



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0011026
(43) 공개일자 2019년02월01일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)
A61B 5/0456 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/02108 (2013.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-0093419
- (22) 출원일자 2017년07월24일
심사청구일자 2017년07월24일

- (71) 출원인
주식회사 인바디
서울특별시 강남구 논현로2길 54 (개포동)
한양대학교 산학협력단
서울특별시 성동구 왕십리로 222(행당동, 한양대학교내)
- (72) 발명자
차기철
서울특별시 서초구 신반포로 270, 111동 1301호
(반포동, 반포자이아파트)
최창은
경기도 성남시 수정구 위례동로 15, 5705동 104호
(창곡동, 힐스테이트 위례)
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
특허법인 무한

전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 **혈압 측정 장치 및 방법**

(57) 요약

피검체에 대한 수축기 및 이완기 혈압을 제공하는 혈압 측정 장치가 제공된다. 상기 혈압 측정 장치는 피검체로부터 심전도 신호(ECG: electrocardiography)를 획득하는 제1 센서부, 상기 피검체로부터 광전용적맥파(PPG: photoplethysmography)를 획득하는 제2 센서부 및 상기 심전도 신호의 제1 포인트, 상기 광전용적맥파의 제2 포인트 및 제3 포인트로부터 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 지도 학습(supervised learning)된 결과값에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/0408 (2013.01)

A61B 5/0456 (2013.01)

A61B 5/7264 (2013.01)

(72) 발명자

강명균

서울특별시 양천구 목동동로 430, 608동 504호 (목동, 목동신시가지아파트6단지)

이상진

충청북도 청주시 서원구 청남로2005번길 40, 206동 609호 (분평동, 우성2차아파트)

장준혁

서울특별시 강남구 언주로30길 26, G동 2708호 (도곡동, 타워팰리스)

송광섭

서울특별시 구로구 도림로12길 21-5, 2층 (구로동)

정구영

서울특별시 송파구 위례광장로 185, 103동 2902호 (장지동, 위례송파푸르지오)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 S2482763

부처명 중소기업청

연구관리전문기관 한국산업기술진흥원

연구사업명 글로벌중견기업육성프로젝트지원

연구과제명 BIA 기술의 초고주파수 대역 측정을 통한 특수/중환자 대상 전문가용 체수분/체성분 분석
기술 및 사후관리 솔루션 개발

기여율 1/1

주관기관 (주)인바디

연구기간 2017.03.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

피검체로부터 심전도 신호(ECG: electrocardiography)를 획득하는 제1 센서부;

상기 피검체로부터 광전용적맥파(PPG: photoplethysmography)를 획득하는 제2 센서부; 및

상기 심전도 신호의 제1 포인트, 상기 광전용적맥파의 제2 포인트 및 제3 포인트로부터 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 지도 학습(supervised learning)된 결과값에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 프로세서

를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 미리 지도 학습된 심층신경망(DNN: Deep Neural Network)에 입력하여 상기 수축기 혈압 및 상기 이완기 혈압을 추정하는 혈압 측정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 심전도 신호의 R 피크 포인트, 상기 광전용적맥파의 피크 포인트 및 밸리 포인트를 이용하여 적어도 하나의 특징 벡터를 추출하는 혈압 측정 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 소정의 측정 시간 동안의 상기 광전용적맥파 내에 포함되는 밸리 포인트들의 개수를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 소정의 측정 시간 동안의 상기 심전도 신호 내에 포함되는 R 피크 포인트들의 개수를 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 상기 광전용적맥파의 제1 주기에 대응하는 제1 밸리 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 밸리 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 7

제3항에 있어서,

상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 상기 심전도 신호의 제1 주기에 대응하는 제1 R 피크 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 R 피크 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 8

제3항에 있어서,

상기 프로세서는, 제1 주파수 이상의 신호를 차단하는 로우 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 심전도 신호에서 잡음 신호를 제거하고, 제2 주파수 대역 내의 신호를 통과시키는 밴드 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 광전용적맥파에서 잡음 신호를 제거하는 혈압 측정 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제1 주파수는 30Hz로부터 임계 차이 이하에 있는 주파수이고, 상기 제2 주파수 대역은 0.5Hz 이상 11Hz 이하의 주파수 대역을 포함하는 혈압 측정 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 프로세서는 중앙값 필터를 이용하여 상기 추출된 적어도 하나의 특징 벡터에서 이상 데이터를 제거하고, 상기 피검체의 키, 몸무게, 나이 및 성별 중 적어도 하나를 구성요소(element)로서 더 포함하는 보정된 특징 벡터를 생성하는 혈압 측정 장치.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 제1 센서부 및 상기 제2 센서부는 상기 피검체의 손목으로부터 소정 범위 내에 존재하는 신체 영역내에 접촉되어 센싱을 수행하는 혈압 측정 장치.

청구항 12

입력된 심전도 신호 및 광전용적맥파로부터 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계; 및

상기 추출된 복수의 특징 벡터들을 지정된 뉴럴 네트워크에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 단계

를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 지정된 뉴럴 네트워크는, 피검체의 심전도 신호 및 광전용적맥파를 입력 데이터로서 이용하고 상기 피검체

의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력 데이터로 이용하여 학습된 심층 신경망(DNN: Deep Neural Network)를 나타내는 혈압 추정 방법.

