

(19)대한민국특허청(KR)

(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl. <i>A61B 8/00</i> (2006.01)	(11) 공개번호 10-2006-0091186 (43) 공개일자 2006년08월18일
---	--

(21) 출원번호	10-2005-0012074
(22) 출원일자	2005년02월14일

(71) 출원인	경기중소기업종합지원센터 경기 수원시 영통구 의의동 906-5 주식회사 바이오넷 서울시 구로구 구로동 197-33 이앤씨벤처드림타워 3차 1101호 경기도 경기 수원시 권선구 매산로3가 1
----------	---

(72) 발명자	강동주 서울특별시 송파구 잠실동 27번지 주공아파트 521-1205 송광석 서울 서초구 방배동 778-28 102호 장준 서울 구로구 오류동 341 한신플러스타운 104동 1301호
----------	--

(74) 대리인	유병옥
----------	-----

심사청구 : 있음

(54) 초음파센싱방식을 적용한 호흡측정진단장치

요약

본 발명은 호흡측정진단장치에 관한 것으로, 보다 상세히는 원통형의 초음파측정프로브본체(10)와 상기 초음파측정프로브본체(10) 내부에 동축으로 부착되며 상기 초음파측정프로브본체(10)의 중심으로부터 같은 거리에 대칭적으로 위치하는 원형고리 형상의 전방 초음파 트랜스듀서(11)와 후방 초음파트랜스듀서(12)와 상기 전방 초음파 트랜스듀서(11)와 후방 초음파트랜스듀서(12)에 각각 연결되어 전기적 신호를 인가하거나 전달받는 연결케이블(13)과 상기 연결케이블(13)에서 입출력되는 아날로그전기신호를 디지털데이터로 변환하는 인터페이스(20)와 상기 인터페이스(20)의 출력디지털데이터를 전송받아 호흡량을 계산하는 컴퓨터(30)를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡측정진단장치에 관한 것이다.

이와 같이 본 발명은 넓은 유속범위에 걸쳐 정확한 유속의 측정에 의한 유량의 측정은 물론, 비접촉식 측정방법을 이용함으로써 호흡저항이 거의 존재하지 않아 환자나 유아의 호흡량측정에 문제가 발생하지 않고, 호흡량측정을 위해 필요한 측정부의 체적을 가능한 한 최소화 시켜 환자가 배출한 공기를 다시 들여마시게 되는 원인이 되는 무효공간(dead Space)을 최소화 시켜 피측정자의 건강에 영향을 주지 않고, 유속의 측정에 의한 호흡량 계산시 기존의 임상데이터 등의 자료를 이용하여 FVC(Forced Expiratory Vital Capacity), PEF(Peak Expiratory Flow), FEV(Forced Expiratory Volume)등 여러 가지의 호흡량 관련 측정값을 즉각적으로 정확하게 측정할 수 있는 효과가 있다.

대표도

도 2

색인어

초음파, 호흡량, 측정장치

명세서

도면의 간단한 설명

도 1 : 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡측정진단장치의 외관도,

도2 : 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡측정진단장치의 초음파측정프로브의 구조도,

도3 : 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡측정진단장치 초음파측정프로브의 작동원리를 설명하는 설명도,

도4 : 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡측정진단장치 인터페이스의 블럭다이어그램이다.

<도면의 주요부에 사용된 기호의 설명>

10: 초음파측정 프로브 11: 전방 초음파 트랜스듀서(11)

12: 후방 초음파 트랜스듀서(12) 13: 케이블연결부(13)

14: 마우스피스 20: 인터페이스

30: 컴퓨터

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파센싱방식을 이용한 호흡측정진단장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 한쌍의 초음파트랜스듀서가 부착된 초음파측정프로브(10)와, 초음파트랜스듀서에서 입출력되는 아날로그 전기신호를 디지털전기신호로 변환하는 인터페이스(20) 및 인터페이스에서 출력된 디지털신호를 컴퓨터로 계산하여 여러 가지 호흡량을 측정하는 것이 가능하도록 하는 호흡량측정장치에 관한 것이다.

호흡량측정장치는 용적유량측정장치의 일종으로서, 이와 관련된 기존의 방법 중 가장 대중적인 방법은 유체의 선형저항을 이용한 것이 있으나 이는 비선형난류가 발생할 수 있는 높은 유량을 측정하는 경우 큰 오차가 발생할 수 있으며, 호흡량을 측정하는 경우 선형저항소자에 점액과 수증기응축에 의해 오염물질이 달라붙게되어 응답오차를 발생시킨다는 단점이 있다.

