



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0022366

(43) 공개일자 2016년02월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/046 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/046 (2013.01)
A61B 5/0002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-7001573
(22) 출원일자(국제) 2014년06월13일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2016년01월19일
(86) 국제출원번호 PCT/FI2014/050477
(87) 국제공개번호 WO 2014/202829
국제공개일자 2014년12월24일
(30) 우선권주장
20135669 2013년06월19일 핀란드(FI)

(71) 출원인
투룬 일리오피스토
핀란드, 투룬 일리오피스토 20014, 일리오피스톤
마키
(72) 발명자
코이비스토, 테로
핀란드 에프아이-20520 투루쿠 레민케이센카투 19
씨 61
발토넨, 투오마스
핀란드 에프아이-20540 투루쿠 하멘티 20 에이 5
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
박장원

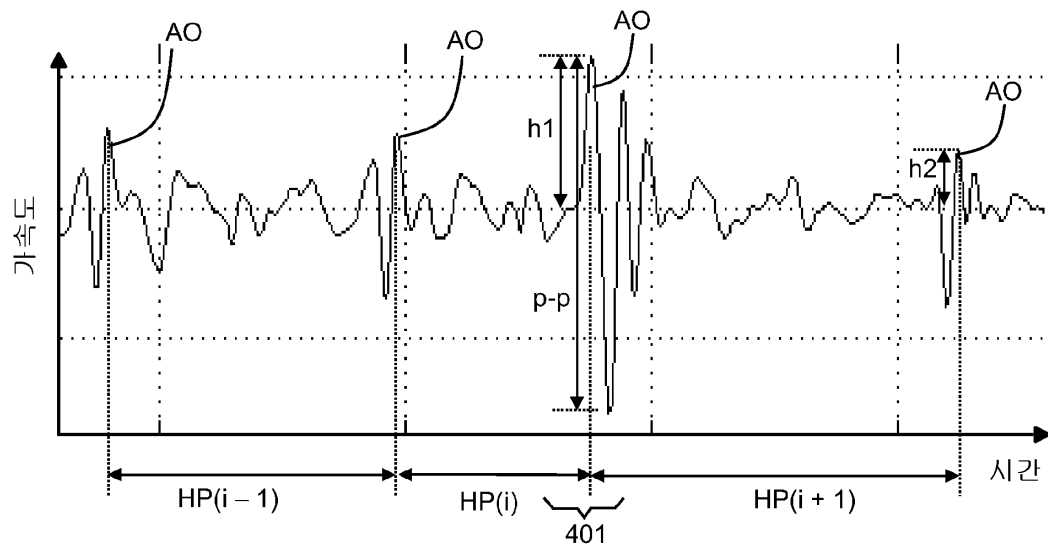
전체 청구항 수 : 총 32 항

(54) 발명의 명칭 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 방법 및 장치

(57) 요약

심혈관 운동을 나타내는 신호의 타임 트렌드가 제 1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 일시적인 심박 속도가 제1 심박 전이 제 2심박 전보다 더 큰 표시 현상을 나타내는지를 검출하도록 구성되는 프로세싱 디바이스 (602)를 포함하는 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 장치. 상기 프로세싱 디바이스는 검출된 표시 현상이 존재하는 상황일 경우 심장 기능 부전의 표시자, 예를 들면 심방 세동의 표시자를 생성하도록 구성된다.

대표도 - 도4a



(52) CPC특허분류

A61B 5/1102 (2013.01)

A61B 5/1107 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

A61B 2562/02 (2013.01)

A61B 2562/0219 (2013.01)

(72) 발명자

판칼라, 미코

핀란드 에프아이-21200 라이시오 쿠안락손티 1 에
이 5

사이라넨, 카티

핀란드 에프아이-21110 난테일 리피카투 11 씨 22

명세서

청구범위

청구항 1

- 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호를 수신하기 위한 신호 인터페이스 (601)과,
- 상기 신호 인터페이스와 커플링되는 프로세싱 디바이스 (602)를 포함하는 장치로서,

상기 프로세싱 디바이스는:

- 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 크고 심박속도는 제2심박 이전보다 제1심박 이전이 더 큰 현상을 나타내는 제1 신호의 타임-트렌드를 검출하고,
- 상기 현상의 검출에 따라 심장 기능 부전의 표시자를 생성하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 제1 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로서 제1 심박 전의 심박 주기의 시간 길이와, 제2 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로서 제2 심박 전의 심박 주기의 시간 길이를 이용하여 구성되는 것인 장치.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 심박의 진폭과 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계를 측정하여 표시 현상을 검출하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 심박의 진폭과 심박 전의 심박 주기의 시간 길이 간의 상관 관계를 결정하고, 음의 상관 관계는 표시 현상의 존재를 나타내는 것인 장치.

청구항 5

제3항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 심박의 진폭과 심박에 선행하는 심박 주기의 심박 속도 간의 상관 관계를 결정하고, 양의 상관 관계는 표시 현상의 존재를 나타내는 것인 장치.

청구항 6

제3항 내지 제5항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 심박의 진폭과 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계의 정도를 나타내는 상관 관계 계수 C를 다음 식에 따라 계산하도록 구성되는 것인 장치

$$C = E\{(A - \mu_A) \times (Q - \mu_Q)\},$$

식에서, E는 기대값 연산자이고, A는 심박의 진폭을 나타내고, μ_A 는 진폭의 평균이고, Q는 심박 속도를 나타내는 수치이고, μ_Q 는 심박 속도를 나타내는 수치의 평균이다.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 제1 신호로부터 또는 제1 신호에 근거하여 심박 진폭을 나타내는, 대동맥 관막의 개방에 의한 A0-피크들의 높이, A0-피크들 중 하나와 관련된 각 타임-원도 내에서의 최대 피크-대-피크값, 또는 A0-피크들 중 하나와 관련된 타임-원도에 대해 계산된 제곱 평균값 중 하나를 추출하거나 생성하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 제1 신호로부터 연속적인 A0-피크들 간의 시간 주기, 심박 전의 심

박 속도를 나타내는 연속적인 A0-피크들 간의 시간 주기의 시간 길이를 추출하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 9

제7항에 있어서, 상기 신호 인터페이스는 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 제2 신호를 수신하도록 구성되고, 상기 프로세싱 디바이스는 상기 제2 신호로부터 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기, 심혈관 근조직의 탈분극에 의한 R-피크 및 심박 전의 심박 속도를 나타내는 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기의 시간 길이를 추출하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 심박 주기의 시간 길이의 변화를 나타내는 시간 변화를 결정하고, 제1 신호의 시간-트렌드가 검출된 시간 변화가 임계값을 상회하는 상황에 따라 표시 현상을 나타내는지를 검출하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 프로세싱 디바이스는 시간 변화를 나타내는 변화량 V 를 다음 식에 따라 결정하도록 구성되는 것인 장치.

$$V = \frac{\sqrt{E\{(TL - \mu_T)^2\}}}{\mu_T},$$

식에서, E 는 예상값 연산자이고, TL 은 심박 주기의 시간 길이고, μ_T 는 심박 주기의 시간 길이의 평균이다.

청구항 12

제1항 내지 제11항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 장치는 제1 신호를 측정하기 위한 센서 엘리먼트 (604)를 더 포함하는 것인 장치.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 센서 엘리먼트는 가속도계, 또는 압전 센서 중 하나를 포함하는 것인 장치.

청구항 14

제1항 내지 제13항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 표시 현상이 존재하는 것으로 검출된 상황에 응답하여 심방 세동을 나타내는 신호를 생성하도록 구성되는 것인 장치.

청구항 15

제12항 내지 제14항에 있어서, 상기 센서 엘리먼트는 미소전자기계 시스템인 것인 장치.

청구항 16

제12항 내지 제15항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 장치는 대상 개인의 피하에 이식가능한 것인 장치.

청구항 17

제12항 내지 제15항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 장치는 센서 엘리먼트와 프로세싱 디바이스를 포함하는 휴대 전화인 것인 장치.

청구항 18

제12항 내지 제15항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 장치는 장착형이고, 센서 엘리먼트와 상기 센서 엘리먼트에 연결되는 프로세싱 디바이스를 포함하는 한 벌의 옷을 포함하는 것인 장치.

청구항 19

- 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호의 시간-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 제 2 심박 전보다 제1 심박 전의 심박 속도가 더 큰 표시 현상을 나타내지지를 탐색하고 (201),
- 상기 표시 현상의 검출에 따라 심장 기능 부전의 표시자를 생성하는 (202) 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 제1 심박 전의 심박 주기의 시간 길이는 제1 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로 사용되고, 제2 심박 전의 심박 주기의 시간 길이는 제2 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로 사용되는 것인 방법.

청구항 21

제19항 또는 제20항에 있어서, 상기 방법은 심박의 진폭들과, 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계를 결정하여 표시 현상을 검출하는 것을 포함하는 것인 방법.

청구항 22

제21항에 있어서, 상기 방법은 심박의 진폭과 심박 전의 심박 주기의 시간 길이 간의 상관 관계를 결정하는 단계를 포함하고, 음의 상관 관계는 표시 현상의 존재를 나타내는 것인 방법.

청구항 23

제21항에 있어서, 상기 방법은 심박의 진폭과 심박 전의 심박 주기에서의 심박 속도 간의 상관 관계를 결정하는 것을 포함하고, 양의 상관 관계는 표시 현상의 존재를 나타내는 것인 방법.

청구항 24

제21항 내지 제23항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 방법은 다음 식에 따라 심박의 진폭들과 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계의 정도를 나타내는 상관 관계 계수 C를 계산하는 것을 포함하는 것인 방법.

$$C = E\{(A - \mu_A) \times (Q - \mu_Q)\},$$

식에서, E는 예상값 연산자이고, A는 심박의 진폭을 나타내고, μ_A 는 진폭들의 평균이고, Q는 심박 속도를 나타내는 수치를 나타내고, μ_Q 는 심박 속도를 나타내는 수치들의 평균이다.

