



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0036384  
(43) 공개일자 2020년04월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0464 (2020.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0472 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/0464 (2019.05)  
A61B 5/0408 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0115971

(22) 출원일자 2018년09월28일

심사청구일자 2018년09월28일

(71) 출원인

주식회사 메쥬

강원도 원주시 지정면 기업도시로 200, 8층808호(의료기기종합지원센터)

(72) 발명자

박정환

강원도 원주시 흥업면 복원로 1600, 108동 1304호(남원주 두산위브)

조성필

강원도 원주시 흥업면 복원로 1600, 107동 1504호(남원주 두산위브)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

유민규

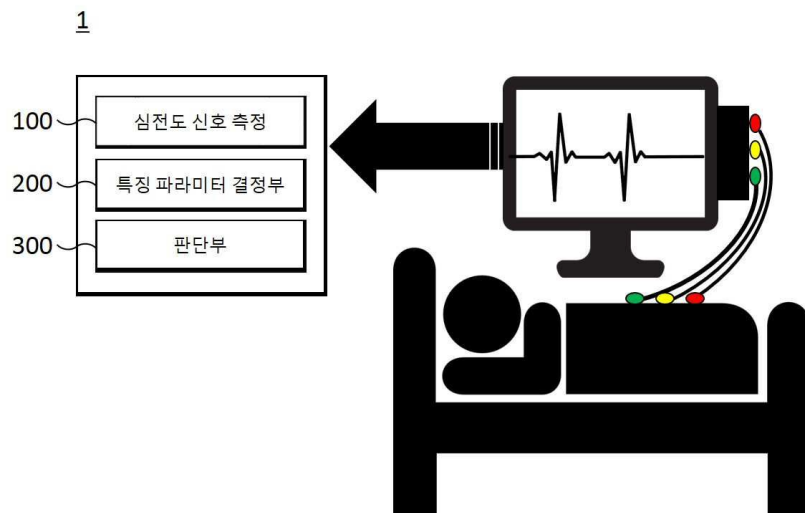
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출장치 및 방법

(57) 요약

심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 장치에 관한 것이며, 대상체의 심전도 신호를 획득하는 심전도 신호 획득부, 획득된 상기 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 특징 파라미터 결정부 및 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 판단하는 판단부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

**A61B 5/0472** (2013.01)

**A61B 5/7225** (2013.01)

(72) 발명자

**송미혜**

강원도 원주시 흥업면 복원로 1600, 107동 1504호  
(남원주 두산위브)

**신재연**

강원도 원주시 천사로 106, 608호 (단계동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R0004899

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 강원지역사업평가단

연구사업명 경제협력권산업육성 사업

연구과제명 150개의 Minnesota code와 20개의 부정맥 진단기능을 포함하는 High-end 진단 심전계 개발

기 여 율 1/1

주관기관 주식회사 보텍

연구기간 2017.10.01 ~ 2018.09.30

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

심전도 신호를 기반으로 심실제동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 장치에 있어서,

대상체의 심전도 신호를 획득하는 심전도 신호 획득부;

획득된 상기 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 특징 파라미터 결정부; 및

상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 판단부를 포함하는 부정맥 추출 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 특징 파라미터 결정부는,

획득된 상기 심전도 신호의 잡음을 제거하는 잡음 제거부;

잡음이 제거된 상기 심전도 신호를 차단 주파수 대역이 상이한 상기 제1필터 및 상기 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 필터 뱅크 신호 추출부; 및

상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호를 미리 설정된 기준값의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 파라미터 결정부를 포함하는 부정맥 추출 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 복수의 특징 파라미터는 제1특징 파라미터, 제2특징 파라미터, 제3특징 파라미터 및 제4특징 파라미터를 포함하되,

상기 제1특징 파라미터는 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율이고,

상기 제2특징 파라미터는 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율이고,

상기 제3특징 파라미터는 상기 제1특징 파라미터 및 상기 제1필터와 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율이고,

상기 제4특징 파라미터는 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 크기 및 상기 제1필터와 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값과 최소값의 차이 비율인 것인, 부정맥 추출 장치.

#### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 판단부는

상기 복수의 특징 파라미터를 이용하여 상기 심실제동 및 전기기계적 해리를 판단하고, 판단 결과에 따라 부정맥으로 분류하는 것인, 부정맥 추출 장치.

#### 청구항 5

심전도 신호를 기반으로 심실제동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 방법에 있어서,

대상체의 심전도 신호를 획득하는 단계;

획득된 상기 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 단계; 및

상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 정상 심전도 신호 및 비정상적 심전도 신호를 분류하는 단계를 포함하는 부정맥 추출 방법.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본원은 심전도 신호를 기반으로 심실제동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출장치 및 방법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0002] 심정지 환자에게서 나타나는 주요 심전도 리듬인 심실세동(VF, ventricular fibrillation) 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)의 정확한 분류 및 추출은 환자의 신속한 임상 처치를 위해 필요하다.

[0003] 심정지 발생 후 조직의 손상이 없는 시간 내에 심박동을 회복하기 위해, 신속한 제세동 처치가 필요하고, 이를 위해 가능한 한 빠르고 정확하게 상기의 부정맥들을 추출하는 것이 중요하다.

[0004] 부정맥의 일종인 심실세동(VF, ventricular fibrillation)은 심장이 제대로 수축하지 못해 혈액을 전신으로 보내지 못하는 현상으로, 심장의 무질서한 전기적 활동으로 인해 혈액 공급이 중단되어 급성 심장사를 일으키는 원인이 될 수 있으므로 심실세동 검출이 중요시 되고 있다.

[0005] 최대한 빠르고 정확하게 심실세동을 분류할 수 있는 알고리즘이 요구되는 심실세동 검출 시스템은 종래에 다양한 알고리즘들이 소개되었지만, 정확성과 재연성이 우수한 알고리즘은 연산이 복잡하거나 구현에 어려움이 있고, 단순한 알고리즘은 정확성이 떨어지는 문제가 있다.

[0006] 또한, 기존의 제안된 방법은 심전도의 R 피크를 기반으로 핵심 알고리즘이 수행되지만, 심실세동은 심장박동이 정상적으로 이루어지지 않고 심장의 무질서한 전기적 활동으로 인해 어떠한 규칙성도 없는 기이한 양상으로, QRS군이나 T 파를 감별할 수 없이 불규칙한 진동파로 나타나는 문제가 있다.

