



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0042715  
(43) 공개일자 2018년04월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/083 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/087 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/083 (2013.01)  
A61B 5/0075 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2016-0135222  
(22) 출원일자 2016년10월18일  
심사청구일자 2017년06월14일

(71) 출원인  
한국전자통신연구원  
대전광역시 유성구 가정로 218 (가정동)  
(72) 발명자  
신현순  
대전광역시 유성구 어은로 57, 131동 1302호  
함찬영  
대전광역시 유성구 노은서로210번길 32, 411동 1803호  
(74) 대리인  
특허법인이상

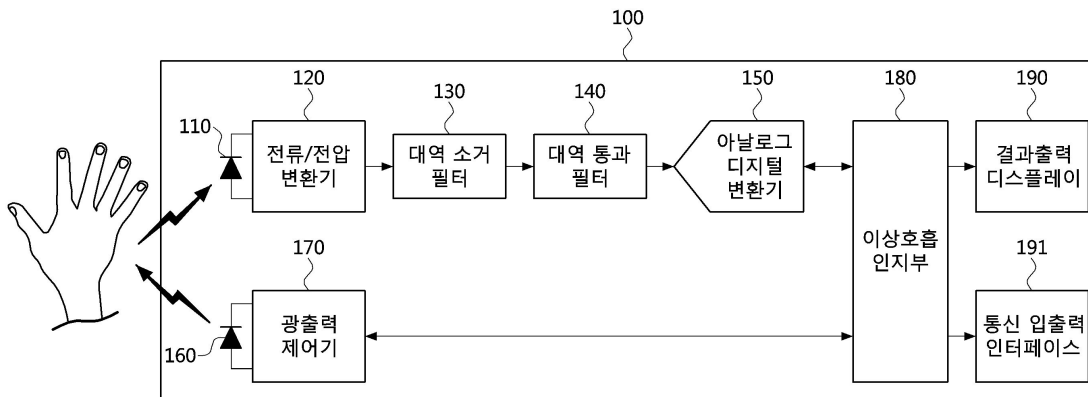
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 이상호흡 감지 장치 및 방법

(57) 요약

사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 센서, 상기 센서로부터 수신된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 추출하는 대역통과 필터, 상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 아날로그-디지털 변환기, 및 디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상호흡을 감지하는 이상호흡 인지부를 포함하는 이상호흡 감지 장치가 개시된다. 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치는 독거노인 및 군사 작전시 고립된 병사들, 재난/사고 현장에 고립된 사람들의 생존 여부 모니터링, 수면 질 진단 및 모니터링 등에 활용될 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

*A61B 5/02* (2013.01)

*A61B 5/0873* (2013.01)

*A61B 5/6824* (2013.01)

*A61B 5/7225* (2013.01)

*A61B 5/746* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 센서;

상기 센서로부터 수신된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 추출하는 대역통과 필터;

상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 아날로그-디지털 변환기; 및

디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상 호흡을 감지하는 이상호흡 인지부를 포함하는 이상호흡 감지 장치.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 복수의 호흡률 특징 값은,

시간 축상으로 표현되는 호흡률 신호의 마루-골 차이 및 단위시간 당 마루의 개수 중 적어도 하나를 포함하는, 이상호흡 감지 장치.

#### 청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는,

시간 축상으로 표현되는 호흡률 신호의 마루-골 차이값을 이용한 1차 분석 및 단위시간 당 마루 개수 값을 이용한 2차 분석을 수행하여 이상호흡을 판단하는, 이상호흡 감지 장치.

#### 청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는,

현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이를 제1 기준치와 비교함으로써 1차 분석을 수행하고, 현재의 단위시간당 마루 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값의 차이를 제2 기준치와 비교함으로써 2차 분석을 수행하는, 이상호흡 감지 장치.

#### 청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는,

상기 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이가 상기 제1 기준치를 초과하지 않는 경우, 상기 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값을 상기 마루-골 차이 이동평균값에 반영하고,

상기 현재의 단위시간당 마루 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값의 차이가 상기 제2 기준치를 초과하지 않는 경우 상기 현재의 단위시간당 마루 개수 값을 상기 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값에 반영하는, 이상호흡 감지 장치.

#### 청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는,

상기 센싱된 광용적맥파에 대해 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역인 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행함으로써 상기 호흡률 신호를 획득하는, 이상호흡 감지 장치.

**청구항 7**

청구항 1에 있어서,

상기 필요 대역은 0.1 Hz 내지 1.2 Hz 대역인, 이상호흡 감지 장치.

**청구항 8**

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 감지 장치는 사용자의 손목에 착용 가능한 형태인, 이상호흡 감지 장치.

**청구항 9**

청구항 1에 있어서,

상기 센서로부터 센싱된 광용적맥파 신호로부터 불필요한 노이즈 대역을 소거하여 상기 대역통과 필터로 출력하는 대역 소거 필터를 더 포함하는, 이상호흡 감지 장치.

**청구항 10**

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡은 폐쇄성 무호흡, 혼합성 무호흡, 및 중추성 무호흡 중 적어도 하나를 포함하는, 이상호흡 감지 장치.

**청구항 11**

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 인지부의 이상호흡 여부에 대한 인지 결과를 출력하는 디스플레이부; 및  
상기 인지 결과를 송신하는 통신 입출력 인터페이스를 더 포함하는, 이상호흡 감지 장치.

**청구항 12**

사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 단계;

상기 센싱된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 대역통과 필터링하는 단계;

상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 단계; 및

디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상 호흡을 감지하는 단계를 포함하는 이상호흡 감지 방법.

**청구항 13**

청구항 12에 있어서,

상기 복수의 호흡률 특징 값은,

시간 축상으로 표현되는 호흡률 신호의 단위시간 당 마루-골 차이 및 단위시간 당 마루의 개수 중 적어도 하나를 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 14**

청구항 12에 있어서,

상기 이상 호흡을 감지하는 단계는,

현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이를 제1 기준치와 비교함으로써

써, 1차 분석을 수행하는 단계를 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 15**

청구항 14에 있어서,

상기 이상 호흡을 감지하는 단계는,

현재의 단위시간당 마루 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값의 차이를 제2 기준치와 비교함으로써, 2차 분석을 수행하는 단계를 더 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 16**

청구항 14에 있어서,

상기 이상 호흡을 감지하는 단계는,

상기 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이가 상기 제1 기준치를 초과하지 않는 경우, 상기 현재의 단위시간당 마루-골 최대차이값을 상기 마루-골 차이 이동평균값에 반영하는 단계를 더 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 17**

청구항 15에 있어서,

상기 이상 호흡을 감지하는 단계는,

상기 현재의 단위시간당 마루 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루 개수의 평균 값의 차이가 상기 제2 기준치를 초과하지 않는 경우 상기 현재의 단위시간당 마루 개수 값을 상기 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값에 반영하는 단계를 더 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 18**

청구항 12에 있어서,

상기 이상 호흡을 감지하는 단계는,

상기 센싱된 광용적맥파에 대해 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역인 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행함으로써 상기 호흡률 신호를 획득하는 단계를 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 19**

청구항 12에 있어서,

상기 이상호흡은 폐쇄성 무호흡, 혼합성 무호흡, 및 중추성 무호흡 중 적어도 하나를 포함하는, 이상호흡 감지 방법.

