



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2019년08월23일  
 (11) 등록번호 10-2013815  
 (24) 등록일자 2019년08월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
 A61B 5/087 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
 A61B 5/024 (2006.01)  
 (52) CPC특허분류  
 A61B 5/0873 (2013.01)  
 A61B 5/02416 (2013.01)  
 (21) 출원번호 10-2016-0135232  
 (22) 출원일자 2016년10월18일  
 심사청구일자 2017년07월06일  
 (65) 공개번호 10-2018-0042719  
 (43) 공개일자 2018년04월26일  
 (56) 선행기술조사문헌  
 KR101601895 B1\*  
 US20100152560 A1\*  
 US20150190088 A1\*  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

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

전체 청구항 수 : 총 20 항

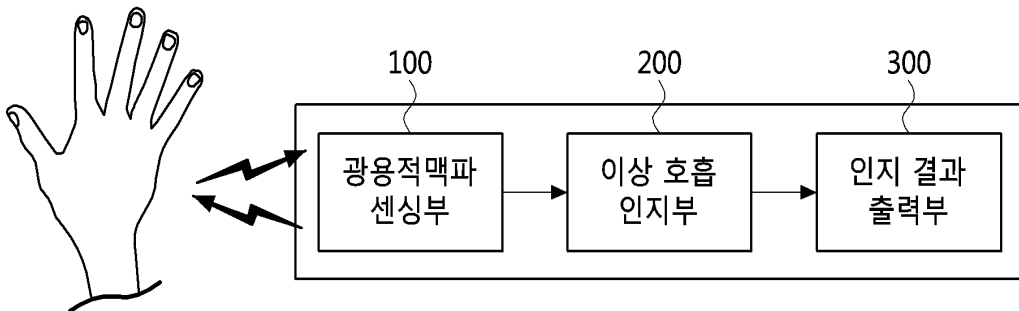
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **호흡 분석 장치 및 방법**

**(57) 요약**

사용자의 맥파를 수신하여 노이즈를 제거하고 필요한 대역의 신호를 추출하여 디지털 변환하는 광용적맥파 센싱부 및 상기 광용적맥파 센싱부가 센싱한 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 현재 사용자의 호흡률 특징값을 산출하여 호흡률 특징 기준치와 비교하여, 이상 호흡을 감지하는 이상호흡 인지부를 포함한 호흡 분석 장치가 개시된다. 본 발명의 호흡 분석 장치에 따르면 수면시 무호흡증을 효과적으로 인지할 수 있다.

**대표도 - 도1**



(52) CPC특허분류

*A61B 5/6824* (2013.01)

*A61B 5/7225* (2013.01)

*A61B 5/746* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

사용자의 맥파를 수신하여 노이즈를 제거하고 필요한 대역의 신호를 추출하여 디지털 신호로 변환하는 광용적맥파 센싱부; 및

상기 광용적맥파 센싱부가 센싱한 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 상기 호흡률 신호의 주파수 대역 상에서 비관심 영역의 주파수 성분 강도 대비 관심 영역의 주파수 성분 강도의 비율을 도출하여 현재 사용자의 호흡 특징값을 산출하며, 산출된 호흡 특징값을 호흡 특징 기준치와 비교하여, 이상 호흡을 감지하는 이상 호흡 인지부를 포함하고,

상기 관심 영역은 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역인, 호흡 분석 장치.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는,

상기 광용적맥파에 대해 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행함으로써 상기 호흡률 신호를 획득하는, 호흡 분석 장치.

#### 청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는 상기 호흡 특징값이 0.5 이하이면 상기 사용자가 무호흡 상태인 것으로 판단하는, 호흡 분석 장치.

#### 청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 비관심 영역은 0 Hz 내지 0.19 Hz 대역인, 호흡 분석 장치.

#### 청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 호흡 특징 기준치는 호흡 특징 평균값인, 호흡 분석 장치.

#### 청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 호흡 특징 평균값은,

정상 호흡에 대한 일정 시간 구간에서 복수 회 산출된 호흡 특징 값에 대한 산술 평균 또는 이동 평균 값으로 설정되는, 호흡 분석 장치.

#### 청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 이상호흡 인지부는,

현재 사용자의 호흡이 이상호흡으로 판단되면, 현재의 호흡 특징 값에 따라 이상호흡의 종류를 판단하는, 호흡 분석 장치.

**청구항 8**

청구항 1에 있어서,  
 상기 호흡 분석 장치는 사용자의 신체 일부에 착용 가능한, 호흡 분석 장치.

**청구항 9**

청구항 1에 있어서,  
 상기 호흡 분석 장치는 사용자의 손목에 착용 가능한 형태인, 호흡 분석 장치.

**청구항 10**

청구항 1에 있어서,  
 상기 광용적맥파 센싱부는,  
 광신호를 발생시키고 사용자의 신체로부터 반사되어 수신된 광신호를 센싱하는 센서;  
 센싱된 신호로부터 불필요한 노이즈 대역을 소거하는 대역 소거 필터;  
 상기 대역 소거 필터로부터 출력된 신호에 대해 맥박 신호 대역의 대역통과 필터링을 수행하는 대역통과 필터;  
 및  
 상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 아날로그-디지털 변환기를 포함하는, 호흡 분석 장치.

**청구항 11**

청구항 1에 있어서,  
 상기 이상호흡은 폐쇄성 무호흡, 혼합성 무호흡, 및 중추성 무호흡 중 적어도 하나를 포함하는, 호흡 분석 장치.

**청구항 12**

청구항 1에 있어서,  
 상기 이상호흡 인지부는,  
 이상호흡 여부에 대한 인지 결과를 출력하는 인지 결과 출력부를 더 포함하는, 호흡 분석 장치.

**청구항 13**

사용자의 맥파를 센싱하여 노이즈를 제거하고 필요한 대역의 신호를 추출하여 디지털 신호로 변환하는 광용적맥파 센싱 단계;  
 상기 센싱된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하여 주파수 변환하는 단계; 및  
 주파수 대역 상에서 비관심 영역의 주파수 성분 강도 대비 관심 영역의 주파수 성분 강도의 비율을 도출하여 현재 사용자의 호흡 특징값을 산출하며, 산출된 호흡 특징값을 호흡 특징 기준치와 비교하여, 이상 호흡을 감지하는 단계를 포함하고,  
 상기 관심 영역은 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역인, 호흡 분석 방법.

**청구항 14**

청구항 13에 있어서,  
 상기 호흡률 신호는,  
 상기 광용적맥파 신호에 대해 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행하여 얻어지는, 호흡 분석 방법.

**청구항 15**

청구항 13에 있어서,

상기 이상호흡 감지하는 단계는,

상기 호흡 특징값이 0.5 이하이면 상기 사용자가 무호흡 상태인 것으로 판단하는 단계를 포함하는, 호흡 분석 방법.

**청구항 16**

청구항 13에 있어서,

상기 호흡 특징 기준치는 호흡 특징 평균값이고,

상기 호흡 특징 평균값은, 정상 호흡에 대한 일정 시간 구간에서 복수 회 산출된 호흡 특징 값에 대한 산술 평균 또는 이동 평균 값으로 설정되는, 호흡 분석 방법.

