



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년04월20일
 (11) 등록번호 10-1850803
 (24) 등록일자 2018년04월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
 A61B 5/02405 (2013.01)
 A61B 5/02416 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2016-0183338
 (22) 출원일자 2016년12월30일
 심사청구일자 2016년12월30일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020060045089 A
 KR1020100033875 A

(73) 특허권자
 충북대학교 산학협력단
 충청북도 청주시 서원구 충대로 1 (개신동)
 (72) 발명자
 홍종필
 세종특별자치시 달빛로 211, 1005동 1301호(아름
 동, 범지기마을10단지)
 최강운
 충청북도 청주시 흥덕구 장구봉로137번길 12, 하
 늘정원 204호(북대동)
 (74) 대리인
 김정현

전체 청구항 수 : 총 5 항

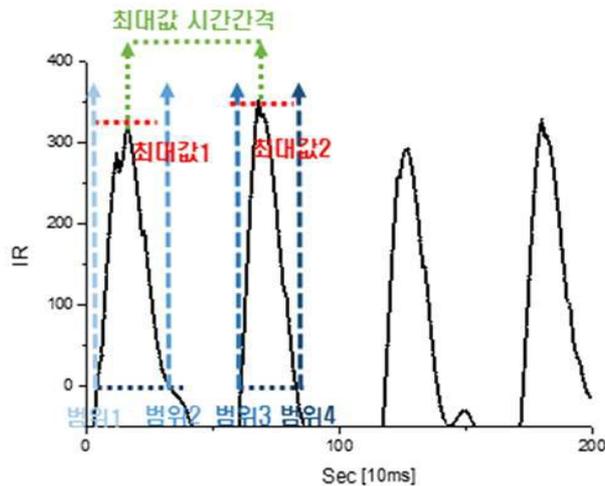
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 PPG 신호를 이용한 저전력 심박수 측정 방법 및 이를 기록한 기록매체

(57) 요약

본 발명은 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계, 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 측정 범위로 정해지고, 이 측정 범위 내의 최대값(n)을 구하는 단계, 상기 최대값(n)이 제2 임계값보다 크면 최대값으로 인식하고, 제2 임계값보다 작으면 최대값으로 인식하지 않는 단계, 미리 정해진 측정시간 동안 상기 최대값 인식 과정을 수행하고, 측정시간 후, 인식된 최대값들 사이의 측정 시간 간격인 시간값을 산출하는 단계, 상기 시간값을 평균한 평균값을 산출하는 단계 및 상기 평균값을 이용하여 심박수를 계산하는 단계를 포함한다. 본 발명에 의하면, 본 발명은 LED와 포토 다이오드를 이용한 혈류량 측정 장치에서, 보다 정확하고 신속하게 심박수를 측정할 수 있는 효과가 있다.

대표도 - 도4



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015R1D1A1A01057788

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 일반 연구자 지원 사업

연구과제명 나노 CMOS 기반의 고효율 서브테라헤르츠 신호원 개발

기 여 율 1/1

주관기관 충북대학교 산학협력단

연구기간 2015.11.01 ~ 2018.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

LED(Light Emitting Diode)와 포토 다이오드를 이용하여 혈류량을 측정하는 심박수 측정 장치에서의 심박수 측정 방법에서,

상기 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계;

음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 측정 범위로 정해지고, 이 측정 범위 내의 최댓값(n)을 구하는 단계;

상기 최댓값(n)이 제2 임계값보다 크면 최댓값으로 인식하고, 제2 임계값보다 작으면 최댓값으로 인식하지 않는 단계;

미리 정해진 측정시간 동안 상기 최댓값 인식 과정을 수행하고, 측정시간 후, 인식된 최댓값들 사이의 측정 시간 간격인 시간값을 산출하는 단계;

상기 시간값을 평균한 평균값을 산출하는 단계; 및

상기 평균값을 이용하여 심박수를 계산하는 단계를 포함하는 심박수 측정 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 심박수를 계산하는 단계에서,

60을 상기 평균값으로 나누는 방식으로 분당 심박수(BPM)를 계산하는 것을 특징으로 하는 심박수 측정 방법.

청구항 3

LED(Light Emitting Diode)와 포토 다이오드를 이용하여 혈류량을 측정하는 심박수 측정 장치에서의 심박수 측정 방법에서,

상기 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계;

음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 측정 범위로 정해지고, 이 측정 범위 내의 최댓값(n)을 구하는 단계;

상기 최댓값(n)이 제2 임계값보다 크면 최댓값으로 인식하고, 제2 임계값보다 작으면 최댓값으로 인식하지 않는 단계;

상기 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제3 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+2)에 제3 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계;

음수값이면, 현재 측정되는 시간 n+1과 다음 측정되는 시간 n+2 이 측정범위로 정해지고, 이 측정범위 내의 최솟값(n)을 구하는 단계;

상기 최솟값(n)이 제4 임계값보다 작으면 최솟값으로 인식하고, 제4 임계값보다 크면 최솟값으로 인식하지 않는 단계;

미리 정해진 측정시간 동안 상기 최댓값 인식 과정 및 최솟값 인식 과정을 수행하고, 측정시간 후, 인식된 최댓

값들 사이의 측정 시간 간격과 최솟값들 사이의 측정 시간 간격을 산출하는 단계;

상기 최댓값들 사이의 측정 시간 간격과 최솟값들 사이의 측정 시간 간격을 평균한 평균값을 산출하는 단계; 및
상기 평균값을 이용하여 심박수를 계산하는 단계를 포함하는 심박수 측정 방법.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 심박수를 계산하는 단계에서,

60을 상기 평균값으로 나누는 방식으로 분당 심박수(BPM)를 계산하는 것을 특징으로 하는 심박수 측정 방법.

청구항 5

청구항 1 내지 청구항 4 중 어느 한 청구항의 방법을 컴퓨터로 실행시킬 수 있는 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심박수 측정과정에서 측정되는 혈류량 신호의 알고리즘 처리에 관한 것으로서, 더 상세하게는 신체부위에 따른 광 혈류량을 PPG (PhotoPlethysmoGraphy) 신호로 변환하여 심박수로 나타내는 알고리즘에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 심박수는 인체 건강정보 중 가장 기본이 되는 정보로서, 최근의 건강에 대한 관심이 지속적으로 증가하고 있는 상황에서 심박수 모니터링을 통해, 신체 변화를 모니터링할 수 있다. 또한, 사물 인터넷 시대의 도래로 인하여, 심박수 측정 장치를 소형화하면서 저전력으로 구현하여, 평상시에도 쉽게 심박수를 모니터링하는 것이 가능하다.

