(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.
A61B 5/08 (2006.01)

(45) 공고일자 2007년02월12일
(11) 등록번호 10-0682026
(24) 등록일자 2007년02월06일

(21) 출원번호 10-2005-0069365
(22) 출원일자 2005년07월29일
심사청구일자 2005년07월29일

(65) 공개번호 10-2007-0014587
(43) 공개일자 2007년02월01일

(73) 특허권자 차은종
충청북도 청주시 흥덕구 모충동 516 주공아파트2단지 208-205

(72) 발명자 차은종
충청북도 청주시 흥덕구 모충동 516 주공아파트2단지 208-205

김경아
충북 청주시 흥덕구 분평동 주공 2차 아파트 203동 802호

(74) 대리인 윤의상

(56) 선행기술조사문헌
KR1019990073865 A KR200382368 Y1
* 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 유창용

전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 소형 단방향 기류 계측용 호흡관

(57) 요약

천식등 만성 호흡기 질환자들이 자가 검사에 사용할 수 있도록 하기 위한 전자식 호흡 기류 계측장치에 적합하도록 소형의 휴대용 호흡 기류 계측장치용 호흡관이 개시된다. 본 발명은 일회성의 종이 또는 플라스틱 재질로 구성되며 피검자의 입과 접촉되는 입구와 이에 대향된 출구를 포함하는 원통형 관; 원통형 관의 출구측에 근접하게 설치되며, 상부로부터 원통형 관을 관통하여 하부 외측으로 연장되며, 상부는 폐쇄되고 원통형 관의 중심과 벽면 사이의 유속을 포괄적으로 측정할 수 있도록 원통형 관의 입구방향의 일측에 호흡기류중 동압력을 측정하기 위한 다수의 샘플링 구멍을 갖는 감지로드를 포함한다.

대표도

도 4

특허청구의 범위

청구항 1.

일회성의 종이 또는 플라스틱 재질로 구성되며 피검자의 입과 접촉되는 입구(112)와 이에 대향된 출구(113)를 포함하는 원통형 관(110); 및

상기 원통형 관(123)의 출구에 근접하여 상부로부터 상기 원통형 관(110)을 관통하여 하부 외측으로 연장되도록 형성되며, 상부는 폐쇄되고 하부는 개방된 관형으로 형성되고, 상기 원통형 관(110)의 호흡경로상에서 상기 원통형 관(110)의 입구(112)측으로 기류를 계측하기 위한 다수의 샘플링 구멍(132)이 일정간격 이격하여 길이방향으로 형성된 감지로드(130)를 포함하는 소형 단방향 기류 계측용 호흡관.

청구항 2.

삭제

청구항 3.

삭제

청구항 4.

삭제

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 휴대용 호흡 기류 계측장치용 호흡관에 관한 것으로, 특히 천식등 만성 호흡기 질환자들이 자가 검사에 사용할 수 있도록 하기 위한 전자식 호흡 기류 계측장치에 적합하도록 소형의 휴대용 호흡 기류 계측장치용 호흡관에 관한 것이다.

폐활량 검사(spirometry)등 모든 호흡기능검사를 수행하는 경우에 호흡 기류의 계측은 필수적이다. 호흡 기류의 계측은 사람의 호흡에 의한 폐의 용적 변화 신호를 연속적으로 기록한 후, 이를 분석하기 위한 임상 검사의 일종이다.

현재 가장 광범위하게 사용되는 호흡기류 계측 방법으로는 뉴모타코그라프(pneumotachography) 및 터비노메트리(tubinometry)가 있는 데, 이들 호흡 기류 계측 방법은 호흡 경로상에 호흡기류를 계측 가능한 물리적 변수로 변환하는 센서소자를 위치하여야 한다. 예를 들어 뉴모탁(pneumotach) 방식의 호흡기류 계측 방법은 호흡 경로를 형성하는 호흡관의 중앙에 유체 저항체를 설치하고, 유체 저항체의 양측에서 얻어진 정압력 차이를 측정하여 호흡 기류를 계측하도록 구성된다.

