформації енергії кінетики потоку в енергію хвиль звуку. Оцінювання ролі різноманітного механізму є важливою для більш глибокого розуміння наслідків варіацій показників звуку, що зареєструють при наявності різного типу патологій.

Спробу врахування основних особливостей процесів поширення звуку в грудній клітці було реалізовано при розробці її акустичної моделі як багатошарову циліндрову структуру (Грінченко У.Т., Вовк І.В., Олійник В.Н.) [14], яка описує структуру грудної клітки. Присутні емпіричні дані забезпечують визначення значень фізичних показників окремого шару і вирішення відповідної задачі про поширеність звуку.

Базовим джерелом утворення сигналів дихання є зона гортані в сукупності з голосовими зв'язками. Показники геометричні цієї зони є такими, що власне тут відбуваються різкі зміни поперечних перетинів каналу для просування повітря, і відповідно формуються умови для процесу турбулізації потоків. Переважно потужність випромінювання сигналів дихання пов'язують зі потоковою швидкістю (рис.1.1) [14].

В процесі вивчення сигналів дихання особлива швидкість визначається за вимірюваннями витрат повітря. Здійсненні виміри показників голосової щілини (Вовк І.В., Дахнов З.Л.) встановили, що площа поперечного перерізу щілини голосової у людей суттєво різниться.

Розроблені фізмодель і пристрій для вимірювання дали змогу дослідити вплив різноманітних факторів на утворення сигналів дихання, що моделюється через повітряний потік в зоні гортані (Вовк О.І., Вовк І.В.). Досліджено вплив площини

щілини голосової, її геометрію і характер закруглення зон зазорів на потужність звуку генерування.

В загальному інтегральна потужність сигналів дихання пропорційна кінетичній потужності дихального потоку. Однак при зменшенні швидкості повітряного потоку відбувається процес швидшого зниження потужності звуку в зоні високих частот. Базова потужність сигналів дихання локалізована на дещо нижчих частотах. Співставлення одержаних результатів з емпіричними показниками сигналів дихання на людях показує змогу застосування розробленої моделі при дослідженні деяких особливостей його генерування.

При поширенні сигналів дихання в легенях важливу роль відіграє випромінювання крізь стінки шляхів дихання різних рівнів. Було розроблено матмодель, що забезпечує врахування цього ефекту. Розглядання поширення сигналів дихання в межах даної моделі забезпечує врахування ефекту взаємодії між компонентами дерева бронх, що межують. Певні обрахунки виконано в межах частотного діапазону 20-2000 Гц. Базова проблематика в процесі тестування моделі полягає через відсутність достатньо повного набору емпіричних даних про показники тканини, які формують дерево бронхіальне. Важливим емпіричним показником системи дихання є її опір на вході (рис.1.1) [14].

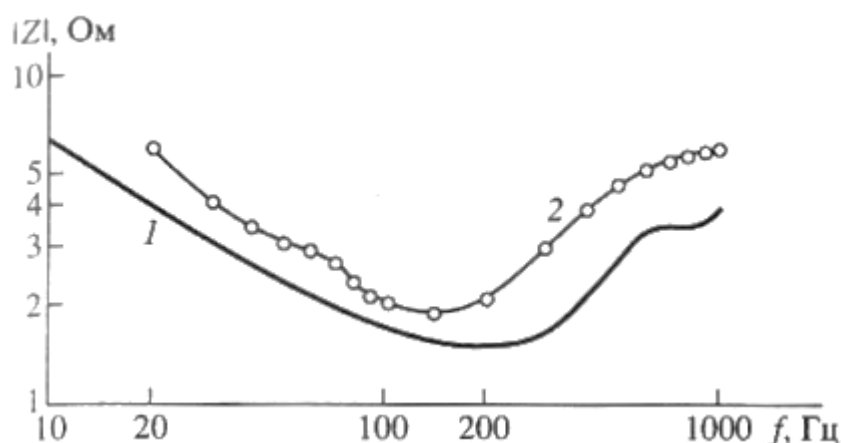


Рис.1.1. Частотна залежність механічного опору поверхні грудної клітки [14]:

1 – розрахункова крива; 2 – емпіричні дані

Порівняння отриманих значень опору з емпіричними підтверджує зможу застосування моделі при визначенні впливів в'язкопружних затрат в шляхових стінках повітряного простору (Вовк І.В., Басовський В.Р., Вовк О.І.) [9].

Під час моделювання процесів поширення сигналів дихання крізь тканини грудної клітки суттєве значення відіграє побудова відповідної моделі механізму енергетичного поглинання. Основою цієї моделі закладено уяву про неї як про середовище суцільне, що характеризується певною мікроструктурою. При врахуванні макрорівня процеси поширення сигналів дихання в біосередовищі близькі до адіабатичних. Однак різниці в теплофізичних характеристиках компонент зумовлюють вагомий приріст згасання, у порівнянні до відповідних компонент однорідних середовищ (Олійник У.Н.).

## 1.2. Сигнал дихання та його показники

Система дихання є важливо-життєвою фізіологічною системою внутрішнього середовища людини, яка забезпечує взаєпов'язування людини з середовищем зовнішнім та здійснює підтримування внутрішньо-системного та системно-середовищного динаміко-статичного енергобалансу організму [46,48,81].

Дихальна система є сукупністю органів, які формують процес поставки для організму кисню, процес виводу газу вуглекислого та утворення енергії необхідної для усіх форм життєвої діяльності, будову якої відображено на рис. 1.2 [52].

Дихальна система складається з органів дихання, малого кола кровообігу, грудної клітки з мускулатурою дихальною, а також системи регуляції, що характеризується контролем зміни.

Функціональна діяльність дихальної системи відображається через акустичні звуки. Джерелом їх є бронхи, трахея та легені.

Трахея як горло дихання являється безпосередньо доповненням гортані. Локалізація трахеї є на рівні краю нижнього 4-го хребця шийного та завершується біля 4-5 хребця грудного, де відбувається розділення трахеї на дві гладкі бронхи. По

довжині трахея складає 9-12 см з поперечним діаметром 1.5-1.8 см. Бронхи спрямовані від трахеї наближено до прямого кута і спрямовані в зону легень.

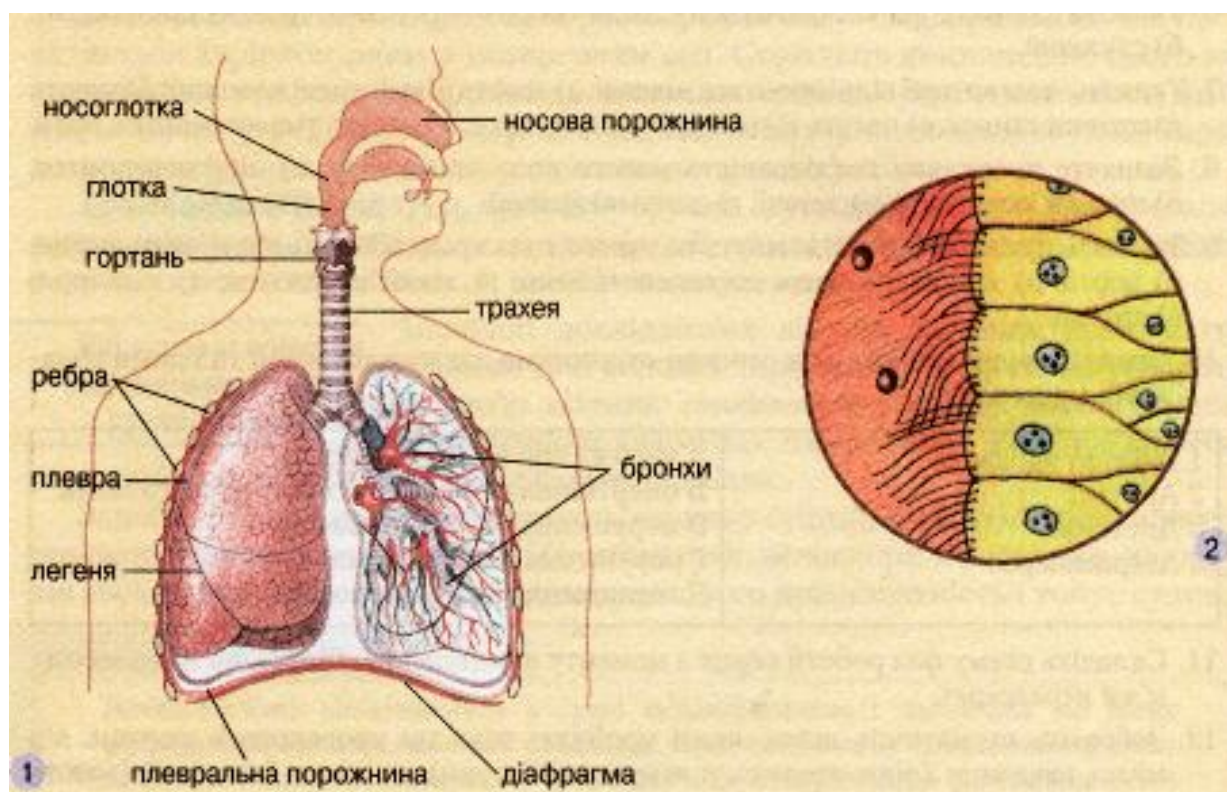


Рис. 1.2. Будова системи дихання людини [66]

Бронхи розділяються в зоні легень на сегментарні та часткові, які в подальшому діляться до зони альвеол, при цьому утворюють легеневе дерево бронхіальне. Легені локалізовані в грудному просторі в обидвох сторонах від серця та судин великих, що є покритими плеврою. Виділяють зону кризь яку артерія легенева та бронхи інтегруються в легеню, а 2 вени легень виходять з неї [66].

Ритмічність рухів клітки грудної забезпечують процес вентиляції повітря в легенях і забезпечують підтримку сталості її вмісту. Усі легеневі процеси мають назву зовнішнього дихання.

Сигнали дихання під час зовнішнього дихання є нестационарними процесами, для яких характерною є наявність ритмічної складової, яка визначає в загальному покази циклу дихання [1].

Цикл дихання визначається як часовий інтервал між 2-ма чергуючими один за одним вдихами з декількома наявними послідовними фазами. Вдихання є першою

фазою циклу дихання, якій характерний позитивний потік в шляхах дихання, в результаті якого повітря подається в зону легень, що призводить збільшення об'єму дихання. Вдих завершується під час зменшення додатного потоку спрямованого до нуля. Інспіраторна затримка є другою фазою циклу дихання, якій характерний період нульового потоку локалізованого між завершенням вдихання та початком видихання. Загальний обсяг повітря в зоні легень в період інспіраторної затримки не змінюються. Видихання є третьою фазою циклу дихання, якій характерний негативний потік в шляхах дихання. В період вказаної фази повітря виходить з легень, а об'єм дихання знижується. При завершенні видихання характерним є припиненням потоку негативного. Об'єм дихання в такому випадку при нормі має знижуватися до 0. Часовий період спокою є четвертою фазою циклу дихання, якій характерна відсутність потоку в шляхах дихання між завершеннями видихання і початком вдихання, наступного циклу дихання. Часовий інтервал цього періоду є дуже важливим при визначенні запасів підвищення дихальної частоти або часового інтервалу вдихання [46-52].

На рис. 1.3-1.4 наведено форми варіації інтенсивностей сигналів дихання, на котрих позначено дві базові фази циклу дихання: вдихання і видихання.



Рис. 1.3. Варіація інтенсивностей сигналів дихання з патологією [3]

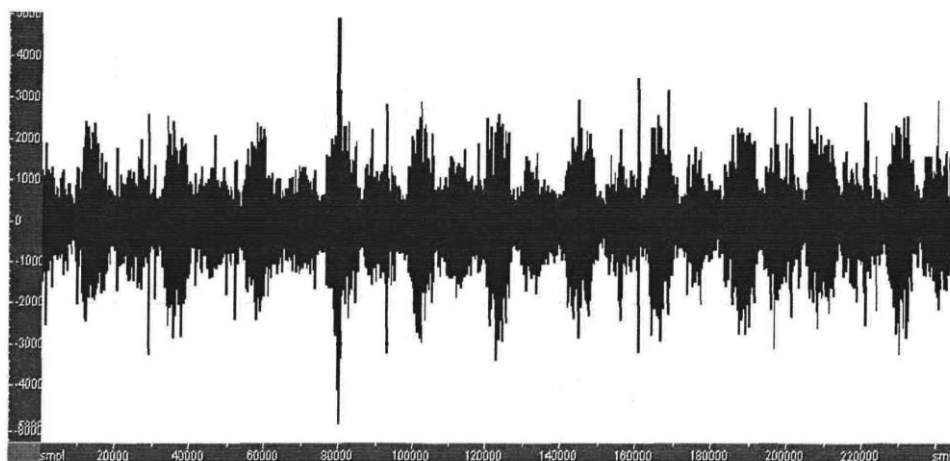


Рис. 1.4. Варіація інтенсивностей сигналів дихання людини з нормою [3]

За результатами, які представлено в праці [1] встановлено, що цикл дихання має математичне зображення:

$$ДЦ = f(E_1, E_2, P_3, P_4), \quad (1.1)$$

де  $E_1$  - вдихання,  $E_2$  - видихання,  $P_3$  - інспіраторна затримка,  $P_4$  - затримка спокою.

Усі складові у виразі (1.1) описуються 2-ма показниками: часова тривалість ( $T_i$ ) та інтенсивність ( $ln_i$ ) сигналу акустики на  $i$ -й зоні,  $ln_i = \varphi_i(t)$ ,  $i = \overline{1, \omega}$  є детермінованою функцією.

Усі часові покази (час вдихання, час видихання, час затримки) під час реєстрування будь якого дихання можна трактувати через дискретні стохастичні величини, а залежність виду  $ln_i = \varphi_i(t)$  - через ряд часовий, який характеризує варіації стохастичного процесу.

На рис. 1.5 відображено дещо масштабовану ділянку часового інтервалу, яка описує один цикл дихання.

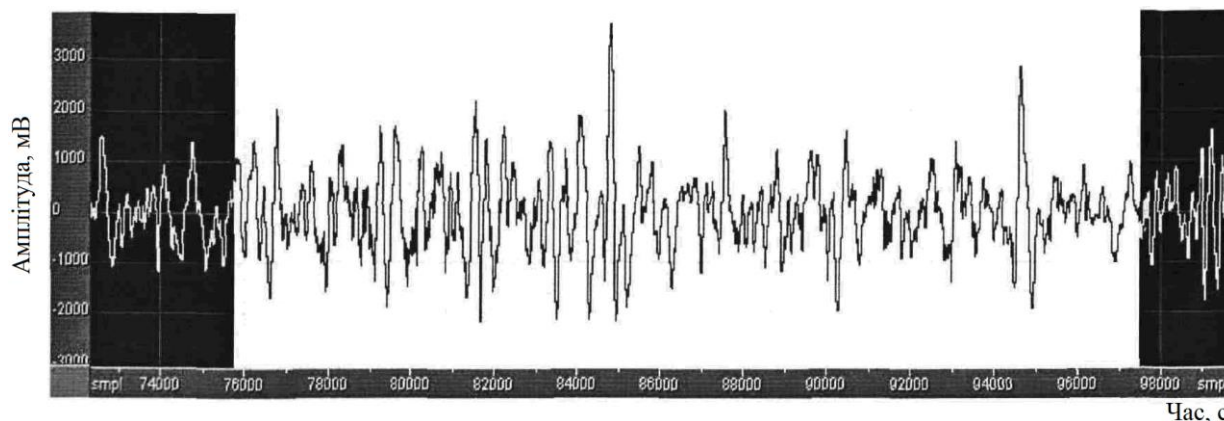


Рис. 1.5. Масштабована ділянку часового інтервалу рис. 1.4  
(76000-97500 секунд) [3]

Характер сигналів дихання є залежним від виду джерела, стану тканини людини та наявності патологій в дихальних органах.

В праці [1] зображено джерело сигналів дихання через три взаємопов'язані блоки (J1-J3), які є самостійними джерелами сигналів акустики (рис. 1.6).

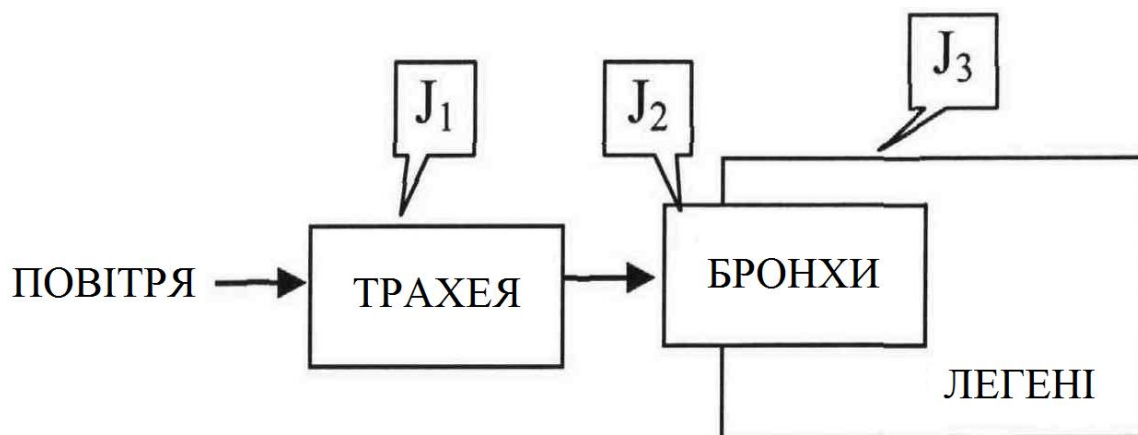


Рис.1.6. Схема джерела сигналів дихання [1]

Органи дихальної системи людини, як джерела сигналів акустики, володіють такими особливостями:

а) Джерело сигналів дихання характеризується певною структурою, де виділено окремі органи анатомічні.

б) Усі включені до цієї структури органи мають певні розміри і повинні розглядатися як розподілені об'єкти.



в) Джерело сигналів дихання має знаходитися в просторі зовнішньо-обмеженому, а тканини його здійснюють вплив на проходження хвиль акустики, що їх послаблює.

### 1.3. Відомі матмоделі сигналів дихання

#### 1.3.1. Стаціонарний випадковий процес.

Запис сигналів дихання як часових рядів представлено у працях [1,4,17]. Сигнали дихання, які реєстровано в процесі аускультатії, переважно розглядають як окремо взяті реалізації деякого стохастичного процесу, тобто нестационарного. При врахованні того факту, що кожна людина має змогу керування власним диханням, можна припустити про змогу одержання реалізацій, які на окремо взятих зонах при певному наближенні можна розглядати через стаціонарний процес. Є відомим той факт, що стохастична функція  $X(t)$  є стаціонарною в такому випадку, коли його показники є сталими при різних залежних аргументах в часовому просторі, а саме матсподівання є сталим [44,53,96]:

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

Від стохастичної функції  $X(t)$  як сигналів дихання є змога здійснення переходу до центрованої функції в якій матсподівання рівне нулю ( $\overset{0}{\xi}(t)$ ):

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

Другою умовою стаціонарності сигналів дихання є:

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

Як відображено в працях [44,53,96] вказана умова виходить з умови:

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

Таке подання забезпечує опису сигналів дихання як стохастичних в межах одного повтору часового, однак дослідження динаміки варіації сигналів з повторною складовою є неможливим.

1.3.2. Стаціонарна випадкова центрована функція та періодична функція [1,97,103].

Коли сигнали дихання  $X(t)$  математично розглядати через процеси у вигляді суми коливань гармонічного виду з різними частотами, то в такому випадку спектром є функція розподілу амплітуд на частотах.