[0004] 최근에는 사물 인터넷 센서의 발달로 LED와 포토다이오드 광 검출기를 이용하여 혈류량을 측정하는 방식으로, 손가락, 귀, 팔목 등의 신체 일부분에 접촉하여 간단하게 심박수를 알 수 있다. 그러나, 이러한 사물 인터넷을 이용한 웨어러블 센서는 착용 및 휴대가 번거롭고, 측정하는 과정의 알고리즘이 부정확하고, 측정시간이 오래 걸린다는 단점이 있다.

[0005] 도 1은 종래 광 혈류량을 PPG 신호로 나타내는 동작원리를 나타낸 도면이다. 즉, 도 1은 종래의 PPG(PhotoPlethysmoGraphy) 신호 측정의 예를 나타낸다.

[0006] 도 1을 참조하면, LED 광원으로부터 빛을 받은 신체 조직은 정맥을 지나 동맥의 혈류에 빛이 흡수되고, 맥박이 펴 때마다 혈류량이 변하게 되는데, 이때 빛의 흡수율이 달라지게 되면서, 반사되어 신체 조직 밖으로 나오는 빛의 양도 변하게 된다. 이러한 빛의 변화를 포토 다이오드로 검출하여 전압변화로 나타낼 수 있는데, 전압 그래프로 나타낼 수 있고, 이를 통해서 분당 심박수(Beats Per Minute, BPM)를 측정할 수 있다.

[0007] 도 2는 종래 기울기 방식으로 PPG 신호를 측정된 데이터를 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이고, 도 3은 종래 최댓값을 이용한 방식으로 PPG 신호를 측정된 데이터를 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이다.

[0008] 도 2와 도 3은 각각 종래의 PPG 방식으로 측정된 데이터를 처리하는 알고리즘을 그래프로 간략하게 도시한 도면이다.

[0009] PPG 방식으로 측정된 데이터는 굴곡을 가지는 그래프로 나오게 되는데, 도 2는 그래프의 볼록한 부분의 기울기를 구하고, 기울기의 시간 간격을 평균하여 분당 심박수를 구하는 방식이다. 도 3의 방식에서는 도 2와 비교하여 볼록한 부분의 최댓값(Peak Value)을 구하여 각각의 최댓값의 시간 간격을 평균하여 분당 심박수를 구하는

방식이다.

[0010] 도 2에서 노이즈나 PPG 측정시의 신체 움직임이나 떨림에 의하여 그래프에서 여러 개의 불룩한 점이 나타날 수 있다. 이러한 경우, 분당 심박수(BPM) 측정 시, 오류값이 커져서 신뢰성이 떨어지는 단점이 있다.

[0011] 또한, 도 3도 마찬가지로 노이즈에 의하여 불룩한 점이 일정하게 형성되지 않고, 여러 점이 나타날 경우, 분당 심박수(BPM) 측정 시, 오류값이 커져서 신뢰성이 떨어지는 단점이 발생한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0013] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 10-0859981

발명의 내용

해결하려는 과제

[0014] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 본 발명은 LED와 포토 다이오드를 이용한 혈류량 측정 장치에서 보다 정확하고 신속하게 심박수를 측정할 수 있는 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0015] 또한, 본 발명의 다른 목적은 측정 신호의 노이즈 영향을 최소화하고, 측정 범위를 넓혀서 보다 광범위하게 심박수를 측정할 수 있는 방법을 제공하는 것이다.

[0016] 본 발명의 목적은 이상에서 언급한 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0018] 이와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 1차 알고리즘에 따른 LED(Light Emitting Diode)와 포토 다이오드를 이용하여 혈류량을 측정하는 심박수 측정 장치에서의 심박수 측정 방법에서, 상기 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계, 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 측정 범위로 정해지고, 이 측정 범위 내의 최댓값(n)을 구하는 단계, 상기 최댓값(n)이 제2 임계값보다 크면 최댓값으로 인식하고, 제2 임계값보다 작으면 최댓값으로 인식하지 않는 단계, 미리 정해진 측정시간 동안 상기 최댓값 인식 과정을 수행하고, 측정시간 후, 인식된 최댓값들 사이의 측정 시간 간격인 시간값을 산출하는 단계, 상기 시간값을 평균한 평균값을 산출하는 단계 및 상기 평균값을 이용하여 심박수를 계산하는 단계를 포함한다.

[0019] 상기 심박수를 계산하는 단계에서, 60을 상기 평균값으로 나누는 방식으로 분당 심박수(BPM)를 계산할 수 있다.

[0020] 본 발명의 2차 알고리즘에 따른 LED(Light Emitting Diode)와 포토 다이오드를 이용하여 혈류량을 측정하는 심박수 측정 장치에서의 심박수 측정 방법에서, 상기 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계, 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 측정 범위로 정해지고, 이 측정 범위 내의 최댓값(n)을 구하는 단계, 상기 최댓값(n)이 제2 임계값보다 크면 최댓값으로 인식하고, 제2 임계값보다 작으면 최댓값으로 인식하지 않는 단계, 상기 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제3 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+2)에 제3 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단하는 단계, 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n+1과 다음 측정되는 시간 n+2 이 측정범위로 정해지고, 이 측정범위 내의 최솟값(n)을 구하는 단계, 상기 최솟값(n)이 제4 임계값보다 작으면 최솟값으로 인식하고, 제4 임계값보다 크면 최솟값으로 인식하지 않는 단계, 미리 정해진 측정시간 동안 상기 최댓값 인식 과정 및 최솟값 인식 과정을 수행하고, 측정시간 후, 인식된 최댓값들 사이의 측정 시간 간격과 최솟값들 사이의 측정 시간 간격을 산출하는 단계, 상기 최댓값들 사이의 측정 시간 간격과 최솟값들 사이의 측정 시간 간격을 평균한 평균값을 산출하는 단계 및 상기 평균값을 이용하여 심박수를 계산하는 단계를 포함한다.

