



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 41825

(13) A

(51) 7 A61B7/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВИНАХІДвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) СПОСІБ БАГАТОПАРАМЕТРИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ЛЕГЕНЕВИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

1

2

(21) 2001042363

(22) 09.04.2001

(24) 17.09.2001

(46) 17.09.2001, Бюл. № 8, 2001 р.

(72) Рудницький Олександр Геннадійович, Макаренко Анатолій Павлович, Грінченко Віктор Тимофійович, Майданник Віталій Григорович

(73) ІНСТИТУТ ГІДРОМЕХАНІКИ НАН УКРАЇНИ

(57) Спосіб багатопараметричної діагностики легеневих захворювань, який ґрунтується на реєстрації і аудіовізуальній обробці дихальних шумів з наступною комп'ютерною обробкою, який **відрізняється** тим, що реєстрацію дихальних шумів здійснюють

синхронно і багатоканально, після чого проводять статистичне кількісне перехресне порівняння між каналами характеристик взаємних спектрів сигналів, що зареєстрували, їх функцій когерентності, спектрів потужності, миттєвих спектрів і огинаючих тимчасових залежностей дихальних циклів та їхніх окремих фаз за умови спокійного і форсованого дихання, і по результатах такої обробки відносять діагностованого пацієнта до одного з класів – "норма" чи "патологія", з наступним поданням діагносту респіросонограм класу "патологія" для подальшого аудіовізуального аналізу.

Винахід відноситься до галузі медичної акустики, а саме – до комп'ютерної діагностики легеневих захворювань.

Відомі такі способи та прилади електронної аускультатії (див. а. с. № 1595472 кл. А61В7/04, 1990; а. с. № 1227184 кл. А61В7/04, 1986 СРСР). В означених приладах в якості сенсорів, реєструючих шуми життєдіяльності використовуються мікрофони. Для підсилення електричних сигналів, що виробляються цими мікрофонами, застосовуються електронні підсилювачі, посилені сигнали відтворюються з допомогою електроакустичних перетворювачів.

Найбільш близьким до способу, що пропонується авторами, є спосіб, що ґрунтується на використанні комп'ютеризованої системи реєстрації і аналізу дихальних шумів і звуків серця (Пат. США № 4720866 кл. А61В7/00, 1988), в якій будується монохромне зображення зареєстрованих на грудній клітині звукових сигналів, у вигляді спектрограм.

До недоліків цих приладів треба віднести те, що виділення діагностичних ознак при аускультатії проводиться безпосередньо діагностом. Ця обставина знижує ефективність діагностики в силу обмеженості психофізіологічних особливостей людини та лікарського досвіду діагноста, тобто носить суб'єктивний і якісний (а не кількісний) характер. Крім того, реєстрація діагностичне

корисної інформації у цих приладах, а, отже, і її обробка проводиться послідовно від однієї точки до іншої, що істотно обмежує можливості способу. В той же час відомо, що існують більш інформативні кількісні характеристики випадкових сигналів, а саме: взаємний спектр, функції кореляції та когерентності, перехідна функція. Вони можуть бути отримані лише при багатоканальній обробці і дозволяють виділяти корисний сигнал (діагностичні признаки) з допомогою їх статистичного порівняння у різних точках грудної клітини людини при меншому співвідношенні сигнал/завада, що дуже важливо для виявлення захворювань на ранніх стадіях хвороби.

Задачею винаходу є підвищення селективності діагностики легеневих захворювань без будь-якого інвазивного втручання до організму пацієнта лише на основі комп'ютерного аналізу зареєстрованих на його грудній клітині дихальних шумів.

Поставлена задача вирішується тим, що при багатопараметричному способі діагностики, реєстрацію дихальних шумів здійснюють синхронно і багатоканально, після чого проводять статистичне кількісне перехресне порівняння між каналами характеристик взаємних спектрів сигналів, що зареєстрували, їх функцій когерентності, спектрів потужності, миттєвих спектрів і огинаючих тимчасових залежностей дихальних циклів та їхніх окремих фаз за умови спокійного і форсованого

(13) A

(11) 41825

(19) UA

дихання, і по результатах такої обробки відносять діагностованого пацієнта до одного з класів – “норма” чи “патологія” і наступним поданням діагносту респіросонограм, класу “патологія” для подальшого аудіовізуального аналізу.

