



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0034635
(43) 공개일자 2013년04월05일

<p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 5/0452 (2006.01) A61B 5/0456 (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2012-0108669</p> <p>(22) 출원일자 2012년09월28일 심사청구일자 없음</p> <p>(30) 우선권주장 3378/CHE/2011 2011년09월28일 인도(IN)</p>	<p>(71) 출원인 삼성전자주식회사 경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)</p> <p>(72) 발명자 뎀 베라 방갈로르-560037 쿤달라할리 게이트 사이 바바 만 디르 로드 그린 가든 레이아웃 파바니 오아크리드 지 에프엔 104 라하벤드라 봄비 한카르나라야나 밧하타 카르나타카 스테이트 히모가 디스트릭 티르타할리 탈룩 루일 포스트 - 577424 봄비 (뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인 특허법인무한</p>
---	---

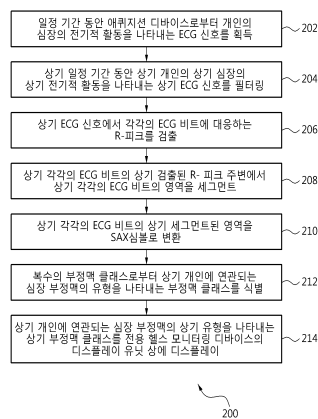
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 심장 부정맥을 분류하기 위한 방법 및 장치

(57) 요약

심전도(ECG) 신호를 이용하여, 심장 부정맥을 분류하는 방법 및 디바이스가 제공된다. 상기 방법은 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호를 수신하는 단계 - 상기 ECG 신호는 ECG 비트를 포함함 - 를 포함한다. 상기 방법은 상기 ECG 비트의 각각을 심볼로 변환하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼에 기초하여 심장의 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 부정맥 클래스들로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별하는 단계를 더 포함한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

관가비탈 나라야난

방갈로르 560078 카나카푸라 메인 로드 22/3올드
포스트 오피스 로드 108 바라지 레지던시

발라지 차크로보드리

지 엠 팔야리 방갈로르- 560075 4번째 크로스 #26
세번째 메인 에스 브이 홈스 플랫 지-01호

프라빈 판카자크한

방갈로르 560078 마라타하할리 바르취 로드
이-102푸르바 과운튼 스퀘어

특허청구의 범위

청구항 1

심전도(ECG) 신호를 이용하여, 심장 부정맥을 분류하는 방법에 있어서, 상기 방법은,

일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호를 수신하는 단계 - 상기 ECG 신호는 ECG 비트를 포함함 -;

상기 ECG 비트의 각각을 심볼로 변환하는 단계; 및

상기 ECG 비트의 각각에 대응하는 상기 심볼에 기초하여 심장 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 부정맥 클래스들로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별하는 단계

를 포함하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 변환하는 단계는,

상기 ECG 비트의 각각의 R-피크를 검출하는 단계;

상기 각각의 R-피크 주변의 상기 ECG 비트의 각각의 영역을 세그멘팅하는 단계; 및

상기 ECG 비트의 각각의 상기 영역을 상기 심볼로 변환하는 단계

를 포함하는 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 식별하는 단계는,

상기 부정맥 클래스들의 각각에 대응하는 트레이닝 비트와 상기 ECG 비트의 각각의 사이에서 모폴로지 유사도 측정치를 결정하는 단계 - 상기 유사도 측정치는 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼과 상기 트레이닝 비트의 각각을 나타내는 심볼을 비교함으로써 결정됨 -;

트레이닝 비트에 기초하여 상기 ECG 비트로부터, 상기 ECG 비트와 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치를 포함하는 ECG 비트를 식별하는 단계;

상기 식별된 ECG 비트에 연관되는 상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 미리 결정된 임계값 보다 큰지의 여부를 결정하는 단계;

상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 상기 미리 결정된 임계값 보다 큰 경우, 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 상기 식별된 ECG 비트에 할당하는 단계; 및

상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 상기 미리 결정된 임계값 보다 작거나 동일한 경우에는 상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치에 연관된 상기 트레이닝 비트에 대응하는 부정맥 클래스를 관련지음으로써 상기 식별된 ECG 비트를 분류하는 단계

를 포함하는 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 식별하는 단계는,

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼의 발생 주파수를 결정하는 단계; 및

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼의 상기 발생 주파수에 기초하여 ECG 비트의 클러스터 중 하나에 속하도록 함으로써 상기 ECG 비트의 각각을 분류하는 단계 - 상기 ECG 비트의 클러스터는 상기 부정맥 클래스 각각에 대응함 -;

를 포함하는 방법.

청구항 5

헬스 모니터링 디바이스에 있어서,

일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도(ECG) 신호를 수신하도록 구성되는 통신 인터페이스 - 상기 ECG 신호는 ECG 비트를 포함함 -; 및

상기 ECG 비트의 각각을 심볼로 변환하고, 및 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼에 기초하여 심장 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 부정맥 클래스로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별하도록 구성되는 부정맥 분류 모듈

을 포함하는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 부정맥 분류 모듈은,

상기 부정맥 클래스를 디스플레이하도록 구성되는 디스플레이 모듈을 포함하는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 부정맥 분류 모듈은,

상기 ECG 신호를 필터링하도록 구성되는 밴드패스 필터를 포함하는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 8

제5항에 있어서,

상기 부정맥 분류 모듈은,

상기 ECG 비트의 각각의 R-피크를 검출하도록 구성되는 R-피크 검출 모듈을 포함하는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 부정맥 분류 모듈은,

상기 각각의 R-피크 주변의 상기 ECG 비트의 각각의 영역을 세그멘팅하고, 및 상기 ECG 비트의 각각의 상기 영역을 상기 심볼로 변환하도록 구성되는 심볼릭 합계 근사치 모듈을 포함하는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 10

제5항에 있어서,

상기 부정맥 분류 모듈은 부정맥 클래스 식별 모듈을 포함하고,

상기 부정맥 클래스 식별 모듈은,

상기 부정맥 클래스들의 각각에 대응하는 트레이닝 비트와 상기 ECG 비트의 각각의 사이에서 모폴로지 유사도 측정치를 결정하고 - 상기 유사도 측정치는 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼과 상기 트레이닝 비트의 각각을 나타내는 심볼을 비교함으로써 결정됨 -,

트레이닝 비트에 기초하여 상기 ECG 비트로터, 상기 ECG 비트와 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치를 포함하는

ECG 비트를 식별하고,

상기 식별된 ECG 비트에 연관되는 상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 미리 결정된 임계값 보다 큰지의 여부를 결정하고,

상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 상기 미리 결정된 임계값 보다 큰 경우, 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 상기 식별된 ECG 신호에 할당하고, 및

상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 상기 미리 결정된 임계값 보다 작거나 동일한 경우, 상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치에 연관된 상기 트레이닝 비트에 대응하는 부정맥 클래스를 관련지음으로써 상기 식별된 ECG 비트를 식별하도록 구성되는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 부정맥 클래스 식별 모듈은,

상기 부정맥 클래스에 할당되는 상기 식별된 ECG 비트를 저장하도록 더 구성되는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 12

제5항에 있어서,

상기 부정맥 분류 모듈은 부정맥 클래스 식별 모듈을 포함하고,

상기 부정맥 클래스 식별 모듈은,

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심搏의 발생 주파수를 결정하고, 및

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심搏의 상기 발생 주파수에 기초하여 ECG 비트의 클러스터 중 하나에 속하도록 함으로써 상기 ECG 비트의 각각을 분류하도록 구성되는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 13

제12항에 있어서,

ECG 비트의 상기 클러스터는 상기 각각의 부정맥 클래스에 대응하는 헬스 모니터링 디바이스.

청구항 14

제5항에 있어서,

상기 부정맥 클래스는 노멀, 또는 좌측 번들 브런치 블록, 또는 우측 번들 브런치 블록, 또는 심방 조기 박동, 또는 조기 심실 수축, 또는 이것의 모든 조합을 포함하는 모니터링 디바이스.

청구항 15

시스템에 있어서, 상기 시스템은,

일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도(ECG) 신호를 생성하도록 구성되는 애퀴지션 디바이스 - 상기 ECG 신호는 ECG 비트를 포함함 -; 및

헬스 모니터링 디바이스

를 포함하고,

상기 헬스 모니터링 디바이스는,

상기 ECG 비트의 각각을 심搏로 변환하고, 및

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심搏에 기초하여 심장 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 부정맥 클래스로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별하도록 구성되는 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 헬스 모니터링 디바이스는 상기 부정맥 클래스를 디스플레이 하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 헬스 모니터링 디바이스는 상기 ECG 신호를 필터링하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 18

제15항에 있어서,

상기 헬스 모니터링 디바이스는,

상기 ECG 비트의 각각의 R-피크를 검출하고;

상기 각각의 R-피크 주변의 상기 ECG 비트의 각각의 영역을 세그멘팅하고; 및

상기 ECG 비트의 각각의 상기 영역을 상기 심볼로 변환하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 19

제15항에 있어서,

상기 헬스 모니터링 디바이스는,

상기 각각의 부정맥 클래스에 대응하는 트레이닝 비트와 상기 ECG 비트의 각각의 사이에서 모폴로지 유사도 측정치를 결정하고 - 상기 유사도 측정치는 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼과 상기 트레이닝 비트의 각각을 나타내는 심볼을 비교함으로써 결정됨 -,

트레이닝 비트에 기초하여 상기 ECG 비트로부터, 상기 ECG 비트와 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치를 포함하는 ECG 비트를 트레이닝 비트로 식별하고;

상기 식별된 ECG 비트에 연관되는 상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 미리 결정된 임계값 보다 큰지의 여부를 결정하고;

상기 가장 높은 유사 측정치가 상기 미리 결정된 임계값 보다 큰 경우, 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 상기 식별된 ECG 비트에 할당하고; 및

상기 가장 높은 유사 측정치가 상기 미리 결정된 임계값 보다 작거나 동일한 경우, 상기 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치에 연관된 상기 트레이닝 비트에 대응하는 부정맥 클래스를 관련지음으로써 상기 식별된 ECG 비트를 분류하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 20

제15항에 있어서,

상기 헬스 모니터링 디바이스는,

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼의 발생 주파수를 결정하고, 및

상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼의 상기 발생 주파수에 기초하여 ECG 비트의 클러스터 중 하나에 속하도록 함으로써 상기 ECG 비트의 각각을 분류하도록 - ECG 비트의 상기 클러스터는 상기 각각의 부정맥 클래스에 대응함 - 더 구성되는 시스템.

명세서

기술분야

심장 부정맥을 분류하는 방법 및 장치에 연관된다.

