



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년06월08일
(11) 등록번호 10-1744691
(24) 등록일자 2017년06월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/1102 (2013.01)
A61B 5/0205 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0022602
(22) 출원일자 2016년02월25일
심사청구일자 2016년02월25일
(56) 선행기술조사문헌
US20100249628 A1
논문, 심탄도 신호에서 심박 수 산출 방법에 대한
연구, 한국통신학회 종합 학술 발표회 논문집 (하
계) 2014, p297-298 (2014.06.)
US20100249628 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
아주대학교산학협력단
경기도 수원시 영통구 월드컵로 206 (원천동)
(72) 발명자
조위덕
경기도 성남시 분당구 이매로150번길 5, A동 102
호 (이매동, 조이빌리지)
최선탁
경기도 수원시 영통구 동수원로537번길 28-10,
101호 (원천동)
(74) 대리인
특허법인우인

전체 청구항 수 : 총 11 항

심사관 : 최석규

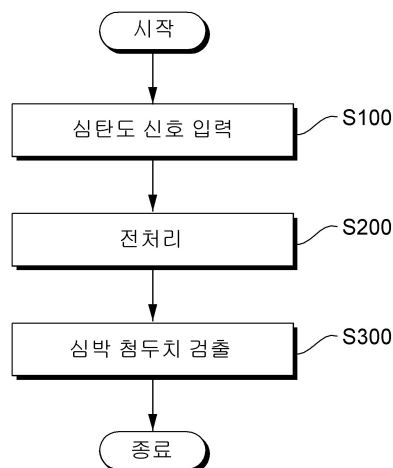
(54) 발명의 명칭 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법 및 그 장치

(57) 요약

본 발명은 심박을 검출하는 방법 및 그 장치에 관한 것이다.

본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법은 사용자의 심탄도 신호를 입력받는 심탄도 신호 입력 단계, 상기 측정된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성하는 전처리 단계, 및 상기 전처리된 신호에서 소정의 길이를 가지는 검출 시간 동안 최대값으로 유지되는 첨두치를 심박 첨두치로 검출하는 심박 첨두치 검출 단계를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/02438 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7246 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 S-2015-A0403-00092

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 일반연구자지원사업

연구과제명 힐링케어 인텍스 모델 및 힐링케어 시스템 연구

기 여 율 1/1

주관기관 아주대학교 산학협력단

연구기간 2013.06.01 ~ 2016.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 심탄도 신호를 입력받는 심탄도 신호 입력 단계;

상기 입력된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성하는 전처리 단계; 및

시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 이동 윈도우에서 상기 전처리된 신호로부터 최대 신호값을 검출하며, 상기 최대 신호값이 유지되는 구간을 측정한 시간이 상기 이동 윈도우의 길이와 동일해지면, 상기 최대 신호값이 나타난 시점을 심박 첨두치의 시점으로 검출하는 심박 첨두치 검출 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 심탄도 신호 입력 단계는 압전 센서를 이용하여 측정된 상기 심탄도 신호를 입력받는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 전처리 단계는 소정의 시간 동안 상기 심탄도 신호의 지역 산포도를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 전처리 단계는 상기 심탄도 신호에 대하여 소정의 시간 동안의 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 전처리 단계는 시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 제1 이동 윈도우(Moving Window)를 이용하여, 시간 별로 상기 심탄도 신호에 대한 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 적어도 어느 하나를 산출하여, 상기 전처리된 신호를 생성하며, 상기 제1 이동 윈도우는 상기 심박 첨두치 검출 단계에서 시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 이동 윈도우(제2 이동 윈도우)와는 상이한 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 제1 이동 윈도우는 0.01 ~ 0.5 초의 길이를 가지는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 7

삭제

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 심박 침두치 검출 단계는,

상기 심박 침두치 검출 단계에서 시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 이동 윈도우(제2 이동 윈도우)를 설정하고, 상기 제2 이동 윈도우에서의 최대 신호값을 검출하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 9

삭제

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 제2 이동 윈도우는 0.3 ~ 0.5 초의 길이를 가지는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법.

청구항 11

사용자의 심탄도 신호를 입력받는 심탄도 신호 입력부;

상기 입력된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성하는 전처리부; 및

시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 이동 윈도우에서 상기 전처리된 신호로부터 최대 신호값을 검출하며, 상기 최대 신호값이 유지되는 구간을 측정한 시간이 상기 이동 윈도우의 길이와 동일해지면, 상기 최대 신호값이 나타난 시점을 심박 침두치의 시점으로 검출하는 심박 침두치 검출부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 사용자의 상기 심탄도 신호를 측정하는 압전 센서부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 전처리부는 상기 심탄도 신호에 대하여 소정의 시간 동안의 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치.

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심박을 검출하는 방법 및 그 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 심장의 박동을 측정된 신호로 심전도(Electrocardiogram) 신호가 있다. 심전도 신호는 신체에 전극을 부착하고 심장의 박동 시 신체에서 발생하는 미세한 전기적 신호를 측정하는 방식으로 심장의 박동에 관한 정보를 획득한

다. 심전도 신호는 신체에 전극을 직접 부착하여 전기적 신호를 측정하기 때문에 정확한 심박 정보를 획득할 수 있다. 그러나 심전도 신호의 측정을 위하여는 신체에 전극을 직접 부착하여야 하는 물리적인 한계점이 존재한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0003] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제2009-0102943호 (2009.10.01)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명은 인체의 움직임 또는 진동에 따른 심탄도 신호를 분석하여 심박 신호를 검출함에 있어서, 심장의 박동 이외에 사람의 호흡, 움직임 등 기타 요인으로 인한 잡음을 효과적으로 제거하면서, 실시간으로 심박을 검출하기 위한 방법 및 그에 관한 장치를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0005] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명의 일 유형에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법은, 사용자의 심탄도 신호를 입력받는 심탄도 신호 입력 단계; 상기 측정된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성하는 전처리 단계; 및 상기 전처리된 신호에서 소정의 길이를 가지는 검출 시간 동안 최대값으로 유지되는 첨두치를 심박 첨두치로 검출하는 심박 첨두치 검출 단계;를 포함할 수 있다.

[0006] 여기서 상기 심탄도 신호 입력 단계는 압전 센서를 이용하여 측정된 상기 심탄도 신호를 입력받는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0007] 여기서 상기 전처리 단계는 소정의 시간 동안 상기 심탄도 신호의 지역 산포도를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다.

[0008] 여기서 상기 전처리 단계는 상기 심탄도 신호에 대하여 소정의 시간 동안의 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다.

[0009] 여기서 상기 전처리 단계는 시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 제1 이동 윈도우(Moving Window)를 이용하여, 시간 별로 상기 심탄도 신호에 대한 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 적어도 어느 하나를 산출하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다.

[0010] 여기서 상기 제1 이동 윈도우는 0.01 ~ 0.5 초의 길이를 가지는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0011] 여기서 상기 심박 첨두치 검출 단계는, 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간 동안의 최대 신호값을 검출하는 이동 최대값 검출 단계; 및 상기 검출한 최대 신호값이 상기 검출 시간 동안 유지되는 경우 상기 최대 신호값에 대응하는 첨두치를 상기 심박 첨두치로 검출하는 첨두치 검출 단계;를 포함할 수 있다.

[0012] 여기서 상기 이동 최대값 검출 단계는 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간의 길이를 가지는 제2 이동 윈도우를 설정하고, 상기 제2 이동 윈도우에서의 최대 신호값을 검출할 수 있다.

[0013] 여기서 상기 첨두치 검출 단계는 각 시간 별로 상기 이동 최대값 검출 단계에서 검출된 상기 최대 신호값들이 상기 검출 시간 동안 동일한 경우, 상기 최대 신호값을 가지는 상기 전처리된 신호의 해당 시점을 상기 심박 첨두치의 시점으로 검출할 수 있다.

[0014] 여기서 상기 제2 이동 윈도우는 0.3 ~ 0.5 초의 길이를 가지는 것을 특징으로 할 수 있다.

