



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0084043
(43) 공개일자 2018년07월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0464 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/1102 (2013.01)
A61B 5/02405 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7012921
(22) 출원일자(국제) 2016년10월06일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2018년05월04일
(86) 국제출원번호 PCT/FI2016/050695
(87) 국제공개번호 WO 2017/060569
국제공개일자 2017년04월13일
(30) 우선권주장
20155703 2015년10월07일 핀란드(FI)

(71) 출원인
프레코르디오르 오와이
핀란드 투르크 20520 이타이넨 펫카카투 4 파마시
타
(72) 발명자
에락시넨 주하니
핀란드 투르크 20300 타미스팔탄티에 19
코이비스토 테로
핀란드 투르크 20520 레민카이젠가투 19 씨 61
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
박장원

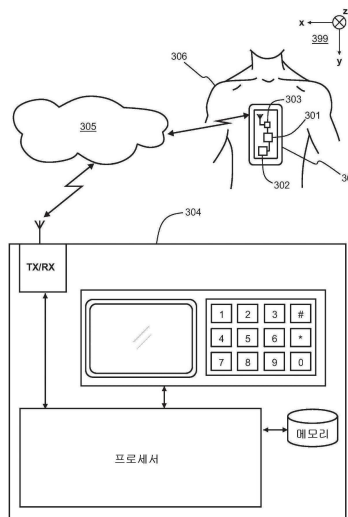
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 발명의 명칭 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하는 방법 및 장치

(57) 요약

심장 상태를 나타내는 정보를 생성하는 장치는 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하는 프로세싱 시스템(301)을 포함한다. 프로세싱 시스템은 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초한 에너지 스펙트럼 밀도로부터 각각 유도 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하도록 구성되며, 각각의 샘플은 시간 길이를 갖는다. 프로세싱 시스템은 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 결정하도록 구성된다. 상기 심장 상태의 결정은, 예를 들어, 심근 경색이 에너지 스펙트럼 밀도의 변화를 일으키는 것을 기초로 한다. 따라서, 예를 들어, 심근 경색과 일반적인 가슴통증을 구별하는 것이 가능하다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/0245 (2013.01)

A61B 5/04014 (2013.01)

A61B 5/0464 (2013.01)

A61B 5/1121 (2013.01)

A61B 5/6804 (2013.01)

A61B 5/6898 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

A61B 5/7282 (2013.01)

A61B 2562/0219 (2013.01)

(72) 발명자

판카알라 미코

핀란드 라이시오 21200 쿠우안라아크손티에 1 에이
5

발토넨 투오마스

핀란드 투르크 20540 하멘티에 20 에이 5

자파리 타디 못타바

핀란드 투르크 20540 요-킬라 8 비 2

명세서

청구범위

청구항 1

장치(300)로서,

개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하는 프로세싱 시스템(301)을 포함하고, 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타내며,

상기 프로세싱 시스템은,

각각이 시간적 길이를 갖는 상기 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량(indicator quantity)들을 형성하고,

미리정해진 규칙에 따라 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은 계산 시간 주기에 대한 상기 회전 신호의 에너지의 추정치를 계산하고, 상기 에너지의 추정치는 지표량들 중 하나를 나타내고,

$$E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B \text{ESD}(f) df,$$

에 따라 정의되며,

E는 에너지의 추정치, $\omega(t)$ 는 회전 신호, T는 계산 시간 주기, t는 시간, ESD(f)는 에너지 스펙트럼 밀도, B는 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역, f는 주파수인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은 상기 에너지 스펙트럼 밀도를 계산하고 그리고 상기 에너지 스펙트럼 밀도의 질량 중심에 대응하는 평균 주파수를 계산하고, 상기 평균 주파수는 상기 지표량들 중 하나를 나타내며,

$$f_{av} = \frac{\int_B f \text{ESD}(f) df}{\int_B \text{ESD}(f) df},$$

에 따라 정의되며,

f_{av} 는 평균 주파수, ESD(f)는 에너지 스펙트럼 밀도, B는 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역, f는 주파수인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은 상기 에너지 스펙트럼 밀도를 계산하고 그리고 상기 에너지 스펙트럼 밀도의 중간 주파수를 계산하며, 상기 중간 주파수는 상기 지표량들 중 하나를 나타내고,

$$\int_{f_{\min}}^{f_m} \text{ESD}(f) df = \int_{f_m}^{f_{\max}} \text{ESD}(f) df,$$

에 따라 정의되며,

f_m 은 중간 주파수, $\text{ESD}(f)$ 는 에너지 스펙트럼 밀도, $f_{\min}$ 은 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역의 하한, $f_{\max}$ 는 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역의 상한, f 는 주파수인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은, 심장의 움직임들에 관련된 신호로부터, 대동맥 판막의 개방에 의한 A0-피크로부터 상기 대동맥 판막의 후속 폐쇄에 의한 AC 피크까지의 시간 간격의 길이를 검출하고, 그리고 상기 하나 이상의 지표량들 및 상기 시간 간격의 검출된 길이에 기초하여 상기 심장 상태의 지표를 형성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은, 상기 장치의 사용자 인터페이스로부터 사용자 제어 신호의 수신에 응답하여 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 미리결정된 규칙의 하나 이상의 파라미터들을 결정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치는 상기 회전 신호를 측정하기 위한 센서 요소(302)를 포함하고, 상기 센서 요소는 상기 프로세싱 시스템에 통신 가능하게 연결되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 센서 요소는 상기 가슴 외부에 있을 때 그리고 상기 가슴과 직접 또는 간접적으로 기계 접촉할 때 상기 회전 신호를 측정하기에 적합한 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 센서 요소는 상기 가슴의 피부 아래에 위치될 때 상기 회전 신호를 측정하기에 적합한 이식 가능한 요소(implantable element)인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 심장 상태의 지표는 심장 허혈(cardiac ischemia)의 지표인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 심장 상태의 지표는 심근 경색의 지표인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 12

제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 심장 상태의 지표는 심장염의 지표인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 심장 상태의 지표는 심근염, 심낭염, 심근 주위염, 심장막염 중 적어도 하나의 지표인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 14

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은, 심장의 동작과 관련된 신호로부터, 심박수를 검출하고, 그리고 상기 하나 이상의 지표량들 및 상기 검출된 심박수에 기초하여 상기 심장 상태의 지표를 형성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은,

심전도 신호를 수신하고,

상기 심전도 신호의 R-피크로부터 동일한 심박 주기에 대응하는 상기 회전 신호의 최고 피크까지의 시간 간격의 길이를 검출하고, 그리고

상기 하나 이상의 지표량들, 상기 검출된 심박수 및 상기 검출된 시간 간격의 길이에 기초하여 상기 심장 상태의 지표를 형성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 16

제14항 또는 제15항에 있어서,

상기 심장 상태의 지표는 빈맥(tachycardia)의 지표인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 프로세싱 시스템은, 상기 검출된 심박수로부터 심박수 변화를 검출하고 그리고 상기 검출된 심박수 변화에 기초하여 상기 심장 상태의 지표를 형성하며, 상기 심장 상태의 지표는 빈맥이 심실성 빈맥인지 또는 심방 빈맥인지를 나타내는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 18

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치는 모바일 폰, 태블릿 컴퓨터, 의료 중 하나인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 19

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치는 무선 송신기(303)를 포함하고, 상기 프로세싱 시스템은 상기 심장 상태의 지표가 심장 이상을 나타내는 상황에 응답하여 경고 신호를 송신하도록 상기 무선 송신기를 제어하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 20

방법으로서,

개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하는 단계(101)를 포함하고, 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타내며,

상기 방법은,

각각이 시간적 길이를 갖는 상기 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출

가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하는 단계(102)와, 그리고

미리정해진 규칙에 따라 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 단계(103)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 21

컴퓨터 프로그램으로서,

상기 컴퓨터 프로그램은, 프로그램가능 프로세싱 시스템을 제어하여,

개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초한 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하고, 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타내며 그리고 상기 하나 이상의 샘플들 각각은 일시적인 길이를 가지며, 그리고

미리결정된 규칙에 따라 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 하는 컴퓨터 실행가능한 명령어들을 포함하는 것을 특징으로 하는 컴퓨터 프로그램.

청구항 22

제21항에 따른 컴퓨터 프로그램으로 인코딩된 비-일시적인 컴퓨터 판독가능 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 일반적으로 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하는 것에 관한 것이다. 생성된 정보는, 예를 들어, 심근 경색증을 나타낼 수 있다. 보다 상세하게는, 본 발명은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하는 장치 및 방법에 관한 것이다. 또한, 본 발명은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 컴퓨터 프로그램에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

심장에 발생할 수 있는 많은 이상들은 진단을 받지 않고 적절하게 처치 및/또는 치료를 하지 않을 경우 심각한 결과를 초래할 수 있다. 예를 들어, 심근 경색 "MI"는 관상 동맥들의 폐색으로 인해 발생하는 가장 심각한 심혈관 질환들 중 하나이다. ST-상승 심근 경색증을 나타내는 STEMI와 비-ST-상승 심근 경색증을 나타내는 NSTEMI의 두 종류가 존재한다. 상기 명칭들은 심전도 "ECG" 추적들의 차이를 반영한다. STEMI 심장 발작은 혈전이 갑자기 형성되어 심장의 동맥을 완전히 막을 때 발생한다. 이로 인해, 심장의 넓은 영역에 이르고, 심장 근육 깊숙이 파손되는 손상을 초래할 수 있다. NSTEMI 심장 발작은 STEMI 심장 발작과 여러면에서 상이하다. NSTEMI의 경우, 심장 마비로 인한 손상은 일반적으로 심장 근육의 전체 깊이까지 확장되지 않는다. 폐색된 혈관을 열기 위한 적절한 조치들, 예를 들어, 풍선 혈관 성형술이 심근 경색의 발생으로부터 충분히 짧은 시간 내에 수행되지 않는다면, STEMI 경색은 매우 위험한 상황을 초래할 수 있다. 심근 경색뿐만 아니라 일부 다른 심장 이상들과 관련된 고유한 문제는 심근 경색 및 기타 심장 이상과 관련된 증상들이 여러 번의 평범한 가슴 통증 증상들과 유사하다는 것이다. 이것은, 심근 경색 또는 일부 다른 심장 이상이 일어나는 있는 심장에서, 개인이 평범한 가슴 통증이라고 잘못 생각하여, 그 결과, 고려되는 개인이 충분히 조기에 상황의 심각성을 인식하지 못하는 상황을 초래할 수 있다. 필요한 치료가 너무 지연되면 결과가 심각할 수 있다. 반면에, 예를 들어 나중에 평범한 가슴 통증으로 판명되는 많은 경우들에도 심장 수술팀이 경고를 받고 준비가 된다면, 의료 자원에 심각한 과부하가 걸릴 수 있다.