**청구항 20**

컴퓨터 프로그램을 기록한 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체로서, 상기 프로그램은 컴퓨터 상에서 실행될 때,

사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 단계;

상기 센싱된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 대역통과 필터링하는 단계;

상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 단계; 및

디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상 호흡을 감지하는 단계를 포함하는 이상호흡 감지 방법을 수행하는, 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 이상호흡 감지 장치 및 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 생체 신호를 이용한 무호흡 또는 이상호흡을 감지하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 소득의 증대로 삶의 질이 높아짐에 따라 스마트밴드, 패드 등의 모바일 기기를 이용한 다양한 자가 건강 검사 기술이 최근 들어 늘어나고 있으며, 이러한 기술은 맥박 등의 다양한 생체신호를 측정하기 위한 웨어러블 장치의 형태로 발전하고 있다.

[0003] 그 중에서도 특히, 독거노인 및 군사 작전시 고립된 병사들, 재난/사고 현장에 고립된 사람들의 생존 여부를 모니터링할 수 있는 웨어러블 장치를 이용한 무호흡 상태 인지 기술에 대한 요구가 증대되고 있다.

[0004] 무호흡은 중추성 무호흡(Central Apnea), 폐쇄성 무호흡(Obstructive Apnea) 및 혼합성 무호흡(Mixed Apnea)으로 구분될 수 있으며, 중추성 무호흡은 호흡중추 작용을 하는 두뇌의 모든 호흡 노력(Effort to Breathe)이 중단되는 신경학적 장애이다. 폐쇄성 무호흡은 상부 기도(Upper Airway)의 폐쇄에 의해 수면 중에 호흡이 반복적으로 정지되는 것으로 이로 인하여 혈액 내 산소포화도의 감소가 발생된다. 혼합성 무호흡은 중추성 무호흡과 폐쇄성 무호흡이 동시에 발생하는 증상을 의미한다.

[0005] 근래 스마트기기의 발달로 인하여 사용자의 맥박 등의 다양한 생체신호 측정 장치가 발달하고 있지만, 생체신호를 이용하여 사용자의 익숙한 환경에서 자가진단 등의 응용 서비스에 활용할 수 있는 무호흡 인지 기술은 미흡하다.

[0006] 이에, 독거노인 및 군사 작전시 고립된 병사들, 재난/사고 현장에 고립된 사람들의 생존 여부를 효과적으로 모니터링할 수 있는 웨어러블 장치를 이용한 이상호흡 또는 무호흡 상태 인지 기술이 필요하다 할 것이다.

[0007] 또한, 일정소득 이상에서 수면의 질에 대한 관심이 매우 커지는 것이 사실이다. 수면의 질에 가장 큰 영향을 미치는 코골이 또는 수면 무호흡 증상은, 부족한 체내 산소 공급으로 인하여 주간 일상에서 피로현상을 초래하여 학습 및 일의 효율성을 저하시켜 산업재해와 교통사고 등의 안전사고의 원인이 될 수 있으며, 심하면 체내 산소 공급 부족으로 인한 심혈관 활동과 뇌 활동의 부진 원인이 될 수 있다.

[0008] 이에, 측정된 생체신호를 이용하여 사용자의 익숙한 환경에서 저렴한 수면의 질 자가진단 등의 응용 서비스를 제공할 수 있는 이상호흡 또는 무호흡 상태 인지 기술이 필요하다 할 것이다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0009] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은, 생체 신호를 이용한 무호흡 또는 이상호흡을 감지하는 이상호흡 감지 장치를 제공하는 데 있다.

[0010] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 다른 목적은, 이상호흡 감지 방법을 제공하는 데 있다.

[0011] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 또 다른 목적은, 상기 이상호흡 감지 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램을 기록한 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체를 제공하는 데 있다.

**과제의 해결 수단**

[0012] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 장치는, 사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 센서, 상기 센서로부터 수신된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 추출하는 대역통과 필터, 상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 아날로그-디지털 변환기, 및 디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상 호흡을 감지하는 이상호흡 인지부를 포함할 수 있다.

