



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2016-0094317  
(43) 공개일자 2016년08월09일

- |  |   |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)<br/>A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)<br/>A61B 5/024 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류<br/>A61B 5/02007 (2013.01)<br/>A61B 5/02416 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2016-0010745</p> <p>(22) 출원일자 2016년01월28일<br/>심사청구일자 없음</p> <p>(30) 우선권주장<br/>62/110,263 2015년01월30일 미국(US)<br/>(뒷면에 계속)</p> | <p>(71) 출원인<br/>삼성전자주식회사<br/>경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)</p> <p>(72) 발명자<br/>리, 엘레이<br/>미국 캘리포니아주 95051 산타클라라 플로리다 비스타 애비뉴 3770 아파트 1201</p> <p>칼락, 아시프<br/>미국 캘리포니아주 94002 벨몬트 플래토 드라이브 3410</p> <p>(74) 대리인<br/>특허법인 고려</p> |
|--|---|

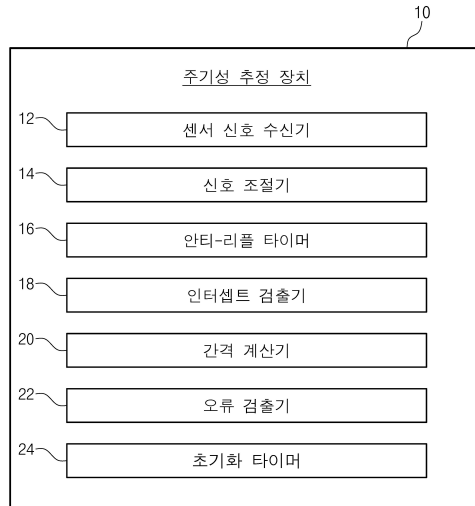
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **주기성 추정 장치 및 그것의 심혈관 기능 판별 방법**

**(57) 요약**

본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치는, 인스트럭션들을 저장하는 메모리, 및 데이터 스트림으로부터 제 1 차원에 따라 제 1 시간에 대응하는 제 1 좌표를 발생하도록, 제 2 차원에 따라 제 2 시간에 대응하는 제 2 좌표를 발생하도록, 상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표에 근거로 하여 제 1 벡터 궤적을 발생하도록, 및 목표 결정 라인을 교차하는 상기 제 1 벡터 궤적의 복수의 기초 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 심혈관 기능을 판별하도록, 상기 인스트럭션들을 실행하는 프로세서를 포함할 수 있다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류

**A61B 5/7264** (2013.01)

**A61B 5/7271** (2013.01)

(30) 우선권주장

62/112,032 2015년02월04일 미국(US)

62/113,092 2015년02월06일 미국(US)

14/928,072 2015년10월30일 미국(US)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

주기성 추정 장치의 심혈관 기능을 판별하는 방법에 있어서:

데이터 스트림으로부터 제 1 차원에 따른 제 1 시간에 대응하는 제 1 좌표를 발생하는 단계;

제 2 차원에 따른 제 2 시간에 대응하는 제 2 좌표를 발생하고, 상기 제 1 시간은 시간 지연 값에 의해 상기 제 1 시간을 가변하고, 상기 제 2 차원은 상기 제 1 차원보다 높은 차원인 단계;

상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표에 근거로 하여 제 1 벡터 궤적을 발생하는 단계; 및

목표 결정 라인에 교차하는 상기 벡터 궤적의 복수의 기초 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 심혈관 기능을 판별하는 단계를 포함하는 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

생리학적 센서로부터 상기 데이터 스트림을 입력받는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 생리학적 센서는 PPG(photoplethysmogram) 센서인 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

한 방향에서 상기 목표 결정 라인에 교차하는 상기 벡터 궤적의 상기 복수의 기초 교차점들을 판별하고, 상기 결정 라인은 좌표 공간의 원점을 통과하는 단계;

상기 기초 교차점들의 각각에 대응하는 복수의 기초 시간 값들을 연관시키는 단계; 및

연속적인 상기 기초 교차점들에 대응하는 상기 기초 시간 값들 사이에서 인터비트 구간들의 기초 스트림을 나타내는 복수의 기초 주기들을 계산하는 단계를 더 포함하는 방법.

#### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

제 3 차원에 따른 제 3 시간에 대응하는 제 3 좌표를 발생하고, 상기 제 3 시간은 상기 시간 지연 값에 의해 상기 제 2 시간으로부터 가변하고, 상기 제 3 차원은 상기 제 2 차원보다 고차원인 단계;

상기 제 1 좌표, 상기 제 2 좌표, 및 상기 제 3 좌표를 근거로 하여 제 2 벡터 궤적을 발생하는 단계;

한 반향으로 목표 평면을 통하여 상기 제 2 벡터 궤적의 복수의 제 2 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 상기 심혈관 기능을 판별하는 단계;

상기 복수의 제 2 교차점들의 각각에 대응하는 복수의 제 2 시간 값들을 연관시키는 단계; 및

연속적인 제 2 교차점들에 대응하는 상기 제 2 시간 값들 사이에서 복수의 제 2 주기들을 계산하고, 상기 제 2 주기들은 인터비트 구간들의 제 2 스트림을 나타내는 방법.

#### 청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 복수의 기초 주기들의 각각의 역수를 계산하고, 상기 역수는 심박수를 나타내는 단계를 더 포함하는 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,

제 2 차원에 따른 제 3 시간에 대응하는 제 3 좌표를 발생하고, 상기 제 3 시간은 제 2 시간 지연 값에 의해 상기 제 1 시간으로부터 가변하는 단계;

상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표에 근거로 하여 제 2 벡터 궤적을 발생하는 단계;

상기 목표 결정 라인에 교차하는 상기 제 2 벡터 궤적의 복수의 제 2 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 상기 심혈관 기능을 판별하는 단계;

상기 제 2 교차점들과 복수의 제 2 시간 값들을 연관시키고, 상기 제 2 시간 값들의 각각은 상기 제 2 교차점들의 각각에 대응하는 단계;

연속적인 제 2 교차점들에 대응하는 제 2 시간 값들 사이에서 복수의 제 2 주기들을 계산하고, 상기 복수의 제 2 주기들은 인터비트 구간들의 제 2 스트림을 나타내는 단계; 및

인터비트 구간들의 기초 스트림과 인터비트 구간들의 상기 제 2 스트림의 분포에 근거로 하여 통계 추론을 수행하는 단계를 포함하는 방법.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서,

상기 복수의 제 2 주기들의 각각의 역수를 계산하고, 상기 역수는 심박수를 나타내는 단계를 더 포함하는 방법.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서,

삭제된 오류를 근거로 하여 디폴트 출력 값을 제공하는 단계를 더 포함하는 방법.

