



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0078847  
(43) 공개일자 2024년06월04일

- |  |  |
|--|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)<br/> <i>A61B 5/346</i> (2021.01) <i>A61B 5/00</i> (2021.01)<br/> <i>A61B 5/352</i> (2021.01) <i>A61B 5/353</i> (2021.01)<br/> <i>A61B 5/355</i> (2021.01) <i>G06N 3/08</i> (2023.01)<br/> <i>G16H 50/20</i> (2018.01)</p> <p>(52) CPC특허분류<br/> <i>A61B 5/346</i> (2022.01)<br/> <i>A61B 5/352</i> (2021.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2022-0161456<br/>                 (22) 출원일자 2022년11월28일<br/>                 심사청구일자 2022년11월28일</p> | <p>(71) 출원인<br/> <b>포항공과대학교 산학협력단</b><br/>                 경상북도 포항시 남구 청암로 77 (지곡동)</p> <p>(72) 발명자<br/> <b>이영주</b><br/>                 경상북도 포항시 남구 청암로 77<br/> <b>김영석</b><br/>                 경상북도 포항시 남구 청암로 77<br/>                 (뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인<br/> <b>특허법인이상</b></p> |
|--|--|

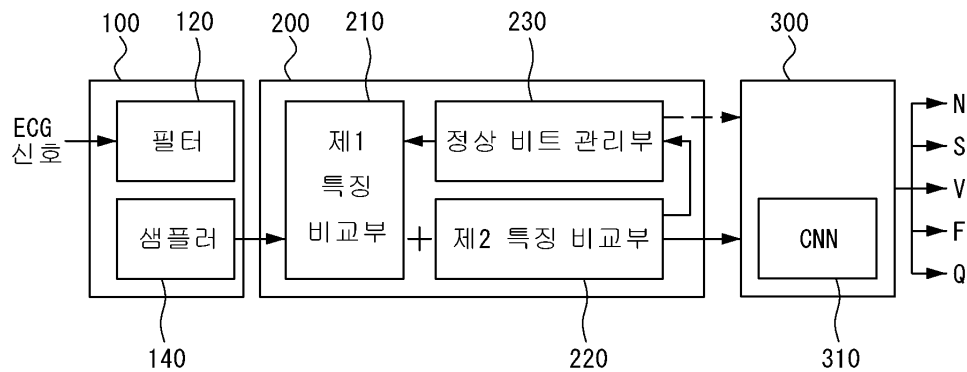
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 리소스가 제한된 디바이스를 위한 하드웨어 효율적인 심전도 분류 방법 및 장치

(57) 요약

스마트 워치와 같이 하드웨어 자원이 제한된 디바이스 상에서 동작하는 저전력 심전도(ECG) 분류 방법 및 장치가 개시된다. ECG 분류 방법은, ECG 데이터를 전처리하여 ECG 비트들을 샘플링하는 단계, ECG 비트들 중 각 ECG 비트의 형태적 특징을 기저장된 정상 비트의 제1 특징과 매칭시켜 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖는지 판단하는 단계, ECG 비트들 중 연속된 2개의 ECG 비트들에 의한 시간적 특징을 기저장된 연속된 2개의 정상 비트들의 제2 특징과 비교하는 단계, 특정 ECG 비트의 형태적 특징이 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖고 특정 ECG 비트의 시간적 특징이 제2 문턱치 이하의 간격 값을 가지는 경우, 특정 ECG 비트를 기저장된 정상 비트들에 추가하여 정상 평균 비트를 업데이트하는 단계, 연관성이 제1 문턱치 미만이거나 간격 값이 제2 문턱치를 초과하는 경우, 특정 ECG 비트를 비정상으로 판단하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

- A61B 5/353 (2022.01)
- A61B 5/355 (2022.01)
- A61B 5/7225 (2021.01)
- A61B 5/7264 (2023.08)
- G06N 3/08 (2023.01)
- G16H 50/20 (2018.01)

**홍승우**

경상북도 포항시 남구 청암로 77

(72) 발명자

**유선우**

경상북도 포항시 남구 청암로 77

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711160341
과제번호	2020-0-01461-003
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	정보통신방송혁신인재양성(R&D)
연구과제명	지능형 의료영상 진단 솔루션 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	아주대학교산학협력단
연구기간	2022.01.01 ~ 2022.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711159913
과제번호	2020-0-01612-003
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	정보통신방송혁신인재양성(R&D)
연구과제명	Grand ICT연구센터(금오공과대학교)
기 여 율	1/2
과제수행기관명	금오공과대학교 산학협력단
연구기간	2022.01.01 ~ 2022.12.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

심전도(electrocardiogram, ECG)의 비정상 클래스를 분류하는 심전도 분류 방법으로서,

ECG 데이터를 전처리하여 ECG 비트들을 샘플링하는 단계;

상기 ECG 비트들 중 각 ECG 비트의 형태적 특징을 기저장된 정상 비트의 제1 특징과 매칭시켜 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖는지 판단하는 단계;

상기 ECG 비트들 중 연속된 2개의 ECG 비트들에 의한 시간적 특징을 기저장된 연속된 2개의 정상 비트들의 제2 특징과 비교하는 단계;

특정 ECG 비트의 형태적 특징이 상기 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖고 상기 특정 ECG 비트의 시간적 특징이 제2 문턱치 이하의 간격 값을 가지는 경우, 상기 특정 ECG 비트를 기저장된 정상 비트들에 추가하여 정상 비트들을 업데이트하는 단계; 및

상기 연관성이 상기 제1 문턱치 미만이거나 상기 간격 값이 상기 제2 문턱치를 초과하는 경우, 상기 특정 ECG 비트를 비정상으로 판단하는 단계;

를 포함하는 심전도 분류 방법.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 연관성을 판단하는 단계는 동적 시간 워핑(dynamic time warping, DTW) 거리에 기초하여 시계열 신호인 ECG 비트와 상기 정상 비트 간의 유사성을 측정하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 연관성을 판단하는 단계는, 위상 시프트 제한을 위한 윈도우를 사용하여 상기 DTW 거리를 계산하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 시간적 특징을 상기 제2 특징과 비교하는 단계는, 상기 연속된 2개의 ECG 비트들의 R-피크들 간의 간격인 RR 간격, P-파형들 간의 간격인 PP 간격, T-파형들 간의 간격인 TT 간격 중 적어도 어느 하나 이상에 기초하여 수행되는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 시간적 특징을 상기 제2 특징과 비교하는 단계는, 정상 클래스의 ECG 비트들의 제1 간격 값이 비정상 클래스의 ECG 비트들의 제2 간격 값보다 큰 것에 기초하여 수행되는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 제2 문턱치는 상기 제1 간격 값과 상기 제2 간격 값의 경계에서 선택되는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 비정상적으로 판단하는 단계에서 검출된 상기 특정 ECG 비트를 받아 합성곱 신경망(convolution neural network, CNN) 기반으로 분류하는 단계를 더 포함하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 분류하는 단계는, CNN에서 상기 특정 ECG 비트를 받아 분석하고, 다층 퍼셉트론(multi-layer perception MLP)에서 상기 특정 ECG 비트와 연관된 간격 값을 받아 분석하고, 상기 CNN의 결과와 상기 MLP의 결과를 합치는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 CNN은 상기 특정 ECG 비트와 정상 평균 비트를 받아 분석하는 삼 네트워크를 구비하며, 상기 삼 네트워크의 제1 네트워크와 제2 네트워크는 파라미터를 공유하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 제1 네트워크에서 출력되는 제1 출력 벡터와 상기 제2 네트워크에서 출력되는 제2 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하는 단계를 더 포함하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 MLP는 상기 특정 ECG 비트와 연관된 간격 값과 상기 정상 비트들의 정상 간격 값을 받아 분석하는 제1 MLP와 제2 MLP를 구비하고, 상기 제1 MLP와 상기 제2 MLP는 파라미터를 공유하고,

상기 제1 MLP에서 출력되는 제3 출력 벡터와 상기 제2 MLP에서 출력되는 제4 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하는 단계를 더 포함하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 12

청구항 11에 있어서,

상기 제1 출력 벡터와 상기 제3 출력 벡터를 합하여 제5 출력 벡터를 생성하고, 상기 제2 출력 벡터와 제4 출력 벡터를 합하여 제6 출력 벡터를 생성하고, 상기 제5 출력 벡터와 상기 제6 출력 벡터를 적층하여 2단 출력 벡터를 생성하는 단계를 더 포함하는, 심전도 분류 방법.

#### 청구항 13

심전도(electrocardiogram, ECG) 비트의 클래스를 분류하는 심전도 분류 장치로서,

ECG 데이터로부터 ECG 비트들을 샘플링하는 전처리기;

상기 ECG 비트들 중 각 ECG 비트의 형태적 특징을 기저장된 정상 비트의 제1 특징과 매칭시켜 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖는지 판단하는 제1 특징 비교부;

상기 ECG 비트들 중 연속된 2개의 ECG 비트들에 의한 시간적 특징을 기저장된 연속된 2개의 정상 비트들의 제2 특징과 비교하는 제2 특징 비교부; 및

특정 ECG 비트의 형태적 특징이 상기 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖고 상기 특정 ECG 비트의 시간적 특징이 제2 문턱치 이하의 간격 값을 가지는 경우, 상기 특정 ECG 비트를 기저장된 정상 비트들에 추가하여 정상 비트들을 업데이트하는 정상 비트 관리부;를 포함하고,

상기 정상 비트들의 평균을 토대로 새로운 ECG 비트의 형태적 특징과 시간적 특징을 분석하여 새로운 ECG 비트의 정상 또는 비정상을 판단하는, 심전도 분류 장치.

**청구항 14**

청구항 13에 있어서,

상기 제1 특징 비교부는, 위상 시프트 제한을 위한 윈도우를 사용하여 계산한 동적 시간 워핑(dynamic time warping, DTW) 거리에 기초하여 시계열 신호인 ECG 비트와 상기 정상 비트 간의 유사성을 측정하는, 심전도 분류 장치.

**청구항 15**

청구항 14에 있어서,

상기 제2 특징 비교부는, 상기 연속된 2개의 ECG 비트들의 R-피크들 간의 간격인 RR 간격, P-파형들 간의 간격인 PP 간격, T-파형들 간의 간격인 TT 간격 중 적어도 어느 하나 이상에 기초하여 상기 시간적 특징을 분석하며, 여기서 정상 클래스의 ECG 비트들의 제1 간격 값은 비정상 클래스의 ECG 비트들의 제2 간격 값보다 큰 것으로 설정되는, 심전도 분류 장치.

**청구항 16**

청구항 15에 있어서,

상기 비정상 판단된 ECG 비트를 받고 머신러닝 또는 인공신경망 기반으로 ECG 클래스를 분류하는 분류기를 더 포함하는, 심전도 분류 장치.

**청구항 17**

청구항 13에 있어서,

상기 비정상 판단된 비정상 ECG 비트를 받아 ECG 클래스를 분류하는 분류기를 더 포함하며,

상기 분류기는, 상기 비정상 ECG 비트를 받아 분석하는 베이스 CNN, 및 상기 비정상 ECG 비트와 연관된 간격 값을 받아 분석하는 다층 퍼셉트론(multi-layer perception MLP)을 구비하고, 상기 베이스 CNN의 출력 벡터와 상기 MLP의 출력 벡터를 합치는, 심전도 분류 장치.