**청구항 17**

청구항 13에 있어서,

상기 이상 호흡을 감지하는 단계는,

현재 사용자의 호흡이 이상호흡으로 판단되면, 현재의 호흡 특징 값에 따라 이상호흡의 종류를 판단하는 단계를 포함하는, 호흡 분석 방법.

**청구항 18**

청구항 13에 있어서,

이상호흡 감지 결과를 출력하는 단계를 더 포함하는, 호흡 분석 방법.

**청구항 19**

청구항 13에 있어서,

상기 이상호흡은 폐쇄성 무호흡, 혼합성 무호흡, 및 중추성 무호흡 중 적어도 하나를 포함하는, 호흡 분석 방법.

**청구항 20**

청구항 13에 있어서,

상기 비관심 영역은 0 Hz 내지 0.19 Hz 대역인, 호흡 분석 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 호흡 분석 장치 및 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 수면 상태에서 이상호흡 또는 무호흡을 감지하는 호흡 분석 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 소득의 증대로 삶의 질이 높아짐에 따라 스마트밴드, 패드 등의 모바일 기기를 이용한 다양한 자가 건강 검사 방법이 최근 들어 늘어나고 있으며, 특히 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.

[0003] 수면 무호흡(Sleep Apnea)이란 수면 중에 일시적으로 호흡이 정지되는 현상을 말하며, 수면 무호흡으로 인한 수면 분열(Sleep Fragmentation)은 주간 과도한 졸리움(EDS: Excessive Daytime Sleepiness) 및 혈액 내 산소포

화도(SpO2: Peripheral Capillary Oxygen Saturation)를 감소시킨다. 산소포화도의 감소는 고혈압, 부정맥 등을 일으키며 심할 경우 수면 중 심장마비(Heart Attack), 돌연사(Sudden Death) 등을 초래할 수 있다.

[0004] 수면 무호흡증은 모든 호흡 노력을 중단하게 되는 신경 장애로 구분되는 중추성 무호흡증(Central Apnea)과 기도의 폐쇄 또는 허탈에 의해서 잠자는 동안 숨이 반복적으로 정지되는 폐쇄성 무호흡증(Obstructive Apnea) 및 중추성 및 폐쇄성 무호흡증이 조합되는 혼합성 무호흡(Mixed Apnea)의 종류가 있다. 폐쇄성 및 혼합성 무호흡은 수면 중 호흡노력으로 깨어나는 일이 발생하게 된다.

[0005] 수면 무호흡증은 임상적으로 무호흡으로 발생할 수 있는 부정맥을 검사하기 위한 심전도(ECG: Electro-Cardiogram), 두뇌의 수면과 각성 상태를 구분하기 위한 뇌전도(EEG: Electro-Encephalogram), 안전도(EOG: Electro-Oculogram) 및 근전도(EMG: Electro-Myogram)를 검사하며, 이와 함께 무호흡 동안에 발생하는 혈액 내 산소포화도 측정, 중추성 또는 폐쇄성 무호흡 등의 무호흡증의 종류를 판단하기 위한 비강 및 구강의 공기 흐름, 흉부 및 복부의 움직임 측정과 수면자세 및 혈압을 측정하여 수면의 단계와 기능, 수면 중 발생할 수 있는 사건을 객관적으로 평가하는 수면 다원검사(PSG: Ploysomnography)를 통하여 진단을 하게 된다.

[0006] 수면의 질을 진단하기 위하여 수면 다원검사는 비교적 정확한 진단법이지만, 가격이 비싸고 숙련된 인력이 필요하다는 단점이 있다. 높은 숙련도와 가격으로 요구되는 수면 다원 검사와 달리 근래 스마트 기기의 발달로 인하여 사용자의 맥박 등의 다양한 생체신호 측정 장치가 발달하고 있지만, 단순 생체신호 측정을 위한 장치로 머물고 있으며 측정된 생체신호를 이용하여 사용자의 익숙한 환경에서 저렴한 수면의 질 자가진단 등의 응용 서비스가 필요한 상태라 할 수 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0007] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은 주파수 분석을 통한 수면 무호흡 검출이 가능한 호흡 분석 방법을 제공하는 데 있다.

[0008] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 다른 목적은 상기 호흡 분석 방법을 이용하는 호흡 분석 장치를 제공하는 데 있다.

**과제의 해결 수단**

[0009] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 분석 장치는, 사용자의 맥파를 수신하여 노이즈를 제거하고 필요한 대역의 신호를 추출하여 디지털 신호로 변환하는 광용적맥파 센싱부 및 상기 광용적맥파 센싱부가 센싱한 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하고, 현재 사용자의 호흡률 특징값을 산출하여 호흡률 특징 기준치와 비교하여, 이상 호흡을 감지하는 이상호흡 인지부를 포함할 수 있다.

[0010] 상기 이상호흡 인지부는, 광용적맥파에 대해 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행함으로써 호흡률 신호를 획득하고, 주파수 변환된 호흡률 신호에서 비관심 영역의 주파수 성분 강도 대비 관심 영역의 주파수 성분 강도의 비율을 산출하여 상기 호흡률 특징값을 산출할 수 있다.

[0011] 여기서, 본 발명에 따른 관심 영역은 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역이고, 상기 비관심 영역은 0 Hz 내지 0.19 Hz 대역일 수 있다.

[0012] 또한, 호흡률 특징 기준치는 호흡률 특징 평균값일 수 있으며, 호흡률 특징 평균값은, 정상 호흡에 대한 일정 시간 구간에 대해 복수 회 산출된 호흡률 특징 값에 대한 산술 평균 또는 이동 평균 값으로 설정될 수 있다.

[0013] 상기 이상호흡 인지부는 또한, 현재 사용자의 호흡이 이상호흡으로 판단되면, 현재의 호흡률 특징 값에 따라 이상호흡의 종류를 판단할 수 있다.

[0014] 한편, 본 발명에 따른 호흡 분석 장치는, 사용자의 신체 일부에 착용 가능한 형태를 띌 수 있으며, 예를 들어, 사용자의 손목에 착용 가능한 형태일 수 있다.

[0015] 추가적으로, 상기 광용적맥파 센싱부는, 광신호를 발생시키고 사용자의 신체로부터 반사되어 수신된 광신호를 센싱하는 센서, 센싱된 신호로부터 불필요한 노이즈 대역을 소거하는 대역 소거 필터, 상기 대역 소거 필터로부터 출력된 신호에 대해 맥박 신호 대역의 대역통과 필터링을 수행하는 대역통과 필터, 및 상기 필터링된 신호에 대해 디지털 변환을 수행하는 아날로그-디지털 변환기를 포함할 수 있다.