[0015] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명의 일 유형에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치는 사용자의 심탄도 신호를 입력받는 심탄도 신호 입력부; 상기 측정된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성하는 전처리부; 및 상기 전처리된 신호에서 소정의 길이를 가지는 검출 시간 동안 최대값으로 유지되는 첨두치를 심박 첨두치로 검출하는 심박 첨두치 검출부;를 포함할 수 있다.

- [0016] 여기서 상기 심박 검출 장치는 상기 사용자의 상기 심탄도 신호를 측정하는 압전 센서부를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 여기서 상기 전처리부는 상기 심탄도 신호에 대하여 소정의 시간 동안의 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다.
- [0018] 여기서 상기 심박 침두치 검출부는, 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간 동안의 최대 신호값을 검출하는 이동 최대값 검출부; 및 상기 검출한 최대 신호값이 상기 검출 시간 동안 유지되는 경우 상기 최대 신호값에 대응하는 침두치를 상기 심박 침두치로 검출하는 침두치 검출부를 포함할 수 있다.
- [0019] 여기서 상기 이동 최대값 검출부는 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간의 길이를 가지는 이동 윈도우를 설정하고, 상기 이동 윈도우에서의 최대 신호값을 검출하고, 상기 침두치 검출부는 각 시간 별로 상기 이동 최대값 검출부에서 검출된 상기 최대 신호값들이 상기 검출 시간 동안 동일한 경우, 상기 최대 신호값을 가지는 상기 전처리된 신호의 해당 시점을 상기 심박 침두치의 시점으로 검출하는 것을 특징으로 할 수 있다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법 및 그 장치에 의하면, 인체의 움직임 또는 진동에 따른 심탄도 신호를 분석하여 심박 신호를 검출함에 있어서, 심장의 박동 이외에 사람의 호흡, 움직임 등 기타 요인으로 인한 잡음을 효과적으로 제거하면서, 실시간으로 심박을 검출할 수 있는 효과가 있다.
- [0021] 또한 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법에 의하면, 기존의 임계치를 이용하여 심박을 검출하는 방법보다 피크 간의 고저가 심한 신호에서 진폭과 무관하게 심박을 검출할 수 있는 장점이 있다. 또한 본 발명에 따른 심박 검출 방법에 의하면, 모든 피크를 산출한 다음 필터링을 하여 심박 피크점을 검출하는 방법보다 적은 연산량으로 심박을 검출할 수 있는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법의 흐름도이다.
- 도 2는 심탄도 신호를 나타내는 참고도이다.
- 도 3는 심탄도 신호를 획득하는 과정을 나타내는 참고도이다.
- 도 4는 전처리 단계의 동작을 설명하기 위한 참고도이다.
- 도 5는 상술한 방식으로 소정의 시간 구간에서 최대값을 찾는 방법으로 심박 침두치를 검출하는 과정을 나타내는 참고도이다.
- 도 6은 심박 침두치 검출 단계의 세부 흐름도이다.
- 도 7은 심박 침두치 검출 단계에 따라 검출된 심박 침두치를 나타내는 참고도이다.
- 도 8, 도 9는 심박 침두치 검출 단계의 동작을 설명하기 위한 참고도이다.
- 도 10은 윈도우 크기를 설명하기 위한 참고도이다.
- 도 11은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치의 블록도이다.
- 도 12는 심박 침두치 검출부의 세부 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부된 도면들을 참조하여 상세히 설명한다. 우선 각 도면의 구성요소들에 참조 부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다. 또한, 이하에서 본 발명의 바람직한 실시예를 설명할 것이나, 본 발명의 기술적 사상은 이에 한정하거나 제한되지 않고 당업자에 의해 변형되어 다양하게 실시될 수 있음은 물론이다.
- [0024] 심장의 박동을 측정된 신호로 심전도(Electrocardiogram) 신호가 있다. 심전도 신호는 신체에 전극을 부착하고 심장의 박동 시 신체에서 발생하는 미세한 전기적 신호를 측정하는 방식으로 심장의 박동에 관한 정보를 획득한

다. 심전도 신호는 신체에 전극을 직접 부착하여 전기적 신호를 측정하기 때문에 정확한 심박 정보를 획득할 수 있다. 그러나 심전도 신호의 측정을 위하여는 신체에 전극을 직접 부착하여야 하는 물리적인 한계점이 존재한다.

[0025] 이에 본 발명에서는 신체를 구속하거나 별도의 전극을 부착하지 아니하고도 측정할 수 있는 심탄도 신호를 이용하여 이로부터 심박을 검출하는 방법 및 그에 관한 장치를 제공하고자 한다.

[0026] 심탄도(ballistocardiogram) 신호는 심박동에 수반되는 신체의 운동/진동을 감지한 신호이다. 이를 위하여 압력 센서 또는 압전 센서(50)(Piezoelectric Sensor) 등을 이용하여 신체의 진동을 감지할 수 있다. 심탄도 신호는 상기 센서들을 사용자가 이용하는 침대나 의자 또는 사용자가 밟는 발판 등에 구비하여, 신체의 진동에 따른 신호를 측정함으로써 획득할 수 있다. 따라서 심탄도 신호는 심전도 신호에 비하여 신체를 구속하거나 신체에 직접적으로 전극을 부착하지 않고도 보다 편리하게 측정할 수 있으며, 사용자의 일상 생활 속에서도 획득할 수 있다는 장점이 있다.

[0027] 그런데 이와 같은 심탄도 신호는 심전도 신호 마찬가지로 신체의 심장 박동에 관한 정보를 포함하고 있으나, 신체의 운동을 감지하는 과정에서 신체의 호흡이나 기타 심장의 박동 이외의 요인으로 인한 신체의 움직임에 따른 신호를 포함하고 있다는 문제점이 있다. 이에 심탄도 신호로부터 심장 박동에 따른 정보를 추출하기 위하여는, 기타 요인으로 인한 잡음 신호를 필터링해야 할 필요가 있다.

[0028] 이에 본 발명에서는 다양한 신체적 요인으로 인하여 발생한 신체 진동에 따른 신호를 포함하고 있는 심탄도 신호를 분석하여, 심박을 신뢰도 있게 검출할 수 있는 방법 및 그에 관한 장치를 제공하고자 한다.

[0029] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법의 흐름도이다.

[0030] 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법은 심탄도 신호 입력 단계(S100), 전처리 단계(S200), 심박 검출 단계(S300)를 포함할 수 있다. 또한 필요에 따라 심박수 산출 단계(미도시)를 더 포함할 수도 있다.

[0031] 심탄도 신호 입력 단계(S100)는 사용자의 심탄도 신호를 입력받는다.

[0032] 전처리 단계(S200)는 상기 측정된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성한다.

[0033] 심박 검출 단계(S300)는 상기 전처리된 신호에서 소정의 길이를 가지는 검출 시간 동안 최대값으로 유지되는 검출치를 심박 검출치로 검출한다.

[0034] 심박수 산출 단계는 상기 검출한 심박 검출치를 기초로 심박수를 산출할 수 있다. 예를 들면 소정의 시간 동안 검출된 심박 검출치의 개수에 따라 심박수를 산출할 수 있다.

[0035] 먼저 심탄도 신호 입력 단계(S100)에 대하여 보다 상세히 설명한다.

[0036] 심탄도 신호 입력 단계(S100)는 사용자의 심탄도 신호를 입력받는다. 여기서 심탄도 신호 입력 단계(S100)는 압전 센서를 이용하여 측정된 상기 심탄도 신호를 입력받을 수 있다. 여기서 심탄도 신호는 압전 센서 이외에 필요에 따라 압력 센서나 사용자의 무게를 측정하는 센서를 이용하여 측정할 수도 있다. 일 실시예에 있어서 심탄도 신호는 침대 아래 매트리스에서 압전 센서를 구비하여 인체로부터 발생하는 미세한 압력의 변화를 측정할 수 있다. 이때 심탄도 신호는 심박으로 인한 진동 신호 이외에, 호흡 또는 사용자의 움직임 성분 및 기타 잡음 성분을 포함할 수 있다. 예를 들면 심탄도 신호는 도 3과 같은 심탄도 신호 수집기를 이용하여 측정되고 수집되어 입력될 수 있다.

[0037] 도 2는 심탄도 신호를 나타내는 참고도이다.

