



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0094318
(43) 공개일자 2016년08월09일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/7275 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-0010748
- (22) 출원일자 2016년01월28일
심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장
62/110,263 2015년01월30일 미국(US)
(뒷면에 계속)

- (71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
- (72) 발명자
칼락, 아시프
미국 캘리포니아주 94002 벨몬트 플래토 드라이브 3410
위긴스, 매튜 씨.
미국 캘리포니아주 95135 산호세 허트랜드 웨이 7094
리, 엘레이
미국 캘리포니아주 95051 산타클라라 플로리다 비스타 애비뉴 3770 아파트 1201
- (74) 대리인
특허법인 고려

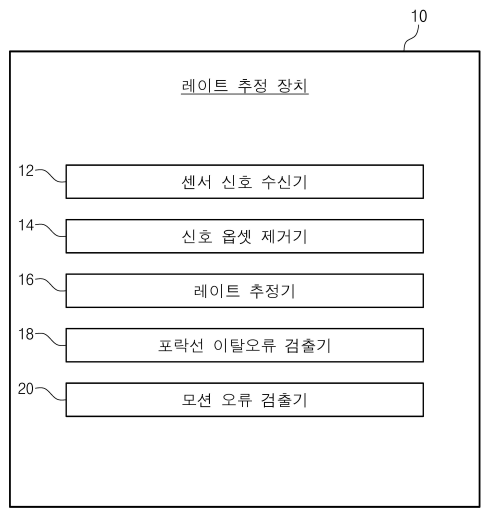
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **생리적 레이트 추정 장치 및 그것의 방법**

(57) 요약

본 발명에 따른 생리적 레이트를 추정하기 위한 장치는, 인스트럭션들을 저장하는 메모리 및 상기 메모리에 연결되고, 상기 인스트럭션들을 실행하는 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 생리적 센서로부터 의사주기 데이터 스트림을 입력 받도록, 상기 의사주기 데이터 스트림을 밴드 필터를 통하여 필터링하고, 상기 필터링된 의사주기 데이터 스트림을 위상 보상함으로써 평활 데이터 스트림을 제공하기 위하여 상기 의사주기 데이터 스트림으로부터 옅셋의 적어도 일부를 제거하도록, 힐버트 변환 근사법을 이용하여 상기 평활 데이터 스트림을 분석 데이터 스트림으로 변환하도록, 상기 분석 데이터 스트림의 위상 각에 연관된 시간 유도체를 계산하도록, 상기 의사주기 데이터 스트림의 상기 시간 유도체인 주파수로부터 유도된 출력 데이터 스트림을 제공하도록, 상기 인스트럭션들을 실행할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/02416 (2013.01)
A61B 5/0402 (2013.01)
A61B 5/725 (2013.01)
A61B 5/7253 (2013.01)
A61B 5/7285 (2013.01)

(30) 우선권주장

62/112,032	2015년02월04일	미국(US)
62/113,092	2015년02월06일	미국(US)
14/931,440	2015년11월03일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

생리적 레이트 추정 장치의 방법에 있어서:

생리적 센서로부터 의사주기 데이터 스트림을 입력 받는 단계;

밴드패스 필터를 통하여 상기 의사주기 데이터 스트림을 필터링하고, 상기 필터링된 의사주기 데이터 스트림을 위상 보상함으로써 평활 데이터 스트림을 제공하도록 상기 의사주기 데이터 스트림으로부터 옅셋의 적어도 일부를 제거하는 단계;

힐버트 변환 근사법을 이용하여 상기 평활 데이터 스트림을 분석 데이터 스트림으로 변환하는 단계;

상기 분석 데이터 스트림의 위상 각에 연관된 시간 유도체를 계산하는 단계; 및

주파수로부터 출력 데이터 스트림을 제공하는 단계를 포함하고,

상기 주파수는 상기 의사주기 데이터 스트림의 상기 시간 유도체인 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 분석 데이터 스트림의 크기를 판별하고, 상기 크기는 상기 의사주기 데이터 스트림의 포락선인 단계; 및

상기 포락선을 근거로 하여 상기 분석 데이터 스트림의 순간적인 불규칙성을 검출하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 포락선을 근거로 하여 상기 분석 데이터 스트림의 상기 순간적인 불규칙성을 판별하는 단계는,

제 1 컷오프 주파수를 갖는 제 1 필터를 통하여 상기 포락선을 평활시키고, 상기 제 1 필터의 출력은 제 1 평활 포락선인 단계;

상기 제 1 컷오프 주파수보다 낮은 제 2 컷오프 주파수를 갖는 제 2 필터를 통하여 상기 포락선을 평활시키고, 상기 제 2 필터의 출력은 제 2 평활 포락선인 단계;

상기 포락선과 상기 제 1 평활 포락선의 제 1 대수 비율과 상기 포락선과 상기 제 2 평활 포락선의 제 2 대수 비율을 비교하는 단계; 및

상기 비교 결과 값이 사전에 결정된 값을 초과할 때, 상기 출력 데이터 스트림을 마스킹하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

센서 모션 오류가 검출될 때 상기 출력 데이터 스트림을 마스킹하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 의사주기 데이터 스트림은 ECG(electrocardiogram) 전극 신호인 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 의사주기 데이터 스트림은 PPG(photoplethysmogram) 센서 신호인 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 출력 데이터 스트림은 심박수인 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 출력 데이터 스트림은 심장 인터비트 간격인 방법.

