



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년09월11일

(11) 등록번호 10-2577049

(24) 등록일자 2023년09월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/327 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)

A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/352 (2021.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/327 (2021.01)

A61B 5/1102 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2021-0093665

(22) 출원일자 2021년07월16일

심사청구일자 2021년07월16일

(65) 공개번호 10-2023-0012870

(43) 공개일자 2023년01월26일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020160053718 A\*

KR1020200084561 A\*

US20190282178 A1\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

한국과학기술원

대전광역시 유성구 대학로 291(구성동)

(72) 발명자

고정길

경기도 용인시 수지구 성북1로 222, 103동 1103호(성북동, 용인성북아이파크)

강신일

서울특별시 동작구 여의대방로44길 10, 104동 804호(대방동, 대림아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

민영준

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 이재균

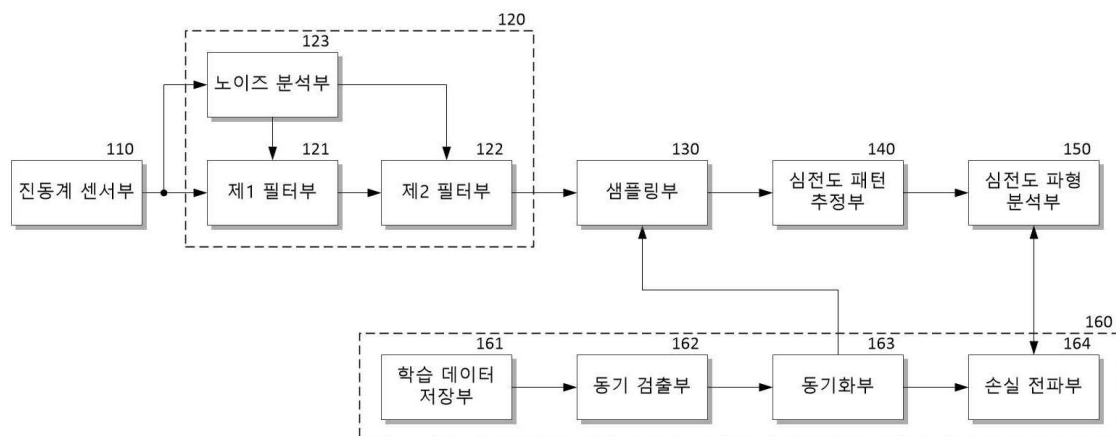
(54) 발명의 명칭 비침습 방식 심전도 모니터링 장치 및 방법

### (57) 요약

본 발명은 관찰 대상자가 위치하는 기구에 부착되는 적어도 하나의 진동계 센서를 포함하여, 비접촉, 비침습 방식으로 기구를 통해 전달되는 진동을 감지하여 진동 신호를 획득하는 진동계 센서부, 진동 신호를 인가받고, 인가된 진동 신호에서 기지정된 주파수 대역을 필터링하여 관찰 대상자의 심장 진동에 의해 발생하는 심진동 신호

(뒷면에 계속)

### 대표도



(이하 SCG 신호)를 추출하는 필터부 및 미리 학습된 인공 신경망을 포함하여, 학습된 방식에 따라 인가되는 SCG 신호에 대응하는 심전도 신호(이하 ECG 신호)를 생성하는 심전도 파형 획득부를 포함하고, 인공 신경망은 미리 획득된 다수의 학습 SCG 신호와 대응하는 다수의 학습 ECG 신호를 포함하는 학습 데이터에서 학습 SCG 신호의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 R 피크가 동일 시점에 나타나도록 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습되어, 간접 센싱 방식으로 측정된 진동 신호로부터 정확한 ECG 신호를 획득할 수 있으며, SCG 신호의 피크와 R 피크가 동기화된 ECG 신호를 획득할 수 있는 심전도 모니터링 장치 및 방법을 제공한다.

(52) CPC특허분류

**A61B 5/352** (2021.01)

**A61B 5/7225** (2021.01)

**A61B 5/725** (2021.01)

**A61B 5/7275** (2013.01)

**A61B 5/7278** (2021.01)

**G16H 50/20** (2018.01)

**박재연**

경기도 화성시 병점중앙로 230-10, 101동 705호(진안동, 다람마을엘지태안자이아파트)

(72) 발명자

**박인규**

대전광역시 유성구 가정로 306-6, 101동 1102호(도룡동, 도룡에스케이뷰)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711134027
과제번호	2015R1A5A1037668
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	선도연구센터지원사업
연구과제명	초정밀 광 기계기술 연구센터
기 여 율	1/1
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2021.03.01 ~ 2022.02.28

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

관찰 대상자가 위치하는 기구에 부착되는 적어도 하나의 진동계 센서를 포함하여, 비접촉, 비침습 방식으로 기구를 통해 전달되는 진동을 감지하여 진동 신호를 획득하는 진동계 센서부;

상기 진동 신호를 인가받고, 인가된 진동 신호에서 기지정된 주파수 대역을 필터링하여 상기 관찰 대상자의 심장 진동에 의해 발생하는 심진동 신호(이하 SCG 신호)를 추출하는 필터부; 및

미리 학습된 인공 신경망을 포함하여, 학습된 방식에 따라 인가되는 상기 SCG 신호에 대응하는 심전도 신호(이하 ECG 신호)를 생성하는 심전도 파형 획득부를 포함하고,

상기 인공 신경망은

미리 획득된 다수의 학습 SCG 신호와 대응하는 다수의 학습 ECG 신호를 포함하는 학습 데이터에서 학습 SCG 신호의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 R 피크가 동일 시점에 나타나도록 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습되며,

상기 필터부는

상기 진동 신호를 인가받아 기지정된 제1 주파수를 초과하는 주파수 대역을 필터링하는 로우 패스 필터로 구현되는 제1 필터부; 및

상기 제1 필터부에서 필터링된 신호를 인가받아 기지정된 제2 주파수 미만의 주파수 대역을 필터링하는 하이 패스 필터로 구현되는 제2 필터부를 포함하고,

상기 필터부는

상기 적어도 하나의 진동계 센서의 자체 노이즈 또는 상기 기구의 주변 환경에서 발생하는 노이즈 중 적어도 하나에 따라 상기 제1 주파수와 상기 제2 주파수를 설정하여 상기 제1 필터부와 상기 제2 필터부로 전달하는 노이즈 분석부를 더 포함하는 심전도 모니터링 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호는

상기 학습 데이터에서 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축 상의 기지정된 범위 내에서 시프트시키면서 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호를 상호 상관하여 가장 큰 상관값이 계산되는 시점을 검출하여 동기 시차를 획득하고, 상기 동기 시차에 따라 학습 SCG 신호 또는 대응하는 학습 ECG 신호 시프트시켜 동기화되는 심전도 모니터링 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서, 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호는

상기 학습 SCG 신호의 다수의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 다수의 R 피크를 검출하고, 기지정된 범위 내에서 검출된 학습 SCG 신호의 피크와 학습 ECG 신호의 R 피크의 위치가 매칭되는 시점에서 상호 상관을 수행하여 가장 큰 상관값이 계산되는 시점에 따라 획득된 상기 동기 시차에 의해 동기화되는 심전도 모니터링 장치.

#### 청구항 4

제1항에 있어서, 상기 심전도 파형 획득부는

상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된 인공 신경망에 따라 상기 SCG 신호의 피크와 동일한 시점의 R 피크를 갖는 ECG 신호를 획득하는 심전도 모니터링 장치.

## 청구항 5

제4항에 있어서, 상기 심전도 파형 획득부는

상기 심진동 신호를 기지정된 샘플링 레이트로 샘플링하여 SCG 데이터로 변환하는 샘플링부; 및

상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된 Bi-LSTM(Bidirectional Long-Short Term Memory) 신경망으로 구현되어, 시계열 데이터인 상기 SCG 데이터의 시간에 따른 패턴 변화를 추정하고, 추정된 패턴 변화에 대응하는 패턴을 갖는 ECG 데이터를 획득하는 심전도 패턴 추정부를 포함하는 심전도 모니터링 장치.

## 청구항 6

제5항에 있어서, 상기 심전도 파형 획득부는

상기 ECG 데이터를 인가받아 아날로그 신호로 변환하여 상기 ECG 신호를 획득하는 심전도 파형 분석부를 더 포함하는 심전도 모니터링 장치.

## 청구항 7

제6항에 있어서, 상기 심전도 파형 획득부는

상기 ECG 데이터를 분석하여 기지정된 다수의 임상 지표를 추가로 추출하는 심전도 모니터링 장치.

