



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년02월20일
(11) 등록번호 10-2079530
(24) 등록일자 2020년02월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/021 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7221 (2013.01)
A61B 5/021 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0010052
(22) 출원일자 2018년01월26일
심사청구일자 2018년01월26일
(65) 공개번호 10-2019-0091071
(43) 공개일자 2019년08월05일
(56) 선행기술조사문헌
US05339818 A*
(뒷면에 계속)
전체 청구항 수 : 총 14 항

(73) 특허권자
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
김동주
서울특별시 강남구 압구정로 201, 82동 1106호
(74) 대리인
심경식, 홍성욱

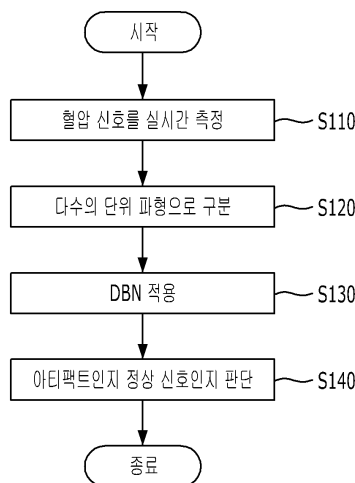
심사관 : 오승재

(54) 발명의 명칭 **혈압 신호의 아티팩트 검출 장치, 방법 및 이를 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체**

(57) 요약

본 발명은 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법, 장치 및 이를 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 관한 것으로, 본 발명의 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법은 혈압의 연속된 신호를 실시간 측정하는 단계, 상기 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 단계, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하는 단계, 및 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 단계를 포함한다. 본 발명에 의하면, 다양한 종류의 아티팩트에 대한 원인과 형상을 함께 학습할 수 있는 심화 신경망(DNN: Deep Neural Network) 모델 중 하나인 심화 신뢰망(DBN: Deep Belief Network)을 활용하여 ABP 아티팩트를 자동 제거함으로써 실시간 측정되는 생체신호 스트림의 다양한 오경보를 최소화할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7264 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

이수정 외 1인, 'Deep Belief Networks Ensemble for Blood Pressure Estimation', IEEE Access, 2017 May 08, vol. 5, pp.9962-9972*

KR1020170048970 A

KR1020090001146 A

JP2008541976 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

혈압 신호 아티팩트 검출 장치에 의해 수행되는 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 있어서,

혈압의 연속된 신호를 실시간 측정하는 단계;

상기 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 단계;

상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 비저블 레이어(visible layer)에 배치한 후 인접한 히든 레이어(hidden layer)의 유닛을 추정하여 두 개의 출력을 결정하는 단계; 및

상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 단계;

를 포함하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 두 개의 출력을 결정하는 단계는,

상기 N개의 단위 파형의 형태학적 특징을 학습하여 상기 두 개의 출력을 결정하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 두 개의 출력을 결정하는 단계는,

상기 N개의 단위 파형을 상기 비저블 레이어의 유닛으로 배치하는 단계; 및

상기 비저블 레이어부터 최종 히든 레이어까지 인접한 각 레이어 사이의 가중치값을 조정하여 정방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계;

를 포함하여 구성되는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 비저블 레이어부터 최종 히든 레이어까지 인접한 각 레이어 사이의 가중치값을 조정하여 정방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계 이후에,

상기 최종 히든 레이어부터 상기 비저블 레이어까지 인접한 각 레이어 사이의 역가중치값을 조정하여 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계; 및

상기 역가중치값을 조정하여 추정된 각 레이어의 유닛과 상기 비저블 레이어의 입력된 유닛의 오차가 최소가 되도록 상기 가중치값과 역가중치값을 조정하여 정방향 및 역방향으로 상기 각 레이어의 유닛을 추정하는 과정을 반복하는 단계;를 더 포함하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

청구항 5

제3항 또는 제4항에 있어서,

상기 정방향 또는 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계는,

상기 가중치값 또는 역가중치값을 조정하여 아래 수학식에 의해 계산된 확률을 이용하여 추정하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

$$P(v) = \frac{e^{-E(v,h)}}{\sum_h e^{-E(v,h)}}$$

(여기서, v는 visible layer, h는 hidden layer, E는 (v, h)의 joint configuration의 에너지 함수를 나타내며, P(h)도 동일한 방법으로 산출됨)

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 E(v, h)는 아래 수학식에 의해 결정되는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

$$E(v, h; \theta) = -\sum_{i=1}^V \sum_{j=1}^H w_{ij} v_i h_j - \sum_{i=1}^V b_i v_i - \sum_{j=1}^H a_j h_j$$

(여기서, w_{ij}는 i번째 레이어와 j번째 레이어 사이의 가중치값을 나타냄)

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 각 레이어 사이의 연속적인 확률 추정은 아래 수학식에 의해 계산되는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

$$P(v) = \sum_h P(h | \theta) p(v | h, \theta)$$

청구항 8

제3항 또는 제4항에 있어서,

상기 가중치값 또는 역가중치값은 아래 수학식에 의해 계산되는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

$$\Delta w_{ij} = \langle v_i h_j \rangle_{data} - \langle v_i h_j \rangle_{model}$$

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 가중치값 또는 역가중치값은 아래 수학식에 의해 수정되는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

$$\Delta w = \lambda \frac{\partial P(v)}{\partial w}$$

(여기서, λ 는 학습률로 0과 1 사이의 값을 가짐)

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 단계 이후에,

상기 아티팩트로 판단된 신호를 제거하는 단계;를 더 포함하는 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법.