[0003]

현재, 심장 활동, 심초음파 및 심장 혈관 운동에 기초한 심전도와 관련된 전자기 현상에 기초한 심전도와 같은 방법들이 다양한 심장 이상들의 식별 및 평가에 사용된다. 심장 활동과 관련된 전자기 현상에 기반한 심전도의 잘 알려진 예는 심전도 "ECG"이며, 심장 혈관 운동에 기반한 심전도의 예들은 심탄도 "BCG"와 심초음파 "SCG"이다. 심 초음파는 심부의 이미지를 제공하고 그리고 심장의 구조와 기능에 대한 포괄적인 정보를 제공할 수 있지만 값 비싼 장비와 특수한 조작 요인이 필요하다. ECG는 심장의 전기적인 평가를 상당히 빠르게 하지만, 수축의 힘에 관한 어떠한 정보도 제공하지 않는다. 심혈관 운동에 기초한 심전도는 심혈관 운동을 나타내는 신호의 측정을 포함한다. 이전에는, 개인이 움직임들을 측정하기 위한 장치가 제공된 침대 위에 누워있는 동안 신호를 얻었거나 다리의 정강이 영역에 부착 된 촉진 장치가 있었다. 현재, 신호는, 작은 센서 요소들, 예를 들어, 심장

의 움직임들을 나타내는 미세한 움직임들을 측정하는데 적합한 가속도계들을 사용하여 얻어질 수 있다. 하지만, 상기의 방법은, 집 또는 전문 의료 인력이 없는 장소에 있는 개인 그리고 가슴에 있는 증상들이 평범한 가슴 통증에 의해 또는 심각한 상황(예를 들어, 심근 경색증, 심실 빈맥, 또는 심근염, 심낭염, 심장막염 또는 심근막염과 같은 심장염)에 의해 야기되는지에 여부에 대한 지표적 정보를 필요로 하는 개인에 대해 적합하지 않다.

[0004] 공개 번호 EP 2198916은 심장의 전기 기계적 파라미터들을 측정하기 위한 이식 가능한 원격 측정 디바이스를 서술한다. 원격 측정 디바이스는 심장의 회전 및 제1 심장 소리 "FHS" 및 제2 심장 소리 "SHS"에 대응하는 기계적 진동들 모두에 관한 데이터를 검출하기 위한 센서 및 대응 프로세싱 수단을 포함한다. 원격 측정 디바이스는 진단 및/또는 치료 및/또는 모니터링 목적으로 이들 데이터를 사용하는 수단을 더 포함한다.

[0005] 공개 번호 US2007032749는 사람인 환자에서 심장 기능을 모니터링하기 위한 시스템을 서술한다. 상기 시스템은 심장에 위치되고 심장 정점의 움직임을 감지하도록 구성된 모션 센서를 포함한다. 상기 시스템은 모션 센서와 동작 가능하게 통신하는 모션 분석 소자를 포함한다. 모션 분석 소자는 동작 센서로부터 심장의 움직임을 나타내는 신호들을 수신하고, 그리고 신호들이 적어도 하나의 미리결정된 베이스 라인 값과 비교되도록 수신된 신호들을 처리하도록 구성된다.

[0006] 공개 번호 W02010145009는 환자의 생리 상태를 나타내는 정보를 결정하기 위한 장치를 서술한다. 상기 장치는: a) 복수의 공간 축들을 따라 측정된 피검자의 심장 운동을 나타내는 심탄동계 데이터를 얻도록 구성된 센서 디바이스; 및 b) 상기 센서 디바이스에 통신 가능하게 연결되고 상기 심탄동계 데이터를 수신하도록 구성된 컴퓨팅 디바이스를 포함한다. 상기 컴퓨팅 디바이스는, 상기 심탄동계 데이터에 기초하여, 상기 피험자의 심장 운동을 나타내는 처리된 데이터를 결정하도록 구성된다. 컴퓨팅 디바이스는 또한 상기 처리된 데이터에 기초하여 피험자의 생리 조건의 하나 이상의 표시들을 결정하도록 구성된다.

[0007] 공개 번호 W02013121431는 심장 성능을 모니터링하기 위한 시스템을 서술한다. 이 시스템은, (a) 심장 운동을 감지하는 동작 센서, (b) 심장의 전기적 활동을 감지하는 전기 센서, 및 (c) 동작 센서 및 전기 센서로부터 수신된 정보를 프로세싱하는 프로세싱 유닛을 포함한다.

[0008] 하지만, 상기에서 언급된 공개 번호들에 서술된 시스템들 및 디바이스들은, 집 또는 전문 의료 인력이 없는 장소에 있는 개인 그리고 가슴에 있는 증상들이 평범한 가슴 통증에 의해 야기되는지 또는 심각한 상황(예를 들어, 심근 경색증, 심실 빈맥, 또는 심근염, 심낭염, 심장막염 또는 심근막염과 같은 심장염)에 의해 야기되는지에 여부에 대한 지표적 정보를 필요로 하는 개인에 대해 적합하지 않다.

발명의 내용

[0009] 다음은 다양한 발명의 실시예들의 일부 양상들에 대한 기본적인 이해를 제공하기 위해 간략화된 요약을 나타낸다. 요약은 발명의 광범위한 개관이 아니다. 이는 본 발명의 핵심 또는 중요한 요소를 식별하거나 본 발명의 범위를 서술하기 위한 것이 아니다. 이하의 요약은 단지 본 발명의 예시적인 실시예들의 더욱 상세한 설명에 대한 서두로서 단순화된 형태로 본 발명의 일부 개념들을 제시한다.

[0010] 본 발명에 따르면, 심장 상태들을 나타내는 정보를 생성하는 새로운 방법이 제공된다. 본 발명에 따른 방법은:

[0011] 개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하는 단계 - 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타내며 - 와;

[0012] 각각의 샘플이 0이 아닌 지속 기간, 즉 회전 신호의 클립이 되도록 각각이 시간적 길이를 갖는 상기 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 에너지 스펙트럼 밀도 "ESD"로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하는 단계와, 그리고

[0013] 미리정해진 규칙에 따라 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 단계를 포함하고, 심장 상태의 지표는 심장의 상태, 즉 심장이 정상 상태에 있는지 또는 예를 들어, 심근 경색증과 같은 심장 허혈, 심실 빈맥, 또는 심근염, 심낭염, 심장막염 또는 심근막염과 같은 심장염에 대응하는 비정상 상태에 있는지를 나타낸다.

[0014] 심근 경색 "MI" 및 많은 다른 심장 이상들은, 상기 회전 신호의 하나 이상의 샘플들의 에너지가 상이한 주파수들에 걸쳐 어떻게 분포되는지를 설명하는 상기 에너지 스펙트럼 밀도의 변화들을 야기하는 것을 알 수 있다. 심근 경색 및 기타 많은 심장 이상들은 심근 비틀림 및 폴리기 운동을 변화시키며 이에 상응하여 심실 근육은 정상적으로 행동하지 않는다. 따라서, 하나 이상의 지표량들을 이용하여, 예를 들어 심근 경색과 가슴 통증을 구

별하는 것이 가능하다.