**청구항 18**

청구항 17에 있어서,

상기 베이스 CNN은, 상기 특정 ECG 비트와 정상 평균 비트를 받아 분석하는 삼 네트워크를 구비하고, 상기 삼 네트워크의 제1 네트워크와 제2 네트워크는 파라미터를 공유하도록 구성되며,

상기 분류기는 상기 제1 네트워크에서 출력되는 제1 출력 벡터와 상기 제2 네트워크에서 출력되는 제2 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하는, 심전도 분류 장치.

**청구항 19**

청구항 18에 있어서,

상기 MLP는, 상기 특정 ECG 비트와 연관된 간격 값을 받아 분석하는 제1 MLP와, 상기 정상 비트들의 정상 간격 값을 받아 분석하는 제2 MLP를 구비하고, 상기 제1 MLP와 상기 제2 MLP는 파라미터를 공유하며,

상기 분류기는 상기 제1 MLP에서 출력되는 제3 출력 벡터와 상기 제2 MLP에서 출력되는 제4 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하는, 심전도 분류 장치.

**청구항 20**

청구항 19에 있어서,

상기 분류기는, 상기 제1 출력 벡터와 상기 제3 출력 벡터를 합하여 제5 출력 벡터를 생성하고, 상기 제2 출력 벡터와 제4 출력 벡터를 합하여 제6 출력 벡터를 생성하고, 상기 제5 출력 벡터와 상기 제6 출력 벡터를 적층하여 2단 출력 벡터를 생성하는, 심전도 분류 장치.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 스마트 워치와 같이 하드웨어 자원이 제한된 디바이스 상에서 동작하는 저전력 심전도 분류 방법 및 장치에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0002] 세계적으로 많은 사상자를 내는 심혈관질환(cardiovascular disease)은 환자의 심전도(electrocardiogram, ECG) 데이터를 이용한 부정맥 판단을 통해 예방될 수 있다. 예를 들어, 환자는 실생활에서 자신의 ECG를 측정하고 자신의 심장 상태를 확인하고 관리할 수 있다.

[0003] 보편적인 부정맥 진단은 환자의 ECG 데이터를 비트(beat) 단위로 나누어 분류한다. 예를 들어, 미국의료기기협회(The Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)에서 정의한 5가지 종류로 ECG 데이터를 분류할 수 있다. ECG 데이터는 정상 클래스와 4 종류의 비정상 클래스 또는 부정맥 클래스로 구분된다.

[0004] 또한, 최근에는 부정맥 진단을 위한 여러 인공 신경망 기반의 알고리즘이 제안되고 있다. 부정맥 진단의 정확성을 높이기 위해 많은 계층들(layers)을 가진 합성곱 신경망(Convolutional Neural Network, CNN), 장단기 메모리(Long Short-Term Memory, LSTM), 적대적 신경망(Generative Adversarial Networks, GAN) 등이 사용하는 방안이 제안되고 있다.

[0005] 한편, 종래의 부정맥 진단 방식은, 모든 비트(beat)에 대해 5가지 종류로 분류하며, 정확도를 높이기 위해 여러 인공신경망을 합치거나 상대적으로 계층들(layers)을 많이 가지는 인공신경망 알고리즘을 사용한다. 이러한 이유로 기존의 부정맥 진단 방법은 사물인터넷(internet of thing, IoT)이나 모바일 디바이스와 같이 리소스가 제한된 디바이스에서 실시간으로 ECG 데이터를 분석하기에는 연산량과 에너지 소모가 많아 적합하지 않다.

[0006] 또한, ECG 데이터와 같은 바이오메디컬 데이터는 근본적으로 비정상보다 정상이 매우 많은 데이터 불균형 문제를 가지고 있으므로, 채널과 레이어가 많은 DNN(deep neural network) 모델 등의 인공신경망의 적용시 모델의 정확도를 떨어뜨리는 문제가 있다. 이를 해결하기 위해 기존의 부정맥 진단 방식들은 오버샘플링(oversampling), 언더샘플링(undersampling) 등의 방식을 사용하여 모든 클래스에 속한 데이터의 개수를 균형 있도록 하기도 한다. 하지만, 오버샘플링을 적용한 부정맥 진단 방식은 모델을 오버피팅(overfitting)시킬 수 있고, 언더샘플링은 정보의 손실을 발생시키는 단점이 존재한다.

[0007] 특히, 연산량이 많은 부정맥 진단 알고리즘의 경우, 통상 클라우드나 의료 시설에서 작동하도록 설계된다. 이러한 부정맥 진단 방식은 많은 양의 정보를 통신할 때 발생할 수 있는 데이터 처리에서의 지연(delay) 시간 증가, 네트워크 트래픽에서의 대역폭 오버헤드(bandwidth overhead), 개인정보(privacy) 보호 이슈 등의 문제를 야기할 수 있다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제를 해결하기 위해 도출된 것으로, 본 발명의 목적은 스마트 워치(smart watch), 사물인터넷(IoT), 모바일 등의 환경과 같이 배터리, 메모리 등의 리소스가 제한된 디바이스 환경에서도 효율적으로 실행시킬 수 있는 심전도(electrocardiogram, ECG) 분류 방법 및 장치를 제공하는데 있다.

[0009] 본 발명의 다른 목적은 하드웨어 효율적인 2-단계(two-stage) ECG 분류 모델을 제공하는데 있다.

### 과제의 해결 수단

[0010] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 측면에 따른 심전도(electrocardiogram, ECG) 분류 방법은, ECG 데이터를 전처리하여 ECG 비트들을 샘플링하는 단계; 상기 ECG 비트들 중 각 ECG 비트의 형태적 특징을 기저장된 정상 비트의 제1 특징과 매칭시켜 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖는지 판단하는 단계; 상기 ECG 비트들 중 연속된 2개의 ECG 비트들에 의한 시간적 특징을 기저장된 연속된 2개의 정상 비트들의 제2 특징과 비교하는 단계; 특정 ECG 비트의 형태적 특징이 상기 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖고 상기 특정 ECG 비트의 시간적 특징이 제2 문턱치 이하의 간격 값을 가지는 경우, 상기 특정 ECG 비트를 기저장된 정상 비트들에 추가하여 정상

비트들을 업데이트하는 단계; 및 상기 연관성이 상기 제1 문턱치 미만이거나 상기 간격 값이 상기 제2 문턱치를 초과하는 경우, 상기 특정 ECG 비트를 비정상적으로 판단하는 단계를 포함한다.

- [0011] 상기 연관성을 판단하는 단계는 동적 시간 워핑(dynamic time warping, DTW) 거리에 기초하여 시계열 신호인 ECG 비트와 상기 정상 비트 간의 유사성을 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0012] 상기 연관성을 판단하는 단계는, 위상 시프트 제한을 위한 윈도우를 사용하여 상기 DTW 거리를 계산하도록 구성될 수 있다.
- [0013] 상기 시간적 특징을 상기 제2 특징과 비교하는 단계는, 상기 연속된 2개의 ECG 비트들의 R-피크들 간의 간격인 RR 간격, P-파형들 간의 간격인 PP 간격, T-파형들 간의 간격인 TT 간격 중 적어도 어느 하나 이상에 기초하여 수행되도록 구성될 수 있다.
- [0014] 상기 시간적 특징을 상기 제2 특징과 비교하는 단계는, 정상 클래스의 ECG 비트들의 제1 간격 값이 비정상 클래스의 ECG 비트들의 제2 간격 값보다 큰 것에 기초하여 수행될 수 있다.
- [0015] 상기 제2 문턱치는 상기 제1 간격 값과 상기 제2 간격 값의 경계에서 선택될 수 있다.
- [0016] 상기 심전도 분류 방법은, 상기 비정상적으로 판단하는 단계에서 검출된 상기 특정 ECG 비트를 받아 합성곱 신경망(convolution neural network, CNN) 기반으로 분류하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 상기 심전도 분류 방법은, 상기 비정상적으로 판단하는 단계에서 검출된 비정상 ECG 비트를 받아 ECG 클래스를 분류하는 단계를 더 포함하고, 상기 분류하는 단계는, CNN에서 상기 비정상 ECG 비트를 받아 분석하고, 다층 퍼셉트론(multi-layer perception MLP)에서 상기 비정상 ECG 비트와 연관된 간격 값을 받아 분석하고, 상기 CNN의 출력 벡터와 상기 MLP의 출력 벡터를 합치도록 구성될 수 있다.
- [0018] 상기 CNN은 상기 비정상 ECG 비트와 정상 평균 비트를 각각 받아 분석하는 삼 네트워크를 구비하며, 상기 삼 네트워크의 제1 네트워크와 제2 네트워크는 파라미터를 공유하도록 구성될 수 있다.
- [0019] 상기 심전도 분류 방법은, 상기 제1 네트워크에서 출력되는 제1 출력 벡터와 상기 제2 네트워크에서 출력되는 제2 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0020] 상기 MLP는 상기 비정상 ECG 비트와 연관된 간격 값과 상기 정상 비트들의 정상 간격 값을 각각 받아 분석하는 제1 MLP와 제2 MLP를 구비하고, 상기 제1 MLP와 상기 제2 MLP는 파라미터를 공유하도록 구성될 수 있다.
- [0021] 상기 심전도 분류 방법은, 상기 제1 MLP에서 출력되는 제3 출력 벡터와 상기 제2 MLP에서 출력되는 제4 출력 벡터에 대조 손실을 적용하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0022] 상기 심전도 분류 방법은, 상기 제1 출력 벡터와 상기 제3 출력 벡터를 합하여 제5 출력 벡터를 생성하고, 상기 제2 출력 벡터와 제4 출력 벡터를 합하여 제6 출력 벡터를 생성하고, 상기 제5 출력 벡터와 상기 제6 출력 벡터를 적층하여 2단 출력 벡터를 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0023] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 측면에 따른 심전도(electrocardiogram, ECG) 분류 장치는, ECG 데이터로부터 ECG 비트들을 샘플링하는 전처리기; 상기 ECG 비트들 중 각 ECG 비트의 형태적 특징을 기저장된 정상 비트의 제1 특징과 매칭시켜 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖는지 판단하는 제1 특징 비교부; 상기 ECG 비트들 중 연속된 2개의 ECG 비트들에 의한 시간적 특징을 기저장된 연속된 2개의 정상 비트들의 제2 특징과 비교하는 제2 특징 비교부; 및 특정 ECG 비트의 형태적 특징이 상기 제1 문턱치 이상의 연관성을 갖고 상기 특정 ECG 비트의 시간적 특징이 제2 문턱치 이하의 간격 값을 가지는 경우, 상기 특정 ECG 비트를 기저장된 정상 비트들에 추가하여 정상 비트들을 업데이트하는 정상 비트 관리부를 포함하며, 상기 정상 비트들의 평균을 토대로 새로운 ECG 비트의 형태적 특징과 시간적 특징을 분석하여 새로운 ECG 비트의 정상 또는 비정상을 판단하도록 구성된다.
- [0024] 상기 제1 특징 비교부는, 위상 시프트 제한을 위한 윈도우를 사용하여 계산한 동적 시간 워핑(dynamic time warping, DTW) 거리에 기초하여 시계열 신호인 ECG 비트와 상기 정상 비트 간의 유사성을 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0025] 상기 제2 특징 비교부는, 상기 연속된 2개의 ECG 비트들의 R-피크들 간의 간격인 RR 간격, P-파형들 간의 간격인 PP 간격, T-파형들 간의 간격인 TT 간격 중 적어도 어느 하나 이상에 기초하여 상기 시간적 특징을 분석하도록 구성될 수 있다. 여기서 정상 클래스의 ECG 비트들의 제1 간격 값은 비정상 클래스의 ECG 비트들의 제2 간격

값보다 큰 것으로 설정될 수 있다.