[0021] 상기 심박수를 계산하는 단계에서, 60을 상기 평균값으로 나누는 방식으로 분당 심박수(BPM)를 계산할 수 있다.

발명의 효과

- [0023] 본 발명에 의하면, 본 발명은 LED와 포토 다이오드를 이용한 혈류량 측정 장치에서, 보다 정확하고 신속하게 심박수를 측정할 수 있는 효과가 있다.
- [0024] 또한, 본 발명에 의하면, 측정 신호의 노이즈 영향을 최소화하고, 측정 범위를 넓혀서 보다 광범위하게 심박수를 측정할 수 있는 효과가 있다.
- [0025] 더 나아가서, 본 발명은 웨어러블(wearable) 장치 및 IoT(Internet of Things) 장치에서, PPG 센서에 적용되는 알고리즘을 보다 쉽게 적용할 수 있고, 보다 빠른 시간 내에 더욱 정확하게 분당 심박수 값을 측정할 수 있을 것으로 기대된다.

도면의 간단한 설명

- [0027] 도 1은 종래 광 혈류량을 PPG 신호로 나타내는 동작원리를 나타낸 도면이다.
- 도 2는 종래 기울기 방식으로 PPG 신호를 측정한 데이터를 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이다.
- 도 3은 종래 최댓값을 이용한 방식으로 PPG 신호를 측정한 데이터를 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명에서 제안하는 1차 알고리즘에서 범위 내의 최댓값을 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이다.
- 도 5는 본 발명에서 제안하는 1차 알고리즘을 간략하게 나타낸 흐름도이다.
- 도 6은 본 발명의 1차 알고리즘을 도 3의 기존 방식과 비교하여 100개의 측정값을 비교한 가우시안 분포의 평균과 표준 편차이다.
- 도 7은 본 발명의 2차 알고리즘에서 범위 내의 최댓값 및 최솟값을 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이다.
- 도 8은 본 발명에서 제안하는 2차 알고리즘을 간략하게 나타낸 흐름도이다.
- 도 9는 본 발명의 1차 알고리즘과 2차 알고리즘을 비교하여 100개의 측정값을 비교한 가우시안 분포의 평균과 표준 편차이다.
- 도 10은 본 발명의 1차 알고리즘 및 2차 알고리즘을 이용하여 광 혈류량을 목 부분에서 측정한 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0028] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 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.
- [0029] 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.
- [0030] 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 갖고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 갖는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0031] 또한, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인

인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.

- [0032] 본 발명은 LED(Light Emitting Diode)와 포토 다이오드를 이용하여 혈류량을 측정하는 심박수 측정 장치에서의 심박수 측정 방법에 대한 것이다.
- [0033] 본 발명의 심박수 측정 방법은 일종의 알고리즘으로 구성되며, 이러한 알고리즘은 컴퓨터의 제어부 또는 중앙처리장치(CPU)에서 실행될 수 있다.
- [0034] 도 4는 본 발명에서 제안하는 1차 알고리즘에서 범위 내의 최댓값을 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이고, 도 5는 본 발명에서 제안하는 1차 알고리즘을 간략하게 나타낸 흐름도이다.
- [0035] 도 4에서 본 발명이 종래 방식과 다른 점은 사용자가 정한 임계값에 의한 범위를 지정한다는 것이다. 이렇게 범위를 지정하게 되면, 최댓값을 보다 정확하게 구할 수 있고, 최댓값이 임계값보다 낮은 값을 측정하지 않기 때문에, 분당 심박수(BPM) 측정 값의 오류를 줄일 수 있다.
- [0036] 도 5를 참조하면, 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단한다(S501). 즉, 음수값이 나오는 점이 제1 임계값을 지나가는 지점이 되기 때문이다.
- [0037] 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 범위로 정해지고, 이 범위 내의 최댓값(n)을 구한다(S503).
- [0038] 그리고, 최댓값(n)이 제2 임계값보다 크면 최댓값으로 인식하고(S505, S507), 제2 임계값보다 작으면 노이즈로 인한 파형 왜곡으로 보고, 최댓값으로 인식하지 않는다(S505, S509).
- [0039] 그리고, 미리 정해진 측정시간 동안 최댓값 인식 과정을 수행하고(S511), 측정 시간 후에 인식된 최댓값들 사이의 측정 시간 간격인 시간값을 산출한다(S513). 예를 들어, 60초 동안 측정을 하는 측정시간을 설정할 수 있으며, 실시예에 따라 임의로 측정시간을 설정할 수 있다.
- [0040] 그리고, 시간값을 평균한 평균값을 산출한다(S515).
- [0041] 그리고, 평균값을 이용하여 심박수를 계산한다(S517). 분당 심박수의 경우, 60을 평균값으로 나누는 방식으로 구한다.
- [0042] 도 6은 본 발명의 1차 알고리즘을 도 3의 기존 방식과 비교하여 100개의 측정값을 비교한 가우시안 분포의 평균과 표준 편차이다.
- [0043] 도 6에서, 좌측 그래프는 녹색광을 이용한 경우에 2개의 알고리즘을 비교하여 심박수 값을 정규분포 값으로 나타낸 그래프이고, 우측 그래프는 적외선을 이용한 경우에 2개의 알고리즘 값을 비교하여 심박수 값을 정규분포 값으로 나타낸 그래프이다.
- [0044] 도 6에서 도시된 표에서 보는 바와 같이, 각각 100번씩 측정 하였을 때, 나타나는 심박수의 평균값과 표준편차 값을 나타낼 수 있고, 적외선 사용시에는 표준편차가 29.96에서 11.54로 61.4% 향상됨을 확인할 수 있다. 또한, 녹색광을 사용하였을 때에는 75.67에서 31.34로 58.5% 향상 됨을 확인할 수 있다. 이러한 표준편차의 감소는 정확도 측면에서 측정하고자 하는 값에 더욱더 근접하게 측정 됨을 의미하므로, 본 발명에서 제안한 1차 알고리즘이 도 3의 기존 측정 알고리즘 보다 더욱 더 정확하게 심박수를 측정할 수 있음을 알 수 있다.
- [0046] PPG 방식은 측정 시간에 따라, 분당 심박수 측정 값의 변화가 많으며, 한편 PPG 관련 장치의 IoT 센서화를 위한 소형화와, 전력소모를 최소화하기 위해서, 전력을 공급하는 배터리 용량 및 장치 크기에 제한이 있다. 이를 맞추기 위해서는, 측정 시간을 최대한 짧게 측정해야 하는데, 측정 시간을 너무 짧게 하면 측정되는 최댓값의 샘플양이 너무 작아서 부정확한 분당심박수 값을 측정하게 된다. 이러한 점을 보완하고, 데이터 샘플을 두 배로 늘리기 위해서, 본 발명에서는 도 7 및 도 8과 같은 2차 알고리즘을 제안한다.
- [0047] 도 7은 본 발명의 2차 알고리즘에서 범위 내의 최댓값 및 최솟값을 이용하여 심박수를 측정하는 원리를 나타낸 도면이고, 도 8은 본 발명에서 제안하는 2차 알고리즘을 간략하게 나타낸 흐름도이다.
- [0048] 도 7에서 보는 바와 같이, 본 발명에서 제안하는 2차 알고리즘은 1차 알고리즘 방식에 비해 임계값보다 작은 최솟값도 측정함으로써, 결과적으로 샘플을 두 배로 늘리는 방식이다.
- [0049] 도 8은 본 발명에서 제안하는 2차 알고리즘을 간략하게 나타낸 흐름도이다.