- [0015] 상기 회전 신호는, 예를 들어, 자이로스코프 또는 심장 회전 운동에 의해 야기된 가슴의 회전에 비례하는 신호인, 자심 교정 신호 "GCG"를 얻기 위한 다른 회전 센서로 생성될 수 있다. 회전은 일반적으로 x, y 및 z 축으로 불리는 3개의 상호 직교 기하 축에 대하여 유리하게 측정된다. 이 경우, 회전 신호는 각각 고유의 에너지 스펙트럼 밀도를 가지며 심장 상태의 지표를 결정하는데 사용될 수 있는 3개의 성분들을 갖는다.
- [0016] 심장 회전들은 임상 파라미터, 즉 심장에 의해 생성된 뇌졸중 양의 약 60%를 담당하는 주요 심장 특성이다. 위에서 언급한 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출할 수 있는 지표 수량들의 변화들이 잠재적인 심장 문제들에 대한 경고를 제공한다는 것으로 알려진다. 상술된 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능한 지표량은 예를 들어 회전 신호의 샘플의 에너지일 수 있다. 위에서 언급한 에너지가 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능하지만, 에너지는 시간 영역의 샘플에 기초하여 계산될 수 있음을 주목할 필요가 있다. 따라서, 에너지를 얻으려면 에너지 스펙트럼 밀도를 계산할 필요가 없다.
- [0017] 본 발명과 관련하여, 예를 들어, STEMI 경색은 가슴의 회전과 관련하여 전술한 에너지의 증가를 유발한다는 것이 알려진다. 이것은, E. Marcelli, L. Cencenelli, M. Musaico, P. Bagnoli, M.L. Costantino, R. Fumero 및 G. Plicchi "자이로스코프 센서들에 의한 심장 회전의 평가" Computer, Cardiology 2008; 35: 389-392, Universita di Bologna, Bologna, Italy에 의해 보고된 결과들과 상이하다. E. Marcelli 등의 공표는 심장 표면에 직접적인 자이로스코프로 얻은 결과들을 나타낸다. 이러한 결과들에 따르면, 급성 허혈은 측정된 최대 각속도의 최대 값 모두에서 현저한 감소를 일으킨다. 따라서, 예를 들어 STEMI 경색이 가슴의 회전과 관련하여 상술한 에너지의 증가를 야기하는 상황은 E. Marcelli 등이 보고한 결과로부터 예측할 수 없다.
- [0018] 많은 자이로스코프들의 장점은 작업이 중력의 영향을 받지 않는다는 것이다. 따라서, 측정은 모니터링된 개인의 위치 또는 자세와 실질적으로 독립적이다. 가슴의 외부 각 운동은, 단순한 심장 회전의 정도 및 심장의 크기와 사람의 가슴의 직경 사이의 비율로부터 예상할 수 있는 것보다 훨씬 큰 수치라는 것을 알 수 있다. 각 운동의 검출은 또한 심장에 대한 센서의 자세에 상대적으로 둔감하다는 것을 또한 알 수 있다. 따라서, 하나의 자이로스코프, 예를 들어, 고려중인 개인의 가슴에 기계적으로 연결되고 하나의 기하 축에 대하여 회전 신호를 측정하도록 구성된, 마이크로 전자기기계적 자이로스코프로도 비교적 정확한 측정이 이루어질 수 있다. 마이크로 전자기계 자이로스코프는 정확하고 크기가 작으며 상업적으로 이용가능 하다.
- [0019] 또한, 회전 신호를 측정하기 위한 센서 요소는 고려 대상인 개인의 가슴 피부 아래에 위치될 때 상기에서 언급한 회전 신호를 측정하기에 적합한 이식 가능한 요소일 수 있다.
- [0020] 본 발명에 따르면, 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 새로운 장치가 또한 제공된다. 본 발명에 따른 장치는 개개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하기 위한 프로세싱 시스템을 포함하며, 상기 회전 신호는 심장 회전을 적어도 부분적으로 나타낸다.
- [0021] 상기 프로세싱 시스템은, 각각이 시간적 길이를 갖는 상기 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하고, 그리고 미리정해진 규칙에 따라 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 구성된다.
- [0022] 상기 장치는 회전 신호를 측정하기 위한 센서 요소(sensor element), 예를 들어, 자이로스코프를 더 포함할 수 있다. 그러나, 상기 장치는 반드시 임의의 센서 요소를 포함하지는 않지만 상기 장치는 외부 센서 요소에 연결하기 위한 신호 인터페이스를 포함할 수 있다는 것이 강조된다.
- [0023] 상기 장치는, 예를 들어, 모바일 폰, 태블릿 컴퓨터, 상기에서 언급된 프로세싱 시스템 및 또한 가능하게는 센서 요소, 즉, 웨어러블 전자장치들을 포함하는 의복, 가슴의 증상들이 심각한 상황을 암시하는지를 나타내는 지표 정보가 적어도 필요한 개인이 사용할 수 있는 다른 디바이스일 수 있거나 또는 이러한 디바이스들을 더 포함할 수 있다. 몇몇 경우들에서, 상기 장치는, 예를 들어, 상술한 프로세싱 시스템을 구성하도록 구성된 단일 집적 회로 "IC"일 수 있음에 유의할 필요가 있다.
- [0024] 본 발명에 따르면, 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 새로운 컴퓨터 프로그램도 제공된다. 상기 컴퓨터 프로그램은, 프로그램가능 프로세싱 시스템을 제어하여,
- [0025] - 개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초한 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하고, 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타내며 그리고 상기 하나 이상의 샘플들 각각은 일시적인 길이를 가지며, 그리고

- [0026] - 미리결정된 규칙에 따라 상기 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 하는 컴퓨터 실행가능한 명령어들을 포함한다.
- [0027] 본 발명에 따르면, 또한 새로운 컴퓨터 프로그램 제품이 제공된다. 컴퓨터 프로그램 제품은, 본 발명에 따른 컴퓨터 프로그램으로 인코딩된 비-휘발성 컴퓨터 판독가능 매체, 예를 들어, 콤팩트 디스크 "CD"를 포함한다.
- [0028] 본 발명의 다수의 예시적이고 비-한정적인 실시예들이 첨부된 종속항에 서술된다.
- [0029] 추가된 목적들 및 이점과 함께 구성들 및 작동 방법에 관한 본 발명의 다양한 예시적이고 비-한정적인 실시예는, 첨부 도면과 관련하여 읽혀질 때 특정 예시적인 실시예들에 대한 다음의 설명으로부터 가장 잘 이해될 것이다.
- [0030] "포함하다"라는 동사는, 인용되지 않은 피쳐들의 존재를 배제하거나 요구하지 않는 열려있는 제한사항으로 사용된다. 동반된 종속항에 열거된 피쳐들은 달리 명시하지 않는 한 서로 자유롭게 결합될 수 있다. 또한, 본 명세서 전반에 걸쳐, 단수 형태의 단어의 사용은 다수를 배제하지 않는다는 것을 이해해야 한다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예들 및 그 이점들은 첨부된 도면들을 참조하여 이하에서보다 상세히 설명된다.
- 도 1은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법의 흐름도를 도시한다.
- 도 2는 정상적인 경우 및 STEMI 위반의 경우에 3개의 상호 직교하는 기하 축들에 대한 가슴의 회전 운동과 관련된 예시적인 에너지 스펙트럼 밀도들을 도시한다.
- 도 3은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치의 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0032] 이하의 설명에 제공된 특정 예들은 첨부된 청구항들의 범위 및/또는 적용 가능성을 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다. 설명에 제공된 목록들 및 예들의 그룹들은 별도로 명시하지 않는한 배타적이지 않다.
- [0033] 도 1은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법의 흐름도를 도시한다. 이 방법은 하기의 액션들을 포함한다:
- [0034] - 액션 101 : 개개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하는 단계 - 상기 회전 신호는 심장 회전을 적어도 부분적으로 나타내며 - 와;
- [0035] - 액션 102 : 각각이 시간적 길이를 갖는 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 에너지 스펙트럼 밀도 "ESD"로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하는 단계와,
- [0036] - 액션 103 : 미리정해진 규칙에 따라 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 단계.
- [0037] 심장 상태의 지표는 심장 이상 및/또는 심장 이상의 위험을 나타낼 수 있다. 심장 이상은, 예를 들어, 심근 경색과 같은 심장 허혈, 또는 심근염, 심낭염, 심근 주위염 또는 심근막염과 같은 심장염일 수 있다.
- [0038] 심장 상태의 지표는, 예를 들어, 각각의 지표량을 하나 이상의 임계값들과 비교함으로써 형성될 수 있다. 단 하나의 임계값과 비교되는 단 하나의 지표량이 있는 경우, 심장 상태의 지표는 예/아니오 유형의 2개의 값의 데이터 항목이다. 적어도 2개의 지표량들이 존재하거나 지표량에 대해 적어도 2개의 임계값들이 존재하는 경우, 심장 상태의 지표는 상이한 레벨들의 심장 이상의 위험을 표현할 수 있다. 주어진 지표량과 관련된 임계값들은, 각 임계값이 심근 경색 및/또는 일부 다른 심장 이상의 특정 확률을 나타낼 수 있도록 일련의 임계값들을 구성할 수 있다. 대응하여, 많은 지표량들과 관련된 임계값들은, 각각의 임계 값 그룹이 심근 경색 및/또는 다른 어떤 심장 이상의 특정 확률을 나타내도록 지표량들에 대한 임계값들을 각각 포함하는 일련의 임계값 그룹들을 구성할 수 있다. 각 임계값은, 한 사람 또는 한 그룹의 사람들로부터 수집된 데이터에 기초하여 결정될 수 있다. 임계값은, 반드시 일정할 필요는 없지만, 임계값은 고려대상인 개인, 시간 및/또는 다른 요인들에 따라 변화될 수 있다.