## 청구항 8

삭제

## 청구항 9

삭제

## 청구항 10

심전도 모니터링 장치에서 수행되는 심전도 모니터링 방법으로서,

관찰 대상자가 위치하는 기구에 부착되는 적어도 하나의 진동계 센서를 이용하여 비접촉, 비침습 방식으로 기구를 통해 전달되는 진동을 감지하여 진동 신호를 획득하는 단계;

상기 진동 신호를 인가받고, 인가된 진동 신호에서 기지정된 주파수 대역을 필터링하여 상기 관찰 대상자의 심장 진동에 의해 발생하는 심진동 신호를 추출하는 단계; 및

미리 학습된 인공 신경망을 이용하여, 인가되는 상기 심진동 신호의 패턴을 추정하고, 추정된 심진동 신호의 패턴에 대응하는 패턴의 ECG 신호를 생성하는 단계를 포함하고,

상기 인공 신경망은

미리 획득된 다수의 학습 SCG 신호와 대응하는 다수의 학습 ECG 신호를 포함하는 학습 데이터에서 학습 SCG 신호의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 R 피크가 동일 시점에 나타나도록 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습되며,

상기 심진동 신호를 추출하는 단계는

상기 진동 신호를 인가받아 기지정된 제1 주파수를 초과하는 주파수 대역이 제거되도록 로우 패스 필터링하는 단계; 및

로우 패스 필터링된 신호를 인가받아 기지정된 제2 주파수 미만의 주파수 대역이 제거되도록 하이 패스 필터링하는 단계를 포함하고,

상기 심진동 신호를 추출하는 단계는

상기 적어도 하나의 진동계 센서의 자체 노이즈 또는 상기 기구의 주변 환경에서 발생하는 노이즈 중 적어도 하나에 따라 상기 제1 주파수와 상기 제2 주파수를 설정하는 단계를 포함하는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 11

제10항에 있어서, 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호는

학습 시에 상기 학습 데이터에서 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축 상의 기지정된 범위 내에서 시프트시키면서 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호를 상호 상관하는 단계;

가장 큰 상관값이 계산되는 시점을 검출하여 동기 시차를 획득하는 단계; 및

상기 동기 시차에 따라 학습 SCG 신호 또는 대응하는 학습 ECG 신호 시프트시키는 단계를 통해 동기화되는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 12

제11항에 있어서, 상기 상호 상관하는 단계는

상기 학습 SCG 신호의 다수의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 다수의 R 피크를 검출하는 단계; 및

기지정된 범위 내에서 검출된 학습 SCG 신호의 피크와 학습 ECG 신호의 R 피크의 위치가 매칭되는 시점에서 상호 상관을 수행하는 단계를 포함하는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 13

제10항에 있어서, 상기 ECG 신호를 생성하는 단계는

상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된 인공 신경망에 따라 상기 SCG 신호의 피크와 동일한 시점의 R 피크를 갖는 ECG 신호를 획득하는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 14

제13항에 있어서, 상기 ECG 신호를 생성하는 단계는

상기 SCG 신호를 기지정된 샘플링 레이트로 샘플링하여 SCG 데이터로 변환하는 단계; 및

상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된 Bi-LSTM(Bidirectional Long-Short Term Memory) 신경망으로 구현되어, 시계열 데이터인 상기 SCG 데이터의 시간에 따른 패턴 변화를 추정하고, 추정된 패턴 변화에 대응하는 패턴을 갖는 ECG 데이터를 획득하는 단계를 포함하는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 15

제14항에 있어서, 상기 ECG 신호를 생성하는 단계는

상기 ECG 데이터를 인가받아 아날로그 신호로 변환하여 상기 ECG 신호를 획득하는 단계를 더 포함하는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 16

제14항에 있어서, 상기 ECG 신호를 생성하는 단계는

상기 ECG 데이터를 분석하여 기지정된 다수의 임상 지표를 추출하는 단계를 더 포함하는 심전도 모니터링 방법.

#### 청구항 17

삭제

### 발명의 설명

### 기술 분야

본 발명은 심전도 모니터링 장치 및 방법에 관한 것으로, 소형 진동계 센서를 이용하여 정확한 심전도 파형을 획득할 수 있는 비침습 방식 심전도 모니터링 장치 및 방법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0001]

- [0002] 일반적으로 부정맥, 심근경색과 같은 심장 관련 질환은 심전도(Electrocardiogram: 이하 ECG) 파형을 활용하여 진단한다. 심장 질환을 조기에 정확하게 진단하기 위해서는 단기간의 단편적인 측정보다는 지속적인 심전도 파형 분석이 요구된다. 특히 고위험 환자의 경우 지속적인 의료진 관찰이 가능한 낮 시간대 외에 수면중인 밤 시간대에 심장관련 질환으로 급사하는 사례들이 대형 병원에서도 발생한다.
- [0003] 현재 지속적인 심전도 파형 모니터링에 사용되는 홀터 테스트(Holter test) 방식은 관찰 대상자의 신체에 다수의 심전도 모니터링 센서를 부착한 후 24-48시간 주기로 환자에 대한 관찰을 한다. 하지만 수면 중인 관찰 대상자에게 부착하여 지속적 생체 정보 수집을 하기에 홀터 테스트 장비는 착용의 불편함, 동적 잡음의 혼재 등의 이유로 수면의 패턴을 방해하므로, 관찰 대상 환자로부터 수면 중 안정적으로 지속적인 데이터 수집을 현실적으로 어렵게 한다
- [0004] 또한 홀터 모니터와 같은 ECG 측정 장비는 매우 고가로서, 대형 병원에서도조차 대량으로 보유하기 어렵다. 따라서 병원을 퇴원한 환자나 심장 질환 위험이 있는 일반인들이 가정에서 ECG 측정 장비를 사용하는 것은 매우 어렵다. 이로 인해 가정에서 수면 중 심장 이상이 발생하는 경우, 응급 대처를 할 수 없다.
- [0005] 이러한 문제를 보완하기 위해 관찰 대상자의 심장 박동에 따른 심진동(seism cardiography: 이하 SCG)을 센서를 이용하여 측정하고, 측정된 SCG 신호로부터 ECG 신호를 추정하는 방법이 제안된 바 있다.
- [0006] 이와 같이 진동을 감지하여 ECG 신호를 추정하는 방법은 ECG 측정 장비없이도 일정 수준 이상의 정확도를 갖는 ECG 신호를 획득할 수 있다는 장점이 있으나, 진동 센서에서 감지된 진동 신호에 많은 노이즈가 포함되고, ECG와 SCG 사이의 시간차가 존재할 뿐만 아니라 상관 관계가 명확하지 않아 추정된 ECG 신호에의 정확도에 한계가 존재한다.

## 선행기술문헌

### 특허문헌

- [0007] (특허문헌 0001) 한국 공개 특허 제10-2020-0017536호 (2020.02.18 공개)

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

- [0008] 본 발명의 목적은 간접적으로 심진동을 감지하여 정확한 심전도를 추정할 수 있는 심전도 모니터링 장치 및 방법을 제공하는데 있다.
- [0009] 본 발명의 다른 목적은 심진동과 심전도 사이의 시간차를 고려하여 매우 정밀한 심전도 파형을 추정할 수 있는 심전도 모니터링 장치 및 방법을 제공하는데 있다.

### 과제의 해결 수단

- [0010] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치는 관찰 대상자가 위치하는 기구에 부착되는 적어도 하나의 진동계 센서를 포함하여, 비접촉, 비침습 방식으로 기구를 통해 전달되는 진동을 감지하여 진동 신호를 획득하는 진동계 센서부; 상기 진동 신호를 인가받고, 인가된 진동 신호에서 기지정된 주파수 대역을 필터링하여 상기 관찰 대상자의 심장 진동에 의해 발생하는 심진동 신호(이하 SCG 신호)를 추출하는 필터부; 및 미리 학습된 인공 신경망을 포함하여, 학습된 방식에 따라 인가되는 상기 SCG 신호에 대응하는 심전도 신호(이하 ECG 신호)를 생성하는 심전도 파형 획득부를 포함하고, 상기 인공 신경망은 미리 획득된 다수의 학습 SCG 신호와 대응하는 다수의 학습 ECG 신호를 포함하는 학습 데이터에서 학습 SCG 신호의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 R 피크가 동일 시점에 나타나도록 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된다.
- [0011] 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호는 상기 학습 데이터에서 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축 상의 기지정된 범위 내에서 시프트시키면서 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호를 상호 상관하여 가장 큰 상관값이 계산되는 시점을 검출하여 동기 시차를 획득하고, 상기 동기 시차에 따라 학습 SCG 신호 또는 대응하는 학습 ECG 신호 시프트시켜 동기화될 수 있다.

- [0012] 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호는 상기 학습 SCG 신호의 다수의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 다수의 R 피크를 검출하고, 기지정된 범위 내에서 검출된 학습 SCG 신호의 피크와 학습 ECG 신호의 R 피크의 위치가 매칭되는 시점에서 상호 상관을 수행하여 가장 큰 상관값이 계산되는 시점에 따라 획득된 상기 동기 시차에 의해 동기화될 수 있다.
- [0013] 상기 심전도 파형 획득부는 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된 인공 신경망에 따라 상기 SCG 신호의 피크와 동일한 시점의 R 피크를 갖는 ECG 신호를 획득할 수 있다.
- [0014] 상기 심전도 파형 획득부는 상기 심진동 신호를 기지정된 샘플링 레이트로 샘플링하여 SCG 데이터로 변환하는 샘플링부; 및 상기 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된 Bi-LSTM(Bidirectional Long-Short Term Memory) 신경망으로 구현되어, 시계열 데이터인 상기 SCG 데이터의 시간에 따른 패턴 변화를 추정하고, 추정된 패턴 변화에 대응하는 패턴을 갖는 ECG 데이터를 획득하는 심전도 패턴 추정부를 포함할 수 있다.
- [0015] 상기 심전도 파형 획득부는 상기 ECG 데이터를 인가받아 아날로그 신호로 변환하여 상기 ECG 신호를 획득하는 심전도 파형 분석부를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 상기 심전도 파형 획득부는 상기 ECG 데이터를 분석하여 기지정된 다수의 임상 지표를 추가로 추출할 수 있다.
- [0017] 상기 필터부는 상기 진동 신호를 인가받아 기지정된 제1 주파수를 초과하는 주파수 대역을 필터링하는 로우 패스 필터로 구현되는 제1 필터부; 및 상기 제1 필터부에서 필터링된 신호를 인가받아 기지정된 제2 주파수 미만의 주파수 대역을 필터링하는 하이 패스 필터로 구현되는 제2 필터부를 포함할 수 있다.
- [0018] 상기 필터부는 상기 적어도 하나의 진동계 센서의 자체 노이즈 또는 상기 기구의 주변 환경에서 발생하는 노이즈 중 적어도 하나에 따라 상기 제1 주파수와 상기 제2 주파수를 설정하여 상기 제1 필터부와 상기 제2 필터부로 전달하는 노이즈 분석부를 더 포함할 수 있다.
- [0019] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 다른 실시예에 따른 심전도 모니터링 방법은 관찰 대상자가 위치하는 기구에 부착되는 적어도 하나의 진동계 센서를 이용하여 비접촉, 비침습 방식으로 기구를 통해 전달되는 진동을 감지하여 진동 신호를 획득하는 단계; 상기 진동 신호를 인가받고, 인가된 진동 신호에서 기지정된 주파수 대역을 필터링하여 상기 관찰 대상자의 심장 진동에 의해 발생하는 심진동 신호를 추출하는 단계; 및 미리 학습된 인공 신경망을 이용하여, 인가되는 상기 심진동 신호의 패턴을 추정하고, 추정된 심진동 신호의 패턴에 대응하는 패턴의 ECG 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 상기 인공 신경망은 미리 획득된 다수의 학습 SCG 신호와 대응하는 다수의 학습 ECG 신호를 포함하는 학습 데이터에서 학습 SCG 신호의 피크와 대응하는 학습 ECG 신호의 R 피크가 동일 시점에 나타나도록 동기화된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 이용하여 미리 학습된다.

