



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 91762

(13) C2

(51) МПК (2009)
A61B 5/08

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ НОСОВОГО ДИХАННЯ

1

2

(21) a200814356

(22) 15.12.2008

(24) 25.08.2010

(46) 25.08.2010, Бюл. № 16, 2010 р.

(72) АВРУНІН ОЛЕГ ГРИГОРОВИЧ, СЕМЕНЕЦЬ
ВАЛЕРІЙ ВАСИЛЬОВИЧ, ЖУРАВЛІОВ АНАТОЛІЙ
СЕМЕНОВИЧ, КАЛАШНИК МИХАЙЛО ВАСИЛЬО-
ВИЧ, ЯЩЕНКО МАРИНА ІВАНІВНА

(73) ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИ-
ТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

(56) SU 1076084, 28.02.1984

UA 50463 A, 15.10.2002

SU 1553052, 30.03.1990

RU 48464 U1, 27.10.2005

Левкин Д.В. Программно-аппаратный комплекс
для диагностики жизненной функции легких на
основе датчика давления/ Биотехнические, меди-

цинские и экологические системы и комплексы. -
Рязань: Тез. докл., 1998

(57) Пристрій для тестування носового дихання,
який містить послідовно з'єднані дихальну маску,
датчик різниці тиску потоку повітря і мундштук,
який **відрізняється** тим, що додатково вводяться
зворотний клапан, датчики різниці тиску потоку
повітря, датчик витрати повітря, аналого-
цифровий перетворювач та ПЕОМ, при цьому
зворотний клапан, датчики різниці тиску потоку
повітря та датчик витрати повітря з'єднані з повіт-
ряним отвором дихальної маски, виходи датчиків
різниці тиску потоку повітря та датчика витрати
повітря відповідно з'єднані з першим, другим, тре-
тім та четвертим входами аналого-цифрового пе-
ретворювача, перший вихід та п'ятий вхід якого
відповідно з'єднані з входом та виходом ПЕОМ.

Винахід відноситься до області медицини, а
власне до оториноларингології, і може бути вико-
ристаний при діагностиці захворювань верхніх
дихальних шляхів.

Відомий ринопневмометр (Пат. України №
50463A, МПК А61В5/08, бюл. № 10, 2002), що
складається з корпусу, повітрязбірної трубки у
вигляді капіляра, датчика тиску та реєструючого
приладу. При цьому повітрязбірна трубка вико-
нано прямою, має довжину та діаметр відповідно
не більше 40 мм та 0,8 мм і жорстко з'єднана з
датчиком тиску, до якого підключається підсилю-
вач сигналу.

Однак в даному ринопневмометрі неможливо
проводити вимірювання швидкості та витрати по-
вітря і визначати аеродинамічний опір верхніх ди-
хальних шляхів, що зменшує ефективність діагно-
стики порушень носового дихання.

Найбільш близьким за сукупністю ознак є при-
стрій для визначення повітряної провідності носу
(А.С. СРСР № 1076084 А, МПК А61В5/08, 1984,
бюл. № 8), що містить послідовно з'єднані дихаль-
ну маску, датчик різниці тиску потоку повітря і
мундштук, а також блок виміру тиску, входи якого
підключені до датчика різниці тиску, датчик швид-
кості повітряного потоку, що розташований на ди-
хальному вході маски, та двокоординатний реєст-

руючий прилад, входи якого з'єднані з виходами
блоку виміру тиску та датчику швидкості повітря-
ного потоку.

Однак у даному пристрою оцінку аеродинаміч-
ного опору верхніх дихальних шляхів можливо
оцінити лише приблизно, так як не проводиться
вимір витрати повітря, що проходить скрізь носову
порожнину, що зменшує точність та ефективність
діагностики порушень носового дихання.

В основу винаходу поставлена задача ство-
рення такого пристрою для тестування носового
дихання, який дозволяв би за рахунок застосуван-
ня датчика витрати повітря, зворотного клапану та
додаткових датчиків різниці тиску потоку повітря
підвищити точність виміру аеродинамічних пара-
метрів верхніх дихальних шляхів та збільшити
ефективність діагностики порушень носового ди-
хання.

