



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0016891
(43) 공개일자 2019년02월19일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/024 (2013.01)
A61B 5/11 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2018-0069878
(22) 출원일자 2018년06월18일
심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장
62/543,260 2017년08월09일 미국(US)
15/726,827 2017년10월06일 미국(US)

- (71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
- (72) 발명자
리, 엘레이
미국 캘리포니아주 95051 산타클라라 플로라 비스타 애비뉴 3770 아파트 1201
- (74) 대리인
특허법인 고려

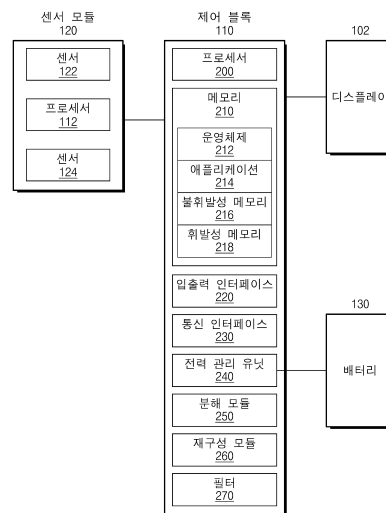
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 모션 센서를 이용한 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 사용자에게 의해 사용되는 전자 장치는 상기 사용자의 모션과 관련된 센서 신호를 출력하도록 구성된 모션 센서, 상기 센서 신호를 수신하고 상기 수신된 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하도록 구성된 활동 수준 블록, 상기 활동 수준에 기초하여, 제1 동작 모드 또는 제2 동작 모드 중 하나를 선택하도록 구성된 전력 모드 전환기, 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하도록 구성된 제1 동작 모드 블록 및, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하도록 구성된 제2 동작 모드 블록을 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

사용자에 의해 사용되는 전자 장치에 있어서,

상기 사용자로부터 감지된 모션과 관련된 센서 신호를 출력하도록 구성된 모션 센서;

상기 센서 신호를 수신하고, 상기 수신된 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하도록 구성된 활동 수준 블록;

상기 활동 수준에 기초하여 제1 동작 모드 및 제2 동작 모드 중 하나를 선택하도록 구성된 전력 모드 전환기 (switcher) 블록;

상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하도록 구성된 제1 동작 모드 블록; 및

상기 제2 동작 모드에서 상기 사용자의 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하도록 구성된 제2 동작 모드 블록을 포함하는 전자 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 수신된 센서 신호를 제1 주파수 아래로 주파수들을 약화시키기 위해 필터링하도록 구성된 필터를 더 포함하고, 상기 필터링된 센서 신호는 상기 제1 동작 모드 블록 및 상기 제2 동작 모드 블록으로 제공되는 전자 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

전처리 블록을 더 포함하고,

상기 전처리 블록은:

재구성 신호를 생성하기 위해 상기 센서 신호에 대하여 이산 웨이블릿(wavelet) 분해 및 재구성을 수행하도록 구성되고; 및

상기 제1 동작 모드에서의 사용을 위해, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심장박동 이벤트 정보를 생성하는 상기 제1 동작 모드 블록과, 상기 제2 동작 모드에서의 사용을 위해, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 상기 제2 동작 모드 블록으로 상기 재구성 신호를 제공하도록 구성되는 전자 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 제2 동작 모드 블록은,

상기 재구성 신호의 세그먼트로부터 샘플들을 생성하도록 구성된 샘플링 회로; 및

프로세서를 포함하고;

상기 프로세서는:

제1 임계값보다 큰 크기를 갖는 샘플인 모션 샘플들을 식별하고;

상기 세그먼트로부터 생성된 모든 상기 샘플들에 대한 상기 모션 샘플들의 퍼센티지(percentage)인 모션 비율을 판별하고;

상기 모션 비율이 제2 임계값보다 큰지 여부를 판별하고; 및

상기 모션 비율이 상기 제2 임계값보다 큰 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자를 '0'으로 설정하는 것과 상기 모션 비율이 상기 제2 임계값 이하인 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자를 '1'로 설정하는 것 중 하나를 수행하도록 구성된 전자 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 전처리 블록은 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하기 위해 상기 재구성 신호를 동시에 처리하도록 구성된 복수의 전처리 모듈들을 포함하는 전자 장치.

청구항 6

사용자에 의해 착용되는 전자 장치의 방법에 있어서,

모션 센서로부터 센서 신호를 수신하는 단계;

상기 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하는 단계;

상기 활동 수준에 기초하여 제1 동작 모드 및 상기 제1 동작 모드보다 전력을 덜 소비하는 제2 동작 모드 중 하나를 선택하는 단계; 및

상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하고, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 수신된 센서 신호를 제1 주파수 아래로 주파수들을 약화시키기 위해 필터링하는 단계를 더 포함하고, 상기 필터링된 센서 신호는 제1 동작 모드 블록 및 제2 동작 모드 블록으로 제공되는 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

재구성 신호를 생성하기 위해 상기 센서 신호에 대하여 이산 웨이블릿(wavelet) 분해 및 재구성을 수행하는 단계; 및

상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심장박동 이벤트 정보를 생성하고, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하기 위해 상기 재구성 신호를 제공하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 단계는,

상기 재구성 신호의 세그먼트로부터 샘플들을 생성하는 단계;

제1 임계값보다 큰 크기를 갖는 샘플인 모션 샘플들을 판별하는 단계;

상기 세그먼트로부터 생성된 모든 상기 샘플들에 대한 상기 모션 샘플들의 퍼센티지(percentage)인 모션 비율을 판별하는 단계;

상기 모션 비율이 제2 임계값보다 큰지 여부를 판별하는 단계; 및

상기 모션 비율이 상기 제2 임계값보다 큰 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자를 '0'으로 설정하는 것과 상기 모션 비율이 상기 제2 임계값 이하인 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자를 '1'로 설정하는 것 중 하나를 수행하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

복수의 전처리 모듈들에 의해, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하기 위해 상기 재구성 신호를 동시에 처리하는 단계를 더 포함하고, 상기 복수의 전처리 모듈들 각각은 상기 재구성 신호에 대해 고유의 전처리 프로세스를 수행하는 방법.

발명의 설명**기술 분야**

[0001] 본 발명은 생체 측정 장치에 관한 것으로, 좀 더 상세하게는, 모션 센서를 이용한 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 사용자 신체에 착용할 수 있는 웨어러블(wearable) 기기가 널리 이용되고 있다. 웨어러블 기기는 사용자 신체에 부착되는 특성을 기반으로 다양한 기능을 포함할 수 있다. 건강 관리의 중요성이 커짐에 따라 실시간으로 사용자의 심장박동 이벤트를 감지하는 웨어러블 기기가 개발되고 있다.

[0003] 하지만, 심장박동 이벤트 감지를 위해 소모되는 전력이 클 수 있고, 심장박동 이벤트 감지를 위해 측정되는 신호에는 다양한 노이즈가 포함되어 있기 때문에 사용자의 심장박동 이벤트를 정확하게 판별하는 것이 어렵다.

발명의 내용**해결하려는 과제**

[0004] 본 발명은 상술된 기술적 과제를 해결하기 위한 것으로써, 저전력 및 저 노이즈 모션 센서를 이용한 실시간 심장박동 이벤트를 감지하기 위한 시스템 및 방법을 제공할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명의 하나의 실시 예에 따른 사용자에 의해 사용되는 전자 장치는 상기 사용자로부터 감지된 모션과 관련된 센서 신호를 출력하도록 구성된 모션 센서, 상기 센서 신호를 수신하고, 상기 수신된 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하도록 구성된 활동 수준 블록, 상기 활동 수준에 기초하여 제1 동작 모드 및 제2 동작 모드 중 하나를 선택하도록 구성된 전력 모드 전환기(heater) 블록, 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하도록 구성된 제1 동작 모드 블록 및 상기 제2 동작 모드에서 상기 사용자의 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하도록 구성된 제2 동작 모드 블록을 포함한다.

[0006] 본 발명의 하나의 실시 예에 따른 사용자에 의해 착용되는 전자 장치의 방법은 모션 센서로부터 센서 신호를 수신하는 단계, 상기 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하는 단계, 상기 활동 수준에 기초하여 제1 동작 모드 및 상기 제1 동작 모드보다 전력을 덜 소비하는 제2 동작 모드 중 하나를 선택하는 단계 및, 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하고, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0007] 본 발명에 따른 전자 장치는 저전력 모션 센서를 이용하여 연속 심박수 및 심장박동 이벤트를 감지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 도 1은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 전자 장치를 보여주는 도면이다.

도 2는 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 전자 장치의 상위 레벨 블록도이다.

도 3은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 통신 네트워크에서의 전자 장치를 보여준다.

도 4a 내지 도 4d는 본 발명의 다양한 실시 예들의 이용과 관련하여, 다른 시간 대에서 가속계의 다른 위치들에

대한 가속계의 출력 파형들을 보여준다.

도 5는 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 BCG 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 순서도이다.

도 6은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 BCG 모션 감지 분류 블록에 대한 순서도이다.

도 7은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 BCG 전처리의 예시를 보여준다.

도 8은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 전처리를 위한 하이브리드 네트워크의 예시이다.

도 9는 본 발명의 다양한 실시 예들과 관련하여 비교 기준을 갖는 BCG 저전력 모드 심박수 추세의 예시를 보여준다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0009] 본 발명의 다양한 실시 예들은 기술 분야의 통상의 기술자에 의해 만들어지고 사용될 수 있도록 첨부되는 도면들을 참조하여 상세하게 설명될 것이다.
- [0010] 본 발명의 다양한 실시 예들은 다양한 형태로 구현될 수 있고 본 명세서에 기재된 실시 예들에 제한되어 해석되어서는 안 된다. 오히려, 본 발명의 이러한 실시 예들은 본 발명이 철저하고 완벽하게 되도록 하고 기술 분야의 통상의 기술자들에게 본 발명의 다양한 실시 예들이 전달되도록 제공된다.
- [0011] 여기에 사용된 용어는 오직 특정 실시 예들을 설명하기 위한 목적이고 본 발명을 제한하려는 것은 아니다. 도면에서, 층, 구역, 영역, 구성 요소, 요소 등의 두께, 폭, 길이, 크기 등이 명확성을 위해 과장될 수 있다. 전체적으로 같은 참조 번호는 같은 요소를 지칭한다.
- [0012] 본 명세서에서 활용된 바와 같이, "및/또는"은 "및/또는"에 의해 연결된 목록에 있는 임의의 하나 이상의 항목들을 의미한다. 예를 들면, "x 및/또는 y"는 3-원소 집합 $\{(x), (y), (x,y)\}$ 의 임의의 원소를 의미한다. 즉, "x 및/또는 y"는 "x 및 y 중 하나 또는 모두"를 의미한다. 다른 예를 들면, "x, y, 및/또는 z"는 7-원소 집합 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 의 임의의 원소를 의미한다. 즉, "x, y 및/또는 z"는 "x, y 및 z 중 하나 또는 이상"을 의미한다. 본 명세서에서 활용된 바와 같이, "예시" 용어는 제한 없는 예 또는 설명으로서 제공되는 것을 의미한다. 본 명세서에서 활용된 바와 같이, "예를 들어" 용어는 하나 이상의 제한 없는 예 또는 설명의 항목들을 나타낸다.
- [0013] 또한, 단수형은 문맥이 명백하게 다른 것을 가리키지 않으면, 복수형도 포함하는 것으로 의도된다. "포함한다", "및/또는" "포함하는" 용어는, 본 명세서에서 사용될 때, 기술된 특징, 숫자, 단계, 동작, 요소, 및/또는 구성 요소의 존재를 명시하지만, 하나 이상의 다른 특징, 숫자, 단계, 동작, 요소, 구성 요소, 및/또는 그것들의 그룹의 존재 또는 추가를 제외하지 않는다.
- [0014] 또한, 소자 A가 소자 B에 "연결"되는 것으로 지칭되는 경우, 소자 A는 소자 B에 직접 연결될 수 있고, 또는 소자 A가 소자 B와 간접적으로 연결될 수 있도록 사이에 오는 소자 C가 소자 A 및 소자 B 사이에 존재할 수 있다.
- [0015] 또한, 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성원, 요소, 영역, 층 및/또는 섹션을 설명하기 위해 사용될 수 있지만, 이러한 구성원, 요소, 영역, 층 및/또는 섹션은 이러한 용어들에 의해 제한되어서는 안 된다. 이러한 용어는 오직 하나의 구성원, 요소, 영역, 층 및/또는 섹션을 다른 것로부터 구별하기 위해 사용된다. 따라서, 예를 들어, 아래에 설명된 제1 구성원, 제1 요소, 제1 영역, 제1 층 및/또는 제1 섹션은 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고 제2 구성원, 제2 요소, 제2 영역, 제2 층 및/또는 제2 섹션으로 칭해질 수 있다.
- [0016] "위", "아래", "측면"과 같은 공간적으로 상대적인 용어는 도면에 도시된 바와 같이 다른 요소 또는 특징에 대한 하나의 요소 또는 특징의 관계를 설명하기 위해 사용될 수 있다. 공간적으로 상대적인 용어는 도면에서 도시된 방향에 추가하여 사용 또는 동작에 있어서 장치의 다른 방향들을 포함하는 것으로 의도된다. 예를 들어, 도면에서 장치가 반대로 뒤집어지면, 다른 요소 또는 특징의 "아래" 또는 "밑"으로 설명된 요소는 다른 요소 또는 특징의 "위"에 위치할 수 있다. 따라서, "아래" 용어는 위 또는 아래 방향 모두를 포함할 수 있다.
- [0017] 또한, "모듈", "블록" 등과 같은 용어는 하드웨어 및/또는 소프트웨어 구성 요소를 포함할 수 있고, 더 큰 모듈 또는 블록의 부분일 수 있을 뿐만 아니라 다른 모듈/블록 등을 더 포함할 수 있다. 일반적으로, "모듈" 및 "블록" 용어는 교환적으로 사용될 수 있다.
- [0018] 아래에 기재된 상세한 설명은 저전력 모션 센서를 이용하여 실시간 심장박동 이벤트 감지를 위한 시스템 및 방법의 다양한 실시 예들을 설명하기 위한 것이다. 실시간 심장박동 이벤트 감지를 위한 저전력 모션 센서의 사용