**청구항 10**

제 1 데이터 스트림으로부터 제 1 차원에 따라 제 1 시간에 대응하는 제 1 좌표를 발생하는 단계;

상기 제 1 차원보다 고차원인 제 2 차원에 따라 시간 지연 값에 의해 상기 제 1 시간으로부터 가변하는 제 2 시간에 대응하는 제 2 좌표를 발생하는 단계;

상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표를 근거로 하여 제 1 벡터 궤적을 발생하는 단계; 및

목표 결정 라인에 교차하는 상기 제 1 벡터 궤적의 복수의 기초 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 심혈관 기능을 판별하는 단계를,

프로세서에 의해 실행하기 위한 인스트럭션들을 영구적 컴퓨터 읽기 가능 저장 매체에 인코딩한 컴퓨터 프로그램 제품.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 주기성 추정 장치 및 그것의 심혈관 기능 판별 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 일반적으로, 신호 처리는, 의미 있고 혹은 유효한 정보 혹은 출력 데이터를 발생하기 위하여 원시 입력 데이터(raw input data)를 수집하고, 조직화하고, 변형하고, 및 요약하는 것을 포함한다. 전형적으로, 신호 처리는 대용량 숫자 데이터를 조작하고, 데이터를 정렬, 포매팅, 집계(aggreatation), 분류, 검증 및 리포팅하는 처리들을 포함할 수 있다.

[0003] 지연 삽입 이론(delay embedding theorem)은, 동적 시스템의 상태의 연속적인 관측들로부터 케이아틱(chaotic) 동적 시스템이 재구성될 수 있는 조건들을 상세화시킨다. 일반적으로, 재구성은 동적 시스템의 특성을 보존해야 한다. 동적 시스템의 특성은 매끄러운 좌표 변화 아래에서 변화가 없고, 하지만, 위상 공간에서 구조들의 기하학적 모양이 반드시 필요하다. 예를 들어, 테이큰(taken) 이론(1981)은, 동일하게 이격된 충분한 개수의 시간들로부터 물리적인 시스템의 기본 역할이 재구성되는 조건들을 제공하는 지연 삽입 이론을 개시한다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 본 발명의 목적은 성능이 향상된 심혈관 기능을 판별하는 주기성 추정 장치 및 그것의 방법을 제공하는 데 있다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치는, 인스트럭션들을 저장하는 메모리, 및 데이터 스트림으로부터 제 1 차원에 따라 제 1 시간에 대응하는 제 1 좌표를 발생하도록, 제 2 차원에 따라 제 2 시간에 대응하는 제 2 좌표를 발생하도록, 상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표에 근거로 하여 제 1 벡터 궤적을 발생하도록, 및 목표 결정 라인을 교차하는 상기 제 1 벡터 궤적의 복수의 기초 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 심혈관 기능을 판별하도록, 상기 인스트럭션들을 실행하는 프로세서를 포함하고, 상기 제 2 시간은 시간 지연 값만큼 상기 제 1 시간으로부터 가변하고, 상기 제 2 차원은 상기 제 1 차원보다 교차원일 수 있다.

[0006] 실시 예에 있어서, 상기 프로세서는 생리학적 센서로부터 상기 데이터 스트림을 입력 받도록 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0007] 실시 예에 있어서, 상기 생리학적 센서는 PPG(photoplethysmogram) 센서를 포함할 수 있다.

[0008] 실시 예에 있어서, 좌표 공간의 원점을 통과하는 방향으로 상기 결정 라인을 교차하는 상기 제 1 벡터 궤적의 상기 복수의 기초 교차점들을 판별하도록, 상기 복수의 기초 교차점들 각각에 대응하는 복수의 기초 시간 값들을 연관하도록, 연속적인 기초 교차점들에 대응하는 상기 복수의 기초 시간 값들 사이의 복수의 기초 주기들을 계산하도록, 상기 프로세서는 상기 인스트럭션들을 더 실행하고, 상기 복수의 기초 주기들은 상기 인터비트(interbeat) 간격들의 기초 스트림을 나타낼 수 있다.

[0009] 실시 예에 있어서, 상기 제 2 차원보다 높은 제 3 차원에 따라 상기 시간 지연 값만큼 상기 제 2 시간으로부터 가변되는 제 3 시간에 대응하는 제 3 좌표를 판별하도록, 상기 제 1 좌표, 상기 제 2 좌표, 및 상기 제 3 좌표를 근거로 하여 제 2 벡터 궤적을 발생하도록, 한 방향으로 목표 평면을 통하여 상기 제 2 벡터 궤적의 복수의 제 2 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 상기 심혈관 기능을 판별하도록, 상기 제 2 교차점들에 대응하는 제 2 시간 값들을 연관시키도록, 및 연속적인 제 2 교차점들에 대응하는 상기 제 2 시간 값들 사이에서 인터비트 구간들의 제 2 스트림을 나타내는 복수의 제 2 주기들을 계산하도록, 상기 프로세서는 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0010] 실시 예에 있어서, 심박수에 대응하는 상기 복수의 기초 주기들 각각의 역수를 계산하도록 상기 프로세서는 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0011] 실시 예에 있어서, 제 2 시간 지연 값만큼 상기 제 1 시간으로부터 가변되는 제 3 시간에 대응하는 제 3 좌표를 발생하도록, 상기 제 1 좌표, 및 상기 제 2 좌표를 근거로 하여 제 2 벡터 궤적을 발생하도록, 상기 목표 결정 라인에 교차하는 상기 제 2 벡터 궤적의 복수의 제 2 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 상기 심혈관 기능을 판별하도록, 상기 제 2 교차점들에 대응하는 제 2 시간 값들을 연관시키도록, 연속적인 제 2 교차점들에 대응하는 상기 제 2 시간 값들 사이에서, 인터비트 구간들의 제 2 스트림을 나타내는 복수의 제 2 주기들을 계산하도록, 및 인터비트 구간들의 상기 기초 스트림 및 인터비트 구간들의 상기 제 2 스트림의 분포에 근거로 하여 통계적 추론을 수행하도록, 상기 프로세서는 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0012] 실시 예에 있어서, 심박수를 대응하는 상기 복수의 제 2 주기들 각각의 역수를 계산하도록 상기 프로세서는 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0013] 실시 예에 있어서, 삭제된 오류에 근거로 하여 디폴트 출력 값을 제공하도록 상기 프로세서는 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0014] 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치의 심혈관 기능을 판별하는 방법은, 데이터 스트림으로부터 제 1 차원에 따른 제 1 시간에 대응하는 제 1 좌표를 발생하는 단계, 제 2 차원에 따른 제 2 시간에 대응하는 제 2 좌표를 발생하고, 상기 제 1 시간은 시간 지연 값에 의해 상기 제 1 시간을 가변하고, 상기 제 2 차원은 상기 제 1 차원보다 높은 차원인 단계, 상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표에 근거로 하여 제 1 벡터 궤적을 발생하는 단계, 및 목표 결정 라인에 교차하는 상기 벡터 궤적의 복수의 기초 교차점들을 판별하는 것에 근거로 하여 심혈관 기능을 판별하는 단계를 포함할 수 있다.

