

Б.Б. Самотокін, д.т.н., проф.

Ю.І. Лисогор, асист.

В.А. Вдовиченко, інж.

*Житомирський державний технологічний університет*

### ЗАСТОСУВАННЯ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ ДЛЯ ОБРОБКИ АКУСТИЧНИХ СИГНАЛІВ РЕСПІРАТОРНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

*Наведено дані про вейвлети та вейвлет-аналіз. Наводяться результати досліджень застосування вейвлет-перетворення для обробки акустичних сигналів респіраторної системи. Запропоновано алгоритм діагностики „норма-патологія”. Наводяться результати дослідження застосування вейвлет-перетворення для стиснення акустичних сигналів респіраторної системи.*

Захворювання респіраторної системи людини є одним з найбільш поширених у світі. В Європі кількість дорослого населення, що хворіють на хронічну непрохідність дихальних шляхів та астму, оцінюється в 10–25 відсотків. Постійно зростає кількість таких інфекційних захворювань, як гострий бронхіт та пневмонія. Діагностика цих захворювань відбувається за допомогою стетоскопа. Але аускультация за допомогою стетоскопу має багато недоліків. Це є суб'єктивний процес, що залежить від індивідуальних особливостей сприйняття, і кінцевий діагноз ставиться, виходячи з власного досвіду лікаря, який ставить діагноз. Тому існує потреба в розробці інших, більш ефективних методик діагностики.

Впродовж останніх років як засіб для запису та аналізу акустичних сигналів респіраторної системи почали використовувати комп'ютер, до якого підключається один або декілька акустичних датчиків. Використання комп'ютера як бази для діагностики має багато переваг перед аускультацией, можна порівнювати записи пацієнтів, зроблені на різних стадіях хвороби, робити їх візуалізацію, щоб виявити, як протікає процес лікування, можна автоматизувати процедуру діагностики.

Але при аналізі респіраторних сигналів за допомогою комп'ютера виникає проблема їх обробки, оскільки респіраторні сигнали, як і більшість медичних сигналів [1], не є стаціонарними і, як правило, складаються з близько розташованих у часі короткотривалих високочастотних компонент та довготривалих, близьких за частотою низькочастотних компонент. Стандартні частотні методи аналізу, такі як швидке перетворення Фур'є, не виділяють локальні особливості сигналу в часовій області, тобто всі особливості сигналу, які існують в часовій області локально, в частотній розподіляються по всій осі частот. Наприклад, швидкозмінні сигнали, такі як крепітація, що виникає у фіксовані або випадкові моменти респіраторного циклу, важко визначити у частотній області. І з іншого боку, при аналізі сигналів у часовій області втрачається важлива частотна інформація. Тому для того, щоб локалізувати складові компоненти, існує потреба аналізувати респіраторні сигнали як в часовій, так і в спектральній області. Звичайно для цього використовували локальне перетворення Фур'є з різними типами вікон. В останні декілька років для частотно-часового аналізу і розпізнавання почали використовувати вейвлет-перетворення [1], [2]. Такі особливості респіраторних сигналів, як випадковість та швидка зміна в часі роблять їх особливо придатними для обробки вейвлет-перетворенням.

Розглянемо можливості використання неперервного та дискретного вейвлет-перетворення для обробки акустичних сигналів респіраторної системи людини.

Неперервне вейвлет-перетворення являє собою згортку сигналу  $f(t)$  з вейвлетом  $\psi_{ab}(t)$ , в результаті якої отримуємо представлення сигналу в координатах масштаб-зсув [3], [4]:

$$W_{a,b} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{a,b}^*(t)dt, \quad (1)$$

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a, b \in \mathbb{R}, \quad (2)$$

де  $\psi_{ab}(t)$  – материнський вейвлет,  $\psi_{ab}(t)$  належить простору  $L^2(\mathbb{R})$ , тобто

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi_{a,b}(t)|^2 dt < \infty.$$

Параметр  $a$  називають параметром масштабу, параметр  $b$  — параметром зсуву.

Отже, при базисних параметрах  $a, b \in \mathbb{R}$  зворотнє вейвлет-перетворення записується за допомогою того ж базису (2), що й пряме

$$f(t) = C_{\psi}^{-1} \iint W_{a,b} \psi_{ab}^*(t) \frac{dadb}{a^2}, \quad (3)$$

де  $C_{\psi}$  — нормалізуючий коефіцієнт:

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} |\hat{\psi}(\omega)|^2 |\omega|^{-1} d\omega < \infty, \quad (4)$$

$\hat{\psi}$  — Фур'є-образ вейвлета.