청구항 25

제19항 내지 제24항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 방법은, 제1 신호로부터 또는 제1 신호에 근거하여 심박 진폭을 나타내는, 대동맥 관막의 개방에 의한 AO-피크들의 높이, AO-피크들 중 하나와 관련된 각 타임-윈도 내에서의 최대 피크-대-피크값, 또는 AO-피크들 중 하나와 관련된 타임-윈도에 대해 계산된 제곱 평균 값 중 하나를 추출하거나 생성하는 것을 포함하는 방법.

청구항 26

제25항에 있어서, 상기 방법은 제1 신호로부터, 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기, 심박 전의 심박 속도를 나타내는 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기의 시간 길이를 추출하는 것을 포함하는 방법.

청구항 27

제25항에 있어서, 상기 방법은, 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 제2 신호로부터, 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기, 심실 근육 조직의 탈분극에 의한 R-피크들과 심박 전의 심박 속도를 나타내는 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기의 시간 길이를 추출하는 것을 포함하는 방법.

청구항 28

제19항 내지 제27항에 있어서, 상기 방법은, 심박 주기의 시간 길이의 변화를 나타내는 시간 변화를 결정하고,

검출된 시간 변화가 임계값을 초과한 상황에 따라 제1 신호의 타임 트렌드가 표시 현상을 나타내는지를 검출하는 것을 포함하는 것인 방법.

청구항 29

제28항에 있어서, 상기 방법은 시간 변화를 나타내는 변화량 V 를 다음 식에 따라 결정하는 것을 포함하는 것인 방법.

$$V = \frac{\sqrt{E\{(TL - \mu_T)^2\}}}{\mu_T},$$

식에서, E 는 예상값 연산자이고, TL 은 심박 주기의 시간 길이를 나타내고, μ_T 은 심박 주기의 시간 길이들의 평균이다.

청구항 30

제19항 내지 29항 중 어느 하나의 항에 있어서, 상기 방법은 표시 현상이 존재하는 것을 검출된 경우에 응답하여 심방 세동을 나타내는 신호를 생성하는 것을 포함하는 것인 방법.

청구항 31

프로그램 가능한 프로세서를 제어하기 위한 컴퓨터 실행 가능한 지시를 포함하는 컴퓨터 프로그램으로서,

상기 컴퓨터 실행 가능한 지시는

- 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 제 2 심박 전보다 제1 심박 전의 심박 속도가 더 큰 표시 현상을 나타내는 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호의 타임-트렌드를 검출하고,
- 표시 현상의 검출에 따라 심장 기능 부전의 표시자를 생성하는 것인 컴퓨터 프로그램.

청구항 32

제31항에 따른 컴퓨터 프로그램이 인코딩된 비일시적인 컴퓨터 판독 가능한 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램물.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 일반적으로 예컨대 심박 세동과 같은 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 것이다. 더욱 구체적으로, 본 발명은 심장 기능 부전의 정보를 결정하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다. 더욱이, 본 발명은 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 컴퓨터 프로그램에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

심혈관계에서 발생할 수 있는 기능 부전이나 이상들은, 진단을 놓쳐서 적절하게 치료되거나 처치되지 못할 경우에, 스트레스를 받을 때 관상 동맥의 산소 요구를 만족시킬 정도로 충분한 산소를 공급할 수 있는 심혈관계의 기능을 점진적으로 저하시킬 수 있다. 현재, 심장 활동에 관련된 전자기 현상에 기반한 심박동 기록, 초음파심장검진, 심혈관 운동에 기초한 심박동 기록과 같은 방법들이 다양한 심장 기능 부전 및 이상의 확인과 평가에 이용되고 있다. 심장 활동과 관련된 전자기 현상에 기반한 심박동 기록의 잘 알려진 예는 심전도 검사 (ECG)이고, 심혈관 운동에 기반한 심박동 기록의 예는 심동도 검사 (BCG)와 진동 심전도 검사 (SGC)이다. 초음파 심장 검사법은 심장의 단면의 이미지들을 제공하고, 심장의 구조와 기능에 대한 포괄적인 정보를 제공할 수 있지만, 고가의 장비와 전문화된 운영 인력을 필요로 한다. ECG는 상당히 신속하게 심장의 전기적 평가를 제공하지만, 수축력과 관련된 어떤 정보도 제공하지 않는다. 심장 혈관 운동에 기반한 심전도법은 심장 혈관 운동을 나타내는 신호의 측정과 관련된다. 이전에는 움직임 측정용 장치를 구비한 침대에 사람이 누워 있는 동안 이와 같은 신호를 측정하거나, 다리의 정강이 부분에 걸쳐 부착되는 측진 장치가 있었다. 최근에는 이와 같은 신호를 소형 센서 엘리먼트들, 예를 들면 가속도계들을 이용하여 얻을 수 있으며, 이들은 심장의 움직임을 나타내는 분당 운

동을 측정하기에 적합하다.

[0003] 도 1a와 도 1b는 리드미컬한 전기 기능들과 관련된 심장혈관 운동 간의 관계를 나타낸다. 도 1a는 ECG 파형의 일 예를 나타내며, 도 1b는 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타내며, 이는 전형적으로 y 방향으로서 지칭되는 "머리에서 발" 방향에서의 가속도로 측정된다.

[0004] 설명을 위해, 기본적인 심장 기능에 대한 간단한 설명이 이하에 제공된다.

[0005] 심장은 네 개의 챔버를 포함한다. 우심방은 삼첨판에 의해 우심실과 서로 연결되며, 좌심방은 이첨판에 의해 좌심실과 서로 연결된다. 혈액은 상대정맥을 통해 상반신으로부터, 또한 하대정맥을 거쳐 하반신으로부터 우심방으로 전달된다. 삼첨판은 우심방 심근과 우심실 유두근의 동시 수축에 의해 개방되고, 그에 따라 우심방에서 우심실로 혈액이 흐르게 된다. 그 다음 삼첨판은 유두근의 이완 시에 닫힌다. 우심실의 심근이 수축할 때, 혈액은 폐동맥관을 통해 우심실로부터 폐동맥으로 이동되며, 이 폐동맥은 혈액을 폐로 전달하여 혈액에 산소가 공급된다. 산소 공급된 혈액은 폐정맥을 거쳐 좌심방으로 전달된다. 좌심방 심근과 좌심실 유두근의 동시 수축에 의해 이첨판이 개방되어 좌심방으로부터 좌심실로 혈액이 흐르게 될 때 산소 공급된 혈액은 좌심방으로부터 좌심실로 흐른다. 그 다음 이첨판은 유두근이 이완될 때 닫힌다. 그 다음 산소 공급된 혈액은 대동맥 판막을 통해 좌심실로부터 대동맥으로 이동되며, 여기서 산소 공급된 혈액은 말초 혈관계로 전달된다.

[0006] 각각의 심박 주기는 세 개의 주된 단계들을 포함한다: 즉, 심방 수축기, 심실 수축기 및 심장 이완기이다. 심방 수축기는 우심방과 좌심방을 포함하는 심근의 수축 기간이다. 양 심방은 유두근 수축과 동시에 수축되어 삼첨판과 이첨판을 개방시킨다. 전기 활동, 즉 심장 챔버의 근육 조직을 자극하여 수축하게 하는 전기적 심장 수축기는 우심방에 위치한 동방 결절에서 시작된다. 전도성 전기적 탈분극은 차례로 각 심방 근육 세포를 탈분극시키는 양 심방을 통해 파장으로서 아래쪽으로, 왼쪽으로 그리고 뒤쪽으로 계속 이동한다. 이러한 전파의 전파는 도 1a에 도시된 ECG 파형에서 P-파로서 도시된다. 그리고 도 1b에서 파형의 h-피크에 대응하는 충격과, 도 1b의 파형에서 i-골에 대응하는 반동으로서 검출되는 심방의 기계적 수축이 바로 이어진다. 우심방과 좌심방이 수축하기 시작하면, 우심실과 좌심실로 혈액이 빠른 속도로 흐르고, 이는 도 1b에서 도시된 파형 상에서 j-피크로 표시된다. 삼첨판이 닫히기 시작하면 계속되는 심방 수축은 우심실과 좌심실로의 추가적인 혈류의 속도를 저하시킨다. 이 추가적인 혈류를 "심방 반동"이라 부르며, 이는 도 1b에 도시된 파형에서 "a-a1" 과 컴플렉스에 대응한다. 심방이 빈 다음, 삼첨판과 이첨판은 폐쇄되어 도 1b에 도시된 파형에서 하향 g-파를 만든다. 심실 수축기는 좌심실과 우심실 근육의 수축으로, 심실 심근의 전기적 탈분극에 의해 야기되어 도 1a에 도시된 ECG 파형에서 "Q-R-S"-파 컴플렉스를 만든다. 하향 Q-파는 "히스 속 (bundle of His) 라고 불리는 세포의 특정 군에 따른 충격을 통한 탈분극의 하향 흐름에 의해 만들어진다. R-피크는 심실 근육 조직의 탈분극에 의해 야기되고, S-파는 심방과 심실 사이의 심장 조직의 탈분극에 의해 만들어진다. 탈분극이 충격 아래로, 그리고 심실 심근 전반을 통해 이동함에 따라 심방들과 동방 결절이 분극하기 시작한다. 삼첨판과 이첨판의 폐쇄는 심실 수축기의 시작을 나타내며, 이는 심장의 박동에 따라 만들어지는 "두근두근" 소리의 첫번째 부분을 야기한다. 이 소리는 통상 "제1 심음"으로 알려져 있다. 심실 심근의 전기적 탈분극이 피크일 때, 우심실과 좌심실을 분리하는 방실 사이의 "AV" 격벽이 수축하여 도 1b의 파형에서 H-피크와, 도 1b의 파형에서 I-골에 해당하는 충격을 야기시킨다. 심실 수축은 혈액이 우심실로부터 폐동맥관을 통해 폐동맥으로, 그리고 매우 고속으로 대동맥 판막을 통해 좌심실로부터 대동맥으로 이동하게 하고, 그에 따라 도 1b의 파형에서 J-피크를 야기한다. 좌심실에서 대동맥으로의 혈류의 감속은 도 1b의 파형에서 하향의 K-파를 야기한다. 좌심실이 비워지면, 그 압력은 대동맥에서의 압력 미만으로 떨어지며 대동맥 판막이 닫힌다. 마찬가지로, 우심실의 압력이 폐동맥에서의 압력 미만으로 떨어지면, 폐동맥관이 닫힌다. 통상 "제2심음"으로 알려진 "두근두근" 소리의 두 번째 부분은 심실 수축기의 끝에서 폐동맥관 및 대동맥 판막이 닫힘으로써 야기되고, 도 1b의 파형에서 상향의 L-파를 야기한다. 폐동맥관과 대동맥 판막의 폐쇄와 동시에, 방실 간 "AV" 충격은 완료되어 상향 이동하고, 심실 심근이 재분극되어 도 1a의 ECG 파형에서 T-파를 만든다. 심방 이완기와 심실 이완기를 포함하는 심장 이완기는 수축 후 심장이 이완되고 순환 혈액으로 다시 채워질 준비를 하는 기간이다. 심방 이완기는 우심방과 좌심방이 이완할 때이며, 심실 이완기는 좌심실과 우심실이 이완할 때이다. 심방 이완기 중에, 우심방은 산소 제거된 혈액으로 다시 채워지고, 좌심방은 산소 공급된 혈액으로 다시 채워진다. 심방의 재충전은 ECG 파형에서 U-파로 도시되는 히스속 세포의 재분극과 일치하는 이완기 초기에 도 1b의 파형에서 하향 M-파를 야기한다. 우심방과 좌심방이 최대 용량까지 채워지면, 삼첨판과 이첨판에 대한 혈액의 역류는 도 1b의 파형에서 상향의 N-파를 야기한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 심장 혈관 운동을 나타내는 파형과 심장 활동에 관련된 전자기 현상을 나타내는 파형의 분석은 통상 정상적인 심혈관 기능과 비정상적인 심혈관 기능을 구별하기 위해 자격을 갖춘 진단의에 의해 시각적으로 이루어진다. 그러나, 시각적인 분석에 의해서는, 예컨대 심방 세동과 같은 심장 기능 부전을 찾아내기가 어려운 경우가 많다. 따라서, 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 방법 및 장치에 대한 필요성이 존재한다.

