



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0109867
(43) 공개일자 2018년10월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0464 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0464 (2013.01)
A61B 5/7235 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7018967
(22) 출원일자(국제) 2017년02월24일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2018년07월03일
(86) 국제출원번호 PCT/KR2017/002039
(87) 국제공개번호 WO 2017/146512
국제공개일자 2017년08월31일
(30) 우선권주장
62/300,024 2016년02월25일 미국(US)
15/296,689 2016년10월18일 미국(US)

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
자인 자바하르
미국 캘리포니아 94043 마운틴뷰 클라이드 애비뉴 665
워섬 코디
미국 캘리포니아 94043 마운틴뷰 클라이드 애비뉴 665
(74) 대리인
권혁록, 이정순

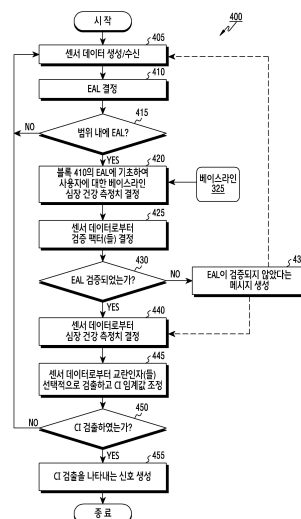
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 심박수 변동부전을 검출하기 위한 장치 및 방법

(57) 요약

전자 장치에서 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE)을 검출하기 위한 방법은 사용자에게 대한 활동 레벨(activity level)의 추정치에 기초하여, 상기 전자 장치의 상기 사용자에게 대한 베이스라인(baseline) 심장 건강 측정치를 결정하는 단계와, 센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터(validation factor)로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하는 단계와, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하는 단계를 포함한다. 상기 사용자에게 대한 심박수 변동부전의 검출을 나타내는 신호는 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여 제공될 수 있다.

대표도 - 도4



(52) CPC특허분류

A61B 5/7275 (2013.01)

A61B 5/7278 (2013.01)

(72) 발명자

영 제임스

미국 캘리포니아 94043 마운틴뷰 클라이드 애비뉴
665

사디 사지드

미국 캘리포니아 94043 마운틴뷰 클라이드 애비뉴
665

미스트리 프라나브

미국 캘리포니아 94043 마운틴뷰 클라이드 애비뉴
665

명세서

청구범위

청구항 1

전자 장치에서 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE)을 검출하기 위한 방법으로서,

사용자에 대한 활동 레벨(activity level)의 추정치에 기초하여, 상기 전자 장치의 상기 사용자에 대한 베이스라인(baseline) 심장 건강 측정치를 결정하는 단계;

센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터(validation factor)로 상기 사용자에 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하는 단계;

상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에 대한 심장 건강 측정치를 결정하는 단계; 및

상기 사용자에 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 심박수 변동부전의 검출을 나타내는 신호를 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 사용자에 대한 상기 활동 레벨의 추정치는 호흡 사운드, 상기 사용자로부터 수신된 입력 또는 상기 사용자에게 대한 운동 자각도(rate of perceived exertion, RPE)에 기초하여 결정되는, 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 센서 데이터로부터 결정되는 교란인자(confounder)에 기초하여, 상기 비교를 조정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 교란인자는 수면 부족 또는 높은 스트레스 중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 검증 팩터는 상기 사용자의 소모된 에너지 또는 호흡 사운드 중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 베이스라인 심장 건강 측정치 및 상기 심장 건강 측정치 각각은 상기 사용자의 심박수와 관련된 공분산(covariance)을 포함하는, 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 베이스라인 심장 건강 측정치에 대한 공분산 및 상기 심장 건강 측정치에 대한 공분산 각각은 상기 사용자에게 대한 운동 자각도 또는 상기 사용자의 심박수 회복 중 적어도 하나와 관련된 것인, 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이라는 것에 응답하여, 상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이라는 통지를 제공하고,

상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이지 못하다는 것에 응답하여, 상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이지 못하다는 통지를 제공하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 9

심박수 변동부전을 검출하기 위한 장치로서,

센서 데이터를 생성하도록 구성되는 적어도 하나의 센서;

상기 센서 데이터를 저장하도록 구성되는 적어도 하나의 메모리; 및

상기 적어도 하나의 메모리 및 상기 적어도 하나의 센서에 커플링되는 적어도 하나의 프로세서를 포함하며,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

사용자에 대한 활동 레벨의 추정치에 기초하여, 상기 장치의 상기 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하고;

센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하고;

상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하며; 또한

상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 심박수 변동부전의 검출을 나타내는 신호를 제공하도록 구성되는, 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치는 호흡 사운드, 상기 사용자로부터 수신된 입력 또는 상기 사용자에게 대한 운동 자각도에 기초하여 결정되는, 장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는 상기 센서 데이터로부터 결정되는 교란인자에 기초하여, 상기 비교를 조정하도록 더 구성되는, 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 교란인자는 수면 부족 또는 높은 스트레스 중 적어도 하나를 포함하는, 장치.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 검증 팩터는 상기 사용자의 소모된 에너지 또는 호흡 사운드 중 적어도 하나를 포함하는, 장치.

청구항 14

제 9 항에 있어서,

상기 베이스라인 심장 건강 측정치 및 상기 심장 건강 측정치 각각은 상기 사용자의 심박수와 관련된 공분산을 포함하며, 또한

상기 베이스라인 심장 건강 측정치에 대한 공분산 및 상기 심장 건강 측정치에 대한 공분산 각각은 상기 사용자에게 대한 운동 자각도 또는 상기 사용자의 심박수 회복 중 적어도 하나와 관련된 것인, 장치.

청구항 15

제 9 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는,

상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이라는 것에 응답하여, 상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이라는 통지를 제공하고; 또한

상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이지 못하다는 것에 응답하여, 상기 활동 레벨의 추정치의 검증이 성공적이지 못하다는 통지를 제공하도록 더 구성되는, 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 개인들 내의 심장 질환을 검출하는 것에 관한 것이며, 보다 구체적으로는, 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE)을 검출하는 것에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 심박수 변동부전(CI)은, 대체적으로, 증가된 활동 또는 요구량에 비례하여 심박수를 증가시킬 수 없는 것이다. CI는 각종 상이한 심혈관 질환으로 고통받는 환자에게 영향을 미치는 문제이다. 예를 들어, CI는 심장 마비 환자 중의 약 3 분의 1 이상에게 영향을 미칠 수 있다. CI는 심박 조율기를 하고 있는 훨씬 더 큰 비율의 환자들에 영향을 미칠 수 있다.

[0003] 개인이 심장 박동수 변동적으로 가능한 심박수 응답을 가질 경우(예를 들어, 개인이 CI를 갖지 않을 경우)에는, 운동에 응답하여 심박출량(cardiac output)이 증가됨으로써 신체의 증가된 대사 요구량을 충족시키게 된다. 개인이 CI를 가지고 있을 경우에는, 심박출량이 제한적이게 되어 운동으로부터 증가된 신체의 신진 대사 요구량을 충족시키지 못하게 된다. CI는 운동이든 일상 업무이든 사람이 피곤함 없이 수행 가능한 활동량을 제한할 수 있다. 따라서, CI는 삶의 질을 크게 떨어뜨릴 수 있다. 또한, CI는 심혈관 사망과 관련이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 개시의 양태들은 적어도 전술한 문제점들 및/또는 단점들을 해소하고, 적어도 후술하는 이점들을 제공하는 것이다. 따라서, 본 개시의 일 양태는 심박수 변동부전을 검출하기 위한 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0005] 하나 이상의 실시 예들은 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE, CI)을 검출하는 방법에 관한 것이다. 일 양태에서, 방법은 사용자에게 대한 활동 레벨(activity level)의 추정치에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 베이스라인(baseline) 심장 건강 측정치를 결정하는 단계와, 센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터(validation factor)로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하는 단계와, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 방법은 프로세서를 사용하여, 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 CI를 나타내는 신호를 제공하는 단계를 포함할 수 있다.

[0006] 다른 양태에서, 방법은 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하는 단계와, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하는 단계와, 상기 프로세서를 사용하여, 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 CI를 나타내는 신호를 제공하는 단계를 포함할 수 있다.

[0007] 하나 이상의 실시 예들에서, 상기 베이스라인 심장 건강 측정치 및 상기 심장 건강 측정치는 각각 공분산을 포함한다. 상기 공분산들은 예를 들어 상기 사용자의 심박수, 상기 센서 데이터로부터 결정된 사용자에게 대한 총 활동의 측정치, 상기 사용자에게 대한 운동 자각도(rate of perceived exertion, RPE), 상기 사용자의 심박수 회복 등을 포함할 수 있다.

[0008] 하나 이상의 실시 예들은 CI를 검출하기 위한 장치에 관한 것이다. 일 양태에서, 장치는 센서 데이터를 생성하

도록 구성되는 센서와, 상기 센서 데이터를 저장하도록 구성되는 메모리와, 상기 메모리 및 상기 센서에 커플링되는 포함하며, 상기 프로세서는 사용자에게 대한 활동 레벨의 추정치에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하고, 상기 센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하고, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하도록 구성된다. 상기 프로세서는 또한 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 CI를 나타내는 신호를 제공하도록 구성된다.

[0009] 하나 이상의 실시 예들은 CI를 검출하기 위한 컴퓨터 프로그램 제품에 관한 것이다. 일 양태에서, 컴퓨터 프로그램 제품은 프로그램 코드가 저장된 컴퓨터 판독가능 저장 매체를 포함한다. 상기 프로그램 코드는 실행 가능한 동작들을 수행하기 위해 프로세서에 의해 실행될 수 있다. 실행 가능한 동작들은 사용자에게 대한 활동 레벨의 추정치에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하는 것과, 센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하는 것과, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 실행 가능한 동작들은 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 CI를 나타내는 신호를 제공하는 것을 포함할 수 있다.

[0010] 본 개시의 다른 양태에 따르면, 전자 장치에서 심박수 변동부전을 검출하기 위한 방법이 제공된다. 상기 방법은 사용자에게 대한 활동 레벨의 추정치에 기초하여 상기 전자 장치의 상기 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하는 단계와, 센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하는 단계와, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하는 단계와, 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 심박수 변동부전의 검출을 나타내는 신호를 제공하는 단계를 포함한다.

[0011] 본 개시의 다른 양태에 따르면, 심박수 변동부전을 검출하기 위한 장치가 제공된다. 상기 장치는 센서 데이터를 생성하도록 구성되는 적어도 하나의 센서와, 상기 센서 데이터를 저장하도록 구성되는 적어도 하나의 메모리와, 상기 적어도 하나의 메모리 및 상기 적어도 하나의 센서에 연결된 커플링되는 적어도 하나의 프로세서를 포함한다. 상기 적어도 하나의 프로세서는, 사용자에게 대한 활동 레벨의 추정치에 기초하여, 상기 장치의 상기 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하고, 상기 센서 데이터로부터 결정된 검증 팩터로 상기 사용자에게 대한 상기 활동 레벨의 추정치를 검증하고, 상기 센서 데이터로부터 상기 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정하며, 또한 상기 사용자에게 대한 상기 심장 건강 측정치와 상기 베이스라인 심장 건강 측정치의 비교에 기초하여, 상기 사용자에게 대한 심박수 변동부전의 검출을 나타내는 신호를 제공하도록 구성된다.

[0012] 본 요약 섹션은 단지 특정 개념들을 안내하기 위해서 제공된 것이며, 청구된 발명 대상의 핵심 또는 필수 특징들을 나타내기 제공되는 것이 아니다. 본 발명의 다수의 다른 특징들 및 실시 예들은 첨부된 도면들 및 다음의 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.

발명의 효과

[0013] 본 개시는 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE, CI)을 검출하기 위한 장치 및 방법을 제공하는 것이다. 따라서, 사용자 디바이스를 이용하여 심박수 변동부전을 검출하기 위한 장치 및 방법을 제공할 수 있고, 또한 정확하고 시기 적절한 CI 검출을 제공할 수가 있으며, 이에 따라 심장병 사망을 감소시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0014] 첨부된 도면들은 하나 이상의 실시 예들을 도시한 것이다. 그러나, 첨부된 도면들이 본 발명을 도시된 실시 예들만으로 제한하기 위한 것으로 취급되어서는 안된다. 다양한 양태들 및 이점들은 다음의 상세한 설명을 검토하고 도면들을 참조할 시에 명백해질 것이다.

도 1은 전자 장치에 대한 예시적인 아키텍처를 도시한 것이다.

도 2는 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE, CI)을 검출하는 예시적인 방법을 도시한 것이다.

도 3은 CI 검출을 위한 베이스라인 생성의 일 예를 도시한 것이다.

