

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
МІНІСТЕРСТВА ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
МІНІСТЕРСТВА ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису

ПОРЄВА ГАННА СЕРГІЇВНА

УДК 616-71, 612.2, 621.31

## ДИСЕРТАЦІЯ

МЕТОДИ АНАЛІЗУ ЗВУКІВ ЛЕГЕНЬ ДЛЯ ОЦІНКИ СТАНУ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ  
ЛЮДИНИ

05.11.17 — біологічні та медичні прилади і системи

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,  
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

---

Науковий керівник: Тимофєєв Володимир Іванович., д.т.н. професор.

Київ — 2020

## АНОТАЦІЯ

*Порєва Г. С.* «Методи аналізу звуків легень для оцінки стану дихальної системи людини» — Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи» — Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», Київ, 2020.

Дисертаційна робота присвячена актуальній темі обробки та аналізу звуків легень людини з метою отримання діагностично цінних параметрів для використання їх як в якості самостійних критеріїв оцінювання стану дихальної системи людини і як вхідних аргументів класифікаторів для автоматизації прийняття рішень щодо певних захворювань.

У **вступі** наводиться обґрунтування актуальності обраної теми дисертаційної роботи, сформульовано мету й основні завдання дослідження, об'єкт, предмет дослідження, зазначена наукова новизна та визначена практична цінність отриманих результатів, показано особистий внесок автора та відомості про апробацію результатів дослідження, зазначена кількість публікацій, в яких відображено результати роботи.

У **першому розділі** проведено огляд та аналіз літературних джерел щодо актуальності проблеми ефективного діагностування як окремих категорій дихальних шумів, так і бронхолегеневих захворювань в цілому. Наведено стислий огляд основних захворювань, які були досліджені в роботі, та дихальних шумів, а також сучасних методів діагностування стану дихальної системи людини. Показано, що електронна аускультация має важливу роль серед цих методів, розглянуто сучасні засоби реєстрації звуків легень. Також в першому розділі розглянуто та проаналізовано сучасні методи цифрового аналізу звуків легень, таких як спектральний аналіз, спектрально-часовий, вейвлет аналіз тощо. Показано актуальність удосконалення існуючих методів

аналізу та розробки нових методів для знаходження нових діагностично цінних параметрів звуків легень.

У **другому розділі** дисертаційної роботи описується база звуків легень, яка досліджувалась в роботі. Запропоновано та апробовано імітаційну модель портативного комплексу для реєстрації звуків легень.

Описується удосконалений метод первинної обробки акустичних сигналів звуків легень, оснований на фільтрації сигналів завад, що зумовлені випадковими перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та власними шумами організму людини, а також недоліками реєструючого засобу, що дозволяє покращити якість сигналу звуку дихання для подальшого отримання інформативно цінних параметрів звуків легень. Цей метод базується на двонаправленій фільтрації та допомагає позбутися від випадкових сплесків в досліджуваному сигналі.

Також в другому розділі описується удосконалений метод виділення окремих дихальних циклів в звуках легень. Метод базується на виділенні дихальних циклів на основі спектрально-часового аналізу вхідного звукового сигналу, синтезу основного опорного сигналу, який відображає дихальну активність. Для реалізації цього методу запропонована процедура адаптивної фільтрації із допоміжним сигналом завади, який синтезовано у відповідності до спектрально-часових характеристик неінформативної смуги частот.

У цьому розділі показано, що математичні методи поліспектрального аналізу мають перспективу бути ефективно застосовані до аналізу звуків легень людини, оскільки придушують гаусівський шум та зменшують дисперсію при детектуванні корисних сигналів і їх оцінки, зберігають інформацію про фазу сигналів, мають можливість детектування нелінійних зв'язків в досліджуваних сигналах.

У **третьому розділі** роботи запропонована розроблена процедура диференціації нормальних та патологічних дихальних шумів на основі аналізу кумулянтних функцій третього порядку та біспектральних функцій, знайдені

еталонні контурні зображення біспектру для окремих категорій дихальних шумів та визначені певні закономірності для них. Крім цього, також запропоновано процедуру диференціації звуків крепітації та вологих дрібнопузирчастих хрипів на основі аналізу контурних ізоліній біспектру, розрахованого прямим методом, а саме аналізу частот максимального значення, та діагонального зрізу біспектру, розрахованого непрямим методом, а також аналізу бічастот параметричного біспектру.

Також у третьому розділі описується розроблений метод діагностування ХОЗЛ та хронічного бронхіту на основі ітераційного підходу знаходження діагностично цінних параметрів звуків дихання, таких як значення біспектру та відповідних їм бічастот, значення функцій бікогерентності та відповідних їм частот, коефіцієнти асиметрії та ексцесу, а також аналізу параметричного біспектру. Визначені певні зв'язки та закономірності між групою цих параметрів та відповідною категорією стану дихальної системи людини, що дає можливість, аналізуючи сукупність цих ознак, проводити ідентифікацію захворювань.

В цьому розділі описується ще один спосіб диференціації здорових людей та хворих на ХОЗЛ на основі встановлених зв'язків між п'ятьма бічастотами, які відповідають значенням діагонального зрізу біспектру від максимального до мінімального, на основі чого виявлені певні «патерни» бічастот, що є різними і характерними для здорової людини та пацієнтів з ХОЗЛ.

Також в цьому розділі показано, що запропонований метод може бути застосований до сигналу, що розбитий на окремі фази вдоху - видоху, що дає можливість більш детально оцінити стан дихальної системи людини, оскільки дає можливість виявити певні дихальні артефакти в окремих дихальних фазах. Така інформація може бути корисною для лікаря – пульмонолога в якості додаткової більш детальної інформації про якість та кількість патологічних артефактів звуків дихання.

В четвертому розділі дисертаційної роботи наводиться огляд основних методів машинного навчання для використання їх для класифікації бронхолегеневих захворювань, що досліджувалися в роботі. Розглянуті такі класифікатори, як класифікатор на основі методу опорних векторів,  $k$ -NN найближчих сусідів, на основі логістичної регресії, байєсівський класифікатор, дерево рішень, і нейронні мережі. Кожен з цих класифікаторів був застосований для класифікації стану бронхолегеневої системи людини за чотирма категоріями: здорова людина, ХОЗЛ - прикореневий нижньодолевий пневмофіброз, ХОЗЛ - дифузний пневмофіброз та хронічний бронхіт. Крім цього класифікатори були досліджені з різним набором вхідних аргументів, в якості котрих слугують параметри звуків легень, які були визначені в третьому розділі. Таким чином, в результаті проведеного аналізу на основі критеріїв оцінювання було визначено, що найкращі результати були отримані за допомогою трьох класифікаторів: методу опорних векторів, дерева прийняття рішень та нейронних мереж. Було встановлено, що найкращі результати були отримані при застосуванні семи параметрів звуків легень, одержаних на основі спектрів вищих порядків. Таким чином, запропонована методика класифікації звуків легень на основі знайдених в роботі параметрів, може служити допоміжним інструментом для роботи лікаря-пульмонолога.

В четвертому розділі також наведена загальна структурна схема оброблення та аналізу сигналів звуків легень розробленого діагностичного програмного комплексу для надання автоматизованої первинної рекомендації лікареві з коротким описом всіх етапів його роботи.

*Ключові слова:* бікогеренція, біспектр, бічастоти, звуки легень, класифікатор, коефіцієнт асиметрії, коефіцієнт ексцесу, машинне навчання, спектри вищих порядків.

## ABSTRACT

Porieva A.S. “Methods of analysis of lung sounds for the state assessment of the human respiratory system” - Qualifying scientific work on the manuscript.

Ph.D. thesis on speciality for candidate’s degree of technical science 05.11.17 – Biological and medical devices and systems. – National Technical University of Ukraine —Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, 2020.

The thesis is devoted to the actual topic of human lung sounds processing and analysis in order to obtain diagnostically valuable parameters. These parameters are used both as stand-alone criteria for assessing the state of the human respiratory system, and for using them as input arguments of classifiers to automate decision making for certain diseases.

The **introduction** contains the relevance of the chosen thesis topic, formulates the purpose and main research tasks, object, subject of research, states scientific novelty and determines practical value of the obtained results, shows the personal contribution of the author and information about the research results approbation, states the number of publications that indicate the work results.

The **first section** contains the literature reviews and analyzes on the relevance of the effective diagnosis problems of both individual respiratory noise categories and bronchopulmonary diseases in general. There is brief overview of the major diseases studied in the work and respiratory noises, as well as modern methods of diagnosing the human respiratory system state in this section. It has been shown that electronic auscultation plays an important part among these methods, and modern tools of recording lung sounds are considered. The first section also examines and analyzes current methods for digital analysis of lung sounds, such as spectral analysis, spectral-time, wavelet analysis, and others. The relevance of improving existing methods of analysis and development of new methods for finding new diagnostically valuable parameters of lung sounds is shown.

The **second section** of the thesis describes the lung sounds database that is studied in the work. An advanced simulation model of a portable complex for recording the lung sounds is proposed and tested.

The advanced method for the initial processing of lung acoustic signals is described. This method is based on the filtering of noise signals caused by random environmental interference and deficiencies in the recording tool. The use of this method improves the quality of the lung sound signals to further obtain the informatively valuable parameters of lung sounds. This method is based on bidirectional filtering and helps to get rid of random bursts in the test signal.

The second section also describes an improved method of separating individual breathing cycles in lung sounds. The method is based on the allocation of respiratory cycles by means of spectral-temporal analysis of the incoming audio signal, synthesis of the main reference signal that simulates respiratory activity. To implement this method, an adaptive filtering procedure with an auxiliary interference signal, which is synthesized in accordance with the spectral-temporal characteristics of the non-informative frequency band, is proposed.

This section shows that mathematical methods of polyspectral analysis have the potential for effective application to the analysis of human lung sounds, because they suppress Gaussian noise and reduce the variance in the detection and evaluation of useful signals, store information about the phase of signals, capable of detecting nonlinear relationships in test signals.

The **third section** of the paper describes the developed method of differentiation of normal and pathological respiratory noise based on the analysis of third-order cumulative functions and bispectral functions. In this method, reference contour images of the spectrum are found for the individual categories of respiratory noise and certain patterns are defined for them. In addition, the method of differentiation of crackling sounds and wet fine bubbling wheezes is also proposed. The method is based on the analysis of contour isolines of the bispectrum, calculated by the direct method, namely the analysis of bifrequencies of the maximum value,

and the analyzes of the diagonal slices of the bispectrum, calculated by the indirect method, as well as the analysis of the frequencies of the parametric bispectrum.

The third section also describes the developed method of diagnosing COPD and chronic bronchitis based on an iterative approach to find diagnostically valuable parameters of lung sounds, such as values of bispectrum and their corresponding frequencies, values of bicoherence functions and their corresponding frequencies, skewness and kurtosis coefficients. This method also analyzes the parametric bispectrum. Some relationships and patterns between the group of these parameters and the corresponding category of the respiratory system state are determined. All this makes possible to identify diseases by analyzing the totality of these features.

This section describes another way of differentiating healthy people and patients with COPD based on the established relationships between the five bifrequencies that correspond to the diagonal slice of the bispectrum from maximum to minimum. Based on this, certain "patterns" of bifrequencies that are different and characteristic of a healthy person and patients with COPD have been identified.

Also in this section it is shown that the proposed method can be applied to the signal, which is divided into separate phases of inhalation - exhalation, which makes it possible to assess the state of the respiratory system in more detail, as it allows to detect certain respiratory artifacts in individual respiratory phases. Such information may be useful to the pulmonary physician as additional information on the quality and quantity of pathological artifacts of the breath sounds.

The **fourth section** of the thesis gives an overview of the basic methods of machine learning to use them for the classification of bronchopulmonary diseases studied in the work. Classifiers such as support vector method, k-NN nearest neighbors, logistic regression, Bayesian classifier, decision tree, and neural networks are considered. Each of these classifiers was applied to classify the human bronchopulmonary system state into four categories: healthy person, COPD - root inferior pneumofibrosis, COPD - diffuse pneumofibrosis and chronic bronchitis.

In addition, the classifiers were examined with a different set of input arguments. These input parameters are those of the lung sounds that were defined in section three. Thus, the analysis determined that the best results were obtained using three classifiers: the support vector method, the decision tree, and neural networks. It was found that the best results were obtained by applying seven parameters of lung sounds obtained from higher order spectra. Thus, the proposed methodology for the classification of lung sounds based on the parameters identified in the work can serve as an auxiliary tools for the work of a pulmonologist.

The general structure of the developed diagnostic software complex to provide an automated initial recommendation to the physician and a brief description of all stages of complex work are described in fourth section.

*Keywords:* bicoherence, bifrequencies, bispectrum, classifier, higher order spectra, kurtosis coefficient, lung sounds, machine learning, skewness coefficient.

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. А.С. Порева, В.А. Фесечко, “Анализ звуков дыхания при помощи спектров высших порядков”, *Електроніка та зв’язок, тем. вип. «Електроніка та нанотехнології»*, № 2, с. 119-125, 2011.
2. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренков, “Виявлення характерних акустичних ознак пацієнтів з ХОЗЛ на основі біспектрального аналізу звуків дихання”, *Електроніка та зв’язок*, т. 19, № 6 (83), с. 82-86, 2014.
3. А.С. Порева, А.А. Макаренкова, Е.С. Карплюк, А.А. Гончаренко, “Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ”, *Вісник Нац. Техн. Унів. Харківський Політехн. Інст., серія «Нові рішення в сучасних технологіях»*, № 36(1079), с. 49-55, 2014.
4. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренков, “Выявление аускультативных признаков ХОБЛ с помощью статистики высших порядков при анализе звуков дыхания”, *Известия высших учебных заведений. Радиоэлектроника*, т. 59, № 2, с. 44-51, 2016. doi: <https://doi.org/10.20535/S0021347016020059>. (Включена до міжнародної наукометричної бази «Scopus»).
5. Г.С. Порєва, Д. Гончарова, “Дослідження роботи класифікаторів для оптимізації постановки діагнозів бронхолегеневих захворювань”, *Електроніка та зв’язок*, т. 21, № 4 (93), с. 44-48, 2016. <http://dx.doi.org/10.20535/2312-1807.2016.21.4.81930>.
6. А.С. Порева, В.И. Вайтышин, Е.С. Карплюк, “Методы машинного обучения для исследования сигналов звуков легких”, *Мікросистеми, електроніка та акустика*, т. 22, № 6, с. 41-47, 2017. - doi: 10.20535/2523-4455.2017.22.6.

7. M.G. Chekhovych, A.S. Poreva, V.I. Timofeyev, and P. Henaff, “Using of the machine learning methods to identify bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds”, *Visnyk NTUU KPI, Seriya Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*, no 73, pp. 55–62, 2018. doi: <https://doi.org/10.20535/RADAP.2018.73.55-62> (Включена до міжнародної наукометричної бази «Web of Science»).
8. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Спосіб акустичної діагностики хронічного обструктивного захворювання легенів”, Пат. України на корисну модель № 96826, бюл. № 4, 25.02.2015.
9. А.С. Порєва, В.О. Фесечко, П.В. Данилов, “Методы цифровой обработки звуков легких. Кумулянтный анализ”, *Мат. Акустичного симпозиума «КОНСОНАНС-2011»*, 2011, с. 271-275.
10. А.С. Порєва, П.В. Данилов, “Обзор проблем использования медицинской техники врачом и способы их решения”, *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2011»*, Київ, 2011, ч.1, с. 202-206.
11. А. Poreva and A. Tanchik “Spectral analysis of lung sounds”, *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011)*, Kyiv, 2011, p. 190.
12. А. Poreva and V. Fesechko “Analysis of respiratory sounds using higher-order spectra”, *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011)*, Kyiv, 2011, p. 119.
13. А. Poreva, P. Danilov, and V. Fesechko. “Cumulant analysis for the detection of crackles in lung sounds”, *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012)*, Kyiv, 2012, pp. 188-189.
14. А. Poreva, V. Fesechko, V. Tkachenko, and Y. Karplyuk, “Modern systems of distributed home healthcare”, *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012)*, Kyiv, 2012, pp. 136-137.
15. А. Порєва, “Применение полиспектрального анализа для дифференциации звуков легких”, *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2012, с. 166-167.

16. A. Poreva and V. Fesechko, "Differentiation of moist fine rales and crackles by polyspectral analysis", *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2013)*, Kyiv, 2013, pp. 305-309.
17. Г.С. Порєва, "Методика оцїнювання легеневих шумів на основі біспектрального аналізу", *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2013, с. 114-115.
18. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, "Определение характерных признаков в звуках дыхания здоровых людей и больных ХОБЛ на основе статистик высших порядков", *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2014»*, Київ, 2014, с. 120-123.
19. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of bispectrum analysis to lung sounds in patients with the chronic obstructive lung disease", *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2014)*, Kyiv, 2014, pp. 306-309. - doi: 10.1109/ELNANO.2014.6873902
20. А.С. Порєва, Е.С. Карплюк, "Алгоритм выделения дыхательных циклов на основе адаптивной фильтрации и спектрально-временного представления сигналов шумов дыхания", *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2014, с. 95-96.
21. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Detection of COPD's diagnostic signs based on polyspectral lung sounds analysis of respiratory phases", *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2015)*, Kyiv, 2015, pp. 351-355. - doi: 10.1109/ELNANO.2015.7146908
22. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of polyspectrum analysis to diagnostic signs' detection of lung sounds in patients with the chronic obstructive pulmonary disease", *Proc. Int. Lung Sounds Association Conf.*, St. Petersburg, 2015, pp.56-57.

23. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, “Застосування статистик вищих порядків для аналізу звуків дихання”, *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2015, с. 85-86.
24. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, “Анализ звуков дыхания с использованием статистик высших порядков”, *Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування»*, Харків, 2015, с. 49-50.
25. M. Chekhovych, A. Poreva, Y. Karplyuk, and A. Makarenkova, "Application of higher-order spectral analysis to lung sounds in patients with chronic bronchitis", *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2016)*, Kyiv, 2016, pp. 247-250. - doi: 10.1109/ELNANO.2016.7493059
26. A. Poreva, O. Honcharenko, R. Tomashevskyi, S. Batachenko, and V. Kulichenko, "Screening diagnostic system for chronic obstructive pulmonary diseases", *Proc. Int. Conf. Electron. Informat. Technol. (EIT-2016)*, Odesa, 2016, pp. 1-5. - doi: 10.1109/ICEAIT.2016.7500996
27. A. Poreva, V. Vaityshyn, V. Timofeyev and A. Honcharenko, "Improving of lung sounds registration device for further signal processing", *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2017)*, Kyiv, 2017, pp. 329-332. - doi: 10.1109/ELNANO.2017.7939773
28. A. Makarenkova, A. Poreva, and M. Slozko, "Efficiency evaluation of electroacoustic sensors for auscultation devices of human body life-activity sounds", *Proc. IEEE Ukraine Conf. Electric. Comput. Eng. (UKRCON-2017)*, Kyiv, 2017, pp. 310-313.- doi: 10.1109/UKRCON.2017.8100499
29. A. Poreva, Y. Karplyuk, and V. Vaityshyn, "Machine learning techniques application for lung diseases diagnosis", *Proc. IEEE Workshop Adv. Informat. Electron. Electric. Eng. (AIEEE-2017)*, Riga, 2017, pp. 1-5. - doi: 10.1109/AIEEE.2017.8270528
30. V. Vaityshyn, M. Chekhovych, and A. Poreva, “Convolutional neural networks for the classification of bronchopulmonary system diseases with the

use of lung sounds”, *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2018)*, Kyiv, 2018, pp. 383-387.

31. Г.С. Порєва, М.Г. Чехович, “Цифровий аналіз сигналів звуків легень”, *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2018, с. 113-114.

32. В.І. Вайтишин, А.С. Порєва, “Ідентифікація бронхолегеневих захворювань за допомогою нейронних мереж з використанням спектрограм”, *Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування»*, Харків, 2018, с. 64-65.

33. A. Poreva, V. Vaityshyn, and A. Makarenkova, “Pre-trained convolutional neural networks for the lung sounds classification”, *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2019)*, Kyiv, 2019, pp. 522-525.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	19
РОЗДІЛ 1 ДІАГНОСТИКА ЗАХВОРЮВАНЬ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ .....	28
1.1. Захворювання дихальної системи .....	28
1.1.1. Хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ).....	28
1.1.2. Хронічний бронхіт .....	32
1.2. Дихальні шуми .....	33
1.2.1. Нормальні дихальні шуми.....	34
1.2.2. Патологічні дихальні шуми.....	35
1.3. Основні методи діагностики в пульмонології.....	37
1.4. Електронні засоби аускультативної та реєстрації звуків легень .....	42
1.4.1. Сучасні електронні стетоскопи.....	43
1.4.2. Фоноспірографічний комплекс “КоРА-03М1” .....	44
1.4.3. Портативний фоноспірографічний комплекс КоРА.....	46
1.5. Існуючі методи аналізу звуків легень .....	47
1.5.1. Аналіз сигналів у частотній області.....	48
1.5.2. Аналіз сигналів у частотно-часовій області.....	50
1.5.3. Вейвлет-аналіз .....	54
1.5.4. Аналіз з використанням параметрів спектрів вищих порядків (HOSA) .....	55
1.5.5. Інші види аналізу звуків легень .....	56
1.6. Висновки до розділу .....	58
РОЗДІЛ 2 РЕЄСТРАЦІЯ ТА ПОПЕРЕДНЯ ОБРОБКА СИГНАЛІВ ЗВУКІВ ДИХАННЯ .....	60
2.1. Досліджувальна база звуків легень .....	60
2.2. Імітаційна модель портативного комплексу для реєстрації звуків легень та серця .....	61
2.3. Попередня обробка сигналів звуків дихання .....	65

2.3.1. Фільтрація та видалення артефактів з сигналів звуків дихання.....	65
2.3.2. Метод розбиття сигналів звуків дихання на дихальні фази .....	69
2.4. Поліспектральний аналіз та його переваги .....	72
2.4.1. Непараметрична оцінка біспектру.....	74
2.4.2. Параметрична оцінка біспектру.....	76
2.4.3. Бікогерентність, коефіцієнти асиметрії та ексцесу .....	78
2.5. Висновки до розділу .....	80

РОЗДІЛ 3 МЕТОД ЗНАХОДЖЕННЯ ДІАГНОСТИЧНО ЦІННИХ ПАРАМЕТРІВ СИГНАЛІВ ЗВУКІВ ДИХАННЯ.....	83
3.1. Критерії достовірності діагностичних методик в біомедицині.....	83
3.2. Диференціація нормальних та патологічних дихальних шумів на основі спектрів вищих порядків .....	84
3.2.1. Знаходження закономірностей нормальних та патологічних дихальних шумів на основі побудови тривимірних зображень кумулянтних функцій третього порядку та біспектру.....	84
3.2.2. Процедура диференціації звуків крепітації та вологих дрібно пузирчастих хрипів .....	89
3.3. Знаходження діагностично цінних параметрів звуків легень для діагностики захворювань дихальної системи людини на основі спектрів високих порядків .....	93
3.3.1. Метод знаходження параметрів звуків легень за допомогою спектрів вищих порядків для діагностики хронічного обструктивного захворювання легень.....	94
3.3.2. Застосування розробленого методу для ідентифікації хронічного bronхіту.....	111
3.3.3. Порівняння параметрів звуків дихання здорових людей, пацієнтів із ХОЗЛ та хворих на хронічний бронхіт .....	114
3.4. Висновки до розділу .....	122

РОЗДІЛ 4 ДІАГНОСТИЧНИЙ ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ НАДАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ПЕРВИННОЇ РЕКОМЕНДАЦІЇ ЛІКАРЕВІ.....	127
4.1. Застосування методів машинного навчання до діагностичних параметрів звуків дихання.....	128
4.1.1. Методи класифікації .....	128
4.1.2. Критерії оцінки класифікаторів.....	135
4.1.3. Результати роботи класифікаторів .....	136
4.2. Опис структури діагностичного програмного комплексу .....	142
4.2.1. Попередня обробка сигналів звуків легень .....	144
4.2.2. Аналіз сигналів звуків дихання .....	145
4.2.3. Класифікація діагностичних параметрів звуків дихання.....	146
4.3. Висновки до розділу .....	147
ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ.....	150
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	153
ДОДАТКИ.....	172

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ І СКОРОЧЕНЬ

ВДХ — вологі дрібно пухирчасті хрипи

ДПФ — дискретне перетворення Фур'є

МОВ — метод опорних векторів

МСК — мінімальна середньоквадратична помилка

МЧКК — мел-частотні кепстральні коефіцієнти

СЦП — спектральна щільність потужності

УММ — узагальнений метод моментів

ХБ – хронічний бронхіт

ХОЗЛ — хронічне обструктивне захворювання легень

ШНМ — штучна нейронна мережа

CART — Classification and Regression Tree

COPD — Chronic Obstructive Pulmonary Disease

EMD — Empirical Mode Decomposition (розклад на емпіричні моди)

FFT — Fast Fourier transform (швидке перетворення Фур'є)

GMM — Generalized Method of Moments

HOSA — Higher Order Spectral Analysis

*k*-NN — *k*-nearest neighbors algorithm (метод найближчих сусідів)

LMS — Least Mean Squares

LPC — Linear Prediction Coding (лінійне кодування з лінійним прогнозуванням)

MFCC - Mel Frequency Cepstral Coefficient

PSD - Power Spectral Density

STFT Short-Time Fourier Transform (короткочасне перетворення Фур'є)

SVM - Support Vector Machine

## ВСТУП

### Обґрунтування вибору теми дослідження

Хвороби органів дихання є величезним світовим тягарем для здоров'я. За оцінками, 235 мільйонів чоловік страждають від астми, понад 200 мільйонів людей мають хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ), 65 мільйонів пацієнтів страждають середньо-важкою ХОЗЛ, 1–6% дорослого населення (понад 100 мільйонів чоловік) відчують порушення дихання під час сну, щорічно 8,7 мільйона людей захворюють на туберкульоз щороку, мільйони живуть з легеневою гіпертензією і понад 50 мільйонів людей борються з професійними захворюваннями легень, загальною кількістю понад 1 млрд. осіб, які страждають хронічними респіраторними захворюваннями. Принаймні 2 мільярди людей піддаються токсичному впливу споживання біомаси, 1 мільярд піддаються впливу забруднення на відкритому повітрі, а 1 мільярд — тютюновим димом. Щороку 4 мільйони людей гинуть передчасно від хронічних респіраторних захворювань [1–4], що за даними Всесвітньої Організації Охорони Здоров'я (ВООЗ) становить третину передчасних смертей у світі [1]. Проте значній частині передчасних смертей можна було б запобігти належним лікуванням, яке, своєю чергою, вимагає своєчасної та надійної діагностики захворювань.

Переважає більшість респіраторних захворювань супроводжується тими чи іншими порушеннями руху повітря каналами дихальної системи, які призводять до виникнення характерних шумів (звуків). Попри розвиток технічних засобів діагностики аускультация — вислуховування звуків дихання залишається найпоширенішим неінвазійним методом діагностики респіраторних захворювань [5].

Чутливість (порог чутності) людського органу слуху та його здатність розрізняти звуки за гучністю та частотою суттєво варіюються від індивіда до індивіда. Крім того, через особливості людського органу слуху за однакової

гучності звуки високої частоти суб'єктивно здаються гучнішими, ніж звуки низької частоти. Тому, наприклад, наявність у спектрі звуків дихання потужних низькочастотних складових не означає, що лікар відзначить шум як низькочастотний, тоді як наявність високочастотних складових, навіть малої потужності, може суттєво змінити суб'єктивну оцінку шуму. Разом з тим, надзвичайне значення для слухового аналізу звуків дихання мають «звукова пам'ять», обдарованість та тренуваність лікаря. Для пересічного лікаря запам'ятовування та аналіз усіх нюансів таких складних та високоінформативних сигналів, якими є шуми та хрипи дихання, становлять складну задачу [6].

Протягом останніх 50-60 років було розгорнуто серйозні дослідницькі роботи, спрямовані на дослідження можливості реєстрації, візуалізації та класифікації звуків дихання на основі засобів та методів електронної техніки. Зусилля наукових центрів в різних країнах світу координуються Міжнародною Асоціацією зі звуків легень (International Lung Sounds Association — ILSA). Починаючи з 1976 р., під егідою ILSA щорічно проводяться міжнародні конференції, присвячені шумам та звукам дихання.

Технічна сторона нових технологій полягає у реєстрації звуків дихання на поверхні грудної клітки та їх подальшому перетворенні у електричні сигнали спеціальними високочутливими датчиками. Відтак за допомогою спеціальної апаратури аналогові сигнали кондиціонуються та перетворюються на цифрові. Оцифровані сигнали звуків дихання передаються на персональний комп'ютер, де їх обробляють та зберігають. Перевагами такого підходу є отримання високоякісних аудіосигналів незалежно від здатності органу слуху лікаря, можливість багаторазового прослуховування та порівняння записаного сигналу зі зразками або пізнішими записами, наприклад, у процесі одужання. Завдяки можливості створення баз даних звуків дихання, з'явилась можливість обміну відповідними зразками між науковими центрами та навчання на великій кількості зразків. Нарешті, така система створює передумови для розв'язання

задач телемедицини, оскільки отримані сигнали можна накопичувати та обробляти дистанційно, у тому числі і з використанням засобів мобільного зв'язку.

По-друге, збережений у цифровій формі аудіосигнал можна візуалізувати, тобто подати у вигляді респіросонограми або інших видів візуалізації, таких як скейлограма чи тривимірні функції бікогерентності. Таким чином, навіть лікар з вадами слуху цілком може аналізувати особливості звуків дихання пацієнта за їх візуальним зображенням. Окрім візуалізації завдяки засобам цифрової обробки та аналізу із зареєстрованого та записаного сигналу звуку легень отримують велику кількість числових діагностично цінних параметрів. Природно, що як аудіосигнали, так і усі види візуалізацій можна документувати для історії хвороби, використовувати для навчання лікарів, обміну інформацією дослідниками та для потреб телемедицини. Понад те, лікар може одночасно прослуховувати аудіосигнал та спостерігати за його візуалізацією, що дозволяє поєднати слуховий та зоровий канали сприйняття і, своєю чергою, поліпшити ефективність процесу діагностики та зробити його об'єктивнішим.

По-третє, до записаних зразків звуків дихання можна застосувати засоби автоматизованого розпізнавання типів дихальних шумів. Обробка звуків дихання різними методами надає велику кількість параметрів, яка може бути складною для однозначного сприйняття лікарем. Тому важливим завданням є класифікація звуків легень за певними категоріями. Ця проблема може бути розв'язана шляхом створення систем ідентифікації і класифікації параметрів звуків легень, які допоможуть лікарю у процесі встановлення діагнозу.

По-четверте, з огляду на результати недавніх досліджень можна сподіватися, що такі системи можна буде застосовувати для масового моніторингу та скринінгу населення з метою виявлення дихальних патологій, не вдаючись до рентгенівських методів дослідження і, таким чином, знизити радіаційне навантаження.

У представленій роботі розв'язано важливе науково-технічне завдання удосконалення методів обробки звуків дихання та їх аналізу для знаходження нових діагностично цінних параметрів звуків дихання на основі математичного апарату статистики вищих порядків, які використовуються для класифікації бронхолегеневих захворювань.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**

Дисертаційна робота виконана на кафедрі електронної інженерії в рамках науково-дослідної теми «Методи уні- та мультиваріативного аналізу біомедичних сигналів» (державний реєстраційний номер 0114U002051)..

### **Мета і задачі дослідження**

**Метою дисертаційної роботи** є розроблення нових і удосконалення існуючих методів попередньої обробки звуків легень, виявлення діагностично цінних параметрів звуків легень для оцінювання стану дихальної системи людини та низки ознак певних захворювань, а також класифікація хвороб на основі математичного оброблення параметрів звукових сигналів легень для надання первинних рекомендацій лікареві.

Для досягнення цієї мети були поставлені такі **задачі**:

1. проаналізувати існуючі методи та засоби обробки та аналізу звуків легень людини, визначити їх переваги і недоліки;
2. дослідити та удосконалити методи попередньої обробки, фільтрації та аналізу акустичних сигналів легень;
3. розробити метод знаходження нових діагностично цінних параметрів звуків легень;
4. розробити метод диференціації стану дихальної системи здорових людей та пацієнтів, хворих на хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) та хронічний бронхіт на основі аналізу звукових сигналів;
5. дослідити методи класифікації параметрів звуків легень людини з метою їх використання при діагностуванні бронхолегеневих захворювань;

6. удосконалити метод аналізу звуків легень людини на основі біспектрального аналізу та засоби автоматизованої класифікації для отримання первинної рекомендації лікарю;

7. експериментально дослідити розроблені засоби та алгоритми з використанням реальних звуків легень людини для визначення їх інформативності.

*Об'єкт дослідження* - звуки легень людини.

*Предмет дослідження* - методи та засоби обробки, аналізу та класифікації звуків легень людини в системах діагностування бронхолегеневих захворювань.

**Методи дослідження.** Методологічною основою дослідження є системне опрацювання та аналіз теоретичного матеріалу, присвяченого фізіологічним чинникам бронхолегеневих захворювань, а також дослідження технічних методів та засобів діагностування, оцінці їх інформативності та пошуку шляхів її підвищення. В процесі цього дослідження були використані методи теорії сигналів для розв'язання задач обробки та аналізу сигналів звуків дихання людини, статистичного аналізу для вирішення задач вибору ознак, а також методи машинного навчання. Обробка, аналіз та отримання параметрів звуків легень, а також класифікація звуків дихання проводилася на основі пакету Matlab.

**Наукова новизна одержаних результатів** полягає в наступному:

1. Подальшого розвитку отримав метод попередньої обробки сигналів звуків легень на основі фільтрації завад, який відрізняється від існуючого застосуванням процедур фільтрації сигналів, обумовлених випадковими перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та власними шумами організму людини, що дозволило суттєво зменшити їх вплив на подальше визначення інформативних показників звуків дихання при оцінюванні стану дихальної системи людини.

2. Удосконалено метод аналізу звуків легень людини на основі детектування і виділення окремих дихальних циклів шляхом спектрально-часового аналізу звукового сигналу та синтезу опорного сигналу, що є відображенням дихальної активності, який відрізняється від відомого наявністю процедури адаптивної фільтрації із допоміжним сигналом завади, що будується у відповідності до спектрально-часових характеристик неінформативної смуги частот. Це дозволило мінімізувати вплив дихальних паразитних сплесків шуму, провести коректне визначення фаз дихання (вдих і видих) та, як наслідок, підвищити точність оцінювання стану дихальної системи людини шляхом визначення патологічних ознак в конкретних її елементах.

3. Вперше запропоновано метод аналізу звуків легень людини шляхом використання спектрів високих порядків, а саме на основі отриманих діагностично цінних параметрів звуків легень, таких як біспектр і функція бікогерентності та відповідні їм бічастоти, параметричний біспектр та коефіцієнти асиметрії та ексцесу, що забезпечило диференціацію здорових людей та хворих на хронічне обструктивне захворювання легень і хронічний бронхіт та диференціацію звуків крепітації (наявних при запаленні легень) від вологих дрібно пухирчастих хрипів (характерних при бронхітах), а також вперше дозволило встановити закономірності між комплексом зазначених вище параметрів та станом бронхолегеневої системи людини.

4. Вперше запропоновано процедуру первинної обробки сигналів звуків легень з подальшим аналізом та використанням класифікаторів на основі методу опорних векторів, дерева прийняття рішення і нейронних мереж для автоматизації прийняття попереднього рішення щодо стану бронхолегеневої системи людини та обґрунтовано вибір параметрів звуків дихання, отриманих на основі статистик вищих порядків, при використанні котрих класифікатори дають найвищу точність 97,8%.

### **Практичне значення одержаних результатів:**

1. Апробовано у медичній практиці методи аналізу звуків легень людини шляхом використання для аналізу спектрів високих порядків, що дозволило здійснювати моніторинг стану дихальної системи людини.

2. На основі процедури первинної обробки сигналів звуків легень з подальшим аналізом і автоматизованою класифікацією діагностично цінних параметрів звуків легень розроблено алгоритми, обчислювальні процедури та пакети програм оброблення та аналізу сигналів звуків легень для впровадження у медичну практику і удосконалення експериментального програмно-апаратного комплексу аускультатії легень.

3. Теоретичні положення та висновки дисертації можуть бути використані як засади подальшого розвитку методів первинної обробки і аналізу сигналів звуків легень для підвищення точності оцінювання стану дихальної системи людини.

4. Запропонований спосіб отримання нових діагностично цінних параметрів звуків легень на основі біспектрального аналізу захищено патентом України на корисну модель.

Теоретичні та практичні результати дисертації підтверджені клінічними випробуваннями і використані у навчальному процесі кафедри електронної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

### **Особистий внесок здобувача.**

Усі результати, що наведені у дисертаційній роботі і виносяться на захист, отримані особисто автором або ж за його активної участі та опубліковано у спеціалізованих фахових виданнях. Безпосередньо автором здійснено:

- інформаційний пошук та аналіз літературних даних за темою дисертації,
- знайдені нові діагностично цінні параметри сигналів звуків легень,

- розроблено процедуру диференціації звуків крепітації від вологих дрібно пузирчастих хрипів,
- розроблено метод диференціації здорових людей та хворих на ХОЗЛ і хронічний бронхіт за допомогою знайдених параметрів на основі спектрів високих порядків,
- визначено набір вхідних аргументів для роботи класифікаторів.

Наукові роботи опубліковані у співавторстві з Карплюком Є.С., Тимофєєвим В.І., Фесечко В.О., Чехович М.Г., Вайтишиним В.І., Макаренковою А.А., Макаренковим А.П.

Співавторами наукових праць є науковий керівник та науковці, спільно з якими проведені дослідження. У наукових працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належить фактичний матеріал і основний творчий доробок.

Постановка мети та завдань, обговорення результатів проведені разом з науковими керівниками Тимофєєвим В.І. та Фесечко В.О.

#### **Апробація результатів дисертації.**

Основні положення роботи викладено та обговорено на 25 науково-технічних конференціях різного рівня:

- Міжнародна конференція «ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY “ELNANO” (Київ, 2011 - 2019 pp.);
- Міжнародна конференція молодих вчених «Електроніка» (Київ, 2011, 2014 pp.);
- Акустичний симпозіум «КОНСОНАНС-2011» (Київ, 2011 p.);
- Міжнародна конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (Кременчук, 2012 - 2015, 2018 pp.);
- Міжнародна конференція «40th International Lung Sounds Association Conference» (С.-Петербург, 2015 p.);
- Всеукраїнська науково-технічна конференція «Актуальні проблеми автоматизації та приладобудування» (Харків, 2015, 2018 pp.);

- Міжнародна конференція «International Conference on Electronics and Information Technology (EIT16)» (Одеса, 2016 р.);
- Міжнародна конференція «Smart-технології в енергетиці та електроніці» (Лазурне, 2016 та 2017 роки);
- Міжнародна конференція «Electrical and computer engineering (UKRCON)» (Київ, 2017 р.);
- Міжнародна конференція «5th IEEE Workshop on Advances in Information, Electronic and Electrical Engineering (AIEEE)» (Рига, 2017 р.).

### **Публікації.**

Результати дисертації опубліковано в 33 друкованих працях, в тому числі 7 статей у провідних фахових виданнях, 2 з них у виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз «Scopus» та «Web of Science» та 25 тезах доповідей на конференціях, а також отримано патент на корисну модель.

### **Структура й обсяг дисертації.**

Дисертаційна робота викладена на 183 сторінках машинописного тексту, складається зі вступу, 4 розділів, загальних висновків, 173 переліків посилань на літературні джерела та 5 додатків. Обсяг основного тексту дисертації складає 152 сторінок друкованого тексту. Робота ілюстрована 37 рисунками та містить 25 таблиць.

## **РОЗДІЛ 1**

### **ДІАГНОСТИКА ЗАХВОРЮВАНЬ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ**

#### **1.1. Захворювання дихальної системи**

Оскільки бронхолегеневі захворювання широко розповсюджені та займають не останнє місце серед смертельно небезпечних хвороб, своєчасна діагностика цих хвороб з можливістю відслідковувати динаміку зміни стану бронхолегеневої системи людини, є важливою задачею, яка ставиться перед дослідниками.

Серед найпоширеніших захворювань дихальної системи є:

- Хронічна обструктивна хвороба легень (ХОЗЛ);
- Гострі респіраторні інфекції, в тому числі бронхіти;
- Бронхіальна астма;
- Туберкульоз;
- Рак легень [1].

##### **1.1.1. Хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ)**

Хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) — хронічне захворювання, яке характеризується дифузним ураженням дихальних шляхів, зниженням прохідності дихальних шляхів, яке не є повністю відновлюваним [7-9]. Обмеження їхньої прохідності як правило зростає, що пов'язується з незвичайною запальною відповіддю легень на шкідливі частки або газу, переважно пов'язані з тютюнопалінням [10]. На додачу до ураження легень ХОЗЛ призводить до значних запальних ефектів, а також до захворювань, що супроводжують і ускладнюють захворювання легень у деяких хворих. Для ХОЗЛ характерні такі системні порушення: кахексія з втратою жирової маси,

зменшення скелетної мускулатури та її ослаблення, депресія та анемія, остеопороз. При цьому, підвищується ймовірність серцево-судинних захворювань. Наведене завжди треба враховувати при клінічному лікуванні хворих [7, 11, 12].

Цьому захворюванню можна запобігти і воно піддається лікуванню. Хронічне обмеження дихальних шляхів при ХОЗЛ спричиняється комбінацією захворювання малих дихальних шляхів (обструктивний бронхіоліт) і деструкцією паренхіми (емфізема), ступінь вираженості яких варіює у різних хворих. Шкода, що завдається ХОЗЛ кожному окремому пацієнту, залежить не тільки від ступеня бронхообструктивних порушень, але і від вираженості симптомів (особливо задишки і зниження переносимості фізичних навантажень), системних ефектів і наявних у пацієнта супутніх захворювань [13, 14].

За даними міжнародних досліджень ХОЗЛ зустрічається у 4-6% дорослого населення, відзначається тенденція до його зростання. За прогностичним даними ВООЗ, збиток від ХОЗЛ збільшиться в найближчі десятиліття і ця хвороба посяде 5 місце в світі за соціально-економічним збитком і третє — за смертністю [1, 2, 15, 16].

Головний фактор ризику ХОЗЛ у 80-90% випадків — тютюнопаління (індекс паління — 10-20 пачко-років) [10, 17]. До зовнішніх факторів ризику розвитку ХОЗЛ відносяться також промислові та побутові шкідливі викиди (повітряні поллютанти, гази і пари хімічних сполук, продукти згорання біоорганічного палива); інфекції (дитячі інфекції з тяжким перебігом, респіраторні інфекції, ВІЛ), низький соціально-економічний статус (мізерне харчування, скупченість, переохолодження, шкідливі звички). До професій з підвищеним ризиком розвитку ХОЗЛ відносяться шахтарі, будівельники, робота яких передбачає контакт з цементом, працівники металургійної промисловості (гаряча обробка металів), залізничники, робітники, зайняті переробкою зерна, бавовни і виробництвом паперу. Внутрішнім чинником

ризиком є генетична схильність, а саме спадковий дефіцит  $\alpha_1$ -антитрипсину, який приводить до розвитку емфіземи, ХОЗЛ і формування бронхоектазів [7, 18, 19].

За ступенем тяжкості виділяють 4 стадії ХОЗЛ (визначають за результатами обстеження хворого в клінічно стабільний період, коли загострення захворювання вже минуло).

У процесі визначення стадій ХОЗЛ оцінюються прояви його клінічних ознак і функціональних характеристик бронхообструктивного синдрому (в основному, показник спірографії — об'єм форсованого видиху за першу секунду (ОФВ<sub>1</sub>) і співвідношення ОФВ<sub>1</sub> до форсованої життєвої ємності легень — ФЖЄЛ).

При важкому ХОЗЛ спостерігається збільшення частоти дихання (понад 20 на хвилину), Глибина дихання зменшується, у той час як видих подовжується. Для покращення звільнення легень, хворі змикають губи, роблячи видих. Як зазначається у публікаціях фахівців [8, 12, 13], при проведенні аускультатії відзначається ослаблення дихальних шумів, при спокійному диханні спостерігаються свистячі хрипи, а також потріскування при вдиху. Також відзначається, що серцеві тони краще прослуховувати поблизу мечоподібного відростка [8, 12, 13].

У сучасній медичній практиці спірометрія є невід'ємною складовою постановки діагнозу щодо ХОЗЛ. Вона використовується при встановленні тяжкості захворювання і як засіб періодичного моніторингу для оцінки ефективності лікування і спостережень прогресування хвороби.

При проведенні диференціальної діагностики ХОЗЛ найчастіше необхідно виключити бронхіальну астму.

У медичній практиці діагностики та лікування проводиться також відокремлення ХОЗЛ від таких захворювань, як хронічний необструктивний бронхіт, бронхоектатична хвороба, муковісцидоз і туберкульоз. Відокремлюються також захворювання серцево-судинної системи, зокрема,

хронічна серцева недостатність. Підчас цих захворювань можуть мати місце задишка, облітеруючий бронхіоліт і дифузний панбронхіоліт. Так, хронічний необструктивний бронхіт, що обумовлений муковісцидозом, діагностується на основі результатів дослідження зовнішнього дихання та спостереження клінічного процесу хвороби. Діагностування бронхоектатичної хвороби здійснюється на основі наявності інфекцій в анамнезі, що повторюються. Аналізується кількість виділень гнійного мокротиння. На основі рентгенівського дослідження або даних комп'ютерної томографії може бути виявлене стоншування стінки бронхів.

У сучасній науці та практиці добре відомі характерні ознаки вказаних хвороб. Так, туберкульоз легень має достатньо типову рентгенологічну картину, а також мікробіологічні ознаки захворювання. Діагноз щодо хронічної серцевої недостатності може бути визначений на підставі даних рентгенограми щодо розширення меж серця, набряку легенів, обмежень дихання при незмінній прохідності дихальних шляхів. При хронічній серцевій недостатності можуть вислуховуватись дрібні незвучні хрипки.

Відомо, що облітеруючий бронхіоліт може розпочатись у людини молодого віку, вражає некурців, може виникати від впливу диму, має місце при ревматоїдному артриті. Для хвороби характерною є наявність ділянок із зниженою щільністю при видиху. Дані досліджень говорять про те, що від дифузійного панбронхіоліту страждають переважно чоловіки та некурці. У більшості хворих мають місце хронічні синусити, а також виявляються дрібні дифузні вузлові непрозорі ділянки, які є централобулярними. Що стосується бронхіальної астми, то на відміну від ХОЗЛ захворювання може розпочатись у ранньому віці, разом із нею можуть мати місце алергічні захворювання верхніх дихальних шляхів та шкіри. Дані досліджень вказують на сімейний анамнез астми. Хвороба характеризується спонтанною рухливістю клінічних симптомів і бронхіальної прохідності. Бронхіальна астма відрізняється від ХОЗЛ за

реакцією на  $\beta_2$ -агоністи та глюкокортикостероїди. Як показують дослідження, для другої хвороби реакція на них менш виражена [13, 20, 21].

