(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0039242
(43) 공개일자 2025년03월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/024 (2025.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 5/361 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02416 (2013.01)
A61B 5/02438 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-0164844
(22) 출원일자 2023년11월23일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
1020230122080 2023년09월13일 대한민국(KR)

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
이소영
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동, 삼성전자)
김상규
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동, 삼성전자)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

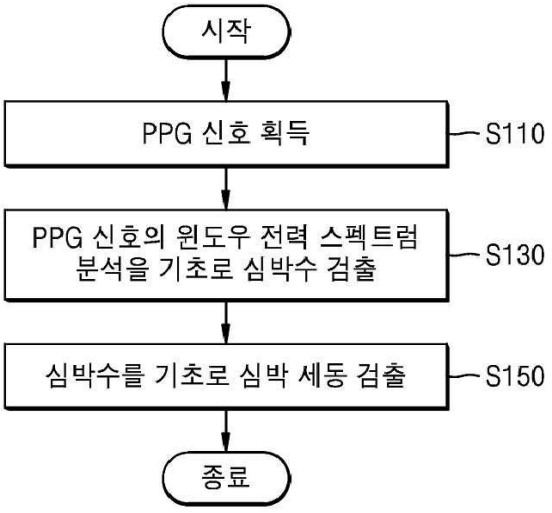
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **심방 세동 검출을 위한 웨어러블 장치 및 방법**

(57) 요 약

본 개시의 실시예에 따른 심방 세동 검출을 위한 웨어러블 장치는, 제1 센서로부터 PPG(photoplethysmogram) 신호를 수신하는 단계; 상기 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 상기 PPG 신호로부터 심박수를 검출하는 단계; 및 상기 심박수를 기초로 심방 세동을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도5



(52) CPC특허분류
A61B 5/361 (2021.01)
A61B 5/681 (2013.01)
A61B 5/72 (2023.01)
A61B 5/721 (2013.01)
A61B 5/7253 (2013.01)
(72) 발명자
이홍순
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동, 삼성전자)
이진석
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
이승석
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)

명 세 서

청구범위

청구항 1

웨어러블 장치의 심방 세동 검출 방법에 있어서,

제1 센서로부터 PPG(photoplethysmogram) 신호를 수신하는 단계;

상기 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 상기 PPG 신호로부터 심박수를 검출하는 단계; 및

상기 심박수를 기초로 심방 세동을 검출하는 단계를 포함하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서, 상기 심박수를 검출하는 단계는,

상기 PPG 신호를 시간 윈도우를 기초로 샘플링하여 PPG 프래그먼트(fragment)를 생성하는 단계;

상기 PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼으로 변환하는 단계;

상기 제1 전력 스펙트럼에서 모션 아티펙트를 제거하여 제2 전력 스펙트럼을 생성하는 단계; 및

상기 제2 전력 스펙트럼을 기초로 상기 심박수를 추정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 3

제2 항에 있어서, 상기 심박수를 추정하는 단계는,

상기 제2 전력 스펙트럼에서 피크 값을 갖는 주파수를 상기 심박수로 변환하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 4

제2 항에 있어서, 상기 제2 전력 스펙트럼을 생성하는 단계는,

제2 센서로부터 수신되는 모션 감지 신호를 주파수 도메인의 제3 전력 스펙트럼으로 변환하는 단계; 및

상기 제1 전력 스펙트럼에서 상기 제3 전력 스펙트럼을 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 5

제2 항에 있어서,

유한 상태 머신을 이용하여 상기 심박수가 산출된 상태를 판단하는 단계; 및

상기 심박수가 안정적으로 산출되었다는 판단에 응답하여 상기 심박수를 상기 심방 세동 검출에 이용할 수 있도록 출력하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 6

제5 항에 있어서, 상기 유한 상태 머신은,

안정 상태, 리커버리 상태, 펄스 상태 및 심방 세동 상태를 포함하고,

상기 심박수가 산출된 상태는 상기 제2 전력 스펙트럼의 도미넌트 피크(dominant peak)의 유무 및 파고율,및 심박수 변화량을 기초로 상기 안정 상태, 상기 리커버리 상태, 펄스 상태 및 상기 심방 세동 상태 간에 천이되며,

상기 안정 상태 및 상기 심방 세동 상태에서 상기 심박수가 출력되고, 상기리커버리 상태 및 상기 펄스 상태에서 상기 심박수가 폐기되는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 7

제2 항에 있어서, 상기 PPG 프래그먼트를 생성하는 단계는,

상기 시간 윈도우가 상기 PPG 신호를 소정의 시간 간격으로 슬라이딩하여 복수의 PPG 프래그먼트를 생성하며, 상기 복수의 PPG 프래그먼트에 포함되는 제1 PPG 프래그먼트와 제2 PPG 프래그먼트는 시간 상으로 일부 중첩되는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 8

제7 항에 있어서, 상기 심방 세동을 검출하는 단계는,

상기 복수의 PPG 프래그먼트로부터 검출된 복수의 심박수에 대하여 스토캐스틱(stochastic) 분석을 수행하는 단계를 포함하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 9

제1 항에 있어서,

제2 센서로부터 수신되는 모션 감지 신호를 기초로 움직임 여부를 검출하는 단계를 더 포함하고,

상기 심박수를 검출하는 단계는,

상기 움직임이 없으면 상기 PPG 신호의 PPI 특성을 기초로 상기 PPG 신호로부터 상기 심박수를 검출하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 심방 세동 검출에 응답하여 제3 센서를 통해 ECG 신호를 획득하는 단계;

상기 ECG 신호를 기초로 심방 세동 진단이 수행될 수 있도록 상기 ECG 신호를 외부 장치로 전송하는 단계를 포함하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 11

웨어러블 장치의 심방 세동 검출 방법에 있어서,

제1 센서로부터 PPG(photoplethysmogram) 신호를 획득하는 단계;

제2 센서로부터 모션 감지 신호를 획득하는 단계;

상기 모션 감지 신호를 기초로, 기준 값을 초과하는 움직임이 없다고 판단되면 상기 PPG 신호의 PPI(peak-peak interval)를 기초로 하고, 상기 기준 값을 초과하는 움직임이 있다고 판단되면 상기 PPG 신호의 주파수 도메인에서의 전력 스펙트럼 분석을 기초로하여, 상기 PPG 신호로부터 심박수를 검출하는 단계; 및

상기 심박수를 기초로 심방 세동을 검출하는 단계를 포함하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 12

제11 항에 있어서,

상기 심방 세동의 검출에 응답하여 제3 센서를 통해 ECG 신호를 획득하는 단계; 및

상기 ECG 신호를 기초로 심방 세동 진단이 수행될 수 있도록 상기 ECG 신호를 외부 장치로 전송하는 단계를 더 포함하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 13

제11 항에 있어서, 상기 심박수를 검출하는 단계는,

시간 윈도우를 기초로 상기 PPG 신호 및 상기 모션 감지 신호를 샘플링하여 PPG 프래그먼트 및 모션 프래그먼트를 생성하는 단계;

상기 PPG 프래그먼트 및 상기 모션 프래그먼트를 각각 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼 및 제2 전력 스펙트럼으로 변환하는 단계;

상기 PPG 프래그먼트에 대응하는 제1 전력 스펙트럼에서 상기 모션 프래그먼트에 대응하는 제2 전력 스펙트럼을 제거하는 단계; 및

상기 제2 전력 스펙트럼을 기초로 상기 심박수를 추정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 14

제13 항에 있어서,

안정 상태, 리커버리 상태, 펄스 상태 및 심방 세동 상태를 포함하는 유한 상태 머신을 이용하여 상기 심박수가 산출된 상태를 식별하는 단계;

상기 심박수가 상기 안정 상태 또는 상기 심방 세동 상태에서 산출되었다고판단되면, 상기 심박수를 상기 심방 세동 검출에 이용할 수 있도록 출력하는 단계; 및

상기 심박수가 상기 리커버리 상태, 및 상기 펄스 상태에서 산출되었다고 판단되면, 상기 심박수를 폐기하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 15

제14 항에 있어서,

상기 제2 전력 스펙트럼의 도미넌트 피크(dominant peak)의 유무 및 파고율,및 심박수 변화량을 기초로 상기 안정 상태, 상기 리커버리 상태, 펄스 상태 및 상기 심방 세동 상태 간에 천이되는 것을 특징으로 하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 16

제11 항에 있어서, 상기 심박수를 검출하는 단계는,

시간 상으로 서로 중첩되는 복수의 PPG 프래그먼트로부터 검출된 복수의 심박수에 대하여 스토캐스틱(stochastic) 분석을 수행하는 단계를 포함하는, 심방 세동 검출 방법.

청구항 17

사용자의 맥파를 측정하여 PPG(photoplethysmogram) 신호를 생성하는 제1 센서;

상기 사용자의 움직임을 감지하여 움직임 감지 신호를 생성하는 제2 센서; 및

상기 PPG 신호 및 상기 움직임 감지 신호를 기초로 상기 사용자의 심방 세동을 모니터링하도록 구성되는 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 모션 감지 신호를 기초로, 움직임이 없다고 판단되면 상기 PPG 신호의 PPI(peak-peak interval)를 기초로 심박수를 검출하고, 움직임이 있다고 판단되면 상기 PPG 신호의 주파수 도메인에서의 전력 스펙트럼 분석을 기초로 상기 심박수를 검출하는 것을 특징으로 하는, 웨어러블 장치.

청구항 18

제17 항에 있어서,

상기 사용자의 심전도를 측정하여 ECG(electrocardiogram) 신호를 생성하는 제3 센서;

디스플레이; 및

통신 인터페이스를 더 포함하고,

상기 프로세서는 상기 심방 세동이 검출되면, 상기 제3 센서에 상기 심전도 측정을 요청하고, 상기 통신 인터페이스가 상기 ECG 신호를 심방 세동 진단을 위해 외부 장치로 전송하도록 제어하는 것을 특징으로 하는, 웨어러

블 장치.

청구항 19

제17 항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 움직임이 있다고 판단되면, 시간 윈도우를 기초로 상기 PPG 신호 및 상기 모션 감지 신호를 샘플링하여 PPG 프래그먼트 및 모션 프래그먼트를 생성하고,

상기 PPG 프래그먼트 및 상기 모션 프래그먼트를 각각 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼 및 제2 전력 스펙트럼으로 변환하고,

상기 제2 전력 스펙트럼을 기초로 상기 심박수를 추정하는 것을 특징으로 하는, 웨어러블 장치.

청구항 20

제19 항에 있어서, 상기 프로세서는,

안정 상태, 리커버리 상태, 펄스 상태 및 심방 세동 상태를 포함하는 유한 상태 머신을 이용하여 상기 심박수가 산출된 상태를 식별하고,

상기 심박수가 상기 안정 상태 또는 상기 심방 세동 상태에서 산출되었다고판단되면, 상기 심박수를 상기 심방 세동 검출에 이용할 수 있도록 출력하고,

상기 심박수가 상기 리커버리 상태, 및 상기 펄스 상태에서 산출되었다고 판단되면, 상기 심박수를 폐기하는 것을 특징으로 하는, 웨어러블 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명의 기술적 사상은 의료 모니터링 방법 및 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는, 심방 세동을 감지하기 위한 웨어러블 장치 및 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 심방 세동(Atrial Fibrillation, AF)은 심방 내에서 발생하는 빠르고 불규칙한 심장 박동을 일으키는 심장 질환이며, 혈전, 뇌졸중과 같은 심각한 건강 위험을 초래할 수 있다. 심방 세동 또는 심방 조동(Atrial Flutter, AFL)과 같은, 불규칙한 심장 리듬을 검출하기 위하여 심전도(electrocardiogram, ECG), 광용적맥파(photoplethysmogram, PPG) 등과 같은 다양한 생체 신호에 기초한 검출 알고리즘들이 개발되고 있다. ECG 기반 검출은 정확성이 높으나, ECG 신호를 측정하기 위하여 환자에게 부착되는 다수의 전극이 필요하며, 다수의 전극이 사람의 피부에 접촉하여야 하므로 웨어러블 디바이스에서 연속적인 모니터링이 어렵다. PPG 기반 검출은 연속적인 모니터링에 유리하나 모션 아티펙트 (motion artifact)에 취약하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 개시의 기술적 사상은, PPG와 ECG를 신호를 기반으로, 연속적으로 심방세동을 모니터링하며 심방 세동 진단의 정확성을 높일 수 있는 심방 세동 검출을 위한 웨어러블 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0004] 본 개시의 실시예에 따른 심방 세동 검출을 위한 웨어러블 장치는, 제1 센서로부터 PPG(photoplethysmogram) 신호를 수신하는 단계; 상기 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 상기 PPG 신호로부터 심박수를 검출하는 단계; 및 상기 심박수를 기초로 심방 세동을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0005] 본 개시의 실시예에 따른 웨어러블 장치의 심방 세동 검출 방법에 따르면, 제1 센서로부터 PPG(photoplethysmogram) 신호를 획득하는 단계; 제2 센서로부터 모션 감지 신호를 수신하는 단계; 상기 모션 감지 신호를 기초로, 움직임이 없다고 판단되면 상기 PPG 신호의 PPI(peak-peak interval)를 기초로 하고, 상기

움직임이 있다고 판단되면 상기 PPG 신호의 주파수 도메인에서의 전력 스펙트럼 분석을 기초로하여, 상기 PPG 신호로부터 심박수를 검출하는 단계; 및 상기 심박수를 기초로 심방 세동을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0006] 본 개시의 실시예에 따른 웨어러블 장치는, 사용자의 맥파를 측정하여 PPG(photoplethysmogram) 신호를 생성하는 제1 센서; 상기 사용자의 움직임을 감지하여 움직임 감지 신호를 생성하는 제2 센서; 및 상기 PPG 신호 및 상기 움직임 감지 신호를 기초로 상기 사용자의 심방 세동을 모니터링하도록 구성되는 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 모션 감지 신호를 기초로, 움직임이 없다고 판단되면 상기 PPG 신호의 PPI(peak-peak interval)를 기초로 심박수를 검출하고, 움직임이 있다고 판단되면 상기 PPG 신호의 주파수 도메인에서의 전력 스펙트럼 분석을 기초로 상기 심박수를 검출할 수 있다.

