



Дедів І.Ю., Сверстюк А.С., Дедів Л.Є.,
Дозорський В.Г., Хвостівський М.О.

**МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ,
МЕТОДИ ТА ПРОГРАМНЕ
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОПРАЦЮВАННЯ
ДИХАЛЬНИХ ШУМІВ У КОМП'ЮТЕРНИХ
АУСКУЛЬТАТИВНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ
СИСТЕМАХ**

Наукова монографія



Computing

Дедів І.Ю., Сверстюк А.С., Дедів Л.Є.,

Дозорський В.Г., Хвостівський М.О.

**МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ, МЕТОДИ ТА
ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОПРАЦЮВАННЯ
ДИХАЛЬНИХ ШУМІВ У КОМП'ЮТЕРНИХ
АУСКУЛЬТАТИВНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ**

Наукова монографія

Видавництво «Магнолія - 2006»

Львів 2021

Відтворення цієї книги або будь-якої її частини заборонено без письмової згоди видавництва. Будь-які спроби порушення авторських прав будуть переслідуватися у судовому порядку.

Рецензенти:

Коваленко І.І. – доктор технічних наук, професор, професор кафедри інженерії програмного забезпечення Чорноморського національного університету імені Петра Могили, м. Миколаїв, МОН України

Сафоник А.П. – доктор технічних наук, професор, кафедри автоматизації, електротехнічних та комп'ютерно-інтегрованих технологій Національного університету водного господарства та природокористування, м. Рівне, МОН України

Рекомендовано Вчену радою

Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пуллюя
(Протокол № 14 від 21 грудня 2021 р.)

Дедів І.Ю. Сверстюк А.С., Дедів Л.Є., Дозорський В.Г., Хвостівський М.О. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с.

Монографію присвячено обґрунтуванню математичної моделі дихальних шумів та розробленню на її основі методів, алгоритмів і програмного забезпечення їх опрацювання для комп'ютерних аускультативних діагностичних систем. Обґрунтовано математичну модель дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та удосконалено методи статистичного опрацювання дихального шуму з використанням формалізованої і автоматизованої процедури, які дають змогу оцінити стан дихальної системи, зокрема її стан на ранній стадії захворювання. В середовищі Matlab розроблено програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів людини для комп'ютерних аускультативних діагностичних систем. Установлено, що обчислені значення кореляційних компонент за допомогою синфазного та компонентного методів є характеристиками інформативних ознак дихального шуму та характеризують функціональний стан дихальної системи людини. Розроблено комп'ютерну імітаційну модель дихального шуму на базі удосконаленої математичної моделі для потреб верифікації і тестування розроблених методів опрацювання дихальних шумів.

ISBN 5-211-05310-9

© Дедів І.Ю., Сверстюк А.С., Дедів Л.Є.,
Дозорський В.Г., Хвостівський М.О. 2021
© «Магнолія 2006», 2021

ЗМІСТ

Вступне слово авторів монографії	5
Перелік умовних позначень, символів і скорочень	7
Вступ	9
Розділ 1. Аналіз відомих математичних моделей та методів опрацювання дихальних шумів людини	11
1.1. Стан та специфіка задачі діагностики дихальної системи людини за звуками дихання	11
1.2. Механізм утворення дихального шуму та основні його параметри	12
1.3. Методи відбору дихальних шумів	15
1.4. Відомі комп'ютерні аускультивні діагностичні системи	16
1.5. Відомі математичні моделі та методи опрацювання дихальних шумів	21
1.5.1. Суб'єктивне опрацювання дихальних шумів	21
1.5.2. Статистичний метод опрацювання дихального шуму на базі його математичної моделі у вигляді стаціонарного випадкового процесу	21
1.5.3. Спектральне опрацювання дихальних шумів на базі його математичної моделі у вигляді стаціонарної випадкової центрованої функції та періодичної функції	22
1.5.4. Спектрально-кореляційне опрацювання дихальних шумів на базі його математичної моделі у вигляді адитивної суміші періодичної і шумової складових	23
1.6. Концептуальні задачі побудови математичної моделі дихального шуму	28
1.7. Висновки до розділу 1	29
Розділ 2. Обґрунтування математичної моделі дихального шуму	30
2.1. Аналіз характеристик дихального шуму	30
2.2. Обґрунтування вибору математичної моделі дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу	36
2.3. Визначення періоду корельованості дихального шуму як періодично корельованого випадкового процесу	39
2.4. Висновки до розділу 2	45
Розділ 3. Методи опрацювання дихального шуму	46
3.1. Забезпечення однорідності статистичного матеріалу при реєстрації дихальних шумів	46
3.2. Методи опрацювання дихального шуму як періодично корельованого випадкового процесу	51
3.2.1. Синфазний метод	51
3.2.2. Компонентний метод	54

3.3. Алгоритми комп'ютерного опрацювання дихального шуму як періодично корельованої випадкової послідовності	55
3.3.1. Реалізація синфазного методу опрацювання	56
3.3.2. Реалізація компонентного методу опрацювання	59
3.4. Висновки до розділу 3	60
Розділ 4. Результати експериментальних досліджень дихальних шумів та їх верифікація	61
4.1. Результати опрацювання дихального шуму	61
4.1.1. Синфазний метод опрацювання дихального шуму	61
4.1.2. Компонентний метод опрацювання дихального шуму	63
4.2. Розрізнення станів дихальної системи за кореляційними компонентами дихального шуму	66
4.3. Оцінювання достовірності результатів опрацювання дихального шуму	68
4.3.1. Оцінювання достовірності за статистичним критерієм Неймана-Пірсона	68
4.3.2. Достовірність результатів опрацювання	73
4.4. Комп'ютерне імітаційне моделювання дихальних шумів	75
4.4.1. Комп'ютерна імітаційна модель дихальних шумів	75
4.4.2. Результати комп'ютерного імітаційного моделювання та верифікації методів опрацювання	83
4.5. Інтерфейс програмного забезпечення комп'ютерної аускультивної діагностичної системи та результати його роботи	87
4.6. Висновки до розділу 4	98
Висновки	100
Додатки	101
Додаток А. Аускультація та дихальні шуми. Класифікація дихальних шумів	102
Додаток Б. Опис функцій пакету прикладного програмного забезпечення для опрацювання дихального шуму як періодично корельованої випадкової послідовності	111
Список використаних джерел	119

ВСТУПНЕ СЛОВО
АВТОРІВ МОНОГРАФІЇ
«МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ, МЕТОДИ ТА
ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОПРАЦЮВАННЯ
ДИХАЛЬНИХ ШУМІВ У КОМП'ЮТЕРНИХ
АУСКУЛЬТАТИВНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ»

*Присвячується пам'яті професора
Драгана Ярослава Петровича
– Учителя великої плеяди науковців України*

Життєве кредо Ярослава Петровича:
"Що має статися, має статися – дай йому шанс. Думай, читай і пильний".

*Учися, дитино, бо вчитися треба;
Шукай сонця правди, хай розум не спить;
Того що навчився – воді не залити,
Не взяти розбоєм, вогнем не спалити!
(Володимир Масляк)*

Вельмишановний читачу!

Вашій увазі пропонується наукова монографія «Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультивних діагностичних системах» присвячена вдосконаленню досліджуваних систем, авторами якої є Дедів І.Ю., Сверстюк А.С., Дедів Л.Є., Дозорський В.Г. та Хвостівський М.О.

У монографії використано методи математичного опрацювання та засоби системного опрацювання стану апаратурного та програмного забезпечення в заданій предметній області для формулювання задач виявлення та ідентифікації стану дихальної системи людини й обґрутування адекватної до мінливості природніх факторів моделі дихальних шумів, базуючись на знанні здобутків теорії стохастичних сигналів, яка ґрунтується на енергетичній теорії, що є завершенням гільбертизації кореляційної теорії випадкових процесів.

Потреба розвитку теорії таких процесів стимулювалася конечністю обґрутування моделей ритміки та відповідних їм алгоритмів опрацювання даних міряння характеристик ритмічних процесів і, як результат, було створено енергетичну теорію стохастичних сигналів з виокремленням енергетичних класів їх – процесів скінченної енергії та процесів скінченної середньої потужності та розробленням адекватних розв'язанню її задач засобів сучасного функціонального аналізу, що ними є відповідні варіанти гільбертових просторів над гільберновими просторами, оснащені гільбертові простори, теорія базисів зображень процесів. Системний аналіз цих проблем зумовив потребу означення нових адекватних цій теорії і ширших за відомі до того, поняття

гармонізованості й ергодичності, ізостаціонарності та визначуваних операторами узагальненого зсуву класів випадкових процесів і операторів – перетворювачів їх. Такий підхід відкрив можливість створити стохастичну теорію ритміки на підставі істотних результатів стосовно періодично корельованих та новозапроваджених поліперіодно корельованих випадкових процесів як моделей простої і відповідно кратної ритміки, які в описі стохастичних коливань поєднують повторність і випадковість значень їхніх характеристик.

Теорія ритміки стала базою розроблення стохастичних методів опрацювання в застосуваннях до вивчення природних, біотехнічних та соціальних систем, зокрема у застосуваннях теорії і статистичних методів опрацювання ритміки у проблемах гідроаерокосмосу (морські хвилі, гідроакустика та добовосезонний хід інших океанологічних процесів; стохастичні коливання і тестові сигнали систем опрацювання даних; йоносфера і потоки авроральних частинок; синергетика і радіоліз твердих тіл; розпізнавання ритмічних сигналів і діагностика стану біооб'єктів; космічне приладобудування і контроль виробничо-технічних процесів).

Енергетична теорія стохастичних сигналів знайшла остаточне завершення у працях Ярослава Петровича Драгана і дала засоби та можливості для обґрунтування моделей ряду біологічних процесів і сигналів.

У межах цієї теорії адекватною моделлю стохастичних коливань, які несуть у своїх характеристиках відбитки екзогенних та ендогенних ритмів, є періодично корельований випадковий процес. Властивості такого класу процесів як імовірнісних об'єктів є підставою обґрунтування способу визначення значень інформативних ознак дихальних шумів, які виконують роль діагностичних за різних станів серцево-судинної системи. Отримані при цьому результати, будучи складовими МАПР-тріяди: модель-алгоритм-програмне забезпечення, придатні для використання при проектуванні спецпроцесорів електронних засобів діагностики, зокрема комп'ютерних аускультивних діагностичних систем.

Отримані творчим колективом наукові результати розвивають та доповнюють відомі класичні математичні моделі, методи опрацювання та комп'ютерної імітації, а також відповідне програмне забезпечення, відкриваючи нові горизонти творчого науково-інженерного пошуку в царині математичного моделювання біосигналів.

З глибокою повагою,

кандидат технічних наук, доцент
доктор технічних наук, професор
кандидат технічних наук, доцент
кандидат технічних наук, доцент
кандидат технічних наук, доцент

Ірина Дедів
Андрій Сверстюк
Леонід Дедів
Василь Дозорський
Микола Хвостівський

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ І СКОРОЧЕНЬ

ВКЗ – взаємокореляційні зв’язки;
ВП – випадковий процес;
ВСШ – відношення сигнал-шум;
ДБГШ – дискретний білий гаусівський шум;
ДШ – дихальний шум;
ДЦ – дихальний цикл;
ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;
ЗД – звуки дихання;
ПЗ – програмне забезпечення;
ПК – персональний комп’ютер;
ПКВП – періодично корельований випадковий процес;
СКВ – середнє квадратичне відхилення;
СФ – стетофонендоскоп;
A, M, D - множини (числові, підмножини числової осі);
 a_k - сама тільки k -а компонента простору чи k -ий елемент послідовності;
 $B(u)$ - коваріація стаціонаризанті (середня чи інтегральна коваріація) нестационарного випадкового процесу;
 \mathbf{B}^p - простір з метрикою Бора-Безиковича інтегровних з p -им степенем функцій на числовій осі;
 $\mathbf{B}^2(\mathbf{H})$ - гільбертів \mathbf{B}^2 - простір над простором \mathbf{H} ;
 $b(t, u)$ - параметрична (зсувова) коваріація значень випадкового процесу – у момент t та зсунутої на u його версії;
C - множина всіх комплексних чисел;
 $d_\xi, d_\xi(t)$ - дисперсія випадкової величини чи випадкового процесу;
E - символ оператора математичного сподівання;
 E_ξ - енергія випадкового процесу ξ , $t \in D$;
 $E(\bullet)$ - теоретико-числова функція ціла частина числа;
 $F(\Delta, \Delta')$ - спектральна біміра гармонізовного випадкового процесу – її значення на декартовому добутку $\Delta \times \Delta'$ множин Δ та Δ' ;
 $f, f(\bullet)$ - символ функції, трактованої як елемент векторного функційного простору;
 $f : D \rightarrow M$ - функція як віображення множини D у множину M ;
 $f(t)$ - значення функції $f(\bullet)$ у точці $t \in D$, тобто $f(t) \in M$;
H - абстрактний гільбертів простір;
 $H(\bullet)$ - функція (стрибок, сходинка) Гевісайда;
 H_0, H_1 - статистичні гіпотези;
 $L(D; S)$ - простір функції на множині D , інтегровних за мірою S ;
 $L^p(\mathbf{D})$ - простір числових функцій на множині, інтегрованих за Лебегом з p -им степенем;

- $L^2(\mathbf{D}, \mathbf{H})$ - простір інтегровних з квадратом функцій означеніх на множині \mathbf{D} , зі значеннями у просторі \mathbf{H} ;
 $L(\mathbf{D}^2, f)$ - простір функцій двох змінних, інтегрованих з вагою (ядром) $f(\lambda, \mu)$;
 $L_0(\Omega, p)$ - простір центрованих випадкових величин скінченої дисперсії на множині елементарних подій Ω з розподілом імовірностей p ;
 $l(A)$ - міра Лебега множини A ;
 M, M_t - символ усереднення (по змінній t) на числовій осі;
 m_k - k -а компонента матсподівання періодично корельованого випадкового процесу;
 $m_\xi, m_\xi(t)$ - математичне сподівання випадкової величини чи випадкового процесу;
 \mathbf{N}, \mathbf{N}_+ - множина натуральних та відповідно невід'ємних чисел;
 P_ξ - середня (на числовій осі) потужність випадкового процесу $\xi(t), t \in \mathbf{R}$;
 $R(u)$ - коваріація стаціонарного випадкового процесу його значень, віддалених одне від одного на u :
 \Re - дійсна частина комплексного числа;
 \mathbf{R} - множина дійсних чисел;
 \mathbf{R}_+ - множина дійсних додатних чисел;
 $r(t, s)$ - коваріація значень випадкового процесу у момент t та s .
 \sup - найменша верхня межа;
 U - унітарний оператор зсуву на числовій осі;
 \mathbf{Z}, \mathbf{Z}_+ - множина всіх і відповідно підмножина додатніх цілих чисел;
 Φ - символ перетворення Фур'є;
 $\hbar, \hbar^\varepsilon, \hbar^\pi$ - загальний і відповідно L^2 та \mathbf{B}^2 простори над простором;
 ξ - випадкова величина;
 T - період функції або сигналу;
 Δt - крок дискретизації;
 ψ - випадкове число;
 $\xi_k(t)$ - стаціонарні компоненти ПКВП;
 $\delta(\bullet)$ - дельта функція Гевісайда-Дірака;
 ε - клас випадкових процесів скінченої енергії;
 π - клас випадкових процесів скінченої середньої потужності;
 π^T - клас періодично корельованих з тим самим періодом корельованості T випадкових процесів скінченої середньої потужності;
 Ω - множина елементарних подій.

ВСТУП

Дихальна система займає основне місце серед інших систем людського організму, забезпечуючи киснем організм людини. Проте поганення екології, пасивний спосіб життя, а також шкідливі звички є тими соціально-екологічними факторами, які спричиняють негативний вплив на її стан. Зокрема, згідно зі статистичними даними Всесвітньої організації охорони здоров'я станом на 2020 рік налічувалось більше 210 млн. людей з порушенням роботи дихальної системи. Тому, актуальною проблемою сучасної пульмонології як в Україні, так і в усьому світі, постає прогностичне виявлення змін в функціонуванні дихальної системи людини.

Порушення роботи дихальної системи викликає зміну функціонального стану її органів, і відображується в дихальних шумах – сигналах, належне опрацювання яких може забезпечити виділення ознак цих порушень, що є індикаторами змін у функціональному стані органів дихальної системи. Завчасна діагностика стану дихальної системи дає змогу виявити в ній функціональні зміни на початкових етапах виникнення та розвитку їх і тим самим уможливлює проведення своєчасних профілактичних заходів з її реабілітації, а у випадку виявлення патології – проведення відповідного лікування. Поширені в медицині методи діагностування опираються на вислуховуванні дихальних шумів лікарем, а якість та точність поставленого діагнозу залежить від професійних якостей лікаря, його власного функціонального стану тощо, тобто вони є суб'єктивними та низькоінформативними. Тому, важливою медичною та технічною задачею є побудова комп'ютерної автоматизованої діагностичної аускультивної апаратно-програмної системи, якість якої вирішальною мірою визначається математичною моделлю сигналу, що повинна бути адекватною задачі діагностування дихальної системи і є необхідною для обґрунтування алгоритмів вимірювання та опрацювання дихальних шумів, інтерпретації отриманих результатів, а також давати змогу автоматизовано виявляти зміни у функціонуванні дихальної системи.

Відомі дві концепції щодо побудови математичних моделей дихального шуму – детермінована та стохастична. Однак, цим моделям притаманні ряд недоліків, що унеможливлюють застосування їх для побудови комп'ютерних аускультивних діагностичних систем (SimScope® WiFi (виробник Cardionics, США), 3M Littmann 3200 (виробник 3M HealthCare, США) та інші). Так, детермінована модель у вигляді суміші періодичних функцій [Аль-Нажкар Номан Каид, Бовк И.В. Гринченко В.Т., Олейник В.Н., Wolf J.J.] має обмежені можливості щодо опису реальних сигналів, оскільки не враховує у своїй структурі властивість стохастичності (це випливає із фізичної природи породження сигналу), що є характерним для дихальних шумів. Стационарна випадкова модель [Коренбаум В.И. Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В., Hurd H.L.] - не враховує у своїй структурі поєднання властивості стохастичності із періодичністю, що є суттєвим при дослідженні змін фазово-часової структури дихального шуму з метою виявлення моменту прояву ранніх змін у

функціонуванні дихальної системи.

Тому, обґрунтування математичної моделі дихального шуму, адекватної для задач діагностування дихальної системи людини, методів та програмного забезпечення його опрацювання для підвищення об'єктивності поставленого діагнозу шляхом впровадження в область пульмонології нового класу інформативних ознак та можливості побудови на цій основі автоматизованих діагностичних аускультивних систем, є актуальною науковою задачею.

У першому розділі описано стан дослідження і використання дихальних шумів (ДШ) для задач діагностики дихальної системи людини, фізичні механізми їх породження. Проведено порівняльний аналіз та класифікацію відомих математичних моделей дихальних шумів та методів їх опрацювання, що використовуються в задачах діагностування функціонального стану дихальної системи людини.

У другому розділі проаналізовано характеристики ДШ з позицій детермінованого та імовірнісного підходів. Враховуючи результати аналізу та механізм формування ДШ, обґрунтовано вибір його математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП).

У третьому розділі на основі запропонованої математичної моделі ДШ у вигляді ПКВП отримано вирази длячислення статистичних оцінок його характеристик, які дали змогу підвищити об'єктивність поставленого діагнозу шляхом впровадження в область пульмонології нового класу інформативних ознак у вигляді кореляційних компонент, одержаних синфазним та компонентним методами статистичного опрацювання.

У четвертому розділі на основі обґрунтованої математичної моделі дихального шуму опрацьовано сигнал синфазним та компонентним методами на базі розробленого програмного забезпечення розробленого в середовищі Matlab. Розроблено комп'ютерну імітаційну модель ДШ на базі моделі у вигляді періодично корельовано випадкової послідовності.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ВІДОМИХ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ТА МЕТОДІВ ОПРАЦЮВАННЯ ДИХАЛЬНИХ ШУМІВ ЛЮДИНИ

1.1. Стан та специфіка задачі діагностики дихальної системи людини за звуками дихання

Система дихання є однією з життєво важливих фізіологічних систем внутрішньої сфери людини. Вона забезпечує взаємодію людини з зовнішнім середовищем та підтримує внутрішньосистемний і системно-середовищний статико-динамічний гомеостаз організму [6,46,48,81].

Проте погіршення екології, пасивний спосіб життя, а також шкідливі звички є тими соціально-екологічними факторами, які спричиняють негативний вплив на стан дихальної системи. Зокрема, згідно зі статистичними даними всесвітньої організації охорони здоров'я людини станом на 2012 рік налічувалось 2,5 млн. людей з порушенням роботи цієї системи. Захворювання органів дихальної системи є одними з найбільш масових: їх частка в загальній захворюваності становить до 53%. У нашій країні до 60% населення станом на 2020 рік страждали від різних захворювань органів дихання, зокрема пневмонії, яка займає перше місце в переліку причин смерті від інфекційних захворювань і шосте - у переліку всіх причин летальних результатів. Тому важливим є прогностичне виявлення змін в функціонуванні дихальної системи людини з метою проведення завчасної діагностики і профілактики захворювань цієї системи.

Для задач медичної діагностики захворювань органів дихальної системи лікарі використовують ендоскопічні, рентгеноскопічні методи обстеження тощо. Оскільки ендоскопічні методи можуть викликати порушення прохідності верхніх дихальних шляхів, пошкодження стінок гортані, голосових складок тощо, рентгеноскопічні методи є відносно дорогими та мають обмеження щодо кількості процедур їх проведення актуальною є задача пошуку нових більш ефективних методів діагностики захворювань органів дихальної системи.

Одним із таких методів є метод, що ґрунтується на вислуховуванні та оцінюванні звуків дихання (ЗД) лікарем (додаток А). При цьому, якість та точність поставленого діагнозу залежить від професійних якостей лікаря, його власного функціонального стану тощо, тобто такий метод є суб'єктивним та низькоінформативним. Однак, враховуючи рівень технічного розвитку сучасної медичної апаратури, виключити чи мінімізувати суб'єктивність прийнятого рішення при постановленні діагнозу та підвищити інформативність опрацювання ЗД можна шляхом розроблення автоматизованої діагностичної системи, яка давала б можливість відбору та опрацювання ЗД, формування групи інформативних ознак, які були б індикаторами змін у функціональному стані органів дихальної системи, та забезпечувала б формування попереднього висновку про стан цієї системи.

Якість такої діагностичної системи визначається математичною моделлю сигналу – ЗД (його формальним описом та способом подання), що повинна бути

адекватною задачі діагностування дихальної системи. Така модель власне і буде визначати методи опрацювання ЗД, інформативні ознаки, їх фізичну та медичну інтерпретацію для забезпечення можливості автоматизовано виявляти зміни у функціонуванні дихальної системи.

Так як модель ЗД повинна бути адекватною як задачі дослідження так і фізичній природі та структурі такого роду сигналів, необхідно виділити характеристики ЗД, що містять інформацію про стан органів дихальної системи людини.

1.2. Механізм утворення дихального шуму та основні його параметри

Відомо [9,52], що система дихання є сукупністю органів, які забезпечують постачання організму киснем, виведення вуглекислого газу і вивільнення енергії, яка необхідна для всіх форм життєдіяльності, будова якої зображена на рис. 1.1 [52]. В склад дихальної системи людини входять органи дихання, мале коло кровообігу, грудну клітку з дихальною мускулатурою, а також систему регуляції, яка володіє варіабельністю контролю.



Рис. 1.1. Будова дихальної системи людини [66]

Функціонування системи дихання супроводжується акустичними звуками. Їх джерелом є: трахея, бронхи і легені. Трахея (дихальне горло) є безпосереднім продовженням гортані і починається на рівні нижнього краю VI шийного хребця і закінчується на рівні IV - V грудного, де трахея розділяється на два гладких бронхи. Довжина трахеї 9-12 см, поперечний діаметр 1.5 - 1.8 см. Бронхи відходять від трахеї майже під прямим кутом і прямують до легень.

Бронхи діляться в легенях на часткові (бронхи другого порядку) та сегментарні (бронхи третього порядку), які продовжують ділитися аж до альвеол, утворюючи бронхіальне дерево легень. Легені розміщуються в грудній порожнині з обох сторін від серця і великих судин [66].

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

Дихальний цикл (ДЦ) визначається інтервалом часу між двома послідовними вдихами. Для нього характерна наявність декількох послідовних фаз. Вдих - перша фаза дихального циклу, яка характеризується позитивним потоком в дихальних шляхах, повітря поступає в легені, дихальний об'єм збільшується. Вдих закінчується при зменшенні позитивного потоку до нуля. Інспіраторна пауза - друга фаза дихального циклу, характеризується періодом нульового потоку між кінцем вдиху і початком видиху. Об'єм повітря в легенях під час інспіраторної паузи не міняється. Видих - третя фаза дихального циклу, характеризується негативним потоком в дихальних шляхах, при цьому повітря виходить з легенів, дихальний об'єм зменшується. Кінець видиху характеризується припиненням негативного потоку. Дихальний об'єм, при цьому, в нормі повинен зменшитися до нуля. Період спокою - четверта фаза дихального циклу, що характеризується відсутністю потоку в дихальних шляхах між кінцем видиху і початком вдиху, наступного дихального циклу, тривалість цього періоду дуже важлива для визначення резервів збільшення частоти дихання або тривалості вдиху [46-52].

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

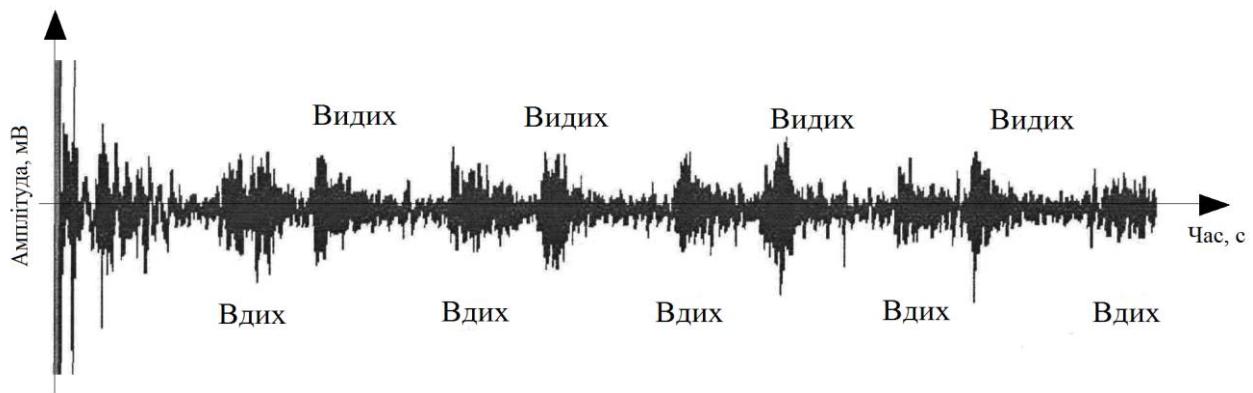


Рис. 1.2. Графік зміни інтенсивності звуку дихання за наявності патології [3]

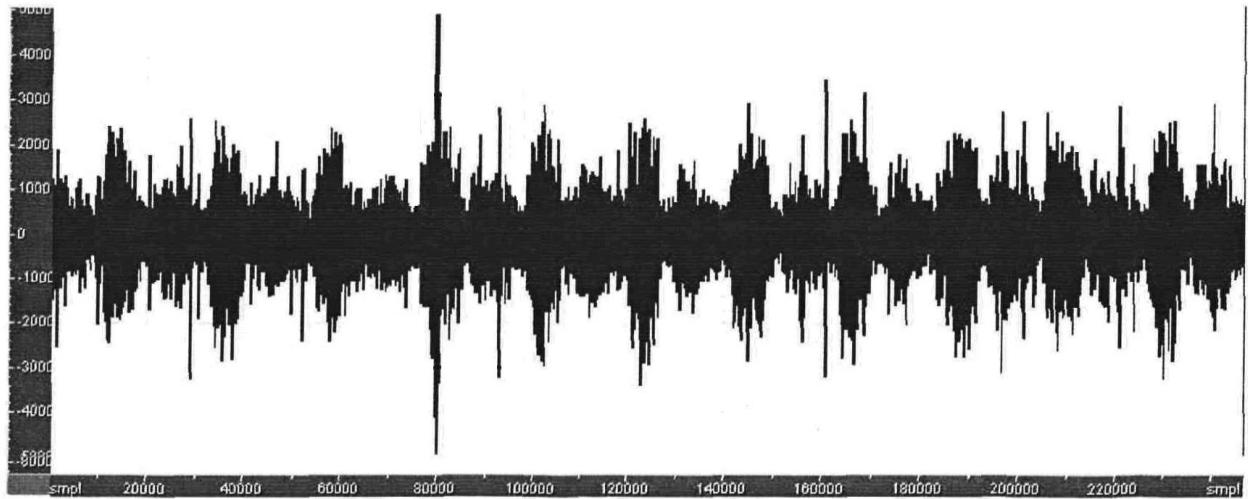


Рис. 1.3. Графік зміни інтенсивності звуків дихання здорової людини [3]

У праці [1] дихальний цикл зображується у вигляді функції декількох змінних, які характеризують процес дихання, та подається наступним чином:

$$ДЦ = f(E_1, E_2, \Pi_1, \Pi_2), \quad (1.1)$$

де E_1 - вдих, E_2 - видих, Π_1 - інспіраторна пауза, Π_2 – пауза спокою (затримка).

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

Кожен із часових параметрів (тривалість вдиху, тривалість видиху, тривалість затримки) при реєстрації довільного дихання можна розглядати, як дискретні випадкові величини, а залежності вигляду $ln_i = \varphi_i(t)$ – як часовий ряд, який відображає характер зміни випадкового процесу.

На рис. 1.4 показано збільшений фрагмент інтервалу часу, який відповідає одному дихальному циклу.

Враховуючи складність ЗД, відсутність чітко виділеного основного тону, в теорії аускультації акустичний сигнал з легеневої системи розглядають як дихальний шум (ДШ) [52].

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

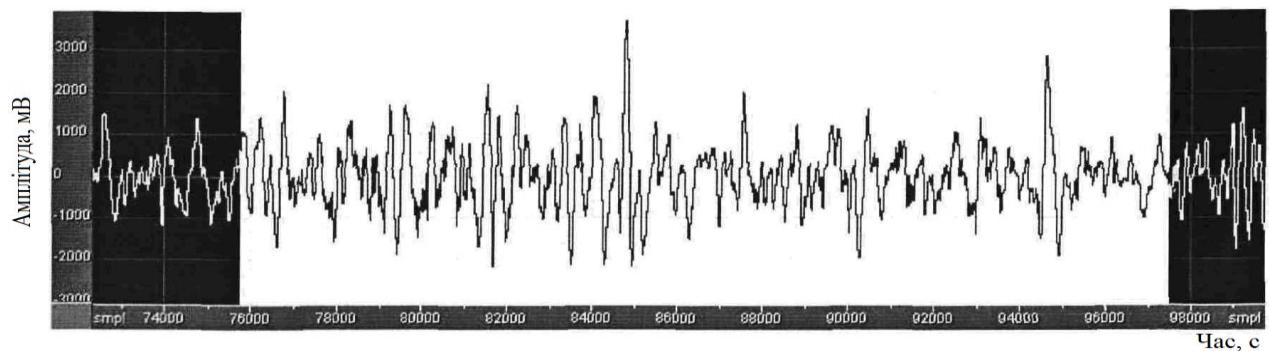


Рис. 1.4. Збільшений фрагмент ділянки графіка з рис. 1.3 (76000-97500 сек) [3]

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

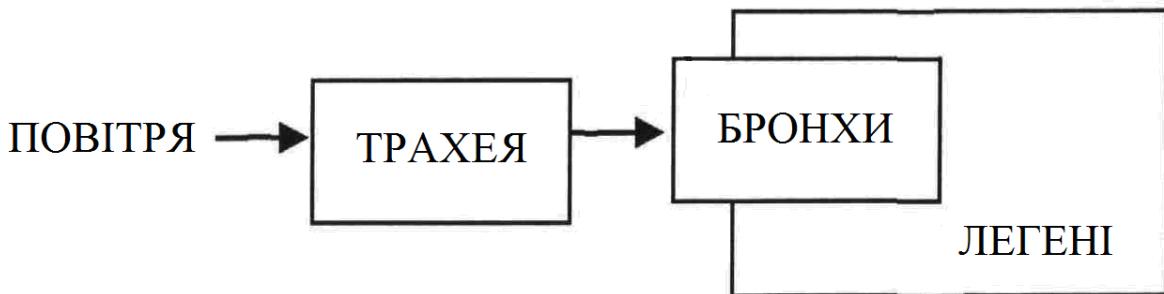


Рис.1.5. Структурна схема джерела звуків дихання [1]

Враховуючи вищесказане, необхідно розглянути методи відбору ДШ від пацієнтів з метою забезпечення врахування суттєвих з точки зору діагностичної цінності характеристик ДШ та забезпечення коректності результатів опрацювання їх діагностичною системою.

1.3. Методи відбору дихальних шумів

У 1819 французький клініцист Рене Теофіль Лаеннек запропонував, для вислуховування звуків на корпусі пацієнта, застосовувати спеціальний прилад – стетоскоп. Прилад представляв собою порожню дерев'яну трубку довжиною в 33 см, діаметром 6 мм по всій довжині [52, 66]. На сьогоднішньому етапі розвитку медичного приладобудування дедалі більшого поширення набувають так звані електронні стетоскопи, попри те, що на українському ринку медичної техніки ці пристрої представлені тільки зразками зарубіжних фірм-виробників. Однак, публікацій варіантів технічних рішень медичних електронних стетоскопів досить багато [1, 2, 4, 5, 52, 71-73, 75, 93-95, 97-99, 101]. Наприклад, показовим є рішення [3], відповідно до якого стетоскоп містить акустичний приймач, виконаний у вигляді п'єзоелектричного датчика прискорень, що електрично з'єднаний через узгоджувальний каскад з входом блоку підсилення та фільтрації, підключеним до підсилювача потужності. Підсилювач потужності з'єднаний з телефоном і через інтерфейс у вигляді двох

включених зустрічно-паралельних світлодіодів - з входом електричного роз'єму. Другий його вихід з'єднаний з входом аналого-цифрового перетворювача, вихід якого і вихід блоку еталонних фонограм з'єднаний з входами блоку опрацювання.

Одночасно зі створенням нових пристройів для вислуховування ДШ робилися спроби вирішити завдання їх опрацювання. Узагальнена схема біотехнічної системи, що ілюструє взаємозв'язки основних сутностей в аускультивативній методиці дослідження органів дихання, зображена на рис. 1.6 [1].

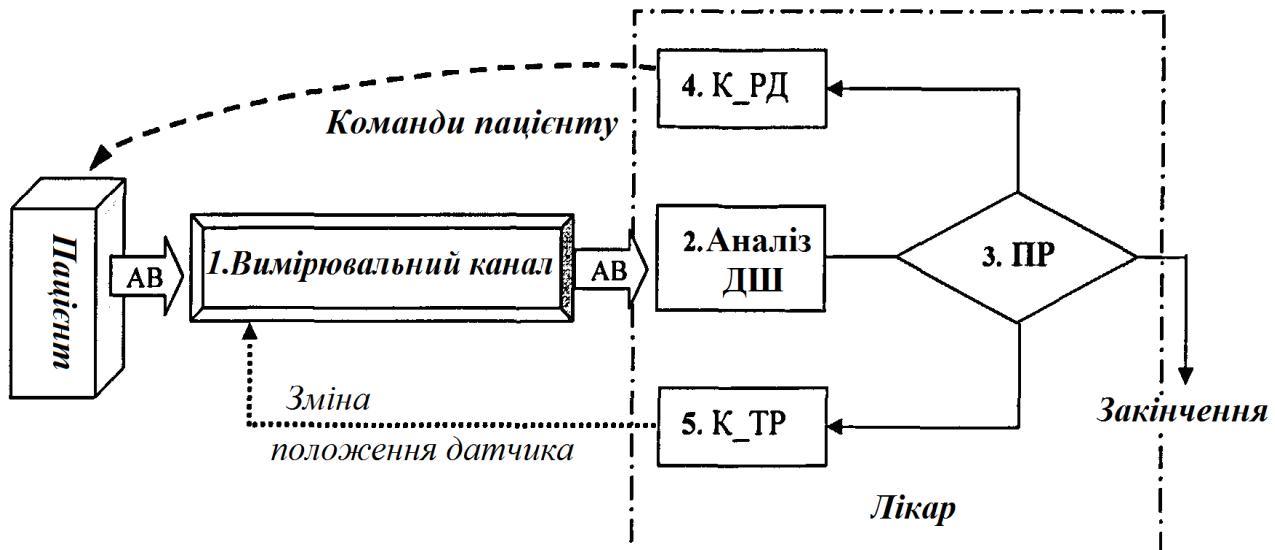


Рис. 1.6. Узагальнена схема біотехнічної системи дослідження органів дихання на основі опрацювання аускультивативних феноменів: АВ - акустична хвиля, ПР - процедура прийняття рішень, К_РД-корекції режиму дихання, К_ТР - корекція точки реєстрації ДШ [1]

1.4. Відомі комп'ютерні аускультивативні діагностичні системи

Американська компанія Steth IO (США) (рис.1.7) оголосила про комерційну доступність першого в світі, на їхню думку, смартфонного стетоскопа Steth IO, який в реальному часі дозволяє отримати візуалізацію звуків серця і легень. Це дозволить лікарям бачити аускультаційні звуки (сигнали дихання), які вони не можуть чути. Система дозволяє також записувати отримані результати і показувати їх для отримання другої думки інших лікарів.

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

Цей стетоскоп працює спільно з додатком для пристройів на базі iOS, яке можна безкоштовно завантажити з App Store. У додатку може використовуватися алгоритм машинного навчання, який застосовується для

аналізу спектру записаного звуку серця і допомоги лікаря при постановці діагнозу.



Рис. 1.7. Смартфонний стетоскоп Steth IO

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

Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200 (США) має простий інтерфейс і забезпечує виняткову якість звуку (рис.1.8).



Рис.1.8. Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200

Електронний стетоскоп Littmann 3200 – вбудований цифровий пристрій, який дає змогу записувати і зберігати звуки (сигнали) дихання (дихальні шуми), а бездротова технологія Bluetooth® забезпечує передачу інформації в комп’ютер для подальшого дослідження. Програмне забезпечення застосовується для візуалізації дихальних шумів.

Особливості та переваги:

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

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

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

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

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

Інтерактивний стетоскоп AMD-3750 (США) (рис.1.9) є першим в своєму роді цифровим стетоскопом, який забезпечує віддаленого лікаря звуками в реальному часі і додатковими функціями для регулювання діапазону звукових частот і гучності звуку з віддаленого об'єкта.



Рис.1.9. Електронний стетоскоп AMD-3750

Цифровий стетоскоп AMD-3750 використовується спільно з програмним забезпеченням AGNES Interactive Telemedicine для потокової передачі звуків серця / легких в реальному часі і усуває необхідність в апаратному забезпеченні стетоскопа на стороні прийому.

Особливості системи:

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

Стетоскоп DS3011A Premium (Китай) зображенено на рис.1.10.



Рис.1.10. Стетоскоп DS3011A Premium

Стетоскоп DS3011A Premium переносить звукову медицину з ідеї минулого до авангарду медичних технологій.

Стетоскоп забезпечує з'єднання ідентифікатора пацієнта із записом для створення особистої справи.

Під час аускультації одночасно записується положення органу. Усього є 32 позиції 4 органів, включаючи 6 позицій для шиї, 5 для серця, 12 для передньої/задньої частини грудної клітки та 9 для черевної порожнини.

Використання технології розділення частот дозволяє знизити рівень шуму навколошнього середовища та точно відтворювати звуки різних органів.

Режим дзвона (режим В) підходить для аускультації звуків серця (20-200 Гц), а режим діафрагми (режим D) підходить для аускультації звуків легень (шумів дихання) та інших органів (100-500 Гц).

Посилення аускультації на 28 децибелів полегшує розпізнавання тонких серцевих звуків. Лікарі можуть прослухати кожен тонкий звук, а також підключити зовнішній динамік для навчання та обміну досвідом.

Електронний стетоскоп Beecardia (Україна) зображене на рис.1.11. Стетоскоп є високочутливим фонендоскопом, що допомагає фахівцеві чути весь спектр тонів при легеневій, серцевій (судинній) та абдомінальній аускультації.

Чутливість електронного стетоскопа складає до 30 дБ, а діапазон навушників складає 20-20 000 Гц. Чутливість та підсилення сигналу користувач визначає в операційній системі.

Електронний стетоскоп здійснює підсилення звуку для забезпечення чіткого звучання, це дає змогу фахівцеві почути найвіддаленіші тони та шуми.



Рис.1.11. Електронний стетоскоп Beecardia

Комплекс забезпечує запис, зберігання та передачу даних іншим користувачам. Таку можливість забезпечує програмне забезпечення інтегроване з платформою Beecardia.

Навушники зручної форми мають невелику вагу, завдяки чому вони майже не відчуваються на голові, навіть після кількох годин роботи не наводять почуття втоми.

Живлення здійснюється від зовнішнього джерела: смартфона та ПК. Електронний стетоскоп Beecardia ідеально підходить для лікарів із ослабленим слухом.

1.5. Відомі математичні моделі та методи опрацювання дихальних шумів

1.5.1. Суб'єктивне опрацювання дихальних шумів. Враховуючи аналітичний огляд, який наведено у підпункті 1.2, встановлено, що діагностична процедура вислуховування звуків дихання залишається більш лікарським мистецтвом, чим об'єктивною науковою. Інтенсивні дослідження в спробах створення об'єктивних акустичних засобів діагностики легеневих хвороб проводяться як за кордоном, так і в нашій країні вже декілька десятиліть. В результаті відставання в розвитку об'єктивних методів діагностики аускультація легенів поступово витісняється з сучасної медичної практики іншими, дорожчими, складнішими і не завжди нешкідливішими діагностичними методами, наприклад комп'ютерною рентгенівською томографією. В той же час простота, доступність і нешкідливість акустичних методів діагностики легенів продовжують привертати пильну увагу як медиків, так і фахівців в області акустики і біомедичної техніки. Тим більше що захворювання легенів виходять на провідні позиції як причини втрати працевдатності. На думку абсолютної більшості авторитетів в області респіраторної акустики, а так називається галузь фізіологічної акустики, що досліджує дихальну систему людини, це пов'язано з недостатньо зрозумілими процесами формування і розповсюдження звуків у системі дихання [52,66,105].

1.5.2. Статистичний метод опрацювання дихального шуму на базі його математичної моделі у вигляді стаціонарного випадкового процесу [1, 4, 14, 16, 17]. Для опису основних властивостей випадкових процесів (X) використовують чотири статистичні функції: середнє значення квадрата (X), щільність розподілу, автокореляційну функцію і спектральну щільність. Методики оцінки цих характеристик залежать від виду випадкового процесу (стаціонарний, ергодичний, нестаціонарний, локально стаціонарний) [63, 77, 80].

Звуки дихання, які реєструються при аускультації, зазвичай розглядаються як окремі реалізації деякого випадкового процесу. У загальному випадку це нестаціонарний процес [55, 58, 61]. Проте, враховуючи, що людина може управляти своїм диханням, можна висунути припущення про можливість отримання реалізацій, які на окремих ділянках можна з певним наближенням розглядати як стаціонарні. Відомо, що випадкова функція $X(t)$ називається стаціонарною, якщо її характеристики не міняються при будь-якому зсуві

аргументів, від яких вони залежать, по осі часу, тобто, математичне сподівання постійне [44, 53, 96]:

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

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

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

Друга умова стаціонарності:

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

яка, як показано в працях [44, 53, 96] випливає з умови:

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

Таким чином, під стаціонарним випадковим процесом розуміють випадкову функцію, кореляційна функція якої залежить тільки від τ :

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

1.5.3. Спектральне опрацювання дихальних шумів на базі його математичної моделі у вигляді стаціонарної випадкової центрованої функції та періодичної функції [1, 97, 103]. Якщо ДШ $X(t)$ розглядати як процес, що представляє суми гармонійних коливань різних частот, то тоді спектром сигналу буде функція, що описує розподіл амплітуд за частотами.

Якщо дихальний шум $X(t)$ розглядати як стаціонарний випадковий процес, то амплітуди коливань будуть випадковими величинами. Спектр ДШ як стаціонарної випадкової функції ($\dot{X}(t)$) описуватиме розподіл дисперсій по різних частотах [45].

Центрована випадкова функція $\dot{X}(t)$ може бути представлена у вигляді канонічного розкладу [104]:

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

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

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

Дисперсії D_k при різних k визначаються формулами:

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

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

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

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

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

то отримаємо ступінчасту діаграму, яку при $\Delta w \rightarrow 0$ можна замінити відповідним безперервним графіком. Знайдена залежність відбиває зміну спектральної густини дисперсії (або спектральної густини стаціонарної випадкової функції \dot{X}) [1, 100].

1.5.4. Спектрально-кореляційне опрацювання дихальних шумів на базі його математичної моделі у вигляді адитивної суміші періодичної і шумової складових. Побудова систем автоматичного опрацювання для виявлення та розпізнавання різних типів дихальних шумів є актуальною науково-технічною задачею, яка має важливе значення для медицини [1, 99]. Труднощі створення таких систем обумовлені відсутністю достатньо чітких критеріїв кількісної оцінки дихальних шумів, бо їх медичний опис дотепер

базується, головним чином, на традиційних вербальних (тобто словесних) моделях, в котрих початково закладена значна доля суб'єктивізму. Проблема ускладнюється і тим, що характер спектру дихальних шляхів може змінюватися не тільки впродовж одного дихального циклу, але й на значно менших часових інтервалах.

Однією із важливих задач, яку має розв'язати всяка комп'ютерна система аускультативної діагностики є автоматичне виявлення і спектральне опрацювання різних типів дихальних шумів, зокрема сухих хрипів. Okрім того, необхідно, щоб такі системи мали змогу розпізнавати типи сухих хрипів, тобто встановлювати відповідність між їх спектральними характеристиками і традиційними вербальними моделями, прийнятими в медицині [89, 92].

Відомо з праць [50, 51], що сухі хрипи в основному є періодичними сигналами з чітко вираженим музичним тембром. Вони можуть мати як квазігармонічний характер, так і складатися з більш складних повторних структур. Таким чином, в частотній області сухі хрипи характеризуються піками в спектрі потужності дихального шуму (рис. 1.12).

