



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0039253
(43) 공개일자 2025년03월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2021.01) A61B 5/024 (2025.01)
A61B 5/0245 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/72 (2023.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2024-0006804
(22) 출원일자 2024년01월16일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
1020230122081 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)
이진석
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
이승석
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(74) 대리인
리엔목특허법인

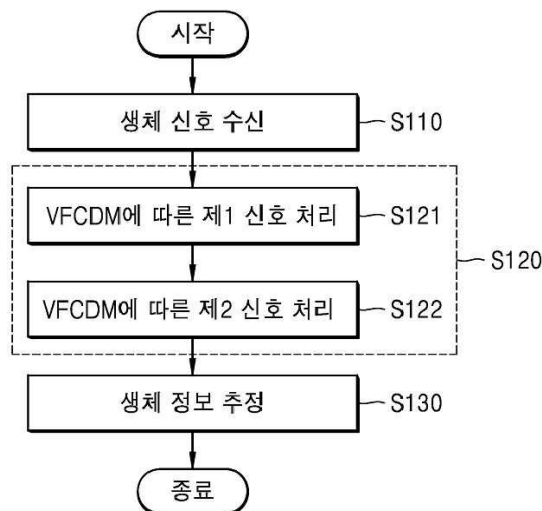
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 생체 신호 처리 장치 및 생체 신호 처리 방법

(57) 요약

본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 처리 방법은, 센서로부터 생체 신호를 수신하는 단계, 상기 생체 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하는 단계, 상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수(instantaneous frequency)를 중심 주파수로 갖는 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 한 번 이상 수행하는 단계 및 변 이상 수행되는 상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

대표도 - 도5



(52) CPC특허분류

A61B 5/0245 (2013.01)

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 5/7221 (2013.01)

A61B 5/7225 (2021.01)

A61B 5/7253 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

센서로부터 생체 신호를 수신하는 단계;

상기 생체 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하는 단계;

상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수(instantaneous frequency)를 중심 주파수로 갖는 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 한 번 이상 수행하는 단계; 및

한 번 이상 수행되는 상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는 단계를 포함하는 생체 신호 처리 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 제2 신호 처리는 N 번 수행되고(여기서, N은 2 이상의 정수),

n번째 수행되는 상기 제2 신호 처리(여기서 n은 1 이상이고 N보다 작은 정수)에 따라 산출되는 시간-가변 주파수를 중심 주파수로 갖는 상기 주기 신호에 대하여 n+1번째의 상기 제2 신호 처리가 수행되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 처리 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서, 상기 제1 신호 처리는,

상기 생체 신호를 복소 복조하여 제1 신호를 생성하는 단계;

상기 제1 신호로부터 중심 주파수 이상의 신호 성분을 제거하여 제2 신호를 생성하는 단계;

상기 제2 신호로부터 산출된 진폭 및 위상을 기초로 상기 생체 신호를 재구성하는 단계;

재구성된 생체 신호로부터 상기 순간 주파수를 산출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 4

제1 항에 있어서, 상기 제2 신호 처리는,

상기 주기 신호를 복소 복조하여 제3 신호를 생성하는 단계;

상기 제3 신호로부터 중심 주파수 이상의 신호 성분을 제거하여 제4 신호를 생성하는 단계;

상기 제4 신호로부터 산출된 진폭 및 위상을 기초로 상기 제2 주기 신호를 재구성하는 단계;

재구성된 제2 주기 신호로부터 시간-가변 주파수를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 5

제4 항에 있어서, 상기 시간-가변 주파수를 획득하는 단계는,

상기 재구성된 제2 주기 신호를 힐버트 변환(Hilbert transform)하여 상기 재구성된 주기 신호의 시간-가변 진폭 및 시간-가변 위상을 산출하는 단계; 및

상기 시간-가변 위상을 기초로 상기 시간-가변 주파수를 산출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 6

제5 항에 있어서, 상기 제2 신호 처리는,

상기 제4 신호로부터 산출된 진폭을 정규화하여 가중치를 산출 단계를 더 포함하고,

상기 재구성된 제2 주기 신호의 상기 시간-가변 진폭에 상기 가중치가 적용되는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 7

제4 항에 있어서, 상기 생체 정보를 추정하는 단계는,

상기 재구성된 주기 신호를 디노이즈 생체 신호로 획득하는 단계; 및

상기 디노이즈 생체 신호를 기초로 생리학적 파라미터를 추정하는 단계를 포함하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 8

제4 항에 있어서, 상기 생체 정보를 추정하는 단계는,

상기 재구성된 주기 신호와 상기 주기 신호를 비교하는 단계; 및

비교 결과를 기초로 상기 생체 신호의 품질을 판단하는 단계를 포함하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 9

제1 항에 있어서,

상기 생체 신호는 심전도 신호 및 광용적맥파 중 적어도 하나를 포함하고,

상기 생체 정보를 추정하는 단계는,

한 번 이상 수행되는 상기 제2 신호 처리의 결과로서 산출되는 시간-가변 주파수를 기초로 심박수를 추정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 10

제1 항에 있어서, 상기 생체 신호는,

시간에 따른 주기성을 가지는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 11

생체 신호로부터 획득되는 제1 주기 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하는 단계;

상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수를 중심 주파수로 갖는 제2 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 수행하는 단계;

상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 시간-가변 주파수를 중심 주파수로 갖는 제3 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제3 신호 처리를 수행하는 단계; 및

상기 제1 신호 처리, 상기 제2 신호 처리 및 상기 제3 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는 단계를 포함하는 생체 신호 처리 방법.

청구항 12

제11 항에 있어서, 상기 제2 신호 처리 및 상기 제3 신호 처리는,

입력되는 주기 신호를 복소 복조하는 단계;

복소 복조된 신호를 중심 주파수보다 낮은 컷-오프 주파수를 갖는 저주파 필터를 이용하여 저주파 필터링하는 단계;

필터링된 신호로부터 산출된 진폭 및 위상을 기초로 상기 주기 신호를 재구성하는 단계;

재구성된 주기 신호로부터 시간-가변 주파수를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 13

제12 항에 있어서, 상기 시간-가변 주파수를 획득하는 단계는,

상기 재구성된 주기 신호를 힐버트 변환하는 단계;

힐버트 변환에 따라 생성되는 분석 신호를 기초로 시간-가변 진폭, 시간-가변 위상 및 상기 시간-가변 주파수를 산출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 14

제13 항에 있어서, 상기 제2 신호 처리 및 상기 제3 신호 처리는,

상기 필터링된 신호로부터 산출된 진폭을 정규화하여 가중치를 산출 단계를 더 포함하고,

상기 재구성된 주기 신호의 상기 시간-가변 진폭에 상기 가중치가 적용되는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 방법.

청구항 15

생체 신호를 처리하는 생체 신호 처리 장치에 있어서,

프로세서; 및

상기 프로세서에 의해 실행되는 인스트럭션들을 저장하는 메모리를 포함하고,

상기 인스트럭션들을 실행함에 따라 상기 프로세서는,

상기 생체 신호로부터 획득되는 제1 주기 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하고, 상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수를 중심 주파수로 갖는 제2 주기 신호를 기초로 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 한 번 이상 수행하며, 한 번 이상 수행되는 상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는, 생체 신호 처리 장치.

청구항 16

제15 항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 제2 주기 신호를 복소 복조하고, 복소 복조된 신호를 중심 주파수보다 낮은 컷-오프 주파수를 기초로 저주파 필터링하고, 필터링된 신호로부터 산출된 진폭 및 위상을 기초로 상기 주기 신호를 재구성하고, 재구성된 주기 신호로부터 시간-가변 주파수를 획득하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 장치.

청구항 17

제16 항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 필터링된 신호로부터 산출된 진폭을 정규화하여 가중치를 산출하고, 상기 재구성된 주기 신호로부터 힐버트 변환을 통해 산출되는 진폭에 상기 가중치를 적용하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 장치.

청구항 18

제16 항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 재구성된 주기 신호를 기초로 상기 생체 정보를 추정하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 장치.

청구항 19

제16 항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 재구성된 주기 신호와 상기 주기 신호를 비교하고, 비교 결과를 기초로 상기 생체 신호의 품질을 판단하

는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 장치.

청구항 20

제15 항에 있어서, 상기 프로세서는,

상기 제2 신호 처리의 결과를 기초로 심박수를 추정하는 것을 특징으로 하는, 생체 신호 처리 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 기술적 사상은 생체 신호를 처리하는 방법 및 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는, 초고해상도 시간 가변 주파수 분석을 통해 생체 신호를 처리하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] ECG(electrocardiogram) 신호, PPG(photoplethysmogram) 신호, EMG(Electromyography) 신호 등과 같은 생체 신호는 시간적 특성과 주기적 특성을 가지므로, 생체 신호의 특성 추출을 위하여 시간 및 주파수 분석이 필요하다. 생체 신호에 유입되는 노이즈 또한 시간적 특성 및/또는 주기적 특성을 가지므로, 노이즈 제거에도 시간 및 주파수 분석이 필요하다. 시간적 특성과 주기적 특성을 별도로 분석할 경우 불완전한 정보가 도출될 수 있어 시간 및 주파수 특성을 동시에 분석하여야 할 필요가 있다. 또한, 생체 신호는 비선형적(비정형적)인 시간-주파수 특성을 가지는 바, 비선형 시간-주파수 특성 분석에 적합한 신호 처리 방법이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 개시의 기술적 사상은, 생체 신호에 대한 초고해상도 시간-가변 주파수 분석을 위한 신호 처리 방법 및 장치, 그리고 초고해상도 시간-가변 주파수 분석을 통해 정확도가 생체 정보 추정의 정확도를 높일 수 있는 생체 신호 처리 방법 및 장치를 제공하는 데 있다.

[0004] 본 개시의 기술적 사상은 이상에서 언급된 과제에 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 본 기술분야의 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 처리 방법은, 센서로부터 생체 신호를 수신하는 단계, 상기 생체 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하는 단계, 상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수를 중심 주파수로 갖는 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 한 번 이상 수행하는 단계 및 한 번 이상 수행되는 상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0006] 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 처리 방법은, 생체 신호로부터 획득되는 제1 주기 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하는 단계; 상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수를 중심 주파수로 갖는 제2 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 수행하는 단계; 상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 시간-가변 주파수를 중심 주파수로 갖는 제3 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제3 신호 처리를 수행하는 단계; 및 상기 제1 신호 처리, 상기 제2 신호 처리 및 상기 제3 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0007] 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 처리 장치는, 프로세서 및 상기 프로세서에 의해 실행되는 인스트럭션들을 저장하는 메모리를 포함하고, 상기 인스트럭션들을 실행함에 따라 상기 프로세서는, 생체 신호로부터 획득되는 제1 주기 신호에 대하여 가변 주파수 복소 복조(VFCDM)에 따른 제1 신호 처리를 수행하고, 상기 제1 신호 처리에 따라 산출되는 순간 주파수를 중심 주파수로 갖는 제2 주기 신호에 대하여 상기 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 한 번 이상 수행하며, 한 번 이상 수행되는 상기 제2 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다.

발명의 효과

[0008] 본 개시의 기술적 사상에 따른 생체 신호 처리 방법 및 생체 신호 처리 장치에 따르면, 노이즈가 제거된 후 재구성된 생체 신호를 지속적으로 업데이트 함으로써, 생체 신호에 대한 초고해상도 시간-주파수 분석이 가능하다. 또한, 초고해상도 시간-주파수 분석을 기초로 추정된 생체 정보의 정확도가 향상될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 전자 장치를 나타내는 블록도이다.

도 2a 및 도 2b는 본 개시의 실시예에 따른 전자 장치가 웨어러블 장치로 구현된 예를 나타낸다.

도 3a는 생체 신호들을 나타내고, 도 3b는 노이즈가 더해진 생체 신호를 나타낸다.

도 4a는 생체 신호의 시간-도메인 파라미터를 나타내고 도 4b는 생체 신호의 주파수-도메인 파라미터를 나타낸다.

도 5는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 6은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 보다 상세하게 나타낸다.

도 7은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 나타낸다.

도 8a 내지 도 8d는 시계열 신호들의 시간-주파수 스펙트럼을 나타낸다.

도 9는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 10a 및 도 10b는 PPG 신호의 시간-주파수 스펙트럼을 나타낸다.

도 11은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 12a는 ECG 신호를 나타내고, 도 12b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리에 따라 생성되는 재건된 ECG 신호를 나타낸다.

도 13은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 14a 및 도 14b는 ECG 신호 및 재건된 ECG 신호를 나타낸다.

도 15a 및 도 15b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 개시의 실시예에 대해 상세히 설명한다.

[0011] 도 1은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 전자 장치를 나타낸다.

[0012] 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 구성 요소들을 더 포함할 수 있다.

[0013] 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.

