



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0142208
(43) 공개일자 2017년12월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02416 (2013.01)
A61B 5/02427 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7035971
(22) 출원일자(국제) 2016년05월16일
심사청구일자 2017년12월13일
(85) 번역문제출일자 2017년12월13일
(86) 국제출원번호 PCT/US2016/032711
(87) 국제공개번호 WO 2016/204905
국제공개일자 2016년12월22일
(30) 우선권주장
14/741,425 2015년06월16일 미국(US)

(71) 출원인
헬덱 인코포레이티드
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775
(72) 발명자
사마다니, 라민
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775
푸익, 카를로스 마누엘
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

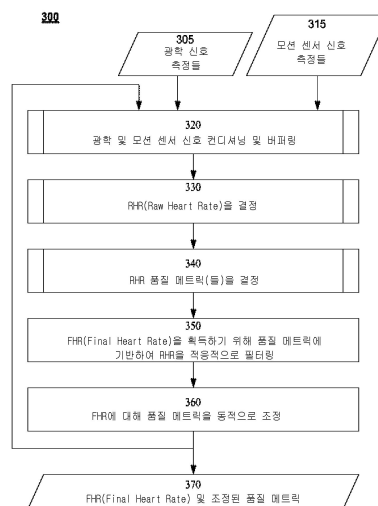
전체 청구항 수 : 총 30 항

(54) 발명의 명칭 견고한 심박수 추정

(57) 요약

개시되는 실시예들은 모션 및 잡음의 존재 시의 심박수의 측정에 관한 것이다. 광학 센서 신호의 기본 주파수를 획득하기 위해, 광학 센서에 의한 측정들에서의 스펙트럼 피크들은 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 비교되고, 기본 주파수는 사용자의 심박수와 연관된다. 제1 심박수는 기본 주파수에 기초하여 추정될 수 있다. 제1 심박수 추정에 대해 다양한 품질 메트릭들이 결정될 수 있다. 제2 추정 심박수는, 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현에 기초하여 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현을 프로세싱하는 것에 기초하여 결정될 수 있다. 이전에 결정된 품질 메트릭들 중 하나 또는 그 초과는 제1 및 제2 추정 심박수들의 비교에 기초하여 동적으로 조정될 수 있다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/02438 (2013.01)

A61B 5/721 (2013.01)

A61B 5/7221 (2013.01)

A61B 5/7278 (2013.01)

(72) 발명자

마틴, 러셀 알런

미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775

클릭, 빅터

미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775

명세서

청구범위

청구항 1

프로세서-구현 방법(processor-implemented method)으로서,

광학 센서 신호의 복수의 광학 센서 신호 측정들을 획득하는 단계 - 상기 광학 센서 신호 측정들은 사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터(cardiovascular parameter)에 부분적으로 기초함 -;

모션 센서 신호의 복수의 모션 센서 신호 측정들을 획득하는 단계 - 상기 모션 센서 신호 측정들은 상기 사용자의 모션에 부분적으로 기초함 -;

상기 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 상기 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기초하여, 상기 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수(fundamental frequency)를 결정하는 단계;

상기 기본 주파수에 부분적으로 기초하여 제 1 심박수(heart rate)를 추정하는 단계; 및

상기 제 1 심박수와 연관된 제 1 품질 메트릭을 획득하는 단계를 포함하고,

상기 제 1 품질 메트릭은:

제 1 합 - 상기 제 1 합은 상기 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 상기 스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트는 상기 광학 센서 신호의 상기 기본 주파수의 정수배(integral multiple)들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 -, 및

상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득되는 제 2 합

에 적어도 부분적으로 기초하고,

상기 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트는 상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택되는,

프로세서-구현 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 품질 메트릭은 상기 제 1 합 대 상기 제 2 합의 비율로서 컴퓨팅되는,

프로세서-구현 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 심박수와 연관된 제 2 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 제 2 품질 메트릭은:

상기 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력에 대응하는 제 1 전력, 및

상기 기본 주파수로부터의 미리결정된 스펙트럼 거리에서의 전력에 대응하는 제 2 전력

에 부분적으로 기초하는,

프로세서-구현 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 제 2 품질 메트릭은 상기 제 1 전력 대 상기 제 1 전력을 상기 제 2 전력에 더함으로써 획득된 합의 비율로서 획득되는,

프로세서-구현 방법.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 제 1 품질 메트릭과 상기 제 2 품질 메트릭의 수학적 조합에 부분적으로 기초하여 제 3 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함하는,

프로세서-구현 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 제 1 심박수의 적응형 평활화(adaptive smoothing)를 수행함으로써 제 2 심박수를 추정하는 단계를 더 포함하고,

상기 적응형 평활화는 상기 제 3 품질 메트릭에 부분적으로 기초하는,

프로세서-구현 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

제 4 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 제 4 품질 메트릭은 상기 제 1 심박수와 상기 제 2 심박수의 비교에 부분적으로 기초하여 동적으로 획득되는,

프로세서-구현 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 기본 주파수를 결정하는 단계는:

상기 복수의 광학 센서 신호 측정들로부터의 상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현 및 상기 복수의 모션 센서 신호 측정들로부터의 상기 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현을 획득하는 단계;

상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크(non-motion related spectral peak)들을 결정하기 위해, 상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들과 상기 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들을 비교하는 단계; 및

상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 상기 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들로부터, 상기 광학 센서 신호와 연관된 상기 기본 주파수를 결정하는 단계

를 포함하는,

프로세서-구현 방법.

청구항 9

모바일 디바이스로서,

사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터에 부분적으로 기초하여 광학 센서 신호의 복수의 광학 센서 신호 측정들을 제공하기 위한 광학 센서;

상기 사용자의 모션에 부분적으로 기초하여 모션 센서 신호의 복수의 모션 센서 신호 측정들을 제공하기 위한 모션 센서;

상기 광학 센서 및 상기 모션 센서에 커플링된 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는:

상기 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 상기 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기초하여, 상기 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수를 결정하고;

상기 기본 주파수에 부분적으로 기초하여 제 1 심박수를 추정하고; 그리고

상기 제 1 심박수와 연관된 제 1 품질 메트릭을 획득하도록

구성되고,

상기 제 1 품질 메트릭은:

제 1 합 — 상기 제 1 합은 상기 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 상기 스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트는 상기 광학 센서 신호의 상기 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 —, 및

상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득되는 제 2 합

에 적어도 부분적으로 기초하고,

상기 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트는 상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택되는,

모바일 디바이스.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 프로세서는:

상기 제 1 합 대 상기 제 2 합의 비율로서 상기 제 1 품질 메트릭을 획득하도록

구성되는,

모바일 디바이스.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 프로세서는 추가로:

상기 제 1 심박수와 연관된 제 2 품질 메트릭을 획득하도록

구성되고,

상기 제 2 품질 메트릭은:

상기 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력에 대응하는 제 1 전력, 및

상기 기본 주파수로부터의 미리 결정된 스펙트럼 거리에서의 전력에 대응하는 제 2 전력

에 부분적으로 기초하는,

모바일 디바이스.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 프로세서는:

상기 제 1 전력 대 상기 제 1 전력을 상기 제 2 전력에 더함으로써 획득된 합의 비율로서 상기 제 2 품질 메트릭을 획득하도록

구성되는,

모바일 디바이스.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 프로세서는 추가로:

상기 제 1 품질 메트릭과 상기 제 2 품질 메트릭의 수학적 조합에 부분적으로 기초하여 제 3 품질 메트릭을 획득하도록

구성되는,

모바일 디바이스.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 프로세서는 추가로:

상기 제 1 심박수의 적응형 평활화를 수행함으로써 제 2 심박수를 추정하도록

구성되고,

상기 적응형 평활화는 상기 제 3 품질 메트릭에 부분적으로 기초하는,

모바일 디바이스.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 프로세서는 추가로:

제 4 품질 메트릭을 획득하도록

구성되고,

상기 제 4 품질 메트릭은 상기 제 1 심박수와 상기 제 2 심박수의 비교에 부분적으로 기초하여 동적으로 획득되는,

모바일 디바이스.

청구항 16

제 9 항에 있어서,

상기 기본 주파수를 결정하기 위해,

상기 프로세서는:

상기 복수의 광학 센서 신호 측정들로부터의 상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현 및 상기 복수의 모션 센서 신호 측정들로부터의 상기 모션 센서 신호 측정들의 주파수 도메인 표현을 획득하고;

상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들을 결정하기 위해, 상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들과 상기 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들을 비교하고; 그리고

상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 상기 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들로부터,

상기 광학 센서 신호와 연관된 상기 기본 주파수를 결정하도록
구성되는,
모바일 디바이스.

청구항 17

장치로서,
사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터에 부분적으로 기초하여 광학 감지 수단 신호의 복수의 광학 감지 수단
신호 측정들을 제공하기 위한 광학 감지 수단;
상기 사용자의 모션에 부분적으로 기초하여 모션 감지 수단 신호의 복수의 모션 감지 수단 신호 측정들을 제공
하기 위한 모션 감지 수단;
상기 광학 감지 수단 및 상기 모션 감지 수단에 커플링된 프로세싱 수단을 포함하고,
상기 프로세싱 수단은:
상기 광학 감지 수단 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 상기 모션 감지 수단 신호 측정들로부터 획
득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기초하여, 상기 광학 감지 수단 신호와 연관된 기본 주파수를 결정
하기 위한 수단;
상기 기본 주파수에 부분적으로 기초하여 제 1 심박수를 추정하기 위한 수단; 및
상기 제 1 심박수와 연관된 제 1 품질 메트릭을 획득하기 위한 수단
을 포함하고,
상기 제 1 품질 메트릭은:
제 1 합 — 상기 제 1 합은 상기 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 상기 광학 감지 수단 신호의
스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 상기 스펙트럼 피크들의
제 1 서브세트는 상기 광학 감지 수단 신호의 상기 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선
택됨 —, 및
상기 광학 감지 수단 신호의 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득
되는 제 2 합
에 적어도 부분적으로 기초하고,
상기 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트는 상기 광학 감지 수단 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택되는,
장치.

청구항 18

제 17 항에 있어서,
상기 프로세싱 수단은:
상기 제 1 심박수와 연관된 제 2 품질 메트릭을 획득하기 위한 수단
을 더 포함하고,
상기 제 2 품질 메트릭은:
상기 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력에 대응하는 제 1 전력, 및
상기 기본 주파수로부터의 미리 결정된 스펙트럼 거리에서의 전력에 대응하는 제 2 전력
에 부분적으로 기초하는,
장치.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 프로세싱 수단은:

상기 제 1 품질 메트릭과 상기 제 2 품질 메트릭의 수학적 조합에 부분적으로 기초하여 제 3 품질 메트릭을 획득하기 위한 수단

을 더 포함하는,

장치.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 프로세싱 수단은:

상기 제 1 심박수의 적응형 평활화를 수행함으로써 상기 사용자의 제 2 심박수를 획득하기 위한 수단

을 더 포함하고,

상기 적응형 평활화는 상기 제 3 품질 메트릭에 부분적으로 기초하는,

장치.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 프로세싱 수단은:

상기 제 1 심박수와 상기 제 2 심박수의 비교에 부분적으로 기초하여, 제 4 품질 메트릭을 동적으로 획득하기 위한 수단

을 더 포함하는,

장치.

청구항 22

제 17 항에 있어서,

상기 기본 주파수를 결정하기 위한 수단은:

상기 복수의 광학 감지 수단 신호 측정들로부터의 상기 광학 감지 수단 신호의 주파수 도메인 표현 및 상기 복수의 모션 감지 수단 신호 측정들로부터의 상기 모션 감지 수단 신호의 주파수 도메인 표현을 획득하기 위한 수단;

상기 광학 감지 수단 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들을 결정하기 위해, 상기 광학 감지 수단 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들과 상기 모션 감지 수단 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들을 비교하기 위한 수단; 및

상기 광학 감지 수단 신호의 주파수 도메인 표현의 상기 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들로부터, 상기 광학 감지 수단 신호와 연관된 상기 기본 주파수를 결정하기 위한 수단

을 포함하는,

장치.

청구항 23

프로세서에 의해 실행될 때, 방법의 단계들을 수행하는 명령들을 구현하는 비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체로서,

상기 방법은:

광학 센서 신호의 복수의 광학 센서 신호 측정들을 획득하는 단계 — 상기 광학 센서 신호 측정들은 사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터에 부분적으로 기초함 —;

모션 센서 신호의 복수의 모션 센서 신호 측정들을 획득하는 단계 — 상기 모션 센서 신호 측정들은 상기 사용자의 모션에 부분적으로 기초함 —;

상기 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 상기 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기초하여, 상기 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수를 결정하는 단계;

상기 기본 주파수에 부분적으로 기초하여 제 1 심박수를 추정하는 단계; 및

상기 제 1 심박수와 연관된 제 1 품질 메트릭을 획득하는 단계

를 포함하고,

상기 제 1 품질 메트릭은:

제 1 합 — 상기 제 1 합은 상기 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 상기 스펙트럼 피크들의 제 1 서브세트는 상기 광학 센서 신호의 상기 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 —, 및

상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득되는 제 2 합

에 적어도 부분적으로 기초하고,

상기 스펙트럼 피크들의 제 2 서브세트는 상기 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택되는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 제 1 품질 메트릭은 상기 제 1 합 대 상기 제 2 합의 비율로서 컴퓨팅되는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 25

제 23 항에 있어서,

상기 제 1 심박수와 연관된 제 2 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 제 2 품질 메트릭은:

상기 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력에 대응하는 제 1 전력, 및

상기 기본 주파수로부터의 미리 결정된 스펙트럼 거리에서의 전력에 대응하는 제 2 전력

에 부분적으로 기초하는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

상기 제 2 품질 메트릭은 상기 제 1 전력 대 상기 제 1 전력을 상기 제 2 전력에 더함으로써 획득된 합의 비율로서 획득되는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 27

제 25 항에 있어서,

상기 제 1 품질 메트릭과 상기 제 2 품질 메트릭의 수학적 조합에 부분적으로 기초하여 제 3 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함하는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 28

제 27 항에 있어서,

상기 제 1 심박수의 적응형 평활화를 수행함으로써 상기 사용자의 제 2 심박수를 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 적응형 평활화는 상기 제 3 품질 메트릭에 부분적으로 기초하는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 29

제 28 항에 있어서,

제 4 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 제 4 품질 메트릭은 상기 제 1 심박수와 상기 제 2 심박수의 비교에 부분적으로 기초하여 동적으로 획득되는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

청구항 30

제 23 항에 있어서,

상기 기본 주파수를 결정하는 단계는:

상기 복수의 광학 센서 신호 측정들로부터의 상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현 및 상기 복수의 모션 센서 신호 측정들로부터의 상기 모션 센서 신호 측정들의 주파수 도메인 표현을 획득하는 단계;

상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들을 결정하기 위해, 상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들과 상기 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들을 비교하는 단계; 및

상기 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 상기 하나 또는 그 초과와 비-모션 관련 스펙트럼 피크들로부터, 상기 광학 센서 신호와 연관된 상기 기본 주파수를 결정하는 단계

를 포함하는,

비-일시적 컴퓨터-판독가능 저장 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은, "ROBUST HEART RATE ESTIMATION"라는 명칭으로 2015년 6월 16일에 출원된 미국 정규 출원 번호 제14/741,425호를 우선권으로 주장하고 그 권익을 청구하며, 이 미국 정규 출원은 본원의 양수인에게 양도되었고, 인용에 의해 그 전체가 본원에 포함된다.

