



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **45469** (13) **U**
(51) МПК
A61B 5/087 (2009.01)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СЕНСОР МІКРОФОННОГО ТИПУ ДЛЯ АУСКУЛЬТАЦІЇ ЗВУКІВ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ І ТВАРИН

1

2

(21) u200905940

(22) 10.06.2009

(24) 10.11.2009

(46) 10.11.2009, Бюл.№ 21, 2009 р.

(72) ГРІНЧЕНКО ВІКТОР ТИМОФІЙОВИЧ, МАКАРЕНКОВА АНАСТАСІЯ АНАТОЛІЇВНА, МАКАРЕНКОВ ОЛЕКСІЙ АНАТОЛІЙОВИЧ

(73) ІНСТИТУТ ГІДРОМЕХАНІКИ НАН УКРАЇНИ

(57) Сенсор мікрофонного типу для аускультатії звуків життєдіяльності організму людини і тварин, який містить корпус звукоприймальної головки,

капіляр малого діаметра, контактну діафрагму і електретний мікрофон, який **відрізняється** тим, що в корпусі звукоприймальної головки є три рівновіддалених по колу один від одного отвори діаметром 0,1 діаметра мікрофона, приймальна поверхня мікрофона відокремлена шаром повітря товщиною 0,2 діаметра мікрофона від донної частини порожнистого циліндра, перфорованого рядом отворів діаметром 0,05 діаметра мікрофона, внутрішній об'єм циліндра заповнений пористим матеріалом.

Корисна модель відноситься до медичної техніки, а саме, до сенсорів призначених для аускультатії звуків життєдіяльності організму людини і тварин.

Відомі акустичні сенсори для аускультатії серцевих звуків, звуків дихання, звуків шлунково-кишкового тракту, шумів кровообігу - мікрофонного типу [1-3]. Найбільш близьким до запропонованого сенсора є сенсор використовуваний в дослідженнях [4].

По своїй конструкції - це сенсор з корпусом звукоприймальної головки, з повітряною камерою і контактною діафрагмою, всередині корпусу звукоприймальної головки встановлений електретний мікрофон. Крім того, в корпусі є капіляр, що з'єднує внутрішній об'єм повітряної камери з атмосферою, для виключення дії статичного тиску на мікрофон (перешкоду). До недоліків такого сенсора слід віднести наявність капіляра, який при практичній роботі досить часто перекривається жировими і лускатими речовинами шкіри пацієнта, що вимагає постійного чищення і догляду за ним. При зміні прохідного перетину його корисний сигнал (звуки життєдіяльності) не відповідають дійсному значенню. Все це приводить до спотворення інформації і неможливості діагноста проводити об'єктивну оцінку стану організму, при цьому акустична ефективність сенсора, визначувана співвідношенням сигнал/перешкода істотно знижується.

Задачею корисної моделі є збільшення співвідношення сигнал/перешкода сенсора для ауску-

льтатії, підвищення ймовірності діагностичної інформації.

Задача вирішується за рахунок того, що в сенсорі мікрофонного типу для аускультатії звуків життєдіяльності організму людини і тварин, який містить корпус звукоприймальної головки, капіляр малого діаметра, контактну діафрагму і електретний мікрофон, в корпусі звукоприймальної головки є три рівновіддалених по колу один від одного отвори діаметром 0,1 діаметра мікрофона, приймальна поверхня мікрофона відокремлена шаром повітря товщиною 0,2 діаметра мікрофона від донної частини порожнистого циліндра перфорованого рядом отворів діаметром 0,05 діаметра мікрофона, внутрішній об'єм циліндра заповнений пористим матеріалом.

Схема пропонованого сенсора мікрофонного типу для аускультатії представлена на Фіг.1. Сенсор складається із звукоприймальної головки 1, з трьома рівновіддаленими один від одного отворами 2 в її корпусі діаметром 0,1 діаметру мікрофону, порожнистого циліндра 3, в донній частині якого є ряд отворів діаметром 0,05 діаметру мікрофону 4, пористого матеріалу усередині циліндра 5, повітряного шару 6 між донною частиною і циліндром завтовшки 0,2 діаметру мікрофону, мікрофону 7 і контактної діафрагми 8. Спектри потужності звуків життєдіяльності зображені на Фіг.2.

Сенсор мікрофонного типу для аускультатії працює таким чином. Звуковий тиск, який генерується процесами життєдіяльності організму люди-

(19) **UA** (11) **45469** (13) **U**

ни або тварини (звуки серця, звуки дихання, шуми кровотоку і тому подібне) передаються по біотканинах на поверхню тіла 0. Потім через тонку діафрагму 8, товщина якої на 3 порядки менше довжини звукової хвилі, що практично виключає втрати звуку, викликають пульсації звукового тиску всередині повітряної камери звукоприймальної головки. Постійна складова тиску дроселює через три отвори 2 в корпусі головки 1. У пористому матеріалі 5, внутрішнього циліндра 3 в отворах донної частини циліндра і шар повітря, між донною частиною циліндра і приймальною поверхнею електретного мікрофону 7 відбувається вирівнювання звукового тиску по площі мікрофону і по частоті. Все це знижує рівень перешкод викликаних нерівномірністю (нестационарністю) тиску, що впливає на приймальну поверхню мікрофону. Подібне конструктивне рішення приводить до вирівнювання амплітудно-частотної характеристики, підвищує чутливість сенсора і, зрештою, його ефективність, а саме достовірність звукової інформації про стан організму обстежуваного суб'єкта.