При розгляді сигналів дихання  $X(t)$  через стаціонарні стохастичні процеси, то значення амплітуд відповідних коливань є стохастичними величинами, а спектри його описуються через розподілення дисперсій на частотах.

Центрована стохастична функція  $\dot{X}(t)$  як подання сигналів дихання має змогу представитися через канонічне розкладання:

$$\dot{X}(t) = \sum_{k=0}^{\infty} (U_k \cos w_k t + V_k \sin w_k t), \quad (1.4)$$

де  $U_k, V_k$  - невзаємопов'язані стохастичні величини сигналів дихання з матсподіванням є рівні 0, і з дисперсією ідентичною при кожній парі стохастичної величин ідентичних індексів  $k$ :

$$D[U_k] = D[V_k] = D_k. \quad (1.5)$$

Значення дисперсії  $D_k$  сигналів дихання для різного  $k$  задається виразом:

$$D_0 = \frac{1}{T} \int_0^T R_x(\tau) d\tau, D_k = \frac{2}{T} \int_0^T R_k(\tau) \cos w_k \tau d\tau, k \neq 0. \quad (1.6)$$

Вираз (1.6) забезпечує в проміжку  $(0, T)$  канонічний розклад сигналів дихання  $\dot{X}(t)$  з функціями координат  $\cos w_k t$  та  $\sin w_k t$  для різних  $w_k$ . Дисперсія сигналів дихання  $\dot{X}(t)$  визначається через вираз:

$$D_x = D[\dot{X}(t)] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum_{k=0}^{\infty} (\cos^2 w_k t + \sin^2 w_k t) D_k = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum_{k=0}^{\infty} D_k, \quad (1.7)$$

Вираз (1.5) забезпечує отримання графіку у вигляді спектру сигналів дихання як стаціонарної стохастичної функції центрованої. Отриманий при цьому графік є лінійчатим спектром, і формується через розклад стохастично функції в кінці часового інтервалу. Коли  $T \Rightarrow \infty$  і навзамін  $D_k$  застосовувати середню дисперсійну густину:

$$S_x = (w_k) = \frac{D_k}{\Delta w}, \Delta w = \frac{2\pi}{T}, \quad (1.8)$$

отримаємо діаграму ступінчастого вигляду, з  $\Delta w \rightarrow 0$  графік буде неперервним. Така залежність показує зміни спектральної густоти дисперсії [1,100].

### 1.3.3. Адитивна суміш шумової та періодичної компонент.

Реалізація систем автоматичної обробки сигналів дихання є важливою задачею, яка відіграє важливе місце в медицині [1,99]. Усі труднощі, які виникають при створенні такого роду систем пов'язані із наявністю достатнього числа критеріїв кількісного оцінювання сигналів дихання, оскільки їх медичне описування до нині є базоване на моделях вербального виду. Проблема є ускладнена через те, що спектри сигналів дихання можуть варіювати не лише на протягом одного повтору, але і за його межами.

Важливість задачі, яку потрібно вирішити будь комп'ютерній аускультативній системі є процес автоматичного виявлення і спектральної обробки різного типу сигналів дихання, зокрема храпів. Також є необхідним, щоб ці системи забезпечили

розпізнавання типі храпів, встановили відповідності між спектральними показниками та моделями традиційно-вербальними, які є прийняті для медицини.

З праці [50] встановлено, що храпи є повторними сигналами з чітким музикальним тембром, які мають квазігармонічну та повторювальну структури. Отже в спектральному середовищі храпи відображаються як піки сигналів дихання (рис. 1.7).

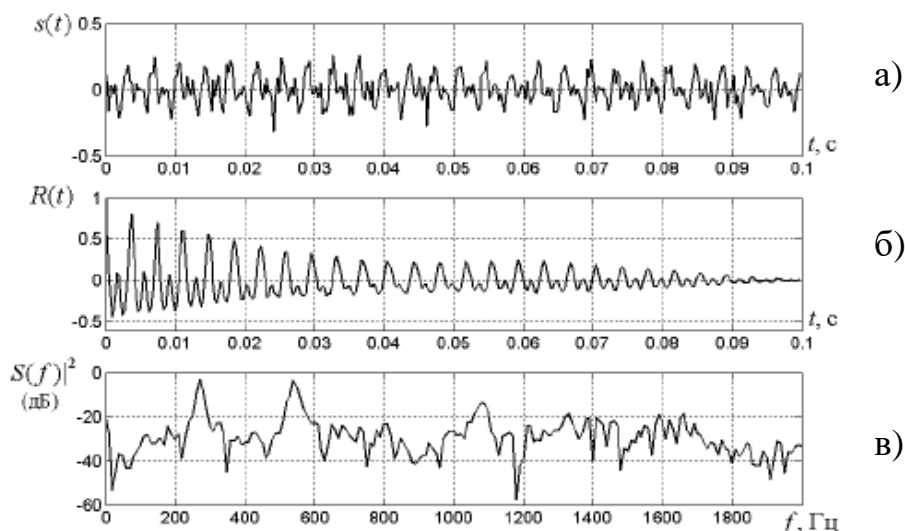


Рис. 1.8. Сигнал дихання  $s(t)$  (а), функція автокореляції  $R(t)$  (б) і спектр потужності  $|S(f)|^2$  сигналу дихання з хрипом (в) [46]

Майже усі алгоритми детекції повторних структур в сигналах дихання базовані на обробках спектру потужності. Відомо, що найбільшим надійним способом обробки повторності сигналу дихання  $s(t)$  є його функція автокореляції, яка має вид зворотної трансформації Фур'є від потужності спектру  $|S(f)|^2$ :

$$R(t) = \overline{\Phi} \{ |S(f)|^2 \} = \overline{F} \{ F \{ s(t) \} \}^2, \quad (1.9)$$

де  $\Phi$  і  $\overline{\Phi}$  - оператори прямої і зворотної трансформації Фур'є.

На рис. 1.8 наведенні графіки часових залежностей сигналу дихання з трахейним хрипом, функції автокореляції автокореляційної функції  $R(t)$  його та

спектру  $|S(f)|^2$ . Функція автокореляції має пік в момент  $t_0 = 0.00375$  с, який наявний в сигналі дихання гармонічної компоненти частоти  $f_0 = 1/t_0 = 267$  Гц. Присутність піку на функції автокореляції сигналу дихання  $s(n)$  є очевидно, як видно з визначення:

$$R(t) = \sum_{k=0}^{T-t-1} s(k)s(k+t), \quad (1.10)$$

де  $T$  - часовий проміжок обробки сигналів дихання.

При цій обробці за модель сигналів дихання застосовано суму періодичної  $s_1(t)$  і завадної (шумової)  $s_2(t)$  компонент [1,4]:

$$\xi(t) = s_1(t) + s_2(t). \quad (1.11)$$

Використання некорельованості завадної (шумової) та періодичної компонент сигналу дихання вираз трансформовано у випадку пікових значень, які є нормованими функцією кореляції:

$$\begin{aligned} \frac{R(t=t_0)}{R(t=0)} &= \frac{R_1(t=t_0) + R_2(t=t_0)}{R_1(t=0) + R_2(t=0)} = \frac{R_1(t=t_0)}{R_1(t=0) + R_2(t=0)} = \\ &= \frac{R_1(t=t_0)/R_1(t=0)}{1 + R_2(t=0)/R_1(t=0)} = \frac{1 - t_0/T}{1 + 1/\delta} \end{aligned} \quad (1.12)$$

В виразі (1.12) зміна  $R_1(t=t_0)/R_2(t=t_0) = 1 - t_0/T$  характеризує число періодів, які локалізується в часовому проміжку довжини  $T$ , а показник  $\delta$  обчислюють відношенням потужності завадної (шумової) та періодичної компонент:

$$\delta = \frac{R_1(t=0)}{R_2(t=0)} \quad (1.13)$$

Є очевидним, що найоптимальнішим критерієм переваг в дихальному сигналі компоненти періодичної є виконання вимоги:

$$\delta > \delta_{\text{ПОР}}$$

де  $\delta_{\text{ПОР}}$  - значення порогу відношень потужності періодичної компоненти сигналу дихання. При врахуванні виразу (1.12) та критерію (1.13) отримують вираз:

$$\frac{R(t=t_0)}{R(t=0)} > \frac{\delta_{\text{ПОР}}}{1 + \delta_{\text{ПОР}}} \left(1 - \frac{t_0}{T}\right) \quad (1.14)$$

Вираз (1.14) здійснює пов'язування показників варіативного порогу з межуючим відношенням потужності завадної (шумової) та періодичної компонент.

#### 1.3.4. ПКВП.

У роботах Дедів І.Ю., Драгана Я.П. [25,33] стверджується, що адекватна задачі діагностики системи дихальної модель сигналів дихання повинна мати засоби враховуваності його особливостей: стохастичності, повторності статистичних показників. Автори констатують, що енергетична теорія відповідає цим властивостям та має математичний апарат у вигляді ПКВП.

ПКВП класу  $\pi^T$  є стохастичним процесом який відповідає умовам періодичності матсподівання та функції кореляційної періоду  $T$ .

При поданні сигналів дихання через ПКВП їх подають виразом:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (1.15)$$

де  $\xi_k(t)$  – стаціонарні компоненти, що описують наявну в сигналі стохастичну компоненту, складова  $e^{ik \frac{2\pi}{T} t}$  характеризує їх повторюваність.

Таким чином, матмодель сигналів дихання як ПКВП, що описується виразом (1.13), є відповідною фізиці природи і задачам діагностики системи дихання.

Така модель сигналів дихання як ПКВП не забезпечує процедуру параметричної ідентифікації таких сигналів через залежність зміни амплітуди в часовому просторі, що є актуальним при точній відтворюваності форми емпіричного сигналу.

#### 1.4. Висновки до розділу 1

Проведено аналіз існуючих матмоделей як ядр імітаційних моделей сигналів дихання, що застосовуються при тестуванні методів обробки сигналів дихання у складі комп'ютерних аускультативних системах.

Встановлена необхідність розробки комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання людини на підґрунті їх імітаційної моделі для забезпечення процесу генерації точних тестових сигналів дихання у порівнянні з емпіричними для забезпечення адекватності процесу верифікації алгоритмів роботи комп'ютерних аускультативних систем.

## РОЗДІЛ 2

### ОСНОВНА ЧАСТИНА

#### 2.1. Реєстрація сигналів дихання

Структурну схему реєстрації сигналів дихання відображено на рис.2.1, яка складається з таких компонент: давач, блок підсилення, АЦП, мікропроцесор і блок відображення інформації.

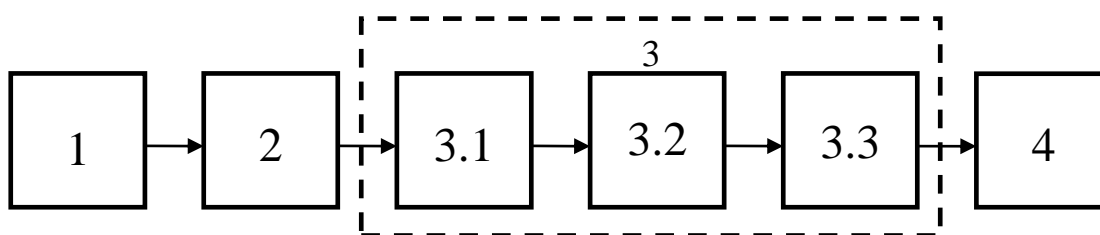


Рис. 2.1. Структурна схема реєстрації сигналів дихання:

(1-зона реєстрації дихання, 2 – давач, 3 – ПК (мікрофоний вхід) з АЦП (3.1), підсиленням (3.2), блок обробки (3.3) , 4 – відображення інформації)

Експерименти проводились у лабораторних умовах випробуваними, що розташовувалися сидячи із заплющеними очима. При цьому дихання здійснювалось через рот.

На стійці перед людиною зафіксовано датчик у вигляді мікрофона конденсаторного типу ZEERIN VM800 на відстані приблизно 2 см без контакту (рис. 2.2).

Електричні сигнали з виходів акустичних приймачів та мікрофона реєструвалися у пам'яті комп'ютера 3. Діапазон робочих частот приймача сягає від 10 Гц до 110 кГц, при цьому досягалася висока чутливість, приблизно на -38 дБ менша гранично досяжною.



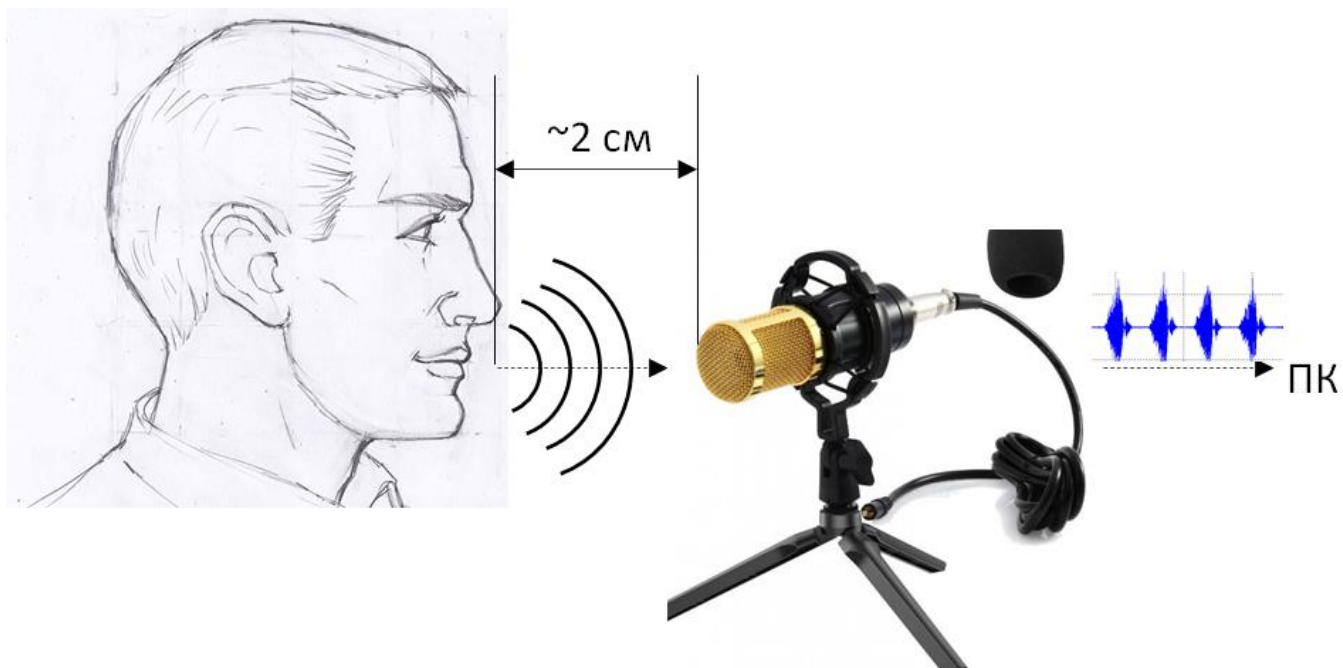


Рис.2.2. Схема реєстрації сигналів дихання

Перед початком експериментів випробування було поінформовано людей про предмет та процедуру їх дослідження та підтверджували свою добровільну участь.

Емпіричні сигнали дихання людей в стані норми та з відхиленням від неї зображено на рис.2.3-2.4.

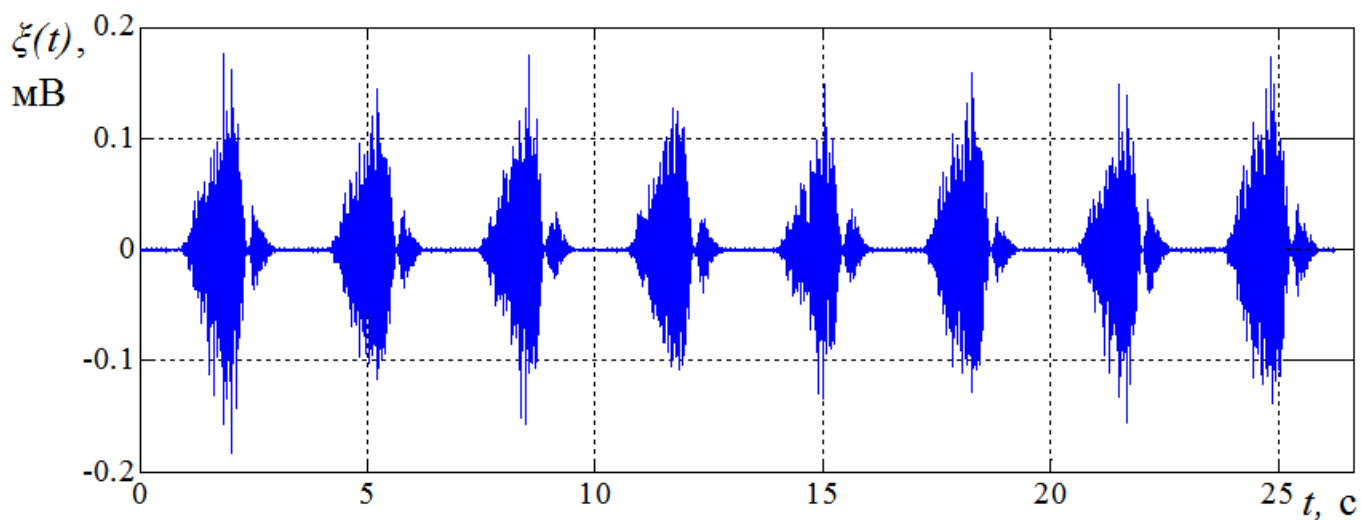
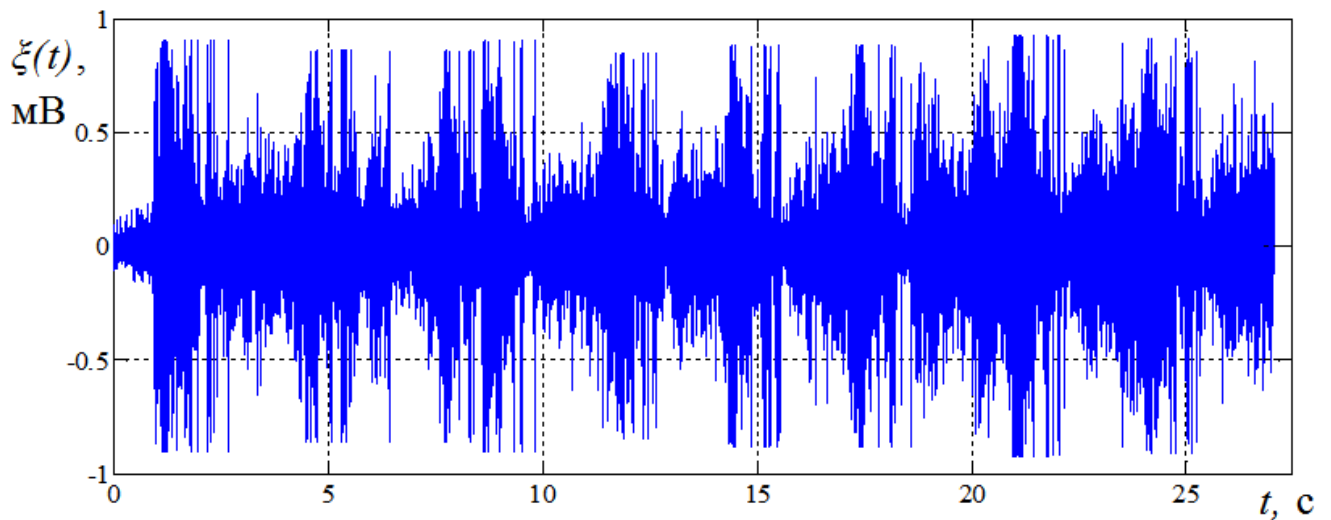


Рис. 2.3. Емпіричні дані сигналу дихання в стані норми



(б)

Рис. 2.4. Емпіричні дані сигналу дихання в стані відхилення від норми:

При аналізі структур сигналів дихання (рис.2.3-2.4) помічено, що його є притаманні показники коливання стохастичні як обвідна крива з шумом наповнення у вигляді шуму типу білого.