[0002] 본 개시내용은 일반적으로, 심박수(heart rate)와 같은 심혈관 측정(cardiovascular measurement)들을 비롯한 바이오메트릭 측정들을 위한 장치, 시스템들, 및 방법들에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 최신 모바일 디바이스들은 바이오메트릭 정보를 측정하는 데 사용되는 광학 센서들과 같은 센서들을 포

함할 수 있다. 예컨대, PPG(photoplethysmogram) 센서는 피부 표면 근처의 혈관들의 용적 측정들을 획득한다. 심장이 혈액을 펌핑할 때, 결과적인 압력 펄스는 혈관들을 변화시킨다. 압력 펄스는 피부 조직에서 동맥들 및 소동맥들을 팽창시킬 수 있다. PPG 센서와 같은 광학 센서는 압력 펄스에 의해 야기되는 혈관 볼륨의 변화를 검출하는 데 사용될 수 있다. 압력 펄스에 의해 야기되는 혈관 볼륨 변화는, LED(light-emitting diode)로부터의 광으로 피부를 조명하고, 이어서 포토다이오드로 투과되거나 반사되는 광의 양을 측정함으로써 검출된다. 혈류(blood flow)에 의해 야기되는 피부에 대한 혈관 볼륨 변화는 다양한 생리학적 파라미터들에 의해 변조될 수 있다. 그러므로, PPG 센서들에 의해 제공되는 정보는 다양한 바이오메트릭 측정들을 획득하는 데 사용될 수 있다.

[0004] PPG 센서들과 같은 광학 센서들의 하나의 결점은, 획득되는 바이오메트릭 측정들이 사용자 움직임에 민감하다는 것이다. 따라서, 타이핑, 손 움직임, 및/또는 다른 미묘한 움직임들과 같은 작은 사용자 움직임들조차도 측정들에 영향을 미칠 수 있고, 측정된 신호들에 잡음 및 다른 아티팩트들을 유입시킬 수 있다.

발명의 내용

[0005] 일부 양상들에 따르면, 프로세서-구현 방법(processor-implemented method)은, 광학 센서 신호의 복수의 광학 센서 신호 측정들을 획득하는 단계 - 광학 센서 신호 측정들은 사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터(cardiovascular parameter)에 부분적으로 기반함 -; 및 모션 센서 신호의 복수의 모션 센서 신호 측정들을 획득하는 단계를 포함할 수 있고, 모션 센서 신호 측정들은 사용자의 모션에 부분적으로 기반한다. 방법은, 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기반하여, 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수(fundamental frequency)를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 제1 심박수는 기본 주파수에 부분적으로 기반하여 추정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 방법은, 제1 심박수와 연관된 제1 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다. 제1 품질 메트릭은, 제1 합 - 제1 합은 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트는 광학 센서 신호의 기본 주파수의 정수배(integral multiple)들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 -, 및 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득된 제2 합에 적어도 부분적으로 기반할 수 있고, 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트는 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택된다.

[0006] 다른 양상에서, 모바일 디바이스는, 사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터에 부분적으로 기반하여 광학 센서 신호의 복수의 광학 센서 신호 측정들을 제공하기 위한 광학 센서; 사용자의 모션에 부분적으로 기반하여 모션 센서 신호의 복수의 모션 센서 신호 측정들을 제공하기 위한 모션 센서; 및 광학 센서 및 모션 센서에 커플링된 프로세서를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 프로세서는, 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기반하여, 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수를 결정하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 추가로, 기본 주파수에 부분적으로 기반하여 제1 심박수를 추정하고, 그리고 제1 심박수와 연관된 제1 품질 메트릭을 획득하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 품질 메트릭은, 제1 합 - 제1 합은 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트는 광학 센서 신호의 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 -, 및 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득된 제2 합에 적어도 부분적으로 기반할 수 있고, 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트는 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택된다.

[0007] 추가의 양상에서, 장치는, 사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터에 부분적으로 기반하여 광학 감지 수단 신호의 복수의 광학 감지 수단 신호 측정들을 제공하기 위한 광학 감지 수단; 사용자의 모션에 부분적으로 기반하여 모션 감지 수단 신호의 복수의 모션 감지 수단 신호 측정들을 제공하기 위한 모션 감지 수단; 및 광학 감지 수단 및 모션 감지 수단에 커플링된 프로세싱 수단을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 프로세싱 수단은, 광학 감지 수단 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 모션 감지 수단 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기반하여, 광학 감지 수단 신호와 연관된 기본 주파수를 결정하기 위한 수단을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 프로세싱 수단은, 기본 주파수에 부분적으로 기반하여 제1 심박수를 추정하기 위한 수단; 및 제1 심박수와 연관된 제1 품질 메트릭을 획득하기 위한 수단을 더 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 품질 메트릭은, 제1 합 - 제1 합은 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 광학 감지 수단 신호의 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 스

펙트럼 피크들의 제1 서브세트는 광학 감지 수단 신호의 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 -, 및 광학 감지 수단 신호의 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득된 제2 합에 적어도 부분적으로 기반할 수 있고, 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트는 광학 감지 수단 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택된다.

[0008] 개시되는 실시예들은 또한, 프로세서에 의해 실행될 때, 방법의 단계들을 수행하는 명령들을 포함하는 컴퓨터-판독가능 매체에 관한 것으로, 방법은: 광학 센서 신호의 측정들을 획득하는 단계 - 광학 센서 신호 측정들은 사용자의 심박수에 부분적으로 기반함 -; 및 모션 센서 신호의 측정들을 획득하는 단계를 포함하고, 모션 센서 신호 측정들은 사용자의 모션에 부분적으로 기반한다. 방법은, 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들의 비교에 부분적으로 기반하여, 광학 센서 신호에서의 사용자의 심박수와 연관된 기본 주파수를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 사용자의 제1 심박수는 기본 주파수에 부분적으로 기반하여 추정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 방법은, 제1 심박수와 연관된 제1 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 품질 메트릭은, 제1 합 - 제1 합은 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 광학 센서 신호의 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들의 서브세트의 진폭들에 더함으로써 획득됨 -, 및 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 서브세트의 진폭들을 더함으로써 획득된 제2 합에 적어도 부분적으로 기반할 수 있다.

[0009] 개시되는 실시예들은 또한, 컴퓨터 판독가능 매체 또는 컴퓨터-판독가능 메모리를 사용하는 프로세서들에 의해 생성, 저장, 액세스, 또는 수정되는 하드웨어, 소프트웨어, 펌웨어, 및 프로그램 명령들에 관한 것이다. 설명되는 방법들은 프로세서들 및 다양한 사용자 장비 상에서 수행될 수 있다.

[0010] 이들 및 다른 실시예들은 하기 도면들과 관련하여 아래에서 더 설명된다. 다른 양상들이 다음의 상세한 설명으로부터 당업자들에게 용이하게 명백해질 것이 이해되며, 상세한 설명에서 다양한 양상들이 예시로서 도시되고 설명된다. 도면들 및 상세한 설명은 사실상 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0011] 본 발명의 실시예들은 도면들을 참조하여 단지 예시로만 설명될 것이다.

[0012] 도 1은 개시된 실시예들과 일치하는 방식으로 바이오메트릭 정보를 획득할 수 있는 예시적 디바이스(100)의 블록 다이어그램을 도시한다.

[0013] 도 2는 피부 표면 근처의 혈관들의 용적 측정들과 관련된 광학 신호 샘플들을 측정 및 출력할 수 있는 광학 센서를 갖는 디바이스를 도시한다.

[0014] 도 3은 개시되는 실시예들과 일치하는 방식으로 광학 및 모션 센서 신호 측정들에 기반하여 심박수와 같은 바이오메트릭 정보를 획득하는 예시적 방법을 도시하는 흐름도를 도시한다.

[0015] 도 4는 개시된 실시예들과 일치하는, 광학 및 모션 센서 신호들을 컨디셔닝 및 버퍼링하기 위한 예시적 방법을 도시하는 흐름도를 도시한다.

[0016] 도 5는 개시된 실시예들과 일치하는 방식으로 RHR을 컴퓨팅하기 위한 방법에 대한 흐름도를 도시한다.

[0017] 도 6은 개시된 실시예들과 일치하는 방식으로 RHR과 연관된 품질 메트릭들을 컴퓨팅하기 위한 방법에 대한 흐름도를 도시한다.

[0018] 도 7은 분당 사이클들(cycles per minute) 단위의 주파수(X-축)에 대한 모션 센서 신호 전력(Y-축)의 변화를 예시하는 예시적 모션 센서 전력 스펙트럼을 도시한다.

[0019] 도 8은 분당 사이클들 단위의 주파수(X-축)에 대한 광학 센서 신호 전력(Y-축)의 변화를 예시하는 예시적 광학 센서 전력 스펙트럼을 도시한다.

[0020] 도 9는 모션 관련 스펙트럼 성분들이 없는 예시적 광학 센서 전력 스펙트럼을 도시한다.

[0021] 도 10은 광학 센서 신호의 기본 주파수 F_o 와 연관된 스펙트럼 피크의 진폭을 도시한다.

[0022] 도 11은 개시되는 실시예들과 일치하는 방식으로 광학 및 모션 센서 신호 측정들에 기반하여 심박수와 같은 바이오메트릭 정보를 획득하는 예시적 방법을 도시하는 흐름도를 도시하는 측정을 위한 예시적 방법을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] [0023] 첨부된 도면들과 관련하여 아래에 제시되는 상세한 설명은 본 개시내용의 다양한 양상들의 설명으로서 의도되며, 본 개시내용이 실시될 수 있는 유일한 양상들을 나타내도록 의도되지는 않는다. 본 개시내용에서 설명되는 각각의 양상은 단지 본 개시내용의 예 또는 예시로서 제공되며, 반드시 다른 양상들보다 선호되거나 또는 유리한 것으로서 해석되지 않아야 한다. 상세한 설명은 본 개시내용의 완전한 이해를 제공하는 목적을 위해 특정 세부사항들을 포함한다. 그러나, 본 개시내용이 이러한 특정 세부사항들 없이도 실시될 수 있음이 당업자들에게 명백할 것이다. 일부 경우들에서, 본 개시내용의 개념들을 모호하게 하지 않기 위해, 잘-알려진 구조들 및 디바이스들은 블록 다이어그램 형태로 도시된다. 약어들 및 다른 기술적 용어는 단지 편의성 및 명료성을 위해 사용될 수 있으며, 본 개시내용의 범위를 제한하도록 의도되지는 않는다.
- [0013] [0024] 바이오메트릭 정보는 웨어러블 디바이스들을 포함한 모바일 디바이스들 상의 센서들을 사용하여 획득될 수 있다. 예컨대, 바이오메트릭 정보는 종종, 광학 센서들(예컨대, PPG 센서들)에 의한 측정들에 기반하여 획득된다. 예컨대, 사용자 심혈관 측정들은 심박수를 획득하는 데 사용될 수 있으며, 심박수는 다양한 바이오메트릭 계산들에서 사용된다. 애플리케이션에 따라, 심박수는, 1) 일부 기간에 걸쳐 지속적으로; 2) 백그라운드에서 주기적으로; 그리고/또는 3) 사용자 요구에 따라 원-샷 모드(one-shot mode)로 결정될 수 있다. 그러나, 종래의 심혈관 측정들 및/또는 심박수 결정 기법들은 종종 사용자 움직임에 의해 악영향을 받는다. 예컨대, 갑작스러운 또는 지속적인 사용자 움직임에 의해 야기될 수 있는 잡음 버스트들 또는 잡음 스파이크들은, 심혈관 측정들을 하는 데 사용되는 신호들의 품질을 저하시키고, 이에 의해 부정확성들을 생성할 수 있다.
- [0014] [0025] 사용자 모션을 보상하기 위해, 가속도계에 의해 제공되는 모션 관련 측정들이 적응형 필터(adaptive filter)에 입력되어, 잡음 감소를 가능하게 할 수 있다. 통상적으로, 적응형 필터는 시간 도메인에서 심혈관 및/또는 심박수 신호의 모션 유도 잡음을 보상하기 위해 모션 관련 신호들을 사용할 수 있다. 그러나, 모션이 큰 경우, 모션 관련 신호가 심혈관 및/또는 심박수 신호보다 10배(또는 그 초과) 더 클 수 있기 때문에, 적응형 필터는 적절히 보상하지 못할 수 있다. 다른 한편, 예컨대, 모션 센서 신호가 약할 수 있는 모션(예컨대, 타이핑)을 수반하는, 앉아서 하는 활동(sedentary activity)들 동안, 보상은 또한 부적절할 수 있다.
- [0015] [0026] 일부 개시된 실시예들은, 입력 신호 컨디셔닝, 스펙트럼 분석, 및 광학 및 모션 센서 신호들의 비교 및 주파수 도메인에서의 프로세싱에 부분적으로 기반하여, 광학 센서로부터의 하나 또는 그 초과 심혈관 파라미터들과 관련된 측정된 신호들의 정확성(accuracy) 및/또는 신뢰도(reliability)를 개선한다. 측정들은 사용자 심박수와 관련될 수 있고 그리고/또는 사용자의 심박수의 추정을 획득하는 데 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 가능성 있는 실제 심박수에 대한 추정된 심박수의 근접성(proximity)의 신뢰성(confidence)을 표시하는 하나 또는 그 초과 품질 메트릭(들)이 획득될 수 있다. 품질 메트릭(들)은, 광학 및 모션 센서 신호들과 연관된 파형들의 스펙트럼 분석과 연관된 그리고/또는 스펙트럼 분석으로부터 유도된 파라미터들에 부분적으로 기반할 수 있다. 일부 실시예들에서, 품질 메트릭(들)은 추정된 심박수와 함께 출력될 수 있고, 측정 프로세스의 견고성(robustness)을 표시할 수 있다.
- [0016] [0027] 이들 및 다른 기법들은 도면들과 관련하여 아래에서 더 설명된다. 다른 양상들이 다음의 상세한 설명으로부터 당업자들에게 용이하게 명백해질 것이 이해되며, 상세한 설명에서 다양한 양상들이 예시로서 도시되고 설명된다. 도면들 및 상세한 설명은 사실상 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주될 것이다.
- [0017] [0028] 도 1은 개시된 실시예들과 일치하는 방식으로 바이오메트릭 정보를 획득할 수 있는 예시적 디바이스(100)의 블록 다이어그램을 도시한다.
- [0018] [0029] 도 1에서, 디바이스(100)는 사용자의 피부 조직에 근접하거나 또는 사용자의 피부 조직과 접촉하는 웨어러블 디바이스 또는 다른 디바이스와 같은 모바일 디바이스 또는 모바일 스테이션의 형태를 취할 수 있다. 일부 실시예들에서, 디바이스(100)는 광학적으로 투명한 표면과 접촉할 수 있고, 그 표면은 사용자의 피부 조직에 근접하거나 또는 사용자의 피부 조직과 접촉한다. 일반적으로, 본원에서 사용되는 바와 같은 "피부" 또는 "피부 조직"이라는 용어는, 피부의 조직(cutaneous tissue), 또는 피부의 조직과 접촉하거나 피부의 조직에 매우 근접하는 광학적으로 투명한 표면을 나타내는 데 사용된다. 추가하여, "피부에 대한 움직임" 또는 "피부에 대한 센서의 움직임"이라는 용어는, 하나 또는 그 초과 심혈관 파라미터들을 측정하는 광학 센서에 대한 광학 센서 아래의 임의의 몸체 부분의 움직임을 나타내는 데 사용된다. 몸체 부분들은, 광학 센서 아래의 피부, 뼈들, 피부의 조직, 피하 조직 등을 포함하며, 이들 모두는, 상대적 모션이 존재하는 경우, 광학 센서에 의한 측정들에 영향을 미칠 수 있다. "심혈관"이라는 용어는 심장, 혈액, 및 혈관들을 포함한 순환계(circulatory

system)를 나타내는 데 사용된다. 사용자의 심혈관계와 연관된 하나 또는 그 초과와 파라미터들의 측정들은 사용자 심박수를 비롯한 바이오메트릭 정보를 획득하는 데 사용될 수 있다.

