



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0035059
(43) 공개일자 2019년04월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/044 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/044 (2013.01)
A61B 5/0408 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0123848
(22) 출원일자 2017년09월26일
심사청구일자 2017년09월26일

(71) 출원인
(주)보템
강원도 춘천시 동내면 거두단지1길 27
(72) 발명자
김동철
서울특별시 강남구 도곡로28길 8, 104동 1601호(도곡1차아이파크)
(74) 대리인
유민규

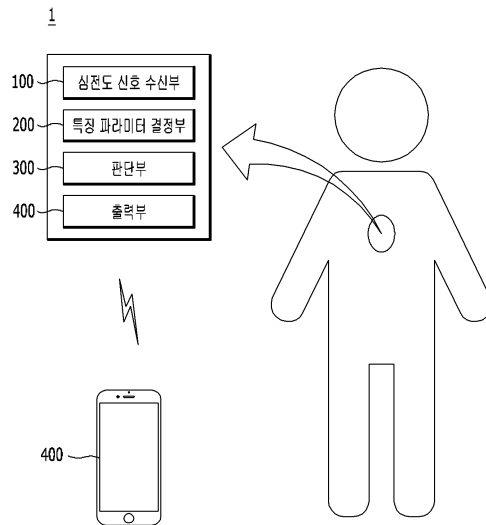
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스 및 방법

(57) 요약

비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스에 관한 것이며, 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 디바이스에 있어서, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부, 상기 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 특징 파라미터 결정부, 상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 판단부 및 상기 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 출력부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

A61B 5/746 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R0004899

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 강원지역사업평가단

연구사업명 경제협력권산업육성사업(지역주도형 R&D)

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

기여율 1/1

주관기관 ㈜보텍

연구기간 2015.12.01 ~ 2018.09.30

명세서

청구범위

청구항 1

비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 디바이스에 있어서,
 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부;
 상기 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 특징 파라미터 결정부;
 상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 판단부; 및
 상기 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 출력부,
 를 포함하는 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 특징 파라미터 결정부는,
 상기 심전도 신호의 잡음을 제거하는 잡음 제거부;
 상기 잡음 제거된 심전도 신호의 크기(amplitude)를 스케일 인자를 이용하여 조정하는 크기 조정부;
 소정 시간 간격에 따라 복수의 시간 구간을 결정하는 시간 구간 결정부; 및
 상기 크기가 조정된 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 파라미터 결정부,
 를 포함하는 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 제 1 시간 구간의 제 1 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간내의 최대값과 최소값의 비율인 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
 상기 제 1 시간 구간의 제 2 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간내의 제로 크로싱(zero crossing)의 개수인 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 5

제 4 항에 있어서,
 상기 제 1 시간 구간의 제 3 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간의 음의(negative) 파의 개수와 이전 시간 구간의 음의 파의 개수의 차이인 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
 상기 제 1 시간 구간의 제 4 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간의 양의(positive) 파의 면적과 음의 파의 면

적 사이의 비율인 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 7

제 2 항에 있어서,

상기 판단부는 상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터의 차이에 기초하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 비정상 심전도 신호 정보를 통신 채널을 통해 외부 디바이스로 전송하는 통신부를 더 포함하는 것인, 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스.

청구항 9

비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 방법에 있어서,

센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 단계;

상기 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 단계;

상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 단계; 및

상기 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 단계,

를 포함하는 비정상 심전도 신호 정보 출력 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원은 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 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.

[0003] 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.

[0004] 또한, 기존의 제안된 방법은 심전도의 R피크를 기반으로 핵심 알고리즘이 수행되지만, 심실세동은 심장박동이 정상적으로 이루어지지 않고 심장의 무질서한 전기적 활동으로 인해 어떠한 규칙성도 없는 기이한 양상으로, QRS군이나 T파를 감별할 수 없이 불규칙한 진동파로 나타나는 문제가 있다.

[0005] 본원의 배경이 되는 기술은 한국등록특허공보 제1645614호 (등록일: 2016.07.29)에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 심실세동을 검출함에 있어 간단한 연산과정만으로도 정확성과 재연성이 우수한 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0007] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 심전도 신호의 R피크 검출없이 심실세동 검출이

가능한 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0008] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들도 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부, 상기 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 특징 파라미터 결정부, 상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 판단부 및 상기 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 출력부를 포함할 수 있다.

[0010] 또한, 상기 특징 파라미터 결정부는 상기 심전도 신호의 잡음을 제거하는 잡음 제거부, 상기 잡음 제거된 심전도 신호의 크기(amplitude)를 스케일 인자를 이용하여 조정하는 크기 조정부, 소정 시간 간격에 따라 복수의 시간 구간을 결정하는 시간 구간 결정부 및 상기 크기가 조정된 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 파라미터 결정부를 포함할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 제 1 시간 구간의 제 1 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간내의 최대값과 최소값의 비율일 수 있다.

[0012] 또한, 상기 제 1 시간 구간의 제 2 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간내의 제로 크로싱(zero crossing)의 개수일 수 있다.

[0013] 또한, 상기 제 1 시간 구간의 제 3 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간의 음의(negative) 파의 개수와 이전 시간 구간의 음의 파의 개수의 차이일 수 있다.

[0014] 또한, 상기 제 1 시간 구간의 제 4 특징 파라미터는 상기 제 1 시간 구간의 양의(positive) 파의 면적과 음의 파의 면적 사이의 비율일 수 있다.

[0015] 또한, 상기 판단부는 상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터의 차이에 기초하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 비정상 심전도 신호 정보를 통신 채널을 통해 외부 디바이스로 전송하는 통신부를 더 포함할 수 있다.