배경기술

[0001]

[0002] 심전도(Electrocardiogram: ECG) 시스템은 환자의 심장의 전기적 활동을 모니터링한다. 정상 심전도는 P파, QRS 콤플렉스(complex), T-파, 및 U-파를 포함한다. ECG 분석은 환자의 심장 기능의 연구 및 상기 심장의 장애를 식별을 위해 잘 확립된 방법이다.

[0003] 의사들은 수십 년 동안 환자의 심장 활동을 모니터링하기 위해 ECG 시스템을 사용해왔다. 현재, 환자의 심장의 상기 전기적 활동을 모니터링하고 환자가 겪고 있는 심장 부정맥의 유형을 식별하기 위해 ECG 신호를 분석하는 몇몇의 다른 시스템들이 있다. 그러나, 이러한 시스템들은 일반적으로 고정되어 있으며 휴대 사용에 적합하지 않다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0004] 일측에 따르면, 심전도(ECG) 신호를 이용하여, 심장 부정맥을 분류하는 방법이 제공되고, 상기 방법은 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호를 수신하는 단계를 포함하고, 상기 ECG 신호는 ECG 비트들을 포함한다. 상기 방법은 상기 ECG 비트의 각각을 심볼로 변환하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은 상기 ECG 비트의 각각에 대응하는(representing) 상기 심볼에 기초하여 심장 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 부정맥 클래스들로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별하는 단계를 더 포함한다.

[0005] 또 다른 일측에 따르면, 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도(ECG) 신호를 수신하도록 구성되는 통신 인터페이스를 포함하는 헬스 모니터링 디바이스가 제공되고, 상기 ECG 신호는 ECG 비트들을 포함한다. 상기 헬스 모니터링 디바이스는 상기 ECG의 각각을 심볼로 변환하도록 구성되는 부정맥 분류 모듈을 더 포함한다. 상기 부정맥 분류 모듈은 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼에 기초하여 심장 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 부정맥 클래스들로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 (indicating) 부정맥 클래스를 식별하도록 더 구성된다.

[0006] 또 다른 일측에 따르면, 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도(ECG) 신호를 생성하도록 구성되는 애퀴지션 디바이스를 포함하는 시스템이 제공되고, 상기 ECG 신호는 ECG 비트들을 포함한다. 상기 시스템은 상기 ECG 비트의 각각을 심볼로 변환하도록 구성되는 헬스 모니터링 디바이스를 더 포함한다. 상기 헬스 모니터링 디바이스는 상기 ECG 비트의 각각을 나타내는 상기 심볼에 기초하여 심장 부정맥의 각각의 유형들을 나타내는 부정맥의 클래스들로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별하도록 더 구성된다.

[0007] 다른 측면들은 상세한 설명, 도면, 및 청구항으로부터 명백하게 될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 도 1a는 본 발명에 따른, 헬스 모니터링 환경의 일실시예를 도시하는 블록도이다.

도 1b는 도 1a의 부정맥 분류 모듈의 일실시예를 도시하는 블록도이다.

도 2는 심전도(Electrocardiogram)(ECG)에 기초하여 부정맥을 분류하는 방법의 실시예를 도시하는 흐름도(process flowchart)이다.

도 3은 ECG 신호에 기초하여 부정맥을 분류하는 방법의 또 다른 실시예를 도시하는 흐름도이다.

도 4는 ECG 신호에 기초하여 부정맥을 분류하는 방법의 여전히 또 다른 실시예를 도시하는 흐름도이다.

도 5는 트레이닝 비트 수를 포함하는 트레이닝 비트 데이터베이스를 구성하는 방법의 일실시예를 도시하는 흐름도이다.

도 6은 ECG 신호의 ECG 비트 각각에서 R-피크를 검출하는 방법의 일실시예를 도시하는 흐름도이다.

도 7은 도 1a의 전용 헬스 모니터링 디바이스(dedicated health monitoring device)의 일실시예를 도시하는 블록도이다.

도 8a는 ECG 신호의 ECG 비트의 세그먼트의 일실시예를 도시하는 그래프이다.

도 8b는 ECG 비트의 심볼릭 합계 근사치(symbolic aggregate approximation)(SAX) 상징화의 일실시예를 도시하

는 그래프이다.

도면과 상세한 설명 전반에 걸쳐, 달리 설명하지 않는 한, 동일한 도면 부호는 동일한 요소, 기능, 및 구조를 나타내는 것으로 이해될 것이다. 이러한 요소들의 상대적인 크기와 묘사는 명확성, 일러스트레이션, 및 편의를 위해 과장될 수 있다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0009] 다음의 상세한 설명은 이해를 돕기 위해 몇몇 실시예에 따른 장치, 및/또는 시스템을 제시하지만, 예시적으로 기술되는 상기 시스템, 장치 및/또는 방법의 다양한 변화, 수정, 및 균등물들(equivalents)은 본 발명이 속한 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확히 이해될 수 있다. 또한, 잘 알려진 기능과 구조의 설명은 명확성과 간결함을 위해 생략될 수 있다.
- [0010] 도 1a는 헬스 모니터링 환경(100)의 일실시예를 도시하는 블록도이다. 도 1a에서, 상기 헬스 모니터링 환경은 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)와 애퀴지션 디바이스(acquisition device)(108)를 포함한다.
- [0011] 애퀴지션 디바이스(108)는 심장 장애(cardiac disorder)로 고통 받는 개인(individual)(이를 테면, 환자)의 바디(body)에 배치되는 하나 또는 그 이상의 센서에 커플링된 디바이스를 포함한다.
- [0012] 전용(dedicated) 헬스 모니터링 디바이스(102)는 무선 네트워크(110)를 통해 애퀴지션 디바이스(108)에 무선으로 연결된 전자 디바이스를 포함한다. 일실시예에서, 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)는 상기 환자의 심장 활동의 모니터링을 하는 의사에게 제공될 수 있다.
- [0013] 이를 테면, 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)는 의사에 연관되는 스마트폰 또는 태블릿 PC를 포함할 수 있다.
- [0014] 또 다른 실시예에서, 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)는 상기 환자에 연관되는 어텐던트(attendant)에게 제공될 수 있다. 이러한 실시예에서, 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)는 병원 관계자에 의해 상기 어텐던트에게 제공되는 핸드헬드 디바이스(handheld device)를 포함할 수 있다.
- [0015] 도시된 바와 같이, 헬스 모니터링 디바이스(102)는 부정맥 분류 모듈(arrhythmia classification module)(104), 트레이닝 비트 데이터베이스(training beat database)(106), 및 디스플레이 유닛(105)을 포함한다.
- [0016] 애퀴지션 디바이스(108)는 개인의 바디에 배치된 상기 센서로부터 개인의 상기 심장의 전기적 활동 데이터를 주기적으로 수집하고 및 상기 전기적 활동 데이터에 기초하여 ECG 신호를 생성한다.
- [0017] 그리고, 애퀴지션 디바이스(108)는 상기 ECG 신호를 통해 상기 전기적 활동 데이터를 무선 네트워크(wireless network)(110)를 통하여 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)에게 전송한다.
- [0018] 헬스 모니터링 디바이스(102)에서 수신된 상기 ECG 신호는 ECG 비트들을 포함하고, 각각의 ECG 비트는 심장 사이클 동안의(over a cardiac cycle) 상기 심장의 전기적 활동을 나타낸다. 부정맥 분류 모듈(104)은 밴드 패스 필터를 이용하여 상기 ECG 신호를 필터링하고, 상기 ECG 신호의 ECG 비트 각각에서 R-피크를 검출한다. 부정맥 분류 모듈(104)은 상기 각각의 R-피크 주변의 각각의 ECG 비트 영역을 세그멘팅하고(segments), 각각의 ECG 비트의 상기 영역을 심볼릭 합계 근사치(SAX) 심볼로 변환한다.
- [0019] 부정맥 분류 모듈(104)은 트레이닝 비트 데이터베이스(106)로부터 부정맥의 각각의 유형을 나타내는 각각의 부정맥 클래스(arrhythmia classes)에 대응하는 트레이닝 비트를 리트라이브한다(retrieves training beats).
- [0020] 상기 부정맥 클래스는 노멀(normal), 좌측 번들 브런치 블록(left bundle brunch block), 우측 번들 브런치 블록(right bundle brunch block), 심방 조기 박동(atrial premature beat), 및/또는 조기 심실 수축(premature ventricular contraction)를 포함할 수 있다.
- [0021] 그리고, 부정맥 분류 모듈(104)은 각각의 ECG 비트를 나타내는 상기 SAX 심볼과 각각의 트레이닝 비트를 나타내는 SAX 심볼을 비교함으로써 상기 개인에 연관되는 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 식별한다. 부정맥 분류 모듈(104)은 디스플레이 유닛(105)을 통해 상기 부정맥 클래스를 사용자에게 디스플레이한다.
- [0022] 도 1b는 도 1a의 부정맥 분류 모듈(104)의 일실시예를 도시하는 블록도이다. 도 1b에서, 부정맥 분류 모듈(104)은 밴드 패스 필터(152), R-피크 검출 모듈(R-peak detection module)(154), 심볼릭 합계 근사치 모듈(symbolic aggregate approximation module)(156), 부정맥 클래스 식별 모듈(arrhythmia class

identification module)(158), 및 디스플레이 모듈(display module)(160)을 포함한다.