- [0050] 도 8을 참조하면, 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n)에 제1 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제1 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단한다(S801). 즉, 음수값이 나오는 점이 제1 임계값을 지나가는 지점이 되기 때문이다.
- [0051] 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n과 다음 측정되는 시간 n+1 이 범위로 정해지고, 이 범위 내의 최댓값(n)을 구한다(S803).
- [0052] 그리고, 최댓값(n)이 제2 임계값보다 크면 최댓값으로 인식하고(S805, S807), 제2 임계값보다 작으면 노이즈로 인한 파형 왜곡으로 보고, 최댓값으로 인식하지 않는다(S805, S809).
- [0053] 다음, 심박수 측정 장치에서 현재 측정되는 데이터 측정값(n+1)에 제3 임계값을 뺀 값과 다음 측정되는 데이터 측정값(n+2)에 제3 임계값을 뺀 값을 곱해서 0보다 작은 값인 음수값인지 여부를 판단한다(S811). 즉, 음수값이 나오는 점이 제3 임계값을 지나가는 지점이 되기 때문이다.
- [0054] 음수값이면, 현재 측정되는 시간 n+1과 다음 측정되는 시간 n+2 이 범위로 정해지고, 이 범위 내의 최솟값(n)을 구한다(S813).
- [0055] 그리고, 최솟값(n)이 제4 임계값보다 작으면 최솟값으로 인식하고(S815, S817), 제4 임계값보다 크면 노이즈로 인한 파형 왜곡으로 보고, 최솟값으로 인식하지 않는다(S815, S819).
- [0056] 이런 방식으로, 미리 정해진 측정시간 동안 최댓값 인식 과정 및 최솟값 인식 과정을 수행하고(S821), 측정 시간 후에 인식된 최댓값들 사이의 측정 시간 간격과, 최솟값들 사이의 측정시간 간격을 산출한다(S823). 예를 들어, 60초 동안 측정을 하는 측정시간을 설정할 수 있으며, 실시예에 따라 임의로 측정시간을 설정할 수 있다.
- [0057] 그리고, 최댓값들 사이의 측정 시간 간격과, 최솟값들 사이의 측정시간 간격을 평균한 평균값을 산출한다(S825).
- [0058] 그리고, 평균값을 이용하여 심박수를 계산한다(S827). 분당 심박수의 경우, 60을 평균값으로 나누는 방식으로 구한다.
- [0059] 이처럼, 본 발명의 2차 알고리즘에서는 1차 알고리즘 방식과 동일하게 처음에는 범위를 나눠서 최댓값을 구하고, 다음엔 정해진 범위의 최솟값을 구하고, 그 다음엔 다음 블록한 점의 최댓값을 구하고, 그 다음엔 최솟값을 구하는 방식으로 진행한다. 이러한 방법을 통하여 최댓값의 시간 간격과 최솟값의 시간 간격을 각각 구할 수 있고, 이를 평균하여 그 평균값을 60에 나누면 분당 심박수(BPM)값을 구할 수 있다. 이러한 2차 알고리즘 방식은 같은 시간 동안 측정한다고 가정할 때, 기존 방식 대비 두 배의 샘플 값을 얻을 수 있어서, 더욱 정확한 분당 심박수(BPM)값을 얻을 수 있고, 같은 데이터 샘플로 비교한다면 측정 시간을 줄일 수 있는 장점이 있다.
- [0060] 도 9는 본 발명의 1차 알고리즘과 2차 알고리즘을 비교하여 100개의 측정값을 비교한 가우시안 분포의 평균과 표준 편차를 나타낸 그래프와 도표이다.
- [0061] 도 9를 참조하면, 적외선만을 이용하여 두 개의 알고리즘을 통한 심박수를 비교해 보았을 때, 심박수 평균은 각각 105.54와 104.8로 비슷하게 나오는 반면, 표준편차는 11.54에서 10.11로 12.3% 감소된 값이 나온다. 따라서, 본 발명의 2차 알고리즘을 통해 산출된 심박수 값들이 평균과 더 근접하게 측정됨을 알 수 있다. 이는 2차 알고리즘의 샘플값이 1차 알고리즘의 샘플값의 2배이기 때문에, 조금 더 정확하고 빠르게 측정 가능한 것임을 알 수 있다.
- [0062] 도 10은 본 발명의 1차 알고리즘 및 2차 알고리즘을 이용하여 광 혈류량을 목 부분에서 측정한 예시도이다.
- [0063] 도 10에서 하단의 그래프는 본 발명에서 제안한 알고리즘을 적용 하였을 때 분당 심박수(BPM)의 정확도와 광범위한 측정이 가능함을 비교한 그래프이다.
- [0064] 도 10의 실시예에서, 목 부분에 적외선을 이용하여 측정을 하였고, A, B, C, D, E부위에서 모두 측정이 가능함을 알 수 있다.
- [0065] 또한, 좌측 그래프는 기존의 알고리즘을 통해 각 부위에서 측정한 분당 심박수의 평균값과 표준편차를 나타낸 그래프이고, 우측 그래프는 1차 알고리즘과 2차 알고리즘을 적용하여 각 부위를 측정한 그래프이다.
- [0066] 좌측 그래프에 비해서 우측 그래프의 y축(표준편차) 값이 30 이하이고, 좌측 그래프에 비해 우측 그래프에서 평균 심박수 범위가 더 모여 있음을 알 수 있다. 이는 본 발명에서 제안된 알고리즘을 적용하여 분당 심박수를 측정하였을 때, 더 높은 신뢰성을 가지고, 더 나아가서 A부분의 범위까지 확장해서 측정할 수 있음을 의미한다.