Умова кінцевості константи  $C_{\psi}$  обмежує клас функцій  $\psi(t) \in L^2(\mathbb{R})$ , що можуть бути використані в якості базисних вейвлетів. Зокрема, очевидно, що образ Фур'є  $\hat{\psi}$  повинен дорівнювати нулю на початку координат  $\omega = 0$  і, отже, повинен дорівнювати нулю принаймні нульовий момент:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0.$$

Найчастіше при застосуванні досить розгляду тільки позитивних частот, тобто  $a > 0$ ; вейвлет відповідно повинен задовольняти умові [5], [6]:

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} |\hat{\psi}(\omega)|^2 \cdot |\omega|^{-1} d\omega = 2 \int_0^{\infty} |\hat{\psi}(-\omega)|^2 \omega^{-1} d\omega < \infty.$$

Оскільки неперервне вейвлет-перетворення застосовується до аналізу дискретних сигналів, то формула (1) записується у вигляді [7]:

$$W_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{k=0}^N s(k) \int_k^{k+1} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (5)$$

або

$$W_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{k=0}^N s(k) \left( \int_{-\infty}^{k+1} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt - \int_{-\infty}^k \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \right), \quad (6)$$

де сигнал  $s_k = s_0, s_1, \dots, s_N$  задано через рівні інтервали часу  $\Delta t$ , тобто  $s(t) = s(k), t \in [k, k+1]$ ,  $N$  — кількість відліків.

Результати розрахунків представляють собою матрицю коефіцієнтів вейвлет-розкладу розміром  $[M \times N]$ , де  $M$  — кількість дискретних відліків коефіцієнта масштабування, тобто отримуємо матрицю, яка в  $M$  раз більша від вихідного сигналу. Результати вейвлет-аналізу можна представити у вигляді спектрограм. На рис. 1. наведена спектрограма для протяжного дихання, як базовий вейвлет при розкладі використовується db8 (вейвлет Добеші 8-го порядку).

Як видно з даного рисунка, особливості сигналу є локалізованими як в часі, так і за частотою. Але неперервне вейвлет-перетворення має декілька недоліків, які роблять його непридатним для використання на практиці. По-перше, складність алгоритму неперервного вейвлет-перетворення  $O(N^2)$  і виконання обчислень навіть на сучасних ЕОМ забирає досить довгий час. По-друге, неперервне вейвлет-перетворення має велику надмірність, розмір матриці коефіцієнтів  $[M \times N]$  і серед такої величезної кількості чисел важко виділити ознаки для кожного класу сигналів. Проте неперервне вейвлет-перетворення можна використовувати для візуалізації респіраторних сигналів, яка б допомогла лікарям більш об'єктивно ставити діагноз, чи одночасно порівнювати два сигнали, зняті на різних стадіях захворювання і таким чином отримувати інформацію про проходження захворювання.

Розглянемо застосування дискретного вейвлет-аналізу до обробки респіраторних сигналів із застосуванням швидкого вейвлет-перетворення.