### 발명의 효과

- [0020] 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치 및 방법은 소형 진동계 센서를 이용하여 간접적으로 심진동을 감지하여 관찰 대상자의 심전도 신호를 정확하게 추정할 수 있으며, 심진동과 심전도 사이에 발생하는 시간차에도 심진동 신호와 심전도 신호 사이의 피크가 동기화된 패턴으로 획득될 수 있도록 하여, 더욱 세밀하고 정확한 심전도 분석을 수행할 수 있도록 한다.

### 도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 심장의 동작에 따른 심전도 및 심진동 신호의 파형의 일 예를 나타낸다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치의 개략적 구조를 나타낸다.
- 도 3은 도 2의 모니터링 장치의 각 구성 요소별 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 다수의 관찰 대상자로부터 측정된 SCG 신호 파형의 주파수 분포를 나타낸다.
- 도 5는 도 1의 심전도 패턴 추정부의 상세 구성의 일 예를 나타낸다.
- 도 6은 도 1의 진동계 센서부에서 획득된 진동 신호와 필터부에서 필터링된 SCG 신호 및 심전도 패턴 추정부에서 추출된 ECG 신호의 파형을 나타낸다.
- 도 7은 심전도 신호 파형에 따른 중요 임상 지표를 설명하기 위한 도면이다.



도 8은 동기 전처리부의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 모니터링 방법을 나타낸다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 본 발명과 본 발명의 동작상의 이점 및 본 발명의 실시에 의하여 달성되는 목적을 충분히 이해하기 위해서는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하는 첨부 도면 및 첨부 도면에 기재된 내용을 참조하여야만 한다.
- [0023] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 설명함으로써, 본 발명을 상세히 설명한다. 그러나, 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 설명하는 실시예에 한정되는 것이 아니다. 그리고, 본 발명을 명확하게 설명하기 위하여 설명과 관계없는 부분은 생략되며, 도면의 동일한 참조부호는 동일한 부재임을 나타낸다.
- [0024] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라, 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...기", "모듈", "블록" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0025] 도 1은 심장의 동작에 따른 심전도 및 심진동 신호의 파형의 일 예를 나타낸다.
- [0026] 도 1을 참조하면, 심진동(seismocardiography: 이하 SCG) 신호는 관찰 대상자의 심장에서 발생한 진동을 감지한 신호로서, 심장에서 발생하는 전기 신호인 ECG 신호와 구분된다. 비록 SCG 신호 또한 관찰 대상자의 심장 활동을 분석하는데 유용한 신호이지만, SCG 신호의 패턴만으로 관찰 대상자의 심장 활동을 정확하게 이해하는데 한계가 있다.
- [0027] 그러나 도 1에 도시된 바와 같이, SCG 신호의 파형과 ECG 신호의 파형 사이에 관련성이 높다는 것은 잘 알려져 있다. SCG 신호와 ECG 신호는 모두 사람의 심장에서 수집되는 시계열적 신호로서, SCG 신호는 심장의 주기적인 운동과 혈류로 인한 진동을 나타내고 ECG는 이에 대응하는 전기 신호를 나타낸다. 이는 임상적 관점에서 심장의 전기적인 활동이 주기적인 탈분극 및 재분극을 일으켜 주기적인 심장 근육 수축, 이완 및 혈류를 유발하기 때문이다.
- [0028] 도 1에서 ECG 신호의 P, Q, R, S 및 T 피크는 심장의 전기적 활동에 의해 생성되고, 4개의 핵심적인 심음(S1 ~ S4)은 SCG 신호에서도 검출이 된다. 구체적으로 제1 심음(S1)은 좌심방과 좌심실 사이의 판막인 승모판 폐쇄음이고, 제2 심음(S2)은 심실을 연결하는 반달모양 밸브인 대동맥판 폐쇄음이다. 그리고 제3 심음(S3)은 대동맥의 빠른 충만에 의한 외래성 소리이고, 제4 심음(S4)은 동맥 수축 전 과정의 갭 리듬으로 모두 심장의 전기적 활동에 의해 발생된다.
- [0029] 따라서 SCG 신호와 ECG 신호를 함께 측정하게 되면, 도 1에 도시된 바와 같이, ECG 신호의 피크가 시간적으로 앞서서 나타나고, 이후 ECG 신호에 의한 심장 활동에 따라 SCG 신호의 피크가 지연되어 나타나는 패턴을 갖는다.
- [0030] 다만 SCG 신호 패턴의 다양성 및 노이즈의 복잡도로 인해 아직 SCG 신호 패턴과 ECG 신호 패턴 사이의 정확한 관계가 현재까지 밝혀지지 않았다. 이로 인해 기존에는 SCG 신호를 획득하더라도 별도로 ECG 신호를 모니터링해야만 하였다.
- [0031] 그러나 본 발명에서는 미리 학습된 인공 신경망을 이용하여 SCG 신호로부터 ECG 신호를 추출한다. 특히 본 발명에서는 SCG 신호와 ECG 신호 사이의 시간차를 고려하여 학습된 인공 신경망을 이용함으로써 매우 높은 정확도를 갖는 ECG 신호를 추출할 수 있다.
- [0032] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치의 개략적 구조를 나타내고, 도 3은 도 2의 모니터링 장치의 각 구성 요소별 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [0033] 도 2를 참조하면, 본 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치는 진동계 센서부(110), 필터부(120), 샘플링부(130), 심전도 패턴 추정부(140) 및 심전도 파형 분석부(150)를 포함할 수 있다.
- [0034] 진동계 센서부(110)는 소형의 진동 센서로 구현되어 관찰 대상자에게서 발생하는 진동을 감지한다. 본 실시예에서 진동계 센서부(110)는 일 예로 소형 진동계 센서인 지오폰(Geophone)으로 구현될 수 있다. 지오폰은 코일, 자석, 상하단에 배치되는 두 개의 스프링을 포함하여 구성되며, 스프링에 가해지는 관성 질량으로부터 진



동량을 측정할 수 있다. 특히 여기서는 주변 환경 지진 감지에 광범위하게 이용되고 있으며, 소형이고 저가의 SM-24 지오폰 센서를 사용할 수 있다. SM-24 지오폰 센서는 저비용으로 0.5 ~ 50Hz 주파수 범위에서 28.8V/m/s의 신뢰할 수 있는 감도를 제공할 수 있다. 또한 진동계 센서부(110)는 기존의 ECG 측정 장비와 달리 관찰 대상자의 신체에 직접 접촉되지 않아도 무방하다.

[0035] 상기한 바와 같이, 사람의 심장은 혈액을 공급하는 과정에서 수축과 이완 작용을 반복하고, 이 과정에서 미세한 심진동이 생성된다. 기존의 진동 센서는 직접 접촉되지 않은 관찰 대상자의 심진동과 같은 미약한 진동을 검출하기는 어려웠으나, 최근 지오폰과 같은 소형 진동계 센서는 민감도가 향상되어 관찰 대상자와의 직접 접촉 없이 간접 접촉만으로도 관찰 대상자의 심진동을 감지할 수 있게 되었다.

[0036] 이에 본 실시예에서 진동계 센서부(110)는 침대, 의자 등과 같이 관찰 대상자가 위치하는 다양한 가구 등에 부착되어 관찰 대상자에게 간접 접촉만으로 진동을 감지한다. 진동계 센서부(110)가 배치되는 위치는 제약되지 않으나, 본 실시예에서는 일 예로 도 3의 (a)에 도시된 바와 같이, 관찰 대상자가 누워있는 침대에 설치되는 것으로 가정한다. 진동계 센서부(110)는 일 예로 관찰 대상자의 심장 진동을 효과적으로 감지할 수 있도록 매트리스 상단 패널에 배치될 수 있다. 특히 관찰 대상자의 왼쪽 어깨쪽 상단 패널에 배치될 수 있다. 따라서 본 실시예의 심전도 모니터링 장치는 관찰 대상자의 수면 중 심진동을 용이하게 감지할 수 있다.

[0037] 진동계 센서부(110)는 감지된 진동에 대응하는 진동 신호를 유선 또는 무선 방식으로 필터부(120)로 전송할 수 있다.

[0038] 필터부(120)는 진동계 센서부(110)에서 인가되는 진동 신호에 포함된 노이즈를 필터링하여 제거함으로써 SCG 신호를 획득한다. 진동계 센서부(110)에서 획득된 진동 신호에는 관찰 대상자의 심장에서 발생된 진동뿐만 아니라, 다양한 노이즈가 함께 포함된다. 진동계 센서부(110)가 관찰 대상자에게 직접 접촉되는 경우에도, 진동계 센서부(110)에는 관찰 대상자의 심장 진동과 함께 관찰 대상자의 호흡(respiration), 혈류 및 움직임에 의한 진동 등 각종 진동이 함께 감지되어 노이즈로서 포함될 수 있다. 특히 본 실시예에서는 진동계 센서부(110)가 관찰 대상자에게 직접 접촉되거나 침습되지 않고, 간접 접촉되어 진동을 감지한다. 따라서 직접 접촉 방식에 비해, 주변 환경에 의한 다양한 노이즈가 더 포함될 수 있다. 뿐만 아니라 경우에 따라서는 진동 센서 자체의 관성 노이즈(inertial noise) 등도 포함될 수도 있다.