[0017] 한편, 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 방법은 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 단계, 상기 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정하는 단계, 상기 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 상기 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단하는 단계 및 상기 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 단계를 포함할 수 있다.

[0018] 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

[0019] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터를 통해 시간영역상에서 간단한 연산과정만으로도 심실세동을 검출할 수 있는 효과가 있다.

[0020] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터는 심전도의 R피크와 상관없이 매2초마다 생기는 시간 구간에서 계산될 수 있어 R피크 검출없이 심실세동 검출할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스의 전체 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.

- 도 2는 본원의 일 실시예에 특징 파라미터 결정부의 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 잡음 제거 전후의 심전도 신호를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 크기 조정된 심전도 신호를 나타낸 도면이다.
- 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 시간 구간내의 제로 크로싱의 개수를 나타낸 도면이다.
- 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드를 결정하는 흐름도를 나타낸 도면이다.
- 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타 코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- 도 10은 본원의 일 실시예에 따른 복수의 특징 파라미터를 나타낸 도면이다.
- 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 심실세동의 그래프를 나타낸 도면이다.
- 도 12는 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보를 출력하는 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"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 구성요소를 "포함" 한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0026] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스의 전체 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0027] 도 1을 참조하면, 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스(1)는 심전도 신호 수신부(100), 특징 파라미터 결정부(200), 판단부(300) 및 출력부(400)를 포함할 수 있다. 심전도 신호 수신부(100)는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0028] 센서는 사용자의 몸에 부착되어 사용자의 심전도 신호를 측정할 수 있다. 센서는 무선 통신 모듈을 포함할 수 있다. 센서에서 측정된 심전도 신호를 무선 통신을 수행하여 심전도 신호 수신부(100)로 송신할 수 있다.
- [0029] 센서에서 측정된 심전도 신호는 심전도 신호 수신부(100)로 송신되기 전, 아날로그-디지털 변환기(ADC, Analog-Digital Converter)를 통해 디지털신호로 변환될 수 있다.
- [0030] 심전도 신호 수신부(100)는 아날로그-디지털 변환기를 통해 디지털신호로 변환된 단일채널 심전도 신호만을 수신할 수 있다. 예시적으로 아날로그-디지털 변환기는 24bit 해상도, 250Hz 샘플링 주파수를 가질 수 있다.
- [0031] 도 2는 본원의 일 실시예에 특징 파라미터 결정부의 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0032] 특징 파라미터 결정부(200)는 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다.
- [0033] 도 2를 참조하면, 특징 파라미터 결정부(200)는 잡음 제거부(210), 크기 조정부(220), 시간 구간 결정부(230) 및 파라미터 결정부(240)를 포함할 수 있다.
- [0034] 잡음 제거부(210)는 심전도 신호의 잡음을 제거할 수 있다.

[0035] 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 잡음 제거 전후의 심전도 신호를 나타낸 도면이다. 도 3을 참조하면, 도 3(a)는 잡음 제거부(210)에 의해 잡음이 제거되기 전의 심전도 신호의 그래프를 나타내고, 도 3(b)는 잡음 제거부(210)에 의해 잡음이 제거된 후의 심전도 신호의 그래프를 나타낸다.

[0036] 도 3(a)와 도 3(b)를 비교하면, 도 3(b)는 도 3(a) 대비 심전도 신호의 잡음이 제거됨을 확인할 수 있다.

[0037] 구체적으로, 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.

[0038] 크기 조정부(220)는 잡음 제거된 심전도 신호의 크기(amplitude)를 스케일 인자를 이용하여 조정할 수 있다.

[0039] 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 크기 조정된 심전도 신호를 나타낸 도면이다. 도 4를 참조하면, 도 4(a)는 잡음 제거부(210)에 의해 잡음이 제거된 후의 심전도 신호의 그래프를 나타내고, 도 4(b)는 크기 조정부(220)에 의해 크기가 조정된 심전도 신호의 그래프를 나타낸다.

[0040] 도 4(a)와 도 4(b)를 비교하면, 도 4(b)는 도 4(a) 대비 스케일 인자를 이용하여 크기가 조정됨을 확인할 수 있다.

[0041] 구체적으로, 크기 조정부(220)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.

[0042] [수학식 1]

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

[0043]

이때, C는 스케일 인자, x(n)는 필터 된 심전도 신호를 나타내며 n은 $1 < n < 1000$ 이다.

[0045] 또한, 크기 조정부(220)는 심전도 신호를 측정된 후 4초 내로 스케일 인자를 계산할 수 있다.

[0046] 시간 구간 결정부(230)는 소정 시간 간격에 따라 복수의 시간 구간을 결정할 수 있다. 시간 구간 결정부(230)는 심전도 신호를 분석할 분석구간(segment length)을 결정할 수 있다. 분석구간은 매 2초를 주기로 복수의 시간 구간을 가질 수 있다. 다시 말해, 제 2 시간 구간은 제 1 시간 구간으로부터 2초뒤의 시간 구간을 말할 수 있다.

[0047] 파라미터 결정부(240)는 크기가 조정된 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다.

[0048] 파라미터 결정부(240)는 복수의 특징 파라미터를 이용하여 심실세동의 심전도 신호와 같은 비정상 심전도 신호와 정상 심전도 신호를 구분할 수 있다.

[0049] 복수의 특징 파라미터는 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터를 포함할 수 있다.

[0050] 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터는 심전도의 R피크와 상관 없이 매 2초마다 생기는 시간 구간에서 계산될 수 있다.