- [0019] [0030] 일반적으로, 디바이스(100)는 시계, 손목밴드, 이어 플러그, 흉부 밴드, 팔, 어깨, 다리 또는 발목 커프 및/또는 피부와 접촉하는 다른 디바이스의 형태를 취할 수 있다. 일반적으로, 본원에서 개시되는 디바이스들 및 기법들은 바이오메트릭 측정들과 함께 사용될 수 있으며, 여기서 모션 유도 잡음은 측정들의 정확성 및/또는 신뢰도에 악영향을 미칠 수 있다. "정확성"이라는 용어는 파라미터의 이상적 또는 실제 값에 대한 파라미터의 측정의 근접성을 나타낸다. "신뢰도"라는 용어는 일련의 측정들에 걸친 정확성의 변화 정도를 나타낸다.
- [0020] [0031] 일부 실시예들에서, 디바이스(100)는 셀룰러 폰, 모바일 폰, 다른 무선 통신 디바이스 및/또는 무선 통신 디바이스에 커플링된 웨어러블 디바이스와 연관된 기능성을 제공할 수 있다. 예컨대, 디바이스(100)는 무선 통신 및/또는 내비게이션 신호들을 수신할 수 있거나 또는 무선 통신 및/또는 내비게이션 신호들을 수신할 수 있는 디바이스에 커플링될 수 있다. 일부 실시예들에서, 디바이스(100)는 웨어러블 컴퓨팅 디바이스의 형태를 취할 수 있으며, 웨어러블 컴퓨팅 디바이스는 웨어러블 헤드셋과 쌍을 이루는 디스플레이(180) 및/또는 카메라(110)를 포함하고 그리고 다양한 다른 센서들을 포함할 수 있다. 예컨대, 헤드셋은, 라이브 및/또는 실세계 이미지들을 디스플레이하는 데 사용될 수 있는 HMD(head mounted display)를 포함할 수 있다.
- [0021] [0032] 일부 실시예들에서, 디바이스(100)는 독립형 바이오메트릭 측정 디바이스일 수 있다. 일부 경우들에서, 바이오메트릭 측정 디바이스는, 네트워크에 연결되도록 또는 다르게는 무선으로 또는 유선 연결을 통해 다른 디바이스와 통신하도록 구성되지 않을 수 있는 활동 추적기, 게이밍 또는 다른 디바이스와 같은 다른 디바이스에 통합될 수 있다. 예컨대, 디바이스(100)는 통신 엘리먼트들 및/또는 네트워킹 기능성을 생략할 수 있다. 따라서, 일부 실시예들에서, 본원에서 설명되는 기법들 중 하나 또는 그 초과와 일부 또는 전부는, 유선 또는 무선 네트워킹을 사용하여 다른 디바이스와 연결되도록 구성되지 않을 수 있는 독립형 디바이스로 구현될 수 있다.
- [0022] [0033] 도 1에 도시된 바와 같이, 예시적 디바이스(100)는 모션 센서(136), 광학 센서(132), 센서 뱅크(130), 디스플레이(180), 하나 또는 그 초과와 프로세서(들)(150)(이하 "프로세서(들)(150)"로 지칭됨), 메모리(160) 및/또는 트랜시버(170)를 포함할 수 있으며, 이들은 버스들, 라인들, 섬유들, 링들 등 또는 이들의 일부 조합과 같은 연결들을 통해 서로 그리고 디바이스(100) 상의 다른 기능 유닛들(도시되지 않음)과 동작가능하게 커플링될 수 있다.
- [0023] [0034] 일부 실시예들에서, 디바이스(100)는 또한 선택적으로, 카메라(110)를 포함할 수 있으며, 카메라(110)는 CCD(charge coupled device)들, CMOS(complementary metal oxide semiconductor), 및/또는 다양한 다른 이미지 센서들을 포함할 수 있다. 스틸 또는 비디오 카메라들일 수 있는 카메라(들)(110)는 환경의 일련의 이미지 프레임들을 캡처하고, 캡처된 이미지 프레임들을 프로세서(150)에 전송할 수 있다. 일부 실시예들에서, 카메라(들)(110)는 웨어러블 디스플레이(180) 외부에 있고 그리고/또는 웨어러블 디스플레이(180)에 하우징될 수 있고, 웨어러블 디스플레이(180)는 프로세서들(150) 및/또는 디바이스(100) 내의 다른 기능 유닛들에 동작가능하게 커플링될 수 있지만, 이들과 개별적으로 하우징될 수 있다.
- [0024] [0035] 예컨대, 트랜시버(170)는, 하나 또는 그 초과와 타입들의 무선 통신 네트워크를 통해 하나 또는 그 초과와 신호들을 송신하도록 인에이블된 송신기 및 하나 또는 그 초과와 타입들의 무선 통신 네트워크들을 통해 수신된 하나 또는 그 초과와 신호들을 수신하기 위한 수신기를 포함할 수 있다. 트랜시버(170)는 WPAN(Wireless Personal Area Network)들, 이를테면, 블루투스, NFC(Near Field Communication), IEEE 802.15x 표준군에 기반하는 네트워크들 등과 같은 다양한 기술들에 기반하는 무선 네트워크들과의 통신을 가능하게 할 수 있다. 일부 실시예들에서, 트랜시버(170)는 또한, IEEE 802.11 표준군에 기반할 수 있는 펌토셀들, Wi-Fi 네트워크들 또는 WLAN(Wireless Local Area Network)들, 및/또는 WWAN(Wireless Wide Area Network)들, 이를테면, LTE, WiMAX 등과 같은 통신을 가능하게 할 수 있다. 예컨대, 일부 실시예들에서, 트랜시버(170)는, 위에서 설명된 다양한 네트워크들 중 하나 또는 그 초과와 커플링될 수 있는 서버, 셀폰, 및/또는 다른 컴퓨팅 디바이스와 같은 다른 디바이스와의 통신을 가능하게 할 수 있다.
- [0025] [0036] 예컨대, 트랜시버(170)는 WWAN, 이를테면, CDMA(Code Division Multiple Access) 네트워크, TDMA(Time Division Multiple Access) 네트워크, FDMA(Frequency Division Multiple Access) 네트워크, OFDMA(Orthogonal Frequency Division Multiple Access) 네트워크, SC-FDMA(Single-Carrier Frequency Division Multiple Access) 네트워크, LTE(Long Term Evolution), WiMAX 등과의 (직접적 또는 간접적) 통신을 가능하게 할 수 있다. CDMA 네트워크는 cdma2000, W-CDMA(Wideband-CDMA) 등과 같은 하나 또는 그 초과와 RAT(radio access technology)들을 구현할 수 있다. cdma2000은 IS-95, IS-2000 및 IS-856 표준들을

포함한다. TDMA 네트워크는 GSM(Global System for Mobile Communications), D-AMPS(Digital Advanced Mobile Phone System), 또는 일부 다른 RAT를 구현할 수 있다. GSM, W-CDMA, 및 LTE는 3GPP("3rd Generation Partnership Project")로 알려진 조직으로부터의 문서들에 기술되어 있다. cdma2000은 "3GPP2(3rd Generation Partnership Project 2)"로 명명된 컨소시엄으로부터의 문서들에 기술되어 있다. 3GPP 및 3GPP2 문서들은 공개적으로 이용가능하다. 또한, 다른 기법들이 WWAN, WLAN 및/또는 WPAN의 임의의 조합과 함께 구현될 수 있다.

[0026] [0037] 예컨대, 디바이스(100) 상의 모션 센서(136) 및/또는 광학 센서(132)에 의해 획득된 하나 또는 그 초과 의 측정들은 트랜시버(170)를 사용하여 모바일 폰과 같은 다른 디바이스에 전송될 수 있다. 모바일 폰은 개시 된 기법들에 따라 측정들을 프로세싱하고, 결과들을 다시 디바이스(100)에 전송할 수 있으며, 디바이스(100)는 그 결과들을 트랜시버(170)를 통해 수신할 수 있다. 수신된 결과들은 프로세서(들)(150)에 의해 추가로 프로세 싱되고 그리고/또는 디스플레이(180)를 사용하여 디스플레이될 수 있다.

[0027] [0038] 일부 실시예들에서, 카메라(110), 트랜시버(170) 및/또는 디바이스(100) 상의 하나 또는 그 초과 의 다른 포트들을 생략될 수 있다. 본원에서 개시되는 실시예들은 독립형 디바이스, 예컨대, 다른 디바이스와 통신하고 그리고/또는 카메라, 트랜시버(170)를 포함하지 않는 웨어러블 디바이스에서 사용될 수 있다. 따라서, 일부 실 시예들에서, 디바이스(100)는 센서 뱅크(130), 모션 센서(136) 및/또는 광학 센서(132)로부터 측정들을 획득할 수 있다. 측정들은 바이오메트릭 모듈(155) 및/또는 심박수 추정 모듈(158)을 사용하여 그리고/또는 메모리 (160)에 저장된 루틴들에 기반하여 프로세서(들)(150)에 의해 프로세싱될 수 있다. 획득된 결과들은 디바이스 (100) 상의 디스플레이(180) 상에 디스플레이될 수 있다. 디스플레이(180)는 컬러 이미지들을 비롯한 이미지들 을 렌더링할 수 있는 스크린, HMD 등을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 디스플레이(180) 및/또는 디바이 스(100)는 웨어러블 디바이스에 하우징될 수 있으며, 웨어러블 디바이스는 디바이스(100)와 커플링되지만 디바 이스(100)와 별개로 하우징될 수 있다.

[0028] [0039] 일부 실시예들에서, 광학 센서(132)는 바이오메트릭 측정들을 획득하기 위해 광학 기법들을 사용하는 PPG 센서 또는 다른 센서의 형태를 취할 수 있다. 예컨대, 광학 센서는 피부 조직의 혈관들 내의 용적 변화들 과 관련된 포토메트릭 측정들 및/또는 심혈관 파라미터들의 다른 측정들에 기반하여 전기 신호들을 출력할 수 있다. LED들을 자극하고 그리고 대응하는 광학 리턴 신호들을 측정하도록 설계된 광학 센서들인 아날로그 디바 이스들 ADPD142RG/ADPD142RI와 같은 다양한 광학 센서들이 알려져 있으며 이용가능하다. 광학 리턴 신호들은 프로세서(들)(150)에 전송될 수 있고 그리고/또는 일부 경우들에서는 심박수와 같은 일부 바이오메트릭 정보를 추정하는 데 사용될 수 있다. 광학 센서(132)는 광을 출력하고 그리고 대응하는 광학 리턴 신호들을 측정하기 위해 포토다이오드들 및/또는 LED들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 센서(132)는 사용자 심혈관계 와 연관된 하나 또는 그 초과 의 파라미터들을 측정하고 그리고 바이오메트릭 및/또는 심박수 관련 정보를 제공 할 수 있다. 일부 실시예들에서, 심혈관 파라미터 측정들, 바이오메트릭 또는 심박수 관련 정보는 일부 특정된 레이트로 제공될 수 있다. 예컨대, 광학 센서(132)는 측정된 샘플들을, 사용자 특정된 또는 디폴트 샘플링 레 이트로 프로세서(들)(150)에 제공할 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 센서(132)의 샘플링 레이트는 구성가능 할 수 있다. 예컨대, 심박수 관련 측정들의 경우, 광학 센서(132)는 통상적으로, 최대 심박수보다 2배 더 큰 레이트로 샘플들을 제공한다. 일부 실시예들에서, 광학 센서(132)에 의해 제공되는 샘플들은 프로세서 (들)(150)에 의해 프로세싱되기 전에 메모리(160)에서 버퍼링되고, 컨디셔닝될 수 있다.

[0029] [0040] 또한, 일부 실시예들에서, 샘플 측정들이 획득되는 시간 윈도우는 구성가능할 수 있다. 일부 실시예들 에서, 시간 윈도우는 사용자가 구성가능할 수 있거나 또는 디바이스(100)의 동작 모드에 기반하여 몇몇 옵션들 중 하나를 디폴트로 할 수 있다. 예컨대, 시간 윈도우는, 측정들이 연속적으로 캡처되는지, 또는 "윈 샷" 모드 에서 캡처되는지에 기반하여, 예상되는 또는 측정되는 사용자 모션의 양에 기반하여, 그리고/또는 이용가능한 메모리 및 원하는 응답 시간, 및/또는 사용자에게 의해 설정된 정확성/신뢰도 제약들이 기반하여 조정될 수 있다.

[0030] [0041] 일부 실시예들에서, 심박수 범위, 최대 심박수 및 샘플링 인터벌은 사용자-구성가능하고 그리고/또는 모 션 센서 신호와 연관된 측정들에 기반하여 설정될 수 있다. 예컨대, 사용자 설정들 및/또는 모션 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 전력 및 주파수들에 기반하여, 디바이스(100)는 사용자가, 비교적 느린 모션으로 이동하고 있는지 또는 모션이 없는 상태인지, 걷고 있는지, 조깅하고 있는지, 달리고 있는지 등을 결정할 수 있고, 그에 따라 심박수 범위 및 가능성 있는 최대 심박수를 동적으로 설정 또는 재설정할 수 있다.

[0031] [0042] 일부 실시예들에서, 구성가능한 파라미터들은 또한, 1) 추출된 스펙트럼 광학 피크들의 수; 2) 추출된 스펙트럼 모션 피크들의 수; 3) 후보 피크로서 선택된 로컬 피크의 최소 높이 — 이는 잡음있는 컨디션들 하에 서의 추정을 개선함 —; 4) 모션 상태 카테고리들을 커스터마이징하기 위한 모션 파워 파라미터; 5) 모션 상태

들을 협대역(건기 또는 달리기) 또는 더 복잡한 모션들로 카테고리화하기 위한 모션 스펙트럼 대역폭 파라미터; 6) 시스템 응답성과 관련된 적응형 평활화/필터링 파라미터(adaptive smoothing/filtering parameter)들; 7) 클램핑 프로세스의 감도와 관련된 클램핑 파라미터들; 8) 블랭킹 프로세스의 감도와 관련된 블랭킹 파라미터들; 및 9) AC 신호들의 샘플들의 변환 동안 사용되는 고역 통과 필터 파라미터들을 포함할 수 있다. 위의 파라미터들 (1) 및 (2)는 잡음있는 컨디션들 하에서 획득된 품질 추정들과 관련된다.

[0032] [0043] 특정 예시적 구현들에서, 디바이스(100)는 또한, IMU(Inertial Measurement Unit) 및/또는 가속도계들의 형태를 취할 수 있는 모션 센서(136)를 포함할 수 있다. 모션 센서(136)는 하나 또는 그 초과와 자이로스코프들 및/또는 하나 또는 그 초과와 가속도계들을 포함할 수 있다. 모션 센서(136)는 움직임 관련 정보를 프로세서(들)(150)에 제공할 수 있다. 일부 실시예들에서, 움직임 관련 정보는 일부 특정된 레이트로 제공될 수 있다. 예컨대, 모션 센서(136)는 측정된 샘플들을, 사용자-특정된 또는 디폴트 샘플링 레이트로 프로세서(들)(150)에 제공할 수 있다. 일부 실시예들에서, 모션 센서(136)의 샘플링 레이트는 구성가능할 수 있다. 일부 실시예들에서, 일부 미리 결정된 또는 구성된 시간 윈도우에서 모션 센서(136)에 의해 제공되는 샘플들은 메모리(160)에서 그리고 프로세서(들)(150)에 의해 프로세싱되기 전에, 컨디셔닝되고 버퍼링될 수 있다. 디바이스(100)는 또한, 센서 뱅크(130)를 포함할 수 있고, 센서 뱅크(130)는 주변 광 센서들, 음향 센서들, 전기-기계 센서들 등과 같은 다양한 다른 센서들을 포함할 수 있다.

