

## МЕТОДЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ЗВУКОВ ЛЕГКИХ. КУМУЛЯНТНЫЙ АНАЛИЗ

**В. О. ФЕСЕЧКО, А. С. ПОРЕВА, П. В. ДАНИЛОВ**

*НТУУ «КПИ», Киев, Украина  
email: dani1410@mail.ru*

### ВСТУПЛЕНИЕ

Современные технические и электронные средства позволяют проводить медицинскую диагностику на более высоком уровне, быстрее, точнее и более комфортно для пациента и врача. Компьютеризированная аппаратура призвана облегчать работу врача, а в некоторых случаях просто незаменима.

Применение компьютерных методов регистрации и анализа при исследовании шумов легких позволяет убрать субъективность слуха врача, а также выявлять патологические признаки, которые не слышны для человеческого уха.

Современная медицина очень быстро развивается, поэтому инженеры стараются находить все новые и более точные методы диагностирования, которые позволяют преждевременно обнаруживать патологию и оказывать медицинскую помощь [1].

В данной работе приведен обзор некоторых методов цифровой аускультации – Фурье-анализ, частотно-временной анализ и кумулянтный анализ, представлены результаты обработки, а также достоинства и недостатки методов.

### ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ

При исследовании шумов дыхания наиболее часто [2] используют разделение призвуков (побочных дыхательных шумов) на трески, трения плевры, сухие и влажные хрипы. Они отличаются частотным составом, длительностью и периодичностью появления в звуковом тракте дыхания. Каждый из этих феноменов выслушивается на фоне основного дыхания – бронхиального и везикулярного, наличие которых в общем случае не является патологией.

На сегодняшний день существует достаточно обширное множество подходов, основанных, зачастую, на Фурье-анализе [3]. Такой метод имеет преимущество в виде легкости расчетов и информативности результатов. Вначале был проведен классический спектральный анализ звуков дыхания, основанный на нахождении спектральной плотности:

$$\dot{X}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{xx}(n) \cdot e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}, \quad (1)$$

где  $r_{xx}(n)$  – автокорреляционная функция сигнала  $x(n)$ :

$$r_{xx} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot x(n+j) \quad (2)$$

где  $x(n)$  – исследуемый сигнал длиной  $N, j=0,1,\dots,N$ . [4]

Ниже приведена сводная таблица, в которой представлены частотные диапазоны различных звуков дыхания.

Типы дыхания	Частота, Гц													
	160	250	350	400	450	500	550	600	650	700	750	800	900	1500
Бронхиальное	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Везикулярное	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Крепитация	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Трение плевры	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Сухие хрипы	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Влажные хрипы	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

Рис.1. Частотные диапазоны звуков легких

На рис.2. представлены спектры 3-х вариантов бронхиального дыхания и дыхания с тресками. Стоит обратить внимание на то, что основное дыхание (бронхиальное и везикулярное) занимает очень широкий частотный диапазон. Это вызывает главное затруднение при частотном анализе звуков дыхания. В большинстве случаев достаточно проблематично различить побочные дыхательные шумы на фоне основного дыхания из-за перекрытия частотных диапазонов и небольшой разницы в амплитудах.