청구항 14

제12항에 있어서,

제1 주파수 이상의 신호를 차단하는 로우 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 입력된 심전도 신호에서 잡음 신호를 제거하는 단계; 및

제2 주파수 대역 내의 신호를 통과시키는 밴드 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 광전용적맥파에서 잡음 신호를 제거하는 단계

를 더 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 15

제12항에 있어서,

상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는,

소정의 측정 시간 동안의 상기 광전용적맥파 내에 포함되는 밸리 포인트들의 개수를 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 16

제12항에 있어서,

상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는,

소정의 측정 시간 동안의 상기 심전도 신호 내에 포함되는 R 피크 포인트들의 개수를 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 17

제12항에 있어서,

상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는,

상기 광전용적맥파의 제1 주기에 대응하는 제1 밸리 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 밸리 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 상기 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 18

제12항에 있어서,

상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는,

상기 심전도 신호의 제1 주기에 대응하는 제1 R 피크 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 R 피크 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 상기 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 19

측정된 생체신호(biosignal)을 이용하여 피검체의 혈압(blood pressure)을 측정하는 프로그램을 수록한 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 있어서, 상기 프로그램은:

입력된 심전도 신호 및 광전용적맥파로부터 복수의 특징 벡터들을 추출하는 명령어 세트; 및

상기 추출된 복수의 특징 벡터들을 지정된 뉴럴 네트워크에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 명령어 세트

를 포함하고,

상기 지정된 뉴럴 네트워크는, 피검체의 심전도 신호 및 광전용적맥파를 입력 데이터로서 이용하고 상기 피검체의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력 데이터로 이용하여 학습된 심층 신경망(DNN: Deep Neural Network)를 나타내는 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 이하의 설명은 혈압 측정 장치 및 방법에 연관되며, 보다 구체적으로 심층신경망(DNN: Deep Neural Network)을 이용한 혈압 측정 장치 및 방법에 연관된다.

배경 기술

[0002] 건강 및 의료 서비스에 대한 사람들의 관심은 나날이 증가하고 있다. 이에 따라 웨어러블 기기(wearable device)를 이용하여 사용자의 건강상태를 주기적으로 모니터링하고, 원격으로 건강 관리 정보를 제공하는 헬스케어 서비스에 관한 연구도 증가하고 있는 추세이다.

[0003] 그 중 혈압 측정은 고혈압 환자 및 저혈압 환자와 같이 매일같이 혈압을 확인해야 하는 사람들에게 있어 매우 중요한 기술이다. 종래 방식의 수은 혈압계나 자동 혈압계는 휴대성이 없어, 지정된 장소(이른테면, 집이나 병원 등)에서만 측정이 가능하다. 사용자에게 휴대성을 제공하며 정확도 높은 혈압 측정결과를 제공할 수 있는 혈압 측정 장치에 대한 필요성이 존재한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0004] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제10-1210828호 (공고일자 2012년 12월 11일)는 복수의 생체 신호를 측정하여 손목 혈압 측정치의 정확도를 향상시키는 방법에 관한 발명이다. 보다 구체적으로, 상기 등록 특허는 맥파 전달 시간(PIT), 코트르코프파위의 최대 증가점과 최고점 사이의 시간(kmax-rip) 및 다양한 인체 정보를 이용하여 보다 정확도가 향상된 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 제공하는 기술에 관한 것이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0005] 일측에 따르면, 피검체에 대한 수축기 및 이완기 혈압을 제공하는 혈압 측정 장치가 제공된다. 상기 혈압 측정 장치는 피검체로부터 심전도 신호(ECG: electrocardiography)를 획득하는 제1 센서부, 상기 피검체로부터 광전용적맥파(PPG: photoplethysmography)를 획득하는 제2 센서부 및 상기 심전도 신호의 제1 포인트, 상기 광전용적맥파의 제2 포인트 및 제3 포인트로부터 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 지도 학습(supervised learning)된 결과값에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0006] 일실시예에 따르면, 상기 프로세서는 상기 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 미리 지도 학습된 심층신경망

(DNN: Deep Neural Network)에 입력하여 상기 수축기 혈압 및 상기 이완기 혈압을 추정할 수 있다.