[0039] 따라서 필터부(120)는 진동계 센서부(110)에서 인가되는 진동 신호에서 심장 진동 성분을 제외한 나머지 노이즈 성분을 필터링하여 제거함으로써 SCG 신호를 획득한다.

[0040] 필터부(120)는 진동계 센서부(110)로부터 진동 신호를 인가받고, 인가된 진동 신호에서 기지정된 주파수 대역의 신호만을 통과시키고 나머지 주파수 대역의 신호를 차단하여 진동 신호에 포함된 노이즈를 제거하도록 구성될 수 있다.

[0041] 도 4는 다수의 관찰 대상자로부터 측정된 SCG 신호 파형의 주파수 분포를 나타낸다.

[0042] 도 4에서는 다수의 관찰 대상자에 대해 SCG 신호를 측정된 결과로서, (a)는 기존의 측정 장비를 이용하여 측정된 SCG 신호를 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)한 SCG 신호의 주파수 신호를 나타내고, (b)는 (a)의 주파수 신호에 대한 주파수에 따른 누적 분포를 나타낸다. 도 4의 (a)와 (b)에 도시된 바와 같이, SCG 신호는 관찰 대상자에 무관하게 0 ~ 45Hz의 주파수 대역에 대부분의 신호 성분이 포함되어 있음을 알 수 있다. 또한 측정 장비를 이용하여 SCG 신호를 획득하는 경우에도, 관찰 대상자의 호흡 등과 같은 노이즈가 포함되므로, 일반적으로 5Hz 이하 대역의 신호 성분은 노이즈로 취급된다.

[0043] 따라서 필터부(120)는 인가된 진동 신호에서 5Hz ~ 45Hz 주파수 대역의 신호 성분만을 남기고 나머지 신호 성분은 차단하는 밴드 패스 필터(BPF)로 구현될 수 있다.

[0044] 다만 밴드 패스 필터는 중심 주파수(center frequency,  $f_c$ )를 기준으로 양측 주파수 대역이 대칭을 이루도록 필터링이 수행되므로, 여러 주파수 대역에 비대칭적으로 노이즈가 분포하는 경우에 필터링이 용이하지 않다. 따라서 본 실시예에서 필터부(120)는 로우 패스 필터와 하이 패스 필터를 조합하여 노이즈를 필터링하도록 구성될 수 있으며, 이에 로우 패스 필터(LPF)로 구현되는 제1 필터부(121)와 하이패스 필터(HPF)로 구현되는 제2 필터부(122)를 포함할 수 있다.

[0045] 필터부(120)는 상기한 5Hz ~ 45Hz 주파수 대역의 신호만을 통과시키기 위해 제1 필터부(121)는 차단 주파수( $f_{cut}$ )가 45Hz로 설정될 수 있으며, 제2 필터부(122)는 차단 주파수( $f_{cut}$ )가 5Hz로 설정될 수 있다.

- [0046] 다만, 본 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치에서 진동계 센서부(110)는 간접 접촉 방식으로 관찰 대상자를 감지하므로 주변 환경에 의한 진동이 함께 감지되어 노이즈로 포함될 뿐만 아니라, ECG 측정 장치를 대체하여 진동계 센서부(110)를 이용하므로, 진동계 센서부(110)를 구성하는 진동계 센서 자체에 관성 노이즈(inertial noise)가 함께 감지될 수 있다. 그러므로 필터부(120)는 진동계 센서에서 자체 발생하는 노이즈 및 주변 환경에 의해 발생하는 다양한 노이즈를 적응적으로 제거할 수 있도록, 필터링 주파수를 가변할 수 있도록 구현되는 것이 바람직하다.
- [0047] 따라서 본 실시예에서 필터부(120)는 적응적 필터링을 수행할 수 있도록 필터부(120)가 필터링해야 하는 주파수 대역을 설정하는 노이즈 분석부(123)를 더 포함할 수 있다.
- [0048] 노이즈 분석부(123)에는 우선 진동계 센서부(110)를 구성하는 진동계 센서 자체의 노이즈에 대한 주파수 성분이 미리 측정되어 저장될 수 있다. 일 예로 진동계 센서가 SM-24 지오폰 센서인 경우, 0 ~ 5Hz 주파수 대역에서 많은 노이즈가 발생하고, 30Hz 주파수 부근에서 높은 피크 노이즈가 발생하는 것으로 알려져 있다. 그리고 도 4에 도시된 바와 같이, SCG 신호는 5Hz ~ 45Hz 주파수 대역에 분포되지만, 대략 80% 이상의 신호 성분이 5Hz ~ 30Hz 주파수 대역에 포함된다. 따라서 노이즈 분석부(123)는 진동 신호에서 진동계 센서 자체의 노이즈를 제거하면서 SCG 신호를 획득하기 하기 위해, 5Hz 미만의 주파수 대역과 30Hz를 초과하는 주파수 대역이 필터링되도록 제1 및 제2 필터부(121, 122)를 제어할 수 있다.
- [0049] 만일 다른 진동계 센서를 이용하는 경우, 노이즈 분석부(123)는 이용되는 진동계 센서의 고유한 노이즈의 주파수를 저장하여, 해당 주파수가 필터링되도록 제1 및 제2 필터부(121, 122)를 제어할 수 있다.
- [0050] 또한 노이즈 분석부(123)는 진동계 센서부(110)가 부착된 침대나 소파 등의 기구에 관찰 대상자가 위치하지 않는 동안 감지되는 신호로부터 주변 환경에 의해 발생하는 노이즈의 주파수 성분이 미리 분석되어 저장될 수 있다. 노이즈 분석부(123)는 일 예로 기지정된 시간대에 획득된 진동 신호 또는 인가되는 진동 신호에서 특정 주파수 대역의 신호가 포함되지 않는 경우에 주변 환경 노이즈를 분석할 수 있다. 여기서 노이즈 분석부(123)는 관찰 대상자가 수면 상태에 들어가지 않는 오전이나 낮시간대에 인가된 진동 신호를 분석하여, 주변 환경 노이즈를 분석할 수 있다. 노이즈 분석부(123)는 관찰 대상자가 진동계 센서부(110)가 부착된 침대에 위치하지 않은 상태에서, 기지정된 기준 세기 이하로 감지되는 5Hz ~ 35Hz 주파수 대역의 진동 신호를 주변 환경 노이즈로 저장하고, 이후 SCG 신호를 획득할 때, 5Hz ~ 35Hz 주파수 대역의 진동 신호에서 저장된 주변 환경 노이즈에 따른 진동 신호를 차감하여 주변 환경 노이즈가 제거된 정확한 SCG 신호를 획득하도록 할 수 있다.
- [0051] 도 3의 (d)에 도시된 바와 같이, 필터부(120)가 진동 신호를 필터링하여 SCG 신호가 획득되면, 샘플링부(130)는 획득된 SCG 신호를 인가받아 샘플링하여 디지털 변환하여 SCG 데이터를 획득한다. 샘플링부(130)는 필터부(120)의 필터링 주파수보다 높은 기지정된 주파수(예를 들면 250Hz)의 샘플링 레이트(sampling rate)로 SCG 신호를 샘플링함으로써, SCG 데이터를 획득할 수 있다. 이때, 샘플링부(130)는 샘플링되는 SCG 데이터를 기지정된 범위(여기서는 일 예로 [-1 : 1])로 정규화할 수 있다.
- [0052] 심전도 패턴 추정부(140)는 SCG 데이터로부터 ECG 데이터를 획득한다.
- [0053] 심전도 패턴 추정부(140)는 도 3의 (e)에 도시된 바와 같이, 미리 학습된 인공 신경망으로 구현되어 디지털 변환된 SCG 데이터로부터 ECG 데이터를 획득한다. 심전도 패턴 추정부(140)는 다양한 인공 신경망으로 구현될 수 있으나, 일 예로 양방향 LSTM(bidirectional long short term memory: 이하 Bi-LSTM)으로 구현될 수 있다.
- [0054] Bi-LSTM은 시간에 기초하여 순방향(Forward)으로 정보를 전달하여 처리하는 다수의 LSTM 셀을 포함하는 순방향 레이어(Forward Layer)와 역방향(Backward)으로 정보를 전달하여 처리하는 다수의 LSTM 셀을 포함하는 역방향 레이어(Backward Layer)를 포함하여 구성됨으로써, 관찰 대상자 개개인에 따라 서로 상이하게 나타나는 심전도 패턴을 용이하게 추출할 수 있도록 한다.
- [0055] 도 5은 도 2의 심전도 패턴 추정부의 상세 구성의 일 예를 나타낸다.
- [0056] 도 5을 참조하면, 본 실시예에서 심전도 패턴 추정부(140)는 2개의 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2)와 회귀 레이어(Regression layer)를 포함할 수 있으며, 2개의 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2) 각각은 다수의 LSTM 셀을 포함하는 순방향 레이어(Forward Layer)와 역방향 레이어(Backward Layer) 및 활성화 레이어(Activation Layer)를 포함할 수 있다.
- [0057] 심전도 패턴 추정부(140)가 Bi-LSTM 레이어가 아닌 순방향 레이어만을 포함하는 LSTM 레이어를 이용하는 경우, 인가되는 SCG 신호가 LSTM 레이어의 다수의 LSTM셀을 통과하는 동안 SCG 신호에서 초기 시퀀스( $x_{t-1}$ )가 나중에

인가되는 후기 시퀀스( $x_T$ )에 비해 상대적으로 덜 중요하게 처리될 수 있다. 그에 반해, Bi-LSTM 레이어는 순방향 레이어와 역방향 레이어를 모두 포함함으로써, SCG 신호에서 시간적으로 순방향 시퀀스들( $x_{t-1}$ ,  $x_t$ ,  $x_{t+1}$ , ...  $x_T$ )과 역방향 시퀀스( $x_T$ ,  $x_{T-1}$ , ...  $x_{t-1}$ )들이 균등하게 처리될 수 있도록 한다. 즉 Bi-LSTM 레이어는 인가되는 SCG 신호에서 시간적으로 양측 영역이 동등한 중요도를 갖도록 한다.