도 4는 CI를 검출하는 다른 예시적인 방법을 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0015] 본 개시가 신규한 특징들을 규정하는 청구범위에 의해서 결론을 내리지만, 본 명세서에서 설명되는 다양한 특징들은 도면들과 함께 이 설명을 고려하는 것으로부터 더 잘 이해 될 수 있을 것으로 생각된다. 본 개시에서 설명되는 프로세스(들), 기계(들), 제조(들) 및 그 변형은 설명의 목적으로 제공된 것이다. 기술된 임의의 특징한 구조적 및 기능적 세부 사항은 제한적인 것으로 해석되어서는 안되며, 단지 청구범위의 기초로서 그리고 사실상 임의의 적절하게 상세히 설명된 구조로 기술된 특징들을 다양하게 사용하도록 당업자에게 교시하기 위한 대표적인 기초로서 해석되어야 한다. 또한, 본 개시에서 사용되는 용어 및 문구는 제한적인 것이 아니라, 기술된 특징들에 대한 이해 가능한 설명을 제공하기 위한 것이다.
- [0016] 본 개시는 개인들 내의 심장 질환을 검출하는 것에 관한 것이며, 보다 구체적으로는, 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE, "CI")을 검출하는 것에 관한 것이다. CI가 심장병 사망에 미칠 수 있는 유의미한 효과를 고려할 때, 정확하고 시기 적절한 CI 검출은 대단히 중요하다. 정확하고 시기 적절한 CI 검출에 의해서, 의료 공급자는 개인의 상태를 알 수 있게 된다. 재활 프로그램 등을 통해 CI를 관리하는 것과 같은 개인에 대한 적절한 의학적 개입이 개시될 수도 있다.
- [0017] 따라서, 본 개시에서 설명되는 하나 이상의 실시 예들은 CI를 검출할 수 있는 디바이스 및/또는 시스템과 같은 장치, CI 검출 방법(들), 및 본 명세서에서 설명된 다양한 방법들을 구현하는 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 관한 것이다. 이 장치는 개인에 대한 활동 레벨의 추정치를 사용하여, 베이스라인 심장 건강 측정치, 예를 들어, 개인에 대한 베이스라인 심박수(heart rate, HR)를 결정할 수 있다. 이 장치는 또한 개인에 대한 센서 데이터를 분석하여 활동 레벨의 추정치를 검증할 수 있다. 검증은 이 장치가 개인의 그 부분에 대한 주관적인 결정의 정확성을 보장할 수 있게 한다. 이 장치는 또한 센서 데이터로부터 개인에 대한 심장 건강 측정치, 예를 들어 HR을 결정하고, 센서 데이터로부터의 심장 건강 측정치를 베이스라인 심장 건강 측정치와 비교하는 것을 수행하여 개인의 CI를 검출할 수 있다.
- [0018] 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 이 장치는 하나 이상의 교란인자(confounder)들을 처리할 수 있다. 교란인자는 개인이 CI를 가지고 있는지 여부를 명확하게 결정함에 있어서의 교란 변수 또는 교란 요인이다. 교란인자들의 예들로는 개인의 상황을 규정하는 다양한 행동, 의학적 상태, 또는 기타 데이터 항목 중의 어느 것을 포함하며, 이에 한정되지 않는다. 교란인자들의 보다 구체적인 예들로는 스트레스, 피로, 수면 장애(들) 또는 방해, 복용 약물, 투약 요법, 또는 신체 운동에 대한 심박수의 정상 반응에 영향을주는 다른 병리학적 상태를 포함할 수 있으며, 이에 한정되지 않는다.
- [0019] 본 개시에서 설명되는 하나 이상의 실시 예들은 다양한 재활 프로그램에 사용되거나 이에 통합될 수 있다. 예를 들어, 재활 프로그램은 심장 재활 프로그램일 수 있다. 예시적인 예로서, 재활 프로그램에 개인을 등록하면 개인에 대한 하나 이상의 베이스라인들을 설정할 수 있다. 베이스라인(들)은 개인의 건강, 특히 개인의 심장 건강과 관련된 정보를 포함할 수 있다. 베이스라인(들)은, 평가를 받는 동안에 개인이 다양한 운동을 수행하고 일상적인 활동 등을 수행함에 따라 결정될 수 있다. 베이스라인(들)은 일반적인 심장 건강 레벨을 확인하거나 및/또는 개인이 CI를 갖고 있는지 여부를 판단하는데 사용될 수 있다. 베이스라인(들)을 생성할 때, 개인에게 CI가 있는지 여부를 정확하게 평가하는데 도움이 되는 검증 팩터(validation factor)들이 포함될 수도 있다.
- [0020] 이제 본 발명 구성의 다른 양태들 및 세부 사항에 대하여 도면들을 참조하여 설명하도록 한다. 설명의 단순화 및 명료성을 위해, 도면들에 도시된 요소들이 반드시 일정한 비율로 그려지지 않는다는 것을 이해해야 한다. 예를 들어, 일부 요소들의 치수가 명확성을 위해 다른 요소들에 비해 과장될 수도 있다. 또한, 적절한 것으로 고려되는 경우, 대응하는 유사 또는 마찬가지로의 특징들을 나타내기 위해 참조 번호가 도면들 사이에서 반복된다. 또한, 본 명세서 전반에 걸쳐 설명의 목적을 위해 심장 재활이 제공되어 있지만, 여기에 제공된 예들은 기술된 발명 구성들을 제한하려는 의도가 아니라는 것을 이해해야 한다.
- [0021] 도 1은 디바이스용 전자 장치 100의 일 예를 도시한 것이다. 전자 장치 100은 메모리 인터페이스 102, 하나 이상의 프로세서들 104(예를 들어, 이미지 프로세서들, 디지털 신호 프로세서들, 데이터 프로세서들 등) 및 인터페이스 106을 포함할 수 있다. 메모리 인터페이스 102, 프로세서(들) 104 및/또는 인터페이스 106은 개별 컴포넌트들이거나 하나 이상의 집적 회로들에 통합될 수 있다. 예를 들어, 전자 장치 100의 다양한 컴포넌트들은 하나 이상의 통신 버스들 또는 신호 라인들(예를 들어, 인터커넥트들 및/또는 와이어들)에 의해 커플링될 수 있다.
- [0022] 센서들, 디바이스들, 서브시스템들 및 입/출력(I/O) 디바이스들은 센서 데이터의 생성을 포함하는 본 명세서에서 설명되는 기능들 및/또는 동작들을 용이하게 하기 위해 인터페이스 106에 커플링될 수 있다. 다양한 센서들, 디바이스들, 서브시스템들 및/또는 I/O 디바이스들은 인터페이스 106에 직접 커플링되거나 또는 하나

이상의 개재 I/O 제어기들(나타내지 않음)을 통해 커플링될 수 있다.

- [0023] 예를 들어, 모션 센서 110, 광 센서 112 및 근접 센서 114는 전자 장치 100의 배향, 조명 및 근접 기능들을 용이하게 하기 위해 인터페이스 106에 커플링될 수 있다. 위치 프로세서 115(예를 들어, GPS(global positioning system) 수신기)는 지리적-포지셔닝 센서 데이터를 제공하기 위해 인터페이스 106에 연결될 수 있다. 전자 자력계 116(예를 들어, 집적 회로 칩)은 또한, 자북(magnetic North)의 방향을 결정하는데 사용될 수 있는 센서 데이터를 제공하기 위해 인터페이스 106에 연결될 수 있다. 따라서, 전자 자력계 116은 전자 나침반으로서 사용될 수 있다. 또한, 가속도계 117은 3차원에서 전자 장치 100의 움직임에 대한 속도 및 방향의 변화를 결정하는데 사용될 수 있는 센서 데이터를 제공하기 위해 인터페이스 106에 연결될 수 있다. 심박수 센서 118은, 센서 데이터를 생성하여 심박동(heartbeat)의 측정 및 심박수의 결정을 용이하게 하기 위해 인터페이스 106에 연결될 수 있다.
- [0024] 카메라 서브시스템 120은 광학 센서 122에 커플링될 수 있다. 광학 센서 122는 CCD(charged coupled device), CMOS(complementary metal-oxide semiconductor) 광학 센서 등으로 구현될 수 있다. 카메라 서브시스템 120 및 광학 센서 122는 이미지들 및 비디오 클립들(이하, "이미지 데이터")을 기록하는 것과 같은 카메라 기능들을 용이하게 하는데 사용될 수 있다. 본 개시의 목적을 위하여, 이미지 데이터는 센서 데이터의 서브세트이다.
- [0025] 통신 기능들은 무선 주파수 수신기들 및 송신기들 및/또는 광학(예를 들어, 자외선) 수신기들 및 송신기들을 포함할 수 있는 하나 이상의 무선 통신 서브시스템들 124를 통해 용이하게 될 수 있다. 통신 서브시스템 124의 구체적인 설계 및 구현은 전자 장치 100이 동작하는 것으로 의도되는 통신 네트워크(들)에 의존할 수 있다. 예를 들어, 무선 통신 시스템(들) 124는 GSM(global system for mobile communication) 네트워크, GPRS(general packet radio service) 네트워크, GSM 진화를 위한 향상된 데이터 속도(enhanced data rates for GSM evolution, EDGE) 네트워크, LTE(long term evolution) 네트워크, LTE-A(long term evolution-advanced) 네트워크, WiFi 또는 WiMax 네트워크, 블루투스 네트워크, 5G(5th generation) 네트워크 및/또는 이들의 임의의 조합을 통해 동작하도록 설계될 수 있다. 무선 통신 서브시스템(들) 124는, 전자 장치 100이 다른 무선 장치들에 대한 기지국으로서 구성될 수 있도록 하는 호스팅 프로토콜들을 포함할 수 있다.
- [0026] 오디오 서브시스템 126은 음성 인식, 음성 복제, 디지털 녹음 및 전화 기능들과 같은 음성 지원 기능들을 용이하게 하기 위해 스피커 128 및 마이크로 폰 130에 커플링될 수 있다. 오디오 서브시스템 126은 오디오 타입 센서 데이터를 생성할 수 있다.
- [0027] I/O 디바이스들 146은 인터페이스 106에 커플링될 수 있다. I/O 디바이스들 146의 예들은 디스플레이 디바이스들, 터치 감지 디스플레이 디바이스들, 트랙 패드들, 키보드들, 포인팅 디바이스들, 통신 포트들(예를 들어, USB(universal serial bus) 포트들), 버튼들 또는 다른 물리적 제어들 등을 포함할 수 있으며, 이에 한정되지 않는다. 디스플레이 스크린 및/또는 패드와 같은 터치 감지 디바이스는 다양한 터치 감지 기술들 중의 임의의 것을 사용하여 접촉, 움직임, 접촉 중단 등을 검출하도록 구성된다. 터치 감지 기술들의 예는 정전 용량 기술, 저항 기술, 적외선 기술 및 표면 탄성파 기술, 그리고 다른 근접 센서 어레이들 또는 터치 감지 디바이스와의 하나 이상의 접촉 지점들을 결정하기 위한 다른 요소들을 포함하며, 이에 한정되지 않는다. I/O 디바이스들 146 중의 하나 이상은 전자 장치 100의 센서들, 서브시스템들 등의 기능들을 제어하도록 구성될 수 있다.
- [0028] 전자 장치 100은 전원 180을 더 포함한다. 전원 180은 전자 장치 100의 다양한 요소들에 전력을 공급할 수 있다. 일 실시 예에서, 전원 180은 하나 이상의 배터리들로 구현된다. 배터리들은 일회용(예를 들어, 교체 가능)인지 또는 재충전 가능한지의 여부와 관계없이 각종 상이한 배터리 기술들 중의 임의의 것을 사용하여 구현될 수 있다. 다른 실시 예에서, 전원 180은 외부 소스로부터 전력을 얻어서 전자 장치 100의 요소들에 전력(예를 들어, DC 전력)을 제공하도록 구성된다. 재충전 가능한 배터리의 경우, 전원 180은 외부 전원에 커플링될 경우 배터리 또는 배터리들을 충전 가능한 회로를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 메모리 인터페이스 102는 메모리 150에 커플링될 수 있다. 메모리 150은 고속 랜덤 액세스 메모리(예를 들어, 휘발성 메모리) 및/또는 하나 이상의 자기 디스크 저장 디바이스들, 하나 이상의 광학 저장 디바이스들, 및/또는 플래시 메모리(예를 들어, NAND, NOR)와 같은 비-휘발성 메모리를 포함할 수 있다. 메모리 150은 LINUX, UNIX, 모바일 운영 체제, 임베디드 운영 체제 등과 같은 운영 체제 152를 저장할 수 있다. 운영 체제 152는 기본 시스템 서비스들을 처리하고 하드웨어 종속적인 작업들을 수행하기 위한 명령들을 포함할 수 있다.
- [0030] 메모리 150은 또한, 하나 이상의 추가 디바이스들, 하나 이상의 컴퓨터들 및/또는 하나 이상의 서버들과의 통신을 용이하게 하는 통신 명령들; 그래픽 사용자 인터페이스 프로세싱을 용이하게 하는 그래픽 사용자 인터페이스

명령들; 센서-관련 프로세싱 및 기능들을 용이하게 하는 센서 프로세싱 명령들; 전자-메시징 관련 프로세스들 및 기능들을 용이하게 하는 전자 메시징 명령들; 웹 브라우징-관련 프로세스들 및 기능들을 용이하게 하는 웹 브라우징 명령들; 미디어 프로세싱-관련 프로세스들 및 기능들을 용이하게 하는 미디어 프로세싱 명령들; GPS 및 네비게이션-관련 프로세스들 및 기능들을 용이하게 하는 GPS/네비게이션 명령들; 보안 기능들을 용이하게 하는 보안 명령들; 웹 카메라 및/또는 웹 비디오 기능들을 포함하는 카메라-관련 프로세스들 및 기능들을 용이하게 하는 카메라 명령들 등과 같은 다른 프로그램 코드 154를 저장할 수 있다. 또한, 메모리 150은 하나 이상의 다른 애플리케이션(들) 162를 저장할 수 있다.