[0013] 여기서, 복수의 호흡률 특징 값은, 시간 축상으로 표현되는 호흡률 신호의 마루-골 차이 및 단위시간 당 마루의

개수 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

- [0015] 본 발명에 따른 이상호흡 인지부는, 시간 축상으로 표현되는 호흡률 신호의 마루-골 차이값을 이용한 1차 분석 및 단위시간 당 마루 개수 값을 이용한 2차 분석을 수행하여, 이상호흡을 판단할 수 있다.
- [0016] 이상호흡 인지부는 또한, 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이를 제1 기준치와 비교함으로써 1차 분석을 수행하고, 현재의 단위시간당 마루 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값의 차이를 제2 기준치와 비교함으로써 2차 분석을 수행할 수 있다.
- [0017] 추가적으로 이상호흡 인지부는, 상기 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균 값의 차이가 상기 제1 기준치를 초과하지 않는 경우, 상기 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값을 상기 마루-골 차이 이동평균값에 반영하고, 현재의 단위시간당 마루의 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루의 개수의 평균 값의 차이가 상기 제2 기준치를 초과하지 않는 경우 상기 현재의 단위시간당 마루 개수 값을 상기 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값에 반영할 수 있다.
- [0018] 이상호흡 인지부는 또한, 상기 센싱된 광용적맥파에 대해 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역인 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행함으로써 상기 호흡률 신호를 획득할 수 있다.
- [0019] 또한, 본 발명에 따른 대역통과 필터의 통과 필터링 대역인 필요 대역은 0.1 Hz 내지 1.2 Hz 대역일 수 있다.
- [0020] 한편, 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치는 사용자의 신체에 착용 가능하며, 특히 사용자의 손목에 착용 가능한 형태일 수 있다.
- [0021] 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치는 또한, 상기 센서로부터 센싱된 광용적맥파 신호로부터 불필요한 노이즈 대역을 소거하여 상기 대역통과 필터로 출력하는 대역 소거 필터를 더 포함할 수 있다.
- [0022] 본 발명에 따라 감지 가능한 이상호흡은 폐쇄성 무호흡, 혼합성 무호흡, 및 중추성 무호흡 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0023] 추가적으로, 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치는, 이상호흡 인지부의 이상호흡 여부에 대한 인지 결과를 출력하는 디스플레이부 및 상기 인지 결과를 송신하는 통신 입출력 인터페이스를 더 포함할 수 있다.
- [0025] 본 발명의 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 방법은, 사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 단계, 상기 센싱된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 대역통과 필터링하는 단계, 상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 단계; 및 디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상 호흡을 감지하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0026] 여기서, 상기 이상 호흡을 감지하는 단계는, 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이를 제1 기준치와 비교함으로써, 1차 분석을 수행하는 단계, 현재의 단위시간당 마루 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값의 차이를 제2 기준치와 비교함으로써, 2차 분석을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0027] 상기 이상 호흡을 감지하는 단계는 또한, 상기 현재 단위시간의 마루-골 최대차이값 및 기 산출된 마루-골 차이 이동평균값의 차이가 상기 제1 기준치를 초과하지 않는 경우, 상기 현재의 단위시간당 마루-골 최대차이값을 상기 마루-골 차이 이동평균값에 반영하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0028] 추가적으로, 상기 이상 호흡을 감지하는 단계는 현재의 단위시간당 마루의 개수 값 및 기 산출된 단위시간당 마루의 개수의 평균 값의 차이가 상기 제2 기준치를 초과하지 않는 경우 상기 현재의 단위시간당 마루 개수 값을 상기 단위시간당 마루 개수의 이동평균 값에 반영하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 한편, 상기 이상 호흡을 감지하는 단계는, 상기 센싱된 광용적맥파에 대해 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역인 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행함으로써 상기 호흡률 신호를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0030] 한편, 본 발명에 따른 이상호흡 감지 방법은 상기 이상호흡 여부에 대한 감지 결과를 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0032] 본 발명의 또 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체는, 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체로서, 상기 프로그램은 컴퓨터 상에서 실행될 때, 사용자 신체로부터 반사되어 수신되는 광신호로부터 광용적맥파를 센싱하는 단계, 상기 센싱된 광용적맥파로부터 필요 대역의 신호를 대역통과 필터링하는 단계, 상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 단계, 및 디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 추출된 호흡률 신호에 대해 시간 축 분석을 통해 복수의 호흡률 특징 값을 도출하고, 도출된 복수의 호흡률 특징 값을 이용해 이상 호흡을 감지하는 단계를 포함하는 이상호흡 감지 방법을 수행할 수 있다.

**발명의 효과**

[0033] 상기와 같은 본 발명의 실시예에 따르면, 광전소자가 구비된 웨어러블 디바이스에서 사용될 수 있는 이상호흡 감지 장치 및 방법을 제공함으로써, 수면에 어려움을 겪고 있는 사람들이 수면 무호흡 증상을 자가진단할 수 있어 사용자의 삶의 질을 향상시킬 수 있는 효과가 있다.

[0034] 또한, 본 발명은 독거노인 및 군사 작전시 고립된 병사들, 재난/사고 현장에 고립된 사람들의 생존 여부를 모니터링하는 데 활용 가능하여 공공/사회 안전 및 복지 사회/국가 구축에 기여할 수 있는 효과가 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0035] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 장치의 블록 구성도이다.
- 도 2는 이상 호흡 중 하나인 폐쇄성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- 도 3은 이상 호흡 중 하나인 중추성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- 도 4는 광용적맥파 신호 및 상용호흡 측정 시스템을 이용해 측정된 호흡 신호를 나타낸 그래프이다.
- 도 5는 흉강 호흡 운동 신호, 호흡률 신호, 광용적맥파 신호를 시간 축에서 비교하여 나타낸 그래프이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 방법의 개략적인 동작 순서도이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 2단계 시간 축 분석을 이용한 이상 호흡 감지 방법의 상세 동작 순서도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0036] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.

[0037] 제1, 제2, A, B 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. "및/또는"이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.

[0038] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0039] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [0040] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0042] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0044] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 장치의 블록 구성도이다.
- [0045] 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치(100)는, 광전 소자(Opto-Electronic Device)를 구비하는 웨어러블 디바이스, 예를 들어, 스마트 밴드, 스마트 watch 등의 장치 내에 구현 될 수 있다.
- [0046] 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치를 포함하는 웨어러블 디바이스를 사용자가 착용하면, 광전 소자(110, 160)를 통해 광용적맥과 신호가 검출되며, 검출된 맥박 신호는 웨어러블 디바이스에 구비된 마이크로컨트롤러 내의 이상호흡 인지 엔진 또는 이상호흡 인지 모듈(180)에 의해 분석되고, 사용자의 이상 호흡이 감지될 수 있다.
- [0047] 광용적맥과(photo-plethysmography, PPG)는 심장박동에 따라 혈관 내의 혈액구성 성분 밀도(헤모글로빈 등)의 변화를 빛의 흡수, 반사, 산란을 이용하여 측정하는 신호로서, 인체 특정 부위에 조사하여 조직에 흡수되거나 반사되는 광의 흡수율을 이용하여 혈류를 측정하는 방식으로 센싱 가능하다. 인체 부위에 광을 조사하면 혈액의 밀도 변화에 의해 빛의 투과 정도가 변하게 되는데, 이러한 변화량은 곧 혈류에 의한 것이므로 이러한 현상을 이용해 광용적맥과를 측정한다.
- [0048] 본 발명에 따른 이상 호흡은 폐쇄성 무호흡, 중추성 무호흡, 혼합성 무호흡 등을 포함하며, 이외 다양한 증상의 이상 포획을 포함할 수 있다.
- [0049] 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 장치에서 광용적맥과 신호 센싱과 관련된 구성으로, 사용자의 광용적맥과를 측정하기 위한 광용적맥과 센서(160, 110), 전압/전류 변환 증폭기(120), 대역 소거 필터(130), 대역 통과 필터(140), 아날로그 디지털 변환기(ADC, 150), 광출력 제어기(170)를 포함할 수 있다.
- [0050] 광용적맥과 센서는 발광 소자(160) 및 수광 소자(110)를 포함할 수 있으며, 발광 소자(160)는 발광 다이오드(LED: Light Emitting Diode)일 수 있고, 수광 소자(110)는 수광 다이오드일 수 있다. 발광 다이오드는 일정 파장의 대역을 갖는 광을 발생시키며, 발생시키는 파장의 예로는, 535 nm, 660 nm, 940 nm 등을 들 수 있다.
- [0051] 이상호흡 감지 장치(100)는 또한, 광용적맥과 센서의 동작 및 제어를 위한 발광다이오드 드라이버를 더 포함할 수 있다.
- [0052] 한편, 광출력 제어기(170)는, 발광 다이오드(160)의 광량을 제어하는 역할을 수행하며, 디지털 아날로그 변환기(DAC)의 형태를 띌 수 있다.
- [0053] 발광 소자로부터 발광되어 손목 부위에서 반사된 신호는 수광 소자(110)를 통해 수신되어 전류 형태로 출력되고, 전류/전압 변환기(120)를 통해 전압 신호로 변환된다.
- [0054] 전류/전압 변환기(120)로부터 출력된 신호는 대역 소거 필터(130) 및 대역 통과 필터(140), 및 아날로그 디지털 변환기(150)를 거치면서 프로세싱되고 이상호흡 인지부(180)로 전달된다.
- [0055] 대역 소거 필터(130)는 입력된 신호에서 50 Hz 또는 60 Hz의 전원 주파수 신호를 제거하는 역할을 수행하며, 대역 통과 필터(140)는 입력된 신호에서 대략 50 BPM(Beats Per Minute) ~ 100 BPM의 성인 맥박을 포함한 0.1 Hz ~ 1.2 Hz 신호의 주파수 대역만을 통과시키는 역할을 담당한다. 대역 통과 필터링된 신호는 아날로그 디지털 변환기(106)를 거쳐 디지털 신호로 변환된다.
- [0056] 디지털 신호로 변환된 광용적맥과 신호는 이상호흡 인지부(180)로 전달되고 전달된 광용적맥과 신호를 대상으로 본 발명에 따른 이상호흡 인지 방법이 수행된다.
- [0057] 이상호흡 인지부(180)는 센싱된 맥과 신호로부터 호흡률을 계산하고 본 발명에 따른 무호흡 감지 알고리즘을 수행한다. 본 발명에 따른 무호흡 감지 알고리즘은 시간 축 분석을 토대로 하며, 2단계 분석인 것을 특징으로 한