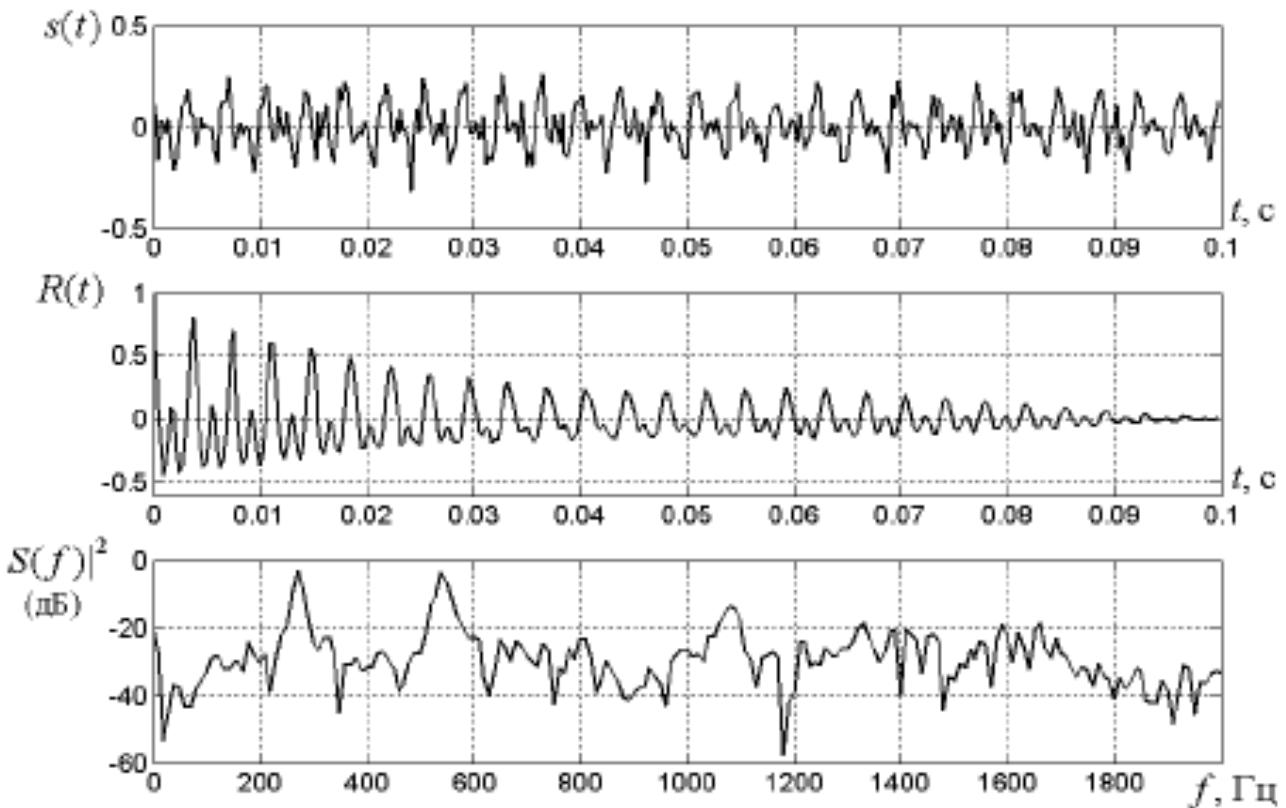


Рис. 1.12. Часовий запис $s(t)$, автокореляційна функція $R(t)$ і спектр потужності $|S(f)|^2$ фрагменту дихального шуму типу трахейного хрипу тривалістю 100 мс [46].

Відомі методи аналізу хрипів часто насычені емпіричними константами, що вказує, перш за все, на частковий характер їх змінності. Так, в працях [8, 98] наводиться алгоритм виявлення спектральних піків, в якому фігурують п'ять емпірично підібраних величин. Очевидно, що емпіричні константи, доцільно

підібрані для конкретних умов, можуть бути не придатними, наприклад, при переході на нову частоту дискретизації сигналу або при використанні інших інтервалів спектрального аналізу. Окрім, того не всі відомі емпіричні правила пристосовані до виявлення багатьох гармонік, які властиві деяким видам сухих хрипів [1, 98].

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

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

де Φ і $\overline{\Phi}$ - символи прямого і зворотного перетворення Фур'є відповідно.

На рис. 1.8. зображені графіки часової залежності (фонограми) трахейного хрипу, його автокореляційної функції $R(t)$ і спектра потужності $|S(f)|^2$. Як видно із рисунку, автокореляційна функція містить пік в точці $t_0 = 0.00375 \text{ с}$, який відповідає присутній в сигналі гармоніці з частотою $f_0 = 1/t_0 = 267 \text{ Гц}$. Наявність піка на графіку автокореляційної функції дискретного сигналу $s(n)$ виходить із її альтернативного визначення:

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

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

Як математичну модель сигналу ДШ, при його автокореляційному опрацюванні, використано адитивну модель суми періодичної $s_1(t)$ і шумової $s_2(t)$ [1,4]:

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

Автокореляційні функції сигналу ДШ, його періодичної і шумової компонент позначено відповідно як $R(t)$, $R_1(t)$ і $R_2(t)$. Нехай t_0 - точка максимуму функції $R(t)$, яка належить діапазону зміни можливих значень фундаментальної частоти ДШ (наприклад, від 80 до 3100 Гц [1,95]). Використовуючи некорельованість періодичної і шумової компонент сигналу (рівносильну адитивності відповідних автокореляційних функцій), перетворимо вираз для пікового значення нормованою кореляційною функцією:

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

У виразі (1.10) величина $R_1(t_0)/R_2(t_0) = 1 - t_0/T$ характеризує кількість періодів, які вміщуються на часовому інтервалі довжиною T , а параметр δ визначає шукане відношення потужностей періодичної і шумової компонент:

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

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

$$\delta > \delta_{POR}$$

де δ_{POR} - порогове значення відношення потужностей періодичності компонент сигналу. З врахуванням виразу (1.10) критерій (1.12) подано у вигляді:

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

З виразу (1.12) випливає проста графічна інтерпретація отриманого результату: якщо значення нормованої автокореляційної функції перевищує в точці максимуму лінійний спадний в часі поріг, то в сигналі переважає періодична компонента. В протилежному випадку повинно бути винесено рішення про перевагу в сигналі шумової компоненти. Як слідує із виразу (1.12), який залежить від часу поріг представляє собою пряму, яка проходить через $\{0, \delta_{POR}/(1 + \delta_{POR})\}$ і $\{T, 0\}$.

Запропонований метод у працях [1, 2] багато в чому подібний до методів пошуку періоду основного тону мовних сигналів, головна ідея яких полягає в порівнянні максимуму нормованої автокореляційної функції з певним порогом [1,95]. Тим не менше, є дві відмінності:

- а) Вираз (1.12), який зв'язує параметри змінного порогу з граничним відношенням потужностей періодичної і шумової компонент сигналу, є точним;
- б) Періодичність мовних сигналів викликана періодичними коливаннями звукового тиску на виході голосових зв'язок. Тому аналізу піддається не сам, а „збуджений процес”, який отриманий шляхом пропускання фрагменту сигналу через відбілюючий фільтр. У випадку аналізу дихальних шумів періодичність викликана частотною вибірковістю дихального тракту. Тому для цього запропонований метод повинен застосовуватися безпосередньо до вихідного оцифрованого дихального сигналу.

В розрахунковому плані запропонований метод виявлення сухих хрипів зводиться, головним чином, до розрахунку автокореляційної функції. Це може бути здійснено або на основі виразу (1.7) (тобто під дією двох перетворень Фур'є), або шляхом прямого застосування виразу (1.8). Тому даний метод може бути легко реалізований практично на всяких сучасних обчислювальних засобах.

Як відомо, везикулярне дихання є відносно широкосмуговим сигналом. На рис.1.13 зображені фрагмент фонограми везикулярного дихання, і відповідна його функція $R(t)$ і спектр потужності $|S(f)|^2$.

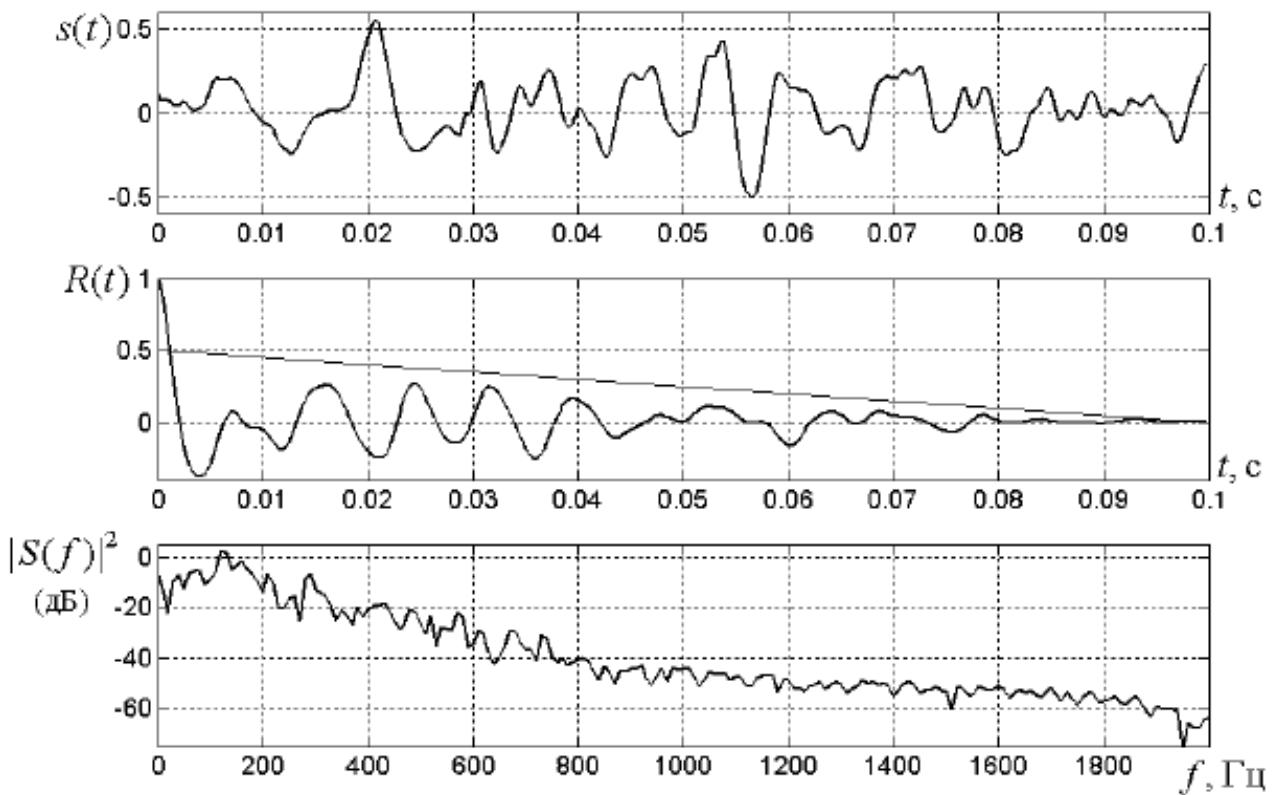


Рис. 1.13. Фонограма $s(t)$, автокореляційна функція $R(t)$ і спектр потужності $|S(f)|^2$ фрагменту здорового везикулярного дихання [46]

Як видно із графіку нормованої автокореляційної функції, ні один із її піків не перевищує відповідного порогового значення. Таким чином, даний фрагмент класифікується як „шумовий”.

Візуальне опрацювання часової залежності і його спектра потужності засвідчує про справедливість винесеного рішення.

На рис.1.14 зображені фонограму, відповідна їй функція $R(t)$ і спектр потужності $|S(f)|^2$.

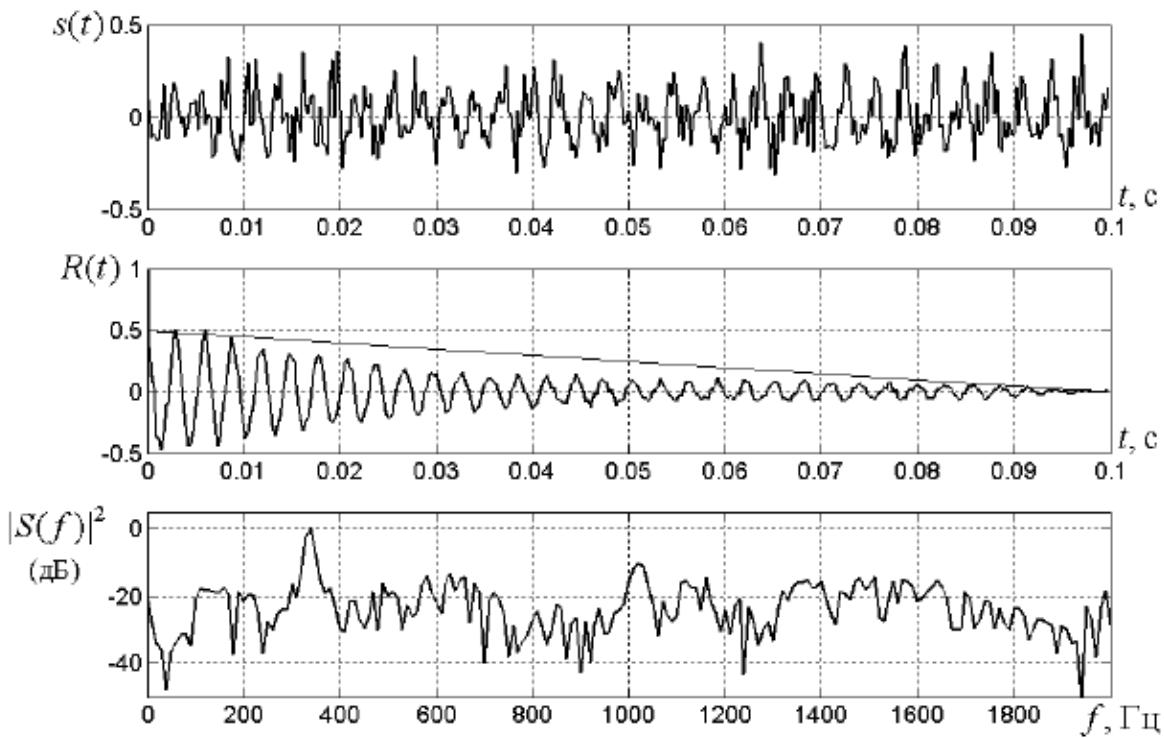


Рис. 1.14. Фонограма $s(t)$, автокореляційна функція $R(t)$ і спектр потужності $|S(f)|^2$ фрагменту трахейного дихання [46].

На рис.1.14 видно, що в сигналі ДШ переважає періодична компонента. Цей факт підтверджується і опрацюванням функції $R(t)$: її пікова величина (в момент часу $t_0 = 6$ мс, що відповідає частоті $f_0 = 1/t_0 = 167$ Гц) перевищує відповідне значення змінного порогу. Таким чином, приймається рішення про перевагу в даному сигналі періодичної компоненти.

1.6. Концептуальні задачі побудови математичної моделі дихального шуму

Вирішення проблем побудови комп'ютерних аускультивних систем діагностики (АСД) стану дихальної системи людини та можливість розв'язання задач, які виникають при цьому, суттєво залежить від виду моделей сигналу, які визначають необхідний математичний апарат для теоретичних досліджень. Важливою задачею розробки комп'ютерних АСД є створення математичної моделі ДШ, яка буде визначати математичні моделі технічної системи та вихідних сигналів, що в свою чергу обумовлює структуру і функціональні характеристики комп'ютерних АСД. Тому важливо розробити таку математичну модель ДШ, яка б з достатнім для практики степенем точності враховувала механізм формування сигналу і давала б змогу розв'язувати задачі його опрацювання.

З порівняльного аналізу методів опрацювання, які побудовані на основі відомих математичних моделей ДШ встановлено, що кожній з них властиві як позитивні, так і негативні аспекти. Використання детермінованої математичної моделі ДШ не є коректним, оскільки сигнал характеризується значною варіативністю, як і всі сигнали біологічного породження, що можна адекватно

описати лише з використанням стохастичного підходу. Серед імовірнісних моделей ДШ необхідно вибрати таку, яка поряд із стохастичністю відображала б і іншу, не менш важливу сторону процесу дихання – повторюваність в структурі ДШ (періодичність), оскільки особливістю ДШ, які застосовуються у клінічній практиці, є наявність певної повторюваності їх характеристик, що обумовлена природою утворення [1, 50, 52, 73]. Крім цього, необхідно, щоб математична модель враховувала фазову структуру ДШ, оскільки вона є важливою та необхідною для діагностики, бо відображає інформацію про механізм породження ДШ. Модель також повинна описувати часову структуру ДШ, оскільки це дасть змогу використовувати увесь потенціал теорії випадкових функцій, розширити клас інформативних ознак та дасть змогу більш повно подавати сигнали процесу дихання на її основі. Тому доцільно використовувати випадкові процеси з періодичними імовірнісними характеристиками (періодично корельовані випадкові процеси).

Враховуючи вищеперечислені порівняльні аналіз математичних моделей та методів опрацювання ДШ, науково-технічні проблеми, які виникають під час проведення автоматизованого комп'ютерного опрацювання ДШ, сформульовано вимоги щодо побудови математичної моделі:

- враховувати стохастичну природу сигналу, яка властива сигналам біологічного походження;
- враховувати властивість повторюваності у структурі реалізацій ДШ, яка відображає фазову структуру сигналу;
- враховувати статистичні взаємозв'язки між гармонічними складовими окремих дихальних циклів людини однієї і тієї ж серії спостережень.
- давати змогу проводити комп'ютерне імітаційне моделювання ДШ на ПК для потреб тестування методів їх опрацювання та навчання систем розпізнавання станів дихальної системи за ДШ;
- давати змогу визначати характеристики моделі за результатом експериментального дослідження.

1.7. Висновки до розділу 1

У розділі проаналізовано відомі методи опрацювання дихальних шумів та їх математичні моделі, які використовуються для задач комп'ютерної автоматизованої діагностики функціонального стану дихальної системи людини.

В результаті аналізу обґрунтовано необхідність досліджень математичної моделі сигналу, яка би враховувала інформативні ознаки і узгоджувалася із фізичною природою досліджуваного дихального шуму, який є складним сигналом.

Враховуючи механізм породження дихального шуму і той факт, що для відомих задач розпізнавання функціонального стану органів дихання за ДШ необхідні дані є у фазово-часовій структурі сигналу, тому доцільно проаналізувати його характеристики, і на базі чого обґрунтувати вибір адекватної математичної моделі.

РОЗДІЛ 2

ОБГРУНТУВАННЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ДИХАЛЬНОГО ШУМУ

У розділі проаналізовано характеристики дихального шуму з позицій детермінованого та стохастичного (методами теорії стаціонарних випадкових процесів) підходів. На підставі результатів наведених у розділі 1, обґрунтовано вибір математичної моделі дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

Основні положення даного розділу опубліковані в працях [22, 23, 25, 26, 33, 65].

2.1. Аналіз характеристик дихального шуму

При аналітичному огляді (розділі 1) фактично встановлено, що більшість наукових досліджень дихальної системи стосується багатофакторних об'єктів, тому дослідники стараються будувати модель ДШ, яка враховує у своїй структурі відомості про дихальну систему, як певні (адекватні до ситуації) об'єкти теорії ймовірностей і випадкових процесів. Такий підхід автоматично гарантує застосовність до опрацювання ДШ (для «видобування» з них переношуваних відомостей) відповідних методів статистики. Успіх дослідження при цьому залежить від того, наскільки вдало сформульовано вимоги до моделі - так, щоб вони або вже безпосередньо визначили модель як об'єкт існуючого розділу математики або полегшували розроблення потрібного нового. Модель дихального шуму має бути коректно обґрунтованою (за правилами математики) математичним об'єктом і, крім того, очевидно поданою формально. Тому найприроднішим є формульне подання моделі. Та, як твердить відомий афоризм, фізика - не формули, а тлумачення формул. Тому без належного тлумачення формульне подання стає безпредметним, бо й самі формули надаються для багатьох зовсім різних (відмінних одна від одної) цілей.

Обґрунтованість застосовності до математичної моделі правил і дій того розділу математики, об'єктом якого вона є, автоматизує умововводи (формальним дотриманням правил) і гарантує істинність отримуваних результатів - як теоретичних, так і експериментальних, тлумачення сенсу яких можливе винятково у термінах властивостей моделі [89].

Математична модель дихального шуму у вигляді періодичної функції $\xi(t) = \xi(t + nT)$ з періодом T дає можливість описати сигнал у просторі числових функцій, які є означеними на множині $[0, T]$ з інтегровним квадратом

$$\int_0^T |\xi(t)|^2 dt,$$
 за допомогою ряду Фур'є (перетворення Фур'є):

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

де c_k - коефіцієнти ряду Фур'є:

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

Коефіцієнти $c_k = |c_k| e^{i \arg c_k}$ дають амплітуди $|c_k|$ і фази $\arg c_k$, які описують коливний характер та гармонічний склад дихального шуму.

Гармонічний склад дихального шуму, який визначено за значеннями коефіцієнтів $|c_k|$, зображене на рис.2.1-2.2.

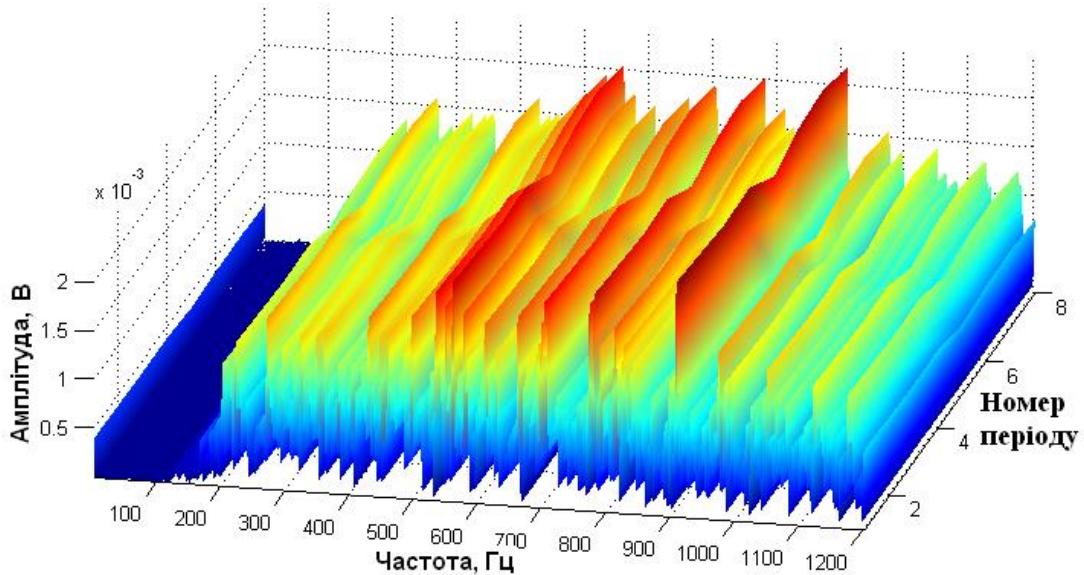


Рис.2.1. Гармонічний склад дихального шуму (пациєнт А із нормою)

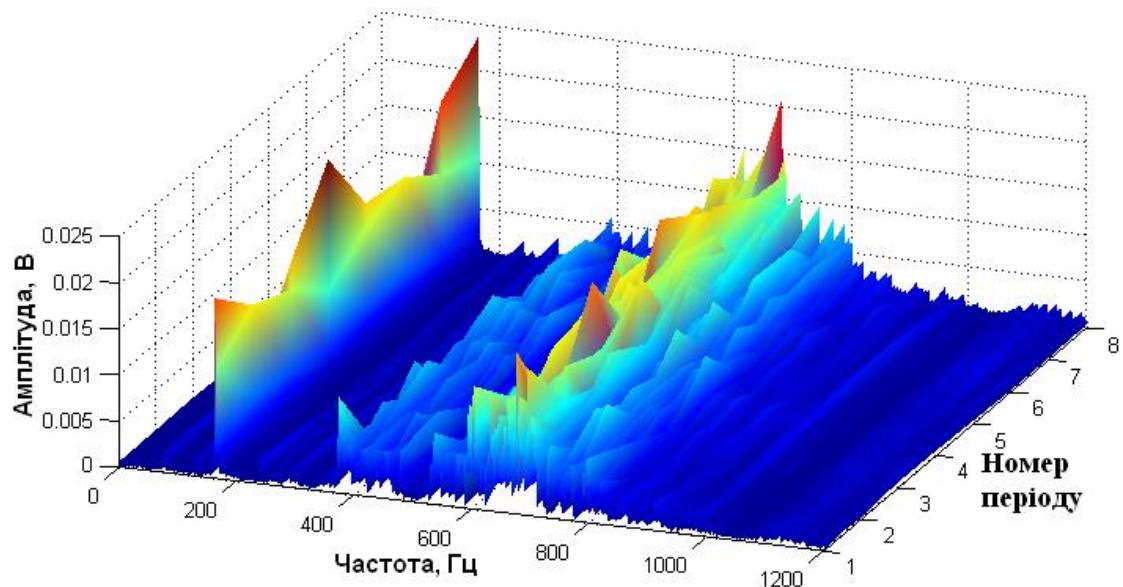


Рис.2.2. Гармонічний склад дихального шуму (пациєнт Б із патологією)

При розгляді гармонічного складу дихального шуму на різних періодах різних пацієнтів (рис.2.1-2.2) помічено їх мінливість, що свідчить про наявність в сигналі стохастичної складової. Цей факт підтверджує те, що математична модель дихального шуму повинна враховувати у своїй структурі стохастичну природу породження цього сигналу.

Стохастичність дихального шуму, як важлива його властивість, дає підстави щодо застосування статистичних методів випадкових процесів, зокрема стаціонарних, для вивчення явищ, які відбуваються у дихальній системі людини. Вибір методів аналізу дихальних шумів на базі стаціонарної моделі обґрунтовується наявністю розроблених методів, процедур спектрально-кореляційного аналізу та імітації. Найважливішими для практичних застосувань характеристиками дихального шуму в теорії стаціонарних випадкових процесів є математичне сподівання та дисперсія [53, 54, 60]:

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

де N – кількість відліків, котрі лежать в межах періоду T дихального шуму;

Результати обчислення математичного сподівання $\hat{m}_\xi(t_u)$ та дисперсії $\hat{d}_\xi(t_u)$ дихального шуму зображені на рис. 2.3-2.6.

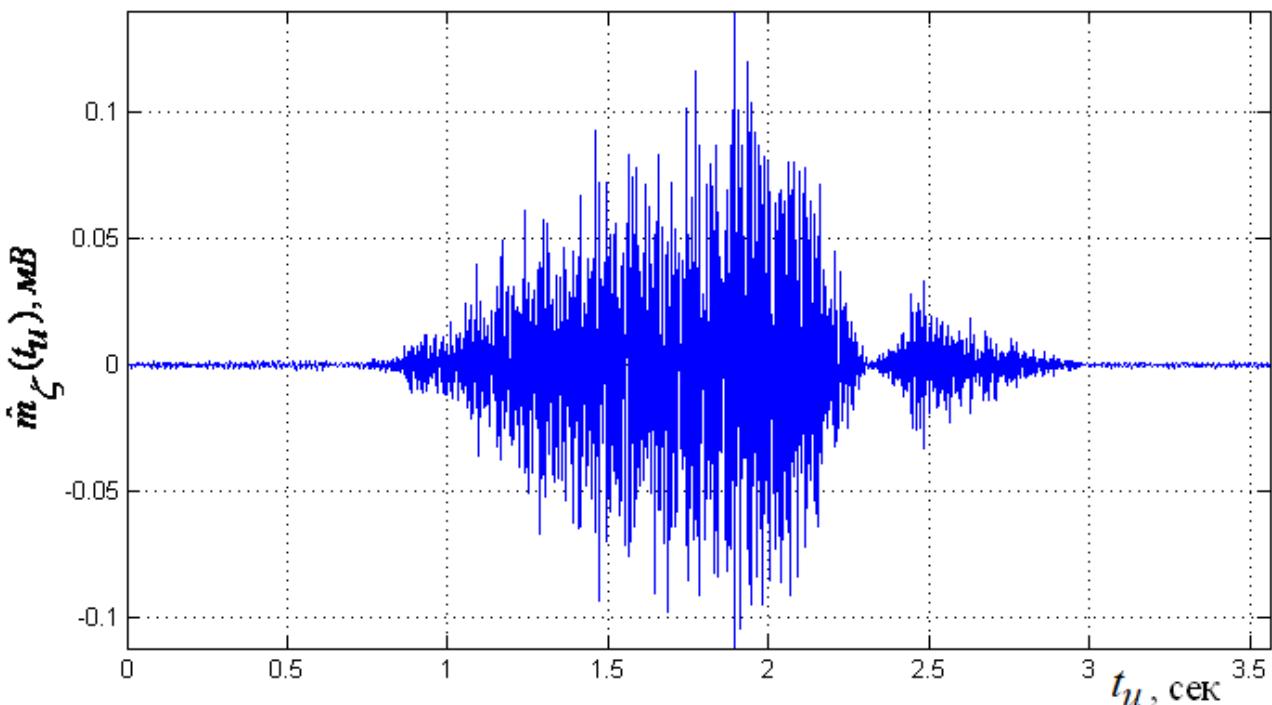


Рис. 2.3. Реалізація оцінок математичного сподівання дихального шуму $m_\xi(t_u)$ (пацієнт А в нормі)

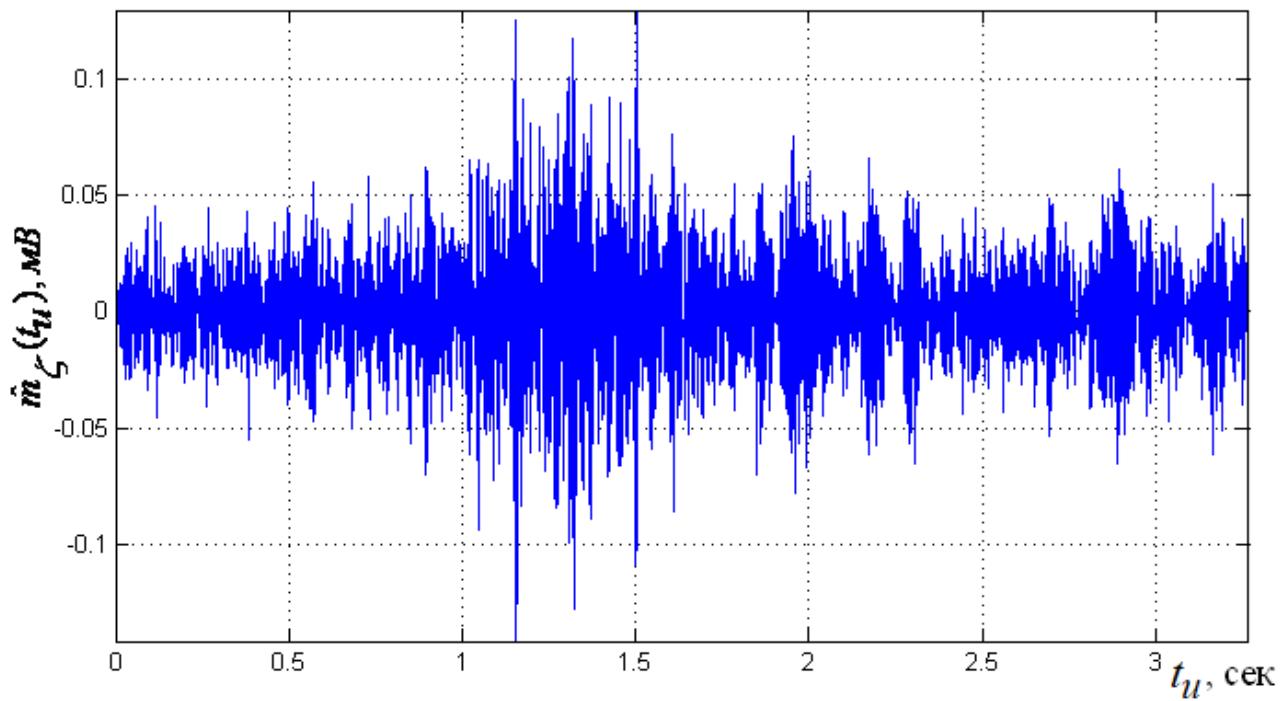


Рис. 2.4. Реалізації оцінок математичного сподівання дихального шуму $m_\xi(t_u)$ (пацієнт Б із патологією)

На рис.2.5-2.6. зображені обчислені оцінки дисперсій $\hat{d}(\xi(t_u))$ дихального шуму.

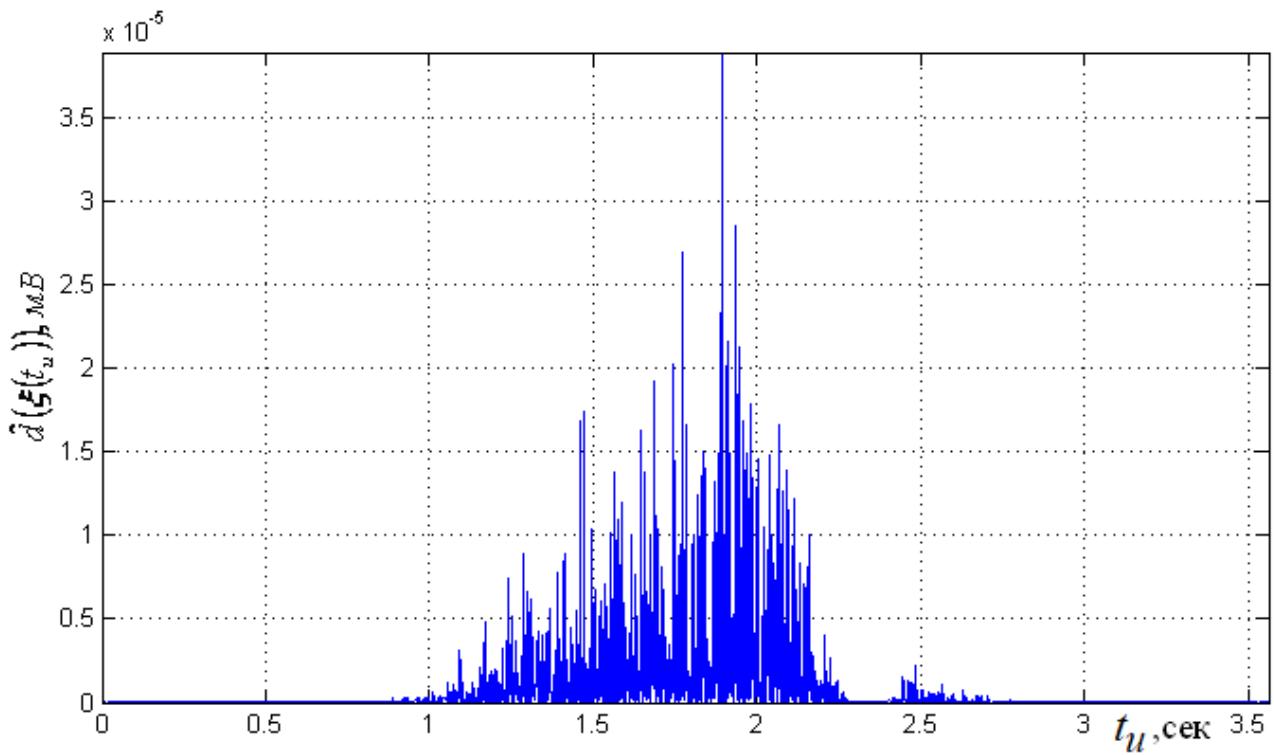


Рис. 2.5. Реалізація оцінок дисперсії дихального шуму $\hat{d}(\xi(t_u))$ (пацієнт А в нормі)

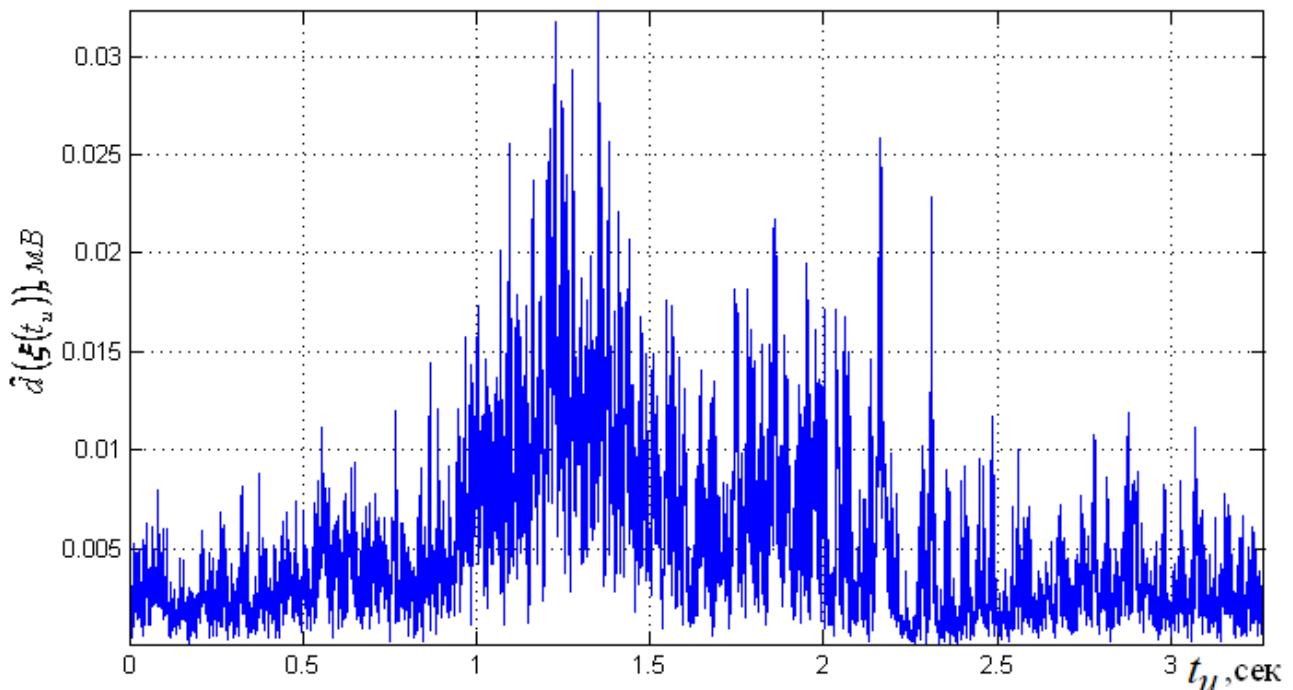


Рис. 2.6. Реалізація оцінок дисперсії дихального шуму $\hat{d}(\xi(t_u))$ (пацієнт Б із патологією)

На підставі аналізу обчислених оцінок $\hat{m}_\xi(t_u)$ та $\hat{d}_\xi(t_u)$ (рис.2.3-2.6) встановлено, що вони залежать від номера інтервалу u . Ця залежність зумовлена випадковістю оцінок, фізичною природою дихального шуму і похибками, що вносяться постановкою експерименту (обмежена кількість реалізацій дихального шуму, випадкові і систематичні похибки вимірювальних аускультивних діагностичних технічних систем; похибки алгоритмів).

Автокореляційний аналіз дає можливість встановити в дихальному шумі наявність певного зв'язку зміни значень сигналу по незалежній змінній, тобто, коли великі значення сигналу пов'язані з великими значеннями цього ж сигналу (позитивна кореляція), або, навпаки, малі значення одного сигналу пов'язані з великими значеннями іншого (негативна кореляція), або дані сигналу ніяк не зв'язані (нульова кореляція) [64].

Автокореляційна функція (АКФ), є кількісною інтегральною характеристикою форми ДШ, і визначається інтегралом від добутку двох копій сигналу $\xi(t)$ зсунутих один відносно одного на певний час τ :

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

Розглядаючи ДШ у рамках стаціонарної моделі видно із рис.2.7-2.8, що реалізації автокореляційних функцій є періодичними в часі t .

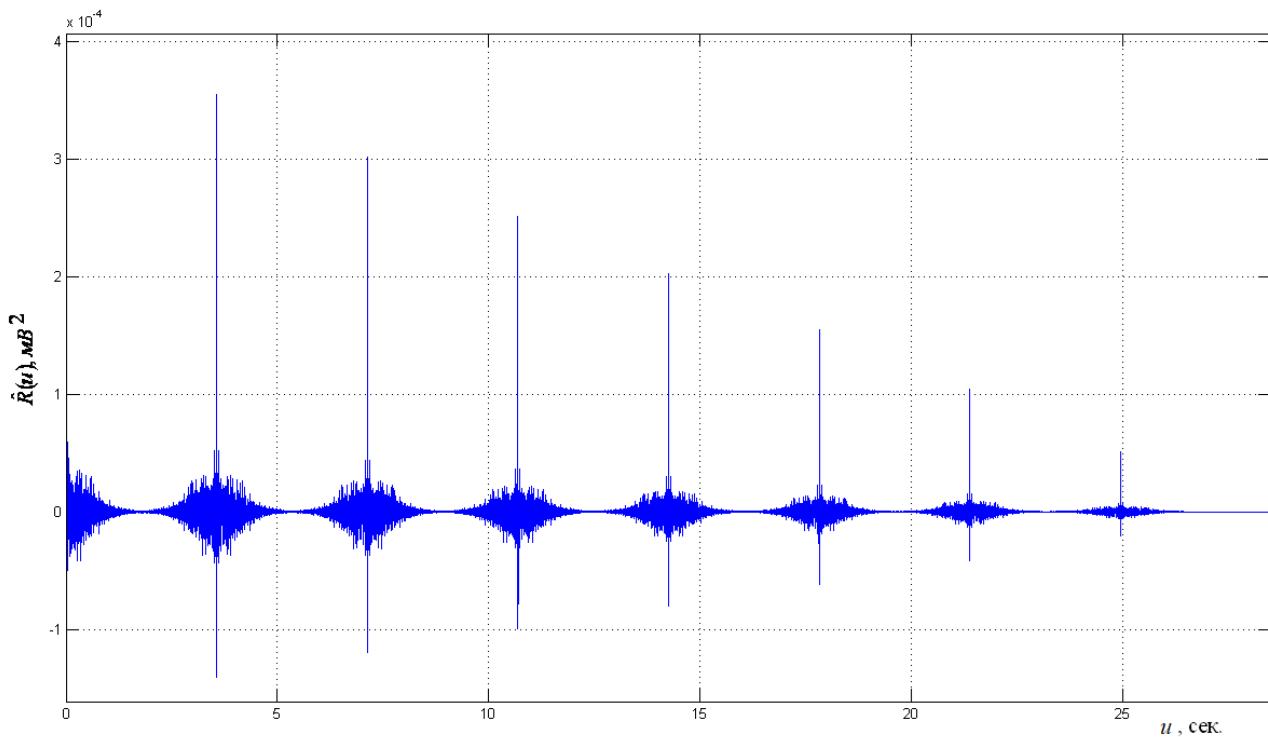


Рис. 2.7. Реалізація автокореляційних функцій $\hat{R}(u)$ дихального шуму (пацієнт А в нормі)

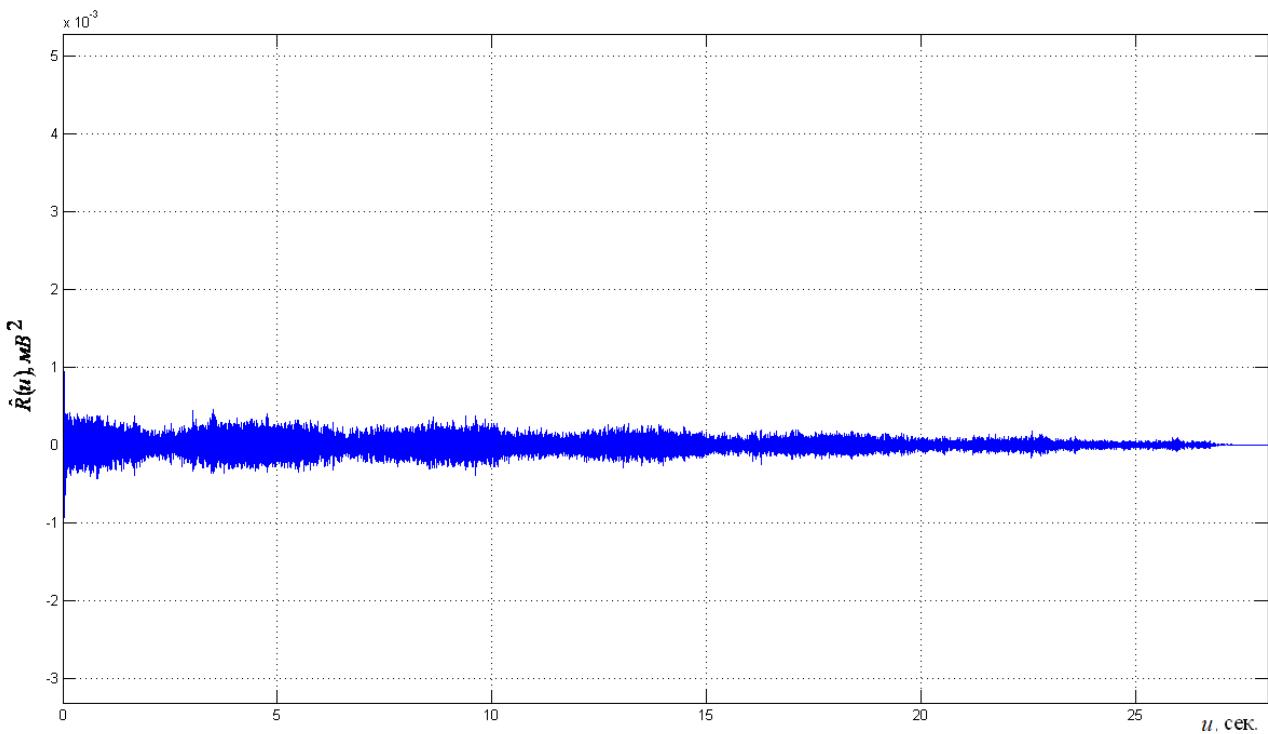


Рис. 2.8. Реалізація автокореляційних функцій $\hat{R}(u)$ дихального шуму (пацієнт Б із патологією)

Отже на базі отриманих результатів опрацювання, встановлено, що адекватна задачі діагностики дихальної системи модель ДШ повинна мати засоби врахування його властивостей: стохастичності, гармонізованості і

періодичності статистичних характеристик. Випадкова стаціонарна модель відображає складність ДШ у спектральному розподілі потужності, проте не відображає його фазово-часової структури, яка є важливим показником при виявленні фазово-часових змін у сигналі, що є наслідком порушень у роботі дихальної системи.

У термінах енергетичної теорії стохастичних (випадкових) сигналів [28] цим вимогам задовольняє модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка має методи врахування взаємопов'язаності гармонічних складових, так і зміни ймовірнісних.

2.2. Обґрунтування вибору математичної моделі дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу

Енергетична теорія стохастичних сигналів є фізичною за походженням і математичною за формуєю теорією, бо має предметом дослідження один аспект сигналів — лінійний спосіб поєднання закономірності і випадковості, яка піддається ефективному вивченю на підставі енергетичної концепції.

Оскільки, енергетична теорія стохастичних процесів математична, то всі її твердження мають бути доведені як теореми, тобто логічно коректні. Тобто, для того, щоб фактично вивести конструктивну умову для теоретичних побудов математичної дихальних шумів з урахуванням обмеженості енергетичних характеристик, необхідні дві різні у принципі інтегральні характеристики сигналу, які побудовані з використанням миттєвої потужності: (повна) енергія як інтеграл по всій області задання сигналу і середня потужність як середнє по цій області значення миттєвої потужності. Ці характеристики є суперечливими і у певному розумінні альтернативними: коли енергія сигналу скінчена, то його середня потужність є нульовою, а коли середня потужність скінчена, то енергія нескінчена. Але, крім того, тут важливіше, що вони (енергія і середня потужність), стосуються цілком різних процесів: у першому випадку – процесів типу сплесків, імпульсів, хоча необов'язково фінітних (тобто заданих на фіксованих скінченних інтервалах), а в другому – не зникаючих, але не обов'язково стаціонарних.

Енергетична теорія стохастичних сигналів (ETCC) дає змогу обґрунтувати зображення дихального шуму через гармоніки, з законом збереження середньої потужності при цьому та вказанням типу їхньої корельованості у частотній області або у часі повторюваністю імовірнісних характеристик, зображення через стаціонарні компоненти і стаціонарні послідовності відліків через період корельованості, а також фільтрових вирізок із їхніх гармонічних зображень.

Теорія ПКВП є основною складовою ETCC, яка під різними кутами зору зібрана у працях Я.П.Драгана [28-32, 35-42, 90], логічно доведена і систематизована засобами ETCC.

