



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0035058
(43) 공개일자 2019년04월03일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/044 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0456 (2006.01) A61B 5/0464 (2006.01)
A61B 5/0468 (2006.01) A61B 5/0472 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/044 (2013.01)
A61B 5/0022 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2017-0123847
(22) 출원일자 2017년09월26일
심사청구일자 2017년09월26일</p> | <p>(71) 출원인
주식회사 메쥬
강원도 원주시 지정면 기업도시로 200 ,8층808호(의료기기종합지원센터)</p> <p>(72) 발명자
박정환
강원도 원주시 흥업면 복원로 1600, 108동 1304호(남원주 두산위브아파트)</p> <p>조성필
강원도 원주시 흥업면 복원로 1600, 107동 1504호(뫼뫼에 계속)</p> <p>(74) 대리인
유민규</p> |
|--|---|

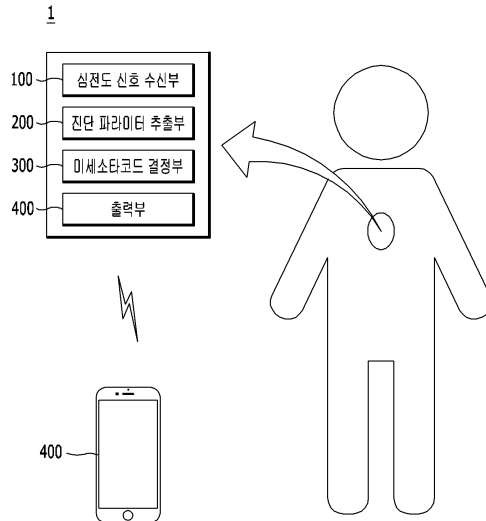
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **미네소타코드 출력 디바이스 및 방법**

(57) 요약

미네소타코드 출력 디바이스에 관한 것이며, 심전도 신호에 대응하는 미네소타코드를 출력하는 디바이스에 있어서, 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부, 상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출하는 진단 파라미터 추출부, 상기 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 미네소타코드 결정부 및 상기 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력하는 출력부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/0456 (2013.01)

A61B 5/0464 (2013.01)

A61B 5/0468 (2013.01)

A61B 5/0472 (2013.01)

(72) 발명자

송미혜

강원도 원주시 흥업면 복원로 1600, 107동 1504호

신재연

강원도 원주시 천사로 106 하나비바채 608호

조한희

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

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 ㈜보템

연구기간 2015.12.01 ~ 2018.09.30

명세서

청구범위

청구항 1

심전도 신호에 대응하는 미네소타코드를 출력하는 디바이스에 있어서,
 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부;
 상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출하는 진단 파라미터 추출부;
 상기 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 미네소타코드 결정부; 및
 상기 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력하는 출력부,
 를 포함하는 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 미네소타코드 결정부는,
 상기 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 심전도 신호 분석 지표를 결정하는 분석 지표 결정부; 및
 상기 분석 지표에 기초하여 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 코드 결정부를 포함하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 심전도 신호에 기초하여 R피크를 추출하는 R피크 추출부를 더 포함하되,
 상기 진단 파라미터 추출부는, 상기 R피크 및 상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
 상기 복수의 진단 파라미터는 P파 크기(amplitude), P파 지속기간(duration), Q파 크기, Q파 지속기간, R파 크기, R파 지속기간, S파 크기, S파 지속기간, T파 크기, T파 지속기간, QRS 피크 크기, QRS 지속기간, PR 간격(interval), PQ 간격, SQ 간격, QT 간격, PR 간격, QTc(corrected QT), 심박수 및 ST값을 포함하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 5

제 2 항에 있어서,
 상기 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 포함하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 출력부는 상기 복수의 진단 파라미터, 상기 심전도 신호 분석 지표, 복수의 미네소타코드 및 부정맥 정보 중 적어도 하나 이상을 출력하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 7

제 2 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 진단 파라미터, 상기 심전도 분석 지표 및 상기 적어도 하나의 미네소타코드 중 적어도 하나를 이용하여 부정맥 정보를 결정하는 부정맥 정보 결정부를 더 포함하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 미네소타코드를 통신 채널을 통해 외부 디바이스로 전송하는 통신부를 더 포함하는 것인, 미네소타코드 출력 디바이스.

청구항 9

심전도 신호에 대응하는 미네소타코드를 출력하는 방법에 있어서,

센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 단계;

상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출하는 단계;

상기 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 단계; 및

상기 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력하는 단계,

를 포함하는 미네소타코드 출력 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원은 미네소타코드 출력 디바이스 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 종래 기술에 의한 진단 심전계는 다채널 심전도 신호를 측정해야 하므로, 장치의 크기와 무게 때문에 사용자의 활동성에 제약이 있어 24시간 이상 심전도 신호의 저장 및 분석이 필요한 환자의 경우 일상생활 중에 심전도 신호 측정에 한계가 있고, 측정 후 전문가의 개입을 통해 PC상의 별도의 분석 프로그램을 통해 심전도 진단 정보를 획득해야 하는 문제가 있다.

[0003] 또한, 미네소타코드와 같은 진단 정보를 제공하는 장치는 소형화가 어렵고, 실시간 정보 제공이 어려운 문제가 있다.