다.

- [0058] 본 발명에 따른 이상호흡 인지부(180)는 이상호흡 인지 엔진 또는 모듈의 형태로 구현될 수 있으며, 웨어러블 디바이스의 마이크로컨트롤러 내에 포함될 수 있다.
- [0059] 이상호흡 인지부(180)를 통해 인지된 결과는 인지 결과 출력부로 전달되는데, 인지결과 출력부는 결과출력 디스플레이(190) 및 통신 입출력 인터페이스(191)의 형태로 구현될 수 있다.
- [0060] 결과출력 디스플레이(190)는 사용자 호흡에 대한 인지 결과를 화면에 디스플레이하여 사용자에게 제공하고, 통신 입출력 인터페이스(191)는 인지 결과를 사용자와 원거리 또는 근거리에 위치하는 별도의 컨트롤러에 전달할 수 있다.
- [0061] 도 1에 도시된 바와 같은 구성을 포함할 수 있는 본 발명에 따른 이상호흡 감지 장치는, 손목의 광용적맥파 신호로부터 호흡률(RIIV: Respiration Intensity Induced Variability) 신호를 추출하여 사용자의 이상 호흡을 감지한다. 본 발명은 특히, 재난 상태, 건강 또는 영양 상의 이유로 모니터링이 필요한 경우 사용자의 무호흡을 감지하는 데 효과적으로 활용될 수 있다.
- [0063] 도 2는 이상 호흡 중 하나인 폐쇄성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- [0064] 폐쇄성 무호흡증은 본 발명에 따른 호흡 신호 감지 장치가 감지 가능한 다양한 이상 호흡들 중 하나이다.
- [0065] 폐쇄성수면무호흡(OSA: obstructive sleep apnea)은 수면 중 근육이 이완되면서 기도가 막혀 발생하는 호흡중단의 행태로, 횡경막 자체가 운동하지 않아 호흡이 끊기는 중추성 수면무호흡증(CSA: Central Sleep Apnea)보다 흔한 편이며 어느 나라에서나 흔한 증상이다.
- [0066] 수면을 취할 동안 대개는 몸의 근육긴장도가 떨어지게 되고, 기도는 축 늘어지게 되며, 이는 수면기간 동안 무호흡을 일으키는 원인이 된다. 비록 많은 사람들이 살아가면서 일시적이거나 간헐적인 폐쇄성 수면 무호흡의 증상이 나타나지만, 그보다 좀 더 적은 비의 사람들은 심각한 만성 폐쇄성 수면 무호흡을 경험하게 된다고 한다.
- [0067] 도 2에 도시된 그래프를 참조하면, 제1 구간(201) 및 제2 구간(202)이 반복되며, 이상 호흡 또는 무호흡 구간인 제1 구간(201)에서의 NAF, RC, Abd 신호 특성은 정상 호흡 구간인 제2 구간(202)에서의 신호 특성과 다르게 나타나고 있음을 알 수 있다.
- [0068] 여기서, NAF(Nasal airflow)는 비강의 공기흐름을, RC(Ribcage respiratory movement)는 흉강 호흡 운동을, 그리고 Abd(Abdominal respiratory movement)는 복강 호흡 운동을 나타낸다.
- [0069] 이상 호흡 구간인 제1 구간(201)에서는 뇌간 호흡중추의 호흡운동 신호로 인해 흉부 및 복부의 호흡 운동은 발생하고 있지만, 비강의 공기 흐름은 차단되고 있음을 알 수 있다. 즉, 폐쇄성 무호흡 신호에서는 제1 흉부 및 복부에서의 호흡 노력은 있으나 비강에서의 공기 흐름이 차단되는 현상이 나타나고 있다.
- [0071] 도 3은 이상 호흡 중 하나인 중추성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- [0072] 중추성 무호흡증의 생체신호를 나타내는 도 3에 도시된 그래프도 일정한 주기로 이상 호흡 구간인 제1 구간(301) 및 정상 호흡 구간인 제2 구간(302)이 반복된다.
- [0073] 도 3에 도시된 중추성 무호흡증에 따른 생체신호 반응 그래프에서는, 뇌간 호흡중추의 호흡운동 신호의 미발생으로 인한 흉강 및 복강의 호흡 운동 및 비강의 공기 흐름이 없음을 확인할 수 있다. 즉, 중추성 무호흡증에 따른 신호는, 호흡 노력조차 없는 상태임을 알 수 있다.
- [0074] 도 2 및 도 3에 도시된 바와 같은 이상 호흡들은 본 발명에서 감지하고자 하는 이상 호흡들의 예시에 불과하며, 본 발명의 감지 대상인 이상 호흡의 범위가 이에 제한되지는 않는다 할 것이다.
- [0076] 도 4는 광용적맥파 신호 및 상용호흡 측정 시스템을 이용해 측정된 호흡 신호를 나타낸다.
- [0077] 도 4 는 사람으로부터 실제 센싱된 광용적맥파 신호(401)와 흉부의 호흡운동을 직접 측정하는 상용 호흡 측정

시스템(BIOPAC Systems Inc., 예를 들어, MP150, RSP100C)을 이용하여 측정된 호흡 신호(403) 및 센싱된 광용적맥파 신호를 이용하여 계산된 호흡률 신호(402)를 보여주고 있으며, 실제 측정된 호흡신호(403)와 계산된 호흡률 신호(402)는 매우 동일한 주기를 갖고 동기화되어 있음을 확인할 수 있다.