- [0058] 그리고 활성화 레이어는 쌍곡 탄젠트 함수(tanh)로 구현되어 2개의 Bi-LSTM 레이어의 출력이 입력되는 SCG 데이터와 마찬가지로 기지정된 범위(여기서는 일 예로  $[-1 : 1]$ )로 정규화되어 출력되도록 할 수 있다.
- [0059] 심전도 패턴 추정부(140)는 샘플링부(130)에서 전달되는 SCG 데이터에 대해 슬라이딩 윈도우(sliding window)를 시간 순서로 이동시키면서, 대응하는 영역의 SCG 데이터를 추출하여 2개의 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2) 중 제1 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1)의 순방향 레이어와 역방향 레이어 각각으로 전달한다.
- [0060] 이때, 슬라이딩 윈도우의 크기는 SCG 신호의 2 주기 이상의 크기로 설정되는 것이 바람직하다. 이는 SCG 신호에서 2주기에 대응하는 SCG 데이터가 동시에 제1 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1)로 인가되도록 하여, SCG 신호의 패턴과 ECG 데이터에 따른 ECG 신호의 패턴 사이의 관계가 정확하게 추정될 수 있도록 하기 위해서이다. 특히 ECG 신호에서 중요 지표 중 하나로 도 1에 도시된 R 피크 사이의 간격을 나타내는 RR 간격과 같이 ECG 신호의 연속되는 두 개의 주기 사이의 시간 관계가 정확하게 추정될 수 있도록 하기 위해서도 슬라이딩 윈도우의 크기는 SCG 신호의 2 주기 이상의 크기로 설정될 수 있다.
- [0061] 이에 본 실시예에서는 슬라이딩 윈도우의 크기가 지정된 샘플링 레이트의 2배 이상(여기서는 일 예로 3배)의 길이에 해당하는 SCG 데이터가 포함되는 크기로 설정되는 것으로 가정한다.
- [0062] 또한 심전도 패턴 추정부(140)가 2개의 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2)를 구비하여, 제2 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-2)가 제1 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1)의 출력을 인가받는 것은 다양한 패턴의 SCG 신호와 ECG 신호 사이의 비선형 관계를 정확하게 맵핑할 수 있도록 하기 위해서이다. 특히 이전 슬라이딩 윈도우에서 추출된 SCG 데이터와 다음 슬라이딩 윈도우에서 추출된 SCG 데이터와의 관계를 반영할 수 있도록 하기 위해서이다.
- [0063] 즉 2개의 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2)가 적층 구조로 배치되어 있으므로, 심전도 패턴 추정부(140)는 넓은 시간 구간에서의 심박 신호의 변화 패턴 관계를 명확하게 추정할 수 있다.
- [0064] 회귀 레이어(Regression layer)의 다수의 완전 연결 레이어(FC)를 포함하는 제1 및 제2 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2)를 거치며 추출된 SCG 데이터의 특징을 분류하여 특정 시점(T)에서의 ECG 데이터를 획득한다. 슬라이딩 윈도우가 시간의 흐름에 따라 연속하여 인가되는 SCG 데이터로부터 지정된 크기의 SCG 데이터를 추출하여 전달하므로, 회귀 레이어(Regression layer)는 각 시점에 따른 ECG 데이터를 연속하여 획득할 수 있다. 이때, 다수의 완전 연결 레이어(FC)는 직렬로 연결되어 점차적으로 크기가 감소하는 구조를 가져 최종적으로는 특정 시점(T)에서의 ECG 데이터를 출력하도록 구성될 수 있다.
- [0065] 심전도 패턴 추정부(140)는 별도의 측정 장비 등을 이용하여 측정된 SCG 데이터와 ECG 데이터가 포함된 다수의 학습 데이터를 이용하여 학습될 수 있다. 심전도 패턴 추정부(140)는 학습 데이터의 미리 측정되어 획득된 SCG 데이터를 입력으로 인가받고, 인가된 SCG 데이터로부터 추정된 ECG 데이터를 출력한다. ECG 데이터가 출력되면, 출력된 ECG 데이터와 학습 데이터 중 입력된 SCG 데이터에 대응하는 ECG 데이터 사이의 오차를 계산하고, 계산된 오차를 심전도 패턴 추정부(140)로 역전파하여 오차가 기지정된 기준 오차 이하가 되도록 반복함으로써 인공 신경망으로 구현된 심전도 패턴 추정부(140)가 학습될 수 있다.
- [0066] 즉 심전도 패턴 추정부(140)는 학습 데이터의 SCG 데이터와 ECG 데이터를 이용하여 학습됨으로써, 도 3의 (f)에 도시된 바와 같이, 샘플링부(130)에서 인가되는 SCG 데이터에 대응하는 ECG 데이터를 출력할 수 있다.
- [0067] 이는 일반적인 인공 신경망에 대한 학습 방법인 지도 학습 방식으로 많은 경우에 우수한 성능을 나타낸다.
- [0068] 도 6은 도 1의 진동계 센서부에서 획득된 진동 신호와 필터부에서 필터링된 SCG 신호 및 심전도 패턴 추정부에서 추출된 ECG 신호의 파형을 나타낸다.
- [0069] 도 6에서 (a)는 진동계 센서부(110)에서 획득된 진동 신호를 나타내고, (b)는 필터부(120)에서 필터링된 SCG 신호를 나타내며, (c)는 통상의 지도 학습 방식에 따라 학습된 심전도 패턴 추정부(140)에서 추출된 ECG 데이터에 따른 ECG 신호를 나타낸다.

- [0070] (a)에 도시된 바와 같이, 진동계 센서부(110)에서 획득된 진동 신호에는 다수의 노이즈가 포함되어 있으나, (b)의 SCG 신호에서는 필터부(120)에 의해 노이즈가 제거됨으로써, 파형의 패턴이 더욱 명확해졌음을 알 수 있다. 그리고 SCG 신호로부터 추출된 (c)의 ECG 신호는 관찰 대상자의 심장 상태를 추정할 수 있도록 매우 규칙적인 파형으로 추출이 되었음을 알 수 있다. 즉 의료 종사자가 관찰 대상자의 심장 상태를 개략적으로 판단할 수 있는 수준으로 ECG 신호가 획득되었음을 알 수 있다.
- [0071] 심전도 파형 분석부(150)는 심전도 패턴 추정부(140)에서 획득된 ECG 데이터로부터 ECG 신호를 획득할 수 있다. 심전도 파형 분석부(150)는 ECG 데이터를 아날로그 신호로 변환하여 ECG 신호를 획득할 수 있다. 그리고 심전도 파형 분석부(150)는 획득된 ECG 신호로부터 임상적으로 중요한 다수의 지표를 추출할 수 있다.
- [0072] 도 7은 심전도 신호 파형에 따른 중요 임상 지표를 설명하기 위한 도면이다.
- [0073] 도 7에 도시된 바와 같이, 심전도 파형 분석부(150)는 ECG 신호로부터 5개의 피크(P, Q, R, S, T)를 포함한 다양한 임상 지표(예를 들면 P, Q, R, S, T, RR 간격, QRS 세그먼트 길이 등의 타임 스탬프)를 추출하여 출력할 수 있다.
- [0074] 여기서 RR 간격과 QRS 세그먼트 길이와 같은 타임 스탬프는 도 8에 도시된 바와 같이, 심전도 파형의 5개의 피크(P, Q, R, S, T)에 따른 시간 구간을 의미한다. 도 7에서는 심장 질환을 갖지 않은 정상인에 대한 타임 스탬프를 함께 표시하였다.
- [0075] 여기서 심전도 파형 분석부(150)는 ECG 데이터로부터 심장 상태를 용이하게 판단할 수 있도록 하기 위해 기지정된 다수의 임상 지표를 추출하며, 경우에 따라 생략될 수도 있다. 또한 상기에서는 심전도 파형 분석부(150)가 ECG 데이터를 ECG 신호로 아날로그 변환하고, 임상 지표를 추출하는 것으로 설명하였으나, 심전도 파형 분석부(150)는 ECG 데이터로부터 직접 임상 지표를 추출하도록 구성될 수도 있다.
- [0076] 상기한 바와 같이, 도 1의 심전도 모니터링 장치는 인공 신경망으로 구현되는 심전도 패턴 추정부(140)를 일반적인 지도 학습 방식에 따라 학습시키더라도, 관찰 대상자의 심장 상태를 개략적으로 판단할 수 있는 수준으로 ECG 신호를 획득할 수 있다.
- [0077] 다만 경우에 따라서는 관찰 대상자의 상태를 정확하게 분석하기 위해, 더욱 정밀하고 정확한 ECG 신호가 요구될 수 있다. 특히 관찰 대상자가 심장 질환자라면 높은 정확도의 ECG 신호는 관찰 대상자의 상태를 정확하게 분석하기에 필수적으로 요구된다.
- [0078] 그러나 SCG 신호와 ECG 신호의 패턴은 개인마다 편차가 존재한다. 그리고 도 1에서 설명한 바와 같이, SCG 신호와 ECG 신호 사이에는 기본적으로 시간차(위상차라고도 함)가 존재하고, SCG 신호와 ECG 신호는 모두 심장의 박동에 따라 반복되는 패턴으로 나타난다. 그러나 동일한 관찰 대상자에 대한 SCG 신호와 ECG 신호일지라도 관찰 대상자의 상태에 따라 패턴이나 반복 주기가 수시로 변화된다. 또한 학습 데이터 획득시에 SCG 신호를 측정하는 진동계 센서와 ECG 신호를 측정하는 홀터 모니터 등이 개별적으로 동작하므로, 각 측정 장비의 측정 시간차 및 장비 자체의 동작 속도 등과 같은 다양한 요인에 의해 이러한 시간차는 매우 다양하게 나타나게 된다. 이는 학습을 위해 획득된 SCG 신호와 ECG 신호 사이에 노이즈와 별도의 불필요한 여러 오차 요인이 더 포함됨을 의미하고, 이는 정확한 ECG 신호를 획득하는데 장애 요인이 되고 있다. 뿐만 아니라 SCG 신호와 ECG 신호 사이의 시간차가 심장 박동 주기의 반주기 이상 발생하는 경우, 심전도 모니터링 장치는 잘못된 타이밍의 SCG 신호에 따라 ECG 신호를 획득하거나 왜곡된 ECG 신호를 획득할 수 있다.
- [0079] 이에 본 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치는 심전도 패턴 추정부(140)를 학습시키기 위해 동기 학습부(160)를 더 포함할 수 있다. 본 실시예에서는 동기 학습부(160)가 심전도 패턴 추정부(140)의 학습 시에 학습 데이터에 포함된 SCG 신호와 ECG 신호의 시간차를 보상하여 학습이 수행되도록 함으로써, 심전도 패턴 추정부(140)가 SCG 데이터로부터 더욱 정확한 ECG 데이터를 획득할 수 있도록 한다. 동기 학습부(160)는 모니터링 장치의 학습 시에만 구비되고, 학습이 완료된 이후에는 제거될 수 있다.
- [0080] 동기 학습부(160)는 학습 데이터 저장부(161), 동기 검출부(162), 동기화부(163) 및 손실 전과부(164)를 포함할 수 있다.
- [0081] 학습 데이터 저장부(161)는 다수의 대상자에 대해 미리 측정하여 획득된 다수의 SCG 신호와 이에 대응하는 다수의 ECG 신호가 저장된다. 이하에서는 학습을 위해 미리 획득된 SCG 신호와 ECG 신호를 각각 학습 SCG 신호 및 학습 ECG 신호라 한다.
- [0082] 동기 검출부(162)는 학습 데이터 저장부(161)에 저장된 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호를 인가받고,