[0038] 심탄도 신호는 도 2의 파형과 같이 호흡과 심박에 의해 발생하는 진동 신호를 포함할 수 있다. 도 2를 참조하면, 심탄도 신호에는 저주파의 호흡 신호와 고주파의 심박 신호, 및 잡음 신호가 혼합되어 있을 수 있다. 이때 심박 신호는 잡음 신호와 유사한 주파수를 가질 수 있지만, 그 진폭이 잡음 신호보다 크기 때문에 이를 이용하여 심박 신호를 심탄도 신호에서 분리해낼 수 있다. 여기서 심박 신호는 심장 박동의 주기가 소정의 범위를 가지는 관계로 예를 들면 분당 40에서 120bpm 정도 소정의 범위의 주파수 대역을 가지게 된다(예를 들면 0.67~2.00Hz 대역). 다만 심박 신호의 검출치(Peak)가 잡음 신호에 의해 왜곡된 형태를 가지게 되는 경우가 존재하며, 기타 호흡, 신체의 움직임으로 인한 신호 성분들도 존재함에 따라 심탄도 신호에서 심박 검출치를 검출함에 있어서 어려움이 있다.

- [0039] 이에 본 발명에서는 아래에서 설명할 전처리 단계(S200)와 이동 최대값 산출을 이용하는 심박 침두치 검출 단계(S300)를 통하여 심탄도 신호에서 심박을 검출한다.
- [0040] 다음으로 전처리 단계(S200)에 대하여 보다 상세히 설명한다.
- [0041] 심탄도 신호에서 심박 신호를 추출하기 위하여 일 예로 주파수 영역에서 심박 신호를 추출하는 방법이 가능하다. 이와 같이 주파수 영역에서 심박신호를 추출하는 기법으로는, 고역 또는 밴드 통과 필터를 이용하여 필터링을 수행하여 심박 신호를 추출하거나, 또는 푸리에 변환이나 웨이블릿 변환과 같은 주파수 분석법 적용하여 주파수 대역의 신호 응답을 구하고 잡음 및 호흡 영역의 주파수 대역 신호를 제거한 후 이를 다시 역변환하여 심박 신호를 추출하는 방법을 사용할 수 있다. 그런데 심탄도 신호에서 심박 신호의 형태는 지역적 최대값(침두치, Peak)이나 지역적 최소값(골, Valley) 형태로 나타나기도 하지만, 잡음 성분보다 높은 주파수 형태의 진동으로 발현되기도 하기 때문에, 위와 같은 주파수 영역에서 신호를 처리하는 방법들은 노이즈가 포함된 심탄도 신호로부터 심박 신호를 정확히 추출하기 어렵다는 문제점이 있다.
- [0042] 이에 본 발명에서는 심탄도 신호로부터 심박 신호를 표현할 수 있는 지역 산포도를 산출하는 전처리 단계(S200)를 통하여 심박 신호를 추출하는 방법을 이용할 수 있다.
- [0043] 이를 위하여 전처리 단계(S200)는 상기 측정된 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성할 수 있고, 이하 설명할 심박 침두치 검출 단계(S300)에서 상기 전처리된 신호를 이용하여 심박을 검출할 수 있다. 이때 전처리 단계(S200)는 소정의 시간 동안 상기 심탄도 신호의 지역 산포도를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다. 여기서 지역 산포도를 산출함에 있어서, 본 발명에 따른 전처리 단계(S200)는 상기 심탄도 신호에 대하여 소정의 시간 동안의 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다.
- [0044] 이와 같이 전처리된 신호는 심장의 박동에 따른 심박 신호의 침두치(Peak)를 나타내는 신호가 된다. 따라서 상기 전처리된 신호에서 심박 침두치를 검출하여 심박수를 산출할 수 있다.
- [0045] 바람직하게는 전처리 단계(S200)는 심탄도 신호에 대하여 평균 절대 편차를 산출하여 상기 전처리된 신호로 생성할 수 있다. 여기서 표본 내에서의 평균 절대 편차는 시변계열의 신호에서 평균으로부터의 산포도를 의미한다.
- [0046] 일 실시예에 있어서 전처리 단계(S200)는 하기 수학식 1과 같이 평균 절대 편차를 산출하여 전처리된 신호로 생성할 수 있다.

수학식 1

$$y[i] = \frac{\sum_{j=0}^{N-1} |x[i-j] - \bar{x}[i]|}{N}$$

- [0047]
- [0048] 여기서 x는 상기 심탄도 신호이고, N은 제1 이동 윈도우의 길이이고, y는 평균 절대 편차로써의 상기 전처리된 신호이고, i, j는 시간 인덱스이고, $\bar{x}$ 는 평균값을 의미한다.
- [0049] 분산, 표준편차는 아래에서 설명할 바와 같이 편차에 제곱을 취하여 산출되는데 비해, 평균 절대 편차는 편차에 절대값을 취하여 평균을 구하여 산출하는 방식으로 편차의 평균을 보다 정확하게 표현하는 방법이다. 다만 표준 편차를 일반적인 통계분야에서 많이 사용하는 이유는 평균절대편차의 절댓값 연산이 각 편차들을 불연속적으로 변환하여 미분이나 적분과 같은 다양한 수학적 기법들을 취하기 어렵기 때문이며 본 발명의 경우에는 평균 절대 편차를 이용하는 것이 가장 바람직하다.
- [0050] 전처리 단계(S200)는 산포도를 나타내는 방법으로는 상술한 평균 절대 편차 이외에 분산(Variance), 표준편차(Standard Deviation), 사분범위(Inter quartile Range) 중 어느 하나를 이용할 수도 있다.
- [0051] 분산은 편차 제곱합의 평균값으로 평균과 각 수치들의 차이를 편차라 하고 이를 제곱하여 다시 평균을 산출한 것이다. 편차는 평균과 떨어진 거리로 평균보다 작은 수치는 음수를, 평균보다 큰 수치는 양수를 갖는다. 평균에서 떨어진 거리 값이므로 모든 편차의 합은 항상 0이 된다. 분산은 각 수치들이 평균과 떨어져있는 평균적인

거리를 나타낸다. 하지만 각각의 편차를 제공하기 때문에 실제 값들과 떨어진 거리보다 크게 산출된다.

[0052] 일 실시예에 있어서 전처리 단계(S200)는 하기 수학식 2와 같이 분산을 산출하여 전처리된 신호로 생성할 수 있다.

수학식 2

$$y[i] = \frac{\sum_{j=0}^{N-1} (x[j-i] - \bar{x}[i])^2}{N}$$

[0053]

[0054] 여기서 x는 상기 심탄도 신호이고, N은 제1 이동 윈도우의 길이이고, y는 분산으로써의 상기 전처리된 신호이고, i, j는 시간 인덱스이고, $\bar{x}$ 는 평균값을 의미한다.

[0055] 표준편차는 분산에 제곱근을 취하여 실제 값들이 평균과 떨어진 거리에 근접하게 산출된다.

[0056] 일 실시예에 있어서 전처리 단계(S200)는 하기 수학식 3과 같이 표준편차를 산출하여 전처리된 신호로 생성할 수 있다.

수학식 3

$$y[i] = \sqrt{\frac{\sum_{j=0}^{N-1} (x[j-i] - \bar{x}[i])^2}{N}}$$

[0057]

[0058] 여기서 x는 상기 심탄도 신호이고, N은 제1 이동 윈도우의 길이이고, y는 표준편차으로써의 상기 전처리된 신호이고, i, j는 시간 인덱스이고, $\bar{x}$ 는 평균값을 의미한다.

[0059] 사분범위는 모집단의 각 수치들을 크기별로 동일한 크기의 4개 영역으로 분할한 후 제 1 사분위수와 제 3 사분위수 사이의 범위를 구하여 산출한다. 사분범위(Inter Quartile Range)는 사분 편차라고도 하며, 분포도에서 표본의 수로 4등분(각 25%) 한 표본에서 중앙 2개 등분의 범위 - 즉, 수치들의 분포에서 상위 25%에 위치한 수치에서 하위 25%에 위치한 수치들 간의 차이 - 를 뜻한다. 따라서 사분 범위 값이 크면 데이터의 분포가 흩어져 있는 것이고 작으면 밀집된 분포임을 알 수 있다. 이 사분범위가 클수록 해당 수치들은 넓은 범위에 분포한다는 의미가 된다. 특히 사분범위는 표준편차 값과 뚜렷한 상관관계가 있으며 정규 분포에서 표준편차 값에 양의 상수를 곱하여 그 근사치를 계산할 수 있다.