발명의 효과

[0007] 본 개시의 기술적 사상에 따른 심방 세동 검출 방법 및 장치에 따르면, 움직임이 있으면 PPG 신호에 대하여 주파수 도메인에서 모션 아티펙트를 제거한 후, 윈도우 파워 스펙트럼 분석을 통해 심박수를 검출하고, 유한 상태 머신을 이용하여 신뢰도가 높은 심박수들을 기초로 심방 세동을 검출함으로써, 심방 세동 검출의 정확성이 향상될 수 있다. 또한, PPG 신호를 이용하여 1차적으로 심방 세동 검출을 진행함으로써 연속적으로 심방 세동의 발생 여부를 모니터링할 수 있고, 심방 세동이 검출되면, ECG 신호를 측정하고, ECG 신호를 기초로 심방 세동의 진단이 이루어져, 심방 세동 진단의 정확성이 향상될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 도 1은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 전자 장치를 나타내는 블록도이다.

도 2는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 제1 센서를 나타내는 블록도이다.

도 3a 및 도 3b는 본 개시의 실시예에 따른 전자 장치가 웨어러블 장치로 구현된 예를 나타낸다.

도 4a 및 도 4b는 PPG 신호 및 ECG 신호를 나타내는 신호 파형도이다.

도 5는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 심방 세동 검출 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 6은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 나타내는 흐름도이다.

도 7 및 도 8은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 통하여 복수의 심박수를 검출하는 방법을 나타낸다.

도 9는 사용자의 움직임이 있는 경우의 시간 도메인에서의 PPG 신호 및 주파수 도메인에서의 윈도우 전력 스펙트럼을 나타낸다.

도 10은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 나타내는 흐름도이다.

도 11은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 모션 아티펙트 제거를 나타낸다.

도 12는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 나타내는 흐름도이다.

도 13은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 유한 상태 머신을 나타낸다.

도 14는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 심방 세동 검출 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 15는 PPG 신호의 PPI 특성을 기초로 심박수를 검출하는 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 16은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 전자 장치의 동작 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 17a 및 도 17b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 개시의 실시예에 대해 상세히 설명한다.

[0010] 도 1은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 전자 장치를 나타낸다.

[0011] 도 1을 참조하면 전자 장치(100)는 프로세서(110), 센서 모듈(120), 입출력 장치(130), 통신 모듈(140), 메모리(150), 스토리지(160), 및 전력 모듈(710)을 포함할 수 있다. 전자 장치(100)는 이에 한정되지 않고 다양한 구

성 요소들을 더 포함할 수 있다.

[0012] 전자 장치(100)는 사용자의 생체 신호를 모니터링하기 위한 사용자-웨어러블 장치일 수 있다. 사용자가 전자 장치(100)를 팔, 다리, 목 등과 같은 신체 일부에 착용할 수 있으며, 전자 장치(100)는 센서 모듈(120)에 구비되는 센서(예컨대, 제1 내지 제3 센서(121, 122, 123))를 이용하여 사용자의 생체 신호들을 센싱하고 사용자의 건강 상태를 모니터링 할 수 있다.

[0013] 센서 모듈(120)은 복수의 센서들, 예컨대 제1 센서(121), 제2 센서(122) 및 제3 센서(123)를 포함할 수 있다. 제1 센서(121), 제2 센서(122) 및 제3 센서(123)는 서로 다른 생체 신호를 센싱할 수 있다.

[0014] 제1 센서(121)는 PPG 센서일 수 있다. PPG 센서는 사용자의 맥파를 측정하여 PPG 신호를 생성할 수 있다. PPG 센서는 사용자의 피부로 빛을 조사했을 때, 심장 박동에 따라 흡수되는 빛의 양이 달라지는 원리를 이용, 사용자의 맥파를 측정할 수 있다.

[0015] 도 2를 참조하면, 제1 센서(121)는 발광 모듈(21), 수광 모듈(22) 및 AFE(Analog-Front End)(23)를 포함할 수 있다. 발광 모듈(21)은 하나 이상의 발광 소자를 포함할 수 있다. 예컨대 발광 모듈(21)은 LED(Light Emitting Diode)를 포함할 수 있다. 수광 모듈(22)은 하나 이상의 수광 소자(PD)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 수광 모듈(22)은 포토 디텍터를 포함하는 광센서를 포함할 수 있다. 도 2에서 발광 모듈(21)은 두 개의 LED를 포함하고, 수광 모듈(22)는 세 개의 수광 소자(PD)를 포함하는 것으로 도시되었으나, 이에 제한되는 것은 아니며, 발광 소자 및 수광 소자의 개수는 변경될 수 있다.

[0016] AFE(23)는 프로세서(110)로부터의 측정 요청에 응답하여, 발광 모듈(21)을 구동하고, 수광 모듈(22)로부터 수신되는 센싱 신호를 프로세서(110)로 전송할 수 있다. AFE(23)는 구동 회로(24), 및 센싱 회로(25)를 포함할 수 있다.

[0017] 구동 회로(24)는 발광 소자에 구동 신호를 제공할 수 있다. 예컨대, 구동 회로(24)는 LED들에 구동 전류를 제공할 수 있다. 구동 회로(24)는 금속 산화물 실리콘 전계 효과 트랜지스터(MOSFET) 및 전류를 제어하기 위한 디지털-아날로그 컨버터를 포함할 수 있다.

[0018] 센싱 회로(25)는 수광 소자(PD)에서 측정된 반사광을 PPG 신호로 변환할 수 있다. 센싱 회로(25)는 증폭기, 필터 및 아날로그-디지털 변환기를 포함할 수 있다. 예컨대 증폭기는 트랜스 임피던스 증폭기로 구현될 수 있다.

[0019] 센싱 회로(25)는 증폭기를 이용하여 측정된 반사광을 전압 신호로 변환하고, 전압 신호를 저역 통과 필터를 이용하여 필터링할 수 있다. 예를 들어 저역 통과 필터는 5Hz보다 큰 주파수 성분을 차단할 수 있다. 아날로그-디지털 변환기는 필터링된 신호를 디지털 신호, 예컨대 PPG 신호로 변환할 수 있다.

[0020] 제1 센서(121)는 연속적으로(예컨대 사용자의 중단이 없는 한 계속적으로) 사용자의 맥파를 측정하여 PPG 신호를 생성할 수 있다. 제1 센서(121)의 발광 모듈(21) 및 수광 모듈(22)은 사용자의 피부에 접촉할 수 있으며, 이에 따라 제1 센서(121)는 사용자의 맥파를 항상 측정할 수 있다. 예컨대, 제1 센서(121)는 사용자의 자각이 없는 상태에서 연속적으로 맥파를 측정할 수 있다.

[0021] 제1 센서(121)는 PPG 신호를 프로세서(110)로 전달할 수 있다. 예를 들어, PPG 신호의 전송은 SPI에 기반한 인터페이스에 기초하여 수행될 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 제1 센서(121)과 프로세서(110) 간에는 I2C(Inter-Integrated Circuit), I3C(Improved Inter Integrated Circuit), MIPI(Mobile Industry Processor Interface), UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter), eDP(Embedded Display Port), LVDS(Low-Voltage Differential Signaling), USI(Universal Serial Interface), UPI(Ultra Path Interface), eRVDS (Enhanced Reduced Voltage Differential Signal transmission) 등의 고속 시리얼 인터페이스(HSSI) 방식 중 하나 이상의 인터페이스 방식이 적용될 수 있다.

[0022] 계속하여 도 1을 참조하면, 제2 센서(122)는 심전도(electrocardiogram, ECG) 센서일 수 있다. ECG 센서는 사용자의 ECG를 측정하여 ECG 신호를 생성할 수 있다. ECG 센서는 복수의 전극(또는 복수의 패드)(예컨대 도 3a의 34a 및 도 3b의 34b) 및 AFE를 포함할 수 있다.

[0023] 복수의 전극 중 적어도 하나의 전극을 통해 사용자의 피부로 전기 신호가 인가되고, 상기 전기 신호를 이용하여, 심장에서 나타나는 전기적 활성도를 나타내는 ECG신호가 복수의 전극 중 적어도 하나의 다른 전극을 통해 출력될 수 있다.

[0024] 복수의 전극 중 적어도 하나의 전극은 사용자의 피부에 접촉하도록 배치될 수 있으며, 복수의 전극 중 적어도

하나의 다른 전극은 사용자가 의도적으로 신체 일부(예컨대 손가락)를 접촉하여야 사용자의 피부에 접촉할 수 있다. 이에 따라, 제2 센서(122)는 사용자의 요청(예컨대 접촉)에 응답하여 ECG를 측정하거나 또는 프로세서(110)의 요청에 응답하여 ECG를 측정할 수 있다. AFE는 측정된 전기 신호를 증폭 및 아날로그-디지털 변환하여 ECG 신호를 생성할 수 있다.

[0025] 제2 센서(122)는 ECG 신호를 프로세서(110)로 전달할 수 있다. 예를 들어, ECG 신호의 전송은 SPI에 기반한 인터페이스에 기초하여 수행될 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 제2 센서(122)와 프로세서(110) 간에는 전술한 다양한 고속 시리얼 인터페이스(HSSI) 방식 중 하나의 인터페이스 방식이 적용될 수 있다.

[0026] 제3 센서(123)는 움직임 감지 센서일 수 있다. 예컨대 제3 센서(123)는 IMU(Inertial Measurement Unit)로 구현될 수 있다. IMU는 가속도 센서(Acceleration Sensor), 및 각속도 센서(Gyroscope)를 포함할 수 있다. IMU는 지자기 센서를 더 포함할 수 있다. 제3 센서(123)는 사용자의 움직임(이하, 움직임이라고 함), 예컨대 자세 변환, 위치 이동에 대한 변화 속도, 변위량 등을 측정하여 IMU 신호, 예컨대 3축 가속도계 신호)를 생성할 수 있다. IMU 신호는 움직임 감지 신호로 지칭될 수 있다. 제3 센서(123)는 연속적으로 사용자의 움직임을 측정하여 IMU 신호를 생성할 수 있다.

[0027] 제3 센서(123)는 IMU 신호를 프로세서(110)로 전달할 수 있다. 예를 들어, IMU 신호의 전송은 SPI에 기반한 인터페이스에 기초하여 수행될 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 제2 센서(122)와 프로세서(110) 간에는 전술한 다양한 고속 시리얼 인터페이스(HSSI) 방식 중 하나의 인터페이스 방식이 적용될 수 있다.

[0028] 실시예에 있어서, 센서 모듈(120)은 다른 생체 센서를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 센서 모듈(120)은 사용자의 바이오 임피던스를 측정하는 센서, 땀, 혈액, 소변, 및/또는 홍채의 상태 또는 변화를 센싱할 수 있는 센서를 더 포함할 수 있다. 예컨대, 센서 모듈(120)은 GSR(galvanic skin response sensor) 센서, EDA(electrodermal activity) 센서, BCG(ballistocardiogram: BCG) 센서, 수화도(hydration) 또는 탈수(dehydration) 센싱을 위한 땀 센서(sweat sensor), 홍채 센서, 또는 신체 온도 센서(body temperature sensor)를 더 포함할 수 있다.

[0029] 프로세서(110)는 전자 장치(100)의 전반적인 동작을 제어할 수 있으며, 구성 요소들, 예컨대 센서 모듈(120), 입출력 모듈(130), 통신 회로(140), 메모리(150), 스토리지(160), 및 전력 모듈(710)을 제어할 수 있다. 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 MCU(Micro Control Unit)를 포함할 수 있다. 그러나, 이에 한정되지 않으며, 프로세서(110)는 CPU(Central Processing Unit), MPU(Micro Processing Unit) 등의 프로세서를 포함할 수도 있다.

[0030] 프로세서(110)는 센서 모듈(120)로부터 수신되는 생체 신호, 예컨대 PPG 신호, ECG 신호, 및 IMU 신호를 처리(processing)하고, 상기 신호들을 기초로 사용자의 건강 상태를 모니터링 할 수 있다.

[0031] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 PPG 신호를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다. 프로세서(110)는 제1 센서(121)로부터 연속적으로 수신되는 PPG 신호를 기초로 실시간으로 심방 세동 발생 여부를 모니터링할 수 있다. 프로세서(110)는 PPG 신호를 기초로 심박수를 검출하고, 검출된 심박수를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(110)는 연속적으로 검출된 복수의 심박수에 대하여 스토캐스틱(stochastic) 분석을 수행하고, 분석 결과를 기초로 심방 세동이 발생하였는지 여부를 판단할 수 있다. 예를 들어, 스토캐스틱 분석에는 Shanon entropy, sample entropy, RMSSD(Root Mean Square of the Successive Differ)등이 이용될 수 있다.

[0032] 프로세서(110)는 심방 세동이 검출되면, 다시 말해서 심방 세동이 발생하였다고 판단되면, 사용자에게 심방 세동이 발생하였음을 나타내는 이벤트 발생 및 ECG 측정 요청 신호(또는 알람)를 출력할 수 있다. 프로세서(110)는 또한 제2 센서(122)가 ECG를 측정할 수 있도록 제어할 수 있다.

[0033] 프로세서(110)는 제2 센서(122)로부터 수신되는 ECG 신호를 통신 모듈(140)을 통해 외부 장치로 전송할 수 있다. 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 ECG 신호를 신호처리하여(샘플링, 압축 등) ECG 데이터를 생성하고, ECG 데이터를 외부 장치로 전송할 수 있다. 예를 들어, ECG 신호(또는 ECG 데이터)는 스마트폰으로 전송될 수 있으며, 스마트폰을 통해 의료진 서버로 전송될 수 있다. 의료진은 ECG 신호를 기초로 심방 세동 발생 여부를 진단할 수 있다.

[0034] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 PPG 신호로부터 심박수를 검출하고, 검출된 심박수를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다. 실시예에 있어서, 움직임이 발생하였다고 판단되면, 프로세서(110)는 IMU 신호를 기초로 모션 PPG 신호로부터 모션 아티펙트를 제거할 수 있다. 이러한, PPG 신호의 분석 및 모션 아티펙트의 제거는 주파수 도메인에서 수행될 수 있다. 이에 대하여 상세히 후술하기로 한

다.