## 2.2. Оцінювання показників сигналу дихання

Більшість наукових сучасних досліджень системи дихання стосуються багатофакторного об'єкту, тому дослідники реалізують процес побудови матмоделі цього об'єкту, особливо сформованих ним сигналів, які містять відомість про систему дихальну, як деякі об'єкти ймовірнісні і стохастичні процеси. Такий факт автоматичного гарантування застосовності до обробки сигналів певних методів матстатистики. Успіхи в дослідженнях в такому випадку залежатимуть від сформованих аналітично вимог до матмоделі, оскільки вони безпосередньо визначають матмоделі як об'єкти відомих розділів математики або полегшують розробку чого необхідного нового. Матмоделі сигналів дихання повинна бути правильно обґрунтована за допомогою математичних об'єктів, а також подана формально. Одним із найприродніших способів є подання моделі через математичні формули.

Обґрунтування застосування до матмоделі правил з розділів математики, забезпечує автоматизацію формального дотримання відповідних правил та забезпечує гарантування істинності одержаних теоретично-емпіричних результатів лише у рамках показників моделі сигналів дихання.

Матмодель сигналів дихання як періодичної функції  $\xi(t) = \xi(t + nT)$  періоду  $T$  описує сигнал із використанням Фур'є:

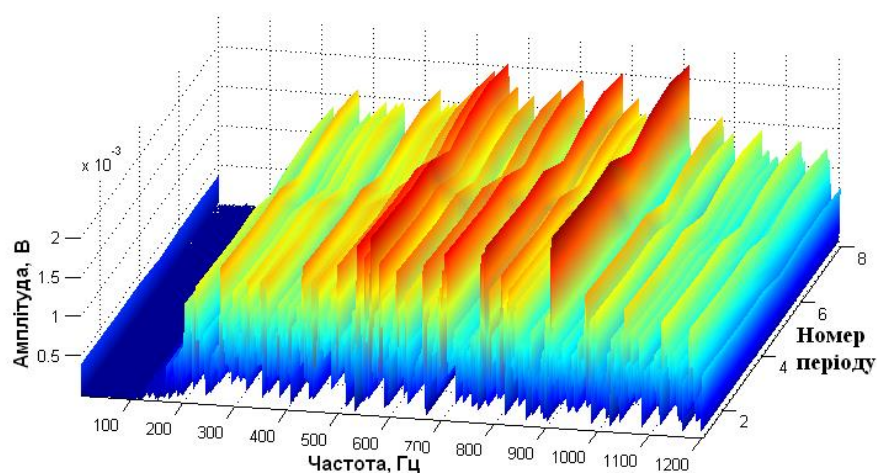
$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T), \quad (2.1)$$

де  $c_k$  - коефіцієнти частотні:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, k \in \mathbf{Z}. \quad (2.2)$$

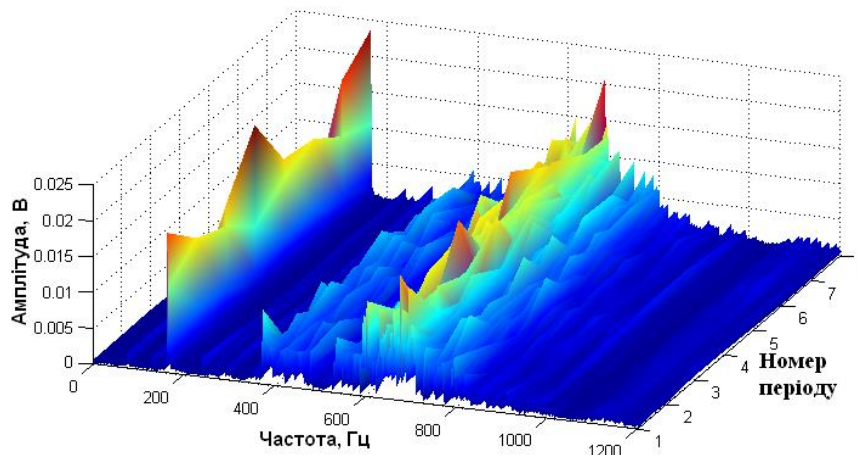
Коефіцієнти  $c_k = |c_k| e^{i \arg c_k}$  формують амплітудні рівні  $|c_k|$ , що описують динаміку коливання сигналів дихання та їх склад в розкладі гармонік.

Склад гармонік  $|c_k|$  (частотний склад) у сигналів дихання відображено на рис.2.5-2.6.



(стан норми)

Рис.2.5. Частотний склад сигналів дихання



(стан відхилення від норми)

Рис.2.6. Частотний склад сигналів дихання

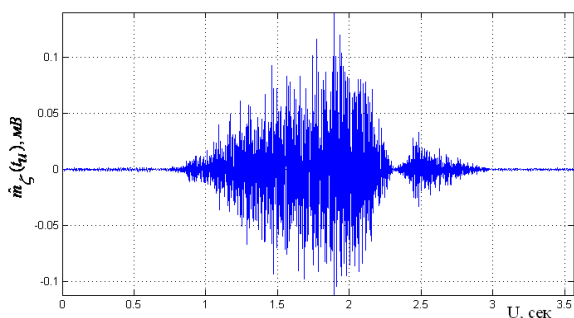
Встановлено, що на різних повторах (періодах) різних сигналів (рис.2.5-2.6) помічена наявність варіацій, що вказує на стохастичність досліджуваного сигналу дихання. Таке твердження вказує на те, що математична модель сигналів дихання має відображати структурно стохастичність формування такого сигналу.

Стохастичність сигналів дихання, як важливий показник його, без будь якого сумніву констатує вимогу про використання методів статистики стохастичних процесів (стаціонарних), для дослідження явищ, що спостерігаються у дихальній системі. Найважливішою з практичної позиції застосування показниками сигналів дихання як стаціонарного стохастичного процесу є математичне сподівання та показник дисперсії [61,62,68]:

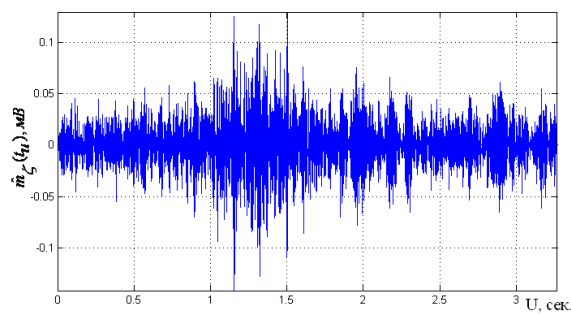
$$\hat{m}_{\xi}(t_u) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N+u} \xi(t_i), \quad \hat{d}_{\xi}(t_u) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N+u} [\xi(t_i) - \hat{m}_{\xi}(t_u)]^2. \quad (2.3)$$

де  $N$  – число відліків належних повтору  $T$  сигналу дихання;

Результати обчислення математичного сподівання  $\hat{m}_{\xi}(t_u)$  та показника дисперсії  $\hat{d}_{\xi}(t_u)$  сигналів дихання відображено на рис. 2.7-2.8.



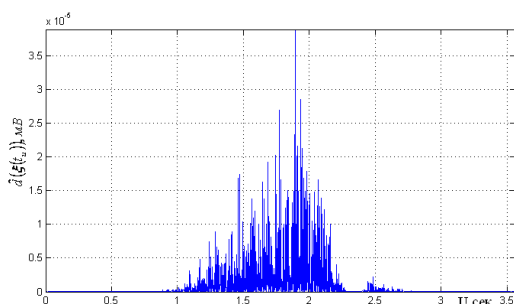
(a)



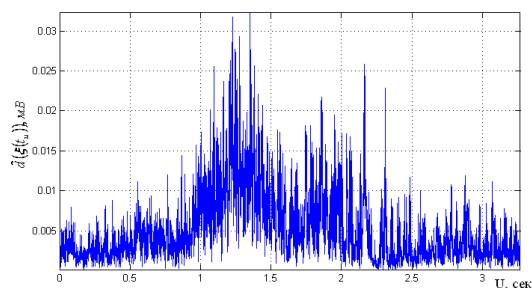
(б)

Рис. 2.7. Матсподівання сигналів дихання  $m_{\zeta}(t_u)$ :  
(a) – Стан норми; (б) – Стан відхилення від норми

На рис.2.3. зображено обчислені оцінки дисперсій  $\hat{d}(\xi(t_u))$  дихального шуму.



(a)



(б)

Рис. 2.8. Показник дисперсії сигналів дихання  $\hat{d}(\xi(t_u))$ :  
(a) – Стан норми; (б) – Стан відхилення від норми

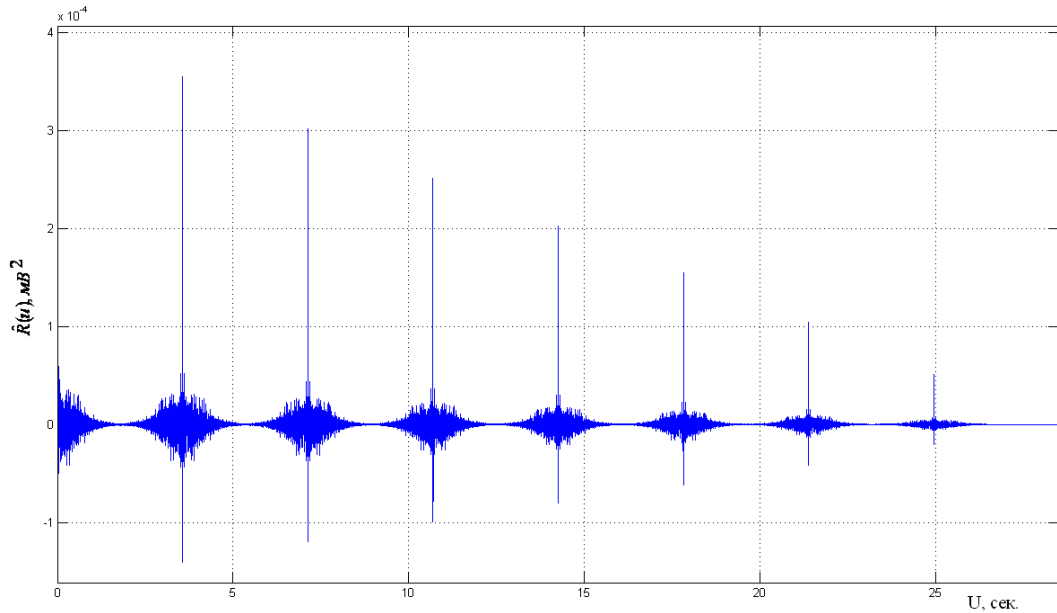
Обчислені показники  $\hat{m}_{\zeta}(t_u)$  та  $\hat{d}_{\zeta}(t_u)$  (рис.2.2-2.3) вказують на їх залежність від номерів інтервалу  $u$ , яка пов'язана з стохастичністю, фізикою формування та похибками, які виникають під час експерименту.

Аналіз автокореляції сигналів дихання уможливорює встановлення певних зв'язків варіації значень сигналу за незалежною змінною, тобто, у випадку пов'язаності великих чисел з великими буде кореляція позитивна, а у випадку пов'язаності великих з малими числами буде кореляція негативна або констатується відсутність пов'язаності.

Автокореляцій відображає кількісну інтегральну характеристику форми сигналів дихання та обчислюється з виразу:

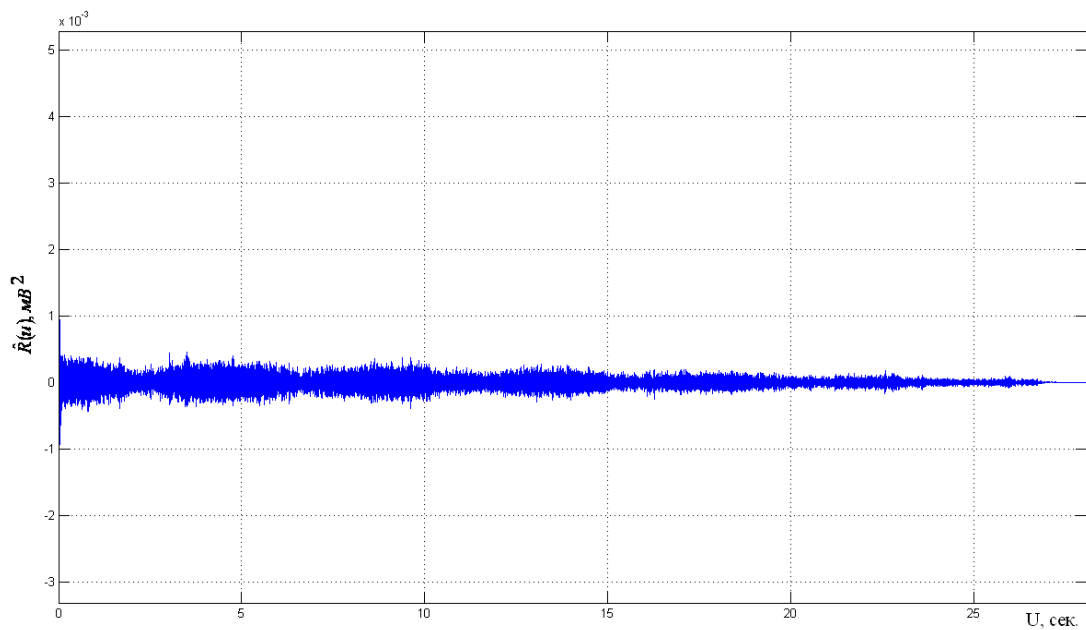
$$R_{\xi}(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \xi(t)\xi(t+u)dt, \quad (2.4)$$

Обчислені значення автокореляції сигналів дихання (рис.2.9-2.10) вказує деяку повторність значень, які зменшуються за рівнем в часі.



(Стан норми)

Рис. 2.9. Результат автокореляції  $\hat{R}(u)$  сигналів дихання



(Стан відхилення від норми)

Рис. 2.10. Результат автокореляції  $\hat{R}(u)$  сигналів дихання

Отримані результати аналітики показників сигналів дихання вказують на адекватність їх математичного опису з врахуванням повторності амплітудних значень як стохастичних в часовому просторі. Стохастична модель стаціонарного виду забезпечує відображення складності сигналів дихання в розрізі частотного діапазону потужнісних значень, однак не відображає належним чином фазові залежності значень на різних повторях, які кількісно проявляють при змінах стані органів дихання.

ЕТСС [33] забезпечує відображення вище сказаних показників через модель ПКВП, яка має інструменти взаємного пов'язування гармонічних компонент так і фазових варіацій.

### 2.3. Матмодель сигналів дихання

ЕТСС є фізично обґрунтованою за механікою формування сигналів дихання і математично обґрунтованою за математичною теорією, оскільки в ній наявний предмет дослідження такого роду сигналів через лінійність поєднання закономірностей та стохастичностей, які піддаються ефективному дослідженню на підґрунті концепції енергетики.

ЕТСС є математичною, має доведення теорем, логічних та коректних. Для виводу конструктивних умов щодо теоретичної розробки матмоделі сигналів дихання з обмеженою енергією/потужністю, є необхідним мати в наявності хоча б дві різновиди інтегральних показників, які реалізовано на принципах енергетичних з миттєвими значеннями потужностей. Проте зазначені показники виникають суперечливістю та альтернативами.

ЕТСС забезпечує обґрунтування зображень сигналів дихання як гармонік при збереженні закону зберігання середнього показника потужності із вказанням їх взаємопов'язаності в області частот або в часовому просторі повторів показників виду ймовірнісних.

Теорія класу такого виду як ПКВП є базовою одиницею в ЕТСС, яку зібрано у працях Драгана Я.П. [33-45], є логічною, доведеною та систематизованою.

ПКВП  $\xi(t), t \in \mathbf{D}$  класу  $\pi^T$  - це процес, функція кореляції в якого відповідає умовам [33]:

- $r_\xi(t+T, s+T) = r_\xi(t, s), \quad T > 0$  для будь якого  $t, s \in \mathbf{R}$  - повторна/періодична;
- $P_\xi = M_t \{E|\xi(t)|^2\} < \infty$  - значення середньої потужності в проміжку усього часу спостереження є скінченою..

Обрахунок середніх показників сигналів дихання виду ПКВП вздовж усього часу зводиться до процедури усереднення на інтервалі тривалістю  $T$  одного повтору/періоду. Повторні/періодичні показники сигналів дихання ( $m_\xi(t)$  та  $b_\xi(t, u) = r_\xi(t+u, t)$ ) обраховуються виразом:

$$m = M_t \{m_\xi(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m_\xi(t) dt, \quad (2.5)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} M_t \{r_\xi(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_\xi(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) dt, \quad (2.6)$$

При умові рівності середніх показників усієї повторної реалізації сигналів дихання показниками в інтервалі одного повтору середнє значення потужності  $P_\xi$  їх рівне сумарній потужності стацкомпонент та є різновидом класу  $\pi$ .

Це констатує те, що сукупність інтенсивності гармонічних компонент сигналів дихання розкладається на сукупності інтенсивностей його стацкомпонент та забезпечує визначення способу розбивання «стохастичності», яка є у структурі сигналів дихання, на сукупності «стохастичності» відповідних компонент. Цей факт забезпечує обґрунтування застосування стацстатистики при визначені складу гармонічного сигналів дихання та здійснює розкривання справжнього сенсу вживаного. Фактично сигналів дихання як ПКВП є належним до виду стаціонарних: усереднення за один повтор, а для процесу класу  $\pi$  є усереднення вздовж усього часу.



При розгляді сигналів дихання як ПКВП з класу  $\pi$ , то показники матсподівання  $m_\xi(t)$  (2.5) та коваріації  $b_\xi(t, u) = r_\xi(t + u, t)$  (2.6) мають відповідні розклади:

$$m_\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} m_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, \quad (2.7)$$

$$b_\xi(t, u) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} B_k(u) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, \quad (2.8)$$

де  $B_k(u)$  – компоненти сигналів дихання:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) \cdot e^{-e^{ik \frac{2\pi}{T} t}} dt, \quad (2.9)$$

Показники скінченності та відмінності від 0 повтору  $T$  є індикаційною ознакою включених у сигнали дихання як ПКВП елементів стаціонарного характеру.

ПКВП як матмодель сигналів дихання через силу присутності в означенні її повтору є індикаторною. Вигляд сигналів дихання як сукупність стацкомпонент є інтегруванням в його структуру розподіл важливих показників змінного виду – стохастичність-повторність:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (2.10)$$

де  $\xi_k(t)$  – стацкомпоненти, які характеризують стохастичність, гармоніки  $e^{ik \frac{2\pi}{T} t}$  характеризують повторність/періодичність.

Матмодель сигналів дихання як ПКВП, що описано у виразі (2.10) відповідає фізиці формування їх і задачам діагностування дихальної системи.

