



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0113252
(43) 공개일자 2017년10월12일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/1102 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-0037793
- (22) 출원일자 2017년03월24일
심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장
62/313,910 2016년03월28일 미국(US)
15/168,531 2016년05월31일 미국(US)

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

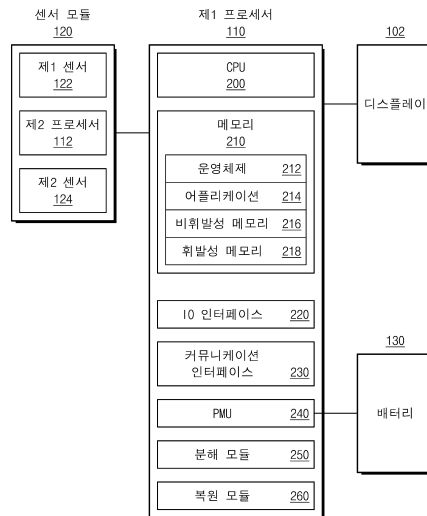
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 **저전력 센서를 이용한 심박수 및 호흡수 추정을 위한 방법 및 장치**

(57) 요약

본 발명은 사용자의 생물학적 신호들을 측정하기 위한 시스템에 관한 것으로서, 적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 센서 모듈, 상기 BCG 신호들을 분해된 신호들로 분해하는 분해 모듈, 상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 복원 모듈, 심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 상기 복원된 신호들을 처리하는 프로세싱 모듈, 및 상기 심박수, 상기 호흡수, 상기 호흡의 위상들, 및 상기 혈압 중 상기 적어도 하나에 대응하는 적어도 하나의 출력을 디스플레이 장치에 표시하는 디스플레이 모듈을 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/7253 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 센서 모듈;

상기 BCG 신호들을 분해된 신호들로 분해하는 분해 모듈;

상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 복원 모듈;

심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 상기 복원된 신호들을 처리하는 프로세싱 모듈; 및

상기 심박수, 상기 호흡수, 상기 호흡의 위상들, 및 상기 혈압 중 상기 적어도 하나에 대응하는 적어도 하나의 출력을 디스플레이 장치에 표시하는 디스플레이 모듈을 포함하는 사용자의 생물학적 신호들을 측정하기 위한 시스템.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 분해 모듈은 파형요소(wavelet)에 대응하는 함수를 이용하여 상기 BCG 신호들을 분해하는 시스템.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 분해 모듈은 하나 이상의 힐버트 변환(Hilbert transform), 컷-오프(cut-off) 및 중지 대역들(stop bands)이 다른 FIR(finite impulse response)/IIR(infinite impulse response) 필터들, 시간-도메인 기반 이동 평균 방법(time-domain based moving average method), 및 멀티-오더 파생물(multi-order derivatives)에 대응하는 함수를 이용하여 상기 BCG 신호들을 분해하는 시스템.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 복원 모듈은 하나 이상의 통계적 평균 방법들(statistical averaging methods)을 이용하여 상기 분해된 신호들의 적어도 일부분을 복원하는 시스템.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 복원 모듈은 상기 분해된 신호들의 각 부분에 대한 이동 평균 에너지 엔트로피 및 볼츠만 엔트로피를 계산하기 위해 하나 이상의 슬라이딩 윈도우를 이용하여 복원하고, 볼츠만 상수는 상기 슬라이딩 윈도우에 적응 가중치를 제공하도록 조정되는 시스템.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 복원 모듈은 하나 이상의 이동 평균 및 최대 모듈러스 원리에 대응하는 시간영역 스무딩을 이용하여 복원하는 시스템.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 BCG 신호들 및 원하는 PPG 신호들 사이에 사전에 정의된 주파수 전달 함수에 근거하여 상기 BCG 신호들을 PPG와 같은 파형(PPG-like waveform)으로 변환하는 진단의 프로세서를 더 포함하는 시스템.

청구항 8

제1 항에 있어서,

적어도 하나의 상기 BCG 신호들 및 상기 복원된 신호들의 캡스트럼(Cepstrum) 분석에 근거하여 상기 심박수를 측정하는 진단의 프로세서를 더 포함하는 시스템.

청구항 9

제1 항에 있어서,

상기 채널에 의해 모션이 감지되었을 때 다음 채널을 선택하는 진단의 프로세서를 더 포함하고, 상기 다음 채널은 그 다음의 호흡수 추정 사이클에 사용되기 위한 상기 센서 모듈의 채널인 시스템.

청구항 10

제9 항에 있어서,

상기 다음 채널을 선택하기 위한 채널 평가 기준은 상기 채널의 낮은 주파수(VLF) 대역내의 피크들에 의해 결정되는 호흡수 추정 신뢰도 지표 및 복원된 BCG 신호의 스펙트럼내의 피크들에 의해 결정되는 심박수 추정 신뢰도 지표 중 적어도 하나에 근거하는 시스템.

청구항 11

모션 센서의 적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 단계;

상기 BCG 신호들을 분해된 신호들로 분해하는 단계;

상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 단계;

심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 상기 복원된 신호들을 처리하는 단계; 및

상기 심박수, 상기 호흡수, 상기 호흡의 위상들, 및 상기 혈압 중 상기 적어도 하나에 대응하는 적어도 하나의 출력을 디스플레이 장치에 표시하는 단계를 포함하는 실행 될 때 컴퓨팅 시스템으로 하여금 사용자의 생물학적 신호들을 측정하기 위한 동작들을 제어하는 기계 실행가능 명령어들을 저장하는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 12

제11 항에 있어서,

상기 BCG 신호들은 파형요소에 대응하는 함수에 의해 분해되는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 13

제11 항에 있어서,

상기 BCG 신호들은 하나 이상의 힐버트 변환(Hilbert transform), 컷-오프(cut-off) 및 중지 대역들(stop bands)이 다른 FIR(finite impulse response)/IIR(infinite impulse response) 필터들, 시간-도메인 기반 이동 평균 방법(time-domain based moving average method), 및 멀티-오더 파생물(multi-order derivatives)에 대응하는 함수에 의해 분해되는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 14

제11 항에 있어서,

상기 분해된 신호들의 적어도 일부분을 복원된 신호들로 복원하는 것은 하나 이상의 통계적 평균 방법들에 의해 수행되는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 15

제11 항에 있어서,

상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 것은 상기 분해된 신호들의 각 부분에 대한 이동 평균 에너지 엔트로피 및 볼츠만 엔트로피를 계산하기 위해 하나 이상의 슬라이딩 윈도우를 이용하여 수행되고, 볼츠만 상수는 상기 슬라이딩 윈도우에 적응 가중치를 제공하도록 조정되는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 16

제11 항에 있어서,

상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 것은 하나 이상의 이동 평균 및 최대 모듈러스 원리에 대응하는 시간영역 스무딩을 이용하여 수행되는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 17

제11 항에 있어서,

상기 BCG 신호들 및 원하는 PPG 신호들 사이에 사전에 정의된 주파수 전달 함수에 근거하여 상기 BCG 신호들을 PPG와 같은 파형(PPG-like waveform)으로 변환하는 명령어들을 더 포함하는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 18

제11 항에 있어서,

상기 심박수는 적어도 하나의 상기 BCG 신호들 및 상기 복원된 신호들의 캡스트럼(Cepstrum) 분석에 근거하여 측정되는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체

청구항 19

제11 항에 있어서,

상기 채널에 의해 모션이 감지되었을 때 다음 채널을 선택하는 명령어들을 더 포함하고, 상기 다음 채널은 그 다음의 호흡수 추정 사이클에 사용되기 위한 상기 모션 센서 모듈의 채널인 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 20

제19 항에 있어서,

상기 다음 채널을 선택하기 위한 채널 평가 기준은 상기 채널의 낮은 주파수(VLF) 대역내의 피크들에 의해 결정되는 호흡수 추정 신뢰도 지표 및 복원된 BCG 신호의 스펙트럼내의 피크들에 의해 결정되는 심박수 추정 신뢰도 지표 중 적어도 하나에 근거하는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체.

청구항 21

모션 센서의 적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 단계;

상기 BCG 신호들을 분해된 신호들로 분해하는 단계;

상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 단계;

심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 상기 복원된 신호들을 처리하는 단계; 및

상기 심박수, 상기 호흡수, 상기 호흡의 위상들, 및 상기 혈압 중 상기 적어도 하나에 대응하는 적어도 하나의 출력을 디스플레이 장치에 표시하는 단계를 포함하는 사용자의 생물학적 신호들을 측정하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 사용자의 신체 신호들을 측정하기 위한 것으로, 더 자세하게는, 저전력 센서를 이용하여 심박수 및 호흡수 추정을 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 임의의 휴대용 전자 장치와 마찬가지로, 생체신호를 모니터링하는 웨어러블 센서 장치가 긴 배터리 수명을 갖게 하는 것이 필요하다. 일반적으로, 더 긴 배터리 수명은 적은 정보 콘텐츠를 제공함으로써 웨어러블 장치에게 제공될 수 있다. 그러나, 몇몇의 경우에서 줄어든 정보 콘텐츠는 허용될 수 없다.

[0003] 심박수(photoplethysmogram, PPG) 센서 장치는 일반적으로 PPG 기반 심박수 방법에 근거하여 심박수 및 호흡수를 측정 및 추정한다. 그러나, PPG 센서는 너무 많은 전력을 소모한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명은 전력을 적게 소모하면서, 사용자의 생물학적 신호들을 측정할 수 있는 방법 및 장치를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0005] 원하지 않는 생체 신호들 또는 생체 측정들에 기초한 연속적인 분류 및 그 다음의 단계적 확대를 위한 방법 및 장치가 제공된다. 본 발명의 일 실시예는 실행 될 때 컴퓨팅 시스템으로 하여금 사용자의 생물학적 신호들을 측정하기 위한 동작들을 제어하는 기계 실행가능 명령어들을 저장하는 비-일시적 기계 판독 가능 기록 매체를 포함할 수 있다. 상기 동작들은 센서의 적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 BCG 신호들은 분해된 신호들로 처리될 수 있고, 상기 분해된 신호들은 복원된 신호들로 처리될 수 있다. 상기 복원된 신호들은 심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 처리될 수 있고, 이는 사용자 또는 다른 사람들에게 보여지도록 표시될 수 있다.

[0006] 다른 실시예는 센서 모듈의 적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 센서 모듈을 포함할 수 있다. 상기 시스템은 상기 BCG 신호들을 분해된 신호들로 분해하는 분해 모듈 및 상기 분해된 신호들의 적어도 일부를 복원된 신호들로 복원하는 복원 모듈을 포함할 수도 있다. 프로세싱 모듈은 심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 상기 복원된 신호들을 처리할 수 있다. 심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 하나 이상은 사용자 또는 다른사람들에게 보여지도록 디스플레이 모듈 상에 표시될 수 있다.

[0007] 다른 실시예는 센서 모듈의 적어도 하나의 채널인 현재 채널을 통해 사용자의 심탄동도(ballistocardiogram, BCG) 신호들을 획득하는 단계를 포함하는 사용자의 생물학적 신호들을 측정하기 위한 방법일 수 있다. 상기 BCG 신호들은 분해된 신호들로 분해될 수 있고, 상기 분해된 신호들의 적어도 일부는 복원된 신호들로 복원될 수 있다. 상기 복원된 신호들은 심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 적어도 하나에 대해 처리될 수 있고, 심박수, 호흡수, 호흡의 위상들, 및 혈압 중 하나 이상은 디스플레이 모듈 상에 표시될 수 있다.

[0008] 추가 양태들은 제시된 예시적인 실시예의 실시예에 의해 이하에 설명되거나 배워질 것이다.

발명의 효과

[0009] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 전력을 적게 소모하면서 사용자의 생물학적 신호들을 측정할 수 있는 방법 및 시스템을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 장치를 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 장치의 하이-레벨 블록도이다.

- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 커뮤니케이션 네트워크 내의 전자 장치를 도시한 도면이다.
- 도 4a는 본 발명의 일 실시예에 따른 BCG 신호들의 예시도이다.
- 도 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 신호들의 예시도이다.
- 도 5a는 본 발명의 일 실시예에 따른 도비시(Daubechies) 5 스케일링 함수 파형을 도시한 것이다.
- 도 5b는 본 발명의 일 실시예에 따른 도비시(Daubechies) 5 파형요소(wavelet) 함수 파형을 도시한 것이다.
- 도 6a는 본 발명의 일 실시예에 따른 BCG 신호의 예시도이다.
- 도 6b는 본 발명의 일 실시예에 따른 0 내지 0.78 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6c는 본 발명의 일 실시예에 따른 0.78 내지 1.56 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6d는 본 발명의 일 실시예에 따른 1.56 내지 3.13 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6e는 본 발명의 일 실시예에 따른 3.13 내지 6.25 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6f는 본 발명의 일 실시예에 따른 6.25 내지 12.5 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6g는 본 발명의 일 실시예에 따른 12.5 내지 25 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6h는 본 발명의 일 실시예에 따른 25 내지 50 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 6i는 본 발명의 일 실시예에 따른 50 내지 100 Hz 주파수 범위에서 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다.
- 도 7a는 본 발명의 일 실시예에 따른 분해된 BCG 신호들을 복원하기 위한 예시적인 흐름도를 도시한 것이다.
- 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따른 분해된 BCG 신호들을 복원하기 위한 예시적인 흐름도를 도시한 것이다.
- 도 8a는 본 발명의 일 실시예에 따른 BCG 파형들의 예시도이다.
- 도 8b는 본 발명의 일 실시예에 따른 복원된 BCG 신호들의 파형들의 예시도이다.
- 도 8c는 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 파형들을 예시도이다.
- 도 8d는 본 발명의 일 실시예에 따른 BCG 파형들의 예시도이다.
- 도 8e는 본 발명의 일 실시예에 따른 복원된 BCG 신호들의 파형들의 예시도이다.
- 도 8f는 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 파형들의 예시도이다.
- 도 9a는 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 유저를 위한 BCG 기반 및 PPG 기반의 심박수 동향들에 대한 파형들의 예시도이다.
- 도 9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 유저를 위한 BCG 기반 및 PPG 기반의 심박수 동향들에 대한 파형들의 예시도이다.
- 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 대응하는 신호의 매우 낮은 주파수(VLF) 성분 대 센서로부터의 신호의 파형의 예시도이다.
- 도 11a는 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 사용자의 밤새 호흡수 동향들의 파형들을 예시적으로 도시한 것이다.
- 도 11b는 본 발명의 일 실시예에 따른 제2 사용자의 밤새 호흡수 동향들의 파형들을 예시적으로 도시한 것이다.
- 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서의 방향 변화에 의해 트리거 된 신호 품질 변화의 파형을 예시적으로

도시한 것이다.

도 13a는 본 발명의 일 실시예에 따른 다양한 손의 위치들 아래의 호흡수 추정치들의 파형들을 예시적으로 도시한 것이다.

도 13b는 본 발명의 일 실시예에 따른 다양한 손의 위치들 아래의 심박수 추정치들의 파형들을 예시적으로 도시한 것이다.

도 14a는 본 발명의 일 실시예에 따른 연속적인 휴식 심박수 및 호흡 모니터링을 위한 스마트 파워 스케줄링에 대한 흐름도를 예시적으로 도시한 것이다.

도 14b는 본 발명의 일 실시예에 따른 연속적인 휴식 심박수 및 호흡 모니터링을 위한 스마트 파워 스케줄링에 대한 흐름도를 예시적으로 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0011] 본 발명의 하나 이상의 실시예들의 장점들 및 특징들은 이하의 실시예들의 자세한 설명 및 수반하는 도면들을 참조하여 더욱 용이하게 이해될 수 있을 것이다.
- [0012] 이와 관련하여, 본 실시 예들은 본 명세서에 기재된 설명에 한정되는 것은 아니다. 더 정확히 말하면, 이러한 실시예들은 일례로 제공되어서 이 공개가 철저하고 완전하게 충분히 당업계 통상의 기술자에게 본 발명의 실시 형태의 개념을 전달한다. 첨부 된 청구항은 본 발명의 실시 형태의 일부를 나타낸다.
- [0013] 동일한 참조 부호는 명세서 전체에 걸쳐 동일 구성 요소를 지칭한다. 본원에서 사용 된 설명 또는 기술 용어를 포함한 모든 용어들은 당업자에게 명백 의미를 갖는 것으로 해석되어야 한다. 언어, 선행사례, 또는 새로운 기술들의 출현의 진화에 기인하는 인간의 모호한 의미의 용어에서, 본 명세서에서 사용되는 용어의 뜻은 본 명세서 내의 그것의 이용 및/또는 정의에 의해 우선적으로 명확해져야 한다. 만약 더 명확하기를 원한다면, 상기 용어는 당업자에게 개시된 시점에서 개시의 맥락에서의 용어로 이해되어야 한다.
- [0014] 부분이 구성요소를 "포함한다"라고 할 때, 특별히 이에 대한 반대 설명이 없다면, 상기 부분은 다른 구성요소들을 더 포함할 수 있다. 본 명세서의 실시예들에서 용어 "유닛"은 특별한 기능을 수행하는 소프트웨어 요소 및 하드웨어 요소를 의미한다. 하드웨어 요소는, 예를들어, 필드 프로그래머블 게이트 어레이(field-programmable gate array, FPGA) 또는 응용 주문형 집적 회로(application-specific integrated circuit, ASIC)를 포함 할 수 있다.
- [0015] 소프트웨어 요소는 어드레싱 할 수 있는 저장 매체에서 실행 코드에 의해 이용되는 실행가능 한 코드/또는 데이터를 지시한다. 따라서, 소프트웨어 요소들은, 예를들어, 객체 지향 소프트웨어 요소들, 클래스 요소들, 및 태스크 요소들일 수 있고, 프로세스들, 함수들, 속성들, 절차들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버, 펌웨어, 마이크로코드들, 회로들, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들, 또는 변수 들을 포함할 수 있다.
- [0016] "유닛"에 의해 제공되는 함수는 추가적인 요소들 및 "유닛들"로 나누어질 수 있다.
- [0017] 참조는 첨부 도면에 도시되어있는 실시예로 상세하게 설명한다. 이와 관련하여, 본 실시예는 다른 형태를 가질 수 있으며, 여기에 개시된 설명에 한정되는 것은 아니다.
- [0018] 불필요한 세부 사항으로 실시 형태를 불명료하게하지 않도록 상세한 설명에서 공지 기능 및 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다.
- [0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 장치를 도시한 도면이다. 도 1을 참조하면, 전자 장치(이는 사용자-웨어러블 장치(100)일 수 있음)는 디스플레이(102), 프로세서들(110, 112), 센서 모듈(120), 배터리(130), 밴드(140), 및 걸쇠(142)를 포함할 수 있다. 센서 모듈(120)은 센서들(122, 124)를 포함할 수 있다. 제1 프로세서(110) 또는 제2 프로세서(112)는 진단의 프로세서를 나타낼 수 있다.
- [0020] 비록 사용자-웨어러블 장치(100)은 손목에 착용될 수 있으나, 본 발명의 다양한 실시예들은 이에 한정될 필요 없다. 사용자-웨어러블 장치(100)는 또한 예를들어, 팔(팔뚝, 팔꿈치, 또는 상박 주변), 다리, 가슴, 헤어밴드와 같이 머리, "초커(choker)"와 같이 목, 및 귀와 같은 신체의 다른 부분들에 착용되도록 디자인 될 수 있다. 사용자-웨어러블 장치(100)는, 예를들어, 스마트폰, 랩탑, 또는 병원 또는 의사의 사무실에서의 다양한 의료 장치들과 같은 다른 전자 장치들과 커뮤니케이션 할 수 있다. 이는 도 3에서 더 자세히 도시되어 있다.

- [0021] 디스플레이(102)는 사용자 및/또는 다른 사람들이 볼 수 있도록 사용자의 신체로부터 관찰되는 생리적인 신호들을 출력할 수 있다. 관찰되는 신호들은 생체신호들(biosignals) 또는 생체 측정의 데이터(biometric data)로 지칭될 수 있다. 관찰되는 신호들은, 예를들어, 심박수(맥박수), 맥박 형태(모양), 맥박 간격(비트간 간격들, inter-beat intervals), 호흡수, 및 혈압 일 수 있다. 디스플레이(102)는 사용자-웨어러블 장치(100)의 사용자 또는 다른 측정 장치들의 사용에서 사용자 또는 다른사람들에게 예를 들어, 상태 및 진단 결과들뿐만 아니라, 지시사항들을 출력할 수 있다.
- [0022] 제1 프로세서(110)는 센서 모듈(120) 내의 저전력 센서를 통해 관찰된 신호들을 수신할 수 있다. 센서 모듈(120)은, 예를들어, 사용자에게 의해 사용자-웨어러블 장치(100)가 착용되었을 때 사용자의 손목으로부터 신호들을 획득하는 센서들(122, 124)을 포함할 수 있다. 제1 센서(122) 및/또는 제2 센서(124)는 예를들어, 가속도계 일 수 있다. 제2 프로세서(112)는 센서들(122, 124)을 제어할 수 있고, 또한 센서들(122, 124)에 의해 관찰되는 신호들을 처리할 수 있다. 예를들어, 제2 프로세서(112)는 제1 센서(122) 및/또는 제2 센서(124)에 의해 관찰되는 신호들을 분해할 수 있고, 그런 다음 분해된 신호들을 복원할 수 있다. 본 명세서의 다양한 실시예들은 제2 프로세서(112)의 기능들 또한 수행하는 제1 프로세서(110)를 포함할 수 있다. 본 명세서의 다양한 실시예들은 다른 개수의 센서들 또한 포함할 수 있다.
- [0023] 제1 센서(122)는, 예를들어, 맥박 관련된 정보를 연속적으로 또는 거의 연속적으로 관찰하는데 사용되는 모션 센서 또는 가속도계 일 수 있다. 제2 센서(124)는 제1 센서(122)와 유사하거나, 예를들어, 사용자의 체온를 획득하기 위한 온도계와 같은 다른 종류의 센서일 수 있다.
- [0024] 배터리(130)는 사용자-웨어러블 장치(100)에 전력을 제공할 수 있다. 배터리(130)는 유선 충전 시스템 또는 무선 충전 시스템을 이용하여 충전될 수 있다. 밴드(140)는 손목을 감쌀 수 있고 사용자-웨어러블 장치(100)는 걸쇠(142)를 이용하여 손목에 고정될 수 있다.
- [0025] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자 장치의 하이-레벨 블록도이다. 도 2를 참조하면, 디스플레이(102), 제1 프로세서(110), 센서 모듈(120), 및 배터리(130)가 도시되어 있다. 디스플레이(102)에 대한 출력은 제1 프로세서(110)에 의해 제어될 수 있다. 디스플레이(102)는, 예를들어, 버튼, 다이얼들, 터치 감지 스크린, 및 마이크와 같은 입력 장치들(미도시) 또한 포함할 수 있다.
- [0026] 제1 프로세서(110)는 CPU(200), 메모리(210), 입력/출력(IO) 인터페이스(220), 커뮤니케이션 인터페이스(230), 파워 관리 유닛(PMU, 240), 분해 모듈(250), 및 복원 모듈(260)을 포함할 수 있다. 제1 프로세서(110)가 이러한 다양한 장치들을 포함하는 것처럼 도시된 반면에, 다른 실시예들은 다른 기능들이 다르게 그룹된 다른 구조들을 이용할 수 있다. 예를들어, 그룹핑은 다른 집적 회로 칩들 내에서 있을 수 있다. 또는 그룹핑은 입력/출력(IO) 인터페이스(220) 및 커뮤니케이션 인터페이스(230)를 함께, 또는 분해 모듈(250) 및 복원 모듈(260)을 함께 하는 것과 같이 다른 장치들을 결합할 수 있다.
- [0027] CPU(200)는 센서 모듈(120)로부터 관찰된 신호들을 수신할 뿐만 아니라 센서 모듈(120)의 작동을 제어할 수 있다. CPU(200)는 사용자-웨어러블 장치(100)를 제어할 수 있는데, 센서 모듈(120)로부터 관찰된 신호들을 처리하는 것, 디스플레이(102) 상에 처리된 신호들을 표시하는 것, 디스플레이(102)로부터 입력을 수신하는 것, 메모리(210) 내의 명령들의 실행에 의해 입력/출력(IO) 인터페이스(220) 또는 커뮤니케이션 인터페이스(230)를 통해 다양한 장치들과 인터페이스하는 것을 포함한다. 입력/출력(IO) 인터페이스(220)는 디스플레이(102)와 인터페이스하기 위해 CPU(200)에 의해 사용될 수 있다.
- [0028] 제2 프로세서(112)는 다른 실시예들에서 다른 구조들을 이용하여 작동할 수 있다. 예를들어, 제2 프로세서(112)는 실행하기 위한 명령들을 저장하기 위한 메모리(210)를 이용하거나, 또는 제2 프로세서(112)는 프로세서의 명령들을 위한 자기 자신의 메모리(미도시)를 가질 수 있다. 비록 몇몇의 실시예들은 분리된 프로세서들(110, 112)를 갖지만, 다양한 실시예들은 이에 제한될 필요 없다. 사용자-웨어러블 장치(100)의 기능을 제어하는 하나의 제1 프로세서(110)가 있거나, 또는 사용자-웨어러블 장치(100)를 위한 다수의 프로세서들이 있을 수 있다.
- [0029] 메모리(210)는 비휘발성 메모리(216) 및 휘발성 메모리(218)를 포함할 수 있다. 운영 체제(operating system, 212) 및 어플리케이션들은 비휘발성 메모리(216)에 저장될 수 있다. 본 명세서의 다양한 실시예들은 설계 및/또는 구현에 종속적인 다른 메모리 구조들을 이용할 수 있다.
- [0030] 커뮤니케이션 인터페이스(230)는 사용자-웨어러블 장치(100)가, 예를들어, USB, 블루투스, 근거리 무선통신(Near Field Communication, NFC), 및 WIFI와 같은 유선 또는 무선 프로토콜을 통해 다른 장치들과 커뮤니케이션 하는 것을 허용할 수 있다. 파워 관리 유닛(PMU, 240)은 외부의 소스로부터 파워를 수신하는 것과 배터리

(130)를 충전하는 것을 제어할 수 있을 뿐만 아니라, 사용자-웨어러블 장치(100)의 다른 부분들에 대한 파워의 배분을 제어할 수 있다.