[0051] 제 1 시간 구간의 제 1 특징 파라미터는 제 1 시간 구간내의 최대값과 최소값의 비율일 수 있다. 제 1 특징 파라미터는 시간 구간내의 심전도 신호의 최대값과 최소값의 비율일 수 있다. 제 1 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제 1 특징 파라미터를 가질 수 있다.

[0052] 제 1 특징 파라미터는 하기 수학식 2와 같이 표현될 수 있다.

[0053] [수학식 2]

$$\text{제 1 특징 파라미터} = \frac{\max(\text{sx}(n))}{\text{abs}(\min(\text{sx}(n)))}$$

[0054]

[0055] 이때, $\max(\text{sx}(n))$ 는 시간 구간의 심전도 신호의 최대값, $\text{abs}(\min(\text{sx}(n)))$ 는 시간 구간의 심전도 신호의 최소값의 절대값을 나타낸다.

[0056] 제 1 시간 구간의 제 2 특징 파라미터는 제 1 시간 구간내의 제로 크로싱(zero crossing)의 개수일 수 있다. 제 2 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. 제 2 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제 2 특징 파라미터를 가질 수 있다.

[0057] 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 시간 구간내의 제로 크로싱의 개수를 나타낸 도면이다. 도 5를 참조하면, 초반의 2s 시간 구간에서, 그래프가 0을 지나는 시점이 4개인 것을 확인할 수 있다. 다시 말해, 초반의 2s 시간 구간을 제 1 시간 구간이라고 하면, 제 1 시간 구간의 제 2 특징 파라미터는 4일 수 있다.

[0058] 제 1 시간 구간의 제 3 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.

[0059] 제 3 특징 파라미터는 시간 구간내의 음의 파의 개수와 이전 시간 구간의 음의 파의 개수 차이일 수 있다. 다시 말해 제 3 특징 파라미터는 제 1 시간 구간의 음의 파의 개수와 제 2 시간 구간의 음의 파의 개수의 차이일 수 있다.

[0060] 예시적으로, 도 5를 참조하면, 초반의 2s 시간 구간을 제 1 시간 구간, 제 1 시간 구간 이후의 2s 시간 구간을 제 2 시간 구간이라고 하면, 제 1 시간 구간의 음의 파 개수는 2개이고, 제 2 시간 구간의 음의 파 개수는 5개 일 수 있다. 제 2 시간 구간의 제 3 특징 파라미터는 제 2 시간 구간의 음의 파의 개수인 5와 제 1 시간 구간의 음의 파 개수인 2의 차이인 3일 수 있다.

[0061] 또한, 제 3 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제 3 특징 파라미터를 가질 수 있다.

[0062] 제 1 시간 구간의 제 4 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 작을 때의 면적을 의미한다.

[0063] 제 4 특징 파라미터는 시간 구간내의 양의 파의 면적과 음의 파의 면적 사이의 비율일 수 있다. 제 4 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제 4 특징 파라미터를 가질 수 있다.

[0064] 제 4 특징 파라미터는 하기 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

[0065] [수학식 3]

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

[0066]

[0067] 이때, S1은 시간 구간의 심전도 신호가 0보다 클 때의 면적을 의미하고, S2는 시간 구간의 심전도 신호가 0보다 작을 때의 면적을 나타낸다.

[0068] 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터를 통해 기존의 계산이 복잡한 비선형적인 방법에 의해 도출된 파라미터나 주파수영역의 특정 지표가 아닌 시간영역상에서 간단한 연산과정만으로도 심실세동을 추출할 수 있다.

[0069] 또한, 예시적으로 파라미터 결정부(240)는 R피크에 기초하여 20종 이상의 P-QRS-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.

[0070] 예시적으로, 파라미터 결정부(240)는 진단 파라미터 추출을 위한 보정 기준점(fiducial point)을 검출할 수 있다. 파라미터 결정부(240)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(240)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(240)는 실시간 앙상블 평균(real ensemble average)방법으로 생성된 심전도 신호의 majority 비트로 P-QRS-T파의 보정 기준점을 추출할 수 있다.

- [0071] 또한, 예시적으로, 파라미터 결정부(240)는 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 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.
- [0072] 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.
- [0073] 판단부(300)는 복수의 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다. 예시적으로, 판단부(300)는 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터 중 적어도 하나를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다.
- [0074] 또한, 예시적으로 판단부(300) 진단 파라미터 및 심전도 분석 지표를 이용하여 비정상 심전도 신호 및 미네소타코드를 결정할 수 있다.
- [0075] 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- [0076] 예시적으로 미네소타코드 1-1-2를 결정하는 조건은 Q 지속시간 ≥ 0.04 second, Q/R 비율 $< 1/3$ 일 수 있다. 도 6을 참조하면, Q의 지속시간(duration)는 0.042s이고, Q/R 비율은 Q파 크기(Amplitude)와 R파 크기(Amplitude)의 비율의 나타낸 것으로 180/1220임을 알 수 있다. 따라서 도 6은 미네소타 코드 1-1-2를 결정하는 조건인 Q 지속시간(0.042s) ≥ 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.
- [0077] 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- [0078] 예시적으로 미네소타코드 1-2-3을 결정하는 조건은 QS패턴의 유무일 수 있다. QS패턴의 값이 1이면 QS패턴이고, QS패턴의 값이 0이면 QS패턴이 아님을 나타낼 수 있다. 도 7을 참조하면, QS패턴의 값이 1을 나타냄으로 도 7은 미네소타코드 1-2-3일 수 있다. 따라서 도 7과 같은 심전도 신호를 나타내면 코드 결정부(320)는 미네소타코드 1-2-3을 결정할 수 있다.
- [0079] 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드를 결정하는 흐름도를 나타낸 도면이고, 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타 코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- [0080] 예시적으로, 미네소타코드 8-3-1는 부정맥(Arrhythmias)-심방성 부정박동(atrial fibrillation)을 알 수 있다. 도 8을 참조하면, 코드 결정부(320)는 측정된 심전도 신호에서 도 8과 같은 알고리즘을 거치면서 부정맥-심방성 부정박동을 판단할 수 있다. 또한, 도 9와 같은 심전도 신호를 나타내면 판단부(300)는 미네소타코드 8-3-1을 결정할 수 있다.
- [0081] 판단부(300)는 적어도 하나의 미네소타코드 및 적어도 하나의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다. 비정상 심전도 신호는 부정맥 정보일 수 있다. 다시 말해, 판단부(300)는 비정상 심전도 신호를 통해 부정맥의 일종인 심실세동을 판단할 수 있다.
- [0082] 도 10은 본원의 일 실시예에 따른 복수의 특징 파라미터를 나타낸 도면이다.
- [0083] 도 10을 참조하면, 도 10(a)는 심실세동(Ventricular fibrillation)의 그래프를 나타내고, 도 10(b)는 제 1 특징 파라미터의 그래프를 나타내고, 도 10(c)는 제 2 특징 파라미터의 그래프를 나타내고, 도 10(d)는 제 3 특징 파라미터의 그래프를 나타내고, 도 10(e)는 제 4 특징 파라미터의 그래프를 나타낸다.
- [0084] 또한, 판단부(300)는 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터의 차이