[0033] [0044] 프로세서(들)(150)는 광학 센서(132), 모션 센서(136) 및/또는 센서 뱅크(130)에 의한 측정들을 프로세싱하기 위해 소프트웨어를 실행할 수 있다. 프로세서(들)(150)는 하드웨어, 펌웨어, 및 소프트웨어의 조합을 사용하여 구현될 수 있다. 프로세서(들)(150)는 센서 측정들을 프로세싱하는 것 및/또는 측정들로부터 유도된 바이오메트릭 정보를 획득하는 것과 관련된 컴퓨팅 절차 또는 프로세스의 적어도 일부를 수행하도록 구성가능한 하나 또는 그 초과와 회로들을 나타낼 수 있다. 프로세서(들)(150)는 명령들 및/또는 데이터를 메모리(160)로부터 리트리브할 수 있다. 일부 실시예들에서, 프로세서(들)(150)는 바이오메트릭 모듈(155)을 포함할 수 있고, 바이오메트릭 모듈(155)은, 본 개시내용에서 개요된 바와 같이, 예시적 심박수 추정 모듈(158)과 같은 다양한 바이오메트릭 애플리케이션들을 실행시키거나 또는 그 실행을 가능하게 할 수 있다.

[0034] [0045] 일부 실시예들에서, 프로세서(들)(150)는, 하드웨어 및 소프트웨어의 일부 조합을 사용하여 구현될 수 있는 바이오메트릭 모듈(155)을 포함할 수 있다. 예컨대, 일 실시예에서, 바이오메트릭 모듈(155)은 소프트웨어 및 펌웨어를 사용하여 구현될 수 있다. 다른 실시예에서, 전용 회로, 이를테면, ASIC(Application Specific Integrated Circuit)들, DSP(Digital Signal Processor)들 등이, 바이오메트릭 모듈(155)을 구현하는 데 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 바이오메트릭 모듈(155)은 하나 또는 그 초과와 다른 프로세서들 및/또는 디바이스(100) 상의 다른 컴포넌트들과 통신하는 기능성을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 센서(132) 및 모션 센서(136)로부터의 입력 및/또는 광학 센서(132) 및/또는 모션 센서(136)에 의한 심혈관 측정들로부터 유도된 바이오메트릭 정보(예컨대, 바이오메트릭 모듈(155)에 의해 획득된 것과 같음)는 심박수 추정 모듈(158)에 제공될 수 있고, 심박수 추정 모듈(158)은 심박수를 출력하고 그리고/또는 출력되는 심박수와 연관된 하나 또는 그 초과와 품질 메트릭들을 출력할 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 센서(132) 및 모션 센서(136)로부터 측정된 신호들은 메모리(160)에서 버퍼링되고, 프로세서(들)(150), 바이오메트릭 모듈(155), 및/또는 심박수 추정 모듈(158)에 의해 프로세싱되기 전에 컨디셔닝될 수 있다. 예컨대, 버퍼링된 신호들은, 잡음 스파이크들을 제거하기 위해 클램핑에 의해 프로세싱되고, DC 및 저주파 성분들을 제거하기 위해 신호들을 고역통과 필터에 통과시키는 것에 의해 프로세싱되고, 그리고 아웃라이어(outlier)들을 폐기하기 위해 통계적으로 분석될 수 있다.

[0035] [0046] 메모리(160)의 일부 또는 전부는 (예컨대, 동일한 다이 상에) 프로세서들(150)과 코-로케이팅되고 그리고/또는 프로세서들(150) 외부에 로케이팅될 수 있다. 프로세서(들)(150)는, 몇 개만 예를 들자면, 하나 또는 그 초과와 ASIC(application specific integrated circuit)들, CPU(central processing unit)들 및/또는 GPU(graphical processing unit)들, DSP(digital signal processor)들, DSPD(digital signal processing device)들, PLD(programmable logic device)들, FPGA(field programmable gate array)들, 제어기들, 마이크로-제어기들, 마이크로프로세서들, 임베디드 프로세서 코어들, 전자 디바이스들, 본원에서 설명되는 기능들을 수행하도록 설계되는 다른 전자 유닛들, 또는 이들의 조합을 사용하여 구현될 수 있다.

[0036] [0047] 메모리(160)는 임의의 타입의 장기, 단기, 휘발성, 비휘발성 또는 다른 메모리를 나타낼 수 있으며, 메모리의 임의의 특정 타입 또는 메모리들의 개수, 또는 메모리가 저장되는 물리 매체들의 타입으로 제한되는 것은 아니다. 일부 실시예들에서, 메모리(160)는 다양한 바이오메트릭 및/또는 심박수 추정 방법들을 가능하게 하기 위한 코드(예컨대, 하나 또는 그 초과와 프로세서들에 의해 실행될 수 있는 명령들)를 보유할 수 있다.

메모리(160)는 또한, 모션 센서(136) 및 광학 센서(132)로부터 수신된 신호 측정들을 저장하고 그리고 중간 데이터 및 프로세싱된 결과들을 저장하기 위해 버퍼들을 포함할 수 있다.

[0037] [0048] 일반적으로, 메모리(160)는 임의의 데이터 저장 메커니즘을 나타낼 수 있다. 메모리(160)는, 예컨대 1 차 메모리 및/또는 2 차 메모리를 포함할 수 있다. 1 차 메모리는, 예컨대, 랜덤 액세스 메모리, 판독 전용 메모리 등을 포함할 수 있다. 프로세서들(150)로부터 분리된 것으로 도 1에서 예시되지만, 1 차 메모리의 일부 또는 전부가 프로세서들(150) 내에 제공될 수 있거나 또는 다르게는 프로세서들(150)과 코-로케이팅되고 그리고/또는 커플링될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 예컨대, 일 실시예에서, 광학 센서(132) 및/또는 모션 센서(136)로부터의 컨디셔닝된 신호 측정들은 1 차 메모리에 저장될 수 있다.

[0038] [0049] 예컨대, 2 차 메모리는, 예컨대, 플래시/USB 메모리 드라이브들, 메모리 카드 드라이브들, 디스크 드라이브들, 광학 디스크 드라이브들, 테이프 드라이브들, 고체상태 메모리 드라이브들, 하이브리드 드라이브들 등과 같은, 1 차 메모리 및/또는 하나 또는 그 초과 데이터 저장 디바이스들 또는 시스템들과 동일하거나 또는 유사한 타입의 메모리를 포함할 수 있다. 특정 구현들에서, 2 차 메모리는, 디바이스(100)에 커플링된 제거가능 미디어 드라이브(도시되지 않음)의 컴퓨터-판독가능 매체를 동작가능하게 수용할 수 있거나 또는 다르게는 컴퓨터-판독가능 매체에 커플링되도록 구성가능할 수 있다. 일부 실시예들에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체는 메모리(160) 및/또는 프로세서(들)(150)의 일부를 형성할 수 있다.

[0039] [0050] 디바이스(100)에 포함된 모든 모듈들이 도 1에 도시된 것은 아니다. 또한, 디바이스(100)는 또한, 이를테면, 도시된 기능 블록들 중 하나 또는 그 초과를 부가하거나, 조합하거나, 또는 생략함으로써, 본 개시내용과 일치하는 방식으로 다양한 방식으로 수정될 수 있다. 예컨대, 일부 구성들에서, 디바이스(100)는 트랜시버(170)를 포함하지 않을 수 있다. 일부 실시예들에서, 디바이스(100)의 부분들은 하나 또는 그 초과 칩셋들의 형태를 취할 수 있다.

[0040] [0051] 도 2는 피부 표면 근처의 혈관들의 용적 측정들과 관련된 광학 신호 샘플들을 측정 및 출력할 수 있는 광학 센서(132)를 갖는 디바이스(100)를 도시한다. 광학 신호 측정 샘플들은 프로세서(들)(150), 바이오메트릭 모듈(155) 및/또는 심박수 추정 모듈(158) 중 하나 또는 그 초과로 입력될 수 있다. 사용자 움직임들 때문에, 광학 센서 신호 측정들(305)로부터의 샘플들은 변화되고 그리고/또는 잡음 또는 다른 아티팩트들을 포함할 수 있다. 예컨대, 피부 접촉량이 변화하는 경우, 광학 센서 신호 측정들의 품질이 영향을 받을 수 있다.

[0041] [0052] 일부 실시예들에서, 모션 센서(136)는 피부에 대한 모션을 측정하고 그리고 모션에 따른 신호 샘플들을 출력할 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 센서(132) 및 모션 센서(136) 둘 모두로부터의 신호들은 각각 전자 인터페이스들(210-1 및 210-2)을 통해 프로세서(들)(150)에 출력될 수 있다. 일부 실시예들에서, 전자 인터페이스들(210-1 및 210-2)은 광학 센서(132) 및 모션 센서(136)로부터의 신호들의 컨디셔닝의 일부를 수행할 수 있다.

[0042] [0053] 도 3은 개시되는 실시예들과 일치하는 방식으로 광학 및 모션 센서 신호 측정들에 기반하여 심박수와 같은 바이오메트릭 정보를 획득하는 예시적 방법(300)을 도시하는 흐름도를 도시한다. 일부 실시예들에서, 방법(300)의 부분들은, 광학 센서(132)로부터 수신된 심혈관 파라미터 측정들, 및 모션 센서(136)에 의한 측정들에 부분적으로 기반하여, 프로세서(들)(150), 바이오메트릭 모듈(155) 및/또는 심박수 추정 모듈(158) 중 하나 또는 그 초과를 사용하여 디바이스(100)에 의해 수행될 수 있다.

[0043] [0054] 일부 실시예들에서, 광학 및 모션 센서 신호들은 광학 센서 신호 측정들(305) 및 모션 센서 신호 측정들(315)을 획득하기 위해 주기적으로 샘플링될 수 있다. 광학 및 모션 센서 신호 컨디셔닝 및 버퍼링 블록(320)에서, 광학 센서 신호 측정들(305) 및 모션 센서 신호 측정들(315)을 포함하는 측정된 신호 샘플들이 컨디셔닝 및 버퍼링될 수 있다.

[0044] [0055] 광학 및 모션 센서 신호 컨디셔닝 및 버퍼링 블록(320)과 관련되는 도 4는, 개시된 실시예들과 일치하는, 광학 및 모션 센서 신호들을 컨디셔닝 및 버퍼링하기 위한 예시적 방법을 도시하는 흐름도를 도시한다. 예컨대, 도 4에 도시된 바와 같이, 단계(322)에서, 광학 및 모션 센서 신호들은 잡음 스파이크들의 영향들을 완화하기 위해 클램핑될 수 있다. 그 다음, 단계(324)에서, DC 신호 및/또는 임의의 저주파 성분들을 제거하기 위해, 클램핑된 광학 및 모션 센서 신호들에 고역 통과 필터가 적용될 수 있다.

[0045] [0056] 단계(326)에서, 클램핑되고 필터링된 광학 및 모션 센서 신호들은 "블랭킹될(blanked)" 수 있다. "블랭킹" 동안, 신호 측정들이 획득된 시간 윈도우는 시간 세그먼트들로 분할될 수 있고, 각각의 시간 세그먼트 내의 클램핑되고 필터링된 신호들은 (예컨대, 각각의 신호 세그먼트에 대한 최소, 최대 및 다른 통계적 측정들을 컴

퓨팅함으로써) 통계적으로 분석된다. 아웃라이어들이나 것으로 고려되는 시간 세그먼트들이 폐기되고 그리고/또는 "제로" 신호 값들로 대체될 수 있어서, 폐기된/제로화된 아웃라이어 세그먼트들은 제1 심박수 또는 RHR(raw heart rate)의 결정에 기여하지 않는다. 예컨대, 최대 및 최소 광학 센서 신호 값들 사이의 확산 또는 차이가 제1 미리 결정된 또는 통계적으로 결정된 임계치를 초과하는 경우, (광학 센서 신호에 대한) 시간 세그먼트는 아웃라이어들이나 것으로 결정될 수 있다. 유사하게, 최대 및 최소 광학 센서 신호 값들 사이의 확산 또는 차이가 제2 미리 결정된 또는 통계적으로 결정된 임계치를 초과하는 경우, (모션 센서 신호에 대한) 시간 세그먼트는 아웃라이어들이나 것으로 결정될 수 있다.

[0046] [0057] 단계(328)에서, 컨디셔닝된 광학 및 모션 센서 신호들은 버퍼링될 수 있다. 예컨대, 일부 실시예들에서, 컨디셔닝된 광학 및 모션 센서 신호들은 메모리(160)의 부분인 버퍼들에 저장될 수 있다. 따라서, 단계(326)의 출력은 컨디셔닝된 PPG 및 모션 센서 신호 측정들을 포함하는 입력 신호 버퍼일 수 있다. 완료 시에, 제어는 단계(330)에서 방법(300)으로 리턴될 수 있다.

[0047] [0058] 도 3을 참조하면, 블록(330)에서, RHR(Raw Heart Rate)이 결정될 수 있다. 본원에서 사용되는 바와 같은 "RHR(Raw Heart Rate)"이라는 용어는, 컨디셔닝 및 버퍼링된 광학 센서 및 모션 센서 신호들에 기반하여 획득될 수 있는 제1 심박수의 추정을 나타내는 데 사용된다.

[0048] [0059] 블록(330)은, RHR을 컴퓨팅하기 위한 방법에 대한 흐름도를 도시하는 도 5에서 더 상세히 설명된다. 예컨대, 도 5에 도시된 바와 같이, 단계(332)에서, (i) 광학 및 (ii) 모션 센서 신호 측정들에 대응하는 전력 스펙트럼들이 획득될 수 있다. 일 실시예에서, 입력 신호들의 주파수 도메인 표현을 획득하기 위해, FFT(Fast Fourier Transform) 기반 기법들이 광학 및 모션 센서 입력 신호 샘플들에 사용될 수 있다. 각각의 신호에 대한 대응하는 전력 스펙트럼을 획득하기 위해, 입력 광학 및 모션 신호들의 FFT의 크기들이 제공될 수 있다. 입력 버퍼에서 컨디셔닝된 광학 및 모션 센서 신호들의 전력 스펙트럼을 획득하기 위해, 간단한 FFT 이외의 기법들, 이를테면, Welch의 방법(Welch's method)과 같은 비-파라메트릭 방법들 또는 자기회귀 모델 추정(autoregressive model estimation)과 같은 파라메트릭 방법들이 사용될 수 있다.

[0049] [0060] 단계(334)에서, 우세한 또는 최대 진폭 모션 센서 스펙트럼 피크들의 세트는, 단계(332)에서 획득된 모션 센서 전력 스펙트럼으로부터 추출된다.

[0050] [0061] 도 7은 분당 사이클들 단위의 주파수(X-축)에 대한 모션 센서 신호 전력(Y-축)의 변화를 도시하는 예시적 모션 센서 전력 스펙트럼(700)을 도시한다. 예컨대, 모션 센서 전력 스펙트럼(700)은 (도 5의) 단계(332)에서 획득될 수 있다. 도시된 바와 같이, 도 7에서, 모션 센서 전력 스펙트럼은 도 7에서 라벨들(MS1, MS2 및 MS3)에 의해 식별되는 우세한 스펙트럼 피크들을 포함할 수 있다.