청구항 11

혈압의 연속된 신호를 실시간 입력받는 과정, 상기 입력된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 과정, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 비저블 레이어(visible layer)에 배치한 후 인접한 히든 레이어(hidden layer)의 유닛을 추정하여 두 개의 출력을 결정하는 과정과, 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 과정을 수행하는 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 12

혈압의 연속된 신호를 실시간 측정하는 측정부; 및

상기 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하고, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 비저블 레이어(visible layer)에 배치한 후 인접한 히든 레이어(hidden layer)의 유닛을 추정하여 두 개의 출력을 결정하고, 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 제어부;

를 포함하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 측정된 신호의 파형과, 상기 측정된 신호가 아티팩트인지 정상신호인지 표시하는 디스플레이;를 더 포함하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 아티팩트로 판단된 신호를 상기 측정된 신호로부터 제거하고 상기 아티팩트가 제거된 신호를 이용하여 예후를 진단하는, 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치.

발명의 설명

기술분야

[0001] 본 발명은 동맥혈압 신호의 아티팩트를 자동으로 제거하고, 이상 여부를 진단하는 기술에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 동맥혈압(ABP: arterial blood pressure)은 임상에서 사용되는 기본적인 주요 변수 중 하나로 임상 및 연구 환경에서 자주 수집되고 분석되는 대표적인 생체 신호이다. ABP 신호는 심박수, 율동, 동맥혈관의 경직 등의 심혈관계 정보를 제공할 뿐만 아니라, 고혈압, 저혈압, 부정맥 등 다양한 병리학적 변화와 주요 임상 사건(clinical event)을 표현하는 중요한 지표이다.

[0003] ABP 신호는 환자의 움직임, 혈전의 생성, 커프스 팽창(cuff inflation), 트랜스듀서 플러싱 등 다양한 원인에 의해 발생한 아티팩트에 의해 오염될 수 있다. 아티팩트에 의해 오염된 신호는 환자의 상태에 대한 오진을 유발하여 불필요한 공격적 치료나 필요 이상의 소극적 치료를 통해 환자를 위험에 빠트릴 수 있다.

[0004] 실제 임상 환경에서는 모니터에 내장된 알람이 울리면 의료 인력이 투입되어 신호의 아티팩트 여부를 수동으로 판단, 환자의 생리적 변화를 진단하는 방식으로 치료가 진행된다. 이런 방식은 중환자실 환자 모니터링 알람의 50-80%가 거짓 경보인 것을 고려할때 의료 인력 낭비와 관독자간의 내/외부적 변동성이 존재하는 불안정한 방식이다.

[0005] 이런 문제를 해결하기 위한 종래의 자동 아티팩트 감지 기술은 Wiener filter, Bayes filter 등을 사용하여 주파수 대역의 신호 이상을 감지하여 정상 신호와 다른 주파수 대역의 신호를 제거하거나 신호의 이상 여부를 구분하는 임계값을 설정해 감지하는 등의 방식이다. 종래의 자동 아티팩트 감지 기술은 특정 모델에 기반하므로 다양한 종류의 아티팩트를 제어하기 어려운 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 한국공개특허, 제10-2017-0073051호, 2017년 6월 28일 공개, 발명의 명칭: 혈압을 산출하는 방법 및 장치,
 (특허문헌 0002) 미국등록특허, US9,560,977, 2014년 12월 4일 공개, 발명의 명칭: Method for estimating changes of cardiovascular indices using perpheal arterial blood pressure waveform

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 다양한 종류의 아티팩트에 대한 원인과 형상을 심화 신뢰망에 적용하여 함께 학습함으로써 모든 형태의 아티팩트를 제어할 수 있는 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치, 방법 및 이를 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기의 목적을 달성하기 위해 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법은 혈압의 연속된 신호를 실시간 측정하는 단계, 상기 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 단계, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하는 단계, 및 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 단계를 포함한다.

[0009] 여기서, 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하는 단계는, 상기 N개의 단위 파형의 형태학적 특징을 학습하여 상기 두 개의 출력을 결정할 수 있다.

[0010] 또한, 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하는 단계는, 상기 N개의 단위 파형을 입력으로 비저블 레이어(visible layer)의 유닛으로 배치하는 단계, 및 상기 비저블 레이어부터 최종 히든 레이어(hidden layer)까지 인접한 각 레이어 사이의 가중치값을 조정하여 정방향으로 각 레이어의 유닛

을 추정하는 단계를 포함하여 구성될 수 있다.

[0011] 또한, 혈압 신호의 아티팩트 자동 제거 방법은 상기 비저블 레이어부터 최종 히든 레이어(hidden layer)까지 인접한 각 레이어 사이의 가중치값을 조정하여 정방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계 이후에, 상기 최종 히든 레이어부터 상기 비저블 레이어까지 인접한 각 레이어 사이의 역가중치값을 조정하여 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계, 및 상기 추정된 비저블 레이어의 유닛과 상기 비저블 레이어의 입력된 유닛의 오차가 최소가 되도록 상기 가중치값과 역가중치값을 조정하여 정방향 및 역방향으로 상기 각 레이어의 유닛을 추정하는 과정을 반복하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 정방향 또는 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 단계는, 상기 가중치값 또는 역가중치값을 조정하여 아래 수학식에 의해 계산된 확률을 이용하여 추정할 수 있다.

$$P(v) = \frac{e^{-E(v,h)}}{\sum_h e^{-E(v,h)}}$$

[0013] (여기서, v는 visible layer, h는 hidden layer, E는 (v, h)의 joint configuration의 에너지 함수를 나타내며, P(h)도 동일한 방법으로 산출됨)

[0015] 또한, E(v, h)는 아래 수학식에 의해 결정될 수 있다.