[0031] 메모리 150은 사용자들 내의 CI와 같은 심장 질환의 검출을 용이하게 하기 위해 심장 건강 프로그램 코드 156을 저장할 수 있다. 심장 건강 프로그램 코드 156은 센서 데이터를 분석하고, 활동 레벨의 추정과 같은 입력을 위해 사용자에게 질의하며, 또한 센서 데이터 및/또는 사용자 입력과 베이스라인 정보의 비교를 수행하는 것이 가능하다. 심장 건강 프로그램 코드 156의 실행을 통해 수행되는 동작들의 다른 양태들에 대하여는 나머지 도면들을 참조하여 본 명세서에서 설명된다. 메모리 150은 또한, 센서 데이터 및/또는 수신된 사용자 입력(들)을 통해 얻어진 데이터와 같은 다양한 타입의 데이터(나타내지 않음)를 저장할 수 있다.

[0032] 상기 식별된 명령들 및 애플리케이션들 각각은 전술한 하나 이상의 기능들을 수행하기 위한 일련의 명령들에 대응할 수 있다. 이러한 명령들은 개별 소프트웨어 프로그램들, 절차들 또는 모듈들로서 구현될 수 있거나 그렇지 않을 수도 있다. 메모리 150은 추가의 명령들 또는 더 적은 명령들을 포함할 수 있다. 또한, 전자 장치 100의 다양한 기능들은 하나 이상의 신호 프로세싱 및/또는 응용 주문형 집적 회로들을 포함하여 하드웨어 및/또는 소프트웨어로 구현될 수 있다.

[0033] 전자 장치 100의 아키텍처와 동일하거나 유사한 아키텍처를 이용하여 장치에 의해 사용, 생성 및/또는 동작되는 메모리 150 내에 저장된 프로그램 코드 및 임의의 데이터 항목들은 장치의 일부로서 사용될 시에 기능을 부여하는 기능적 데이터 구조들이다. 기능적 데이터 구조들의 다른 예들은 센서 데이터, 사용자 입력을 통해 얻어진 데이터, 베이스라인들 등을 포함하며, 이에 한정되지 않는다. 본 개시에서 정의되는 "데이터 구조"는 물리적 메모리 내에 데이터 모델의 데이터 조직을 물리적으로 구현한 것이다. 이와 같이, 데이터 구조는 메모리 내의 특정한 전기 또는 자기 구조 요소들로 형성된다. 데이터 구조는 프로세서를 통해 실행되는 애플리케이션 프로그램에 의해 사용되는 메모리에 저장된 데이터에 대해 물리적인 조직을 부여한다.

[0034] 하나 이상의 다른 실시 예들에서는, 전자 장치 100을 참조하여 설명된 다양한 센서들 및/또는 서브시스템들 중의 하나 이상의 것이 유선 또는 무선 연결들을 통해 전자 장치(100)에 커플링되거나 또는 통신 가능하게 링크되는 개별 장치들일 수 있다. 예를 들어, 가속도계 117, 위치 프로세서 115, 자력계 116, 모션 센서 110, 광 센서 112, 근접 센서 114, 카메라 서브시스템 120, 오디오 서브시스템, 심박수 센서 118 등 중의 하나 이상 또는 모두는 유선 또는 무선 연결(들)을 통해 프로세서 104, 메모리 인터페이스 102 및/또는 인터페이스 106에 커플링되는 개별 시스템들 또는 서브시스템들로서 구현될 수 있다. 일부 실시 예들에서, 이러한 센서들 및/또는 서브시스템들은 전자 장치 100 외부의 메모리에 저장되는 센서 데이터를 생성하도록 구성된다. 이 경우, 전자 장치 100, 예를 들어 프로세서 104는 본 명세서에서 설명된 바와 같은 사용 및/또는 분석을 위해 센서 데이터에 액세스할 수 있다.

[0035] 전자 장치 100은 구현되는 장치의 특정 타입에 따라 도 1에 나타난 것보다 더 적은 컴포넌트들 또는 도 1에 도시되지 않은 추가 컴포넌트들을 포함할 수 있다. 또한, 포함되는 특정 운영 체제 및/또는 애플리케이션(들) 및/또는 다른 프로그램 코드는 장치 타입에 따라 달라질 수도 있다. 또한, 예시적인 컴포넌트들 중의 하나 이상의 것은 다른 컴포넌트에 통합되거나, 다른 컴포넌트의 일부를 형성할 수 있다. 예를 들어, 프로세서는 적어도 일부 메모리를 포함할 수 있다.

[0036] 본 명세서에서 설명되는 동작들을 수행하도록 구성된 장치가 전자 장치 100의 아키텍처를 이용할 수 있지만, 전자 장치 100은 한정이 아닌 설명의 목적을 위해 제공된 것이다. 본 명세서에서 설명되는 동작들을 수행하도록 구성된 장치는 도 1에 도시된 것과 상이한 아키텍처를 가질 수 있다. 아키텍처는 전자 장치 100의 아키텍처의 단순화된 버전일 수 있고, 명령들을 저장하는 프로세서 및 메모리를 포함할 수도 있다. 아키텍처는 본 명세서에서 설명되는 바와 같은 하나 이상의 센서들을 포함할 수도 있다. 전자 장치 100 또는 이와 유사한 아키텍처를 사용하는 장치는 장치의 다양한 센서들 또는 이에 커플링되는 센서들을 사용하여 데이터를 수집할 수 있다. 본 개시에서, 센서에 의해 생성된 데이터는 "센서 데이터"라고 불린다.

[0037] 전자 장치 100 또는 CI 검출을 위해 설명된 바와 같은 다른 컴퓨팅 아키텍처를 이용할 수 있는 장치들의 예들은 스마트 폰 또는 다른 모바일 장치, 웨어러블 컴퓨팅 장치(예를 들어, 스마트 워치, 피트니스 트래커(fitness

tracker), 패치 등), 전용 의료 기기, 컴퓨터(예를 들어, 데스크 톱, 랩톱, 태블릿 컴퓨터, 다른 데이터 프로세싱 시스템 등), 및 센서 데이터를 감지하고 프로세싱할 수 있는 임의의 적절한 전자 장치를 포함할 수 있으며, 이에 한정되지 않는다. 또한, 실시 예들은 독립형 장치로서 배치되거나 분산 클라이언트-서버 네트워크형 시스템에서의 복수의 장치들로서 배치될 수 있다는 것을 이해할 것이다.

[0038] 도 2는 CI를 검출하는 예시적인 방법 200을 도시한 것이다. 방법 200은 본 개시에서 설명되는 바와 같은 아키텍처를 갖는 장치 또는 시스템에 의해 수행될 수 있다. 방법 200은 시간, 예를 들어 일정 시간 기간 동안, 사용자에게 대해 센서 데이터가 수집된 상태에서 시작될 수 있으며, 분석을 위해 이용 가능하다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 센서 데이터를 수집한다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서는, 센서 데이터의 하나 이상의 항목들 또는 센서 데이터 모두가 다른 시스템(들) 및/또는 장치(들)로부터 생성될 수 있으며, 방법 200을 수행하는 장치에 의해 판독 및/또는 프로세싱될 수 있다.

[0039] 블록 205에서, 장치는 센서 데이터에 기초하여 사용자의 총 활동(total activity, "TA")을 결정한다. 장치는 가속도계 데이터를 사용하여 사용자에게 대한 총 활동을 결정할 수 있다. 일 예에서, 장치는 가속도계 출력의 파워에 기초하여 사용자에게 대한 총 활동을 결정할 수 있다.

[0040] 블록 210에서, 장치는 센서 데이터에 기초하여 하나 이상의 교란인자(confounder)들을 선택적으로 결정한다. 교란인자들 및 장치에 의한 이러한 교란인자들의 자동 검출에 대한 보다 상세한 설명은 도 4와 관련하여 본 명세서에서 제공된다.

[0041] 블록 215에서, 장치는 사용자에게 대한 활동 레벨의 추정치를 나타내는 사용자 입력을 선택적으로 수신한다. 하나 이상의 실시 예들에서, 사용자의 활동 레벨의 추정치는 운동 자각도(rating of perceived exertion, RPE)이다. RPE는 신체 활동 강도 레벨의 측정치이다. RPE는 심박수 증가, 땀이나 호흡률 증가, 발한 증가, 근육 피로 등과 같은 증상을 유발하는 신체 활동 중에 사용자가 경험하게 되는 운동의 난이도와 관련된 신체적 또는 정신적인 감각에 기초한다. 어떠한 경우에 있어서, RPE는 일반적으로 사용자에게 질의한 것에 대한 응답으로 사용자 입력으로서 수신될 경우 적어도 사용자의 일부에 대한 주관적인 운동 측정치로 고려된다. 장치는 RPE 값을 지정하는 사용자 입력을 수신할 수 있다.

[0042] 하나 이상의 실시 예들에서, RPE는 보그 스케일(Borg scale)을 사용하여 표현된다. 아래의 표 1은 보그 스케일로 RPE의 스코어링을 나타낸 것이다.

[0043] [표 1]

점수	운동 레벨
6	
7	전혀 힘들지 않음
8	
9	힘들지 않음
10	
11	보통임
12	
13	약간 힘들
14	
15	힘들
16	
17	매우 힘들
18	
19	매우 매우 힘들
20	

[0044]

[0045] 하나 이상의 다른 실시 예들에서, RPE를 측정하기 위한 상이한 스케일이 사용될 수 있다. 이와 관련하여, 본 발명의 구성들은 RPE에 대한 하나의 특정 스케일을 사용하는 것으로 제한되지 않는다. 일관된 결과들을 보장하기 위한 노력의 일환으로, 사용자들은 적절한 스케일을 사용하여 활동 레벨을 추정할 수 있도록 트레이닝될 수

있음을 이해해야 한다. 예를 들어, 병원 환경 내에서, 재활 환경에서, 또는 훈련된 의료진과 함께 협력하는 어디에서든, 사용자는 선택된 스케일을 사용하여 활동 레벨을 적절하게 추정하는 방법을 교육받을 수 있다.

[0046] 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 활동 레벨의 추정치는 이러한 정보에 대해 사용자에게 질의함 없이 장치에 의해서 자동화된 방식으로 결정될 수 있다. 이 경우에는, 사용자에게 활동 레벨의 추정치를 질의하는 것이 수행될 필요가 없다. 장치는 센서 데이터로부터 활동 레벨의 추정치, 예를 들어 RPE를 결정하도록 구성될 수 있다. 일 예에서, 장치는 오디오 센서 데이터로부터 운동과 관련된 사용자로부터의 호흡(환기) 관련 사운드를 검출함으로써 RPE와 같은 활동 레벨을 결정 또는 추정할 수 있다. 장치는 운동을 나타내는 오디오 센서 데이터로부터의 사용자의 호흡 관련 사운드들의 점진적 변화들을 비교함으로써 활동 레벨 또는 RPE를 추정할 수 있다. 호흡 사운드의 검출에 대해서는 도 3을 참조하여 더 상세하게 본 명세서에 설명된다.

[0047] 블록 220에서, 장치는 하나 이상의 교란인자들을 나타내는 사용자 입력을 선택적으로 수신한다. 예를 들어, 장치는 사용자에게 교란인자들의 리스트를 질의하거나, 사용자에게 제시되는 교란인자들의 리스트 중에서 사용자에게 적용 가능한 해당 교란인자들을 선택할 수 있다. 예를 들어, 장치는 약물 섭취에 대해 사용자에게 질의할 수 있다. 일 예에서, 장치는 사용자가 임의의 베타 차단제 또는 심장 기능의 변이성을 변화시키는 임의의 다른 약물을 복용하는지 여부를 질의하거나 질문한다. 이러한 약 및/또는 약물은 아래에서 설명되는 측정들에 영향을 미칠 수 있다. 따라서, 표시된 약 및/또는 약물에 따라, CI를 결정하기 위한 임계값이 조정 또는 변경될 수 있다.