에 기초하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다. 예시적으로, 판단부(300)는 제 1 구간의 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터와 제 2 구간의 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터의 차이에 기초하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다. 예시적으로, 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터를 이용한 트리구조 분류 알고리즘을 통해 심실세동을 검출할 수 있다. 도 10을 참조하면, 판단부(300)는 제 1 특징 파라미터 > 6000, 제 2 특징 파라미터 > 0, 제 3 특징 파라미터 > 0, 제 4 특징 파라미터 > 5000의 조건을 모두 만족하면, 심실세동으로 판단할 수 있다.

- [0085] 또한, 판단부(300)는 심실세동(VF)을 리듬으로 구분하기 때문에 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터의 조건을 모두 만족하지 않아 심실세동이 아니라고 판단되었어도 앞서 판단된 심전도 비정상 유무 결과 4개 중의 3개가 심실세동이면 최종적으로 심실세동으로 출력할 수 있다. 따라서, 최종 출력되는 리듬과 특징 파라미터 조건으로 구분되는 리듬은 다를 수 있다. 예를 들어, 판단부(300)는 4개의 특징 파라미터들의 조건으로 VF-VF-VF-nonVF-nonVF-nonVF-nonVF로 판단되었지만, 최종 결과는 VF-VF-VF-VF-nonVF-nonVF-nonVF로 출력할 수 있다. 이러한 방법으로 중간에 VF를 nonVF로, nonVF를 VF로 잘못 판단되는 에러를 최소화 할 수 있다. 예를 들어, 판단부(300)는 VF-VF-VF-nonVF-VF-VF-VF로 중간에 오류가 발생되더라도, VF-VF-VF-VF-VF-VF-VF로 보정 할 수 있다.
- [0086] 판단부(300)는 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2시간 구간의 복수의 특징 파라미터의 차이 및 적어도 하나의 미네소타코드를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다.
- [0087] 출력부(400)는 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력할 수 있다.
- [0088] 예시적으로, 출력부(400)는 네트워크를 통해 원격자가 서버에 접속할 수 있는 TV 장치, 컴퓨터 또는 휴대용 단말일 수 있으나 이에만 한정된 것은 아니다. 출력부(400)는 판단부(300)에서 판단된 비정상 심전도 신호를 출력할 수 있다. 구체적으로, 출력부(400)는 부정맥 및 부정맥의 일종인 심실세동의 판단결과를 출력할 수 있다.
- [0089] 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 심실세동의 그래프를 나타낸 도면이다.
- [0090] 도 11을 참조하면, 심전도 신호에서 심실세동의 구간을 보여줌을 알 수 있다.
- [0091] 출력부(400)는 화면을 통해 도 11과 같은 그래프를 출력하여 심실세동의 구간과 도 10과 같은 그래프를 출력하여 복수의 특징 파라미터 그래프를 보여줄 수 있다.
- [0092] 또한, 출력부(400)는 판단부(300)에서 결정한 미네소타코드를 출력할 수 있다.
- [0093] 비정상 심전도 신호 정보 출력 디바이스(1)는 통신부를 포함할 수 있다. 통신부는 비정상 심전도 신호 정보를 통신 채널을 통해 외부 디바이스로 전송할 수 있다.
- [0094] 또한, 예시적으로, 통신부는 무선 통신 모듈을 포함할 수 있다. 통신부는 비정상 심전도 신호 정보를 무선 통신을 수행하여 외부 디바이스로 전송할 수 있다. 예시적으로, 외부 디바이스는 네트워크를 통해 원격자가 서버에 접속할 수 있는 TV 장치, 컴퓨터 또는 휴대용 단말일 수 있으나 이에만 한정된 것은 아니다.
- [0095] 통신부는 통신 채널을 통해 부정맥 및 부정맥의 일종인 심실세동의 판단결과를 외부 디바이스로 전송하여 사용자가 보다 쉽고 편리하게 부정맥의 판단결과를 확인할 수 있다.
- [0096] 이하에서는 상기에 자세히 설명된 내용을 기반으로, 본원의 동작 흐름을 간단히 살펴보기로 한다.
- [0097] 도 12는 본원의 일 실시예에 따른 비정상 심전도 신호 정보 출력 방법에 대한 개략적인 동작 흐름도이다. 도 12에 도시된 비정상 심전도 신호 정보 출력 방법은 앞선 도 1 내지 도 11을 통해 설명된 비정상 심전도 신호 출력 디바이스(1)에 의하여 수행될 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 도 1 내지 도 11을 통해 비정상 심전도 신호 출력 디바이스(1)에 대하여 설명된 내용은 도 12에도 적용될 수 있다.
- [0098] 도 12를 참조하면, 단계 S1201에서는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0099] 다음으로 단계 S1202에서는 심전도 신호에 기초하여 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 결정할 수 있다.
- [0100] 다음으로 단계 S1203에서는 제 1 시간 구간의 복수의 특징 파라미터와 제 2 시간 구간의 복수의 특징 파라미터를 이용하여 비정상 심전도 신호의 발생을 판단할 수 있다.