$$E(v, h; \theta) = -\sum_{i=1}^V \sum_{j=1}^H w_{ij} v_i h_j - \sum_{i=1}^V b_i v_i - \sum_{j=1}^H a_j h_j$$

[0016] (여기서, w_{ij} 는 i번째 레이어와 j번째 레이어 사이의 가중치값을 나타냄)

[0018] 또한, 각 레이어 사이의 연속적인 확률 추정은 아래 수학식에 의해 계산될 수 있다.

$$P(v) = \sum_h P(h | \theta) p(v | h, \theta)$$

[0019] 또한, 가중치값 또는 역가중치값은 아래 수학식에 의해 계산될 수 있다.

$$\Delta w_{ij} = \langle v_i h_j \rangle_{data} - \langle v_i h_j \rangle_{model}$$

[0021] 또한, 가중치값 또는 역가중치값은 아래 수학식에 의해 수정될 수 있다.

$$\Delta w = \lambda \frac{\partial p(v)}{\partial w}$$

[0023] (여기서, λ 는 학습률로 0과 1 사이의 값을 가짐)

[0025] 또한, 혈압 신호의 아티팩트 자동 제거 방법은 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 단계 이후에, 상기 아티팩트로 판단된 신호를 제거하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0026] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 혈압의 연속된 신호를 실시간 입력받는 과정, 상기 입력된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 과정, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하는 과정과, 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 과정을 수행하는 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0027] 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치는 혈압의 연속된 신호를 실시간 측정하는 측

정부, 및 상기 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하고, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하고, 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 제어부를 포함한다.

[0028] 또한, 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치는 상기 측정된 신호의 파형과, 상기 측정된 신호가 아티팩트인지 정상 신호인지 표시하는 디스플레이를 더 포함할 수 있다.

[0029] 또한, 제어부는 상기 아티팩트로 판단된 신호를 상기 측정된 신호로부터 제거하고 상기 아티팩트가 제거된 신호를 이용하여 예후를 진단할 수 있다.

발명의 효과

[0030] 본 발명에 의하면, 다양한 종류의 아티팩트에 대한 원인과 형상을 함께 학습할 수 있는 심화 신경망(DNN: Deep Neural Network) 모델 중 하나인 심화 신뢰망(DBN: Deep Belief Network)을 활용하여 ABP 아티팩트를 자동 제거함으로써 실시간 측정되는 생체신호 스트림의 다양한 오경보를 최소화할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법의 흐름도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 DBN 적용 방법의 흐름도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 동맥혈압 신호에 적용한 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 단위 파형 구분하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 정상 동맥혈압 신호와 다양한 아티팩트가 포함된 동맥혈압 신호의 단위 파형 구분하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 DBN 적용 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7 내지 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 이용하여 아티팩트를 제거하기 전 후의 오작동 경보 발생율을 비교한 도면이다.
- 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치의 개략적인 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0032] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면을 참조하여 상세하게 설명하도록 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. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.

[0033] 제1, 제2, A, B 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.

[0034] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급될 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 언급될 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0035] 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, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조

합한 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.

- [0036] 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 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0037] 명세서 및 청구범위 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 포함한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.
- [0039] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0040] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법의 흐름도이고, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 DBN 적용 방법의 흐름도이다.
- [0041] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법은 혈압 신호를 실시간 측정하고(S110), 다수의 단위 파형으로 구분하고(S120), DBN을 적용하여 두 개의 출력을 결정하고(S130), 아티팩트인지 정상신호인지 판단하는 과정을 수행될 수 있다(S140).
- [0042] 먼저, 혈압 신호를 실시간 측정하는 과정(S110)은 피검자의 심장과 가까운 신체에 부착된 패치 또는 심장 위치와 평행한 팔뚝에 착용된 혈압 측정기를 통해 연속된 혈압 신호가 실시간 측정될 수 있다. 일반적으로, 혈압 신호는 시작점과 피크점을 갖는 단위 파형이 반복되는 형태로 나타난다. 정상적인 혈압 신호의 경우 동일한 단위 파형이 반복되어 감지되지만, 환자의 움직임이나 커프스 팽창(cuff inflation) 등의 다양한 원인으로 아티팩트가 발생한 경우 정상 상태의 단위 파형과는 다른 신호가 감지된다. 이때, 아티팩트를 환자에게서 발생할 수 있는 혈관계 질환(e.g. 빈맥, 서맥, 저혈압, 고혈압)과 구별할 수 있는 기술이 필요하다.
- [0043] 측정된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 과정(S120)은 연속적으로 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 단위 파형으로 구분할 수 있다. 구체적으로, 심장수축 피크점은 신호 상에서 나타나는 피크점 중 일정 구간 내에서 최대 압력값을 가지는 피크점으로 정의한다. 심장수축 피크점은 1초의 타임 윈도우(time window)를 0.01초씩 이동시키며 최대 혈압값을 가지는 피크점(기울기의 절대값이 '0'에 가장 가까운 점)을 탐색한 뒤 중복되는 점을 지우는 방식으로 심장수축 피크점을 결정할 수 있다. 다음으로, 심장수축 시작점은 연속하는 두 개의 심장수축 피크점 사이의 압력값이 가장 낮고 기울기가 급상승하기 이전의 점으로 선택할 수 있다. 인접한 두 개의 심장수축 시작점을 하나의 단위 파형으로 구분할 수 있다.
- [0044] DBN을 적용하는 과정(S130)은 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정할 수 있다. DBN을 적용하는 구체적인 과정은 아래에서도 2를 참조하여 설명하도록 한다.
- [0045] 아티팩트인지 정상신호인지 판단하는 과정(S140)은 결정된 두 개의 출력을 이용하여 제1 신호값이 큰 경우 아티팩트로 판단하고, 제2 신호값이 큰 경우 정상신호로 판단할 수 있다. 이때, 두 개의 출력은 단위 펄스의 형태학적 특징을 학습하여 얻어진 결과이다.
- [0046] 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 DBN 적용 방법은 비저블 레이어(visible layer)에 유닛을 배치하고(S131), 가중치값을 조정하여 정방향으로 각 레이어의 유닛을 추정할 수 있다(S132).
- [0047] 또한, 순방향으로 각 레이어의 유닛을 추정한 후, 역가중치값을 조정하여 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하고(S133), 비저블 레이어에 입력된 유닛과 역가중치값을 적용하여 추정된 비저블 레이어의 유닛의 오차가 최소가 되는지 판단하고(S134) 오차가 최소가 되면(예), DBN 적용을 중지하고 최종 히든 레이어의 출력을 아티팩트를 검출하는데 사용할 수 있다(S140). 오차가 최소가 아니면(아니오), 정방향의 가중치값 조정과 역방향의 역가중치값 조정을 순차적으로 반복할 수 있다(S132-S133). 이때, 오차가 최소인지 기준은 미리 설정될 수 있다.
- [0048] 구체적으로, N개의 단위 파형을 입력으로 비저블 레이어의 유닛으로 배치하고, 비저블 레이어로부터 최종 히든 레이어까지 인접한 각 레이어 사이의 가중치값을 조정하여 정방향으로 각 레이어의 유닛을 순차적으로 추정할 수 있다. 이때, 동일한 레이어의 각 유닛들은 서로 연결되지 않고, 인접한 레이어의 유닛들과 연결될 수 있다. 정방향으로 각 레이어의 유닛을 추정한 후, 최종 히든 레이어부터 비저블 레이어까지 인접한 각 레이어 사이의

