



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년02월25일
(11) 등록번호 10-2220229
(24) 등록일자 2021년02월19일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/349 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/024 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/349 (2021.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2018-7038153
- (22) 출원일자(국제) 2018년09월28일
심사청구일자 2018년12월28일
- (85) 번역문제출일자 2018년12월28일
- (65) 공개번호 10-2019-0002762
- (43) 공개일자 2019년01월08일
- (86) 국제출원번호 PCT/KR2016/010845
- (87) 국제공개번호 WO 2017/217599
국제공개일자 2017년12월21일
- (30) 우선권주장
15/183,479 2016년06월15일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌
WO2008028004 A2*
KR100954817 B1*
WO2013028581 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
- (72) 발명자
자인 자와하르
미국 94043 캘리포니아 마운틴뷰 665 클라이드 에비뉴
영 제임스
미국 94043 캘리포니아 마운틴뷰 665 클라이드 에비뉴
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 13 항

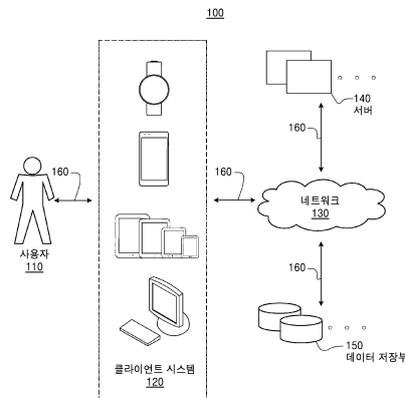
심사관 : 윤태섭

(54) 발명의 명칭 **잡음 존재 시 생체 측정 성능 개선**

(57) 요약

특정 실시예들에서, 사용자의 심박 변이도(HRV) 측정치를 결정하는 방법은, 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하는 단계, 심장 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하는 단계, 및 그런 다음 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 양만큼 HRV 측정치를 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 맥파(PPG: photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/316 (2021.01)

A61B 5/486 (2021.01)

A61B 5/7225 (2021.01)

A61B 5/7235 (2021.01)

A61B 5/7271 (2021.01)

(72) 발명자

위썸 코디

미국 94043 캘리포니아 마운틴뷰 665 클라이드 에
비뉴

사디 사지드

미국 94043 캘리포니아 마운틴뷰 665 클라이드 에
비뉴

미스트리 프라나브

미국 94043 캘리포니아 마운틴뷰 665 클라이드 에
비뉴

명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 심박 변이도(HRV)를 결정하는 방법에 있어서,
 상기 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하고, 상기 심장 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 PPG(photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함하는 단계;
 상기 PPG 신호와 관련된 에러-잡음 추정치를 산출하는 단계;
 상기 PPG 신호와 관련된 상기 에러-잡음 추정치에 기반하여 상기 PPG 신호의 잡음의 정도를 정량화함으로써, 상기 심장 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하는 단계; 및
 상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 정도만큼 상기 HRV의 측정치를 조정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 정도만큼 상기 HRV의 측정치를 조정하는 단계는
 상기 PPG 신호의 잡음의 정도가 기준 잡음의 정도보다 큰지 여부를 판단하는 단계;
 상기 에러-잡음 추정치가 상기 기준 잡음의 정도보다 크다고 판단될 때, 상기 PPG 신호에 대한 잡음 보상 처리를 수행하는 단계; 및
 상기 처리된 PPG 신호에 기반하여 상기 사용자의 HRV의 측정치를 조정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,
 상기 처리된 PPG 신호의 복수의 피크들을 검출하는 단계;
 상기 처리된 PPG 신호의 상기 복수의 피크들에 기반하여 복수의 RR(R wave-to-R wave) 시간 간격을 추출하되, 상기 각각의 RR 시간 간격은 상기 처리된 PPG 신호의 두 개의 연속적인 피크들 각각 간의 시간 간격에 해당하는 단계; 및
 상기 추출된 RR 시간 간격들에 기반하여 상기 HRV의 측정치의 에러 조정 측정치를 산출하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 HRV의 측정치의 조정은 상기 산출된 에러 조정 측정치 만큼 상기 HRV의 측정치를 감소시키는 단계를 포함하는 방법.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 PPG 신호의 잡음의 정도를 정량화하는 단계는, 상기 PPG 신호의 복수의 소정 특성들 각각과 관련된 잡음의 정도를 정량화하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 PPG 신호의 복수의 소정 특성들은
 상기 PPG 신호와 관련된 하나 이상의 피크들,
 상기 PPG 신호와 관련된 하나 이상의 골(trough)들,
 상기 PPG 신호와 관련된 하나 이상의 제로 교차점들, 또는

이들의 임의의 조합을 포함하는 방법.

청구항 7

제5항에 있어서, 특정한 소정 특성에 대한 상기 잡음의 정도가 상기 특정한 소정 특성에 대한 잡음의 기준 정도보다 크다고 판단될 때, 상기 특정한 소정 특성이 잡음이 있는 PPG 신호의 하나 이상의 세그먼트들과 관련되는 것으로 판단되는 방법.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 사용자의 전자 장치로 상기 조정된 HRV의 측정치를 전달하기 전에, 상기 조정된 HRV의 측정치를 호흡 동성 부정맥(RSA: respiratory sinus arrhythmia) 파형과 비교하여 차이가 통계적으로 의미가 있는지 여부를 판단하는 단계를 더 포함하며,

상기 차이가 통계적으로 의미 있는 것이라 판단될 때, 상기 RSA 파형에 기반하여 상기 HRV의 측정치를 더 조정하는 방법.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 조정된 HRV의 측정치를 상기 사용자의 전자 장치로 전달하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

잡음 산출 기간에 걸쳐 수집된 이력 데이터를 저장 장치에 저장하되, 상기 이력 데이터는 상기 심장 센서 데이터 및 하나 이상의 기준 데이터인 단계; 및

상기 저장된 이력 데이터를 분석하여 상기 이력 데이터에 대한 포스트 호크(post-hoc) 분석을 제공하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 이력 데이터의 포스트 호크 분석에 기반하여 후속 심장 센서 데이터와 관련된 잡음을 자동 보정하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 12

사용자의 심박 변이도(HRV)의 측정치를 결정하기 위해 소프트웨어를 구현하는 하나 이상의 컴퓨터 판독가능한 비일시적 저장 매체로서, 실행 시,

상기 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하고, 상기 심장 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 PPG(photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함하고,

상기 PPG 신호와 관련된 에러-잡음 추정치를 산출하고,

상기 PPG 신호와 관련된 상기 에러-잡음 추정치에 기반하여 상기 PPG 신호의 잡음의 정도를 정량화함으로써, 상기 심장 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하고,

상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 정도만큼 상기 HRV의 측정치를 조정하도록 동작되는 하나 이상의 컴퓨터 판독가능한 비일시적 저장 매체.

청구항 13

시스템으로서,

하나 이상의 프로세서들; 및

사용자의 심박 변이도(HRV)의 측정치를 판단하기 위해 상기 프로세서들에 의해 실행가능한 명령어들을 구비하여 상기 프로세서들과 결합된 비일시적 메모리를 포함하고,

상기 프로세서들은 상기 명령어들을 실행할 때,

상기 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하고, 상기 심장 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 PPG(photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함하고,

상기 PPG 신호와 관련된 에러-잡음 추정치를 산출하고,

상기 PPG 신호와 관련된 상기 에러-잡음 추정치에 기반하여 상기 PPG 신호의 잡음의 정도를 정량화함으로써, 상기 심장 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하고,

상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 정도만큼 상기 HRV의 측정치를 조정하도록 동작되는 시스템.

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 일반적으로 착용형 전자 장치의 사용 및 콘텐츠를 개선하는 것에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 모바일 전자 장치는 사용자가 다양한 장소를 돌아 다닐 때에도 사용자에게 컴퓨팅 기능에 대한 접근을 제공한다. 모바일 전자 장치들의 예들에는 모바일 전화, 미디어 플레이어, 랩탑, 태블릿, PDA(personal digital assistant), 또는 이런 유형의 여러 장치들의 기능을 포함하는 하이브리드 장치가 포함된다.

[0003] 모바일 전자 장치는 LAN(local area network), WAN(wide area network), 셀룰라 네트워크, 인터넷, 또는 어떤 다른 적절한 네트워크 같은 통신 네트워크의 일부일 수 있다. 모바일 전자 장치는 통신 네트워크를 이용하여 다른 전자 장치들과 통신하여, 예컨대 원격 저장 데이터를 액세스하거나, 원격 프로세싱 파워를 액세스하거나, 원격 디스플레이를 액세스하거나, 로컬 저장 데이터를 제공하거나, 로컬 프로세싱 파워를 제공하거나, 로컬 디스플레이에 대한 액세스를 제공할 수 있다. 예를 들어, 네트워크는 모바일 전자 장치를 통해 사용자에게 의해 액세스 또는 활용될 수 있는 애플리케이션, 콘텐츠, 그리고 서비스를 주관할 수 있는 서버들로의 통신 경로와 링크를 제공할 수 있다. 콘텐츠는 텍스트, 비디오 데이터, 오디오 데이터, 사용자 설정사항 또는 다른 유형의 데이터를 포함할 수 있다. 네트워크는 예컨대 블루투스, IEEE Wi-Fi(802.11a/b/g/n/ac), 또는 TCP/IP(Transmission Control Protocol/Internet Protocol)과 같은 어떤 적절한 통신 프로토콜이나 기술을 이용하여 모바일 전자 장치들 간의 통신을 도모할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0004] 특정 실시예들에서, 사용자의 HRV 측정치를 결정하는 방법은, 상기 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하는 단계, 상기 심장 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 양만큼 상기 HRV 측정치를 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 맥파(PPG:photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0005] 도 1은 내부 신체 조직과 뼈에 대한 광학적 검출 시스템의 특정 실시예들을 위한 예시적 네트워크 환경을 도시한다.

도 2a는 특정 실시예들에 따른 시스템 및 장치를 포함하는 예시적 헬스 모니터링 시스템을 도시하고, 도 2b는

특정 실시예들에 따른 시스템 및 장치를 포함하는 다른 예시적 헬스 모니터링 시스템을 도시한다.

도 3은 예시적 모바일 클라이언트를 도시한다.

도 4a 및 4b는 본 발명의 특정 실시예들에 따른 예시적 사용자 인터페이스들을 도시한다.

도 5a는 기준 데이터 히스토그램의 예를 도시하고, 도 5b는 자율신경 균형이 좌측으로 이동한 테스트 데이터 히스토그램의 예를 도시하며, 도 5c는 자율신경 균형이 우측으로 이동한 테스트 데이터 히스토그램의 예를 도시한다.

도 6은 예시적 스트레스 검출 방법을 도시한다.

도 7a는 데이터 측정치들 내 저잡음에 대한 확률적 접근방식을 도시하고, 도 7b는 데이터 측정치들 내 고잡음에 대한 확률적 접근방식을 도시하고, 도 7c는 확률적 판단에 기반하여 기준 SVB를 업데이트하기 위한 확률적 접근방식을 도시하며, 도 7d는 사용자에게 시간에 따른 스트레스 값들의 범위를 보여주는 그래프(730)를 도시한다.

도 8은 기준 상태로부터 좌측 이동을 보이는 히스토그램의 예를 도시한다.

도 9는 잡음이 있는 센서들을 이용하여 건강 측정치들을 계산하는 예시적 방법을 도시한다.

도 10은 잡음이 있는 센서들을 이용하여 건강 측정치들을 계산하기 위한 잡음 보상 시스템을 도시한다.

도 11은 사용자의 헬스 변이도 측정치 판단을 위한 예시적 방법을 도시한다.

도 12a 및 12b는 심박 변이도(HRV) 측정치 잡음 보상 결과의 예를 도시한다.

도 13은 본 발명의 특정 실시예들에 따른 알고리즘의 사용 예를 도시한다.

도 14a, 14b, 및 14c는 잡음 예측 및 신호 스티칭(stitching) 또는 교체를 위한 잡음 정정 시스템을 도시한다.

도 15는 본 발명의 특정 실시예들에 따른 예시적 신호를 도시한다.

도 16은 본 발명의 특정 실시예들에 기반하여 신호 특성을 검출 및 분석하는 예시적 방법을 도시한다.

도 17은 사용자의 생물학적 측정치들에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨에 대한 지속적이고 전력 효율적인 모니터링을 하기 위한 일반적인 방법의 예를 도시한다.

도 18은 헬스 모니터링 시스템을 이용하여 알람 피로도(alarm fatigue)를 줄이는 예시적 방법을 도시한다.

도 19는 헬스 모니터링 시스템을 이용하여 전력 효율적인 모니터링을 하기 위한 예시적 방법을 도시한다.

도 20은 헬스 모니터링 시스템의 예시적 소프트웨어 및 하드웨어 구성요소들을 도시한다.

도 21은 사용자의 상황 레코드들(context records)을 생성 및/또는 업데이트하는 예시적 방법을 도시한다.

도 22는 사용자의 건강 특성 출력을 생성하는 예시적 방법을 도시한다.

도 23은 건강 회복탄력성 측정에 기반하는 사용자의 감정 건강 판단을 위한 예시적 방법을 도시한다.

도 24는 본 발명의 특정 실시예들에 따른 예시적 컴퓨터 시스템을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0006] 특정 실시예들에서, 측정 데이터 집합을 기초로 산출된 자율신경 균형(SVB: sympathovagal balance) 값에 따른 사용자의 스트레스 레벨 판단 방법은 상기 측정 데이터 집합의 제1부분 내 자율 신경 시스템(ANS) 활동 표식들(markers)의 개수 및 상기 측정 데이터 집합의 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 관련한 비율인 심박 변이도(HRV) 특성을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 HRV 특성에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단하는 단계를 포함할 수 있다. 측정 데이터 집합의 제1 및 제2부분들은 측정 데이터 집합의 히스토그램 표현을 제1 및 제2부분으로 나누는 사용자 특정(user-specific) 기준 SVB 값에 기반하여 선택될 수 있다.

[0007] 특정 실시예들에서, 사용자의 HRV 측정치를 결정하는 방법은, 상기 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하는 단계, 상기 심장 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 양만큼 상기 HRV 측정치를 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 맥파(PPG: photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함할 수 있다.

- [0008] 상기 사용자의 HRV 측정치를 결정하는 방법은, 상기 처리된 PPG 신호의 복수의 피크들을 검출하는 단계, 상기 처리된 PPG 신호의 상기 복수의 피크들에 기반하여 복수의 RR(R wave-to-R wave) 시간 인터벌을 추출하되, 상기 각각의 RR 인터벌은 상기 처리된 PPG 신호의 두 개의 연속적인 피크들 각각 간의 시간 인터벌에 해당하는 단계, 및 상기 추출된 RR 시간 인터벌들에 기반하여 상기 HRV 측정치의 에러 조정 측정치를 산출하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0009] 상기 HRV 측정치의 조정은 상기 산출된 에러 조정 측정치 만큼 상기 HRV 측정치를 감소시키는 단계를 포함한다. 상기 PPG의 잡음의 정도는 실시간으로 정량화될 수 있고, 상기 HRV 측정치는 거의 실시간으로 조정될 수 있다. 상기 PPG 신호의 잡음의 정도를 정량화하는 것은, 상기 PPG 신호의 복수의 소정 특성들 각각과 관련된 잡음의 정도를 정량화하는 것을 포함할 수 있다. 특정한 소정 특성에 대한 잡음의 정도가 상기 특정한 소정 특성에 대한 잡음의 기준 정도보다 크다고 판단될 때, 상기 특정한 소정 특성이 잡음이 있는 PPG 신호의 하나 이상의 세그먼트들과 관련된다고 판단될 수 있다.
- [0010] 또한, 상기 사용자의 상기 HRV 측정치를 결정하는 방법은 상기 수신된 PPG 신호에 기반하여 상기 잡음 산출 기간 동안 하나 이상의 통계적 PPG 파형들을 보간하는 단계, 및 상기 통계적 PPG 파형들에 기반하여 하나 이상의 잡음 있는 기간들과 관련된 잡음 있는 PPG 신호의 하나 이상의 세그먼트들을 보정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 잡음 있는 PPG신호의 세그먼트들을 보정하는 단계는 상기 통계적 PPG 파형들을 상기 수신된 PPG 신호 안에 블렌딩하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 상기 통계적 PPG 파형들을 상기 수신된 PPG 신호 안에 블렌딩하는 단계는, 상기 잡음 있는 기간들 각각의 시작 시에, 상기 통계적 PPG 파형들을 더 높게 가중시키는 단계, 및 시간의 증가에 따라 상기 통계적 PPG 파형의 가중치를 줄이고, 동시에 상기 수신된 PPG 신호의 가중치를 증가시키는 단계를 포함할 수 있다. 상기 통계적 PPG 파형은 상기 잡음 계산 기간 동안 거의 실시간으로, 상기 수신된 PPG 신호 안에 블렌딩될 수 있다.
- [0012] 특정 실시예에 따른 심박수 측정 방법은, 사용자의 전자 장치의 센서로부터 심장 센서 데이터를 수신하는 단계, 상기 심장 센서 데이터의 하나 이상의 소정 특성들에서의 잡음 정도를 분석하여, 상기 하나 이상의 특성들이 잡음에 의해 변질되었는지 여부를 판단하는 단계, 및 잡음에 의해 변질되지 않았다고 판단된 상기 특성들 중 하나 이상에 기반하여 상기 심박수의 RR 인터벌들을 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0013] 상기 심장 센서 데이터는 PPG(photoplethysmograph) 신호에 대한 데이터를 포함할 수 있다. 상기 PPG 신호의 하나 이상의 소정 특성들은, 상기 PPG 신호와 관련된 하나 이상의 피크들, 상기 PPG 신호와 관련된 하나 이상의 골들, 상기 PPG 신호와 관련된 하나 이상의 제로 교점들, 또는 그 조합을 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 하나 이상의 특성들이 잡음에 의해 변질되었는지 여부를 판단하는 단계는 상기 하나 이상의 소정 특성들 각각에서의 잡음 정도를 분석하는 단계, 및 상기 하나 이상의 소정 특성들 각각에 인접한 잡음의 정도를 분석하되, 잡음에 의해 변질되지 않았다고 판단되는 특성들은 해당 잡음이 최소 기준치 아래에 있다고 판단되는 특성들을 포함하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 심박수의 상기 RR 인터벌들의 산출은 상기 심장 센서 데이터의 상호 정보 값 산출을 더 기반으로 할 수 있다.
- [0015] 특정 실시예들에서, 사용자의 스트레스 레벨을 모니터링하는 방법은 제1샘플링 모드에서 수신된 하나 이상의 생리학적 표식들에 대한 생물학적 측정치들에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 생리학적 표식들 중 하나 이상이 문턱 레벨보다 높다고 판단될 때, 상기 제1샘플링 모드와 다른 제2샘플링 모드로 동적으로 스위칭하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0016] 특정 실시예들에서, 하나 이상의 생물학적 측정치들에 기반하여 사용자의 건강 특성을 모니터링하는 방법은 복수의 상황들(contexts)로부터 한 상황을 선택하되, 각각의 상황은 기준 건강 값에 대응하고, 각각의 상황은 복수의 기록된 이벤트들에 의해 정의되며, 각각의 기록된 이벤트는 반복되는 생물학적 상태들, 반복되는 사용자 활동, 또는 상기 사용자의 시공간 좌표 중 하나 이상을 포함하는 단계, 및 그런 다음 상기 선택된 상황에 대응하는 기준 건강 값과 비교한 하나 이상의 생체 감지 측정치들에 기반하여 상기 사용자의 건강 특성을 모니터링하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 위에서 개시된 실시예들은 다만 예로서, 본 개시의 범위가 그에 한정되는 것은 아니다. 특정 실시예들은 상기 개시된 실시예들의 성분들, 요소들, 특징들, 기능들, 동작들, 또는 단계들 전체나 일부를 포함하거나 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있다.
- [0018] 본 발명에 따른 실시예들은 특히, 방법, 저장 매체, 시스템 및 컴퓨터 프로그램 제품에 관하여 첨부된 청구범위

내에 개시되어 있으며, 한 청구항 카테고리, 예컨대 방법 안에 언급되는 특징이 다른 청구항 카테고리, 예컨대 시스템 안에서도 마찬가지로 청구될 수 있다. 첨부된 청구범위 안에서의 종속성이나 인용은 형식적인 이유로만 선택된다. 그러나, 선행 청구항에 대한 의도적 인용(특히 다중 종속항)에서 나온 주제 또한 청구될 수 있으므로, 첨부된 청구범위 내에서 선택된 종속성과 관계없이, 청구항들 및 그 특징들의 임의의 조합이 개시되어 청구될 수 있다.

[0019] 청구될 수 있는 주제는 첨부된 청구범위에서 기술된 것과 같은 특징들의 조합들 뿐 아니라, 청구범위들 내 특징들의 어떤 다른 조합 역시 포함하며, 청구범위에서 언급되는 각각의 특징은 청구범위 내 어떤 다른 특징이나 다른 특징들의 조합과 결합될 수 있다. 또한, 여기에서 기술되거나 묘사되는 실시예들과 특징들 중 어느 것이든 각각의 청구항 및/또는 여기에서 기술되거나 묘사되는 어떤 실시예나 특징이나 첨부된 청구범위의 특징들 중 어느 것과의 임의의 조합을 통해 청구될 수 있다.

[0020] 시스템 개괄

[0021] 도 1은 헬스 모니터링 시스템의 특정 실시예들에 대한 예시적 네트워크 환경(100)을 도시한다. 네트워크 환경(100)은 사용자(110), 클라이언트 시스템(120), 네트워크(130), 하나 이상의 서버들(140), 및 하나 이상의 데이터 스토리지들(150)을 포함한다. 사용자(110), 클라이언트 시스템(120), 서버들(140) 및 데이터 스토리지들(150)은 네트워크(130)에 의해 링크들(160)을 거쳐 서로 연결될 수 있다.

[0022] 도 1은 사용자(110), 클라이언트 시스템(120), 네트워크(130), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150)의 특정 배열을 도시하지만, 본 개시는 사용자(110), 클라이언트 시스템(120), 네트워크(130), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150)의 모든 적절한 배열을 고려한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 클라이언트 시스템(120), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150) 중 둘 이상은 네트워크(130)를 우회하여 서로 직접 연결될 수 있다. 다른 예로서, 클라이언트 시스템(120), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150) 중 둘 이상은 전체적으로나 부분적으로 서로 물리적으로나 논리적으로 함께 위치할 수 있다.

[0023] 또한, 도 1은 사용자(110), 특정 개수의 클라이언트 시스템(120), 네트워크(130), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150)을 도시하지만, 본 개시는 모든 적절한 개수의 사용자(110), 클라이언트 시스템(120), 네트워크(130), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150)을 고려한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 네트워크 환경(100)은 여러 사용자들(110), 클라이언트 시스템들(120), 네트워크들(130), 서버들(140), 및 데이터 스토리지들(150)을 포함할 수 있다.

[0024] 특정 실시예들에서, 사용자(110)는 클라이언트 시스템(120)과 상호 동작하거나 통신하는 개인(가령, 인간 사용자), 개체(가령, 기업체, 사업체, 또는 제3자 애플리케이션), 또는 그룹(가령, 개인들이나 개체들의 그룹)일 수 있다. 특정 실시예들에서, 클라이언트 시스템(120)은 예를 들어 착용형(wearable) 컴퓨팅 장치, 모바일 컴퓨팅 장치, 스마트폰, 셀룰라 전화기, 태블릿 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 퍼스널 컴퓨터, 증강/가상 현실 장치, 또는 이들의 어떤 조합과 같은 임의의 적절한 컴퓨팅 장치일 수 있다. 사용자(110)는 이러한 장치들 중 하나 이상과 상호 동작할 수 있다.

[0025] 또한 이 장치들은 네트워크(130)를 통하거나 직접(가령, 네트워크 없는 연결을 통해), 또는 어떤 다른 적절한 방법이나 이들의 어떤 조합을 통해 서로 통신할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 클라이언트 시스템(120)의 장치들은 Wi-Fi나 블루투스나 같은 무선 통신 프로토콜을 통해 네트워크(130)와 통신할 수 있다.

[0026] 특정 실시예들에서, 클라이언트 시스템(120)은 마이크로소프트 인터넷 익스플로러(MICROSOFT INTERNET EXPLORER), 구글 크롬(GOOGLE CHROME) 또는 모질라 파이어폭스(MOZILLA FIREFOX) 같은 웹 브라우저를 포함할 수 있고, 툴바(TOOLBAR)나 야후 툴바(YAHOO TOOLBAR) 같은 하나 이상의 애드온(add-ons), 플러그인(plugin), 또는 기타 익스텐션들을 가질 수 있다.

[0027] 클라이언트 시스템(120)의 사용자는 웹 브라우저를 특정 서버(서버(140))로 향하게 하는 URL(Uniform Resource Locator)이나 다른 어드레스를 입력할 수 있고, 웹 브라우저는 HTTP(Hyper Text Transfer Protocol) 요청을 생성하여 그 HTTP 요청을 서버로 전송할 수 있다. 서버는 HTTP 요청을 허용하여, HTTP 요청에 응답하는 하나 이상의 HTML(Hyper Text Markup Language) 파일들을 클라이언트 시스템(120)으로 전송할 수 있다. 클라이언트 시스템(120)은 서버로부터 사용자에게 제공할 HTML 파일들에 기반하는 웹페이지를 렌더링할 수 있다.

[0028] 본 개시는 임의의 적절한 웹페이지 파일들을 고려한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 웹페이지들은 특정한 필요에 따라, HTML 파일들, XHTML(Extensible Hyper Text Markup Language) 파일들, 또는 XML(Extensible Markup Language) 파일들로부터 렌더링될 수 있다. 그러한 페이지들은 한정하는 것이 아닌 예로서 자바스크립트(JAVASCRIPT), 자

바, 마이크로소프트 실버라이트(MICROSOFT SILVERLIGHT), AJAX(Asynchronous JAVASCRIPT 및 XML) 등의 마크업 언어 및 스크립트들의 조합 등에 의해 작성된 것들과 같은 스크립트들을 실행할 수도 있다. 여기서 웹페이지라는 말은 하나 이상의 해당하는 웹페이지 파일들(브라우저가 웹페이지를 렌더링하기 위해 사용할 수 있는 것들)을 포함할 수 있고, 적절할 경우 그 반대의 경우도 성립할 수 있다.

[0029] 특정 실시예들에서, 네트워크(130)는 임의의 적절한 네트워크일 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 네트워크(130)의 하나 이상의 부분들에는 에드호크(ad hoc) 네트워크, 인트라넷, 엑스트라넷(extranet), VPN(virtual private network), LAN(local area network), WLAN(a wireless LAN), WAN(wide area network), WWAN(wireless WAN), MAN(metropolitan area network), 인터넷의 일부, PSTN(Public Switched Telephone Network)의 일부, 휴대전화망, 또는 이들 중 둘 이상의 조합을 포함할 수 있다. 네트워크(130)는 하나 이상의 네트워크들을 포함할 수 있다.

[0030] 특정 실시예들에서, 링크들(160)은 클라이언트 시스템(120), 서버들(140) 및 데이터 저장부들(150)을 네트워크(130) 또는 서로를 연결할 수 있다. 본 개시는 임의의 적절한 링크들(160)을 고려한다. 특정 실시예들에서, 하나 이상의 링크들(160)은 하나 이상의 유선(예를 들어 DSL(Digital Subscriber Line) 또는 DOCSIS(Data Over Cable Service Interface Specification)), 무선(예를 들어 Wi-Fi 또는 WiMAX(Worldwide Interoperability for Microwave Access)), 또는 광학(예를 들어 SONET(Synchronous Optical Network) 또는 SDH(Synchronous Digital Hierarchy)) 링크들을 포함한다.

[0031] 특정 실시예들에서, 하나 이상의 링크들(160)은 각각, 에드호크 네트워크, 인트라넷, 엑스트라넷, VPN, LAN, WLAN, WAN, WWAN, MAN, 인터넷의 일부, PSTN의 일부, 셀룰라 기술 기반 네트워크, 위성 통신 기술 기반 네트워크, 다른 링크(160), 또는 둘 이상의 그러한 링크들(160)의 조합을 포함한다. 링크들(160)은 네트워크 환경(100) 전체에 걸쳐 반드시 동일할 필요는 없다. 하나 이상의 제1링크들(160)은 하나 이상의 면에서 하나 이상의 제2링크들(160)과 상이할 수 있다.

[0032] 특정 실시예들에서, 서버들(140)은 임의의 적절한 서버들일 수 있다. 각각의 서버(140)는 단일 서버이거나, 다수의 컴퓨터들이나 다수의 데이터 센터들을 아우르는 분산 서버일 수 있다. 서버들(140)은 한정이 아닌 예로서, 웹 서버, 파일 서버, 애플리케이션 서버, 교환 서버, 데이터베이스 서버, 프록시 서버, 여기 개시된 기능들이나 프로세스들을 수행하기 적합한 다른 서버, 또는 이들의 어떤 조합과 같이 다양한 유형들의 서버일 수 있다.

[0033] 특정 실시예들에서, 각각의 서버(140)는 서버(140)가 구현하거나 지원하는 적절한 기능들을 수행하기 위한 하드웨어, 소프트웨어, 또는 임베디드(embedded) 로직 성분들 또는 둘 이상의 그러한 구성요소들을 포함할 수 있다.

[0034] 특정 실시예들에서, 데이터 저장부들(150)은 임의의 적절한 데이터 저장부들일 수 있다. 데이터 저장부들(150)은 다양한 유형의 정보를 저장하는데 사용될 수 있다. 특정 실시예들에서 데이터 저장부들(150) 안에 저장된 정보는 특정 데이터 구조에 따라 체계화될 수 있다.

[0035] 특정 실시예들에서 각각의 데이터 저장부(150)는 관계식, 종행 배열식, 상관식, 또는 다른 적절한 데이터베이스일 수 있다. 데이터 저장부(150)는 클라우드 저장부 또는 다른 네트워크 접근가능 저장부와 같이 네트워킹된 저장부를 포함할 수 있다. 그에 더해, 또는 대안적으로, 데이터 저장부(150)는 SSD(solid state drives) 또는 HDD(hard disk drive)와 같이, 클라이언트 시스템(120)의 장치들 중 어느 하나 안에 있거나 그에 직접 연결된 로컬 저장부를 포함할 수 있다.

[0036] 본 개시는 특정 유형의 구성요소들 및 그러한 네트워크 환경(100)의 구성요소의 사용을 기술하거나 도시하지만, 본 개시는 임의의 적절한 유형의 구성요소들, 어떤 적절한 네트워크 토폴로지(가령, 단독형 장치 토폴로지를 포함), 및 네트워크 환경(100)의 이러한 구성요소들에 대한 어떤 적절한 사용들을 고려한다.

[0037] 헬스 모니터링 및 애플리케이션 개괄

[0038] 스트레스는 다양한 건강 문제에 대한 가장 큰 요인들 중 하나라고 간주되며, 모든 질병의 80% 이상에 대한 기여요소라고 추정된다. 이하에서 논의되는 특정 실시예는 모바일 모니터링 및 건강 및/또는 건강 관리와 관련한 스트레스의 측정에 초점을 맞춘다.

[0039] 모바일 모니터링 및 관리에서, 착용형 센서들의 사용은 스트레스 및 다른 생리적 특징들에 대한 분석 및 관리시 사용할 주요한 새 기술일 수 있는데, 이는 이러한 관리가 당뇨, 고혈압, 심혈관 질환, 폐질환, 기분 장애, 약물 남용, 전반적 삶의 질 등을 포함하는 광범위한 건강 문제들의 관리에 대한 가교역할을 할 수 있기 때문이다. 착용형 기술이 전자공학, 소프트웨어, 센서, 및 네트워크 연결을 이용하여 내장된 물리적 객체/사물들의 네

트위크가 이러한 객체/사물들이 서로와 통신하며 서로 데이터를 수집 교환할 수 있게 하는 사물 인터넷의 핵심 파트가 됨에 따라, 전세계적인 착용형 장치 시장은 급속히 성장하는 시장이다.

- [0040] 스트레스 관리 기법들은 자율 신경 시스템(ANS)의 활동/각성을 측정함으로써 작용할 수 있으며, 여기서 높은 각성은 스트레스의 징후라고 간주된다. 예를 들어, ANS의 각성은 심박수, 피부 전도, 혈압, 호흡, 뇌전도(EEG)를 통한 뇌파 패턴들, 다른 관련 메트릭들, 또는 이들의 어떤 조합의 변화를 통해 쉽게 측정될 수 있는 생리 기능의 변화로 이어진다. 스트레스 측정 기법들은 심박 변이도(HRV)의 측정에 의존할 수 있다. HRV의 측정치들은 시간 도메인 분석 또는 주파수 도메인 분석에 기반할 수 있으며, 이들 모두는 수많은 단점을 가진다.
- [0041] 일 예로서, 고속 푸리에 변환(FFT)에 기반하는 것들 같은 주파수 도메인 분석 방법은 잡음 아티팩트(artifacts)에 극도로 민감하기 때문에 모바일 플랫폼 상에서의 구현에는 별로 적절하지 않으며, 긴 측정 기간을 필요로 할 수 있다. 연속 심박 간격 차이들의 평균 제곱근(RMSSD: root mean square of successive heartbeat interval differences), Nn(박동 간) 간격들의 표준 편차(SDNN: standard deviation of NN), 및 NN들의 총 수(pNN50)로 나눈 50 밀리초 넘게 차이가 나는 연속 NN들의 여러 쌍들의 비율과 같은 시간 도메인 방식들이 순간적인 심박 신호를 분석하기 위해 자주 사용된다.
- [0042] 그러나, 이러한 방법들은 부정확하고 불안정할 수 있으며, 이러한 불안정성은 잡음이 존재할 때 명백해질 수 있는데, 이는 가령 착용형 센서들이 관련된 것과 같은 여러 사용 모델들에서의 현상이다. 또한, 스트레스의 측정은, 극히 예리하고 특별하지만 았다면 스트레스 내 단기 스파이크들은 사용자에게 경고하기에는 별로 의미가 없기 때문에, 여러 경우들에 있어 만성적이고 장기적인 스트레스와 관련해서만 의미가 있다.
- [0043] 또한, 그러한 방법들은 주어진 사용자에게 대한 측정 상황이나 기준을 고려하지 않고 스트레스를 정량화할 수 있다. 이와 같이, 상기 방법들은 사용자의 감정 건강에 대한 실제 그림을 캡처하지 못한 정보를 제공할 수 있으며, 따라서 이 방법들에 의해 제공되는 정보는 이용 가능성이 크게 떨어진다.
- [0044] 또한, HRV를 정량화하기 위한 기술들의 적용은 집단적 채택/구현에 대해 이들을 비현실적이고 어렵게 만드는 수많은 한계들에 의해 방해받을 수 있다. 예를 들어 이러한 기술들은, 약하고 실행상 비효과적인 스트레스 검출 방법들에 기반한다. 또한 이 기술들은 관련된 정신생리학적 문제들(급성 및 장기 스트레스)에 초점이 맞춰진다. 이 기술들은 잡음 복원탄력성이 없어, 잡음에 대한 어떤 보상도 가능하지 않다. 스트레스의 측정은 감정 건강에 대한 측정의 제공을 돕고, 그에 따라 다양한 접근 방식들을 통한 스트레스 관리 및 변조로 이어질 수 있다. 그러나 이러한 기술들은 감정 건강에 대한 양호한 표식(가령, 스트레스 회복 탄력성)을 생성하는 데 있어서는 매우 약할 수 있다. 마지막으로, 기존 애플리케이션들은 길고 24시간 지속되는 스트레스 모니터링과 관련하여 전력을 매우 필요로 하고 구현하기가 어렵다.
- [0045] 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 다양한 사용자 건강 지시자들을 측정 및 모니터링하여 사용자에게 유용하고 이용 가능한 피드백을 제공하기 위해, 상호 동작 특성들의 전체적 모음을 제공함으로써 기존 방법들의 부적절성에 대처한다. 예를 들어, 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 교감 신경 시스템(sympathetic nervous system: SNS) 및 부교감 신경 시스템(parasympathetic nervous system: PSNS)을 동등한 무게로 다루는 자율신경 균형(sympathetic nervous system: SVB)에 대한 분석으로부터 결정되는 선형, 비율 기반의, 정신생리학적 측정 기반 산출을 포함하는 스트레스 모니터링 및 측정 시스템 및 방법에 관한 것이다. 이러한 SVB 측정은 다양한 다른 건강 측정에 대한 광범위한 적용성을 가진다는 것 외에도, 사용자들의 정신 상태와 스트레스 레벨을 검출하는데 있어 매우 민감하면서도 고유하다고 판단되었다.
- [0046] 또한, 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 다양한 건강 측정치들을 판단하는데(가령 심박수 측정을 통한 스트레스 발병의 검출을 위해) 필요한 제한된 시간 동안만 데이터 수집 센서들을 그대로 유지함에 있어 샘플링 및 전력 효율성을 위한 시스템 및 방법에 대한 것이다. 또한, 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 거짓 알람을 감소 시킨다는 것 외에도, 사용자를 건강 이벤트 및/또는 스트레스 발병 메시지로 압도시키지 않으면서 사용자에게 정확한 데이터를 제공하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 일 예로서, 사용자에게는 알람 피로도(alarm fatigue) 방식을 돕는 매우 해로운 건강 이벤트들 및/또는 스트레스 이벤트들만이 통지된다.
- [0047] 또한, 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 개별화되고(individualized), 상황화되며(contextualized) 정규화된(normalized) 방식으로 데이터를 획득하고 사용자 피드백을 제공하는 시스템 및 방법에 관한 것이다. 예를 들어, 헬스 측정 기준들은 각각의 사용자에게 개별화된 기준으로 결정될 수 있으며, 헬스 측정 데이터는 사용자 고유의 상황에 기반하여 분석될 수 있고, 모든 사용자들을 위해 정규화되어 해당 사용자에게 피드백으로서 의미 있는 측정치를 제공하도록 할 수 있다. 또한, 스트레스 측정 예에서, 이하에 기술되는 특정 실시예들은 단지 스

트레스만이 아니라 사용자 스트레스 극복 스킬의 표식인 스트레스 회복탄력성을 또한 분석하고 모니터링하는 시스템 및 방법에 대한 것이다. 또한, 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 사용자 및/또는 다른 제3자들(가령, 의료 전문가들)에게 더 많은 이용 및 통찰을 제공하기 위해 수집된 데이터의 맞춤형한 세분화를 가능하게 하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

[0048] 또한 이하에 기술되는 특정 실시예들은 높은 수준의 잡음이 존재할 때 잡음 복원탄력성을 개선하고 잡음-신호 대안을 제공하는 것을 포함하여, 신호 정정 기법들에 의해 잡음 존재 시 소정 건강 측정의 성능을 개선시킴으로써 건강 데이터 수집을 향상시키는 시스템 및 방법에 관한 것이다. 또한 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 사용자가 측정치들의 신뢰도를 파악할 수 있도록 잡음의 정도 디스플레이를 계산하는 것 외에, 잡음으로 인해 일어날 수 있는 예러들의 범위를 판단함으로써 잡음의 영향을 보상하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

[0049] 특정 실시예들에서, 사용자의 스트레스 레벨을 판단하기 위한 방법은 이하에서 상세히 논의하는 바와 같이, 측정 데이터 집합을 기초로 산출된 SVB 값에 따를 수 있다. 상기 방법은 상기 측정 데이터 집합의 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 개수 및 상기 측정 데이터 집합의 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 관련된 비율인 HRV 특성을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 HRV 특성에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단하는 단계를 포함할 수 있다. 측정 데이터 집합의 제1 및 제2부분들은 측정 데이터 집합의 히스토그램 표현을 제1 및 제2부분으로 나누는 사용자 특정(user-specific) 기준 SVB 값에 기반하여 선택될 수 있다.

[0050] 특정 실시예들의 방법은 이하에 상세히 기술하는 것과 같이, 잡음의 존재 시 사용자의 HRV 측정치를 판단하고, 그런 다음 그 잡음을 정정할 수 있다. 상기 방법은, 사용자의 전자 장치의 센서로부터 센서 데이터를 수신하는 단계, 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 양만큼 HRV 측정치를 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸친 PPG 신호에 대한 데이터를 포함할 수 있다.

[0051] 특정 실시예들의 방법은 이하에서 논의되는 바와 같이, 알람 피로도를 줄이면서 지속적인 방식으로 사용자의 스트레스 레벨을 모니터링할 수 있다. 상기 방법은 제1샘플링 모드에서 수신된 하나 이상의 생리학적 표식들에 대한 생물학적 측정치들에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단하는 단계, 및 그런 다음 상기 생리학적 표식들 중 하나 이상이 문턱 레벨보다 높다고 판단될 때, 상기 제1샘플링 모드와 다른 제2샘플링 모드로 동적으로 스위칭하는 단계를 포함할 수 있다.

[0052] 특정 실시예들의 방법은 이하에서 논의되는 바와 같이, 측정치들과 관련된 하나 이상의 상황들(가령, 기준 상황, 다른 관련 상황들 등)을 판단하기 위해 하나 이상의 생물학적 측정치들을 기반으로 사용자의 건강 특성을 모니터링할 수 있다. 상기 방법은 복수의 상황들(contexts)로부터 하나의 상황을 선택하되, 각각의 상황은 기준 건강 값에 대응하고, 각각의 상황은 복수의 기록된 이벤트들에 의해 정의되며, 각각의 기록된 이벤트는 반복되는 생물학적 상태들, 반복되는 사용자 활동, 또는 상기 사용자의 시공간 좌표 중 하나 이상을 포함하는 단계, 및 그런 다음 상기 선택된 상황에 대응하는 기준 건강 값과 비교한 하나 이상의 생체 감지 측정치들에 기반하여 상기 사용자의 건강 특성을 모니터링하는 단계를 포함할 수 있다.

[0053] 헬스 모니터링 시스템들 및 사용자 인터페이스들의 예시적 실시예들

[0054] 도 2a는 특정 실시예들에 따른 시스템 및 장치를 포함하는 예시적 헬스 모니터링 시스템(200)을 도시하고, 도 2b는 특정 실시예들에 따른 시스템 및 장치를 포함하는 다른 예시적 헬스 모니터링 시스템(270)을 도시한다. 특정 실시예들에서, 도 2a에 도시된 바와 같이 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 모니터링 장치(210)(예를 들어, 사용자 손목(220)에 위치됨) 및 모바일 전자 장치(230)를 포함할 수 있다.

[0055] 헬스 모니터링 장치(210)는 팔, 손목, 손가락, 다리, 발목, 발가락, 몸통, 목, 머리, 어떤 다른 적절한 신체 부위 또는 이들의 임의의 조합과 같은 사용자의 몸의 일부분에 착용될 수 있는 착용형 전자 장치(가령, 클라이언트 시스템(120)의 장치)일 수 있다. 헬스 모니터링 장치(210)는 하나 이상의 애플리케이션들(250)(예를 들어, 날씨 애플리케이션, 운동 애플리케이션, 챗 애플리케이션 등) 외에 시계 형태의 사용자 인터페이스를 포함할 수 있는 사용자 인터페이스(240)를 포함할 수 있다.

[0056] 특정 실시예들에서, 도 2b에 도시된 바와 같이 헬스 모니터링 시스템은 헬스 모니터링 패치(270)(예를 들어, 사용자 팔(280)에 위치됨) 및 모바일 전자 장치(230)를 포함할 수 있다. 헬스 모니터링 장치(210)와 마찬가지로, 헬스 모니터링 패치(270)는 팔, 손목, 다리, 발목, 몸통, 목, 머리, 어떤 다른 적절한 신체 부위 또는 이들의 임의의 조합과 같은 사용자의 몸의 일부분에 부착될 수 있다.

[0057] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 장치(210) 및/또는 헬스 모니터링 패치(270)는 모바일 전자 장치(230)에 직

접적으로, 또는 헬스 모니터링 장치(210) 및 모바일 전자 장치(230) 및/또는 헬스 모니터링 패치(270) 사이의 상호 동작 및/또는 데이터 전송을 용이하게 할 수 있는 네트워크(130)를 통해 연결될 수 있다.

- [0058] 특정 실시예들에서 모바일 전자 장치(230)는 스마트폰과 같은 장치일 수 있다. 헬스 모니터링 장치(210), 헬스 모니터링 패치(270), 및 모바일 전자 장치(230)는 네트워크(130), 서버들(140), 데이터 저장부들(150), 또는 이들의 임의의 조합에 연결될 수 있다. 데이터(가령, 심박수, 스트레스 레벨, 수면 시간, 감정 상태 등)는 헬스 모니터링 장치(210), 헬스 모니터링 패치(270), 모바일 전자 장치(230), 다른 클라이언트 시스템들(120), 데이터 저장부들(150), 다른 적절한 데이터베이스들, 또는 이들의 임의의 조합에 저장될 수 있다. (이하에서 논의되는 것과 같은) 특정 알고리즘들의 데이터 및 계산 처리는 헬스 모니터링 장치(210), 헬스 모니터링 패치(270), 모바일 전자 장치(230)에 의해, 또는 서버들(140) 상에서, 또는 어떤 다른 클라이언트 시스템(120), 다른 적절한 장치들/시스템들, 또는 이들의 임의의 조합에 의해 수행될 수 있다.
- [0059] 특정 실시예들에서, 특정 알고리즘들의 데이터 및 계산 처리는, 데이터 저장부들(150)로부터 네트워크(130)를 통해 사용자 데이터, 참조/기준 데이터의 프레임, 메디컬 데이터, 다른 관련 데이터, 또는 이들의 조합을 액세스함으로써 수행될 수 있다. 본 개시는 특정한 방식으로 헬스 모니터링 시스템을 기술하지만, 본 개시는 임의의 적절한 방식에 따른 임의의 적절한 구성요소들을 가진 헬스 모니터링 시스템을 고려한다.
- [0060] 도 3은 예시적 모바일 클라이언트 시스템(120)(예를 들어, 모바일 전자 장치(230))를 도시한다. 본 개시는 임의의 적절한 물리적 형태를 취하는 모바일 클라이언트 시스템(120)을 고려한다. 특정 실시예들에서, 모바일 클라이언트 시스템(120)은 이하에서 기술되는 컴퓨팅 시스템일 수 있다.
- [0061] 한정하는 것이 아닌 예로서, 모바일 클라이언트 시스템(120)은 싱글 보드 컴퓨터 시스템(SBC: single-board computer system)(예를 들어 COM(computer-on-module) 또는 SOM(system-on-module) 등), 랩탑 또는 노트북 컴퓨터 시스템, 모바일 전화, 스마트 폰, PDA(personal digital assistant), 태블릿 컴퓨터 시스템, 또는 이들 중 둘 이상의 조합일 수 있다. 특정 실시예들에서, 모바일 클라이언트 시스템(120)은 입력 구성요소로서 디스플레이 스크린(310) 및 터치 센서(320)를 가질 수 있다.
- [0062] 도 3의 예에서, 터치 센서(320)는 모바일 클라이언트 시스템(130)의 전면(예를 들어, 디스플레이 스크린(310)) 위에 병합된다. 터치 센서(320)는 (가령, 사용자의 손가락으로부터의) 터치의 존재 및 위치, 또는 스타일러스(가령, 스타일러스)의 접근을 검출할 수 있다. 용량성 터치 센서들의 경우, 두 가지 유형의 전극들(송신 및 수신 전극들)이 있을 수 있다. 이 전극들은, 전기 펄스들로 전송 전극들을 구동하고 터치나 접근 입력으로 야기되는 수신 전극들로부터의 캐패시턴스 변화를 측정하도록 고안된 제어기에 연결될 수 있다.
- [0063] 특정 실시예들에서, 사용자에게는 모바일 클라이언트 시스템(120)의 스크린 디스플레이(310) 상에 하나 이상의 애플리케이션들(예를 들어, 모바일 애플리케이션들)의 사용자 인터페이스(UI)가 제시될 수 있고, 사용자는 터치 센서(320)를 통해 애플리케이션들 각각의 UI와 상호동작할 수 있다.
- [0064] 도 3의 예에서, 하나 이상의 안테나들(330, 340)은 모바일 클라이언트 시스템(120)의 하나 이상의 측 안에서 병합될 수 있다. 안테나들(330, 340)은 전류를 무선파로, 그리고 그 반대의 경우로 변환하는 구성요소들이다. 신호의 전송 중에, 송신기는 진동 무선 주파수(RF) 전류를 안테나들(330, 340)의 단말에 인가하고, 안테나들(330, 340)은 인가된 전류의 에너지를 전자기(EM) 파로 발산한다. 신호의 수신 중에, 안테나들(330, 340)은 입력되는 EM 파의 전력을 안테나들(330, 340)의 단말들에서 전압으로 변환한다. 전압은 증폭을 위해 수신기로 전송될 수 있다.
- [0065] 특정 실시예들에서, 모바일 클라이언트 시스템(120)은 이더넷이나 다른 유선 기반 네트워크 또는 무선 NIC(WNIC)와 통신하기 위해 안테나들(330, 340)에 연결되는 통신 요소, 예컨대 Wi-Fi 네트워크 같은 무선 네트워크와 통신하기 위한 무선 어댑터나, 3G(third generation mobile telecommunications) 또는 LTE(Long Term Evolution) 네트워크 같은 셀룰라 네트워크와 통신하기 위한 모듈을 포함할 수 있다. 본 개시는 모든 적절한 네트워크 및 그에 대한 모든 적절한 통신 요소를 고려한다.
- [0066] 한정하는 것이 아닌 예로서, 모바일 클라이언트 시스템(120)은 애드호크(ad hoc) 네트워크, PAN(personal area network), LAN(local area network), WAN(wide area network), MAN(metropolitan area network), 하나 이상의 인터넷 부분들 또는 이들 중 둘 이상의 조합과 통신할 수 있다. 이러한 하나 이상의 네트워크들 중 하나 이상의 부분들이 유선이거나 무선일 수 있다.
- [0067] 다른 예로서, 모바일 클라이언트 시스템(300)은 무선 PAN(WPAN)(가령 BLUETOOTH WPAN 등), Wi-Fi 네트워크, Wi-Max 네트워크, 셀룰라 전화 네트워크(가령, GSM(Global System for Mobile Communications) 네트워크, 3G,

또는 LTE 네트워크), 또는 다른 적절한 무선 네트워크 또는 이들 중 둘 이상의 조합과 통신할 수 있다. 모바일 클라이언트 시스템(120)은 적절한 경우 이러한 네트워크들 중 하나에 대한 임의의 적절한 통신 요소를 포함할 수 있다.

[0068] 특정 실시예들에서, 모바일 클라이언트 시스템(120)의 안테나들(330, 340)에 연결된 통신 요소는 GPS(global positioning system) 신호, 셀룰라 삼각측량, 무선 핫스팟들, 또는 위치 데이터를 결정하기 위한 임의의 적절한 방식들에 기반하여 위치 데이터를 결정하도록 구성될 수 있다.

[0069] 특정 실시예들에서, 모바일 클라이언트 시스템(120)의 위치 서비스는 예컨대, 하나 이상의 셀룰라 타워들의 위치, Wi-Fi 핫스팟과 관련된 클라우드 소싱 위치 정보, 또는 모바일 클라이언트 시스템(120)의 GPS 기능을 이용하는 하나 이상의 위치 결정 방법들을 사용할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 애플리케이션은 모바일 클라이언트 시스템(120)이 소정 기간 내 GPS 데이터를 획득할 수 있는지 여부에 적어도 일부 좌우되는 위치 정보의 기본 소스로서 GPS 데이터를 이용할 수 있다.

[0070] 다른 예로서, 모바일 클라이언트 시스템(120)이 소정 샘플링 듀레이션(sampling duration) 중에 GPS 데이터를 획득할 수 없는 경우, 애플리케이션은 하나 이상의 셀룰라 타워들이나 Wi-Fi 핫스팟들을 이용하여 결정된 위치를 이용할 수 있다. 본 개시가 위치 결정에 대한 특정한 방법들을 이용하는 위치 서비스를 기술하고 있으나, 본 개시는 위치 검출에 대한 임의의 적절한 방법 또는 방법들의 조합을 이용하는 위치 서비스 역시 고려한다.

[0071] 도 4a 및 4b는 본 발명의 특정 실시예들에 따른 예시적 사용자 인터페이스들을 도시한다.

[0072] 도 4a는 사용자(410)("Julie")를 위한 정보의 종류들을 보여주는 예시적 사용자 인터페이스(400)를 도시한다. 제1부분(420)에서, 사용자 인터페이스(400)는 특정한 날의 특정 시간대에 사용자(410)가 걸은 걸음 수에 대한 정보를 보여준다. 제2부분(430)에서 사용자 인터페이스(400)는 사용자 정보를 수집하기 위해 사용자가 이용할 수 있는 활동(가령, 달리기)에 대한 정보를 보여준다. 제3부분(440)에서, 사용자 인터페이스(400)는 사용자 측정치들(가령, 심박수)에 대한 정보를 보여준다.

[0073] 도 4b는 제1사용자 인터페이스(450a) 및 제2사용자 인터페이스(450b)를 포함하는 스트레스 판단을 위한 예시적 사용자 인터페이스(450)를 도시한다. 제1사용자 인터페이스(450a)는 도시된 정보를 나타내는 카테고리(가령, "stress(스트레스)"(460), 사용자와 관련된 스트레스 레벨의 그래픽 표현(470)을 포함한다. 제1사용자 인터페이스(450a)는 또한, 사용자 인터페이스(450)를 제2사용자 인터페이스(450b)로 바꾸는 차트 옵션(chart option)(472)을 포함한다. 제2사용자 인터페이스(450b)는 사용자를 제외하고 지난 스트레스 레벨 정보(490)의 로그(기록)(480)을 보여준다.

[0074] 특정 실시예에서, 다른 스트레스 관련 정보가 사용자 인터페이스(450)를 통해 사용자에게 제공될 수 있다(또는 특정한 종류의 스트레스 관련 정보를 수집하기 위한 어떤 옵션이 사용자에게 제공될 수 있다). 본 개시는 특정한 방식으로 헬스 모니터링 시스템의 예시적 사용자 인터페이스를 기술하지만, 본 개시는 사용자에게 정보를 제공하기 위한 임의의 적절한 방식에 따른 헬스 모니터링 시스템의 사용자 인터페이스의 제공을 고려한다.

[0075] 스트레스 검출

[0076] 위에서 논의한 바와 같이, 스트레스는 다양한 건강 문제들에 대한 가장 큰 원인들 중 하나라고 간주된다. 스트레스 관리 기법들은 특히 잠음이 존재할 때 부정확하고 불안정한 경향이 있다. 따라서, 이하에서 논의되는 특정 실시예들은 스트레스 검출뿐 아니라 SVB 분석에 기반하는 이완 측정에 적용 가능한 HRV 알고리즘을 제공함으로써 이러한 문제들에 대처한다. SVB는 스트레스에 대한 정신생리학적 설명의 한 개념으로서, SVB의 분석은 정상 치료로부터의 백분율 편차를 환산하여 HRV(가령 스트레스) 값들을 제공하는 비율 방식에 기반한다. 이 방식은 특성 상 선형이므로, (가령 특성 상 비선형의 경향이 있는) 잠음에 대해 매우 안정적이게 한다. 또한 이 방식은 사용자, 다른 사용자들, 또는 의료 전문가들의 고유한 필요성에 대처하도록 맞춤 가능 하다.

[0077] 높은 각성이 스트레스 징후라고 간주되는 ANS의 활동들/각성을 측정함으로써 작동하는 스트레스 관리 기법들은 교감 신경 시스템(SNS)이 아닌 부교감 신경 시스템(PSNS)에 중점을 두는 경향이 있다. 그러나 이것은, PSNS의 증가가 반드시 SNS의 감소를 의미하는 것은 아닐 수 있기 때문에 문제가 있고, 따라서 SNS의 분석이 PSNS의 분석만큼 유용할 수 있다. 반대로, 이하에서 보다 상세히 논의하겠지만, SVB 분석에 기반하는 방법들은 교감 유출 및 PSNS(가령 미주(vagal) 신경) 유출이 안정적인 균형 상태인 항상성 평형을 관찰한다. 따라서, SVB 및 그에 따른 스트레스는 SNS 및 PSNS 사이(가령, 부교감 유출 및 교감 유출 사이)의 상대적 우세함 및 균형을 분석함으로써 판단될 수 있다.

- [0078] SNS 및 PSNS 둘 모두가 허용된 정량화 단위를 가지지 못해 해석 및 평가가 어려운 수치들로 이어지기 때문에 쉽게 정량화되어 비교되지 않는다는 점에서도 문제가 발생한다. 기술된 SVB의 분석은 SNS 및 PSNS를 동등한 무게로 다루며(가령, 이들 모두가 ANS 각성 분석에 유용하기 때문), 심박수(HR)가 아닌 RR-델타(RR-deltas)(가령 연속 심박수들 간 RR 인터발 차이)인 가장 기본적인 HRV 단위를 사용한다. 또한, 저렴하고 사용자 친화적인 착용형 센서들이 많다는 것은 실제 환경에서 실시간으로 많은 양의 데이터를 이용하여 데이터를 수집하고 SVB를 분석하는 것을 용이하게 한다.
- [0079] 특정 실시예들에서, SVB를 판단하기 위해, 스트레스는 테스트 데이터 t의 RR-델타 히스토그램 H_t에서 SNS의 우세성 증가로 정의되며, 그 히스토그램 상의 데이터 포인트들은 테스트 데이터 집합 내 인접 RR 인터벌들 간 차이에 대응한다. 특정 실시예들에서, 이하에 기술되는 방법은 상대적으로 SNS에 매핑되는 이벤트들의 개수와 상대적으로 PSNS에 매핑되는 이벤트들의 개수의 비율만을 산출한다. 주어진 사용자에 대한 SNS 및 PSNS 사이의 분할, 이들의 개별 범위가 RMSSD, SDNN, pNN50 등과 같은 방법들을 이용하여 표제될 수 있다. 또한, 어떤 측정 방법이 선택되는가와 무관하게, 산출된 데이터 포인트들은 크기가 없다.
- [0080] 한정하는 것이 아닌 예로서, 사용자의 기준 SVB 및 Rr-델타 히스토그램 H_t가 주어질 때, SVB는 모든 RR-델타의 중간(median), 모든 RR-델타의 평균값, H_t에 걸쳐 계산된 RMSSD의 50%, H_t에 걸쳐 계산된 SDNn의 50%, 다른 관련 값들, 또는 이들의 임의의 조합으로서 계산될 수 있다.
- [0081] 특정 실시 예에서, 기준 데이터 히스토그램 H_b, 테스트 데이터 히스토그램 H_t, 및 테스트 데이터 히스토그램 H_t 내 ANS 활동 표식을 결정하기 위한 알고리즘 ALG_x(가령, 히스토그램에 걸친 HRV, 또는 히스토그램 산출 알고리즘의 서로 다른 세그먼트들 내 RR-델타들의 인스턴스들의 카운트 수를 계산할 수 있는 알고리즘)이 주어질 때, 상기 방법은 (1) 기준 데이터 히스토그램 H_b으로부터 SVB를 계산하는 단계, (2) 테스트 데이터 히스토그램 H_t에서 각각 SVB 포인트의 좌측 및 우측에 있는 세그먼트들인 세그먼트 H_{Lt} 및 세그먼트 H_{Rt}를 결정하는 단계, (3) 알고리즘 ALG_x를 이용하여, 좌측 세그먼트 H_{Lt} 및 우측 세그먼트 H_{Rt} 둘 모두에서의 바람직한 RR 변이도 평가치(ANS 각성의 직접적인 영향)을 계산하는 단계, 및 (4) 좌측 세그먼트에서의 RR 변이도에 대한 평가치(ALG_x(H_{Lt}))와 우측 세그먼트에서의 RR 변이도에 대한 평가치(ALG_x(H_{Rt}))의 비율로서, 또는 총 히스토그램 ALG_x(H_t)로서 HRV를 계산하는 단계를 포함한다. 그런 다음, 서로 다른 사용자들 간 용이한 표준화 또는 비교를 위해, HRV 존(zone)들이 다음과 같이 미리 정의될 수 있다: 0-20은 "매우 스트레스를 받음"을 나타내고, 20-40은 "스트레스를 받음"을 나타내고, 40-60은 "정상"을 나타내고, 60-80은 "편안함"을 나타내고, 80-100은 "매우 편안함"을 나타낸다.
- [0082] 도 5a는 기준 데이터 히스토그램(500)의 예를 도시한다. 도 5a에 도시된 바와 같이, 기준 데이터 히스토그램(500)의 x 축은 심박수 변동(가령, RR-델타)에 해당하고, 기준 데이터 히스토그램(500)의 y 축은 기준 데이터 집합에 대한 심박수 변동의 횟수에 해당한다. SVB 포인트는 기준 데이터 히스토그램(500)의 50:50 분포 지점으로, 기준 데이터 집합의 데이터 포인트들의 50%가 SVB의 좌측에 있고, 기준 데이터 집합의 데이터 포인트들의 50%는 SVB의 우측에 있다. 기준 데이터 히스토그램(500)을 이용하여 SVB가 산출되고 "정상"(가령, 스트레스를 받지 않는) 상태를 나타내는 HRV 존에 해당할 수 있다.
- [0083] 도 5b는 SVB가 좌측으로 이동한 테스트 데이터 히스토그램(510)의 예를 도시하고, 도 5c는 SVB가 우측으로 이동한 테스트 데이터 히스토그램의 예를 도시한다. 도 5b에 도시된 바와 같이, 도 5a와 마찬가지로, 테스트 데이터 히스토그램(510)의 x 축은 심박수 변동(가령, RR-델타)에 해당하고, 테스트 데이터 히스토그램(510)의 y 축은 테스트 데이터 집합에 대한 심박수 변동의 횟수에 해당한다. 평균적으로 테스트 데이터 집합에 대한 심박수 변동이 히스토그램 A1(가령, 기준 데이터에 해당함)에서 히스토그램 A2의 좌측 방향으로 균형의 이동을 가져올 때, 즉 (가령 기준 데이터에 기반하여 결정된) SVB의 좌측에 있는 히스토그램 A2의 심박수 변동 측정치들의 개수가 SVB의 우측에 있는 히스토그램 A2의 심박수 변동 측정치들의 개수보다 클 때, 사용자의 상태는 "스트레스 받음" 상태를 나타내는 HRV 존에 해당한다고 판단된다.
- [0084] 다르게 설명하면, 도 5b에 도시된 바와 같이, 총 영역 A가 주어질 때, 히스토그램이 좌측으로 이동할 때 A에 대한 A2의 영역(가령, A2 곡선 아래의 영역)은 A에 대한 A1의 영역(가령, A1 곡선 아래의 영역)보다 작다고 판단되고, 사용자의 상태가 "스트레스 받음" 상태를 나타내는 HRV 존에 해당한다고 판단된다.
- [0085] 한편, 도 5c에 도시된 바와 같이, 도 5a와 마찬가지로, 테스트 데이터 히스토그램(520)의 x 축은 심박수 변동(가령, RR-델타)에 해당하고, 테스트 데이터 히스토그램(520)의 y 축은 테스트 데이터 집합에 대한 심박수 변동

의 횡수에 해당한다. 평균적으로 테스트 데이터 집합에 대한 심박수 변동이 히스토그램 A1(가령, 기준 데이터에 해당함)에서 히스토그램 A2의 우측 방향으로 균형의 이동을 가져올 때, 즉 (가령 기준 데이터에 기반하여 결정된) SVB의 우측에 있는 히스토그램 A2의 심박수 변동 측정치들의 개수가 SVB의 좌측에 있는 히스토그램 A2의 심박수 변동 측정치들의 개수보다 클 때, 사용자의 상태는 "편안함" 상태를 나타내는 HRV 존에 해당한다고 판단된다. 다르게 설명하면, 도 5c에 도시된 바와 같이, 총 영역 A가 주어질 때, 히스토그램이 우측으로 이동하는 경우 A에 대한 A2의 영역(가령, A2 곡선 아래의 영역)은 A에 대한 A1의 영역(가령, A1 곡선 아래의 영역)보다 크다고 판단되고 사용자의 상태가 "편안함" 상태를 나타내는 HRV 존에 해당한다고 판단된다.

[0086] 본 발명의 특정 실시예들은 상황적으로 적절한 SVB의 이해에 기반하여 RR-델타 히스토그램 HT를 창의적으로 분할하는 것에 의존한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 해당 상황이 기록 기간 동안 변동에 책임이 있는 모든 순환 구성요소들인 경우, SVB에 대한 비율은 SDNN(H) 모델을 통해 평가될 수 있다.

[0087] 특정 실시예들에서, 히스토그램을 채우기 위해 사용되는 RR-델타 데이터의 버퍼의 길이는 스트레스를 계산하는 동안 어떤 고정된 크기로 한정될 필요가 없다. 알고리즘은 SVB의 척도를 제공하기 때문에, 소정의 최소 길이를 넘는 긴 길이의 데이터가 사용 되더라도, 스트레스 플롯의 특성이 다소 상이하더라도 SVB는 그럼에도 불구하고 의미있게 묘사될 것이다. 이와 같이, 버퍼 길이는 정확도, 안정성, 또는 가변 길이가 바람직할 수 있는 어떤 다른 요인에 대한 요건에 기반하여 변동될 수 있다.

[0088] 특정 실시예들에서, 유일하게 HR 분석에만 중점을 두는 것이 아닌 다수의 다른 종류의 센서들이나 생체 표식기들을 사용함으로써 알고리즘들을 한층 더 풍부하게 할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, PPG로부터의 혈류 특성 또는 ECG 특성들, 갈바닉 피부 응답(galvanic skin response: GSR) 측정, EEG 특성들, PWTT(pulse wave transit time) 등에서의 혈압에 대한 데이터가 ANS에 대한 추가 정보 제공을 위해 사용될 수 있다. 이러한 정보는 제안된 HRV 알고리즘을 더 알리거나 조정하기 위해 사용될 수 있다.

[0089] 한정하는 것이 아닌 예로서, 위에서 언급한 가변 길이 버퍼는 그러한 정보를 이용하여 조정될 수 있다. 또한, 산출된 최종 스트레스는 제안된 HRV 알고리즘에 의해 제공되는 ANS 수치 및 PPG, ECG, EEG, SSR 등과 같은 센서들로부터의 다른 표식들의 합성이라고 간주될 수 있다. 그러한 데이터 합성은 사용자의 선택에 의해, 예컨대 계산된 스트레스가 소정 문턱치를 초과하여 알람 소리를 내기 전에 HRV 계산이 더 검토되거나 조정되도록 할 때의 기간 중에 개시될 수 있다. 여러 종류의 측정치 활용이 한꺼번에 고려되거나 필요 시(가령, 하나씩) 고려될 수 있다.

[0090] 한정하는 것이 아닌 예로서, HRV 데이터 및 혈류 데이터가 수집될 수 있고, 이후 그 데이터 집합들에 기초하여 스트레스 레벨이 추정될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, HRV 데이터가 수집되고 스트레스 레벨이 판단될 수 있다. 스트레스 레벨이 문턱치보다 높거나 낮으면, 스트레스 레벨 추정치를 승인하거나 조정하기 위해 혈류 데이터가 사용될 수 있다.

[0091] 한정하는 것이 아닌 또 다른 예로서, 다양한 센서 측정치들이 동적으로 선택되어, 센서 측정치의 잡음 레벨에 기반하는 스트레스 추정에 사용될 수 있다(가령, 혈류 데이터가 신뢰할 수 없다고 판단되면, 헬스 모니터링 장치(210)가 혈류 데이터 사용을 생략하도록 선택할 수 있다).

[0092] 또한, 위에서 논의된 알고리즘들은 높은 융통성이라는 장점을 가진다. 특정 실시예들에서, 그 알고리즘들은 공황 스트레스 상황 중에 의사에게 경고를 제공하고(가령, 이 경우 알고리즘들은 다른 길이의 다양한 히스토그램들을 산출하여, 산출된 스트레스가 가능한 많은 방법으로 평가될 수 있도록 할 수 있음); 높은 스트레스를 받으면서 고속 운전 중인 운전자에게 경고하고(가령, 산출된 히스토그램은 경고가 가능한 조기에 주어질 수 있도록 가능한 최소 길이를 가짐); 학교에 있을 때 심각한 스트레스 상황 중에 있는 학생에게 경고하는(가령, 산출된 스트레스가 시험 중이나 학교에서 지속적으로 증가하는 스트레스처럼 시험 중에 존재한다거나 HR이 기준과 비교해 매우 낮게 떨어진 한편 HRV가 매우 높을 때와 같이 비정상적으로 심각한 상황을 발견한 것으로 예상되는 특성들을 가지는 경우) 동작들 등을 포함할 수 있는 다양한 서비스들을 제공하는데 사용될 수 있다.

[0093] 따라서, 스트레스 계산/경고 알고리즘들에 내재된 융통성 및 그러한 정보가 유용할 수 있는 다양한 응용예들이 주어질 때, 정신생리학적 스트레스 계산에 필요한 다양한 단계들을 쉽게 조정할 수 있고, 혹은 제안된 알고리즘에 따른 SVB가 쉽게 (가령, 헬스 모니터링 장치(210)나 사용자나 제3자 등에 의해 자동으로) 조정될 수 있다.

[0094] 또한, 위에서 논의된 알고리즘들은 여러 서비스들을 용이하게 할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 예시적 서비스들은 차량, 사용자가 착용하는 패치들(가령, 도 2b에 도시됨)과의 통합, 가상 현실 장치나 게임 콘솔과의 인터페이스 등을 포함할 수 있다. 맨 나중의 상황에서, 가상 현실 장치나 게임 콘솔은 사용자의 스트레스 레벨

에 기반하여 해당 장치의 콘텐츠를 조정할 수 있다(가령, 사운드트랙의 드램(dram) 레벨을 조정하거나 게임의 난이도를 조정할 수 있다).

- [0095] 도 6은 예시적 스트레스 검출 방법(600)을 도시한다. 상기 예시적 방법(600)은 적절한 통신, 처리, 감지 편의기능들, 다른 적절한 장치들, 또는 이들의 조합을 가진 모바일 전화, 태블릿 컴퓨터, 스마트 워치, 머리 착용 장치, 하네스 신체 고정 장치들 등과 같은 하나 이상의 전자 장치, 모바일 장치, 착용형 장치, 위치 고정 컴퓨팅 장치, 및/또는 네트워크 또는 클라우드 배치 시스템들에서 사용될 수 있다.
- [0096] 특정 실시예들에서, 측정 데이터는 심장 박동율의 변동(RR-델타), 스킨 전도성, 두피 상에서의 전기적 활동 시 고유한 주파수 성분, 들숨과 날숨 패턴 등을 포함할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 측정 데이터는 심전도(ECG), 피부의 전기적 성질 분석 센서들, EEG 헤드셋, 호흡 센서들, 다른 적절한 센서들 또는 이들의 조합을 이용하여 측정될 수 있다.
- [0097] 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 프로세서나 회로가 이 방법을 구현할 수 있다(가령, 하나 이상의 컴퓨터 프로세서들이 그 하나 이상의 컴퓨터 프로세서들에 의해 실행 가능한, 스트레스 검출을 위한 예시적 방법(600)의 동작들을 수행하기 위한 명령어들을 저장하는 데이터 저장 소자에 통신 가능하게 연결될 수 있다).
- [0098] 특정 실시예들에서, 방법(600)은 헬스 모니터링 시스템(200)에 의해 수행될 수 있다. 이 방법(600)은 측정 데이터 집합에서 산출된 SVB 값에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단할 목적을 위한 것일 수 있다.
- [0099] 이 방법(600)은 단계 610에서, 헬스 모니터링 시스템(200)이 적어도 기준 데이터에 기반하여 기준 SVB를 결정할 수 있다.
- [0100] 단계 620에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 기준 SVB의 일측에 있는 측정 데이터 집합의 제1부분을 판단할 수 있다.
- [0101] 단계 630에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 수를 결정하기 위해 측정 데이터 집합의 제1부분을 처리할 수 있다.
- [0102] 그런 다음 단계 640에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 특정 데이터의 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 관련된 비율로서 HRV 특성을 판단할 수 있다. 측정 데이터 집합의 제1 및 제2부분들은 측정 데이터 집합의 히스토그램 표현을 제1 및 제2부분들로 나누는 기준 SVB 값(가령, 사용자 특정(user-specific) 기준 SVB 값)에 기반하여 선택된다.
- [0103] 이후 방법(600)이 종료될 수 있다. 이와 달리, 방법(600)이 종료 전에 HRV 특성에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단할 수 있다.
- [0104] 특정 실시예들에서, HRV 특성을 판단하기 전에, 방법(600)은 적어도 사용자 특정 기준 데이터에 기반하여 기준 SVB 값을 결정하고, SVB의 제1측에 있는 측정 데이터 집합의 제1부분을 결정하고, 그런 다음 측정 데이터 집합의 제1부분을 처리하여 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 개수를 판단할 수 있다. 측정 데이터 집합의 제2부분은 측정 데이터 집합의 제1부분보다 적은 측정 데이터 집합을 포함할 수 있다. 특정 실시예들에서, 상기 방법(600)은 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수를 결정하기 위해 측정 데이터 집합의 제2부분을 처리할 수 있다.
- [0105] 특정 실시예들에서, 상기 방법(600)은 사용자의 전자 장치의 센서로부터 측정 데이터 집합을 수신하고, 측정 데이터 집합에 기반하여 ANS 활동 표식들의 히스토그램을 생성할 수 있다. ANS 활동 표식들의 히스토그램은 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 개수가 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 실질적으로 동일하도록 제1 및 제2부분들로 나뉘질 수 있다. 사용자 특정 기준 SVB 값은 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 개수가 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 실질적으로 동일한 히스토그램 상의 위치에 대응할 수 있다. 또한, 전자 장치는 적어도 착용형 전자 장치를 포함할 수 있고, ANS 활동 표식들의 히스토그램은 착용형 전자 장치에 의해 결정될 수 있다. 사용자 특정 기준 SVB 값은 전자 장치에 의해 결정될 수 있다. 또한, 사용자의 스트레스 레벨은 제1부분 내 ANS 활동 표식들의 개수를 제2부분 내 ANS 활동 표식들의 개수와 비교함으로써 판단될 수 있다.
- [0106] 특정 실시예들에서, ANS 활동 표식들은 하나 이상의 SNS 활동 표식들 및 하나 이상의 PSNS 활동 표식들을 포함할 수 있다. 측정 데이터 집합의 제1부분 내 ANS 활동 표식들은 하나 이상의 SNS 활동 표식들을 포함할 수 있고, 측정 데이터 집합의 제2부분 내 ANS 활동 표식들은 하나 이상의 PSNS 활동 표식들을 포함할 수 있다. HRV 특성은 PSNS 활동 표식들의 개수에 대한 SNS 활동 표식들의 개수와 관련한 비율에 기반하여 결정될 수 있다. 또한 HRV 특성은 거의 50:50인, PSNS 활동 표식들의 개수에 대한 SNS 활동 표식들의 개수의 비율에 기반하여 결정

될 수 있다.

- [0107] 특정 실시예들에서, ANS 활동 표식들은 제1부분에 대응하는 제1확률적 가중치 및 제2부분에 대응하는 제2확률적 가중치에 기반하여 제1 및 제2부분들을 차지할 수 있다. ANS 활동 표식들 각각은 제1확률적 가중치에 기반하는 교감 신경 시스템(SNS) 활동 및 제2확률적 가중치에 기반하는 부교감 신경 시스템(PSNS) 활동에 기여할 수 있다. 또한, 사용자 특정 기준 SVB 값은 SVB 값들의 범위에 해당할 수 있고, 사용자의 스트레스 레벨은 스트레스 레벨 값들의 범위에 해당할 수 있다.
- [0108] 특정 실시예들은 적절하다면 도 6의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 6의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 6의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시가 도 6의 방법의 특정 단계들을 포함하는 스트레스 검출을 위한 방법의 예를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 적절하다면 도 6의 방법의 단계들 전부, 또는 그 일부, 또는 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하는 임의의 적절한 스트레스 검출 방법을 고려한다. 또한 본 개시가 도 6의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 6의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.
- [0109] 특정 실시예들에서, 센서들의 한계에 기반하는 확률론적 접근 방식이 바람직할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, ANS 정량화를 위해 1Khz 샘플링 속도가 요구될 수 있으나, 이는 많은 센서들이 100Hz의 샘플링 속도와 그에 따른 10 밀리초 "빈(bin)"들 만을 가지기 때문에 여러 문제들을 일으킬 수 있다.
- [0110] 특정 실시예들에서, 중간에 가까운 데이터 포인트들에는 히스토그램의 타측에서의 단편적 존재감이 부여될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 데이터 포인트 "x"에 빈(bin) 넘버 "i"내 위치들이 할당되었다고 가정할 수 있으며, 여기서 최초의 빈은 빈 넘버 1로 표제된다. 빈 사이즈에 따라, 히스토그램의 기준에 인접한 위치는 히스토그램의 다른 쪽에 존재할 상당한 가능성을 가질 수 있다.
- [0111] 도 7a는 데이터 측정치들 내 저잡음에 대한 확률적 접근방식을 예시하고, 도 7b는 데이터 측정치들 내 고잡음에 대한 확률적 접근방식을 예시한다. 도 7a 및 7b에 도시된 바와 같이, 히스토그램(700)(또는 히스토그램(710))의 x 축은 심박수 변동(가령, RR-델타)에 해당하고, 히스토그램(700)(또는 히스토그램(710))의 y 축은 데이터 집합에 대한 심박수 변동의 횟수에 해당한다. 일 예로서, 도 7a에 도시된 바와 같이, 기준 SVB는 30에 해당하고, 31에서의 데이터 포인트 x에 대해, 히스토그램(700)의 좌측 및 우측에 대한 할당치들의 예로 $Prob(x_left) = 0$ 과 $Prob(x_right) = 1$ 이 포함될 수 있다.
- [0112] 특정 실시예들에서, 이러한 할당은 신호에 내재하는 잡음 및 빈 크기의 함수이다. 따라서, 특정 빈 크기 a 가 주어질 때, 시계열 β_t 내 j 번째 위치에서의 $Noise_x(\beta_{t,j})$, 및 RR-인터벌 계산 방식 ϕ_k 에 대해, 다음과 같이 결정될 수 있다:
- [0113] $Prob(x_left) \neq 0$, 여기서 $Prob(x_left) = f(Noise_x(\beta_{t,j}), a, \phi_k)$
- [0114] 일반적으로, 포인트 x의 확률은 기준 주변의 좌측 또는 우측 부분들에서만 정량화되는 것이 아니라, 히스토그램의 각각의 빈에서도 정량화될 수 있다. 이것은, 정량화가 기준의 어느 한쪽 포인트의 확률적 위치에만 의존하는 경우에는 가능하지 않은, 기준 SVB의 업데이트를 가능하게 할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 일 예로서, 빈 크기가 1 밀리초일 때 30인 기준 SRV의 각각의 측면마다 5 개의 포인트들이 존재한다고 가정할 수 있다. 도 7b에 도시된 바와 같이, 다음 포인트 x가 31인 RR 델타를 가지고 시계열 상의 잡음이 상당히 높은 상황에서, 이 방법은 기준의 양측에 0.5라는 미소한 가중치(존재감)을 부여할 것이다. 이것은 실제 RR 델타 계산 시 보여지는 높은 불확실성에 기인한다. 따라서, 히스토그램(710)의 좌측 및 우측에 대한 예시적 할당치들은 다음과 같은 것을 포함할 수 있다: $Prob(x_left) = 0.5 - \epsilon$, 및 $Prob(x_right) = 0.5 + \epsilon$, 여기서 ϵ 는 기준 SVB로부터의 x의 거리 및 잡음의 함수이며, 히스토그램 포락선에 가장 잘 맞는 편향 가우스(Gaussian) 또는 다항식에 의해 근사화될 수 있다. 또한, $Noise_x(\beta_{t,j})$ 의 강한 측정치들의 정량화에 대해 이하에서 보다 상세히 논의할 것이다.
- [0115] 도 7c는 확률적 결정에 기반하는 기준 SVB 업데이트를 위한 확률론적 접근방식을 도시한다. 도 7c에 도시된 바와 같이, 히스토그램(720)의 x 축은 심박수 변동(가령, RR-델타)에 해당하고, 히스토그램(720)의 y 축은 데이터 집합에 대한 심박수 변동의 횟수에 해당한다. 특정 실시예들에서, 원래의 빈 i에서 h 거리에 있는 다른 빈에 있는 포인트 x의 확률 $Prob(x[i \pm h])$ 은 보다 큰 잡음의 존재 시 증가된다.

- [0116] 한정하는 것이 아닌 일 예로서, 도 7c에 도시된 바와 같이, 빈 $i-1$ 과 관련된 확률은 $\text{Prob}(x[i-1])$ 이고, 빈 $i-2$ 와 관련된 확률은 $\text{Prob}(x[i-2])$ 이다. 또한, 이 확률은 같은 수준의 잡음이 존재할 때라도 서로 다른 두 사용자들에 있어 서로 다를 수 있는데, 이는 그 사용자들의 HRV 신호에 내재된 무질서도(stochasticity) 때문이다. 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 의해 지시된 대로 정상 상태에서 신호 데이터를 수집할뿐 아니라 수 분과 같은 단시간 동안 어떤 예상되거나 합당한 잡음 상태 하에서도 신호 데이터를 수집할 수 있다. 이것은 서로 다른 빈들 하에서 신호 데이터의 확률 평가를 지원할 때 도움이 될 수 있다. 일단 잡음이 정량화되면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 원래의 빈 넘버 i 로부터 h 거리에 있는 다른 빈에 있는 포인트 x 의 확률 $\text{Prob}(x[i \pm h])$ 평가치를 얻을 수 있다. 특정 실시예들에서, 실제 물리적 움직임에 의한 잡음이 소개될 필요 없이 확률적 모델들 및 그에 따른 보다 정확한 SVB 평가 계산을 위한 데이터베이스 제공을 위해 기준 SVB 신호에 인위적으로 도입될 수 있는 잡음 조건 하에서의 신호 데이터의 동향을 판단하기 위해 다양한 시뮬레이션이 이루어질 수 있다.
- [0117] 도 7d는 한 사용자에게 대해 시간에 따른 스트레스 값들의 범위를 보여주는 그래프(730)를 도시한다. 도 7d에 도시된 바와 같이, 기준 SVB와 관련된 스트레스 값들은 잡음 신호에 의해 변질될 수 있고, 그에 따라 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 값들의 범위에 해당하는 SVB의 측정치를 얻을 수 있다. 그 그래프가 예시적 실시예에 따라 도 4b의 사용자 인터페이스(450) 안에 디스플레이될 수 있다.
- [0118] 마지막으로, 예시적 방법에서 ΔRR 값들이 다수의 주요 PPG 특성들을 참조하여 계산된다는 것을 알아야 한다. 예를 들어 각각의 ΔRR 가 바닥(trough), 피크, 및 제로 교차 특성들로부터 각각 계산될 수 있다. 아니면, 각각의 ΔRR 가 상호 정보 같은 다른 신호 처리 기법들(나중에 상세히 기술함)로부터 계산될 수도 있다. 최종 ΔRR 값이 생리적 요인들과 주어진 신호 특성의 품질에 기반하여 선택될 수 있다. 신호 특성들의 품질은 그 특성 주변의 잡음을 검사함으로써 판단될 수 있다. 예를 들어, PPG의 추정된 피크 주변 신호가 바닥 주변 신호와 비교하여 매우 잡음이 많은 것으로 알려지면, PPG 피크에서 선택된 ΔRR 에는 PPG 바닥에서 계산된 ΔRR 에 비해 보다 낮은 우선순위가 부여된다. 한 예시적 양태에서, 다른 무엇보다 ΔRR 을 선택하거나 가중시키는 것에 대한 생리학적인 논리는 주로, 신체가 스트레스 정상성을 유지하고자 한다는 이해에 따른다. 따라서, 여러 특성들에서 ΔRR 에 큰 차이가 있다고 할 때, 스트레스의 변화를 최소화하는 ΔRR 이 상대적으로 정확할 수 있다. 이것은 서로 다른 ΔRR 이 기준의 서로 다른 측면에 있게 될 때 큰 효과를 가질 수 있다. 타이(tie)가 존재할 때, 예시적 실시예에 따라 이 방법은 제로 교차 포인트에서 빠르게 증가하는 신호에 의해 정당화될 수 있는 정확도를 가지는 제로 교차 기반 RR을 선택한다. 그에 따라, 신호에서 제로를 추정 시 적당히 큰 에러라도 타임 스탬프에서 큰 에러라고 해석되지 않을 수 있다. 이런 제로 교차의 특성은 심장 수축 단계 중에 혈액량이 매우 급속히 증가하는 혈류 패턴의 결과이다(제로 교차가 심장 수축 단계에 속한다).
- [0119] 가중된 좌측 이동 및 히스토그램 프로파일 개량 (Weighted Left-Shift and Histogram Profile Refinement)
- [0120] 특정 실시예들에서, 스트레스를 검출하기 위한 대부분의 HRV 기반 알고리즘들은 단순히, 연속적인 심박동 간 RR 델타들의 히스토그램이 좌측(가령, 보다 스트레스를 받는 상태)로 이동한 정도를 측정하는 것일 수 있다. 특정 실시예들에서, 스마트 좌측 이동 알고리즘(smart left-shift algorithm)들은 SVB 계산 방식과 유사하나, 히스토그램의 서로 다른 부분들이 가변하는 중요도를 가질 수 있다는 것을 알아야 한다. 또한, 스트레스는 기준 상태에서 히스토그램의 좌측 이동에 해당할 수 있으므로, 서로 다른 히스토그램 영역들의 "예상 가중치"에 기반하여 히스토그램의 면적을 조정함으로써 히스토그램의 축척 면적의 감소로서 산출될 수 있다. 히스토그램은 각각 제한된 샘플링 속도를 가지는 센서들로 인해 생성되는 "n"개의 빈들로 분할된다고 간주될 수 있으므로, 좌측 이동 알고리즘은 스트레스의 존재 시 그 기준 영역과 비교하여 줄어드는 히스토그램 축척 면적을 산출함으로써 생성될 수 있다. 도 8은 기준 상태에서부터 좌측 이동을 보이는 히스토그램(800)의 예를 도시한다. 도 8에 도시된 바와 같이, 히스토그램(800)은 기준 위치(820)로부터 히스토그램의 좌측 부분을 크게 선호하는 위치(810)로 이동한 것으로 보여진다.
- [0121] 특정 실시예들에서, SVB 산출을 위한 히스토그램의 전통적 영역이 $\sum y_i * (\text{밴드 } i \text{의 너비})$ 일 때, 좌측 이동 알고리즘에 기반하여 결정되는 축척 영역(scaled area) $SA = \sum x_i y_i k_i$ 이며, 여기서 $x_i = \text{밴드 } i \text{의 } x \text{ 축 값}$ 이고, $y_i = \text{밴드 } i \text{ 내 총 샘플들}$ 이고, $k_i = \text{그 값의 평가에 기반하는 빈 'i'의 스케일링(scaling) 인자}$ 이다. 특정 실시예들에서, 축척 영역의 예상 가중치는, 예컨대 신호의 잡음 프로파일에 따라 치료사나 사용자 자신이 설정한 함수에 기반하여 산출될 수 있다. 미리 설정된 바이어스(bias)는, 필요 시, 소정 영역들 안에 보다 낮은 확률의 RR 델타 인스턴스들을 제공함으로써 정정될 수 있다. 또한, 가중치들은 잡음의 정도만큼 도입되는 불확실성에

따라 인스턴스들을 두 개의 빈 이상에 속하도록 할당하는 확률 분포에 기초하여 결정될 수 있다.

- [0122] 특정 실시예들에서, 스케일링 인자들의 산출 시, 히스토그램의 좌측 부분에 보다 큰 가중치를 주기 위해, $RR-\Delta$ 가 0이 잡음이 있는 심박동 간 변이도 존재 시 디폴트 할당치인 경우, 좌측 영역에 보다 낮은 가중치가 부여될 수 있다. 데이터 포인트들의 인스턴스들이 크고 희소한 경우, 좌측 영역에는 보다 높은 가중치가 부여될 수 있다. 또한, 스케일링 인자는 가속계에 기반하여(가령, 활동 검출을 통해) 변조될 수 있다.
- [0123] 특정 실시예들에서, 히스토그램의 특이값들(outliers)이 결과 안에 강한 변이도를 생성할 수 있으며, 그에 따라 SVR 계산은 히스토그램의 포락선 프로파일을 특징지어 좌측 이동을 계산함으로써 더 개량될 수 있다. 도 8에 도시된 바와 같이, "포락선"은 개념상, 작은 수의 "목표 포스트들"(가령, 4분위수간 영역(interquartile range)이나 모드 기반 목표 포스트들(mode-based goal-posts))을 특징으로 한다고 간주될 수 있다. 좌측 이동 알고리즘은 소정 종류의 특이값들에 대한 거부를 통해 더 개량될 수 있다. 특정 실시예들에서, 스트레스 계산을 위해, 그러한 기법들은 히스토그램 "꼬리"(가령, 히스토그램의 최우측 부분)에 대한 적절한 둔감화(desensitization)를 이루도록 시도한다. 또한 좌측 이동 알고리즘은 예상 성능 또는 과거의 이력 경향(past historical trend)들을 이용하여 더 개량되어, 확률 분포에 기반하여 가중치들이 할당되는 방식으로 이어질 수 있다.
- [0124] 잡음 검출/정정 및 예러 보상
- [0125] 위에서 논의된 바와 같이, 스트레스는 다양한 건강 문제들의 원인이 될 수 있고, 그에 따라 정확하고 강력하고 의미있는 생리학적 스트레스의 측정이 헬스 및/또는 건강에 대한 모니터링 및 관리에 바람직할 수 있다. 실생활의 생체 감지 측정은 잡음이 많을 수 있고, 그러한 측정치들로부터 도출된 생체 신호들은 잡음에 민감할 수 있다.
- [0126] 예를 들어, 소음원이 모션 아티팩트, 비정상적 및/또는 느슨한 바디 센서 접촉, 광범위한 주변 방해, 기타 관련 잡음, 또는 이들의 조합일 수 있다. 그러한 잡음은 이상적인 수집 및 분석 방법들에 못미치는 모든 것에 대해 낮은 허용오차를 가지는 민감한 생체 신호인 PPG(photoplethysmogram) 신호들에서 크게 두드러진다. 이하에서 논의되는 특정 실시예들은 잡음이 많은 측정치들을 가지고 PPG 신호들의 정확한 생체 감지를 수행하는 방법에 관한 것이다.
- [0127] 또한, 이하에서 논의되는 특정 실시예들은 잡음이 많은 측정치들을 가지고 헬스 및/또는 건강관리와 관련된 다른 적절한 생체 신호들을 모니터링 및 분석하는 것에 관한 것일 수도 있다. 특정 실시예들에서, 이러한 방법들은 측정 알고리즘들을 해석하는 것이 부정확하고 어려움, (가령, 데이터 내 잡음 가능성이 높다는 것을 알기 때문에) 수집할 필요가 없는 불필요한 데이터를 계산 및/또는 수집하는 동안의 전력 낭비, (가령, 잡음 아티팩트로 인해) 수집된 데이터의 유용성, 실행가능성, 맥락화(contextualization), 개인화의 결여, 및 잡음 존재 상황에서 비정상적 성능과 같은 문제들에 대처하도록 돕는다.
- [0128] 도 9는 잡음이 있는 센서들을 이용하여 건강 측정치들을 계산하는 예시적 방법(900)을 도시한다. 이 방법(900)은 (도 1 및 2a, 2b와 관련하여 위에서 설명한 바와 같은) 착용형 장치(가령, 헬스 모니터링 장치(210)와 유사한 스마트 watch, 헬스 모니터링 패치(270)와 같은 패치 등), 모바일 장치(가령, 모바일 전자 장치(238)와 같은 스마트 폰 등), 특수화된 모니터링 장치(가령, 의료 장치 등), 다른 적절한 장치들, 및 이들의 임의의 조합과 같은 생체 감지 장치(가령, 헬스 모니터링 시스템(200)의 하나 이상의 장치들)에 의해 수행될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 건강 측정치들은 스트레스, 심박수, 수면, 감정 상태, 다른 관련 측정치들, 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다.
- [0129] 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 센서 신호를 수신할 수 있는 단계 902에서 시작할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 일 예로서, 센서 신호는 PPG 신호, ECG 신호, 생체 임피던스 신호, 동맥 혈압(BP 신호), 다른 적절한 신호들, 또는 이들의 임의의 조합에 해당할 수 있다. 예를 들어 PPG 신호는 HRV 산출에 사용될 수 있고, HRV는 다시 사용자의 스트레스 레벨을 산출하는데 사용될 수 있다. 그러나, PPG 신호 안의 잡음이 HRV 산출 시의 변이도 증가를 일으킬 수 있고, 이는 잘못된 낮은 스트레스 측정으로 이어질 수 있다. 따라서, 이하에서 기술되는 특정 실시예들의 기본 목표는 PPG 신호 안의 잡음에서 비롯된 이러한 예러를 정정하고, 사용자에게 건강 측정치들의 품질과 효율에 대한 피드백을 제공하는 것이다.
- [0130] 단계 904에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 신호의 잡음을 정량화할 수 있다. 특정 실시예들에서, 잡음은 신호의 예상 진폭의 변동과 관련하여 측정 또는 정량화될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 일 예로서, 평균적인 기준 진폭으로부터 신호 진폭의 예상치 못한 변화는 신호에 잡음이 존재한다는 매우 신뢰할 수 있는 표시일 수 있다. 예시적 잡음 정량화에 대해 도 11, 12a, 및 12b와 관련하여 이하에서 보다 상세히 기술할 것이다.

- [0131] 예시적 실시예들에 따르면, 잡음은 다양한 여러 방법으로 산출될 수 있다. 예시적 실시예의 한 방식은 깨끗한 PPG 신호에서 평균 신호와 신호의 총 면적의 비로서 잡음을 산출하는 것이다. 이 비율이 예상 범위를 크게 벗어나면, 신호는 잡음이 많다고 간주될 수 있고, 이 비율이 잡음 수준을 정량화하는데 사용될 수 있다.
- [0132] 예시적 실시예의 다른 방식은 주어진 펄스 안에서 피크들(또는 바닥들)의 개수를 추정하는 것으로, 그 주어진 개수가 문턱치보다 크면, 그것이 신호 내 잡음의 수량사(quantifier)가 된다. 예시적 실시예의 또 다른 방식은 예상 프로파일로부터 신호의 RMS 편차를 평가하는 것으로, 그 평가치가 신호의 잡음 수준으로 선택될 수 있다.
- [0133] 예시적 실시예의 또 다른 방식은, 산출된 각각의 피크와 바닥과 계로 교차에 대해, 그러한 특성들 주변에서 예상된 신호 프로파일이 커브 맞춤을 통해 산출되는 것이다. 그러면, 예상 신호로부터의 실제 신호의 RMS 편차가, 주어진 특성에 대한 신호 내 전반적 잡음의 양으로서 사용된다. 이러한 접근 방식을 더 개량한 것으로서, RR 산출을 위해 신호의 특정한 특성이 사용되는 경우, 그 특정 주변의 잡음이 신호 내 잡음의 표식으로서 사용된다.
- [0134] 하나의 특정한 에러-잡음 모델이 주어진 환경에서의 에러 정정에 보다 적합할 수 있고, 그 특정 잡음 모델이 바람직한 모델로서 선택될 수 있다. 예시적 일 실시예에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 어떤 에러-잡음 모델이 자동으로 선택되어야 할지를 결정한다. 예를 들어, 헬스 모니터링 시스템(200)은 깨끗한 PPG 안에 인공적 잡음을 도입시키고 각각의 에러-잡음 모델의 정정 정확도를 평가할 수 있다. 최상의 정확도(가령, 최저 에러)를 가진 에러-잡음 모델이 선택될 수 있다.
- [0135] 또한, 여러 상황들에서, 신호가 변질되어 어떤 특성도 전혀 추정이 불가능할 수 있다. 그런 경우, 전반적 신호 안에서 그러한 펄스들의 수(평균 심박수로부터 보외(extrapolation)를 통해 얻어짐)가 신호 내 전반적 잡음의 표식으로서 사용된다. 그러나, 각각의 잡음 많은 RR이 가령 3 개의 RR-델타 측정치들을 변질시킬 수 있다. 그에 따라, 신호 안에서 이산적으로 분포된 잡음이 연속적으로 존재하는 잡음보다 큰 효과를 가질 수 있다.
- [0136] 예를 들어, 잡음이 하나의 펄스에만 영향을 주고 그러한 하나의 잡음 있는 펄스 인스턴스들이 신호 전체에 걸쳐 분포되어 있는 경우, 가령 30 개의 잡음 있는 RR-델타 산출로 이어질 수 있고, 그에 따라 이 경우는 가령 10 개의 잡음 있는 펄스들이 연속된 경우보다 신호를 더 많이 변질시킨다. 잘못되었거나 단순히 산출 불가능한 RR-델타의 총 예상 개수에 대한 이러한 정보가, 신호 안의 총 잡음에 대한 의미있는 수량일 수 있다.
- [0137] 헬스 모니터링 시스템(200)은 단계 906 및 910을 순차적으로나 나란하게 수행함으로써 방법(900)을 계속 이어갈 수 있다. 단계 906 및 908에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 피드백하기 위해 잡음 수량을 제공할 수 있고, 더 나아가 통계적 정정을 위해 그 잡음 수량을 제공할 수 있다. 예시적인 통계적 정정에 대해 도 14와 관련하여 이하에서 보다 상세히 기술할 것이다.
- [0138] 단계 910에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 신호의 피크 검출이 가능한지 여부를 판단할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 반복된 잘 형성된 형태와 같은 소정 특성들 및 매 주기마다 검출 가능한 특징들(가령, 잘 형성된 PPG 신호 내 피크에 근접한 정현파 타입의 신호)을 가진 센서 신호의 피크들을 판단하도록 시도할 수 있다.
- [0139] 단계 910에서 피크 검출이 가능하다고 판단되면(가령, "예"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 모니터링 시스템(200)이 피크 검출을 수행할 수 있는 단계 912로 진행할 수 있다. 그런 다음, 검출된 피크 정보에 기반하여, 단계 914에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 알고리즘(가령, 스트레스 알고리즘)의 신호 특징들을 판단할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 일 예로서, 신호 특징들에는, 도 15 및 16과 관련하여 이하에서 보다 상세히 기술되는 바와 같이, HRV 산출을 위한 피크 간격 시간이 포함될 수 있다.
- [0140] 한편, 단계 910에서 피크 검출이 가능하지 않다고 판단되면(가령, "아니오"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 모니터링 시스템(200)이 통계적 예측이 가능한지 여부를 판단할 수 있는 단계 916으로 진행할 수 있다.
- [0141] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 이전 PPG 신호들의 통계적 특성들을 관찰하여 통계적 예측이 가능한지 여부를 판단하며, 그런 다음 그 정보에 기초하여, 신호에서 하나 이상의 누락 부분들을 합당한 정확도로 재구성하는 것이 가능한지 여부를 판단한다. 그러나, 이전 PPG 신호들이 순수한 잡음이라고 판단된 경우, 헬스 모니터링 시스템(200)은 누락된 신호를 구축하는 것을 돕는 어떤 정보도 추출될 수 없다고 판단할 수 있고, 그에 따라 신호의 재구성 또는 예측 역시 가능하지 않다. 즉, 단계 916에서 신호 예측이 가능하다고 판단되면(가령, "예"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(200)은 단계 918로 이동하여 신호 예측을 수행하고 예측된 신호에 기반하여 수신 신호를 조정하며, 단계 920으로 이동하여 잡음의 영향을 줄일 수 있다.

- [0142] 한편, 단계 916에서 신호 예측이 가능하지 않다고 판단되면(가령, "아니오"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(200)은 단계 922로 이동하여 도 14와 관련하여 이하에서 보다 상세히 기술하는 바와 같이 잡음-에러 곡선들을 이용하여 잡음 보상을 수행할 수 있다. 그런 다음 단계 924에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 단계 922로부터의 잡음 보상에 기반하여 헬스(가령, 스트레스) 산출치를 정정할 수 있다. 헬스 산출치 정정 후, 방법이 종료될 수 있다.
- [0143] 특정 실시예들은 적절하다면 도 9의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 9의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 9의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다.
- [0144] 또한, 본 개시가 도 9의 방법의 특정 단계들을 포함하는 잡음이 있는 센서들을 이용하는 헬스 측정치 산출 방법의 예를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 적절하다면 도 9의 방법의 단계들 전부, 또는 그 일부, 또는 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하여 잡음이 있는 센서들을 이용하는 임의의 적절한 헬스 측정치 산출 방법을 고려한다. 또한 본 개시가 도 9의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 9의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.
- [0145] 도 10은 잡음이 있는 센서들을 이용하여 헬스 측정치들을 산출하기 위한 잡음 보상 시스템(1000)(가령, 헬스 모니터링 시스템(200))을 도시한다. 잡음 보상 시스템(1000)은 사용자 및/또는 헬스 모니터링 시스템(200)으로부터 센서 데이터를 수신하는 하나 이상의 센서들(또는 센서 인터페이스)(1002)을 포함할 수 있다. 센서들(1002)은 센서 데이터(가령, HR 데이터, 사용자 활동 데이터 등)를 실시간 잡음 정량화 모듈(1004) 및 실시간 헬스 모니터 모듈(1006)로의 입력으로서 제공할 수 있다.
- [0146] 실시간 잡음 정량화 모듈(real-time noise quantification module)(1004)은 센서 데이터에서 계산 잡음 레벨(computed noise level)을 생성할 수 있고(예를 들어 수신된 신호의 잡음을 정량화하는 도 9의 단계 904), 실시간 헬스 모니터 모듈(1006)은 잡음이 있는 센서 데이터에 기반하여 계산 헬스 측정치(computed health measurement)를 생성할 수 있다. (실시간 잡음 정량화 모듈(1004)로부터의) 센서 데이터의 계산 잡음 레벨과 (실시간 헬스 모니터 모듈(1006)로부터의) 계산 헬스 측정치가 헬스 에러 모듈(health-error module)(1008)로의 입력으로서 제공되어 실시간 잡음 분석치를 생성하도록 할 수 있다.
- [0147] 그러면 헬스 에러 모듈(1008)의 출력들이, 센서 데이터의 잡음 레벨에 대한 피드백을 (가령, 도 4a 및 4b에 도시된 사용자 인터페이스들을 통해) 사용자에게 제공하기 위해, 사용자 인터페이스(UI)(1010)를 통해 사용자에게 제공될 수 있다. 헬스 에러 모듈(health-error module)(1008)의 실시간 잡음 분석에 대해 도 14와 연계하여 이하에서 보다 상세하게 기술할 것이다.
- [0148] 추가적으로, 혹은 대안적으로 (실시간 헬스 모니터 모듈(1006)로부터의) 계산 헬스 측정치들은, 헬스 데이터베이스(1014)와 통신 가능하게 연결될 수 있는 포스트 호크 잡음 분석 모듈(post-hoc noise analysis module)(1012)로 제공될 수 있다. 헬스 데이터베이스(1014)는 지난 계산 헬스 값들 및 다양한 기준 값들(가령, 사용자 특정 기준 값들)에 대한 데이터 레코드를 관리할 수 있다.
- [0149] 포스트 호크 잡음 분석 모듈(1012)은 수신된 계산 헬스 측정치를 헬스 데이터베이스(1014) 안에 저장할 수 있다. 주기적으로(가령, 24시간 마다), 포스트 호크 잡음 분석 모듈(1012)은 저장된 헬스 측정치들 및/또는 기준 값들을 처리할 수 있고, 포스트 호크 분석 데이터를 피드백하기 위해 (가령, 상술한 바와 같은 UI(1010)을 통해) 사용자에게 제공할 수 있다. 또한 포스트 호크 잡음 분석 모듈(1012)은 포스트 호크 분석 데이터를 이용하여 잡음 보상 시스템(1000)의 잡음 모델을 업데이트할 수 있다. 포스트 호크 잡음 분석 모듈(1012)에 대해 도 13과 연계하여 이하에서 보다 상세하게 기술할 것이다.
- [0150] 특정 실시예들은 하나 이상의 추가 모듈들을 포함하고/하거나, 적절하다면, 도 10의 잡음 보상 시스템(1000)과 관련하여 기술된 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 10과 관련하여 기술된 특정 모듈들 및 특정 단계들을 특정한 설정의 일부 및/또는 특정한 순서로 발생하는 것으로서 기술하고 예시하였으나, 본 개시는 도 10의 잡음 보상 시스템(1000)과 관련하여 모든 적절한 설정을 고려한다. 또한, 본 개시가 특정 방식으로 사용되는 특정한 모듈들을 포함하는 예시적 잡음 보상 시스템(1000)을 기술하고 예시하였으나, 본 개시는 적절하다면 도 10의 모듈들 전부 또는 그 일부를 포함하거나, 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 모든 적절한 잡음 보상 시스템(1000)을 고려한다.
- [0151] 또한 본 개시가 도 10의 잡음 보상 시스템(1000)과 관련하여 기술된 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소들,

장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하였지만, 본 개시는 도 10의 잡음 보상 시스템(1000)과 관련하여 기술되는 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소들, 장치들 또는 시스템들의 임의의 적절한 조합을 고려한다.

[0152] 신호 정정(Signal Correction)

[0153] 위에서 논의된 바와 같이, 모션 아티팩트, 잡음을 포함한 접촉, 센서 에러 등과 같은 많은 잡음원들이 존재하여, 정확한 피크 검출 또는 신호 정정이 어려울 수 있다. 그러한 경우, 잡음 제거 및/또는 잡음에 대한 보정을 통한 잡음 보상은 스트레스 및/또는 HRV의 정확한 측정 판단을 용이하게 할 수 있다. 구체적으로, 잡음은 수집된 신호 데이터의 변이도를 증가시킬 수 있고, 이는 HRV 산출 시 인지된 변이도를 잘못 증가시킬 수 있으며, 그것은 다시 스트레스 출력에 잘못 영향을 미칠 수 있다.

[0154] 도 11은 예컨대, 사용자의 헬스 변이도 측정치(가령, HRV 또는 스트레스) 판단을 위한 예시적 방법(1100)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 사용자의 전자 장치(가령, 모바일 전자 장치(230))의 센서로부터 센서 데이터를 수신할 수 있는 단계 1110에서 시작할 수 있다.

[0155] 특정 실시예들에서, 센서 데이터는 잡음 산출 기간에 걸쳐 PPG 신호에 대한 데이터를 포함할 수 있고, 헬스 변이도 측정치는 HRV 측정치를 포함할 수 있다. 단계 1120에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 센서 데이터의 잡음 레벨을 판단할 수 있다. 잡음 레벨 판단은 도 9의 블록 904과 관련하여 위에서 기술한 방식들 중 하나 이상에 기반할 수 있다.

[0156] 그런 다음 단계 1130에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 판단된 잡음 레벨에 기초하여 산출된 양 만큼 헬스 변이도 측정치(health-variability measurement)를 조정할 수 있다. 특정 실시예들에서, 판단된 잡음 레벨에 기반하여 산출된 양 만큼 헬스 변이도 측정치를 조정하는 것은, 산출된 에러 조정 측정치 만큼 헬스 변이도 측정치를 감소시키는 것을 포함할 수 있다.

[0157] 예를 들어, 도 12a 및 12b는 HRV 측정 잡음 보상 결과들의 예를 도시한다.

[0158] 구체적으로, 도 12a는 잡음 있는 스트레스 신호 및 60초 시간 윈도우에 걸친 보상 후 조정된 스트레스 신호를 포함하는 잡음 보상 결과들(1200)을 도시하며,

[0159] 도 12b는 잡음 있는 스트레스 신호 및 120초 시간 윈도우에 걸친 보상 후 조정된 스트레스 신호를 포함하는 잡음 보상 결과들(1210)을 도시한다. 에러-잡음 곡선과 관련하여 도 12a 및 12b에 도시된 바와 같이, 신호의 잡음 비율이 늘어나면, 그에 따른 에러의 비율도 늘어난다. 따라서, 잡음 있는 신호는 잡음 보상 후의 신호와 비교할 때, 인위적으로 상승된(그리고 그에 따라 부정확한) HRV 산출 및 그에 따라 인위적으로 감소된 스트레스 산출을 가져온다. 잡음 보상이 이루어지면, 사용자의 보다 정확한 스트레스 레벨 획득을 위해, 스트레스 레벨은 잡음 레벨 및 에러-잡음 곡선에 기반하여 결정된 에러 만큼 위쪽으로 조정된다. 특정 실시예들에서, 스트레스 측정치를 조정한 후, 헬스 모니터링 시스템(200)은 그 조정된 스트레스 측정치를 사용자의 전자 장치(가령, 모바일 전자 장치(230))로 보낼 수 있다.

[0160] 도 11의 방법은 잡음을 보상하기 위해 스트레스 산출치를 직접 조정하는 것과 관련하여 기술되었다. 그러나 다른 예시적 실시예들에서는 스트레스 레벨 산출 전에 HRV 값이 대신 조정될 수 있어, 잡음 보상을 위해 스트레스 산출치가 간접 조정되도록 할 수 있다.

[0161] 특정 실시예들은 적절하다면 도 11의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 11의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 11의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다.

[0162] 또한, 본 개시가 도 11의 방법의 특정 단계들을 포함하는 사용자의 헬스 변이도 측정 판단을 위한 예시적 방법을 기술하고 예시하였지만, 본 개시는 적절하다면 도 11의 방법의 단계들 전부 또는 그 일부를 포함하거나, 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하는 사용자의 헬스 변이도 측정 판단을 위한 모든 적절한 방법을 고려한다.

[0163] 또한 본 개시가 도 11의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 11의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.

[0164] 포스트 호크 데이터 처리(Post-Hoc Data Processing)

- [0165] 특정 실시예들에서 포스트 호크 데이터 처리는 사용자 헬스의 조감도(bird's eye view)를 얻기 위해 센서 사용을 수반할 수 있다. 센서 기반 건강 관리 모니터링 시스템에서, 한 가지 용법은 사용자에게 그의 건강 상태에 대해 알려주고 동기를 부여하기 위해 기록된 데이터에 대한 일일 요약 및 분석을 제공하는 것이다. 그러나 보다 깊이 있는 통찰은 특히 미묘한 뉘앙스를 해석함에 있어 깨끗한 데이터를 필요로 할 수 있다.
- [0166] 모션 아티팩트 및 잡음이 있는 신호는 해석이 어렵게 때문에, 사용자에게 제공되는 대부분의 요약들에는 많은 예러들(예를 들어, 특히 HR 및 HRV와 같이 아티팩트에 민감한 측정치들의 경우)을 포함한다. 스트레스 및 ANS 모니터링 분야에서, 그러한 잡음은 중요한 순간들을 가릴 수 있고, 정확도의 손실이 너무 커서 많은 종류의 24X7 모니터링 시스템들을 실용성이 없게 만들 수 있다. 그렇기 때문에 이하에서 기술되는 방법들은 차원(dimension) 분석을 이용하여 센서 데이터에서 잡음 있는 신호들(가령, 잡음 있는 HRV 또는 RR-델타 데이터)을 식별 및 제거하기 위한 것이다.
- [0167] 도 10과 관련하여 위에서 논의된 바와 같이, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)이 입력들로서 지난 헬스 값들의 이력 및 다양한 기준 값들(가령, PPG 데이터, RR 및 RR-델타와 같은 PPG 파생물 등에 대응함)을 수신하고, 출력으로서 포스트 호크 잡음 분석치를 제공한다.
- [0168] 예를 들어, 동작 중에 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 실시간 헬스 모니터링 모듈(1006)로부터의 계산 헬스 측정치들을 헬스 데이터베이스(1014) 안에 저장할 수 있다. 따라서, 시간이 지남에 따라 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 포스트 호크 분석 수행에 사용될 수 있는 지난 헬스 값들의 이력 및 기준 값들을 생성할 수 있다.
- [0169] 포스트 호크 분석은 예컨대, 헬스 측정치들의 업데이트, 실시간 잡음 정량화 모듈(1004)과 헬스-에러 모듈(1008)의 잡음 모델들의 업데이트, 다른 관련 포스트 호크 분석들, 또는 이들의 조합에 해당할 수 있다.
- [0170] 특정 실시예들에서, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 이하에서 기술하는 바와 같이, 실시간 PPG 데이터 및 PPG 파생 데이터를 분석 및 저장하고, 그런 다음 분석되고 저장된 데이터에 대한 비선형 카오스 분석을 수행함으로써, 포스트 호크 분석을 수행할 수 있다.
- [0171] 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)이 실시간 헬스 모니터링 모듈(1006)로부터 입력으로서 수신하는 계산 헬스 측정치들은, PPG 데이터, 박동 간 심박수(RR) 및 박동 간 심박수 변이도(RR-델타)와 같은 PPG 파생물, 기타 관련 입력들, 또는 이들의 임의의 조합에 해당할 수 있다.
- [0172] 특정 실시예들에서, 계산 헬스 측정치들은 생체 측정치들을 나타내는 임의의 적절한 센서 데이터뿐 아니라 그러한 생체 측정치들로부터 도출된 계산 값들(가령, 스트레스 레벨)에 해당할 수 있다. 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 (가령, 헬스 데이터베이스(1014)에 저장될 수 있는) 입력의 세그먼트를 분석 및 해석하여 입력의 시스템 차원을 판단할 수 있다. 시스템 차원은 분석된 세그먼트들 안의 잡음 레벨을 나타내는 값에 해당할 수 있다. 분석된 세그먼트 내 잡음의 레벨이 정량화되면, 계산된 실시간 스트레스 값들의 신뢰도가 정정 또는 제거를 위해 재산정될 수 있다.
- [0173] 포스트 호크 분석 처리 중에, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 지난 헬스 값들의 이력 및 다양한 기준 값들을, 수렴 시에는 임베딩(embedding) 차원으로서, 수렴이 없을 때에는 잡음 지시자로서 저장할 수 있다. 보다 구체적으로, 분석된 세그먼트들 각각은 그들과 관련된 태그를 가질 수 있다. 태그는 시작 타임 스탬프, 종료 타임 스탬프, 임베딩 차원, 및 차원 수렴 테스트의 결과들(가령, 수렴이 있었다는 표시)로 구성될 수 있다.
- [0174] 특정 실시예들에서, 고차(high-order) 생리학적 데이터만 오프라인 데이터베이스에 저장됨으로써, 효율적 저장 및 데이터 성능을 촉진할 수 있다. RR-델타, 타임 스탬프, 및 임베딩 차원 값들은 오프라인 처리를 위해 저장될 수 있다. 특정 실시예들에서, 이러한 처리는 일반적인 스트레스 처리보다 긴 시간 스케일 상에서 작동할 수 있기 때문에, 이 데이터베이스는 주기적으로(가령, 하루에 한 번) 동기화될 수 있다.
- [0175] 언급한 바와 같이, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 지난 값들의 이력을 오프라인에서 포스트 호크 방식으로 처리할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 어떤 트리거 조건에 반응하여 헬스 데이터베이스(1014) 안에 저장된 데이터의 이력을 처리하도록 구성될 수 있다. 트리거 조건은 여러 조건들에 기반할 수 있다.
- [0176] 한정하는 것이 아닌 예로서, 트리거 조건은, 일 단위, 주 단위, 월 단위, 기타 적절한 시간 프레임, 또는 이들의 조합으로 분석을 주기적으로 야기하는 것과 같이, 시간에 기반할 수 있다. 추가적으로, 혹은 대안적으로, 트리거는 장치의 상태(가령, 충전 상태, 충전 상태로의 전환, 파워 온(power-on) 상태 등), 사용자 활동 상태(가

령, 가속계 병합 신호에 의해 나타내는 극심한 잡음 시작이나 끝, 극심한 스트레스의 주기, 수면 단계, 수동적 사용자 요청 등), 이력 데이터의 상태(가령, 포스트 호크 처리를 위해 저장된 측정치들의 양, 장기간에 걸친 스트레스 측정치 트렌드, 스트레스 프로세서 사용의 빈도, 이전 잡음 검출 빈도, 마지막 업데이트 이후의 시간 등), 기타 관련 상태, 또는 이들의 조합과 같이, 이벤트에 기반할 수 있다.

[0177] 특정 실시예들에서, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 지난 헬스 값들의 이력 및 다양한 기준들을 처리하여, 센서 데이터에서 잡음을 분리할 수 있다. 포스트 호크 특성(가령, 비 실시간 조건) 때문에, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 실시간 분석을 하기에는 계산 상 너무 값비쌀 수 있는 고차 역학 및/또는 복잡한 특성을 가지는 신호 모델을 이용할 수 있다.

[0178] 예를 들어, 예시적 실시예들에서, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 잡음에서 카오스 신호 동향들을 식별하도록 구성됨으로써, 잡음 모델 및 계산 헬스 측정치들의 정확도를 증가시킬 수 있다. 예시적 실시예에 따른 포스트 호크 분석치 생성을 위한 이력 데이터 처리 방법이 이하에서 보다 상세히 기술된다.

[0179] 먼저, 헬스 측정 데이터는 단순 시계열 표현에서 위상 공간 표현으로 변환될 수 있다. 즉, 시계열의 한 세그먼트 내 각각의 포인트가, 모든 가능한 상태들의 집합 내 한 포인트를 나타내는 크기와 방향을 가지는 보다 큰 벡터 $X(t)$ 의 특정 요소로 간주될 수 있다. 시계열 이력 세그먼트들을 위상 공간 내 고유 벡터들로 해석함으로써, 공간 자체가 구축될 수 있다:

[0180]
$$X(t)=[X(t),X(t+\tau),\dots,X(t+(m-1)\tau)]$$

[0181] 변수 τ 는 결정되어야 할 시스템 딜레이를 나타낸다. 주어진 시스템 딜레이 τ 에 대해, 이하의 수식에 따라 상호 정보 MI가 산출될 수 있다:

[0182]
$$MI(\tau)=\sum_{x(i),x(i+\tau)} P(x(i),x(i+\tau))\log_2\frac{P(x(i),x(i+\tau))}{P(x(i))P(x(i+\tau))}$$

[0183] 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 상호 정보의 제1최소값을 파생하는 시스템 딜레이 τ 를 검색할 수 있다. 확률 함수 P를 평가하는 방법에 대한 세부사항들을 예시적 실시예에 따라 이하에서 제시한다.

[0184] 상호 정보로부터 시스템 딜레이 τ 를 결정한 후, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 해당 생리학적 신호를 좌우하는 어트랙터(attractor)를 분리하여 구축할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 임베딩 차원이 증가되면서, 계산 상관 차원(computed correlation dimension)은 저차원 카오스 시계열 데이터에 대한 안정상태가 된다. 순수한 확률적 시계열 데이터에 있어서, 상관 차원(correlation dimension)은 계속 증가되어야 한다. 이러한 두 가지 경우들에서, 확률적 신호 및 카오스 신호는 시스템 딜레이 τ 를 기준으로 MI의 트렌드에 기반하여 구별될 수 있다. 이것은 시스템의 엔트로피 및 공동 엔트로피들을 산출함으로써 계산될 수 있다.

[0185] 이러한 임베딩 차원이 주어질 때, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 상관 차원을 계산할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 지수 법칙 차원의 형태를 취하고, 포인트 차원(point-wise dimension)을 산출하고, 이것을 상관 차원으로 보외(extrapolating)함으로써 상관 차원을 계산할 수 있다.

특정 실시예들에서, 지수 법칙 차원 기능은 다음과 같은 형식 $A(\epsilon)\propto\epsilon^d$ 을 취할 수 있으며, 여기서 ϵ 는 시계열 상에서 벡터화된 포인트들을 둘러싼 원의 반지름이다. 시계열 상의 포인트들 주변에서 이제 이러한 $A(\epsilon)$ 계산이 수행되고, 그 결과를 평균하여 포인트 차원을 C_x 라 칭하는 상관 차원으로 변환한다. 큰 ϵ 의 값들과 작은 ϵ 의 값들에서, 평탄한 C_x 곡선들이 나타나야 하는데, 이는 궁극적으로 원이 어트랙터(attractor)를 떠나 추가될 포인트들이 더 존재하지 않거나, 한 개의 포인트를 위한 공간(가령, 2D 원의 중심)만을 가지도록 구를 충분히 축소시키기 때문이다. 그러나, 이러한 두 극한들 사이에는 상대적으로 일정한 선(가령, $\log(\epsilon)$ v. $\log(C_x)$ 공간에 묘사됨)이 존재해야 한다.

[0186] 이러한 처리는 단일 시스템 임베딩 차원에 대해 수행될 수 있다. 다른 예시적 실시예들에서, 임베딩 차원의 수렴을 평가함으로써 어트랙터에 대한 적절한 검출이 수행될 수 있다. 이러한 수렴은 도 13의 알고리즘의 예시적

사용으로부터 시각적으로 알 수 있다. 도 13에서, 임베딩 차원은 화살표 방향으로 증가될 수 있다. 임베딩 차원의 수렴은 같은 값에 도달하는 곡선들의 경사도들로서 보여질 수 있다.

[0187] 매우 확률적인 신호들은 무한 차원성을 가질 수 있는데, 이는 각각의 차원이 존재하는 잡음 분포를 가지기 때문이며; 이러한 확률은 무한한 자유도로 이어진다. 카오스 신호들은, 시스템 임베딩 차원을 더 증가시키는 것이 상관 차원에 아무 영향도 미치지 않는 소정 포인트에 도달한다. 이 포인트에서, 어트랙터는 "해방되었다 (disentangled)"고 한다. 카오스 결정론에서 확률론을 구별하면, 임베딩 차원이 연속적으로 증가됨에 따라 상관 차원이 안정화된다. 그렇지 않으면 신호는 확률적이다.

[0188] 특정 실시예들에 따른 상술한 방법의 개별 단계들이 이하에서 보다 상세히 설명된다.

[0189] 이 방법은 상호 정보(MI)의 사용과 카오스 신호에 대한 차원 임베딩(dimensional embedding)을 포함할 수 있다. MI는 주어진 측정치 $X(t)$ 가 다음 시점에 다른 측정치 $X(t+\tau)$ 에 대해 제공하는 데이터의 평균 비트량을 나타낸다. 즉, MI는 한 랜덤 변수 (가령 $X(i)$)가 다른 랜덤 변수 $X(t+\tau)$ 에 대해 제공하는 (비트 단위) 정보의 평균량에 해당할 수 있으며, 다음과 같은 방정식의 형식으로 작성될 수 있다:

$$MI(\tau) = \sum_{x(i), x(i+\tau)} P(x(i), x(i+\tau)) \log_2 \frac{P(x(i), x(i+\tau))}{P(x(i))P(x(i+\tau))}$$

[0191] 위의 방정식은 주기적 신호의 주기의 배수에 해당하는 딜레이에 대해 높은 MI를 수반한다. 딜레이 τ 를 증가시키는 동안, 비교되는 두 개의 데이터 집합들이 매우 큰 정도로 지연되지는(가령, 차이가 나지는) 않기 때문에 MI는 비교적 높게 시작한다. 보다 구체적으로, $X(t)$ 는 τ 가 작을 때 $X(t+\tau)$ 에 대해 많은 정보를 주며, 따라서 MI는 그 동일 영역에서 높다는 것을 의미한다. τ 가 커질수록, 지연되지 않은 측정치 $X(t)$ 가 나중의 것에 대해 제공하는 정보는 적다. MI의 이러한 감소는 딜레이가 (주기성이 존재하는 경우) 신호의 주기성에 일치할 때까지 계속된다. PPG 유형의 데이터에 있어서, 신호들은 주기 신호들과 결합된 카오스 기반 신호들에 해당할 수 있고, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 카오스 표식들로부터 주기성을 구분할 수 있다. 이를 위해, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 τ 가 증가함에 따라 MI를 평가하고, 상호 정보의 제1최소값을 도출하는 딜레이 τ 를 선택할 수 있다. 이것은 데이터 포인트들인 $X(t)$ 및 $X(t+\tau)$ 가 다소 분리되기는 해도 완전히 독립적이지는 않도록 한다. 이 프로세스는 예시적 실시예에 따라 단계 1-9로서 이하에 기술된다.

[0192] 단계 1. 분석할 데이터(RR-델타 샘플들)의 윈도우가 저장된다. 포스트 호크 잡음 분석 모듈(1012)은 상기 데이터를 어레이로서 데이터베이스(1014) 안에 저장할 수 있다. 신호의 미세 포인트들이 장시간의 신호들에 있어서는 문제가 되지 않으므로 어레이의 크기는 충분히 커야 한다. 어레이의 크기는 많은 고려사항에 따라 선택될 수 있다. 특정 실시예들에서, 이 어레이의 크기는 검출되는 특성과 유사할 수 있다. 이 어레이의 크기에 대한 하나의 예가 400 개의 샘플들인데, 이것은 대략 8분 간의 스트레스 모니터링에 해당한다. 그러나, 이용 가능한 샘플들의 개수가 이보다 적은 경우, 알고리즘은 더 적은 수의 샘플들을 가지고 진행할 수 있다. 이러한 데이터 어레이로부터, 지연된 $x(t+\tau), \dots, x(t+(m-1)\tau)$ 포인트들이 생성된다.

[0193] 단계 2. 데이터 어레이 x 는 (τ 가 1에서 N 까지 변화함에 따라) N 개의 어레이들로 τ 만큼 지연된다. 각각의 어레이 포인트는 원래의 어레이와 비교될 수 있다.

[0194] 단계 3. 이러한 어레이들이 생성되면, x 및 $x(t+\tau)$ 사이의 MI가 산출된다. 이것은 τ 가 증가하는 순서로 MI에 대한 어레이 안에 저장된다.

[0195] 평균 상호 정보를 산출하기 위해, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 아래의 동작들을 수행할 수 있다:

[0196] (I). X 를 정규화하고, 최소값을 감산한 다음 최대값으로 나눔으로써 데이터를 수직 이동하여 0에서 시작하도록 한다.

[0197]

$$x_i^* = \sum x_j - x_{\min}$$

[0198]

$$\bigwedge_{x_i} = \frac{x_i^*}{x_{\max}^*}$$

[0199]

(II). $\bigwedge X$ 의 데이터를 τ 만큼 지연시키고 이것을 $\bigwedge Y$ 라고 칭한다. $\bigwedge Y$ 는 $\bigwedge X$ 의 지연된 이미 지이며, 따라서 지연된 위상 묘사(portrait)가 상호 정보 산출이 수행되는 대상이다.

[0200]

(III). 분포 함수를 분해할 bin들의 수를 정의한다. 이것은 $\bigwedge X \bigwedge Y$ 의 2차원 묘사이므로, 그 파티션들은 2차원 박스형태의 파티션들이다. bin들의 크기는 응용에 따라 선택될 수 있다. 또한, bin들의 크기는 고정되거나 적응적으로 가변될 수 있다. 특정 실시예들에서, bin 크기는 아래의 수학적식에 따라 선택될 수 있다:

[0201]

$$n = \left\lceil 1 + \log_2(N - \tau) + \frac{1}{2} \right\rceil$$

[0202]

상기 수학적식은 이 위상 묘사 안에 N^2 개의 박스들이 존재함을 의미한다. 여기서 N 은 $\bigwedge X$ 및 $\bigwedge Y$ 의 길이이다.

[0203]

(IV). 분산(variance)을 확인한다. 분산이 대략 0이면, MI는 대략 0이 될 것이다. 특정 실시예들에서 이 단계는 생략될 수 있다.

[0204]

(V). 박스 검색 변수들 s_1 및 s_2 을 정의한다. 여기서, 특정 박스는 포인트 (s_{1i}, s_{2j}) 에 대응한다. 이들은 각각 τ 의 모든 인스턴스에 대해 고찰된다. 이것은 구현 시 네스티드 포 루프(nested for-loop)를 사용하여 수행될 수 있다. 예를 들어, s_2 는 위상 공간의 안쪽 수평축을 따라 있는 파티션일 수 있고, s_1 은 안쪽 수직 축을 따라 있는 파티션일 수 있다.

[0205]

확률 분포 p , p_x 및 p_y 를 정의한다. 이 세 값들은 각각, 공동 확률 분포, $\bigwedge X$ 의 확률 분포, 및 $\bigwedge Y$ 의 확률 분포이다. 아래의 조건을 만족하는 $\bigwedge X$ 의 인스턴스들을 찾는다.

[0206]

$$C_1: \frac{(s_{1i} - 1)}{n} < \bigwedge_{x_k} ; \text{with } \{k=1, 2, \dots, n-\tau\}$$

[0207]

$$C_2: \frac{(s_{1i})}{n} \geq \bigwedge_{x_k} ; \text{with } \{k=1, 2, \dots, n-\tau\}$$

$$C_3: \frac{(s_{1i})}{n} < \bigwedge x_k ; \text{with } \{k=1+\tau, 2+\tau, \dots, n\}$$

[0208]

$$C_4: \frac{(s_{1i})}{n} \geq \bigwedge x_k ; \text{with } \{k=1+\tau, 2+\tau, \dots, \tau, \dots, n\}$$

[0209]

[0210] 모든 C_p 가 참이면 $C_{S_{1i}S_{2j}} = 1$ 이다.

[0211] C_1 및 C_2 둘 모두가 참이면 $G_{S_{1i}S_{2j}} = 1$ 이다.

[0212] C_3 및 C_4 둘 모두가 참이면 $F_{S_{1i}S_{2j}} = 1$ 이다.

$$P = \frac{\sum_{s_{1i}} n = \sum_{s_{2j}} n = {}_1C_{s_{1i}, s_{2j}}}{N-\tau}$$

[0213]

$$P_x = \frac{\sum_{s_{1i}} n = \sum_{s_{2j}} n = {}_1G_{s_{1i}, s_{2j}}}{N-\tau}$$

[0214]

$$P_y = \frac{\sum_{s_{1i}} n = \sum_{s_{2j}} n = {}_1F_{s_{1i}, s_{2j}}}{N-\tau}$$

[0215]

[0216] (VI). 위에서 산출된 확률들을 감안하여 최종 MI를 산출한다. 예를 들어, 그러한 산출은 대략적으로 다음 수학

$$MI(\tau) = P * \log_2 \frac{P}{P_x P_y}$$

식에 해당할 수 있다:

[0217] (VII). 이 산출은 다수의 딜레이들에 걸친 MI의 분포를 획득하기 위해 여러 τ 값들에 대해 반복될 수 있다.

[0218] 단계 4. 다양한 딜레이들에 대한 MI의 어레이 내 피크를 검출한다. 구체적으로, 로컬 피크들(상호 정보 최소값에 대응함)이 구해진다. 이들은, 주기에서 벗어난 RR-델타들을 제공하는 주파수 변환을 갖는 Δt 에 대응하는 τ 이다.

[0219] 단계 5. 포인트 차원(point-wise dimension)을 결정한다. 이것은 아래의 수학식에서 정의한 것과 같이 증가하는 m 값들에 대해 수행될 수 있다.

$$X(n) = [X(n), X(n+\tau), \dots, X(n+(m-1)\tau)]$$

[0220] 즉, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 m 값들을 통해 증분할 수 있고, 각각에 대해 포인트 차원 산출을 수행할 수 있다. 여기서 $X(n)$ 은 시스템의 위상 공간 내 단일 포인트를 나타내는 m 차원 공간의 벡터이다. n 의 증가는 위상 공간의 궤적을 따르는 전파 방향이다. 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 n 의 값을 선택하고, 길이 m 의 벡터들로의 입력 함수 $X(t)$ 를 분석할 수 있다. 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 이 위상 공간 내 각각의 포인트($X(n)$)으로부터 주어진 반경(ϵ)에 이웃하는 포인트들의 개수를 산출할 수 있다. 이 값은 모든 포인트들

에 걸쳐 평균되고, 그런 다음 ϵ 가 한 단계 증가되며, 그러한 카운트와 평균 산출이 다시 한번 수행된다. 위에서 언급한 바와 같이, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 카운트된 포인트들의 수가 아래의 식에 기하급수적으로 비례하는 모델을 이용할 수 있다.

[0222]
$$A(\epsilon) \propto \epsilon^d$$

[0223]
$$C_x(\epsilon) = \frac{\sum \epsilon^A}{N}$$

[0224] 이 방식에 따라 $C(\epsilon)$ 가 ϵ 의 이산 함수로서 산출될 수 있다.

[0225] 단계 6. 임베딩 차원 d 를 획득하기 위해, 포스트 호크 잡음 분석 모델(1012)은 이러한 비례의 각 측면에 알고리즘 함수를 인가하고, 그런 다음 d 에 대한 답을 찾을 수 있다.

[0226]
$$d = \frac{\ln C_x}{\ln \epsilon}$$

[0227] 단계 7. 단계 5 및 6은 증가하는 m 의 값들에 대해 반복될 수 있다.

[0228] 단계 8. $m=2$ 에서 $m=m_{\min}$ 까지 수렴이 시험된다. m_{\min} 의 값은 예시적 실시예들의 데이터 저장 버퍼 내 샘플들의 길이에 좌우될 수 있다. 경사가 계속해서 문턱치 Δd_{thresh} 보다 더 많이 변하면, 데이터는 잡음이 있다고 태그 붙여지고, 이러한 RR-델타의 값들은 스트레스 산출에서 제거되어 그 값들 없이 스트레스 산출이 재수행된다.

[0229] 단계 9. 수렴이 확인된 후의 d 의 값인 d_{converge} 의 값들이 생리학적 중요도에 대한 추후 분석을 위해 저장될 것이다.

[0230] 잡음 예측 및 신호 스티칭(Noise Prediction and Signal Stitching)/교체(Replacement)

[0231] 특정 실시예들에서, 잡음 있는 신호(가령, PPG 신호)를 정정하는 방법은 지터들이나 신호 왜곡이 피크나 바닥이나 제로 교차점에 한정된 것일 수 있다는 관찰에 기반할 수 있다. 신호의 최대값, 최소값, 또는 제로 교차점 근처에서의 신호 왜곡에 있어서, 잡음은 먼저, 예상된 신호 프로파일을 계산하고, 그런 다음 예상 신호 프로파일 에 기초하여 결정된 구축 신호를 원래의(raw) 신호와 섞음으로써 추정될 수 있다. 신호 왜곡이 많은 경우, 관련 신호 부분이 완전히 배제되고, 예상 신호 프로파일에 기초해 결정된 구축 신호로 교체될 수 있다. 이런 식으로 상기 방법은, 사용자가 사용 및 분석하도록 낮은 잡음을 가진 양호한 PPG 신호의 제공이라는 결과를 가져온다. 또한, 위에서 논의된 포스트 호크 분석과 비교할 때, 이하에서 논의되는 잡음 신호들의 스티칭 및/또는 교체 방법들은 사용자에게 상대적으로 잡음이 없는 신호를 출력하기 위해 실시간으로 매우 빠르게 수행될 수 있다.

[0232] 위에서 논의된 바와 같이 도 9에 도시된 대로, 단계 916에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 통계적 예측이 가능한지 여부를 판단할 수 있다. 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 이전 PPG 신호들의 통계적 특성들을 관찰하여 통계적 예측이 가능한지 여부를 판단할 수 있고, 그런 다음 그 정보에 기초하여, 신호에서 하나 이상의 누락 부분들을 합당한 정확도로 재구성하는 것이 가능한지 여부를 판단할 수 있다. 그러나, 이전 PPG 신호들이 순수한 잡음이라고 판단된 경우, 헬스 모니터링 시스템(200)은 누락된 신호를 구축하는 것을 돕는 어떤 정보도 추출될 수 없다고 판단할 수 있고, 그에 따라 신호의 재구성 또는 예측 역시 가능하지 않다. 즉, 단계 916에서 신호 예측이 가능하다고 판단되면(가령, "예"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(200)은 단계 918로 이동하여 신호 예측을 수행하고 예측된 신호에 기반하여 수신 신호를 조정하며, 단계 920으로 이동하여 잡음의 영향을 줄일 수 있다. 한편, 단계 916에서 신호 예측이 가능하지 않다고 판단되면(가령, "아니오"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(20)은 단계 922로 이동하여 잡음-에러 곡선들을 이용하여 잡음 보상을 수행할 수 있다. 또한, 도 10에 도시된 바와 같이, 센서 데이터가 실시간 잡음 정량화 모듈(1004)로 입력되어 센서 데이터의 잡음 레벨을 결정하도록 할 수 있고, 실시간 헬스 모니터링 모듈(1006)은 센서 데이터 안의 잡음을 보상한 후 헬스 측정치를 생성할 수 있다.

[0233] 도 14는 잡음 예측 및 신호 스티칭(stiching) 또는 교체를 위한 잡음 정정 시스템(1400)을 도시한다. 실시간 잡

음 정량화 모듈(1004) 및/또는 실시간 헬스 모니터 모듈(1006)을 통해 실행될 수 있는 (헬스 모니터링 시스템 (200) 등의) 잡음 보상 시스템(1400)은 초기에, 원래 신호들(1410)의 입력을 수신할 수 있다.

[0234] 위에서 논의된 바와 같이, 원래의 신호들(1410)은 센서(또는 센서 인터페이스)(1002)로부터 수신될 수 있다. 원래의 신호들(1410)은 기본 필터링 및 특정 추출(1420)을 통해 처리될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 원래의 신호들(1410)은 기본 필터링을 통해 처리되어 잡음의 일부(예컨대 15 Hz 보다 높은 주파수를 가진 원래 신호들의 어떤 블록들)를 제거하고 원치 않는 DC 오프셋들과 저주파수 진동을 제거하도록 할 수 있다. 또한, 원래의 신호들(1410)은 다중 대역 필터 बैं크를 사용하여 처리되어, 피크, 바닥, 및 제로 교차 시간들이 신호에서 추출될 수 있도록 할 수 있고, 그 정보는 나중에 사용하기 위해(가령, 신호가 잡음을 가지는지 아닌지 여부를 판단하기 위해) 저장될 수 있다. PPG 신호의 신호 처리 중에, 일부 실시예들은 예상 위치들에서 신호 피크들을 찾을 수 있다. 운동과 같이 급작스러운 활동으로 인한 높은 심박수가 나타나는 상황에서, 예상 위치들에서 신호 피크들을 찾는 실시예들은 에러를 가진 결과들을 내놓을 수 있는데, 이는 심박수가 5BPM에서 100BPM으로, 그런 다음 계속해서 200BPM으로 증가하는 것처럼, 예상된 신호 동향이 극적으로, 그리고 보통 갑작스럽게 변화되었기 때문이다.

[0235] 특정 실시예들은 평균 신호 프로파일들(예를 들어 RR-인터벌들 또는 신호 변화율의 일차 또는 이차 도함수)을 운반함으로써 PPG 프로파일의 극적인 변화에 적응할 수 있다. 이 정보는 주어진 지역을 중심으로 글로벌 신호(즉, 여러 심박동들 주변의 신호) 및 로컬 신호(즉, 예상 심박동 주변의 신호) 둘 모두와 관련하여 유지된다. 이것은 특정 실시예들이 글로벌 트렌드의 인지 시 로컬 프로세싱을 수행할 수 있게 한다. 예를 들어, 글로벌 특성들이 심박수가 일반적으로 빨라지는 것 같다는 것을 나타내는 것으로 보이면, 로컬 신호 프로세싱 파라미터들은 그에 따라 (가령, 특정 실시예들이 시간 상 이른 시점에 (신호 피크와 같이) 가능한 신호 특성을 찾도록) 대응하여 조정될 수 있다.

[0236] 시간 지연된 상호 정보 블록(1422)는 필터링된 원래 신호로부터 PPG 샘플들의 어레이에 대한 시간 지연된 상호 정보 출력을 산출할 수 있다. 예를 들어 $X(t)$ 는 기본 필터 및 피크 검출(1420)에 의해 출력된 $N > 0$ 개의 PPG 샘플들의 어레이를 나타낼 수 있다. 시간 지연된 상호 정보 블록(1422)은 예시적 실시예들에 따라, 가령 N 개의 PPG 샘플들의 어레이를 이용하여 포스트 호크 분석 모델(1012)과 관련하여 상술한 바와 같이 딜레이 τ 에 대한 상호 정보 출력 $MI(\tau)$ 를 계산한다.

[0237] 이러한 왜곡 $MI(\tau)$ 의 피크들은 PPG 신호에 존재하는 특징들을 제공할 수 있다. 이러한 특징들 중 하나가 심박수(이것은 예컨대 의사 주기성이 있음)일 수 있다. 예를 들어 M 의 피크를 가져오는 딜레이 τ 는 HR 추정치에 대응할 수 있다.

[0238] HR 산출을 위해 MI 를 이용하는 예시적 실시예의 이점의 예는, 다른 무엇보다, 그것이 잡음 면역성을 촉진할 수 있다는 것으로, (제로 교차점이나 피크와 같은) PPG 형태의 임의의 주목할만한 포인트에서 자가 유사성(self-similarity)이 잡음에 의해 크게 감소될 수 있기 때문이다. 또한, 그것은 특이값들이 보다 쉽게 제거될 수 있도록 HR이 놓여지는 범위를 결정하기 위한 강력한 방법을 제공할 수 있다. 따라서 잡음이지만 RSA 기반 변동인체하는 것으로 인한 HR 내 교란요인들(confounders)이 보다 쉽게 식별될 수 있다. 그에 따라, 상호 정보 접근 방식은 다양한 종류의 잡음에 대해 다른 파형 특성들보다 잡음 회복탄력성(noise-resilient)이 클 수 있다.

[0239] 도 14를 더 참조하면, 필터링된 원래의 신호는 잡음 정량화 시스템(1430)으로 보내질 수 있다. 잡음 정량화 시스템(1430)은 신호 딜레이(1432), 신호 필터(1436), 데이터 게이트(1438), 잡음 검출기(1440), 및 파형 버퍼(1446)를 포함할 수 있다. 특정 실시예들에서, 필터링된 원래의 신호는 신호 딜레이(1432)로 보내질 수 있고, 거기서 지연 필터링된 신호(1434)가 신호 필터(1436) 및 데이터 게이트(1438) 둘 모두에게 보내질 수 있다.

[0240] 특정 실시예들에서, 신호 딜레이(1432)는 지연 필터링된 신호(1434)를 데이터 게이트(1438)로 전달하여 신호 필터(1436)로 보내진 지연 필터링된 신호(1434)가 잡음 검출기(1440)에 의해 분석되어 잡음이 존재하는지 여부를 판단하도록 (그에 따라, 가령 잡음이 거의 실시간으로 검출되어 처리될 수 있도록) 하기 전에, 소정 시간 동안 필터링된 원래의 신호를 저장 및 관리할 수 있다. 잡음이 존재하는지 여부 판단 시, 잡음 검출기(1440)는 (가령, 제1펄스 및 하나 이상의 제2후속 펄스들 사이의) 상대적 펄스 폭 및 펄스 진폭을 산출하고 생리학적으로 허용 가능한 편차들과 비교할 수 있으며, 생리학적으로 허용 가능한 편차들보다 큰 메트릭 변화들을 잡음이라 간주할 수 있다.

- [0241] 한정하는 것이 아닌 예로서, PPG 파형 신호에 대해, 신호 딜레이(1432)는 약 한 개의 심박 펄스에 해당하는 약 100 개의 샘플들에 해당하는 시간 동안, 필터링된 원래의 신호를 유지(가령, "지연")할 수 있다. 이런 식으로, 필터링된 원래의 신호가 잡음을 포함한다고 판단되면, 잡음 정정 시스템(1400)은 (가령, 100 개의 샘플들 중 어딘가에 위치한) 한 펄스의 시작으로 돌아가서, 잡음이 발생하기 전에 필터링된 원래의 신호를 정정할 수 있다.
- [0242] 특정 실시예들에서, PPG 파형 신호에 대한, 하나의 파형의 시작은 피크(가령, 하나의 펄스는 한 펄스 피크에서 다음 펄스 피크까지에 기반하여 판단됨), 바닥(골)(가령, 하나의 펄스는 한 골에서 다음 골까지에 기반하여 판단됨), 제로 교차점(가령, 하나의 펄스는 한 제로 교차점에서 다음 제로 교차점까지에 기반하여 결정됨), 다른 관련 파형 특성, 또는 이들의 임의의 조합일 수 있다. 특정 파형 특성들 및 특정 파형 특성들의 이점들을 이하에서 보다 상세히 논의할 것이다.
- [0243] 잡음 검출기(1440)가 잡음이 지연 필터링된 신호(1434) 안에 존재하는지 존재하지 않는지 여부를 판단하면, 그 판단은 블렌더(1462)로 보내지는 것에 더하여 데이터 게이트(1438)로 보내진다. 잡음이 없다고 판단되면(가령, 단계 1442), 지연 필터링된 신호(1434)는 저장되어 파형 버퍼(1444) 안으로 입력되면서 (이하에서 논의되는) 블렌더(1462)로도 보내진다.
- [0244] 특정 실시예들에서, 파형 버퍼(1444)(가령, 메모리 버퍼)는 소정 데이터 양만을 저장할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, PPG 파형 신호에 있어서, 파형 버퍼(1444)는 세 펄스의 심박들(가령, N=3)에 해당하는 데이터만을 저장할 수 있다. 파형 버퍼(1444)는 잡음이 있는 신호들(가령, 하나 이상의 이전 펄스 신호들과 비교하여 하나 이상의 특성들에서 큰 편차들을 가지는 펄스 신호들)이 이전 신호들에 비해 잡음이 많지만 동시에 신호의 점진적 변화를 가능하게 하는 것이라고 판단될 수 있도록, 적은 수의 펄스들을 저장하게 구성될 수 있다.
- [0245] 또한, 파형 버퍼(1444)가 버퍼 안에 아무것도 없이 출발할 때(가령, 아무 PPG 파형들도 저장되지 않음), 최초의 결정은 지연 필터링된 신호가 잡음을 포함하지 않아서 이전 PPG 펄스의 파형과 현재의 PPG 펄스의 파형을 분석하기 전에 적어도 3 개의 PPG 펄스들이 저장될 수 있게 하는 것일 수 있다. 그런 다음, 파형 버퍼(1444)에 3 개의 잡음 없는 PPG 파형들이 저장된 후, 잡음이 없다고 판단되는 각각의 추가 PPG 파형이 파형 버퍼(1444)에 저장되고, 이전 PPG 파형(가령, 4 개의 펄스 전부터의 PPG 파형)은 제거될 것이다. 이런 식으로 파형 버퍼(1444)는 마지막 세 개의 펄스들에 해당하는 마지막 세 개의 PPG 파형들을 항상 유지할 수 있다.
- [0246] 특정 실시예들에서, 파형 버퍼(1444) 안에 저장되는 펄스들의 개수는 의미있는 비교가 가능할 정도로 적고, 펄스간 편차들 및 잡음을 평균내기 충분할 정도로 많을 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, ECG 상에서 숨을 들이 쉴 때에는 RR-인터벌이 짧아지고 숨을 내쉴 때에는 길어지는 호흡과 동기되는 심박수 변이성인 호흡성 부비동 부정맥(RSA) 현상으로 인해 3 개의 심박 펄스들이 파형 버퍼(1444) 안에 저장된다. PPG 파형에 대한 RSA의 영향은, 들숨이 HR을 점진적으로 증가시키면서 PPG 파형 진폭을 감소시키는 반면, 날숨이 HR을 점진적으로 감소시키면서 PPG 파형 진폭을 증가시키게 한다.
- [0247] 특정 실시예들에서, PPG 파형에 대한 RSA의 영향이 PPG 파형 내 잡음에 대한 결정 시 고려되고 그로부터 구분될 수 있다(가령, N=3이 알려진 RSA 사이클 안에 들어 오도록 선택됨).
- [0248] 한편, 지연 필터링된 신호(1434) 안에 잡음이 존재한다고 판단되는 경우(가령, 단계 1445), 도 14에서와 같이, 잡음이 있는 데이터(1456)는 파형 생성기(waveform builder)(1450)의 딜레이(1458)로 보내진다.
- [0249] 특정 실시예들에서, 파형 생성기(1450)는 통계 엔진(statistics engine)(1452), 딜레이(1458), 및 블렌더(blender)(1462)를 포함할 수 있다. 특정 실시예들에서, 파형 버퍼(1444)를 통해 처리된 지연 필터링된 신호(1434)는 통계 엔진(1452)으로 입력되고, 거기서 파형 버퍼(1444)에 저장된 데이터에 기반하여 통계적 파형(1454)이 생성되고(가령, 마지막 3 펄스들), 그 데이터는 PPG 파형 신호가 잡음이 있는 것에서 깨끗한 신호로 변하고 통계적 파형(1454)이 실시간 데이터로 바뀌면서, 보다 양호한 신호 매칭이 가능하도록 신호의 가변 주기에 맞게 조정될 수도 있다. 이러한 통계적 파형(1454)은 이후 블렌더(1462)로 보내진다.
- [0250] 또한, 잡음이 있는 데이터(1456)는 딜레이(1458)로 입력되어, 거기서 소정 시간 동안 저장됨으로써 통계 엔진(1452)에 의해 통계적 파형(1454)이 생성될 수 있도록(가령, 거의 실시간의 신호 정정이 가능하게) 한다. 잡음 검출기(1440)로부터의 판단 및 지연 필터링된 신호(1434)(가령, 데이터 게이트(1438)에 의해 출력됨) 외에, 지연 잡음이 있는(delay-noisy) 데이터(1460) 및 통계적 파형(1454)이 블렌더(1462)로 입력된다. 블렌더(1462)는 지연 필터링된 신호(1434) 안에서 잡음이 검출될 때, 그 통계적 파형(1454)(가령, 구축된 파형)을 지연 필터링된 신호(1434)(가령, 원래의 신호 파형)와 섞을 수 있다.

- [0251] 한정하는 것이 아닌 예로서, 쉬는 동작은, 선택된 특성(가령, 제로 교차점, 피크, 또는 바닥)에 가장 가까운 포인트에서 구축된 파형에 주어진 0의 세기(가령, 0%) 및 원래의 신호 파형에 주어진 100% 세기에서 시작하고, 그런 다음 신호가 100% 구축 파형 및 0% 원래 신호 파형이 될 때까지 구축 파형을 보다 무겁게 점진적으로 가중하는 동작을 포함할 수 있다. 또한, 이 프로세스는 신호에서 잡음이 더 이상 검출되지 않은 다음에 두 신호들을 병합하기 위해, 점진적으로 반대로 수행될 수 있다.
- [0252] 특정 실시예들에서, 쉬는 결과에 따른 신호는 추가 필터를 통과하도록 보내져, 파형 상의 포인트들이 이 섞어진 결과 신호 안에 완만하게 섞이도록 할 수 있다. 그런 다음 블렌더(1462)는 잡음이 보상된 데이터(1464)(가령, 잡음 보상 신호)를 펄스 정정기(1470)로 출력할 수 있다.
- [0253] 도 14에 도시된 바와 같이, 펄스 정정기(1470)는 심박수(HR) 산출기(1472), RSA 보간기(1474), RSA 품질 체크(1480), 및 OR 게이트(1486)을 포함할 수 있다. 펄스 정정기(1470)의 목적은 잡음 있는 신호의 존재 시 HR을 제시할 때 RSA 주기를 고려하기 위한 것으로, 이것은 HR 신호의 이차 방정식 보간을 이용하여 수행될 수 있다. 먼저, 잡음 보상된 데이터(1464)가 HR 산출기(1472)로 입력되어 잡음 보상 데이터(1464)에 기반해 심박수 신호를 결정하도록 한다. 그런 다음, HR 산출기(1472)를 통해 결정된 심박수 신호가 RSA 보간기(1474)로 보내진다. 특히, 심박수가 산출되는 각각의 특성에 대해(골, 피크 등), 심박수(HR 산출기(1472))는 우선 시간(샘플) 메디안 필터로 보내질 수 있고, 그런 다음 특이값(outlier)의 존재를 줄이기 위해 (도 14에서 시간 메디안/평균 필터(1466)로서 집합적으로 도시된) 이동 평균 필터로 보내질 수 있다. RSA 보간기(1474)는 이차방정식에 맞는 신호(1476)(가령, 보간된 RSA 추정치)를 산출하고, 그것을 RSA 품질 체크(1480)를 통해 잡음 보상된 HR 신호(1478)와 비교할 수 있다. 이차방정식에 맞는 신호(1476)가 잡음 보상된 HR 신호에서 소정 양(가령, 허용 가능한 편차의 기준량) 만큼 벗어난다고 판단되면, 즉, 잡음 보상된 HR 신호(1478)가 열악한 품질을 가진다고 판단되면, 이차방정식의 평균 신호(1482)가 이차방정식에 맞는 신호(1476) 및 HR 잡음 보상된 HR 신호(1478) 둘 모두에 기반하여 산출되고, 이 이차방정식 평균 신호(1482)는 OR 게이트(1486)를 통해 정정된 출력(1490)(가령, 거의 실시간으로 정정된 출력 신호)로서 출력된다. 한편, 이차방정식에 맞는 신호(1476)가 잡음 보상된 HR 신호에서 소정 양만큼 벗어나지 않는다고 판단되면, 잡음 보상된 HR 신호(1484)는 OR 게이트(1486)를 통해 정정된 출력(1490)으로서 출력된다.
- [0254] 특정 실시예들에서, 허용 가능한 편차의 기준량은 환경에 따라 좌우될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 아무 잡음도 검출되지 않을 때, 제1데이터 집합 및 이어지는 제2데이터 집합 사이에 최대 허용 가능한 편차는 15%일 수 있다. 그러나, 잡음이 검출될 때, 제1데이터 집합 및 이어지는 제2데이터 집합 사이에 최대 허용 가능한 편차는 5%로 감소될 수 있다. 심박수가(골, 피크 등)에서 산출되는 각각의 특성에 대해, 심박수(정정된 출력(1490))는 우선 글로벌 특성 메디안 필터로 보내질 수 있고, 그런 다음 특이값의 존재를 줄이기 위해 (도 14에서 글로벌 특성 메디안 필터(1492)로서 집합적으로 도시된) 이동 평균 필터로 보내질 수 있다. 글로벌 특성 메디안 필터(1492)는 골, 피크, 펄스 정정 위치들과 상호 정보로부터의 심박수 처리 블록들로부터 동기된 최종 정정 출력들을 포함할 수 있다.
- [0255] 특정 실시예들은 적절하다면 도 14의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 14의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 14의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시가 도 14에 도시된 특정 시스템들과 단계들을 포함하는 잡음 예측 및 신호 스티칭 또는 교체를 위한 예시적 시스템 및 방법을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 적절하다면 도 14의 방법의 시스템들 및 단계들 전부나 그 일부를 포함하거나 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 시스템들 및 단계들을 포함하는 임의의 적절한 잡음 예측 및 신호 스티칭 및 교체 시스템 및 방법을 고려한다. 또한 본 개시가 도 14의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 14의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.
- [0256] 특성 검출 및 분석(Feature Detection and Analysis)
- [0257] 위에서 논의된 바와 같이 도 9에 도시된 대로, 단계 910에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 신호의 피크 검출이 가능한지 여부를 판단할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 반복된 잘 형성된 형태와 같은 소정 특성들 및 매 주기마다 검출 가능한 특징들(가령, PPG 신호 내 피크에 근접한 정현파 타입의 신호)을 가진 센서 신호의 피크들을 판단하도록 시도할 수 있다.
- [0258] 단계 910에서 피크 검출이 가능하다고 판단되면(가령, "예"로 판단), 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 모니터링 시스템(200)이 피크 검출을 수행할 수 있는 단계 912로 진행할 수 있다. 그런 다음, 검출된 피크 정보에 기

반하여, 단계 914에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 알고리즘(가령, 스트레스 알고리즘)의 신호 특징들을 판단할 수 있다.

- [0259] 정확한 피크 검출을 위한 방법은, 신호가 왜곡될 수 있어도 그 일부 양상은 여전히 분석이 가능할 수도 있다는 관찰에 기반한다. 본 발명의 특정 실시예들에 따른 예시적 신호를 도시한 도 15와 관련하여 이하에서 논의하는 바와 같이, 이들은 피크, 골(trough), 또는 제로 교점들(zero-crossing points)(가령, 신호가 그 상승 또는 하강 엣지 중에 제로 라인을 지나가는 위치)일 수 있다.
- [0260] 한정하는 것이 아닌 예로서, 모호한 피크 위치들은 이러한 피크들의 검출 시 에러를 가져올 수 있고, 이러한 측정치들을 이용한 계산 시 에러(가령, 심박수 및 스트레스 레벨의 부정확한 판단)를 가져올 수 있다. 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 최대 경사 포인트(가령, 추세 제거된(detrended) PPG 신호들의 제로 교점들)은 에러에 보다 강할 수 있다.
- [0261] 특정 실시예들에서, 피크들, 골들, 또는 교차점들 각각은 (가령, 피크들이나 골들에 가까운) 이차방정식 맞춤(fitting) 또는 (제로 교점들에 가까운) 선형 맞춤을 통해 근사화될 수 있다. 근사화가 수행되었으면, 생성된 신호들(가령, 수신된 원래의 신호들)과 (가령, 근사화된 포인트들에 기반하여) 근사화된 그래프의 편차를 산출함으로써 잡음의 정도가 산출될 수 있다.
- [0262] 도 16은 본 발명의 특정 실시예들에 기반하여 신호 특성을 검출 및 분석하는 예시적 방법(1600)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 PPG 신호의 소정 특성들에서의 잡음을 분석할 수 있는 단계 1610에서 시작할 수 있다.
- [0263] 단계 1620에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 특성들 중 하나 이상이 잡음에 의해 훼손되었는지 여부를 판단할 수 있다. 단계 1630에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 잡음이 없는 특성들 중 하나 이상에 기반하여 RR 인터벌들을 계산할 수 있다.
- [0264] 신호 특성 검출 및 분석의 예가 PPG 신호들 및 도 15를 이용하여 설명된다. 특정 실시예들에서, PPG 신호의 잡음의 정도를 정량화하는 것은, PPG 신호의 복수의 소정 특성들 각각과 관련된 잡음의 정도를 정량화하는 것을 포함할 수 있다. 이하에서 논의되는 바와 같이, PPG 신호의 복수의 소정 특성들에는, PPG 신호와 관련된 하나 이상의 피크들, PPG 신호와 관련된 하나 이상의 골들, PPG 신호와 관련된 하나 이상의 제로 교점들, 또는 그 조합이 포함될 수 있다.
- [0265] 특정 실시예들에서, PPG 신호들은 LED들 및 광 검출기들을 (가령, 헬스 모니터링 시스템(200)의 일부로서) 포함하는 센서 플랫폼을 이용하여 사용자의 손목으로부터 서로 다른 샘플링 속도로 획득될 수 있다. 헬스 모니터링 시스템(200)으로부터 수신된 데이터는 예컨대 25Hz에서 800Hz까지의 범위에 드는 가변 주파수들로 디지털화될 수 있다.
- [0266] 도 15는 본 발명의 특정 실시예들에 따른 예시적 신호를 도시한다. 도 15에 도시된 바와 같이, 예시적 PPG 신호(1500)는 피크들(1510), 골들(1520), 제로 교차점들(1530), RR들(1540)(심박동 간 인터벌들)을 포함할 수 있다. 그 플롯(곡선)은 사용자 손목을 거쳐 헬스 모니터링 시스템(200)에 의해 샘플링된 4초 간의 PPG 신호들을 포함할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 도 15에 도시된 바와 같이, PPG 신호들의 시계열에는 다수의 피크들(가령, 4 개의 피크들)이 포함될 수 있고, PPG 신호의 형태적 특성들은 각각의 피크들 사이에서 변할 수 있다.
- [0267] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 각각의 특성마다 판단된 잡음 레벨에 기반하여 PPG 신호의 특성들을 선택적으로 사용할 수 있다. 또한, 각각의 특성 근처의 신호는, 그 특성이 안정적인 특성인지 여부를 판단하기 위해 잡음이 존재하는지 여부를 결정하도록 분석될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)이 PPG 신호의 피크에 잡음이 많다고 판단하면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 제1피크에서 다음 피크의 순간까지가 아닌, 제로 교차점에서 다음 제로 교차점까지의 RR 인터벌을 산출할 수 있다. 즉, 헬스 모니터링 시스템(200)은 특성들 중 하나 이상에서의 잡음에 기반하여 신호 분석 시 사용할 하나 이상의 특성들을 선택하기 위해 신호와 관련된 모든 특성들을 분석하고, 잡음이 있다고 판단된 모든 특성을 버릴 수 있다.
- [0268] 특정 실시예들은 적절하다면 도 16의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 16의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 16의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시가 도 16의 방법의 특정 단계들을 포함하는 신호 특성들을 검출 및 분석하기 위한 방법의 예를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 적절하다면 도 16의 방법의 단계들 전부나 일부를 포함하거나 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하는 신

호 특성들의 검출 및 분석을 위한 임의의 적절한 방법을 고려한다. 또한 본 개시가 도 16의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 16의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.

- [0269] 연속적인 생물학적 측정들 및 알람 피로도 증명 특성들(Continuous Biological Measurements and Alarm Fatigue Proof Features)
- [0270] 위에서 논의한 바와 같이, 스트레스는 다양한 건강 문제들에 대한 가장 큰 원인들 중 하나라고 간주된다. 스트레스 모니터링을 위한 기술은 실시간의 순간적 스트레스 측정치 제공에 중점을 둘 수 있다. 그러나 스트레스 측정치들은, 극히 예리하고 특별하지만 않다면 스트레스 내 단기 스파이크들은 사용자의 건강에 별로 중요하지 않기 때문에, 만성적이고 장기적인 스트레스와 관련해서만 의미가 있다. 사실상 단기 스트레스 이벤트에 대한 잦은 경고는 사용자가 스트레스 알람들에 둔감해져서 알람들을 모두 무시하기 시작하는 "알람 피로도(alarm fatigue)"를 가져올 수 있다.
- [0271] 또한, 만성적 스트레스에 대한 지속적인 모니터링은 많은 전력의 소비를 요하므로, 착용형 전자 장치들의 전력 계약에 따라 구현이 어렵다. 그에 따라, 이하에서 논의되는 특정 실시예들은 생리학적 스트레스의 정확하고 의미 있으면서도 전력 효율적인 측정을 용이하게 하기 위해 상술한 문제들에 대처한다.
- [0272] 한정하는 것이 아닌 예로서, 특정 실시예들은 스트레스 항상성에 대한 상대적으로 장기간의 방해 징후들을 검출한다. 또한 특정 실시예들은, 주어진 사용자의 사용자 특정 기준 및/또는 사용자 특정 측정 상황을 고려하면서, 생체 감지 및 전력 효율성 모두에 대해 잘 맞는 헬스 및/또는 건강 모니터링 및 관리 상황에서의 측정들에 중점을 둔다.
- [0273] 도 17은 사용자의 생물학적 측정치들에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨에 대한 지속적이고 전력 효율적인 모니터링을 하기 위한 일반적인 방법(1700)의 예를 도시한다. 이 방법은 특정 실시예들에 대해 이하에서 보다 상세히 기술되는 바와 같이 헬스 모니터링 시스템(200)이 센서 데이터를 분석할 수 있는 단계(1710)에서 시작한다.
- [0274] 단계 1720에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 특정 실시예들에 대해 이하에서 보다 상세히 기술하는 바와 같이, 심박수 및 활동을 분석할 수 있다. 단계 1730에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 특정 실시예들에 대해 이하에서 보다 상세히 기술하는 바와 같이, 스트레스 및 LHPA 축 활성화를 분석할 수 있다.
- [0275] 단계 1740에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 특정 실시예들에 대해 이하에서 보다 상세히 기술하는 바와 같이, 사용자 선호도 및 상호동작(인터랙션)을 분석할 수 있다. 그런 다음, 단계 1750에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 특정 실시예들에 대해 이하에서 보다 상세히 기술하는 바와 같이 전력 효율적이고 지속적인 방식으로 알람 피로도와 샘플링 및/또는 모니터링을 줄일 수 있다.
- [0276] 특정 실시예들은 적절하다면 도 16의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 16의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 16의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시는 도 16의 방법의 특정 단계들을 포함하여 사용자의 스트레스 레벨을 모니터링하기 위한 예시적 방법을 기술하고 도시하지만, 본 개시는 적절한 경우 도 16의 방법의 단계들 전체나 일부를 포함하거나 그 중 아무것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하여, 임의의 관련된 생리학적 표식들(가령, PPG 측정치들, 심전도검사(EKG) 측정치들, 혈압 측정치들, 포도당 판독치, 혈중 산소 레벨, 온도 측정치들, 수면 지속시간 측정치, 수면의 질 측정치, 호흡 파라미터 측정치(가령, 관련 속도, 리듬 또는 볼륨), 심장 출력 측정치, 활동 측정치, 자세 측정치, 수화(hydration) 측정치, 혈중 헤모글로빈 수준 측정치, 혈중 지질(lipid) 수준 측정치, 몸무게 측정치, 키 측정치, 지방 측정치, 보행 측정치, 자세 측정치, 피부 전도도 측정치, 기타 적절한 헬스/생리학적 측정치, 또는 이들의 조합)을 모니터링하는 모든 적절한 방법을 고려한다.
- [0277] 또한 본 개시가 도 16의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 16의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.
- [0278] 위에서 논의한 바와 같이, 사용자의 스트레스 레벨을 지속적이고 전력 효율적으로 모니터링하기 위한 방법(1700)은 헬스 모니터링 시스템(200)을 통해 수행될 수 있다. 장치는 착용형 전자 장치(가령, 헬스 모니터링 장치(210)), 모바일 장치(가령, 클라이언트 시스템(120)), 전용 헬스 모니터링 장치, 어떤 다른 적절한 모니터링

장치, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다.

- [0279] 위에서 상세히 논의한 바와 같이, 상기 장치는 프로세서, 프로그램 명령어들 및 데이터를 저장하는 메모리, 하나 이상의 센서들, 및 디스플레이를 포함할 수 있고, 여기서 프로세서는 센서들을 사용하여 사용자의 생물학적 측정치들을 얻을 수 있고, 센서들은 (가령, 사용자의 심박수를 판단하고, 사용자의 활동 레벨을 판단하는 등을 위해) PPG 센서들, 가속계, 다른 적절한 센서, 또는 임의의 조합을 포함할 수 있다. 특정 실시예들에서, 프로세서는 생물학적 측정치들을 처리하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단할 수 있다. 이하에서 기술하는 바와 같이, 생물학적 측정치들의 처리에 기반하여, 프로세서는 소정 스트레스 이벤트에 대해 사용자에게 경고하기 위한 알림을 사용자에게 제공할 수 있다.
- [0280] 알람 피로도 감소(Alarm Fatigue Reduction)
- [0281] 위에서 논의한 바와 같이, 알람 피로도는 사용자들에게 있어 큰 장애물이다. 예를 들어 알람 피로도는, 사용자가 그 날 전체 중에 발생하는 모든 스트레스 이벤트에 대해 경고를 받으나 많은 스트레스 상황들(가령, 지속기간이 짧은 스트레스 상황, 짧은 항상성 교란 이후 그 사람에 의해 통제된 스트레스 상황들 등)은 해롭지 않기 때문에 발생할 수 있다. 알람 피로도는, 건강 상태에 대한 보고가 너무 자주 일어나면 사용자가 이후의 모든 경고들을 무시하기 시작하여 생체 감지에 신경을 끌 가능성이 있는 상황으로 이어질 수 있어, 연속적인 생체 감지 및 헬스 모니터링에 심각한 문제가 될 수 있다.
- [0282] 이하에서 기술되는 특정 실시예들은 정말 의미가 있으면서 행동을 취할 수 있는(예를 들어 사용자는 스트레스 레벨을 줄이거나 완화시키기 위한 스트레스 해소 활동을 수행할 수 있다) 생리학적 표식들에 중점을 두어 사용자에게 경고를 일으키는 이벤트 수를 줄이도록 구성된다. 그 생리학적 표식들은 만성적이고 긴 스트레스 같이, 심신을 약화시키며 생리적으로 해로운 수준의 스트레스 발생을 판단하는데 사용될 수 있다.
- [0283] 배경으로서, 변연-시상 하부-뇌하수체-부신 (limbic-hypothalamic-pituitary-adrenal:LHPA) 축이 중심 스트레스 반응 시스템이다. 한 스트레스 이벤트가 일어날 때, LHPA 축이 스트레스 반응을 일으키며, 이 반응은 CRF(corticotropin-releasing hormone)가 뇌하수체 전엽의 CRF 수용체에 결합할 때 부신피질 자극 호르몬(adrenocorticotrophic hormone: ACTH)이 분비되게 하는 CRF의 시상하부 분비를 특징으로 한다. 그런 다음 ACTH가 부신 피질의 수용체에 결합하고 코르티솔(cortisol)의 부신물질의 분비를 자극한다. 코르티솔은 대부분의 사람들에게 있어서 스트레스 이벤트의 발병 후 25분 내지 30분 이후에 분비될 수 있다. 그런 다음 코르티솔은 CRF의 시상 하부 분비와 ACTH의 뇌하수체 분비에 부정적인 피드백을 가하여 시스템을 스트레스 항상성으로 다시 되돌리도록 돕는다. 그러나 장기간 반복적인 코르티솔의 분비는 심장병, 소화 장애, 수면 장애, 체중 문제, 자가 면역 질환 및 심리적 문제 (가령, 우울증)와 같은 수많은 건강 문제를 유발하거나 악화시킬 수 있다.
- [0284] 따라서, 특정 실시예들은 사용자에게 스트레스 이벤트의 발생을 경고하고, 스트레스를 감소시켜 항상성(homeostasis)으로 복귀시키는 방법에 대한 권고안을 제공하는 것에 관한 것이다. 또한, 특정 실시예들은 사용자가 코르티솔의 분비를 완화 및/또는 피할 수 있는 스트레스 감소 활동을 수행할 수 있도록, 스트레스 이벤트 발병 후 그러나 코르티솔 분비 이전에 스트레스 경고를 제공하는 것에 관한 것이다.
- [0285] 도 18은 헬스 모니터링 시스템(200)을 이용하여 알람 피로도를 줄이는 예시적 방법(1800)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트가 존재하는지 여부를 판단할 수 있는 단계 1810에서 시작한다. 도 18에 도시된 바와 같이, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트 발생이 없다고 판단할 때(가령, 단계 1810에서 "아니오"), 사용자에게 아무런 알림도 제공되지 않으며 방법은 종료된다. 한편, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트 발생이 있다고 판단할 때(가령, 단계 1810에서 "예"), 단계 1820에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 스트레스 이벤트가 기준 시간보다 길게 유지되는지 여부를 판단할 수 있다.
- [0286] 도 18에 도시된 바와 같이, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트가 기준 시간보다 길게 유지되지 않는다고 판단할 때(가령, 단계 1820에서 "아니오"), 사용자에게 아무런 알림도 제공되지 않으며 방법은 종료된다. 한편, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트가 기준 시간보다 길게 유지된다고 판단할 때(가령, 단계 1820에서 "예"), 헬스 모니터링 시스템(200)은 단계 1830으로 진행한다. 단계 1830에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 스트레스 이벤트에 대해 사용자에게 알려줄 수 있다. 이후 방법은 종료될 수 있다.
- [0287] 특정 실시예들에서, 스트레스 이벤트(가령, 심각한 스트레스)는 기준 시간보다 긴 시간 동안, 스트레스 항상성 레벨이 심각하게 교란된 상태(가령, 특정 상황에 있어서 기준 스트레스 레벨로부터 상승됨)로 유지되는 이벤트라고 정의될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 기준 시간은 사람의 몸이 LHPA 축 활성화(가령, 15 내지 20분보다 길고 25-30분보다 짧게)에 따라 코르티솔을 분비하기 전의 시간에 해당할 수 있다. 위에서 논의한 바와 같

이, 코티졸이 25 내지 30분이 지난 대부분의 사람들에게서 분비되기 때문에, 사용자에게 코티졸 분비를 일으킬 수 있는 스트레스 이벤트에 대해 사용자에게 알림으로써 LHPA 축의 활성화를 줄일 수 있고/있거나 사용자가 코티졸 분비 전에 코티졸 분비를 피하여 스트레스 레벨을 줄일 기회를 가지게 할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 중대한 항상성 교란은 소정 측정 기간 동안 스트레스 레벨의 기준치 변동(가령, 측정 기간의 95%와 같이, 거의 전 측정 기간 동안 유지되는 스트레스 레벨의 30%를 넘는 변동)에 해당할 수 있다.

[0288] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 스트레스 레벨이 측정되는 시간 중에 사용자의 물리적 활동(가령, 활동 레벨의 상황)의 성격, 레벨, 또는 강도를 판단할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200), 헬스 모니터링 장치(210), 클라이언트 장치(120), 또는 그 임의의 조합과 관련된 센서들(가령, 가속계, 자이로스코프 등)이 물리적 활동의 성격, 레벨, 또는 강도를 감지하기 위해 사용될 수 있다. 이것은 감정 상태로 인해 증가된 심박수(또는 다른 생리학적 표식)을 물리적 활동으로 인해 증가된 심박수로부터 구별하는 데 사용될 수 있다.

[0289] 특정 실시예들에서, 사용자에게로의 알림은 헬스 모니터링 시스템(200), 헬스 모니터링 장치(210), 클라이언트 장치(120), 헬스 모니터링 시스템(200)과 짝을 이루는 다른 장치, 또는 이들의 조합에 의한 사용자 인터페이스 알림(가령, 메시지 알림, 그래픽 알림 등), 촉각적 응답(haptic responses)(가령, 진동 등), 또는 청각 신호들(가령, 모든 유형의 잡음이 있는 신호) 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 또한, 사용자 선호도에 따라, 알림은 가족 구성원, 친구, 가까운 연락처, 돌봄 제공자, 다른 적절한 당사자, 또는 이들의 임의의 조합을 포함하는 임의의 제3자들에게도 전송될 수 있다.

[0290] 또한 특정 실시예들에서, 알림과 함께, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 스트레스 레벨을 줄이기 위한 방식에 대한 제안/권고안을 제공할 수 있고, 그러한 제안/권고안은 사용자와 관련된 활동 레벨의 상황을 상세히 알리는 저장된 센서 데이터로부터 생긴 논리적 결과들에 해당하는 활동들을 포함할 수 있다.

[0291] 한정하는 것이 아닌 예로서, 이것은 일어나서 스트레칭하기, 자세 바꾸기, 짧게 산책하기, 수분 섭취하기, 짧은 지압 형태의 마사지 등과 같은 소정의 물리적 활동들을 포함할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 센서들이 사용자가 장시간 앉아 있었다고 감지하면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 스트레스 완화를 위해 일어나서 스트레칭을 하라거나 짧게 걸으라고 권할 수 있다.

[0292] 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 센서들이 사용자가 높은 스트레스 하에서 이동 중이라고 감지하면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 수분을 섭취하라고 권할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 센서들이 사용자가 어떤 회의 장소(가령, 이사회 실) 안에 있다거나 앉아 있거나 선 채로 비정상적으로 정지해 있다고 감지하거나, 헬스 모니터링 시스템(200)이 매우 단기간에 스트레스 레벨이 매우 높게 솟구쳤다고 감지하면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 몸의 여러 스트레스 지점들에 대한 별개의 지압 자극을 권할 수 있다.

[0293] 본 개시가 도 18의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 18의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시는 도 18의 방법의 특정 단계들을 포함하여 헬스 모니터링 시스템(200)을 이용하여 알람 피로도를 줄이기 위한 예시적 방법을 기술하고 도시하지만, 본 개시는 적절한 경우 도 18의 방법의 단계들 전체나 일부를 포함하거나 그 중 아무것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하여 알람 피로도를 줄이기 위한 임의의 적절한 방법 및 임의의 관련된 생리학적 표식들(가령, PPG 측정치들, EKG 측정치들, 혈압 측정치들, 포도당 판독치, 혈중 산소 레벨, 온도 측정치들, 수면 지속시간 측정치, 수면의 질 측정치, 호흡 파라미터 측정치(가령, 관련 속도, 리듬 또는 볼륨), 심장 출력 측정치, 활동 측정치, 자세 측정치, 수화(hydration) 측정치, 혈중 헤모글로빈 수준 측정치, 혈중 지질(lipid) 수준 측정치, 몸무게 측정치, 키 측정치, 지방 측정치, 보행 측정치, 자세 측정치, 피부 전도도 측정치(skin conductance measurement), 기타 적절한 헬스/생리학적 측정치, 또는 이들의 조합)을 모니터링하는 모든 적절한 방법을 고려한다.

[0294] 또한 본 개시가 도 18의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 18의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.

[0295] 전력 효율적인 샘플링(Power Efficient Sampling)

[0296] 위에서 논의한 바와 같이, 스트레스 레벨의 전력 효율적인 샘플링 및/또는 모니터링은 만성적 스트레스 및 급성 스트레스 둘 모두에 다 유용하다. 특정 실시예들에서, 전력 효율성을 위해, 헬스 모니터링 시스템(200)은 코티졸 분비(가령, 상술한 바와 같은 LHPA 축 활성화)가 진짜 해로운 스트레스의 단기 징후라는 개념에 따라, 15분

보다 긴 단기 연장 스트레스를 검출함으로써 만성을 모니터링할 수 있다.

- [0297] 한정하는 것이 아닌 예로서, 상기 방법은 심박수를 계산하기 위해 분(minute) 당 8초의 심박수 샘플링을 포함할 수 있다. 이 심박수 윈도우는 (가령, 스트레스 검출을 높은 활동 수준과 혼동하지 않기 위해) 사용자가 앉아만 있거나 가벼운 활동을 하고 있을 때에만 사용될 수 있다. 심박수 상승이 판단될 때, 헬스 모니터링 시스템(200)은 스트레스 레벨을 검출하기 위해 다른 윈도우들을 샘플링할 수 있다. 실험적 결과에 따라, 이 방법은 센서에 의한 전력 소비가 지속적 모니터링보다 약 8 내지 10 배 낮게 되는 결과를 가져올 수 있다. 또한 전력 효율성을 위해, 헬스 모니터링 시스템(200)은 (가령, LHPA 측 활성화에 초점을 맞추지 않고) 단지 수 분 동안 지속되는 급성 스트레스 상황들을 검출함으로써 급성 스트레스를 모니터링할 수 있다.
- [0298] 한정하는 것이 아닌 예로서, 상기 방법은 사용자가 앉아만 있거나 가벼운 활동을 하고 있을 때에만 분(minute) 당 20초의 심박수 샘플링을 포함할 수 있다. 심박수 상승이 판단될 때, 헬스 모니터링 시스템(200)은 60초마다, 40-60 초의 스트레스 샘플링을 수행할 수 있다.
- [0299] 도 19는 헬스 모니터링 시스템(200)을 이용하여 전력 효율적인 모니터링을 하기 위한 예시적 방법(1900)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 제1샘플링 모드에서 시작하는 단계 1910을 시작할 수 있다.
- [0300] 특정 실시예들에서, 이 단계는 제1샘플링 모드에서 수신된 하나 이상의 생리학적 표식들에 대한 생물학적 측정치들에 기반하여 사용자의 스트레스 레벨을 판단하는 것을 포함할 수 있다. 단계 1920에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 스트레스 이벤트가 존재하는지 여부를 판단할 수 있다.
- [0301] 도 19에 도시된 바와 같이, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트 발생이 없다고 판단할 때(가령, 단계 1920에서 "아니오"), 사용자에게 아무런 알림도 제공되지 않으며 방법은 종료된다. 한편, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 이벤트 발생이 있다고 판단할 때(가령, 단계 1920에서 "예"), 단계 1930에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 제2샘플링 모드로 동적으로 스위칭할 수 있다.
- [0302] 특정 실시예들에서, 이 단계는 생리학적 표식들 중 하나 이상이 문턱 레벨보다 높다고 판단될 때, 제1샘플링 모드와 다른 제2샘플링 모드로 동적으로 스위칭하는 것을 포함할 수 있다. 이후 단계 1940에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 통지할 수 있다. 사용자에게 통지한 후, 방법이 종료될 수 있다.
- [0303] 특정 실시예에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 모니터링 시스템(200)의 센서로부터, 생리학적 표식들에 대한 생물학적 측정치들을 수신할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 센서들은 헬스 모니터링 시스템(200), 헬스 모니터링 장치(210), 클라이언트 장치(120), 또는 그들의 임의의 조합과 관련될 수 있고, 가속계, 자이로스코프, 활동 인식 센서들, UV 센서들, 습도 센서들, 수면 센서들, 수화(hydration) 센서들, 및 ECG, PPG, EEG, 근전도검사(EMG), 전기 안구도 기록(EOG), 호흡 센서, 다른 적절한 센서, 또는 이들의 임의의 조합과 같은 바이오 센서들 등의 센서들을 포함할 수 있다. 센서에 의해 캡처된 측정치들은 물리적 활동의 성격, 레벨, 또는 강도를 포함할 수 있다. 또한, 센서들에 의해 캡처되는 생리학적 표식들은 PPG 측정치들, EKG 측정치들, 혈압 측정치들, 포도당 관독치들, 혈중 산소 레벨, 온도 측정치, 수면 지속기간 측정치, 수면의 질 측정치, 호흡 파라미터 측정(가령, 속도, 리듬, 또는 볼륨 관련), 심장 출력 측정치, 활동 측정치들, 자세 측정치들, 수화 측정치들, 혈중 헤모글로빈 레벨 측정치, 혈중 지질 레벨 측정치, 몸무게 측정치, 키 측정치, 지방 측정치, 보행 측정치, 자세 측정치, 피부 전도도 측정치, 기타 적절한 건강/생리학적 측정치, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다.
- [0304] 특정 실시예들에서, 알림은 위에서 논의한 바와 같은 것과 관련될 수 있고, 헬스 모니터링 시스템(200)이 그 알림을 헬스 모니터링 장치(210), 클라이언트 장치(120), 기타 적절한 장치, 또는 이들의 어떤 조합을 통해 사용자에게 전달할 수 있다.
- [0305] 위에서 논의한 바와 같이, 알림은 헬스 모니터링 시스템(200), 헬스 모니터링 장치(210), 클라이언트 장치(120), 헬스 모니터링 시스템(200)과 짝을 이루는 다른 장치, 또는 이들의 조합에 의한 사용자 인터페이스 알림(가령, 메시지 알림, 그래픽 알림 등), 촉각적 응답(가령, 진동 등), 또는 청각 신호들(가령, 모든 유형의 잡음이 있는 신호) 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 또한, 사용자 선호도에 따라, 알림은 가족 구성원, 친구, 가까운 연락처, 돌봄 제공자, 다른 적절한 당사자, 또는 이들의 임의의 조합을 포함하는 임의의 개의 제3자들에게도 전송될 수 있다.
- [0306] 특정 실시예들에서, 제1샘플링 모드는 저전력 모드이고 제2샘플링 모드는 고전력 모드이며, 저전력 모드는 제1검출 시간과 관련되고 고전력 모드는 제2검출 시간과 관련된다. 제2검출 시간은 제1검출 시간보다 소정 시간 더 긴 검출 시간 구간에 해당할 수 있다(가령, 제1검출 시간은 매 분마다 20 초 심박수 샘플링 윈도우에 대응할 수

있고, 제2검출 시간은 매 분마다 40초 심박수 샘플링 윈도우에 대응할 수 있다). 또한, 제2검출 시간은 제1검출 시간보다 소정 시간 동안 더 높은 횟수의 검출 시간 구간에 대응할 수 있다(예를 들어, 제1검출 시간은 매 분의 10초들 마다 5초 간의 검출 윈도우에 대응할 수 있고, 제2검출 시간은 매 분의 10초들 마다 8초 간의 검출 윈도우에 대응할 수 있다).

[0307] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 생물학적 측정치들에 기반하여 제1샘플링 모드 중에 사용자와 관련된 상황을 판단할 수 있으며, 이 상황은 제1샘플링 모드 중에 물리적 활동의 성격, 레벨, 또는 세기 중 하나 이상에 의해 정의된다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 위에서 논의한 바와 같이, 헬스 모니터링 시스템(200), 헬스 모니터링 장치(210), 클라이언트 장치(120), 또는 그 임의의 조합과 관련된 센서들(가령, 가속계, 자이로스코프 등)이 물리적 활동의 성격, 레벨, 또는 세기를 감지하기 위해 사용될 수 있다. 이것은 감정 상태로 인해 증가된 심박수(또는 다른 생리학적 표식)을 물리적 활동으로 인해 증가된 심박수로부터 구별하는 데 사용될 수 있다. 특정 실시예들에서, 이하에서 보다 상세히 논의되는 것과 같이, 헬스 모니터링 시스템(200)은 하나 이상의 생리학적 표식들이 기준 레벨보다 높지 않다고 판단될 때, 제1샘플링 모드로 다시 동적으로 스위칭할 수 있다.

[0308] 특정 실시예들에서, 단편적 샘플링(episodic-sampling) 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)과 관련된 센서들로부터 심박동, 물리적 활동, 및 기타 생리학적 정보를 수신하는 단계를 포함할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 심박수 정보는 매 분마다 대략 8초인 한 번의 연속적인 시계열 동안 센서로부터 발생되고, 물리적 활동 정보는 지속적으로 수신된다. 헬스 모니터링 시스템(200)은 평균 심박수, 및 (가령, 가속계를 이용한) 사용자 활동의 성격, 레벨 및 세기를 산출할 수 있다. 심박수가 소정 기준치(가령, 10% 등)만큼 기준 심박수(가령, 사용자 특정 기준 심박수)보다 높고, 그러한 심박수 상승을 나타낼 수 있는 물리적 활동으로 인한 것이 아니면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 샘플링 윈도우를 매 분마다 30초인 한 번의 연속적인 시계열로 조정할 수 있다.

[0309] 이때, 헬스 모니터링 시스템(200)은 앞서 샘플링된 윈도우 안에서 계산된 스트레스가 높은 한(가령, 사용자 지정 기준치를 넘음), 다른 30초 시간 윈도우들의 추가 샘플링을 개시할 수 있다. 한편, 헬스 모니터링 시스템(200)이 앞서 샘플링된 윈도우가 더 이상 높지(가령, 사용자 지정 기준치 이상이지) 않다고 판단하면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 다시, 매 분마다 8초 동안의 심박수를 산출하는 것으로 되돌아갈 수 있다. 또한, 대안적으로, 모든 대안적 윈도우 동안에만 스트레스 레벨을 산출하는 것 대신, 헬스 모니터링 시스템(200)은 대안적 윈도우들을 추가함으로써 주어진 시간에 걸친(가령, 한 시간, 하루 전체 등) 평균 스트레스 값을 계산할 수 있다.

[0310] 특정 실시예들에서, 저전력 모드는 제1생리학적 표식의 측정에 대응할 수 있고, 고전력 모드는 제2생리학적 표식과 다른 제2생리학적 표식의 측정에 대응할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 아래에서 보다 상세히 논의하는 바와 같이, 저전력 모드는 사용자의 평균 심박수 측정에 대응할 수 있고(가령, 덜 집약적인 알고리즘들을 수반하고 계산 비용이 덜 비쌌), 고전력 모드는 사용자의 HRV 측정에 대응할 수 있다(가령, 보다 집약적인 알고리즘을 수반하고 계산 비용이 더 비쌌).

[0311] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자의 스트레스 레벨을 결정하기 전에, 사용자로부터 하나 이상의 스트레스 모니터링 모드들에 대한 선택을 수신할 수 있으며, 이때 스트레스 모니터링 모드들은 만성 스트레스 모니터링 모드(chronic-stress-monitoring mode) 및 급성 스트레스 모니터링 모드(acute-stress-monitoring mode)를 포함한다. 즉, 사용자는 헬스 모니터링 시스템(200)이 만성 스트레스 모니터링 모드에서 동작해야 하는지 급성 스트레스 모니터링 모드에서 동작해야 하는지, 그 둘 모두에서 동작해야 하는지 여부를 선택할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 사용자가 두 모드들을 모두 선택할 때, 그것은 일어날 급성 스트레스 모니터링 모드를 위해 높은 기준을 설정함으로써 이루어질 수 있는데, 즉각적인 주목을 요하는 급성 스트레스 이벤트가 사용자의 스트레스 레벨이 심각하게 높을 때(가령, 정상화된 스트레스 값들이 가변할 수 있는 추정 범위의 10% 미만인 값과 같은 극도로 낮은 HRV에 접근하는 스트레스 레벨)의 것일 수 있기 때문이다.

[0312] 한편, 만성적 스트레스 발병은 장시간 지속하는 스트레스 발병이라고 정의되며, 그러한 발병을 캡처하기 위해 헬스 모니터링 시스템(200)은 장시간의 고레벨 스트레스가 판단되도록 사용자의 스트레스를 지속적으로 감지할 수 있다. 그러나 사용자의 스트레스 레벨을 지속적으로 감지하는 일은 스트레스 모니터링을 위해 사용되는 센서가 소비하는 전력과 관련하여 매우 에너지 소모적인 일일 수 있다.

[0313] 특정 실시예들에서는 보다 양호한 전력 효율성을 위해, 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 모니터링 시스템(200)이 사용자의 스트레스 모니터링을 행하는 시간 전체에 대해 센서들을 계속 온(ON) 시키지 않을 수 있다. 대신 특정 실시예들에서 만성적/장기적 스트레스 혹은 급성 스트레스의 판단 방법은, 헬스 모니터링 시스템

(200)이 우선 만성적 스트레스나 급성 스트레스나 그 둘 모두에 대해 모니터링하기 위한 사용자 환경설정을 수신하는 단계를 포함할 수 있다. 그런 다음 헬스 모니터링 시스템(200)이 상술한 단편적 샘플링 방법에 기반하여 생리학적 표식들(가령, 사용자의 심박수)를 검출할 수 있다.

[0314] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 계산된 스트레스 레벨이 기준을 넘고(가령 계산된 스트레스 레벨의 40% 이상의 지속적 상승) 급성 스트레스 레벨을 식별하는 것과 관련된 다른 기준(가령, 5분 이상의 총 스트레스 레벨 상승 시간)을 만족하면, 검출된 스트레스 레벨이 급성적으로 높다고 판단할 수 있다. 그런 다음 헬스 모니터링 시스템(200)은 (가령, 그러한 환경 설정이 사용자에게 의해 선택된 경우) 급성 스트레스 레벨에 기반하여 사용자에게 알림 및 피드백/권고안을 제공할 수 있다.

[0315] 한편, 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 계산된 스트레스가 기준을 넘고(가령 계산된 스트레스의 40% 이상의 지속적 상승) 만성적 스트레스 레벨을 식별하는 것과 관련된 다른 기준(가령, 5분 이상의 총 스트레스 상승 시간)을 만족하면, 검출된 스트레스 레벨이 만성적으로 높고/장기적이라고 판단할 수 있다. 그런 다음 헬스 모니터링 시스템(200)은 (가령, 그러한 환경 설정이 사용자에게 의해 선택된 경우) 만성적 스트레스 레벨에 기반하여 사용자에게 알림 및 피드백/권고안을 제공할 수 있다.

[0316] 또한, 헬스 모니터링 시스템(200)이 스트레스 항상성을 압도할 수 있는 임박한 LHPA 축 활성화에 대해 경고를 주도록 설정되면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 그 기간(가령, 최초의 높은 스트레스 및/또는 스트레스 이벤트가 검출된지 약 15분) 후에 그러한 알림을 제공할 수 있다.

[0317] 특정 실시예들에서 지속적인 가속계의 활동이 존재한 경우, 헬스 모니터링 시스템(200)은 동시 발생된 심박수 감지를 무시하는 옵션(가령, 디폴트 옵션)을 제공할 수 있다. 이것은 전력 효율성에 있어서 추가적인 이득을 줄 수 있다.

[0318] 특정 실시예들에서, 상기 방법은 계층적 의사결정 능력을 포함할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 PPG 신호에 기반하는 보다 비용이 드는 모니터링을 시작하기 전에 (가령, 갈바닉 스킨 응답(galvanic skin response: GSR) 유형 센서를 이용하여) 스트레스 레벨의 상승을 테스트하기 위해 저에너지 센서를 이용할 수 있다. 마찬가지로, 헬스 모니터링 시스템(200)은 보다 비용이 드는 감지 양상을 시작하기 전에 하나 이상의 정교한 파일 관리자들(sophisticated filers)을 이용할 수 있다.

[0319] 한정하는 것이 아닌 예로서, 30초라는 매 다른 시간 마다 사용자의 스트레스 레벨을 감지할 수 있는 헬스 모니터링 시스템(200)은 길이가 더 작은 중간 갭(가령, 15초) 또는 길이가 더 긴 중간 갭(가령, 45초)을 가지고 45초의 간격으로 감지하는 것으로 대체될 수 있다. 일반적으로 샘플링에 대한 결정은, 감지된 스트레스 레벨, 및 헬스 모니터링 시스템(200)이 소비되는 에너지를 최적화할 수 있고 사용자의 모니터링 요건을 만족시키는 사용자 설정환경에 기반하여 결정될 수 있다.

[0320] 본 개시가 도 19의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 19의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시는 도 19의 방법의 특정 단계들을 포함하여 헬스 모니터링 시스템(200)을 이용하여 전력 효율적인 모니터링을 위한 예시적 방법을 기술하고 도시하지만, 본 개시는 적절한 경우 도 19의 방법의 단계들 전체나 일부를 포함하거나 그 중 아무것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하여 전력 효율적인 모니터링을 위한 임의의 적절한 방법 및 임의의 관련된 생리학적 표식들(가령, PPG 측정치들, EKG 측정치들, 혈압 측정치들, 포도당 판독치, 혈중 산소 레벨, 온도 측정치들, 수면 지속시간 측정치, 수면의 질 측정치, 호흡 파라미터 측정치(가령, 관련 속도, 리듬 또는 볼륨), 심장 출력 측정치, 활동 측정치, 자세 측정치, 수화(hydration) 측정치, 혈중 헤모글로빈 수준 측정치, 혈중 지질(lipid) 수준 측정치, 몸무게 측정치, 키 측정치, 지방 측정치, 보행 측정치, 자세 측정치, 피부 전도도 측정치, 기타 적절한 헬스/생리학적 측정치, 또는 이들의 조합)을 모니터링하는 모든 적절한 방법을 고려한다.

[0321] 또한 본 개시가 도 19의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 19의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.

[0322] 사용자 기준 상황들 및 스트레스 극복 능력 (User Baseline Contexts and Stress Coping Capacity)

[0323] 위에서 논의된 바와 같이, 모바일 헬스 모니터링 및 관리 시, 착용형 장치의 사용은 건강 관리 시 신규한 방법과 시스템을 생성하기 위한 핵심사항이라고 간주된다. 헬스 측정치는 당뇨병, 스트레스, 고혈압, 심혈관 질환, 폐질환, 기분 장애, 약물 남용, 전반적 삶의 질 등과 같은 광범위한 건강 문제들에 대한 가교일 수 있다. 일련

의 사용자 특정 생리학적 측정치들에 대해 정황적 기준 접근방식이 적용되어 그 측정치들이 합리성을 가지도록 함으로써, 사용자가 자신의 건강을 증진시키거나 해치는데 무슨 일을 하고 있는지, 그리고 사용자의 몸이 여러 상황들에 대해 어떻게 반응하는지에 대한 실시간 피드백을 제공할 수 있다.

- [0324] 마찬가지로, 스트레스 모니터링 및 관리 역시 상황 인지적이어야 한다(가령, 스트레스 측정 상황과 관련하여 스트레스 측정치들을 분석함). 그에 따라, 상황 인지성과 결합된 비침습적 스트레스 측정은 스트레스 및/또는 생리학적 측정치들을 다루기 위한 강력한 도구를 제공하여, 해로운 스트레스 레벨들을 인지하고, 스트레스를 어떤 증상의 원인으로서 진단하는 등의 일을 할 수 있다.
- [0325] 헬스 모니터링 엔진과 관련된 상황 엔진의 예시적 실시예들 (Example Embodiments of Context Engine associated with Health Monitoring Engine)
- [0326] 도 20은 헬스 모니터링 시스템(200)의 예시적 소프트웨어 및 하드웨어 구성요소들을 도시한다. 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황 엔진(context engine)(2010), 헬스 모니터 엔진(2020), 하나 이상의 상황 센서들(2030), 하나 이상의 생체 센서들(2040), 및 메모리 시스템(2050)을 포함할 수 있다. 헬스 모니터링 시스템(200)은 착용형 장치(가령, 헬스 모니터링 장치(210)), 모바일 장치(가령, 클라이언트 시스템(120)), 개인용 컴퓨터(가령, 클라이언트 시스템(120)), 전용 의료 모니터링 장치, 스마트 TV, 다른 적절한 장치, 및 이들의 임의의 조합과 같은 여러 종류의 장치들 상에 배치될 수 있다.
- [0327] 이하에서 보다 상세히 논의하는 바와 같이, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자의 여러 헬스 측정치들(2042)(가령, 생리학적 측정치들)을 검출, 모니터링 및 분석하고, 사용자의 헬스 특징을 출력으로서 결정하도록 구성될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 측정치들(2042)은 PPG 측정치들, EKG 측정치들, 혈압 측정치들, 포도당 판독치들, 혈중 산소 레벨, 온도 측정치, 수면 지속기간 측정치, 수면의 질 측정치, 호흡 파라미터 측정(가령, 속도, 리듬, 또는 볼륨 관련), 심장 출력 측정치, 활동 측정치들, 자세 측정치들, 수화 측정치들, 혈중 헤모글로빈 레벨 측정치, 혈중 지질 레벨 측정치, 몸무게 측정치, 키 측정치, 지방 측정치, 보행 측정치, 자세 측정치, 피부 전도도 측정치, 기타 적절한 건강/생리학적 측정치, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다.
- [0328] 또한, 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 특징은 스트레스, 심박수, 혈압, 포도당 레벨, 부정맥, 속도, 리듬 및 볼륨과 같은 호흡관련 파라미터들, 말초 및/또는 코어 온도, 수화 레벨, 갈바닉 스킨 응답, EEG 특징, EMG 특징, 보행, 자세, 활동, 수면, 심장 출력, 몸무게, 체질량 지수(BMI), 골밀도(BMI), 기타 관련 헬스 특징, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 특정 실시예들에서, 헬스 특징은 하나 이상의 상황들에 대해 판단될 수 있다.
- [0329] 한정하는 것이 아닌 예로서, 상황들은 사무실에서와 집, 깨어 있을 때와 수면 중, 주중과 주말, 낮과 밤, 아침과 저녁, 자기 전과 자고 난 후, 실내와 실외, 레저 활동과 소정의 일일 잡무, 운동 전과 운동 후, 혼자나 동반할 때, 건강할 때와 아플 때, 좋지 않은 자세와 옳은 자세, 침착과 초조함, 침묵과 말, 수분흡수와 탈수, 고혈압과 정상혈압, 배고픔과 잘 먹음, 저산소 포화와 정상 산소 포화, 기타 관련 상황들, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다.
- [0330] 특정 실시예들에서, 현재의 헬스 특징이 측정될 수 있는데 기준이 되는 헬스 특징의 기준(가령, 사용자 특정 기준)과 관련될 수 있다. 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 자동, 반자동, 또는 수동 방식으로 상황을 판단할 수 있다. 또한, 헬스 모니터링 시스템(200)은 자동, 반자동, 또는 수동 방식으로 각 상황의 기준을 업데이트할 수 있다.
- [0331] 특정 실시예들에서, 상황 엔진(2010)은 하나 이상의 상황 측정치들(2032)을 수신하고 상황을 판단하도록 구성될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 상황들은 시공간 좌표들에 의해 정의되고, 달력, 시계, GPS, 면내 스위칭(in-plane switching(IPS)), 자외선(UV) 센서들, 습도 센서들, 바로미터, 다른 적절한 상황 규정/선택들, 또는 이들의 임의의 조합 사용에 기반하여 결정되거나 선택될 수 있다. 상황 측정치들(2032)은 상황 센서들(2030)에 의해 제공될 수 있다.
- [0332] 한정하는 것이 아닌 예로서, 상황 측정치들(2032)은 GPS 측정치, 가속계 측정치, 달력 측정치, 시간 측정치, IPS 측정치, 온도 측정치, 소리 측정치, 자세 측정치, 활동 측정치, UV 광 측정치, 사운드 측정치, 바로미터 측정치, 다른 적절한 측정치, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 또한, 상황 센서들(2030)은 UV 센서, 습도 센서, 바로미터, GPS, IPS, 달력, 다른 적절한 센서들, 또는 이들의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 상황은 메모리 시스템(2050)에 의해 저장된 정황 레코드들의 데이터베이스에서 선택될 수 있다. 또한 헬스 모니터 엔진(2020)은 상황 엔진으로부터 상황 출력을 수신하고 생체 센서들(2040)로부터 헬스 측정치들(2042)을 수신하도록 구성될 수 있다.

- [0333] 특정 실시예들에서, 메모리 시스템(2050)은 상황 엔진(2010)을 통해 이용 가능한 복수의 상황 레코드들(context records)(2060)을 저장한다. 상황 레코드들(2060) 각각은 사용자의 상황을 나타내어, 상황들의 모음이 헬스 모니터링 시스템(200)이 구분할 수 있는 각각의 가능한 상황(가령, 사용자 특정 상황)을 나타내도록 한다.
- [0334] 도 20에 도시된 바와 같이, 상황 레코드들(2060)은 상황 ID(2062), 상황 특징(2064), 기준 값(2066), 저장된 측정 데이터(2068), 및 지속성 팩터(2070)를 나타내는 여러 데이터 엔트리들(가령, 데이터 필드들)을 포함한다. 상황 ID(2062)는 상황 레코드들(2060) 중 한 상황 레코드의 고유 식별자 및/또는 명칭일 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 상황 ID(2062)는 "일하는 주중", "주말", "통근", "운동", "비디오 게임 플레이", 다른 적절한 상황 식별자들, 또는 이들의 임의의 조합에 해당할 수 있다. 상황 특성(2064)은 상황 측정치(2032)가 비교되는 값들의 집합일 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 상황 엔진(2010)은 상황 측정치들(2062)이 특정 상황 레코드의 상황 특성(2064)에 부합한다고 판단함에 따라 복수의 상황 레코드들(2060) 중 특정 상황 레코드를 선택할 수 있다.
- [0335] 기준(2066)은 해당 상황에 대한 사용자의 헬스 특징 기준값들을 나타낼 수 있다. 저장된 측정 데이터(2068)에는 저장된 상황 측정치들(가령, 상황 센서들(2030)에 의해 이전에 수집됨) 및/또는 헬스 측정치들(가령, 생체 센서들(2040)에 의해 이전에 수집됨)이 포함될 수 있다. 저장된 측정 데이터(2068)는 사용자의 행동 또는 행위들의 패턴에 기반하여 상황 특성(2064)을 업데이트하고/하거나 새로운 상황들을 식별하는데 사용될 수 있다.
- [0336] 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에 대한 상황 측정치들(2032)을 추적하고 이들의 패턴을 분석할 수 있다. 한 패턴에 부합함에 따라, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자가 해당하는 새 상황이 발생하였음을 확인하고/하거나 사용자가 이후의 모니터링을 위해 새 콘텍스트를 "활성화"하고 싶어 하는지 여부를 확인할 것을 촉구할 수 있다. 지속성 팩터(persistency factor)(2070)는 특정 상황의 영향이 얼마나 오래 고려되어야 할지를 나타내는 데이터일 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 스트레스 가득한 통근은 통근이 끝난 후 최대 4 시간 동안 사용자의 상황에 영향을 미칠 수 있다.
- [0337] 도 21은 사용자의 상황 레코드들(context records)을 생성 및/또는 업데이트하는 예시적 방법(2100)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 헬스 측정치(가령, 생체 센서들(2040)을 통한 헬스 측정치들(2042))를 수신할 수 있는 단계 2110에서 시작할 수 있다.
- [0338] 특정 실시예들에서, 헬스 측정치 수신에 따라, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황 엔진(2010)이 현재의 상황을 판단하도록 요구할 수 있다. 그에 따라, 단계 2120에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황 측정치(가령, 상황 센서(030)를 통한 상황 측정치들(2032))을 수신할 수 있다.
- [0339] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황 엔진(2010)을 통해, 수신된 상황 측정치들을, 사용자를 위해 메모리 시스템(2050)에 의해 저장된 상황 레코드들(2060)의 상황 특성 데이터 필드들(가령, 상황 특성(2064))과 비교할 수 있다. 그런 다음 단계 2130에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황 측정치들에 부합하는 상황 특성을 가진 복수의 저장된 상황 레코드들로부터(가령, 메모리 시스템(2050)에 저장된 상황 레코드(2060)로부터) 상황 레코드를 선택할 수 있다.
- [0340] 특정 실시예들에서, 상황은 주어진 위치, 활동, 날씨, 및 다른 관련 시공간 정보에 대한 정보를 포함할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 다만 가속계 및 자이로스코프를 이용한 활동 정보와 관련하여, 헬스 모니터링 시스템(200)은 걷기, 달리기, 자전거 타기, 운동, 다른 유사 활동들, 및 이들의 임의의 적용 가능한 조합과 같은 소정 활동들을 식별할 수 있다.
- [0341] 한정하는 것이 아닌 예로서, UV 센서들, 습도 센서들, 수면 센서들, 수화 센서들, 및 ECG, PPG, EEG, EMG, EOG, 호흡 센서들 등과 같은 생체 센서들 등의 추가 센서들을 사용하여, 사용자가 시스템으로 제공하거나 센서들의 값(가령, Content S)을 통해 결정될 수 있는 사용자의 활동에 대해 그 센서들 중 하나가 부여할 수 있는 어떤 라벨(가령, Context_A)과 관련하여 이벤트를 정의하도록 우선 시도하는 방법에 따라 어떤 활동이 정의될 수 있다.
- [0342] 한정하는 것이 아닌 예로서, Context_A는 사용자가 침실에 있거나, 어떤 주중 아침의 특정 시간 이후, 사용자가 병원이나 노인 요양소에 있을 때나, 집에서 어떤 집안일을 한 후(가령, 활동 인식 센서에 의해 검출될 수 있음), 사용자가 좋지 않은 자세로 1시간 이상 책상에 오래 앉아 있거나, 사용자가 소정 시간 이후까지 잘 때나, 사용자가 소정 시간 이후에 일어나거나, 다른 적절한 상황들이나, 이들의 어떤 조합과 같은 상황들을 포함할 수 있다. 이러한 상황들은 사용자에게 특정 함의나 의미를 가질 수 있으며, 그에 따라 사용자는 그러한 상황들에서 자신의 스트레스 모니터링에 대해 관심을 가지게 된다.

- [0343] 특정 실시예들에서, 상황은 헬스 모니터링 시스템(200)에 의해 자동으로 검출될 수 있다. 자동으로 검출된 상황들은 헬스 모니터링 시스템(200)의 메모리 시스템(2050) 안에 채워지거나 사용자의 특징적 헬스/스트레스 프로파일 습득 후에 동적으로 결정될 수 있다.
- [0344] 한정하는 것이 아닌 예로서, Context_S는 사용자의 주말이나 주중 (일반적인) 통근, 사용자가 업무하고 있음, 사용자가 주말에 공원에 있음, 사용자가 잠음이 많은 환경 안에 있음, 사용자가 높은 고무 상태에 있음, 낮은 산소 포화도, 사용자가 고 자외선 광 인덱스를 보이는 야외에 있음, 사용자가 쉼 없거나 짧은 수면을 취한 후 일어남, 사용자가 탈수된 상태임, 사용자가 매우 긴 시간 동안 일하며 가만히 앉아 있음, 사용자가 긴 시간 동안 자신의 거실에서 텔레비전 앞에 앉아 있거나 집중적인 물리적 활동을 방금 마침, 사용자가 (가령, 모바일 장치 센서들로부터의 음성 분석을 통해 검출되는) 큰 화를 분출하고 있음, 다른 자동 검출가능 상황들, 및 임의의 적용 가능한 이들의 조합을 포함할 수 있다. 특정 실시예들에서, 상황들은 동시에 여러 센서들의 동시 분석을 통해 생성될 수 있다.
- [0345] 단계 2140에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 선택된 상황 레코드를 업데이트해야 할지 여부를 판단할 수 있다. 단계 2140에서의 판단이 예이면, 방법은 단계 2150으로 이동하여, 그 단계에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 헬스 측정치나 수신된 상황 측정치 중 적어도 하나에 기반하여, 선택된 상황 레코드를 업데이트할 수 있다. 특정 실시예들에서, 상황 레코드가 업데이트되어야 하는지 여부에 대한 판단은 여러 요인들(가령, 상황 레코드의 미처리 저장 헬스 측정치들의 개수, 해당 상황 레코드에 대한 마지막 업데이트 이후의 시간의 정도 등)에 기반할 수 있다.
- [0346] 한정하는 것이 아닌 예로서, 각각의 상황은 다른 상황들에 대해 정규 값들이 되는 것과 관련될 수 있으며, 주어진 상황의 기준 데이터는 그러한 다른 상황 값들이 정규/소정 범위 안에 유지되는 경우에만 업데이트될 수 있다. 특정 실시예들에서, 상황 레코드가 업데이트되어야 한다고 판단함에 따라, 헬스 모니터링 시스템(200)의 상황 엔진(2010)은 선택된 상황 레코드의 기준 값을 업데이트 할 수 있다.
- [0347] 한정하는 것이 아닌 예로서, 어떤 상황의 기준 값은 그 상황에 대한 판독치들의 집합(가령, 그 집합은 사용자에 의해 정의되거나 주어진 상황에 대한 모든 판독치들의 집합일 수 있음)에 대한 평균치를 넘으로써 생성될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 다른 예로서, 감쇠 윈도우나 이동 윈도우를 이용하여 가중된 평균에 기반하여 기준이 생성됨으로써 시간이 지나면서 구 측정치(old measurement)들이 버려진다. 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)의 상황 엔진(2010)은 선택된 상황 레코드의 기준 값을 자동으로 업데이트 할 수 있다. 선택된 상황 레코드가 업데이트된 후, 상기 방법은 종료될 수 있다.
- [0348] 한편, 단계 2140에서의 판단이 아니오이면, 방법은 단계 2160으로 이동하고, 그 단계에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 측정치나 상황 측정치 중 적어도 하나를 선택된 상황 레코드 안에 저장할 수 있다.
- [0349] 특정 실시예들에서, 상황 레코드가 업데이트되지 않을 것이라는 판단에 따라, 헬스 모니터링 시스템(200)의 상황 엔진(2010)은 수신된 헬스 측정치들을 선택된 상황 레코드의 저장된 측정 데이터 필드 안에(저장된 측정 데이터(2068)를 통해) 저장할 수 있다. 그러면 그 저장된 헬스 측정치들이 나중에 액세스 및/또는 처리될 수 있다. 이후 방법은 종료될 수 있다.
- [0350] 특정 실시예들에서, 스트레스 모니터링을 위해, 사용자들은 각자 (HRV 등에 기반하여) 상이한 기준 스트레스 레벨을 가질 수 있고, 그에 따라 스트레스 레벨 판단은 각각의 개인 사용자에 대한 기준을 고려해야 한다. 그러나, 기준 스트레스 레벨 자체는 상황(가령, 사무실인지 집인지, 깨어 있는지 자고 있는지, 주중인지 주말인지 등) 및/또는 활동(가령, 수면, 식사, 운동, 미디어 콘텐츠 소비, 집안 일 하기 등의 이전, 도중, 또는 이후)에 따라 다르다. 위에서 기술한 방법들은 수집된 상황 측정치들(2032) 및 헬스 측정치들(2042)에 기반하여 서로 다른 상황들에 맞는 기준들을 자동 생성하도록 구성될 수 있다. 그에 따라 상황은 시공간 좌표들만을 이용하는 것이 아니라 상황(가령, 반복된 생물학적 상태들) 및/또는 수행된 활동(가령, 반복된 사용자 활동)도 이용하여 정의될 수 있다.
- [0351] 특정 실시예들은 적절하다면 도 21의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 21의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 21의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시가 도 21의 방법의 특정 단계들을 포함하는 사용자의 상황 레코드들을 생성 및/또는 업데이트하기 위한 방법의 예를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 적절하다면 도 21의 방법의 단계들 전부나 일부를 포함하거나 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하는 사용자의 상황 레코드들을 생성 및/또는 업데이트하기 위한 임의의 적절한 방법을 고려한다.

- [0352] 또한 본 개시가 도 21의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 21의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.
- [0353] 상황들에 기반하는 헬스 모니터링 수행(Performing Health Monitoring based on Contexts)
- [0354] 도 22는 사용자의 헬스 특성 출력을 생성하는 예시적 방법(2200)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 헬스 측정치(가령, 생체 센서들(2040)을 통한 헬스 측정치들(2042))를 수신할 수 있는 단계 2210에서 시작할 수 있다. 그에 따라, 헬스 모니터링 시스템(200)은 헬스 측정치를 평가하기 위해 상황 엔진(2010)에게 현재의 상황을 판단할 것을 요구할 수 있다.
- [0355] 단계 2220에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황 측정치(가령, 상황 센서(2030)를 통한 상황 측정치들(2032))을 수신할 수 있다. 단계 2230에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 복수의 저장된 상황 레코드들로부터(가령, 메모리 시스템(2050)에 저장된 상황 레코드(2060)로부터) 한 상황 레코드를 선택할 수 있다.
- [0356] 특정 실시예들에서, 상황 엔진(2010)은 수신된 상황 측정치들을 메모리 시스템(2050)에 의해 저장된 상황 레코드들의 상황 특성 데이터 필드들과 비교함으로써(가령, 상황 특성(2064)을 통해), 메모리 시스템(2050)에 의해 저장된 복수의 상황 레코드들(2060) 중 한 상황 레코드를 선택할 수 있다. 상황 엔진(2010)은 수신된 상황 측정치들에 부합하거나 실질적으로 유사한 상황 특성을 가지는 레코드의 상황 레코드를 선택한다. 선택된 상황 레코드는 판단된 상황의 기준 값(가령, 기준(2066))을 포함한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 기준 값은 특정 상황에 대한 사용자 특정 기준 값일 수 있다.
- [0357] 그런 다음 단계 2240에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 선택된 상황 레코드의 기준 값과 관련한 헬스 특성을 판단할 수 있다. 그로써, 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 헬스 측정치를 기반으로, 그리고 선택된 상황의 기준 값과 비교하여 헬스 특징을 계산할 수 있다.
- [0358] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자의 하나 이상의 헬스 특성들(가령, 스트레스 레벨, 심박수, HRV 등)을 모니터링하고, 사용자에게 헬스 특성을 나타내는 출력을 제공할 수 있다. 그에 더하여, 또는 대안적으로, 헬스 특성은 가령 의사가 진단 목적으로 나중에 검색하기 위해 저장될 수 있다.
- [0359] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 상황을 선택하기 위해 사용자 인 더 루프(user-in-the-loop) 동작을 도모할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자가 여러 상황들을 정의하고/하거나 현재의 상황을 나타내기 위해 사용자 입력을 제공할 수 있도록 완전히 수동적인 방식으로 작동할 수 있다.
- [0360] 추가적으로, 또는 대안적으로, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 선택하기 위해 저장된 상황들의 리스트를 제공할 수 있다. 시간이 지남에 따라 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자가 해당 상황을 선택할 때 기준 값들을 업데이트할 수 있다.
- [0361] 그와 달리, 특정 실시예들에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 반자동 방식으로 작동할 수 있고, 이때 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 상황의 자동 검출을 확인하러거나 시스템이 상황을 판단할 수 없을 때 사용자가 상황을 선택하라고 요구하는 프롬프트들을 제공할 수 있다. 또한, 특정 실시예들에서 헬스 모니터링 시스템(200)은 수신된 상황 측정치들에 기반하여 자동으로 상황을 선택할 수 있다.
- [0362] 특정 실시예들은 적절하다면 도 22의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 22의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 22의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다.
- [0363] 또한, 본 개시가 도 22의 방법의 특정 단계들을 포함하는 사용자의 헬스 특징 출력 생성을 위한 예시적 방법을 기술하고 예시하였지만, 본 개시는 적절하다면 도 22의 방법의 단계들 전부 또는 그 일부를 포함하거나, 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하는 사용자의 헬스 특징 출력을 위한 모든 적절한 방법을 고려한다. 또한 본 개시가 도 22의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 22의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.
- [0364] 감정 건강 및 회복탄력성 판단(Determining Emotional Health and Resiliency)
- [0365] 많은 기존의 스트레스 모니터링 기구들은 건강 유지에 대한 유용한 척도, 즉 사용자의 회복탄력성을 제공하지

못하는 다양한 형식의 원래 스트레스 값들만을 제공한다. 일 예로서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 주어진 HRV 존(가령, 높은 스트레스 또는 높은 안정성을 보임)에서 사용자가 보낸 시간을 계산할 수 있다. 이 시간이 증가하거나 감소하면서, 사용자는 자신의 스트레스 극복 능력이나 안정성 유지 능력이 어떤 개선을 보여 왔는지 여부에 대한 회복탄력성 팩터를 얻는다. 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자의 스트레스 극복 능력에 대한 유용한 척도로서 그러한 다양한 측정치들을 산출하거나, 사용자가 스트레스를 극복하거나 안정 상태를 유지할 때 수행할 수 있는 임의의 건강관리 프로그램으로부터 이익을 얻을 수 있다.

[0366] 특정 실시예들에서, 헬스 모니터링 시스템(health monitoring system)(200)은 지속되는 이벤트의 영향들을 판단하기 위해 상황의 회복탄력성 팩터(가령, 건강 회복탄력성 측정치)를 활용할 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 스트레스가 심한 운전의 영향이나 스트레스 많은 업무일의 영향, 또는 책을 읽으면서 주어지는 평온함이 고려될 수 있다.

[0367] 특정 실시예들에서, 회복탄력성 팩터는 상황이 끝난 후, 시간이 지나 이전 상황의 영향이 급격하거나 점진적으로 감소할 수 있다는 판단에 기반하여, 상황의 기준 값을 분석하는 시간에 해당할 수 있다. 특정 실시예들에서, 기준 값은 능동적인 상황들(가령, 회복탄력성 구간 내 이전 상황과 현재의 상황을 포함함)의 기준들의 조합일 수 있다. 한정하는 것이 아닌 일 예로서, 기준들의 조합은 기준들의 최대값, 최소값, 평균, 또는 컨벡스(convex) 조합에 기반하여 결정될 수 있다.

[0368] 도 23은 건강 회복탄력성 측정에 기반하는 사용자의 감정 건강 판단을 위한 예시적 방법(2300)을 도시한다. 이 방법은 헬스 모니터링 시스템(200)이 제1레벨인 사용자의 헬스 특징에 해당하는 제1이벤트를 검출할 수 있다. 단계 2320에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 제2레벨에 있는 사용자의 헬스 특징에 해당하는 제2이벤트를 검출할 수 있다. 단계 2330에서, 헬스 모니터링 시스템(200)은 감정 건강에 대한 표시로서 제1 및 제2이벤트들 사이에 걸린 시간을 판단할 수 있고, 상기 제1 및 제2이벤트들 사이에 걸린 시간은 사용자와 관련된 건강 회복탄력성 측정치에 해당할 수 있다.

[0369] 특정 실시예들에서, 주어진 상황에 대한 어떤 사용자의 스트레스 회복탄력성은 스트레스 값들의 제1범위(가령, 가능한 스트레스 값들의 라벨들의 집합 중 하나 또는 수치로서 정의됨)에서 스트레스 값들의 제2범위(특정 상황에 대한 기준 상태로서 정의될 수 있는 나중의 범위)로 사용자가 전환하면서 걸린 시간 T를 판단하여 측정될 수 있다. 그와 달리, 특정 실시예들에서, 스트레스 회복탄력성은 D/T라고 정의될 수 있는데, 여기서 D는 원래의 스트레스 값과 마지막 스트레스 값 사이의 차이이고, T는 이러한 전환을 하는데 걸리는 시간이다. 또한, "이완(relaxation)" 회복탄력성은 유사한 방식을 이용하여 정의될 수 있다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 스트레스에 대응하는 헬스 회복탄력성에 대한 여러 경우들이 이미 계산되었고, 여기서 헬스 회복탄력성은 소정의 스트레스 존(가령, 40-60 사이의 HRV 존)으로 다시 복원되는 평균 시간에 해당할 때, 상황 C에 대한 스트레스 회복탄력성

$$SR = \frac{1}{n} \sum_{k=0}^n t_i$$

은 이고, 여기서 상황 C는 n 개의 이벤트들(가령, $\{e_1, \dots, E_n\}$ 을 e_n)을 포함하며, 회복 시간은 $\{t_1, \dots, t_n\}$ 이다. 특정 실시예들에서, 그러한 정보는 HRV 회복 시간을 보여주는 차트들을 이용하여 HRV의 실제 값과 상황과 함께 사용자에게 제공될 수 있다.

[0370] 특정 실시예들에서, 위에서 논의한 바와 같이, 건강 회복탄력성 측정은 건강 회복탄력성 측정치의 해석을 돕기 위해 이벤트/상황의 유형을 포함함으로써 개선될 수 있다. 이와 같이, 앞서 기술한 회복탄력성 산출의 연장은 "상황적 회복탄력성(contextual resilience)"의 기능을 포함할 수 있다.

[0371] 특정 실시예들에서, 상황적 회복탄력성은 이벤트들과 상황들에 의해 부과되는 알로스타틱 부하(allostatic load)의 표시일 수 있으며, 그러한 정보는 어떤 상황들이 감정 건강을 저감시키고 라이프스타일의 어떤 변화들이 보다 양호한 회복탄력성 및 보다 양호한 감정 극복 능력으로 이어지는지를 판단하기 위한 기능을 제공하기 때문에 사용자에게 도움이 될 수 있다.

[0372] 한정하는 것이 아닌 예로서, 주중에 사용자의 스트레스 회복탄력성이 매우 낮은 경우, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자가 그 기간 중에 보다 낮은 감정 건강을 가진다는 피드백을 사용자에게 제공할 수 있다. 반대로, 사용자가 운동 후의 시기 안에 있으면, 헬스 모니터링 시스템(200)은 이 시기 중에 사용자가 높은 감정 건강 상태를 가지며 높은 스트레스 회복탄력성을 가진다는 피드백을 사용자에게 줄 수 있다.

[0373] 특정 실시예들에서, 회복탄력성과 관련된 정량화 스케일은 심각한 스트레스, 높은 스트레스, 적당한 스트레스 등의 일관된 단계들을 고려한다. 공황 발작 또는 심각한 스트레스 발명 시, 회복 시간은 단계별로 정의될 수 있

고, 그에 따라 회복탄력성 측정은 어떤 특정 상태에서의 스트레스 레벨보다 더 유용하다.

[0374] 한정하는 것이 아닌 예로서, 공황 발작이나 심각한 스트레스 발병의 경우, 사용자의 스트레스 건강은 (resilience_escape, resilience_normal)과 같은 한 별로 헬스 모니터링 시스템(200)에 의해 제공될 수 있으며, 여기서 resilience_escape는 사용자가 심각한 스트레스 준을 완전히 빠져 나오는데 필요한 시간(홀드 타임(hold time))에 해당하고, resilience_normal는 정상 준으로 완전히 다시 돌아오는데 필요한 시간(회복 타임)에 해당한다. 달리 말해, 홀드 타임은 스트레스 준 안의 어떤 특정 포인트에서 시작한다고 정의될 수 있다. 따라서, 회복탄력성과 관련된 정량화 스케일은 다양한 스트레스 시나리오들의 수용을 가능하게 할 수 있다. 또한, 이러한 스트레스 관리 기능들은 상술한 사항들 외에, 스트레스 저감 기법들이 사용자에게 얼마나 잘 작용하는지를 판단하고 정량화하기 위해 사용될 수 있다.

[0375] 특정 실시예들에서, 회복탄력성과 관련된 사용자에게로의 알림과 관련해, 헬스 모니터링 시스템(200)이 어떤 사용 주기 후에 사용자의 기준이 위로 이동했다고 판단할 때나 그와 달리 사용자의 스트레스 기준이 심각하게 영향을 받는 경우, 사용자에게는 그 상황들 및 자신의 환경설정과 일치하는 스트레스 저감 옵션들이 주어질 수 있다. 마찬가지로, 헬스 모니터링 시스템(200)이 사용자의 스트레스 회복탄력성이 악화되었다고 판단할 때, 헬스 모니터링 시스템(200)은 사용자에게 이러한 새 건강 상태와 잘 맞는 도움 및/또는 권고안들을 제공할 수 있다. 그러한 제안들은 사용자에게 자동으로 제공되거나, 사용자의 건강 상태에 따라 바뀌는 옵션들의 메뉴로부터 사용자가 선택할 수 있다. 특정 실시예들에서, 상술한 회복탄력성은 스트레스에 국한되지 않으며, 감정 상태, 각성(가령, 슬픔, 화남 등)과 같은 다른 측정치들, 다른 적절한 측정치들, 이들의 임의의 조합을 정량화하는데 사용될 수 있다.

[0376] 위에서 논의한 바와 같이, 시공간 좌표 및 활동들 또는 활동들의 패턴에 기반하여 상황들이 계산될 수 있다. 특정 실시예들에서, 사용자에게로의 알림은 상황에 대해 만들어진 측정치들의 유형, 기준 값, 및 대응하는 회복탄력성 측정치에 기반하여 맞춤화될 수 있다(가령, 상황의 필요성에 대한 지각 및 사용자에게 효과적이라고 알려진 것에 기반하여 권고안을 제공함). 한정하는 것이 아닌 예로서, 이사회 회의 상황에서 검출된 스트레스가 높고, 그러한 측정치들의 기준 값이 지속적으로 증가했고/했거나 회복탄력성이 지속적으로 악화되었으면, 사용자의 설정에 따라 부과되는 제약들에 부합되는 스트레스 저감에 대한 알림이 사용자에게 전달될 수 있다.

[0377] 특정 실시예들에서, 회복탄력성의 개선사항들이 특정 스트레스 관리 서비스의 이익을 정량화하거나 평가하는데 사용될 수 있다. 그와 같이, 상황의 기준 값들 및 회복탄력성 측정 판단들은 진단 및 서비스가 구축될 수 있는 논리적 메트릭을 제공할 수 있다.

[0378] 특정 실시예들은 적절하다면 도 23의 방법 중 하나 이상의 단계들을 반복할 수 있다. 본 개시가 도 23의 방법의 특정 단계들이 특정 순서로 일어나는 것으로 기술하고 도시하지만, 본 개시는 도 23의 방법의 어떤 적절한 단계들이 모든 적절한 순서로 일어나는 것을 고려한다. 또한, 본 개시가 도 23의 방법의 특정 단계들을 포함하는 건강 회복탄력성 측정치에 기반하여 사용자의 감정 건강을 판단하기 위한 예시적 방법을 기술하고 예시하였지만, 본 개시는 적절하다면 도 23의 방법의 단계들 전부 또는 그 일부를 포함하거나, 그 중 어느 것도 포함하지 않을 수 있는 임의의 적절한 단계들을 포함하는 건강 회복탄력성 측정치에 기반하여 사용자의 감정 건강을 판단하기 위한 모든 적절한 방법을 고려한다. 또한 본 개시가 도 23의 방법 중 특정 단계들을 수행하는 특정 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 도 23의 방법 중 모든 적절한 단계들을 수행하는 모든 적절한 구성요소, 장치들, 또는 시스템들을 고려한다.

[0379] 시스템 및 방법

[0380] 도 24는 본 발명의 일부 실시예들에 따른 예시적 컴퓨터 시스템(2400)을 도시한다. 특정 실시예들에서, 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400)이 이 명세서에 기술되거나 예시된 하나 이상의 방법들의 하나 이상의 단계들을 수행한다. 특정 실시예들에서, 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400)은 이 명세서에서 기술되거나 예시된 기능을 제공한다. 특정 실시예들에서, 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400) 상에서 실행되는 소프트웨어가 이 명세서에 기술되거나 예시된 하나 이상의 방법들의 하나 이상의 단계들을 수행하거나 이 명세서에서 기술되거나 예시된 기능을 제공한다.

[0381] 특정 실시예들은 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400) 중 하나 이상의 부분들을 포함한다. 여기에서, 컴퓨터 시스템에 대한 언급은 컴퓨팅 장치를 포함할 수 있고, 적절하다면 그 반대의 경우도 성립할 수 있다. 또한, 컴퓨터 시스템에 대한 언급은 적절할 경우 하나 이상의 컴퓨터 시스템들을 포함할 수 있다.

[0382] 본 개시는 어떤 적절한 수의 컴퓨터 시스템들(2400)을 고려한다. 본 개시는 임의의 적절한 물리적 형태를 취하

는 컴퓨터 시스템(2400)을 고려한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 컴퓨터 시스템(2400)은 내장형 컴퓨터 시스템, SOC(system-on-chip), 싱글 보드 컴퓨터 시스템(SBC: single-board computer system)(예를 들어 COM(computer-on-module) 또는 SOM(system-on-module) 등), 데스크탑 컴퓨터 시스템, 랩탑 또는 노트북 컴퓨터 시스템, 인터랙티브 키오스크, 메인프레임, 컴퓨터 시스템들의 망, 모바일 전화, PDA(personal digital assistant), 서버, 태블릿 컴퓨터 시스템, 또는 이들 중 둘 이상의 조합일 수 있다.

[0383] 적절할 경우, 컴퓨터 시스템(2400)은 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400)을 포함할 수 있고, 이들은 일원화되거나 분산되거나; 다수의 위치들에 걸쳐 있거나; 다수의 기계장치들에 걸쳐 있거나; 다수의 데이터 센터들에 걸쳐 있거나; 하나 이상의 네트워크들 내 하나 이상의 클라우드 요소들을 포함할 수 있는 클라우드 내에 상주할 수 있다. 적절할 경우, 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400)은 실질적인 공간 또는 시간의 제약 없이, 이 명세서에 기술되거나 예시된 하나 이상의 방법들의 하나 이상의 단계들을 수행할 수 있다.

[0384] 한정하는 것이 아닌 예로서, 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400)은 이 명세서에 기술되거나 예시된 하나 이상의 방법들의 하나 이상의 단계들을 실시간으로나 배치 모드 상태로 수행할 수 있다. 하나 이상의 컴퓨터 시스템들(2400)은 적절할 경우, 이 명세서에 기술되거나 예시된 하나 이상의 방법들의 하나 이상의 단계들을 상이한 시점이나 상이한 위치에서 수행할 수 있다.

[0385] 특정 실시예들에서, 컴퓨터 시스템(2400)은 프로세서(2402), 메모리(2404), 스토리지(2406), 입출력(I/O) 인터페이스(2408), 통신 인터페이스(2410), 및 버스(2412)를 포함한다. 본 개시가 특정 배열 상태의 특정 구성요소들을 가진 특정 컴퓨터 시스템을 기술하고 예시하지만, 본 개시는 임의의 적절한 배열 상태의 임의의 적절한 개수의 임의의 적절한 구성요소들을 가진 임의의 적절한 컴퓨터 시스템을 고려한다.

[0386] 특정 실시예들에서, 프로세서(2402)는 컴퓨터 프로그램을 구성하는 등의 명령어 실행을 위한 하드웨어를 포함한다. 특정 실시예들에서, 컴퓨터 프로그램은 프로세서(2402)가 이 명세서에 기술되거나 예시된 하나 이상의 방법들의 하나 이상의 단계들을 수행하게 하거나 이 명세서에서 기술되거나 예시된 기능을 제공한다. 이런 식으로, 컴퓨터 프로그램에 결합된 프로세서(2402)는 컴퓨터 프로그램에 의해 규정된 기능들을 수행하기 위한 특수 목적의 프로세서이다.

[0387] 한정하는 것이 아닌 예로서, 명령어들을 실행하기 위해 프로세서(2402)는 내부 레지스터, 내부 캐시, 메모리(2404) 또는 스토리지(2406)으로부터 명령어들을 검색하고(또는 가져오고), 그들을 디코딩 및 실행하며, 그런 다음 하나 이상의 결과들을 내부 레지스터, 내부 캐시, 메모리(2404) 또는 스토리지(2406)에 쓸 수 있다. 특정 실시예들에서 프로세서(2402)는 데이터, 명령어, 또는 어드레스를 위한 하나 이상의 내부 캐시들을 포함할 수 있다. 본 개시는 적절할 경우 임의의 적절한 수의 임의의 적절한 내부 캐시들을 포함하는 프로세서(2402)를 고려한다.

[0388] 한정하는 것이 아닌 예로서, 프로세서(2402)는 하나 이상의 명령어 캐시들, 하나 이상의 데이터 캐시들, 및 하나 이상의 TLB(translation lookaside buffer)들을 포함할 수 있다. 명령어 캐시들 안의 명령어들은 메모리(2404)나 스토리지(2406) 내 명령어들의 사본들일 수 있으며, 명령어 캐시들은 프로세서(2402)에 의한 그러한 명령어들의 검색 속도를 높일 수 있다. 데이터 캐시들 안의 데이터는, 프로세서(2402)에서 동작을 위해 실행되는 명령어들에 대한 메모리(2404)나 스토리지(2406) 내 데이터; 프로세서(2402)에서 실행되는 후속 명령어들에 의해 액세스되거나 메모리(2404)나 스토리지(2406)에 쓰기 위해 프로세서(2402)에서 실행되는 이전 명령어들의 결과들; 또는 기타 적절한 데이터의 사본들일 수 있다. 데이터 캐시들은 프로세서(2402)에 의한 읽기 및 쓰기 동작들의 속도를 높일 수 있다. TLB들은 프로세서(2402)를 위한 가상 어드레스 변환의 속도를 높일 수 있다. 특정 실시예들에서 프로세서(2402)는 데이터, 명령어, 또는 어드레스를 위한 하나 이상의 내부 레지스터들을 포함할 수 있다. 본 개시는 적절할 경우 임의의 적절한 수의 임의의 적절한 내부 레지스터들을 포함하는 프로세서(2402)를 고려한다. 적절한 경우, 프로세서(2402)는 하나 이상의 산술 로직 유닛(ALU)들을 포함하거나, 멀티 코어 프로세서이거나, 하나 이상의 프로세서들(2402)을 포함할 수 있다. 본 개시가 특정 프로세서를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 임의의 적절한 프로세서를 고려한다.

[0389] 특정 실시예들에서 메모리(2404)는 프로세서(2402)가 실행할 명령어들이나 프로세서(2402)가 연산할 데이터를 저장하기 위한 주 메모리를 포함한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 컴퓨터 시스템(2400)은 스토리지(2406)이나 다른 소스(가령, 다른 컴퓨터 시스템(2400))으로부터 메모리(2404)로 명령어들을 로딩할 수 있다. 그런 다음 프로세서(2402)는 메모리(2404)에서 내부 레지스터나 내부 캐시로 명령어들을 로딩할 수 있다. 그 명령어들을 실행하기 위해 프로세서(2402)는 내부 레지스터나 내부 캐시에서 그 명령어들을 가져와서 디코딩할 수 있다. 명령어들의 실행 중이나 그 후에, 프로세서(2402)는 하나 이상의 결과들(즉각적이거나 최종적인 결과들일 수 있음)을 내부

레지스터나 내부 캐시에 쓸 수 있다. 그리고 나서 프로세서(2402)는 그 결과들 중 하나 이상을 메모리(2404)에 쓸 수 있다.

- [0390] 특정 실시예들에서, 프로세서(2402)는 하나 이상의 내부 레지스터나 내부 캐시 또는 메모리(2404)(스토리지(2406)이나 다른 곳이 아님) 안의 명령어들을 실행하고, 하나 이상의 내부 레지스터들이나 내부 캐시들 또는 메모리(2404)(스토리지(2406) 또는 다른 곳이 아님) 안의 데이터에 대해서만 연산한다. 하나 이상의 메모리 버스들(각각이 어드레스 버스와 데이터 버스를 포함할 수 있음)이 프로세서(2402)를 메모리(2404)에 연결시킬 수 있다. 버스(2412)는 아래에 기술되는 바와 같이 하나 이상의 메모리 버스들을 포함할 수 있다.
- [0391] 특정 실시예들에서, 하나 이상의 메모리 관리부(MMU)들이 프로세서(2402)와 메모리(2404) 사이에 상주하여 프로세서(2402)에 의해 요청되는 메모리(2404)로의 액세스를 용이하게 한다. 특정 실시예들에서 메모리(2404)는 RAM(random access memory)를 포함한다. 이 RAM은 휘발성 메모리이거나, 다이내믹 RAM(DRAM) 또는 스테틱 RAM(SRAM)일 수 있다. 또한 적절한 경우 RAM은 단일 포트 또는 멀티 포트 RAM일 수 있다. 본 개시는 임의의 적절한 RAM을 고려한다. 메모리(2404)는 적절한 경우 하나 이상의 메모리들(2404)을 포함할 수 있다. 본 개시가 특정 메모리를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 모든 적절한 메모리를 고려한다.
- [0392] 특정 실시예들에서 스토리지(2406)는 데이터나 명령어들을 위한 매스 스토리지(mass storage)를 포함한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 스토리지(2406)는 하드 디스크 드라이브(HDD), 플로피 디스크 드라이브, 플래시 메모리, 광 디스크, 자기-광학적 디스크, 자기 테이프, 또는 USB(universal serial bus) 드라이브 또는 이들 중 둘 이상의 조합을 포함할 수 있다. 스토리지(2406)는 적절한 경우 탈착 가능하거나 탈착이 불가능한(또는 고정형) 매체를 포함할 수 있다. 스토리지(2406)는 적절한 경우 컴퓨터 시스템(2400)의 내부나 외부에 있을 수 있다.
- [0393] 특정 실시예들에서 스토리지(2406)는 비휘발성 반도체 메모리이다. 특정 실시예들에서 스토리지(2406)는 ROM(read only memory)를 포함한다. 적절한 경우, 이 ROM은 마스크 프로그래밍된 ROM, PROM(programmable ROM), EPROM(erasable PROM), EEPROM(electrically erasable PROM), EAROM(electrically alterable ROM), 또는 플래시 메모리 또는 이들 중 둘 이상의 조합일 수 있다. 본 개시는 임의의 적절한 물리적 형태를 취하는 매스 스토리지(2406)를 고려한다. 스토리지(2406)는 적절한 경우, 프로세서(2402) 및 스토리지(2406) 간 통신을 돕는 하나 이상의 스토리지 제어부들을 포함할 수 있다. 적절한 경우, 스토리지(2406)는 하나 이상의 스토리지들(2406)을 포함할 수도 있다. 본 개시가 특정 스토리지를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 모든 적절한 스토리지를 고려한다.
- [0394] 특정 실시예들에서, I/O 인터페이스(2408)는 하드웨어, 소프트웨어, 또는 그 둘 모두를 포함하여, 컴퓨터 시스템(2400) 및 하나 이상의 I/O 장치들 간 통신을 위한 하나 이상의 인터페이스들을 제공한다. 컴퓨터 시스템(2400)은 적절한 경우 이러한 I/O 장치들 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 이러한 I/O 장치들 중 하나 이상은 사람과 컴퓨터 시스템(2400) 사이의 통신을 가능하게 할 수 있다.
- [0395] 한정하는 것이 아닌 예로서, I/O 장치는 키보드, 키패드, 마이크로폰, 모니터, 마우스, 프린터, 스캐너, 스피커, 스틸(still) 카메라, 태블릿, 터치 스크린, 트랙볼, 비디오 카메라, 다른 적절한 I/O 장치, 또는 이들 중 둘 이상의 조합을 포함할 수 있다. I/O 장치는 하나 이상의 센서들을 포함할 수 있다.
- [0396] 본 개시는 모든 적절한 I/O 장치들 및 그에 대한 모든 적절한 I/O 인터페이스들(2408)을 고려한다. 적절한 경우, I/O 인터페이스(2408)는 프로세서(2402)가 그러한 I/O 장치들 중 하나 이상을 구동할 수 있게 하는 하나 이상의 장치나 소프트웨어 드라이버들을 포함할 수 있다. I/O 인터페이스(2408)는 적절한 경우 하나 이상의 I/O 인터페이스들(2408)을 포함할 수 있다. 본 개시가 특정 I/O 인터페이스를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 모든 적절한 I/O 인터페이스를 고려한다.
- [0397] 특정 실시예들에서, 통신 인터페이스(2410)는 하드웨어, 소프트웨어, 또는 그 둘 모두를 포함하여, 컴퓨터 시스템(2400) 및 하나 이상의 다른 컴퓨터 시스템들(2400) 또는 하나 이상의 네트워크들 사이에서의 통신(가령 패킷 기반 통신 등)을 위한 하나 이상의 인터페이스들을 제공한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 통신 인터페이스(2410)는 이더넷이나 기타 유선 기반 네트워크와의 통신을 위한 네트워크 인터페이스 제어기(NIC) 또는 네트워크 어댑터, 또는 Wi-Fi 네트워크와 같은 무선 네트워크와의 통신을 위한 무선 NIC(WNIC) 또는 무선 어댑터를 포함할 수 있다.
- [0398] 본 개시는 모든 적절한 네트워크 및 그에 대한 모든 적절한 통신 인터페이스(2410)를 고려한다. 한정하는 것이 아닌 예로서, 컴퓨터 시스템(2400)은 애드호크(ad hoc) 네트워크, PAN(personal area network), LAN(local

area network), WAN(wide area network), MAN(metropolitan area network), 하나 이상의 인터넷 부분들 또는 이들 중 둘 이상의 조합과 통신할 수 있다. 이러한 하나 이상의 네트워크들 중 하나 이상의 부분들이 유선이거나 무선일 수 있다.

[0399] 예로서, 컴퓨터 시스템(2400)은 무선 PAN(WPAN)(가령 BLUETOOTH WPAN 등), Wi-Fi 네트워크, Wi-Max 네트워크, 셀룰라 전화 네트워크(가령, GSM(Global System for Mobile Communications) 네트워크), 또는 다른 적절한 무선 네트워크 또는 이들 중 둘 이상의 조합과 통신할 수 있다. 컴퓨터 시스템(2400)은 적절한 경우 이러한 네트워크들 중 하나에 대한 임의의 적절한 통신 인터페이스(2410)를 포함할 수 있다. 통신 인터페이스(2410)는 적절한 경우 하나 이상의 통신 인터페이스들(2410)을 포함할 수 있다. 본 개시가 특정 통신 인터페이스를 기술하고 예시하지만, 본 개시는 모든 적절한 통신 인터페이스를 고려한다.

[0400] 특정 실시예들에서 버스(2412)는 컴퓨터 시스템(2400)의 구성요소들을 서로 연결시키는 하드웨어, 소프트웨어, 또는 그 둘 모두를 포함한다. 한정이 아닌 예로서, 버스(2412)는 AGP(Accelerated Graphics Port) 또는 다른 그래픽 버스, EISA(Enhanced Industry Standard Architecture) 버스, FSB(front-side bus), HYPERTRANSPORT (HT) 인터커넥트, ISA(Industry Standard Architecture) 버스, INFINIBAND 인터커넥트, LPC(low-pin-count) 버스, 메모리 버스, MCA(Micro Channel Architecture) 버스, PCI(Peripheral Component Interconnect) 버스, PCIe(PCI-Express) 버스, SATA(serial advanced technology attachment) 버스, VLB(Video Electronics Standard Association local) 버스, 또는 다른 적절한 버스, 또는 이들 중 둘 이상의 조합을 포함할 수 있다. 버스(2412)는 적절한 경우 하나 이상의 버스들(2412)을 포함할 수 있다. 본 개시가 특정 버스 기술하고 예시하지만, 본 개시는 모든 적절한 버스나 인터커넥트를 고려한다.

[0401] 여기서 컴퓨터 판독가능한 비일시적 저장 매체 또는 매체들은 적절하다면, 하나 이상의 반도체 기반 또는 다른 집적회로(IC)들(가령, FPGS(field-programmable gate arrays)들)이나 ASIC(application-specific Ic)들) 등), 하드 디스크 드라이브(HDD)들, 하이브리드 하드 드라이브(HHD)들, 광학 디스크, 광학 디스크 드라이브(ODD)들, 자기-광 디스크들, 자기-광 드라이브들, 플로피 디스켓들, 플로피 디스크 드라이브(FDD)들, 자기 테이프들, 반도체 드라이브(SSD)들, RAM 드라이브들, SECURE DIGITAL 카드들이나 드라이브들, 어떤 다른 적절한 컴퓨터 판독 가능 비일시적 저장 매체들, 또는 이들 중 둘 이상의 어떤 적절한 조합을 포함할 수 있다. 컴퓨터 판독가능 비일시적 저장 매체는 적절한 경우, 휘발성이거나 비휘발성이거나, 휘발성과 비휘발성의 조합일 수 있다.

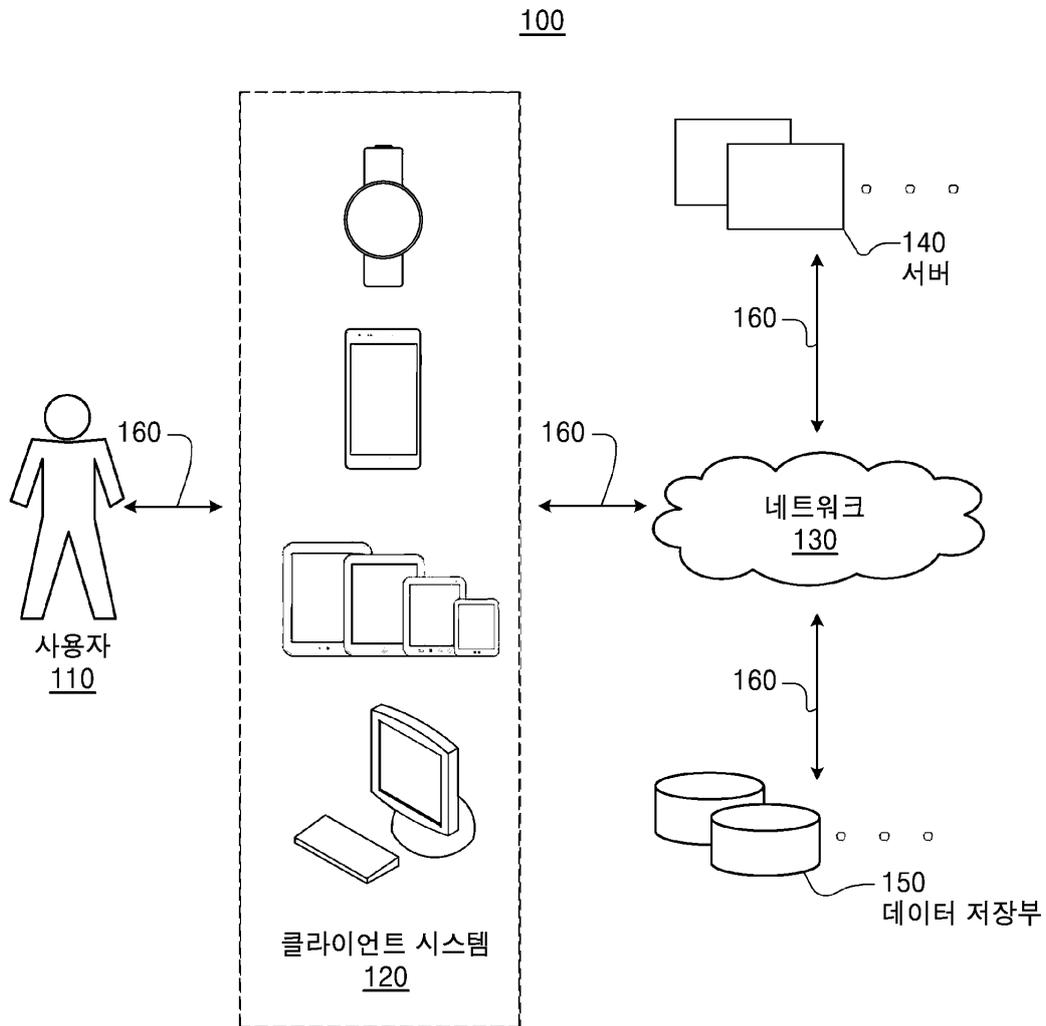
[0402] 기타

[0403] 여기서 "또는"은 명백히 다르게 지시되거나 정황에 의해 다르게 지시되는 경우가 아니라면, 배타적이지 않은 포괄적인 의미를 가진다. 따라서, 여기서 "A 또는 B"는 명백히 다르게 지시되거나 정황에 의해 다르게 지시되는 경우가 아니라면, "A, B, 또는 둘 모두"를 의미한다. 또, "그리고(및)"는 명백히 다르게 지시되거나 정황에 의해 다르게 지시되는 경우가 아니라면, 공동이면서 별개인 것을 의미한다. 따라서, 여기서 "A 및 B"는 명백히 다르게 지시되거나 정황에 의해 다르게 지시되는 경우가 아니라면, "A와 B가 공동이거나 별개"임을 의미한다.

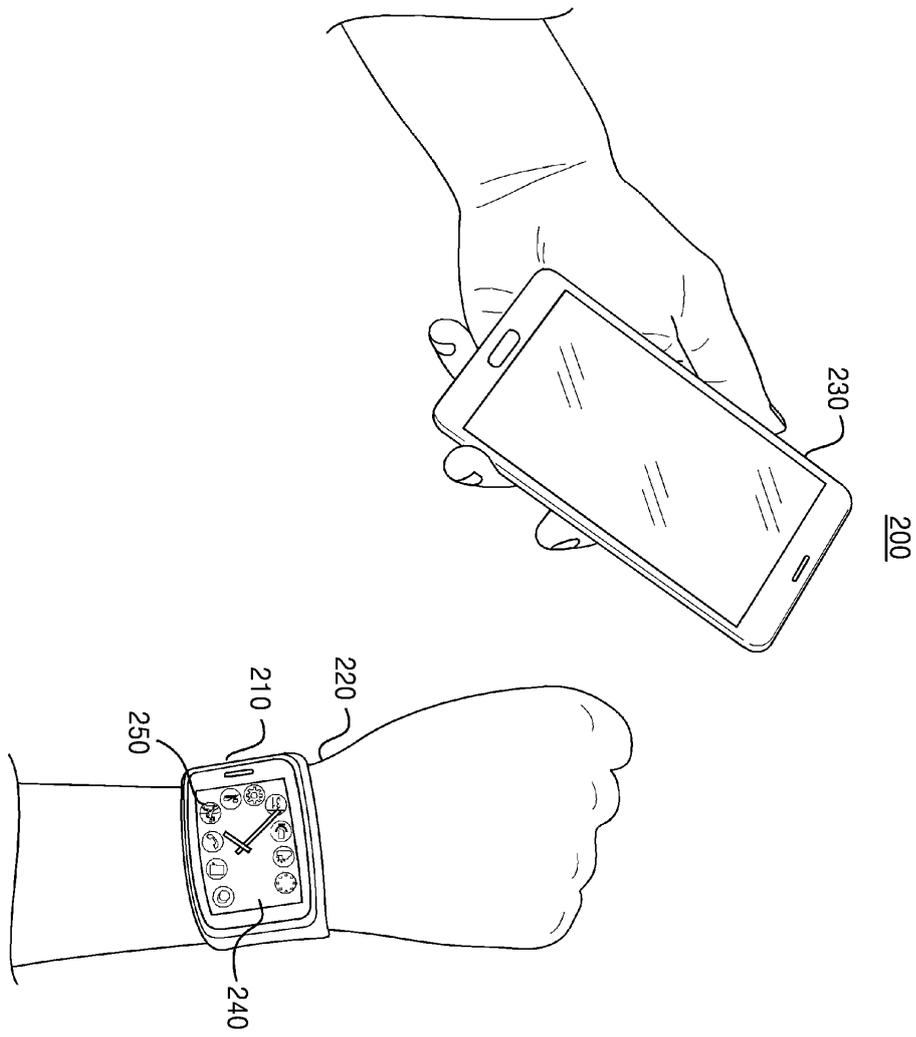
[0404] 본 개시의 범위는 이 명세서에 기술되거나 예시된 실시예들에 대해 이 분야의 일반적 기술을 가진 사람이 이해할 수 있는 모든 변경, 치환, 변동, 개조, 및 수정안들을 포함한다. 본 개시의 범위는 여기에 기술되거나 예시된 실시예들에 국한되지 않는다. 또한, 본 개시가 이 명세서에서 각각의 실시예들이 특정 구성성분, 요소, 특성, 기능, 동작, 또는 단계를 포함하는 것으로 기술하고 예시하였으나, 이러한 실시예들 중 하나는 이 명세서의 모든 곳에서 기술되거나 예시된 구성성분, 요소, 특성, 기능, 동작 또는 단계 중 어느 하나에 대해 이 분야의 일반적 기술을 가진 사람이 이해할 수 있는 조합이나 치환을 포함할 수 있다. 이하의 청구범위에서 특정 기능을 수행하도록 적응되거나, 구성되거나, 기능성이 있거나, 설정되거나, 가능하거나, 동작할 수 있거나 작용하는 장치나 시스템 또는 장치나 시스템의 구성요소에 대한 언급은, 그 장치나 시스템 또는 구성요소가 그렇게 적응되거나, 구성되거나, 기능성이 있거나, 설정되거나, 가능하거나, 동작할 수 있거나 작용하기만 한다면, 그 장치나 시스템이나 구성요소 혹은 그 특정 기능이 활성화되거나 켜지거나 잠금해제되는지 여부와 상관없이 그 장치나 시스템이나 구성요소를 포괄한다. 또한, 본 개시가 특정 실시예들을 특정한 이점을 제공하는 것으로 개시하거나 도시하지만, 특정 실시예들은 이 이점들 중 어느 것도 포함하지 않거나, 그 일부나 전체를 포함할 수 있다.

도면

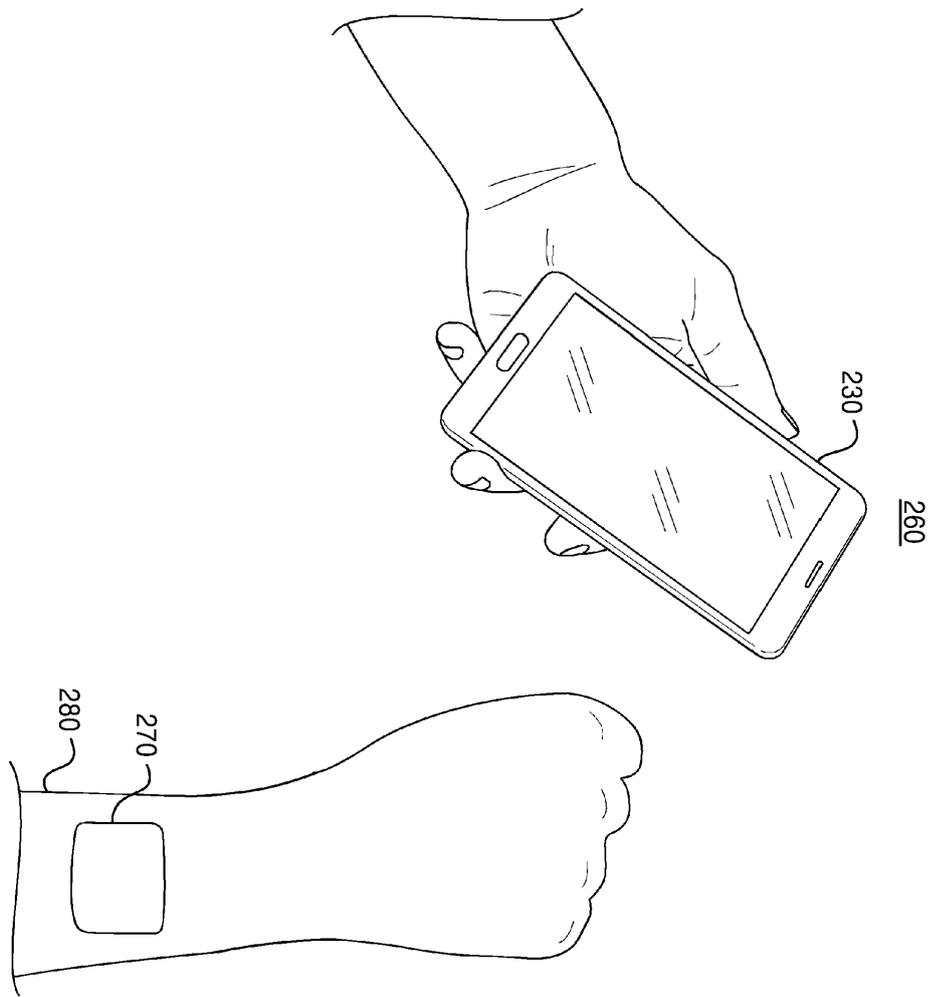
도면1



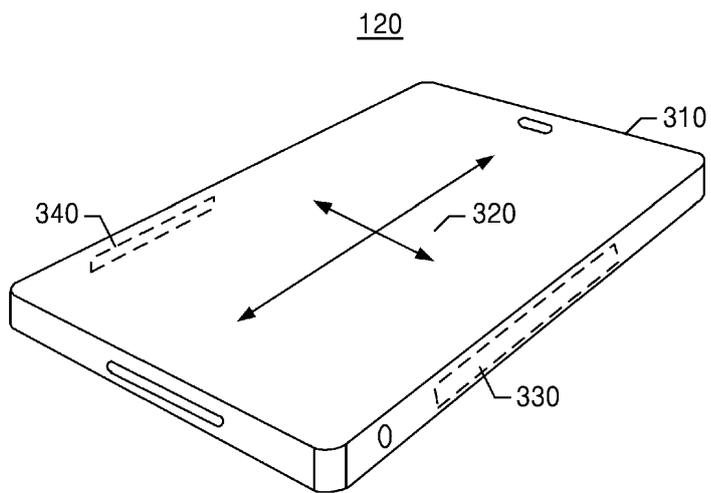
도면2a



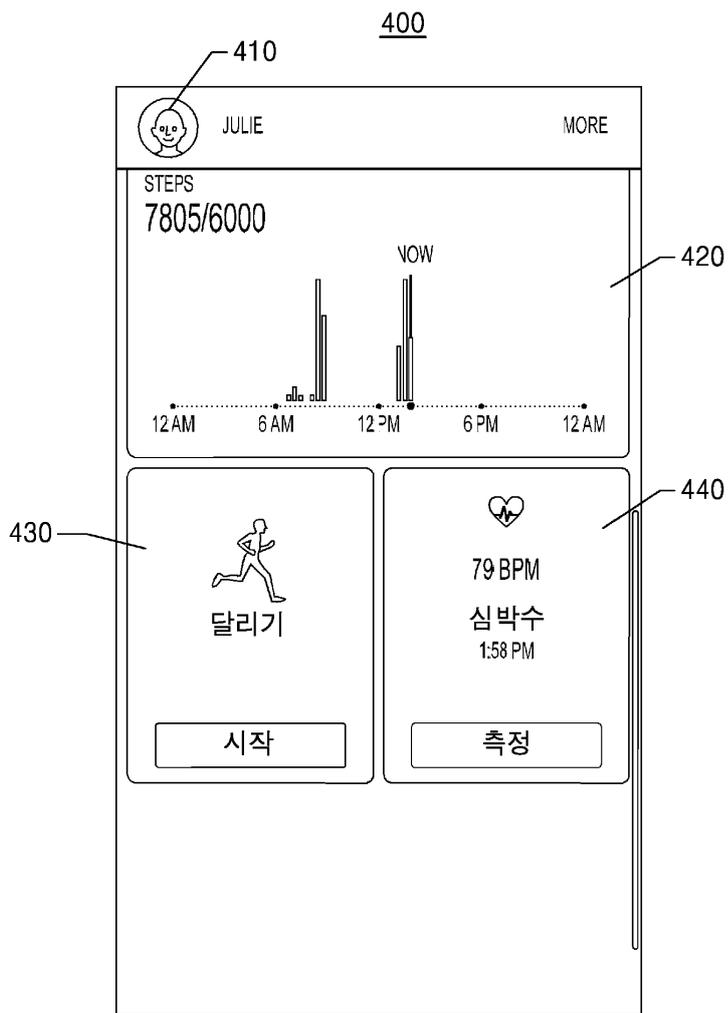
도면2b



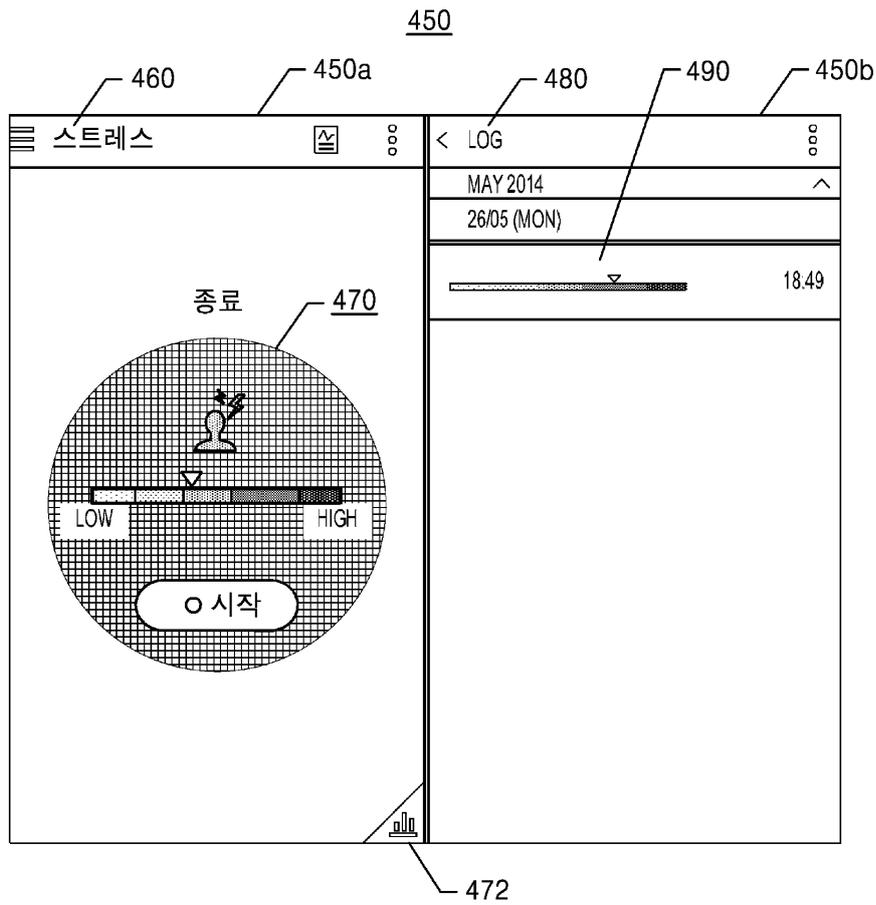
도면3



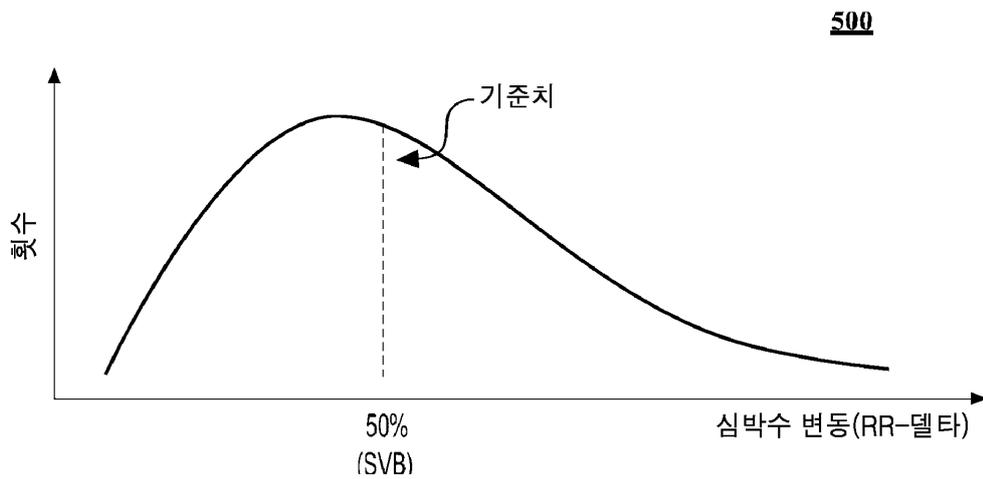
도면4a



도면4b

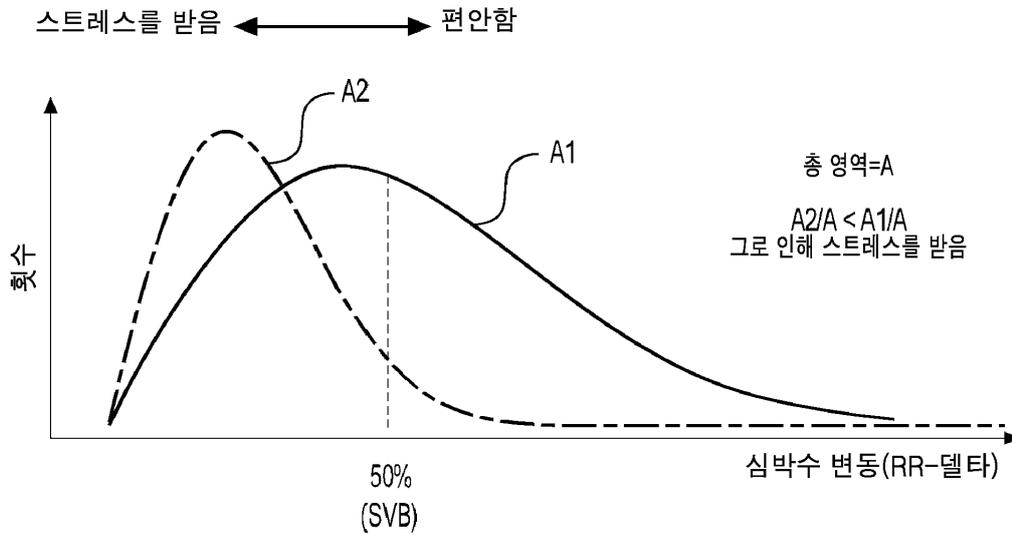


도면5a



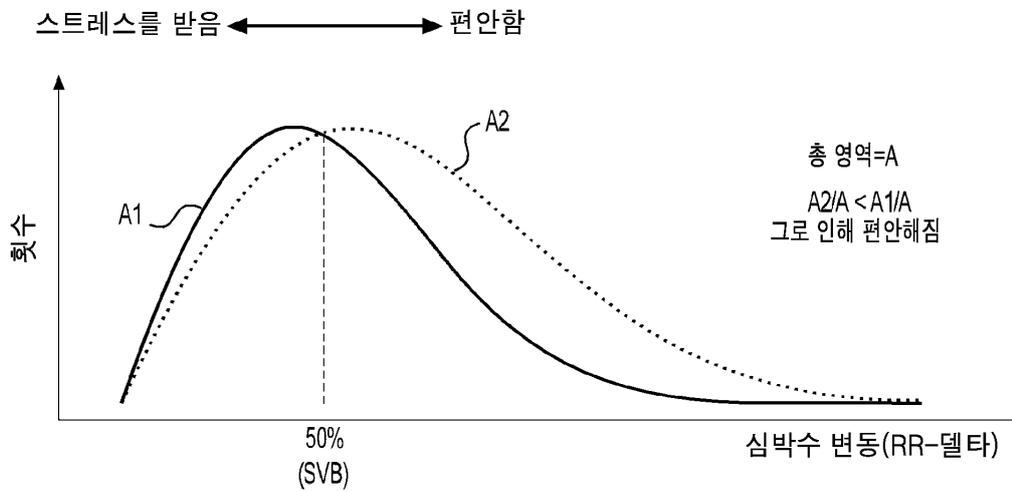
도면5b

510



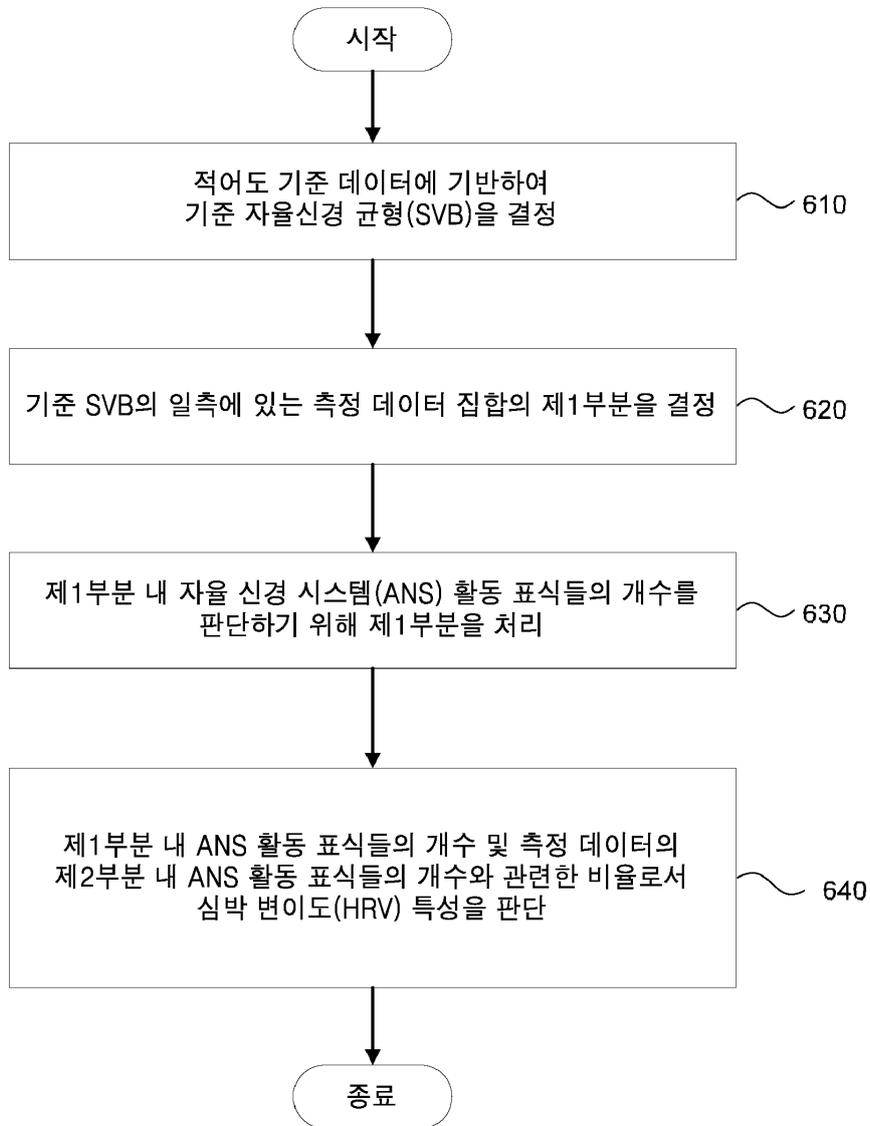
도면5c

520

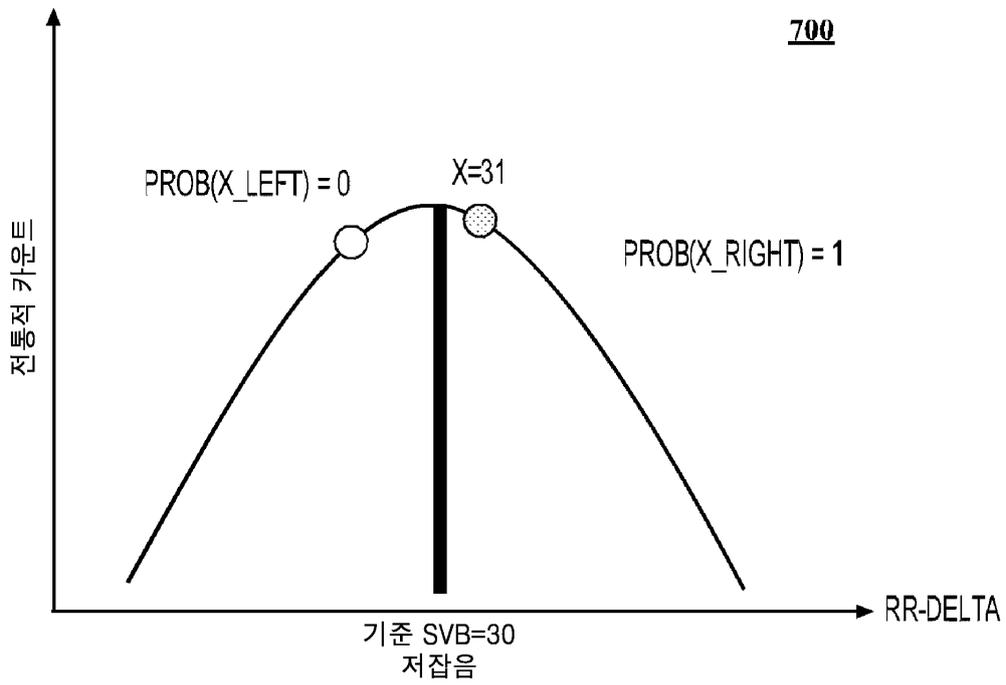


도면6

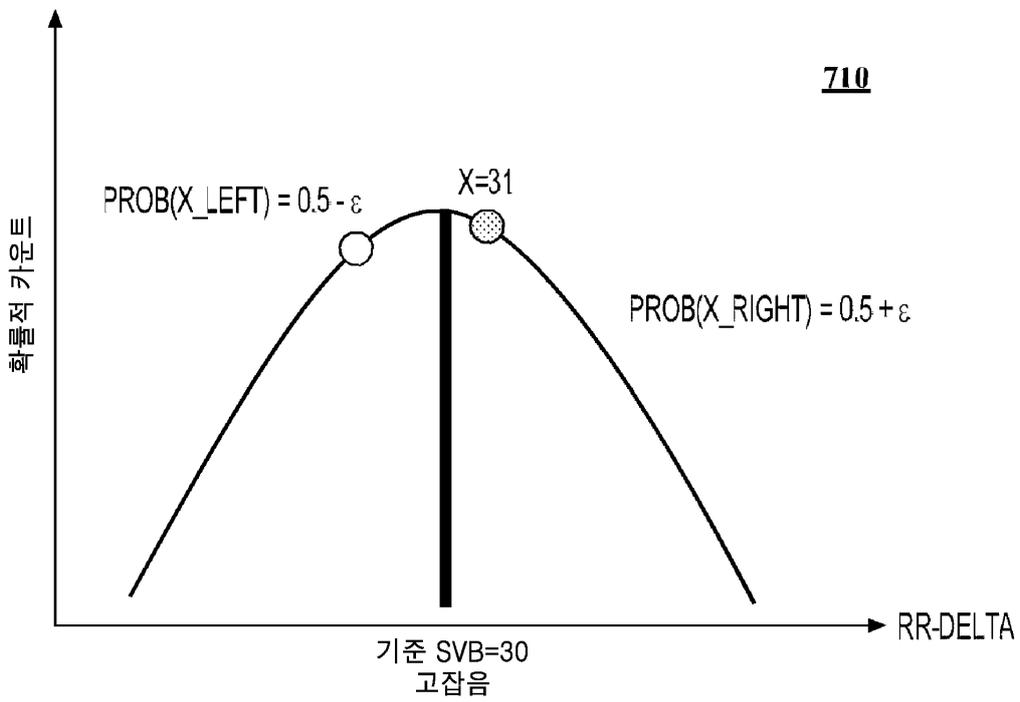
600



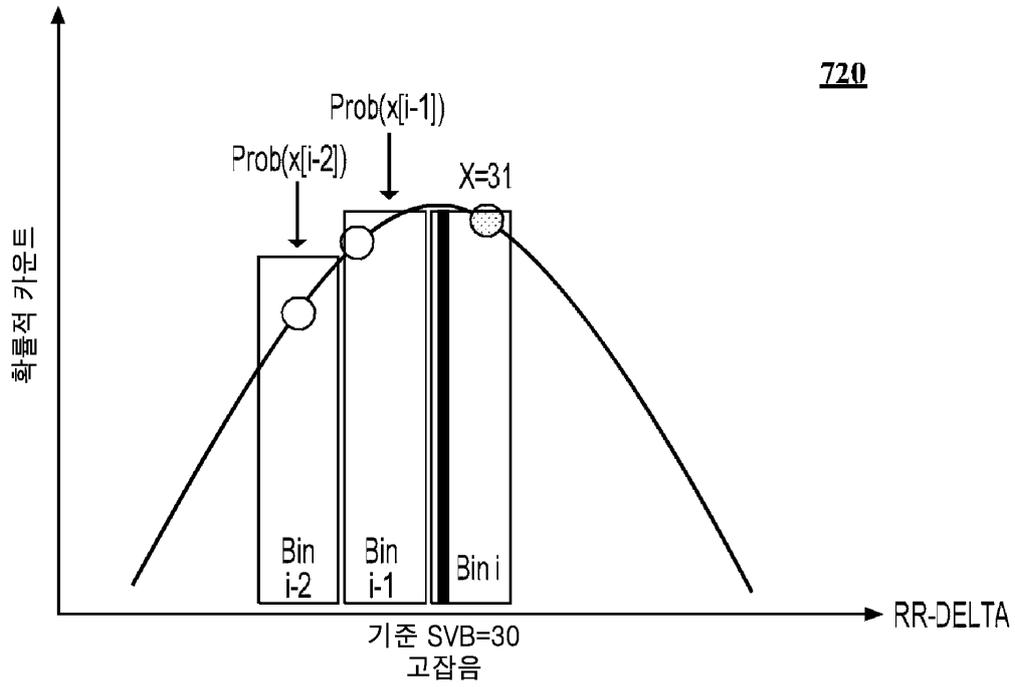
도면7a



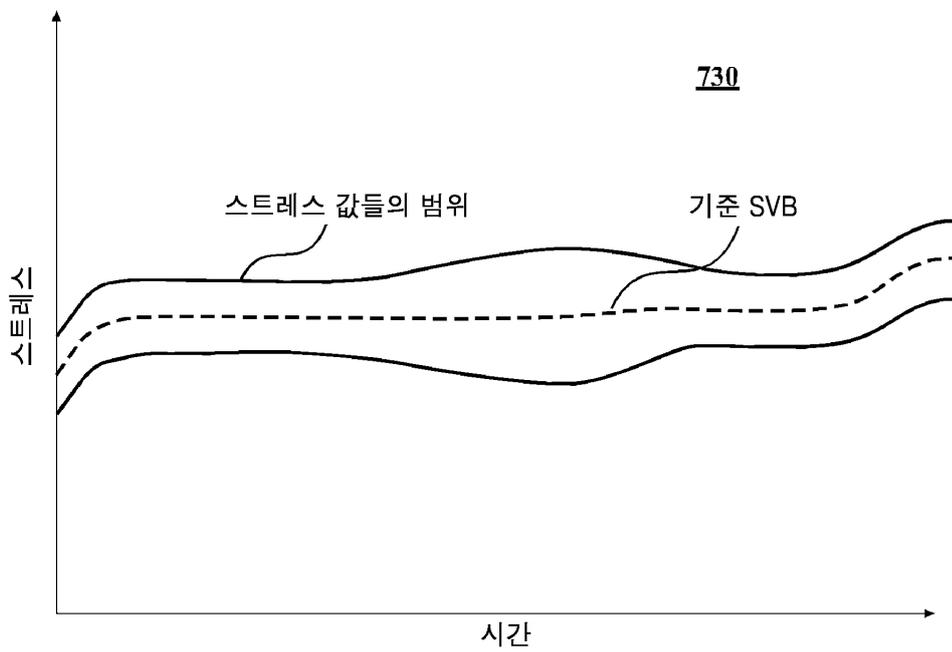
도면7b



도면7c

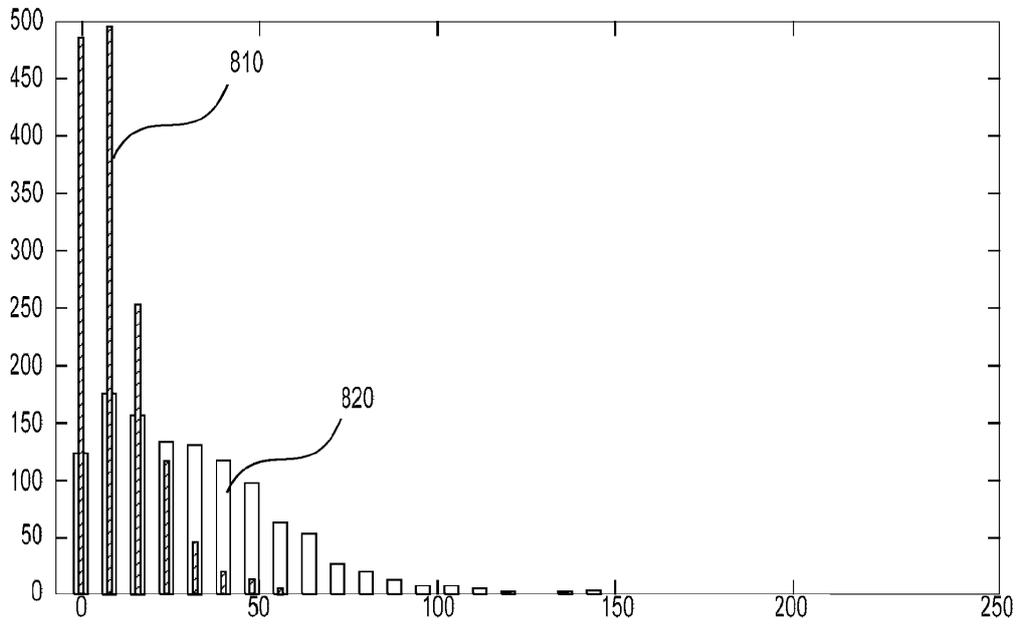


도면7d

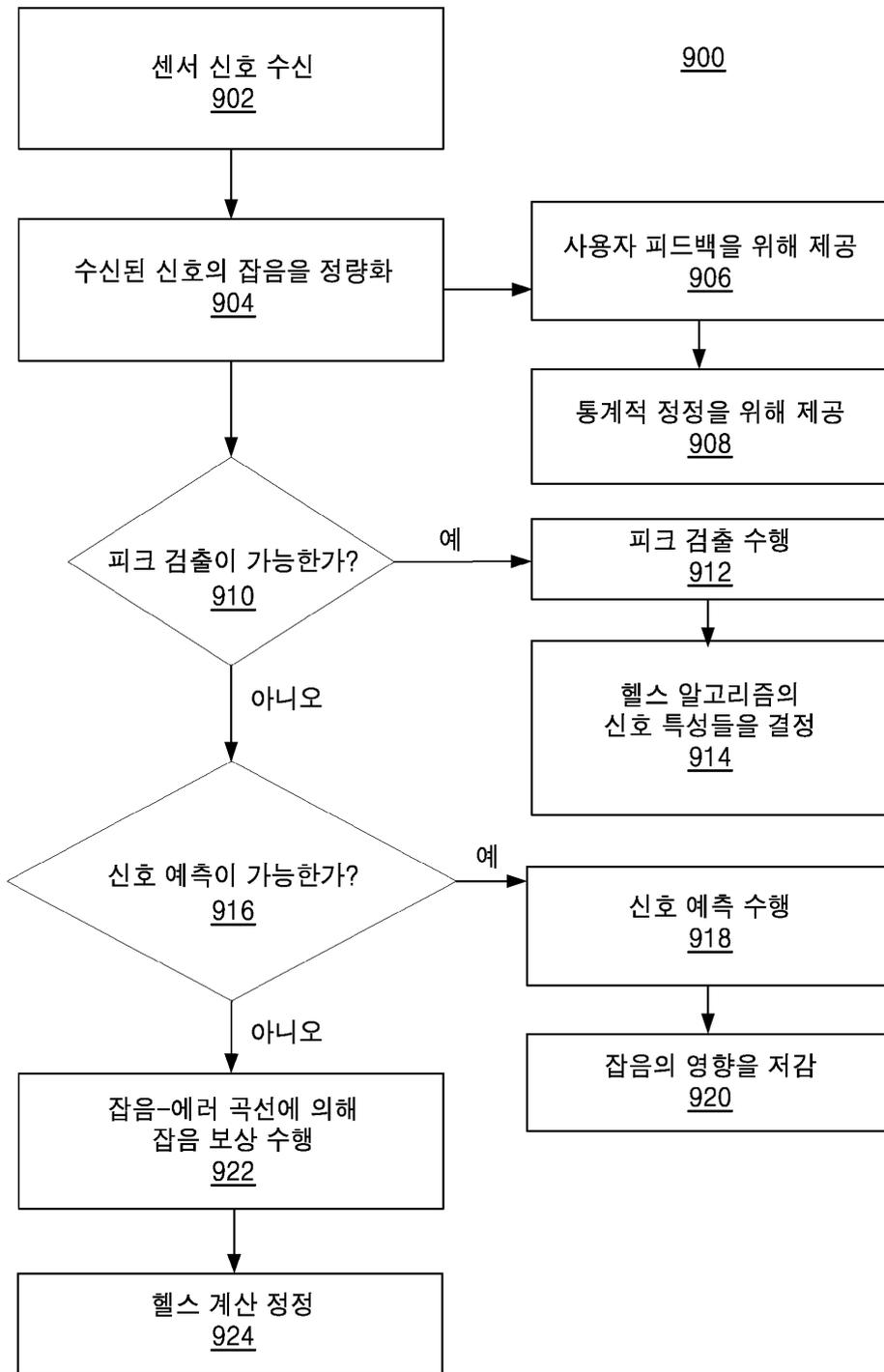


도면8

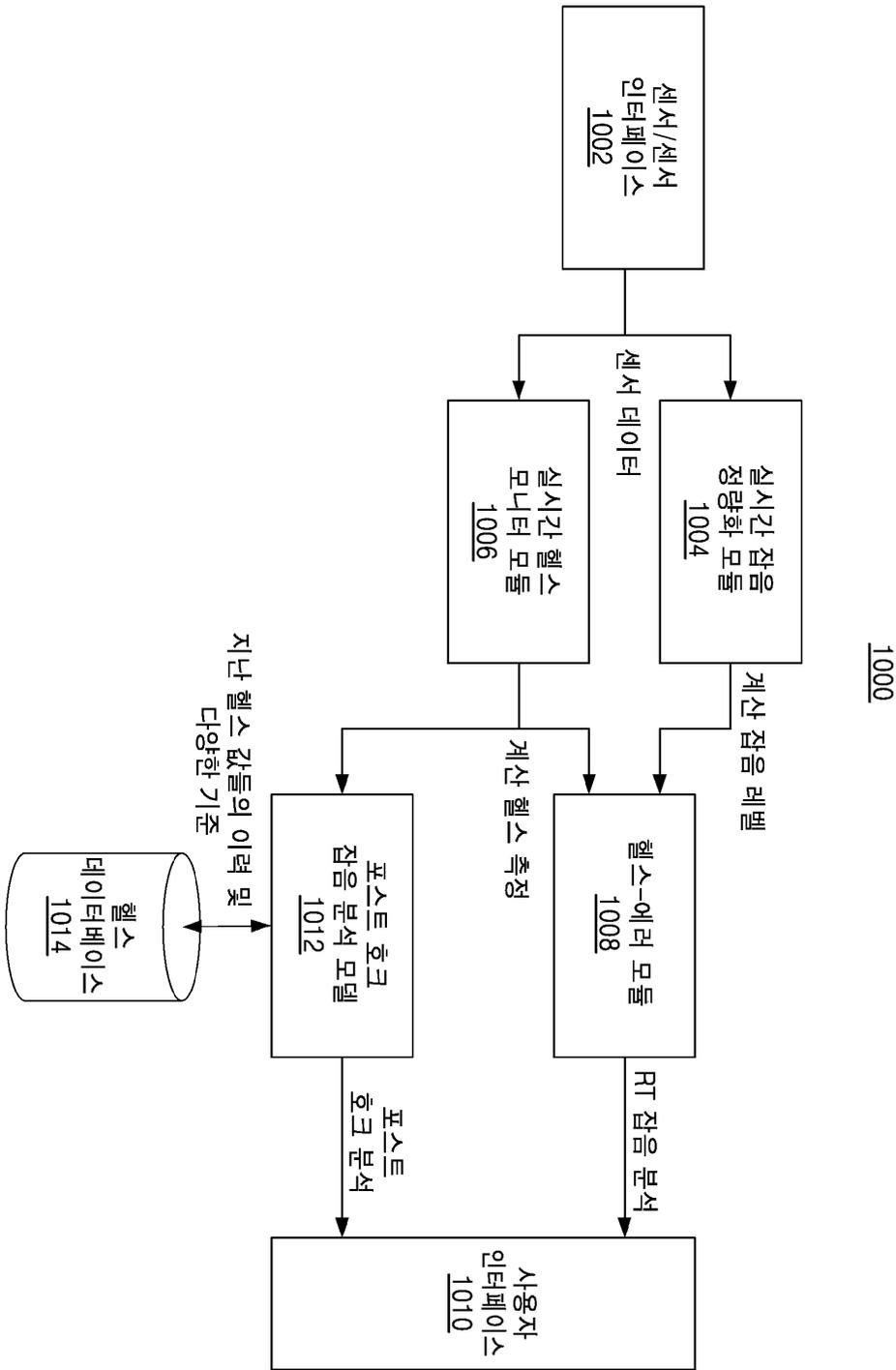
800



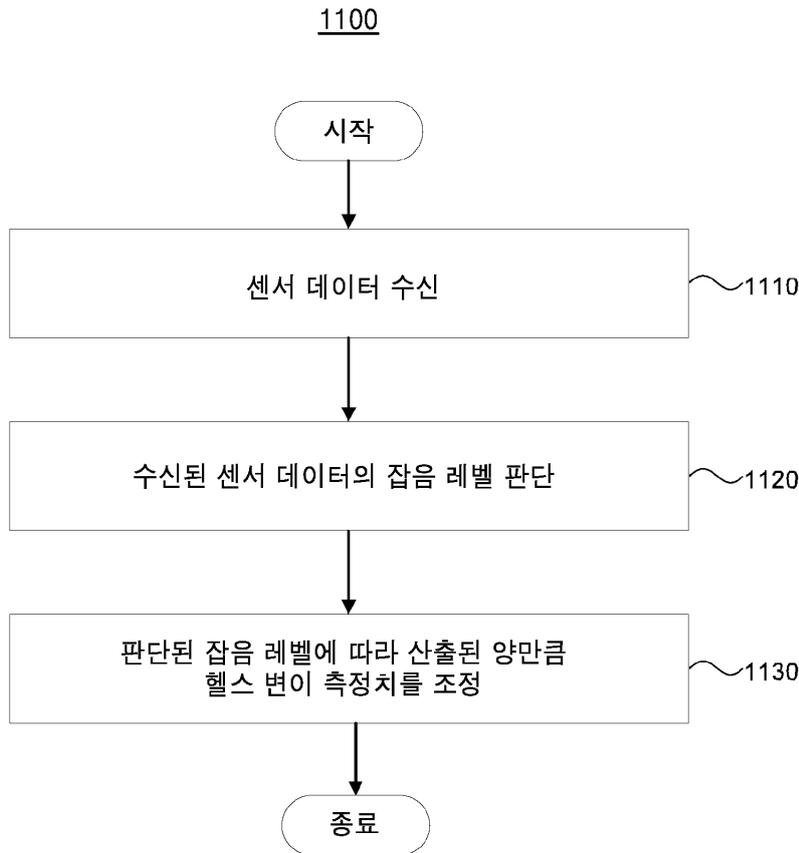
