



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **107855** (13) **C2**
(51) МПК

A61B 5/085 (2006.01)

A61B 5/091 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

<p>(21) Номер заявки: а 2013 04076</p> <p>(22) Дата подання заявки: 02.04.2013</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на винахід: 25.02.2015</p> <p>(41) Публікація відомостей про заяву: 10.10.2014, Бюл.№ 19</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.02.2015, Бюл.№ 4</p>	<p>(72) Винахідник(и): Нечипоренко Аліна Сергіївна (UA), Гарюк Олег Григорович (UA), Чмовж Віталій Віталійович (UA), Касьяненко Олександр Борисович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ, пр. Леніна, 14, м. Харків, 61166 (UA)</p> <p>(56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою: US 6565517 B1, 20.05.2003 UA 94357 C2, 26.04.2011 UA 94853 C2, 10.06.2011 UA 91762 C2, 25.08.2010 SU 1076084 A, 28.02.1984 SU 1695883 A1, 07.12.1991 US 7174789 B2, 13.02.2007 DE 102004045564 A1, 23.03.2006 Vogt K. 4-Phase-Rhinomanometry Basics and Practice 2010/ Klaus Vogt, Alfredo A. Jalowayski // Rhinology. - Supplement 21. - 2010. - P.1-50</p>
---	---

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ДИФЕРЕНЦІЙНОГО ТИСКУ ДЛЯ ОЦІНКИ НОСОВОГО ДИХАННЯ

(57) Реферат:

Винахід належить до медицини, а саме - до оториноларингології, і стосується способу вимірювання диференційного тиску для оцінки носового дихання, що здійснюється між двома точками - носоглоткою та каналом вимірювання витрати повітряного потоку \dot{V} за допомогою передньої активної риноманометрії, що включає процедуру накладення на обличчя маски, вимірювання витрати повітряного потоку \dot{V} та диференційного тиску Δp в процесі дихання носом із закритим ротом, у якому вимірювання диференційного тиску Δp здійснюють між носоглоткою та підмасковим простором, а саме у зоні над спинкою носа, де швидкість повітряного потоку дорівнює нулю.

UA 107855 C2

Винахід належить до області медицини, а саме - до оториноларингології та може бути використаний при діагностиці захворювань верхніх дихальних шляхів.

Відомий спосіб визначення перепаду тиску в верхніх дихальних шляхах людини (див. Патент US 6,565,517, A61B 5/00, опубл. 20.05.2003) що включає накладення маски на обличчя, процедуру вимірювання диференційного тиску Δp між носоглоткою та каналом вимірювання витрати повітряного потоку, в процесі дихання носом із закритим ротом та вимір витрати \dot{V} повітряного потоку за допомогою електроакустичного пристрою.

Однак, даний спосіб має такі недоліки як внесення похибки в процедуру вимірювань диференційного тиску таким чином, що вимірювальний канал бере участь в створенні додаткового диференційного тиску.

Найбільш близьким за сукупністю ознак є спосіб вимірювання диференційного тиску для оцінки носового дихання за допомогою чотирифазової активної передньої риноманометрії (див. K. Vogt, A.A. Jalowayski, 4-Phase-Rhinomanometry Basics and Practice 2010 // Rhinology, supplement 21, 2010, p. 1-50), що включає процедуру вимірювання диференційного тиску Δp всього тракту носа та витрати повітря \dot{V} при диханні носом за допомогою датчику тиску та витратоміру. При цьому датчик тиску вводиться в одну половину носа, яка виключається з акту дихання, тому вимірювання проводиться для кожної половини носа окремо.

Однак вимір диференційного тиску Δp проводиться між носоглоткою та фільтром, що призводить до виникнення додаткових втрат за рахунок наявності динамічної складової тиску на ділянці вимірювання, яку може бути враховано тільки застосуванням додаткових пристроїв для калібрування.

В основу даного винаходу поставлена задача створення такого способу вимірювання диференційного тиску для оцінки носового дихання за допомогою передньої активної риноманометрії, який дозволяв би, за рахунок здійснення вимірювання диференційного тиску між носоглоткою та підмасковим простором, а саме у зоні спинки носа, де швидкість повітряного потоку дорівнює нулю, уникнути втрат на ділянці вимірювання.

На фігурі 1. - зображено схему вимірювання диференційного тиску.

На фігурі 2. - зображено вимірювальний модуль риноманометра.

