

<https://doi.org/10.31891/2307-5732-2026-361-14>

УДК 004

ВАТУЛЯК ТИМОФІЙ

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0003-8666-9484>

e-mail: tymofiivatuliak@gmail.com

ЛАЦИК НАЗАРІЙ

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0004-4465-250X>

e-mail: nazarii.latsyk-a123-23@nung.edu.ua

ТОМАШІВСЬКИЙ РОСТИСЛАВ

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0007-3383-8626>

e-mail: rtomashivsky@gmail.com

КОСМІРАК РОСТИСЛАВ

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

<https://orcid.org/0009-0007-3095-8876>

e-mail: rkosmirak@gmail.com

КОРЕЛЯЦІЙНА ЕФЕКТИВНІСТЬ РЕАЛІЗАЦІЙ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ ШУМІВ ХАРАКТЕРИСТИК ДЛЯ ПОРУШЕНЬ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

У роботі досліджено кореляційні властивості акустичних сигналів, що виникають унаслідок функціонування дихальної системи. Показано, що аналіз шумових реалізацій, зокрема в частині розширення інформативних ознак, може покращити ефективність неінвазивного діагностування респіраторних порушень.

Окреслено проблеми сегментації дихальних шумів у зв'язку з варіативністю дихальних циклів, наявністю сторонніх шумів та технічних артефактів, а також індивідуальними анатомічними відмінностями. Визначено, що традиційні амплітудні методи опрацювання сигналів характеризуються недостатньою ефективністю для таких випадків, що потребує залучення більш інформативних, зокрема ймовірнісних характеристик. Як наслідок, розглянуто використання ковзних статистичних оцінок - локального середнього, дисперсії та інформаційної ентропії, які дозволяють локалізувати дихальні рухи у часових вікнах. На основі цих оцінок реалізовано кореляційний аналіз для виявлення періодичності сигналу, що дозволило покращити точність виділення окремих фаз (дихальних рухів).

В ході дослідження, проведено автокореляційний аналіз амплітуд шумів дихальної системи, представлених різними статистичними оцінками. Встановлено, що оцінки дисперсії та інформаційної ентропії забезпечують найефективнішу сегментацію дихальних рухів, однак ентропійне представлення характеризується меншою флуктуацією апертур кореляційних функцій і не потребує додаткового масштабування, що спрощує апаратну реалізацію. Експериментальні дослідження показали, що використання ймовірнісних оцінок, зокрема дисперсії та інформаційної ентропії дає змогу точніше ідентифікувати окремі типи функціональних порушень дихальної системи. Для кожного типу порушення сформовано еталонні сигнали, що характеризуються високим ступенем взаємкореляції з експериментальними реалізаціями. Крім того, порівняння результатів взаємкореляції показало, що представлення сигналів ковзними оцінками інформаційної ентропії забезпечує приблизно удвічі більшу роздільну здатність між однотипними та різнотипними порушеннями у порівнянні з дисперсійним підходом.

Представлені результати можуть мати практичне значення у сфері розроблення цифрових діагностичних систем на базі мікроконтролерів і комп'ютерних засобів опрацювання сигналів.

Ключові слова: опрацювання сигналів, кореляція, дихальні шуми, статистичні оцінки

TYMOFIIV VATULIAK, NAZARIY LATSZYK, ROSTYSLAV TOMASHIVSKYI, ROSTYSLAV KOSMIRAK

Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas

CORRELATIONAL EFFICIENCY OF FUNCTIONAL NOISE REALIZATIONS CHARACTERISTIC OF RESPIRATORY SYSTEM DISORDERS

The study investigates the correlation properties of acoustic signals generated by the functioning of the human respiratory system. It is shown that the analysis of noise realizations, particularly through the expansion of informative features, can improve the effectiveness of non-invasive diagnosis of respiratory disorders.

The problems of respiratory sound segmentation are outlined, considering the variability of breathing cycles, the presence of external noise and technical artifacts, as well as individual anatomical differences. It is determined that traditional amplitude-based signal processing methods are insufficiently effective in such cases, which necessitates the use of more informative, particularly probabilistic, characteristics. Consequently, the application of sliding statistical estimations—local mean, variance, and information entropy—is considered, allowing for the localization of respiratory movements within time windows. Based on these estimations, a correlation analysis was implemented to detect signal periodicity, which improved the accuracy of identifying individual respiratory phases (breathing movements).