따라서, 측정 범위에 있어서, 본 발명에서 제안된 알고리즘이 기존의 알고리즘을 적용하였을 때 보다 훨씬 더 넓힐 수 있음을 알 수 있다.

[0067] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명을 통하여 웨어러블 장치 및 IoT 장치에서 PPG 센서에 적용되는 알고리즘을 쉽게 적용 할 수 있고, 본 발명에서 제안하는 1차 알고리즘 및 2차 알고리즘 처리 방식을 이용하면, 짧은 시간에 더욱 정확하게 분당 심박수(BPM) 값을 측정 할 수 있다. 또한, 측정부위에 있어서, 본 발명에서 제안한 알고리즘을 이용하면 기존 알고리즘을 이용한 것보다 더욱 더 넓혀서 측정할 수 있다. 또한, 본 발명의 2차 알고리즘은 전력소모 및 크기가 제한된 환경의 초소형 센서에서도 빠르게 심박수를 측정할 수 있는 장점이 있다.

[0068] 한편, 본 발명의 실시예에 따른 심박수 측정 방법은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현되는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다.

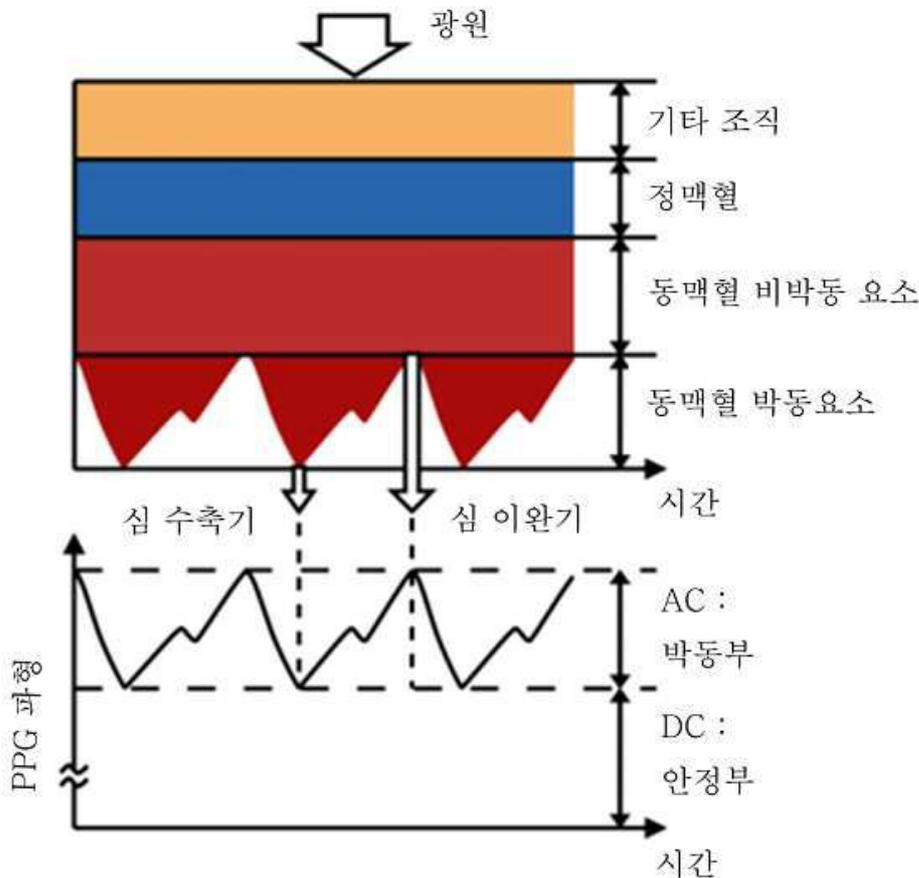
[0069] 예컨대, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체로는 롬(ROM), 램(RAM), 시디-롬(CD-ROM), 자기 테이프, 하드디스크, 플로피디스크, 이동식 저장장치, 비휘발성 메모리(Flash Memory), 광 데이터 저장장치 등이 포함된다.

[0070] 또한, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 통신망으로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 읽을 수 있는 코드로서 저장되고 실행될 수 있다. 그리고, 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론될 수 있다.

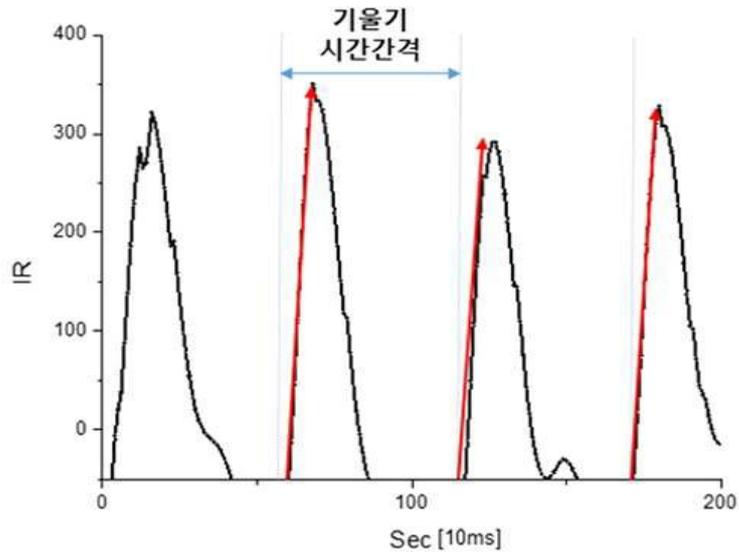
[0072] 이상 본 발명을 몇 가지 바람직한 실시예를 사용하여 설명하였으나, 이들 실시예는 예시적인 것이며 한정적인 것이 아니다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 지닌 자라면 본 발명의 사상과 첨부된 특허청구범위에 제시된 권리범위에서 벗어나지 않으면서 다양한 변화와 수정을 가할 수 있음을 이해할 것이다.