[0060] 여기서 상기 산포도를 산출하는 방법들 중에서 연산량이 가장 적으면서도 심박 신호를 잘 표현하는 평균 절대 편차를 이용하는 것이 바람직하다. 일 예로 사분범위를 산출하기 위하여는 순차적으로 입력되는 신호 값들을 정렬하는 과정과 제 1, 제 3 사분위수를 검색하는 과정이 필요하므로 연산량이 많다. 다만 필요에 따라 전처리 단계(S200)에서는 평균 절대 편차, 분산, 표준편차, 사분범위 중 어느 하나를 선택하여 전처리된 신호로 생성할 수 있다.

[0061] 도 4의 a는 평균 절대 편차를 산출하여 획득한 전처리된 신호, b는 분산을 산출하여 획득한 전처리된 신호, c는 표준편차를 산출하여 획득한 전처리된 신호, d는 사분범위를 산출하여 획득한 전처리된 신호를 각각 나타내는 그래프이다.

[0062] 이때 전처리 단계(S200)는 시간의 흐름에 따라 이동하는 소정의 길이를 가지는 제1 이동 윈도우(Moving Window)를 이용하여, 시간 별로 상기 심탄도 신호에 대한 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다. 즉 상기 수학식 1 내지 3과 같이 N개의 길이를 가지는 제1 이동 윈도우를 이용하여 각 시간 별로 평균 절대 편차나 분산이나 표준편차나 사분범위를 산출할 수 있다. 여기서 상기 제1 이동 윈도우는 0.01 ~ 0.5 초의 길이를 가지는 것을 특징으로 할 수 있다. 이때 이동 윈도우의 길이가 위 길이를 벗어나는 경우 획득되는 전처리된 신호가 심박 신호의 침투치를 신뢰도있게 표현하지 못할 수

있다. 다만 필요에 따라 위 범위 밖의 길이를 가지는 제1 이동 윈도우를 사용할 수도 있다. 상기 제1 이동 윈도우의 길이에 대하여는 아래에서 도 10과 함께 보다 상세히 설명한다.

[0063] 다음으로 아래에서 상세히 설명할 바 심박 침두치 검출 단계(S300)를 통하여 상기 산출한 전처리된 신호를 분석하여 심박 침두치를 검출할 수 있다. 그리고 이와 같이 검출된 심박 침두치를 이용하여 심박수를 산출할 수 있다. 예를 들면 소정의 시간 동안의 심박 침두치의 개수를 산출하여 심박수를 산출할 수 있다. 이를 위하여 심박 침두치를 이용한 심박수 산출 단계를 더 포함할 수도 있다.

[0064] 아래에서는 심박 침두치 검출 단계(S300)에 대하여 보다 상세히 설명한다.

[0065] 심장 박동은 휴식기에는 일반적으로 분당 40~120회 정도 심박수를 갖고 있고, 심박의 주기는 운동 등의 산소가 많이 필요한 활동을 하지 않는 경우 1분 동안 그 주기의 변화폭이 작다. 즉 심장 박동은 다른 신체요소들로부터 발생하는 신호들 가운데 뚜렷한 주기성을 갖는 운동이 된다. 따라서 이와 같은 심박의 주기적인 특성을 심박 침두치를 검출하는데 이용할 수 있다. 즉 심박 침두치를 검출하기 위하여 전처리된 신호에서 단순히 주변보다 높은 값을 가지는 영역을 침두치로 검출하지 않고 이전에 발생한 침두치로부터 특정 구간 내에서의 침두치를 검출하는 방법을 사용할 수 있다. 이때 심장 박동수는 일반적으로 분당 40~120회 정도의 주기를 가지므로 기준이 되는 심박 침두치를 먼저 검출한 다음 소정의 시간 구간에서 최대값을 갖는 침두치를 다음 심박 침두치로 검출할 수 있다. 예를 들면 0.5 ~ 1.5초의 시간 구간에서 최대값을 갖는 침두치를 그 다음 심박 침두치로 검출할 수 있다.

[0066] 도 5는 상술한 방식으로 소정의 시간 구간에서 최대값을 찾는 방법으로 심박 침두치를 검출하는 과정을 나타내는 참고도이다. 도 5를 참조하면 차례대로 이전에 검출한 심박 침두치를 기준으로 시간 구간을 설정하여 최대값을 찾아 다음 심박 침두치를 검출하는 과정을 보여준다. 그런데 도 5의 e와 같이 설정된 시간 구간 내에 2개 이상의 침두치가 존재하는 경우 둘 중 큰 침두치만을 선정하여 심박 침두치로 검출하게 되는 오류가 발생할 수 있다. 따라서 심박수가 낮을 때는 설정된 시간 구간 내에서 안정적으로 심박 침두치를 검출할 수 있으나, 심박수가 높을 경우에는 심박 침두치를 올바르게 검출하지 못하는 문제점이 있게 된다.

[0067] 이에 이상과 같은 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명에 따른 심박 침두치 검출 단계(S300)는 상기 전처리된 신호에서 소정의 길이를 가지는 검출 시간 동안 최대값으로 유지되는 침두치를 심박 침두치로 검출한다.

[0068] 도 6은 심박 침두치 검출 단계(S300)의 세부 흐름도이다.

[0069] 심박 침두치 검출 단계(S300)는 이동 최대값 검출 단계(S310), 침두치 검출 단계(S320)를 포함할 수 있다.

[0070] 이동 최대값 검출 단계(S310)는 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간 동안의 최대 신호값을 검출한다. 즉 전처리된 신호에서 시간의 흐름에 따라 소정의 검출 시간 동안의 최대 신호값을 검출한다. 이를 위하여 이동 최대값 검출 단계(S310)는 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간의 길이를 가지는 제2 이동 윈도우를 설정하고, 상기 제2 이동 윈도우에서의 최대 신호값을 검출할 수 있다.

[0071] 이때 상기 제2 이동 윈도우는 0.3 ~ 0.5 초의 길이를 가지는 것을 특징으로 할 수 있다. 이때 이동 윈도우의 길이가 위 길이를 벗어나는 경우 심박 침두치가 신뢰도 있게 검출되지 못할 수 있다. 다만 필요에 따라 위 범위 밖의 길이를 가지는 제2 이동 윈도우를 사용할 수도 있다. 제2 윈도우의 길이에 대하여는 아래에서 도 10과 함께 보다 상세히 설명한다.

[0072] 다음으로 침두치 검출 단계(S320)는 상기 검출한 최대 신호값이 상기 검출 시간 동안 유지되는 경우 상기 최대 신호값에 대응하는 침두치를 상기 심박 침두치로 검출한다. 여기서 침두치 검출 단계(S320)는 각 시간 별로 상기 이동 최대값 검출 단계(S310)에서 검출된 상기 최대 신호값들이 상기 검출 시간 동안 동일한 경우, 상기 최대 신호값을 가지는 상기 전처리된 신호의 해당 시점을 상기 심박 침두치의 시점으로 검출할 수 있다.

[0073] 이상과 같이 본 발명에 따른 심박 침두치 검출 단계(S300)에서는 심박 침두치를 검출하기 위해 이동 최대값 신호를 검출하고 최대값이 유지되는 시간 구간의 길이가 상기 제2 이동 윈도우 크기가 되는 경우, 심박 침두치로 검출할 수 있다. 심박 침두치를 검출하기 위한 신호로써 활용되는 전처리된 신호에서, 심박 침두치와 잡음 성분 간의 진폭의 차이가 있지만 그 차이가 일정하지 않다. 따라서 본 발명에 따른 심박 침두치 검출 단계(S300)에서는 심박 침두치의 절대적인 크기를 고려하는 것이 아니라, 소정의 검출 시간 구간 내에서 최대값을 가지는 침두치를 이동 최대값 검출 단계(S310)를 통하여 선정 및 검출하고, 이 침두치가 상기 검출 시간 구간 동안 최대값을 유지한다면, 그 침두치를 심박 침두치로 검출한다. 다시 말하면 소정의 검출 시간 구간에서 검출된 침두치보다 크기가 더 큰 다른 침두치가 발견되지 않을 때, 검출된 침두치를 심박 침두치로 선정하는 방법이다.