뉴모탁 방식의 호흡 기류 계측장치는 피검자의 호흡 경로 상에 유체 저항체가 위치하여 피검자의 호흡을 방해하므로, 피검자의 호흡 기능을 나타내는 유량 신호를 변화시켜 검사신뢰도를 하락시키는 원인이 된다. 또한, 호흡 경로에 위치한 유체 저항체의 구조는 매우 복잡하고, 제조비용이 많이 들어 유체 저항체가 부착된 호흡관은 일회용으로 제조하는 것이 불가능하다. 따라서 다수의 피검자가 호흡기능검사를 수행하는 경우에는 피검자간의 감염의 소지가 있는 등의 문제점이 있었다.

이러한 뉴모탁 방식의 호흡 기류 계측장치의 문제점을 극복하기 위하여 정압력 측정 대신 동압력의 측정을 통해 호흡 기류를 계측하도록 호흡 기류 계측장치가 개발되었다.

도 1은 동압력을 이용하여 호흡기류 계측의 원리를 보여주기 위한 도면이다.

도 1에 도시된 바와 같이, 동압력을 이용하여 호흡기류를 계측하기 위한 호흡관(1)은 호흡관(1)의 중앙부에 피토관(2,2')을 좌우대칭으로 형성하고, 호식과 흡식시에 차동 압력을 측정하게 된다. 동압력을 이용하여 호흡기류를 계측하기 위한 호흡관은 호흡기류가 관내를 흐를 때 기류가 보유하는 운동에너지와 위치에너지의 합이 보존된다는 베르누이의 법칙에 기반한다. 즉, 동압력을 이용하여 호흡 기류를 계측할 때, 양방향 기류속도(u)는 다음과 같이 <식1>로 표현된다.

$$u \equiv u_L - u_R \propto \pm \sqrt{P_L - P_R}$$

$$= S \cdot \sqrt{P_D} \quad (1)$$

(여기서, S : 비례 상수, PD : 동압력(PL-PR), u: 기류속도, u L : 호식기류속도 , u R : 흡식기류속도)

식 (1)에서 동압력을 이용한 호흡 기류 계측시 피토관(2)이 좌우대칭이므로 위치에너지 성분은 서로 상쇄되고, 호식기류 및 흡식 기류에 의한 차동압력(PL-PR)이 동압력(PD)을 반영한다. 식(1)은 호흡 기류와 동압력의 제곱근($\sqrt{P_D}$)이 비례하며, 비례상수(S)가 하나만 존재함을 나타낸다. 따라서, 동압력을 이용한 호흡 기류 계측 시스템은 상술한 뉴모탁 방식의 호흡 기류 계측 장치에 비해 유체 저항체에 의한 호흡 방해 및 복잡한 유체 저항체 구조와 같은 문제점을 해결할 수 있다.

본 출원인에 의하여 출원된 한국 특허 432640호에서는 이러한 동압력을 이용한 호흡기류계측장치가 개시된다. 한국 특허 432640호는 도 2 및 도 3에서 보는 바와 같이 종이 재질의 원통형 관(220)에 탈착 가능하게 삽입되는 감지로드(240)로 구성된다. 원통형 관(220)은 입구(222)와 이에 대향된 출구(224)를 포함하며, 입구(222)에는 호흡 공기의 유선을 안정시키는 그물망 형태의 스크린 캡(screen cap)(260)이 장착되어 구성된다. 원통형 관(220)내에 장착되어 호흡 유속을 샘플링하여 동압력으로 변환시키는 감지로드(240)는 복수의 샘플링 구멍(244)에 수직으로 이어져서 상기 계측 모듈 내의 차압센서로 통하는 두 개의 공기 유통관(242)으로 구성된다.

본 출원인에 의하여 출원된 호흡 기류 계측 장치는 감지로드(240)가 등면적 분할법에 의한 샘플링 구멍을 갖게 되어 호흡기류 계측의 정확도를 높이면서 제조비용이 절감되며, 종이 재질의 일회용 호흡관을 제공함으로써 다수의 피검자가 호흡기류 계측시 감염의 문제를 완전하게 해소시킨다.

한편, 환경오염과 산업화에 따라 만성 호흡기 질환자가 급증하고 있는 추세로 볼 때 만성 호흡기 질환자의 자가 관리는 필수적이다. 즉, 호흡기 질환의 대표적인 천식의 경우에는 기도가 좁아지며 호흡곤란을 유발하고 천식발작으로 인하여 사망에 이르기도 한다.