During the research, an autocorrelation analysis of respiratory noise amplitudes represented by various statistical estimations was conducted. It was found that variance and information entropy estimations provide the most effective segmentation of respiratory movements; however, the entropic representation is characterized by lower fluctuation of correlation function apertures and does not require additional scaling, which simplifies hardware implementation. Experimental studies have shown that the use of probabilistic estimations—specifically variance and information entropy—enables more accurate identification of specific types of functional respiratory disorders. For each type of disorder, reference signals were formed, exhibiting a high degree of cross-correlation with experimental realizations.

Moreover, a comparison of cross-correlation results showed that the representation of signals using sliding information entropy estimations provides approximately twice the resolution between homogeneous and heterogeneous disorders compared to the variance-based approach.

The presented results may have practical significance in the development of digital diagnostic systems based on microcontrollers and computer-based signal processing tools.

Keywords: signal processing, correlation, respiratory noises, statistical estimates

Стаття надійшла до редакції / Received 07.12.2025

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/)

© Ватуляк Тимофій, Лацик Назарій, Томашівський Ростислав, Космірак Ростислав

Вступ

Діагностування за шумами акустичних реалізацій, що формуються в наслідок функціонування та наявних порушень дихальної системи є одним із найдавніших і водночас найпоширеніших способів первинної діагностики. Традиційно зчитування таких сигналів здійснюється за допомогою механічного стетоскопа, однак із розвитком цифрових технологій їх заміняють цифровими (зазвичай мікроконтролерними) пристроями, які дозволяють записувати акустичні сигнали для подальшого опрацювання комп'ютерними системами. В такій ситуації зростає актуальність автоматизованого чи автоматичного аналізу дихальних шумів, що дозволяє розширити можливості моніторингу в домашніх умовах, а також для раннього виявлення патологій без залучення фахівців на кожному етапі.

Слід зазначити, що реалізація таких цифрових систем потребує вирішення низки технічних і методологічних проблем, зокрема точне виділення одного дихального руху з акустичного сигналу, виявлення відповідних інформативних ознак, уникнення повторного використання таких ознак для інших порушень тощо. Фактично дихальний рух слід розглядати, як окремих фрагмент деякого циклічного процесу (вдиху чи видиху), який супроводжується характерними шумами. Додатково такі акустичні реалізації зазнають спотворень сторонніми шумами, артефактами або патологічними змінами дихальної системи, що суттєво ускладнює завдання виділення одного дихального руху. Актуальність задачі виділення одного дихального руху обумовлюється тим фактом, що це є необхідний етап для оцінювання спектрального складу, вейвлет-аналізу, розрахунку енергетичних характеристик та інших методів цифрового опрацювання сигналів. Тобто, без адекватної локалізації дихального руху згадані методи можуть давати некоректні результати або втрачати діагностичну цінність.

Іншою проблемою діагностування за шумами акустичних реалізацій є нерегулярність дихальних рухів, що може змінюватись від фізіологічного стану, активності, емоцій, фізичного навантаження, стресів і навіть від положення тіла. Така варіативність створює значні труднощі при автоматичному виділенні одного дихального руху з акустичного сигналу. Одним із ключових аспектів варіативності є зміна тривалості дихального руху, зокрема при фізичному навантаженні такий рух є коротким і глибоким, у стані спокою рухи уповільнюються, що впливає на амплітуду та частотний спектр сигналу і, як наслідок, ускладнює його сегментацію.

Крім того, варіативність проявляється у зміні амплітуди дихальних шумів, зокрема акустичні реалізації вдиху можуть бути чіткими, а видиху майже нечутним чи навпаки. Така ситуація створює проблеми для алгоритмів, які орієнтовані на амплітудні характеристики сигналу, оскільки приводить до помилково ігнорування слабких фази або інтерпретації сторонніх шумів як дихальний рух. Окремою проблемою є нерівномірність дихальних рухів зумовлених сторонніми чинниками: емоції, біль, патології, розумове напруження тощо, що приводить до асиметричності дихальних циклів, з паузами чи додатковими акустичними артефактами, що порушує ритм і ускладнює автоматичне виділення.