[0051] [0062] 예로서, MS1은 조깅 동안 사용자에 의해 취해진 단계들과 연관된 주파수를 나타낼 수 있다. MS2는 MS1의 2배의 주파수인 고조파일 수 있다. 또한, MS3은 다른 몸체 부분의 모션을 나타낼 수 있다. 예컨대, 디바이스(100)가 착용되었거나 또는 사용자의 손 또는 팔에 있는 경우, MS3은 조깅하는 동안 팔의 움직임과 연관된 주파수를 나타낼 수 있으며, 이는 단계들의 주파수의 거의 절반에서 발생할 수 있다.

[0052] [0063] 도 5를 참조하면, 단계(336)에서, 상세한 또는 최대 진폭 광학 센서 스펙트럼 피크들의 세트는 단계 (332)에서 획득된 광학 센서 전력 스펙트럼으로부터 추출될 수 있다.

[0053] [0064] 도 8은 분당 사이클들 단위의 주파수(X-축)에 대한 광학 센서 신호 전력(Y-축)의 변화를 도시하는 예시적 광학 센서 전력 스펙트럼(800)을 도시한다. 도 7 및 도 8과 관련하여, (도 7에 도시된 바와 같은) 모션 센서 전력 스펙트럼의 모션 피크들의 상대적 세기들은 (도 8에 도시된 바와 같은) 광학 신호의 대응하는 모션 유도된 피크의 상대적 세기로부터 변화될 수 있다.

[0054] [0065] 일부 실시예들에서, 광학 센서 전력 스펙트럼(800)은 (도 5의) 단계(332)에서 획득될 수 있다. 또한, 도 8에 도시된 바와 같이, 광학 센서 전력 스펙트럼(800)은 도 8에서 라벨들(OS1, OS2, O-MS1, O-MS2 및 O-MS3)에 의해 식별되는 우세한 스펙트럼 피크들을 포함할 수 있다.

[0055] [0066] 도 5를 참조하면, 단계(336)에서, RHR을 결정하기 위해, 광학 및 모션 센서 스펙트럼 피크들의 세트들이 비교될 수 있다. 예컨대, 일 실시예에서, 모션 센서 신호의 스펙트럼 피크들에 주파수가 인접한 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들은 모션 관련된 것으로 고려될 수 있다. 예컨대, (도 7 및 도 8을 참조하면), 단계(336)에서, 모션 센서 전력 스펙트럼(700)은 광학 센서 전력 스펙트럼(800)과 비교될 수 있다. 비교의 결과로서, 모션 센서 전력 스펙트럼(700)(도 7)의 스펙트럼 피크들(MS1, MS2 및 MS3)에 주파수가 가까운 광학 센서 전력 스펙트럼(800)(도 8)의 스펙트럼 피크들(OS1, OS2 및 OS3)이 식별될 수 있다.

펙트럼(800)(도 8)의 스펙트럼 피크들(0-MS1, 0-MS-2 및 0-MS3)은 모션에 기인할 수 있다.

[0056] [0067] 또한, (도 5를 참조하면), 단계(336)에서, 주파수가 관련되지 않은 일부 미리 결정된 경계들(예컨대, 가능성 있는 심박수 범위를 나타냄) 내의 광학 센서 스펙트럼 피크들은 심박수에 기인할 수 있는 반면, 아웃라이어들은 잡음으로 생각될 수 있다. 예컨대, (도 8을 참조하면), 우세한 피크들(OS1 및 OS2)은 심박수에 기인할 수 있다. 예컨대, OS1은 제1 또는 RHR 추정으로서 사용될 수 있다. 이어서, OS2는 OS1의 제1 고조파인 것으로 결정될 수 있다.

[0057] [0068] 따라서, 일부 실시예들에서, 단계(336)(도 5)에서의 광학 센서 스펙트럼 피크 세트 및 모션 센서 스펙트럼 피크 세트의 스펙트럼 피크들의 비교는, (i) 잡음; (ii) 모션 및 (iii) RHR 추정과 관련된 스펙트럼 피크들을 산출할 수 있다. 블록(330)의 완료 시에, 제어는 단계(340)에서 방법(300)으로 리턴될 수 있다. 일부 실시예들에서, 스펙트럼 피크들의 비교는 광학 센서 신호의 기본 주파수를 결정하는 데 사용될 수 있고, 이는 결국, 사용자에게 대한 제1 심박수 추정(예컨대, RHR)을 획득하는 데 사용될 수 있다. 본원에서 사용되는 바와 같은 "기본 주파수"라는 용어는, 예컨대, RHR과 같은 사용자 심박수와 연관되고 그리고/또는 사용자 심박수를 나타낼 수 있는 광학 센서 신호의 기본 주파수를 나타낸다.

[0058] [0069] 일부 실시예들에서, RHR은 기본 주파수에 부분적으로 기반하여 추정될 수 있다. 예컨대, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현은, (시간 도메인에 있을 수 있는) 복수의 광학 센서 신호 측정들로부터 획득될 수 있다. 유사하게, 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현은, (시간 도메인에 있을 수 있는) 복수의 모션 센서 신호 측정들로부터 획득될 수 있다. 또한, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 비-모션 관련 스펙트럼 피크(non-motion related spectral peak)들을 결정하기 위해, 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들은 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 비교될 수 있다. 그 다음, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 비-모션 관련 스펙트럼 피크들에 기반하여, 사용자의 심박수와 연관된 기본 주파수가 결정될 수 있다.

[0059] [0070] 도 3을 참조하면, 일부 실시예들에서, 블록(340)에서, RHR과 연관된 품질 메트릭들이 결정될 수 있다. 품질 메트릭들은 RHR의 정확성 및/또는 신뢰도의 표시를 제공할 수 있다. RHR 품질 측정은 추정된 RHR의 신뢰성 레벨을 제공하는 데 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 품질 메트릭들은 광학 센서의 전력 스펙트럼과 연관된 스펙트럼 피치들에 부분적으로 기반하여 결정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 품질 메트릭(들)은 신호 형상과 독립적일 수 있다.

[0060] [0071] 블록(340)은, 단계(330)에서 결정된 RHR과 연관된 품질 메트릭들을 컴퓨팅하기 위한 방법에 대한 흐름도를 도시하는 도 6에서 더 상세히 설명된다. 예컨대, 도 6에 도시된 바와 같이, 단계(342)에서, 일부 실시예들에서, 제1 RHR 품질 메트릭은, (ii) 광학 센서 신호의 비-모션 관련 전력 콘텐츠에 대한 (i) 기본 주파수의 전력 및 기본 주파수의 고조파에 기반하여 컴퓨팅될 수 있다. 예컨대, 단계(342)에서, 제1 RHR 품질 메트릭은, (a) 광학 센서 스펙트럼의 기본 주파수의 진폭과 기본 주파수의 정수배들인 광학 센서 스펙트럼 피크들의 서브세트의 진폭들의 합 대 (b) 비-모션 관련 스펙트럼 피크들의 서브세트의 진폭들의 합의 비율로서 컴퓨팅될 수 있다. 예컨대, 일부 실시예들에서, 기본 주파수의 정수배들인 광학 센서 스펙트럼 피크들의 서브세트는 일부 임계 전력 값을 초과하는 그러한 광학 센서 스펙트럼 피크들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 비-모션 관련 스펙트럼 피크들의 서브세트는, 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택되고 그리고 일부 임계 전력 값을 초과하는 광학 센서 신호의 그러한 스펙트럼 피크들을 포함할 수 있다. 위의 어느 경우에서든 임계치가 제로일 때, 모든 비-모션 관련 스펙트럼 피크들은 제1 품질 메트릭의 계산에 포함될 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 센서 신호의 일부 특정된 수의 비-모션 관련 스펙트럼 피크들이 비-모션 관련 스펙트럼 피크들의 서브세트에 포함될 수 있다.

[0061] [0072] 일부 실시예들에서, 제1 품질 메트릭은 아래와 같이 획득될 수 있으며:

$$Q1_{RHR} = \frac{\sum_{P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \epsilon_k} a_i}{\sum_{P_i} a_i} \quad (1)$$

[0062] 여기서, $Q1_{RHR}$ 은 RHR 추정과 연관된 품질 메트릭이고; a_i 는 진폭이고, 그리고 f_i 는 광학 센서 신호의 i번

제 스펙트럼 피크 P_i 의 주파수이고, 여기서 $1 \leq i \leq n$ 이고, 그리고 $i=1, 2, 3, \dots, n$ 은 음이 아닌 정수이고; F_0 는 광학 센서 신호의 기본 주파수이고; $k(F_0)$ 는 기본 주파수의 k 번째 배수이고; 그리고 항 P_i s.t. $|f_i - kF_0| < \varepsilon_k$ 은, 피크들 P_i 의 대응하는 주파수들 f_i 가 $k(F_0)$ 의 일부 임계치 $\varepsilon_k (1 \leq k \leq k_{max})$ 내에 있음을 만족하는("s.t."), 광학 센서 신호의 그러한 피크들 P_i 을 나타낸다. 일부 실시예들에서, 임계치 ε_k 은 k 가 증가함에 따라 변화될 수 있다. 다른 실시예들에서, 임계치 ε_k 은 예컨대, $\varepsilon_{k_{max}}$ 과 같은 일부 고정된 값으로 설정될 수 있다. 일부 실시예들에서, k 는 음이 아닌 정수 값들, 예컨대, $k=0, 1, 2, 3 \dots k_{max}$ 를 취할 수 있다. 일부 실시예들에서, k 는 하나 또는 그 초과인 분수 값들, 예컨대 $k=0, (1/2), 1, 2, 3, 4 \dots k_{max}$ 또는 $k=0, (1/2), 1, (3/2), 2, (5/2), 3, (7/2) \dots k_{max}$ 일 수 있다. 항 $|f_i - kF_0|$ 은 f_i 와 kF_0 사이의 차이의 절대 값을 나타낸다.

[0064] [0073] 도 9는 모션 관련 스펙트럼 성분들이 없는 광학 센서 전력 스펙트럼(900)을 도시한다. 도 9에서, X-축은 분당 사이클들의 단위로 주파수를 나타내는 한편, Y-축은 신호 전력을 나타낸다. 일부 실시예들에서, 광학 센서 전력 스펙트럼(900)은, (예컨대, 도 5의 단계(338)에서의 모션 센서 전력 스펙트럼(700)과 광학 센서 전력 스펙트럼(800)의 비교 후에) 광학 센서 전력 스펙트럼(800)으로부터 모션 관련 성분들을 제거함으로써 획득될 수 있다.

[0065] [0074] 도 9에서, 광학 센서 신호의 기본 주파수는 $F_0 = RHR \approx 116$ 분 당 사이클들(cycles per minute)로서 도示된다. 주파수들 $(2*F_0), (3*F_0), (4*F_0), \dots$ 을 갖는 F_0 의 고조파들이 또한 도 9에 도示된다. 또한, 도 9는 또한, 스펙트럼 피크들의 진폭들 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6 \dots$ 을 도示하며, 이는 광학 센서 신호의 주파수들 $f_1, f_2, f_3, f_4, f_5, f_6 \dots$ 에 각각 대응할 수 있다. 도 9에 도示된 바와 같이, 주파수 f_6 에서 진폭 a_6 을 갖는 제6 비-모션 관련 스펙트럼 피크는 기본 주파수 F_0 에 대응하여 결정될 수 있는데, 왜냐하면, $i=6$ 및 $k=1$ 에 대해 P_6 는 $|f_6 - (1)F_0| < \varepsilon_1$ 을 만족하기 때문이다. 유사하게, 주파수 f_{12} 에서 진폭 a_{12} 을 갖는 제12 비-모션 관련 스펙트럼 피크는 기본 주파수 F_0 의 제2 고조파에 대응하여 결정될 수 있는데, 왜냐하면, $i=12$ 및 $k=2$ 에 대해 P_{12} 는 $|f_{12} - (2)F_0| < \varepsilon_2$ 을 만족하기 때문이다. 제3 및 제4 고조파들은 유사하게 결정될 수 있는데, 왜냐하면, 각각, $i=16$ 및 $k=3$ 에 대해 P_{16} 는 $|f_{16} - (3)F_0| < \varepsilon_3$ 을 만족하고, 그리고 $i=23$ 및 $k=4$ 에 대해 P_{23} 는 $|f_{23} - (4)F_0| < \varepsilon_4$ 을 만족하기 때문이다.

[0066] [0075] 예로서, 모션이 없는 경우에 대해, 광학 센서 스펙트럼 피크들은 RHR 또는 잡음과 관련될 가능성이 있다. 통상적으로, RHR이 준-주기적(quasi-periodic)이기 때문에, RHR 관련 광학 센서 스펙트럼 피크들은 고조

파 비율(harmonic ratio)이 될 것이고, 합 $\sum_{P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \varepsilon_k} a_i$ (수학식(1)의 분자(numerator))은 1에 접근

한다. 따라서, 잡음 피크들에서 제로 또는 낮은 전력이 존재하는 경우, $\left(\sum_{P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \varepsilon_k} a_i \right) \approx \sum_{P_i} a_i$ 여서, 품질 메트릭 Q_{RHR} 은 1에 접근한다. 그렇지 않으면, 잡음이 증가함에 따라, 품질 측정은 감소되고 결국 제로에 접근한다. 일반적 경우에 대해, 잡음 및 모션 둘 모두가 존재하는 경우, 품질 메트릭 Q_{RHR} 은 (모션 유도

스펙트럼 피크들의 고려 없이) 위의 수학식(1)의 비율에 기반할 수 있다. 일부 실시예들에서, 품질 측정은 특정 전자 및 필터 응답들과 독립적일 수 있는데, 즉, PPG 신호들의 형상과 독립적일 수 있다.

[0067] [0076] 도 6을 참조하면, 단계(344)에서, 제2 품질 메트릭이 획득될 수 있다. 일부 실시예들에서, 제2 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$ 는 피크의 폭에 부분적으로 기반할 수 있다. 예컨대, 일부 실시예들에서, 제2 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$ 는, (i) 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력에 대응하는 제1 전력을, (ii) a) 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력(제1 전력)과 b) 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크에 대한 일부 미리 결정된 스펙트럼 거리에서의 스펙트럼의 전력에 대응하는 제2 전력의 합으로 나눈 비율로서 획득될 수 있다. "스펙트럼 거리"는 주파수 f 로부터의 거리 δ 에서의 $f + \delta$ 및 $f - \delta$ 에서의 주파수들을 나타내는 데 사용된다. 일 실시예에서, 스펙트럼 거리 δ 는 미리 결정될 수 있고, δ 의 값은, 디바이스(100)의 동작 모드에 기반하여 설정되거나, 또는 디폴트 값으로서 설정되고, 그리고/또는 구성가능할 수 있다. 일부 실시예들에서, 제2 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$ 는 제1 스펙트럼 에너지 기반 품질 메트릭 $Q1_{RHR}$ 에 대한 곱셈 팩터(multiplicative factor)로서 사용될 수 있다. 따라서, $Q2_{RHR}$ 은 아래와 같이 정의될 수 있으며,

$$Q2_{RHR} = \frac{a_{F_o}}{a_{(F_o-\delta)} + a_{F_o} + a_{(F_o+\delta)}} \quad (2)$$

여기서 $Q2_{RHR}$ 는 RHR(raw heart rate)과 연관된 제2 품질 메트릭이고, a_{F_o} 는 기본 주파수 F_o 와 연관된 진폭이고, 그리고 진폭들 $a_{(F_o-\delta)}$ 및 $a_{(F_o+\delta)}$ 은 기본 주파수 F_o 로부터 (주파수 축을 따라) 스펙트럼 거리 " δ "에서의 주파수들 $F_o - \delta$ 및 $F_o + \delta$ 과 연관된다.