청구항 9

컴퓨터 프로그램 제품에 있어서:

생리적 센서로부터 의사주기 데이터 스트림을 입력 받는 것;

밴드패스 필터를 통하여 상기 의사주기 데이터 스트림을 필터링하고, 상기 필터링된 의사주기 데이터 스트림을 위상 보상함으로써 평활 데이터 스트림을 제공하기 위하여 상기 의사주기 데이터 스트림으로부터 옅셋의 적어도 일부를 제거하는 것;

힐버트 변환 근사법을 이용하여 상기 평활 데이터 스트림을 분석 데이터 스트림으로 변환하는 것;

상기 분석 데이터 스트림의 위상 각에 연관된 시간 유도체를 계산하는 것; 및

상기 의사주기 데이터 스트림의 상기 시간 유도체인 주파수로부터 출력 데이터 스트림을 제공하는 것을 구현하도록 프로세서에 의해 실행되는 인스트럭션들로 인코딩된 영구적 컴퓨터 읽기 매체를 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 인스트럭션들은,

상기 의사주기 데이터 스트림의 포락선인 상기 분석 데이터 스트림의 크기를 판별하는 것; 및

상기 포락선을 근거로 하여 상기 분석 데이터 스트림의 순간적인 불규칙성을 검출하는 것을 더 구현하는 컴퓨터 프로그램 제품.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 생리적 레이트 추정 장치 및 그것의 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로, 신호 처리는 유용하고 의미 있는 정보 혹은 출력 데이터를 발생하기 위하여 원시 입력 데이터를 수집, 조직, 변환 혹은 요약한다. 신호 처리는 정보의 발생, 변환, 및 해석을 위한 기술이다. 일반적으로 신호 처리는, 오디오, 이미지, 비디오, 제어들, 무선 주파수, 및 기타 전기 신호를 포함하는 아날로그 혹은 디지털 신호들에 내장되는 데이터를 획득하고, 추출하고, 나타내고, 모델링하고 혹은 분석하는 계산적 혹은 경험적 기술들 혹은 기술들을 이용한다.

[0003] 일반적으로, 신호 처리는 샘플링 센서 및 측정 신호들, 아날로그 디지털/디지털 아날로그 변환 신호들, 원시 신호 혹은 그것의 근사 신호의 노이즈 감소, 증진, 재구성, 및 그와 같은 목적의 필터링 신호들을 처리하는 과정들을 수반한다. 계산적 기술들 혹은 수학적 모델들은, 산술 연산, 미분 및 적분, 미분 방정식, 변환 이론, 비정상 신호들의 시간-주파수 분석, 스펙트럼 분석, 확률 및 통계 분석, 벡터 분석 및 선형 대수, 파라메트릭 신호

모델링, 검출 이론, 추정 이론, 최적화, 및 다른 수치 해석 방법들을 포함한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명은 향상된 성능을 가진 생리적 레이트를 추정하는 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명의 실시 예에 따른 생리적 레이트를 추정하기 위한 장치는, 인스트럭션들을 저장하는 메모리 및 상기 메모리에 연결되고, 상기 인스트럭션들을 실행하는 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 생리적 센서로부터 의사주기 데이터 스트림을 입력 받도록, 상기 의사주기(quasiperiodic) 데이터 스트림을 밴드 필터를 통하여 필터링하고, 상기 필터링된 의사주기 데이터 스트림을 위상 보상함으로써 평활 데이터 스트림을 제공하기 위하여 상기 의사주기 데이터 스트림으로부터 옅셋의 적어도 일부를 제거하도록, 힐버트 변환 근사법을 이용하여 상기 평활 데이터 스트림을 분석 데이터 스트림으로 변환하도록, 상기 분석 데이터 스트림의 위상 각에 연관된 시간 유도체를 계산하도록, 상기 의사주기 데이터 스트림의 상기 시간 유도체인 주파수로부터 유도된 출력 데이터 스트림을 제공하도록, 상기 인스트럭션들을 실행할 수 있다.

[0006] 실시 예에 있어서, 상기 프로세서는, 상기 분석 데이터 스트림의 크기를 판별하도록, 상기 크기는 상기 의사주기 데이터 스트림의 포락선을 포함하고, 상기 포락선을 근거로 하여 상기 분석 데이터 스트림의 순간적인 불규칙성을 검출하도록, 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0007] 실시 예에 있어서, 상기 프로세서는, 제 1 컷오프 주파수를 갖고 제 1 필터를 통하여 상기 포락선을 평활시켜 제 1 평활 포락선을 출력하는 것, 상기 제 1 컷오프 주파수보다 낮은 제 2 컷오프 주파수를 갖는 제 2 필터를 통하여 상기 포락선을 평활시켜 제 2 평활 포락선을 출력하는 것, 상기 포락선과 상기 제 1 평활 포락선의 제 1 대수 비율과 상기 포락선과 상기 제 2 평활 포락선의 제 2 대수 비율을 비교하는 것, 그리고 상기 비교 결과 값이 사전에 결정된 값을 초과할 때 상기 출력 데이터 스트림을 마스킹하는 것에 근거로 하여 상기 분석 데이터 스트림의 상기 순간적인 불규칙성을 검출하도록 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0008] 실시 예에 있어서, 상기 프로세서는, 센서 모션 오류가 검출될 때 상기 출력 데이터 스트림을 마스킹하도록 상기 인스트럭션들을 더 실행할 수 있다.

[0009] 실시 예에 있어서, 상기 의사주기 데이터 스트림은 ECG(electrocardiogram) 전극 신호이다.

[0010] 실시 예에 있어서, 상기 의사주기 데이터 스트림은 PPG(photoplethysmogram) 센서 신호이다.

[0011] 실시 예에 있어서, 상기 출력 데이터 스트림은 심박수이다.

[0012] 실시 예에 있어서, 상기 출력 데이터 스트림은 심장 인터비트 간격이다.

