

<https://doi.org/10.31891/2307-5732-2026-361-36>

УДК 004

### МАЛІНОВСЬКИЙ РУСЛАН

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0002-3530-2271>

e-mail: [ruslan1997malinovskiy@gmail.com](mailto:ruslan1997malinovskiy@gmail.com)

### КРАСНЯК РОМАН

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0008-4283-8481>

e-mail: [roman.krasnyak@gmail.com](mailto:roman.krasnyak@gmail.com)

### ТОМАШІВСЬКИЙ МИКОЛА

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0004-9733-461X>

e-mail: [mykola.tomashivskiy@nung.edu.ua](mailto:mykola.tomashivskiy@nung.edu.ua)

### КОСМІРАК ВОЛОДИМИР

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0007-7549-3857>

e-mail: [volodymyr.kosmirak@gmail.com](mailto:volodymyr.kosmirak@gmail.com)

## ОСОБЛИВОСТІ ПРЕДСТАВЛЕННЯ ШУМІВ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ НА ОСНОВІ КОВЗНИХ СТАТИСТИЧНИХ ОЦІНОК ЇХ АМПЛІТУД

*В ході дослідження розглянуто поширені підходи до цифрового представлення шумів дихальної системи на основі ковзних статистичних оцінок амплітуд сигналів, що дає змогу розширити його інформативність при діагностуванні функціональних порушень.*

*Проаналізовано традиційні методи обстеження дихальної системи, як джерела акустичних сигналів з частотним діапазоном від 100 до 2500 Гц, а також сучасні тенденції імплементації цифрових підходів до фіксації та опрацювання згаданих сигналів. Акцентовано, що суб'єктивність сприйняття акустичних реалізацій, вплив зовнішніх шумів і фізіологічна варіативність дихальних систем є актуальним завданням і розширення інформативності діагностичних сигналів, зокрема на основі статистичних методів, може покращити стійкість до стохастичних спотворень. Також подано приклади сучасних цифрових інструментів, зокрема електронних стетоскопів, комп'ютерних систем машинного навчання, а також мобільних додатків, що забезпечують попередній скринінг і опрацювання дихальних шумів.*

*Подану результати попередніх експериментальних досліджень: акустичні реалізації різних типів шумів, як отримано шляхом оцифрування аналогових акустичних сигналів стетоскопу із частотою дискретизації 8 кГц і розрядністю 8 біт. Продемонстровано, що при обмежених обчислювальних ресурсах, використання ковзних статистичних оцінок (математичного сподівання, дисперсії, середньоквадратичного відхилення та інформаційної ентропії) дозволяє отримати прийнятні результати представлення для подальшого аналізу.*

*Означено основні частотні діапазони типових дихальних шумів (везикулярне, бронхіальне дихання, хрипи, крепітація), а також показано перспективність використання статистичного аналізу для їх класифікації. Крім того, проведено порівняльний аналіз ефективності різних статистичних характеристик (ковзних оцінок) для візуального розрізнення фаз дихального циклу. Встановлено, що ковзна математичне сподівання не забезпечує достатньої диференціації патологічних і нормальних шумів, тоді як ковзна дисперсія дозволяє виокремити ключові зміни амплітуди.*

**Ключові слова:** опрацювання сигналів, акустичні шуми, дихальні рухи, статистичні характеристики

MALINOVSKIY RUSLAN, KRASNIAK ROMAN, TOMASHIVSKIY MYKOLA, KOSMIRAK VOLODYMYR

Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas

## FEATURES OF RESPIRATORY SOUND REPRESENTATION BASED ON SLIDING STATISTICAL ESTIMATES OF THEIR AMPLITUDE

*This study explores common approaches to the digital representation of respiratory system noises based on moving statistical estimates of signal amplitudes, which enhances their informativeness in the diagnosis of functional disorders.*