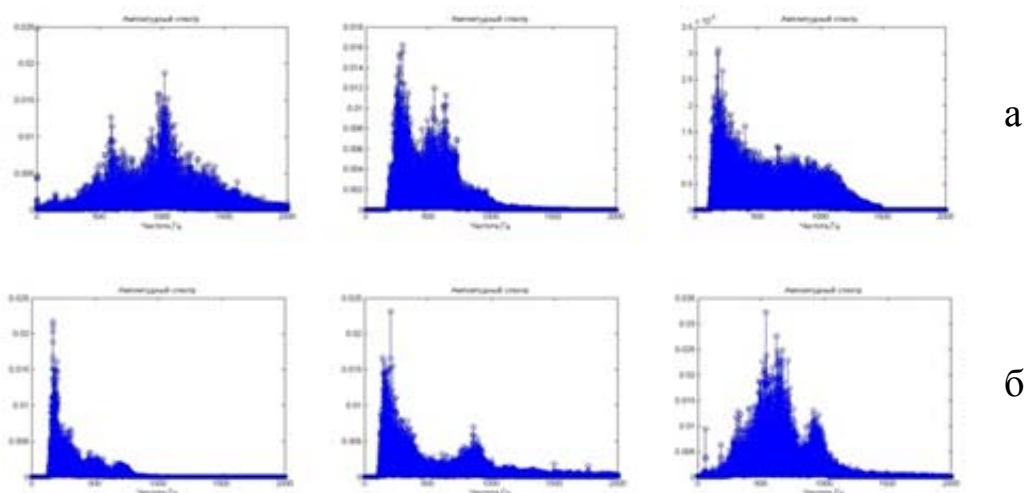


Рис.2. Спектральный анализ 3-х вариантов  
а) бронхиального дыхания б) дыхания с тресками

Для более детального анализа часто используют частотно-временной анализ звуков дыхания (респиросонограмму). [5, 6] Такой метод позволяет более детально рассматривать сигнал, так как предоставляет информацию о временных промежутках тех или иных частотных составляющих. Зачастую такой подход позволяет выявлять большинство аускультативных феноменов, однако требует соблюдения жестких мер к звуковой обстановке при регистрации и качеству записывающего оборудования. На рис.3. представлены респиросонограммы бронхиального дыхания и дыхания с тресками.

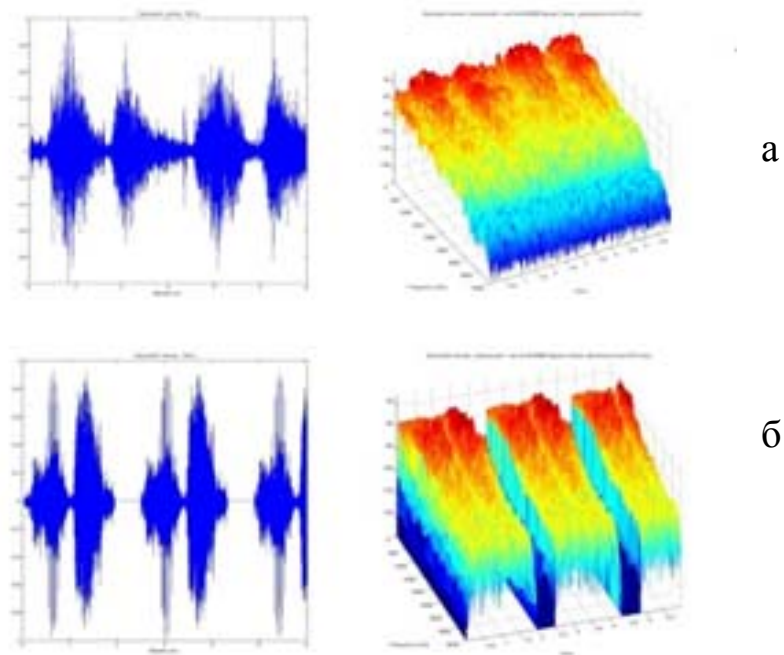


Рис.3. Респиросонограмма а) бронхиального дыхания б) дыхания с тресками

Иной подход, основанный на автокорреляционном анализе, позволяет исследовать сигнал на наличие повторяющихся звуков, что может быть очень важно для диагностики органов дыхания. Преимущество автокорреляционного анализа перед частотным анализом состоит в том, что частотные искажения и тембральные особенности дыхания конкретного человека не влияют на результаты анализа. Это означает, что звуки дыхания, записанные в разных клиниках, могут анализироваться, не зависимо на каком звукозаписывающем оборудовании они были сделаны. В данной работе наибольшее внимание уделялось исследованию автокорреляции 3-го порядка – кумулянтному анализу. Применение этого метода позволяет выявить случайные артефакты (например, потрескивания) в процессе дыхания, а также определить степень их неперIODичности. Как показывалось ранее, традиционный спектральный анализ не позволяет однозначно идентифицировать звуки дыхания из-за пересекающихся частотных диапазонов ДШ. Поэтому в данных исследованиях был проведен анализ равномерности звука, наличие в нем кратковременных, резко выделяющихся по звучанию, а не по частоте, призвуков. Если  $x(n)$  – это дискретный сигнал конечной длины ( $n=0,1\dots N-1$ ), то выражение для оценки кумулянтов (среднее значение) 3-го порядка:

$$\hat{C}_{3x}(k,l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^*(n) \cdot x(n+k) \cdot x(n+l) \quad (3)$$

где  $k, l = 0, 1, \dots, N$ , а «\*» означает комплексное сопряжение. [7] Ниже приведена оценка кумулянтов двух вариантов бронхиального дыхания и дыхания с тресками.

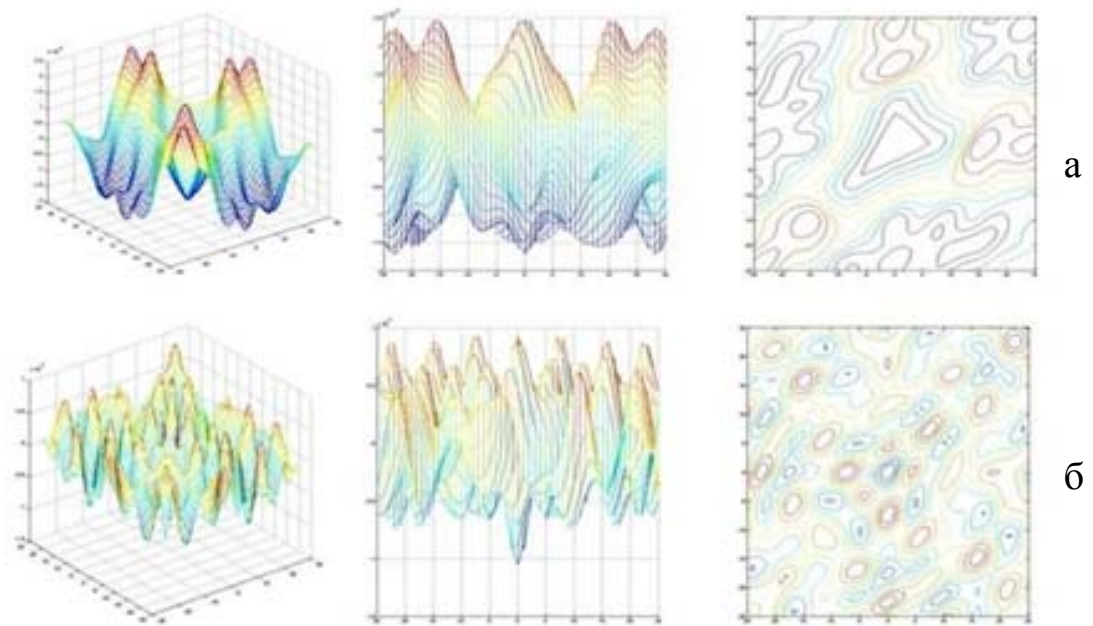


Рис.4. Результаты кумулянтного анализа для 2-х вариантов (а, б) бронхиального дыхания