- [0016] 본 발명에 따라 감지 가능한 이상호흡은 폐쇄성 무호흡, 혼합성 무호흡, 및 중추성 무호흡 중 적어도 하나를 포함한다.
- [0017] 상기 이상호흡 인지부는, 이상호흡 여부에 대한 인지 결과를 출력하는 인지 결과 출력부를 더 포함할 수 있다.
- [0019] 본 발명의 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 분석 방법은, 사용자의 맥파를 센싱하여 노이즈를 제거하고 필요한 대역의 신호를 추출하여 디지털 신호로 변환하는 광용적맥파 센싱 단계, 상기 센싱된 광용적맥파 신호로부터 호흡률 신호를 추출하여 주파수 변환하는 단계, 및 주파수 변환된 호흡률 신호로부터 호흡률 특징값을 산출하여 호흡률 특징 기준치와 비교함으로써, 이상 호흡을 감지하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0020] 여기서, 상기 호흡률 신호는 상기 광용적맥파 신호에 대해 호흡 주파수 대역의 대역 필터링을 수행하여 얻어질 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 이상 호흡을 감지하는 단계는, 상기 주파수 변환된 호흡률 신호에서 비관심 영역의 주파수 성분 강도 대비 관심 영역의 주파수 성분 강도의 비율을 산출하여 상기 호흡률 특징값을 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 상기 이상 호흡을 감지하는 단계는 또한, 현재 사용자의 호흡이 이상호흡으로 판단되면, 현재의 호흡률 특징 값에 따라 이상호흡의 종류를 판단하는 단계를 더 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0023] 상기와 같은 본 발명의 실시예에 따르면, 사용자의 호흡 이상을 신속히 파악하여 위급 상황에 대비할 수 있도록 정보 또는 알람을 제공할 수 있다.
- [0024] 또한, 본 발명에 따른 호흡 분석 장치는 비침습적인 방법으로 손목 등 사용자의 신체 일부에 쉽게 장착 가능한 형태로 제공되어 사용자에게 편의성을 제공할 수 있다.
- [0025] 본 발명에 따른 호흡 분석 장치 및 방법은 특히 수면 시 무호흡증을 판단함에 있어 효과적으로 활용될 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 분석 장치의 블록 구성도이다.
- 도 2은 본 발명의 일 실시예에 따른 광용적맥파 센싱부의 구성도이다.
- 도 3은 이상 호흡 중 하나인 폐쇄성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- 도 4는 이상 호흡 중 하나인 중추성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- 도 5는 흉강 호흡 운동 신호, 호흡률 신호, 광용적맥파 신호를 시간 축에서 비교하여 나타낸 그래프이다.
- 도 6은 본 발명에 따른 호흡률 신호의 주파수 분석 결과의 일 예를 나타낸 그래프이다.
- 도 7은 본 발명에 따른 호흡률 신호의 주파수 분석 결과의 다른 예를 나타낸 그래프이다.
- 도 8은 본 발명에 따른 호흡 분석 방법의 개략적인 동작 순서도이다.
- 도 9는 본 발명에 따른 이상 호흡 감지에 활용되는 기준치를 도출하는 방법의 상세 동작 순서도이다.
- 도 10은 본 발명에 따른 주파수 분석을 이용한 이상 호흡 감지 방법의 상세 동작 순서도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0027] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명을 통해 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.
- [0028] 제1, 제2, A, B 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는 데 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 있

고, 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.

- [0029] 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.
- [0030] 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.
- [0031] 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.
- [0033] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0035] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 분석 장치의 블록 구성도이다.
- [0036] 도 1에 도시된 바와 같이 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 분석 장치는 광용적맥파 센싱부(100), 이상호흡 인지부(200), 인지결과 출력부(300)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0037] 광용적맥파 센싱부(100)는 사용자의 맥파를 수신하여 노이즈를 제거하고 필요한 대역의 신호를 추출하여 디지털 신호로 변환함으로써, 광용적맥파를 센싱한다.
- [0038] 광용적맥파 센싱부(100)는 발광 소자 및 수광 소자를 포함하여, 발광 소자로부터 발광된 광신호가 손목 부위에서 반사되어 수신된 광신호를 수광 소자를 이용해 센싱한다.
- [0039] 광용적맥파(photo-plethysmography, PPG)는 심장박동에 따라 혈관 내의 혈액 구성 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(Concentration) 변화에 의해 빛의 투과 정도가 변하게 되는데, 이러한 변화량은 곧 혈류에 의한 것이므로 이러한 현상을 이용해 광용적맥파를 측정한다.
- [0040] 이상호흡 인지부(200)는 센싱된 맥파 신호로부터 호흡률을 계산하고 본 발명에 따른 이상호흡 감지 알고리즘을 수행한다. 여기서, 본 발명에 따른 무호흡 감지 알고리즘은 주파수 분석을 토대로 한다.
- [0041] 이상호흡 인지부(200)를 통해 인지된 결과는 인지 결과 출력부(300)에 전달되는데, 인지결과 출력부(300)에서는 이상호흡 인지 결과를 출력 또는 전달하는 인터페이스를 포함할 수 있다.
- [0042] 도 1에 도시된 바와 같은 구성을 포함할 수 있는 본 발명에 따른 이상 호흡 감지 장치는, 손목의 광용적맥파 신호로부터 호흡률(RIIV: Respiration Intensity Induced Variability) 신호를 추출하여 사용자의 이상 호흡을 감지한다. 본 발명은 특히, 수면 상태에서 사용자의 무호흡을 감지하는 데 효과적으로 활용될 수 있다.
- [0043] 본 발명에서는 통상 0.2 Hz ~ 0.3 Hz(호흡수 12회/분 ~ 18회/분)를 갖는 정상호흡에 비하여 무호흡 시에는 이 대역에서의 주파수 성분의 강도(strength)가 감소하는 특징을 분석함으로써 이상호흡 또는 무호흡을 인지하는 것을 주요 특징으로 한다.
- [0045] 도 2은 본 발명의 일 실시예에 따른 광용적맥파 센싱부의 구성도이다.
- [0046] 본 발명의 일 실시예에 따른 광용적맥파 센싱부(100)는 사용자의 광용적맥파를 측정하기 위한 광용적맥파 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.
- [0047] 광용적맥파 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.