[0074] 도 7은 심박 침두치 검출 단계(S300)에 따라 검출된 심박 침두치를 나타내는 참고도이다. 도 7에서 붉은 색 파형은 소정의 검출 시간 동안에 검출된 최대 신호값을 나타내는 파형이다. 여기서 이와 같은 최대 신호값이 제2 이동 윈도우의 이동에 따라 검출된다는 의미에서 이동 최대값이라 지칭한다. 그리고 이와 같은 이동 최대값 신호가 소정의 검출 시간 동안 유지되는 경우, 이를 심박 침두치로 검출할 수 있다(도 7의 “○”로 표시되는 부분임).

[0075] 예를 들면 이동 최대값 신호는 하기 수학식 4와 같이 산출될 수 있다.

수학식 4

$$z[i] = \arg \max_{j \in [0, M-1]} y[i-j]$$

[0077] 여기서 y는 상기 전처리된 신호이고, z는 상기 이동 최대값 신호이고, M은 상기 제2 이동 윈도우의 크기이고, i, j는 시간 인덱스이다.

[0078] 일 실시예에서 침두치 검출 단계(S320)는 위와 같이 산출한 이동 최대값 신호를 이용하여 심박 침두치를 검출하기 위하여 하기 수학식 5 및 수학식 6과 같은 함수를 산출할 수 있다.

수학식 5

$$s[i] = \begin{cases} s[i-1] + 1, & \text{if } z[i-1] = z[i] \\ 1, & \text{otherwise.} \end{cases}$$

수학식 6

$$f(s[i]) = \begin{cases} 1, & \text{if } s[i] = M \\ 0, & \text{otherwise.} \end{cases}$$

[0081] 여기서 s는 침두치 검출 영역 값이고, f()는 심박 침두치 검출 판별 함수이다.

[0082] 침두치 검출 단계(S320)는 상기 수학식 5와 같이 심박 신호에서 산출한 이동 최대값 신호의 각 침두치별 검출 영역을 실시간으로 산출할 수 있다. 여기서 이동 최대값 신호의 값이 유지되는 구간 동안의 시간을 실시간으로 측정하다가, 측정된 시간이 미리 설정된 검출 시간 구간의 길이와 동일해지는 시점에서 상기 이동 최대값이 나타난 시점을 심박 침두치의 시점으로 검출할 수 있다.

[0083] 도 8, 도 9는 심박 침두치 검출 단계(S300)의 동작을 설명하기 위한 참고도이다.

[0084] 검출 시간을 0.37초로 설정한 일 실시예에 있어서 침두치 검출 영역 값 s를 도식화하면 도 8과 같다. 도 8에서 파란색 신호는 상기 침두치 검출 영역 s를 나타내며 붉은색 값은 검출 시간(0.37초)이다. 여기서 침두치가 검출된 후에 검출 시간(0.37초) 이내에 그 침두치보다 더 큰 침두치가 발견되지 않으면 이를 심박 침두치로 검출하는 것이다.

[0085] 여기서 심박 침두치를 검출할 때 침두치 검출 영역 값(s)이 검출 시간의 길이(M)보다 클 경우가 아닌 그 값에 도달할 시점에서 심박 침두치로 검출하는 이유는, 도 9와 같이 전처리된 신호(a)에서 침두치의 값이 1개가 아닌 잠깐 동안 유지되는 경우가 존재할 수 있다. 도 9를 참조하면, 삼각과 형태의 침두치 뿐만이 아니라 평행사변형과 같이 침두치 값이 일정 시간 동안 유지되는 경우도 존재하며, 이러한 경우도 침두치로 검출하기 위하여, 본 발명에 따른 침두치 검출 단계(S320)에서는 상기 수학식 6의 심박 침두치 검출 판별 함수의 $s[i] = M$ 부분에서 부등호($\geq$)가 아닌 등호(=)를 사용한다. 만일 여기서 부등호를 사용할 경우 소정의 시간 동안 값이 유지되는 형태의 침두치는 매 판단 시점마다 심박 침두치로 검출 될 수 있으며, 이와 같이 연속된 침두치를 검출할 경우는 이를 제거하는 추가적인 후처리 방법이 필요하기 때문이다. 따라서 상기 수학식 6과 같이 등호를 이용하여 판별 함수를 정의하는 것이 바람직하다.

- [0086] 이와 같은 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법은 심박수가 빠른 경우에도 심박 침두치를 신뢰도 있게 검출하며, 침두치 간의 고저가 심한 신호에서도 진폭에 상관없이 심박 침두치를 검출할 수 있는 효과가 있다.
- [0087] 다음으로는 본 발명에서 사용하는 제1 이동 윈도우 및 제2 이동 윈도우의 바람직한 길이에 대하여 설명한다.
- [0088] 본 발명에서는 평균 절대 편차를 산출하는 전처리 단계(S200)와 이동 최대값 산출 단계에서 각각 이용하는 제1 이동 윈도우 및 제2 이동 윈도우의 최적의 크기를 결정하기 위해, 피실험자들로부터 심탄도 신호를 수집하고 이를 분석함과 동시에 광용적맥파(PPG)를 이용하여 심박을 측정하여 비교하였다.
- [0089] 그리고 이때 본 발명을 이용하여 산출한 심박수의 정확도를 산출하기 위하여 하기 수학식 7과 같은 측정 식을 이용하였다.

수학식 7

$$A_i = \frac{|HR_{PPG} - |HR_{PPG} - HR_{BCG}||}{HR_{PPG}} \times 100$$

- [0090]
- [0091] 여기서 A는 심박수 측정 정확도이고, HR_{PPG} 는 광용적맥파측정심박수(대조군)이고, HR_{BCG} 는 본 발명에 따른 심박 검출 방법을 이용하여 산출한 심박수이다.
- [0092] 도 10은 최적의 윈도우 크기를 설명하기 위한 참고도이다. 도 10의 그래프를 참조하면, X-축은 제2 이동 윈도우의 크기를 나타내며 Y-축은 제1 이동 윈도우의 크기를 나타낸다. 여기서 윈도우 크기 1은 1초를 나타낸다. 상기 양 이동 윈도우 크기를 변수로 상기 수학식 7에 따른 측정 정확도를 구한 결과가 그래프에서 색상으로 표현되는데, 우측의 범례와 같이 붉은색일수록 정확도가 높고 푸른색일수록 정확도가 낮다. 실험 결과 최적의 윈도우 크기를 결정하였는데, 제1 이동 윈도우의 크기는 0.06초가 가장 바람직하며 제2 이동 윈도우의 크기는 0.37초가 가장 바람직하다. 이는 심탄도 신호에서 심박 침두치가 나타나는 시간이 0.06초에 가깝다는 의미로 해석될 수 있다. 또한, 심박 침두치들 간의 간격이 평균적으로 0.8초 정도(분당 75회)이므로 심장 박동의 주기에 절반 정도인 0.37초 정도가 최적의 윈도우 크기로 산출되었다고 해석할 수 있다. 이는 나이퀴스트 샘플링 이론(Nyquist Sampling Theory)에 의해 원신호를 복원하기 위해 원신호의 최고 주파수의 최소 2배의 샘플링 주기를 갖도록 해야 하기 때문이다.
- [0093] 도 11은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치의 블록도이다.
- [0094] 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치는 심탄도 신호 입력부(100), 전처리부(200), 심박 침두치 검출부(300)를 포함할 수 있다. 또한 여기서 필요에 따라 압전 센서(50)부 또는 심박수 산출부(미도시)를 더 포함할 수도 있다. 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 장치는 도 1 내지 도 7을 참조하면서 설명한 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법의 각 단계의 동작과 동일한 방식으로 동작할 수 있다. 이에 중복되는 설명은 생략하고 간략히 서술한다.
- [0095] 압전 센서(50)부는 상기 사용자의 상기 심탄도 신호를 측정한다.
- [0096] 심탄도 신호 입력부(100)는 사용자의 심탄도 신호를 입력받는다.
- [0097] 전처리부(200)는 상기 측정한 심탄도 신호를 전처리하여 전처리된 신호를 생성한다.
- [0098] 심박 침두치 검출부(300)는 상기 전처리된 신호에서 소정의 길이를 가지는 검출 시간 동안 최대값으로 유지되는 침두치를 심박 침두치로 검출한다.
- [0099] 심박수 산출부(미도시)는 상기 검출한 심박 침두치를 기초로 심박수를 산출할 수 있다. 예를 들면 소정의 시간 동안 검출된 심박 침두치의 개수에 따라 심박수를 산출할 수 있다.
- [0100] 여기서 전처리부(200)는 소정의 시간 동안 상기 심탄도 신호의 지역 산포도를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다. 이때 전처리부(200)는 상기 심탄도 신호에 대하여 소정의 시간 동안의 평균 절대 편차, 분산, 표준 편차, 사분범위 중 어느 하나를 산출하는 전처리를 수행하여, 상기 전처리된 신호를 생성할 수 있다.