- [0026] 상기 심전도 분류 장치는, 상기 비정상적으로 판단된 ECG 비트를 받고 머신러닝 또는 인공신경망 기반으로 ECG 클래스를 분류하는 분류기를 더 포함할 수 있다.
- [0027] 상기 심전도 분류 장치는, 상기 비정상적으로 판단된 비정상 ECG 비트를 받아 ECG 클래스를 분류하는 분류기를 더 포함할 수 있다. 상기 분류기는, 상기 비정상 ECG 비트를 받아 분석하는 베이스 CNN, 및 상기 비정상 ECG 비트와 연관된 간격 값을 받아 분석하는 다층 퍼셉트론(multi-layer perception MLP)을 구비하고, 상기 베이스 CNN의 출력 벡터와 상기 MLP의 출력 벡터를 합치도록 구성될 수 있다.
- [0028] 상기 베이스 CNN은, 상기 특정 ECG 비트와 정상 평균 비트를 받아 분석하는 삼 네트워크를 구비하고, 상기 삼 네트워크의 제1 네트워크와 제2 네트워크는 파라미터를 공유하도록 구성될 수 있다.
- [0029] 상기 분류기는 상기 제1 네트워크에서 출력되는 제1 출력 벡터와 상기 제2 네트워크에서 출력되는 제2 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하도록 구성될 수 있다.
- [0030] 상기 MLP는, 상기 특정 ECG 비트와 연관된 간격 값을 받아 분석하는 제1 MLP와, 상기 정상 비트들의 정상 간격 값을 받아 분석하는 제2 MLP를 구비하고, 상기 제1 MLP와 상기 제2 MLP는 파라미터를 공유하도록 구성될 수 있다.
- [0031] 상기 분류기는 상기 제1 MLP에서 출력되는 제3 출력 벡터와 상기 제2 MLP에서 출력되는 제4 출력 벡터에 대조 손실(Contrastive loss)을 적용하도록 구성될 수 있다.
- [0032] 상기 분류기는, 상기 제1 출력 벡터와 상기 제3 출력 벡터를 합하여 제5 출력 벡터를 생성하고, 상기 제2 출력 벡터와 제4 출력 벡터를 합하여 제6 출력 벡터를 생성하고, 상기 제5 출력 벡터와 상기 제6 출력 벡터를 적층하여 2단 출력 벡터를 생성하도록 구성될 수 있다.

**발명의 효과**

- [0033] 본 발명에 의하면, 스마트 워치(smart watch), IoT, 모바일 등의 환경과 같이 배터리, 메모리 등의 리소스가 제한된 디바이스나 시스템 상에서도 잘 동작할 수 있는 심전도(electrocardiogram, ECG) 분류 모델을 제공할 수 있다.
- [0034] 또한, 본 발명에 의하면, 머신러닝 기반의 저전력 ECG 분류 모델을 제공할 수 있다.
- [0035] 또한, 본 발명에 의하면, 현재 최고 수준의 결과를 가진 모델에 근접한 높은 성능을 발휘하면서 리소스가 제한된 디바이스에 적합한 ECG 분류 모델을 제공할 수 있다.
- [0036] 또한, 본 발명에 의하면, 기존 모델 대비 모델 사이즈가 작고, 계산 횟수를 크게 감소시킬 수 있는 저전력 ECG 분류 모델을 제공할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0037] 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 상세한 설명의 일부로 포함되는, 첨부 도면들은 본 발명에 대한 실시예를 제공하고, 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술적 사상을 예시한다.

도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 심전도(electrocardiogram, ECG) 분류 장치에 대한 블록도이다.  
 도 2는 도 1의 ECG 분류 장치에서 관리하는 ECG 정상 비트를 설명하기 위한 비트 파형도이다.  
 도 3은 도 1의 ECG 분류 장치의 주요 작동 원리를 설명하기 위한 블록도이다.  
 도 4는 도 1의 ECG 분류 장치의 작동 과정을 설명하기 위한 블록도이다.  
 도 5는 도 4의 ECG 분류 장치에 채용할 수 있는 이상 검출부의 작동 원리를 설명하기 위한 블록도이다.  
 도 6은 도 5의 이상 검출부에 채용할 수 있는 버퍼 구조를 설명하기 위한 개략도이다.  
 도 7은 도 1의 ECG 분류 장치에서 이용하는 형태적 특징을 비교예들과 대비하여 설명하기 위한 도면이다.  
 도 8은 도 1의 ECG 분류 장치에서 이용하는 ECG 클래스별 시간적 특징을 설명하기 위한 그래프이다.  
 도 9 내지 도 11은 도 4의 ECG 분류 장치의 주요 작동 과정을 단계별로 강조하여 나타낸 도면들이다.



도 12는 도 1의 ECG 분류 장치에 채용할 수 있는 분류기에 대한 구성도이다.

도 13은 도 12의 분류기에 삼 네트워크(siamese network)를 적용하기 위해 고려되는 ECG 부정맥의 형태학적 특징을 설명하기 위한 도면이다.

도 14는 도 12의 분류기에 채용할 수 있는 대조 손실(constrastive loss)의 작용효과를 설명하기 위한 도면이다.

도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 ECG 분류 장치의 하드웨어 구성에 대한 개략도이다.

도 16은 도 15의 ECG 분류 장치의 작동 원리를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 17은 본 실시예의 ECG 분류 장치의 성능을 기존의 비교예들과 비교한 결과는 나타낸 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0038] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0039] 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. '및/또는'이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.
- [0040] 본 출원의 실시예들에서, 'A 및 B 중에서 적어도 하나'는 'A 또는 B 중에서 적어도 하나' 또는 'A 및 B 중 하나 이상의 조합들 중에서 적어도 하나'를 의미할 수 있다. 또한, 본 출원의 실시예들에서, 'A 및 B 중에서 하나 이상'은 'A 또는 B 중에서 하나 이상' 또는 'A 및 B 중 하나 이상의 조합들 중에서 하나 이상'을 의미할 수 있다.
- [0041] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 '연결되어' 있다거나 '접속되어' 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 '직접 연결되어' 있다거나 '직접 접속되어' 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.
- [0042] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, '포함한다' 또는 '가진다' 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0043] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가진 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0044] 이하, 첨부한 도면들을 참조하여, 본 발명의 바람직한 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명을 설명함에 있어 전체적인 이해를 용이하게 하기 위하여 도면상의 동일한 구성요소에 대해서는 동일한 참조부호를 사용하고 동일한 구성요소에 대해서 중복된 설명은 생략한다.
- [0045] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 심전도(electrocardiogram, ECG) 분류 장치에 대한 블록도이다.
- [0046] 도 1을 참조하면, ECG 분류 장치는 ECG 데이터를 처리하여 심박동의 정상 또는 비정상을 효과적으로 분류하기 위해, 전처리기(pre-processing unit, 100), 이상 검출기(anomaly detector, 200) 및 분류기(300)를 구비할 수 있다.
- [0047] ECG 데이터는 미국의료기기협회(The Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)에서 정의한 5가지 종류의 클래스로 분류될 수 있다. ECG 비트의 5가지 클래스는 정상 클래스(N)와 4 종류의 비정상 클래스(S,V,F,Q)로 구성된다. 즉, 정상(normal, N), 심실상 이소성(Supraventricular ectopic, S), 심실 이소

성(Ventricular ectopic, V), 퓨전(Fusion, F) 및 알 수 없음(Unknown, Q)으로 구성된다.

- [0048] 전처리기(100)는 필터(120)와 샘플러(140)를 구비하고, 이상 검출기(200)는 제1 특징 비교부(210), 제2 특징 비교부(220) 및 정상 비트 관리부(230)를 구비하고, 그리고 분류기(300)는 합성곱 신경망(convolution neural network, CNN, 310)을 구비할 수 있다.
- [0049] 좀더 구체적으로, 필터(120)는 근전도(electromyography, EMG) 신호, 100Hz 이상의 소음(noise), 베이스라인 원더(baseline wander, BW), 0-0.5Hz 주변 소음, 전력선 간섭(power line interferences, PLI), 50Hz/60Hz 소음 등을 차단한다. 필터(120)는 차단 주파수가 1.5-150Hz인 대역통과 필터를 포함할 수 있다.
- [0050] 샘플러(140)는 ECG 데이터에서 ECG 비트들을 샘플링할 수 있다. 샘플러(140)는 미리 설정된 개수, 예컨대 280개의 ECG 비트들을 샘플링할 수 있다. 또한, 샘플러(140)는 샘플링한 ECG 비트들을 z-스코어(score) 상의 미리 설정된 크기로 정규화(normalization)할 수 있다.
- [0051] 이상 검출기(200)의 제1 특징 비교부(210), 제2 특징 비교부(220) 및 정상 비트 관리부(230)와, 분류기(300)에 대하여는 후술하는 실시예들을 통해 상세히 설명되므로 여기에서는 그 상세 설명을 생략한다.
- [0052] 그리고, 도 1에서는 전처리기(100)의 샘플링된 연속되는 ECG 비트들이 제1 특징 비교부(210)에 입력되는 것으로 도시되나, 본 발명은 이에 한정되지 않고, 정상 비트 관리부(230)의 초기화 유닛에 입력되도록 구성될 수 있다.
- [0053] 도 2는 도 1의 ECG 분류 장치에서 관리하는 정상 ECG 신호를 설명하기 위한 비트 파형도이다.
- [0054] 도 2를 참조하면, 정상 ECG 신호는 두 개의 심박동에 대한 두 개의 ECG 비트들을 포함할 수 있다. 정상적인 하나의 파형에 대응하는 정상 ECG 비트는 P, Q, R, S, T로 호칭되는 5개의 정점과 이들 사이의 골짜기를 가지며, P 정점과 T 정점 사이에 시간 순으로 구분되는 PR 세그먼트(S1), QRS-복합(complex), ST 세그먼트(S2)와, R-피크들 간의 간격인 RR-간격(interval), P 정점 구간과 PR 세그먼트(S1) 구간을 포함하는 PR-간격(IN1)과, QRS-복합, ST 세그먼트(S2) 및 T 정점 구간을 포함하는 QT-간격(IN2)과 같은 특징을 가진다.
- [0055] 기존 기술에서는 부정맥 추출을 위해 주로 P, Q, R, S, T의 진폭과 위치, R-피크를 기준으로 두 심박동들 간의 간격에 해당하는 RR-간격, P 파형의 시작부터 QRS-복합의 시작까지의 간격을 나타내는 PR-간격(IN1) 등의 특징을 추출하고, 이를 전문가의 도메인 지식을 기반으로 하는 규칙 기반, 기계학습 기반의 분류나 군집화하도록 구성된다. 이때, 기준 데이터는 예를 들어 MIT-BIH Arrhythmia Database에 저장된 2채널 ECG 기록(recording)를 사용한다.
- [0056] 한편, 전술한 기준 데이터는 각 클래스의 데이터의 개수에 있어서 정상 클래스(N)의 데이터가 전체 데이터의 90%를 차지하는 데이터 불균형의 문제가 있다.
- [0057] 이에 본 실시예에서는 기준 데이터에서 일부 ECG 데이터를 샘플링하고, 샘플링한 ECG 데이터의 평균을 구한 후, 평균 ECG 신호를 기준으로 앞서 샘플링한 각 ECG 신호의 형태적 특징(morphological features)과 시간적 특징(temporal features)을 비교하여, 샘플링한 ECG 데이터에서 비정상 데이터를 제거하여 샘플링한 ECG 데이터의 평균으로 정의되는 평균 ECG 신호가 새로운 ECG 신호에 대한 좋은 비교 기준의 기준 ECG 신호가 될 수 있도록 구성된다. 또한, 새로운 ECG 신호가 정상 클래스로 판단된 경우, 해당 ECG 신호를 샘플링한 ECG 데이터에 업데이트함으로써, 기준 ECG 신호의 갱신과 함께 반복적으로 갱신되는 기준 ECG 신호를 토대로 새로운 ECG 신호의 클래스 분류 작업을 수행할 수 있도록 구성된다.
- [0058] 도 3은 도 1의 ECG 분류 장치의 주요 작동 원리를 설명하기 위한 블록도이다.
- [0059] 도 3을 참조하면, ECG 분류 장치는, 첫번째 단계(state)에서, 이상 검출기(anomaly detector, 200)가 하나의 비트(beat)를 입력(input)으로 받고, 받은 입력 비트(input beat)를 정상이나 비정상으로 분류하도록 구성된다.
- [0060] 이때, (a)와 같이 분류 결과(y)가 정상(0)인 경우, 해당 입력 비트를 분류기(classifier, 300)에 입력하지 않고 해당 입력 비트에 대한 전체 분류 과정이 종료된다.
- [0061] 한편, (b)와 같이 분류 결과(y)가 비정상(1)인 경우, ECG 분류 장치는 두번째 단계(state)인 분류기(300)에 비정상적으로 1차 분류된 입력 비트를 전달하고, CNN 기반의 분류기(300)를 통해 해당 입력 비트에 대한 2차적인 상세 분류 작업을 수행하도록 구성된다. 상세 분류 작업은 비정상적으로 분류된 입력 비트뿐만 아니라 해당 입력 비트의 입력 전까지 업데이트되어 저장된 정상 비트도 함께 입력될 때, 해당 입력 비트가 5가지의 클래스들(N,S,V,F,Q) 중 어느 클래스에 해당하는지 분석하는 것을 가리킬 수 있다.