인가된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호 사이를 상호 상관(cross correlation)하여 동기화 시간을 검출한다. 동기 검출부(162)는 인가된 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축을 따라 시프트시키면서 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 상호 상관하여 가장 높은 상관값이 검출되는 시점을 동기 시점으로 검출하여 동기 시차( $\Delta t$ )를 획득할 수 있다. 이 경우 동기 검출부(162)는 학습 SCG 신호의 피크와 학습 ECG 신호의 R 피크가 일치되는 시점을 동기 시점으로 검출할 수 있다. 여기서는 일 예로 학습 ECG 신호를 시프트시키면서 학습 SCG 신호와 상호 상관을 수행하는 것으로 가정하여 설명한다.

[0083] 일반적으로는 SCG 신호가 ECG 신호 이후에 검출되어야 하므로, 기본적으로는 학습 ECG 신호를 지연시키면서 학습 SCG 신호와 상호 상관을 수행하는 것이 바람직하다. 그러나 상기한 바와 같이, 본 발명에서는 SCG 신호를 간접적인 진동을 통해 감지함에 따른 지연과 SCG 신호와 ECG 신호를 측정하는 측정 장비의 성능 차이 등으로 인해, 획득된 학습 데이터에서는 학습 ECG 신호보다 학습 SCG 신호의 위상이 앞서게 되는 경우도 종종 발생한다. 따라서 동기 검출부(162)는 학습 SCG 신호 또는 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축에서 기지정된 구간 내에서 앞당기거나 지연하면서 나머지 신호와의 상호 상관을 수행하여 동기 시점을 검출할 수 있다.

[0084] 이때 반복되는 패턴을 갖는 ECG 신호와 SCG 신호의 특성상 상관값이 기준값 이상의 피크를 갖는 시점이 다수로 나타날 수 있으나, 서로 대응하는 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호 사이의 상관값이 가장 큰 것으로 판단하여 가장 큰 상관값을 갖는 시점을 동기 시점으로 설정하여 동기 시차( $\Delta t$ )를 획득할 수 있다. 다만 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호 사이의 상호 상관을 수행할지라도 결국 높은 상관값으로 계산되는 위치는 유사한 패턴으로 반복되는 ECG 신호의 R 피크와 SCG 신호의 피크이다. 따라서 지정된 범위 구간 전체 영역에 대해 모두 상호 상관 연산을 하는 것은 매우 비효율적이다. 또한 도 1에 도시된 바와 같이, 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호가 획득된 상태라면, 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호의 피크 위치를 사전에 확인할 수 있다. 이에 동기 검출부(162)는 학습 데이터에서 서로 대응하는 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호의 피크 위치를 미리 확인하고 확인된 피크 위치에서만 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호를 상호 상관하여 상관값을 계산함으로써, 동기 시차( $\Delta t$ )를 획득하기 위한 연산량을 크게 줄일 수 있다. 즉 각 피크에서 계산된 상관값들을 비교하여 가장 높은 상관값으로 나타나는 시점까지의 시간차를 동기 시차( $\Delta t$ )로 검출하여 획득할 수 있다.

[0085] 동기화부(163)는 동기 검출부(162)에서 획득된 동기 시차( $\Delta t$ )에 따라 학습 ECG 신호 또는 학습 SCG 신호 중 하나를 시프트시켜, 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호에서 서로 대응하는 피크의 시점이 일치하도록 동기화한다. 그리고 동기화부(163)는 심전도 모니터링 장치의 심전도 패턴 추정부(140) 학습 시에 학습 ECG 신호와 동기화된 학습 SCG 신호를 샘플링부(130)로 전달하는 한편, 대응하는 학습 ECG 신호는 손실 전파부(164)로 전달한다.

[0086] 여기서 동기 검출부(162)와 동기화부(163)는 학습 데이터에 대한 동기 전처리를 수행하는 동기 전처리부라 할 수 있다.

[0087] 도 8은 동기 전처리부의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

[0088] 동기 전처리부에서 동기 검출부(162)는 도 8의 (a)에 도시된 바와 같이, 시간축에서 서로 다른 시간에 피크가 나타나는 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호를 인가받아, 동기 검출부(162)가 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호의 피크 사이의 시간차를 검출하여 동기 시차( $\Delta t$ )를 획득한다. 그리고 동기화부(163)는 동기 시차( $\Delta t$ )만큼 학습 ECG 신호 또는 학습 SCG 신호 중 하나를 시간축에서 시프트시킴으로써 도 8의 (b)와 같이 서로 피크의 발생 시점이 일치되도록 학습 ECG 신호 또는 학습 SCG 신호를 동기시켜 출력한다.

[0089] 손실 전파부(164)는 샘플링부(130)가 동기화부(163)으로부터 동기화된 학습 SCG 신호를 인가받아 샘플링하여 학습 SCG 데이터를 획득하고, 심전도 패턴 추정부(140)가 학습 SCG 데이터로부터 현재까지 학습된 방식에 따라 ECG 데이터를 추정하여 심전도 파형 분석부(150)가 ECG 데이터를 아날로그 신호로 변환하여 ECG 신호를 획득하면, 심전도 파형 분석부(150)에서 획득된 ECG 신호와 동기화부(163)에서 전달된 학습 ECG 신호 사이의 기지정된 방식으로 오차를 계산하여 인공 신경망인 심전도 패턴 추정부(140)의 손실로서 계산하여 역전파함으로써, 심전도 패턴 추정부(140)를 학습시킨다.

[0090] 상기한 바와 같이, 본 실시예에서는 학습 데이터의 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호를 사전에 동기화시킨 후, 동기화된 학습 ECG 신호와 학습 SCG 신호를 이용하여 심전도 패턴 추정부(140)를 학습시킴으로써, 이후 심전도 모니터링 장치가 SCG 신호로부터 더욱 정확하고 정밀한 패턴으로 ECG 신호를 추출할 수 있도록 한다.

[0091] 그리고 상기한 바와 같이, 심전도 모니터링 장치가 학습 SCG 신호에 동기화된 학습 ECG 신호를 추정하여 출력하도록 학습되므로, 현실에서는 SCG 신호가 반드시 ECG 신호보다 지연되어 출력되지만, 본 실시예에 따른 심전도 모니터링 장치는 도 8의 (b)와 마찬가지로 SCG 신호의 생성 원인이 되는 ECG 신호를 동일 시점에 동기화된 파형

으로 획득하여 출력할 수 있게 된다. 즉 더 정확한 ECG 신호를 생성할 수 있도록 할 뿐만 아니라, SCG 신호와 ECG 신호에서 서로 대응하는 파형을 관찰자가 용이하게 확인할 수 있도록 하여 SCG 신호와 ECG 신호 분석의 편의성을 향상시킬 수 있다.