### 1.1.2. Хронічний бронхіт

Хронічний бронхіт (ХБ) — хронічне запальне захворювання бронхів, обумовлене тривалим подразненням повітроносних шляхів леткими поліюгантами і/або пошкодженням вірусно-бактеріальними агентами, і характеризується морфологічною перебудовою їх слизової оболонки, що супроводжується гіперсекрецією слизу, порушенням очисної функції бронхів і проявляється постійним або періодичним кашлем і виділенням мокроту [9, 12].

Розрізняють первинний і вторинний хронічний бронхіт. Первинний ХБ є самостійним захворюванням, не пов'язаним з якимись іншими бронхолегеневими процесами чи захворюваннями інших органів. При захворюванні первинним ХБ спостерігається дифузне ураження бронхіального дерева. Вторинний ХБ розвивається на тлі інших захворювань, як легневих (туберкульоз, ХОЗЛ і т. Д.), так і позалегневих (уремія, застійна серцева недостатність і т.д.). Найчастіше вторинний ХБ носить локальний характер [12].

Провідну роль у розвитку хронічного бронхіту відіграють аерогенні токсичні агенти (поліюганти), що вдихаються протягом достатньо тривалого часу. До цих шкідливих агентів відносять вихлопні гази і окис вуглецю, шкідливим є тютюновий дим. Загрозу для здоров'я можуть нести різні токсичні випаровування, пил тощо. Шкідливі агенти подразнюють слизову оболонку бронхів, можуть викликати зміни у секреторному апараті бронхіального дерева, зокрема у бік гіперсекреції слизу. Їх дія призводить до запалень і склеротичних змін бронхіальної стінки. ХБ часто виникає у результаті неефективного

лікування гострих бронхітів. Відомим чинником виникнення ХБ є тривале вдихання людиною холодного і сухого повітря.

Загострення цього захворювання можуть виникати при поєднанні вторинних інфекцій дихальних шляхів (паразитарних, мікробних, вірусних, грибкових). До загострень можуть призводити супутні патології ГЕРХ, ТЕЛА, дефіцит  $\alpha_1$ -антитрипсину. Як відзначають фахівці [12], небезпеку становлять аритмії та хронічна серцева недостатність, повторюваність запальних захворювань верхніх дихальних шляхів, синусит і захворювання тонзилітом.

Хрипи виникають як завихрення повітря у наслідок наявності мокротиння, що ускладнює проходження потоку повітря в просвіті бронха. Вивчаючи характеристики хрипів, можна орієнтовно встановити, у яких саме бронхах має місце запалення, а також характер запалювального процесу, визначити, як він відбувається. Ремісія ХБ часто характеризується сухими хрипами. Загострення процесу характеризується збільшенням кількості мокротиння і появленям вологих хрипів, що кваліфікуються як дрібнопухирцеві, середньопухирцеві (середньо-пухирчасті) та крупнопухирцеві (крупно-пухирчасті). Фахівці зазначають [22], що про прогресування хвороби свідчить поява свистячих хрипів високого тону на видиху, що можна почути на певній відстані від хворого.

## **1.2. Дихальні шуми**

Дихальні шуми – це шуми, що виникають у процесі дихальних рухів легень при переміщенні у них повітря. Ці шуми, головним чином, є аускультативними феноменами і реєструються при вислуховуванні грудної клітини. До них не відносять чутні на відстані від хворого так зване гучне дихання, стридор, кашель.

Серед дихальних шумів розрізняють основні (нормальні), що мають місце при везикулярному і бронхіальному диханні та вислуховуються у нормальному стані здорових людей, а також додаткові (паталогічні). До останніх належать крепітація, хрипи, шум тертя плеври. Зміна основних дихальних шумів за їх інтенсивністю (наприклад, ослаблене дихання), місця вислуховування, тембру (жорстке чи амфоричне дихання), безперервності (саккадоване дихання) свідчать про відхилення від норми і мають діагностичне значення, так само як й поява додаткових шумів [23, 24].

### **1.2.1. Нормальні дихальні шуми**

Везикулярне дихання — шум розтягування легневих альвеол при заповненні їх повітрям. Він вислуховується у здорових дорослих людей практично над усіма ділянками легень, але найкраще в підключичних і підлопаткових областях. Це тихий, однорідний шум руху повітря (нагадує звук «ф»), добре чутний протягом усього вдиху, але зникає або різко слабшає на самому початку видиху. Якщо шум на вдиху і видиху однаковий по гучності і тривалості, то його визначають як жорстке дихання, яке частіше вислуховується при бронхіті.

Бронхіальне дихання відрізняється від везикулярного і жорсткого дихання тим, що шум у фазі видиху триваліший, ніж у фазі вдиху, гучніший і має специфічний тембр: нагадує шум видиху через рот при положенні мови для вимовляння звуку «хі». У нормі вислуховується над проекцією трахеї і великих бронхів. Над периферійними ділянками легких бронхіальна подих вислуховується тільки при патології: у випадках значного ущільнення легеневої тканини.

Ослаблене дихання характеризується значним зниженням гучності нормальних дихальних шумів. Може визначатися при потовщеній грудній стінці у огрядних людей, а також при поверхневому диханні [23, 25, 26].

### **1.2.2. Патологічні дихальні шуми**

До патологічних дихальних шумів належать хрипи — додаткові шуми, які виникають у трахеї та бронхах, що можуть бути вологими та сухими відповідно до механізмів утворення, що відбивається на звуковому сприйнятті. За розташуванням над однією обмеженою ділянкою, над кількома такими ділянками або більш широко над великими ділянками грудної клітини, хрипи можуть класифікуватись як локальні, розсіяні чи поширені [24, 27]. Говорять також про поодинокі, множинні та рясні хрипи .

Вологі хрипи є звуками, що утворюються при русі повітря через бронхи чи поєднані із ними порожнини унаслідок розриву бульбашок повітря, що проходять через рідке мокротиння. Практика свідчить, що такі хрипи вислуховуються головним чином на вдиху, ніж на видиху. Як було відзначено, вологі хрипи поділяються на дрібно-, середньо- і крупно пухирцеві. Дослідження показують, що поширені крупно-пухирцеві хрипи відповідають пізній фазі розвитку набряку легень на тлі рясних середньо- і дрібно пухирцевих хрипів. За звуковим ефектом вологі хрипи розмежовують на звучні та незвучні. Перші пов'язуються із ущільненням легеневої тканини при пневмонії. Другі свідчать про наявність мокротиння у бронхах, однак вони не засвідчують ущільнення навколишньої легеневої тканини, а характерні для бронхіту [27-29].

Сухі хрипи у бронхах являють собою звуки з різним тембром, схожі на дзижчання або свистячі. Утворення перших пов'язують із звучанням повітря при його проходженні через «ниткоподібні перемички» з мокротиння при

запаленні бронхів. Другі виникають унаслідок спазму дрібних бронхів і набряку слизової, вважаються характерними для нападів бронхіальної астми [24, 27-29].

Крепітація («сгерітаре» — скрипіти, хрустіти) — побічний дихальний шум, який утворюється при розправленні зволжених більше, ніж зазвичай стінок альвеол, що втратили еластичність. Цей шум є характерним для максимуму вдиху. Він лунає як короткий звуковий ефект «спалаху», «вибуху» і схожий на той, що може мати місце при розминці пальцями пучка волосся біля вуха. Як відзначають фахівці, крепітацію інколи важко відрізнити від дрібнопухирцевих вологих хрипів [5, 19, 24], однак її можна почути лише наприкінці вдиху і після кашлю вона не змінюється. Крепітацію часто вважають проявом крупозної пневмонії, що супроводжує фази появи і розсмоктування ексудату. Інколи цей дихальний шум виникає на початку набряку легень.

Шум тертя плеври має місце при захворюванні на сухий плеврит. Він з'являється при проходженні повітря, якщо поверхня плеври стає нерівною і шорсткою у результаті покриття фібрином. У цьому випадку при диханні може виникати звук, що схожий на скрип шкіри або снігу. Інколи цей шум може бути схожим на крепітацію або хрипи. Стосовно цього, у публікаціях фахівців вказується, що шум тертя плеври вислуховується у двох фазах дихання, а при натисканні на грудну клітину стетоскопом спостерігається його посилення. Вони також зазначають, що шум тертя плеври має місце й при імітації дихання із закритими носом і ротом [23, 26].

Очевидно, що характер дихальних шумів складний і різноманітний. Тому не дивно, що аускультативна семіотика сповнена такими епітетами, як жорстке дихання, хрипи гудячі, тріскучі, свистячі, крупно пухирцеві, хрипи і т.п. За такої класифікації важко безпосередньо поставити у відповідність кожному з наведених описів будь-які об'єктивні інформаційно значущі кількісні характеристики [29-31]. Розмах частот шумів настільки великий, що в один

діапазон потрапляють звуки з різних категорій, що робить частотний аналіз неоднозначним. В табл. 1.1 показані частотні діапазони, де найбільш себе проявляють шуми дихання.

Таблиця 1.1

Частотні діапазони шумів дихання

Тип дихання	Частота, Гц													
	160	250	350	400	450	500	550	600	650	700	750	800	900	1500
Бронхіальне	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Везикулярне	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Крепітація	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Тертя плеври	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Сухі хрипи	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Вологі хрипи	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

Як видно з таблиці, наприклад, бронхіальне дихання та сухі хрипи мають широкі частотні діапазони, які значно перекриваються. Всі інші дихальні шуми так чи інакше знаходяться в межах цих широких діапазонів, тому ідентифікація дихальних шумів в частотній області не є ефективною.

### 1.3. Основні методи діагностики в пульмонології

Захворювання бронхолегеневої системи людини, як вже визначалося, займають одне з перших місць серед інших найпоширеніших хвороб людини, тому, звичайно, існує велика кількість методик і заходів з діагностування захворювань, профілактики та лікування дихальних шляхів [32, 33].

#### 1. Бронхоскопія

Бронхоскопія — це метод безпосереднього огляду і оцінки стану слизових трахеї і бронхів за допомогою спеціального приладу — бронхофіброскопа або жорсткого дихального бронхоскопа, що є різновидами

ендоскопів. Сучасний бронхофіброскоп має гнучкий стрижень із змінюваним вигином дальнього кінця, рукоятки управління та освітлювального кабелю, що зв'язує ендоскоп з джерелом світла, часто обладнаний фото- або відеокамерою, а також маніпуляторами для проведення біопсії і видалення сторонніх тіл.

Лікар вводить ендоскоп в дихальні шляхи, поступово оглядаючи відділи трахеобронхіального дерева з обох сторін. Апарат зазвичай вводиться через носовий, але в деяких випадках може бути введений через дихальні шляхи і через рот[34].

При необхідності проводиться фото- або відеозйомка та запис зображення. За належних умов бронхоскоп дозволяє оглядати не лише великі бронхи, а й розгалуження дрібних бронхів. За рекомендаціями може бути проведена біопсія.

В існуючих фундаментальних роботах, присвячених бронхологічним дослідженням, внаслідок багатоплановості викладу матеріалу і значного його обсягу важко виділити основні відомості, необхідні для розв'язання конкретних діагностичних завдань. Крім того, в літературі не відображені показання до бронхоскопії і бронхографії, що базуються на клінічних та рентгенологічних ознаках хвороб органів дихання, що ускладнює відбір пацієнтів для бронхологічного дослідження і вибір найбільш інформативного методу діагностики [35-37].

## **2. Комп'ютерна томографія грудної клітини**

Комп'ютерна томографія — неінвазійне діагностичне дослідження, яке допомагає лікарям діагностувати і лікувати захворювання органів грудної клітини, особливо легень. Діагностика захворювань легень, органів черевної порожнини стала другою, найбільш поширеною областю використання комп'ютерної томографії. При дослідженні органів грудної клітини стало можливим диференціювати структури середостіння і коренів легень, вивчати найтонші відхилення в структурі «повітряної» тканини легень (виявляти булли, ніжні тіні фіброзу та ін.) [38].

Комп'ютерна томографія виступає засобом отримання зображень зрізів грудної клітини на основі застосування рентгенівського опромінення, що здійснюється при використанні комп'ютеризованого сканера. Комп'ютерну томографію можна виконувати під різними кутами, із контрастуванням тканин чи без нього. Роль контрастної речовини – посилити чіткість відображення кровоносних судин, кращого представлення зображень і деталізації зрізів.

Принцип спіральної томографії полягає в одночасному виконанні трьох дій: обертання рентгенівської трубки, що є джерелом випромінювання, безупинно навколо тіла пацієнта, реєстрації детекторами випромінювання, що проходить крізь частину тіла і безупинного руху пацієнта на кушетці за напрямом поздовжньої осі.

Комп'ютерна томографія дозволяє отримати тривимірне зображення тканин і органів і виявити незначні відмінності в щільності тканин. Вона може витіснити медіастіноскопію як засіб обстеження пацієнтів із підозрою на наявність пухлини грудинної клітини та лімфогранулематоз.

За свідченням фахівців, томографія зарекомендувала себе як ефективний метод діагностики у пацієнтів з легеневою патологією.

Є підстави вважати отриману в результаті комп'ютерної томографії картину достатньо об'єктивною. Її дані можна аналізувати та оцінювати за допомогою монітору приладу, фіксувати на папері чи на рентгенівській плівці, проводити порівняння і зіставлення на певному інтервалі часу, якщо ми маємо справу із діагностикою складних випадків [39-41].

Однак, томографія має і ряд протипоказань, а саме кваліфіковані фахівці утримуються від призначення даного методу обстеження при неможливості транспортування пацієнта зі стаціонару в кабінет томографії, неадекватній поведінці пацієнтів психіатричної клініки, декомпенованому стані, які можуть нести загрозу життю хворого.

### 3. Рентгенограма грудної клітини

Рентгенографія органів грудної клітини — це класичне проєкційне рентгенографічне дослідження грудної клітини, що застосовується для діагностики патологічних змін грудної клітини, органів грудної порожнини та прилеглих анатомічних структур. Рентгенографія грудної клітини є одним з найбільш поширених рентгенографічних досліджень.

Як і при інших рентгенологічних дослідженнях, для отримання рентгенограми грудної клітини використовується один з видів іонізуючого випромінювання — рентгенівське випромінювання.

Рентгенографія грудної клітини сприяє виявленню патологічних змін м'яких тканин, кісток грудної клітини та анатомічних структур, розташованих в грудній порожнині (легких, плеври, середостіння). Найбільш часто при рентгенографії діагностуються пневмонія і застійна серцева недостатність. Поряд з діагностичними цілями, рентгенографія грудної клітки використовується в якості скринінгового методу для оцінки стану легеневої тканини.

При рентгенографії грудної клітини пацієнт розміщується між рентгенівською трубкою і плівкою (детектором). Зазвичай використовуються пряма (передня і задня) і бокова (ліва або права) проєкції. При дослідженні в передній прямій проєкції пацієнт поміщається лицем до детектора (плівки), при дослідженні в задній прямій проєкції — навпаки. При необхідності, проводяться додаткові дослідження: лежачи на боці, вигнувшись назад для кращої візуалізації верхівок легень, на видиху (для кращої діагностики пневмотораксу), в косих проєкціях [42, 43].

Переваги рентгенографії:

- широка доступність методу і легкість в проведенні досліджень;
- для більшості досліджень не потрібно спеціальної підготовки пацієнта;
- відносно низька вартість дослідження;

– знімки можуть бути використані для консультації в іншого фахівця (на відміну від УЗД-знімків, де необхідне проведення повторного дослідження, так як отримані зображення є оператор-залежними) ;

Недоліки рентгенографії:

- статичність зображення — складність оцінки функції органу;
- наявність іонізуючого випромінювання, яка може мати шкідливий вплив на пацієнта;
- інформативність класичної рентгенографії значно нижче таких сучасних методів медичної візуалізації, як комп'ютерна томографія , магнітно-резонансна томографія та ін.

#### **4. Спірографія**

Спірографія визначається у фахових публікаціях як метод графічної реєстрації змін об'ємів у легенях при рухах під час природного дихання, а також при його цілеспрямованому форсуванні. Спірографія дозволяє одержати показники дихання, що стосуються вентиляції легень. Серед статичних показників у першу чергу відзначають обсяги та ємності, що представляють пружні властивості легень та грудної стінки. До динамічних показників відносять кількість повітря, що проходить дихальними шляхами при вдиху та видиху, віднесеного до проміжку часу. Використовуються показники, що отримуються як у режимі природного спокійного дихання, так і при його форсуванні, при здійсненні так званих дихальних маневрів.

За конструктивними особливостями спірографи та спірометри можуть бути відкритого або закритого типу. При використанні перших, хворий вдихає атмосферне повітря через коробку із клапаном, а видихає у мішок Дугласа чи у спірометр Тісо із ємністю до 200 літрів. Інколи видих здійснюється через газовий лічильник, що може безперервно вказувати показники повітря. Зібране повітря видиху аналізують на предмет поглинання людиною кисню та збільшення концентрації вуглекислого газу у розрахунку на одиницю часу. Спірографи закритого типу дихання використовують суміш газів, яка циркулює

у контурі апарату без сполученням із атмосферою, при цьому поглинання вуглекислого газу, який видихається, здійснюється спеціальними засобами [44, 45].

Однак, за свідченням фахівців, спірометричні дослідження мають цілу низку протипоказань [46, 47].

#### **1.4. Електронні засоби аускультатції та реєстрації звуків легень**

Як вже визначалося, аускультатція є одним з основних засобів діагностування захворювань дихання і суть її полягає в вислуховуванні легневих звуків. Для цього використовують стетоскопи — медичні діагностичні прилади для аускультатції звуків. Засобом сприймання звуків внутрішніх органів у стетоскопі є спеціальна головка, яка прикладається до поверхні тіла пацієнтів.

Гнучким звукопроводом звук направляєється в слуховий канал дослідника.

Вдосконаленим стетоскопом є фонендоскоп, який має мембрану для того, щоб посилювати звук.

Електронний стетоскоп — прилад для аускультатції з посиленням звуку, що складається з мікрофона, підсилювача і динаміка або телефону. Мікрофон перетворює акустичний звук в електронні сигнали, які обробляються і знову перетворюються в звук за допомогою динаміків, вбудованих у вушні раковини (відбувається подвійне перетворення звуку). Крім того, існує велика кількість електронних стетоскопів, що можуть передавати реєстровані звуки безпосередньо на комп'ютер або телефон [48]. Таким чином, електронна аускультатція корисна не тільки для діагностики, а й для дистанційного моніторингу пацієнтів та телемедицини.

### 1.4.1. Сучасні електронні стетоскопи

Електронний стетоскоп 3M Littmann 3200 (рис.1.1, а) виглядає як звичайний фонендоскоп, але з вбудованим цифровим пристроєм, що дає можливість записувати і зберігати звуки з використанням Bluetooth для передачі даних на комп'ютер. Програмне забезпечення стетоскопу дає можливість візуалізувати звуки серця і легень у вигляді фонокардіограми.

Вбудовані фільтри стетоскопу призначені для скорочування фонових шумів навколишнього середовища та організму людини на 85%, однак смуга пропускання в частотному діапазоні має досить велику нелінійність [49]. Як заявлено в інструкції до експлуатації стетоскопу, звук підсилюється у 24 рази, що є важливим в умовах навколишнього шуму або конструктивних особливостей пацієнта, наприклад, ожиріння. Серед додаткових опцій пристрою - кристалічний дисплей, що дає можливість відображати інформацію про заряд батареї та робочий стан стетоскопу. Є можливість обирати режим роботи стетоскопу на високих частотах, на низьких або в широкій смузі. Крім цього, стетоскоп має можливість відображати серцевий ритм [50].

Ще один цифровий стетоскоп Thinklabs One (рис. 1.1, б) також має класичний вигляд фонендоскопа з запатентованою електромагнітною мембраною і надає можливість підключення будь-яких навушників. Як сказано в інструкції, посилення сигналу можливе до ста разів. Він також має можливість обрати режим фільтрації для зняття низьких або високих частот та ще декілька видів цифрової фільтрації. Зареєстровані сигнали можна записати на комп'ютер [51].

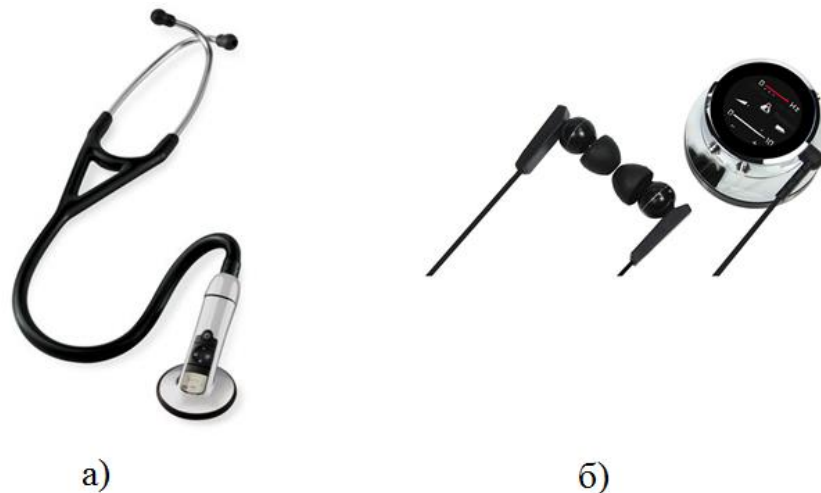


Рис. 1.1 Стетоскоп Thinklabs One

Ще один пристрій Eco digital stethoscope перетворює будь-який класичний стетоскоп в цифровий та надає можливість записувати звук. Це невеликий за розміром пристрій, з кріпленням для звукоприймаючої головки і звукопередавальної трубки, з можливістю швидкого перемикання між аналоговим і цифровим режимами. За допомогою Bluetooth сигнали передаються на комп'ютер або смартфон. Підсилення сигналу – до 40 разів [52].

Дані закордонні електронні стетоскопи є досить коштовними, тому не кожна клініка може собі дозволити їх використання.

Також з розвитком сучасних технологій та телемедицини розробляються пристрої реєстрації звуків легень на основі мобільних телефонів – бездротові стетоскопи. Звуки серця або легень записуються бездротово з подальшою передачею та обробкою даних [53-55].

#### **1.4.2. Фоноспірографічний комплекс “КоРА-03М1”**

Фоноспірографічний комплекс “КоРА-03М1” (рис. 1.2) — розроблений в Інституті гідромеханіки НАН України, сертифікований в Укртестметрстандарті

і дозволений Міністерством охорони здоров'я України для застосування в медичних установах країни [56].

Він дозволяє реєструвати звуки легень за допомогою високочутливих датчиків коливального прискорення (акселерометрів) в діапазоні частот від 20 до майже 2000 Гц. Частота дискретизації складає  $F_s = 3496$  Гц. Амплітудно-частотна характеристика датчиків лінійна, а чутливість становить  $15 \text{ мВ} \cdot \text{с}^2 / \text{м}$  при масі 12 г. Комплекс "КоРА-03М1" складається з таких компонентів: чотири високочутливих електроакустичних перетворювачі звуку — акселерометри АД-16; рухома масивна технологічна стійка з горизонтальними розсувними консолями, до яких через сигнальні кабелі приєднані акселерометри. У стійці



Рис. 1.2 Чотирьоканальний комплекс "КоРА-03М1":

- 1 – робоче місце оператора;
- 2 – стійка з п'єзоакселерометрами АД-16.

розміщений механізм підйому і опускання консолей, що забезпечує кріплення акселерометрів на грудній клітині у людей різної статури; розташований всередині стійки двоканальний первинний підсилювач, що складається з електронного блоку, який містить малошумний підсилювач сигналів з робочим діапазоном частот (2 ... 3000 Гц) з коефіцієнтом посилення 70, чотирьоканальних електронних аналогових фільтрів Баттерворта зі спадом АЧХ 24 дБ на октаву в

діапазоні частот нижче 50 Гц і 36 дБ на октаву на частотах вище 1100 Гц; пульт управління, що дозволяє посилювати сигнали будь-якого каналу з кроком 10 дБ за рівнем посилення; персональний комп'ютер; восьмиканальний 12-розрядний аналого-цифровий перетворювач (АЦП), вбудований в процесорний блок комп'ютера; монітор [57].

Принцип функціонування фоноспірографічного комплексу "Кора-03М1" полягає в наступному. Звуки легень, які генеруються в бронхолегеневій системі людини, реєструються синхронно з допомогою чотирьох акселерометрів, прикріплених в будь-яких точках поверхні грудної клітини. Акселерометри перетворюють коливальні прискорення поверхні тіла, які викликаються звуками дихання, в змінну електричну напругу, яка посилюється, фільтрується, а потім оцифровується на АЦП. Сигнали записуються в wav-форматі, що дозволяє в подальшому їх обробляти, аналізувати і прослуховувати [57, 57].

#### **1.4.3. Портативний фоноспірографічний комплекс КоРА**

Цей комплекс є зменшеною копією фоноспірографічного комплексу "КоРА-03М1". Має ряд недоліків перед стаціонарним комплексом. Комплекс 2-канальний, що є недоліком у порівнянні зі стаціонарним комплексом, оскільки зменшення кількості каналів призводить до зниження кількості корисної інформації про захворювання пацієнта. Також портативний комплекс проводить тільки зняття і попередню обробку сигналу: посилення і фільтрацію аналогового сигналу і передачу сигналу на звукову карту комп'ютера. Подальша обробка проходить на комп'ютері: оцифровка сигналу, цифрова попередня обробка, обробка звукового запису різними методами і збереження отриманих результатів.

Плюсом даного комплексу є портативність, тобто можливість роботи з пацієнтом поза межами спеціально обладнаного кабінету.

### **1.5. Існуючі методи аналізу звуків легень**

Одним з найважливіших завдань, яке необхідно розв'язувати під час електронної аускультативної звуку життєдіяльності людини, є об'єктивізація аускультативних ознак, кількісна та якісна оцінка відповідності зареєстрованих звуків з функціональним станом систем організму. Використання електронних стетоскопів, цифрової обробки і аналізу сигналів з подальшою можливістю зберігання, накопичення і передачі корисної інформації в аспекті діагностики та телемедицини, істотно підвищує ефективність об'єктивізації стану організму людини і скорочує час встановлення діагнозу [59, 60].

В останні роки стрімко зріс інтерес саме до цифрової обробки і аналізу звуків легень. Вчені з усього світу проводять безліч досліджень з метою виявлення як нових діагностичних ознак, так і задля отримання автоматизованих систем реєстрації, ідентифікації та класифікації звуків дихання. Однак, як описувалось у попередніх розділах, природа і характер дихальних шумів носить складний і різноманітний характер. Багато характеристик, що відносяться до різних типів шумів дихання, мають широкі діапазони, що перекриваються, наприклад, в частотній області (табл. 1.1). Таким чином, є підстави говорити про те, що жоден з методів аналізу звуків дихання, які сьогодні існують, не може вважатись універсальним, а дослідження у цій області не втрачають актуальності та є доцільними.

### 1.5.1. Аналіз сигналів у частотній області

Перетворення Фур'є є одним з найпоширеніших методів аналізу сигналів. При аналізі звуків легень перетворення Фур'є є корисним у виявленні присутності деяких хрипів [61].

На рис. 1.3 наведено сигнали звуків нормального дихання та дихання з сухими хрипами та їх відповідні спектри.

Багато методів, особливо в більш ранніх дослідженнях, засновані тим чи іншим чином на спектральному аналізі [25, 27, 28, 62-67].

Спектральний аналіз має суттєву перевагу через простоту розрахунків. Але, як вже зазначалося, нормальні шуми дихання (бронхіальне та везикулярне) займають широкий діапазон частот. Це викликає серйозні труднощі в частотному аналізі звуків дихання. Як правило, це призводить до труднощів у розрізненні додаткових шумів на фоні основних через перекриття частотних діапазонів та малої різниці в амплітудах цих видів шумів. Досить проблематично розрізняти звуки шунтування дихання на тлі основного дихання через перекриття частотних діапазонів і невелику різницю в амплітудах.

Тобто, серед недоліків такого аналізу – недостатня інформативність аналізу нестационарних сигналів та їх особливостей, а також відсутність інформації про локальні властивості сигналу в умовах швидкої зміни в часі його спектрального складу.

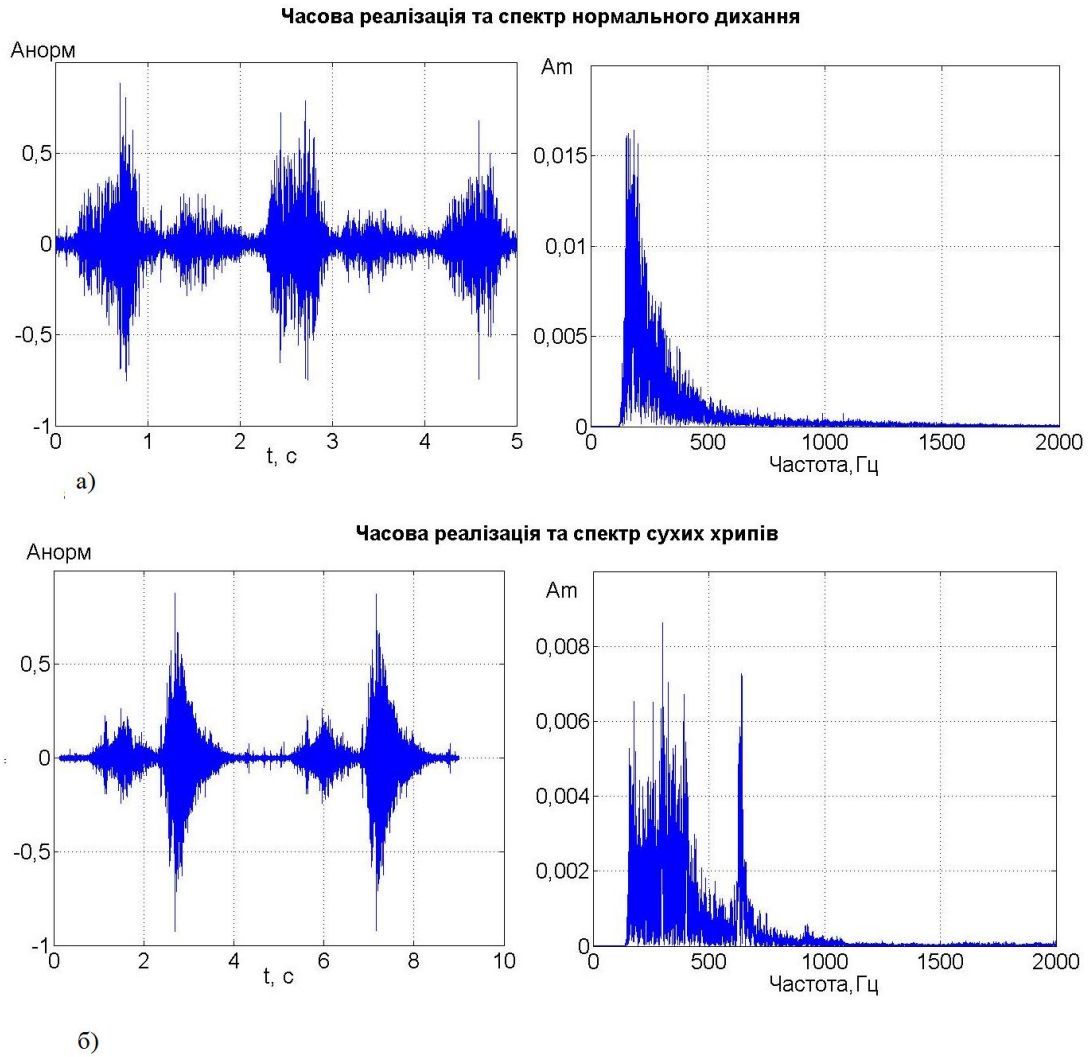


Рис. 1.3 Сигнали звуків дихання з хрипами (а) та їх амплітудні спектри (б)

В таблиці 1.2 наведені основні параметри та результати досліджень, що проводилися за останні роки на основі методів спектрального аналізу звуків легень.

Таблиця 1.2

## Результати досліджень в частотній області

Дослідження	Сенсор	База даних	Метод	Параметри	Класифікатор	Точність	Чутливість	Специфічність
1	-	16 здорових, 26 ХОЗЛ, 24 паренхіматозна патологія	МЧКК	МЧКК	МОВ	90,77	-	-
2	Електретний мікрофон	15 трахеальних шумів і хрипіння	LPC	Частота формант	K-NN	-	-	-
3	Пневматограф	8 здорових, 15 астма	СЦП	Середнє значення пікової частоти	емпірично	-	-	-
4	Електретний мікрофон	10 астма	ДПФ, метод Уелча	ДПФ-спектр та спектр Уелча	емпірично	60-90	-	-
5	Конденсаторний мікрофон	10 здорових, 20 патологій	Кепстральний аналіз	Спектр потужності, кепстр	емпірично	-	-	-
6	Мікрофон на п'єзоплівках	4 пацієнта, здорові та стридор	Кепстральний аналіз	кепстр	емпірично	-	-	-

Як видно з таблиці, бази даних, які досліджувалися, є невеликими, тому говорити однозначно про високу результативність таких робіт складно.

### 1.5.2. Аналіз сигналів у частотно-часовій області

З огляду на нестационарний характер звуку легень, аналіз сигналів звуків дихання в частотно-часовій області стає все більш поширеним вибором для аналізу легневих звуків. Одним з найширше використовуваних методів є короткочасне перетворення Фур'є (Short-Time Fourier Transform, STFT).

STFT — це Фур'є-перетворення, яке виконується на одному сегменті даних і формулюється відповідно до:

$$X(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) w(t - \tau) e^{-j2\pi m/\tau} d\tau,$$

де  $w(t-\tau)$  — функція вікна. На основі спектрально-часового аналізу отримують різні числові параметри [68-70].

Інший підхід полягає в аналізі та обробці зображення, а саме спектрограми, що останнім часом використовується досить широко [57, 71-78].

За зовнішнім виглядом спектрограми у деяких дослідженнях пропонується визначати наявність тих чи інших хрипів у звуках легень (рис. 1.4) [57, 78].

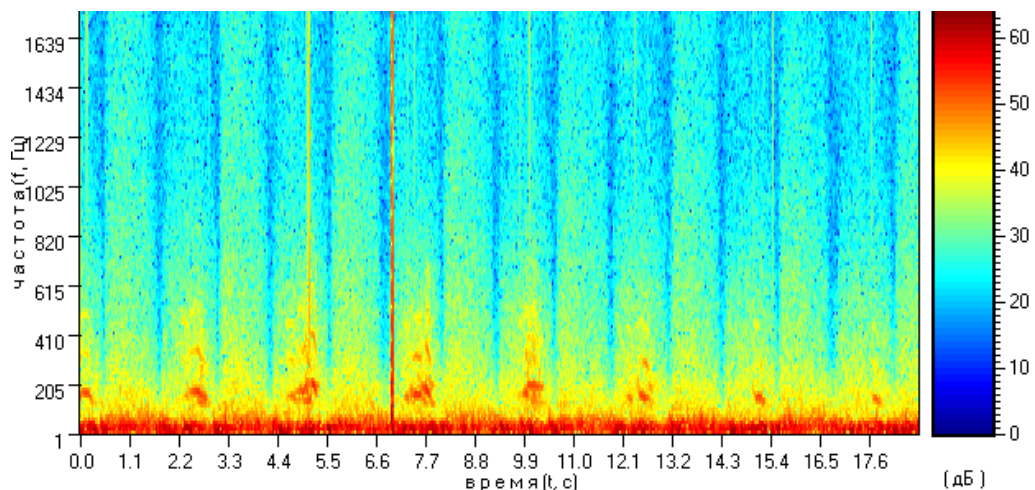


Рис. 1.4. Спектрограма (респіросонограма) дихання хворого на ХОЗЛ.

Переваги методу STFT полягають у тому, що він обчислювально простий і легкий у стеженні за частотою сигналу в певному часовому вікні. До недоліків цього методу відносяться досить низька роздільна здатність і невизначеність часу, до якого відноситься частота, тому що частоти обчислюються з певними інтервалами.

Іншим методом частотно-часової області є метод розподілу Вігнера-Віллі (Wigner-Ville Distribution, WVD). WVD розглядається як окремий випадок розподілу класів Коена. WVD математично формулюється так:

$$S_x^{WV}(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi m/\tau} d\tau.$$

Змінна  $\tau$  вказує час затримки в автокореляції, ‘\*’ означає комплексне спряження сигналу  $x$ . Такий підхід застосовували в [79], щоб показати відмінності між нормальними і патологічними звуками легень. Хоча метод WVD має високу часо-частотну роздільну здатність, він вимагає масивних обчислень і призводить до появи крос-добутку, який відображає деякі частотні складові, яких не було у вихідному сигналі [80].

Ще одним методом є перетворення Гільберта-Хуана, яке складається з емпіричного модового розкладання (Empirical Mode Decomposition, EMD) і спектрів Хуанга (Huang Spectra) для обчислення миттєвої частоти легневих звуків. У кількох дослідженнях використовується тільки EMD, який є методом оброблення сигналів в часовій області [81], і іноді для розрахунку миттєвих частот, тобто швидкості зміни фази, звуків легень [82].

Таблиця 1.3

## Частотно-часова область

Дослідження	Сенсор	База даних	Метод	Параметри	Класифікатор	Точність	Чутливість	Специфічність
1	Електронний стетоскоп	-	STFT, розподіл Вігнера-Віллі	Графічні дані	Емпірично	-	-	-
2	Електретний мікрофон	13 пацієнтів з хрипами	STFT	Локальні максимуми	Емпірично	96,7-100	99,5±4,8	93,7±9,3
3	Електрет	7 здорових,	STFT	неперервна	Евклідова	85,3-	80,4-	90-100

Дослідження	Сенсор	База даних	Метод	Параметри	Класифікатор	Точність	Чутливість	Специфічність
	ний мікрофон	7 астма		ентропійна вибірка	метрика	97,9	95,7	
4	Електретний мікрофон	7 здорових (+5 з інтернету), 14 патологій (+19 з інтернету)	STFT	Гістограма спотворень	МОВ	97,7-98,8	96,8-100	98,9-100
5	Електретний мікрофон	7 здорових (+3 з інтернету), 14 патологій (+12 з інтернету)	Спектрограма	Коеф. ексцесу, дискримінаційна функція, ентропія, гістограмі спотворень	К-NN	92,4 ±2,9	-	-
6	Електретний мікрофон	53 ХОЗЛ	STFT	Середня частота, спектральний фактор поверхні, ентропія	Метод нечіткої кластеризації C-середніх	77,6	63,16	88,23
7	Електронний стетоскоп	15 здорових, 1 астма	STFT	відносний коефіцієнт потужності	Емпірично	-	96,7	90,90
8	П'єзоелектричний мікрофон	21 астма	EMD	Миттєва частота	Емпірично	-	-	-
9	Електретний мікрофон, пневматограф	10 фіброз легень	Дискретний розподіл Вігнера-Віллі	Максимальна частота, емпіричний графічний метод	-	-	-	-
10	Пневматограф	15 здорових, 16 астма	STFT	Пікові частоти, середні пікові частоти	Емпірично	-	71-100	88,2-100
11	Електретний мікрофон	-	Спектрограма, спектр Гільберта-Хуанга	Графічно	Емпірично	-	-	-
12	-	-	STFT	Пікові частоти	Нейронні мережі	98,57	-	-
13	Електрет	14 астма	STFT	Середнє	Емпірично	93,4	-	-

Дослідження	Сенсор	База даних	Метод	Параметри	Класифікатор	Точність	Чутливість	Специфічність
	ний мікрофон			значення відхилення амплітуди, локальні максимуми		5		
14	-	-	STFT	Енергетичний піддіапазон STFT-зображення	K-NN	98	-	-
15	-	-	STFT	Розташування та направлення пікових частот	Емпірично	-	84	86
16	Електронний стетоскоп	69 шнтерстиціальна хвороба легень, 15 - застійна серцева недостатність, 14 ХОЗЛ, 13 — інше	Перетворення Гільберта-Хуанга	Енергетичні значення спектру Гільберта-Хуанга	МОВ	92,2	-	-

Відповідно до наведеного у Таблиці 1.3, якщо у результаті дослідження за певним методом аналізу мають місце високі показники критеріїв оцінювання, то базу звуків слід вважати недостатньою для того, щоб упевнено говорити про ефективність цього методу. Необхідно провести експерименти на більш повній виборці.

### 1.5.3. Вейвлет-аналіз

Звуки легень є нестационарними сигналами, навіть у здорових людей. Тому деякі дослідники приділяли увагу аналізу цих сигналів за допомогою вейвлет-перетворення. Наприклад, в дослідженні [83] сигнали звуків легень

аналізувалися за допомогою дискретного вейвлет-перетворення, після чого проводилася класифікація сигналів за категоріями нормальних та патологічних дихальних шумів. Стандартні статистичні параметри, такі як середнє значення та середня потужність вейвлет-коефіцієнтів, стандартне відхилення були використанні для аналізу та класифікації. Однак, вибірка даних була невелика, всього 126 зразків, хоча в якості класифікатора були застосовані нейронні мережі, що не є коректним, тому результати таких досліджень можуть бути не зовсім адекватними.

Також вейвлет-перетворення використовували для адаптивної фільтрації звуків легень від звуків серця. В цьому дослідженні, навпаки, звуки серця вважалися нестационарними сигналами, а звуки легень – стационарними [84].

В дослідженні [85] вейвлет-аналіз був застосований для диференціації хворих пацієнтів від здорових шляхом знаходження певних відмінностей на основі скейлограми між хворими на ХОЗЛ та бронхіальну астму.

Дослідження звуків дихання за допомогою вейвлет-аналізу продовжуються, але частіше вони направлені на позбавлення від шуму, ніж на безпосередню класифікацію звуків чи хвороб [86-90].

#### **1.5.4. Аналіз з використанням параметрів спектрів вищих порядків (HOSA)**

В дослідженні [91] був запропонований ітераційний метод на основі коефіцієнту ексцесу для визначення звуків легень. Метод полягає в оцінці ексцесу в межах вікна, що переміщується вздовж сигналу. Було використане припущення, що суттєве відхилення коефіцієнту ексцесу від нуля свідчить про присутність нестационарних перехідних сигналів. Таким чином, в ході ітераційного процесу відбувалося поступове відокремлення корисного сигналу від шуму, в тому числі при невеликій амплітуді корисного сигналу.

В роботі [92] проводився аналіз звуків легень на основі біспектрального аналізу. Був запропонований метод визначення патологій на основі авторегресійної (AR) моделі оцінки біспектру. Були використані звуки здорових пацієнтів та хворих на пневмонію і астму. Оцінка проводилася по зовнішньому вигляду біспектральної функції та коефіцієнту ексцесу.

У дослідженні [93] також запропонований метод визначення діагностичних ознак легень на основі методу біспектральної оцінки AR. За допомогою біспектрального крос-кореляційного аналізу вибирався порядок AR-моделі та застосовувалось для оцінки параметричного біспектру звукових сигналів легень. Потім оцінювалися біспектральні особливості легневих звукових сигналів (нормальний, пневмонія і астма) і порівнювалися у двочастотній області. Для формування вектора ознак класифікації легневих звуків були обрані такі параметри, як піки біспектру, нормалізована біспектральна ентропія та параметри спектру зрізу.

### 1.5.5. Інші види аналізу звуків легень

Окрім вищезазначених широковживаних методів в останній час використовуються й інші, серед яких – дослідження на основі кепстрального аналізу. Під кепстром розуміють спектр логарифма спектру початкового сигналу  $S(\omega)$ :

$$Ks(q) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \ln |S(\omega)|^2 \cdot e^{jq\omega} d\omega$$

Між частотними складовими в традиційному спектрі та частотними складовими в кепстрі є принципові відмінності, тому складність полягає в правильній інтерпретації результатів. Необхідно мати певний досвід та підготовку для того, щоб зробити правильні висновки за результатами

кепстрального аналізу. Але проте роботи в цьому напрямку ведуться і, напевно, в майбутньому будуть отримані корисні інформативні характеристики сигналів звуків дихання [94, 95].

В дослідженнях [96, 97] запропонований метод акустичної інтенсиметрії, який розділяє спектральні складові структурного та повітряного проведення голосу та звуків дихання на грудну стінку. Крім цього метод дає можливість оцінювати відстань джерела патологічного свисту від поверхні грудної клітки на основі співвідношення дійсної та уявної частин взаємного спектру. Але зазначається, що верифікація та оцінка точності потребує значно більших клінічних досліджень. Більш того, цей метод вимагає багатоканальну реєстрацію сигналів звуків дихання, що значно скорочує можливість його застосування в умовах звичайної клініки та майже унеможливорює використання даного методу у телемедицині.

Проблеми знаходження певних параметрів звуків дихання та їх класифікація висвітлюються в роботах [98-100]. Запропоновані класифікатори працювали на основі параметрів статистичного аналізу та відношення між параметрами авторегресійних моделей. Як свідчать результати дослідження, розподіл параметрів авторегресійної моделі відрізняється класами.

Однак невелика вибірка сигналів звуків дихання (із використанням матеріалу обстежень 20-ти здорових осіб, 19-ти хворих на бронхіт, а також 18-ти пацієнтів із хронічним обструктивним захворюванням) не надає достатніх даних для оцінки реальної точності зазначеного методу.

Результати дослідження методів аналізу та обробки сигналу висвітлені в публікаціях [101, 102].

## 1.6. Висновки до розділу

1. Бронхолегеневі захворювання є одними з найпоширеніших захворювань у світі, що можуть призводити до серйозних ускладнень та до смерті. Своєчасне діагностування хвороби є однією з важливих умов вибору лікарем-пульмонологом адекватної стратегії лікування та терапії. Аускультация, в тому числі електронна, є однією з головних неінвазивних методів дослідження пацієнта.

2. Оскільки хвороби бронхолегеневої системи часто носять хронічний характер з можливими рецидивами, то, окрім своєчасної постановки діагнозу, також важливий тривалий нагляд за перебігом захворювання. Для цього необхідно мати можливість електронної реєстрації корисної інформації, такої як аудіосигнали звуків легень, результати їх обробки та аналізу з можливістю їх зберігання та використання в телемедицині.

3. Звуки легень поділяються на нормальні та додаткові (патологічні), природа виникнення кожного типу звука дихання є різною і свідчить про ті чи інші фізіологічні процеси в організмі. Дуже важливою задачею є ідентифікація та диференціація дихальних шумів за певними категоріями, оскільки за слуховим сприйняттям ці звуки можуть бути дуже подібними, а за своєю природою свідчать про різні захворювання. Тому актуальною задачею є об'єктивізація дихальних ознак на основі цифрової обробки та аналізу сигналів.

4. Проведено огляд та аналіз сучасних засобів реєстрації звуків дихання. Одноканальні стетоскопи імпортного виробництва з ліцензійним програмним забезпеченням є доволі коштовними. Більш дешеві вітчизняні розробки є досить громіздкими і не мобільними. Актуальною є задача створення доступного за коштами портативного реєструючого пристрою з можливістю запису та зберігання отриманої інформації.