- [0079] 도 5는 흉강 호흡 운동 신호, 호흡률 신호, 광용적맥파 신호를 시간 축에서 비교하여 나타낸 그래프이다.
- [0080] 도 5에 도시된 흉강 호흡 운동 신호(a)는 12 분간 상용호흡측정 시스템(BIOPAC Systems Inc. MP150, RSP100C)을 이용하여 실제 측정된 신호이다.
- [0081] 도 5의 (c)로 도시된 광용적맥파 신호는 본 발명에 따른 광용적맥파 센싱부(110)로부터 출력되는 신호이고, (b)로 나타낸 호흡률 신호는 본 발명에 따라 산출된 호흡률 신호를 나타낸다.
- [0082] 도 5의 그래프를 살펴보면, 정상 호흡 구간(502)에서는 규칙적인 주기 및 마루-골 차이값(peak to peak)를 갖는 호흡률 신호를 보이고 있다. 반면, 이상 호흡 구간(501-1, 501-2), 예를 들어, 폐쇄성 무호흡증이 나타나는 무호흡 구간에서의 흉강호흡운동 신호(a)와 호흡률 신호(b)는 정상 호흡 구간(502)에서의 흉강호흡운동 신호 및 정상 호흡시 계산된 호흡률 신호에 비해 그 주기의 규칙성 및 마루-골 차이값이 매우 불규칙하게 나타나고 있음을 확인할 수 있다.
- [0083] 본 발명에서는 정상적 호흡 구간에 비하여 주기 및 마루-골 차이값의 불규칙 정도가 커지는 무호흡 구간의 특징을 분석하여 무호흡 등의 이상 호흡을 인지한다.
- [0084] 본 발명에서는 이상 호흡을 감지하기 위해 호흡률 신호에 대해 시간 축 상에서 2단계 분석을 수행한다.
- [0086] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 이상호흡 감지 방법의 개략적인 동작 순서도이다.
- [0087] 도 6에 도시된 바와 같이 본 발명에 따른 이상 호흡 감지 방법은, 우선 손목 등에 착용한 웨어러블 디바이스를 통해 광용적맥파를 수신하고(S610), 수신된 신호에 대해 대역소거 및 대역통과 필터링을 수행하여 노이즈 신호를 제거한다(S620). 이렇게 처리된 신호에 대해 디지털 변환이 수행된다(S630).
- [0088] 대역소거 필터링을 통해 입력된 신호에서 50 Hz 또는 60 Hz의 전원 주파수 신호가 제거되고, 대역 통과 필터를 통해서 대략 50 BPM(Beats Per Minute) ~ 100 BPM의 성인 맥박, 즉 0.1 Hz ~ 1.2 Hz 신호의 주파수 대역만이 통된다.
- [0089] 디지털 변환된 신호에 대해서는 호흡 주파수 성분 대역만을 필터링하는 대역 통과 필터링을 통해 호흡률 신호를 도출한다(S640).
- [0090] 여기서, 호흡률의 신호의 추출은 센싱된 광용적맥파 신호, 즉 전처리되고 디지털 변환된 광용적맥파 신호로부터 호흡 주파수 성분인 0.2 Hz ~ 0.3 Hz (12 회/분 ~ 18회/분) 대역에 대해 대역통과 디지털 필터링을 수행함으로써 이루어진다.
- [0091] 도출된 호흡률 신호에 대해서는 본 발명에 따른 시간 축 상에서의 1차 및 2차 분석이 수행된다(S650, S660). 1차 분석은 마루-골 차이 값을 이용해 이루어지며, 2차 분석은 단위시간 당 마루 개수 값을 이용해 수행된다.
- [0092] 이상 호흡인지 여부가 판단되면, 판단 결과를 출력한다(S670). 여기서, 이상 호흡은 폐쇄성 무호흡, 중추성 무호흡, 혼합성 무호흡 등을 포함하며, 이외 다양한 증상의 이상 호흡을 포함할 수 있다. 또한, 판단 결과의 출력은 화면에 디스플레이하는 형태로 또는 원거리 또는 근거리에 위치하는 별도의 제어 장치로 전달하는 형태로 이루어질 수 있다.
- [0094] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 2단계 시간 축 분석을 이용한 이상 호흡 감지 방법의 상세 동작 순서도이다.
- [0095] 본 발명에 따른 이상 호흡 감지를 위해서는, 우선 실시간으로 입력되는 사용자의 광용적맥파에 대한 광용적맥파 센싱 단계(S710) 및 호흡률 신호 도출 단계(S720)를 거친다. 여기서, 광용적맥파 센싱 단계(S710)는 도 6에 도시된 광용적맥파를 수신하는 단계(S610), 대역소거/대역통과 필터링 단계(S620), 및 디지털 변환 단계(S630)를 포함하는 개념이다.

[0096] 또한, 호흡률 신호 도출 단계(S720)는 도 6를 통해 설명된 호흡률 신호 도출 단계(S640)와 동일한 절차로 이루어진다.

[0097] 추출된 호흡률 신호에 대해서는 본 발명에 따른 2단계 시간축 분석이 적용된다. 우선, 일정한 시간 주기에서, 즉, 단위 시간에서 마루-골 최대차  $PP_{current}$  및 마루의 개수  $PNs_{current}$  를 산출한다(S730).

[0098] 이후, 현재의 단위 시간에서 산출된 마루-골 최대차와 이전에 저장된 마루-골 차이의 이동평균의 차이를 이용하여 본 발명에 따른 1 차 분석이 이루어진다(S740). 여기서, 현재의 마루-골 최대차와 이전에 저장된 마루-골 차이 이동평균의 차이는 마루-골 차이의 이동평균 대비 현재의 마루-골 최대차와 마루-골 차이 이동평균의 차이의 비율로 대체되어 사용될 수도 있다. 이 경우 본 발명에 따른 이상 호흡 감지를 위한 1차 분석은 아래 수학적 식 1에 의해 표현될 수 있다.