[0014] 센서 모듈(120)은 복수의 센서, 예컨대 제1 센서(121), 제2 센서(122) 및 제3 센서(123)를 포함할 수 있다. 도 1에는 일 예로서 세 개의 센서가 도시되었으나, 이에 제한되는 것은 아니며, 센서 모듈(120)은 두 개의 센서 또는 네 개 이상의 센서를 포함할 수 있다.

[0015] 복수의 센서는 사용자의 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정 센서들을 포함할 수 있다. 복수의 센서는 서로 다른 생체 신호를 센싱할 수 있다. 실시예에 있어서, 복수의 센서 중 적어도 하나의 센서는 사용자의 움직임 감지하는 움직임 센서일 수 있다. 실시예에 있어서, 복수의 센서 중 적어도 하나의 센서는 사용자의 음성을 감지하는 음성 감지 센서, 예컨대 마이크일 수 있다.

- [0016] 예를 들어, 제1 센서(121)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 2a의 35a 및 도 2b의 35b) 및 AFE(Analog Front End)를 포함할 수 있다.
- [0017] 복수의 전극 중 적어도 하나의 전극을 통해 사용자의 피부로 전기 신호가 인가되고, 상기 전기 신호를 이용하여, 심장에서 나타나는 전기적 활성도를 나타내는 ECG 신호가 복수의 전극 중 적어도 하나의 다른 전극을 통해 출력될 수 있다.
- [0018] 실시예에 있어서, 도 2a에 도시된 바와 같이, 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, 제1 센서(121)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.
- [0019] 제1 센서(121)는 ECG 신호를 프로세서(110)로 전달할 수 있다. 예를 들어, ECG 신호의 전송은 SPI(Serial Peripheral Interface)에 기반한 인터페이스에 기초하여 수행될 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 제1 센서(121)와 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. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 제1 센서(121)와 프로세서(110) 간에는 전술한 다양한 고속 시리얼 인터페이스(HSSI) 방식 중 하나의 인터페이스 방식이 적용될 수 있다.
- [0020] 예를 들어, 제2 센서(122)는 광용적맥파 (photoplethysmogram ; 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.
- [0021] 제2 센서(122)는 발광 모듈 및 수광 모듈을 포함할 수 있으며, 발광 모듈은 하나 이상의 발광 소자, 예컨대 LED(Light Emitting Diode)를 포함하고, 수광 모듈은 하나 이상의 수광 소자, 예컨대 포토 디텍터를 포함하는 광센서를 포함할 수 있다. 실시예에 있어서, 제2 센서(122)는 AFE를 더 구비할 수 있으며, AFE는 프로세서(110)로부터의 측정 요청에 응답하여 발광 모듈을 구동하고, 수광 모듈로부터의 신호를 아날로그-디지털 변환하여 프로세서(100)로 전송할 수 있다.
- [0022] 제2 센서(122)는 사용자의 맥파를 측정하여 PPG 신호를 생성할 수 있다. 제2 센서(122)의 발광 모듈(21) 및 수광 모듈(22)은 사용자의 피부에 접촉할 수 있으며, 이에 따라 제2 센서(122)는 사용자의 맥파를 항상 측정할 수 있다. 예컨대, 제2 센서(122)는 사용자의 자각이 없는 상태에서 연속적으로 맥파를 측정할 수 있다.
- [0023] 제2 센서(122)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, 제2 센서(122)와 프로세서(110) 간에는 전술한 다양한 고속 시리얼 인터페이스(HSSI) 방식 중 하나의 인터페이스 방식이 적용될 수 있다.
- [0024] 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.
- [0025] 제3 센서(123)는 IMU 신호를 프로세서(110)로 전달할 수 있다. 예를 들어, IMU 신호의 전송은 I2C에 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] 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 호흡(respiratory, RSP) 센서, GSR(galvanic skin response

sensor) 센서, EDA(electrodermal activity) 센서, Electromyography(EMG) 센서, BCG(ballistocardiogram: BCG) 센서, 수화도(hydration) 또는 탈수(dehydration) 센싱을 위한 땀 센서(sweat sensor), 흉채 센서, 망막 전도(electroretinogram, ERG), 안전도(electrooculography, EOG), 신체 온도 센서(body temperature sensor), 또는 뇌전도(electroencephalogram, EEG) 센서를 더 포함할 수 있다. 실시예에 있어서, 센서 모듈(120)은 생체 센서 외에 음성 감지 센서 등과 같은 감지 센서를 더 포함할 수 있다.

[0027] 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.

[0028] 프로세서(110)는 센서 모듈(120)로부터 수신되는 생체 신호, 예컨대 PPG 신호, ECG 신호, 및 IMU 신호를 신호 처리(signal-processing)하고, 신호 처리 결과를 기초로 사용자의 건강 상태를 모니터링 할 수 있다.

[0029] 프로세서(110)는 생체 신호에 대하여 후술되는 iTFCDM (Iterative Time-Varying Frequency Complex Demodulation) 방식(알고리즘)에 기초한 신호 처리를 통해 생체 신호에 대하여 초고해상도 시간 가변 주파수 분석을 수행할 수 있다. iTFCDM은, VFCDM(variable frequency complex demodulation)에 기초한 신호 처리를 반복적으로(iteratively) 수행하여 반복 횟수가 증가 함에 따라 신호를 증폭시키고 노이즈를 줄이는 방식이다.

[0030] VFCDM은 힐버트 변환(hilbert transform)에 기반한 비선형 시간-주파수 특성 분석 방법이다. 프로세서(110)는 VFCDM에 기초한 신호 처리를 반복 수행하여, VFCDM 방식에 따라 생성되는 재구성된 생체 신호를 지속적으로 업데이트 할 수 있다.

[0031] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 재구성된 생체 신호의 진폭을 정규화하고 정규화된 값을, 힐버트 변환에 따라 도출되는 분석적 신호(analytic signal)를 기초로 산출되는 시간 및 주파수에 종속적인 순간 진폭에 적용할 수 있다. 이에 따라 중심 주파수의 신호가 강화될 수 있다.

[0032] 생체 신호는 시간적 특성과 주기적 특성을 갖는다. 노이즈 또한 시간적 특성 및/또는 주기적 특성을 가질 수 있다. 이에 따라 생체 신호의 특성 추출에 시간 및 주파수 분석이 필요하다. 이 때, 시간적 특성과 주기적 특성, 다시 말해서 주파수 특성의 분석이 별도로 수행될 경우, 정보가 불완전하여 제대로 분석이 이루어지지 못할 수 있다. 이에 따라 시간-주파수 동시 분석이 요구된다.

[0033] 본 개시의 실시예에 따른 전자 장치(100)는 프로세서(110)가 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 통해 생체 신호에 대하여 초고해상도 시간 가변 주파수 분석을 수행하고, 이를 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다. 이에 따라, 전자 장치(100)는 사용자에게 정확한 생체 정보를 제공할 수 있다. 프로세서(100)는 iTFCDM에 기초한 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호들을 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다.

[0034] 실시예에 있어서, 생체 신호는 ECG 신호 (또는 PPG 신호)를 포함할 수 있으며, 프로세서(110)는 ECG 신호에 대하여 iTFCDM에 기초한 신호 처리에 따라 생성되는 시간-가변 주파수를 심박수로서 추정할 수 있다. 또는 프로세서(110)는 iTFCDM에 기초한 신호 처리에 따라 생성되는 시간-주파수 스펙트럼을 기초로 심박수를 추정할 수 있다.

[0035] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 iTFCDM에 기초한 신호 처리 과정에서 생성되는 재구성된(reconstructed) 생체 신호를 디노이즈 생체 신호로서 획득하고, 디노이즈 생체 신호를 기초로 생리학적 파라미터 (예컨대 심박수, 호흡수, 산소포화도, 혈압, 심박변이도, 스트레스, 수면무호흡 등)를 추정할 수 있다.

[0036] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 iTFCDM에 기초한 신호 처리 과정에서 생성되는 재구성된(reconstructed) 생체 신호를 생체 신호(원본 생체 신호)와 비교하고, 비교 결과를 기초로 생체 신호의 품질을 판단할 수 있다.

[0037] 실시예에 있어서, 프로세서(110)는 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 통해 생체 신호를 강화(enhancement)할 수 있다. 예컨대, 생체 신호의 SNR을 증가시킬 수 있다. 전자 장치(100)는 강화된 생체 신호를 출력할 수 있다. 또한, 프로세서(110)는 생체 신호 외에 음성 신호와 같은 감지 신호의 SNR을 증가시키기 위한 신호 추출 과정에 있어서, iTFCDM에 기초한 신호 처리를 수행할 수 있다.

[0038] 프로세서(110)는 추정된 생체 정보를 디스플레이(131) 및/또는 오디오 모듈(132)를 통해 출력할 수 있다. 또한 프로세서(110)는 추정된 생체 정보를 통신 모듈(140)을 통해 외부 장치(예컨대 의료진 서버)에 전송할 수 있다. 프로세서(110)는 강화된 음성 신호를 오디오 모듈(132)을 통해 출력하거나 또는 통신 모듈(140)을 통해 외부 장

치로 전송할 수 있다.

- [0039] 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.
- [0040] 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.
- [0041] 오디오 모듈(132)은 사운드를 출력할 수 있으며, 예를 들어, 오디오 모듈(132)은 오디오 코덱(audio codec), 마이크(MIC), 수신기(receiver), 이어폰 출력 또는 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. 실시예에 있어서, 오디오 모듈(132)은 마이크를 통해 사용자의 음성 신호 또는 외부 음성 신호를 수신할 수 있으며, iTFCM 방식에 따라 강화된 음성 신호를 스피커(speaker)를 통해 출력할 수 있다.
- [0042] 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.
- [0043] 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.
- [0044] 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.
- [0045] 프로세서(110)에서 실행되는 운용 프로그램, 또는 애플리케이션 프로그램 등이 메모리(150)에 로딩되어 실행될 수 있다. 전술한 프로세서(110)의 기능, 예컨대 iTFCM에 따른 신호 처리 및/또는 신호 처리 결과 또는 신호 처리 과정에서 생성되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정하는 기능을 구현하는 인스트럭션들(또는 코드들)을 포함하는 프로그램이 메모리(150)에 로딩되어 프로세서(110)에서 실행될 수 있다.
- [0046] 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), 추정된 생체 정보, 의심 질환 정보 등을 임시 저장할 수 있다.
- [0047] 한편, 도 1에서, 메모리(150)는 프로세서(110)와 별개의 구성으로 도시되었으나 이에 제한되는 것은 아니며, 실시예에 있어서, 메모리(150)는 프로세서(110)에 통합될 수 있다. 메모리(150)는 프로세서(110) 내의 저장 영역으로 구현될 수 있다.
- [0048] 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 신호를 저장할 수

있다.

- [0049] 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 구성 요소의 동작 상태를 기초로 구성 요소에 제공되는 전원의 레벨(예컨대 전압 레벨), 또는 동작 주파수를 조정할 수 있다. 또한, PMU는 전원을 차단할 수 있다.
- [0051] 도 2a 및 도 2b는 본 개시의 실시예에 따른 전자 장치가 웨어러블 장치로 구현된 예를 나타낸다. 도 2a는 전자 장치(100)의 제1 면(예: 앞면)을 나타내고, 도 2b는 전자 장치(100)의 제2 면(예: 뒷면)을 나타낼 수 있다.
- [0052] 도 2a 및 도 2b를 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.
- [0053] 전자 장치(100)의 외관을 형성하는 하우징(31)에 디스플레이(33), 입력 버튼(34), 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 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), 적어도 하나의 센서, 예컨대 제3 센서(123), 오디오 모듈(132), 메모리(150), 스토리지(160), 전력 모듈(170)이 구비될 수 있다.
- [0054] 제1 전극(35a) 및 제2 전극(35b)은 동일한 생체 신호, 예컨대 ECG 신호 검출을 위한 전극들일 수 있다. 제1 전극(35a)은 제1 면에 배치되고, 제2 전극(35b)은 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 광용적맥파 검출을 위한 소자들이며, 제2 센서(도 1의 122)에 포함될 수 있다.
- [0055] 실시예에 있어서, 전자 장치(100)의 제1 면 또는 제2 면에는 다른 생체 신호, 예컨대 호흡, 피부 전기 활동, 근전도, 안전도 등을 검출하기 위한 소자들을 더 포함할 수 있다.
- [0057] 도 3a는 생체 신호들을 나타내고 도 3b는 노이즈가 더해진 생체 신호를 나타낸다. 도 3a 및 3b의 그래프들에서 가로축은 시간을 세로축은 생체 신호의 진폭을 나타낸다.
- [0058] 도 3a를 참조하면, 생체 신호는, ECG 신호, PPG 신호, RSP 신호, EDA 신호 및 EMG 신호 등과 같은 신호들을 포함할 수 있다.
- [0059] ECG 신호는 심장박동 과정에서 발생하는 전기적 활동 신호를 나타내는 생체 신호이다. ECG 신호는 높낮이와 간격이 다른 특징을 갖는 P, Q, R, S, T의 다섯 파형으로 구성되며, P, Q, R, S, 및 T파는 반복적으로 발생할 수 있다. QRS 복합체는 ECG 신호의 현저한 특징으로서, 심박동 상태를 나타낸다.
- [0060] PPG 신호는 심장의 수축과 이완에 따른 혈류량의 변화를 나타내는 생체 신호이다. PPG 신호는 혈류의 변화로 인해 반사되는 빛에서 파생된 전기 신호를 피부에서 측정함으로써 생성될 수 있다. PPG 신호는, 신호 파형의 주기성을 나타내는데 사용될 수 있고 심박수의 추정을 가능하게 하는 피크들 및 밸리들(valleys)을 가진 준-주기 펄스들을 포함한다.
- [0061] RSP 신호는 사용자의 호흡수를 추정하기 위하여 이용되는 생체 신호이다. RSP 신호는 Sin 또는 Cos 파형을 포함할 수 있다.
- [0062] EDA 신호는 사용자의 피부의 전기적 컨덕턴스(conductance)를 나타내며, 피부에 부착되는 복수의 전극을 통해 흐르는 전류량을 기초로 측정될 수 있다. EDAM 신호는 저주파수(low frequency) 성분인 SCL(skin conductance level)과 고주파수(high frequency) 성분인 SCR(skin conductance response)을 포함할 수 있으며, EDA 신호의 변화를 기초로 피부 교감신경 반응이 추정될 수 있다.