*Traditional examination methods of the respiratory system are analyzed as sources of acoustic signals within the frequency range of 100–2500 Hz, along with modern trends in implementing digital techniques for the recording and processing of such signals. It is emphasized that the subjectivity of acoustic perception, external noise interference, and the physiological variability of respiratory processes remain significant challenges. Enhancing the informativeness of diagnostic signals through statistical methods can improve their robustness to stochastic distortions. The study also presents examples of modern digital instruments, including electronic stethoscopes, computer-based machine learning systems, and mobile applications that provide preliminary screening and processing of respiratory sounds.*

*Preliminary experimental results are presented, where acoustic realizations of various types of respiratory noises were obtained by digitizing analog stethoscope signals with an 8 kHz sampling rate and 8-bit resolution. The findings demonstrate that, even under limited computational resources, the use of moving statistical estimates—mean value, variance, standard deviation, and information entropy—enables obtaining sufficiently informative representations for further analysis.*

*The main frequency ranges of typical respiratory noises (vesicular and bronchial breathing, wheezes, and crackles) were identified, confirming the feasibility of statistical analysis for their classification. Furthermore, a comparative evaluation of the effectiveness of various statistical features (sliding estimates) for visual differentiation of breathing cycle phases was conducted. It was found that the moving mean does not provide adequate differentiation between pathological and normal noises, whereas the moving variance successfully highlights key amplitude variations.*

**Keywords:** signal processing, acoustic noises, respiratory movements, statistical characteristics

Стаття надійшла до редакції / Received 18.12.2025

Прийнята до друку / Accepted 11.01.2026

Опубліковано / Published 29.01.2026



This is an Open Access article distributed under the terms of the [Creative Commons CC-BY 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

© Маліновський Руслан, Красняк Роман, Томашівський Микола, Космірак Володим

## Вступ

Сучасні підходи до діагностування систем дихання традиційно зосереджені на виявленні прихованих порушень функції, які є джерелом сигналів акустичного діапазону, а також аналізі механізмів, що стали причиною таких порушень як відправної точки для обґрунтованого вибору їх усунення чи компенсації. В такій ситуації, дослідження акустичних сигналів дихальної системи залишається актуальним завданням в контексті проведення профілактичних діагностувань. Враховуючи інтенсивний розвиток інтегрованих комп'ютерних систем та їх компонентів, а також методів цифрового опрацювання дискретних сигналів, такі задачі зумовлюють розвиток автоматизованих систем підтримки медичних рішень, а впровадження технологій автоматичного скринінгу та створення біотехнічних засобів для дослідження та діагностики дозволить зменшити затрати часу на виявлення проблем.

Традиційно, при обстеженні, застосовують такі методи оцінки стану дихальної системи, як пальпація, перкусія та аускультация. Особливу увагу приділяють аналізу акустичних дихальних шумів, які виникають під час проходження повітря через дихальні шляхи. Отримані в ході аналого-цифрового перетворення шумоподібні сигнали можуть бути як фізіологічними (везикулярне дихання), так і патологічними (хрипи, крепітація, бронхіальне дихання) містити в собі важливі інформативні та діагностичні ознаки, які використовуються для локалізації того чи іншого виду порушень дихальної системи.

Доцільно зазначити, що аналіз дихальних шумів, зокрема в ході автономних обстежень, супроводжується рядом практичних проблем:

- суб'єктивність сприйняття акустичних феноменів (реалізацій) може призводити до варіативності діагностичних висновків;

- наявність впливу зовнішніх чинників, зокрема шумове забруднення, технічні обмеження стетофонендоскопів, а також фізіологічні особливості дихальної системи, що характеризується певними унікальними параметрами, що формуються в експлуатаційних умовах;

- недостатня пропрацьованість критеріїв оцінки акустичних шумів додатково ускладнює порівняння результатів в різних умовах.

Доцільно зазначити, що на даному етапі розвитку цифрових систем опрацювання акустичних шумів дихальних систем виділено їх частотний діапазон в межах від 100 до 2500 Гц, що практично дозволяє охопити більшість порушень характерних порушень, зокрема:

- везикулярне дихання 100 – 600 Гц;

- бронхіальне дихання 500 – 1000 Гц;

- хрипи варіюються від 100 Гц (низькочастотні) до 2500 Гц (високочастотні);

- крепітація має короткі імпульси з частотами близько 2000 Гц.