[0070] [0077] 도 10은 광학 센서 신호의 기본 주파수 F_o 와 연관된 스펙트럼 피크의 진폭 a_{F_o} 를 도시한다. 도 10에 도시된 바와 같이, 기본 주파수 F_o 와 연관된 스펙트럼 피크에 대해, 신호 진폭들 $a_{(F_o-\delta)}$ 및 $a_{(F_o+\delta)}$ 은 기본 주파수 F_o 로부터 (주파수 축을 따라) 스펙트럼 거리 " δ "에서의 주파수들 $F_o - \delta$ 및 $F_o + \delta$ 과 연관된다. 도 10에 도시된 바와 같이, 피크가 날카로운 경우, 신호 진폭들 $a_{(F_o-\delta)}$ 및 $a_{(F_o+\delta)}$ 은 신속히 감소되고, 기본 주파수 F_o 로부터의 스펙트럼 거리 δ 에서 제로에 가까워질 수 있다. 그러므로, 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크가 뚜렷하거나 잘 정의된 경우, $Q2_{RHR}$ 은 1에 접근한다. 반면에, 기본 주파수 F_o 와 연관된 스펙트럼 피크가 약하거나 또는 잘 정의되지 않은 경우, 주파수들 $F_o - \delta$ 및 $F_o + \delta$ 와 연관된 신호 진폭들 $a_{(F_o-\delta)}$ 및 $a_{(F_o+\delta)}$ 은 자명하지 않을(non-trivial) 수 있고 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$ 의 값은 낮아진다.

[0071] [0078] 도 6을 참조하면, 단계(346)에서, 일부 실시예들에서, 제3 또는 전체 RHR 품질 메트릭 $Q3_{RHR}$ 을 획득하기 위해, 제1 품질 메트릭 $Q1_{RHR}$ 과 제2 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$ 가 조합될 수 있다. 예컨대, 일 예로서, 제2 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$ 는 제1 RHR 품질 메트릭 $Q1_{RHR}$ 를 수정하기 위한 곱셈 팩터(multiplicative factor)로서 사용될 수 있다. 간단한 예로서, 제3 품질 메트릭 $Q3_{RHR}$ 은 아래와 같이 획득될 수 있다.

$$Q3_{RHR} = Q2_{RHR} * Q1_{RHR} \quad (3)$$

일부 실시예들에서, 단계들(344 및 346) 중 하나 또는 그 조합이 선택적으로 수행될 수 있다. 일부 실시예들에서, 블록(340)은 $Q1_{RHR}$, $Q2_{RHR}$, $Q3_{RHR}$ 중 하나 또는 그 조합을 출력할 수 있다. 일부 실시예들에서, $Q1_{RHR}$ 과 $Q2_{RHR}$ 의 수학적 조합일 수 있는 $Q3_{RHR}$ 이 출력될 수 있다. 블록(340)의 완료 시에, 제어는 단계(350)에서 방법(300)(도 3)으로 리턴될 수 있다.

- [0074] [0079] 도 3을 참조하면, 단계(350)에서, (제1 품질 메트릭 $Q1_{RHR}$ 과 제2 품질 메트릭 $Q2_{RHR}$)의 일부 수학적 조합일 수 있는) $Q3_{RHR}$ 은 제2 심박수 또는 FHR(Final Heart rate) 추정을 제공하기 위해 RHR을 적응적으로 평활화하는 데 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 시간 변화 가중치(time changing weight)들을 갖는 1 차 재귀 필터가 적응형 평활화를 위해 사용될 수 있다. 예컨대, 가중치들은 그 시간에서 RHR 품질 측정들 중 하나 또는 그 초과에 비례하여 변화될 수 있다. 일부 실시예들에서, FHR은 RHR을 적응적으로 평활화함으로써 획득될 수 있으며, 여기서 (적응형 평활화를 수행할 수 있는) 적응형 필터의 계수들은 제3 품질 메트릭에 부분적으로 기반하여 조정될 수 있다.
- [0075] [0080] 일부 실시예들에서, 1 차 적응형 평활화 필터가 사용될 수 있다. 1 차 적응형 평활화 필터는 시간 변화 파라미터(time varying parameter)를 사용할 수 있고, 시간 변화 파라미터는, 직전 시간 단계에서 적응적으로 평활화된 심박수에 대한 시간 단계에서의 심박수의 변화량을 결정하기 위해, (i) $Q3_{RHR}$ (시간 단계에서의 제3 품질 메트릭), 및 (ii) 비선형 제약에 적어도 부분적으로 기반할 수 있다.
- [0076] [0081] 일부 실시예들에서, 1 차 적응형 평활화 필터는, 입력으로서, (i) RHR_{t_j} (시간 단계(t_j)에서의 현재 RHR(raw heart rate)), (ii) $FHR_{t_{j-1}}$ (시간(t_{j-1})에서의 이전의 적응적으로 평활화된 심박수), (iii) $Q3_{RHR_{t_j}}$ (시간(t_j)에서의 제3 품질 메트릭), 및 (iv) 이전의 적응적으로 평활화된 심박수의 변화의 정도를 결정하는 데 사용될 수 있는 하나 또는 그 초과 파라미터들을 수신할 수 있다. 예컨대, 품질 메트릭 $Q3_{RHR_{t_j}}$ 이 낮은 경우, 제1 파라미터는 FHR_{t_j} 에 대한 임의의 변화들에 대한 경계를 설정(또는 FHR_{t_j} 의 변화의 레이트를 제어)하는 데 사용될 수 있으며, 심박수는 $FHR_{t_{j-1}}$ 에 대해 시간 단계(t_j)에서의 적응형 평활화 필터에 의해 출력된다. 다른 예로서, 품질 메트릭 $Q3_{RHR_{t_j}}$ 이 높은 경우, 제2 파라미터는 FHR_{t_j} 에 대한 임의의 변화들에 대한 경계를 설정(또는 FHR_{t_j} 의 변화의 레이트를 제어)하는 데 사용될 수 있으며, 심박수는 $FHR_{t_{j-1}}$ 에 대해 시간 단계(t_j)에서의 적응형 평활화 필터에 의해 출력된다. RHR을 적응적으로 평활화하기 위해 그리고 적응형 평활화 필터에 의해 출력된 심박수를 결정하기 위해, 위에서 개요된 파라미터들에 부가하여, 광학 센서 신호의 하모니시티(harmonicity)와 관련된 파라미터들과 같은 다양한 다른 파라미터들이 또한 사용될 수 있다.
- [0077] [0082] 예컨대, 광학 센서 심박수 신호가 강한 경우, 높은 모션이 있는 상황들에서도 품질 메트릭(예컨대, $Q3_{RHR}$)이 높을 수 있다. 품질 메트릭(예컨대, $Q3_{RHR}$)이 높은 경우, 적응형 평활화를 수행하는 적응형 필터는 RHR에서 보이는 심박수의 변화들에 신속하게 응답하고 그리고 FHR에 대응하는 업데이트들을 제공할 수 있다. 반면에, 약한 광학 심박수 신호가 있는 경우, 품질 메트릭(예컨대, $Q3_{RHR}$)은 더 낮을 수 있다. 품질 메트릭(예컨대, $Q3_{RHR}$)이 낮은 경우, 적응형 필터는, FHR 추정에 대응하는 업데이트들을 늦추기 위해 적응형 평활화를 수정하며, 이에 의해, 스푸리어스 방출들 및 에러들의 영향을 감소시킬 수 있다. 개시된 실시예들은 적응형 평활화의 다양한 방법들을 사용할 수 있다. 예컨대, 일 실시예에서, 적응형 필터는 수정된 시간 가변 비선형 1 차 재귀 적응형 필터(modified time varying nonlinear first order recursive adaptive filter)의 형태를 취할 수 있다. 위에서 설명된 품질 메트릭 결정된 필터링 파라미터(예컨대, $Q3_{RHR}$)에 부가하여, 수정된 시간 가변 비선형 1 차 재귀 적응형 필터는 또한, 일부 시간 기간에 걸쳐 현재 FHR에 대한 FHR의 최대 변화를 제한하기 위한 파라미터들을 포함할 수 있다. 현재 FHR에 대해 FHR의 최대 변화를 제한함으로써, 수정된 시간 가변 비선형 1 차 재귀 적응형 필터는, 잡음이 많은 컨디션들에서의 스푸리어스 방출들 및/또는 에러들로 인한 RHR의 변동들에 의해 야기되는 아티팩트들을 제거하거나 최소화할 수 있다.
- [0078] [0083] 그 다음, 블록(360)에서, 일부 실시예들에서, RHR 및 FHR이 비교될 수 있고, 제4 품질 메트릭 $Q4_{RHR}$ 은

비교의 결과들에 기반하여 동적으로 획득될 수 있다. 예컨대, RHR과 FHR 사이의 절대 차가 일부 임계치를 초과하는 경우, 보고되는 품질은 낮아질 수 있다. 일 예로서, 아래와 같다.

$$Q4 = \left\{ \begin{array}{l} Qk_{RHR}, \text{if } |RHR - FHR| \leq t \\ Qk_{RHR} * (1 - (|RHR - FHR| - t)) \end{array} \right\}, \text{ 여기서 } k=1,2,3 \quad (4)$$

따라서, 일 실시예에서, 수학적(4)에 따르면, $|RHR - FHR| \leq t$ 일 때, $Q4$ 는 ($Q1_{RHR}$ ($k=1$ 에 대해); $Q2_{RHR}$ ($k=2$ 에 대해); $Q3_{RHR}$ ($k=3$ 에 대해) 중 하나일 수 있는) 임의의 이전 값 Qk_{RHR} 을 유지할 것이다. 그러나, RHR과 FHR 사이의 차이의 절대 값($|RHR - FHR|$)이 증가함에 따라, $Q4$ 는 Qk_{RHR} 의 이전 값을 동적으로 그리고 점진적으로 감소시킬 것이다. 수학적(4)은 RHR과 FHR 사이의 차이의 절대 값에 대한 응답으로 품질 메트릭을 동적으로 변경하는 하나의 방법일 뿐이라는 것을 주목한다. 일반적으로, 품질 메트릭이 조정되는 방법을 결정하기 위해 다양한 다른 기능들이 사용될 수 있다.

[0084] 블록(370)에서, FHR 및/또는 $Q4$ 가 사용자에게 보고될 수 있다. 예컨대, FHR 및 품질 메트릭의 시각적 표시가 제공될 수 있다. 실제 FHR 값 및 품질 메트릭은 디스플레이(180) 상에 디스플레이될 수 있다. 다른 예로서, FHR 값 및 품질 메트릭과 함께 또는 그 대신에 그래픽 또는 컬러 코딩된 바 또는 차트가 디스플레이될 수 있다. 일부 실시예들에서, 특정 컨디션들을 표시하기 위해 사용자에게 촉각 피드백이 제공될 수 있다. 예컨대, 특정된 심박수에 도달할 때, 또는 예러 컨디션을 표시하기 위해, 디바이스(100)가 진동할 수 있다.

[0085] 본원에서 설명되는 방법론들은 본 출원에 따라 다양한 기법들에 의해 구현될 수 있다. 명령들을 유형적으로(tangibly) 포함하는 임의의 기계-판독가능 매체가, 본원에서 설명된 방법론들을 구현하는 데 사용될 수 있다. 예컨대, 소프트웨어 코드는 메모리(160)에 저장되고 프로세서(150)에 의해 실행될 수 있다. 일부 실시예들에서, 기능들은 컴퓨터-판독가능 매체 상에 하나 또는 그 초과 명령들 또는 코드로서 저장될 수 있다. 예들은 데이터 구조를 이용하여 인코딩되는 컴퓨터-판독가능 매체들 및 컴퓨터 프로그램을 이용하여 인코딩되는 컴퓨터-판독가능 매체들을 포함한다. 컴퓨터-판독가능 매체들은 물리적 컴퓨터 저장 매체들을 포함한다.

[0086] 도 11은 개시되는 실시예들과 일치하는 방식으로 광학 및 모션 센서 신호 측정들에 기반하여 심박수와 같은 바이오메트릭 정보를 획득하는 예시적 방법을 도시하는 흐름도를 도시하는 측정들을 위한 예시적 방법을 도시한다. 일부 실시예들에서, 방법(1100)의 부분들은, 광학 센서(132)로부터 수신된 심혈관 파라미터 측정들, 및 모션 센서(136)에 의한 측정들에 부분적으로 기반하여, 프로세서(들)(150), 바이오메트릭 모듈(155) 및/또는 심박수 추정 모듈(158) 중 하나 또는 그 초과를 사용하여 디바이스(100)에 의해 수행될 수 있다. 일부 실시예들에서, 광학 및 모션 센서 신호들은 광학 센서 신호 측정들(305) 및 모션 센서 신호 측정들(315)을 획득하기 위해 주기적으로 샘플링될 수 있다.

[0087] 일부 실시예들에서, 단계(1110)에서, 광학 센서 신호의 복수의 광학 센서 신호 측정들이 획득될 수 있다. 예컨대, 광학 센서 신호 측정들은 사용자의 적어도 하나의 심혈관 파라미터에 부분적으로 기반할 수 있다.

[0088] 그 다음, 단계(1120)에서, 모션 센서 신호의 복수의 모션 센서 신호 측정들이 획득될 수 있다. 예컨대, 모션 센서 신호 측정들은 사용자의 모션에 부분적으로 기반할 수 있다.

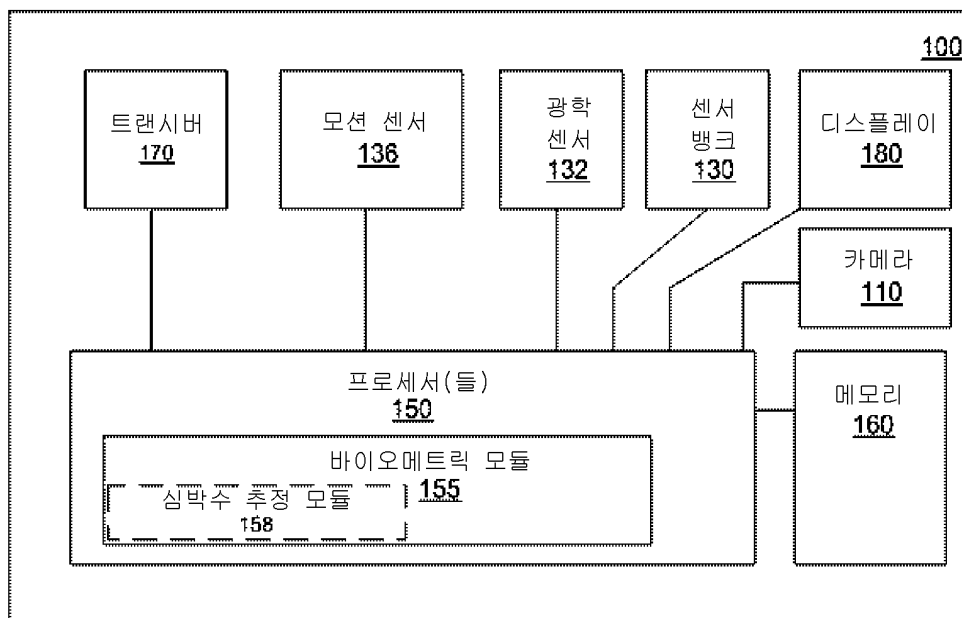
[0089] 단계(1130)에서, 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수를 결정하기 위해, 복수의 광학 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들과 복수의 모션 센서 신호 측정들로부터 획득된 스펙트럼 피크들이 비교될 수 있다. 일부 실시예들에서, 기본 주파수를 결정하기 위해, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현이 복수의 광학 센서 신호 측정들로부터 획득될 수 있고, 그리고 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현이 복수의 모션 센서 신호 측정들로부터 획득될 수 있다. 또한, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 또는 그 초과 비-모션 관련 스펙트럼 피크들을 결정하기 위해, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들은, 모션 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 스펙트럼 피크들과 비교될 수 있다. 광학 센서 신호와 연관된 기본 주파수를 결정하기 위해, 광학 센서 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 또는 그 초과 비-모션 관련 스펙트럼 피크들이 사용될 수 있다.