역가중치값을 조정하여 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정할 수 있다. 입력된 유닛과 추정된 유닛의 오차가 최소가 되도록 가중치값과 역가중치값을 조정하여 정방향 및 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정하는 과정을 반복 수행할 수 있다.

[0049] 가중치값 또는 역가중치값을 조정하여 [수학식 1]에 의해 계산된 확률을 이용하여 정방향 또는 역방향으로 각 레이어의 유닛을 추정할 수 있다. 여기서, v 는 visible layer, h 는 hidden layer, E 는 (v, h) 의 joint configuration의 에너지 함수를 나타내며, $P(h)$ 도 동일한 방법으로 산출될 수 있다.

수학식 1

$$P(v) = \frac{e^{-E(v,h)}}{\sum_h e^{-E(v,h)}}$$

[0050]

[0051] 에너지 함수 $E(v, h)$ 는 [수학식 2]에 의해 결정될 수 있다. 여기서, w_{ij} 는 i 번째 레이어와 j 번째 레이어 사이의 가중치값을 나타낸다.

수학식 2

$$E(v, h; \theta) = -\sum_{i=1}^V \sum_{j=1}^H w_{ij} v_i h_j - \sum_{i=1}^V b_i v_i - \sum_{j=1}^H a_j h_j$$

[0052]

[0053] 또한, 각 레이어 사이의 연속적인 확률 추정은 [수학식 3]에 의해 계산될 수 있고, 비저블 레이어의 유닛값을 기반으로 [수학식 3]에 따라 각 레이어의 유닛값을 계산할 수 있다.

수학식 3

$$P(v) = \sum_h P(h | \theta) p(v | h, \theta)$$

[0054]

[0055] 또한, 각 레이어를 연결하는 가중치값 또는 역가중치값은 [수학식 4]에 의해 계산될 수 있고, 가중치값 또는 역가중치값은 [수학식 5]에 의해 수정될 수 있다.

수학식 4

$$\Delta w_{ij} = \langle v_i h_j \rangle_{data} - \langle v_i h_j \rangle_{model}$$

[0056]

수학식 5

$$\Delta w = \lambda \frac{\partial P(v)}{\partial w}$$

[0057]