- [0063] EMG 신호는, 근육의 수축 및 이완 시에 발생하는 전기적 신호이며, EMG 신호는 넓은 대역(예컨대 10Hz~3KHz)에 걸친 주파수 특성을 나타낸다.
- [0064] 이와 같이, 생체 신호들은 주기적으로 일정한 신호의 패턴이 반복되는 주기 신호이다. 다만, 시간의 경과에 따라 생체 신호의 주기는 변경될 수 있으며, 이에 따라 생체 신호는 시간적 특성 및 주기적 특성을 가질 수 있다. 따라서, 생체 신호의 특성 추출에 시간 및 주파수 분석이 필요하다.
- [0066] 도 3b는 ECG 신호의 노이즈 타입들을 나타낸다. ECG 신호는 파형의 최대 크기가 mV (millivolt) 단위인 미세한 생체 신호이다. 심전도 측정 시 ECG 신호에 여러 종류의 노이즈가 존재하며, 노이즈들은 각각 고유한 특성들을 가지고 있다.
- [0067] Case1은 ECG 신호의 기저선 변동(Baseline wander)을 나타낸다. 기저선은 ECG 신호의 특징점을 측정하는 기준이 된다. 호흡, 전기적으로 충전된 전극 또는 사용자의 움직임 등으로 인해 발생하는 저주파 잡음(artifact)이 ECG 신호의 기저선 변동을 일으킬 수 있으며, 기저선 변동이 존재하는 ECG 신호에서는 잡음 요소의 제거 없이 정확한 진단을 수행할 수 없다.
- [0068] Case2는 전력선 간섭에 의한 노이즈를 나타낸다. ECG 신호의 측정 환경은 50Hz 내지 60Hz의 전력선 간섭에 대부분 노출 되어 있다. 전력선 간섭은 ECG 신호 분석에 있어서 특정 구간의 왜곡을 발생시킬 수 있다. P파와 R파와 같이 부정맥 진단에 있어 중요한 요소가 되는 구간은 전력선 간섭의 성분과 유사한 작은 진폭과 간격을 갖기 때문에 전력선 간섭에 의해 ECG 신호가 왜곡되는 경우 부정확한 검출로 인한 진단 결과의 오류를 발생 시킬 수 있다.
- [0069] Case3은 EMG 신호에 기인한 노이즈를 나타낸다, EMG 노이즈는 넓은 대역에 걸친 주파수 특성을 나타내며, Impulsive한 잡음은 수 ms(millisecond)이내의 아주 짧은 간격에 바늘 모양으로 발생하는 특성이 있다.
- [0070] 이와 같이, 노이즈 또한 시간적 특성 및/또는 주기적 특성을 가질 수 있으며, 노이즈 타입에 따라서 시간적 특성 및/또는 주기적 특성이 상이할 수 있다. 따라서, 생체 신호로부터 노이즈를 제거하기 위하여 시간 및 주파수 분석이 필요하다.
- [0072] 도 4a 및 도 4b는 ECG 신호(ECG 전압)의 시간-도메인 파라미터 및 주파수-도메인 파라미터를 나타낸다. 시간-도메인 파라미터는 시간적 특성을 나타내고, 주파수-도메인 파라미터는 주파수 특성을 나타낸다.
- [0073] 도 4a를 참조하면, 시간 도메인에서의 파라미터는, 신호 지속 기간, 신호 주기, 신호 주파수, 신호 최대값 및 최소값, 진폭을 포함할 수 있다.
- [0074] 샘플링 개수를 샘플링 주파수로 나눈 값이 신호 지속 기간(duration)이다. ECG 신호는 반복적으로 발생하는 P, Q, R, S, 및 T파를 포함할 수 있다. R 피크와 인접한 R피크 간의 인터벌이 신호의 주기이고, 신호의 주기의 역수값이 신호의 주파수이다. R 피크(R 파의 피크)는 신호의 최대값이고, S 피크(S파의 피크)는 신호의 최소값일 수 있다. 한 주기 내에서의 R 피크와 S 피크 간의 전압 차이가 신호의 진폭이다.
- [0075] 도 4b를 참조하면, 주파수 도메인에서의 파라미터는, 기본 주파수(fundamental), 최소 주파수, 최대 주파수, 고조파(harmonics), 대역폭을 포함할 수 있다. 기본 주파수는 주기적인 파형의 최저 주파수이고, 고조파는 기본 주파수의 배수이다. 대역폭은 최대 주파수와 최소 주파수의 차이이다.
- [0077] 도 5는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 5는 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 나타내며 적어도 하나의 프로세서(예컨대 도 1의 프로세서(110))에서 수행될 수 있다. 따라서, 도 1을 참조하여 설명한 프로세서(110)의 신호 처리에 대한 설명은 본 실시예에 적용될 수 있다.
- [0078] 도 5를 참조하면 프로세서는 센서로부터 생체 신호를 수신할 수 있다(S110). 도 3a를 참조하여 설명한 바와 같이, 생체 신호는 주기 신호일 수 있다.
- [0079] 프로세서는 생체 신호(예컨대 제1 주기 신호)에 대하여 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 수행할 수 있다(S120). iTFCDM에 기초한 신호 처리는 VFCDM에 기초한 제1 신호 처리 및 제2 신호 처리(S121, S122)를 포함할 수 있다.

- [0080] 프로세서는 생체 신호에 대하여 VFCDM에 따른 제1 신호 처리를 수행할 수 있다(S121). 주기 신호는 주파수, 진폭 및 위상으로 표현될 수 있다. 생체 신호는 중심 주파수, 순간 진폭, 순간 위상 및 직류 전원(direct current)을 포함할 수 있다. 제1 신호 처리 과정에서 복소 복조 및 저주파 필터링(low-pass filtering)을 통해 노이즈가 제거된 재구성된 생체 신호가 산출될 수 있으며, 재구성된 생체 신호에 대한 힐버트 변환을 통해 재구성된 생체 신호의 순간 주파수(instantaneous frequency)가 산출될 수 있다.
- [0081] 프로세서는 순간 주파수를 중심 주파수를 갖는 제2 주기 신호를 기초로 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 수행할 수 있다(S122).
- [0082] 제2 주기 신호는 제1 신호 처리 단계(S121)에서 산출된 순간 주파수와, 순간 진폭, 순간 위상 및 직류 전원을 포함할 수 있다. 제2 주기 신호에 대한 제2 신호 처리 과정에서 복소 복조 및 저주파 필터링을 통해 노이즈가 제거된 재구성 제2 주기 신호가 산출될 수 있으며, 재구성 제2 주기 신호에 대한 힐버트 변환을 통해 재구성 제2 주기 신호의 시간-가변 주파수(time-varying frequency)가 산출될 수 있다. 또한, 재구성 제2 주기 신호의 시간-가변 진폭 및 시간-가변 위상이 산출될 수 있다.
- [0083] 여기서, 제2 신호 처리는 한 번 이상 수행될 수 있다. 프로세서는 제2 신호 처리를 한 번 수행하거나 또는 반복적(iteratively)으로 수행할 수 있다. 제2 신호 처리가 반복적으로 수행됨에 따라, 재구성된 제2 주기 신호가 업데이트될 수 있다. 재구성된 제2 주기 신호의 신호 성분이 증폭되고, 노이즈가 감소될 수 있다.
- [0084] 프로세서는 한 번 이상 수행되는 제2 신호 처리에 따라 산출되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다(S130). 예컨대, 프로세서는 한 번 이상 수행되는 제2 신호 처리 과정에서 산출되는 재구성된 신호들, 예컨대 재구성된 생체 신호 또는 재구성된 제2 주기 신호를 기초로 생체 정보를 추정하거나 또는 한 번 이상 수행되는 제2 신호 처리의 결과로서 출력되는 시간-가변 주파수, 시간-가변 진폭 및/또는 시간-가변 위상을 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다.
- [0086] 도 6은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 보다 상세하게 나타낸다.
- [0087] 생체 신호는 수학식 1의 제1 주기 신호 $S(t)$ 로 나타낼 수 있다.

수학식 1

[0088]
$$S(t) = A(t)\cos(2\pi f_c t + \varphi(t)) + C(t)$$

- [0089] 여기서 $C(t)$ 는 직류 전원을, $A(t)$ 는 진폭을, f_c 는 중심 주파수를, $\varphi(t)$ 는 위상을 나타낸다. 중심 주파수 f_c 는 고정 주파수이다. 여기서, 프로세서는, 생체 신호의 중심 주파수를 0이라고 가정하고, 0.5 단위로 fs/2까지 쉬프트 시켜서 중심 주파수 f_c 를 찾을 수 있다. 여기서, fs는 생체 신호의 샘플링 레이트이다.
- [0090] 프로세서는 제1 주기 신호 $S(t)$ 에 대하여 VFCDM에 따른 제1 신호 처리를 수행할 수 있다(S121). 제1 신호 처리(S121)는, 복소 복조(S11), 저주파 필터링(S12), 신호의 재구성(S13), 힐버트 변환(S14) 및 순간 주파수 산출(S15)을 포함할 수 있다.
- [0091] 프로세서는 제1 주기 신호 $S(t)$ 를 복소 복조할 수 있다(S11). 제1 주기 신호 $S(t)$ 에 $e^{-j2\pi f_c t}$ 가 곱해질 수 있으며, 결과는 수학식 2와 같이 나타난다. 제1 주기 신호 $S(t)$ 의 중심 주파수가 0으로 쉬프트될 수 있다. 다시 말해서 제1 주기 신호 $S(t)$ 의 중심 주파수가 변조될 수 있다.

수학식 2

[0092]
$$S_c(t) = S(t) \cdot e^{-j2\pi f_c t} = \frac{A(t)}{2} e^{j\varphi(t)} + \frac{A(t)}{2} e^{-j(4\pi f_c t + \varphi(t))} + C(t) e^{-j2\pi f_c t}$$

[0093] 프로세서는 복소 복조된 신호 $S_c(t)$ 에 대하여 저주파 필터링을 수행할 수 있다(S12). 프로세서는 중심 주파수 f_c 보다 작은 컷-오프 주파수(cut-off frequency)를 갖는 저주파 필터(low-pass filter)를 복소 복조된 신호 $S_c(t)$ 에 적용할 수 있다. 이에 따라서, 수학식 2에서 두번째 복소 지수항(complex exponential term) $\frac{A(t)}{2} e^{-j(4\pi f_c t + \varphi(t))}$ 과 세번째 지수항 $C(t) e^{-j2\pi f_c t}$ 는 제거되고, 수학식 3의 필터링된 신호 $S_{ip}(t)$ 가 획득될 수 있다. 이에 따라 중심 주파수 f_c 이상의 주파수를 갖는 신호 성분이 제거될 수 있다.

수학식 3

$$S_{ip}(t) = \frac{A(t)}{2} e^{j\varphi(t)}$$

[0095]

[0096] 진폭 $A(t)$ 및 위상 $\varphi(t)$ 는 수학식 4 및 5로 각각 표현될 수 있다.

수학식 4

$$A(t) = 2|S_{ip}(t)|$$

[0097]

수학식 5

$$\varphi(t) = \tan^{-1} \left(\frac{\text{imag}(S_{ip}(t))}{\text{real}(S_{ip}(t))} \right)$$

[0098]

[0099] 여기서 $\text{real}(\cdot)$ 과 $\text{imag}(\cdot)$ 는 각각 복소 신호의 실수부와 허수부를 나타낸다.