[0004] 본원의 배경이 되는 기술은 한국공개특허공보 제2016-0107390호 (공개일: 2016.09.19)에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 저가의 휴대용 장치를 통해 무구속 상태에서 장시간 심전도 신호를 측정할 수 있으며 전문가의 개입이나 별도의 진단 프로그램이 없이도 사용자에게 심전도 신호 판독에 유용한 정보를 제공할 수 있는 미네소타코드 출력 디바이스 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0006] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 소형화된 장치에서 실시간으로 미네소타코드를 제공할 수 있는 미네소타코드 출력 디바이스 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0007] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들도 한정되지 않으며, 또

다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0008] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 디바이스는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 심전도 신호 수신부, 상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출하는 진단 파라미터 추출부, 상기 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 미네소타코드 결정부 및 상기 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력하는 출력부를 포함할 수 있다.
- [0009] 또한, 상기 미네소타코드 결정부는 상기 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 심전도 신호 분석 지표를 결정하는 분석 지표 결정부 및 상기 분석 지표에 기초하여 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 코드 결정부를 포함할 수 있다.
- [0010] 또한, 상기 심전도 신호에 기초하여 R파크를 추출하는 R파크 추출부를 더 포함하되, 상기 진단 파라미터 추출부는, 상기 R파크 및 상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출할 수 있다.
- [0011] 또한, 상기 복수의 진단 파라미터는 P파 크기(amplitude), P파 지속기간(duration), Q파 크기, Q파 지속기간, R파 크기, R파 지속기간, S파 크기, S파 지속기간, T파 크기, T파 지속기간, QRS 피크 크기, QRS 지속기간, PR 간격(interval), PQ 간격, SQ 간격, QT 간격, PR 간격, QTc(corrected QT), 심박수 및 ST값을 포함할 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 심전도 분석 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.
- [0013] 또한, 상기 출력부는 상기 복수의 진단 파라미터, 상기 심전도 신호 분석 지표, 복수의 미네소타코드 및 부정맥 정보 중 적어도 하나 이상을 출력할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 적어도 하나의 진단 파라미터, 상기 심전도 분석 지표 및 상기 적어도 하나의 미네소타코드 중 적어도 하나를 이용하여 부정맥 정보를 결정하는 부정맥 정보 결정부를 더 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 적어도 하나의 미네소타코드를 통신 채널을 통해 외부 디바이스로 전송하는 통신부를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 한편, 본원의 일 실시예에 따른 심전도 신호에 대응하는 미네소타코드를 출력하는 방법은 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신하는 단계, 상기 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출하는 단계, 상기 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정하는 단계 및 상기 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력하는 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, 실시간으로 복수의 진단파라미터, 심전도 분석 지표, 복수의 미네소타코드 및 부정맥 정보와 같은 전문적인 심전도 진단 코드를 제공함으로써 전문가의 개입이나 별도의 진단 프로그램이 없이도 사용자가 심전도 신호 관독하여 장시간 관찰이 필요한 심질환 고위험군 환자 뿐만 아니라 간헐적으로 발생하는 부정맥이 있는 환자도 장시간 심전도 신호를 측정하고 실시간으로 분석한 정보를 제공받아 심질환 초기 발견이 가능하고, 빠르고 효과적으로 심질환 치료를 할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 디바이스의 전체 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- 도 2는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정의 과정에 대한 개략적인 흐름도이다.
- 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 심전도 분석 지표를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예를 나타낸 도면이다.

- 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드를 결정하는 흐름도를 나타낸 도면이다.
- 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타 코드 결정 예를 나타낸 도면이다.
- 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 및 부정맥 정보 결정의 과정에 대한 개략적인 흐름도이다.
- 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 복수의 특징 파라미터를 나타낸 도면이다.
- 도 10은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 디바이스의 구성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 방법에 대한 개략적인 동작 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 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.
- [0021] 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.
- [0022] 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.
- [0023] 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.
- [0024] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 디바이스의 전체 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0025] 도 1을 참조하면, 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 디바이스(1)는 심전도 신호 수신부(100), 진단 파라미터 추출부(200), 미네소타코드 결정부(300) 및 출력부(400)를 포함할 수 있다.
- [0026] 심전도 신호 수신부(100)는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0027] 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.
- [0028] 센서에서 측정된 심전도 신호는 심전도 신호 수신부(100)로 송신되기 전, 아날로그-디지털 변환기(ADC, Analog-Digital Converter)를 통해 디지털신호로 변환될 수 있다.
- [0029] 심전도 신호 수신부(100)는 아날로그-디지털 변환기를 통해 디지털신호로 변환된 단일채널 심전도 신호만을 수신할 수 있다. 예시적으로 심전도 신호 수신부(100)는 아날로그-디지털 변환기를 통해 변환된 24bit 해상도, 2KHz 샘플링 주파수를 갖는 단일채널 심전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0030] 또한, 미네소타코드 출력 디바이스(1)는 잡음 제거부(미도시) 및 크기 조정부(미도시)를 포함할 수 있다. 잡음 제거부는 심전도 신호에 포함된 다양한 잡음을 제거할 수 있다. 예시적으로, 잡음 제거부는 적응 노치 필터(Adaptive Notch Filter), 저역 통과 필터(Low Pass Filter) 및 고역 통과 필터(High Pass Filter)를 적용하여 심전도 신호의 잡음을 제거할 수 있다.
- [0031] 구체적으로, 크기 조정부는 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.
- [0032] [수학식 1]

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

[0033]