Періодично корельований випадковий процес $\xi(t), t \in \mathbf{D}$ класу π^T - це процес, кореляційна функція якого задовольняє умови [28]:

- $r_\xi(t+T, s+T) = r_\xi(t, s)$, $T > 0$ для всіх $t, s \in \mathbf{R}$ (кореляційна функція - періодична)

- $P_\xi = M_t \{E|\xi(t)|^2\} < \infty$ (скінчена середня потужність за весь інтервал часу існування сигналу).

Обчислення середніх характеристик ДШ як ПКВП по всій осі часу призводить до усереднення на відрізку довжини T , яка рівна періоду корельованості ПКВП (періодичність характеристик математичного сподівання $m_\xi(t)$ і параметричної коваріації $b_\xi(t, u) = r_\xi(t + u, t)$):

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

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

Оскільки середнє дихального шуму по всій числовій осі в разі періодичної функції дорівнює її середньому по відрізку завдовжки в період T , то середня потужність ДШ як ПКВП (моделі стохастичних коливань з періодичною зміною імовірнісних характеристик як підклас класу π) P_ξ дорівнює сумі потужностей його стаціонарних компонент, і він, очевидно, є підкласом класу π .

Це показує, що множина інтенсивностей складових гармонік ДШ як ПКВП розбивається на множини інтенсивностей його стаціонарних компонент і визначає розбиття «випадковості», що її містити у своїй структурі ДШ як ПКВП, на сукупність «випадковостей» цих компонент, а усереднення тільки усуває корельованість їх, яку описують позадіагональні елементи матриці $D(u)$, які, будучи комплекснозначними, характеризують фазові співвідношення гармонік компонент. Ця обставина, як ще один «слід стаціонарності» у структурі ДШ як ПКВП, обґруntовує застосовність стаціонарної статистики для визначення гармонічного складу процесу і розкриває справжній сенс уживаного. Фактично ж це означає, що ДШ як ПКВП, як і клас π , належить до типу стаціонаризованих (у сенсі Г.Герда): ПКВП усередненням за період, а процес класу π - усередненням по всій числовій осі.

Отже, з погляду теорії класу π ДШ як стаціонарний процес через відсутність фазових пов'язань його складових гармонік не містить у своїй структурі ніякої повторності як періодичності чи хоча б майже періодичності, а його гармоніки є тільки віртуальними бо ці гармоніки можна виділити частотними фільтрами, як підкresлювали свого часу ще Слуцький та Колмогоров.

Якщо розглядати ДШ як ПКВП класу скінченої середньої потужності, то у сенсі теорії узагальнених функцій Шварца характеристики математичного сподівання $m_\xi(t)$ (2.5) і параметричної коваріації $b_\xi(t, u) = r_\xi(t + u, t)$ (2.6) мають розклади у ряди Фур'є:

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

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

де $B_k(u)$ – кореляційні компоненти:

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

Кореляційні компоненти мають зображення у вигляді Фур'є за мірами (загалом комплексно значними) за умови їх обмеженості $B_k(u) \leq B_0(u) \leq B_0 = P_\xi^T$ (належність до класу B^2) [28]:

$$B_k(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\lambda} \cdot F_k(d\lambda), \quad (2.10)$$

де F - спектральна біміра.

Тоді параметрична коваріація ДШ як ПКВП має зображення у вигляді:

$$b_\xi(t, s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} e^{i(t\lambda - s\mu)} F(d\lambda, d\mu). \quad (2.11)$$

Встановлені властивості коваріації ДШ як ПКВП дають підставу вивести вираз самого процесу через його стаціонарні складові, тобто встановити структуру цього класу процесів.

Скінченість і відмінність від нуля періоду корелованості T є індикатором вкладених у ДШ як ПКВП стаціонарних елементів: послідовностей відліків його значень через період, кореляційних компонент і спектральних смуг ширини, рівної базовій частоті, що обґруntовує застосовність до таких процесів належно змодифікованих засобів статистики стаціонарних. І коли тепер запровадити як термін скорочену назву оцінки якості статистичного матеріалу - його кондиційність, що охоплює собою вимоги:

- 1) точності замірів,
- 2) статистичної однорідності,
- 3) достатнього обсягу для забезпечення потрібної точності визначення на його підставі оцінок імовірнісних характеристик, а наявність у структурі математичної моделі засобу, який вказує спосіб відбору (реєстрації) такого матеріалу як індикативність моделі, то коротко можемо сказати, що ПКВП як

модель ДШ в силу наявності в означенні її періоду корельованості є індикативною. А подання ДШ через стаціонарні компоненті є водночас втіленням у його структурі розділення змінних - випадковості і періодичності:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{ik\frac{2\pi}{T}t}, t \in \mathbf{R}, \quad (2.12)$$

де $\xi_k(t)$ – стаціонарні та стаціонарно пов'язані компоненти, що відображують наявну в сигналі випадковість, складові $e^{ik\frac{2\pi}{T}t}$ характеризують його повторюваність (періодичність).

Тоді стан стохастичної коливної системи визначають такі дві узагальнені складові період корельованості та характеристики випадковості, що їх дає статистика ПКВП.

Таким чином, математична модель ДШ у вигляді ПКВП, що описується виразом (2.5), є адекватною як фізичній природі таких сигналів (враховує у своїй структурі повторюваність та випадковість) так і задачі діагностики дихальної системи (має засоби опрацювання ДШ для оцінювання його імовірнісних характеристик та часово-фазової структури).

2.3. Визначення періоду корельованості дихального шуму як періодично корельованого випадкового процесу

Оскільки показником стану органів дихання є частота дихання, тобто ритм який задає дихальна система, тому основною характеристикою ДШ – як ПКВП моделі є період корельованості T . Зокрема від коректності визначення періоду корельованості ДШ як ПКВП залежать результати опрацювання, їх точність, інформативність та достовірність.

Для визначення періоду корельованості ДШ не існує прямих методів за самою реалізацією сигналу. Тому необхідно розв'язати задачу пошуку періоду корельованості, яка містить обґрунтування критерію визначення його значення, методику знаходження можливого інтервалу існування періоду корельованості та його початкового наближення, вибір способу пошуку значення періоду корельованості з множини можливих значень.

Розглянемо ефективність відомих способів визначення періоду корельованості ДШ.

Найпростіший метод знаходження періоду періодичних сигналів – за зареєстрованим ДШ у часовій області, усереднення інтервалів часу між його максимальними значеннями (С. Gazanhez) [91].

Використовуючи метод екстремальних значень виявлено із реалізації максимуми ДШ (рис 2.9), що ними є амплітудні піки вдиху.

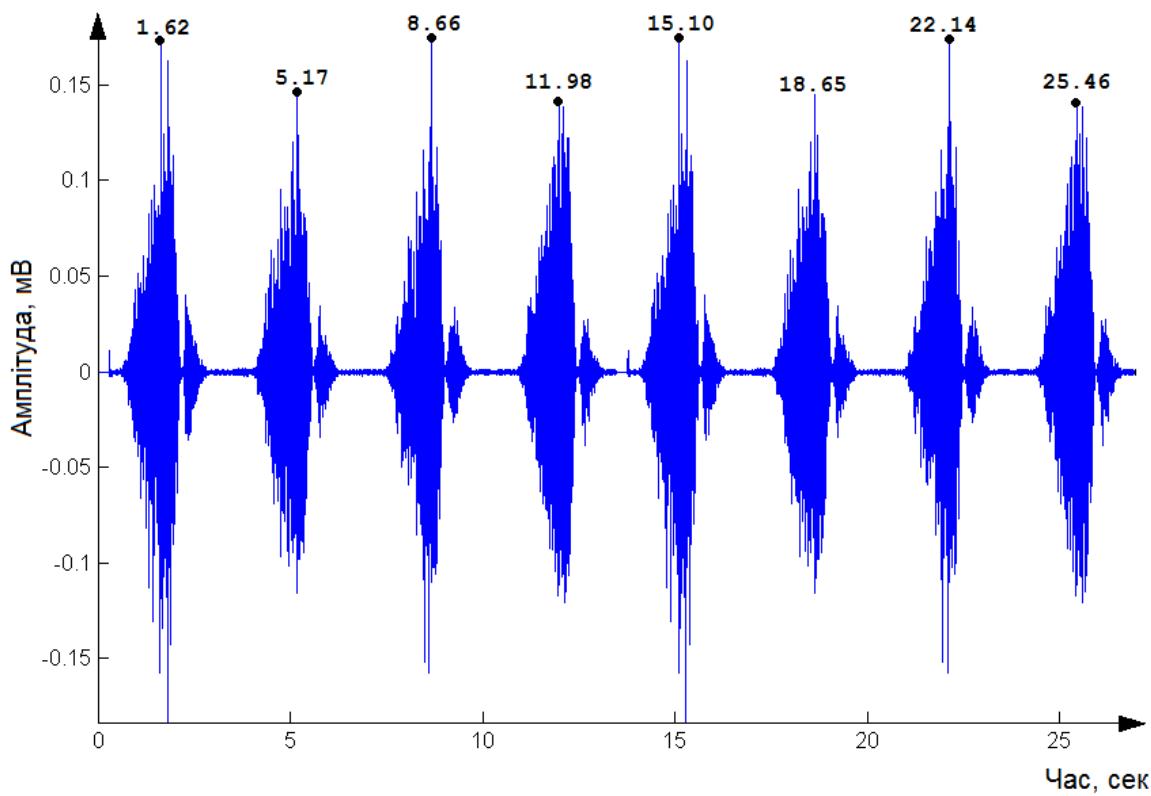


Рис. 2.9. Знаходження періоду у часовій області за реалізацією ДШ

На рис. 2.10 видно, що середнє значення періоду рівне 3.41 с, а відхилення від середнього рівне 0.3991 с, що свідчить про значну зміну періоду в 12% і також низьку придатність даного методу для визначення періоду корельованості ДШ як ПКВП.

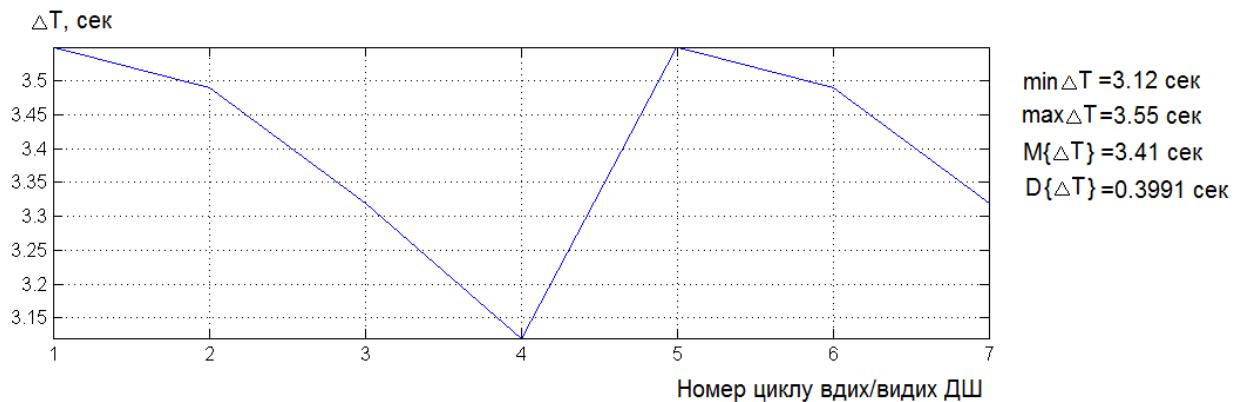


Рис. 2.10. Графік залежності зміни періоду від циклів ДШ (норма)

Результати визначення періоду корельованості (рис. 2.10), які обчислені із використання методу екстремальних значень, залежать від величини порогу, з яким порівнюємо максимальні значення. Для малого значення порогу виявляються врахованими не тільки значення максимумів, але й додаткові максимуми – присутні піки вдиху, що є присутнім у випадку як норми так патології.

Застосування перетворення Фур'є [43,56,62,69,70,76,79,82,85,86], щодо опрацювання ДШ, дає можливість визначити у частотній області період корельованості за амплітудним спектром (рис. 2.11).

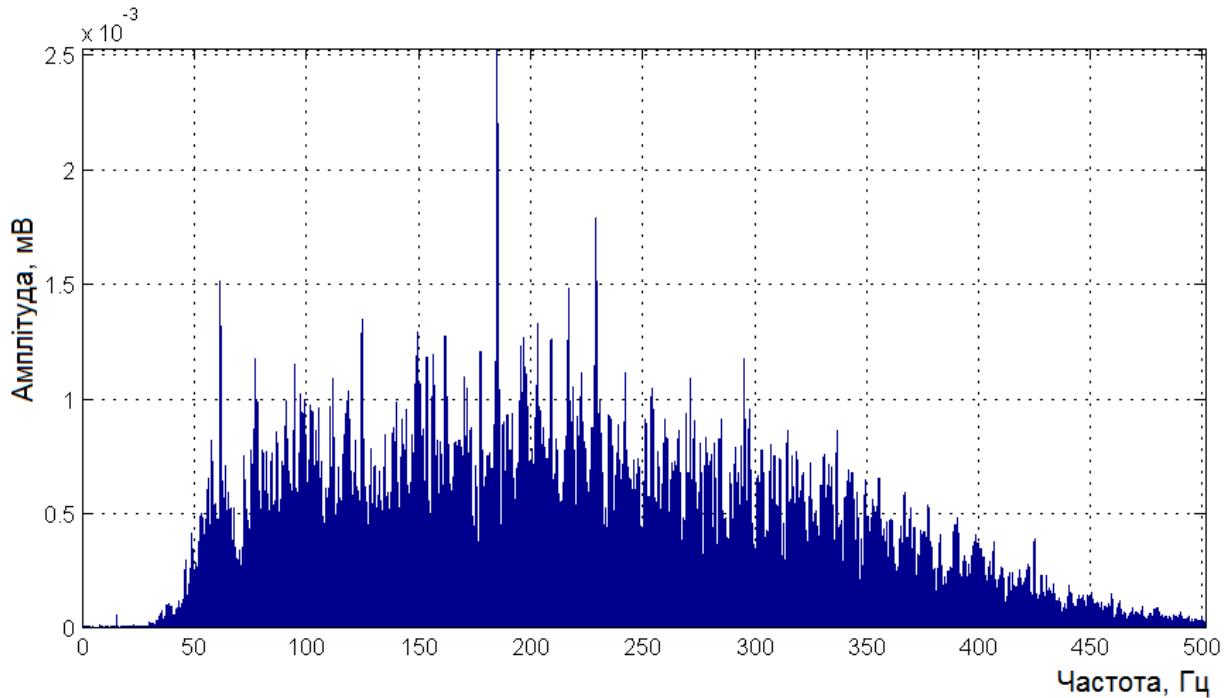


Рис. 2.11. Знаходження періоду у частотній області за максимумами амплітуд.

При вузько смуговому перетворенні Фур'є періоди ДШ проявляться вузькими піками на частотах, кратних основній частоті.

Недоліком цього методу є те, що спектр ДШ за короткі проміжки часу перемішується і різко змінюється. В цих випадках з'являлась невизначеність у спектральних характеристиках, що утруднює інтерпретацію результатів щодо визначення періоду корельованості.

Принцип селективних перетворень ДШ як процесу $\xi(t)$, дає змогу визначити період корельованості, за значеннями гармонік (ослаблені всі гармоніки окрім однієї).

Лінійне селективне перетворення, яким є кореляційне перетворення, має вигляд [7,12,62,70,87,88]:

$$y(t, T_p) = \int_{-T/2}^{T/2} h(u, T_p) \xi(t-u) dt, \quad (2.13)$$

де $h(\tau, T_p)$ - вагова функція, що визначається видом перетворення;

T_p - пробний період.

Період корельованості можна знайти у часовій області шляхом визначення місцезнаходження максимумів кореляційної функції ДШ $\xi(t)$:

$$y(t) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} \xi(t) \xi(t-u) dt, \quad (2.14)$$

де $u = T_p$;

T – інтервал оцінювання.

В результаті перетворення вираз набув вигляду:

$$h(u, T_p) = \sum_s h(u_s, T_p) \delta(u - u_s), \quad (2.15)$$

де $\delta(u)$ - функція Дірака;

$h(u_s, T_p)$ - ваговий коефіцієнт в точках $u = u_s$,

отримаємо дискретне селективне перетворення:

$$y(t, T_p) = \sum_s h(u_s, T_p) \xi(u - u_s), \quad (2.16)$$

На рис. 2.12 зображене результат визначення періоду корельованості за автокореляційною функцією ДШ.

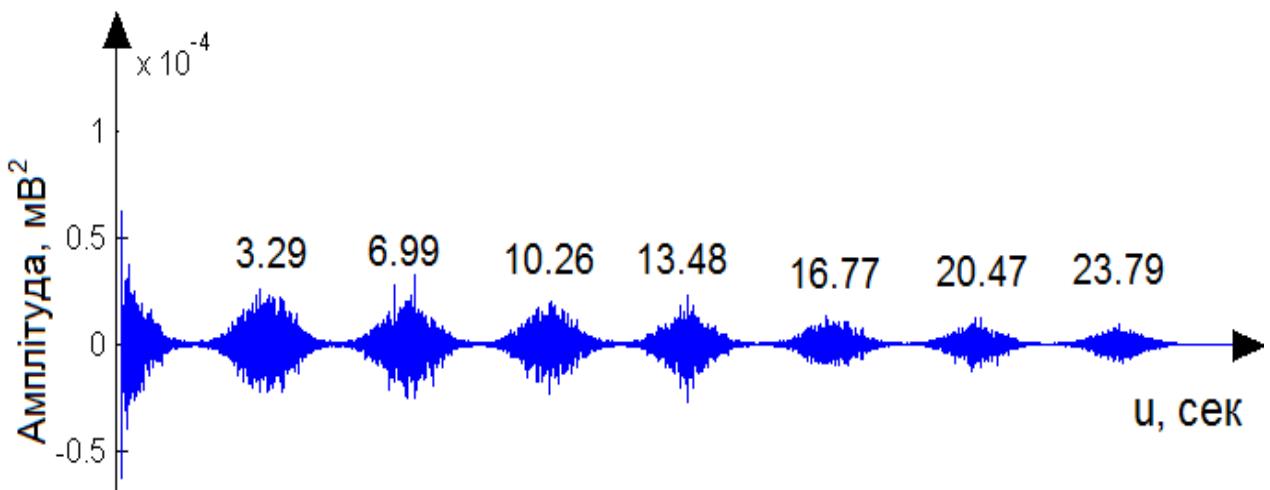


Рис. 2.12. Реалізація автокореляційнї функції ДШ із зазначеними на ній максимумами

На рис. 2.13 видно, що середнє значення періоду рівне 3.42 с, а відхилення від середнього рівне 0.42 с, що свідчить про значну зміну періоду в 13.74% (як і у випадку знаходження періоду безпосередньо за реалізацією ДШ у часовій області (рис. 2.10)) і також низьку придатність даного методу для визначення періоду корельованості ДШ як ПКВП.

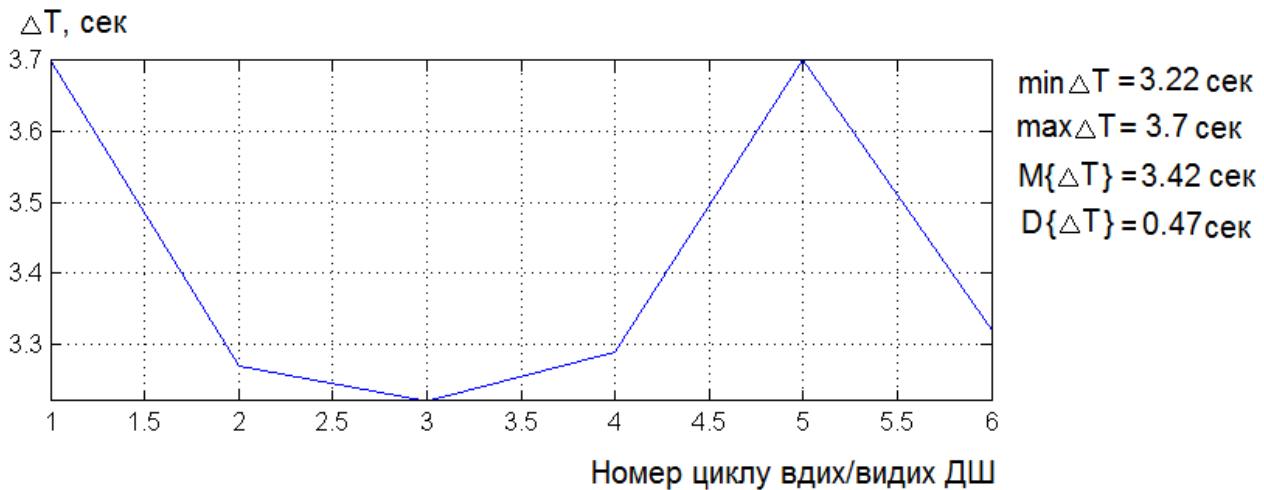


Рис. 2.13. Графік залежності зміни періоду від циклів ДШ (норма)

Основним недоліком методу визначення періоду за максимумами реалізації автокореляційної функції полягає у зниженні швидкодії за рахунок застосування операції множення та важкості визначення значення періоду корельованості.

Для кожного із розглянутих методів характерні аномальні значення похибок визначення періоду. Для контролю появи цих похибок доцільно застосувати верифікацію отриманих значень T шляхом здійснення перевірки гіпотези про пробний період із множини можливих його значень на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$.

Щоб оцінити кількісний критерій вибору періоду корельованості за цим поняттям, необхідно задати певний функціонал, який мав би глобальний максимум на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$ і в математичному сенсі був би мірою рельєфності кривих статистичних оцінок, побудованих для різних значень ДШ T_{pm} з інтервалу $[T_{1m}; T_{2m}]$ в m -му вікні.

Отже, критерієм вибору оцінки періоду корельованості ДШ з його пробних значень має бути міра рельєфності кривих $\hat{m}_{\xi_m}(t_0/T_{pm})$, $t_{0n} \in [0; T_{pm}]$. За таку міру в роботі запропоновано використати відому в теорії функцій характеристику – варіацію функції [41,42]:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = \sup_{\forall D_m([T_{1m}; T_{2m}])} \sum_{i=0, N-1} |\hat{m}_{\xi_m}(t_{i+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_i)|, \quad (2.17)$$

Варіація є точною верхньою межею сум приrostів значень функцій $\hat{m}_{\xi_m}(t_{k+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_k)$, коли t_k є точками розбиття $T_{1m} = t_0 < t_1 < \dots < t_k = T_{2m}$ відрізка $[T_{1m}; T_{2m}]$. Верхня межа береться по всіх можливих таких розбиттях. Ця величина, очевидно, є невід'ємною і адитивною, тому що при $T_{1m} < T_{pm} < T_{2m}$ [41,42]:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{pm}]) + V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{pm}; T_{2m}]), \quad (2.18)$$

Тобто вона справді є мірою в математичному сенсі. Варіація є більшою за розмах функції [41,42]:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) \geq \Delta \hat{m}_{\xi_m} ([T_{1m}; T_{2m}]) = \left| \max \hat{m}_{\xi_m} - \min \hat{m}_{\xi_m} \right|, \quad (2.19)$$

І вона може бути для різних функцій різною, навіть якщо ці функції мають одинаковий розмах. Для підсилення рельєфності використано інші аналогічні характеристики – Φ -варіації $V_\Phi(f; [a; b])$ ($u \geq 0, \Phi(u) = 0$) [41,42]:

$$V_\Phi(f; [a; b])^\Delta = \sup_{\forall D_n([a; b])} \sum_{k=0, N-1} \Phi(f(t_{k+1}) - f(t_k)), \quad (2.20)$$

При $\Phi(u) = u$ отримано клас $V(f; [a; b])$ Жордана (2.20), при $\Phi(u) = U^p$ ($1 < p < \infty$) - класи $V_{U^p}(f; [a; b])$ Вінера [41,42].

На рис. 2.14 зображено залежності $V_\Phi(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ варіаційної лінійної (коли $\Phi(u) = u$), квадратичної (коли $\Phi(u) = u^2$) та кубічної (коли $\Phi(u) = u^3$) функції статистичних оцінок при різних пробних значеннях базових частот $2\pi/T_{pm}$ як значень відповідних функціоналів.

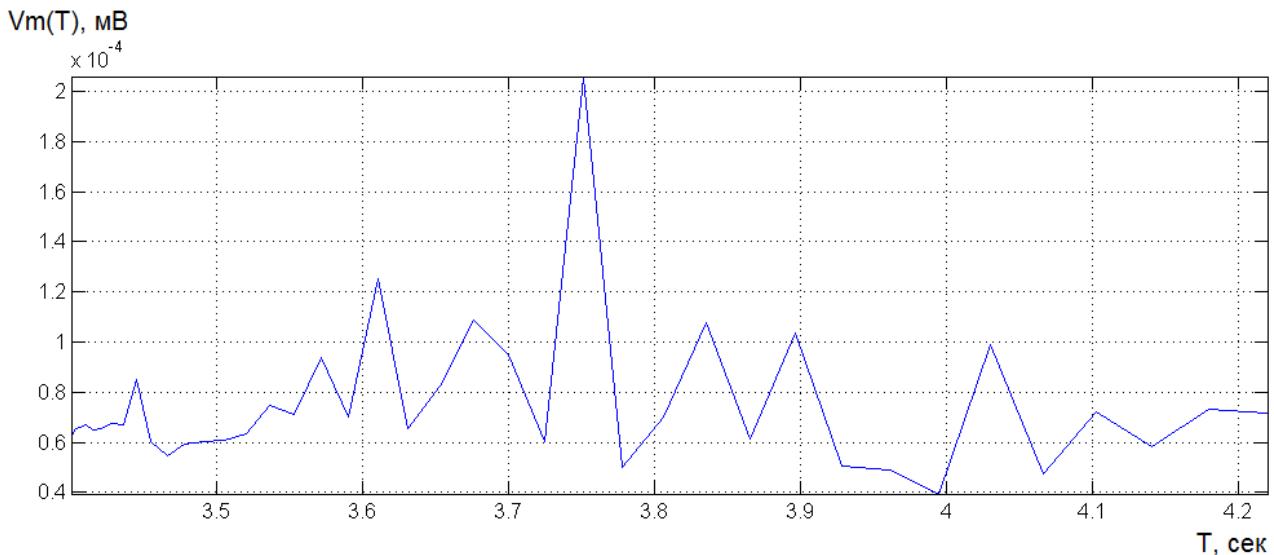


Рис. 2.14. Варіація математичного сподівання ДШ

З графіків видно, що крива $V_\Phi(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ (при $p=1,2,3$) має один чітко виділений максимум, що і буде періодом корельованості, який рівний 3,75 с.

Отже, за оцінку істинного значення \hat{T}_m періоду корельованості прийнято таке значення пробного періоду, яке, в першому наближенні, дає максимальне

значення розмахів $\hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} \Delta(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$. Точнішим буде те значення пробного періоду, котре забезпечує максимум функціоналів варіації:

$$\hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]), \quad \hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\hat{d}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]). \quad (2.21)$$

У термінах статистики можна сказати, що останній критерій є потужнішим, бо він має більшу роздільну здатність. Для знаходження глобального максимума критерію – функціоналів варіації $V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ - використано відомий чисельний метод послідовного перебору значень $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$. Метод послідовного перебору в даному випадку полягає в обчисленні статистичних оцінок при усіх можливих значеннях пробного періоду корельованості з інтервалу $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$.

Крок перебору можна задати як певне фіксоване число. Оскільки ми маємо дискретні часові ряди, тому було використано крок – період дискретизації. Саме він визначає крок дискретних значень пробного періоду на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$, а отже і точність селекції періоду – $1 \cdot 10^{-3}$ с.

2.4. Висновки до розділу 2

Враховуючи складність та механізм формування дихального шуму проаналізовано його характеристики у рамках детермінованого підходу та з позицій стохастичного підходу (методами теорії стаціонарних ВП). Отримані результати аналізу методами гармонічного аналізу у рамках детермінованого підходу підтверджують, що отримані амплітудні спектри відгуків дихального шуму є мінливими, тобто містять певну випадковість. Розглядаючи сигнал у рамках стаціонарної моделі, помічено, що кореляційна функція є періодичною. Хоча випадкова стаціонарна модель відображає складність дихального шуму в спектральному розподілі потужності, проте не відображає його фазово-часової структури, яка є важливим показником при виявленні часових змін сигналі.

Отже, з аналізу властивостей ймовірнісних характеристик дихального шуму та описаних властивостей періодично корельованих випадкових процесів випливає, що математична модель процесу такого класу дає змогу адекватно описати сигнал, а саме врахувати у своїй структурі поєднання властивостей випадковості із періодичністю сигналу, а тому і дає змогу розробити методи визначення інваріантних інформаційних ознак дихального шуму виходячи із статистики таких сигналів.

РОЗДІЛ 3

МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ ДИХАЛЬНОГО ШУМУ

У розділі на базі обґрунтованої математичної моделі дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу отримано нові вирази для числення статистичних оцінок його характеристик, які дають змогу підвищити достовірність діагностики дихальної системи людини шляхом впровадження в область аускультації нового класу інформативних ознак, одержаних синфазним та компонентним методами аналізу. Розроблено алгоритми синфазного та компонентного методів комп'ютерного опрацювання дихального шуму як періодично корельованої випадкової послідовності із використанням алгебри алгоритмів.

Основні положення розділу опубліковані в працях [10,11,18,20,21,24,34].

3.1. Забезпечення однорідності статистичного матеріалу при реєстрації дихальних шумів

Обґрунтована в другому розділі математична модель ДШ у вигляді ПКВП визначає такі методи опрацювання, як синфазний та компонентний. Однак, для забезпечення можливості врахування під час опрацювання ДШ суттєвих з точки зору діагностичної цінності їхніх характеристик та коректності результатів опрацювання згаданими методами, необхідно використати той статистичний матеріал (реєстрограми ДШ), відбір якого проводився за однакових умов та технічними засобами, характеристики яких є однаковими чи подібними.

Структурна схема типової аускультивної системи наведена на рис. 3.1. Вона містить акустичний приймач (1), електрично з'єднаний через узгоджувальний каскад, що представляє собою стоковий повторювач (2), у вигляді помножувача опору – з виводом блоку підсилення (3) та фільтрації (4,5), підключеним до підсилювача потужності. Підсилювач потужності (6) з'єднаний з телефоном (12) і через інтерфейс (8) – з виводом електричного роз'єму. Другий його вивід з'єднаний з входом аналого-цифрового перетворювача (7), вихід якого і вихід блоку еталонних фонограм (9) з'єднаний з входами блоку аналізу (11).

Сформулюємо основні вимоги до технічних характеристик засобів відбору ДШ. При цьому, такі засоби будуть розглядатися як складові експерименту по відбору ДШ.

Планування експерименту визначає таку організацію експериментальних досліджень, яка дасть можливість зібрати необхідні дані, використати для їх аналізу статистичні методи і зробити об'єктивні висновки. При цьому, проведення експерименту включає в себе такі етапи, як [82]: формульовання мети експерименту; визначення незалежних змінних і факторів, які будуть досліджуватися в експерименті, а також значення та рівні цих факторів; проведення експерименту та аналіз даних.

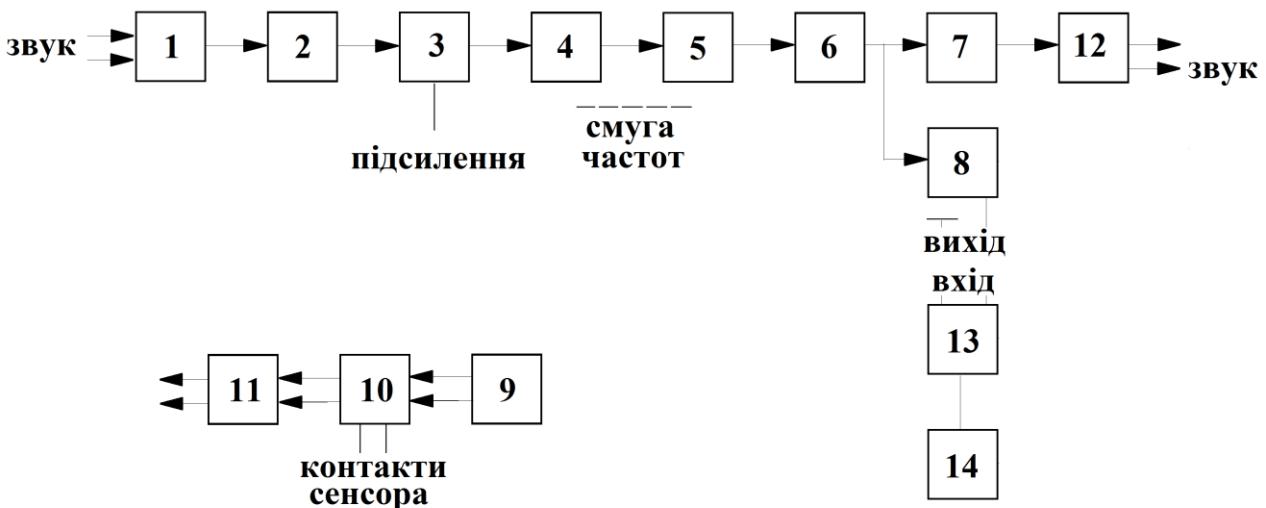


Рис. 3.1. Узагальнена структурна схема електронного стетоскопу (аускультивативної діагностичної системи) [3]

Перші два етапи проведення експерименту були розглянуті і проаналізовані в першому та другому розділах. На третьому етапі необхідно обґрунтувати характеристики, яким повинні задовольняти засоби відбору ДШ. Найбільш важливими складовими системи відбору ДШ є вимірювальний перетворювач та АЦП, оскільки саме вони вносять найбільшу похибку в результат вимірювання. Це пов'язано з необґрунтованим вибором як типу цих складових аускультивативної системи так і їх технічних характеристик.

Найбільшого поширення в аускультивативних системах як засоби відбору ДШ отримали мікрофони. При цьому в різних системах використовуються різні типи мікрофонів з відмінними технічними характеристиками, що власне і вносить неоднорідність в структуру статистичного матеріалу і неподібність результатів опрацювання сигналів, відібраних різними аускультивативними системами.

За способом перетворення акустичних коливань мікрофони поділяються на електродинамічні, електромагнітні, напівпровідникові, електростатичні, вугільні та п'єзоелектричні.

Якість та область застосування мікрофонів визначається такими їх характеристиками, як чутливість, динамічний діапазон, робочий частотний діапазон, форма частотної характеристики та характеристика направленості.

Одним з найважливіших показників при виборі мікрофона є характеристика його просторової направленості, за виглядом якої мікрофони поділяють на ненаправлені, двосторонньо і односторонньо направлені. З метою зниження негативного впливу зовнішніх акустичних завад (шумів) для відбору ДШ необхідно використати ненаправлений або односторонньо направлений мікрофон.

Іншою важливою характеристикою мікрофона є його частотна характеристика, основною вимогою до якої є її рівномірність. Частотна характеристика мікрофонів електростатичного типу є більш рівномірною в порівнянні з характеристиками інших типів мікрофонів.

Оскільки мікрофон буде застосовуватись для запису ДШ, частотна характеристика мікрофона повинна охоплювати частотний діапазон цього класу сигналів та бути на ньому максимально рівномірною. Відповідно до результатів гармонічного аналізу ДШ, що був проведений в другому розділі, частотний діапазон ДШ становить 100-2000 Гц.

Основними параметрами АЦП є розрядність та частота дискретизації вхідного сигналу [88]. Від розрядності залежить динамічний діапазон пристрою (D) та число рівнів квантування (N). Так, для восьмирозрядного АЦП $N=256$, $D=48$ дБ, для шіснадцятирозрядного АЦП $N=65536$, $D=96$ дБ.

Від числа рівнів квантування, а відповідно і розрядності залежить похибка квантування (шум квантування). Відносна величина максимальної похибки квантування рівна I/N . Цією ж величиною оцінюється рівень шумів квантування АЦП (D^*). Так, для трохрозрядного АЦП $N=8$, і $D^*=-18$ дБ; для восьми розрядного – $N=256$, $D^*=-48$ дБ; для шіснадцятирозрядного – $N=65536$, $D^*=-96$ дБ.

Обґрунтування значення частоти дискретизації ДШ проведено на основі теореми про відліки та результатів гармонічного аналізу, що були проведенні в другому розділі. Для реєстрації ДШ необхідно, щоб АЦП системи відбору забезпечував частоту дискретизації на рівні 4 кГц або вище, а його розрядність становила 16 біт.

В роботі для досліджень використано реєстрограми ДШ, що відібрані з допомогою електронного стетоскопа ЗМ™ Littmann, що являє собою один із видів аускультивних систем. Реєстрограми ДШ для стану норми та різних типів патології розміщені на сайті фірми Littmann. Сам стетоскоп відповідає зазначеним вище технічним вимогам, що поставлені до вимірювального перетворювача та АЦП. Структурна схема стетоскопа наведена на рис. 3.2.

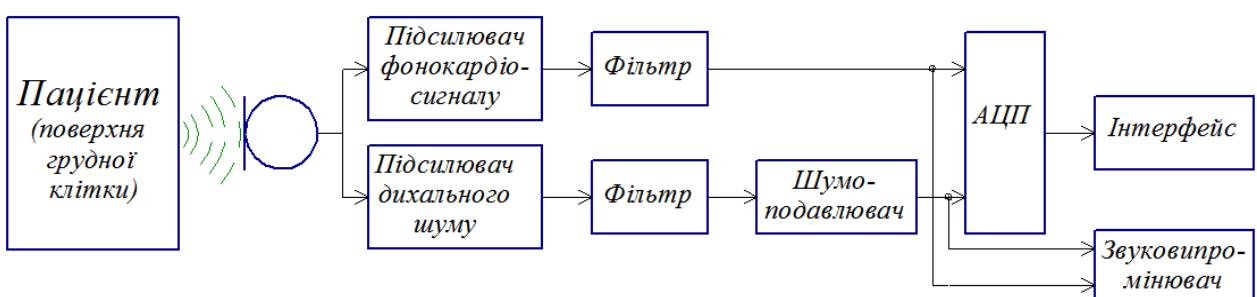


Рис. 3.2. Структурна схема електронного стетоскопа ЗМ™ Littmann

Відповідно до рис. 3.2, електронний стетоскоп може проводити відбір, підсилення та виділення дихальних шумів та фонокардіосигналу. При цьому обидва класи сигналів можуть надходити на звуковипромінювачі, які розміщені на кінцях вушних наконечників, або на вхід АЦП. В першому випадку лікар має змогу безпосередньо прослуховувати згадані акустичні сигнали, у другому випадку сигнали оцифровуються і з допомогою інтерфейсу Bluetooth передаватись на комп’ютер для наступного опрацювання.

Приклади реєстрограм ДШ в стані норми та патології наведено на рис. 3.3. та рис. 3.4. Сигнали патології відібрані від пацієнтів з синдромом плеврального випоту.

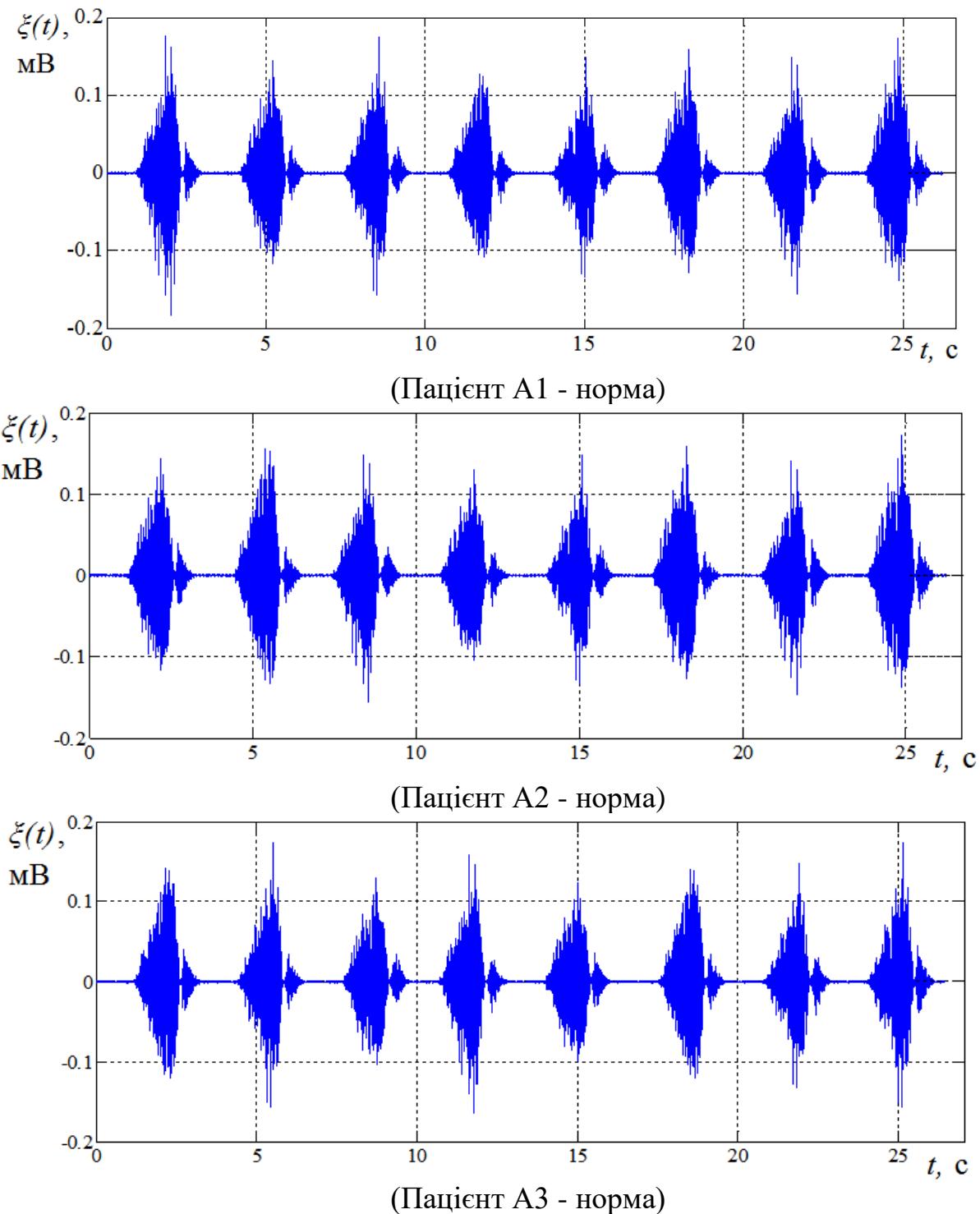


Рис. 3.3. Приклади реєстрограм ДШ, що знаходяться в стані медичної норми, відібрані з допомогою електронного стетоскопа 3М™ Littmann

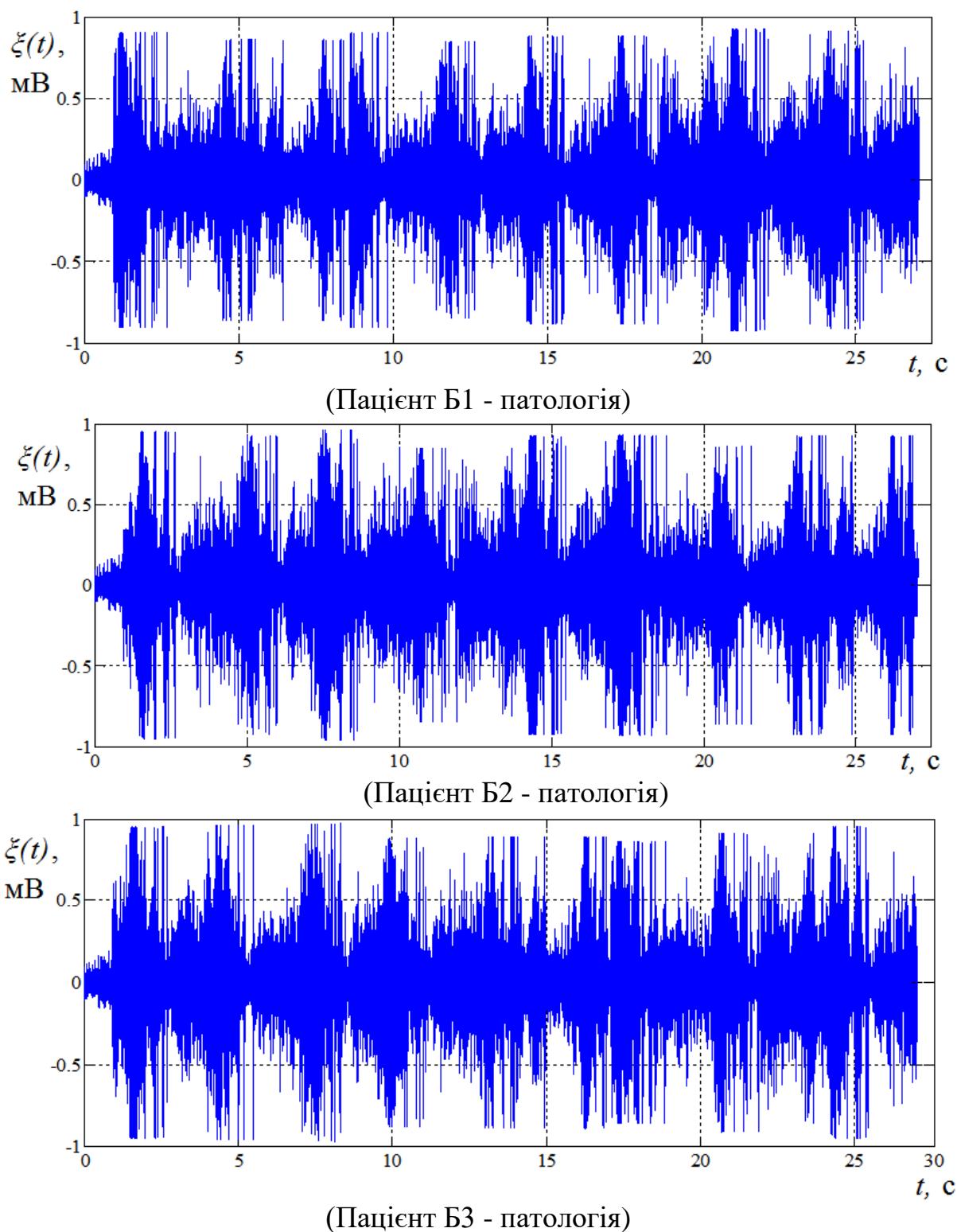


Рис. 3.4. Приклади реєстрограм ДШ, що знаходяться в стані патології (синдромом плеврального випоту), відібрані з допомогою електронного стетоскопа 3M™ Littmann

Наступним етапом проведення дослідження є аналіз ДШ та інтерпретація отриманих при цьому результатів.

3.2. Методи опрацювання дихального шуму як періодично корельованого випадкового процесу

Наведено потрібні поняття і факти з теорії ПКВП за відомими працями Драгана Я.П, зокрема [28].

Виходячи з розглянутих властивостей множин співфазних значень ДШ, побудовано методи його аналізу, що дає змогу за однією реалізацією \hbar -ергодичного ДШ оцінити фазову структуру його коваріації і середнього, тобто зміну їх у часі, а не лише їх середні значення. Отримані послідовності відліків через період корельованості ДШ є не лише стаціонарними та стаціонарно зв'язаними, але і мають властивості ергодичності та ергодичної зв'язаності. Умову ергодичності такого процесу сформульовано як ергодичність та ергодичну зв'язаність його стаціонарних компонент.