[0035] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 IMU 신호를 기초로 움직임 발생 여부를 판단하고, 움직임이 없다고 판단되면(예컨대 IMU 신호에 기초한 움직임의 크기가 기준 값 이하일 때) PPG 신호의 PPI(peak-peak interval) 특성을 기초로 심박수를 검출하고, 움직임이 있다고 판단되면(예컨대 IMU 신호에 기초한 움직임의 크기가 기준 값을 초과할 때) 전술한 바와 같이, PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 PPG 신호로부터 심박수를 검출할 수 있다.

[0036] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 유한 상태 머신(Finite State Machine; FSM)을 이용하여 검출된 심박수들 중 신뢰성이 높은 심박수들을 선택할 수 있다. 다시 말해서 프로세서(110)는 신뢰성이 낮은 심박수들을 폐기할 수 있다. 프로세서(110)는 신뢰성이 높은 심박수들을 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다.

[0037] 입출력 장치(130)는 사용자 입력을 수신하고, 사용자에게 정보, 알림 등을 제공할 수 있는 다양한 장치들을 포함할 수 있다. 입출력 장치(130)는 디스플레이(131) 및 오디오 모듈(132)을 포함할 수 있다. 입출력 장치(130)는 진동 모듈, 입력 키, 마이크 등과 같은 장치들을 더 포함할 수 있다.

[0038] 디스플레이(131)는 프로세서(110)의 제어에 기반하여 각종 정보를 표시할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이(131)는 심박수, 산소 포화도, 등과 같은 사용자의 생체 정보를 표시할 수 있다. 디스플레이(131)는 심방 세동 검출 정보(심방 세동 발생 여부), 부정맥 정보(부정맥 존재 및/또는 부정맥 종류), 또는 의심 질환 정보를 표시할 수 있다. 디스플레이(131)는 또한 사용자의 동작을 요구하는 정보, 예컨대 ECG 측정을 위하여 손가락을 ECG 측정 전극에 접촉할 것을 요청하는 정보, 병원 내원 추천 정보 등을 표시할 수 있다. 예를 들어, PPG 신호를 기초로 심방 세동이 검출되면, 디스플레이(131)는 심방 세동이 발생하였음을 나타내는 이벤트 정보를 표시하고, 사용자에게 ECG 측정 및 ECG 측정을 위하여 손가락을 ECG 측정 전극에 접촉할 것을 요청하는 정보를 표시할 수 있다.

[0039] 디스플레이(131)는 LCD(liquid crystal display), TFT-LCD(thin film transistor LCD), OLED(organic light emitting diodes), 발광다이오드(LED), AMOLED(active matrix organic LED), 마이크로(micro) LED, 미니(mini) LED, 플렉시블 디스플레이(flexible display) 및 3차원 디스플레이(3 dimension display) 등과 같은 다양한 디스플레이 적어도 하나 이상으로 구성될 수 있다. 실시예에 있어서, 디스플레이(131)는 터치 스크린의 형태로 구현될 수 있다. 실시예에 있어서, 디스플레이(131)는 확정 디스플레이 또는 플렉시블 디스플레이로 구현될 수 있다.

[0040] 오디오 모듈(132)은 사운드를 출력할 수 있으며, 예를 들어, 오디오 모듈(132)은 오디오 코덱(audio codec), 마이크(MIC), 수신기(receiver), 이어폰 출력또는 스피커(speaker) 중 적어도 하나를 포함하여 구성될 수 있다. 오디오 모듈(132)은 획득된 생체 정보 및/또는 의심 질환 정보에 기반하여 사용자 신체 상태에 관련된 정보, 사용자의 건강 상태의 이상 징후에 관련된 정보 또는 부가 정보를 오디오 신호로 출력할 수 있다. 예를 들어, 심방 세동이 검출되면, 오디오 모듈(132)은 심방 세동이 발생하였음을 나타내는 알람을 출력할 수 있다.

[0041] 통신 모듈(140)은 외부 장치와 통신할 수 있다. 실시예에 있어서, 통신 모듈(140)은 블루투스 모듈을 포함할 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 예를 들어, 통신 모듈(140)은 Wi-fi(Wireless Fidelity), 무선 개인 통신망(Wireless Personal Area Network; WPAN), 무선 USB (Wireless Universal Serial Bus), Zigbee, NFC (Near Field Communication), RFID(Radio-frequency identification)와 같은 무선 근거리 통신망 (Wireless Local Area Network; WLAN), 또는 3G(3rd Generation), 4G(4th Generation), LTE (Long Term Evolution) 등 이동 통신망(mobile cellular network)에 접속 가능한 통신 인터페이스 등을 포함할 수 있다. 실시예에 있어서, 통신 모듈(140)은 유선 근거리 통신망에 접속 가능한 통신 인터페이스를 더 포함할 수 있다.

[0042] 통신 모듈(140)은 외부 전자 장치(예컨대 사용자의 스마트 폰)로 사용자 신체 상태에 관련된 정보, 사용자의 건강 상태의 이상 징후에 관련된 정보 또는 부가 정보를 전송할 수 있다. 통신 모듈(140)은 외부 전자 장치로 측정된 생체 신호, 예컨대 ECG 데이터를 전송할 수 있다. 외부 전자 장치는 생체 신호를 의료 서버로 전송할 수 있다. 실시예에 있어서, 통신 모듈(140)은 네트워크에(예컨대 액세스 포인트, 이동 통신망)에 접속하여 ECG 데이터를 직접 의료 서버로 전송할 수 있다.

[0043] 메모리(150)는 DRAM(Dynamic Random Access Memory), SRAM(Static RAM) 등의 휘발성 메모리 또는 PRAM(Phase Change RAM), ReRAM(Resistive RAM) 등의 비휘발성의 저항성 메모리로 구현될 수 있다. 실시예에 있어서, 메모리(150)는 프로세서(110)에 통합될 수 있다.

[0044] 프로세서(110)에서 실행되는 운용 프로그램, 또는 애플리케이션 프로그램 등이 메모리(150)에 로딩되어 실행될

수 있다. 예를 들어, 전술한 프로세서(110)의 기능을 구현하는 명령어들을 포함하는 프로그램이 메모리(150)에 로딩되어 프로세서(110)에서 실행될 수 있다.

[0045] 또한, 메모리(150)는 프로세서(110)에서 처리될 데이터 또는 프로세서(110)에서 생성된 데이터를 저장할 수 있다. 예를 들어, 메모리(150)는 생체 신호 측정 기록(예컨대 측정 회수, 측정 시간 등), 사용자의 생체 정보, 의심 질환 정보 등을 임시 저장할 수 있다.

[0046] 스토리지(160)는 NADN 플래시, 저항성 메모리 등의 비휘발성 메모리 장치로 구현될 수 있으며, 예컨대 스토리지(160)는 메모리 카드(MMC, eMMC, SD, micro SD) 등으로 제공될 수 있다. 스토리지(160)는 프로세서(110)에서 생성된 데이터를 저장할 수 있다. 스토리지(160)는 생체 신호 측정 기록(예컨대 측정 회수, 측정 시간 등), 사용자의 생체 정보, 의심 질환 정보 등을 저장할 수 있다. 또한, 스토리지(160)는 측정된 생체 신호, 예컨대 ECG 신호를 저장할 수 있다.

[0047] 전력 모듈(170)은 배터리, 충전 회로, 전력 관리 유닛(PMU) 등을 포함할 수 있다. 실시예에 있어서, PMU는 프로세서(110)에 통합될 수 있다. 전력 모듈(170)은 배터리 또는 외부 전원으로부터 제공되는 전력을 기초로 전자 장치(100)에서 사용되는 전원 들을 생성 및 제공할 수 있다. 전력 모듈(170)은 또한, 외부 전원을 기초로 배터리를 충전할 수 있다. PMU는 구성 요소들의 배터리의 구성 요소들의 전력을 관리할 수 있다. 예를 들어, PMU는 구성 요소에 전원을 제공할 수 있으며, 전자 장치(100)의 동작 상태, 또는 각 구송 요소의 동작 상태를 기초로 구성 요소에 제공되는 전원의 레벨(예컨대 전압 레벨), 또는 동작 주파수를 조정할 수 있다. 또한, PMU는 전원을 차단할 수 있다.

[0048] 도 3a 및 도 3b는 본 개시의 실시예에 따른 전자 장치가 웨어러블 장치로 구현된 예를 나타낸다. 도 3a는 전자 장치(100)의 제1 면(예: 앞면)을 나타내고, 도 3b는 전자 장치(100)의 제2 면(예:뒷면)을 나타낼 수 있다.

[0049] 도 3a 및 도 3b를 참조하면, 전자 장치(100)는 예를 들어, 사용자의 손목에 착용할 수 있는 시계 형태의 웨어러블 장치 또는 인체의 다른 부위(예: 머리, 팔뚝, 허벅지 또는 심전도 측정이 가능한 인체의 다른 부위)에 착용할 수 있는 웨어러블 장치일 수 있다.

[0050] 전자 장치(100)의 외관을 형성하는 하우징(31)에 디스플레이(32), 입력 버튼(33), 및 복수의 전극(예컨대 제1 전극(35a) 및 제2 전극(35b)), 적어도 하나의 발광 소자(36) 및 적어도 하나의 수광 소자(37)가 배치될 수 있다. 전자 장치(100)를 사용자의 신체에 착용할 수 있도록 보조하는 스트랩(32)이 하우징(31)에 연결될 수 있다. 하우징(31) 내부에, 도 1을 참조하여 설명한 일부 구성 요소들, 예컨대, 프로세서(110), 통신 모듈(140), 제3 센서(123), 오디오 모듈(132), 메모리(150), 스토리지(160), 전력 모듈(170)이 구비될 수 있다.

[0051] 제1 전극(35a) 및 제2 전극(35b)는 ECG 측정을 위한 전극들일 수 있다. 제1 전극(35a)는 제1 면에 배치되고, 제2 전극(35b)는 제2 면에 배치될 수 있다. 적어도 하나의 발광 소자(36) 및 적어도 하나의 수광 소자(37)는 제2 면에 배치될 수 있다. 적어도 하나의 발광 소자(36) 및 적어도 하나의 수광 소자(37)는 사용자의 맥파 측정을 위한 소자들이며, 제1 센서(도 1의 121)에 포함될 수 있다.

[0052] 전자 장치(100)가 사용자의 신체에 착용될 경우, 제2 면은 사용자의 피부에 접촉될 수 있다. 이에 따라, 적어도 하나의 발광 소자(36) 및 적어도 하나의 수광 소자(37)는 사용자의 피부에 항상 접촉할 수 있다. 이에 따라, 제1 센서(121)는 연속적으로 맥파를 측정할 있다.

[0053] 제2 전극(35b)은 항상 사용자의 피부에 접촉하는 반면, 제1 전극(35a)은 사용자의 의도적 행위가 없는 한 사용자의 피부에 접촉하지 않는다. 따라서, 사용자가 제1 전극(35a)에 신체의 일부(예: 손가락)을 접촉할 경우, 제1 전극(35a) 및 제2 전극(35b)을 통한 전기적 신호들을 기초로 제2 센서(122)가 ECG를 측정할 수 있다.

[0055] 도 4a 및 도 4b는 PPG 신호 및 ECG 신호를 나타내는 신호 파형도이다. 도 4a는 움직임이 없을 때의 PPG 신호 및 ECG 신호를 나타내고, 도 4b는 움직임이 있을 때의 PPG 신호 및 ECG 신호를 나타낸다. 가로축은 시간을 나타내고, 세로축은 신호의 크기를 전압으로 나타낸다.

[0056] 도 4a를 참조하면, ECG 신호는 반복적으로 발생하는 P파(P-wave)(P), Q 피크(Q), R 피크(R), S 피크(S), T파(T-wave)(T)를 포함할 수 있다. ECG 신호는 심장의 주요 펌핑 수축을 나타내는 QRS 복합체로 알려진 현저한 특징을 포함한다. ECG 신호에서의 R 피크(R)는 맥동 맥박 사이에서 발생하는 시간을 측정하기 위해 심박수 알고리즘에 의해 사용된다. 각 R 피크 사이의 지속 시간은 RR 간격(RRI)으로 지칭된다.

[0057] PPG 신호는 신호 파형의 주기성을 나타내는데 사용될 수 있고 심박수의 추정을 가능하게 하는 피크들(P) 및 밸리들(valleys)을 가진 준-주기 펄스들을 포함한다. 두 개의 인접한 펄스들의 피크들(P) 사이의 지속 시간은 PP 간격(PPI)으로 지칭되며, 심박수의 지표로서 사용될 수 있다.

[0058] 도 4b 를 참조하면, 움직임이 있을 때, PPG 신호는 모션 아티펙트에 의하여 왜곡(distortion)될 수 있다. 이에 따라, PPG 신호에서 피크들(P)을 검출하기에 어렵다. 반면, ECG 신호는 PPG 신호에 비해 모션 아티펙트에 의한 왜곡이 적으며, R 피크(R)는 일정한 형태로 검출될 수 있다.

[0060] 도 5는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 심방 세동 검출 방법을 나타내는 흐름도이고, 도 6은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 나타내는 흐름도이다. 도 5의 실시예는 도 1 및 도 3의 전자 장치(100)에서 수행될 수 있으며, 도 1을 함께 참조하여 설명하기로 한다.

[0061] 전자 장치(100)는 PPG 신호를 획득할 수 있다(S110). 제1 센서(121)가 사용자의 맥파를 측정하여 PPG 신호를 생성할 수 있으며, PPG 신호는 프로세서(110)에 제공될 수 있다. PPG 신호의 획득은 연속적으로 수행될 수 있다.

[0062] 전자 장치(100)는 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S130). 도 6을 참조하면, 프로세서(110)는 소정의 시간으로 설정된 시간 윈도우를 기초로 PPG 신호를 샘플링하여 PPG 프래그먼트(fragment) (예컨대 PPG 윈도우 데이터)를 생성할 수 있다(S210). 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트를 필터링할 수 있다(S220). 예를 들어, 프로세서(110)는 밴드 패스 필터를 이용하여 PPG 프래그먼트를 필터링할 수 있다. 비제한적인 예로서, 밴드 패스 필터는 0.5Hz 내지 4Hz 주파수 대역의 성분을 통과시킬 수 있다. 이에 따라, PPG 프래그먼트에서 고주파 성분, 예컨대 노이즈 성분이 차단될 수 있다. 실시예에 있어서, S210 단계 및 S220 단계는 제1 센서(121)의 AFE(23)에서 수행될 수 있다. 예컨대 AFE(23)의 센싱 회로(26)가 시간 윈도우를 기초로 PPG 신호를 샘플링하여 PPG 프래그먼트를 생성하고(S210)하고, 밴드 패스 필터를 이용하여 PPG 프래그먼트의 고주파 성분을 차단할 수 있다. 필터링된 PPG 프래그먼트는 프로세서(110)로 전송될 수 있다.