Традиційно, одним з найпростіших методів врахування варіативності дихальних рухів є застосування адаптивних алгоритмів, які аналізують не лише амплітуду, а й спектральні та часові характеристики таких реалізацій сигналу, зокрема ковшне оцінювання локальної енергії:

$$E[n] = \sum_{k=n}^{n+L-1} r^2[k]$$

де L – розмір вибірки (вікна) опрацювання сигналу,
 $r[k]$ – фіксовані значення амплітуд сигналу дихальної системи,
 $E[n]$ – локальна енергія в момент часу n .

Додатково слід враховувати нестабільний контакт між мембраною стетоскопа та поверхнею діагностування. Навіть незначне зміщення чи зміна тиску спричиняють появу шумів, клацань або коливань, які не пов'язані з дихальними процесами, тобто не містять інформативних складових. Такі сигнали часто мають високу амплітуду і можуть перебивати корисну інформацію.

Таким чином, флуктуації аперттури і тривалості сигналів дихальної системи є природним, але складним фактором, який необхідно враховувати при побудові цифрових систем опрацювання дихальних шумів, що зумовлює суттєві труднощі у використанні амплітудних методів і необхідність пошуку додаткових інформативних ознак, зокрема ймовірнісних, які можна отримати зі згаданих сигналів.

Сегментація та кореляційна ефективність шумів дихальної системи

Відомі методи цифрового опрацювання сигналів традиційно ґрунтуються на параметрах, що не зазнають суттєвих флуктуацій в часі. Однак, як уже зазначалось, шуми дихальної системи характеризуються наявністю таких основних факторів:

- фонових шумів;
- технічними артефактами, що не мають фізіологічного походження;
- варіативністю дихального циклу зумовленого внутрішніми та зовнішніми чинниками;
- індивідуальними анатомічними особливостями, що впливають на спектр сигналу.

В такій ситуації доцільно розглянути варіанти представлення амплітуд шумів дихальної системи на основі ковшних статистичних оцінок, зокрема локальне середнє (μ), дисперсія (σ^2), а також інформаційна ентропія (H), що відповідно розраховуються за типовими формулами:

$$\mu[n] = \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{L-1} r[n-k] \quad \sigma^2[n] = \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{L-1} (r[n-k] - \mu[n])^2 \quad H[n] = - \sum_i p_i[n] \log_2 p_i[n]$$

де L – розмір вибірки (вікна) опрацювання сигналу,

$r[k]$ – фіксовані значення амплітуд сигналу дихальної системи,
 $\mu [n]$ – локальне середнє в момент часу n ,
 $\sigma^2 [n]$ – локальне дисперсія в момент часу n ,
 $H[n]$ – локальна ентропія в момент часу n .

В загальному, основна ідея полягає в тому, щоб на попередньому етапі аналізувати акустичні реалізації сигналу у коротких часових вікнах, обчислюючи в кожному з них ковзні статистичні оцінки за якими формуються відповідні характеристики.

На наступному етапі опрацювання, до отриманих згаданим чином сигналів, які представляються ковзними статистичними оцінками, доцільно застосувати автокореляційну функцію:

$$K_{rr}(j) = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1+j}^{n+j} r_i \cdot r_{i+j}$$

що дозволить виявити періодичні складові і, як наслідок, за якими здійснити сегментацію сигналу з подальшим виділенням дихального руху.

Результати проведеного дослідження автокореляційних властивостей амплітуд шумів функціонування дихальної системи представлені ковзними оцінками дисперсії Dx для різних функціональних порушень подано на рис. 1.