만성 호흡기 질환자가 행하는 통상적인 자가 관리는 일 2회 최대호식기류(PEF; peak expiratory flow rate)를 측정하는 방법을 사용하는 데, 여기에 사용하는 상용화된 최대호식기류계는 스프링기전으로 동작하여 단순히 최대호식기류만을 측정하므로 만성호흡기 질환자의 자가 관리에는 한계가 있다. 만성호흡기 질환자의 실질적인 자가 관리를 위해서는 강제폐활량(FVC ; forced vital capacity)과 일초량(FEV 1.0; forced expiratory volume in 1 second)등 폐활량검사의 매개변수들이 중요한 데, 이는 최대호식기류의 검사시 호식기류파형을 누적하여야 하므로 전자식 폐활량계가 필수적이다.

그러나 종래의 임상 폐활량계와 같은 호흡기류 계측장치는 임상용으로 제작된 것이므로 고가이며 크기가 커서 만성호흡기 질환자가 휴대하면서 간편하게 호흡기류를 측정하기가 사실상 불가능하다. 전자식 폐활량계를 휴대 가능한 소형으로 제작하는 경우에 가장 큰 어려움은 직접 계측할 수 없는 생체변수를 계측 가능한 물리 변수로 변환하는 호흡기류 계측을 위한 센서소자의 소형화이다.

종래의 뉴모탁 방식의 계측기(pneumotachography) 의 경우에는 호흡경로(호흡관) 상에 유체 저항을 삽입시켜야 하는 데 그물망(mesh)스크린, 캐필러(capillary)튜브등으로 구성되는 유체 저항의 구조상 소형화가 불가능하며, 터빈 방식의 계측기(tubinometry) 역시 호흡경로(호흡관)상에 회전하는 터빈을 장착하여야 하므로 소형화가 불가능한 문제점이 있었다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은 상기의 문제점을 해소하기 위하여 발명된 것으로, 호흡관내에 호흡방해효과를 방지하면서 호흡관의 직경과 길이를 획기적으로 축소함으로서 만성호흡기 질환자가 휴대하면서 간편하게 호흡기류를 측정하기에 적합한 소형 단방향 기류 계측용 호흡관을 제공하는 데 그 목적이 있다.

발명의 구성

이와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명은,

일회성의 종이 또는 플라스틱 재질로 구성되며 피검자의 입과 접촉되는 입구와 이에 대향된 출구를 포함하는 원통형 관; 및

원통형 관의 출구에 근접하여 상부로부터 원통형 관을 관통하여 하부 외측으로 연장되도록 형성되며, 상부는 폐쇄되고 하부는 개방된 관형으로 형성되고, 원통형 관의 호흡경로상에서 원통형 관의 입구측으로 기류를 계측하기 위한 다수의 샘플링 구멍이 길이방향으로 형성된 감지로드를 포함한다.

이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.

첨부된 도면중 도 4는 본 발명에 따른 소형 단방향 기류 계측용 호흡관의 구조를 설명하기 위한 단면도이다. 도 5는 도 4의 호흡관의 규격을 결정하기 위한 동압력 측정 및 정압력 측정을 위한 시험장치의 블록도이다.

도 4를 참조하면, 본 발명에 따른 호흡관(100)은 일회성의 종이 또는 플라스틱 재질로 구성되며, 피검자의 입과 접촉되는 입구(112)와 이에 대향된 출구(113)를 갖는 원통형 관(110)과 이 원통형 관(110)의 출구측에 근접하여 형성되며 내경 1mm를 갖는 가는 막대형 관으로 구성된 감지로드(130)를 포함한다.

감지로드(130)는 원통형 관(110)의 출구측으로부터 5mm 이내로 근접하게 형성되며 원통형 관(110)의 상부로부터 원통형 관(110)을 관통하여 하부 외측으로 연장된 내경 1mm를 갖는 가는 막대형의 원형 관으로 구성된다. 감지로드(130)의 상부는 폐쇄되고 하부는 개방된다. 원통형 관(110)의 내부에 형성되는 감지로드(130)의 일측 즉, 원통형 관(110)의 입구측에는 유속을 측정하기 위한 다수의 샘플링 구멍(132)이 길이방향으로 일정간격으로 이격하여 형성된다.