- [0007] 다른 일실시예에 따르면, 상기 프로세서는 상기 심전도 신호의 R 피크 포인트, 상기 광전용적맥파의 피크 포인트 및 밸리 포인트를 이용하여 적어도 하나의 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 소정의 측정 시간 동안의 상기 광전용적맥파 내에 포함되는 밸리 포인트들의 개수를 포함할 수 있다.
- [0008] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 소정의 측정 시간 동안의 상기 심전도 신호 내에 포함되는 R 피크 포인트(R peak point)들의 개수를 포함할 수 있다.
- [0009] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 상기 광전용적맥파의 제1 주기에 대응하는 제1 밸리 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 밸리 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 포함할 수 있다.
- [0010] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 특징 벡터는, 상기 심전도 신호의 제1 주기에 대응하는 제1 R 피크 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 R 피크 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 포함할 수 있다.
- [0011] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 프로세서는, 제1 주파수 이상의 신호를 차단하는 로우 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 심전도 신호에서 잡음 신호를 제거하고, 제2 주파수 대역 내의 신호를 통과시키는 밴드 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 광전용적맥파에서 잡음 신호를 제거할 수 있다. 상기 제1 주파수는 30Hz로부터 임계 차이 이하에 있는 주파수이고, 상기 제2 주파수 대역은 0.5Hz 이상 11Hz 이하의 주파수 대역을 포함할 수 있다.
- [0012] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 프로세서는 중앙값 필터를 이용하여 상기 결정된 적어도 하나의 특징 벡터에서 이상 데이터를 제거하고, 상기 피검체의 키, 몸무게, 나이 및 성별 중 적어도 하나를 구성요소(element)로서 더 포함하는 보정된 특징 벡터를 생성할 수 있다.
- [0013] 다른 일측에 따르면, 입력된 심전도 신호 및 광전용적맥파로부터 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계 및 상기 추출된 복수의 특징 벡터들을 지정된 뉴럴 네트워크에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법이 제공된다.
- [0014] 일실시예에 따르면, 상기 지정된 뉴럴 네트워크는, 피검체의 심전도 신호 및 광전용적맥파를 입력 데이터로서 이용하고 상기 피검체의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력 데이터로 이용하여 학습된 심층 신경망(DNN: Deep Neural Network)를 나타낼 수 있다.
- [0015] 다른 일실시예에 따르면, 상기 혈압 추정 방법은 제1 주파수 이상의 신호를 차단하는 로우 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 입력된 심전도 신호에서 잡음 신호를 제거하는 단계 및 제2 주파수 대역 내의 신호를 통과시키는 밴드 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 광전용적맥파에서 잡음 신호를 제거하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는 소정의 측정 시간 동안의 상기 광전용적맥파 내에 포함되는 밸리 포인트들의 개수를 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는 소정의 측정 시간 동안의 상기 심전도 신호 내에 포함되는 R 피크 포인트(R peak point)들의 개수를 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는 상기 광전용적맥파의 제1 주기에 대응하는 제1 밸리 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 밸리 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 상기 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 또 다른 일실시예에 따르면, 상기 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계는 상기 심전도 신호의 제1 주기에 대응하는 제1 R 피크 포인트 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 R 피크 포인트의 시간 인덱스 차이의 중앙값을 상기 특징 벡터로서 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0020] 또 다른 일측에 따르면, 측정된 생체신호(biosignal)을 이용하여 피검체의 혈압(blood pressure)을 측정하는 프로그램을 수록한 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체가 제공된다. 상기 프로그램은 입력된 심전도 신호 및 광전용적맥파로부터 복수의 특징 벡터들을 추출하는 명령어 세트 및 상기 추출된 복수의 특징 벡터들을 지정된 뉴럴 네트워크에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 명령어 세트를 포함하고, 상기 지정된 뉴럴 네트워크는, 피검체의 심전도 신호 및 광전용적맥파를 입력 데이터로서 이용하고 상기 피검체의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력 데이터로 이용하여 학습된 심층 신경망(DNN: Deep Neural Network)를 나타낼 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 일실시예에 따른 혈압 측정 장치를 도시하는 예시도이다.
- 도 2는 도 1의 혈압 측정 장치에 의해 구현되는 심층신경망을 도시한다.
- 도 3은 다른 일실시예에 따른 혈압 측정 장치가 복수의 특징 벡터들을 추출하는 과정을 설명하는 흐름도이다.
- 도 4a 내지 도 4c는 도 3의 혈압 측정 장치가 각각의 특징 벡터들을 추출하는 과정을 설명하는 예시도이다.
- 도 5는 또 다른 일실시예에 따른 혈압 측정 장치를 도시하는 블록도이다.
- 도 6은 도 5의 혈압 측정 장치의 예시적 구현 형태를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 실시예들에 대한 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 예시를 위한 목적으로 개시된 것으로서, 다양한 형태로 변경되어 실시될 수 있다. 따라서, 실시예들은 특정한 개시형태로 한정되는 것이 아니며, 본 명세서의 범위는 기술적 사상에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.
- [0023] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이런 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 해석되어야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.
- [0024] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.
- [0025] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로써 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0026] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0027] 이하, 실시예들을 첨부된 도면들을 참조하여 상세하게 설명한다. 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 부여하고, 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0028] 용어의 설명
- [0029] 이하에서 심전도 신호(ECG: Electrocardiogram)는 심근의 활동에 의해 생기는 전위의 변화를 체표면에 접촉된 전극으로 유도, 증폭하여 기록한 신호를 나타낸다. 보다 구체적으로, 상기 심전도 신호는 심방근의 탈분극에 따른 P파(P wave), 상기 심방근의 재분극에 따른 Ta파(Ta wave), 심실근의 탈분극에 따른 QRS파(QRS complex) 및 상기 심실근의 재분극에 따른 T파(T wave)를 포함할 수 있다.
- [0030] 또한, 광전용적맥파(PPG: Photoplethysmography)는 심실 수축기 동안 내뿜어지는 혈액이 말초혈관에 전달될 때 말초신경에서 측정되는 광전신호를 나타낸다. 구체적으로, 말초혈관 내의 혈류량에 따라 흡수되는 빛의 변화량을 감지함으로써 광전용적맥파가 측정될 수 있다.
- [0031] 혈압 측정 장치의 개요
- [0032] 도 1은 일실시예에 따른 혈압 측정 장치를 도시하는 예시도이다. 도 1을 참조하면, 혈압 측정 장치(100)는 피검체에 대한 심전도 신호(ECG) 및 광전용적맥파(PPG)를 이용하여 상기 피검체에 대한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 계산해낼 수 있다. 보다 구체적으로, 혈압 측정 장치(100)는 심전도 신호 및 광전용적맥파 중 적어도 하나를 이용하여 복수의 특징 벡터를 추출할 수 있다. 혈압 측정 장치(100)는 추출된 복수의 특징 벡터를 이용하여 상기 피검체에 관한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 계산해낼 수 있다.