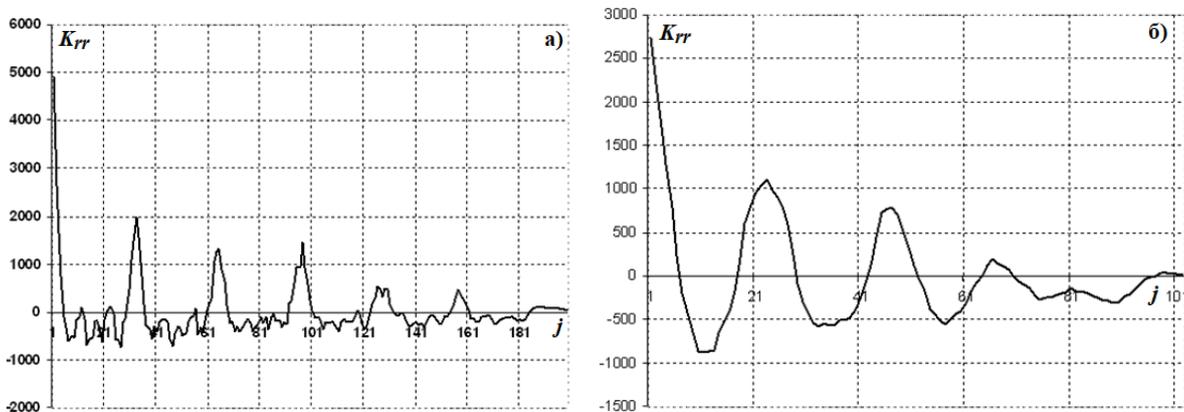


Рис. 1. Автокореляційні характеристики дисперсійного представлення Dx шумів дихальної системи: а) тертя плеври; б) обструктивний бронхіт

Як можна побачити, використання кореляції оцінок дисперсії дозволяє достатньо чітко сегментувати дихальні рухи. Однак, залежність від амплітуди зумовлює суттєву відмінність в діапазонах апертур, що приводить до необхідності додаткового використання процедур масштабування отриманих результатів.

Результати дослідження автокореляційних властивостей амплітуд шумів функціонування дихальної системи представлені ковзними оцінками інформаційної ентропії Hx для різних функціональних порушень подано на рис. 2.

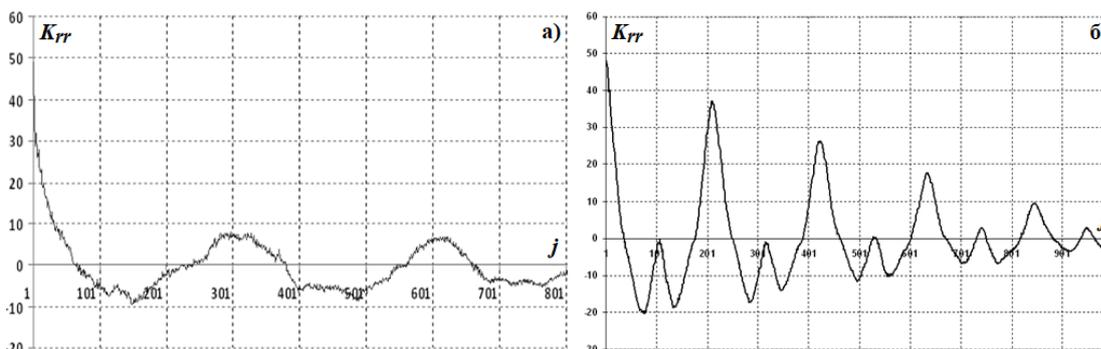


Рис. 2. Автокореляційні характеристики ентропійного представлення Hx шумів дихальної системи: а) без порушень; б) стридор

Як можна побачити, використання кореляції оцінок інформаційної ентропії практично не поступається, за автокореляційними властивостями, оцінкам дисперсії. Проте, слід зазначити, що аперттури отриманих автокореляційних функцій практично не відрізняються, що не потребує додаткового використання процедур масштабування отриманих результатів і, як наслідок, спрощує апаратну і програмну реалізацію.