한편, 다른 유량측정방법의 하나인 기계적인 유량측정방식은 터빈 등의 기계적인 장치를 이용하여 유량을 측정하나 이 방법은 마찰에 의한 이력현상과 기계적관성에 의한 느린 응답시간을 갖는다는 단점이 있으며, 호흡저항이 증가하게 되어 환자나 유아의 호흡량측정에 사용되는 경우 호흡을 곤란하게 할 수 있다는 문제점이 있다.

또한 다른 호흡량측정을 위한 유량측정방법으로는 가열된 소자의 열손실을 온도에 따라 변화하는 전기저항 소자를 이용하는 열회석을 이용하는 방법이 있다. 이 방법은 다른 방법에 비하여 온도나 압력의 변화에 대해 높은 정확도를 유지하며, 저유량의 측정이 가능하고 응답속도가 빠르다는 장점이 있으나, 호기와 흡기를 모두 측정해야 하는 호흡량측정의 경우 양방향 유속측정을 위해 다수의 감지기를 설치해야 하며, 유체의 물성이 정확히 결정되고 입력되어야만 정확한 유량의 측정이 가능하다는 점에서 호기와 흡기처럼 유체의 구성이나 물성, 온도나 습도등에 차이가 있는 경우를 측정하는데는 많은 문제점을 가지고 있었다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은 상기한 문제점들을 해결하기 위해 안출된 것으로, 넓은 유속범위에 걸쳐 정확한 유속의 측정에 의한 유량의 측정은 물론, 비접촉식 측정방법을 이용함으로써 호흡저항이 거의 존재하지 않아 환자나 유아의 호흡량측정에 문제가 발생하지 않고, 호흡량측정을 위해 필요한 측정부의 체적을 가능한 한 최소화 시켜 환자가 배출한 공기를 다시 들여마시게 되는 원인이 되는 무효공간(dead Space)을 최소화 시켜 피측정자의 건강에 영향을 주지 않고, 유속의 측정에 의한 호흡량 계산시 기존의 임상데이터 등의 자료를 이용하여 FVC(Forced Expiratory Vital Capacity), PEF(Peak Expiratory Flow), FEV(Forced Expiratory Volume)등 여러 가지의 호흡량 관련 측정값을 즉각적으로 정확하게 측정할 수 있는 호흡량 측정장치를 제공하는 것을 주목적으로 한다.

발명의 구성 및 작용

상기한 목적을 달성하기 위하여 본 발명은 원통형의 초음파측정프로브본체(10)와 상기 초음파측정프로브본체(10) 내부에 동축으로 부착되며 상기 초음파측정프로브본체(10)의 중심으로부터 같은 거리에 대칭적으로 위치하는 원형고리 형상의 전방 초음파 트랜스듀서(11) 및 후방 초음파트랜스듀서(12)와 상기 전방 초음파 트랜스듀서(11)와 후방 초음파트랜스듀서(12)에 각각 연결되어 전기적 신호를 인가하거나 전달받는 연결케이블(13)과 상기 연결케이블(13)에서 입출력되는 아날로그전기신호를 디지털데이터로 변환하는 인터페이스(20)와 상기 인터페이스(20)의 출력디지털데이터를 전송받아 호흡량을 계산하는 컴퓨터(30)를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

이하에서는 첨부된 도면을 참조로 하여 본 발명의 일실시예에 따른 호흡량측정장치를 상세히 설명하기로 한다.

본 발명은 도1에 도시된 바와 같이 초음파측정프로브본체(10), 인터페이스(20), 컴퓨터(30)로 구성된다.