은 2016년 3월 28일에 출원된 미국 출원 15/168,531("저전력 센서를 이용한 심박수 및 호흡수 측정을 위한 방법 및 장치")에서 더 상세하게 설명될 수 있다.

- [0019] 설명은 본 발명이 구성되거나 활용될 수 있는 유일한 형태를 나타내는 것으로 의도되지 않는다. 설명은 도시된 실시 예들과 관련하여 본 발명의 특징들을 기재한다. 그러나, 동일하거나 동등한 기능 및 구조는 본 발명의 사상 및 범위 내에 포함되도록 의도된 다른 실시 예들에 의해 구현될 수 있다. 본 명세서의 다른 곳에서 언급된 바와 같이, 같은 요소 번호는 같은 요소 또는 특징을 가리키는 것으로 의도된다.
- [0020] 다양한 실시 예들에 따르면, 심장박동 이벤트 감지를 위한 본 발명의 시스템은 신호를 제공하기 위한 모션 센서를 사용할 수 있고, 다양한 기술(예를 들어, 결합 채널 선택, 상호 연관성, 하이브리드 네트워크 동작 확률과 같은)들이 신호에 대해 동작할 수 있다. 본 발명에 있어서, 모션 센서를 이용한 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 프레임워크(framework)를 스케줄하는 것이 상세히 설명된다. 심장박동 이벤트를 감지하도록 구성된 저전력, 저 노이즈(noise)의 모션 센서(예를 들어, 도 1에 관해 설명된 사용자-웨어러블 기기(100)와 같은 손목 착용 장치의 일부일 수 있는)는 사용자-웨어러블 기기(100)의 배터리 수명을 증가시킬 수 있다. 또한, 심장박동 감지를 위한 다른 실시 예들과 비교하여 박동 위치의 정밀도가 증가될 수 있다.
- [0021] 본 발명은 모션 센서를 이용하여 심박수(HR) 및 심장박동 감지를 제공하기 위한 시스템 및 방법을 포함한다. 시스템 및 방법은 이중-모드 모니터링 시스템을 위해 HR 모니터링 프레임워크를 포함한다. 일반 모드에서, 시스템은 안정된 HR 및 심장박동 이벤트 정보를 제공하기 위해 모션 센서를 활용할 수 있다. 모션 센서로부터의 활동 수준 정보는 동작 모드를 전환하기 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 모션 감지기에 의해 측정된 사용자의 활동 수준이 임계값을 초과하는 경우, 시스템은 일반 모드로부터 저전력 모드로 전환할 수 있다. 저전력 모드에서, 모션 감지기는 심박수 감지를 제공하기 위해 활용될 수 있다. 이 프레임워크는, 예를 들어, 광학 센서 기반의 HR 모니터링을 대체하기 위해 이용될 수 있다.
- [0022] 심박수 및 심장박동은 심전도(ECG; electrocardiogram) 또는 광용적맥파(PPG; photoplethysmogram)를 이용하여 일반적으로 감지된다. ECG는 전기 활동을 활용하고 신체에서 다른 지점들에 위치한 여러 리드(lead)들을 필요로 한다. PPG는 산소포화도측정기(pulse oximeter)를 이용하여 빛 흡수의 광학적 측정을 요구한다. 착용 가능한 애플리케이션들에 대해, 신체에 여러 전극을 배치하는 것은 비실용적이다. 마찬가지로, PPG를 이용하는 것 또한 상대적으로 고전력을 요구하기 때문에 착용 가능한 애플리케이션들에 대해 이상적이지 않다. 심탄동계(BCG; Ballistocardiography), 이는 다른 용어들 중에서 SCG(seismocardiography)로서 지칭될 수 있고, 심장에서의 탄도력(ballistic force)의 측정을 포함한다. 착용 가능한 애플리케이션들에서, 웨어러블 기기의 가속도계를 이용하여 BCG 측정을 수행할 수 있다. 그러나, 이러한 유형의 측정은 기기를 착용한 사용자의 움직임에 의해 영향을 받을 수 있다. 예를 들어, 웨어러블 기기는 사용자의 손목에 위치할 수 있고, 이는 갑작스럽고 예기치 못한 움직임이 일어나기 쉽다.
- [0023] 본 발명은 설명의 편의를 위해 BCG 용어를 사용하지만, BCG는 일반적으로 심장 기능들을 나타내는 신체의 움직임을 이용하여 심장 기능들의 측정을 지칭하는 것으로 이해되어야 한다. 따라서, BCG와 같은 유사한 기능들을 설명하는, 예를 들어, SCG와 같은 다양한 다른 용어들은 BCG 용어에 의해 포함되는 것으로 이해된다.
- [0024] 아래에 기재된 설명들은 본 발명에 따라 제공되는 모션 센서를 이용하여 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 시스템 및 방법의 실시 예들을 설명하기 위한 것이고, 본 발명이 구성되거나 활용될 수 있는 유일한 형태들을 나타내는 것으로 의도되지 않는다. 설명은 도시된 실시 예들과 관련하여 본 발명의 특징들을 기재한다. 그러나, 동일한 또는 동등한 기능 및 구조는 본 발명의 사상 및 범위 내에 포함되도록 의도된 다른 실시 예들에 의해 구현될 수 있음이 이해되어야 한다. 본 명세서에서 언급된 바와 같이, 같은 요소 번호는 같은 요소 또는 특징을 나타내는 것으로 의도된다.
- [0025] 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 시스템은 웨어러블 기기에서 모션 센서 기반의 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 프레임워크를 포함한다. 본 발명에 있어서, 모션 센서를 이용하여 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 스마트 스케줄링 프레임워크가 자세하게 설명된다.
- [0026] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 전자 장치를 나타내는 도면이다. 도 1을 참조하면, 사용자-웨어러블 기기(100)와 같은 전자 장치는 디스플레이(102), 제어 블록(110), 프로세서(112), 센서 모듈(120), 배터리(130), 밴드(140) 및 걸쇠(clasp)(142)를 포함한다. 센서 모듈(120)은 센서들(122, 124)을 포함할 수 있다. 제어 블록(110), 프로세서(200)(도 2), 및/또는 프로세서(112)는 또한 진단 프로세서로서 지칭될 수 있고, 명령을 실행할 수 있다. 따라서, 진단 프로세서는, 예를 들어, 디지털 신호 프로세서, 컨트롤러, 사용 특정 프로세서, 일반 프

로세서 등을 포함할 수 있다. 때로는, 설명의 편의를 위해, 진단 프로세서는 또한 일반적으로 다양한 하드웨어의 조합을 지칭할 수 있다.

- [0027] 사용자-웨어러블 기기(100)가 손목에 착용될 수 있더라도, 본 발명의 다양한 실시 예들은 이에 제한되지 않는다. 사용자-웨어러블 기기(100)는, 예를 들어, 팔(팔뚝, 팔꿈치, 상완), 다리, 가슴, 머리띠(headband)와 같이 머리, "목걸이(choker)"와 같이 목, 그리고 귀와 같은 몸의 다른 부분에 착용될 수 있다. 사용자-웨어러블 기기(100)는, 예를 들어, 스마트폰, 노트북, 또는 병원 또는 진료실에 있는 다양한 의료 기기와 같은 다른 전자 장치들과 통신할 수 있다. 이는 도 3과 관련하여 더 상세하게 설명될 것이다.
- [0028] 디스플레이(102)는 사용자 및/또는 다른 사람들이 볼 수 있도록 사용자의 신체로부터 감지된 생리학적 신호를 출력할 수 있다. 감지되고 있는 신호는 생체 신호 또는 생체 인식 데이터로서 지칭될 수 있다. 감지된 신호는 예를 들어, 심장(펄스) 박동수, 펄스 형태(모양), 펄스 간격(비트 사이 간격), 호흡수, 및 혈압일 수 있다. 디스플레이(102)는 상태 또는 진단 결과뿐만 아니라, 사용자-웨어러블 기기(100)의 사용 또는 다른 측정 장치들의 사용에 있어서 사용자 또는 다른 사람들에게 지침을 출력할 수 있다.
- [0029] 제어 블록(110)은 센서 모듈(120)에서 센서를 통해 감지된 신호를 수신할 수 있다. 센서 모듈(120)은, 예를 들어, 사용자의 신체 위치, 모션 등을 나타내는 다른 정보를 제공할 수 있을 뿐만 아니라 사용자에게 의해 사용자-웨어러블 기기(100)가 착용된 경우 사용자 손목으로부터 신호를 획득하는 센서들(122, 124)을 포함할 수 있다. 센서(122 및/또는 124)는, 예를 들어, 가속도계, 자이로스코프(gyroscope), 압전 장치, 카메라와 같은 광학 센서, 소리 주파수를 사용하는 센서 등 중에서 하나 이상일 수 있다. 프로세서(112)는 센서들(122, 124)을 제어할 수 있고, 센서들(122, 124)에 의해 감지된 신호를 처리할 수 있다. 본 발명의 다양한 실시 예들은 제어 블록(110)이 프로세서(112)의 기능들을 수행하게 할 수 있다. 본 발명의 다양한 실시 예들은 또한 다른 개수의 센서들을 포함할 수 있다.
- [0030] 센서(122)는, 예를 들어, 가속도계, 자이로스코프, 압전 장치, 카메라, 음파 센서 등과 같은 광학 센서와 같은 모션을 감지/모니터하기 위해 사용될 수 있는 임의의 적절한 장치일 수 있다. 센서(122)를 포함하는 이러한 임의의 장치들은 사용자-웨어러블 기기(100)를 구현하기 위해 임의의 적절한 기술을 사용할 수 있다. 센서(124)는 센서(122)와 유사할 수 있고, 또는, 예를 들어, 사용자의 체온을 측정하기 위한 온도계와 같은 다른 유형의 센서일 수 있다. 본 발명의 다양한 실시 예들은 다른 개수의 센서 모듈들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시 예들은 오직 하나의 센서 모듈을 포함할 수 있고, 다른 실시 예들은 2 이상의 센서 모듈들을 포함할 수 있다.
- [0031] 배터리(130)는 사용자-웨어러블 기기(100)를 위한 전력을 제공하도록 구성된다. 배터리(130)는 유선 충전 시스템 또는 무선 충전 시스템을 이용하여 충전될 수 있다. 밴드(140)는 손목을 감을 수 있고 사용자-웨어러블 기기(100)는 겔쇠(142)를 이용함으로써 손목에 고정될 수 있다.
- [0032] 도 2는 본 발명의 하나의 실시 예에 따른 전자 장치의 상위-레벨 블록도이다. 도 2를 참조하면, 디스플레이(102), 제어 블록(110), 센서 모듈(120) 및 배터리(130)가 도시된다. 디스플레이(102)에 대한 출력은, 예를 들어, 제어 블록(110)에 의해 제어될 수 있다. 디스플레이(102)는, 예를 들어, 버튼, 다이얼, 터치 스크린 및 마이크로폰과 같은 입력 장치(미도시)를 포함할 수 있다.
- [0033] 제어 블록(110)은 프로세서(200), 메모리(210), 입력/출력(I/O; input/output) 인터페이스(220), 통신 인터페이스(230), 전력 관리 유닛(PMU; power management unit)(240), 분해 모듈(250), 재구성 모듈(260) 및 필터(270)를 포함할 수 있다. 제어 블록(110)이 이러한 다양한 장치들을 포함하는 것으로 설명되지만, 다른 실시 예들은 다른 기능들이 다르게 그룹화된 다른 아키텍처를 이용할 수 있다. 예를 들어, 그룹화는 다른 집적 회로 칩에 이루어질 수 있다. 또는 그룹화는 I/O 인터페이스(220) 및 통신 인터페이스(230)와 같은 다른 장치들, 또는 분해 모듈(250) 및 재구성 모듈(260)과 같은 다른 장치들을 결합하는 것일 수 있다.
- [0034] 프로세서(200)는 센서 모듈(120)로부터 감지된 신호를 수신할 수 있을 뿐만 아니라 센서 모듈(120)의 동작을 제어할 수 있다. 프로세서(200)는 센서 모듈(120)로부터 감지된 신호를 처리하고, 디스플레이(102)에 처리된 신호를 표시하고, 디스플레이(102)로부터의 입력을 수신하고, 메모리(210)의 명령을 실행함으로써 I/O 인터페이스(220) 또는 통신 인터페이스(230)를 통해 다양한 장치들과 인터페이스 하는 것을 포함하여 사용자-웨어러블 기기(100)를 제어할 수 있다. 디스플레이(102)와 인터페이스 하기 위해 I/O 인터페이스(220)는 프로세서(200)에 의해 사용될 수 있다.
- [0035] 프로세서(112)는 다른 실시 예들에서 다른 아키텍처를 이용하여 동작할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(112)는