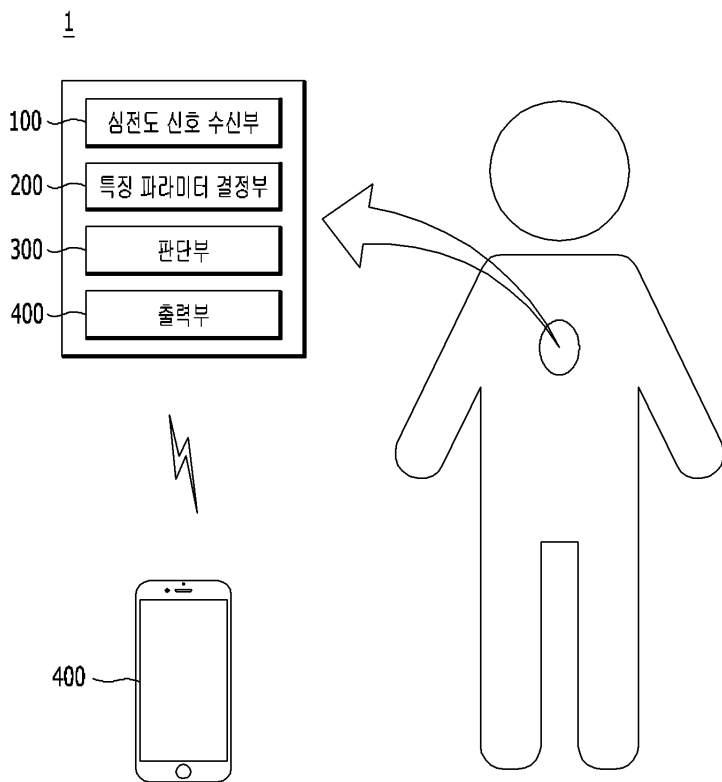
- [0101] 다음으로 단계 S1204에서는 판단 결과에 따라 비정상 심전도 신호 정보를 출력할 수 있다.
- [0102] 상술한 설명에서, 단계 S1201 내지 S1204은 본원의 구현예에 따라서, 추가적인 단계들로 더 분할되거나, 더 적은 단계들로 조합될 수 있다. 또한, 일부 단계는 필요에 따라 생략될 수도 있고, 단계 간의 순서가 변경될 수도 있다.
- [0103] 전술한 본원의 설명은 예시를 위한 것이며, 본원이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본원의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 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.
- [0104] 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

- [0105] 1: 비정상 심전도 신호 출력부
- 100: 잡음 제거부 200: 특징 파라미터 결정부
- 210: 잡음 제거부 220: 크기 조정부
- 230: 시간 구간 결정부 240: 파라미터 결정부
- 300: 판단부 400: 출력부