먼저 초음파측정프로브본체(10)에 대해 설명하기로 한다. 상기 초음파측정프로브본체(10)는 도2에 도시된 바와 같이 내부가 비어있는 원통형의 파이프의 형상을 하고 있다. 상기 초음파측정프로브본체(10)의 재질은 초음파의 전달정도나 간섭정도, 구조적 강도를 고려할 때 스테인레스스틸이나 알루미늄 등 금속재료를 가공한 것을 사용하는 것이 바람직하다. 상기 초음파측정프로브본체(10)의 내부에는 도2에 도시된 바와 같이 상기 초음파측정프로브본체(10)의 중심을 기준으로 대칭이 되는 위치에 원형고리 형상의 전방초음파트랜스듀서(11)와 후방초음파트랜스듀서(12)가 각각 부착된다. 상기 전방초음파트랜스듀서(11)와 후방초음파트랜스듀서(12)는 전기를 음향으로 변환시키는 압전물질로 제작되며, 가해지는 전기신호에 따라 초음파를 발생시키거나, 초음파신호에 의한 진동을 전기신호로 변환시키는 역할을 한다. 상기 전방초음파트랜스듀서(11) 또는 후방트랜스듀서(12)가 전기신호를 받아 초음파를 발생시키는 경우, 초음파발생을 위해 인가되는 전기신호의 주파수는 상기 초음파측정프로브본체(10)의 공진주파수에 유사한 주파수를 갖도록 하는 것이 바람직하다. 이 공진주파수는 실험을 통해 또는 상기 초음파측정프로브본체(10)의 내부의 형상이 주어지는 경우 실험식이나 이론적 해석을 통해 구해질 수 있다. 한편 상기 전방초음파트랜스듀서(11)와 후방초음파트랜스듀서(12)에는 전기신호를 입출력할 수 있는 연결케이블(13)이 연결된다. 한편 상기 초음파측정프로브의 전방에는, 실제 측정시의 위생과 청결을 위하여 도2에 도시된 바와 같이 착탈 가능한 마우스피스(14)를 장착하여, 한번의 측정이 끝난 후 다른 피측정자를 측정하고자 하는 경우 손쉽게 마우스피스를 교환할 수 있도록 하는 것이 바람직하다.

상기 초음파측정프로브본체(10)를 이용한 유체의 속도방식은 Acoustic Phase방법에 기초하고 있다. 먼저 호흡측정 중 호기시 유속을 측정하는 경우, 도3에 도시된 바와 같이 피측정자가 내뿜는 공기는 V의 속도로 상기 초음파측정프로브본체(10)의 내부를 통과하게 된다. 이 경우 상기 전방초음파트랜스듀서(11)에서 발생된 초음파신호는 C+V의 속도로 상기 후방초음파트랜스듀서(12)로 전달되게 된다. 여기에서 C는 주어진 조건에서의 음속을 나타낸다. 이 경우 상기 전방초음파트랜스듀서(11)으로부터 상기 후방초음파트랜스듀서(12)까지의 초음파전달시간은 다음 식에 의해 근사적으로 결정된다.

$$T = \frac{L}{CqV}$$

위 식에서 분모의 + 또는 -의 부호는 초음파신호와 유속의 방향이 같은 경우에는 +, 다른 경우에는 -의 부호를 갖게 된다. 이러한 전달시간의 측정은 초음파신호의 발신측과 수신측의 위상천이의 측정으로 대체될 수 있으며, 이러한 경우 위상천이는 아래 식으로 표현될 수 있다. 여기에서 f는 초음파트랜스듀서에 인가된 반송파 전기신호의 주파수이다.

$$\Phi = \frac{2\pi f L}{CqV}$$

본 발명의 경우, 트랜스듀서의 구조를 간단히 하고 비대칭경로를 피하기 위하여 상기 전방초음파트랜스듀서(11)와 후방트랜스듀서(12)는 각각 송신측과 수신측의 역할을 모두 수행할 수 있으며, 짧은 시간간격을 두어 서로의 역할을 교대하며 upstream과 downstream 두 방향에서의 전달시간을 모두 측정하여 차이를 계산하여 유속에 대한 의존을 감소시키거나 제거할 수 있다. 결국 상기 초음파측정프로브(10)내부를 흐르는 유체의 유속은 하나의 초음파트랜스듀서에 인가된 전기신호와 다른 초음파트랜스듀서에서 출력된 전기신호의 위상차이로 나타나게 된다. 한편, 체적유량을 구하고자 하는 경우에는, 위에서 구한 유속을 이용하여 수치적분을 통하여 구할 수 있다.