[0007] 본원의 배경이 되는 기술은 한국등록특허공보 제10-1645614호 (등록일: 2016.07.29)에 개시되어 있다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0008] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 심전도 신호에 필터 뱅크 방법을 적용하여 실시간으로 심실제동 및 전기기계적 해리를 검출함에 있어, 간단한 구조로 구성된 알고리즘을 제공하여 더욱 빠르고 정확하게 부정맥을 추출하는 심전도 신호를 기반으로 심실제동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출장치 및 방법 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0009] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 측정된 심전도 신호에 필터 뱅크 방법(filter bank method)을 적용하여 특정한 다수의 심전 진단 파라미터 없이 실시간으로 심실제동 및 전기기계적 해리를 추출하는 심전도 신호를 기반으로 심실제동 및 전기적 해리를 추출하는 장치 및 방법 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0010] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 심실세동을 검출함에 있어 간단한 연산과정만으로도 정확성과 재연성이 우수한 심전도 신호를 기반으로 심실제동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출장치 및 방법 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0011] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

### 과제의 해결 수단

[0012] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 장치는 대상체의 심전도 신호를 획득하는 심전도 신호 획득부, 획득된 상기 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 특징 파라미터 결정부 및 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 판단하는 판단부를 포함할 수 있다.

[0013] 본원의 일 실시예에 따른 상기 특징 파라미터 결정부는, 획득된 상기 심전도 신호의 잡음을 제거하는 잡음 제거부, 잡음이 제거된 상기 심전도 신호를 차단 주파수 대역이 상이한 상기 제1필터 및 상기 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 필터 뱅크 신호 추출부 및 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호를 미리 설정된 기준값의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 파라미터 결정부를 포함할 수 있다.

[0014] 본원의 일 실시예에 따른 상기 복수의 특징 파라미터는 제1특징 파라미터, 제2특징 파라미터, 제3특징 파라미터 및 제4특징 파라미터를 포함하되, 상기 제1특징 파라미터는 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율이고, 상기 제2특징 파라미터는 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율이고, 상기 제3특징 파라미터는 상기 제1특징 파라미터 및 상기 제1필터와 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율이고, 상기 제4특징 파라미터는 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 크기 및 상기 제1필터와 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값과 최소값의 차이 비율일 수 있다.

[0015] 본원의 일 실시예에 따른 상기 판단 부는 상기 복수의 특징 파라미터를 이용하여 상기 심실세동 및 전기기계적 해리를 판단하고, 판단 결과에 따라 부정맥으로 분류할 수 있다.

[0016] 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 방법에 있어서, 대상체의 심전도 신호를 획득하는 단계, 획득된 상기 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출하는 단계 및 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 정상 심전도 신호 및 비정상적 심전도 신호를 분류하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 상술한 과제 해결 수단은 단지 예시적인 것으로서, 본원을 제한하려는 의도로 해석되지 않아야 한다. 상술한 예시적인 실시예 외에도, 도면 및 발명의 상세한 설명에 추가적인 실시예가 존재할 수 있다.

### 발명의 효과

[0018] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터를 통해 시간영역 상에서 간단한 연산과정만으로도 심실세동 및 전기기계적 해리를 검출할 수 있는 효과가 있다.

[0019] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터는 실시간으로 처리 가능한 심전도의 필터 후 신호를 이용하므로 수초 내로 빠르고 정확하게 심실세동 및 전기기계적 해리를 검출하여 신속한 임상 처치를 통해 효과적으로 심질환 환자를 치료를 할 수 있다.

[0020] 다만, 본원에서 얻을 수 있는 효과는 상기된 바와 같은 효과들로 한정되지 않으며, 또 다른 효과들이 존재할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출 장치를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 본원의 일 실시예에 특징 파라미터 결정부의 개략적으로 블록도이다.

도 3은 본원의 일 실시예에 따른 잡음 제거 전후의 심전도 신호를 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 본원의 일 실시예에 따른 필터 बैं크를 통해 처리된 심전도 신호를 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본원의 일 실시예에 따른 필터 बैं크 출력 심전도 신호들의 시간 구간 내의 최대값과 최소값의 차의 예를 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본원의 일 실시예에 따른 복수의 특징 파라미터를 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본원의 일 실시예에 따른 심실세동 및 전기기계적 해리의 추출을 그래프로 나타낸 도면이다.

도 8은 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출 방법에 대한 개략적인 동작 흐름도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본원이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본원의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본원은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본원을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0023] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결" 또는 "간접적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다.
- [0024] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 "상에", "상부에", "상단에", "하에", "하부에", "하단에" 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.
- [0025] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0026] 본원은 심전도 신호에 필터 बैं크 방법을 적용하여 실시간으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 방법에 관한 것이다. 또한, 본원은 심실세동 및 전기기계적 해리와 나머지 심전도 신호, 즉 정상 심전도와 다양한 비정상적인 심전도를 분리하여 부정맥을 추출 할 수 있다.
- [0027] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출 장치를 개략적으로 나타낸 도면이고, 도 2는 본원의 일 실시예에 특징 파라미터 결정부의 개략적으로 블록도이고, 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 잡음 제거 전후의 심전도 신호를 설명하기 위한 도면이고, 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 필터 बैं크를 통해 처리된 심전도 신호를 설명하기 위한 도면이고, 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 필터 बैं크 출력 심전도 신호들의 시간 구간 내의 최대값과 최소값의 차의 예를 설명하기 위한 도면이고, 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 복수의 특징 파라미터를 설명하기 위한 도면이고, 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 심실세동 및 전기기계적 해리의 추출을 그래프로 나타낸 도면이다.
- [0028] 부정맥 추출 장치(1)는 심전도 신호 획득부(100), 특징 파라미터 결정부(200) 및 판단부(300)를 포함할 수 있다.
- [0029] 심전도 신호 획득부(100)는 대상체의 신체 일부에 부착되어 대상체(사용자)의 심전도 신호를 측정하는 심전도 측정 장치로부터 심전도 신호를 획득할 수 있다. 심전도 신호 획득부(100)는 센서 및 심전도 신호 측정 장치로부터 대상체의 심전도 신호를 획득할 수 있다. 센서는 대상체의 신체의 일부에 부착되어 대상체(사용자)의 심전도 신호를 측정하는 것일 수 있다. 센서 및 심전도 신호 측정 장치로부터 획득된 심전도 신호는 아날로그-디지털 변환기(ADC, Analog-Digital Converter)를 통해 디지털신호로 변환될 수 있다.
- [0030] 본원의 일 실시예에 따르면, 심전도 측정 장치(미도시)는, 데이터를 시각적으로 표시하는 디스플레이, 디스플레이의 상부에 형성되고, 사용자의 터치 입력을 감지하는 터치 패널, 터치 패널의 상부에 형성되고, 디스플레이 및 터치 패널을 보호하기 위한 투명 소재로 형성된 투명층, 사용자의 신체와 접촉하는 복수의 전극, 광 신호를 발생시키고, 상기 광 신호에 대응하는 반사 광 신호를 수신되되, 상기 투명층의 하부에 형성되고, 상기 디스플레이 및 터치 패널의 일 끝단에 위치하는 광학 센서 및 상기 복수의 전극 간의 전기적 신호의 차이로부터 상기