- [0033] 일실시예로서, 혈압 측정 장치(100)는 복수의 센서를 포함하고, 상기 복수의 센서 각각은 피검체로부터 심전도 신호 및 광전용적맥파를 측정할 수 있다. 혈압 측정 장치(100)는 측정된 심전도 신호 및 광전용적맥파를 이용하여 복수의 특징 벡터를 추출할 수 있다.
- [0034] 다른 일실시예로서, 혈압 측정 장치(100)는 통신 인터페이스를 통하여 페어링된 복수의 센서로부터 상기 피검체에 관한 심전도 신호 및 광전용적맥파를 수신할 수도 있다. 이 경우에, 혈압 측정 장치(100)는 수신된 심전도 신호 및 광전용적맥파를 이용하여 복수의 특징 벡터를 추출할 수 있다.
- [0035] 이하에서는 혈압 측정 장치(100)의 구조와 함께 복수의 특징 벡터들이 추출되는 과정에 대해 자세하게 설명될 것이다.
- [0036] 혈압 측정 장치의 구조: 심층신경망(DNN: Deep Neural Network)
- [0037] 도 2는 도 1의 혈압 측정 장치에 의해 구현되는 심층신경망을 도시한다. 도 2를 참조하면, 혈압 측정 장치(100)는 피검체에 관한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력하는 심층신경망(DNN) 구조를 구현할 수 있다. 구체적으로, 혈압 측정 장치(100)에 포함되는 프로세서는 복수의 특징 벡터들을 입력 받아 피검체에 관한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력하는 심층신경망을 구현할 수 있다.
- [0038] 심층신경망은 복수의 특징 벡터들이 입력되는 입력 레이어(210)를 포함할 수 있다. 입력 레이어(210)에 포함되는 제1 입력 노드에는 상기 추출된 특징 벡터들 중 대응하는 제1 특징 벡터가 입력될 수 있다. 마찬가지로, 입력 레이어(210)에 포함되는 제2 입력 노드에는 상기 추출된 특징 벡터들 중 대응하는 제2 특징 벡터가 입력될 수 있다. 마찬가지로, 입력 레이어(210)에 포함되는 각각의 입력 노드들 각각에 대응하는 특징 벡터들이 입력될 수 있다는 것은 기술 분야의 전문가에게는 자명한 사실일 것이다.
- [0039] 또한, 심층신경망은 미리 학습된 결과에 따라 입력 레이어(210)와 출력 레이어(230) 사이에서 가중치 매트릭스 (weight matrix)와 바이어스 벡터를 적용하는 은닉 레이어(220)(hidden layer)를 포함할 수 있다. 보다 구체적으로, 심층신경망은 i 개의 레이어들로 구현되는 은닉 레이어(220)들을 포함할 수 있으며, i 번째 레이어는 서로 다른 노드들을 연결하는 가중치 매트릭스 W_i 및 바이어스 벡터 b_i 로 정의될 수 있다. 더하여, 심층신경망은 피검체에 관한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 각각 출력하는 출력 레이어(230)를 포함할 수 있다.
- [0040] 심층신경망의 학습
- [0041] 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력하는 심층신경망은 지정된 학습 데이터를 이용하여 학습될 수 있다. 본 실시예 상에서 학습은 머신 러닝(machine learning) 또는 머신 트레이닝(training) 과정을 나타낼 수 있다. 보다 구체적으로, 혈압 측정 장치(100)는 지정된 학습 데이터를 이용하여 심층신경망 내의 은닉 레이어(220)의 개수, 상기 은닉 레이어(220)에 포함되는 노드들의 개수, 상기 은닉 노드들의 연결 관계, 가중치 매트릭스 W_i 및 바이어스 벡터 b_i 를 결정할 수 있다. 지정된 학습 데이터는 복수의 사람들의 실제 심전도 신호 및 광전용적맥파와 그에 상응하여 라벨링된 수축기 혈압 결과값 및 이완기 혈압 결과값이 이용될 수 있다. 위와 같은 학습 데이터를 이용하여, 혈압 측정 장치(100)는 심층신경망 모델을 미리 학습할 수 있다. 그에 따라, 본 실시예에 따른 혈압 측정 장치(100)는 심전도 신호 및 광전용적맥파에 따른 특징 벡터들을 이용할 수 있고, 보다 정확한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 계산해내는 효과를 기대할 수 있다.
- [0042] 심층신경망의 이용
- [0043] 혈압 측정 장치(100)는 전달된 심전도 신호 및 광전용적맥파로부터 적어도 하나의 특징 벡터를 추출할 수 있다. 또한, 혈압 측정 장치(100)는 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 심층신경망에 입력하여 피검체에 대한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 계산할 수 있다. 이하에서는, 혈압 측정 장치(100)가 전달된 심전도 신호 및 광전용적맥파를 전처리(preprocessing)하고, 전처리된 생체 신호들로부터 특징 벡터를 추출하는 과정을 보다 자세히 설명할 것이다.
- [0044] 도 3은 다른 일실시예에 따른 혈압 측정 장치가 복수의 특징 벡터들을 추출하는 과정을 설명하는 흐름도이다. 도 3을 참조하면, 혈압 측정 장치는 복수의 특징 벡터를 추출하기 위해 피검체에 대한 생체 신호를 획득하는 단계(310), 상기 획득된 생체 신호 내의 잡음 신호를 제거하는 단계(320) 및 상기 잡음 신호가 제거된 신호로부터 복수의 특징 벡터들을 추출하는 단계(330)를 수행할 수 있다.
- [0045] 단계(310)에서 혈압 측정 장치는 피검체에게 접촉된 복수의 센서를 통해 심전도 신호 및 광전용적맥파를 측정할 수 있다. 예시적으로, 혈압 측정 장치는 심전도 신호를 측정하기 위한 전극(electrode)을 제1 센서부로서 포함