여기서, 본 발명에 따른 호흡관의 원통형 관(100)은 길이가 35mm이고, 직경이 15mm를 갖으며, 호흡관(100)의 호흡경로인 원통형 관(110)의 내부에는 내경 1mm의 가는 막대형의 원형 관인 감지로드(130)만이 위치하여 유체저항이 거의 존재하지 않으며, 감지로드(130)의 일측(원통형 관의 입구측)에 형성된 3개의 샘플링 구멍(132)은 기류가 흐르는 중심축, 중심축 ±2.5mm 지점에 각각 형성되어 총 3개로 구성된다.

여기서, 호흡관(100)을 구성하는 원통형 관(110)의 길이는 피검자가 원통형관(110)을 입에 물고 호흡하기 용이하고, 원통형 관(110)의 내부에 유속을 측정하기 위한 감지로드(130)가 삽입되기 위한 최소 길이인 35mm로 설정한다. 원통형 관(110)의 길이가 설정되면 설정된 길이에 따라 원통형 관(110)의 직경 및 감지로드(130)의 형성위치가 결정되어야 하는데, 본 발명에 따른 호흡관(100)의 직경은 미국 흉부학회(ATS, American Thoracic Society)의 표준을 만족시키도록 제작된다.

미국 흉부학회에서는 임상용 폐활량계의 유체저항 최대치가 1.5 cmH2O/ℓ/sec가 되도록 권고하고, 자가 진단용 폐활량계의 유체저항 최대치가 2.5 cmH2O/ℓ/sec가 되도록 권고하며, 측정하여야 하는 최대 호흡 기류값(F)이 14 ℓ/sec가 되도록 권고하고 있다.

호흡관의 유체저항은 호흡관내를 흐르는 유체의 정압력(Ps)을 측정하여 계산될 수 있는 데, 정압력(Ps)은 다음 <식 2>와 같이 유체저항(R)과 호흡기류(F)의 곱에 의하여 표현된다.

$$P_S = R \cdot F \quad (2)$$

<식 2>에 의하여 미국 흉부학회에서 권고한 유체저항(R)과 호흡기류(F)의 최대치를 곱하면 허용 가능한 호흡관의 정압력(Ps)값이 산출되는 데, <식 2>에 의하면 허용 가능한 호흡관의 정압력(Ps)값은 임상용 폐활량계에서는 21 cmH2O 이고, 자가 진단용 폐활량계에서는 35cmH2O 가 된다.

본 발명에 따른 호흡관(100)의 정압력(Ps)을 측정하기 위하여 도 5에서 보는 바와 같이, 원통형 관(110)의 입구(112)측으로부터 5mm지점에 원통형 관(110)의 하부와 연통되면서 원통형 관(110)에 대하여 수직하게 장착되어 원통형 관(100)을 흐르는 호흡기류의 정압력(Ps)을 측정하기 위한 내경 1mm를 갖는 막대형 원형 관인 정압력측정관(120)을 별도로 형성시킨다.

본 발명에 따른 호흡관(100)의 규격을 결정하기 위한 시험장치는 도 5에 도시된 바와 같이, 시험을 위하여 입구측에서 5mm지점에 정압력 측정관(120)을 별도로 형성시킨 호흡관(100)과 연결된 계측모듈(150)로 구성된다.

계측모듈(150)은 그 내부에 호흡관(100)에 별도로 장착되는 정압력 측정관(120)과 연결되어 호흡기류의 위치 에너지를 나타내는 정압력을 전기신호로 변환하기 위한 정압력변환부(151) 및 본 발명에 따른 호흡관(100)의 감지로드(130)와 연결되어 감지로드(130)로부터 얻어진 호흡기류중 동압력을 전기신호로 변환하기 위한 동압력변환부(152)를 구비한다. 정압력 변환부(151) 및 동압력 변환부(152)는 통상의 압력감지 센서로 구성된다.