На основі наведених в попередньому розділі властивостей моделі ДШ як ПКВП виділено два основні методи оцінювання імовірнісних характеристик ДШ — синфазний та компонентний. Розглянемо властивості оцінок математичного сподівання, кореляційної функції ДШ, обчислених синфазним та компонентним методами.

3.2.1. Синфазний метод [28]. Синфазний метод базується на тому, що відліки значень ДШ через період корельованості при різному виборі початку відліку (початкової фази) $t_0 \in [0, T]$ утворюють стаціонарну ергодичну векторну випадкову послідовність $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T]\}$, де $\xi(t_0) = \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$.

Співфазні відліки ДШ в силу означення даного класу процесів мають одну і ту ж імовірнісну характеристику другого порядку, так само як відліки ДШ - одну і ту ж повну статистику.

Тому за умови \hbar -ергодичності ДШ, а відповідно, ергодичності в звичайному сенсі послідовності $\xi(t_0)$, для характеристик ДШ справедливими є статистики:

$$m_{\xi}(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad t_0 \in [0, T], \quad (3.1)$$

$$b_{\xi}(t_0, u) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t_0 + u + kT) \overline{\xi(t_0 + kT)}, \quad (3.2)$$

де $\xi(t_0)$ – центрений ДШ, $\xi(t_0) = \xi(t_0) - m_{\xi}(t_0)$.

Усереднення у виразах (3.1) та (3.2) виконується на відрізку фіксованої довжини $T = N_t \cdot dt$, де dt – крок дискретизації, N_t - дискретна довжина фіксованого відрізку (відрізок довжиною періоду корельованості), T – період корельованості. Довжина реалізації буде представлена як $kT + u$, де k - кількість періодів реалізації, u – максимальний зсув, для якого оцінюють значення кореляційної функції. Вирази (3.1) та (3.2) випадку мають вигляд:

$$\hat{m}_\xi(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT), \quad t \in [0, T] \quad (3.3)$$

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + u + nT) \xi^0(t + nT). \quad (3.4)$$

Математичне сподівання статистики (3.3) дорівнює оцінюваній величині:

$$E\{\hat{m}_\xi(t)\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} m_\xi(t + kT) = \hat{m}_\xi(t),$$

тому оцінка (3.8) є незсунутою. Дисперсія оцінки (3.3) дорівнює:

$$D_{\hat{m}}(t) = M[\hat{m}_\xi(t) - E\{\hat{m}_\xi(t)\}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b_\xi(t, kT). \quad (3.5)$$

Для отримання оцінки коваріації $b_\xi(t, u)$ при відомому математичному сподіванні можна використати вираз:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \xi^0(t + u + kT) - m_\xi(t) m_\xi(t + u). \quad (3.6)$$

Оцінки (3.4) та (3.6) є незсунутими, а їхня дисперсія визначається за формулою:

$$\begin{aligned} \hat{D}_{\hat{b}}(t, u) &= \frac{1}{N^2} \sum_{m,n=0}^{N-1} E \xi(t + nT) \xi^0(t + u + nT) \xi^0(t + mT) \times \\ &\quad \times \xi^0(t + u + mT) - b_\xi^2(t, u) \end{aligned}, \quad (3.7)$$

При невідомому математичному сподіванні, коли попередньо необхідно обчислити його оцінку, статистики:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT) - \hat{m}_\xi(t + kT)] [\xi(t + u + kT) - \hat{m}_\xi(t + u + kT)], \quad (3.8)$$

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \xi^0(t + u + kT) - \hat{m}_\xi(t) \hat{m}_\xi(t + u), \quad (3.9)$$

мають при скінченому N вже не нульовий зсув.

Для першої з них:

$$\mathbf{E}\{\hat{b}_\xi(t, u)\} = \hat{b}_\xi(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}_\xi(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_\xi(t, u + kT) + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b_\xi(t, k + nT)$$

Зсув

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

прямує до нуля при $N \rightarrow \infty$, тобто розглянута оцінка є асимптотично незсуною.

Таку ж властивість має і оцінка (3.9), де її зсув:

$$\varepsilon_{\hat{b}}^{(2)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_\xi(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) \hat{b}_\xi(t, u + kT) \right].$$

Величини $\varepsilon_{\hat{b}}^{(1)}$ а $\varepsilon_{\hat{b}}^{(2)}$ пов'язані між собою співвідношенням:

$$\varepsilon_{\hat{b}}^{(1)} + \varepsilon_{\hat{b}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{b}_\xi(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \hat{b}_\xi(t, u + kT) \right].$$

Оцінки кореляційної функції при невідомому математичному сподіванні також утворюють статистику:

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT) \xi(t + u + nT) - \hat{m}_\xi(t + kT) \hat{m}_\xi(t + u + kT)]. \quad (3.10)$$

Зсув її аналогічний $\varepsilon_{\hat{b}}^{(2)}$.

Кореляційне опрацювання ДШ, окрім отримання оцінок коваріації $\hat{b}_\xi(t, u)$, ставить також задачу знаходження оцінок кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, які характеризують структуру часової мінливості. Оцінювання кореляційних компонент здійснюється за статистикою $\hat{b}_\xi(t, u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (3.11)$$

При відомому математичному сподіванні оцінка $\hat{B}_k(u)$ є незсуною:

$$\mathbf{E}\{\hat{B}_k(u)\} = \hat{B}_k(u). \quad (3.12)$$

Для цього випадку оцінки компонентів $\hat{B}_k(u)$, як і оцінки кореляційної функції, є незсунутими.

Якщо коваріаційну функцію $\hat{b}_\xi(t, u)$ обчислити за формулою (3.3), то її зсув визначається виразом:

$$\varepsilon_{\hat{B}_k(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_k(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(\frac{|k|}{N} \right) \hat{B}_k(u + kT) \right], \quad (3.13)$$

а якщо – за допомогою співвідношення (3.10), то її зсув дорівнює:

$$\varepsilon_{\hat{B}_k(u)}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{B}_k(u + kT). \quad (3.14)$$

Наведені співвідношення дають можливість проаналізувати властивості статистик математичної моделі ДШ у вигляді ПКВП, таких як: математичне сподівання, коваріаційна функція $\hat{b}_\xi(t, u)$ та кореляційні компоненти $\hat{B}_k(u)$, які визначають характер наближення таких оцінок до обчисленних величин залежно від методів їх знаходження.

3.2.2. Компонентний метод [28]. Компонентний метод базується на тому, що характеристики ДШ є періодичними функціями від часу, а тому можуть бути представлені за допомогою розкладів типу рядів Фур'є:

$$\hat{m}_\xi(t) = \sum_{k \in Z} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.15)$$

$$\hat{b}_\xi(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (3.16)$$

Коефіцієнти \hat{m}_k та $\hat{B}_k(u)$ розкладів (3.15) та (3.16), які називають також компонентами характеристик, знаходимо за формулами:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{m}_\xi(t) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (3.17)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (3.18)$$

Для математичного сподівання оцінка (3.15) з врахуванням статистики (3.17) дорівнює:

$$\mathbf{E}\{\hat{m}_\xi(t)\} = \sum_{k=-N_1}^{N_1} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \sum_{n=-N_1}^{N_1} m_n \varphi\left[(k-n)\frac{\pi}{T}\right] \exp\left[i(k-n)\frac{\pi}{T}\theta\right], \quad (3.19)$$

де $\varphi(\omega) = \sin(\omega\theta)/(\omega\theta)$.

Оскільки при $T \rightarrow \infty$, то $(k-n)\frac{\pi}{T} \rightarrow \delta_{kn}$ (де δ_{nk} - символ Кронекера), тому оцінка (3.17) є асимптотично незсуною. Нульовий зсув оцінки забезпечується при скінченій довжині реалізації, якщо вибрати $T = k \cdot dt$.

Дисперсія компонентної оцінки математичного сподівання (3.15) є періодичною функцією від часу з періодом, що дорівнює періоду корельованості ДШ, та коефіцієнтами Фур'є, визначеними за відповідними інтегральними перетвореннями кореляційних компонент. При $T = k \cdot dt$ середнє на періоді значення дисперсії дорівнює:

$$D_{\hat{m}}^T = \frac{1}{N} \left[B_0(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left(1 - \frac{n}{N} \right) B_0(nT) \right]. \quad (3.20)$$

Цей вираз повністю співпадає з формулою для середньої дисперсії синфазної оцінки. Більше того, середня дисперсія синфазної оцінки є верхньою межею значень середньої дисперсії компонентної оцінки при $N \rightarrow \infty$.

Для знаходження кореляційних компонент окрім статистики (3.18) використано вираз:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T [\xi(t)\xi(t+u) - m_\xi(t)m_\xi(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (3.21)$$

При відомому математичному сподіванні ДШ оцінки кореляційних компонент для $T = k \cdot dt$ є незсуниими, тому незсуниими є і визначені на їх основі оцінки кореляційної функції.

Співвідношення між середнім зсувом оцінки (3.21) та аналогічними величинами при компонентному оцінюванні залежить від конкретних властивостей нульової кореляційної компоненти. Якщо її затухання несуттєво залежить від зсуву, то перевагу варто надавати використанню оцінки (3.21), а якщо по i компонента швидко затухає і кількість компонент математичного сподівання незначна, то доцільніше використовувати статистики (3.21).

Проведений аналіз компонентних оцінок математичного сподівання, коваріаційної функції та кореляційних компонент ДШ розкриває характерні особливості оцінок.

3.3. Алгоритми комп'ютерного опрацювання дихального шуму як періодично корельованої випадкової послідовності

Відомі методи опрацювання ДШ в автоматизованих системах аускультації реалізовані у вигляді програмного забезпечення, яке оперує

безпосередньо із дискретним ДШ, тому, в цьому підрозділі, наведено способи реалізації синфазного та компонентного методів опрацювання ДШ як періодичної корельовано випадкової послідовності.

Оскільки синфазний та компонентний методи статистичного оцінювання характеристик послідовності ДШ є модифікаціями статистики стаціонарних випадкових процесів, тому обґрунтування методів статистичного оцінювання характеристик базується на понятті \hbar -ергодичності, яка виражається як властивість випадкових процесів із дискретним часом [28].

Для ергодичності послідовності в цілому відносно середнього необхідно і достатньо, щоб векторна послідовність була ергодичною відносно середнього:

$$\overset{o}{\xi}(n\Delta t) = \xi(n\Delta t) - \hat{m}_{\xi}^T(n\Delta t), \quad n = \overline{0, N-1} \quad (3.22)$$

де $\xi(n\Delta t)$ - послідовність ДШ;

Δt - крок дискретизації ($\Delta t \geq \frac{1}{2\Delta f}$, де Δf – частота дискретизації ДШ з

умов теореми Котельникова);

n - номер відліку; N - довжина послідовності ДШ $\xi(n\Delta t)$;

$\hat{m}_{\xi}^T(n\Delta t)$ - періодичне продовження математичного сподівання ДШ як послідовності $\xi(n\Delta t)$:

$$\hat{m}_{\xi}^T(n\Delta t) = \sum_{k=1,N} \chi_{D_k}(n\Delta t) \hat{m}_{\xi}(n\Delta t + k\Delta t N_T), \quad n \in \overline{0, N-1} \quad (3.23)$$

де k - номер періоду;

N_T – кількість точок, які лежать в межах одного періоду ДШ T , $N_T = \frac{T}{\Delta t}$;

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

$D_k = [k\Delta t N_T, (k+1)\Delta t N_T)$ - часовий діапазон тривалості k -го періоду ДШ;

$\hat{m}_{\xi}(n\Delta t)$ - оцінка математичного сподівання ДШ.

Способи реалізації синфазного та компонентного методу опрацювання ДШ на базі періодично корельовано випадкової послідовності, які дають змогу за однією реалізацією \hbar -ергодичного ДШ оцінити фазову структуру, наведені в підрозділах 3.3.1 та 3.3.2.

3.3.1. Реалізація синфазного методу опрацювання [11, 18, 20, 21, 24].

Опрацювання ДШ як періодично корельованої випадкової послідовності синфазним методом базується на тому, що ДШ через період корельованості N_T розбивається на послідовності синфазних значень на гратках виду $\{n\Delta t + kN_T \Delta t, k \in Z\}$, де для кожного $n\Delta t \in [0, N_T \Delta t)$ своя гратка, а значення на

цих ґратках утворюють стаціонарні та стаціонарно-зв'язані ергодичні випадкові послідовності.

Математичною основою опрацювання ДШ синфазним методом є теорія алгоритмів. Найчастіше алгоритми описуються вербально або у вигляді блок-схем. Крім цих двох методів відомі ще такі методи подання алгоритмів: віртуальних машин Поста (Posta), Тюрінга (Turinga), Ахо-Ульмана-Хопкрофта (Aho-Ullman-Hopcrofta), Шонгаге (Schönhage), рекурсивних функцій (числення λ , Чорч (Church)), алгоритмів Маркова (Markova), b -комплексів Колмогорова (Kolmogorova) (машина Kolmogorova), універсальних алгоритмів Крініцького (Krinitzkiego) та алгебри алгоритмів [67, 68, 102]. Відомо, що вербалним і блок-схемними методами, а також методами, алгоритми описуються інтуїтивно, а не формально. Лише засобами алгебри алгоритмів В.К.Овсяка [67, 68, 102] отримується опис алгоритмів у вигляді формул, як на абстрактному, так і змістовному, рівнях. Над формулами - алгоритмами, з метою їх мінімізації, на підставі властивостей операцій, можуть бути виконані перетворення і дослідження їх достовірності. Власне ці переваги алгебри алгоритмів над всіма іншими методами опису алгоритмів творять основу для її застосувань для синтезу мінімізації і дослідження математичної моделі дихального шуму.

Операції алгебри алгоритмів виконуються над унітермами, якими є окремі знаки та їхні послідовності. Унітерми, в залежності від конкретних чи абстрактних залежностей поділяються на предметні, наприклад ($y = x$, $z = t^2, \dots$) і абстрактні ($F(x,y)$) - абстрактна функція від двох змінних). Формули-алгоритми утворюються операціями над унітермами. *Абстрактні алгоритми* – формули з абстрактними унітермами. Заміною в абстрактних алгоритмах всіх абстрактних унітермів предметними утворюються моделі абстрактних алгоритмів [67, 68, 102].

Знаками операцій алгебри алгоритмів є [67, 68, 102]:

- секвентування ($\overbrace{}$);
- елімінування ($\cancel{}$);
- паралелення ($\sqcap\sqcup$);
- циклічне секвентування (\vartriangleleft);
- циклічне елімінування ($\not\triangleright$),
- циклічне паралелення ($\not\sqcap\not\sqcup$).

Операція секвентування використовується для опису послідовностей дій, елімінування – розгалужень в алгоритмах, паралелення – процесів, які виконуються одночасно, інвертування – зміни черговості виконання унітермів, циклічними операціями описуються цикли в алгоритмах.

На базі алгебри алгоритмів розроблено алгоритм формування стаціонарних компонент із послідовності ДШ, який зображене у вигляді виразу:

$$\begin{aligned}
& \xi(t), \quad NT \\
& ; \\
& \varphi(n \leq NT) \\
& \varphi(k \leq Nk) \\
& \left| \begin{array}{l} \xi(k,n) = \xi(n+k^*Nk); \quad c_{(n \leq NT)} ; \quad (k \leq Nk) - ? \\ ; \\ c_{(k \leq Nk)} \end{array} \right. \\
& ; \\
& \xi(k,n) \\
& ; \\
& (n \leq NT) - ?
\end{aligned} \tag{3.24}$$

$$\overbrace{u \in u_0; u_1; u_2; \dots; U_{max}, \quad i \in 1; 2; 3; \dots; N, \quad k \in 0; 1; 2; \dots; Nk-1, \quad k}^{=0} \in 0; 1; 2; \dots; K, \quad n \in 1; 2; 3; \dots; NT.$$

У виразі (3.24) позначено через: U_{\max} – максимальний зсув, N – довжина реалізації ДШ, N_k – кількість періодів реалізації ДШ, K – кількість кореляційних компонент та NT – довжина періоду.

Маючи масив стаціонарних компонент $\xi(k, n\Delta t) = \xi(n\Delta t + kN_T)$ обчислено масив оцінок їх взаємокореляційних функцій $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ згідно виразу:

$$\hat{b}_\xi(n\Delta t, u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T) \xi^*(n\Delta t + kN_T), \quad k \in Z \tag{3.25}$$

Від отриманих оцінок коваріаційних компонент $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ обчислено оцінки кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$ згідно виразу:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_\xi(n\Delta t, u) e^{-j2\pi kn/N_T}. \tag{3.26}$$

Оцінки $\hat{B}_k(u)$ на відміну від оцінок $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ характеризуються стійкістю щодо часових зсувів і відображають фазово-часову структуру в частотній області.

Кореляційні компоненти $\hat{B}_k(u)$ є кількісними показниками оцінювання фазово-часової структури дихального шуму, які дають змогу оцінити зміни

сигналу в часі. Враховуючи те, що будь-який людський організм, який впровадж певного часу не змінює свої показники або змінює їх з мінімальними відхиленнями, то вважається що людина перебуває в стані норми, а в іншому випадку – не в стані норми (стан патології). Тому, дослідження фазово-часової структури дає можливість виявити момент прояву змін в у функціонуванні людського організму, зокрема його дихальної системи, впродовж певного часу спостереження. Таке твердження дає підстави для дослідження фазово-часових відхилень як показника, який характеризує зміни у функціонуванні дихальної системи.

Грунтуючись на вище перелічених операціях реалізації синфазного методу розроблено алгоритм опрацювання ДШ із використанням алгебри алгоритмів у вигляді виразу:

$$\begin{aligned}
 & \xi(t), T, u_{\max}, t_{\max}, k_{\max} \\
 & ; \\
 & \varphi(t \leq t_{\max}) \\
 & \quad \overline{\varphi(u \leq u_{\max}) ;} \\
 & \quad \overline{\varphi(k \leq k_{\max})} \\
 & \quad \left| \begin{array}{l} b\xi(t,u) = b\xi(t,u) + \xi(t+u+k*T)*\xi(t+k*T) \\ ; \\ c(k \leq k_{\max}) \end{array} \right. \\
 & \quad ; \\
 & \quad \overline{b\xi(t,u) = b\xi(t,u) + \xi(t+u+k*T)*k_{\max} ; c(u \leq u_{\max})} \\
 & \quad ; \\
 & \quad (k \leq k_{\max})-? \\
 & \quad ; \\
 & \quad \overline{c(t \leq t_{\max})} \\
 & \quad ; \\
 & \quad (u \leq u_{\max})-?
 \end{aligned}
 \quad \left| \begin{array}{l} \varphi(k \leq k_{\max}) ; (t \leq t_{\max})-? \\ \varphi(u \leq u_{\max}) \\ \overline{\varphi(t \leq t_{\max}); c(k \leq k_{\max}); (u \leq u_{\max})-?} \\ B(k,u) = B(k,u) + b(t,u)*\exp(j*2*pi*k_i*t/T) \\ ; \\ c(k \leq k_{\max}) \\ ; \\ \overline{B(k,u) = B(k,u)/T ; c(u \leq u_{\max})} \\ ; \\ (t \leq t_{\max})-? \\ ; \\ |B(k,u)| \\ ; \\ (k \leq k_{\max})-? \end{array} \right. \quad (3.27)$$

де $u=0, dt, 2 \cdot dt, 3 \cdot dt, \dots, u_{\max}$, $t=0, dt, 2 \cdot dt, 3 \cdot dt, \dots, t_{\max}$, $k=0, dt, 2 \cdot dt, 3 \cdot dt, \dots, k_{\max}$

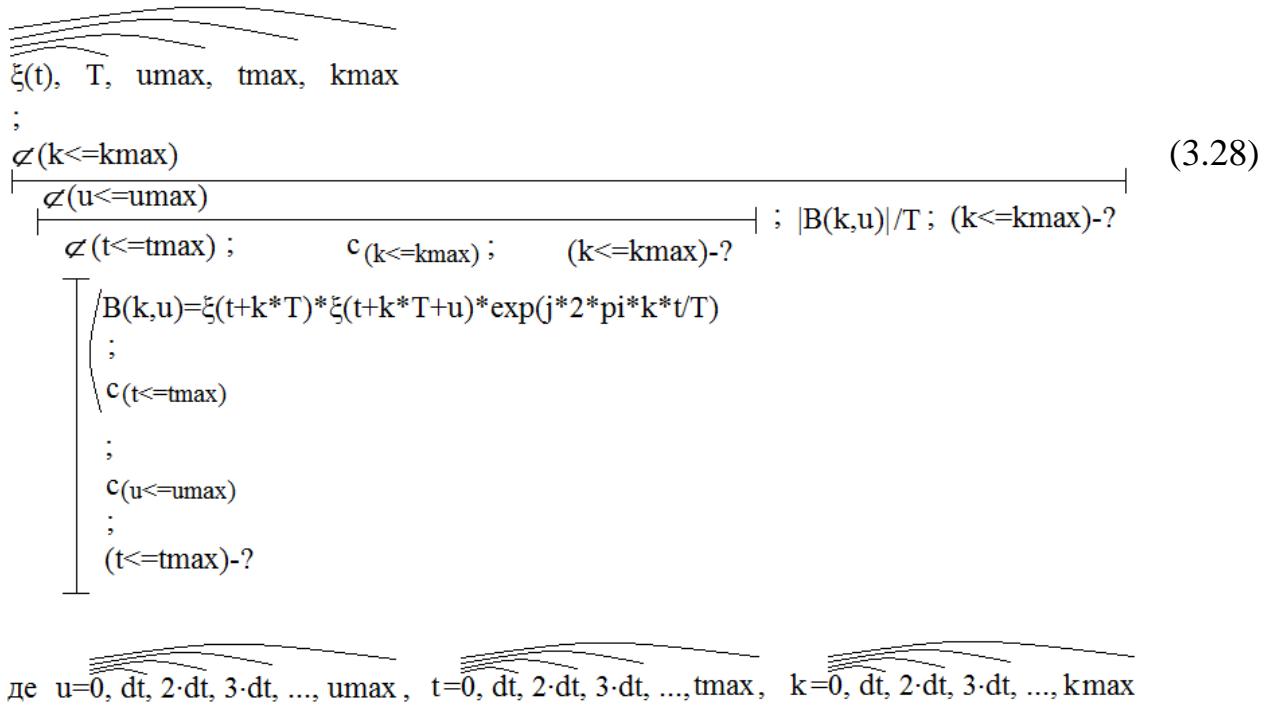
У виразі (3.27) позначено через: u_{\max} – максимальний зсув, t_{\max} – максимальне значення часу тривалості ДШ, k_{\max} – кількість кореляційних компонент.

Використовуючи розроблений алгоритм опрацювання синфазного методу (3.27) обчислено оцінки кореляційних компонент, які наведено у розділі 4.1.

3.3.2. Реалізація компонентного методу опрацювання [21]. Основною відмінністю компонентного методу від синфазного є то, що при синфазного методу спочатку числимо оцінку коваріації послідовності ДШ із дискретним часом $\hat{b}_{\xi}(n\Delta t, u)$, а потім використовуючи дискретне перетворення Фур'є

числимо оцінку кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, а при компонентному методі числимо оцінку коваріації безпосередньо $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ в частотній області.

Алгоритм опрацювання ДШ, який розроблено згідно виразу:



Розроблені формули алгоритмів (3.27) та (3.28) дають змогу розробити програмне забезпечення для оцінювання характеристик ДШ з метою виявлення нових в області пульмонології інформативних ознак на основі математичної моделі їх у вигляді періодично корельованої випадкової послідовності із дискретним часом.

3.4. Висновки до розділу 3

Розроблено методи комп’ютерного опрацювання дихального шуму та оцінювання його характеристик з метою визначення інформативних ознак дихального шуму в рамках обґрунтованої математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Обґрунтовано використання спектрально-кореляційного методу для отримання інформативних ознак дихального шуму шляхом застосування синфазного та компонентного методів аналізу. На базі аналізу характеристик математичної моделі дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та методів їх оцінювання, встановлено, що вони дають змогу розширити можливість ранньої діагностики стану дихальної системи людини шляхом впровадження в область аускультації нового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які характеризують зміни фазово-часової структури, і дають змогу виявити на ранній стадії порушення в роботі дихальної системи людини, зокрема респіраторного тракту.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ДИХАЛЬНИХ ШУМІВ ТА ЇХ ВЕРИФІКАЦІЯ

У розділі на базі обґрунтованої математичної моделі дихального шуму у розділі 2 опрацьовано сигнал синфазним та компонентним методом з метою виявлення нових інформативних ознак. Використовуючи статичний критерій Неймана-Пірсона обчислено достовірність отриманих результатів опрацювання дихального шуму синфазним та компонентним методами.

У розділі також розглянуто питання розроблення методу (алгоритм і програмне забезпечення) комп'ютерного імітаційного моделювання дихального шуму. На основі аналізу ймовірнісних характеристик імітаційної моделі підтверджено коректність імітаційного моделювання. Здійснено перевірку обґрунтованої у розділі 2 математичної моделі дихального шуму на відповідність досліджуваному сигналу та методів її опрацювання.

Основні положення даного розділу опубліковані в працях [10, 11, 18-24, 27, 34].

4.1. Результати опрацювання дихального шуму

Базуючись на обґрунтованій у розділі 2 математичній моделі дихального шуму та обґрунтованих у розділі 3 методів отримання оцінок характеристик періодичних випадкових процесів, здійснено оцінювання кореляційних компонент, які дають змогу розширити можливості діагностики стану дихальної системи людини шляхом впровадження в область аускультації нового класу інформативних ознак.

4.1.1. Синфазний метод опрацювання дихального шуму [18, 20]. Опрацьовуючи ДШ синфазним метод згідно алгоритму (3.29) отримано результати обчислення кореляційних компонент, які зображені на рис.4.1.

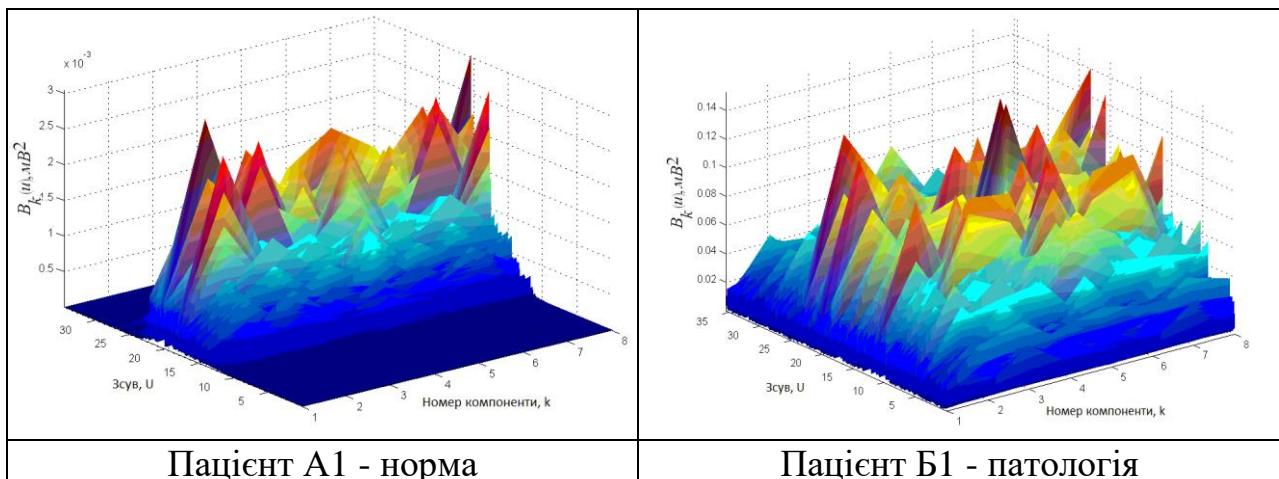


Рис.4.1. Реалізації кореляційних компонент ДШ отриманих синфазним методом (Пацієнт А1 і Б1)

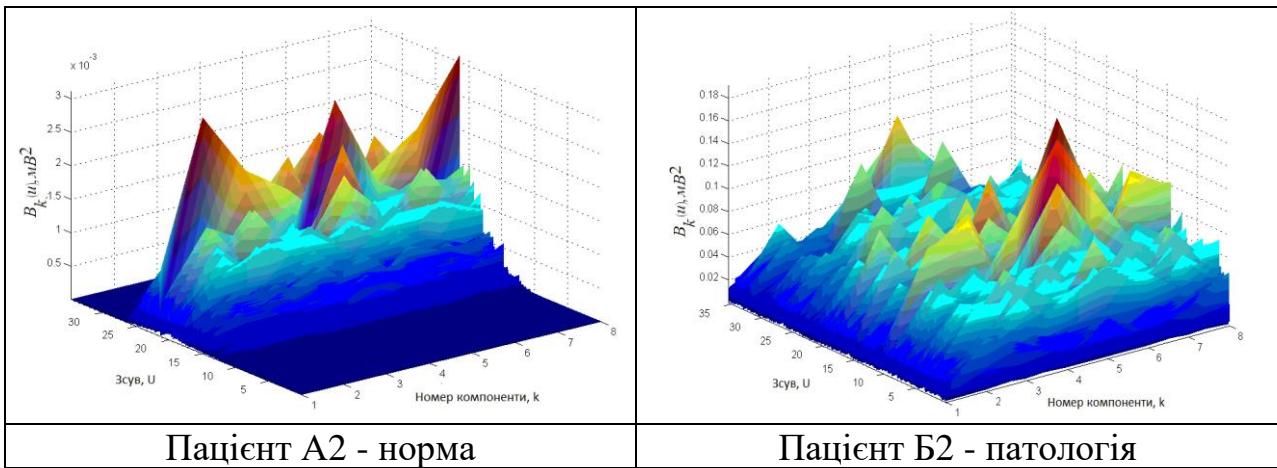


Рис.4.2. Реалізації кореляційних компонент ДШ отриманих синфазним методом (Пацієнт А2 і Б2)

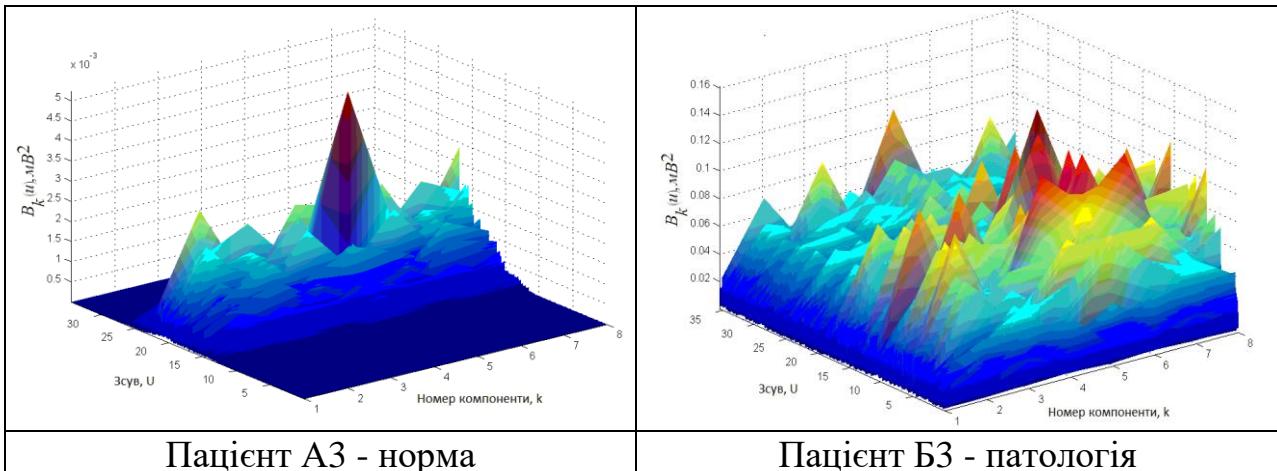


Рис.4.3. Реалізації кореляційних компонент ДШ отриманих синфазним методом (Пацієнт А3 і Б3)

Для оцінювання кореляційних компонент використано оцінку математичного сподівання (процес усереднення):

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

де k - номер кореляційної компоненти (частоти), u - зсув, N_u – кількість зсувів, N_k – кількість компонент.

Реалізації обчислених оцінок математичних сподівання для кореляційних компонент згідно виразу 4.1 наведено на рис. 4.2.

На рис. 4.2 видно, що оцінки для норми і патології подібні за структурою, проте мають відмінності, а саме, для норми реалізація кореляційних компонент

має плавну форму, для патології – пилоподібна форма із максимумами піків на 1, 3, 4 та 5-ій компонентах.

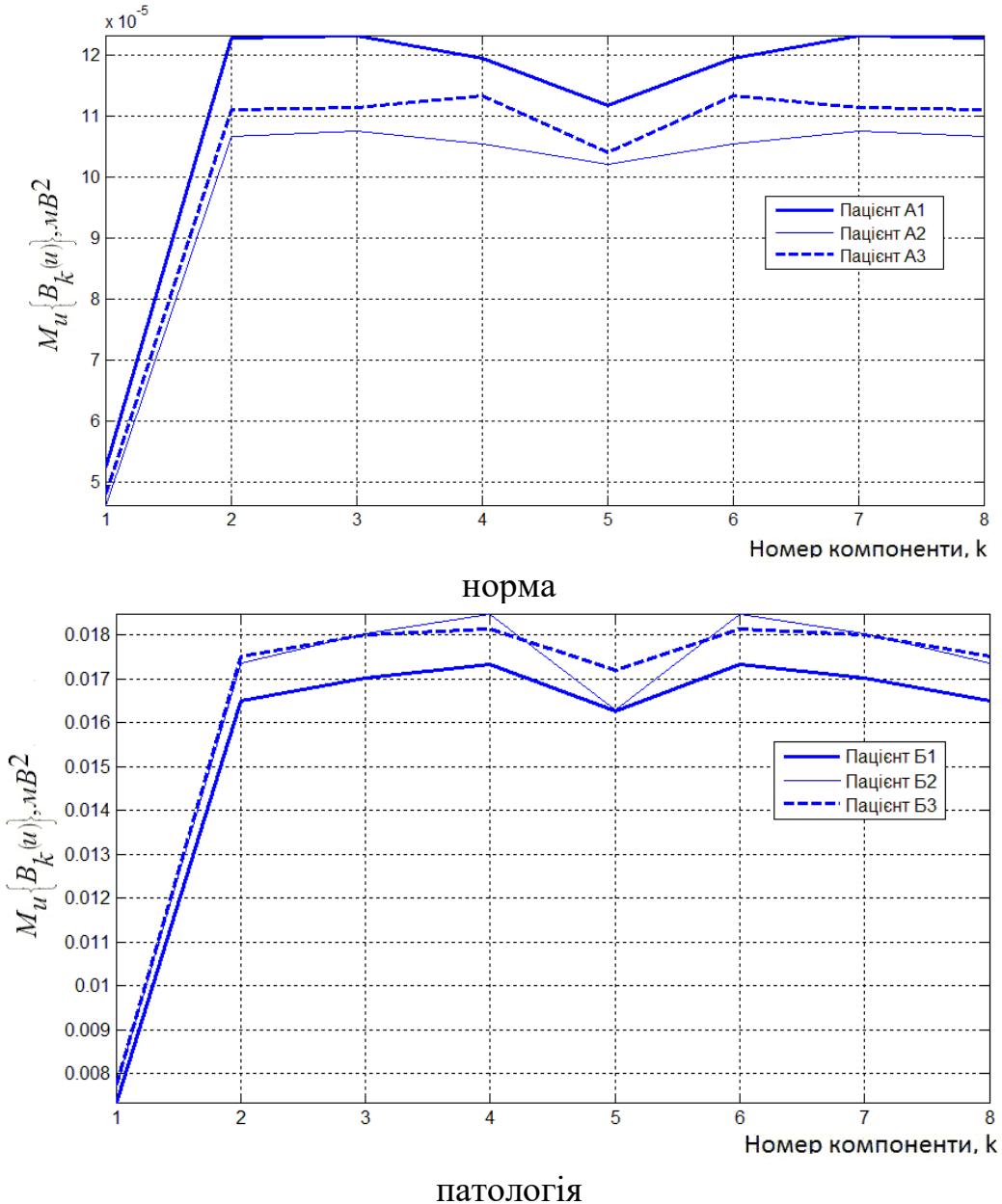
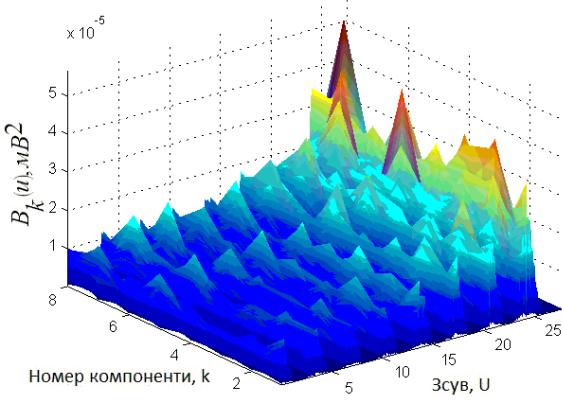


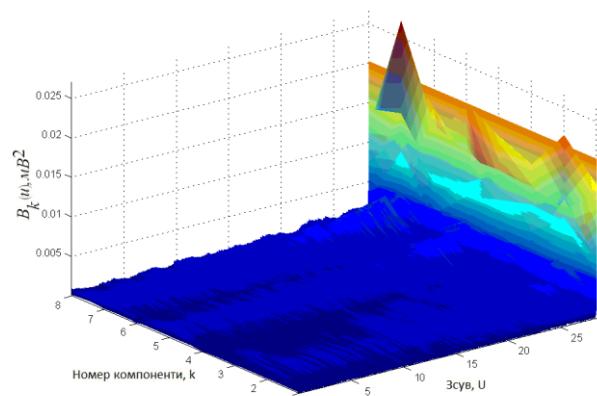
Рис.4.2. Реалізації оцінок усереднених кореляційних компонент отриманих синфазним методом

Тому використання синфазного методу є доцільним при встановленні діагнозу захворювання дихальної системи (норма чи патологія), а саме дає змогу виявити тип патології, шляхом зміни амплітудних піків оцінок кореляційних компонент.

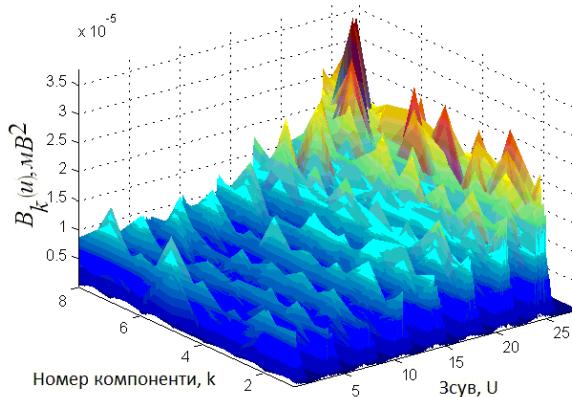
4.1.2. Компонентний метод опрацювання дихального шуму [21]. Використовуючи алгоритм опрацювання ДШ компонентним методом (рис.3.33) отримано результати за допомогою програми додатку, які наведені на рис.4.3.



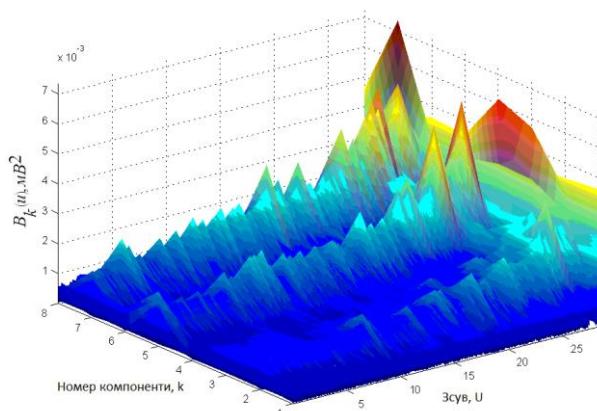
Пацієнт А1 - норма



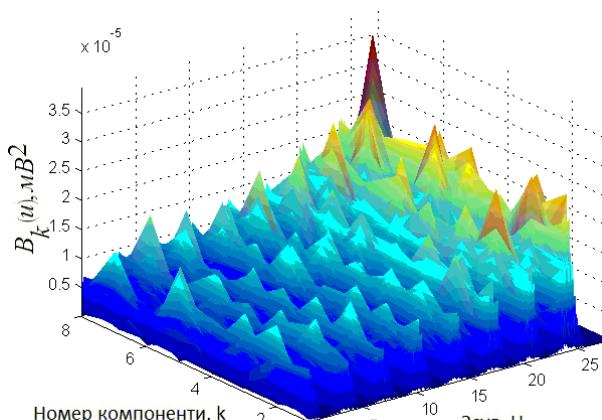
Пацієнт Б1 - патологія



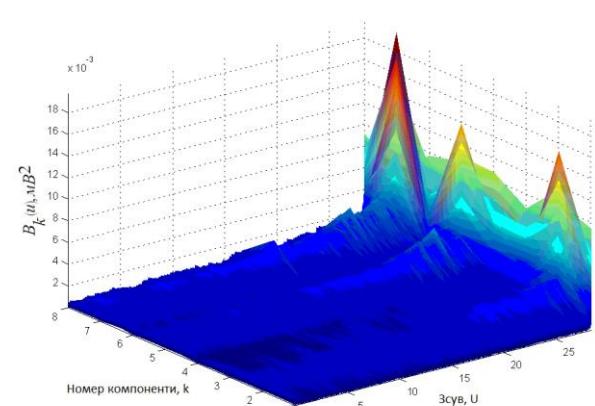
Пацієнт А1 - норма



Пацієнт Б1 - патологія



Пацієнт А1 - норма



Пацієнт Б1 - патологія

Рис. 4.3. Реалізації кореляційних компонент ДШ (компонентний метод)

Реалізації оцінок математичних сподівання для кореляційних компонент зображені на рис. 4.4.

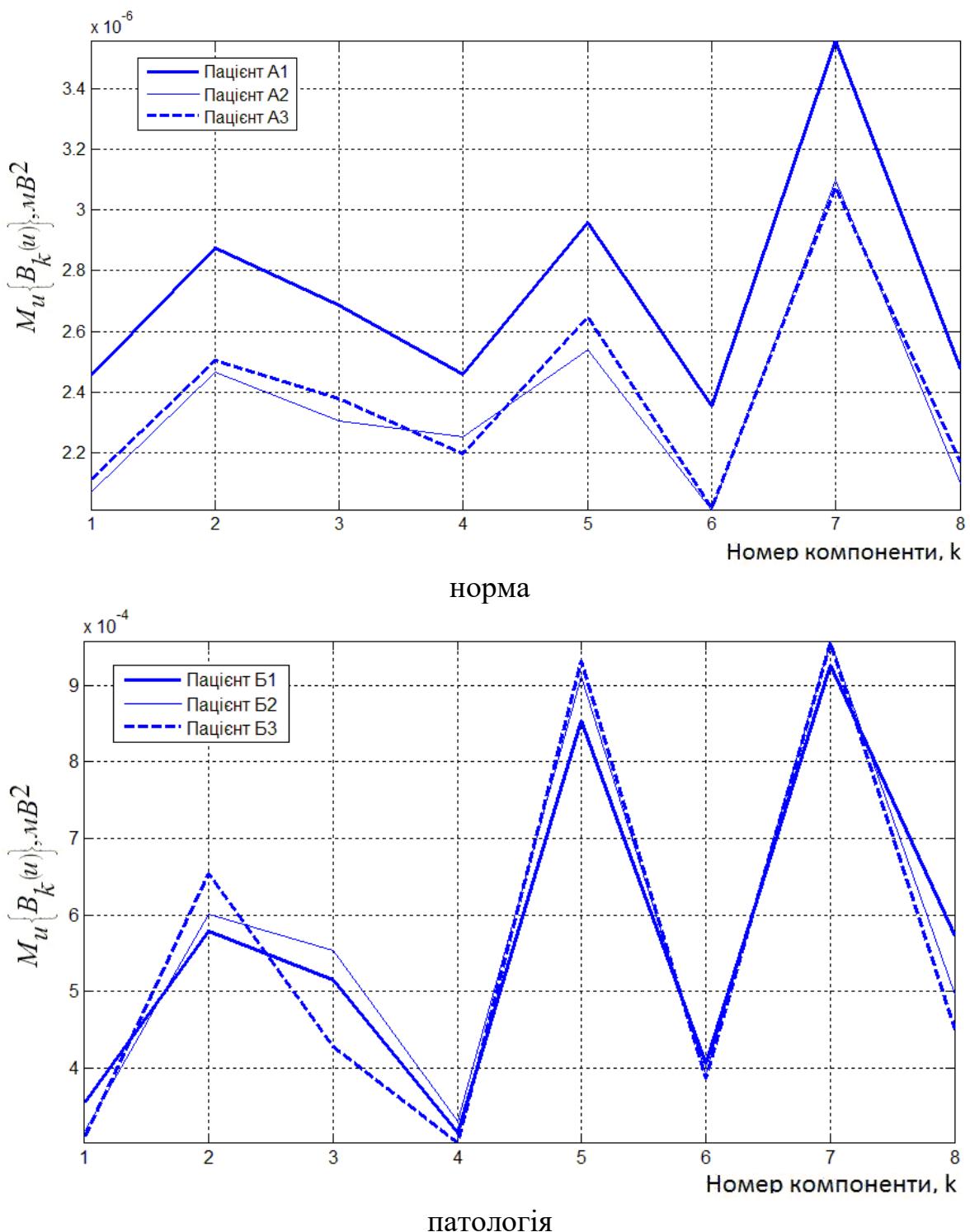


Рис.4.4. Реалізації усереднених кореляційних компонент обчислені компонентним методом

Із отриманих значень компонентним методом оцінок математичного сподівання кореляційних компонент на рис.4.4 видно, що піки їх зосереджені на одних і тих самих частотах, а різняться між собою лише за амплітудою, що свідчить про чітку зміну в функціонуванні дихальної системи, а саме в плеврі (норма, плеврит, пухлина легень, туберкульоз).

Отже, дослідивши респіраторний тракт людини синфазним та компонентним методами, отримано інформативні ознаки ДШ (рис.4.1-4.4), які є

інваріантно-інформативними, і поряд з тим дають змогу виявити локалізацію розподілу потужності сигналу на характерних (інформативних) частотах. Отримані інваріанти показують однорідність властивостей ДШ, і поряд з тим зміни, за характером і значеннями яких можна оцінити стан дихальної системи людини, а також діагностувати зміни її функціонування.

Застосування синфазного та компонентного методів до опрацювання ДШ дають змогу оцінити зміну його фазово-часову структури за кореляційними компонентами, що є важливим при виявлення своєчасних змін у функціонуванні дихальної системи людини.

4.2. Розрізнення станів дихальної системи за кореляційними компонентами дихального шуму

Усередненні кореляційні компоненти представляють собою послідовність чисел виду $x_i = (x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{ik}, \dots)$, які задовільняють умову $\sum_{k=1}^{\infty} |x_{ik}|^2 < \infty$. Такі послідовності є скінченновимірними векторами [28]. Для них операції додавання і множення на число описуються виразами:

$$x_1 + x_2 = (x_{11} + x_{12}, x_{21} + x_{22}, \dots, x_{1k} + x_{2k}, \dots), \\ \alpha x_s = (\alpha x_{s1}, \alpha x_{s2}, \dots, \alpha x_{sk}, \dots),$$

а скалярний добуток - виразом:

$$(x_1, x_2) = \sum_{k=1}^{\infty} x_{1k} \overline{x_{2k}}.$$

При цьому норма елемента $\|x_s\|$ визначається згідно виразу:

$$\|x_s\| = \sqrt{(x_s, x_s)} = \sqrt{\sum_{k=1}^{\infty} |x_{sk}|^2}, \quad (4.2)$$

а відстань між елементами:

$$\rho(x_1, x_2) = \|x_1 - x_2\| = \sqrt{\sum_{k=1}^{\infty} |x_{1k} - x_{2k}|^2}, \quad (4.3)$$

Скориставшись виразом (4.3), введено поріг розрізнення для пацієнтів в стані норми та патології. Порогом розрізнення будемо називати відстань між двома реалізаціями усереднених кореляційних компонент ДШ в стані норми та патології. Отримавши пороги розрізнення для пацієнтів в стані норми із сукупності пацієнтів, виберемо мінімальне значення порогу розрізнення. Це в свою чергу дозволить отримати еталонну медичну норму, використавши поняття норми сигналу (4.2) з врахуванням величини порогу розрізнення.