- [0039] 심장 상태의 지표는 반드시 위에 언급된 종류의 임계값에 기초하지 않는다는 것은 주목할 가치가 있다. 또한, 심장 상태의 지표는, 그 입력이 하나 이상의 지표량들이고 그리고 그 출력이 심장 이상의 확률인 수학적 공식으로 형성될 수 있다.
- [0040] 상기 회전 신호는, 예를 들어, 자이로스코프, 또는 심장의 회전 운동에 의해 야기된 가슴의 회전에 비례하는 신호를 가슴의 외부로부터 측정하기 위한 다른 회전 센서로 생성될 수 있다. 또한, 회전 신호가 가슴의 피부 아래에 배치된 임플란트 요소로 생성될 수도 있다.
- [0041] 회전 신호는 주어진 기하 축에 대해 시간-의존 각속도로 표현될 수 있다. 심장 상태의 검출의 신뢰성을 향상시키기 위해, 일반적으로 x , y 및 z 축으로 불리는 3개의 상호 직교하는 기하 축에 대하여 유리하게 측정된다. 개인의 신체에 대한 x , y 및 z 축의 방향이 도 3에서 도시된다. 이 경우, 회전 신호는 각각 고유의 에너지 스펙트럼 밀도를 갖는 3개의 성분들을 갖는다.
- [0042] 도 2는 정상적인 경우 및 STEMI 위반의 경우에 3개의 상호 직교하는 기하 축들에 대해 측정된 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초한 예시적인 에너지 스펙트럼 밀도들을 도시한다. 정상적인 경우의 x , y 및 z 축에 관련된 에너지 스펙트럼 밀도는 도면 부호 201x, 201y 및 201z로 표시되어 있다. 따라서, STEMI 위반의 경우 x , y 및 z 축에 관련된 에너지 스펙트럼 밀도는 도면 부호 202x, 202y 및 202z로 표시된다. 정상적인 경우에, 결합된 에너지 스펙트럼 밀도가 에너지 스펙트럼 밀도(201x, 201y 및 201z)의 합이 되도록 결합된 에너지 스펙트럼 밀도를 계산하는 것이 가능하다. 이에 따라, STEMI 위반 사례의 경우, 결합된 에너지 스펙트럼 밀도가 에너지 스펙트럼 밀도(202x, 202y 및 202z)의 합이 되도록 결합된 에너지 스펙트럼 밀도를 계산할 수 있다.
- [0043] 도 2에 도시된 예시적인 에너지 스펙트럼 밀도들은 웰치 방법(Welch method)으로 계산되고, 여기서, 고려되는 시간 도메인 신호는 먼저 오버랩하는 샘플들로 분할되고, 오버랩하는 샘플들은 적절한 윈도우 함수로 윈도우화되고, 이산 푸리에 변환은 각각의 윈도우화된 샘플에 대해 계산되고, 이산 푸리에 변환의 결과들은 제공이 되고, 이후, 제공의 결과들은 노이즈의 영향을 감소시키기 위해 평균화된다. 이 경우, 각 샘플의 시간적 길이는 유리하게는 하나의 심장박동 주기 또는 2 이상의 연속적인 심장박동 주기들이다. 계산된 에너지 스펙트럼 밀도는, 에너지 스펙트럼 밀도 값들을 샘플들의 시간 길이로 나눔으로써 파워 스펙트럼 밀도 "PSD"로 변환될 수 있다. 이산 푸리에 변환은, 예를 들어, 고속 푸리에 변환 "FFT"일 수 있다.
- [0044] 도 2에서 알 수 있는 바와 같이, 정상적인 경우의 에너지 스펙트럼 밀도 (201x, 201y 및 201z)는 심근 경색의 경우 대응하는 에너지 스펙트럼 밀도(202x, 202y 및 202z)와 현저히 상이하다.
- [0045] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은 급성 심근 경색 "AMI"의 하나 이상의 징후들을 검출하는 단계를 포함한다. 급성 심근 경색은, 가장 심각한 심장 질환 중 하나이며 그리고 가능한 한 조기에 높은 정확도로 검출되어 임상적 개입이 가능해야 한다. 심장 회전 및 가속도를 나타내는 측정된 데이터는 비-중첩 및 연속 시간 기간 각각을 나타내는 비-중첩 데이터 세그먼트로 유리하게 분할된다. 각 시간 주기의 시간 길이는, 예를 들어, 10초 또는 다른 적절한 시간 길이가 될 수 있다. 측정된 데이터는, 예를 들어, FFT(Fast Fourier Transform) 필터링 및 잠재적인 노이즈 제어를 통해 사전처리될 수 있다. 사전처리된 데이터에서 여러 기능들이 감지될 수 있다. 검출된 특성들은, 예를 들어, 심장박동수 변화, 심장박동수, 전환점 비율, 스펙트럼 엔트로피, 이들의 변형, 및/또는 신호의 형태를 나타내는 로컬 이진 패턴 "LBP"들 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 예를 들어, 사전처리 단계로 도미넌트(Dominant) LBP들 및 가보(Gabor) 필터링을 사용하는 LBP들과 같은 LBP들의 여러 변형이 존재한다. 전술한 특성들에 부가하여, 모멘트들, 스펙트로그램들, 웨이블렛들 또는 푸리에 변환 기반 특성들, 예를 들어, 단시간 푸리에 변환과 같은 다른 특성들을 사용할 수 있다.
- [0046] 위에서 언급한 데이터 세그먼트들의 각각은 다음과 같은 6개의 컴포넌트들: 가속도계 X , 즉, x -방향의 가속도, 가속도계 Y , 가속도계 Z , 자이로 X , 즉, x -축을 중심으로 한 회전, 자이로 Y 및 자이로 Z 로 나눌 수 있다. x , y , z 방향 각각에 대해, 방향 특정 가속도 특성 벡터 "ACC_FV" 및 방향 특정 자이로스코프 특성 벡터 "GYRO_FV"는 고려되는 방향과 관련된 데이터 세그먼트 컴포넌트들로부터 추출될 수 있다. 그 후, 결과적인 6개의 특성 벡터들은, 각각의 개별 특성 벡터의 길이의 6배의 길이를 갖는 연결된 특성 벡터로 분류하기 위해 결합된다. x 방향, y 방향 및 z 방향과 관련된 개별 특성 벡터가, ACC_FV_x, ACC_FV_y, ACC_FV_z, GYRO_FV_x, GYRO_FV_y 및 GYRO_FV_z 인 경우, 연결된 특성 벡터는 [ACC_FV_x, ACC_FV_y, ACC_FV_z, GYRO_FV_x, GYRO_FV_y, GYRO_FV_z]이다.
- [0047] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법에서, 예를 들어, 10배 교차 검증을 사용하는 2진 분류기는, 마지막으로 연결된 특성 벡터의 일부를 포함하는 데이터를 다음의 두 클래스들: AMI 및 NON_AMI로 분류하고

록 트레이닝된다. 2진 분류기의 트레이닝 데이터는, 예를 들어, 트레이닝 데이터가 AMI 상황들에 대응하는 데이터 부분들 및 AMI 없는 상황들에 대응하는 다른 데이터 부분들을 포함하도록 환자들의 수술 전 및 수술 후 상태에 대응할 수 있다. 분류는, 예를 들어, 지원 벡터 머신 "SVM", 커널 SVM "KSVM" 및 랜덤 포레스트 "RF"를 포함하는 적절한 기계 학습 분류기들을 사용하여 수행될 수 있다. 또한, 컨볼루션 뉴럴 네트워크(Convolutional Neural Networks), 딥 컨볼루션 뉴럴 네트워크(Deep Convolutional Neural Networks), 베이즈 분류기(Bayes Classifier) 및 기타 감독 또는 감독되지 않은 분류기들과 같은 많은 다른 적합한 분류기들이 존재한다. 클러스터링과 같은 감독되지 않은 분류는, 예를 들어, 감독된 분류기의 설계를 돕기 위해 사용될 수 있다. AMI 검출의 분류 결과들은 사용자 인터페이스를 통해 보고되고 그리고/또는 메모리에 기록될 수 있다. 단순히 상술한 AMI 및 NON_AMI 이외의 다른 클래스들을 검출할 수 있는 분류기를 사용할 수도 있다. 예를 들어, 분류기는 제3 클래스로서 잡음을 분리시키거나, 또는 추가 클래스 또는 임의의 수 N개의 심장 이상, 즉, N개의 클래스들로서 심방세동과 같은 완전히 상이한 심장 상태를 분리하도록 트레이닝될 수 있다. 또한, 분류기의 클래스들은 엄격할 필요는 없다. 즉, 분류기는 또한 추가 처리를 위해 클래스들의 확률들을 리턴할 수 있다. 때로는, 연결된 특성 벡터의 길이가 매우 길 수 있으며, 이러한 경우, 주된 컴포넌트 분석 "PCA" 또는 독립 컴포넌트 분석 "ICA"와 같은 특성 벡터 길이 감소 방법들 또는 임의의 다른 적합한 방법으로 길이를 감소시키는 것이 바람직할 수 있다. 이로 인해 기계 학습 알고리즘의 성능이 향상될 수 있다.

[0048] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치는, 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호 및 가슴의 가속을 나타내는 가속 신호를 수신하는 프로세싱 시스템을 포함하고, 그리고 회전 신호 및 가속 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전 및 가속도를 나타낸다. 프로세싱 시스템은, 급성 심근 경색 "AMI"의 하나 이상의 징후들을 검출하기 위한 전술한 방법을 수행하도록 구성된다.

[0049] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치는 가속도계 및 자이로스코프를 포함하는 스마트폰 또는 다른 장치이다. AMI의 징후를 감지하기 위해 환자가 위를 향한 위치에 있을 때 스마트폰을 환자의 가슴에 놓을 수 있다. 그런 다음 측정 기록을 환자로부터 가져온다. 이후, 절차는 비-침습적이며 의료진 및/또는 다른 유사한 사람들의 지원없이 수행될 수 있다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치는 웨어러블 디바이스 또는 이식가능한 디바이스이다. 본 발명의 예시적이고 비-제한적인 실시예에 따른 장치는 병원 응급 처치 클리닉 또는 그와 동등한 장소 같은 원격 장소로 환자에 관한 정보를 전송하거나 단순히 사용자에게 자신의 상태를 알리도록 구성된다. 가속도계 및 자이로스코프는 예를 들어 마이크로 전기 기계 시스템 "MEMS"일 수 있다.

[0050] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은 심실 및/또는 심방 빈맥의 하나 이상의 징후들을 검출하는 단계를 포함한다. 빈맥은 휴식 심박수가 급격하게 증가하는 것으로, 개인의 심장 박동수가 불규칙하게, 즉, 신체 활동이나 외부 스트레스 없이도 정상 속도를 초과한다(예를 들어, 분당 100회 이상이다). 일반적으로, 심실 또는 심방의 비정상적인 전기적 자극은 빠른 심박수를 초래하고 개인의 심장 펌핑 동작 리듬을 제어한다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 자이로스코프 신호들이 심박 빈맥, 심방 및 심실 빈맥 모두와 같은 심장의 상이한 상태들을 나타내는 가설에 기초하며, 자이로스코프 신호들의 몇 가지 특성들을 고려하여 빈맥을 정상적인 리듬에서 분류하는 것이 가능하다. 심박 급속증의 특성들을 감안할 때, 심방 빈맥과 심실성 빈맥을 매우 위험한 상태로 판별하여 갑작스런 사망을 초래할 수 있다. 다음은 자이로스코프를 사용하여 심실 및 심방 빈맥을 감지하는 간단한 요약을 제공한다. 상기 방법은, 심장 회전을 측정하고, 회전 속도계의 에너지/파워 스펙트럼 밀도에 직접적으로 또는 간접적으로 관련된 하나 이상의 특성들 및/또는 지표량들을 고려하여 이루어진다. 심근 경색 "MI"뿐만 아니라 심박 빈맥이 심근의 전체, 즉 절대적인 회전을 변화시키는 것으로 인식되어 왔다. 심박 빈맥은 심근 비틀림 및 폴리기 운동에 영향을 미치고 상응하는 심실 및 심방 근육은 정상적으로 수행되지 않는다. 적절한 특성들 및/또는 지표량들의 도움으로 심박 빈맥을 정상적인 리듬과 구별할 수 있다. 또한, 심방 빈맥과 심실성 빈맥을 구별할 수 있다.