[0063] 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트, 예컨대 필터링된 PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 전력 스펙트럼, 예컨대 제1 전력 스펙트럼으로 변환할 수 있다(S230). 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트를 FFT(Fast Fourier Transform)를 이용하여 시간 도메인의 PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼으로 변환할 수 있다.

[0064] 프로세서(110)는 제1 전력 스펙트럼을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S240). 예컨대, 프로세서(110)는 제1 전력 스펙트럼에서 피크값을 검출하고, 피크값에 해당하는 주파수를 기초로 심박수를 산출할 수 있다. 예를 들어, 제1 전력 스펙트럼이 1.2Hz에서 피크값을 가질 때, 1.2(Hz)에 60을 곱하여, 72 BPM(Bit Per Minute)을 심박수로 산출할 수 있다.

[0065] 계속하여 도 5를 참조하면, 전자 장치(100)는 검출된 심박수를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다(S150). S130 단계에서 복수의 PPG 프래그먼트에 대응하는 복수의 심박수가 검출될 수 있으며, 전자 장치(100)는 복수의 심박수를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다. 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 스토캐스틱(stochastic) 분석을 통해 심방 세동이 발생하였는지 여부를 판별할 수 있다.

[0066] 도 7 및 도 8은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 통하여 복수의 심박수를 검출하는 방법을 나타낸다. 실시예에 있어서 도 7 및 도 8의 방법은 프로세서(도 1의 110)에서 수행될 수 있다.

[0067] 도 7을 참조하면, 프로세서(도 1의 110)는 소정의 시간으로 설정된 시간 윈도우(TW)를 기초로 PPG 신호(S_{PPG})를 샘플링하여 PPG 프래그먼트를 생성할 수 있다. PPG 프래그먼트는 샘플링된 PPG 신호를 포함할 수 있다. 시간 윈도우(TW)가 소정의 시간 간격으로 PPG 신호(S_{PPG})를 슬라이딩하여 복수의 PPG 프래그먼트, 예컨대 제1 PPG 프래그먼트(FG1), 제2 PPG 프래그먼트(FG2) 및 제3 PPG 프래그먼트(FG3)가 생성될 수 있다. 예를 들어 시간 윈도우(TW)는 8초로 설정될 수 있으며, 시간 윈도우(TW)는 1초 간격으로 PPG 신호(S_{PPG})를 슬라이딩 및 샘플링할 수 있다.

[0068] 프로세서(110)는 복수의 PPG 프래그먼트, 예컨대 제1 PPG 프래그먼트(FG1), 제2 PPG 프래그먼트(FG2) 및 제3 PPG 프래그먼트(FG3) 각각에 대하여 전력 스펙트럼 분석을 통하여 복수 심박수를 산출할 수 있다. 전력 스펙트럼 분석을 통하여 순간 심박수가 아닌, 시간 윈도우의 평균 심박수가 산출될 수 있다. 예를 들어, 제1 PPG 프래그먼트(FG1)에 대응하는 제1 심박수(HR1)은 74BPM이고, 제2 PPG 프래그먼트(FG2)에 대응하는 제2 심박수(HR2)는

76BPM으로, 제3 PPG 프래그먼트(FG3)에 대응하는 제3 심박수(HR3)는 80BPM으로 산출될 수 있다.

[0069] 도 8을 참조하면 PPG 프래그먼트(FG)의 고주파 성분, 및 저주파 성분을 포함하는 다양한 주파수 성분의 신호들을 포함할 수 있다. 밴드 패스 필터링을 통해 PPG 프래그먼트에서 고주파 성분과 저주파 성분이 제거될 수 있다. 다시 말해서 고주파 성분과 저주파 성분의 노이즈가 제거될 수 있다.

[0070] 필터링된 시간 프래그먼트(FG)는 FFT을 통해 주파수 도메인의 전력 스펙트럼으로 변환될 수 있다. PPG 신호는 정현파와 유사하므로 PPG 프래그먼트(FG)가 전력 스펙트럼으로 변환되면, 가장 큰 파워(예컨대 전력 스펙트럼의 피크)를 가지는 주파수, 다시 말해서 피크 주파수(Fpeak)가 심박수를 나타내는 주파수일 수 있다. 피크 주파수(Fpeak)에 60이 곱해진 값이 심박수로서 산출될 수 있다.

[0071] 도 9는 사용자의 움직임이 있는 경우의 시간 도메인에서의 PPG 신호 및 주파수 도메인에서의 전력 스펙트럼을 나타낸다.

[0072] 사용자의 움직임이 있으면, PPG 신호는 모션 아티펙트에 의하여 왜곡될 수 있으며, 피크들의 검출이 어려울 수 있다. 예를 들어, 도시된 바와 같이, 일부 피크들(P1, P2)에 오류가 발생할 수 있다. 다시 말해서 일부 피크들(P1, P2)이 잘못된 시점에 형성될 수 있다. 이에 따라 PPG 신호에 기초한 심박수 검출이 어려울 수 있으며, 또한 검출된 심박수의 신뢰도가 저하될 수 있다.

[0073] 그러나, 본 개시의 실시예에 따른 윈도우 시간 전력 스펙트럼 분석에 따르면, PPG 윈도우로 데이터(FG)를 주파수 도메인의 전력 스펙트럼으로 변환하면, 전력 스펙트럼은 모션 아티펙트로 인하여 여러 주파수들에서 큰 파워를 가질 수 있다. 그러나, 가장 큰 파워를 가지는 피크 주파수를 용이하게 검출할 수 있으며, 피크 주파수를 심박수로 변환할 수 있다. 이에 따라, 주파수 도메인에서의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 통하여 심박수를 검출하는 방법은 시간 도메인에서 PPG 신호의 PPI 특성을 기초로 심박수를 검출하는 방법보다 상대적으로 용이하게 심박수를 검출할 수 있으며, 또한 검출된 심박수의 신뢰도가 향상될 수 있다.

[0075] 도 10은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 나타내는 흐름도이다. 도 10의 실시예는 도 1 및 도 3의 전자 장치(100)에서 수행될 수 있으며, 도 1을 함께 참조하여 설명하기로 한다.

[0076] 도 10을 참조하면, 프로세서(110)는 소정의 시간으로 설정된 시간 윈도우를 기초로 PPG 신호를 샘플링하여 PPG 프래그먼트를 생성할 수 있다(S310). 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트를 필터링할 수 있다(S320). 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 전력 스펙트럼, 예컨대 제1 전력 스펙트럼으로 변환할 수 있다(330). 실시예에 있어서, S230 단계 및 S330S310 단계, S320 단계, 및 S330 단계는 도 6의 S210 단계, S220 단계, 및 S230 단계와 동일한 바, 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 S310 단계 및 또는 S320 단계에서, FIR(Finite Impulse Response) 필터, Winer 필터, 및/또는 Gaussian 필터를 이용하여 PPG 신호 또는 PPG 프래그먼트를 필터링하여 노이즈 및/또는 모션 아티펙트를 제거할 수 있다. 실시예에 있어서, S320 단계는 S330 단계 이후 수행될 수 있다. 예를 들어, 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트를 제1 전력 스펙트럼으로 변환한 후, 주파수 도메인에서 필터링을 수행할 수 있다.

[0077] 프로세서(110)는 제1 전력 스펙트럼에서 모션 아티펙트를 제거하여 제2 전력 스펙트럼을 생성할 수 있다(S340). 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 제2 센서(122)로부터 수신되는 IMU 신호를 주파수 도메인의 제3 전력 스펙트럼으로 변환하고, 제1 전력 스펙트럼에서, 제3 전력 스펙트럼을 제거할 수 있다. 이에 따라, 모션 아티펙트가 제거된 제2 전력 스펙트럼이 생성될 수 있다.

[0078] 프로세서(110)는 제3 전력 스펙트럼을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S350). 프로세서(110)는 최대 파워를 갖는 피크 주파수를 기초로 심박수를 산출할 수 있다.

[0080] 도 11은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 모션 아티펙트 제거를 나타낸다.

[0081] 모션 아티펙트는 PPG 신호와 겹치는 주파수 성분을 가질 수 있으며, PPG 신호와 겹치는 주파수 성분은 필터링, 예컨대 S220 단계 또는 S320 단계의 밴드 패스 필터에 의한 필터링에 의하여 제거하기가 어려울 수 있다. 이에 따라 PPG 신호가 모션 아티펙트에 의하여 왜곡될 경우, PPG 신호의 전력 스펙트럼(PPG 프래그먼트의 전력 스펙트럼), 예컨대 제1 전력 스펙트럼(SP1)은 도시된 바와 같이, 복수의 피크, 예컨대 제1 피크(P1), 제2 피크(P2), 및 제3 피크(P3)를 포함할 수 있다. 제1 피크(P1), 제2 피크(P2), 및 제3 피크(P3) 중 적어도 두 개의 피크들은

모션 아티펙트에 의한 피크들일 수 있다.

[0082] 모션 아티펙트에 의한 피크들을 판별하기 위하여, 제2 이미지 센서(121)로부터 수신되는 IMU 신호를 FFT를 이용하여 주파수 도메인으로 변환할 수 있다. 예컨대, 프로세서(110)는 PPG 신호가 수신될 때, 동시에 IMU 신호를 수신하고, IMU 신호를 시간 윈도우를 기초로 샘플링하여 IMU 프래그먼트를 생성할 수 있다. IMU 신호가 시간 윈도우를 기초로 샘플링되는 시점 및 기간은 PPG 신호가 시간 윈도우를 기초로 샘플링되는 시점 및 기간과 동일할 수 있다.

[0083] 프로세서(110)는 IMU 프래그먼트를 FFT를 이용하여 주파수 도메인으로 변환함으로써, 주파수 도메인에서 IMU 신호의 전력 스펙트럼을 생성할 수 있다.

[0084] 도시된 바와 같이, IMU 신호의 전력 스펙트럼(SP3)은 제1 피크(P1), 및 제3 피크(P3)를 포함할 수 있다. 따라서, 제1 전력 스펙트럼(SP1)에서 제1 피크(P1), 및 제2 피크(P2)가 모션 아티펙트에 의한 피크들임을 알 수 있다.

[0085] 프로세서(110)는 제1 전력 스펙트럼(SP1)에서, 제3 전력 스펙트럼(SP3)을 제거(cancellation)할 수 있다. 이에 따라, 제1 피크(P1), 제2 피크(P2), 및 제3 피크(P3) 중 제1 피크(P1) 및 제3 피크(P3)가 제거되고, 제3 전력 스펙트럼(SP2)은 제2 피크(P2)를 포함할 수 있다. 제2 피크(P2)의 주파를 기초로 심박수가 산출될 수 있다.

[0087] 도 12는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 나타내는 흐름도이다. 도 12의 실시예는 도 1 및 도 3의 전자 장치(100)에서 수행될 수 있으며, 도 1을 함께 참조하여 설명하기로 한다.

[0088] 도 12를 참조하면, 프로세서(110)는 소정의 시간으로 설정된 시간 윈도우를 기초로 PPG 신호를 샘플링하여 PPG 프래그먼트를 생성할 수 있다(S410). 프로세서(110)는 PPG 프래그먼트를 필터링할 수 있다(S420). 프로세서는 PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼으로 변환하고(S430), 제1 전력 스펙트럼에서 모션 아티펙트를 제거하여 제2 전력 스펙트럼을 생성할 수 있다(S440), 프로세서(110)는 제2 전력 스펙트럼을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S350). S410 단계 내지 S450 단계는 도 10의 S310 단계 내지 S350 단계와 동일한 바, 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0089] 프로세서(110)는 유한 상태 머신(Finite State Machine; FSM)을 이용하여 선벽적으로 심박수를 출력할 수 있다. 예컨대 프로세서(110)는 FSM을 이용하여, 심박수가 안정적으로 검출되었는지를 판단하고, 심박수가 안정적으로 검출되었다고 판단될 경우, 심박수를 심방 세동 검출에 이용할 수 있도록 출력할 수 있다. 프로세서(110)는 심박수가 안정적으로 검출되지 않았다고 판단되면, 심박수를 폐기(discard)할 수 있다.

[0091] 도 13은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 유한 상태 머신을 나타낸다.

[0092] 도 13을 참조하면, 유한 상태 머신(FSM)은 검출된 심박수의 신뢰성을 판단하는 알고리즘으로, 제1 상태 내지 제4 상태(ST1 내지 ST4)를 포함할 수 있다. 실시예에 있어서, FSM은 프로세서(도 1의 110)에서 실행될 수 있다.

[0093] 제1 상태(ST1)은 안정 상태이고, 제2 상태(ST2)는 리커버리 상태이고, 제3 상태(ST3)는 펄스 상태이며, 제4 상태는 심방 세동(AF) 상태일 수 있다. 제1 상태(ST1)는 심박수가 안정적으로 검출된 상태, 다시 말해서 PPG 신호가 안정적으로 측정된 상태를 나타낸다. 제2 상태(ST2)는 PPG 신호가 안정적으로 측정되지 못하여 잘못된 심박수가 검출된 것으로 추정되는 상태를 나타낸다. 제3 상태(ST3)는 심장 박동의 일시적 이상이 있고 PPG 신호가 사용자에게서 측정되었는지 확인이 필요한 상태를 나타낸다. 제4 상태(ST4)는 심장 박동의 일시적 이상이 있으나 PPG 신호가 사용자에게서 측정되었으며, 안정적으로 심박수가 검출되었다고 판단되는 상태를 나타낸다.