정압력변환부(151) 및 동압력변환부(152)에서 출력된 전기신호는 통상적인 방식에 따라 증폭되고, 잡음이 필터링(LPF)되며 A/D 변환을 위한 전자회로(154)를 통하여 검사되기에 적당한 신호로 처리되어진 후 계측모듈(150)의 하부에 설치된 인터페이스 연결선(155)을 통해 컴퓨터(160)에 전송되어 시험을 수행하게 된다.

도 6은 도 5의 실험장치를 통하여 얻어진 호흡관의 직경과 최대 호흡 기류값과의 상관관계를 나타내는 그래프이고, 도 7은 본 발명에 따른 호흡관의 직경과 동압력과의 상관관계를 나타내기 위한 그래프이다.

도 5의 시험장치에 의하여 호흡관(100)의 직경(D)에 따라 정압력(Ps)과 최대 호흡 기류값(F)과의 관계를 측정하고, 미국 흉부 학회에서 권고한 최대 정압력(Ps)값을 <식 2>에 대입하면 호흡관의 직경(D)에 따라 측정 가능한 최대 호흡 기류값(Fmax)이 산출된다. <식 2>에 의하여 미국 흉부학회에서 권고한 호흡관의 정압력(Ps)값(임상용 폐활량계에서는 21cmH2O이고, 자가 진단용 폐활량계에서는 35cmH2O)에 대하여 호흡관(100)의 직경(D)값 별로 측정 가능한 최대 호흡 기류값(Fmax)를 산출한 결과는 도 6과 같다. 도 6은 호흡관의 직경이 설정되었을 경우에 직경별로 미국 흉부 학회(ATS)에서 허용하는 최대 유체 저항(R)을 보이는 최대 호흡 기류값(Fmax)을 나타낸다.

미국 흉부 학회(ATS)에서 규정하는 기류의 최대 측정 범위가 0~14 ℓ/sec(최대 호흡 기류값(Fmax)은 14 ℓ/sec 이하) 이므로 도 6에서 내삽법(interpolation)으로 최대 호흡 기류값(Fmax)이 14 ℓ/sec가 되는 D값을 계산하면 임상용 폐활량계에서는 14.7mm 이고, 자가 진단용 폐활량계에서는 12.8mm가 산출된다.

이들은 미국 흉부 학회(ATS)의 표준규격을 만족시키는 호흡관의 최소 직경이며, 임상용 폐활량계와 자가 진단용 폐활량계간의 최소 직경 차이가 1.91mm 밖에 되지 않으므로 본 발명에서는 허용 가능한 호흡관의 최소직경을 15mm로 설정하는 것이다.

결론적으로, 본 발명에 따른 호흡관의 길이는 피검자의 측정의 편의 및 감지로드의 삽입을 고려하여 35mm로 설정하고, 이 길이에 따라 미국 흉부 학회(ATS)의 표준규격을 고려하여 최소직경은 15mm로 설정된다. 즉, 호흡관의 길이를 35mm로 할 때 미국 흉부 학회(ATS)의 표준규격을 만족하는 최소 직경은 15mm 가 되며 이를 부피로 환산하면 약 6.2㎤ 이 되므로 본 발명에 따른 호흡관은 휴대형 기기에 장착 가능한 크기가 되는 것이다.

또한, 본 발명에 따른 호흡관(100)은 호흡 경로상에 위치한 감지로드(130)의 3개의 샘플링 구멍(132)을 통하여 검출된 호흡기류는 감지로드(130)의 하단에 장착된 도 5의 동압력변환부(152)와 같은 압력센서에서 동압력(P_D)값으로 변환된다. 여기서, 본 발명에 따른 호흡관(100)의 감지로드(130)는 원통형 관(110)의 출구(113)로부터 5mm 범위내에 위치시킨다. 호흡관(100)의 압력측정은 대기압을 기준으로 하는 상대적인 압력으로 이루어지므로 감지로드(130)의 위치가 외부대기에 근접하게 되면 호흡기류의 위치에너지 성분은 외부 대기와 같아지므로, 위치에너지 성분을 상쇄할 필요가 없으므로 호흡관(100)의 감지로드(130)에서는 동압력(P_D)값만이 검출된다. 즉, 도 1에서 보는 바와 같이 2개의 피토관을 사용하여 차압을 측정하여 위치에너지 성분을 상쇄할 필요없이 하나의 관만을 사용하여 단순한 구조로 저렴하게 제작할 수 있다.