- [0101] 도 12는 심박 침두치 검출부(300)의 세부 블록도이다.
- [0102] 심박 침두치 검출부(300)는 이동 최대값 검출부(310), 침두치 검출부(320)를 포함할 수 있다.
- [0103] 이동 최대값 검출부(310)는 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간 동안의 최대 신호값을 검출한다. 여기서 이동 최대값 검출부(310)는 상기 전처리된 신호에 대하여 시간 별로 상기 검출 시간의 길이를 가지는 제2 이동 윈도우를 설정하고, 상기 제2 이동 윈도우에서의 최대 신호값을 검출할 수 있다.
- [0104] 침두치 검출부(320)는 상기 검출한 최대 신호값이 상기 검출 시간 동안 유지되는 경우 상기 최대 신호값에 대응하는 침두치를 상기 심박 침두치로 검출한다. 여기서 침두치 검출부(320)는 각 시간 별로 상기 이동 최대값 검출부(310)에서 검출된 상기 최대 신호값들이 상기 검출 시간 동안 동일한 경우, 상기 최대 신호값을 가지는 상기 전처리된 신호의 해당 시점을 상기 심박 침두치의 시점으로 검출할 수 있다.
- [0105] 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법 및 그 장치에 의하면, 인체의 움직임 또는 진동에 따른 심탄도 신호를 분석하여 심박 신호를 검출함에 있어서, 심장의 박동 이외에 사람의 호흡, 움직임 등 기타 요인으로 인한 잡음을 효과적으로 제거하면서, 실시간으로 심박을 검출할 수 있는 효과가 있다.
- [0106] 또한 본 발명에 따른 심탄도 신호를 이용한 심박 검출 방법에 의하면, 기존의 임계치를 이용하여 심박을 검출하는 방법보다 피크 간의 고저가 심한 신호에서 진폭과 무관하게 심박을 검출할 수 있는 장점이 있다. 또한 본 발명에 따른 심박 검출 방법에 의하면, 모든 피크를 산출한 다음 필터링을 하여 심박 피크점을 검출하는 방법보다 적은 연산량으로 심박을 검출할 수 있는 장점이 있다.
- [0107] 이상에서 설명한 본 발명의 실시예를 구성하는 모든 구성요소들이 하나로 결합하거나 결합하여 동작하는 것으로 기재되어 있다고 해서, 본 발명이 반드시 이러한 실시예에 한정되는 것은 아니다. 즉, 본 발명의 목적 범위 안에서라면, 그 모든 구성요소들이 하나 이상으로 선택적으로 결합하여 동작할 수도 있다.
- [0108] 또한, 그 모든 구성요소들이 각각 하나의 독립적인 하드웨어로 구현될 수 있지만, 각 구성요소들의 그 일부 또는 전부가 선택적으로 조합되어 하나 또는 복수개의 하드웨어에서 조합된 일부 또는 전부의 기능을 수행하는 프로그램 모듈을 갖는 컴퓨터 프로그램으로서 구현될 수도 있다. 또한, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 USB 메모리, CD 디스크, 플래쉬 메모리 등과 같은 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체(Computer Readable Media)에 저장되어 컴퓨터에 의하여 읽혀지고 실행됨으로써, 본 발명의 실시예를 구현할 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 기록매체로서는 자기 기록매체, 광 기록매체, 캐리어 웨이브 매체 등이 포함될 수 있다.
- [0109] 또한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함한 모든 용어들은, 상세한 설명에서 다르게 정의되지 않는 한, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 갖는다. 사전에 정의된 용어와 같이 일반적으로 사용되는 용어들은 관련 기술의 문맥상의 의미와 일치하는 것으로 해석되어야 하며, 본 발명에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0110] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 수정, 변경 및 치환이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예 및 첨부된 도면들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예 및 첨부된 도면에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구 범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

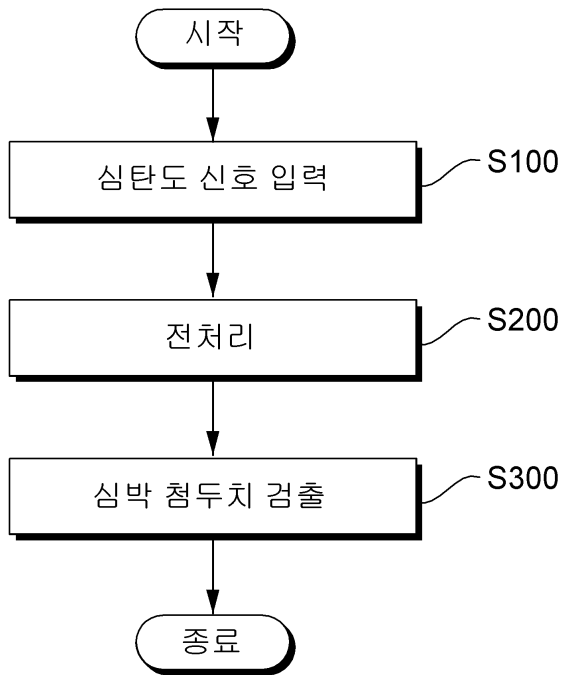
부호의 설명

- [0111] S100 : 심탄도 신호 입력 단계
 S200 : 전처리 단계
 S300 : 심박 침두치 검출 단계
 S310 : 이동 최대값 검출 단계
 S320 : 침두치 검출 단계
 50 : 압전 센서
 100 : 심탄도 신호 입력부

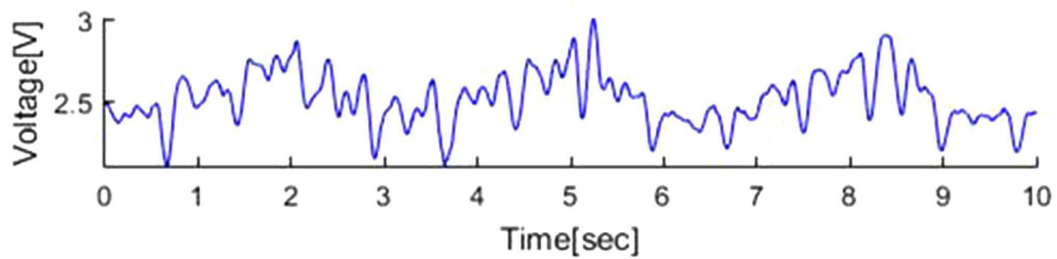
- 200 : 전처리부
- 300 : 심박 침두치 검출부
- 310 : 이동 최대값 검출부
- 320 : 침두치 검출부