“Близькість” усереднених кореляційних компонент ДШ досліджуваних пацієнтів до еталонної медичної норми є мінімальною відстанню між двома векторами.

Отже, запропоновано наступну методику розрізnenня станів пацієнтів:

1. Обчислення еталону медичної норми шляхом усереднення усереднених кореляційних компонент $M_u\{\hat{B}_k(u)\}$;

2. Обчислення значення порогів розрізnenня усереднених кореляційних компонент для пацієнтів в стані норми ρ_{12} , ρ_{13} , ρ_{23} відносно еталону медичної норми;

3. Обчислення математичного сподівання $m\{\rho\}$ та дисперсії $d\{\rho\}$ порогів розрізnenня для пацієнтів в стані медичної норми;

4. Обчислення значення порогу розрізnenня між досліджуваним пацієнтом (невідомий стан «норма або патологія») і еталонною медичною нормою;

5. Визначити належність обчисленого значення порогу розрізnenня для досліджуваного пацієнта множині порогів пацієнтів в стані норми $\{\rho_{12}; \rho_{13}; \rho_{23}\}$.

Обчисленні значення порогів розрізnenня для 3-ох пацієнтів в стані норми зведено у таблицю 4.1, а значення еталонних порогів розрізnenня для пацієнтів в стані патології – таблицю 4.2.

Таблиця 4.1. Значення еталонних порогів розрізnenня для пацієнтів в стані норми

№	Поріг розрізnenня ρ , мв ²		Середнє значення $m\{\rho\}$, мв ²		Дисперсія $d\{\rho\}$, мв ²	
	Синфазний метод	Компонентний метод	Синфазний метод	Компонентний метод	Синфазний метод	Компонентний метод
1	$4.6139 \cdot 10^{-9}$	$1.5680 \cdot 10^{-12}$				
2	$3.4268 \cdot 10^{-9}$	$1.0238 \cdot 10^{-12}$				
3	$3.5204 \cdot 10^{-9}$	$0.9325 \cdot 10^{-12}$				

Таблиця 4.2. Значення еталонних порогів розрізnenня для пацієнтів в стані патології

№	Поріг розрізnenня ρ , мв ²		Середнє значення $m\{\rho\}$, мв ²		Дисперсія $d\{\rho\}$, мв ²	
	Синфазний метод	Компонентний метод	Синфазний метод	Компонентний метод	Синфазний метод	Компонентний метод
1	$8.2676 \cdot 10^{-5}$	$3.4705 \cdot 10^{-7}$				
2	$9.1885 \cdot 10^{-5}$	$4.2617 \cdot 10^{-7}$				
3	$4.9073 \cdot 10^{-7}$	$4.9073 \cdot 10^{-7}$				

Результати обчислення значення порогів розрізнення між досліджуваним пацієнтом (невідомий стан «норма або патологія») і еталонною медичною нормою наведено у таблиці 4.3.

Таблиця 4.3. Значення порогів розрізнення між еталонною медичною нормою і пацієнта в стані патології

№	Поріг розрізнення ρ , мВ ²	
	Синфазний метод	Компонентний метод
1	0.0020	$2.8859 \cdot 10^{-6}$
2	0.0022	$3.0068 \cdot 10^{-6}$
3	0.0022	$2.9129 \cdot 10^{-6}$

В результаті аналізу обчислених значень порогів між еталонною медичною нормою і патологією встановлено, що значення (таблиця 4.3) не належать області порогів пацієнтів в стані норми $\{\rho_{12}; \rho_{12}; \rho_{13}\}$ (таблиця 4.1). Цей факт дає висунути підстави про не належність пацієнтів в стані патології стану норми.

4.3. Оцінювання достовірності результатів опрацювання дихального шуму

4.3.1. Оцінювання достовірності за статистичним критерієм Неймана-Пірсона. Покладено, що досліджуваний ДШ є сумою:

$$\xi(t) = \overset{0}{\xi}(t) + f_T(t, T), \quad t \in \mathbb{R} \quad (4.4)$$

де $\overset{0}{\xi}(t)$ - ДШ як стаціонарний випадковий процес (центрений ДШ з нульовим математичним сподіванням), $f_T(t, T)$ - періодична детермінована складова з періодом T .

Використовуючи ідеї Тихонова В.І. і Левина Б.Р. [57,59,78], вираз (4.4) записано у вигляді:

$$\xi(t) = \overset{0}{\xi}(t) + A \cdot f_T(t, T), \quad t \in \mathbb{R} \quad (4.5)$$

де A – невідомий параметр: $A=0$ (ДШ є стаціонарним) і $A=1$ (ДШ є періодично-нестаціонарним).

Тому задача визначення класу ДШ є частковим випадком загальної задачі статистичної перевірки гіпотез.

Розглянуто дві гіпотези H_0 і H_1 :

$H_0 : \xi(t) = \overset{0}{\xi}(t)$ - ДШ стаціонарний випадковий процес;

$H_1 : \xi(t) = \overset{0}{\xi}(t) + f_T(t, T)$ - ДШ періодично-нестаціонарний випадковий процес (ПКВП).

Функцію правдоподібності стаціонарного ДШ (гіпотеза H_0) для інтервалу спостереження тривалістю T подано у вигляді:

$$F(\xi | H_0) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{1}{\sigma^2} \int_0^T \xi^2(t) dt\right), \quad (4.6)$$

де σ - середньоквадратичне відхилення, $\sigma = N_0$; N_0 - одностороння спектральна густина потужності.

Тоді функція правдоподібності нестаціонарного ДШ (гіпотеза H_1) для інтервалу спостереження тривалістю T :

$$F(\xi | H_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{1}{\sigma^2} \int_0^T (\xi(t) - f_T(t, T))^2 dt\right), \quad (4.7)$$

Використовуючи баєсівську концепцію, отримано відношення правдоподібностей (4.4) і (4.5):

$$\Lambda = \frac{F(\xi | H_1)}{F(\xi | H_0)} = \exp\left\{\frac{2}{\sigma^2} \int_0^T \xi(t) f_T(t, T) dt - \frac{1}{\sigma^2} \int_0^T f_T^2(t, T) dt\right\} \begin{matrix} H_1 \\ H_0 \end{matrix} \gtrless \Lambda_0, \quad (4.8)$$

де Λ_0 - деяке порогове значення.

Логарифмуючи ліву і праву частини нерівності (4.8), а також враховуючи монотонність і зростаючий характер логарифмічної функції, з (4.8) отримано:

$$q = \frac{2}{\sigma^2} \int_0^T \xi(t) f_T(t, T) dt - \frac{1}{\sigma^2} \int_0^T f_T^2(t, T) dt \begin{matrix} H_0 \\ H_1 \end{matrix} \gtrless \ln(\Lambda_0), \quad (4.9)$$

Для того, щоб визначити клас ДШ $\xi(t)$, необхідно задатися попередніми (апріорними) відомостями, наприклад енергією, оскільки без них неможливо розрізнати ДШ від будь-якого іншого сигналу, що унеможливлює процес визначення [59]. Задамося енергіями-еталонами періодичних детермінований складових $f_T(t)$ для умовної норми і патології ДШ, які обчислимо за виразом:

$$E = \int_0^T |f_T(t)|^2 dt = \text{const.} \quad (4.10)$$

Підставивши вираз (4.10) в (4.9) і, виконавши певні перетворення, отримано:

$$q = \frac{2}{\sigma^2} \int_0^T \xi(t) f_T(t, T) dt \stackrel{H_0}{\gtrless} \frac{E}{\sigma^2} + \ln(\Lambda_0) = U. \quad (4.11)$$

де U - абсолютний поріг.

При $q > U$ приймається рішення про нестационарність ДШ, а при $q < U_0$ констатується стаціонарність ДШ.

Якщо ДШ є періодично-нестационарним, тобто ДШ є сумішшю стаціонарного випадкового процесу $\xi^0(t)$ і періодичної детермінованої складової $f_T(t, T)$ (гіпотеза H_1), то випадкова велична q рівна:

$$q(\xi/H_1) = \frac{2}{\sigma^2} \int_0^T \left(\xi^0(t) + f_T(t, T) \right) f_T(t, T) dt, \quad (4.12)$$

і буде мати нормальну густину імовірності $p(q/H_1)$ з математичним сподіванням та дисперсією:

$$m(\xi/H_1) = M\{q(\xi/H_1)\} = \frac{2E}{\sigma^2}, \quad D(\xi/H_1) = M\{(q(\xi/H_1) - m(\xi/H_1))^2\} = \frac{2E}{\sigma^2}. \quad (4.13)$$

Якщо оцінки ДШ стаціонарні, тобто в суміші (4.12) відсутня детермінована складова (гіпотеза H_0), то випадкова велична q дорівнює:

$$q(\xi/H_0) = \frac{2}{\sigma^2} \int_0^T \xi(t) f_T(t, T) dt, \quad (4.14)$$

і має нормальну густину імовірності $p(q/H_0)$ з математичним сподіванням і дисперсією:

$$m(\xi/H_0) = M\{q(\xi/H_0)\} = 0, \quad D(\xi/H_0) = M\{q^2(\xi/H_0)\} = \frac{2E}{\sigma^2}. \quad (4.15)$$

Густини ймовірностей $p(q/H_0)$ та $p(q/H_1)$ зображені на рис. 4.5.

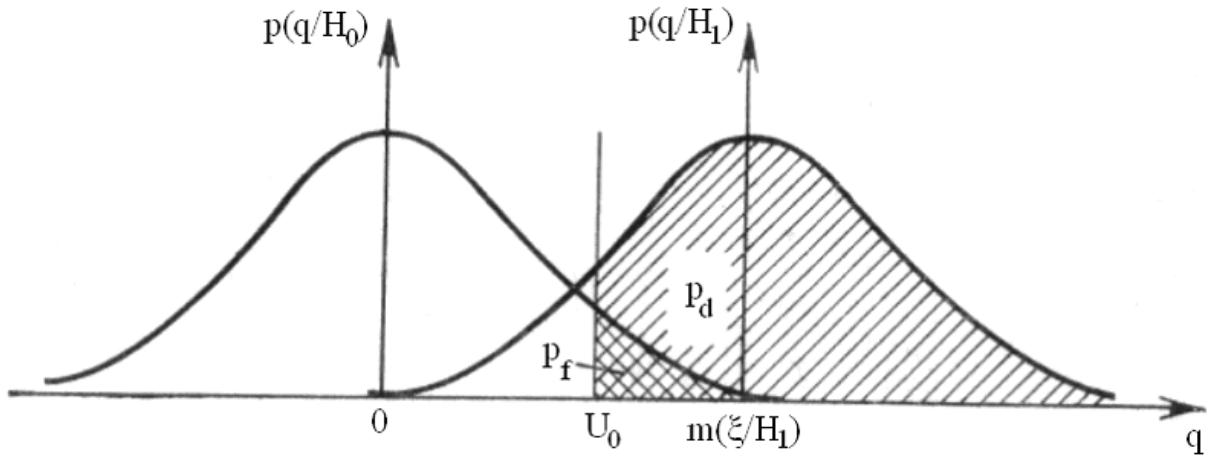


Рис. 4.5. Нормальні густини розподілу ймовірності $p(q/H_1)$ і $p(q/H_0)$ стаціонарного та нестаціонарного ДШ

Вибір рішення про стаціональність або нестаціональність завжди супроводжується помилками двох видів: 1) ДШ нестаціонарний, але приймається неправильне рішення про стаціональність (помилка 1-го роду); 2) ДШ стаціонарний, але приймається помилкове рішення про нестаціональність (помилка 2-го роду).

Помилка 1-го роду (ймовірність хибної тривоги) обчислюється згідно виразу:

$$p_f = \int_{U_0}^{\infty} p(q | H_0) dq = \int_{U_0}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi D(\xi/H_0)}} \exp\left(-\frac{(q - m(\xi/H_0))^2}{2D(\xi/H_0)}\right) dq = \\ = 1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi} \sqrt{D(\xi/H_0)}} \int_{-\infty}^{U_0} \exp\left(-\frac{(q - m(\xi/H_0))^2}{2D(\xi/H_0)}\right) dq = 1 - \Phi\left(\frac{U_0 - m(\xi/H_0)}{\sqrt{D(\xi/H_0)}}\right), \quad (4.16)$$

де $p(q | H_0)$ – умовна густина ймовірності розподілу величини q при стаціональності ДШ;

Φ – інтеграл нормального розподілу, $\Phi(x) = \text{erf}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^x e^{-t^2/2} dt$.

Тоді ймовірність правильного рішення (вибір гіпотези H_1) обчислюється:

$$p_d = \int_{U_0}^{\infty} p(q | H_1) dq = \frac{1}{\sqrt{2\pi D(\xi/H_1)}} \int_{U_0}^{\infty} \exp\left(-\frac{(q - m(\xi/H_1))^2}{2D(\xi/H_1)}\right) dq = \\ = 1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi} \sqrt{D(\xi/H_1)}} \int_{-\infty}^{U_0} \exp\left(-\frac{(q - m(\xi/H_1))^2}{2D(\xi/H_1)}\right) dq = 1 - \Phi\left(\frac{U_0 - m(\xi/H_1)}{\sqrt{D(\xi/H_1)}}\right), \quad (4.17)$$

де $p(q | H_1)$ – умовна густина імовірності розподілу величини q при нестаціональності ДШ.

Підставивши вирази (4.13) в (4.14), а (4.11) в (4.15) отримано вирази для числення p_f та p_d :

$$p_f = 1 - \Phi\left(\frac{U_0}{\sqrt{2E/\sigma^2}}\right), \quad (4.18)$$

$$p_d = 1 - \Phi\left(\frac{U_0}{\sqrt{2E/\sigma^2}} - \sqrt{\frac{2E}{\sigma^2}}\right). \quad (4.19)$$

Оскільки хибне рішення може призвести до небажаних і важких наслідків (зокрема, неправильне лікування дихальної системи, яке призначається на основі діагнозу), тому розглянуто тільки такі рішення, для яких при заданому значенні ймовірності помилки p_f ймовірність правильного рішення p_d (достовірність) максимальна, – критерій Неймана-Пірсона.

З виразу (4.16) при заданій мінімальній ймовірності p_f отримано вираз для обчислення значення абсолютноого порогу U_0 :

$$U_0 = \sqrt{D(\xi/H_0)}\Phi^{-1}(1-p_f) + m(\xi/H_0) = \sqrt{\frac{2E}{\sigma^2}}\Phi^{-1}(1-p_f). \quad (4.20)$$

Підставивши вираз (4.20) в (4.19) і враховуючи непарність функції $\Phi(x)$, отримано вираз для ймовірності правильного рішення (достовірність):

$$p_d = \frac{1}{2} \left(1 + \Phi\left(\sqrt{\frac{2E}{\sigma^2}} - \Phi^{-1}(1-p_f)\right) \right). \quad (4.21)$$

Враховуючи структуру кореляційних компонент ДШ як періодично корельованого випадкового процесу, достовірність оцінок числимо згідно виразу:

$$p_d = 1 - \Phi\left(\frac{\sqrt{D(\xi/H_0)}\Phi^{-1}(1-p_f) + m(\xi/H_0) - m(\xi/H_1)}{\sqrt{D(\xi/H_1)}}\right), \quad (4.22)$$

де $m(\xi/H_0), D(\xi/H_0)$ – математичне сподівання і дисперсія спектральної густини потужності стаціонарного ДШ, $m(\xi/H_1) = \frac{1}{N_u N_k} \sum_u^{N_u} \sum_k^{N_k} B_k(u)$ – математичне сподівання та

$D(\xi/H_1) = \left(\sum_u^N \sum_k^N (B_k(u) - m(\xi/H_1))^2 \right) / (N_u - 1)(N_k - 1)$ – дисперсія кореляційних компонент нестационарного ДШ як ПКВП.

На основі запропонованого методу, який дає змогу при мінімальній помилці рішення p_f оцінити достовірність p_d обчислення оцінок $\hat{B}_k(u)$ ДШ, розроблено алгоритм його програмної реалізації на базі алгебри алгоритмів Овсяка В.К [67, 102], формула якого подана у вигляді виразу:

$$\begin{aligned}
 & \xi(i) \\
 & ; \\
 & m(\xi/H_0) \\
 & ; \\
 & D(\xi/H_0) \\
 & ; \\
 & p_f \\
 & ; \\
 & U_0(m(\xi/H_0), D(\xi/H_0), p_f) \\
 & ; \\
 & m(\xi/H_1) \\
 & ; \\
 & D(\xi/H_1) \\
 & ; \\
 & p_d(U_0, m(\xi/H_1), D(\xi/H_1)) \\
 & ; \\
 & p_d
 \end{aligned} \tag{4.23}$$

$i \in \overbrace{1; 2; 3; \dots; N;}$ $p_f \in \overbrace{0.001, 0.01, 0.1;}$

Згідно формулі алгоритму (4.23) спочатку числимо оцінку математичного сподівання $m(\xi/H_0)$ та дисперсії ДШ $m(\xi/H_0)$ як стаціонарної випадкової послідовності. Задавшись значеннями ймовірностями помилки $p_f = 0.1, 0.01, 0.001$ обчислено значення порогу розрізnenня між стаціональністю та нестациональністю згідно виразу U_0 (4.18). Розглядаючи ДШ як періодичну нестационарну випадкову послідовність ДШ у вигляді ПКВП числимо оцінки математичного сподівання $m(\xi/H_1)$ та дисперсії $d(\xi/H_1)$ від його кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$. Використовуючи вираз (4.22) обчислимо миттєві значення достовірностей оцінок ДШ як ПКВП (рис.4.2, 4.4) при заданих значення ймовірностей помилки p_f .

4.3.2. Достовірність результатів опрацювання. Згідно формулі алгоритму (4.23) та виразу (4.22) здійснено комп’ютерне оцінювання

достовірності кореляційних компонент ДШ в середовищі Matlab за допомогою програмного забезпечення додатку Б. На рис. 4.6-4.7 наведено результати отриманих кривих достовірностей p_d кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$ ДШ обчисленіх синфазним та компонентним методами при ймовірностях помилки $p_f = (0.001, 0.01, 0.1)$.

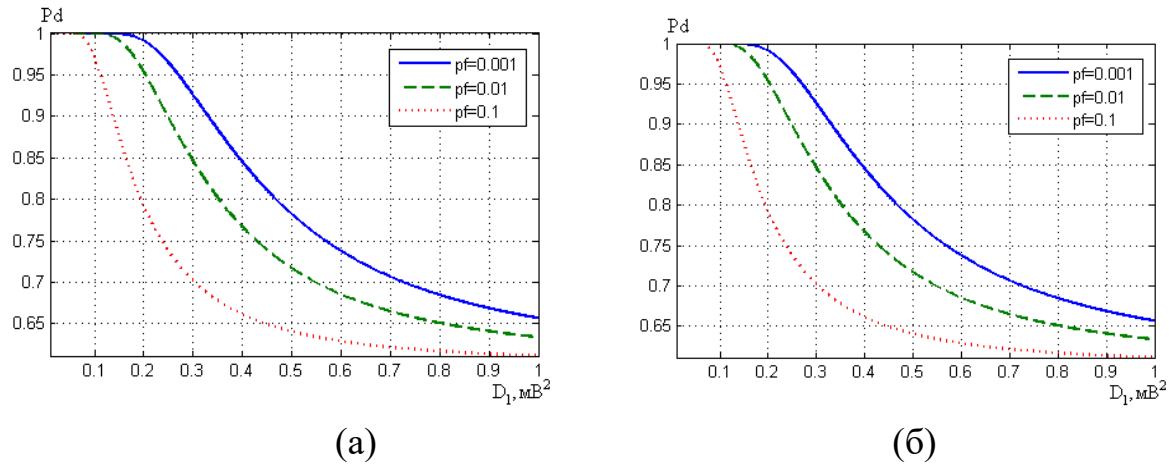


Рис. 4.6. Криві достовірностей оцінок кореляційних компонент ДШ (норма):

- (а) – синфазний метод;
- (б) – компонентний метод.

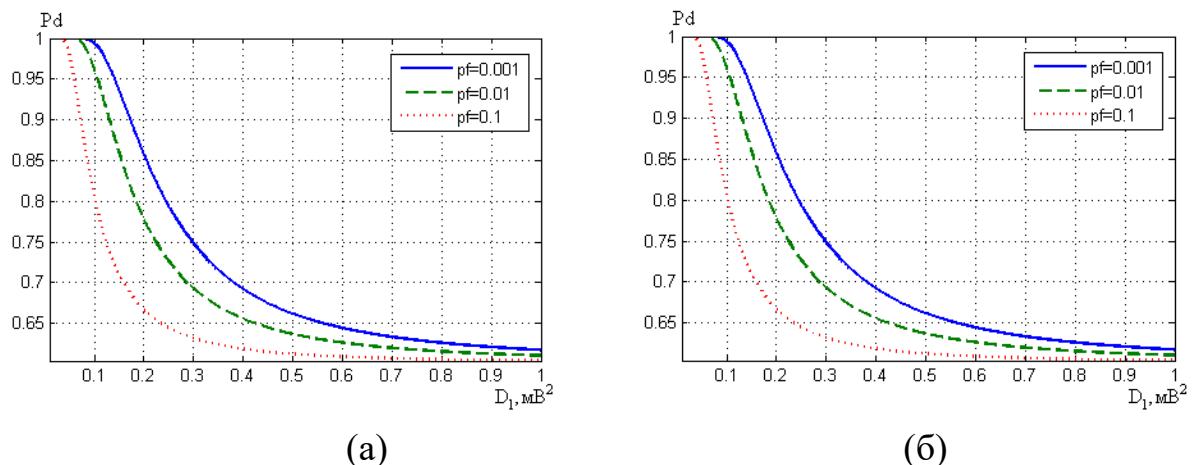


Рис. 4.7. Криві достовірностей оцінок кореляційних компонент ДШ (патологія):

- (а) – синфазний метод;
- (б) – компонентний метод.

На основі побудованих кривих достовірностей оцінок кореляційних компонент (рис.4.6-4.7) за допомогою статистичного критерію Неймана-Пірсона, визначено миттєві значення достовірностей оцінок для пацієнтів з нормою та патологією (рис.3.3), які зведені в табл. 4.4.

Таблиця 4.4. Миттєві значення достовірностей p_d кореляційних компонент ДШ

Метод опрацювання Достовірність	Синфазний		Компонентний	
	Норма	Патологія	Норма	Патологія
$p_f = 0.1$	0.999	0.989	0.999	0.999
$p_f = 0.01$	1	0.999	1	1
$p_f = 0.001$	1	0.999	1	1

З табл. 4.4 видно, що при різних значеннях ймовірностей помилки $p_f = 0.1, 0.01, 0.001$ достовірність обчислення кореляційних компонент є високою p_d , а саме для пацієнтів із нормою (від 0,999 до 1) і для пацієнтів із патологією (від 0,989 до 1).

Отже, отримані результати (табл.4.4) дають змогу зробити висновок про те, що отримані усередненні оцінки кореляційних компонент ДШ є інваріантно-інформативними та чутливими ознаками за допомогою яких можна з високою достовірністю (0,989-1) оцінити стан дихальної системи (норма чи патологія).

4.4. Комп'ютерне імітаційне моделювання дихальних шумів [19,27,84]

4.4.1. Комп'ютерна імітаційна модель дихальних шумів. Моделювання ДШ є актуальною науково-технічною задачею, розв'язання якої дає змогу зменшити економічні, часові та технічні витрати на проведення експериментів. Створена імітаційна модель ДШ використана для потреб тестування розроблених алгоритмів їх статистичного опрацювання.

Тестування гарантує те, що отримані показники опрацювання відповідають встановленим вимогам щодо працездатності в процесі при розв'язання поставленого завдання. Процес тестування уможливлює процес зменшення загального числа помилок при обробці дихальних шумів.

Ефективність моделюючих алгоритмів суттєво залежить від математичної моделі ДШ. Розроблена математична модель у монографії належить до конструктивних моделей, однією з задекларованих переваг якої є можливість проводити комп'ютерне імітаційне моделювання досліджуваного сигналу з метою верифікації методів опрацювання.

Об'єкт моделювання в такій ситуації подано через чорний ящик з входом x_n і виходом $y(x_n)$ (рис.4.8).



Рис. 4.8. Суть тестування методів опрацювання ДШ

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 ДШ.

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 видах проходять певні функціональні блоки в напрямку виходу системи. Під час процедури здійснюються 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 :

$$y_1 = f_1(x_1, \dots, x_n), \quad (4.24)$$

- 2-ий повтор дослідження:

$$y_2 = f_2(x_1, \dots, x_n), \quad (4.25)$$

- m -ий повтор дослідження забезпечує отримання значень:

$$y_m = f_m(x_1, \dots, x_n). \quad (4.26)$$

Отже, процес тестування методів опрацювання ДШ в комп'ютерних аускультаційних діагностичних системах моделювання містить складається з:

1. Процес розробки та інтеграції в склад ПК алгоритму моделювання.
2. Процес імітації n -них величини x_n та m -ий повтор експериментів.
3. Вибір методу опрацювання;
4. Процес опрацювання.
5. Порівнянні результатів опрацювання імітованих з експериментальними ДШ.
6. Перевірка методу на коректність роботи.

Першими етапами розроблення імітаційної моделі є перехід від реального фізичного об'єкта – ДШ до математичного його представлення, яке повинне враховувати суттєві для задач тестування діагностичних систем характеристики ДШ. В загальному вигляді структуру моделі можна представити математично у вигляді виразу [19, 27]:

$$y = f(x_i, k_i), \quad (4.27)$$

де y – результат роботи системи – ДШ;
 x_i – змінні і параметри, якими можна керувати;
 k_i – змінні і параметри, якими керувати не можна;
 f – функціональна залежність між x_i та k_i , яка визначає величину y .

Для визначення параметрів x_i , k_i та функціональної залежності між ними розглянемо механізм творення ДШ з метою виділення інформативно важливих для задач медичної діагностики характеристик, що повинні бути втілені в імітаційній моделі таких сигналів.

Дихальна система включає в себе повітроносні шляхи і респіраторний відділ [60]. Результатом роботи дихальної системи є ДШ, який розглядається як потік видихуваного повітря, модульований коливаннями грудної клітки, внаслідок чого і забезпечується амплітудна модуляція шуму:

$$\xi(t) = s(t) \cdot n(t), \quad t \in [0, T], \quad (4.28)$$

де $\xi(t)$ – сигнал ДШ;
 $s(t)$ – обвідна сигналу;
 $n(t)$ – несуча сигналу.

На рис. 4.9 зображено структуру ДШ в межах одного дихального акту із позначеннями на ньому несучої та обвідної сигналу.

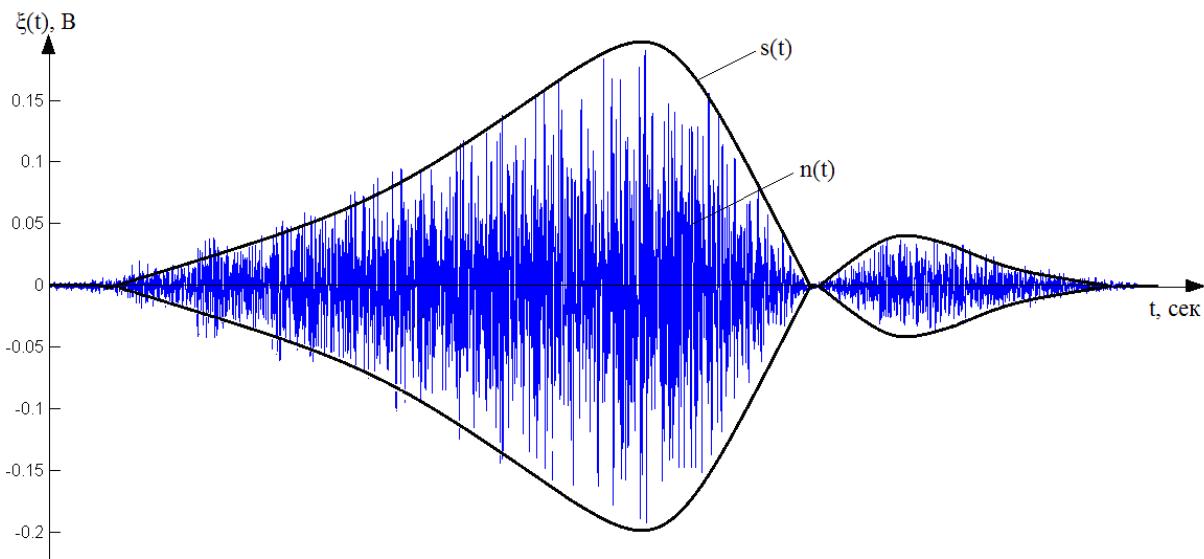


Рис. 4.9. Структура ДШ в межах одного дихального акту

Оскільки, основними інформаційними параметрами ДШ є енергетичні та часові характеристики його обвідної та несучої, то математична модель має враховувати ці параметри. В якості несучої ДШ, враховуючи спосіб творення таких сигналів, прийнято білий гаусівський шум. З рис.4.9 видно, що на певних

інтервалах обвідна ДШ веде себе як суміш синусоїд з експонентційними зниканнями на цих інтервалах (рис. 4.10).

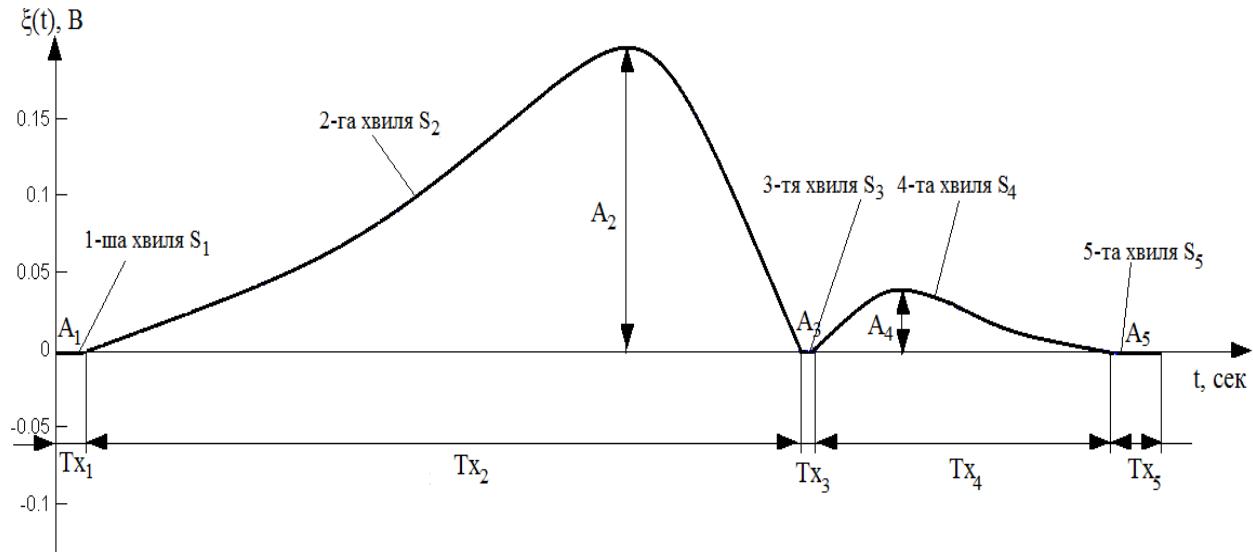


Рис. 4.10. Параметри обвідної ДШ

Отже, імітаційна модель ДШ повинна описувати процес амплітудної модуляції білого гаусівського шуму сигналом, що являє собою суміш синусоїд з експонентційними зниканнями на характерних часових інтервалах (рис. 4.9, 4.10). Також слід зазначити, що імітаційна модель повинна містити певну випадковість значень сигналу, що є характерним для даного типу біосигналів, та випадковість, яка відображає форми порушення роботи органів дихальної системи та має бути відображенна в структурі огинаючої ДШ.

Для випадку дискретного сигналу ДШ, його імітаційну модель побудовано у вигляді виразу:

$$\xi(i\Delta t) = s_{\text{обвідна}}(i\Delta t) \cdot n(i\Delta t) \cdot k, \quad i \in R, \quad (4.29)$$

де $n(i\Delta t)$ - білий гаусівський шум;

k – коефіцієнт нормування по амплітуді;

$s_{\text{обвідна}}(i\Delta t)$ – обвідна ДШ (рис.4.10).

Вираз обвідної ДШ для одного циклу подано у вигляді виразу:

$$s_{\text{обвідна}}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(n\Delta t) s_{x_{\text{вил}}_j}(i\Delta t + kN_T), \quad (4.30)$$

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;

$D_j = [N_{T_{x_{j-1}}}, N_{T_{x_j}}], T_{x_0} = 0; j$ – номер хвилі, $j=1,2,3,\dots,m$;

$s_{x_{\text{хвил}}_j}(i\Delta t)$ - j -та хвиля обвідної ДШ (рис. 4.10):

$$s_{x_{\text{хвил}}_j}(i\Delta t) = A_j \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_j) \cdot e^{-t \cdot K_j} \cdot S_j, \quad i\Delta t \in [0; N_{T_{x_j}}], \quad j = 1, 2, 3, \dots, M \quad (4.31)$$

де T_{x_j} – період j -ої хвилі;

A_j - амплітуда j -ої хвилі;

f_j - частоти коливань синусоїд (в даному випадку для півперіоду);

K_j - коефіцієнти нахилу j -ої хвилі;

S_j - масштабні коефіцієнти для j -ої хвилі;

Із урахування випадковості вираз (4.31) набуває вигляду:

$$\begin{aligned} \xi_{x_{\text{хвил}}_j}(i\Delta t) &= s_j(i\Delta t + \psi_{T_j}) + \psi_{A_j} = \\ &= A_j \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_{T_j}) \cdot f_j) \cdot e^{-t \cdot K_j} \cdot S_j + \psi_{A_j}, \quad i\Delta t \in [0; N_{T_{x_j}}], \quad j = 1, 2, 3, \dots, M \end{aligned} \quad (4.32)$$

де $\psi_{A_j} = \text{rnd}(M\{A\}, D\{A\})$ і $\psi_{T_j} = \text{rnd}(M\{T\}, D\{T\})$ - випадкові величини для амплітуд та тривалостей часових j -ої хвилі розподілених за нормальними законом із математичним сподіванням $M\{A\} = M(T_{x_j}) = 0$ та дисперсіями $D\{A_j\}$, $D(T_{x_j})$.

Отримані значення функцій (4.32) для $j = 1, 2, \dots, M$ об'єднано в один масив:

$$\xi^T_{\text{обвідна}}(i\Delta t) = \xi_{x_{\text{хвил}}_1}(i_1\Delta t) \cup \xi_{x_{\text{хвил}}_2}(i_2\Delta t) \cup \xi_{x_{\text{хвил}}_3}(i_3\Delta t) \cup \dots \cup \xi_{x_{\text{хвил}}_M}(i_M\Delta t), \quad (4.33)$$

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

$i_1\Delta t \in [0, N_{T_{x1}}\Delta t]$ - часовий діапазон 1-ої хвилі;

$i_2\Delta t \in [N_{T_{x1}}\Delta t, N_{T_{x2}}\Delta t]$ - часовий діапазон 2-ої хвилі;

$i_3\Delta t \in [N_{T_{x2}}\Delta t, N_{T_{x3}}\Delta t]$ - часовий діапазон 3-ої хвилі;

$i_M\Delta t \in [N_{T_{xM-1}}\Delta t, N_{T_x}\Delta t]$ - часовий діапазон M -ої хвилі;

$i\Delta t \in [0, (N_{T_{x1}}\Delta t + N_{T_{x2}}\Delta t + N_{T_{x3}}\Delta t + \dots + N_{T_x}\Delta t)]$ - час тривалості, який рівний періоду одного циклу дихального $T_x = N_{T_x}\Delta t$.

Вираз (4.33) подано у вигляді:

$$\xi^T_{\text{обвідна}}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(i\Delta t) \xi_{x_{\text{хвил}}_j}(i\Delta t), \quad (4.34)$$

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, $D_j = [\Delta t N_{Tx,j-1}, \Delta t N_{Tx,j}]$ -

інтервал розбиття області задання з початковою умовою $\Delta t N_{Tx0} = 0$;

Із урахуванням того, що дихальний шум є повторним (циклічним) тому у вираз (4.34) введено ідентифікатор періоду k як номеру циклу дихального циклу:

$$\xi^T_{\text{обвідна}_k}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(i\Delta t) \xi_{xвиля_{j,k}}(i\Delta t), \quad (4.35)$$

Тоді хвиля j -та хвиля в межах k -го циклу $\xi_{xвиля_{j,k}}(i\Delta t)$ матиме вигляд:

$$\xi_{xвиля_{j,k}}(i\Delta t) = A_{j,k} \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_{T_{j,k}}) \cdot f_{j,k}) \cdot e^{-t \cdot K_{j,k}} \cdot S_{j,k} + \psi_{A_{j,k}}, \quad i\Delta t \in [0; N_{Tx_{j,k}}] \quad (4.36)$$

Об'єднання усіх складових k -их обвідних, які зосереджені в межах одного періоду (циклу дихання) T , $\xi^T_{\text{обвідна}_k}(i\Delta t)$ в суцільну реалізую $\xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t)$ шляхом їх подовження забезпечить процедуру отримання єдиної періодичної та випадкової обвідної ДШ:

$$\begin{aligned} \xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t) &= \sum_{k=1}^N \chi_{D_k}(i\Delta t) \xi^T_{\text{обвідна}_k}(i\Delta t) = \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \chi_{D_{k,j}}(i\Delta t) \cdot \xi_{xвиля_{k,j}}(i\Delta t) = \\ &= \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \chi_{D_{k,j}} \cdot (\psi_{A_i} + A_{k,j} \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot (i\Delta t + \psi_{T_{k,j}} + kN_T \Delta t) \cdot f_{k,j}) \cdot e^{-i\Delta t \cdot K_{k,j}} \cdot S_{k,j}), \end{aligned} \quad (4.37)$$

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 $k \times j$ індикаторних функцій,

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

k - номер дихального циклу (періоду);

j - номер хвилі;

$T_k = \sum_{j=1}^M T_{x_{k,j}} = \text{const}$ - тривалість ДШ в межах k -циклу для j -ої хвилі;

A_{kj} і K_{kj} - амплітуди та коефіцієнти нахилу kj -ої хвилі;

f_{kj} - частоти коливань для півперіоду синусоїд kj -ої хвилі;

L_{kj} - масштабні коефіцієнти для kj -ої хвилі;

Із урахування виразу (4.29) імітаційна модель ДШ із урахуванням шумової складової буде мати вигляд:

$$\xi(i\Delta t) = \xi_{\text{обвідна}}(i\Delta t) \cdot n(i\Delta t) = \\ \left(\sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \chi_{D_{k,j}} \cdot \left(\psi_{A_i} + A_{k,j} \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot (i\Delta t + \psi_{T_{k,j}} + kN_T \Delta t) \cdot f_{k,j}) \cdot e^{-i\Delta t \cdot K_{k,j}} \cdot S_{k,j} \right) \right) \cdot n(i\Delta t). \quad (4.38)$$

Отже вираз (4.38) описує структуру імітаційної моделі дихального шуму із урахування морфологічних параметрів (амплітуда та час), періодичності (циклічності) та випадковості.

Враховуючу структуру імітаційної моделі ДШ та її складові розроблено узагальнений алгоритм імітаційного моделювання дихального шуму (рис.4.11), який відображає послідовність імітування сигналу із відображенням математичних виразів.

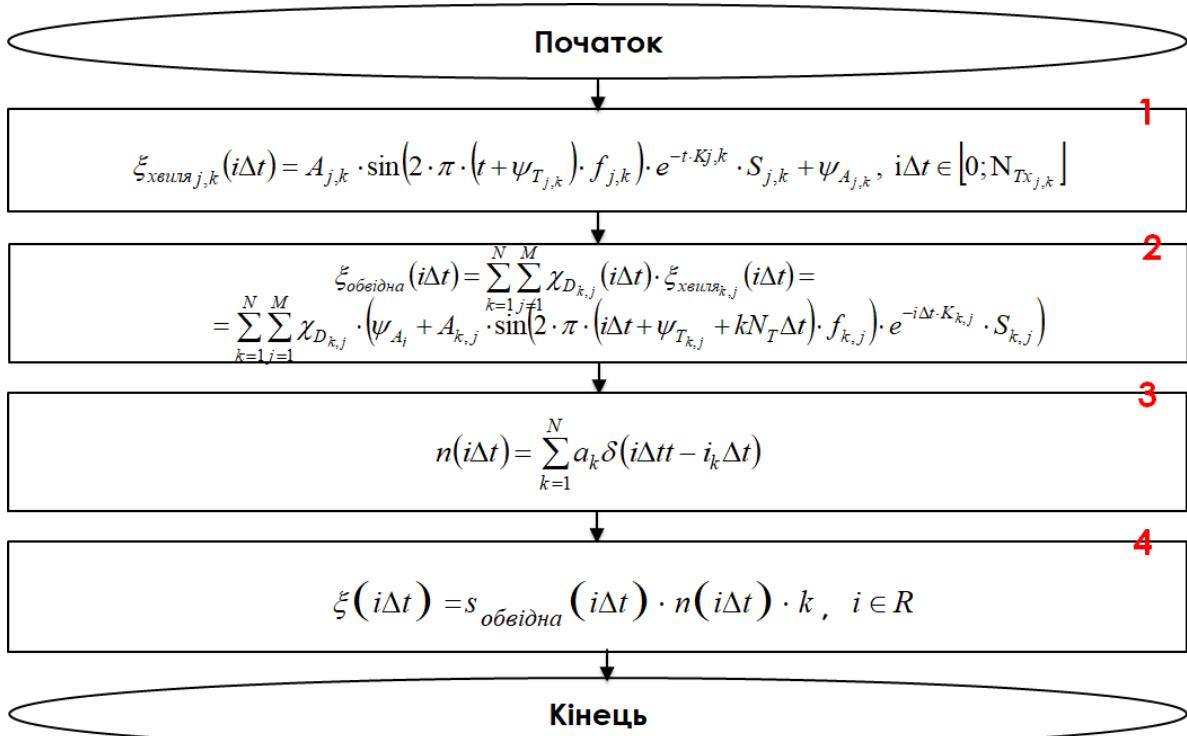


Рис.4.11. Узагальнений алгоритм імітаційного моделювання ДШ

Узагальнений алгоритм імітаційного моделювання ДШ складається з таких етапів:

- 1) Моделювання реалізацій j -их хвиль обвідної ДШ для k -их дихальних циклів (періодів) $\xi_{xviliaj,k}(i\Delta t)$;
- 2) Об'єднання реалізацій j -их хвиль ДШ для k -их дихальних циклів (періодів) обвідної в одну суцільну реалізацію шляхом їх подовження $\xi_{obvidna}(i\Delta t)$;
- 3) Моделювання білого шуму $n(i\Delta t)$
- 4) Добуток суцільної реалізації обвідної ДШ $\xi_{obvidna}(i\Delta t)$ на білий шум $n(i\Delta t)$

Алгоритм, який зображенено на рис.3.8, забезпечує математичний опис процесу моделювання дихального шуму.

На підставі узагальненого алгоритму імітаційного моделювання ДШ розроблено блок-схему імітаційного моделювання ДШ, яку зображенено на рис.4.12.

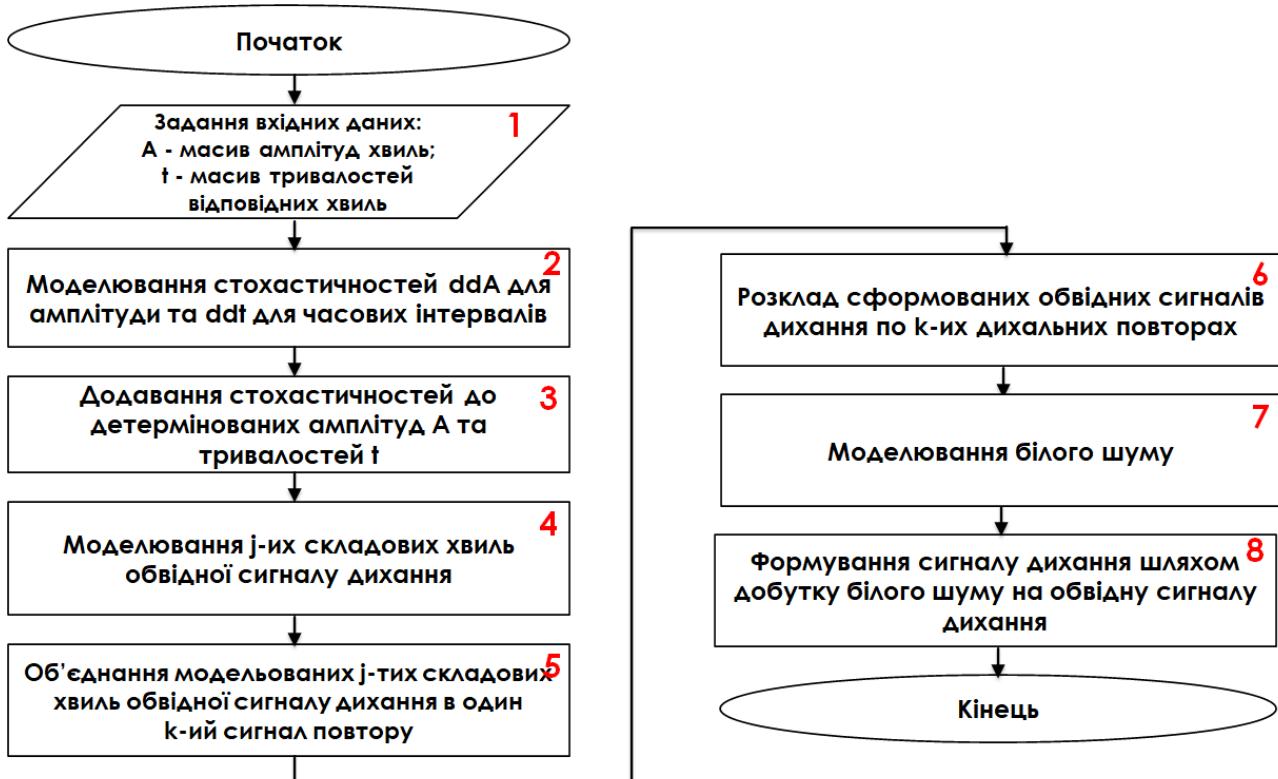


Рис.4.12. Блок-схема моделювання обвідної дихального шуму

Блок-схема імітаційного моделювання обвідної дихального шуму має наступну послідовність:

- 1) Задання вхідних даних А - масив амплітуд хвиль, t - масив тривалостей відповідних хвиль.
- 2) Імітаційне моделювання випадковостей ddA для амплітуди та ddt із заданими математичними сподіваннями $M\{A\} = M(T_{x_j}) = 0$ та дисперсіями $D\{A_j\}$, $D(T_{x_j})$ для часових інтервалів для забезпечення відхилень складових ДШ в межах k-го дихального циклу
- 3) Додавання випадковостей до детермінованих амплітуд А та тривалостей t.
- 4) Імітаційне моделювання j-тих складових хвиль обвідної ДШ з випадковими параметрами в межах одного дихального циклу згідно виразу (4.32).
- 5) Об'єднання генерування j-тих складових, які існують в межах одного дихального циклу, в одну суцільну реалізацію сигналу шляхом їх подовження, який відображає ДШ в межах одного k-го дихального циклу згідно виразу (4.35).