Таким чином, аналіз згаданих і дослідження нових частотних діапазонів дозволяє застосовувати методи ідентифікації та класифікації підвищуючи точність діагностування дихальних шумів. Доцільно окремо виділити синфазні методи опрацювання сигналів - підходи, які розглядають дихальні шуми як періодично корельовані випадкові процеси. Такий підхід дозволяє точніше оцінити стан дихальної системи, зменшуючи вплив стохастичних факторів.

Слід зазначити, що розвиток сучасних системи діагностування дихальних шумів практично повністю змістився у сферу інформаційних технологій, що ґрунтуються на методах цифрового опрацювання сигналів та мобільних процесорних системах з доступом в мережу internet до баз даних та класифікаторів. Крім того розвиваються цифрова автономні системи та програмне забезпечення, що покликане сприяти вирішенню окреслених проблем діагностування, зокрема:

- електронні стетоскопи (Littmann CORE, Eko DUO) дозволяють записувати та аналізувати акустичні шуми, мають функції шумозаглушення та передачі даних на мобільні пристрої;

- комп'ютерні системи аускультация (LungPass, Thinklabs) використовують алгоритми машинного навчання для автоматичного розпізнавання патологічних шумів;

- програми спектрального аналізу (Audacity, CoolEdit) дозволяють візуалізувати звукові сигнали, виділяти частотні характеристики та порівнювати їх з еталонними реалізаціями;

- мобільні додатки (ResApp, StethoMe) забезпечують попередній скринінг у домашніх умовах.

Згадані технології дозволяють цифровим системам точніше ідентифікувати тип шуму та його клінічне значення. Однак слід зазначити, що в більшості випадків опрацювання шумів дихальної системи орієнтовано на аналіз винятково амплітудних значень сигналу. В такій ситуації використання статистичних характеристик може розширити функціональні можливості шляхом розширення інформативних ознак діагностування у статистичному просторі характеристик.

### **Представлення сигналів функціонування дихальної системи ковзними статистичними оцінками**

Для фізичного обстеження дихальної системи проведено ряд експериментальних досліджень в ході яких використовувався типовий метод аускультация, а саме опосередкованої аускультация, яка здійснювалась за допомогою інструмента – електронного стетоскопа. За допомогою електронного стетоскопа прослуховувалися та оцифровувалися різні шуми дихальної системи [23] з частотою дискретизації 8 КГц та бітрейтом в 8 біт було отримано їх амплітудні представлення, яке показано на рисунках 1-2.

Загалом для дослідження було обрано такі характерні шуми дихальної системи як: "стридор\_вдих", "тертя плеври", "без порушень", "грубі хрипи пн", "дрібні хрипи пн", а також "обструктивний бронхіт". В ході

натурних експериментів сигнали шумів дихальної системи запропоновано представити у вигляді ковзних статистичних оцінок, зокрема ентропії, дисперсії, СКВ та математичного сподівання.

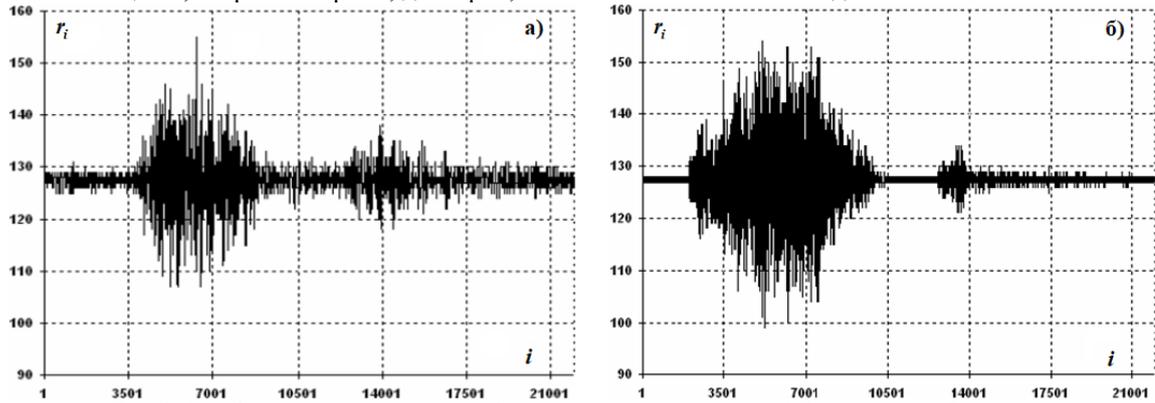


Рис. 1. Амплітудне представлення шумів циклу дихальної системи: а) без порушень; б) стридор.