- [0023] 밴드 패스 필터(152)는 하이 패스 필터와 로우 패스 필터를 이용하여 상기 개인의 상기 심장의 상기 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호를 필터링한다. R-피크 검출 모듈(154)은 상기 ECG 신호의 각각의 ECG 비트에서 상기 R- 피크의 위치(location)를 검출한다.
- [0024] 심볼릭 합계 근사치 모듈(156)은 상기 각각의 R-피크 주변의 각각의 ECG 비트의 상기 영역을 세그멘팅한다 (segments the region of each ECG beat that is around the respective R-peak). 심볼릭 합계 근사치 모듈 (156)은 각각의 ECG 비트의 상기 영역을 SAX 심볼로 변환한다.
- [0025] 부정맥 클래스 식별 모듈(arrhythmia class identification module)(158)은 상기 부정맥 클래스로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 상기 유형을 나타내는(indicating) 상기 부정맥 클래스를 식별한다.
- [0026] 일실시에에서, 부정맥 클래스 식별 모듈(arrhythmia class identification module)(158)은 도 3에서 설명되는 바와 같이, 모폴로지 유사도 측정 기술에 기초하여(based on morphology similarity measure technique) 상기 부정맥 클래스를 식별한다. 또 다른 실시예에서, 부정맥 클래스 식별 모듈(arrhythmia class identification module)(158)은 도 4에서 설명되는 바와 같이, K-민 클러스터링 기술(K-mean clustering technique)에 기초하여 상기 부정맥 클래스를 식별한다. 디스플레이 모듈(160)은 도 1a의 디스플레이 유닛(105)를 통해 상기 부정맥 클래스 상기 사용자에게 디스플레이한다.
- [0027] 도 2는 ECG 신호에 기초하여 부정맥을 식별하는 방법(200)의 일실시예를 도시하는 흐름도이다. 이를 테면, 상기 방법은 도 1a 및 도 1b의 부정맥 분류 모듈(arrhythmia classification module)(104)에 의해 수행될 수 있다.
- [0028] 단계(202)에서, 일정 시간 주기 동안(over a period of time) 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 이를 테면, 도 1a의 애퀴지션 디바이스(acquisition device)(108)와 같은 애퀴지션 디바이스(an acquisition device)로부터 획득된다. 상기 ECG 신호는 ECG 비트들을 포함한다.
- [0029] 단계(204)에서, 상기 일정 시간 주기 동안 상기 개인의 상기 심장의 상기 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 필터링된다(is filtered). 이를 테면, 상기 ECG 신호는 0.5 및 40Hz의 컷오프 주파수(cutoff frequencies)를 갖는 밴드 패스 필터를 이용하여 필터링될 수 있다.
- [0030] 더 자세히는, 상기 ECG 신호는 0.5Hz의 컷-오프 주파수를 갖는 하이 패스 필터 및 40Hz의 컷-오프 주파수를 갖는 로우 패스 필터를 이용하여 필터링될 수 있다. 단계(206)에서, 상기 ECG 신호에서 각각의 ECG 비트에 대응하는 R-피크가 검출된다. 상기 R-피크를 검출하는 방법은 도 6의 설명에서 더 자세하게 기술된다.
- [0031] 단계(208)에서, 상기 각각의 ECG 비트에서 상기 검출된 R-피크 주변의 상기 각각의 ECG 비트의 영역은 세그멘팅 된다(a region of said each ECG beat around the detected R-peak in said each ECG beat is segmented). 각각의 ECG 비트의 상기 영역은 상기 R-피크의 주변의 뒤의 방향 및 앞의 방향으로 이동함으로써 세그멘팅된다(is segmented by moving in a backward direction and a forward direction around the R-peak). 도 8a를 참조하면, 각각의 ECG 비트에서 검출된 R-피크는 서클되고(is circled), 상기 각각의 검출된 R-피크 주변의 각각의 ECG 비트의 영역은 라인으로 표시된다(is shown by lines).
- [0032] 단계(210)에서, 상기 각각의 ECG 비트의 상기 세그멘팅된 영역은 SAX 심볼(symbols)로 변환된다. SAX는 Lp norm 상의 낮은 바운드를 따른 디멘전을 감소하는 근사화 기법(approximation technique that allows dimensionality reduction along with a lower bound on the Lp norm)이다. 길이 n의 시계열(time series) T는 벡터 $\overline{T} = \overline{t_1}, \dots, \overline{t_w}$ 에 의해 w-차원의 공간(여기서 $w \ll n$)으로 나타낼 수 있다. 상기 \overline{T} 의 i^{th} 요소는 수학적 식 1에 기초하여 결정될 수 있다.

수학적 식 1

$$\overline{T}_i = \frac{w}{n} \sum_{j=\frac{n}{w}(i-1)+1}^{\frac{n}{w}} T_j$$

[0033]

- [0034] 상기 길이 n의 상기 시계열 T를 임의의 길이 w의 스트링(string)으로 변환하기 위해, 상기 ECG 비트는 w 동일-사이즈된 윈도우로 나누어진다(is divided into w equal-sized windows). 각각의 윈도우에 대해, 평균값(mean value)이 결정된다. 상기 각각의 윈도우의 평균값의 벡터는 감소된 차원에서의 표현이다.
- [0035] 이 표현은 부분 집계 근사법(Piecewise Aggregate Approximation)(PAA)으로 알려져 있다. 상기 PAA로 상기 시계열 T의 변환(conversion) 후에, 추가적인 근사는 이산화에 대해 적용된다(further approximation is applied for discretization). 상기 이산화는 동등한 확률로 심볼을 생성하는데 도움이 된다.
- [0036] 정규화된 서브시퀀스들(Normalized subsequences)은 높은 가우스 분포(highly Gaussian distribution)를 포함할 수 있다. 그러므로, 가우스 곡선에서 동일한 영역(equal areas)을 생성할 수 있는 상기 "브레이크포인트(breakpoints)"는 쉽게 결정될 수 있다. 브레이크포인트($B = \beta_1, \dots, \beta_{a-1}$)는 $N(0, 1)$ 에서의 영역과 같은 정렬된 번호의 리스트이다(여기서, β_0 및 β_a 는 각각 $-\infty$ 및 ∞ 임). 이러한 브레이크포인트 B는 통계표에서 결정될 수 있다. 3에서 5까지의 값에 대해, 표 1은 β_1 내지 β_4 의 브레이크포인트를 나타낸다.

표 1

β_i	a = 3	a = 4	a = 5
β_1	-0.43	-0.67	-0.84
β_2	0.43	0	-0.25
β_3		0.67	0.25
β_4			0.84

- [0037]
- [0038] 상기 브레이크포인트를 결정한 후에, 상기 시계열의 상기 이산화가 수행된다. 작은 브레이크포인트(the smallest breakpoint) 보다 작은 상기 PAA 계수(coefficients)는 심볼 "a"에 매핑되고, 상기 작은 브레이크포인트 보다 크거나 또는 동일한 상기 PAA 계수는 심볼 "b" 등등에 매핑된다.
- [0039] 도 8a를 참조하면, 여덟 개의 심볼 "b", "c", "d", "e", "f", "g", "h" 및 "j"는 오리지널 시계열을 나타내는데 사용될 수 있다(may be used to represent an original time series). 시퀀스를 상징하는 상기 SAX 심볼의 연속(concatenation)은 단어로 칭해진다(The concatenation of the SAX symbols symbolizing a sequence is termed as a word).
- [0040] 단계(212)에서, 복수의 부정맥 클래스로부터 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스(an arrhythmia class)는 이를 테면, 도 1a의 트레이닝 비트 데이터베이스(106)에 저장되는 트레이닝 비트를 나타내는 SAX 심볼 및 각각의 ECG 비트를 나타내는 상기 SAX 심볼을 비교함으로써 식별된다. 상기 트레이닝 비트들은 부정맥의 각각의 유형들을 나타내는 각각의 부정맥 클래스들에 대응한다.
- [0041] 단계(214)에서, 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 상기 유형을 나타내는 상기 부정맥 클래스는 이를 테면, 도 1a의 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)의 디스플레이 유닛(105)과 같은 전용 헬스 모니터링 디바이스의 디스플레이 유닛 상에서 디스플레이 된다.
- [0042] 도 3은 ECG 신호에 기초하여 부정맥을 분류하는 방법(300)의 또 다른 실시예를 도시하는 흐름도이다. 이를 테면, 상기 방법은 도 1a 및 도 1b의 부정맥 분류 모듈(arrhythmia classification module)(104)에 의해 수행될 수 있다.
- [0043] 단계(302)에서, 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 이를 테면, 도 1a

의 애퀴지션 디바이스(108)와 같은 애퀴지션 디바이스로부터 획득된다. 상기 ECG 신호는 복수의 ECG 비트를 포함한다. 단계(304)에서, 상기 일정 시간 주기 동안 상기 개인의 상기 심장의 상기 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 필터링된다. 단계(306)에서, 상기 ECG 신호에서 각각의 ECG 비트에 대응하는 상기 R-피크가 검출된다.

[0044] 단계(308)에서, 상기 각각의 ECG 비트에서 상기 검출된 R-피크 주변의 상기 각각의 ECG 비트의 영역은 세그멘팅된다(is segmented). 단계(310)에서, 상기 각각의 ECG 비트의 상기 세그멘팅된 영역은 SAX 심볼로 변환된다.

[0045] 단계(312)에서, 모폴로지 유사도 측정치(morphology similarity measure)는 부정맥의 각각의 유형들을 나타내는 상기 복수의 부정맥의 클래스에 대응하는 상기 트레이닝 비트 및 상기 복수의 ECG 비트 각각의 사이에서 계산된다.

[0046] 더 자세히는, MINDIST 함수(function)는 각각의 상기 ECG 비트와 상기 트레이닝 비트 사이에서 상기 모폴로지 유사도 측정치를 계산하는데 사용된다. 상기 MINDIST 함수는 수학적 2에 기초하여 두 개의 단어의(이를 테면, ECG비트 및 트레이닝 비트) 오리지널 시계열 사이의 최소 거리를 리턴한다(returns minimum distance between an original time series of two words).

수학식 2

$$MINDIST(\bar{P}, \bar{Q}) \equiv \sqrt{\frac{n}{w}} \sqrt{\sum_i^w dist(\hat{p}_i, \hat{q}_i)^2}$$

[0047]

[0048] 수학적 2에서, \bar{P} 및 \bar{Q} 는 모폴로지 유사도 측정치가 결정되는 것의 상기 두 개의 단어를 나타내고, \hat{p}_i 및 \hat{q}_i 는 두 개의 단어 \bar{P} 및 \bar{Q} 의 SAX 심볼을 각각 나타낸다. 서브-함수(sub-function) dist()는 표 2에서 나타난 룩업 테이블(lookup table)을 이용하여 구현될 수 있다.

표 2

	a	b	c	d
a	0	0	0.67	1.34
b	0	0	0	0.67
c	0.67	0	0	0
d	1.34	0.67	0	0

[0049]

[0050] 단계(314)에서, ECG 비트는 상기 ECG 비트와 함께 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치(가장 낮은 MINDIST 값)를 포함하는 트레이닝 비트에 기초하여 상기 ECG 신호의 상기 복수의 ECG 비트로부터 식별된다.

[0051] 단계(316)에서, 상기 식별된 ECG 비트에 연관되는 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 미리 결정된 임계값(a predetermined threshold value) 보다 큰지의 여부가 결정된다.

[0052] 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 상기 임계값 보다 작다고 결정되는 경우, 단계(318)에서, 상기 ECG 신호에서 상기 식별된 ECG 비트는 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치에 연관된 상기 트레이닝 비트에 대응하는 부정맥 클래스를 관련지음으로써 분류된다. 게다가, 상기 트레이닝 비트에 대응하는 부정맥 클래스는 상기 개인에 연

관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스로 식별된다.