Саме багатоканальна синхронна реєстрація дихальних шумів, на відміну від попередніх зразків, дає можливість використовувати в якості діагностично значимих ознак параметри таких статистичних характеристик як взаємні спектри та функцію когерентності, а також проводити перехресне статистичне порівняння автоспектрів та огинаючих зареєстрованих по кожному із каналів сигналів. Вектор параметрів діагностичних ознак, який формується при цьому дозволяє значно підвищити ефективність діагностики легеневих захворювань не тільки за рахунок появи принципово нових параметрів, але й в зв'язку з тим, що з'являється можливість отримати ці параметри при меншому співвідношенні сигнал/завада, що дуже важливо для виявлення захворювань на ранніх стадіях хвороби.

Практика використання розробленого способу в умовах стаціонару показала, що саме такий підхід – автоматична оцінка інтегральних характеристик дихальних шумів з наступним візуальним аналізом респіросонограм – є найбільш ефективним і дозволяє оцінити систему, що пропонується як таку, що має великі можливості не тільки в силу високої діагностичної ефективності, але й через свою практично абсолютну екологічну чистоту.

Комп'ютерний комплекс, на якому здійснюється діагностика (фіг. 1) складається з високочутливих мініатюрних п'єзокерамічних акустичних сенсорів 1, багатоканальних малощумних підсилювачів з системою фільтрів високих і низьких частот 2, персонального комп'ютера зі спеціалізованим програмним забезпеченням 3, розробленим авторами винаходу. Для контролю якості сигналу використовуються головні телефони 4, підключені до виходу частотних фільтрів підсилювача, а також комп'ютерна мультимедійна периферія.

Спосіб здійснюється таким чином. Реєстрація дихальних шумів проводиться в двох парах попарно симетричних точок на поверхні грудної клітини пацієнта (синхронно в кожній парі): на рівні 2-го ребра по середньоключичній лінії (праворуч і ліворуч) – в подальшому ці точки позначаються, як точки № 2; на рівні 7-го ребра під кутом лопатки (праворуч та ліворуч) – точки № 7.

Перевірка пропонованого способу здійснювалась на реперезентативній вибірці з 32-х пацієнтів. Було досліджено 17 пацієнтів з різними патологіями дихальних шляхів (бронхіальна ядуга, обструктивний бронхіт, бронхопневмонія). У декількох хворих реєстрація дихальних шумів проводилася декілька разів під час їхнього перебування в стаціонарі. В якості “тренувальної” вибірки використовувались записи дихальних шумів 16-ти пацієнтів, верифікованих лікарями як здорові. Вік пацієнтів (як “тренувальної”, так і “екзаменованої” вибірки) складав 7-14 років. Запис проводився в сидячому положенні в двох режимах: а) нормальне дихання і б) форсоване дихання.

В якості параметрів, що фігурують в процедурі прийняття рішення “норма-патологія” використовують як часові, так і спектральні характеристики сигналу, що зареєструвався на грудній клітині. “Відстань” між усередненими по часу оцінками спектральної щільності сигналів, що зареєструвалися на грудній клітині пацієнта оцінюють по формулі (Бендат Д., Пирсол А. Прикладний аналіз случайных данных. -М.: “Мир”, 1989, 540 с.):

$$D_{ik}^2 = \left[ \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right]^{-1} \sum_{j=1}^N \left[ \log \frac{G_1(f_j)}{G_2(f_j)} \right]^2$$

де  $n_1$  і  $n_2$  – число усереднень оцінок спектральної щільності  $G_1()$  та  $G_2()$  в тій самій полосі частот ( $a$ ,  $b$ ) шириною  $\Delta f$ ,  $\Delta$  розрізняючи здатність спектрів  $G_1(f)$  і  $G_2(f)$ . Індекс  $i$  коло параметру пов'язаний з тим, “відстані” між якими саме функціями вимірюється (наприклад між автоспектрами в попарносиметричних точках), а індекс  $k$  залежить від номера точки і режиму дихання. Оскільки виміри проводять в двох парах попарносиметричних точок і при двох режимах дихання, то  $k = 1, \dots, 4$ .

Розглядають такі параметри:

– “Відстань”  $D_{lk}$  між середньою зваженою частотою

$$F_l(\tau_m) = \frac{\sum_{j=1}^N f_j G_l(f_j, \tau_m)}{\sum_{j=1}^N G_l(f_j, \tau_m)}$$

в попарносиметричних точках для двох режимів дихання. Тут  $G_l(f_j, \tau_m)$  – короткочасні спектри дихальних шумів в момент  $\tau_m$  для лівої ( $l=1$ ) і правої ( $l=2$ ) точок відповідно (аналог огинаючої в (разовій площині частота-час);

– “Відстань” між усередненими по часу оцінками спектральної щільності сигналів, що зареєструвалися в попарносиметричних точках – на грудній клітині пацієнта окремо для вдиху та для видиху для нормального і дихання, що форсувалося.