[0094] 심박수의 이상 유무와 관계 없이, 제1 상태(ST1), 및 제4 상태(ST4)는 심박수가 안정적으로 검출된 상태를 나타내고, 제2 상태(ST2) 및 제3 상태(ST3)는 심박수가 안정적으로 검출되지 못한 상태를 나타낸다. 따라서, 제1 상태(ST1) 및 제4 상태(ST4)의 심박수는 신뢰성이 높으므로 심방 세동 검출에 이용될 수 있도록 출력될 수 있다. 제2 상태(ST2) 및 제3 상태(ST3)의 심박수는 신뢰성이 낮으므로 심방 세동 검출에 이용될 경우, 심방 세동 검출 결과의 정확성이 낮아질 수 있다. 따라서, 제2 상태(ST2) 및 제3 상태(ST3)의 심박수는 폐기될 수 있다.

[0095] 프로세서(110)는 심박수가 단기간에 너무 많이 변했다고 판단되면, PPG 신호가 안정적인 상태에서 측정된 것이 아니라고 판단하고, 심박수가 검출된 현재 상태를 제2 상태(ST2) 또는 제3 상태(ST3)로 전환할 수 있다. 또한, 프로세서(110)는 제2 전력 스펙트럼에서 심박에 의한 신호일 수 있는 도미넌트 피크(dominant peak)의 유무를

피크가 얼마나 뚜렷한지를 나타내는 파고율(Crest factor)을 기초로 판단하고, 도미넌트 피크가 없다고 판단되면, 이전 상태에 따라 대응하는 상태의 전환을 수행할 수 있다. 이러한, 상태 전환은 FSM에 의하여 수행되며, 이하, 도 13을 참조하여 상세하게 설명하기로 한다.

[0096] 도 13에서, HRN은 정상 심박수 변화량을 나타내고, CF(stable), CF(recovery) 및 CF(af)는 제4 상태(ST4)의 파고율을 나타낸다. !는 조건을 만족하지 않는 것을 나타내며, 예컨대 !HRN은 정상 심박수 변화량이 아닌 것, 다시 말해서 비정상 심박수 변화량을 의미한다. cn(recovery)는 리커버리 조건,예컨대 제2 상태(ST2), 제3 상태(ST3) 및 제4 상태(ST4)가 각각 제1 상태(ST1)로 전환되기 위한 조건을 만족한 횟수를 나타내고, Nrecovery, Npulse, Nafrerehab은 각각 제2 상태(ST2), 제3 상태(ST3) 및 제4 상태(ST4)가 제1 상태(ST1)로 전환되기 위하여 cn(recovery)가 도달하여야 할 횟수를 나타낸다. cn(af)는 제3 상태(ST3)가 제4 상태(ST4)로 전환되기 위한 조건을 만족한 횟수를 나타내고, Naf는 제4 상태(ST)로 전환되기 위하여 cn(af)가 도달하여야 할 횟수를 나타낸다.

[0097] 심박수 변화량(ΔHR)을 기초로, 정상 심박수 변화량(HRN)이 판단될 수 있다. 수학식 1에 따라 현재(i번째) 심박수 HR(i)와 이전(i-1 번째) 심박수 HR(i-1)의 차이의 절대값이 심박수 변화량(ΔHR)으로 산출될 수 있다. 여기서 이전 심박수 HR(i-1)은 심방 세동 검출을 위해 출력된 심박수이다.

수학식 1

[0098] $$\Delta HR = |HR(i) - HR(i-1)|$$

[0099] 심박수 변화량(ΔHR)이 심박수 변화량에 대하여 설정된 임계값 미만이면, 심박수 변화량이 크기 않다(정상 심박수 변화량 HRN)고 판단하고, 심박수 변화량(ΔHR)이 임계값 이상이면, 심박수 변화량이 크다(비정상 심박수 변화량 !HRN)고 판단할 수 있다.

[0100] 예를 들어, 임계값은 5로 설정되고, 현재 심박수(i)는 75BPM이고, 이전 심박수(i-1)는 78BPM일 때, 심박수 변화량(ΔHR)은 3이므로, 심박수 변화량이 크지 않다(정상 심박수 변화량 HRN)고 판단될 수 있다.

[0101] 파고율 CF는 수학식 2에 따라 산출할 수 있다.

수학식 2

[0102] $$CF(i) = Xpeak(i)/Xrms(i)$$

[0103] 여기서 CF(i)는 현재 심박수 HR(i)가 검출된 PPG 프래그먼트의 제2 주파수 스펙트럼에서의 파고율을 나타내고, Xpeak(i)는 제2 주파수 스펙트럼에서 파워가 가장 큰 주파수의 파워값을 나타내고, Xrms(i)는 제2 주파수 스펙트럼의 전체 주파수의 평균 파워를 나타낸다. 즉, 파고율은 주파수 스펙트럼의 전 주파수 구간에서의 평균 파워 대비 특정 주파수에서의 파워가 얼마나 큰지를 나타낸다.

[0104] 제1 상태, 제2 상태 및 제4 상태의 파고율을 판별하기 위한 제1 임계값(THstable), 제2 임계값(THrecovery), 및 제3 임계값(THaf)이 설정될 있다. CF(i)가 제1 임계값(THstable)보다 크면, CF(i)은 제1 상태의 파고율(CF(stable))로 추정되고, CF(i)가 제1 임계값(THstable)보다 작고, 제2 임계값(THrecovery)보다 크면, CF(i)는 제2 상태의 파고율(CF(recovery))로 추정되고, CF(i)가 제1 임계값(THstable)보다 작고, 제3 임계값(THaf)보다 크면, CF(i)는 제4 상태의 파고율(CF(af))로 추정될 수 있다.

[0105] 제1 상태(ST1)에서는 제2 전력 스펙트럼에 심박 신호일 수 있는 도미넌트한 피크가 존재하고, 심박수 변화량이 정상이다. 예를 들어, 이전 상태(이전 심박수(HR(i-1))가 검출되었을 때의 상태)가 제1 상태(ST1)이고 현재 심박수(HR(i))가 검출되었을 때, 심박수 변화량이 정상이고(HRN), CF(i)가 제1 상태의 파고율(CF(stable))이면, 현재 상태는 제1 상태(ST1)를 유지할 수 있다(matn1).

[0106] 제2 상태(ST2)에서는 제2 스펙트럼에 도미넌트한 피크가 존재하지 않고, 심박수 변화량이 정상일 수 있다. 이때, 검출된 심박수는 심박 신호가 아닌 모션 아티펙트로부터 기인한 노이즈일 수 있다.

[0107] 이전 상태가 제1 상태(ST1)일 때, CF(i)가 제1 상태의 파고율(CF(stable))이 아니고(!CF(stable)), 심박수 변

화량이 정상이면(HRN) 제1 상태(ST1)에서 제2 상태(ST2)로 전환될 수 있다(TRS1). 현재 심박수(HR(i))는 출력되지 못하고 폐기될 수 있다.

[0108] 현재 심박수(HR(i))가 검출된 PPG 프래그먼트 이후에 생성된 PPG 프래그먼트를 기초로 현재 심박수(HR(i))가 다시 산출될 수 있으며, 다시 산출된 현재 심박수(HR(i))에 기초하여 심박수 변화량 및 현재 파고율(CF(i))을 산출할 수 있다. 심박수 변화량이 정상이고(HRN), 현재 파고율(CF(i))이 제2 파고율(CF(recovery))이면, 제2 상태(ST2)에서 제1 상태(ST1)로 전환될 수 있는 제1 리커버리 조건(CF(recovery)& HRN)이 충족된다. cn(recovery)가 증가할 수 있다(cn(recovery)++). 제1 리커버리 조건(CF(recovery)& HRN)이 연속적으로 여러 번 충족하여 cn(recovery)가 Nrecovery에 도달하면, 제2 상태(ST2)에서 제1 상태(ST1)로 전환될 수 있다(TRS2). 제1 상태(ST1)로 전환되거나 또는 제1 전환 조건(CF(recovery)& HRN)이 충족되지 못하면(!(CF(recovery)& HRN)), cn(recovery)는 0으로 초기화될 수 있다(cn(recovery)=0).

[0109] 이전 상태가 제1 상태(ST1)일 때, 심박수 변화량이 정상이 아니면(!HRN) 제1 상태(ST1)에서 제3 상태(ST2)로 전환될 수 있다(TRS3). 현재 심박수(HR(i))는 폐기될 수 있다.

[0110] 이후, 심박수 변화량이 정상이고(HRN), 현재 파고율(CF(i))이 제3 파고율(CF(af))이 아니면(!CF(af))면, 제3 상태(ST3)에서 제1 상태(ST1)로 전환될 수 있는 제2 리커버리 조건(HRN & !CF(af))이 충족된다. 제2 리커버리 조건(HRN & !CF(af))이 연속적으로 여러 번 충족하여 cn(recovery)가 Npulse에 도달하면, 제3 상태(ST3)에서 제1 상태(ST1)로 전환될 수 있다(TRS4).

[0111] 한편, 심박수 변화량이 비정상이고(!HRN), 현재 파고율(CF(i))이 제3 파고율(CF(af))이면, 제3 상태(ST3)에서 제4 상태(ST4)로 전환될 수 있는 제1 판별 조건(!HRN & CF(af))이 충족된다. 제1 판별 조건(!HRN & CF(af))이 연속적으로 여러 번 충족하여 cn(af)가 Naf에 도달하면, 제3 상태(ST3)에서 제4 상태(ST4)로 전환될 수 있다(TRS5).

[0112] 제4 상태(ST4)는 심박수 변화량이 크고, CF(af)가 연속적으로 충족된 상태로, 심장 생리학적 이상이 있으나 심박수는 안정적으로 검출된 상태로 판단된다. 이후,

[0113] 심박수 변화량이 정상이고(HRN), 현재 파고율(CF(i))이 제3 파고율(CF(af))이면, 제4 상태(ST3)에서 제1 상태(ST1)로 전환될 수 있는 제3 리커버리 조건(HRN & CF(af))이 충족된다. 제3 리커버리 조건(HRN & CF(af))이 연속적으로 여러 번 충족하여 cn(recovery)가 Nafrehab에 도달하면, 제4 상태(ST4)에서 제1 상태(ST4)로 전환될 수 있다(TRS6). 다시 말해서, 현재 파고율(CF(i))이 제3 파고율(CF(af))을 유지하면서, 심박수 변화량이 안정되면, 제4 상태(ST4)가 제1 상태(ST1)로 전환될 수 있다(TRS6).

[0114] 제1 상태(ST1) 및 제4 상태(ST4)일 때, 현재 심박수(HR(i))가 출력되고, 제2 상태(ST2) 및 제3 상태(ST3)에서는 심박수가 안정적으로 검출되지 않은것으로 판단하여, 검출된 현재 심박수(HR(i))가 폐기되고, 현재 심박수(HR(i))가 재검출(재산출)될 수 있다. 이에 따라, 프로세서(110)는 신뢰성이 높은 심박수들, 다시 말해서 PPG 신호가 안정적인 상태에서 측정되었다고 판단될 때 검출된 심박수들을 기초로 심방 세동을 검출할 수 있어, 심방 세동 검출의 정확성이 향상될 수 있다.

[0116] 도 14는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 심방 세동 검출 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 15는 PPG 신호의 PPI 특성을 기초로 심박수를 검출하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 14 및 도 15의 실시예는 도 1 및 도 3의 전자 장치(100)에서 수행될 수 있으며, 도 1을 함께 참조하여 설명하기로 한다.

[0117] 도 14를 참조하면, 전자 장치(100)는 PPG 신호 및 모션 감지 신호를 획득할 수 있다(S510). 예컨대, 프로세서(110)는 제1 센서(121)로부터 PPG 신호를 수신하고, 제3 센서(123)로부터 IMU 신호를 수신할 수 있다.

[0118] 전자 장치(100)는 움직임이 검출되었는지를 확인할 수 있다(S520). 예컨대, 프로세서(110)는 제2 센서(122)로부터의 IMU 신호를 기초로 사용자의 움직임이 있었는지를 판단할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(110)는 IMU 신호의 모션 아티펙트를 산출하고, 모션 아티펙트가 미리 설정된 기준 값을 초과하면, 움직임이 있다고 판단하고, 기준 값 이하이면, 움직임이 없다고 판단할 수 있다.

[0119] 움직임이 검출되지 않은 경우, 전자 장치(100)는 PPG 신호의 PPI 특성을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S530). 도 15를 참조하면, 프로세서(110)(또는 도 2의 센싱 회로(26))는 노이즈를 제거하기 위하여 PPG 신호에 필터링을 수행할 수 있다(S610). 예를 들어, 노이즈 제거(removal) 필터로서, IIR(Infinite Impulse Response)

필터, 이동 평균(moving average) 필터, 및 HR(heart rate) 레인지 필터가 이용될 수 있다.

[0120] 프로세서(110)는 필터링된 PPG 신호의 PPI를 검출할 수 있다(S620). 도 4a를 필터링된 PPG신호의 복수의 펄스들 중 두 개의 인접한 펄스들의 피크들(P) 사이의 지속 시간이 PPI로 검출될 수 있다.

[0121] 프로세서(110)는 검출된 복수의 PPI들 중 이상치(outlier)를 제거할 수 있다(S630). 이상치는 노이즈에 기인하였을 가능성이 높다. 따라서, 심박수의 정확성을 향상시키기 위하여 이상치가 제거될 수 있다. 예를 들어, 인접한 다른 PPI와의 차이가 설정된 제거 임계값 이상이면, 해당 PPI는 이상치로 판단되어 제거될 수 있다.

[0122] 프로세서(110)는 검출된 복수의 PPI들을 기초로 심박수를 산출할 수 있다(S640).

[0123] 계속하여 도 14를 참조하면, 움직임이 검출된 경우, 전자 장치(100)는 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S540). 도 6내지 도 13을 참조하여 설명한 바에 따라 전자 장치(100)는 PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수를 검출할 수 있다. PPG 신호는 시간 윈도우를 기초로 샘플링되어 PPG 프래그먼트로서 생성되고, PPG 프래그먼트의 주파수 도메인에서의 전력 스펙트럼으로 변환될 수 있다. 전력 스펙트럼에서 모션 아티펙트가 제거될 수 있으며, 또한 FSM을 기초로 신뢰성이 높은 심박수들이 출력될 수 있다.

[0124] 전자 장치(100)는 검출된 심박수를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다(S550). 예컨대 프로세서(110)는 검출된 심박수를 기초로 심방 세동의 발생 유무를 확인할 수 있다.