[0013] 본 발명의 실시 예에 따른 생리적 레이트 추정 장치의 방법은, 생리적 센서로부터 의사주기 데이터 스트림을 입력 받는 단계, 밴드패스 필터를 통하여 상기 의사주기 데이터 스트림을 필터링하고, 상기 필터링된 의사주기 데이터 스트림을 위상 보상함으로써 평활 데이터 스트림을 제공하도록 상기 의사주기 데이터 스트림으로부터 옅셋의 적어도 일부를 제거하는 단계, 힐버트 변환 근사법을 이용하여 상기 평활 데이터 스트림을 분석 데이터 스트림으로 변환하는 단계, 상기 분석 데이터 스트림의 위상 각에 연관된 시간 유도체를 계산하는 단계, 및 상기 의사주기 데이터 스트림의 상기 시간 유도체인 주파수로부터 출력 데이터 스트림을 제공하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 본 발명의 실시 예에 따른 컴퓨터 프로그램 제품은, 생리적 센서로부터 의사주기 데이터 스트림을 입력 받는 것, 밴드패스 필터를 통하여 상기 의사주기 데이터 스트림을 필터링하고, 상기 필터링된 의사주기 데이터 스트림을 위상 보상함으로써 평활 데이터 스트림을 제공하기 위하여 상기 의사주기 데이터 스트림으로부터 옅셋의 적어도 일부를 제거하는 것, 힐버트 변환 근사법을 이용하여 상기 평활 데이터 스트림을 분석 데이터 스트림으로 변환하는 것, 상기 분석 데이터 스트림의 위상 각에 연관된 시간 유도체를 계산하는 것, 및 상기 의사주기 데이터 스트림의 상기 시간 유도체인 주파수로부터 출력 데이터 스트림을 제공하는 것을 구현하도록 프로세서에 의해 실행되는 인스트럭션들로 인코딩된 연구적 컴퓨터 읽기 매체를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0015] 본 발명의 실시 예에 따른 레이트 추정 장치 및 그것의 방법은, 힐버트 변환 근사법을 이용하여 분석 신호 진폭과 신호의 느린 가변/빠른 가변 평활 버전들 사이의 편차들을 검출하고, 이러한 검출 편차를 이용하여 노이즈/저진폭에 강력한 레이트를 추정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0016] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 힐버트 변환을 이용하는 레이트 추정 장치를 예시적으로 보여주는 블록도이다.

도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 힐버트 변환을 이용하는 생리적인 레이트를 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 센서 신호 필터링 및 주파수 추정 방법을 예시적으로 보여주는 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 센서 신호 포락선 이탈 검출 방법을 예시적으로 보여주는 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 레이트 추정 장치를 구현하는 컴퓨팅 장치를 예시적으로 보여주는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017] 아래에서는 도면들을 이용하여 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있을 정도로 본 발명의 내용을 명확하고 상세하게 기재할 것이다.

[0018] 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.

[0019] 일반적으로, 디지털 신호 처리(digital signal processing, DSP)는 범용 컴퓨터들, 혹은 특수한 제어기들에 의해 수행될 수 있다. DSP는, 이산 시계열, 이산 주파수, 및 숫자나 기호들의 시퀀스로써 다른 이산 도메인 신호들 및 이러한 신호들의 처리의 표현을 갖는 이산 수학을 이용할 수 있다. 일반적으로 이산 시간 신호 처리는 샘플링된 신호들에 인가될 수 있다. 이러한 샘플링된 신호들은 전기적, 광학적, 혹은 전자기적 센서들에 의해 발생될 수 있다.

[0020] 비선형 신호 처리는 시간, 주파수, 혹은 공간-시간 도메인들에서 비선형 시스템들로부터 발생하는 신호들의 분석 및 처리를 포함할 수 있다. 비선형 시스템들은 선형적 방법으로 모델링하거나 분석될 수 없는 상대적으로 복잡한 신호 특성들을 발생할 수 있다.

[0021] 힐버트 변환은 선형 연산자로서, 원시 함수 혹은 신호로써 동일 도메인에서 함수 혹은 신호의 주파수 구성들의 주파수를 이동할 수 있다. 순차적인 복소 이산 쌍([$u(t)$, $u(t)$] 혹은 [$u(t)$, $Hu(t)$])은 분석 신호를 구성할 수 있다. 여기서 실수부는 원시 함수 혹은 신호를 표현하고, 허수부는 원시 함수 혹은 신호의 힐버트 변환에 의한 표현이다. 이러한 힐버트 변환 시리즈들은 원시 함수 혹은 신호로써 동일한 진폭 및 주파수를 갖고, 원시 함수 혹은 신호의 위상에 연관하는 위상 정보를 포함할 수 있다.

[0022] 일반적으로, 힐버트 변환은, 특히, 진폭 및 주파수에 시계열의 순간적인 특성을 계산하는 데 유용할 수 있다. 분석 신호의 진폭은 원시 신호의 순간적인 진폭과 동일하고, 분석 신호의 위상 각의 시간 변화율은 원시 신호의 순간적인 주파수와 동일하다.

[0023] 일반적으로 심혈관 주기는, 심장에 의해 유도되는 거의 규칙적이고, 리커런트 혈압 및 볼륨 펄스들로 언급될 수 있다. 연속적이고 개별적인 심장 비트들 사이에서 각 주기의 시간 길이는, 공통적으로 인터비트 간격(IBI, 혹은 RR interval)로 언급된다. 심박수(heart rate)는 심혈관 주기의 역수일 수 있다.

[0024] 정상적인 심장 기능 동안에서, IBI 값들의 연속의 시계열에서 몇 가지 변화가 있다. 이러한 자연스런 변동은 심박수 변동(heart rate variability; HRV)로 알려져 있다. 상대적인 노이즈 혹은 저진폭 센서 신호들은, 관측 심장 비트 신호의 거의 주기적인 본성을 손상시키는 측정 에러를 추가할 수 있다. 따라서, 관측된 심장 비트 센서 신호는 일반적으로 의사주기 함수로 표현된다. 즉, 신호는 주기 함수와 유사하지만, 불규칙적인 주기를 표시하고, 규칙적인 간격들로 반복되는 주기 함수의 엄격한 정의를 만족하지 못한다. 의사주기 행동은 측정을 정밀하게 하지 못하게 하는 예측 불가능의 구성 요소를 갖는 재발 패턴을 포함한다.

- [0025] 연속적인 심장 비트 사이의 시간 간격들은, 일반적으로 연속적인 2개의 QRS 복소수들의 개시로부터 심전도 (electrocardiogram, ECC 혹은 EKG)에서 측정될 수 있다. 여기서 QRS 복소수들은 심장의 심실들의 수축에 대응하고, 일반적으로, 3 개의 파형들(Q 파, R 파, 및 S 파)을 포함한다. 하지만, QRS 복소수의 개시는 측정 오차를 발생할 수 있는 상대적으로 노이지 혹은 저진폭 센서 신호들에서 위치를 찾는 것이 어려울 수 있다. 따라서, IBI는 때때로 측정 에러를 줄이기 위하여 연속적인 심장 비트들에서 R 파의 피크들 사이에서 측정된다.
- [0026] 또한, IBI는, 디지털 볼륨 펄스 측정, 예를 들어, PPG(photoplethysmogram), 광학적으로 얻어지는 plethysmogram 혹은 장기의 볼륨메트릭 측정과 같은 주변 펄스 측정으로부터 결정될 수 있다. PPG 센서로 알려진 펄스 산소측정기는, 피부에 한 이상의 조명을 비추고, 각 파장에서 광흡수의 변화들을 측정한다. PPG 센서는, 예를 들어, LED(light emitting diode) 같은 광 발광기를 이용하여 피부에 비추고, 예를 들어 손가락 혹은 컷볼과 같은 상대적 얇은 신체 조직을 투과한 광량 혹은 포토다이오드 같은 포토 검출기를 이용하여 피부로부터 반사된 광량을 측정한다. PPG 센서들은 호흡과 심박수들, 혈중 산소 포화도(blood oxygen saturation), 저혈량(hypovolemia), 및 다른 순환 상태들을 모니터링 하는데 이용되어 왔다.
- [0027] 일반적으로, PPG 센서들은 피부의 진피 및 피하 조직, 혈액의 관류를 모니터링한다. 이는, 예를 들어, 심장의 연속적인 심장 사이클의 압력 펄스에 대응하는 부피 변화를 검출하는데 이용될 수 있다. 만일, PPG 센서들이 피부에 압축되지 않고 부착되었다면, 제 2 압력 피크는 정맥 총(venous plexus)으로부터 알 수 있다. 마이크로콘트 롤러는 일반적으로 bpm(heart beats per minute, 분당 심장 비트들)을 카운트하는데 파형 신호의 초기 피크들을 처리하고 계산한다.
- [0028] 읍셋들, 혹은 DC 시프트들은, ECG 전극 혹은 PPG 광 센서와 같은 센서와 대상 사이의 인터페이스에서 불일치의 결과로써 생리적인 센서 신호들에 발생할 수 있다. 대상은, 제한되지 않지만, 사람, 동물, 및 생명체일 수 있다. 결과적으로, 센서 디자인들은 일반적으로 센서와 대상 사이에서 신뢰 가능한 기계적인 인터페이스를 보장해야 한다. 손목 웨어러블 장치와 같은 생리적 센서들을 갖는 일부 웨어러블 장치에서는, 상대적으로 느슨한 부착에 대응하는 편리함과 상대적으로 타이트한 부착에 대응하는 신뢰할만한 기계적인 인터페이스 사이에 직접적인 관계가 있다.
- [0029] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 힐버트 변환을 이용하는 레이트 추정 장치를 예시적으로 보여주는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 레이트 추정 장치(10)는 심박수와 같은 생리적인 레이트들을 연속적으로 추정하기 위하여 힐버트 변환을 채용할 수 있다. 레이트 추정 장치(10)는 센서 신호 수신기(12), 신호 읍셋 제거기(14), 레이트 추정기(16), 포락선 이탈 오류 검출기(18), 및 모션 오류 검출기(20)를 포함할 수 있다. 레이트 추정 장치(10)는 시간에 대하여 생리적 센서 데이터를 처리할 수 있고, 그리고 인터비트 간격 혹은 임시적인 심박수를 위한 생리적 특징 데이터의 스트림을 출력할 수 있다.
- [0030] 센서 신호 수신기(12)는, PPG 센서 신호를 위하여 입력으로 생리적 센서 데이터를 수신할 수 있고, 그리고 수신된 데이터를 신호 처리를 위하여 적절한 데이터로 변환할 수 있다. 다양한 실시 예들에 있어서, 생리적인 센서 데이터는, 광 센서 데이터(예, PPG), 전기적 포텐셜 센서 데이터(예, ECG 혹은 EKG), 및 전기적 임피던스 센서 데이터(예, BioZ 임피던스 심전도 (ICG))을 포함할 수 있다. 여기서 생리적인 센서 데이터는 본 명세서에 기재된 방법을 이용하여 분석될 수 있다.
- [0031] 신호 읍셋 제거기(14)는 신호로부터 직류 전류(direct current; DC) 읍셋을 제거할 수 있다. 이는 신호가 대략적으로 제로 볼트에 집중되도록 하기 위함이다. 예를 들어, 신호 읍셋 제거기(14)는 신호 DC 읍셋을 제거하기 위하여 고대역 필터로 구현될 수 있다. 신호 읍셋 제거기(14)는 초기화를 제공할 수 있다.
- [0032] 레이트 추정기(16)는 추가적인 대역 필터링을 구현할 수 있고, 그리고 신호의 주기적인 레이트를 추정하기 위하여 힐버트 변환 근사법들을 적용할 수 있다. 의사주기 신호의 레이트 추정에 대한 힐버트 변환 기반 접근법은 원시 신호의 실수부와 원시 신호로부터 90도의 위상 차를 갖는 허수부를 구성된 분석 신호를 구성할 수 있다. 위상차는 푸리에 도메인에서 명시적으로 달성되거나 혹은 목적을 위해 설계된 시간 도메인 필터를 이용할 수 있다. 분석 신호의 위상은 임시적인 주파수를 얻는데 구별될 수 있다.
- [0033] DC 레벨 시프트에 대한 상대적인 내성을 갖는 힐버트 변환을 이용하는 주파수 추정을 상대적으로 정확하게 하기 위하여, 레이트 추정 장치(10)는, 이러한 효과들을 완화시키기 위하여 3 가지 기본 방식들을 동시에 조합할 수 있다. 이러한 프로세스는, 위상 보상된 무한 임펄스 응답(infinite impulse response; IIR) 디지털 필터링, 모션 아티팩트들 및 활성도 손상을 조절하는 모션 마스킹, 및 레이트 변화들에 대한 견고성을 증가시키는 힐버트 분석 진폭에 근거로 한 포락선 마스킹으로 구현할 수 있다.

- [0034] 포락선 이탈 오류 검출기(18)는 레이트 변화들에 대하여 견고성을 증가시키기 위하여 힐버트 분석 진폭에 근거로 한 힐버트 포락선 기반 마스킹을 적용할 수 있다. 모션 오류 검출기(20)는 모션 아티팩트들 및 활성화 손상을 조절하는데 모션 마스킹을 적용할 수 있다.
- [0035] 힐버트 변환 기반 접근법은, 심지어 임시적인 주파수가 신호 주기들의 적은 수로로 변화되더라도, 안정되고 원활한 신호들을 위한 우수한 신호 복구 특성들을 갖는다. 또한 이러한 접근법은 일정한 가우시안 노이즈(Gaussian noise)에 강력하지만, 비가우시안 노이즈(non-Gaussian noise)에는 그렇지 않다. 기초 주파수가 저주파수 노이즈에 의해 손상될 때 이러한 접근법은 특히 영향을 받는다. 경험적으로, 분석 신호는 제로 평균을 가질 것을 추정되고, 따라서, 저주파수 콘텐츠는, 진폭의 변화 혹은 주파수/위상의 변화에 기인한다. 평균 진폭 혹은 DC 레벨의 쉬프트들은, 순간 주파수들에서 큰 편차를 발생하기 때문에 특히 문제될 수 있다.
- [0036] 센서 신호 처리 추론 접근법들은 신체와 센서 사이에 요구되는 기계적인 인터페이스에 직접적인 영향을 갖는 DC 레벨 쉬프트들에 견고성을 향상시킬 수 있다. 일부 웨어러블 장치에서, 이러한 요구들은 부착의 타이트함에서 기계적 설계에 있어서 부착의 편리함으로 변환된다. 결과적으로, DC 레벨 쉬프트들에 대한 허용도를 증가시킨 시스템은 좀 더 느슨하고 편리하게 웨어러블 장치를 설계할 수 있다.
- [0037] 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 힐버트 변환을 이용하는 생리적인 레이트를 추정하는 방법을 예시적으로 보여주는 흐름도이다. 힐버트 변환에 근거로 한 생리적인 레이트들(예, 심박수)의 연속적으로 추정하는 방법은 생리적인 레이트 추정 장치(10)에 의해 수행될 수 있다. 이러한 과정은 샘플링된 원시 데이터에서 변동을 근거로 하여 추정할 수 있다. 이러한 과정은, 광 PPG 센서 신호와 같은 입력으로서 생리적인 센서 데이터(30)를 입력 받음으로써 시작될 수 있다.
- [0038] 32 단계에서, 센서 데이터의 디지털 데이터 타입은, 예를 들어 추후 처리를 위하여 더블 프리시전(double precision) 부동 소수점수에 의해 변환될 수 있다. 34 단계에서, 센서 데이터가 DC 구성 요소를 포함한다면, 고대역 필터(HPF)는 출력 신호를 발생하기 위하여 오프셋을 제거할 수 있다. 여기서 출력 신호는 제로 볼트에 대략적으로 집중될 수 있다. 추가적인 대역 통과 필터링은 신호를 평활시키고, 위상 보상을 달성하는데 수행될 수 있다. 그리고 힐버트 변환 기반 근사법들은 34 단계의 출력 신호의 주파수를 판별하는데 적용될 수 있다. 36 단계에서, 34 단계의 신호에 연관된 주기 레이트가 추정될 수 있다.
- [0039] 38 단계에서, 힐버트 변환에 기반한 포락선 이탈 검출은, 포락선 이탈 오류를 검출하고 포락선 이탈 오류 검출 플래그를 설정하도록 수행될 수 있다. 40 단계에서, 만일 포락선 이탈 오류 검출 플래그가 입력되면, 오류 플래그는 포락선 이탈 오류 히스테리시스 시간 주기(42, 예, 1.5초) 동안에 설정될 수 있다.
- [0040] 46 단계에서, 모션 신호(44)가, 웨어러블 장치에 내장된 가속도 센서와 같은 모션 센서로부터 입력되면, 오류 플래그는 모션 오류 히스테리시스 시간 주기(48) 동안에 설정 및 출력될 수 있다. 예를 들어, 플래그는 가속도 신호에 대하여 고정된 값에 의해 트리거될 수 있다. 입력 모션 추정 방법은, 원하지 않는 DC 쉬프트들을 이끄는 모션들 동안에 심박수 신호를 마스킹할 수 있다. 모션 마스킹은 웨어러블 센서의 대상 운동에 의해 발생하는 신호 영향들을 줄이거나 제거할 수 있다.
- [0041] 50 단계에서, 40 단계 혹은 46 단계의 오류 플래그가 논리 연산자(예, "OR")에 의해 검출되면, 52 단계에서 스 위치는 마스킹된 레이트 출력(예, 제로, 54)에 근거로 하여 출력을 발생할 수 있다. 반면에, 36 단계의 추정된 레이트 출력은 56 단계에서 적합한 데이터 타입 포맷으로 변환되고, 52 단계에서 출력될 수 있다. 52 단계의 출력 레이트는 58 단계에 전송될 수 있다.
- [0042] 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 센서 신호 필터링 및 주파수 추정 방법을 예시적으로 보여주는 흐름도이다. 도 3을 참조하면, 주파수 추정 방법은, DC 오프셋 제거 대역 통과 필터링 및 도 2의 36 단계에서 수행되는 힐버트 변환 기반 주파수 추정 방법에 대하여 추가적으로 자세하게 설명한다. 이러한 과정은 사전에 처리된 센서 신호(60)를 입력받음으로써 시작될 수 있다. 대역 통과 필터는 고대역 거절을 위한 설계를 이용하여 전처리된 센서 신호(60)를 필터링할 수 있다. 이는, 분당 30 및 150 비트들(bpm)의 로우 및 하이 필터 컷오프 주파수들의 각각을 갖는 저 주파수 노이즈, 예를 들어 4차 방정식의 필터를 마스킹할 수 있다.
- [0043] 64 단계에서, 전대역 위상 보상 대역 통과 필터, 예를 들어, 위상 보상된 무한 임펄스 응답(IIR) 4차원 필터는, 62 단계의 출력을 필터링할 수 있다. 이러한 접근법은, 선형 위상 유한 임펄스 응답(FIR) 필터에서 요구되는 것보다 낮은 차원의 필터를 이용하는 것을 허용할 수 있다. 낮은 차원 필터는 form 이슈들을 제거할 수 있고, 그리고 FIR 설계들에 대한 마이크로컨트롤러 메모리의 요구를 줄일 수 있다. 이러한 마이크로컨트롤러 메모리는 내장된 플랫폼들에 특히 중요하다. 추가로, 위상 보상은 출력 레이트를 추정하는데 사용된 분석 신호에 대하여

손상을 줄이거나 최소화시킬 수 있다.

- [0044] 66 단계에서, 정수 지연(예, Z-5)은 64 단계의 출력 신호에 적용될 수 있다. 68 단계에서, 힐버트 변환 근사법은 MATLAB의 FAD 툴(filter design and analysis tool) 및 MathWorks에 의한 상호 환경을 이용하여 64 단계의 출력 신호에 병렬적으로 수행될 수 있다. 66 단계 및 68 단계의 출력 신호들은 분석 신호 구성 요소들로 구성될 수 있다. 70 단계에서, 66 단계의 출력 신호는 복소수를 위한 실수부로서 사용되고, 68 단계의 출력 신호는 복소수를 위한 허수부로서 사용될 수 있다. 복소수는 분석 신호를 구성할 수 있다. 72 단계에서, 분석 신호는 진폭 각 포맷을 갖는 데이터 스트림으로 변환될 수 있다. 74 단계에서, 데이터 스트림의 진폭 혹은 절대값은 신호 포락선(예, PPG Env)으로써 출력될 수 있다.
- [0045] 76 단계에서, 신호 포락선을 갖는 데이터 스트림의 위상 각도들은 데이터 스트림을 평활시키도록 하는데 보정될 수 있고, 그리고 MATLAB의 해제 함수를 이용하여 보정된 포락선 신호를 제공할 수 있다. 78 단계에서, 시간에 대하여 보정된 포락선 신호의 이산 유도체(discrete derivative)가 계산될 수 있다. 80 단계에서, 상한 및 하한 값들은 사전에 결정된 범위에 대하여 78 단계의 출력 신호를 제한하는데 부과될 수 있다. 예를 들어, MATLAB의 포화 함수는 78 단계의 출력 신호의 신호 범위를 제한하는데 이용될 수 있다. 82 단계에서, 저대역 필터는 80 단계의 출력 신호를 평활시키고자 필터링하고, 추정된 레이트(84)의 제공할 수 있다.
- [0046] 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 센서 신호 포락선 이탈 검출 방법을 예시적으로 보여주는 흐름도이다. 도 4를 참조하면, 센서 신호 포락선 이탈 검출 방법은, 도 2의 38 단계에서 수행된 그것을 좀더 자세하게 설명한다. 이 과정은, 도 3의 74 단계에서 신호 포락선(예, PPG Env)을 입력 받음으로써 시작될 수 있다. 92 단계 및 94 단계에서, 저대역 필터링은 상대적으로 빠르게 가변하고, 상대적으로 느리게 가변하는 신호 포락선의 펼칠 버전들을 발생하도록 신호 포락선에 병렬적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 92 단계에서, 대략 0.5 Hz의 컷오프 주파수를 갖는 4차원 저대역 필터는 신호 포락선에 인가될 수 있고, 94 단계에서, 대략 01.067 Hz의 컷오프 주파수를 갖는 4차원 저대역 필터는 신호 포락선에 병렬로 인가될 수 있다.
- [0047] 98 단계에서, 디바이드 바이 제로(divide by zero) 윗셋(96)은 92 단계로부터의 포락선 신호의 느린 가변 버전에 추가될 수 있다. 100 단계에서, 94 단계로부터의 포락선 신호의 빠른 가변 버전은 98 단계의 출력 신호에 의해 분할 될 수 있다. 102 단계에서, 100 단계의 출력 신호의 자연 로그(natural log)는 사전에 결정된 상수(예, 0.8)보다 크고, 비교의 논리 결과는 "참"이다. 106 단계에서, 만일 102의 출력 신호가 사전에 결정된 상수(예, -0.8)보다 작다면, 비교의 논리 결과는 "참"이다.
- [0048] 108 단계에서, 92 단계의 포락선 신호의 느린 가변 버전은 90 단계로부터의 포락선 신호에 의해 분할 될 수 있다. 100 단계에서, 108 단계의 출력 신호의 자연 로그는 평가될 수 있다. 112 단계에서, 94 단계의 포락선 신호의 빠른 가변 버전은 90 단계의 포락선 신호에 의해 분할 될 수 있다. 114 단계에서, 112 단계의 출력 신호의 자연 로그는 평가될 수 있다. 116 단계에서, 110 단계의 출력 신호는 112 단계의 출력 신호에 의해 분할 될 수 있다. 118 단계에서, 116 단계의 출력 신호를 위한 절대 값이 판별될 수 있다.
- [0049] 120 단계에서, 절대 값이 사전에 결정된 상수(예, 2)보다 작다면, 비교의 논리 결과는 "참"이다. 124 단계에서, 만일 120 단계의 논리 결과가 "참"이면, 디폴트 값(예, 제로)이 선택될 수 있다. 그렇지 않으면, 116 단계의 출력 신호가 선택될 수 있다. 하지만, 126 단계에서, 만일 124 단계의 출력 값이 제로부터 크거나 작다면, 126 단계의 결과의 절대 값이 취해질 수 있다. 130 단계에서, 논리 "참" 혹은 "1"이 논리 연산자(예, "OR")에서 검출되면, 132 단계에서, 포락선 이탈 오류 검출기 플래그가 출력될 수 있다.
- [0050] 힐버트 변환 포락선 기반 마스킹은 상대적으로 높은 다양성을 검출하는데 이용될 수 있고, 출력 레이트 추정으로부터 연관된 데이터 포인트들을 제거할 수 있다. 주파수 추정 접근법이 상대적으로 일관된 의사 주기 신호들에 적절하도록 알려진 바, 분석 진폭에서의 과도한 다양성은 주파수 추정에서 에러들의 신뢰할만한 지표가 될 수 있다.
- [0051] 도 4의 방법을 이용하여, 편차들은, 분석 신호 진폭과 신호의 상대적으로 느린 가변/빠른 가변 평활 버전들 사이에 검출될 수 있다. 상당한 편차들은, 손상된 레이트 추정을 쉽게 이끄는 손상 비정상 상태의 행동을 지시할 수 있다. 편차들은 사전에 결정된 제한 값들과 비교되고, 만일 편차들이 문턱값 이상일 때 플래그 설정될 수 있다.
- [0052] 도 4의 편차 검출 방법은, 근본적으로 신호의 로그 비율에서 편차들을 검출할 수 있다. 힐버트 포락선은 일반적으로 일치하지는 않지만, 센서 신호의 과도한 불균일에 민감하다. 힐버트 포락선에 대한 견고한 검출기로서의 신호로그 비율에서 이러한 조건들은, 근본적으로 편차들은, 힐버트 포락선과 신호의 상대적으로 느린/빠른 평활

버전들 사이에서 불규칙성을 검출하는 힐버트 포락섬을 검출하기 위하여 "burstiness" 검출기로써 역할을 한다.

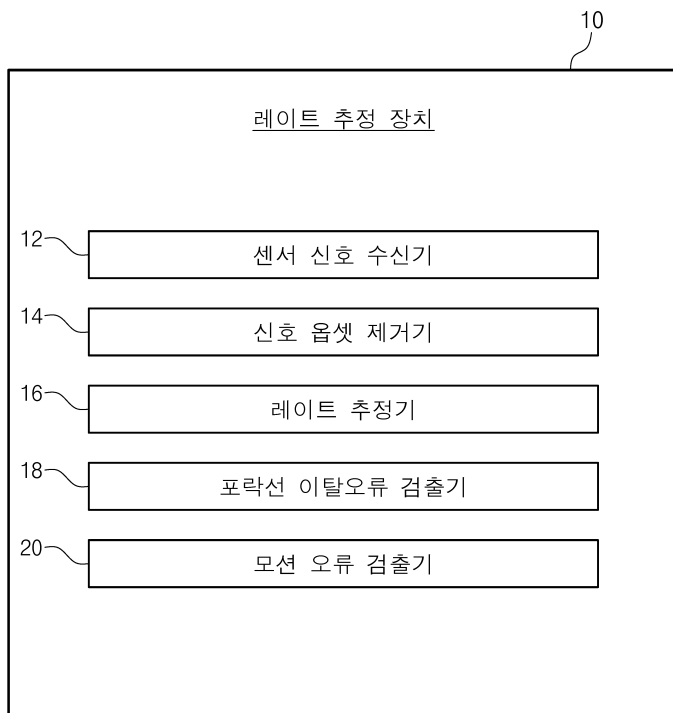
- [0053] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 레이트 추정 장치를 구현하는 컴퓨팅 장치(140)를 예시적으로 보여주는 도면이다. 도 5를 참조하면, 컴퓨팅 장치(140)는 프로세서(142), 메모리(144), 입출력 장치(I/O, 146), 스토리지(148) 및 네트워크 인터페이스(150)를 포함할 수 있다.
- [0054] 컴퓨팅 장치(140)의 다양한 구성들은 로컬 데이터 링크(152)에 의해 연결될 수 있다. 예를 들어, 로컬 데이터 링크(152)는 어드레스 버스, 데이터 버스, 직렬 버스, 병렬 버스, 혹은 그것들의 조합으로 결합될 수 있다.
- [0055] 컴퓨팅 장치(140)는, 예를 들어, 생리적 레이트들을 추정하는 방법을 구현하도록 이용될 수 있다. 프로그래밍 코드, 예를 들어, 소스 코드 소스 코드, 오브젝트 코드 혹은 실행 코드는 메모리(144)에 로딩될 수 있고, 생리적인 레이트들을 추정하는 방법을 수행하기 위하여 프로세서(142)에 의해 실행될 수 있다.
- [0056] 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.
- [0057] 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.
- [0058] 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.
- [0059] 한편, 상술 된 본 발명의 내용은 발명을 실시하기 위한 구체적인 실시 예들에 불과하다. 본 발명은 구체적이고 실제로 이용할 수 있는 수단 자체뿐 아니라, 장치 기술로 활용할 수 있는 추상적이고 개념적인 아이디어인 기술적 사상을 포함할 것이다.