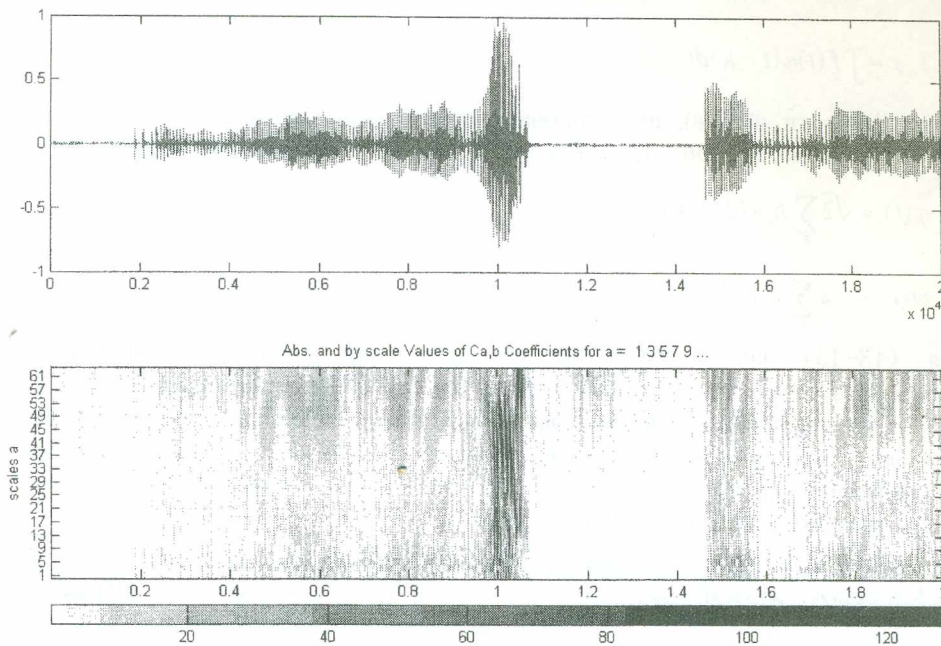


Рис. 1. Спектр неперервного вейвлет-перетворення протяжного дихання

Розклад сигналу при застосуванні дискретного вейвлет-перетворення відбувається за допомогою базису, що утворюється зсувами та стисненнями скейлінг-функції та материнським вейвлетом [3], [6]:

$$\varphi_{j,k} = 2^{j/2} \varphi(2^j t - k), \tag{7}$$

$$\psi_{j,k} = 2^{j/2} \psi(2^j t - k), \tag{8}$$

де  $\varphi$  та  $\psi$  відповідно скейлінг-функція та материнський вейвлет. Вибір у якості масштабуючого множника  $2^j$  з цілочисельними значеннями  $j$  призводить до однозначної процедури обчислення вейвлет-коефіцієнтів.

Будь-яку функцію  $f$  з  $L^2(R)$  можна розкласти на деякому заданому рівні розрізнення  $j_n$ , в ряд виду [3], [4]:

$$f(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} s_{j_n,k} \varphi_{j_n,k}(t) + \sum_{j=j_n}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} d_{j,k} \psi_{j,k}(t). \tag{9}$$

На самому детальному рівні  $j_n = j_{max}$  залишаються тільки  $s$ -коефіцієнти і отримуємо так зване представлення скейлінг-функцією:

$$f(t) = \sum_k s_{j_{max},k} \varphi_{j_{max},k}. \tag{10}$$

Вейвлет-коефіцієнти  $s_{j,k}$  і  $d_{j,k}$  можна обчислити за формулами:

$$s_{j,k} = \int f(t) \varphi_{j,k}(t) dt, \tag{11}$$

$$d_{j,k} = \int f(t) \psi_{j,k}(t) dt. \tag{12}$$

Ці коефіцієнти називають сумами ( $s$ ) і різницями ( $d$ ), зв'язуючи відповідно із середніми значеннями та флуктуаціями [4].

Однак при використанні даних формул комп'ютерні розрахунки займають досить тривалий час, тому на практиці їх значення знаходяться за допомогою швидкого вейвлет-перетворення. У загальному випадку ітераційні формули швидкого вейвлет-перетворення мають вигляд [4]:

$$s_{j+1,k} = \sum_m h_m s_{j,2k+m}, \tag{13}$$

$$d_{j+1,k} = \sum_m g_m s_{j,2k+m}, \tag{14}$$

$$s_{0,k} = \int f(t)\varphi(t - k)dt, \tag{15}$$

де  $h_k, g_k$  — коефіцієнти відповідно високочастотного та низькочастотного фільтрів, їх можна обчислити безпосередньо, знаючи визначення та властивості дискретних вейвлетів [8]:

$$\varphi(t) = \sqrt{2} \sum_k h_k \varphi(2t - k), \tag{16}$$

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_k g_k \varphi(2t - k). \tag{17}$$

Рівняння (13–15) забезпечують швидкі алгоритми обчислення вейвлет-коефіцієнтів, оскільки вимагають тепер тільки  $O(N)$ . Почавши з  $s_{0,k}$ , ми обчислимо всі інші вейвлет-коефіцієнти, якщо параметри вейвлета  $h_m, g_m$  відомі. Явний вид вейвлета при цьому не використовується. Після того як обраний визначений вейвлет, тобто обрані коефіцієнти  $h_m, g_m$ , для обчислення вейвлет-коефіцієнтів використовуються тільки рівняння (13), (14).

На рис. 2. наведено графік вейвлет-коефіцієнтів.