Такий технічний результат може бути досягну-
тий, якщо в пристрої для тестування носового ди-
хання, який містить послідовно з'єднані дихальну
маску, датчик різниці тиску потоку повітря і мунд-
штук, згідно з винаходом вводяться зворотній кла-
пан, датчики різниці тиску потоку повітря, датчик
витрати повітря, аналого-цифровий перетворювач
та персональна електронно-обчислювальна ма-
шина (ПЕОМ), при цьому зворотний клапан, дат-

(13) C2

(11) 91762

(19) UA

чики різниці тиску потоку повітря та датчик витрати повітря з'єднані з повітряним отвором дихальної маски, виходи датчиків різниці тиску потоку повітря та датчику витрати повітря відповідно з'єднані з першим, другим, третім та четвертим входами аналого-цифрового перетворювача, перший вихід та п'ятий вхід якого відповідно з'єднані з входом та виходом ПЕОМ.

Таким чином, за рахунок застосування в пристрої для тестування носового дихання датчика витрати повітря, зворотного клапану та додаткових датчиків різниці тиску потоку повітря досягається підвищення точності виміру аеродинамічних параметрів верхніх дихальних шляхів та збільшення ефективності діагностики порушень носового дихання.

На Фіг. 1 представлена структурна схема пристрою для тестування носового дихання; на Фіг. 2 - фотографічне зображення дослідного зразка пристрою для тестування носового дихання.

Пристрій для тестування носового дихання містить послідовно з'єднані дихальну маску 1, датчик 2 різниці тиску потоку повітря і мундштук 3, при цьому зворотний клапан 4, датчики 5, 6 різниці тиску потоку повітря та датчик 7 витрати повітря з'єднані з повітряним отвором дихальної маски 1, виходи датчиків 2, 5, 6 різниці тиску потоку повітря та датчику 7 витрати повітря відповідно з'єднані з першим, другим, третім та четвертим входами аналого-цифрового перетворювача 8, перший вихід та п'ятий вхід якого відповідно з'єднані з входом та виходом ПЕОМ 9.

Пристрій працює таким чином: дихальна маска 1 (див. Фіг. 1 та 2) щільно (герметично) одягається на обличчя пацієнта, мундштук 3 установлюється у ротовій порожнині. В якості датчиків 2, 5 та 6 різниці тиску потоку повітря використовуються диференціальні датчики тиску Motorola MPX5010DP. До зовнішнього повітряного отвору дихальної маски 1 через трубку приєднуються позитивні диференціальні повітряні входи датчиків 2 і 5 різниці тиску потоку повітря та негативний диференціальний повітряний вхід датчику 6 різниці тиску потоку повітря, при цьому негативний диференціальний повітряний вхід датчику 2 підключається до мундштука 3. Таким чином датчик 2 різниці тиску потоку повітря вимірює різницю між тиском при вході в носові ходи та тиском у ротовій порожнині при циклі вдиху. Датчики 5 та 6 різниці тиску потоку повітря є індикаторами циклів видиху

