

УДК 623.4.011

Ю.І. Лисогор, ст. викл.

Житомирський державний технологічний університет

ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ АУСКУЛЬТАЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ РЕСПІРАТОРНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ ЛЮДИНИ

(Представлено д.т.н., проф. Маноїловим В.П.)

У даній роботі викладені вимоги до реалізації програмно-апаратного комплексу для проведення аускультативної діагностики респіраторних захворювань людини та методи обробки цих звукових феноменів.

Постановка проблеми. Акустичні коливання в організмі людини є невід'ємною частиною різних біологічних процесів. В основному вони безпосередньо породжуються діяльністю внутрішніх органів з ритмічним рухом, як то: серцево-судинна система, респіраторна система (система органів дихання), травленева та м'язова системи. Кожна із систем породжує властивий їй акустичний шум, за яким можна ставити певні гіпотези щодо роботи внутрішніх органів людини (аускультативна діагностика).

Аналіз досліджень і публікацій. У другій половині ХХ ст. значно розширився перелік обладнання для аналізу сигналів, спочатку це – аналогова, а потім – цифрова техніка. Це створило сприятливу атмосферу для об'єктивного збирання та вимірювання акустичних сигналів роботи органів людини. Дослідники використовують широкий перелік мікрофонів, фільтрів та аналізаторів для дослідження цих біологічних звуків. Одночасно ряд груп вчених та медиків працює над проблемою об'єктивного аналізу звуків з метою подальшої побудови комплексу автоматизованого діагностування фізіологічних та патологічних відхилень у роботі органів людини. Проте на даний момент існує перешкода на шляху вільного обміну здобутками – це проблема стандартизації методики зняття, вимірювання, збереження та попередньої обробки акустичних сигналів [1]. Через неї стає неможливим порівняння результатів досліджень, що було проведено з використанням відмінних методик зняття сигналів. Тому створено міжнародні організації, наприклад ILSA (International Lung Sounds Association), які сприяють виробленню загальних стандартів у цій сфері та прискорюють хід наукових досліджень шляхом прямої взаємодії науковців. Сучасні дослідження проводяться в напрямках розробки методик зняття сигналів [7], [9], методів аналізу та класифікування цих звукових феноменів [5], [12].

Мета дослідження. Метою даної роботи є розробка програмно-апаратного комплексу для проведення аускультативної діагностики респіраторних захворювань людини.

Основна частина. Загальна схема зняття та подальшої обробки сигналів наведена на рис. 1 [5].

Залежно від конкретної методики зняття та аналізу кожний блок даної схеми уточнюється. Оскільки даною проблематикою займається значне коло науковців у всьому світі, кожний з яких часто використовує власну методику для своїх досліджень, то існує необхідність чіткого документування кожної із методик [1]. Це дасть змогу, по-перше, повторювати певні етапи досліджень іншим науковцям, по-друге, дасть змогу проводити у певних межах порівняльну характеристику результатів досліджень, навіть при використанні відмінних методик.

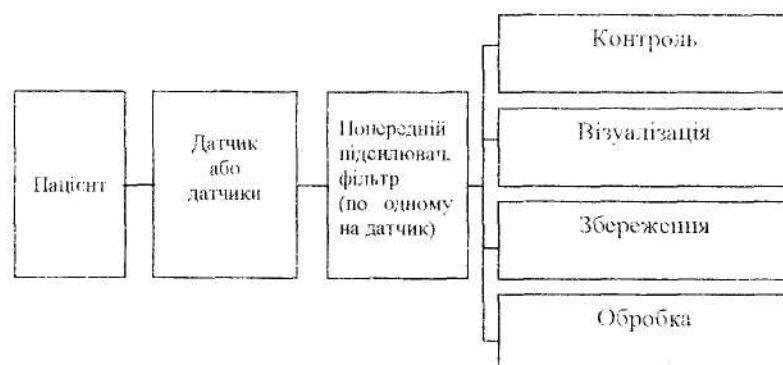


Рис. 1. Загальна схема зняття та обробки акустичних сигналів

Знімають сигнали в строго симетричних точках правої і лівої половин грудної клітки (рис. 2).