## 2.4. Суть тестування методів обробки сигналів дихання

Після вибирання методу обробки сигналів дихання наступною процедурою є процес контролю його коректності роботи та детекція помилок через процедуру тестування. Оскільки коректність роботи методів при отриманні даних для діагностики стану легеневої системи людини є важливим показником, який визначає точність та коректність лікувальних процедур та профзаходів призначених для людей.

Тестування гарантує те, що отриманні показники обробки відповідають встановленим вимогам щодо працездатності в процесі при розв'язання поставленого завдання. Процес тестування уможливорює процес зменшення загального числа помилок при обробці сигналів дихання.

Метод імітаційного моделювання є методом тестування за таких умов, коли емпіричні випробування методів обробки сигналів дихання є високовартісними або їх проведення не є можливим.

Принцип методу імітаційного моделювання базується на заміщенні експериментів при використанні реальних комп'ютерних аускультативних систем їх математичним наближенням та імітуванням їх алгоритмів [21,35]. Об'єкт моделювання в такій ситуації подано через чорний ящик з входом  $x_n$  і виходом  $y(x_n)$  (рис.2.11).

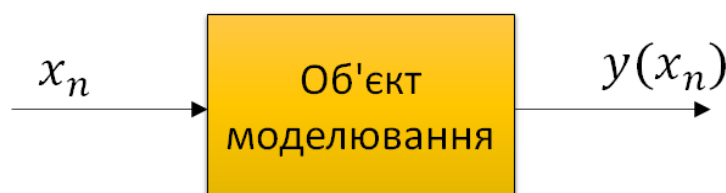


Рис. 2.11. Суть тестування методів обробки сигналів дихання

Вхід  $x_n$  є масивом відомих  $n$  даних, які характеризуються:

- законом зміни значень;
- показниками рівнів амплітуд, часових тривалостей, частот локалізації та фазових зміщень, що є властивими показниками сигналів дихання.

Значення величин  $y(x_n)$  є невідомим, проте відомий факт залежності  $y$  за якимось законом від  $x_n$ , однак ці залежності є невідомими.

Для побудови математичного аналогу такої системи обробки сигналів дихання, необхідно розробити сам алгоритм роботи цієї системи. Система представлена через множин пов'язаних підсистем з  $n$ -ми входами  $x_n$ . Величини на цих входах проходять певні функціональні блоки в напрямку виходу системи. Під час процедури здійснюється багаторазові повтори досліджень над самою системою в такій послідовності:

-  $n$ -ні величини  $x_n$  під час  $l$ -го експерименту отримують певні значення і відповідно величина  $\hat{Y}$  отримує свої значення залежні від  $n$ -их значень  $x_n$ :

$$Y_1 = f_1(x_1, \dots, x_n), \quad (2.11)$$

- 2-ий повтор дослідження:

$$Y_2 = f_2(x_1, \dots, x_n), \quad (2.12)$$

-  $m$ -ий повтор дослідження забезпечує отримання значень:

$$Y_m = f_m(x_1, \dots, x_n). \quad (2.13)$$

Отже, процес тестування методів обробки сигналів дихання в комп'ютерних аускультативних систем моделювання містить складається з:

1. Процес розробки та інтеграції в склад ПК алгоритму моделювання.
2. Процес генерації  $n$ -них величини  $x_n$  та  $m$ -ий повтор експериментів.
3. Обробка результатів.

На рис.2.12 відображено блок-схему тестування методів обробки сигналів дихання в комп'ютерних аускультативних систем.

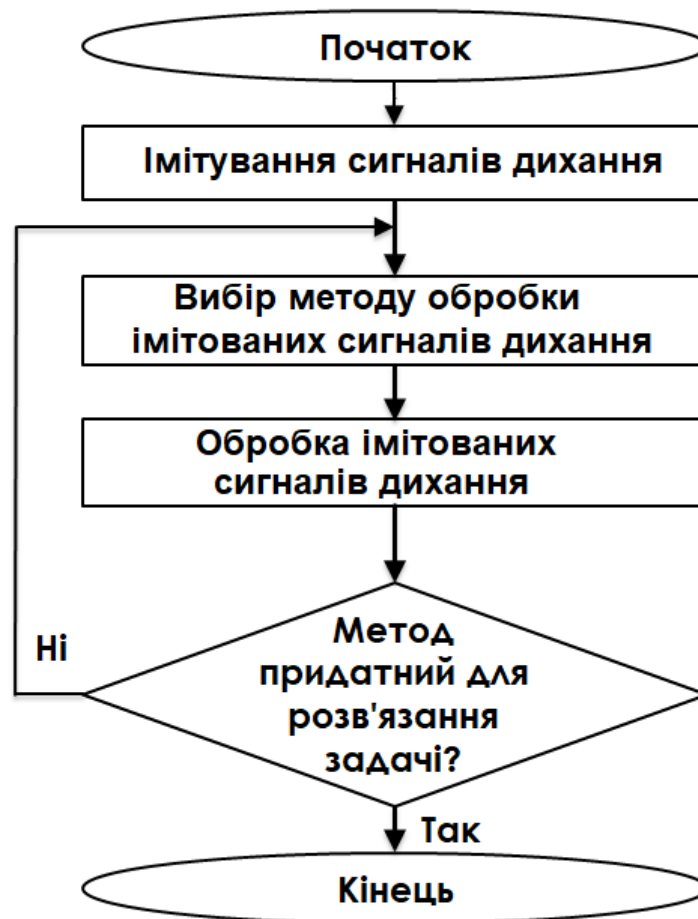


Рис.2.12. Блок-схема тестування методів обробки сигналів дихання

На рис. 2.12 відображено блок-схему тестування методів обробки сигналів дихання, яка має таку послідовність:

- 1) Імітування сигналів дихання;
- 2) Вибір алгоритму обробки імітованих сигналів дихання;
- 3) Обробка імітованих сигналів дихання;
- 4) Перевірка алгоритму на коректність роботи, і у разі не придатності йде процедура повторного вибору методу.

## 2.5. Імітаційна модель сигналів дихання

Імітування сигналів дихання є актуальним та забезпечує зменшення економічних, часових та технічних витрат на проведення експерименту та його повторів.

Ефективність імітуючих алгоритмів є залежними від матмоделі сигналів дихання. Розроблена матмодель у роботі є належною до конструкційних моделей, яка забезпечує проведення комп'ютерного імітаційного моделювання сигналів дихання з метою тестування методів його обробки.

На першому етапі розробки імітаційної моделі є процедура переходу від реальних фізичних об'єктів – сигналів дихання до його математичного форми, яке має врахувати важливі для задачі тестування методів обробки сигналів дихання. Загалом структуру матмоделі представлено математично через вираз:

$$y = f(x_i, k_i), \quad (2.14)$$

де  $y$  – сигнали дихання;

$x_i$  – змінні та керуючі показники;

$k_i$  – змінні та некеруючі показники;

$f$  – залежність між  $x_i$  та  $k_i$ , яка впливає на результат визначає величину  $y$ .

Визначення показників  $x_i$ ,  $k_i$  та їх залежності розглянуто механізм формування сигналів дихання для виділення діагностично-важливих для медичного діагностування показників, що мають бути інтегровані у структурі імітаційної моделі такого виду сигналів.

Дихальна система складається повітроносних шляхів і респіраторного відділу [60]. Система в результаті роботи формує сигнали дихання, які розглядаються як потоки повітряного видиху, що модулюється коливаннями клітки грудної.

При такому факті сигнали дихання розглянуто як акустично подібний амплітудо-модульований сигнал, який описано виразом (2.15), де в якості несучої є шуми, а в якості обвідної є сам сигнал, що характеризує рухи дихальні клітки грудної у людини. Внаслідок констатованого формується модуляція шуму амплітудного виду:

$$\xi(t) = s(t) \cdot n(t), \quad t \in [0, T), \quad (2.15)$$

де  $\xi(t)$  – сигнал дихання;

$s(t)$  – обвідна;

$n(t)$  – несуча;

$T$  – час спостереження або існування сигналів дихання.

На рис. 2.13 відображено структуру сигналу дихання в інтервалі часовому одного акту дихання, де позначено несучу та обвідну сигналу.

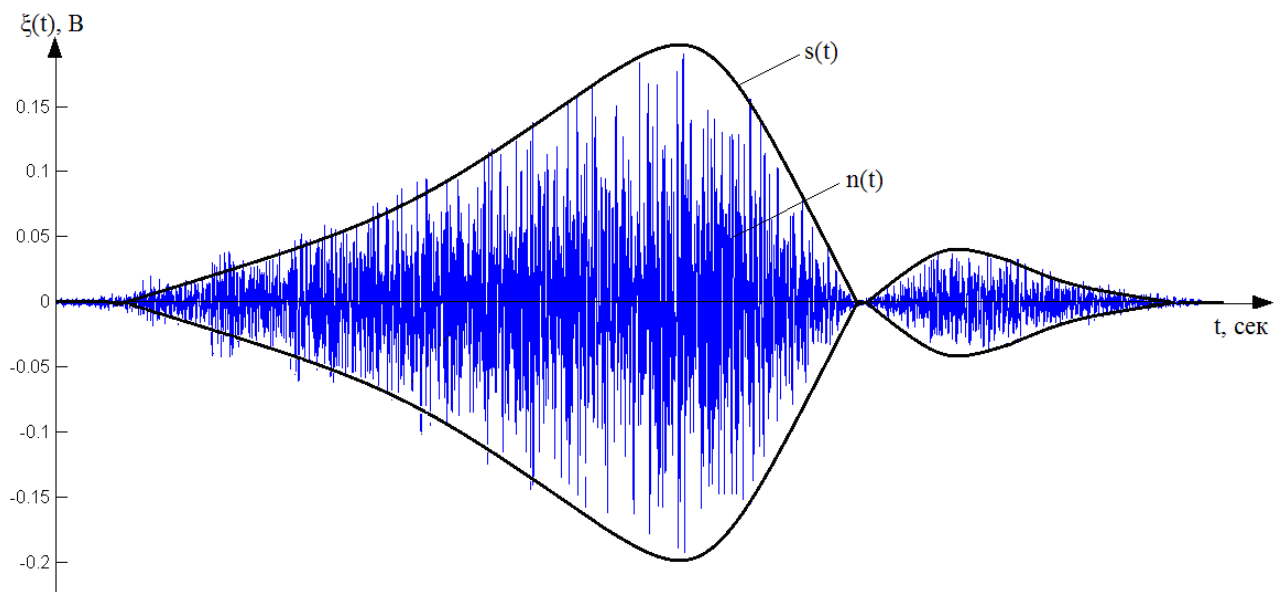


Рис. 2.13. Структура сигналу дихання (один повтор)

Оскільки, базовими діагностичними показниками сигналів дихання є часові та енергетичні показники його несучої та обвідної, тому матмодель має забезпечувати ці показники.

Як несучу сигналів дихання при враховані способу формування цих сигналів, прийнято шум, а саме білий гаусовий.

З рис.2.13 встановлено, що на деяких часових проміжках обвідна сигналу дихання поводить себе як сума синусоїдальних коливань з експонентційними закінченнями на цих проміжках (рис. 2.14).

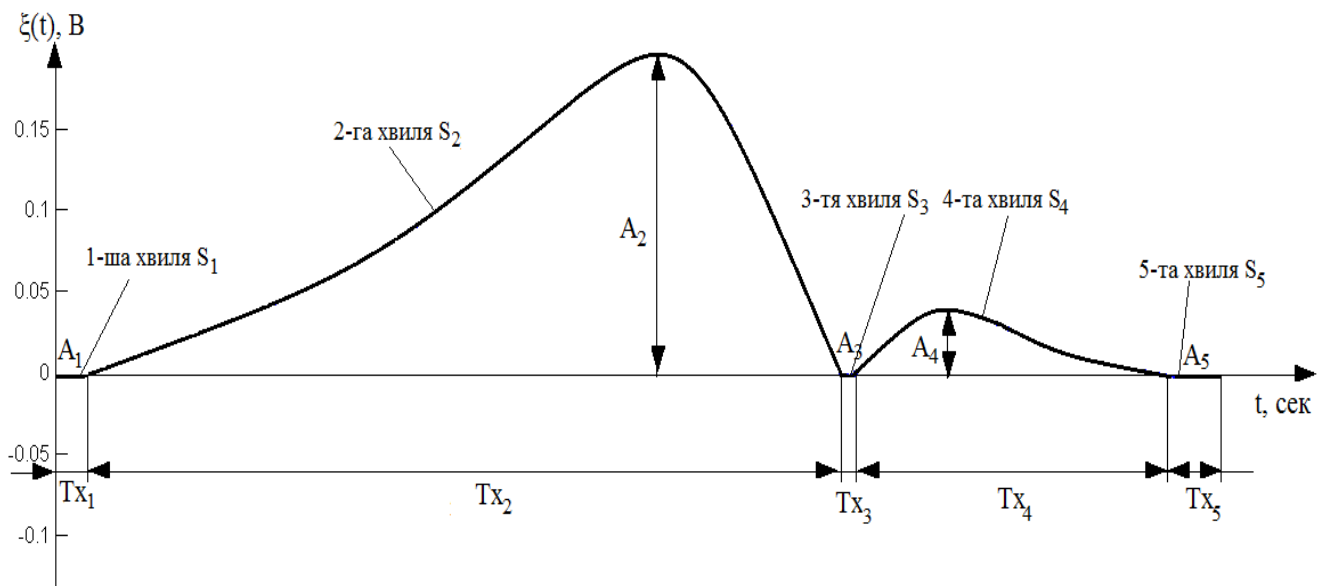


Рис. 2.14. Показники обвідної сигналу дихання

Імітаційна модель сигналів дихання має забезпечувати опис процесу амплітудної модуляції шуму білого гаусового через сигнал, що є сумою синусоїдальних коливань з експонентційними закінченнями на визначених часових проміжках (рис. 2.14). Варто відзначити, що імітаційна модель має мати певну стохастичність значень сигналу дихання, що є властивим для цього біосигналу, та стохастичність, що відображає форму зміни функціонування органів дихальної системи та повинна бути відображеною в структурі обвідної сигналів дихання. При дискретності сигналів дихання, його імітаційну модель реалізовано через вираз:

$$\xi(i\Delta t) = \xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t) \cdot n(i\Delta t) \cdot k, \quad i \in \mathbb{R}, \quad (2.16)$$

де  $n(i\Delta t)$  - шум типу білого гаусового;

$k$  – нормуючий коефіцієнт амплітудний;

$\xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t)$  – обвідна сигналу дихання (рис.2.14).

Шум  $n(i\Delta t)$  в даному випадку є стацпроцесом з функцією кореляції у вигляді дельта - функції Дірака, а спектр потужності є не залежним від значень частоти і рівний постійній величині  $W(f) = \sigma^2$ , яка дорівнює дисперсії шуму  $n(i\Delta t)$ . Усі

частотні компоненти шуму білого є однакової потужності. По факту, це стохастичний ідеалізований процес з енергією нескінченною. У випадку сталості частотної густини потужності процесу стохастичного скінченного діапазону частот ввід такої ідеальності забезпечує розробку достатньо легких оптимальних методів фільтрування. Більшість завод в медичній техніці розглядають типу білого шуму у випадку в багато разів меншої ширини сигналів дихання  $B_s$  від шумів  $B_n$ , а його частотна густина потужності є слабо зміною в межах спектру сигналів дихання.

Коли діапазон частот, на якому існують сигнали дихання та шуми, дорівнює  $0 - B$ , тоді частотна густина шуму подається виразом:

$$W_n(f) = \sigma^2, 0 \leq f \leq B; W_n = 0, f > B, \quad (2.17)$$

а функція кореляції подається через вираз:

$$R_n(\tau) = \sigma^2 B \sin(2\pi B \tau) / 2\pi B \tau. \quad (2.18)$$

Реальне значення інтервалу кореляції варто визначити за шириною базового тах функції  $R_n(\tau)$ , де локалізована базова частка енергетичного балансу шумів, зокрема  $T_k = 1/B$  і  $BT_k = 1$ .

Як виходить з усіх виразів і наочності рис.2.15, що у обмеження частотних меж в шумах появляється деяка міра кореляції між його значеннями, і при меншій частотній межі шуму, тим більше значення їх кореляційний радіус.

По факту, обмеженість шумів деяким частотною межею еквівалентною фільтруванню шуму білого із використанням фільтра частотного з заданою межею смуги пропускання, а функція кореляції відгуку імпульсно-подібного фільтру починає згортатися з дельта-функцією шуму білого.



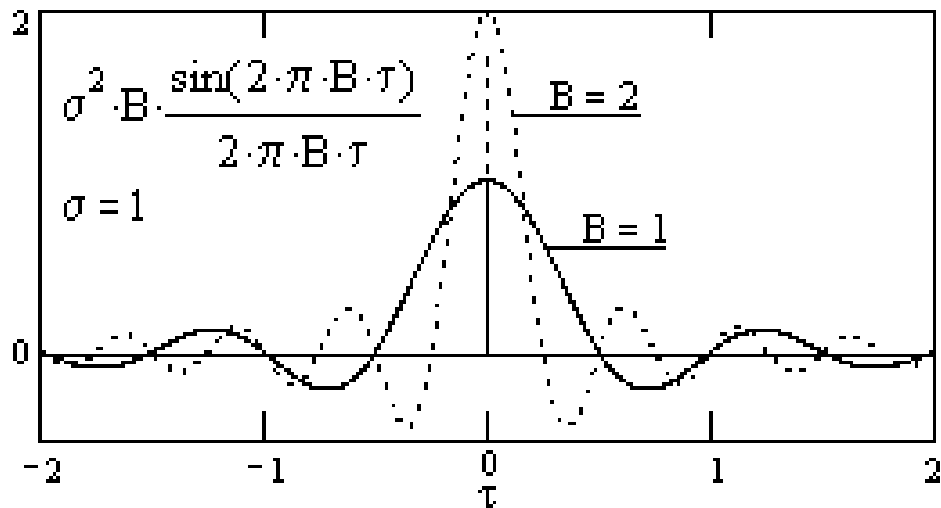


Рис. 2.15. Кореляція шуму білого в межах  $0 - B$

Моделлю шуму білого  $n(t)$  є стохастична за часом деяка послідовність дельта подібних імпульсів  $\delta(t)$  з невідомими значеннями амплітуд  $a_k$  :

$$n(t) = \sum_{k=1}^N a_k \delta(t - t_k), \quad (2.19)$$

а при дискретному поданні:

$$n(i\Delta t) = \sum_{k=1}^N a_k \delta(i\Delta t - i_k \Delta t), \quad (2.20)$$

яка відповідає вимогам статистичних однорідностей: стала кількість імпульсів та незалежність появ імпульсів по відношенню до попередніх. Така послідовність пуассонових імпульсів не корелюють між собою та мають рівномірно локалізований в спектральній області:

$$W_n(\omega) = c^2 = N\sigma_a^2, \quad (2.21)$$

де  $N$  – загальна кількість імпульсів в інтервалі  $T$ ,

$\sigma_a^2$  - значення дисперсії.

