



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0120533  
(43) 공개일자 2018년11월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
G06N 7/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류  
A61B 5/02416 (2013.01)  
A61B 5/0075 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0054652  
(22) 출원일자 2017년04월27일  
심사청구일자 2017년04월27일

(71) 출원인  
아주대학교산학협력단  
경기도 수원시 영통구 월드컵로 206 (원천동)

재단법인대구경북과학기술원  
대구 달성군 현풍면 테크노중앙대로 333,

(72) 발명자  
고정길  
경기도 수원시 영통구 에듀타운로 101, 108동 61  
0호 (이의동, 에듀하임)

안정모  
경기도 수원시 영통구 매어울로67번길 9, 아주빌  
303호 (매탄동)  
(뒷면에 계속)

(74) 대리인  
특허법인 제나

전체 청구항 수 : 총 15 항

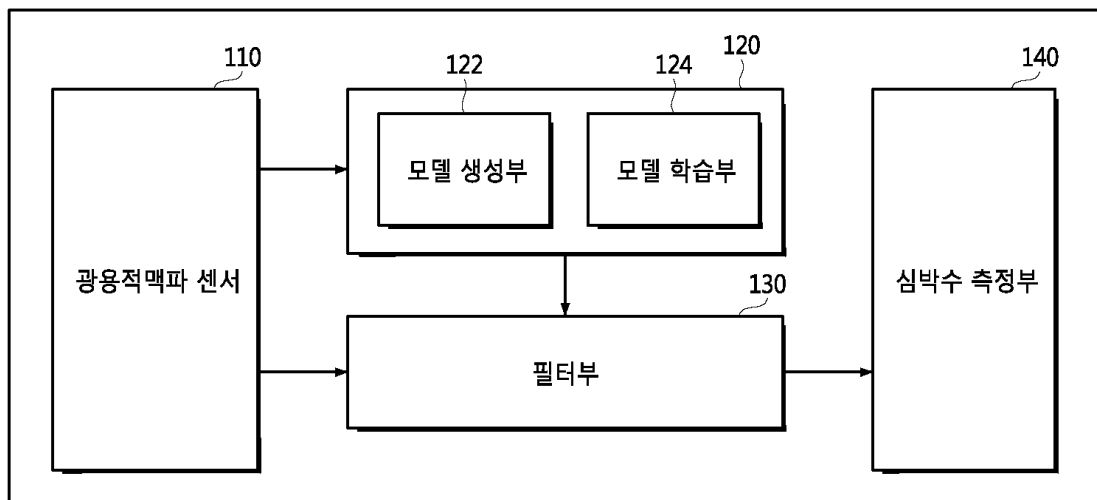
(54) 발명의 명칭 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법, 이를 이용하는 심박수 측정 장치 및 웨어러블 디바이스

(57) 요약

본 발명의 실시 예에 따른 심박수 측정 방법은 정해진 기준시간단위로 광용적맥파 센서에 의해 센싱된 PPG 조도 센싱 값을 획득하는 단계, 상기 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 생성하는 단계, 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 단계 및 필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수를 측정하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1

100



- (52) CPC특허분류  
*A61B 5/7225* (2013.01)  
*A61B 5/7235* (2013.01)  
*A61B 5/7271* (2013.01)  
*G06N 7/005* (2013.01)

**손상혁**

대구광역시 달성군 현풍면 테크노중앙대로 333 (상리)

- (72) 발명자

**나호경**

대구광역시 달성군 현풍면 테크노중앙대로 333 (상리)

**윤희정**

대구광역시 달성군 현풍면 테크노중앙대로 333 (상리)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711039587  
 부처명 미래창조과학부  
 연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터  
 연구사업명 대학IT연구센터 육성지원  
 연구과제명 초소형 체내외 진단 지능형 디바이스 개발  
 기여율 1/2  
 주관기관 아주대학교산학협력단  
 연구기간 2016.06.01 ~ 2019.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2017010086  
 부처명 미래창조과학부  
 연구관리전문기관 대구경북과학기술원  
 연구사업명 대구경북과학기술원연구운영비지원  
 연구과제명 CPS글로벌센터운영  
 기여율 1/2  
 주관기관 대구경북과학기술원  
 연구기간 2017.01.01 ~ 2017.12.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

정해진 기준시간단위로 광용적맥파(photoplethysmogram(PPG)) 센서에 의해 센싱된 PPG 조도 센싱 값을 획득하는 단계;

상기 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 생성하는 단계;

생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 단계; 및

필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수를 측정하는 단계를 포함하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 필터링 기준을 생성하는 단계는,

상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도의 변화 패턴에 기초하여 상기 필터링 기준을 생성하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 필터링 기준을 생성하는 단계는,

상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 은닉 마르코프 모델(Hidden Markov Model(HMM))을 상기 필터링 기준으로서 생성하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 은닉 마르코프 모델에서 정의되는 복수의 상태들은,

센싱 값의 정확도에 따라 구분되어 정의되는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

상기 필터링 기준을 생성하는 단계는,

상기 기준시간단위 내의 상기 PPG 조도 센싱 값들 중의 최대 값에 기초하여, 상기 PPG 조도 센싱 값들을 그룹핑하기 위한 단위 조도 값을 생성하는 단계를 포함하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,