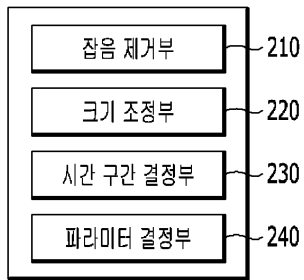
도면

도면1

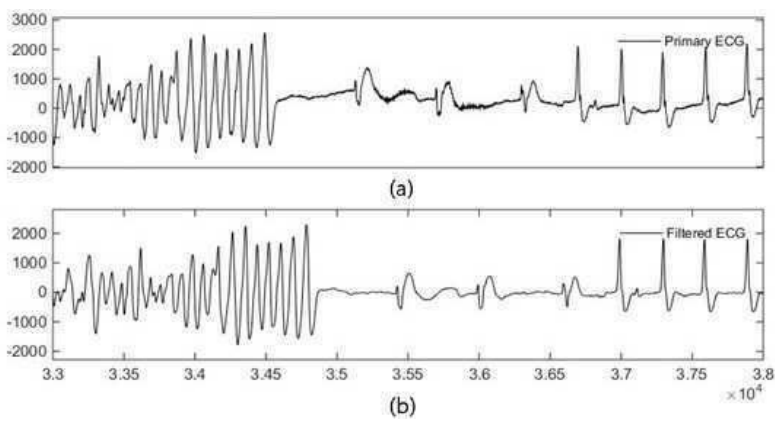


도면2

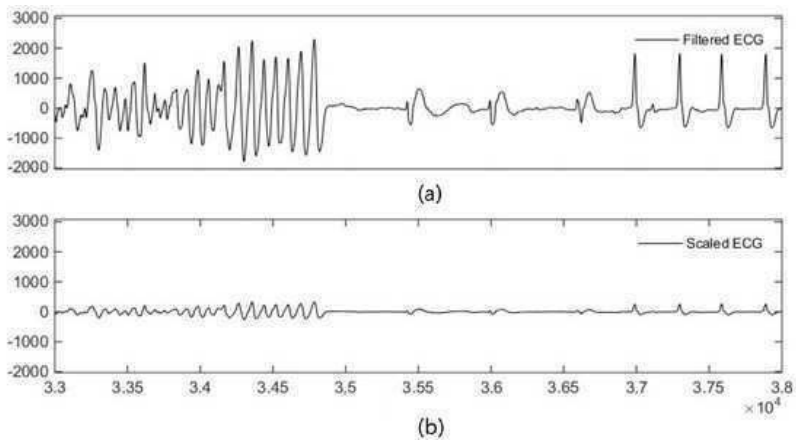
200



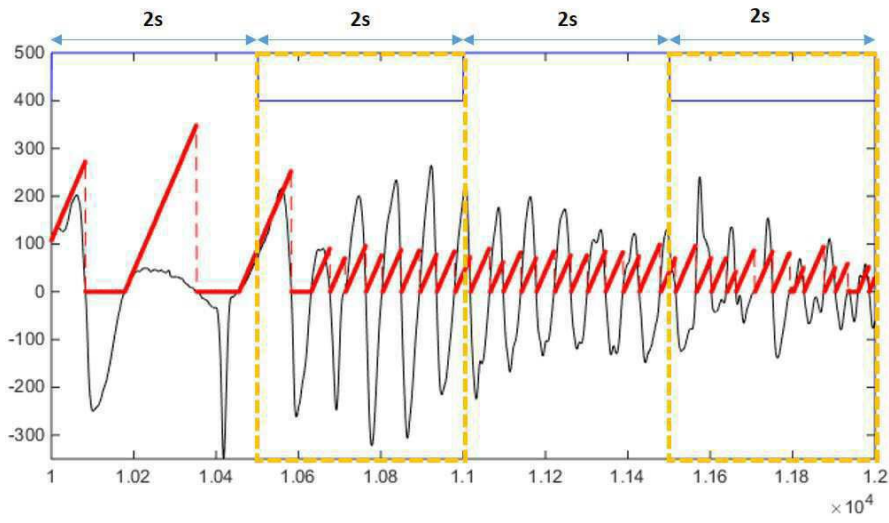
도면3



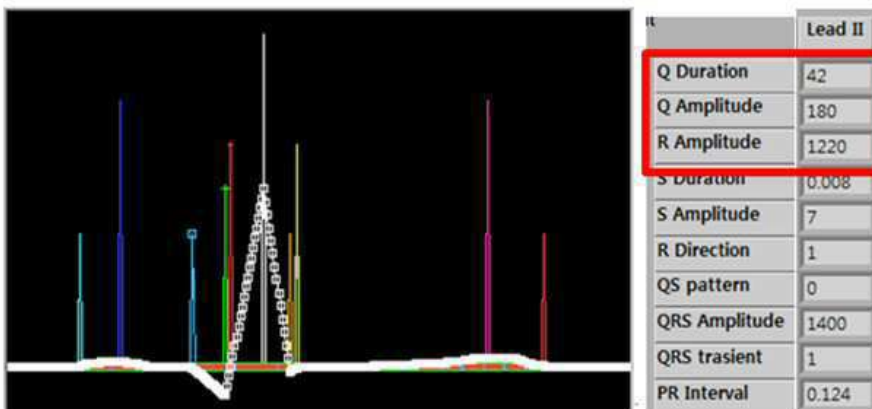
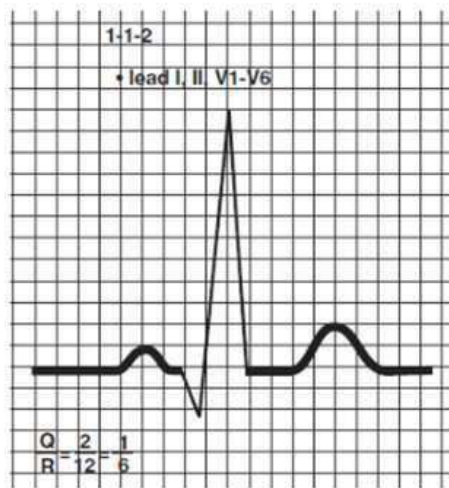
도면4