동압력(P_D)값에 관련한 <식 1>을 변환하면 <식 3>과 같이 동압력(P_D)은 기류속도(u)의 제곱에 비례하고, 연속성의 원리에 의하여 <식 4>와 같이 호흡기류 F는 기류속도(u)에 호흡관의 면적(A)을 곱하여 산출되며, 관의 단면적은 <식 5>와 같이 표현되므로, <식 3, 식 4, 식 5>를 연립하여 동압력(P_D)을 산출하면 <식 6>이 산출된다.

P_D= S ·u2 (3)

$$F = A.u \quad (4)$$

$$A = \frac{\pi D^2}{4} \quad (5)$$

P_D= 16SF2/π2 . 1/D4 ∝ 1/D4 (6)

(여기서, A : 호흡관의 단면적, S : 비례상수, P_D: 동압력 , u : 기류속도, D : 관의 직경)

상기 <식 6>에서 동압력(P_D)과 1/D4 간에는 서로 비례하는 관계가 있으므로, 실제 동압력(P_D)을 측정한 결과 도 7에서 편의상 관의 직경(D)의 단위를 10-1cm로 변환하였을 때 직선의 선형회귀식을 나타내었다.

도 6에서 보는 바와 같이, 본 발명에 따른 호흡관(100)의 직경을 15mm로 하고 길이를 35mm로 하는 경우(1/D4=1975)에 약 75 cmH2O의 최대 동압력을 산출할 수 있었으며, 이는 현재 임상학적으로 가장 널리 사용되는 뉴모탁(pnuemotach)방식의 최대 정압력이 10 cmH2O임을 볼 때 7배 이상의 감도향상을 가져오는 것을 의미한다.

본 발명에 따른 호흡관(100)은 소형화를 위하여 호흡기류속도를 동압력으로 변환하는 감지로드(130)의 구조를 양방향 기류가 아닌 호식 단방향 만을 측정하도록 단순화한다. 진단 폐활량 검사종목 중 가장 중요하고 널리 사용되는 강제 폐활량(FVC)검사는 피검자가 최대한의 노력으로 호식할 때 얻어지는 호식기류 신호를 분석하여 각종 임상진단용 매개 변수값들을 산출하는 검사이다. 이는 호식노력에 따라 기도가 좁아지는 호식기류제한(expiratory flow limitation) 현상에 기초하여 호흡기구의 역학적 특성을 얻는 검사로써 대부분의 진단변수가 호식기류신호로부터 얻어진다.

특히 만성 호흡기 질환자의 자가관리에는 호식기류신호에서 얻을 수 있는 5개 미만의 매개 변수값들만이 사용되므로 흡식기류는 측정할 필요가 없다. 그러므로, 본 발명에 따른 호흡기류 계측장치용 호흡관(100)에서는 호흡경로를 관통하면서 전면부(원통형 관(110)의 입구측)에 형성된 3개의 샘플링 구멍(132)을 통하여 검출된 호식기류를 측정하는 것이다. 측정된 호식기류는 통상의 압력센서인 동압력변환부(152)에서 동압력값을 나타내는 전기신호로 변환된다.

감지로드(130)는 굵기가 가는 막대형의 관이므로 유체저항은 거의 존재하지 않으며 호흡관(100)의 직경이 좁아지면 <식 6>에서 보는 바와 같이 동압력은 증가하므로 일정 기류에 대하여 호흡관(100)이 소형화 됨에 따라 상대적으로 높은 동압력이 얻어진다. 이는 감도 향상을 의미하며 호흡관(100)을 소형화 함에 따라 계측감도는 오히려 증진되고, 이는 저가의 소형 압력센서로도 호흡 기류 계측장치를 제작하는 것이 가능하다.

피검자의 호흡을 방해하는 유체저항은 호흡관(100)의 직경이 작아질수록 커지므로 호흡관(100)의 소형화에 제약조건이 되는 데, 본 발명에 따른 호흡관(100)의 호흡경로상에 위치하여 동압력을 계측하기 위한 감지로드(130)는 내경 1mm의 가는 막대형의 원형관에 불과하여 유체저항이 거의 존재하지 않는다.