상기 단위 조도 값은,

상기 PPG 조도 센싱 값들 중의 최대 값을 관측 대상 심搏의 개수로 나누어 계산하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 7

제6항에 있어서,

상기 필터링 기준을 생성하는 단계는,

상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱된 상기 PPG 조도 센싱 값을 상기 단위 조도 값으로 나누어 관측 심搏을 획득하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 8

제7항에 있어서,

상기 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법은,

바움-웰치(Baum-Welch) 알고리즘을 이용하여 생성된 상기 은닉 마르코프 모델을 학습시키는 단계를 더 포함하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 9

제8항에 있어서,

상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 단계는,

상기 은닉 마르코프 모델에 비터비(Viterbi) 알고리즘을 적용하여 상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 10

제9항에 있어서,

상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도는,

상기 정해진 시간구간 동안의 상기 PPG 조도 센싱 값의 이동 평균 값에 기초하여 계산되는, 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법.

#### 청구항 11

정해진 기준시간단위로 PPG(photoplethysmogram) 조도 센싱 값을 센싱하는 광용적맥파 센서;

상기 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 필터링 기준 생성부;

생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 필터부; 및

필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수를 측정하는 심박수 측정부를 포함하는, 심박수 측정 장치.

**청구항 12**

제11항에 있어서,

상기 필터링 기준 생성부는,

상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 은닉 마르코프 모델(Hidden Markov Model(HMM))을 상기 필터링 기준으로서 생성하는 모델 생성부를 포함하는, 심박수 측정 장치.

**청구항 13**

제12항에 있어서,

상기 필터링 기준 생성부는,

바움-웰치(Baum-Welch) 알고리즘을 이용하여 생성된 상기 은닉 마르코프 모델을 학습시키는 모델 학습부를 더 포함하는, 심박수 측정 장치.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 필터부는,

상기 은닉 마르코프 모델에 비터비(Viterbi) 알고리즘을 적용하여 상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는, 심박수 측정 장치.

**청구항 15**

사용자의 신체에 착용되는 웨어러블 디바이스(wearable device)에 있어서,

상기 사용자의 착용 부위의 혈관을 향하여 조사된 광 신호에 기초하여, 정해진 기준시간단위로 상기 혈관의 혈류량에 상응하는 PPG(photoplethysmogram) 조도 센싱 값을 센싱하는 광용적맥파 센서;

상기 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 필터링 기준 생성부;

생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥파 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 필터부; 및

필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 상기 사용자의 심박수를 측정하는 심박수 측정부를 포함하는, 웨어러블 디바이스.

**발명의 설명**

**기술 분야**

본 발명의 기술적 사상은 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법, 이를 이용하는 심박수 측정 장치 및 웨어러블 디바이스에 관한 것으로, 보다 상세하게는 광용적맥파(photoplethysmogram(PPG)) 센서에 의해 센싱된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있는 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법, 이를 이용하는 심박수 측정 장치 및 웨어러블 디바이스에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0001]

- [0003] 심박수를 측정하기 위한 방법에는 심전도(ElectroCardioGraphy(ECG)) 측정 방식, 광용적맥과(photoplethysmography(PPG)) 측정 방식 등의 다양한 방법이 존재한다.
- [0004] 광용적맥과 측정 방식은, 체표면에서 심박동과 관련되어 나타나는 전위를 측정하는 심전도 측정 방식과는 달리 광학적 방법으로 혈관에 흐르는 혈류량을 센싱하는 방법이다.
- [0005] 광용적맥과 측정 방식을 이용하면 센서의 소형화가 가능하고 간단한 알고리즘으로 심박수 측정이 가능하다는 장점을 가지지만, 광학적 방법을 이용하기 때문에 노이즈에 민감하다는 특성을 가진다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0007] 본 발명의 기술적 사상이 이루고자 하는 과제는 광용적맥과(photoplethysmogram(PPG)) 센서에 의해 센싱된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있는 광용적맥과 센서를 이용한 심박수 측정 방법, 이를 이용하는 심박수 측정 장치 및 웨어러블 디바이스를 제공하는 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0009] 본 발명의 일 측면에 따른 심박수 측정 방법은 정해진 기준시간단위로 광용적맥과(photoplethysmogram(PPG)) 센서에 의해 센싱된 PPG 조도 센싱 값을 획득하는 단계, 상기 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 생성하는 단계, 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 단계 및 필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수를 측정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0010] 일부 실시 예에서, 상기 필터링 기준을 생성하는 단계는, 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도의 변화 패턴에 기초하여 상기 필터링 기준을 생성할 수 있다.
- [0011] 일부 실시 예에서, 상기 필터링 기준을 생성하는 단계는, 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 은닉 마르코프 모델(Hidden Markov Model(HMM))을 상기 필터링 기준으로서 생성할 수 있다.
- [0012] 일부 실시 예에서, 상기 은닉 마르코프 모델에서 정의되는 복수의 상태들은, 센싱 값의 정확도에 따라 구분되어 정의될 수 있다.
- [0013] 일부 실시 예에서, 상기 필터링 기준을 생성하는 단계는, 상기 기준시간단위 내의 상기 PPG 조도 센싱 값들 중의 최대 값에 기초하여, 상기 PPG 조도 센싱 값들을 그룹핑하기 위한 단위 조도 값을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0014] 일부 실시 예에서, 상기 단위 조도 값은, 상기 PPG 조도 센싱 값들 중의 최대 값을 관측 대상 심搏의 개수로 나누어 계산할 수 있다.
- [0015] 일부 실시 예에서, 상기 필터링 기준을 생성하는 단계는, 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱된 상기 PPG 조도 센싱 값을 상기 단위 조도 값으로 나누어 관측 심搏을 획득할 수 있다.
- [0016] 일부 실시 예에서, 상기 광용적맥과 센서를 이용한 심박수 측정 방법은, 바움-웰치(Baum-Welch) 알고리즘을 이용하여 생성된 상기 은닉 마르코프 모델을 학습시키는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 일부 실시 예에서, 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 단계는, 상기 은닉 마르코프 모델에 비터비(Viterbi) 알고리즘을 적용하여 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있다.
- [0018] 일부 실시 예에서, 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도는, 상기 정해진 시간구간 동안의 상기 PPG 조도 센싱 값의 이동 평균 값에 기초하여 계산될 수 있다.
- [0019] 본 발명의 일 측면에 따른 심박수 측정 장치는 정해진 기준시간단위로 PPG(photoplethysmogram) 조도 센싱 값을 센싱하는 광용적맥과 센서, 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링