Такий технічний результат може бути досягнутий, якщо у способі вимірювання диференційного тиску для оцінки носового дихання, що здійснюється між двома точками - носоглоткою та каналом вимірювання витрати повітряного потоку \dot{V} та диференційного тиску Δp в процесі дихання носом із закритим ротом, згідно з винаходом, вимір диференційного тиску Δp здійснювати між носоглоткою та підмасковим простором, а саме у зоні над спинкою носа, де швидкість повітряного потоку дорівнює нулю, а також доповнити схему вимірювання герметичним вводом, який служить для забезпечення герметизації підмаскового простору. Таким чином виключаються додаткові втрати на ділянці вимірювання диференційного тиску.

Схему вимірювання диференційного тиску згідно зі способом, що пропонується наведено на фіг. 1. Схема включає: вимірювальний модуль (1), витратомір (2), датчик диференційного тиску (3), з'єднувальні шланги (4а, в), фіксуючий елемент для гнучкого трубопроводу (5), маску (6), фільтр (7), гермоввід (8), точку забору підмаскового тиску (9). Вимір диференційного тиску здійснюється між точками забору підмаскового тиску та фіксуючим елементом для гнучкого трубопроводу (5), які з'єднані з датчиком диференційного тиску (3).

Вимір диференційного тиску здійснюється за допомогою приладу риноманометра. Схематично прилад риноманометра являє собою програмно-апаратний комплекс, що складається з вимірювального модуля та програмного забезпечення для ЕОМ, а також маски, що накладається на обличчя. Блок-схему вимірювального модуля риноманометра наведено на фіг. 2. Вимірювальний модуль риноманометра - це електронний мікропроцесорний пристрій, призначений для вимірювання фізичних величин малого диференційного тиску і двонаправленого потоку повітря з їх первинною обробкою та подальшою передачею в ЕОМ. Функціонально модуль складається з первинних перетворювачів тиску і потоку, ланцюгів аналогової та цифрової обробки сигналу, ланцюгів живлення та перетворення інтерфейсу. Підключення вимірювального модуля до відповідного USB-роз'єму ЕОМ виконують кабелем, через роз'єм X. Живлення модуля здійснюється напругою 5V з шини USB після фільтра і захисних ланцюгів (не показані).

Датчик малих диференціальних тисків ВР живиться напругою 3.0 V від джерела зразкової напруги REF. При цьому інформація про поточну величину диференціального тиску у вигляді сигналу амплітудою 5mV подається з датчика на інструментальний підсилювач PGA з програмованим коефіцієнтом підсилення. Далі посилений сигнал подається на блок 24-розрядного АЦП, який перетворює його в цифровий код.

Датчик двонаправленого потоку повітря BF має внутрішні ланцюги стабілізації, лінеаризації характеристики і термокомпенсації, тому живиться первинною напругою 5V. Інформація від датчика потрапляє відразу в цифровій формі за допомогою інтерфейсу I2C.

Блоки інструментального підсилювача PGA, аналого-цифрового перетворювача AZ-ADC контролера шини I2C входять до складу однокристалного мікроконтролера uC, що здійснює первинну обробку отриманої цифрової інформації за двома каналами. Далі оброблена інформація, за запитом, передається через послідовний інтерфейс RX, TX на конвертор інтерфейсів CONV, перетворюючий інтерфейс UART в інтерфейс USB. Контролер живиться від джерела напруги LDO величиною 3.3V.

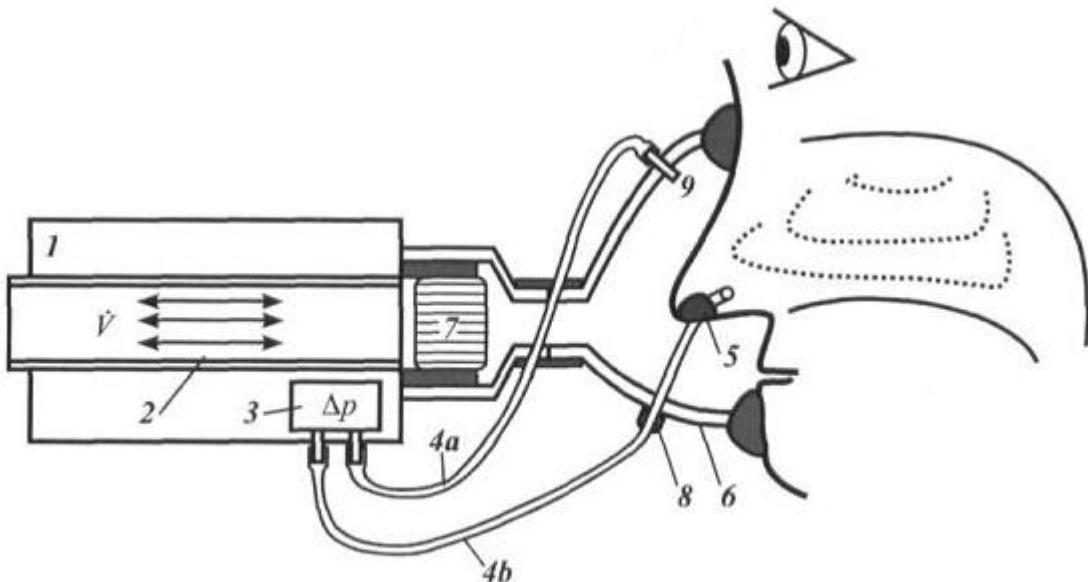
Запропонована технічна реалізація вимірювання диференційного тиску дає змогу виключити усі можливі шляхові втрати тиску та проводити забір тиску у зонах з нульовою швидкістю повітря. Усе це повністю виключає спотворення вимірювальних даних.