Вираз обвідної сигналу дихання в межах одного повтору подано через вираз:

$$s_{\text{обвідна}}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(n\Delta t) s_{\text{хвиля}_j}(i\Delta t + kN_T), \quad (2.22)$$

де  $\chi_{D_j}(i\Delta t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } i\Delta t \in D_j \\ 0, & \text{якщо } i\Delta t \notin D_j \end{cases}$  – індикаторна функція;

$D_j = [N_{Tx_{j-1}}, N_{Tx_j})$ ,  $T_{x_0} = 0$ ;  $j$  – порядковий номер хвилі сигналу дихання,

$j=1,2,3,\dots,m$ ;

$s_{\text{хвиля}_j}(i\Delta t)$  –  $j$ -та хвиля обвідної сигналу дихання (рис. 2.14):

$$s_{\text{хвиля}_j}(i\Delta t) = A_j \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_j) \cdot e^{-t \cdot K_j} \cdot S_j, \quad i\Delta t \in [0; N_{Tx_j}] \quad j = 1,2,3,\dots,M \quad (2.23)$$

де  $Tx_j$  – інтервал повтору  $j$ -ої хвилі;

$A_j$  - показник амплітуди  $j$ -ої хвилі;

$f_j$  - показник частоти синусоїдального пів коливання;

$K_j$  - показник коефіцієнту нахилення  $j$ -ої хвилі;

$S_j$  - показник масштабного коефіцієнту для  $j$ -ої хвилі;

Із стохастичністю вираз (2.23) має вигляд:

$$\begin{aligned} \xi_{\text{хвиля}_j}(i\Delta t) &= s_j(i\Delta t + \psi_{T_j}) + \psi_{A_j} = \\ &A_j \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_{T_j}) \cdot f_j) \cdot e^{-t \cdot K_j} \cdot S_j + \psi_{A_j}, \quad i\Delta t \in [0; N_{Tx_j}] \quad j = 1,2,3,\dots,M \end{aligned} \quad (2.24)$$

де  $\psi_{A_j} = \text{rnd}(M\{A_j\}, D\{A_j\})$  і  $\psi_{T_j} = \text{rnd}(M\{T_j\}, D\{T_j\})$  - величина стохастичності

показника  $j$ -ої амплітуди та показника інтервалу повтору. Показники амплітуди та інтервалу мають середнє та розкид ( $M\{A_j\} = M(Tx_j) = 0$ ,  $D\{A_j\}$ ,  $D(Tx_j)$ ).

Значення виразів (2.24) при  $j = 1, 2, \dots, M$  об'єднано в спільний масив (множину):

$$\xi^T_{обвідна}(i\Delta t) = \xi_{хвиля_1}(i_1\Delta t) \cup \xi_{хвиля_2}(i_2\Delta t) \cup \xi_{хвиля_3}(i_3\Delta t) \cup \dots \cup \xi_{хвиля_M}(i_M\Delta t), \quad (2.25)$$

де  $j = \overline{1, M}$  - індекс хвилі;

$i_1\Delta t \in [0, N_{Tx1}\Delta t)$  - інтервал 1-ої хвилі;

$i_2\Delta t \in [N_{Tx1}\Delta t, N_{Tx2}\Delta t)$  - інтервал 2-ої хвилі;

$i_3\Delta t \in [N_{Tx2}\Delta t, N_{Tx3}\Delta t)$  - інтервал 3-ої хвилі;

$i_M\Delta t \in [N_{TxM-1}\Delta t, N_{TxM}\Delta t)$  - інтервал  $M$  - ої хвилі;

$i\Delta t \in [0, (N_{Tx1}\Delta t + N_{Tx2}\Delta t + N_{Tx3}\Delta t + \dots + N_{TxM}\Delta t))$  - інтервал одного повтору

сигналу дихання, що рівний  $Tx = N_{Tx}\Delta t$ .

Вираз (2.25) подано через вираз:

$$\xi^T_{обвідна}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(i\Delta t) \xi_{хвиля_j}(i\Delta t), \quad (2.26)$$

де  $\chi_{D_j}(i\Delta t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } i\Delta t \in D_j \\ 0, & \text{якщо } i\Delta t \notin D_j \end{cases}$  - функція індикаторна;

$D_j = [\Delta t N_{Txj-1}, \Delta t N_{Txj})$  - інтервал існування  $j$ -го повтору сигналу дихання при початкові умові  $\Delta t N_{Tx0} = 0$ .

При врахуванні того факту, що сигнали дихання є повторними до виразу (2.26) введено показник повтору  $k$  як номеру повтору циклу дихання:

$$\xi^T_{обвідна_k}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(i\Delta t) \xi_{хвиля_{j,k}}(i\Delta t), \quad (2.27)$$

Хвиля  $j$ -та інтервалу  $k$ -го повтору  $\xi_{\text{хвиля}_{j,k}}(i\Delta t)$  має зображення:

$$\xi_{\text{хвиля}_{j,k}}(i\Delta t) = A_{j,k} \cdot \sin\left(2 \cdot \pi \cdot \left(t + \psi_{T_{j,k}}\right) \cdot f_{j,k}\right) \cdot e^{-t \cdot K_{j,k}} \cdot S_{j,k} + \psi_{A_{j,k}}, \quad i\Delta t \in \left[0; N_{T_{j,k}}\right] \quad (2.28)$$

Множинне групування усіх  $k$ -их обвідних локалізованих в своїх певних повторів  $T$ ,  $\xi^T_{\text{обвідна}_k}(i\Delta t)$  в одну реалізацію  $\xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t)$  через їх продовження забезпечує процес одержання суцільного повторного та стохастичної обвідної сигналу дихання:

$$\begin{aligned} \xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t) &= \sum_{k=1}^N \chi_{D_k}(i\Delta t) \xi^T_{\text{обвідна}_k}(i\Delta t) = \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \chi_{D_{k,j}}(i\Delta t) \cdot \xi_{\text{хвиля}_{k,j}}(i\Delta t) = \\ &= \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \chi_{D_{k,j}} \cdot \left( \psi_{A_i} + A_{k,j} \cdot \sin\left(2 \cdot \pi \cdot \left(i\Delta t + \psi_{T_{k,j}} + kN_T \Delta t\right) \cdot f_{k,j}\right) \cdot e^{-i\Delta t \cdot K_{k,j}} \cdot S_{k,j} \right), \end{aligned} \quad (2.29)$$

де  $\chi_{D_{k,j}}(i\Delta t) = \begin{cases} 1, \text{ якщо } i\Delta t \in D_{k,j} \\ 0, \text{ якщо } i\Delta t \notin D_{k,j} \end{cases}$  - матриця  $k \times j$  функцій індикаторних,

$$D_k = \prod_j D_{k,j} = [kT_k, (k+1)T_k);$$

$k$  - номер повтору;

$j$  - ідентифікатор хвилі;

$T_k = \sum_{j=1}^M T_{\chi_{k,j}} = \text{const}$  - інтервал сигналу дихання  $k$ -повтору  $j$ -их хвиль;

$A_{kj}$  і  $K_{kj}$  - показник амплітуд та коефіцієнтів нахилень  $kj$ -их хвиль;

$f_{kj}$  - показники частот синусоїдальних пів коливань  $kj$ -их хвиль;

$L_{kj}$  - показники масштабуючих коефіцієнтів  $kj$ -их хвиль;

На базі виразу (2.29) імітаційна модель сигналів дихання при наявності шумової компоненти матиме зображення:

$$\xi(i\Delta t) = \xi_{\text{обвїдна}}(i\Delta t) \cdot n(i\Delta t) = \left( \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \chi_{D_{k,j}} \cdot \left( \psi_{A_i} + A_{k,j} \cdot \sin\left(2 \cdot \pi \cdot \left(i\Delta t + \psi_{T_{k,j}} + kN_T \Delta t\right) \cdot f_{k,j}\right) \cdot e^{-i\Delta t \cdot K_{k,j}} \cdot S_{k,j} \right) \right) \cdot n(i\Delta t) \quad (2.30)$$

Вираз (2.30) забезпечує описування структури імітаційної моделі сигналу дихання при врахуванні морфопоказників (амплітуди та часу), повторності та стохастичності.

## 2.6. Узагальнене подання алгоритму імітування сигналів дихання

Врахування структури виразу імітаційної моделі сигналів дихання та її компонент розроблено алгоритм імітування сигналів дихання (рис.2.16), який відображає послідовність імітування сигналу з візуалізацією виразів.

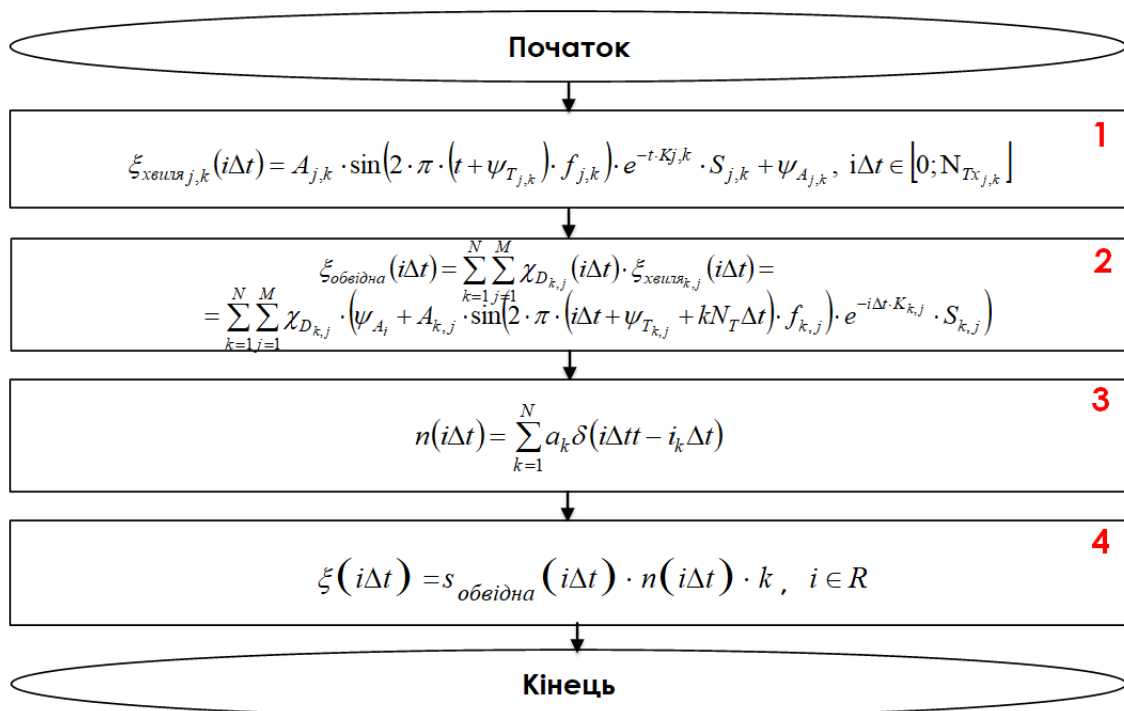


Рис.2.16. Алгоритм імітування сигналів дихання

Алгоритм імітування сигналів дихання складається з такої послідовності:

1) Імітування реалізацій  $j$ -их хвиль обвїдної сигналу дихання  $k$ -их повторів

$$\xi_{\text{хвиля}_{j,k}}(i\Delta t);$$

2) Множинне об'єднання  $j$ -их хвиль сигналу дихання  $k$ -их повторів обвідної в єдину реалізацію через їх продовження  $\xi_{обвідна}(i\Delta t)$ ;

3) Генерація шуму білого  $n(i\Delta t)$ ;

4) Реалізація добутку суцільної реалізації обвідної сигналу дихання  $\xi_{обвідна}(i\Delta t)$  з шумом білим  $n(i\Delta t)$ .

Алгоритм, що проілюстровано на рис.2.16, забезпечує математичний опис процесу моделювання дихального шуму.

## 2.7. Блок-схема імітаційного моделювання дихального шуму

На підставі алгоритму імітування сигналів дихання узагальненого подання розроблено блок-схему імітування обвідної сигналів дихання більш детального подання, яку відображено на рис.2.17.

Блок-схема імітування обвідної дихального шуму має наступну послідовність:

1) Задання значень вхідних показників масиву амплітуд  $A$  хвиль та масиву  $t$  часових інтервалів хвиль.

2) Генерація показників стохастичності  $ddA$  для амплітуд та  $ddt$  із значеннями матсподівань  $M\{A\}=M(Tx_j)=0$  та дисперсій  $D\{A_j\}$ ,  $D(Tx_j)$  для інтервалів часу задля забезпеченості відхилення компонент сигналів дихання в інтервалі  $k$ -их дихальних повторів.

3) Додавання показників стохастичності до показників амплітуд  $A$  та інтервалів  $t$  як детермінованих.

4) Генерація  $j$ -их хвиль обвідної сигналу дихання з стохастичними показниками в інтервалі одного дихального повтору у відповідності виразу (2.28).

5) Об'єднання генерованих  $j$ -их хвиль, які належать інтервалу одного дихального повтору в єдину реалізацію сигналу дихання через їх продовження, що забезпечує формування сигналу дихання ДШ в інтервалі одного  $k$ -го дихального повтору у відповідності з виразом (2.29).

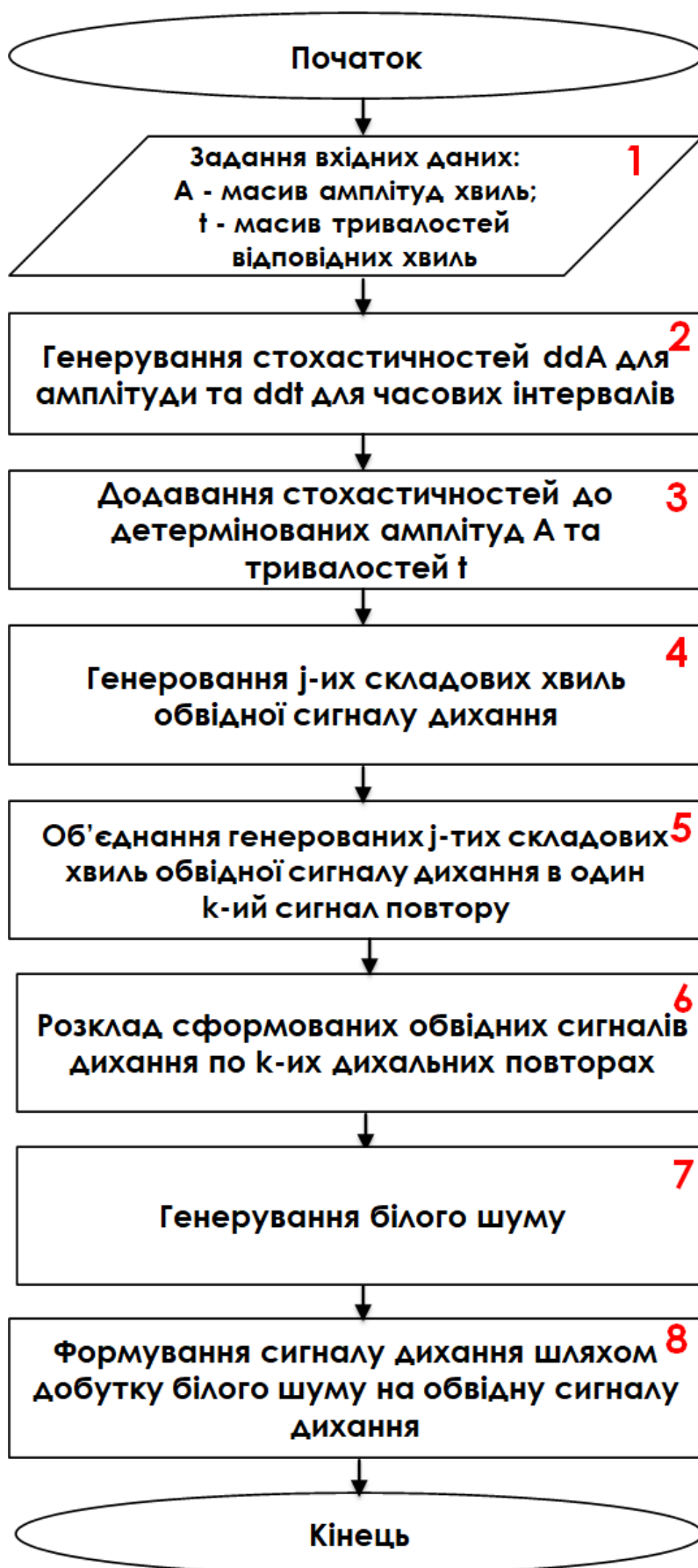


Рис.2.17. Блок-схема імітації сигналу дихання

6) Розкладання генерованих обвідних сигналу дихання, які належать інтервалам  $k$ -их дихальних повторів, на різні повтори циклів дихання через періодично-послідовне їх продовження в часовому просторі.

7) Генерація шуму білого, що нормально розподілений, для  $k$ -их сигналів дихання для утворення шумової компоненти у складі сигналу, що за структурою є майже копією шуму як компоненти емпіричних сигналів.

8) Утворення сигналу дихання через процедуру добутку шуму з обвідною сигналу дихання.

## 2.8. Висновки до розділу 2

Описано процес реєстрації сигналів дихання, а саме схему структурну системи та методику реєстрації для отримання емпіричних даних з метою його подальшого дослідження.

Встановлено, що модель сигналів дихання як детермінована відображає кількісно спектри як мінливі, що формує показник майбутньої моделі як стохастичність. При моделі сигналів дихання як стаціонарної виявлено повторність функції кореляції та прямування її до нуля, що вказує на модельний показник повторності. Однак детермінована і стаціонарна моделі не описує фазові явища у структурі сигналів дихання, які необхідно досліджувати в процесі детекції мінімальних змін у стані дихальної системи. Отже, ПКВП як «дзеркало» матмоделі сигналів дихання забезпечує коректність описування реальних сигналів, його притаманних йому особливостей, зокрема повторності та стохастичності.

Розкрито суть тестування методів обробки сигналів дихання в комп'ютерних аускультацийних системах, розроблено імітаційну модель сигналів дихання на основі аналізу алгоритму імітування цих сигналів. Математичний вираз моделі імітаційної сигналів дихання подано у вигляді шуму повторного та амплітудо-модульованого, що забезпечує процес генерації тестових сигналів по відношенню до емпіричних для адекватного тестування алгоритмів роботи комп'ютерних аускультацийних систем.



### РОЗДІЛ 3

#### НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

#### 3.1. Блок-схема комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання

На основі алгоритмів, які відображено на рис. 2.16-2.17 забезпечено процес розробки блок-схеми комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання, яку відображено на рис.3.1.

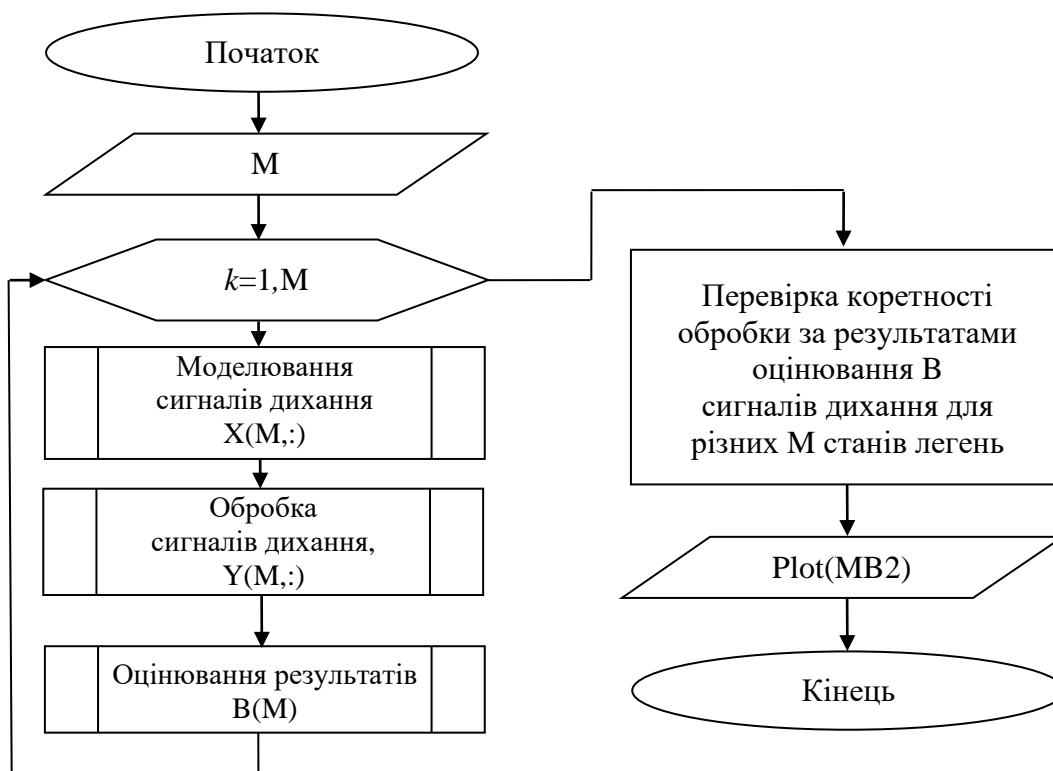


Рис.3.1. Блок-схема комп'ютерного засобу тестування

У блок-схемі (рис.3.1) здійснюються такі операції:

- Ввід числа повторів  $M$  тестування методів обробки;
- Запуск  $M$ -ого повтору тестування;
- В  $M$ -му повторі здійснюється:
  - процес генерування сигналів дихання різних станів під масив  $X(M,:)$ ;

- обробка сигналів дихання існуючими або новими методами та збереження результатів в масив  $Y(M,:)$ ;
- процес оцінювання результатів обробки та збереження в масив  $B(M,:)$ ;
- процес перевірки коректності обробки на підставі оцінювання  $B$  сигналів дихання різних  $M$  станів легень.

На підставі розробленої блок-схеми тестування (рис.3.1) є змога протестувати методи обробки сигналів дихання в комп'ютерних аускультційних системах на показники стійкості, адекватності надійності при змінах вхідних показників.

### 3.2. Блок-схема комп'ютерного засобу тестування

Для проведення експериментального генерування сигналів дихання, передусім потрібно синтезувати програмний код засобу, який забезпечив б проведення даного генерування.

Базою програмного коду є програма генерації сигналів дихання. Блок-схему програми генерації відображено на рис.3.2.

Основою блок-схеми імітації сигналів дихання є формування масиву чисел послідовних хвиль  $y_1(k,:)$   $y_2(k,:)$   $y_3(k,:)$  із показниками амплітуд  $A_1-A_3$ , інтервалів повтору  $T$ , показниками коефіцієнтів нахилення хвиль  $k_{k1}-k_{k3}$ , показників стохастичності, номерів повторів  $k$  та їх чисельності  $K$ , а також формування масиву часу  $t$ . Одержані числові дані множиною об'єднуємо в спільний масив, тобто  $y=[y_1(k,:) y_2(k,:) y_3(k,:)]$ . Для забезпеченості повторів усі перераховані операції повторюються  $k$  разів, яка відповідає числу повторів (дихальних циклів  $k$ ). Одержані масиви чисел  $y_1(k,:)$   $y_2(k,:)$   $y_3(k,:)$  кожного з повторів об'єднуємо в спільний масив через послідовне їх часове продовження. Після генерації всіх повторів результуючу реалізацію перемножено на стохастичну складову  $n(:)$  з показниками шуму білого в якого матсподівння дорівнює 0.

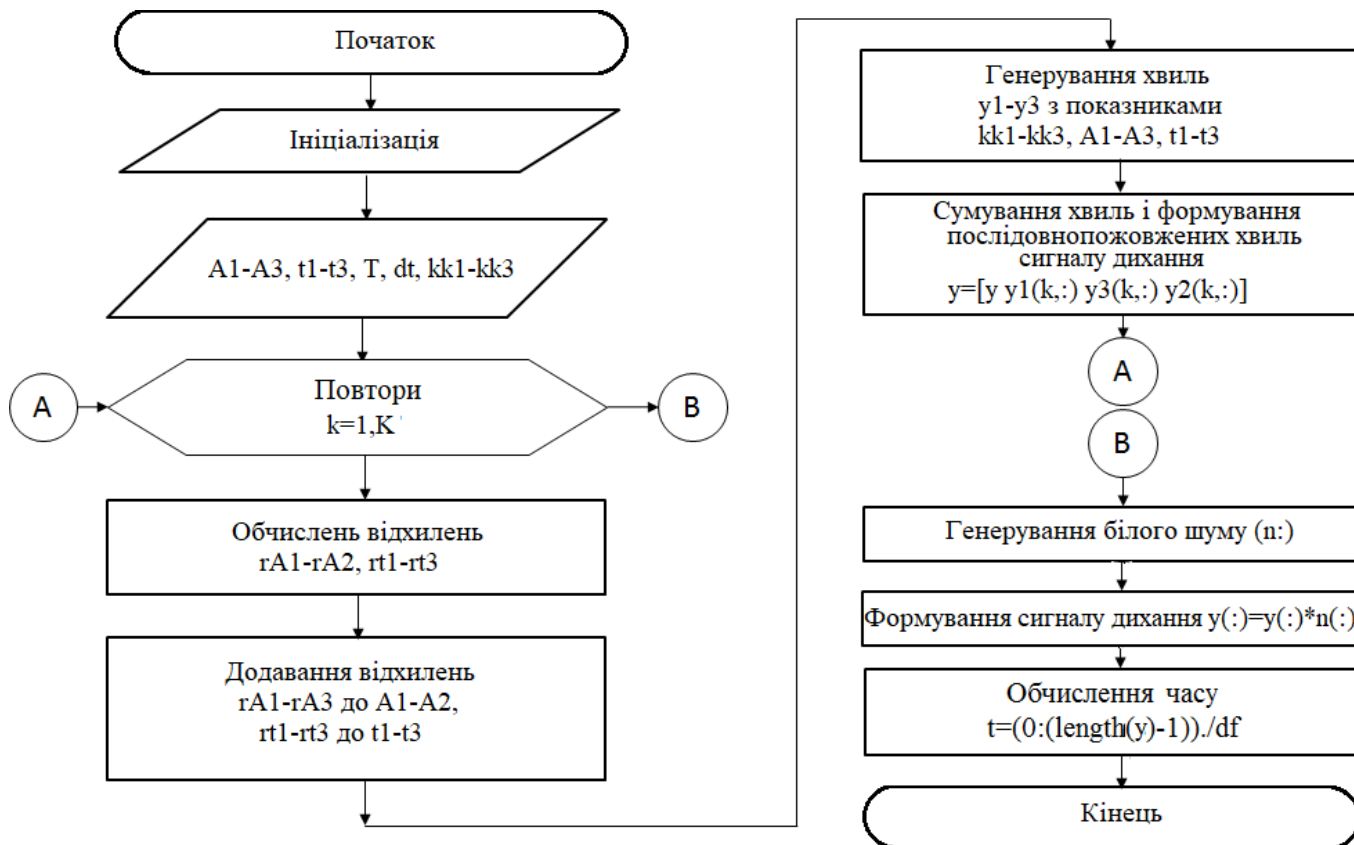


Рис. 3.2. Блок-схема програмного коду імітації сигналів дихання

Грунтуючись на блок-схемі (рис.3.2) розроблено програмний код тестування методів обробки сигналів дихання в MATLAB.

### 3.3. Реалізація комп'ютерного засобу тестування

В базу комп'ютерного засобу закладено ядро виразу (2.30), яке реалізовано через функцію програмну `duhsign(Amp,tm,k,dtime,dAmp,dtime,kcicle)` з аргументами `Amp` - масив хвилевих амплітуд, `tm` - масив інтервалів хвиль, `dtime` - крок дискретизації, `dAmp` - дисперсія амплітуди, `dtime` - дисперсія інтервалів часу, `kcicle` – число повторів:

```
function [tm signduh]= duhsign(Amp,tm,k,dtim,dAmp,ddtim, K_all);
```

Процес генерації стохастичності забезпечено через стандартну функцію розподілу нормального `normrnd`.

Коректність запису функції:

`Y=normrnd(MUU,SIGM)`

`Y=normrnd(MUU,SIGM,VV)`

`Y=normrnd(MUU,SIGM,MM,NN)`

Опис:

`Y=normrnd(MUU,SIGM)` забезпечує генерацію нормально розподілених компонент з матсподіванням `MUU` при середньоквадратичному відхиленні `SIGM`.

`Y=normrnd(MUU,SIGM,VV)` забезпечує генерацію нормально розподілених компонент з показниками `MUU` і `SIGM`, де `VV` є вектором. Коли `VV` дорівнює 1 або 2 векторним, тоді `Y` буде матрицею з `VV(1)` стовпцем і `VV(2)` колонками. Коли `VV` є 1 або `n`, тоді `Y` буде `n`-вимірним масивом.

`Y=normrnd(MUU,SIGM,MM,NN)` забезпечує генерацію розподілених нормально компонент з показниками `MUU` і `SIGM`, де `MM` та `NN` є скалярними, а `Y` буде матрицею зі стовпцями та рядками.

Згенеровано для прикладу білий гаусовий шум з матсподіванням за величиною 0 і СКВ рівним 2 та числом компонент 100:

```
Z=normrnd(0,10,100,1);    % Генерація шуму
plot(Z);                  % Візуалізація шуму
```

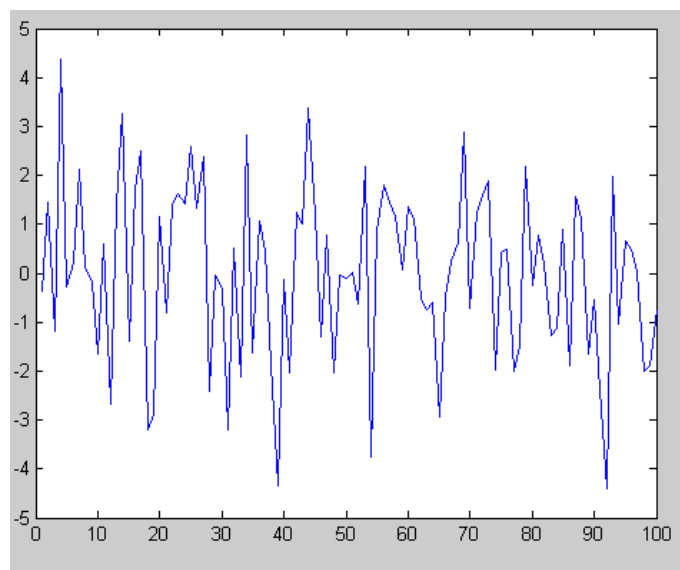


Рис. 3.3. Генерований шум

Задано цикл дихання написаним кодом:

```
for kсic=1:K_all % Цикл дихання від 1 до K_all
```

Задля реалізації шуму білого як стохастичності в інтервалі k-их циклів в показниках закладено нульове матсподівання та дисперсію ddA для усіх хвиль сигналу дихання:

```
rAmp(1)=normrnd(0,ddAmp); % Стохастичність амплітуди 1
rAmp(2)=normrnd(0,ddAmp); % Стохастичність амплітуди 2
rAmp(3)=normrnd(0,ddAmp); % Стохастичність амплітуди 3
```

Через сумування стохастичностей до амплітуд як детермінованих реалізовано стохастичний їх характер:

```
Amp(1)=Amp(1)+rAmp (1);
Amp(2)=Amp(2)+rAmp (2);
Amp(3)=Amp(3)+rAmp (3);
```

Через сумування стохастичності до отриманих детермінованих інтервалів часу забезпечено їх стохастичність:

```
Tm=sum(tdat); % Сумування інтервалів часу
rtim(1)=normrnd(0,ddt); tim(1)=tim(1)+rtim(1); tN(1)=round(t(1)/dtim); t(1)=tN(1)*dtim;
rtim(2)=normrnd(0,ddt); tim(2)=tim(2)+rtim(2); tN(2)=round(t(2)/dtim);
t(2)=tN(2)*dtim;
tim(3)=Tm-tim(1)-tim(2); % Реальний стохастичний час
```

Застосування виразу (2.28) здійснено генерацію кожної  $i$ -ої хвилі обвідної сигналу дихання:

```

i_1=0:dtim:tim(1); % Інтервал часовий хвилі 1 сигн. дих.
fr1=2*tim(1); % Частотний показник хвилі 1 сиг. дих.
y_1=sin(2*pi*i_1/fr1).*exp(i_1*kf(1)); % Хвиля 1 сигналу дихання
Kof=Amp(1)/max(y_1); % Коефіцієнт хвилі 1 сигн. дих.
y_1=y_1.*Kof1; % Хвиля нормована 1 сигн. дих.
i_2=0:dtim:t(2); % Інтервал часовий хвилі 2 сигн. дих.
fr2=2*tim(2); % Частотний показник хвилі 2 сиг. дих.
y_2=Amp(2)*sin(2*pi*i_2/fr2).*exp(i_2*kcik(2)); % Хвиля нормована 2 сигн. дих.
Kof=Amp(2)/max(y_2); % Коефіцієнт хвилі 2 сигн. дих.
y_2=y_3.*Kof; % Хвиля нормована 2 сигн. дих.
i_2=i_2+tim(1); % Інтервал часовий хвилі 2 сигн. дих.
i_3=0:dtim:tim(3); % Інтервал часовий хвилі 3 сигн. дих.
fr3=2*tim(3); % Частотний показник хвилі 3 сиг. дих.
y_3=sin(2*pi*i_3/fr3).*exp(-i3*kk(3)); % Хвиля нормована 3 сигн. дих.
Kof=Amp(3)/max(y_3); % Коефіцієнт хвилі 3 сигн. дих.
y_3=y_4.*Kof; % Хвиля нормована 3 сигн. дих.
i_3=i_3+tim(1)+tim(2); % Інтервал часовий хвилі 3 сигн. дих.

```

Об'єднання хвиль та інтервалів часових сигналу дихання в спільну множину забезпечує одержання обвідної та осі часу:

```

i=[i_1(1:length(i_1)-1) i2(1:length(i_2)-1) i_3]; % Об'єднанні інтервали
signduh(1:length(y_1))=y_1; % Дані базової тривалості 1
lsign1=length(signduh); % Базова тривалість 1
lsign2=length(signduh)+length(y_2)-1; % Базова тривалість 1+2
signduh(lsign1: lsign2)=y_2; % Дані базової тривалості 2
lsign1=length(signduh)+length(y_3)-1; % Базова тривалість 1+2+3

```

```
signduh(lsign1: lsign2)=y_3;
```

```
% Дані базової тривалості 3
```

Після процесу завершення формування продовженого сигналу дихання на k-те число повторів відбувається процес формування шуму білого в інтервалі обвідної сигналу дихання:

```
ns=normrnd(0,1,length(signduh)); % Шум сигналу дихання
```

Створення сигналу дихання через добуток обвідної signduh (:) та шуму ns(:):

```
signduh= signduh*ns; % Шум і обвідна сигналу дихання
```

Після сформованого сигналу дихання формується множина часових відліків:

```
tm=(0:length(signduh)-1).*dtim;
```

Отже, розроблений засіб програмний уможлиблює реалізацію процесу генерації сигналів дихання за вхідними показниками для тестування методів їх обробки.

#### 3.4. Результати роботи комп'ютерного засобу тестування

Використання розробленого програмного засобу і наявність відомих показників сигналу дихання для різних станів проведено процедуру комп'ютерної генерації сигналів дихання на ПК.

Результати комп'ютерної генерації сигналів дихання в стані норми відображено на рис. 3.4, а відхилення від норми – на рис.3.5.

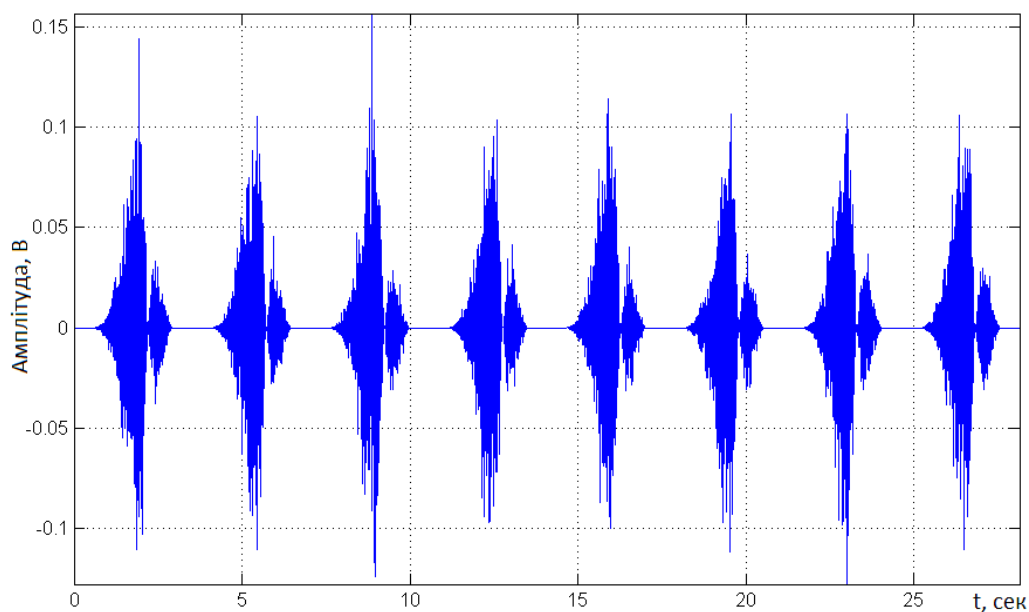


Рис. 3.4. Згенерований сигнал дихання (стан норми)

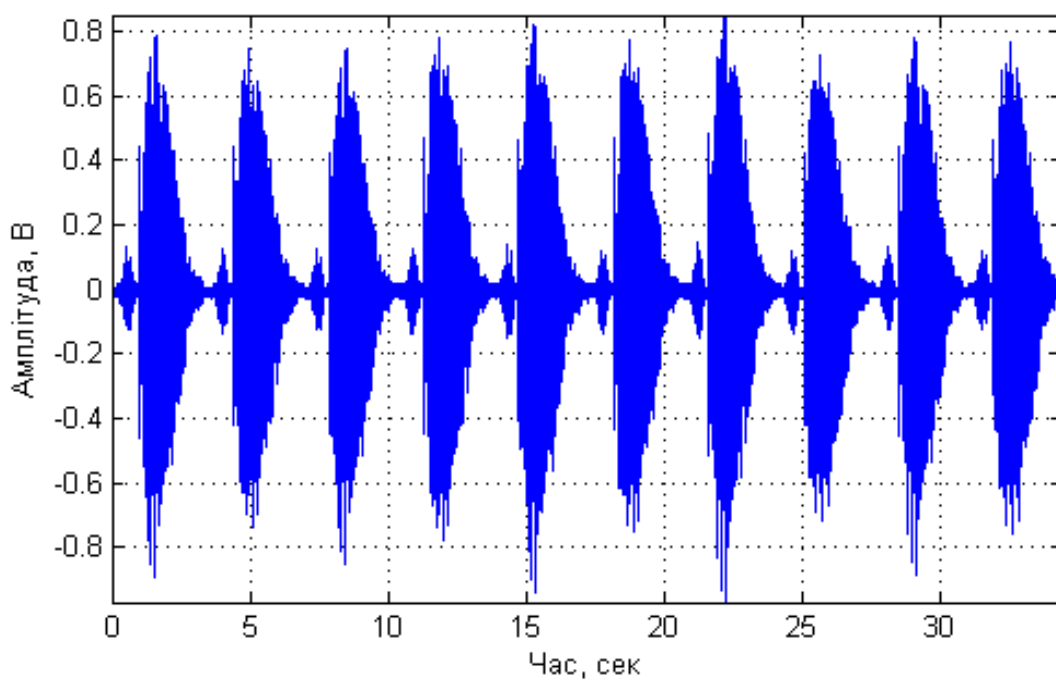


Рис. 3.5. Згенерований сигнал дихання (стан відхилення від норми)

Результати генерації сигналів дихання (рис.3.4-3.5) різних станів цілком відтворюють структури емпіричних сигналів (рис.2.3-2.4), що гарантує можливість процедури адекватного тестування методів обробки сигналів дихання у складі комп'ютерних аускультативних систем.