[0048] 블록 225에서, 장치는 센서 데이터에 기초하여 사용자에게 대한 심박수(heart rate, HR)를 결정한다. 블록 230에서, 장치는 RPE와 HR 사이의 공분산(covariance) $COV(RPE, HR)$ 를 결정한다. 블록 235에서, 장치는 블록 205로부터 측정된 TA와 블록 225의 HR 사이의 공분산 $COV(TA, HR)$ 를 결정한다. 예를 들어, 블록들 230 및 235를 참조하면, 장치는 다음 중의 임의의 쌍 사이의 공분산을 계산할 수 있다: HR 시계열, TA 시계열, 및 RPE.

[0049] 블록 240에서, 장치는 트렌드(trend)들을 비교하기 위한 하나 이상의 베이스라인 심장 건강 측정치들을 결정한다. 하나 이상의 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치들(또는 베이스라인들)은 휴식시의 사용자 및/또는 가능한 RPE 값들 중 하나 이상 또는 각각에 대해 결정될 수 있다. 베이스라인들은 새로 수집되는 센서 데이터 및/또는 사용자 입력과의 후속 비교를 위해 저장될 수 있다. 예시적인 베이스라인들은 다음을 포함하며, 이에 한정되지 않는다:

- [0050] ● RPE_{Rest} 와 HR_{Rest} 사이의 공분산 $COV(RPE_{Rest}, HR_{Rest})$;
- [0051] ● $COV(RPE_{exertion}, HR_{exertion})$ 로 표시될 수 있는 운동 중 RPE와 HR 사이의 공분산;
- [0052] ● 휴식시 HR_{Rest} 와 TA_{Rest} 사이의 공분산 $COV(HR_{Rest}, TA_{Rest})$;
- [0053] ● HRR(heart rate recovery)과 HR_D 사이의 공분산 $COV(HRR, HR_D)$, 여기서 밑첨자 "D"는 노력 레벨 및 센서들에 의해 측정된 총 활동 레벨로 HR에 대한 감속 트렌드(운동 후)를 나타냄;
- [0054] ● 가속도계 활동을 사용하여 측정될 수 있는 EEE(exercise energy expended)와 RPE 사이의 공분산 $COV(EEE, RPE)$; 및/또는
- [0055] ● 상이한 RPE 레벨들에서 기록 또는 관측되는 호흡 관련 사운드.

[0056] 하나 이상의 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치는 본 개시에서 설명되는 바와 같이 센서 데이터로부터 결정된다. 예를 들어, 베이스라인 심장 건강 측정치들은 사용자가 휴식 중이거나 기지의(known) 상태에 있는 동안 결정될 수 있다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치는 본 명세서에서 설명되는 바와 같은 비교의 목적으로 사용되는 기준 상태 또는 데이터이며, 예를 들어 의사에 의해 지정되거나 표준으로부터 얻어지거나 하는 등에 의한 미리 결정된 또는 고정된 데이터이다.

[0057] 블록 245에서, 장치는 HRR 및 운동 후 HRR 트렌드를 선택적으로 결정한다. 장치는 HR 변화 트렌드(예를 들어, 감속 트렌드)를 RPE 및 블록 205의 TA와 상관시킬 수 있다. 일 양태에서, 장치는 심박수 회복이 2-지수(bi-exponential) 트렌드를 갖는지의 여부를 결정할 수 있다. 예를 들어, 장치는 2-지수에 대한 HRR의 로그(logarithm)를 검사할 수 있다. 2-지수 트렌드의 부존재는 CI를 나타낸다. 블록 250에서, 장치는 HR 변화 트렌드를 RPE 및 총 활동과 선택적으로 상관시킨다.

[0058] 블록 255에서, 장치는 베이스라인들에 대해 결정된 공분산들 및/또는 센서 데이터 중 하나 이상을 분석할 수 있

다. 예를 들어, 장치는 베이스라인 또는 예상 값으로부터 임계값 이상 차이로 인한 이상(anomaly)과 같은 이상을 검출할 수 있다. 예상되는 공분산이 없으면 CI 검출을 제안한다. 일 실시 예에서, 장치는, 소모된 에너지와 RPE 사이의 공분산이 동일한 상태로 유지되며 HR이 상승되지 않는 것에 응답하여 개인이 CI를 가진 것으로 결정할 수 있다. 다른 경우들에 있어서, EEE와 RPE 사이의 공분산이 동일한 상태로 유지되며 EEE가 낮고 RPE가 높으면, 장치는, 개인이 감소된 피트니스 레벨(fitness level)(예를 들면, CI가 아님)을 가진 것으로 결정할 수 있다. 장치는 베이스라인 심장 건강 측정치(예를 들어, 베이스라인 공분산)와 비교하여 사용자가 CI를 가졌는지 여부를 결정 또는 추정하기 위해, 센서 데이터로부터 본 명세서에서 설명되는 공분산들 중 임의의 것을 포함하는 심장 건강 측정치를 계산할 수 있다.

[0059] 하나 이상의 실시 예들에서, CI에 대한 임계값은 블록 220에서 결정된 바와 같이 약 섭씨 또는 다른 교란인자들에 기초하여 조정된다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, CI에 대한 임계값은 블록 210으로부터의 센서 데이터 내에서 검출되는 하나 이상의 교란인자들에 기초하여 조정된다. 교란인자들의 예들은 스트레스; 수면 부족; 피곤함; 우울증(기분); 각성제(카페인, 독성 물질 등)의 섭취; 혈압 및/또는 HR에 영향을 미칠 수 있는 임의의 다른 약물; 발열, 탈수, 또는 HR 및/또는 혈압, 또는 다른 자율신경계(autonomic nervous system, ANS) 마커들이 중대한 변화를 겪을 것으로 합리적으로 예상될 수 있는 임의의 다른 조건을 포함하는 건강 상태 등을 포함하며, 이에 한정되지 않는다. 하나 이상의 실시 예들에서, CI를 검출하기 위한 임계값은 교란인자들 중의 하나 이상의 것이 센서 데이터 내에서 검출되는지 여부에 기초하여 상향 또는 하향 조정된다. 교란인자들 및 센서 데이터로부터의 그것의 자동 검출은 도 4와 관련하여 더 상세히 논의된다.

[0060] 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 HR(RIHR)의 상대적인 증가를 계산함으로써 교란인자들을 처리할 수 있다. RIHR은 휴식시의 HR에서 피크(Peak) HR까지의 증분%라고도 불린다. RIHR은 $[(\text{피크 HR} - \text{휴식시의 HR}) / (\text{휴식시의 HR})] \times 100$ 이라는 표현을 사용하여 계산될 수 있다.

[0061] 몇몇 경우들에 있어서, 베타 차단제를 복용중인 CI가 있는 개인들의 경우, 수정된 HR 리저브(reserve)를 사용하여 교란인자들을 처리할 수 있다. 수정된 HR 리저브(modified HR reserve, MHRR)는 $[(\text{휴식시 HR로부터 피크 HR까지의 증분}) / (220 - \text{나이} - \text{휴식시 HR})] \times 100$ 의 표현식을 사용하여 계산될 수 있다. 일반적으로, HR 리저브는 $[(\text{피크 HR} - \text{휴식시 HR}) / (220 - \text{나이} - \text{휴식시 HR})] \times 100$ 의 표현식을 사용하여 계산된다. 또한, 장치는 하나 이상의 실시 예들에서 MHRR을 계산할 수 있다. 예상되는 피크 HR을 사람의 나이와 상관시키는 임의의 다른 종류의 허용 공식을 통해 피크 HR을 추정함으로써, HR 리저브도 계산될 수 있음을 이해해야 한다.

[0062] RIHR 또는 MHRR 중 하나를 사용하면 교란인자들로 인해 HR이 저하될 수 있을 경우에 절대적 계산에서 상대적 계산으로 이동한다. 이러한 상대적 계산들은 RIHR 및/또는 MHRR 표현식들에 있는 휴식시 HR이 주어진 인스턴스에 대한 베이스라인 HR을 반영하거나 나타내도록 수정될 경우에, HR 증가가 더 커지게 되는 인스턴스들에 있어서 CI의 정확한 검출을 용이하게 한다. 예를 들어, 장치는 상당히 가까운 시간 인터벌로 소정 운동 이전에 적절한 휴식 기간 동안 HR을 측정함으로써 베이스라인 HR(예를 들어, 휴식시 HR)을 계산할 수 있다.

[0063] RIHR 및/또는 MHRR를 사용할 경우, CI 검출은 임의의 교란인자들에 따라 수행될 수 있다. 본 명세서에서 설명되는 기술들은 교란인자가 미칠 수 있는 영향의 근사를 결정한 것에 응답하여, 하나 이상의 교란인자들을 처리하도록 더 수정될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 예를 들어, 개인의 HR이 일반적으로 카페인 섭취 후 5 BPM(beat per minute) 상승한 경우에는, 주어진 인스턴스에 대한 베이스라인 HR을 결정함 없이도, HR은 이력 데이터로부터 선택될 수 있다. 장치는 카페인 섭취를 처리하기 위해 이력 HR에 5 BPM을 추가할 수 있다.

[0064] 블록 260에서, 장치는 CI의 하나 이상의 인디케이터들이 검출되었는지 여부를 결정한다. 긍정적인 경우, 방법 200은 블록 265로 진행한다. 부정적인 경우, 방법 200은 블록 205로 루프백되어 계속 프로세싱할 수 있다. 블록 265에서, 장치는 CI가 검출되었음을 나타내는 출력 신호 또는 통지를 생성한다. 하나 이상의 실시 예들에서는, CI 검출에 응답하여, 장치는 일 표시를 원격 시스템에 제공할 수 있다. 예를 들어, 장치는 계산된 정보에 기초하여, 일 메시지 또는 표시를 건강관리 제공자 서버에 제공할 수 있다.

[0065] 상기 설명이 컴퓨팅 공분산의 컨텍스트로 설명되어지만, 대안적인 실시 예들은 상관 또는 거리 함수들과 같은 다른 유사성 측정치들 또는 비유사성 측정치들을 사용할 수 있다. 또한, 도 2와 관련하여 설명된 계산들 중의 하나 이상의 것 또는 각각은 컨텍스트적인 것일 수 있다. 예를 들어, 사용자의 CI는 사용자의 내분비기관에 의해 분비되는 다양한 호르몬들의 주기 리듬으로 인해 아침과 저녁 시에 상이할 수 있다. 이와 관련하여, 사용되는 CI 임계값은 아침과 저녁 같은 컨텍스트에 따라 달라질 수도 있다.

[0066] 도 3은 CI 검출을 위한 베이스라인 생성의 일 예를 도시한 것이다. 베이스라인 생성은 사용자의 CI를 검출하기

위한 목적으로 하나 이상의 베이스라인들을 설정하기 위해 임의의 다양한 시각들에서 수행될 수 있다. 하나 이상의 실시 예들에서, 베이스라인 생성은 재활 프로그램의 접수 또는 온보딩 프로세스의 일부로 수행될 수 있다. 예를 들어, 사용자는 하나 이상의 작업, 활동 또는 운동을 수행하도록 요청받을 수 있다. 해당 시간 동안에, 베이스라인 325가 생성되거나 또는 결정될 수 있다. 결정된 베이스라인들은 추후 비교의 목적을 위해 사용자의 장치에 저장될 수 있다.

[0067] 도시된 바와 같이, 하나 이상의 센서들 305이 센서 데이터 310을 생성할 수 있다. 예시적인 센서들 305는, 도 1을 참조하여 논의된 바와 같이, 가속도계, 심박수 센서, 마이크로폰 등을 포함하며, 이에 한정되지 않는다. 센서 데이터 310은 일정 시간 기간에 걸쳐 생성된다. 따라서, 설명되는 각종 값들 및/또는 양들의 경우, 센서 데이터 310은 이러한 데이터의 시계열(time series)을 포함한다는 것을 이해해야 한다. 센서 데이터 310은 메모리에 저장될 수 있다(나타내지 않음). 이와 같이, 프로세서 106은 센서 데이터 310에 액세스(판독 및/또는 기록)할 수 있다.

[0068] 또한, 프로세서 106은 사용자에게 대한 활동 레벨의 추정치(estimate of activity level, EAL) 320을 수신할 수 있다. EAL 320은 수신되는 사용자 입력의 방식으로 제공될 수 있다. 전술한 바와 같이, 장치는 사용자에게 EAL 320을 질의할 수 있다. 다른 양태에서, EAL 320은 사용자에게 묻는 것에 응답하여 사용자 또는 관리자에게 의해 입력될 수 있다. 논의된 바와 같이, 하나 이상의 실시 예들에서, EAL 320은 운동 자각도(rating of perceived exertion, RPE)이다.