도면

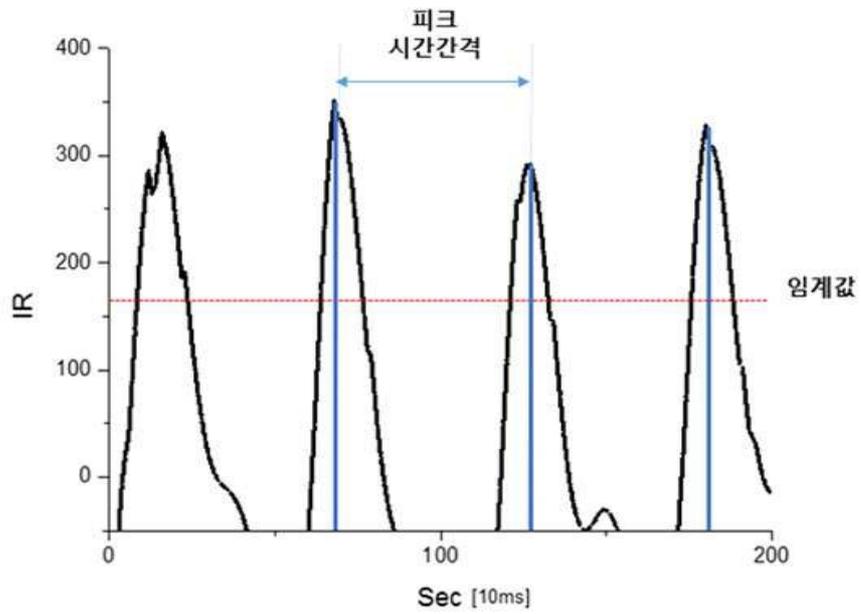
도면1



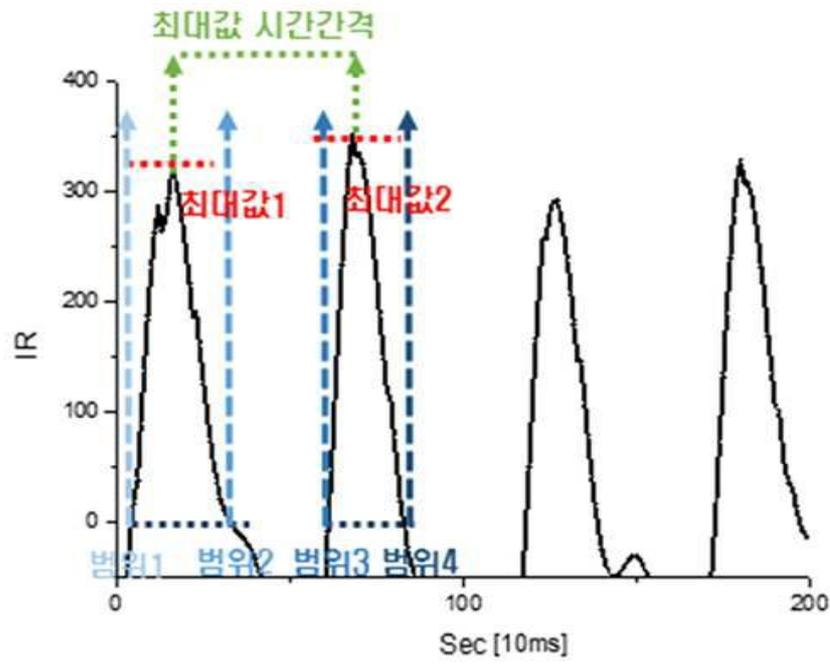
도면2



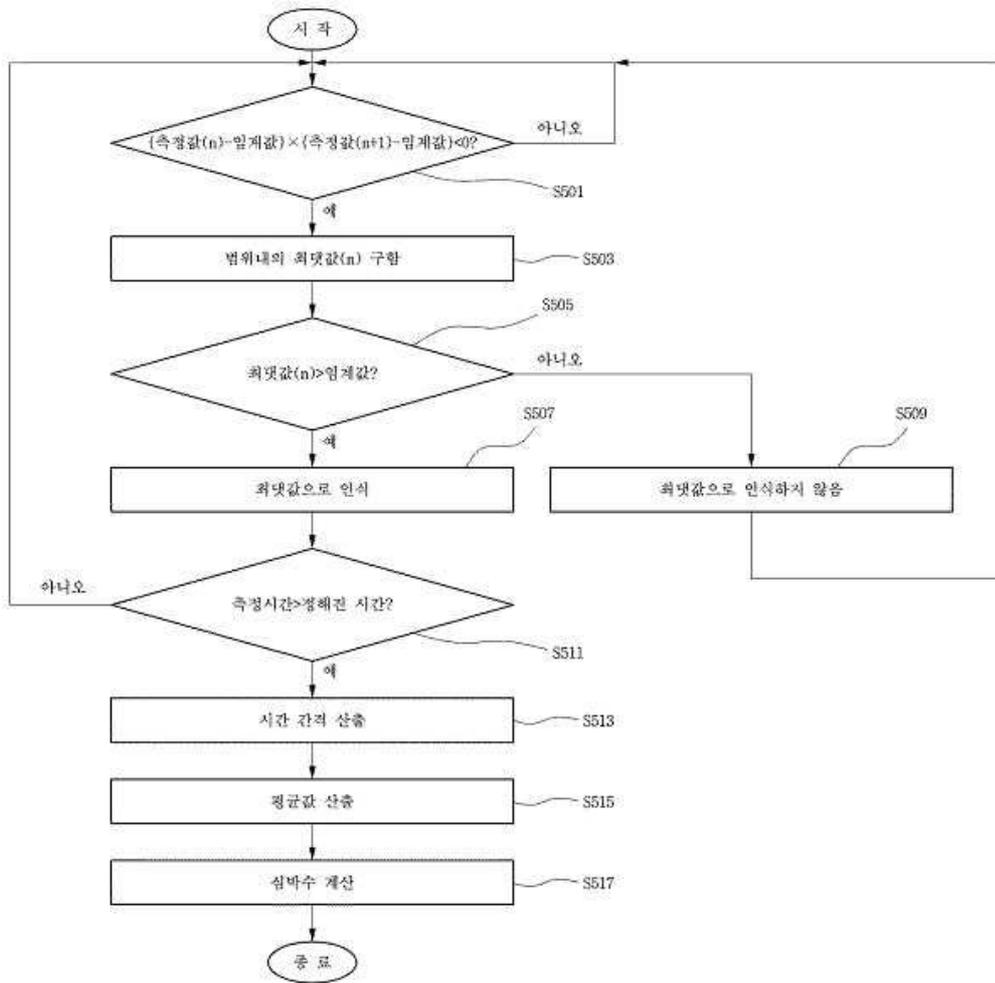
도면3



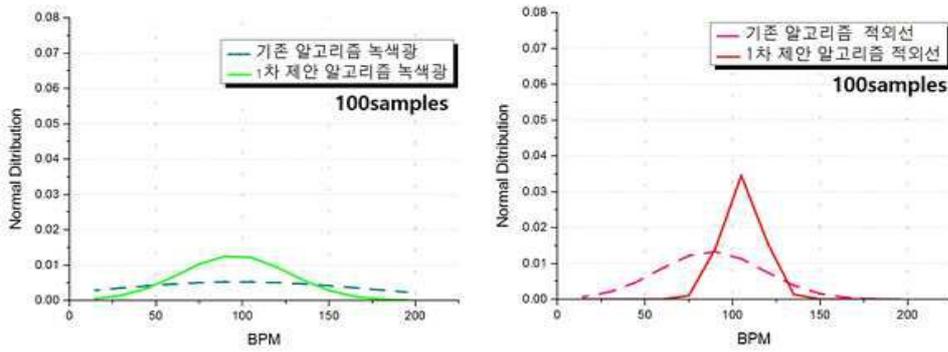
도면4



도면5



도면6