사용자의 제1 생체 신호를 측정하고, 상기 광 신호 및 상기 반사 광 신호 중 적어도 하나를 이용하여 제2 생체 신호를 측정하는 측정부를 포함하고, 상기 복수의 전극은, 금속성 소재의 제1 전극 및 상기 투명층의 상부에 전도성 도료로 박막된 제2 전극을 포함하되, 상기 제2 전극은 상기 터치 입력을 수행하는 신체부위와 접촉하도록 상기투명층의 상부에 위치하고, 상기 제1 전극은 다른 신체부위와 접촉하도록 상기 사용자의 생체 신호를 측정하는 장치의 하부에 위치하되, 상기 광학 센서는 상기 신체부위가 상기 제2 전극에 접촉되면 상기 광 신호를 발생시키도록 상기 제2 전극 하부에 위치할 수 있다.

- [0031] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)는 광 신호를 발생시키고, 광 신호에 대응하는 반사 광 신호를 수신하는 광학 센서를 더 포함하되, 측정부는 광 신호 및 반사 광 신호 중 적어도 하나를 이용하여 제 2 생체 신호를 측정할 수 있다.
- [0032] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 광학 센서는 투명층의 하부에 형성되고, 디스플레이 및 터치 패널의 일 끝단에 위치할 수 있다.
- [0033] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 측정부는 제2 전극에 사용자의 신체의 일부가 기준 시간 이상 접촉하고 있는 경우, 사용자의 생체 신호를 측정할 수 있다.
- [0034] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 측정부는 제1 전극 및 제2 전극 중 적어도 하나에 사용자의 신체가 접촉된 정도를 판단하고, 사용자의 신체 접촉 정도가 소정 접촉 범위를 벗어나는 경우, 알람 데이터를 발생시킬 수 있다.
- [0035] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 디스플레이는 제2 전극 상에 사용자의 신체 접촉을 유도하는 그래픽 콘텐츠를 표시할 수 있다.
- [0036] 본원의 일 실시예에 따르면, 생체 신호는 ECG(Electrocardiogram)신호이고, 제2 생체 신호는 PPG(Photo-plethysmography) 신호일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0037] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 제 1 전극은 사용자의 손목의 일부에 접촉되고, 제 2 전극은 사용자의 손가락의 일부에 접촉될 수 있다.
- [0038] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 측정부는 터치 패널을 통해 사용자의 신체가 제2 전극에 기 결정된 시간 이상 접촉하고 있다고 판단 한 경우, 생체 신호를 측정할 수 있다.
- [0039] 또한, 심전도 측정 장치(미도시)의 측정부는 생체 신호를 측정하기 위한 시간 간격 내에 제 2 생체 신호를 측정할 수 있다.
- [0040] 본원의 일 실시예에 따르면, 심전도 신호 획득부(100)는 아날로그-디지털 변환기를 통해 디지털신호로 변환된 심전도 신호만을 획득할 수 있다. 예시적으로 아날로그-디지털 변환기는 24bit 해상도, 250Hz 샘플링 주파수를 가질 수 있다.
- [0041] 심전도 측정 장치(미도시)를 통해 측정되는 생체 신호는 ECG(Electrocardiogram) 신호 및 PPG (photo-plethysmography) 신호 중 하나 이상이 될 수 있다.
- [0042] ECG 신호는 심전도 또는 심전도 신호라 하며, 심장의 전기적 활동을 분석하여 파장 형태로 기록한 것을 말한다. 좀 더 상세히 말하면, 심장의 특수흥분전도시스템(special excitatory & conductive system)에 의해 발생하는 활동 전위(action potential)의 벡터 합으로 구성된 파형이다. 즉, 심장의 각 구성요소인 동방결절(SA node, sinoatrial node), 방실결절(AV node, atrioventricular node), 히스속(His bundle), 히스속 가지(bundle branch), 퍼킨스 섬유(perkinje fibers) 등에서 발생하는 활동 전위의 벡터 합 신호를 체외에 접촉된 전극으로부터 측정한 신호이다. 심전도를 측정할 때, 두 개 이상의 전극이 사용되며, 전극들은 쌍을 이루게 된다.
- [0043] PPG신호는 광학적맥파라 하며, 심장박동에 따라 혈관 내의 혈액량의 변화를 빛의 흡수, 반사, 산란을 이용하여 측정하는 신호로서 심실 수축기 동안 박출된 혈액이 말초혈관까지 전달될 때 말초혈관에서 측정되는 맥파 신호를 의미한다. 예를 들면, 손끝이나 발끝과 같이 말초혈관이 분포된 위치에 맥파 신호를 측정할 수 있는 광센서 모듈을 부착한 후, 말초혈관의 용적 변화인 혈류량 변화 양상을 광량 변화로 변환시켜 측정할 수 있다. 즉, PPG 신호는 광센서 모듈의 발광부에서 발생한 적색 광을 인체에 조사한 다음 인체에서 반사되어 수광부에 수광되는 광의 광량 변화를 관찰하여 측정될 수 있는 것이다.
- [0044] 상기된 ECG 신호, 심전도 또는 심전도 신호는 혼용되어 사용되더라도 각각이 다른 것을 의미하는 것이 아니며 혼용되어 사용될 수 있다. 또한, PPG 신호, 광혈류맥파 및 광용적맥파 또한 혼용되어 사용될 수 있다.