- [0092] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 모니터링 방법을 나타낸다.
- [0093] 도 1 내지 도 8을 참조하여, 도 9의 심전도 모니터링 방법을 설명하면, 우선 인공 신경망으로 구현되는 심전도 패턴 추정부(140)를 학습시키기 위한 학습을 수행한다(S10).
- [0094] 학습 단계(S10)에서는 우선 다수의 학습 SCG 신호와 이에 대응하는 다수의 학습 ECG 신호가 포함된 학습 데이터 중 학습될 SCG 신호와 대응하는 ECG 신호를 획득한다(S11). 여기서 다수의 학습 SCG 신호와 다수의 학습 ECG 신호는 각각 진동계 센서와 홀터 모니터 등의 장비를 이용하여 사전에 획득될 수 있다.
- [0095] 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호가 획득되면, 획득된 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축 상의 기지정된 범위 내에서 포지티브 및 네거티브 방향으로 이동시키며 상호 상관하여 상관값을 계산한다(S12). 이때 학습 SCG 신호 또는 학습 ECG 신호를 범위 내의 모든 영역에서 이동시키지 않고, 학습 SCG 신호의 다수의 피크와 학습 ECG 신호의 다수의 R 피크의 위치를 먼저 검출한 후, 학습 SCG 신호의 다수의 피크와 학습 ECG 신호의 다수의 R 피크가 매칭되는 시점들을 확인하여 해당 위치에 대해서만 상관값을 계산하여 연산 효율성을 높일 수도 있다.
- [0096] 그리고 계산된 상관값 중 가장 높은 상관값을 갖는 시점을 동기 시점으로 검출하고, 검출된 동기 시점에 따라 동기 시차( $\Delta t$ )를 획득한다(S13). 동기 시차( $\Delta t$ )가 획득되면, 획득된 동기 시차( $\Delta t$ )에 따라 학습 SCG 신호 또는 학습 ECG 신호 중 하나를 시간축에서 이동시켜 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호를 동기화한다(S14).
- [0097] 학습 SCG 신호와 학습 ECG 신호가 동기화되면, 학습 SCG 신호를 샘플링부(130)로 전송하여 샘플링하여 학습 SCG 데이터를 획득하고, 심전도 패턴 추정부(140)가 학습 SCG 데이터로부터 현재까지 학습된 방식에 따라 ECG 데이터를 추정하여 심전도 파형 분석부(150)가 ECG 데이터를 아날로그 신호로 변환하여 ECG 신호를 획득한다(S15).
- [0098] 학습 SCG 신호에 대응하여 ECG 신호가 획득되면, 획득된 ECG 신호와 학습 SCG 신호에 대응하는 학습 ECG 신호 사이의 오차를 손실로서 계산하고, 계산된 손실을 역전파함으로써, 심전도 패턴 추정부(140)를 학습시킨다(S16).
- [0099] 그리고 학습 종료 여부를 판별한다(S17). 여기서 학습 종료는 반복 수행되는 학습 횟수가 기지정된 기준 횟수에 도달하는 경우로 설정될 수 있다. 그러나 계산된 손실이 기지정된 기준 손실 이하로 나타나면 학습을 종료하도록 설정될 수도 있다.
- [0100] 만일 학습이 종료될 조건을 만족하지 못하여 학습이 계속되어야 하는 것으로 판별되면, 다시 학습될 학습 SCG 신호와 대응하는 학습 ECG 신호를 획득하여 학습을 반복한다(S11).
- [0101] 반면, 학습이 종료된 것으로 판별되면, 관찰 대상자가 위치하는 기구에 부착된 적어도 하나의 진동 센서를 통해 관찰 대상자에게 비접촉, 비침습적으로 진동을 감지하여 진동 신호를 획득한다(S21). 이때 획득되는 진동 신호에는 관찰 대상자의 심장 진동과 함께 관찰 대상자의 호흡, 움직임 등에 의한 진동과 진동계 센서 자체 및 주변 환경에 따른 노이즈가 포함될 수 있다.
- [0102] 그리고 관찰 대상자가 기구에 위치하지 않는 동안, 이전 획득된 진동 신호를 분석하여 노이즈를 제거하기 위한 필터링 주파수를 설정한다(S22). 여기서 노이즈에는 상기한 진동계 센서 자체의 노이즈와 주변 환경에 따른 노이즈가 포함될 수 있으며, 진동계 센서 자체의 노이즈는 사용자 명령 등의 형태로 직접 입력되어 저장될 수도 있다. 다만 설정되는 필터링 주파수에 의해 진동 신호에 포함된 심진동 신호 성분이 크게 훼손되지 않도록 심진동 신호 성분을 유지할 수 있는 최소한 주파수 대역이 미리 설정될 수도 있으며, 경우에 따라서는 노이즈에 대한 분석 없이 심진동 신호에 대한 최소한 주파수 대역이 필터링 주파수로 설정될 수도 있다.
- [0103] 필터링 주파수가 설정되면, 설정된 필터링 주파수에 따라 진동 신호를 필터링하여 심진동 신호를 획득한다(S24). 여기서 노이즈 필터링은 로우 패스 필터와 하이 패스 필터의 조합으로 수행될 수 있다. 그리고 획득된 심진동 신호를 기지정된 샘플링 레이트로 샘플링하여 디지털 변환함으로써 심진동 데이터를 획득한다(S25).
- [0104] 한편 심진동 신호가 획득되면, 학습 단계(S10)에서 미리 학습된 인공 신경망을 이용하여 심진동 신호의 패턴을 추정함으로써 ECG 데이터를 추출한다(S25). 이때, 인공 신경망은 Bi-LSTM이 이용될 수 있으며, 2개의 Bi-LSTM 레이어(Bi-LSTM layer-1, Bi-LSTM layer-2)가 적층된 인공 신경망을 이용함으로써, 넓은 시간 구간에서의 심진

동 신호의 변화 패턴에 따른 정확한 ECG 데이터를 추출할 수 있도록 한다.

- [0105] ECG 데이터가 추출되면, ECG 데이터를 아날로그 신호로 변환하여 ECG 신호를 획득한다(S27). 이와 함께 추출된 ECG 데이터로부터 임상적으로 중요한 다수의 임상 지표(예를 들면 P, Q, R, S, T, RR 간격, QRS 세그먼트 길이 등의 타임 스탬프)를 추출할 수 있다. 이때 획득되는 ECG 신호는 인공 신경망이 SCG 신호의 피크와 R 피크가 동기화된 ECG 신호를 이용하여 학습됨에 따라 SCG 신호의 피크에 R 피크가 동기화된 ECG 신호를 출력한다.
- [0106] 본 발명에 따른 방법은 컴퓨터에서 실행시키기 위한 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램으로 구현될 수 있다. 여기서 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스 될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 또한 컴퓨터 저장 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함하며, ROM(판독 전용 메모리), RAM(랜덤 액세스 메모리), CD(컴팩트 디스크)-ROM, DVD(디지털 비디오 디스크)-ROM, 자기 테이프, 플로피 디스크, 광데이터 저장장치 등을 포함할 수 있다.
- [0107] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다.
- [0108] 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

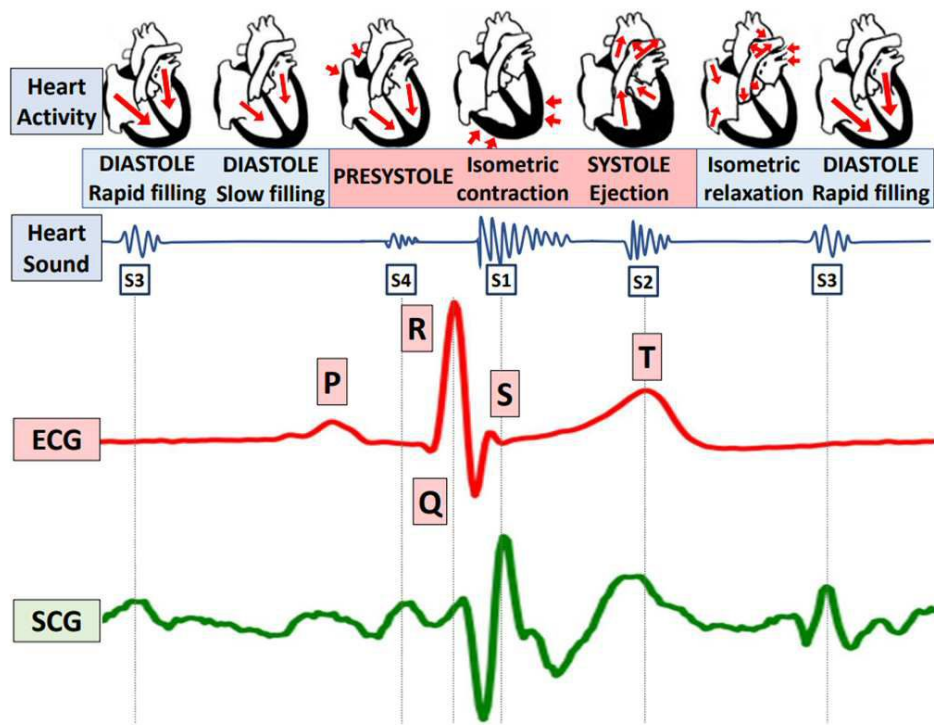
### 부호의 설명

- [0109]
- |                 |                 |
|-----------------|-----------------|
| 110: 센서부        | 120: 필터부        |
| 121: 제1 필터부     | 122: 제2 필터부     |
| 123: 노이즈 분석부    | 130: 샘플링부       |
| 140: 심전도 패턴 추정부 | 150: 심전도 파형 분석부 |
| 160: 동기 학습부     | 161: 학습 데이터 저장부 |
| 162: 동기 검출부     | 163: 동기화부       |
| 164: 손실 전파부     |                 |