[0069] 프로세서 106은 센서 데이터 310 및 EAL 320에 대한 동작을 수행하여 베이스라인 325를 생성할 수 있다. 도 3의 예에서, 베이스라인 325는 베이스라인 심장 건강 측정치 335 및 베이스라인 EAL 340을 포함한다. 프로세서 106은 EAL 320이 수신되는 시간에 또는 대략 그 시간에 센서에 의해 생성되는 센서 데이터 310으로부터 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정할 수 있다. 프로세서 106은 베이스라인 325의 일부로서 EAL 320과 관련하여 베이스라인 심장 건강 측정치 335로서 결정된 심장 건강 측정치를 저장한다. EAL 320은, 베이스라인 325의 일부로서 저장될 경우, "베이스라인 EAL" 340으로 지칭된다.

[0070] 하나 이상의 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치는 HR이다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치는 본 명세서에서 설명되는 공분산들 중의 하나 이상이다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치는 HR 및 하나 이상의 공분산 중의 하나 이상 또는 이들의 조합이다.

[0071] 하나 이상의 실시 예들에서, 프로세서 106은, 베이스라인 HR 335가 결정되는 센서 데이터 310 내의 시간 기간 동안에 센서 데이터 310으로부터 하나 이상의 베이스라인 검증 팩터들 330을 결정할 수 있다. 본 명세서에서 규정되는 "검증 팩터(validation factor)"는 예를 들어, 베이스라인 심장 건강 측정치 335를 결정하기 위해 사용된 센서 데이터의 항목들 이외의 센서 데이터 310으로부터 결정되는 하나 이상의 데이터 항목들이며, 이것은 사용자로부터 수신되는 EAL을 검증하는데 사용된다. 알 수 있는 바와 같이, 베이스라인 검증 팩터 330이 베이스라인 325에 대해 결정되는 시간 및/또는 시간 기간은, 베이스라인 HR 335 및 베이스라인 EAL 340이 베이스라인 325에 대해 결정되는 것과 동일한 시간 및/또는 시간 기간이다.

[0072] 베이스라인 검증 팩터를 포함하는, 검증 팩터의 일 예는 TA이다. 사용자에게 의해 소모된 에너지를 나타내는 TA는, 센서 데이터 310에 포함된 가속도계 데이터에 의해 측정될 수 있다. 예를 들어, TA는 도 2를 참조하여 본 명세서에서 전술한 바와 같이 결정될 수 있다. 프로세서 106은 소모된 에너지, 예를 들어 사용자에게 의해 수행되는, 소정 시간 또는 시간 기간 동안의 일의 양을 측정하기 위해 가속도계 데이터에 대하여 동작을 행한다. 하나 이상의 실시 예들에서, 프로세서 106은 베이스라인 검증 팩터 330으로서 사용자의 소모된 에너지를 보다 정확하게 계산하기 위해 신장, 체중 및 나이와 같은 사용자의 추가적인 속성들을 포함하거나 또는 판독하도록 구성된다.

[0073] 베이스라인 검증 팩터를 포함하는, 검증 팩터의 다른 예는 운동을 나타내는 호흡 사운드이다. 호흡 사운드는 난이도의 레벨을 나타내는 사용자에게 대한 운동 레벨을 나타낼 수 있다. 마이크로폰은 센서 데이터 310에 포함되는 오디오 데이터를 생성한다. 프로세서 106은 오디오 데이터에 대하여 동작을 행하여 사용자에게 대한, 소정 시간 또는 시간 기간 동안의 운동에 대한 호흡 징후들을 측정한다. 예를 들어, 프로세서 106은 오디오 데이터 내에서 브리딩 사운드(breathing sound)들(예를 들어, 호흡, 천명음, 기침 등)을 검출하고, 브리딩 사운드들의 특성들을 베이스라인 검증 팩터 330으로서 결정할 수 있다. 호흡 사운드는 상이한 RPE에 대한 베이스라인들을 결정하기 위해 상이한 RPE에 대해 분석될 수 있다.

[0074] 따라서, 베이스라인 검증 팩터(들) 330은 베이스라인 325 내에 베이스라인 심장 건강 측정치 335 및 베이스라인

EAL 340과 함께 저장될 수 있다. 베이스라인 325의 일부로서 베이스라인 검증 팩터(들) 330을 저장함으로써, 베이스라인 325가 사용자의 심장 건강을 평가할 목적으로 향후에 사용될 시에, 새로 결정된 검증 팩터들은, 주어진 EAL 및/또는 심장 건강 측정치에 대한 베이스라인 검증 팩터들 330과 비교될 수 있다. 이 검증 프로세스는 도 4를 참조하여 보다 상세하게 설명된다.

[0075] 도 3의 예에서, 하나의 베이스라인이 도시되어 있지만, 설명된 동작들은 추가 베이스라인들을 생성하기 위해 하나 이상의 추가 시간들에서 수행될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 일 예에서, 베이스라인은 활동 레벨 또는 RPE의 추정치 중의 하나 이상 또는 각각의 가능한 값을 위해 생성될 수 있다. 표 1을 참조하면, 예를 들어, 베이스라인은 6에서 20까지의 RPE에 대한 각각의 가능한 점수에 대해 생성될 수 있다.

[0076] 도 4는 CI를 검출하는 다른 예시적인 방법 400을 도시한 것이다. 방법 400은 본 개시에서 설명되는 컴퓨팅 아키텍처를 갖는 장치 또는 시스템에 의해 수행될 수 있다. 방법 400은 도 2 및 도 3을 참조하여 본 명세서에서 설명된 바와 같은 하나 이상의 베이스라인들이 생성 및 저장된 상태에서 시작될 수 있다. 베이스라인들은 CI를 검출하는 장치에 의해서 사용자를 위해 사용 가능하다.

[0077] 블록 405에서, 장치는 센서 데이터를 생성하거나 수신한다. 전술한 바와 같이, 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 센서 데이터를 수집한다. 하나 이상의 실시 예들에서는, 센서 데이터의 하나 이상의 항목들 또는 센서 데이터의 모든 항목들이 다른 시스템(들) 및/또는 장치(들)로부터 생성되며, 방법 400을 수행하는 장치에 의해 판독되거나 수신될 수 있다. 블록 410에서, 장치는 EAL을 결정한다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 사용자에게 EAL을 질의한다. 장치는 EAL을 지정하는 사용자 입력을 수신한다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 장치는 전술한 바와 같이 호흡 사운드들에 기초하여, EAL을 추정할 수 있다.

[0078] 블록 415에서, 장치는 EAL이 규정된 범위 내에 있는지 여부를 결정한다. 긍정적인 경우, 방법 400은 블록 420으로 계속된다. 부정적인 경우, 방법 400은 블록 405로 루프백되어 계속 프로세싱한다. 하나 이상의 실시 예들에서, EAL은 CI를 검출하기 위해 특정 범위 내에 있어야 한다. 일 예에서, 이 범위는 13 또는 14의 RPE이다. 이 경우에 있어서, EAL이 13 또는 14의 RPE를 지정하는 경우, 방법 400은 블록 420으로 계속된다. 그렇지 않은 경우, 방법 400은 블록 405로 루프백되어 계속 프로세싱한다.

[0079] 블록 420에서, 장치는 블록 410에서 결정된 EAL에 기초하여 사용자에게 대한 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정한다. 예를 들어, 장치는 블록 410에서 결정된 EAL을 사용하며, 베이스라인들 내에 일치하는 베이스라인 EAL을 위치시킨다. 도 3을 참조하여 논의된 바와 같이, 예를 들어, 각각의 베이스라인은 베이스라인 EAL을 저장한다. 예를 들어, 블록 410의 EAL이 13의 RPE 값인 경우, 장치는 RPE 값이 13인 베이스라인 EAL을 갖는 베이스라인을 검색한다. 예를 들어, 블록 410의 EAL이 14의 RPE 값인 경우, 장치는 RPE 값이 13인 베이스라인 EAL을 갖는 베이스라인을 검색한다. 논의의 목적을 위해, 장치는 베이스라인 EAL로서 블록 410에서 결정된 EAL을 사용하여 베이스라인 325를 검색할 수 있으며, 베이스라인 325로부터 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정할 수 있다. 전술한 바와 같이, 하나 이상의 실시 예들에서, 베이스라인 심장 건강 측정치는 HR이지만, 설명된 공분산들 중의 하나 이상의 것이거나 이를 포함할 수도 있다.

[0080] 블록 425에서, 장치는 센서 데이터로부터 하나 이상의 검증 팩터들을 결정할 수 있다. 검증 팩터들은 블록 410에서 결정된 EAL이 대응하는 동일한 시간 및/또는 동일한 시간 기간 동안에 결정될 수 있다. 예를 들어, 장치는 가속도계 센서 데이터로부터의 활동 레벨에 대한 검증 팩터 및/또는 오디오 센서 데이터로부터의 운동을 나타내는 호흡 사운드의 특성을 결정할 수 있다.

[0081] 블록 430에서, 장치는 블록 410에서 수신된 EAL을 검증할 수 있다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 베이스라인 심장 건강 측정치를 결정하는데 사용되는 베이스라인으로부터, 블록 425에서 결정된 검증 팩터들 중의 하나 이상의 것을 대응하는 베이스라인 검증 팩터(들), 예를 들어 동일한 타입의 검증 팩터(들)와 비교함으로써, 블록 410의 EAL을 검증한다. 예를 들어, 장치는 현재 센서 데이터를 사용하여 블록 425에서 결정된 검증 팩터들 중의 하나 이상의 것을 베이스라인 325의 저장된 베이스라인 검증 팩터(들)와 비교할 수 있다.

[0082] 예시적인 예로서, 장치는 블록 425에서 결정된 운동을 나타내는 호흡 사운드의 특성이, 베이스라인 검증 팩터(들) 330에 지정된 운동을 나타내는 호흡 사운드의 베이스라인 특성의 미리 정해진 임계값 내이거나, 또는 이와 일치하는 것으로 결정함으로써 블록 410의 EAL을 검증할 수 있다. 다른 예시적인 예로서, 장치는 블록 425에서 결정된 TA가 베이스라인 검증 팩터(들) 330에서 지정된 베이스라인 TA의 미리 결정된 임계치 또는 양 내인지를 결정함으로써 블록 410의 EAL을 검증할 수 있다.

[0083] 또 다른 예시적인 예에서, 장치는 블록 425에서 결정된 호흡 사운드의 특성이 베이스라인 검증 팩터(들) 330에

서 지정된 호흡 사운드의 특성과 동일 또는 유사한지 및 블록 425에서 결정된 총 활동이 베이스라인 팩터(들) 330에 지정된 베이스라인 총 활동의 미리 결정된 임계값 또는 양 내인지를 결정함으로써 블록 410의 EAL을 검증할 수 있다.