Слід зауважити, що автокореляція також ефективна для виявлення прихованих закономірностей у сигналі, які не завжди очевидні при прямому аналізі амплітуди чи спектру. Зокрема, за наявності патологічних шумів, таких як хрипи, автокореляційна функція може виявити їх повторюваність. Отже, у практичних застосуваннях автокореляційний аналіз варто комбінувати із ковзними оцінками, обчислюючи локальну автокореляцію в кожному сегменті сигналу. Це дозволяє відстежувати зміну ритму дихальних шумів в часі, що

є важливим фактором при моніторингу нестабільних дихальних рухів. Отримані результати кореляційного опрацювання статистичних представлень дихальних шумів дозволяють виділити дихальні шуми характерні для одного руху дихальної системи з прийнятною точністю.

В результаті, на ступному етапі досліджень, проведено ряд натурних експериментів в ході яких сформовано множини акустичних реалізацій притаманні кільком типовим функціональним порушення дихальної системи. Після чого здійснено формування відповідних ймовірнісних характеристик шляхом розрахунку відповідних статичних оцінок, зокрема локальне середнє Mx , дисперсія Dx , а також інформаційна ентропія Hx .

Результати формування узагальнених еталонних сигналів дихальної системи представленої ковзними оцінками дисперсії Dx для окремих функціональних порушень подано на рис. 3.

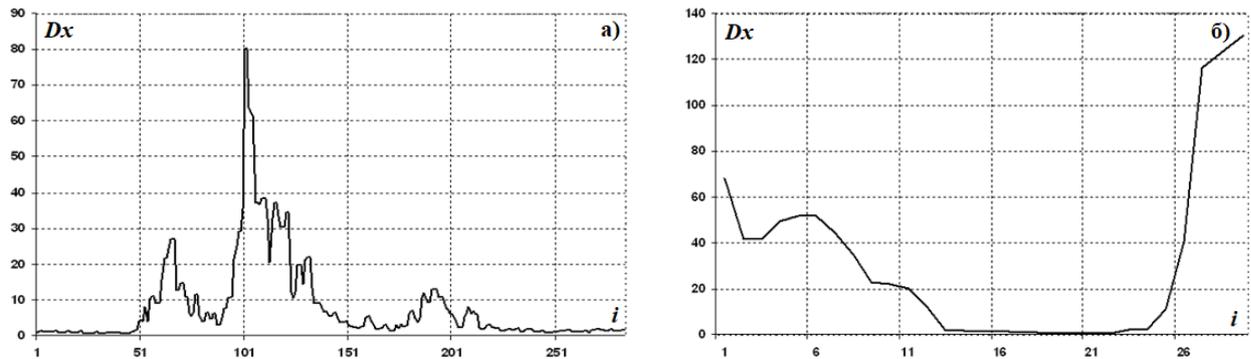


Рис.3. Дисперсійне Dx представлення одного руху шумів дихальної після згладжування: а) без порушень; б) стридор

Результати формування узагальнених еталонних сигналів дихальної системи представленої ковзними оцінками інформаційної ентропії Hx для окремих функціональних порушень подано на рис. 4.

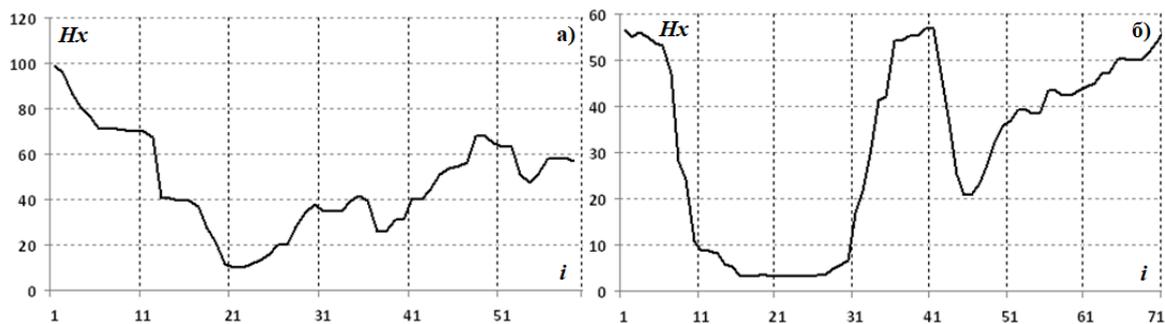


Рис. 4. Ентропійне Hx представлення одного руху шумів дихальної після згладжування: а) без порушень; б) стридор

Як можна побачити, отримані еталонні сигнали характеризуються прийнятними кореляційними властивостями, що у перспективі доцільно використати для виділення, в ході потокового опрацювання, та класифікації шумів дихальної системи.

Однак, спостерігається суттєва відмінність апертур результатів розрахунку автокореляційних функцій як для сигналів представлених оцінками дисперсії Dx так і для сигналів представлених оцінками інформаційної ентропії Hx .

З метою порівняльного оцінювання ефективності формування еталонних сигналів за ймовірнісними оцінками проведено дослідження взаємокореляційних властивостей між наявними еталонами та сигналами, що отримані в ході натурних експериментів.

Результати взаємокореляції еталонних та експериментальних сигналів (шумів) дихальної системи представленої ковзними оцінками дисперсії Dx для окремих функціональних порушень подано в табл. 1.

Таблиця 1

Взаємокореляція еталонних (узагальнених) та експериментальних сигналів представлених Dx оцінками дисперсії

Еталони Сигнали	Стридор	Тертя плеври	Обстр. бронхіт	Без порушень
Стридор	0,617864	-0,036671	-0,105012	0,197515
Тертя плеври	0,049104	0,538932	-0,084532	0,103226
Обстр. бронхіт	-0,205131	0,033403	0,662393	-0,052141
Без порушень	0,151621	-0,054081	-0,105871	0,529777

Результати взаємкореляції еталонних та експериментальних сигналів (шумів) дихальної системи представленої ковзними оцінками інформаційної ентропії дисперсії Hx для окремих функціональних порушень подано в табл. 1.

Таблиця 2

Взаємкореляція еталонних (узагальнених) та експериментальних сигналів представлених Hx оцінками інформаційної ентропії

Сигнали \ Еталони	Стридор	Тертя плеври	Обстр. бронхіт	Без порушень
Стридор	0,9421811	0,348133	-0,358711	-0,176001
Тертя плеври	0,462586	0,9281012	0,001507	0,467353
Обстр. бронхіт	-0,443711	-0,230311	0,904201	0,306518
Без порушень	-0,282071	-0,411381	0,243562	0,958002

Як можна побачити, використання оцінок дисперсії Dx для представлення шумів дихального руху дозволяє ефективно ідентифікувати окремі порушення, однак використання інформаційної ентропії Hx характеризується сумірним відношення максимумів кореляції між однотипними та різнотипними порушеннями, що орієнтовно складає два рази.

Висновки

Проведені дослідження показали, що використання ковзних статистичних оцінок, зокрема дисперсії та інформаційної ентропії, як ефективних інформативних параметрів для сегментації та класифікації акустичних реалізацій. На відміну від традиційних амплітудних методів, запропонований підхід забезпечує стійкість до варіативності амплітуди та тривалості сигналу.

Проведені дослідження автокореляційних функцій ймовірнісних представлень сигналів, сформованих на основі дисперсійних оцінок, дозволяють виділяти періодичні компоненти, характерні для дихального циклу. Однак, такі оцінки чутливі до апертури амплітуди, що знижує її універсальність. У свою чергу, представлення сигналів за ковзними оцінками інформаційної ентропії характеризуються кращою стабільністю і не потребують додаткового масштабування, що спрощує програмну та апаратну реалізацію системи.

Крім того, порівняльний аналіз взаємкореляційних характеристик між еталонними та експериментальними сигналами окремих функціональних порушень дихальної системи показав, що використання ковзних оцінок інформаційної ентропії має кращу кореляційну роздільну здатність. Це свідчить про його перевагу при класифікації різних типів функціональних порушень. Таким чином, інформаційна ентропія може розглядатися як додаткова інформативна ознака для систем діагностування, що ґрунтуються на методах цифрового опрацювання акустичних реалізацій дихальних шумів.