- [0034] 이때, C는 스케일 인자, $x(n)$ 는 필터 된 심전도 신호를 나타내며 n 은 $1 < n < 1000$ 이다. 또한, 크기 조정부는 심전도 신호를 측정된 후 4초 내로 스케일 인자를 계산할 수 있다.
- [0035] 진단 파라미터 추출부(200)는 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출할 수 있다.
- [0036] 미네소타코드 출력 디바이스(1)는 심전도 신호에 기초하여 R피크를 추출하는 R피크 추출부(10)를 포함할 수 있다.
- [0037] 진단 파라미터 추출부(200)는 R피크 추출부(10)에서 추출한 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.
- [0038] 예시적으로, 진단 파라미터 추출부(200)는 진단 파라미터 추출을 위한 보정 기준점(fiducial point)을 검출할 수 있다. 진단 파라미터 추출부(200)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. 진단 파라미터 추출부(200)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. 진단 파라미터 추출부(200)는 실시간 앙상블 평균(real ensemble average)방법으로 생성된 심전도 신호의 majority 비트로 P-QRS-T파의 보정 기준점을 추출할 수 있다.
- [0039] 복수의 진단 파라미터는 P파 크기(amplitude), P파 지속기간(duration), Q파 크기, Q파 지속기간, R파 크기, R파 지속기간, S파 크기, S파 지속기간, T파 크기, T파 지속기간, QRS 피크 크기, QRS 지속기간, PR 간격(interval), PQ 간격, SQ 간격, QT 간격, PR 간격, QTc(corrected QT), 심박수 및 ST값을 포함할 수 있다.
- [0040] 다시 말해, 진단 파라미터 추출부(200)는 R피크 및 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출할 수 있다.
- [0041] 도 2는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정의 과정에 대한 개략적인 흐름도이다.
- [0042] 도 2를 참조하면, 심전도 신호 수신부(100)가 수신받은 24bit 해상도, 2KHz 샘플링 주파수를 갖는 단일채널 심전도 신호에 적응 노치 필터(Adaptive Notch Filter), 저역 통과 필터(Low Pass Filter) 및 고역 통과 필터(High Pass Filter)를 적용하여 심전도 신호의 잡음을 제거할 수 있다.
- [0043] 잡음이 제거된 심전도 신호에 기초하여 R피크 추출부(10)는 R피크를 추출할 수 있고, R피크에 기초하여 진단 파라미터 추출부(200)에서 복수의 진단 파라미터를 추출할 수 있다. 이 후, 미네소타코드 결정부(300)는 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다.
- [0044] 미네소타코드 결정부(300)는 분석 지표 결정부(310) 및 코드 결정부(320)를 포함할 수 있다. 분석 지표 결정부(310)는 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 심전도 신호 분석 지표를 결정할 수 있다.
- [0045] 분석 지표 결정부(310)는 진단 파라미터 추출부(200)에서 추출한 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 심전도 신호 분석 지표를 결정할 수 있다. 다시 말해, 분석 지표 결정부(310)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.
- [0046] 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.
- [0047] 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 심전도 분석 지표를 나타낸 도면이다.
- [0048] 도 3을 참조하면, 심전도 분석 지표를 나타낸 도 3(a), 도 3(b), 도 3(c), 도 3(d), 도 3(e) 및 도 3(f)는 각각 R패턴, RS패턴, RSR'패턴, QS패턴, QR패턴 및 QRS패턴을 의미할 수 있다. 이는 분석 지표 결정부(310)는 심전도 신호 그래프에서 도 3(a'), 도 3(b'), 도 3(c'), 도 3(d'), 도 3(e') 및 도 3(f')와 같은 그래프 모양이 나타나면

도 3(a'), 도 3(b'), 도 3(c'), 3(d'), 3(e') 및 3(f')는 각각 R패턴, RS패턴, RSR'패턴, QS패턴, QR패턴 및 QRS패턴을 의미하는 심전도 분석 지표임을 알 수 있다.

[0049] 코드 결정부(320)는 분석 지표에 기초하여 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다. 코드 결정부(320)는 분석 지표 결정부(310)에서 결정된 심전도 분석 지표에 기초하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다.

[0050] 다시 말해, 코드 결정부(320)는 심전도 분석 지표인 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) 지표에 기초하여 미네소타코드를 결정할 수 있다.

[0051] 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예시를 나타낸 도면이다.

[0052] 예시적으로 미네소타코드 1-1-2를 결정하는 조건은 Q 지속시간 ≥ 0.04 second, Q/R 비율 $< 1/3$ 일 수 있다. 도 4를 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 4는 미네소타 코드 1-1-2를 결정하는 조건인 Q 지속시간(0.042s) ≥ 0.04 second, Q/R 비율(180/1220) $< 1/3$ 에 만족하여 도 4와 같은 심전도 신호를 나타내면 코드 결정부(320)는 미네소타코드 1-1-2를 결정할 수 있다.

[0053] 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 예시를 나타낸 도면이다.

[0054] 예시적으로 미네소타코드 1-2-3을 결정하는 조건은 QS패턴의 유무일 수 있다. QS패턴의 값이 1이면 QS패턴이고, QS패턴의 값이 0이면 QS패턴이 아님을 나타낼 수 있다. 도 5를 참조하면, QS패턴의 값이 1을 나타냄으로 도 5는 미네소타코드 1-2-3일 수 있다. 따라서 도 5와 같은 심전도 신호를 나타내면 코드 결정부(320)는 미네소타코드 1-2-3을 결정할 수 있다.

[0055] 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드를 결정하는 흐름도를 나타낸 도면이고, 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타 코드 결정 예시를 나타낸 도면이다.

[0056] 예시적으로, 미네소타코드 8-3-1는 부정맥(Arrhythmias)-심방성 부정박동(atrial fibrillation)을 알 수 있다. 도 6을 참조하면, 코드 결정부(320)는 측정된 심전도 신호에서 도 6과 같은 알고리즘을 거치면서 부정맥-심방성 부정박동을 판단할 수 있다. 또한, 도 7과 같은 심전도 신호를 나타내면 코드 결정부(320)는 미네소타코드 8-3-1을 결정할 수 있다.

[0057] 또한, 예시적으로 코드 결정부(320)는 복수의 특징 파라미터인 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터 중 적어도 하나를 이용하여 미네소타코드를 결정할 수 있다. 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제 3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터는 심전도의 R피크와 상관없이 매 2초마다 생기는 시간 구간에서 계산될 수 있다. 예시적으로, 심전도 신호에서 제일 먼저 나타나는 2초를 제 1 시간 구간, 제 1시간 구간 이후의 2초의 구간을 제 2 시간 구간이라고 할 수 있다.