[0100] 프로세서는 진폭 $A(t)$ 및 위상 $\varphi(t)$ 를 이용하여 제1 주기 신호, 다시 말해서 생체 신호를 재구성할 수 있다(S14). 재구성된 제1 주기 신호 $s_r(t)$ 는 수학식 6과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 6

$$s_r(t) = A(t) \cos(2\pi f_c t + \varphi(t))$$

[0101]

[0102] 제1 주기 신호 $S(t)$ 와 비교하면, 재구성된 제1 주기 신호 $s_r(t)$ 는 신호(예컨대 특성을 추출하고자 하는 생체 신호)가 증폭되고, 노이즈가 제거되었음을 알 수 있다.

[0103] 프로세서는 순간 주파수 및 위상을 찾기 위하여 재구성된 제1 주기 신호 $s_r(t)$ 에 힐버트 변환을 적용할 수 있다(S14). 힐버트 변환은 실수 신호의 위상만 $\pm 90^\circ$ 만큼 쉬프트 시켜주어 진폭과 위상의 분석을 용이하게 해준다. 힐버트 변환에 의하여 수학식 7의 분석 신호가 도출될 수 있다.

수학식 7

$$Y(t) = s_r(t) + jH(s_r(t))$$

[0104]

[0105] 분석 신호 $Y(t)$ 는 제1 주기 신호 $s_r(t)$ 의 실수 부분을 취하고, 허수 변수 허수 변수 $H(s_r(t))$ 의 또 다른 함수를 생성할 수 있다. 여기서 $H(\cdot)$ 는 힐버트 변환 연산자(operator) 이다. $H(\cdot)$ 는 함수의 모든 주파수 구성 요소에 $\pm 90^\circ$ ($\pi/2$ radians)의 위상 변화를 부여하며, 변화의 부호는 주파수의 부호에 따라서 달라진다. 분석 신호의 실수 부분은 원래 신호를 나타내고, 허수 부분은 신호의 순간 위상을 나타낸다.

[0106] 프로세서는 분석 신호 $Y(t)$ 를 기초로 수학적 8 및 9에 따라 순간 진폭 $A(t)'$ 과 순간 위상 $\varphi(t)'$ 을 도출할 수 있다.

수학적 8

$$[0107] \quad A(t)' = |Y(t)| = \sqrt{(s_r(t))^2 + (H(s_r(t)))^2}$$

수학적 9

$$[0108] \quad \varphi(t)' = \tan^{-1} \left(\frac{\text{imag}(Y(t))}{\text{real}(Y(t))} \right) = \tan^{-1} \left(\frac{H(s_r(t))}{s_r(t)} \right)$$

[0109] 순간 주파수 $f(t)'$ 는 위상의 시간 변화율(time rate)을 나타내며, 순간 주파수 $f(t)'$ 는 수학적 10에 따라 산출될 수 있다.

수학적 10

$$[0110] \quad f(t)' = \frac{1}{2\pi} \frac{d\varphi(t)}{dt}$$

[0111] 중심 주파수가 고정된 주파수인 f_c 가 아닌 시간에 따라 변하는 값을 가진다고 가정하면, 생체 신호를 순간 주파수 $f(t)'$ 를 갖는 주기 신호(예컨대, 제2 주기 신호)로 나타낼 수 있다. 순간 주파수 $f(t)'$ 를 기초로 수학적 1의 제1 주기 신호 $S(t)$ 는 수학적 11과 같이 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 로 다시 표현될 수 있다. 여기서 n은 제2 신호 처리가 수행되는 횟수를 나타낸다. $A_v(t)$ 는 수학적 8의 순간 진폭 $A(t)'$ 이고, $\varphi_v(t)$ 는 수학적 9의 순간 위상 $\varphi(t)'$ 이다.

수학적 11

$$[0112] \quad S_n(t) = A_v(t) \cos \left(\int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau + \varphi_v(t) \right) + C(t)$$

[0113] 프로세서는 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 에 대하여 VFCDM에 따른 제2 신호 처리를 수행할 수 있다(S122). 제2 신호 처리(S122)는, 복소 복조(S21), 저주파수 필터링(S22), 신호의 재구성(S23), 힐버트 변환(S24) 및 시간-가변 주파수 산출(S25)을 포함할 수 있다.

[0114] 프로세서는 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 를 복소 복조할 수 있다(S21). 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 에 $e^{-j \int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau}$ 가 곱해질 수 있으며, 결과는 수학적 12와 같이 나타난다. 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 의 $-\int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau$ 만큼 쉬프트되어 중심 주파수가 0이 될 수 있다. 다시 말해서 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 의 중심 주파수가 변조될 수 있다.

수학식 12

[0115]
$$S_{v,n}(t) = S_n(t) \cdot e^{-j \int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau} = \frac{A_v(t)}{2} e^{j\varphi_v(t)} + \frac{A_v(t)}{2} e^{-j(\int_0^t 4\pi f(\tau)' d\tau + \varphi_v(t))} + C(t) e^{-j \int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau}$$

[0117] 프로세서는 복소 복조된 신호 $S_{v,n}(t)$ 에 대하여 저주파 필터링을 수행할 수 있다(S22). 프로세서는 중심 주파수 $\int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau$ 보다 작은 컷-오프 주파수를 갖는 저주파 필터(low-pass filter)를 복소 복조된 신호 $S_{v,n}(t)$ 에 적용할 수 있다. 이에 따라서, 수학식 13의 필터링된 신호 $S_{lp,n}(t)$ 가 획득될 수 있다.

수학식 13

[0119]
$$S_{lp,n}(t) = \frac{A_v(t)}{2} e^{j\varphi_v(t)}$$

[0120] 진폭 $A_v(t)$ 및 위상 $\varphi_v(t)$ 는 수학식 14 및 15로 각각 표현될 수 있다.

수학식 14

[0121]
$$A_v(t) = 2|S_{lp,n}(t)|$$

수학식 15

[0122]
$$\varphi_v(t) = \tan^{-1} \left(\frac{\text{imag}(S_{lp,n}(t))}{\text{real}(S_{lp,n}(t))} \right)$$

[0123] 프로세서는 진폭 $A_v(t)$ 및 위상 $\varphi_v(t)$ 를 이용하여 제2 주기 신호, 다시 말해서 생체 신호를 재구성할 수 있다(S24), 재구성된 제2 주기 신호 $S_{r,n}(t)$ 는 수학식 16과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 16

[0124]
$$S_{r,n}(t) = A_v(t) \cos \left(\int_0^t 2\pi f(\tau)' d\tau + \varphi_v(t) \right)$$

[0125] 프로세서는 재구성된 제2 주기 신호 $S_{r,n}(t)$ 에 힐버트 변환을 적용할 수 있다(S24). 프로세서는 힐버트 변환에 의해 도출되는 분석 신호를 기초로 시간-가변 주파수를 산출할 수 있다(S25). 프로세서는 수학식 17 및 18에 따라 시간-가변 진폭 $A_n(t)'$, 시간-가변 위상 $\varphi_n(t)'$ 을 도출할 수 있다.

수학식 17

[0126]
$$A_n(t)' = \sqrt{(s_{r,n}(t)')^2 + (H(s_{r,n}(t)'))^2}$$

수학식 18

[0127]
$$\varphi_n(t)' = \tan^{-1} \left(\frac{H(s_{r,n}(t))}{s_{r,n}(t)} \right)$$

[0128] 프로세서는 수학식 19에 따라 $\varphi_n(t)'$ 을 기초로 시간-가변 주파수 $f_n(t)'$ 를 산출할 수 있다.

수학식 19

[0129]
$$f_n(t)' = \frac{1}{2\pi} \frac{d\varphi_n(t)'}{dt}$$

[0130] 시간-가변 진폭 $A_n(t)'$, 시간-가변 위상 $\varphi_n(t)'$ 및 시간-가변 주파수 $f_n(t)'$ 를 기초로 시간-주파수 스펙트럼이 생성될 수 있다.

[0131] 실시예에 있어서, 프로세서는, 제2 신호 처리(S122)를 반복적으로 수행 할 수 있다. 프로세서는, 시간-가변 주파수 $f_n(t)'$ 를 중심 주파수로 갖는 주기 신호에 대하여 두번째 제2 신호 처리(S122)를 수행할 수 있다. 예컨대, 수학식 11에 따른 제2 주기 신호 $S_n(t)$ 에, 시간-가변 주파수 $f_n(t)'$ 가 적용될 수 있다.

[0132] 이와 같이, 프로세서는 제2 신호 처리(S122)를 N번(N은 2 이상의 정수) 수행할 수 있으며, n번째 수행되는 제2 신호 처리에 따라 산출되는 시간-가변 주파수 $f_n(t)'$ 는 n+1번째 제2 신호 처리가 수행되는 주기 신호의 중심 주파수로 적용될 수 있다. 또한, n번째 수행되는 제2 신호 처리에 따라 산출되는 시간-가변 진폭 $A_n(t)'$ 는 n+1번째 제2 신호 처리가 수행되는 주기 신호의 진폭 $A_v(t)$ 로 적용되고, n번째 수행되는 제2 신호 처리에 따라 산출되는 시간-가변 위상 $\varphi_n(t)'$ 는 n+1번째 제2 신호 처리가 수행되는 주기 신호의 위상 $\varphi_v(t)$ 로 적용될 수 있다.

[0134] 도 7은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 나타낸다. 도 7은 도 6의 변형례이다. 따라서, 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0135] 도 7을 참조하면, 제2 신호 처리(S122a)는 복소 복조(S21), 저주파수 필터링(S22), 신호의 재구성(S23), 힐버트 변환(S24), 정규화(S26) 및 시간-가변 주파수 산출(S25)을 포함할 수 있다. 도 6의 제2 신호 처리(S122)와 비교하면 도 7의 제2 신호 처리(S122a)는 정규화(S26)를 더 포함할 수 있다. 프로세서는 정규화는 시간축으로 진폭의 최대값, 최소값, 중간값, 표준정규분포값 등을 이용하여 진폭을 정규화할 수 있다. 예컨대, 프로세서는 수학식 14에 따라 산출되는 진폭 $A_v(t)$ 를 최대값 $A_{v,max}(t)$ 으로 나누어 정규화할 수 있다. 여기서 최대값 $A_{v,max}(t)$ 는 전체 주파수 범위에서의 최대값을 의미한다.

[0136] 정규화 결과 값, 예컨대 정규화된 값은 시간-가변 주파수 산출 단계(S25)에서 순간 진폭 $A_n(t)'$ 의 가중치 w_n 로서 적용될 수 있다. 수학식 20에 따라 순간 진폭 $A_n(t)'$ 이 산출될 수 있다.

수학식 20

$$A_n(t)' = W_n \cdot \sqrt{(s_{r,n}(t)')^2 + (H(s_{r,n}(t)'))^2}$$

[0137]

[0138] 모든 중심 주파수에 따른 순간 진폭에 대해 가중치가 적용될 수 있다.

[0139] 이와 같이, iTFCDM에 따른 신호 처리에 있어서, 진폭에 가중치가 부여되는 방식은 wiTFCDM(weighted iterative Time-varying Frequency CDM)으로 지칭될 수 있다. 이에 따라 중심 주파수의 신호가 강화될 수 있다.

[0141] 도 8a 내지 도 8d는 시계열 신호들의 시간-주파수 스펙트럼을 나타낸다.

[0142] 도 8a는 STFT(Short Time Fourier Transform)에 의해 획득되는 스펙트럼이고, 도 8b는 VFCDM에 의해 획득되는 스펙트럼이고, 도 8c는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 의해 획득되는 스펙트럼이고, 도 8c는 wiTFCDM에 의해 획득되는 스펙트럼이다. 각각의 스펙트럼은 10dB의 가우시안 화이트 노이즈가 포함된 크로스 처프 신호의 시간-주파수 분석을 나타낸다.

[0143] 도 8a의 STFT에 의하여 획득된 스펙트럼은 상대적으로 해상도가 낮음을 알 수 있다. STFT 방식에서는 시간의 해상도와 주파수 해상도의 사이에 Trade-off 관계를 가지고 있다. 시간 해상도를 높이면 주파수 해상도가 낮아지고, 반대로 주파수 해상도를 높이면 시간 해상도가 낮아지게 된다. 따라서, 고해상도의 시간-주파수 분석이 어렵다.

[0144] 도 8b의 VFCDM에 의해 고해상도의 시간-주파수 스펙트럼이 획득될 수 있다. 크로스 처프 신호가 뚜렷하게 나타나는 것을 볼 수 있다.

[0145] 도 8c 및 도 8d의 iTFCDM 및 wiTFCDM에 의해 획득된 스펙트럼은 도 8b의 스펙트럼에 비해 크로스 처프 신호가 더 뚜렷하게 나타나는 것을 볼 수 있다. 또한 도 8d의 스펙트럼에서는 노이즈 성분이 확연히 제거된 것을 확인할 수 있다.

[0147] 도 9는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 9의 방법은 적어도 하나의 프로세서(예컨대 도 1의 프로세서(110))에서 수행될 수 있다.