- [0045] 이하에서는 도 2를 참조하여 특징 파라미터 결정부(200)를 보다 상세히 설명하고자 한다.
- [0046] 도 2를 참조하면, 특징 파라미터 결정부(200)는 잡음 제거부(210), 필터 뱅크 신호 추출부(220) 및 파라미터 결정부(230)를 포함할 수 있다.
- [0047] 특징 파라미터 결정부(200)는 획득된 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출할 수 있다. 달리 말해, 특징 파라미터 결정부(200)는 필터 뱅크를 통과한 심전도 신호에 기초하여 제1 필터 후 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터와 제2필터 후 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다.
- [0048] 잡음 제거부(210)는 획득된 심전도 신호의 잡음을 제거할 수 있다. 잡음 제거부(210)는 대상체로부터 획득된 심전도 신호에 포함되어 있는 호흡 등에 의해 발생하는 기저선 변동이나 근잡음 등을 포함하는 잡음을 제거할 수 있다.
- [0049] 예시적으로 도 3을 참조하면, 도 3의 (a)는 잡음 제거부(210)에 의해 잡음이 제거되기 전의 심전도 신호의 그래프를 나타내고, 도 3의 (b)는 잡음 제거부(210)에 의해 60Hz 전원 잡음이 제거된 심전도 신호, 도 3의 (c)는 잡음 제거부(210)에 의해 근 잡음 및 고주파 성분의 잡음이 제거된 심전도 신호, 도 3의 (d)는 잡음 제거부(210)에 의해 호흡 및 기저선 변동과 같은 잡음이 제거된 심전도 신호를 나타낸다. 도 3의 (a)와 도 3의 (d)를 비교하면, 도 3의 (d)는 도 3의 (a) 대비 심전도 신호의 잡음이 제거됨을 확인할 수 있다.
- [0050] 본원의 일 실시예에 따르면 잡음 제거부(210)는 심전도 신호에 포함된 전원 잡음, 고주파 성분, 기저선 등 다양한 잡음을 제거할 수 있다. 예시적으로, 잡음 제거부(210)는 전원 잡음 제거를 위한 60Hz Adaptive Notch Filter, 고주파 성분 제거를 위한 45Hz 10차 FIR Low Pass Filter와 기저선 제거를 위한 0.5Hz 1차 IIR High Pass Filter를 적용하여 심전도 신호에 포함된 다양한 잡음을 제거할 수 있다.
- [0051] 본원의 일 실시예에 따르면 크기 조정부(미도시)는 잡음 제거된 심전도 신호의 크기(amplitude)를 스케일 인자를 이용하여 조정할 수 있다.
- [0052] 크기 조정부(미도시)는 측정 대상마다 측정되는 심전도 신호의 크기(amplitude)가 다르므로 스케일 인자(scale factor)를 이용하여 심전도 신호의 크기를 조정할 수 있다. 스케일 인자는 수학식 1과 같이 계산될 수 있다.

### 수학식 1

$$C = \frac{\max(x(n) - x(n-1))}{64}$$

- [0053]
- [0054] 이때, C는 스케일 인자,  $x(n)$ 는 필터 된 심전도 신호를 나타내며  $n$ 은  $1 \leq n \leq 1000$  이다.
- [0055] 또한, 크기 조정부(미도시)는 심전도 신호를 측정된 후 4초 내로 스케일 인자를 계산할 수 있다.
- [0056] 본원의 일 실시예에 따르면, 시간 구간 결정부(미도시)는 소정 시간 간격에 따라 복수의 시간 구간을 결정할 수 있다. 시간 구간 결정부(미도시)는 심전도 신호를 분석할 분석구간(segment length)을 결정할 수 있다. 분석구간은 매 2초를 주기로 복수의 시간 구간을 가질 수 있다. 다시 말해, 제2시간 구간은 제1시간 구간으로부터 2초 뒤의 시간 구간을 말할 수 있다.
- [0057] 필터 뱅크 신호 추출부(220)는 잡음이 제거된 상기 심전도 신호를 차단 주파수 대역이 상이한 상기 제1필터 및 상기 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출할 수 있다. 달리 말해, 필터 뱅크 신호 추출부(220)는 잡음이 제거된 후의 심전도 신호에 기초하여 주파수 대역이 다른 각각의 필터를 통과한 신호들을 획득할 수 있다.
- [0058] 예시적으로 도 4를 참조하면, 도 4의 (a)는 잡음 제거부(210)에 의해 잡음이 제거된 후의 정상 심전도, 심실빈맥, 심실세동 및 전기기계적 해리가 포함된 심전도 신호의 그래프를 나타낸 것이다. 도 4의 (b)는 도 4의 (a) 심전도 신호를 상기 필터 뱅크 중 제1 필터를 적용한 신호이고, 도 4의 (c)는 도 4의 (a) 심전도 신호를 상기 필터 뱅크 중 제 2 필터를 적용한 신호의 그래프를 나타낸 것이다.



- [0059] 파라미터 결정부(230)는 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호를 미리 설정된 기준값의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다. 달리 말해, 파라미터 결정부(230)는 따른 필터 बैं크를 통해 획득된 심전도 신호들에 기초하여 제1 필터 후 신호의 복수의 특징 파라미터와 제2 필터 후 신호의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다. 또한, 파라미터 결정부(240)는 크기가 조정된 심전도 신호에 기초하여 제1시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제2시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다. 또한, 파라미터 결정부(240)는 복수의 특징 파라미터를 이용하여 심실세동의 심전도 신호와 같은 비정상 심전도 신호와 정상 심전도 신호를 구분할 수 있다.
- [0060] 복수의 특징 파라미터는 제1특징 파라미터, 제2특징 파라미터, 제3특징 파라미터 및 제4특징 파라미터를 포함할 수 있다. 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터는 심전도의 R 피크와 상관없이 매 2초마다 생기는 시간 구간에서 계산될 수 있다.
- [0061] 제1특징 파라미터는 상기 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율일 수 있다. 달리 말해, 제1 특징 파라미터는 제1 필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차의 비율일 수 있다. 또한, 제1시간 구간의 제1 특징 파라미터는 제1시간 구간내의 최댓값과 최소값의 비율일 수 있다. 제1 특징 파라미터는 시간 구간내의 심전도 신호의 최댓값과 최소값의 비율일 수 있다. 제1 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제1 특징 파라미터를 가질 수 있다.
- [0062] 제1 특징 파라미터는 하기 수학적 식 2와 같이 표현될 수 있다.