[0008] 특허 문헌 US 7,846,106는 일정 시간 동안 산소 포화 수준을 감시하여 환자의 심방 세동을 검출하는 방법을 기재하고 있다. 상기 방법은 감지된 혈액 산소 포화도로부터 체적 변동 기록 파형을 생성하고, 체적 변동 기록 파형과 검출된 간격을 분석하고, 환자에게 심방 세동이 있는지 여부를 결정하는 것을 포함한다.

과제의 해결 수단

[0009] 이하의 내용은 본 발명의 다양한 구체예의 일 측면에 대한 기본적인 이해를 제공하기 위한 간단한 요약이다. 상기 요약이 본 발명의 광범위한 개요는 아니며, 본 발명의 특징 또는 중요 요소를 확인하거나, 본 발명의 범위를 기술하고자 하는 것은 아니다. 이하의 요약은 단지 본 발명의 예시적인 실시 형태의 더욱 상세한 설명에 대한 도입으로서 단순화된 형태로 본 발명의 개념을 설명하는 것이다.

[0010] 본 발명에 따르면, 심장 기능 부전, 즉 심방 세동을 나타내는 정보를 결정하기 위한 신규한 방법이 제공된다. 본 발명에 따른 상기 방법은:

[0011] - 심혈관 운동을 나타내는 신호의 타임-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 커지고, 제2 심박 이전보다 제1 심박 이전의 심박 속도가 더 큰 지시 현상을 나타내는 검출하는 단계와,

[0012] - 상기 지시 현상의 검출에 따라 심장 기능 부전, 즉 심방 세동의 표시자를 생성하는 단계를 포함한다.

[0013] 심박의 진폭은 예를 들면, 통상 z-방향으로 지칭되는 "흉부 관통"-방향에서 측정되는 심혈관 운동을 나타내는 파형 상에서 "AO"-피크를 개방하는 대동맥 관막의 높이일 수 있고, 그 진폭이 고려되는 심박 전의 심박 속도는 이들 심박 전의 심박 주기의 시간 길이에 의해 표시될 수 있다. 심박 주기는, 예컨대 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기로 표시될 수 있다. 또 다른 비제한적인 예로서, 심박 주기는 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 ECG-신호로부터 추출된 R-R 간격으로 표시될 수 있다. 또 다른 비제한적인 예로서, 심박의 진폭은 전형적으로 y-방향으로 지칭되는 "머리-발끝" 방향에서 가속도계로 측정된 심혈관 운동을 나타내는 파형 상에서 J-피크의 높이일 수 있다.

[0014] 더 짧은 심박 주기가 더 큰 심박 진폭보다 앞서거나, 즉 더 높은 일시적 심박 속도 또는 더 긴 심박 주기가 더 작은 심박 진폭을 앞서는 경우, 즉 더 낮은 일시적 심박 속도를 나타내는 현상은 심장 기능 부전의 표시자로서 사용될 수 있다. 예를 들면, 경험적 데이터에 비추어 지시 현상의 발생은 심방 세동의 가능성이 증가하는 것을 의미한다. 또한, 경험적 데이터에 비추어 볼 때, 지시 현상은 예를 들면 심방 세동이 발생하는 생리적 상태 또는 심방 주기의 수축이 발생하는 생리적 상태인지를 판별하는데 이용될 수 있다.

[0015] 지시 현상은, 예를 들면, 더 짧은 심박 주기가 더 큰 심박 진폭을 앞서거나,

[0016] 더 긴 심박 주기가 더 작은 심박 진폭을 앞서는 적절한 파형을 검색함으로써, 또는 심박의 진폭과 이들 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상호 관계를 결정함으로써 검출될 수 있다. 예를 들면, 심박의 진폭들과 이들 심박 이후의 심박 주기의 시간 길이 간의 음의 상관 관계는 표시 징후의 존재를 나타낸다. 마찬가지로, 심박의 진폭들과 이들 심박 이후의 심박 주기에 대한 심박 속도 간의 양의 상관 관계는 표시 징후의 존재를 나타낸다.

[0017] 본 발명에 의하면, 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 새로운 장치가 제공된다. 본 발명에 의한 장치는,

[0018] - 심혈관 운동을 나타내는 신호를 수신하기 위한 신호 인터페이스 및

[0019] - 상기 신호 인터페이스와 커플링되는 프로세싱 디바이스를 포함하고, 상기 프로세싱 디바이스는,

[0020] a) 신호의 타임-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 제1 심박 전보다 제2 심박 전의 심박 속도가 더 큰 지시 현상을 나타내는지 검출하고,

[0021] b) 표시 징후의 검출에 따라 심장 기능 부전, 예를 들면 심방 세동의 표시자를 생성하도록 구성된다.

- [0022] 상기 장치는 심혈관 운동을 나타내는 신호를 측정하기 위한 센서 엘리먼트를 더 포함할 수 있다. 상기 센서 엘리먼트는 예를 들면, 가속도계, 압전 센서 또는 힘, 가속도, 변위 또는 심혈관 운동을 나타내는 것과 관련된 다른 임의의 양을 측정하기에 적합한 다른 임의의 엘리먼트를 포함할 수 있다. 신호 인터페이스는 적절한 센서 엘리먼트를 포함하는 외부 장치로부터의 신호를 수신할 수 있다. 즉, 상기 장치는 반드시 심혈관 운동을 나타내는 신호를 측정하기 위한 수단을 포함해야 하는 것은 아니라는 점이 강조된다.
- [0023] 본 발명에 의하면, 또한 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 새로운 컴퓨터 프로그램이 제공된다. 상기 컴퓨터 프로그램은 프로그램 가능한 프로세서를 제어하기 위한 컴퓨터 실행 가능한 명령들을 포함하며, 상기 명령들은,
- [0024] - 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 크고, 제2 심박 전보다 제1 심박 전의 심박 속도가 더 큰 표시 징후를 나타내는지 검출하고,
- [0025] - 상기 표시 징후의 검출에 따라 심장 기능 부전, 예를 들면 심방 세동의 표시자를 생성하는 것이다.
- [0026] 본 발명에 의하면, 새로운 컴퓨터 프로그램 물이 제공된다. 상기 컴퓨터 프로그램 물은 본 발명에 의한 컴퓨터 프로그램이 인코딩된 비휘발성 컴퓨터 판독 가능한 매체, 예를 들면 콤팩트 디스크 "CD"를 포함한다.
- [0027] 본 발명의 다수의 비제한적이고 예시적인 실시 형태가 첨부된 종속 청구항들에 설명된다.
- [0028] 구성과 작동 방법에 대한 본 발명의 다양한 실시예는, 부가적인 목적과 그 효과와 같이 첨부하는 도면을 참조하여 다음의 특정 예시적인 실시예의 기재로부터 이해될 수 있을 것이다.
- [0029] 동사 "포함하는 (to comprise)" 및 "포함하는 (to include)"는 이 문서에 기재되지 않은 특징의 존재를 배제하거나 또는 요구하지 않는 개방적인 한정으로서 사용된다. 종속 청구항들에 기재된 특징들은 달리 명시적으로 기재되지 않는 한 상호 간에 자유롭게 조합될 수 있다. 또한, 단수 형태인 "하나의 (a)" 또는 "하나의 (an)"의 사용은 이 문서 전체에 걸쳐 복수 형태를 배제하지 않는 것으로 이해된다.
- [0030] 본 발명의 실시 형태와 그 효과들은 이하의 도면을 참조하여 이하에서 더욱 상세하게 설명된다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 도 1a는 ECG 파형의 예를 나타내며, 도 1b는 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타내고, 통상 y-방향으로 칭하는 "머리에서 발끝" 방향으로의 가속도계로 측정된다.
- 도 2는 심장 기능 부전과 이상을 나타내는 정보를 결정하기 위한 본 발명의 실시 형태에 의한 방법의 플로우차트를 나타낸다.
- 도 3a는 개체가 휴식 중이라고 생각될 때 정상적인 경우에서의 몇 가지 심박 주기에 걸친 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타내고, 도 3b는 동일한 개체로부터 동시에 측정된 예시적인 ECG 파형을 나타내고, 도 3a의 파형은 통상 z방향으로 칭하는 "몸통 관통" 방향에서 가속도계로 측정되었다.
- 도 4a는 개체가 휴식 중일 때 심방 세동의 경우, 몇 가지 심박 주기에 걸친 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타내고, 도 4b는 동일한 개체로부터 동시에 측정된 예시적인 ECG 파형을 나타내고, 도 4c는 심방 주기의 수축이 발생한 예시적인 경우에서의 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타내며, 도 4a와 도 4c에 나타난 파형들은 통상 z방향으로 칭하는 "몸통 관통" 방향에서 가속도계로 측정되었다.
- 도 5a, 도 5b, 및 도 5c는 각 지점의 포인트들이 심박의 진폭과 선행 심박의 R-R 간격인 2차원 좌표 시스템에서의 포인트로서 심박을 나타내며, 여기서 도 5a는 개체가 휴식 중으로 간주되는 경우 통상의 경우에 대응하고, 도 5b는 휴식 중인 개체에서 심방 세동의 예시적인 경우에 대응하고, 도 5c는 개체가 휴식 중일 때, 심방 세동의 또 다른 예시적인 경우에 해당한다.
- 도 6은 심장 기능 부전과 이상을 나타내는 정보를 결정하기 위한 본 발명의 예시적인 구체예에 의한 장치를 개략적으로 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0032] 도 1a와 도 1b는 본 발명의 배경 설명에서 이미 설명되었다.
- [0033] 도 2는 심장 기능 부전, 예를 들면 심방 세동을 나타내는 정보를 결정하기 위한 본 발명의 실시 형태에 의한 방