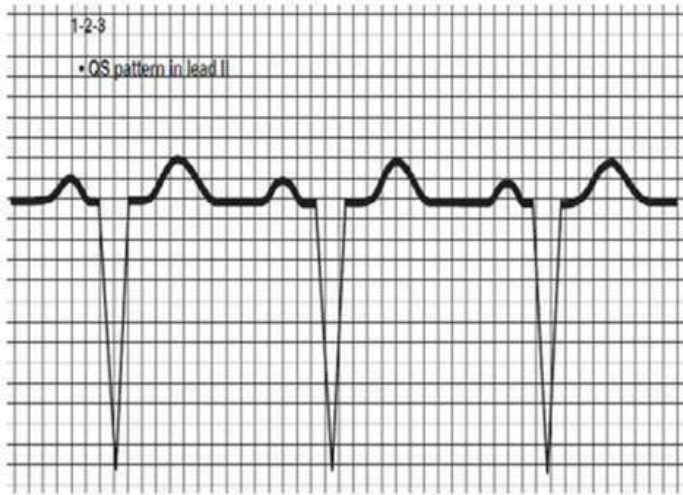
도면5



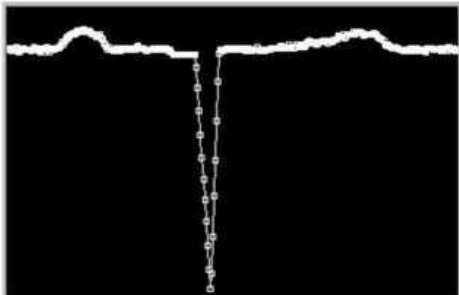
도면6



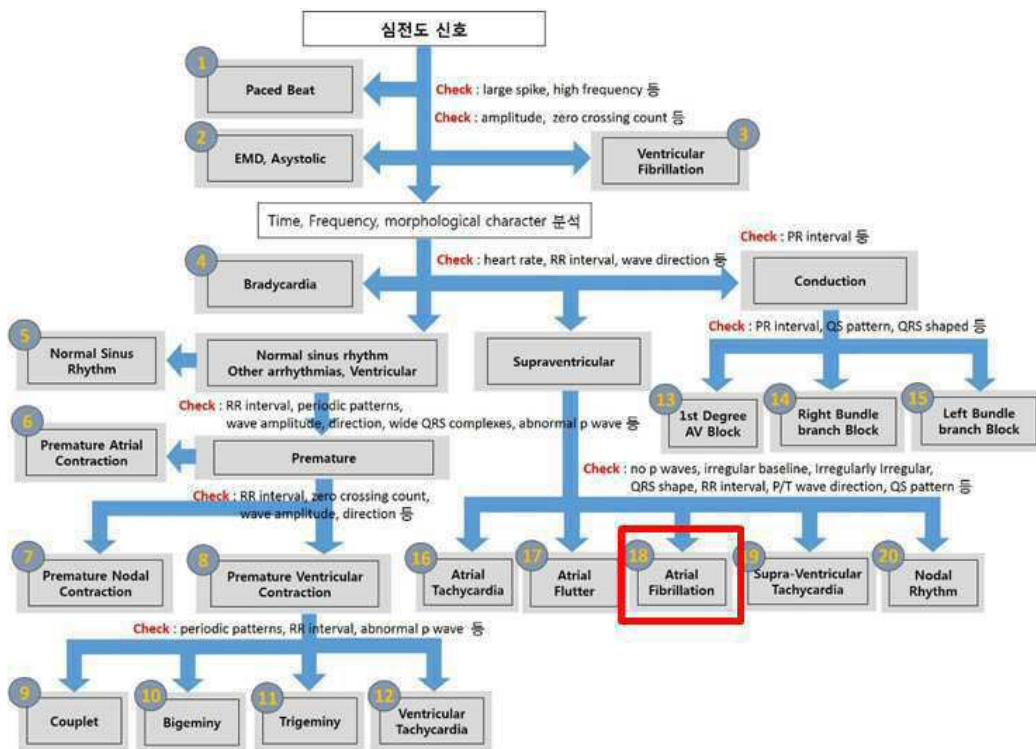
도면7



Lead II	
Q Duration	2
Q Amplitude	0
R Amplitude	0
S Duration	0
S Amplitude	10
R Direction	0
QS pattern	1
QRS type	0
QRS transient	0
PR Interval	0.198
P Amplitude	62
T Amplitude	58
QRS Duration	0.052
R Duration	0.052
ST elevation	10
J Depression	2
ST segment	1
R' Amplitude	16
QT Interval (ms)	298
QTc (ms)	298