### 수학적 식 2

$$\text{제1특징파라미터} = \frac{\max(sx(n))}{\text{abs}(\min(sx(n)))}$$

- [0063]
- [0064] 이때,  $\max(sx(n))$ 는 시간 구간의 심전도 신호의 최대값,  $\text{abs}(\min(sx(n)))$ 는 시간 구간의 심전도 신호의 최소값의 절대값을 나타낸다.
- [0065] 제2특징 파라미터는 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율일 수 있다. 달리 말해, 제2 특징 파라미터는 제2 필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차의 비율일 수 있다.
- [0066] 제1시간 구간의 제2 특징 파라미터는 제1시간 구간내의 제로 크로싱(zero crossing)의 개수일 수 있다. 제2 특징 파라미터는 시간 구간내의 심전도 신호가 양의 값(+)에서 음의 값(-)으로 바뀌는 시점 또는 심전도 신호가 음의 값(-)에서 양의 값(+)으로 바뀌는 시점, 다시 말해 그래프가 0을 지나는 시점의 개수일 수 있다. 제2 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제2 특징 파라미터를 가질 수 있다.
- [0067] 예시적으로, 도 5는 필터 बैं크 출력 심전도 신호들의 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차의 예를 나타낸 도면이다. 도 5의 (a)는 제1 필터 후 심전도 신호의 그래프를 나타내고 있고, 도 5의 (b)는 도 5의 (a)의 신호를 기초로 한 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차를 나타낸 그래프이다. 또한, 도 5의 (c)는 제2 필터 후 심전도 신호의 그래프를 나타내고 있고, 도 5의 (d)는 도 5의 (c)의 신호를 기초로 한 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차를 나타낸 그래프이다.
- [0068] 또한, 제3 특징 파라미터와 제4특징 파라미터는 상기 제1 특징 파라미터, 제2특징 파라미터, 제1필터 출력 신호와 제2필터 출력 신호의 크기 및 비율 일수 있다.
- [0069] 달리 말해, 제3특징 파라미터는 상기 제1특징 파라미터 및 상기 제1필터와 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최대값 및 최소값의 차의 비율일 수 있다. 제3 특징 파라미터는 제1필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차의 크기와 제1필터와 제2필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최소값의 차의 비율일 수 있다. 예시적으로, 제3 특징 파라미터는 제1필터 후 심전도 신호의 시간 구간

내의 최댓값과 최솟값의 차의 크기가 일정 크기 이하를 지속하는 시간(샘플)을 카운트하고, 일정 크기가 넘어가면 0으로 설정한다. 또한, 제1필터와 제2필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최솟값의 차의 비율이 일정 크기를 넘어가면 상기 카운트를 0으로 설정한다. 2초 이상이면 카운트 값을 유지한다. 일례로, 제 1 시간 구간의 제3 특징 파라미터는 제 1 시간 구간의 음의(negative)파의 개수와 이전 시간 구간의 음의 파의 개수의 차이일 수 있다. 음의 파는 심전도 신호가 0보다 작을 때를 의미한다. 제3 특징 파라미터는 시간 구간내의 음의 파의 개수와 이전 시간 구간의 음의 파의 개수 차이일 수 있다. 다시 말해 제3 특징 파라미터는 제 1 시간 구간의 음의 파의 개수와 제 2 시간 구간의 음의 파의 개수의 차이일 수 있다.

[0070] 제4특징 파라미터는 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 크기 및 상기 제1필터와 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최솟값의 차이 비율일 수 있다. 달리 말해, 제4 특징 파라미터는 제1필터 후 심전도 신호의 크기와 제1필터와 제2필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최솟값의 차의 비율일 수 있다. 예시적으로, 제4 특징 파라미터는 제1필터 후 심전도 신호의 일정 크기 이하를 지속하는 시간(샘플)을 카운트하고, 일정 크기가 넘어가면 0으로 설정한다. 또한, 제1필터와 제2필터 후 심전도 신호의 시간 구간 내의 최댓값과 최솟값의 차의 비율이 일정 크기 이하이면 상기 카운트를 0으로 설정하고, 이상이면 카운트를 증가시킨다. 4초 이상이면 카운트 값을 유지한다. 일례로, 제 1시간 구간의 제4 특징 파라미터는 제 1 시간 구간의 양의(positive) 파의 면적과 음의 파의 면적 사이의 비율일 수 있다. 양의 파의 면적은 심전도 신호가 0보다 클 때의 면적을 의미하고, 음의 파의 면적은 심전도 신호가 0보다 작을때의 면적을 의미한다. 제4 특징 파라미터는 시간 구간내의 양의 파의 면적과 음의 파의 면적 사이의 비율일 수 있다. 제4 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제4 특징 파라미터를 가질 수 있다.

[0071] 제4 특징 파라미터는 하기 수학적 식 3과 같이 표현될 수 있다.

### 수학적 식 3

$$\text{제 4 특징 파라미터} = \frac{S1}{S2}$$

[0072] 이때, S1은 시간 구간의 심전도 신호가 0보다 클 때의 면적을 의미하고, S2는 시간 구간의 심전도 신호가 0보다 작을 때의 면적을 나타낸다.

[0074] 본원의 일 실시예에 따르면, 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터는 심전도의 P-QRS-T 파형에 기반으로 한 다수의 진단 파라미터들과 상관없이 실시간으로 획득되는 필터 신호만을 기초로 하여 계산될 수 있다.

[0075] 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터를 통해 기존의 계산이 복잡한 비선형적인 방법에 의해 도출된 파라미터나 주파수 영역의 특정 지표가 아닌 시간영역 상에서 간단한 연산과정 만으로도 심실세동을 추출할 수 있다.

[0076] 또한, 예시적으로 파라미터 결정부(230)는 R 피크에 기초하여 20종 이상의 PQRS-T 파형의 진단 파라미터인 P파 크기, P파 지속기간, Q파 크기, Q파 지속기간, R파 크기, R파 지속기간, S파 크기, S파 지속기간, T파 크기, T파 지속기간, QRS 피크 크기, QRS 지속기간, PR 간격, PQ 간격, SQ 간격, QT 간격, PR 간격, QTc, 심박수 및 ST값을 추출할 수 있다.

[0077] 예시적으로, 파라미터 결정부(230)는 진단 파라미터 추출을 위한 보정 기준점(fiducial point)을 검출할 수 있다. 파라미터 결정부(230)는 보다 정확한 majority 비트 생성을 위해서 15초 이상 심전도 신호 중, T파 종료 시점부터 시작 시점까지 10초간의 데이터, 또는 심전도 측정 시작 후 10초의 데이터를 사용할 수 있다. 파라미터 결정부(230)는 수신부(100)를 통해 실시간으로 획득된 16비트 해상도, 500Hz 샘플링 주파수를 갖는 심전도 데이터를 메모리에 저장하지 않고, 알고리즘적인 접근 방법을 이용하여 실시간 앙상블 평균(real time ensemble average) 방법을 적용하여 각 리드의 majority 비트를 생성할 수 있다. 파라미터 결정부(230)는 실시간 앙상블 평균(real ensemble average)방법으로 생성된 심전도 신호의 majority 비트로 P-QRS-T파의 보정 기준점을 추출할 수 있다.