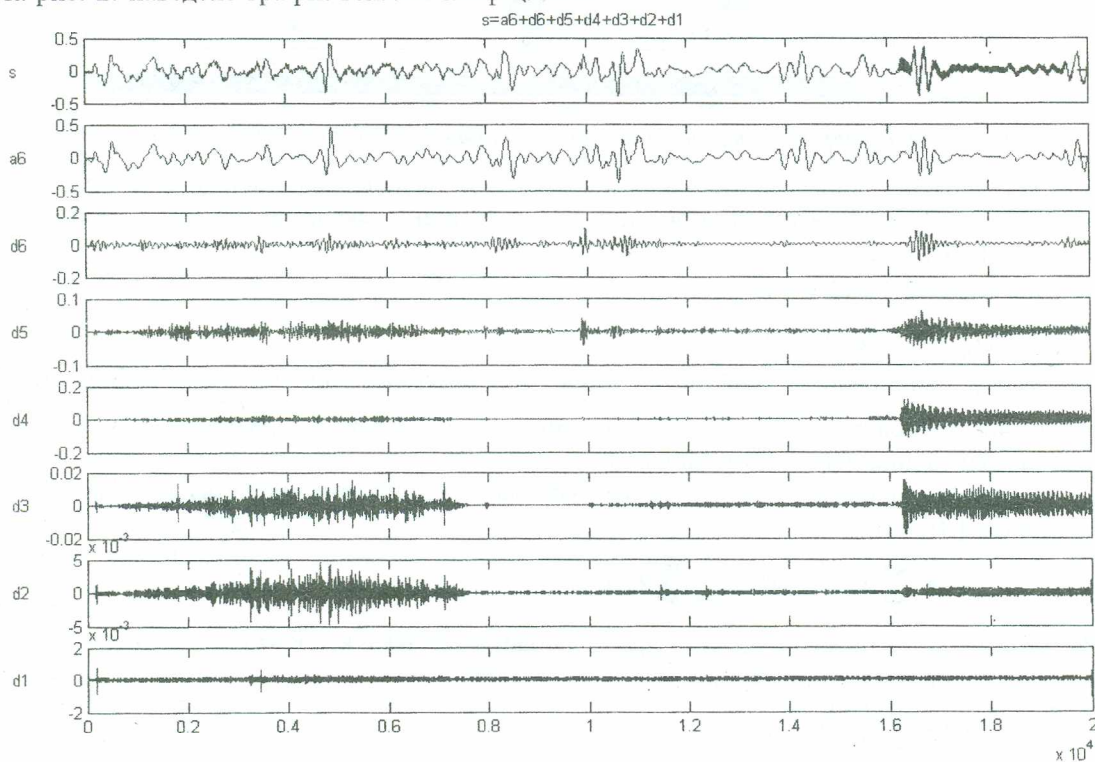


Рис. 2. Коефіцієнти дискретного вейвлет-перетворення свисту

Розклад сигналів зроблено до шостого рівня розрізнення із застосуванням в якості материнського вейвлета — вейвлета Добеші  $db8$ . Дерево вейвлет перетворення наведено на рис. 3. Як видно з графіків, декомпозиція вихідного сигналу представлена коефіцієнтами апроксимації  $a6$  шостого рівня та коефіцієнтами деталізації для кожного рівня розрізнення  $d1-d6$ .

Було помічено, що розподіл енергії коефіцієнтів деталізації для основних та додаткових шумів за рівнями розрізнення є різний. Таким чином, у високочастотній області спектра допоміжних шумів міститься значно більше енергії, ніж в основних. Даний факт можна використати для автоматичного розпізнавання двох класів дихальних шумів — основних та допоміжних, тобто виявляти, чи існує в пацієнта відхилення від норми, чи ні. Таким чином, дискретне вейвлет-перетворення можна використовувати для діагностики „норма-патологія”.

Так, якщо серед коефіцієнтів декількох перших рівнів у вейвлет-розкладі існує значна кількість ненульових, то даний сигнал є додатковим і в пацієнта наявна патологія. По суті відбувається поділ сигналів на два класи: основні — стан пацієнта нормальний, та додаткові — наявні деякі відхилення, і для подальшого встановлення діагнозу лікар повинен провести додатковий огляд.