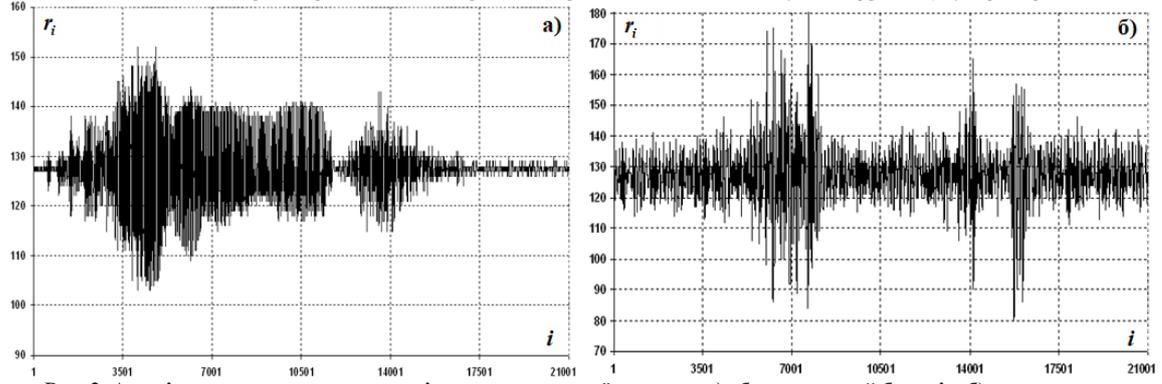


Рис. 2. Амплітудне представлення шумів циклу дихальної системи: а) обструктивний бронхіт; б) тертя плеври

Одним з найпростіших варіантів реалізації статистичного оцінювання є математичне сподівання дискретної випадкової величини  $x$  (фактично синонім поняття середнє значення) зі зліченною кількістю можливих значень (фіксованою абеткою), що представляється сумою ряду:

$$Mx = \sum_{j=1}^m r_j p_j \quad \text{чи середнє, як спрощений варіант} \quad \bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i$$

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

$r_j$  – фіксовані значення амплітуд випадкової величини (сигналу),

$p_j$  – ймовірність появи  $x_j$ .

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

Фактично, середнє значення результатів спостережень (експериментів) випадкової величини  $r_i$ , визначають як статистичну оцінку і називають вибіркоче середнє. Фактично ковзне оцінювання в такий спосіб дозволяє частково компенсувати високочастотні флуктуації зумовлені інформативними складовими досліджуваного сигналу.

Результати ковзного оцінювання амплітуд шумів функціонування дихальної системи математичним сподіванням подано на рис. 3-4. Доцільно зазначити, що в ході опрацювання дискретних реалізацій сигналів з різними за довжиною фрагментами встановлено, що обмеження розміру вибірки до 100 відліків дозволяє отримати найкращі візуальні відмінності згаданих сигналів.

Як можна побачити, використання характеристики ковзного математичного сподівання для аналізу та діагностування різного роду порушень дихальної системи є малоефективним, оскільки для деяких порушень дихальної системи практично неможливо визначити (побачити візуально) період та виділити один дихальний рух, що є первинним етапом опрацювання таких сигналів.