**수학적 식 1**

$$\left\{ \begin{array}{l} \bullet \quad |PP_{current} - PP_{average}| > 10\%, \text{ 무호흡 1차 감지} \\ \bullet \quad |PP_{current} - PP_{average}| \leq 10\%, \text{ 정상호흡} \end{array} \right.$$

[0099]

[0100] 수학적 식 1에서  $PP_{current}$ 는 현재 단위시간에서 마루-골 최대차,  $PP_{average}$ 는 마루-골 차이 이동평균을 나타내며, 제1 기준치는 10%이다.

[0101] 여기서, 마루-골 차이 이동평균은 기 저장된 값으로, 분석이 수행되기 이전에 수 회차에 걸쳐 광용적맥파 센싱 단계(S710), 호흡률 신호 도출 단계(S720), 해당 주기에서의 마루-골 최대차이를 산출하는 단계(730)를 거쳐 도출된 값들을 평균한 값이다.

[0102] 현재의 마루-골 최대차와 이전에 저장된 마루-골 차이 이동평균의 차이가 제1 기준치 이하인 경우에는(S740의 아니오) 이상 호흡이 아닌 것으로 판단하고, 현재 산출된 마루-골 최대차 값을 마루-골 차이 이동평균에 반영하여 마루-골 차이 이동평균 값을 업데이트한다(S741).

[0103] 한편, 현재의 마루-골 최대차와 이전에 저장된 마루-골 차이 이동평균의 차이가 제1 기준치를 초과하는 경우에는(S740의 예), 1차적으로 이상 호흡 후보로 분류하고 신뢰성 있는 이상 호흡 판단을 위해 추가로 2차 분석을 수행한다(S750).

[0104] 2 차 분석은, 단위시간당 마루의 개수와 이전 마루의 개수 이동평균을 비교하여 수행한다. 좀더 구체적으로, 2 차 분석은 현재 단위시간에서 마루의 수와 기 산출된 단위시간당 마루 개수 이동평균값의 차이를 제2 기준치와 비교 판단함으로써 이루어진다. 여기서, 단위시간당 현재 마루의 수와 마루 개수 이동 평균값의 차이는, 마루 개수 이동 평균값 대비 단위시간당 마루의 수와 마루 개수 이동 평균값의 차이의 비율로 대체되어 사용될 수도 있다. 이 경우 본 발명에 따른 2차 분석은 아래 수학적 식 2와 같이 나타낼 수 있다.

**수학적 식 2**

$$\left\{ \begin{array}{l} \bullet \quad |PN_{s,current} - PN_{s,average}| > 40\%, \text{ 무호흡 2차 감지} \\ \bullet \quad |PN_{s,current} - PN_{s,average}| \leq 40\%, \text{ 정상호흡} \end{array} \right.$$

[0105]

[0106] 수학적 식 2에서  $PNs_{current}$  는 현재 마루의 개수를,  $PNs_{average}$  는 이전의 복수의 단위시간을 통해 측정, 산출된 마루 개수의 이동평균값을 나타낸다. 또한, 수학적 식 2에 나타낸 실시예에서 제2 기준치는 40%로 설정되어 있다.

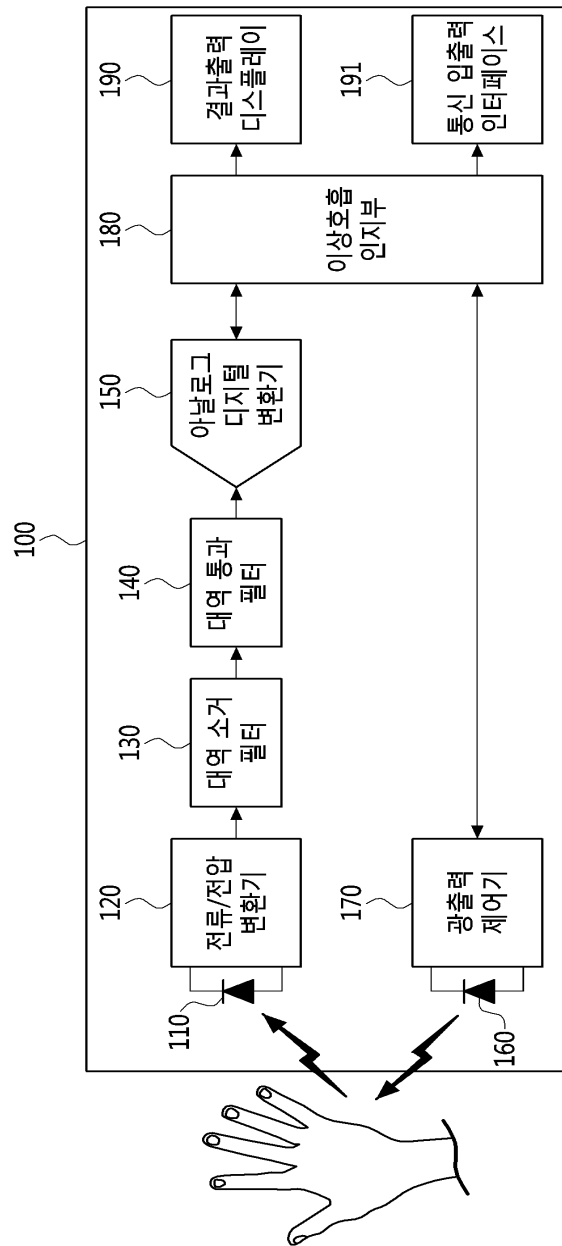
- [0107] 본 발명에 따른 2차 분석에서는, 마루의 개수 이동평균값 대비 현재 단위시간에서 마루 개수와 마루 개수 이동평균값의 차이의 비율이 40% 이하인 경우는 정상 호흡으로, 40 %를 초과하였을 때에는 이상 호흡인 것으로 판단한다(S760).
- [0108] 2차 분석 결과, 정상호흡으로 판정되면(S750의 아니오), 현재 단위시간에서의 마루 개수는 마루 개수 이동평균에 반영된다. 즉, 현재 분석된 마루의 개수까지 포함되어 새로운 평균 값이 산출, 저장된다(S751).
- [0109] 이상 호흡으로 판단되면, 판단된 인지결과를 디스플레이부를 통해 디스플레이하거나 통신 입·출력 인터페이스를 이용하여 별도의 제어부 또는 제어 장치로 전송한다(770).
- [0111] 본 발명의 실시예에 따른 이상호흡 감지 방법의 동작은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 프로그램 또는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의해 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어 분산 방식으로 컴퓨터로 읽을 수 있는 프로그램 또는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.
- [0112] 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 롬(rom), 램(ram), 플래시 메모리(flash memory) 등과 같이 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다. 프로그램 명령은 컴파일러(compiler)에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터(interpreter) 등을 사용해서 컴퓨터에 의해 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함할 수 있다.
- [0113] 본 발명의 일부 측면들은 장치의 문맥에서 설명되었으나, 그것은 상응하는 방법에 따른 설명 또한 나타낼 수 있고, 여기서 블록 또는 장치는 방법 단계 또는 방법 단계의 특징에 상응한다. 유사하게, 방법의 문맥에서 설명된 측면들은 또한 상응하는 블록 또는 아이템 또는 상응하는 장치의 특징으로 나타낼 수 있다. 방법 단계들의 몇몇 또는 전부는 예를 들어, 마이크로프로세서, 프로그램 가능한 컴퓨터 또는 전자 회로와 같은 하드웨어 장치에 의해(또는 이용하여) 수행될 수 있다. 몇몇의 실시예에서, 가장 중요한 방법 단계들의 하나 이상은 이와 같은 장치에 의해 수행될 수 있다.
- [0114] 본 발명의 실시예들에서, 프로그램 가능한 로직 장치(예를 들어, 필드 프로그램블 게이트 어레이)가 여기서 설명된 방법들의 기능의 일부 또는 전부를 수행하기 위해 사용될 수 있다. 실시예들에서, 필드 프로그램블 게이트 어레이는 여기서 설명된 방법들 중 하나를 수행하기 위한 마이크로프로세서와 함께 작동할 수 있다. 일반적으로, 방법들은 어떤 하드웨어 장치에 의해 수행되는 것이 바람직하다.
- [0116] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