기준을 필터링 기준 생성부, 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 필터부 및 필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수를 측정하는 심박수 측정부를 포함할 수 있다.

[0020] 일부 실시 예에서, 상기 필터링 기준 생성부는, 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 은닉 마르코프 모델(Hidden Markov Model(HMM))을 상기 필터링 기준으로서 생성하는 모델 생성부를 포함할 수 있다.

[0021] 일부 실시 예에서, 상기 필터링 기준 생성부는, 바움-웰치(Baum-Welch) 알고리즘을 이용하여 생성된 상기 은닉 마르코프 모델을 학습시키는 모델 학습부를 더 포함할 수 있다.

[0022] 일부 실시 예에서, 상기 필터부는, 상기 은닉 마르코프 모델에 비터비(Viterbi) 알고리즘을 적용하여 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있다.

[0023] 본 발명의 일 측면에 따른 사용자의 신체에 착용되는 웨어러블 디바이스(wearable device)는 기 사용자의 착용 부위의 혈관을 향하여 조사된 광 신호에 기초하여, 정해진 기준시간단위로 상기 혈관의 혈류량에 상응하는 PPG(photoplethysmogram) 조도 센싱 값을 센싱하는 광용적맥과 센서, 정해진 기준시간단위로 획득한 상기 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 필터링 기준 생성부, 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 광용적맥과 센서에 의해 센싱되는 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 필터부 및 필터링된 상기 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 상기 사용자의 심박수를 측정하는 심박수 측정부를 포함할 수 있다.

### **발명의 효과**

[0025] 본 발명의 기술적 사상에 따른 방법과 장치는 광용적맥과 센서에 의해 센싱된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 생성된 필터링 기준에 따라, 상기 PPG 조도 센싱 값을 필터링하여 사용함으로써 다양한 센싱 환경에서도 정확도가 높은 심박수 측정 결과를 얻을 수 있다.

### **도면의 간단한 설명**

[0027] 본 발명의 상세한 설명에서 인용되는 도면을 보다 충분히 이해하기 위하여 각 도면의 간단한 설명이 제공된다.

도 1은 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시 예에 따른 심박수 측정 장치의 블록도이다.

도 2는 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시 예에 따른 광용적맥과 센서를 이용한 심박수 측정 방법의 플로우 차트이다.

도 3은 광용적맥과 센서가 적용된 심박수 측정 장치의 착용 상태에 따른 측정 결과를 비교한 그래프이다.

도 4는 심박수 측정 장치에 적용된 광용적맥과 센서와 사용자의 피부 간의 거리에 따른 측정 결과를 비교한 그래프이다.

도 5는 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시 예에 따른 심박수 측정 장치의 측정 정확도를 나타낸 그래프이다.

### **발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0028] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시 예를 가질 수 있는 바, 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 이를 상세한 설명을 통해 상세히 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.

[0029] 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제1, 제2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.

[0030] 또한, 본 명세서에서, 일 구성요소가 다른 구성요소와 "연결된다" 거나 "접속된다" 등으로 언급된 때에는, 상기 일 구성요소가 상기 다른 구성요소와 직접 연결되거나 또는 직접 접속될 수도 있지만, 특별히 반대되는 기재가 존재하지 않는 이상, 중간에 또 다른 구성요소를 매개하여 연결되거나 또는 접속될 수도 있다고 이해되어야 할

것이다.