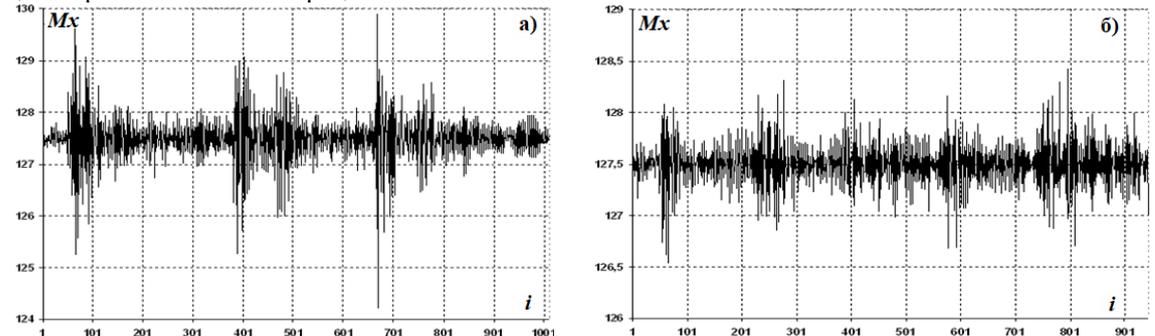


Рис. 3. Представлення шумів дихальної системи на основі ковзного математичного сподівання  $Mx$  для вибірки 100 відліків для: а) без порушень; б) стридор.

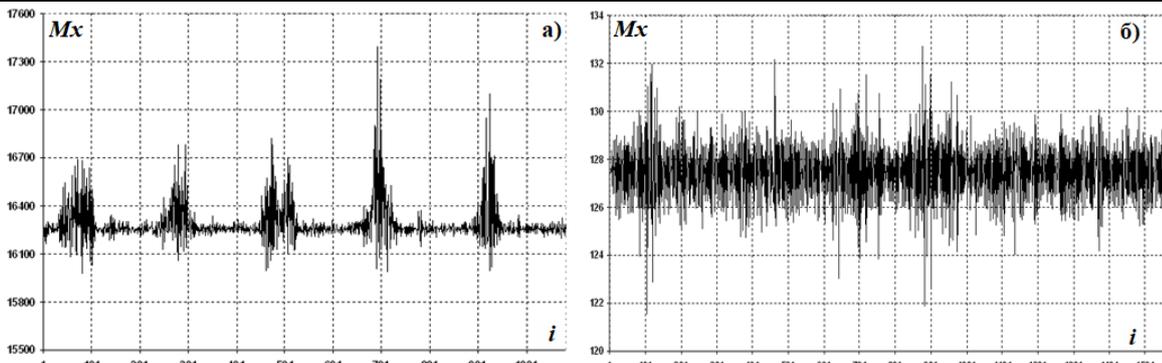


Рис. 4. Представлення шумів дихальної системи на основі ковзного математичного сподівання  $Mx$  для вибірки 100 відліків для: а) обструктивний бронхіт; б) тертя плеври

Іншим варіантом статистичного представлення досліджуваних сигналів є використання ковзної дисперсії ( $Dx$ ) амплітуд дихального сигналу, випадкової величини  $x$ , що визначається як математичне сподівання квадрату відхилення цієї величини від свого математичного сподівання:

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

де  $m$  – кількість можливих значень (станів) випадкової величини (сигналу),  
 $r_j$  – фіксовані значення амплітуд випадкової величини (сигналу),  
 $p_j$  – ймовірність появи  $x_j$ .  
 $Mx$  – незміщена оцінка математичного сподівання цієї величини.

Результати ковзного оцінювання амплітуд шумів функціонування дихальної системи за дисперсією подано на рис. 5-6.