실행할 명령을 저장하기 위해 메모리(210)를 사용하거나, 또는 프로세서(112)는 명령을 위한 자체 메모리(미도시)를 포함할 수 있다. 프로세서(112)는 또한 제어 블록(110)의 다른 기능들을 포함할 수 있다. 몇몇 실시 예들은 별도의 프로세서들(200, 112)을 포함하더라도, 다양한 실시 예들은 이에 제한될 필요가 없다. 사용자-웨어러블 기기(100)의 기능을 제어하는 하나의 제어 블록(110)이 있을 수 있거나, 사용자-웨어러블 기기(100)를 위한 복수의 프로세서들이 있을 수 있다.

[0036] 메모리(210)는 불휘발성 메모리(216) 및 휘발성 메모리(218)를 포함할 수 있다. 운영 체제 및 애플리케이션은 불휘발성 메모리(216)에 저장될 수 있다. 본 발명의 다양한 실시 예들은 설계 및 구현에 따라 다른 메모리 아키텍처를 사용할 수 있다.

[0037] 통신 인터페이스(230)는, 예를 들어, USB, 블루투스, NFC(Near Field Communication) 및 WiFi와 같은 무선 또는 유선 프로토콜을 통해 사용자-웨어러블 기기(100)가 다른 장치들과 통신하도록 할 수 있다. PMU(240)는 사용자-웨어러블 기기(100)의 다른 부분들로 전력 할당뿐만 아니라, 외부 소스로부터 전력 수신, 배터리(130) 충전 등을 제어할 수 있다.

[0038] 분해 모듈(250)은, 예를 들어, 시간-주파수 변환을 이용하여 BCG 신호와 같은 입력 신호를 다양한 주파수 대역으로 분해되도록 기능할 수 있다. 재구성 모듈(260)은, 예를 들어, BCG 신호와 같은 원래 신호의 원하는 부분들을 개선하고 접근하기 위해 분해 모듈(250)로부터의 분해된 신호를 재구성하도록 기능할 수 있다. 신호의 분해 및 재구성은 US 출원 14/928,072에서 더 상세하게 설명된다. 필터(270)는 신호로부터 특정 주파수를 약화시키기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 필터(270)는 저역 통과 필터, 고역 통과 필터, 대역 통과 필터 등일 수 있다. 필터(270)는 디지털 필터 및/또는 아날로그 필터일 수 있다.

[0039] 도 3은 본 발명의 하나의 실시 예에 따른 통신 네트워크에서의 전자 장치를 보여준다. 도 3을 참조하면, 사용자-웨어러블 기기(100) 및 스마트폰(300)이 도시된다. 사용자-웨어러블 기기(100)는 통신 인터페이스(230)를 이용하여 스마트폰(300)과 통신할 수 있다. 통신은 통신 신호(302)를 통해 이루어질 수 있고, 통신은 사용자-웨어러블 기기(100) 및 스마트폰(300) 사이를 직접 연결하거나, 또는 사용자-웨어러블 기기(100) 및 스마트폰(300) 사이에 다른 요소들을 포함할 수 있다.

[0040] 사용자-웨어러블 기기(100)의 애플리케이션(214) 중 하나는 스마트폰(300)이 사용자-웨어러블 기기(100)의 적어도 몇몇 동작을 제어하도록 할 수 있다. 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)는 제어 블록(110)에 의한 처리 결과를 디스플레이(102)에 출력할 수 있고, 또는 동일한 결과가 스마트폰(300)으로 전송될 수 있다. 다양한 실시 예들은 다른 신호들이 사용자-웨어러블 기기(100)에 의해 하나 이상의 장치들로 전송되도록 할 수 있다. 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)는 로우(raw) 센서 신호 또는 처리된 로우 신호들의 일부 형태를 외부 전자 장치로 전송할 수 있다. 외부 장치는, 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)보다 더 상세한 처리 및/또는 분석을 수행할 수 있는 의료 장치일 수 있다. 사용자 또는 다른 사람들은 사용자-웨어러블 기기(100) 또는, 예를 들어, 스마트폰(300)과 같은 외부 장치 상에서 옵션을 선택할 수 있다. 옵션은, 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)에 의한 생체 신호 감지 프로세스를 시작하거나 생체 신호 감지 프로세서를 중지하는 것일 수 있다.

[0041] 스마트폰(300)은 더 큰 디스플레이를 포함하기 때문에, 사용자가 사용자-웨어러블 기기(100) 상에서 결과를 보거나 옵션을 선택하는 것보다 스마트폰(300) 상에서 결과를 보거나 옵션을 선택하는 것이 더 쉬울 수 있다. 그러나, 스마트폰(300)은 사용자-웨어러블 기기(100)의 동작을 위해 일반적으로 필요하지 않을 수 있음을 유의해야 한다.

[0042] 스마트폰(300)에 관한 설명이 제공되었지만, 임의의 적절한 전자 장치가 이용될 수 있음에 유의해야 한다. 예를 들어, 스마트폰(300)은 노트북, 데스크톱, 헬스케어 제공자들에 의해 사용되는 의료 기기, 태블릿 등으로 교체 또는 추가로 사용될 수 있다.

[0043] 심박수 및 심장박동은 통상적으로 심전도(ECG) 또는 심박수(PPG)를 이용하여 감지된다. ECG는 전기적 활동을 활용하고 신체의 다른 지점에 위치한 여러 리드(lead)를 필요로 한다. PPG는 펄스 옥시미터(pulse oximeter)를 이용하여 빛 흡수를 광학적으로 측정한다. 사용자의 신체에 여러 전극을 배치하는 것은, 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)와 같은 착용할 수 있는 애플리케이션에 대해서 실용적이지 않을 수 있다. 마찬가지로, PPG는 상대적으로 높은 전력의 요구로 인해 사용자-웨어러블 기기(100)와 같은 착용할 수 있는 기기에 대해서 문제가 있을 수 있다.

[0044] 심탄동계(BCG; ballistocardiography)는 호흡뿐만 아니라 심박출량에 의한 신체 가속도를 측정한다. BCG는 한번의 심장박동 동안 여러 피크(peak) 이벤트를 포함한다. 이러한 피크는 세가지 주요한 그룹들, 즉 사전 수축기,

수축기 및 확장기로 분류될 수 있다. 수축 파장은 ECG 신호에서 QRS 콤플렉스(complex)에 대응할 수 있고, BCG의 핵심적인 특징일 수 있다. 그러나, BCG 신호는 측정 대상의 안정성 수준뿐만 아니라 주파수 위치(방향) 변화로 인해 다양한 피크를 포함할 수 있다.

- [0045] 착용 가능한 애플리케이션에서, 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)의 가속도계를 이용하여 BCG 측정이 가능할 수 있다. 그러나, 사용자-웨어러블 기기(100)를 착용하는 사용자의 움직임이 BCG 측정에 대해 노이즈(noise)로 작용할 수 있으므로 사용자의 움직임을 고려하는 것이 유용할 수 있다. 사용자-웨어러블 기기(100)가 사용자의 손목에 착용되면 갑작스럽고 예상하지 못한 모션들이 발생할 수 있다.
- [0046] 따라서, 본 발명의 다양한 실시 예들은 결합 채널 선택, 상호 연관성 및 확률 하이브리드 네트워크 중 하나 이상을 이용한 모션 센서를 이용하여 심장박동 이벤트를 감지하기 위한 시스템을 설명할 수 있다. 심장박동 이벤트를 감지하기 위해 저전력, 저 노이즈의 모션 센서를 이용함으로써, 기기의 배터리 수명은 상당히 증가될 수 있다. 또한, 박동 위치의 정밀도가 향상될 수 있다.
- [0047] 아래에 설명된 다양한 실시 예들은, 예를 들어, PPG 장치와 같은 광학적 접근과 비교하여 전력을 덜 요구하고, 사용자가 활동하는 경우 정밀도를 제공할 수 있다. 개시된 알고리즘이 다양한 신체 위치에서 심장박동 이벤트 감지를 가능하게 하거나 사용자 신체의 다른 지점에 위치한 여러 개의 리드를 포함하지 않고 멀리 떨어진 위치에서 심장박동 이벤트 감지를 가능하게 할 수 있기 때문에 사용자가 정지해 있는 경우에도 다양한 실시 예들은 ECG 장치와 비교하여 더 유연함을 증명할 수 있다.
- [0048] BCG 파형은 모션 센서의 방향이 변화에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 하나의 실시 예에 있어서, 사용자-웨어러블 기기(100)의 센서 모듈(120)은, 예를 들어, 3-축 가속도계와 같은 모션 센서일 수 있는 센서(122)를 포함할 수 있다. 3-축 가속도계로부터의 BCG 신호는 가속도계의 방향이 변화할 때마다 달라질 수 있다. 이는 도 4a 내지 도 4d에서 볼 수 있고, 가속도계는 가속도계의 다른 위치에 대한 도 4a 내지 도 4d에 도시된 파형을 출력한다.
- [0049] 본 발명의 다양한 실시 예들은 심장박동 신호를 생성하기 위해 3-축 가속도계의 신호에서 아티팩트(artifact)를 식별하도록 동작하는 하드웨어 및 소프트웨어 모듈을 포함할 수 있다. 아티팩트는, 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)의 모션, 사용자-웨어러블 기기(100)가 착용된 신체 부위의 근육 수축 등에 의해 발생할 수 있다.
- [0050] 또한, BCG 채널 결합/선택은 3-축 가속도계에 의해 출력되는 신호에 대해 데이터 결합을 실시간으로 수행하거나 어떤 채널이 가장 적합한 채널인지 판별됨에 따라 3가지 채널들 중 다른 하나로 전환하는 것을 포함할 수 있다. 따라서, 본 발명의 다양한 실시 예들은 3-축 가속도계의 출력 신호를 최적화함으로써 심장박동 이벤트를 제공할 수 있다.
- [0051] 하나의 실시 예는 모션 센서를 포함하는 웨어러블 기반의 이중 모드 시스템을 개시할 수 있다. 정상 동작 모드는 사용자가 상대적으로 정지 상태인 경우 발생할 수 있고, 저전력 동작 모드는 사용자의 모션이 임계값을 초과한 경우 발생할 수 있다. 하나의 실시 예에 있어서, 모션 센서는, 예를 들어, 3-축 가속도계와 같은 가속도계일 수 있다.
- [0052] 도 5는 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 BCG 심박수 및 심장박동 이벤트 감지에 대한 예시 순서도이다. 도 5를 참조하면, 일반 모드 및 저전력 모드를 포함하는 프레임워크에 대한 예시 순서도(500)가 도시된다. 시스템이 동작하는 모드의 결정은 모션 센서로부터의 판독에 의존할 수 있다. 모션 센서는 지속적으로 대상의 활동 수준을 모니터링 하는데 사용될 수 있다. 모션 센서는, 예를 들어, 3-축 가속도계를 포함할 수 있다.
- [0053] 502 단계에서, 예를 들어, 3-축 가속도계를 포함할 수 있는 사용자-웨어러블 기기(100)의 센서(122)의 모션 센서는 로우 모션 데이터를 출력할 수 있다. 504 단계에서, 로우 모션 데이터는 514 단계에서 일반 모드 블록에 의해 처리되도록 제공될 수 있다.
- [0054] 506 단계에서, 활동 수준 블록은 활동 수준이 활동 임계값보다 큰지 여부를 판별하기 위해 로우 모션 데이터를 분석할 수 있다. 508 단계에서, 프레임워크가 일반 모드이어야 하는지 또는 저전력 모드이어야 하는지를 판별하기 위해 활동 수준 블록의 출력이 전력 모드 전환기(swicher) 블록에 의해 사용될 수 있다. 전력 모드 전환기 블록은 대상이 활동하지 않거나 활동 수준이 활동 임계값보다 낮은 경우 시스템을 일반 모드로 전환할 수 있다. 전력 모드 전환기 블록은 대상이 활동하거나 활동 수준이 활동 임계값을 초과하는 경우 시스템을 저전력 모드로 전환할 수 있다.
- [0055] 몇몇 실시 예에 있어서, 취침 시작/기상 플래그(flag)는 일반 모드와 저전력 모드 사이를 전환하기 위한 트리거