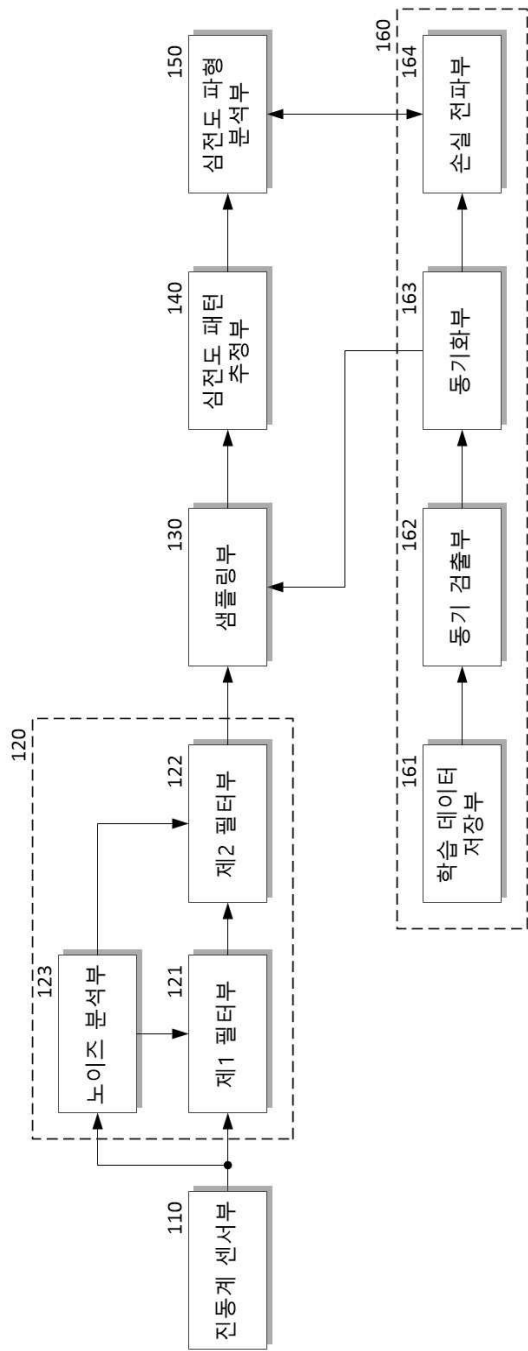


도면

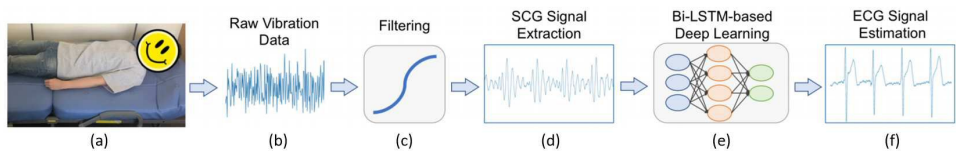
도면1



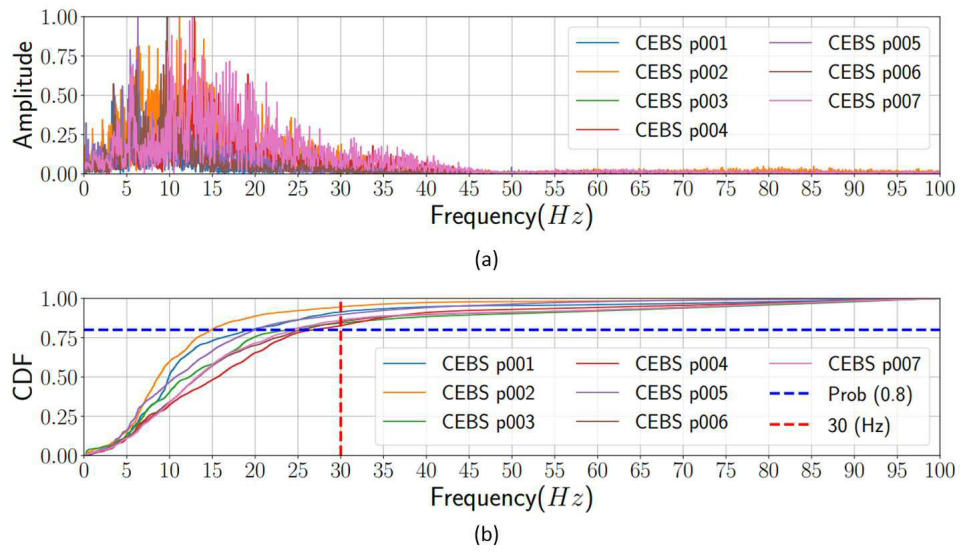
도면2



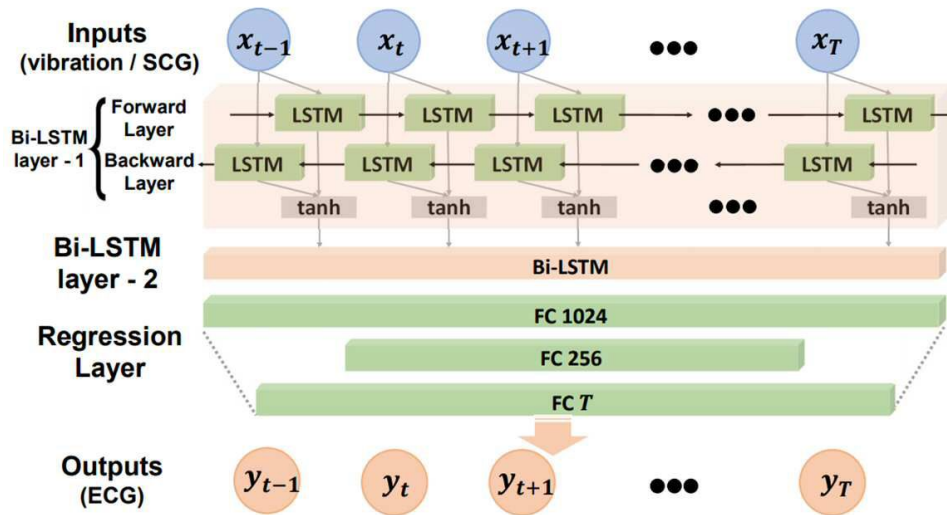
도면3



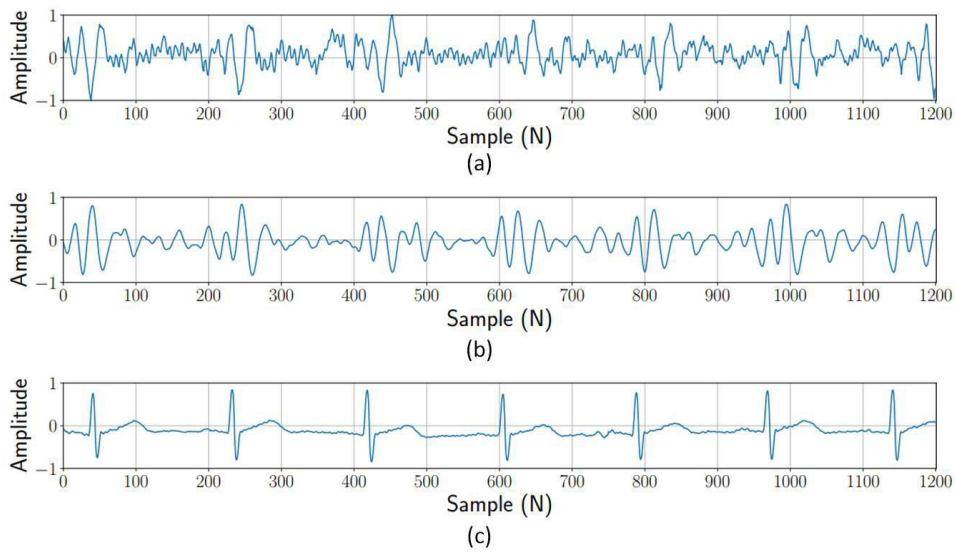
도면4



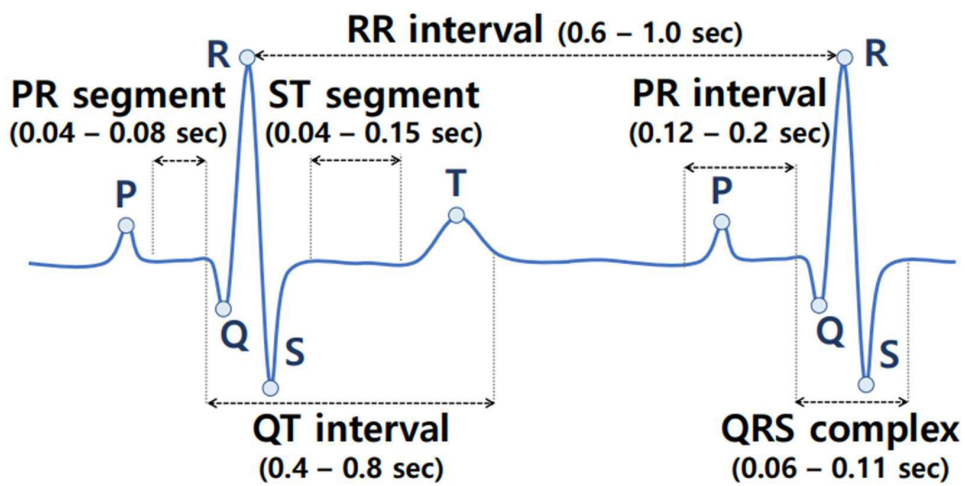
도면5



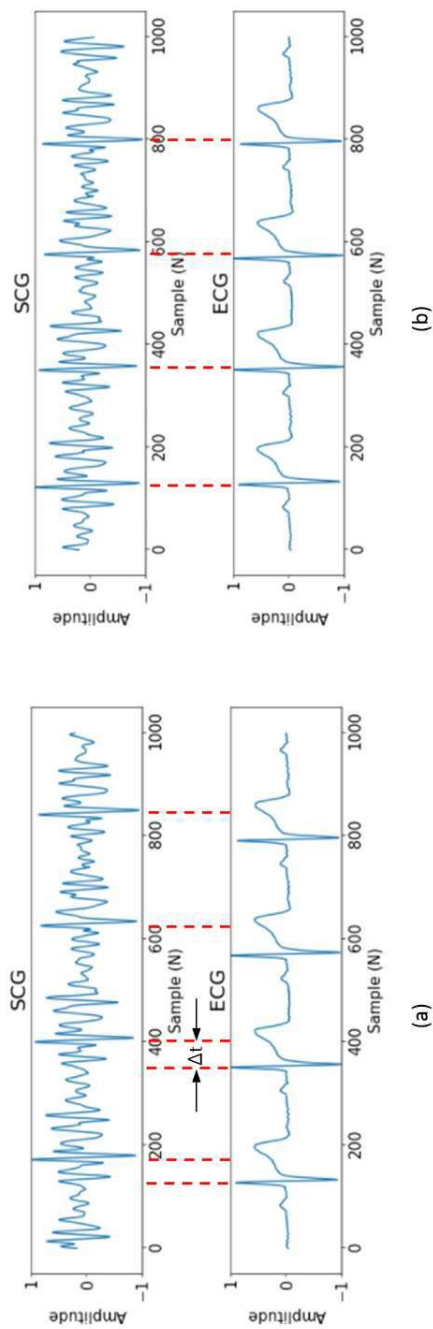
도면6



도면7



도면8



도면9