할 수 있다. 또한, 혈압 측정 장치는 광전용적맥파를 측정하기 위한 수광 센서를 제2 센서부로서 포함할 수 있다. 혈압 측정 장치는 상기 제1 센서부 및 상기 제2 센서부를 통해 피검체로부터 심전도 신호 및 광전용적맥파를 측정할 수 있다. 예시적으로, 상기 제1 센서부 및 상기 제2 센서부는 상기 피검체의 손목으로부터 소정 범위 내에 존재하는 신체 영역내에 접촉되어 센싱(sensing)을 수행할 수 있다.

[0046] 다른 일실시예로서, 혈압 측정 장치는 통신 인터페이스를 통해 연결된 센서로부터 심전도 신호 및 광전용적맥파를 수신할 수도 있다.

[0047] 진처리 과정

[0048] 단계(320)에서 혈압 측정 장치는 획득된 생체 신호 내의 잡음 신호를 제거할 수 있다. 예시적으로, 혈압 측정 장치는 제1 주파수 대역 이상의 신호를 차단하는 로우 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 심전도 신호에서 잡음 신호를 제거할 수 있다. 보다 구체적으로, 상기 제1 주파수는 30Hz로부터 임계 차이 이하에 있는 주파수를 나타낼 수 있다. 또한, 혈압 측정 장치는 제2 주파수 대역 내의 신호를 통과시키는 밴드 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 광전용적맥파에서 잡음 신호를 제거할 수 있다. 예시적으로, 상기 제1 주파수 대역은 0.5Hz 이상 11Hz 이하의 주파수 대역을 포함할 수 있다.

[0049] 일실시예로서, 혈압 측정 장치에 포함되는 프로세서는 2차 버터워스 필터를 이용하여 로우 패스 필터 및 밴드 패스 필터 각각을 구현할 수 있다.

수학식 1

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1}$$

[0050]

[0051] 상기 수학식 1은 상기 프로세서가 이용하는 2차 버터워스 필터에 관한 전달함수를 나타낼 수 있다. 상기 수학식 1에서 s는 라플라스 변환 파라미터를 나타내며, 라플라스 변환 과정은 기술 분야의 전문가에게 straight forward한 내용이기 때문에 자세한 설명은 생략하기로 한다.

[0052] 단계(330)에서 혈압 측정 장치는 상기 잡음 신호가 제거된 신호로부터 복수의 특징 벡터를 추출할 수 있다. 혈압 측정 장치는 상기 잡음 신호가 제거된 신호로부터 복수의 포인트들을 확인하고, 확인된 복수의 포인트들을 이용하여 복수의 특징 벡터를 추출할 수 있다. 보다 구체적으로, 혈압 측정 장치는 심전도 신호 내의 R 피크 포인트(R peak point), 광전용적맥파의 피크 포인트 및 밸리 포인트(valley point), 광전용적맥파의 미분 신호의 피크 포인트 중 적어도 하나를 이용하여 적어도 하나의 특징 벡터를 추출할 수 있다. 이하에서는, 각각의 심전도 신호 및 광전용적맥파에 대해 적어도 하나의 특징 벡터가 추출되는 과정이 보다 자세하게 설명된다.

[0053] 특징 벡터 추출 과정

[0054] 도 4a 내지 도 4c는 도 3의 혈압 측정 장치가 복수의 특징 벡터들 각각을 추출하는 과정을 설명하는 예시도이다. 도 4a 내지 도 4c를 참조하면, 시간에 따른 심전도 신호(401) 및 광전용적맥파(402)가 도시된다. 보다 구체적으로, 도 4a 내지 도 4c들의 X 축은 시간(second)을 나타내고, Y 축은 신호의 진폭(mV)을 나타낸다.