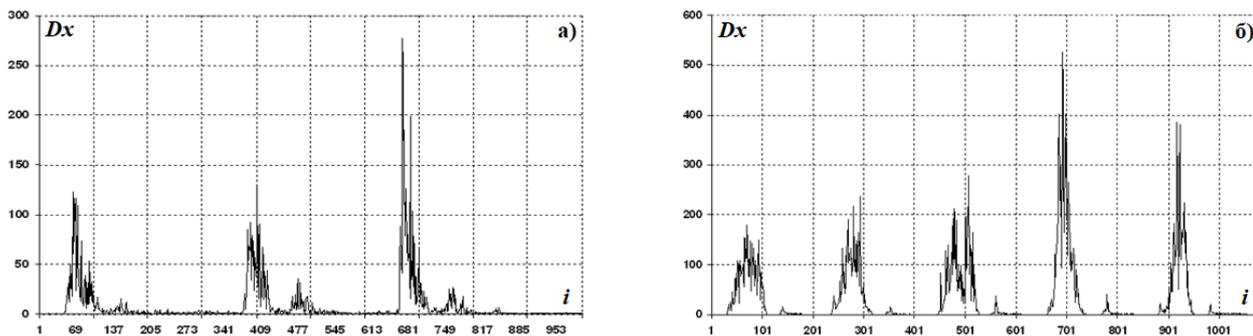


Рис. 5. Представлення шумів дихальної системи на основі ковзної дисперсії  $Dx$  для вибірки 100 відліків для: а) без порушень; б) стридор

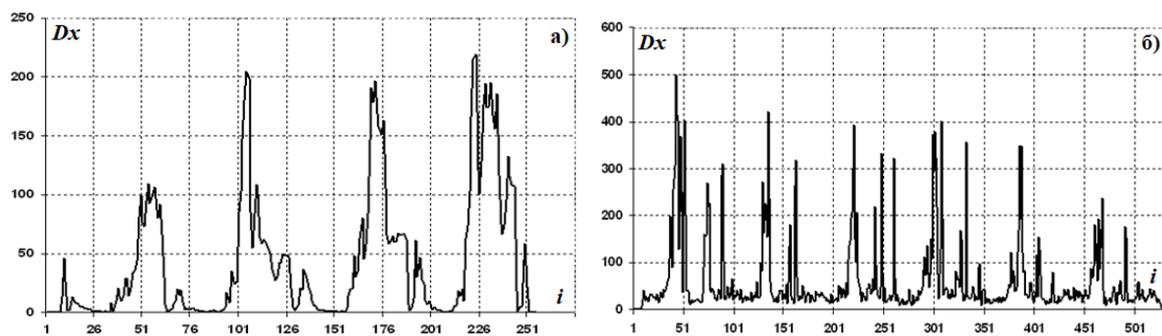


Рис. 6. Представлення шумів дихальної системи на основі ковзної дисперсії  $Dx$  для вибірки 100 відліків для: а) обструктивний бронхіт; б) тертя плеври

Використання ковзних оцінок середнього квадратичного відхілу (СКВ) при статистичному представленні досліджуваних сигналів очікувано не приводить до суттєвих змін, оскільки СКВ, як корінь з дисперсії, в досліджуваному випадку зумовлює тільки зменшення розмаху шкали статистичного оцінювання, а також збільшує обчислювальні затрати. Перспективним варіантом статистичного представлення досліджуваних сигналів з погляду уникнення залежності від абсолютних значень амплітуди, може стати використання ковзної інформаційної ентропії ( $Hx$ ) амплітуд дихального сигналу, випадкової величини  $x$ , що визначається як сума добутоків ймовірностей появи стану сигналу на логарифм цієї ймовірності:

$$Hx = - \sum_{j=1}^m p_j \log p_j$$

де  $m$  – кількість унікальних значень (станів) випадкової величини (сигналу),  
 $p_j$  – ймовірність появи  $r_j$ .

Результати ковзного оцінювання амплітуд акустичних шумів функціонування дихальної системи за оцінками інформаційної ентропії на рис. 7-8.

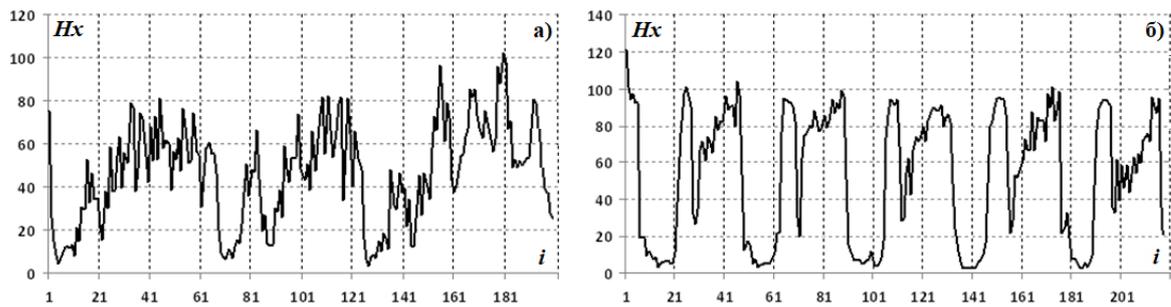


Рис. 7. Представлення шумів дихальної системи на основі ковзної ентропії  $Hx$  для вибірки 500 відліків для: а) без порушень; б) стридор