- [0058] 여기서, λ 는 학습률로 0과 1 사이의 값을 갖는다.
- [0059] 상기와 같이 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상신호인지 판단한 이후, 아티팩트로 판단된 신호를 제거하고 혈관계 질환이 발생했는지 판단할 수 있다.
- [0061] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 동맥혈압 신호에 적용한 도면이다.
- [0062] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법은 동맥혈압의 Raw Signal을 검출하고, Raw Signal을 단위 펄스로 구분하고, 각 단위 펄스의 형태학적 특성에 따라 정상신호인지 아티팩트인지 라벨을 붙이는 전처리(Pre-proceeding) 과정을 수행할 수 있다. 이때, 단위 펄스를 정규화하여 나타낼 수 있다.
- [0063] 다음으로, DBN을 적용하여 아티팩트를 분류할 수 있다. N개의 유닛을 비저블 레이어에 배치한 후 인접한 히든 레이어의 유닛을 순차적으로 추정하는 방법으로 출력값을 결정할 수 있다. 앞서 설명한 것처럼, 정방향 및 역방향으로 추정을 반복하여 최종 출력값을 결정할 수 있다. 최종 출력값을 이용하여 측정된 신호에서 아티팩트 구간을 제거할 수 있다.
- [0065] 이하, 구체적으로 동맥혈압 신호에서 단위 펄스를 구분하고, DBN을 적용하여 아티팩트를 검출하는 과정을 설명하도록 한다.
- [0066] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 단위 파형 구분하는 방법을 설명하기 위한 도면이고, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 정상 동맥혈압 신호와 다양한 아티팩트가 포함된 동맥혈압 신호의 단위 파형 구분하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0067] 도 4를 참조하면, 동맥혈압 파형의 특징점은 파형의 시작점(10), 수축 피크점(20), 중박 맥박 패임(30), 및 중박 피크(40)를 포함한다. 이러한 동맥혈압 파형의 특징점은 혈액 순환과 밀접하게 연관되어 있다.
- [0068] 구체적으로, 파형의 시작점(10)은 대동맥 관막이 개방되는 시점과 관련되고, 수축 피크점(systolic peak)(20)은 심실 내압이 동맥압을 넘어 반월판이 열려 혈액이 방출되는 것과 동맥의 파 반사(arterial wave reflection)를 반영하며, 중박 맥박 패임(dicrotic notch)(30)은 대동맥 관막의 폐쇄와 관련이 있다
- [0069] 상기의 특징점들 중 파형의 수축 피크점(20) 사이의 시작점(10)들을 기준으로 단위 파형을 구분할 수 있다.
- [0070] 도 5를 참조하면, 아티팩트가 포함되지 않은 동맥혈압의 신호 (a)의 특정 구간 단위 펄스를 추출하는 과정은 앞서 설명한 바와 같다. 그러나, 아티팩트가 포함된 동맥혈압의 신호 (b) 내지 (e)는 시작점과 피크점이 불명확하기 때문에, 정상신호의 단위 펄스와 동일한 시간 구간으로 단위 펄스를 구분할 수 있다.
- [0072] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법에 적용되는 DBN 적용 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0073] 도 6을 참조하면, 1024개의 단위 파형을 유닛(u_1 내지 u_{1024})으로 비저블 레이어(v)에 배치하고, 가중치값(W_{p1} , W_{p2} , W_{p3} , W_{p4} , W_{p5})을 조정하며 각 레이어(h1, h2, h3, h4, h5)의 유닛을 추정할 수 있다. Propagation 이후, 역가중치값(W_{bp1} , W_{bp2} , W_{bp3} , W_{p4} , W_{bp5})을 조정하여 backpropagation을 수행하는 과정을 반복하여 최종 히든 레이어(h5)의 출력값(u_1 , u_2)을 학습할 수 있다.
- [0074] 최종 히든 레이어(h5)의 출력값(u_1 , u_2)을 이용하여 출력값 u_1 이 출력값 u_2 보다 큰 경우 아티팩트로 판단하고, 그 반대의 경우 정상신호로 판단할 수 있다.
- [0076] 도 7 내지 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 이용하여 아티팩트를 제거하기 전 후의 오작동 경보 발생율을 비교한 도면이다.
- [0077] 도 7을 참조하면, 아티팩트가 제거되지 않은 경우(검은 막대그래프)와 제거된 경우(회색 막대그래프)에 측정된 저혈압(hypotension), 고혈압(hypertension), 빈맥(tachycardia), 서맥(bradycardia)의 횟수, 지속시간, 전체 비율, 개수를 나타낸다.
- [0078] 아티팩트가 제거된 경우, 저혈압(hypotension), 고혈압(hypertension), 빈맥(tachycardia), 서맥(bradycardia)의 오경보 횟수가 줄어드는 것을 알 수 있다.
- [0079] 도 8을 참조하면, 아티팩트가 제거되지 않은 경우와 제거된 경우에 측정된 평균 CPP 차이를 나타낸다. 아티팩트

가 제거되지 않은 경우, CPP의 외상성 뇌손상 환자에 대한 예후 예측력이 $p=0.07$ 에서 0.02로 개선된 것을 확인할 수 있다.

- [0081] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치의 개략적인 블록도이다.
- [0082] 도 9를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치(1000)는 측정부(1100), 및 제어부(1200)를 포함하여 구성된다. 또한, 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치(1000)는 디스플레이(1300)를 더 포함하여 구성될 수 있다.
- [0083] 측정부(1100)는 혈압의 연속된 신호를 실시간 측정할 수 있다. 예를 들어, 측정부(1100)는 심장 근처에 부착되는 패치가 될 수 있다.
- [0084] 제어부(1200)는 측정된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하고, 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하고, 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단할 수 있다. 제어부(1200)는 AP(Access Processor), CPU, 또는 기타 프로세서를 나타내며, 하드웨어 모듈로 구현될 수도 있고 소프트웨어로 구현될 수도 있다. 제어부(1200)는 아티팩트로 판단된 신호를 측정된 신호로부터 제거하고 아티팩트가 제거된 신호를 이용하여 예후를 진단할 수 있다.
- [0085] 디스플레이부(1300)는 측정된 신호의 파형과 측정된 신호가 아티팩트인지 정상신호인지 표시할 수 있고, 진단 결과를 함께 표시할 수 있다.
- [0087] 본 발명의 또 다른 실시예에 따르면, 혈압의 연속된 신호를 실시간 입력받는 과정, 상기 입력된 신호로부터 심장수축 시작점과 피크점을 탐색하여 상기 연속된 신호를 다수의 단위 파형으로 구분하는 과정, 상기 다수의 단위 파형 중 연속된 N개의 단위 파형을 입력으로 심층 신뢰 신경망(DBN: Deep Belief Network)에 적용하여 두 개의 출력을 결정하는 과정과, 상기 결정된 두 개의 출력을 이용하여 아티팩트인지 정상 신호인지 판단하는 과정을 수행하는 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.
- [0088] 이와 같이, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 혈압 신호의 아티팩트 검출 방법을 실행하기 위한 프로그램은 컴퓨터의 프로세서(CPU)에 의해 읽힐 수 있는 C, C++, JAVA, 기계어 등의 컴퓨터 언어로 코드화된 코드(Code)를 포함할 수 있다. 이러한 코드는 상기 기능들을 컴퓨터의 프로세서가 실행시키는데 필요한 추가 정보나 미디어가 컴퓨터의 내부 또는 외부 메모리의 어느 위치(주소, 번지)에서 참조되어야 하는지에 대한 메모리 참조 관련 코드를 더 포함할 수 있다.
- [0089] 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(Functional) 프로그램과 이와 관련된 코드 및 코드 세그먼트 등은 기록매체를 읽어서 프로그램을 실행시키는 컴퓨터의 시스템 환경 등을 고려하여, 본 발명이 속하는 기술분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론되거나 변경될 수 있다. 상기의 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽힐 수 있는 기록매체는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 미디어 저장장치 등이 있다.
- [0090] 본 발명의 실시예를 구성하는 모든 구성 요소들이 하나로 결합되거나 결합되어 동작하는 것으로 설명되었다고 해서, 본 발명이 반드시 이러한 실시예에 한정되는 것은 아니다. 즉, 본 발명의 목적 범위 안에서라면, 그 모든 구성 요소들이 적어도 하나로 선택적으로 결합하여 동작할 수 있다. 또한, 그 모든 구성 요소들이 각각 하나의 독립적인 하드웨어로 구현될 수 있지만, 각 구성 요소들의 그 일부 또는 전부가 선택적으로 조합되어 하나 또는 복수 개의 하드웨어에서 조합된 일부 또는 전부의 기능을 수행하는 프로그램 모듈을 갖는 컴퓨터 프로그램으로서 구현될 수도 있다. 그 컴퓨터 프로그램을 구성하는 코드들 및 코드 세그먼트들은 본 발명의 기술 분야의 당업자에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이다. 이러한 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터가 읽을 수 있는 저장매체(Computer Readable Media)에 저장되어 컴퓨터에 의하여 읽혀지고 실행됨으로써, 본 발명의 실시예를 구현할 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 저장매체로는 자기 기록매체, 광 기록매체 등이 포함될 수 있다.
- [0092] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 사람이라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0093]