[0078] 또한, 예시적으로, 파라미터 결정부(230)는 진단 파라미터인 P파 크기, P파 지속기간, Q파 크기, Q파 지속기간, R파 크기, R파 지속기간, S파 크기, S파 지속 기간, T파 크기, T파 지속기간, QRS 피크 크기, QRS 지속기간, PR

간격, PQ 간격, SQ 간격, QT 간격, PR 간격, QTc, 심박수 및 ST값 중 적어도 하나를 이용하여 심전도 분석 지표를 결정할 수 있다. 심전도 분석 지표는 Q파 객체(Q wave Items) 지표, QS 패턴(QS patterns) 지표, 고진폭 R파(High Amplitude R wave) 지표, ST Junction 지표, ST 하강(ST Depression) 지표, ST 분절(ST Segment) 지표, ST 상승(ST Elevation) 지표, T파 객체 지표, A-V 전도(A-V Conductions) 지표, 심실 전도(Ventricular Conductions) 지표, 부정맥(Arrhythmias) 지표를 포함할 수 있다.

[0079] 예시적으로, 도 6은 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터를 나타낸 그래프이다. 도 6의 (a)는 심전도 신호의 그래프를 나타내고 있고, 도 6의 (b)는 제1 특징 파라미터, 도 6의 (c)는 제3 특징 파라미터, 도 6의 (d)는 제2 특징 파라미터, 도 6의 (e)는 제4 특징 파라미터를 각각 나타낸 그래프이다.

[0080] 도 6의(a)를 참조하면, 심실세동이 발생하는 구간에서는 제1 특징 파라미터는 100 이하를 나타낸다. 도 6의 (b)를 참조하면, 제2특징 파라미터는 계속해서 증가하는 값을 나타낸다. 또한, 도 6의 (c)를 참조하면, 제3 특징 파라미터는 0 또는 증가하여 500을 나타내고, 도 6의 (d)를 참조하면, 제4특징 파라미터는 500 이하의 값을 유지한다. 또한, 전기기계적 해리가 발생하는 구간에서는 제1 특징 파라미터와 제2특징 파라미터가 계속해서 증가하여 일정시간이 지나면 1500과 3000을 각각 유지하고 있고, 제3특징 파라미터와 제4특징 파라미터는 특정 값 이하를 지속적으로 유지한다.

[0081] 본원의 일 실시예에 따르면, 부정맥 추출 장치(1)는 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터를 통해 기존의 계산이 복잡한 비선형적인 방법에 의해 도출된 파라미터나 주파수 영역의 특정 지표가 아닌 시간영역 상에서 간단한 연산과정만으로도 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출할 수 있다.

[0082] 판단부(300)는 제1필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 상기 제2필터를 거친 상기 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 판단할 수 있다. 달리 말해, 판단부(300)는 제1 필터를 적용한 신호의 시간 구간 내의 복수의 특징 파라미터와 제1 필터를 적용한 신호의 시간 구간 내의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 심실세동 및 전기기계적 해리의 발생을 판단할 수 있다. 예시적으로, 판단부(300)는 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터 중 적어도 하나를 이용하여 심실세동 및 전기기계적 해리를 결정할 수 있다. 판단부(300)는 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다.

[0083] 본원의 일 실시예에 따르면, 판단부(300)는 복수의 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다. 예시적으로, 판단부(300)는 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터 중 적어도 하나를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다.

[0084] 예시적으로 미네소타코드 1-1-2를 결정하는 조건은 Q 지속시간  $\geq 0.04$  second, Q/R 비율  $< 1/3$ 일 수 있다. 예를 들어, Q의 지속시간(duration)은 0.042s이고, Q/R 비율은 Q파 크기(Amplitude)와 R파 크기(Amplitude)의 비율의 나타낸 것으로 180/1220임을 알 수 있다. 미네소타 코드 1-1-2를 결정하는 조건인 Q 지속시간(0.042s)  $\geq 0.04$  second, Q/R 비율(180/1220)  $< 1/3$ 에 만족하여 도 6과 같은 심전도 신호를 나타내면 판단부(300)는 미네소타코드 1-1-2를 결정할 수 있다.

[0085] 예시적으로 미네소타코드 1-2-3을 결정하는 조건은 QS패턴의 유무일 수 있다. QS패턴의 값이 1이면 QS패턴이고, QS패턴의 값이 0이면 QS패턴이 아님을 나타낼 수 있다.

[0086] 또한, 판단부(300)는 심실세동 및 전기기계적 해리와 나머지 심전도 신호, 즉 정상 심전도와 다양한 비정상적인 심전도를 분리할 수 있다.

[0087] 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 심실세동 및 전기기계적 해리 결정 예를 나타낸 도면이다. 도 7과 같은 심실세동이 발생한 심전도 신호 구간에서는 VF로 결정하여 나타내고, 전기기계적 해리가 발생한 심전도 신호 구간에서는 EMD로 결정할 수 있다. 즉, 판단부(300)는 심전도 신호를 통해 부정맥의 일종인 심실세동과 전기기계적 해리를 판단할 수 있다.

[0088] 본원의 일 실시예에 따르면, 출력부(미도시)는 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력할 수 있다.

[0089] 예시적으로, 출력부(미도시)는 네트워크를 통해 원격자가 서버에 접속할 수 있는 TV 장치, 컴퓨터 또는 휴대용 단말일 수 있으나 이에만 한정된 것은 아니다.출력부(미도시)는 판단부(300)에서 판단된 비정상 심전도 신호를

출력할 수 있다. 구체적으로, 출력부(미도시)는 부정맥 및 부정맥의 일종인 심실세동의 판단결과를 출력할 수 있다.

[0090] 본원의 일 실시예에 따르면, 부정맥 추출 장치(1)는 1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터를 통해 시간영역 상에서 간단한 연산과정만으로도 심실세동을 검출할 수 있는 효과가 있다.