- [0048] 광용적맥파 센싱부(100)는 또한, 광용적맥파 센서의 동작 및 제어를 위한 발광다이오드 드라이버를 더 포함할 수 있다.
- [0049] 한편, 광출력 제어기(170)는, 발광 다이오드의 광량을 제어하는 역할을 수행하며, 디지털 아날로그 변환기(DAC)의 형태를 띌 수 있다.
- [0050] 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.
- [0051] 전류/전압 변환기(120)로부터 출력된 신호는 대역 소거 필터(130) 및 대역 통과 필터(140), 아날로그 디지털 변환기(150)를 거치면서 프로세싱되고 이상호흡 인지부(200)로 전달된다.
- [0052] 대역 소거 필터(130)는 입력된 신호에서 50 Hz 또는 60 Hz의 전원 주파수 신호를 제거하는 역할을, 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(150)를 거쳐 디지털 신호로 변환된다.
- [0053] 디지털 신호로 변환된 광용적맥파 신호는 이상호흡 인지부(200)로 전달되고 전달된 광용적맥파 신호를 대상으로 본 발명에 따른 이상호흡 인지 방법이 수행된다.
- [0055] 도 3은 이상 호흡 중 하나인 폐쇄성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- [0056] 폐쇄성 무호흡증은 본 발명에 따른 호흡 신호 감지 장치가 감지 가능한 다양한 이상 호흡들 중 하나이다.
- [0057] 폐쇄성수면무호흡(OSA: obstructive sleep apnea)은 수면 중 기도가 막혀 발생하는 호흡중단의 행태로, 횡경막 자체가 운동하지 않아 호흡이 끊기는 중추성 수면무호흡증(CSA: Central Sleep Apnea)보다 흔한 편이며 어느 나라에서나 흔한 증상이다.
- [0058] 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.
- [0059] 도 3에 도시된 그래프를 참조하면, 폐쇄성 수면무호흡증을 동반하는 호흡은 임의의 주기로 제1 구간(301) 및 제2 구간(302)이 반복되며, 이상 호흡 또는 무호흡 구간인 제1 구간(301)에서의 NAF, RC, Abd 신호 특성은 정상 호흡 구간인 제2 구간(302)에서의 신호 특성과 다르게 나타나고 있음을 알 수 있다.
- [0060] 여기서, NAF(Nasal airflow) 신호는 비강의 공기흐름을, RC(Ribcage respiratory movement) 신호는 흉강 호흡 운동을, 그리고 Abd(Abdominal respiratory movement) 신호는 복강 호흡 운동을 나타낸다.
- [0061] 이상 호흡 구간인 제1 구간(301)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.
- [0063] 도 4는 이상 호흡 중 하나인 중추성 무호흡증의 생체신호 반응 그래프이다.
- [0064] 중추성 무호흡증의 생체신호를 나타내는 도 4에 도시된 그래프도 임의의 주기로 이상 호흡 구간인 제1 구간(401) 및 정상 호흡 구간인 제2 구간(402)이 반복된다.
- [0065] 도 4에 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.
- [0066] 도 3 및 도 4에 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.
- [0068] 도 5는 흉강 호흡 운동 신호, 호흡률 신호, 광용적맥파 신호를 시간 축에서 비교하여 나타낸 그래프이다.
- [0069] 도 5에 도시된 흉강 호흡 운동 신호(a)는 12 분간 상용호흡측정 시스템(BIOPAC Systems Inc. MP150, RSP100C)

을 이용하여 실제 측정된 신호이다.

- [0070] 도 5의 (c)로 도시된 광용적맥파 신호는 본 발명에 따른 광용적맥파 센싱부(100)로부터 출력되는 신호이고, (b)로 나타낸 호흡률 신호는 본 발명에 따라 산출된 호흡률 신호를 나타낸다.
- [0071] 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.
- [0072] 본 발명에서는 정상적 호흡 구간에 비하여 주기 및 마루-골 차이값의 불규칙 정도가 커지는 무호흡 구간의 특징을 분석하여 무호흡 등의 이상 호흡을 인지한다.
- [0073] 본 발명에서는 이상 호흡을 감지하기 위해 호흡률 신호에 대해 주파수 축에서의 분석을 수행한다.
- [0075] 도 6은 본 발명에 따른 호흡률 신호의 주파수 분석 결과의 일 예를, 도 7은 본 발명에 따른 호흡률 신호의 주파수 분석 결과의 다른 예를 나타낸 그래프이다.
- [0076] 도 6은 임의의 15초의 시간 동안 측정되어 추출, 계산된 호흡률 신호의 정상호흡 구간(601) 및 이상호흡 구간(602) 각각에 대한 주파수 성분을 나타내고 있다.
- [0077] 도 6의 그래프의 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역에서 정상호흡 구간 및 이상호흡 구간의 주파수 성분을 살펴보면, 이상호흡 구간(602)에 비해 정상호흡 구간(601)에서의 호흡률 신호의 강도가 더 크게 나타나고 있음을 알 수 있다.
- [0078] 도 7은 도 6의 경우와 다른 임의의 15초 시간 구간에서 호흡률 신호의 주파수 분석 결과를 나타내고 있으며, 정상호흡 구간(701) 및 이상호흡 구간(702) 각각에 대한 주파수 성분을 비교해 보면 도 6의 경우와 마찬가지로, 0.2 Hz 내지 0.3 Hz 대역에서 이상호흡 구간(702)에 비해 정상호흡 구간(701)에서의 호흡률 신호의 강도가 더 크게 나타나고 있음을 확인할 수 있다.
- [0080] 도 8은 본 발명에 따른 호흡 분석 방법의 개략적인 동작 순서도를 나타낸다.
- [0081] 도 8에 도시된 바와 같이 본 발명에 따른 호흡 분석 방법은, 우선 손목 등에 착용한 호흡 분석 장치를 통해 광용적맥파를 수신하고(S810), 수신된 신호에 대해 대역소거 및 대역통과 필터링을 수행하여 노이즈 신호를 제거한다(S820). 이렇게 처리된 신호에 대해 디지털 변환이 수행되고(S830), 디지털 변환된 신호에 대해 주파수 변환을 수행한 후 호흡 주파수 성분 대역만을 필터링하는 대역 통과 필터링을 통해 호흡률 신호를 도출한다(S840).
- [0082] 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.
- [0083] 호흡률 신호에 대해서는 본 발명에 따른 주파수 분석이 수행되고(S850), 주파수 분석 결과인 호흡률 특징 값을 이용해 사용자의 호흡이 이상 호흡인지 판단한다(S860). 여기서, 이상 호흡은 폐쇄성 무호흡, 중추성 무호흡, 혼합성 무호흡 등을 포함하며, 이외 다양한 증상의 이상 포흡을 포함할 수 있다.
- [0084] 이상 호흡인지 여부 및 이상 호흡이라면 어떤 종류의 이상 호흡인지 판단되면, 판단 결과를 출력한다(S870). 이때의 판단 결과 출력은 디스플레이 되어 사용자에게 제공될 수도 있고 호흡 분석 장치와는 별도의 제어 장치로 전달될 수도 있다.
- [0086] 도 9는 본 발명에 따른 이상호흡 감지에 활용되는 기준치를 도출하는 방법의 상세 동작 순서도이다.
- [0087] 도 9에 도시된 방법을 통해 도출하고자 하는 것은 이상 호흡 감지에 활용하기 위한 기준치 값이며, 따라서, 기준치 값을 도출하기 위한 호흡의 대상은 정상 호흡이다. 본 발명을 수면시의 이상 호흡 감지에 활용하고자 한다면 이 때의 정상 호흡은 수면시 정상 호흡일 수 있다.
- [0088] 또한, 도 9의 기준치는 도 8의 주파수 분석 단계를 통해 현재 호흡률 신호의 주파수 분석 값의 결과로 도출되는 호흡률 특징 값과의 비교 대상이 된다. 즉, 도 9에서 도출되는 기준치는 도 8의 단계 860에서 활용되는 값이다.
- [0089] 이상 호흡 감지에 활용되는 기준치를 도출하기 위해서는 우선, 특징 값 도출 회차를 나타내는 변수 n을 초기 값

1로 설정한다(S900). 이후 임의의 구간  $T_n$ , 예를 들어, 15초의 시간 구간에 대해 호흡률 특징값을 추출한다(S910).  $T_n$  구간에서의 호흡률 특징값을 추출하는 단계(S910)는 광용적맥파를 센싱하는 단계(S911), 호흡률 신호를 도출하는 단계(S912),  $T_n$  구간에서의 호흡률 특징 값을 도출하는 단계(S913)를 포함한다.