5. Встановлено, що більшість сучасних методів цифрового аналізу звуків легень суттєво залежить від якості реєструючих засобів та умов реєстрації,

тобто не є універсальними. Частотний аналіз ускладнений через те, що нормальні та патологічні дихальні звуки часто мають схожий спектральний склад. Вейвлет-аналіз добре себе зарекомендував для позбавлення сигналу від шуму, але має труднощі з універсальністю через складність вибору адекватного материнського вейвлету. Більшість методів аналізу налаштовані на специфічну проблему, тому розробка методу, який, по-перше, мало залежить від умов реєстрації сигналу, а по-друге, є універсальним з точки зору широкого спектру бронхолегеневих патологій, є актуальною задачею.

## РОЗДІЛ 2

### РЕЄСТРАЦІЯ ТА ПОПЕРЕДНЯ ОБРОБКА СИГНАЛІВ ЗВУКІВ ДИХАННЯ

#### 2.1. Досліджувальна база звуків легень

В роботі досліджувалися звуки легень 275 пацієнтів, 78 з яких були практично здоровими, а 54 — хворі на бронхіт, 143 — ХОЗЛ. Така база була зібрана переважно за допомогою реєстрації сигналів чотиріканальним фоноспірографічним комплексом "КоРА-03М", деякі з сигналів були записані за допомогою цифрового стетоскопу Littmann, також використовувалась база з інтернет-ресурсу Kaggle [103]. Крім того, оскільки для більшості пацієнтів сигнали реєструвалися за допомогою чотиріканального комплексу, а також майже для всіх пацієнтів проводилася не одна, а декілька процедур реєстрації, то фактично досліджувана база сигналів звуків дихання склала 806 записів. Окрім цього для розроблення методу виявлення в сигналах специфічних дихальних артефактів, таких як хрипи, тріски тощо, в якості еталонних були використані звуки, отримані з різних інтернет-ресурсів. Ця база складалася з 64 сигналів, серед яких були сигнали дихання здорових пацієнтів (бронхіальне та везикулярне дихання), а також характерні сигнали різних типів хрипів, звуки крепітації (тріски) та шум тертя плеври. Таким чином, в роботі досліджувалось 870 записів звуків дихання людини.

Попередньо стан дихальної системи досліджуваних пацієнтів був верифікований на основі стандартних клінічних методів діагностики, а саме за допомогою аускультатії пацієнта лікарем-пульмонологом, спірометрії, рентгенівського аналізу, визначення дифузійної здатності альвеолярно-капілярної мембрани та загальних клінічних досліджень.

## 2.2. Імітаційна модель портативного комплексу для реєстрації звуків легень та серця

Як вже зазначалося, більшість сигналів звуків легень, що досліджувалися в роботі, були отримані за допомогою фоновірографічного комплексу "КоРА-03М". Головним недоліком цього комплексу можна вважати його громіздкість та складність у транспортуванні.

Для усунення цього недоліку на основі існуючого прототипу, розробленого в інституті Гідромеханіки НАН України, запропоновано імітаційну модель портативного фоновірографічного комплексу для зняття сигналів звуків легень, а також серця.

Щоб досягнути покращення характеристик портативного комплексу КоРА, були обрані наступні кроки:

1. Збільшення кількості датчиків з 2-х до 4-х.
2. Встановлення аналогово-цифрового перетворювача для заміни аналогового сигналу на цифровий та його подальшої обробки.
3. Встановлення процесора для попередньої обробки сигналів.
4. Додавання пам'яті для зберігання записів та впровадження можливості їх передачі у майбутньому на комп'ютер для обробки та винесення діагнозу.
5. Встановлення модулю бездротової передачі даних.

Першим блоком приладу є датчик. На основі вивчення наявних публікацій був обраний датчик АД-16 [57, 104]. Цей датчик складається з основи з жорстко прикріпленою до неї опорою, на якій консольно закріплені чотири п'єзокерамічні біморфи. Також у датчику є передпідсилювач, реалізований на мікросхемі AD8515. Дана мікросхема є мало споживаючим операційним підсилювачем, яка живиться напругою 5 В та поставляється в корпусі SOT-23. Відношення сигнал-шум даної мікросхеми на частоті 1 кГц дорівнює  $22 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$ .

Наступним блоком є підсилювач, який реалізований на мікросхемі ОРА2277 та конденсаторах і резисторах в SMD корпусі розміру 0805.

Мікросхема постачається в корпусі SO-8, по 2 операційних підсилювача в одному корпусі. Напруга живлення може бути від  $\pm 2\text{В}$  до  $\pm 18\text{В}$ . Відношення сигнал-шум на частоті 10 Гц має значення  $12 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$ , на частоті 100 Гц, -  $8 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$ , на частоті 1 кГц - теж  $8 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$ .

Третій блок - фільтр. Оскільки прилад розрахований на дослідження як шумів серця, так і шумів легень, то даний блок складається з двох частин, які працюють по черзі в залежності від досліджуваного органу. Для серця включається фільтр нижніх частот, який прибирає всі складові сигналу більше 50 Гц, бо вони не є інформативними для даного органу. Для вивчення легень послідовно включено фільтр нижніх частот з частотою зрізу 1 кГц і фільтр верхніх частот з частотою зрізу 50 Гц. Це пояснюється тим, що для легких інформативні шуми містяться саме в цьому діапазоні. Більш легким рішенням було б застосувати смуговий фільтр, але він на таких частотах не може мати достатньо широку смугу пропускання. Фільтри побудовані на таких же самих елементах, як і підсилювач, використовувалася та ж сама мікросхема ОРА2277.

Четвертим блоком є два аналого-цифрових перетворювача, що реалізовані на мікросхемі AD7714. Дана мікросхема може живитися як від джерела 3 В так і від 5 В, в залежності від різновиду мікросхеми. Блок має 6 аналогових входів (або 3 диференціальні аналогові входи). Для з'єднання з мікросхемою використовується 4-х провідний SPI, через який здійснюється вибір режиму роботи даної мікросхеми.

Наступним блоком є процесор STM32F429VIT6. Засновані на ARM Cortex-M4 мікроконтролери серії STM32 F4 слугують продовженням провідної лінійки STM32, маючи ще більш високу продуктивність. Так само, як серія STM32 F2, дані мікроконтролери виробляються за 90нм-технологією і використовують запатентований ST Microelectronics'ом ART Accelerator, що дає

можливість досягати показники в 225 DMIPS/606 CoreMark. Ці мікроконтролери працюють з флеш-пам'яттю на частоті 180 МГц.

Додатково, у приладі присутня пам'ять, реалізована на мікросхемі S70FL01G з інтерфейсом обміну SPI, обсягом 256 Мб. Максимальна швидкість запису 1,5 Мб/с, а швидкість стирання 0,5 Мб/с.

Запропоноване використання модуля бездротової передачі NRF24L01, який працює на частоті 2,4 ГГц і підтримує швидкість передачі до 2 Мб/с. Радіоканал на такому радіомодулі може обмінюватися інформацією в обидва напрямки. Його технічні характеристики:

- Частота передачі / прийому 2,4 ГГц.
- Дальність до 100 м. В приміщенні - до 30 м.
- Швидкість до 2 Мб/с. Можливі варіанти: 250 кб/с, 1 Мб/с і 2 Мб/с.
- Інтерфейс взаємодії з мікроконтролером - SPI.
- Напруга 3-3,6 В
- Кількість каналів: 126.

Використання модуля бездротової передачі дуже важливе для того, щоб застосовувати і самі зареєстровані сигнали, і результати обробки та аналізу сигналів для використання засобів телемедицини, що в тому числі висвітлено в роботах автора [105, 106].

Блок-схема запропонованого пристрою відображена в додатку А.

При підборі шляхів оптимізації для реалізації розробленого приладу запропоновано розділити його на 3 частини, кожна з яких виконано на окремій платі, а з'єднання плат реалізовано через перехідну плату. Перша плата – це плата аналогових сигналів, яка приймає на вхід аналоговий сигнал з датчиків, проводить фільтрацію і посилення сигналу, а також його оцифрування. Крім того, на ній розташований DC/DC перетворювач з 5 В на  $\pm 15$  В для живлення операційних підсилювачів. Після оцифрування сигнал передається на другу плату, на якій розташовані процесор, пам'ять і модуль бездротової передачі. Третя плата являє собою плату живлення, на якій розташована схема зарядки

акумулятора та індикації заряду батареї, що живить імпульсний перетворювач з вхідної напруги від 2,5 В до 5 В до вихідної напруги 5 В.

Попередньо була проведена симуляція плати аналогових сигналів в середовищі Multisim 11.0, процес якої наведено в додатку Б.

Під час симуляції було перевірено розраховані значення номіналів компонентів приладу. Було побудовано амплітудно-частотні характеристики блоку посилення і фільтрації сигналу. На рисунку 2.1 зображена АЧХ блоку посилення і фільтрації запису звуків легень.

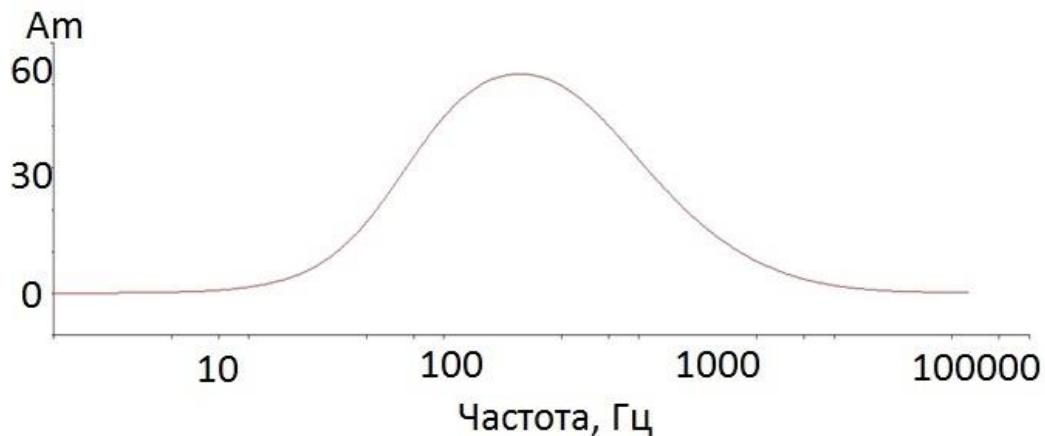


Рис. 2.1 Амплітудно-частотна характеристика в логарифмічному масштабі аналогової частини пристрою (канал реєстрації звуків легень)

Оскільки частоти звуків легких лежать в діапазоні від 50 Гц до 1 кГц, то отриманий сигнал з датчика потрібно відфільтрувати. Через велику ширину каналу на низьких частотах, немає можливості використовувати смуговий фільтр. Послідовне підключення фільтра низьких частот і фільтра високих частот дає можливість прибрати неінформативні складові сигналу.

Результати даних досліджень були опубліковані в [107, 108].

## 2.3. Попередня обробка сигналів звуків дихання

### 2.3.1. Фільтрація та видалення артефактів з сигналів звуків дихання

Досліджувані звуки легень, що реєструються датчиками, розташованими на тілі пацієнта, були попередньо оброблені з метою ефективного подальшого використання їх для аналізу.

На першому етапі обробки виконується фільтрація сигналів. За допомогою ФВЧ усуваються частотні складові, нижчі від 80 Гц, з огляду на те, що цей діапазон насичений звуками фізіологічних процесів організму, не пов'язаних з диханням, у тому числі звуки роботи серця, тоді як інформація про звуки легень у цьому діапазоні є несуттєвою. Крім того, за допомогою вузькосмугового режекторного фільтра придушуються частотні компоненти в околі частоти 150 Гц, оскільки нелінійні спотворення добре помітні на непарних гармоніках мережевої перешкоди.

За певних умов напруга в електричній мережі може відрізнитись від синусоїдальної, що є ознакою перевантаження електричної мережі і може служити причиною збоїв в роботі чутливого обладнання.

Першою ознакою перевантаження мережі є прояв найінтенсивнішої — третьої — гармоніки. Якщо у синусоїди з'являється плоска вершина (як би «виїдена» великим імпульсним струмом), — це перша ознака: в мережі з'явилася третя гармоніка, мережа перевантажена нелінійними навантаженнями [109].

Оскільки для подальшого дослідження важливі не абсолютні амплітудні значення сигналів, а їх відношення до середньоквадратичного значення, для усунення впливу умов реєстрації виконується нормування сигналів:

$$\tilde{X} = \frac{X_i - \bar{X}}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2 / N}} \quad (2.1)$$

Завдяки своїй високій чутливості, датчики також реєструють будь-які сторонні звуки поблизу, а також звуки внаслідок найменших рухів, ковзань датчиків на поверхні тіла пацієнта. Внаслідок цього у сигналі виникають так звані «сплески» або «тріски», які істотно ускладнюють подальший аналіз сигналів. Крім того, подібні артефакти можуть виникати внаслідок первинної обробки сигналу ще на стадії аналогової реалізації реєструючого пристрою. Тому за умови короткої імпульсної характеристики вхідного тракту може бути застосований наступний спосіб попередньої обробки, що дозволяє усунути в сигналі такі «тріски».

Суть фільтрації «сплесків» полягає в наступному: здійснюється побудова референсного сигналу (модуль апроксимації похідної фільтрованого сигналу), на основі трешхолдінга цього сигналу відбувається пошук «сплесків». Для кожного знайденого/детектованого «сплеску» відбувається побудова вікна (розширення на задане число відліків) і згладжування сигналу зі «сплеском» в межах цього вікна фільтром ковзного середнього / двонаправлена фільтрація.

На рисунках 2.2 та 2.3 представлені графіки сигналів легень в чотирьох каналах: початковий (синій), червоним виділені місця, де запропонований спосіб знайшов «спайки», а зеленим показаний вже згладжений після запропонованої фільтрації сигнал.

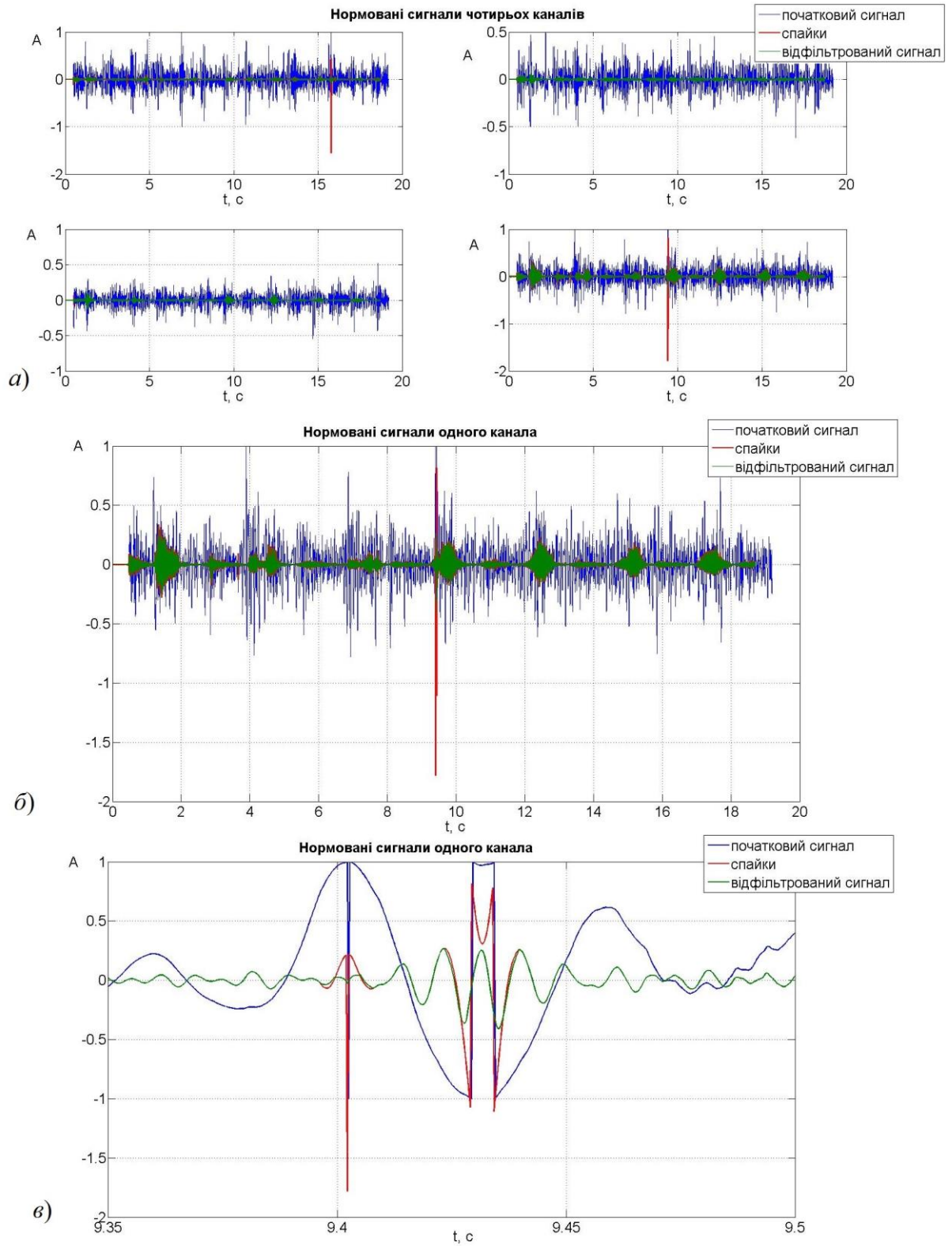


Рис. 2.2 а) Чотири канали зареєстрованого сигналу звуків дихання. Синій – початковий сигнал зі «спайками», червоний – знаходження цих «спайок», зелений – відфільтрований після застосованого алгоритму; б) 4 канал зареєстрованого сигналу; в) збільшений фрагмент сигналу 4-го каналу

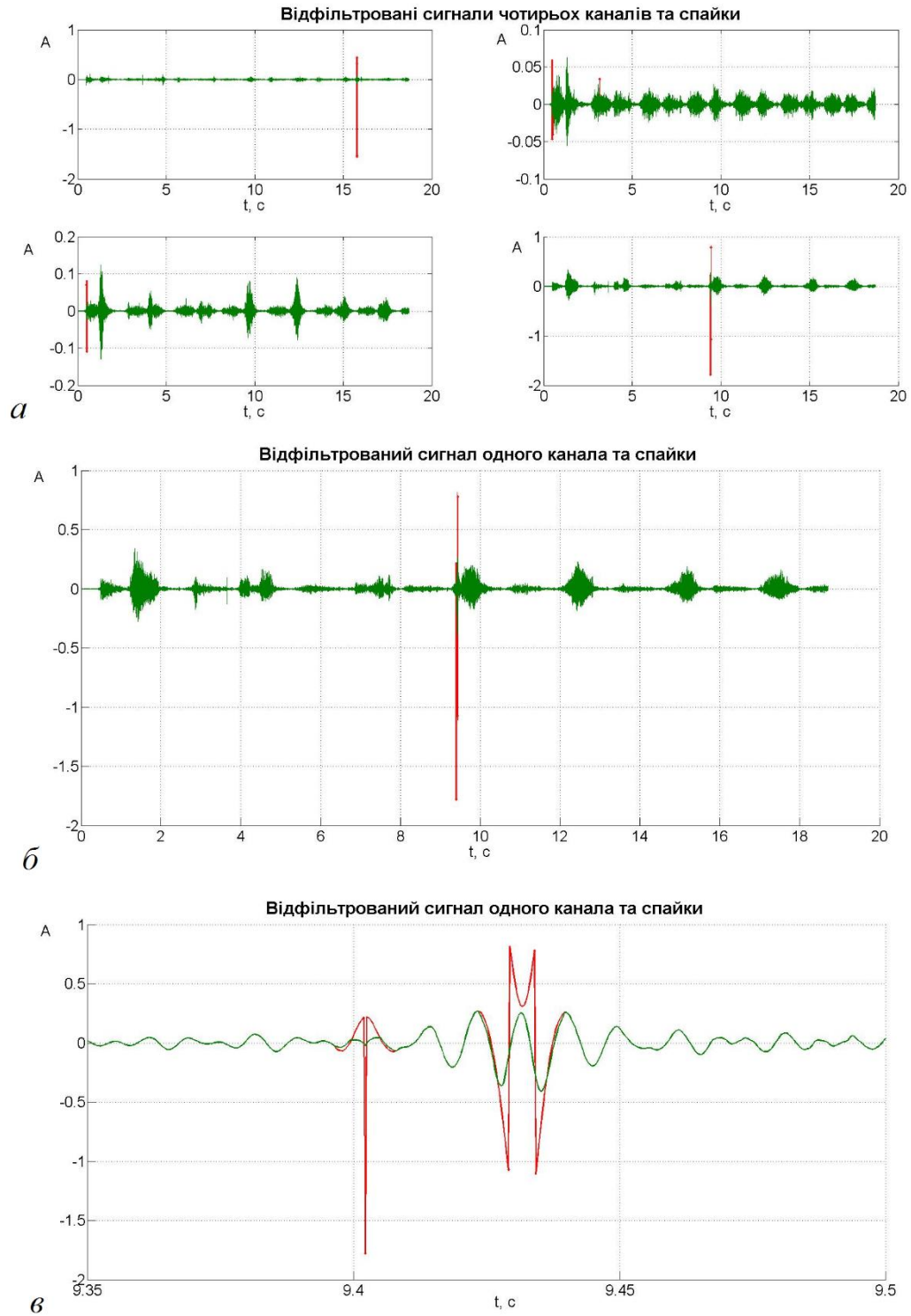


Рис. 2.3 а) Чотири канали зареєстрованого сигналу звуків дихання. Червоний – знаходження «спайок», зелений – відфільтрований сигнал після застосованого алгоритму; б) 4 канал зареєстрованого сигналу; в) збільшений фрагмент сигналу 4-го каналу

Таким чином, після застосування способу детектування та вилучення випадкових «спайок» із сигналу, значно зростає можливість більш успішного подальшого цифрового аналізу сигналів з метою знаходження діагностично цінних параметрів, оскільки зменшується вплив випадкових завад.

### **2.3.2. Метод розбиття сигналів звуків дихання на дихальні фази**

У роботі запропоновано удосконалений метод детектування окремих дихальних циклів у звуках легень, оскільки кількісна оцінка фаз дихального циклу (вдих-пауза-видих-пауза), спектри потужності на вдиху і видиху містять цінну інформацію для виявлення і об'єктивізації діагностичних ознак захворювання [32, 44, 110].

Гідродинаміка повітряного потоку в бронхолегеневому дереві людини при вдиху і видиху має істотну відмінність: при вдиху відбувається (починаючи з трахеї) поділ повітряного потоку в бронхах і бронхіолах, розгалуження яких відбувається 23 рази. Тривалість видиху на 1/3 більша, ніж вдиху, при цьому спостерігається зіткнення струменів, що виходять із зон розгалуження. Ці гідродинамічні процеси призводять до відмінності звуків дихання на вдиху і видиху за своєю інтенсивністю і спектральним складом [111].

Таким чином, для більш точної і об'єктивної діагностики хворих слід детальніше вивчати як тривалість дихального циклу в цілому, так і його фаз (вдиху і видиху), з точки зору виявлення в них артефактів, які свідчать про наявність діагностичних ознак, обумовлених тією чи іншою патологією елементів дихальної системи.

За допомогою аналізу фаз дихання можна діагностувати: спазм бронхів, набряк слизової оболонки, розростання сполучної (рубцевої) тканини,

посилення утворення слизу, появу емфіземи, потовщення слизової оболонки бронхів, що сприяє звуженню їх просвіту [112]. Свисти і хрипи у хворих на ХОЗЛ у фазі вдиху свідчать про наявність патологічних процесів, що відбуваються в бронхах низького порядку (великого діаметра). Ці ж артефакти, виявлені на видиху, вказують на наявність патології в бронхах високого порядку (тобто малого діаметра) [19]. Ці діагностичні ознаки дозволяють лікарю-пульмонологу вибрати відповідну схему лікування хворих на ХОЗЛ.

Звуковий імпульс через біологічні тканини передається на поверхню грудної клітини пацієнта, де він реєструється у вигляді широкосмугових імпульсних сигналів (вологі хрипи). Цей процес є нестационарним і подібні імпульсні сигнали фіксуються на вдиху або на видиху.

З наведеного вище випливає, що виявлення і об'єктивізація артефактів присутніх у фазах вдиху і видиху дозволяє підвищити ефективність діагностики, зокрема визначати патологічні ознаки в конкретних елементах бронхолегеневої системи.

Тому запропоновано метод, що оснований на виділенні дихальних фаз за допомогою спектрально-часового аналізу вихідного сигналу звуку дихання, синтезу основного опорного сигналу, який моделює дихальну активність, його адаптивній фільтрації для позбавлення від перешкод, наближенням котрих слугує синтезований допоміжний сигнал. Спочатку на спектрограмі виділяються дві частотні області: область основної циклічної активності дихання (200-500 Гц) та область, де проявляють себе нестационарні широкосмугові шуми-сплески протягом всього часу реєстрації сигналу (800-1200 Гц). Далі проводиться розрахунок сигналу інтегральної потужності в обраному діапазоні частот для кожної з цих двох областей. І вхідним сигналом для визначення дихальних циклів слугує синтезований сигнал потужності області основної циклічної дихальної активності. Але цей сигнал може мати складову шумових сплесків, що значно ускладнює виділення дихальних циклів навіть за умови застосування алгоритму з адаптивним «плаваючим» порогом.

На рисунку 2.4 наведено початковий сигнал звуків легень (а), вихідну спектрограму (б), за допомогою якої виділяються дві частотні області, в яких будуються два допоміжні опорні сигнали інтегральної потужності (в), де блакитним кольором показаний сигнал області основної дихальної активності, а червоним - складова широкосмугових сплесків шуму. На рис. 2.4, г відображені спектри цих двох сигналів, які є подібними один до одного, тому звичайна частотна фільтрація не дасть потрібних результатів.

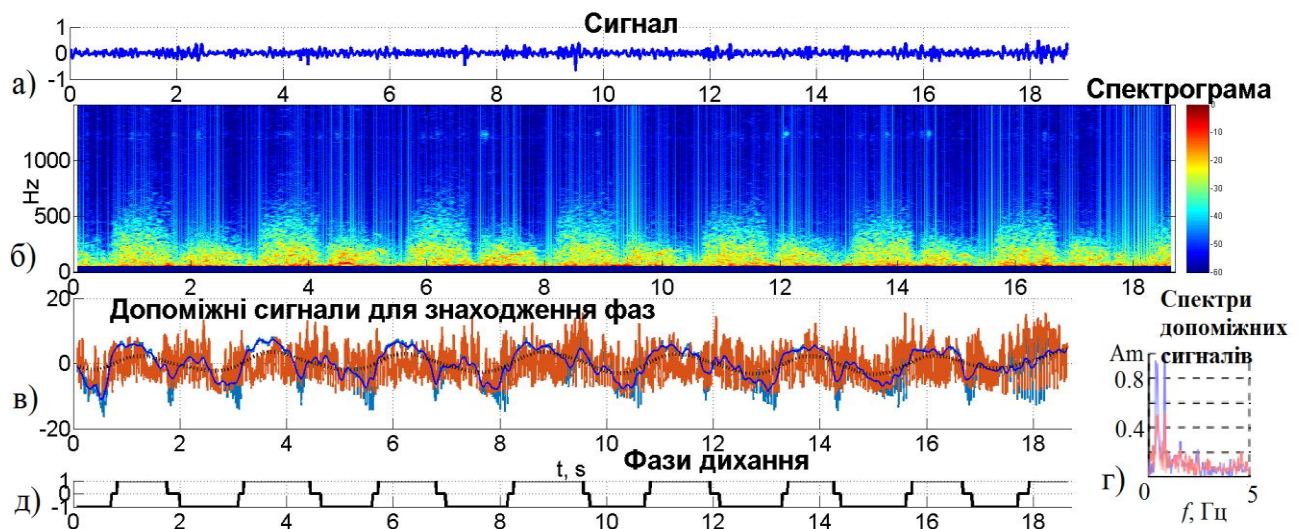


Рис. 2.4 Виявлення дихальних циклів: а) - початковий сигнал, б) - спектрограма, в) - синтезований сигнал основної циклічної дихальної активності і синтезований сигнал шуму (часової і частотної області), г) – спектри цих двох сигналів, д) - респіраторні фази сигналу

Використовується припущення, що синтезований сигнал потужності області основної циклічної активності дихання представляє собою адитивну суміш основної складової активності дихання та складової широкосмугових сплесків шуму. І далі застосовується алгоритм адаптивної фільтрації з використанням синтезованого сигналу потужності по області прояву нестационарних широкосмугових шумів-сплесків. Реалізація даного підходу базується на використанні адаптивного фільтру мінімальної

середньоквадратичної помилки (LMS-алгоритм) з урахуванням того, що сигнал дихальної активності, що треба визначити, та сигнал потужності дихальних шумів-сплесків є некорельованими один з одним. Також робиться припущення, що спектр шумів-сплесків є стаціонарним, і це дозволяє суттєво зменшити «паразитну» складову на опорному сигналі для визначення дихальних циклів на основі запропонованої адаптивної фільтрації. На рисунку 2.4,в темно-синім кольором зображений сигнал після застосування адаптивної фільтрації. Після виходу з адаптивного фільтра відбувається частотна фільтрація отриманого сигналу з частотою зрізу 4 Гц, що надає можливість позбутися від впливу високочастотних складових дихального сигналу. На рисунку 2.4,в цей сигнал зображений чорним кольором. Після цього сигнал нормується та відбувається виділення пульсацій на основі порогового алгоритму (рис. 2.4,д)

Результати досліджень були опубліковані у роботах [113, 114].

## **2.4. Поліспектральний аналіз та його переваги**

За останні декілька десятиріч збільшилася кількість методів оцінки спектру сигналів, що у свою чергу призвело до збільшення методів обробки біомедичних сигналів. Якщо оцінюється енергетичний спектр біомедичного сигналу, то, як відомо, він розглядається як суперпозиція статистичних гармонічних компонент, що некорельовані між собою [115, 116].

Гаусівський процес повністю описується за допомогою енергетичного спектру. Але якщо необхідно отримати інформацію про відхилення від гаусівського розподілу, а також про наявність нелінійних зв'язків у сигналі, то є доцільним використання спектрів вищих порядків (HOS, порядок  $>2$ ), що містять в собі потрібну інформацію. Спектр третього порядку — біспектр. Фактично спектр потужності є спектром другого порядку.

Існує принаймні три причини використання НОС-аналізу при обробці біомедичних сигналів, що дає змогу :

- придушення гаусівського шуму та зменшення дисперсії при виявленні та оцінці сигналів. Вся інформація про гаусівський процес міститься в кумулянтах 1-го и 2-го порядків. Завдяки цій властивості спектри вищих порядків не містять шумових складових, що робить можливим і більш простим детектування корисних сигналів, оцінювання важливих параметрів і навіть відновлення слабких, зашумлених сигналів;
- виявлення нелінійно-фазових зв'язків між спектральними компонентами шуму. На відміну від енергетичного спектра, спектри високого порядку зберігають інформацію про фазу сигналів;
- виявлення та оцінка нелінійних зв'язків в біомедичних сигналах. Через те, що НОС представляють собою нелінійні функції даних, вони становлять зручний інструмент для детектування нелінійних спотворень [117-120].

Для постійного дискретного в часі випадкового процесу  $X(t)$  ( $t$  — дискретні моменти часу), моменти порядку  $n$  будуть мати вигляд:

$$m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = E\{X(t)X(t+\tau_1)\dots X(t+\tau_{n-1})\} \quad (2.2)$$

де  $E\{..\}$  — математичне очікування. Кумулянти  $n$ -порядку — функції моментів порядку  $n$ , наприклад, кумулянти першого порядку (середнє):

$$c_1^x = m_1^x = E\{X(t)\} \quad (2.3)$$

Кумулянт другого порядку (коваріація):

$$c_2^x(\tau_1) = m_2^x(\tau_1) - (m_1^x)^2 \quad (2.4)$$

Кумулянт третього порядку:

$$c_3^x(\tau_1, \tau_2) = m_3^x(\tau_1, \tau_2) - (m_1^x)\left[m_2^x(\tau_1) + m_2^x(\tau_2) + m_2^x(\tau_2 - \tau_1)\right] + 2(m_1^x)^3 \quad (2.5)$$

де  $m_3^x(\tau_1, \tau_2)$  — момент третього порядку,  $m_2^x(\tau_1)$  — момент другого порядку,  $m_1^x$  — середнє значення, кумулянти четвертого порядку

$$\begin{aligned}
 c_4^x(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = & m_4^x(\tau_1, \tau_2, \tau_3) - m_2^x(\tau_1)m_2^x(\tau_3 - \tau_2) - m_2^x(\tau_2)m_2^x(\tau_3 - \tau_1) - \\
 & - m_2^x(\tau_3)m_2^x(\tau_2 - \tau_1) - m_1^x[m_3^x(\tau_2 - \tau_1, \tau_3 - \tau_1) + m_3^x(\tau_2, \tau_3) + m_3^x(\tau_2, \tau_1) + \\
 & + m_3^x(\tau_1, \tau_3)] + (m_1^x)^2[m_2^x(\tau_1) + m_2^x(\tau_2) + m_2^x(\tau_3) + m_2^x(\tau_3 - \tau_1) + m_2^x(\tau_3 - \tau_2) + \\
 & + m_2^x(\tau_2 - \tau_1)] - 6(m_1^x)^4
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

Причому:

$$\begin{aligned}
 m_2^x(\tau_1) &= E\{X(t) \cdot X(t + \tau_1)\}; \\
 m_3^x(\tau_1, \tau_2) &= E\{X(t) \cdot X(t + \tau_1) \cdot X(t + \tau_2)\}.
 \end{aligned} \tag{2.7}$$

#### 2.4.1. Непараметрична оцінка біспектру

Наведені вище визначення кумулянтів ґрунтуються на ймовірнісних процесах за припущення про нескінченну довжину послідовності. На практиці завжди використовуються послідовності скінченної довжини, тому обчислення кумулянтів може бути тільки наближеним. Далі пропонуються два методи розрахунку кумулянтів і спектрів для випадку третього порядку.

##### Прямий метод:

Якщо сигнал заданий у вигляді послідовності  $X(k)$ ,  $k = 1, \dots, M$ , і якщо розділити послідовність на  $L$  сегментів по  $M$  вибірок в кожному, при цьому  $X^i(k)$   $i$ -тий сегмент, то спочатку визначається середнє значення в кожному сегменті. Далі розраховується дискретне перетворення Фур'є  $F_x^i(k)$  по  $M$  точках для кожного сегменту, тобто

$$F_x^i(k) = \sum_{n=0}^{M-1} X^i(n) e^{-j \frac{2\pi}{M} nk}, k = 0, 1, \dots, M-1, i = 1, 2, \dots, L. \quad (2.8)$$

Далі визначається спектр третього порядку для кожного сегменту:

$$C_3^{X_i}(k_1, k_2) = \frac{1}{M} F_x^i(k_1) F_x^i(k_2) F_x^{i*}(k_1 + k_2), i = 1, \dots, L. \quad (2.9)$$

Через те, що біспектр симетричний,  $C_3^{X_i}(k_1, k_2)$  необхідно шукати тільки в трикутній ділянці  $0 \leq k_2 \leq k_1, k_1 + k_2 < M/2$

Для зменшення дисперсії оцінки, додаткове згладжування по прямокутному вікну з розмірами  $(M_3 \times M_3)$  проводиться навколо кожної частоти, вважаючи, що спектр третього порядку досить згладжений, тобто

$$\tilde{C}_3^{X_i}(k_1, k_2) = \frac{1}{M_3^2} \sum_{n_1=-\frac{M_3}{2}}^{\frac{M_3}{2}-1} \sum_{n_2=-\frac{M_3}{2}}^{\frac{M_3}{2}-1} C_3^{X_i}(k_1 + n_1, k_2 + n_2). \quad (2.10)$$

У підсумку, спектр третього порядку отримується як середнє по всіх спектрах третього порядку, тобто

$$\hat{C}_3^{X_i}(\omega_1, \omega_2) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \bar{C}_3^{X_i}(\omega_1, \omega_2), \omega_i = \frac{2\pi}{M} k_i, i = 1, 2. \quad (2.11)$$

Підсумкова ширина біспектру обчислюється як  $\Delta = M_3/M$ , і знаходиться між частотними вибірками в області біспектру.

### Непрямий метод:

Якщо сигнал задано у вигляді послідовності  $X(k), k = 1, \dots, N$  та якщо розділити послідовність на  $K$  сегментів по  $M$  вибірок в кожному, де  $X^i(k), k = 1, \dots, M$  -  $i$ -тий сегмент, то спочатку знаходиться середнє в кожному сегменті. Далі визначаються моменти для кожної області  $X^i(k)$  тобто:

$$m_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) = \frac{1}{M} \sum_{l=l_1}^{l_2} X^i(l) X^i(l + \tau_1) X^i(l + \tau_2) \quad (2.12)$$

$$l_1 = \max(0, -\tau_1, -\tau_2), l_2 = \min(M-1, M-2), \\ |\tau_1| < L, |\tau_2| < L, i = 1, 2, \dots, K$$

Оскільки кожна область має нульове середнє, моменти і кумулянти третього роду тотожні, тобто  $c_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) = m_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2)$ . Середні кумулянти знаходяться як:

$$\hat{c}_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K m_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) \quad (2.13)$$

Після цього визначається біспектр:

$$C_3^x(\omega_1, \omega_2) = \sum_{\tau_1=-L}^L \sum_{\tau_2=-L}^L \hat{c}_3^{x_i}(\tau_1, \tau_2) e^{-j(\omega_1\tau_1 + \omega_2\tau_2)} \varpi(\tau_1, \tau_2) \quad (2.14)$$

де  $L < M-1$ , а  $\varpi(\tau_1, \tau_2)$  - двовимірне вікно обмеженої множини, введене для згладжування крайових ефектів. Ширина кінцевого біспектру дорівнює  $A = 1/L$  [118, 120].

#### 2.4.2. Параметрична оцінка біспектру

Інформація про фазові зв'язки сигналів при розрахунках автокореляційної функції та спектру потужності втрачається. Спектри вищих порядків дають можливість виявляти та кількісно описувати нелінійності. Такі нелінійні сигнали виникають при проходженні їх через системи, що мають нелінійну характеристику. Людський організм є прикладом такої нелінійної системи в

силу своєї неоднорідності. Розрахунок параметричного біспектру досить вдало був застосований для біомедичних сигналів [121, 122].

Нехай сигнал звуку дихання заданий послідовністю  $\{x(n)\}$  з нульовим середнім значенням та описується авторегресійною (AR) моделлю  $p$ -го порядку:

$$x(n) = \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + v(n), \quad (2.15)$$

де  $v(n)$  — негаусівський стаціонарний білий шум третього порядку з нульовим середнім значенням, що задовольняє умовам:

$$E[v(n), v(n+m)] = Q\delta(m), E[v(n)v(n+k)v(n+m)] = \beta\delta(k, m) \neq 0 \quad (2.16)$$

де  $Q$  і  $\beta$  — константи.

Оскільки кумулянти вищих порядків є нечутливими до гаусівських процесів, припускається, що момент третього порядку  $v(n) \neq 0$  і  $\beta = E[v^3(n)] \neq 0$ , тоді:

$$c_3^x(-l, -m) + \sum_{k=1}^p a_k c_3^x(k-l, k-m) = \beta\delta(l, m), l, m \geq 0, \quad (2.17)$$

де  $l$  і  $m$  — довільні часові затримки,  $\delta(l, m)$  — функція 2-D одиничного імпульсу. Обравши  $(p+1)$  зрізи кумулянту третього порядку  $c_3^x(-l, -m)$  в моменти часових затримок  $l = m = 0, 1, 2, \dots, p$ , отримується матричне рівняння:

$$\begin{bmatrix} c_3^x(0,0) & c_3^x(1,1) & \dots & \dots & c_3^x(p,p) \\ c_3^x(-1,-1) & c_3^x(0,0) & \dots & \dots & c_3^x(p-1,p-1) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ c_3^x(-p,-p) & c_3^x(-p+1,-p+1) & \dots & \dots & c_3^x(0,0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \beta \\ 0 \\ \vdots \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

Після розв'язку рівняння, знаходимо  $p$  параметри  $(a_1, a_2, \dots, a_p)$  AR-моделі, після чого розраховується оцінка параметричного біспектру:

$$S_3^x(\omega_1, \omega_2) = \beta H(\omega_1)H(\omega_2)H^*(\omega_1 + \omega_2), \quad (2.19)$$

де  $H(\omega) = 1 / (1 + \sum_{k=1}^p a_k \exp(-j\omega k))$ ,  $|\omega| \leq \pi$ ,  $\omega_i$  — нормовані частоти на частоту дискретизації (бічастоти) [93, 118].

Якщо розглядати AR-модель для трьох гармонік з частотами  $f_k$ ,  $k=1,2,3$ , то говорять, що ці гармоніки квадратично пов'язані по фазі, якщо  $f_3 = f_1 + f_2$ . В такому разі  $H(\omega)$  має містити імпульси в  $\pm f_k$ , та  $S_3^x(\omega_1, \omega_2)$  визначається:

$$S_3^x(\omega_1, \omega_2) = \left( \sum_{k=1}^3 \delta(\omega_1 \pm f_k) \right) \left( \sum_{k=1}^3 \delta(\omega_2 \pm f_k) \right) \left( \sum_{m=1}^3 \delta(\omega_1 + \omega_2 \pm f_m) \right) \quad (2.20)$$

Як вже зазначалося раніше, через властивості біспектру достатньо розглядати його в області  $0 \leq \omega_2 \leq \omega_1 \leq 1/2$ . Якщо  $f_2 \neq 2f_1$ , параметричний біспектр міститиме єдиний імпульс в  $(f_1, f_2)$ , що відповідає  $k = 1, l = 2, m = 3$  в (2.20). Це вказує на існування триплету частот, що мають квадратично фазовий зв'язок  $(f_1, f_2, f_1 + f_2)$ . Якщо  $f_2 = 2f_1$ , біспектр матиме додатковий пік в  $(\omega_1, \omega_2) = (f_1, f_2)$ , що відповідає  $k = 1, l = 1, m = 2$  в (2.20). Додатковий пік також може виникнути в результаті наявності триплету частот, що мають квадратично фазовий зв'язок  $(f_1, f_2, 2f_1)$  [119].

### 2.4.3. Бікогерентність, коефіцієнти асиметрії та ексцесу

Як вже було зазначено, складний характер звуків легень обумовлює застосування до їх аналізу статистик вищих порядків, в тому числі функції бікогерентності (функція асиметрії):

$$\gamma_3(f_1, f_2) = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{P(f_1)P(f_2)P(f_1 + f_2)}, \quad (2.21)$$

де  $B(f_1, f_2)$  – біспектр сигналу  $X(k)$  та розраховується як:

$$B_k(f_1, f_2) = X_k(f_1)X_k(f_2)X_k^*(f_1 + f_2), \quad (2.22)$$

де  $X_k(f_i)$ ,  $i = 1, 2$  - комплексні коефіцієнти Фур'є - розкладу процесу  $X(k)$  на частотах  $f_i$ ,  $X_k^*(f_i)$  — комплексно-спряжені величини,  $P(f_i)$   $i = 1, 2$  - спектр потужності на частотах  $f_i$ :

$$P_k(f) = |X_k(f)|^2 \quad (2.23)$$

Функція бікогерентності містить інформацію про фазову структуру процесу, а амплітудна структура спектру при цьому не враховується [116].

Модуль функції когерентності —  $|\gamma_3(f_1, f_2)|$  — представляє собою міру квадратичного фазового зв'язку, що є в сигналі між будь-якими двома його частотними компонентами у зв'язку з їх нелінійною взаємодією. Таким чином, квадратичний фазовий зв'язок є результатом присутності нелінійності і його можна визначити, якщо дві частотні компоненти  $f_1$  і  $f_2$  з відповідними фазами  $\varphi_1$  і  $\varphi_2$ , одночасно наявні в сигналі разом з частотою  $f_3 = f_1 \pm f_2$  з фазою  $\varphi_3 = \varphi_1 \pm \varphi_2$ .

Оскільки відбувається нормування згідно (2.21), то значення модуля функції когерентності знаходяться в діапазоні між 0 і 1. Якщо  $|\gamma_3(f_1, f_2)| = 1$ , то кажуть, що частотні компоненти в гармоніках  $f_1$  і  $f_2$  є повністю фазопов'язаними, якщо ж  $|\gamma_3(f_1, f_2)| = 0$ , то це свідчить про відсутність квадратичного фазового зв'язку між гармоніками на частотах  $f_1$  и  $f_2$ .

Також для аналізу сигналів звуків легень в дослідженні використовувався розрахунок коефіцієнтів асиметрії:

$$c_3 = K_3 / \sigma^3 \quad (2.24)$$

та коефіцієнтів ексцесу:

$$c_4 = K_4 / \sigma^4 - 3, \quad (2.25)$$

де  $\sigma^2$  — дисперсія,  $K_3$  — кумулянтна функція 3-го порядку, :

$$K_3(\tau_1, \tau_2) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t-\tau_1)x(t-\tau_2)dt, \quad (2.26)$$

$K_4$  — кумулянтна функція 4-го порядку, яка може бути визначена через моменти за допомогою (2.6).

Значення коефіцієнтів асиметрії, що не дорівнюють нулю, дають змогу оцінити характер і ступінь відхилення процесу, що досліджується, від гауссового процесу.

## 2.5. Висновки до розділу

1. На основі існуючого прототипу була запропонована удосконалена імітаційна модель портативного реєструючого комплексу, який відрізняється кількістю датчиків та покращеними параметрами запису та передачі даних за рахунок використання двох 16-бітних АЦП, пам'яті для зберігання записів та модуля бездротової передачі даних, що полегшує можливість накопичення даних та використання їх для телемедицини.

2. Подальшого розвитку отримав метод попередньої обробки сигналів звуків легень на основі фільтрації завад, який відрізняється від існуючого застосуванням процедур фільтрації сигналів, обумовлених випадковими перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та власними шумами організму людини, що дозволило суттєво зменшити їх вплив на подальше визначення інформативних показників звуків дихання при оцінюванні стану дихальної системи людини.

3. Удосконалено метод аналізу звуків легень людини на основі детектування і виділення окремих дихальних циклів шляхом спектрально-часового аналізу звукового сигналу та синтезу опорного сигналу, що є відображенням дихальної активності, який відрізняється від відомого наявністю процедури адаптивної фільтрації із допоміжним сигналом завади, що будується у відповідності до спектрально-часових характеристик неінформативної смуги частот. Це дозволило мінімізувати вплив дихальних паразитних сплесків шуму, провести коректне визначення фаз дихання (вдих і видих) та, як наслідок, підвищити точність оцінювання стану дихальної системи людини шляхом визначення патологічних ознак в конкретних її елементах.

4. Показано, що математичні методи поліспектрального аналізу є перспективними для аналізу звуків легень людини, оскільки дозволяють обмежувати гаусівський шум, зменшувати дисперсію при виявленні корисної інформації на фоні шуму та встановлювати нелінійно-фазові зв'язки між спектральними компонентами шуму.

*Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:*

1. A. Makarenkova, A. Poreva, and M. Slozko, "Efficiency evaluation of electroacoustic sensors for auscultation devices of human body life-activity sounds,"

Proc. IEEE Ukraine Conf. Electric. Comput. Eng. (UKRCON-2017), Kyiv, 2017, pp. 310-313.- doi: 10.1109/UKRCON.2017.8100499

2. А.С. Порева, П.В. Данилов, “Обзор проблем использования медицинской техники врачом и способы их решения,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2011»*, Київ, 2011, ч.1, с. 202-206.