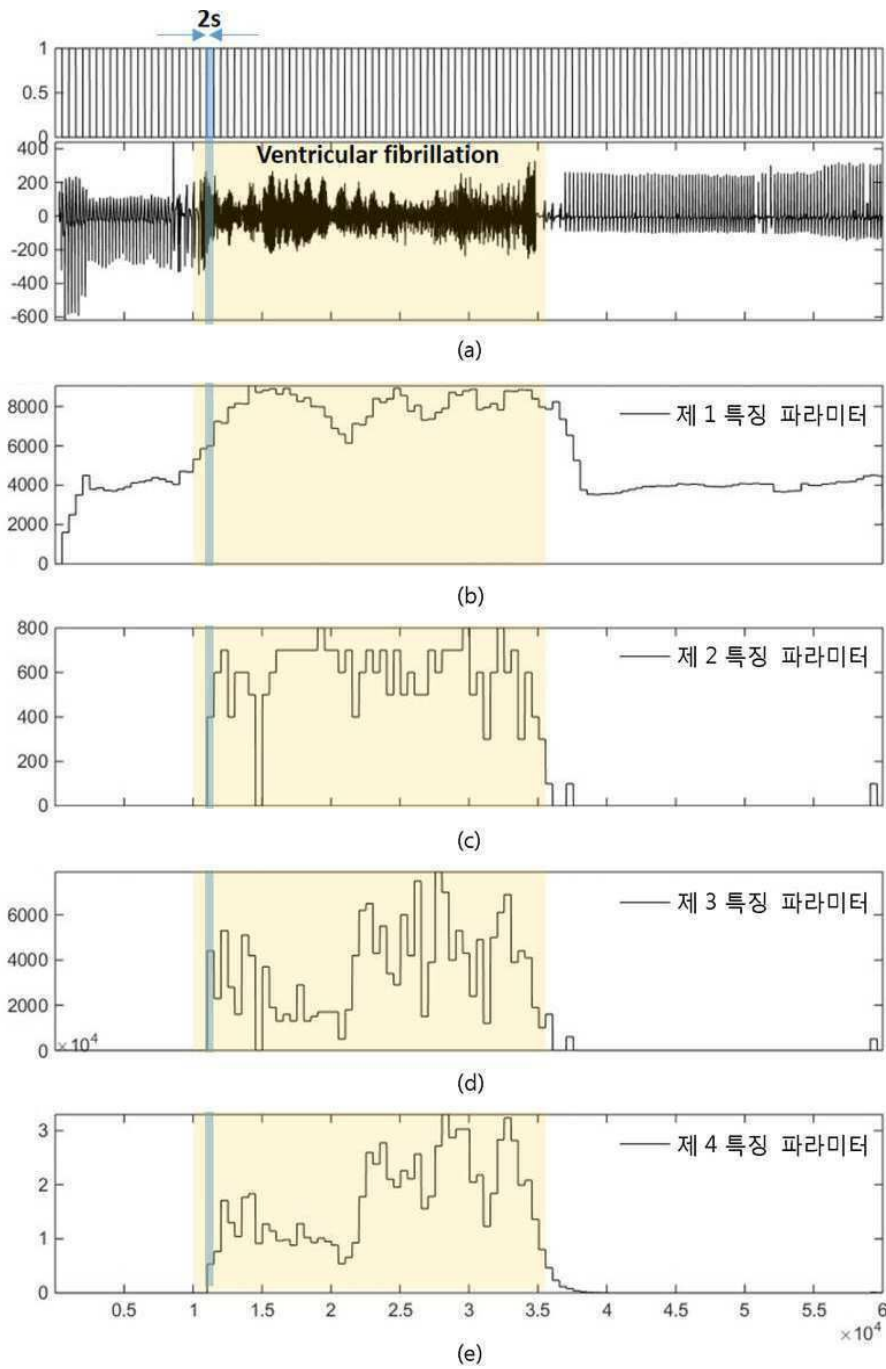
도면8



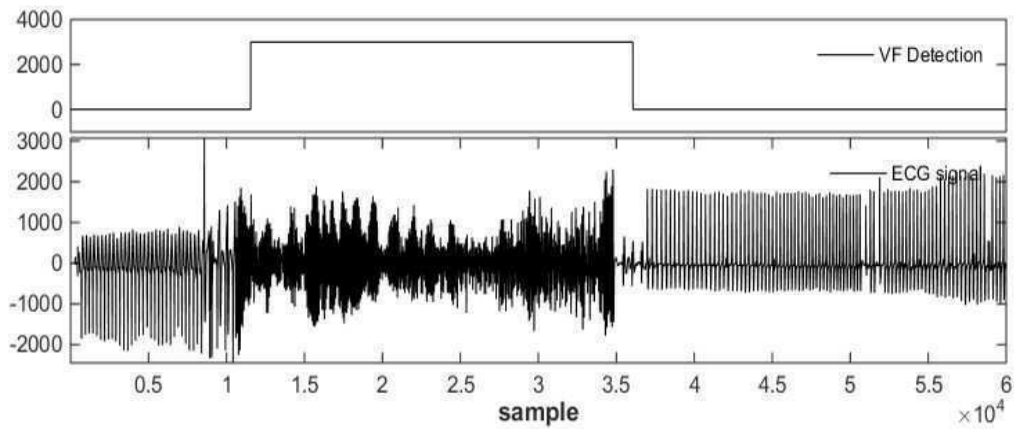
도면9



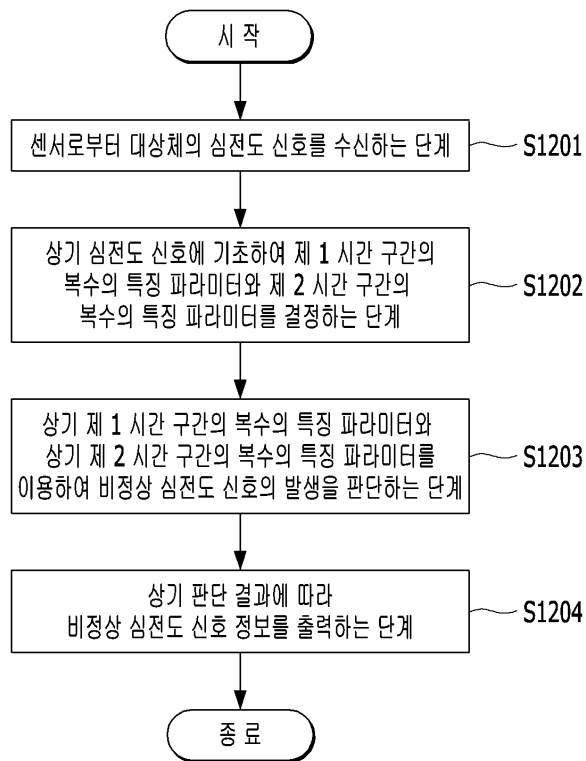
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	用于输出异常ECG信号信息的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020190035059A	公开(公告)日	2019-04-03
申请号	KR1020170123848	申请日	2017-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	VOTEM		
申请(专利权)人(译)	(项目)		
[标]发明人	김동철		
发明人	김동철		
IPC分类号	A61B5/044 A61B5/00 A61B5/0408		
CPC分类号	A61B5/044 A61B5/0408 A61B5/7225 A61B5/7275 A61B5/746		
代理人(译)	柳民圭		
其他公开文献	KR101992763B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

异常心电信号信息输出设备，其中，所述设备输出异常心电信号信息，其中，所述异常心电信号信息输出设备包括：心电信号接收器，被配置为从传感器接收对象的心电信号，以及基于所述心电信号的第一时间。特征参数确定器，其被配置为确定间隔的多个特征参数和第二时间间隔的多个特征参数，使用第一时间间隔的多个特征参数和第二时间间隔的多个特征参数的异常ECG它可以包括用于确定信号的出现的确定单元和用于根据确定结果输出异常ECG信号信息的输出单元。