법의 플로우차트를 나타낸다. 상기 방법은, 단계 (201)에서 심혈관 운동의 제1 신호의 시간-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 크고, 제2 심박 전보다 제1 심박 전의 일시적인 심박 속도가 더 큰 표시 현상을 나타내는가를 검출하는 것을 포함한다. 상기 방법은 또한 단계 (202)에서 표시 징후의 검출에 따라 심장 기능 부전의 표시자를 생성하는 것을 포함한다. 예를 들면, 각 심박에 선행하는 심박 주기의 일시적인 길이는 그 진폭이 이 심박 전 우세한 심박 속도를 나타내는 수치로서 사용될 수 있다. 일부 경우, 두 개 이상의 연속적인 선행 심박의 심박 주기로부터 검토 중인 심박 전의 우세 심박 속도를 나타내는 수치를 검출할 수도 있다.

[0034]

도 3a는 개체가 휴식 중인 경우 통상의 경우에서의 몇 가지 심박 주기에 대한 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타낸다. 도 3b는 심장 활동과 관련된 전자기 징후를 나타내는 예시적인 신호의 파형을 나타낸다. 도 3a와 도 3b에 도시된 파형들은 동일 개체로부터 동시에 측정되었기 때문에 서로 대응한다. 도 3a에 도시된 파형은 통상 z방향으로 칭하는 "몸통 관통" 방향에서 가속도계로 측정되었다. 도 6에 나타난 좌표계 (650)은 z방향을 나타낸다. 도 3b에 나타난 파형은 개체의 몸통에 부착된 전극의 도움으로 측정된 ECG 파형이다.

[0035]

도 4a는 휴식 중인 개체의 심방 세동의 예시적인 경우에서 몇 가지 심박 주기에서의 심혈관 운동을 나타내는 예시적인 신호의 파형이다. 도 4b는 심장 활동과 관련된 전자기 징후를 나타내는 예시적인 신호의 파형이다. 도 4a와 도 4b에 도시된 파형들은 동일 개체로부터 동시에 측정되었기 때문에 서로 대응한다. 도 4a와 도 4b에 도시된 파형들은 각각 도 3a 및 도 3b에 도시한 파형에서와 동일한 방법으로 측정되었다.

[0036]

도 3a 및 도 4a에서 볼 수 있는 바와 같이, 서로 다른 심박 간의 진폭의 변화, 즉 진폭 변화는 통상의 경우보다 심방 세동의 경우 현저하게 크다. 심박의 진폭들은 예를 들면, 대동맥 관막의 개방에 의한 AO-피크의 높이로서 수치화될 수 있다. 또한, 하나의 AO 피크가 관련된 타임 윈도우 내에서 최대 피크-대-피크에 의해, 또는 각각 하나의 AO 피크가 관련된 적절한 타임 윈도우에 대한 실효값 (RMS)에 의해 진폭을 표시하는 것도 가능하다. 도 4a에서, 두 개의 AO-피크의 높이는 "h1", "h2"로 표시된다. 하나의 AO-피크가 관련된 타임 윈도우 (401) 내에서의 최대 피크-대-피크값은 "p-p"로 표시된다.

[0037]

단일 AO-피크의 높이를 나타내거나, 피크-대-피크 값을 계산하기 위해 필요한 극값은 극댓값 또는 극소값을 탐색함으로써 단일 포인트로서 찾을 수 있다. 또는, 극값은 대상 웨이브 패턴을 커버하는 타임-윈도우에서 다수의 샘플들을 먼저 취하고, 그 다음 추정 극값을 수학적 함수로서, 예컨대 노이즈의 영향을 경감시키기 위해 샘플들의 수학적 평균으로서 계산된다. 타임 윈도우는 예를 들면 100 ms일 수 있고, 타임 윈도우 내의 샘플들의 수는 예를 들면 10개 이상일 수 있다. 타임-윈도우에 의한 방법은 디지털 필터링의 일 예이다. 통상, 심혈관 운동을 나타내는 신호와 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 신호에서 노이즈 효과의 경감을 위해 사용될 수 있는 다수의 디지털 신호 처리 방법과 아날로그 신호 처리 방법이 존재한다.

[0038]

더욱이, 도 3a, 3b, 4a 및 4b에서 볼 수 있는 바와 같이, 심박 주기의 시간 길이의 변화, 즉 시간 변화는 통상의 경우보다 심방 세동의 경우가 훨씬 더 크다. 도 3a, 3b, 4a 및 4b에서, 세 개의 연속적인 심박 주기가 $HP(i-1)$, $HP(i)$, 및 $HP(i+1)$ 로 표시되며, 여기서 i 는 정수이다. 도 3a 및 4a에서, 심박 주기는 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기로 정의되고, 도 3b 및 4b에서, 심박 주기는 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기, 즉 R-R 간격들로 정의된다. 심박 주기가 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기로 정의되는 경우, 로우 패스 필터링이 AO-피크들의 시간 위치의 검출을 용이하게 하기 때문에 AO-피크들의 시간 위치의 탐색 전에 로우패스 필터링을 행하는 것이 유리하다. 로우패스 필터링 주파수의 상한은 예를 들면 30 Hz이지만, 그에 한정될 필요는 없다.

[0039]

본 발명의 예시적 구체예에 의한 방법에서, 심장 기능 부전을 나타내는 현상, 예를 들면 심방 세동의 존재는 더 큰 심박 진폭 전에 더 짧은 심박이 있고, 더 짧은 심박 진폭 전에 더 긴 심박 주기가 존재하는 심혈관 운동을 나타내는 파형을 탐색하여 검출된다. 통상의 경우의 파형은 도 3a에 도시된 바와 같이 상술한 특성, 즉 심방 세동의 경우에 대응하며, 도 4에 도시된 것과 같은 파형으로서, 예컨대 제 1 심박의 진폭 h_1 이 제 2심박의 h_2 보다 더 크고, 제1 심박 전의 심박 주기 $HP(i)$ 가 제2 심박 전의 심박 주기 $HP(i+1)$ 보다 더 짧은 것을 나타내는 현상을 포함하는 심박 진폭과 주기를 포함하지 않는다.

[0040]

본 발명의 다른 예시적인 구체예에 의한 방법에서, 심장 기능 부전, 예를 들면 심방 세동을 나타내는 현상의 존재는 심박의 진폭과 심박 전 일시적인 심박의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계에 의해 검출된다. 상기 상관 관계는 예를 들면, 심박의 진폭과 이 심박에 선행하는 심박 주기의 시간 길이 간의 상호 관계일 수 있다. 이 경우 음의 상관 관계는 지시 현상의 존재를 나타낸다. 다른 예로서, 상기 상관 관계는 심박의 진폭과, 심박에 선행하는 심박 주기에 대한 심박 속도 간의 상관 관계, 즉 심박에 선행하는 심박 주기의 시간 길이의 역의 값일 수 있다. 이 경우, 양의 상관 관계는 지시 현상의 존재를 나타낸다. 심박 주기의 시간 길이는 예를 들면, R-R 간격 또는 AO-AO 간격의 시간 길이일 수 있다.

[0041] 심박의 진폭과 심박 이전 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계의 정도는 예컨대 다음 식에 따라 계산될 수 있는 수학적 상관 관계 계수 C에 의해 나타낼 수 있다.

$$C = \frac{\sum_{i=1}^N [(A(i) - \mu_A) \times (Q(i) - \mu_Q)]}{N - 1} \quad (1)$$

[0043] 식에서, N은 고려 대상인 심박의 수이고, A(i)는 i번째 심박의 진폭이고, Q(i)는 i번째 심박 전의 심박 속도를 나타내는 값, 예를 들면 i번째 심박에 선행하는 심박 주기의 시간이고,

$$\mu_A = \frac{\sum_{i=1}^N A(i)}{N}, \mu_Q = \frac{\sum_{i=1}^N Q(i)}{N} \quad (2)$$

[0045] 이다.