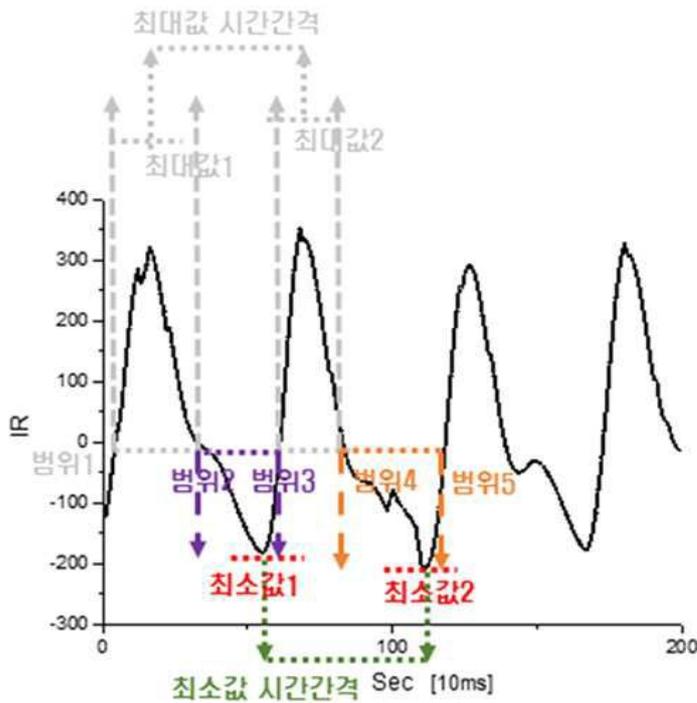


	기존 알고리즘 녹색광	1차 제안 알고리즘 녹색광	기존 알고리즘 적외선	1차 제안 알고리즘 적외선
평균	98.14	95.5	87.87	105.54
표준편차	75.67	31.34	29.96	11.54

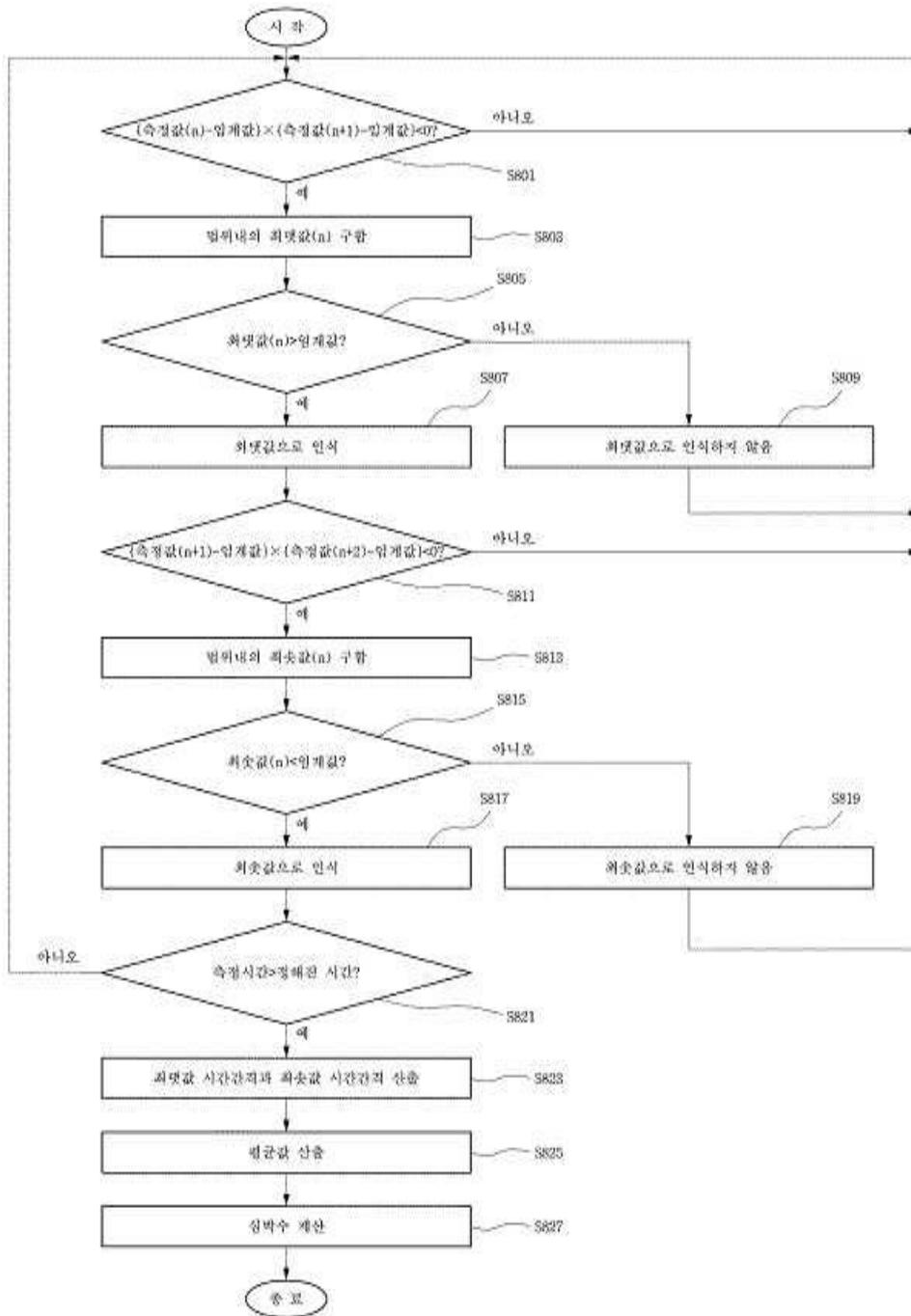
적외선 측정 표준편차 : 29.96 → 11.54 [61.4% 향상]