- [0084] 하나 이상의 실시 예들에서, EAL이 호흡 사운드로부터 자동으로 결정되는 경우, 장치는 호흡 사운드 이외의 검증 팩터를 이용하여 검증을 수행할 수도 있다.
- [0085] 블록 430은 사용자에게 의해 제공되는 EAL이 일관성을 유지하도록 보장한다. 사용자가 일관성 없는 EAL들을 제공하기 시작하는 경우, 검증 팩터들 중의 하나 이상의 것이 베이스라인 검증 팩터들과 불일치할 가능성이 있다. 예를 들어, 사용자가 EAL을 추정하는 경우, 검증 팩터들이 베이스라인 325로부터 얻어진 베이스라인 검증 팩터들보다 낮을 가능성이 높으며, 예를 들어 미리 결정된 임계값 또는 양보다 낮게 될 것이다.
- [0086] 어느 경우이나, EAL이 검증되는 경우, 방법 400은 블록 440으로 계속될 수 있다. EAL이 검증되지 않는 경우, 방법 400은 블록 435으로 진행할 수 있다. 블록 435에서, 장치는 EAL이 검증되지 않았거나 검증이 성공적이지 못했다는 메시지 또는 통지를 생성할 수 있다. 하나 이상의 실시 예들에서, 블록 435 이후에, 방법 400은 블록 405로 루프백되어 계속 프로세싱할 수 있다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 블록 435 이후에, 방법 400은 블록 440으로 계속될 수 있다. 예를 들어, 방법 400은 블록 440으로 계속되어, EAL의 검증에 실패했음에도 불구하고 CI를 검출할 수 있다. 이 경우에 있어서, CI가 검출되는 경우, 블록 455에서의 CI의 검출을 나타내는 신호는, CI가 검출되는 동안 EAL의 검증이 성공적이지 않았음을 더 나타낼 수 있다.
- [0087] 블록 440에서, 장치는 센서 데이터로부터 사용자에게 대한 심장 건강 측정치를 결정할 수 있다. 일 실시 예에서, 심장 건강 측정치는 HR이다. 장치는 블록 420에서 수신된 EAL과 동일한 시간 또는 시간 기간 동안에 센서 데이터로부터 사용자에게 대한 HR을 결정할 수 있다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 심장 건강 측정치는 하나 이상의 공분산들 및/또는 HR과 하나 이상의 공분산들의 조합이다.
- [0088] 블록 445에서, 장치는 센서 데이터로부터 하나 이상의 교란인자들을 선택적으로 검출하여 CI 임계값을 조정한다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 센서 데이터로부터 하나 이상의 교란인자들을 검출할 수 있다. 센서 데이터에서 교란인자를 검출한 것에 응답하여, 장치는 CI 임계값을 조정한다. 하나 이상의 실시 예들에서, CI 임계값은, 블록 440에서 결정된 바와 같이, 사용자의 HR이 CI를 검출하기 위해 장치에 대한 블록 420의 베이스라인 HR(예를 들어, 베이스라인 심장 건강 측정치)로부터 어느 범위까지이어야 하는지를 지정한다. CI 임계값은 백분율, 미리 결정된 양 등으로 표현될 수 있다.
- [0089] 일 예에서, 장치는 센서 데이터로부터 수면 부족의 교란인자를 검출할 수 있다. 예를 들어, 장치는 HR 데이터 및 가속도계 데이터를 사용하여 사용자의 수면을 측정할 수 있다. 장치는 사용자가 수면을 행한 시간의 양을 결정하고, 이 수면에 소모한 시간의 양을 베이스라인(사용자에게 개별적이거나 또는 하나 이상의 다른 사용자에게 대하여 결정된 일반화된 베이스라인) 시간의 양과 비교하여 사용자에게 대한 수면 부족을 결정할 수 있다. 장치는 교란인자 팩터로서 표현되는 수면 부족의 측정치를 결정할 수 있다.
- [0090] 다른 예에서, 장치는 센서 데이터로부터 스트레스 교란인자를 검출할 수 있다. 예를 들어, 스트레스를 받을 경우에는, 사용자의 ANS 각성(ANS arousal) 및 유인성(valence)이 일반적으로 감정의 순환복합모델(Circumplex Model)의 제 2 쿼드런트에 존재하며, 이것은 HR과 HRV(HR variability) 분석에 의해 결정될 수가 있는데 이 두 가지 모두는 동시에 감소된다. 일 실시 예에서, 장치는 HR 및/또는 HRV를 사용하여 사용자가 스트레스를 받고 있는지 여부 및/또는 그 스트레스의 양을 결정할 수 있다. 예를 들어, 장치는 사용자의 HR(예를 들면, 에너지) 및 HRV(예를 들면, 기분) 모두가 동시에 낮으며(예를 들면, HR에 대한 베이스라인 및/또는 HRV에 대한 베이스라인 미만) 및/또는 적어도 최소 시간 동안 낮은 상태를 (동시에) 유지하는 것에 기초하여, 사용자가 스트레스를 받는지 여부와, 스트레스 양이 베이스라인 스트레스 양을 초과하는지 여부를 결정할 수 있다. 베이스라인은 사용자에게 고유한 것이거나 또는 하나 이상의 상이한 사용자들에 걸쳐 일반화될 수 있다. 예를 들어, HR 및 HRV 모두가 적어도 최소 시간 동안 낮다고 결정된 것에 응답하여, 장치는 사용자가 스트레스를 받고 있는 것으로 결정한다. 스트레스의 측정치는 교란인자 팩터로서 표현될 수 있다.
- [0091] 교란인자 팩터들 중의 하나 이상의 것을 검출하는 것에 응답하여, 장치는 CI 임계값을 조정한다. 예를 들어, 장치는 CI 임계값을 증가시킨다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 검출된 각각의 교란인자에 대하여 미리 정해진 양 또는 백분율로 CI 임계값을 증가시킨다. 또한, 장치는 검출된 교란인자들 중의 하나 이상의 양 또는 그 각각의 양에 기초하여 CI 임계값을 증가시킬 수 있다. 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 장치는, 블록 410에서 수신된 EAL에 대응하는 시간 또는 시간 기간 동안 검출될 시에 교란인자 또는 그 각각이 베이스라인 HR의

결정에 존재하지 않았던 것으로 결정한 것에 대한 응답만으로, CI 임계값을 증가시킨다.

- [0092] 하나 이상의 다른 실시 예들에서, 장치는 사용자의 최근 운동 이력을 고려하여 사용할 수 있다. 예시적인 예로서, 사용자가 CI에 대해 평가되는 시간 기간에 충분히 근접한 선행 시간 기간에 있어서 사용자의 베이스라인 운동 레벨에 비하여 상당한 운동을 경험했던 경우에는, 사용자가 피곤할 수 있다. 따라서, 사용자는 주어진 인스턴스 또는 시간 기간에 대한 노력 레벨이 실제로는 높지 않더라도 높은 RPE를 나타낼 수가 있다. 따라서, 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는, 앞선 기간의 임계값 또는 미리 결정된 시간의 양 내에서 발생하는 베이스라인 운동 레벨보다 높은 인스턴스들을 제외하거나 또는 CI 검출 시에 베이스라인 운동 레벨보다 높은 인스턴스를 고려하지 않을 수 있다.
- [0093] 블록 450에서, 장치는 사용자에게 CI가 검출되었는지 여부를 결정한다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 블록 440에서 결정된 HR을, 블록 420에서 결정된 베이스라인 HR과 비교한다. 장치는 이 HR이 베이스라인 HR의 CI 임계값 내에 있는지 여부를 결정할 수 있다. 일 예에서, CI 임계값은 베이스라인 HR의 80%이다. HR이 베이스라인 HR의 임계값 또는 미리 결정된 양 내에 있는 경우, 장치는 사용자에게 CI를 검출하지 않는다. 따라서, 방법 400은 블록 405로 루프백될 수 있다. HR이 베이스라인 HR의 임계값 또는 미리 결정된 양 내에 있지 않은 경우, 장치는 사용자에게 CI를 검출한다. 이 경우, 방법 400은 블록 455로 계속된다.
- [0094] 몇몇 경우들에 있어서, 장치는 CI 임계값을 조정하도록 구성된다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 운동 이후에 달성된 HR 리저브의 부분을 측정할 수 있다. 이 경우, 사용자가 휴식시 HR을 사용하는 대신에 사용자의 휴식시 HR보다 높은 HR로 시작하는 경우, 장치는 운동 기간 직전에 (비활성 기간 동안) HR을 사용하여 달성된 HR 증가분을 계산할 수 있다.
- [0095] 다른 경우들에 있어서, 사용자가 경험하는 HR 증가는 스트레스, 의학적 상태 및/또는 약물에 의해 영향을 받을 수 있다. 이러한 효과들은 이벤트 및 횟수가 주석으로 표시되는 사용자의 주기 베이스라인(circadian baseline)을 사용함으로써 결정될 수 있다. 예를 들어, 주기 베이스라인은 카페인 및/또는 약물의 섭취와 같은 이벤트들과 횟수를 나타낼 수 있다. 스트레스는 자동적으로 검출될 수 있다. 하나 이상의 실시 예들에서, 장치는 의료 공급자 및/또는 의료 공급자 시스템으로부터 스트레스, 의학적 상태 및/또는 약물 치료를 나타내는 데이터를 수신할 수 있다.
- [0096] 블록 455에서, 장치는 CI가 검출되었음을 나타내는 출력 신호 또는 통지를 생성한다. 하나 이상의 실시 예들에서, CI를 검출하는 것에 응답하여, 장치는 원격 시스템에 표시를 제공할 수 있다. 예를 들어, 장치는 계산된 정보에 기초하여 건강 관리 제공자 서버에게 메시지 또는 표시를 제공할 수 있다.
- [0097] 도 2 및 도 4를 참조하면, 장치는, 설명된 공분산의 존재 및/또는 부존재와 같은 계산들 및/또는 비교들에 기초하여, CI를 검출할 수 있을뿐만 아니라 CI 호전을 검출하거나 결정할 수 있다. CI 호전은 건강 증진, 및 사망률과 질병률 감소의 중요한 지표가 될 수 있다. 반대로, CI가 악화되면 사망률 및 질병률이 높아질 수 있으므로, 간병 직원으로부터의 추가적이고 적절한 임상적 주의가 필요하게 된다.
- [0098] 하나 이상의 다른 실시 예들에서는, 이용 가능한 경우, 검증 팩터들로서 사용될 수 있는 측정치들을 제공하기 위해 및/또는 교란인자들을 검출하기 위해 추가적인 센서들이 통합될 수 있다. 예를 들어, 뇌전도(electroencephalogram, EEG) 및/또는 심전도(electrocardiography, ECG) 데이터가 교란인자들을 검출하는데 사용될 수 있다. 카메라 센서로부터 획득될 수 있는 시각 이미지 및/또는 비디오가 수면 부족을 검출하는데 도움이 될 수 있다.
- [0099] 다른 실시 예에서, 본 명세서에서 설명되는 CI 기술들은 웨어러블 장치 및/또는 스마트 폰 내의 일 특징으로서 구현된다. 일 양태에서는, 데이터가 먼저 의료 전문가에 의해 검증됨으로써 이 장치에 의해 수행되는 CI 추정치의 정확성을 검증하거나 보장한다. 의료 전문가는 CI, 심장 상태 등을 진단 및/또는 인식하는 전문 지식이 있는 의사 또는 다른 개인이 될 수 있다. 예를 들어, 데이터 및/또는 CI 추정은 의사/의료 전문가가 임상 통찰 및/또는 임의의 관련 테스트를 사용하는 병원 또는 다른 의료 시설의 의사에 의해 검증될 수 있다. 이 검증은 "추정 품질" 스케일을 사용하여, 또는 이에 따라 수행될 수 있다. 일 예에서, 추정 품질의 스케일은 A+에서 D-까지 다양할 수 있으며, 여기서 A+는 가장 신뢰할만하고 강건한 추정을 나타낸다. 일단 사용자에게 추정치가 획득되고 나면, 장치에 의해 생성되는 임의의 경보를 포함하는 건강에 관한 피드백의 중대성이 그에 맞게 해석될 수 있다. 심박수 변동부전(CHRONOTROPIC INCOMPETENCE)의 표시는 추정 품질에 대한 스케일을 사용하여 전문가에 의해서 검증된다.
- [0100] 다른 실시 예에서, "추정 품질(quality of estimation)"은 사용자의 프로파일과 유사한 프로파일을 갖는 추가의

환자, 예를 들어, 모든 환자에게 일반화될 수 있다. 예를 들어, 장치의 판매 또는 가용 이전에 장치에 관련 가이드라인들을 프로그래밍할 수 있다. 환자를 위한 장치가, 그 환자의 바이오-마커 및 이력 프로파일에 기초하여, 그 환자에 대한 충분한 데이터를 수집하면, 장치는 그에 따라 CI(또는 피트니스) 해석을 수행할 수 있다.