[0090] 여기서, 광용적맥파를 센싱하는 단계(S911)는 도 8에 도시된 광용적맥파를 수신하는 단계(S810), 대역소거/대역통과 필터링 단계(S820), 및 디지털 변환 단계(S830)를 포함하는 개념이다. 또한, 호흡률 신호를 도출하는 단계(S912)는 도 8에 도시된 호흡률 신호 도출 단계(S840)와 동일한 절차로 이루어진다.

[0091] 호흡률 특징 값 도출 단계(S913)에서는, 도출된 호흡률 신호에 대해 도 6 또는 도 7에 도시된 바와 같은 그래프의 주파수 축에서 일정한 개수의 관심 주파수 값 및 비관심 주파수 값을 추출하고, 이들 주파수 값들로부터 호흡률 특징 값을 산출한다.

[0092] 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 호흡률 특징 값은 본 발명의 관심 영역인 0.2 Hz ~ 0.3 Hz 대역의 주파수 성분의 강도를, 비관심 영역, 예를 들어, 0 Hz ~ 0.19 Hz 대역의 주파수 성분의 강도와 비교하여 산출된다. 이때, 관심 영역에서 추출되는 주파수 성분의 개수와 비관심 영역에서 추출되는 주파수 성분의 개수는 동일할 수도 있고 다르게 설정될 수도 있다.

[0093] 본 발명에 따른 호흡률 특징 값을 정리하면 아래 수학적 식 1과 같이 정리될 수 있다.

**수학적 식 1**

$$Resp_{fea} = \frac{\sum_{f=0.2Hz}^{0.3Hz} Resp_{fea}(f) = Resp_{fea}(0.2Hz) + \dots + Resp_{fea}(0.3Hz)}{\sum_{f=0Hz}^{0.19Hz} Resp_{fea}(f) = Resp_{fea}(0Hz) + \dots + Resp_{fea}(0.19Hz)}$$

[0094]

[0095]

[0096] 수학적 식 1에서  $Resp_{fea}$ 는 호흡률 특징값이고,  $Resp_{fea}(f)$ 는 주파수 성분  $f$ 에서의 강도 값이다.

[0097]  $T1(n=1$ 일 때) 구간에서 호흡률 특징 값이 도출되면, 호흡률 특징 값 산출 절차가 미리 설정된 회수(즉,  $N_{th}$ )만큼 수행되었는지 체크한다(S920). 미리 설정된 회수만큼 수행되지 않았다면  $n$  값을 1 증가시키고(S921), 단계 910을 반복한다.

[0098] 호흡률 특징 값 산출 절차가 미리 설정된 횟수만큼 수행된 경우(S920의 예),  $N_{th}$  개수만큼의 호흡률 특징 값이 산출되었으므로 이들 값에 대한 평균 값을 산출한다(S930). 예를 들어,  $N_{th}$  값은 10회로 설정될 수 있다.

[0099] 한편, 도 9를 통해 도출된 호흡률 특징 값의 평균은 산술 평균이지만, 본 발명에 따른 평균치가 산술 평균에 국한되지는 않는다. 즉, 본 발명에 따른 호흡률 특징값의 평균 값은 이후 설명할 도 10의 이상 호흡 감지 방법의 수행을 통해 실시간으로 산출되는 호흡률 특징 값이 이상호흡 기준치를 초과하지 않는 경우에, 해당 호흡률 특징 값을 평균 값 계산에 반영하여 평균 값을 실시간으로 업데이트함으로써 이동 평균 값의 형태로도 활용 가능하다.

[0100] 즉, 도 9에 도시된 동작과 도 10에 도시된 동작은 편의상 별개의 동작으로 도시 및 설명되나, 도 9에 도시된 산술평균 도출 절차가 이동평균 도출 절차로 수정되어 두 동작이 통합 수행될 수 있다.

[0102] 도 10은 본 발명에 따른 주파수 분석을 이용한 이상호흡 감지 방법의 상세 동작 순서도이다.

[0103] 도 10에 도시된 이상 호흡 감지 방법은 도 9에 도시된 바와 같은 절차를 거쳐 호흡률 특징 평균치가 도출된 이후 실시간으로 입력되는 사용자의 광용적맥파에 대해 이상 호흡을 감지하는 방법의 동작 순서를 나타낸다.

[0104] 본 발명에 따른 이상 호흡 감지를 위해서는 우선 실시간으로 입력되는 사용자의 광용적맥파에 대한 광용적맥파 센싱 단계(S1010) 및 호흡률 신호 도출 단계(S1020)를 거친다. 여기서, 광용적맥파 센싱 단계(S1010)는 도 9에 도시된 광용적맥파 센싱 단계(S911)와 동일한 절차로 진행된다. 즉, 광용적맥파 센싱 단계(S1010)는 도 8에 도시된 광용적맥파를 수신하는 단계(S810), 대역소거/대역통과 필터링 단계(S820), 및 디지털 변환 단계(S830)를

포함하는 개념이다.

[0105] 또한, 호흡률 신호 도출 단계(S1020)는 도 9를 통해 설명된 호흡률 신호를 도출하는 단계(S912) 및 도 8에 설명된 호흡률 신호 도출 단계(S840)와 동일한 절차로 이루어진다.

[0106] 호흡률 신호가 도출되면 주파수 축에서 호흡률 신호를 분석하여 현재의 호흡률 신호에 대해 호흡률 특징 값을 도출한다(S1030). 현재의 호흡률 특징 값이 도출되면, 도 9에 도시된 절차를 통해 산출된 호흡률 특징 평균값과 현재의 호흡률 특징 값을 비교하여, 호흡률 특징 평균값 대비 현재의 호흡률 특징 값의 비율을 산출한다(S1040).

[0107] 즉, 호흡률 특징값의 비율은 아래 수학적 식 2와 같이 정리될 수 있다.

**수학적 식 2**

$$Resp_{fea,ratio} = \frac{Resp_{fea,average} - Resp_{fea}}{Resp_{fea,average}} \times 100 (\%)$$

[0108]

[0109] 호흡률 특징값 비율이 산출되면 산출된 비율에 따라 이상 호흡을 판단한다(S1050).

[0110] 구체적으로, 호흡률 특징값 비율이 기 설정된 이상호흡 기준치 미만, 예를 들어 10% 미만일 경우 무호흡 상태로 감지할 수 있다.

[0111] 여기서, 앞서 도 9를 통해 설명한 바와 같이, 실시간으로 산출되는 호흡률 특징 값이 이상호흡 기준치를 초과하지 않는 경우에 해당 호흡률 특징 값을 도 9의 평균 값 계산에 반영하여 평균 값을 실시간으로 업데이트함으로써, 도 10에서 도출되는 호흡률 특징값이 실시간으로 이동 평균 값 산출에 활용될 수 있다.

[0112] 이상호흡 판단 단계(S1050)에서는 또한, 이상 호흡이 어떤 증상의 이상 호흡인지 판단할 수 있다.