[0051] 심실 및/또는 심방 빈맥의 하나 이상의 징후들을 검출하는 방법은, 일반적으로 빈맥 조건들, 심박수 및 회전 신호들의 피크-투-피크 진폭, 즉 GCG가 갑자기 증가하여 정상 레벨을 초과한다는 인식에 기초한다. 보다 정확하게, 심박수는 빈맥을 진단하기 위한 기본 징후인 휴식 상태에서 100회 이상의 분당 비트들 "bpm"로 급격히 증가한다. 유사하게, 진폭은 일반적으로 정상 리듬보다 적어도 2배 이상 커진다. 회전 신호의 진폭에서의 이러한 변화는 신호에서 빈맥의 에피소드들을 인식하는 독특한 특성이다.

[0052] 빈맥 에피소드를 발견한 후, 빈맥의 유형을 진단하는 것이 중요하다. 심실 빈맥 "VT"에서 비트-투-비트 간격은, 불규칙하게 변화하며, 이는, VT가 상당한 심박동 수의 변화 "HRV", 즉, 연속적인 심장 박동 주기 사이의 시간편차를 유발한다는 것을 의미하는 반면에, 심방 빈맥에는 심박동 수의 변화가 없거나 무시할 수 있다. 따라서, 심박동 수와 심방 빈맥을 분류하기 위해 HRV 인덱스들을 추정할 수 있다. 빈맥 상황에서의 전체 심장 회전 또는

절대 심장 회전이 정상적인 리듬과 크게 상이한 것으로도 알려진다. 정상적인 리듬 회전들을 기준으로 고려할 때, 심실 빈맥은 더 적은 심근 회전, 비틀기+풀어 풀기를 적용하는 반면, 심방 빈맥은 심근에 더 많은 회전을 가한다. 그러므로, 심장 회전이 위에서 언급한 기준보다 작은 에피소드들은 심실성 빈맥으로 간주될 수 있으며 그리고 회전 값들이 더 큰 것은 심방 빈맥으로 간주될 수 있다. 따라서, 회전 정보가 심장 상태의 지표로 간주될 수 있기 때문에, 총 심근 회전의 변화가 고려될 수 있다.

[0053] 지표들은 주파수 영역에서도 고려될 수 있다. 위에서 언급한 바와 같이, 심박동 수 변화는 심실성 빈맥 동안 유의하게 나타나며, 따라서, 심실성 빈맥이 있는 동안 자이로스코프 신호들의 에너지/전력 스펙트럼 밀도에서 중요한 단일 주파수 컴포넌트를 발견할 수 없다. 다른 예로서, 자기 상관 기술을 사용하여, 자이로스코프 신호에 중요한 주파수 성분이 존재하는지 여부를 단순히 결정할 수 있다. 자가 상관 플롯에서 주요한 측면 피크들이 없으면 심실성 빈맥의 지표로 간주될 수 있는 반면에, 자기 상관 플롯에서 주요한 측면 피크들은 고려된 에피소드가 심방 또는 부비동 빈맥일 수 있음을 의미한다. 전술한 접근법은 빈맥을 나타내기 위해 사용될 수 있다. 또한, 전술한 접근법은, 검출된 빈맥, 즉 심실 또는 심방 빈맥의 유형을 나타내기 위해 사용될 수 있다. 몇 가지 상이한 시간과 주파수 도메인 피쳐들 및 지표들은 심장 상태의 식별을 위해 설명될 수 있다.

[0054] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치는 개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하는 프로세싱 시스템을 포함하며, 여기서 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타낸다. 프로세싱 시스템은 심실 및/또는 심방 빈맥의 하나 이상의 징후들을 검출하기 위한 전술한 방법을 수행하도록 구성된다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치는 스마트폰 또는 자이로스코프를 포함하는 다른 적절한 디바이스이다.

[0055] 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출가능한 하나 이상의 지표량들을 정의하는 수많은 방법들이 존재한다. 아래에 몇 가지 예시적인 방법들이 제시된다.

[0056] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법에서, 적어도 하나의 지표량은, 예를 들어 하나 이상의 심박동 주기들일 수 있는 계산 시간 주기상의 회전 신호의 에너지로 정의된다. 에너지의 증가는, 심장 이상증, 예를 들어, 심근 경색과 같은 심장 허혈, 또는 심근염, 심낭염, 심근 주위염 또는 심근막염과 같은 심장염의 증가된 위험을 나타낸다. 에너지의 추정치는 다음 방정식에 따라 계산될 수 있다.

[0057] [수학식 1]

$$E = \int_T \omega(t)^2 dt,$$

[0058]

[0059] 여기서 E는 에너지의 추정치이며, $\omega(t)$ 는 회전 신호이고, T는 계산 시간 주기이며, t는 시간이다. 2 또는 3차원의 경우에서, 신호 $\omega(t)$ 는 하나의 기하축, 예를 들어, x, y 또는 z축에 대한 회전 신호의 컴포넌트이다. 에너지의 상응하는 추정치들은 또한 회전 신호의 다른 컴포넌트들에 대해서도 계산될 수 있다. 위에서 언급한 에너지 추정치는 다음 방정식에 따라 계산할 수도 있다.

[0060] [수학식 2]

$$E = \int_B ESD(f) df,$$

[0061]

[0062] 여기서 ESD(f)는 에너지 스펙트럼 밀도이고, B는 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역이며, 그리고 f는 주파수이다. 수학식 1에서 알 수 있는 바와 같이, 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출가능한 지표량을 형성하는 것은 반드시 에너지 스펙트럼 밀도를 계산할 필요가 없다.

[0063] 에너지의 추정치는 심장 상태의 지표를 얻기 위해 하나 이상의 임계값들과 비교될 수 있다. 심장 상태의 지표가 에너지의 추정치인 입력의 수학 공식으로 형성될 수도 있다. 수식은, 예를 들어, 에너지 스펙트럼 밀도(201x, 201y 및 201z)에 대응하는 에너지 추정치들의 합은 심장 이상 확률을 0으로 산출하고, 에너지 스펙트럼 밀도(202x, 202y 및 202z)에 대응하는 에너지 추정치들의 합은 심장 이상 확률을 100%로 산출하며, 그리고 에너지 스펙트럼 밀도들이 정상적인 경우의 에너지 스펙트럼 밀도와 도 2에 도시된 심근 경색의 경우 사이에 존재하는 경우, 해당 합계가 0에서 100% 사이의 확률을 산출한다.

[0064] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법에서, 적어도 하나의 표시 수량은 에너지 스펙트럼 밀도(ESD(f))의 질량 중심에 대응하는 중간 주파수로 정의된다. 중간 주파수의 증가는, 심장 이상증, 예를 들어, 심

근 경색과 같은 심장 허혈, 또는 심근염, 심낭염, 심근 주위염 또는 심근막염과 같은 심장염의 증가된 위험을 나타낸다. 중간 주파수는 다음 방정식에 따라 계산할 수 있다.

[수학식 3]

$$f_{av} = \frac{\int_B ESD(f) df}{\int_B ESD(f) df}$$

여기서, f_{av} 는 에너지 스펙트럼 밀도의 질량 중심에 대응하는 전술한 중간 주파수이다.

본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법에서, 적어도 하나의 표시 수량은 에너지 스펙트럼 밀도 ($ESD(f)$)의 중간 주파수로 정의된다. 중간 주파수의 증가는, 심장 이상증, 예를 들어, 심근 경색과 같은 심장 허혈, 또는 심근염, 심낭염, 심근 주위염 또는 심근막염과 같은 심장염의 증가된 위험을 나타낸다. 중간 주파수는 다음 방정식에 따라 계산할 수 있다.

[수학식 4]

$$\int_{f_{min}}^{f_m} ESD(f) df = \int_{f_m}^{f_{max}} ESD(f) df$$

f_m 은 중간 주파수, f_{min} 은 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역의 하한, f_{max} 은 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역의 상한이다.

상술한 바와 같이, 심장 상태의 지표는 미리결정된 규칙에 따라 하나 이상의 지표량들에 기초하여 형성된다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 개인이 정상 상태에 있을 때 개인으로부터 측정된 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 미리결정된 규칙의 하나 이상의 파라미터들을 결정하는 단계를 포함한다. 미리결정된 규칙의 하나 이상의 파라미터들은, 예를 들어, 하나 이상의 지표량들과 비교되는 하나 이상의 임계값들일 수 있다. 이 경우, 상기 방법은 정상적인 경우에 대응하는 하나 이상의 정상 상태 지표량들을 형성하고 그리고 하나 이상의 정상 상태 지표량들에 기초하여 하나 이상의 임계값들을 결정하는 단계를 포함한다. 각각의 임계값은, 예를 들어, 미리 결정된 퍼센트, 예를 들어, 대응하는 정상 상태 지표량보다 큰, 25%인 값일 수 있다.

본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 상기 대동맥 판막의 개방에 의한 상기 A0-피크로부터 상기 대동맥 판막의 후속 폐쇄에 의한 AC 피크까지의 시간 간격의 길이를 검출하는 단계와, 그리고 하나 이상의 지표량들 및 A0-AC 시간 간격의 검출된 길이에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 단계를 포함한다. A0-AC 시간 간격의 길이는, 예를 들어, 상술한 회전 신호 및/또는 심장의 움직임들과 관련된 다른 신호로부터 검출될 수 있다. 다른 신호는, 예를 들어, 1, 2 또는 3축 가속도 센서로 생성될 수 있다.

검출된 A0-AC 시간 간격의 길이는 심장 이상 검출의 신뢰성을 향상시키는데 사용될 수 있다. 정상 상태에서, A0-AC 시간 간격의 길이는 통상적으로 심장 박동 기간의 약 30%이다. 심근 경색 동안, A0-AC 시간 간격의 길이는 통상적으로 심장 박동 기간의 약 50%까지 증가한다. 공황 장애가 있을 때, 심근의 비틀림과 관련된 에너지는 정상 상태에 비해 증가할 수 있지만 A0-AC 시간 간격의 길이는 심근 경색과 같은 방법으로 증가하지 않는다. 따라서, A0-AC 시간 간격의 길이는 심근 경색과 공황 장애를 구별하는데 사용될 수 있다.