도면9



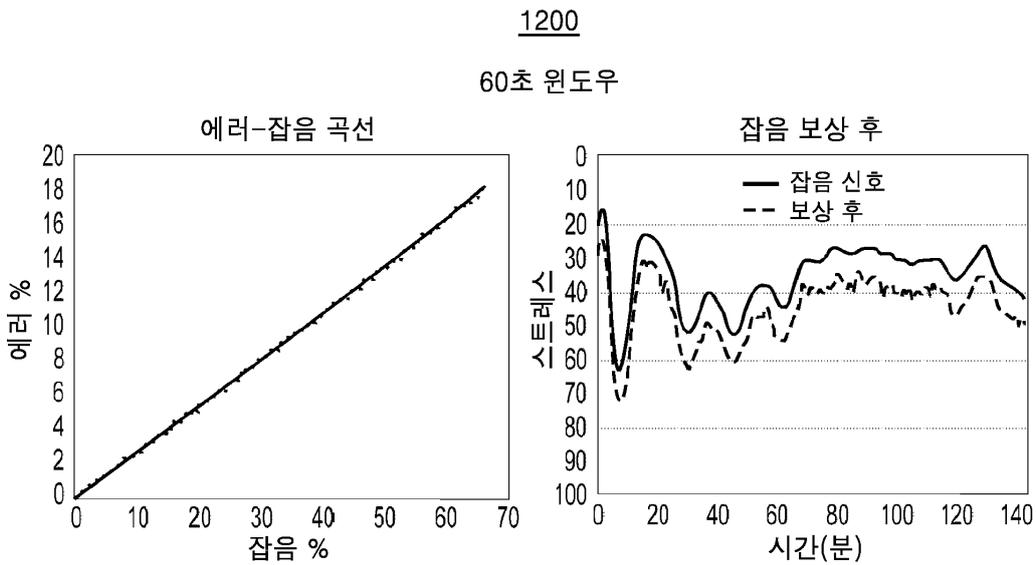
도면10



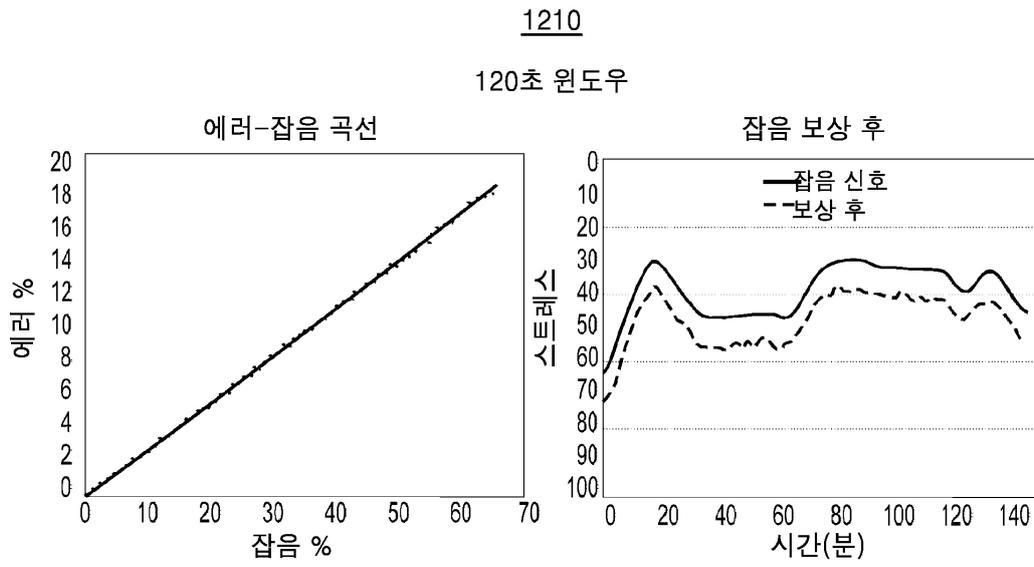
도면11



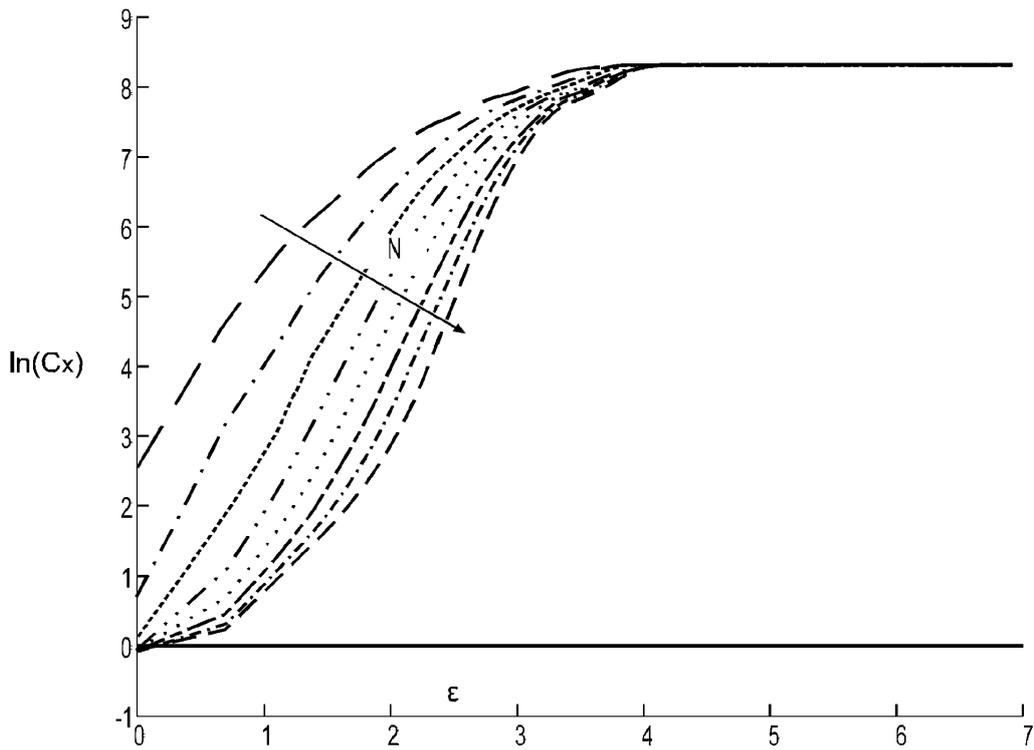
도면12a



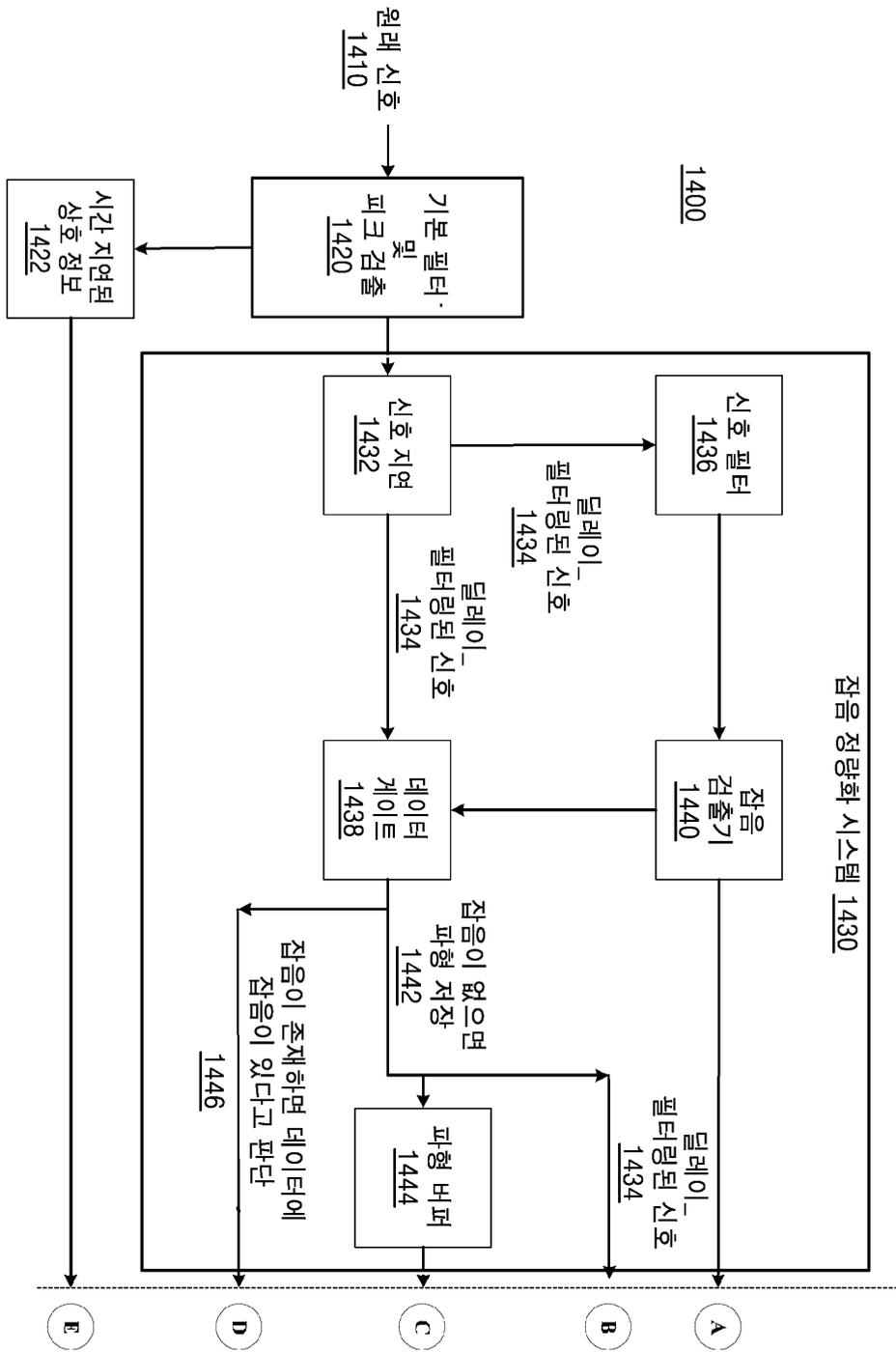
도면12b



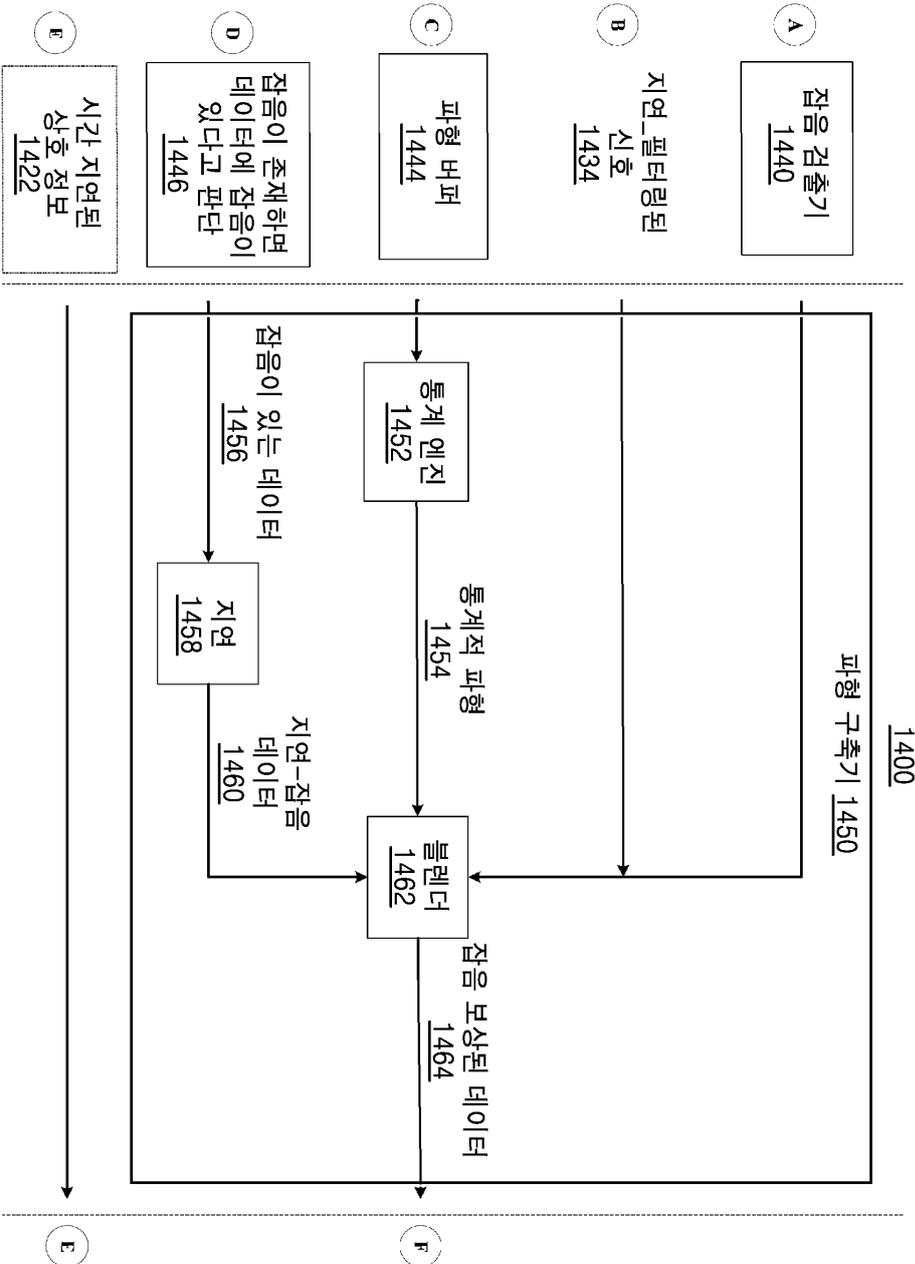
도면13



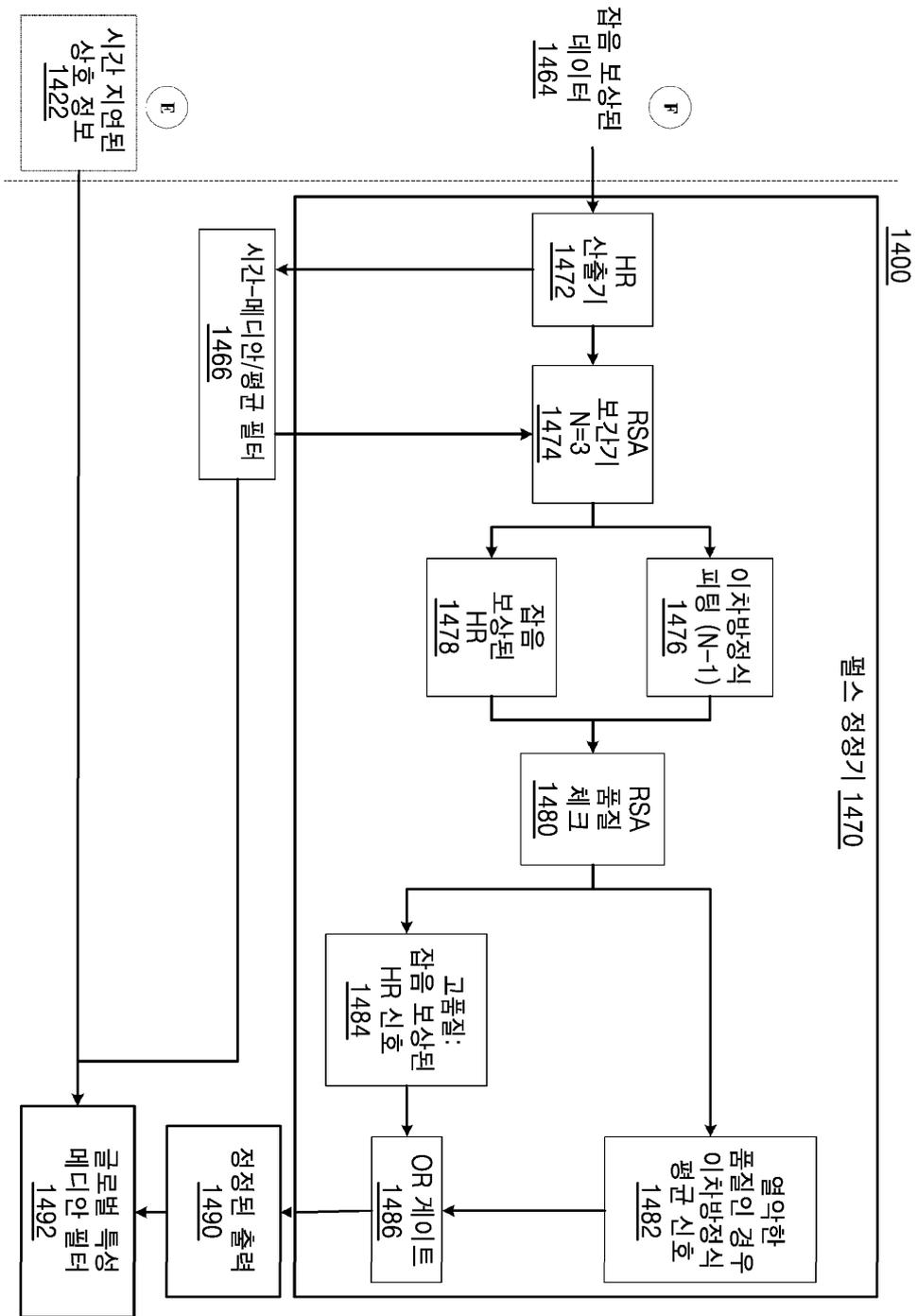
도면14a



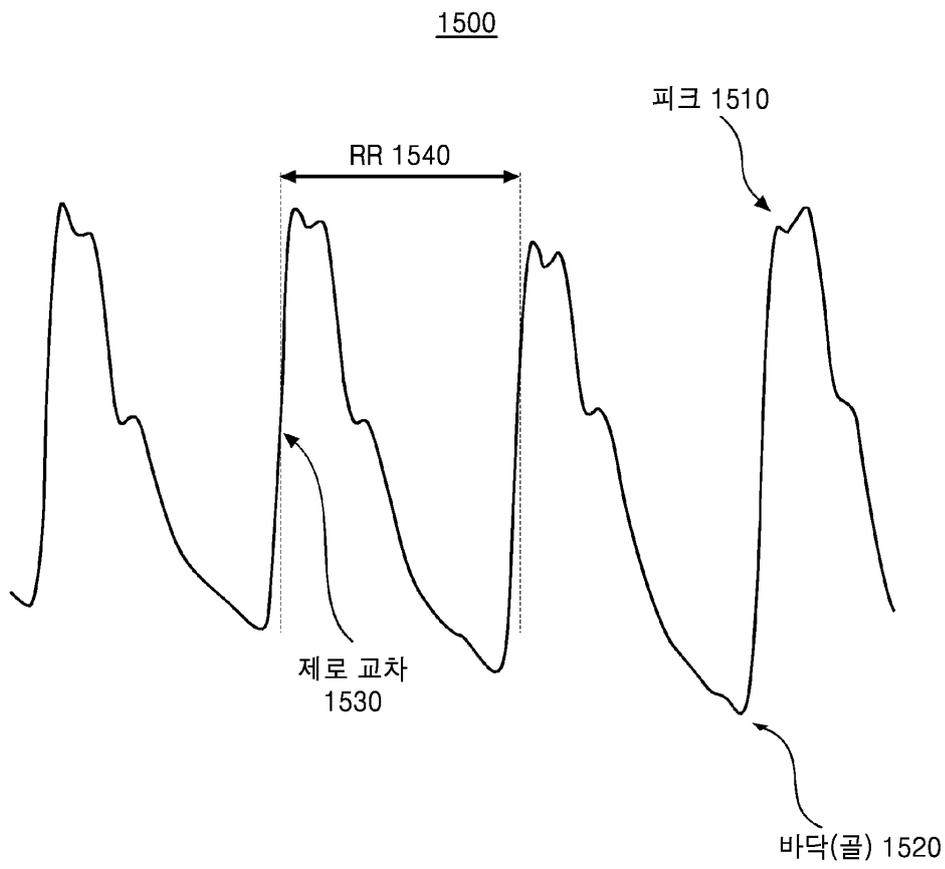
도면14b



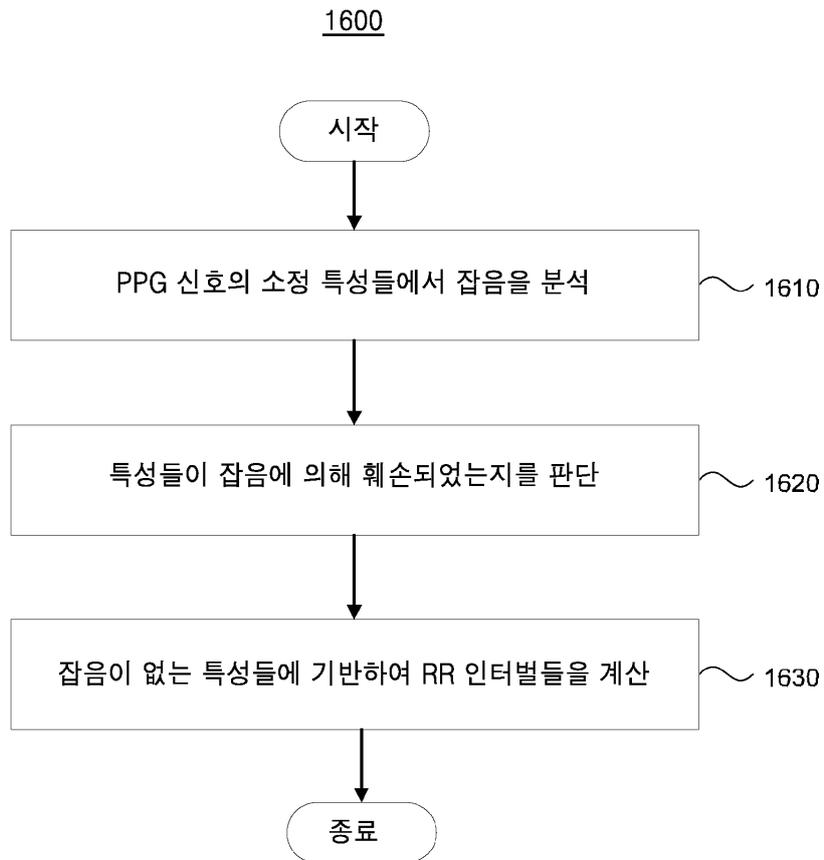
도면14c



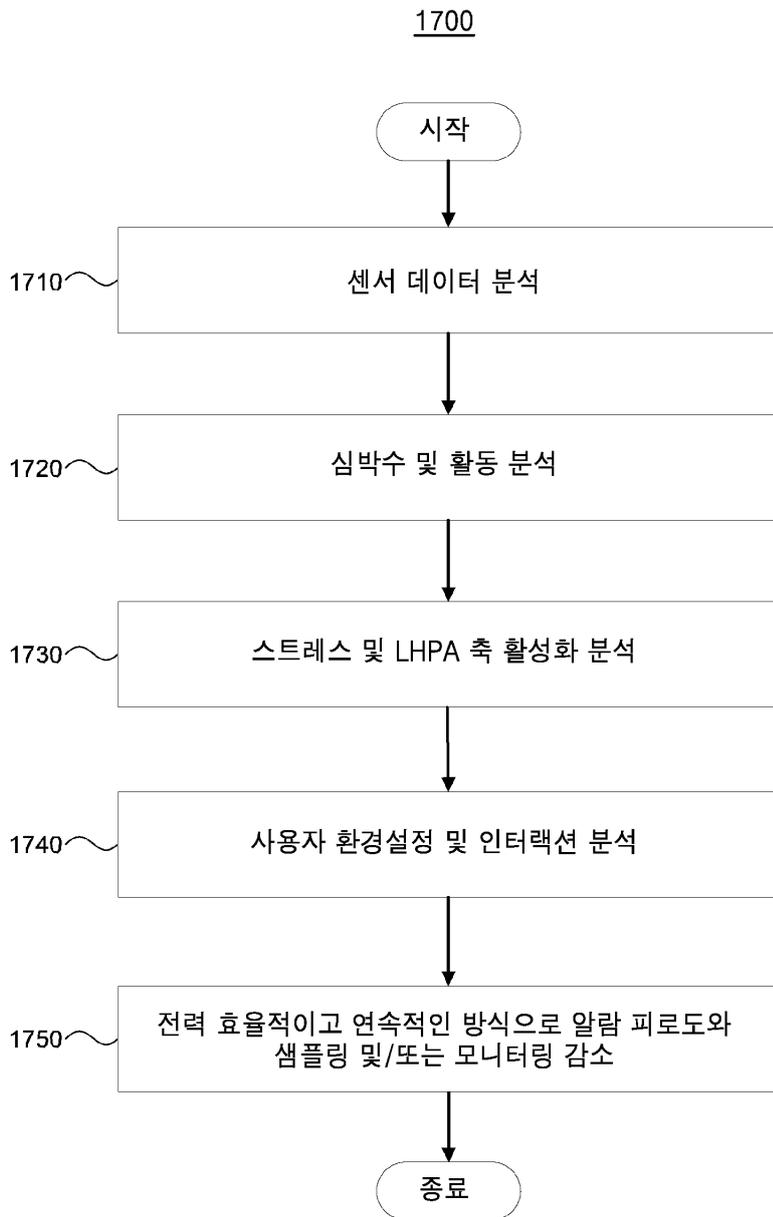
도면15



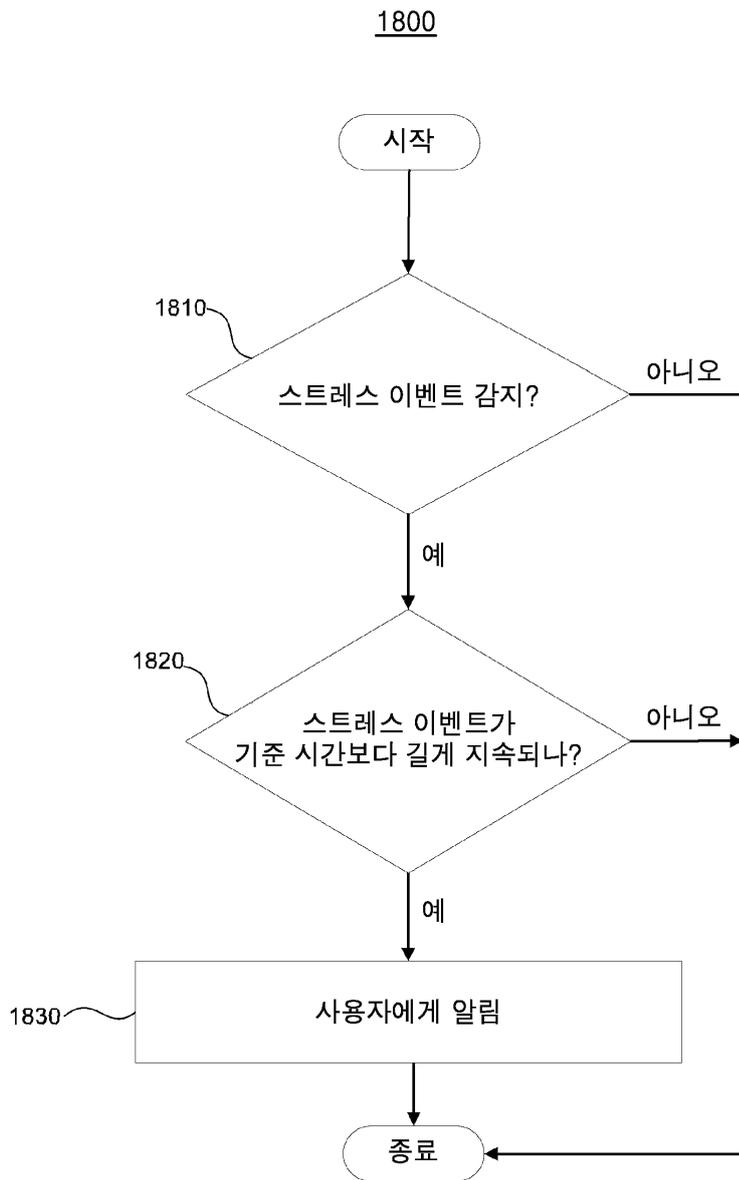
도면16



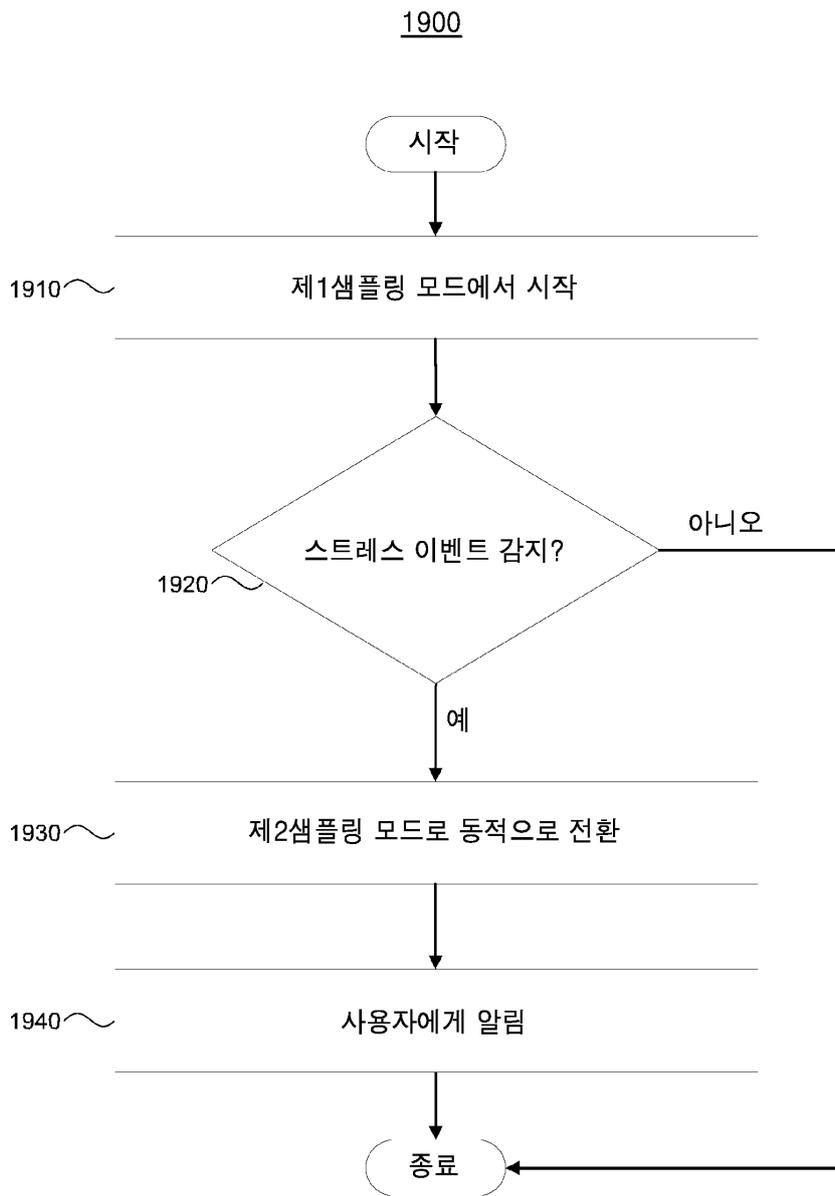
도면17



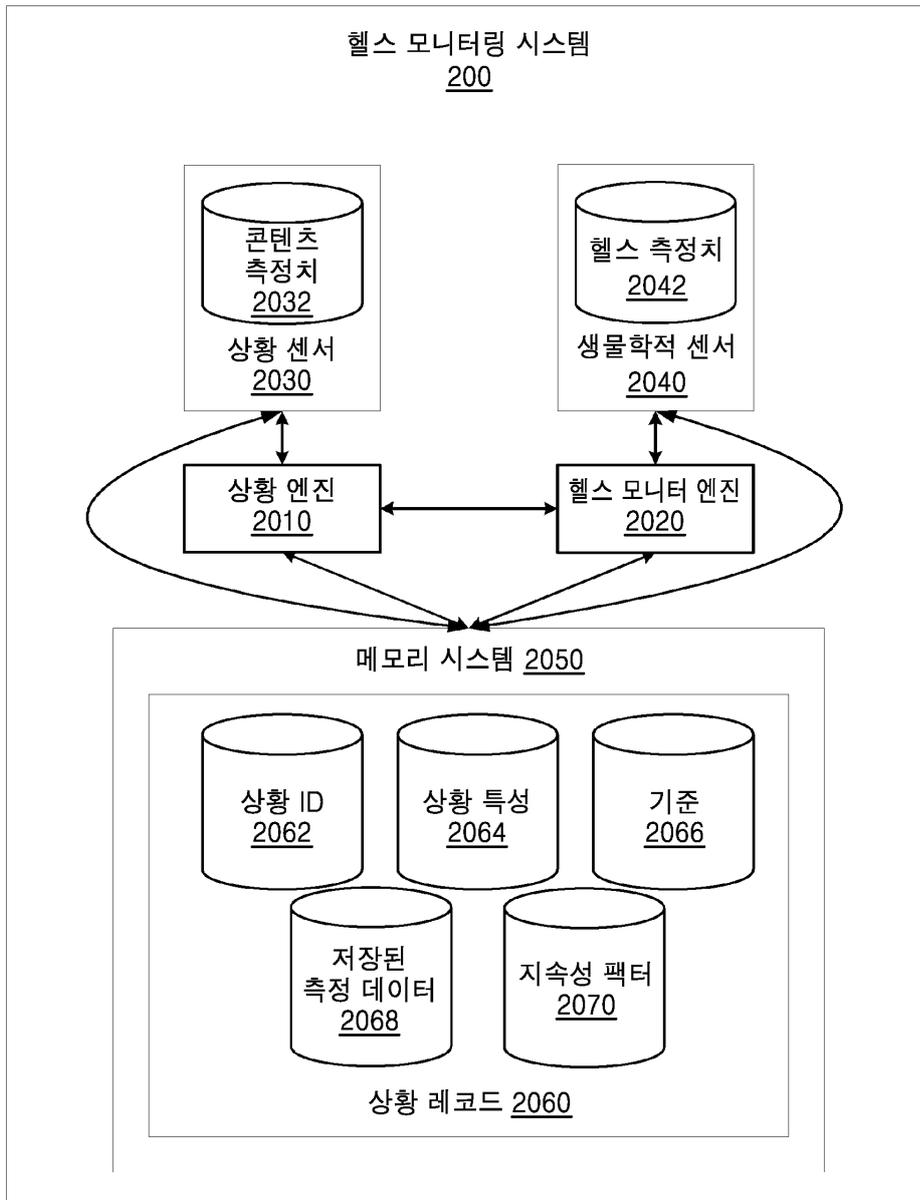
도면18



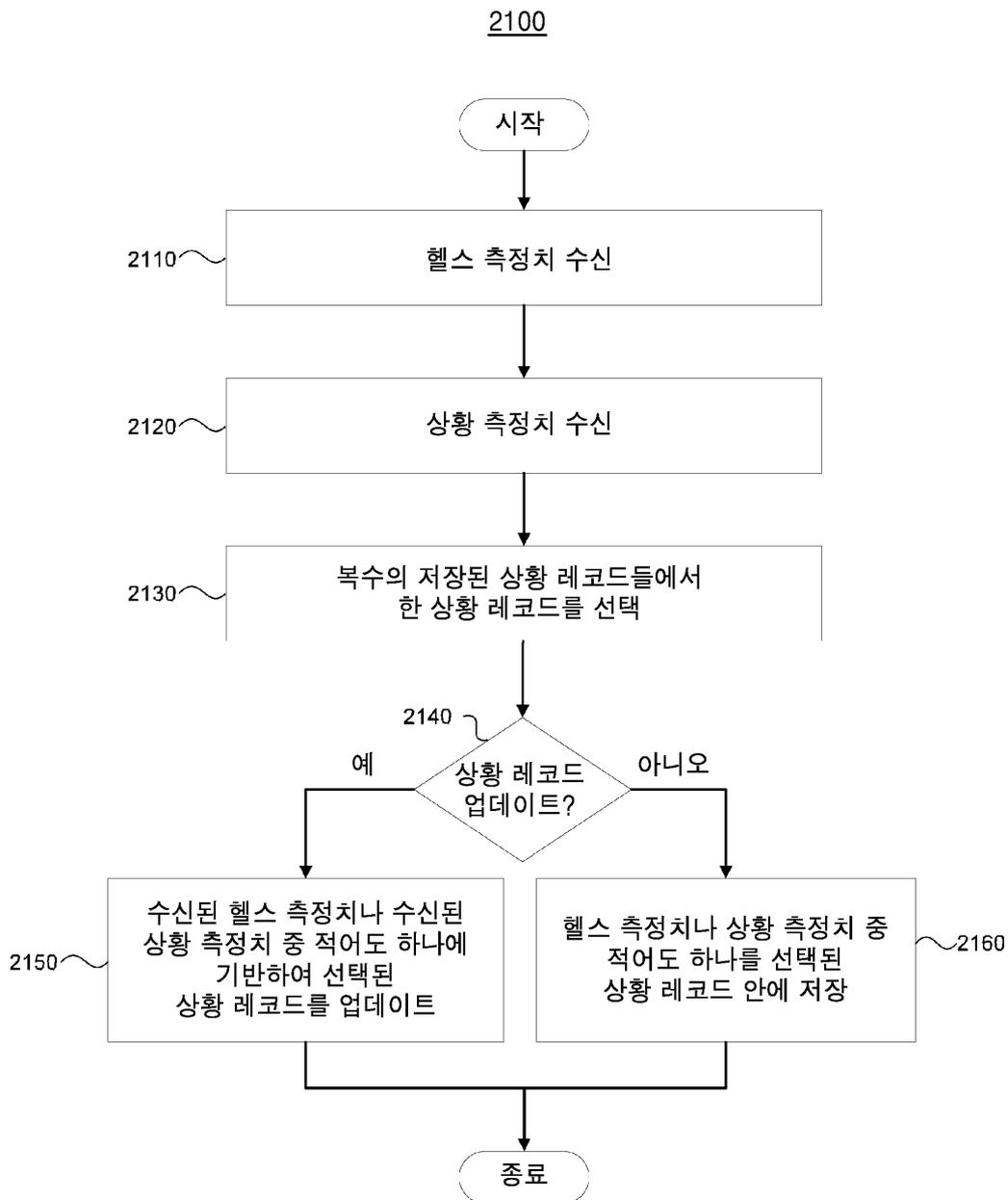
도면19



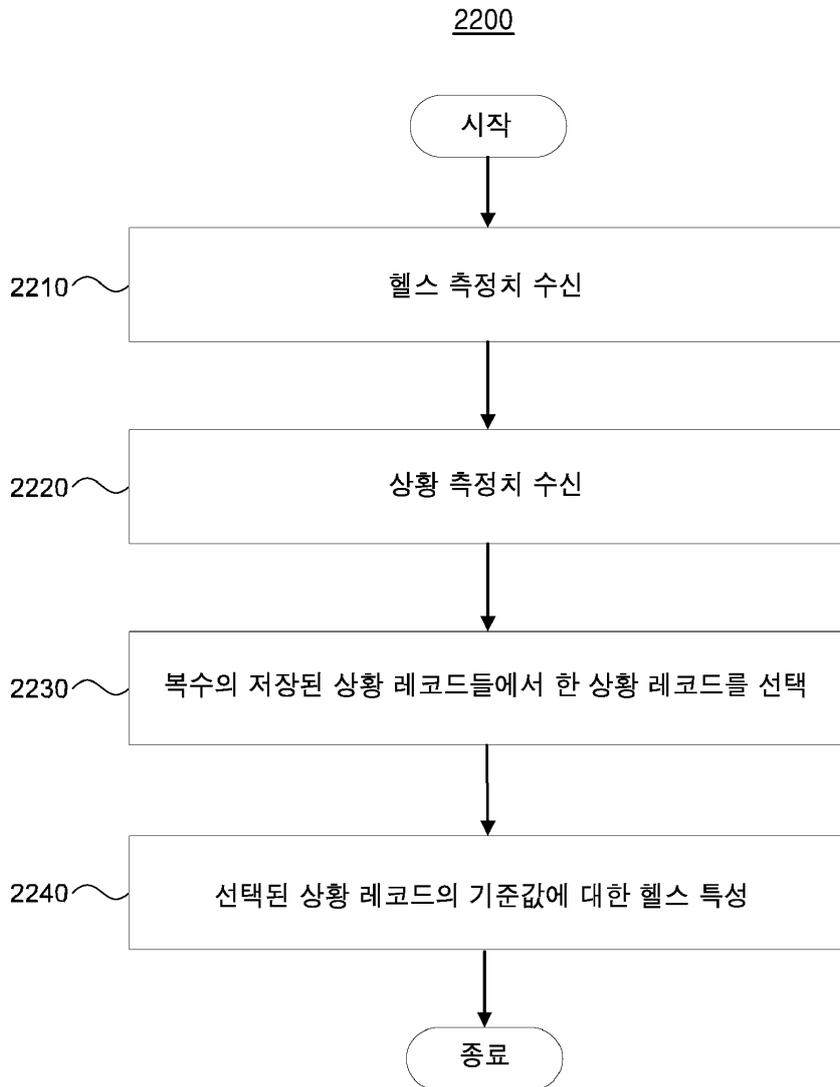
도면20



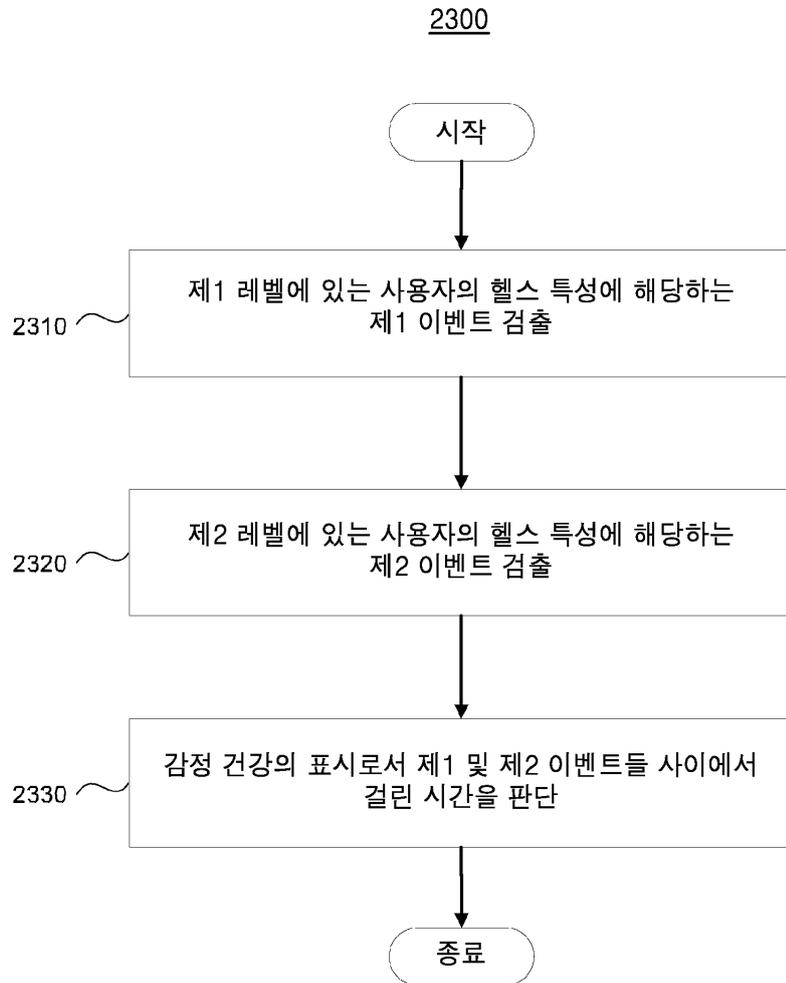
도면21



도면22



도면23



도면24