[0113] 여기서, 호흡률 특징값( $Resp_{fea}$ )은 0 내지 1의 값을 가질 수 있으며, 호흡률 특징값이 중추성 무호흡 기준치 미만인 경우 중추성 무호흡으로 판단하고, 호흡률 특징값이 폐쇄성 무호흡 기준치 범위에 속하는 경우는 폐쇄성 무호흡으로, 호흡률 특징값이 폐쇄성 무호흡 기준치와 중추성 무호흡 기준치 사이에 위치하는 경우에는 혼합성 무호흡으로 판단할 수 있다.

[0114] 예를 들어, 일례로 정상 호흡 시 호흡률 특징값( $Resp_{fea}$ ) = 0.5 라고 한다면, 호흡률 특징값에 따라 이상호흡의 종류를 판단하는 기준을 아래 수학적 식 3과 같이 나타낼 수 있다.

**수학적 식 3**

$$\left\{ \begin{array}{ll} \bullet \text{ } Resp_{fea} < 0.5, & \text{폐쇄성 무호흡} \\ \bullet \text{ } Resp_{fea} \approx 0.25, & \text{혼합성 무호흡} \\ \bullet \text{ } Resp_{fea} \approx 0, & \text{중추성 무호흡} \end{array} \right.$$

[0115]

[0116] 수학적 식 3에 나타난 판단 기준에 따르면, 이상 호흡 중에서도 호흡률 특징값 이 0에 가까운 값인 경우 중추성 무호흡으로 판단하고, 호흡률 특징값이 0.5 미만인 경우 폐쇄성 무호흡으로 판단하며, 특징값이 폐쇄성 무호흡 기준치와 중추성 무호흡 기준치 사이 예를 들어, 25% 근처인 경우는 혼합성 무호흡으로 판단한다.

[0117] 도 10에 도시된 이상호흡 감지 방법에 따라 무호흡이 감지되면, 인지 결과 출력부(300)로 무호흡 상태 및/또는 무호흡의 종류를 표시 또는 전달한다.

[0119] 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.

[0120] 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.

[0121] 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.

[0122] 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.

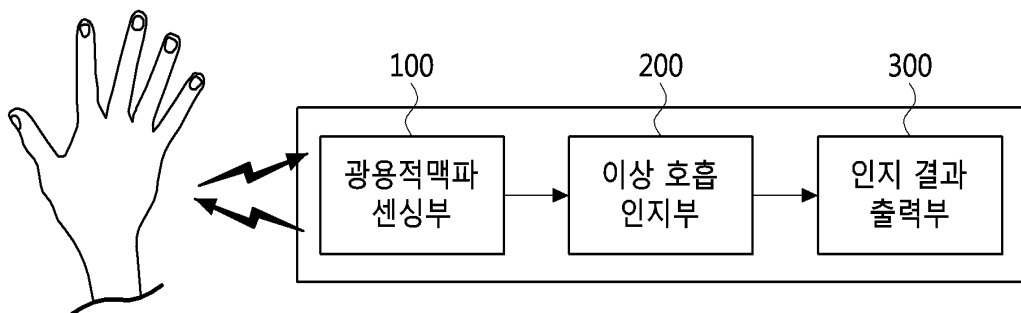
[0124] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

**부호의 설명**

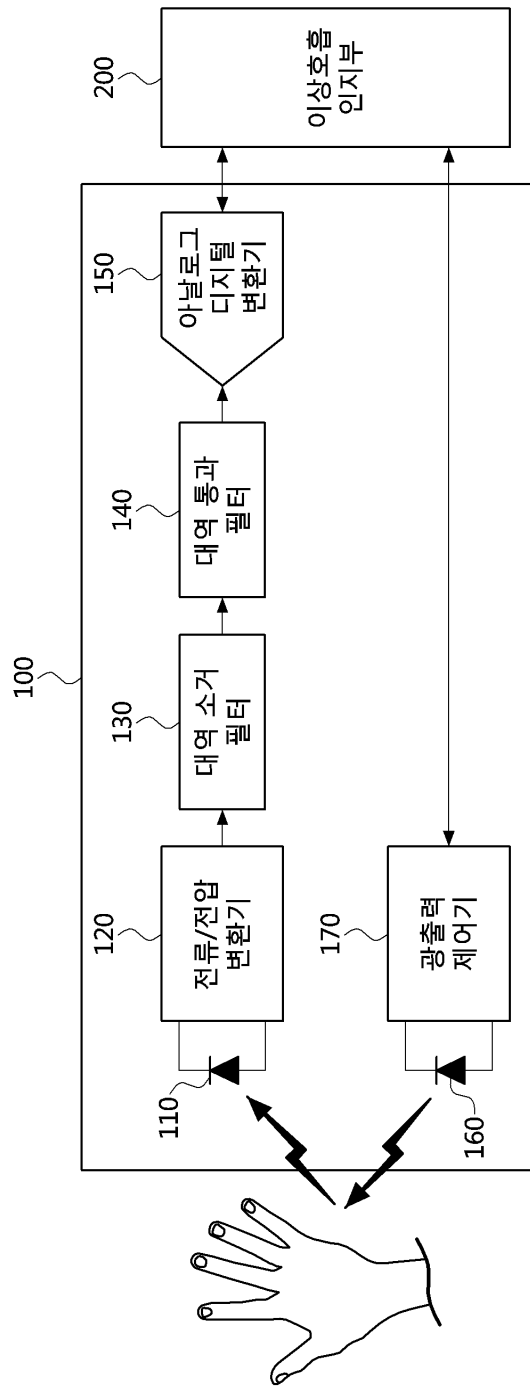
- |        |                |                   |
|--------|----------------|-------------------|
| [0126] | 100: 광용적맥파 센싱부 | 200: 이상 호흡 인지부    |
|        | 300: 인지결과 출력부  | 110: 수광 소자        |
|        | 120: 전류/전압 변환기 | 130: 대역소거 필터      |
|        | 140: 대역통과 필터   | 150: 아날로그 디지털 변환기 |
|        | 160: 발광 소자     | 170: 광출력 제어기      |