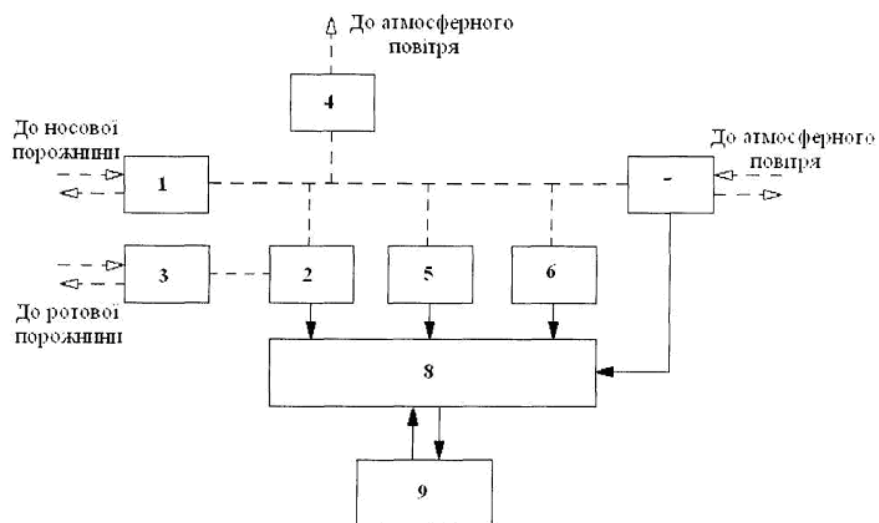
та вдиху відповідно. Датчик 7 витрати повітря, що підключається до зовнішнього повітряного отвору дихальної маски 1, дозволяє вимірювати витрату повітря при циклі вдиху (в л/с) і реалізований у вигляді дифузора з вхідним отвором діаметром приблизно 6÷8 мм, до якого підключений негативний диференціальний повітряний вхід диференціального датчику тиску MPX5010DP. Також до зовнішнього повітряного отвору дихальної маски 1 підключений зворотний клапан 4, використання якого дозволяє полегшити пацієнту цикл видиху при великому аеродинамічному опорі датчику 7 витрати повітря. Електричні виходи датчиків 2, 5 і 6, різниці тиску потоку повітря та датчику 7 витрати повітря підключаються до входів аналого-цифрового перетворювача 8 LCard E-14-140, в якому з частотою близько 800 Гц виконується формування вихідних цифрових 14-розрядних сигналів та їх передавання по інтерфейсу USB до ПЕОМ 9 в асинхронному режимі роботи. На ПЕОМ 9 виконується аналіз даних для визначення залежності різниці Δp тиску при вході в носові ходи і тиском у ротовій порожнині при циклі вдиху від витрати повітря Q .

$$\Delta p = f(Q),$$

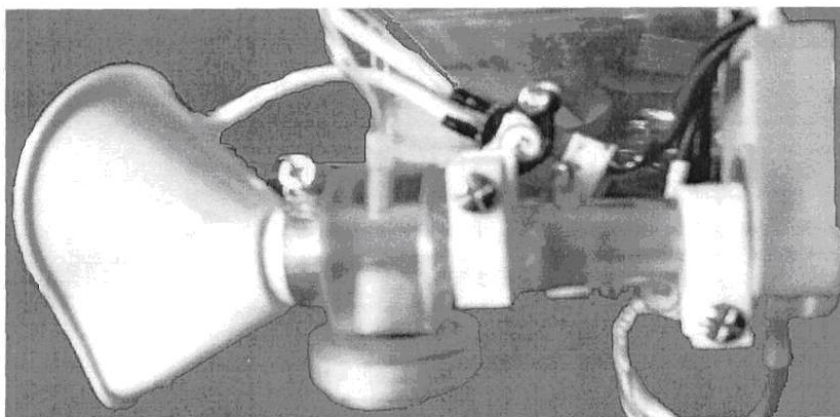
та визначення аеродинамічного опору R верхніх дихальних шляхів:

$$(R = \Delta p / Q).$$

При використанні даного пристрою для діагностики порушень носового дихання в оториноларингологічному відділенні Харківської обласної клінічної лікарні значення аеродинамічного опору R верхніх дихальних шляхів складали від 150 Па/(л/с) до 350 Па/(л/с) (всього обстежувалися 76 пацієнтів з різними формами порушень носового дихання та без порушень). При цьому значення аеродинамічного опору R підвищувалося при ускладненому носовому диханні. Використання даного пристрою дозволяє об'єктивно оцінити аеродинамічні властивості носової порожнини та підвищити ефективність діагностики захворювань верхніх дихальних шляхів. Точний вплив типу патології верхніх дихальних шляхів на характеристики їх аеродинамічного опору потребує подальших досліджень.



Фіг.1



Фіг. 2