3. A. Poreva, V. Fesechko, V. Tkachenko, and Y. Karplyuk, “Modern systems of distributed home healthcare,” *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012)*, Kyiv, 2012, pp. 136-137.

4. A. Poreva, V. Vaityshyn, V. Timofeyev and A. Honcharenko, "Improving of lung sounds registration device for further signal processing," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2017)*, Kyiv, 2017, pp. 329-332. - doi: 10.1109/ELNANO.2017.7939773

5. A. Poreva, O. Honcharenko, R. Tomashevskiy, S. Batachenko, and V. Kulichenko, "Screening diagnostic system for chronic obstructive pulmonary diseases," *Proc. Int. Conf. Electron. Informat. Technol. (EIT-2016)*, Odesa, 2016, pp. 1-5. - doi: 10.1109/ICEAIT.2016.7500996

6. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, “Алгоритм выделения дыхательных циклов на основе адаптивной фильтрации и спектрально-временного представления сигналов шумов дыхания,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Київ, 2014, с. 95-96.

7. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Detection of COPD's diagnostic signs based on polyspectral lung sounds analysis of respiratory phases," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2015)*, Kyiv, 2015, pp. 351-355. - doi: 10.1109/ELNANO.2015.7146908

## РОЗДІЛ 3

### МЕТОД ЗНАХОДЖЕННЯ ДІАГНОСТИЧНО ЦІННИХ ПАРАМЕТРІВ СИГНАЛІВ ЗВУКІВ ДИХАННЯ

#### 3.1. Критерії достовірності діагностичних методик в біомедицині

Поняття достовірності в біомедицині є багатозначним і включає в себе комплекс критеріїв оцінки результатів діагностичних і скринінгових тестів [123, 124]. До числа основних компонентів даного комплексу відносяться такі характеристики, як точність (accuracy), чутливість (sensitivity) та специфічність (specificity). Кожен критерій являє собою певний статистичний показник.

Основна ідея статистичного оцінювання достовірності діагностичних і скринінгових тестів полягає в тому, що при ідентифікації актуального патологічного або фізіологічного стану можливі 4 типи результатів: істинно позитивні  $TP$ , хибнопозитивні  $FP$ , хибнонегативні  $FN$  і істинно негативні  $TN$ . З огляду на це ключові показники достовірності діагностичних і скринінгових тестів можна охарактеризувати наступним чином.

Точність ( $Ac$ ) показує, скільки всього правильних результатів отримано в ході застосування даного методу дослідження.

$$Ac = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (3.1)$$

Чутливість ( $Se$ ) — це здатність діагностичного методу давати правильний результат, який визначається як частка істинно позитивних результатів серед всіх проведених тестів, тобто показує, яку частку об'єктів, що реально належать до позитивного класу, передбачено вірно.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.2)$$

Специфічність ( $Sp$ ) - це здатність діагностичного методу не давати при відсутності захворювання хибно позитивних результатів, яка визначається як частка істинно негативних результатів серед здорових осіб в групі досліджуваних.

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3.3)$$

Крім зазначених існують і інші критерії оцінювання діагностичних методів, але ці використовуються частіше.

## **3.2. Диференціація нормальних та патологічних дихальних шумів на основі спектрів вищих порядків**

### **3.2.1. Знаходження закономірностей нормальних та патологічних дихальних шумів на основі побудови тривимірних зображень кумулянтних функцій третього порядку та біспектру**

На першому етапі дослідження була поставлена задача виявити характерні діагностичні ознаки на основі спектрів вищих порядків в еталонних сигналах, які були визначені лікарем як нормальні дихальні звуки (бронхіальне, везикулярне дихання), а також як додаткові – патологічні (хрипи, тріски, тертя плеври). База містила 64 записи, що реєструвалися з різними частотами дискретизації, в різних умовах. Але всі сигнали записані протягом 10с, що включає в себе кілька циклів фаз вдиху і видиху.

Спочатку було проведено класичний спектральний аналіз звуків дихання, а також розраховані кумулянти першого та другого порядків, який не показав жодних значущих результатів.

Сигнали звуків дихання були проаналізовані з використанням апарату спектрів вищих порядків, а саме, розраховані і побудовані кумулянтні функції третього порядку згідно (2.26).

В додатку В наведені деякі характерні тривимірні кумулянтні функції третього порядку та відповідні контурні зрізи нормальних та патологічних дихальних шумів.

З отриманих результатів випливає, що метод диференціації звуків дихання може бути досить успішно застосований для детектування і поділу звуків дихання за такими класами, як бронхіальне та везикулярне дихання, крепітація, шум тертя плеври та хрипи. При везикулярному диханні центральний пік є невираженим, в більшості випадків взагалі відсутній, крім того, на відміну від бронхіального дихання, вершини везикулярного дихання є більш пологими, їх менше. Це пов'язано з тим, що везикулярне дихання більш рівномірне. Тертя плеври за характером та кількістю вершин дещо подібне до бронхіального дихання, але центральний пік відсутній. Звуки крепітації мають велику кількість гостровершинних піків, вони щільно розташовані. Щільність піків відповідає частотному характеру сигналу: чим ближче розташовані піки, тим більш високочастотним є сигнал.

Також даний метод показав непогані результати при дослідженні вологих хрипів. Центральний пік має особливу характерність, не притаманну іншим видам дихання. Але кумулянтні функції сухих хрипів та звуків тертя плеври дуже схожі між собою, що ускладнює можливість їх коректної диференціації. Водночас, для лікаря більш актуальною задачею часто буває розмежування вологих хрипів та звуків крепітації, а в цьому випадку аналіз кумулянтних функцій показав непоганий результат.

Однак суттєвою перевагою використання автокореляції вищого порядку для дослідження звуків легень є те, що наявність однакових умов при реєстрації звуків не є обов'язковою. Це дозволить обробляти дані, записані в різних клініках. Така особливість методів на основі НОС надає перспективні передумови для використання їх в задачах телемедицини.

Результати цих досліджень були відображені в публікаціях [101, 125-128].

Крім цього для нормальних та патологічних дихальних шумів отримані контурні зображення біспектру на основі непараметричного його розрахунку прямим методом (2.11). І також виявлені певні закономірності. На рис. 3.1 показані типові контурні зображення біспектру для везикулярного та бронхіального дихання, де  $f_1$  та  $f_2$  – нормовані на частоту дискретизації частоти.

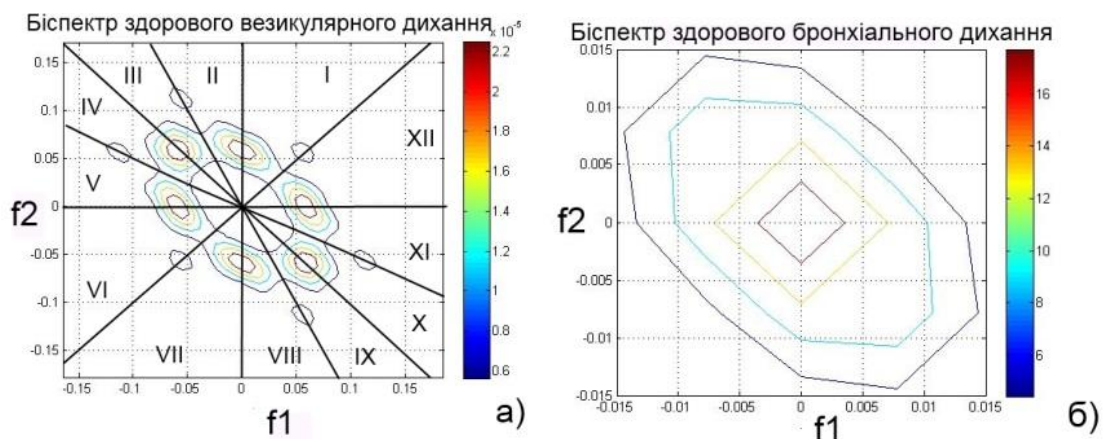


Рис. 3.1 Контурні зображення біспектрів здорового везикулярного дихання (а) та здорового бронхіального дихання (б)

На отриманих рисунках ізолінії та їхній колір відображають сумарну амплітуду, по осях ми маємо нормовані на частоту дискретизації бічастоти.

Також були виявлені певні еталонні контурні зображення для шуму тертя плеври та крепітації. Характерні для цих видів звуків еталони біспектрів представлені на рис. 3.2.

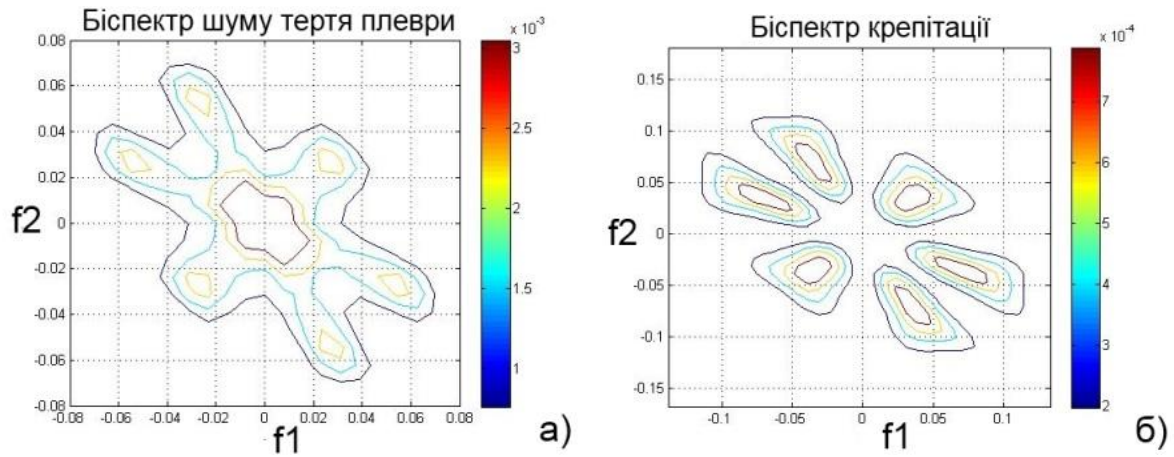


Рис. 3.2 Контурні зображення біспектрів шуму тертя плеври (а) та крепітації (трісків) (б)

Виходячи з властивості симетрії біспектру [116], певні закономірності достатньо було виявити в двох сусідніх областях I та XII (рис.3.1, а), оскільки ці області є, по-перше, достатніми для повної оцінки біспектру, а по-друге — показовими і наочними.

В якості базових ознак вибрано:

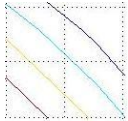
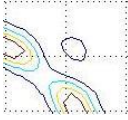
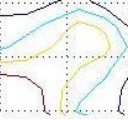
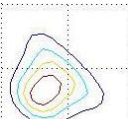
- напрямок зміни амплітуди біспектру вздовж осі  $f_1/f_2$ ;
- пікова амплітуда (приведена для нормованої частоти);
- плавність зміни ізолінії;
- ширина області високих амплітуд.

В таблиці 3.1 наведені основні ознаки біспектрів шумів дихання людини.

Результати цих досліджень були опубліковані в роботі [129].

Таблиця 3.1

Зведена таблиця ознак біспектрів шумів дихання

Тип дихального шуму	Рисунок області біспектру	Пік	Напрямок	Ширина	Плавність
Здорове бронхіальне дихання		~ 0	Від 0 до 1 зменшення амплітуди в напрямку збільшення частоти	0,007	Плавна зміна
Здорове везикулярне дихання		Для $f_1 \sim 0$ $f_2 \sim 0,006$	Збільшення амплітуди в зоні перпендикулярній осі та в межах 0,004-0,0075	0,008	Плавна зміна
Шум тертя плеври		~ 0	Плавне зниження на початку і різке з підвищенням частот	0,01	Відсутня плавна зміна, можливість появи локальних піків на високих частотах
Крепітація		0,003	Плавне зниження амплітуди в обидві сторони	0,02	Плавна зміна з незначною деформацією в області високих частот

### 3.2.2. Процедура диференціації звуків крепітації та вологих дрібно пухирчастих хрипів

Крепітація (тріски), якщо враховувати її акустичні характеристики, часом схожа на вологі хрипи, що формуються тоді, коли в дрібних бронхах або бронхіолах скупчується рідкий секрет. З цієї причини важливо відрізнити крепітацію від хрипів. За стійкою крепітацією можна судити про наявність запалення легень, а дрібно пухирчасті незвучні хрипи можуть вказувати на запальні процеси в бронхах (бронхіт). Таким чином, як свідчать самі лікарі, при аускультатії легко переплутати деякі види вологих хрипів з крепітацією. А це в свою чергу призводить до неправильної діагностики. Саме тому диференціація цих звуків є важливим завданням [5, 33, 19].

Метою було знаходження методу для диференціації вологих дрібно пухирчастих хрипів (ВДХ) від крепітації. Метод полягає в наступному.

На першому етапі обчислюються біспектри прямим методом та отримуються їх контурні ізолінії (топограми) для звуків крепітації та ВДХ (рис. 3.3 і рис. 3.4). За властивостями біспектру він повністю визначений на всій площині  $(f_1, f_2)$ , якщо задані значення в діапазоні від  $0 \leq f_2 \leq f_1$  (заштрихована область I на рис. 3.3, а). Переважна більшість ВДХ мають пік біспектру поблизу точки перетину частот  $f_1 = f_2 = 0,02$ . (На топограмах піки являють собою центральні контурні лінії кожного сегменту). Деякі приклади біспектрального аналізу ВДХ показані на рис. 3.3 а)-г). Крепітація має інші поліспектральні властивості і не має чітких числових характеристик для віднесення їх до певного класу звуків. (рис. 3.4, а-г).

На другому етапі аналізується зріз біспектру, розрахованого непрямим методом, вздовж його головної діагоналі. На рис. 3.5 показаний графік діагонального зрізу ВДХ і рис. 3.6 показує діагональний зріз звуків крепітації.

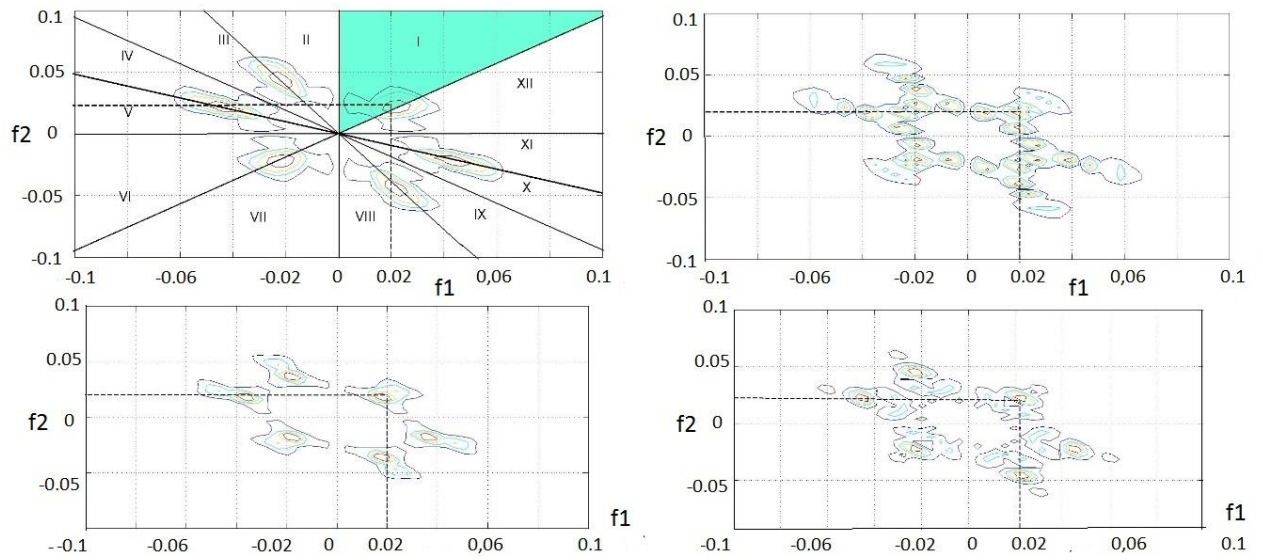


Рис. 3.3 Контурні ізолінії біспектру ВДХ.

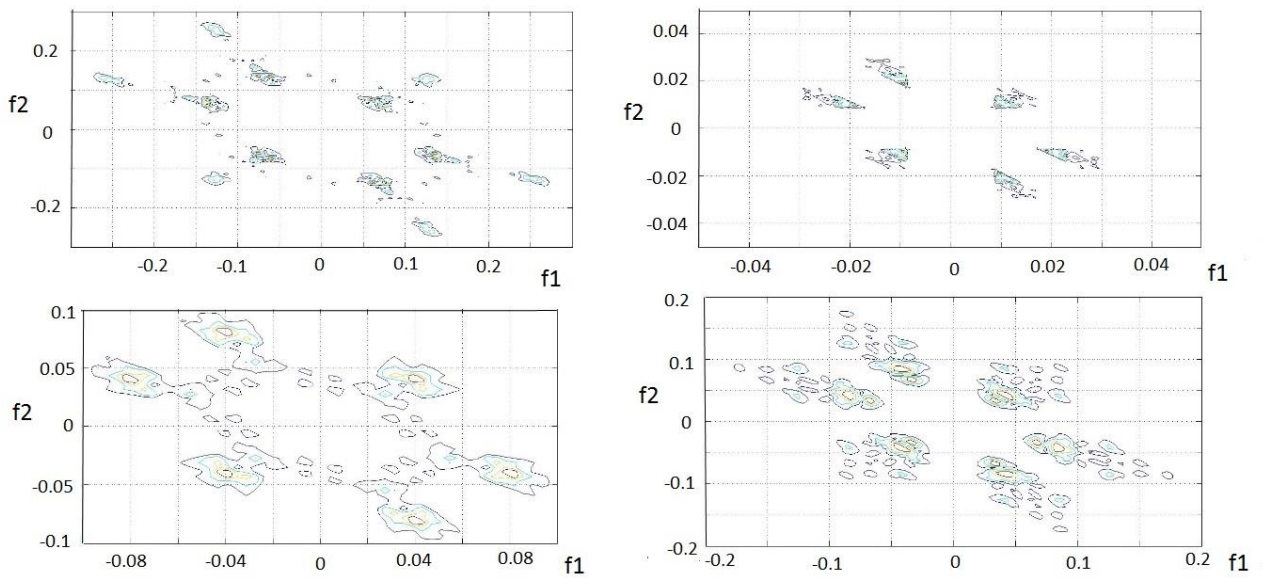


Рис. 3.4 Контурні ізолінії біспектру звуків крепітації.

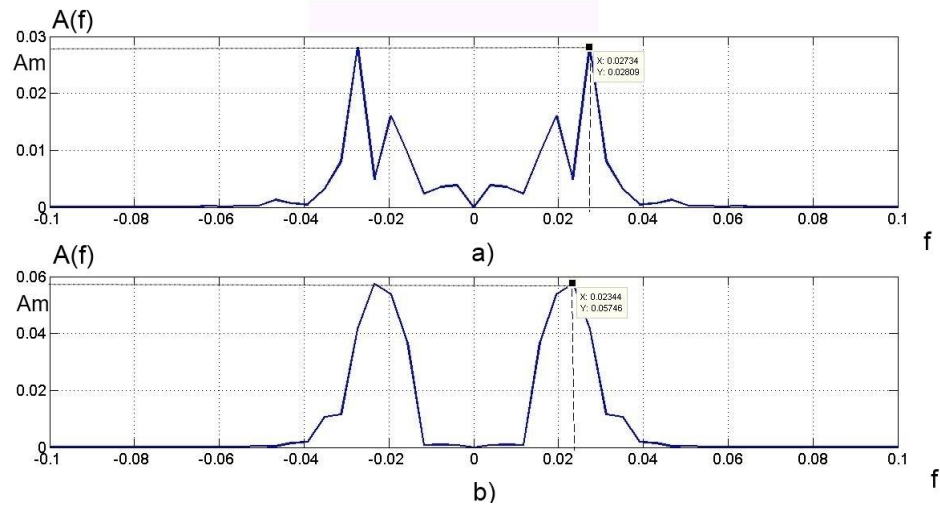


Рис. 3.5 Діагональний зріз біспектру ВДХ.

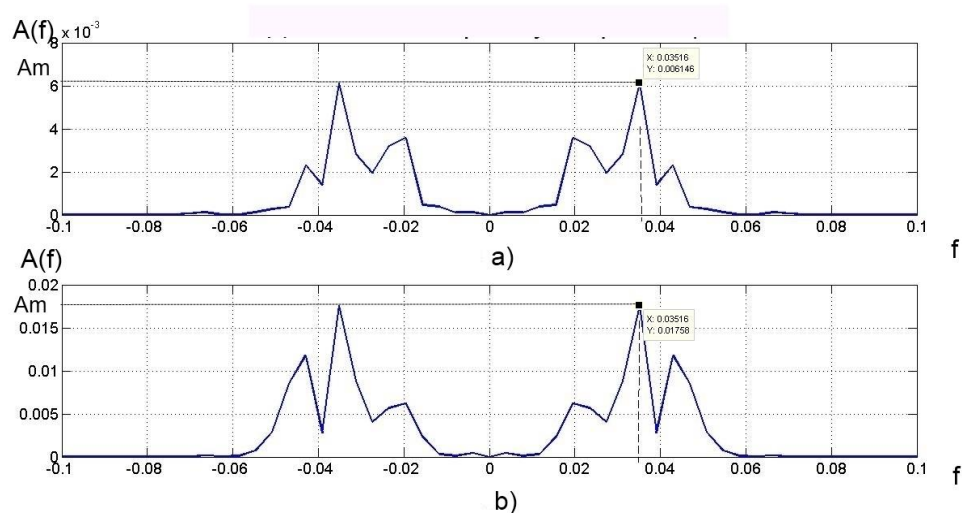


Рис. 3.6 Діагональний зріз біспектру звуків крепітації.

Залежність амплітуди біспектру від бічастот симетрична щодо нуля, тому розглядаються тільки позитивні частоти. Проаналізувавши бічастоти, на яких пік діагонального зрізу має максимальну амплітуду  $Am$ , було встановлено, що розподіл нормованих частот з максимальною амплітудою біспектру для звуків крепітації знаходиться в діапазоні від  $f_{aver-cr} = (0,02225 \pm 0,00505)$ , а для ВДХ  $f_{aver-MFR} = (0,03381 \pm 0,0104)$ .

Якщо знайдена частота потрапляє до діапазону невизначеності, тоді проводиться наступний етап аналізу, а саме розраховується параметричний біспектр відповідно до (2.19).

Аналізуючи результати обчислення параметричного біспектру, було виявлено, що для звуків крепітації максимум біспектру знаходиться на перетині частот  $f_1 = f_2$ , а максимальне значення ВДХ визначається при  $f_2 = 0$  (рис. 3.7, рис. 3.8).

В результаті всіх розглянутих етапів аналізу звуків дихання запропоновано метод диференціації звуків крепітації та ВДХ. Спочатку розраховується біспектр шляхом прямого методу оцінки. Далі аналізуються частоти діагонального зрізу біспектру, розрахованого за допомогою непрямого методу, в результаті чого звук може бути віднесений до певного класу, якщо частоти потрапляють в характерні визначені діапазони. Якщо ж неможливо зробити однозначний висновок на даному етапі аналізу, для уточнення розраховується параметричний біспектр. Таким чином, приймається рішення про віднесення досліджуваного звуку до класу крепітації або вологих дрібнопузирчастих хрипів.

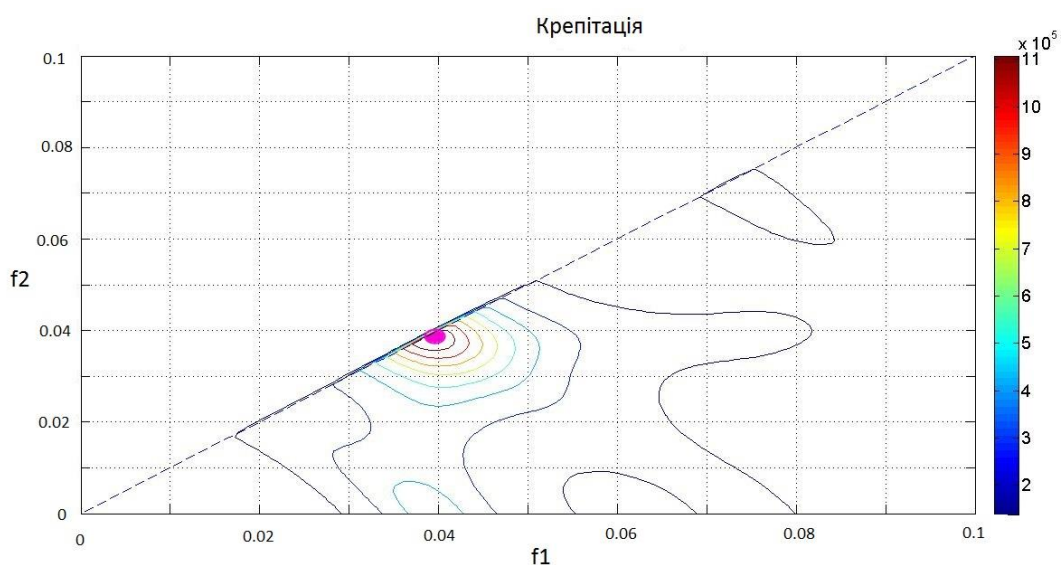


Рис. 3.7 Параметричний біспектр звуків крепітації.

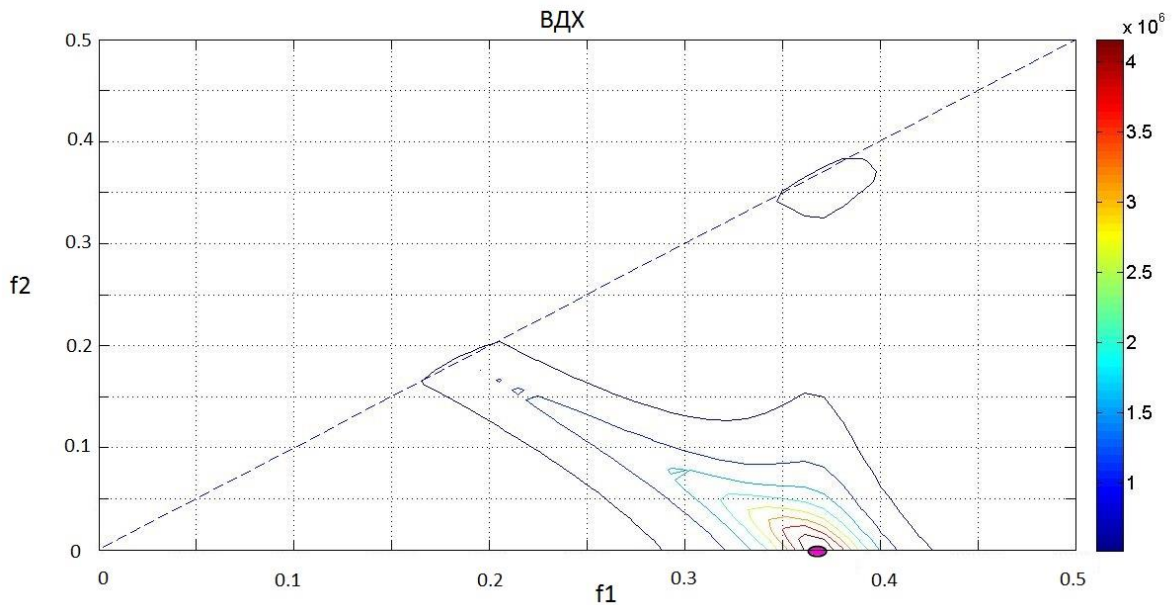


Рис. 3.8 Параметричний біспектр ВДХ.

Результати даних досліджень було опубліковано в [130, 131].

### 3.3. Знаходження діагностично цінних параметрів звуків легень для діагностики захворювань дихальної системи людини на основі спектрів високих порядків

Як вже зазначалося вище, важливою задачею досліджень на основі аналізу звуків легень є раннє діагностування бронхолегеневих захворювань людини, таких як бронхіт, ХОЗЛ та його різновидів. Саме знаходження діагностично важливих параметрів цих захворювань, а також можливість зберігати отримані результати та передавати їх для телемедичних цілей, було головною задачею роботи.

Оскільки ХОЗЛ є поширеним та небезпечним захворюванням, багато дослідників працюють над тим, щоб знайти ефективний інструмент для вчасної діагностики. Тому першочергово в дослідженні було розглянуто саме ХОЗЛ. Як визначалося раніше, досліджувана база ХОЗЛ складалася з сигналів 143 пацієнтів. Більшість сигналів було отримано за допомогою чотириканального

фонореспіраторного комплексу, тому фактично база складалася з 404 сигналів звуків дихання пацієнтів, хворих на ХОЗЛ. База пацієнтів з бронхітом нараховувала 38 чотиріканальних записів та 16 одноканальних, таким чином загальна база сигналів звуків дихання, ідентифікованих як бронхіт, складалася з 168 записів. Загальна база здорових пацієнтів нараховує 234 сигнала.

### **3.3.1. Метод знаходження параметрів звуків легень за допомогою спектрів вищих порядків для діагностики хронічного обструктивного захворювання легень**

#### **3.3.1.1 Розрахунок біспектру та знаходження «бічастотних патернів»**

На основі розробленого програмного забезпечення, аналізується крива діагонального зрізу біспектру щодо знаходження п'яти найбільших за амплітудою вершин кожного біспектру та відповідних цим вершинам п'яти бічастот.

Насамперед, біспектр було розраховано прямим методом за (2.11). На рис. 3.9 і 3.10 зображені приклади тривимірних зображень біспектру типових сигналів здорового пацієнта і пацієнта з ХОЗЛ. По осях ординат і абсцис відкладені бічастоти, нормовані на частоту дискретизації. По осі  $z$  — амплітуда біспектру в  $[mV^3/Гц^2]$ . У здорових пацієнтів сигнали мали однотипний вид біспектру — з досить пологими вершинами (плавно спадають від максимуму до мінімуму) в симетричних областях. У хворих на ХОЗЛ вершини максимуму суттєво загострені. Краще така закономірність проглядається на графіках діагонального зрізу біспектру (рис. 3.11 і 3.12). Крім того, видно, що у хворих на ХОЗЛ у спектрах наявні вторинні вершини, що мають сумірну з максимальною амплітуду (рис. 3.12, канали 2 і 3).

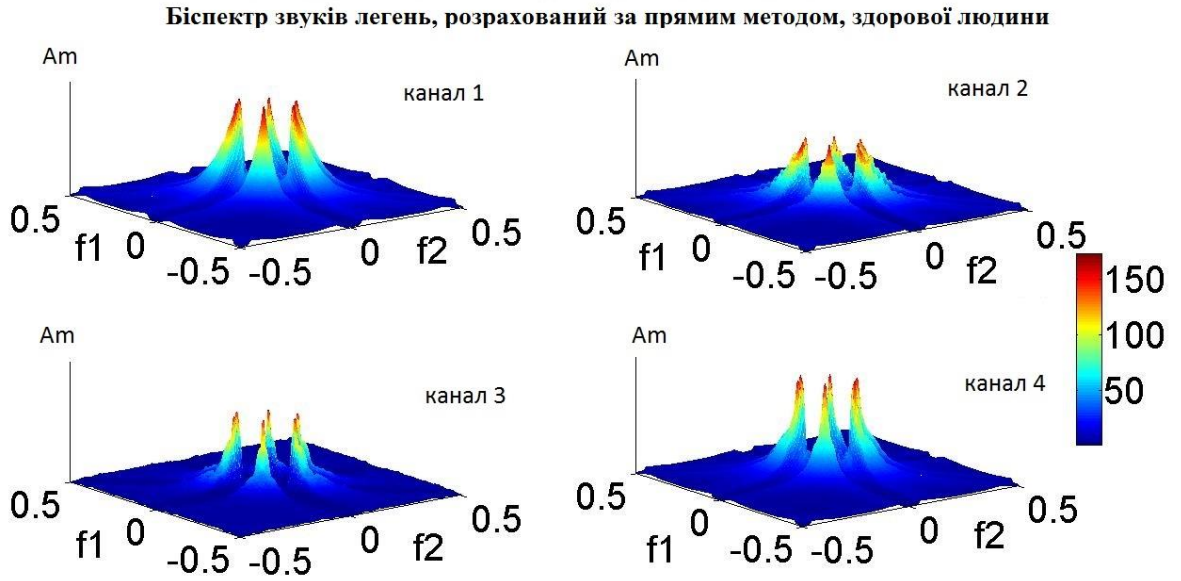


Рис. 3.9 Тривимірна візуалізація біспектру звуків легень здорової людини, записаних у чотирьох каналах

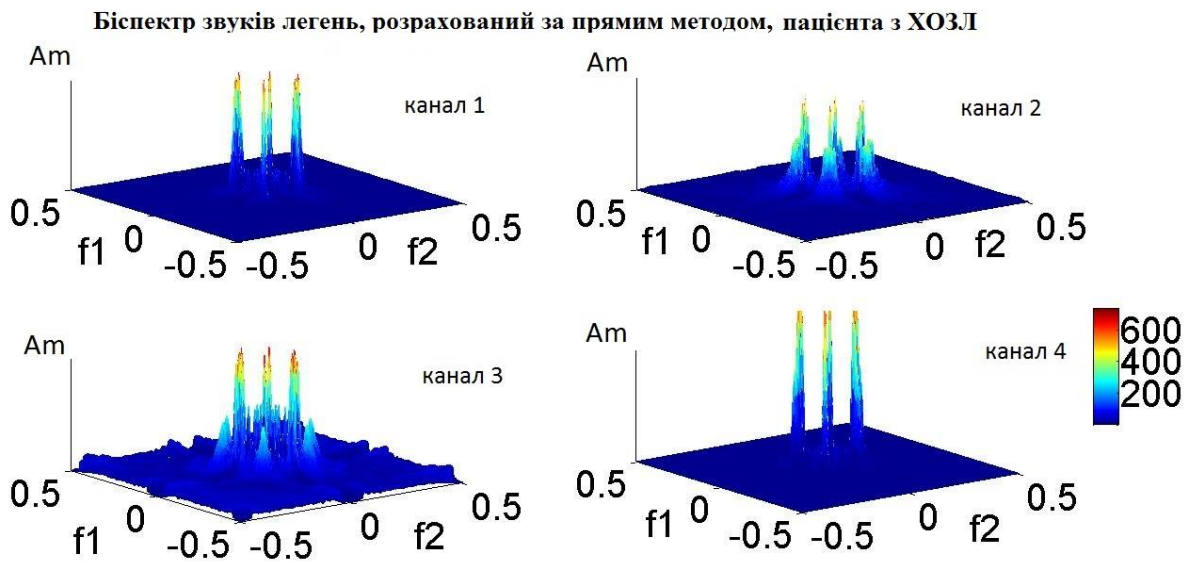


Рис. 3.10 Тривимірна візуалізація біспектру легеневих звуків пацієнта з ХОЗЛ, записаних у чотирьох каналах

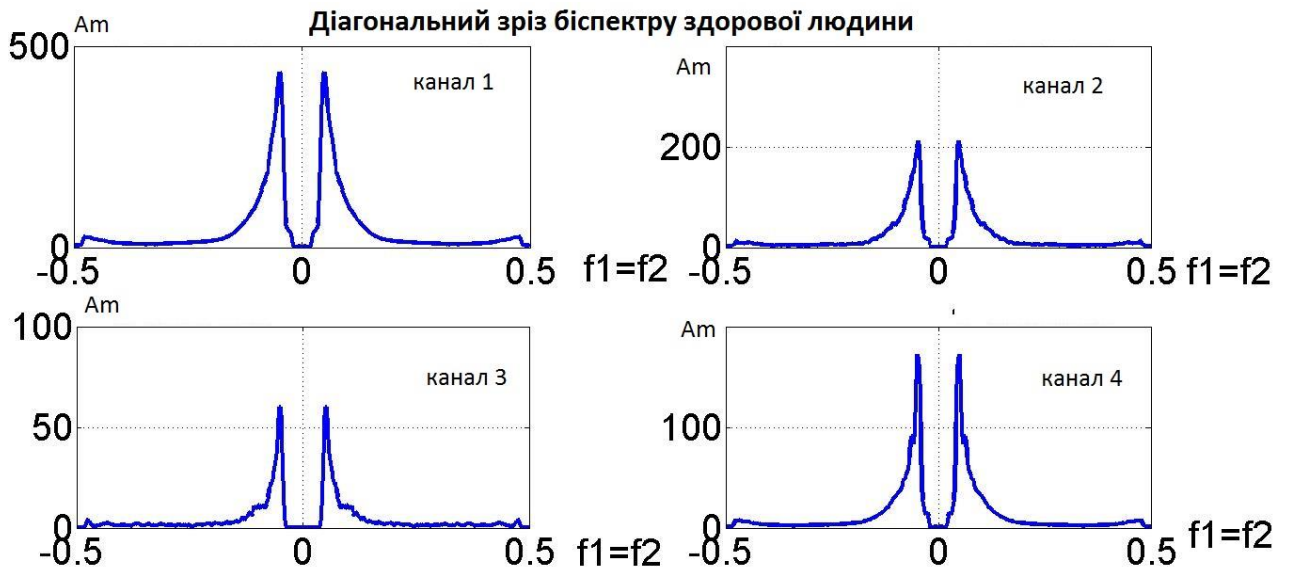


Рис. 3.11 Діагональний зріз біспектру здорової людини

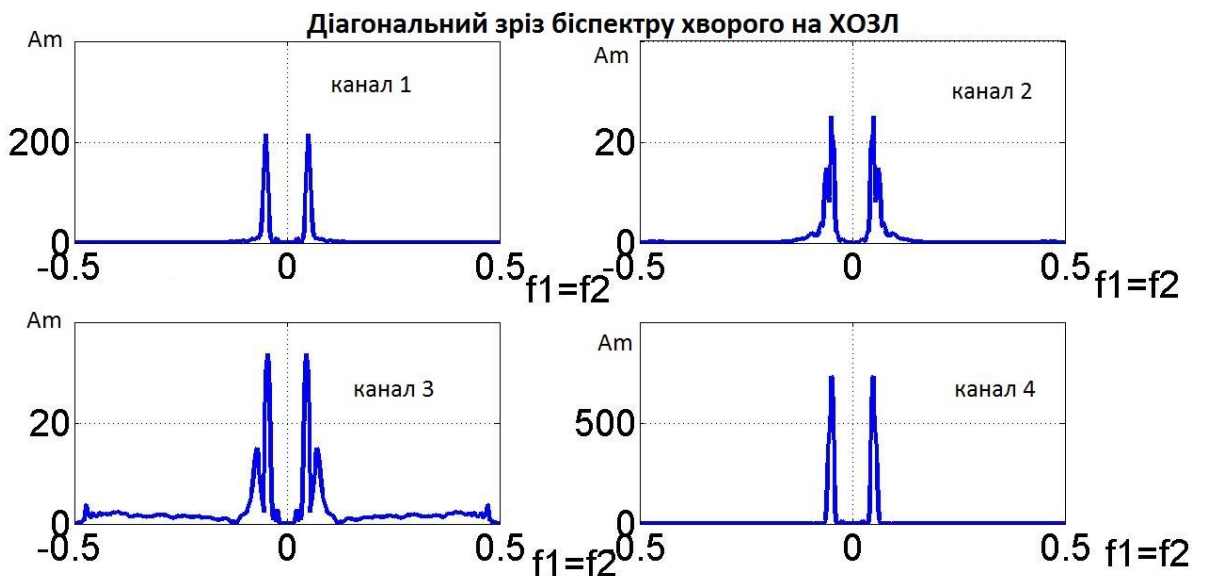


Рис. 3.12 Діагональний зріз біспектру хворого на ХОЗЛ

Діагональні зрізи біспектру були проаналізовані щодо знаходження п'яти найбільших за амплітудою вершин кожного біспектру та відповідних цим вершинам п'яти бічастот. За результатами досліджень знайдені певні закономірності, що дають змогу диференціювати групи пацієнтів з ХОЗЛ та здорових людей. У останніх були виявлені два типи «бічастотних патернів».

Найчастіше зустрічаються рівномірно (практично лінійно) зростаючі бічастоти для кожної наступної вершини (у міру зменшення амплітуди). Рідше зустрічаються, але також сигналізують про відсутність характерних ознак захворювання на ХОЗЛ, перші чотири бічастоти, що рівномірно зростають, а для п'ятої частоти відбувається різкий спад. В таблиці 3.2 наведені значення п'яти зазначених бічастот  $f_i$ , ( $i = 1 \dots 5$ ) для чотирьох реєструючих каналів. В останньому рядку таблиці показано графічне відображення «бічастотних патернів», де по осі абсцис відкладено номер вершини діагонального зрізу біспектру (1 — відповідає максимальній, 5 — мінімальній), а по осі ординат — відповідна їй бічастота.

Для пацієнтів, хворих на ХОЗЛ, виявлена більша кількість «бічастотних патернів», що пояснюється різними супутніми акустичними ознаками пацієнтів. Для одних це можуть бути сухі хрипи, для інших - вологі, у деякого присутні і сухі, і вологі, тощо. (таблиця 3.3). Але патерни, що є характерними для здорових людей, для хворих на ХОЗЛ майже не зустрічаються. Якщо ж на якомусь каналі отриманий патерн тотожний зі здоровим, тоді проводиться наступний етап аналізу.

На цьому етапі також розраховується біспектр, але на основі непрямого методу за (2.14) та знову отримуємо «біспектральний патерн» (таблиця 3.4). Якщо він відрізняється від «здорового», то приймається рішення про наявність характерних ознак захворювання. Якщо ж патерн відповідає «здоровому», то можна зробити висновок, що в цьому досліджуваному сигналі звуку легень немає характерних для ХОЗЛ акустичних ознак.

Таблиця 3.2

Значення п'яти бічастот для 4 реєстрованих каналів і «бічастотні патерни», отримані при прямому методі розрахунку біспектру здорової людини

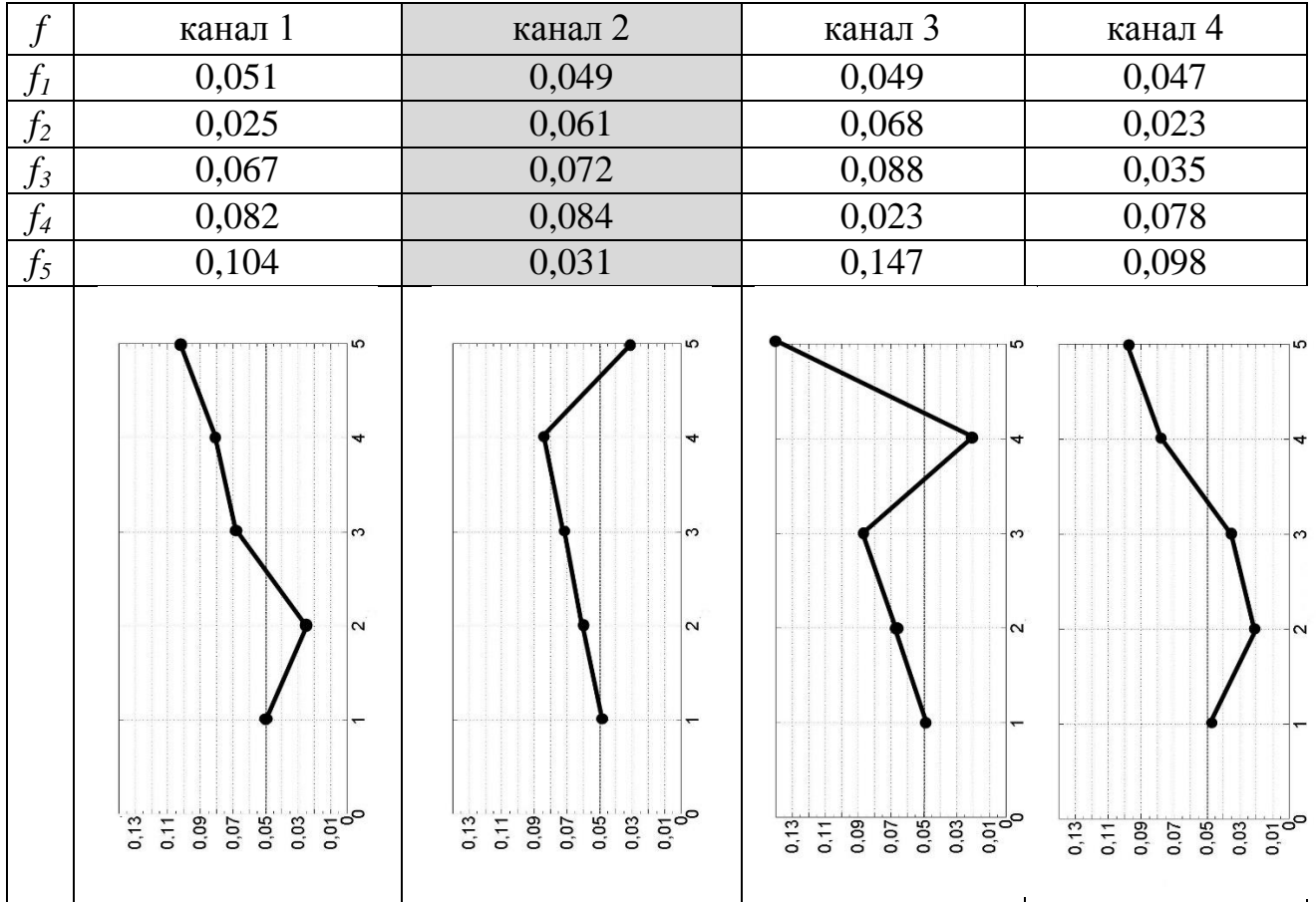
$f$	канал 1	канал 2	канал 3	канал 4
$f_1$	0,047	0,047	0,051	0,045
$f_2$	0,066	0,061	0,065	0,061
$f_3$	0,109	0,078	0,090	0,078
$f_4$	0,131	0,090	0,107	0,092
$f_5$	0,029	0,107	0,133	0,121

The figure contains four line graphs, one for each channel, showing the five bi-frequencies  $f_1$  through  $f_5$ . The y-axis represents the frequency value, ranging from 0 to 0.13. The x-axis represents the frequency index, ranging from 1 to 5. The graphs illustrate the relative positions of the five frequencies for each channel, with the values corresponding to the table above.

Таблиця 3.3

Значення п'яти бічастот для 4 реєстрованих каналів і «бічастотні патерни», отримані при прямому методі розрахунку біспектру пацієнта з ХОЗЛ



Таблиця 3.4

Значення п'яти бічастот для 4 реєстрованих каналів і «бічастотні патерни», отримані при непрямому методі розрахунку біспектру пацієнта з ХОЗЛ

$f$	канал 1	канал 2	канал 3	канал 4
$f_1$	0,051	0,048	0,045	0,049
$f_2$	0,068	0,061	0,070	0,023
$f_3$	0,023	0,072	0,057	0,078
$f_4$	0,082	0,035	0,471	0,098
$f_5$	0,104	0,094	0,023	0,117

Крім зазначеного, сигнали звуків легень аналізувалися за допомогою розрахунку параметричного біспектру, який, як було зазначено вище, свідчить про наявність фазових зв'язків. У здорових пацієнтів на параметричному біспектрі був виявлений єдиний максимальний пік, отриманий при рівних частотах  $f_1 = f_2$ , що свідчить про наявність в сигналі квадратично фазових зв'язків для частот  $f_1 = 2f_2$  (рис. 3.13).

Параметричні біспектри пацієнтів з ХОЗЛ, як правило, мають додаткові вершини квадратично фазово пов'язаних частот (рис. 3.14). Оцінка

параметричного біспектру може слугувати додатковим допоміжним фактором для встановлення діагнозу.

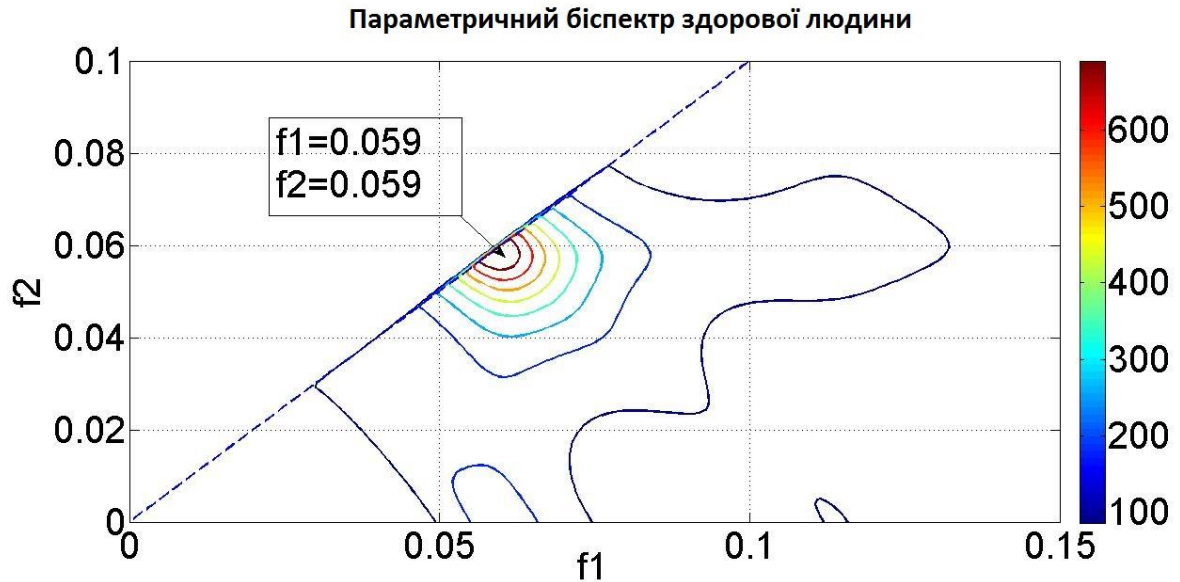


Рис. 3.13 Контурне представлення параметричного біспектру для здорової людини

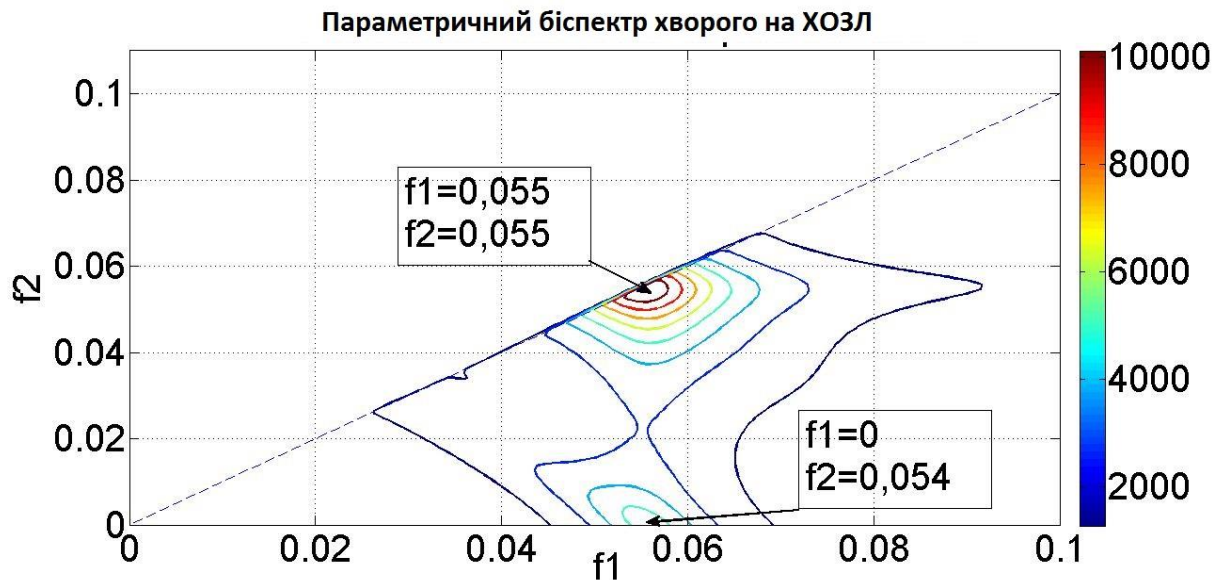


Рис. 3.14 Контурне представлення параметричного біспектру для пацієнта з ХОЗЛ.

На основі даних досліджень був отриманий патент на корисну модель [132] та результати опубліковані в [133, 134].



бікогерентності в чотирьох реєстрованих каналах для здорового і хворого на ХОЗЛ відповідно. Рис. 3.18 і рис. 3.19 ілюструють діагональні зрізи цих функцій бікогерентності. Видно, що характерний вид бікогерентної поверхні хворого на ХОЗЛ має широкі плоскі області високих значень функції бікогерентності (рис. 3.16). У здорових же типовими є часті вузькі загострені вершини (рис. 3.17).

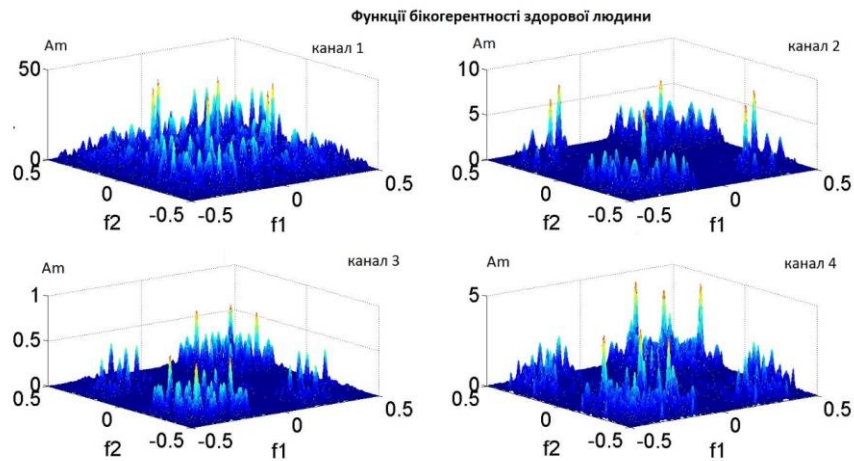


Рис. 3.16 Тривимірне зображення функції бікогерентності звуків дихання здорової людини

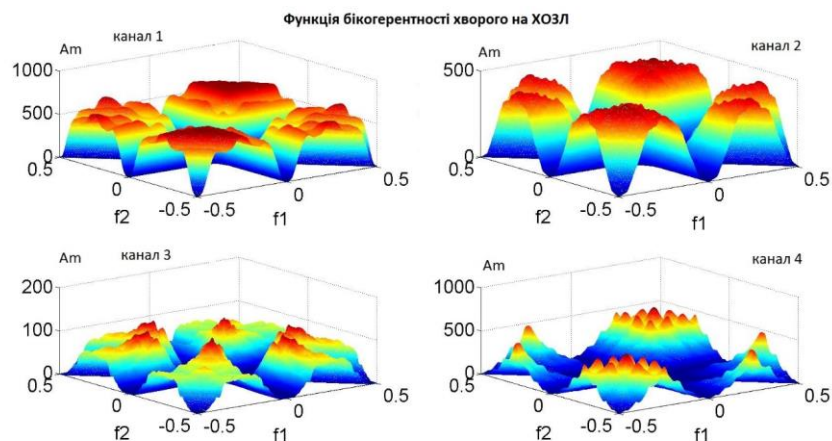


Рис. 3.17 Тривимірне зображення функції бікогерентності звуків дихання пацієнта з ХОЗЛ

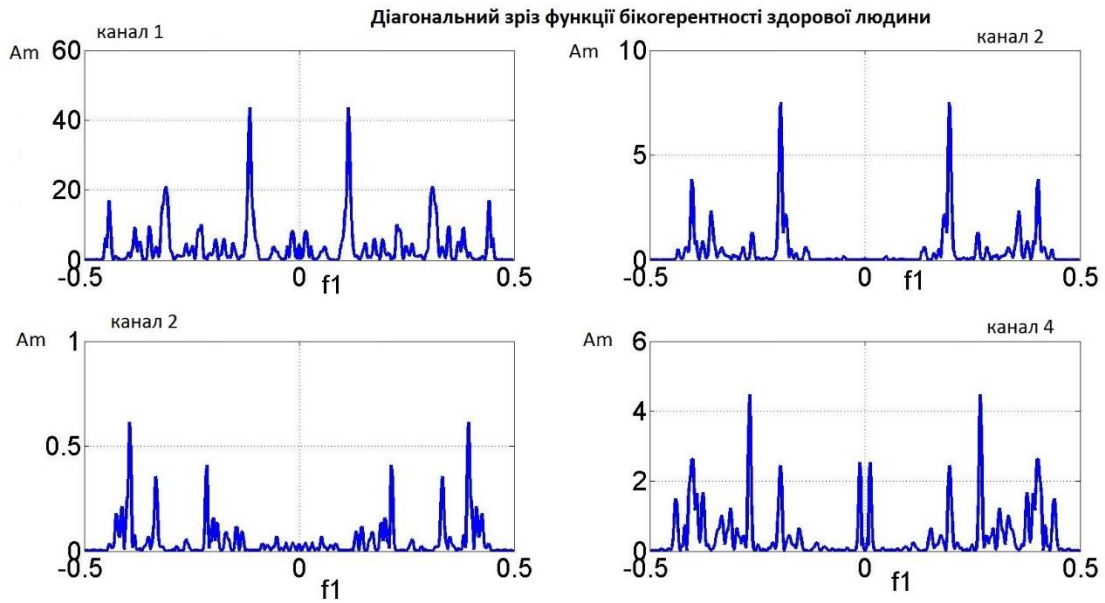


Рис. 3.18 Діагональний зріз функції бікогерентності звуків дихання здорової людини

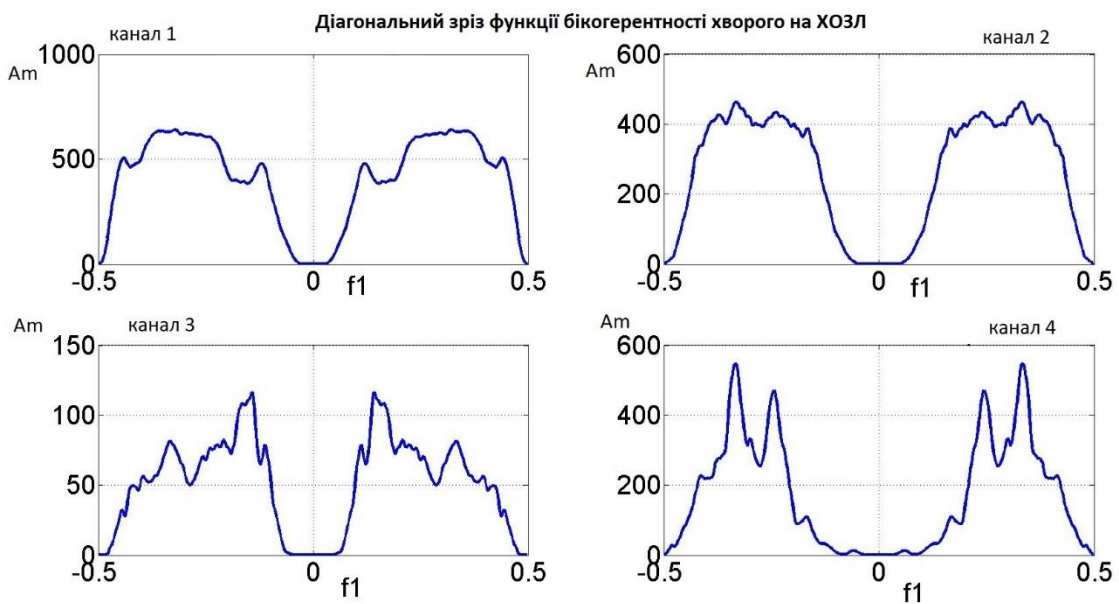


Рис. 3.19 Діагональний зріз функції бікогерентності звуків дихання пацієнта з ХОЗЛ

Крім того, для здорових характерна наявність вершин для значень бічастот  $f < 0,05$ , а для хворих на ХОЗЛ в більшості випадків такі «сплески»

бікогерентності відсутні, що добре видно на графіках діагональних зрізів бікогерентності (рис. 3.18 и рис. 3.19).

3) Якщо за значенням функції бікогерентності, тобто для  $20 < \gamma_{3\max} < 50$  і за зовнішнім виглядом функції бікогерентності неможливо зробити певний висновок про структуру фази, то для уточнення пропонується провести оцінку значення модуля функції асиметрії  $c_3$ , який також відноситься до апарату статистик високого порядку. В таблиці 3.5 наведено деякі з досліджуваних в роботі значень коефіцієнтів  $c_3$  і  $\gamma_{3\max}$  для здорових і хворих на ХОЗЛ. Видно, що для здорових пацієнтів  $c_3$  не перевищує значення 0,09, а для хворих на ХОЗЛ це значення у 82% випадках всіх вимірювань було значно більшим, ніж 0,15.

4) Ще однією додатковою уточнюючою характерною ознакою може слугувати оцінювання автоматично розрахованої пари бічастот  $(f_1, f_2)$ , на яких спостерігається максимальне значення коефіцієнта бікогерентності. Було виявлено, що в зоні невизначеності  $20 < \gamma_{3\max} < 50$  тільки для хворих на ХОЗЛ бувають випадки, коли  $f_1 \neq f_2$ . Випадки, коли  $f_1 = f_2$  і коли  $f_1 = 2f_2$  не є діагностично цінними, оскільки зустрічаються практично порівну і у хворих, і у здорових.

Розглянуті вище графіки тривимірного зображення і діагонального зрізу функції бікогерентності звуків дихання (рис. 3.15 і рис. 3.17) відповідають наведеним в таблиці даним здорового пацієнта №1. Аналогічно графіки на рис. 3.16 і рис. 3.18 відповідають даним хворого на ХОЗЛ №1 в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5

Коефіцієнти асиметрії  $c_3$  і значення бікогерентності  $\gamma_{3max}$  здорових людей і пацієнтів з ХОЗЛ

№	Здорові пацієнти		№	Хворі на ХОЗЛ	
	$c_3$	$\gamma_{3max}$		$c_3$	$\gamma_{3max}$
1	0,055	14,04	1	0,301	441,84
2	0,056	0,58	2	0,246	66,65
3	0,089	13,43	3	0,755	110,38
4	0,057	14,44	4	0,300	10,77
5	0,015	0,14	5	0,204	106,96
6	0,065	32,87	6	0,069	199,79
7	0,044	0,48	7	0,167	37,53
8	0,064	6,13	8	0,409	64,63

Наведемо деякі коментарі до даних таблиці 3.5. У здорового № 6  $\gamma_{3max} > 20$ , однак при цьому  $c_3 = 0,065 < 0,9$ . У хворих №4 і №7  $\gamma_{3max} < 50$ , однак, крім виду бікогерентної поверхні, показовим є значення  $c_3 > 0,15$ . У хворого №6  $c_3 < 0,9$ , але при цьому перша пріоритетна ознака  $\gamma_{3max} > 50$ .

Таким чином, за сукупністю розглянутих ознак запропонований ітераційний метод має точність 95% за (3.1).

Результати даних досліджень були опубліковані в роботах [135, 136].

### 3.3.1.3 Застосування методу для сигналів, які розбиті на дихальні фази

Як вже відзначалося раніше, часто пульмонологам для постановки точнішого діагнозу, а тому й для призначення адекватного лікування, необхідно знати детальніші характеристики звуків дихання пацієнтів. Знання того, в якій саме дихальній фазі (вдих або видих) визначаються певні акустичні артефакти, а також частота їх появи, дасть лікареві повнішу і вагому інформацію про захворювання. Тому було запропоновано метод на основі алгоритму автоматичного розбиття звукового сигналу на фази вдиху і видиху. Далі до

кожної фази застосовувався метод, на основі біспектрального аналізу, описаний раніше.

Проілюструємо принцип роботи описаного методу на прикладі розгляду типових випадків для здорового пацієнта і для хворого на ХОЗЛ. Оскільки записи звуків проводились синхронно в 4 точках на тілі людини, то для кожного хворого описані відразу 4 звукові сигнали, що відповідають одному дихальному циклу. Хоча можна було б розглядати і кожен канал окремо, як, наприклад, в разі одноканального цифрового стетоскопа. В даному випадку, одночасний розгляд 4 каналів покращує наочність демонстрації методу.

Рис. 3.20,а і рис. 3.21,а ілюструють вихідний звуковий сигнал, знятий синхронно у всіх 4 каналах. Згідно з розробленим алгоритмом звуковий сигнал здорового пацієнта був розбитий на 9 окремих фаз: 5 вдихів і 4 видихи. Звуковий сигнал хворого на ХОЗЛ містить 16 фаз: 8 вдихів і 8 видихів, оскільки дихання цього пацієнта прискорене, що характерно для даного захворювання. Кожна фаза окремо аналізується. Однак, найперша і найостанніша фази часто можуть бути неповними, тому з аналізу виключаються. Для ілюстрації роботи методу для здорового пацієнта обрана фаза № 5 — вдих (рис. 3.20, б ) як найхарактерніша. З тієї ж причини для хворого на ХОЗЛ обрана фаза № 6 — видих (рис. 3.21, б ). Рис. 3.20, в і рис. 3.21, в показують відповідно тривимірні зображення бікогерентної поверхні зазначених фаз здорового пацієнта і пацієнта з ХОЗЛ. Рис. 3.20, г и рис. 3.21, г показують діагональні зрізи функцій бікогерентності відповідних фаз.

Як видно з графіків на рис. 3.20, в, бікогерентні поверхні фаз без патологій дихання мають меншу амплітуду і піки з переважно гострими вершинами. Відповідно до описаної методології, бікогерентні поверхні з загостреними вершинами і з  $\gamma_{\text{max}} < 20$  вказують на відсутність патології в даному дихальному циклі. Так, аналізуючи графіки 1, 3 і 4 каналів здорового пацієнта, можна припустити, що в цій фазі при аускультатії у встановлених точках артефакти (хрипи, свисти) відсутні. Значення коефіцієнта

бікогерентності в другому каналі більше 20, тобто, підлягає додатковому аналізу. По-перше, зовнішній вигляд відповідної поверхні і діагонального зрізу має вузькі загострені (вузькосмугові) вершини, що не є характерним для патології. По-друге, пара бічастот, на яких визначено максимум, рівні між собою. По-третє, модуль коефіцієнта асиметрії  $s_3 < 0.15$ . (див. табл. 3.6). Це дає підставу вважати, що у пацієнта в даному дихальному циклі патологічні ознаки не встановлені.

Розглянемо тепер за аналогією один дихальний цикл пацієнта з ХОЗЛ. В таблиці 3.7 наведені числові дані зазначеного циклу. Згідно з розробленою методикою, у каналах 1 і 2 дихальні артефакти відсутні, оскільки  $\gamma_{3\max} < 20$ . У каналі 3 присутні явно виражені хрипи, тому що  $\gamma = 59,2$  і бікогерентна поверхня широкосмугова. У каналі 4  $\gamma_{3\max} < 50$ , тому необхідний додатковий аналіз. З графіків видно, що поверхня є широкосмуговою. Крім того, як видно з даних в таблиці 3.7, бічастоти, відповідні максимальним коефіцієнтам бікогерентності, не рівні між собою і  $s_3 > 0,15$ . Отже, можна зробити висновок, що у диханні пацієнта присутні артефакти, які свідчать про патологію. Докладніший аналіз всіх фаз дихання цього хворого відповідно до даної методики виявив подібні характерні ознаки в 5 вдихах і 3 видихах.

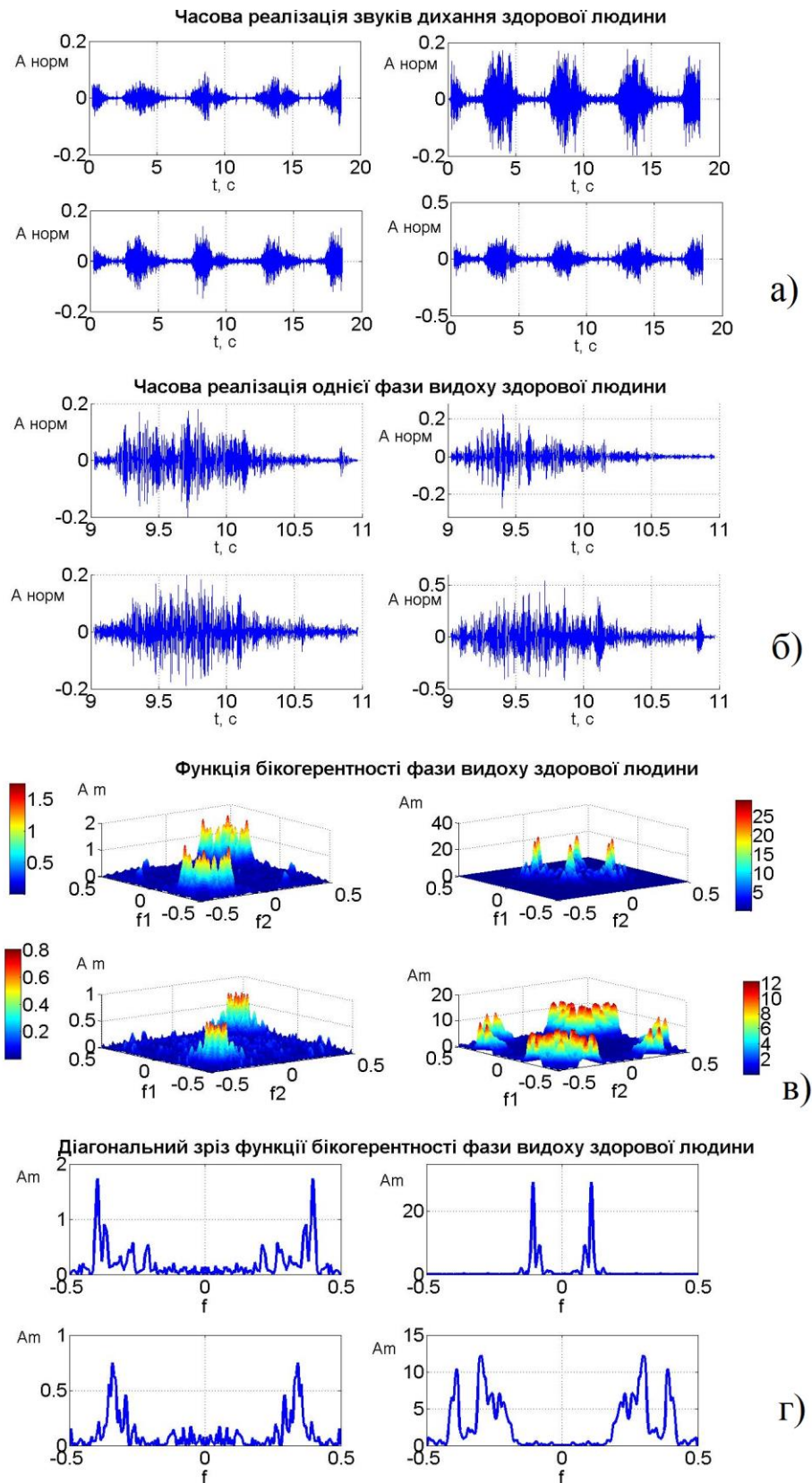


Рис. 3.20 Звуки легень здорової людини, зареєстровані протягом 18 с в чотирьох каналах а), окрема фаза видиху б), тривимірне зображення функції бікогерентності фази видиху в), діагональний зріз функції бікогерентності г)

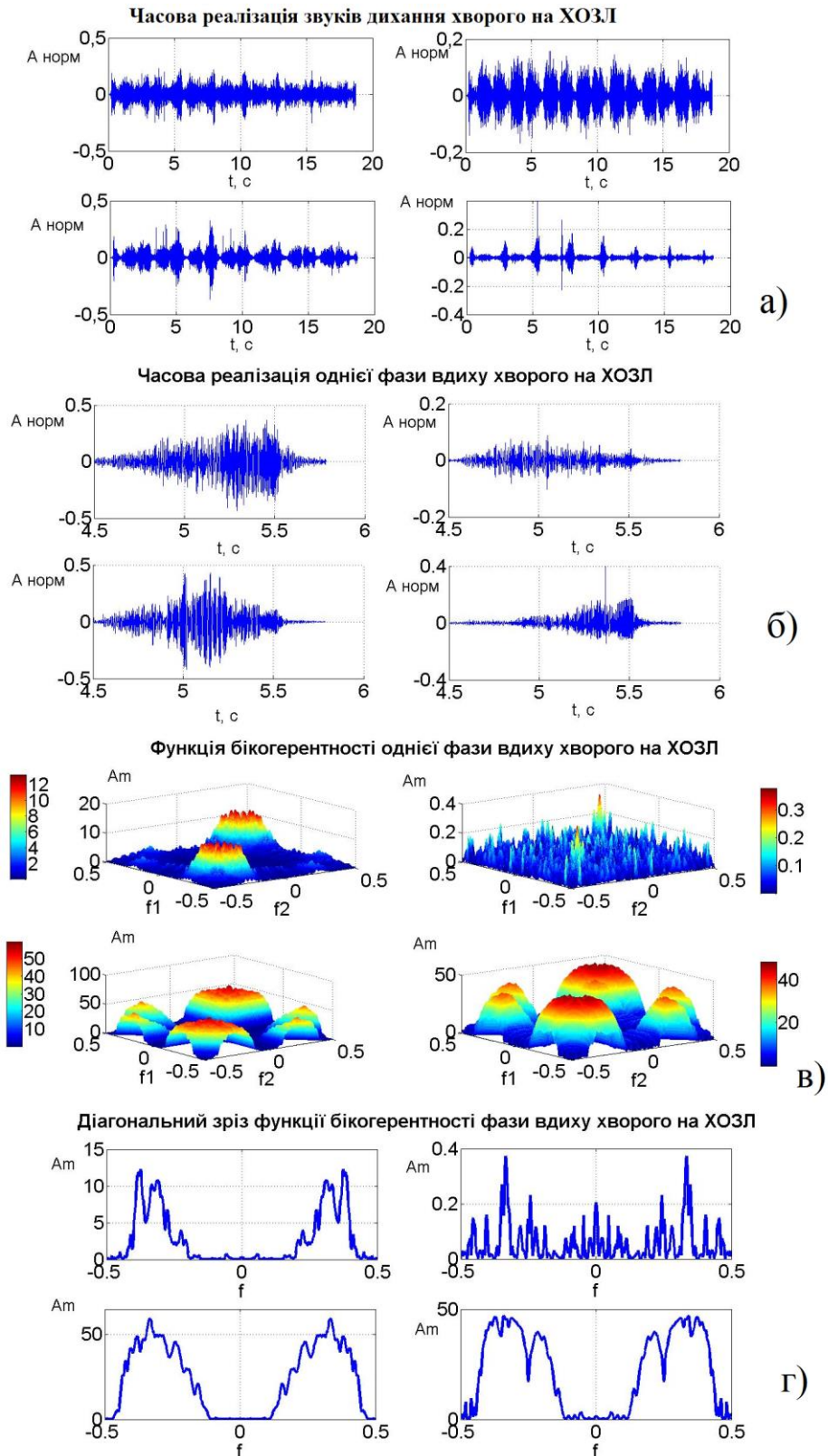


Рис. 3.21 Звуки легень пацієнта з ХОЗЛ, зареєстровані протягом 18 сек в чотирьох каналах а), окрема фаза вдиху б), тривимірне зображення функції бікогерентності фази вдиху в), діагональний зріз функції бікогерентності г)

Таблиця 3.6.

Дані дихального циклу №5 (видих) здорового пацієнта

№ каналу	$\gamma_{3max}$	$(f_1, f_2)$	$c_3$
1	1,7	(-0,39648, -0,39844)	0,026
2	29,2	(-0,10742, -0,10742)	0,139
3	0,7	(-0,34375, -0, 34375)	0,0001
4	12,2	(0,20117, -0,40234)	0,128

Таблиця 3.7

Дані дихального циклу №6 (вдих) пацієнта з ХОЗЛ

№ каналу	$\gamma_{3max}$	$(f_1, f_2)$	$c_3$
1	12,3	(-0,32422, -0,38086)	0,233
2	0,4	(-0,33398, -0,33398)	0,018
3	59,2	(-0,33398, -0,33398)	0,019
4	47,0	(-0,2793, -0,3418)	1,189

Результати даних досліджень були опубліковані в роботах [113, 114]. Окрім зазначених робіт, результати досліджень щодо застосування статистик вищих порядків до ідентифікації ХОЗЛ опубліковано в роботах [137-140].

### 3.3.2. Застосування розробленого методу для ідентифікації хронічного бронхіту

При аналізі звуків легень за окремими фазами дихання здорових пацієнтів та хворих на бронхіт, було виявлено, що коефіцієнти асиметрії, які розраховані в окремих фазах сигналів здорових людей, мають різні знаки, таким чином середнє значення коефіцієнта асиметрії для всього сигналу зазвичай близько до нуля. При цьому встановлено, що для пацієнтів, хворих на бронхіт, в 84%

випадків коефіцієнт асиметрії - від'ємний, що призводить до зміщення функції розподілу в область негативних значень.

Також встановлено, що процентне співвідношення відхилення коефіцієнта ексцесу, розрахованого для кожного циклу, від середнього значення по всьому сигналу може перевищувати 50% тільки для сигналів хворих на бронхіт.

Для прикладу в таблиці 3.8 наведені характерні значення коефіцієнтів асиметрії та ексцесу для здорових людей, в таблиці 3.9 - для пацієнтів з хронічним бронхітом. Гістограми та функції розподілу коефіцієнтів асиметрії приведені для кожної таблиці на рис. 3.29 та 3.30.

Таблиця 3.8

## Коефіцієнти асиметрії та ексцесу для здорового пацієнта

Цикл	Канал							
	1		2		3		4	
	$c_3$	$c_4$	$c_3$	$c_4$	$c_3$	$c_4$	$c_3$	$c_4$
1	0,0973	7,7923	-0,0175	22,3079	0,0027	5,0960	-0,0168	6,1718
2	0,0613	8,8213	0,1626	18,5261	0,0855	8,1474	-0,0460	9,9445
3	0,2081	3,9562	-0,0142	7,6917	-0,2152	3,4273	-0,0802	3,9608
4	-0,0582	8,4713	-0,0361	10,6744	0,1062	6,4900	-0,0226	7,8934
5	-0,1158	6,0818	-0,0593	10,8681	0,0713	9,4119	-0,1707	10,5573
6	0,0764	9,1078	0,0245	16,2999	-0,0251	8,8239	0,0689	8,3795
7	0,0651	6,4984	0,0975	16,7141	0,1404	9,3577	-0,1479	6,2622
8	-0,0565	3,6923	-0,2245	9,8492	-0,0440	3,8524	0,1185	4,9704
9	0,0863	3,8757	0,0933	20,9364	0,0502	3,1307	0,1165	10,1959
10	0,0182	6,9356	0,0642	18,5639	-0,0117	7,4195	0,0526	7,7173
середнє	-0,1145	6,5233	0,0392	15,2432	0,0644	6,5157	-0,0671	7,6053
відхилення		2,5845		7,0647		2,8962		3,6445
%		39,62%		46,35%		44,45%		47,92%

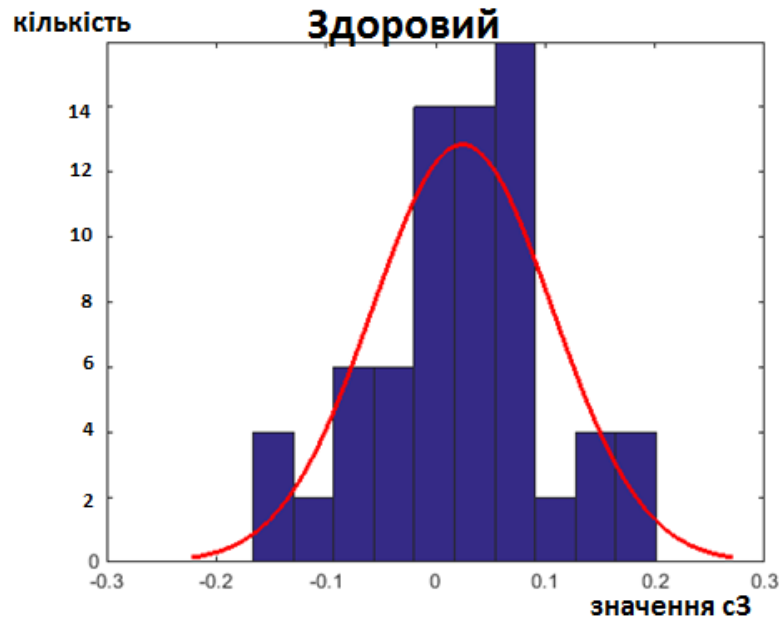


Рис. 3.22 Гістограма та функція розподілу коефіцієнтів асиметрії  
здорового пацієнта

Таблиця 3.9

Коефіцієнти асиметрії та ексцесу для пацієнта хворого бронхітом

Канал

Цикл	1		2		3		4	
	$c_3$	$c_4$	$c_3$	$c_4$	$c_3$	$c_4$	$c_3$	$c_4$
1	-0,2915	3,4951	-0,1655	3,5839	-0,0118	4,0034	-0,1347	4,3014
2	-0,2351	10,8735	-0,1965	1,4819	-0,1941	5,5312	-0,2547	2,0684
3	-0,3102	18,0664	-0,3271	6,0868	-0,2472	12,2616	-0,3846	7,3731
4	-0,2680	5,9304	-0,2060	4,9945	-0,0460	7,3650	-0,2082	4,4493
5	-0,3184	6,8980	-0,2587	5,6864	-0,0669	7,5807	-0,1788	5,8204
6	-0,2114	1,5910	-0,1353	1,7462	0,0068	3,9452	-0,0726	1,2194
7	-0,1813	7,8313	-0,1268	7,0088	-0,2816	15,3319	-0,0851	7,4324
середнє	-0,2594	7,8122	-0,2023	4,3698	-0,1201	8,0027	-0,1884	4,6663
відхилення		10,2542		2,8879		7,3292		3,4469
%		131,26%		66,09%		91,58%		73,87%

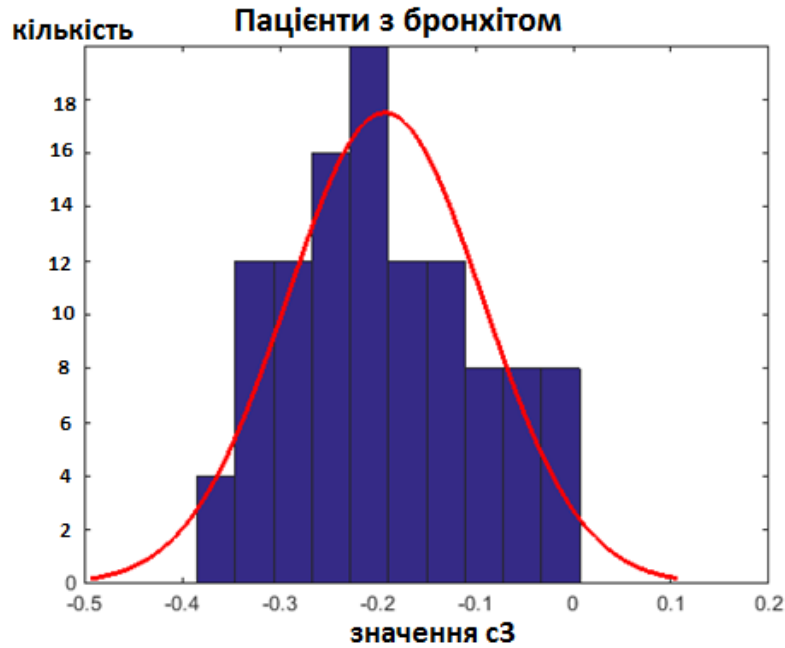


Рис. 3.23 Гістограма та функція розподілу коефіцієнтів асиметрії пацієнта хворого на бронхіт.

Результати досліджень опубліковані в роботах [102, 141].

### 3.3.3. Порівняння параметрів звуків дихання здорових людей, пацієнтів із ХОЗЛ та хворих на хронічний бронхіт

Запропоновані методи знаходження певних діагностично цінних параметрів звуків легень, як було показано, надають досить багато таких параметрів. Кожний з цих параметрів цікаво порівняти для трьох досліджуваних груп людей: здорові, хворі на ХОЗЛ та хворі на бронхіт.

В таблицях 3.10, 3.11 та 3.12 наведені деякі з параметрів для цих трьох груп пацієнтів. В таблицях літерами  $V_1$ ,  $V_2$ , та  $V_3$  позначені значення першого, другого та третього за величиною піків біспектру, розрахованого прямим методом (2.11), від максимального до найменшого, літерами  $f_1$ ,  $f_2$  та  $f_3$  позначені відповідні значення бічастот.

Таблиця 3.10

## Параметри звуків дихання здорової людини

$f_1$	$V_1$	$f_2$	$V_2$	$f_3$	$V_3$	$c_3$	$c_4$
0,029297	0,007032	0,043811	0,000819	0,058828	0,000548	0.014468	9.426
0,033203	0,006395	0,050781	0,001387	0,070313	0,000511	0.016269	5.39825
0,029297	0,005894	0,042969	0,000894	0,054688	0,000234	-0.024606	2.72336
0.029268	0,004643	0,048828	0,001198	0,015625	0,000322	-0.040458	5.30835
0,03125	0,004542	0,048954	0,000589	0,080078	3,28E-05	-0.080867	11.381
0,035156	0,004841	0,046875	0,001294	0,074219	0,000368	0.0016878	3.37788
0,028359	0,002617	0,015625	0,001538	0,060547	0,000488	0.0133726	12.946
0,029254	0,007718	0,050339	0,000946	0,046828	0,000421	-0.002767	1.76555
0,033314	0,008823	0,052734	0,002885	0,068359	0,002175	-0.010207	3.33367
0,03236	0,003033	0,048657	0,000456	0,017578	0,000301	-0.033937	5.98849

Таблиця 3.11

## Параметри звуків дихання пацієнтів з ХОЗЛ

$f_1$	$V_1$	$f_2$	$V_2$	$f_3$	$V_3$	$c_3$	$c_4$
0,046875	0,08578	0,03225	0,001955	0,015625	0,000164	-0.10394	3.26469
0,017578	0,210539	0,037109	0,090718	0,050781	0,002046	-0.50229	103.469
0,011719	0,09626	0,025391	0,073784	0,042969	0,008103	0.6696	50.127
0,027344	0,07545	0,015625	0,000862	0,054688	0,000376	-0.04873	11.363
0,017578	0,099743	0,034503	0,084984	0,044922	0,002697	1.2835	82.35
0,03125	0,103415	0,015625	0,000844	0,046875	0,000331	-0.91258	11.084
0,033203	0,007072	0,015625	0,00087	0,0625	0,000529	-0.7271	129.33
0,017578	0,020923	0,032313	0,020286	0,053734	0,000525	-0.529577	22.7432
0,027344	0,098678	0,044922	0,003432	0,0647	0,000175	-0.1032	76.5175
0,031255	0,165498	0,017578	0,009215	0,052735	0,002341	-0.22896	35.294

Таблиця 3.12

Параметри звуків дихання пацієнтів, хворих на хронічний бронхіт

$f_1$	$V_1$	$f_2$	$V_2$	$f_3$	$V_3$	$c_3$	$c_4$
0,035156	0,003355	0,029328	0,002405	0,048828	0,001169	-0.082823	4.9454
0,037109	0,004202	0,027734	0,002987	0,052734	0,001124	-0.026833	2.2848
0,033203	0,012919	0,017578	0,001058	0,053578	0,001008	-0.15561	5.15
0,037109	0,003951	0,028828	0,003319	0,048828	0,002739	-0.01484	5.5992
0,035156	0,006851	0,048828	0,002422	0,075828	0,002052	-0.1363	6.0886
0,072266	0,005499	0,03125	0,002213	0,08125	0,001813	-0.21287	1.3558
0,033203	0,003504	0,029875	0,002363	0,046875	0,000763	-0.21433	2.8189
0,039063	0,003497	0,035781	0,002916	0,050781	0,002848	-0.057751	9.934
0,035156	0,004634	0,026875	0,003819	0,066875	0,001319	-0.006862	3.3392
0,033203	0,002918	0,024688	0,00222	0,041688	0,00215	-0.103	3.5518

На рис. 3.24 зображені порівняльні діаграми значень першої ( $f1_h$ ) та другої ( $f2_h$ ), максимальних бічастот для здорових людей, хворих на ХОЗЛ ( $f1\_COPD$  і  $f2\_COPD$ ) та хворих на хронічний бронхіт ( $f1\_br$  і  $f2\_br$ ). Для здорових людей значення  $f_2$  (0,035-0,06) суттєво перевищують значення  $f_1$  (0,028-0,035). Для хворих на бронхіт, навпаки, значення  $f_1$  (0,03-0,05) перевищують значення  $f_2$  (0,015-0,04). Для хворих на ХОЗЛ ці бічастоти знаходяться у більш широкому діапазоні і мало чим відрізняються один від одного.

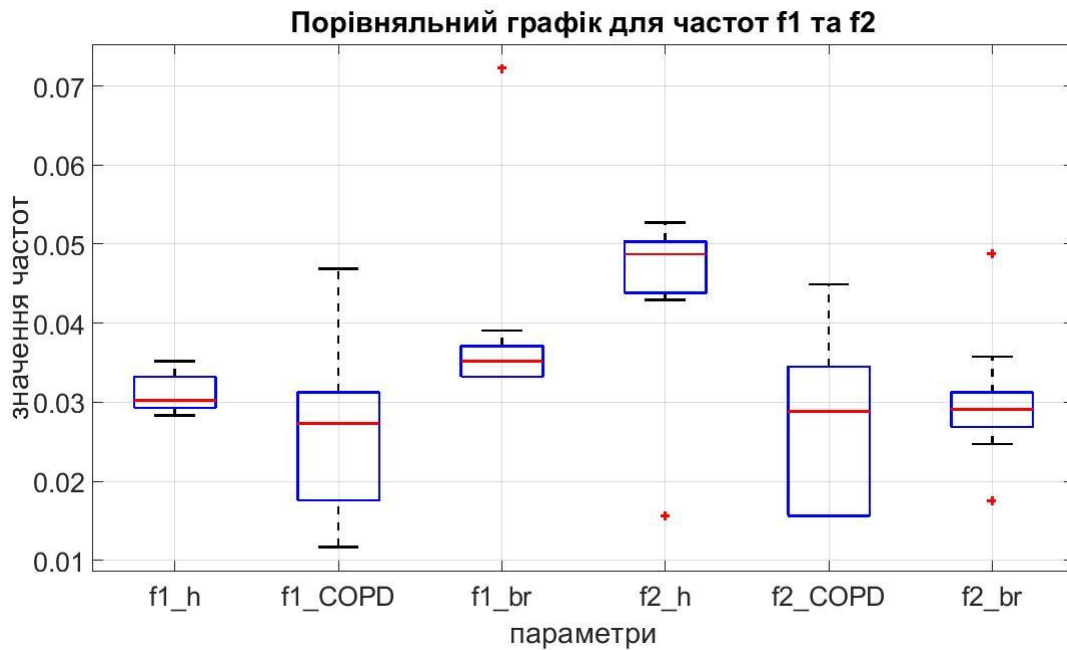


Рис. 3.24 Порівняльний графік бічастот  $f_1$  та  $f_2$  для здорових людей та пацієнтів із ХОЗЛ та хворих на бронхіт

Також на рис. 3.25 продемонстровані порівняльні данні для значень  $V_1$ ,  $V_2$  та  $V_3$ . Було виявлено, що для здорових людей параметр  $V_1$  ( $V_{1\_h}$ ) змінюється від 0,001 до 0,02, в той час, як  $V_2$  ( $V_{2\_h}$ ) значно менший, в діапазоні від 0,0004 до 0,003. Для сигналів пацієнтів, хворих на бронхіт, параметр  $V_1$  ( $V_{1\_br}$ ) менший за цей же параметр здорової людини, а ось параметр  $V_2$  ( $V_{2\_br}$ ), навпаки, більший за цей же параметр здорової людини. Така ж саме закономірність простежується і для параметру  $V_3$  (див. рис. 3.26). Тобто амплітуди  $V_1$ ,  $V_2$  та  $V_3$  для здорових людей відрізняються значно одна від одної, в той час як для хворих на бронхіт ця різниця значно менша. Таким чином, визначено закономірність, що для хворих на бронхіт амплітуда другого піку біспектру мало відрізняється від амплітуди першого, а сам другий пік відповідає меншій частоті.

Для пацієнтів, хворих на ХОЗЛ, було виявлено, що амплітуди біспектральних піків значно більші за амплітуди піків біспектру здорових людей. Так,  $V_1$  для здорових людей лежить в діапазоні від 0,002 до 0,01, а для

хворих на ХОЗЛ це значення змінюється навколо діапазону 0,08-0,1. Але для хворих на бронхіт значення  $V_1$  близьке до здорових. Параметри  $V_2$  та  $V_3$  у хворих на ХОЗЛ також більші за відповідні їм значення здорових та пацієнтів з бронхітом.

Як визначалося раніше, для здорових людей коефіцієнти асиметрії приймають як додатні, так і від'ємні значення і знаходяться переважно у діапазоні від -0,15 до 0,15. Для хворих на бронхіт коефіцієнти асиметрії в більшості від'ємні. Для хворих на ХОЗЛ коефіцієнти асиметрії можуть приймати значно більші значення, ніж у здорових людей (рис. 3.27).

Значення коефіцієнтів ексцесу для пацієнтів із ХОЗЛ часто на один-два порядки перевищують значення у здорових людей, а для хворих на ХОЗЛ, як визначалося раніше, цей показник має значно більший діапазон (рис. 3.28).

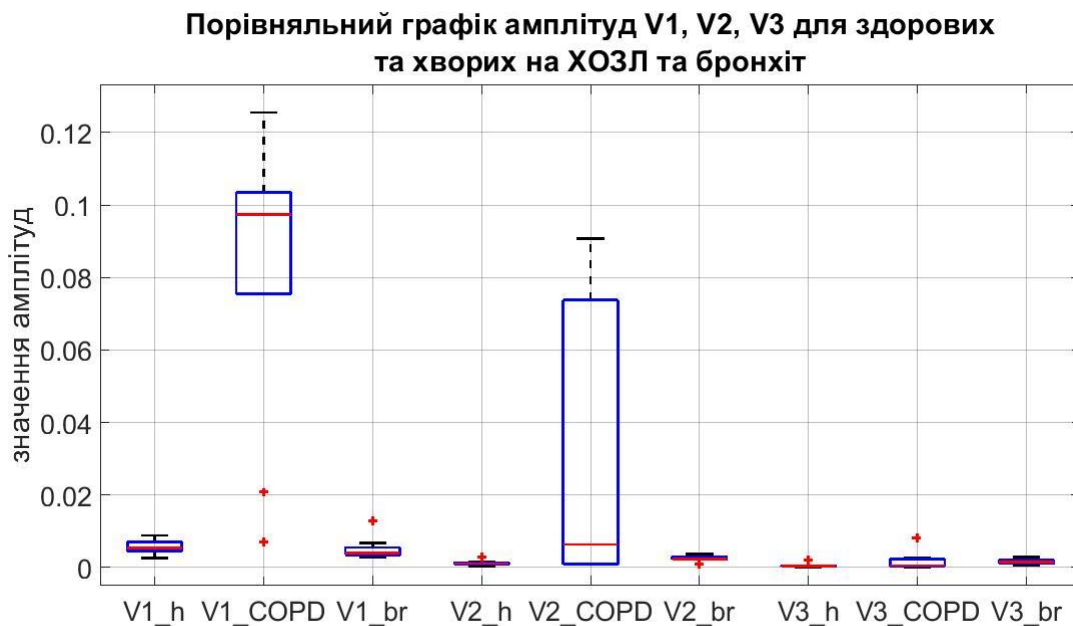


Рис. 3.25 Порівняльний графік біспектральних амплітуд  $V_1$ ,  $V_2$  та  $V_3$  для здорових людей та хворих на ХОЗЛ та бронхіт ( $V_{i\_h}$  – відповідний параметр здорової людини,  $V_{i\_br}$  – хворого на бронхіт,  $V_{i\_COPD}$  – хворого на ХОЗЛ)

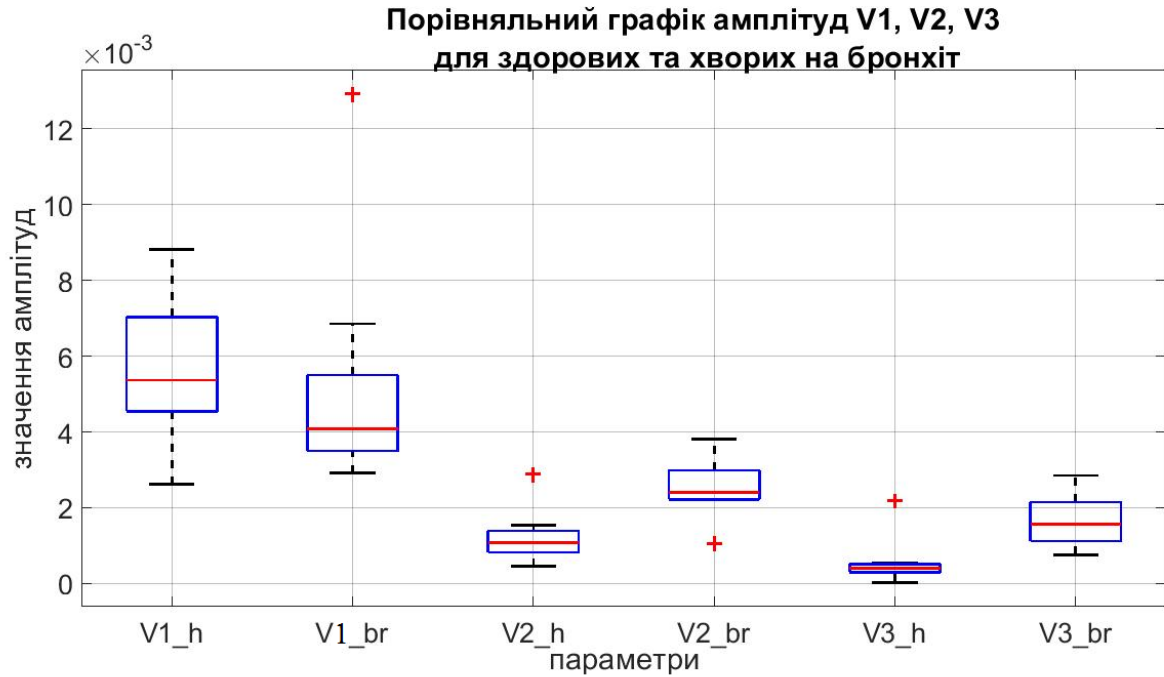


Рис. 3.26 Порівняльний графік біспектральних амплітуд  $V_1$ ,  $V_2$  та  $V_3$  для здорових людей та хворих на бронхіт ( $V_{i\_h}$  – відповідний параметр здорової людини,  $V_{i\_br}$  – хворого на бронхіт)

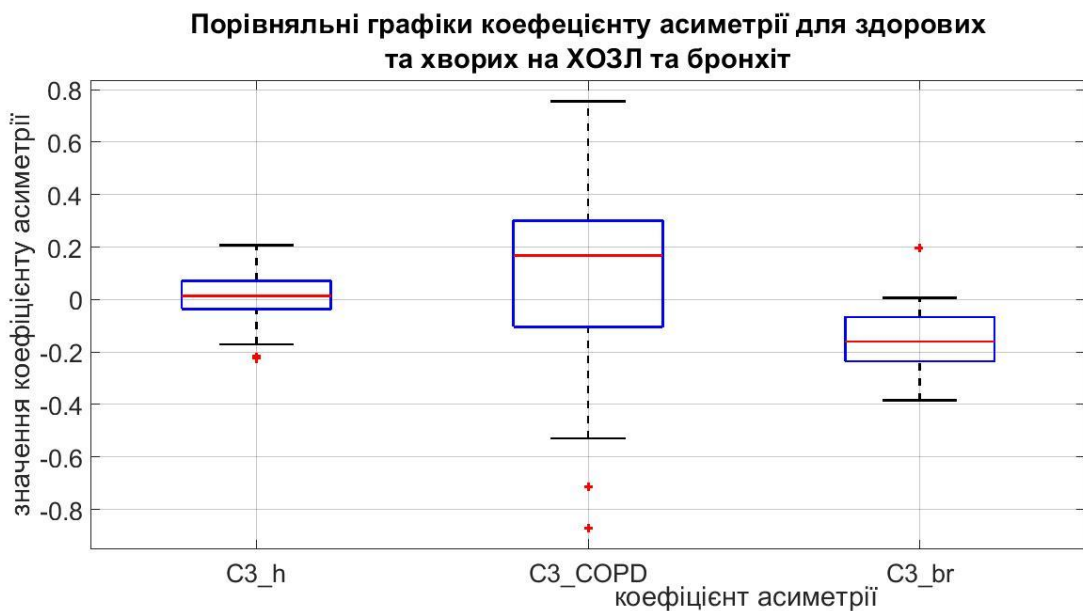


Рис. 3.27 Порівняльний графік коефіцієнтів асиметрії для здорових людей ( $C3\_h$ ) та хворих на ХОЗЛ ( $C3\_COPD$ ) і бронхіт ( $C3\_br$ )

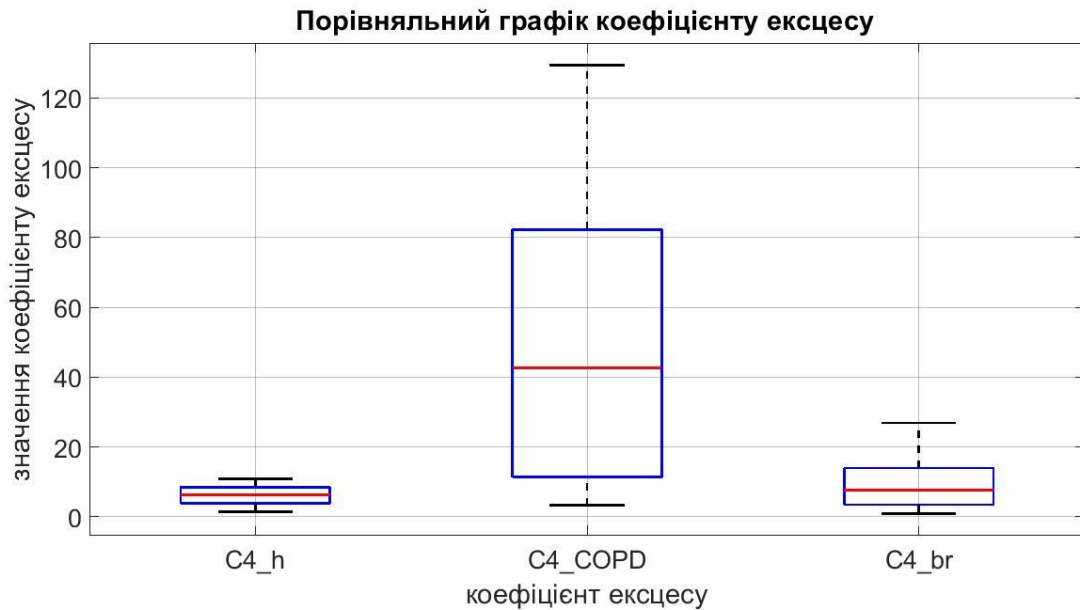


Рис. 3.28 Порівняльний графік коефіцієнтів ексцесу для здорових людей (C4\_h) та хворих на ХОЗЛ (C4\_COPD) і бронхіт (C4\_br)

Для порівняння також в таблиці 3.13 приведено значення пар бічастот параметричного біспектру ( $f_1, f_2$ ) для трьох досліджуваних груп. Для хворих на бронхіт  $f_1$  майже завжди дорівнює  $f_2$ .

Таблиця 3.13

Значення бічастот параметричного біспектру ( $f_1, f_2$ ) для трьох досліджуваних груп

Здорові		ХОЗЛ		Бронхіт	
$f_1$	$f_2$	$f_1$	$f_2$	$f_1$	$f_2$
0.02734375	0	0.05175781	0.050257	0.0361328	0.0361328
0,02930	0	0.0283203	0	0.035156	0.035156
0.05859375	0.03710937	0.017578	9.7656e-04	0	0
0.03320312	0	0.015625	0.01362	0.0380859	0.0380859
0.03417968	0.03222656	0.0341796	0	0.03710937	0.03710937

Такі порівняльні графіки та таблиці можна навести для всіх знайдених діагностично важливих параметрів. Але адекватне порівняння та аналіз великої кількості таких параметрів потребує певного досвіду та підготовки.

### **3.4. Висновки до розділу**

1. Запропоновано процедуру диференціації нормальних та патологічних дихальних шумів на основі аналізу кумулянтних функцій 3-го порядку та біспектральних функцій, знайдені еталонні контурні зображення біспектру для окремих категорій дихальних шумів та визначені певні закономірності для них.

2. Вперше запропоновано метод аналізу звуків легень людини шляхом використання спектрів високих порядків, а саме на основі отриманих діагностично цінних параметрів звуків легень, таких як біспектр і функція бікогерентності та відповідні їм бічастоти, параметричний біспектр та коефіцієнти асиметрії та ексцесу, що забезпечило диференціацію здорових людей та хворих на хронічне обструктивне захворювання легень і хронічний бронхіт та диференціацію звуків крепітації (наявних при запаленні легень) від вологих дрібно пухирчастих хрипів (характерних при бронхітах), а також вперше дозволило встановити закономірності між комплексом зазначених вище параметрів та станом бронхолегеневої системи людини.

3. Вперше встановлено зв'язки між п'ятьма бічастотами, які відповідають значенням діагонального зрізу біспектру від максимального до мінімального, на основі чого виявлені певні «патерни» бічастот, що є різними і характерними для здорової людини та пацієнтів з ХОЗЛ.

4. Показано, що запропонований метод може бути застосований до сигналу, який розбитий на окремі фази вдиху - видиху, що дозволяє більш

детально оцінити стан дихальної системи людини, оскільки дає можливість виявити дихальні артефакти в окремих дихальних фазах.

5. Встановлено певні зв'язки та закономірності між знайденими діагностично цінними параметрами звуків дихання, що дає можливість, аналізуючи сукупність цих ознак, проводити ідентифікацію захворювань бронхолегеневої системи людини.

6. Таким чином, вперше запропоновано систему класифікації параметрів звуків легень і спосіб отримання нових діагностично цінних параметрів звуків легень на основі біспектрального аналізу, встановлені закономірності між групою цих параметрів та станом дихальної системи людини.

*Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях та патенті:*

1. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Спосіб акустичної діагностики хронічного обструктивного захворювання легенів,” Пат. України № 96826, бюл. № 4, 25.02.2015. (Особистий внесок – участь у проведенні експериментальних досліджень та обробці результатів).

2. А.С. Порєва, В.А. Фесечко, “Анализ звуков дыхания при помощи спектров высших порядков,” *Електроніка та зв'язок, тем. вип. «Електроніка та нанотехнології»*, № 2, с. 119-125, 2011. (Особистий внесок – участь у проведенні та інтерпретації експериментальних досліджень, обробці результатів та підготовці статті).

3. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Виявлення характерних акустичних ознак пацієнтів з ХОЗЛ на основі біспектрального аналізу звуків дихання,” *Електроніка та зв'язок*, т. 19, № 6 (83), с. 82-86, 2014. (Особистий внесок – участь у проведенні та інтерпретації експериментальних досліджень, обробці результатів та підготовці статті).

4. А.С. Порева, А.А. Макаренко, Е.С. Карплюк, А.А. Гончаренко, “Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ,” *Вісник Нац. Техн. Унів. Харківський Політехн. Інст., серія «Нові рішення в сучасних технологіях»*, № 36(1079), с. 49-55, 2014. (Особистий внесок – участь у проведенні та інтерпретації експериментальних досліджень, обробці результатів та підготовці статті).

5. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, А.А. Макаренко, А.П. Макаренко, “Выявление аускультативных признаков ХОБЛ с помощью статистики высших порядков при анализе звуков дыхания”, *Известия высших учебных заведений. Радиоэлектроника*, т. 59, № 2, с. 44-51, 2016. (Особистий внесок – участь у проведенні та інтерпретації експериментальних досліджень, обробці результатів та підготовці статті).

6. M.G. Chekhovych, A.S. Poreva, V.I. Timofeyev, and P. Henaff, “Using of the machine learning methods to identify bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds,” *Visnyk NTUU KPI, Seriiia Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*, no 73, pp. 55–62, 2018. (Особистий внесок – участь у проведенні та інтерпретації експериментальних досліджень, обробці результатів та підготовці статті).

7. А.С. Порева, В.О. Фесечко, П.В. Данилов, “Методы цифровой обработки звуков легких. Кумулянтный анализ,” *Мат. Акустичного симпозиума «КОНСОНАНС-2011»*, 2011, с. 271-275.

8. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, “Алгоритм выделения дыхательных циклов на основе адаптивной фильтрации и спектрально-временного представления сигналов шумов дыхания,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2014, с. 95-96.

9. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Detection of COPD's diagnostic signs based on polyspectral lung sounds analysis of respiratory

phases," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2015)*, Kyiv, 2015, pp. 351-355. - doi: 10.1109/ELNANO.2015.7146908

10. A. Poreva and V. Fesechko "Analysis of respiratory sounds using higher-order spectra," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011)*, Kyiv, 2011, p. 119.

11. A. Poreva and A. Tanchik "Spectral analysis of lung sounds," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011)*, Kyiv, 2011, p. 190.

12. A. Poreva, P. Danilov, and V. Fesechko. "Cumulant analysis for the detection of crackles in lung sounds," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012)*, Kyiv, 2012, pp. 188-189.

13. Г.С. Порєва, "Методика оцінювання легневих шумів на основі біспектрального аналізу," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2013, с. 114-115.

14. А. Порєва, "Применение полиспектрального анализа для дифференциации звуков легких," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2012, с. 166-167.

15. A. Poreva and V. Fesechko, "Differentiation of moist fine rales and crackles by polyspectral analysis," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2013)*, Kyiv, 2013, pp. 305-309.

16. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of bispectrum analysis to lung sounds in patients with the chronic obstructive lung disease," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2014)*, Kyiv, 2014, pp. 306-309. - doi: 10.1109/ELNANO.2014.6873902

17. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, "Определение характерных признаков в звуках дыхания здоровых людей и больных ХОБЛ на основе статистик высших порядков," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2014»*, Київ, 2014, с. 120-123.

18. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of polyspectrum analysis to diagnostic signs' detection of lung sounds

in patients with the chronic obstructive pulmonary disease,” *Proc. Int. Lung Sounds Association Conf., St. Petersburg, 2015*, pp.56-57.

19. Г.С. Порева, Є.С. Карплюк, “Застосування статистик вищих порядків для аналізу звуків дихання,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2015, с. 85-86.

20. А.С. Порева, А.А. Гончаренко, “Анализ звуков дыхания с использованием статистик высших порядков,” *Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування»*, Харків, 2015, с. 49-50.

21. M. Chekhovych, A. Poreva, Y. Karplyuk, and A. Makarenkova, "Application of higher-order spectral analysis to lung sounds in patients with chronic bronchitis," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2016)*, Kyiv, 2016, pp. 247-250. - doi: 10.1109/ELNANO.2016.7493059

## **РОЗДІЛ 4**

### **ДІАГНОСТИЧНИЙ ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ НАДАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ПЕРВИННОЇ РЕКОМЕНДАЦІЇ ЛІКАРЕВІ**

У попередніх розділах були розглянуті та запропоновані методи первинної обробки сигналів звуків дихання та дослідження звуків дихання людини. На основі проведеного аналізу була отримана множина ознак звуків дихання для диференціації станів «здоровий–хворий». Подібно до традиційної діагностики досвідченим лікарем, немає єдиної ознаки чи критерію, які б дозволяли однозначно прийняти рішення. Натомість, лікар приймає рішення щодо діагнозу на основі певних комбінацій діагностично значущих параметрів. Оскільки запропонований метод дає змогу отримати не тільки діагностичні критерії, але і їх кількісну оцінку, розв'язання задачі диференціації станів людини може бути полегшене використанням методів машинного навчання.

В такому випадку об'єктами машинного навчання є пацієнти, їх ознаковим описом - набір діагностичних параметрів, а виходом - номер або назва класу (здоровий, хворий тощо).

В задачах медичної діагностики застосування машинного навчання може бути корисним для визначення оптимального курсу лікування, оцінювання оптимальної дози ліків, прогнозування часу протікання хвороби тощо.

За останні роки саме методи машинного навчання набувають все більшого успішного застосування як в задачах біомедицини загалом, так і для задач діагностування захворювань в пульмонології [92, 142-149].

## 4.1. Застосування методів машинного навчання до діагностичних параметрів звуків дихання

### 4.1.1. Методи класифікації

Для розв'язання задачі диференціації станів людини найкраще підходить такий тип, як «навчання з учителем». У розпорядженні дослідника є значна кількість записів, які містять набір певних параметрів. Досвідченим лікарем для кожного із записів встановлено діагноз, тобто кожному набору відповідає результат, відгук, який означає стан людини, здоровий чи хворий. Між параметрами і відгуком є певні залежності, які необхідно встановити. Для цього використовуються так звані прецеденти, тобто такі набори параметрів, для яких відомий кінцевий відгук. Такі прецеденти називаються навчальною вибіркою. На їх основі алгоритм класифікації навчається. В роботі розглядалися і використовувалися такі види класифікаторів: метод опорних векторів, логістична регресія, наївний байєсівський класифікатор, дерево рішень (CART алгоритм), метод  $k$  - найближчих сусідів і нейронні мережі.

#### 1. Метод опорних векторів

Метод опорних векторів або Support Vector Machine (SVM) є одним з найвідоміших алгоритмів машинного навчання, які застосовуються, в основному, для задач класифікації.

Основна ідея методу — перенесення вихідних векторів до простору вищої розмірності і пошук гіперплощини що розділяє з максимальним зазором у цьому просторі. Дві паралельні гіперплощини будуються по обидва боки гіперплощини, що розділяє класи. Гіперплощиною, що розділяє, є гіперплощина, яка максимізує відстань до двох паралельних гіперплощин. Алгоритм працює за припущення, що чим більша різниця або відстань між

цими паралельними гіперплощинами, тим меншою буде середня похибка класифікатора [150].

Вектори, що проходять паралельно площині, що розділяє, і проходять через найближчий об'єкт класу, називаються опорними векторами (support vectors).

Якщо атрибути об'єктів задати у вигляді векторів, де значення атрибутів — координати вектора, то об'єкти будуть представляти точки в просторі, розмірність якого буде дорівнює кількості атрибутів.

Новий об'єкт слід відносити до того класу, до якого належать інші об'єкти, що знаходяться разом з ним по одну сторону від прямої. Вектори, які лежать найближче до гіперплощини — опорні вектори. У загальному випадку, об'єкт має  $n$  атрибутів і буде представляти вектор  $n$ -мірного простору. У таких випадках замість прямих розглядають гіперплощини — простори, розмірністю на одиницю менше, ніж розмірність вихідного простору.

Метод опорних векторів нестійкий по відношенню до шуму у вхідних даних. Якщо навчальна вибірка містить шумові викиди, вони будуть істотно враховані при побудові гіперплощини [150-153].

## 2. Метод $k$ -найближчих сусідів ( $k$ -NN)

Метод  $k$ -найближчих сусідів (англ. *k-nearest neighbor method*,  $k$ -NN) — це достатньо простий класифікаційний метод, заснований на віднесенні до одного класу подібності тих об'єктів навчальної вибірки, що знаходяться поблизу один до одного. Таким чином, прогнози складаються на основі набору прототипу зразків, які пророкують нові (тобто ті, що ще не спостерігалися) значення, використовуючи принцип "перемога більшістю голосів" для класифікації по  $k$ -найближчих зразкам (звідси і назва методу). Метод  $k$ -найближчих сусідів дозволяє класифікувати нові дані на основі наявних. Дуже важливою задачею є вибір «правильного»  $k$ . І краще завжди вибирати непарний  $k$ , щоб після голосування не було нічиєї.

Методу  $k$ - $NN$  відповідає алгоритм, який може бути багатовимірним і застосовуватись до вибірок, що мають велику кількість атрибутів. Застосування алгоритму передбачає визначення функції дистанції, яка у типовій ситуації є відстанню у евклідовому просторі.

Алгоритм класифікації за методом  $k$ - $NN$  використовує те, що на початку оцінювання існує вибірка даних, навчальна множина, кожен елемент якої вже віднесено до певного класу. Так, для кожного нового елемента невідомого класу береться вибірка з  $k$  найближчих елементів, клас яких вже відомий. Новому елементу присвоюється той клас, елементів якого виявилось найбільше у вибірці.

Основними перевагами методу  $k$ - $NN$  є простота реалізації і можливість введення модифікацій, а також можливість інтерпретувати класифікацію об'єкта шляхом пред'явлення користувачеві найближчого об'єкта або декількох.

До недоліків можна віднести наступне: по-перше, це «ледачий» алгоритм, тому процедура навчання відсутня і треба зберігати всю вибірку, що є проблемою при великій кількості атрибутів, по-друге, нестійкість до шумів (тобто невірних значень функції подібності, наприклад, через помилки в описі об'єктів) та викидів (об'єктів, які лежать в області «чужих» класів) [154-157].

### 3. Логістична регресія

Логістичною регресією або логит-регресією (від англ. *Logit model*) називають статистичну модель (а також метод, підхід), що засновується на підгонці даних до логістичної кривої для визначення вірогідності виникнення певної події. Основна ідея логістичної регресії, як і методу опорних векторів, полягає в тому, що простір вихідних значень може бути розділений лінійною границею (тобто прямою, а в разі трьох атрибутів - площиною) на області, що відповідають певним класам.

Якщо задана навчальна вибірка пар «об'єкт – відгук»:

$$X^m = \{(x_1, y_1), \dots, (x_m, y_m)\}$$

де  $X = R^n$  – простір описів ознак об'єктів,  $Y$  - кінцева множина номерів, імен, міток, інших ідентифікаторів класів, то завдання навчання лінійного класифікатора передбачатиме налаштування вектора ваг відповідно до вибірки  $X^m$ . Відповідно до методу логістичної регресії це передбачає мінімізацію емпіричного ризику, визначення функції втрат. Після того, як рішення для вектору ваг знайдено, стає можливим не тільки обчислювати класифікацію для довільного об'єкта  $x$ , а й оцінювати апостеріорні ймовірності його приналежності класам. У багатьох додатках апостеріорні ймовірності необхідні для оцінювання ризиків, пов'язаних з можливими помилками класифікації. Можливість оцінювати апостеріорні ймовірності та ризики є перевагою даного методу. До його недоліків слід віднести те, що оцінки ймовірностей і ризиків можуть виявитися неадекватними, оскільки метод передбачає, що щільності ймовірностей будуть однаковими [158-160].

#### 4. Байєсівський класифікатор

Байєсівський класифікатор (Bayes) заснований на принципі максимуму апостеріорної ймовірності. Для об'єкта, що підлягає класифікації, обчислюються функції правдоподібності за кожним класом, за цими функціями - апостеріорні ймовірності для відповідних класів. Для об'єкта обирається клас, що має найбільшу апостеріорну ймовірність. Тобто, якщо  $X \ni x = (a_1, \dots, a_n)$  - об'єкти, а  $Y$  - класи, то класифікатор повинен відображати об'єкти в класи з мінімальною ймовірністю помилки:

$$a(x) = X \rightarrow Y$$

Наївний байєсівський класифікатор (naive Bayes classifier) - спеціальний окремий випадок байєсівського класифікатора, заснований на додатковому

припущенні, що всі ознаки  $\{a_i\}$  об'єкта незалежні один від одного. Припущення стосовно незалежності об'єкта суттєво спрощує завдання завдяки заміні оцінювання  $n$ -одновимірних величин щільності розглядом однієї  $n$ -мірної. Рідкість використання цього методу на практиці обумовило його назву. Тому до недоліків методу відноситься все-таки передбачувана незалежність функцій. До переваг байєсівського класифікатора слід віднести відсутність чутливості до сторонніх функцій, квадратичну межу рішень, а також те, що це відносно швидкий алгоритм [158, 161].

## 5. Древа прийняття рішень

Добре відоме поняття «дерево прийняття рішень» та його аналоги (наприклад - регресійне дерево, англ. *regression tree*) пов'язуються із засобами, схемами та структурами забезпечення прийняття рішень. Ці засоби знаходять широке використання, зокрема у статистичному аналізі даних. Деревоподібна модель, у якій ребра («гілки») та вузли навантажені значеннями, використовується для відображення взаємозв'язків елементів, «потоків даних» та «передач управління» у структурах і системах, що можуть бути представлені відповідним чином. Часто деревоподібна структура використовується для побудови моделей, у яких встановлюються причинно-наслідкові зв'язки між декількома цільовими змінними на вході та їх спільним результатом на виході. Використання структур «дерев прийняття рішень» часто поєднується із формалізмом цільових функцій.

У випадку представлення моделі у формі бінарного дерева рішень, для його побудови і аналізу може використовуватись алгоритм CART (англ. *Classification and Regression Tree*). Для бінарних (або двійкових) дерев характерним є те, що кожен вузол при його розбитті породжує лише два продовження. Як відомо, алгоритм пов'язує поведінку відокремленої групи об'єктів із часткою значення вихідної ознаки. При цьому відокремлюються

(виділяються) ті групи, для яких відповідна частка є достатньо високою. При побудові бінарного дерева приймається, що якщо із вузлом пов'язується певне правило, то серед двох «нащадків» вузла для одного з них (правого) це правило виконується, а для іншого (лівого) – ні.

Перевагою алгоритму CART є певна гарантія знаходження детермінацій при їх пошуку, якщо вони існують у досліджуваній сукупності. Алгоритм дозволяє не обмежуватись одним значенням вихідної ознаки, а шукати всі значення, для яких можна знайти відповідний пояснюючий вираз. Метод, що покладений у основу алгоритму, простий у розумінні та не вимагає специфічної підготовки даних. Він надає можливість визначити надійність моделі, зробити її оцінку на основі статистичних тестів.

Однак до недоліків алгоритму CART слід віднести той факт, що існують концепти, які складно зрозуміти з описів моделі, доводиться мати справу із занадто великими деревами. Окрім цього, із зростанням дерева модель потребує «перенавчання» [162, 163].

## 6. Нейронні мережі

Штучна нейронна мережа (ШНМ), як правило, являє собою матеріальну конструкцію поєднаних між собою так званих «штучних нейронів», роль яких часто виконують процесори, які можуть бути різного ступеня складності. У такій структурі кожен процесор періодично отримує вхідні для нього сигнали та передає свої вихідні іншим процесорам. Незважаючи на обмежену складність кожного окремого процесора, їх велика мережа може виконувати достатньо складні функції, особливо за умов, якщо така мережа здатна «навчатись» у процесі роботи.

Апаратно-програмна реалізація ШНМ та їх математичні моделі створюються на основі принципів побудови та дії біологічних мереж нервових клітин живих організмів.

У сучасних реалізаціях ШНМ складається з штучних нейронів (англ. *artificial neuron*), кожен з яких представляє собою спрощену модель біологічного нейрона. Все, що робить штучний нейрон - це приймає сигнали з багатьох входів, обробляє їх єдиним чином і передає результат на багато інших штучних нейронів, тобто робить те ж саме, що і нейрон біологічний. Як показано у дослідженнях, біологічні нейрони пов'язані між собою аксонами. Місця стиків, зв'язки між штучними нейронами називаються синаптичними або просто синапсами. У синапсах відбувається посилення або ослаблення електрохімічного сигналу. У синапсу є один параметр - ваговий коефіцієнт, залежно від його значення відбувається та чи інша зміна інформації, коли вона передається від одного нейрона до іншого. Саме завдяки цьому вхідна інформація обробляється і перетворюється у результат. Навчання ШНМ засноване на експериментальному підборі такого вагового коефіцієнта для кожного синапсу, який і призводить до отримання необхідного результату.

Нейрони другого шару ШНМ (який називають прихованим) обробляють отримані сигнали і передають їх нейронам вихідного шару. Фактично у публікаціях йдеться лише про імітацію нейронів із використанням спрощених структур. Наприклад, створюються структури, у яких кожен із елементів (процесорів) вхідного рівня може бути пов'язаний із декількома елементами прихованого рівня, а кожен з останніх – із декількома елементами вихідного рівня. Тим не менше, фахівці вказують, що такі прості ШНМ не лише знаходять певні взаємозв'язки даних, а й «здатні до навчання». Однак показано, що якщо йдеться про ШНМ для пошуку більш складних взаємозв'язків, то така мережа повинна мати більш складну структуру. Наприклад, у публікаціях пропонується створювати декілька прихованих шарів елементів, йдеться про використання окремих шарів для складних логічних перетворень тощо. Вважається, що такі ШНМ можуть бути здатними до «глибокого навчання».

Як свідчать публікації фахівців [164-166], головними перевагами ШНМ перед традиційними обчислювальними методами є рішення задач в умовах

невизначеності, стійкість до шумів у вхідних даних, гнучкість структури нейронних мереж, висока швидкодія, адаптація до змін навколишнього середовища. У той же час, фахівці відзначають ряд серйозних недоліків, серед яких: відповідь, що видається ШНМ, завжди приблизна, говорять про нездатність прийняття рішень в кілька етапів, складність і тривалість навчання [164-166].

#### 4.1.2. Критерії оцінки класифікаторів

Для оцінювання якості роботи методів машинного навчання були використані наступні критерії: точність (precision), чутливість, або в інших джерелах називають повнота (recall), а також  $F$ -міра.

Треба звернути увагу, що під точністю роботи класифікатора розуміють інше, ніж точність роботи діагностичного методу, що розраховувалось за (3.1). В даному випадку точність розраховується як:

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4.1)$$

Відповідно до (4.1), точність в межах класу - це частка випадків, що дійсно належать даному класу, від усіх випадків, які система віднесла до цього класу.

Чутливість розраховується за (3.2).

Точність і чутливість виступають важливими оцінками якості класифікатора стосовно завдань із зміщеною апріорною вірогідністю. Однак при досягненні високої точності моделі може втрачатись чутливість класифікатора і навпаки. Для поєднання точності та повноти пропонується застосовувати певну  $F$ -міру як середнє гармонічне цих показників:

$$F = 2 * \frac{Ac * Se}{Ac + Se} \quad (4.2)$$

Інші існуючі критерії оцінювання роботи класифікаторів в даній роботі не використовувались.

#### 4.1.3. Результати роботи класифікаторів

Для дослідження класифікаторів база сигналів звуків легень була поділена на 4 класи:

Клас 1: Здорова людина (234 сигнали);

Клас 2: ХОЗЛ, прикореневий нижньодолевий пневмофіброз (135 сигнали);

Клас 3: ХОЗЛ, дифузний пневмофіброз (119 сигналів);

Клас 4: Хронічний бронхіт (168 сигналів).

Частина сигналів хворих на ХОЗЛ не була ідентифікована лікарем як прикореневий нижньодолевий пневмофіброз або дифузний пневмофіброз, тому не використовувалась для навчання класифікаторів.

Загальна база сигналів звуків легень була розбита на навчальну і тестову вибірки в співвідношенні 85% і 15%. Після навчання класифікатора, з його допомогою класифікувалась тестова вибірка. Використовувався метод перехресної перевірки - метод формування множини, що навчає, та тестової множини для навчання аналітичної моделі за умов обмеженості вхідних даних, а також при нерівномірному представленні класів. Успіх навчання аналітичної моделі потребує достатньо рівномірного представлення класів у навчальній множині. При цьому слід відзначити, що за обмеженості даних, як у нашому випадку, певний клас може домінувати. Це може призводити до «перекосу» у процесі навчання, через який найбільш ймовірним стає домінуючий клас.

Однак застосування методу перехресної перевірки надає можливість запобігти цьому.

В його основі лежить поділ вхідної множини даних на  $k$  приблизно рівних блоків (в нашому випадку бралось  $k = 7$ ). Потім на  $k - 1$ , тобто на шести блоках, проводилося навчання моделі, а 7-й блок використовувався для тестування. Процедура повторювалася  $k$  разів, при цьому на кожному проході для перевірки обирався новий блок, а навчання проводилося на тих, що залишилися.

Було показано, що перехресна перевірка надає дві основні переваги у порівнянні із використанням однієї множини для навчання і однієї для тестування моделі. Розподіл класів виявляється більш рівномірним, що покращує якість навчання.

В ході дослідження було визначено, що найкращі результати з точки зору точності були отримані при використанні семи параметрів звуків дихання:

- Максимальне значення функції біспектру  $V_1$ ;
- Другий за значенням пік діагонального зрізу функції біспектру  $V_2$ ;
- Частота, що відповідає максимальному значенню функції біспектру  $f_1$ ;
- Частота, що відповідає значенню  $V_2 - f_2$ ;
- Максимальне значення функції бікогерентності;
- Частота, що відповідає максимальному значенню функції бікогерентності;
- Значення коефіцієнту асиметрії.

Результати роботи різних класифікаторів представлені в таблицях 4.1-4.5. Підсумкове значення розраховувалося як середнє значення за всіма чотирма класами.

Таблиця 4.1

## Результати класифікації методом опорних векторів

Діагноз	Точність	Чутливість	F-міра
Клас 1	98%	83%	89,9%
Клас 2	97%	85%	90,6%
Клас 3	93%	96%	94,5%
Клас 4	92%	99%	95,4%
Підсумкове значення	95%	90,8%	93,6%

Таблиця 4.2

Результати класифікації методом  $k$ -NN

Діагноз	Точність	Чутливість	F-міра
Клас 1	84%	77%	80%
Клас 2	85%	98%	91%
Клас 3	99%	63%	77%
Клас 4	65%	75%	70%
Підсумкове значення	83%	78%	79,5%

Таблиця 4.3

## Результати класифікації методом логістичної регресії

Діагноз	Точність	Чутливість	F-міра
Клас 1	59%	31%	41%
Клас 2	53%	63%	57,5%
Клас 3	60%	78%	68%
Клас 4	51%	82%	63%
Підсумкове значення	56%	63,5%	57%

Таблиця 4.4

Результати класифікації за допомогою наївного байєсівського класифікатора

Діагноз	Точність	Чутливість	<i>F</i> -міра
Клас 1	93%	21%	34%
Клас 2	91%	55%	68,5%
Клас 3	52%	71%	60%
Клас 4	33%	49%	39%
Підсумкове значення	67%	49%	50%

Таблиця 4.5

Результати класифікації за допомогою дерева прийняття рішень

Діагноз	Точність	Чутливість	<i>F</i> -міра
Клас 1	95%	99%	97%
Клас 2	98%	91%	94,4%
Клас 3	98%	99%	98,5%
Клас 4	93%	97%	95%
Підсумкове значення	96%	96,5%	96,2%

Таблиця 4.6

Результати класифікації за допомогою нейронних мереж

Діагноз	Точність	Чутливість	<i>F</i> -міра
Клас 1	99%	98%	98,5%
Клас 2	98%	89%	93,3%
Клас 3	98%	99%	98,5%
Клас 4	96%	95%	95,5%
Підсумкове значення	97,8%	95,2%	96,5%

Як видно із даних, що наведені в таблицях, найкращі результати показали класифікатори на основі методу опорних векторів, за допомогою дерева прийняття рішень та нейронних мереж. В таблицях 4.7-4.9 наведені значення точності, чутливості та  $F$ -міри для цих трьох класифікаторів.

Таблиця 4.7

## Показники точності трьох обраних класифікаторів

Діагноз	Нейронні мережі	Дерево прийняття рішень	Метод опорних векторів
Здорова людина	99%	95%	98%
ХОЗЛ, прикореневий нижньодолевий пневмофіброз	98%	98%	97%
ХОЗЛ, дифузний пневмофіброз	98%	98%	93%
Хронічний бронхіт	96%	93%	92%
Підсумкове значення	97,8%	96%	95%

Таблиця 4.8

## Показники чутливості трьох обраних класифікаторів

Діагноз	Нейронні мережі	Дерево прийняття рішень	Метод опорних векторів
Здорова людина	98%	99%	83%
ХОЗЛ, прикореневий нижньодолевий пневмофіброз	89%	91%	85%
ХОЗЛ, дифузний пневмофіброз	99%	99%	96%
Хронічний бронхіт	95%	97%	99%
Підсумкове значення	95,2%	96,5%	90,8%

Таблиця 4.9

Показники  $F$ -міри трьох обраних класифікаторів

Діагноз	Нейронні мережі	Дерево прийняття рішень	Метод опорних векторів
Здорова людина	98,5%	97%	89,9%
ХОЗЛ, прикореневий нижньодолевий пневмофіброз	93,3%	94,4%	90,6%
ХОЗЛ, дифузний пневмофіброз	98,5%	98,5%	94,5%
Хронічний бронхіт	95,5%	95%	95,4%
Підсумкове значення	96,5%	96,2%	93,6%

Аналізуючи отримані результати, можна сказати, що якщо оцінювати якість роботи класифікаторів за таким критерієм, як точність, тобто частки

кількості людей, що дійсно відносяться до певного класу, від кількості людей, яких взагалі класифікатор відніс до цього класу, то найкращі результати показали нейронні мережі, хоча класифікатор дерева прийняття рішень по деяким класам показав не гірші результати.

Якщо ж аналізувати результати за чутливістю, тобто частки знайдених класифікатором людей, що належать до відповідного класу, за відношенням до кількості всіх людей у вибірці, що дійсно належать до цього класу, тут найкраще себе проявив метод дерева прийняття рішення, показавши три найкращі результати з чотирьох, а для хронічного бронхіту найкраще показав себе метод опорних векторів.

Нейронні мережі потребують обережного застосування при невеликих вибірках, тому в даному випадку є доцільним застосування класифікатора дерева прийняття рішень.

Таким чином, запропонована методика класифікації звуків легень на основі знайдених параметрів може слугувати допоміжним інструментом для роботи лікаря-пульмонолога.

Результати досліджень опубліковані в роботах [102, 167-173].

## **4.2. Опис структури діагностичного програмного комплексу**

Розроблений та запропонований в роботі діагностичний програмний комплекс передбачає три основні етапи його реалізації:

- 1) Попередню обробку сигналів звуків легень;
- 2) Аналіз звуків легень;
- 3) Класифікацію.

На рис. 4.1 зображена структурна схема оброблення та аналізу сигналів звуків легень розробленого діагностичного програмного комплексу для

автоматизованої первинної рекомендації лікареві. Жирним шрифтом виділені ті його блоки, що винесені в наукову новизну по роботі.

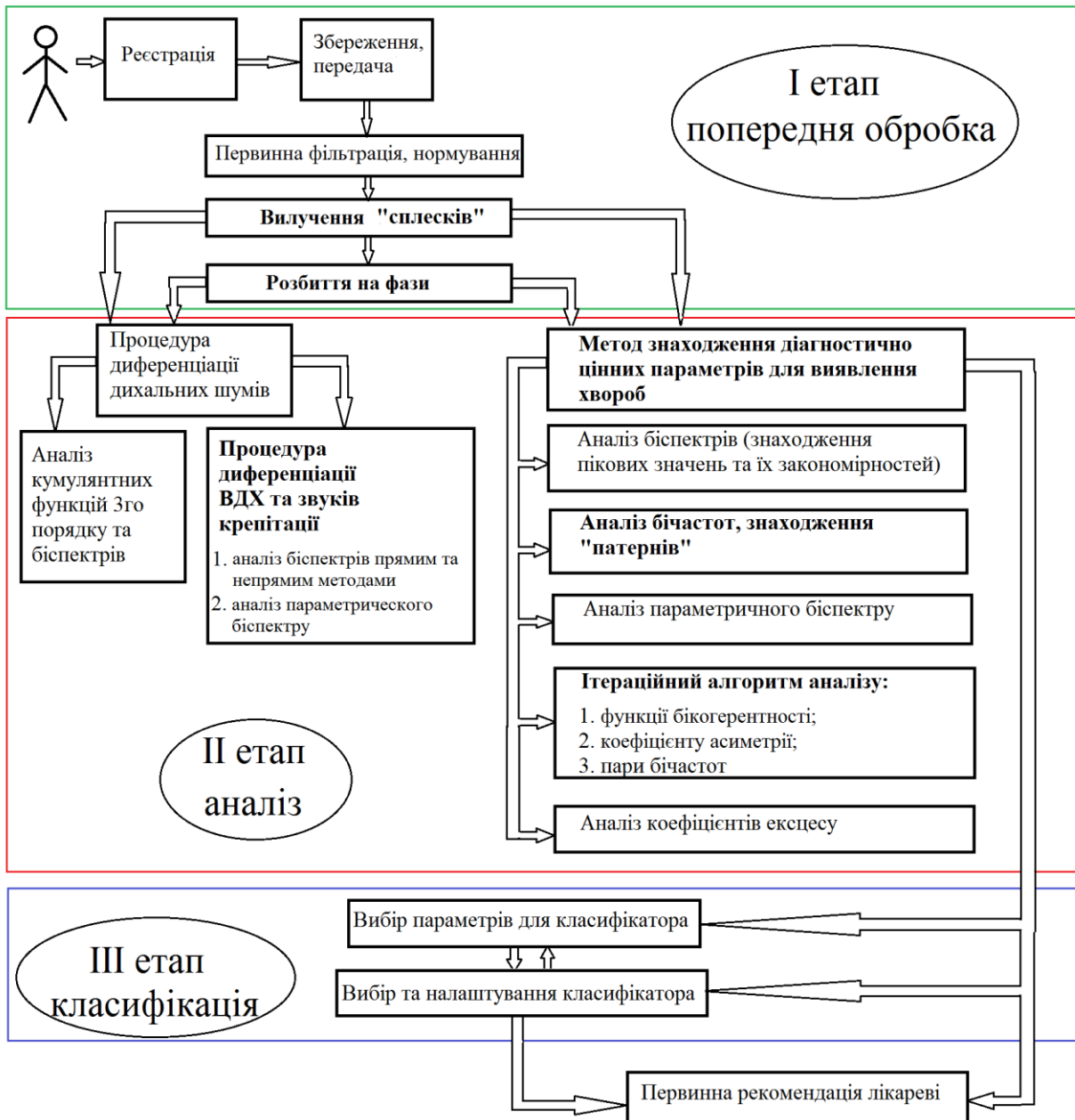


Рис. 4.1 Структурна схема оброблення та аналізу сигналів звуків легень діагностичного програмного комплексу.

Нижче приведений короткий опис кожного з трьох етапів роботи розробленого програмного комплексу.

#### 4.2.1. Попередня обробка сигналів звуків легень

На першому етапі відбувається безпосередньо реєстрація звуків легень за допомогою одно- або декілька каналних реєструючих пристроїв. Важливою умовою для подальших етапів обробки та аналізу є, по-перше, можливість запису сигналів звуків легень в зручному форматі, зокрема, WAV-форматі, що надає змогу не тільки обробляти сигнали, але й прослуховувати їх за потребою, а по-друге, можливість передачі цих сигналів за допомогою дротової чи бездротової технології з метою зберігання, накопичення та використання в телемедицині.

Після реєстрації та збереження звуків легень відбувається первинна фільтрація, метою якої є позбавлення від низькочастотних шумів серця та інших фізіологічних шумів організму і від мережевої завади. Також відбувається нормування сигналів для усунення впливу умов реєстрації.

Далі, за допомогою запропонованого методу, відбувається вилучення з сигналу випадкових перешкод, що зумовлені факторами навколишнього середовища та можливими недоліками реєструючого засобу. Це дозволяє покращити якість сигналу звуку легень для подальшого отримання діагностично цінних параметрів.

Після цього можна переходити до другого етапу роботи діагностичного комплексу, а саме до аналізу звуків легень з метою знаходження діагностично цінних параметрів. На цьому етапі зареєстрований сигнал аналізується цілим, тобто протягом всього часу, коли відбувався запис звуку. Таким чином, знаходяться інтегральні оцінки усього сигналу загалом.

В роботі також запропонований удосконалений метод розбиття сигналу звуку легень на респіраторні фази, що дозволяє в подальшому застосовувати розроблені процедури та методи аналізу до окремих фаз вдиху та видиху. Це надає можливість більш детально аналізувати звуки дихання та отримувати додаткову корисну інформацію, зокрема щодо частоти та локалізації в певних

фазах артефактів звуків легень. І вже після цього етапу, якщо лікарем буде прийняте рішення щодо його застосування, починається другий етап роботи діагностичного комплексу.

#### **4.2.2. Аналіз сигналів звуків дихання**

На другому етапі роботи діагностичного комплексу відбувається пошук параметрів та ознак звуків легень, а також їх закономірностей та зв'язків, які несуть в собі корисну та діагностично цінну інформацію щодо стану бронхолегеневої системи людини.

В роботі розроблена та запропонована процедура диференціації нормальних та патологічних дихальних шумів. На основі аналізу тривимірних кумулянтних функцій 3-го порядку та знайдених закономірностей контурних зображень біспектральних функцій виявлені певні ознаки для детектування і поділу звуків легень за такими класами, як бронхіальне та везикулярне дихання, крепітація, шум тертя плеври та хрипи.