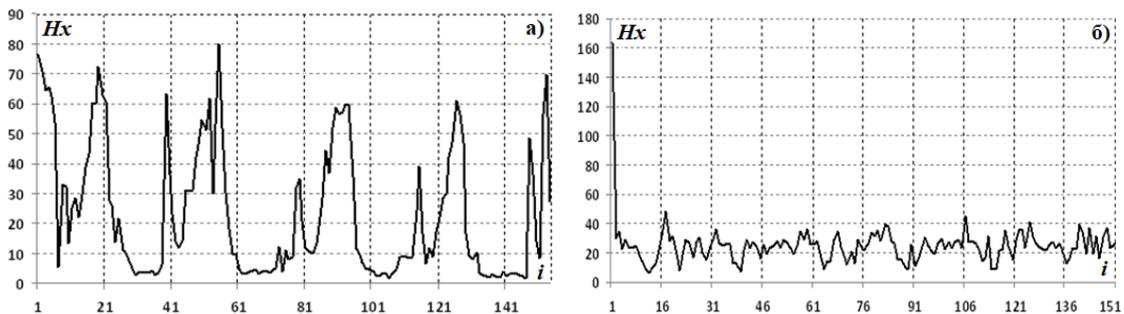


Рис. 8. Представлення шумів дихальної системи на основі ковзної ентропії  $Hx$  для вибірки 500 відліків для: а) обструктивний бронхіт; б) тертя плеври

Доцільно зазначити, що в ході опрацювання дискретних реалізацій сигналів з різними за довжиною фрагментами встановлено, що обмеження розміру вибірки до 500 відліків дозволяє отримати найкращі візуальні відмінності згаданих сигналів при використанні ковзних оцінок інформаційної ентропії.

Таким чином, з огляду на отримані результати можна зробити попередній висновок, що використання ковзних оцінок інформаційної ентропії досліджуваних сигналів дозволяють отримати візуально виразніші представлення дихальних циклів порівняно з іншими розглянутими статистичними характеристиками. Однак, порівняно з дисперсією та математичним сподіванням, оцінки ентропії потребують більших обчислювальних затрат, що пов'язано з розрахунком функції логарифму.

### Висновки

Проведені дослідження показали, що застосування ковзних статистичних оцінок для представлення сигналів дихальної системи може бути ефективним засобом виявлення закономірностей у шумових процесах, які традиційні амплітудні методи аналізу не здатні відобразити. Такий підхід забезпечує глибше розуміння динаміки змін амплітуди у часі та дозволяє виявляти приховані функціональні порушення.

За результатами попередніх досліджень встановлено, що ковзна математичне сподівання не дає чіткої диференціації між нормальними та патологічними шумами, оскільки усереднення значень призводить до втрати локальної інформативності сигналу. Водночас ковзна дисперсія продемонструвала кращу здатність до виділення окремих фаз дихального циклу, оскільки відображає ступінь коливання амплітуди у межах вибірки. Використання середньоквадратичного відхилення, як статистичного показника, очікувано не принесло суттєвого покращення порівняно з дисперсією, однак збільшило обчислювальні затрати, що підтверджує доцільність пошуку статистичних оцінок, які не лише забезпечують інформативність, але й зменшують обчислювальну складність реалізації алгоритмів.

Одним із перспективних методом виявилася ковзна оцінка інформаційної ентропії, яка є інваріантною до абсолютних амплітуд і дозволяє виокремити структурні зміни сигналу навіть за наявності зовнішніх шумів. Встановлено, що використання вікна розміром близько 500 відліків забезпечує оптимальний баланс між точністю і стабільністю результатів. Крім того, порівняльний аналіз розглянутих методів показав, що ентропійний підхід забезпечує кращу візуальну та статистичну розрізнюваність типових дихальних шумів.