[0126] 도 16은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 전자 장치의 동작 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 16은 도 1의 전자 장치에서 수행될 수 있다.

[0127] 도 16을 참조하면, 전자 장치(100)는 PPG 신호를 획득하고(S710), PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수를 검출할 수 있다(S720). 전자 장치(100)는 검출된 심박수들을 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다(S730), S710, S720 및 S730 단계는, 도 5의 S110, S130 및 S150 단계와 동일하다. 따라서, 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0128] 전자 장치(100)는 심방 세동이 검출되면, 사용자에게 이상 상황을 알릴 수 있다(S740). 예컨대 전자 장치(100)는 디스플레이(131) 통해 이상 상황 발생, 즉 심방 세동 검출을 알리는 이벤트 정보를 사용자에게 출력할 수 있다.

[0129] 이후, 전자 장치(100)는 ECG 신호를 획득할 수 있다(S750). 사용자가 이상 상황 알림을 확인하고, ECG 측정을 위해 제2 센서(122)의 전극에 신체의 일부(예컨대 손가락)을 접촉할 수 있다. 전자 장치(100)는 ECG를 측정하고, ECG 신호를 생성할 수 있다. 이와 같이, 전자 장치(100)는 심방 세동 검출에 응답하여 ECG 신호를 획득할 수 있다.

[0130] 전자 장치(100)는 외부 장치로 ECG 신호를 출력 할 수 있다(S760). 전술한 바와 같이, PPG를 기초로 항시 심방 세동 발생 여부를 모니터링 할 수 있다. 그러나, 더 정확한 심방 세동 진단은 의료진이 ECG 신호를 분석함에 따라 수행될 수 있다. 따라서, 전자 장치(100)는 의료진이 ECG 신호를 기초로 심방 세동 진단을 수행할 수 있도록, ECG 신호를 외부 장치로 출력할 수 있다. 외부 장치는 예컨대 의료진 서버일 수 있다. 또는 외부 장치는 스마트폰과 같은 모바일 장치일 수 있으며, 모바일 장치를 통해 ECG 신호가 의료진 서버로 전송될 수 있다.

[0132] 도 17a 및 도 17b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템을 나타낸다.

[0133] 도 17a 및 도 17b를 참조하면, 생체 신호 모니터링 시스템(1000a, 1000b)은 생체 신호 모니터링 장치(1100) 및 데이터 수신 장치(1200)를 포함할 수 있다. 생체 신호 모니터링 시스템(1000b)은 서버(1300)를 더 포함할 수 있다.

[0134] 도 1을 참조하여 설명한 전자 장치(100), 예컨대 웨어러블 장치가 생체 신호 모니터링 장치(1100)에 적용될 수 있다. 이에 따라, 전자 장치(100) 및 이의 동작에 대하여 전술한 내용은 본 실시예에 적용될 수 있다. 데이터 수신 장치(1200)는 예컨대 스마트폰, 태블릿 PC, 모바일 통신 장치 등과 같은 이동 통신 인터페이스를 포함하는 전자 장치일 수 있다. 서버(1300)는 예컨대 의료진 서버 또는 클라우드 서버일 수 있다.

[0135] 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 PPG 신호, ECG 신호 및 움직임 감지 신호(예컨대 IMU 신호)를 측정할 수

있다. 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 PPG 신호에 대한 윈도우 스펙트럼 분석을 통하여 심박수를 검출하고, 심박수를 기초로 심박 세동을 검출할 수 있다. 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 PPG 신호를 기초로 항시 심박 세동 발생 여부를 모니터링 할 수 있다. 실시예에 있어서, 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 움직임 감지 신호를 기초로 PPG 신호로부터 모션 아티펙트를 제거할 수 있다. 실시예에 있어서, 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 심방 세동이 발생하였다고 판단되면, 디스플레이 및/또는 스피커를 통해 이상 상황 발생, 즉 심방 세동 검출을 알리는 이벤트 정보를 사용자에게 출력할 수 있다. 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 사용자가 ECG 측정을 위하여 전극에 신체의 일부를 접촉하면, ECG를 측정하고, 유무선 근거리 통신 인터페이스를 통해 ECG 신호를 데이터 수신 장치(1200)로 전송할 수 있다.

[0136] 데이터 수신 장치(1200)는 ECG 신호(또는 신호 처리된 ECG 데이터)를 서버(1300)로 전송할 수 있다. 실시예에 있어서, 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 이동 통신 인터페이스를 포함할 수 있으며, 서버(1300)로 직접 ECG 신호를 전송할 수 있다. 의료진은 서버(1300)에 전송된 ECG 신호를 기초로 심박 세동을 검출(진단)할 수 있다.

[0138] 전술한 바와 같이, 본 실시예에 따른 전자 장치(도 1의 100) 및 생체 신호 모니터링 장치(도 17a 및 도 17b의 1100)는 PPG 신호를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있으며, 움직임이 있을 경우, PPG 신호를 주파수 도메인에서 윈도우 전력 스펙트럼 방식으로 모션 아티펙트를 제거한 후, 윈도우 파워 스펙트럼 분석을 통해 심박수를 검출하고, 유한 상태 머신을 이용하여 신뢰도가 높은 심박수들을 기초로 심방 세동을 검출할 수 있다. 이에 따라, 전자 장치(100)는 심방 세동 발생 여부를 지속적으로 모니터링할 수 있으며, 또한, PPG 신호에 기초한 심방 세동 검출의 정확성이 향상될 수 있다. 또한, 전자 장치(100) 및 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 PPG 신호를 기초로 심방 세동이 검출되면 ECG를 측정하고, ECG 신호를 심방 세동 진단을 위하여 외부 전자 장치 또는 의료진 서버로 전송할 수 있다. 이에 따라, 심방 세동 검출의 연속성 및 정확성이 향상될 수 있다.

[0140] 이상에서와 같이 도면과 명세서에서 예시적인 실시예들이 개시되었다. 본 명세서에서 특정한 용어를 사용하여 실시예들을 설명되었으나, 이는 단지 본 개시의 기술적 사상을 설명하기 위한 목적에서 사용된 것이지 의미 한정이나 특허청구범위에 기재된 본 개시의 범위를 제한하기 위하여 사용된 것은 아니다. 그러므로 본 기술분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 개시의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

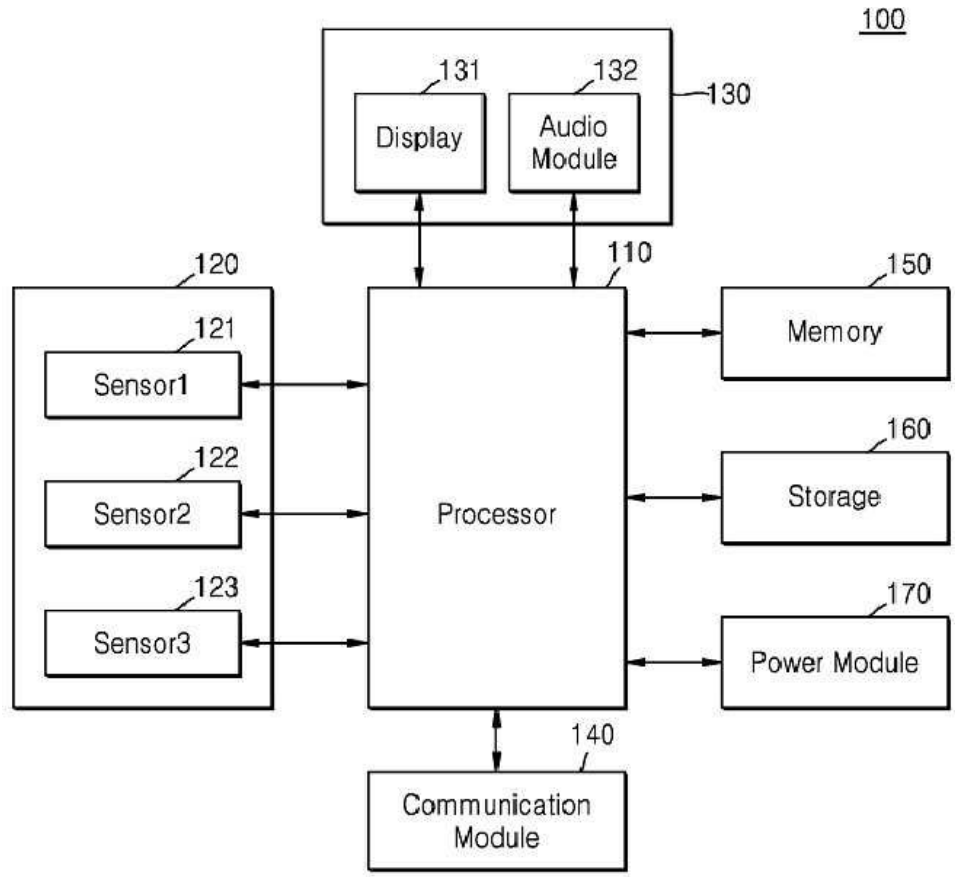
부호의 설명

[0141]

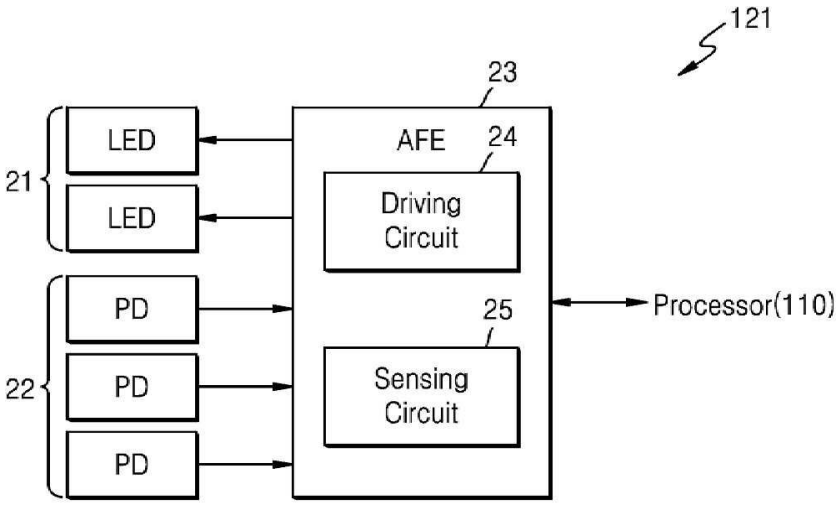
100: 전자 장치	110: 프로세서
120: 센서 모듈	121: 제1 센서
122: 제2 센서	123: 제3 센서
1100: 센체 신호 모니터링 장치	1200: 데이터 수신 장치
1300: 서버	

도면

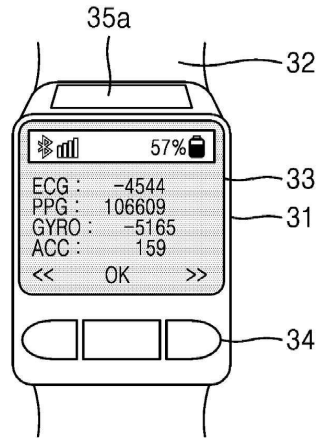
도면1


100
131
132
130
Display
Audio Module
110
120
150
121
Sensor1
Memory
122
160
Sensor2
Processor
Storage
123
170
Sensor3
Power Module
140
Communication Module

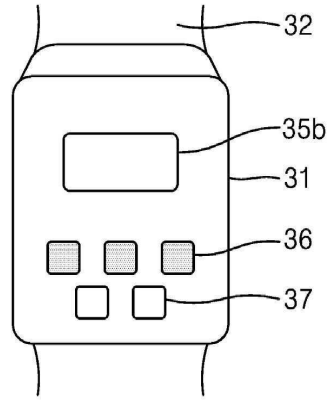
도면2


121
23
LED
AFE
24
21
LED
Driving Circuit
PD
25
Processor(110)
22
PD
Sensing Circuit
PD

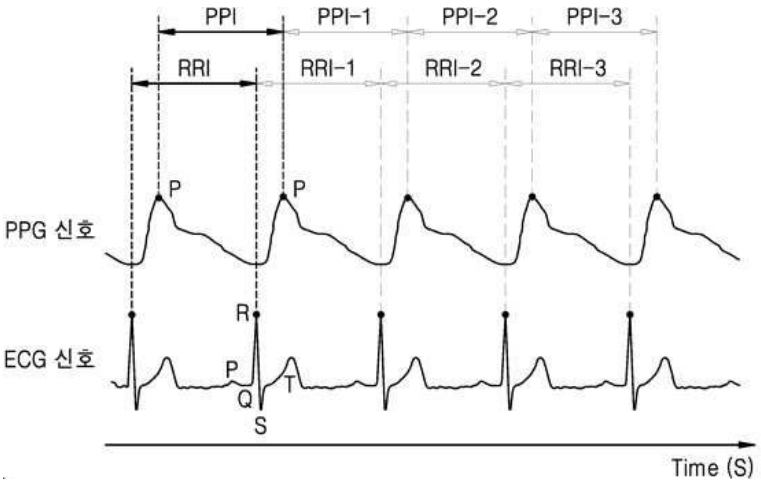
도면3a



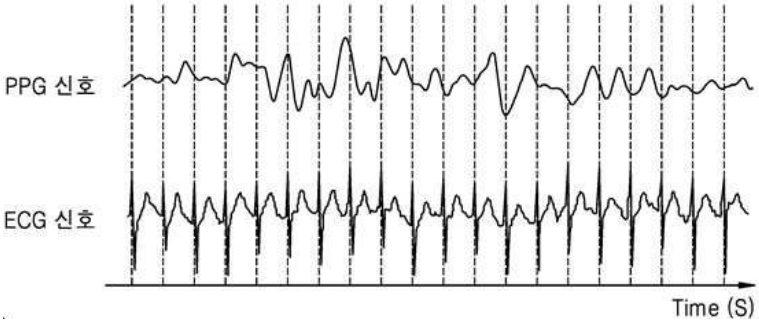
도면3b



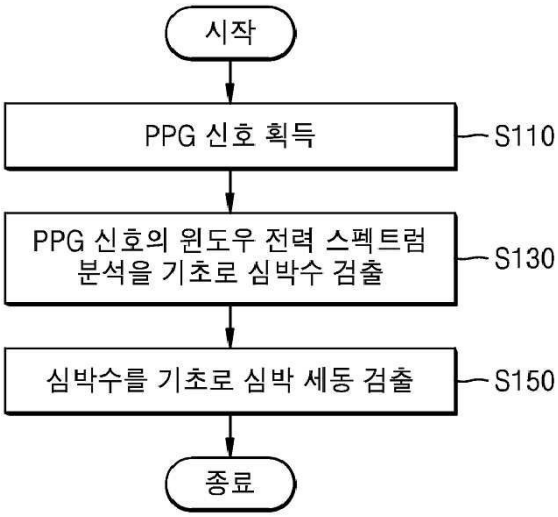
도면4a



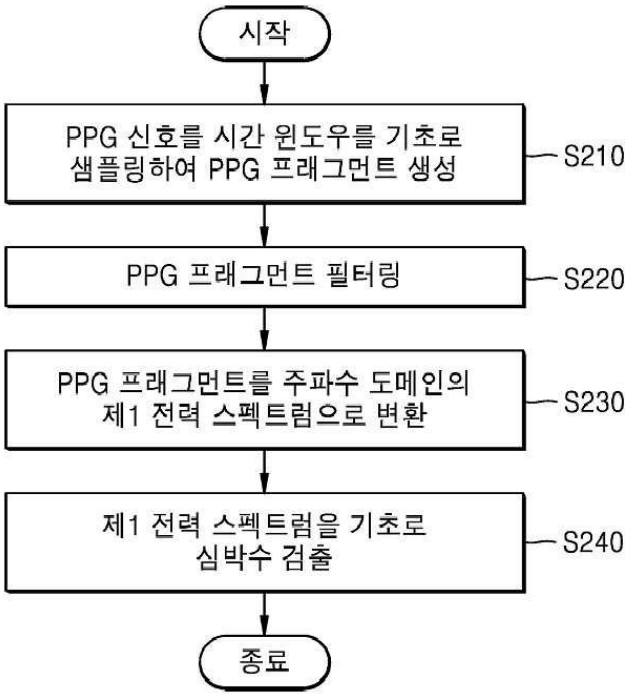
도면4b


PPG 신호
ECG 신호
Time (S)