[0031] 분해 모듈(250)은, 예를들어, 시간-주파수 변환들을 이용하여 BCG 신호들과 같은 입력 신호들을 다양한 주파수 대역들로 분해하기 위해 기능할 수 있다. 복원 모듈(260)은, 예를들어, 분해 모듈(250)로부터 분해된 신호들을 복원하는 기능을 하여 BCG 신호와 같은 오리지널 신호의 원하는 구성요소들을 개선 및 접근한다.

[0032] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 커뮤니케이션 네트워크 내의 전자 장치를 도시한 도면이다. 도 3을 참조하면, 사용자-웨어러블 장치(100) 및 스마트폰(300)이 도시되어 있다. 사용자-웨어러블 장치(100)는 커뮤니케이션 인터페이스(230)를 이용하여 스마트폰(300)과 커뮤니케이션 할 수 있다. 커뮤니케이션은 커뮤니케이션 신호들(302)에 의해 할 수 있고, 커뮤니케이션은 사용자-웨어러블 장치(100) 및 스마트폰(300) 사이에 직접적으로 이루어지거나, 또는 사용자-웨어러블 장치(100) 및 스마트폰(300) 사이에 다른 구성들을 포함할 수 있다.

[0033] 사용자-웨어러블 장치(100)의 어플리케이션들(214) 중 하나는 스마트폰(300)이 사용자-웨어러블 장치(100)의 적어도 몇몇의 작동들을 제어하게 할 수 있다. 예를들어, 사용자-웨어러블 장치(100)는 제1 프로세서(110)에 의한 처리의 결과를 디스플레이(102)에 출력하게 할 수 있고, 그리고/또는 같은 결과가 스마트폰(300)에 전송되게 할 수 있다. 사용자는 사용자-웨어러블 장치(100) 또는 스마트폰(300) 상의 옵션을 선택할 수 있다. 옵션은, 예를들어, 사용자-웨어러블 장치(100)에 의한 생체신호 모니터링 단계를 시작하거나 생체신호 모니터링 단계를 중지하는 것이다.

[0034] 스마트폰(300)은 더 큰 디스플레이를 가지고 있기 때문에, 사용자-웨어러블 장치(100)보다 스마트폰(300) 상에서 결과를 보거나 옵션을 선택하는 것이 사용자에게 용이할 수 있다. 그러나, 스마트폰(300)이 사용자-웨어러블 장치(100)의 작동을 위해 일반적으로 필요하지 않을 수 있다는 것을 유의해야 한다.

[0035] 도 4a 및 도 4b는 BCG 신호들과 PPG 신호들을 각각 도시한 것이다. BCG 신호들은 호흡 움직임들뿐만 아니라 심장의 출력에 의해 야기되는 몸의 가속도를 측정한다. 일반적으로, BCG 신호들은 인간 몸과 같은 축의 움직임들에 대응한다. 보이는 것처럼, BCG 신호가 한번의 심장 박동 동안 여러 개의 피크 이벤트들을 포함한다는 점에서 도 4a의 BCG 신호들은 상대적으로 복잡한 반면 도 4b의 PPG 신호들은 상대적으로 심플하다. 피크들은 사전 수축기(pre-systolic), 수축기(systolic), 및 이완기(diastolic)와 같은 세개의 주요 그룹들로 분류될 수 있다. BCG 신호들의 복잡도 및 BCG 신호들의 고조파 패턴(harmonic pattern) 때문에, 심박수 및 호흡수를 가공되지 않은 BCG 신호로부터 직접적으로 측정하는 것은 힘들다. 따라서, BCG 신호들은 심박수 및 호흡수를 판별하기 위해 가공될 수 있다.

[0036] 이상적인 BCG는 아래와 같이 모델될 수 있다.

$$BCG(t) = A \cdot \sin\left(\frac{2\pi f_{HR} t}{k}\right) \cdot \sin(2\pi f_{HR} t) \cdot (B \cdot \sin(2\pi f_{RR} t + \varphi)) + \delta \quad (1)$$

[0037] A는 심장 관련된 요소들의 가중치를 나타내고, B는 호흡기관 요소들의 가중치를 나타내고, f_{HR} 은 심장박동 주파수를 나타내고, f_{RR} 은 호흡 주파수를 나타내고, k는 심장박동의 고조파 요인(harmonic factor)을 나타내고, φ 는 호흡 위상 쉬프트를 나타내고, δ 는 노이즈 및 인공결함(artifact)을 나타낸다.

[0039] BCG 신호들을 이용하여 심장 및 호흡 활동을 정확히 수량화 하기 위해서, 본 명세서는 BCG 변환 과정(신호 사전 과정)을 제공하여 식 (1)로부터 대응하는 파라미터들을 발췌하고 파라미터들을 PPG와 같은 파형으로 바꾼다. 이는 아래에서 더 자세히 설명된다.

[0040] 본 명세서의 다양한 실시예들이 심박수 및 호흡수를 판별하는 것에 대해 개시하고 있지만, 실시예들은 이에 제한될 필요 없다. 예를들어, BCG 신호들은 사용자의 호흡 위상을 측정하기 위해 가공될 수 있다.

[0041] 도 5a 및 도 5b는 본 발명의 일 실시예에 따른 도비시(Daubechies) 5 스케일링 함수 파형 및 도비시(Daubechies) 5 파형요소(wavelet) 함수 파형을 각각 도시한 것이다. 본 발명의 일 실시예는, 예를들어, BCG 신호와 같은 신호를 분해하기 위해 도시된 스케일링 함수 및 파형요소 함수를 이용할 수 있다.

[0042] 도 6a 내지 도 6i는 본 발명의 일 실시예에 따른 BCG 신호 및 파형요소(wavelet)-기반 BCG 분해 파형들을 도시한 것이다. 이 도면들은 도 6a의 BCG 신호 및 분해의 일곱개 레벨들에 의한 BCG 신호의 분해로부터 기인한 여덟

개의 주파수 대역들을 도시한 것이다. 예를들어, 도 6b 내지 도 6i는 8개 주파수 대역들로 분해된 100Hz 샘플링 레이트의 BCG 신호를 나타낼 수 있다. 도 6b 내지 도 6i에 도시된 8개 주파수 대역들은 실질적으로 0 내지 0.78 Hz, 0.78 내지 1.56 Hz, 1.56 내지 3.13 Hz, 3.13 내지 6.25 Hz, 6.25 내지 12.5Hz, 12.5 내지 25 Hz, 25 내지 50 Hz, 50 내지 100 Hz의 주파수 대역들에 각각 대응할 수 있다.

[0043] 중간 주파수 대역들이 심장박동 이벤트들에 대응할 수 있는 반면에, 저주파수 층들은 호흡 패턴들에 대응될 수 있다. 도비시 5 파형요소는 BCG 박동 이벤트들과 높은 유사성을 가졌기 때문에, 도 4a 및 도 4b에 도시된 도비시 5 파형들은 도 6a에 도시된 BCG 신호를 도 6b 내지 도 6i에 도시된 분해된 신호들로 분해하는데 이용될 수 있다.

[0044] 본 명세서의 다양한 실시예들은, 예를들어, 심렛 파형요소(Symlet wavelet) 또는 배직교 파형요소(biorthogonal wavelet)와 같이 BCG 박동 이벤트와 높은 상관관계를 보여주는 다른 파형요소들에 근거하여 BCG 신호 분해를 수행할 수 있다. 다른 실시예들은 BCG(형태)를 나타내는 설정가능한 파형요소를 제공할 수 있다. 따라서, 다양한 실시예들은, 예를들어, 셀프-제너레이티드 마더 파형요소(self-generated mother wavelet)를 포함하는 파형요소들의 다른 유형들을 이용할 수 있다.

[0045] 분해된 BCG 신호에 대한 여덟개의 주파수 대역들이 도 6b 내지 도 6i에 도시되어 있는 반면, 분해된 주파수 대역들의 숫자는 본 발명의 범주로부터 벗어나지 않는 BCG 샘플링 레이트 및 및 특정 사용 케이스(예를들어, 심박수, 호흡수, 호흡 위상, 혈압)에 근거하는 임의의 숫자일 수 있다.

[0046] 본 발명의 다양한 실시예들은 관련된 주파수 대역에 근거한 사용자의 신체로부터 수(rate) 측정의 원하는 타입을 만들 수 있다. 따라서, 센서 데이터는 사용자의 다양한 신체 위치들로부터 얻어질 수 있다.

[0047] 본 발명의 다양한 실시예들은, 예를들어, 힐버트 변환(Hilbert transform), 컷-오프 및 중지 대역이 다른 하나 이상의 FIR(finite impulse response)/IIR(infinite impulse response) 필터들, 및 시간-도메인 기반 이동 평균 방법(time-domain based moving average method)과 복수 차수의 도함수(multi-order derivatives)을 포함하나 이에 제한되지 않는 복수의 신호 분해 기술들 중 적어도 어느 하나 이상에 근거한 BCG 신호 분해를 수행할 수 있다.

[0048] 도 7a는 본 발명의 일 실시예에 따른 분해된 BCG 신호들을 복원하기 위한 예시적인 흐름도를 도시한 것이다. 도 7a를 참조하면, 예를들어, 제1 센서(122) 및/또는 제2 센서(124)와 같은 다양한 센서들은 하나 이상의 방향들에서 움직임을 감지할 수 있다. 예를들어, 센서들(122, 124) 각각은 X, Y, 및 Z 방향에서 움직임을 감지할 수 있다. 그 대신에, 사용자-웨어어블 장치(100) 상의 센서는 오직 하나 또는 두개의 방향에서 움직임을 감지할 수 있다. 여러 방향에서 움직임을 감지할 수 있는 센서는 각각의 채널이 특정한 방향으로의 움직임을 감지할 수 있는 다수의 채널들을 갖는다고 할 수 있다. BCG는 싱글 채널 모션 센서 신호 또는 멀티-채널 퓨전 신호(예를들어, 가속도계 크기 신호)로 해석될 수 있다. 모션 센서는, 예를들어, 가속도를 감지할 수 있다.

[0049] 모션 데이터는 702에 수신된다. 이 모션 데이터는, 예를들어, 도 4a의 BCG 신호에서 도시된 것처럼 가속도 크기일 수 있다. 704에서, 모션 데이터는 N-레벨 파형요소 분해(N-level wavelet decomposition)를 이용하여 분해될 수 있다. 예를들어, 분해는 분해 모듈(250)에 의해 수행될 수 있다. 이것은 706a 내지 706h에 도시된 분해된 신호들을 야기할 수 있고, 이는 도 6b 내지 도 6i에 도시된 분해된 신호들과 대응한다.

[0050] 예를들어, 본 발명의 다양한 실시예들은 복원 과정을 위한 하나 이상의 통계적 평균 방법들(statistical averaging methods)을 적용하여 분해된 BCG 신호의 결정적 요소들(deterministic components)을 개선 및 강화할 수 있다. 예를들어, 이동 평균 에너지 엔트로피(moving average energy entropy) 기반이 이용될 수 있다. 슬라이딩 윈도우(sliding window)가 이동 평균 에너지를 계산하기 위해 이용될 수 있다. 각각의 윈도우 인스턴스(instance)에서, 에너지-엔트로피는 아래의 식 (2) 내지 식 (4)로 표현될 수 있다. 특정한 사용 경우에 근거하는 원하는 윈도우 사이즈의 슬라이딩 윈도우가 이용될 수 있다. 부가적으로, 멀티-윈도우 기반의 복원은 특정한 사용 경우에 근거하여 적용될 수 있다.

[0051] 708a 내지 708h에서, 에너지 계산은 706a 내지 706h에 도시된 것과 같은 분해된 신호들 각각을 위해 이루어질 수 있다. 아키텍처(architecture)에 따라, 계산들은 분해 모듈(250), 복원 모듈(260), 제2 프로세서(112), 및/또는 CPU(200)에 의해 이루어질 수 있다. 도시되지 않은 다른 아키텍처들은 다른 프로세서들을 이용할 수 있다. 에너지 계산은 식 (2)를 이용할 수 있다.

$$Energy_i = sum(ithDecomposedsignal)^2 \tag{2}$$

[0052]

[0053] 710에서, 개별 에너지 레벨들은 분해된 신호들(706a 내지 706h)의 확률 분포를 계산하기 위해서 모아질 수 있다. 개별 확률은 식 (3)을 이용하여 계산될 수 있다.

$$Prob_i = \frac{Energy_i}{\sum_{k=1}^N Energy_k} \tag{3}$$

[0054]

[0055] 식 (4)에 나타난 것처럼, 712a 내지 712h에서 개별 확률들은 신호들의 엔트로피 S를 계산하기 위해 이용될 수 있다.

$$S = -\sum_{i=1}^N Prob_i \cdot \ln(Prob_i) \tag{4}$$

[0057]

[0058] 다양한 실시예들은 분해된 신호들(706a 내지 706h)로부터 복원된 신호들로 복원하기 위해서 볼츠만 엔트로피 (Boltzmann entropy) SB를 계산하기 위해 엔트로피 S를 이용할 수 있다.

$$S_B = -Nk_B \sum_{i=1}^N Prob_i \cdot \ln(Prob_i) \tag{5}$$

[0059]

[0060] 볼츠만 상수 kB의 조정에 의하여, 본 발명의 다양한 실시예들은 각각의 슬라이딩 윈도우를 위한 적응 가중치를 형성시킬 수 있다. 따라서, 다양한 실시예들은 특정한 사용 케이스들에 근거하는 이동 평균 및 최대 모듈러스 원리(moving average and maximum modulus principle)를 포함하지만 이에 제한되지 않는 시간영역 스무딩 기술들(time domain smoothing techniques)을 더 제공할 수 있다.

[0061]

714`에서, 예를들어, 706a 내지 706h에 대응하는 하나 이상의 주파수 대역들이 선택될 수 있다. 714에서, 식 (4) 및 식 (5)는 선택된 주파수 대역들의 에너지 엔트로피 계산들을 하기 위해 사용된다. 에너지 엔트로피 계산들은, 예를들어, 심박수, 호흡 위상들, 및 호흡수를 향상 및 복원하기 위해서 분해된 BCG 신호로부터 BCG 신호를 복원하기 위해서 716에서 이용될 수 있다. 본 발명의 몇몇의 실시예들에서 호흡에 대한 복원은 필요하지 않을 수 있다. 다양한 실시예들은 호흡수들 및/또는 호흡의 위상들을 결정하기 위해 VLF 대역들과 같은 더 낮은 주파수 대역들을 이용할 수 있다.

[0062]

특정한 모듈들은 특정한 기능들을 수행하는 것으로 기술되지만, 본 발명의 범위는 이에 한정될 필요 없다. 예를들어, 분해 및 복원은 보통의 하드웨어 및/또는 소프트웨어 모듈에 의해 수행될 수 있다. 소프트웨어 모듈은 제 1 프로세서(110) 및/또는 제2 프로세서(112)와 같은 프로세서에 의해 실행되는 명령어들을 포함할 수 있다.

[0063]

도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따른 분해된 BCG 신호들을 복원하기 위한 예시적인 흐름도를 도시한 것이다. 도 7b 및 도 7a의 유사한 부분들, 예를들어, 702, 704, 706a ... 706h, 및 708a ... 708h, 은 서술되지 않을 것이다. 708 이후에, 주파수 대역 선택은 710에 우선하여 710`에 일어난다. 따라서, 710에서 개별 에너지 레벨들은 선택된 주파수 밴드들을 위해 모아져서 선택된 분해된 신호들(706a 내지 706h)의 확률 분포를 계산할 수 있다. 선택된 주파수 대역들을 위한 개별 확률들은 식 (3)을 이용하여 계산될 수 있다.

[0064]

712a 내지 712h의 선택된 주파수 대역들의 개별 확률들은 식 (4)에 나타난 것처럼 신호들의 엔트로피 S를 계산하기 위해 이용될 수 있다. 714에서, 식 (4) 및 식 (5)는 선택된 주파수 대역들의 에너지 엔트로피 계산들을 하기 위해 사용된다. 에너지 엔트로피 계산들은, 예를들어, 심박수, 호흡 위상들, 및 호흡수를 향상 및 복원하기 위해서 분해된 BCG 신호로부터 BCG 신호를 복원하기 위해서 716에서 이용될 수 있다. 본 발명의 몇몇의 실시예들에서 호흡에 대한 복원은 필요하지 않을 수 있다.

[0065]

도 8a 내지 도 8f는 본 발명의 일 실시예에 따른 복원된 BCG 신호들의 파형들의 예시도이다. 비교를 위해, 도 8a 내지 도 8c는 좋은 신호 품질을 가지는 복원된 신호들의 파형들을 예시도이고, 도 8d 내지 도 8f는 나쁜 신호 품질을 가지는 복원된 신호들의 파형들의 예시도이다.

[0066]

도 8a 내지 도 8f에 나타난 것처럼, BCG 신호 복원은 BCG 신호들의 넓은 범위에 대해서 심장 고조파 성분들 및 고주파수 인공물들을 크게 억제한다. 모든 정적인 경우에서, 복원된 BCG 신호들은 PPG 센서로부터의 PPG 신호들과 매우 연관될 수 있다. 복원된 BCG 신호들로부터의 정보는 다운스트림 방법들(downstream methods)을 위해 더

추출되어 심박변이도(heart rate variability, HRV), 수면 질(sleeping quality), 및 스트레스를 결정할 수 있다. BCG 복원의 장점은 다수의 심장박동 고조파들과 애매성들이 제거된다는 것이다.

- [0067] 몇몇의 실시예들에 따르면, BCG 신호들은, BCG 신호들과 원하는 PPG 신호들 사이에 사전에 정의된 주파수 전달 함수에 근거한 PPG와 같은 파형(PPG-like waveform)으로 변환될 수 있다. 사전에 정의된 주파수 전달 함수는 BCG 신호들 및 대응하는 원하는 PPG 신호들의 주파수 응답의 비교와 그들의 주파수 관계의 정량화에 근거할 수 있다. 사전 정의된 전달 함수는 BCG 변환을 위한 필터 파라미터들을 특정하기 위해 이용될 수 있다.
- [0068] 도 9a 및 도 9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 두 사용자들을 위한 BCG 기반 및 PPG 기반 심박수 동향들에 대한 파형들의 예시도이다. 도 9a 및 도 9b에서 볼 수 있듯이, 두 대상들(사용자들)의 현재 BCG 기반 밤새 심박수들은 광학 센서(PPG) 기반 심박수 동향들과 매우 동일하다.
- [0069] 몇몇의 실시예들은 빠른 푸리에 변환(Fourier transformation)을 슬라이딩 타임 윈도우와 함께 복원된 BCG 신호에 적용한다. 각 윈도우에서, 스펙트럼 내의 제1 N 가장 큰 피크들은 심박수 후보들로 추출될 수 있다. US 출원 14/924,565에 이미 개시된 것과 같은 바이오세맨틱(biosemanitic) 심박수 추적 메커니즘은 사용자의 심박수를 지속적으로 추적하는데 이용될 수 있다. US 출원 14/924,565은 그것 전체가 참고로써 포함된다.
- [0070] 몇몇의 실시예들은 다수의 다른 방법들에 근거하여 BCG 기반 심박수 후보자들을 더 추출할 수 있다. 하나의 방법은 복원된 BCG 또는 가공되지 않은 BCG 신호들에 대한 캡스트럼(Cepstrum) 분석을 적용하여 고조파 딜레이들(harmonic delays)을 확인하는 것을 포함한다. 이러한 최고의 값들은 신호의 주어진 부분(segment)의 기본 주파수(fundamental frequency)로 간주될 수 있다. 몇몇의 실시예들은 복원된 BCG 신호를 주어진 임베딩(embedding) 디멘션 및 시간 지연을 갖는 특정한 어트랙터(attractor)에 투영하는 것에 기초한 비선형 신호 복원을 적용할 수 있다. 이후, 반복 플롯(recurrence plot) 분석은 주기적인 심장 활동 패턴들을 식별하는데 사용될 수 있다.
- [0071] 지금까지 심박수 추정을 위한 BCG 신호로서 3축 가속도계와 같은 센서의 크기 벡터를 사용하는 다양한 실시예가 설명되었다. 다른 실시예들은 도 6b에 도시된 것과 같은 BCG 신호로부터의 매우 낮은 주파수(VLF) 대역으로부터 호흡수를 측정할 수 있다. BCG 신호의 크기 벡터가 DC/저주파수 성분들을 억제하므로, 가속도계의 단일 축은 호흡수의 측정을 위해 이용된다. 그러나, 다중-축 가속도계 융합 또한 호흡 이벤트들을 결정하는데 이용될 수 있다.
- [0072] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 가속도계의 단일 축으로부터의 신호의 파형 대 대응하는 신호의 매우 낮은 주파수(VLF) 성분의 예시도이다. 볼 수 있듯이, VLF 성분은 가속도계의 단일 축으로부터 신호의 파형을 매우 잘 추적한다. 이것은 도 6a에서 BCG 신호와 같은 오리진널 신호를 분해하는 동안 주목할만한 에러가 없다는 것을 나타낸다. 그러므로, 다양한 실시예들은 사용자의 호흡수를 연속적으로 추적하기 위해 전술한 메커니즘을 사용하여 유사한 추적을 수행할 수도 있다.
- [0073] 도 11a 및 도 11b는 본 발명의 일 실시예에 따른 두 사용자들의 밤새 호흡수 동향들의 파형들을 예시적으로 도시한 것이다. 호흡수들은 본 발명의 다양한 실시예에서 BCG 파형들을 이용하여 결정될 수 있다. 심장박동 이벤트들은 호흡 이벤트들에 의해 인과적으로 변조 될 수도 있다.
- [0074] 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서의 방향 변화에 의해 트리거 된 신호 품질 변화의 파형을 예시적으로 도시한 것이다. 도 12에서 그래프의 중심 근처에 움직임이 있다는 것 및 상기 움직임 이후에 모니터링된 신호들은 상기 움직임 전에 모니터링된 신호들과 다르다는 것이 나타날 수 있다. 이것은 서로 다른 위치 또는 방향의 센서가 신호 품질에 영향을 줄 수 있는 방법의 예시이다.
- [0075] 최상의 정확한 성능을 얻기 위해, 본 발명의 다양한 실시예들이 스마트 모션 센서 채널 선택 메커니즘을 적용할 수 있다. 모션(motion)이 감지되었을 때, 모션 센서 채널 리셋 플래그(motion sensor channel reset flag)는 트리거 될 수 있다. 실시예는 그 다음의 호흡수 추정 사이클을 위해 모션 센서 채널을 다시 선택할 수 있다. 채널 평가 기준들은 하나의 주어진 축의 VLF의 스펙트럼내에서 우세한 피크(dominant peak)의 존재가 높은 호흡률의 품질 신뢰도로 간주 될 수 있는 호흡수 추정 신뢰도 지표에 근거할 수 있다. 채널 평가 기준들은 복원된 BCG 신호의 스펙트럼내에서 우세한 피크의 존재가 높은 심박수 품질 신뢰도를 나타낼 수 있는 심박수 추정 신뢰도 지표에 근거할 수도 있다.
- [0076] 도 13a 및 도 13b는 본 발명의 일 실시예에 따른 다양한 손의 위치들 아래의 호흡수 추정치들 및 심박수 추정치들의 파형들을 예시적으로 도시한 것이다. 도 13a 및 도 13b는 사용자의 손이 다양한 위치들에 있을 때(예를 들어, 책상위에 손, 다리위에 손, 및 손이 늘어 뜨려져 있을 때) BCG가 사용자의 손목으로부터 측정될 때, 추정된

심박수 및 호흡수는 강건하게 유지된다는 것을 보여준다. 따라서, 본 발명의 범위를 벗어나지 않고, BCG 신호들은 사용자의 신체의 다양한 부분들(예를들어, 이마, 귀, 가슴, 다리, 및 팔)로부터 획득 될 수 있다는 것이 이해되어야 한다.

[0077] 다양한 실시예들에 따라서, 가속도계 센서와 같은 저전력 모션 센서는 지속적인 휴식 심박수 모니터링을 위한 PPG 센서 대신에 사용될 수 있으며, 이는 PPG 센서가 상기 모션 센서보다 상당히 더 많은 전력을 소모할 수 있기 때문이다. 따라서, 개시된 것과 같은 저전력 모션 센서의 사용은 배터리 충전 주기를 상당히 연장시킬 수 있다. 다음 시스템 전력 소비 방정식을 고려한다.

[0078]
$$E(t) = E_0 - \epsilon_0 - S_{bg}t - K_1 S_{ppg}t - K_2 S_{base}t - K_3 S_{accel}t \quad (6)$$

[0079] E0는 배터리 에너지(Joule 단위)의 초기 상태를 나타내고, ϵ_0 는 배터리 에너지(Joule 단위) 안전 마진(battery energy safety margin)을 나타내고, Sbg는 백그라운드 모니터링 프로세스로부터의 전력 소모(power drain, Watt 단위)를 나타내고, Sppg는 PPG 샘플링 동안 평균 전력 소모(Watt 단위)를 나타내고, Sbase는 가속도계-장치 웨이크업(wakeup) 동안 모션 센서 또는 가속도계를 포함하는 베이스 모듈의 평균 전력 소모(Watt 단위)를 나타내고, K1은 PPG 샘플링 듀티 사이클(duty cycle)을 나타내고, K2는 베이스 모듈 웨이크업 듀티 사이클(duty cycle)을 나타내고, K3는 가속도계 샘플링 듀티 사이클(duty cycle)을 나타내고, t는 시간 변화(초 단위)를 나타낸다.

[0080] 지속적인 심박수 및 호흡수 모니터링을 위해서, K1 및 K3은 1과 동일하고, 식 (6)은 아래와 같이 단순해 질 수 있다.

[0081]
$$E(t) = E_0 - \epsilon_0 - S_{bg}t - S_{ppg}t - K_2 S_{base}t - S_{accel}t \quad (7)$$

[0082] 베이스 모듈 듀티 사이클 K2는 베이스 모듈에서 실행되는 프로세스들의 복잡도에 의존한다는 것이 관찰될 수 있다. 만약 베이스 모듈에서 실행되는 프로세스가 매우 효율적이라면, K2는 매우 작은 분수(fraction number)일 수 있다. 이 경우, 배터리 작동 시간은 배터리가 방전될 때까지의 시간이다.

[0083]
$$t = \frac{E_0 - \epsilon_0}{S_{bg} + S_{ppg} + K_2 S_{base} + S_{accel}} \quad (8)$$

[0084] $S_{ppg} = k \cdot (S_{bg} + K_2 S_{base} + S_{accel})$ 라고 가정하고, K2를 상수라고 가정한다.

[0085]
$$t_{BCG} / t_{PPG} = \frac{(k+1) \cdot (S_{bg} + K_2 S_{base} + S_{accel})}{(S_{bg} + K_2 S_{base} + S_{accel})} = k + 1 \quad (9)$$

[0086] 식 (9)에 기초하여, 배터리 충전 사이클은 BCG 기반 휴식 심박수 및 호흡수 추정으로 전환하여 k배까지 연장될 수 있다. 또한, 호흡수 정확성이 크게 개선된 것이 나타난다. 현재 개시된 BCG 기반 지속적인 호흡수/심박수 추정 시스템의 다양한 실시예들은 PPG 기반 시스템과 비교하여 배터리 사이클을 최소한 300%까지 연장시킨다.

[0087] 본 발명의 다양한 실시예들에 따르면, 배터리 사이클은 하나 이상의 스마트 파워 스케줄링 메커니즘들에 근거하여 더 연장될 수 있다. 하나의 스마트 파워 스케줄링 메커니즘은 현재 시스템이 전형적인 일상 모션들 사이의 정지 기간들동안 간헐적으로 주간 심박수 및 호흡수 측정들을 얻을 수 있도록 한다. 다른 스마트 파워 스케줄링 메커니즘은 잠에서 깨어있는 짧은 순간들에서만 중단되는 연속적인 경향의 수면 심박수 및 호흡수를 얻을 수 있도록 한다.

[0088] 많은 양의 주간 휴식 기간들은 사용자의 휴식 심박수 경향들에 대한 통찰력을 제공할 수 있다. 이들은 스트레스 분석 및 고혈압 모니터링과 같은 사용 케이스들에 의미있다. 반면에, 지속적인 수면 경향들은 HRV(Heart Rate Variability), 수면장애, 및 심장부정맥에 대한 가치있는 정보를 제공한다.

[0089] 도 14a는 본 발명의 일 실시예에 따른 연속적인 휴식 심박수 및 호흡 모니터링을 위한 스마트 파워 스케줄링에

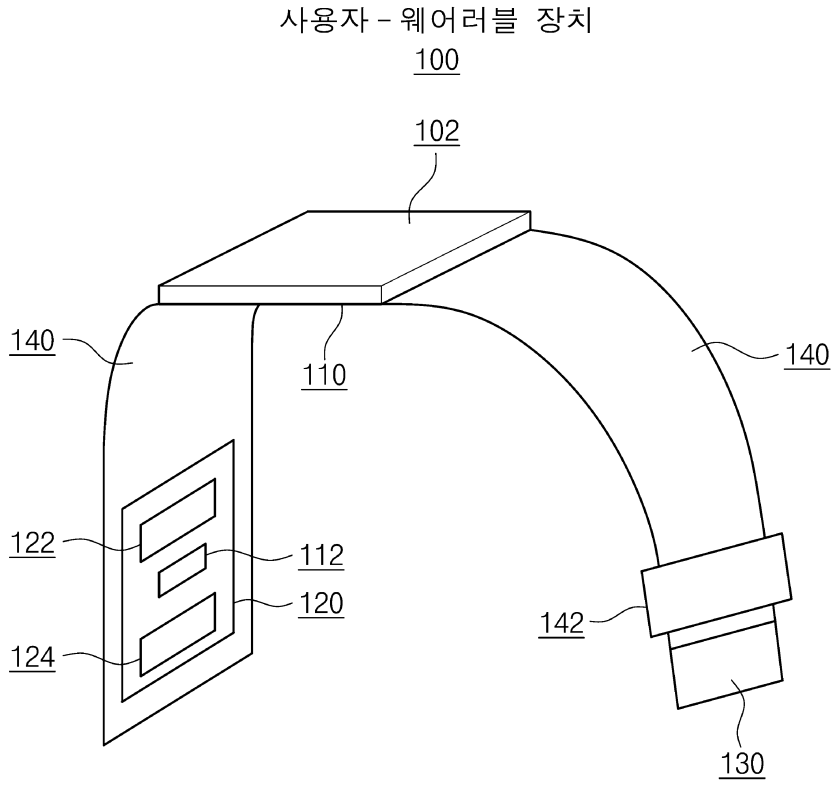
대한 흐름도를 예시적으로 도시한 것이다. 도 14a를 참조하면, 예를들어, 제1 센서(122) 및/또는 제2 센서(124)와 같은 하나 이상의 센서들은 X, Y, 및 Z 방향들에서 모션을 감지할 수 있다. 감지된 모션은, 예를들어, X, Y, 및 Z 가속도들일 수 있다. 그 대신에, 사용자-웨어러블 장치(100) 상의 센서는 오직 하나 또는 두개 방향들에서 모션을 감지할 수 있다.

- [0090] 모션은 1402에서 감지될 수 있다. 예를들어, 이 모션 데이터는 도 4a에 도시된 BCG 신호일 수 있다. 1404에서, 사용자-웨어러블 장치(100)가 소정의 기간 동안 안정된 위치에 있었는지 여부에 대한 결정이 이루어질 수 있다. 그렇지 않다면, 1404는 사용자-웨어러블 장치(100)가 소정의 기간동안 안정된 위치에 있을 때까지 반복될 수 있다. 본 발명의 다양한 실시예들은 다시 체크하기 전까지 소정의 또는 가변적으로 설정될 수 있는 시간 지연(time delay)을 가질 수 있다. 만약 사용자-웨어러블 장치(100)가 소정의 기간동안 안정된 위치에 있었다면, 1406이 그 다음이다.
- [0091] 1406에서, 채널은 다가오는 생체 신호 측정을 위해 선택 될 수 있다. 채널 선택은 모니터링 된 신호들을 분석하여 최상의 채널을 선택하는 것을 포함 할 수 있다. 본 발명의 몇몇의 실시예들은 최상의 채널을 위한 서치를 하지 않고, 현재 채널에 머물러 있거나, 가용한 채널들 중 다음 채널로 갈 수 있다.
- [0092] 1408에서, 신호들은 선택된 채널로부터 수신될 수 있고, 예를들어, 가속도와 같은 모션의 크기는 BCG 신호를 결정하는데 사용될 수 있다. 이것은 도 7a 또는 도 7b의 702와 유사할 수 있다. 1410에서, 1408로부터의 신호는 분해될 수 있고, 분해된 신호는 전술한바와 같이 복원될 수 있다. 1410은 704 내지 716과 유사할 수 있다.
- [0093] 1412a에서, 분해된 신호의 VLF 대역은 호흡수 모니터링을 위해 선택될 수 있다. 1412b에서, 분해된 신호는 심박수 모니터링을 위해서 선택될 수 있다. 1414a에서, 호흡수 특징들은 VLF 대역으로부터 감지될 수 있다. 1414b에서, 심박수 특징들은 복원된 신호들로부터 감지될 수 있다.
- [0094] 1416a에서, 하나이상의 호흡수 후보들이 추가 처리를 위해 선택될 수 있다. 1416b에서, 하나 이상의 심박수 후보들이 추가 처리를 위해 선택될 수 있다. 1418에서, 생물학적(biosemantic) 경향 추적은 심박수 및 호흡수를 결정할 수 있다. 1420a 및 1420b에서, 예를들어, 결정된 호흡수 및 심박수는 사용자 또는 다른 사람들이 볼 수 있도록 각각 표시될 수 있다. 또는 결정된 호흡수 및 심박수는, 예를들어, 스마트폰(300)과 같은 다른 장치에 전달될 수 있다.
- [0095] 도 14b는 본 발명의 일 실시예에 따른 연속적인 휴식 심박수 및 호흡 모니터링을 위한 스마트 파워 스케줄링에 대한 흐름도를 예시적으로 도시한 것이다. 도 14b의 흐름도는 도 14a의 흐름도와 유사하다. 따라서, 도 14b의 도 14a와 유사한 초기 부분들은, 예를들어, 1402, 1404, 1406, 및 1408, 다시 설명되지 않을 것이다. 1410`에서, 1408로부터의 신호는 분해될 수 있으나, 도 14a의 1410에서 수행되었던것과 같은 복원은 되지 않는다. 1412a에서, 분해된 신호의 VLF 대역은 호흡수 모니터링을 위해 선택될 수 있다. 도 14a의 1412b에서 복원된 신호가 심박수 모니터링을 위해 선택되는데 비해서, 1412b`에서는 대역-통과 신호가 심박수 모니터링을 위해 선택될 수 있다. 1414a, 1414b, 1416a, 1416b, 1418, 1420a, 및 1420b는 도 14a에서와 유사하다는 것을 알 수 있다.
- [0096] 스마트폰(300)이 사용자-웨어러블 장치(100)와 통신 할 수있는 전자 기기의 일례로서 언급되었을지라도, 본 발명의 다양한 실시예들은 병원 또는 의사의 사무실에 존재할 수 있는 것과 같은 다른 전자 장치들과 통신할 수 있다.
- [0097] 다양한 실시 예들은 사용자-웨어러블 장치(100)가 사용자의 생체신호들 또는 생물 측정 데이터의 일부를 모니터링하도록 지시되었다고 기술되었다. 그러나, 다른 실시예들은 본 발명에서 언급되었던 생체신호들과 다른 생체신호들을 모니터링할 수 있다.
- [0098] 본 발명의 다양한 실시 예들은 컴퓨터 프로그램들로서 기록 될 수 있고, 비-일시적 컴퓨터 판독 가능 기록 매체(non-transitory computer-readable recording medium)를 사용하여 프로그램들을 실행하는 범용 디지털 컴퓨터들에서 구현 될 수있다.
- [0099] 비-일시적 컴퓨터 판독 가능 기록 매체는, 예를들어, 마그네틱 저장 매체(예를들어, ROM, 플로피 디스크들, 및 하드 디스크들) 및 광학 기록 매체(예를들어, CD-ROM들 또는 DVD들)를 포함할 수 있다.
- [0100] 본 명세서의 다양한 실시 예가 도면을 참조하여 설명되었지만, 이하의 청구 범위에 의해 정의 된 바와 같이 본 발명의 사상 및 범위를 벗어나지 않으면서 형태 및 세부 사항에서 다양한 변화가 이루어질 수 있음이 당업자에게 이해될 것이다. 따라서, 상기 실시예 및 모든 양태들은 단지 예시일뿐 제한적인 것은 아니다.

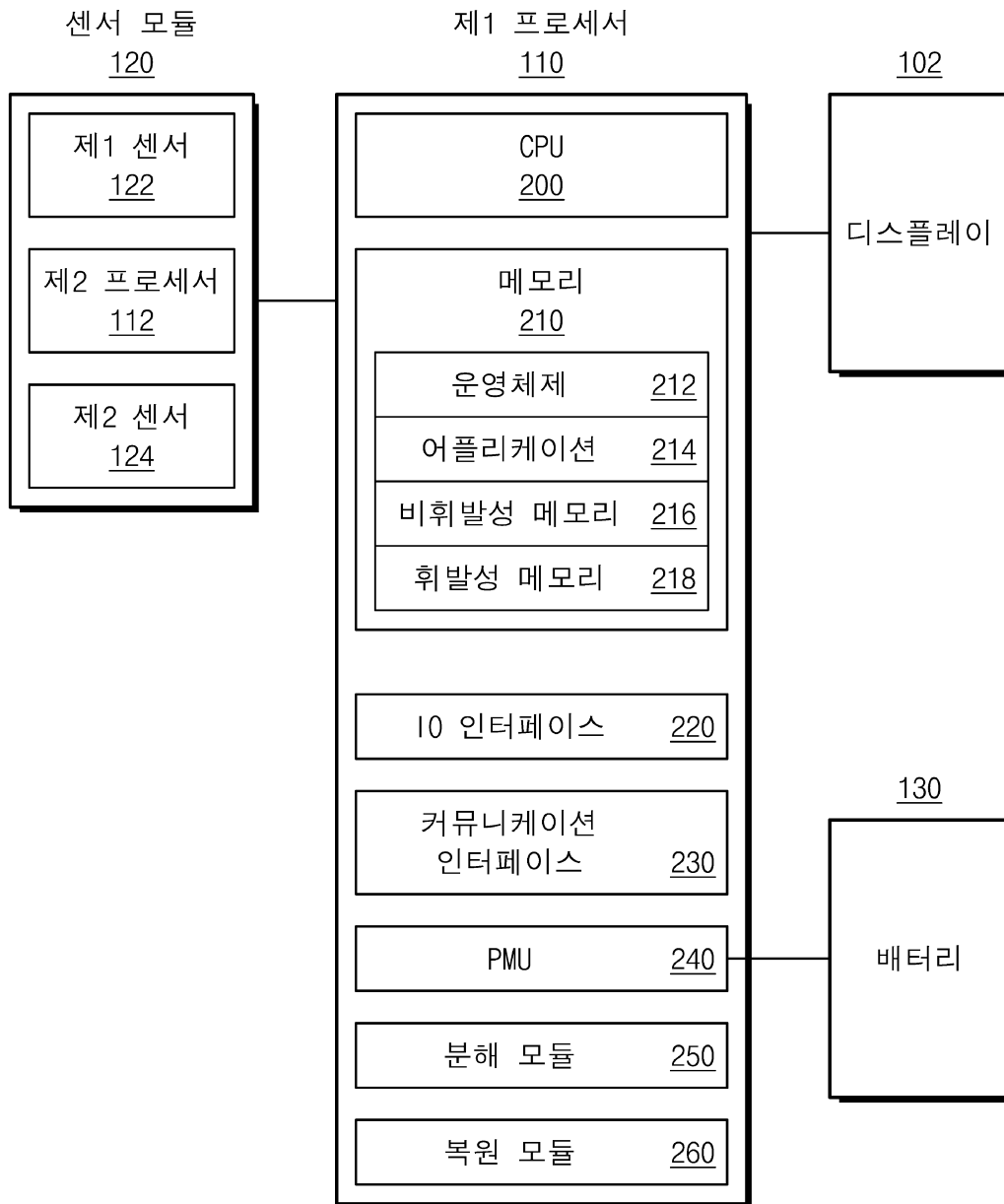
부호의 설명

도면

도면1



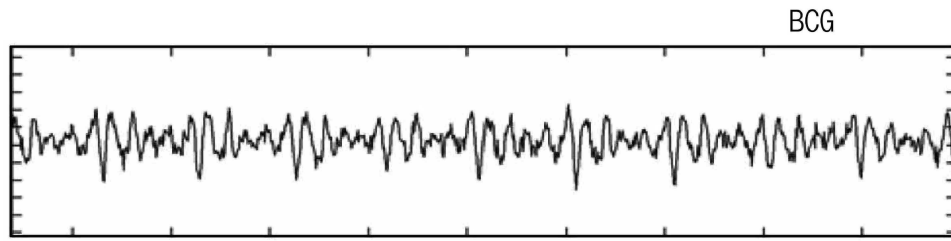
도면2



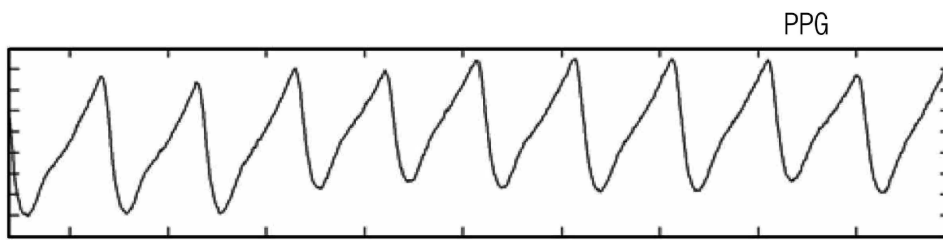
도면3



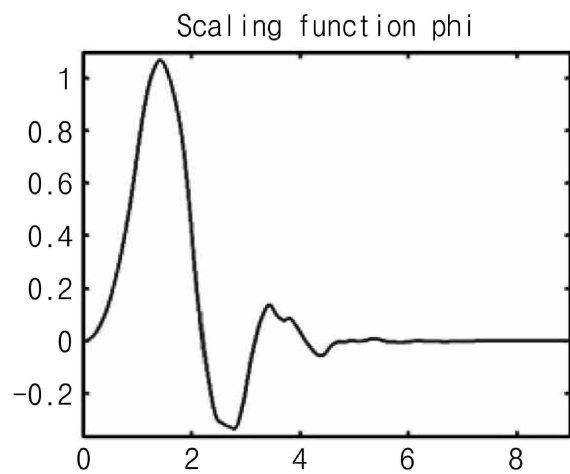
도면4a



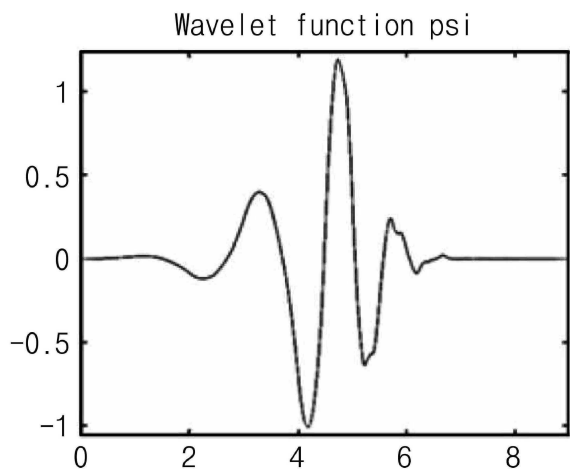
도면4b



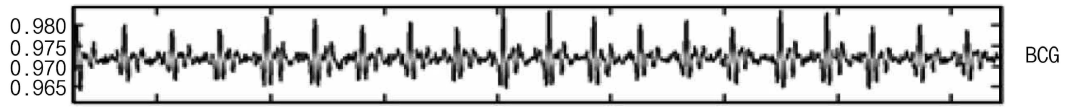
도면5a



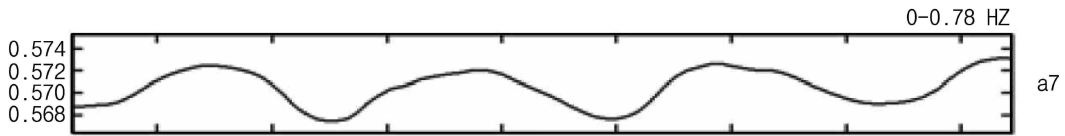
도면5b



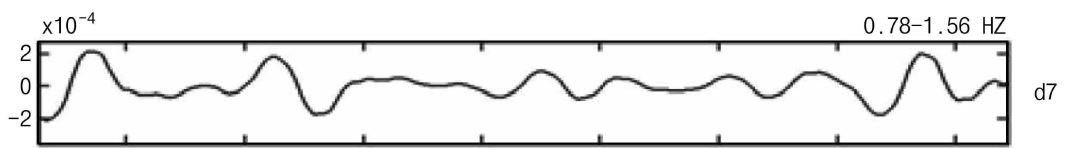
도면6a



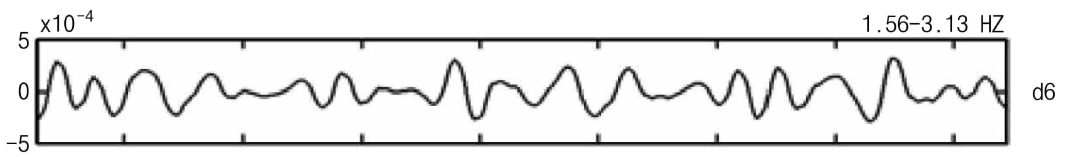
도면6b



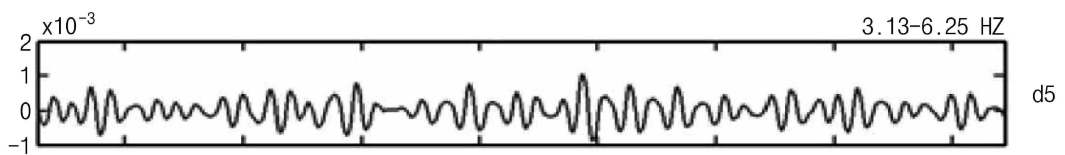
도면6c



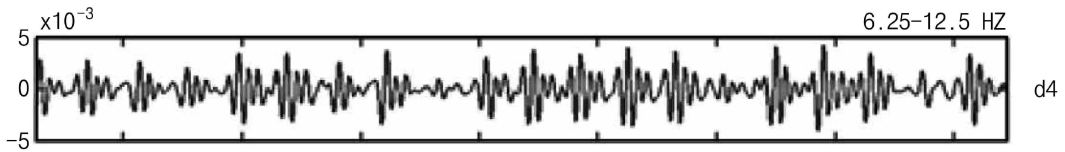
도면6d



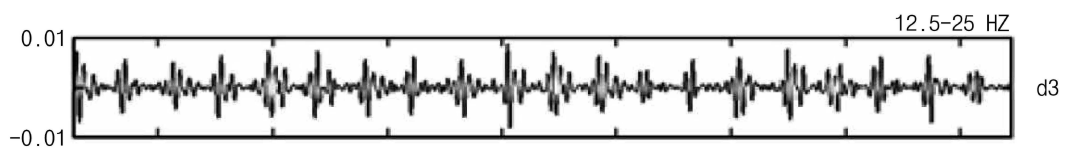
도면6e



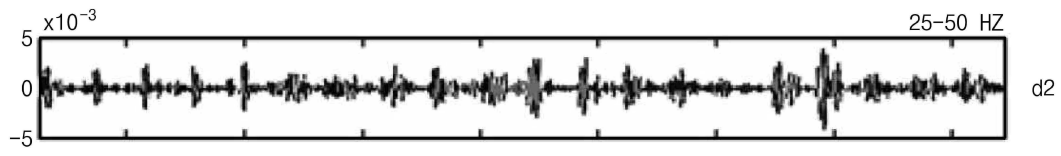
도면6f



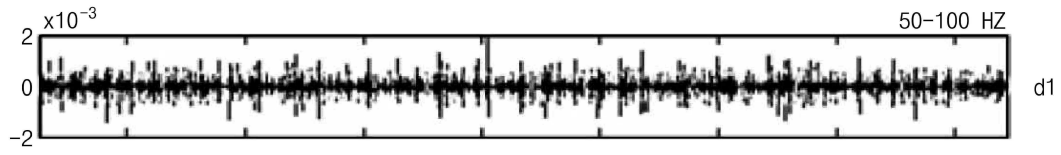
도면6g



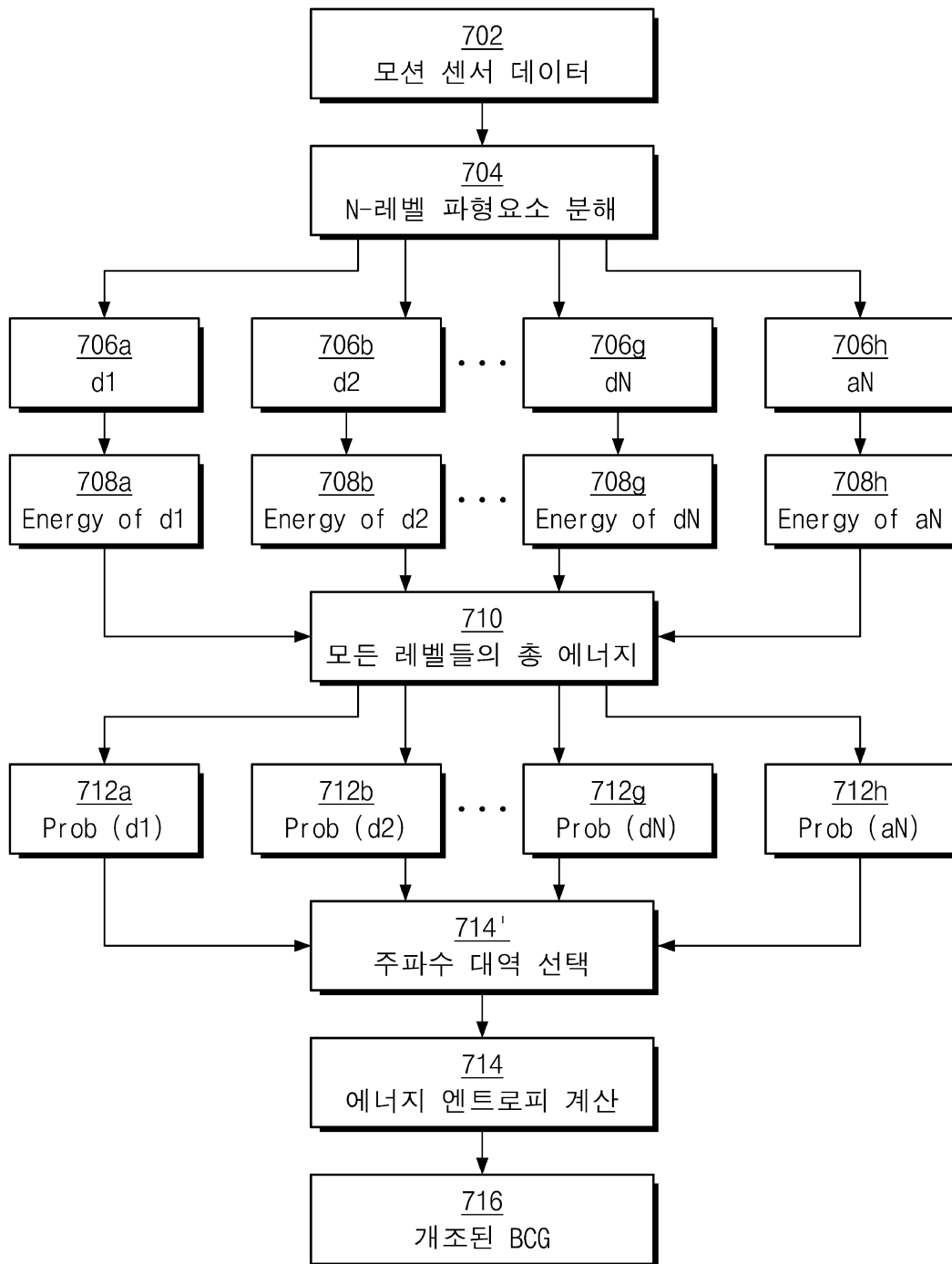
도면6h



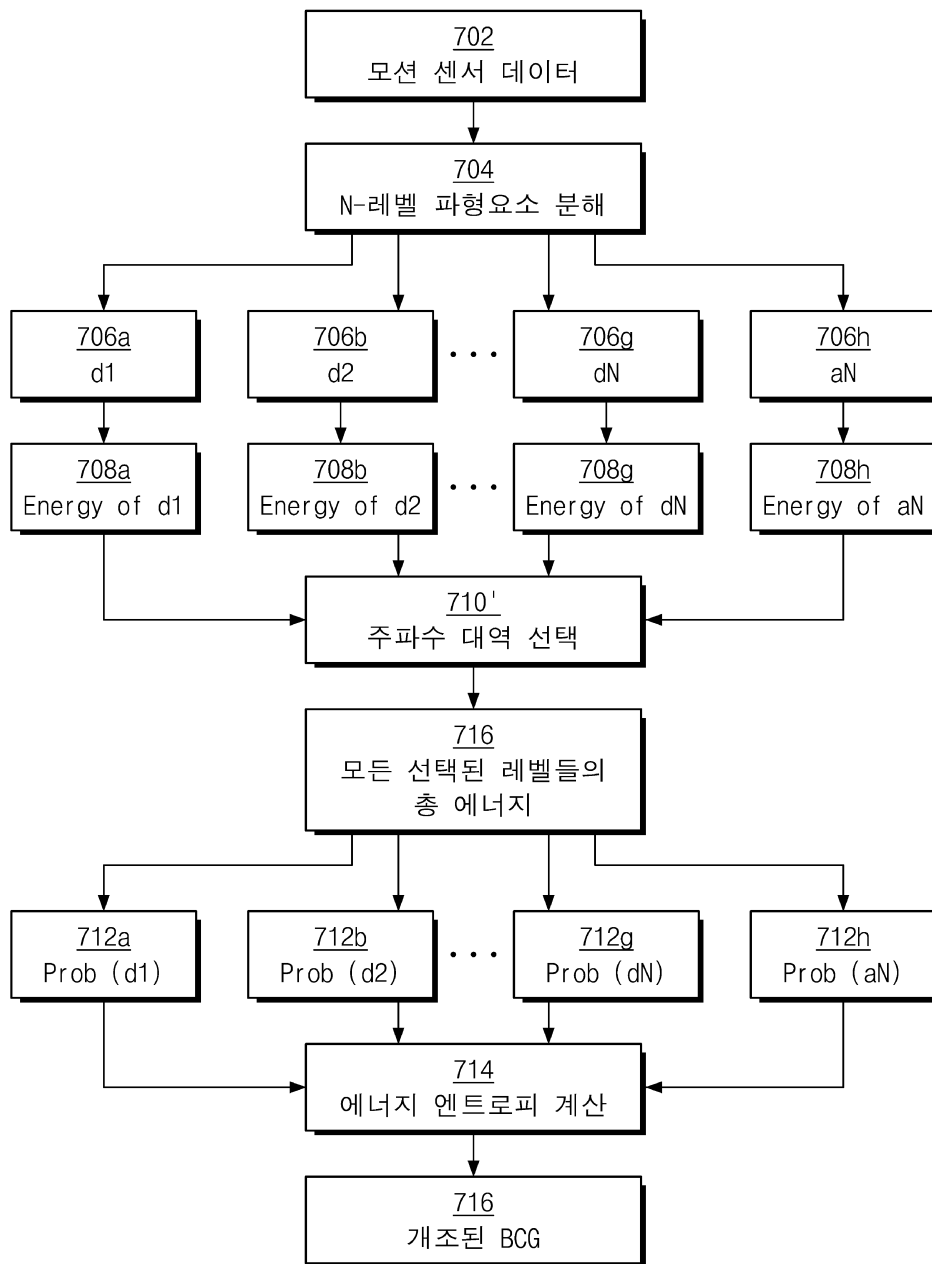
도면6i



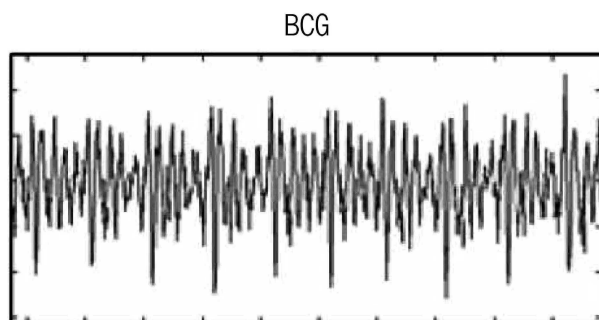