- [0062] 도 4는 도 1의 ECG 분류 장치의 작동 과정을 설명하기 위한 블록도이다. 도 5는 도 4의 ECG 분류 장치에 채용할 수 있는 이상 검출부의 작동 원리를 설명하기 위한 블록도이다. 그리고, 도 6은 도 5의 이상 검출부에 채용할 수 있는 버퍼 구조를 설명하기 위한 개략도이다.
- [0063] 도 4를 참조하면, ECG 분류 장치는 초기화(initialization) 유닛(232), 제1 내지 제3 이상 검출기들(200a, 200b, 200c), 제1 내지 제3 분류기들(310, 320, 330)을 구비한다. 초기화 유닛(232)는 정상 비트 관리부에 포함할 수 있다.
- [0064] ECG 분류 장치의 구조는 정상과 비정상을 구분하기 위해 동적 시간 워핑(dynamic time warping, DTW) 거리의 계산량을 줄인 개량된 DTW 거리 방법으로서, 윈도우를 통해 시프트 거리 제한을 두는 DTW 거리(이하 ' $\alpha$ DTW 거리')를 이용한다.
- [0065] 또한, ECG 분류 장치는, 이전 비트(beat)의 R-피크(peak)와 현재 비트의 R-피크의 시간 차이를 나타내는 RR interval 값을 이용한다.
- [0066] 한편, ECG 데이터의 90% 이상이 정상 비트라는 것에 착안하여, 전처리의 샘플링 과정에서 획득한 3번째부터 25번째 비트들( $X_3$  내지  $X_{25}$ )을 평균내어 정상(normal) 기준에 가까울 것이라 예상되는 기준 비트들( $x'$ )을 만들 수 있다. 하지만, 이 기준 비트들 안에도 비정상이 있을 수 있기 때문에 앞서 만든 기준 비트들( $x'$ )과 앞서 샘플링한 3번째부터 25번째 비트들 사이의  $\alpha$ DTW 거리( $d$ )를 계산하여 문턱치(threshold)와 비교하고, RR 간격( $\Delta t$ )을 계산하여 또 다른 문턱치와 비교할 수 있다. 이를 통해, ECG 분류 장치는 정상 평균 비트(normal average beat),  $\alpha$ DTW 거리 및 RR 간격 값을 설정할 수 있다.
- [0067] 이상 검출기의 초기화 유닛(232)를 초기화 알고리즘을 나타내면 다음과 같다.

**Input:**

**X** :  $\langle x_3, x_4, \dots, x_{25} \rangle$  list of ECG segments

**Output:**

$\hat{x}$  : normal average segment

$\hat{d}$  : normal average  $\alpha$ DTW distance

$\Delta \hat{t}$  : normal average RR interval value

**Initialize:**

segments = []

dists = []

inters = []

len = 10

**for**  $i = 3, 4, \dots, 25$  **do**

  | segments = *update*(segments,  $x_i$ )

**end**

$x' = \text{mean}(\text{segments}, \text{axis} = 0)$

segments = []

**for**  $i = 3, 4, \dots, 25$  **do**

  | **if**  $d(x_i, x') \leq \text{thr}_d$  or  $\Delta t_i \geq \text{thr}_t$  **then**

    | segments = *update*(segments,  $x_i$ )

    | dists = *update*(dists,  $d(x_i, x')$ )

    | inters = *update*(inters,  $\Delta t_i$ )

  | **end**

**end**

$\hat{x} = \text{mean}(\text{segments}, \text{axis} = 0)$

$\hat{d} = \text{mean}(\text{dists})$

$\Delta \hat{t} = \text{mean}(\text{inters})$

[0068]

[0069] 초기화 과정을 통해 구한 값은 이제 26번째 비트( $X_{26}$ )를 분류하는데 사용될 수 있다.

[0070] 참고로, 초기화 과정에서 1번째 비트와 2번째 비트는 정상적인 비트 형태를 가지고 있지 않을 수 있어 본 실시예에서는 생략하였으나, ECG 데이터의 종류나 상태에 따라 1번째 비트와 2번째 비트를 사용할 수 있음은 물론이

다.

- [0071] 도 5를 참조하면, 이상 검출기(200b)는 DTW 거리 계산기(210)을 통해 26번째 비트와 27번째 비트 사이의  $\alpha$ DTW 거리(d)를 계산하고, 계산한  $\alpha$ DTW 거리(d)를 비교기(comp, 230)를 통해 제1 문턱치(threshold)와 비교할 수 있다.
- [0072] 또한, 이상 검출기(200b)는 RR 간격 계산기(220)를 통해 26번째 비트와 27번째 비트 사이의 RR 간격( $\Delta t_{27}$ )을 계산하고, 계산한 RR 간격( $\Delta t_{27}$ )을 비교기(230)를 통해 또 다른 문턱치와 비교할 수 있다.
- [0073] 이를 통해, ECG 분류 장치는 정상 평균 비트(normal average beat,  $y_{27}$ ),  $\alpha$ DTW 거리( $d_{27}$ ) 및 RR 간격 값( $\Delta t_{27}$ )을 설정할 수 있다.
- [0074] 전술한 비교기(230)의 비교 과정은 현재 들어온 비트와 이전 정상 평균 비트(normal average beat) 사이의  $\alpha$ DTW 거리에서 정상 평균  $\alpha$ DTW 거리를 뺀 값을 정상  $\alpha$ DTW 거리 분포를 통해 얻은 표준편차와 비교하는 것을 말하 수 있다.
- [0075] 또한, RR 간격에 대해서도 현재 들어온 비트의 RR 간격 값에서 이전의 정상 평균 RR 간격을 뺀 값을 표준편차와 비교할 수 있다.
- [0076] 이상 검출기(200b)의 검출 결과, 현재 들어온 값이 정상(normal)이면, 업데이트 유닛(250)을 통해 정상 평균 값을 모두 업데이트시키고, 비정상(abnormal)이면, 현재 계산된 비트( $y_{27}$ )와 RR 간격( $\Delta t_{27}$ )은 도 6에 도시한 바와 같이 버퍼(240)에 저장된 후 다음 단계로 들어갈 수 있다.
- [0077] 다음 단계로 보내는 데이터는 총 4개이며, 새로 들어온 비트가 비정상이라고 판단된 경우에만 보내진다. 4개 데이터는 정상 평균 비트(normal average beat), 정상 평균 RR 간격(normal average RR interval)이었던 값들의 리스트(list), 비정상(abnormal)이라고 판단된 비트와 그에 해당하는 RR 간격 값을 포함하는 비정상이라고 판단되었던 RR 간격들의 리스트일 수 있다. 각 리스트는 미리 설정된 개수, 예컨대 10개의 값을 각각 가질 수 있다.
- [0078] 도 7은 도 1의 ECG 분류 장치에서 이용하는 형태적 특징을 비교예들과 대비하여 설명하기 위한 도면이다.
- [0079] 도 7을 참조하면, 맨 위쪽의 도면은 비교예1의 DTW 거리의 샘플수(sample number)에 대한 비용 매트릭스(cost matrix)를 나타내고, 중간 도면은 비교예2의 DTW 거리의 샘플수에 대한 비용 매트릭스를 나타내며, 맨 아래쪽 도면은 본 실시예의 DTW 거리의 샘플수에 대한 비용 매트릭스를 나타낸다. 비용 매트릭스는 280개의 샘플들에 의한  $280 \times 280$  사이즈를 가질 수 있다.
- [0080] 본 실시예의 ECG 분류 장치는 윈도우를 사용하여 위상 시프트 제한을 둔 동적 시간 워핑(dynamic time warping, DTW) 거리에 기초하여 시계열 신호인 ECG 비트와 정상 비트 간의 유사성을 측정할 수 있다.
- [0081] 이러한 구성에 의하면, 동일한 길이의 시계열 샘플들을 기준 샘플에 매칭시켜 형태학적으로 얼마나 비슷한지를 나타내는 연관성을 계산할 때, 샘플수를 크게 줄여 계산량을 감소시킬 수 있다. 즉, 본 실시예의 형태적 특징을 비교하는 방법은 모든 샘플들에 대하여 계산하는 비교예1이나 대략 절반의 샘플들에 대하여 계산하는 비교예2보다 상대적으로 매우 적은 개수의 일부 샘플들만을 가지고 계산될 수 있음을 알 수 있다.
- [0082] 도 8은 도 1의 ECG 분류 장치에서 이용하는 ECG 클래스별 시간적 특징을 설명하기 위한 그래프이다.
- [0083] 도 8을 참조하면, ECG 분류 장치는 정상 클래스의 정상 ECG 신호의 간격 값들(interval values) 대부분이 S 또는 V 클래스의 비정상 클래스의 ECG 신호의 간격 값들보다 크다.
- [0084] 이에 ECG 분류 장치는 정상 ECG 신호의 간격 값들에 해당하는 제1 간격 값과 비정상 클래스의 ECG 신호의 간격 값들에 해당하는 제2 간격 값의 경계에서 문턱치(제2 문턱치)를 선택하여 이용하도록 구성될 수 있다.
- [0085] 도 9 내지 도 11은 도 4의 ECG 분류 장치의 주요 작동 과정을 단계별로 강조하여 나타낸 도면들이다.
- [0086] 도 9를 참조하면, ECG 분류 장치는 이상 검출기의 초기화 유닛(232)를 통해 시계열적으로 입력되는 ECG 데이터의 초반 일부 비트들( $x_3$  내지  $x_{25}$ )을 사용하여 초기화 과정을 수행할 수 있다.
- [0087] 초기화 과정에서는 일부 비트들의 평균을 계산하여 기준 비트( $\hat{x}$ )를 만들 수 있다. 하지만, 기준 비트 안에도

비정상이 있을 수 있기 때문에, 초기화 유닛(232)은 앞서 만든 기준 비트와 앞서 3번째부터 25번째 비트들 사이의  $\alpha$ DTW 거리를 계산하여 제1 문턱치(threshold)와 비교하고, 또한 RR 간격을 계산하여 제2 문턱치와 비교할 수 있다. 이를 통해, ECG 분류 장치의 정상 비트 관리부는 정상 평균 비트,  $\alpha$ DTW 거리 및 RR 간격 값을 설정할 수 있다.