6) Розклад сформованих обвідних дихального шуму, які існують в межах k-их дихальних циклів, на різні періоди дихальних циклів, шляхом періодичного їх подовження в часі.

7) Генерування білого шуму, який має нормальний розподіл, для k-го дихального шуму з метою забезпечення формування шумової складової у структурі сигналу, який за структурою є ідентичний шуму як складового реальних сигналів.

8) Формування дихального шуму дихального циклу шляхом добутку шуму на обвідну дихального шуму.

На основі блок-схема імітування обвідної дихальної шуму розроблено блок-схему програмного забезпечення імітування ДШ, яку зображене на рис.4.13.

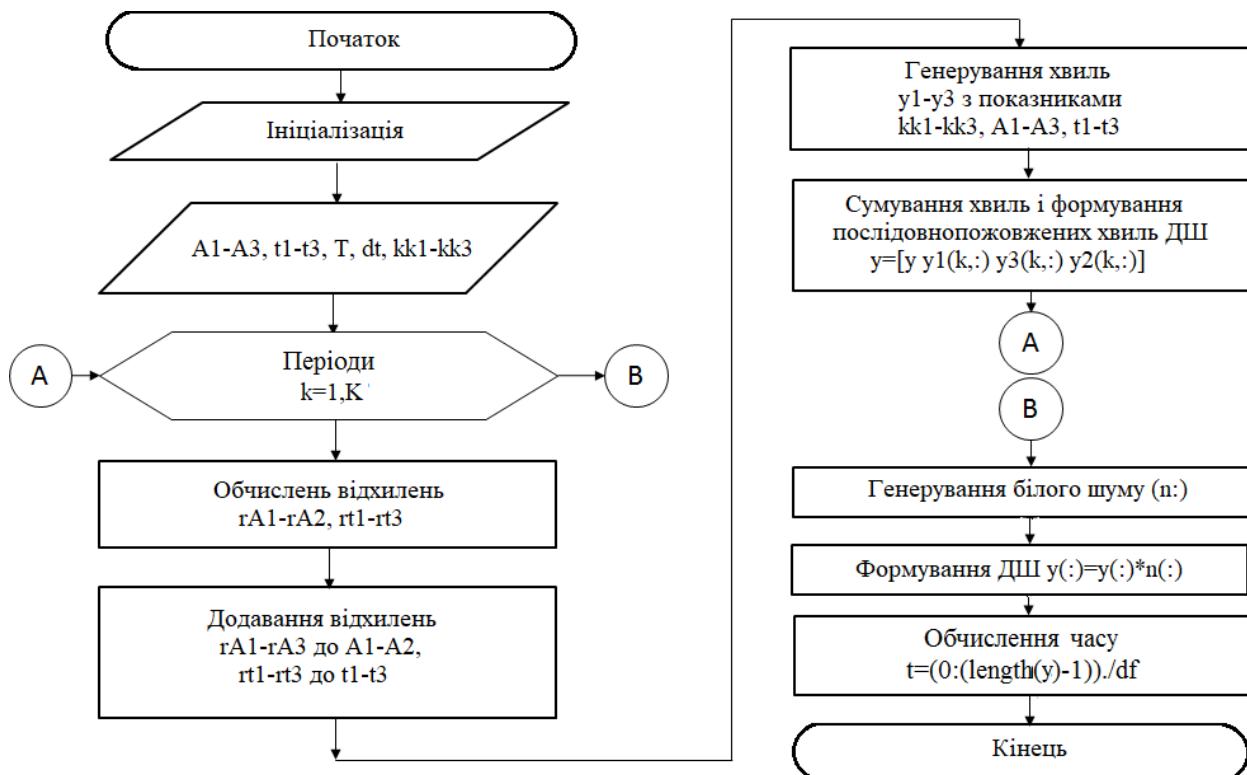


Рис. 4.13. Блок-схема програми імітування ДШ

4.4.2. Результати комп’ютерного імітаційного моделювання та верифікації методів опрацювання. Використовуючи вираз (4.38) та блок схему (рис.4.13) і параметри ДШ для норми здійснено процес комп’ютерного імітування ДШ на ПК за допомогою програмного середовища MATLAB [15] додатку Б.1. Результати комп’ютерного імітування ДШ норми зображені на рис. 4.14.

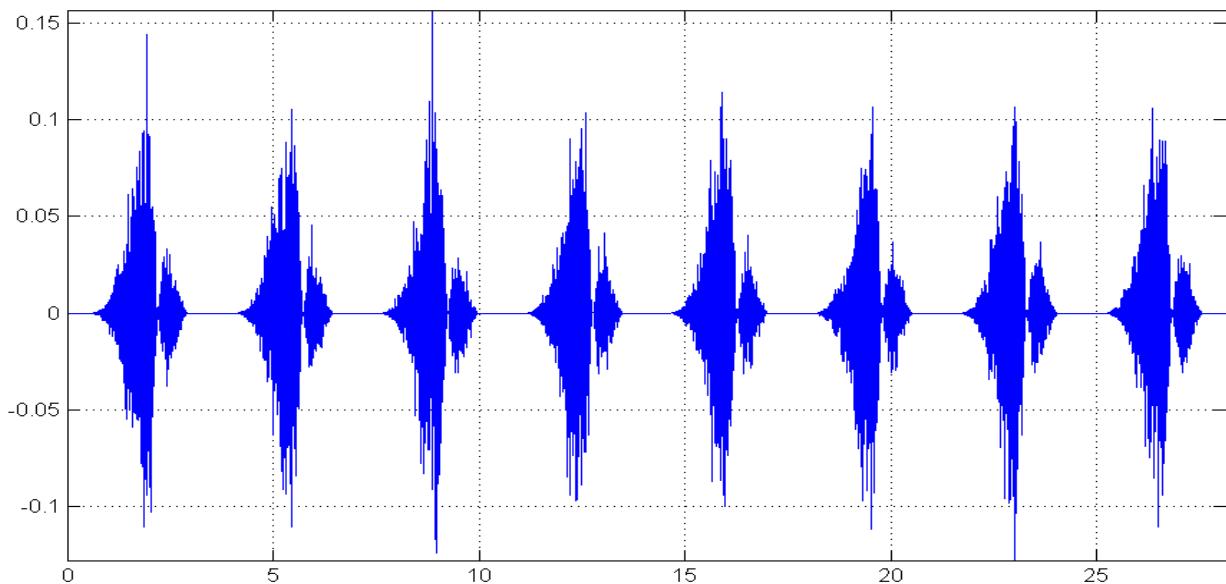


Рис. 4.14. Реалізація зімітованого ДШ (норма)

Для імітованих реалізацій ДШ (норм) (рис. 4.14) обчислено оцінки кореляційних компонент синфазним та компонентним методами (рис. 4.15-4.16).

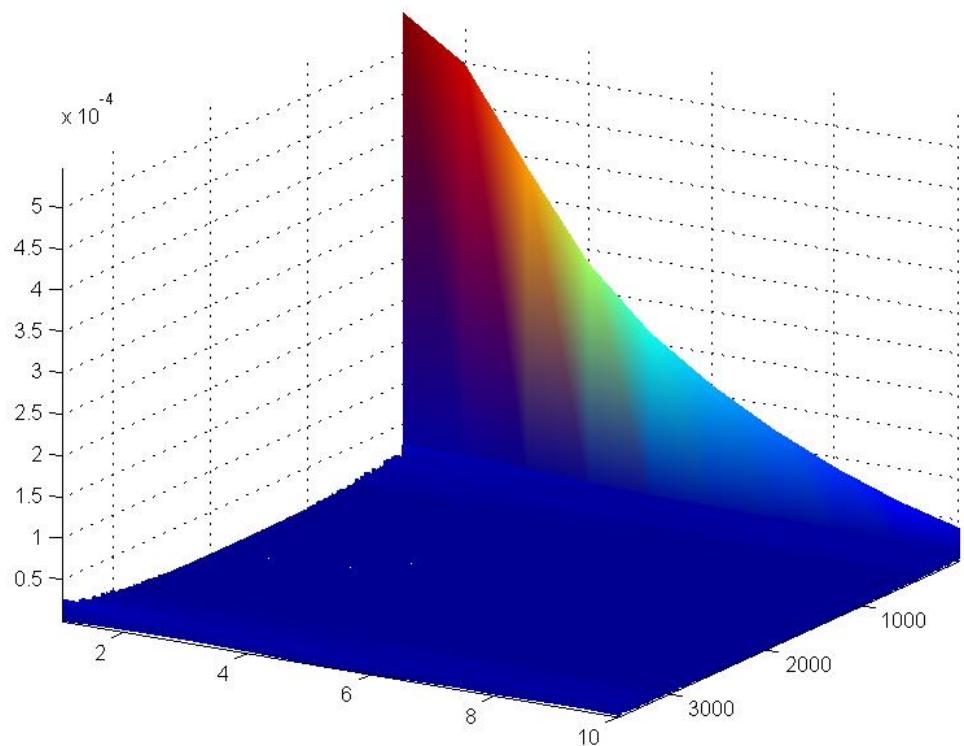


Рис. 4.15. Реалізації кореляційних компонент зімітованих ДШ (норма) отриманих синфазним методом

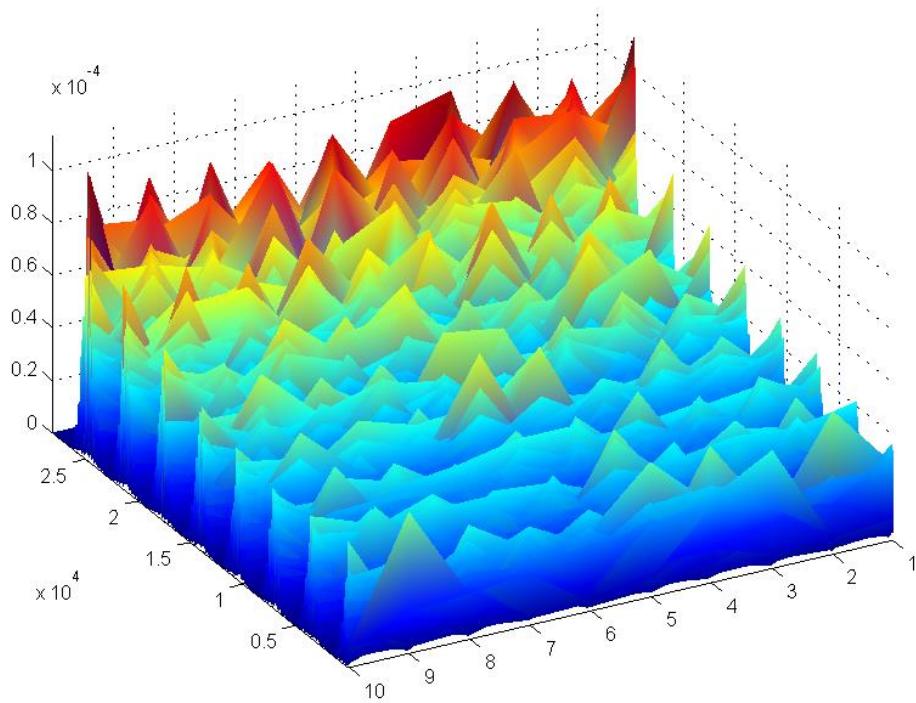


Рис. 4.16. Реалізації кореляційних компонент зімітованих ДШ (норма) отриманих компонентним методом

Для цих реалізацій (рис.4.15-4.16) обчислено оцінки математичного сподівання кореляційних компонент, які зображені на рис. 4.17-4.18.

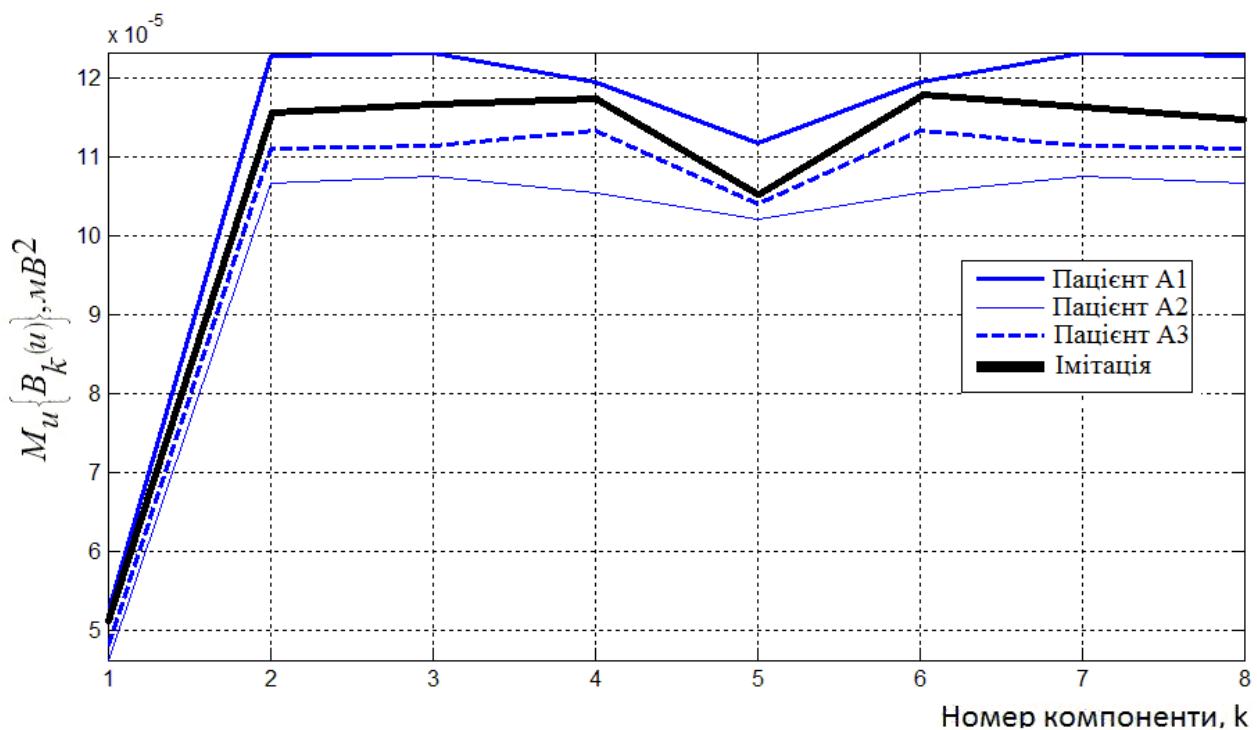


Рис. 4.17. Оцінки усереднених кореляційних компонент зімітованих та експериметальнинх ДШ (норма) за зсувами (синфазний метод)

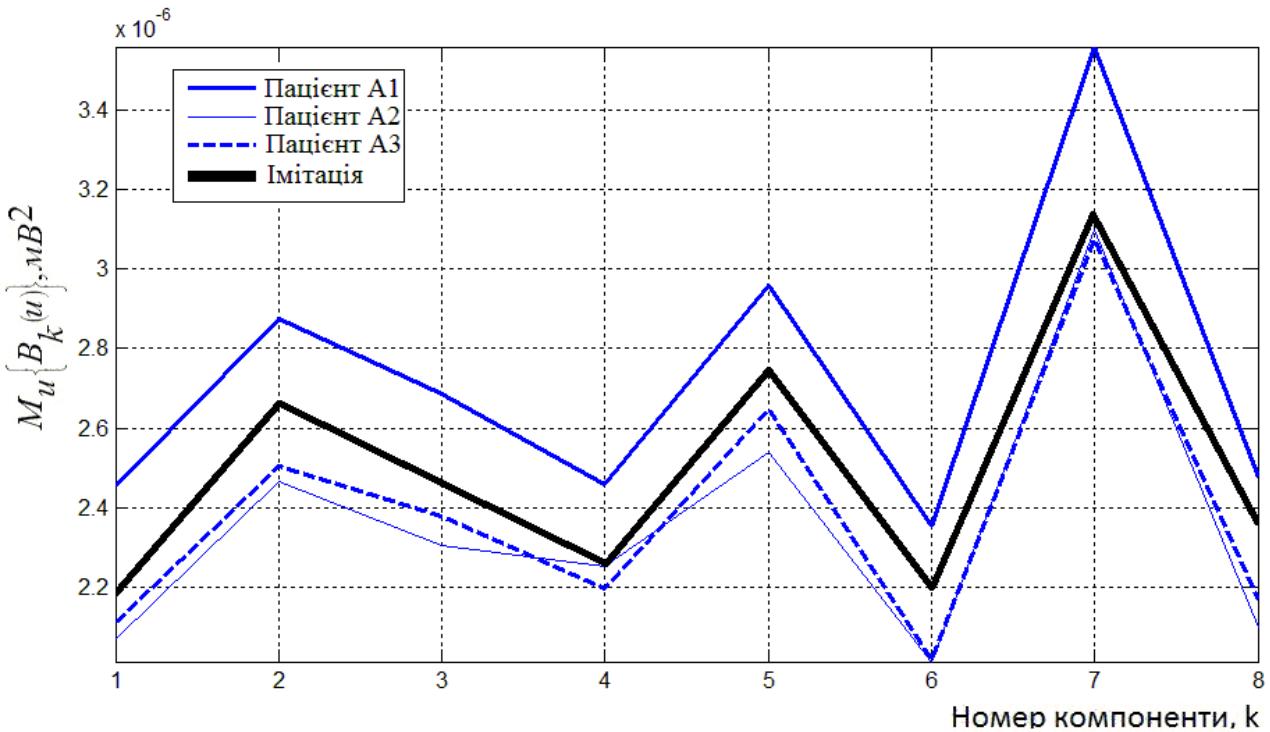


Рис. 4.18. Усередненні оцінки кореляційних компонент зімітованих та експериметальних ДШ (норма) за зсувами (компонентний метод)

Із отриманих усереднених оцінок кореляційних компонент зімітованих ДШ для норми (рис. 4.17-4.18) видно, що значення максимумів амплітуд кореляційних компонент (потужностей) локалізуються на тих самих номер компонент, що і оцінки експериметальних сигналів (рис.4.2, 4.4). Характеристики комп'ютерної імітаційної моделі ДШ, побудованої на основі математичної, відповідають у статистичному сенсі властивостям реального сигналу.

Обчислення оцінки достовірності комп'ютерного імітаційного моделювання ДШ базується розрізненні двох гіпотез, а саме комп'ютерна імітаційна модель стаціонарна чи нестаціонарна. Визначення класу моделі і її достовірність базоване на використанні статистичного критерію Неймана-Пірсона згідно виразу (4.22) та формули алгоритму (4.23). Результати миттєвих значень оцінок достовірностей комп'ютерного імітаційного моделювання наведено в табл.4.5.

Таблиця 4.5. Миттєві значення достовірностей p_d кореляційних компонент імітованих ДШ

Метод опрацювання Достовірність	Синфазний	Компонентний
	Норма	Норма
$p_f = 0.1$	0.751	0.994
$p_f = 0.01$	0.915	0.998
$p_f = 0.001$	0.973	0.999

Отримані значення достовірностей оцінок кореляційних компонент комп'ютерних імітацій ДШ (табл.4.5) є інваріантно-інформативними ознаками за допомогою яких можна з високою достовірністю $p_d = 0.973 - 0.999$ при мінімальній ймовірності помилки $p_f = 0.001$ тестувати алгоритми опрацювання експериментальних сигналів.

Для оцінювання точності імітаційного моделювання щодо експериментальних даних використано значення відносної похибки між значеннями достовірностей експериментальних та імітованих ДШ:

$$\delta_{p_d} = \frac{|p_d(\text{експеримент}) - p_d(\text{iмітація})|}{p_d(\text{експеримент})} \cdot 100\%, \quad (4.39)$$

де $p_d(\text{експеримент})$ - значення достовірності експериментального ДШ;
 $p_d(\text{iмітація})$ - значення достовірності імітованого ДШ.

Значення відносних похибок достовірностей в процентах наведено в табл.4.6.

Таблиця 4.6. Значення відносних похибок між достовірностями імітованими та експериментальними ДШ δ_{p_d} при різних ймовірностях помилки p_f

Метод опрацювання Достовірність	Синфазний	Компонентний
$p_f = 0.001$	Норма 2,7%	Норма 0,1%

Із обчислених даних достовірностей (табл.4.6) видно, що максимальне значення відносної похибки достовірностей експериментального і імітованого сигналу для норми становить 0,1-2,7%, а для патології – 0,1-6,5% при мінімальній ймовірності помилці $p_f = 0.001$, що свідчить про високу точність імітаційного відтворення експериментального ДШ. Даний факт є підставою для верифікації методу комп'ютерного імітаційного моделювання.

4.5. Інтерфейс програмного забезпечення комп'ютерної аускультивної діагностичної системи та результати його роботи

Враховуючи специфіку автоматизації опрацювання ДШ у комп'ютерних аускультивних діагностичних системах розроблено її алгоритм із ключовим інтерфейсом ПЗ, який забезпечує процес автоматизованого опрацювання ДШ (рис. 4.19).

Розроблений алгоритм комп'ютерної АДС забезпечує наступні функціональні можливості:

- кореляційне опрацювання ДШ;
- Фур'є опрацювання ДШ;
- Синфазне опрацювання ДШ;

- завантаження даних з бази даних комп'ютерної АДС;
- зміна параметрів області часового опрацювання ДШ;
- зміна параметрів частоти дискретизації та основного періоду ДШ;
- візуалізація результатів опрацювання на дисплеї користувача;
- інтелектуальний інтерфейс ПЗ.

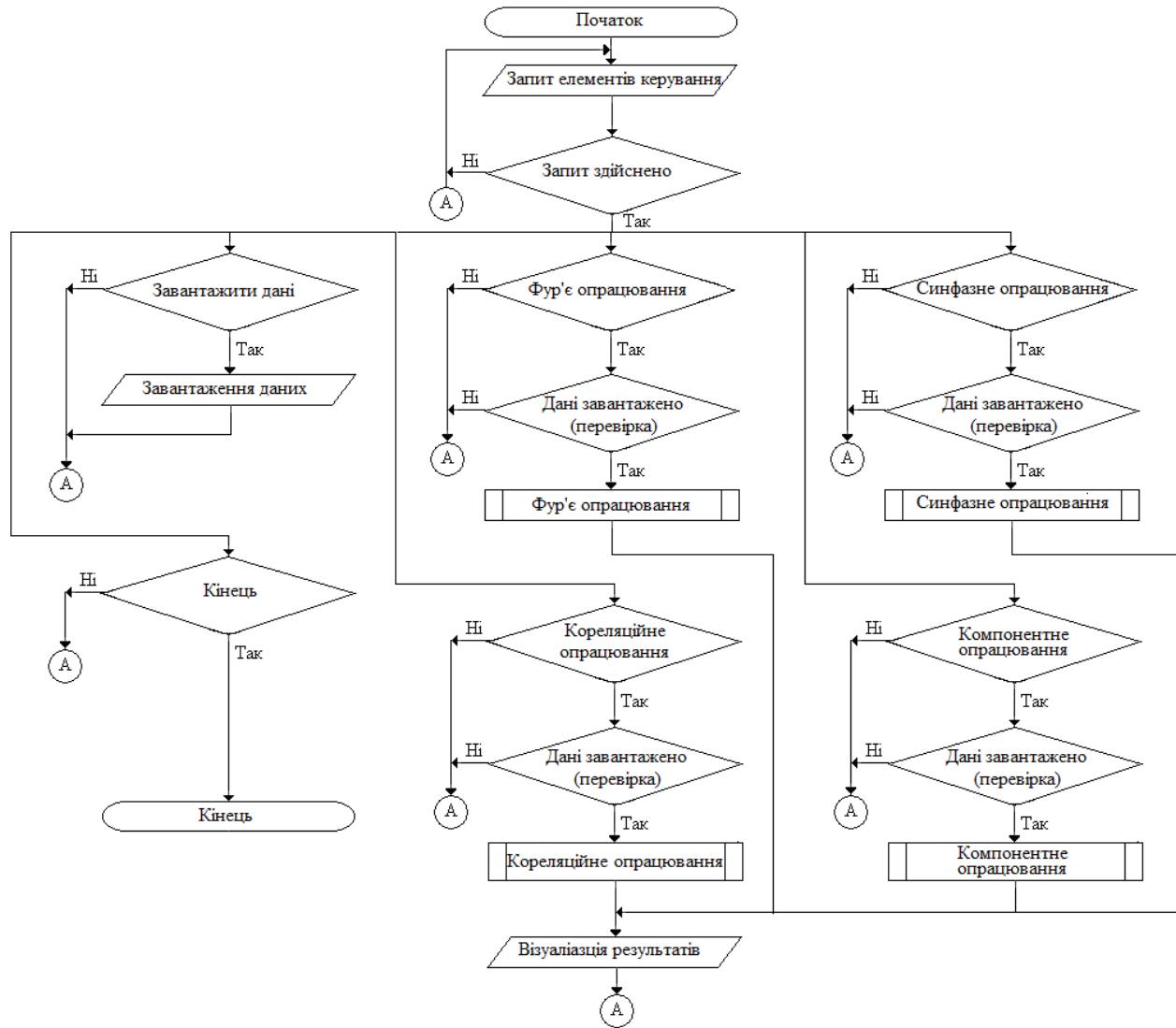


Рис. 4.19. Алгоритм комп'ютерної АДС для автоматичного опрацювання/аналізу ДШ

Базуючись на алгоритмі, який зображене рис. 4.19, розроблено програмне забезпечення, яке дає змогу автоматизовано опрацьовувати/аналізувати ДШ як стаціонарного процесу та процесу з періодичними статистичними характеристиками.

В алгоритмі кореляційне опрацювання/аналіз дає змогу відстежити динаміку змін сигналу в часі, що є важливим при відстеженні прояву різних патологій під час дихання, зокрема храпів, запалень, що проявляються низькочастотним коливанням.

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

Використовуючи програмний модуль GUIDE (призначено для розробки програмного забезпечення з графічним інтерфейсом), який є утилітою-інструментом програми MATLAB, розроблено програмне забезпечення комп'ютерної аускультивної діагностичної системи для автоматизованого опрацювання дихальних шумів з графічним інтерфейсом користувача. Інтерфейс програмного забезпечення зображене на рис. 4.20.

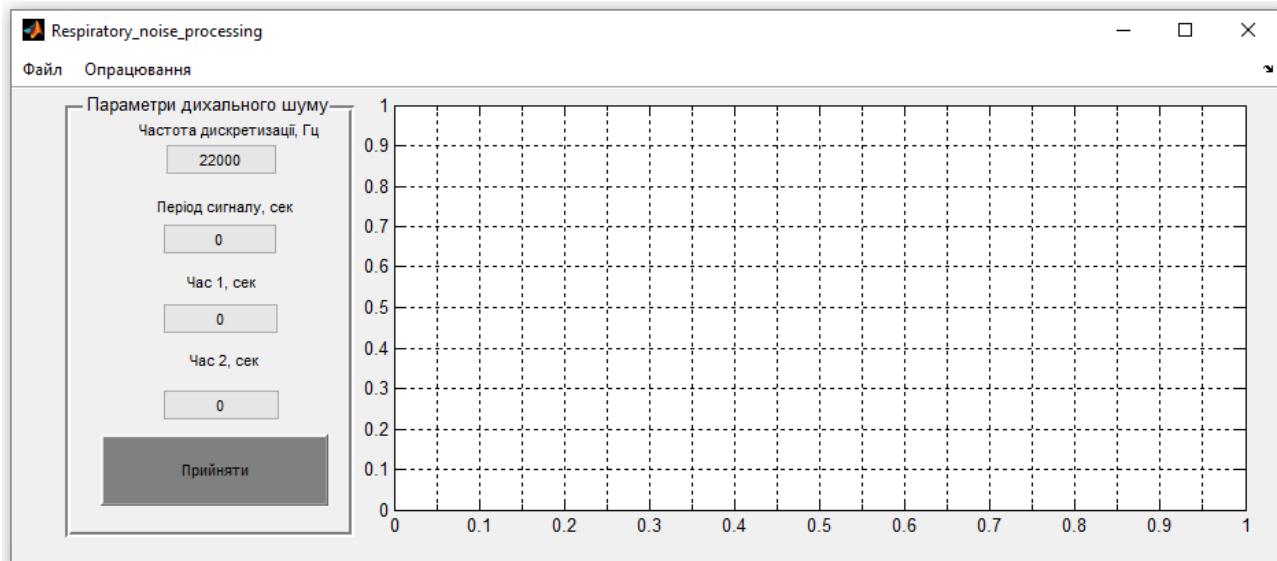


Рис.4.20. Інтерфейс програмного забезпечення комп'ютерної аускультивної діагностичної системи (розробник – Хвостівський М.О.)

Меню опрацювання програмного забезпечення комп'ютерної АДС зображене на рис.4.21, де передбачено процедури кореляційного, Фур'є, синфазного та компонентного опрацювання ДШ.

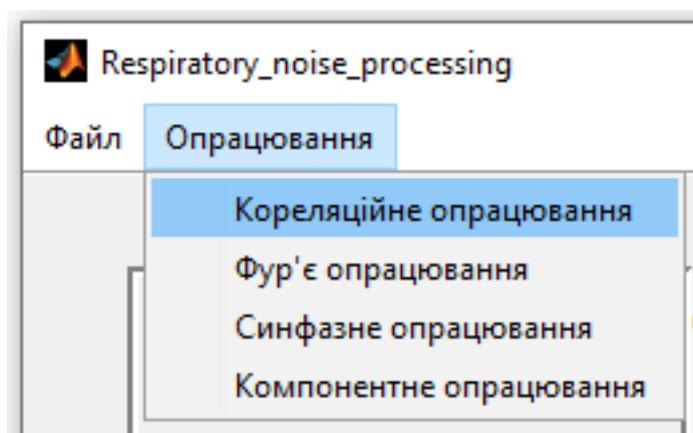
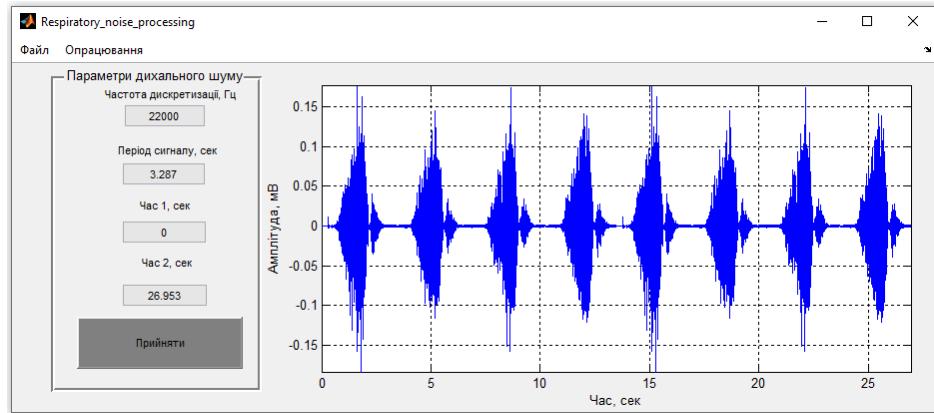
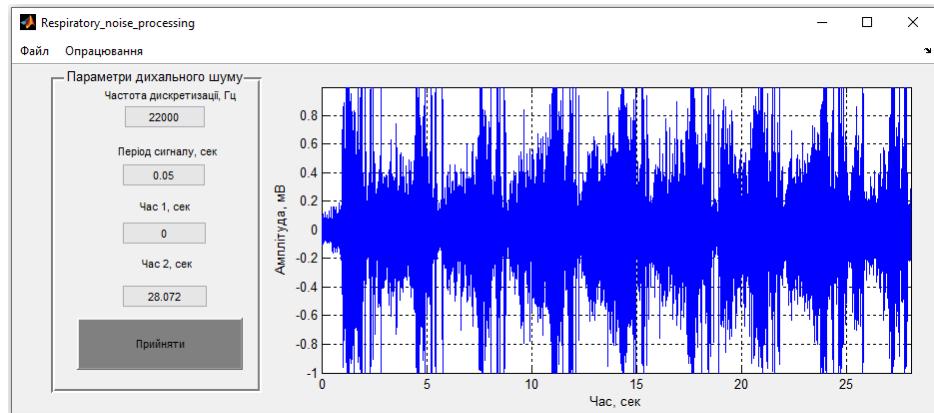


Рис.4.21. Меню програмного забезпечення комп'ютерної АДС

Результат завантаження даних ДШ із його параметрами зображене на 4.22.



(норма)



(патологія)

Рис. 4.22. Завантажені дані ДШ пацієнтів різних станів

Приклад виділеного часового діапазону ДШ пацієнта в стані норми зображене на рис.4.23. Область візуалізації ДШ та його опрацювання можна задати довільною в залежності від поставлених задач діагностики.

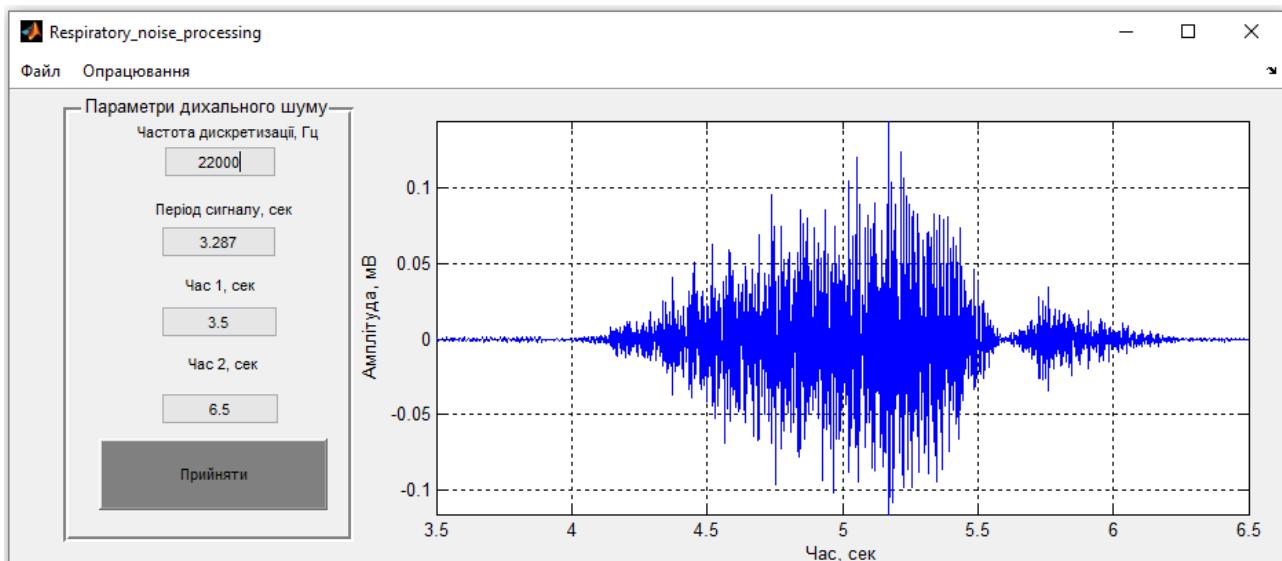


Рис. 4.23. Виділений фрагмент ДШ в межах часового інтервалу від 3.5 сек до 6.5 сек (норма)

Після завантаження даних ДШ необхідно обрати метод опрацювання в меню, яке зображене на рис.4.21.

Результат Фур'є опрацювання ДШ обраного часового діапазону зображене на рис.4.24.

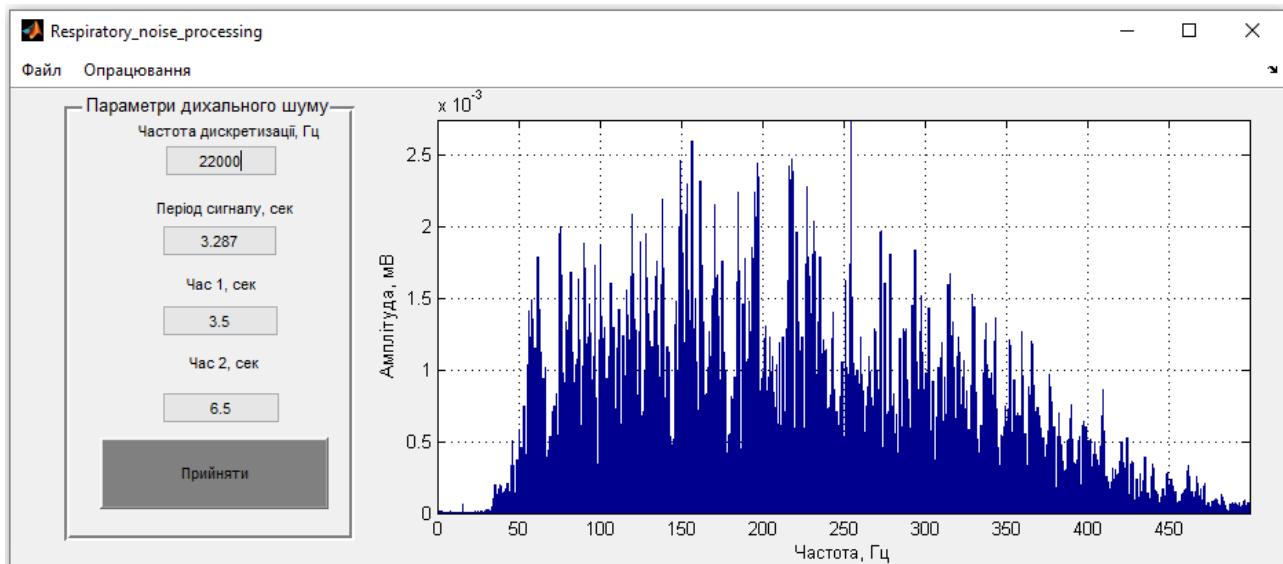


Рис. 4.24. Фур'є опрацювання ДШ в межах часового інтервалу від 3.5 сек до 6.5 сек (норма)

Результат кореляційного опрацювання ДШ в межах видленого фрагменту зображене на рис. 4.25, який є цінним при виявленні гармонічних складових у сигналі, які характерними при різному роді патологічних змін.

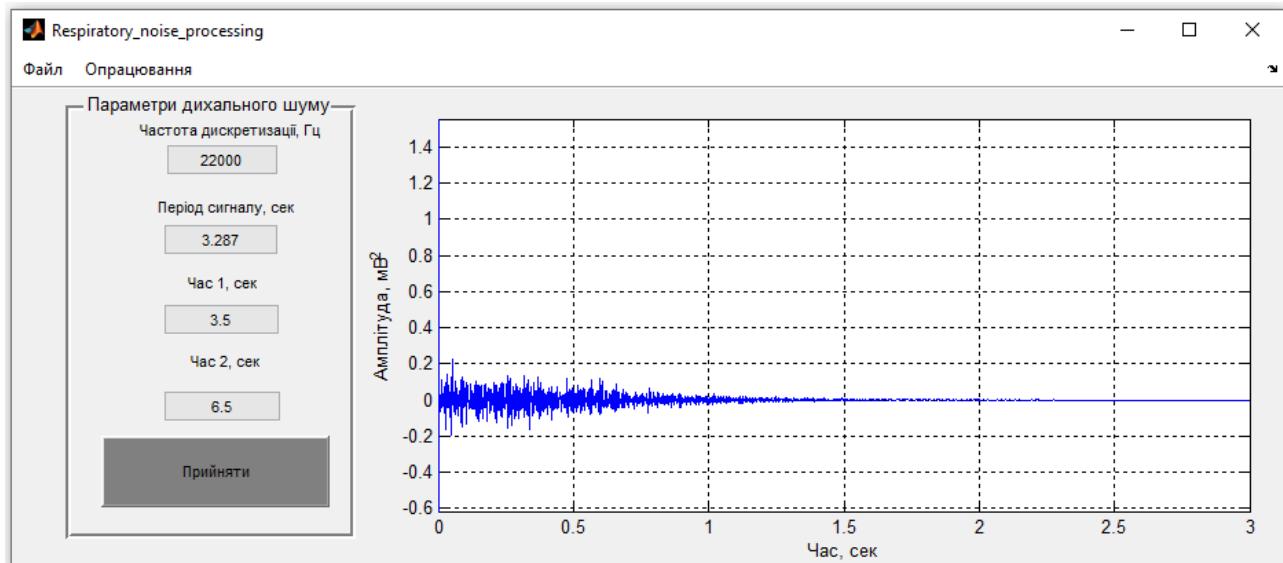


Рис. 4.25. Результат кореляційного опрацювання ДШ в межах часового інтервалу від 3.5 сек до 6.5 сек (норма)

Ввівши почергово параметр періоду (0.03 сек, 0.04 сек, 0.05 сек) опрацьовано синфазним методом фрагмент ДШ, результати яких зображене на рис.4.26-4.28.

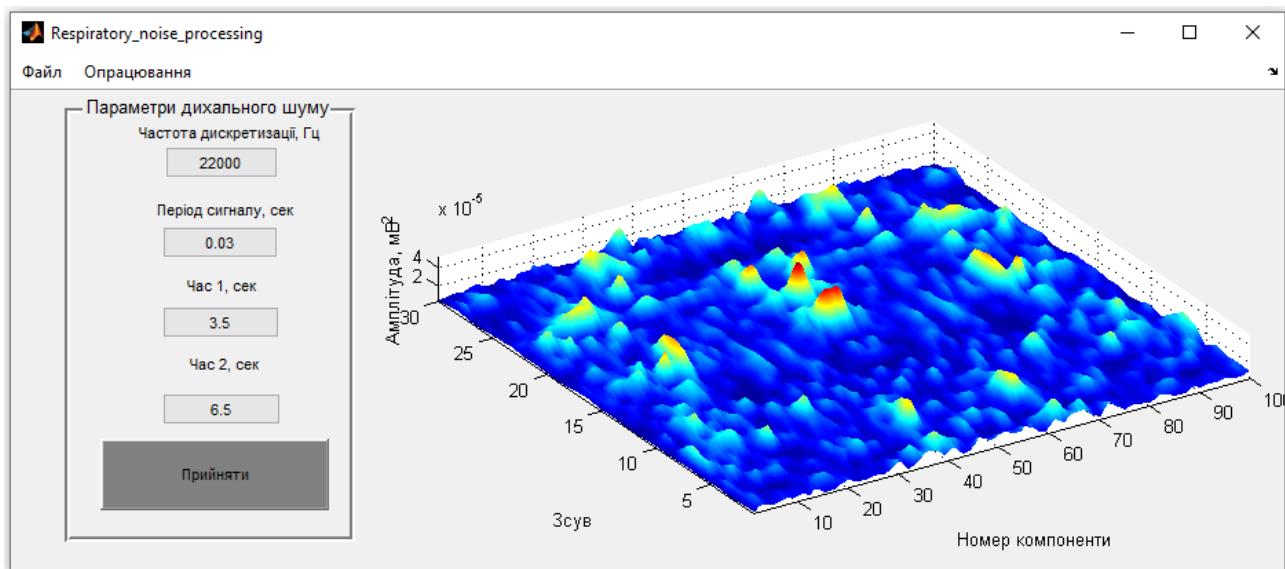


Рис. 4.26. Синфазне опрацювання фрагменту ДШ ($T=0,03$ сек) (норма)

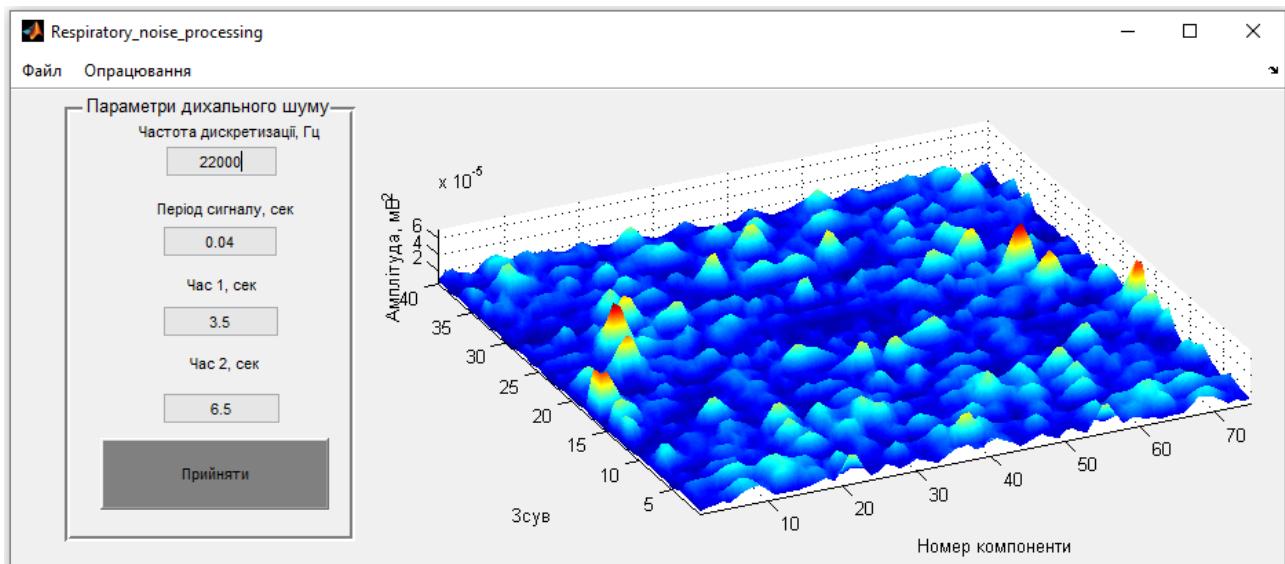


Рис. 4.27. Синфазне опрацювання фрагменту ДШ ($T=0,04$ сек) (норма)

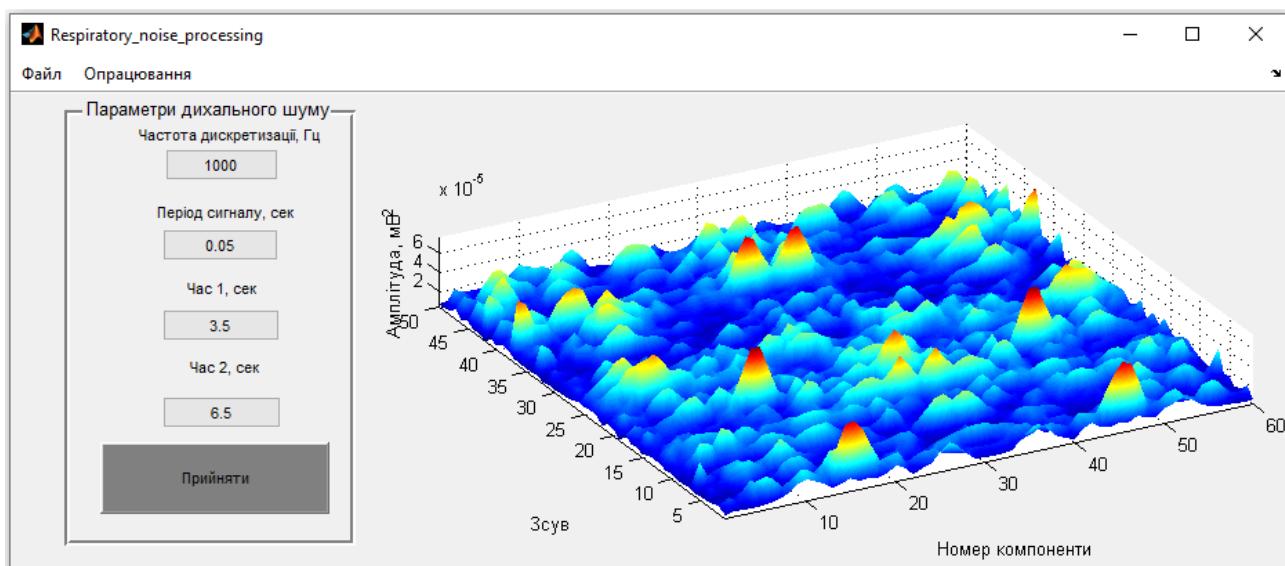


Рис. 4.28. Синфазне опрацювання фрагменту ДШ ($T=0,05$ сек) (норма)

На рис.4.29 зображене результат компонентного опрацювання ДШ обраного часового діапазону.