[0148] 도 9를 참조하면, 프로세서는 센서로부터 생체 신호를 수신할 수 있다(S210). 생체 신호는 ECG 신호 및/또는 PPG 신호일 수 있다.

[0149] 프로세서는 생체 신호에 대하여 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 수행할 수 있다(S220). 신호 처리를 포함하는 시간-가변 주파수가 산출될 수 있다. 프로세서는 wiTFCDM에 기초한 신호 처리를 수행할 수도 있다. 이하, 본 개시에서, iTFCDM은 wiTFCDM을 포함하는 의미를 갖는다.

[0150] 프로세서는 시간-가변 주파수를 기초로 심박수를 추정할 수 있다. 예를 들어, 프로세서는 ECG 신호 또는 PPG 신호에 대하여 iTFCDM에 따른 신호 처리를 하고, 결과로서 산출되는 시간-가변 주파수를 심박수로 추정할 수 있다.

[0151] 실시예에 있어서, 프로세서는 iTFCDM에 따른 시간-주파수 스펙트럼을 획득할 수 있다. ECG 신호 또는 PPG 신호에 iTFCDM에 따른 신호 처리가 수행됨에 따라 신호는 증폭되고, 노이즈는 작아진다.

[0153] 도 10a 및 도 10b는 PPG 신호의 시간-주파수 스펙트럼을 나타낸다.

[0154] 도 10a는 STFT에 의하여 획득된 스펙트럼이고, 도 10b는 VFCDM에 의해 획득된 스펙트럼이다.

[0155] 도 10a에서는 여러 주파수에서 신호가 강하게 나타난다. 따라서, 심박수를 추정하기 위한 중심 주파수를 추출하기가 용이하지 않다. 그러나, 도 10b에서는 중심 주파수가 확연하게 나타나므로 중심 주파수의 추출이 용이하다. 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에서는 VFCDM이 반복 수행됨에 따라 중심 주파수가 더 확연해

질 수 있다. 추출된 중심 주파수는 심박수로서 추정될 수 있다.

- [0157] 도 11은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 11의 방법은 적어도 하나의 프로세서(예컨대 도 1의 프로세서(110))에서 수행될 수 있다.
- [0158] 도 11을 참조하면, 프로세서는 센서로부터 생체 신호를 수신할 수 있다(S310). 생체 신호는 ECG 신호 및/또는 PPG 신호일 수 있다.
- [0159] 프로세서는 생체 신호에 대하여 iTFCDM에 기초한 신호 처리를 수행할 수 있다(S320). 제1 신호 처리 및 하나 이상의 제2 신호 처리가 수행되는 과정에서 순간 주파수, 시간-가변 주파수, 시간-가변 진폭, 시간-가변 위상, 순간 재구성된 제1 주기 신호, 하나 이상의 재구성된 제2 주기 신호가 처리 신호로서 산출될 수 있다.
- [0160] 프로세서는 제1 신호 처리 및/또는 하나 이상의 제2 신호 처리 중 적어도 한 단계에서 산출된 재구성된 신호(예컨대 재구성된 제1 주기 신호 또는 재구성된 제2 주기 신호)를 디노이즈 신호로서 획득할 수 있다(S330). 도 6을 참조하여 전술한 바와 같이, 재구성된 신호에서는 신호 성분이 증폭되고, 노이즈가 감소된다.
- [0161] 프로세서는 디노이즈 생체 신호를 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다(S340). 예컨대 프로세서는 디노이즈 생체 신호를 기초로 심박수, 호흡수, 산소포화도, 혈압, 심박 변이도, 스트레스, 수면무호흡 등의 생리학적 파라미터를 추정할 수 있다.
- [0163] 도 12a는 ECG 신호를 나타내고, 도 12b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 과정에서 생성되는 재건된 ECG 신호를 나타낸다.
- [0164] 도 12a를 참조하면, ECG 신호에 노이즈 성분(NC)이 더해져 ECG 신호가 왜곡될 수 있다. ECG 신호에는 심장 박동에 의한 피크들 외에 노이즈 성분(NC)에 의한 피크들이 더해질 수 있다. 도 4a를 참조하여 전술한 바와 같이, 심박수는 RR 간격을 기초로 추정될 수 있다. 그런데 노이즈 성분(NC)에 의한 피크들에 의하여 부정확한 심박수가 추정될 수 있다.
- [0165] 도 12b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 기초한 신호 처리 과정에서 생성되는 재건된 ECG 신호를 나타낸다. 재건된 ECG 신호에서는 노이즈 성분이 제거되고 이에 따라 노이즈 성분에 의한 피크들이 제거될 수 있다. 따라서, 재건된 ECG 신호를 기초로 정확한 심박수를 추정할 수 있다.
- [0167] 도 13은 본 개시의 예시적 실시예에 따른 신호 처리 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 13의 방법은 적어도 하나의 프로세서(예컨대 도 1의 프로세서(110))에서 수행될 수 있다.
- [0168] 도 13을 참조하면, 프로세서는 센서로부터 생체 신호를 수신하고(S410), 생체 신호에 대하여 iTFCDM에 따른 신호 처리(S420)를 수행할 수 있다.
- [0169] 프로세서는 제1 신호 처리 및/또는 하나 이상의 제2 신호 처리 중 적어도 한 단계에서 산출된 재구성된 신호를 생체 신호와 비교할 수 있다(S430). 프로세서는 비교 결과를 기초로 생체 신호의 품질을 판단할 수 있다(S440). 예를 들어, 프로세서는 생체 신호와 재구성된 신호의 유사도를 산출하고, 유사도를 기초로 품질 인덱스를 결정할 수 있다. 품질 인덱스는 원본 생체 신호의 품질을 나타낸다. 원본 생체 신호와 재구성된 신호의 유사도가 높을수록 생체 신호의 품질이 높다고 판단될 수 있다.
- [0170] 도 14a는 ECG 신호 및 재구성된 ECG 신호의 유사도가 높은 케이스를 보여준다. 도시된 바와 같이, 원본 ECG 신호에서 특징점들(예컨대, PQRST파)이 정상적인 형태를 보인다. 재구성된 ECG 신호는 원본 ECG 신호에서 노이즈가 제거되고 신호 성분이 증폭된 신호이다. 따라서, 원본 ECG 신호의 품질이 높을수록 ECG 신호와 재건된 ECG 신호의 유사도가 높을 수 있다.
- [0171] 도 14b는 ECG 신호 및 재구성된 ECG 신호의 유사도가 낮은 케이스를 보여준다. 원본 ECG 신호에서 특징점들이 비정상적인 형태를 보인다. T파가 지나치게 높고 S파가 지나치게 깊다. 이러한 비정상적인 특징점들이 재구성된 ECG 신호에서 노이즈로서 제거될 수 있다. 예를 들어, 재건된 ECG 신호에서의 T파와 S파가 원본 ECG 신호의 T파 및 S파와 상이할 수 있다. 이에 따라 원본 ECG 신호와 재건된 ECG 신호의 유사도가 낮을 수 있다.
- [0172] 계속하여 도 13을 참조하면, 프로세서는 기준 값을 기초로 품질 또는 품질 인덱스를 결정할 수 있다. 예를

들어, 프로세서는 유사도가 제1 기준 값 미만이면, 원본 생체 신호의 퀄리티가 낮고, 유사도가 제1 기준 값 이상이면 퀄리티가 높다고 결정될 수 있다. 그러나 이에 한정되는 것은 아니며, 프로세서는 유사도를 기초로 다양한 레벨(또는 범위)의 퀄리티 인덱스를 결정할 수 있다.

[0173] 실시예에 있어서, 프로세서는 퀄리티 인덱스를 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다. 예를 들어, 프로세서는 생체 신호의 퀄리티 인덱스가 낮을 경우(예컨대 퀄리티 인덱스가 임계 값 미만), 생체 정보 추정 과정에서 상기 생체 신호의 이용을 배제할 수 있다. 다른 예로서, 프로세서는 생체 신호들 각각의 퀄리티 인덱스를 기초로 생체 정보 추정 과정에서 생체 신호에 가중치를 적용할 수 있다.

[0174] 실시예에 있어서, 프로세서는 퀄리티 인덱스를 기초로, 추정된 생체 정보의 신뢰도를 판단할 수 있다. 예를 들어, 추정된 생체 정보의 추정 과정에서 이용된 생체 신호의 퀄리티 인덱스가 낮을 경우, 프로세서는 추정된 생체 정보의 신뢰도가 낮다고 판단할 수 있다. 다른 예로서, 프로세서는 퀄리티 인덱스를, 추정된 생체 정보의 신뢰도 판단 시, 가중치로서 이용할 수 있다.

[0175] 도 9내지 도 14b를 참조하여 설명한 바와 같이, 본 개시의 예시적 실시예에 따른 iTFCDM에 기초한 고해상도 시간-주파수 분석을 기초로 생체 신호로부터 생체 정보가 추정될 수 있으며, 생체 정보의 정확도가 향상될 수 있다.

[0177] 도 15a 및 도 15b는 본 개시의 예시적 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템을 나타낸다.

[0178] 도 15a 및 도 15b를 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.

[0179] 도 1을 참조하여 설명한 전자 장치(100), 예컨대 웨어러블 장치가 생체 신호 모니터링 장치(1100)에 적용될 수 있다. 전자 장치(100) 및 이의 동작에 대하여 기술한 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.

[0180] 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 PPG 신호, ECG 신호, EMG 신호와 같은 생체 신호를 측정하고, 생체 신호에 대하여 기술한 iTFCDM에 따른 신호 처리를 통해 초고해상도 시간-주파수 분석을 수행할 수 있다. 또한, 신호 처리 과정에서 생체 신호의 신호가 강화되고 노이즈가 감소된 재구성된 생체 신호가 생성될 수 있다. 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 신호 처리 과정 또는 신호 처리 결과로서 생성되는 적어도 하나의 처리 신호를 기초로 생체 정보를 추정할 수 있다. 이에 따라 생체 정보의 정확도가 향상될 수 있다.

[0181] 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 추정된 생체 정보(예컨대, 심박수, 호흡수, 산소포화도, 혈압, 심박변이도 등)를 디스플레이 또는 스피커를 통해 출력할 수 있다. 실시예에 있어서, 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 추정된 생체 정보를 기초로 질환을 진단할 수 있다. 예를 들어, 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 심박수를 기초로 심방 세동을 검출할 수 있으며, 심방 세동 검출을 알리는 이벤트 정보를 사용자에게 제공할 수 있다.

[0182] 데이터 수신 장치(1200)는 생체 신호, 추정된 생체 정보 또는 진단된 질환을 서버(1300)로 전송할 수 있다. 실시예에 있어서, 생체 신호 모니터링 장치(1100)는 이동 통신 인터페이스를 포함할 수 있으며, 서버(1300)로 직접 생체 신호, 추정된 생체 정보 또는 진단된 질환을 전송할 수 있다. 의료진은 서버(1300)에 전송된 ECG 신호를 기초로 심방 세동을 검출(진단)할 수 있다.

[0183] 실시예에 있어서, 데이터 수신 장치(1200) 또는 서버(1300)가 생체 신호 모니터링 장치(1100)로부터 수신된 생체 신호에 대하여 기술한 기술한 iTFCDM에 따른 신호 처리를 통해 초고해상도 시간-주파수 분석을 수행할 수 있다.

[0184] 본 실시예에 따른 생체 신호 모니터링 시스템(1000a, 1000b)에서, 생체 신호 모니터링 장치(1100)에서 측정된 생체 신호에 대하여, 생체 신호 모니터링 장치(1100), 데이터 수신 장치(1200) 또는 서버(1300)에서 iTFCDM에 따른 신호 처리를 수행하여 초고해상도 시간-주파수 분석을 할 수 있다. 또한, 분석 결과를 기초로 생체 정보를 추정함으로써, 생체 정보의 정확도가 향상될 수 있다.

[0186] 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.