(trigger)로 사용될 수 있다. 예를 들어, 사용자가 자고 있다고 판단하는 것은 스위치를 일반 모드로 작동시킬 수 있고, 사용자가 깨어있다고 판단하는 것은 스위치를 저전력 모드로 작동시킬 수 있다. 다른 예시에 있어서, 모드 스위치의 정확도를 향상시키기 위해 시간 정보가 추가적으로 이용될 수 있다. 예를 들어, 일반적으로 한낮 보다 밤 늦은 시간에 활동이 적을 수 있고, 낮은 활동 수준은 사용자가 자고 있음을 나타낼 가능성이 크다.

[0056] 일반적인 프레임워크에서, 전력 모드 스위치 플래그는 활동 수준에 따라 트리거될 수 있다. 그러나, 트리거 임계값은 다른 사용 사례들에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)와 같이 프레임워크가 손목 밴드로 구현되는 경우, 미세한 손목의 이동 조차도 BCG 신호 품질을 저하시킬 수 있기 때문에 낮은 임계값이 예상될 수 있다. 프레임워크가 복부, 가슴 또는 귀와 같은 신체 부분에 부착하는 장치로 구현되는 다른 사용의 경우, BCG 신호는 상대적으로 강하고 큰 신체 움직임이 없을 수 있으므로 높은 임계값이 설정될 수 있다.

[0057] 510 단계에서, 로우 모션 데이터는 BCG 재구성 블록으로 제공될 수 있다. BCG 재구성 블록은 원래 신호의 원하는 구성 요소를 개선하고 접근하기 위해, 예를 들어, 재구성 모듈(260), 분해 모듈(250)로부터의 분해된 신호들을 이용하여 재구성할 수 있다. 신호의 분해 및 재구성은 US 출원 14/928,072에서 더 상세하게 설명된다. BCG 재구성 블록은 본 발명에서 편의를 위해 분해 및 재구성 기능들을 포함하는 것으로 설명된다.

[0058] 512 단계에서, 재구성된 BCG 신호는 514 단계에서 일반 모드 블록 및 516 단계에서 저전력 모드 블록에 의한 추가 처리를 위해 제공될 수 있다.

[0059] 514 단계에서, 사용자가 취침 또는 최소한의 모션으로 장기간 휴식 상태인 경우와 같이 저 활동 수준 상태일 수 있기 때문에 시스템은 일반 모드일 수 있다. 일반 모드에서, 심박수 및 심장박동 이벤트 정보는 재구성 신호 및 로우 모션 데이터 중 하나 또는 모두로부터 생성될 수 있다. 다양한 실시 예들은 심박수 신뢰도 지시자를 생성할 수 있다. 심장박동 이벤트 정보는, 예를 들어, 심박수 가변성(HRV; hear rate variability), 스트레스, 부정맥 감지, 혈압 산출 등과 같은 생체 정보를 산출하기 위해 이용될 수 있다. 일반 모드 블록의 다양한 기능들은 US 출원들 14/928,072, 15/264,333 및 15/168,531에 의해 더 상세하게 설명될 수 있다.

[0060] 516 단계에서, 사용자가 깨어 있거나 활동 중일 수 있기 때문에 시스템이 저전력 모드일 수 있고, 연속 심박수(HR; heart rate) 및 HR 신뢰도 지시자가 제공될 수 있다. 하나의 실시 예에 있어서, 모션 센서는 배경에서 사용자의 활동을 지속적으로 모니터링하기 위해 사용될 수 있고 정지 구간이 감지되는 경우 심박수(HR) 계산을 시작할 수 있다. 하나의 실시 예에 있어서, 프레임워크가, 예를 들어, 손목 밴드와 같은 사용자-웨어러블 기기(100)로 구현되는 경우, HR 알고리즘은 미리 정해진 시간 구간(예를 들어, 5초) 동안 손목이 대부분 정지되었을 때 트리거될 수 있다. 몇몇 실시 예들은 심박수가 5초 동안 제공될 수 있도록 5초 동안 신호를 저장할 수 있다.

[0061] 다운스트림(downstream) 알고리즘의 요건에 기초하여, 보고서 해결책은 더 조정될 수 있다. 이는 스마트 스케줄 메커니즘이 연속 심박수 모니터링 듀티 간격을 최적화하고 다른 사용 사례들에 대해 유연한 해결책을 제공하게 할 수 있다.

[0062] 518 단계에서, 심장박동 이벤트는 다운스트림 애플리케이션에 제공될 수 있다. 520 단계에서, 심박수는 다운스트림 애플리케이션에 제공될 수 있다. 522 단계에서, HR 신뢰도 지시자는 다운스트림 애플리케이션에 제공될 수 있다.

[0063] 시스템이 사용자-웨어러블 기기(100)의 부분이면 518, 520, 및/또는 522 단계에서 시스템의 하나 이상의 출력은, 예를 들어, 디스플레이(102)에 표시되도록 제공될 수 있다. 하나 이상의 출력은 도 3에 도시된 바와 같이 송신기에 의해 다른 전자 장치로 송신될 수 있다.

[0064] 저전력 모드에서 BCG 신호 품질은 신체 움직임, 근육 수축 및 기타 아티팩트로 인해 일반 모드에서 보다 더 나쁠 수 있다. 따라서, BCG 신호의 유효하지 않은 세그먼트들을 식별하고 제외할 수 있는 것뿐만 아니라, 향상된 신호 품질이 요구될 수 있다.

[0065] 도 5의 각각의 기능은 하드웨어 회로 및/또는 소프트웨어 명령을 실행하는 하나 이상의 프로세서에 의해 수행될 수 있다.

[0066] 도 6은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 BCG 모션 감지 분류 블록에 대한 예시 순서도이다. 도 6을 참조하면, 순서도(600)가 도시된다. 602 단계에서, 재구성된 BCG 신호는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하도록 구성된 샘플링 회로에 의해 샘플링될 수 있고, 샘플들은 데이터 버퍼(602)에 저장될 수 있다.

[0067] 예를 들어, 5초 정지 기간 후 HR 알고리즘이 트리거되면, 버퍼는 재구성된 BCG 신호의 5초에 대한 샘플을 저장하기 위해 할당될 수 있다. 따라서, 샘플율이 초당 100 샘플이면, 버퍼는 500 샘플들을 저장하기 위해 충분히

클 수 있다. 샘플들은 버퍼의 끝에 도달된 경우 버퍼의 시작은 새로운 데이터로 덮어쓰지는 루핑(looping) 방식으로 버퍼에 저장될 수 있다. 버퍼는, 예를 들어, 메모리(210)에서 할당될 수 있다. 예를 들어, 두 개 이상의 버퍼를 사용하는 것과 같은 다른 방법들이 적절할 수 있다. 예를 들어, 인터럽트(interrupt)와 같은 다양한 다른 기술들은 활동이 적은 시간 구간을 추적하기 위해 사용될 수 있다.

[0068] HR 계산은 활동 수준이 임계값을 초과할 때까지 저장된 데이터로 계속될 수 있다. 데이터 버퍼(들)는 데이터를 플러시(flush)하기 위해 리셋될 수 있다. 다른 실시 예들은 저장된 데이터만큼에 대하여 HR이 계산될 수 있도록 활동 수준이 임계값을 초과하는 경우 데이터 저장을 중지할 수 있다. 모든 데이터가 HR을 결정하기 위해 처리되는 경우, 저장된 데이터는 플러시될 수 있다. 따라서, 활동이 적은 짧은 기간이 있을 때마다 저장된 데이터를 처리함으로써 HR이 결정될 수 있다. 다른 실시 예들은 활동 수준이, 예를 들어, 5초와 같이 요구되는 시간 기간 동안 낮은 것으로 결정될 때까지 HR 계산을 시작하지 않을 수 있다.

[0069] 본 발명의 하나의 실시 예에 있어서 두 개의 임계값들이 이용될 수 있다. 604 단계에서 제1 임계값이 5초 BCG 세그먼트에 직접 적용될 수 있고, 여기서 진폭이 제1 임계값보다 큰 경우 샘플 포인트 값이 1로 설정된다. 1의 값을 가지는 이러한 샘플들은 모션 샘플들로 지칭될 수 있다. 그렇지 않으면, 샘플 포인트 값은 0으로 설정된다. 0의 값을 가지는 이러한 샘플들은 비-모션 샘플들로서 지칭될 수 있다. 예를 들어, 1의 값을 가지는 샘플 포인트 값들의 퍼센티지로서 정의될 수 있는 모션 비율 또는 총 샘플들의 수(모션 샘플에 비-모션 샘플들을 더한 값)와 비교된 모션 샘플들은 606 단계에서 계산될 수 있다. 이러한 프로세스들은, 예를 들어, 프로세서(112 또는 200)와 같은 프로세서에 의해 수행될 수 있다.

[0070] 608 단계에서, 모션 비율은 제2 임계값과 비교될 수 있고, 모션 비율이 제2 임계값보다 크면 모션 플래그는 1로 설정될 수 있고, 그렇지 않으면, 모션 플래그는 0으로 설정될 수 있다. 모션 플래그가 허용되지 않는 활동 수준을 나타내는 1이면, 602 단계에서 데이터 버퍼의 다음 데이터 세트가 이용될 수 있다. 모션 플래그가 허용할 수 있는 활동 수준을 나타내는 0이면, 610 단계에서 BCG 심박수 계산이 수행될 수 있다.

[0071] 두 임계값들은 미리 결정될 수 있고, 시스템의 설계 및/또는 구현에 따라 변경될 수 있다. 예를 들어, 하나 또는 두 개의 임계값들은 일정 시간 동안의 모션 비율에 의존할 수 있다.

[0072] 도 6에서의 각각의 기능은 하드웨어 회로 및/또는 소프트웨어 명령들을 실행하는 하나 이상의 프로세서들에 의해 수행될 수 있다.

[0073] 도 7은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 BCG 전처리의 예시를 보여준다. 도 7을 참조하면, 로우 BCG 세그먼트에 대한 신호 트레이스(trace)(700)와 신호 트레이스(700)의 전처리된 버전인 신호 트레이스(710)가 도시된다. 비교를 위해, 또한 도 7에서 PPG 신호 트레이스(720)가 도시된다.

[0074] 다양한 실시 예들에 따르면, 입력 모션 센서 신호를 처리하는 동안 전처리가 다양하게 수행될 수 있다. 예를 들어, 전처리는 로우 신호 및/또는 재구성 신호에 대해 발생할 수 있다. 전처리는 BCG 신호 품질을 향상시킬 수 있다. 전처리의 하나의 방법은, 예를 들어, 지배적인 기준선 표류(baseline wandering)를 제거하기 위한 대역 통과 필터 또는 고역 통과 필터를 이용하여 필터링을 적용하는 것일 수 있다. 예를 들어, 필터링은 BCG 신호가 샘플링 되고 데이터 버퍼에 저장되기 전에 BCG 신호에 대해 수행될 수 있다.