– “Відстань” між усередненими по часу оцінками спектральної щільності вдиху і видиху для кожного каналу ( $D_{4k}, D_{5k}$ ), для двох режимів дихання.

– “Відстань” між усередненими по часу оцінками спектральної щільності кожної з “еталонної” спектральної щільності дихальних шумів здорової людини ( $D_{6k}$ ). В якості “еталонної” спектральної щільності використовувався запис дихальних шумів пацієнта з “тренувальної” вибірки, відібраний лікарем-експертом.

Після обчислення кожного з перелічених параметрів їх приводять до середнього і нормують па дисперсію “тренувальної” вибірки (яка знаходиться в пам'яті комп'ютера). При цьому, пороговий рівень формують таким чином,

щоб можливість гіпердіагностики була виключена.

В результаті, після введення "робочої" реалізації (тобто запису дихальних шумів досліджуваного пацієнта), алгоритм формує характеристичний вектор, компоненти якого порівнюють з пороговим рівнем (див. фіг. 2). На цьому малюнку лінією 1 позначені компоненти характеристичного вектору, сформованого при аналізі дихальних шумів хворого пацієнта, лінією 2 – цього ж пацієнта після одужання, а лінією 3 – горизонтальна пряма позначає пороговий рівень. На основі порівняння компонентів характеристичного вектору з пороговим рівнем приймають рішення про належність пацієнта до одного з класів "норма" чи "патологія". В останньому випадку на екрані дисплея малюють поліхромну респіросонограму дихальних шумів, зареєстрованих в двох парах попарносиметричних точок на грудній клітині пацієнта (фіг. 3). Це дає можливість більш детально візуально дослідити "акустичний портрет" пацієнта – тобто розглянути які саме аускультативні ознаки свідчать про патологічний процес (хрипи, крепітації, ослаблене чи посилене дихання), в якій фазі дихального циклу ці ознаки були зафіксовані, частота їх повторення, і т. п.

Крім того, можливість об'єктивізації аускультативних ознак дихальних шумів дає лікареві змогу на кількісному рівні прослідкувати динаміку одужання досліджуваного пацієнта.

В якості ілюстрації останнього на фіг. 4 представлені результати обробки дихальних шумів одного з пацієнтів, що були зареєстровані на різних стадіях видужання. По осі абсцис відкладені номери записів, проведених в різні дні від початку госпіталізації, по осі ординат – номери параметрів, а по осі аплікату відповідні значення параметрів. Номери параметрів відкладалися в тому порядку, в якому вони представлені в Таблиці 1 (всього 5x4 параметрів, останній – шостий параметр не представлений на малюнку через його малу інформативність в наведеному прикладі).

Пацієнт, параметри якого представлені на малюнку, поступив в клініку з діагнозом правобічна вогнищева бронхопневмонія, середнього ступеня тяжкості, ДН<sub>0-1</sub>. Хворий мав нормостенічну статуру, вік – 14 років. Занедужав за тиждень до надходження в стаціонар. Захворювання почалося з підвищення температури, катаральних явищ, помірних ознак інтоксикації. Амбулаторно пройшов курс лікування з приводу гострого респіраторного вірусного захворювання. В зв'язку з тим, що в стані і самопочутті хворого позитивної динаміки не відзначалося, погіршилася аускультативна картина в легенях, дитина була госпіталізована в стаціонар. Діагноз – вогнищева бронхопневмонія був підтверджений рентгенологічно. Записи дихальних шумів проводилися на 2-й, 4-й, 8-й і 12-й день від моменту госпіталізації. Значення параметрів, відповідні 1-му, 2-му, 3-му і 4-му запису відкладені, як вже говорилося, по осі абсцис. Пороговий рівень для кожного запису представлений на малюнку прямою лінією, паралельною

осі ординат.

На малюнку добре прослідковується позитивна динаміка течії захворювання пацієнта, що досліджувався. Тобто, координати параметрів змінюються від виміру до виміру в напрямку до порогового рівня для кожного з параметрів. Координати, що відповідають останньому виміру (вимір № 4 на осі абсцис) в день виписки пацієнта з стаціонару не перевищують порогового рівня для жодного параметру.

В Таблиці 1 представлені результати аналізу ефективності різних параметрів при виявленні легеневих патологій. Якість розпізнання характеризується відношенням правильно ідентифікованих пацієнтів, що відносяться класу "патологія", до загальної кількості пацієнтів цього ж класу.