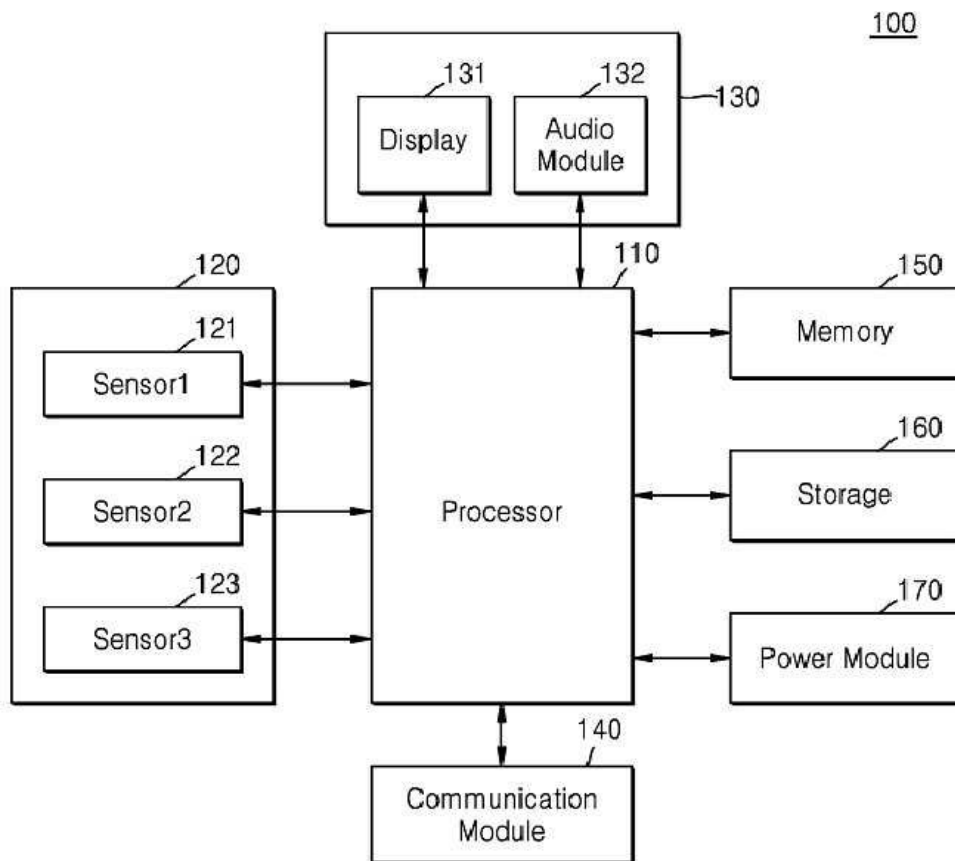
부호의 설명

[0188]

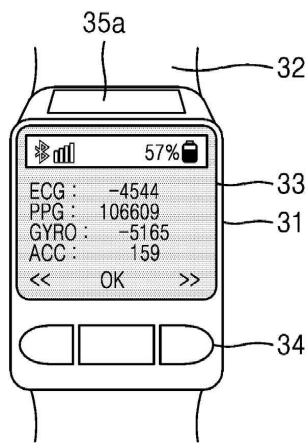
100: 전자 장치 110: 프로세서
120: 센서 모듈 31: 하우징
35a: 제1 전극 35b: 제2 전극
36: 발광 소자 37: 수광 소자
1000a, 1000b: 생체 신호 모니터링 시스템