따라서, 본 발명에 따른 호흡관(100)은 만성 호흡기 질환자를 위한 휴대용 호흡기류 계측 장치에 적합하도록 기능성 일회용 호흡관의 길이를 실용성에 문제가 없는 범위에서 35mm로 설정한 다음 호흡관(100)의 정압력 측정관(120)로부터 유체저항성을 반영하는 정압력(Ps) 측정결과를 호흡관의 직경에 따라 분석하여 호흡관(100)의 직경이 최소 15mm 이상이 되도록 하는 것이다.

발명의 효과

상술한 바와 같이, 본 발명에 따른 휴대용 호흡 기류 계측장치용 호흡관은 최근 활성화 되는 휴대용 의료기기중 특히 천식과 같은 만성 호흡기 질환자의 자가관리를 위한 휴대용 호흡기류계측장치의 소형화에 가장 적합하며, 임상적으로 널리 보편화된 타 호흡기류 계측장치의 호흡관에 비하여 현저히 향상된 감도향상과 원가 절감 및 일회성의 재질을 사용하여 다수의 검사자간 감염의 위험도 피할 수 있는 효과가 있다.

이상에서 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하였으나, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니며 본 발명의 기술적 사상의 범위내에서 당업자에 의해 그 개량이나 변형이 가능하다.

도면의 간단한 설명

도 1은 동압력을 이용하여 호흡기류 계측의 원리를 보여주기 위한 도면이다.

도 2는 본 출원인에 의하여 출원된 한국특허 432640호의 호흡관의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 도 2의 호흡관에 삽입되는 감지로드의 구조를 나타내는 도면이다.

도 4는 본 발명에 따른 소형 단방향 기류 계측용 호흡관의 구조를 설명하기 위한 단면도이다.

도 5는 도 4의 호흡관의 규격을 결정하기 위한 동압력 측정 및 정압력 측정을 위한 시험장치의 블록도이다.

도 6은 도 5의 시험장치를 통하여 얻어진 호흡관의 직경과 최대 호흡 기류값과의 상관관계를 나타내는 그래프이다.

도 7은 본 발명에 따른 호흡관의 직경과 동압력과의 상관관계를 나타내기 위한 그래프이다.