Різниця між отриманими даними на піку вдиху або видиху в залежності від його інтенсивності за допомогою запропонованого способу та тими, що використовуються у прототипах, склала від 20 Па до 30 Па.

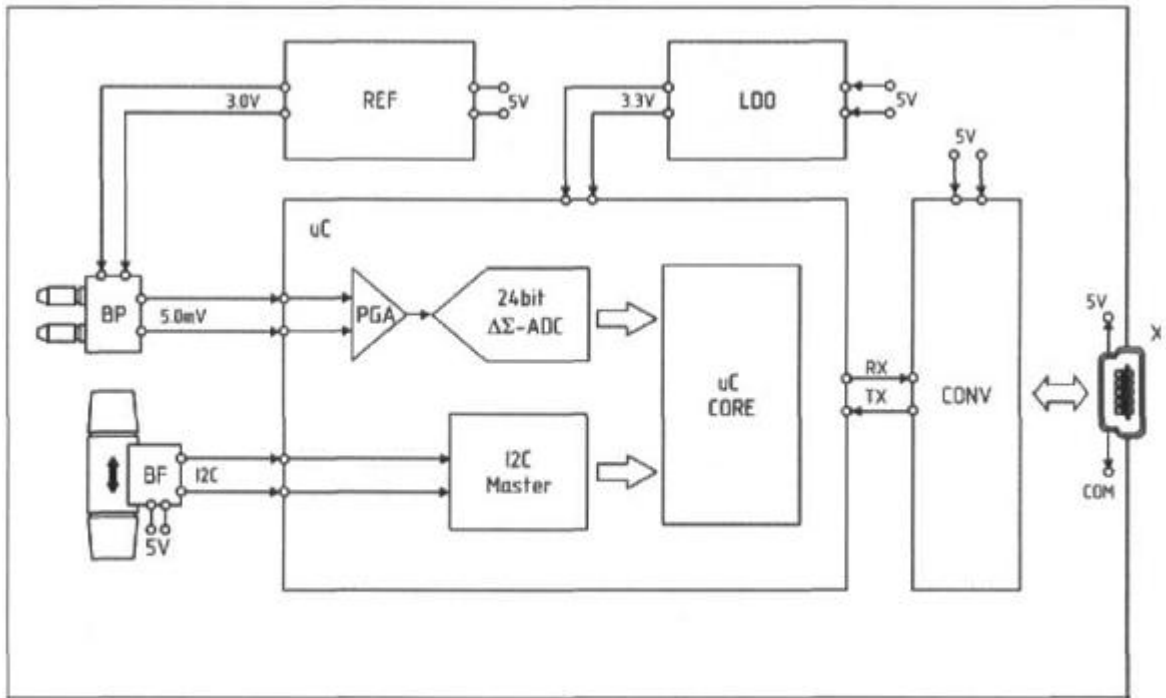
Таким чином, підвищується точність, достовірність та діагностична значущість активної передньої риноманометрії. Використання результатів, отриманих за допомогою запропонованої схеми вимірювання диференційного тиску у науково-практичному центрі вуха горла і носа м. Харкова (на основі обстеження 178 пацієнтів) дозволило підвищити на 12 % точність постановки диференційного діагнозу при порушеннях повітряної прохідності верхніх дихальних шляхів.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

Спосіб вимірювання диференційного тиску для оцінки носового дихання, що здійснюється між двома точками - носоглоткою та каналом вимірювання витрати повітряного потоку \dot{V} - за допомогою передньої активної риноманометрії, що включає процедуру накладення на обличчя маски, вимірювання витрати повітряного потоку \dot{V} та диференційного тиску Δp в процесі дихання носом із закритим ротом, який **відрізняється** тим, що вимірювання диференційного тиску Δp здійснюють між носоглоткою та підмасковим простором, а саме у зоні над спинкою носа, де швидкість повітряного потоку дорівнює нулю.



Фиг. 1



Фиг. 2