**부호의 설명**

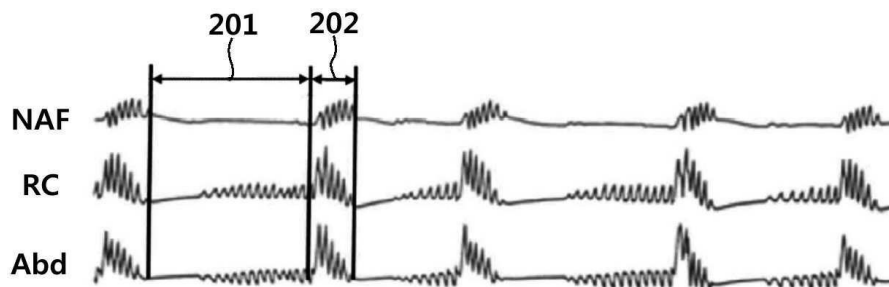
- [0118] 100: 이상호흡 감지 장치    110: 수광 소자
- 120: 전류/전압 변환기    130: 대역소거 필터
- 140: 대역통과 필터    150: 아날로그 디지털 변환기
- 160: 발광 소자    170: 광출력 제어기
- 180: 이상호흡 인지부    190: 결과출력 디스플레이
- 191: 통신 입출력 인터페이스