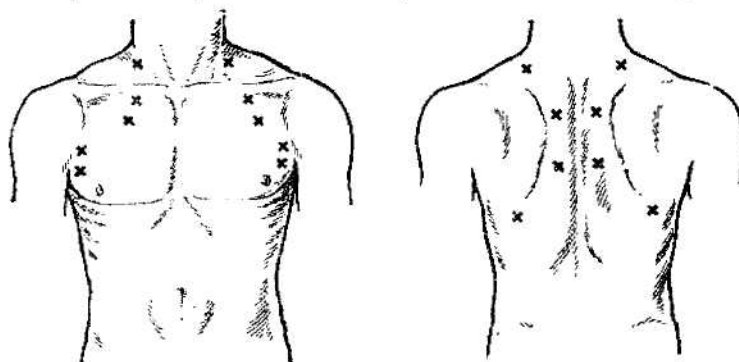


Рис. 2. Схема зняття аускультативних феноменів

У більшості випадків зняття акустичних сигналів проходить по одноканальній схемі, коли водночас записуються шуми тільки з однієї точки на поверхні тіла [2], [4], [5]. Рідше забезпечують одночасно із записом акустичного сигналу запис показників певного медичного пристрою, найчастіше це є пневмотахограф. Ще рідше забезпечується одночасний запис двох акустичних сигналів, і відомі тільки одиничні випадки серед опублікованих робіт одночасного запису більшої кількості різнотипних сигналів: двох акустичних сигналів та одного сигналу від пневмотахографа [8]. Це пояснюється значним ускладненням подальшої обробки при мноканальному знятті сигналів.

Проте багатоканальна обробка сигналів дозволяє підвищити якість класифікації [9], забезпечує певні можливості, що є недосяжними при одноканальній обробці, наприклад визначення розміщення джерела випикування звуків [8].

У зв'язку із швидким розвитком обчислювальної техніки все більше функцій реалізуються на базі персонального комп'ютера (ПК). У більшості випадків – це візуалізація, збереження [3], обробка (як фільтрація [10], так і класифікація [6]).

Датчик. На даний момент дослідниками використовується широкий спектр найрізноманітніших датчиків, що відрізняються чутливим елементом, будовою, габаритами, масою тощо. Найбільш поширеною практикою є використання датчиків на базі конденсаторних (електрестатних) мікрофонів з відкритою чи закритою повітряною камерою [2], [3]. Проте, як показують розрахунки [3], така конструкція датчика діє як фільтр вижних частот. Тобто такий датчик добре пропускате нижні частоти (від 20 до 1000 Гц) істотно спотворюючи високі частоти, маючи, як правило, істотно нелінійну АЧХ. Більш доцільним є використання акселерометрів [4], що вимірюють коливальну швидкість на поверхні тіла, а не поверхневий тиск, як у випадку з мікрофонами. Даний тип датчиків зазвичай має майже лінійну АЧХ в області частот 0...2000 Гц. Спосіб кріплення – на клеючій основі або резиновий джгут.

Щодо розмірів, то вони, як правило, не перевищують стандартних розмірів стетофонендоскопів, тобто діаметр не більше 30–35 мм, висота не більше 15–20 мм. З визначенням маси існує більша невизначеність – аналіз літератури дає значення в діапазоні 2–20 г з майже повною відсутністю рекомендацій, методик щодо її вибору. Проте зрозуміло, що чим більша маса датчика, тим більший його зворотний вплив на матеріал, що знімається.