### 3.5. Висновки до розділу 3

Розроблено блок-схему комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання у складі комп'ютерних аускультативних систем та програмного засобу генерації сигналів дихання.

При застосуванні MATLAB здійснено реалізацію комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання через процедуру генерації цих сигналів як повторних, стохастичних із врахуванні морфопоказників, що є базовими для таких сигналів.

Програмний код генерації забезпечує за значеннями відомих медичних морфопоказників точне відтворення структури сигналів дихання, що є адекватними при тестуванні методів їх обробки у складі комп'ютерних аускультативних систем

## РОЗДІЛ 4

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 4.1. Охорона праці

Сучасне виробництво комп'ютерних аускультційних систем нерозривно пов'язане з використанням електроенергії. В умовах експлуатації та виробництві медичних приладів, розвитку обчислювальної техніки і приладобудування, роботизації та комп'ютеризації важливого значення набуває проблема в електробезпеці – захисті персоналу та інших осіб, які обслуговують системи від ураження електричним струмом.

Аналіз загальної кількості виробничих нещасних випадків свідчить, що кількість електротравм становить 1,0-1,5%, а в енергетиці навіть 3-5%. Але серед нещасних випадків зі смертельним наслідком електротравми становлять 20-40% на виробництві, а в енергетиці до 60%, займаючи одне з перших місць. При цьому 60-85% смертельних уражень електричним струмом відбувається в електроустановках напругою до 1000 В (127-380 В).

Безпека людини на виробництві залежить від багатьох факторів і, зокрема, від рівня електробезпеки. Грамотне вирішення проблеми електробезпеки має забезпечувати людині використання електричної енергії в будь-яких умовах без ризику для життя.

Електробезпека - це система організаційних та технічних заходів і засобів, які забезпечують захист людей від шкідливого та небезпечного електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля та статичної електрики (ГОСТ 12.1.009-76 «Система стандартів безопасности труда. Электробезопасность. Термины и определения»).

Різноманітність дій електричного струму на організм людини може призвести до різних електротравм, які умовно можна звести до двох видів: місцевих електротравм, коли виникає місцеве пошкодження організму, і загальних електротравм, так званих електричних ударів, коли уражається (або створюється

загроза ураження) весь організм через порушення нормальної діяльності життєво важливих органів і систем.

Приблизний розподіл нещасних випадків від електричного струму в промисловості за зазначеними видами травм такий: 20% - місцеві електротравми; 25% - електричні удари; 55% - змішані травми, тобто одночасно місцеві електротравми й удари.

Фактори, які впливають на характер та наслідки уражень електричним струмом, надзвичайно різноманітні. Їх можна поділити на три групи: фактори електричного характеру (напруга і струм, який проходить крізь людину, вид і частота струму, опір людини електричному струму); фактори неелектричного характеру (особливі властивості людини, фактор уваги, тривалість дії струму, шлях струму крізь людину); фактори навколишнього середовища.

Струм, який проходить крізь людину, є головним ушкоджуючим фактором при електротравмі. Різний за рівнем струм впливає по-різному на людину. Людина починає відчувати дію малого струму, який проходить крізь неї: 0,6-1,5 мА при змінному струмі, частота якого 50 Гц; 5-7 мА при постійному струмі. При збільшенні струму понад відчутний, у людини з'являються спазматичні скорочення м'язів та сильний біль у пальцях та кистях рук. Руки важко, але ще можна відірвати від електродів. Цей струм – до 6-10 мА частотою 50 Гц - отримав назву невідпускаючого (для постійного струму 30-40 мА).

Значення порогового невідпускаючого струму, що викликає при проходженні крізь людину незупинне спазматичне скорочення м'язів руки, яка стискає провідник, становить 10-15 мА при частоті 50 Гц та 50-80 мА при постійному струмі. Струм понад 50 мА частотою 50 Гц при тривалій дії викликає зупинку дихання та фібриляцію серця (хаотичне різночасове скорочення волокон серцевих м'язів (фібри)). Ці струми отримали назву фібриляційних.

Найбільш небезпечним для людини є струм із частотою 20-200 Гц. Зі зниженням і підвищенням частоти безпека ураження зменшується та цілком зникає при частоті 450-500 кГц, хоча ці високочастотні струми зберігають безпеку опіків.

Постійний струм, який проходить крізь тіло людини, порівняно зі змінним струмом з такими ж параметрами, викликає менш неприємні відчуття. Однак це справедливо лише для напруги до 300 В.

З подальшим підвищенням напруги небезпека постійного струму зростає і в інтервалі напруги 400-600 В практично дорівнює небезпеці змінного струму з частотою 50 Гц, а при нарузі понад 600 В постійний струм є значно небезпечнішим, ніж змінний. Різкі больові відчуття при підключенні під постійну напругу виникають у момент вмикання і розмикання кола. Вони зумовлюються струмами перехідного процесу, які викликають судомне скорочення м'язів.

Зростання тривалості протікання струму крізь людину збільшує тяжкість ураження за таких обставин: із зростанням часу протікання струму опір тіла зменшується (за рахунок зволоження шкіри від поту), струм підвищується, з часом вичерпуються захисні сили організму, які протистоять дії електричного струму. Встановлено залежність між допустимими для людини значеннями синусоїдального струму частотою 50 Гц і тривалістю дії цього струму.

Напрямок струму крізь людину суттєво впливає на наслідок ураження. Небезпечність ураження особливо велика, якщо струм, який проходить крізь життєво важливі органи - серце, легені, головний мозок - впливає безпосередньо на всі органи. Якщо струм не проходить крізь ці органи, то його дія на них є тільки рефлекторною й імовірність ураження зменшується.

Шляхи струму по тілу людини називають "петлями" струму. Найчастіше трапляється петля "права рука – ноги". До випадків з тяжкими та смертельними наслідками призводять наступні петлі струму: "рука - рука" (40% випадків), "права рука - ноги" (20% випадків); "ліва рука - ноги" (17% випадків); "нога - нога" (80% випадків). Найбільш небезпечні петлі струму - це "голова - руки", "голова - ноги", "рука — рука", а найнебезпечніший шлях - "нога — нога".

Внутрішні або зовнішні прилади, які експлуатуються на відкритому повітрі або під навісом, прирівнюються до приладів в особливо небезпечних приміщеннях.

#### 4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Серед способів захисту працівників підприємств з виготовлення електронної медичної апаратури (ЕМА) та населення у надзвичайних ситуаціях особливе місце займає медичний захист. Виходячи з досвіду, надзвичайні ситуації, як правило, призводять до масової загибелі людей та їх ураження. Для зменшення ступеня ураження необхідно приймати невідкладні заходи щодо надання медичної допомоги потерпілим, відповідно до вимог статті 36 Кодексу цивільного захисту України, Закону України «Про екстрену медичну допомогу».

Наданням цієї допомоги займається медична служба цивільного захисту (ЦЗ), яка організовується на базі Міністерства охорони здоров'я України та його структурних підрозділів і призначена для медичного забезпечення населення, що постраждало внаслідок стихійного лиха, аварій та катастроф. Вона виконує такі основні завдання:

- своєчасне надання потерпілому населенню усіх видів медичної допомоги та лікування потерпілих з метою їх повного одужання;
- попередження виникнення і розповсюдження серед населення масових інфекційних захворювань;
- забезпечення санітарного благополуччя населення та виключення несприятливих санітарних наслідків виробничих аварій та стихійних лих.

Ці завдання вирішуються шляхом проведення комплексу організаційних, лікувально-профілактичних, лікувально-евакуаційних, санітарно-гігієнічних і протиепідемічних заходів. Основними з них є:

- підготовка органів та установ охорони здоров'я до роботи в умовах великих виробничих аварій та стихійних лих;
- організація і підготовка пересувних медичних формувань для проведення рятувальних робіт, а також підготовка медичних установ до лікування потерпілих і хворих;
- організація і проведення лікарняно-евакуаційних, санітарно-гігієнічних та протиепідемічних заходів в осередках ураження і на етапах медичної евакуації;

- навчання медичного персоналу з медичних питань;
- розроблення планів підготовки органів і об'єктів охорони здоров'я до виконання заходів ЦЗ;
- організація забезпечення формувань та установ медичної служби медичним, господарським і спеціальним майном;
- навчання населення вмінню надавати само- та взаємодопомогу при отриманні різних травм.

При виникненні надзвичайних ситуацій, незалежно від їх масштабу, як правило, першими для надання медичної допомоги до осередку катастрофи прибувають і починають працювати, згідно із своїми функціональними обов'язками, бригади швидкої медичної допомоги (ШМД), які обслуговують населення даної території. Вони надають першу лікарську (фельдшерські бригади – долікарську) допомогу постраждалим і евакуюють їх у стаціонарні медичні заклади.

Якщо ліквідувати медико-санітарні наслідки надзвичайної ситуації силами штатних бригад ШМД неможливо, то розгортаються сили першого етапу медичної евакуації. У район надзвичайної ситуації додатково до діючих штатних бригад ШМД направляються медичні бригади постійної готовності першої черги, територіального рівня (а якщо вимагають обставини, то і державного рівня).

При неможливості забезпечення кваліфікованої та спеціалізованої допомоги всім постраждалим діючими лікарняними установами розгортаються лікувальні заклади другого етапу медичної евакуації. Ліжкофонд, що розгортається додатково, забезпечується запасами м'якого інвентарю, медикаментів, продуктів харчування, предметів догляду за хворими, медобладнання тощо. Спеціалізовані бригади постійної готовності другої черги, що прибувають на посилення медичного персоналу забезпечені майном за рахунок закладів до яких вони належать.

Координацію роботи служби на державному рівні здійснює Центральна координаційна комісія МОЗ України, а на територіальному рівні — територіальні координаційні комісії. Вони є постійно діючими дорадчими позаштатними органами, які створюються з метою погодження дій медичних сил різних відомств в

умовах надзвичайних ситуацій. До складу комісій входять представники усіх міністерств і відомств, відповідних рівнів Служби.

Головою центральної координаційної комісії є Міністр охорони здоров'я України, а територіальних координаційних комісій — начальники управлінь (відділів) охорони здоров'я відповідних адміністративних територій.

Особливе місце в роботі медичної служби займає захист населення від інфекційних захворювань.

Для запобігання розповсюдження інфекційних захворювань в осередку інфекційної хвороби встановлюється режим карантину або обсервації.

*Карантин* — адміністративні та медико-санітарні заходи, що застосовуються для запобігання поширенню особливо небезпечних інфекційних захворювань;

Карантин встановлюється та відміняється Кабінетом Міністрів України за поданням головного державного санітарного лікаря України.

Рішення про встановлення карантину, а також про його відміну негайно доводиться до відома населення відповідної території через засоби масової інформації.

У рішенні про встановлення карантину зазначаються:

- обставини, що призвели до цього;
- визначаються межі території карантину;
- затверджуються необхідні профілактичні, протиепідемічні та інші заходи, їх виконавці та терміни проведення;
- встановлюються тимчасові обмеження прав фізичних і юридичних осіб та додаткові обов'язки, що покладаються на них.

Встановлення карантину передбачає:

- повну ізоляцію осередку інфекційної хвороби;
- встановлення охорони на зовнішніх кордонах;
- заборону виходу людей, тварин та вивезення майна;
- дозвіл в'їзду лише спеціальним формуванням призначеним для проведення профілактичних та протиепідемічних заходів;
- заборону транзитного проїзду;

— розподіл населення на дрібні групи і доставку продуктів харчування, води в окремі квартири та будинки;

— припинення роботи всіх підприємств та установ, крім тих, які мають значення для життєзабезпечення населення;

— проведення профілактичних заходів серед населення та лікування хворих;

— проведення санітарної обробки населення, дезінфекції, дезінсекції, дератизації;

— використання засобів індивідуального захисту.

Об'єкти які продовжують роботу в зонах карантину переходять на особливий режим праці:

— робітники та службовці переводяться на казармене положення з виконанням протиепідемічних заходів;

— зміни розподіляються на окремі групи (меншої чисельності), контактування між ними та вихід з приміщень забороняється;

— харчування та відпочинок організовується групами у спеціально відведених приміщеннях.

Карантин встановлюється на період, необхідний для ліквідації епідемії чи спалаху особливо небезпечної інфекційної хвороби. Коли інфекційна хвороба не відноситься до групи особливо небезпечних вводяться обмежувальні протиепідемічні заходи – режим обсервації.

Обмежувальні протиепідемічні заходи встановлюються місцевими органами виконавчої влади та органами місцевого самоврядування за поданням відповідного головного державного санітарного лікаря у разі, коли в окремому населеному пункті, у дитячому виховному, навчальному чи оздоровчому закладі виник спалах інфекційної хвороби або склалася неблагополучна епідемічна ситуація, що загрожує поширенням інфекційних захворювань. Обмеженням підлягають ті види господарської та іншої діяльності, що можуть сприяти поширенню інфекційних захворювань. Види і тривалість обмежувальних протиепідемічних заходів встановлюються залежно від особливостей перебігу інфекційної хвороби, стану епідемічної ситуації та обставин, що на неї впливають.



### 4.3 Висновки до розділу 4

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання електробезпеки, види ураження електричним струмом і фактори, які визначають небезпеку ураження електричним струмом при роботі із комп'ютерною аускультативною системою.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано заходи реалізації засобу медичного захисту у разі надзвичайної ситуації техногенного та природного характеру.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Розв'язано актуальну задачу розробки комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання людини.

Отримані результати:

1. На підставі здійсненого аналізу розроблених матмоделей сигналів дихання як ядр їх імітаційних моделей сформульовано основні вимоги до розробки нового комп'ютерного засобу тестування методів обробки сигналів дихання людини у складі комп'ютерних аускультативних системах на підґрунті їх нової імітаційної моделі

2. Реалізовано математично імітаційну модель сигналів дихання через шум повторний та амплітудо-модульований, що забезпечило урахування поєднання амплітудно-часових морфопоказників, повторності з випадковістю для адекватного тестування методів обробки сигналів дихання людини у складі комп'ютерних аускультативних системах.

3. Розроблено алгоритм та комп'ютерний засіб на основі платформи Matlab для здійснення процедури імітаційного моделювання як засобу тестування методів його обробки у складі комп'ютерних аускультативних системах.

4. Установлено, що одержані реалізації імітованих сигналів дихання різних медичних станів забезпечують процедуру генерації точних тестових сигналів по відношенню до емпіричних для адекватного тестування методів обробки сигналів дихання в комп'ютерних аускультативних систем.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

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-2006", Рязань, РГРТУ, 2006.
5. Аль-Нажжар Н. К. Устройство регистрации и анализ дыхательных шумов. Полезная модель - Регистрационный № 2007113453 – Входящий № 014605, Федеральный институт промышленной собственности, М, 2007, С.14-18.
6. Біомедичні сигнали та їх обробка / [Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синкоп Ю.С.]. К.: ТОО "ВЕК+", 1997. 349 с.
7. Бендат, Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. М.: Мир, 1989. 540 с.
8. Батищев Э.М., Бойко И.А., Коренбаум В.И., Костив А.Е., Кулаков Ю.В., Мокеев Д.Н., Почекучто 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. вестн. 2003. 6, №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. Вип. №3 (177): Технічні науки. Хмельницький. 2011. С. 192-195.
11. Бачинський М.В., Дедів І.Ю. Обґрунтування інформативності ознак дихальних шумів 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: Черноморье, 2011. Т. 5. С 83-85.
12. Боровков А.А. Математическая статистика. Н-Сб: Наука, 1997. 772 с.
13. Вероятностные методы в вычислительной технике: [учебное пособие для вузов] / [А.В.Крайников и др.]. М.: Высшая школа, 1986. 312 с.
14. Вовк И.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. Гультяев А.К. Matlab 5.2. Имитационное моделирование в среде Windows. СПб.:КОРОНА принт, 1999. 286 с.
16. Гусейнов А.А. Акустические характеристики дыхания у больных легочными заболеваниями: автореф. дис. д-ра мед.наук. - Махачкала: Б.и., 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. 2008.— №3/1 (28). С.65-67.
18. Дедів І. Комп'ютерне опрацювання дихального шуму синфазним методом для підвищення інформативності аускультативних систем Вісник Національного університету «Львівська політехніка»: Комп'ютерні науки та інформаційні технології. Львів : НУЛП, 2011. №744. С. 77-81.

19. Дедів І. Комп'ютерна імітаційна модель сигналу дихального шуму Вісник Сумського державного університету. Технічні науки. Суми: видавництво СумДУ, 2012. № 3. С. 160-164.

20. Дедів І. Колчін В. Синфазний метод опрацювання сигналу дихальних шумів для ранньої діагностики дихальної системи. Матеріали всеукраїнської наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя. Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пулюя, 2009. С. 15.

21. Дедів І., Шадріна Г. Опрацювання сигналу дихальних шумів компонентним методом. Матеріали міжнародної науково-технічної конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій» присвяченої 50-річчю заснування ТНТУ та 165-річчю з дня народження Івана Пулюя. Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пулюя, 2010. С. 430-431.

22. 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 : ТНТУ ім. І.Пулюя, 2011. С. 24-25.

23. Дедів І.Ю. Дедів Л.Є., Дозорський В.Г., Дунець В.Л. Застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для задач медичної діагностики. Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований '2011». Технические науки. Одесса : Черноморье, 2011. Т. 3. С 72-73.

24. Дедів І.Ю. Застосування алгебри алгоритмів для задач оптимізації синфазного методу опрацювання дихальних шумів людини. XI Міжнародна науково-технічна конференція “Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об’єктів” : Матеріали конференції. Кременчук : КрНУ, 2012. С. 128-129.

25. Дедів І.Ю., Дозорський В.Г. Модель сигналу дихального шуму для виявлення порушень стану дихальної системи. Матеріали 17-го міжнародного молодіжного форуму «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке» : Сб. материалов форума. Харьков : ХНУРЭ, 2013. Т.1. С. 140-141.

26. Дедів І. Обґрунтування моделі дихального шуму для задачі медичної діагностики системи дихання. Матеріали XV наукової конференції ТНТУ імені Івана Пулюя, 14-15 грудня, 2011. Тернопіль, 2011. С. 165.
27. Дедів І.Ю. Хвостівський М.О. Комп'ютерне імітаційне моделювання дихального шуму. X Міжнародна науково-технічна конференція “Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів” : Матеріали конференції. Кременчук: КрНУ, 2011. С. 84-85.
28. Драган Я.П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. XVI+333с.
29. Драган Я.П. Гармонізованість і спектральний розклад випадкових процесів зі скінченою середньою потужністю. Доп. АН УССР: Сер.А. 1978. №8. С. 679-684
30. Драган Я.П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизируемость. Тез. докл. 2-й Вильнюсской конф. по теории вероятностей и математической статистики АНЛитССР, 1977. С. 133-134.
31. Драган Я.П. Структура и представление моделей стохастических сигналов. К.: Наукова думка, 1980. 384 с.
32. Драган Я.П. Модели сигналов в линейных системах. Київ: Наук. думка, 1972. 302 с.
33. Драган Я.П., Дедів І.Ю. Обґрунтування математичної моделі дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Науковий вісник Чернівецького університету: Збірник наук. праць. Вип. 426: Фізика. Електроніка.: Тематичний випуск “Комп'ютерні системи та компоненти”. Чернівці : Рута, 2008. С.93-97.
34. Драган Я., Дозорський В., Хвостівський М., Дедів І. Методи опрацювання фрикативних звуків для діагностики захворювань органів голосового апарату на ранніх стадіях. Вісник Національного університету «Львівська політехніка» : Збірник наук. праць. Вип. 694: Комп'ютерні науки та інформаційні технології. Львів, Львівська політехніка. 2011. С. 376-382.