Формування узагальнених еталонних реалізацій шумів дихальної системи, що відповідають різним функціональним порушенням, також є важливим результатом проведених досліджень

В ході досліджень встановлено, що навіть за наявності фонових шумів і технічних артефактів, зумовлених особливостями обладнання та процедур збору даних, кореляційні методи зберігають високу стійкість до впливу амплітудних спотворень, однак часові спотворення залишаються проблемним питанням.

У перспективі подальших досліджень доцільним є розширення запропонованої методики на багатоканальні системи опрацювання сигналів, що може забезпечити просторову локалізацію джерел дихальних шумів. Додаткова інтеграція нейронних мереж для аналізу кореляційних ознак може підвищити точність і швидкість класифікації, що розширює перспективи створення автономних систем діагностування раннього виявлення функціональних порушень.

Література

1. Abeyratne U. R., Swarnkar V., Setyati A., Triasih R. Cough sound analysis can rapidly diagnose childhood pneumonia. *Annals of Biomedical Engineering*. 2013. Vol. 41, No. 11. P. 2448–2462. DOI: 10.1007/s10439-013-0836-0.
2. Xu, X., & Sankar, R. (2024). Classification and recognition of lung sounds using artificial intelligence and machine learning: A literature review. *Big Data and Cognitive Computing*, 8(10), 127. <https://doi.org/10.3390/bdcc8100127>
3. Bahoura M., Lu X. Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform and fractal dimension. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2006. Vol. 53, No. 2. P. 421–424. DOI: 10.1109/TBME.2005.862525.
4. Kandaswamy A., Kumar C. S., Ramanathan R. P., Jayaraman S., Malmurugan N. Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients. *Computers in Biology and Medicine*. 2004. Vol. 34, No. 6. P. 523–537. DOI: 10.1016/S0010-4825(03)00092-6.
5. Bentley P., Nordholm S., Nordholm M. Respiratory sound analysis using correlation and entropy features. *IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. 2018. P. 550–555. DOI: 10.1109/IECBES.2018.8626650.

6. Andrzejczak M., Klekowicz H., Nowak Ł. Application of short-time energy and zero-crossing rate in automatic segmentation of respiratory sounds. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 41, No. 2. P. 499–512. DOI: 10.1016/j.bbe.2021.02.004.

7. Sharan R. V., Abeyratne U. R. Automatic classification of wheeze and normal lung sounds using spectral and temporal features. *Physiological Measurement*. 2016. Vol. 37, No. 9. P. 1733–1749. DOI: 10.1088/0967-3334/37/9/1733.

References

1. Abeyratne U. R., Swarnkar V., Setyati A., Triasih R. Cough sound analysis can rapidly diagnose childhood pneumonia. *Annals of Biomedical Engineering*. 2013. Vol. 41, No. 11. P. 2448–2462. DOI: 10.1007/s10439-013-0836-0.
2. Xu, X., & Sankar, R. (2024). Classification and recognition of lung sounds using artificial intelligence and machine learning: A literature review. *Big Data and Cognitive Computing*, 8(10), 127. <https://doi.org/10.3390/bdcc8100127>
3. Bahoura M., Lu X. Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform and fractal dimension. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2006. Vol. 53, No. 2. P. 421–424. DOI: 10.1109/TBME.2005.862525.
4. Kandaswamy A., Kumar C. S., Ramanathan R. P., Jayaraman S., Malmurugan N. Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients. *Computers in Biology and Medicine*. 2004. Vol. 34, No. 6. P. 523–537. DOI: 10.1016/S0010-4825(03)00092-6.
5. Bentley P., Nordholm S., Nordholm M. Respiratory sound analysis using correlation and entropy features. *IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. 2018. P. 550–555. DOI: 10.1109/IECBES.2018.8626650.
6. Andrzejczak M., Klekowicz H., Nowak Ł. Application of short-time energy and zero-crossing rate in automatic segmentation of respiratory sounds. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 41, No. 2. P. 499–512. DOI: 10.1016/j.bbe.2021.02.004.
7. Sharan R. V., Abeyratne U. R. Automatic classification of wheeze and normal lung sounds using spectral and temporal features. *Physiological Measurement*. 2016. Vol. 37, No. 9. P. 1733–1749. DOI: 10.1088/0967-3334/37/9/1733.