- [0053] 단계(320)에서, 상기 개인에 연관되는 부정맥의 유형을 나타내는 상기 부정맥 클래스는 이를 테면, 도 1a의 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)의 디스플레이 유닛(105)과 같은 전용 헬스 모니터링 디바이스의 디스플레이 유닛 상에서 디스플레이된다.
- [0054] 가장 높은 모폴로지 유사도 측정치가 상기 임계값 보다 클 경우에, 단계(322)에서, 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스는 상기 식별된 ECG 비트에 할당된다(an arrhythmia class indicating a type of arrhythmia is assigned to the identified ECG beat). 추가적으로, 부정맥의 상기 유형을 나타내는 상기 부정맥 클래스로 할당되는 상기 식별된 ECG 비트는 이를 테면, 트레이닝 비트 데이터베이스(106)에 저장된다.
- [0055] 도 4는 ECG 신호에 기초하여 부정맥을 분류하는 방법(400)의 여전히 또 다른 실시예를 도시하는 흐름도이다. 이를 테면, 상기 방법은 도 1a 및 도 1b의 부정맥 분류 모듈(104)에 의해 수행될 수 있다.
- [0056] 단계(402)에서, 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 이를 테면, 도 1a의 애퀴지션 디바이스(108)와 같은 애퀴지션 디바이스로부터 획득된다. 상기 ECG 신호는 ECG 비트들을 포함한다. 단계(404)에서, 상기 일정 시간 주기 동안 상기 개인의 상기 심장의 상기 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 필터링된다. 단계(406)에서, 상기 ECG 신호에서 각각의 ECG 비트에 대응하는 R-피크가 검출된다.
- [0057] 단계(408)에서, 상기 각각의 ECG 비트에서 상기 검출된 R-피크 주변의 상기 각각의 ECG 비트 영역이 세그멘팅된다. 단계(410)에서, 상기 각각의 ECG 비트의 상기 세그멘팅된 상기 영역은 SAX 심볼로 변환된다. 단계(412)에서, 상기 ECG 신호에서 상기 각각의 ECG 비트를 나타내는 상기 SAX 심볼의 정규화된 발생 주파수(a normalized frequency of occurrence of the SAX symbols)가 계산된다.
- [0058] 단계(414)에서, 상기 ECG 신호에서 상기 각각의 ECG 비트는 상기 SAX 심볼의 상기 발생 주파수에 기초하여 (based on the frequency of occurrence) ECG 비트의 클러스터 중 하나에 속함으로써 분류된다. 게다가, ECG 비트의 클러스터 중의 하나에 대응하는 부정맥 클래스는 상기 개인에 연관되는 심장 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스로 식별된다.
- [0059] 이를 테면, 각각의 ECG 비트는 노멀 ECG 비트(Normal ECG beats), 조기 심실 수축(premature ventricular contraction)(PVC) ECG 비트, 및 심방 조기 콤플렉스(atrial premature complex)(APC) ECG 비트와 같은 3 개의 다른 클러스터 또는 그룹 중 하나로 분류될 수 있다(may be classified into any one of three different clusters or groups).
- [0060] 단계(416)에서, ECG 비트의 상기 클러스터 중 하나에 대응하는 상기 부정맥 클래스는 이를 테면, 도 1a의 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)의 디스플레이 유닛(105)과 같은 전용 헬스 모니터링 디바이스의 디스플레이 유닛 상에서 디스플레이된다.
- [0061] 도 5는 트레이닝 비트 수(a number of training beats)를 포함하는 트레이닝 비트 데이터베이스를 구성하는 방법(500)의 일 실시예를 도시하는 흐름도이다. 이를 테면, 상기 방법은 도 1a 및 도 1b의 부정맥 분류 모듈(104)에 의해 수행될 수 있다.
- [0062] 단계(502)에서, 일정 시간 주기 동안 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 주석이 달린 ECG 신호(annotated ECG signal)는 이를 테면, 도 1a의 애퀴지션 디바이스(108)로부터 획득된다(is obtained). 단계(504)에서, 상기 일정 시간 주기 동안 상기 개인의 상기 심장의 상기 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호는 필터링된다. 단계(506)에서, 상기 ECG 신호에서 각각의 ECG 비트에 대응하는 R-피크가 검출된다.
- [0063] 단계(508)에서, 상기 각각의 ECG 비트에서 상기 검출된 R-피크 주변의 상기 각각의 ECG 비트의 영역이 세그멘팅된다. 단계(510)에서, 트레이닝 비트는 각각의 부정맥 클래스로의 분류되기 위해 선택된다(training beats are selected for classification into respective arrhythmia classes).
- [0064] 이를 테면, 상기 트레이닝 비트는 노멀(N) 비트, 조기 심실 수축(Premature Ventricular Contraction)(V) 비트, 심방 조기 비트(Atrial Premature Beat)(A) 비트, 적합부성 조기 수축(Junctional Premature Contraction)(J) 비트, 적합부성 이스케이프(Junctional Escape)(j) 비트 및/또는 심실 이스케이프(Ventricular Escape)(E) 비트를 포함한다.
- [0065] 단계(512)에서, 상기 각각의 ECG 비트의 상기 세그멘팅된 영역은 SAX 심볼로 변환된다. 단계(514)에서, 상기 각각의 ECG 비트의 상기 세그멘팅된 영역에 대응하는 상기 SAX 심볼은 트레이닝 비트 데이터베이스에서 트레이

닝 비트로 저장된다(are stored as training beats in a training beat database).

- [0066] 도 6은 상기 ECG 신호의 각각의 ECG 비트에서 상기 R-피크를 검출하는 방법(600)의 일실시예를 도시하는 흐름도이다. 이를 테면, 상기 방법은 도 1b의 R-피크 검출 모듈(154)에 의해 수행될 수 있다.
- [0067] 단계(602)에서, 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 필터링된 ECG 신호는 일부로 윈도우된다(is windowed into portions). 상기 필터링된 ECG 신호는 $x_0[n]$ 로 나타낼 수 있고, 및 상기 ECG 신호는 Hz의 샘플링 주파수(sampling frequency) F_s Hz로 샘플링될 수 있다.
- [0068] 각각의 ECG 비트에서 상기 R-피크를 검출하는데 사용되는 적응적 임계치를 결정하기 위해(In order to determine an adaptive threshold), 윈도우 사이즈는 가장 느린 허용 가능한 심장 레이트가 2 초에 하나의 비트에 대응하는 분당 30 비트가정에 기초하여 이를 테면, 2초인 T 로 결정될 수 있다(a window size may be determined to be T , e.g., 2 seconds, based on an assumption that the slowest acceptable heart rate is 30 Beats Per Minute (BPM) that corresponds to one beat in 2 seconds).
- [0069] 나아가, 상기 R-피크의 포션만이 상기 필터링된 ECG 신호의 상기 윈도우된 포션 내에서 검출되는 곳의 상황에 대한 설명을 위해(to account for situations where only a portion of the R-peak is detected within a windowed portion in the filtered ECG signal), 인접한 윈도우된 포션들은 이를 테면, 0.61 초인, T_0 에 의한 상기 윈도우된 포션으로 오버랩된다(are overlapped with).
- [0070] 단계(604)에서, 상기 필터링된 ECG 신호의 각각의 윈도우된 포션에 대한 상기 적응적 임계치(Th)는 각각의 윈도우된 포션에 대해 절대 차이 신호(absolute difference signal)에 기초하여 계산된다. 상기 절대 차이 신호는 ECG 신호 사이에서 결정되는 차이의 절대 값을 포함한다.
- [0071] 이를 테면, 상기 필터링된 ECG 신호($x_0[n]$)는 수학식 3에 기초하여 상기 절대 차이 신호 $x_1[n]$ 을 결정하도록 평균 필터(averaging filter)와 하이 패스 필터(high pass filter)의 조합의 역할을 할 수 있는 절대 미분기 구성 요소(absolute differentiator component)(미도시)를 통해 패스된다:

수학식 3

$$x_1[n] = |x_0[n] - x_0[n+2]|$$

- [0072]
- [0073] 또한, 상기 적응적 임계치(Th)는 수학식 4에 기초하여 결정될 수 있다:

수학식 4

$$Th = \tau * x_1[n]$$

- [0074]
- [0075] 여기서, τ 는 미리 결정된 임계값을 나타낸다.
- [0076] 상기 필터링된 ECG 신호의 z-변환(z-transform)은 수학식 5에 기초하여 결정될 수 있다:

수학식 5

$$X_1(z) = (1-z^{-2}) X_0(z)$$

- [0077]
- [0078] 수학식 5에서, $x_0(z)$ 는 오리지널 ECG 신호의 z-변환을 나타낸다. 상기 필터링된 ECG 신호의 Z-변환은 수학식 6에 기초하여 두 개의 필터를 사용하여 결정될 수 있다:

수학식 6

$$X_{01}(Z) = (1+Z^{-1})(1-Z^{-1})X_0(Z)$$

[0079]

[0080]

수학식 6은 $x_{avg}[n] = x_0[n] + x_0[n+1]$ 로 스케일된 평균 필터 및 $x_{hp}[n] = x_{avg}[n] - x_{avg}[n+1]$ 로 스케일된 하이 패스 필터에 연관된다(Equation 6 leads to a scaled averaging filter as $x_{avg}[n] = x_0[n] + x_0[n+1]$, and a high pass filter as $x_{hp}[n] = x_{avg}[n] - x_{avg}[n+1]$).

[0081]

상기 절대 미분기(absolute differentiator)는 상기 ECG 신호의 싱글 윈도우된 포션(a single windowed portion)에 의해 분리된 상기 ECG 신호의 두 개의 윈도우된 포션(portions) 사이의 기울기를 결정한다. 이것은 중간 변화(intermediate variance)의 효과를 억제하는데 도움이 된다. 상기 적응적 임계치는 상기 기울기의 크기가 상기 R-피크를 찾는 데 필요한(is required to locate the R-peak) 사실로 인해 각각의 윈도우된 포션에 대한 절대 차이 신호의 수단에 기초하여(based on a mean of the absolute difference signal) 계산된다.

[0082]

단계(606)에서, 상기 필터링된 ECG 신호의 각각의 윈도우된 포션 내의 피두셜 피크에 대한 서치(search for fiducial peaks)는 각각의 윈도우된 포션에 대해 상기 적응적 임계값(Th)에 기초하여 수행된다.

[0083]

더 자세하게는, 상기 적응적 임계값(Th)은 R-피크의 상기 기울기가 P파 및 T파의 기울기 보다 실질적으로 높기 때문에 각각의 ECG 비트에서 P 또는 T와 같은 피두셜 피크 찾고 제거하는데 사용된다(is used to find and eliminate the fiducial peaks). 따라서, 상기 적응적 임계값 보다 높은 상기 필터링된 ECG 신호의 윈도우된 포션의 기울기는 상기 윈도우된 포션 내에서 상기 R-피크의 존재를 나타내고(indicates a presence of the R-peak), 기울기에서 상기 R-피크 보다 작은 상기 윈도우된 포션 내에서 상기 피두셜 피크의 존재를 나타낼 수 있다.