Перевірка ефективності запропонованого сенсора проводилась методом порівняння акустичних характеристик пропонованого сенсора і найбільш близького до нього [4], у якого відсутній внутрішній циліндр з пористим матеріалом, отворами малого діаметру в донній частині циліндра, повітряним шаром між донною частиною і приймальною поверхнею мікрофону, а також три достатньо великих, в порівнянні з капіляром, отворів в корпусі звукоприймальної головки. При цьому порівнювані сенсори мали однакову чутливість електретних мікрофонів і масогабаритні розміри. Порівняння проводилося при синхронній реєстрації двома сенсорами звуків серця або звуків дихання у кожного з чотирьох здорових добровольців: двох чоловіків і двох жінок віком 27, 30, 34 і 36 років відповідно. В процесі реєстрації звуків серця сенсори розташовувалися в т.5 (вершина серця - ліва сторона грудної клітки). При вимірюванні звуків дихання сенсори кріпилися в правій середньоподключічній області грудної клітки в т.2 П.

Сенсори кріпилися до тіла пацієнтів за допомогою тонкого двостороннього лейкопластиря на відстані 8мм один від одного у вказаних точках.

Електричні сигнали звуків життєдіяльності, що генеруються сенсорами посилювалися, реєструвалися і оброблялися за допомогою двоканального спектроаналізатора типу 2034 фірми "Брюль і К'єр". Результати перевірки ефективності представленою на Фіг.2 у вигляді спектрів потужності звуків життєдіяльності. Криві 1, 2 відповідають осередненим спектрам звуків серця чотирьох добровольців, а криві 3, 4 осередненим спектрам звуків дихання. Непарні криві 1,3, належать сенсору, який є найбільш близьким запропонованому [4], а парні 2,4 сенсору запропонованому авторами. Літерами "С.Ш" позначений спектр власних шумів вимірювальної апаратури.

Перевіркою встановлено, що спектральні рівні звуків серця і звуків дихання, зареєстровані сенсором мікрофонного типу для аускультатії на 8-10 дБ (2,5 - 3 рази) вище, ніж спектральні рівні, отримані при реєстрації сенсором найбільш близьким пропонованому [4]. Діапазон вимірюваних частот звуків серця, що реєструється запропонованим сенсором розширюється від 500Гц до 1050Гц, а у разі реєстрації звуків дихання від 1000Гц до 2000Гц.

Все це підтверджує вищу ефективність співвідношення сигнал/перешкода пропонованого сенсора мікрофонного типу для аускультатії.

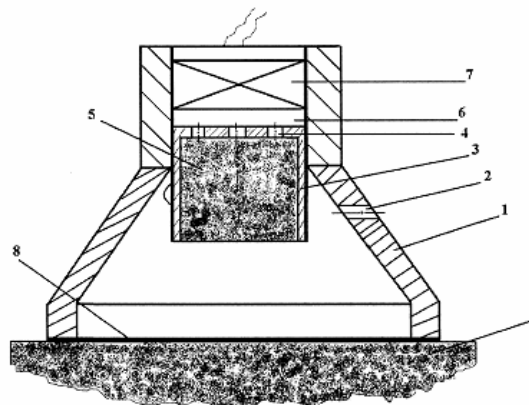
Джерела інформації:

1. Руководство пользователя электронного стетоскопа HP STETHOS: [Электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: <http://www.hp.com/go/hpstethos>.

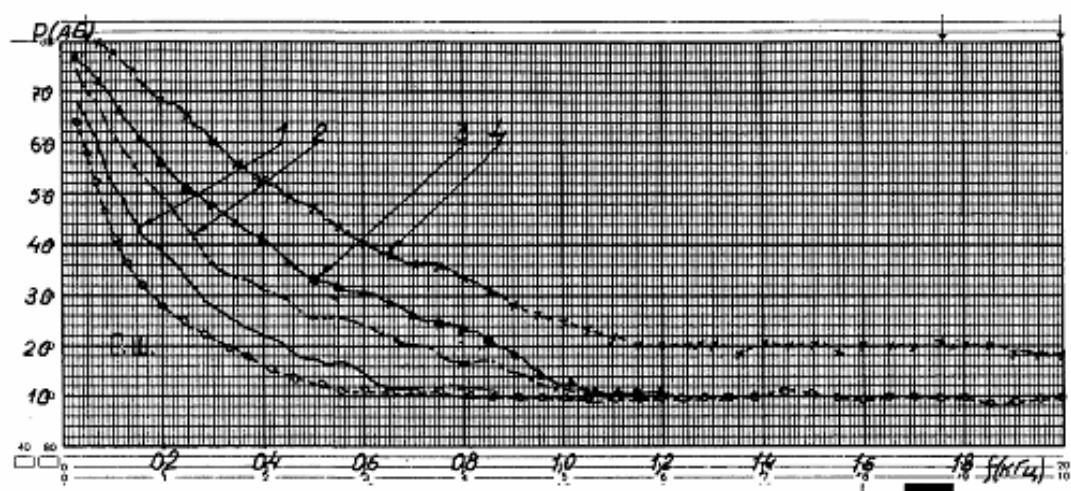
2. Гончарова И. Ю. Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона /И.Ю.Гончарова // Акустичний вісник. - 2000. -Т. 3. - № 2. - С. 56-62.

3. Measurement of respiratory acoustic signals: comparison of sensor/ H. Pasterkamp, S. S. Kraman, R. D. Defrain, G. R. Wodicka// Chest.- 1993.-V. 104 (5).-P. 1518-1525.

4. Automated lung sound analysis in patients with pneumonia / R. H. Murphy, A. Vyshedskiy, V. Wer-Chamitsky, S. Bana, P. M.Marinelli, A. Wong-Tse, R. Pa-ciej // Respiratory care. - 2004. - Vol. 49. - N 12. - P. 1490-1497.



Фіг. 1



Фиг. 2