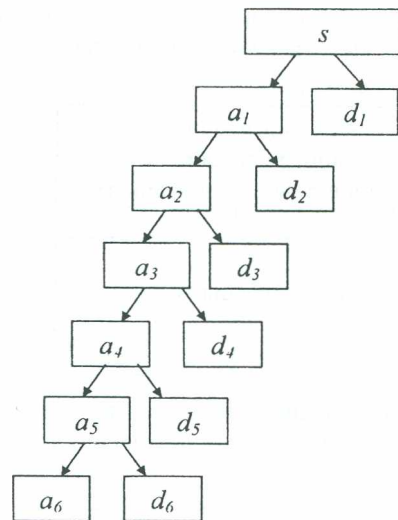


Рис. 3. Дерево вейвлет-перетворення

Було розглянуто відношення норми для вейвлет-розкладу на сусідніх рівнях.

$$\begin{aligned}
 & \text{norm}(d_{2k}) / \text{norm}(d_{1k}), \\
 & \text{norm}(d_{3k}) / \text{norm}(d_{2k}), \\
 & \text{norm}(d_{4k}) / \text{norm}(d_{3k}) \text{ і т.д.}
 \end{aligned}
 \tag{18}$$

В табл. 1. наведено значення даних відношень для різних типів респіраторних шумів.

Таблиця 1  
Відношення енергії деталізуючих коефіцієнтів на сусідніх рівнях

Тип шуму	$\frac{\text{norm}(d_{2k})}{\text{norm}(d_{1k})}$	$\frac{\text{norm}(d_{3k})}{\text{norm}(d_{2k})}$	$\frac{\text{norm}(d_{4k})}{\text{norm}(d_{3k})}$	$\frac{\text{norm}(d_{5k})}{\text{norm}(d_{4k})}$	$\frac{\text{norm}(d_{6k})}{\text{norm}(d_{5k})}$
Везикулярне дихання	1,8426	1,7129	1,5396	2,4438	1,6704
Бронхіальне дихання	1,2796	3,6264	1,6332	3,564	1,8519
Свист	5,9951	6,121	7,8971	0,8485	2,4439
Крепітація	22,276	4,6773	1,5762	1,0599	0,56112
Хрипи	28,984	8,6596	0,98334	1,8671	0,55809
Протяжне дихання	27,712	5,8145	0,78209	0,75988	0,27104

Як видно з даної таблиці, відношення енергії на першому і другому та другому і третьому рівнях для основних та додаткових шумів відрізняється принаймні в декілька разів.

Тому можна запропонувати наступний алгоритм. На першому етапі на основі статистичних даних потрібно визначити порогові значення відношень норми вейвлет-коефіцієнтів декількох перших рівнів розрізнення. Під пороговим значенням будемо розуміти таке значення відношення норми вейвлет-коефіцієнтів, при перевищенні якого шум відноситься до допоміжного, а отже, є імовірність наявності патології. Визначення порогових значень повинно проводитись на статистичному матеріалі, що знімається за однаковою методикою на аналогічному устаткуванні. При цьому наявність патологічних змін в легенях повинна визначатися за допомогою експертної оцінки.

На другому етапі буде проводитись власне процес діагностики, який матиме наступний вигляд:

- запис сигналу та його попередня обробка (фільтрація, підсилення);
- дискретизація сигналу;
- виділення з даного сигналу одного респіраторного циклу;
- розклад сигналу по вейвлет-базису;
- розрахунок відношень  $\text{norm}(d_{i+1,k}) / \text{norm}(d_{i,k})$ ;
- порівняння отриманих значень з пороговими;
- на основі даного порівняння встановлюється можливий стан пацієнта.

На рис. 4. наведена структурна схема алгоритму. До переваг даного методу можна віднести простоту реалізації та невисокі вимоги до обчислювальної потужності діагностуючого обладнання.

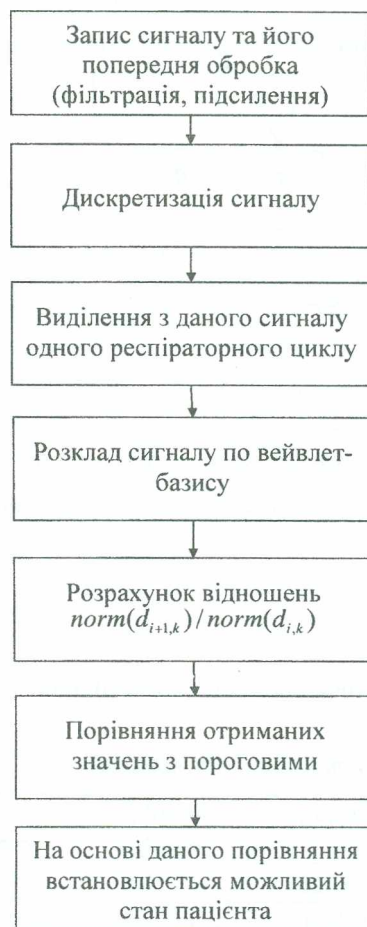


Рис. 4. Алгоритм діагностики „норма-патологія”