본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 심장의 동작과 관련된 신호로부터, 심박수를 검출하는 단계, 및 상기 언급된 하나 이상의 지표량들과 상기 검출된 심박수에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 단계를 포함한다. 심박수는, 예를 들어, 상술한 회전 신호 및/또는 심장의 움직임들과 관련된 다른 신호 및/또는 심전도 "ECG" 신호로부터 검출될 수 있다. 심장의 움직임들과 관련된 다른 신호는 예를 들어 1, 2 또는 3축 가속도 센서로 생성될 수 있다.

회전 신호와 관련된 에너지/진폭의 증가와 함께, 일반적으로 100회/분 이상, 최대 300회/분까지의 높은 심박수는, 적절하게 처치 및/또는 치료되지 않으면, 심한 결과를 초래할 수 있는 심실성 빈맥의 징후이다.

- [0077] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은:
- [0078] - 심전도 "ECG" 신호를 수신하는 단계와;
- [0079] - 심전도 신호의 R-피크와 동일한 심박 주기에 대응하는 회전 신호의 최고 피크 사이의 시간 간격의 길이를 검출하는 단계 - 이점은 신뢰도를 향상시키기 위해 많은 심박 주기 동안 유리하게 수행되며 - 와;
- [0080] - 상기 언급된 하나 이상의 지표량들, 상기 검출된 심박수 및 검출된 시간 간격의 길이에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하는 단계를 포함한다.
- [0081] 검출된 시간 간격 길이의 증가는 심실 빈맥을 나타내는 팩터이며, 따라서, 검출된 시간 간격의 길이는 심실 빈맥 검출의 신뢰도를 향상시키는데 사용될 수 있다.
- [0082] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 수축기 시간 간격(STI) 및 확장기 시간 간격(DTI)과 같은 혈액학 측정들을 포함한다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 특정 기계적 심장 사건, 예를 들어, 승모 판막 폐쇄(MC), 대동맥판 개구부(AO), 승모판 개구부(MO) 및 대동맥판 폐쇄(AC)의 경우들을 포함할 수 있다. 총 전기기계 수축(QS2), 좌심실 방출 시간(LVET)/AO-AC 시간 간격 및 사전 방출 기간(PEP)을 포함한 수축기 시간 간격들(STI)은, 예를 들어, 심장 상태를 조사하기 위한 심전도(ECG) 신호를 조합함으로써 측정될 수 있다. QS2는 ECG의 QRS 복합체의 Q파에서 회전 신호의 대동맥 폐쇄(AC) 점까지 측정된다. QS2 외에도, PEP 및 LVET는 심장 수축력과 이에 상응하는 심장 상태를 평가하는 두 가지 중요한 지표들이다. PEP는 Q파에서 회전 신호의 첫 번째 고진폭 컴포넌트인 A0 피크의 시작까지의 시간 간격이다. LVET는 심장주기에서 대동맥 판막이 열리고 닫히는 순간 사이의 시간 간격이다. 회전 신호와 관련된 에너지/진폭의 증가와 함께 회전 STI들의 정상값, 즉 PEP 및 LVET의 큰 변화는 심장 부정맥과 같은 심장 이상을 나타낸다.
- [0083] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 개인의 신체로부터 센서 요소로 회전 신호를 선택적으로 측정하는 단계를 포함한다. 본 발명의 또 다른 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은, 메모리로부터 회전 신호를 판독하는 단계를 포함하며, 이 경우 회전 신호는 보다 일찍 측정되어 메모리에 기록된다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 방법은 외부 데이터 전송 시스템으로부터 회전 신호를 수신하는 단계를 포함한다. 따라서, 상기 측정하는 단계는 본 발명의 많은 실시예들에 따른 방법들의 필수적이고 필요한 단계는 아니지만, 회전 신호는 방법들의 입력량으로 이해되어야 한다.
- [0084] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 컴퓨터 프로그램은 본 발명의 상술한 예시적인 실시예들 중 임의의 것에 따른 방법과 관련된 액션들을 수행하도록 프로그램가능한 프로세싱 시스템을 제어하기 위한 컴퓨터 실행 가능한 명령어들을 포함한다.
- [0085] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 컴퓨터 프로그램은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 소프트웨어 모듈들을 포함한다. 소프트웨어 모듈은, 프로그램가능 프로세싱 시스템을 제어하여,
- [0086] - 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초한 에너지 스펙트럼 밀도로부터 도출 가능한 하나 이상의 지표량들을 형성하고, 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타내며 상기 하나 이상의 샘플들 각각은 일시적인 길이를 가지며, 그리고
- [0087] - 미리결정된 규칙에 따라 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 하는 컴퓨터 실행 가능한 명령어들을 포함한다.
- [0088] 소프트웨어 모듈들은, 예를 들어, 적절한 프로그래밍 언어로 구현되고 그리고 고려중인 프로그래밍 언어 및 프로그래밍가능한 프로세싱 시스템에 적합한 컴파일러로 구현되는 서브 루틴들 또는 함수들일 수 있다. 또한, 적절한 프로그래밍 언어에 대응하는 소스 코드가 컴퓨터 실행가능한 소프트웨어 모듈을 나타내는 것을 주목할 필요가 있는데, 이는, 상기 소스 코드가 상기 제시된 액션들을 수행하기 위해 프로그래밍 가능한 프로세싱 시스템을 제어하는데 필요한 정보를 포함하고 그리고 컴파일링하는 것은 정보의 포맷만을 변경하기 때문이다. 또한, 프로그래밍 가능한 프로세싱 시스템에 인터프리터가 제공되어, 적절한 프로그래밍 언어로 구현된 소스 코드가 실행 전에 컴파일될 필요가 없게 하는 것도 가능하다.
- [0089] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 컴퓨터 프로그램 제품은 컴퓨터 판독 가능 매체, 예를 들어, 본 발명의 실시예에 따른 컴퓨터 프로그램으로 인코딩된 컴팩트 디스크 "CD"를 포함한다.
- [0090] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 신호는 본 발명의 실시 예에 따른 컴퓨터 프로그램을 정의하는 정보를 운반하도록 인코딩된다. 이 신호는, 예를 들어, 모바일 폰, 태블릿 컴퓨터, 웨어러블 전자장치들 또

는 적절한 프로세싱 시스템 및 회전 신호를 측정하기 위한 센서 요소를 포함하는 다른 디바이스를 구성하기 위해 사용될 수 있다. 신호, 즉, 컴퓨터 프로그램은, 많은 상이한 방식으로 모바일 폰, 태블릿 컴퓨터, 웨어러블 전자장치를 또는 다른 디바이스로 전달될 수 있다. 예를 들어, 신호, 즉, 컴퓨터 프로그램은 인터넷으로부터 다운로드될 수 있다. 예를 들어, 클라우드 서비스들 등이 신호, 즉, 컴퓨터 프로그램의 전달 및/또는 의료 기관에 검출 결과들의 전달을 위해 이용될 수 있다.

[0091] 도 3은 심장 상태를 나타내는 정보를 생성하기 위한 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치(300)의 개략도를 도시한다. 상기 장치는 개개인의 가슴의 회전 운동을 나타내는 회전 신호를 수신하기 위한 프로세싱 시스템(301)을 포함하며, 상기 회전 신호는 적어도 부분적으로 심장 회전을 나타낸다. 프로세싱 시스템(301)은 회전 신호의 하나 이상의 샘플들에 기초하여 에너지 스펙트럼 밀도로부터 각각 도출 가능한 하나 이상의 지표량들 형성하도록 구성되며, 여기서 각 샘플은 하나 이상의 심박 주기 기간들일 수 있는 시간 길이를 갖는다. 프로세싱 시스템(301)은 미리 결정된 규칙에 따라 하나 이상의 지표량들에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 구성된다. 프로세싱 시스템(301)은 유리하게도 심장 상태의 지표를 나타내도록 장치(300)의 디스플레이를 제어하도록 구성된다.

[0092] 프로세싱 시스템(301)은 하나 이상의 프로세서 회로들로 구현될 수 있으며, 이들 각각은 적절한 소프트웨어가 제공된 프로그래밍 가능한 프로세서 회로, 예를 들어, 주문형 집적 회로 "ASIC"와 같은 전용 하드웨어 프로세서, 또는 예를 들어, 필드 프로그래밍 가능한 게이트 어레이 "FPGA"와 같은 구성가능한 하드웨어 프로세서일 수 있다.

[0093] 도 3에 도시된 예시의 경우에, 상기 장치(300)는 위에서 언급한 회전 신호를 측정하기 위한 센서 요소(302)를 포함한다. 센서 요소는 프로세싱 시스템(301)에 통신 가능하게 연결된다. 센서 요소(302)는 가슴 외부에 있을 때 그리고 가슴과 직접 또는 간접적으로 기계 접촉할 때 회전 신호를 측정하기에 적합하다. 센서 요소(302)는, 예를 들어, 자이로스코프 또는 심장의 회전 운동에 의해 야기된 가슴의 회전에 비례하는 신호를 측정하기 위한 다른 회전 센서일 수 있다. 자이로스코프는, 예를 들어, 압전 포크 타입의 소형 자이로스코프 센서일 수 있다.

[0094] 본 발명의 또 다른 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치는, 센서 요소를 포함하지 않고 외부 센서 요소에 연결하기 위한 유선 또는 무선 신호 인터페이스를 포함한다. 이 경우에, 센서 요소는, 예를 들어, 고려중인 개체의 가슴 피부 아래에 위치될 때 상기 회전 신호를 측정하기에 적합한 이식 가능한 요소일 수 있다.