[0084]

단계(608)에서, 상기 필터링된 ECG 신호의 각각의 윈도우된 포션에서 폴스 피크(false peaks)는 제거된다. 윈도우된 포션들이 오버랩핑되기 때문에(Due to the overlapping windowed portions), 상기 동일한 피크는 두 번 감지될 수 있거나, 또는 상기 피크는 하나의 윈도우의 경계를 가로지를 수 있고(may straddle a boundary of a windowed portion and as a result) 결과적으로 상기 피크의 위치는 상기 윈도우 내에서 최대에 대응하고 상기 R-피크의 실제 최대에 대응하지 않는다.

[0085]

폴스 검출(false detection)을 피하기 위해, 상기 두 개의 연이은 피크의 위치(locations)가 결정된다. 상기 두 개의 연이은 피크 사이의 거리가 미리 정의된 값(이를 테면, SKIP_WINDOW) 보다 작을 경우, 상기 최소 진폭의 위치는 삭제되고(discarded) 상기 최대 진폭의 위치는 상기 R-피크로 선언된다(declared).

[0086]

단계(610)에서, 상기 필터링된 ECG 신호에서 각각의 ECG 비트에 대응하는 상기 R-피크의 위치는 상기 필터링된 ECG 신호의 각각의 윈도우된 포션에서 검출된다.

[0087]

상기 필터링된 ECG 신호의 각각의 윈도우된 포션에서 상기 R-피크를 검출하기 위해, 샘플은 상기 절대 차이 신호 $x_1[n]$ 의 값이 상기 적응적 임계치(Th)와 교차하는 곳에서 기준으로 표시된다(are fiducially marked wherever a value of the absolute difference signal $x_1[n]$ crosses the adaptive threshold Th).

[0088]

그리고, 상기 피크의 최대값은 상기 필터링된 ECG 신호의 상기 각각의 윈도우된 포션에서 상기 기준으로 표시된 샘플의 상기 위치로부터 시작하는 상기 필터링된 ECG 신호 $x_0[n]$ 의 최대 서치 윈도우(maximum search window)(MAX_SR_WIN = 0.2 sec) 내에서 서치된다(is searched). 효과적으로, 상기 최대값은 상기 필터링된 ECG 신호의 상기 각각의 윈도우된 포션에서 상기 QRS 콤플렉스의 피두셜 R-피크(fiducial R-peak of a QRS complex)를 나타낸다.

[0089]

일단 R-피크가 검출되면, 허용 시간 프레임(이를 테면, SKIP_WIN = 0.25 sec) 내에서 또 다른 QRS 콤플렉스가 없을 수 있고(may not be another QRS complex) 따라서 상기 허용 시간 프레임 내에 있는 다른 기준으로 표시된 샘플은 삭제된다(are discarded). 이 상기 허용 시간 프레임 내에서 다른 기준으로 표시된 샘플을 삭제함으로써(By discarding), 상기 R-피크를 서치하는 계산(the computation in searching the R-peak)은 실질적으로 감소된다.

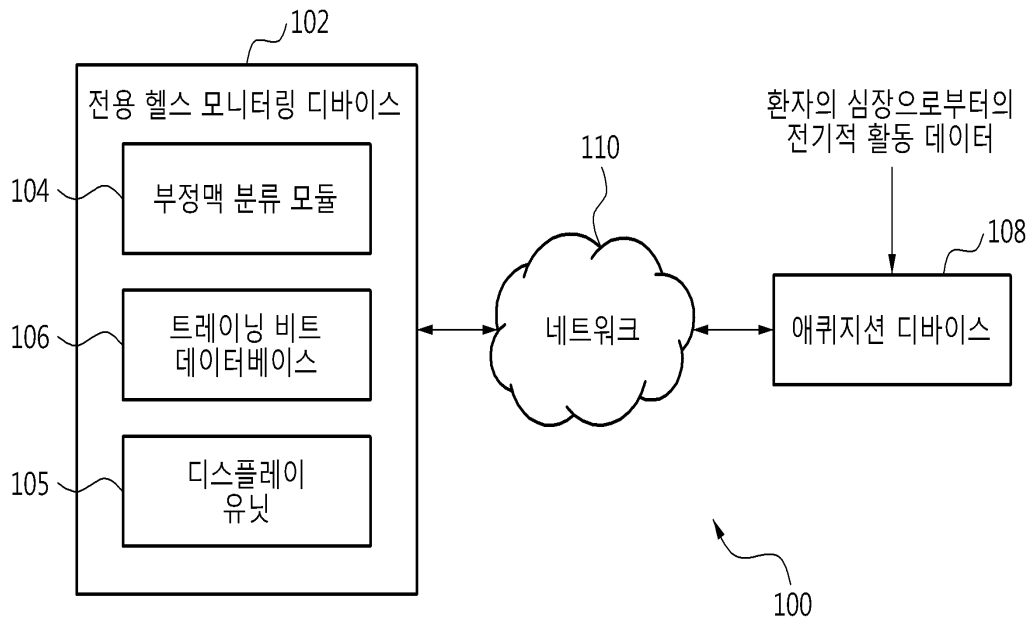
- [0090] 도 7은 도 1a의 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)의 실시예를 도시하는 블록도이다. 도 7에서, 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)는 프로세서(702), 메모리(704), 읽기용 메모리(read only memory)(ROM)(706), 버스(708), 통신 인터페이스(710), 디스플레이(105), 및 입력 디바이스(712)를 포함한다.
- [0091] 여기에서 사용되는 프로세서(702)는 마이크로프로세서, 마이크로컨트롤러, 복잡 명령 집합 컴퓨팅 마이크로프로세서(complex instruction set computing microprocessor), 축소 명령 집합 컴퓨팅 마이크로프로세서(reduced instruction set computing microprocessor), 훨씬 긴 명령어 마이크로프로세서(very long instruction word microprocessor), 명시적 병렬 명령 컴퓨팅 마이크로프로세서(explicitly parallel instruction computing microprocessor), 그래픽 프로세서(graphics processor), 디지털 신호 프로세서, 및/또는 본 발명이 속한 기술 분야에서 통상의 지식으로 알려져 있는 프로세싱 회로의 모든 다른 유형과 같은 계산 회로의 모든 유형을 포함할 수 있지만, 이에 국한되지 않는다.
- [0092] 프로세서(702)는 또한 그래픽 또는 프로그램 가능한 로직 디바이스 또는 어레이(generic or programmable logic devices or arrays), 어플리케이션 특정 통합 회로(application specific integrated circuits), 싱글-칩 컴퓨터(single-chip computers), 스마트 카드, 및/또는 본 발명이 속한 기술 분야에서 통상의 지식으로 알려져 있는 기타 컨트롤러를 포함할 수 있으며, 이에 국한되지 않는다.
- [0093] 메모리(704) 및 ROM(706)은 각각 휘발성 메모리와 비-휘발성 메모리를 포함할 수 있다. 메모리(704)는 도 1a 내지 도 6에 도시된 하나 또는 그 이상의 실시예들에 기초하여, 개인의 심장의 전기적 활동을 나타내는 ECG 신호를 이용하여, 심장 부정맥을 분류하는 부정맥 분류 모듈(arrhythmia classification module)(104)를 포함한다.
- [0094] 상기 메모리는 또한 각각의 부정맥 클래스에 연관되는 트레이닝 비트(training beats)를 저장하는 트레이닝 비트 데이터베이스(106)을 포함한다. 메모리(704)는 콤팩트 디스크, 디지털 비디오 디스크, 디스켓(diskettes), 자기 테이프 카트리지(magnetic tape cartridges), 메모리 카드, 및/또는 본 발명이 속한 기술 분야에서 통상의 지식으로 알려진 기타 메모리 디바이스를 다루도록 구성되는 이동식 미디어 드라이브(removable media drive for handling compact disks), 하드 드라이브, 읽기용 메모리(read only memory), 랜덤 액세스 메모리(random access memory), 비휘발성 반도체 기억장치(erasable programmable read only memory), 전기적 소거 및 프로그램 가능 읽기 전용 기억 장치(electrically erasable programmable read only memory), 및 그와 같은, 기계-판독가능 명령(machine-readable instructions) 및 데이터를 저장하는 모든 적절한 메모리 디바이스(들)를 포함할 수 있지만, 이에 국한되지 않는다.
- [0095] 본 주제의 실시예들은 로우-레벨 하드웨어 컨텍스트 또는 추상 데이터를 정의하기 위해 또는 작업을 수행하는(that perform tasks, or define abstract data types or low-level hardware contexts) 기능, 절차, 데이터 구조 및/또는 어플리케이션 프로그램을 포함하는 모듈과 함께 구현될 수 있다.
- [0096] 부정맥 분류 모듈(104)은 위에서-언급된 모든 저장 매체에 기계-판독가능 명령의 형태로 저장될 수 있고 프로세서(702)에 의해 실행될 수 있다. 이를 테면, 컴퓨터 프로그램은 본 주제의 여기에 기술된 실시예들 및 가르침에 기초하여, 도 1a의 애퀴지션 디바이스(108)로부터 획득된 ECG 신호를 이용하여 심장 부정맥을 분류할 수 있는 기계-판독가능 명령을 포함할 수 있다.
- [0097] 또 다른 실시예에서, 상기 프로그램은 콤팩트 디스크-읽기용 메모리에 포함될 수 있고(may be included on a compact disk-read only memory)(CD-ROM) 상기 비-휘발성 메모리에서 상기 CD-ROM으로부터 하드 드라이브에 로드될 수 있다.
- [0098] 통신 인터페이스(710)는 도 1a의 애퀴지션 디바이스(108)로부터 상기 개인의 심장의 상기 전기적 활동을 나타내는 상기 ECG 신호를 수신한다. 디스플레이 유닛(105)은 상기 ECG 신호에 기초하여 분류된 상기 개인에 연관되는 부정맥의 유형을 나타내는 부정맥 클래스를 디스플레이한다.
- [0099] 버스(708)는 전용 헬스 모니터링 디바이스(102)의 다양한 구성 요소 사이에서 인터커넥트의 역할을 한다(acts as interconnect). 입력 디바이스(712)와 같은 구성 요소는 본 발명이 속한 기술 분야에서 통상의 지식 중에 하나로 잘 알려져 있으며, 따라서, 그에 관한 설명은 생략된다.
- [0100] 여기서 기술된 유닛 및 모듈은 하드웨어 구성 요소 및 소프트웨어 구성 요소를 사용하여 구현될 수 있다. 이를 테면, 상기 하드웨어 구성 요소는 마이크로폰, 앰플리파이어, 밴드-패스 증폭기, 오디오 투 디지털 컨버터, 및 프로세싱 디바이스를 포함할 수 있다.