Для покращення результатів діагностування пацієнти можуть бути розбиті на групи відповідно до ваги, віку, зросту та ін., оскільки від даних показників залежать параметри респіраторних шумів. Для кожної групи визначаються свої порогові значення і таким чином може бути покращена вірогідність постановки правильного діагнозу.

Оскільки записи респіраторних сигналів мають досить значний об'єм, виникає необхідність їх стиснення для його зменшення при збереженні чи передачі по каналах зв'язку.

Вейвлети відкривають нові і незвичайні підходи в зменшенні надлишкової інформації й в очищенні сигналів та зображень від шуму. Суть одного з таких підходів полягає в обмеженні рівня деталізуючих коефіцієнтів. При цьому можливе як глобальне обмеження всіх коефіцієнтів за рівнем, так і локальне обмеження. Більш того, можливі різні типи порогів обмеження, наприклад, м'який у вигляді однієї вертикальної сходинки передаточної характеристики обмеження чи твердий у вигляді додаткових горизонтальних полицок [6].

Для стиснення було використано як материнський вейвлет db8. Декомпозиція-виконана для декількох рівнів, щоб з'ясувати залежність коефіцієнтів стиснення від рівня декомпозиції, і вибрати оптимальне його значення. Було експериментально підібрано глобальний жорсткий поріг  $th = 0.01$ . Тобто всі коефіцієнти деталізації, які менші від  $th$ , прирівнювались до нуля. Причому коефіцієнти апроксимації залишались незмінними. За критерій оцінки спотворень, що виникають при обнуленні коефіцієнтів вейвлет-перетворення, взято коефіцієнт кореляції та відношення енергії вейвлет-коефіцієнтів після перетворення до енергії вейвлет-коефіцієнтів вихідного сигналу. В ході дослідження змінювалася глибина розкладу при сталому пороговому значенні  $th$ . Результати розрахунків наведено в таблиці 2.

Таблиця 2

Результати стиснення за допомогою дискретного вейвлет-перетворення

Тип дихання	Глибина розкладу					
	6			10		
	$K_{ст}, \%$	$n, \%$	$r$	$K_{ст}, \%$	$n, \%$	$r$
Везикулярне	4,85	99,99	1,00	5,02	99,99	1,00
Бронхіальне	5,58	99,99	1,00	5,75	99,99	1,00
Хрипи	23,00	99,96	0,99	23,02	99,96	0,99
Протяжне	30,70	99,96	0,99	29,36	99,96	0,99
Крепітація	6,95	99,92	0,99	7,05	99,93	0,99
Свист	10,29	99,97	0,99	10,39	99,97	0,99

Як видно з таблиці, для найкращої глибини розкладу  $N = 6$  найгірший коефіцієнт стиснення дорівнює 30,7 %, тобто розмір вихідного файлу зменшується більш ніж в три рази, а для найменшого коефіцієнта стиснення 4,85 вихідний файл зменшується більш ніж в 20 разів, причому спотворення сигналу зовсім незначне, тобто заархівований сигнал майже не спотворюється.

На рис. 5. наведено графік залежності коефіцієнтів стиснення для різних типів шумів від глибини розкладу. Як видно з даного графіка, для глибини розкладу  $N > 6$  залежності являють собою практично горизонтальні лінії. Тому вейвлет-перетворення з глибиною розкладу більше шести є недоцільним, оскільки у цьому випадку збільшується час обчислень, а коефіцієнт стиснення залишається незмінним.