도면

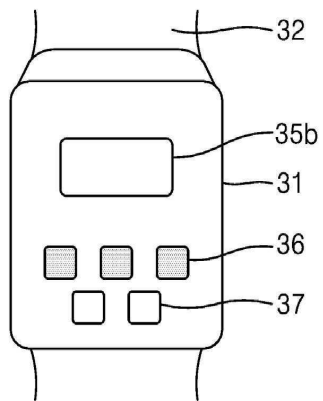
도면1



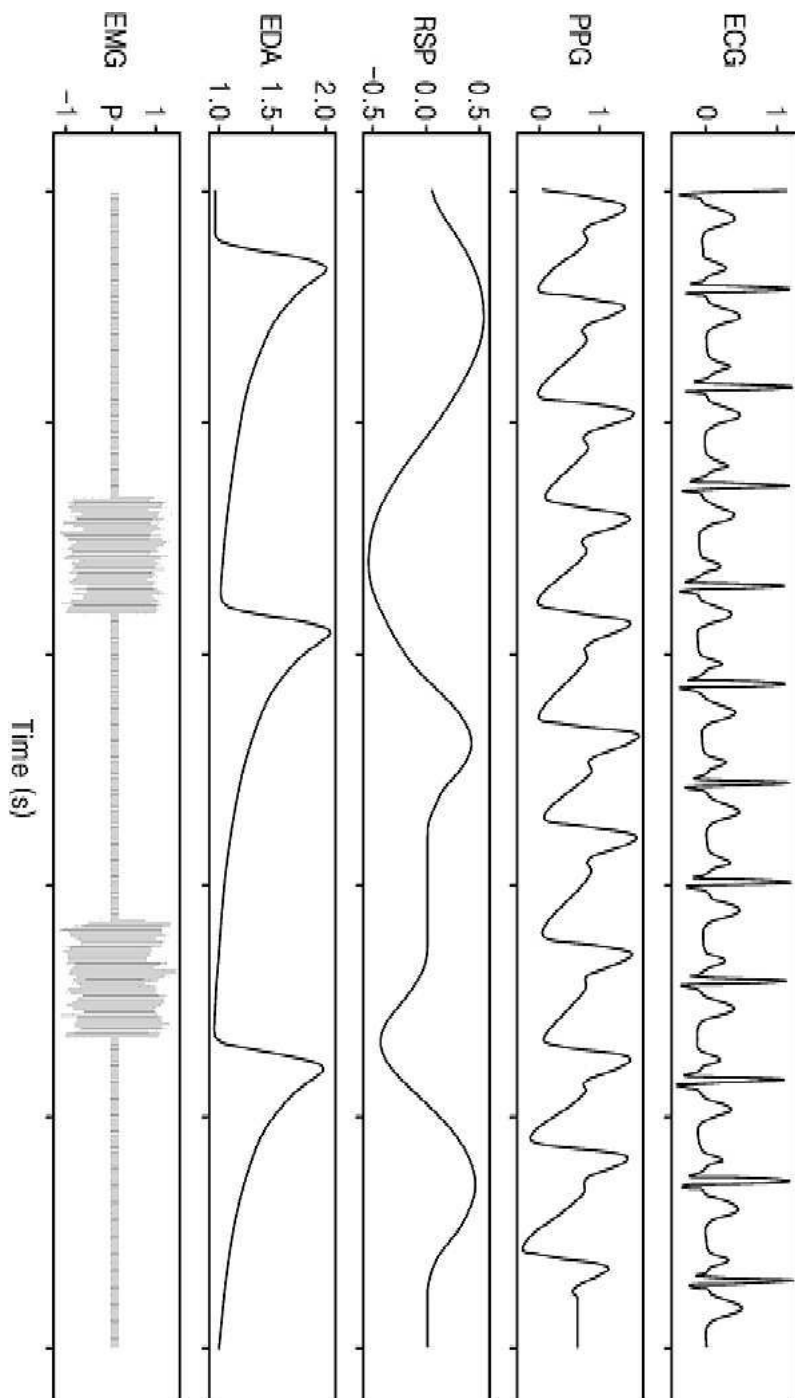
도면2a



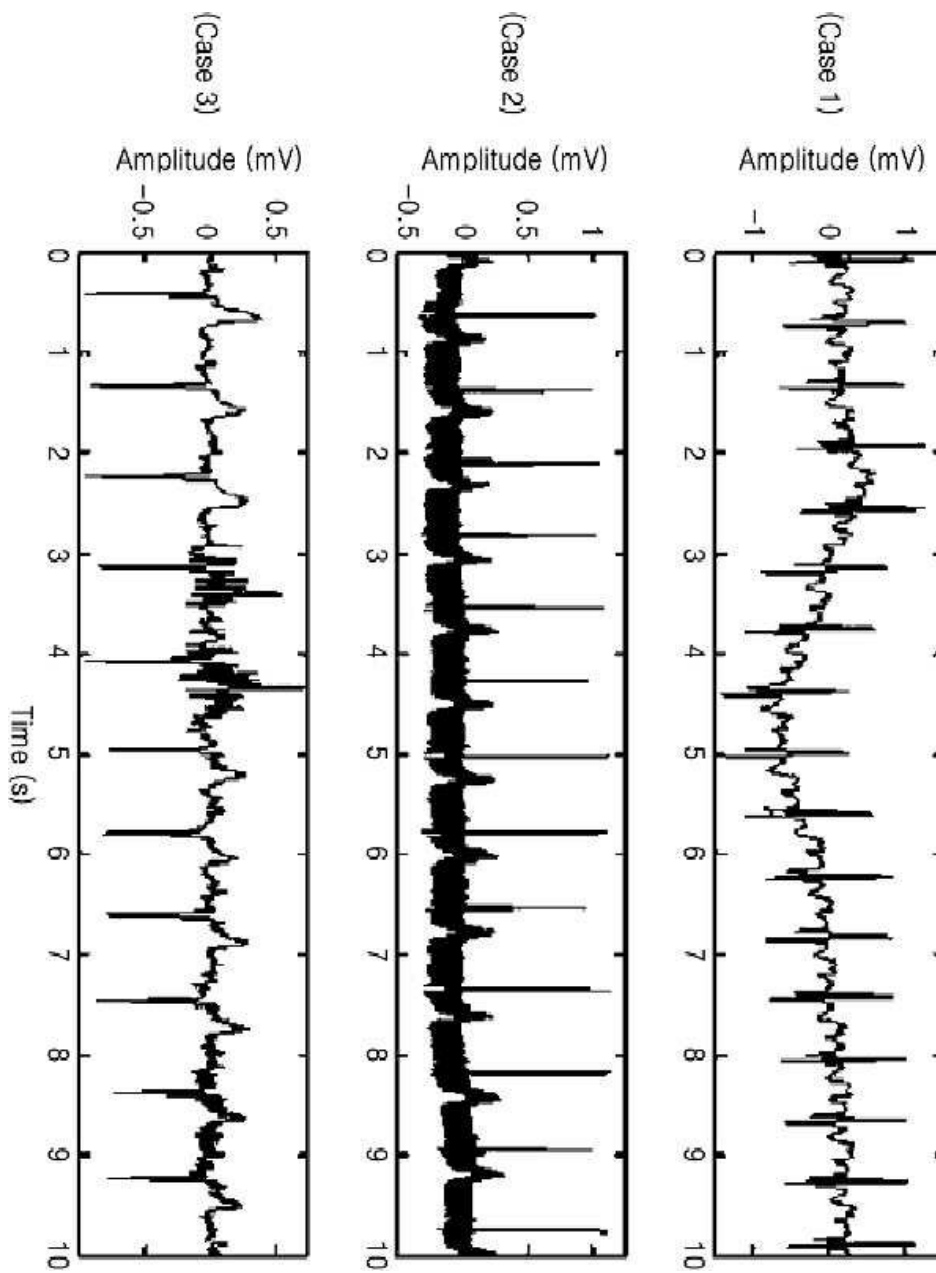
도면2b



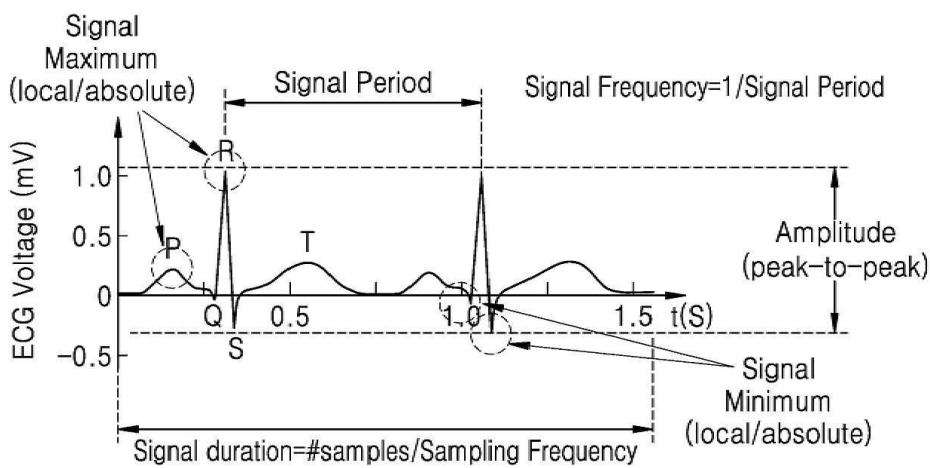
도면3a



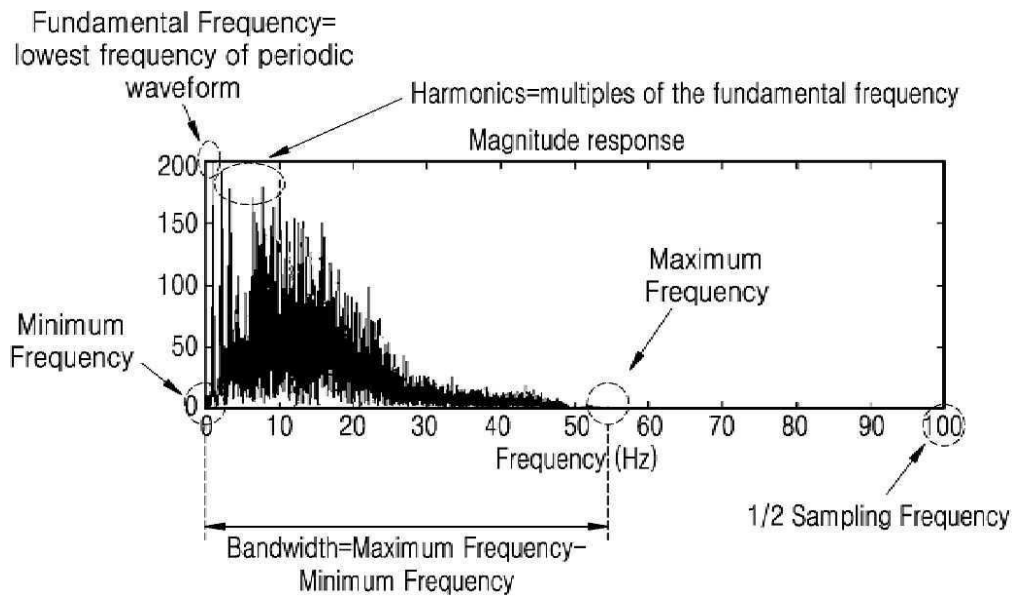
도면3b



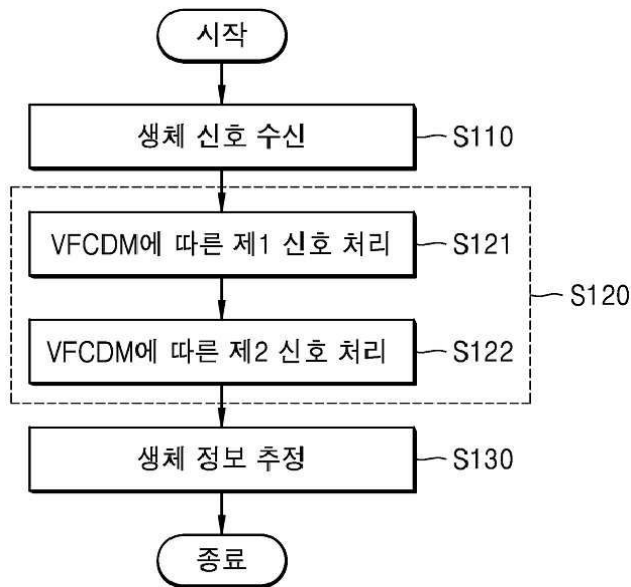
도면4a



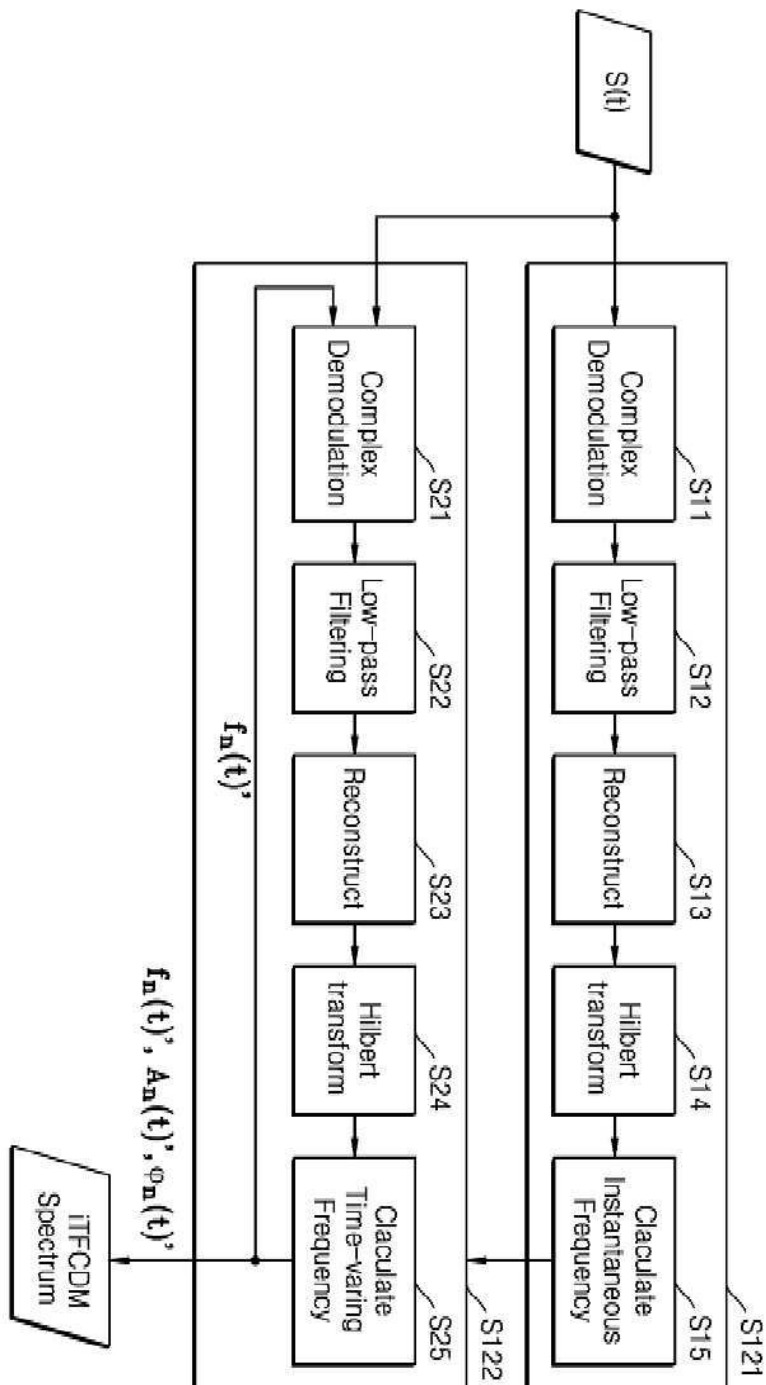
도면4b



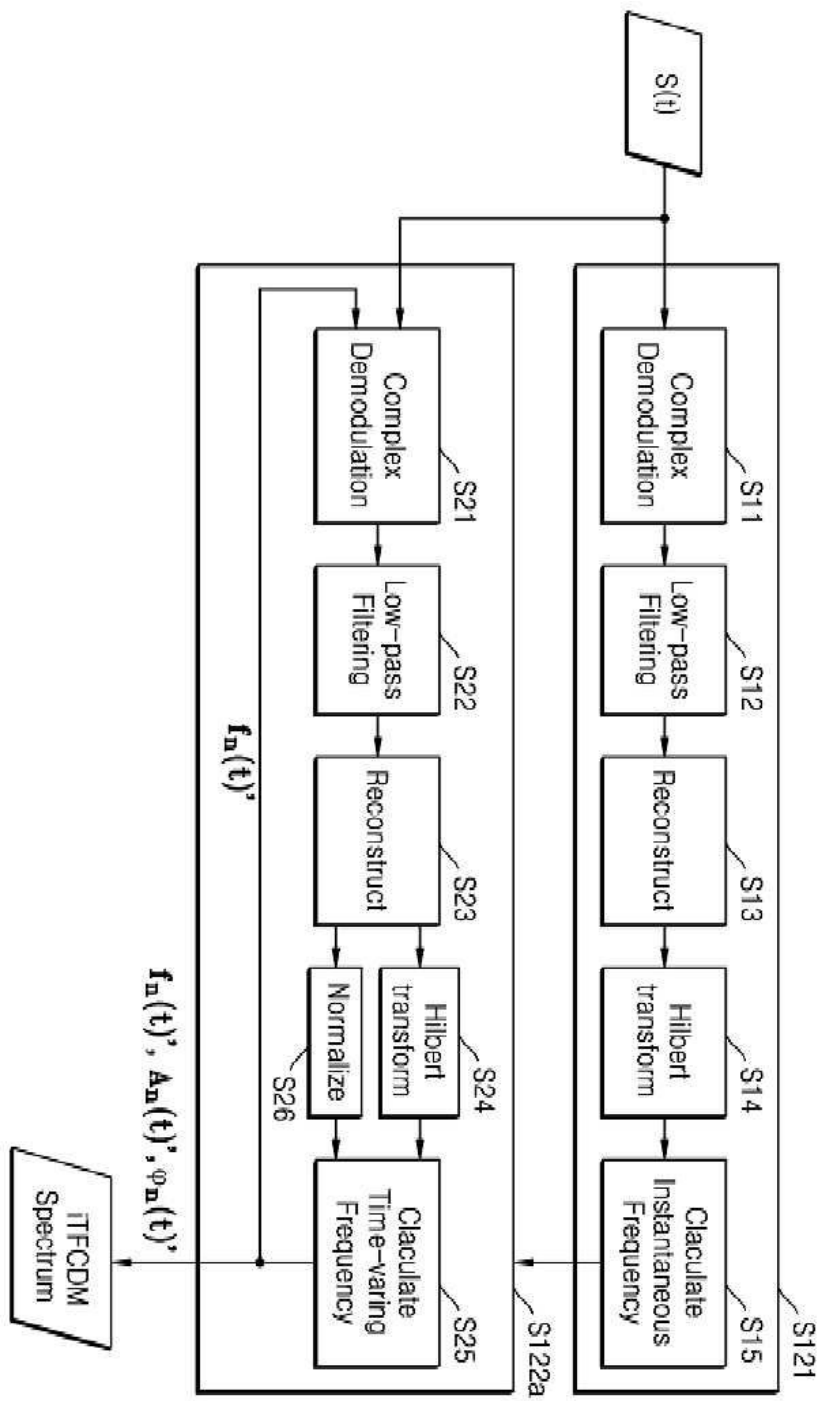
도면5



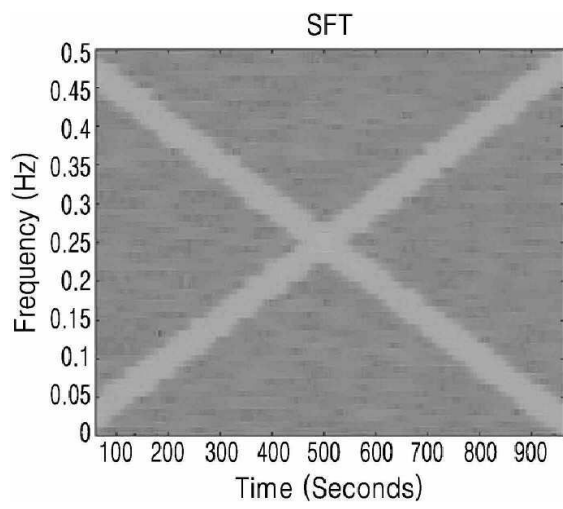
도면6



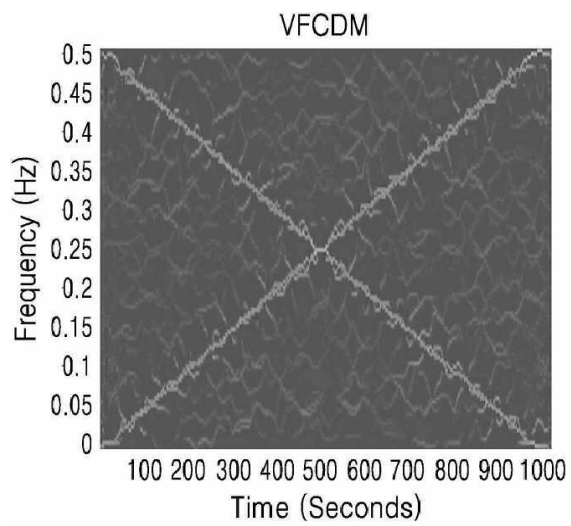
도면7



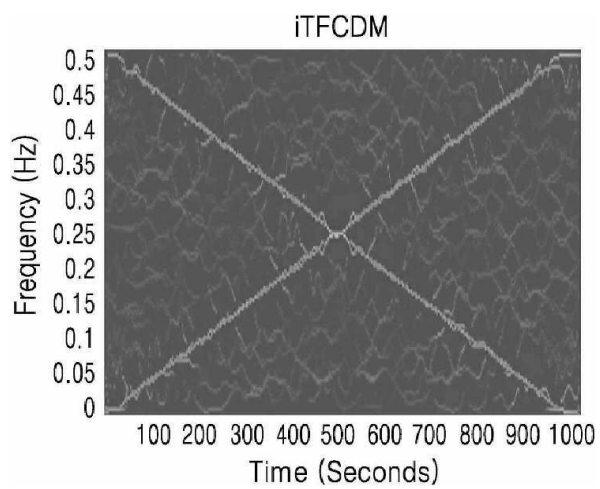
도면8a



