



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0043292
(43) 공개일자 2018년04월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 7/00 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01) A61B 5/091 (2006.01)
A61B 7/04 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 7/003 (2013.01)
A61B 5/0871 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7006925
(22) 출원일자(국제) 2016년08월11일
심사청구일자 2018년03월09일
(85) 번역문제출일자 2018년03월09일
(86) 국제출원번호 PCT/CN2016/094621
(87) 국제공개번호 WO 2017/025050
국제공개일자 2017년02월16일
(30) 우선권주장
62/203,951 2015년08월12일 미국(US)

(71) 출원인
수 치아치
대만 타이중 시티 420 평위안 디스트릭트 다순 스트리트 엘엔. 8 알리. 97
수 페일링
대만 타이페이 시티 111 스린 디스트릭트 푸린 로드 엘엔. 255 넘버 9, 1층
(뒷면에 계속)
(72) 발명자
수 치아치
대만 타이중 시티 420 평위안 디스트릭트 다순 스트리트 엘엔. 8 알리. 97
엔 시아오파오
대만 뉴 타이페이 시티 251 단수이 디스트릭트 단진 로드 엘엔. 38 알리. 59 넘버 7, 5층
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인와이에스장

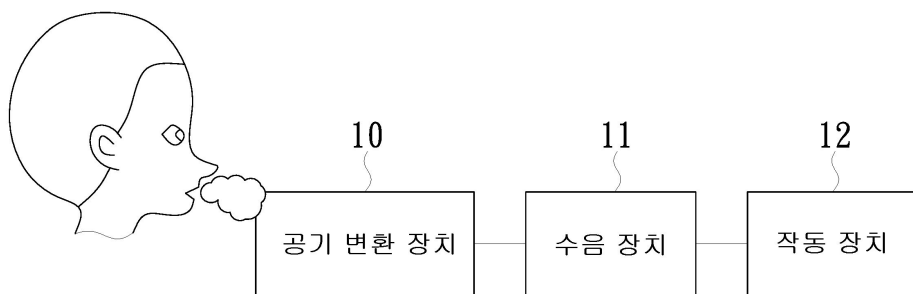
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 호흡 기능 검사 시스템 및 그러한 시스템의 호흡 기능 검사 방법

(57) 요약

호흡 기능 검사 시스템은 공기 변환 장치, 수음 장치, 및 작동 장치를 포함한다. 공기 변환 장치는 미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하도록 구성된다. 전음역대 신호는 적어도 초음파 신호를 포함한다. 수음 장치는 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 구성된다. 작동 장치는 수음 장치와 통신하며, 수음 장치에 의해 기록된 전음역대 신호에 포함된 초음파 신호를 수신 및 계산하여 호흡 기능 파라미터를 생성하도록 구성된다. 이러한 호흡 기능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법 또한 제공된다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/091 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

A61B 7/04 (2013.01)

(71) 출원인

첸 치아형

대만 뉴 타이페이 시티 241 쑤충 디스트릭트 중정
엔. 로드 엘엔. 145 알리. 7 넘버 10, 1층

엔 시아오파오

대만 뉴 타이페이 시티 251 단수이 디스트릭트 단
진 로드 엘엔. 38 알리. 59 넘버 7, 5층

(72) 발명자

수 페일링

대만 타이페이 시티 111 스린 디스트릭트 푸린 로
드 엘엔. 255 넘버 9, 1층

첸 치아형

대만 뉴 타이페이 시티 241 쑤충 디스트릭트 중정
엔. 로드 엘엔. 145 알리. 7 넘버 10, 1층

명세서

청구범위

청구항 1

호흡 기능 검사 시스템으로서,

미리 정해진 기간 동안 날숨(exhaled air)을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하도록 구성된 공기 변환 장치로서, 상기 전음역대 신호는 초음파 신호를 포함하는 것인 상기 공기 변환 장치;

상기 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 구성된 수음 장치; 및

상기 수음 장치와 통신하며, 상기 수음 장치에 의해 기록된 전음역대 신호 내의 초음파 신호를 수신 및 계산하여 호흡 기능 파라미터를 생성하도록 구성된 작동 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 공기 변환 장치는 사일런트 휘슬 또는 칼톤 휘슬을 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 수음 장치는 미세 전자 기계 시스템 또는 마이크로폰을 포함하고, 상기 마이크로폰은 전방향성(omnidirectional) 마이크로폰, 카디오이드(cardioid) 마이크로폰, 하이퍼카디오이드(hypercardioid) 마이크로폰, 샷건(shotgun) 마이크로폰, 및 양방향(bi-directional) 마이크로폰으로 이루어진 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 작동 장치는 미리 정해진 주파수의 상기 전음역대 신호에 대응하는 음압을 포착하도록 더 구성되어 있고, 미리 정해진 주파수에 대응하는 음압은 배경 잡음으로부터의 간섭을 줄이도록 구성된 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 호흡 기능 파라미터는 최대 호기량(PEF), 강제 호기량 1(FEV 1), 및 강제 폐활량(FVC)을 포함하고, 상기 작동 장치는 포착된 음압을 계산하여 PEF, FEV 1 및 FVC를 생성하도록 더 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템.

청구항 6

호흡 기능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법으로서,

상기 호흡 기능 검사 시스템은 공기 변환 장치, 수음 장치, 및 작동 장치를 포함하고, 상기 호흡 기능 검사 방법은:

미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고, 수집된 날숨에 따라 초음파 신호를 포함하는 전음역대 신호를 생성하는 단계;

상기 전음역대 신호를 수신 및 기록하는 단계; 및

상기 전음역대 신호 내의 초음파 신호를 계산하여 대응하는 호흡 기능 파라미터를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서, 상기 공기 변환 장치는 사일런트 휘슬 또는 칼톤의 휘슬을 포함하고, 상기 사일런트 휘슬 또는 칼톤의 휘슬은 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 호흡 기

능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서, 상기 수음 장치는 미세 전자 기계 시스템 또는 마이크로폰을 포함하고, 상기 마이크로폰은 상기 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서, 미리 정해진 주파수로 상기 전음역대 신호에 대응하는 음압을 포착하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서, 상기 호흡 기능 파라미터는 최대 호기량(PEF), 강제 호기량 1(FEV 1), 및 강제 폐활량(FVC)을 포함하고, 상기 작동 장치는 포착된 음압을 계산하여 PEF, FEV 1 및 FVC를 생성하도록 더 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 호흡 기능 검사 시스템의 호흡 기능 검사 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 호흡 기능 검사 시스템 및 그러한 시스템의 호흡 기능 검사 방법에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 사용자의 날숨(exhaled air)에 의해 발생하는 초음파 신호를 이용하는 호흡 기능 검사 시스템 및 그러한 시스템의 호흡 기능 검사 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 현재 시중의 일반적인 폐활량 측정기는 주로 플라스틱 압력 표시기 기반 또는 터빈 기반이다. 플라스틱 압력 표시기를 기반으로 한 폐활량 측정기의 경우, 폐활량 측정기로 불어넣은 호기(exhalation)에 의해 발생하는 압력이 폐활량 측정기의 단부 또는 측부에 배치된 센서/리셉터를 구동시켜 대응하는 호기 신호를 생성한다. 이러한 유형의 폐활량 측정기는 복잡하지 않은 구조를 가지지만, 한 번의 호기 기간 내에서 호기 신호를 지속적으로 모니터링하는 것이 불가능하다. 터빈 기반의 폐활량 측정기의 경우, 폐활량 측정기로 불어넣은 호기에 의해 발생하는 압력은 폐활량 측정기 내에 배치된 팬을 구동시켜 회전시킨다. 회전하는 팬에 의해 발생된 전류를 측정하거나 적외선 기술을 이용하여 팬의 회전 주기 또는 속도가 카운트되며, 그러므로 하나의 호기 기간 내의 호흡 기능과 관련된 데이터는 팬의 회전 수 또는 속도를 기초로 계산된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0003] 본 발명의 한 목적은 호흡 기능 검사 시스템을 제공하는 것이며, 여기서 호흡 기능 검사 시스템에 의해 채택된 호흡 기능 검사 기술은 '배경 기술'에 언급된 폐활량 측정기와는 상이한 것이다.

[0004] 본 발명의 다른 목적은 호흡 기능 검사 시스템에 적용 가능한 호흡 기능 검사 방법을 제공하는 것이다.

[0005] 본 발명은 공기 변환 장치, 수음 장치, 및 작동 장치를 포함하는 호흡 기능 검사 시스템을 제공한다. 공기 변환 장치는 미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호(full-rangesound signal)를 생성하도록 구성된다. 전음역대 신호는 적어도 초음파 신호를 포함한다. 수음 장치는 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 구성된다. 작동 장치는 수음 장치와 통신하며, 수음 장치에 의해 기록된 전음역대 신호 내

의 초음파 신호를 수신 및 계산하여 호흡 기능 파라미터를 계산하도록 구성된다.

[0006] 본 발명은 상술한 호흡 기능 검사 시스템에 적용 가능한 호흡 기능 검사 방법을 제공한다. 이 호흡 기능 검사 방법은 미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 여기서 전음역대 신호는 적어도 초음파 신호를 포함하며, 이 방법은 전음역대 신호를 수신 및 기록하는 단계, 및 전음역대 신호 내의 초음파 신호를 계산하여 대응하는 호흡 기능 파라미터를 생성하는 단계를 더 포함한다.

[0007] 요약하면, 순차적으로 미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하도록 공기 변환 장치를 구성하고, 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 수음 장치를 구성하고, 전음역대 신호 내에 포함된 초음파 신호를 수신 및 계산하여 호흡 기능 파라미터를 생성하도록 작동 장치를 구성함으로써, 본 발명의 호흡 기능 검사 시스템 및 호흡 기능 검사 방법은 사용자가 정상적인 호흡 기능을 가지고 있는지 여부를 판정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 본 발명의 다른 장점, 목적, 및 특징들은 첨부된 도면을 참조하여 아래의 설명을 읽을 때 명백해질 것이다.

도 1은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 호흡 기능 검사 시스템의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 전음역대 신호 대 시간의 개략도이다.

도 3은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 음압-시간 곡선의 개략도이다.

도 4는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 플로우-시간 곡선의 개략도이다.

도 5는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 볼륨-시간 곡선의 개략도이다.

도 6은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 호흡 기능 검사 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] 이제, 아래의 실시예들을 참조함으로써 본 발명이 더 구체적으로 설명될 것이다. 본 발명의 바람직한 실시예들의 아래의 설명이 단지 예시 및 설명의 목적으로 본 명세서에 제공된 것임을 이해해야 한다. 아래의 설명은 빠짐없이 철저히 기록하기 위한 것도 아니며, 개시된 엄격한 형태로 제한하려는 의도도 아니다.

[0010] 도 1은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 호흡 기능 검사 시스템의 개략도이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 본 실시예의 호흡 기능 검사 시스템(100)은 공기 변환 장치(10), 수음 장치(11) 및 작동 장치(12)를 포함한다. 공기 변환 장치(10)는 미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하도록 구성되며, 여기서 전음역대 신호는 적어도 초음파 신호를 포함한다. 본 실시예에서, 상술한 미리 정해진 기간은, 예컨대, 공기 변환 장치(10)를 향해 사용자가 지속적으로 숨을 내쉬는 지속 시간이다. 수음 장치(11)는 공기 변환 장치(10)에 의해 생성된 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 구성된다. 본 실시예에서, 사용자의 날숨에 따라 공기 변환 장치(10)에 의해 생성되는 전음역대 신호는 20KHz 보다 큰 모든 주파수 대역을 커버하며; 특히 수음 장치(11)는 미리 정해진 시간 기간 동안 20KHz 초과 주파수의 전음역대 신호를 지속적으로 수신 및 기록하도록 구성된다. 각각의 사용자들이 각각의 상이한 호흡 기능으로 인해 상이한 호기 지속 시간을 가질 수 있으나, 본 발명의 호흡 기능 검사 시스템(100)은 각각의 사용자에 대하여 미리 정해진 기간 동안 호흡 기능을 검사할 수 있다.

[0011] 본 실시예에서, 수음 장치(11)은 미세 전기 기계 시스템(MEMS: microelectromechanical system) 또는 마이크로폰이다. 구체적으로, 수음 장치(11)는 전음역대 신호를 수신 및 기록할 수 있는 고감도 마이크로폰이고, 전방향성(omnidirectional) 마이크로폰, 카디오이드(cardioid) 마이크로폰, 하이퍼카디오이드(hypercardioid) 마이크로폰, 샷건(shotgun) 마이크로폰, 및 양방향(bi-directional) 마이크로폰으로 이루어진 그룹에서 선택된다. 민감한 수음 기능을 가지기 때문에, 상기 언급한 그룹 내의 각각의 마이크로폰들은 전음역대 신호를 수신 및 기록하고 기록된 전음역대 신호를 오디오 파일로서 저장하기 위해 사용될 수 있으며, 여기서 오디오 파일의 오디오 길이는 앞서 언급한 미리 정해진 시간이다. 작동 장치(12)는 수음 장치(11)와 통신 연결을 가진다. 작동 장치(12)는 수음 장치(11)에 의해 기록된 전음역대 신호 내에 포함된 초음파 신호를 수신 및 계산하여 호흡 기능 파라미터를 생성하도록 구성된다. 본 실시예에서, 수음 장치(11)와 작동 장치(12) 사이의 앞서 언급한 통신 연결은 블루투스 또는 와이파이(무선) 수단을 통해 구현될 수 있으며, 이를 통해 작동 장치(12)는 수음 장치

(11)에 의해 저장된 오디오 파일을 수신할 수 있다. 본 실시예에서, 작동 장치(12)는 스마트폰 또는 태블릿과 같은 연산 능력을 가진 전자 장치이지만, 본 발명은 이에 한정되지 않는다.

[0012] 하나의 실시예에서, 공기 변환 장치(10)은 하나 이상의 사일런트 휘슬(silent whistle) 또는 갈톤 휘슬(Galton's whistle)(도시되지 않음)을 포함한다. 사일런트 휘슬 또는 갈톤 휘슬은 사용자가 공기 변환 장치(10)을 향해 숨을 내쉬는 동안 날숨에 따라 초음파 신호를 생성하도록 구성된다. 공기 변환 장치(10)는 사용자의 날숨에 따라 초음파 신호를 생성할 수 있는 것이라면 다른 유형의 초음파 생성 장치를 포함할 수도 있으며, 본 발명은 이에 한정되지 않는다.

[0013] 도 2는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 전음역대 신호 대 시간의 개략도이며, 여기서 전음역대 신호는 전압 신호 값으로 표시된다. 작동 장치(12)가 수음 장치(11)로부터 전음역대 신호(도 2)의 오디오 파일을 수신한 후, 사용자는 작동 장치(12)에 설치된 애플리케이션 프로그램을 통해 계산할 특정 주파수의 전음역대 신호를 선택할 수 있다. 주파수 선택의 목적은 환경 내의 배경 잡음으로 인한 간섭을 줄이고 그로 인해 계산의 정확도를 높이기 위한 것이다. 구체적으로, 작동 장치(12)는 미리 정해진 주파수의 전음역대 신호에 대응하는 음압을 포착하도록 구성된다. 미리 정해진 주파수는 애플리케이션 프로그램에 의해 자동으로 결정될 수도 있고, 또는 사용자에게 의해 설정될 수도 있다. 앞서 언급한 음압은 전음역대 신호의 볼륨을 의미하며, 데시벨(dB) 또는 고속 푸리에 변환(FFT)으로 측정된다. 전음역대 신호가 다양한 주파수에서 다양한 음압을 가질 수 있으므로, 적절한 주파수 선택에 의해, 사용자가 더 작은 양의 호기를 가지더라도 적절한 계산 결과가 여전히 얻어질 수 있다.

[0014] 도 3은 본 발명의 하나의 실시예에 따른 음압-시간 곡선의 개략도이다. 도 3에서, 곡선 A는 작동 장치(12)에 의해 특정 주파수가 선택된 후 0-3초 이내의 사용자의 호기에 대응하는 음압을 나타내며; 여기서 수평축은 시간의 크기(예컨대, 초)를 나타내고, 수직축은 음압의 크기(예컨대, dB)를 나타낸다. 구체적으로, 작동 장치(12)는 수음 장치(11)에 의해 기록된 전음역대 신호에 포함된 초음파 신호의 오디오 파일에 대하여 변환 동작을 수행하여 호흡 기능 파라미터를 생성하도록 구성된다. 본 실시예에서, 호흡 기능 파라미터는 최대 호기량(PEF), 강제 호기량 1(FEV 1), 및 강제 폐활량(FVC)을 포함한다.

[0015] 도 4는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 개략적인 플로우-시간 곡선이며, 여기서 이 플롯은 회귀 방정식(예컨대, $y=ax+b$, $y=ax^2+bx+c$ 와 같은 1차(one degree) 이상의 다항식)를 통해 도 3에서부터 변환된다. 구체적으로, 도 4의 곡선 B은 도 3의 곡선 A을 회귀 방정식과 비교하여 얻어지며, 미국 식약청(FDA)에 의해 인증된 폐활량계로 검증되었다. 회귀 방정식에서, y는 FDA에 의해 인증된 폐활량계로부터 도출된 검사 값을 나타내고, x는 본 실시예의 호흡 기능 검사 시스템(100)으로부터 도출된 검사 값을 나타낸다. 도 4에서, PEF는 미리 정해진 기간 내의 곡선 B의 최대 값을 의미하고, 구체적으로 도 4에서의 PEF는 614.78 L/min이고, 시간상 0.22인 지점에서 발생한다.

[0016] 도 5는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 개략적인 볼륨-시간 곡선이며, 여기서 이 플롯은 도 4로부터 변형된 것이다. 구체적으로 도 5의 곡선은 곡선 B에 의해 커버되는 영역을 누적하기 위해 도 4의 곡선 B에 사다리꼴 면적 적분 공식을 수행함으로써 얻어진다. FEV1은 첫 1초 내의 호기의 볼륨을 의미한다. 도 5에서, 예컨대, FEV1은 시점 1에 대응하는 볼륨의 값이다. 또한, FVC는 0-3초 내의 호기의 볼륨을 의미하고; 즉, FVC는 한번의 호흡 기능 테스트의 미리 정해진 기간 내의 호기의 볼륨을 의미한다. 도 5에서, 예컨대, FVC는 시점 3에 대응하는 볼륨의 값이다.

[0017] PEF, FEV1 및 FVC가 모두 계산된 후, 계산된 PEF, FEV1 및 FVC를 각각의 정해진 표준 값과 비교함으로써 사용자의 호흡 기능의 상태가 판정될 수 있다. 일반적으로, PEF의 표준 값은 80% 초과이고, FVC 대 FEV1의 비율(FVC/FEV1)의 표준 값은 70% 초과이다. 그러므로, 천식 환자의 경우, PEF의 변동률(%)이 20% 미만이면 그 환자가 적절한 치료를 받았다고 판정되고; PEF의 변동률이 20%-30% 사이의 범위이면 그 환자가 약의 양을 늘릴 필요가 있다고 판정되고; PEF의 변동률이 30% 초과이면 그 환자가 천식을 앓고 있으며 응급 치료가 필요할 수 있다고 판정된다. 여기서, PEF의 변동률(%)은 $((\text{최대 PEF}) - (\text{최소 PEF})) / ((\text{최대 PEF}) + (\text{최소 PEF})) * 100 \%$ 를 의미한다.

[0018] 도 6은 본 발명의 한 실시예에 따른 호흡 기능 검사 방법의 흐름도이다. 도 6에 도시된 바와 같이, 본 실시예의 호흡 기능 검사 방법은 호흡 기능 검사 시스템(100)에 적용 가능하며, 단계(401-403)를 포함한다. 구체적으로, 단계(401): 미리 정해진 기간 동안 호기를 지속적으로 수집하고 수집된 호기에 따라 전음역대 신호를 생성하는 단계, 여기서, 전음역대 신호는 적어도 초음파 신호를 포함한다. 단계(402): 전음역대 신호를 수신 및 기록하는 단계. 단계(403): 전음역대 신호를 계산하여 대응하는 호흡 기능 파라미터를 생성하는 단계.

[0019] 표 1을 참조하면, 본 발명의 호흡 기능 검사 시스템으로부터 도출된 PEF와 FDA에 의해 인증된 폐활량계(이하, 비교예라고 함)로부터 도출된 PEF 간의 비교이다. 표 1에서 볼 수 있듯이, 비교에 참가한 13명의 참가자가 존재한다. 구체적으로, 각각의 참가자들은 본 발명의 시스템과 비교예에 대하여 모두 3회의 폐활량 실험을 반복했다. 실험 결과는 비교예에 비해, 본 발명의 시스템의 모든 에러율이 7% 낮았음을 나타낸다. 그러므로, 본 발명의 호흡 기능 검사 시스템의 정밀도가 FDA에 의해 인증된 폐활량계의 정밀도보다 우수하다는 것을 보여준다.

표 1: 본 발명과 비교예 간의 PEF 비교

참가자	성별	나이	키 (cm)	비교예 PEF (L/min)	본 발명 PEF (L/min)	에러율
1	M	23	167	619	657.75	6%
2	F	10	140	286	277.68	3%
3	F	30	159	341	346.88	2%
4	F	28	153	375	355.99	5%
5	F	28	153	356	344.20	3%
6	M	40	176	618	614.91	1%
7	F	46	156	367	364.68	1%
8	F	28	153	366	356.29	3%
9	F	28	153	380	361.81	5%
10	M	40	176	622	615.76	1%
11	M	58	168	545	554.91	2%
12	M	40	176	588	629.67	7%
13	F	28	153	365	374.77	3%

[0020]

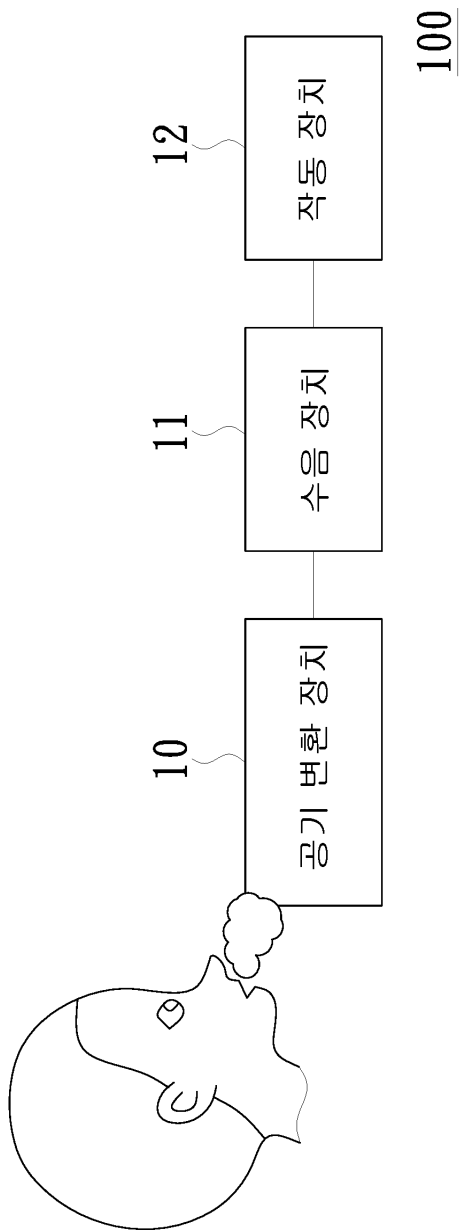
[0021] 요약하면, 순차적으로 미리 정해진 기간 동안 날숨을 수집하고 수집된 날숨에 따라 전음역대 신호를 생성하도록 공기 변환 장치를 구성하고, 전음역대 신호를 수신 및 기록하도록 수음 장치를 구성하고, 전음역대 신호 내에 포함된 초음파 신호를 수신 및 계산하여 호흡 기능 파라미터를 생성하도록 작동 장치를 구성함으로써, 본 발명의 호흡 기능 검사 시스템 및 호흡 기능 검사 방법은 사용자가 정상적인 호흡 기능을 가지고 있는지 여부를 판정할 수 있다.

[0022]

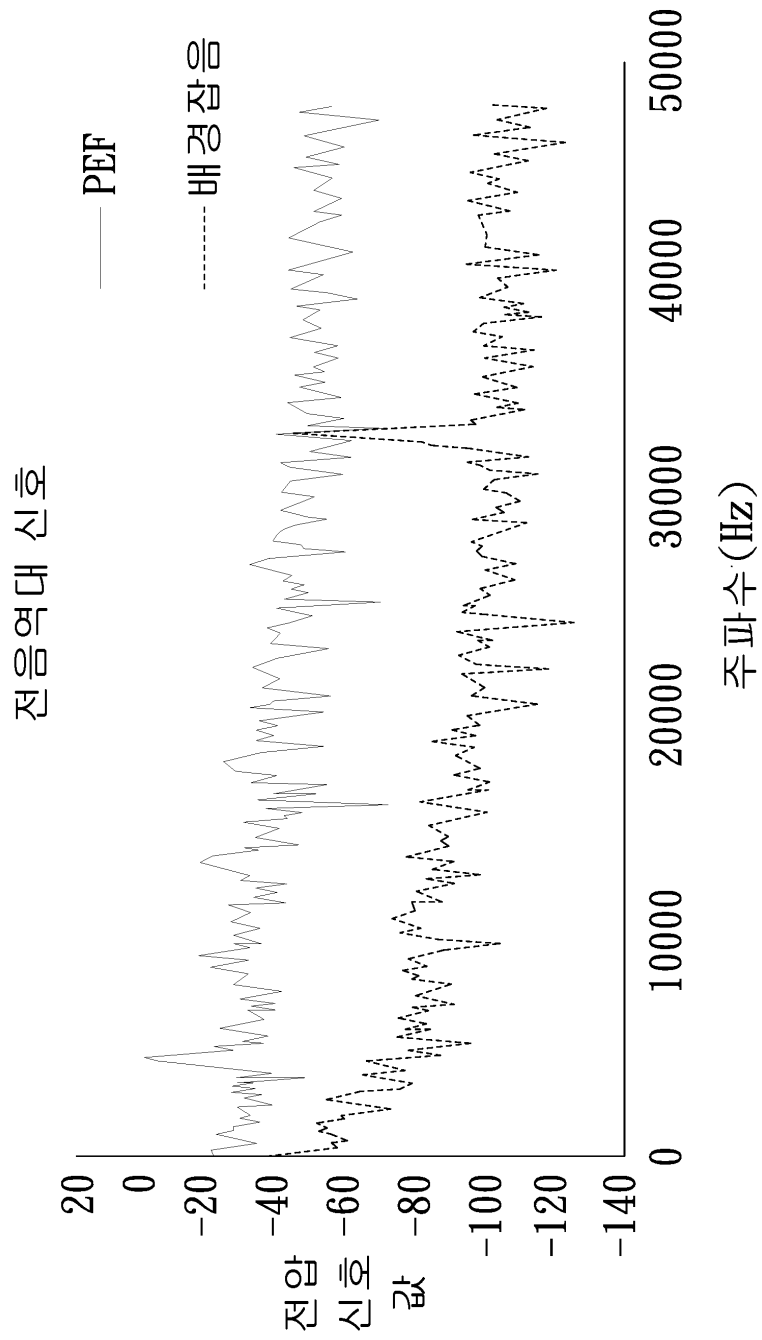
현재 가장 실용적이고 바람직한 실시예인 것으로 생각되는 것과 관련지어 본 발명을 설명하였으나, 본 발명은 개시된 실시예로 제한될 필요가 없음을 이해해야 한다. 반대로, 첨부된 청구항의 정신 및 범위 내에 포함되는 다양한 수정 및 유사한 배열을 커버하도록 의도되었으며, 청구항은 모든 그러한 변형 및 유사한 구조를 포함하도록 가장 넓게 해석되어야 한다.

도면

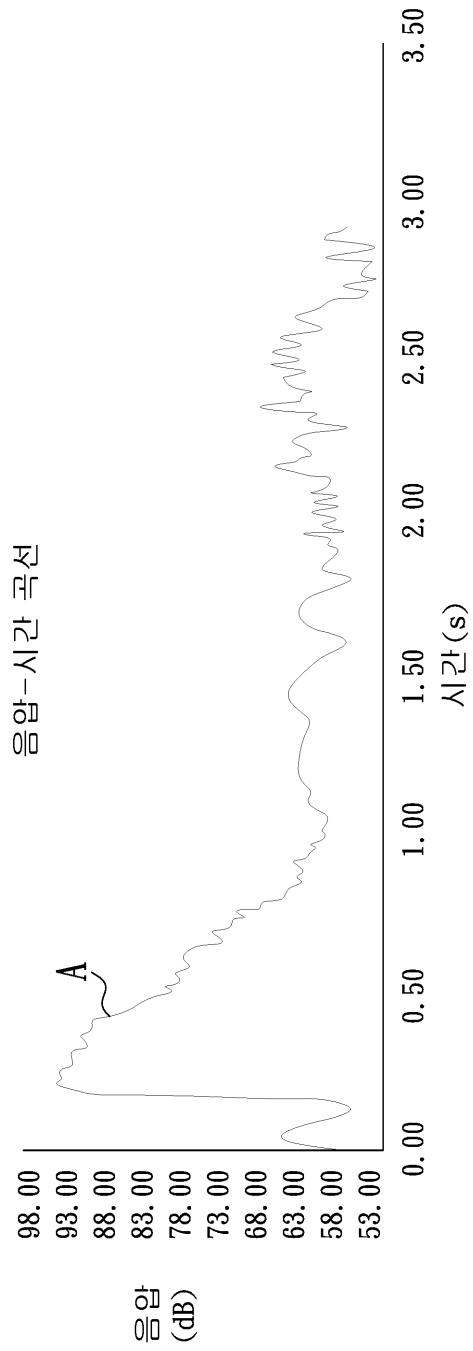
도면1



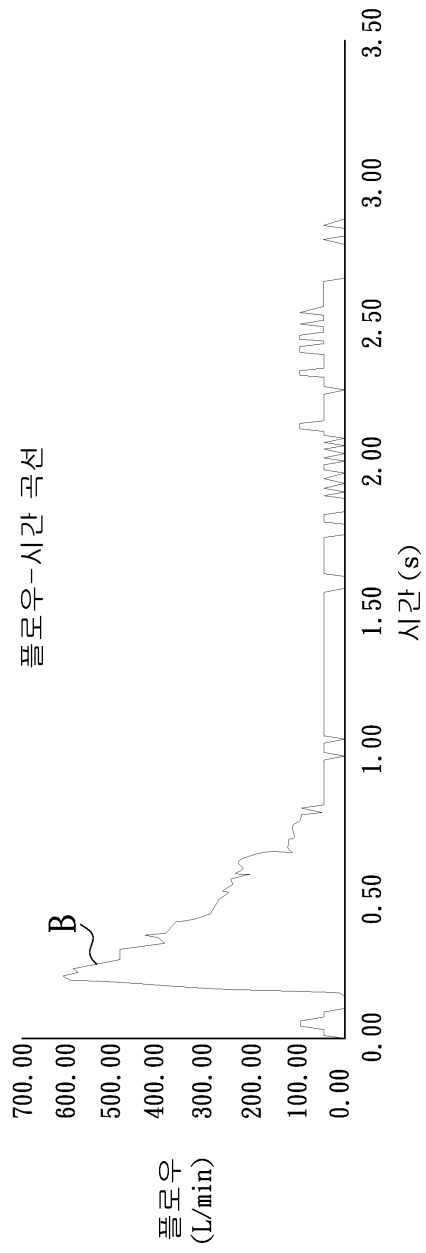
도면2



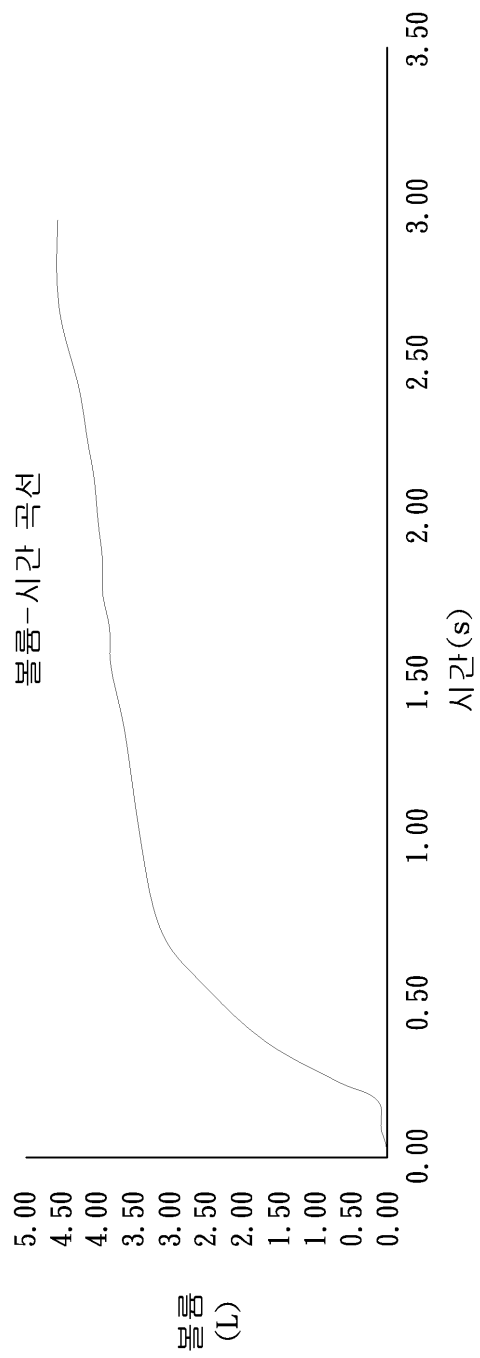
도면3



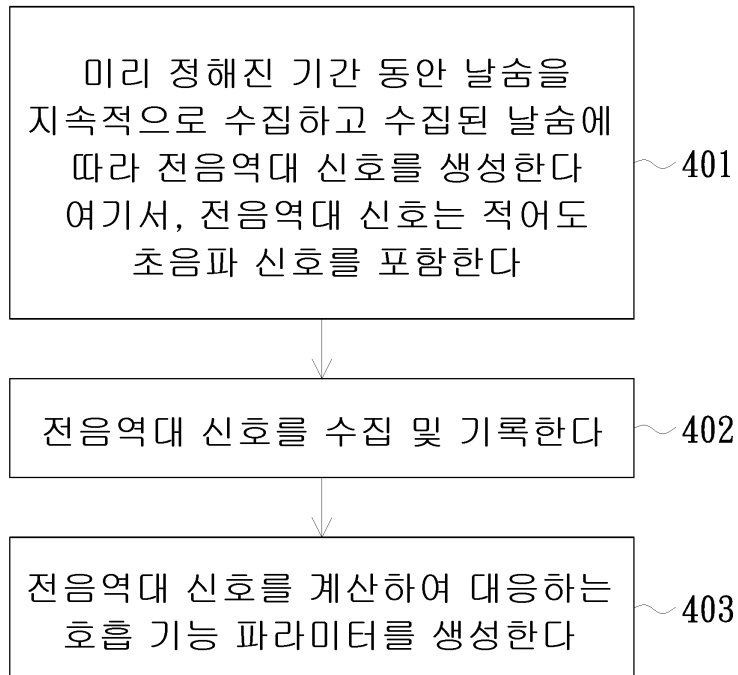
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	呼吸功能测试系统和测试这种系统的呼吸功能的方法		
公开(公告)号	KR1020180043292A	公开(公告)日	2018-04-27
申请号	KR1020187006925	申请日	2016-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	拱门的数字 YEN HSIAOPAO 许玲 陈chiahung		
[标]发明人	SU CHIACHI 수치아치 YEN HSIAOPAO 엔시아오파오 HSU PEILING 수페일링 CHEN CHIAHUNG 첸치아형		
发明人	수치아치 엔시아오파오 수페일링 첸치아형		
IPC分类号	A61B7/00 A61B5/087 A61B5/091 A61B7/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/091 A61B7/003 A61B5/7257 A61B5/0871 A61B7/04 A63B23/18 A61B5/087 A61B8/08		
优先权	62/203951 2015-08-12 US		
其他公开文献	KR102032874B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

呼吸功能测试系统包括空气传感器，声音接收器和致动装置。空气传感器被配置为在预定时间段内收集呼气并响应于所收集的呼气产生全范围信号。全范围信号至少包括超声信号。声音接收器配置为接收和记录全范围信号。致动装置配置成与mawing装置通信并接收和计算由mawing装置记录的全范围信号中包含的超声信号，以产生呼吸功能参数。还提供了这些呼吸功能测试系统的呼吸功能测试方法。