[0015] 본 발명의 실시 예에 따른 컴퓨터 프로그램 제품은, 제 1 데이터 스트림으로부터 제 1 차원에 따른 제 1 시간에 대응하는 제 1 좌표를 발생하는 단계, 상기 제 2 차원에 따른 제 2 시간에 대응하는 제 2 좌표를 발생하고, 상기 제 2 시간은 시간 지연 값에 의해 상기 제 1 시간으로부터 가변하고, 상기 제 2 차원은 상기 제 1 차원보다 고차원인 단계, 상기 제 1 좌표 및 상기 제 2 좌표를 근거로 하여 제 1 벡터 궤적을 발생하는 단계 및 목표 결정 라인에 교차하는 상기 제 1 벡터 궤적의 복수의 기초 교차점들을 판별하는 것을 근거로 하여 심혈관 기능을 판별하는 단계를, 실행하기 위한 상기 인스트럭션들을 영구적 컴퓨터 읽기 가능 저장 매체에 인코딩할 수 있다.

**발명의 효과**

[0016] 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치 및 그것의 방법은, 저전력으로 보다 정확하게 심혈관 기능을 판별할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0017] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 주기성 추정 장치를 예시적으로 보여주는 도면이다.

도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 관측 데이터의 시계열에 대응하는 위상 궤적의 2차원 재구성을 예시적으로 보여주는 그래픽 플롯을 보여준다.

도 3a는 본 발명의 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 도면이다.

도 3b는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 도면이다.

도 3c는 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 도면이다.

도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치를 구현하는 컴퓨팅 장치를 예시적으로 보여주는 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0018] 아래에서는 도면들을 이용하여 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있을 정도로 본 발명의 내용을 명확하고 상세하게 기재할 것이다.

[0019] 본 발명의 개념에 따른 실시 예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시 예들을 도면에 예시하고 본 명세서에서 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시 예들을 특정한 개시 형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물, 혹은 대체물을 포함한다.

[0020] 일반적으로 심혈관(cardiovascular) 주기성(periodicity)은 심장에 의해 거의 정기적으로 리커런트 혈압(recurrent blood pressure) 및 볼륨 펄스들(volume pulses)로 의미한다. 연속적인 개별 심장 비트들(heart beats) 사이의 각 주기의 시간 길이는 인터비트(interbeat) 구간(IBE, 혹은 RR 구간)으로 언급된다. 심박수는 심혈관 주기성의 역수이다.

[0021] 정상적인 심혈관 기능 동안에, IBE 값의 연속적인 시계열에서 몇 가지 변동이 있다. 이러한 본연의 변동은 심박변이(heart rate variability, HRV)로 알려져 있다.

[0022] 상대적으로 노이즈(noisy) 혹은 저진폭 센서 신호들은 측정 에러를 추가할 수 있다. 여기서 측정 에러는 관측된 심장 비트 신호의 거의 주기적인 본성으로부터 얻어진다. 따라서, 관측된 심장 비트 센서 신호는, 일반적으로 의사주기성(quasiperiodic) 기능을 나타낸다. 즉, 신호는 주기 기능과 유사하지만, 불규칙한 주기성을 나타내고, 일정한 간격으로 주기 기능의 엄격한 정의를 만족하지는 않는다. 의사주기 행동은 비주기성 구성과 함께 리커런트의 패턴을 포함할 수 있다. 이러한 비주기성 구성은 정확한 측정에 적합하지 않다.

- [0023] 연속적인 심장 비트들 사이의 시간 간격들은, 심혈관 심실 수축(contraction of the heart ventricles)에 대응하는 연속된 2개의 QRS 복합체들(complexes) 각각의 개시로부터 ECG(혹은 EKG, electrocardiogram)에서 통상적으로 측정된다. QRS 복합체는 통상적으로 3 가지 구성 파형들(Q 파형, R 파형, S 파형)을 포함한다. 하지만, QRS 복합체의 개시는 측정 에러를 야기하는 상대적으로 노이지 혹은 저진폭 센서 신호들에서 찾기가 어려울 수 있다. 따라서, IBI는 측정 에러를 줄이기 위하여 때때로 R 파형 피크들 사이에서 측정된다.
- [0024] 또한, IBI는, 디지털 볼륨 펄스 측정과 같은 주변 펄스 측정으로부터 판별될 수 있다. 디지털 볼륨 펄스 측정은, 장기(organ)의 PPG(photoplethysgram), 광학적으로 얻어진 plethysmogram, 혹은 부피 측정과 같은 것일 수 있다. PPG 센서들은 호흡 및 심박수, 혈중 산소 포화도(blood oxygen saturation), 저혈량(hypovolemia), 및 다른 순환 조건들을 모니터링할 수 있다.
- [0025] 펄스 산소 측정기(pulse oximeter)는, PPG 센서로 알려져 있으며, 광의 하나 이상의 색상으로 피부를 빛추고, 각각의 파장에서 광 흡수의 변화를 측정한다. PPG 센서는, 예를 들어, LED(light emitting diode) 같은 광 검출기를 이용하여 피부를 빛추고, 손가락, 귓볼과 같은 상대적으로 얇은 신체 세그먼트를 통하여 투과된 광량을 측정하거나 포토다이오드 같은 광검출기를 이용하여 피부로부터 반사된 광량을 측정할 수 있다.
- [0026] 일반적인 PPG 센서들은, 심혈관 연속적인 심장 사이클의 압력 펄스들에 대응하는 볼륨의 변화를 검출하는데 이용하는데, 피부 진피 및 피하 조직의 혈액의 관류를 모니터링할 수 있다. 만일, PPG 센서들이 피부를 압축하지 않고 부착되어 있다면, 제 2 압력 피크는 정맥총(venous plexus)로 볼 수 있다. 일반적으로, 마이크로콘트롤러는 분당 심박수(bpm; hear beats per minute)을 카운팅하는데 파형 신호에서 피크들을 처리하고 및 계산하는할 수 있다.
- [0027] 로렌츠(Lorenz), 혹은 푸앵카레(Poincare), RR 간격들의 플롯들(plots)에서 각 데이터 포인트는 연속적인 비트 쌍을 나타낸다. RR 간격들의 플롯들은 이전 RR 간격에 대한 현재 RR 간격을 도시한다. RR 간격들의 플롯들은 HRV를 평가하는 기하학적 혹은 그래픽적 비선형 방법으로 이용될 수 있다.
- [0028] 이러한 플롯들은, 예를 들어, 2 혹은 3차원 부분 공간과 같은 상대적으로 낮은 차원의 서브 공간들에서 고차원 위상 공간들의 시각화를 허용할 수 있다. 일부 분석들에서, 수학적으로 정의된 기하학적 모양들, 예를 들어, 타원, 직선, 삼각형 모양들은, 전체 데이터 패턴에 맞춰질 것이다. 다른 분석들에서, 아이덴티 라인(identity line) 혹은 평등 라인(line of equality)의 축을 따르거나 혹은 수직한 포인트들의 분산은 평가될 것이다.
- [0029] 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치는 시간에 대한 생리학적 센서 데이터의 스트림을 처리할 수 있고, 그리고 예를 들어, 인터비트(interbeat) 구간들 혹은 임시 심박수와 같은 생리학적 특징(feature) 데이터의 스트림을 출력할 수 있다. 프로세서는 주기성 추정 장치의 일련의 시간 지연들과 연관된 복수의 좌표들을 구성하는 것을 포함하는 시간 지연 삽입(time delay embedding)을 구현할 수 있다.
- [0030] 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치 및 그것의 방법은, 심혈관 측정 환경(cardiovascular measurement environment)에서 심혈관 주기성, 윤곽선 분석(contour analysis) 및 심박수를 저전력으로 판별하는 방법을 제공할 수 있다. 이러한 주기성 추정 장치는 생리학적 센서들 및 상대적으로 작은 배터리들에 의해 전력을 소비하는 마이크로콘트롤러를 포함할 수 있다. 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치 및 그것의 방법은, 신호 노이즈 및 아티팩트들(artifacts)에 관련하여 강력한 심혈관 주기성, 윤곽선 분석, 및 심박수를 판별할 수 있다.
- [0031] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 주기성 추정 장치를 예시적으로 보여주는 도면이다. 도 1을 참조하면, 주기성 추정 장치(10)는 심혈관 주기성(cardiovascular periodicity), 윤곽선 분석, 심박수를 평가하기 위하여 시간 지연 삽입(time delay embedding) 프로세스(process)를 채용할 수 있다. 주기성 추정 장치(10)는 센서 신호 수신기(12), 신호 조절기(14), 안티-리플 타이머(16), 인터셋트 검출기(18), 인터벌 계산기(20), 오류 검출기(22), 및 초기화 타이머(24)를 포함할 수 있다.
- [0032] 센서 신호 수신기(12)는 입력으로 생리학적 센서 데이터를 입력 받을 수 있다. 예를 들어 이러한 생리학적 센서 데이터는 PPG 센서 신호일 수 있다. 다른 실시예에 있어서, 주기성 추정 장치에서 분석될 수 있는 생리학적 센서 데이터는, 여기에 제한되지 않지만, 광학 센서 데이터(예, PPG), 전기 포텐셜 센서 데이터(예, ECG(electrocardiogram) 혹은 EKG), 전기 임피던스 센서 데이터(예, BioZ 임피던스 심전도(cardiography)(ICG)) 등을 포함할 수 있다.
- [0033] 신호 조절기(14)는, 지연된 신호에 관하여 입력 신호를 플로팅할 수 있다. 여기서 지연된 신호는 고정된 지연

신호일 수 있다. 안티-리플 타이머(16)는 안티 리플 주기 동안에 입력 신호를 제로로 설정할 수 있다. 인터셉트 검출기(18)는 센서 신호의 상대적으로 고주파 성분을 제거할 수 있고, 신호 유도체(signal derivative)에 대하여 시간 지연 삽입을 구현할 수 있고, 그리고 인터셉트들(intercepts) 혹은 제로 교차점들(zero crossings)을 검출할 수 있다.

[0034] 예를 들어, 특정한 측정 시간 연속 함수에 대하여,  $s(t)$  좌표,  $\{s(t), s(t-500)\}$ 는 대응하는 위상 궤적(phase trajectory)를 재구성하는 데 이용될 수 있다. 좌표들은, 2차원 좌표 공간에서  $x$  축과  $y$  축 각각에 대하여 플롯팅될 수 있다. 실시 예에 있어서, 좌표들은,  $x$  축을 따라  $t$  시간에서 현재 관측 샘플과,  $y$  축을 따라  $t$  시간보다 500 ms(milliseconds) 이전에 관측된 샘플을 나타낼 수 있다. 다른 실시 예에 있어서, 시간 지연 값은 100 ms, 200 ms, 300 ms, 900 ms, 1200 ms 혹은 다른 유용한 값이 될 수 있다.

[0035] 다른 실시 예에 있어서, 시계열 함수(time series function)에 대응하는 위상 궤적은 각 축들의 함수로써 복수의 시간 지연 값들을 이용하여 고차원의 좌표 공간들에서 재구성될 수 있다. 예를 들어, 상술된 측정 시계열 함수,  $s(t)$ , 좌표들  $\{s(t), s(t-500), s(t-1000)\}$ 은 3차원 공간에서 3차원 벡터를 발생하는데 이용될 수 있다. 실시 예에 있어서, 좌표들은,  $x$  축을 따라  $t$  시간에서 현재 관측된 샘플,  $y$  축을 따라  $t$  시간보다 500 ms 이전에 관측된 샘플, 및  $z$  축을 따라  $t$  시간보다 1000 ms 이전에 관측된 샘플을 나타낼 수 있다. 다른 실시 예에 있어서, 시간 지연 값은 다양할 수 있다. 예를 들어, 시간 지연 값은 100 ms, 200 ms, 300 ms, 900 ms, 1200 ms 혹은 임의의 값일 수 있다.

[0036] 인터벌 계산기(20)는 대상의 심혈관 인터비트 구간(IBI)를 판별하기 위하여 제로 교차점들 사이에서 주기를 계산할 수 있다. 오류 검출기(22)는 오류 조건이 검출될 때 디폴트 값에 대한 출력을 설정할 수 있다. 여기서 디폴트 값은 과도한 센서 모션 혹은 아울라이어 데이터일 수 있다. 정상 상태에 도달하도록 프로세스 출력을 허용하기 위하여 주기성 추정 프로세스가 초기화 e될 때, 초기화 타이머(24)는 임시적으로 디폴트 값에 대한 출력 신호를 설정할 수 있다.

[0037] 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 관측 데이터의 시계열에 대응하는 위상 궤적의 2차원 재구성을 예시적으로 보여주는 그래프 플롯을 보여준다. 예시적인 트레이스(30)는 2차원 재구성의 여러 사이클들을 도시한다.  $x$  축과  $y$  축에 관한 벡터(32)의 궤적은 라인(34)에서, 혹은 좌표 공간 원점(0,0)에서 45도 각도에서 통과하는 횡단 선에서 교차점들을 위하여 평가될 수 있다. 벡터(32)는 목표 라인(34)을 따라 다수의 포인트들에서 목표 라인(34)을 통과할 수 있다. 화살표들(36, 38)은 궤도의 방향을 지시한다. 벡터(32)가 특수한 방향(예, 도 2의 좌측에서 오른쪽 방향)에서 목표 라인(34)을 통과할 때, 각 시간은 사이클 혹은 주기를 나타낸다. 2차원 재구성에 대하여, 목표 라인(34)은 1차원이다.

[0038] 하나 이상의 시간 지연 값들을 이용하는 다른 실시 예에 있어서, 예를 들어, 3차원 좌표 공간에서 3 차원 재구성의 다수의 사이클들을 나타내는 트레이스(trace)를 발생하기 위하여, 2 차원의 평면을 통과하는 교차점들이 평가될 수 있다. 다른 실시 예에 있어서, 4 차원 좌표 공간에서 3 차원 재구성의 다수의 사이클들을 나타내는 트레이스가 발생되고, 3 차원들의 모양을 통과하는 교차점들이 평가될 수 있다.

[0039] 다른 실시 예에 있어서, 복수의 시간 지연 값들이 추가 상보적인 결과들을 발생하는데 이용될 수 있다. 여기서 추가 상보 결과들은 서로 다른 시간 지연들에 근거로 한 주기들의 분포일 수 있다. 예를 들어, 특수한 차원의 분리 재구성들은 150 ms, 300 ms, 및 450 ms 의 시간 지연들을 이용하여 발생될 수 있다. 이 경우에, 추가로 통계 계산들 혹은 통계 추정들은 주기들의 결론적인 분포(3 가지 셋들)에 근거로 하여 수행될 수 있다.

[0040] 다른 실시 예에 있어서, 사이클 컷 평면의 복수의 선택들은 추가 상보 결과들을 발생하는데 이용될 수 있다. 여기서 추가 상보 결과들은 서로 다른 사이클 컷 평면들에 근거로 한 주기들의 분포일 수 있다. 예를 들어, 30도, 45도 및 60 각도에서의 사이클 컷 평면들은 특수한 차원의 재구성에서 이용될 수 있다. 추가로, 통계 계산들 혹은 통계 추정들은 주기들의 결론적인 분포에 근거로 하여 수행될 수 있다.

[0041] 다른 실시 예에 있어서, 사이클 컷 평면의 복수의 선택들은 추가 상보 결과들을 발생하는데 이용될 수 있다. 여기서 추가 상보 결과들은 서로 다른 사이클 컷 평면들과 함께 서로 다른 시간 지연 값들에 근거로 한 주기들의 분포일 수 있다. 예를 들어, 특수한 차원의 분리 재구성들은 150 ms, 300 ms, 및 450 ms의 시간 지연 값들을 이용하여 발생될 수 있고, 분리 재구성들 각각은 30도, 45도 및 60 각도에서의 사이클 컷 평면들 중 서로 다른 3 개의 선택들을 이용하여 평가될 수 있다. 추가로, 통계 계산들 혹은 통계 추정들은 주기들의 결론적인 분포에 근거로 하여 수행될 수 있다.

[0042] 도 3a는 본 발명의 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 도면이다. 심혈관 주

기성, 윤곽선 분석, 및 심박수를 추정하기 위하여 시간 지연 삽입을 이용하는 방법은, 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치(10)에 의해 수행될 수 있다. PPG 센서(40)는 입력 신호를 검출할 수 있다. 여기서 입력 신호는 심혈관 주기 신호 일 수 있다. 42 단계에서, 입력 신호는 샘플링되고, 유지되고, 이산 임펄스 신호(44)와 결합될 수 있다. 46 단계에서, 고정 정수 지연(예, "Z-1")은 지연된 신호를 유도하도록 입력 신호에 인가될 수 있다. 48 단계에서, 42 단계의 출력 신호는 지연된 신호로부터 감산될 수 있다. 48 단계의 출력 신호는 도면 부호 "1"로 언급된 프로세싱을 위하여 도 3c의 버퍼(100)로 포워딩 될 수 있다.

[0043] 50 단계에서, 48 단계의 출력 신호의 디지털 데이터 유형은 예를 들어, 더블 정밀 부동 소수점으로 변경될 수 있다. 52 단계에서, 50 단계의 출력 신호의 상대적으로 고주파 구성들은 저대역 필터에 의해 제거될 수 있다. 54 단계에서, 시간에 대하여 52 단계의 출력 신호의 이산 유도체는 계산 될 수 있다. 디지털 클록(56)는 안티 리플 주기의 초기화에서 제로로 설정될 수 있다. 60 단계에서, 안티 리플 홀드 오프(hold off) 시간(58), 예를 들어, 0.5초는 관계 연산자(예, " $\geq$ ")을 이용하여 디지털 클록(56)과 비교할 수 있다. 64 단계에서, 안티 리플 주기 동안에, 디폴트 출력(예, 제로, 62)이 이용될 수 있다. 반대는, 54 단계의 이산 유도체가 이용될 수 있다. 64 단계의 출력 신호는 도면 부호 "2"로 언급된 처리를 위하여 도 3b의 70, 76 및 78로 포워딩 될 수 있다.

[0044] 도 3b는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 도면이다. 70 단계에서, 현재 포인트 시간 지연(예, 50 초)은 도 3a의 64 단계의 출력 신호에 인가될 수 있다. 현재 포인트 시간 지연은 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 임의의 값이 될 수 있다. 74 단계에서, 강력한 오프셋 상수(예, 제로)는 70 단계의 출력 신호로부터 감산될 수 있다. 76 단계에서, 74 단계의 차분 출력 신호는 관계 연산자(예, " $>$ ")을 이용하여 도 3a의 64 단계의 출력 신호와 비교할 수 있다.

[0045] 78 단계에서, 원 포인트 래그(one point lag)는 64 단계의 출력 신호에 인가될 수 있다. 80 단계에서, 이전 포인트 지연(예, 50초)은 78 단계의 출력 신호에 인가될 수 있다. 이전 포인트 지연은 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 임의의 값이 될 수 있다고 이해되어야 할 것이다. 82 단계에서, 80 단계의 출력 신호는 강력한 오프셋 상수(72)에 더해질 수 있다. 84 단계에서, 82 단계의 합쳐진 출력 신호는 관계 연산자(예, " $\leq$ ")을 이용하여 78 단계의 출력 신호와 비교될 수 있다. 86 단계에서, 시간 지연 삽입 제로 교차점 포인트들은, 76 단계 및 84 단계의 참(true) 혹은 양(positive)의 출력 신호들에 근거로 하여 검출될 수 있다. 만일, 제로 교차점 포인트가 검출되면, 제로 교차점 플래그는 입력으로 92 단계에 포워딩될 수 있고, 94 단계에서 IBI 플래그 출력으로 제공 될 수 있다.

[0046] 88 단계에서, 원 포인트 래그는 인터비트 구간을 계산하기 위하여 86 단계의 검출된 제로 교차점 포인트에 인가 될 수 있다. 90 단계에서, 카운터를 이용하여 인터비트 구간은 계산될 수 있다. 여기서 카운터는 제로 교차점이 검출된 각 시간을 리셋한다. 92 단계에서, 90 단계의 현재 카운터 값은 샘플링 되고, 유지되고, 도면부호 "4"로 언급된 프로세싱을 위하여 도 3c의 122로 포워딩될 수 있다.

[0047] 도 3c는 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 심혈관 주기성을 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 도면이다. 도 3a의 48 단계의 출력 신호는 버퍼(100)에 버퍼링될 수 있다. 102 단계에서, 버퍼링된 출력 신호의 표준 편차가 계산될 수 있다. 106 단계에서, 102 단계의 출력 신호는 관계 연산자(예, " $\leq$ ")를 이용하여 상수(104)와 비교될 수 있다. 108 단계에서, 만일, 106의 비교 출력이 참이라면, 오류는 검출되고(예, "flat spot") 및 이력 오류 플래그(100)이 오류 이력 시간 동안에 인가될 수 있다.

[0048] 114 단계에서, 센서 모션 검출 플래그(112)가 입력되면, 오류는 검출되고(예, "motion detected"), 이력 오류 플래그(116)가 오류 이력 시간 동안에 d니가될 수 있다.

[0049] 디지털 클록(124)는 프로세스 초기화에서 제로로 리셋될 수 있다. 128 단계에서, 초기화 시간(126), 예를 들어 2 초는 초기화 주기를 유도하기 위하여 관계연산자(예, " $\geq$ ")을 이용하여 디지털 클록(124)과 비교될 수 있다. 132 단계에서, 초기화 주기 동안에, 오류 출력(예, 제로, 130)이 이용될 수 있다. 반대는, 122 단계의 출력 값이 이용될 수 있다. 결론적인 구간(예, IBI)은 134 단계의 출력으로 제공될 수 있다.

[0050] 다음의 의사코드(pseudocode)는 심혈관 주기성, 윤곽선 분석, 및 심박수 추정을 하기 위하여 설명된 발명의 실시 예들로 구현될 수 있다.

[0051] ECG, PPG, BioZ, 등과 같은 의사주기 생리학적 센서 신호를 시작한다.

[0052] 지연 값(deltaT)을 선택한다.

[0053] 시간 지연 삽입을 발생한다. 여기서 시간 지연 삽입의 과정은 다음과 같다. n 벡터 x(t)를 발생한다. 여기서

$x(t) = \{s(t-n\delta T), s(t-(n-1)\delta T), \dots, s(t)\}$ . 이는  $n\delta T$ 의 최소 시작 시간을 수반한다. 정의된 좌표들에 대응한  $n$  차원 좌표 공간에 근거로 하여, 신호 궤적을 통과하는  $n-1$  평면을 선택한다. 이 평면은 "사이클 컷 평면"으로 불리는 특수한 방향을 가질 수 있다. 사이클 컷 평면을 통해 교차점 포인트들을 찾고, 교차하는 방향을 알린다. 각 시간에 대하여, 샘플에서 교차된 평면인 지를 지시하도록 플래그를 발생한다. 특정 방향( $T_1, T_2, T_3$ )에서 교차점들에 연관된 시간들을 기록한다. ( $T_2-T_1, T_3-T_2, \dots$ )로써 IBI(인터비트 구간) 주기들을 계산한다. IBI의 스트림을 출력한다.

[0054] 도 3a, 도 3b, 및 도 3c을 참조하면, 도시된 프로세스는 원점을 통과하는 45도 평면으로 사이클 컷 평면의 싱글 선택으로  $n=2$ 인 경우를 나타낸다. 다른 실시 예에 있어서, 의사코드는 시간 지연( $\delta T$ )의 서로 다른 값들 및 사이클 컷 평면의 서로 다른 선택들을 근거로 하여 IBI 주기들의 분포를 발생하도록 변조될 수 있다.

[0055] 본 발명의 실시 예에 따른 접근 방법은 복잡한 계산들을 필요하지 않고, 그리고 샘플마다 몇 가지 동작들만 요구되기 때문에, 프로세스는 상대적으로 저전력 소비를 이용하여 수행될 수 있다. 이는 소형 배터리로부터 전력을 제공 받는 내장 마이크로컨트롤러와 같은 환경에서 유리할 수 있다. 추가로, 라인 혹은 평면 교차점들이 계산들에서 무시할 만큼 충분히 크지 않다면, 이러한 프로세서는 상대적으로 낮은 SNS(signal to noise ratio) 혹은 간헐적 노이즈를 갖는 환경에서 견고하다.

[0056] 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 주기성 추정 장치를 구현하는 컴퓨팅 장치(140)를 예시적으로 보여주는 도면이다. 도 4를 참조하면, 컴퓨팅 장치(140)는 프로세서(142), 메모리(144), 입출력 장치(I/O, 146), 스토리지(148) 및 네트워크 인터페이스(150)를 포함할 수 있다.

[0057] 컴퓨팅 장치(140)의 다양한 구성들은 로컬 데이터 링크(152)에 의해 연결될 수 있다. 예를 들어, 로컬 데이터 링크(152)는 어드레스 버스, 데이터 버스, 직렬 버스, 병렬 버스, 혹은 그것들의 조합으로 결합될 수 있다.

[0058] 컴퓨팅 장치(140)는 예를 들어, 심혈관 주기성, 윤곽선 분석, 및 심박수를 추정하도록 시간 지연 삽입을 이용하는 방법으로 구현될 수 있다.

[0059] 프로그래밍 코드, 예를 들어, 소스 코드, 오브젝트 코드 혹은 실행 코드는 메모리(144)에 로딩될 수 있고, 도 1의 심혈관 주기성, 윤곽선 분석, 및 심박수를 추정하도록 시간 지연 삽입을 이용하는 방법의 기능들을 수행하도록 순서대로 프로세서(142)에 의해 실행될 수 있다.

[0060] 본 발명의 실시 예에 따른 플로우차트 설명들, 혹은 블록 다이어그램들, 그것들의 조합들은 컴퓨터 프로그램 명령들에 의해 구현될 수 있다. 이러한 명령들은 범용 컴퓨터, 특수 목적 컴퓨터, 혹은 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장치의 프로세서에 제공될 수 있다. 프로세서에 의해 실행될 때, 명령들은 다이어그램들의 각 블록 혹은 그것들의 조합에서, 기능들, 활동들 혹은 특수한 이벤트들을 구현하기 위한 수단들을 발생할 수 있다.

[0061] 이와 관련하여, 플로우차트의 각 블록 혹은 블록 다이어그램들은 모듈, 세그먼트, 혹은 코드의 일부에 대응할 수 있다. 여기서 코드의 일부는 특수한 논리 기능을 구현하기 위한 하나 이상의 명령어들을 포함할 수 있다. 한편, 임의의 블록과 연관된 기능은 도면들에 언급된 순서를 벗어날 수도 있다. 예를 들어, 두 개의 블록들이 연속적으로 도시되어 있지만, 실제로는 동시에 수행되거나 때로는 반대로 수행될 수도 있다.

[0062] 당업자는 본 발명의 기술 사상을 장치, 시스템, 방법 혹은 컴퓨터 프로그램 제품으로 구현할 수 있다고 이해되어야 할 것이다. 따라서, 본 발명에 따른, 회로들, 모듈들, 구성들 혹은 시스템들로 언급된 것들은 하드웨어로 구현되거나 소프트웨어(펌웨어, 상주 소프트웨어, 마이크로코드 포함)로 구현되거나, 혹은 하드웨어와 소프트웨어의 조합으로 구현될 수 있다. 하드웨어와 소프트웨어의 조합은, 컴퓨터 읽기 가능한 프로그램 코드를 갖는 컴퓨터 읽기 가능 매체에 구현된 컴퓨터 프로그램 제품을 포함할 수 있다.

[0063] 한편, 상술된 본 발명의 내용은 발명을 실시하기 위한 구체적인 실시 예들에 불과하다. 본 발명은 구체적이고 실제로 이용할 수 있는 수단 자체뿐 아니라, 장차 기술로 활용할 수 있는 추상적이고 개념적인 아이디어인 기술적 사상을 포함할 것이다.

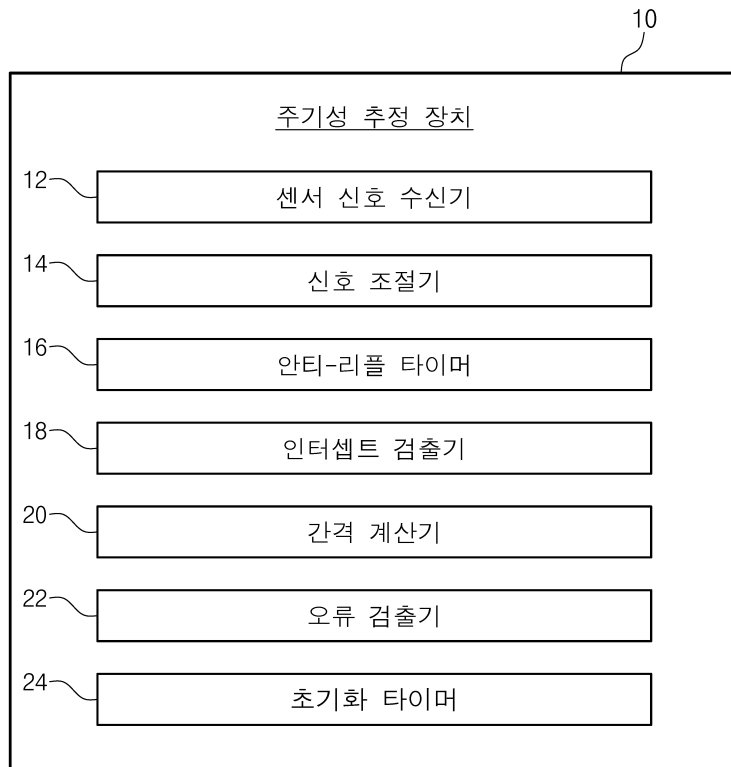
**부호의 설명**

- [0064] 10: 주기성 추정 장치
- 12: 센서 신호 수신기
- 14: 신호 조절기

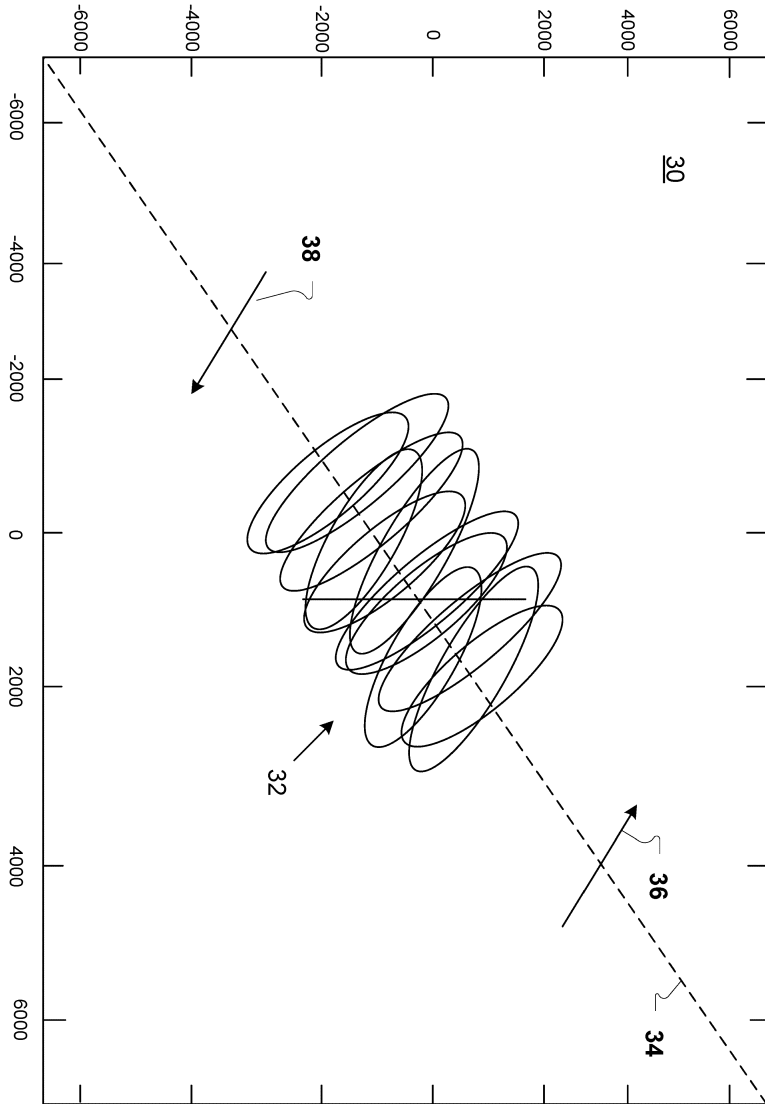
- 16: 안티-리플 타이머
- 18: 인터셉트 검출기
- 20: 간격 계산기
- 22: 오류 검출기
- 24: 초기화 타이머
- 140: 컴퓨팅 장치
- 142: 프로세서
- 144: 메모리
- 146: 입출력 장치
- 148: 스토리지
- 150: 네트워크 인터페이스
- 152: 로컬 데이터 링크