[0090] 단계(1140)에서, 제1 심박수는 기본 주파수에 부분적으로 기반하여 추정될 수 있다.

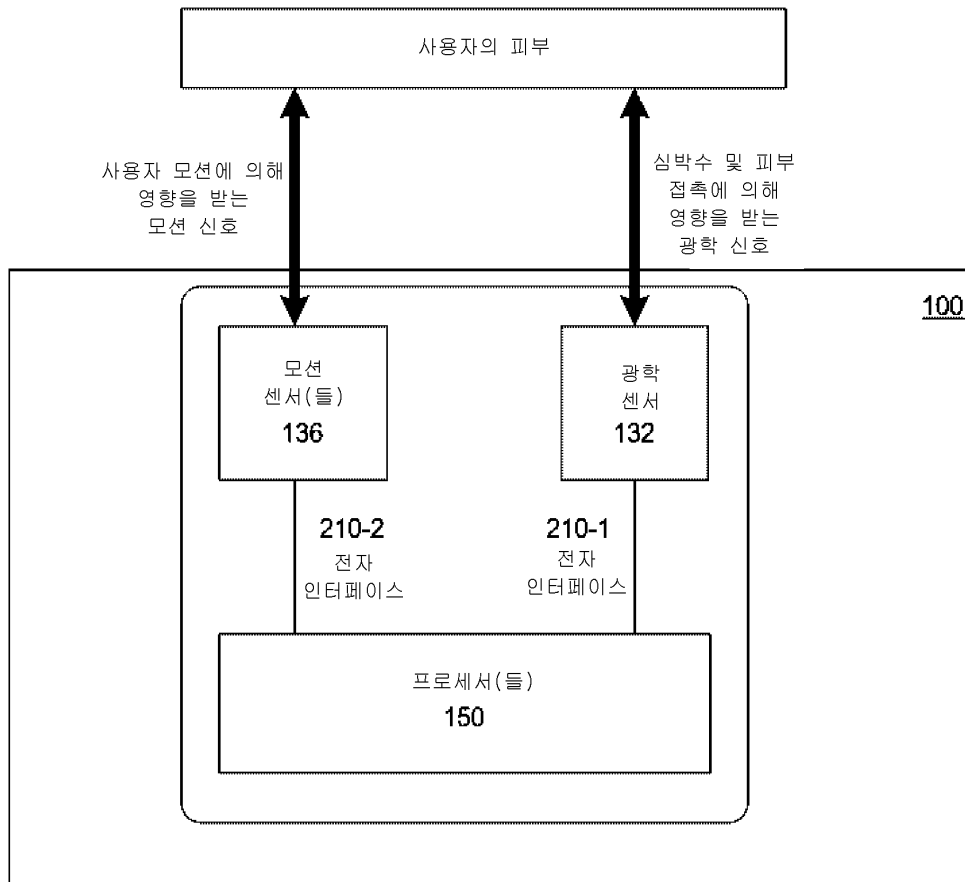
- [0088] [0091] 단계(1150)에서, 제1 심박수와 연관된 제1 품질 메트릭이 획득될 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 품질 메트릭은, 제1 합 - 제1 합은 기본 주파수에 대응하는 스펙트럼 피크의 진폭을 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들에 더함으로써 획득되고, 스펙트럼 피크들의 제1 서브세트는 광학 센서 신호의 기본 주파수의 정수배들과 연관된 스펙트럼 피크들로부터 선택됨 -, 및 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트의 스펙트럼 피크들의 진폭들을 더함으로써 획득된 제2 합에 적어도 부분적으로 기반할 수 있고, 스펙트럼 피크들의 제2 서브세트는 광학 센서 신호의 스펙트럼 피크들의 세트로부터 선택된다. 일부 실시예들에서, 제1 품질 메트릭은 제1 합 대 제2 합의 비율로서 컴퓨팅될 수 있다.
- [0089] [0092] 일부 실시예들에서, 방법은, 제1 심박수와 연관된 제2 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 제2 품질 메트릭은, 기본 주파수와 연관된 스펙트럼 피크의 전력에 대응하는 제1 전력, 및 기본 주파수로부터의 미리결정된 스펙트럼 거리에서의 전력에 대응하는 제2 전력에 부분적으로 기반할 수 있다. 예컨대, 제2 품질 메트릭은, 제1 전력 대 제1 전력을 제2 전력에 더함으로써 획득된 합의 비율로서 획득될 수 있다.
- [0090] [0093] 일부 실시예들에서, 방법은, 제1 품질 메트릭과 제2 품질 메트릭의 수학적 조합에 부분적으로 기반하여 제3 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다. 또한, 제2 심박수는, 제1 심박수의 적응형 평활화를 수행함으로써 추정될 수 있고, 적응형 평활화는 제3 품질 메트릭에 부분적으로 기반한다. 일부 실시예들에서, 방법은, 제4 품질 메트릭을 획득하는 단계를 더 포함할 수 있고, 제4 품질 메트릭은 제1 심박수와 제2 심박수의 비교에 부분적으로 기반하여 동적으로 획득된다. 일부 실시예들에서, 단계(1150)의 완료 시에, 단계(1110)에서, 제어는 방법(1100)으로 리턴될 수 있다.
- [0091] [0094] 개시된 양상들의 이전의 설명은 당업자가 본 개시내용을 수행하거나 또는 사용하는 것을 가능하게 하기 위해 제공된다. 이러한 양상들에 대한 다양한 수정들은 당업자들에게 용이하게 명백할 것이며, 본원에서 정의된 일반 원리들은 본 개시내용의 사상 또는 범위로부터 벗어남이 없이 다른 양상들에 적용될 수 있다.