- [0101] 본 명세서에서 사용되는 용어는 특정 실시 예들만을 설명하기 위한 것이지, 제한하려는 것이 아니다. 그럼에도 불구하고, 본 명세서 전반에 걸쳐 적용되는 몇 가지 정의가 이제 제시될 것이다.
- [0102] 본 명세서에서 정의되는 단수 형태 "일" 및 "그"는, 문맥이 명백하게 달리 지시하지 않는다면, 복수 형태를 포함하는 것으로 의도된다.
- [0103] 본 명세서에서 정의되는 용어 "다른"은 적어도 두 번째 또는 그 이상을 의미한다.
- [0104] 본 명세서에 정의되는 용어 "적어도 하나", "하나 이상", 그리고 "및/또는"은 명시적으로 달리 언급되지 않는다면, 결합 동작 및 분리 동작 양쪽 모두인 개방형 표현이다. 예를 들어, "A, B 및 C 중 적어도 하나", "A, B 또는 C 중 적어도 하나", "A, B 및 C 중 하나 이상", "A, B 또는 C 중 하나 이상", 및 "A, B 및/또는 C"는 A 단독, B 단독, C 단독, A 및 B 모두, A 및 C 모두, B 및 C는 모두, 또는 A, B 및 C 모두를 의미한다.
- [0105] 본 명세서에서 정의되는 용어 "자동으로"는 사용자 개입이 없는 것을 의미한다.
- [0106] 본 명세서에서 정의되는 용어 "컴퓨터 판독가능 저장 매체"는 명령 실행 시스템, 장치 또는 디바이스에 의해 또는 그와 연결되어 사용하기 위한 프로그램 코드를 포함하거나 저장하는 저장 매체를 의미한다. 본 명세서에서 정의되는 "컴퓨터 판독가능 저장 매체"는 일시적인 전파 신호 그 자체가 아니다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 전자 저장 장치, 자기 저장 장치, 광학 저장 장치, 전자기 저장 장치, 반도체 저장 장치 또는 이들의 임의의 적절한 조합일 수 있으며, 이에 한정되지 않는다. 본 명세서에서 설명되는 메모리 및/또는 메모리 요소들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체의 예들이다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체의 보다 구체적인 예들에 대한 비한정적인 리스트는 휴대용 컴퓨터 디스켓, 하드 디스크, RAM(random access memory), ROM(read-only memory), 소거 가능 프로그래머블 판독 전용 메모리(EPROM 또는 플래시 메모리), SRAM(Static Random Access Memory), 휴대용 CD-ROM(compact disc read-only memory), DVD(digital versatile disk), 메모리 스틱, 플로피 디스크 등을 포함할 수 있다.
- [0107] 본 명세서에 정의되는 용어 "커플링된"은 달리 지시되지 않는 한, 임의의 개재 요소없이 직접적으로 또는 하나 이상의 개재 요소와 간접적으로 연결됨을 의미한다. 2개의 요소가 통신 채널, 경로, 네트워크 또는 시스템을 통해 기계적으로, 전기적으로, 또는 통신적으로 연결될 수 있다.
- [0108] 본 명세서에 정의되는 용어 "포함한다", "포함하는", "구성한다" 및/또는 "구성하는"은 명시된 특징, 정수, 단계, 동작, 요소 및/또는 구성 요소의 존재를 나타내지만, 하나 이상의 다른 특징, 정수, 단계, 동작, 요소, 구성 요소 및/또는 이들의 그룹의 존재 또는 부가를 배제하지 않는다.
- [0109] 본 명세서에 정의되는 용어 "~하면"은 그 문맥에 따라 "~할 때" 또는 "~할 시에" 또는 "~에 응답하여"를 의미한다. 따라서, "그것이 결정되면" 또는 "[명시된 조건 또는 이벤트]가 검출되면"이라는 문구는 그 문맥에 따라 "결정할 시에" 또는 "결정된 것에 대한 응답으로" 또는 "[명시된 조건 또는 이벤트]를 검출할 시에" 또는 "[명시된 조건 또는 이벤트]를 검출한 것에 대한 응답으로" 또는 "[명시된 조건 또는 이벤트]를 검출한 것에 응답하여"를 의미하는 것으로 해석될 수 있다.
- [0110] 본 명세서에서 정의되는 용어 "일 실시 예", "실시 예", 또는 이와 유사한 언어는 그 실시 예와 관련하여 설명된 특정한 특징, 구조 또는 특성이 본 개시에서 설명된 적어도 하나의 실시 예에 포함됨을 의미한다. 따라서, 본 개시 전반에 걸쳐 "일 실시 예에서", "실시 예에서"와 같은 문구 및 이와 유사한 언어의 출현은 모두 동일한 실시 예를 지칭할 수 있지만, 반드시 그런 것은 아니다. "실시 예" 및 "구성"이라는 용어는 본 개시에서 상호 교환적으로 사용된다.
- [0111] 본 명세서에서 정의되는 용어 "출력"은 물리적 메모리 요소, 예를 들어 장치에 저장하고, 디스플레이 또는 다른 주변 출력 장치에 기록하고, 다른 시스템으로 전송 또는 송신하고, 내보내는 것 등을 의미한다.
- [0112] 본 명세서에서 정의되는 용어 "복수"는 2개 이상을 의미한다.
- [0113] 본 명세서에서 정의되는 용어 "프로세서"는 프로그램 코드에 포함된 명령들을 수행하도록 구성되는 적어도 하나의 하드웨어 회로를 의미한다. 하드웨어 회로는 집적 회로일 수 있다. 프로세서의 예로는 중앙 처리 장치(CPU), 어레이 프로세서, 벡터 프로세서, 디지털 신호 프로세서(DSP), 필드 프로그래머블 게이트 어레이(FPGA),

프로그램머블 로직 어레이(PLA), 주문형 집적 회로(ASIC), 프로그램머블 로직 회로 및 제어기를 포함한다.

- [0114] 본 명세서에서 정의되는 용어 "실시간"은 사용자 또는 시스템이 특정 프로세스 또는 결정을 내리기에 충분히 즉각적으로 감지하거나, 프로세서가 일부 외부 프로세스에 따를 수 있게 하는 응답 처리 수준을 의미한다.
- [0115] 본 명세서에서 정의되는 용어 "~에 응답하여"는 동작 또는 이벤트에 용이하게 반응하거나 대처하는 것을 의미한다. 따라서, 제 2 동작이 제 1 동작에 "응답하여" 수행되면, 제 1 동작의 발생과 제 2 동작의 발생간에 인과 관계가 있다. 용어 "~에 반응하여"는 인과 관계를 나타낸다.
- [0116] 본 명세서에서 정의되는 용어 "사용자"는 인간의 존재를 의미한다. 용어 사용자와 "환자"는 본 개시에서 때때로 상호 교환적으로 사용된다.
- [0117] 제 1, 제 2 등의 용어는 본 명세서에서 다양한 요소를 설명하기 위해 사용될 수 있다. 달리 언급되지 않는 한 또는 그 문맥이 달리 명시하지 않는 한 이들 용어는 하나의 요소를 구별짓기 위해서만 사용되는 것이므로, 이들 용어에 의해 제한되지 않아야 한다.
- [0118] 컴퓨터 프로그램 제품은 프로세서로 하여금 본 발명의 양태들을 수행하게 하기 위한 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령들을 갖는 컴퓨터 판독가능 저장 매체(또는 매체들)를 포함할 수 있다. 본 개시에서, "프로그램 코드"라는 용어는 "컴퓨터 판독가능 프로그램 명령"이라는 용어와 상호 교환적으로 사용된다. 본 명세서에서 설명된 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체로부터 반응적 컴퓨팅/프로세싱 장치들로 다운로드되거나 또는 네트워크, 예를 들어 인터넷, LAN, WAN 및/또는 무선 네트워크를 통해 외부 컴퓨터 또는 외부 저장 장치로 다운로드될 수 있다. 네트워크는 동 전송 케이블, 광 전송 섬유, 무선 전송 라우터, 방화벽, 스위치, 게이트웨이 컴퓨터 및/또는 에지 서버를 비롯한 에지 장치를 포함할 수 있다. 각각의 컴퓨팅/프로세싱 장치 내의 네트워크 어댑터 카드 또는 네트워크 인터페이스는 네트워크로부터 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령들을 수신하고, 각각의 컴퓨팅/프로세싱 장치 내의 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 저장하기 위해 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령들을 전송한다.
- [0119] 본 명세서에서 설명된 발명 구성에 대한 동작들을 수행하기 위한 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령은 어셈블러 명령, ISA(instruction-set-architecture) 명령, 기계 명령, 기계 의존 명령, 마이크로코드, 펌웨어 명령, 또는 소스 코드 또는 객체 지향 프로그래밍 언어 및/또는 절차적 프로그래밍 언어를 비롯한 하나 이상의 프로그래밍 언어의 임의의 조합으로 기록된 오브젝트 코드일 수 있다. 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령은 상태-설정 데이터를 명시할 수 있다. 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령은 사용자의 컴퓨터 상에서 전체적으로 실행되거나, 독립형 소프트웨어 패키지로서 부분적으로 사용자의 컴퓨터 상에서 실행되거나, 부분적으로는 사용자의 컴퓨터 상에 그리고 부분적으로는 원격 컴퓨터 상에 또는 전체적으로 원격 컴퓨터 또는 서버 상에서 실행될 수도 있다. 후자의 시나리오에서, 원격 컴퓨터는 LAN 또는 WAN을 포함하는 임의의 유형의 네트워크를 통해 사용자의 컴퓨터에 접속될 수 있거나 또는 외부 컴퓨터에 접속될 수 있다(예를 들어, 인터넷 서비스 제공자(Internet Service Provider)를 사용하여 인터넷을 통해). 일부 경우들에 있어서, 예를 들어, 프로그램머블 로직 회로, FPGA 또는 PLA를 포함하는 전자 회로는, 본 명세서에서 설명된 발명 구성들의 양태들을 수행하도록, 전자 회로를 개인화하는 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령의 상태 정보를 이용함으로써 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령을 실행할 수 있다.
- [0120] 본 발명 구성의 특정 양태들은 방법, 장치(시스템) 및 컴퓨터 프로그램 제품의 흐름도 및/또는 블록도를 참조하여 여기에 설명된다. 흐름도 및/또는 블록도들의 각 블록, 및 흐름도 및/또는 블록도들의 블록들의 조합은 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령, 예를 들어, 프로그램 코드에 의해 구현될 수 있음을 이해할 것이다.
- [0121] 이들 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령은 컴퓨터, 특수 목적 컴퓨터 또는 다른 프로그래밍 가능한 데이터 프로세싱 장치의 프로세서에 제공됨으로써, 컴퓨터 또는 다른 프로그래밍 가능한 데이터 프로세싱 장치의 프로세서를 통해 실행되는 명령들이 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에 지정된 기능들/동작들을 구현하도록 하는 머신을 생성할 수 있다. 이러한 방식으로, 프로세서를 프로그램 코드 명령들에 동작 가능하게 커플링시키면 프로세서의 머신이 그 프로그램 코드의 명령들을 수행하는 특수 목적 머신으로 변환된다. 이들 컴퓨터 판독가능 프로그램 명령은 또한 컴퓨터, 프로그래밍 가능한 데이터 프로세싱 장치 및/또는 다른 장치가 특정 방식으로 기능하도록 지시할 수 있는 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 저장될 수 있으며, 내부에 명령들이 저장되는 이러한 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에 지정된 동작들의 양태들을 구현하는 명령들을 포함하는 제조 물품을 포함한다.
- [0122] 또한, 컴퓨터로 판독가능 프로그램 명령은 컴퓨터, 다른 프로그래밍 가능 데이터 프로세싱 장치 또는 다른 장치

상에 로딩됨으로써, 일련의 동작들이 컴퓨터, 다른 프로그래밍 가능 장치 또는 다른 디바이스 상에서 수행되어 컴퓨터 구현 프로세스를 생성하게 할 수 있으며, 이러한 컴퓨터, 다른 프로그래밍 장치, 또는 다른 디바이스 상에서 실행되는 명령들은 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에 지정된 기능들/동작들을 구현한다.