**도면**

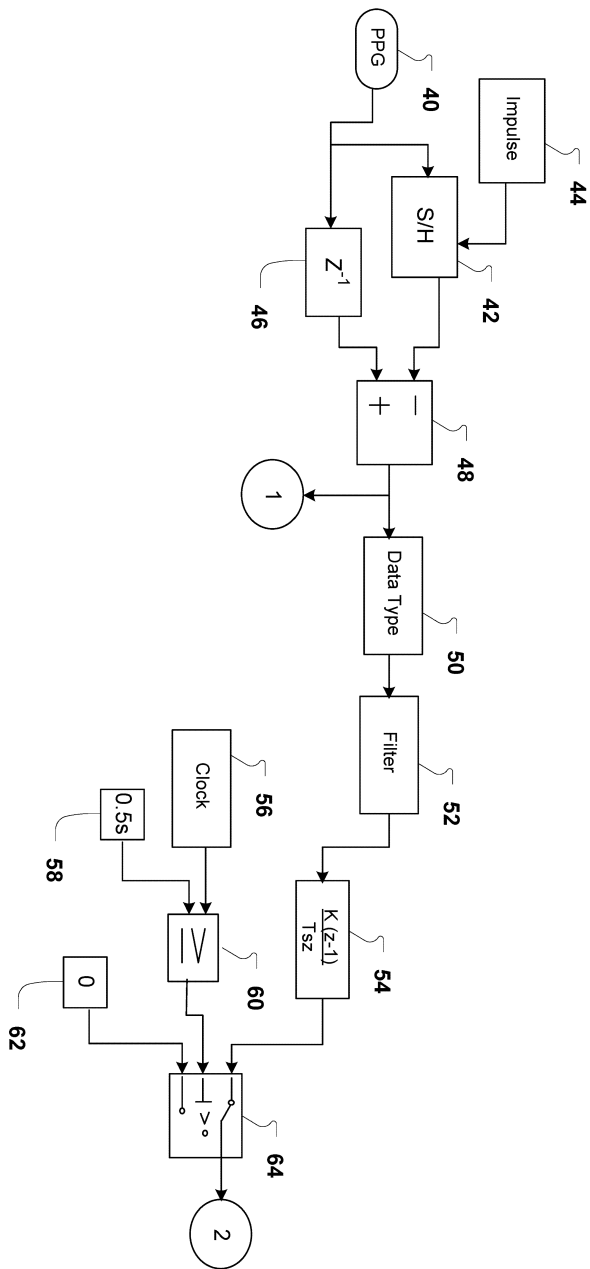
**도면1**



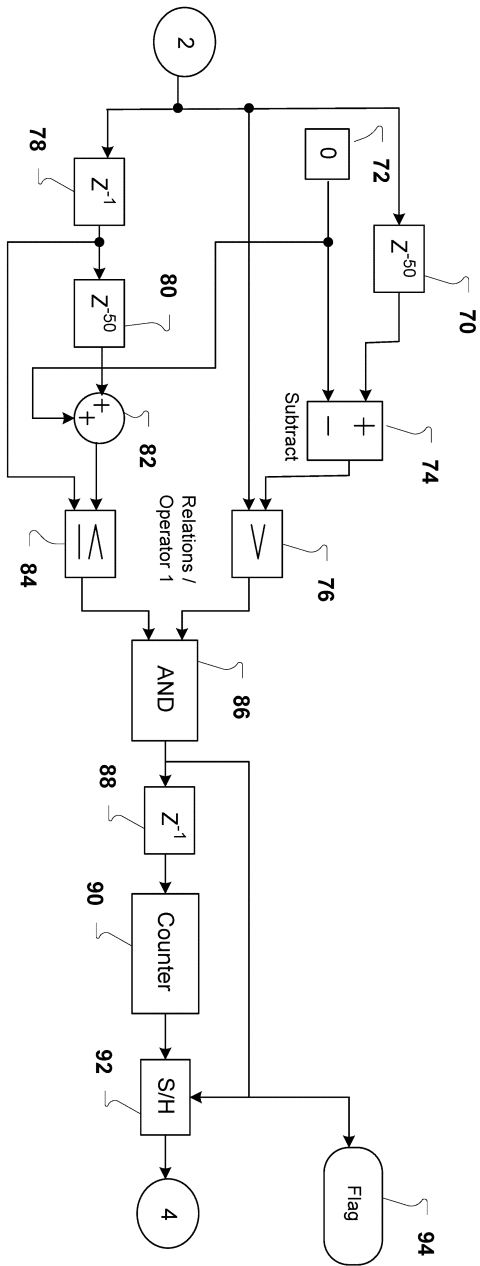
도면2



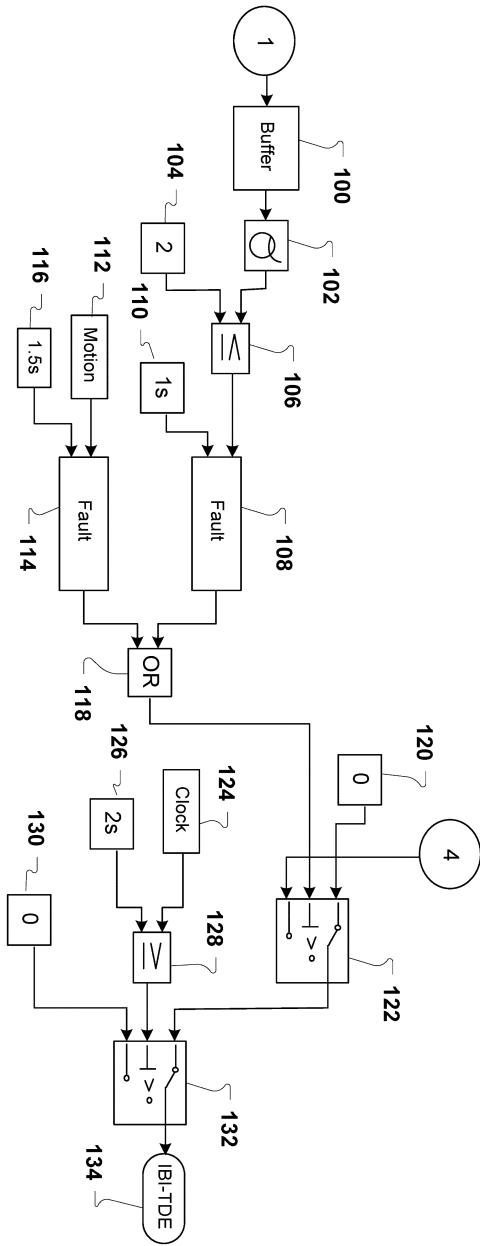
도면3a



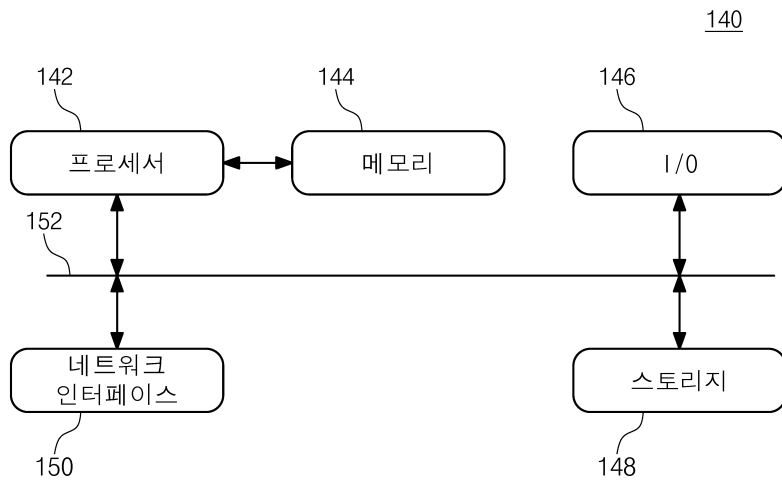
도면3b



도면3c



도면4



专利名称(译)	标题：用于区分心血管功能的周期性估计设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020160094317A</a>	公开(公告)日	2016-08-09
申请号	KR1020160010745	申请日	2016-01-28
[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	LI YELEI 리엘레이 KHALAK ASIF 칼락아시프		
发明人	리,엘레이 칼락,아시프		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02416 A61B5/7271 A61B5/7264 A61B5/02405 A61B5/72 A61B5/725 G06T5/002 G06T7/0012 G06T2207/20221 G06T2207/30101 G16H50/30 A61B5/0402 A61B5/0816 A61B5/1455 A61B5/7207 A61B5/7221 A61B5/7253 A61B5/7278 G01N33/4833 G16H50/20 A61B5/7203 A61B5 /7225		
优先权	62/110263 2015-01-30 US 62/112032 2015-02-04 US 62/113092 2015-02-06 US 14/928072 2015-10-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明优选实施例的周期性估计器包括存储指令的存储器和处理器，按照生成指令和处理器的顺序，根据来自数据流的第一维度生成对应于第一周期的第一坐标，以便生成指令。第二个坐标根据第二个维度对应于第二个小时，以便它在第一个坐标和第二个坐标中进行，并且生成第一个向量轨迹，以便它确定基础以确定多个基准交叉点与第一个载体基因座的目标结晶线相交，并确定心血管功能执行指令。