녹색광 측정 표준편차 : 75.67 → 31.34 [58.5% 향상]

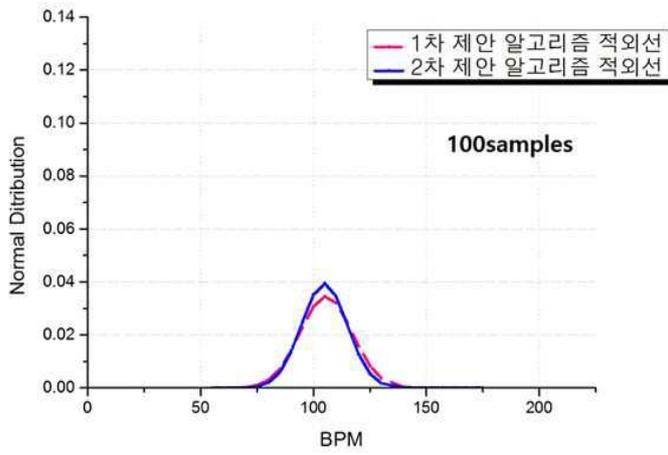
도면7



도면8



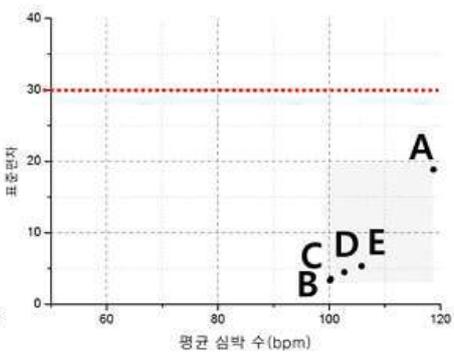
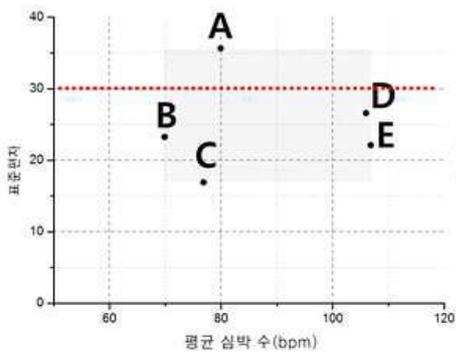
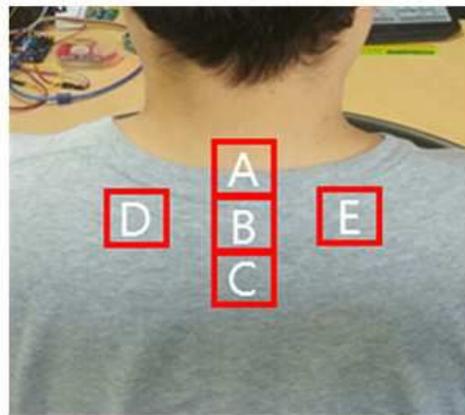
도면9



	1차 제안 알고리즘	2차 제안 알고리즘
평균	105.54	104.8
표준편차	11.54	10.11

표준편차 : 11.54 → 10.11 [12.3% 개선]

도면10



专利名称(译)	使用PPG信号测量低功率心率的方法和记录该信号的记录介质		
公开(公告)号	KR101850803B1	公开(公告)日	2018-04-20
申请号	KR1020160183338	申请日	2016-12-30
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	HONG JONG PHIL 홍종필 CHOI KANG UN 최강운		
发明人	홍종필 최강운		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/7235 A61B5/7271		
代理人(译)	金, 荣格 - 炫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明现在是否减去第一阈值与测得的数据值 (n) 是在测量值和下一个被测量的数据测量的值是通过将在第 (n + 1) 的负值减去阈值而得到的值1乘以小于零如果确定步骤, 一个负值时, 时刻n + 1, 测量时间n超过笔记电流测量被确定为测量范围, 并找到在测量范围内的最大值 (N), 最高值 (n) 是所述第二阈值比公认的最大值和第二阈值大于所述值的步骤较小没有被识别为一个最大值, 在预定的时间测量周期进行最大值检测过程, 并且测量时间之后, 所识别的最大值的时间之间测量的时间间隔计算通过平均时间值获得的平均值, 并使用平均值计算心率。根据本发明, 在使用LED和光电二极管的血流测量装置中, 可以更准确和快速地测量心率。