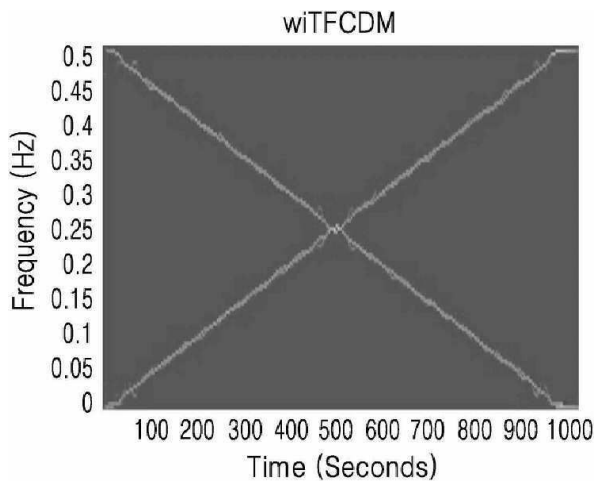
도면8b



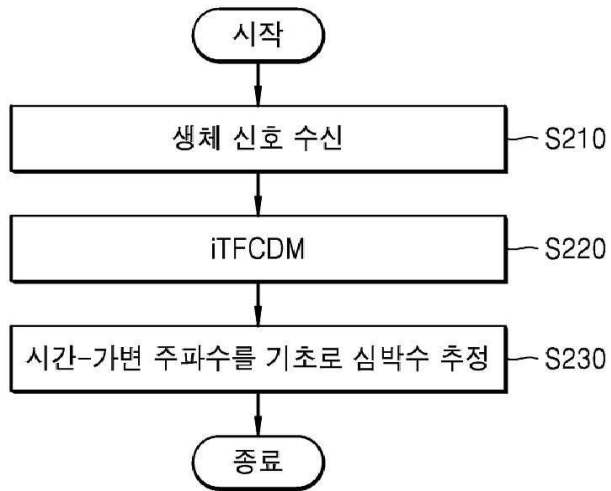
도면8c



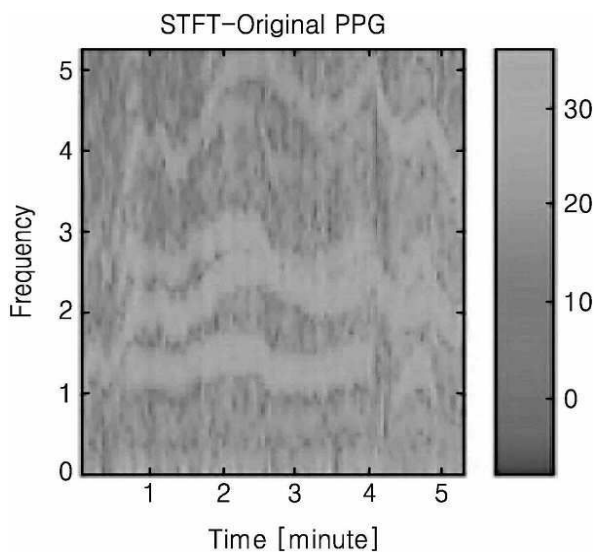
도면8d



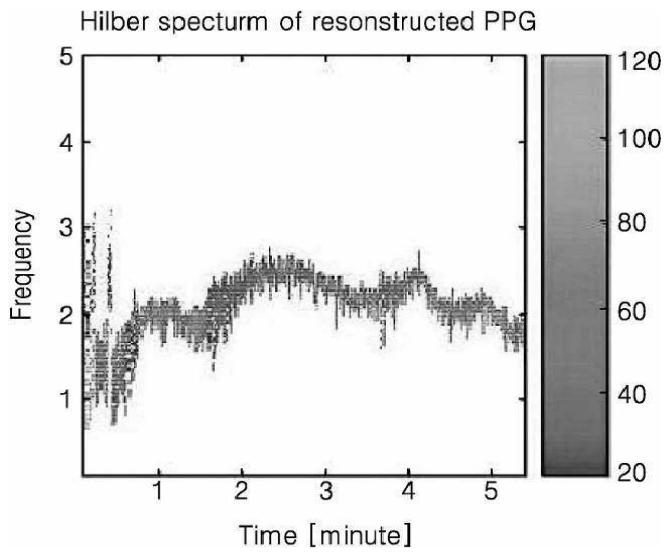
도면9



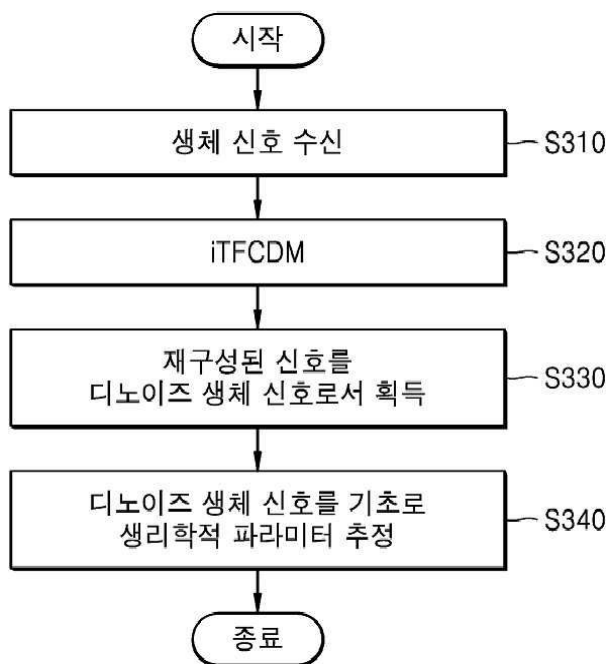
도면10a



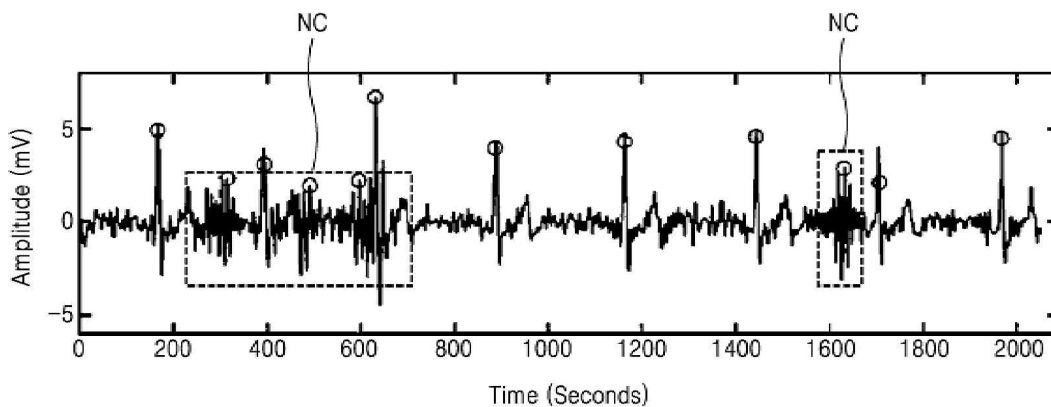
도면10b



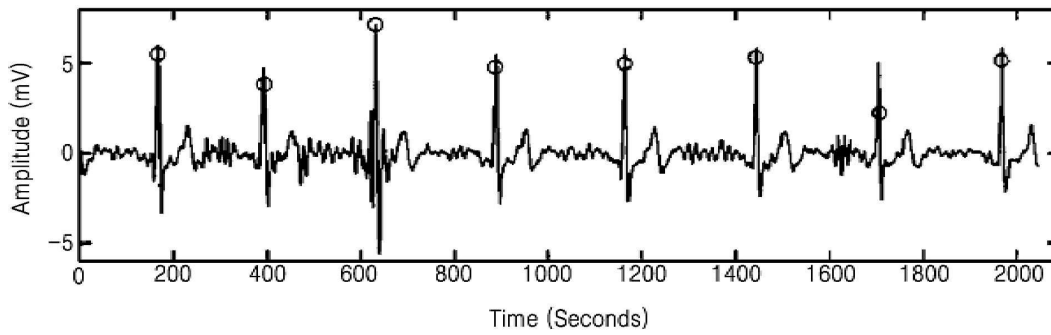
도면11



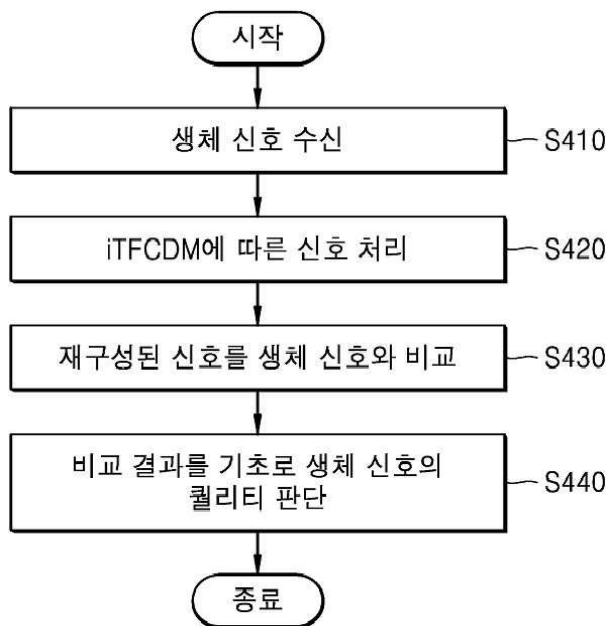
도면12a



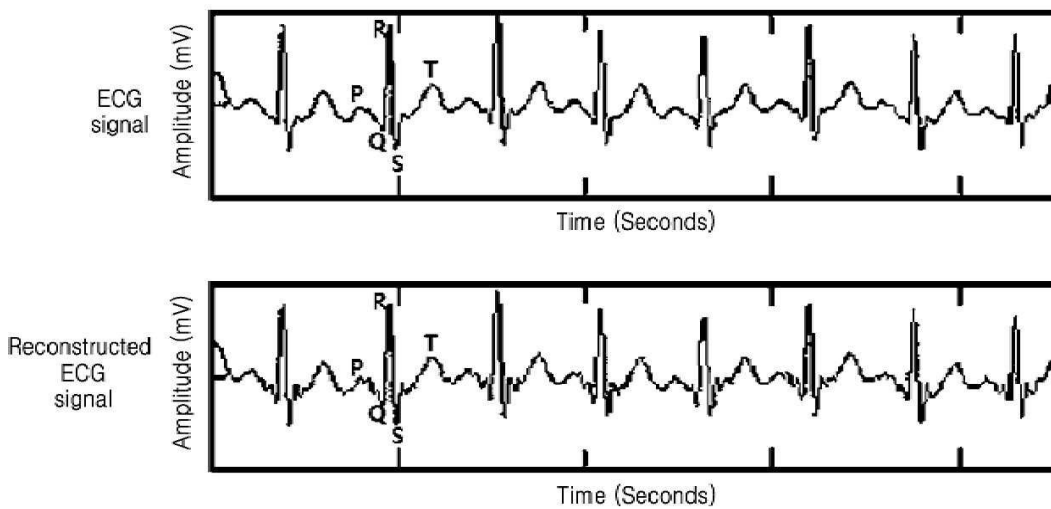
도면12b



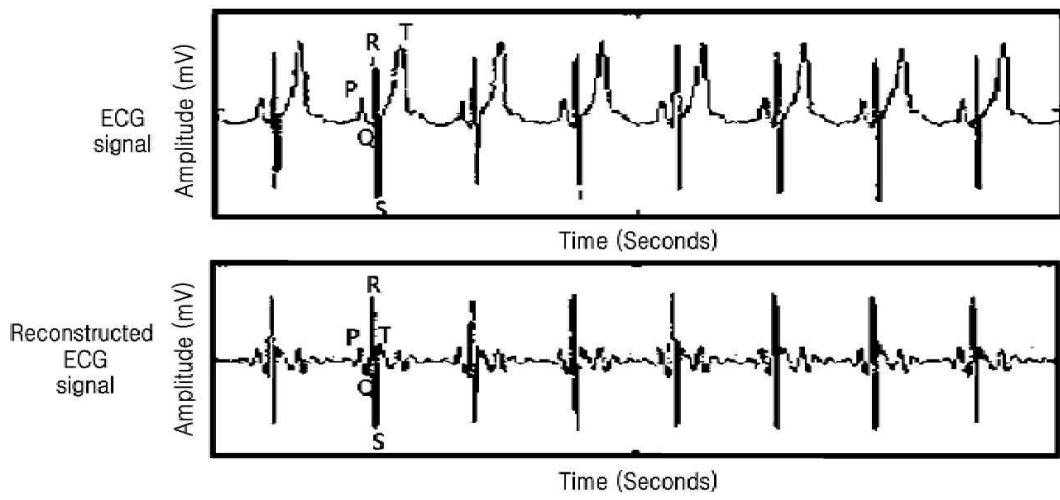
도면13



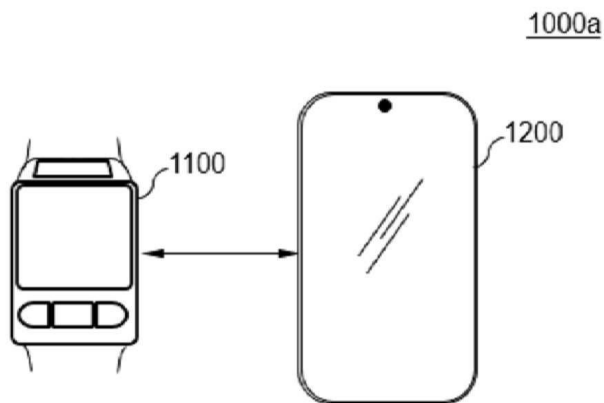
도면14a



도면14b



도면15a



도면 15b