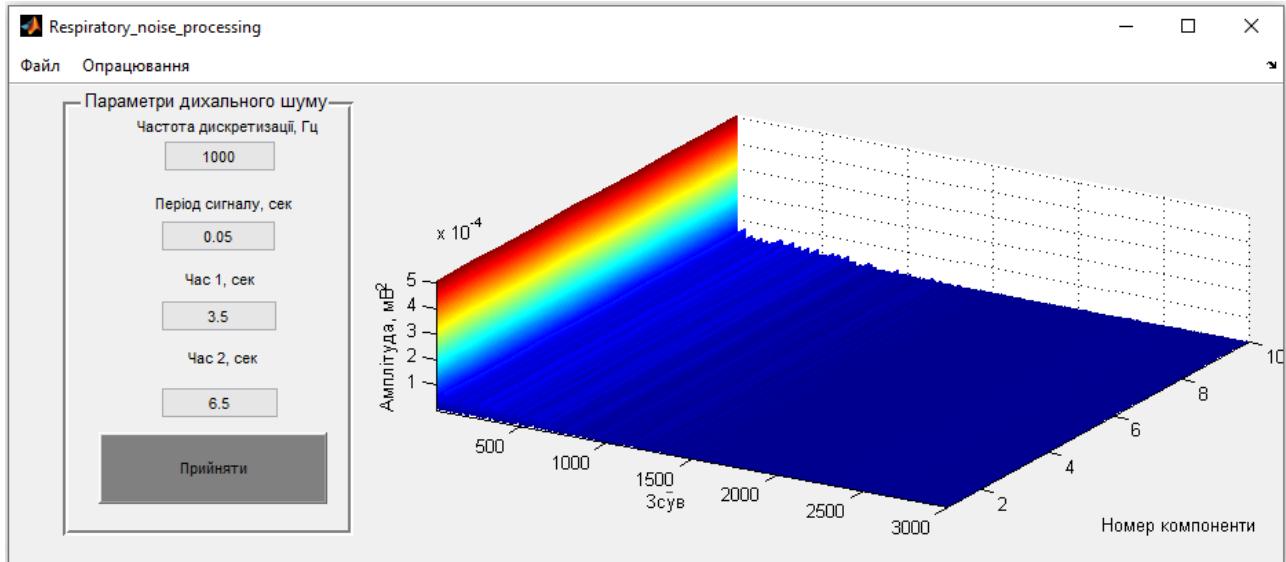


Рис. 4.29. Компонентне опрацювання фрагменту ДШ в межах часового інтервалу від 3.5 сек до 6.5 сек (норма)

Результати синфазного та компонентного опрацювання забезпечують відображення потужності кореляційних значень ДШ при різних фазо-часових параметрах, що забезпечує в процесі діагностики стану легень людини визначення чітко локалізованих патологічних ознак в 3D часовому діапазоні. Такий результат значно розширює можливості відомих комп'ютерних аускультивних діагностичних систем і дає цінну інформацію про фазо-часові зміни потужності ДШ як результати оцінки роботи легеневої системи людини в 3D просторі.

Опрацьовано другий фрагмент ДШ пацієнта в стані патології, який зображене на рис. 4.30. Результат Фур'є опрацювання фрагменту ДШ наведено на рис. 4.31.

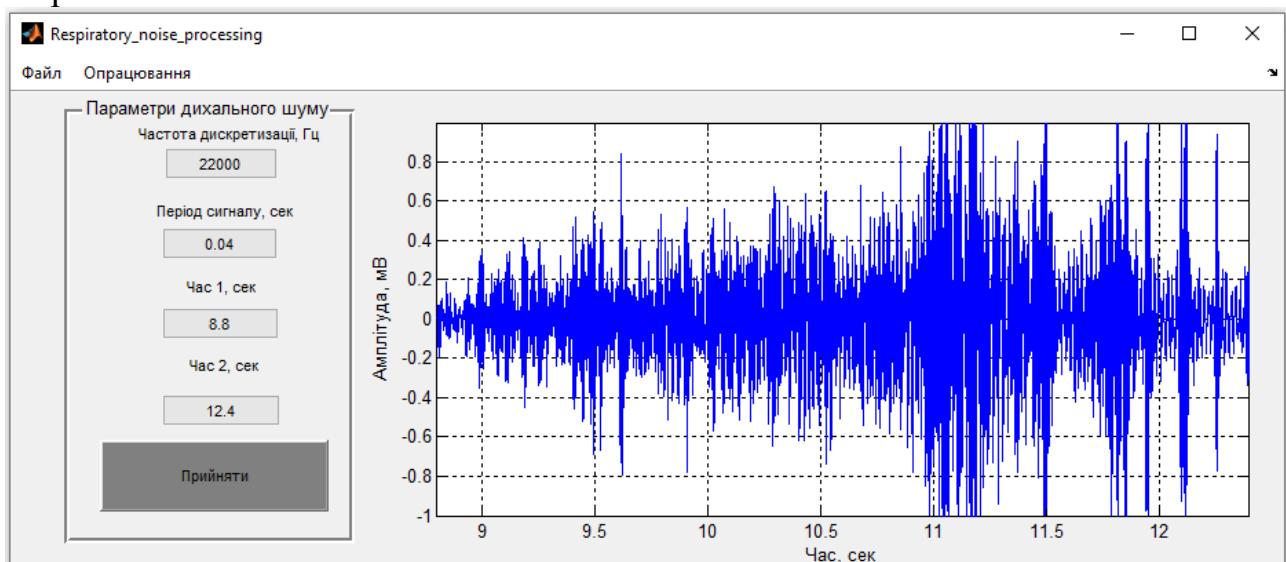


Рис. 4.30. Виділений фрагмент ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія)

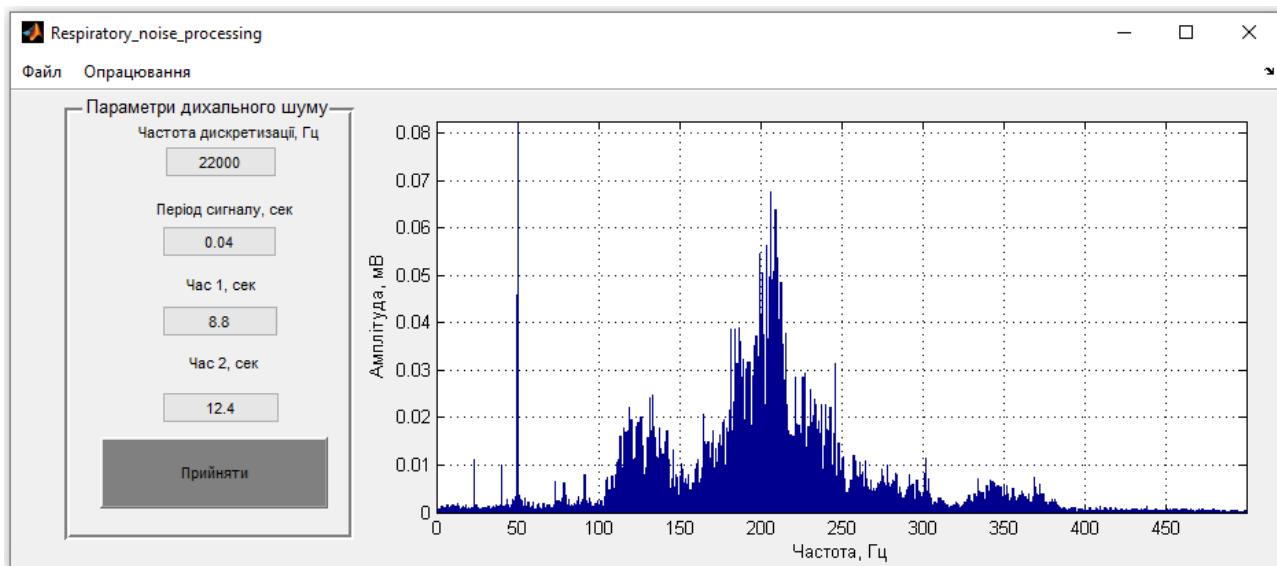


Рис. 4.31. Фур'є опрацювання фрагменту ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія)

Результат по локалізації гармонік майже ідентичний як у ДШ в стані норми, проте змінна значень потужності та появі додаткових піків вказує на патологічні прояви у функціонуванні легень людини.

Кореляційне опрацювання фрагменту ДШ (патологія) зображене на рис. 4.32, забезпечує дослідження динаміки зміни значень сигналу в часі, зокрема міру їх подібності, що є цінним при відстеженні раптових змін у функціонуванні легень дихання. Таке виявлення є цінним, оскільки передбачає дослідження будь-яких потужнісно-фазових змін при кожному наступному вдиху/видиху.

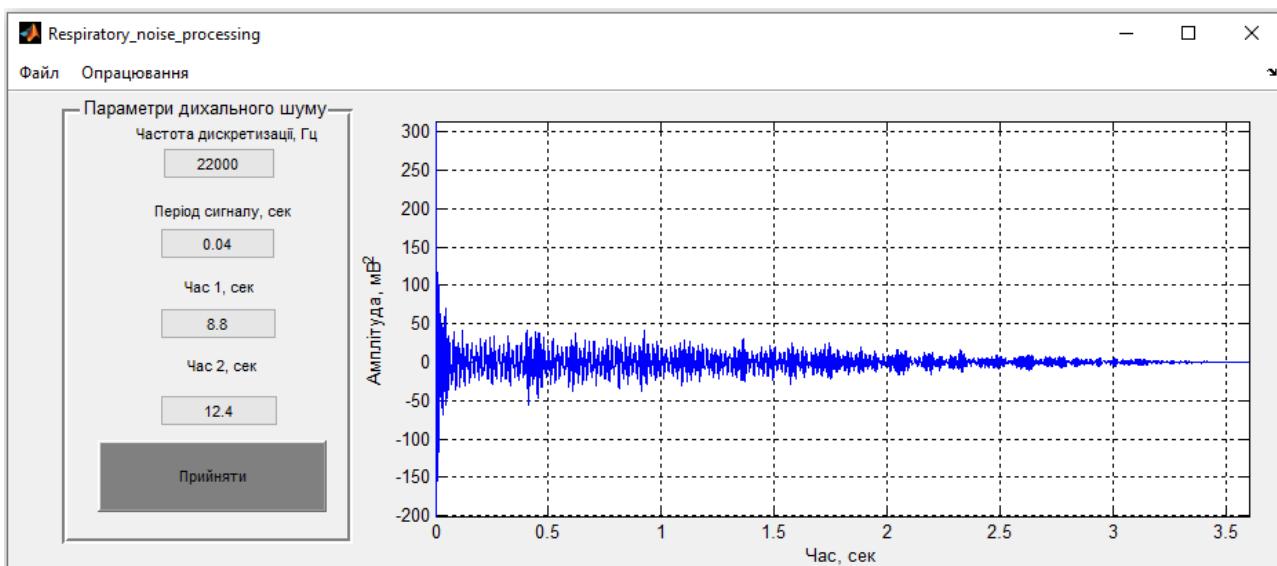


Рис. 4.32. Кореляційне опрацювання фрагменту ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія)

Результат кореляційного опрацювання фрагменту ДШ людини в стані патології за часом затухання є ідентичним сигналу норми, через однотипність

методики медичного обстеження, проте залежність значенням різиться в часі, що вказує на прояв патології (зміни у стані легень).

Результати синфазного опрацювання фрагментів ДШ пацієнта в стані патології при різних значенням його періоду (0.03 сек, 0.04 сек, 0.05 сек) наведено на рис.4.33-4.35.

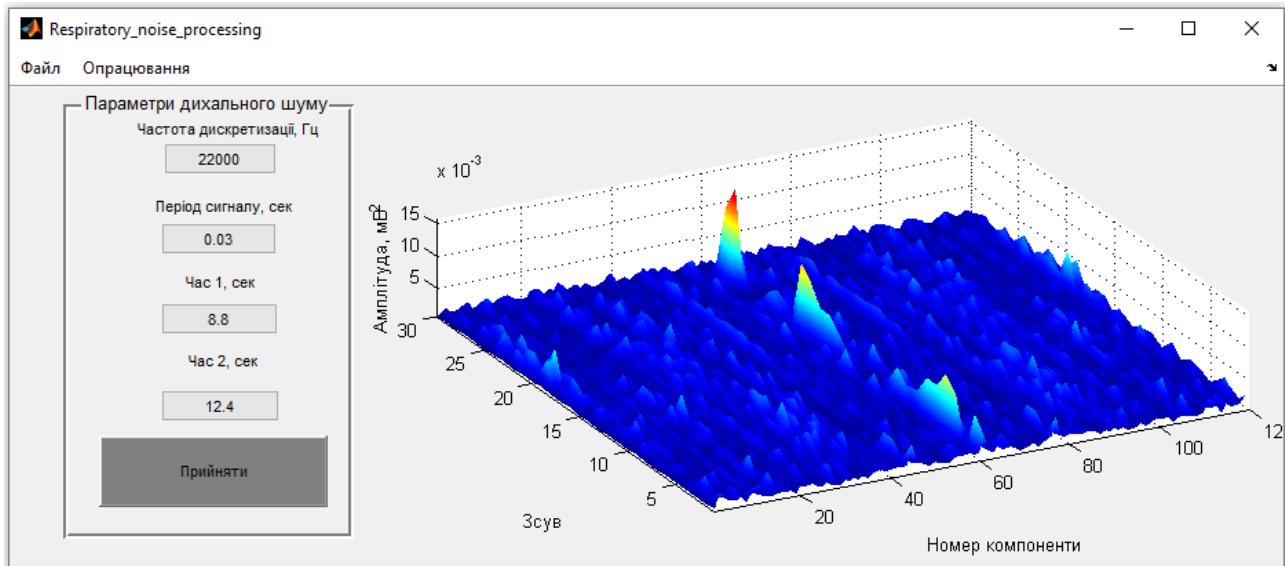


Рис. 4.33. Синфазне опрацювання фрагменту ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія) при $T=0,03$ (патологія)

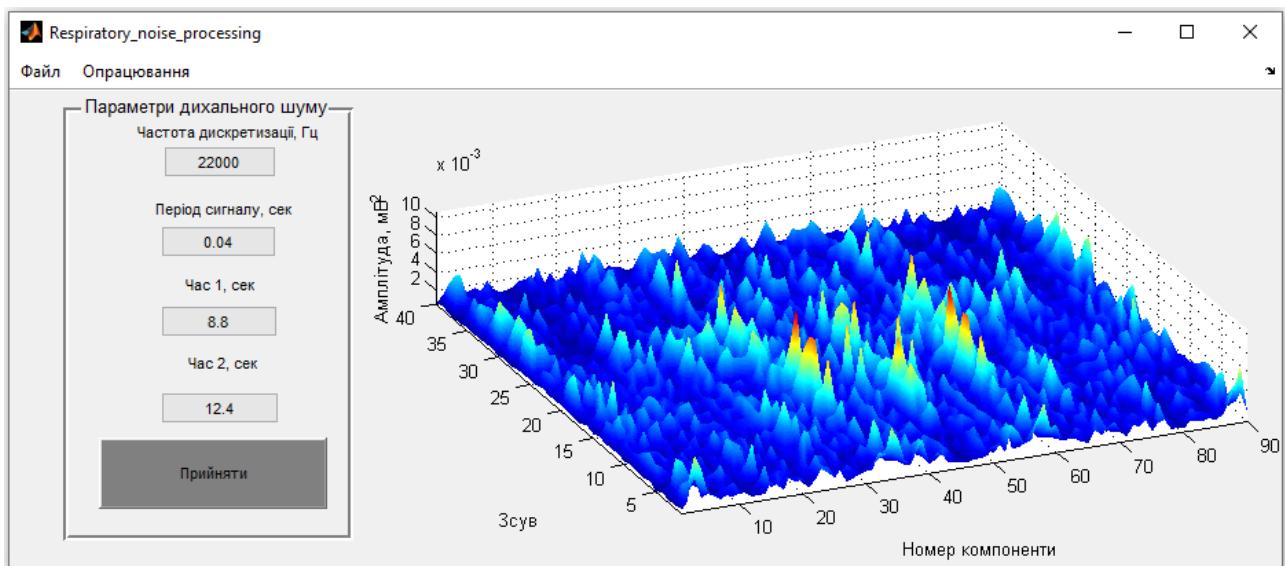


Рис. 4.34. Синфазне опрацювання фрагменту ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія) при $T=0,04$ (патологія)

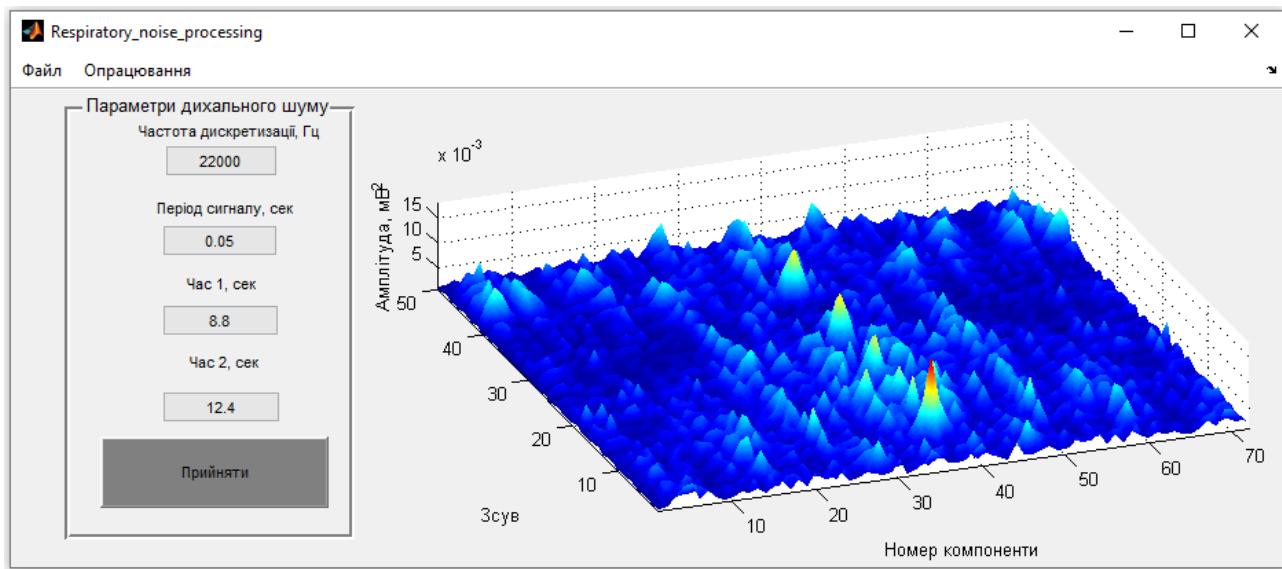


Рис. 4.35. Синфазне опрацювання ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія) при $T=0.05$ (патологія)

На рис.4.36 зображене результат компонентного опрацювання ДШ пацієнта в стані патології в межах обраного часового діапазону.

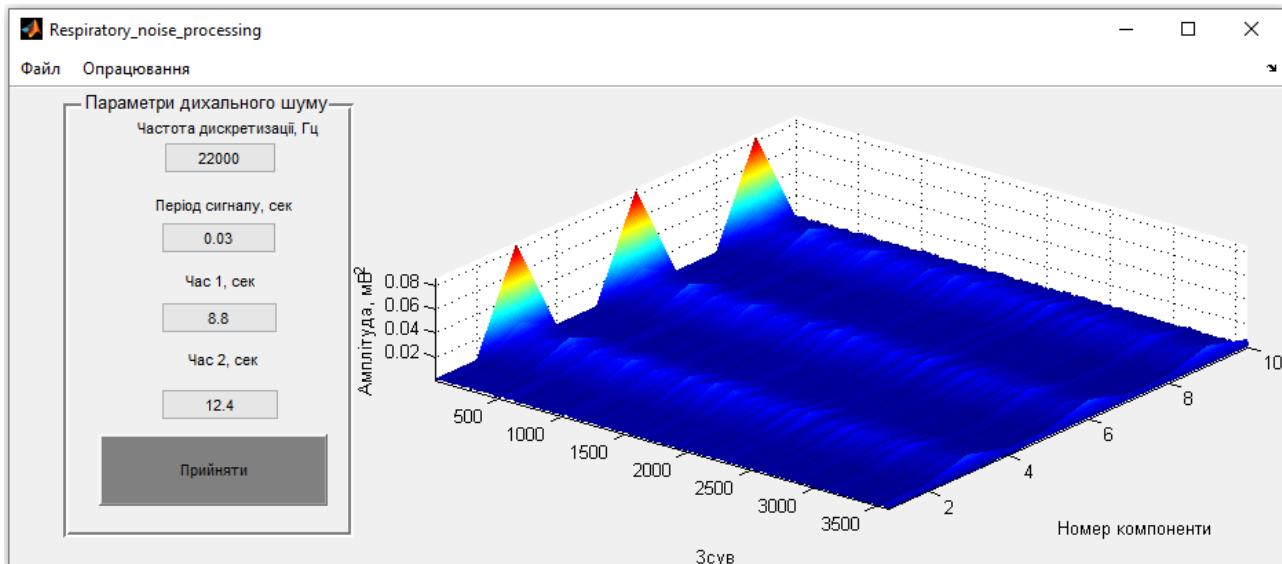


Рис. 4.36. Компонентне опрацювання фрагменту ДШ в межах часового інтервалу від 8.8 сек до 12.4 сек (патологія)

Отримані значення кореляційних компонент фрагментів ДШ пацієнта з патологією по відношенню до ДШ пацієнта в нормі різняться при синфазному та компонентному опрацюванню за значеннями потужності та місцем їх 3D локалізації, що вказує на відмінність у станах легеневої системи людей. Ці показники підтверджено додатково за даними кореляційного та Фур'є опрацювання.

В подальшому наведено результати опрацювання усієї (суцільної, а не виділених фрагментів) реалізації дихальних шумів як періодичних (повторних, циклічних) для пацієнтів з різними станами.

Результати синфазного опрацювання усієї реалізації ДШ пацієнта в стані норми із використанням розробленого програмного забезпечення зображені на рис.4.37, а результати компонентного опрацювання – на рис.4.38.

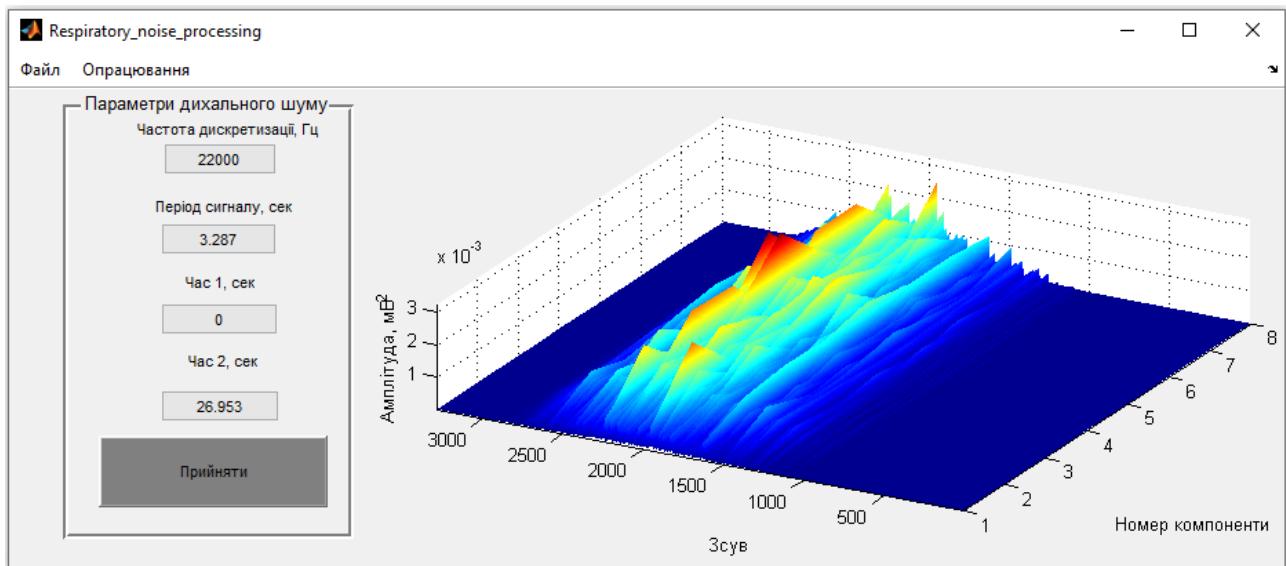


Рис.4.37. Результати синфазного опрацювання усієї реалізації ДШ (норма)

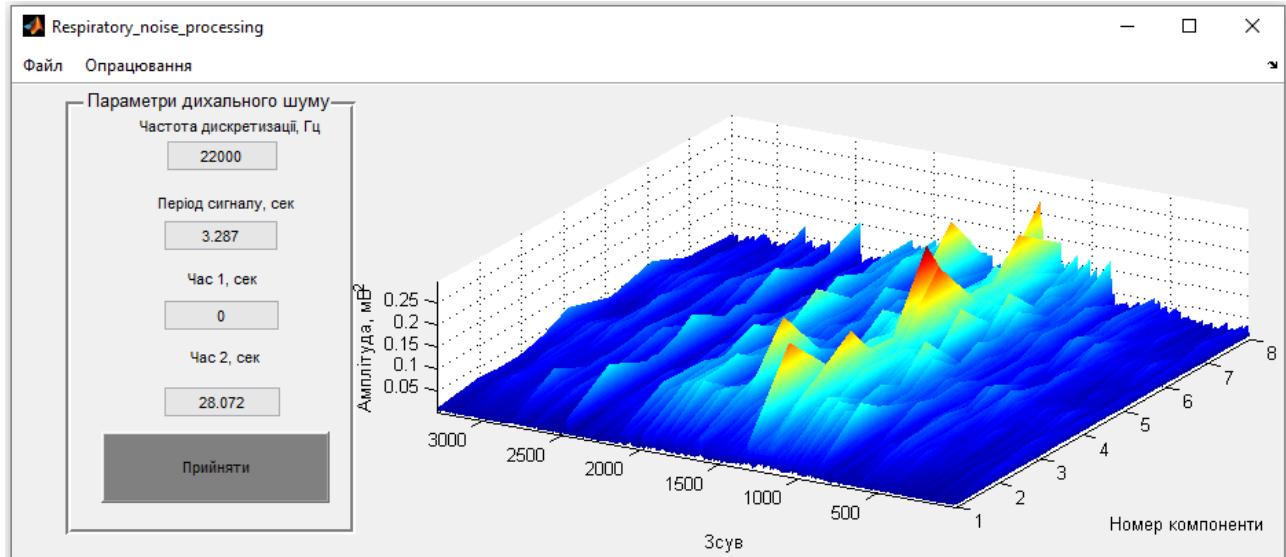


Рис.4.38. Результати синфазного опрацювання усієї реалізації ДШ (патологія)

При аналізі результатів опрацювання усієї реалізації ДШ (не виділеного фрагменту ДШ) встановлено, що для пацієнта в стані норми зона локалізації 3D компонент є меншою, а у випадку зона локалізації компонент є більшою із наявністю пилоподібної складової. Така різниця 3D компонент (зміна значень, структури, зона локалізації) чітко вказує на відмінності у станах пацієнтів і слугує індикатором стану дихальної системи людини.

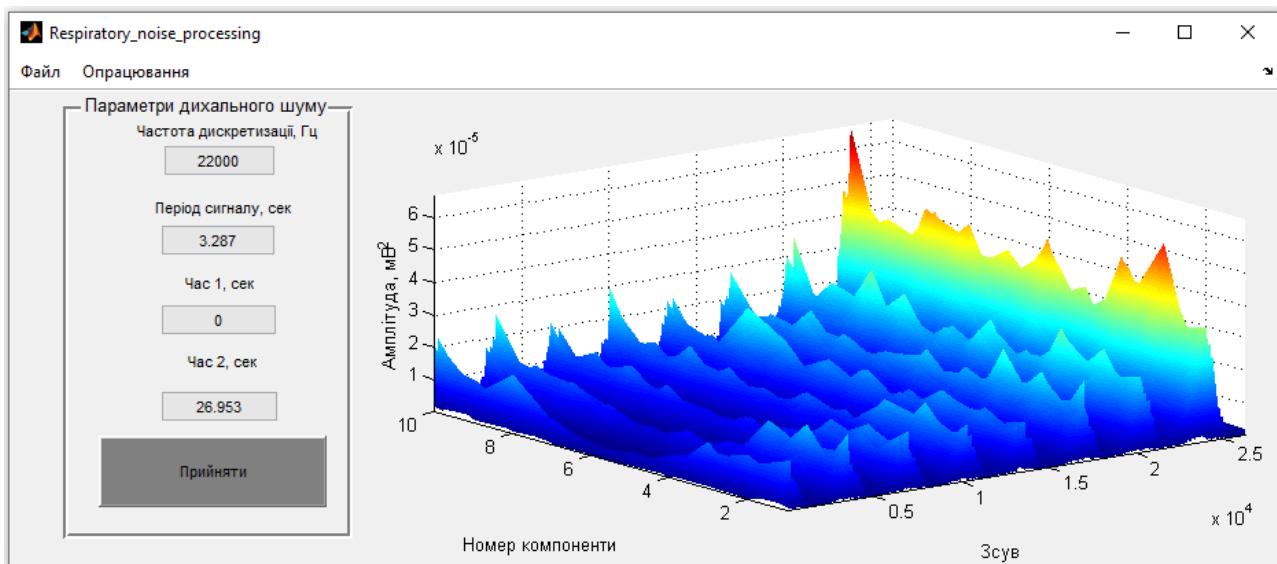


Рис.4.39. Результати компонентного опрацювання усієї реалізації ДШ (норма)

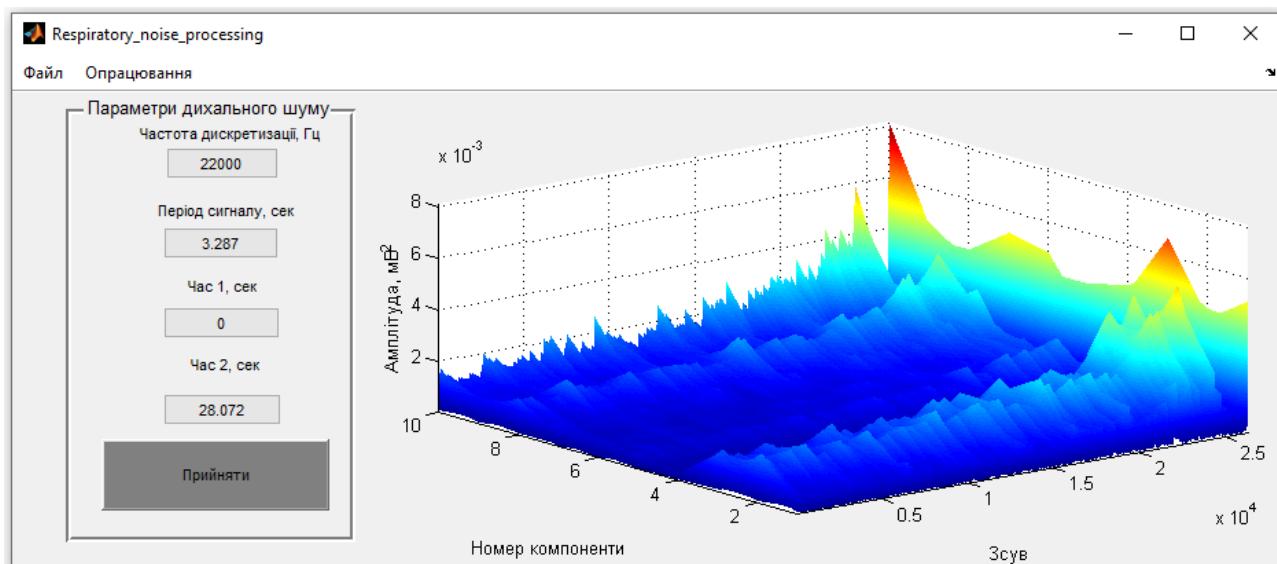


Рис.4.40. Результати компонентного опрацювання усієї реалізації ДШ (патологія)

Результати компонентного опрацювання ДШ також вказує на деяку подібність 3D компонент, проте присутні зміни, які вказують на різницю у різних станах дихальної системи пацієнтів.

Отже, розроблене програмне забезпечення для комп'ютерних аускультивних діагностичних систем забезпечує процес обчислення діагностичних показників стану у вигляді кореляційних компонент як ново-інформативних діагностичних ознак, які кількісно відображають стан легень людини в 3D-форматі і тим самим розширяють можливості діагностики стану дихальної системи людини.

4.6. Висновки до розділу 4

Наведено результати опрацювання дихального шуму на базі його математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу

синфазним та компонентним методами. Застосування цих методів дали змогу розширити можливість діагностики стану дихальної системи людини шляхом впровадження в область аускультації нового класу інформативно-інваріантних ознак – кореляційні компоненти, котрі відповідають функціональному стану дихальної системи (норма або патологія).

Використовуючи статистичний критерій прийняття рішення Неймана-Пірсона отримано вирази для числення оцінки достовірності кореляційних компонент, в основі якого лежать гіпотези розрізнення між стаціонарністю та нестаціонарністю дихального шуму. Результати оцінювання достовірності підтвердили адекватність використання кореляційних компонент дихального шуму як інваріантно-інформативних ознак, за допомогою яких можна з високою достовірністю 0,989-0,999 оцінити стан дихальної системи.

Розроблено метод (алгоритм і програма) комп'ютерного імітаційного моделювання дихального шуму з метою тестування обґрунтованих у розділі 3 методів статистичного аналізу. Проведено дослідження ймовірнісних характеристик розробленої комп'ютерної імітаційної моделі, що дало змогу підтвердити відповідність комп'ютерної імітаційної моделі обґрунтованій у розділі 2 математичній моделі дихального шуму із точністю 0.1-6.5% при заданій ймовірності помилки 0,001.

В середовищі MATLAB утиліти GUIDE розроблено програмне забезпечення комп'ютерної аускультивної діагностичної системи із графічним інтерфейсом, яке забезпечує автоматизований процес опрацювання дихальних шумів та формує їх результат у вигляді амплітудних спектрів, розподілу потужності та кореляційних компонент як показників стану дихальної системи людини.

ВИСНОВКИ

У монографії розв'язано актуальну наукову задачу, яка полягає в обґрунтуванні математичної моделі дихального шуму та розробці на її основі методів, алгоритмів і програмного забезпечення його опрацювання у комп'ютерних аускультивних діагностичних системах. При цьому отримано такі результати:

1. У результаті проведеного порівняльного аналізу відомих математичних моделей дихального шуму встановлено, що відомі математичні моделі не враховують у своїй структурі статистичну взаємопов'язаність між різними дихальними актами (циклами) дихального шуму однієї і тієї ж серії спостережень та мають обмежені можливості щодо застосування їх для задач оперативного виявлення змін у функціонуванні респіраторного тракту.

2. Вперше обґрунтовано математичну модель дихального шуму у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка, на відміну від відомих, дає змогу врахувати у своїй структурі періодичність та випадковість дихальних циклів.

3. Удосконалено методи статистичного опрацювання дихального шуму з використанням формалізованої і автоматизованої процедури, які дають змогу оцінити стан дихальної системи, зокрема її стан на ранній стадії захворювання.

4. Установлено, що обчислені значення кореляційних компонент за допомогою синфазного та компонентного методів є характеристиками інформативних ознак дихального шуму із достовірністю їх оцінювання 0,973-0,999 (для нестационарної моделі) та 0,78-0,86 (для стационарної моделі) при заданій ймовірності помилки 0.001 та характеризують функціональний стан дихальної системи людини.

5. В середовищі MATLAB утиліти GUIDE розроблено програмне забезпечення комп'ютерної аускультивної діагностичної системи із графічним інтерфейсом для автоматизованого опрацювання дихальних шумів та формування результату опрацювання у вигляді амплітудних спектрів, розподілу потужності та кореляційних компонент як показників стану дихальної системи людини.

6. Розроблено комп'ютерну імітаційну модель дихального шуму на базі удосконаленої математичної моделі для потреб верифікації і тестування розроблених методів опрацювання дихальних шумів.

ДОДАТКИ

Додаток А

Аускультація та дихальні шуми. Класифікація дихальних шумів

Протягом майже 200 років метод аускультації займає основне місце у клінічній діагностиці захворювань органів дихання та серцево-судинної системи та з високою ймовірністю дозволяє проводити діагностику та диференціальну діагностику багатьох захворювань до теперішнього часу. Розроблений та описаний у 1819 р. Рене Лаеннеком (Rene Theophile Hyacinthe Laennec) метод аускультації став свого часу інноваційним проривом у клінічному обстеженні пацієнта та розділив усю історію медицини на два етапи: до появи аускультації та після.

Просуванням даного методу в широку клінічну практику сповільнювалося колосальним опором тогочасного медичного співтовариства, а методи перкусії та аускультації вважалися шарлатанськими. Такий опір важко пояснити, адже вища освіта на той час, тим більше медична, мала на увазі вільне володіння декількома іноземними мовами, тому проблем у ознайомленні зі світовою літературою в оригіналі тоді не було.

До середини минулого століття термінологія дихальних шумів, запропонована Р. Лаеннеком, практично не зазнавала змін, що було неможливо до розробки методів аналогової електроніки. У 1960-ті роки P.Forgacs використовував мікрофони, підсилювачі, осцилографи, магнітофони і провів один із перших вимірювань звуків, що виникають при диханні. Його монографія Lung Sounds, як і раніше, є базою для розуміння номенклатури дихальних звуків.

Надалі за допомогою сучасних методів цифрового опрацювання сигналів всіх звуків, що виникають при диханні, були проаналізовані за частотою, амплітудою та тривалістю. Провідне значення відведено тривалості шуму. В результаті впровадження нової класифікації додаткові шуми розділили на короткочасні (тривалістю менше 250 мс) та тривалі (довше 250 мс). Наприклад, термін crackles («потріскування» або «вологі хрипи») став універсальним для позначення короткочасних додаткових шумів, замінивши синоніми (rales, crepitations), які раніше існували у французькій та англійській мовах. У свою чергу, вологі хрипи розділили на більш високочастотні звуки (fine crackles – дрібнопухирчасті вологі хрипи) та менш частотні (coarse crackles – великопухирчасті вологі хрипи). Сам термін crackles у сучасному розумінні вперше застосували Robertson та Coope ще у 1957 р..

Останній аналіз номенклатури дихальних шумів обговорювався на Конгресі Європейського респіраторного товариства у 2015 р. в Амстердамі та опубліковано Hans Pasterkamp та співавт. в European Respiratory Journal у 2016 р. У провідних підручниках з клінічного обстеження пацієнта в усьому світі (у нашій інтерпретації – пропедевтиці) – Guide to Physical Examination and History Taking, Macleod's Clinical Examination та інших. – описується та сама система аускультації.

За сучасними уявленнями, звукові феномени головним чином виникають у горяні та трахеї в результаті турбулентного руху повітря і залежно від стану легеневої тканини та кістково-м'язового каркаса грудної клітини різною мірою передаються на грудну клітину в місце розташування стетоскопа. Ці звуки формують основні дихальні шуми, або, як їх називають, типи дихання. Основні дихальні шуми присутні завжди і за різної патології респіраторної системи або органів грудної клітки можуть змінювати свої характеристики. З іншого боку, зазвичай за наявності патології звуки можуть утворюватися в інших ділянках респіраторного тракту, і навіть у результаті турбулентного руху повітря. Ці звуки вислуховуються і натомість основних дихальних шумів є названими додатковими. У нормі та при патології мають місце різні типи дихання (табл. А.1).

Таблиця А.1. Типи дихання при аускультація легень (основні дихальні шуми) [107]

Типи дихання в нормі	Типи дихання в патології
Везикулярне	Ослаблення везикулярне
Трахеальне (фізіологічне бронхіальне)	Бронхіальне
Бронховезикулярне	Бронховезикулярне дихання з подовженим видихом
	Відсутність дихання

Головним критерієм відмінності різних типів дихання є різниця тривалості вдиху та видиху (рис. А.1).

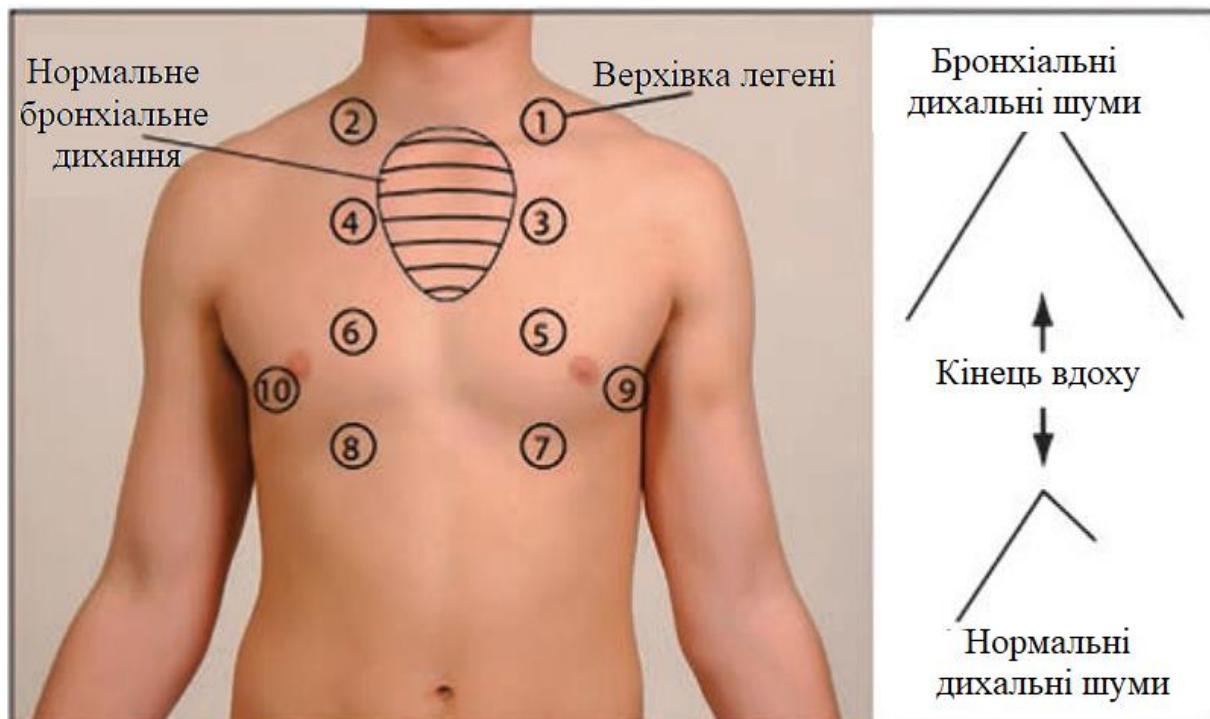


Рис.А.1. Локалізація везикулярного (нормального) дихання і фізіологічного бронхіального дихання на передній частині грудної клітки здорового пацієнта (Gleadle J.) [107]

Аналіз аускультації легень полягає у вирішенні трьох послідовних питань:

- який тип дихання (порівняти тривалість фаз вдиху та видиху);
- чи є додаткові дихальні шуми;
- у яку фазу дихального циклу (вдих, видих) вислуховуються ці додаткові шуми.

Групи дихальних (респіраторних) шумів:

- Основні дихальні шуми (типи дихання);
- Додаткові дихальні шуми.

Везикулярне дихання вислуховується над певними ділянками здорових легень (у деяких країнах його називають нормальним) (рис. А.1). У вітчизняній літературі везикулярне дихання пояснюється коливанням стінок альвеол при диханні і наявності в них повітря. Це пояснення суперечить механізмам виникнення звуку. Звук формується в результаті турбулентного руху повітря і тільки при русі повітря через прохідні повітряноті шляхи як в один, так і в інший бік. У разі закриття одного з просвітів дихальної трубки (формування замкнутого простору) зникає турбулентний рух та звук відсутній.

Саме в альвеолах утворюється замкнений простір, де рух повітря має бути настільки мінімальним, практично нульовим, щоб забезпечити можливість газообміну між повітрям, що вдихається, і кров'ю і назад. Логічно, що у місці відсутності руху повітря звук може формуватися.

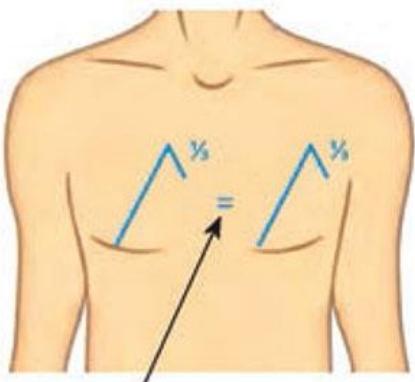
При везикулярному диханні видих становить 1/3 від вдиху чи видих не вислуховується зовсім, що залежить від глибини дихання і переважно стану структур грудної клітини. Фаза видиху може не вислуховуватися у дітей старшого віку, дорослих та при хорошому розвитку м'язового каркасу грудної клітки. В одного й того ж пацієнта везикулярне дихання в нормі може дещо посилюватися при фізичному навантаженні, а в дітей віком раннього віку – при плачі. Фізіологічне ослаблення везикулярного дихання спостерігається під час сну.

Діагностичні ознаки везикулярного дихання (рис. А.2):

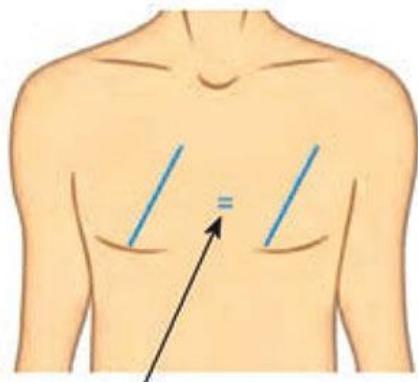
- співвідношення тривалості вдиху та видиху 3:1 або 3:0;
- між вдихом та видихом не має пауз;
- Вислуховується однаково над симетричними ділянками грудної клітки;
- Вислуховується над здорововою легеневою тканиною.

Бронхіальний тип дихання поділяється на фізіологічне (трахеальне) та патологічне. Бронхіальне дихання утворюється при проходженні повітря через ковтку, голосову щілину та надгортаний простір.

Трахеальне дихання (фізіологічне бронхіальне) вислуховується в нормі у здорових осіб над гортанню, рукояткою грудини та ззаду паравертебрально до рівня 3-4 грудних хребців (рис. 3А).