- [0101] 상기 프로세싱 디바이스는 이를 태면, 프로세서, 컨트롤러 및 산술 논리 유닛(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서, 마이크로컴퓨터, 필드 프로그램 가능한 어레이(field programmable array), 프로그램 가능한 로직 유닛(a programmable logic unit), 마이크로프로세서 또는 정의된 방식으로 명령을 실행하고 대응할 수 있는 모든 기타 디바이스와 같은, 하나 또는 그 이상의 범용 또는 특수 목적 컴퓨터를 사용하여 구현될 수 있다.
- [0102] 상기 프로세싱 디바이스는 운영 체제(OS)와 상기 OS 상에서 실행하는 하나 또는 그 이상의 소프트웨어 어플리케이션을 실행할 수 있다. 상기 프로세싱 디바이스는 또한 상기 소프트웨어의 실행에 응답하여 데이터를 액세스하고, 저장하고, 조작하고 및 프로세스 할 수 있다(may access, store, manipulate, process, and create data). 보다 단순하게는, 프로세싱 디바이스의 설명은 싱글러로 사용된다(is used as singular).
- [0103] 그러나, 본 발명이 속한 통상의 기술자는 프로세싱 디바이스가 여러 개의 프로세싱 요소 및 프로세싱 요소의 여러 개의 유형을 포함할 수 있다는 것을 이해할 수 있다. 이를 태면, 프로세싱 디바이스는 여러 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서, 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다(may include multiple processors or a processor and a controller). 또한, 병렬 프로세서와 같은 다른 프로세싱 구성도 가능하다.
- [0104] 상기 소프트웨어는 바람직하게 동작하는 상기 프로세싱 디바이스를 독립적으로 또는 집합적으로 지시하거나 구성하기 위한 컴퓨터 프로그램, 코드의 피스, 명령, 또는 그것의 일부 조합을 포함할 수 있다. 소프트웨어 및 데이터는 기계, 구성 요소, 물리적 또는 가상 장비, 컴퓨터 저장 매체 또는 장치의 모든 유형에서 또는 비일시적으로 또는 일시적으로 구현될 수 있다.
- [0105] 상기 소프트웨어는 또한 컴퓨터 시스템과 커플링되는 네트워크를 통해 배포될 수 있으며(may be distributed over network), 상기 소프트웨어는 분산 방식으로(in a distributed fashion) 저장되고 실행된다. 상기 소프트웨어 및 데이터는 하나 또는 그 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체(computer readable recording mediums)에 의해 저장될 수 있다.
- [0106] 상기 컴퓨터 판독 가능 기록 매체는 컴퓨터 시스템 또는 프로세싱 디바이스에 의해 리딩될 수 있는(can be thereafter read) 데이터를 저장할 수 있는 모든 데이터 저장 디바이스를 포함할 수 있다. 비-일시적인 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 실시예는 읽기 전용 메모리(ROM), 랜덤-액세스 메모리(RAM), CD-ROMs, 자기 테이프, 플로피 디스크, 및 광학 데이터 저장 디바이스를 포함한다.
- [0107] 또한, 이상에서 제시된 실시예들을 수행하는 기능적인 프로그램, 코드들 및 코드 세그먼트는 여기서 제공된 것과 같은 흐름도 및 도면 및 대응하는 설명의 블록도를 사용하는 것에 기초하여 실시예와 관련하여 본 발명이 속한 기술 분야에서 통상의 지식을 갖는 프로그래머에 의해 쉽게 해석될 수 있다.
- [0108] 한정되지 않고 예시적인 의도로(As a non-exhaustive illustration only), 이상에서 기술된 장치는 휴대 전화, PDA(personal digital assistant), 디지털 카메라, 휴대용 게임 콘솔, 및 MP3 플레이어, 휴대용/개인 멀티미디어 플레이어(PMP), 핸드헬드 e-북, 휴대용 랩탑 PC, 글로벌 포지셔닝 시스템(GPS) 내비게이션, 태블릿, 센서와 같은 모바일 디바이스 및 데스크탑 PC, 고해상도 텔레비전(HDTV), 광학 디스크 플레이어, 셋탑 박스, 홈 어플라이언스, 및 여기에 공개된 것과 일치하는 무선 통신 및 네트워크 통신이 가능한 것과 같은 디바이스를 참조할 수 있다.
- [0109] 컴퓨팅 시스템 또는 컴퓨터는 버스, 사용자 인터페이스, 및 메모리 컨트롤러와 전기적으로 연결되는 마이크로프로세서를 포함할 수 있다. 이것은 플래시 메모리 디바이스를 더 포함한다. 상기 플래시 메모리 디바이스는 N-비트 데이터를 상기 메모리 컨트롤러를 통해 저장할 수 있다. 상기 N-비트 데이터는 상기 마이크로프로세서에 의해 처리되거나, 처리될 것이며, N은 1 이거나 또는 1 보다 큰 정수일 수 있다(N may be 1 or an integer greater than 1). 여기서 상기 컴퓨팅 시스템 또는 컴퓨터는 모바일 장치이고, 배터리는 상기 컴퓨팅 시스템 또는 컴퓨터의 동작 전압을 제공하기 위해 추가적으로 제공될 수 있다.
- [0110] 상기 컴퓨팅 시스템 또는 컴퓨터는 어플리케이션 칩셋(application chipset), 카메라 이미지 프로세서(CIS), 모바일 다이내믹 랜덤 액세스 메모리(DRAM), 및 그와 같은 것을 더 포함할 수 있다는 것을 본 발명이 속하는 통상의 기술자들은 인지할 것이다. 상기 메모리 컨트롤러 및 상기 플래시 메모리 디바이스는 데이터를 저장하는데 비-휘발성 메모리를 사용하는 솔리드 스테이트 드라이브/디스크(solid state drive/disk)(SSD)를 구성할 수 있다.
- [0111] 이상에서 다수의 실시예들이 예시적으로 기술되었다. 그럼에도 불구하고, 이것은 다양한 수정이 될 수 있다는 것으로 이해되어야 한다. 이를 태면, 설명된 기술들이 다른 순서로 수행되는 경우 및/또는 기술된 시스템, 아

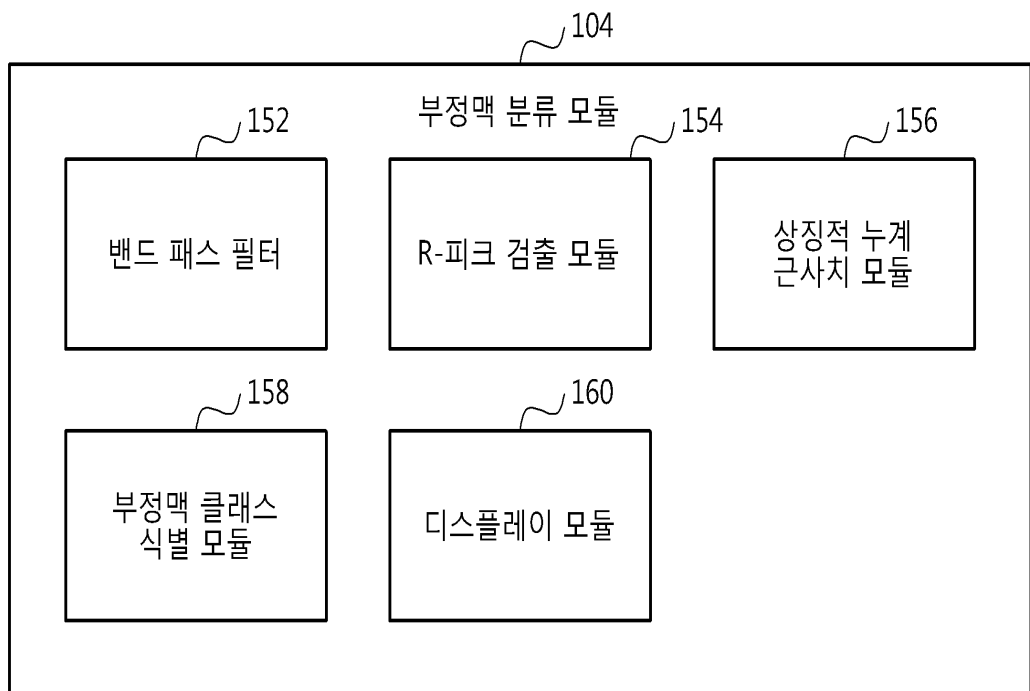
키택처, 디바이스 또는 회로가 다른 방식으로 결합되어 있는 경우 및/또는 다른 구성 요소 또는 그것의 균등물로 대체되거나 보완된 경우에도 적절한 결과는 달성될 수 있다.