Організація підключення датчика до ПК. Практично у всіх роботах між датчиком та платою АЦП підключають підсилювач та фільтр. Перший забезпечує електричну сумісність вихідних параметрів датчика та входних підсилювача, другий виконує дві основні задачі:

- заглушення найпростіших завад типу “промислова частота”, “білий шум”, рідше – одиничні імпульсні завади;
- обмеження верхньої границі спектра частотою $f_{zp} < f_{\partial}/2$, що є прямим наслідком відповідної теореми Котельникова.

Якщо використовується фільтр невисокого порядку, то замість “менше” повинно виконуватись умова “значно менше”. Найчастіше використовуються ПЧ фільтри Баттерворта 4–6 порядку з граничною частотою 1–2500 Гц [2], [3].

Параметри дискретизації входних сигналів. Найбільш поширене 16-розрядна дискретизація аналогового сигналу.

Щодо частоти дискретизації, то це близько 5000 Гц [4], а останній часом – близько 10000 Гц [5].

Враховуючи все більш розвинуті можливості мультимедійних ПК та умовні стандарти на їх виробництво (прийняті де-факто більшістю виробників ПК), майже кожний сучасний персональний комп'ютер оснащено звуковою платою, що має наступні показники:

- до 3-х незалежних каналів (1 – мікрофонний вхід та 2 – лінійні);
- розрядність 16 біт;
- частота дискретизації 8000...44100 к Гц.

Тобто можливе підключення датчиків через цю плату, наприклад за схемою [3].

Візуалізація даних. У літературних джерелах пропонується три основних варіанта візуалізації:

- виведення на дисплей вхідного сигналу як є, тобто безпосередньо відліки дискретизованого сигналу;
- виведення спектру шляхом застосування перетворення Фур'є (найчастіше на 1024-х відліках) з певним попереднім розбиттям сигналу в часі на сегменти й усередненням спектрів по сегментам;
- часово-частотне зображення, коли, наприклад, зображується спектр кожного із сегментів, тобто у вигляді 3-вимірного графіка (час/номер сегмента, частота, амплітуда).

Кожний із варіантів має свої особливості, та спільним й найбільшим недоліком є малоінформативність зображуваної інформації для звичайного лікаря, що буде користуватись даною системою. Для цього важливим є, наприклад, наявність та характеристика певних аускультативних ознак, що використовується при звичайній аускультатії. Тобто необхідно додатково проводити аналіз та, можливо, класифікацію введених сигналів.

Методи обробки. У літературі описано дуже багато різних спроб аналізувати акустичні сигнали як в частотній області, так декілька спроб аналізу в часовій області [7]. При частотному аналізі зазвичай використовують швидке перетворення Фур'є (ШПФ). Однак не існує єдиної методики аналізу респіраторних сигналів за допомогою ШПФ. Різні дослідники використовували різну частоту дискретизації та різні віконні функції. За допомогою ШПФ визначалися деякі інтегральні ознаки сигналу за допомогою яких його можна було б віднести до того чи іншого класу. Наприклад: частота максимальної енергії, максимальна частота у спектрі сигналу [11]. Було також декілька спроб використовувати коефіцієнти Фур'є, безпосередньо як ознаку сигналу. Але таким чином мали справу з величезною кількістю ознак які важко було класифікувати. Багато дослідників також використовували авторегресійне моделювання звуків легенів. Одна з перших таких спроб описується в [7], де спектральна густина енергії оцінювалась за допомогою лінійного передбачування.

Хоча більшість дослідників аналізували сигнал у частотній області, було декілька спроб аналізу і в часовій області. Свисет в легенях, що виникає при астмі, розподілявся за категоріями за допомогою відношення тривалості даного шуму до періоду респіраторного циклу [11].

Стандартні частотні методи аналізу, такі як ШПФ чи авторегресійні методи, не виділяють локальні особливості сигналу в частотній області, тобто всі особливості сигналу, які існують в часовій області локально, в частотній розподіляються по всій осі частот. Наприклад швидко змінні сигнали, такі як кренітація, яка виникає в фіксовані або випадкові моменти респіраторного циклу важко визначити в частотній області. І з іншого боку, при аналізі сигналів у часовій області, втрачається важлива частотна інформація. Тому існує потреба аналізувати респіраторні сигнали як в часовій, так і в спектральній області. Зазвичай для цього використовували локальне перетворення Фур'є з різними типами вікна.