[0055] 혈압 측정 장치는 심전도 신호(401)로부터 R 피크 포인트(411)(R peak point)를 검출할 수 있다. 또한, 혈압 측정 장치는 광전용적맥파(402)로부터 피크 포인트(412) 및 밸리 포인트(414)를 검출할 수 있다. 이하의 설명에서, 피크 포인트는 하나의 주기의 생체 신호에 포함되는 극대점을 나타내고, 밸리 포인트는 하나의 주기의 생체 신호에 포함되는 극소점을 나타낼 수 있다.

[0056] 혈압 측정 장치는 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)와 광전용적맥파(402)의 피크 포인트(412)를 이용하여 제1 특징 벡터를 추출할 수 있다. 보다 구체적으로, 제1 특징 벡터는 PTTt(Pulse Transmission Time top)(421)를 나타낼 수 있다. 상기 PTTt는 아래의 수학식 2와 같이 계산될 수 있다.

수학식 2

$$PTT_t = PPG_{peak} - ECG_{Rpeak}$$

[0057]

[0058]

상기 수학식 2에서 PPG_{peak} 는 광전용적맥파(402)의 피크 포인트(412)에 대응하는 시간 인덱스를 나타내고, ECG_{peak} 는 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)에 대응하는 시간 인덱스를 나타낼 수 있다. 다시 말하여, 광전용적맥파(402)의 피크 포인트(412) 및 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)의 시간 차이에 따라 상기 PTT_t 가 계산될 수 있다.

[0059]

또한, 혈압 측정 장치는 광전용적맥파(402) 내에서 최대 양의 기울기를 갖는 포인트(413) 및 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)를 이용하여 제2 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제2 특징 벡터는 PTT_b (Pulse Transmission Time bottom)(422)를 나타낼 수 있다. 상기 PTT_b 는 아래의 수학식 3과 같이 계산될 수 있다.

수학식 3

$$PTT_b = PPG_{slope} - ECG_{Rpeak}$$

[0060]

[0061]

상기 수학식 3에서 PPG_{slope} 은 광전용적맥파(402) 내에서 최대 양의 기울기를 갖는 포인트(413)에 대응하는 시간 인덱스를 나타낼 수 있다. 보다 구체적으로, PPG_{slope} 은 상기 광전용적맥파(402)의 미분 신호의 피크 포인트를 나타낼 수 있다. 마찬가지로, 광전용적맥파(402) 내에서 최대 양의 기울기를 갖는 포인트(413)와 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)의 시간 차이에 따라 상기 PTT_b 가 계산될 수 있다.

[0062]

또한, 혈압 측정 장치는 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)와 광전용적맥파(402)의 밸리 포인트(414)를 이용하여 제3 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제3 특징 벡터는 PTT_f (Pulse Transmission Time foot)(423)를 나타낼 수 있다. 상기 PTT_f 는 아래의 수학식 4와 같이 계산될 수 있다.

수학식 4

$$PTT_f = PPG_{valley} - ECG_{Rpeak}$$

[0063]

[0064]

상기 수학식 4에서 PPG_{valley} 는 광전용적맥파(402)의 밸리 포인트(414)에 대응하는 시간 인덱스를 나타낼 수 있다. 광전용적맥파(402)의 밸리 포인트(414) 및 심전도 신호(401) 내의 R 피크 포인트(411)의 시간 차이에 따라 상기 PTT_f 가 계산될 수 있다.

[0065]

또한, 혈압 측정 장치는 상기 PTT_b 및 피검체의 팔 길이 d 를 이용하여 제4 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제4 특징 벡터는 PWV (Pulse Wave Velocity)를 나타낼 수 있다. 상기 PWV 는 아래의 수학식 5와 같이 계산될 수 있다.

수학식 5

$$PWV = \frac{d}{PTTb}$$

[0066]

[0067] 상기 수학식 5에서 d는 피검체의 팔 길이를 나타낸다. 다른 일실시예로서, 혈압 측정 장치는 상기 d에 피검체의 키의 절반값을 입력하여 상기 PWV를 계산할 수 있다.

[0068] 도 4b를 참조하면, 광전용적맥파(402) 내에서 제1 주기에 대응하는 제1 피크 포인트(431) 및 제1 밸리 포인트(432)가 도시된다. 또한, 도 4b에는 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 밸리 포인트(433)가 도시된다. 혈압 측정 장치는 광전용적맥파(402)의 제1 피크 포인트(431) 및 제1 밸리 포인트(432)를 이용하여 제5 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제5 특징 벡터는 수축기의 길이 Sys(systolic)를 나타낼 수 있다. 상기 Sys는 아래의 수학식 6과 같이 계산될 수 있다.

수학식 6

$$Sys = PPG_{peak} - PPG_{valley}$$

[0069]

[0070] 상기 수학식 6과 같이, 광전용적맥파(402) 내에서 동일한 주기에 포함되는 제1 피크 포인트(431) 및 제1 밸리 포인트(432)의 시간 차이에 따라 상기 Sys가 계산될 수 있다.