[0088] 도 10을 참조하면, 제2 이상 검출기(200b)는 26번째 비트( $x_{26}$ )와 27번째 비트( $x_{27}$ )을 입력으로 받고, 제1 이상 검출기(200a)로부터 26번째 정상 평균 비트( $\hat{x}_{26}$ )를 받고, 이를 토대로 형태적 특징과 시간적 특징을 각 문턱치와 비교하여 27번째 비트( $x_{27}$ )의 정상 또는 비정상을 검출할 수 있다. 정상인 경우, 27번째 비트( $x_{27}$ )는 비교 결과( $y_{27}$ )는 정상 평균 비트를 업데이트하는데 이용될 수 있다.

[0089] 도 11을 참조하면, 제2 이상 검출기의 버퍼(240)는 제2 이상 검출기의 RR 간격 계산기에서 처리된 시간적 특징인 RR 간격( $\Delta t_{27}$ )과 비교기의 비교 결과( $y_{27}$ )에 따라 제1 버퍼 및 제2 버퍼 중 어느 하나에 시간적 특징을 저장할 수 있다.

[0090] 도 12는 도 1의 ECG 분류 장치에 채용할 수 있는 분류기에 대한 구성도이다. 도 13은 도 12의 분류기에 삼 네트워크(siamese network)를 적용하기 위해 고려되는 ECG 부정맥의 형태학적 특징을 설명하기 위한 도면이다. 그리고 도 14는 도 12의 분류기에 채용할 수 있는 대조 손실(contrastive loss)의 작용효과를 설명하기 위한 도면이다.

[0091] 도 12를 참조하면, 분류기는, 전처리기를 제외할 때, ECG 분류의 두번째 단계인 CNN 기반의 분류기로서, 베이스 CNN(CNN1, 310), 다층 퍼셉트론(multi-layer perception)(MLP1, 320), 적층 유닛(330), 출력층 CNN(340), 활성화 함수, 출력층을 구비할 수 있다.

[0092] 분류기에 입력되는 4개의 데이터 중 정상 평균 비트(normal average beat)와 비정상(abnormal)이라고 판단된 새로운 비트(new beat)는 CNN1(310)의 입력으로 들어가고, 2개의 RR 간격 리스트(RR interval list)는 MLP1(320)의 입력으로 들어간다. 여기서 CNN1(310)과 MLP1(320) 안에 각각 있는 2개의 모델들은 동일한 구조를 구비하고 가중치(weight) 또는 파라미터를 공유하고, 특징 벡터(feature vector)를 추출한다.

[0093] CNN1(310)의 제1 네트워크는 제1 특징 벡터를, 제2 네트워크는 제2 특징 벡터를 각각 추출할 수 있다. 제1 네트워크와 제2 네트워크는 삼 네트워크일 수 있다. 그리고, MLP1(320)의 제1 MLP는 제3 특징 벡터를, 제2 MLP는 제4 특징 벡터를 각각 추출할 수 있다.

[0094] 전술한 CNN1(310)의 구조는 도 13에 도시한 바와 같이 제1 환자(즉, 205번으로 기록된 환자)의 N 클래스, S 클래스 및 V 클래스의 ECG 비트들의 형태학적 모양들과, 제2 환자(즉, 207번으로 기록된 환자)의 N 클래스, S 클래스 및 V 클래스의 ECG 비트들의 형태학적 모양들을 비교하여 보면, 205번 환자의 부정맥 클래스인 V 클래스의 ECG 비트의 모양과 207번 환자의 정상 클래스인 N 클래스의 ECG 비트의 모양이 매우 유사한 것을 알 수 있다. 이러한 CNN 기반 분류기의 근본적인 문제를 보완하기 위해, 본 실시예에서는 새로운 비트의 CNN 분류와 함께 새로운 비트의 정상 평균 비트를 함께 CNN 분류하도록 구성될 수 있다.

[0095] 또한, 추출된 특징 벡터들은 정상(normal)과 비정상(abnormal)의 성향에 따라 각각 합쳐짐(concatenation)되어 결국 2개의 특징 벡터들이 될 수 있다. 이 두 개의 특징 벡터들은 대조 손실(contrastive loss)에 의해 같은 클래스(class)이면 가까워지고 다른 클래스이면 멀어지게 학습될 수 있다. 즉, 도 14에 도시한 바와 같이, 학습 단계(learning step) 전(befoer)와 후(after)에서 볼 수 있듯이, 삼각형 클래스들과 사각형 클래스들은 동일한 클래스인지 아닌지에 따라 동일 그룹으로 학습될 수 있다.

[0096] 적층 유닛(330)은 입력되는 두 특징 벡터들을 적층하여(stack) 2D 데이터를 생성할 수 있다. 2D 데이터는 2단 특징 벡터로 지칭될 수 있다. 2D 데이터는 2D CNN인 출력층 CNN(340)을 통해 국부적으로 특징이 추출되고 그 뒤에 오는 활성화 함수와 출력층을 통해 N, S, V, F, Q 중 어느 하나의 클래스로 분류될 수 있다.

[0097] 본 실시예에 의하면, 하나의 모델로 모든 데이터가 돌아가는 기존의 ECG 분류 모델과 달리, 분류기 앞단에 가벼운 이상 검출기(anomaly detector)를 붙임으로써, CNN 기반 분류기의 활성화 수를 크게 줄일 수 있고, 이를 통해 기존의 ECG 분류 방식보다 더 낮은 에너지를 소모할 수 있다. 또한, 이상 검출기로 정상 비트 양을 줄여 CNN 기반 분류기를 학습시킴으로써, 데이터 불균형 문제를 완화하고 정확도를 높일 수 있다.

[0098] 도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 ECG 분류 장치의 하드웨어 구성에 대한 개략도이다.

- [0099] 도 15를 참조하면, 심전도 분류 장치(150)는, 적어도 하나의 프로세서(1510)를 포함할 수 있다. 또한, 심전도 분류 장치(1500)는, 선택적으로 메모리(1520), 송수신 장치(1530), 입력 인터페이스 장치(1540), 출력 인터페이스 장치(1550), 저장 장치(1560) 또는 이들의 조합 구성을 더 포함할 수 있다. 심전도 분류 장치(1500)에 포함된 각각의 구성 요소들은 버스(bus, 1570)에 의해 연결되어 서로 통신을 수행할 수 있다.
- [0100] 프로세서(1510)는, 메모리(1520) 및 저장 장치(1560) 중 적어도 하나에 저장된 프로그램 명령(program command)을 실행할 수 있다. 프로그램 명령은 전술한 심전도 분류 방법의 단계들 중 적어도 하나 이상의 단계를 수행하기 위한 명령을 포함할 수 있다. 이러한 프로그램 명령은 적어도 하나의 소프트웨어 모듈 형태로 구현될 수 있다.
- [0101] 전술한 프로세서(1510)는 중앙 처리 장치(central processing unit, CPU), 그래픽 처리 장치(graphics processing unit, GPU), 또는 본 발명의 실시예에 따른 방법들 중 적어도 하나의 방법이 수행되는 전용의 프로세서를 의미할 수 있다.
- [0102] 메모리(1520) 및 저장 장치(1560) 각각은 휘발성 저장 매체 및 비휘발성 저장 매체 중에서 적어도 하나로 구성될 수 있다. 예를 들어, 메모리(1520)는 읽기 전용 메모리(read only memory, ROM) 및 랜덤 액세스 메모리(random access memory, RAM) 중에서 적어도 하나로 구성될 수 있다.
- [0103] 송수신 장치(1530)는 네트워크를 통해 외부 장치와의 통신을 지원하는 수단이나 이러한 수단에 상응하는 기능을 수행하는 구성부를 포함한다. 송수신 장치(1530)는 유선, 무선, 위성 또는 이들 조합을 위한 적어도 하나의 서브통신시스템을 포함할 수 있다.
- [0104] 입력 인터페이스 장치(1540)는 키보드, 마이크, 터치패드, 터치스크린 등의 입력 수단들과, 입력 수단들 중에서 선택되는 적어도 하나와 적어도 하나의 입력 수단을 통해 입력되는 신호를 기저장된 명령과 매핑하거나 처리하여 프로세서(1510)로 전달하는 입력 신호 처리부를 포함할 수 있다.
- [0105] 출력 인터페이스 장치(1550)는 프로세서(1510)의 제어에 따라 출력되는 신호를 기저장된 신호 형태나 레벨로 매핑하거나 처리하는 출력 신호 처리부와, 출력 신호 처리부의 신호에 따라 진동, 빛 등의 형태로 신호나 정보를 출력하는 적어도 하나의 출력 수단을 포함할 수 있다. 적어도 하나의 출력 수단은 스피커, 디스플레이 장치, 프린터, 광 출력 장치, 진동 출력 장치 등의 출력 수단들에서 선택되는 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0106] 전술한 심전도 분류 장치(1500)는 사용자 휴대 장치에 탑재되도록 구성될 수 있다. 사용자 휴대 장치는, 이동 단말(mobile terminal), 이동국(mobile station), 진보된 이동국(advanced mobile station), 고신뢰성 이동국(high reliability mobile station), 가입자국(subscriber station), 휴대 가입자국(portable subscriber station), 접근 단말(access terminal), 사용자 장비(user equipment), 위성 단말, 스마트 워치 등을 포함할 수 있다.
- [0107] 또한, 심전도 분류 장치(1500)는 리소스가 제한된 디바이스에 탑재되어 센서로부터 입력되는 생체 신호로부터 심전도의 클래스를 분류하는 단말이나 장치로 지칭될 수 있다.
- [0108] 도 16은 도 15의 ECG 분류 장치의 작동 원리를 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0109] 도 16을 참조하면, 심전도 분류 방법은 전처리 단계(S161), 이상 비트 검출 단계(S163), 비트 구분 단계(S165), 업데이트 단계(S167) 및 분류 단계(S169)로 구성될 수 있다. 이상 비트 검출 단계는 간략히 이상 검출(anomaly detection) 단계로 지칭될 수 있다.
- [0110] 구체적으로, 전처리(Pre-processing) 단계(S161)에서는 저장되는 ECG 신호(ECG recording)를 통해 획득된 입력 신호의 노이즈를 제거하고 긴 ECG recording 데이터를 하나의 비트(beat) 단위로 자를 수 있다. 예를 들어, 컷 오프(cutoff) 주파수가 1.5Hz에서 150Hz인 대역통과 필터(band-pass filter)를 사용하여 ECG 신호를 수집하는 과정에서 생기는 베이스라인 흔들림(baseline wandering)과 EMG 노이즈 등을 제거할 수 있다. 그리고, 노이즈가 제거된 ECG 레코딩 데이터에서 R-피크(peak)를 기준으로 양 옆의 140 샘플들(samples), 즉 총 280 샘플들이 포함된 하나의 비트들로 ECG 레코딩(recording)을 자를 수 있다.
- [0111] 다음, 이상 검출 단계(S163)에서는, 비트들이 이상 검출기(anomaly detector)로 들어가 환자마다 정상 평균 비트(normal average beat)와 정상 평균 RR 간격(normal average RR interval)을 계산할 수 있다.
- [0112] 그리고, 비트 구분 단계(S165)에서는, 미리 정해진 문턱값(threshold)과 입력으로 들어온 비트의 알파 동적 시간 워핑 거리( $\alpha$ -dynamic time wrapping distance,  $\alpha$ DTW distance)와 RR 간격(interval)을 비교하여 입력 비

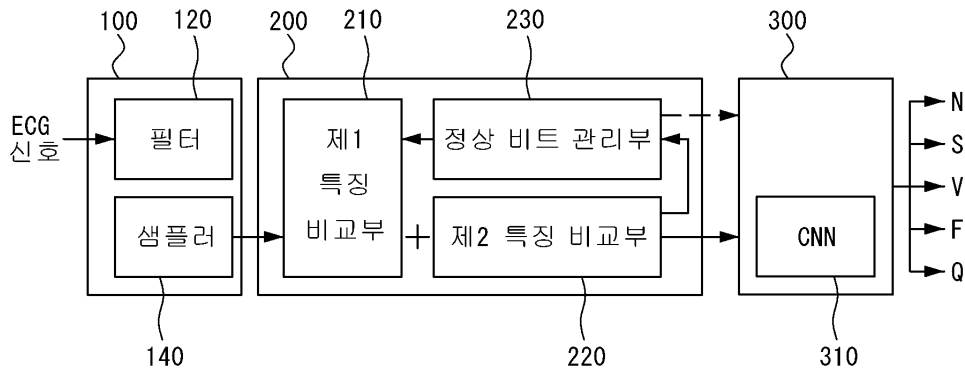
트가 정상인지 비정상인지 일차적으로 분류할 수 있다.