- [0031] 또한, 본 명세서에 기재된 "~부", "~기", "~자", "~모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0032] 그리고 본 명세서에서의 구성부들에 대한 구분은 각 구성부가 담당하는 주기능 별로 구분한 것에 불과함을 명확히 하고자 한다. 즉, 이하에서 설명할 2개 이상의 구성부가 하나의 구성부로 합쳐지거나 또는 하나의 구성부가 보다 세분화된 기능별로 2개 이상으로 분화되어 구비될 수도 있다. 그리고 이하에서 설명할 구성부 각각은 자신이 담당하는 주기능 이외에도 다른 구성부가 담당하는 기능 중 일부 또는 전부의 기능을 추가적으로 수행할 수도 있으며, 구성부 각각이 담당하는 주기능 중 일부 기능이 다른 구성부에 의해 전담되어 수행될 수도 있음은 물론이다.
- [0033] 이하, 본 발명의 실시 예들을 차례로 상세히 설명한다.
- [0035] 본 명세서에서 '분산도'라 함은, 변수의 흩어진 정도를 포괄적으로 의미할 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 '분산도'는 변수들 각각과 평균값의 차이의 제곱의 평균값을 나타내는 '분산' 외에도 평균값으로부터 변수의 최대 편차 등을 포함하는 개념을 의미할 수 있다.
- [0036] 실시 예에 따라, 본 발명에서의 '분산도'는 변수들의 이동 평균 값에 기초하여 계산될 수도 있다.
- [0038] 도 1은 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시 예에 따른 심박수 측정 장치의 블록도이다.
- [0039] 실시 예에 따라, 심박수 측정 장치(100)는 심박수 측정을 위하여 사용자의 신체에 착용되는 다양한 형태의 웨어러블 디바이스(wearable device) 또는 의료/헬스케어 장치로 구현될 수 있다.
- [0040] 도 1을 참조하면, 심박수 측정 장치(100)는 광용적맥파 센서(110), 필터링 기준 생성부(120), 필터부(130), 및 심박수 측정부(140)를 포함할 수 있다.
- [0041] 광용적맥파 센서(110)는 광학적 방법으로 혈관에 흐르는 혈류량을 센싱하는 방법으로서, 광용적맥파(photoplethysmogram)를 발생시키는 광 신호 발생 유닛, 혈관에 반사된 광 신호를 수신하는 수광 유닛, 수신된 광 신호를 처리하는 센싱 데이터 처리 유닛 등을 포함할 수 있다.
- [0042] 광용적맥파 센서(100)는 사용자가 심박수 측정 장치(100)를 착용한 착용 부위의 혈관을 향하여 조사된 광 신호에 기초하여, 반사된 광 신호의 PPG 조도 센싱 값을 센싱할 수 있다.
- [0043] 실시 예에 따라, 광용적맥파 센서(100)는 정해진 기준시간단위로 PPG 조도 센싱 값을 센싱할 수 있다.
- [0044] 광용적맥파 센서(110)는 센싱 결과에 따른 PPG 조도 센싱 값을 필터링 기준 생성부(120)와 필터부(130)로 전달할 수 있다.
- [0045] 필터링 기준 생성부(120)는 광용적맥파 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 필터링 기준을 생성할 수 있다.
- [0046] 실시 예에 따라, 필터링 기준 생성부(120)는 광용적맥파 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값의 분산도의 변화 패턴에 기초하여 필터링 기준을 생성할 수 있다. 예컨대, 필터링 기준 생성부(120)는 심박수 측정 장치(100)의 정상 착용 상태에서의 PPG 조도 센싱 값의 분산도의 변화 패턴을 기준으로 하여 필터링 기준을 생성할 수 있다.
- [0047] 필터링 기준 생성부(120)는 모델 생성부(122)와 모델 학습부(124)를 포함할 수 있다.
- [0048] 모델 생성부(122)는 광용적맥파 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 필터링 기준으로 사용될 모델을 생성할 수 있다.
- [0049] 실시 예에 따라, 모델 생성부(122)는 광용적맥파 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 은닉 마르코프 모델(Hidden Markov Model(HMM))을 필터링 기준으로 생성할 수 있다.
- [0050] 실시 예에 따라, 상기 은닉 마르코프 모델에서 정의되는 복수의 상태들은 센싱 값의 정확도에 따라 구분되어 정의될 수 있다.

[0051] 예컨대, 상기 복수의 상태들은 정확한 측정 상태와 부정확한 측정 상태로 구분되어 정의될 수 있다.

[0052] 실시 예에 따라, 모델 생성부(122)는 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값들 중의 최대 값에 기초하여, PPG 조도 센싱 값들을 그룹핑하기 위한 단위 조도 값을 생성할 수 있다.

[0053] 실시 예에 따라, 기준시간단위 내에서 PPG 조도 센싱 값은 시간에 따라 변화하는 다양한 값을 가지며, 모델 생성부(122)는 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값들 중의 최대 값을 관측 대상 심볼의 개수로 나누어 상기 단위 조도 값을 계산할 수 있다.

[0054] 예컨대, 모델 생성부(122)는 하기의 [수학식 1]에 따라 상기 단위 조도 값을 생성할 수 있다.

[0055] [수학식 1]

$$S_{step} = \frac{\max(|\Delta L_{(t:t+w)}|)}{N_o}$$

[0056]

[0057] (상기 Sstep은 단위 조도 값, 상기 No는 관측 대상 심볼의 개수, 상기  $\Delta L_{(t:t+w)}$ 는 t~t+w의 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값의 편차 집합, 상기  $\max(|\Delta L_{(t:t+w)}|)$ 는 t~t+w의 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값의 분산도, 상기 w는 기준시간단위를 나타냄)

[0058] 예컨대, 상기 t~t+w의 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값의 분산도는 상기 t~t+w의 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값의 최대 편차값을 의미할 수 있다.