Окремо було проведено дослідження щодо диференціації вологих дрібно пухирчастих хрипів та крепітації, оскільки ці типи патологічних шумів погано відрізняються один від одного звичайним методом аускультативної. Процедура включає в себе оцінку біспектру, розрахованого прямим методом. Далі аналізуються частоти діагонального зрізу біспектру, розрахованого за допомогою непрямого методу, в результаті чого звук може бути віднесений до певного класу, якщо частоти потрапляють в характерні визначені діапазони. Якщо ж неможливо зробити однозначний висновок на даному етапі аналізу, для уточнення розраховується параметричний біспектр.

Основна частина досліджень в роботі була присвячена розробці методу знаходження діагностично цінних параметрів та ознак звуків легень для виявлення таких хвороб, як ХОЗЛ та хронічний бронхіт.

Були проаналізовані біспектральні функції та знайдені закономірності в значеннях першого, другого та третього за величиною піків біспектру, розрахованого прямим методом від максимального до найменшого, а також відповідні їм значення бічастот.

Також проаналізовано діагональні зрізи біспектру для знаходження п'яти найбільших значень кожного біспектру і бічастот, що відповідають цим вершинам. В результаті було знайдено певні закономірності та побудовано «бічастотні патерни» як засіб відокремлення групи здорових людей від пацієнтів із ХОЗЛ.

Окрім наведеного, було проаналізовано всі сигнали із використанням розрахунку параметричного біспектру, а саме аналізувалися пари бічастот, на якому виявляється максимальний пік, а також кількість цих піків.

Запропоновано ітераційний алгоритм аналізу та диференціації здорової людини та хворої на ХОЗЛ. Відбувається поетапний пошук ознак, і в результаті проходження всіх етапів надається первинна рекомендація щодо наявності патології. Для цього на першому етапі розраховується значення функції бікогерентності та оцінюється зовнішній вигляд її тривимірного представлення. На другому етапі розраховується коефіцієнт асиметрії, на третьому оцінюються бічастотні пари функції бікогерентності.

Також був проаналізований та запропонований в якості діагностично цінного параметру звуків легень коефіцієнт ексцесу.

#### **4.2.3. Класифікація діагностичних параметрів звуків дихання.**

Як вже було зазначено вище, в результаті проведеного аналізу звуків легень було отримано досить велику кількість параметрів та ознак. З метою автоматизації прийняття рішення для надання первинної рекомендації лікареві

були застосовані методи машинного навчання, тобто проводиться третій етап роботи програмного діагностичного комплексу.

Відбувається вибір найкращих параметрів для роботи класифікатора, а також вибирається та наструюється класифікатор.

В результаті роботи класифікатора може бути надана автоматизована первинна рекомендація лікареві щодо стану бронхолегеневої системи людини. Але також лікар може зробити самостійні висновки, оминувши етап класифікації, за результатом власного оцінювання параметрів, ознак та їх закономірностей в результаті роботи другого етапу діагностичного програмного комплексу.

### **4.3. Висновки до розділу**

1. Досліджено та проаналізовано різні класифікатори для задачі автоматизованої класифікації звуків дихання. Досліджувалась робота класифікаторів з різними наборами діагностичних ознак, що були виявлені в та детально описані в розділі 3. Встановлено, що для більш точної роботи класифікаторів необхідно використовувати метод перехресної перевірки.

2. Запропоновано використання класифікаторів на основі методу опорних векторів, дерева прийняття рішення та нейронних мереж для автоматизації прийняття попереднього рішення щодо наявності чи відсутності певного захворювання бронхолегеневої системи людини. Досліджено результати роботи класифікаторів для різного набору вхідних параметрів, що отримані на основі математичного апарату статистик вищих порядків, та в результаті були обрані сім параметрів, при використанні котрих класифікатори дають найвищу точність до 97,8%.

3. Вперше запропоновано систему класифікації бронхолегеневих захворювань на основі нових діагностично цінних параметрів звуків легень, отриманих за допомогою біспектрального аналізу.

4. Розроблено діагностичний програмний комплекс, який здійснює три етапи аналізу сигналів, такі як попередню обробку сигналів звуків легень, безпосередньо аналіз звуків легень, в результаті якого знаходиться множина діагностично цінних параметрів, та класифікацію на певні категорії стану бронхолегеневої системи людини. Як результат роботи діагностичного програмного комплексу лікареві надається інформація щодо певних характеристик сигналів звуків легень, а також може бути надана первинна рекомендація щодо відсутності чи наявності легневих патологій.

*Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:*

1. M.G. Chekhovych, A.S. Poreva, V.I. Timofeyev, and P. Henaff, “Using of the machine learning methods to identify bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds,” *Visnyk NTUU KPI, Seriia Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*, no 73, pp. 55–62, 2018. (Особистий внесок – участь в обробці результатів та підготовці статті).

2. Г.С. Порєва, Д. Гончарова, “Дослідження роботи класифікаторів для оптимізації постановки діагнозів бронхолегневих захворювань,” *Електроніка та зв’язок*, т. 21, № 4 (93), с. 44-48, 2016. (Особистий внесок – участь в обробці результатів та підготовці статті).

3. А.С. Порєва, В.И. Вайтышин, Е.С. Карплюк, “Методы машинного обучения для исследования сигналов звуков легких,” *Мікросистеми та електроніка*, т. 22, № 6, с. 41-47, 2017. - doi: 10.20535/2523-4455.2017.22.6 . (Особистий внесок – участь у проведенні та інтерпретації експериментальних досліджень, обробці результатів та підготовці статті).

4. A. Poreva, Y. Karplyuk, and V. Vaityshyn, "Machine learning techniques application for lung diseases diagnosis," *Proc. IEEE Workshop Adv. Informat. Electron. Electric. Eng. (AIEEE-2017)*, Riga, 2017, pp. 1-5. - doi: 10.1109/AIEEE.2017.8270528

5. V. Vaityshyn, M. Chekhovych, and A. Poreva, "Convolutional neural networks for the classification of bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2018)*, Kyiv, 2018, pp. 383-387.

6. Г.С. Порєва, М.Г. Чехович, "Цифровий аналіз сигналів звуків легень," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2018, с. 113-114.

7. В.І. Вайтишин, А.С. Порєва, "Ідентифікація бронхолегеневих захворювань за допомогою нейронних мереж з використанням спектрограм," *Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування»*, Харків, 2018, с. 64-65.

8. A. Poreva, V. Vaityshyn, and A. Makarenkova, "Pre-trained convolutional neural networks for the lung sounds classification," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2019)*, Kyiv, 2019, pp. 522-525.

## ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

У дисертаційній роботі розв'язано важливе науково-технічне завдання удосконалення методів попередньої обробки звуків легень, виявлення діагностично цінних параметрів звуків легень для оцінювання стану дихальної системи людини та низки ознак певних захворювань, а також класифікації хвороб на основі математичного оброблення параметрів сигналів легень для надання первинних рекомендацій.

У роботі досягнуто такі наукові та практичні результати:

1. Подальшого розвитку отримав метод попередньої обробки сигналів звуків легень на основі фільтрації завад, який відрізняється від існуючого застосуванням процедур фільтрації сигналів, обумовлених випадковими перешкоджаючими факторами під час реєстрації звуків легень та власними шумами організму людини, що дозволило суттєво зменшити їх вплив на подальше визначення інформативних показників звуків дихання при оцінюванні стану дихальної системи людини.

2. Удосконалено метод аналізу звуків легень людини на основі детектування і виділення окремих дихальних циклів шляхом спектрально-часового аналізу звукового сигналу та синтезу опорного сигналу, що є відображенням дихальної активності, який відрізняється від відомого наявністю процедури адаптивної фільтрації із допоміжним сигналом завади, що будується у відповідності до спектрально-часових характеристик неінформативної смуги частот. Це дозволило мінімізувати вплив дихальних паразитних сплесків шуму, провести коректне визначення фаз дихання (вдих і видих) та, як наслідок, підвищити точність оцінювання стану дихальної системи людини шляхом визначення патологічних ознак в конкретних її елементах.

3. Запропоновано імітаційну модель портативного фонореспіраторного комплексу з використанням чотирьох датчиків та покращеними параметрами запису та передачі даних за рахунок використання двох 16-бітних АЦП, пам'яті для зберігання записів та модуля бездротової

передачі даних, що полегшує можливість накопичення даних та використання їх для телемедицини.

4. Запропоновано процедуру диференціації нормальних та патологічних дихальних шляхів на основі аналізу кумулянтних функцій 3-го порядку та біспектральних функцій, знайдені еталонні контурні зображення біспектру для окремих категорій дихальних шумів та визначені закономірності для них.

5. Вперше запропоновано метод аналізу звуків легень людини шляхом використання спектрів високих порядків, а саме на основі отриманих діагностично цінних параметрів звуків легень, таких як біспектр і функція бікогерентності та відповідні їм бічастоти, параметричний біспектр та коефіцієнти асиметрії та ексцесу, що забезпечило диференціацію здорових людей та хворих на хронічне обструктивне захворювання легень і хронічний бронхіт та диференціацію звуків крепітації (наявних при запаленні легень) від вологих дрібно пухирчастих хрипів (характерних при бронхітах), а також вперше дозволило встановити закономірності між комплексом зазначених вище параметрів та станом бронхолегеневої системи людини.

6. Вперше встановлені зв'язки між п'ятьма бічастотами, які відповідають значенням діагонального зрізу біспектру від максимального до мінімального, на основі чого виявлені певні «патерни» бічастот, що є різними і характерними для здорової людини та пацієнтів з ХОЗЛ.

7. Показано, що запропонований метод може бути застосований до сигналу, який розбитий на окремі фази вдиху - видиху, що дозволяє більш детально оцінити стан дихальної системи людини, оскільки дає можливість виявити дихальні артефакти в окремих дихальних фазах..

8. Запропоновано використання класифікаторів на основі методу опорних векторів, дерева прийняття рішення та нейронних мереж для автоматизації прийняття попереднього рішення щодо наявності чи відсутності певного захворювання бронхолегеневої системи людини. Досліджено

результати роботи класифікаторів для різного набору вхідних параметрів, що отримані на основі математичного апарату статистик вищих порядків, та в результаті були обрані сім параметрів, при використанні котрих класифікатори дають найвищу точність до 97,8%.

9. Розроблено діагностичний програмний комплекс, який забезпечує три етапи аналізу сигналів, такі як попередня обробка сигналів звуків легень, безпосередньо аналіз звуків легень, в результаті якого знаходиться множина діагностично цінних параметрів, та класифікація на певні категорії стану бронхолегеневої системи людини. Як результат роботи діагностичного програмного комплексу лікареві надається інформація щодо певних характеристик сигналів звуків легень, а також може бути надана первинна рекомендація щодо відсутності чи наявності легеневих патологій.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>
2. [https://www.who.int/gard/publications/chronic\\_respiratory\\_diseases.pdf](https://www.who.int/gard/publications/chronic_respiratory_diseases.pdf)
3. D. Marciniuk, T. Ferkol, A. Nana, M. Montes de Oca, K. Rabe, N. Billo, and H. Zar, “Respiratory diseases in the world. Realities of today - opportunities for tomorrow. Forum of International Respiratory Societies,” *African J. Respir. Med.*, vol. 9, no 1, pp. 4-13, 2014.
4. Л.П. Пашкевич, “Структура захворюваності та поширеності захворювань дихальної системи в Україні,” *Фізическе виховання студентів*, № 4, сс. 68-72, 2013. doi:10.6084/m9.figshare.663623
5. M. Sarkar, I. Madabhavi, N. Niranjana, and M. Dogra, “Auscultation of the respiratory system,” *Ann. Thorac. Med.*, vol. 10, no 3, pp. 158-168, 2015. - doi: 10.4103/1817-1737.160831
6. И. Вовк, “Образ врача,” *Зеркало недели*, № 39, 10.10.2003. [https://zn.ua/HEALTH/uvidet\\_shum.html](https://zn.ua/HEALTH/uvidet_shum.html)
7. <http://www.dovidnyk.org/dir/12/59/766.html>
8. О. С. Толох, “Хронічне обструктивне захворювання легень нові рішення старих проблем,” *Український пульмонологічний журн.*, № 3, с. 51-56, 2017.
9. Ю.Ю. Елисеєв (Ред.), *Внутренние болезни*, Москва, изд-во Крон-пресс, 1999.
10. T. Akamine, T. Tagawa, M. Shimokawa, T. Matsubara, Y. Kozuma, N. Haratake, S. Takamori, G. Toyokawa, and Y. Maehara, “The prognostic impact of obstructive lung disease on survival of never smokers with resected non-small-cell lung cancer: a comparison with smokers,” *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.*, vol. 28, no 5, pp. 735-743, 2019. - doi: 10.1093/icvts/ivy329.
11. V. Kim and G. J. Criner, “Chronic bronchitis and chronic obstructive pulmonary disease,” *Am. J. Respir. Critical Care Med.*, vol. 187, no 3, pp. 228-237, 2013.

12. Пульмонолог. Фтизиатр. Рациональная диагностика и фармакотерапия заболеваний органов дыхания: <http://www.deltamedical.com.ua/files/4.pdf>

13. А.Г. Чучалин (Ред.), “Хроническая обструктивная болезнь легких. Практические рекомендации,” Москва: Атмосфера, 2003.

14. И.В. Лещенко, Н.А. Эсаулова, Основные положения международных клинических рекомендаций по диагностике и лечению хронической обструктивной болезни легких, *Пульмонология*, №3, с. 101-111, 2005.

15. S. Rennard, M. Decramer, P.M.A. Calverley, N.B. Pride, J.B. Soriano, P.A. Vermeire, and J. Vestbo, “Impact of COPD in North America and Europe in 2000: subjects’ perspective of confronting COPD. International survey,” *Eur. Respir. J.*, vol. 20, no 4, pp. 799-805, 2002.

16. A. Vested, I. Basinas, A. Burdorf, G. Elholm, D.J.J. Heederik, G.H. Jacobsen, H.A. Kolstad, H. Kromhout, O. Omland, T. Sigsgaard, A.M. Thulstrup, G. Toft, J.M. Vestergaard, I.M. Wouters, and V. Schlünssen, “A nationwide follow-up study of occupational organic dust exposure and risk of chronic obstructive pulmonary disease (COPD),” *Occup. Environ. Med.*, vol. 76, no 2, pp. 105-113, 2019. - doi: 10.1136/oemed-2018-105323

17. A.A. Gagnat, A. Gulsvik, P. Bakke, and M. Gjerdevik, “Comparison of two lung cancer screening scores among patients with chronic obstructive pulmonary disease - a community study,” *Clin. Respir. J.*, vol. 12, no 2, pp. 114-119, 2019. - doi: 10.1111/crj.12988

18. С.Н. Авдеев, “Малоизвестные, но важные клинические аспекты ХОБЛ,” *Здоров’я України*, №9/1, с. 16-18, 2008.

19. А.В. Басанец, О.В. Ермакова, А.П. Макаренко, А.А. Макаренко, “Акустическая объективизация звуков дыхания больных ХОБЛ,” *Український журн. з проблем медицини праці*, № 23, с. 47-55, 2010.

20. С.Н. Авдеев, “Выбор оптимальной терапии при ранних стадиях хронической обструктивной болезни легких,” *Справочник поликлинического врача*, № 11, с. 27-31, 2009.

21. Л.А. Степанищева, Р.Л. Игнатова, Е.В. Николаева, “Опыт применения Беродуала-Н при хронической обструктивной болезни легких у рабочих на промышленном предприятии,” *Пульмонология*, № 1, с.103-106, 2005.

22. C. Zhang, B. Zhao, C. Zhang, M. Qiu, S. Ma, X. Jin, Y. Shao, M. Wang, and X. Wang, “Mechanisms of bergenin treatment on chronic bronchitis analyzed by liquid chromatography-tandem mass spectrometry based on metabolomics,” *Biomed Pharmacother.*, vol. 109, pp. 2270-2277, 2019. - doi: 10.1016/j.biopha.2018.11.119

23. R. Palaniappan, K. Sundaraj, N. U. Ahamed, A. Arjunan, and S Sundaraj, “Computer-based respiratory sound analysis: a systematic review, *IETE Techn. Rev.*, vol. 30, no 3, pp. 248-256, 2013.

24. A. Rizal, R. Hidayat, and H. A. Nugroho, “Signal domain in respiratory sound analysis: methods, application and future development,” *J. Comp. Sci.*, vol. 11, no 10, pp. 1005-1016, 2015. - doi: 10.3844/jcssp.2015.1005.1016

25. В.И. Коренбаум, И.А.Почекутова, Ю.В. Кулаков, А.А. Тагильцев, А.Е. Костив, “Акустическая диагностика системы дыхания человека на основе объективного анализа дыхательных звуков,” *Вестник ДВО РАН*, №5, с. 68-79, 2004.

26. H. Pasterkamp, C. Carson, D. Daien, Y. Oh, “Digital respirosography: new images of lung sounds,” *Chest*, vol. 96, no 6, pp. 1405-1412, 1989.

27. А.А. Гусейнов, З.Р. Айсанов, А.Г. Чучалин, “Акустический анализ дыхательных звуков: состояние вопроса,” *Пульмонология*, № 6, с.105-112, 2005.

28. Д. М. Зислин, В. В. Розенблат, Е. И. Лихачева, “Объективное исследование дыхательных шумов с помощью частотного анализа,” *Терапевт. Архив*, т. 41, № 11, с. 108–112, 1969.

29. И. В. Вовк, В. Т. Гринченко, С. Л. Дахнов, В. В. Крижановский, В. Н. Олейник, “Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков,” *Акустичний вісник*, т. 2, № 3, с. 11-32, 1999.
30. R.L.H. Murphy, A. Vyshedskiy, V.-A. Power-Charnitsky, D.S. Bana, P.M. Marinelli, A. Wong-Tse, and R. Paciej, “Automated lung sound analysis in patients with pneumonia,” *Respir. Care*, vol. 49, no 12, pp. 1488–1489, 2004.
31. А.А. Макаренко, “Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмокониозом” *Акустичний вісник*, т. 11, №1, с. 51-59, 2008.
32. Т. А. Виноградова, *Клиническая пульмонология: пособие для студентов лечебного, врачей-интернов, клинических ординаторов*, Городно: ГрГМУ, 2011.
33. S. Mangione, *Physical Diagnosis Secrets*, 2-nd ed., Mosby-Elsevier Publ., 2007 [С. Манджони, *Секреты клинической диагностики*, пер. 1-го изд с англ., Москва, изд-во Бином, 2004.]
34. R. Khare, R. Bascom, and W. E. Higgins, "Hands-free system for bronchoscopy planning and guidance," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 12, pp. 2794-2811, 2015. - doi: 10.1109/TBME.2015.2401514
35. T. Tan, Z. Li, H. Liu, F. G. Zanjani, Q. Ouyang, Y. Tang, Z. Hu, and Q. Li, "Optimize transfer learning for lung diseases in bronchoscopy using a new concept: sequential fine-tuning," *IEEE J. Translat. Eng. Health Med.*, vol. 6, art. no 1800808, 2018. - doi: 10.1109/JTEHM.2018.2865787
36. E.E. Folch, M.A. Pritchett, M.A. Nead, M.R. Bowling, S.D. Murgu, W.S. Krimsky, B.A. Murillo, G.P. LeMense, D.J. Minnich, S. Bansal, B.Q. Ellis, A.K. Mahajan, T.R. Gildea, R.I. Bechara, E. Szejman, J. Flandes, O.B. Rickman, S. Benzaquen, D.K. Hogarth, P.A. Linden, M.M. Wahidi, J.S. Mattingley, K.L. Hood, H. Lin, J.J. Wolvers, S.J. Khandhar, “Electromagnetic navigation bronchoscopy for peripheral pulmonary lesions: one-year results of the prospective, multicenter NAVIGATE study,” *J. Thorac. Oncol.*, vol. 14, no 3, pp. 445-458, 2019. - doi: 10.1016/j.jtho.2018.11.013

37. Н.Е. Чернеховская, В.Г. Андреев, А.В. Поваляев, *Лечебная бронхоскопия в комплексной терапии заболеваний органов дыхания*, Москва, изд-во МЕДпресс-информ, 2011.
38. С. М. Злепко, Л. Г. Коваль, Н. М. Гаврілова, І. С. Тимчик, *Медична апаратура спеціального призначення*, Вінниця, в-во ВНТУ, 2010.
39. А.П. Дунаев, Ж.В. Шейх, Г.Г. Кармазановский, Н.С. Дребушевский, *Лучевая диагностика острых деструктивных воспалительных процессов в легких*, Москва, изд-во Видар, 2016.
40. C.R. Ng, J.C.M. Than, N.M. Noor, O.M. Rijal, R.M. Kassim, and A. Yunus, "Preliminary 3D performance evaluation on automatic lung segmentation for interstitial lung disease using high resolution," *Proc. IEEE Reg. 10 Conf. (TENCON-2017)*, Penang, 2017, pp. 187-191. - doi: 10.1109/TENCON.2017.8227859
41. F. Pennati, C. Salito and A. Aliverti, "Registration of lung CT images acquired in different respiratory ranges with 4DCT and HRCT," *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC-2015)*, Milan, 2015, pp. 2936-2939. doi: 10.1109/EMBC.2015.7319007
42. И.П. Колганова, Г.Г. Кармазановский, *Компьютерная томография и рентгенодиагностика заболеваний брюшной полости*, Москва, изд-во Видар, 2014.
43. MEDUNIVER URL: <http://meduniver.com/Medical/kartini/50.html>
44. А.Г Чучалин (Ред.), *Функциональная диагностика в пульмонологии: Практическое руководство*, Москва, изд-во Атмосфера, 2009.
45. <https://pidruchniki.com/90292/meditsina/spirografiya>
46. <https://eurecamed.com.ua/ru/services/spirometry>
47. В.М. Ждан, Л.І. Гурина, М.Ю. Бабаніна, Т.А. Трибрат, Т.О. Крючко, О.Я. Ткаченко, *Захворювання органів дихання в практиці сімейного лікаря. Навчальний посібник для лікарів-інтернів та лікарів-слухачів закладів післядипломної освіти*, Полтава, в-во Укр. Мед. Стomat. Акад., 2008.

48. Н.Е. Ларинский, В.Н. Абросимов, *История физикальной диагностики в биографиях, портретах и фактах*, Рязань, изд-во РязГМУ, 2012.
49. V. Oliynik, "On potential effectiveness of integration of 3M Littmann 3200 electronic stethoscopes into the third-party diagnostic systems with auscultation signal processing," *2015 IEEE 35th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kiev, 2015, pp. 417-421. - doi: 10.1109/ELNANO.2015.7146923
50. Littmann3200: [http://www.littmann.com/3M/en\\_US/littmann-stethoscopes/products/~3M-Littmann-Electronic-Stethoscope-Model-3200?N=5932256+8711017+3293188392&rt=rud](http://www.littmann.com/3M/en_US/littmann-stethoscopes/products/~3M-Littmann-Electronic-Stethoscope-Model-3200?N=5932256+8711017+3293188392&rt=rud)
51. ThinklabsOne: <http://www.thinklabs.com/one-digital-stethoscope>
52. EcodigitalOne: <https://ekodevices.com/how-it-works>
53. D. Chamberlain, J. Mofor, R. Fletcher, and R. Kodgule, "Mobile stethoscope and signal processing algorithms for pulmonary screening and diagnostics," *Proc. 2015 IEEE Global Humanitarian Technol. Conf. (GHTC-2015)*, Seattle, 2015, pp. 385-392. - doi: 10.1109/GHTC.2015.7344001
54. Nordic Semiconductor, nRF24L01 single chip 2.4 GHz transceiver product specification, 2007: <http://www.nordicsemi.com/eng/Products/2.4GHz-RF/nRF24L01>
55. A. Anand, D. Chamberlain, R. Kodgule and R. R. Fletcher, "Pulmonary screener: a mobile phone screening tool for pulmonary and respiratory disease," *Proc. 2018 IEEE Global Humanitarian Technol. Conf. (GHTC-2018)*, San Jose, 2018, pp. 1-7. - doi: 10.1109/GHTC.2018.8601821
56. В.Т. Грінченко, Г.П. Виноградний, А.А. Макаренкова, "Акустичний сенсор," Пат. України № 14732, бюл. № 5, 15.05.2006.
57. В.Т. Гринченко, А.П. Макаренко, А.А. Макаренкова, "Компьютерная аускультация - новый метод объективизации характеристик звуков дыхания," *Клиническая информатика и телемедицина*, №.7, с.31-37, 2010.

58. В.Т. Гринченко, А.А. Макаренко, “Сравнение эффективности электро-акустических преобразовательных устройств электронной аускультации, *Акустичний вісник*, № 10, с. 17-29, 2007.
59. A. Bohadana, G. Izbicki, and S.S. Kraman, “Fundamentals of lung auscultation,” *New England J. Med.*, vol. 370, no 8, pp. 744-751, 2014. doi: 10.1056/NEJMra 302901
60. A. Rao, E. Huynh, T. J. Royston, A. Kornblith, and S. Roy, "Acoustic methods for pulmonary diagnosis," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 12, pp. 221-239, 2019. doi: 10.1109/RBME.2018.2874353
61. U. Patel, *Computerized Respiratory Sound Analysis: An Exploration of Methods*, B.S. Thesis, Case Western Reserve Univ., 2011. [http://www.phys.cwru.edu/undergrad/Senior%20Projects/PreviousProjects/papers/papers2012/Patel\\_Cechner.pdf](http://www.phys.cwru.edu/undergrad/Senior%20Projects/PreviousProjects/papers/papers2012/Patel_Cechner.pdf)
62. H. Hadjileontiadis, *Lung Sounds: An Advanced Signal Processing Perspective*, Morgan and Claypool Publ., 2009.
63. N. Gavriely, M. Nissan, D.W. Cugell, and A.H. Rubin, “Respiratory health screening using pulmonary function tests and lung sound analysis,” *Eur. Respir. J.*, vol. 7, no 1, pp. 35-42, 1994.
64. A. Gurung, C.G. Scrafford, J.M. Tielsch, O.S. Levine, and W. Checkley, “Computerized lung sound analysis as diagnostic aid for the detection of abnormal lung sounds: a systematic review and meta-analysis,” *Respir Med.*, vol. 105, no 9, pp.1396-1403, 2011.- doi: 10.1016/j.rmed.2011.05.007
65. N. Gavriely, M. Nissan, A.H. Rubin, and D.W. Cugell, “Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects,” *Thorax*, vol. 50, no 12, pp. 1292–1300, 1995.
66. N. Sahgal, “Monitoring and analysis of lung sounds remotely,” *Int. J. Chron. Obstruct. Pulmon. Dis.*, vol. 6, pp. 407–412, 2011. - doi: 10.2147/COPD.S20067

67. P. Mayorga, C. Druzgalski, O.H. Gonzalez, and H.S. Lopez, "Modified classification of normal lung sounds applying Quantile vectors," *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC-2012)*, San Diego, 2012, pp. 4262-4265. doi: 10.1109/EMBC.2012.6346908
68. A. Rizal and V. Suryani, "Lung sound recognition using spectrogram and adaptive resonance theory 2 neural network (ART2)," *Proc. Biomed. Eng. Day (BED-2008)*, Surabaya, 2008.
69. S.A. Taplidou and L.J. Hadjileontiadis, "Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds," *Comput. Biol. Med.*, vol. 37, no 8, pp. 1073-1083, 2007. - doi: 10.1016/j.combiomed.2006.09.007
70. D.S. Morillo, S.A. Morenoemail, M.Á.F. Graneroemail, and A.L. Jiménezemail, "Computerized analysis of respiratory sounds during COPD exacerbations," *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no 7, pp. 914-921, 2013. - doi: 10.1016/j.combiomed.2013.03.011
71. E. Andrés, R. Gass, A. Charloux, C. Brandt, and A. Hentzler, "Respiratory sound analysis in the era of evidence-based medicine and the world of medicine," *J. Med. Life*, vol. 11, no 2, pp. 89-106, 2018.
72. K. Zhang, X. Wang, F. Han, H. Zhao, "The detection of crackles based on mathematical morphology in spectrogram analysis," *Technol. Health Care*, vol. 23, pp. S489-S494, 2015.- doi: 10.3233/THC-150986
73. B.S. Lin, H.D. Wu, and S.J. Chen, "Automatic wheezing detection based on signal processing of spectrogram and back-propagation neural network", *J. Healthcare Eng.*, vol. 6, no 4, pp. 649-72, 2015. - doi: 10.1260/2040-2295.6.4.649
74. J. Li and Y. Hong, "Wheeze detection algorithm based on spectrogram analysis," *Proc. Int. Symp. Comput. Intelligence Design (ISCID-2015)*, Hangzhou, 2015, pp. 318-322. - doi: 10.1109/ISCID.2015.310
75. A. Parkhi and M. Pawar, "Analysis of deformities in lung using short time Fourier Transform spectrogram analysis on lung sound," *Proc. Int. Conf.*

Comput. Intelligence Communic. Networks, Gwalior, 2011, pp. 177-181. - doi: 10.1109/CICN.2011.35

76. I. Bandyopadhyaya, M.A. Islam, P. Bhattacharyya, and G. Saha, "A novel spectrogram based approach towards automatic lung sound cycle extraction," *Proc. IEEE Calcutta Conf. (CALCON-2017)*, Kolkata, 2017, pp. 448-451. - doi: 10.1109/CALCON.2017.8280773

77. A. Rizal, R. Hidayat, and H. A. Nugroho, "Lung sounds classification using spectrogram's first order statistics features," *Proc. Int. Annual Eng. Seminar (InAES2016)*, Yogyakarta, 2016, pp. 96-100. doi: 10.1109/INAES.2016.7821914

78. V. Oliynik, "Time-domain fragment-similarity processing of the auscultation records for detection of their periodic components," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2018)*, Kyiv, 2018, pp. 340-345. - doi: 10.1109/ELNANO.2018.8477549

79. M. Maciuk, W. Kuniszyk-Jożkowiak, A. Doboszyńska, and M. Maciuk, "Analysis of lung auscultatory phenomena using the wigner-ville distribution," *Annales Univ. Mariae Curie-Sklodowska, sect. Inform.*, vol. 12, no 1, pp. 7-16, 2012.- doi: 10.2478/v10065-012-0016-0

80. B. Boashash, *Time Frequency Signal Analysis and Processing: A Comprehensive Reference*, Amsterdam, Elsevier, 2003.

81. S. Charleston-Villalobos, R. Gonzalez-Camarena, G. Chi-Lem, and T. Aljama-Corrales, "Crackle sounds analysis by eprcl mode decomposition," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 26, pp. 40-47, 2007. - doi: 10.1109/MEMB.2007.289120

82. M. Lozano, J.A. Fiz, and R. Jané, "Estimation of instantaneous frequency from empirical mode decomposition on respiratory sounds analysis," *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS-2013)*, Osaka, 2013, pp: 981-984. doi: 10.1109/EMBC.2013.6609667

83. A. Kandaswamy, C. Sathish Kumar, Rm. Pl. Ramanathan, S. Jayaraman, and N. Malmurugan, "Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients," *Comp. Biol. Med.*, vol. 34, no 6, pp. 523-537, 2004.

84. L. J. Hadjileontiadis, "Discrimination analysis of discontinuous breath sounds using higher-order crossings," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, no 4, pp. 445-455, 2003.
85. S. Sello, S. Strambi, G. De Michele, and N. Ambrosino, "Respiratory sound analysis in healthy and pathological subjects: a wavelet approach," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 3, no 3, pp. 181-191, 2008. - doi: 10.1016/j.bspc.2008.02.002
86. K. Kosasih, U.R. Abeyratne, V. Swarnkar, and R. Triasih, "Wavelet augmented cough analysis for rapid childhood pneumonia diagnosis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no 4, pp. 1185-1194.- doi: 10.1109/TBME.2014.2381214
87. T. H. Pingale and H. T. Patil, "Analysis of cough sound for pneumonia detection using wavelet transform and statistical parameters," *Proc. Int. Conf. Comp. Communic. Control Automat. (ICCUBEA-2017)*, Pune, 2017, pp. 1-6. - doi: 10.1109/ICCUBEA.2017.8463900
88. S. Ulukaya, G. Serbes, and Y. P. Kahya, "Performance comparison of wavelet based denoising methods on discontinuous adventitious lung sounds," *Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC-2017)*, Seogwipo, 2017, pp. 2928-2931. - doi: 10.1109/EMBC.2017.8037470
89. M. Fei, W. Yixuan, S. Yan, C. Maolin, Y. Liman, and S. Dongkai, "A new type of wavelet de-noising algorithm for lung sound signals," *Proc. IEEE Int. Conf. Bioinformat. Biomed. (BIBM-2018)*, Madrid, 2018, pp. 2544-2548. - doi: 10.1109/BIBM.2018.8621442
90. A. Rizal, R. Hidayat, and H. A. Nugroho, "Multilevel wavelet packet entropy: a new strategy for lung sound feature extraction based on wavelet entropy," *Proc. Int. Conf. Robotics Automat. Sci. (ICORAS-2017)*, Melaka, 2017, pp. 1-5. - doi: 10.1109/ICORAS.2017.8308048
91. I.T. Rekanos and L.J. Hadjileontiadis, "An iterative kurtosis-based technique for the detection of nonstationary bioacoustic signals," *Signal Proc.*, vol. 86, no 12, pp. 3787-3795, 2006. - doi: 10.1016/j.sigpro.2006.03.020

92. D. Wang, B. Fang, S. Liang, S. Wang, "The research progress about the intelligent recognition of lung sounds," *Proc. IEEE Int. Conf. Comput. Communic. (ICCC-2016)*, Chengdu, 2016, pp. 769-772. - doi: 10.1109/CompComm.2016.7924807
93. S. Li and Y. Liu, "Feature extraction of lung sounds based on bispectrum analysis," *Proc. Int. Symp. Informat. Process. (ISIP-2010)*, Qingdao, 2010, pp. 393-397. - doi: 10.1109/ISIP.2010.136
94. B. Wang, L. Miao, H. Dong, and Z. Zheng, "The research of lung sound signals based on cepstrum analysis," *Proc. Int. Conf. Biomed. Eng. Biotechnol. (BEMB-2012)*, Macao, 2012, pp. 934-938. - doi: 10.1109/iCBEB.2012.439
95. H.M.H. Johari, N.A. Malik, and K.A. Sidek, "Distinctive features for classification of respiratory sounds between normal and crackles using cepstral coefficients," *Proc. Int. Conf. Comput. Communic. Eng. (ICCCE-2018)*, Kuala Lumpur, pp. 476-479. - doi 10.1109/ICCCE.2018.8539305
96. В.И. Коренбаум, И.И. Почекутова, Ю.В. Кулаков, "Акустическая диагностика человека на основе объективного анализа дыхательных звуков," *Вестник ДВО РАН*, № 5, с. 69-79, 2004.
97. Э.И. Батищев, И.А. Бойко, В.И. Коренбаум, А.Е. Костив, Ю.В. Кулаков, Д.Н. Мокеев, И.А. Почекутова, А.А. Тагильцев, "Акустическая интраскопия легких на основе спектрального анализа перкуторных звуков," *Вестник нов. мед. технологий*, т. 10, № 1-2, с. 8-9, 2003.
98. K. Ciftçi, B. Sankur, Y.P. Kahya, and A. Akin, "Multilevel statistical inference from functional near-infrared spectroscopy data during stroop interference," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no 9, pp. 2212-2220, 2008.
99. M. Yeginer and Y.P. Kahya, "Elimination of vesicular sounds from pulmonary crackle waveforms," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 89, no 1, pp. 1-13, 2008.
100. G. Serbes, S. Ulukaya, and Y.P. Kahya, "An automated lung sound preprocessing and classification system based on spectral analysis methods," in N.

Mangaveras, I. Chouvarda, and P. de Carvalho (Eds.), *Precision Medicine Powered by pHealth and Connected Health*, Singapore, Springer, pp. 45-49, 2018. - doi: 10.1007/978-981-10-7419-6\_8.

101. А.С. Порева, В.О. Фесечко, П.В. Данилов, “Методы цифровой обработки звуков легких. Кумулянтный анализ,” *Мат. Акустичного симпозиума «КОНСОНАНС-2011»*, 2011, с. 271-275.

102. M.G. Chekhovych, A.S. Poreva, V.I. Timofeyev, and P. Henaff, “Using of the machine learning methods to identify bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds,” *Visnyk NTUU KPI, Seriia Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*, no 73, pp. 55–62, 2018.

103. Kaggle: <https://www.kaggle.com/vbookshelf/respiratory-sound-database>

104. A. Makarenkova, A. Poreva, and M. Slozko, "Efficiency evaluation of electroacoustic sensors for auscultation devices of human body life-activity sounds," *Proc. IEEE Ukraine Conf. Electric. Comput. Eng. (UKRCON-2017)*, Kyiv, 2017, pp. 310-313.- doi: 10.1109/UKRCON.2017.8100499

105. А.С. Порева, П.В. Данилов, “Обзор проблем использования медицинской техники врачом и способы их решения,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2011»*, Київ, 2011, ч.1, с. 202-206.

106. A. Poreva, V. Fesechko, V. Tkachenko, and Y. Karplyuk, “Modern systems of distributed home healthcare,” *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012)*, Kyiv, 2012, pp. 136-137.

107. A. Poreva, V. Vaityshyn, V. Timofeyev and A. Honcharenko, "Improving of lung sounds registration device for further signal processing," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2017)*, Kyiv, 2017, pp. 329-332. - doi: 10.1109/ELNANO.2017.7939773

108. A. Poreva, O. Honcharenko, R. Tomashevskyi, S. Batachenko, and V. Kulichenko, "Screening diagnostic system for chronic obstructive pulmonary diseases," *Proc. Int. Conf. Electron. Informat. Technol. (EIT-2016)*, Odesa, 2016, pp. 1-5. - doi: 10.1109/ICEAIT.2016.7500996

109. <http://powercom.ua/ru/publications/item/43/>
110. V.A. McKusick, J.T. Jenkins, G.N. Web, "The acoustic basis of the chest examination: studies by means of sound spectrography," *Amer. Rev. Tuberc.*, vol. 72, pp. 12-34, 1955.
111. A. R. Sovijarvi, L. P. Malmberg, E. Paajanen, P. Piirila, K. Kallio, and T. Katila, "Averaged and time gated spectral analysis of respiratory sounds. Repeatability of spectral parameters in healthy men and in patients with fibrosing alveolitis", *Chest*, vol. 109, pp. 1283 -1290, 1996.
112. Черняев АЛ., Самсонова М.В. Патологическая анатомия хронической обструктивной болезни легких и бронхиальной астмы: сходства и различия. *Атмосфера: Пульмонология и аллергология*. 2013, № 1, pp.55-60
113. А.С. Порева, Е.С. Карплюк, "Алгоритм выделения дыхательных циклов на основе адаптивной фильтрации и спектрально-временного представления сигналов шумов дыхания," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2014, с. 95-96.
114. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Detection of COPD's diagnostic signs based on polyspectral lung sounds analysis of respiratory phases," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2015)*, Kyiv, 2015, pp. 351-355. - doi: 10.1109/ELNANO.2015.7146908
115. Г.Н. Бочков, К.В. Горохов, *Полиспектральный анализ и синтез сигналов. Учебно-методический материал*, Нижний Новгород, изд-во ННГУ, 2007. <http://www.unn.ru/pages/e-library/aids/2007/26.pdf>
116. А.К. Новиков, *Полиспектральный анализ*, СПб, изд-во ЦНИИ им. акад. А. Н. Крылова, 2002.
117. А.Н. Малахов, *Кумулянтный анализ случайных негауссовых процессов и их преобразований*, Москва,: Советское радио, 1978.
118. А.Р. Petropulu, *Higher-Order Spectral Analysis. The Biomedical Engineering Handbook*, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

119. A. Swami, J.M. Mendel, C.L. Nikias, *Higher-Order Spectral Analysis Toolbox. User's Guide Version*, MathWorks Publ, 1998.
120. W. Kiciński and A. Szczepański, "Quadratic phase coupling phenomenon and its properties," *Hydroacoustics*, vol. 7, pp. 97-106, 2004.
121. L. Sun, M. Shen, and C. Xu, "Nonlinear analysis of EEG signals based on the parametric bispectral estimation," *Proc. Int. Conf. Signal Process.*, Beijing, 2002, vol. 1, pp. 251-254. - doi: 10.1109/ICOSP.2002.1181039.
122. F. Chella, A. D'Andrea, A. Basti, V. Pizzella, and L. Marzetti, "Non-linear analysis of scalp EEG by using bispectra: the effect of the reference choice," *Frontiers Neurosci.*, vol. 11, pp. 262-266, 2017.
123. T. Greenhalgh, *How to Read a Paper: the Basics of Evidence Based Medicine*, London, BMJ Books, 2001.
124. M.C. Reid, M.S. Lachs, and A.R. Feinstein, "Use of methodological standards in diagnostic test research. Getting better but still not good," *J. Am. Med. Assoc.*, vol. 274, no 8, pp. 645-51, 1995.
125. А.С. Порєва, В.А. Фєсєчко, "Анализ звуков дыхания при помощи спектров высших порядков," *Електроніка та зв'язок, тем. вип. «Електроніка та нанотехнології»*, № 2, с. 119-125, 2011.
126. A. Poreva and V. Fesechko "Analysis of respiratory sounds using higher-order spectra," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011)*, Kyiv, 2011, p. 119.
127. A. Poreva and A. Tanchik "Spectral analysis of lung sounds," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2011)*, Kyiv, 2011, p. 190.
128. A. Poreva, P. Danilov, and V. Fesechko. "Cumulant analysis for the detection of crackles in lung sounds," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2012)*, Kyiv, 2012, pp. 188-189.
129. Г.С. Порєва, "Методика оцінювання легеневих шумів на основі біспектрального аналізу," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2013, с. 114-115.

130. А. Порева, “Применение полиспектрального анализа для дифференциации звуков легких,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2012, с. 166-167.

131. A. Poreva and V. Fesechko, “Differentiation of moist fine rales and crackles by polyspectral analysis,” *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2013)*, Kyiv, 2013, pp. 305-309.

132. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Спосіб акустичної діагностики хронічного обструктивного захворювання легенів,” Пат. України № 96826, бюл. № 4, 25.02.2015.

133. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, "Application of bispectrum analysis to lung sounds in patients with the chronic obstructive lung disease," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2014)*, Kyiv, 2014, pp. 306-309. - doi: 10.1109/ELNANO.2014.6873902

134. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Виявлення характерних акустичних ознак пацієнтів з ХОЗЛ на основі біспектрального аналізу звуків дихання,” *Електроніка та зв'язок*, т. 19, № 6 (83), с. 82-86, 2014.

135. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, “Определение характерных признаков в звуках дыхания здоровых людей и больных ХОБЛ на основе статистик высших порядков,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. молодих вчених «Електроніка-2014»*, Київ, 2014, с. 120-123.

136. А.С. Порєва, А.А. Макаренкова, Е.С. Карплюк, А.А. Гончаренко, “Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ,” *Вісник Нац. Техн. Унів. Харківський Політехн. Інст., серія «Нові рішення в сучасних технологіях»*, № 36(1079), с. 49-55, 2014.

137. A. Poreva, Y. Karplyuk, A. Makarenkova, and A. Makarenkov, “Application of polyspectrum analysis to diagnostic signs’ detection of lung sounds

in patients with the chronic obstructive pulmonary disease,” *Proc. Int. Lung Sounds Association Conf.*, St. Petersburg, 2015, pp.56-57.

138. Г.С. Порєва, Є.С. Карплюк, “Застосування статистик вищих порядків для аналізу звуків дихання,” *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2015, с. 85-86.

139. А.С. Порєва, Е.С. Карплюк, А.А. Макаренкова, А.П. Макаренко, “Выявление аускультативных признаков ХОБЛ с помощью статистики высших порядков при анализе звуков дыхания”, *Известия высших учебных заведений. Радиоэлектроника*, т. 59, № 2, с. 44-51, 2016.

140. А.С. Порєва, А.А. Гончаренко, “Анализ звуков дыхания с использованием статистик высших порядков,” *Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування»*, Харків, 2015, с. 49-50.

141. M. Chekhovych, A. Poreva, Y. Karplyuk, and A. Makarenkova, "Application of higher-order spectral analysis to lung sounds in patients with chronic bronchitis," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2016)*, Kyiv, 2016, pp. 247-250. - doi: 10.1109/ELNANO.2016.7493059

142. I. Sen, M. Saraclar, and Y.P. Kahya, "A comparison of SVM and GMM-based classifier configurations for diagnostic classification of pulmonary sounds," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no 7, pp. 1768-1776, 2015. - doi: 10.1109/TBME.2015.2403616

143. J. H. L. Serato and R. Reyes, "Automated lung auscultation identification for mobile health systems using machine learning," *Proc. IEEE Int. Conf. Appl. Syst. Invention (ICASI-2018)*, Chiba, 2018, pp. 287-290. - doi: 10.1109/ICASI.2018.8394589

144. G. Altan and Y. Kutlu, "A review on respiratory sound analysis using machine learning," *Proc. Nat. Biomed. Eng. Meeting (BIYOMUT)*, Izmir, 2016, pp. 1-4. - doi: 10.1109/BIYOMUT.2016.7849379

145. G. Chambres, P. Hanna, and M. Desainte-Catherine, "Automatic detection of patient with respiratory diseases using lung sound analysis," *Proc. Int. Conf. Content-Based Multimedia Indexing (CBMI-2018)*, La Rochelle, 2018, pp. 1-6. - doi: 10.1109/CBMI.2018.8516489
146. M.A. Islam, I. Bandyopadhyaya, P. Bhattacharyya, and G. Saha, "Classification of normal, asthma and COPD subjects using multichannel lung sound signals," *Proc. Int. Conf. Communicat. Signal Process. (ICCSP-2018)*, Chennai, 2018, pp. 290-294. - doi: 10.1109/ICCSP.2018.8524439
147. R. Palaniappan, K. Sundaraj, and C. K. Lam, "Reliable system for respiratory pathology classification from breath sound signals," *Proc. Int. Conf. System Reliability Sci. (ICSRS-2016)*, Paris, 2016, pp. 152-156. - doi: 10.1109/ICSRS.2016.7815855
148. G. Altan, Y. Kutlu, and N. Allahverdi, "Deep learning on computerized analysis of chronic obstructive pulmonary disease," *IEEE J. Biomed. Health Informat.*, vol. 23, 2019. - doi: 10.1109/JBHI.2019.2931395
149. Y. Shi, Y. Li, M. Cai, and X.D. Zhang, "A lung sound category recognition method based on wavelet decomposition and BP neural network," *Int. J. Biol. Sci.*, vol. 15, no 1, pp. 195–207, 2019. - doi: 10.7150/ijbs.29863
150. Классификация данных методом опорных векторов: <https://habrahabr.ru/post/105220/>
151. К.В. Воронцов, *Лекции по методу опорных векторов*, 2007. <http://www.ccas.ru/voron/download/SVM.pdf>
152. B. Schölkopf and A.J. Smola, *Learning with Kernels. Support Vector Machines, Regularization, Optimization, and Beyond*, Cambridge, MIT Press, 2002.
153. J.L. Rojo-Álvarez, M. Martínez-Ramón, J. Muñoz-Marí, and G. Camps-Valls, "Support vector machine and kernel classification algorithms," in *Digital Signal Processing with Kernel Methods*, Wiley-IEEE Press, 2018, pp. 433-502. - doi: 10.1002/9781118705810.ch10

154. К.В. Воронцов, *Математические методы обучения по прецедентам (теория обучения машин)*, 2015.  
<http://www.machinelearning.ru/wiki/images/6/6d/Voron-ML-1.pdf>
155. Метод к ближайших соседей на Python, URL:  
<http://glebmikhaylov.com>
156. А.А. Виноградова, *Обработка и анализ данных для распознавания человеческих действий*, Курсовая работа, СПбГУ, 2015.  
[http://www.math.spbu.ru/SD\\_AIS/documents/2015-12-341/2015-12-b-05.pdf](http://www.math.spbu.ru/SD_AIS/documents/2015-12-341/2015-12-b-05.pdf)
157. V.N. Vapnik, *Statistical Learning Theory*, New York, Wiley Publ., 1998.
158. Т. Hastie, R. Tibshirani, J. Friedman, *The Elements of Statistical Learning*, Berlin, Springer, 2009.
159. Логистическая регрессия URL:  
[http://www.machinelearning.ru/wiki/index.php?title=Логистическая\\_регрессия](http://www.machinelearning.ru/wiki/index.php?title=Логистическая_регрессия)
160. D.W. Hosmer, S. Lemeshow, *Applied Logistic Regression*, New York, Wiley. 2002.
161. Байесовский классификатор:  
[http://www.machinelearning.ru/wiki/index.php?title=Байесовский\\_классификатор](http://www.machinelearning.ru/wiki/index.php?title=Байесовский_классификатор)
162. L. Breiman, J.H. Friedman, R.A. Olshen, and C.J. Stone, *Classification and Regression Trees*, Taylor and Francis Publ., 1984.
163. P. Subarkah, A.N. Ikhsan, and A. Setyanto, "The effect of the number of attributes on the selection of study program using classification and regression trees algorithms," *Proc. Int. Conf. Informat. Technol. Informat. Syst. Electric. Eng. (ICITISEE-2018)*, Yogyakarta, 2018, pp.1-5. - doi: 10.1109/ICITISEE.2018.8721030
164. <https://www.it.ua/ru/knowledge-base/technology-innovation/iskusstvennye-nejronnye-seti-ins>
165. S. Rashka, *Python and Machine Learning*, e-book, Birmingham, Packt Publ., 2016. [С. Рашка, *Python и машинное обучение*, пер. с англ., Москва, изд-во ДМК Пресс, 2017.]