[0095] 도 3에 도시된 예시적인 경우에서, 장치(300)는 무선 송신기(303)를 포함하고, 프로세싱 시스템(301)은 심장 상태의 지표가 심장 이상을 나타내는 상황에 응답하여 경보 신호를 송신하도록 무선 송신기를 제어하도록 구성된다. 장치(300)는, 예를 들어, 모바일 폰, 태블릿 컴퓨터, 의료, 또는 다른 휴대용 디바이스일 수 있다. 도 3에 도시된 예시적인 경우에, 장치(300)는, 예를 들어, 데이터 통신 네트워크(305), 예를 들어, 셀룰러 네트워크를 통해 모니터링 시스템(304)에 경보 신호를 전송하도록 구성된다. 모니터링 시스템(304)은, 예를 들어, 전문 의료 인력이 존재하는 병원 또는 다른 부지에 위치할 수 있다. 알람 신호 이외에, 장치(300)는 모니터링 시스템 및 의료인이 회전 신호를 분석할 수 있도록 측정된 회전 신호를 모니터링 시스템(304)에 전송하도록 구성될 수 있다. 장치(300)는, 회전 신호를 측정하기 위한 센서 요소(302) 이외에, 개체(306)로부터 다른 정보를 측정하기 위한 하나 이상의 다른 센서 요소들을 더 포함할 수 있다. 프로세싱 시스템(301)은 다른 정보를 모니터링 시스템(304)에 송신하기 위해 무선 송신기(303)를 제어하도록 구성될 수 있다. 하나 이상의 다른 센서 요소들은, 예를 들어, 도 3에 도시된 좌표계(399)의 3개의 상호 직교하는 방향들(x, y 및 z)에서 독립적으로 병진 이동을 측정할 수 있는 3축 가속도계를 포함할 수 있다.

[0096] 장치(300)가 모니터링 시스템(304)에 회전 신호를 전송하는 경우들에서, 하나 이상의 지표량들을 형성하고 그리고 심장 상태의 지표를 형성하기 위한 기능은 모니터링 시스템(304)에서도 구현될 수 있거나 또는 모니터링 시스템(304)에서만 구현될 수 있다. 이 경우, 모니터링 시스템(304)은 실제로 본 발명의 일 실시예에 따른 장치이다. 따라서, 본 발명의 상이한 실시예들에 따른 장치는 다양한 방식으로 구성될 수 있다.

[0097] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은 예를 들어 하나 이상의 심박 주기들일 수 있는 계산 시간 주기에 대한 회전 신호의 에너지의 추정치를 계산하도록 구성된다. 에너지의 추정치는 지표량을 나타내며 다음에 따라 정의된다.

$$E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B ESD(f) df,$$

[0098]

[0099] 여기서, E는 에너지의 추정치, $\omega(t)$ 는 회전 신호, T는 계산 시간 주기, t는 시간, ESD(f)는 에너지 스펙트럼

밀도, B는 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역, f는 주파수이다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템(301)은 에너지의 추정치가 임계값을 초과할 때 심장 이상을 표현하도록 심장 상태의 지표를 설정하도록 구성된다.

[0100] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은 에너지 스펙트럼 밀도를 계산하고 그리고 에너지 스펙트럼 밀도의 질량 중심에 대응하는 평균 주파수를 계산하도록 구성된다. 평균 주파수는 표시 수량을 나타내며 다음에 따라 정의된다.

$$f_{av} = \frac{\int_B f \cdot ESD(f) df}{\int_B ESD(f) df},$$

[0102] 여기서, f_{av} 는 평균 주파수이다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은 평균 주파수 f_{av} 가 임계값을 초과할 때 심장이상을 표현하도록 심장 상태의 지표를 설정하도록 구성된다.

[0103] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은 에너지 스펙트럼 밀도를 계산하고 에너지 스펙트럼 밀도의 중간 주파수를 계산하도록 구성된다. 중간 주파수는 지표량을 나타내며 다음에 따라 정의된다.

$$\int_{f_{min}}^{f_m} ESD(f) df = \int_{f_m}^{f_{max}} ESD(f) df,$$

[0105] 여기서, f_m 은 중간 주파수이고, f_{min} 은 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역의 하한이고, f_{max} 는 에너지 스펙트럼 밀도의 주파수 영역의 상한이다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은 중간 주파수 f_m 이 임계값을 초과할 때 심장 이상을 표현하도록 심장 상태의 지표를 설정하도록 구성된다. 상기에서 서술한 바와 같이, 프로세싱 시스템(301)은 미리결정된 규칙에 따라 하나 이상의 지표량에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 구성된다. 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템(301)은 장치의 사용자 인터페이스로부터 사용자 제어 신호의 수신에 응답하여 하나 이상의 지표량들에 기초하여 미리결정된 규칙의 하나 이상의 파라미터들을 결정하도록 구성된다. 미리결정된 규칙의 하나 이상의 파라미터들은, 예를 들어, 하나 이상의 지표량들과 비교되는 하나 이상의 임계값들일 수 있다. 사용자 제어 신호의 도움으로, 미리결정된 규칙의 하나 이상의 파라미터들, 예를 들어, 하나 이상의 임계값들이 개인(306)에 대해 적합하게 조정되도록 개인(306)은 장치를 트레이닝할 수 있다.

[0106] 트레이닝은 개인(306)의 정상 상태에 대응하는 하나 이상의 지표량들의 값 또는 값들에 기초하여 하나 이상의 파라미터들을 결정하도록 장치(300)를 제어함으로써 수행된다. 예를 들어, 임계값은 정상 상태와 관련된 해당 지표량보다 큰 미리결정된 백분율, 예를 들어, 25%인 값일 수 있다. 다른 예로서, 상기 언급된 미리결정된 규칙은 수학 공식일 수 있고, 그리고 정상 상태에 대응하는 하나 이상의 지표량들이 수식에 입력될 때, 수식에 의해 주어진 심장 이상의 확률이 0이 되도록 수학적 중 하나 이상의 파라미터들이 조정될 수 있다.

[0107] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은, 회전 신호 및/또는 심장의 움직임들과 관련된 또 다른 신호로부터, 대동맥 판막의 개방으로 인한 AO-피크로부터 대동맥 판막의 후속 폐쇄에 기인한 AC-피크까지의 시간 간격의 길이를 검출하고 그리고 상기 하나 이상의 지표량들 및 상기 검출된 시간 간격의 길이에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 구성된다.

[0108] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심장 허혈의 지표이다.

[0109] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심근 경색의 지표이다.

[0110] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심장염의 지표이다.

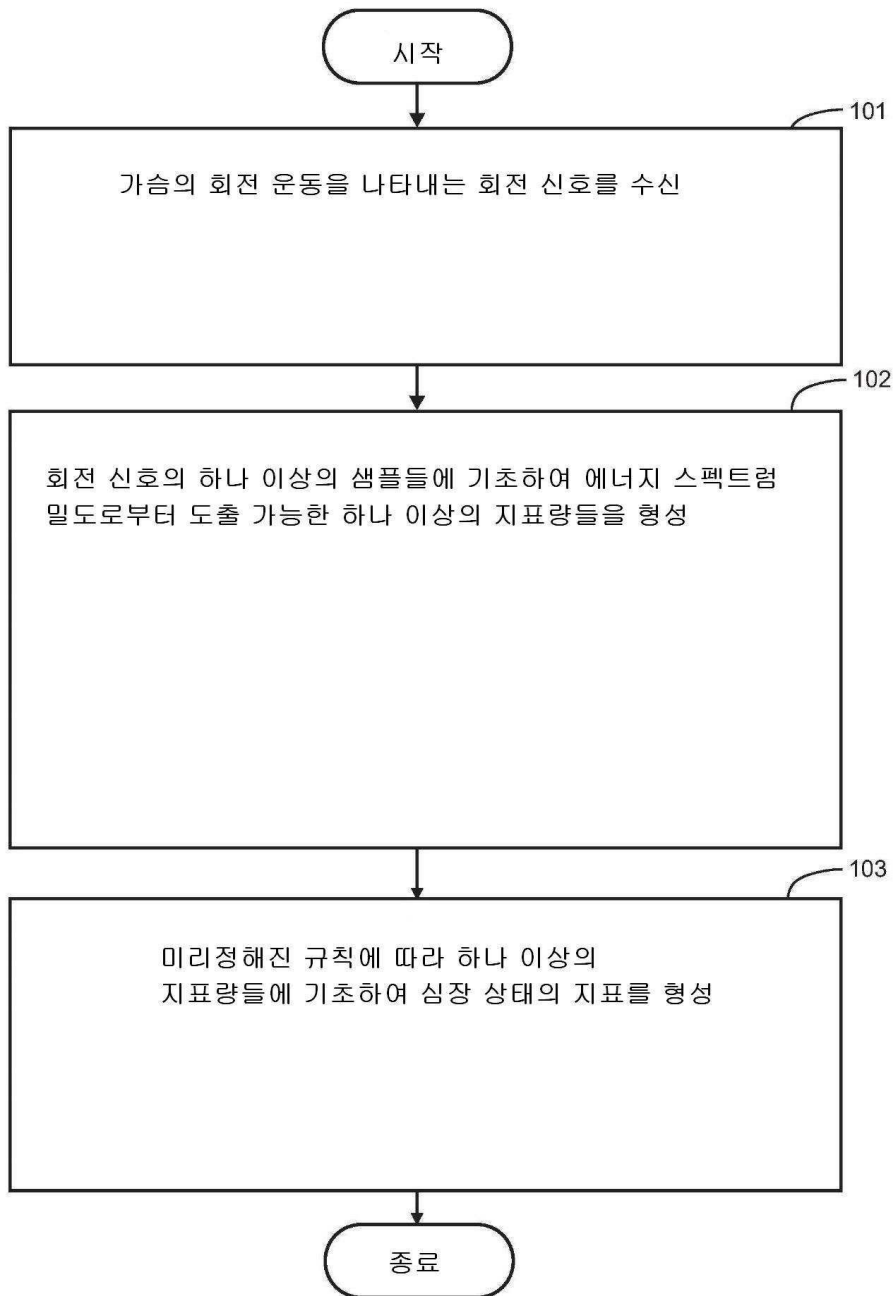
[0111] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심근염의 지표이다.

[0112] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심낭염의 지표이다.