[0059] 실시 예에 따라, 모델 생성부(122)는 광용적맥과 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값을 [수학식 1]에 따라 결정된 단위 조도 값으로 나누어 관측 심볼을 획득할 수 있다.

[0060] 예컨대, 모델 생성부(122)는 하기의 [수학식 2]에 따라 상기 관측 심볼을 획득할 수 있다.

[0061] [수학식 2]

$$O_n = \lfloor \frac{|\Delta L_{(t:t+w)}|}{S_{step}} \rfloor$$

[0062]

[0063] (상기 On은 관측 심볼, 상기 Sstep은 단위 조도 값, 상기  $\Delta L_{(t:t+w)}$ 는 t~t+w의 기준시간단위 내의 PPG 조도 센싱 값의 편차 집합을 나타냄)

[0064] 실시 예에 따라, 모델 생성부(122)는 [수학식 2]에 따라 획득한 관측 심볼들의 변화 패턴에 기초하여 은닉 마르코프 모델의 상태 전이 확률 분포, 관측 심볼 확률 분포, 초기 상태 확률 분포를 계산함으로써 은닉 마르코프 모델을 생성할 수 있다.

[0065] 모델 학습부(124)는 모델 생성부(122)에 의해 생성된 필터링 기준으로서의 모델에 대하여 학습 과정을 수행할 수 있다.

[0066] 실시 예에 따라, 모델 학습부(124)는 바움-웰치(Baum-Welch) 알고리즘을 이용하여 모델 생성부(122)에 의해 생성된 은닉 마르코프 모델을 학습시킬 수 있다.

[0067] 필터부(130)는 필터링 기준 생성부(120)에 의해 생성된 필터링 기준에 따라 광용적맥과 센서(110)로부터 센싱되는 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있다.

[0068] 실시 예에 따라, 필터부(130)는 필터링 기준 생성부(120)에서 필터링 기준으로서 생성 및 학습된 은닉 마르코프 모델에 비터비(Viterbi) 알고리즘을 적용하여 광용적맥과 센서(110)로부터 센싱되는 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있다.

[0069] 심박수 측정부(140)는 필터부(130)에 의해 필터링된 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수 측정 장치(100)를 착용한 사용자의 심박수를 측정할 수 있다.

[0070] 본 발명의 실시 예에 따른 필터링 기준 생성부(120), 필터부(130), 및 심박수 측정부(140)는 PPG 조도 센싱 값의 처리 과정 상의 중간 데이터를 저장하기 위한 메모리와 저장된 중간 데이터를 처리하는 프로세서의 조합으로

구성될 수 있다.

- [0072] 도 2는 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시 예에 따른 광용적맥파 센서를 이용한 심박수 측정 방법의 플로우 차트이다.
- [0073] 도 1과 도 2를 참조하면, 광용적맥파 센서(100)는 정해진 기준시간단위로 PPG 조도 센싱 값을 획득할 수 있다(S10).
- [0074] 필터링 기준 생성부(120)는 광용적맥파 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 필터링 기준으로 사용될 모델을 생성할 수 있다(S12).
- [0075] 실시 예에 따라, 필터링 기준 생성부(120)의 모델 생성부(122)는 광용적맥파 센서(110)로부터 전달된 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여, 은닉 마르코프 모델(Hidden Markov Model(HMM))을 필터링 기준으로서 생성할 수 있다.
- [0076] 필터부(130)는 필터링 기준 생성부(120)에 의해 생성된 필터링 기준에 따라 광용적맥파 센서(110)로부터 센싱되는 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있다(S14).
- [0077] 실시 예에 따라, 필터부(130)는 필터링 기준 생성부(120)에서 필터링 기준으로서 생성 및 학습된 은닉 마르코프 모델에 비터비(Viterbi) 알고리즘을 적용하여 광용적맥파 센서(110)로부터 센싱되는 PPG 조도 센싱 값을 필터링할 수 있다.
- [0078] 심박수 측정부(140)는 필터부(130)에 의해 필터링된 PPG 조도 센싱 값에 기초하여, 심박수 측정 장치(100)를 착용한 사용자의 심박수를 측정할 수 있다(S16).
- [0080] 도 3은 광용적맥파 센서가 적용된 심박수 측정 장치의 착용 상태에 따른 측정 결과를 비교한 그래프이다.
- [0081] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 도 3a는 심박수 측정 장치(100)가 손목에 착용 가능한 웨어러블 디바이스로 구현된 경우 심박수 측정 장치(100)가 손목에 밀착되어 착용된 경우의 여러 센서에 의해 측정된 측정 값들을 비교한 그래프를 나타내며, 도 3b는 심박수 측정 장치(100)가 손목에 밀착되지 않은 채 헐겁게 착용된 경우의 여러 센서에 의해 측정된 측정 값들을 비교한 그래프를 나타낸다.
- [0082] 도 3a와 도 3b 각각에서 보라색 그래프는 심전도 (ElectroCardioGraphy(ECG)) 측정 방식(Zephyr사의 BioHarness 제품 사용)에 따라 측정된 심박수, 녹색 그래프는 삼성사의 갤럭시 기어 S2 제품에 의해 측정된 심박수, 하늘색 그래프, 오렌지색 그래프, 및 노란색 그래프 각각은 가속도계에 의해 측정된 센싱값, 파란색 그래프는 삼성사의 갤럭시 기어 S2 제품의 PPG 조도 센싱 값을 나타낸다.
- [0083] 도 3a를 참조하면, 심박수 측정 장치(100)가 손목에 밀착되어 착용된 경우에는, 심전도 방식의 심박수 측정(녹색 그래프)과 PPG 방식의 심박수 측정(보라색 그래프)에서 측정 결과에 큰 차이를 보이지 않는다.
- [0084] 반면, 도 3b를 참조하면, 심박수 측정 장치(100)가 손목에 느슨하게 착용된 경우에는, 심전도 방식의 심박수 측정(녹색 그래프)과 PPG 방식의 심박수 측정(보라색 그래프)에서 측정 결과에 큰 차이를 보인다.
- [0085] 이러한 결과는, 가속도계에 의해 측정된 센싱값에 따라 판단되는 사용자의 움직임과는 상대적으로 적은 연관성을 보인다.
- [0086] 즉, 도 3a와 도 3b를 참조하면, PPG 방식의 심박수 측정 시에 오차는 사용자의 움직임에 따른 영향보다는 심박수 측정 장치(100)가 사용자 신체에 착용된 상태(밀착되어 착용된 상태 또는 느슨하게 착용된 상태)에 더 큰 영향을 받는 것을 확인할 수 있다.
- [0088] 도 4는 심박수 측정 장치에 적용된 광용적맥파 센서와 사용자의 피부 간의 거리에 따른 측정 결과를 비교한 그래프이다.
- [0089] 도 1, 도 2, 및 도 4를 참조하면, PPG 방식의 심박수 측정을 사용하는 3가지 제품(애플사의 애플워치, LG사의 어베인(urbane), 삼성사의 갤럭시 기어 S2)에 대하여, 심박수 측정 장치(100)와 사용자 신체 사이에 각각 3mm의 두께의 링, 5mm의 두께의 링, 7mm의 두께의 링, 5mm의 두께와 함께 구멍을 형성시킨 링을 삽입하여 사용자가