[0046] 상기 제시한 상관 관계 계수 C는 심장 기능 부전의 표시자로서 사용될 수 있다. 본 발명의 예시적인 구체예에 의한 방법은 상관 관계 계수 C를 임계값과 비교하고, 그 비교 결과에 따라 심방 세동 또는 다른 심장 기능 부전 및/또는 이상을 나타내는 신호를 생성하는 것을 포함한다. 임계값으로 적합한 값은 환자군 및/또는 다른 사람들로 부터 수집한 경험 데이터에 근거해서 정해질 수 있다. 임계값은 반드시 상수일 필요는 없으며, 시간 및/또는 다른 요인들에 따라 고려 중인 개인에 따라 변화할 수 있다. 각각의 임계값을 심방 세동 또는 다른 심장 기능 부전 및/또는 이상의 특정 가능성을 나타내는 일련의 임계값으로 구성하는 것도 가능하다.

[0047] 도 5a, 5b 및 5c는 두 개의 이차원 좌표 시스템에서 포인트로서 심박을 나타내며, 각 포인트의 좌표는 심박의 진폭과 심박의 진폭과 심박 전의 R-R 간격이다. 도 5a는 고려 대상인 개인이 휴식 중일 때의 통상의 경우에 해당하고, 도 5b는 고려 중인 개인이 휴식 중일 때 심방 세동의 예시적인 경우에 해당하며, 도 5c는 고려 중인 개인이 휴식 중일 때 심방 세동의 또 다른 예시적인 경우에 해당한다.

[0048] 도 5a에 도시한 통상의 경우에서, R-R 간격의 변화, 즉 시간 변화는 적고, R-R간격과 진폭 간의 상관 관계는 나타나지 않는다. 도 5b에 도시한 심방 세동의 예시적인 경우에서는, 시간 변화가 더 강하고, R-R 간격의 변화 범위가 더 낮은 부분에서 나타나며, 이것은 진폭이 R-R간격을 감소시키는 경향을 갖는다는 것, 즉 R-R 간격의 변화 범위 중 이 부분에서는 진폭과 R-R 간격 간에 음의 상관 관계가 있음을 나타낸다. 도 5b에서, 음의 상관 관계는 음의 각도 계수를 갖는 선 (501)로 표시된다. 동일한 현상이 도 5c에서 관찰되며, 선 (502)는 음의 상관 관계를 나타낸다.

[0049] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 방법은 두 개의 단계의 방법을 포함하여 심박 주기의 시간 길이의 변화를 나타내는 시간 변화의 측정이 먼저 결정되고, 시간 변화가 임계값을 넘으면 심혈관 운동을 나타내는 신호의 타임-트렌드가 심장 기능 부전, 예를 들면 심방 세동의 현상을 나타내는지 검출된다.

[0050] 상술한 시간 변화의 강도는 예를 들면 다음 식에 따라 계산될 수 있는 수학적 변수량 V에 의해 표현될 수 있다.

$$V = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (TL(i) - \mu_T)^2}{M-1}}}{\mu_T} \times 100\% \quad (3)$$

[0052] 식에서, M은 고려 대상인 심박 주기의 수이고, TL(i)은 i번째 심박 주기의 시간 길이고,

$$\mu_T = \frac{\sum_{i=1}^M TL(i)}{M} \quad (4)$$

[0054] 이다.

[0055] 경험 데이터에 비추어 보면, 변화량 V는 심방 세동 중에 약 10 %일 수 있고, 통상의 경우에 약 1-2 %일 수 있다. 진폭과 R-R 간격 간의 음의 상관 관계를 나타내는 신호의 검출은 심방 세동이 일어나는 생리적인 상태 또는 시간 변동을 일으키는 심방 주기의 수축이 존재하는 생리적 상태가 존재하는지 여부를 용이하게 검출할 수

있도록 한다. 도 4c는 예시적인 경우에서 심혈관 운동을 나타내는 신호의 예로서, 심박 주기와 수축이 발생한 심박 (410)을 나타낸다. 도 4c에서 볼 수 있는 바와 같이, 현저한 시간 변화가 있기는 하지만, 진폭의 심박 주기의 시간 길이 간의 현저한 음의 상관 관계는 존재하지 않는다. 실제로, 심박 (410)과 (411)의 진폭과 이들 심박에 선행하는 심박 주기의 시간 길이는 심박의 진폭과 심박 주기의 시간 길이 간에 양의 상관 관계를 나타낸다.

- [0056] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 방법은 선택적으로 개인의 신체로부터 센서 엘리먼트에 의해 심혈관 운동을 나타내는 신호의 측정을 포함한다. 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 방법은 상기 신호가 초기에 측정되어 메모리에 기록된 경우 메모리로부터 이 신호를 관측하는 것을 포함한다. 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 방법은 외부 데이터 이동 시스템으로부터 신호를 수신하는 것을 포함한다. 따라서 측정은 본 발명의 실시 형태에 의한 방법의 본질적이고 필수적인 단계는 아니다.
- [0057] 본 발명의 예시적인 형태에 의한 컴퓨터 프로그램은 상술한 본 발명의 예시적 실시 형태 중 하나 이상에 의한 방법을 수행하기 위한 프로그램 가능한 프로세서를 제어하기 위한 컴퓨터 실행가능한 지시들을 포함한다.
- [0058] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 컴퓨터 프로그램은 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 소프트웨어 모듈을 포함한다. 상기 소프트웨어 모듈은 프로그램 가능한 프로세서를 다음과 같이 제어하기 위한 컴퓨터 실행 가능한 지시들을 포함한다:
- [0059] - 심혈관 운동을 나타내는 신호의 타임-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 제2 심박 전보다 제1 심박 전의 심박 속도가 더 큰 현상을 나타내는지 검출하고,
- [0060] - 표시 신호의 검출에 따라 심장 기능 부전, 예를 들면 심방 세동의 표시자를 생성하는 것.
- [0061] 상기 소프트웨어 모듈은 예를 들면 적절한 프로그래밍 언어로, 그리고 프로그래밍 언어 및 프로그램 가능한 프로세서에 적합한 컴파일러로 구현되는 서브루틴들 또는 함수들일 수 있다.
- [0062] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 컴퓨터 프로그램물은 본 발명의 실시 형태에 의한 컴퓨터 프로그램이 인코딩된 컴퓨터 관독 가능한 매체, 예를 들면 컴팩트 디스크 "CD"를 포함한다.
- [0063] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 신호는 본 발명의 실시 형태에 의한 컴퓨터 프로그램을 정의하는 정보를 전달하기 위해 코딩된다.
- [0064] 도 6은 심장 기능 부전을 나타내는 정보를 결정하기 위한 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치의 개략도를 나타낸다. 상기 장치는 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호를 수신하는 신호 인터페이스 (601)를 포함한다. 상기 장치는 신호 인터페이스에 커플링되는 프로세싱 디바이스 (602)를 포함한다. 상기 프로세싱 디바이스는,
- [0065] - 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 심박 속도, 초당 박동수가 제2 심박 전보다 제1 심박 전이 더 큰 현상을 나타내는 제 1신호의 타임-트렌드를 검출하고,
- [0066] - 지시 현상의 검출에 따라 심방 세동과 같은 심장 기능 부전의 표시자를 생성하도록 구성된다.
- [0067] 본 발명의 예시적인 구체예에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 제1 심박에 선행하는 심박 주기의 시간 길이를 제 1심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로서 이용하고, 제 2심박에 선행하는 심박 주기의 시간 길이를 제2 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로서 이용하도록 구성된다.
- [0068] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 심박의 진폭과 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치의 상관 관계를 결정하여 지시 현상을 검출하도록 구성된다.
- [0069] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 심박의 진폭과 심박에 선행하는 심박 주기의 시간 길이 간의 상관 관계를 결정하도록 구성된다. 이 경우, 음의 상관 관계는 표시 현상의 존재를 나타낸다.
- [0070] 본 발명의 구체적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 심박의 진폭과 심박에 선행하는 심박 주기의 심박 속도 간의 상관 관계를 결정하도록 구성된다. 이 경우, 양의 상관 관계는 표시 현상의 존재를 나타낸다.
- [0071] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 심박의 지폭과 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치 간의 상관 관계의 정도를 나타내는 상관 관계 계수 C를 다음 식에 따라 계산하도록 구성된다:

$$C = E\{(A - \mu_A) \times (Q - \mu_Q)\},$$

식에서, E는 예상 값 연산자이고, A는 심박의 진폭을 나타내고, μ_A 는 진폭의 평균, Q는 심박 속도를 나타내는 수치이고, μ_Q 는 심박 속도를 나타내는 수치의 평균이다.

또한, 프로세싱 디바이스 (602)는 계산된 상관 관계 계수 C와 하나 이상의 임계값을 비교하여 비교 결과가 심장 기능 부전의 존재를 나타내는 상황에 응답하여 심장 기능 부전을 나타내는 신호를 생성한다. 상기 신호는 예를 들면 디스플레이 스크린 (606) 상에 표시되는 메시지일 수 있다. 하나 이상의 임계값들은 바람직하게는 유저 인터페이스를 통해 장치에 공급될 수 있는 조정가능한 파라미터들이다.

본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호로부터 또는 제1 신호에 근거하여 심박 진폭을 나타내는 다음 중 하나를 추출하거나 생성한다: 대동맥 관막의 개방에 의한 AO-피크들의 높이, AO-피크들 중 하나와 관련된 각 타임-윈도 내에서의 최대 피크-대-피크값, 또는 AO-피크들 중 하나와 관련된 타임-윈도에 대해 계산된 제곱 평균 "RMS"값.

본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 심혈관 운동, 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기를 나타내는 제1 신호로부터 추출되도록 구성된다. 이 경우, 연속적인 AO-피크들 간의 시간 주기의 시간 길이 또는 시간 길이의 역의 값이 심박 전의 심박 속도를 나타내는 수치로서 사용될 수 있다.

상기 프로세싱 디바이스 (602)는 로우 패스 필터링이 AO-피크들의 시간 위치의 검출을 용이하게 하기 때문에 AO-피크들의 시간 위치의 탐색 전에 제1 신호를 로우 패스 필터링하도록 구성된다. 로우 패스 필터링의 주파수 상한은 예를 들면, 비제한적으로 30 Hz일 수 있다.