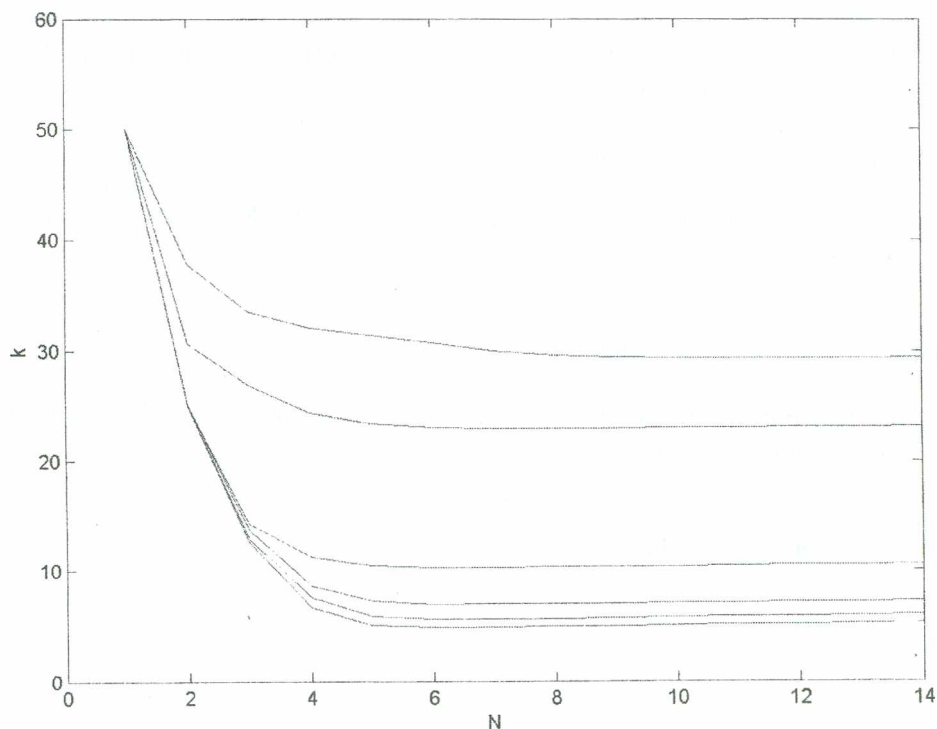


Рис. 5. Залежність коефіцієнтів стиснення від глибини розкладу

На практиці перспективним є сумісне використання методів стиснення, основаних на вейвлет-перетворенні, та методів стиснення без спотворень [9]. Таким чином, компресія відбувається в два етапи — на першому здійснюється стиснення з втратою інформації (вейвлет-перетворення), на другому — звичайна архівація без спотворень. Для відновлення сигналу потрібно повторити всі дії у зворотному порядку. Спочатку відновлюються значення вейвлет-коефіцієнтів, а за ними, використовуючи зворотне вейвлет-перетворення, отримується вихідний сигнал.

З викладеного вище можна зробити висновок в доцільності застосування вейвлет-перетворення для обробки та стиснення акустичних сигналів респіраторної системи людини.

#### ЛІТЕРАТУРА:

1. Сидоренко В.В. Використання теорії елементарних хвиль для обробки медичних сигналів // Вісник ЖІТІ. – № 5. – 1997. – С. 154–157.
2. Korona Z., Kokar M. Lung Sound Recognition Using Model-Theory Based Feature Selection and Fusion // Department of Electrical and Computer Engineering Northeastern University. – 2002. – 28 p.
3. Астафьева И.В. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // УФН. – 96. – № 11. – С. 1145–1170.
4. Дремин И.М., Иванов О.В., Нечитайло В.А. Вейвлеты и их использование // УФН. – 2001. – № 5. – С. 465–501.
5. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам: Пер. с англ. Е.В. Мищенко. / Под ред. А.П. Петухова. – М.: РХД, 2001. – 460 с.
6. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. – М.: СОЛОН-Р, 2002. – 448 с.
7. Коваленко М.В., Проценко М.М. Вейвлет-перетворення та його застосування для обробки сейсмічних сигналів // Вісник ЖІТІ. – № 1. – 2003. – С. 82–86.
8. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразований. – С.-Пб.: ВУС, 1999. – 203 с.
9. Пузиков Д.Ю. Применение вейвлет-анализа для компрессии видеоинформации, формируемой прибором астроориентации // Исследовано в России. – 2002. – С. 627–634. <http://zhurnal.ape.relarn.ru/articles/2002/057.pdf>.

САМОТОКІН Борис Борисович – доктор технічних наук, професор Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- автоматичне керування технічними системами.

ЛИСОГОР Юрій Іванович – асистент кафедри МП та С Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- цифрова обробка сигналів;
- сучасні інформаційні та медичні технології.

ВДОВИЧЕНКО Василь Анатолійович – інженер кафедри А і КТ Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- вейвлет-перетворення;
- цифрова обробка сигналів.

Подано 07.10.2003.