도면

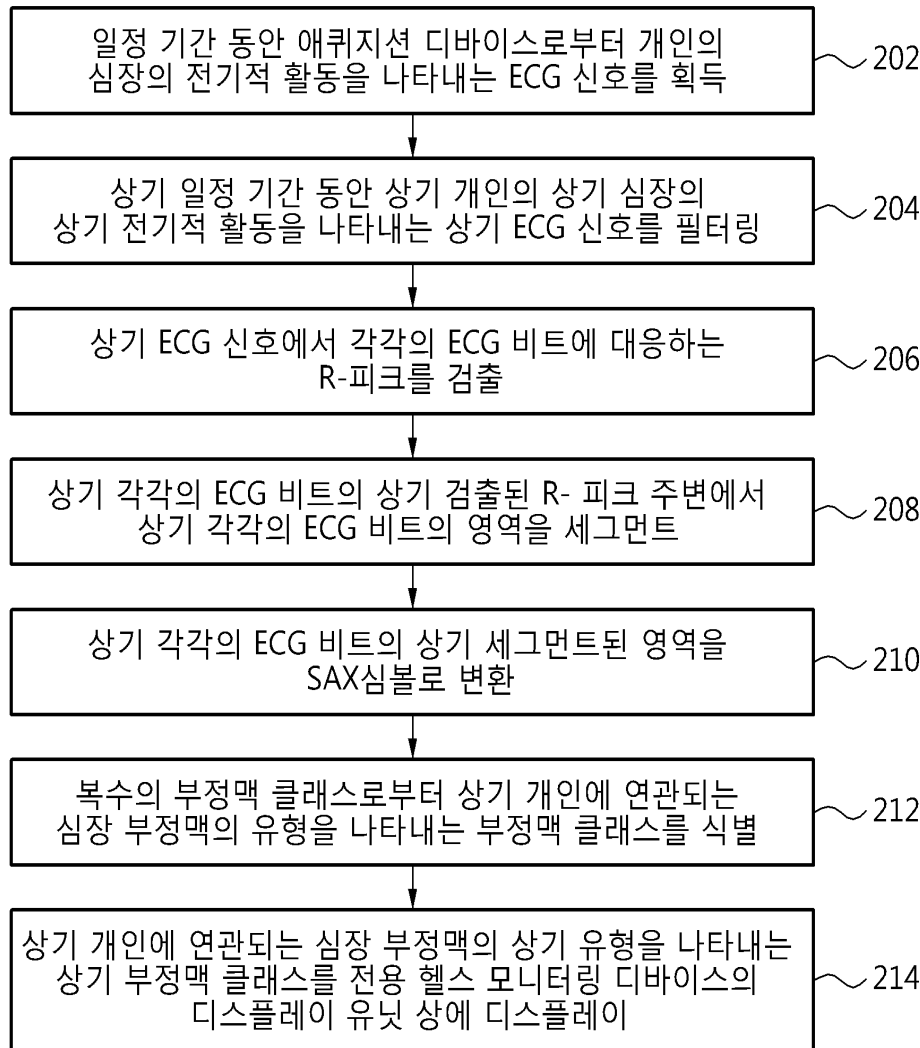
도면1a



도면1b

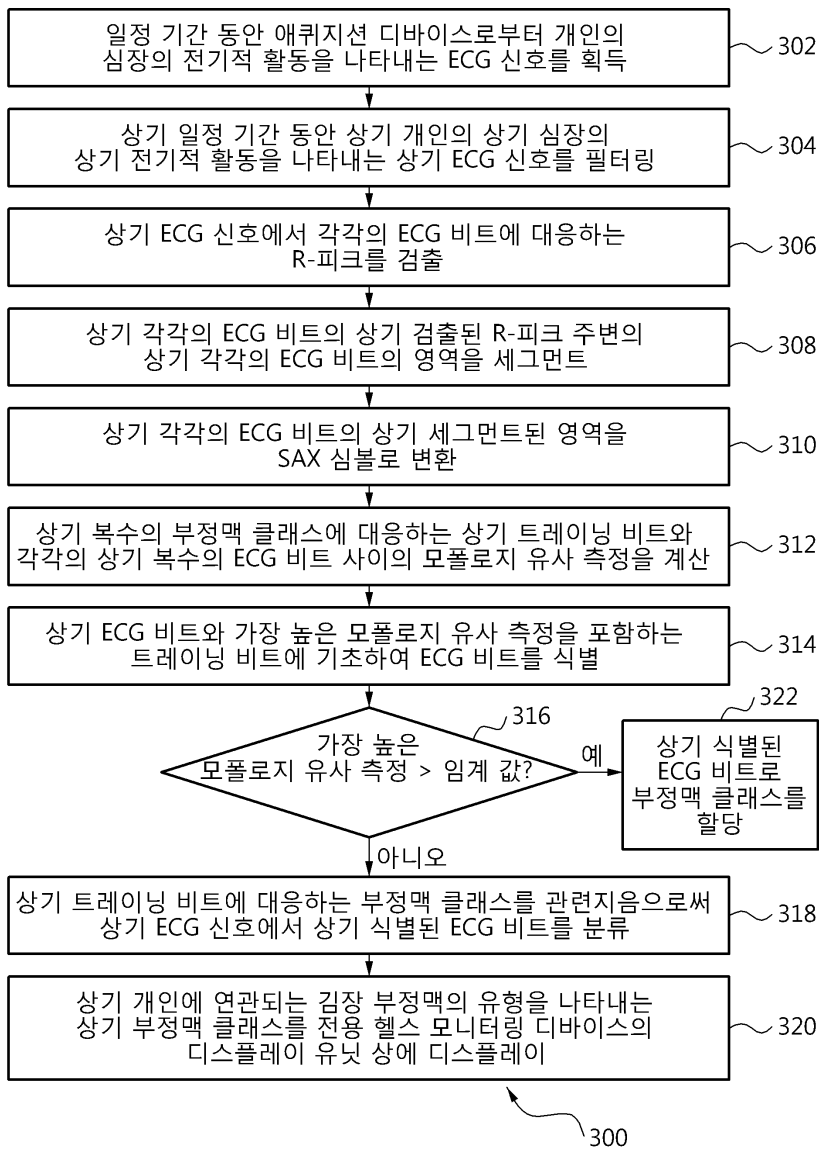


도면2

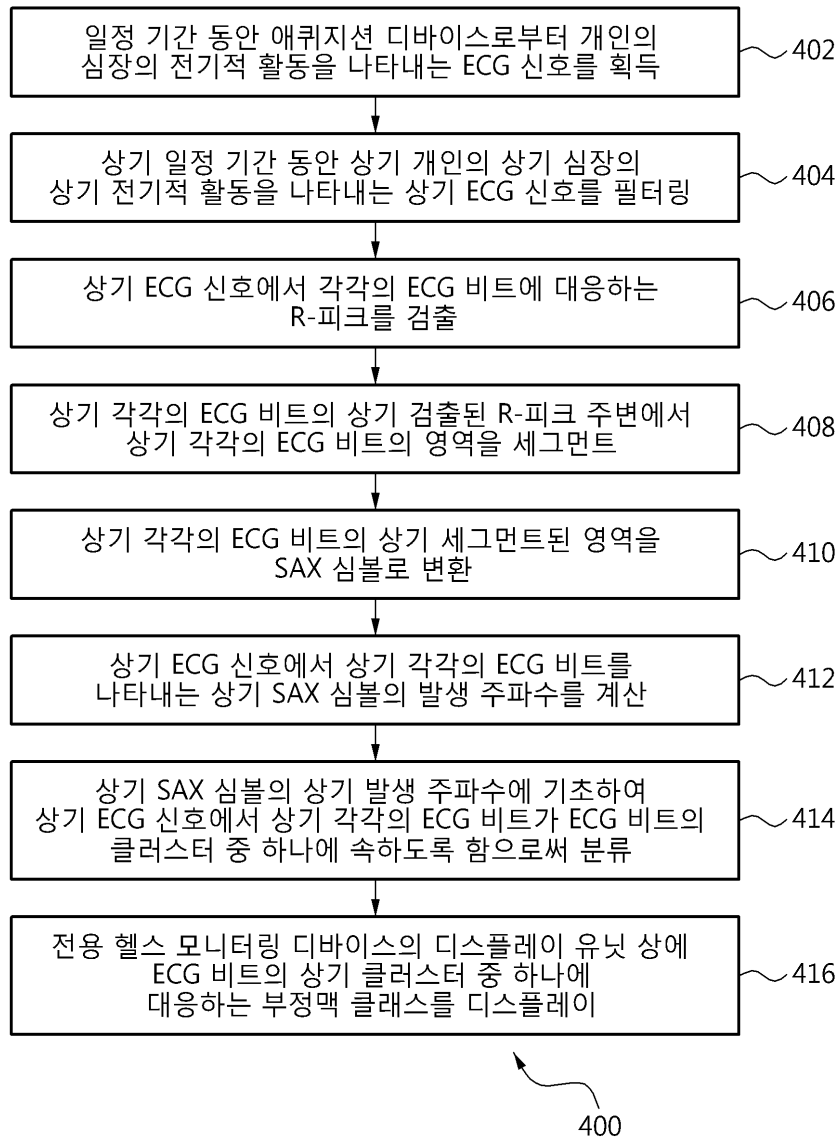


200

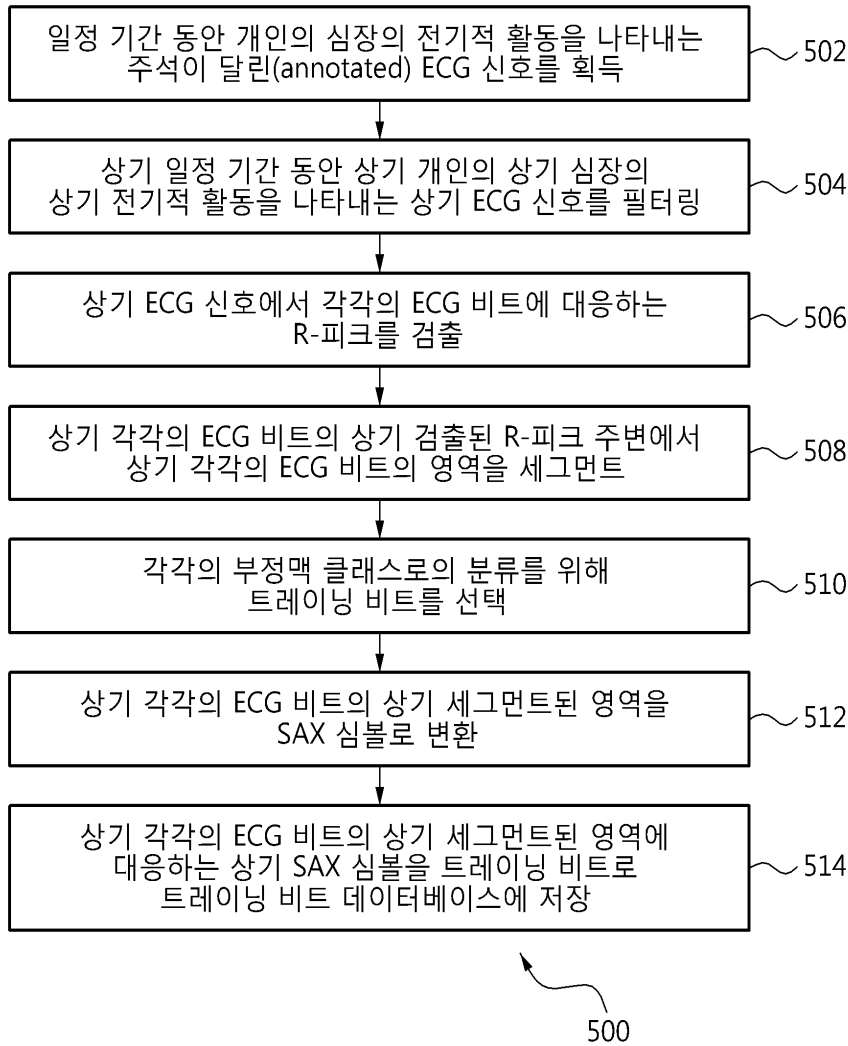
도면3



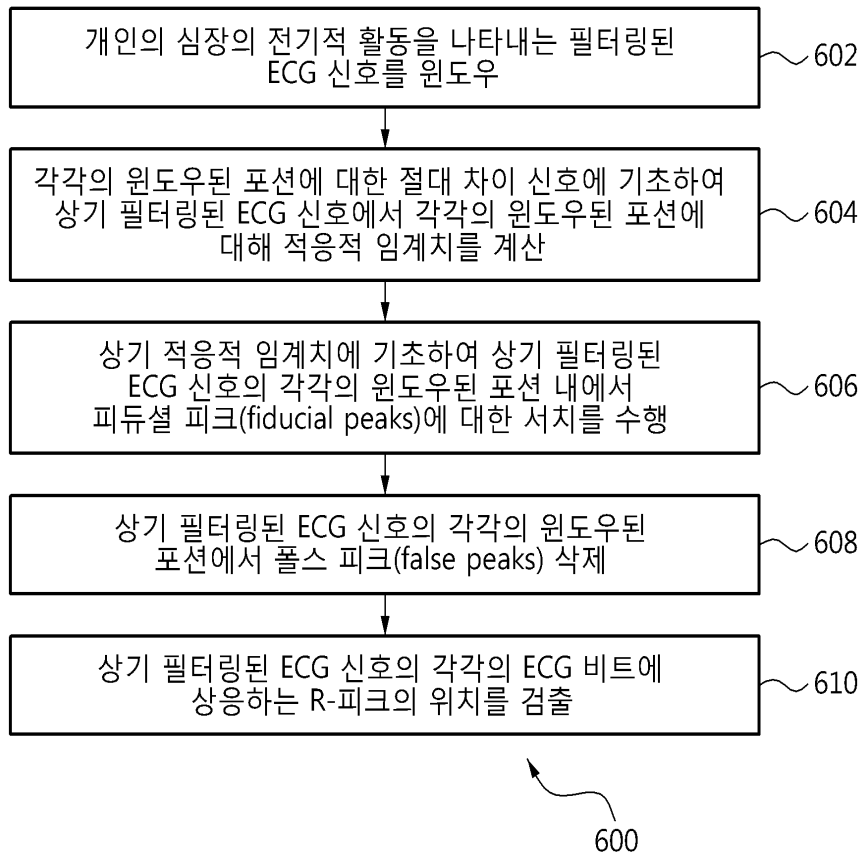
도면4



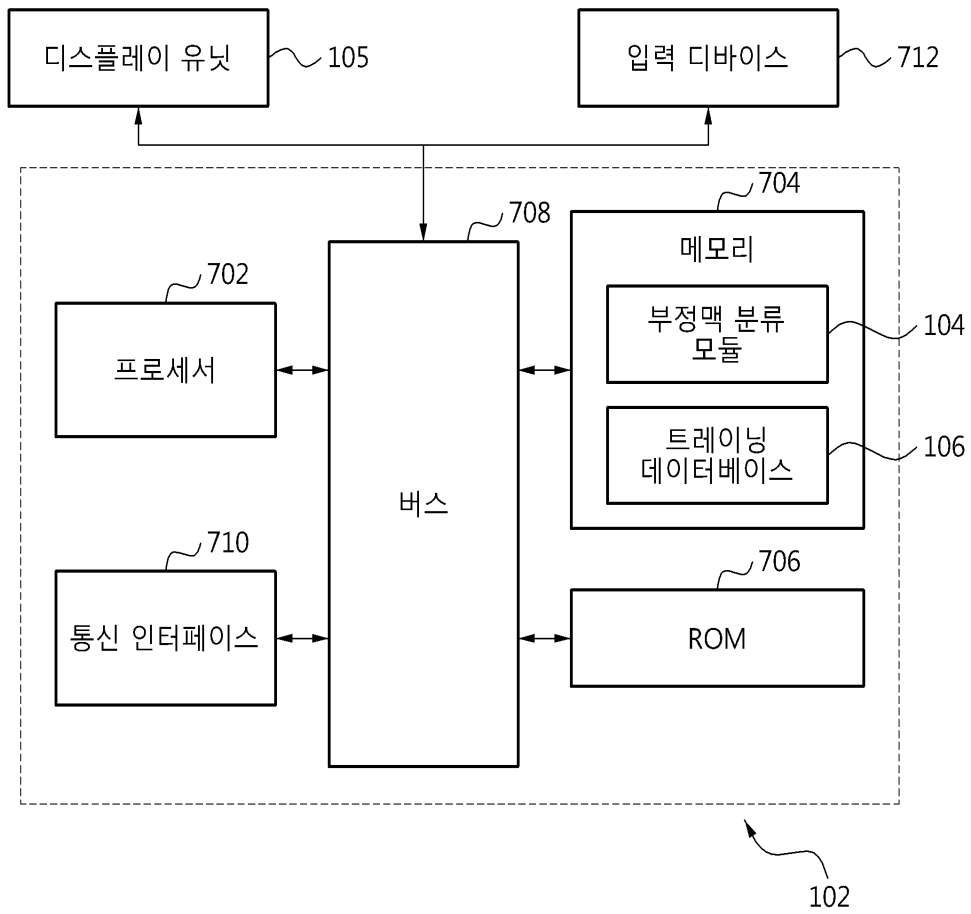
도면5



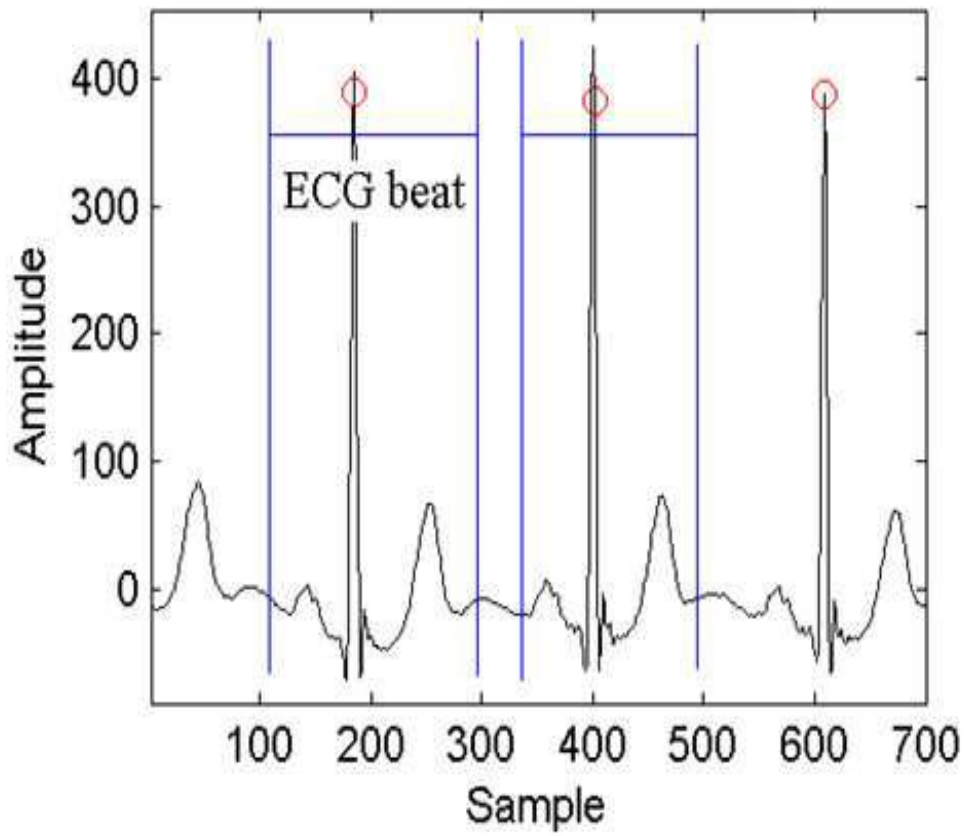
도면6



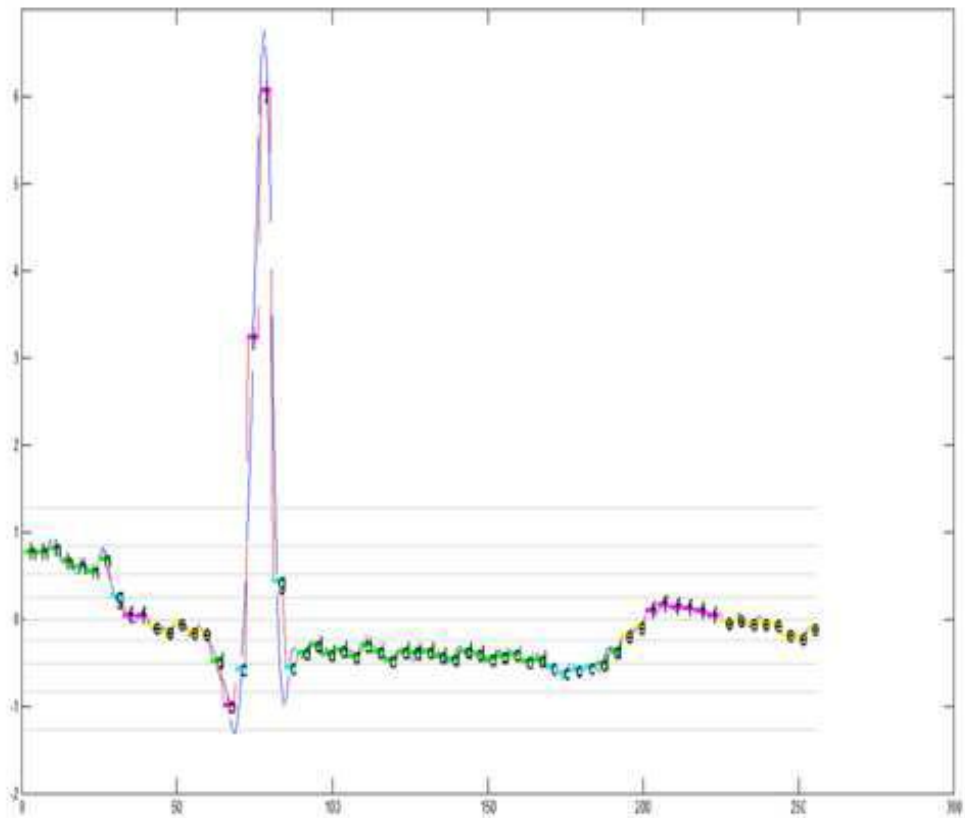
도면7



도면8a



도면8b



专利名称(译)	用于分类心律失常的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020130034635A	公开(公告)日	2013-04-05
申请号	KR1020120108669	申请日	2012-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	DEEP BERA 딥베라 RAGHAVENDRA BOBBI SHANKARNARAYANA BHATTA RANGAVITTAL NARAYANAN SANDIPAN CHAKROBORTY PRAVEEN PANKAJAKSHAN		
发明人	딥베라 라하벤드라보비한카르나라야나밧하타 란가비탈나라야난 발라지차크로보드리 프라빈판카자크한		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0456 A61B5/044 A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/044 A61B5/0006 A61B5/04014 A61B5/0456 A61B5/04525 A61B5/7267		
优先权	3378CHE2011 2011-09-28 IN		
其他公开文献	KR101977745B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了使用心电图 (ECG) 信号对心律失常进行分类的方法和装置。该方法包括在一段时间内接收指示个体心脏的电活动的ECG信号, 该ECG信号包括ECG位。该方法还包括将每个ECG比特转换为符号。该方法还包括基于表示每个ECG比特的符号, 从表示每种类型的心律失常的心律失常类别中识别指示与个体相关的心律失常类型的心律失常类别。 专利文献10-2013-0034635