[0091] 또한, 부정맥 추출 장치(1)는 제1 특징 파라미터, 제2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제4 특징 파라미터는 심전도의 R 피크와 상관없이 2초마다 생기는 시간 구간에서 계산될 수 있어 R 피크 검출없이 심실세동 검출할 수 있는 효과가 있다.

[0092] 이하에서는 상기에 자세히 설명된 내용을 기반으로, 본원의 동작 흐름을 간단히 살펴보기로 한다.

[0093] 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출 방법에 대한 개략적인 동작 흐름도이다.

[0094] 도 8에 도시된 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출 방법은 앞서 설명된 부정맥 추출 장치(1)에 의하여 수행될 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 부정맥 추출 장치(1)에 대하여 설명된 내용은 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리를 추출하는 부정맥 추출 방법에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.

[0095] 단계 S801에서 부정맥 추출 장치(1)는 대상체의 심전도 신호를 획득할 수 있다.

[0096] 단계 S802에서 부정맥 추출 장치(1)는 획득된 심전도 신호를 주파수 대역이 상이한 제1필터 및 제2필터에 각각 통과하여 신규 심전도 신호를 추출할 수 있다.

[0097] 단계 S803에서 부정맥 추출 장치(1)는 제1필터를 거친 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터 및 제2필터를 거친 신규 심전도 신호의 시간 내의 복수의 특징 파라미터를 기반으로 정상 심전도 신호 및 비정상적 심전도 신호를 분류할 수 있다.

[0098] 상술한 설명에서, 단계 S801 내지 S803은 본원의 구현예에 따라서, 추가적인 단계들로 더 분할되거나, 더 적은 단계들로 조합될 수 있다. 또한, 일부 단계는 필요에 따라 생략될 수도 있고, 단계 간의 순서가 변경될 수도 있다.

[0099] 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0100] 또한, 전술한 심전도 신호를 기반으로 심실세동 및 전기기계적 해리(EMD, electromechanical dissociation)를 추출하는 부정맥 추출 방법은 기록 매체에 저장되는 컴퓨터에 의해 실행되는 컴퓨터 프로그램 또는 애플리케이션의 형태로도 구현될 수 있다.

[0101] 전술한 본원의 설명은 예시를 위한 것이며, 본원이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본원의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0102] 본원의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및

범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본원의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

### 부호의 설명

[0103]