[0058] 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.

[0059] 제 1 특징 파라미터는 하기 수학식 2와 같이 표현될 수 있다.

[0060] [수학식 2]

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

[0061]

[0062] 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.

[0063] 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.

[0064] 제 3 특징 파라미터는 시간 구간내의 음의 파의 개수와 이전 시간 구간의 음의 파의 개수 차이일 수 있다. 여

기서 음의 파는 음의 파는 심전도 신호가 0보다 작을 때를 의미한다. 다시 말해 제 3 특징 파라미터는 제 1 시간 구간의 음의 파의 개수와 제 2 시간 구간의 음의 파의 개수의 차이일 수 있다. 또한, 제 3 특징 파라미터는 복수의 시간 구간에서 복수의 제 3 특징 파라미터를 가질 수 있다.

[0065] 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.

[0066] 제 4 특징 파라미터는 하기 수학적 식 3과 같이 표현될 수 있다.

[0067] [수학적 식 3]

[0068] **제 4 특징 파라미터** $= \frac{S1}{S2}$

[0069] 이때, S1은 시간 구간의 심전도 신호가 0보다 클 때의 면적을 의미하고, S2는 시간 구간의 심전도 신호가 0보다 작을 때의 면적을 나타낸다.

[0070] 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 결정 및 부정맥 정보 결정의 과정에 대한 개략적인 흐름도이다.

[0071] 미네소타코드 출력 디바이스(1)는 부정맥 정보 결정부(20)를 포함할 수 있다.

[0072] 도 8을 참조하면, R피크 추출부(10)에서 추출한 R피크에 기초하여 진단 파라미터 추출부(200)는 복수의 진단 파라미터를 추출할 수 있고, 분석 지표 결정부(310)는 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 심전도 신호 분석 지표를 결정할 수 있다. 코드 결정부(320)는 심전도 신호 분석 지표에 기초하여 미네소타코드를 결정할 수 있다.

[0073] 부정맥 정보 결정부(20)는 적어도 하나의 진단 파라미터, 심전도 분석 지표 및 적어도 하나의 미네소타코드 중 적어도 하나를 이용하여 부정맥 정보를 결정할 수 있다.

[0074] 부정맥 정보 결정부(20)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 하나, 심전도 분석 지표인 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) 지표 및 미네소타코드 결정부(300)에서 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 이용하여 부정맥 정보를 결정할 수 있다. 또한, 부정맥 정보 결정부(20)는 복수의 특징 파라미터 중 적어도 하나를 이용하여 부정맥 정보를 결정할 수 있다.

[0075] 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 복수의 특징 파라미터를 나타낸 도면이다.

[0076] 도 9를 참조하면, 도 9(a)는 심실세동(Ventricular fibrillation)의 그래프를 나타내고, 도 9(b)는 제 1 특징 파라미터의 그래프를 나타내고, 도 9(c)는 제 2 특징 파라미터의 그래프를 나타내고, 도 9(d)는 제 3 특징 파라미터의 그래프를 나타내고, 도 9(e)는 제 4 특징 파라미터의 그래프를 나타낸다.

[0077] 예시적으로, 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제3 특징 파라미터 및 제 4 특징 파라미터를 이용한 트리구조 분류 알고리즘을 통해 부정맥의 일종인 심실세동을 검출할 수 있다. 부정맥 정보 결정부(20)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.

[0078] 또한, 부정맥 정보 결정부(20)는 심실세동(VF)을 리듬으로 구분하기 때문에 제 1 특징 파라미터, 제 2 특징 파라미터, 제3 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, 부정맥 정보 결정부(20)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, 부정맥 정보 결정부(20)는 VF-VF-VF-nonVF-VF-VF-VF로 중간에 오류가 발생되더라도, VF-VF-VF-VF-VF-VF-VF로 보정 할 수 있다.

[0079] 출력부(400)는 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력할 수 있다.

- [0080] 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 미네소타코드 결정부(300)에서 결정된 미네소타코드를 출력할 수 있다.
- [0081] 출력부(400)는 복수의 진단 파라미터, 심전도 신호 분석 지표, 복수의 미네소타코드 및 부정맥 정보 중 적어도 하나 이상을 출력할 수 있다.
- [0082] 출력부(400)는 진단 파라미터 추출부(200)에서 추출한 복수의 진단 파라미터, 분석 지표 결정부(310)에서 결정된 심전도 신호 분석 지표, 코드 결정부에서 결정한 복수의 미네소타코드 및 부정맥정보 결정부(20)에서 결정된 부정맥 정보 중 적어도 하나 이상을 출력할 수 있다.
- [0083] 예시적으로, 출력부(400)는 화면을 통해 심질환 관련 정보 및 부정맥 정보 결정부(20)에서 결정된 비정상 심전도 신호 정보를 그래프로 출력할 수 있다.
- [0084] 미네소타코드 출력 디바이스(1)는 통신부를 포함할 수 있다. 통신부는 적어도 하나의 미네소타코드를 통신 채널을 통해 외부 디바이스로 전송할 수 있다.
- [0085] 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.
- [0086] 실시간으로 외부 디바이스를 통해 복수의 진단파라미터, 심전도 분석 지표, 복수의 미네소타코드 및 부정맥 정보와 같은 전문적인 심전도 진단 코드를 확인함으로써 전문가의 개입이나 별도의 진단 프로그램이 없이도 사용자가 심전도 신호 판독하여 장시간 관찰이 필요한 심질환 고위험군 환자 뿐만 아니라 간헐적으로 발생하는 부정맥이 있는 환자도 장시간 심전도 신호를 측정하고 실시간으로 분석한 정보를 제공받아 심질환 초기 발견이 가능하고, 빠르고 효과적으로 심질환 치료를 할 수 있다.
- [0087] 도 10은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 디바이스의 구성을 설명하기 위한 도면이다.
- [0088] 도 10을 참조하면 미네소타코드 출력 디바이스(1)는 센서로부터 측정된 단일채널 심전도 신호를 수신하고, 수신된 심전도 신호를 기초로 추출된 복수의 진단 파라미터, 심전도 분석 지표, 복수의 미네소타코드 및 부정맥 정보를 실시간 진단 정보 제공을 위한 빠른 연산 및 알고리즘 구현을 위해 32bit 이상의 Cortex ARM core CPU 사용할 수 있다.
- [0089] 이하에서는 상기에 자세히 설명된 내용을 기반으로, 본원의 동작 흐름을 간단히 살펴보기로 한다.
- [0090] 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 미네소타코드 출력 방법에 대한 개략적인 동작 흐름도이다. 도 11에 도시된 미네소타코드 출력 방법은 앞선 도 1 내지 도 10을 통해 설명된 미네소타코드 출력 디바이스(1)에 의하여 수행될 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 도 1 내지 도 10을 통해 미네소타코드 출력 디바이스(1)에 대하여 설명된 내용은 도 11에도 적용될 수 있다.
- [0091] 도 11을 참조하면, 단계 S1101에서는 센서로부터 대상체의 심전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0092] 다음으로 단계 S1102에서는 심전도 신호에 기초하여 복수의 진단 파라미터를 추출할 수 있다.
- [0093] 다음으로 단계 S1103에서는 복수의 진단 파라미터 중 적어도 하나의 진단 파라미터를 이용하여 복수의 미네소타코드 중 적어도 하나의 미네소타코드를 결정할 수 있다.
- [0094] 다음으로 단계 S1104에서는 결정된 적어도 하나의 미네소타코드를 출력할 수 있다.
- [0095] 상술한 설명에서, 단계 S1101 내지 S1104는 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.
- [0096] 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.