1000: 혈압 신호의 아티팩트 검출 장치

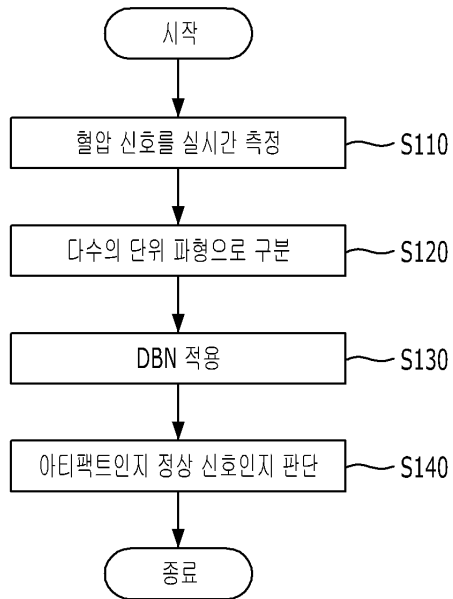
1100: 측정부

1200: 제어부

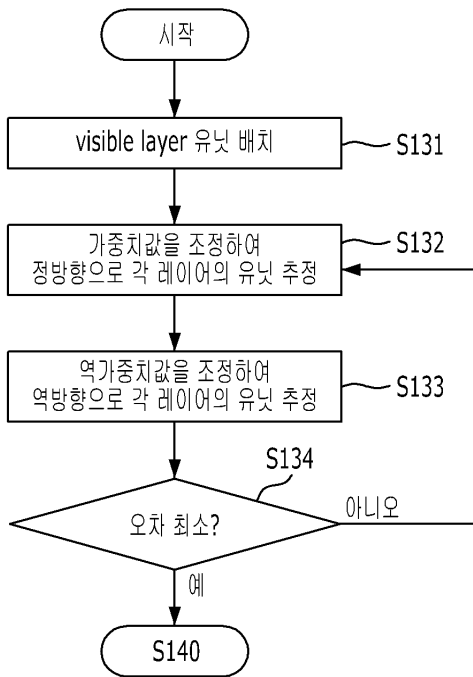
1300: 디스플레이

도면

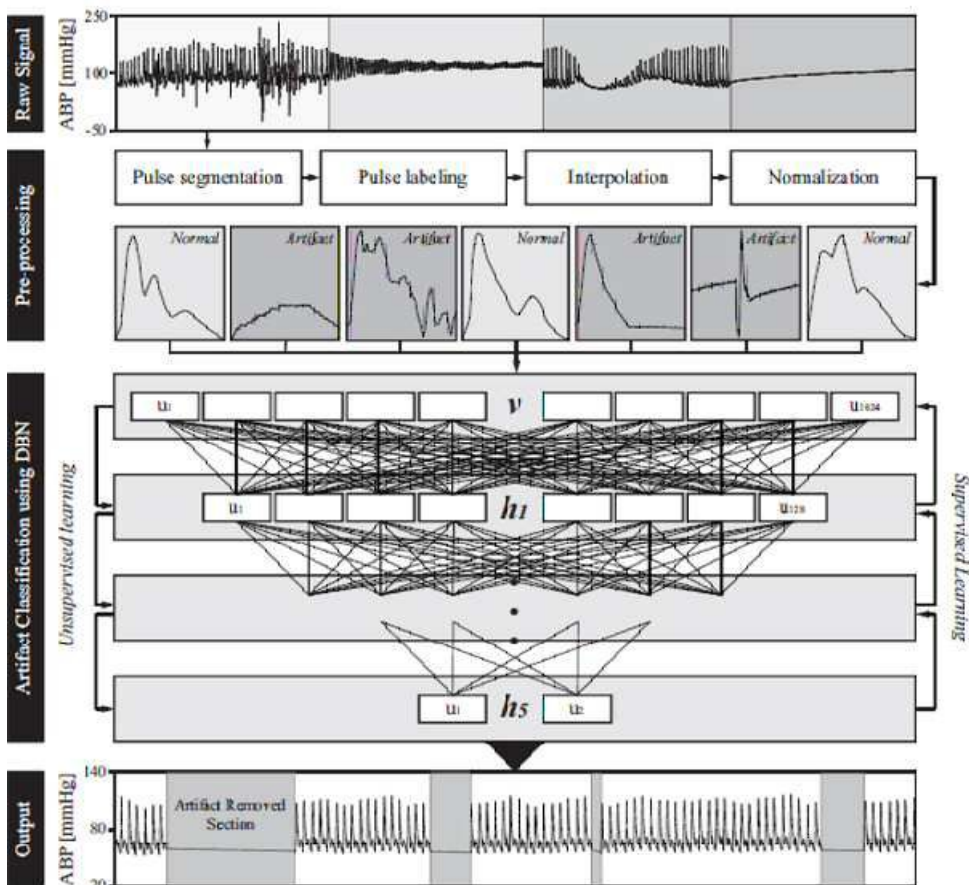
도면1



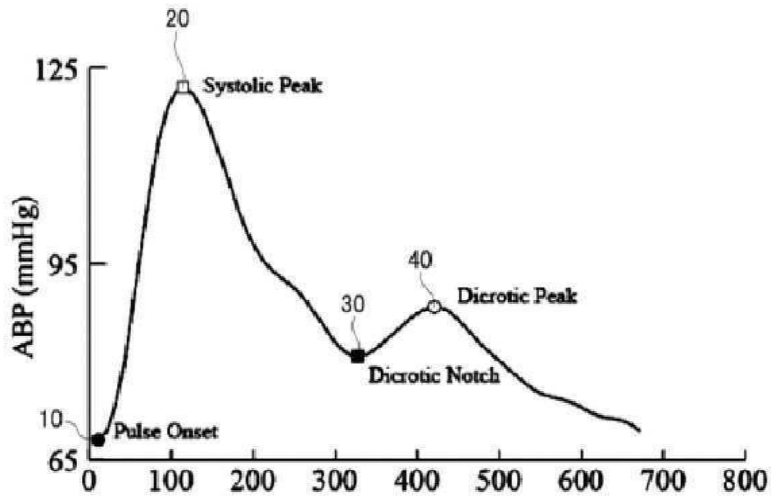
도면2



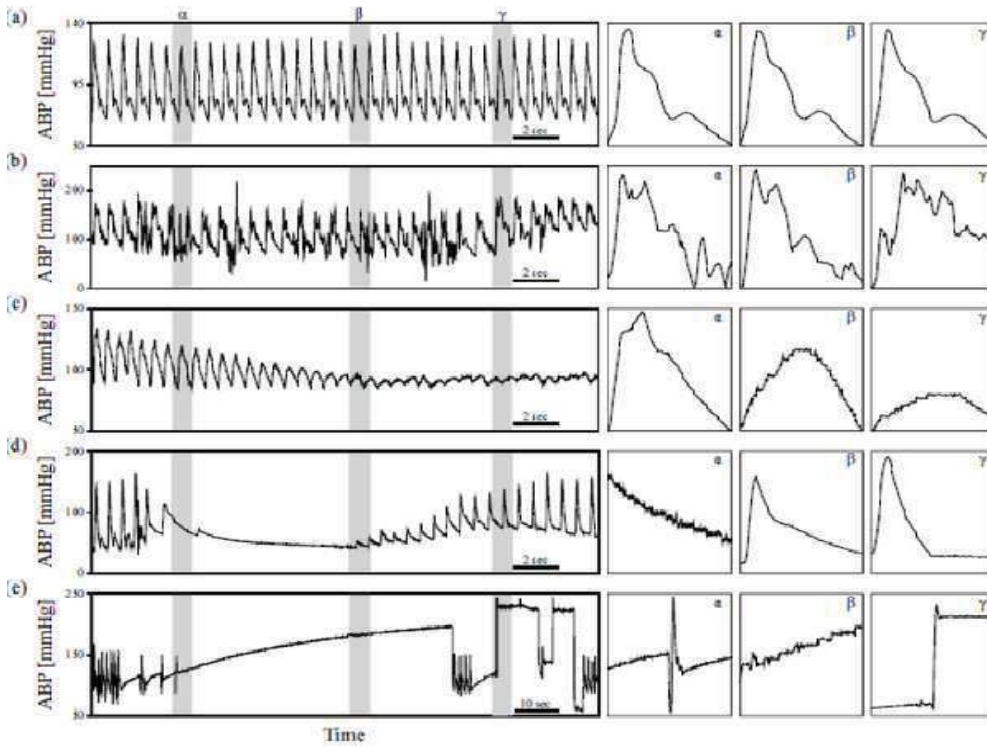
도면3



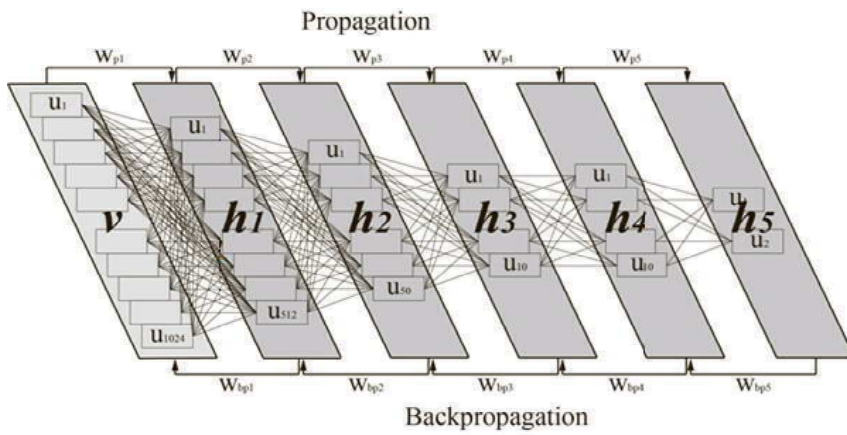
도면4



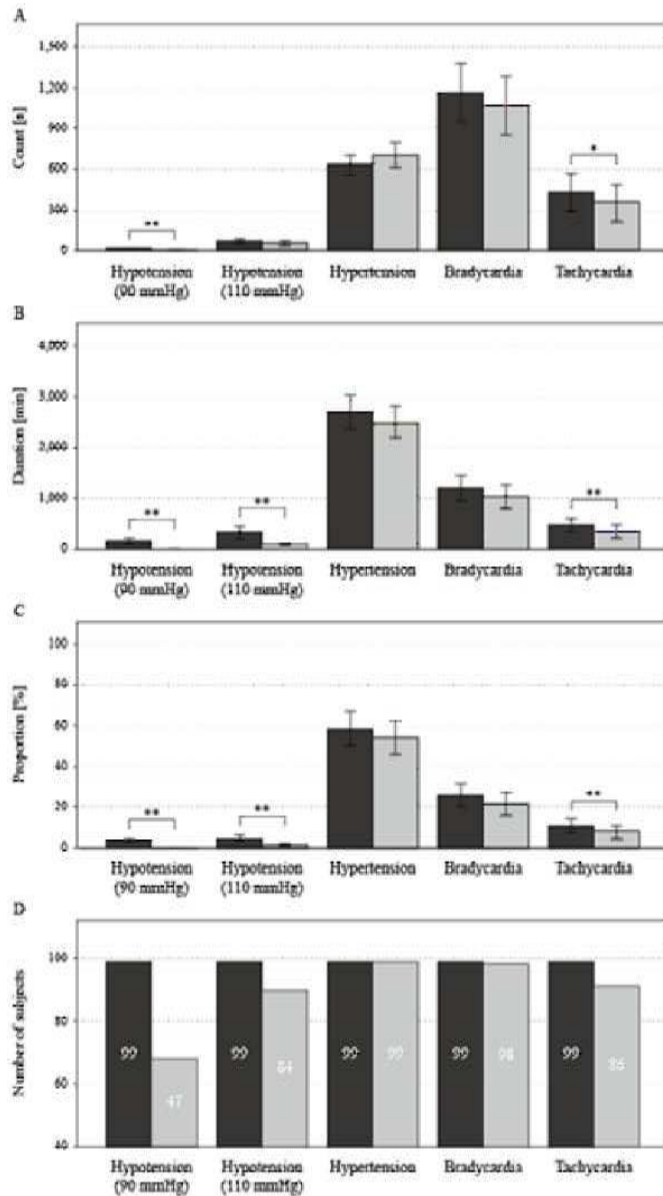
도면5



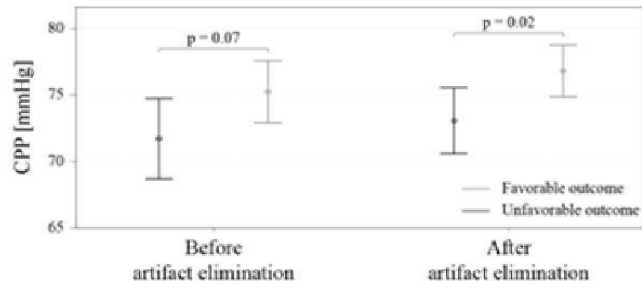
도면6