1: 부정맥 추출 장치

100: 심전도 신호 측정부

200: 특징 파라미터 결정부

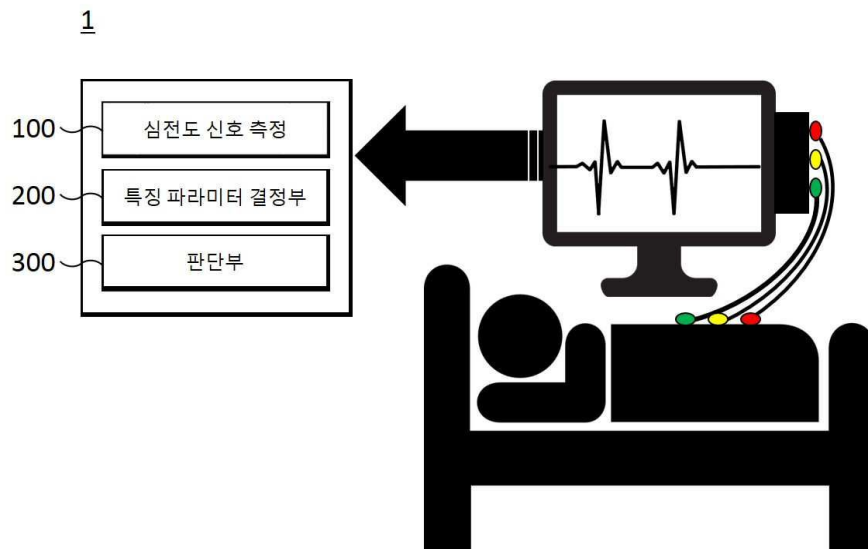
210: 잡음 제거부      220: 필터 뱅크 신호 추출부

230: 파라미터 결정부

300: 판단부

### 도면

#### 도면1

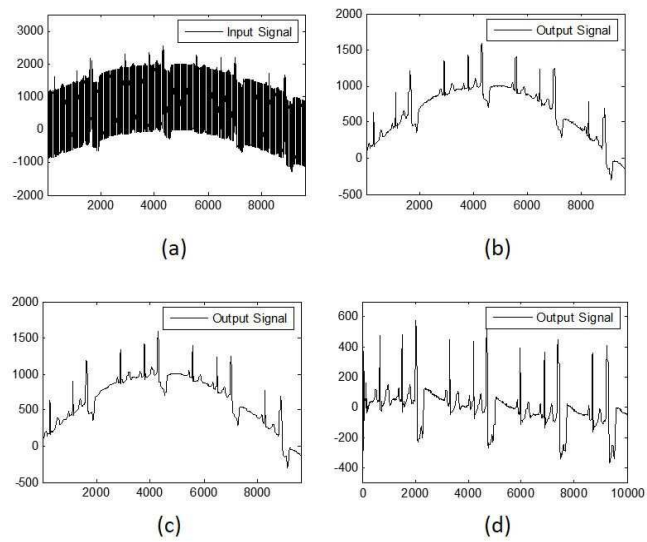


도면2

200

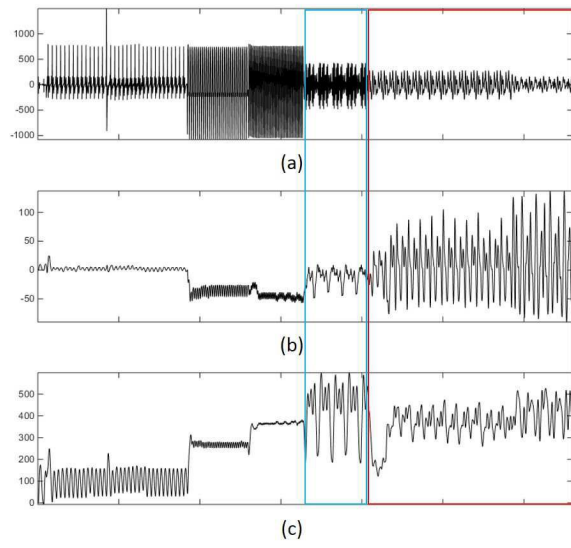


도면3

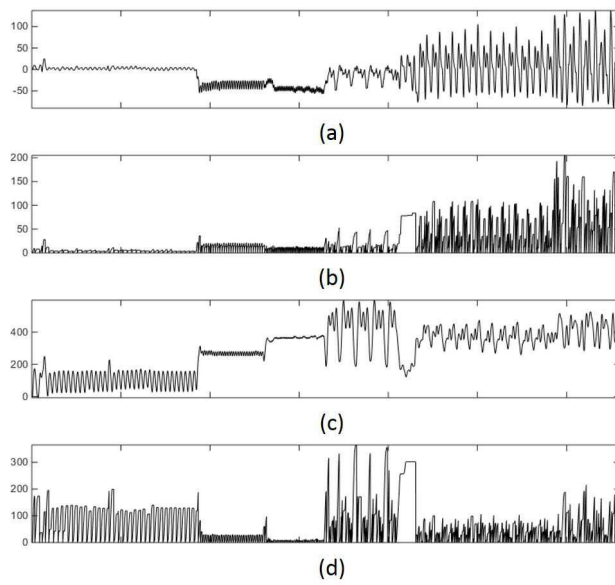




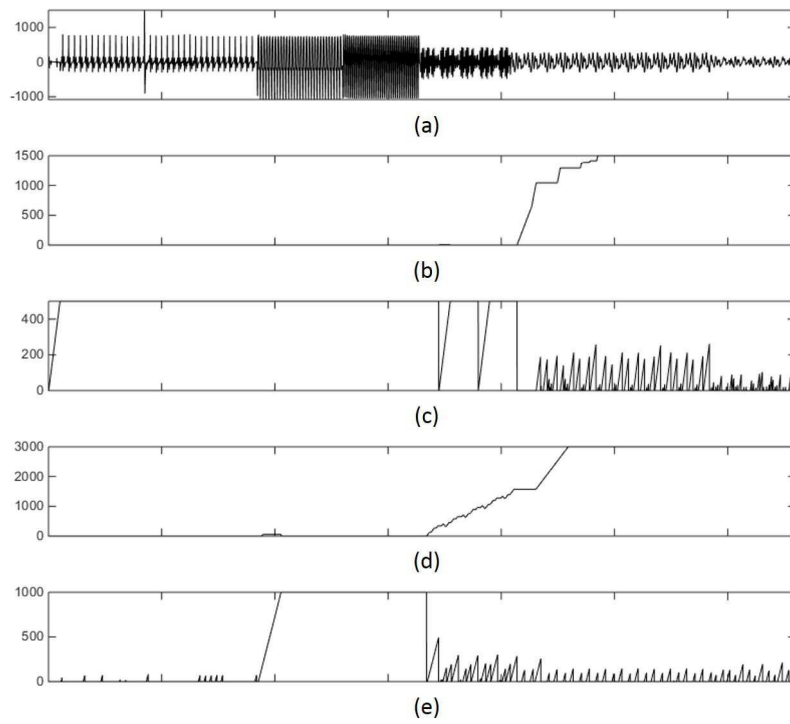
도면4



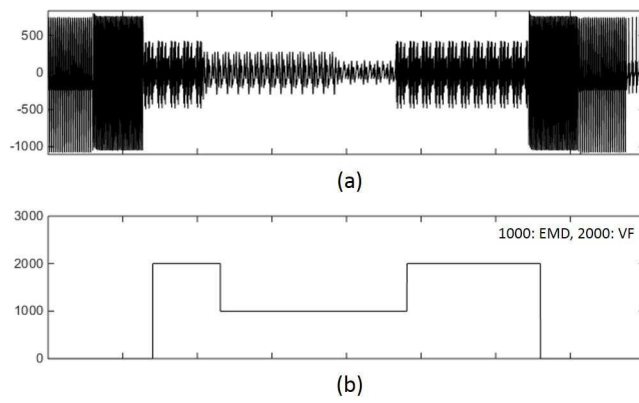
도면5



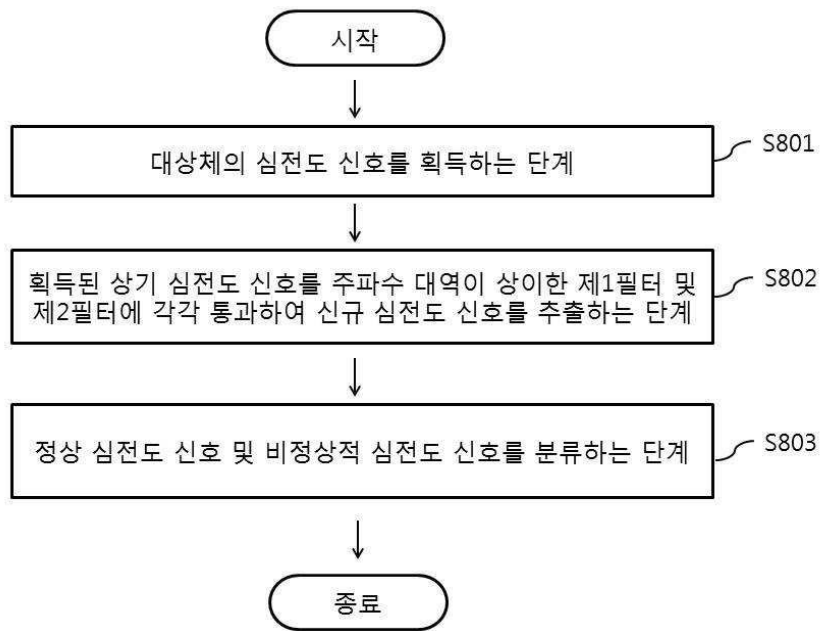
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	心电信号提取心室制动和电分离的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020200036384A</a>	公开(公告)日	2020-04-07
申请号	KR1020180115971	申请日	2018-09-28
[标]发明人	박정환 조성필 송미혜 신재연		
发明人	박정환 조성필 송미혜 신재연		
IPC分类号	A61B5/0464 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0472		
CPC分类号	A61B5/0464 A61B5/0408 A61B5/0472 A61B5/7225		
代理人(译)	柳民圭		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

一种心律失常提取设备，用于根据心电图信号提取心室制动和机电分离（EMD）。经过第一滤波器和第二滤波器以提取新的心电图信号以及在经过第一滤波器的新心电图信号和已经经过第二滤波器的新心电图信号时间内的多个特征参数的特征参数确定单元。它可以包括确定单元，该确定单元用于基于多个特征参数及时地确定心室纤颤和机电分离。