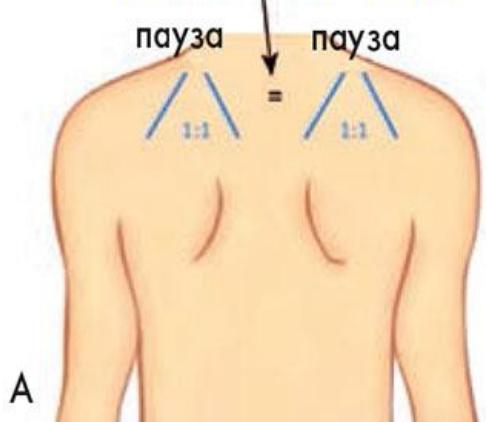
Звук вислуховування є одинаковий над симетричними зонами обох легень.
Вислуховується вдихання і 1/3 видиху



Варіант везикулярного дихання, коли вислуховується лише вдихання

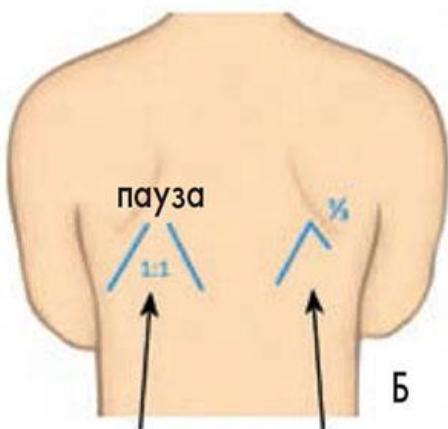
Рис.А.2. Схематичне зображення везикулярного дихання [107]

**Звук вислуховування
одинаковий над симетричними
зонами обох легень**



А

Бронхіальне патологічне
дихання (наприклад
лівостороння нижньодольова
пневмонія)



Б

Везикулярне дихання
над здорововою легеню

Рис.А.3. Схематичне зображення бронхіального дихання [107]:
бронхіальне фізіологічне дихання (трахеальне) (А);
патологічне бронхіальне дихання (Б)

Діагностичні ознаки бронхіального дихання:

- співвідношення тривалості вдиху та видиху 1:1;
- між фазою вдиху та видиху обов'язково є беззвукна пауза;
- у нормі вислуховується лише у певних місцях (над рукояткою грудини та ззаду паравертебрально до рівня 3-4 грудних хребців).

Бронхіальне дихання є патологічним, якщо воно вислуховується над будь-якою ділянкою грудної клітки, крім встановлених у нормі. Патологічне

бронхіальне дихання спостерігається при пайовій пневмонії, рідше – при масивному фіброзі легені. Для формування бронхіального дихання необхідно, щоб звук, що виник у гортані, проходив через великий бронх і передавався на велику ділянку щільної тканини (як мінімум частка легені). У літературі для усунення термінологічної плутанини фізіологічне бронхіальне дихання називається трахеальним, а «бронхіальне» дихання розрінюється як патологічне.

Між фазою вдиху та видиху завжди вислуховується пауза.

Умови, необхідні для формування патологічного бронхіального дихання (рис. 3Б):

- Наявність прохідного великого бронху;
- велика площа ущільнення легеневої тканини (зазвичай частка легені).

Наприклад, за наявності стороннього тіла головного бронха і ателектазу навіть всієї легені (теж велика площа ураження) бронхіальне дихання буде відсутнє, оскільки порушено один з механізмів формування бронхіального дихання.

Бронховезикулярне дихання – це проміжний дихальний шум, що володіє властивостями як везикулярного, так і бронхіального дихання: як і бронхіальне дихання, має довгу експіраторну фазу (співвідношення вдиху та видиху дорівнює 1:1), а подібно до везикулярного, між вдихом і. Цей тип дихання тихіший і нижчий, ніж бронхіальне дихання, але голосніше, ніж везикулярне. У підлітків та дорослих осіб даний тип дихання вислуховується у міжлопатковій ділянці у зв'язку з близькою локалізацією трахеї та великих бронхів по відношенню до задньої поверхні грудної клітки та слабким розвитком м'язової тканини в цій галузі (рис. А.4).

Звук вислуховування одинаковий на симетричних ділянках обох легень

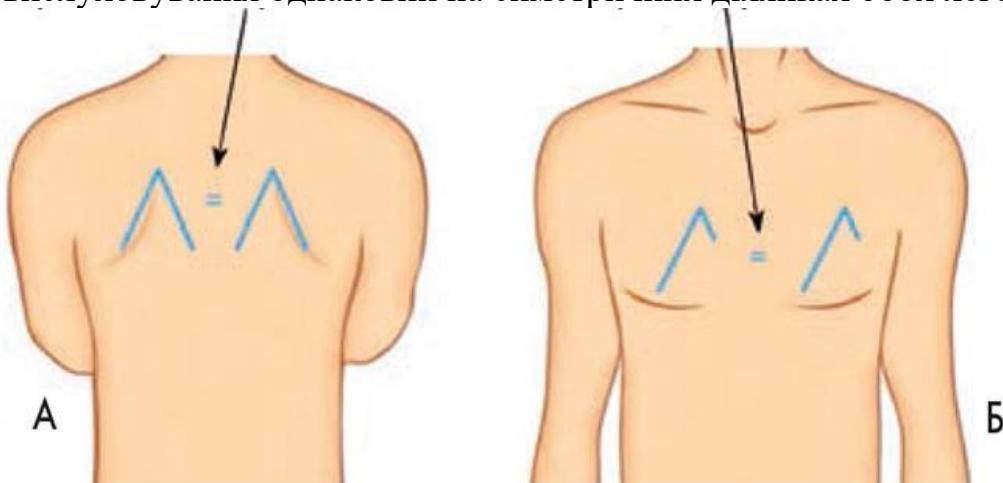


Рис.А.4. Порівняльна картина бронховезикулярного (А) (видих прослуховується повністю та складає $\frac{1}{2}$ вдиху) і везикулярного (Б) дихання (видих 1/3 від вдиху) [107]

Механізм формування бронховезикулярного дихання наступний: як і при будь-якому типі дихання, шум, що виник над гортанню і трахеєю, дихальними шляхами і далі через тонкий шар альвеолярного повітря передається на грудну клітку. Але ступінь фільтрації частоти звуку менший, ніж при везикулярному диханні, зникає пауза між фазами дихання, проте тривалість чутності видиху практично не змінюється. Часто даний тип дихання вислуховується в міжлопатковій ділянці, а також у астеніків та дітей, тобто при тонкій грудній клітці звук переважно проводиться до стетоскопа у фазу видиху.

Характеристики бронховезикулярного дихання:

- співвідношення тривалості вдиху та видиху 1:1;
- між вдихом та видихом немає паузи;
- зазвичай вислуховується у міжлопатковій ділянці.

За наявності патології везикулярне дихання змінюється у бік посилення чи ослаблення. Діагностичне значення має ослаблення везикулярного дихання.

Ослаблене везикулярне дихання вказує на недостатнє надходження повітря в ділянку легень, що вислуховується (рис. А.5). Посилене везикулярне дихання клінічного значення практично не має, тому що, наприклад, якщо з одного боку ми вислуховуємо посилене везикулярне дихання, то логічно, що з іншого боку воно буде ослаблене.

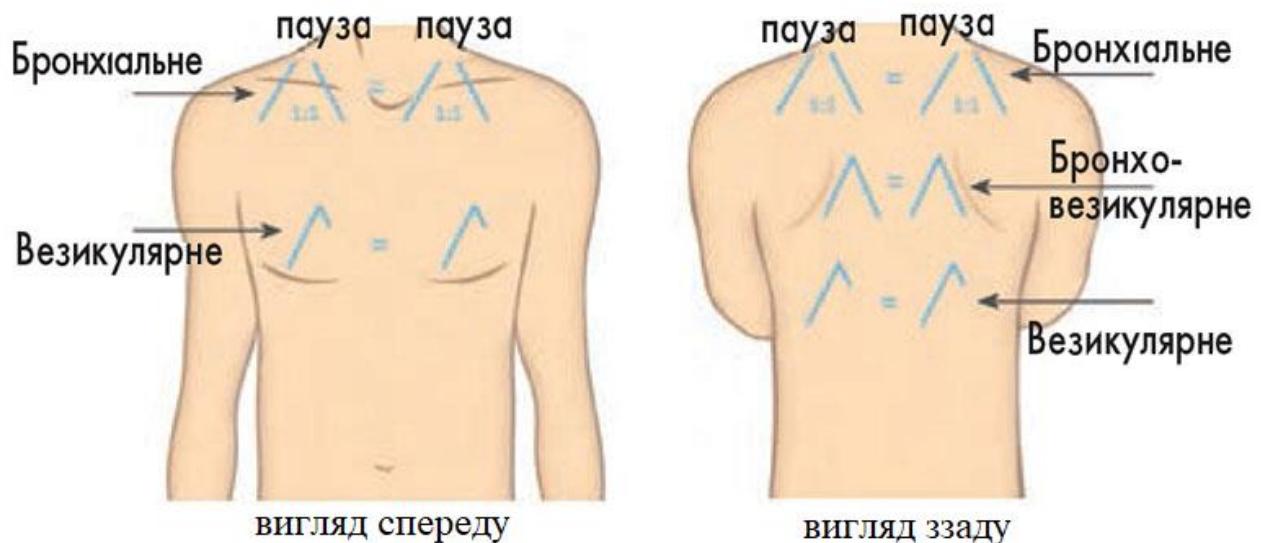
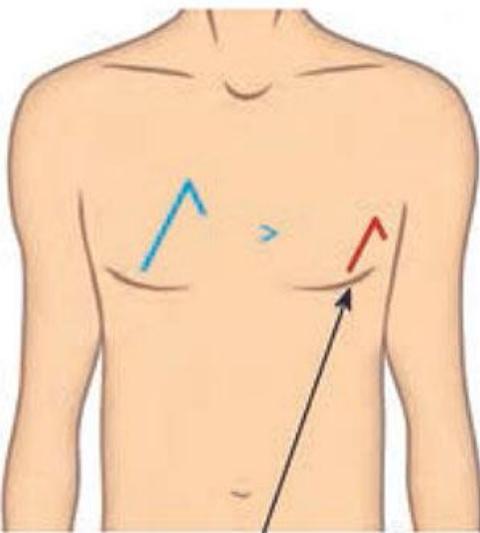


Рис. А.5. Класична аускультивна картина типів дихання на грудній клітці в нормі [107]

З клінічного погляду для лікаря цінніше виявити зону ослаблення везикулярного дихання (рис. А.6).



Послаблене везикулярне дихання зліва

Рис.А.6. Схематичне зображення ослабленого везикулярного дихання. Має ті ж характеристики, що і везикулярне, але значно меншу інтенсивність [107]

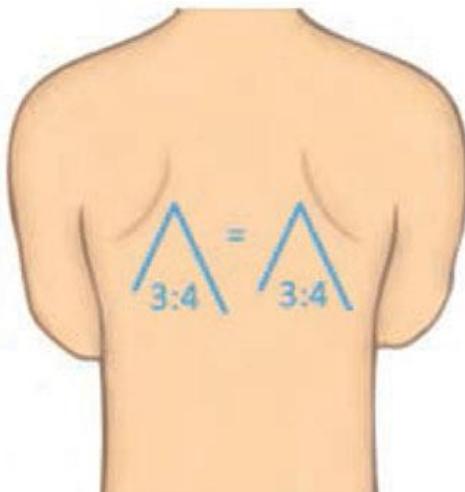
Відсутність дихання в дітей віком спостерігається досить рідко. Воно може відзначатись на стороні ураження при масивному ексудативному плевриті (гемоторакс), ателектазі легені, травмі грудної клітки.

Патогенетичні механізми ослаблення везикулярного дихання:

- місцева гіповентиляція через наявність рідини або повітря у плевральній порожнині, пневмосклероз, обструкція бронхів (пневмонія, ексудативний плеврит, бронхіальна астма, пухлини);
- загальна гіповентиляція (емфізема легень);
- обмеження дихальних рухів (міозит, міжреберна невралгія, сухий плеврит).

Бронховезикулярне дихання з подовженим видихом виникає за наявності перешкоди лише на рівні дрібних бронхів і бронхіол і спостерігається при бронхіальній астмі, обструктивному бронхіті, неповної обструкції стороннім тілом просвіту бронха та інших. (рис. А.7).

Дискусійним залишається питання про амфоричний тип дихання, який може теоретично спостерігатися при величезній порожнині (наприклад, каверна), що сполучається з великим бронхом, але на практиці його, по суті, ніхто не вислуховував. Такі типи дихання, як тверде та пуерильне, відсутні. Тип дихання, який у вітчизняній медицині називають «жорстким», збігається за своїми характеристиками із бронховезикулярним диханням, яке не є патологічним.



Видих довше вдиху

Рис.А.7. Схематичне зображення бронховезикулярного дихання з подовженими видихом (наприклад: бронхіальна астма) [107]

На тлі основних дихальних шумів, фізіологічних чи патологічних, можуть виникати додаткові шуми. Останні дихальні шуми практично завжди вказують на наявність патологічного процесу у респіраторній системі. Додаткові шуми, що виникають при патології респіраторної системи, поділяють на хрипи, шум тертя плеври, стридор. Сучасна класифікація хрипів за рекомендаціями представлена рисунку А.8.

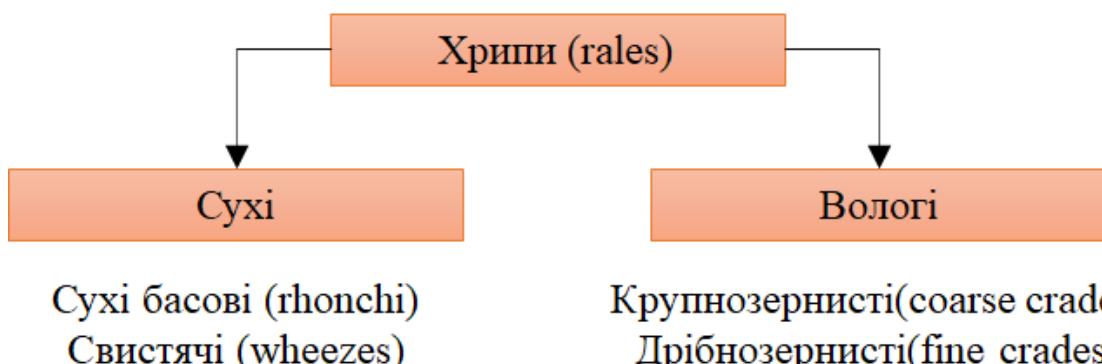


Рис.А.8. Класифікація хрипів [107]

Основні механізми утворення додаткових дихальних шумів:

- розрив плівок або бульбашок рідини, що утворюються при проходженні повітря через тонкий шар секрету, що покриває великі та середні дихальні шляхи (механізм утворення великопухирчастих хрипів, які зазвичай спостерігаються при гострому та хронічному бронхіті);

- швидке вирівнювання тиску всередині дрібних повітряних шляхів при русі повітря через стиснення бронхіол внаслідок накопичення в інтерстиціальній тканині ексудату, плазми або склерозування інтерстицією (механізм формування вологих хрипів, що виникають при пневмонія, набряку легені, фіброзиру);

- вібрація стінок дрібних повітряних шляхів при проходженні повітря через звужений просвіт бронхів, в результаті бронхоспазму або набряку слизової оболонки (механізм утворення сухих хрипів свистячих характерний для бронхіальної астми, обструктивного бронхіту та сторонніх тіл бронхів);

- тертя запалених листків плеври при контакті парієтального та вісцерального листків плеври, покритих фібрином, під час руху грудної клітки (шум тертя плеври при сухому плевриті).

Хрипи (rales) – додаткові дихальні шуми, що формуються у трахеї, бронхах і бронхіолах при патології. За механізмом освіти та звукового сприйняття хрипи поділяють на вологі та сухі. Хрипи можуть бути локальними, тобто визначатись над окремою обмеженою ділянкою; розсіяними – вислуховуватися над декількома окремими ділянками однієї чи обох легень, і поширеними – бути присутніми над великими ділянками грудної клітки у проекції кількох часток. За кількістю хрипи бувають поодинокі, множинні та рясні. По частотним параметрам і музичності звучання сухі хрипи зазвичай поділяють на підвиди, що практично зовсім раціонально. Відмінності між сухими хрипами, що гудять і дзижчатъ, досить суб'єктивні, вони об'єднані в одну групу і називаються басовими, тобто гучними (rhonchi). Басові хрипи на вдиху та видиху вислуховуються в початковій стадії бронхіту, а далі вони можуть трансформуватися у вологі великопухирчасті. Сухі свистячі хрипи (wheezes) при аускультації нагадують писк і легко диференціюються від басових.

Додаток Б

Опис функцій пакету прикладного програмного забезпечення для опрацювання дихального шуму як періодично корельовано випадкової послідовності

Б.1. Комп'ютерне моделювання ДШ

Б.1.1. Функція генерування ДШ на базі періодично корельовано випадкової послідовності

```
function [i y]=duhPKVP(A,t,kk,dt,ddA,ddt);

% Генератор ДШ
% [i y]=duhPKVP(A,t,kk,dt,ddA,ddt);
% A - масив амплітуд хвиль
% t - масив тривалостей відповідних хвиль
% dt - крок дискретизації
% ddA - дисперсія для амплітуди
% ddt - дисперсія для часових інтервалів

if nargin<5, error('Необхідно ввести не менше 5-ти аргументів'); end;

% Значені відхилень для амплітуди
if ddA>0
AA=A(1);
rA(1)=normrnd(0,ddA); A(1)=A(1)+rA(1);
while A(1)>0
    A(1)=AA;
    rA(1)=normrnd(0,ddA); A(1)=A(1)+rA(1);
end;
end;
rA(2)=normrnd(0,ddA); A(2)=A(2)+rA(2);
rA(3)=normrnd(0,ddA); A(3)=A(3)+rA(3);
if ddt>0

% Значені відхилень для часових інтервалів
T=sum(t);
rt(1)=normrnd(0,ddt); t(1)=t(1)+rt(1); tN(1)=round(t(1)/dt); t(1)=tN(1)*dt;
rt(2)=normrnd(0,ddt); t(2)=t(2)+rt(2); tN(2)=round(t(2)/dt); t(2)=tN(2)*dt;
    t(3)=T-t(1)-t(2); %tN(3)=512-tN(1)-tN(2); t(3)=tN(2)*dt;
end;
i1=0:dt:t(1); f1=2*t(1); y1=sin(2*pi*i1/f1).*exp(i1*kk(1)); K=A(1)/max(y1);
y1=y1.*K;
i2=0:dt:t(2); f2=2*t(2); y2=A(2)*sin(2*pi*i2/f2).*exp(i2*kk(2)); K=A(2)/max(y2);
```

```

y2=y2.*K; i2=i2+t(1);
i3=0:dt:t(3); f3=2*t(3); y3=sin(2*pi*i3/f3).*exp(-i3*kk(3)); K=A(3)/max(y3);
y3=y3.*K; i3=i3+t(1)+t(2);
i=[i1(1:length(i1)-1) i2(1:length(i2)-1) i3];
y(1:length(y1))=y1;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y2)-1; y(l1:l2)=y2;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y3)-1; y(l1:l2)=y3;

```

Б.1.2. Формування анасамблю ДШ, як періодичне його продовження

```

function [t x]=imitduhPKVP(A,tt,dt,ddA,ddt,N);
%
% Формування анасамблю ДШ, як періодичне його продовження
% imitdunPKVP(A,t,kk,dt,ddA,ddt,N);
% A - масив амплітуд хвиль
% t - масив тривалостей відповідних хвиль
% dt - крок дискретизації
% ddA - дисперсія для амплітуди (відхилення)
% ddt - дисперсія для часових інтервалів (відхилення)
% кількість реалізацій

if nargin<6, error('Необхідно ввести не менше 3-ох аргументів'); end;

k=[90 0 10];
x=[];
for u=1:N
    x1=[];
    [t1,x1]=duhPKVP(A,tt,k,dt,ddA,ddt);
    x=[x x1];
end;
t=0:length(x)-1; t=t.*dt;

```

Б.2. Синфазний метод опрацювання

Б.2.1. Формування масиву даних кратному періоду Т

```

function [fm]=formatmasiv(x,NT);

% Формування масиву даних кратному періоду Т
% fm=formatmasiv(x,T,dt);
% x - вхідний сигнал;
% T - період сигналу, в часовій області

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;

```

```

N=length(x);
kilNT=fix(N/NT);
N=kilNT*NT;
fm=x(1:N);

```

Б.2.2. Центрування періодично корельовано випадкової послідовності

```

function [xc]=centrPKVP(x,TN);

% Центрування значень ПКВП відносно математичного сподівання
% [xc]=centrPKVP(x,TN);
% x - вхідний сигнал
% TN - період сигналу, який рівний кількості точок в межах періоду сигналу;
% dt - Крок дискретизації

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;

komp=kompPKVP(x,TN);
m=mean(komp');
N=length(x);
for k=0:(N/TN)-1
    xc((1:TN)+k*TN)=x((1:TN)+k*TN)-m(1:TN);
end;

```

Б.2.3. Оцінювання кореляційних компонент

```

function [Bk]=PKVPkomp(xx,NT,dt,kk);

% Оцінювання компоненти
% [Bk]=PKVPkomp(x,T,dt,kk);
% B(u)=PKVP(x,T);; Bk(u)=Mt{ x(t)*x(t+u)*exp(2*pi*t*u*k/T) };
% xx - вхідний сигнал центрований
% NT - період сигналу, рівний кількості точок на періоді;
% kk - кількість компонент

if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох аргументів'); end;
NT=fix(NT);
x=formatmasiv(xx,NT);
xc=centrPKVP(x,NT);
N=length(x);
x1=xc;
l=2*pi/(NT*dt);
for k=1:kk
    x1=xc;

```

```

e=exp(-i*l*k*(0:N-1));
for u=1:N
    Bk(k,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1);
end;
end;
Bk=abs(Bk);

```

Б.2.4. Числення оцінки кореляційної функції

```

function b=corPKVP(x);

% Оцінка кореляції
% b=corPKVP(x);
% x - вхідний сигнал центрований

if nargin<1, error('Необхідно ввести дані'); end;

N=length(x);
x1=x;
for u=1:N
    b(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1));
    b(u)=b(u)/N;
    x1=shift(x1,-1);
end;

```

Б.2.5. Дискретне перетворення Фур'є

```

function [spektr,freque]=dft(x,dt,k);

% Дискретне перетворення Фур'є
% [spektr,freque]=dft(x,dt,k);
% x - вхідний сигнал
% dt - час дискретизації
% k - кількість точок на частотній шкалі
% spektr - значення амплітуд на частотах freque

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;
if nargin<3, k=length(x); end;

% Довжина реалізації вхідної x
N=length(x);
% Перетворення Фур'є
y=fft(x,N);
% АЧХ

```

```

y=abs(y)/N*2;
% Частота дискритизації
fd=1/dt;
% Крок дискритизації
df=fd/N;
% Значення частот дискритизації з кроком df
f=0:df:fd-df;

% Вибірка частот і значення амплітуд з довжиною k
freque=f(1:k); spektr=y(1:k);

```

Б.2.6. Формування стаціонарних компонент ПКВП

```

function komp=kompPKVP(x,NT);

% Формування стаціонарних компонент із нестаціонарного процесу
% komp=kompPKVP(x,NT);
% x - вхідний сигнал
% NT - період корельованості, який рівний кількості значень на періоді

if nargin<2, kompc=0; end;
len=1:NT:length(x);
for j=0:NT-1
komp(j+1,1:length(len))=x(len+j);
end;
end

```

Б.2.7. Оцінювання кореляційних компонент синфазним методом

```

function [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);

% Оцінювання компонент синфазним методом з урахуванням ВКЗ
% [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);;
% B - оцінки спектрально-коваріаційних компонент
% b - оцінки параметричної коваріації
% xx - вхідна послідовність
% TN - період посідовності, який рівний кількості точок на періоді
% kilkist - кількість точок масиву компонент

if nargin<2, error('Мало параметрів'); end;
NT=fix(NT);
if nargin<3, kilkist=NT; end;
x=formatmasiv(xx,NT);
N=length(x);

```

```

kil=N/NT;
xc=centrPKVP(x,NT);
komp=kompPKVP(xc,NT);
U=size(komp,1)
K=size(komp,2)
b=zeros(U,U);
x1=komp;
for t=1:U
    for u=1:U
        for k=1:K
            b(t,u)=b(t,u)+komp(1,k)*komp(1+u-1,k);
        end;
        b(t,u)=b(t,u)/sum(1:K);
    end;
    for n=1:K
        komp(:,n)=shift(x1(:,n),-t)';
    end;
end;
for k=1:NT
    BB(:,k)=abs(fft(b(:,k)))/NT*2;
end;
B=BB(1:kilkist,:);

```

Б.3. Оцінювання кореляційних компонент компонентним методом

```

function [Bk]=PKVPkomp(xx,NT,dt,kk);

% Оцінювання спектрально-коваріаційної компоненти
% [Bk]=PKVPkomp(x,T,dt,kk);
% B(u)=PKVP(x,T);; Bk(u)=Mt{ x(t)*x(t+u)*exp(2*pi*t*u*k/T)};
% xx - вхідний сигнал центртований
% NT - період сигналу, рівний кількості точок на періоді;
% kk - кількість компонент

if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох аргументів'); end;

NT=fix(NT);
x=formatmasiv(xx,NT);
xc=centrPKVP(x,NT);
N=length(x);
x1=xc;
l=2*pi/(NT*dt);
for k=1:kk
    x1=xc;
    e=exp(-i*l*k*(0:N-1));

```

```

for u=1:N
    Bk(k,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    % Bk(k+1,u)=sum(xc(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1);
end;
end;
Bk=abs(Bk);

```

Б.4. Оцінювання достовірності характеристик математичної моделі ДШ у вигляді ПКВП

```

function [pd,p,s]=Neiman_Pirson(x,pf,T,number);

% Оцінювання достовірності за критерієм Неймана-Пірсона
% [pd,p,s]=Neiman_Pirson(x,pf,NT,number);
% x - вхідний сигнал
% pf - імовірність хибного рішення
% NT - період вхідного сигналу, відносний до періоду дискритизації
% number – задає номер методу опрацювання ПКВП:
    1 – синфазний із ВЗК
    2 – синфазний без ВЗК
    3 – компонентний

%
if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох аргументів'); end;
%
%
% Центрування вхідного сигналу
xc=centrPKVP(x,NT);
%
% Формування стаціонарних компонент
xx=kompPKVP(xc,NT);
%
% Числення спектральної густини потужності сигналу як стаціонарного
for k=1:size(xx,2)
    ps(k,:)=psd(xx(:,k));
end;
%
% Числення матсподівання спектральної густини потужності сигналу як
% стаціонар. m0=mean(mean(ps));
%
% Числення дисперсії спектральної густини потужності сигналу як
% стаціонарного
D0=std(std(ps));
%
% Поріг прийняття рішення

```

```

U=sqrt(D0)*norminv((1-pf),0,1)+m0;
%
% Вибір методу опрацювання сигналу як ПКВП
If number==1 Bk=sinfaz(xc,NT,20); end; % Синфазний без ВКЗ
If number==2 Bk=PKVPsinfaz(x,NT,'c'); end % Синфазний з ВКЗ
If number==3 Bk=PKVPkomp(x,NT,dt,20); end % Компонентний метод
%
% Числення оцінки матсподівання компонент
m1=mean(mean(Bk));
%
% Числення оцінки дисперсії компонент
D1=sqrt(std(sqrt(std(Bk)))); %
%
% Числення достовірності із врахуванням структури оцінок сигналу як ПКВП
pd=1-normpdf((U-m1)/D1,0,1)

% Формування масиву для побудови кривих виявлення при змінні D1 -
% дисперсії
n=0;
for D=0.01:0.001:1
    n=n+1;
    s(n)=D;
    p(n,:)=1-normpdf((U-m1)/D,0,1);
end;

```

Б.5. Визначення порогів розрізнення станів дихальної системи людини за усередненими кореляційними компонентами

```

function por=porig(x);

% Визначення відстані між векторами (x1 x2, x2 x3, і т.д.)
% xx=porig(x);
% x - вхідний масив сигналів [x1' x2' x3' .... xn'];

l=min(size(x));
m=mean(x');
for u=1:l
    por(u)=0;
    por(u)=sum((abs(x(:,u)-m')).^2);
end;

```

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Аль-Нажжар Н.К. Модели, алгоритмы и технические средства исследования и автоматического анализа дыхательных шумов: автореф.дис. на здобуття канд. техн. наук: спец. 05.11.17 / Аль-Нажжар Номан Каид. – Тверь, 2007. – 17с.
2. Аль-Нажжар Н.К. Задача распознавания патологий на основе цифрового анализа акустических сигналов / Н.К. Аль-Нажжар Н.Н. Филатова // Сборник научных трудов, Компьютерные технологии в управлении, медицине, образовании ТГТУ, Тверь, 2006, С.97-100.
3. Аль-Нажжар Н.К. К вопросу регистрации бронхо-легочных шумов / Н.К. Аль-Нажжар Н.Н. Филатова // Сборник научных трудов, Компьютерные технологии в управлении, медицине, образовании ТГТУ, Тверь, 2006, С.101-104.
4. Аль-Нажжар Н.К. Компьютерный анализ дыхательных шумов / Н.К. Аль-Нажжар // 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 / Н.К. Аль-Нажжар // 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. Прикладной анализ случайных данных / Дж. Бендат, А. Пирсол. – М.: Мир, 1989. – 540 с.
8. Бойко И.А. Акустическая интраскопия легких на основе спектрального анализа перкуторных звуков / И.А. Бойко, Э.М. Батищев, В.И. Коренбаум // Вестн. нов. мед. технологий. 2003. Т. 10, № 1–2. С. 8–9.
9. Басовский, В.Г. О возможности генерирования тональных звуковых колебаний потоком воздуха в бронхах со стенозом / В.Г. Басовский, И.В. Вовк, О.И. Вовк // Акуст. весн. – 2003. – 6, №1, С. 3-21.
10. Бачинський М.В. Обґрунтування структури системи відбору акустичних сигналів для задач медичної діагностики систем дихання та голостворення / М.В. Бачинський, І.Ю. Дедів, В.Г. Дозорський // Вісник Хмельницького національного університету: Збірник наук. праць. Вип. №3 (177): Технічні науки. – Хмельницький. – 2011. – С. 192-195.
11. Бачинський М.В. Обґрунтування інформативності ознак дихальних шумів для задачі діагностики дихальної системи / М.В. Бачинський І.Ю. Дедів, // 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 / А.А. Боровков. – 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. Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания / И.В. Вовк, В.Т. Гринченко, В.Н. Олейник // Акуст. журн. 1995. Т. 41, № 5. С. 758–768.
15. Гульяев А.К. Matlab 5.2. Имитационное моделирование в среде Windows / А.К. Гульяев. – СПб.:КОРОНА прнт, 1999. – 286 с.
16. Гусейнов А.А. Акустические характеристики дыхания у больных легочными заболеваниями: автореф.дис. д-ра мед.наук / А. А. Гусейнов. - Махачкала: Б.и., 2010. – 38 с.
17. Гусейнов А.А. Акустический анализ дыхательных звуков в диагностике обструктивных заболеваний у пациентов пожилого возраста / А.А.Гусейнов // 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 аускультивних систем / І. Дедів // 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 [Текст] / І. Дедів // Вісник Сумського державного університету. Технічні науки. – Суми : видавництво СумДУ, 2012. – № 3. – С. 160–164.
20. Дедів І. Синфазний метод опрацювання сигналу дихальних шумів для ранньої діагностики дихальної системи / І. Дедів, В. Колчин // Матеріали всеукраїнської наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пуллюя. – Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пуллюя, 2009. – С. 15.
21. Дедів І. Опрацювання сигналу дихальних шумів компонентним методом [Текст] / І. Дедів, Г. Шадріна // Матеріали міжнародної науково-технічної конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій» присвяченої 50-річчю заснування ТНТУ та 165-річчю з дня народження Івана Пуллюя. – Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пуллюя, 2010. – С. 430-431.
22. Дедів І. Обґрунтування структури системи відбору акустичних сигналів для задач діагностики систем дихання та голосотворення / І. Дедів, В. Дозорський // Матеріали науково-технічної конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування». – Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пуллюя, 2011. – С. 24-25.
23. Дедів І.Ю. Застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для задач медичної діагностики / Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, І.Ю. Дедів, В.Л. Дунець // 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 / І.Ю. Дедів // 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. Модель сигналу дихального шуму для виявлення порушень стану дихальної системи / І.Ю. Дедів, В.Г. Дозорський // Материалы 17-го международного молодежного форума «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 / І.Дедів // Матеріали XV наукової конференції ТНТУ імені Івана Пулюя, 14-15 грудня, 2011. — Тернопіль, 2011. — С. 165.

27. Дедів І.Ю. Комп’ютерне імітаційне моделювання дихального шуму / І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський // 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 / Я.П. Драган. – Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біотехнічних систем, 1997. – XVI+333с.

29. Драган Я.П. Гармонізованість і спектральний розклад випадкових процесів зі скінченою середньою потужністю / Я.П. Драган // Доп. АН УССР: Сер.А. – 1978. – №8. – С. 679-684

30. Драган Я.П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизуемость / Я.П. Драган // 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 / Я.П. Драган. – К.: Наукова думка, 1980. – 384 с.

32. Драган Я.П. Модели сигналов в линейных системах / Я.П. Драган. – Київ: Наук. думка, 1972. – 302 с.

33. Драган Я.П. Обґрунтування математичної моделі дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу / Я.П. Драган, І.Ю. Дедів // 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. Методи опрацювання фрикативних звуків для діагностики захворювань органів голосового апарату на ранніх стадіях / Я. Драган, В. Дозорський, М. Хвостівський І. Дедів // 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 гармонизуемых случайных процессов с финитным спектром / Я.П. Драган // Отбор и обработка информации, 1992. – №8 (84). – С.1-9.

36. Драган Я.П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность / Я.П. Драган // Отбор и передача

информации. – 1987. – №76. – С.12-21.

37. Драган Я.П. Линейные периодически корелированные случайные процессы / Я.П. Драган, М.В. Приймак. – Львов, 1986. – 30 с.

38. Драган Я.П. Методы вероятностного анализа ритміки океанологических явлений / Я.П. Драган, В.А. Рожков, И.Н. Яворский. – Л.: Гидроитеоиздат, 1987. – 319 с.

39. Драган Я.П. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы / Я.П. Драган, И.Н. Яворский. – К.: Наукова думка, 1982. – 246 с.

40. Драган Я.П. О представление периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты / Я.П. Драган // Там же. – 1975. – Вып. 45. – С. 7-20.

41. Драган Я.П. Алгоритм варіаційного визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосних звуків / Я.П. Драган, Л.Б. Чорна, Б.І. Яворський // 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. Проблема апостеріорного визначення темпу ритміки / Я.П. Драган, Н.Р. Крива, Б.І. Яворський // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 1997. – № 1. – Т.2. – С. 115-125.

43. Зиновьев А.Л. Введение в теорию сигналов и цепей / А.Л. Зиновьев, Л.И. Филиппов. – М.: Высшая шк., 1975. – 263 с.

44. Ито, К. Вероятностные процессы / К. Ито. – М.: Изд-во иностр. лит., 1960. – Ч1. – 133 с.

45. Колгоморов А.Н. Статистическая теория колебаний с непрерывным спектром / А.Н. Колгоморов // 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 / В.И. Коренбаум, А.А. Тагильцев, Ю.В. Кулаков // Акуст. журн. 1997. Т. 43, № 1. С. 78–86.

47. Коренбаум В.И. Некоторые возможности наблюдения за течением легочных заболеваний методом комбинированной бронхографии / В.И. Коренбаум, Ю.В. Кулаков, А.А. Тагильцев // Вестн. нов. мед. технологий. 1997. Т. 3, № 3. С. 79–81.

48. Коренбаум В.И. Новое в биофизике дыхательных шумов / В.И. Коренбаум, Ю.В. Кулаков, А.А. Тагильцев // Вестн. нов. мед. Технологий / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков. – 1997. Т. 4, № 1–2. С. 30–36.

49. Коренбаум В.И. Новые акустические методы исследования системы дыхания человека // Вестн. нов. мед. Технологий / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков . –1996. Т. 4, № 3. С. 87–89.

50. Коренбаум В.И. Особенности акустических явлений, наблюдавшихся при аусcultации легких // Акуст. журн. 2003. / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков. – Т. 49, № 3. С. 376–388.

51. Коренбаум В.И. Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки / В.И. Коренбаум, Ю.В. Кулаков, А.А. Тагильцев // Акуст. журн. 1998. Т. 44, № 3. С. 380–390.
52. Коренбаум В.И. Происхождение шумов везикулярного дыхания / В.И. Коренбаум, Ю.В. Кулаков, А.А. Тагильцев // Физиология человека / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков. – 1997. Т. 23, № 4. С. 133–135.
53. Крамер Г. Стационарные случайные процессы / Г. Крамер, М. Лидбеттер; пер. с англ; под ред. Ю.К. Беляева. – М.: Мир, 1969. – 400 с.
54. Крамер Г. Математические методы статистики / Г. Крамер; пер. с англ.; под ред. Ю.К. Беляева. – М.: Мир, 1975. – 648 с.
55. Купер Дж. Вероятностные методы анализа сигналов и систем / Дж. Купер, А. Макгиллем. – М.: Мир, 1989. – 376 с.
56. Куприянов М.С. Цифровая обработка сигналов: процессоры, алгоритмы, средства проектирования / М.С. Куприянов, Б.Д. Матюшкин. – 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. Вероятностный анализ систем автоматического управления. Нелинейные системы. Системы дискретного действия / Н.А. Лившиц, В.Н. Пугачев. – М.: Сов. Радио. – Часть II. – 1963. – 484 с.
59. Липкин И.А. Основы статистической радиотехники / И.А. Липкин. – М.:Сов. радио, 1978. – 240 с.
60. Мандзій Б.А. Основи теорії сигналів: підручник / Б.А. Мандзій, Р.І. Желяк ; за ред Б.А. Мандзія. – Львів: Видавничий дім "Ініціатива", 2008. – 240 с.
61. Макаров А.А. Статистический анализ данных на компьютере / Ю.Н.Тюрин, А.А.Макаров; под ред. Фигурова В.Э. – М.: ИНФРА – М, 1998. – 528 с.
62. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / С.Л. Марпл. – М.: Мир, 1990. – 584 с.
63. Марченко Б.Г. Вероятностные модели случайных сигналов и полей в прикладной статистической радиофизике / Б.Г. Марченко, В.А. Омельченко. – К.:УМК ВО, 1988. – 176 с.
64. Мінцер О.П. Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині : навч. пос. для студ. / О. П. Мінцер, Ю. В. Вороненко, В. В. Власов. – К. : Вища школа, 2003. – 350 с. – (Інформаційні технології в охороні здоров'я і практичній медицині : у 10-и кн./ О. П. Мінцер; кн. 5).
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 / Л.И. Немеровский, М.: Медицина, 1981. 104 с.
67. Овсяк В. Синтез і дослідження алгоритмів комп’ютерних систем /

- В. Овсяк, В. Бритковський, О. Овсяк, Ю. Овсяк – Львів: УАД, 2004. – 276 с.
68. Овсяк В. Операція елімінування з константними умовами / В. Овсяк // Комп'ютерні технології друкарства. – Львів: Українська академія друкарства, 2008. – № 19. – С. 61-65.
69. Омельченко В. А. Основы спектральной теории распознавания сигналов / В. А. Омельченко. – Харьков: Вища школа. Из-во при Харьковском 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. Анализ трахеальных шумов форсированного выдоха в диагностике нарушений бронхиальной проходимости / И. А. Почекутова, В. И. Коренбаум // Сб. тр. XI сес. Рос. акуст. о-ва. Т. 3. М.: ГЕОС, 2001. С. 187–191.
72. Почекутова И. А. Влияние одиночного погружения на функцию внешнего дыхания водолазов, использующих замкнутые кислородные системы / И. А. Почекутова, В. И. Коренбаум, Я. В. Агапов // 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. О значении спектрально-временных параметров шума форсированного выдоха в оценке состояния бронхиальной проходимости / И. А. Почекутова, В. И. Коренбаум, Ю. В. Кулаков // Физиология человека. 2001. Т. 27, № 4. С. 441–445.
74. Прикладна теорія випадкових процесів і полів / [Драган Я. П., Васільєв К. К., Казаков В. О., Купченко Ю. П., Омельченко В. О., Тріфонов А. П.]. – Харків-Львів-Тернопіль: ТП, 1993. – 248 с.
75. Применение мониторирования 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 / А. Б. Сергиенко. – СПб.: Питер, 2002. – 608 с.
77. Смит, Д. М. Математическое и цифровое моделирование для инженеров и исследователей / Д. М. Смит; [пер. с англ.]; под. ред. Чембровского О. А. – М.: Машиностроение, 1980. – 271 с.
78. Тихонов В. И. Оптимальный прием сигналов / В. И. Тихонов. – М.: Радио и связь, 1983. – 320 с.
79. Трахтман А. М. Введение в обобщенную спектральную теорию сигналов / А. М. Трахтман. – М.: Сов. радио, 1972. – 256 с.
80. Трусов П. В. Введение в математическое моделирование / П. В. Трусов. – 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 / А.А. Харкевич – М.: Физматгиз, 1962. – 134 с.
83. Численные методы анализа случайных процессов / [Лившиц М.Е., Иванов-Мурровский 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. / Р. Шеннон. – М.: Мир, 1978. – 421 с.
85. Шрюфер Е. Обробка сигналів. Цифрова обробка дискретизованих сигналів / Е. Шрюфер. – Київ: Либідь, 1992. – 294с.
86. Цифровые процессоры обработки сигналов: справочник / [А. Г. Остапенко, С. И. Лавлинский, А. В. Сушков и др.]; под ред. А. Г. Остапенко. – М.: Радио и связь, 1994. – 264 с.
87. Фалькович С.Е. Оценка параметров сигнала / С.Е. Фалькович. – М.: Сов. радио, 1970. – 336 с.
88. Френкс Л. Теория сигналов / Л. Френкс; 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. Energy theory of stochastic signals, separation of classes and specification of statistical processing algorithm / Ya. Dragan B. Yavors'kiy L. Chorna // 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 à la diffusion d'une onde acoustique par une surface agitée / C. Gazanhes - Marseille: L'univ.provence. - 1972. - 168p.
92. Gardner W. Induction to random processes with application to signals and systems / Gardner W. – New Yourk: Macmillan publ. comp., 1986. – 430 p.
93. Gavriely N. Breath sounds methodology / N. Gavriely, D. Cugell – boca Raton: CRC Press, 1995. – 203 p.
94. Gavriely N. Air-flow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds / N. Gavriely, D. Cugell // J. Appl. Physiol. 1996. Vol. 80, N 1. P. 5–13.
95. Fenton T.R. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children / T.R. Fenton, H. Pasterkamp, A. Tal // IEEE trans. Biomed. Engng. – 1985. – 32. – P.50-55.
96. Hurd H.L. Stationarizing properties of random shift / H.L.Hurd // SIAM J. Appl. Math. – 1974. – 26. №1. – P.203-312.
97. Koopmans L.N. The spectral analysis of time series / L.N. Koopmans. – New York ect.: Acad. Press, 1974. – 378 p.
98. Korenbaum V.I. A new approach to acoustical evaluation of human respiratory sounds / V.I. Korenbaum, Ju.V. Kulakov, A.A. Tagiltsev // Biomed. Instrum. Technol. 1998. Vol. 32, N 2. P. 147–156.

99. Korenbaum V.I. Pocheukutova I.A. An acoustic model of noise production in the human bronchial tree under forced expiration / V.I. Korenbaum, Ju.V. Kulakov, A.A. Tagiltsev // J. Sound Vibr. 1998. Vol. 213, N 2. P. 377–382.
100. Laenec R.T. De l'Auscultation Mediate / R.T. Laenec. Paris: Brosson et Chaudé, 1819.
101. Pastercamp H. Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscopes / H. Pastercamp, S. Kraman, G. Wodicka // Am. Journ. Respir. Crit. Care Med. 1997. Vol. 156. P. 974–987.
102. Ovsyak V. Algebra of Algorithms. / V.Ovsyak // Modern problems in radio engineering, telecommunications and computer science: Proceedings of the International Conference TCSET'2006, February 28 – March 4, 2006. – 2006. – L'viv – Slavsk, Ukraine. – P. 66-67
103. Wolf J.J. Efficient acoustic parameters for speaker recognition / J.J. Wolf // Journal of The American Statistical Association. – 1972. – Vol.51., no.6. – P.2044-2056.
104. Wiener N. Generalized harmonic analysis / N. Wiener // 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 / G. Wodicka, K. Stevens, H. Golub // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. Vol. 36. P. 925–934.
106. Горбовий І.А., Хвостівський М.О., Величко Д.В. Математичне та алгоритмічне забезпечення комп’ютерної системи ідентифікації стану легені людини. II Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених та студентів «Сучасні інформаційні системи та технології», (30 листопада, 2019 р., м.Херсон). Херсон, 2019. С.32-33.
107. Зайков С.В., Катилов А.В., Дмитриев Д.В. и др. Аускультация легких – современная номенклатура дыхательных шумов. Медична газета «Здоров'я України 21 сторіччя» № 8 (405), квітень 2017 р. С.46-47.

Навчальне видання

**Дедів І.Ю., Сверстюк А.С., Дедів Л.Є., Дозорський
В.Г., Хвостівський М.О.**

**Математичне моделювання, методи та
програмне забезпечення опрацювання
дихальних шумів у комп'ютерних
аускультивних діагностичних
системах**

Монографія

Підп. до друку 26.12.2021 р.

Формат 70x100/16

Папір офсетний. Гарнітура Тип Таймс

Умовн. друк. арк. 10,31

ПП “Магнолія 2006”

а/с 431, м. Львів-53, 79053, Україна, тел.+380503701957 e-mail: picha1938@ukr.net

Свідоцтво про внесення суб’єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавців, виготовлювачів і розповсюджувачів видавничої
продукції: серія ДК № 2534 від 21.06.2006 року, видане Державним комітетом
інформаційної політики, телебачення та радіомовлення України

Видавець Марченко Т. В.

Свідоцтво про внесення суб’єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавців, виготовлювачів і розповсюджувачів
видавничої продукції: серія ДК № 6784 від 30.05.2019 року,
видане Державним комітетом інформаційної політики, телебачення та
радіомовлення України

Надруковано у друкарні видавця ФОП Марченко Т. В.



Дедів Ірина Юріївна – кандидат технічних наук (2013 рік), доцент (2021 рік), доцент кафедри радіотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Автор понад 60 наукових та навчально-методичних праць.

ORCID: 0000-0002-4913-139X.

Сфера наукових інтересів: математичне та комп'ютерне моделювання сигналів, телекомунікації.



Сверстюк Андрій Степанович – кандидат технічних наук (2010 рік), доцент (2012 рік), доктор технічних наук (2020 рік), професор кафедри медичної інформатики Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського. Автор понад 170 наукових та навчально-методичних праць.

ORCID: 0000-0001-8644-0776.

Сфера наукових інтересів: математичне моделювання та методи опрацювання кардіосигналів; розроблення та дослідження кіберфізичних біосенсорних систем.



Дедів Леонід Євгенович – кандидат технічних наук (2011), доцент (2014), доцент кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Автор понад 80 наукових та навчально-методичних праць.

ORCID: 0000-0002-2963-6948.

Сфера наукових інтересів: математичне моделювання біосигналів, біоінформатика, біопротезування.



Дозорський Василь Григорович – кандидат технічних наук (2013), доцент (2016), доцент кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Автор понад 80 наукових та навчально-методичних праць.

ORCID: 0000-0001-6744-3015.

Сфера наукових інтересів: математичне моделювання біосигналів, біоінформатика, біопротезування.



Хвостівський Микола Орестович – кандидат технічних наук (2010), доцент (2013), доцент кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Автор понад 90 наукових та навчально-методичних праць.

ORCID: 0000-0002-2405-4930.

Сфера наукових інтересів: математичне та комп'ютерне моделювання біосигналів та біосистем, комп'ютерна інженерія, медична інформатика, програмна інженерія.

ISBN 978-617-574-219-8



9 786175 742198