[0071] 또한, 혈압 측정 장치는 광전용적맥파(402)의 제1 주기에 대응하는 제1 피크 포인트(431) 및 상기 제1 주기에 후속하는 제2 주기에 대응하는 제2 밸리 포인트(433)를 이용하여 제6 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제6 특징 벡터는 이완기의 길이 Dia(diastolic)를 나타낼 수 있다. 상기 Dia는 아래의 수학식 7과 같이 계산될 수 있다.

수학식 7

$$Dia = PPG_{valley(+1)} - PPG_{peak}$$

[0072]

[0073] 상기 수학식 7에서, PPG_{valley(+1)}은 광전용적맥파(402) 내에서 PPG_{peak}의 다음 주기에 상응하는 광전용적맥파(402)의 밸리 포인트의 시간 인덱스를 나타낼 수 있다. 상기 수학식 7과 같이, 광전용적맥파(402) 내에서 이웃한 주기의 제2 밸리 포인트(433)와 제1 피크 포인트(431)의 시간 차이에 따라 상기 Dia가 계산될 수 있다.

[0074] 또한, 혈압 측정 장치는 광전용적맥파(402) 내의 특정 포인트들의 시간 차이를 특징 벡터로서 이용할 수 있다. 보다 구체적으로, 상기 특정 포인트들은 광전용적맥파(402) 내의 특정 피크 포인트와 비교하여 일정 비율의 진폭 크기를 갖는 포인트들을 나타낼 수 있다. 이를테면, 혈압 측정 장치는 광전용적맥파(402)의 피크 포인트의 진폭에 대해 2/3배가 되는 포인트들(434, 435)의 시간 간격(443)을 2/3wt로서 특징 벡터로 추출할 수 있다.

[0075] 도 4c를 참조하면, 심전도 신호(401) 내에서 제3 주기에 대응하는 제3 피크 포인트(451) 및 상기 제3 주기에 후속하는 제4 주기에 대응하는 제4 피크 포인트(452)가 도시된다. 또한, 도 4c에는 광전용적맥파(402) 내에서 제3 주기에 대응하는 제3 밸리 포인트(453) 및 상기 제3 주기에 후속하는 제4 주기에 대응하는 제4 밸리 포인트(454)가 도시된다. 혈압 측정 장치는 제3 밸리 포인트(453) 및 제4 밸리 포인트(454)를 이용하여 제7 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제7 특징 벡터는 제3 밸리 포인트(453) 및 제4 밸리 포인트(454)의 시간 인덱스 차

이의 중앙값 $PPG_{v-distance}$ 를 나타낼 수 있다. 상기 $PPG_{v-distance}$ 는 아래의 수학식 8과 같이 계산될 수 있다.

수학식 8

$$PPG_{v-distance} = \text{median}(PPG_{valley}^{(+1)} - PPG_{valley})$$

[0076]

[0077] 또한, 혈압 측정 장치는 제3 피크 포인트(451) 및 제4 피크 포인트(452)를 이용하여 제8 특징 벡터를 추출할 수 있다. 상기 제8 특징 벡터는 제3 피크 포인트(451) 및 제4 피크 포인트(452)의 시간 인덱스 차이의 중앙값 $ECG_{R-distance}$ 를 나타낼 수 있다. 상기 $ECG_{R-distance}$ 는 아래의 수학식 9와 같이 계산될 수 있다.

수학식 9

$$ECG_{R-distance} = \text{median}(ECG_{Rpeak}^{(+1)} - ECG_{Rpeak})$$

[0078]

[0079] 혈압 측정 장치는 소정의 측정 시간(time duration) 동안에 광전용적맥파(402)에 포함되는 밸리 포인트들의 개수를 제9 특징 벡터로서 추출할 수 있다. 상기 제9 특징 벡터는 PPG_{v-rate} 를 나타낼 수 있다. 상기 PPG_{v-rate} 는 아래의 수학식 10과 같이 계산될 수 있다. 소정의 측정 시간(time duration)은 시간(second)를 단위로 할 수 있다.

수학식 10

$$PPG_{v-rate} = \frac{\text{number of } PPG_{valley}}{\text{time duration}}$$

[0080]

[0081] 또한, 혈압 측정 장치는 소정의 측정 시간(time duration) 동안에 심전도 신호(401)에 포함되는 R 피크 포인트들의 개수를 제10 특징 벡터로서 추출할 수 있다. 상기 제10 특징 벡터는 ECG_{R-rate} 를 나타낼 수 있다. 상기 ECG_{R-rate} 는 아래의 수학식 11과 같이 계산될 수 있다.

수학식 11

$$ECG_{R-rate} = \frac{\text{number of } ECG_{Rpeak}}{\text{time duration}}$$

[0082]

[0083] 혈압 측정 장치는 심전도 신호(401) 및 광전용적맥파(402)로부터 추출된 복수의 특징 벡터를 지정된 뉴럴 네트워크에 입력하여, 피검체에 관한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 계산할 수 있다. 상기 지정된 뉴럴 네트워크는

피검체의 심전도 신호 및 광전용적맥파를 입력 데이터로서 이용하고 상기 피검체의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력 데이터로 이용하여 기계 학습된 심층 신경망을 나타낼 수 있다.