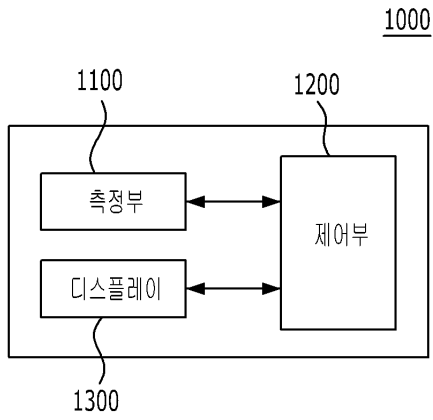
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	用于检测血压伪影的装置和方法，以及存储该方法的计算机可读记录介质		
公开(公告)号	KR102079530B1	公开(公告)日	2020-02-20
申请号	KR1020180010052	申请日	2018-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	高丽大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	高丽大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	高丽大学产学合作基金会		
[标]发明人	김동주		
发明人	김동주		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021		
CPC分类号	A61B5/7221 A61B5/021 A61B5/7264 A61B5/7203 A61B5/7267 A61B5/02028 A61B5/02108 A61B5/022 A61B5/0456		
代理人(译)	情感方程式 Hongseonguk		
审查员(译)	Ohseungjae		
其他公开文献	KR1020190091071A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于检测血压信号的伪影的方法，包括：实时测量血压的连续信号，通过从测量的信号中搜索收缩起点和峰值点，将连续信号划分为多个单位波形，通过应用来确定两个输出 多个单位波形中的N个连续单位波形作为深度信任网络 (DBN) 的输入，并通过使用两个确定的输出来确定信号是伪像还是正常信号。 根据本公开，可以通过使用作为深度神经网络 (DNN) 模型之一的深度信念网络 (DBN) 自动消除ABP伪像，来最小化实时测量的生物信号流的各种错误警报。 学习原因和各种人工制品的形状。

