



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0106669
(43) 공개일자 2008년12월09일

(51) Int. Cl.

A61B 5/091 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)

H04B 1/40 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0054379

(22) 출원일자 2007년06월04일

심사청구일자 2007년06월04일

(71) 출원인

충북대학교 산학협력단

충청북도 청주시 흥덕구 개신동 12

(72) 발명자

차은중

충청북도 청주시 흥덕구 모충동 516 주공아파트2
단지 208-205

김경아

충북 청주시 흥덕구 분평동 주공 2차 아파트 203
동 802호

이인광

충북 청주시 상당구 용암동 덕성그린아파트
103-707

(74) 대리인

윤의상

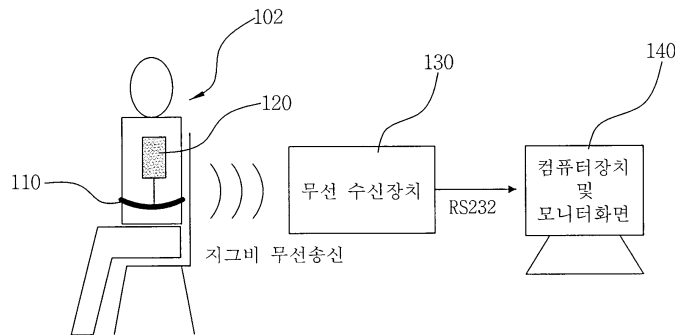
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법 및 이를수행하기 위한 장치

(57) 요약

입원환자들의 측정 빈도가 가장 높은 생체 신호인 호흡을 구강을 통하여 수행하는 번거로움 없이 복부에 착용하는 탄성 장치를 이용하여 호흡 빈도를 정확하게 측정하고 호흡 용적을 정밀하게 측정하기 위한 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법 및 이를 수행하기 위한 장치가 개시된다. 본 발명은 피검자의 하의에 장착된 전도성 고무 재질의 고무줄 허리띠에서 측정된 호흡과정에서의 복부 둘레의 변화에 따른 전기 저항 변화를 전압 신호로 변환시키고, 전압 신호를 A/D 변환시키며, 변환된 디지털 신호를 지그비 무선 통신 프로토콜을 이용하여 무선으로 근거리 송신하는 호흡신호 측정 및 무선송신단계; 그리고, 무선으로 송신된 호흡신호를 수신하여 직렬 통신포트인 RS232포트를 통해 컴퓨터장치에 유선 전송하여, 검사자가 화면상으로 호흡신호를 모니터하는 호흡신호 수신 및 모니터링 단계를 포함한다.

대표도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

피검자의 하의에 장착된 전도성 고무 재질의 고무줄 허리띠에서 측정된 호흡과정에서의 복부 둘레의 변화에 따른 전기 저항 변화를 전압 신호로 변환시키고, 상기 전압 신호를 A/D 변환시키며, 변환된 디지털 신호를 지그비 무선 통신 프로토콜을 이용하여 무선으로 근거리 송신하는 호흡신호 측정 및 무선송신단계; 그리고,

상기 무선으로 송신된 호흡신호를 수신하여 직렬통신포트인 RS232포트를 통해 컴퓨터장치에 유선 전송하여, 검사자가 화면상으로 호흡신호를 모니터링하는 호흡신호 수신 및 모니터링 단계를 포함하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 고무줄 허리띠는 부도체인 고무에 탄소, 백금등 전도성 입자를 혼합하여 수십 Ω ~수k Ω 범위의 전기 저항값을 갖도록 제조되는 것을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 호흡신호 측정 및 무선송신단계에서 고무줄 허리띠는 휘스톤 브릿지회로를 구성하는 4개의 저항중 하나로 동작하도록 형성하여 상기 고무줄 허리띠의 전기 저항 변화를 전압 신호로 변환시키는 것을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법.

청구항 4

제 1 항 또는 제 3항에 있어서, 상기 호흡신호 측정 및 무선송신단계에서 상기 고무줄 허리띠의 전기 저항 변화에 따라 변환된 전압 신호는 차동증폭회로를 통하여 증폭되고, 지역 통과 필터회로를 통하여 고대역의 잡음을 최소화시킨 호흡신호에 해당하는 전압신호임을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 호흡신호 수신 및 모니터링 단계전에 피검자 개인별로 CO₂ 흡입실험을 1회 시행하여 상기 피검자의 복부 호흡 신호-일회용적간의 상관관계를 분석하여 교정식(regression line)을 산출한 후, 상기 호흡신호 측정 및 무선송신단계에서 측정된 호흡신호를 교정식에 대입하여 호흡용적을 측정하는 교정과정(calibration procedure)을 수행하는 것을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법.