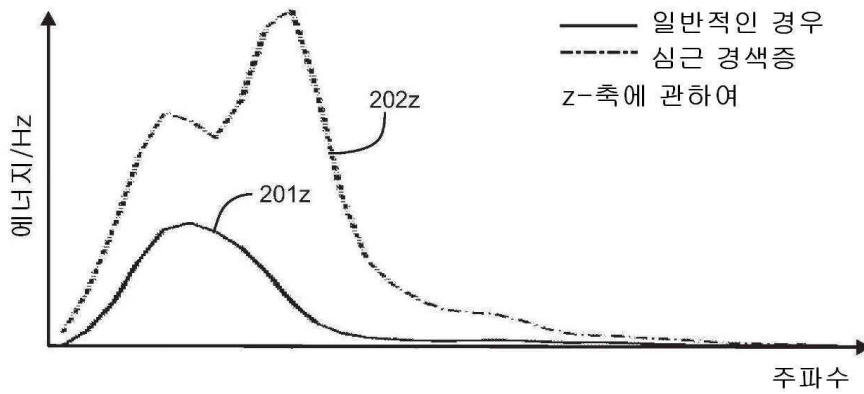
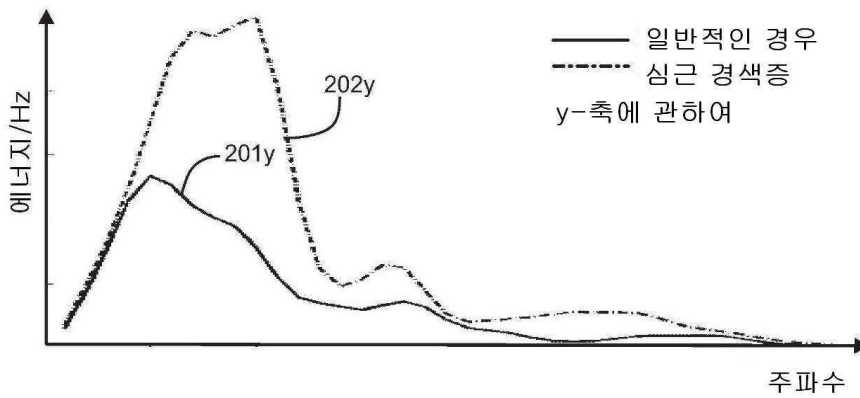
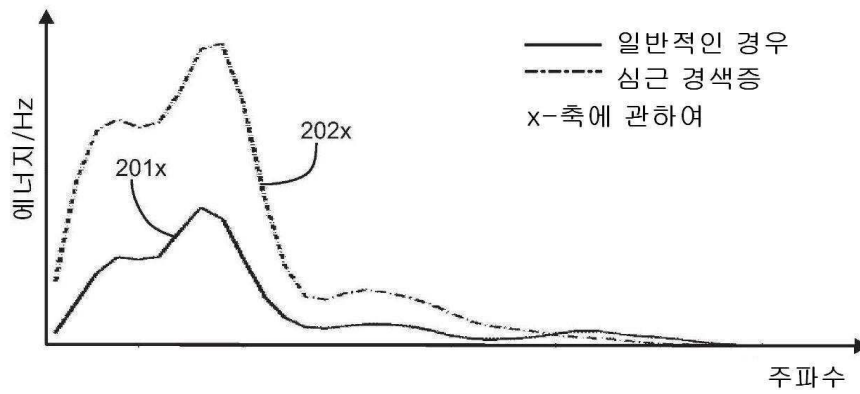
- [0113] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심근 주위염의 지표이다.
- [0114] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 심장 상태의 지표는 심장막염의 지표이다.
- [0115] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템(301)은, 심장의 동작과 관련된 적절한 신호로부터 심박수를 검출하고 그리고 상기 언급된 하나 이상의 지표량들 및 검출된 심박수에 기초하여 심장 상태의 지표를 형성하도록 구성된다. 이 경우 심장 상태의 지표는 심실성 빈맥의 지표이다.
- [0116] 본 발명의 예시적이고 비-한정적인 실시예에 따른 장치에서, 프로세싱 시스템 (301)은,
- [0117] - 심전도 "ECG" 신호를 수신하고,
- [0118] - 심전도 신호의 R- 피크와 동일한 심박 주기에 해당하는 회전 신호의 최고 피크 사이의 시간 간격의 길이를 검출하고,
- [0119] - 하나 이상의 지표량들, 검출된 심박수 및 검출된 시간 간격의 길이에 기초하여 심실 빈맥의 지표를 형성하도록 구성된다.
- [0120] 전술한 설명에 제공된 특정 예들은 첨부된 청구 범위의 범위 및/또는 적용 가능성을 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다. 위에 명시된 설명에 제공된 목록 및 예들의 그룹들은 명시적으로 언급하지 않는 한 배타적이지 않다.

도면

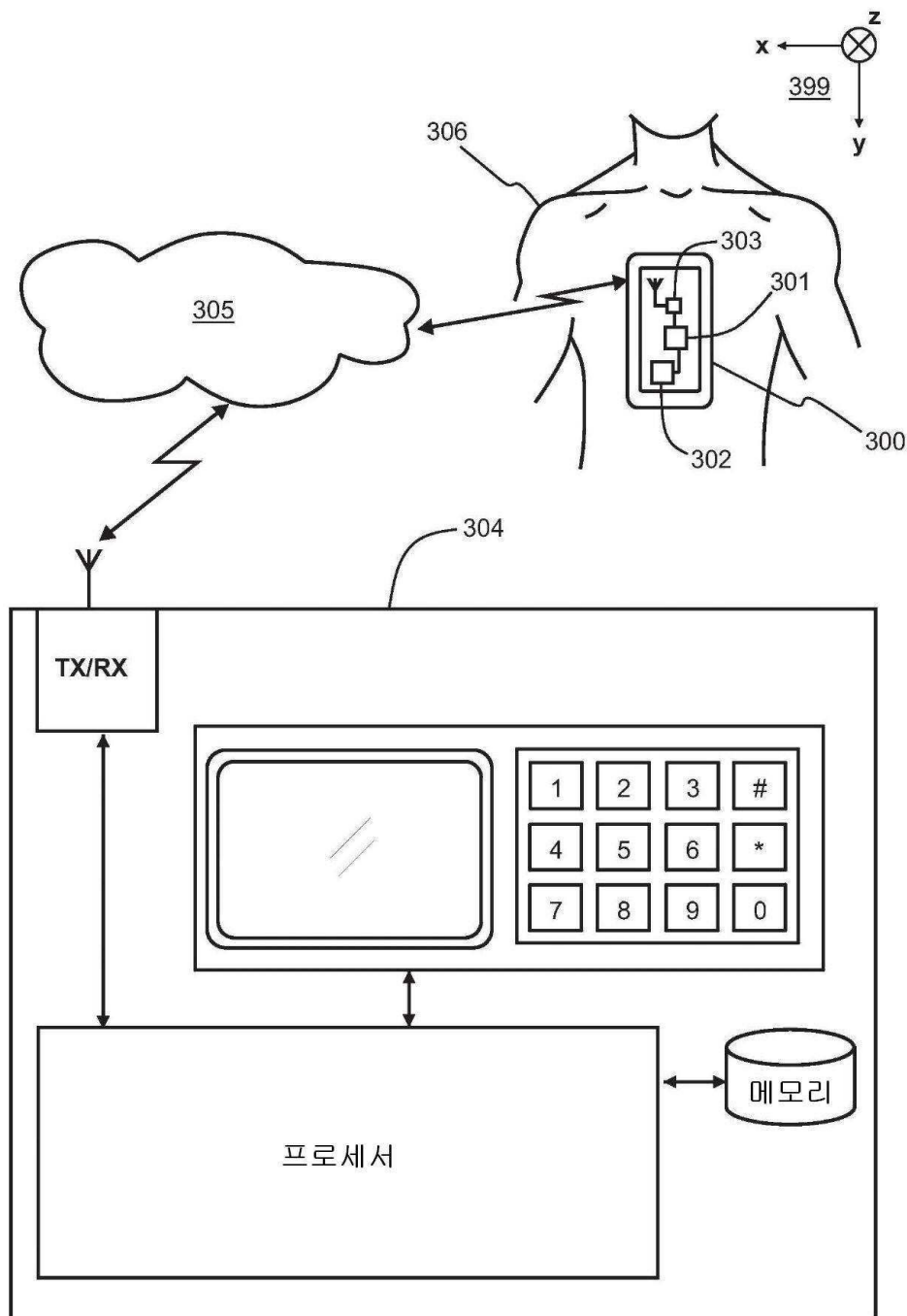
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	用于产生指示心脏状态的信息的方法和设备		
公开(公告)号	KR1020180084043A	公开(公告)日	2018-07-24
申请号	KR1020187012921	申请日	2016-10-06
[标]发明人	AIRAKSINEN JUHANI 에락시넨주하니 KOIVISTO TERO 코이비스토테로 PAENKAEELAE MIKKO 판카알라미코 VALTONEN TUOMAS 발토넨투오마스 JAFARI TADI MOJTABA 자파리타디뫼타바		
发明人	에락시넨주하니 코이비스토테로 판카알라미코 발토넨투오마스 자파리타디뫼타바		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/04 A61B5/0464		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/0464 A61B5/1121 A61B5/7257 A61B5/7282 A61B5/6804 A61B5/04014 A61B5/6898 A61B2562/0219 A61B5/686 A61B5/0456		
代理人(译)	박장원		
优先权	2015005703 2015-10-07 FI		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

处理系统 (301) 包括用于产生表示心脏状况的信息的装置接收表示乳房的旋转运动的旋转信号的处理系统 (301)。分别可诱导的至少一个指数量被配置为由能谱密度形成, 处理系统基于所述能谱密度的至少一个旋转信号样本, 并且每个样本具有时间长度。处理系统被配置为基于至少一个指标量来确定心脏状况的指标。关于心脏病的决定, 心肌梗塞引起它所做的能谱密度的变化。因此, 例如, 可以区分心肌梗塞和一般乳房疼痛。