본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 신호 인터페이스 (601)는 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 제2 신호를 수신하도록 구성되고, 상기 프로세싱 디바이스 (602)는 제2 신호로부터 심실 근조작의 탈극화에 의한 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기를 추출하도록 구성된다. 이 경우, 연속적인 R-피크들 간의 시간 주기의 시간 길이 또는 시간 길이의 역의 값은 심박 전의 일시적인 심박 속도를 나타내는 수치로서 사용될 수 있다.

본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 먼저 심박 주기의 시간 길이의 변화를 나타내는 시간 변화를 결정하고, 그 다음 검출된 시간 변화가 임계값을 초과할 경우, 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호의 타임-트렌드가 지시 현상을 나타내는지 여부를 검출한다.

본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치에서, 프로세싱 디바이스 (602)는 다음 식에 따라 시간 변화를 나타내는 변화량 V를 계산하도록 구성된다.

$$V = \frac{\sqrt{E\{(TL - \mu_T)^2\}}}{\mu_T}$$

식에서, E는 예상값 연산자이고, TL은 심박 주기의 시간 길이를 나타내고, μ_T 는 심박 주기의 시간 길이의 평균이다.

본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 개체의 신체 (609)로부터 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호를 측정하기 위한 제1 센서 엘리먼트(603)를 더 포함한다. 센서 엘리먼트 (603)는 예를 들면 가속도계, 압전 센서, 또는 힘, 가속도, 전위, 또는 심혈관 운동을 나타내고 그와 관련된 임의의 기타 물리적 양을 측정하기에 적합한 임의의 엘리먼트를 더 포함할 수 있다. 상기 센서 엘리먼트는 또한 예를 들면, 증폭기, 신호 필터, 및/또는 아날로그-디지털 "AD" 변환기를 더 포함할 수 있다. 가속도계는 유리하게는 예를 들면 도 6에 도시된 좌표계 (650)에서 세 개의 상호 직교하는 방향 x, y, z에서 독립적으로 움직임을 측정할 수 있는 3축 가속도계이다. 이 경우, 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호는 3개의 신호를 포함하고, 제1 신호는 예를 들면, 그 유클리드 표준 (Euclidian norm), 즉, 심혈관 운동을 나타내는 세 개의 성분 벡터의 절대값을 형성함으로써 사전-프로세싱될 수 있다.

센서 엘리먼트 (603)는 그 각각이 무선 링크 또는 유선 링크일 수 있는 하나 이상의 데이터 전송 링크를 통해 신호 인터페이스 (601)와 접속된다. 데이터는 상기 센서 엘리먼트 (603)로부터 직접 또는 예를 들면 전기통신망

등의 데이터 전송망을 통해 신호 인터페이스 (601)로 전송될 수 있다. 도 6에 도시된 예시의 경우, 센서 엘리먼트 (603)는 무선 송신기 (408)에 접속된다. 상기 프로세싱 디바이스 (602)를 포함하는 장치가 센서 엘리먼트와 일체화되는 것도 가능하다. 이 경우, 센서 엘리먼트 (603)로부터 프로세싱 디바이스 (602)로의 신호 인터페이스는 실제로는 간단한 배선이다.

[0085] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 개체의 신체 (609)로부터 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 제 2 신호를 측정하기 위한 제 2센서 엘리먼트 (604)를 더 포함한다. 이 예시적인 구체예에서, 센서 엘리먼트 (604)는 개체의 신체에 부착되기에 적합한 전극을 포함한다. 센서 엘리먼트(604)는 예를 들면 증폭기, 신호 필터 및/또는 아날로그-디지털 "AD" 변환기를 더 포함한다. 센서 엘리먼트 (204)에 의해 측정된 제 2신호는 센서 엘리먼트 (603)에 의해 측정된 제 1신호의 경우와 동일한 데이터 전송 수단에 의해 신호 인터페이스 (601)로 전달될 수 있다.

[0086] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 고정된 시간 출발점과 고정된 시간 종료점을 갖는 타임 윈도우 내에서 또는 고정된 시간 길이를 갖고, 경과 시간에 따라 이동하는 슬라이딩 타임 윈도우 내에서 측정된 제 1 신호 및/또는 제 2신호를 기록하도록 구성된다. 상기 장치는 제1 신호 및/또는 제 2신호를 기록하기 위한 내부 메모리 (607)를 포함하거나 및/또는 상기 장치는 외부 메모리에 연결된 데이터 포트를 포함할 수 있다.

[0087] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 심혈관 운동을 나타내는 제 1신호 및/또는 심장 활동과 관련된 전자기 현상을 나타내는 제2 신호를 사전 프로세싱하기 위한 수단을 포함한다. 상기 사전 프로세싱은 예를 들면 예컨대 호흡, 개인의 비-심혈관 운동, 외부적 요인에 의한 떨림 등에 의한 제1 신호의 노이즈를 제거하는 것을 포함한다. 상기 사전 프로세싱 수단은 예를 들면 프로세싱 디바이스 (602)로 구현되거나 또는 사전 프로세싱을 위한 하나 이상의 별개의 프로세싱 디바이스일 수 있다.

[0088] 상기 프로세싱 디바이스 (602)는 예를 들면 하나 이상의 프로세싱 회로로 구현될 수 있으며, 이들 각각은 적절한 소프트웨어를 구비한 프로그램가능한 프로세서 회로, 예를 들어 응용 주문형 집적 회로 "ASIC" 와 같은 전용 하드웨어 프로세서 또는 예를 들면 필드 프로그램 가능 게이트 어레이 "FPGA"와 같은 구성가능한 하드웨어 프로세서일 수 있다.

[0089] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 제1 센서 엘리먼트(603), 제1 센서 엘리먼트 (603)와 연결된 프로세싱 디바이스 (602), 심장 기능 부전이 발생한 경우 심장 기능 부전을 나타내는 신호를 출력하기 위한 적절한 신호 인터페이스 및/또는 유저 인터페이스를 포함하는 포터블 시스템이다. 예를 들면, 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 포터블 심전도기록계 "ECG"장치로 구현되고, 상기 포터블 ECG 장치는 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호를 측정하기 위한 제1 센서 엘리먼트 (603)을 구비한다. 포터블 ECG 장치의 프로세싱 시스템은 제1 신호의 타임-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 심박 속도가 제2 심박 전보다 제1 심박 전이 더 큰 것을 나타내는 현상을 표시하는지를 검출하고, 표시 현상의 검출에 따라 심장 기능 부전의 표시자를 생성하도록 구성된다.

[0090] 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 제1 센서 엘리먼트 (603), 제1 센서 엘리먼트에 연결된 프로세싱 디바이스 (602), 심장 기능 부전이 발생한 경우 심장 기능 부전을 표현하는 신호를 출력하기 위한 적절한 신호 인터페이스 및/또는 유저 인터페이스를 포함하는, 예를 들면 베스트, 또는 다른 의복의 일부를 포함할 수 있다.

[0091] 제1 센서 엘리먼트 (603)는 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치의 크기를 소형화할 수 있도록 하는 미세 전자 기계 시스템 "MEMS"일 수 있다. 본 발명에 의한 장치는 이식가능한, 즉 피하 (under-skin) 장치일 수 있다. 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 예를 들면 예컨대 Medtronic의 Reveal LINQTM 과 같은 비하심장 모니터링 시스템과 통합될 수 있다. 상기 장치는 몸통부 상에 이식된다.

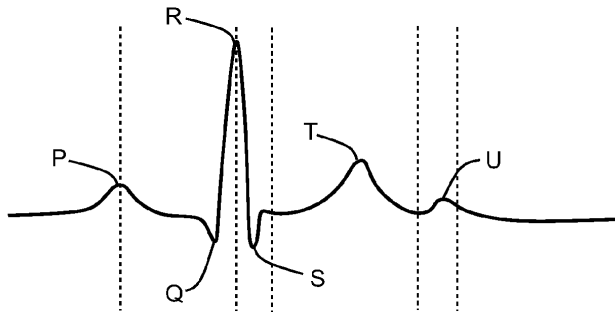
[0092] 또, 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 아치는 심혈관 운동을 나타내는 제1 신호를 생성하기에 적합한 가속도 센서를 포함하는 프로그램 가능한 휴대전화 또는 다른 모바일 장치에 의해 구현될 수 있다. 본 발명의 예시적인 실시 형태에 의한 장치는 제1 신호의 타임-트렌드가 제1 심박의 진폭이 제2 심박의 진폭보다 더 크고, 심박 속도가 제2 심박 전보다 제1 심박 전이 더 큰 것을 나타내는 현상을 나타내는지 검출하고, 표시 현상의 검출에 따라 심장 기능 부전의 표시자를 생성하는 프로그램 가능한 휴대 전화 또는 다른 모바일 장치에 의해 구현될 수 있다. 상기 휴대 전화 또는 다른 모바일 장치에 의해 구현되는 장치는 상기 장치를 대상 개인의 몸통 위에 또는 몸통을 향해 위치시킴으로써 사용될 수 있다.

[0093] 상술한 설명에 제공된 특정한 예들은 첨부한 특허청구범위의 범위 및/또는 적용가능성을 제한하는 것으로 해석되어서는 안 된다. 또한 다수의 경우, 본 발명은 심장 기능 부전 및 비정상을 검출하기 위해 다른 기술들과 함

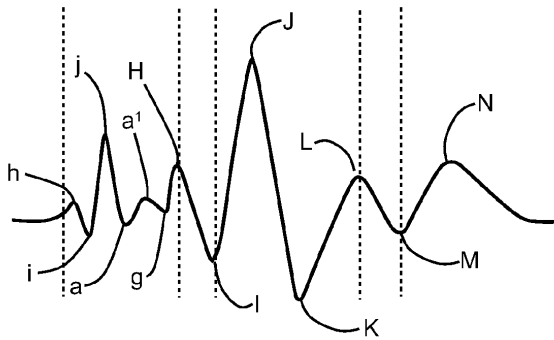
게 이용될 수 있다는 점이 이해되어야 한다.