도면

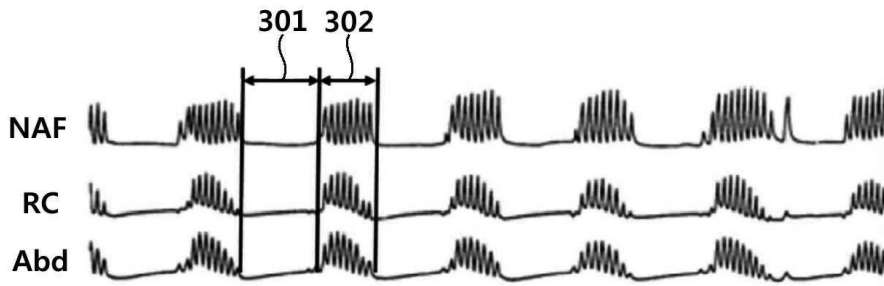
도면1



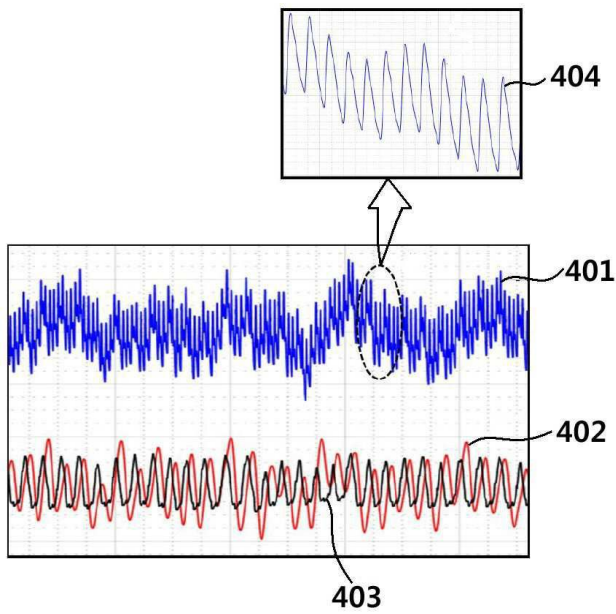
도면2



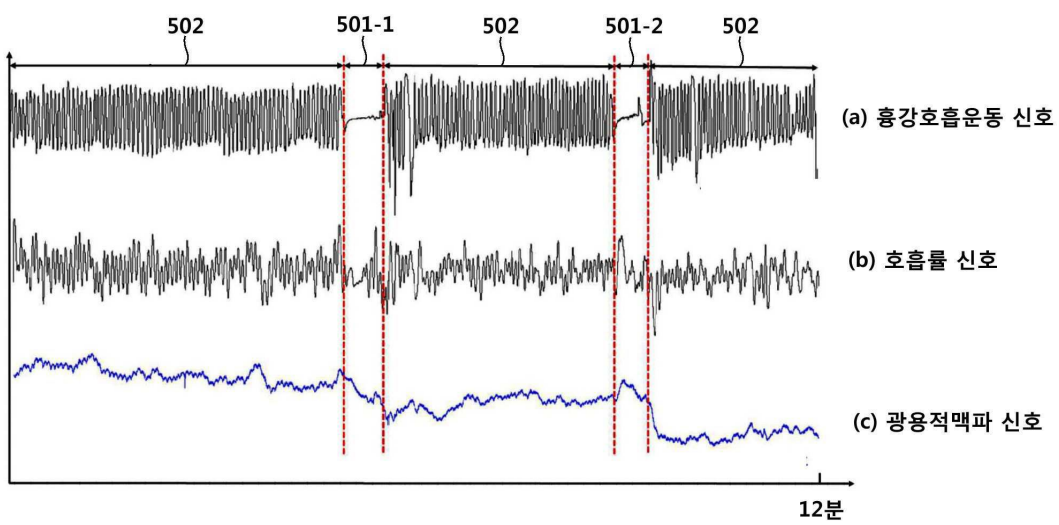
도면3



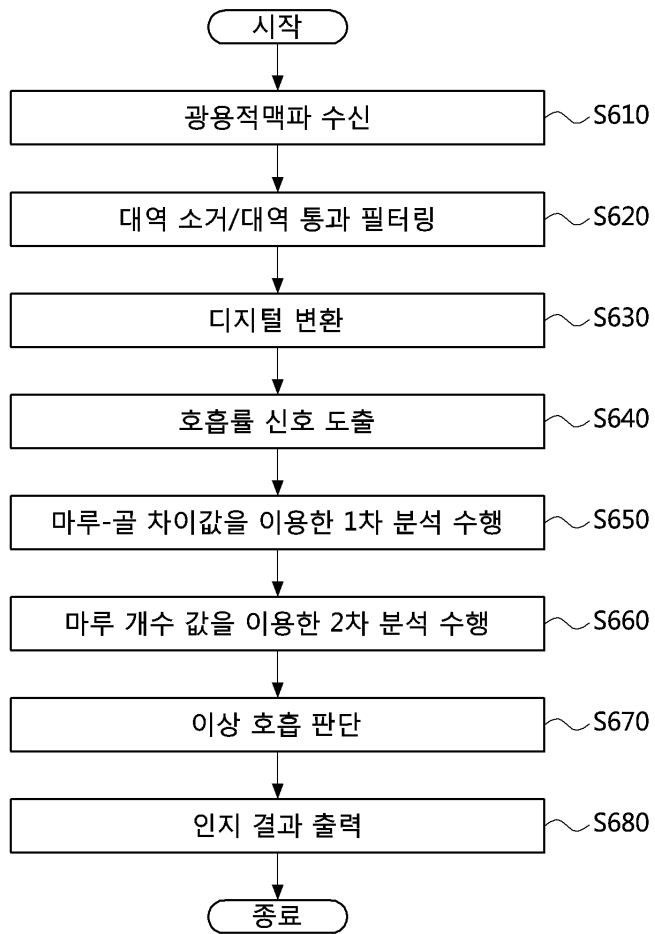
도면4



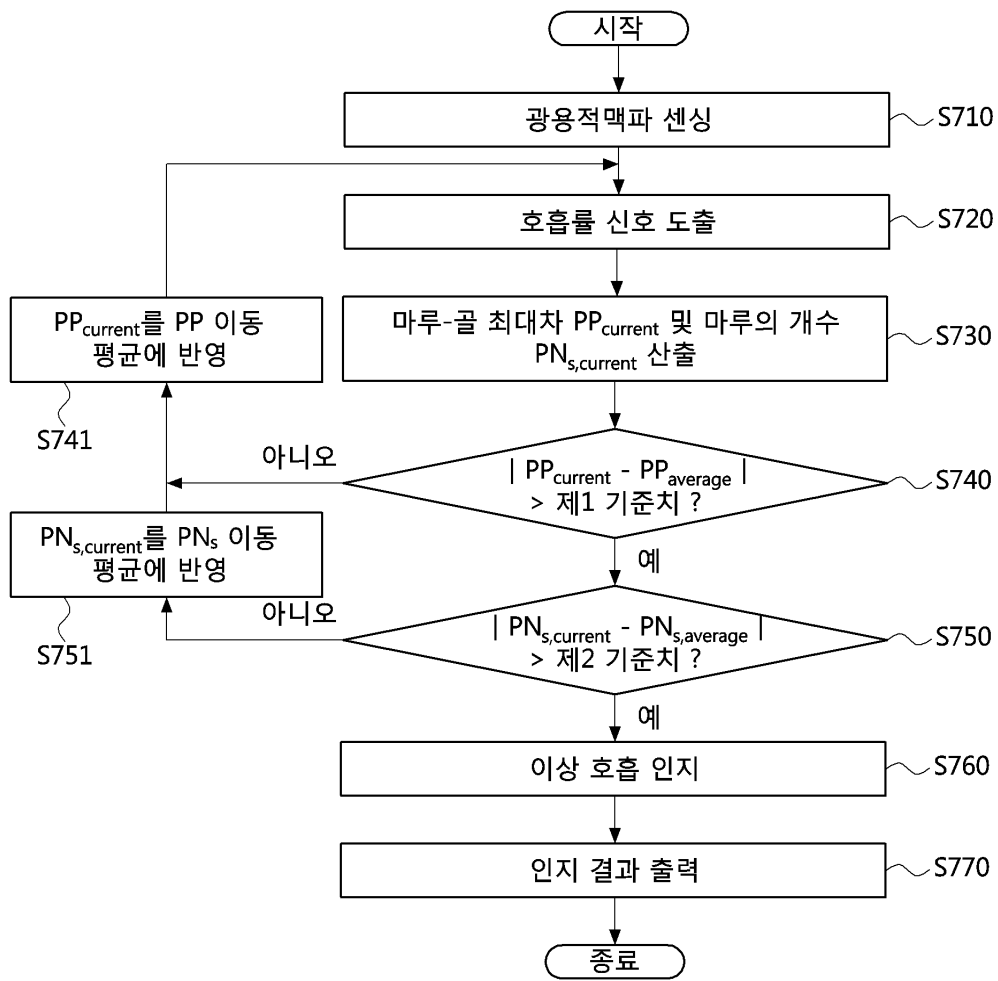
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	呼吸设备和方法异常		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020180042715A</a>	公开(公告)日	2018-04-26
申请号	KR1020160135222	申请日	2016-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	韩国电子通信研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国电子通信研究院		
[标]发明人	SHIN HYUN SOON 신현순 HAHM CHAN YOUNG 함찬영		
发明人	신현순 함찬영		
IPC分类号	A61B5/083 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/087		
CPC分类号	A61B5/083 A61B5/0075 A61B5/02 A61B5/6824 A61B5/7225 A61B5/746 A61B5/0873 A61B5/0004 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/0826 A61B5/725 A61B5/7278 A61B5/742 A61B5/4818		
其他公开文献	KR102087583B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种用于从用户身体接收的光信号中感测光脉冲波的传感器，一种用于从传感器接收的光脉冲波中提取所需频带的信号的带通滤波器，一种用于对滤波后的信号进行数字转换的模数转换器，数字转换器和数字转换的光脉冲波信号，通过对提取的呼吸率信号的时间轴分析提取多个呼吸率特征值，并使用导出的多个呼吸率特征值，异常呼吸感测装置包括：根据本发明的异常呼吸检测装置可用于在军事行动期间隔离的孤独的老年人和士兵，用于监视在灾害/事故现场中隔离的人的生存，以及用于诊断和监测睡眠质量。