- [0113] 비트 구분 단계(S165)에서 비트를 정상(N)으로 판단한 경우, 업데이트 단계(S167)에서는, 해당 비트의 비교결과에 기초하여 정상 평균 비트를 업데이트할 수 있다. 그리고, 환자의 정상 평균 비트(normal average beat), 정상 평균 RR 간격(normal average RR interval) 값을 업데이트(update)하는 데에 해당 비트의 비교결과가 이용될 수 있다.
- [0114] 한편, 비트 구분 단계에서 비트를 비정상으로 판단된 경우, 해당 비트 등은 분류기로 입력되고, 분류기의 분류 단계(S169)에서는, 해당 비트 및 관련 정보를 입력으로 하여 5가지 클래스들 중 정상 클래스(N) 또는 부정맥 클래스들(S/V/F/Q) 중 어느 하나로 분류할 수 있다. 분류기는 합성곱 신경망 기반 분류기(CNN-based classifier)를 포함할 수 있다.
- [0115] 도 17은 본 실시예의 ECG 분류 장치의 성능을 기존의 비교예들과 비교한 결과는 나타낸 그래프이다.
- [0116] 도 17에 도시한 바와 같이, 본 실시예(proposed)의 분류 모델은 현재 최고 성능을 가진 비교예[3]과 대비할 때, 모델 사이즈를 99.61%만큼 작게 할 수 있다. 또한, 현재 두 번째로 좋은 성능을 가진 비교예[4]와 대비할 때, 모델 사이즈(model size)를 99.37%만큼 작게 할 수 있다.
- [0117] 여기서, 모델 사이즈는 한 개의 비트를 분류하는데 사용되는 평균 모델 파라미터 개수를 기준으로 할 수 있다. 데이터셋은 MIT-BIH arrhythmia dataset을 사용하였다.
- [0118] 비교예[3]과 비교예[4]에 대하여는 다음의 논문들을 참조할 수 있다.
- [0119] 비교예[3]: L. Sun, Y. Wang, Z. Qu, and N. N. Xiong, "Beatclass: A sustainable ecg classification system in iot-based ehealth," IEEE Internet of Things Journal, 2021.
- [0120] 비교예[4]: J. Niu, Y. Tang, Z. Sun, and W. Zhang, "Inter-patient ecg classification with symbolic representations and multi-perspective convolutional neural networks," IEEE journal of biomedical and health informatics, vol. 24, no. 5, pp. 1321-1332, 2019.
- [0121] 이와 같이 본 실시예의 ECG 분류 모델은 현재 사용되는 기존의 모든 모델들과 대비할 때 가장 작은 모델 사이즈를 보여주고 있으며 정확도(accuracy)는 두 번째로 높은 것을 확인할 수 있다.
- [0122] 진술한 본 발명의 실시 예에 따른 방법의 동작은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 프로그램 또는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의해 읽혀질 수 있는 정보가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어 분산 방식으로 컴퓨터로 읽을 수 있는 프로그램 또는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.
- [0123] 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 롬(rom), 램(ram), 플래시 메모리(flash memory) 등과 같이 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다. 프로그램 명령은 컴파일러(compiler)에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터(interpreter) 등을 사용해서 컴퓨터에 의해 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함할 수 있다.
- [0124] 본 발명의 일부 측면들은 장치의 문맥에서 설명되었으나, 그것은 상응하는 방법에 따른 설명 또한 나타낼 수 있고, 여기서 블록 또는 장치는 방법 단계 또는 방법 단계의 특징에 상응한다. 유사하게, 방법의 문맥에서 설명된 측면들은 또한 상응하는 블록 또는 아이템 또는 상응하는 장치의 특징으로 나타낼 수 있다. 방법 단계들의 몇몇 또는 전부는 예를 들어, 마이크로프로세서, 프로그램 가능한 컴퓨터 또는 전자 회로와 같은 하드웨어 장치에 의해(또는 이용하여) 수행될 수 있다. 몇몇의 실시 예에서, 가장 중요한 방법 단계들의 적어도 하나 이상은 이와 같은 장치에 의해 수행될 수 있다.
- [0125] 실시 예들에서, 프로그램 가능한 로직 장치(예를 들어, 필드 프로그래머블 게이트 어레이)가 여기서 설명된 방법들의 기능의 일부 또는 전부를 수행하기 위해 사용될 수 있다. 실시 예들에서, 필드 프로그래머블 게이트 어레이(field-programmable gate array)는 여기서 설명된 방법들 중 하나를 수행하기 위한 마이크로프로세서(microprocessor)와 함께 작동할 수 있다. 일반적으로, 방법들은 어떤 하드웨어 장치에 의해 수행되는 것이 바람직하다.
- [0126] 이상 본 발명의 바람직한 실시 예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및

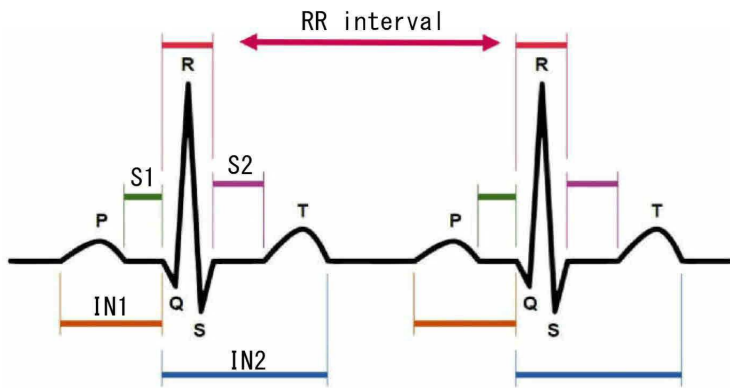
변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