다음으로 인터페이스(20)에 관하여 설명한다. 상기 인터페이스(20)는 도4에 도시된 바와 같은 내부구성을 지니며, 상기 연결케이블(13)을 통해 초음파트랜스듀서에 인가할 전기신호를 발생시키고, 초음파트랜스듀서에서 측정된 아날로그 전기신호를 수신하여 그 신호사이의 위상 차이를 디지털데이터로 변환하여 후술할 컴퓨터(30)로 전달하는 기능을 가진다. 도4에 도시된 상기 인터페이스(20)의 블록다이어그램에서의 각 블록의 기능을 간략히 설명하면, 먼저 upstream 방향으로 유속을 측정하는 경우 상기 초음파측정프로브본체(10)의 공진주파수에 가까운 Squire파형을 기본주파수발진부(21)에서 발생시키고, 이를 sine파로 변환시킨 후 콤퍼레이터(22)로 보내어 이 sine파를 반송파로 이용하여 송신측 역할을 하는 상기 전방초음파트랜스듀서(11)에 신호를 인가한다. 수신측 역할을 하는 상기 후방초음파트랜스듀서(12)에서 발생된 수신전기신호는 콤퍼레이터(22)를 통하여 초기설정된 phase에서 RC-phase-shifter기능을 가진 strip amplifier(23)을 통하여 base line comparator(24)를 통하여 상기 인터페이스의 CPU(25)로 입력된다. 한편 시간차 계산부(26)는 송신된 파형과 수신된 파형의 전달시간을 구하고, 이 값을 신호카운터(27)을 통하여 상기 CPU(25)로 보내주는 역할을 한다. 상기 CPU(25)는 이러한 시간차 값을 상기 컴퓨터(30)에서 RS-232등의 인터페이스 포트를 통하여 수신하여 처리할 수 있는 디지털 데이터로 변환시키는 역할을 한다. 이러한 인터페이스 포트를 통한 데이터 전송을 위한 방법과 장치는 본 발명이 속하는 기술분야에서는 주지의 기술이므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.

다음으로 컴퓨터(30)에 관하여 설명한다. 상기 컴퓨터(30)는 상기 인터페이스(20)에서 전송된 상기 초음파측정프로브본체(10) 내의 유속에 관한 디지털데이터를 적분연산루틴 등을 통하여 계산하여 FVC(Forced Expiratory Vital Capacity), PEF(Peak Expiratory Flow), FEV(Forced Expiratory Volume)등 여러 가지의 호흡량 관련 측정값으로 산출해 내는 역할을 한다. 또한, 측정된 유속을 실시간으로 그래프화하여 화면에 표시할 수 있도록 하는 것도 바람직하다. 한편, 이러한 호흡량관련 측정값을 산출한 후에는, 기존의 임상측정데이터를 데이터베이스화한 결과와 비교하여 피측정자의 건강상태를 진단하여 표시하도록 하는 것이 바람직하다. 이러한 적분연산루틴이나 그래프표시루틴, 데이터베이스와의 비교판단루틴은 본 발명이 속하는 기술분야에서는 주지의 기술이므로 자세한 설명은 생략하도록 한다.

이하에서는 본 발명의 일실시예에 따른 초음파센싱방식을 이용한 호흡측정장치의 작용에 대해 설명하기로 한다.

먼저 피측정자의 호흡을 측정하기 위해서, 피측정자가 상기 초음파측정프로브본체(10)를 통하여 호흡을 하도록 한다. 이 경우 초음파측정프로브의 전방에는, 실제 측정시의 위생과 청결을 위하여 도2에 도시된 바와 같이 착탈 가능한 마우스피스(14)를 장착하여, 한번의 측정이 끝난 후 다른 피측정자를 측정하고자 하는 경우 손쉽게 마우스피스를 교환할 수 있도록 하는 것이 바람직하다. 이러한 피측정자의 호흡에 의한 초음파측정프로브(10)내부의 공기의 유속변화는, 상기 인터페이스(20)에 의해 전방초음파트랜스듀서(11)에 인가된 초음파신호와, 이 초음파신호가 전달되어 후방초음파트랜스듀서(12)에서 측정된 초음파신호사이의 위상차로 나타나게 되며, 이 위상차를 상기 컴퓨터(30)에서 실시간으로 계산하여 유속으로 환산하게 된다. 한편, 측정의 정확성을 위하여 짧은 시간 간격을 두고 상기 인터페이스(20)에서 전방초음파트랜스듀서(11)와 후방트랜스듀서(12)의 역할을 교대하여 반복하여 측정하도록 하는 것이 바람직하다. 이렇게 측정된 피측정자의 호흡의 유속은 상기 컴퓨터(30)내에서 적분연산루틴 등을 통하여 계산하여 FVC(Forced Expiratory Vital Capacity), PEF(Peak Expiratory Flow), FEV(Forced Expiratory Volume)등 여러 가지의 호흡량 관련 측정값으로 산출되게 된다. 또한 이렇게 산출된 측정값을 데이터베이스화된 기존의 임상실험데이터와 비교하여 실시간으로 피측정자의 건강상태를 판단하여 나타내는 것도 가능하다.

발명의 효과

상술한 바와 같이 본 발명에 의하는 경우 넓은 유속범위에 걸쳐 정확한 유속의 측정에 의한 유량의 측정은 물론, 비접촉식 측정방법을 이용함으로써 호흡저항이 거의 존재하지 않아 환자나 유아의 호흡량측정에 문제가 발생하지 않고, 호흡량측정

을 위해 필요한 측정부의 체적을 가능한 한 최소화 시켜 환자가 배출한 공기를 다시 들여마시게 되는 원인이 되는 무효공간(dead Space)을 최소화 시켜 피측정자의 건강에 영향을 주지 않고, 유속의 측정에 의한 호흡량 계산시 기존의 임상데이터 등의 자료를 이용하여 FVC(Forced Expiratory Vital Capacity), PEF(Peak Expiratory Flow), FEV(Forced Expiratory Volume)등 여러 가지의 호흡량 관련 측정값을 즉각적으로 정확하게 측정할 수 있다는 장점이 있다.

한편 본 발명에 사용된 초음파측정프로브는 단지 호흡의 측정이외에도, 여러 가지 유체의 유속이나 유량의 측정을 위한 비접촉식 센서로서, 기존의 측정장치에 비해 우수한 특성을 가지고 사용될 수도 있을 것이다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

원통형의 초음파측정프로브본체(10);

상기 초음파측정프로브본체(10) 내부에 동축으로 부착되며 상기 초음파측정프로브본체(10)의 중심으로부터 같은 거리에 대칭적으로 위치하는 원형고리 형상의 전방 초음파 트랜스듀서(11)와 후방 초음파트랜스듀서(12);

상기 전방 초음파 트랜스듀서(11)와 후방 초음파트랜스듀서(12)에 각각 연결되어 전기적 신호를 인가하거나 전달받는 연결케이블(13)로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파측정프로브.

청구항 2.

청구항1에 있어서

상기 초음파측정프로브본체(10)의 전방에 착탈가능한 마우스피스(14)를 가지는 것을 특징으로 하는 초음파측정프로브.

청구항 3.

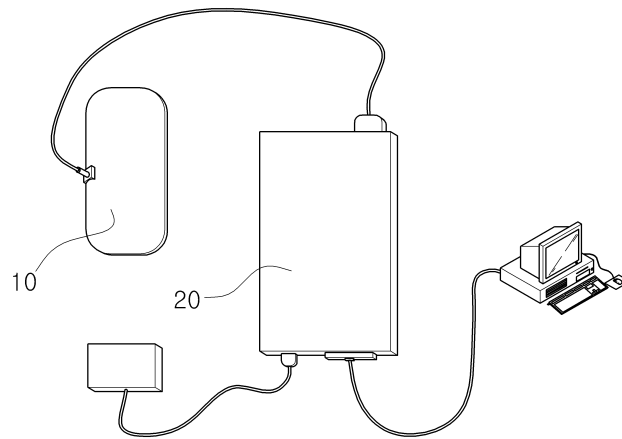
청구항1또는 청구항2에 있어서

상기 연결케이블(13)에서 입출력되는 아날로그전기신호의 디지털데이터로 변환하는 인터페이스(20);

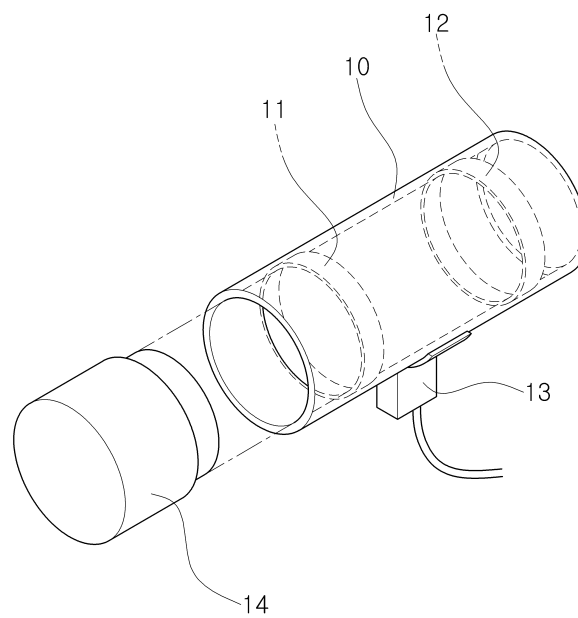
상기 인터페이스(20)의 출력디지털데이터를 전송받아 호흡량을 계산하는 컴퓨터(30)를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡측정진단장치.

도면

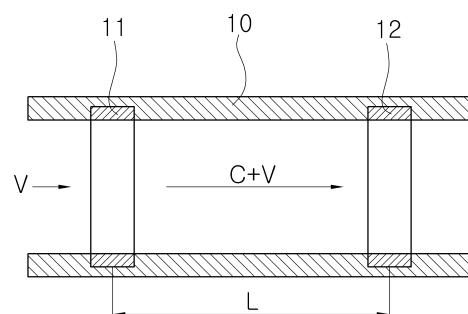
도면1



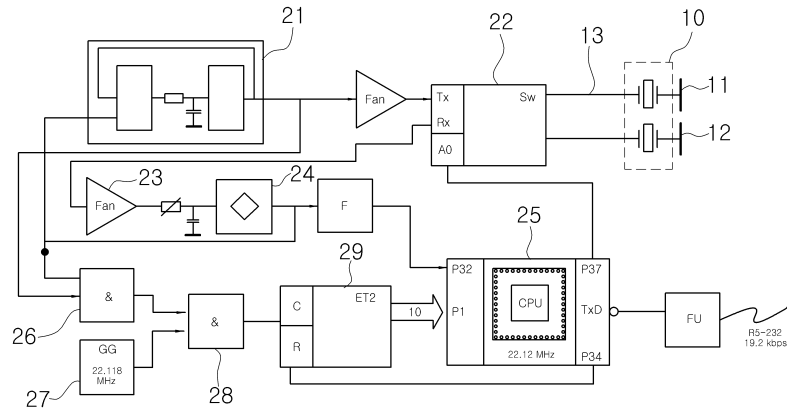
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	利用超声波感测方法的呼吸测量诊断装置		
公开(公告)号	KR1020060091186A	公开(公告)日	2006-08-18
申请号	KR1020050012074	申请日	2005-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	桂东中小企业 讯联生物科技股份有限公司 京畿道		
申请(专利权)人(译)	(在)比赛中小企业综合支援中心 刺刀有限公司 京畿道		
当前申请(专利权)人(译)	(在)比赛中小企业综合支援中心 刺刀有限公司 京畿道		
[标]发明人	KANG DONG JOO 강동주 SONG KWANG SEOG 송광석 CHANG JUN 장준		
发明人	강동주 송광석 장준		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A47L9/26		
代理人(译)	YOO, BYUNG OAK		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及包括计算机(30)的计量呼吸诊断单元,其中接口(20)的输出数字数据和将模拟电信号输入和输出转换成数字数据的接口(20)在连接电缆中传输(13)和更具体地连接到圆柱形超声波测量探头主体(10)的前超声波换能器(11)的连接电缆(13)和对称地定位在距离超声波中心相同距离的圆形形状测量探头主体(10)在超声波测量探头主体(10)内部粘附到同轴和后向超声换能器(12)和前超声换能器(11)和后超声换能器(12)并且授权电信号作为测量呼吸诊断单元或通知并计算呼吸量。这样,本发明具有通过在宽SCCM上使用非接触测量以及通过测量正确通量来测量流速的效果,几乎不存在呼吸阻力,并且在患者或婴儿的肺部造影中不会出现该问题。只要有可能,测量单元所需的测量单元体积的死空间就会最小化,并且再次吸入患者与场相互补充并由此引起的空气被最小化并且不会影响被测试的健康状况人。通过测量呼吸量计算,可以在呼吸量计算中准确地测量包括FVC(强迫呼气肺活量),PEF(峰值呼气流量),FEV(强迫呼气量)等在内的各种呼吸量相关测量值。使用包括现有临床数据等的数据的通量。超声,呼吸量和测量设备。