В останні декілька років для частотно-часового аналізу і розпізнавання почали використовувати вейвлет перетворення [9], [12]. Такі особливості респіраторних сигналів, як випадковість та швидка зміна у часі роблять їх придатними для обробки вейвлет перетворенням.

Алгоритм діагностики „норма–патологія”. Розглянемо застосування дискретного вейвлет-аналізу до обробки респіраторних сигналів із застосуванням швидкого вейвлет-перетворення. На рис. 3 та рис. 4 наведені результати дискретного вейвлет-перетворення відповідно для нормального везикулярного дихання та свисту.

Розклад сигналів зроблено до шостого рівня розрізнення із застосуванням як материнського – вейвлета Добеші db8. Дерево вейвлет перетворення наведено на рис. 5. Як видно з графіків,

декомпозиція вихідного сигналу представлена коефіцієнтами апроксимації $a6$ шостого рівня та коефіцієнтами деталізації для кожного рівня розрізнення $d1-d6$.

Спробуємо проаналізувати дані коефіцієнти для нормальних і додаткових шумів і виявити між ними відмінності. Як видно з даних графіків, коефіцієнти апроксимації являють собою очищений від шумів вихідний сигнал. А оскільки ознаки аускультатії в основному являють собою шуми, наприклад хрипи, свист, то скористатися коефіцієнтами апроксимації для віднесення сигналу до основних чи додаткових типів дихавня досить важко. Тому розглянемо коефіцієнти деталізації.

Як видно з рис. 3 та 4, коефіцієнтів деталізації на перших декількох рівнях в дискретному розкладі респіраторних сигналів для основних шумів легенів набагато менше, ніж для додаткових шумів. Це пояснюється тим, що додаткові шуми мають у своєму складі швидкозмінні компоненти, а отже й більш високочастотні складові в частотній області. Цю особливість респіраторних шумів можна використати для діагностики. Так, якщо серед коефіцієнтів декількох перших рівнів у вейвлет розкладі існує значна кількість ненульових, то даний сигнал є додатковим у в пацієнта наявна патологія. По суті відбувається поділ сигналів на два класи: основні – стан пацієнта нормальний, та додаткові – наявні якісь відхилення і для подальшого встановлення діагнозу лікар повинен провести додатковий огляд.