서있는 상태(도 4a)와 사용자가 움직이는 상태(도 4b)에서 심박수를 측정하였다.

- [0090] PPG 센서의 PPG 조도 센싱 값의 크기는 심박수 측정 장치(100)와 사용자의 신체 사이의 거리에 반비례한다는 점을 고려할 때, 도 4a를 참조하면 PPG 센서의 PPG 조도 센싱 값의 크기는 심박수 측정의 오차율에 큰 영향을 미치지 못하는 것을 확인할 수 있다.
- [0092] 도 3과 도 4의 측정 결과를 종합하여 보면, PPG 센서의 심박수 측정 시에 오차를 발생시키는 요인 중에서 PPG 센서의 PPG 조도 센싱 값의 크기나 사용자의 움직임보다는 심박수 측정 장치(100)가 사용자 신체에 착용된 상태가 더 큰 영향을 미치는 점을 확인할 수 있다.
- [0093] 또한, 심박수 측정 장치(100)가 사용자 신체에 착용된 상태는 PPG 센서의 PPG 조도 센싱 값의 분산도에 큰 영향을 주기 때문에, PPG 조도 센싱 값의 분산도에 기초하여 PPG 조도 센싱 값을 필터링하는 본 발명의 실시 예에 따른 심박수 측정 장치(100)는 심박수 측정 장치(100)가 사용자 신체에 착용된 상태에 따른 오차를 효과적으로 보정할 수 있는 효과가 있다.
- [0095] 도 5는 본 발명의 기술적 사상에 의한 일 실시 예에 따른 심박수 측정 장치의 측정 정확도를 나타낸 그래프이다.
- [0096] 도 5를 참조하면, 심전도 방식의 심박수 측정과 각각 3bpm, 5bpm, 7bpm, 10bpm 이내의 결과차이가 나는 것을 목표로 한 경우에, 본 발명의 실시 예에 따른 심박수 측정 장치(100)가 PPG 조도 센싱 값을 얼마나 잘 필터링 할 수 있는지를 보여주는 그래프이다.
- [0097] 정확한 샘플을 정확하다고 필터링한 경우(True-Positive)를 살펴보면, 5bpm~10bpm 수준의 결과차이가 나는 것을 목표로 한 경우 약 90%이상의 비율로 필터링되는 것을 확인할 수 있다.
- [0098] 또한, 부정확한 샘플을 부정확하다고 필터링한 경우(True-Negative)도 정확한 샘플을 정확하다고 필터링한 경우(True-Positive)에 준하는 수준의 비율로 필터링되는 것을 확인할 수 있다.
- [0099] 반면, 정확한 샘플을 부정확하다고 잘못 필터링한 경우(False-Negative), 부정확한 샘플을 정확하다고 잘못 필터링한 경우(False-Positive)의 비율은 압도적으로 낮은 것을 확인할 수 있다.
- [0101] 이상, 본 발명을 바람직한 실시 예를 들어 상세하게 설명하였으나, 본 발명은 상기 실시 예에 한정되지 않고, 본 발명의 기술적 사상 및 범위 내에서 당 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 여러가지 변형 및 변경이 가능하다.