166. S.I. Gallant, "Neural network expert systems," in *Neural Network Learning and Expert Systems*, Cambridge, MIT Press, 1993, pp. 253-294.
167. Г.С. Порєва, Д. Гончарова, "Дослідження роботи класифікаторів для оптимізації постановки діагнозів бронхолегеневих захворювань," *Електроніка та зв'язок*, т. 21, № 4 (93), с. 44-48, 2016.
168. А.С. Порєва, В.И. Вайтышин, Е.С. Карплюк, "Методы машинного обучения для исследования сигналов звуков легких," *Мікросистеми та електроніка*, т. 22, № 6, с. 41-47, 2017. - doi: 10.20535/2523-4455.2017.22.6
169. A. Poreva, Y. Karplyuk, and V. Vaityshyn, "Machine learning techniques application for lung diseases diagnosis," *Proc. IEEE Workshop Adv. Informat. Electron. Electric. Eng. (AIEEE-2017)*, Riga, 2017, pp. 1-5. - doi: 10.1109/AIEEE.2017.8270528
170. V. Vaityshyn, M. Chekhovych, and A. Poreva, "Convolutional neural networks for the classification of bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2018)*, Kyiv, 2018, pp. 383-387.
171. Г.С. Порєва, М.Г. Чехович, "Цифровий аналіз сигналів звуків легень," *Мат. міжнар. наук.-техн. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2018, с. 113-114.
172. В.І. Вайтишин, А.С. Порєва, "Ідентифікація бронхолегеневих захворювань за допомогою нейронних мереж з використанням спектрограм," *Мат. всеукраїнської наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування»*, Харків, 2018, с. 64-65.
173. A. Poreva, V. Vaityshyn, and A. Makarenkova, "Pre-trained convolutional neural networks for the lung sounds classification," *Proc. Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO-2019)*, Kyiv, 2019, pp. 522-525.

## ДОДАТКИ

## ДОДАТОК А

Блок-схема розробленого портативного пристрою реєстрації звуків

дихання

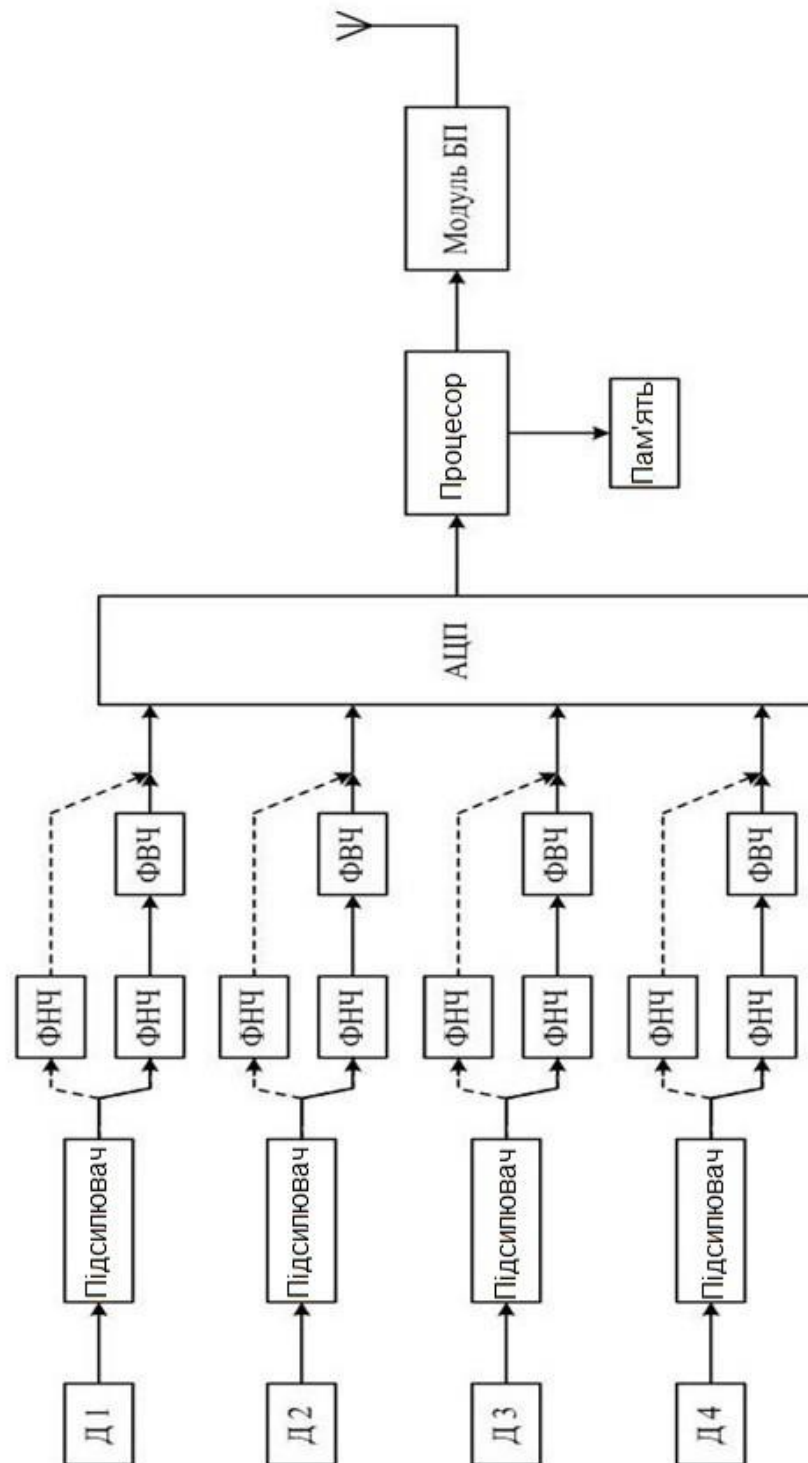
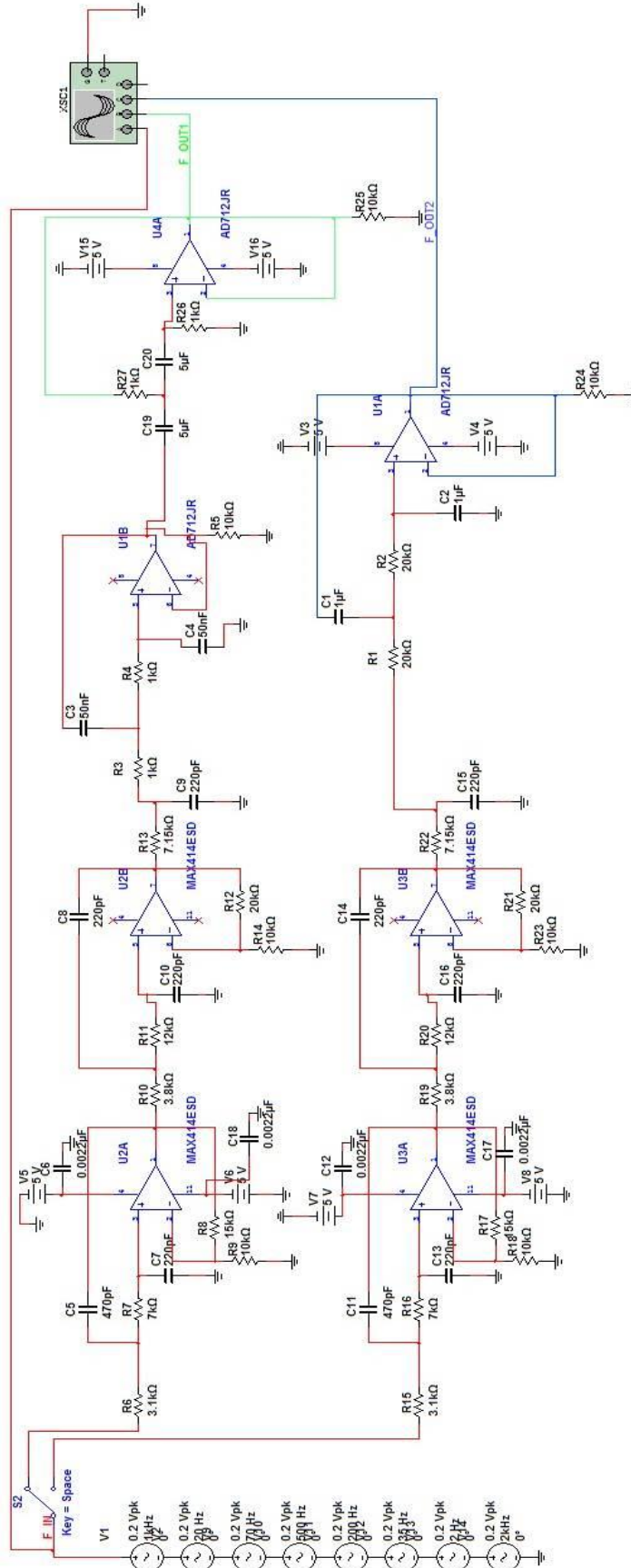
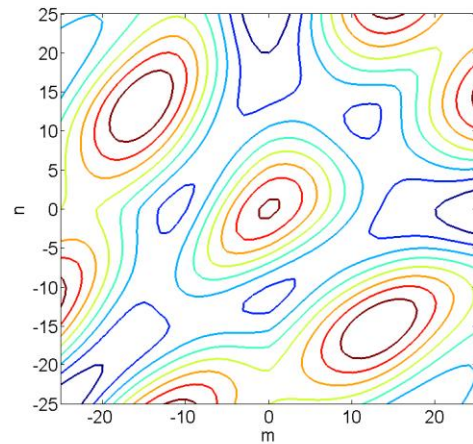
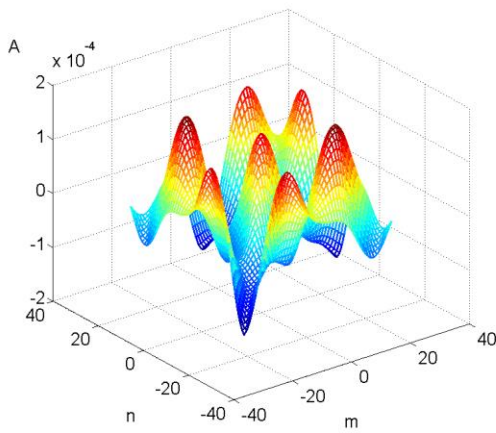
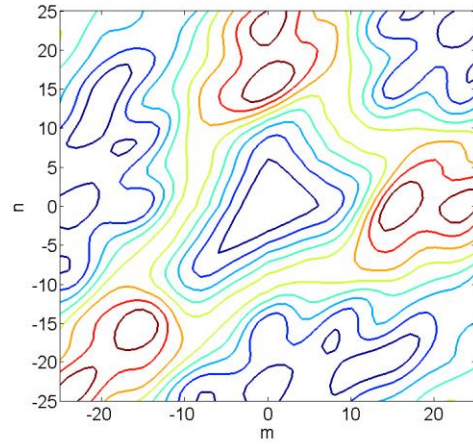
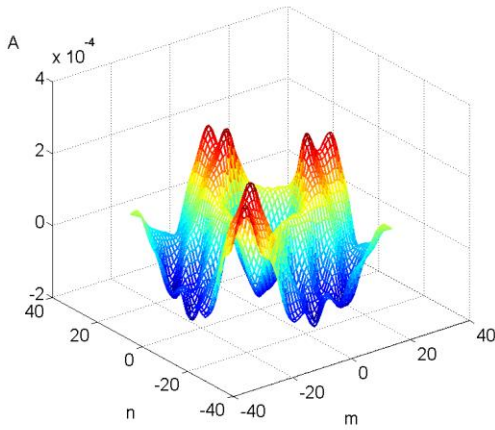
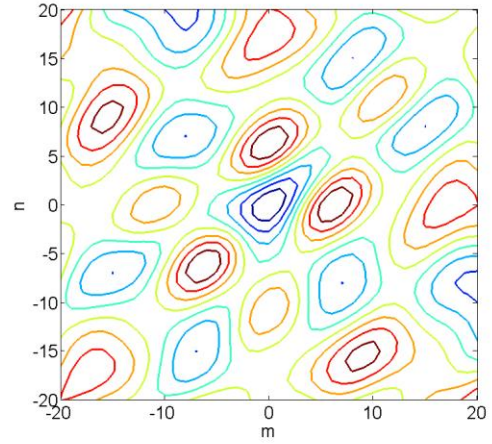
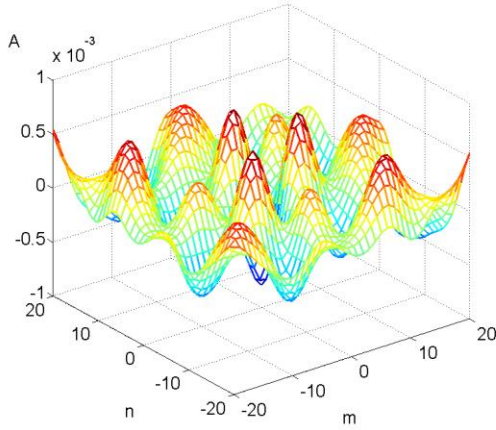


Схема симуляції плати аналогових сигналів

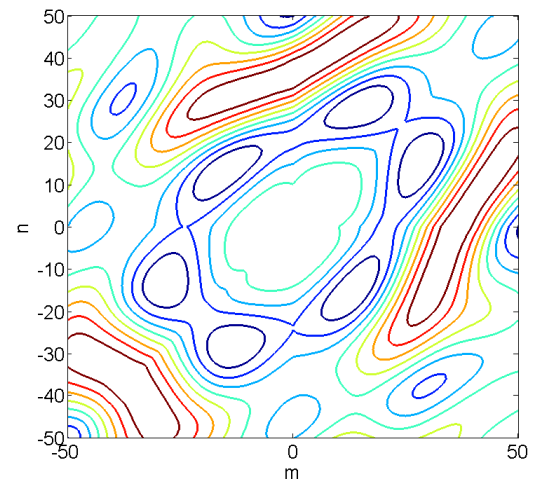
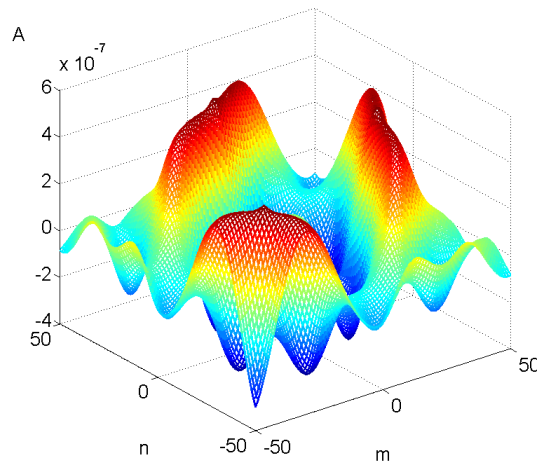
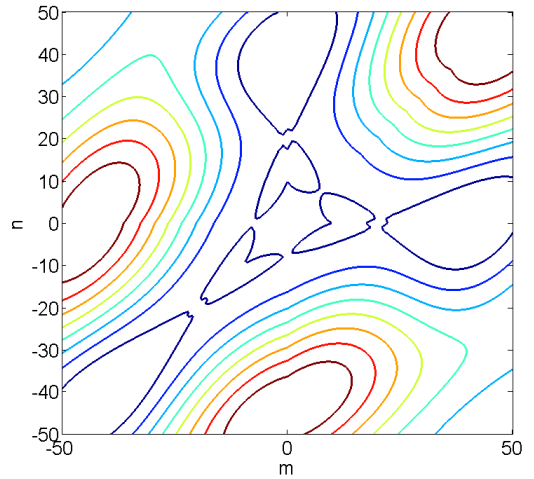
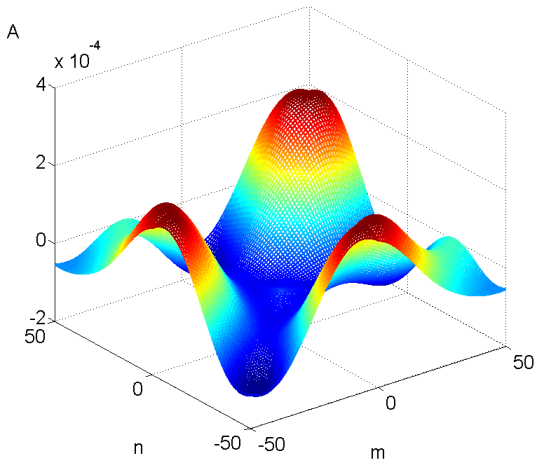
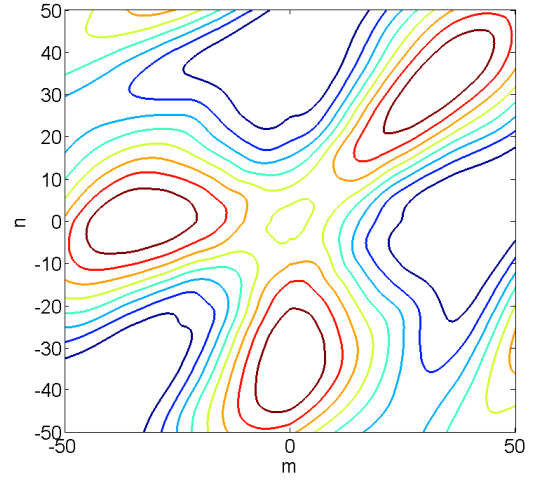
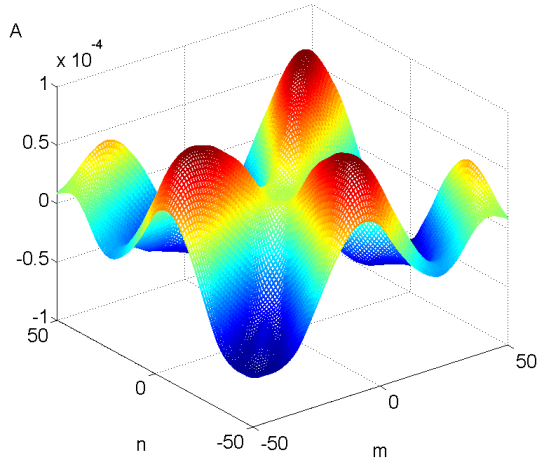


ДОДАТОК В

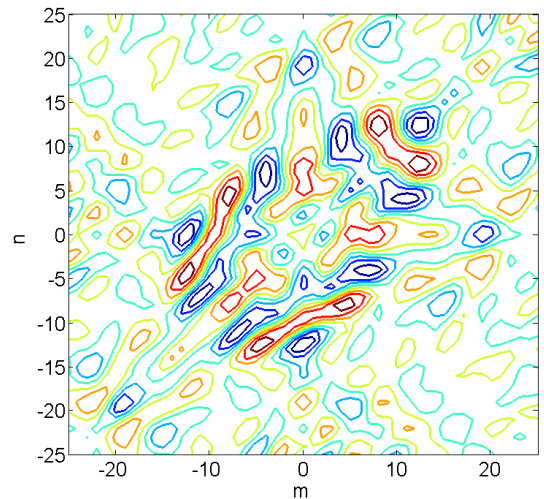
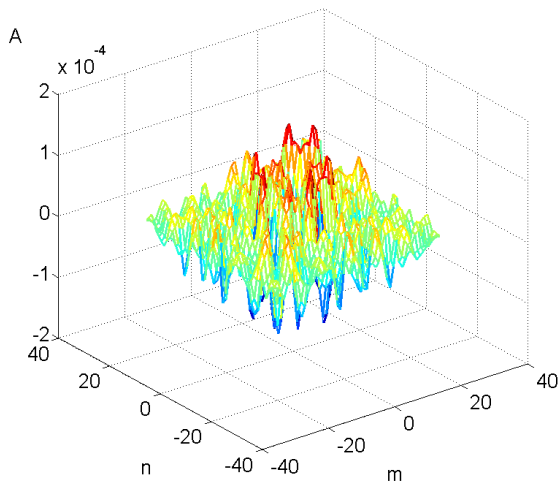
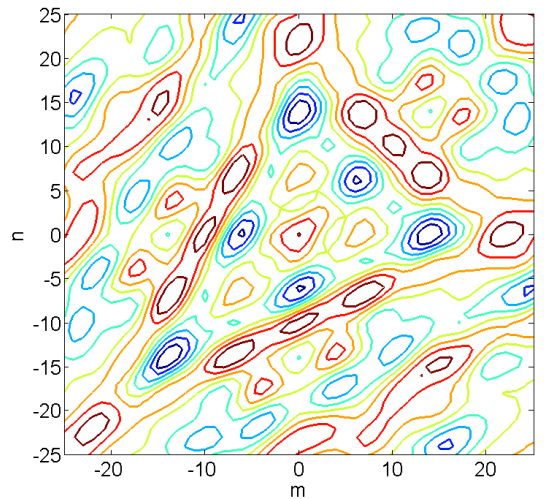
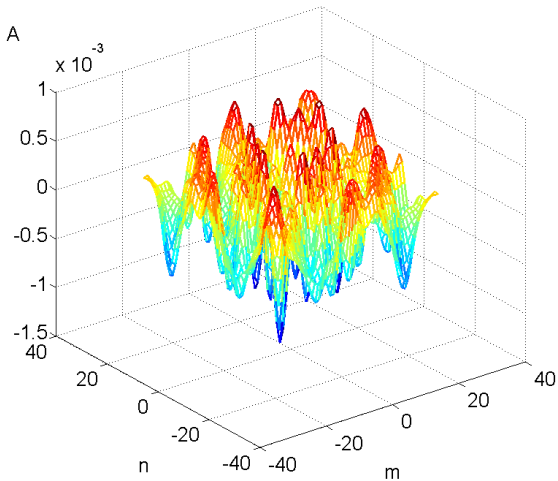
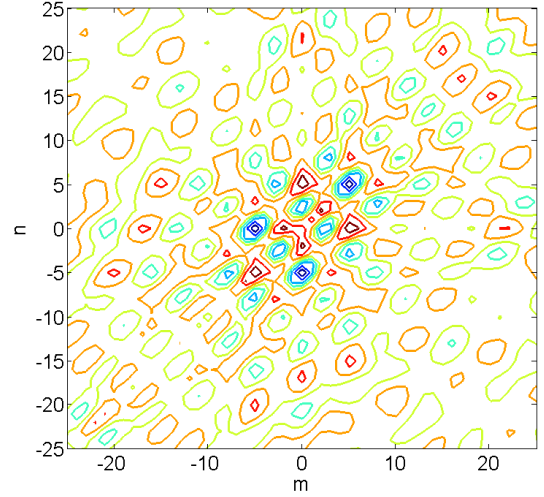
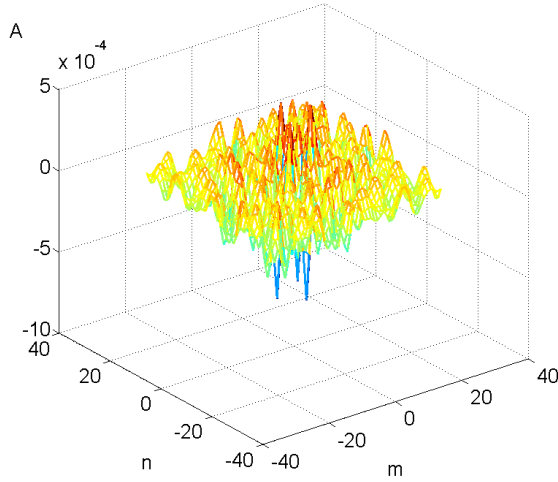
Тривимірне зображення кумулянтних функцій 3-го порядку та їх контурні зображення бронхіального дихання



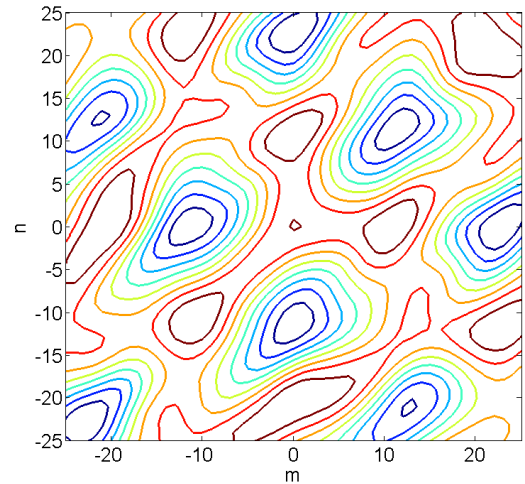
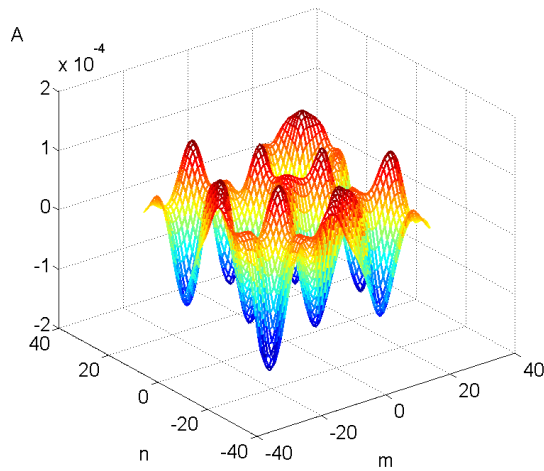
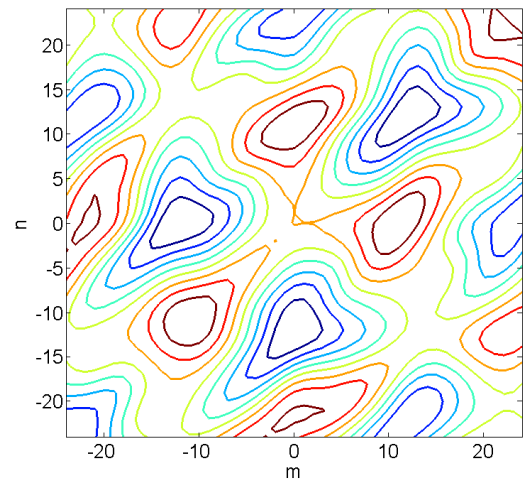
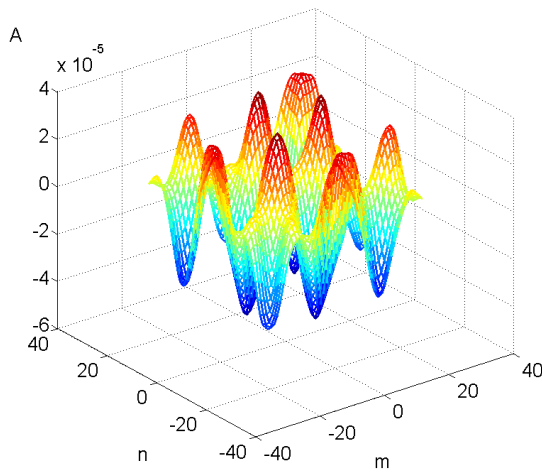
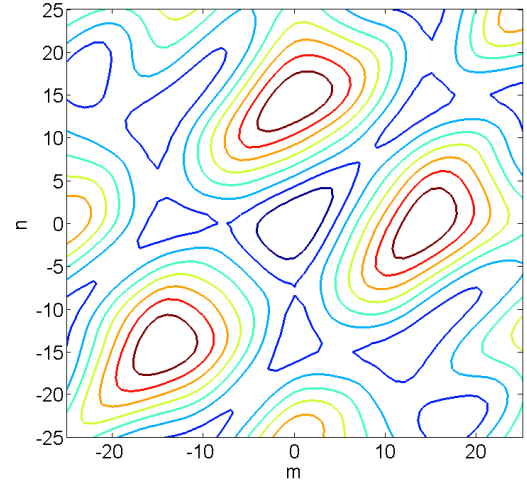
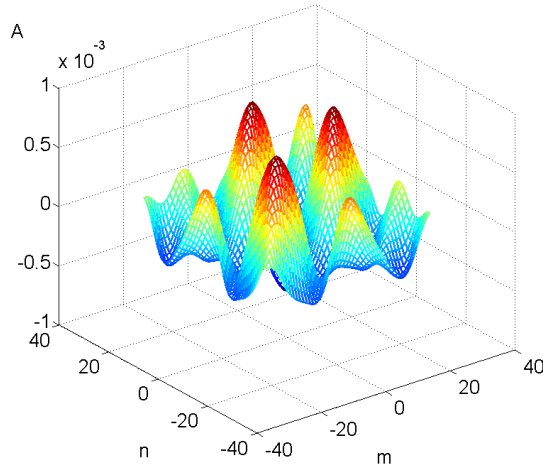
Тривимірне зображення кумулянтних функцій 3-го порядку та їх контурні зображення везикулярного дихання



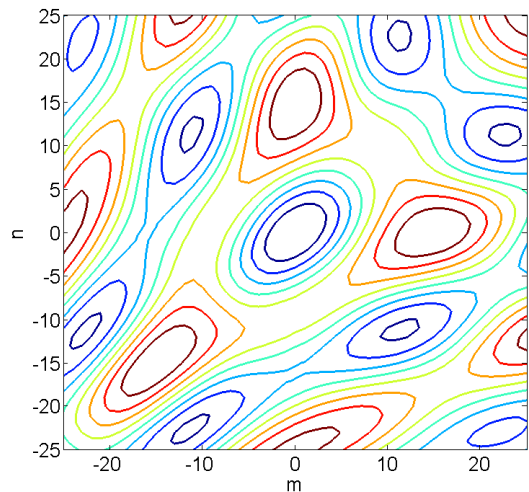
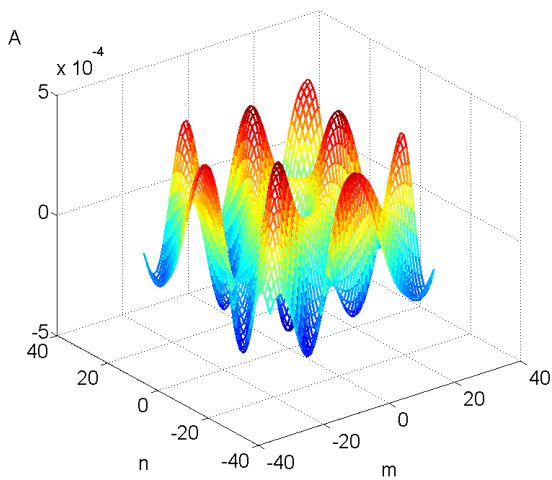
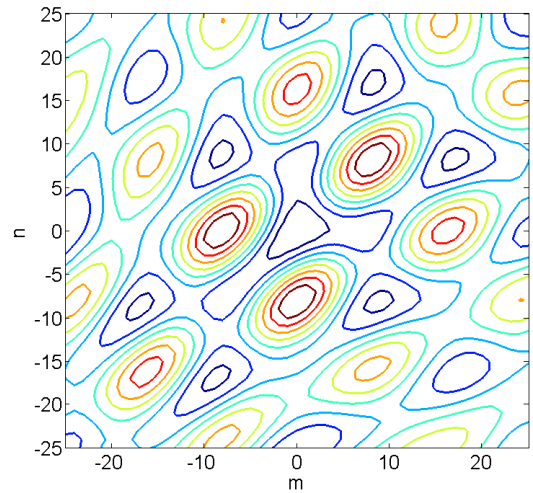
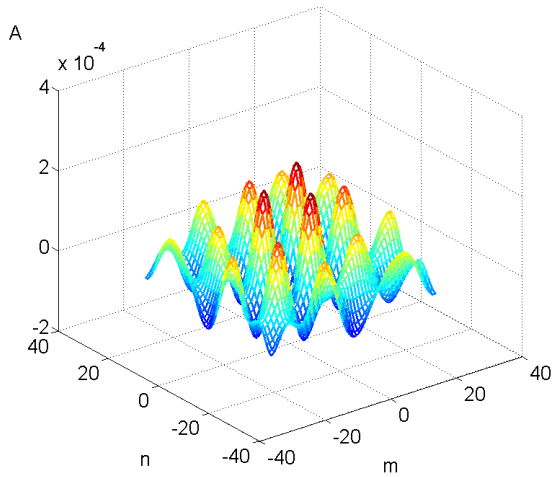
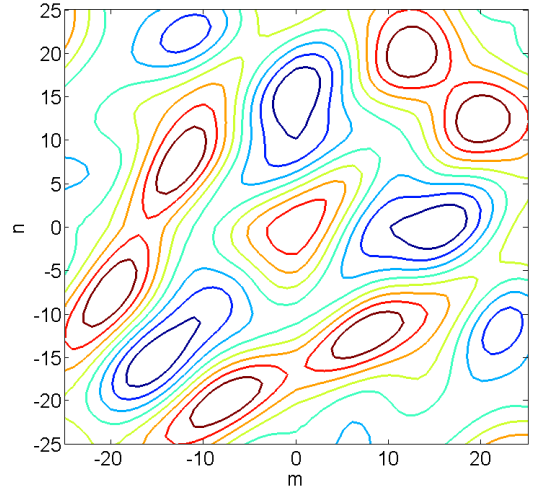
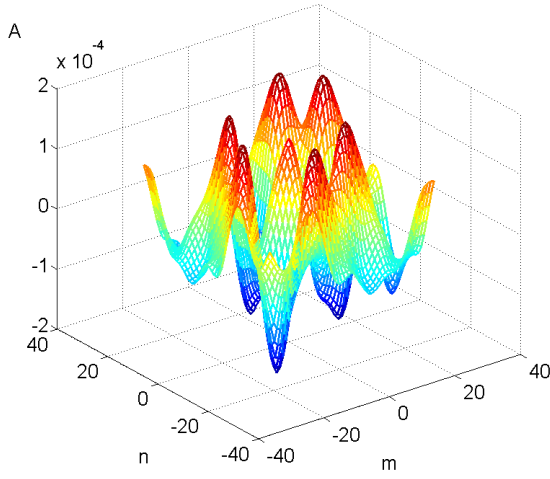
Тривимірне зображення кумулянтних функцій 3-го порядку та їх контурні зображення звуків крепітації



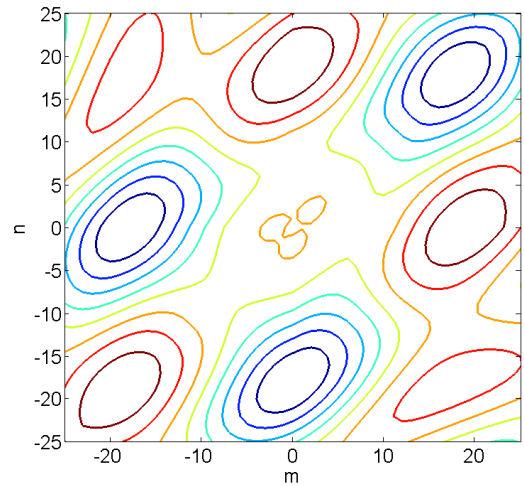
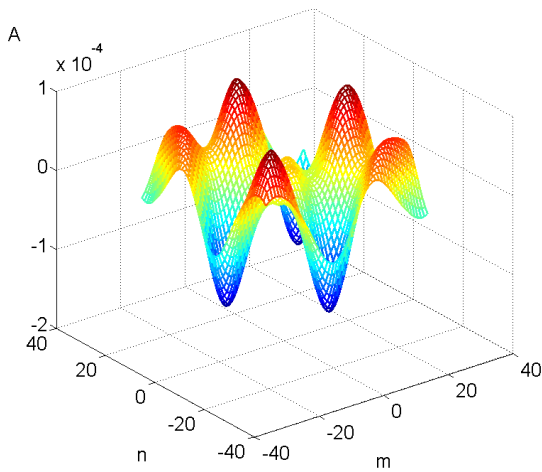
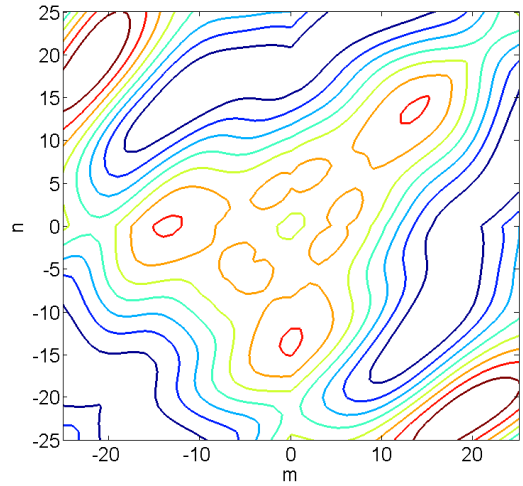
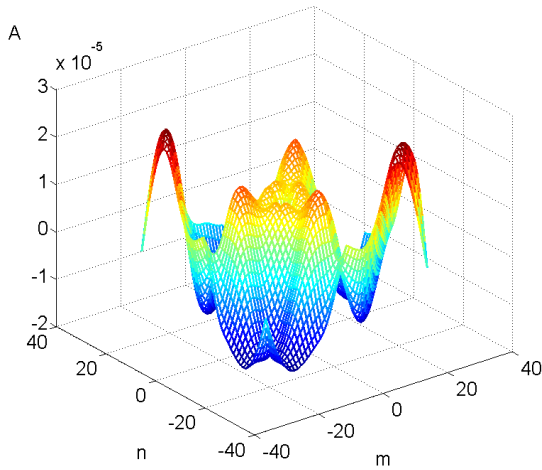
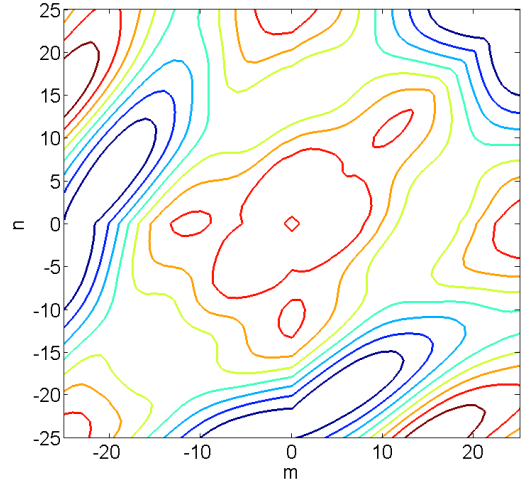
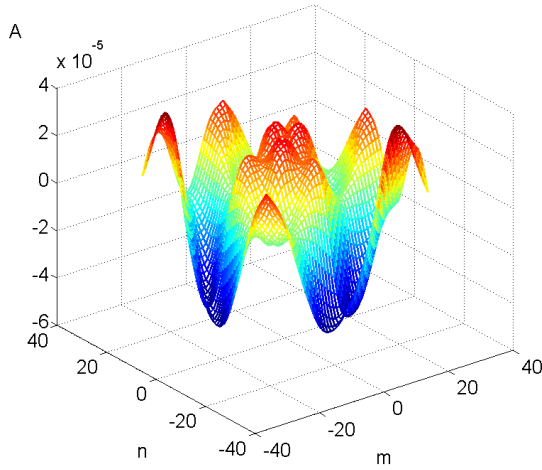
Тривимірне зображення кумулянтних функцій 3-го порядку та їх контурні зображення шуму третя плеври



Тривимірне зображення кумулянтних функцій 3-го порядку та їх контурні зображення сухих хрипів



Тривимірне зображення кумулянтних функцій 3-го порядку та їх контурні зображення вологих хрипів



## ПАТЕНТ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(11) **96826**(19) **UA**(51) МПК (2015.01)  
**A61B 7/00**

<p>(21) Номер заявки: <b>u 2014 06250</b></p> <p>(22) Дата подання заявки: <b>06.06.2014</b></p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>25.02.2015</b></p> <p>(46) Дата публікації відомостей про видачу патенту та номер бюлетеня: <b>25.02.2015, Бюл. № 4</b></p>	<p>(72) Винахідники: <b>Карплюк Євген Сергійович, UA, Макаренкова Анастасія Анатоліївна, UA, Макаренков Анатолій Павлович, UA, Порєва Ганна Сергіївна, UA</b></p> <p>(73) Власник: <b>ІНСТИТУТ ГІДРОМЕХАНІКИ НАН УКРАЇНИ, вул. Желябова, 8/4, м. Київ-180, 03680, UA</b></p>
---	--

(54) Назва корисної моделі:

**СПОСІБ АКУСТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ХРОНІЧНОГО ОБСТРУКТИВНОГО ЗАХВОРЮВАННЯ ЛЕГЕНІВ**

(57) Формула корисної моделі:

Спосіб акустичної діагностики хронічного обструктивного захворювання легенів включає багатоканальну синхронну електронну реєстрацію звуків дихання людини, з подальшою комп'ютерною обробкою сигналів, який відрізняється тим, що в діагональних зрізах біспектрів звуків дихання на основі ідентифікації п'яти бічастот виявляють характерні артефакти: бічастотні патерни, кількість різновидів яких перевищує два, зростання функції бікогерентності до величин, більших за 50 одиниць та модулів коефіцієнтів асиметрії до значень більших за 0,1 і на основі сукупності всіх виявлених артефактів з імовірністю 95 % визначають ХОЗЛ у пацієнта.

(11) **96826**

Пронумеровано, прошито металевими  
люверсами та скріплено печаткою  
2 арк.  
25.02.2015



Уповноважена особа

(підпис)

## АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ



"ЗАТВЕРДЖУЮ"

Перший проректор

Национального технічного університету України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря  
Сікорського»

Ю.І. Якименко

2019 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів дисертаційної роботи в навчальний процес

Национального технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Ми, що нижче підписалися, декан факультету електроніки Жуйков В.Я. та завідувач кафедри електронної інженерії Тимофєєв В.І., склали даний акт про те, що результати дисертаційної роботи Порєвої Ганни Сергіївни «Методи аналізу звуків легень для оцінки стану дихальної системи людини» використовуються у навчальному процесі Национального технічного університету України «Київський Політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» факультету електроніки на кафедрі електронної інженерії за спеціальністю 153 «Мікро- та наносистемна техніка».

Вид результату, що впроваджується	Форма впровадження	Ефект від впровадження
1. Принципи та особливості застосування математичного апарату спектрів високого порядку щодо аналізу біомедичних сигналів, зокрема звуків дихання людини.	У навчальних програмах дисциплін «Теорія сигналів» та «Біомедичні електронні системи» для спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка».	Удосконалення навчальних програм підготовки бакалаврів та магістрів  Підвищення якості практичної підготовки бакалаврів та магістрів
2. Процедуру реєстрації та запису в електронному вигляді звуків дихання людини у wav-форматі. 3. Алгоритм зчитування, обробки та аналізу звуків дихання у середовищі програмного забезпечення Matlab. 4. Алгоритм отримання інформативних параметрів звуків дихання, їх кількісні та графічні характеристики для попереднього аналізу стану бронхолегеневої системи людини.	В лабораторному практикумі з дисципліни "Теорія сигналів" впроваджено фонореспираторний комплекс «КоРА-03М1», що дозволяє проводити електронну аускультацию та запис звуків дихання людини, розроблено методичне забезпечення лабораторної роботи «Реєстрація сигналів».	

Декан факультету  
електроніки

В.Я. Жуйков

Завідувач кафедри електронної  
інженерії

В.І. Тимофєєв

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар  
Клінічної лікарні «Феофанія»  
ДУС при Президенті України  
Семенів І.П.



2019 р.

## АКТ

апробації результатів дисертаційної роботи Поревої Г.С.  
у Центрі пульмонології, алергології та імунології Клінічної лікарні  
«Феофанія»

Даний акт про практичне використання результатів у клінічних умовах дисертаційної роботи Поревої Г.С. «Методи аналізу звуків легень для оцінки стану дихальної системи людини» у Центрі пульмонології, алергології та імунології.

Використання результатів наукових досліджень Поревої Г.С., а саме удосконалених комплексних методів обробки та аналізу звуків дихання дозволило:

- розширити можливості ранньої неінвазивної ідентифікації окремих видів нормальних та патологічних шумів дихання;
- отримати додаткову інформацію стосовно наявності певних патологічних змін в звуках дихання з можливістю оцінювання графічного представлення та кількісних параметрів;
- створити базу даних пацієнтів відділення Центру з питань порівняння можливостей стандартної аускультатії легень та за допомогою електронних засобів дослідження та аналізу;
- забезпечити інформаційне супроводження та контроль за станом бронхолегеневої системи конкретного пацієнта;
- надати додаткові можливості використання технічних аспектів науково-дослідної роботи для діагностики захворювань легень.

Дійсний акт не є підставою для одержання винагороди.

Акт складений для пред'явлення в спеціалізовану вчену раду Національного технічного університету України «Київський Політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» у зв'язку з захистом дисертації Поревої Г.С. «Методи аналізу звуків дихання для оцінки стану бронхолегеневої системи людини» за фахом 05.11.17 — "Біологічні та медичні прилади і системи".

Керівник центру пульмонології,  
алергології та імунології  
канд. мед. наук



М'ясний І.С.