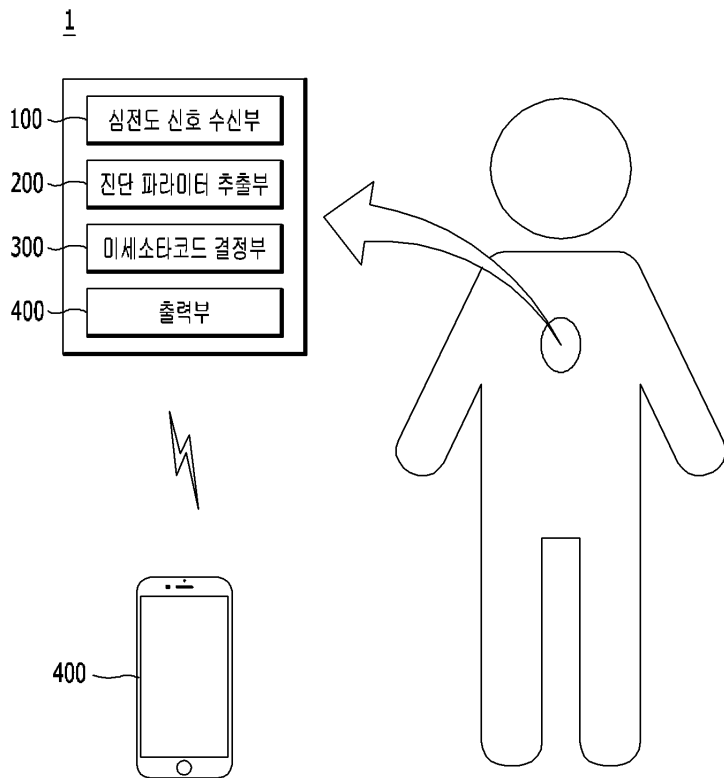
[0097] 본원의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본원의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

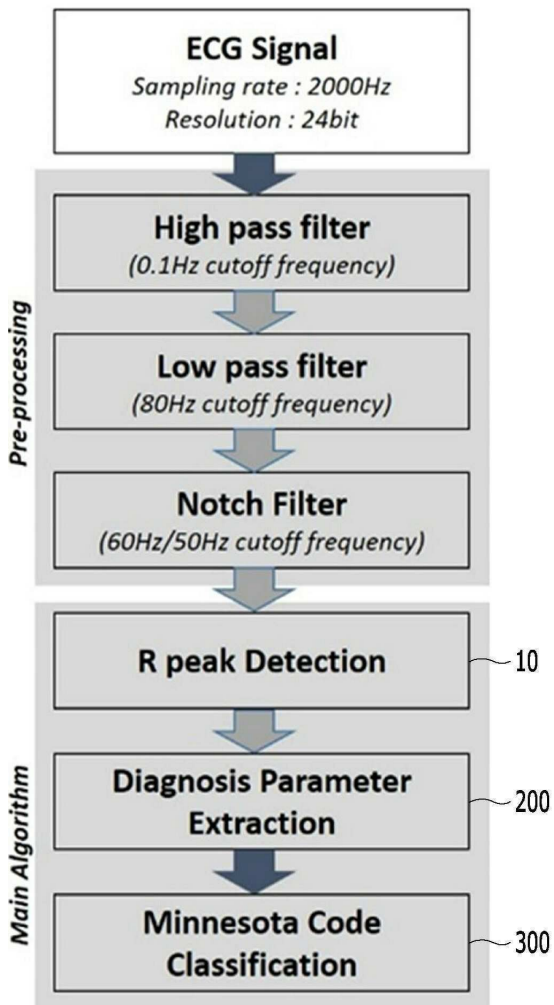
- [0098] 1: 미네소타코드 출력 디바이스
 10: R피크 추출부
 20: 부정맥 정보 결정부
 100: 심전도 신호 수신부
 200: 진단 파라미터 추출부
 300: 미네소타코드 결정부
 400: 출력부