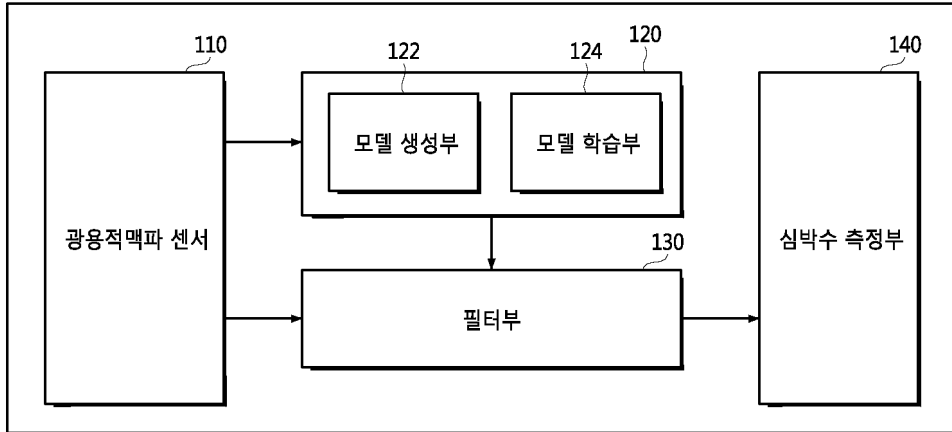
**부호의 설명**

- [0103] 100 : 심박수 측정 장치
- 110 : 광용적맥파 센서
- 120 : 필터링 기준 생성부
- 130 : 필터부
- 140 : 심박수 측정부