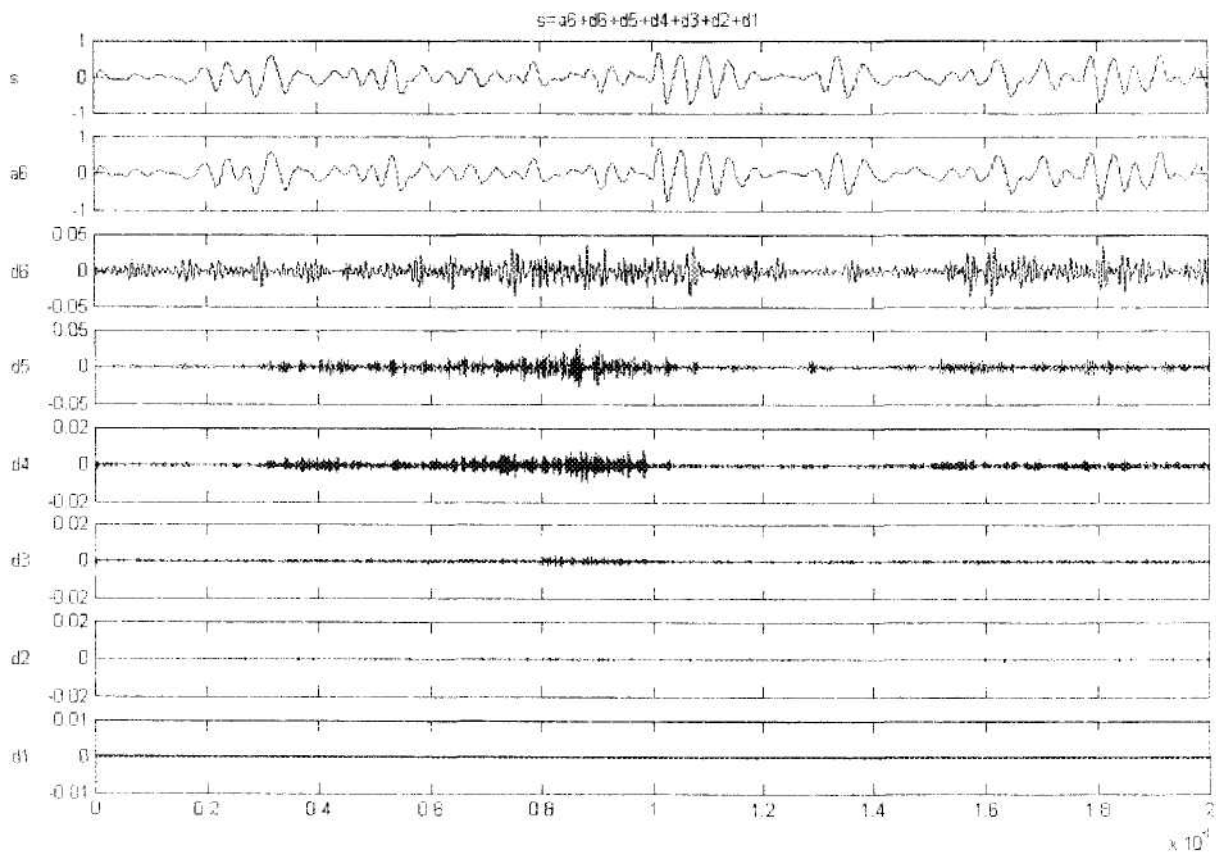


Рис. 3. Коефіцієнти дискретного вейвлет-перетворення безкулярного дихання

Але існує проблема із встановленням порогового рівня для енергії коефіцієнтів на перших рівнях розкладу, адже для різних людей він буде різним. Так, наприклад, для одного сигналу значення енергії буде достатнім для встановлення стану патології, а для іншого – ні. Тому було розглянуто відношення норми для вейвлет розкладу на сусідніх рівнях:

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

$$\text{де } \text{norm}(d_{ik}) = \left(\sum_k d_{ik} \right)^{1/2}.$$

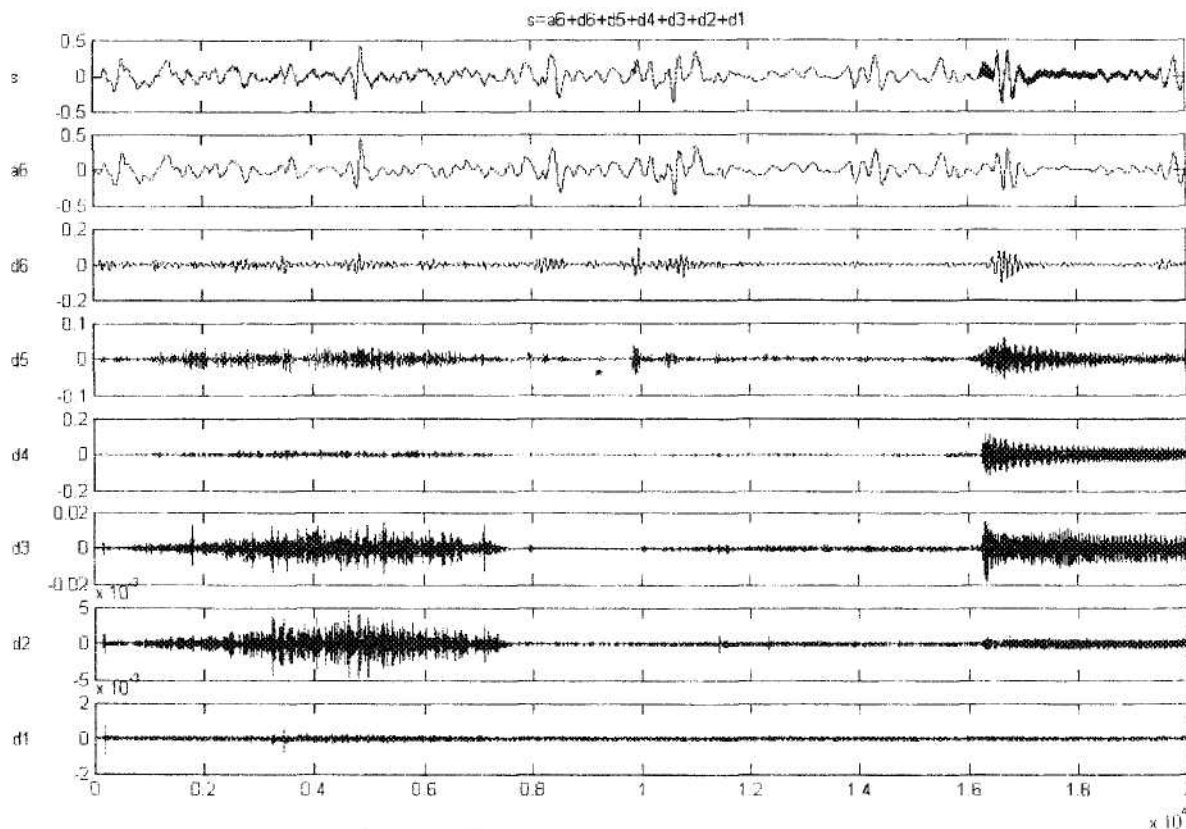


Рис. 4. Коефіцієнти дискретного вейвлет перетворення свисту

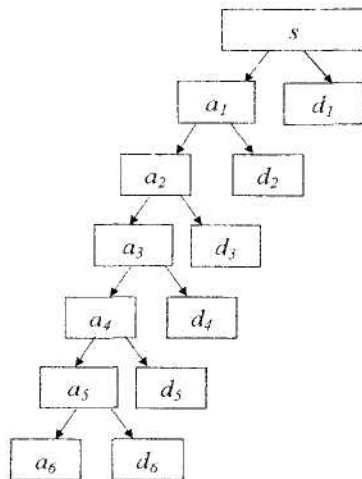


Рис. 5. Дерево вейвлет перетворення

Отримані значення наведені в табл. 1.

Таблиця 1

Відношення енергії деталізуючих коефіцієнтів на сусідніх рівнях

Тип шуму	$\frac{\text{norm}(d_{2k})}{\text{norm}(d_k)}$	$\frac{\text{norm}(d_{3k})}{\text{norm}(d_k)}$	$\frac{\text{norm}(d_{4k})}{\text{norm}(d_k)}$	$\frac{\text{norm}(d_{5k})}{\text{norm}(d_k)}$	$\frac{\text{norm}(d_{6k})}{\text{norm}(d_k)}$
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.

Таким чином, можна запропонувати використовувати дані значення як критерій відношення до нормальних чи додаткових шумів. Розрахуємо дані відношення для іншого набору даних, які були взяті з сайту www.muhealth.org і зняті за іншою методикою, тобто з використанням інших датчиків, фільтрів та параметрів дискретизації.