[0075] 시간 주파수 방식은 양쪽 도메인들의 신호 특성들을 확장하고 가치있는 정보를 추출하기 위해 사용될 수 있다. 하나의 실시 예에 있어서, 전처리 블록은 이산 웨이블릿(wavelet) 분해 및 BCG 신호를 원하는 주파수 대역으로 분리시키고 원하는 대로 선택된 대역들을 결합시키기 위한 재구성을 수행할 수 있다. 이산 웨이블릿 분해 및 재구성은 미국 출원 15/168,531에서 더 상세하게 설명될 수 있다.

[0076] 주성분 분석(PCA; principle component analysis), 요인 분석(factor analysis) 등과 같은 특징 추출 접근 방식이 이용될 수 있다. 하나의 실시 예에 있어서, 디노이징 오토인코더(denoising autoencoder)는 BCG 비선형 차원을 감소시키기 위해 이용될 수 있다. 이 경우에 있어서 완전히 학습된 디노이징 오토인코더는 비선형 PCA로 간주될 수 있다. 예를 들어, 컨볼루션 네트워크(convolutional network)와 같은 다른 머신 러닝 접근 방식이 전처리를 위해 이용될 수 있다.

[0077] BCG 심박수 계산은 하나 이상의 다른 방법론들을 사용할 수 있다. 예를 들어, 단일 BCG 세그먼트의 경우, 세그먼트의 고속 푸리에 변환(FFT; fast Fourier transform)이 직접 계산될 수 있고 지배 주파수 피크들이 심박수 후보들로서 식별될 수 있다. 예를 들어, BCG 세그먼트는 100Hz 샘플링 비율을 가지는 5초 주기로 설정될 수 있고, 주파수 분해능을 높이기 위해 0 채우기(zero padding) 동작은 원래의 BCG 세그먼트에 적용될 수 있다. 분해

능을 더 높이기 위해 주파수 플롯(plot)에 기초하여 보간 동작이 이용될 수 있다.

- [0078] 시간 도메인 박동 감지 기반의 접근 방식은 심장박동 이벤트들을 식별하고 추가로 심박수를 계산하기에 적합할 수 있다. 시간 도메인 HR 분석을 구현할 수 있는 다양한 옵션들이 있을 수 있다. 예를 들어, 하나의 실시 예에 있어서, 적응 임계치(adaptive threshold)가 BCG 세그먼트에 적용될 수 있고, 각 교차 섹션의 최고 피크는 하나의 심장박동으로 간주될 수 있다. 다른 실시 예에 있어서, 시간-딜레이 임베딩(TDE; time-delay embedding) 기반의 박동 감지 접근 방식이 적용될 수 있다. TDE 기반의 접근 방식은 미국 출원 15/264,333에서 더 상세하게 설명될 수 있다.
- [0079] 심박수 계산은 다른 옵션들을 이용하여 수행될 수 있다. 예를 들어, 주어진 세그먼트의 주기를 식별하기 위해 반복 플롯(recurrence plot)이 적용될 수 있다.
- [0080] 또한, 저전력 모드 동안 BCG 품질이 매우 좋지 않기 때문에, 다중 심박수 계산 블록들이 이용될 수 있고, 심박수 신뢰도 지시자뿐만 아니라 단일 심박수 값을 출력하도록 결과들이 처리될 수 있다.
- [0081] 또한, 확률 계산 블록이 이용될 수 있고, 확률 블록은 BCG 심박수 후보들의 신뢰 수준을 나타낼 수 있다. 정량화는 신호 품질 측정, 다중 HR 후보들 사이의 상관 관계, 재학습된 확률 모델 등을 포함할 수 있다.
- [0082] 다양한 실시 예들은 주파수 분석 결과 및 시간 도메인 분석 결과가 비교될 수 있는 제1 방법을 사용할 수 있다. 값들 사이의 절대 차이가 3 BPM(beat per minute)보다 작으면, 심박수 신뢰도 지시자는 '1'로 설정될 수 있고 평균 HR은 HR로서 출력될 수 있다. 그렇지 않으면 HR 신뢰도 지시자는 '0'으로 설정될 수 있다.
- [0083] 다양한 실시 예들은 주파수 분석이 다중 전처리된 BCG 신호(예를 들어, IIR 필터링된 신호, 웨이블릿 필터링된 신호 등)에 적용될 수 있는 제2 방법을 이용할 수 있다. 필터링 특성들의 차이로 인해 각 세그먼트는 다른 주파수 플롯을 생성할 수 있다. 따라서, HR은 다른 주파수 플롯들을 비교 및/또는 결합함으로써 결정될 수 있고, HR 신뢰도 지시자는 이에 따라 설정될 수 있다.
- [0084] 또한, 다른 적절한 방법들뿐만 아니라 위에서 설명한 제1 및 제2 방법들을 결합한 하이브리드 네트워크가 이용될 수 있다. 하이브리드 네트워크는 도 8과 관련하여 설명된다.
- [0085] 도 8은 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 전처리를 위한 하이브리드 네트워크의 예시이다. 도 8을 참조하면, 순서도(800)가 도시된다. 802 단계에서, BCG 세그먼트는 804, 806 및 808 단계에서의 전처리를 위해 출력될 수 있다. 각 전처리 블록은 804, 806 및 808 단계에서 전처리 동작을 수행할 수 있다. 전처리 블록들은 프로세싱에 있어서 또는 동일한 프로세스에 영향을 미칠 수 있는 파라미터들의 사용에 있어서 서로 상이할 수 있는 전처리를 각각 수행할 수 있다. 전처리 블록들 각각은 전처리된 신호들을 다양한 HR 계산 블록들로 출력할 수 있다.
- [0086] 따라서, 804, 806 및 808 단계의 전처리 동작들 각각은, 예를 들어, BCG 신호가 샘플링 되고 데이터 버퍼에 저장되기 전에 지배적인 기준선 표류를 제거하기 위한 BCG 신호의 필터링, BCG 신호를 원하는 주파수 대역으로 분리하고 원하는 대로 선택된 대역들을 결합하기 위한 이산 웨이블릿 분해 및 재구성을 수행하는 등과 같은 하나 이상의 방법을 포함할 수 있다. 전처리는 주성분 분석(PCA), 요소 분석 등과 같은 특징 추출 접근 방식을 포함할 수 있고, 여기서 BCG 비선형 차원을 감소시키기 위해 디노이징 오토인코더가 사용될 수 있고, 완전히 학습된 디노이징 오토인코더는 비선형 PCA로 간주될 수 있다. 예를 들어, 컨볼루션 네트워크와 같은 다른 머신 러닝 접근 방식은 전처리를 위해 이용될 수 있다.
- [0087] 804 단계에서 전처리된 BCG 신호는 810, 812 및 814 단계에서 HR 계산을 위해 제공될 수 있다. 마찬가지로, 806 단계에서 전처리된 BCG 신호는 810, 812 및 814 단계에서 HR 계산을 위해 제공될 수 있고, 808 단계에서 전처리된 BCG 신호는 810, 812 및 814 단계에서 HR 계산을 위해 제공될 수 있다.
- [0088] 816 단계에서, 전처리된 BCG 신호들은 제1 HR 후보를 생성하기 위한 제1 방식으로 비교 및/또는 결합될 수 있다. 마찬가지로, 818 단계에서, 전처리된 BCG 신호들은 제2 HR 후보를 생성하기 위한 제2 방식으로 비교 및/또는 결합될 수 있고, 820 단계에서, 전처리된 BCG 신호들은 제3 HR 후보를 생성하기 위한 제3 방식으로 비교 및/또는 결합될 수 있다.
- [0089] 822 단계에서, 제1 HR 후보, 제2 HR 후보 및 제3 HR 후보는 826 단계에서 각각에 대하여 HR 신뢰 수준을 결정하기 위한 HR 신뢰도 계산 블록에 의해 분석될 수 있다. HR 신뢰도 계산 블록은 824 단계에서 다양한 HR 후보들로부터 출력 심박수 및/또는 심장박동 이벤트들을 생성할 수 있다. 예를 들어, HR 후보들이 모두 각각에 대하여 특정 범위 내에 있다면(예를 들어, 각각의 3 비트들 이내), HR 신뢰도 지시자는 '1'로 설정될 수 있다. 그렇지

않으면, HR 신뢰도 지시자는 '0'으로 설정될 수 있다.

- [0090] 다양한 실시 예들은 설계 및/또는 구현 결정들에 따라 HR 신뢰도 지시자를 2진 '0' 및 '1' 보다 더 많은 값들로 설정되게 할 수 있다. 예를 들어, 확률 블록은 신뢰도 확률을 제공하기 위해 이용될 수 있다.
- [0091] 도 8은 세 개의 독립적인 전처리 블록들을 갖는 것으로 도시되지만, 본 발명의 다양한 실시 예들은 이에 제한될 필요가 없다. 두 개의 전처리 블록들 또는 세 개보다 더 많은 전처리 블록들이 있을 수 있다. 또한, 다양한 HR 후보들로부터 신뢰도 계산 지시자를 결정하는 것은 설계 및/또는 구현에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, HR 후보들은 평균화 될 수 있거나 극단적인 HR 후보는 제외될 수 있다.
- [0092] 전처리, HR 계산, HR 신뢰도 계산, BCG 심장박동 이벤트 생성 및 HR 신뢰도 지시자 생성은 하드웨어 회로 및/또는 소프트웨어 명령들을 실행하는 하나 이상의 프로세서들에 의해 수행될 수 있다.
- [0093] 도 9는 본 발명의 다양한 실시 예들과 관련하여 비교 기준을 갖는 BCG 저전력 모드 심박수 추세의 예시를 보여 준다. 도 9를 참조하면, ECG 측정으로부터의 기준 심박수(902) 및 저전력 모드 심박수(904)를 포함하는 심박수 차트(900)가 도시된다. X 축은 시간일 수 있고, Y 축은 심박수일 수 있다.
- [0094] 설명된 프레임워크는 다양한 계산들 및 기능들을 수행하기 위한 하드웨어 모듈들 및/또는 소프트웨어 모듈들을 포함할 수 있다. 도 5 내지 도 8과 관련하여 설명된 다양한 블록들은 하드웨어 및/또는 소프트웨어 모듈들을 포함할 수 있고, 예를 들어, 센서 모듈(120) 및/또는 제어 블록(110)에서 찾아질 수 있다. 소프트웨어 모듈들은, 예를 들어, 프로세서(112) 및/또는 프로세서(200), 또는 예를 들어, 사용자-웨어러블 기기(100)에 의해 사용될 수 있는 다른 프로세서들에 의해 실행될 수 있는 명령들을 포함할 수 있다. 하드웨어 모듈은 특정 기능을 위해 이용될 수 있는 다양한 유형의 회로를 포함할 수 있다. 예를 들어, 회로는 맞춤 설계된 IC(ASIC, FPGA 등을 포함하는) 또는 기능에 적합한 기성 부품에 있을 수 있다.
- [0095] 본 발명의 다양한 실시 예들에 따른 사용자에게 의해 사용되도록 구성되는 전자 장치는 상기 사용자의 모션과 관련된 센서 신호를 출력하도록 구성된 모션 센서, 상기 센서 신호를 수신하고 상기 수신된 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하도록 구성된 활동 수준 블록을 포함한다. 상기 모션 센서는 가속도계, 자이로스코프, 압전 장치, 광학 센서 및 음파 센서 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 전력 모드 전환기 블록은, 상기 활동 수준에 기초하여, 제1 동작 모드 또는 제2 동작 모드 중 하나를 선택하도록 구성될 수 있다. 제1 동작 모드 블록은, 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하도록 구성될 수 있다. 제2 동작 모드 블록은, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하도록 구성될 수 있다.
- [0096] 상기 전자 장치는 상기 수신된 센서 신호를 제1 주파수 아래로 주파수들을 약화시키기 위해 필터링하도록 구성된 필터를 포함할 수 있고, 상기 필터링된 센서 신호는 상기 제1 동작 모드 블록 및 상기 제2 동작 모드 블록으로 제공될 수 있다. 상기 전자 장치는, 상기 제2 동작 모드에서 동작하는 경우, 상기 제1 동작 모드에서 동작하는 것보다 전력을 덜 소비할 수 있다. 상기 전자 장치는 상기 사용자에게 의해, 예를 들어, 손목 위에 착용될 수 있다.
- [0097] 상기 전자 장치는 상기 센서 신호, 상기 연속 심박수, 상기 심장박동 이벤트 정보 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 이상을 다른 전자 장치로 송신하도록 구성된 송신기를 포함할 수 있다.
- [0098] 상기 전자 장치는 재구성 신호를 생성하기 위해 상기 센서 신호에 대하여 이산 웨이블릿 분해 및 재구성을 수행하도록 구성되는 전처리 블록을 포함할 수 있다. 상기 재구성 신호는, 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심장박동 이벤트 정보를 생성하는 상기 제1 동작 모드 블록으로 제공될 수 있고, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 상기 제2 동작 모드 블록으로 제공될 수 있다.
- [0099] 상기 재구성 신호 및 상기 센서 신호 중 하나 또는 모두는 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심장박동 이벤트 정보 중 하나 또는 모두를 생성하는 상기 제1 동작 모드에서 이용될 수 있다. 상기 센서 신호를 제외한 상기 재구성 신호는 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 또는 모두를 생성하는 상기 제2 동작 모드에서 이용될 수 있다.
- [0100] 상기 전자 장치는 상기 재구성 신호의 세그먼트의 샘플들을 생성하도록 구성되는 샘플링 회로를 이용함으로써 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성할 수 있다. 프로세서는 모션 샘플들을 식별하도록 구성될 수 있고, 상기 모션 샘플은 제1 임계값보다 큰 크기를 갖는 샘플이다. 상기 프로세서는 모션 비율을 판별하도록 구성될 수 있고,

상기 모션 비율은 상기 세그먼트로부터 생성된 모든 상기 샘플들에 대한 상기 모션 샘플들의 퍼센티지이다. 상기 프로세서는 상기 모션 비율이 제2 임계값보다 큰지 여부를 판별하고, 상기 모션 비율이 상기 제2 임계값보다 큰 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자를 '0'으로 설정할 수 있고, 상기 모션 비율이 상기 제2 임계값 이하인 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자를 '1'로 설정할 수 있다.

- [0101] 상기 전자 장치는 상기 전처리 블록에서 복수의 전처리 모듈들을 포함할 수 있고, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하기 위해 상기 재구성 신호를 동시에 처리할 수 있다. 상기 복수의 전처리 모듈들 각각은 심박수 후보를 생성할 수 있고, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 또는 모두를 생성하기 위해 상기 복수의 전처리 모듈들에 의해 생성된 상기 심박수 후보들을 처리할 수 있다. 상기 복수의 전처리 모듈들 각각은 상기 재구성 신호에 대해 고유의 전처리 프로세스를 수행할 수 있다. 상기 전자 장치는 상기 사용자의 상기 연속 심박수, 상기 심장박동 이벤트 정보 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 이상을 표시하도록 구성된 디스플레이를 포함할 수 있다. 상기 전자 장치는 상기 연속 심박수, 상기 심장박동 이벤트 정보 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 이상을 송신하도록 구성된 송신기를 포함할 수 있다.
- [0102] 본 발명의 다양한 실시 예들은 사용자에게 의해 착용되는 전자 장치의 방법을 포함할 수 있고, 상기 방법은 모션 센서로부터 센서 신호를 수신하는 단계 및 상기 센서 신호에 기초하여 상기 사용자의 활동 수준을 판별하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 상기 활동 수준에 기초하여 제1 동작 모드 및 상기 제1 동작 모드보다 전력을 덜 소비하는 제2 동작 모드 중 하나를 선택하는 단계 및 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 정보를 생성하고, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0103] 상기 방법은 상기 수신된 센서 신호를 제1 주파수 아래로 주파수들을 약화시키기 위해 필터링하는 단계를 포함할 수 있고, 상기 필터링된 센서 신호는 제1 동작 모드 블록 및 제2 동작 모드 블록으로 제공될 수 있다.
- [0104] 상기 방법은 재구성 신호를 생성하기 위해 상기 센서 신호에 대하여 이산 웨이블릿 분해 및 재구성을 수행하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 재구성 신호는, 상기 제1 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심장박동 이벤트 정보를 생성하고, 상기 제2 동작 모드에서, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 심박수 신뢰도 지시자를 생성하기 위해 제공될 수 있다.
- [0105] 상기 재구성 신호 및 상기 센서 신호 중 하나 또는 모두는 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심장박동 이벤트 정보 중 하나 또는 모두를 생성하는 상기 제1 동작 모드에서 이용될 수 있다. 상기 센서 신호를 제외한 상기 재구성 신호는 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 또는 모두를 생성하는 상기 제2 동작 모드에서 이용될 수 있다.
- [0106] 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하는 단계는 상기 재구성 신호의 세그먼트로부터 샘플들을 생성하는 단계 및 모션 샘플들을 판별하는 단계를 포함할 수 있고, 상기 모션 샘플은 제1 임계값보다 큰 크기를 갖는 샘플이다. 모션 비율이 결정될 수 있고, 상기 모션 비율은 상기 세그먼트로부터 생성된 모든 상기 샘플들에 대한 상기 모션 샘플들의 퍼센티지(percentage)일 수 있다. 상기 모션 비율이 제2 임계값보다 큰지 여부가 판별될 수 있다. 상기 모션 비율이 상기 제2 임계값보다 큰 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자는 '0'으로 설정될 수 있다. 그렇지 않으면, 상기 모션 비율이 상기 제2 임계값 이하인 경우, 상기 심박수 신뢰도 지시자는 '1'로 설정될 수 있다.
- [0107] 상기 방법은, 복수의 전처리 모듈들에 의해, 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자를 생성하기 위해 상기 재구성 신호를 동시에 처리하는 단계를 포함할 수 있고, 상기 복수의 전처리 모듈들 각각은 상기 재구성 신호에 대해 고유의 전처리 프로세스를 수행할 수 있다.
- [0108] 상기 방법은, 상기 복수의 전처리 모듈들 각각에 의해, 심박수 후보를 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 복수의 전처리 모듈들에 의해 생성된 상기 심박수 후보들은 상기 사용자의 상기 연속 심박수 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 또는 모두를 생성하기 위해 처리될 수 있다.
- [0109] 상기 사용자의 상기 연속 심박수, 상기 심장박동 이벤트 정보 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 이상은 디스플레이 되도록 상기 전자 장치의 디스플레이로 제공될 수 있다. 상기 사용자의 상기 연속 심박수, 상기 심장박동 이벤트 정보 및 상기 심박수 신뢰도 지시자 중 하나 이상은 다른 전자 장치로 송신될 수 있다.
- [0110] 따라서, 다양한 실시 예들은 안정된 HR 및 심장박동 이벤트 정보를 제공하는 HR 모니터링 프레임워크에 대해 설명된다. 모션 센서로부터의 활동 수준 정보는 사용자의 활동 수준이 낮은 경우의 일반 모드와 사용자의 활동 수준이 높은 경우의 저전력 모드 사이의 동작 모드를 전환하기 위해 이용될 수 있다. 일반 모드는 제1 동작 모드

로서 지칭될 수 있고, 저전력 모드는 제2 동작 모드로서 지칭될 수 있다.

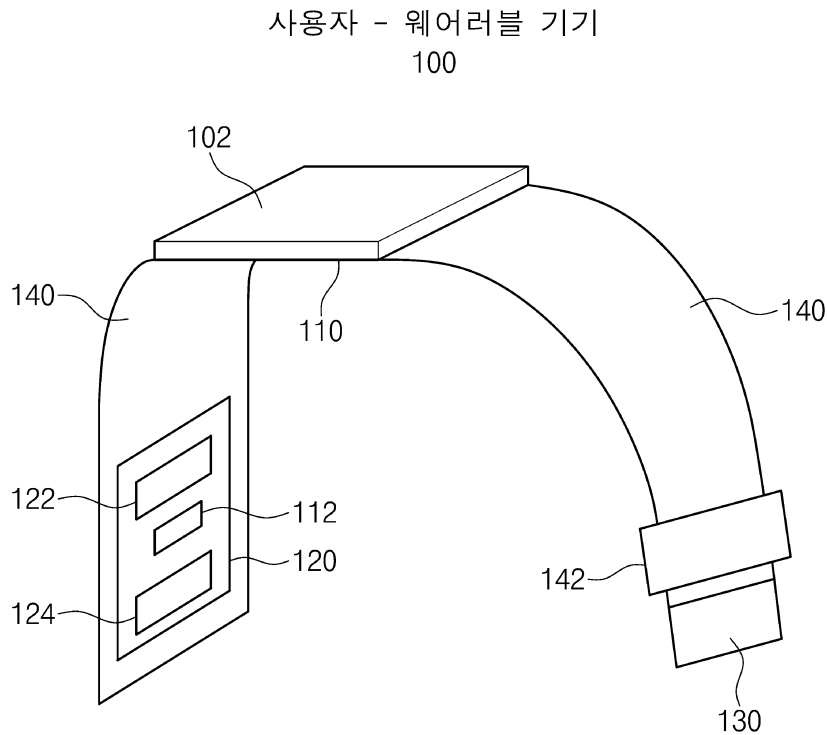
[0111] 종래의 HR 장치들과 비교하는 경우, 전력 절약이 되고, 피부색에 민감하지 않고, 신체의 특정 부분에 센서들을 맞추는 필요가 없다.

[0112] 본 발명의 다양한 실시 예들은 시간 지연이 없고 위밍업 기간이 없는 저전력 모션 센서를 이용하여 연속 심박수 및 심장박동 이벤트 감지를 위한 실시간 애플리케이션들을 제공하기 위해 스마트 스케줄링 프레임워크를 이용한다.

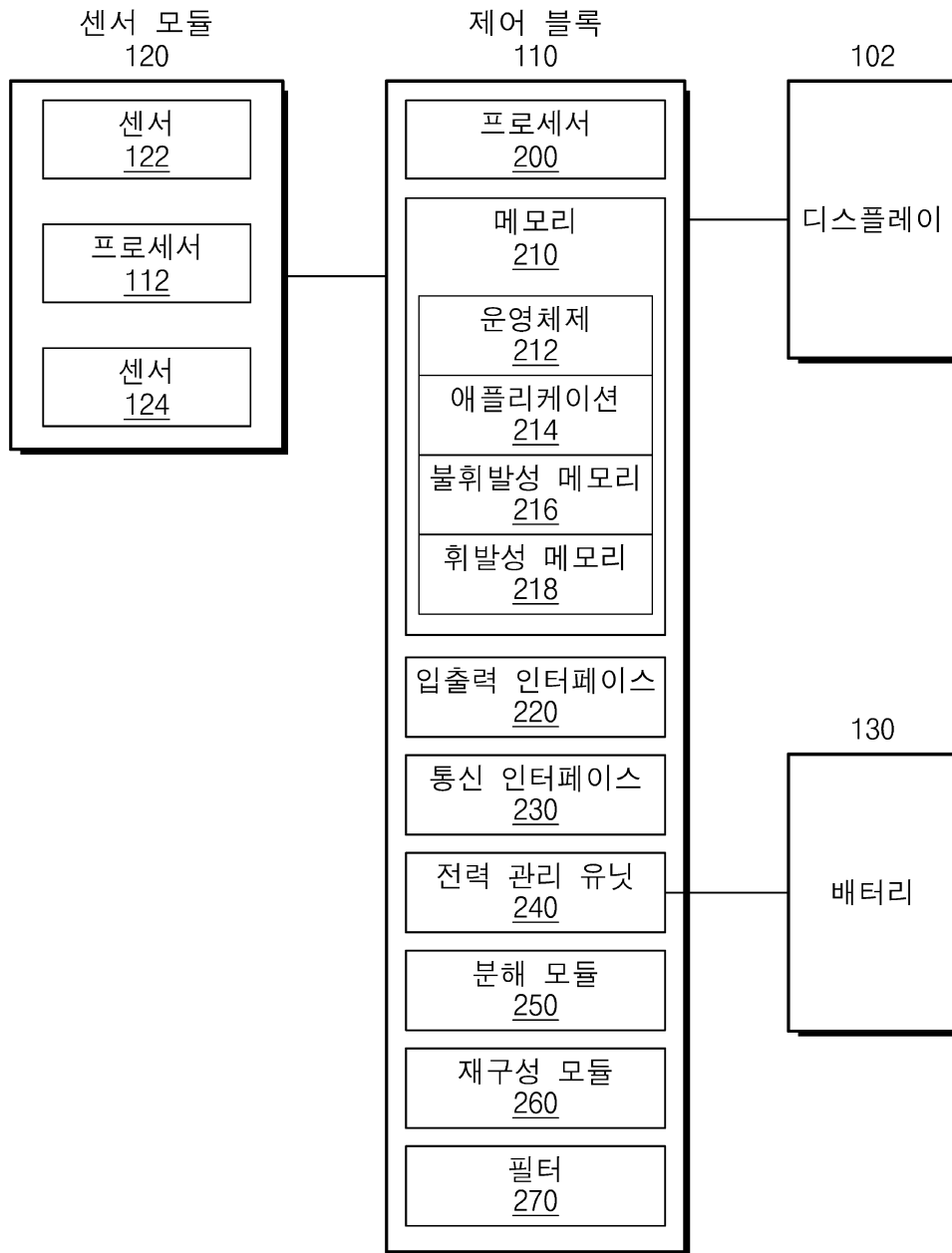
[0113] 본 발명의 다양한 실시 예들이 위에서 설명되었지만, 본 발명의 다양한 실시 예들은 제한되지 않은 예시들로서 제시된 것으로 이해되어야 한다. 상기 내용이 특정 실시 예들과 관련하여 설명되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고 다양한 변형이 이루어질 수 있고 균등물이 대체될 수 있음은 기술 분야의 통상의 기술자에 의해 자명할 것이다. 또한, 특정 상황 또는 재료를 채택하기 위해 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고 본 발명의 개시에 대한 많은 변형이 이루어질 수 있다. 따라서, 본 발명은 개시된 특정 예시(들)에 제한되지 않는 것으로 의도되지만, 본 발명은 첨부된 청구항들의 범위 내에 속하는 모든 예시들을 포함할 것이다.

도면

도면1



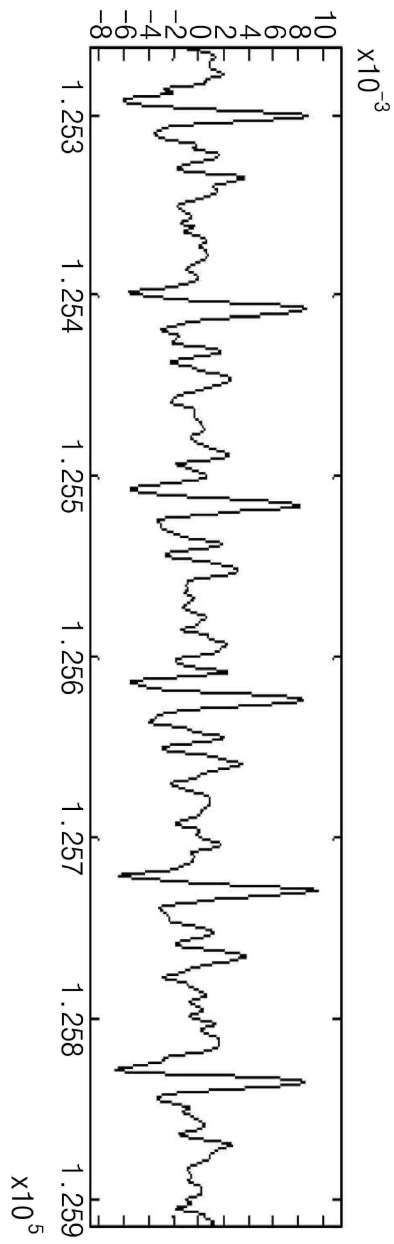
도면2



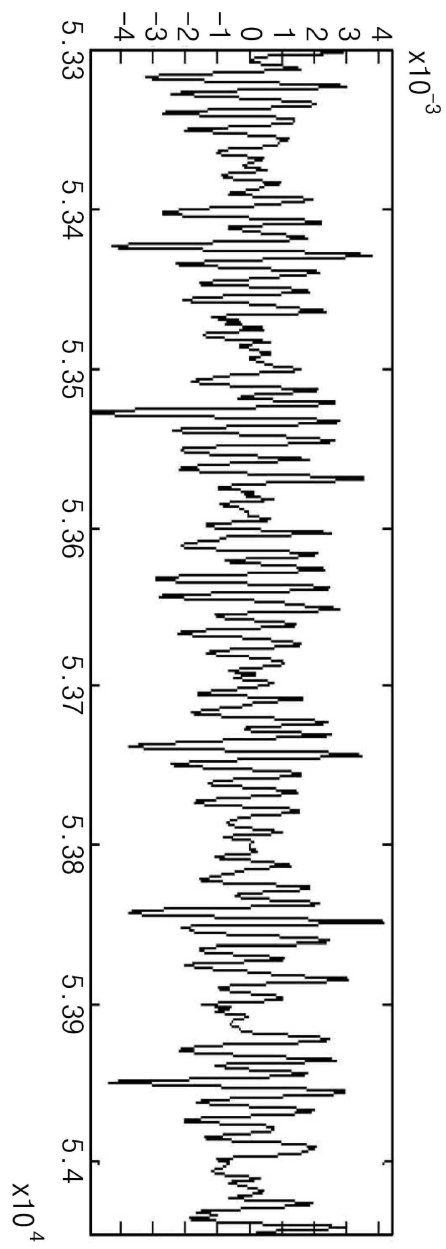
도면3



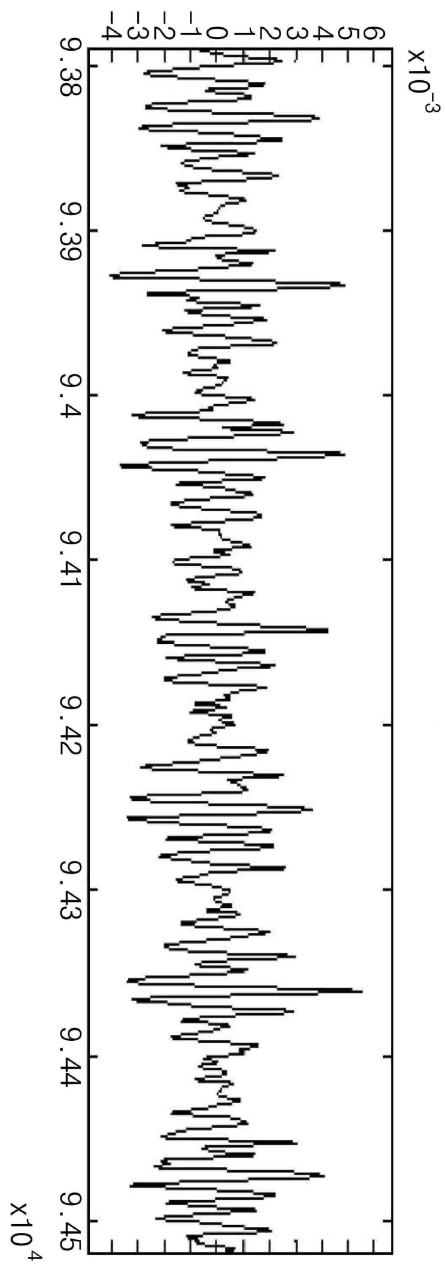
도면4a



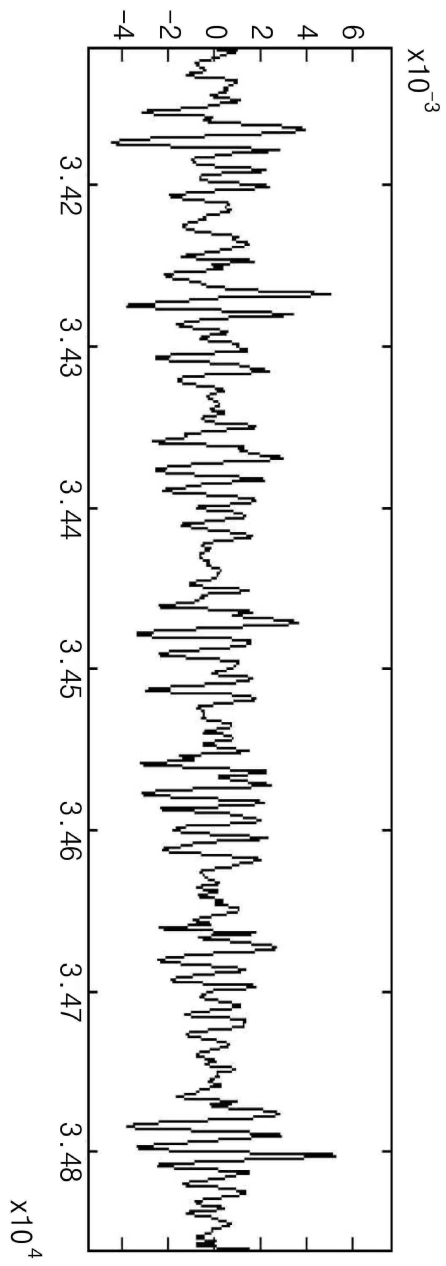
도면4b



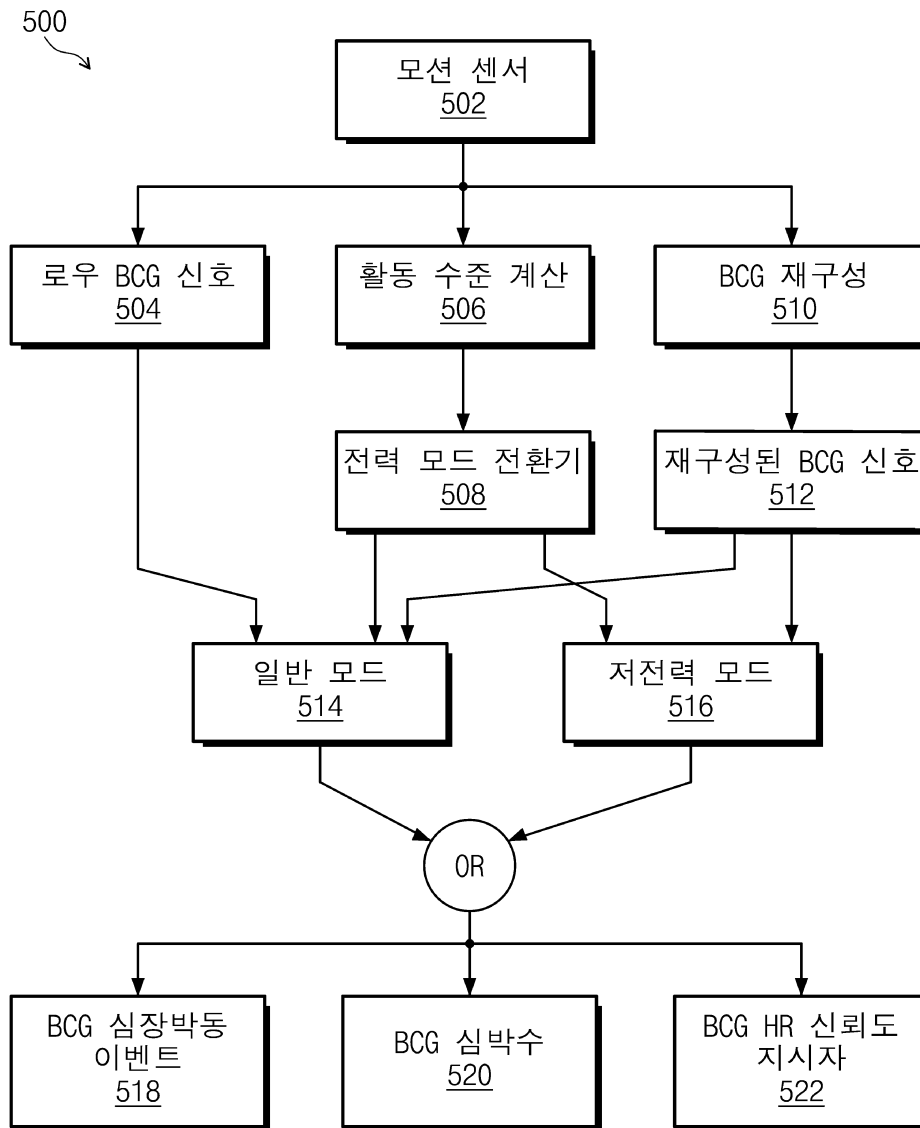
도면4c



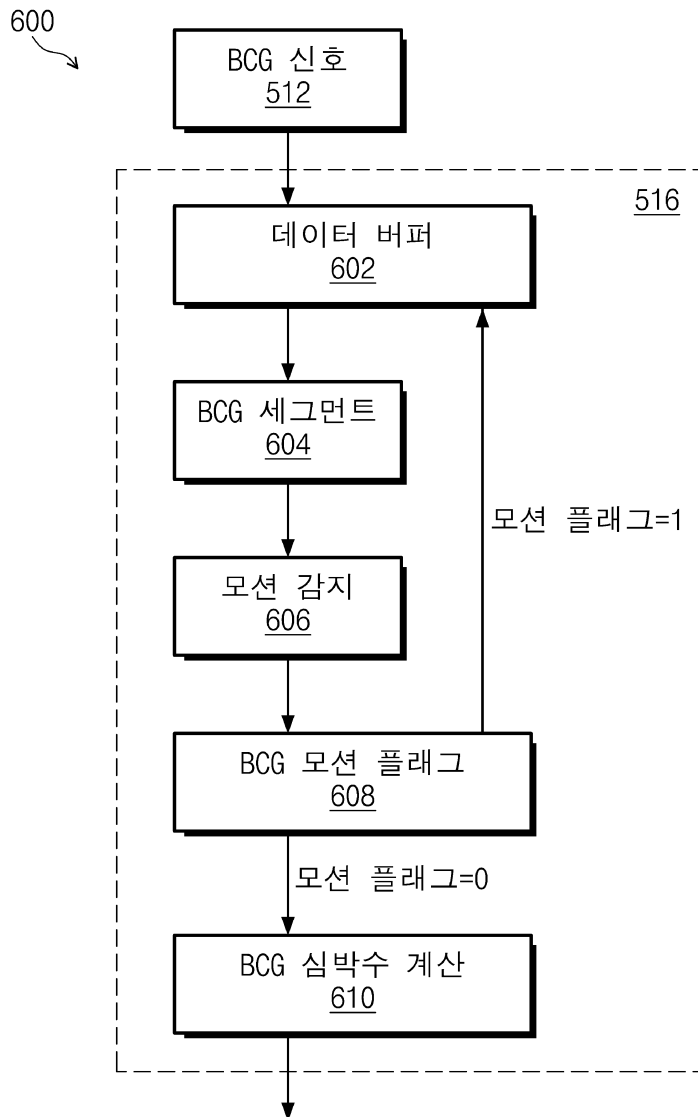
도면4d



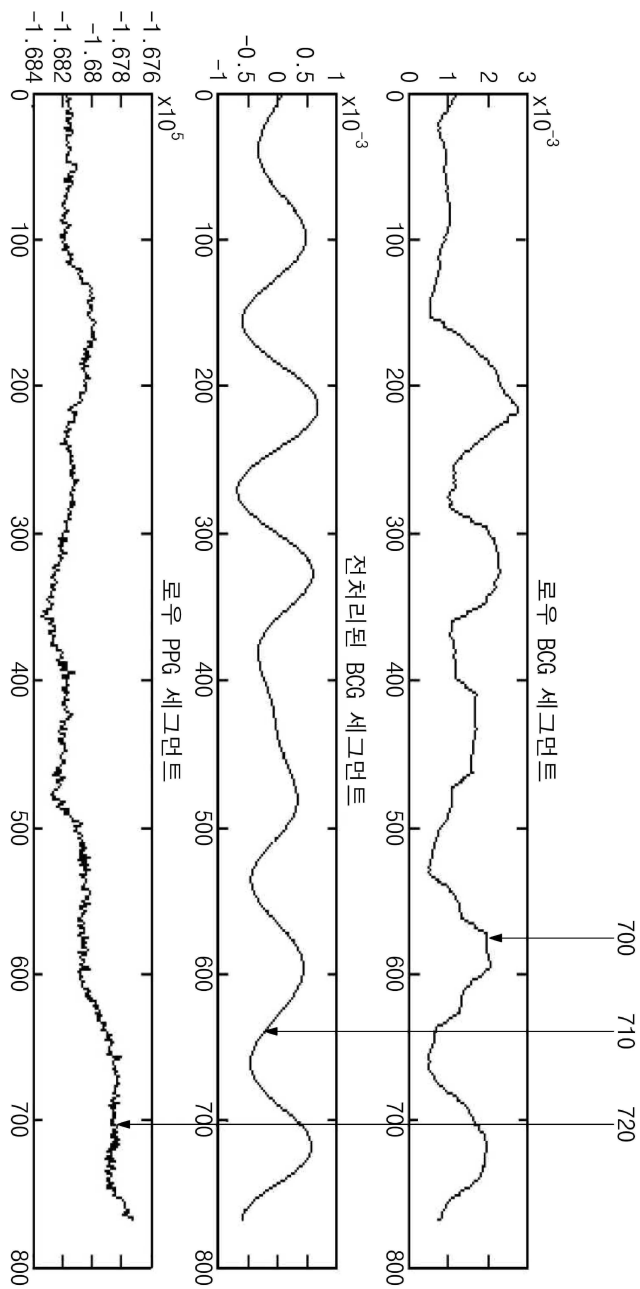
도면5



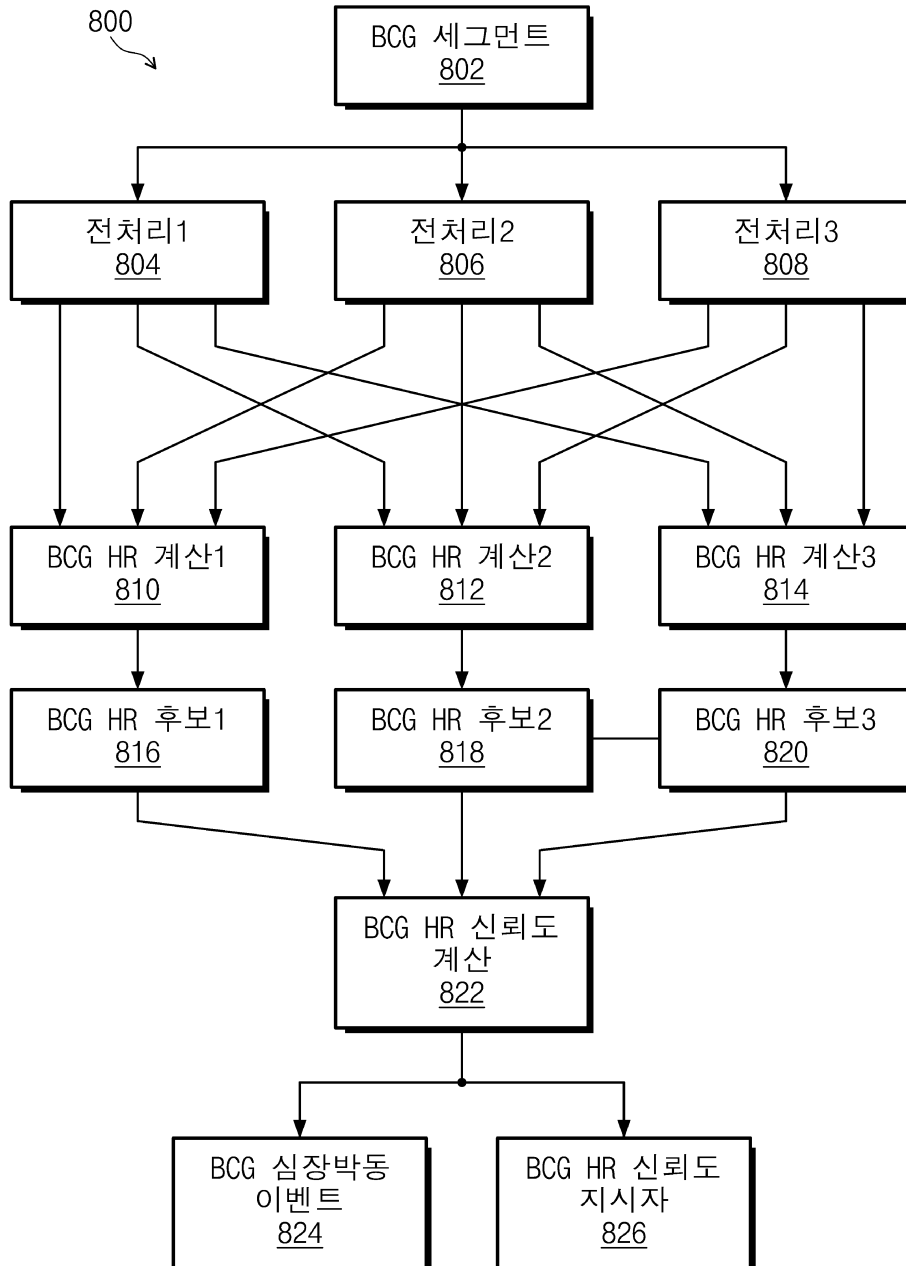
도면6



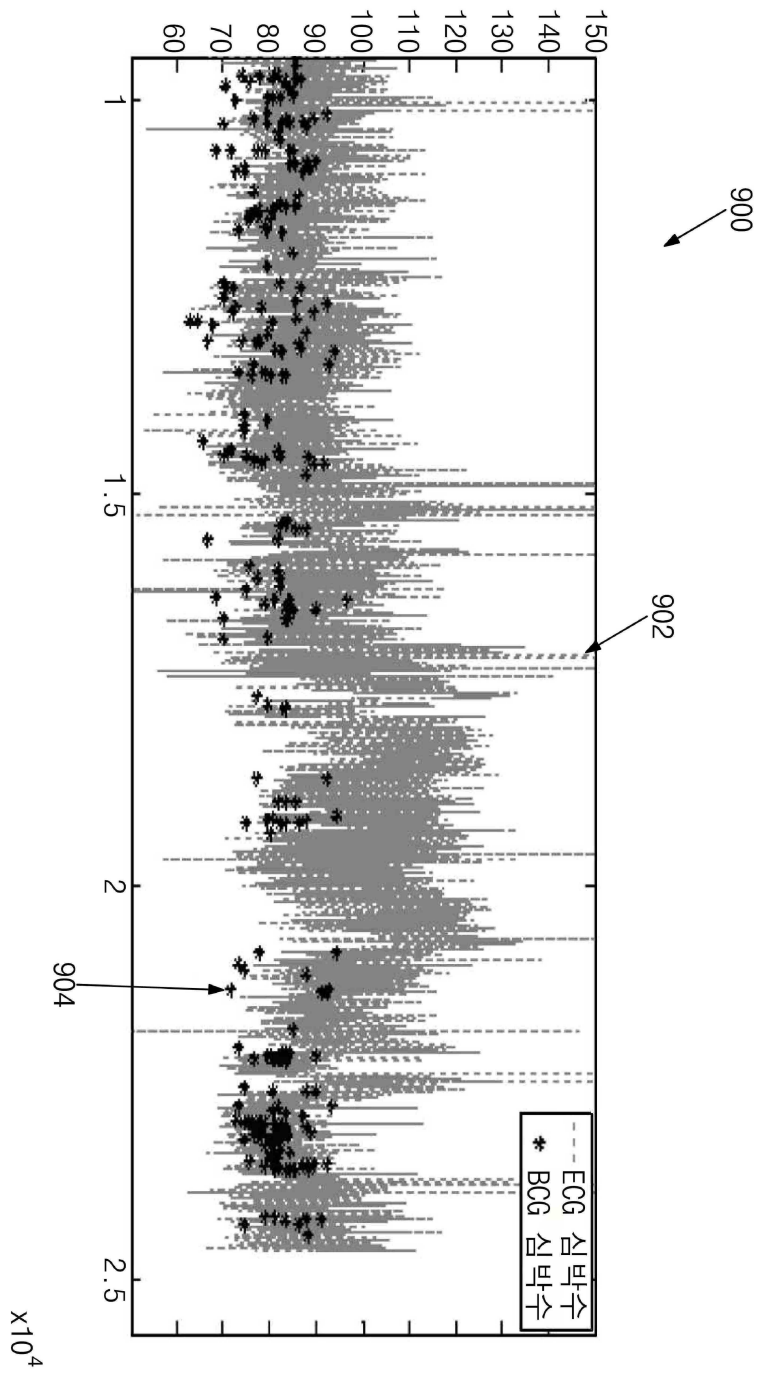
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	使用运动传感器进行连续心率和心率事件检测的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020190016891A	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	KR1020180069878	申请日	2018-06-18
[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		
发明人	리, 엘레이		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/11 A61B5/7235 A61B5/7275 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/6802 A61B5/6803 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/0022 A61B5/02405 A61B5/1102 A61B5/742		
优先权	62/543260 2017-08-09 US 15/726827 2017-10-06 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本公开的各种实施例的由用户使用的电子设备可以包括运动传感器，该运动传感器被配置为输出与用户的运动有关的传感器信号，基于接收到的传感器信号并且基于接收到的传感器信号的用户的活动水平。活动水平块，其被配置为基于该活动水平来确定功率水平开关，以在第一操作模式中选择用户的连续心率和心率事件中的第一操作模式或第二操作模式中的一个第一操作模式块被配置为生成信息，并且在第二操作模式下，第二操作模式块被配置为生成用户的连续心率和心率可靠性指示符。