Значення, виставлені в шпальті "Загалом" показують кількість правильно ідентифікованих пацієнтів, коли хоча б одне значення параметру перевершує пороговий рівень.

Виявлено такі закономірності:

– Найбільш діагностично ефективними є перші три параметри: відстань між середньою зваженою частотою, відстань між спектрами вдихів і відстань між спектрами видихів в попарносиметричних точках.

– Параметри № 4 і № 5 (відстань між спектром вдиху і спектром видиху) для кожного з каналів майже вдвічі відрізняються по кількості правильно ідентифікованих хворих. Це пов'язано з тією обставиною, що в екзаменованій вибірці пацієнтів домінувала кількість хворих з правобічною патологією легенів, а саме за що сторону і "відповідає" параметр  $D_{5k}$ .

– Найменш ефективним є параметр № 6 – "відстань" між усередненими по часу оцінками спектральної щільності кожної з "еталонних" спектральних щільностей дихальних шумів здорової людини. Це пов'язане з сильною залежністю спектрів дихальних шумів від конституційних особливостей пацієнта і від інтенсивності дихання. В силу цієї обставини пороговий рівень, для цього параметру виявився значно вище порогових рівнів для інших параметрів.

– Діагностично ефективними є режими запису як при "нормальному" так і при "форсованому" диханні (з деякою перевагою останнього).

Крім того, виявлено, що різні параметри в різній мірі чутливі до різних патологій у різних пацієнтів, тобто, якщо якийсь із параметрів для даного пацієнта не перевершує порогового рівня, то його (рівень) можуть перевищити інші параметри. Саме в силу цієї обставини загальне число правильно ідентифікованих хворих (у яких хоча б один параметр перевищував пороговий рівень) в екзаменованій вибірці склало 17 із 17-ти. Таким чином, запропонований нами спосіб реєстрації і аналізу дихальних шумів не лише дозволяє швидко оцінювати стан пацієнта з точки зору наявності чи відсутності у нього будь-яких легеневих патологій в широкому діапазоні конституційних особливостей пацієнтів (саме ця задача – боротьба з варіабельністю, виділення

діагностичне ефективних параметрів і вилучення параметрів, що не несуть корисної інформації, ставилася на початку досліджень). Періодичне використання в процесі лікування розробленого способу дозволяє кількісно прослідкувати тенденції динаміки захворювання пацієнта, а побудова відповідних респіросонограм дозволяє - детально відслідковувати та документувати ос-

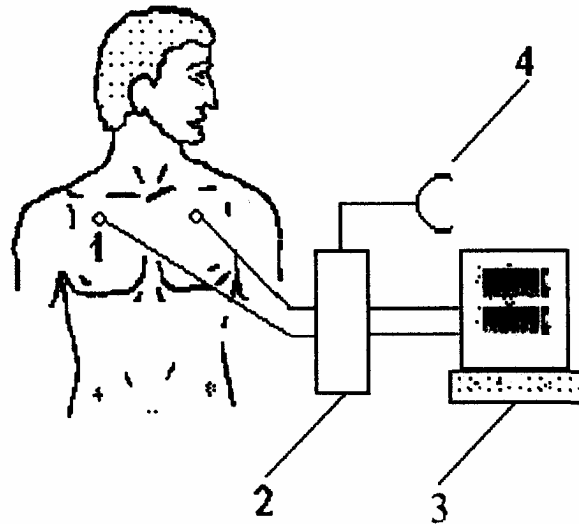
обливості дихальних шумів пацієнта в процесі лікування.

Джерела інформації:

1. А.с. № 1595472 кл. А61В7/04, 1990.
2. А.с. № 1227184 кл. А61В7/04, 1986 СРСР.
3. Пат. США № 4720866 кл. А61В7/00, 1988.

Таблиця 1

№ параметру	Точка №2		Точка №7		Загалом
	н.дихання	ф.дихання	н.дихання	ф.дихання	
1	4/17	8/17	3/17	8/17	15/17
2	5/17	7/17	5/17	5/17	10/17
3	5/17	2/17	5/17	7/17	11/17
4	4/17	2/17	0/17	2/17	5/17
5	6/17	1/17	4/17	1/17	9/17
6	1/17	2/17	1/17	2/17	5/17



Фиг. 1:

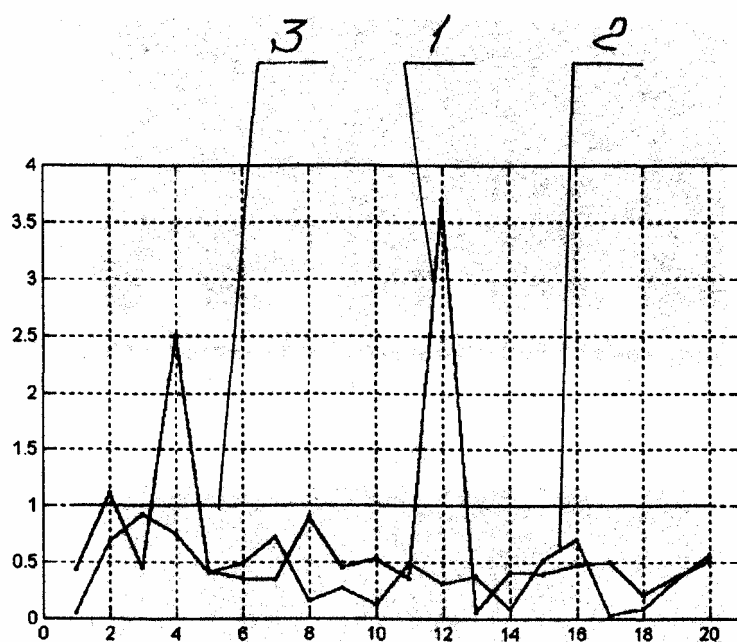


Fig. 2:

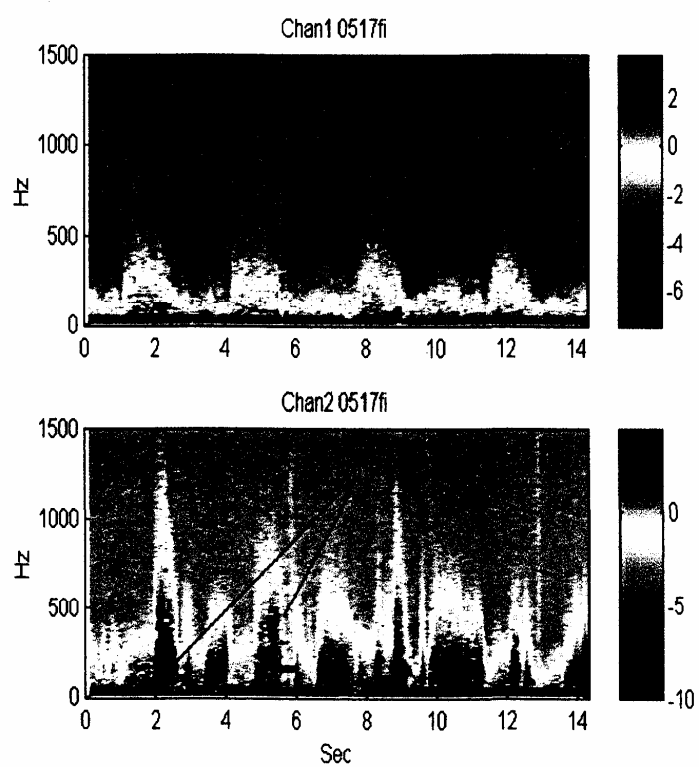


Fig. 3:

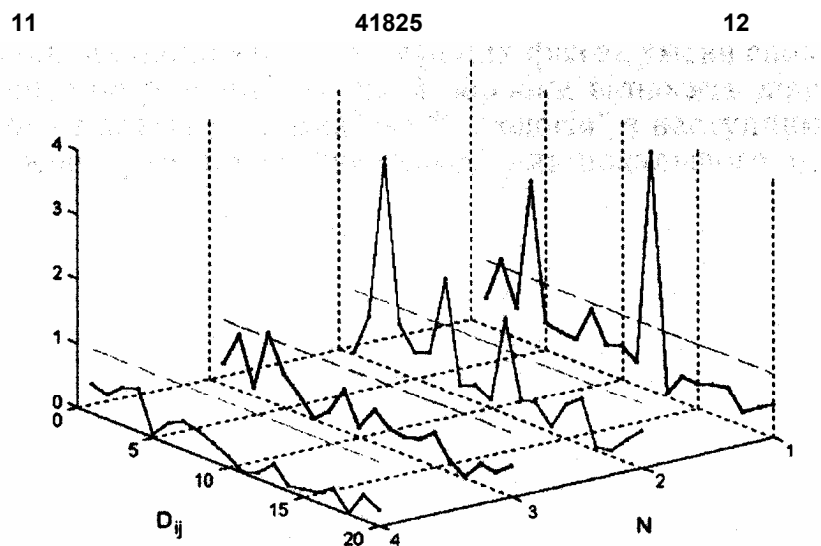


Fig. 4: