

КОМП'ЮТЕРНЕ ОПРАЦЮВАННЯ ДИХАЛЬНОГО ШУМУ СИНФАЗНИМ МЕТОДОМ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ АУСКУЛЬТАТИВНИХ СИСТЕМ

© Дедів І., 20132

Опрацьовано сигнал дихального шуму як періодично корельовану випадкову послідовність синфазним методом, який дає змогу оцінити стан дихальної системи з врахуванням механізму його породження (поєднання властивостей періодичності із стохастичністю). На основі результатів комп'ютерного опрацювання в середовищі Matlab 7.0 встановлено, що отримані оцінки кореляційних компонент є інформативно-інваріантними ознаками дихального шуму, котрі відповідають функціональному стану дихальної системи людини (норма або патологія) і зорієнтовані на підвищення інформативності аускультативних систем.

Ключові слова: дихальний шум, синфазний метод, аускультативна система

Processed signal respiratory noise as periodically correlated random sequence sinphase method which allows to assess respiratory health in view of the mechanism of its generation (combined frequency properties of stochasticity). Based on the results of computer processing environment in Matlab 7.0 installed, that estimates of correlation components is informative-invariant features of the respiratory noise, corresponding to the functional state of human respiratory system (normal or pathological) and aims to enhance information content auscultatory systems.

Key words: respiratory noise, phase method, auscultation system

Вступ

Як відомо, в медичній практиці широко використовується діагностика захворювань дихальної системи людини шляхом вислуховування дихальних шумів на поверхні грудної клітки. Вивчення фізичних механізмів генерації шумів дихання [1–3] показує, що найінтенсивнішими їх джерелами є пульсації тиску турбулентного потоку повітря у великих дихальних шляхах. Деякі захворювання (наприклад, бронхіти) [4] призводять до зміни характеру турбулентності потоку і, відповідно, до варіацій параметрів джерел шумів дихання, що надає специфічного забарвлення дихальним шумам, що і є діагностичною ознакою того або іншого захворювання.

Останнім часом велику увагу звертають на розроблення методів комп'ютерної діагностики захворювань дихальної системи. Опрацювання дихальних шумів при цьому передбачає формування опису їх на основі певної моделі з подальшим перетворенням одержаного подання до потрібної форми. Останнім кроком у процесі опрацювання є виділення і використання інформативного вмісту сигналу. Модель дихального шуму має містити інформативну характеристику – ознаку зміни в роботі відповідних органів чи систем.

У зв'язку з цим ведеться пошук об'єктивних характеристик, чутливих до змін акустичних властивостей дихальної системи і джерел дихальних шумів. У роботах [5–8] наголошують на інформативності при діагностиці захворювань дихальної системи спектрально-кореляційних характеристик шумів дихання, що реєструються на поверхні грудної клітки. За модель дихального шуму у цьому випадку приймають стаціонарний процес. До переліку інформативних характеристик дихального шуму входять просторова кореляційна функція і пов'язані з нею функції спектральної густини потужності та просторової когерентності.

Водночас, інтерпретація даних – результатів вимірювань цих характеристик часто утруднена через відсутність інформації про статистичні властивості джерел і особливості трансформації поля шумів дихання у разі розповсюдження в дихальній системі. Необхідно також враховувати спотворення сигналів навколишніми завадами.

Відомо, що функціональні порушення, спричинені патологічними станами, призводять до появи в дихальних шумах нестационарності при зображенні їх як кусково чи локально стаціонарних процесів, або зміни типу нестационарності [9]. Тому адекватним задачі медичної діагностики є подання дихального шуму як стохастичного нестационарного процесу.

У праці Я.П. Драгана, І.Ю. Дедів [10] на основі аналізу ймовірнісних характеристик дихального шуму обґрунтовано його модель як нестационарний випадковий процес у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП), що є адекватною задачі виявлення змін у функціональному стані дихальної системи.

Формулювання задачі

На основі математичної моделі дихального шуму як ПКВП поставлено задачу використання синфазного методу для опрацювання сигналу. Застосування цього методу дасть змогу розширити можливість діагностики стану дихальної системи людини шляхом впровадження в область аускультатії нового класу інформативних ознак.

Синфазний метод аналізу дихального шуму як періодично корельованого випадкового процесу

Одним із методів опрацювання дихального шуму (ДШ) як ПКВП є синфазний метод [2], який ґрунтується на тому, що відліки значень через період корельованості при різному виборі початку відліку (початкової фази) $t_0 \in [0, T)$ утворюють стаціонарну ергодичну векторну випадкову послідовність $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, де $\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$. За цим методом характеристику ДШ – оцінку коваріації $\hat{b}_\xi(t, u)$, компоненти якої дають змогу оцінити часову мінливість сигналу, обчислено за виразом:

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

де $\xi^0(t) = \xi(t) - \hat{m}(t)$ – центрований ДШ $\xi(t)$.

Компонентний метод виходить з того, що характеристики ДШ є періодичними функціями від часу, а тому подані за допомогою розкладів типу рядів Фур'є:

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

де $\hat{B}_k(u)$ – оцінки кореляційних компонент, котрі кількісно характеризують фазово-часову структуру сигналу дихального шуму (СДШ):

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad k \in Z. \quad (3)$$

Алгоритм комп'ютерного опрацювання синфазним методом дихального шуму як періодично корельованої випадкової послідовності

Оцінки кореляційних компонент СДШ як періодично корельовані випадкової дискретної послідовності, отримані синфазним методом, обчислено за виразом:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_\xi(n\Delta t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{N_T} n\right), \quad (4)$$

де N_T – дискретний період корельованості СДШ, $N_T = T \cdot \Delta t$, u – зсув, Δt – крок дискретизації, $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N_k-1} \xi(n\Delta t + u + k1N_T) \xi^0(n\Delta t + k1N_T)$ – оцінка коваріаційних компонент, де N_k – кількість відгуків СДШ.

За виразом (4) розроблено формулу алгоритму комп'ютерного опрацювання ДШ синфазним методом (5) із використанням алгебри алгоритмів В.К. Овсяка, яка, на відміну від вербального та блок-схемного описів, забезпечує точний опис, мінімізацію за кількістю дій (унітермів) та дослідження алгоритмів.

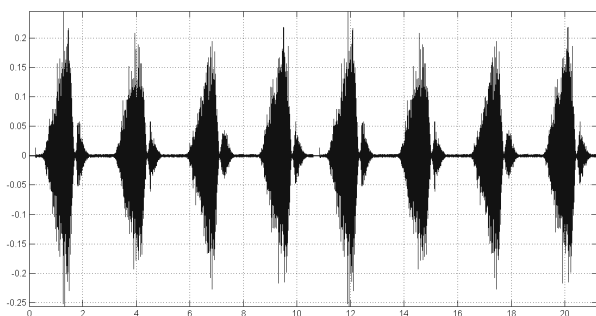
$$\begin{array}{l}
 \xi(i) \\
 ; \\
 NT=512 \\
 ; \\
 \mathcal{Z}(u \leq NT) \\
 \hline
 \mathcal{Z}(u \leq Nu) ; \\
 \mathcal{Z}(k1 \leq (Nk-1)) ; \quad c_{(u \leq NT)} ; \quad (u \leq Nu)-? \\
 \hline
 (b(u, u) = b(u, u) + ; c_{(u \leq Nu)} ; (k1 \leq (Nk-1))-? \\
 * \xi(u+k1 * NT) * \\
 * \xi(u+k1 * NT+u) \\
 ; \\
 c_{(k1 \leq (Nk-1))} \\
 \hline
 \hline
 b(u, u) = b(u, u) / Nk ; \quad (u \leq NT)-? \\
 ; \\
 \mathcal{Z}(k \leq K) \\
 \hline
 \mathcal{Z}(u \leq Nu) \quad ; \quad |B_k(u)| / NT ; \quad (k \leq K)-? \\
 \hline
 \mathcal{Z}(u \leq NT) ; \quad c_{(k \leq K)} ; \quad (u \leq Nu)-? \\
 \hline
 B_{k+1}(u) = B_{k+1}(u) + ; c_{(u \leq Nu)} ; \quad (u \leq NT)-? \\
 + b(u, u) * \\
 * \exp(-j2\pi ku / NT) \\
 ; \\
 c_{(u \leq NT)}
 \end{array} \quad (5)$$

$$u \in \overbrace{u_0; u_1; u_2; \dots; Nu}, \quad i \in \overbrace{1; 2; 3; \dots; N}, \quad k1 \in \overbrace{0; 1; 2; \dots; Nk-1}, \quad k \in \overbrace{0; 1; 2; \dots; K}, \quad n \in \overbrace{1; 2; 3; \dots; NT}.$$

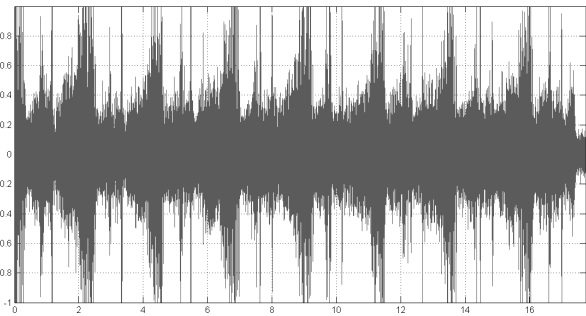
Розроблена формула алгоритмів комп'ютерного опрацювання ДШ (5) дає змогу розробити програмне забезпечення для оцінювання його характеристик з метою виявлення нових інформативних ознак в області аускультології на основі математичної моделі у вигляді періодично корельованої випадкової послідовності із дискретним часом.

Результати синфазного опрацювання

На рис. 2 зображено зареєстровані електронним стетоскопом фірми Littmann® модель 3000 дихальні шуми: пацієнта А з нормою та пацієнта Б із патологією.



Пацієнт А – норма



Пацієнт Б - патологія

Рис. 1. Реалізації експериментально зареєстрованих дихальних шумів

Враховуючи алгоритм опрацювання ДШ (рис. 2) синфазним методом (5), отримано результати, які зображено на рис.3.

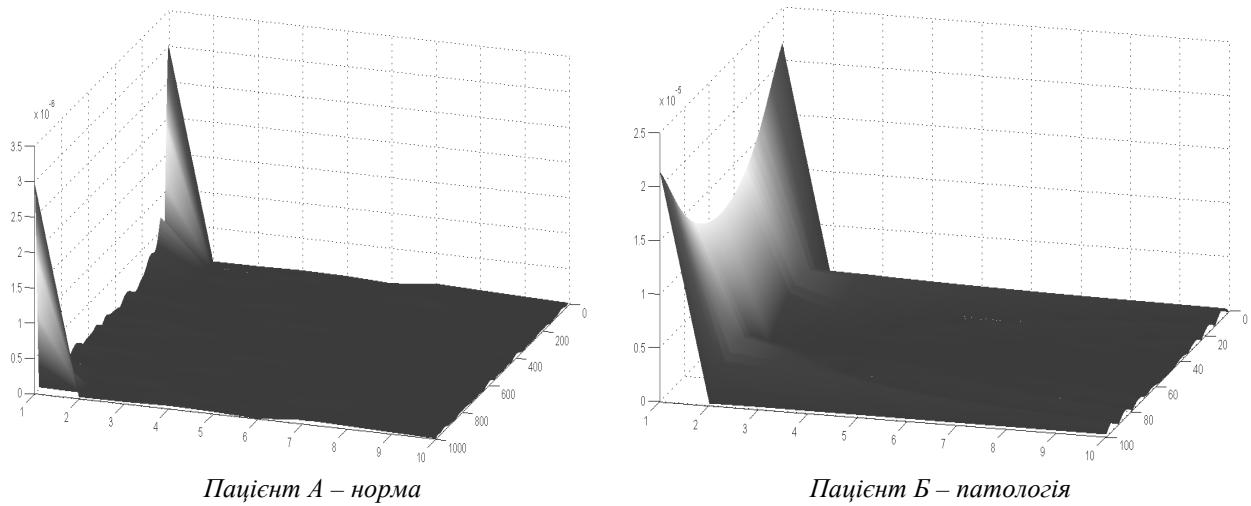


Рис. 2. Реалізації кореляційних компонент ДШ, обчислених синфазним методом

Для оцінювання кореляційних компонент (рис. 2) використано оцінку математичного сподівання:

$$M_u \{ \hat{B}_k(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}, \quad (6)$$

де k – номер кореляційної компоненти ДШ; u – зсув; N_u – довжина зсуву; N_k – кількість компонент.

Реалізації оцінок математичних сподівань для кореляційних компонент ДШ зображено на рис. 3.

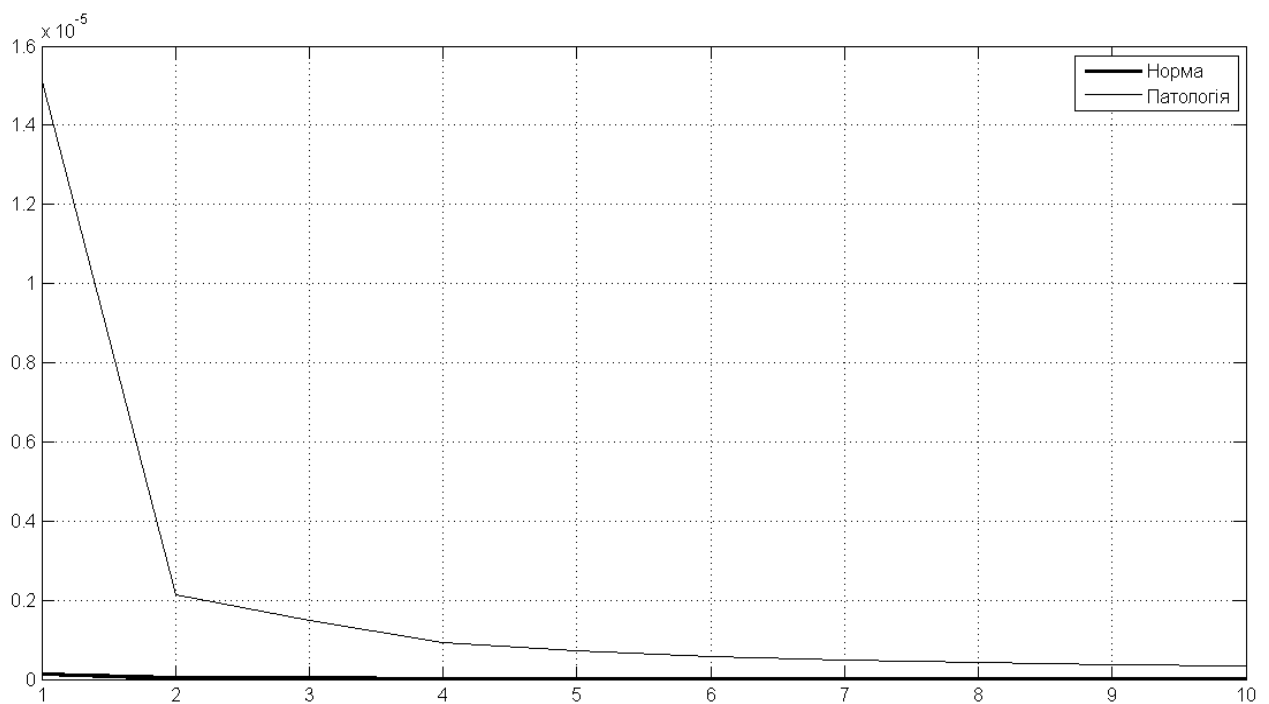


Рис. 3. Оцінки математичного сподівання кореляційних компонент ДШ

На рис. 3 видно, що для пацієнта з нормою та патологією кореляційні компоненти зосереджені на одних і тих самих компонентах, проте амплітудні значення компонент різні, що свідчить про чіткі зміни у функціонуванні дихальної системи людини (норма чи патологія).

Висновки

У результаті комп'ютерного опрацювання дихального шуму синфазним методом в середовищі Matlab 7.0 отримано нові інформативні ознаки – кореляційні компоненти, які відповідають функціональному стану дихальної системи людини і так дають змогу підвищити інформативність аускультативних систем.

1. *Болезни органов дыхания: Руководство для врачей. В 4-х томах / Ред. Н.Р. Палеева. – Т. 2. Частная пульмонология. – М: Медицина, 1989. – 512 с.* 2. Драган Я.П. *Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Я.П. Драган. – Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. – XVI+333 с.* 3. *Forgacs P. Lung sounds / P. Forgacs // Brit. J. Dis. Chest. – 1969. – 63. – P. 1–12.* 4. *Breath sounds and regional ventilation / Y. Ploysongsang, R. Martin, W. Ross, R. Loudon, P. Machlem // Am. Rev. Respir. Dis. – 1977. – 116. – P. 187–199.* 5. *Loudon R. Lung sounds / R. Loudon, R. Murphy // Am. Rev. Respir. Dis. – 1984. – 130. – P. 663–673.* 6. *Замотаев И.П., Магазаник Н.А., Водолазкий Л.А., Голиков В.А., Щедрина О.И. Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // Клиническая медицина. – 1974. – 52, № 5. – С. 97–101.* 7. *Gavriely N., Palti Y., Alroy G. Spectral characteristics of normal breath sounds // J. Appl. Physiol. – 1981. – 50, № 2. – P. 307.* 8. *Макаренков А.П., Рудницкий А.Г. Возможности диагностики легочных патологий при двухканальной обработке дыхательных шумов человека // Акуст. ж. – 1995. – 41, № 2. – С. 272–277.* 9. *Вовк И.В., Дахнов С.Л., Крижановский В.В., Олишник В.Н. Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // Акуст. Вісн. – 1998. – 1, № 2. – С. 21–33.* 10. *Драган Я.П. Обґрунтування математичної моделі дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу / Я.П. Драган, І.Ю. Дедів // Комп'ютерні системи та компоненти. – Чернівці: Чернівецький університет. – 2008. № 426. – С. 93–97.*