У подальших дослідженнях доцільно розширити набір статистичних характеристик, зокрема залучити параметри кореляції, спектральної густини потужності та нелінійні показники складності. Також актуальним є впровадження гібридних моделей, що поєднують статистичне та машинне навчання для побудови систем автоматичного розпізнавання функціональних порушень.

**Література**

1. Pham, L., & Tran, D. (2022). A Review of Lung Sound Analysis Techniques for Disease Diagnosis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 71, 103234. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103234>
2. Bahoura, M., & Pelletier, C. (2021). Respiratory Sound Classification Using Ensemble of Convolutional Neural Networks. *IEEE Access*, 9, 163742–163751. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3132345>
3. Taplidou, S. A., & Hadjileontiadis, L. J. (2010). Analysis of Respiratory Sounds: State of the Art. *Biomedical Signal Processing and Control*, 5(2), 62–76. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2010.01.002>
4. Kim, H., Lee, J., & Park, S. (2023). Real-time counting of wheezing events from lung sounds using deep learning algorithms. *PLOS ONE*, 18(11), e0294447. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0294447>
5. Kandaswamy, A., Kumar, C. S., Ramanathan, R. P., Jayaraman, S., & Malmurugan, N. (2004). Neural Classification of Lung Sounds Using Wavelet Coefficients. *Computers in Biology and Medicine*, 34(6), 523–537. [https://doi.org/10.1016/S0010-4825\(03\)00089-9](https://doi.org/10.1016/S0010-4825(03)00089-9)
6. Іванов, В. П., & Губа, В. В. (2021). *Методи цифрового опрацювання біомедичних сигналів*. Київ: КНУ ім. Т. Шевченка.
7. Яковин, С. В., & Мельничук, С. І. (2023). Моделювання дискретного перцептрона для оброблення інформаційно-вимірювальних сигналів. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*, №3, 82–89.
8. Левченко, В. О., & Сидоренко, І. Ю. (2020). Застосування ентропійних методів при діагностуванні біомедичних сигналів. *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №5, 45–51.

**References**

1. Pham, L., & Tran, D. (2022). A Review of Lung Sound Analysis Techniques for Disease Diagnosis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 71, 103234. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103234>
2. Bahoura, M., & Pelletier, C. (2021). Respiratory Sound Classification Using Ensemble of Convolutional Neural Networks. *IEEE Access*, 9, 163742–163751. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3132345>
3. Taplidou, S. A., & Hadjileontiadis, L. J. (2010). Analysis of Respiratory Sounds: State of the Art. *Biomedical Signal Processing and Control*, 5(2), 62–76. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2010.01.002>
4. Kim, H., Lee, J., & Park, S. (2023). Real-time counting of wheezing events from lung sounds using deep learning algorithms. *PLOS ONE*, 18(11), e0294447. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0294447>
5. Kandaswamy, A., Kumar, C. S., Ramanathan, R. P., Jayaraman, S., & Malmurugan, N. (2004). Neural Classification of Lung Sounds Using Wavelet Coefficients. *Computers in Biology and Medicine*, 34(6), 523–537. [https://doi.org/10.1016/S0010-4825\(03\)00089-9](https://doi.org/10.1016/S0010-4825(03)00089-9)
6. Ivanov, V. P., & Huba, V. V. (2021). *Methods of Digital Processing of Biomedical Signals*. Kyiv: Taras Shevchenko National University of Kyiv.
7. Yakovyn, S. V., & Melnychuk, S. I. (2023). Modeling of a Discrete Perceptron for Processing of Information-Measuring Signals. *Bulletin of Vinnytsia Polytechnic Institute*, (3), 82–89.
8. Levchenko, V. O., & Sydorenko, I. Yu. (2020). Application of Entropy Methods in the Diagnosis of Biomedical Signals. *Scientific News of NTUU “Igor Sikorsky KPI”*, (5), 45–51.