도면

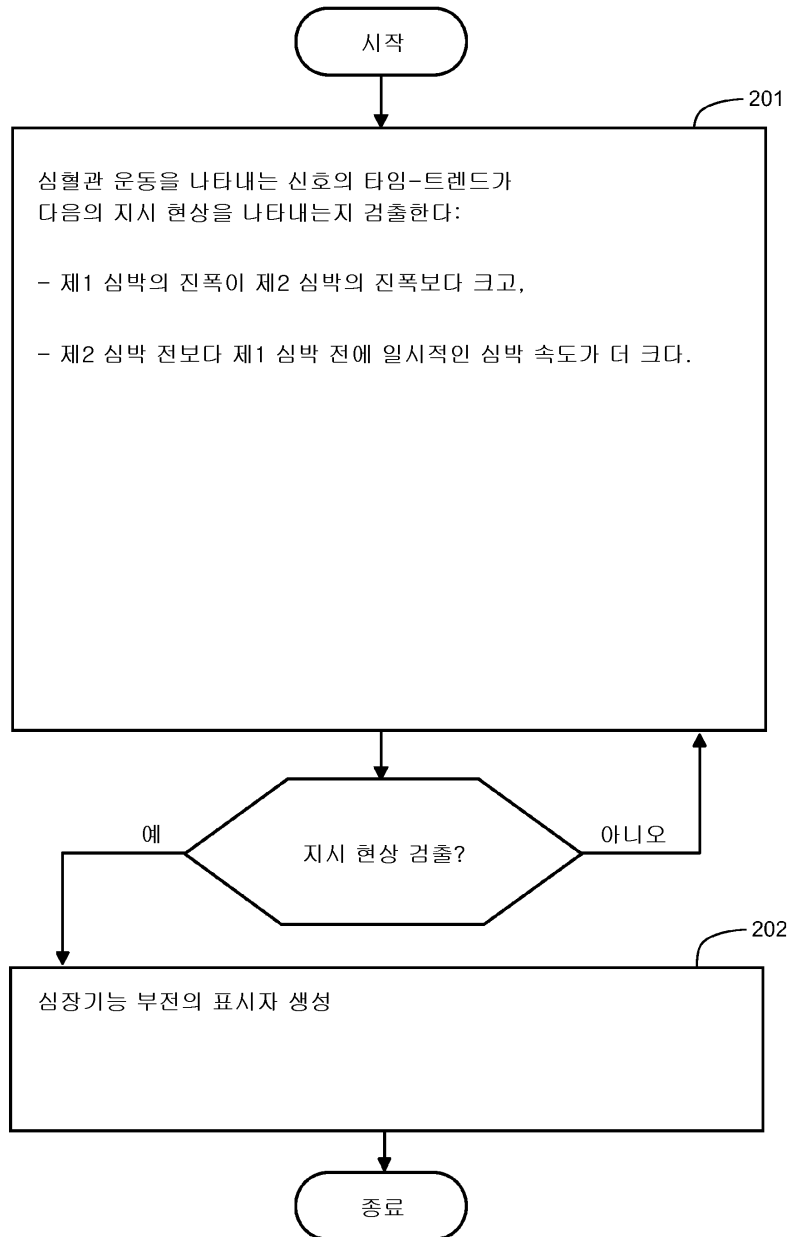
도면1a



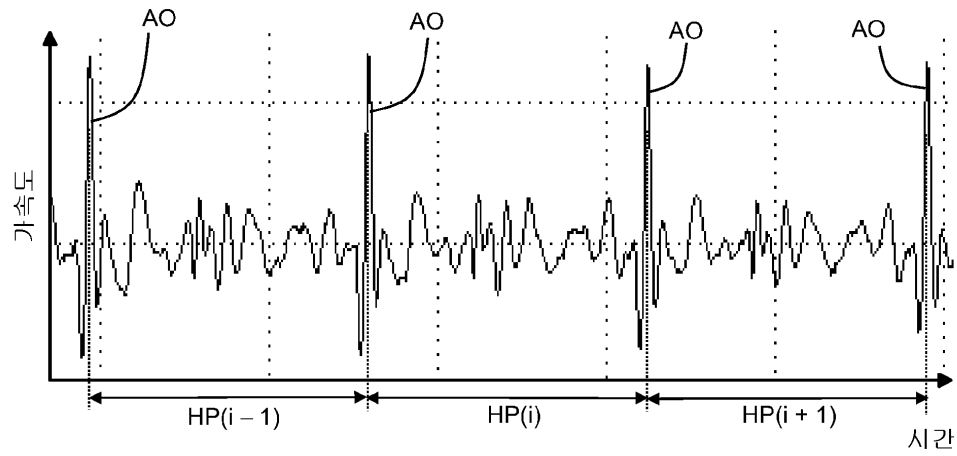
도면1b



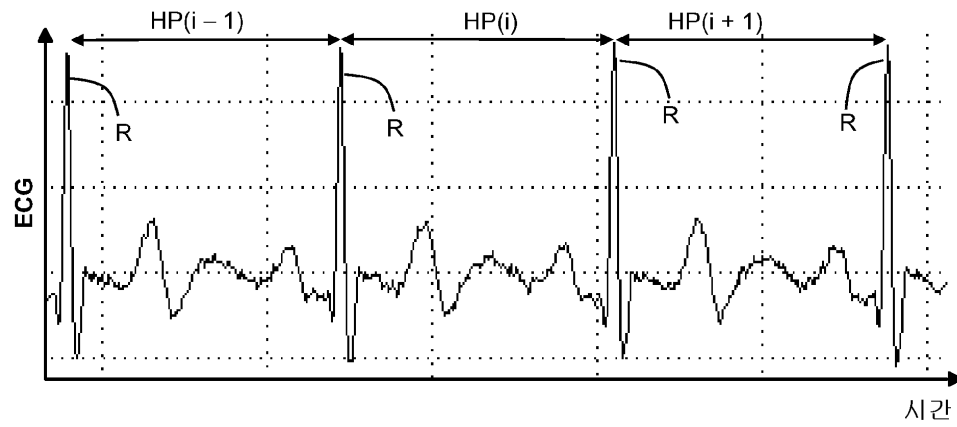
도면2



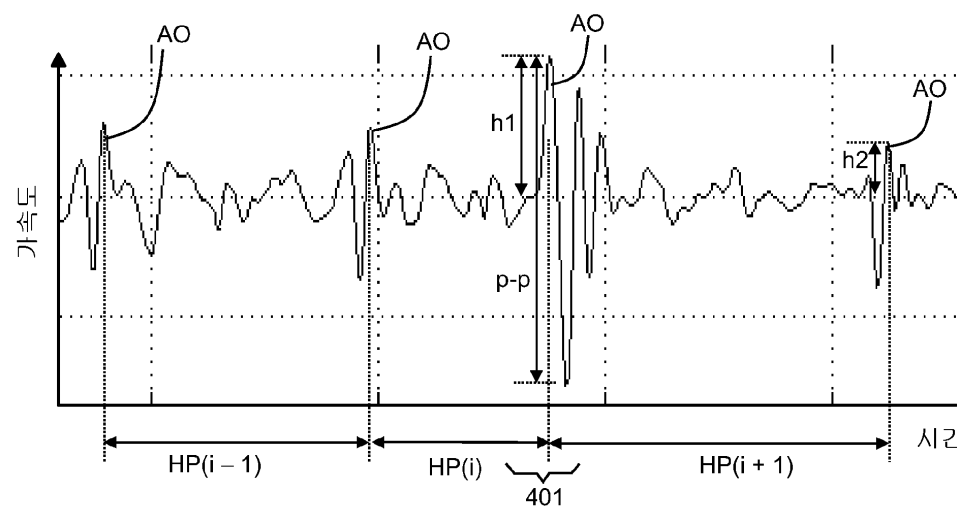
도면3a



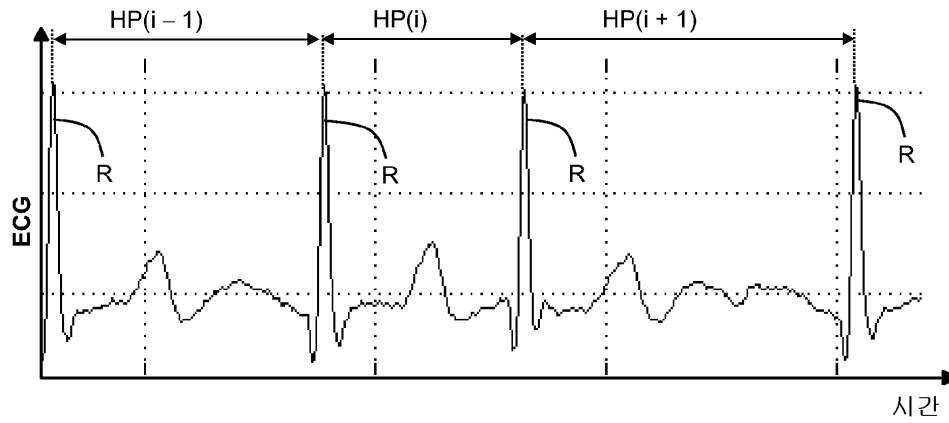
도면3b



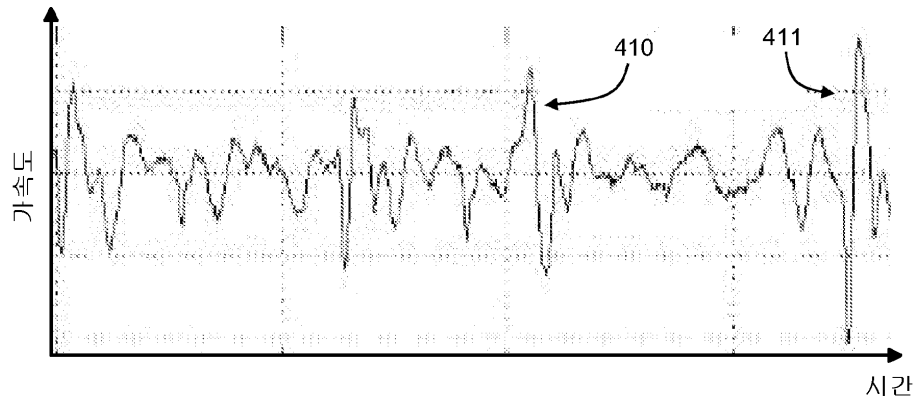
도면4a



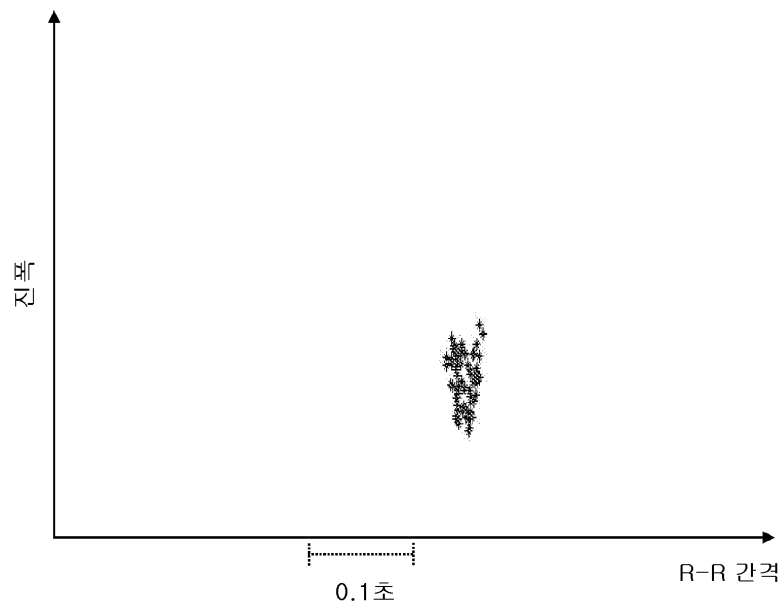
도면4b



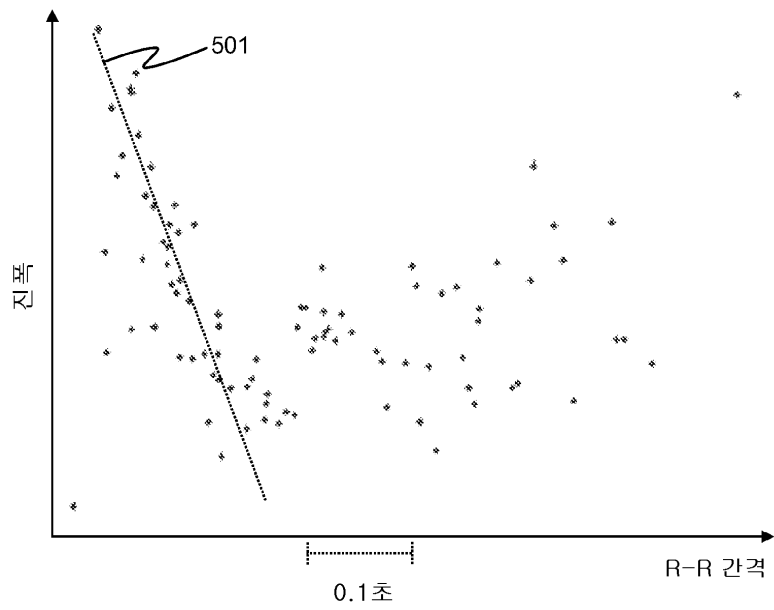
도면4c



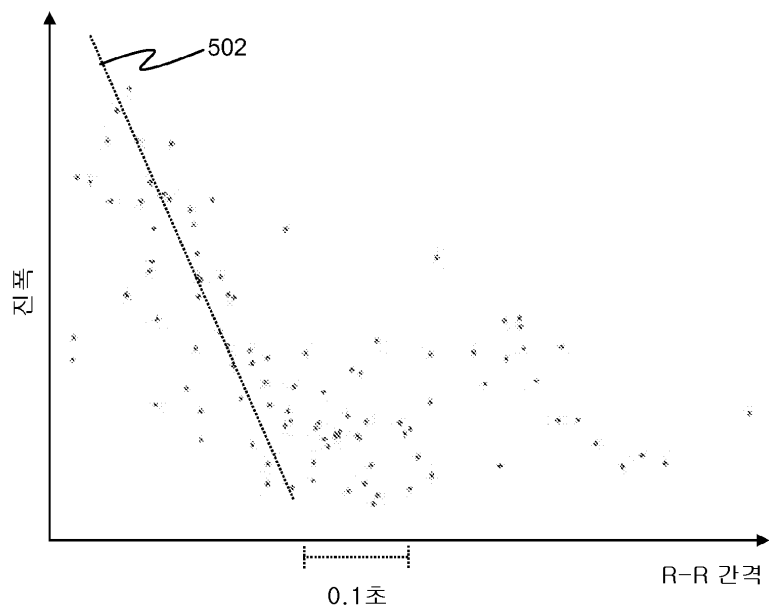
도면5a



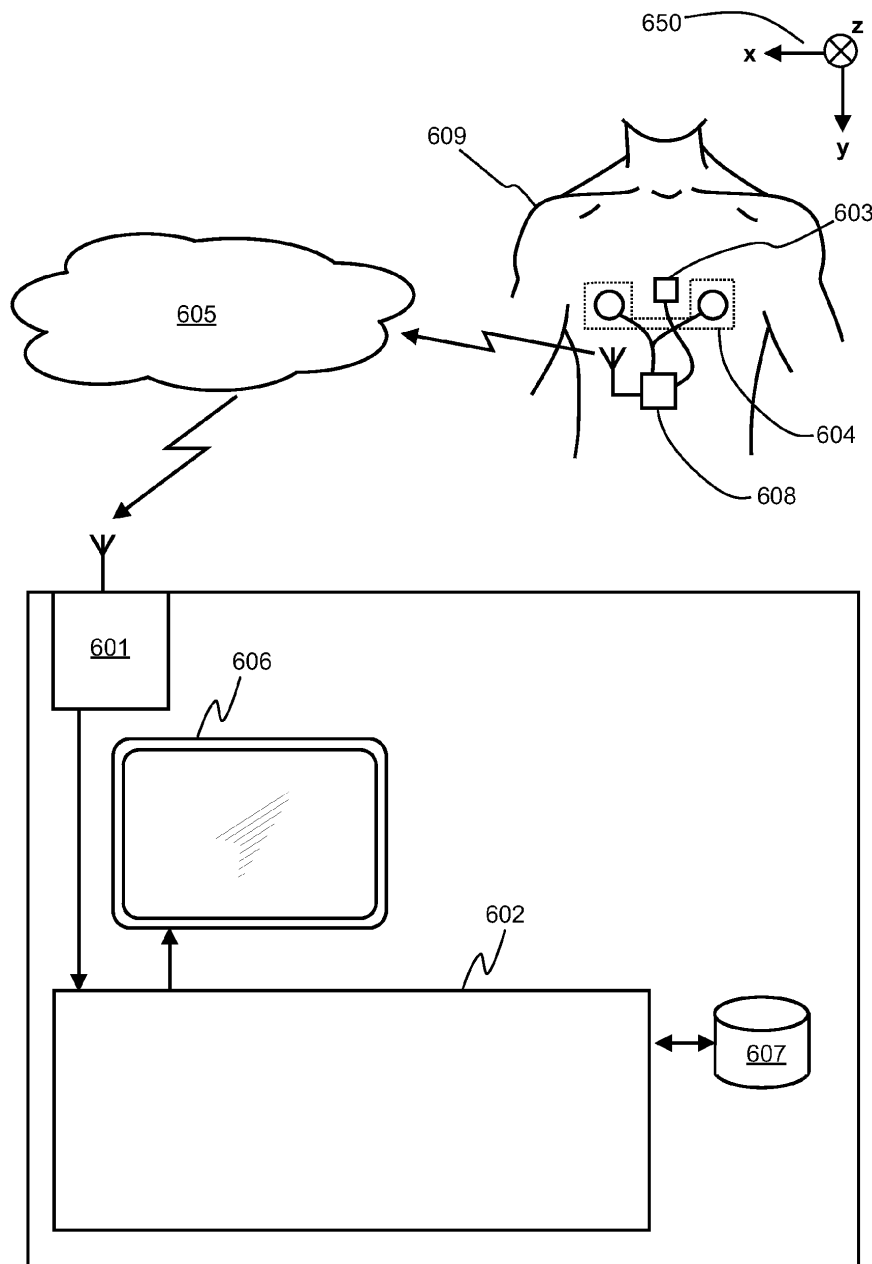
도면5b



도면5c



도면6



专利名称(译)	用于确定指示心脏功能障碍的信息的方法和设备		
公开(公告)号	KR1020160022366A	公开(公告)日	2016-02-29
申请号	KR1020167001573	申请日	2014-06-13
[标]发明人	KOIVISTO TERO 코이비스토테로 VALTONEN TUOMAS PAENKAEAEALAE MIKKO SAIRANEN KATI		
发明人	코이비스토,테로 발토넨,투오마스 판칼라,미코 사이라넨,카티		
IPC分类号	A61B5/046 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/046 A61B5/1102 A61B5/1107 A61B5/7275 A61B5/0002 A61B2562/02 A61B2562/0219 A61B5/04525 A61B5/0456 A61B5/6804 A61B5/686 A61B5/6898 A61B2562/028		
代理人(译)	박장원		
优先权	2013005669 2013-06-19 FI		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种处理装置，被配置为检测指示心血管运动的信号的时间趋势是否使得第一心跳的幅度大于第二心跳的幅度和瞬时心率指示比第一心跳转换第二心跳更大的显示现象602)。 & lt; 602 & gt;处理装置被配置为在存在检测到的显示现象的情况下生成心脏功能障碍的指示，例如心房颤动的指示。 Sairanen , Katie