도면

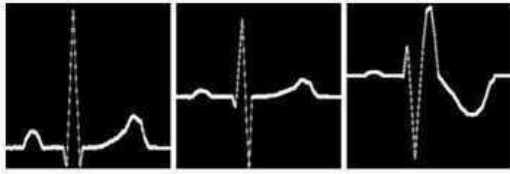
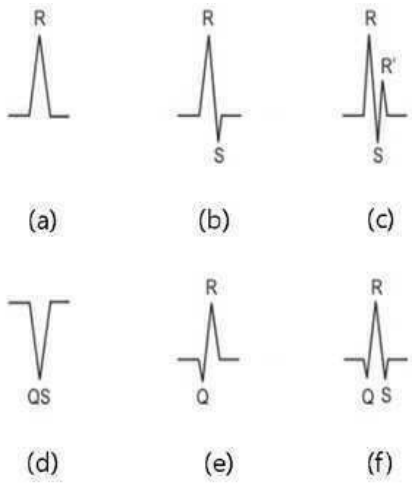
도면1



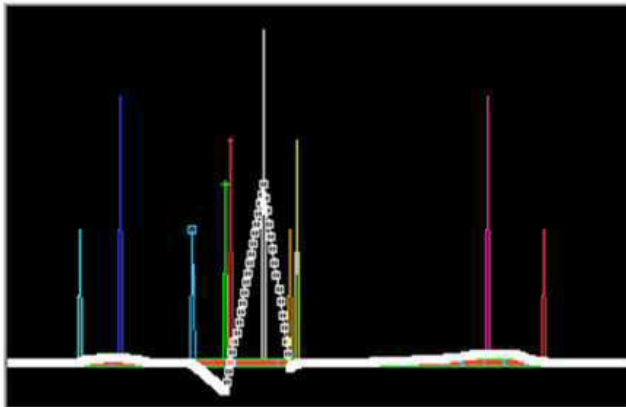
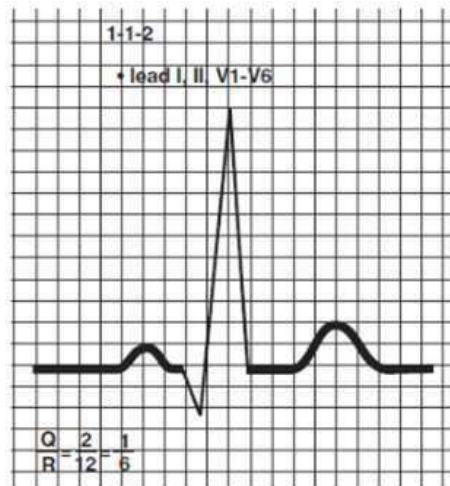
도면2



도면3

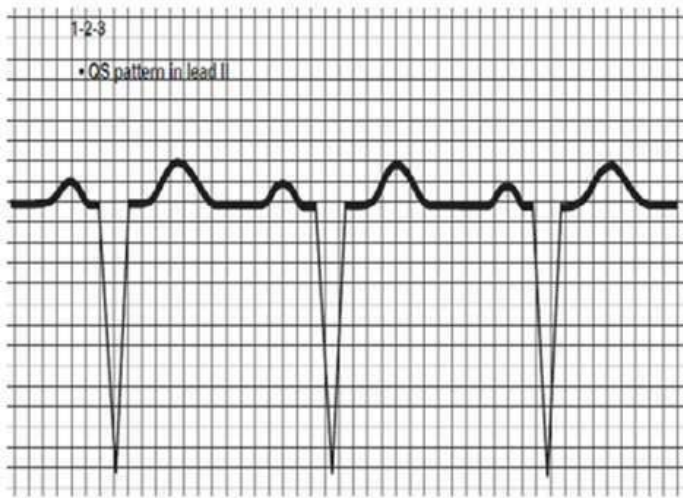


도면4

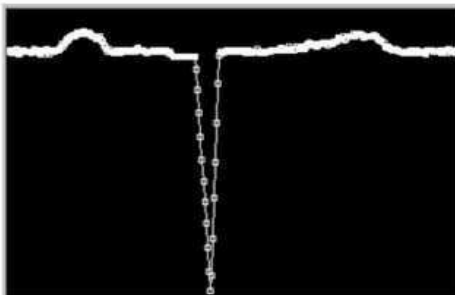


Lead II	
Q Duration	42
Q Amplitude	180
R Amplitude	1220
S Duration	0.008
S Amplitude	7
R Direction	1
QS pattern	0
QRS Amplitude	1400
QRS transient	1
PR Interval	0.124