도면

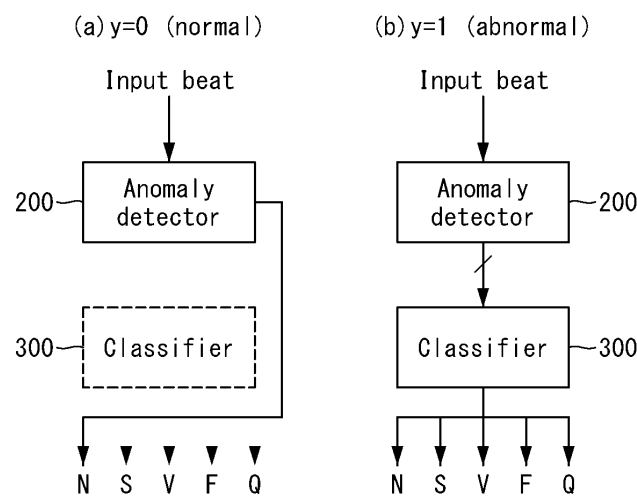
도면1



도면2

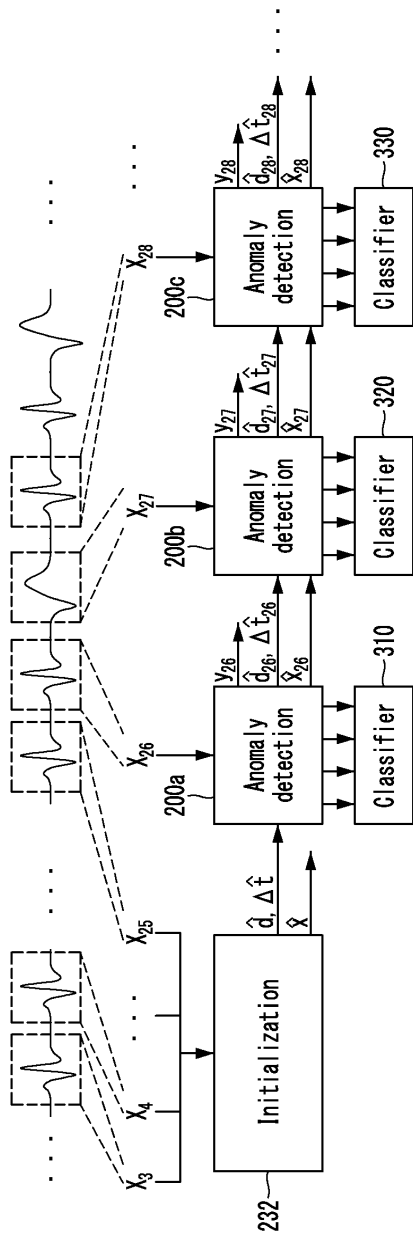


도면3

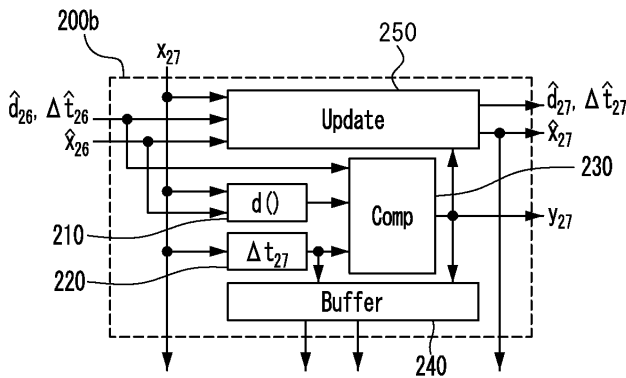




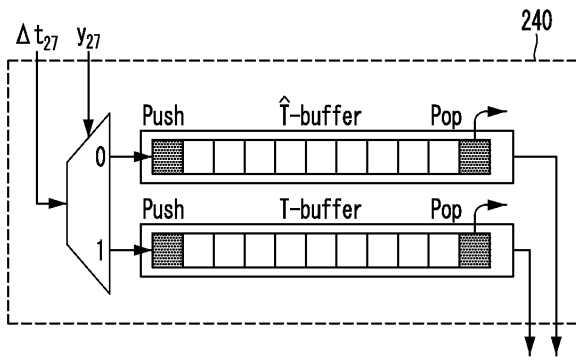
도면4



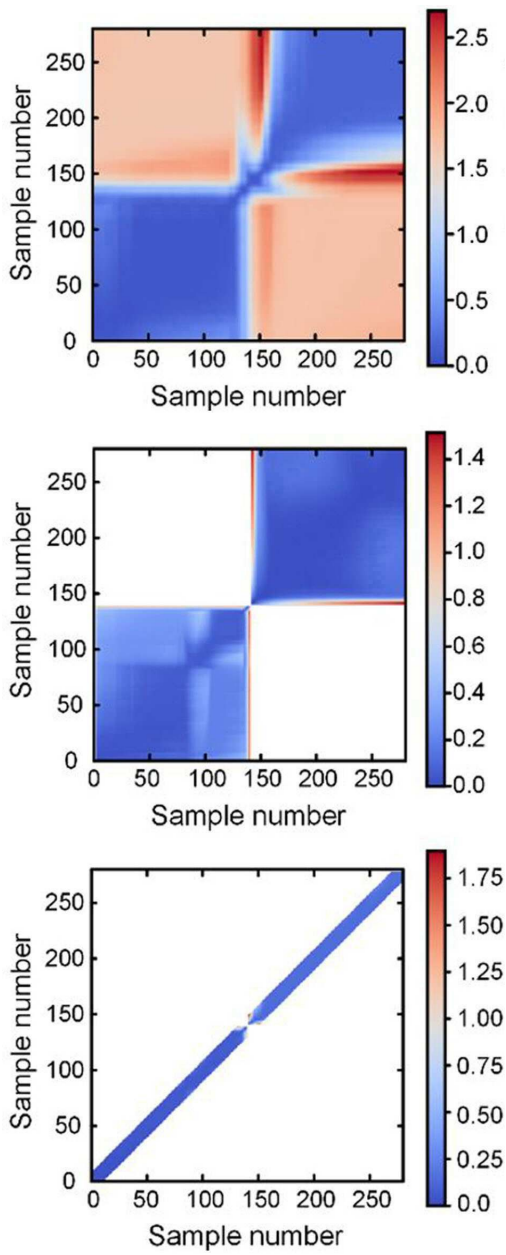
도면5



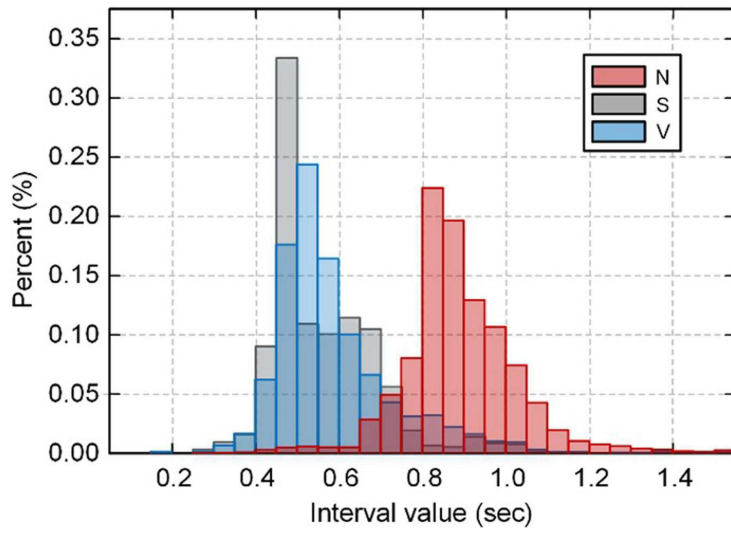
도면6



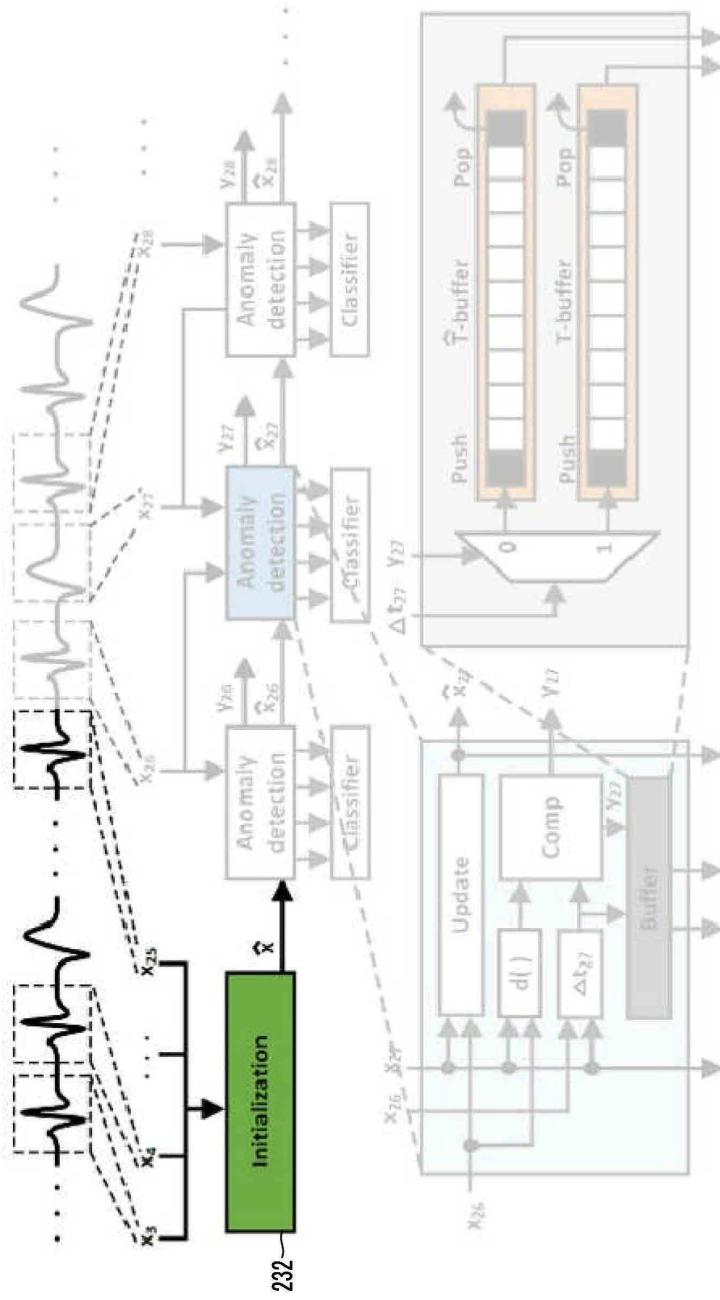
도면7



도면8