청구항 6

피검자의 하의에 허리띠를 대신하여 장착되며 전도성 입자가 포함된 고무 재질의 고무줄 허리띠(110)의 양단에 접속되어 전선 연결이 가능한 컨넥터(112);

상기 컨넥터(112)와 전기적으로 접속되며, 상기 고무줄 허리띠(110)에서 측정된 호흡과정에서의 복부 둘레의 변화에 따른 전기 저항 변화를 전압 신호로 변환시키고, 상기 전압 신호를 A/D 변환시키며, 변환된 디지털 신호를 지그비 무선 통신 프로토콜을 이용하여 무선으로 근거리 송신하기 위한 무선송신장치(120);

상기 무선 송신 장치(120)의 지그비 무선 프로토콜을 이용하여 무선 송신된 호흡신호를 수신안테나(131)를 통하여 지그비 수신회로(132)로 입력받아 직렬정보로 변환시켜 RS-232포트를 통해 출력시키기 위한 무선수신장치(130);

상기 무선수신장치(130)에서 입력된 호흡신호와 진단매개변수들을 연산하여 모니터 화면(134)을 통하여 출력함으로써 호흡모니터링을 수행하도록 하기 위한 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서, 상기 무선송신장치(120)는 상기 고무줄 허리띠(110)가 하나의 저항으로 동작하도록 구성되어 상기 고무줄 허리띠(110)의 전기 저항 변화값을 전압신호로 변환시키는 휘스톤 브릿지회로(122);

상기 휘스톤 브릿지 회로(122)에서 출력된 전압신호를 하나의 전압신호로 증폭하여 출력시키기 위한 차동증폭회로(124);

상기 차동증폭회로(124)를 통하여 증폭된 전압신호에서 저대역의 신호만을 통과시켜 고대역의 잡음을 최소화하는 호흡신호에 해당하는 전압신호를 추출하기 위한 저역 통과 필터 회로(125);

상기 저역 통과 필터 회로(125)에서 출력된 호흡신호를 디지털 신호로 변환시키기 위한 A/D변환회로(126);

상기 A/D변환회로(126)에서 출력되는 디지털 신호를 지그비 프로토콜을 이용하여 송신 안테나(128)를 통해 근거리 무선 송신시키기 위한 지그비(Zigbee)송신회로(127)를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 장치.

청구항 8

제 6 항 또는 제 7항에 있어서, 상기 무선송신장치(120)는 피검자 상의 주머니 또는 하의 주머니(121)에 휴대하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 장치.

청구항 9

제 6 항에 있어서, 상기 무선송신장치(120)에서 상기 A/D 변환회로(126)와 지그비 송신회로(127)는 상용화된 반도체 칩(chip)을 이용하여 구현되는 것을 특징으로 하는 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <19> 본 발명은 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법 및 이를 수행하기 위한 장치에 관한 것으로, 특히 입원환자들의 측정 빈도가 가장 높은 생체 신호인 호흡을 구강을 통하여 수행하는 번거로움 없이 복부에 착용하는 탄성 장치를 이용하여 호흡 빈도를 정확하게 측정하고 호흡 용적을 정밀하게 측정하기 위한 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법 및 이를 수행하기 위한 장치에 관한 것이다.
- <20> 일반적으로, 호흡(respiration)은 체내에 신선한 공기(산소)를 공급하고 동시에 대사 작용의 부산물인 이산화탄소를 체외로 배출하는 생리적 작용으로 생명 유지에 필수적이다. 호흡, 혈압(blood pressure), 맥박(heart rate), 체온(body temperature)의 4가지는 생명 징후(vital sign)를 나타내는 중요한 생체신호들로서, 병원 입원 환자 모두를 대상으로 매일 3~4회 측정해야 하는 측정 빈도가 가장 높은 생체 신호들이다. 따라서 호흡 작용의 유무 또는 호흡량의 측정 및 모니터링(monitoring)하는 것은 의학적으로 매우 중요하다.
- <21> 지금까지 호흡신호의 감지, 측정 및 모니터링에는 호흡기류센서(respiratory air flow transducer), 인덕턴스 호흡측정계(respiratory inductive plethysmography), 비접촉 호흡측정기술(contactless respiration measurement) 및 호흡공기 온도 측정계(breathing air temperature measurement)가 사용되거나 연구중에 있다.
- <22> 호흡기류센서는 도 1a에서 보는 바와 같이, 피검자가 입에 호흡관(11)을 물고 코를 막은 상태에서 입으로 호흡할 때 드나드는 공기의 유량을 호흡관(11)과 연결된 유량센서(12)에서 전기변수로 변환시키고, 유량센서(12)에서 변환된 전기변수를 이용하여 호흡 유량을 측정하게 된다. 그러나, 호흡기류센서는 피검자가 호흡관(11)을 입에 물고 호흡해야 하는 번거로움이 있어 호흡기류를 연속적으로 정확하게 측정해야만 하는 임상 폐활량검사(spirometry)에 사용되고 있다.
- <23> 인덕턴스 호흡 측정계는 도 1b에서 보는 바와 같이, 피검자의 입에 호흡관을 물리는 번거로움을 배제하고 신체표면의 변화를 측정함으로써 호흡용적(lung volume)을 추정하는 기술이다. 즉, 호흡용적이 폐의 수축 팽창의 결과로 달성되고 이는 흉강(thorax)과 복강(abdomen)의 용적 변화를 유발한다는 원리에 기초하여 호흡작용에 따른 흉부 및 복부의 둘레변화를 측정하여 합산함으로써 호흡용적을 추정하는 것이다.
- <24> 진도성 금속 재질의 코일(coil)이 지그 재그형으로 부착된 탄성밴드(elastic band)로 이루어진 흉부코일(21) 및 복부코일(22)을 피검자의 흉부 및 복부에 각각 부착시킨다. 흉부코일(21) 및 복부코일(22)이 부착된 피검자가 호흡시 흉부 및 복부의 둘레가 변화함에 따라 코일 간의 거리가 변화(변위, displacement)하게 되어 흉부 및 복부에 장착된 코일 인덕턴스(23)의 변화를 각각 전기적으로 측정하는 것이다. 이때 호흡용적이 동일하

더라도 호흡용적에 기여하는 흉강과 복강의 기여도가 피검자에 따라 다르므로 피검자별로 상대적 기여도 k_1 및 k_2 를 사전에 산출하여 적용하게 된다.

<25> 그러나, 인덕턴스 호흡측정계는 의복 위에 별도의 탄성 밴드를 착용해야 하고 탄성밴드에는 금속코일이 부착되어 있으므로 취급이 어렵고 특히 물로 세척하는 것은 불가능하다. 또한 인덕턴스 변화를 측정하려면 교류 신호가 필요하므로 일정 주파수와 진폭을 가지는 교류신호 생성회로 및 측정회로 등 신호추출회로가 복잡해지는 단점이 있다.

<26> 비접촉 호흡 측정기술(contactless respiration measurement)은 도 1c에서 보는 바와 같이, 신체에 어떠한 장치도 접촉하지 않은 상태에서 호흡을 감지하기 위해 고안된 기술로서 호흡 작용시 흉부의 표면이 전후로 움직이며 변위가 변화하는 것을 이용한다. 파동생성기(31)에서 초음파(ultrasound)나 전자파(electromagnetic wave)와 같은 파동(wave)을 생성하여 신체 전면으로 입사시킨 후 반사되어 나오는 파동의 특성을 파동검출기(32)에서 검출하여 입사파와 비교함으로써 신체표면의 주기적인 이동에 의해 발생하는 변위 변화를 측정하는 것이다. 그러나 공기 중에서의 파동감쇄가 심하여 파동신호가 미약해짐으로써 측정 품질이 매우 나빠지고 나아가 신체 전면에 수직으로 정확하게 파동 입사가 이루어지지 않으면 측정이 불가능하며, 파동 생성 및 검출장치 제작은 기술적 난이도가 높고 제조단가가 높은 단점이 있다. 이러한 제반 문제점 때문에 아직 연구 단계에 있는 기술로서 실용화 가능성이 희박하다.

<27> 호흡공기 온도 측정계(breathing air temperature measurement)는 도 1d에서 보는 바와 같이, 실온은 대략 25℃ 이고 인체의 체온은 약 37℃로써 약 10℃ 정도 차이가 나고, 피검자가 호흡할 때 내쉬는 호식 공기(expiratory air)의 온도는 체온과 같으므로 들이쉬는 실온의 흡식공기(inspiratory air)보다 높은 것에 착안된 기술이다.

<28> 피검자의 코 입구에 온도를 감지하는 센서(thermocouple 혹은 thermistor)(41)를 위치시키면 온도 변화의 주기가 호흡주기와 같아지므로 온도 변화의 주기를 산출하여 호흡 빈도(respiratory frequency)를 측정할 수 있다. 그러나 호흡 빈도의 측정만이 가능하고 호흡용적과 같은 호흡량(ventilation) 변수를 측정하는 것은 불가능한 단점이 있다. 인체의 대사가 증가하여 호흡량을 증가시킬 필요가 있을 때 우선적으로 호흡용적을 증가시키고 더욱 큰 호흡량 증가를 위해서만 호흡빈도를 증가시키는 것이 인체의 정상 생리작용이라는 점을 감안하면 호흡빈도의 측정으로 호흡작용의 유무는 판정할 수 있으나 생리적으로 보다 중요한 호흡량을 측정할 수 없다는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<29> 본 발명은 상기의 문제점을 해소하기 위하여 발명된 것으로, 호흡 신호의 감지, 측정시에 입에 무는 번거로움 없이 피검자의 복부에 전도성 고무 재질로 이루어진 탄성 허리띠를 장착시켜 호흡을 감지한다. 그러므로 호흡빈도를 정확하게 측정하고 호흡용적을 실용적인 오차 범위 이내로 측정하는 개인 맞춤형 호흡 측정기술이 가능하며, 측정되는 호흡신호를 무선 전송하여 모니터링할 수 있도록 하기 위한 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 방법을 제공하는 데 제 1 목적이 있다.

<30> 본 발명의 제 2 목적은 상기한 제1 목적을 달성하기 위한 장치를 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

<31> 이와 같은 제 1 목적을 달성하기 위한 본 발명은

<32> 피검자의 하의에 장착된 전도성 고무 재질의 고무줄 허리띠에서 측정된 호흡과정에서의 복부 둘레의 변화에 따른 전기 저항 변화를 전압 신호로 변환시키고, 전압 신호를 A/D 변환시키며, 변환된 디지털 신호를 저그비 무선 통신 프로토콜을 이용하여 무선으로 근거리 송신하는 호흡신호 측정 및 무선송신단계; 그리고,

<33> 무선으로 송신된 호흡신호를 수신하여 직렬통신포트인 RS232포트를 통해 컴퓨터장치에 유선 전송하여, 검사자가 화면상으로 호흡신호를 모니터링하는 호흡신호 수신 및 모니터링 단계를 포함한다.

<34> 또한, 제 2 목적을 수행하기 위한 본 발명은,

<35> 피검자의 하의에 허리띠를 대신하여 장착되며 전도성 입자가 포함된 고무 재질의 고무줄 허리띠의 양단에 접속되어 전선 연결이 가능한 컨넥터;

<36> 컨넥터와 전기적으로 접속되며, 고무줄 허리띠에서 측정된 호흡과정에서의 복부 둘레의 변화에 따른 전

기 저항 변화를 전압 신호로 변환시키고, 전압 신호를 A/D 변환시키며, 변환된 디지털 신호를 지그비 무선 통신 프로토콜을 이용하여 무선으로 근거리 송신하기 위한 무선송신장치;

- <37> 무선 송신 장치의 지그비 무선 프로토콜을 이용하여 무선 송신된 호흡신호를 수신안테나를 통하여 지그비 수신회로로 입력받아 직렬정보로 변환시켜 RS-232포트를 통해 출력시키기 위한 무선수신장치;
- <38> 무선수신장치에서 입력된 호흡신호와 진단매개변수들을 연산하여 모니터 화면을 통하여 출력하는 것이다.
- <39> 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.
- <40> 첨부된 도 2는 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템의 구성 및 동작을 설명하기 위한 개념도이고, 도 3은 도 2에서 고무줄 허리띠가 내장되어 피검자가 착용하는 하의의 일실시예를 보여주는 구성도이다.
- <41> 도 2에서 보는 바와 같이, 본 발명에 따른 호흡 신호를 무선으로 감지하기 위한 장치에서는 피검자(102)는 고무줄 허리띠(110)가 내장된 하의를 착용한다. 하의에 내장된 고무줄 허리띠(110)는 전기적 부도체인 일반 고무재질이 아니라 전기전도성을 가지는 전도성 고무(conductive rubber)재질로 형성된다. 고무줄 허리띠(110)는 탄성을 가지므로 허리 벨트의 기능을 겸하게 된다.
- <42> 피검자가 호흡작용을 하게 되면 복부 둘레의 변화에 따라 고무줄 허리띠(110)가 함께 신장, 이완하게 되고 이는 고무줄 허리띠(110)의 단면적과 길이를 변화시키므로 전기저항이 변화하게 된다. 고무줄 허리띠(110)와 접속되는 무선송신장치(120)는 고무줄허리띠(110)를 통하여 입력되는 전기저항 변화를 전압 신호로 변환하고, 변환된 전압 신호를 A/D변환하여 디지털 정보의 호흡신호를 지그비(Zigbee) 무선 통신 프로토콜을 이용하여 근거리 송신한다.
- <43> 무선송신장치(120)는 고무줄 허리띠(110)와 전기적으로 접속되어 피검자 상의 또는 하의 주머니에 휴대하게 된다. 무선 송신장치(120)에서 채용되는 지그비 무선 통신 프로토콜은 데이터 네트워크를 위한 표준 기술로 IEEE 802.15.4에서 표준화가 진행되며, 주파수 대역은 2.4GHz, 868/915MHz를 사용하고, 모뎀 방식은 직접 시퀀스 확산 스펙트럼(DS-SS)이며, 데이터 전송 속도는 20~250kbps이다.
- <44> 무선 송신 장치(120)에서 송신된 무선신호는 무선 수신 장치(130)로 수신된다. 무선 수신 장치(130)는 지그비 통신 프로토콜로 송신된 호흡신호를 수신하여 직렬통신포트(serial communication port)인 RS232포트를 통해 개인용 컴퓨터(PC)와 같은 컴퓨터장치(140)에 유선 전송하여, 검사자가 화면상으로 호흡신호를 모니터하도록 하는 것이다.
- <45> 컴퓨터 장치(140)로 유선 전송된 호흡신호는 화면상에서 연속적으로 디스플레이되고 일정기간마다 일회용적(tidal volume), 호흡빈도(respiration frequency) 및 분당호흡량(minute ventilation)과 같은 임상적으로 중요한 진단매개변수들을 제시한다.
- <46> 피검자는 무선 송수신이 동작하는 일정 거리 이내에서 이동성이 보장되며, 정지동작등이 없어도 호흡신호가 무선 전송되어 모니터됨으로 호흡검사시에 번거로움이 경감된다.
- <47> 본 발명의 구성중 복부의 둘레변화를 감지하기 위하여 사용한 고무줄 허리띠는 도 3에서 보는 바와 같이, 전도성 고무 재질로 이루어진 고무줄 허리띠(110)를 통상적으로 입원환자가 착용하는 하의에 장착하여 허리띠 기능을 겸하게 된다. 본 발명에 따른 고무줄 허리띠(110)의 양단은 전선 연결이 가능한 커넥터(112)에 접속되고, 커넥터(112)는 피검자 상의 주머니 또는 하의 주머니(121)에 휴대하도록 구성된 무선 송신장치(120)와 전기적으로 접속된다. 그러므로, 호흡신호를 측정하기 위한 별도의 센서장치의 장착 없이 피검자의 하의 허리띠 자체가 호흡 센서 기능을 수행하는 것이다.
- <48> 본 발명에 따른 고무줄 허리띠(110)를 구성하는 전도성 고무는 부도체인 고무를 원하는 모양으로 성형할 때 전도성 입자(탄소, 백금등)를 소량 혼합하는 방식으로 제조되는데 혼합비율에 따라 수십Ω~수kΩ 범위로 제작하면 길이 변화에 따른 전기저항 변화를 쉽게 측정할 수 있다.
- <49> 첨부된 도 4는 도 2 및 도 3의 고무줄 허리띠를 0.5cm 단계로 인장시키며 측정한 전기저항의 변화를 도시한 그래프이고, 도 5는 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템에서 무선송신장치의 구성 및 동작을 설명하기 위한 블럭도이다. 또한, 도 6은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템에서 무선수신장치의 구성 및 동작을 설명하기 위한 블럭도이다.

<50> 도 4에서 보는 바와 같이, 본 발명에 따른 고무줄 허리띠(110)를 하의에 장착될 수 있도록 적절한 길이로 제작하고, 제작된 고무줄 허리띠를 0.5cm 단계로 인장시키며 측정된 전기저항의 변화를 측정하면, 고무줄 허리띠(110)의 길이가 증가함에 따라 지수 함수적으로 전기 저항값이 증가한다.

<51> 따라서, 길이변화가 1cm 이하의 범위(도 4에서 56-57cm범위)내에서는 전기저항이 길이와 거의 비례하는 선형관계를 보이므로 이 범위 내에서 피검자의 호흡신호를 측정하면 최적의 측정 감도를 얻을 수 있다. 즉, 피검자의 호흡작용으로 복부둘레가 주기적으로 변화하면 피검자의 하의에 장착된 전도성고무줄(110)의 전기저항도 따라서 증감을 반복하게 된다.

<52> 고무줄 허리띠(110)를 통하여 측정되는 전기저항의 변화는 무선송신장치(120)에 입력된다. 무선송신장치(120)는 도 5에서 보는 바와 같이 전도성고무줄(110)의 전기저항이 휘스톤 브릿지(Wheatstone bridge)회로(122)의 한 팔(arm)(4개의 저항중 하나의 저항)로 동작하도록 회로를 구성한다. 피검자가 숨을 내쉬는 상태의 인장된 전도성고무줄(110)의 전기저항을 R이라 하고 이 값과 동일한 전기저항 3개를 연결하여 브리지를 구성하면 브리지 상의 전압 V_+ 및 V_- 는 각각 <식 1>과 같다.

<53>
$$V_+ = V_- = \frac{V_E}{2} \dots\dots\dots <식 1>$$

<54> <식 1>에서 V_E 는 브리지회로를 구동하는 직류전압이다.

<55> 피검자가 숨을 들이쉬기 시작하면 전기저항이 $R + \Delta R$ 로 증가하므로 <식 1>의 V_+ 전압은 <식 2>와 같이 변환된다.

<56>
$$V_+ = \frac{R + \Delta R}{R + (R + \Delta R)} V_E = \frac{1 + \frac{\Delta R}{R}}{1 + 1 + \frac{\Delta R}{R}} V_E \dots\dots\dots <식 2>$$

<57> <식 2>에서 흡식에 따라 증가하는 전기저항 ΔR 이 R에 비해 충분히 작다면 ($R \gg \Delta R$) 분모의 $\Delta R/R$ 을 0으로 근사시킬 수 있으므로 <식 2>는 <식 3>과 같이 변환된다.

<58>
$$V_+ \approx \frac{1 + \frac{\Delta R}{R}}{2} V_E = \frac{V_E}{2} + \frac{\Delta R}{2R} V_E \dots\dots\dots <식 3>$$

<59> <식 3>에서 V_- 전압(도 5 참조)은 고무줄 허리띠의 인장과 무관하게 <식 1>의 값 $V_E/2$ 를 유지하므로 V_+ 와 V_- 의 차이를 계산하면 <식 4>와 같이 변환된다.

<60>
$$V_+ - V_- = \frac{\Delta R}{2R} V_E \dots\dots\dots <식 4>$$

<61> 따라서, V_+ 와 V_- 의 차이 전압이 전도성고무줄의 전기저항 변화 ΔR 에 비례하게 된다. 즉, 도 5의 직류 휘스톤 브리지 회로(122)를 사용하면 전기저항 변화가 전압신호로 변환된다. 휘스톤 브릿지 회로(122)에서 출력된 전압신호는 차동증폭(differential amplifier)회로(124)에 인가되어 입력되는 V_+ 전압 신호와 V_- 전압 신호의 차이를 하나의 전압신호로 증폭하여 출력한다.

<62> 차동증폭회로(124)를 통하여 증폭된 전압신호는 저역 통과 필터(low pass filter)회로(125)에 인가되어 저대역의 신호만을 통과시켜 고대역의 잡음을 최소화하는 호흡신호에 해당하는 전압신호를 추출한다.

<63> 저역 통과 필터 회로(125)에서 출력된 호흡신호는 A/D변환회로(126)에 입력되어 디지털 신호로 변환된다. 즉, 저역 통과 필터 회로(125)에서 출력된 호흡신호는 아날로그(analog) 전압신호이므로 A/D변환회로(126)에서 디지털(digital)신호(정보)로 변환된다.

<64> A/D변환회로(126)에서 출력되는 디지털 신호는 지그비(Zigbee)송신회로(127)에 입력되어 송신 안테나

(128)를 통해 근거리 무선 송신된다. A/D 변환회로와 지그비 송신회로는 상용화된 반도체 칩(chip)을 이용하여 손쉽게 구현할 수 있으며, 무선 송신 장치(120)는 모두 저전력(low electric power)회로 구성이 가능하므로 건전지로 동작하고 크기를 작게 제작할 수 있어서 피검자의 하의 주머니(도 3참조)나 상의 주머니에 휴대할 수도 있도록 구성된다. 무선 송신 장치(120)를 주머니에 휴대하므로 무선 수신이 가능한 범위 내에서 일체의 구축 없이 이동 중에도 호흡신호를 모니터링 하는 것이 가능하다.

<65> 무선 송신 장치(120)의 지그비 송신회로(127)에서 무선 송신되는 호흡신호는 도 6에서 보는 바와 같이 수신안테나(131)을 통하여 무선수신장치(130)의 지그비 수신회로(132)에 입력되어 직렬정보로 변환되어 RS-232포트를 통해 컴퓨터장치(133)로 입력된다. 컴퓨터 장치(133)은 호흡신호와 제반 진단매개변수들을 모니터 화면(134)에 디스플레이하여 사용자가 요구하는 형태의 호흡모니터링을 수행하는 것이다.

<66> 첨부된 도 7은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템을 이용한 호흡 모니터링(호흡에 따른 출력전압 변화) 실험결과를 보여주기 위한 그래프이고, 도 8은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템을 환자 개인 맞춤형으로 모니터링 하기 위하여 수행되는 CO₂ 흡입실험에 따른 특정 피검자의 복부호흡신호-일회용적 간의 상관관계를 보여주기 위한 그래프이다.

<67> 도 7은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템의 실험결과로서, 피검자가 전도성고무줄(허리띠)이 내장된 하의를 착용하고 의자에 앉은 상태에서 편안한 호흡→최대흡식 1회→편안한 호흡→인위적인 기침→최대흡식하는 순서로 호흡하며 호흡신호를 무선 모니터링한 결과이다.

<68> 도 7에서 횡축은 시간, 종축은 전압으로 얻어지는 호흡신호로 각각의 호흡방식(폐턴)이 잘 구분되고 주기적인 호흡작용이 정확하게 인지되므로 정확한 호흡빈도가 얻어짐을 알 수 있다. 도 7에서 보는 바와 같이, 정확한 호흡빈도를 측정하는 동시에 호흡 방식의 구분이 가능한 것이 입증되었으므로 호흡용적 측정 실험은, 도 8에서 보는 바와 같이 피검자가 정상적인 상태에서 자신의 호흡을 의식하지 않고 일회호흡용적(tidal volume)을 증가시키기 위해 0~5% 범위의 이산화탄소+공기 혼합기체를 3분 동안 입으로 호흡하며 정상상태(steady state)에 이르렀을때 1분 동안 호흡신호를 모니터링하였다.

<69> 피검자의 입에 호흡기류센서를 연결하여 정확한 호흡기류 및 일회호흡용적을 복부신호와 함께 동시 측정하였다. 복부호흡신호-일회호흡용적 간의 상관관계를 도시한 도 8에서 보는 바와 같이, 일회호흡용적이 CO₂ 흡입에 따라 증가 할 때 복부 호흡 신호도 함께 증가하는 것을 확인할 수 있으며 상관계수가 0.96이상으로 통계적으로도 유의(P<0.005)하였다.

<70> 따라서, 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템은 전도성고무줄(110)로부터 호흡신호를 무선 모니터링함으로써 비교적 정확한 일회호흡용적을 추정할 수 있음이 실험적으로 입증되었다.

<71> 본 발명에서 기술된 바와 같이 전도성고무줄(허리띠)을 사용하여 복부호흡신호를 무선모니터링 할 때 도 7의 결과와 같이 호흡 빈도는 오차없이 정확하게 측정할 수 있었으며 도 8의 결과와 같이 일회호흡용적은 실제 참값과 선형적인 상관관계에 있었으나 10~20% 상대오차가 존재한다.

<72> 이는 호흡작용이 흉강과 복강의 용적을 동시에 변화시키며 흉강과 복강 각각으로 분산되는 상대적 비율 때문에 존재하는 것으로 본 발명에서는 복부에서만 측정하므로 흉부의 기여도는 없다고 간주한다. 피검자에 따라 흉부와 복부의 기여도가 서로 다르겠지만 특정 피검자 개인에 있어서는 일정한 값을 유지할 것이므로 복부에서만 측정한다 하더라도 일회용적을 신뢰성 있게 측정할 수 있다. 즉, 개인별 차이는 개인별로 맞춤형 교정(customized calibration)을 시행한 후 호흡신호를 측정하면 정확한 측정결과를 얻을 수 있다.

<73> 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 측정하는 장치는 환자 하의에 호흡센서 기능을 하는 탄성 전도성 고무줄(허리띠)이 장착된 형태로서, 환자 간에 서로 하의를 교환하는 경우는 없을 것이므로 개인 맞춤형 교정이 유효하다. 개인 맞춤형 교정은 도 8에서 보는 바와 같이 CO₂ 흡입실험을 1회 시행하여 특정 피검자의 복부호흡신호-일회용적 간의 상관관계를 얻고, 이로부터 복부신호로부터 호흡용적을 얻는 교정식(regression line)을 산출한 후, 그 다음부터는 복부신호를 교정식에 대입하여 호흡용적을 측정하는 교정과정(calibration procedure)을 개인 별로 사전에 1회만 수행하면 된다.

발명의 효과

<74> 상술한 바와 같이, 본 발명은 호흡신호의 측정, 검사시에 입이나 코에서 별도의 장치를 장착하는 번거로움이 없으며, 전도성 고무 재질이므로 완전 도체와는 달리 세척해도 무방하고 허리띠를 겸용하는 의복 착용형

으로 사용편의성이 증진된다. 또한, 신호추출시에 교류 대신 직류를 사용하므로 회로가 단순화되며, 무선 전송 방식이므로 환자의 활동을 구속하지 않고 자연스러운 상태에서의 측정이 수행되며 이동 중 호흡 모니터링도 가능하다. 그리고, 개인맞춤형 교정을 통하여 복부만의 측정으로도 정확한 호흡용적 추정이 가능한 효과가 있다.

<75> 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

<1> 도 1a는 호흡신호 감지, 측정 및 모니터링에 사용되는 호흡기류센서(respiratory air flow transducer)를 설명하기 위한 개념도이다.

<2> 도 1b는 호흡신호 감지, 측정 및 모니터링에 사용되는 인덕턴스 호흡측정계(respiratory inductive plethysmography)를 설명하기 위한 개념도이다.

<3> 도 1c는 호흡신호 감지, 측정 및 모니터링에 사용되기 위하여 연구중인 비접촉 호흡 측정기술(contactless respiration measurement)을 설명하기 위한 개념도이다.

<4> 도 1d는 호흡신호 감지, 측정 및 모니터링에 사용되는 호흡공기 온도 측정계(breathing air temperature measurement)를 설명하기 위한 개념도이다.

<5> 도 2는 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템의 구성 및 동작을 설명하기 위한 개념도이다.

<6> 도 3은 도 2에서 고무줄 허리띠가 내장되어 피검자가 착용하는 하의의 일실시예를 보여주기 위한 구성도이다.

<7> 도 4는 도 2 및 도 3의 고무줄 허리띠를 0.5cm 단계로 인장시키며 측정할 전기저항의 변화를 도시한 그래프이다.

<8> 도 5는 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템에서 무선송신장치의 구성 및 동작을 설명하기 위한 블록도이다.

<9> 도 6은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템에서 무선수신장치의 구성 및 동작을 설명하기 위한 블록도이다.

<10> 도 7은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템을 이용한 호흡 모니터링(호흡에 따른 출력전압 변화)실험결과를 보여주기 위한 그래프이다.

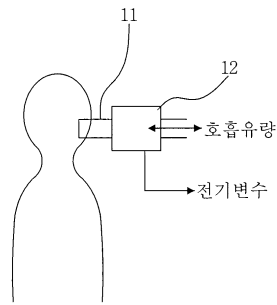
<11> 도 8은 본 발명에 따른 호흡신호를 무선으로 감지하기 위한 시스템을 환자 개인 맞춤형으로 모니터링하기 위하여 수행되는 CO₂ 흡입실험에 따른 특정 피검자의 복부 호흡 신호-일회용적 간의 상관관계를 보여주기 위한 그래프이다.

<12> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

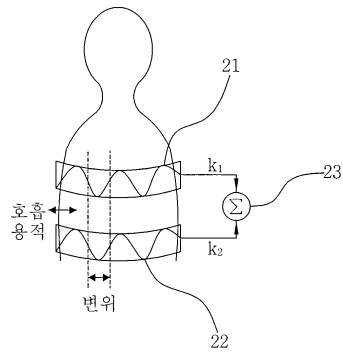
- <13> 110 : 고무줄허리띠 112 : 컨넥터
- <14> 120 : 무선송신장치 122 : 휘스톤브릿지회로
- <15> 124 : 차동증폭회로 125 : 저역 통과 필터 회로
- <16> 126 : A/D변환회로 127 : 지그비 송신회로
- <17> 130 : 무선 수신 장치 132 : 지그비 수신회로
- <18> 133 : 컴퓨터 장치 134 : 모니터 화면

도면

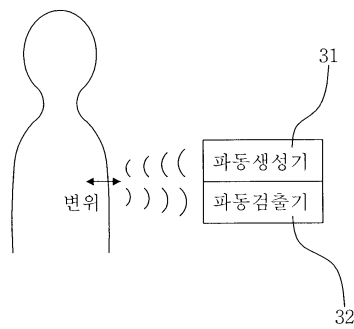
도면1a



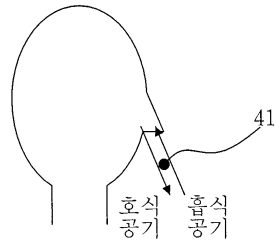
도면1b



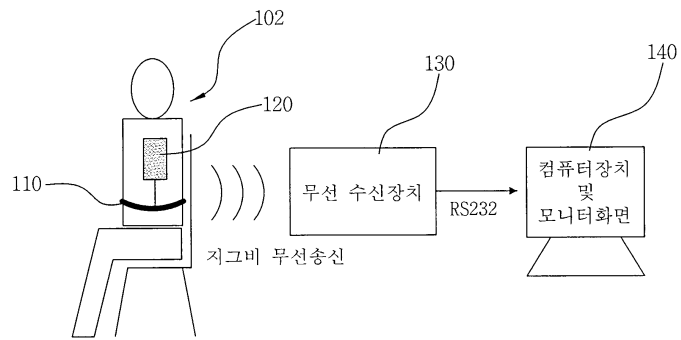
도면1c



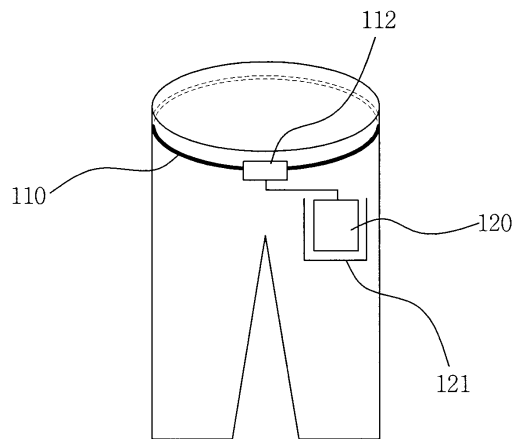
도면1d



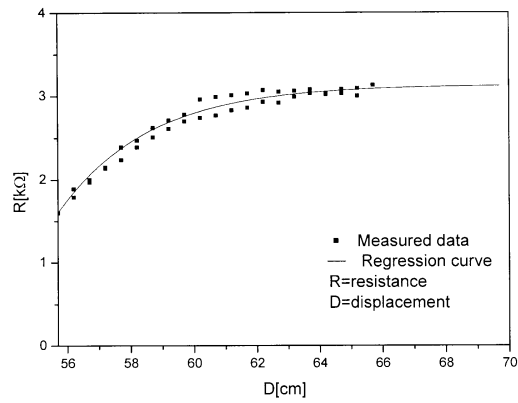
도면2



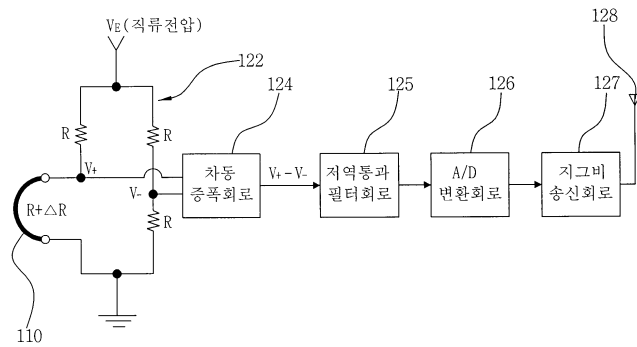
도면3



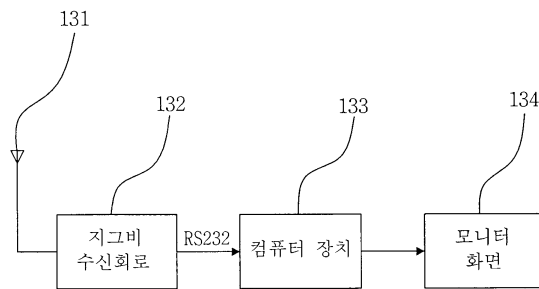
도면4



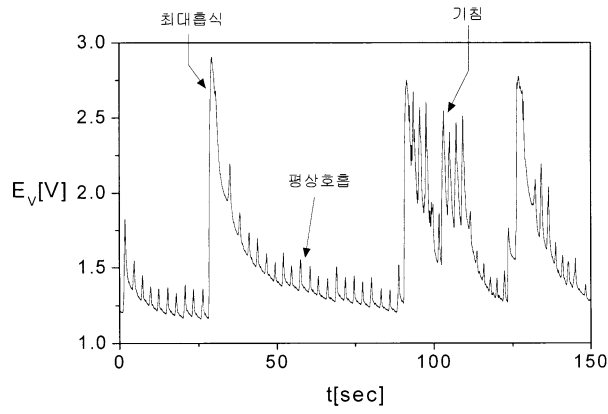
도면5



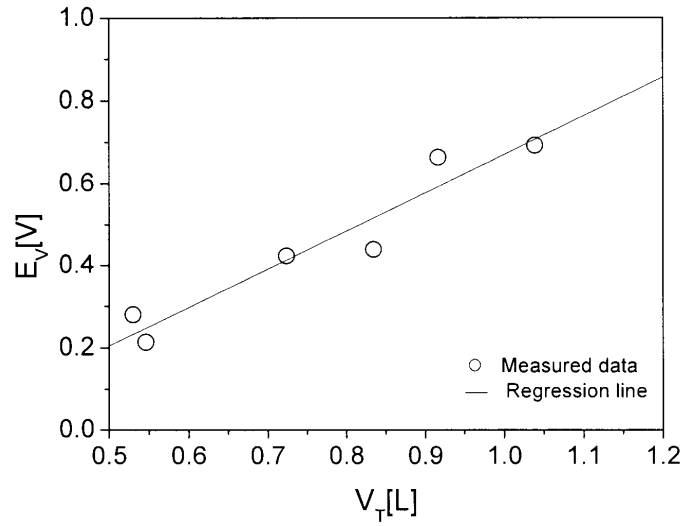
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	用于无线感测呼吸信号的方法和用于执行呼吸信号的装置		
公开(公告)号	KR1020080106669A	公开(公告)日	2008-12-09
申请号	KR1020070054379	申请日	2007-06-04
申请(专利权)人(译)	忠北国立大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	忠北国立大学产学合作基金会		
[标]发明人	CHA UN JONG 차은종 KIM KUNG AH 김경아 LEE IN KWANG 이인광		
发明人	차은종 김경아 이인광		
IPC分类号	A61B5/091 A61B5/08 H04B1/40 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/002 A61B5/1135 A61B5/0002 A61B5/6804		
代理人(译)	YOON, EUI桑		
其他公开文献	KR100903172B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于无线感测呼吸信号以精确测量呼吸量的方法，其使用弹簧索具精确测量呼吸频率，用于在腹部轻度磨损，进行呼吸是很麻烦的，其中住院患者的测量频率最高通过口腔的生物信号和用于执行该生物信号的装置。本发明包括呼吸信号测量，该呼吸信号测量根据在安装在受检者底部的压力导电橡胶材料的橡皮带中测量的呼吸过程中的腹围的变化将电阻变化改变为电压信号，并且改变电压信号A/D并使用短距离Zigbee无线通信协议发送变换后的数字信号，呼吸信号接收和监控步骤通过称为无线传输终端组的RS232端口进行有线传输，串行通信端口在计算机设备中接收无线传输的呼吸信号，并且检查员监视呼吸信号到屏幕上。