도면7a



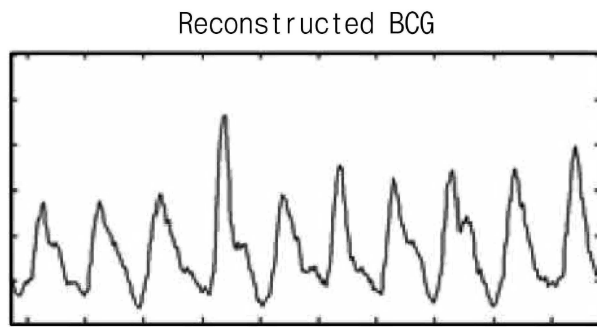
도면7b



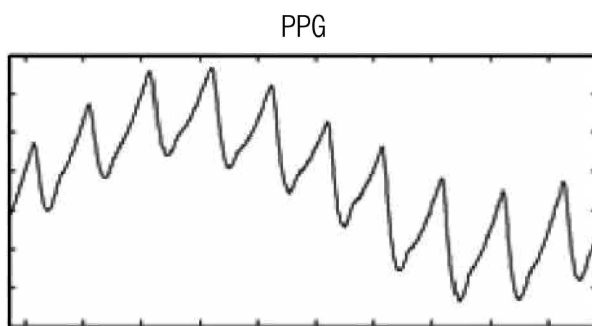
도면8a



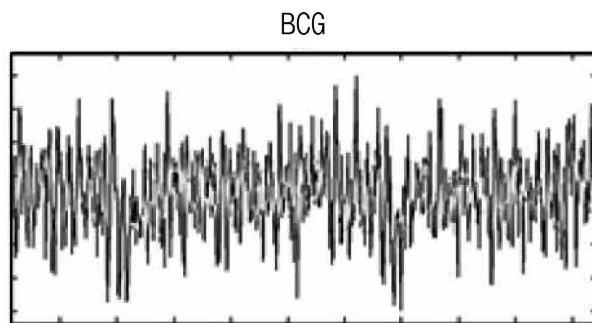
도면8b



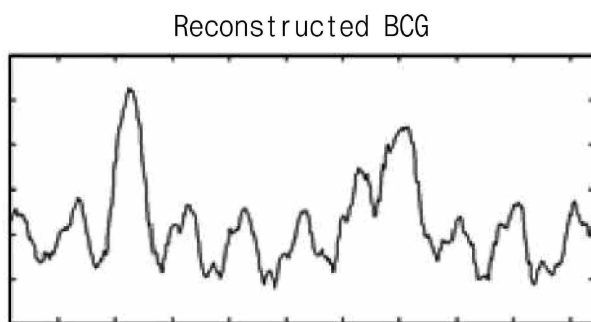
도면8c



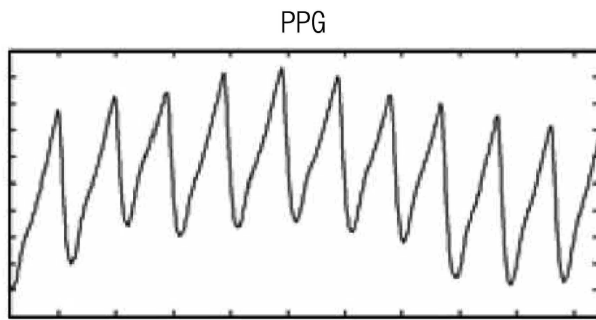
도면8d



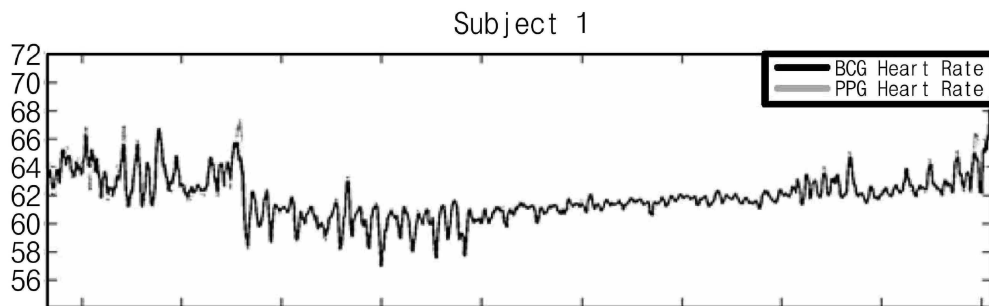
도면8e



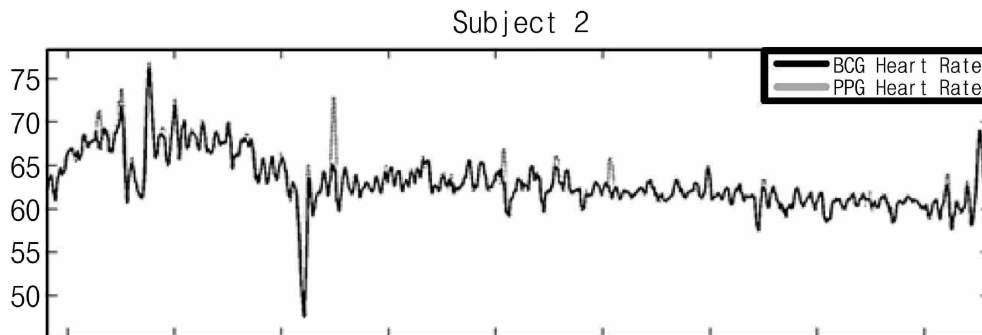
도면8f



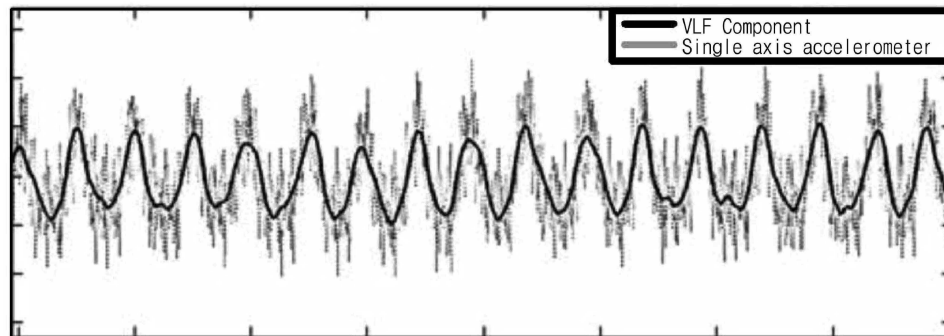
도면9a



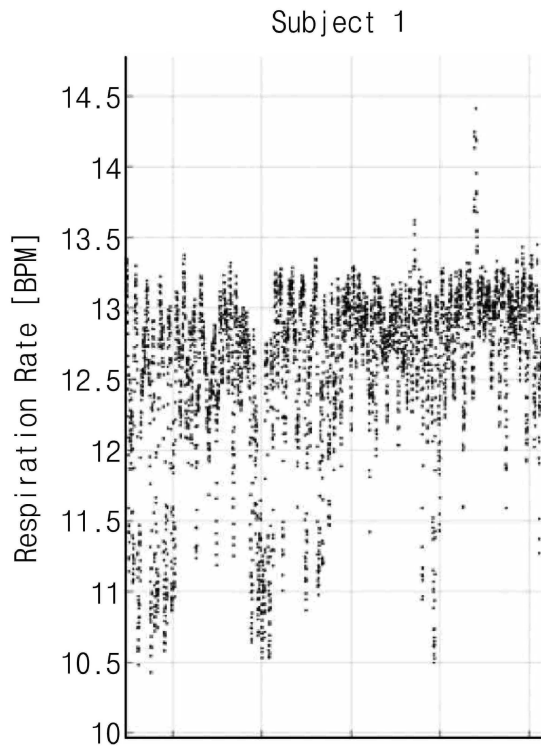
도면9b



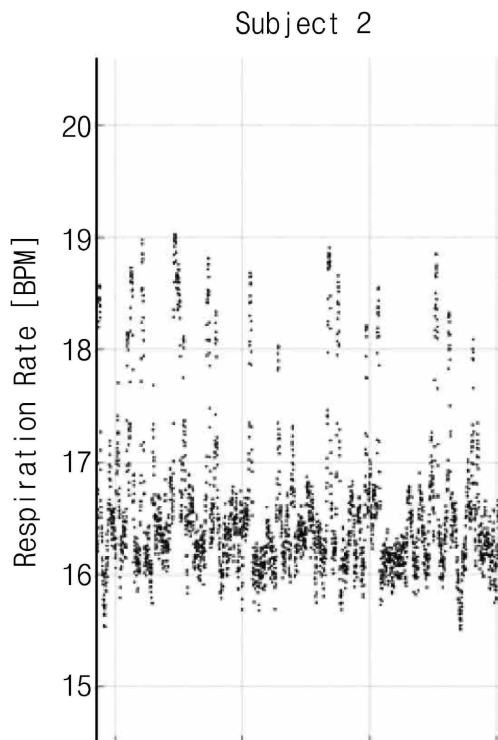
도면10



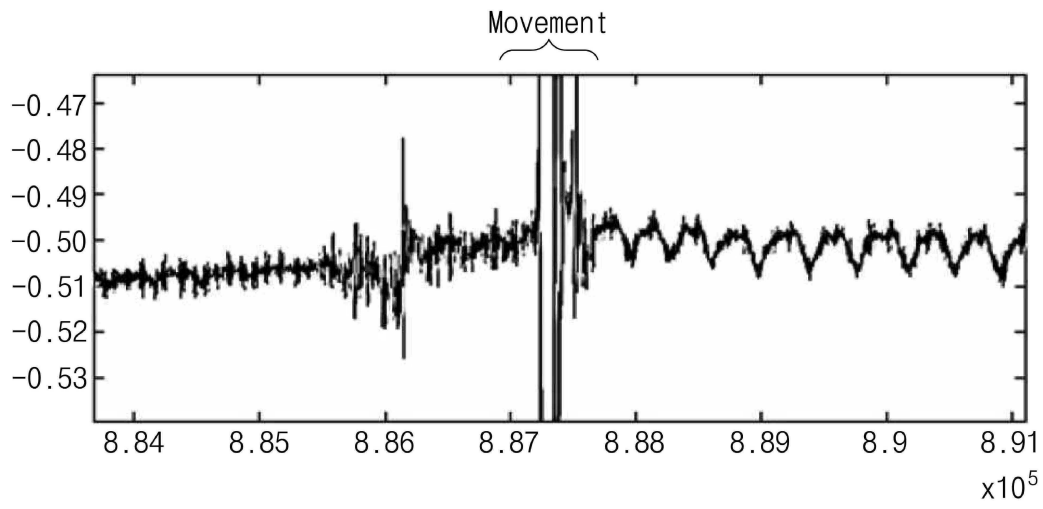
도면11a



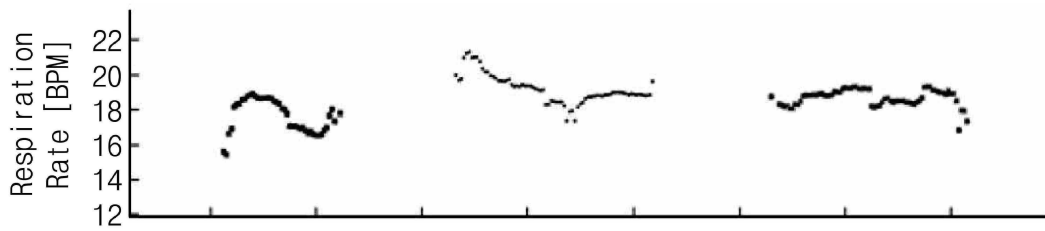
도면11b



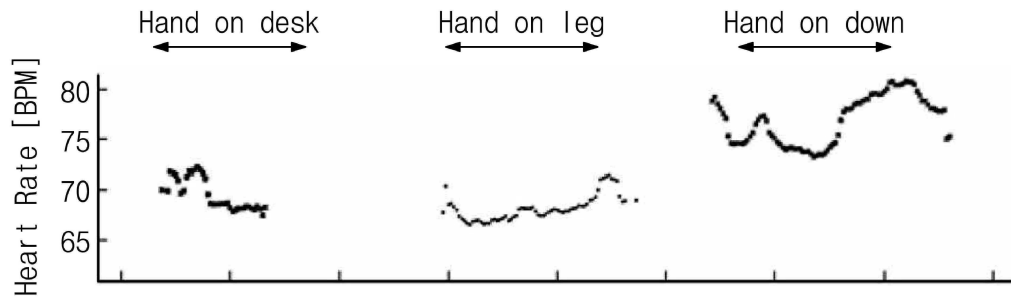
도면12



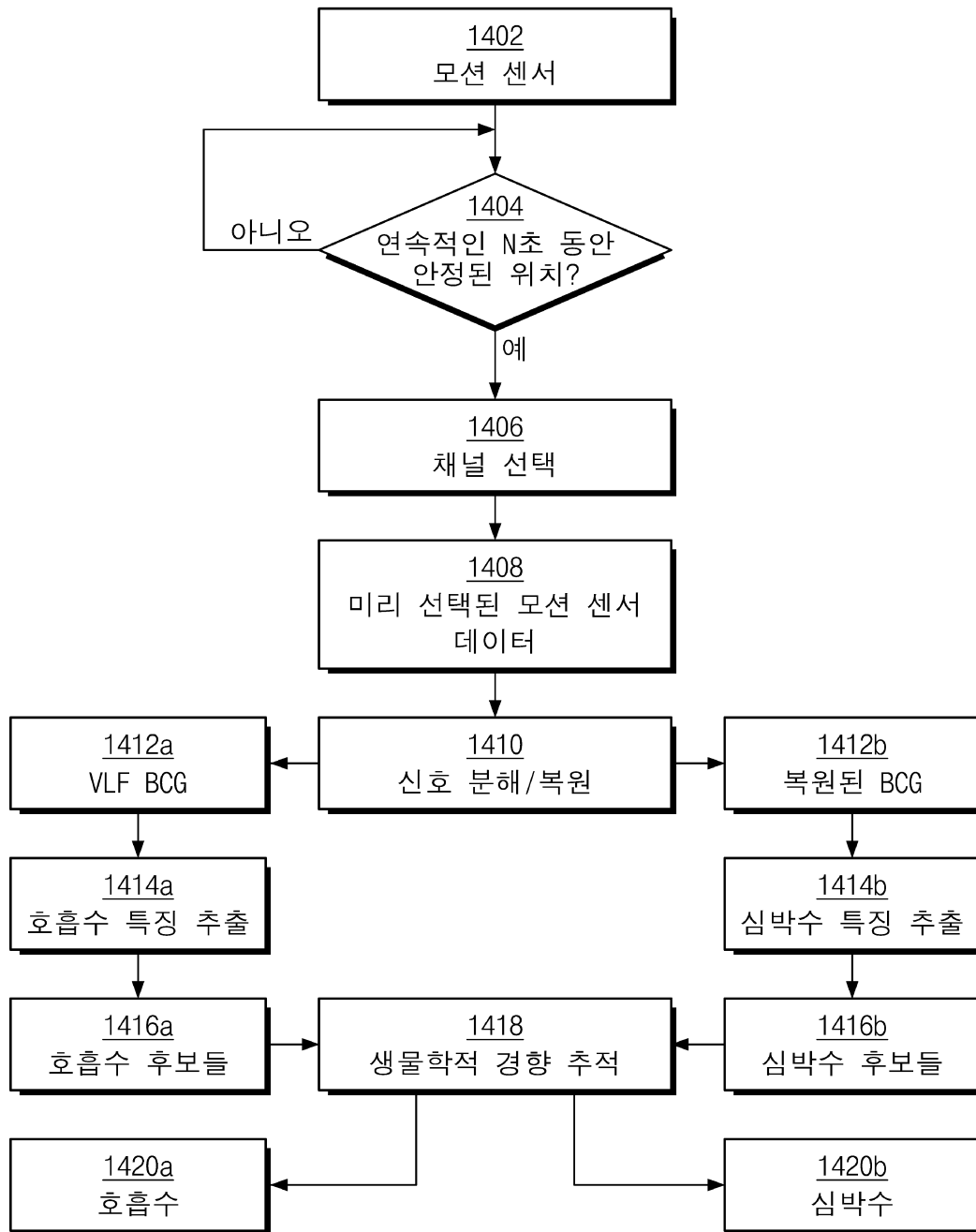
도면13a



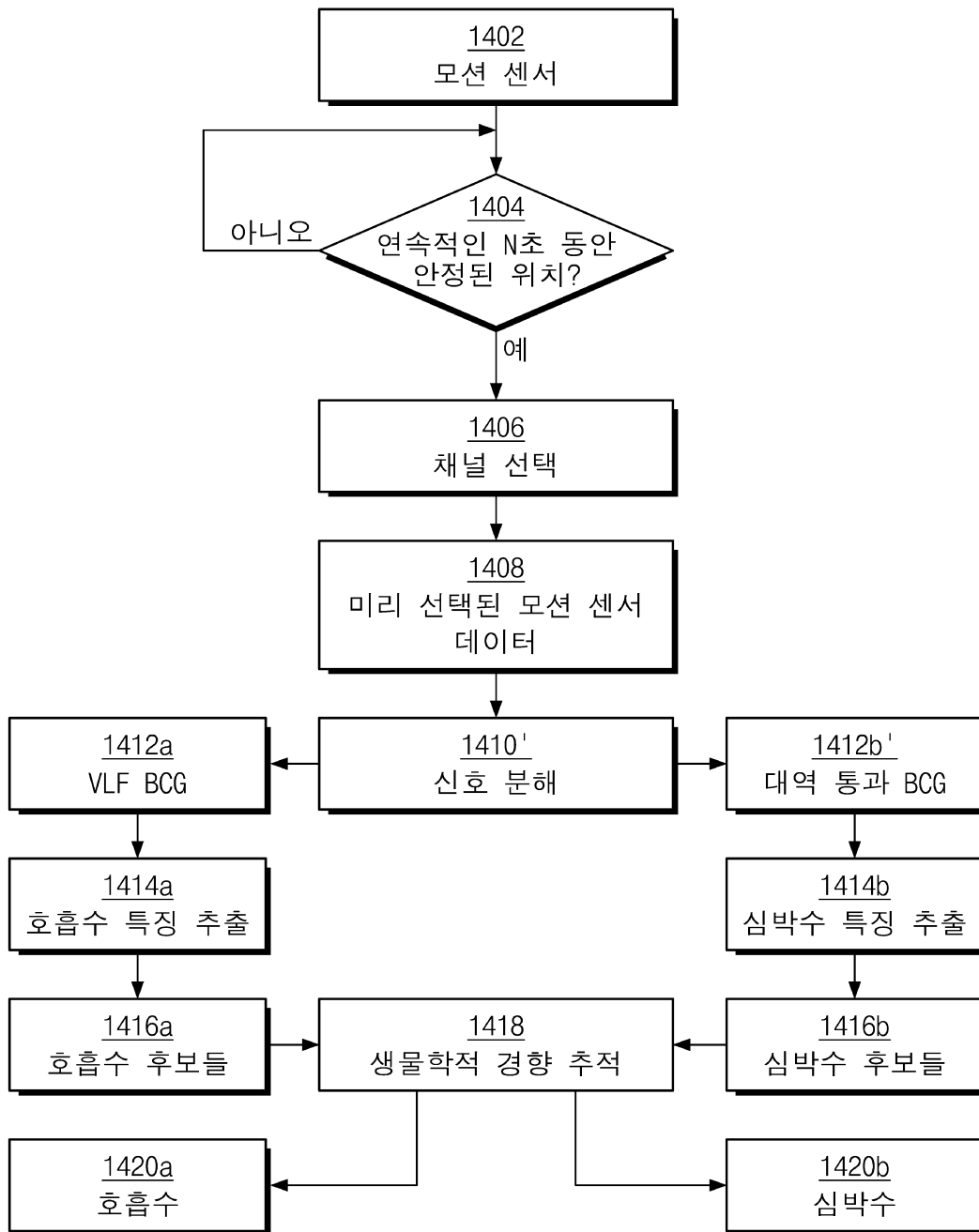
도면13b



도면14a



도면14b



专利名称(译)	使用低功率传感器估计心率和呼吸率的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020170113252A	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	KR1020170037793	申请日	2017-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	LI YELEI 리엘레이 WIGGINS MATTHEW C 위긴스매튜씨		
发明人	리,엘레이 위긴스,매튜씨.		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/7225 A61B5/7253 A61B5/7271 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/029 A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/113 A61B5/681 A61B5/7207 A61B5/726 A61B5/7278 A61B2562/04 A61B5/0015 A61B5/02055 A61B5/02416 A61B5/7282 A61B5/742 A61B2562/0219		
优先权	62/313910 2016-03-28 US 15/168531 2016-05-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种测量用户生物信号的系统，包括传感器模块，其中用户的核心镇流器（心冲击描记器，BCG）通过至少一个通道的当前通道获取信号，该模块拆卸BCG向重新分解的信号发出信号是愤怒的，恢复模块的相位，心率，呼吸率，呼吸将至少一部分上述反汇编信号恢复为恢复信号，并且显示模块指示至少一个输出对应于处理模块和心率中的至少一个，在血压中处理关于至少一个呼吸率的上述恢复信号，以及显示装置中呼吸的相位和血压。