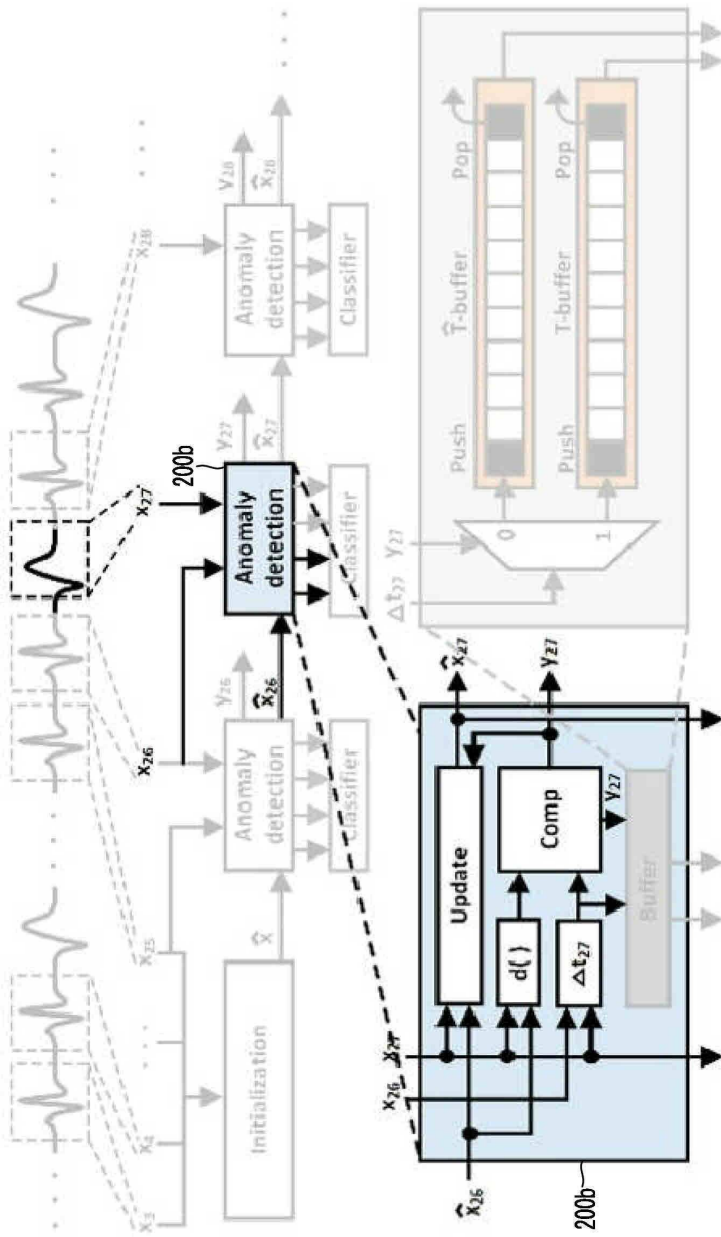


도면9

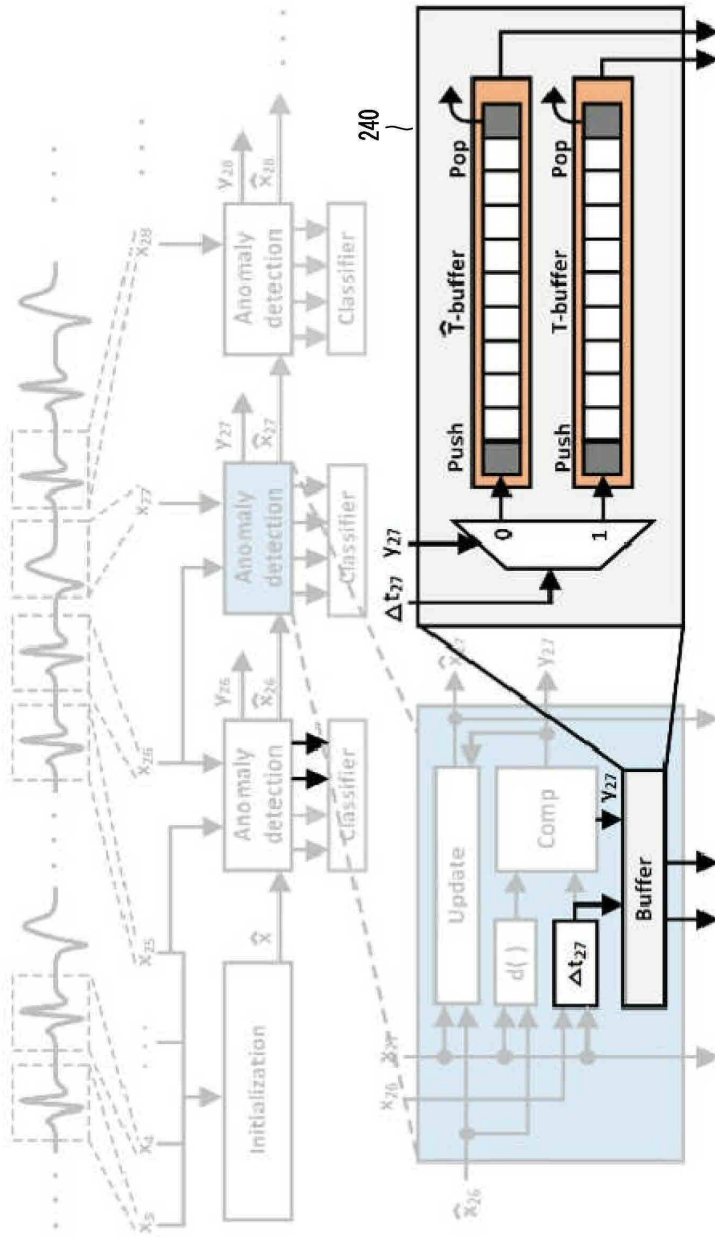


232

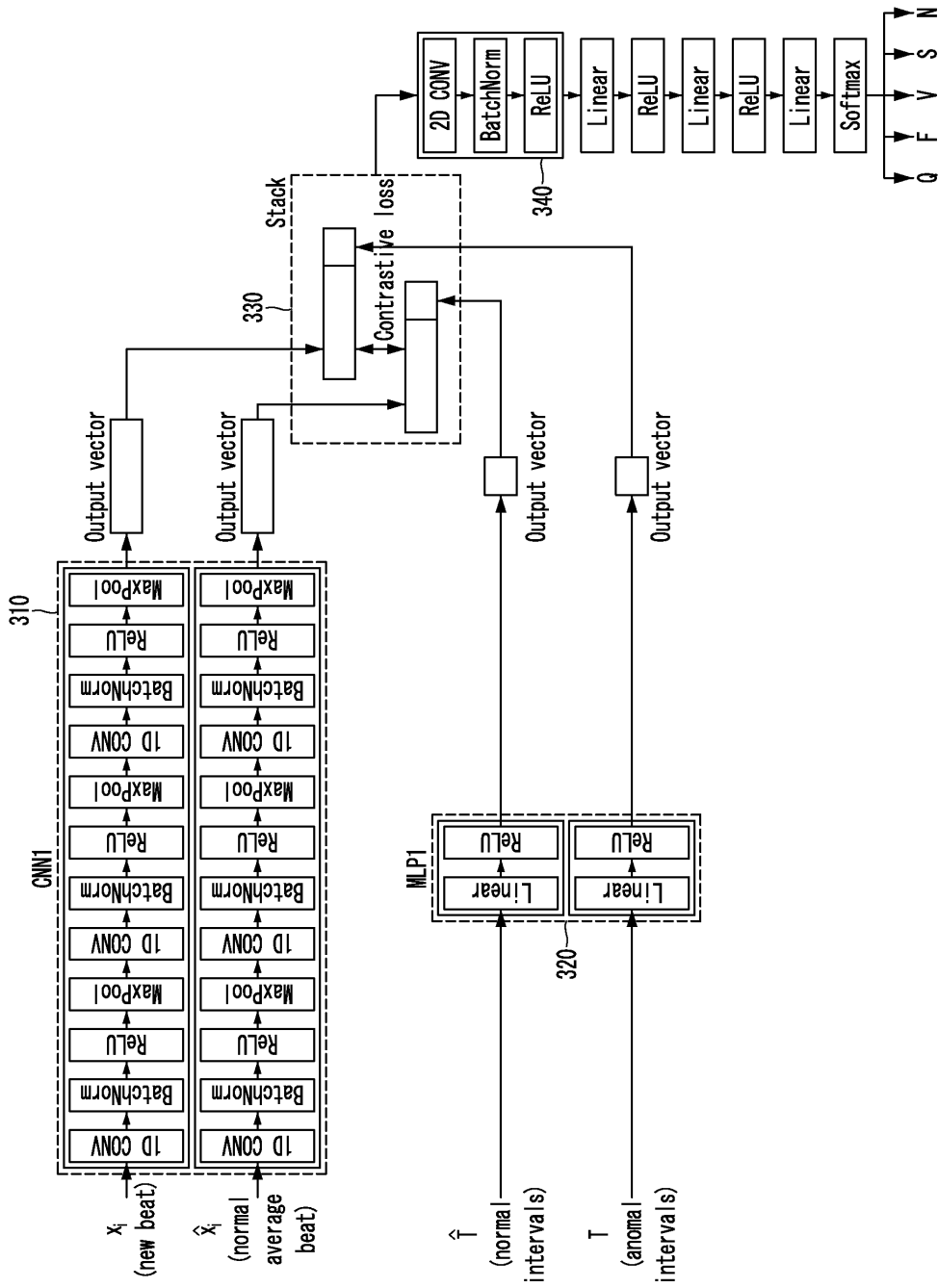
도면10



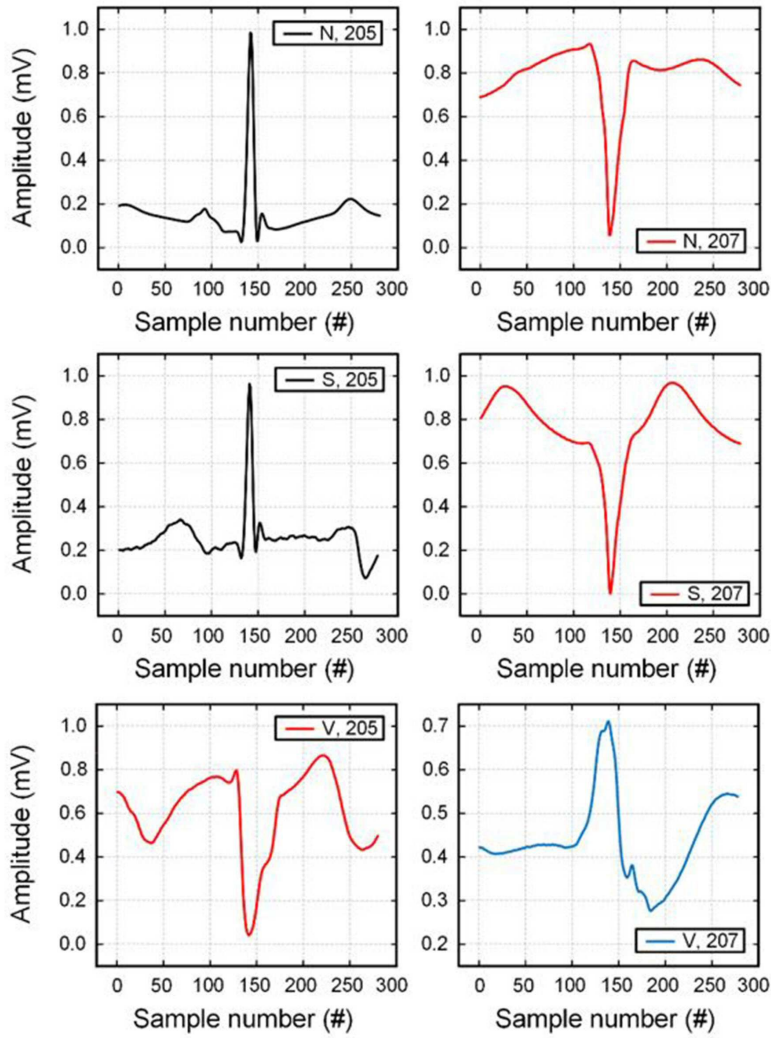
도면11



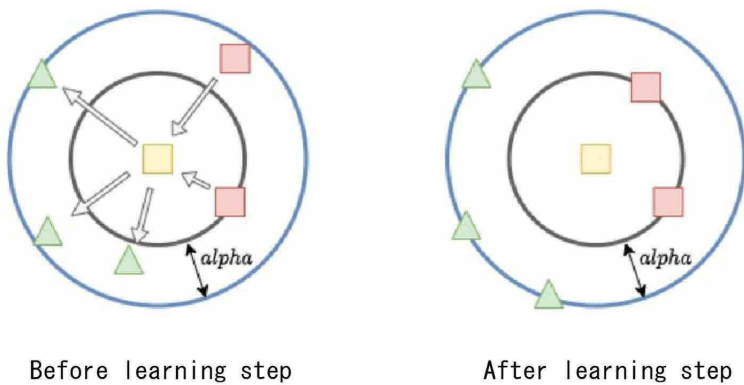
도면12



도면13

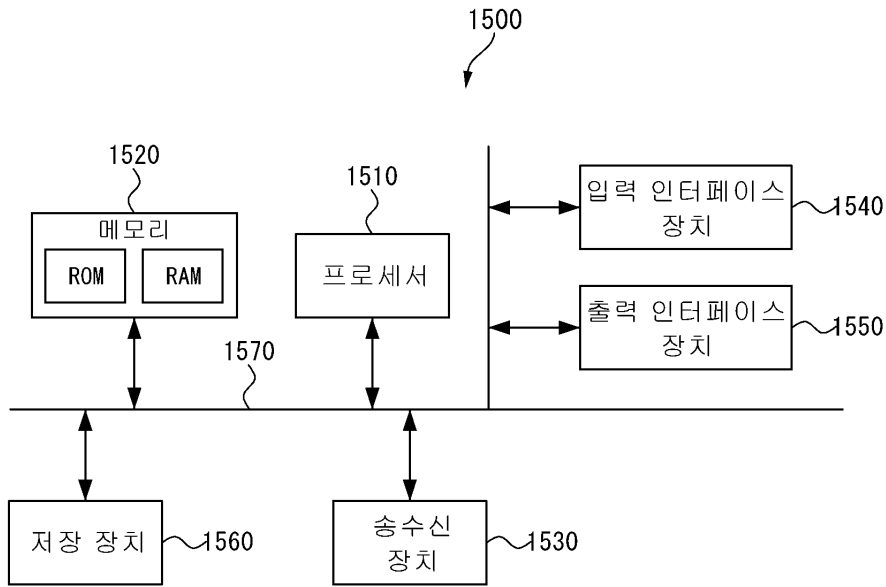


도면14

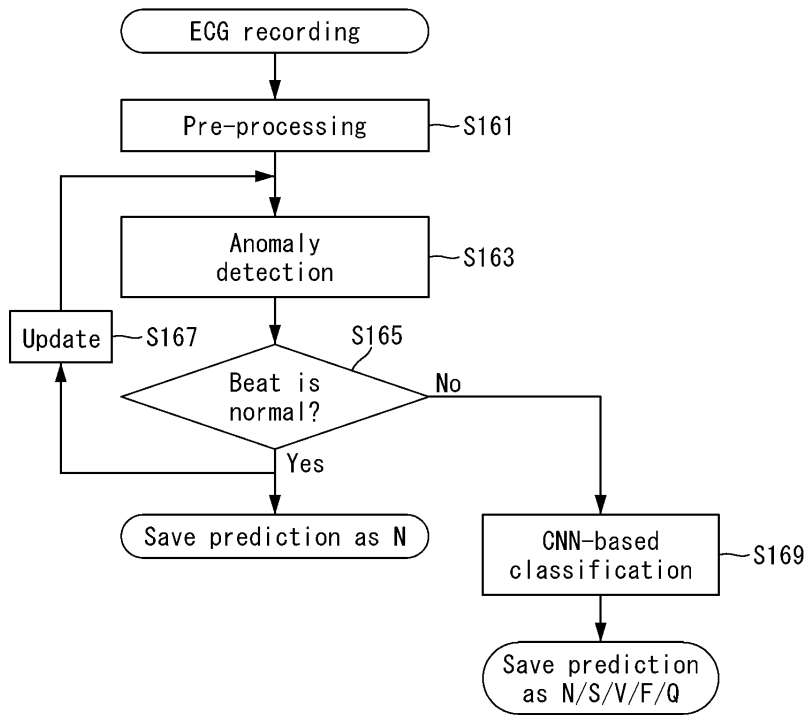




도면15



도면16



도면17