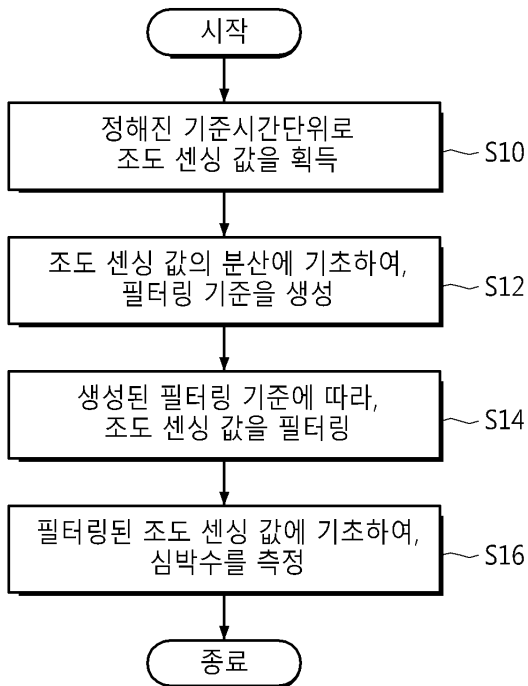
도면

도면1

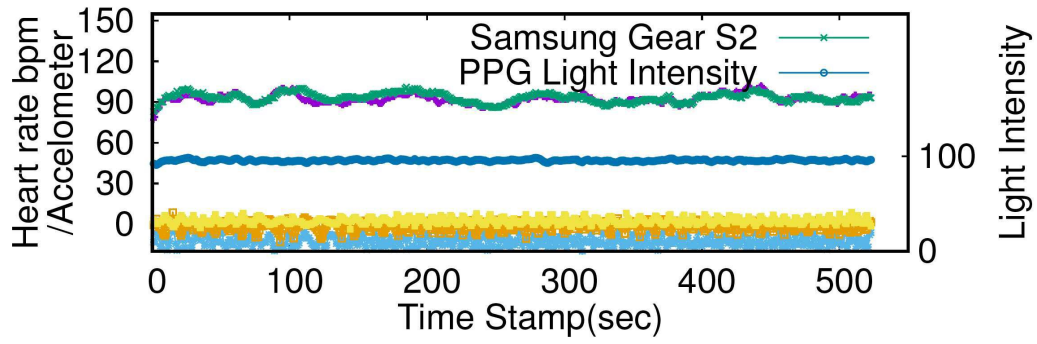
100



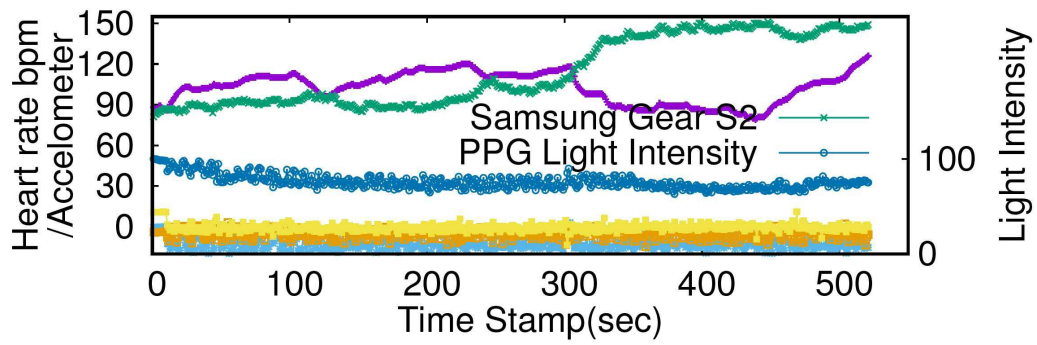
도면2



도면3

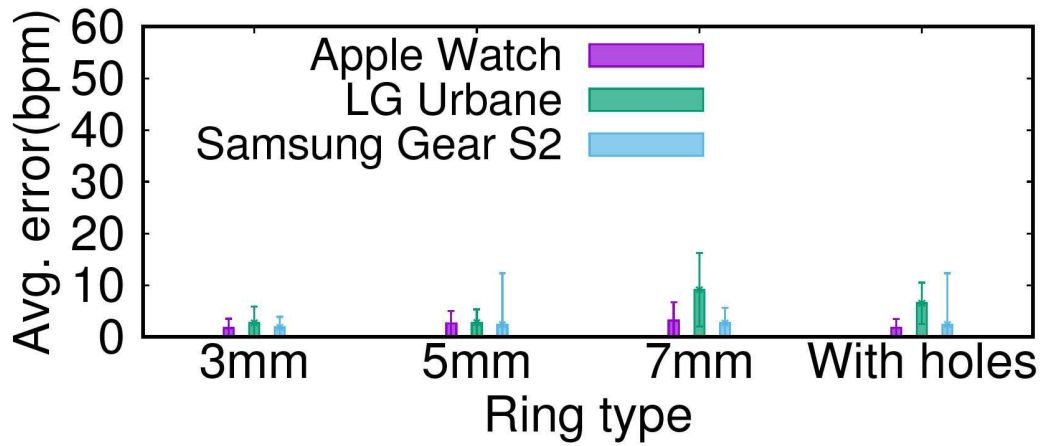


(a)

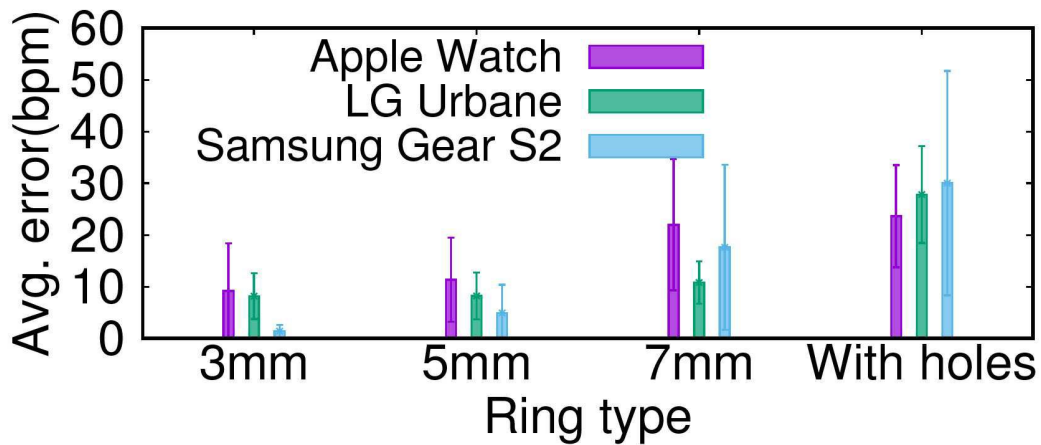


(b)

도면4

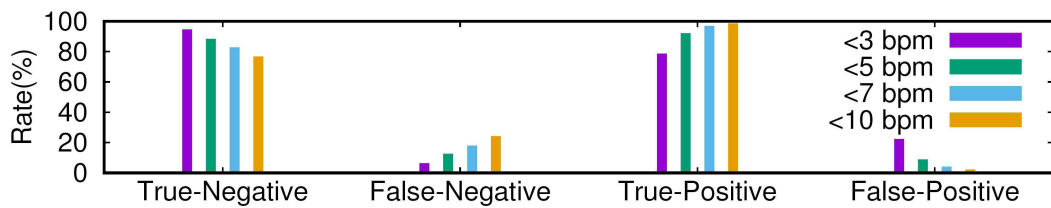


(a)



(b)

도면5



专利名称(译)	使用光电相位测量传感器测量心率的方法，心率测量装置和使用该装置的可佩戴装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020180120533A</a>	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	KR1020170054652	申请日	2017-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	大邱庆北科学技术院		
申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会 科技基金会的大邱庆北研究院		
[标]发明人	KO JEONG GIL 고정길 AN JUNG MO 안정모 나호경 YOON HEE JUNG 윤희정 SON SANG HYUK 손상혁		
发明人	고정길 안정모 나호경 윤희정 손상혁		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 G06N7/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/0075 G06N7/005 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/7271		
其他公开文献	KR101922962B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

100

根据本发明的实施例的用于测量心率的方法包括以预定的参考时间单位获得由光脉冲传感器感测的PPG粗糙度感测值并且计算在预定的参考时间单位中获得的PPG粗糙度感测值的分散值的步骤。根据产生的过滤标准过滤由光脉冲压力传感器感测的PPG照度感测值，并基于过滤的PPG照度感测值测量心率/ RTI 专利文献10-2018-0120533