Таблиця 2

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	1,2047	1,0561	3,5201	3,7944	1,1703
Бронхіальне дихання	1,1814	0,91481	1,5646	3,4152	1,8598
Свист	0,97856	2,6924	8,4813	1,0581	1,971
Крепітація	2,7813	3,4404	2,4769	1,3692	1,2788
Хрипи	0,7262	7,7609	0,8239	1,7357	0,6316
Протяжне дихання	0,9650	5,6014	0,9317	1,9119	0,4655

Як видно з табл. 1, 2, значення першого відношення змінилося, і тепер перше відношення для основних шумів переважно більше, ніж для додаткових, що може пояснюватися різною методикою зняття (наприклад параметрами вхідних фільтрів, датчиками). Але вже друге відношення принаймні вдвічі більше для додаткових шумів, отже закономірність в основному зберігається.

Висновки. Дана методика в майбутньому потребує перевірки для великої кількості статистичних даних, що зняті за однією методикою (на жаль з причини відсутності бази даних акустичних сигналів респіраторної системи на даний час дана перевірка неможлива). Отже можна запропонувати наступний алгоритм для діагностики „норма-патологія”.

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 ймовірність 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 за вейвлет базисом;
- 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.

Даний метод може застосовуватись для діагностики захворювань респіраторної системи при масовому обстеженні населення. Можна також виготовити мобільну систему на основі ноутбука.

До переваг даного методу можна віднести простоту реалізації та невисокі вимоги до обчислювальної потужності діагностуючого обладнання.

Недоліком даного методу є те, що у ході обчислень виконується усереднення за часом, тобто використовується інформація лише про частотний розподіл коефіцієнтів.

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.

ЛІТЕРАТУРА:

1. *Mussell M. J.* The need for standards in recording and analysing respiratory sounds // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 1992. – № 30. – P. 129–139.
2. *Лисогор Ю.І., Сидоренко В.В.* Введення та первинна обробка акустичних сигналів грудної клітини на базі комп'ютера // *Вісник ЖІТІ.* – № 5. – 1997. – С. 154–157.
3. *Лисогор Ю.І.* Автоматизований комплекс аускультативної діагностики // *Матеріали міжнародної науково-практичної конференції за результатами Європейського проекту JEP 10435-98.* – 2002. – С. 118–125.
4. *Лисогор Ю.И., Сидоренко В.В.* Комплекс акустической диагностики сердечной деятельности и дыхательных путей человека: Тезисы доклада сем. "Современные методы и средства неразрушающего контроля, технической и медицинской диагностики, экологического мониторинга" Шифр М97-223. – Лдушта, 1997.
5. *Сидоренко В.В.* Комп'ютер як засіб діагностики респіраторних захворювань. // *Вісник ЖІТІ.* – № 4. – 1996. – С. 185–187.
6. *Лисогор Ю.І.* Пакет програм первинної обробки акустичних сигналів грудної клітки // *Вісник ЖІТІ.* – № 8. – 1997. – С. 172–175.
7. *Charbonneau G., Ademovic E., Cheetham B.* Basic techniques for respiratory sound analysis // *European Respiratory Review.* – 2000. – 10: 77. – Pp. 525–535.
8. *Гринченко В.Т., Макаренко А.П., Рудницький А.Г.* Использование активно-пассивного метода аускультации для диагностики пылевых бронхитов // *Акустический журнал.* – 1996. – V. 42. – № 6. – Pp. 773–776.
9. *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.
10. *Сидоренко В.В.* Адаптивна фільтрація медичних сигналів з використанням контрольного входу // *Вісник ЖІТІ.* – № 5. – 1997. – С. 154–157.
11. *Earis J.E., Cheetham B.M.G.* Current methods used for computerized respiratory sound analysis // *European Respiratory Review.* – 2000. – 10: 77. – Pp. 586–590.
12. *Сидоренко В.В.* Використання теорії елементарних хвиль для обробки медичних сигналів // *Вісник ЖІТІ.* – № 5. – 1997. – С. 154–157.

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

Наукові інтереси:

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

Подано 22.10.2004