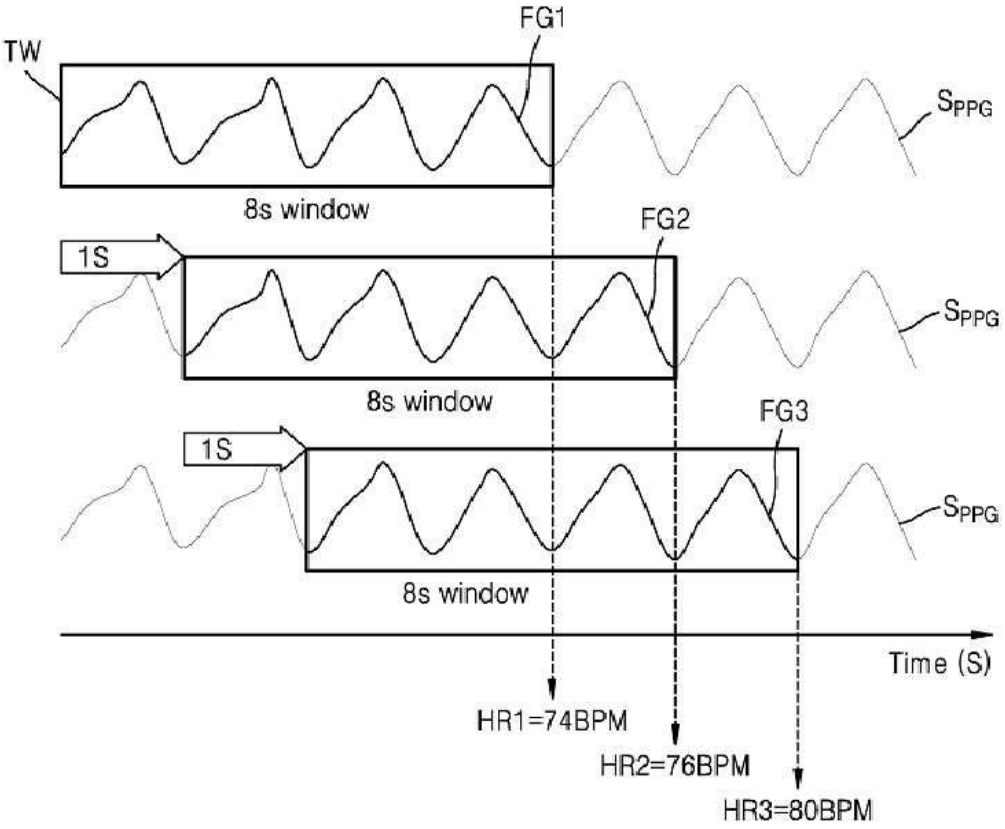
도면5


시작
PPG 신호 획득
S110
PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수 검출
S130
심박수를 기초로 심박 세동 검출
S150
종료

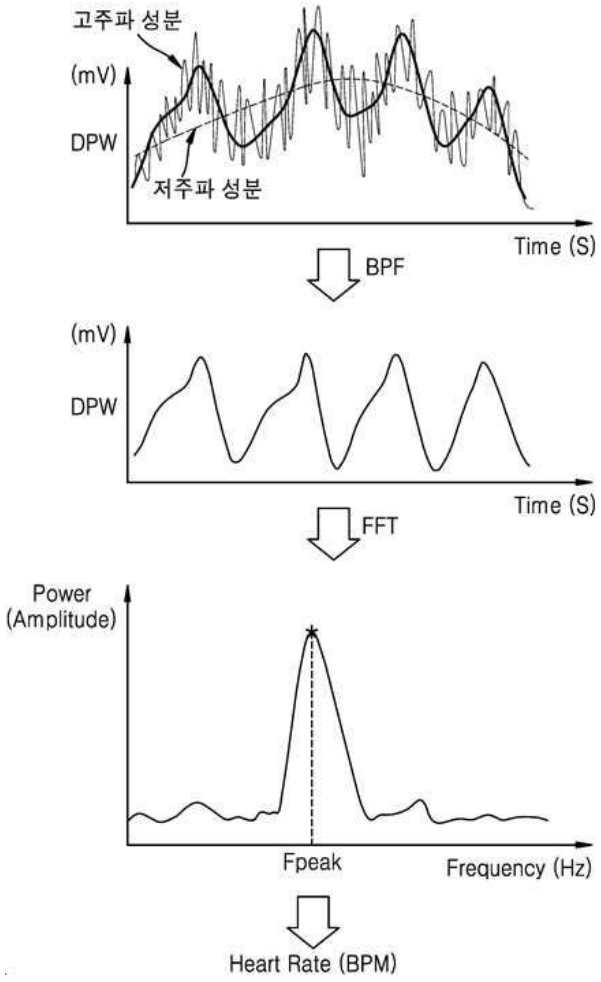
도면6


시작
PPG 신호를 시간 윈도우를 기초로 샘플링하여 PPG 프래그먼트 생성
S210
PPG 프래그먼트 필터링
S220
PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼으로 변환
S230
제1 전력 스펙트럼을 기초로 심박수 검출
S240
종료

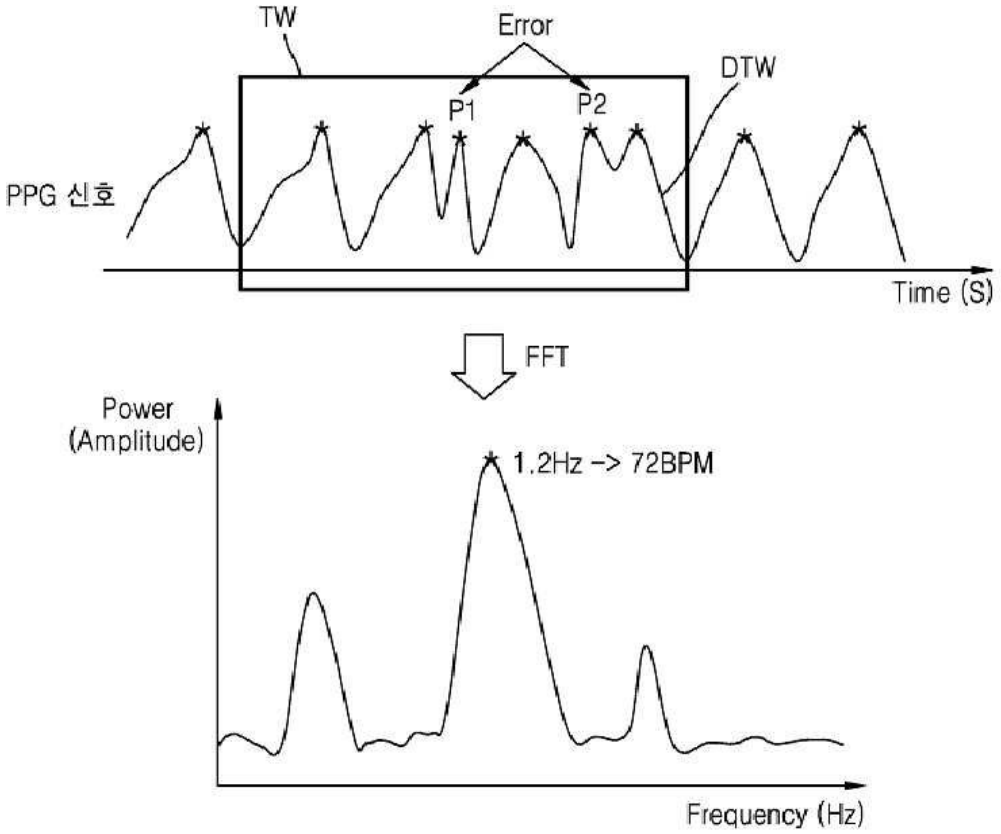
도면7


TW
FG1
SPPG
8s window
1S
FG2
SPPG
8s window
1S
FG3
SPPG
8s window
Time (S)
HR1=74BPM
HR2=76BPM
HR3=80BPM

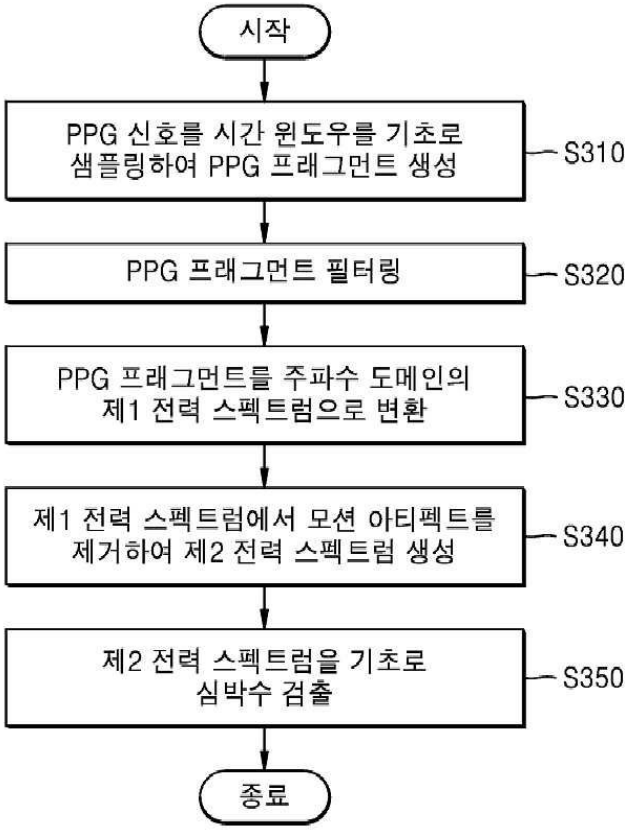
도면8


고주파 성분
(mV)
DPW
저주파 성분
Time (S)
BPF
(mV)
DPW
Time (S)
FFT
Power
(Amplitude)
Fpeak
Frequency (Hz)
Heart Rate (BPM)

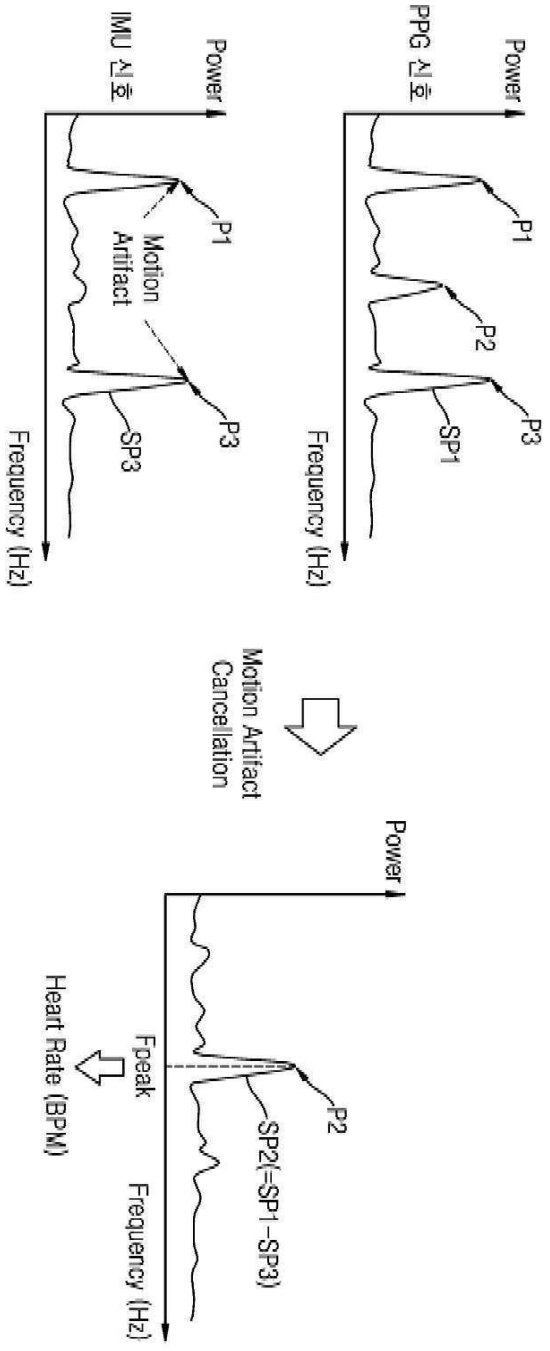
도면9


TW
Error
DTW
P1
P2
PPG 신호
Time (S)
FFT
Power
(Amplitude)
1.2Hz -> 72BPM
Frequency (Hz)