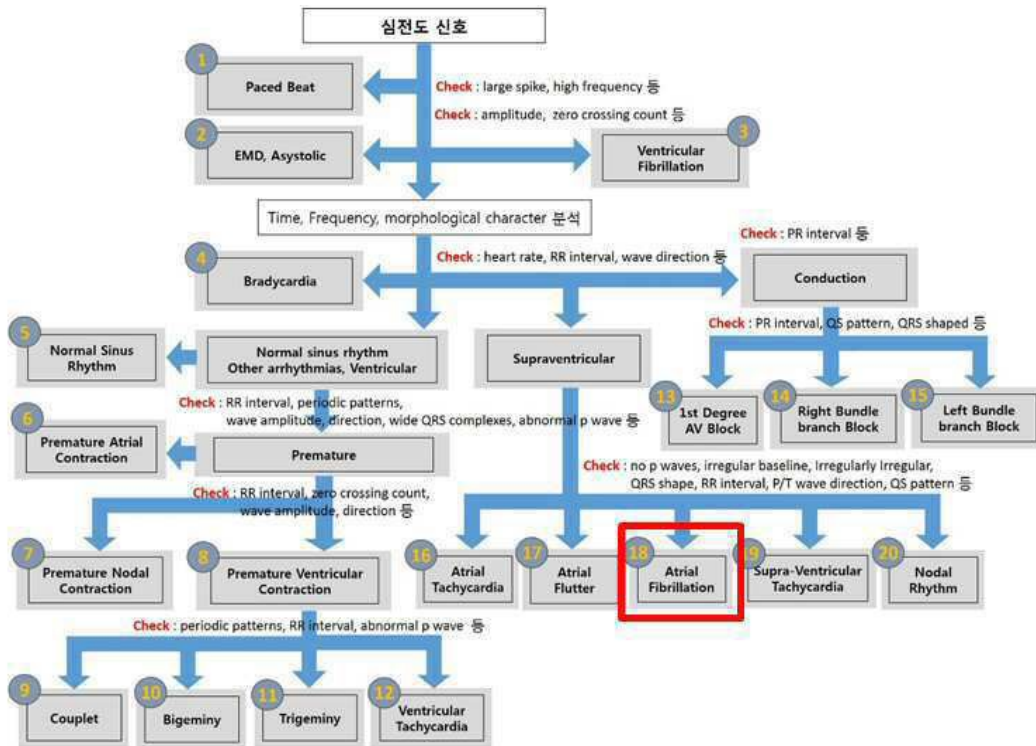
도면5



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



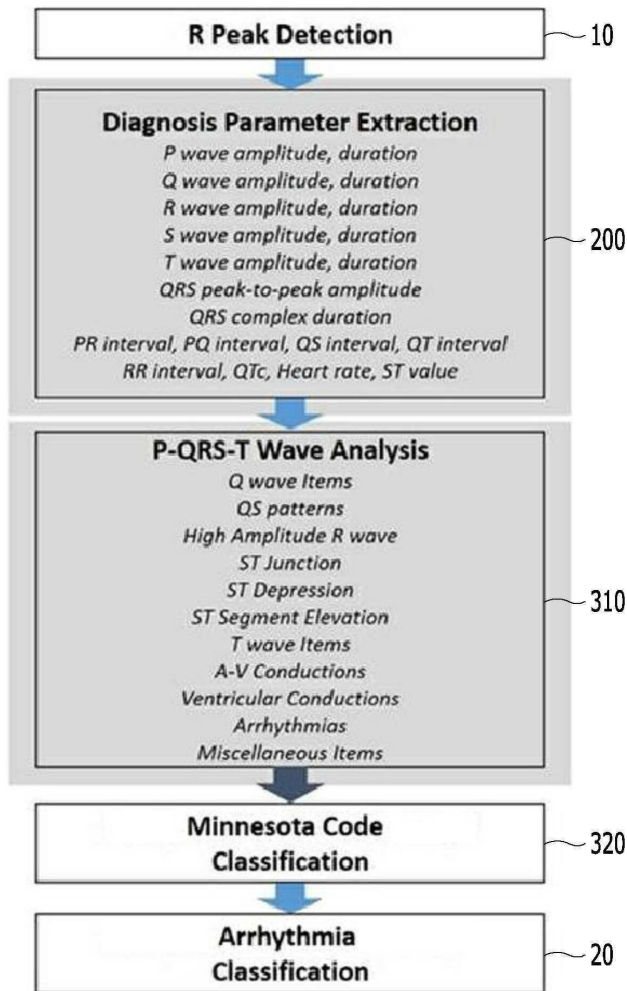
도면6



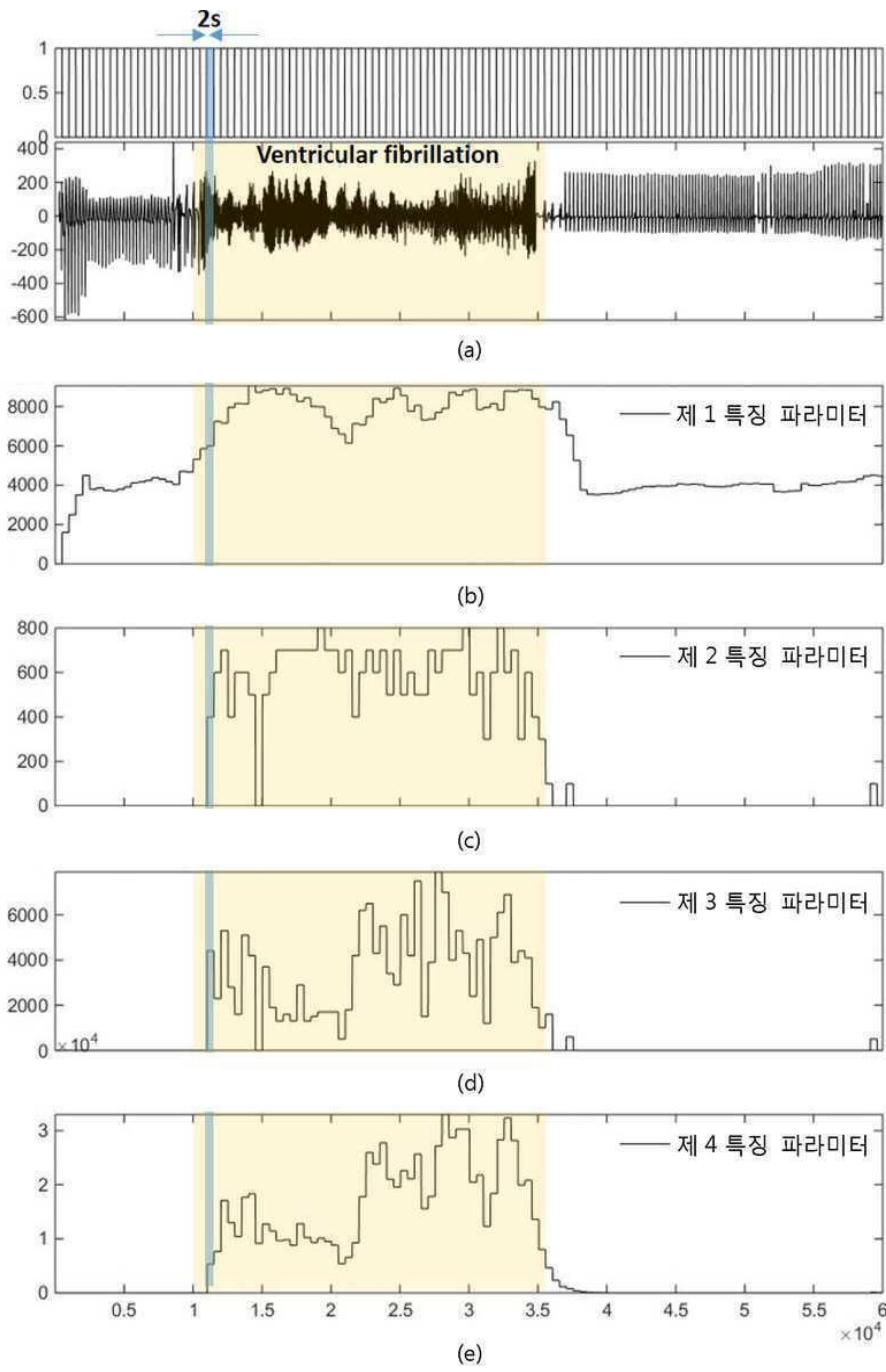
도면7



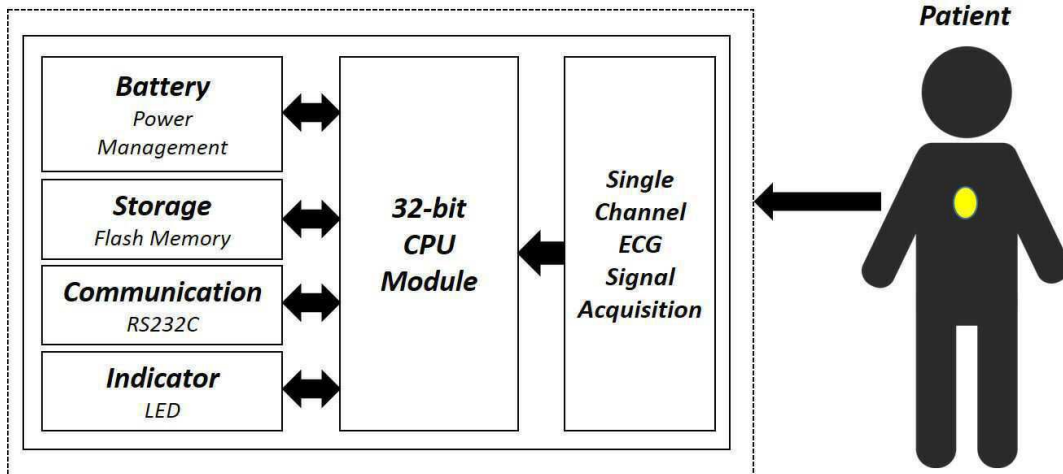
도면8



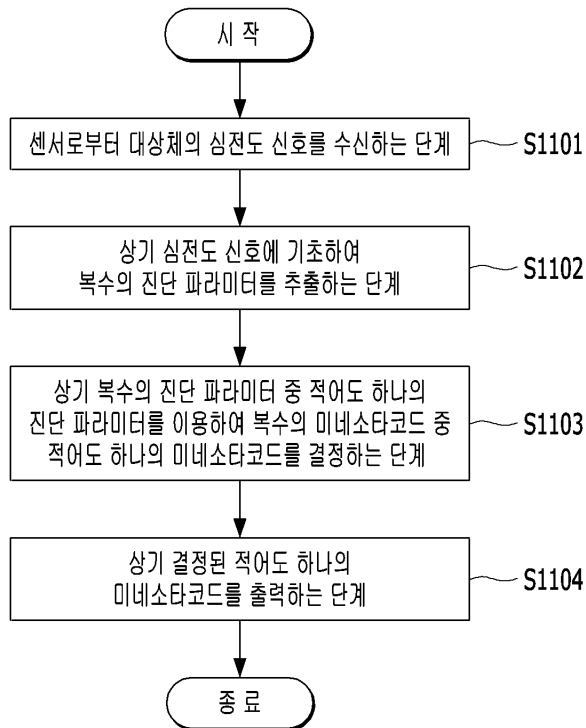
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	明尼苏达州代码输出设备和方法		
公开(公告)号	KR1020190035058A	公开(公告)日	2019-04-03
申请号	KR1020170123847	申请日	2017-09-26
[标]发明人	JUNGHWAN PARK 박정환 SUNG PIL CHO 조성필 MI HYE SONG 송미혜 JAE YEON SHIN 신재연 CHO HAN HEE 조한희		
发明人	박정환 조성필 송미혜 신재연 조한희		
IPC分类号	A61B5/044 A61B5/0456 A61B5/0464 A61B5/0468 A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/044 A61B5/0468 A61B5/0472 A61B5/0456 A61B5/0022 A61B5/0464		
代理人(译)	柳民圭		
其他公开文献	KR102041456B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于输出与ECG信号相对应的明尼苏达州代码的设备，包括：ECG信号接收器，被配置为从传感器接收对象的ECG信号；以及诊断参数，用于基于ECG信号提取多个诊断参数。提取单元，用于使用多个诊断参数中的至少一个诊断参数来确定多个明尼苏达州代码中的至少一个明尼苏达州代码的明尼苏达州代码确定单元以及用于输出所确定的至少一个明尼苏达州代码的输出单元有。 专利文件10-2019-0035058