<도면 주요 부분에 대한 부호의 설명>

100 : 호흡관 110 : 원통형 관

120 : 정압력 측정관 130 : 감지로드

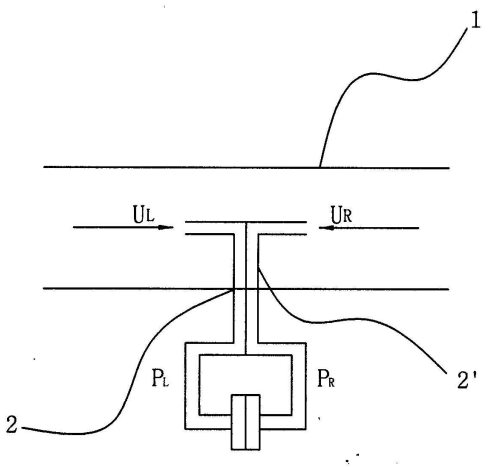
132 : 샘플링구멍 150 : 계측 모듈

151 : 정압력 변환부 152 : 동압력 변환부

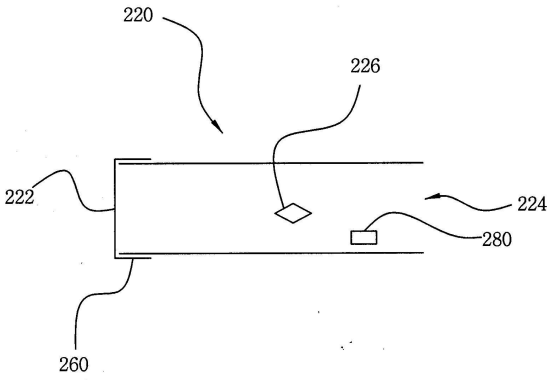
154 : 전자회로 160 : PC

도면

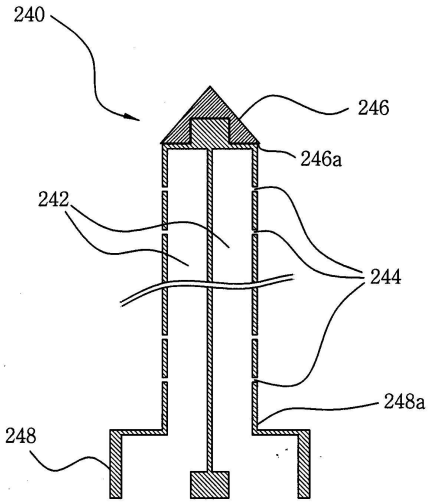
도면1



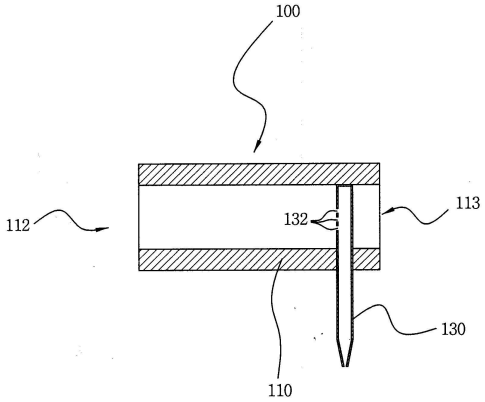
도면2


220
226
222
224
280
260

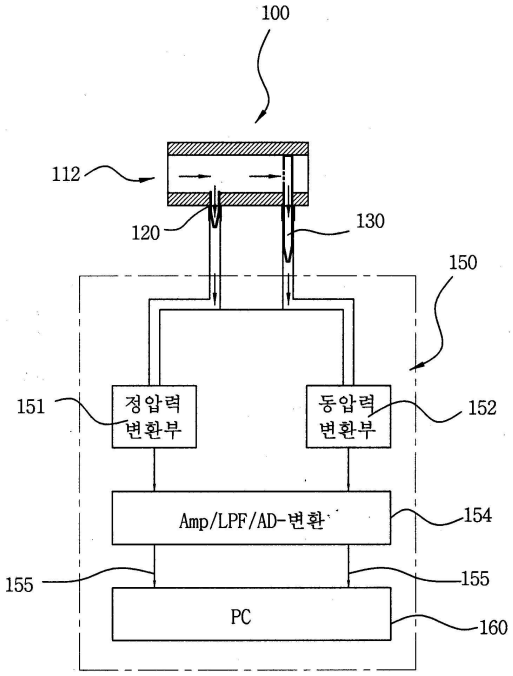
도면3


240
246
246a
242
244
248a
248

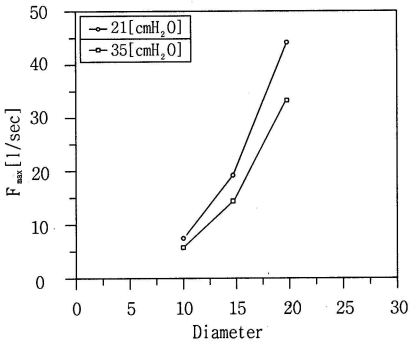
도면4


100
112
132
113
130
110

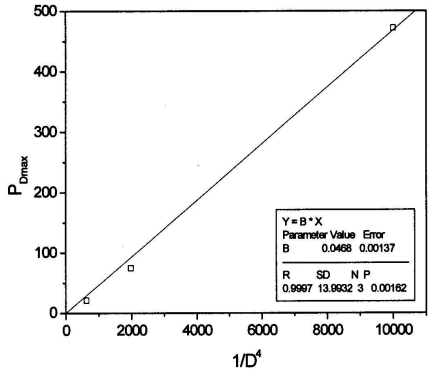
도면5


100
112
120
130
150
151
정압력
변환부
동압력
변환부
152
Amp/LPF/AD-변환
154
155
155
PC
160

도면6


21[cmH2O]
35[cmH2O]
Fmax[l/sec]
Diameter
0
10
20
30
40
50
0
5
10
15
20
25
30

도면7


PDmax
1/D4
Y = B * X
Parameter Value Error
B 0.0468 0.00137
R SD N P
0.9997 13.9932 3 0.00162
0
100
200
300
400
500
0
2000
4000
6000
8000
10000