35. Драган Я.П. Ковариационный анализ эквидистантных отсчетов функции и гармонизируемых случайных процессов с финитным спектром. Отбор и обработка информации, 1992. №8 (84). С.1-9.
36. Драган Я.П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность. Отбор и передача информации. 1987. №76. С.12-21.
37. Драган Я.П., Приймак М.В. Линейные периодически коррелированные случайные процессы. Львов, 1986. 30 с.
38. Драган Я.П., Рожков В.А., Яворский И.Н. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических явлений. Л.: Гидрометеиздат, 1987. 319 с.
39. Драган Я.П. Яворский И.Н. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы. К.: Наукова думка, 1982. 246 с.
40. Драган Я.П. О представлении периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты. 1975. Вып. 45. С. 7-20.
41. Драган Я.П., Чорна Л.Б., Яворський Б.І. Алгоритм варіаційного визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосних звуків. Вісник Державного університету Львівська політехніка: зб. наук. пр. Львів: держ. ун-т „Львівська політехніка”, 1998. № 337. С. 166-169. (Серія „Прикладна математика”).
42. Драган Я.П. Крива Н.Р., Яворський Б.І. Проблема апостеріорного визначення темпу ритмики. Вісник Тернопільського державного технічного університету. 1997. № 1. Т.2. С. 115-125.
43. Зиновьев, А.Л. Филиппов Л.И. Введение в теорию сигналов и цепей. М.: Высшая шк., 1975. 263 с.
44. Ито, К. Вероятностные процессы. М.: Изд-во иностр. лит., 1960. Ч1. 133 с.
45. Колгоморов, А.Н. Статистическая теория колебаний с непрерывным спектром. Юбилейный сборник АН СССР. Ч.1. М.: Изд-во АН СССР. 1947. С. 242-249.

46. 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.
47. 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.
48. Коренбаум, В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А. Новое в биофизике дыхательных шумов. Вестн. нов. мед. Технологий. 1997. Т. 4, № 1-2. С. 30-36.
49. Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В. Новые акустические методы исследования системы дыхания человека. Вестн. нов. мед. Технологий. 1996. Т. 4, № 3. С. 87-89.
50. Коренбаум, В.И. Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В. Особенности акустических явлений, наблюдаемых при аускультации легких. Акуст. журн. 2003. – Т. 49, № 3. С. 376-388.
51. 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.
52. Коренбаум В.И. Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В. Происхождение шумов везикулярного дыхания. Физиология человека. 1997. Т. 23, № 4. С. 133-135.
53. Крамер Г., Лидбеттер М. Стационарные случайные процессы; пер. с англ; под ред. Ю.К. Беляева. М.: Мир, 1969. 400 с.
54. Крамер Г. Математические методы статистики; пер. с англ.; под ред. Ю.К. Беляева. М.: Мир, 1975. 648 с.
55. Купер Дж.,Макгиллем А. Вероятностные методы анализа сигналов и систем. М.: Мир, 1989. 376 с.
56. Куприянов М.С. Матюшкин Б.Д. Цифровая обработка сигналов: процессоры, алгоритмы, средства проектирования. СПб: Политехника, 1999. 592 с.
57. Левин Б. Р. Теоретические основы статистической радиотехники / Левин Б.Р. М.: Радио и связь, 1989. 653 с.



58. Лившиц Н.А., Пугачев В.Н. Вероятностный анализ систем автоматического управления. Нелинейные системы. Системы дискретного действия / Н.А. Лившиц, М.: Сов. Радио. Часть II. 1963. 484 с.
59. Липкин И.А. Основы статистической радиотехники. М.:Сов. радио, 1978. 240 с.
60. Мандзій Б.А. Желяк Р.І. Основи теорії сигналів: підручник/ Б.А. Мандзій,; за ред Б.А. Мандзія. Львів: Видавничий дім "Ініціатива", 2008. 240 с.
61. Макаров А.А. Тюрин Ю.Н. Статистический анализ данных на компьютере; под ред. Фигурова В.Э. М.: ИНФРА М, 1998. 528 с.
62. Марпл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. М.: Мир, 1990. 584 с.
63. Марченко Б.Г., Омельченко В.А. Вероятностные модели случайных сигналов и полей в прикладной статистической радиофизике. К.:УМК ВО, 1988. 176 с.
64. Мінцер О.П., Вороненко Ю.В., Власов В.В. Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині : навч. пос. для студ. К. : Вища школа, 2003. 350 с. (Інформаційні технології в охороні здоров'я і практичній медицині : у 10-и кн./ О. П. Мінцер; кн. 5).
65. Модель акустичного сигналу для виявлення порушень стану дихальної системи та голосового апарату як частковий випадок стохастичної коливної системи / 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
66. Немеровский Л.И. Пульмофонография.М.: Медицина, 1981. 104 с.
67. Овсяк В. Бритковський В., Овсяк О., Овсяк Ю. Синтез і дослідження алгоритмів комп'ютерних систем. Львів: УАД, 2004. 276 с.
68. Овсяк В. Операція елімінування з константними умовами. Комп'ютерні технології друкарства. Львів: Українська академія друкарства, 2008. № 19. С. 61-65.
69. Омельченко В.А. Основы спектральной теории распознавания сигналов. Харьков: Вища школа. Из-во при Харьковському ун-те, 1983. 156 с.

70. 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.

71. 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.

72. 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.

73. 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.

74. Прикладна теорія випадкових процесів і полів / [Драган Я.П., Васильєв К.К., Казаков В.О., Купченко Ю.П., Омельченко В.О., Трифонов А.П]. Харків- Львів-Тернопіль: ТПІ, 1993. 248 с.

75. Применение мониторинга дыхательных шумов в режиме реального времени с целью диагностики астмы физического усилия / В.Н. Абросимов, С.И. Глотов, Е.В. Колганова, В.И. Кузнецов // Медико-биологическое обеспечение спорта высших достижений. Казань, 2011. С. 39-40.

76. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. СПб.: Питер, 2002. 608 с.

77. Смит Д.М. Математическое и цифровое моделирование для инженеров и исследователей; пер. с англ.; под. ред. Чембровского О.А. М.: Машиностроение, 1980. 271 с.

78. Тихонов В.И. Оптимальный прием сигналов. М.: Радио и связь, 1983. 320 с.

79. Трахтман А.М. Введение в обобщенную спектральную теорию сигналов. М.: Сов. радио, 1972. 256 с.

80. Трусов П.В. Введение в математическое моделирование. Ред. "Логос". 2007. 440 с.
81. Характеристики шумов форсированного выдоха человека в норме / [Килин, А.С., Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А.]. Физиология человека. 1999. Т. 25, № 3. С. 128–130.
82. Харкевич А.А. Спектры и анализ. М.: Физматгиз, 1962. 134 с.
83. Численные методы анализа случайных процессов / [Лившиц М.Е., Иванов-Муровский К.А., Заславский С.Я. и др.]; отв. ред. М.Майзинов. – М.: Наука, 1976. – 128 с.
84. Шеннон Р. Имитационное моделирование систем – искусство и наука : пер. с англ. М.: Мир, 1978. 421 с.
85. Шрюфер Е. Обробка сигналів. Цифрова обробка дискретизованих сигналів. Київ: Либідь, 1992. 294с.
86. Цифровые процессоры обработки сигналов: справочник / [Остапенко А. Г., Лавлинский С. И., Сушков А. В. и др.]; под ред. А. Г. Остапенко. М.: Радио и связь, 1994. 264 с.
87. Фалькович С.Е. Оценка параметров сигнала. М.: Сов. радио, 1970. 336 с.
88. Френкс Л. Теория сигналов; пер. с англ., под ред. Д. Е. Вакмана. – М.: Сов. радио, 1974. – 344 с.
89. Adenosine bronchial provocation in chronic cough – a study with automatic wheeze detection // 25th Int. Conf. on Lung Sounds / [L. Bentur, R.Beck, D.Berkowitz, G.Hasnin, I.Berger, C. Irving, N.Gavriely] .– Chicago, Illinois.– 2000.
90. Dragan Ya., Yavors'kiy B., Chorna L. Energy theory of stochastic signals, separation of classes and specification of statistical processing algorithm. Proc. Of Europ. Conf. of Signal Analysis and Prediction (ECSAP-97). Prague (Czech Republic). 1997. P. 129-132.
91. Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion d'une onde acoustique par une surface agitee.Marseille: L'univ.provence. - 1972. - 168p.
92. Gardner W. Induction to random processes with application to signals and systems. New Yourk: Macmillan publ. comp., 1986. 430 p.

93. Gavriely N., Cugell D.W. Breath sounds methodology. boca Raton: CRC Press, 1995. 203 p.
94. 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.
95. Fenton T.R., Pasterkamp H., Tal A., Chernick V. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children. IEEE trans. Biomed. Engng. 1985. 32. – P.50-55.
96. Hurd H.L. Stationarizing properties of random shift. SIAM J. Appl. Math. 1974. 26. №1. P.203-312.
97. Koopmans L.N. The spectral analysis of time series. New York ect.: Acad. Press, 1974. 378 p.
98. 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. P. 147–156.
99. 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, N 2. P. 377–382.
100. Laenec R.T.H. De l’Auscultation Mediate. Paris: Brosson et Chaude, 1819.
101. Pastercamp H., Kraman S., Wodicka G. Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscopes // Am. Journ. Respir. Crit. Care Med. 1997. Vol. 156. P. 974–987.
102. Ovsiyak V. Algebra of Algorithms. Modern problems in radio engineering, telecommunications and computer science: Proceedings of the International Conference TCSET’2006, February 28 – March 4, 2006. L’viv-Slavske, Ukraine. P. 66-67
103. Wolf J.J. Efficient acoustic parameters for speaker recognition. Journal of The American Statistical Association. 1972. Vol.51., no.6. P.2044-2056.
104. Wiener N. Generalized harmonic analysis. Acta Mathematica. – 1930. – Vol. 55. – P. 117-258.
105. Wodicka G., Stevens K., Golub H., Cravalho E., Shannon D. A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. Vol. 36. P. 925–934.

106. Шатровська М. Математична модель детектування ретинографічного сигналу на фоні завад. Матеріали IV Міжнародної студентської науково - технічної конференції / Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет ім. І.Пулюя (м. Тернопіль, 28-29 квітня 2021 р.), 2021. С. 248.

# ДОДАТКИ

## ДОДАТОК А

**Програмне забезпечення комп'ютерного засобу тестування методів обробки  
сигналів дихання**

```

function [tm signduh]= duhsign(Amp,tm,k,dtim,dAmp,ddtim, K_all);
for kсіс=1:K_all % Цикл дихання від 1 до K
rAmp(1)=normrnd(0,ddAmp); % Стохастичність амплітуди 1
rAmp(2)=normrnd(0,ddAmp); % Стохастичність амплітуди 2
rAmp(3)=normrnd(0,ddAmp); % Стохастичність амплітуди 3
Amp(1)=Amp(1)+rAmp (1);
Amp(2)=Amp(2)+rAmp (2);
Amp(3)=Amp(3)+rAmp (3);
Tm=sum(tdat); % Сумування інтервалів часу
rtim(1)=normrnd(0,ddt); tim(1)=tim(1)+rtim(1); tN(1)=round(t(1)/dtim); t(1)=tN(1)*dtim;
rtim(2)=normrnd(0,ddt); tim(2)=tim(2)+rtim(2); tN(2)=round(t(2)/dtim);
t(2)=tN(2)*dtim;
tim(3)=Tm-tim(1)-tim(2); % Реальний стохастичний час
i_1=0:dtim:tim(1); % Інтервал часовий хвилі 1 сигн. дих.
fr1=2*tim(1); % Частотний показник хвилі 1 сиг. дих.
y_1=sin(2*pi*i_1/fr1).*exp(i_1*kf(1)); % Хвиля 1 сигналу дихання
Kof=Amp(1)/max(y_1); % Коефіцієнт хвилі 1 сигн. дих.
y_1=y_1.*Kof1; % Хвиля нормована 1 сигн. дих.
i_2=0:dtim:t(2); % Інтервал часовий хвилі 2 сигн. дих.
fr2=2*tim(2); % Частотний показник хвилі 2 сиг. дих.
y_2=Amp(2)*sin(2*pi*i_2/fr2).*exp(i_2*kсіс (2)); % Хвиля нормована 2 сигн. дих.
Kof=Amp(2)/max(y_2); % Коефіцієнт хвилі 2 сигн. дих.
y_2=y_3.*Kof; % Хвиля нормована 2 сигн. дих.
i_2=i_2+tim(1); % Інтервал часовий хвилі 2 сигн. дих.
i_3=0:dtim:tim(3); % Інтервал часовий хвилі 3 сигн. дих.
fr3=2*tim(3); % Частотний показник хвилі 3 сиг. дих.

```

```

y_3=sin(2*pi*i_3/fr3).*exp(-i3*kk(3));           % Хвиля нормована 3 сигн. дих.
Kof=Amp(3)/max(y_3);                             % Коефіцієнт хвилі 3 сигн. дих.
y_3=y_4.*Kof;                                    % Хвиля нормована 3 сигн. дих.
i_3=i_3+tim(1)+tim(2);                           % Інтервал часовий хвилі 3 сигн. дих.
i=[i_1(1:length(i_1)-1) i2(1:length(i_2)-1) i_3]; % Об'єднанні інтервали
signduh(1:length(y_1))=y_1;                      % Дані базової тривалості 1
lsign1=length(signduh);                          % Базова тривалість 1
lsign2=length(signduh)+length(y_2)-1;           % Базова тривалість 1+2
signduh(lsign1: lsign2)=y_2;                     % Дані базової тривалості 2
lsign1=length(signduh)+length(y_3)-1;           % Базова тривалість 1+2+3
signduh(lsign1: lsign2)=y_3;                     % Дані базової тривалості 3
end;

ns=normrnd(0,1,length(signduh));                % Шум сигналу дихання
signduh= signduh*ns;                             % Шум і обвідна сигналу дихання
tm=(0:length(signduh)-1).*dtim;

```



## ДОДАТОК Б

## Копія тези

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

Міністерство освіти і науки України,  
Тернопільський національний технічний університет  
імені Івана Пулюя  
Маріборський університет (Словенія)  
Технічний університет в Кошице (Словаччина)  
Каунаський технологічний університет (Литва)  
Львівський національний університет  
імені Івана Франка,  
Гірничо-металургійна академія ім. Станіслава Сташиця  
(Польща)  
Луцький національний технічний університет,  
Чернівецький національний університет  
імені Юрія Федьковича,  
Вроцлавський економічний університет (Польща)  
Донбаська державна машинобудівна академія



*Студентське наукове товариство*



**IV МІЖНАРОДНА**  
**студентська науково - технічна конференція**  
**"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ**  
**НАУКИ.**

**АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"**

28-29 квітня 2021 р.

*(збірник тез конференції)*

*Тернопіль 2021*

УДК 617.73:519.21

Шатровська М. – ст.гр. РБмз-51

*Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя*

## МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ДЕТЕКТУВАННЯ РЕТИНОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ НА ФОНІ ЗАВАД

Науковий керівник: д.т.н., професор Ткачук Р.А.

Shatrovska M.

*Ternopil Ivan Puluj National Technical University*

## MATHEMATICAL MODEL OF DETECTION OF RETINOGRAPHIC SIGNAL ON THE BACKGROUND NOISE

Supervisor: Tkachuk R.

Ключові слова: ретинографічний сигнал, завада, детектування, математична модель  
Keywords: retinographic signal, noise, detection, mathematical model

В діагностиці зорового аналізатора людини широкого використання набули електрофізіологічні методи дослідження, які базуються на принципі обробки ретинографічного сигналу як електричного відгуку сітківки на світлове подразнення.

Процес дослідження зорового аналізатора пов'язаний з проблемою детектування низького за амплітудним рівнем ретинографічного сигналу на фоні завад, які породженні зовнішнім електромагнітним полем та багатьма артефактами, зокрема: темновий адаптаційний процес, стан досліджуваного пацієнта та ряд інших. Все це призводить до недостовірності діагностики зорового аналізатор, оскільки параметри ретинографічного сигналу як діагностичні можуть мати різні значення.

Таку складну проблему в сучасних ретинографах вирішують шляхом усереднення  $n$ -ої кількості реалізацій досліджуваних ретинографічних сигналів. Метод усереднення зумовлює перенапруження зорового аналізатора через багаторазове повторення експериментального дослідження для отримання достатньої кількості реалізацій сигналів. Така причина зумовлює розробку ефективного алгоритму детектування ретинографічного сигналу з метою виділення його на фоні завад та діагностування стону зорового аналізатора за однією реалізацією досліджуваного сигналу.

У працях Ткачука Р.А. як модель ретинографічного сигналу представлено у вигляді адитивної суміші корисного сигналу  $s(t)$  без завади та самої задати  $n(t)$  типу білого шуму:

$$\xi(t)=s(t)+n(t), t \in R \quad (1)$$

Така модель (1) відображає загальний вигляд досліджуваного сигналу в реальних умовах, та формує задачу детектування корисної складової  $s(t)$  із суміші  $n(t)$ . На базі такої моделі найбільш перспективним щодо організації процесу детектування є застосування відомих оптимальних методів, які базуються на статистичному критерії Неймана-Пірсона щодо прийняття рішення про наявність чи присутність корисної складової  $s(t)$  на фоні суміші  $s(t)+n(t)$  із заданими значеннями достовірності  $p_d$  та помилки  $p_f$ .

Отже, така модель (1) детектування ретинографічного сигналу на фоні завад дає змогу розробити ефективні методи та алгоритми детектування корисних сигналів на фоні завад.

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

<b>ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМ</b>	
Попович Ю. <b>СТАН ТА ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ ЗАСОБІВ ВІДБОРУ ТА ЗБЕРІГАННЯ МЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ</b>	<b>246</b>
Петлюк О. <b>КОНЦЕПТУАЛЬНІ ОСНОВИ ДЛЯ ПОБУДОВИ СИСТЕМИ ВИЯВЛЕННЯ ЕПІЗОДІВ ШЕМІЧНОЇ ХВОРОБИ СЕРЦЯ</b>	<b>247</b>
Шатровська М. <b>МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ДЕТЕКТУВАННЯ РЕТИНОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ НА ФОНІ ЗАВАД</b>	<b>248</b>
Стецюк А. <b>ЗАСТОСУВАННЯ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНИХ РІВНЯНЬ ДО ВИВЧЕННЯ КОЛИВНИХ ПРОЦЕСІВ В ЕЛЕКТРОТЕХНІЦІ</b>	<b>249</b>
Зарихта Д. <b>ГЛЕМШІНГ: ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ В УКРАЇНІ</b>	<b>251</b>
Корнев Р., Коваль С. <b>АНАЛІЗ ОСОБЛИВОСТЕЙ СТВОРЕННЯ ГНУЧКОГО ХАРЧОВОГО ВИРОБНИЦТВА</b>	<b>253</b>