부호의 설명

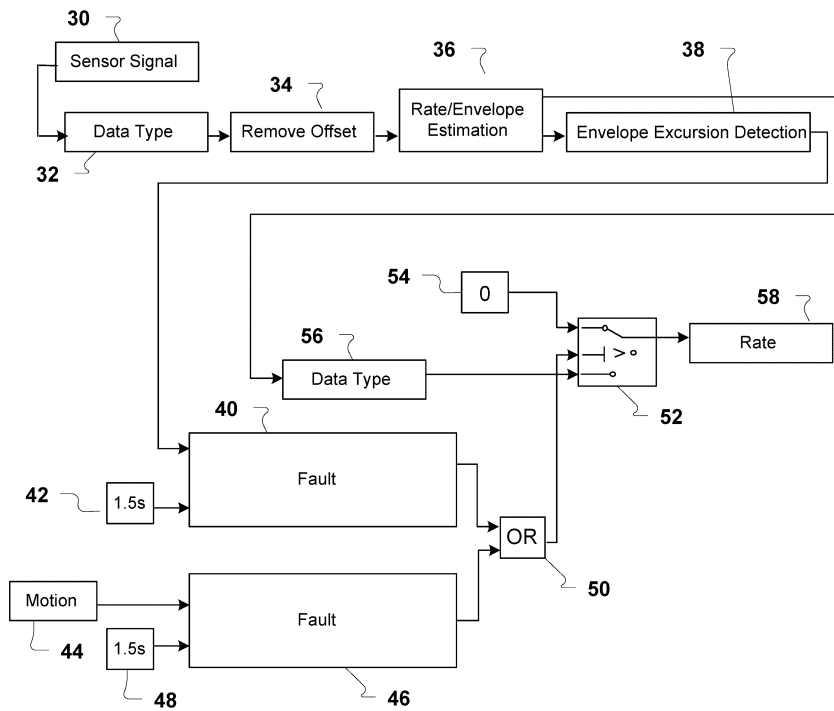
- [0060] 10: 레이트 추정 장치
- 12: 센서 신호 수신기
- 14: 신호 읍셋 제거기
- 16: 레이트 추정기
- 18: 포락선 이탈 오류 검출기
- 20: 모션 오류 검출기
- 140: 컴퓨팅 장치

도면

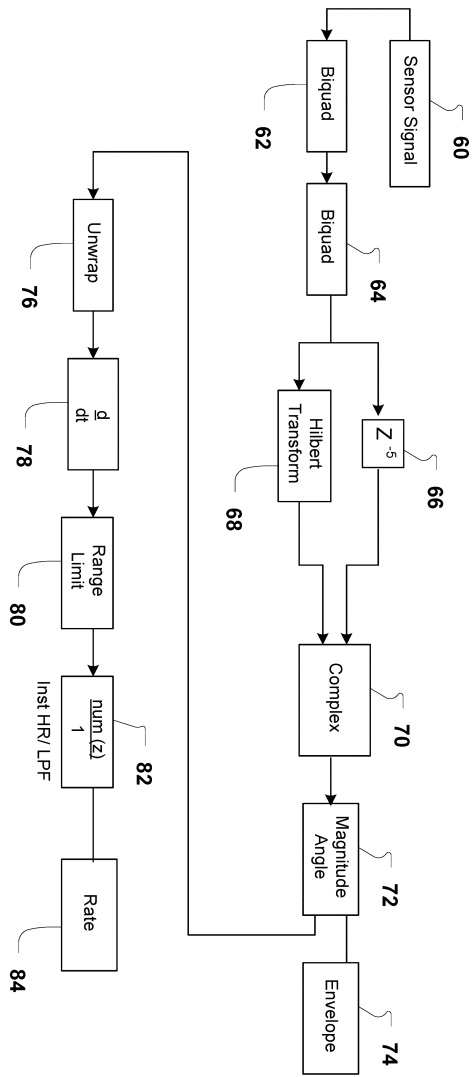
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	标题：生理率估计装置及其方法		
公开(公告)号	KR1020160094318A	公开(公告)日	2016-08-09
申请号	KR1020160010748	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	KHALAK ASIF 칼락아시프 WIGGINS MATTHEW C 위긴스매튜씨 LI YELEI 리엘레이		
发明人	칼락,아시프 위긴스,매튜씨. 리,엘레이		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/7275 A61B5/7253 A61B5/725 A61B5/7285 A61B5/0402 A61B5/02416 A61B5/024 A61B5/02007 A61B5/02405 A61B5/72 G06T5/002 G06T7/0012 G06T2207/20221 G06T2207/30101 G16H50/30 A61B5/0816 A61B5/1455 A61B5/7207 A61B5/7221 A61B5/7264 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 14/931440 2015-11-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的用于估计生理速率的装置连接到存储器，并且包括存储指令的存储器和执行指令的处理器，并且为了将医生周期数据流从生理传感器输入到处理器，医生周期通过带通滤波器对数据流进行滤波，并且为了使上述滤波的医生周期数据流至少部分偏离医生周期数据流，通过相位补偿提供平滑后的数据流，以便平滑使用希尔伯特变换近似将数据流转换为分析数据流，以便计算与分析数据流的相位角相关的时间导数，以便从医生的时间***频率引起输出数据流。提供循环数据流可以执行指令。