도면

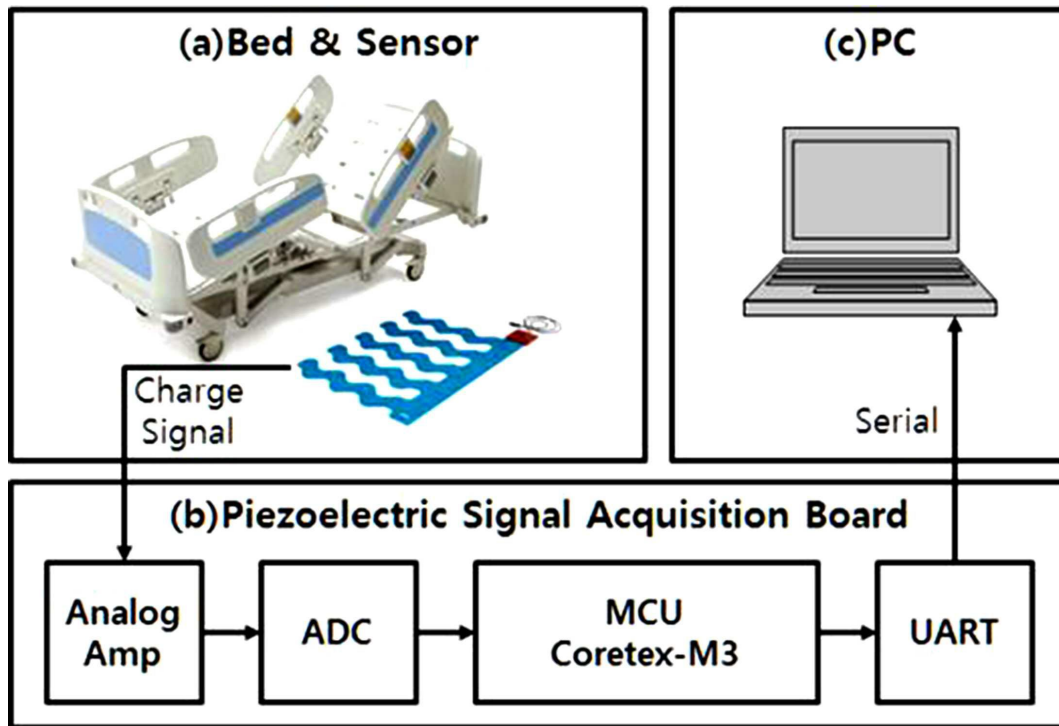
도면1



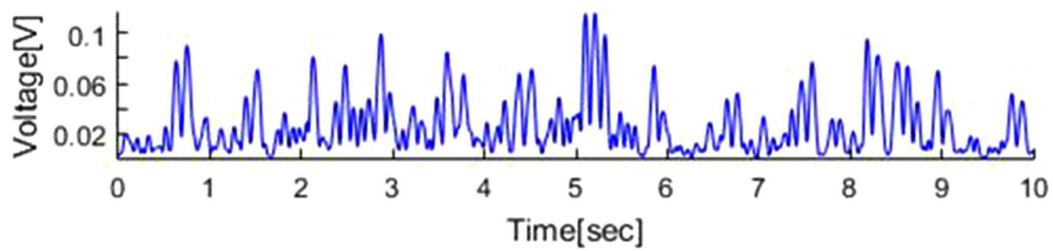
도면2



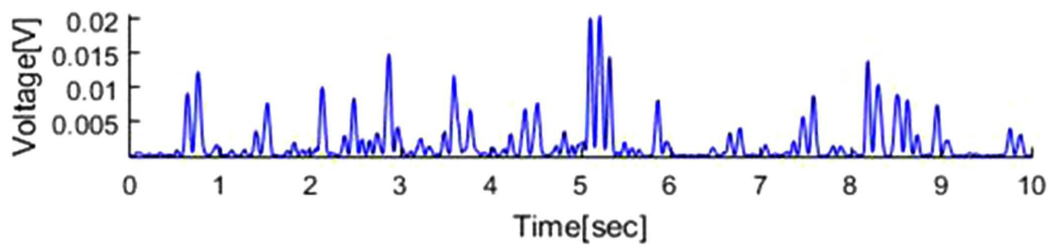
도면3



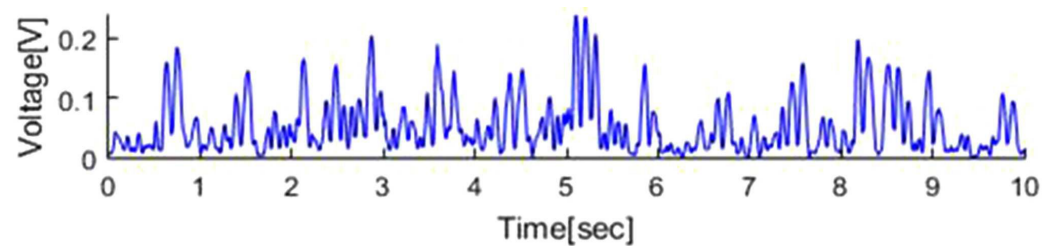
도면4a



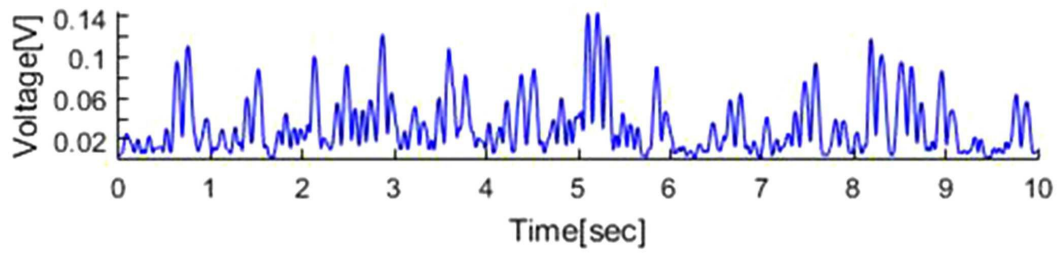
도면4b



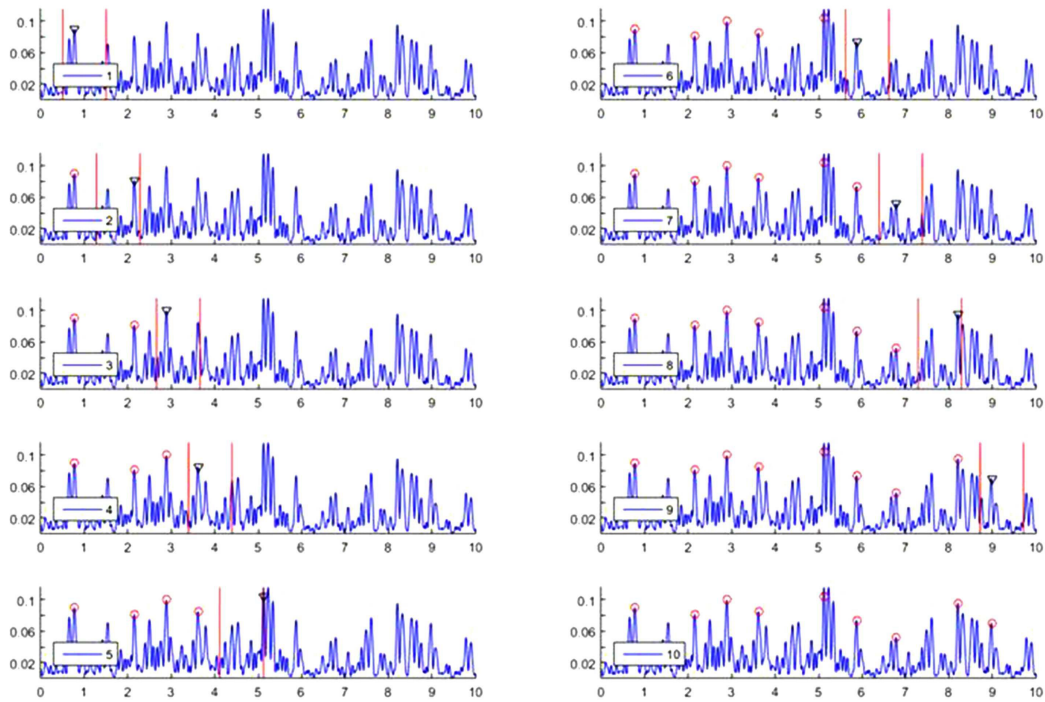
도면4c



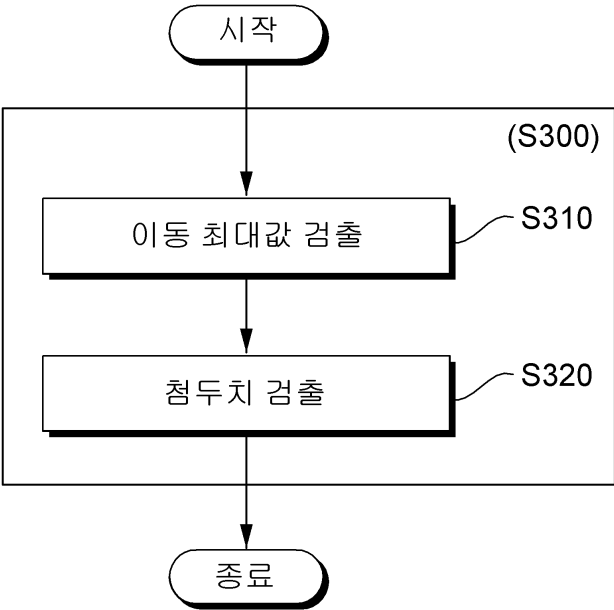
도면4d



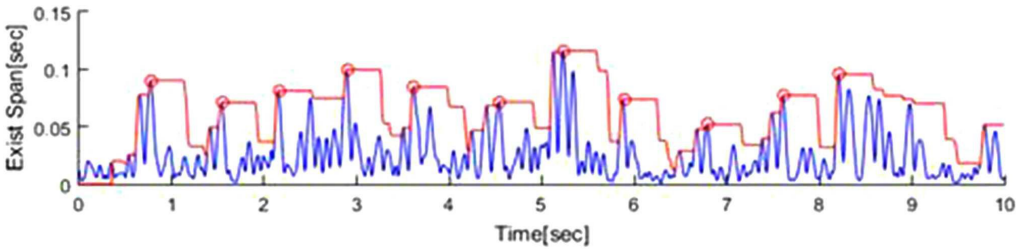
도면5



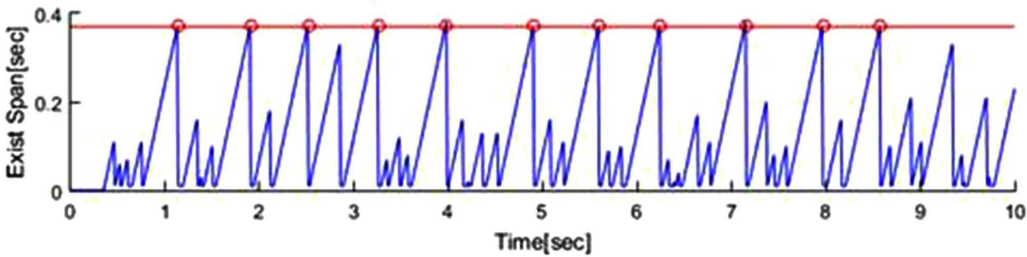
도면6



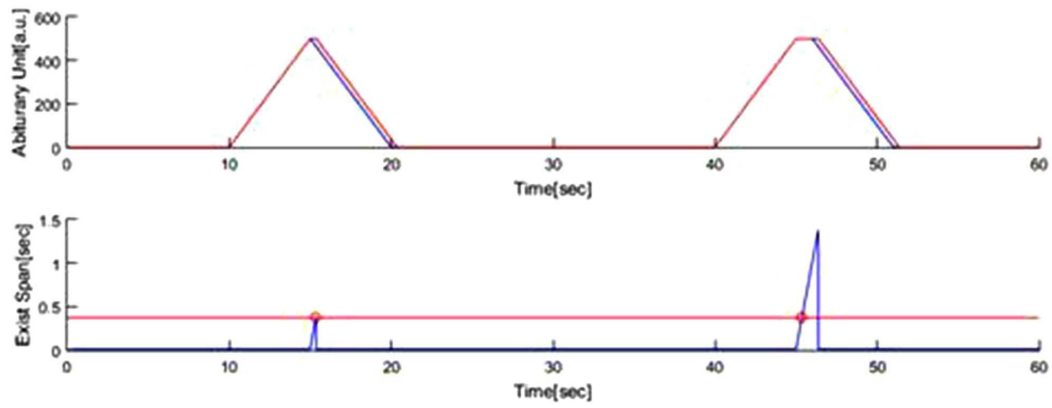
도면7



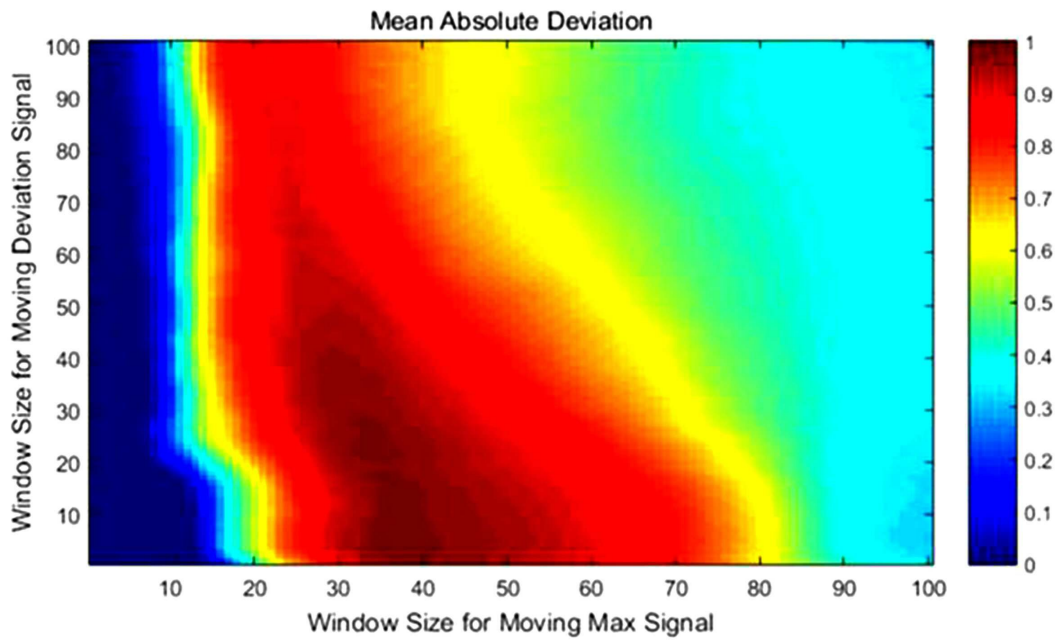
도면8



도면9



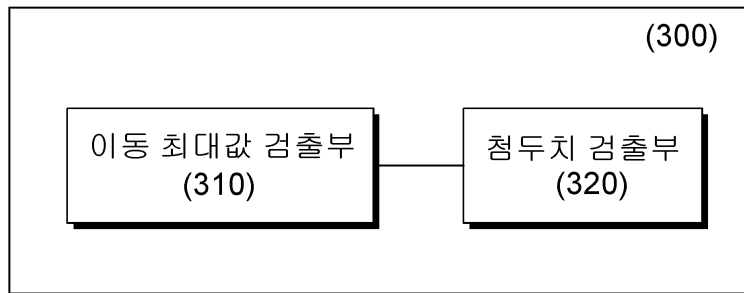
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	使用心冲击描记图检测心跳的方法和装置		
公开(公告)号	KR101744691B1	公开(公告)日	2017-06-08
申请号	KR1020160022602	申请日	2016-02-25
申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
[标]发明人	CHO WE DUKE 조위덕 CHOE SUN TAAG 최선탉		
发明人	조위덕 최선탉		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/7246 A61B5/7225 A61B5/0205 A61B5/02438		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种检测心脏的方法和装置。根据本发明的使用心冲击描记图信号的心脏检测方法包括接收用户的心冲击描记图信号的心冲击描记图信号输入步骤，以及预处理测量的上述心冲击描记图信号并产生预处理信号的预处理阶段。并且，心脏峰值检测步骤中，种类检测由检测时间的最大值维持的峰值，该预定长度从上述预处理信号到心脏峰值。