**도면**

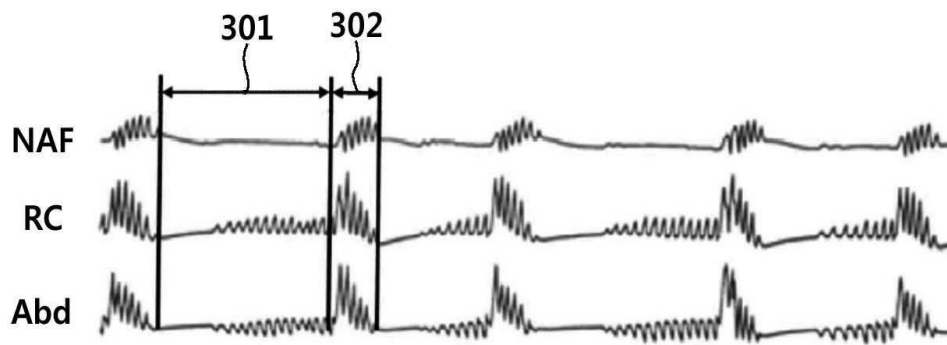
**도면1**



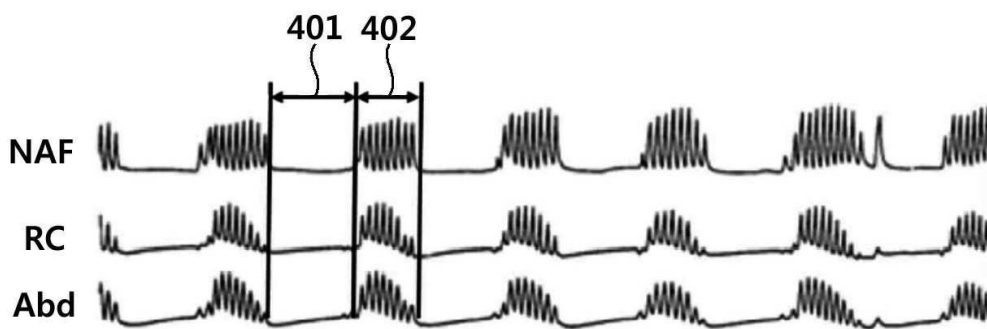
도면2



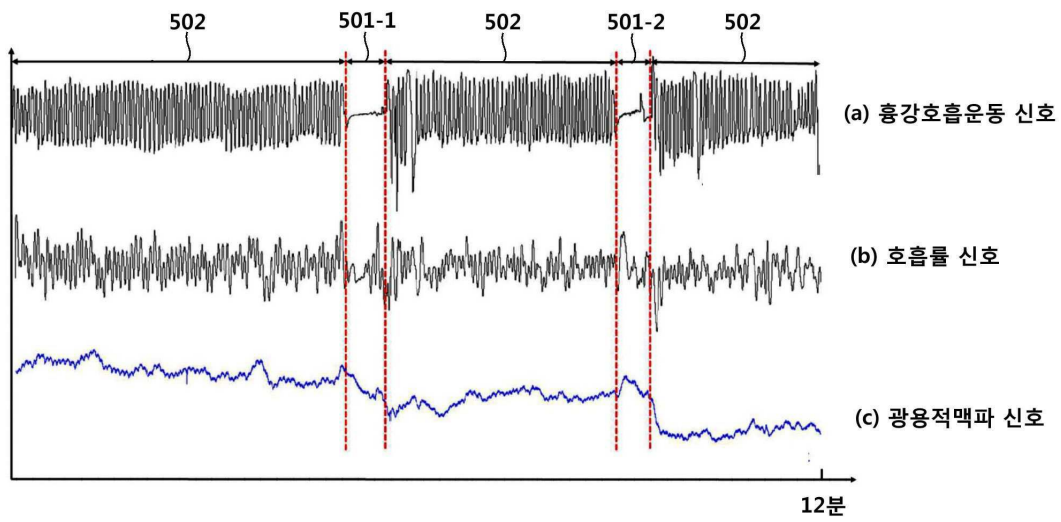
도면3



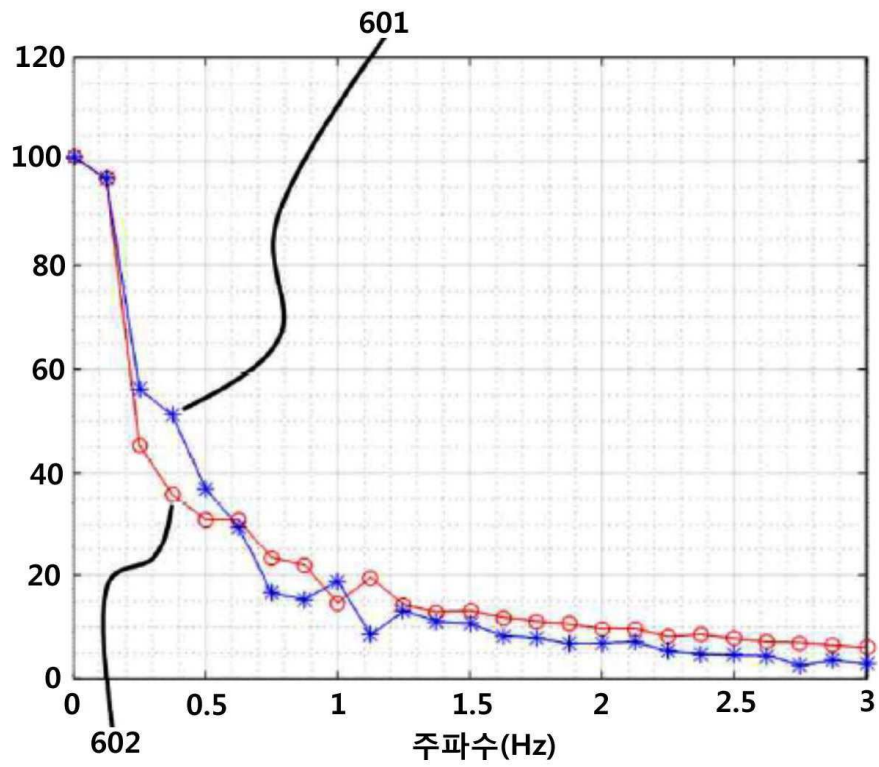
도면4



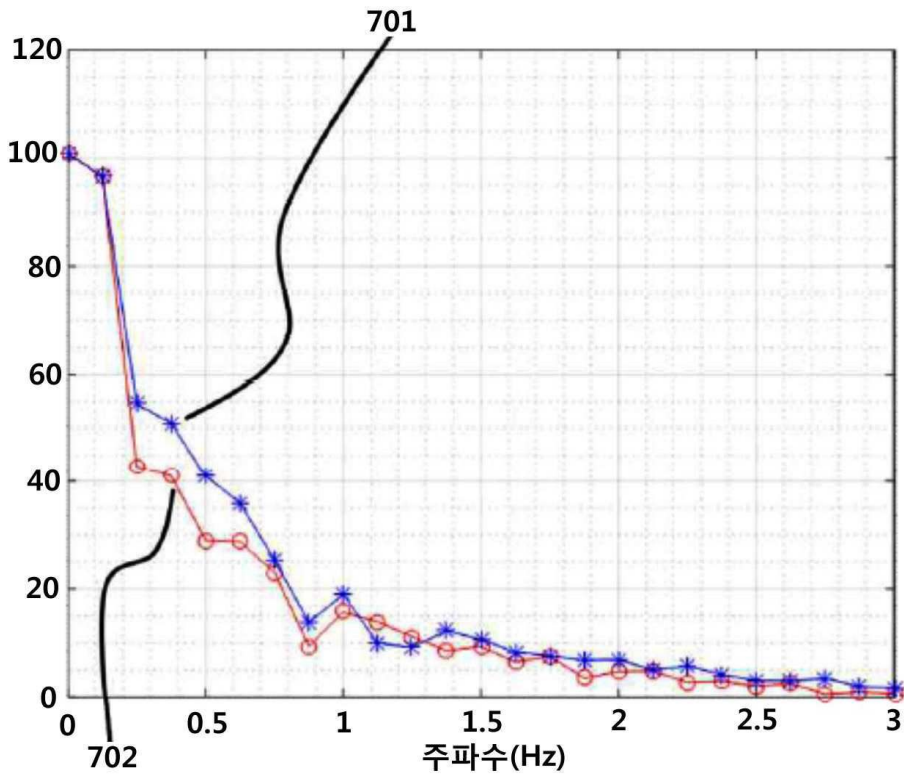
도면5



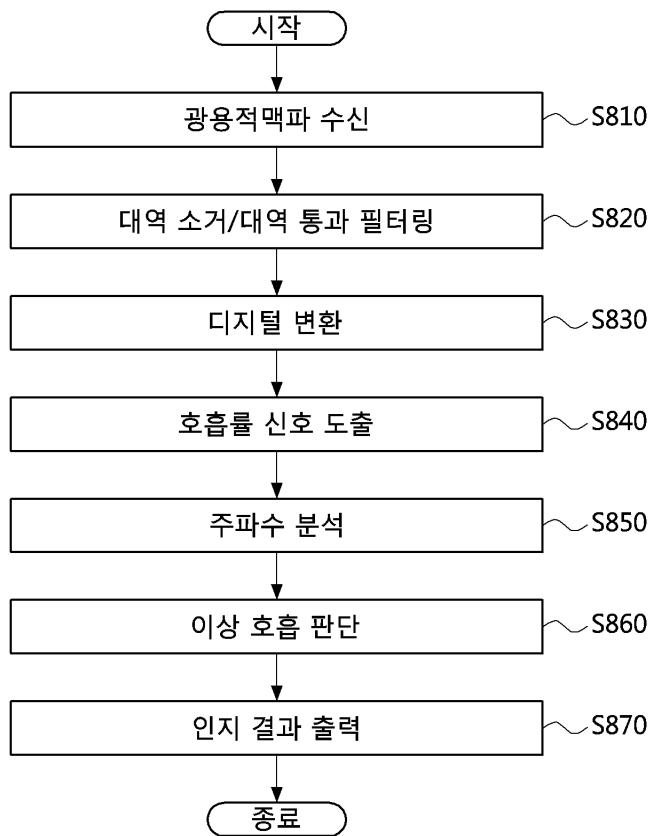
도면6



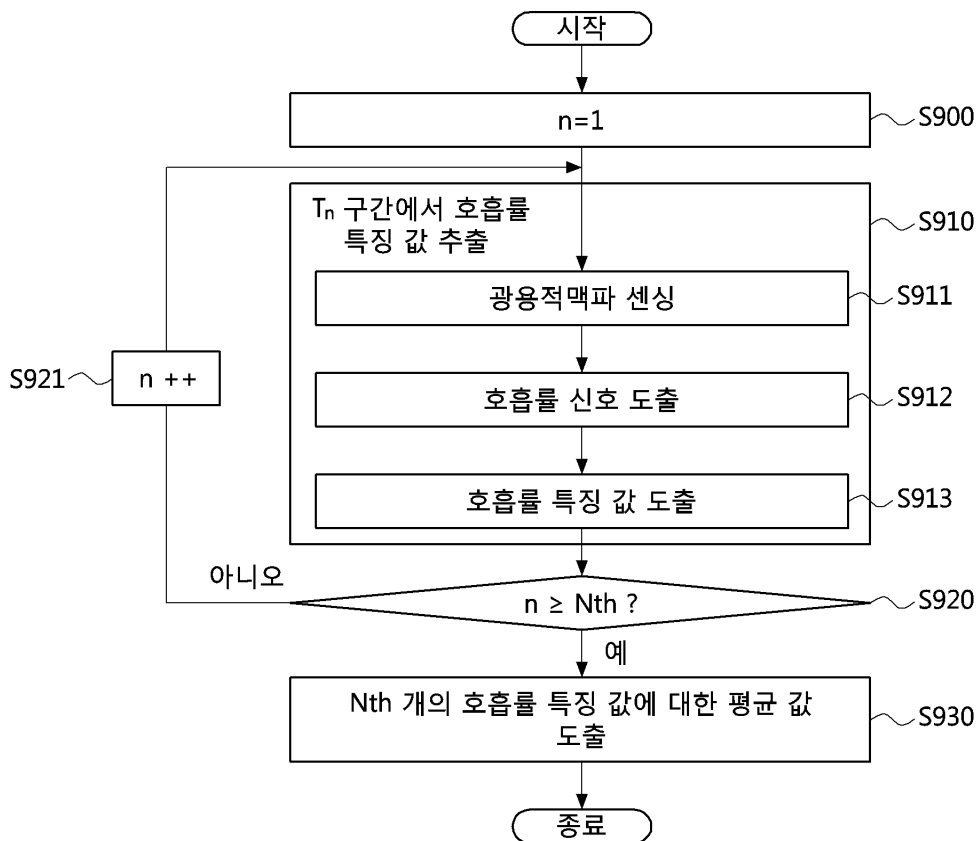
도면7



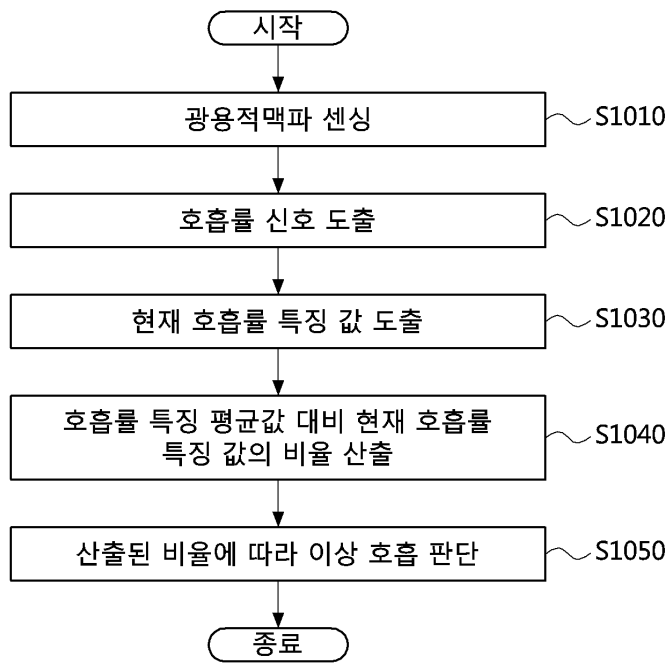
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	呼吸分析装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR102013815B1</a>	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	KR1020160135232	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		
当前申请(专利权)人(译)	韩国电子通信研究院		
[标]发明人	함찬영 신현순		
发明人	함찬영 신현순		
IPC分类号	A61B5/087 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/0873 A61B5/02416 A61B5/6824 A61B5/7225 A61B5/746		
审查员(译)	Choeseokgyu		
其他公开文献	KR1020180042719A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

接收用户的脉搏波以去除噪声，提取所需频段的信号，并通过数字量脉搏波感测单元从由光学量脉搏波感测单元感测到的光学量脉搏波信号中提取数字带脉搏信号，了解当前用户的呼吸频率特性 公开了一种呼吸分析设备，其包括异常呼吸识别单元，用于通过计算值并将其与呼吸速率特征参考值进行比较来检测异常呼吸。根据本发明的呼吸分析装置，可以有效地识别睡眠中的呼吸暂停。

도- 51