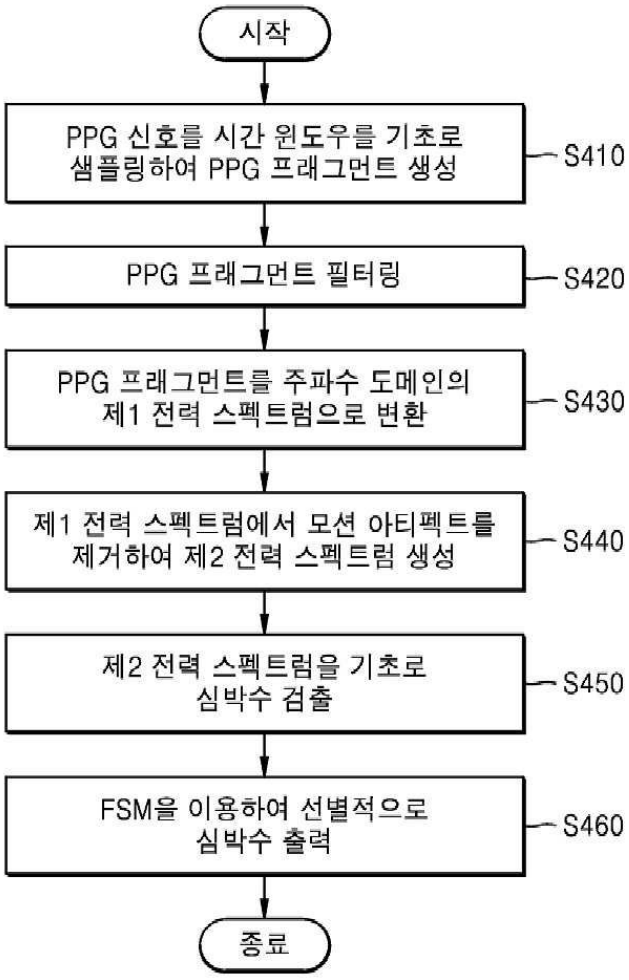
도면10


시작
PPG 신호를 시간 윈도우를 기초로 샘플링하여 PPG 프래그먼트 생성
S310
PPG 프래그먼트 필터링
S320
PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼으로 변환
S330
제1 전력 스펙트럼에서 모션 아티펙트를 제거하여 제2 전력 스펙트럼 생성
S340
제2 전력 스펙트럼을 기초로 심박수 검출
S350
종료

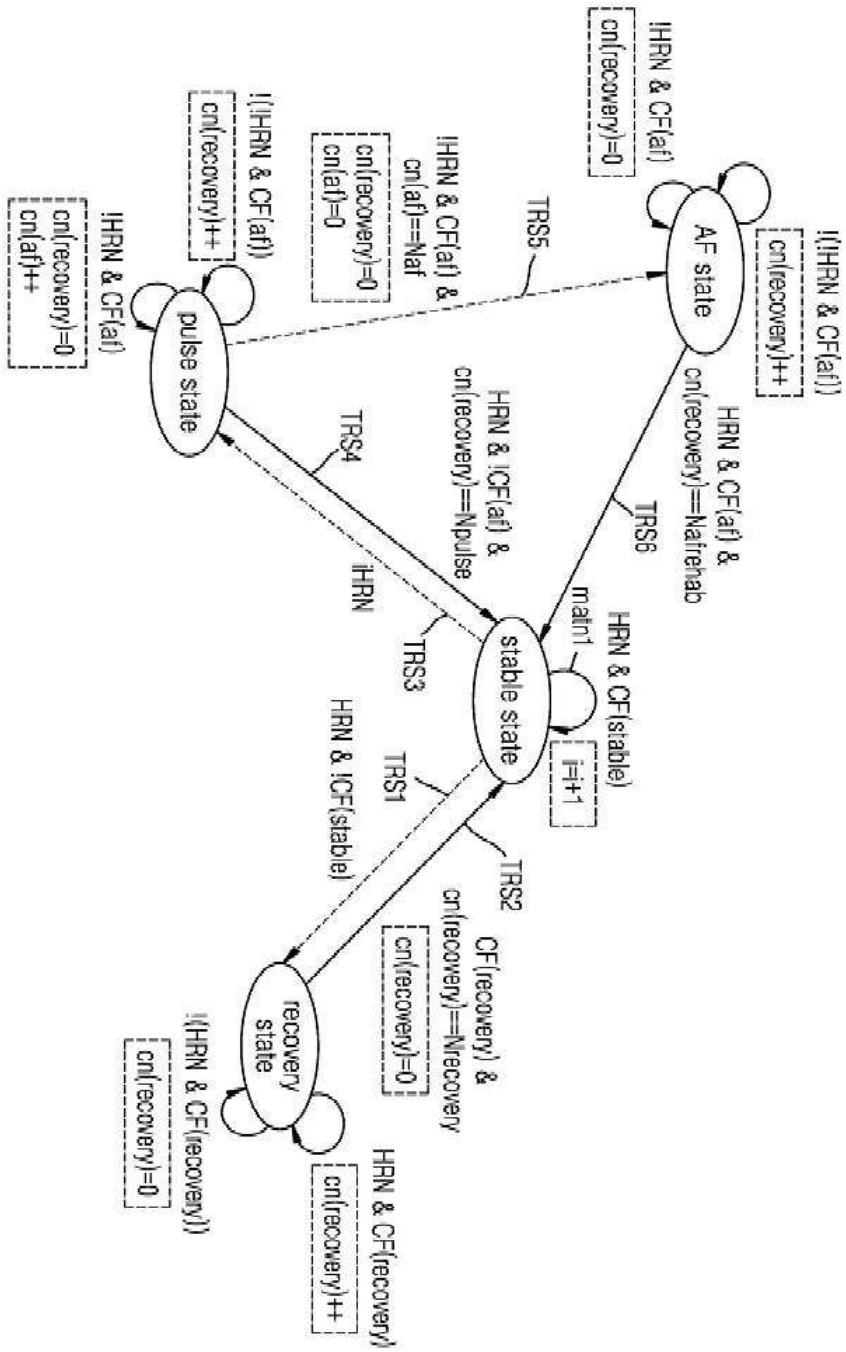
도면11


PPG 신호
Power
P1
P2
SP1
P3
Frequency (Hz)
IMU 신호
Power
P1
Motion Artifact
P3
SP3
Frequency (Hz)
Motion Artifact Cancellation
Power
P2
SP2(=SP1-SP3)
Fpeak
Frequency (Hz)
Heart Rate (BPM)

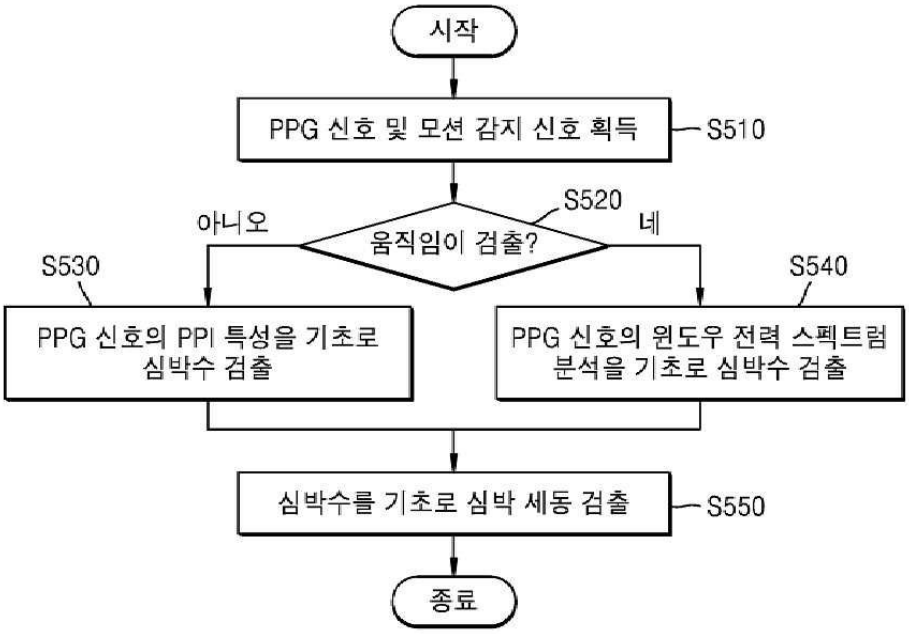
도면12


시작
PPG 신호를 시간 윈도우를 기초로 샘플링하여 PPG 프래그먼트 생성
S410
PPG 프래그먼트 필터링
S420
PPG 프래그먼트를 주파수 도메인의 제1 전력 스펙트럼으로 변환
S430
제1 전력 스펙트럼에서 모션 아티펙트를 제거하여 제2 전력 스펙트럼 생성
S440
제2 전력 스펙트럼을 기초로 심박수 검출
S450
FSM을 이용하여 선별적으로 심박수 출력
S460
종료

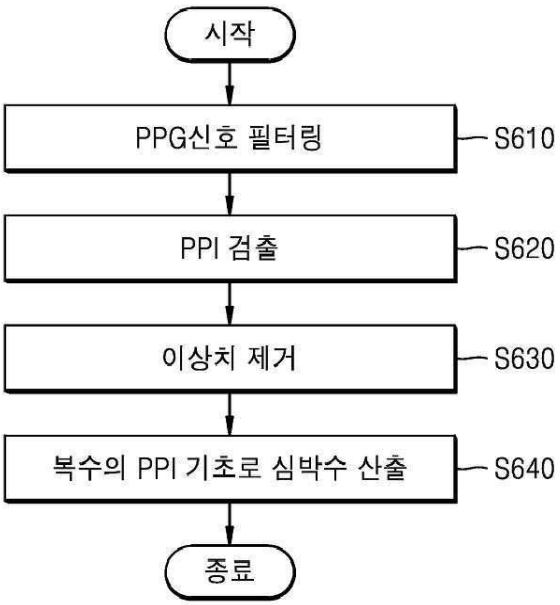
도면13


AF state
pulse state
stable state
recovery state
!(!HRN & CF(af))
cn(recovery)++
!HRN & CF(af)
cn(recovery)=0
cn(af)++
!HRN & CF(af)
cn(recovery)=0
!(!HRN & CF(af))
cn(recovery)++
!HRN & CF(af) &
cn(af)=Naf
cn(recovery)=0
cn(af)=0
HRN & CF(af) &
cn(recovery)==Nafrehab
HRN & !CF(af) &
cn(recovery)==Npulse
HRN & CF(stable)
i=i+1
CF(recovery) &
cn(recovery)==Nrecovery
cn(recovery)=0
HRN & CF(recovery)
cn(recovery)++
!(HRN & CF(recovery))
cn(recovery)=0
TRS1
TRS2
TRS3
TRS4
TRS5
TRS6
iHRN
HRN & !CF(stable)
main1

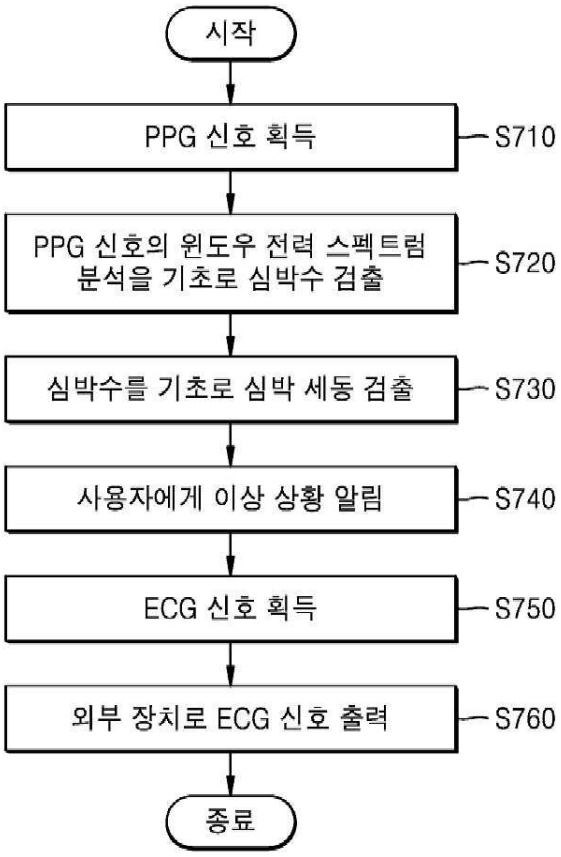
도면14


시작
PPG 신호 및 모션 감지 신호 획득
S510
S520
움직임이 검출?
아니오
네
S530
S540
PPG 신호의 PPI 특성을 기초로 심박수 검출
PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수 검출
심박수를 기초로 심박 세동 검출
S550
종료

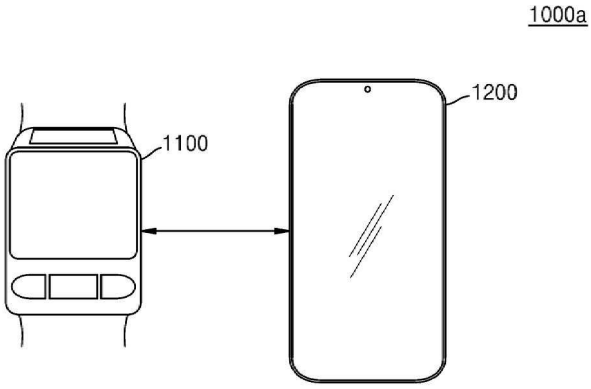
도면15


시작
PPG신호 필터링
S610
PPI 검출
S620
이상치 제거
S630
복수의 PPI 기초로 심박수 산출
S640
종료

도면16


시작
PPG 신호 획득
S710
PPG 신호의 윈도우 전력 스펙트럼 분석을 기초로 심박수 검출
S720
심박수를 기초로 심박 세동 검출
S730
사용자에게 이상 상황 알림
S740
ECG 신호 획득
S750
외부 장치로 ECG 신호 출력
S760
종료

도면17a


1000a
1200
1100

도면17b