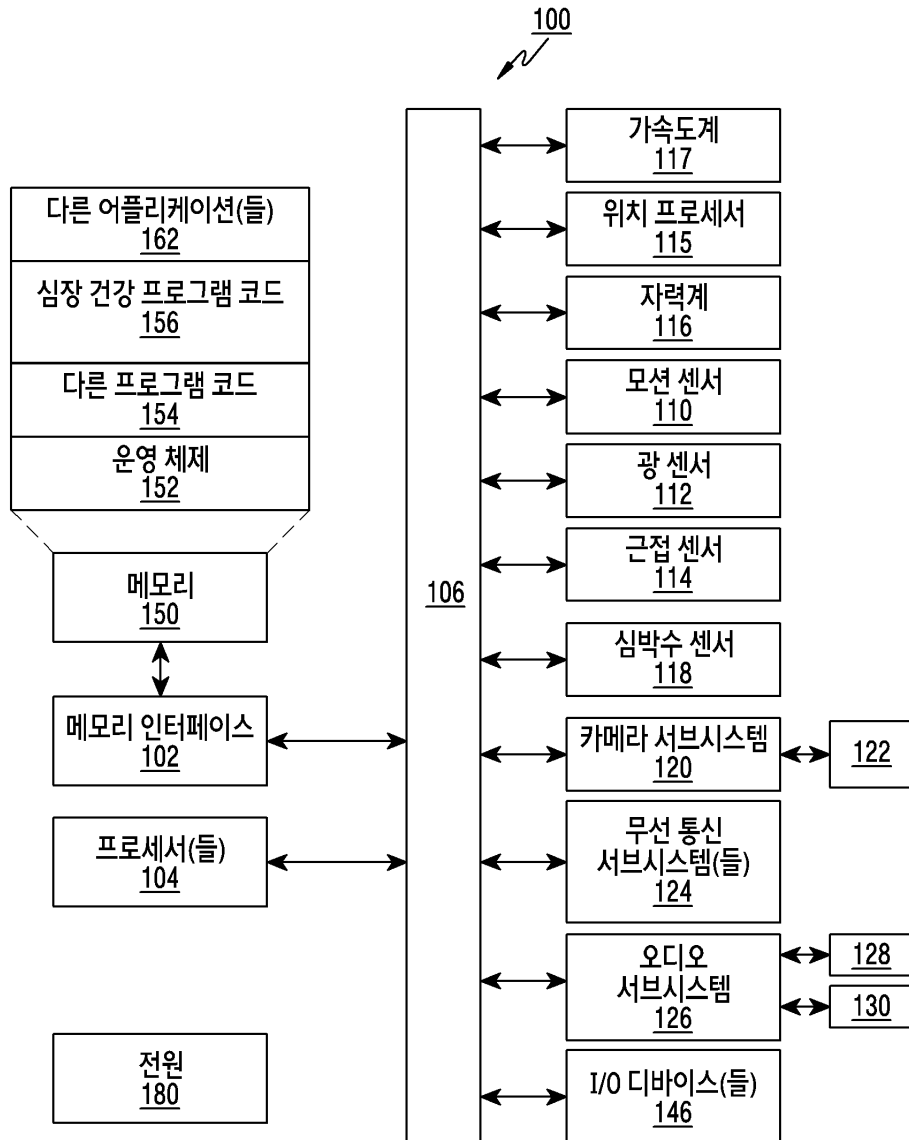
[0123] 도면의 흐름도 및 블록도는 본 발명 구성의 다양한 양태들에 따른 시스템, 방법 및 컴퓨터 프로그램 제품의 가능한 구현예의 구조, 기능 및 동작을 도시한 것이다. 이와 관련하여, 흐름도 또는 블록도 내의 각 블록은 지정된 동작들을 구현하기 위한 하나 이상의 실행 가능한 명령들을 포함하는 모듈, 세그먼트 또는 명령의 일부를 나타낼 수 있다. 일부 다른 구현예들에서는, 블록들에서 언급된 동작들이 도면들에서 언급된 순서를 벗어나 발생할 수도 있다. 예를 들어, 연속적으로 도시된 두 개의 블록들이 실질적으로 동시에 수행될 수 있으며, 또는 관련된 기능에 따라 이 블록들이 때때로 역순으로 실행될 수도 있다. 또한, 블록도 및/또는 흐름도의 각각의 블록, 및 블록도 및/또는 흐름도의 블록들의 조합은 지정된 기능들 또는 동작들을 수행하거나 또는 특수 목적 하드웨어 및 컴퓨터 명령들의 조합들을 수행하는 특수 목적 하드웨어 기반 시스템에 의해 구현될 수 있음을 알 것이다.

[0124] 아래의 청구범위에서 발견될 수 있는 모든 수단 또는 단계와 기능 요소의 대응하는 구조, 재료, 동작 및 등가물은 구체적으로 청구된 다른 청구 요소들과 조합하여 기능을 수행하기 위한 임의의 구조, 재료 또는 동작을 포함하는 것으로 의도된다.

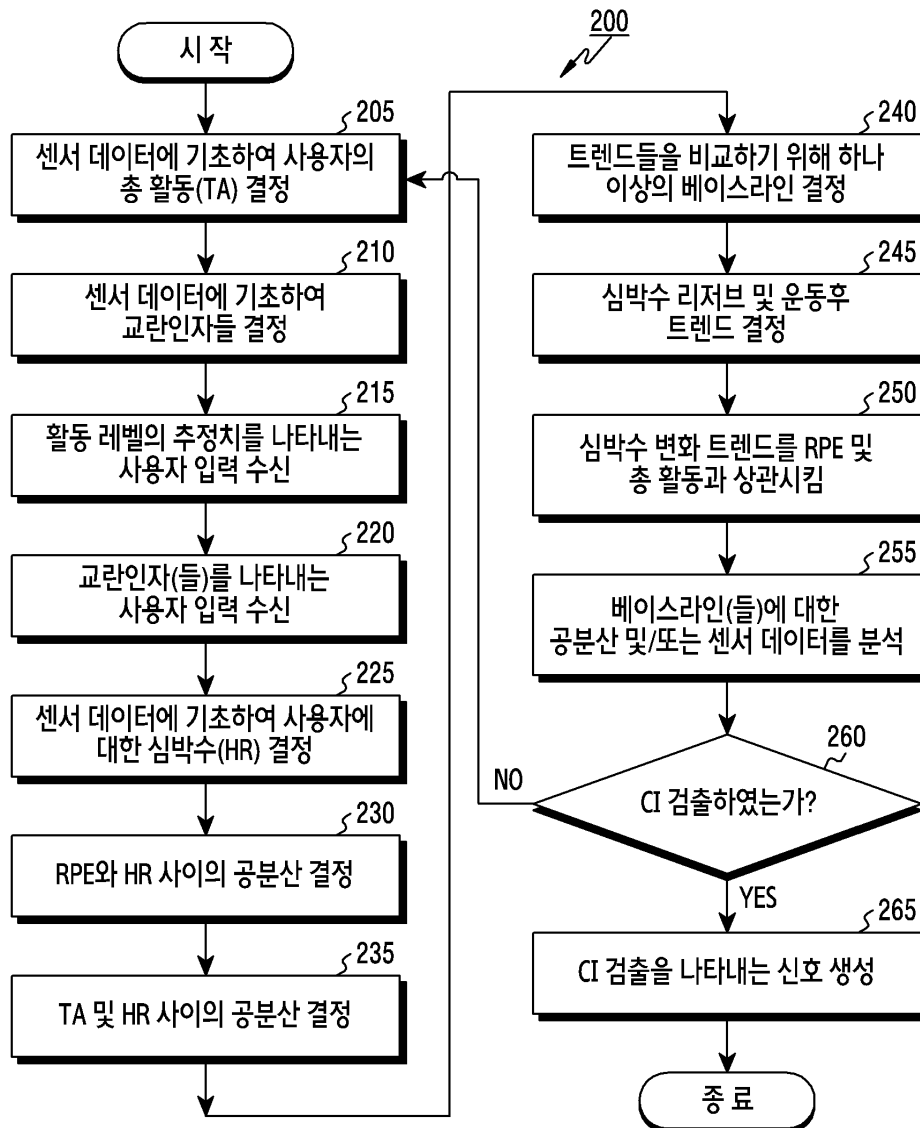
[0125] 본 명세서에 제공된 실시 예들의 설명은 예시의 목적을 위한 것이지 완전한 것으로 의도되지 않으며, 본 개시된 형태 및 실시 예로 한정되지 않는다. 본 명세서에서 사용된 용어는 발명 구성의 원리, 시장에서 발견되는 기술에 대한 실제 적용 또는 기술적 개선을 설명하고 및/또는 당업자가 본 명세서에 개시된 실시 예들을 이해할 수 있도록 선택되었다. 본 발명 구성의 범위 및 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서의 수정 및 변형이 당업자에게는 명백할 수 있다. 따라서, 전술한 개시 이외의 이러한 특징 및 구현의 범위를 나타내는 이하의 청구범위가 참조되어야 한다.

도면

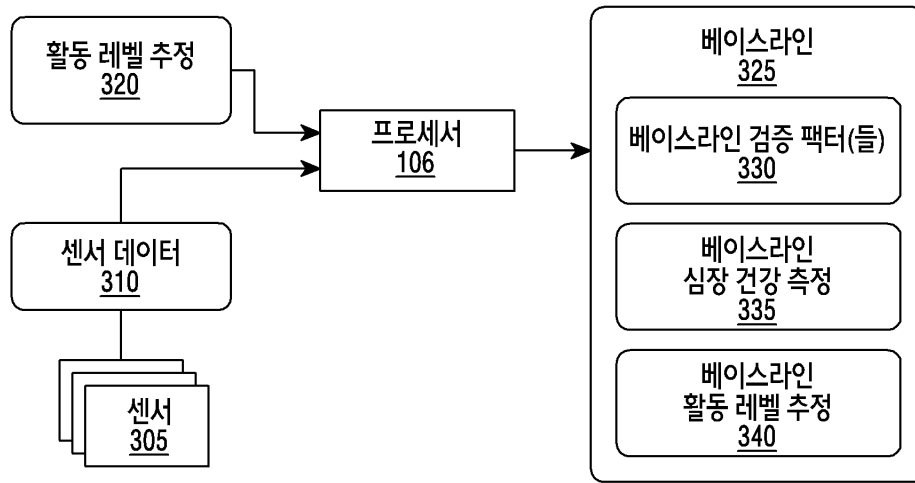
도면1



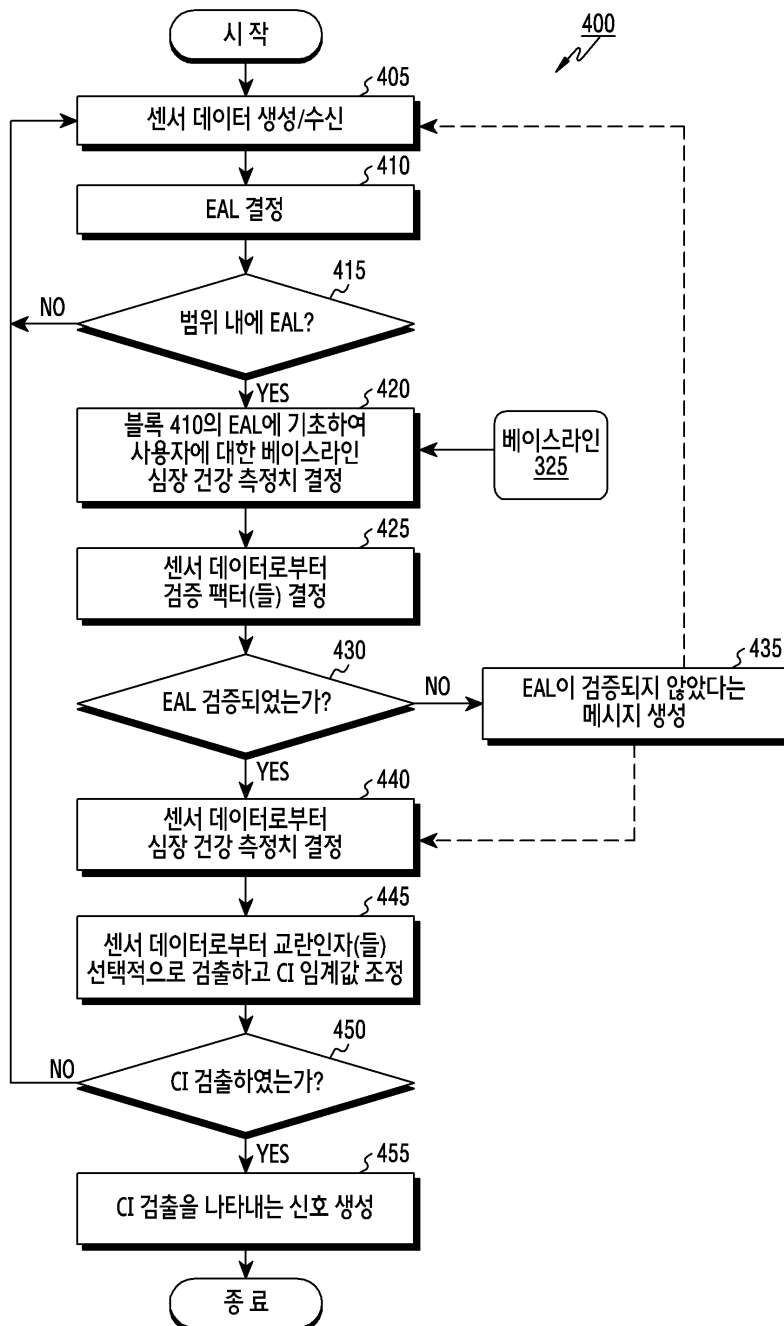
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	用于检测心率变异性的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020180109867A	公开(公告)日	2018-10-08
申请号	KR1020187018967	申请日	2017-02-24
[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		
[标]发明人	JAIN JAWAHAR 자인자바하르 WORTHAM CODY 워섬코디 YOUNG JAMES 영제임스 SADI SAJID 사디사지드 MISTRY PRANAV 미스트리프라나브		
发明人	자인자바하르 워섬코디 영제임스 사디사지드 미스트리프라나브		
IPC分类号	A61B5/0464 A61B5/00		
代理人(译)	Gwonhyeokrok Yijeongsun		
优先权	62/300024 2016-02-25 US 15/296689 2016-10-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于检测电子设备中的心率变量部分总数 (CHRONOTROPIC INCOMPETENCE) 的方法包括以下步骤：基于关于活动水平的估计，确定朝向电子设备的用户确定基线心脏健康测量值的步骤。用户根据传感器数据验证关于用户的活动水平的估计的步骤到验证因子 (验证因子)，以及关于用户的心脏健康测量值来自传感器数据的步骤。可以基于关于用户的心脏健康测量值与基线心脏健康测量值的比较来提供示出关于用户的心率可变部分总数的检测的信号。