도면

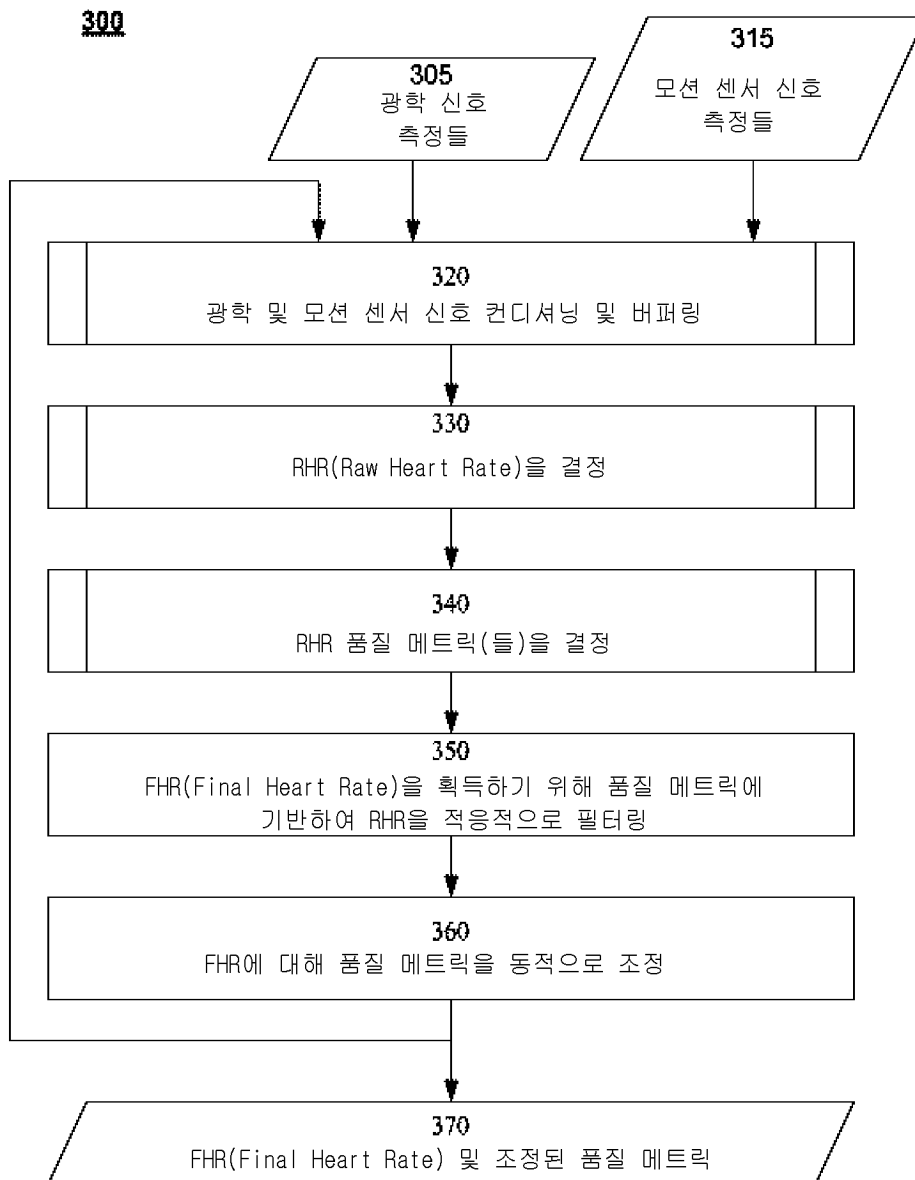
도면1



도면2

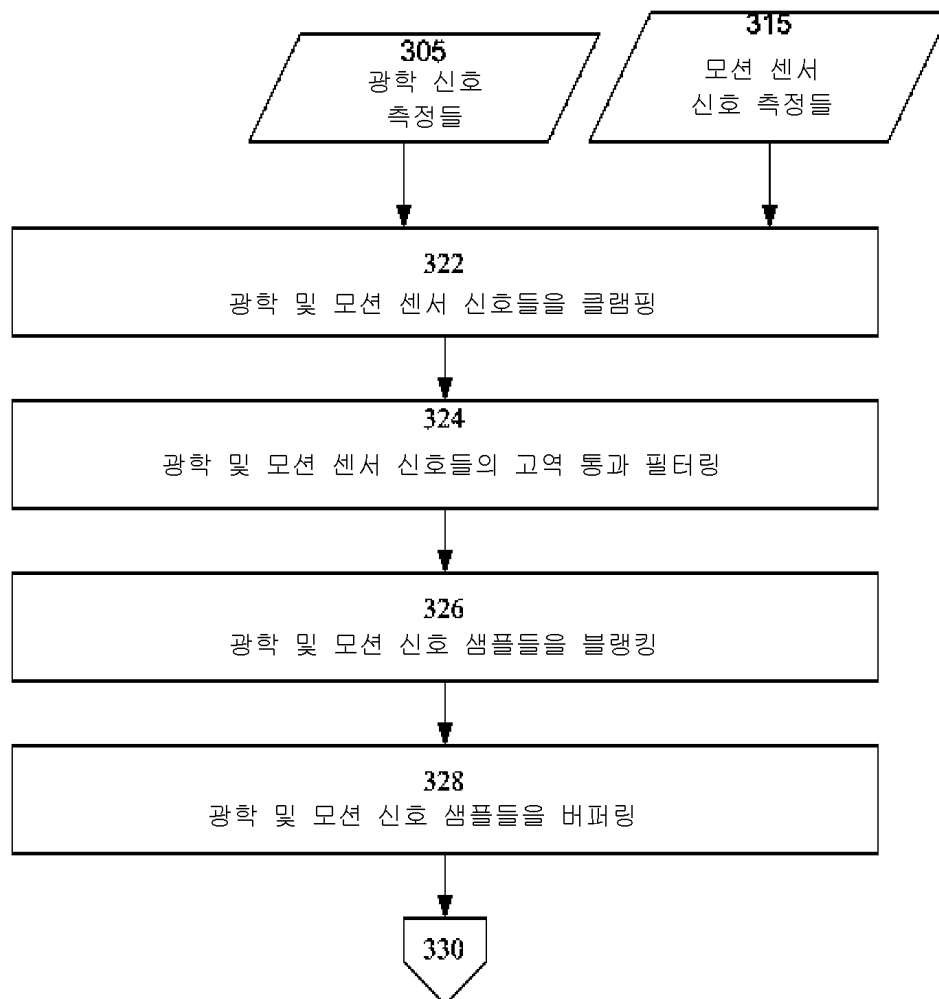


도면3



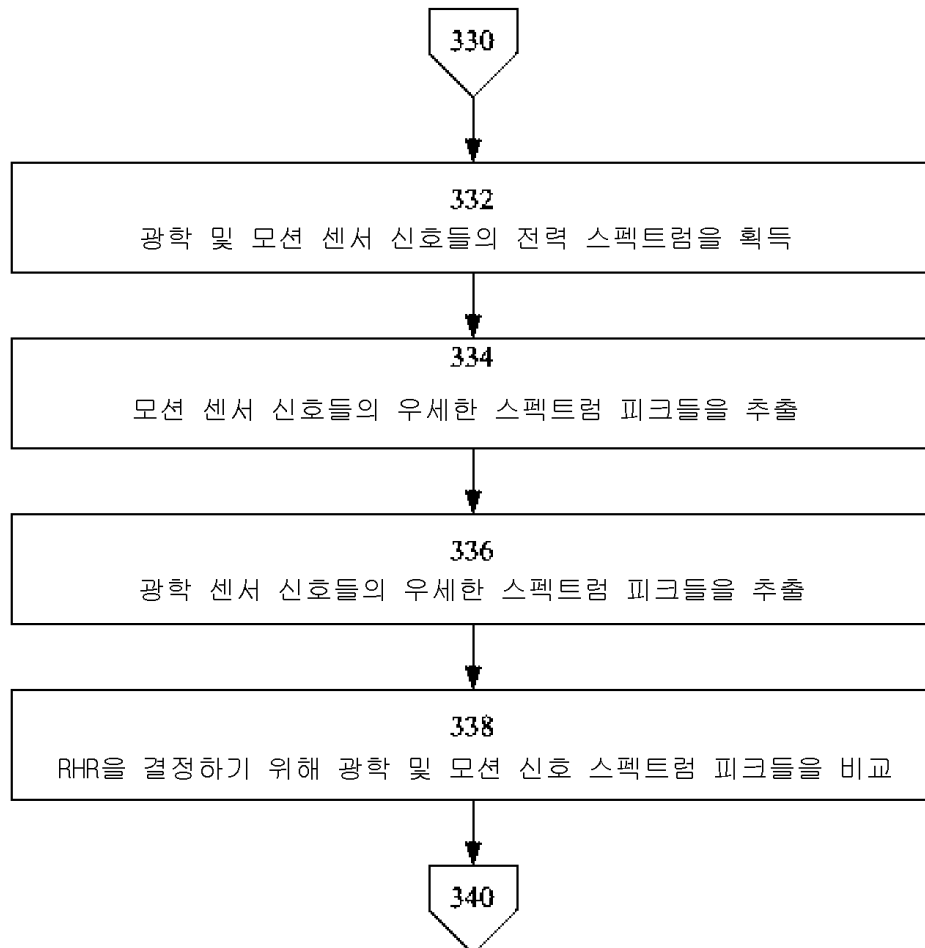
도면4

320

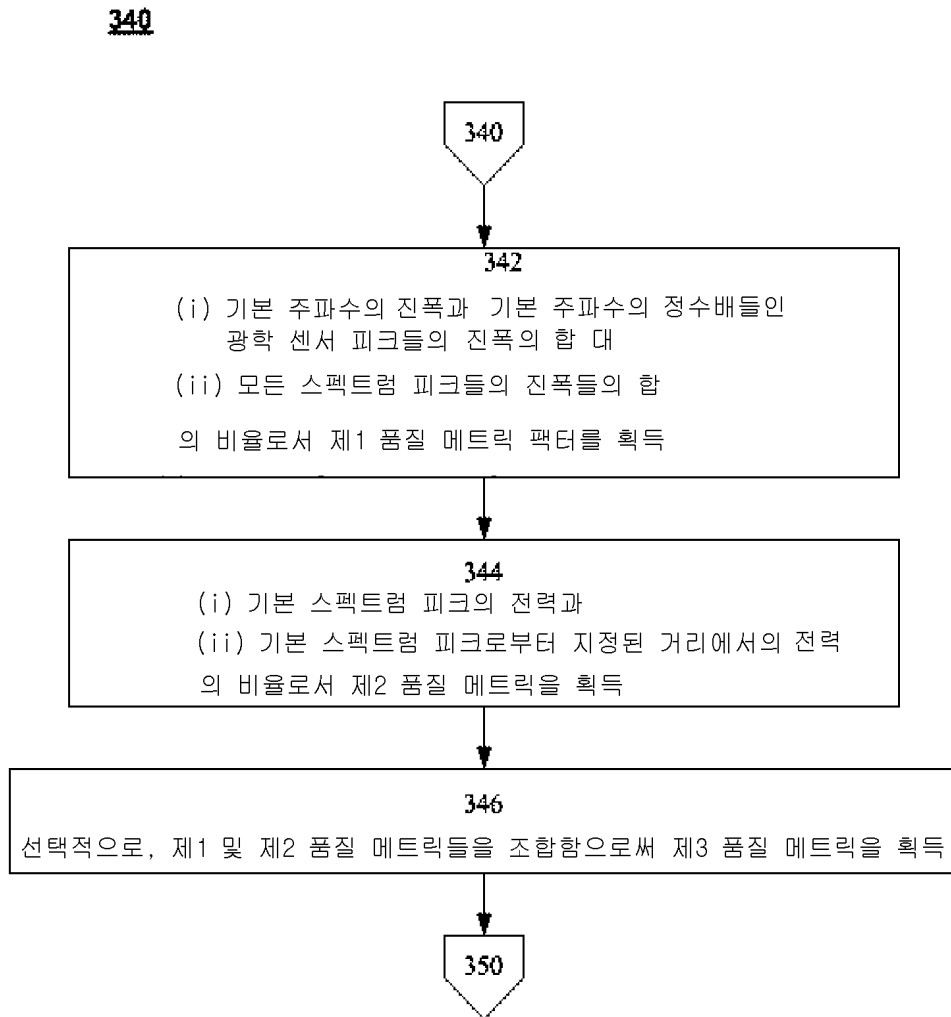


도면5

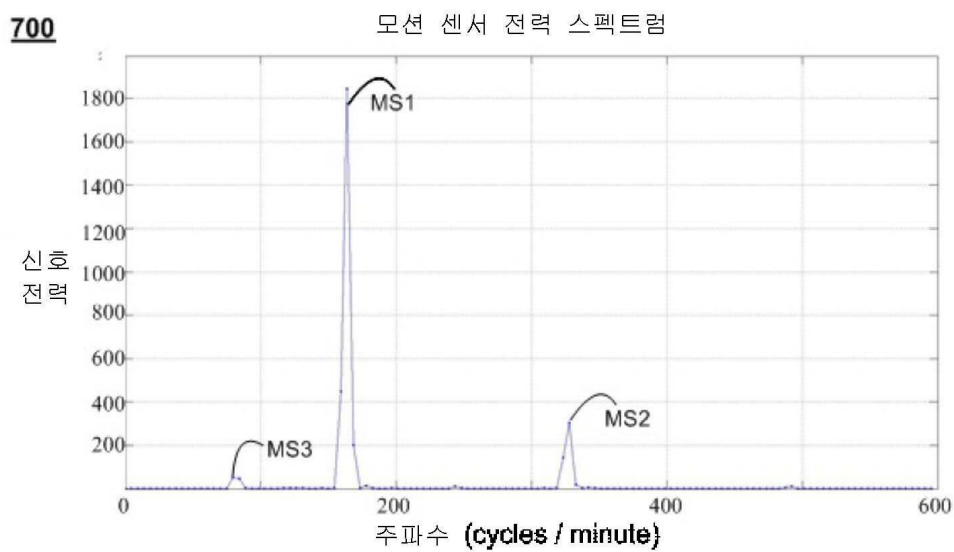
330



도면6

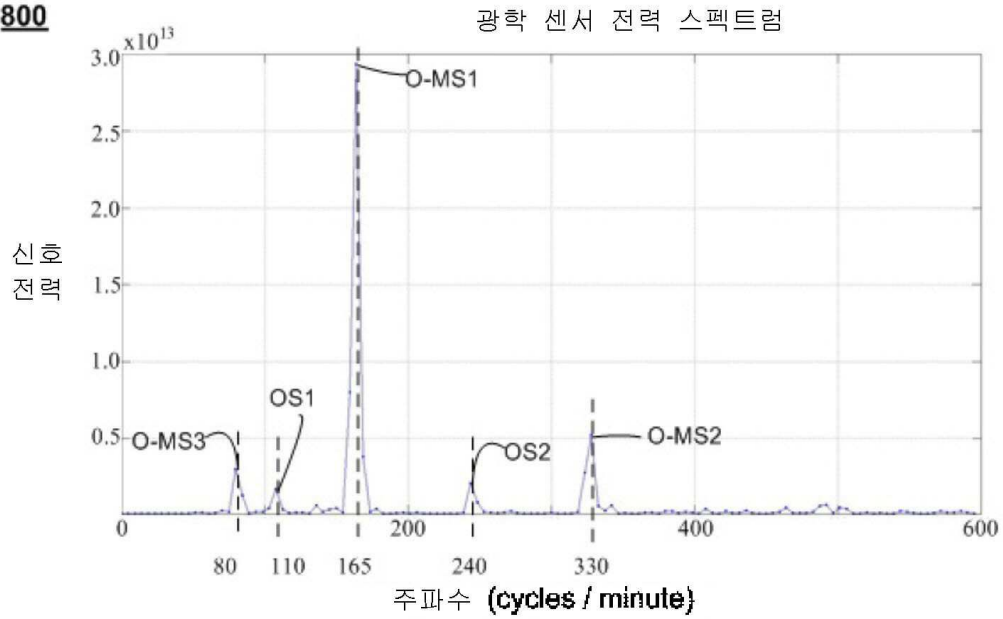


도면7



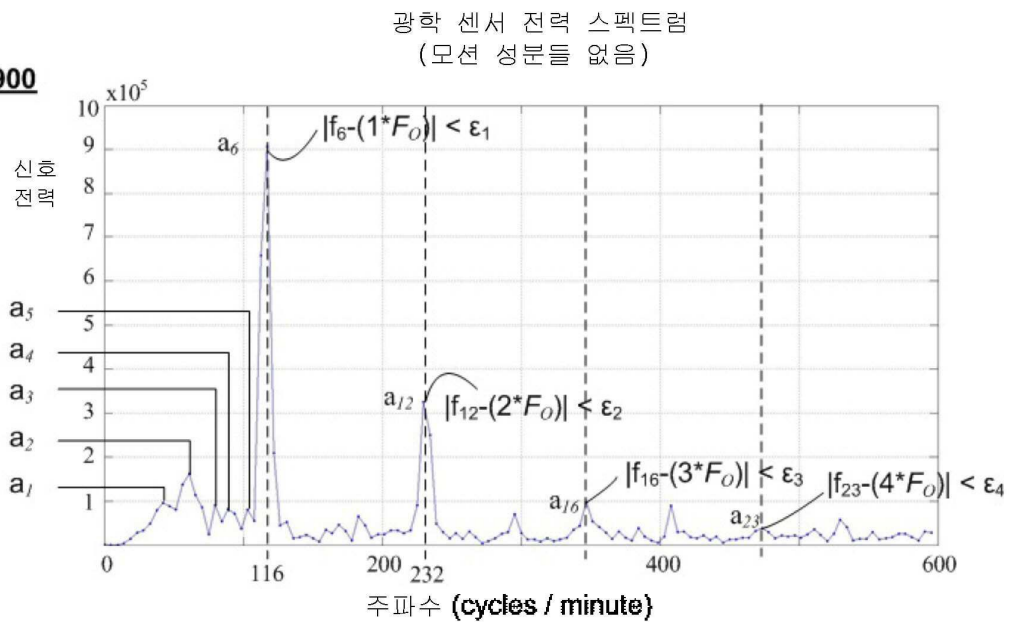
도면8

800



도면9

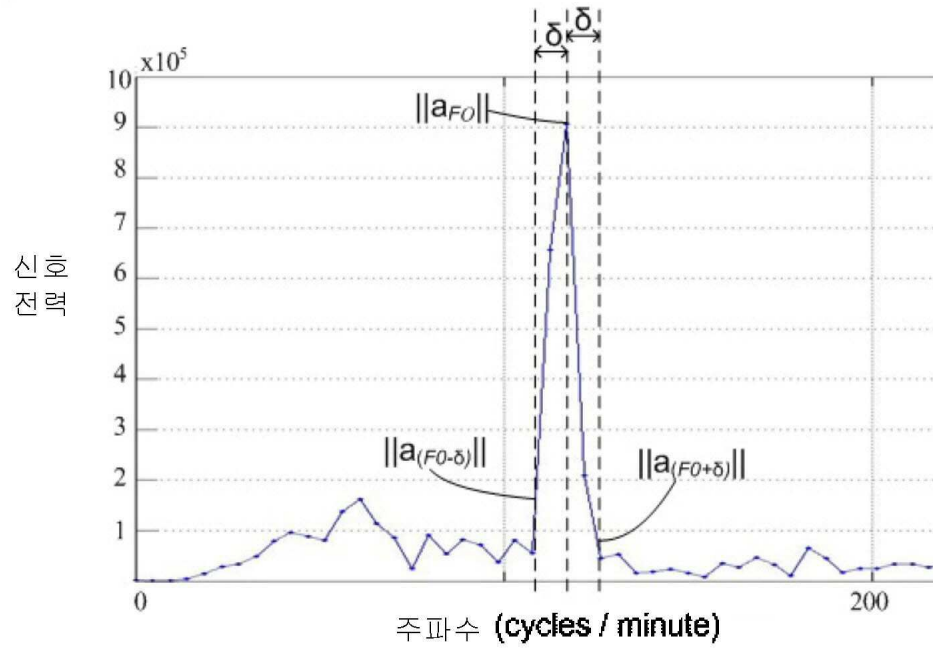
900



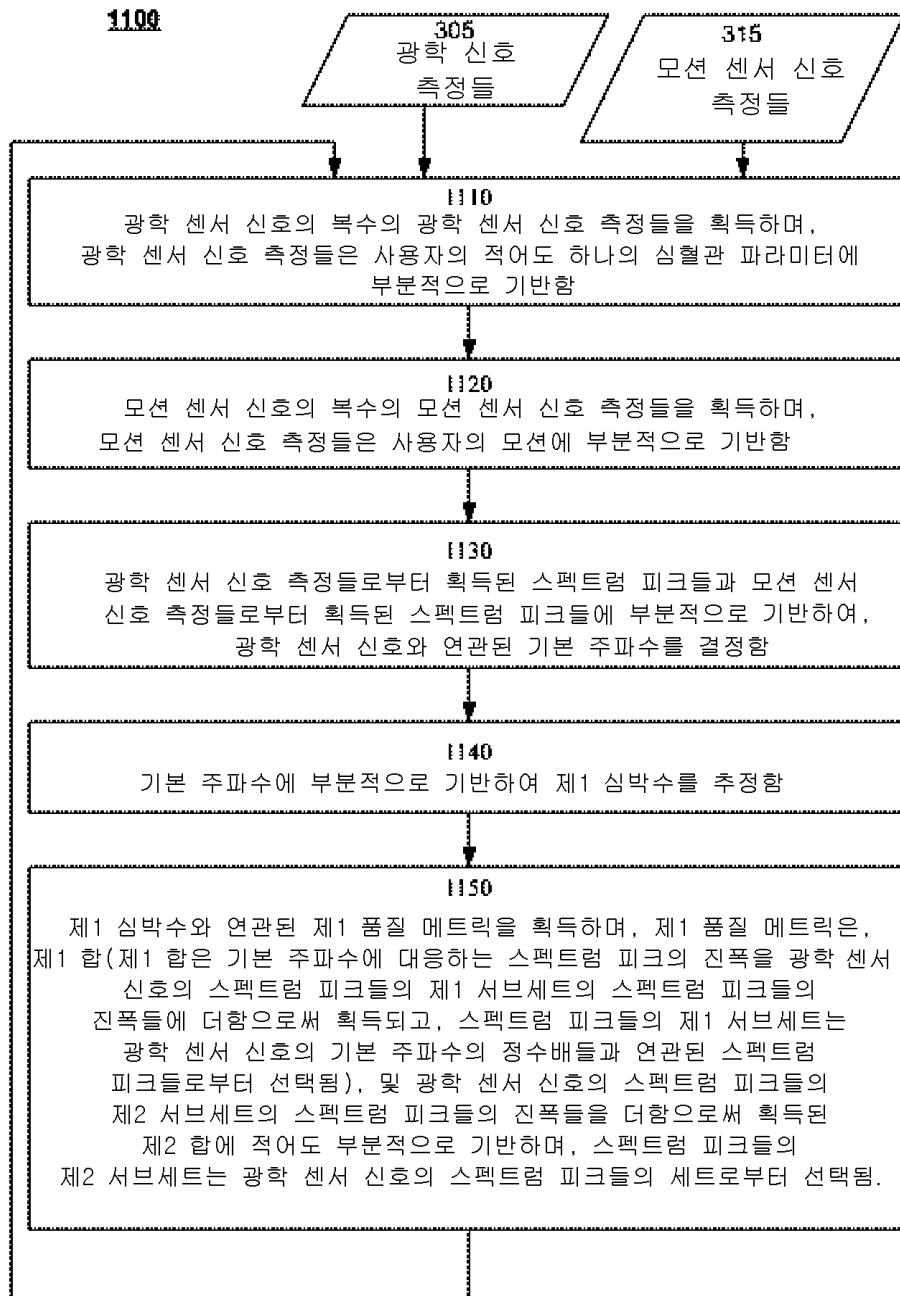
도면10

광학 센서 전력 스펙트럼
(모션 성분들 없음)

1000



도면11



专利名称(译)	稳健的心率估计		
公开(公告)号	KR1020170142208A	公开(公告)日	2017-12-27
申请号	KR1020177035971	申请日	2016-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	美国高通公司 ,		
[标]发明人	SAMADANI RAMIN 사마다니라민 PUIG CARLOS MANUEL 푸익카를로스마누엘 MARTIN RUSSEL ALLYN 마틴러셀알린 KULIK VICTOR 클리크빅터		
发明人	사마다니,라민 푸익,카를로스마누엘 마틴,러셀알린 클리크,빅터		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/721 A61B5/7221 A61B5/7278		
代理人(译)	专利法的人和别人		
优先权	14/741425 2015-06-16 US		
其他公开文献	KR101849263B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

所公开的实施例涉及在存在运动和噪声的情况下测量心率。为了获得光学传感器信号的基频，将光学传感器测量的光谱峰值与从运动传感器信号测量值获得的光谱峰值进行比较，并将基频与用户的心率相关联。可以基于基频估计第一心率。可以为第一心率估计确定各种质量度量。可基于基于运动传感器信号的频域表示处理光学传感器信号的频域表示来确定第二估计心率。可以基于第一和第二估计心率的比较动态地调整一个或多个先前确定的质量度量。