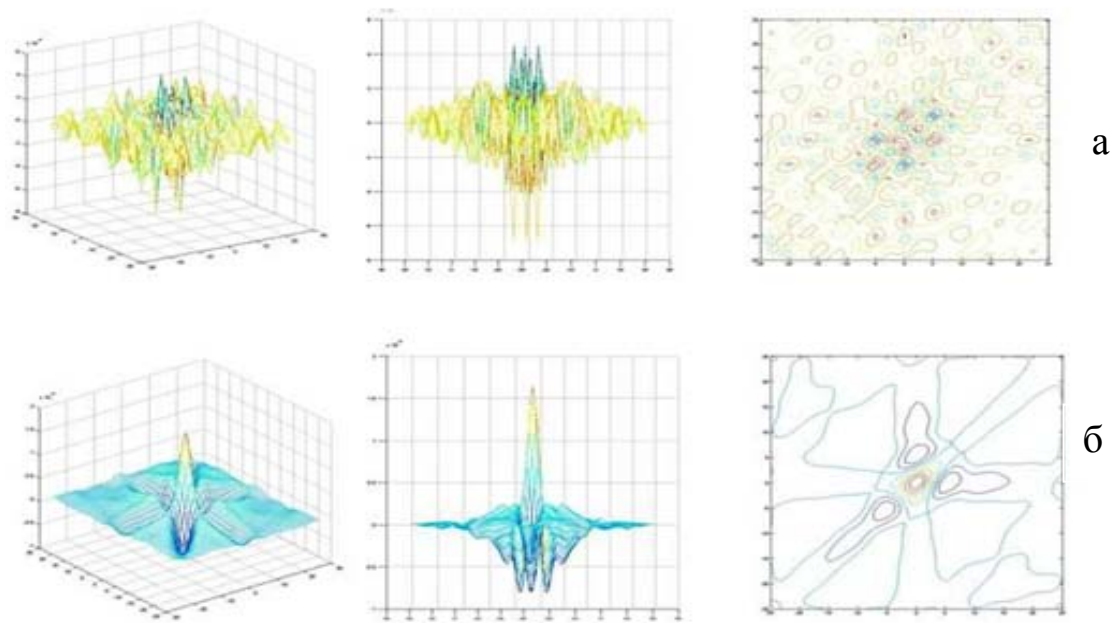


Рис.5. Результаты кумулянтного анализа для 2-х вариантов (а, б) дыхания с тресками

Аналізуючи отримані результати, можна зробити висновок, що при наявності в звуку дихання потрескивань центральні піки мають більше значення, ніж віддалені. Чим більше неперіодичний артефакт, тим більше ця різниця. В відміння від вище розглянутих методів по результатам кумулянтного аналізу найбільш очевидно наявність тресків в звуках дихання вже на первинному етапі аналізу.

## ВИВОДИ

В даній роботі було проведено дослідження звуків легких з допомогою кумулянтного методу вищих порядків.

Кумулянтний аналіз дозволяє досліджувати сигнали на наявність в них випадкових призвуков, наприклад тресків. Цей метод дозволяє оцінити не тільки монотонність сигналу, а також його частотну окраску. Значительним перевагою використання автокореляції вищого порядку для дослідження шумів легких є відсутність необхідності в ідентичній апаратурі для запису звуку. Це дозволить обробляти дані, записані в інших клініках. Ця особливість методу дає хороші передумови для використання його в телемедицині.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Automated lung sound analysis in patients with pneumonia / Murphy R. L., Vyshedskiy A., PowerCharnitsky V. A. [et al.] // *Respir. Care.*– 2004.– 49 (12).– P. 1488–1489.
2. Основы пульмонологии. Руководство для врачей / под ред. А.Н. Кокосова, – М. : «Медицина», 1976.
3. Зислин Д. М. Объективное исследование дыхательных шумов с помощью частотного анализа / Зислин Д. М., Розенблат В. В., Лихачева Е. И. // *Терапевт. архив.*– 1969.– 41, № 11.– С. 108–112.
4. Айфичер, Э. Цифровая обработка сигналов. Практический подход / Э. Айфичер, Б. Джервис. – М. : Издательский дом «Вильямс», 2008. – 992 с. – ISBN 978-5-8459-0710-3.
5. Макаренкова А.А. Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмокониозом. // ISSN 1028 -7507 *Акустичний вісник.* 2008.Том 11, №1, С. 51 – 59
6. Alice Jones, R Douglas Jones, Kevin Kwong, Yvonne Burns. Effect of Positioning on Recorded Lung Sound Intensities in Subjects Without Pulmonary Dysfunction // *Physical Therapy* . Volume 79 . Number 7 . July 1999
7. Petropulu, A. P. Higher-Order Spectral Analysis. *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.* Boca Raton: CRC Press LLC, 2000