- [0084] 도 5는 또 다른 일실시에에 따른 혈압 측정 장치를 도시하는 블록도이다. 도 5를 참조하면, 혈압 측정 장치(500)는 제1 센서부(510), 제2 센서부(520) 및 프로세서(530)를 포함할 수 있다. 제1 센서부(510)는 피검체로부터 심전도 신호를 획득할 수 있다. 예시적으로, 제1 센서부(510)는 상기 피검체에 접촉되는 전극 형태로 구현될 수 있다. 제1 센서부(510)는 상기 피검체의 심근 운동에 따른 전위 변화를 감지하고, 이를 기록한 심전도 신호를 획득할 수 있다.
- [0085] 또한, 제2 센서부(520)는 피검체로부터 광전용적맥파를 획득할 수 있다. 도 5에서 도시되지 않았지만, 혈압 측정 장치(500)는 피검체의 혈류 변화량을 감지할 수 있도록 빛을 조사하는 광원부를 더 포함할 수 있다. 일실시예로서, 제2 센서부(520)는 광원부로부터 조사된 빛이 피검체 내의 혈액으로부터 반사되는 양을 감지하고, 빛의 반사량에 기반하여 피검체에 관한 광전용적맥파를 획득할 수 있다. 예시적으로, 제2 센서부(520)는 수광 다이오드와 같은 수광 센서로서 구현될 수 있다. 다른 일실시예로서, 제2 센서부(520)는 피검체의 지정된 신체 영역에 빛을 조사하고 투과되는 빛의 양에 따라 광전용적맥파를 획득하는 투과 센서로서 구현될 수 있다. 예시적으로, 상기 투과 센서는 투광기(source)와 수광기(receiver)가 마주 보며 설치되고, 그 사이에 상기 피검체의 지정된 신체 영역이 존재하는 방식으로 측정되는 대향식 광전센서를 포함할 수 있다. 또한, 상기 투과 센서는 지정 공간 내에 투광기와 수광기가 배치되고, 상기 지정 공간에 피검체의 신체 영역이 삽입되는 방식으로 측정되는 삽입식 광전센서를 포함할 수 있다. 위와 같은 제2 센서부(520)에 대한 설명은 이해를 돕기 위한 예시적 기재일 뿐, 다른 실시예를 제한하거나 한정하는 것으로 해석되어서는 안될 것이다.
- [0086] 프로세서(530)는 상기 심전도 신호 내의 R 피크 포인트(R peak point), 상기 광전용적맥파의 피크 포인트 및 밸리 포인트로부터 추출된 적어도 하나의 특징 벡터를 지정된 뉴럴 네트워크에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서(530)는 상기 지정된 뉴럴 네트워크의 출력 데이터로서 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 획득할 수 있다.
- [0087] 또한, 프로세서(530)는 미리 지정된 학습 데이터를 이용하여 복수의 특징 벡터로부터 피검체에 대한 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 출력하는 심층신경망을 기계 학습할 수 있다. 예시적으로, 상기 학습 데이터는 사람들의 실제 심전도 신호와 광전용적맥파와 이들 신호와 함께 라벨링된 수축기 혈압 결과값 및 이완기 혈압 결과값을 포함할 수 있다. 심층신경망에 대한 자세한 설명은 앞서 도 2와 함께 기재된 설명이 그대로 적용될 수 있어 생략하기로 한다.
- [0088] 프로세서(530)는 제1 주파수 이상의 신호를 차단하는 로우 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 심전도 신호에서 잡음 신호를 제거하고, 제2 주파수 대역 내의 신호를 통과시키는 밴드 패스 필터링 처리를 수행하여 상기 광전용적맥파에서 잡음 신호를 제거할 수 있다.
- [0089] 또한, 프로세서(530)는 중앙값 필터를 이용하여 상기 추출된 적어도 하나의 특징 벡터에서 이상 데이터를 제거하고, 상기 피검체의 키, 몸무게, 나이 및 성별 중 적어도 하나를 구성요소(element)로서 더 포함하는 보정된 특징 벡터를 생성할 수도 있다.
- [0090] 도 6은 도 5의 혈압 측정 장치의 예시적 구현 형태를 도시한다. 도 6을 참조하면, 웨어러블 디바이스 형태로 구현된 혈압 측정 장치(500)가 도시된다. 혈압 측정 장치(500)는 스마트워치와 같은 웨어러블 디바이스로 구현되어 피검체와 접촉되고, 상기 피검체로부터 심전도 신호 및 광전용적맥파를 획득할 수 있다. 이와 같이, 혈압 측정 장치(500)는 스마트워치(smart watch) 또는 스마트밴드(smart band)와 같이 웨어러블 디바이스로 구현될 수 있다.
- [0091] 다른 일실시예로서 도 6에 도시되지는 않았지만, 혈압 측정 장치가 통신 인터페이스를 구비한 휴대용 전자 장치에 구현(탑재)되는 실시예도 구현 가능할 것이다. 이를테면, 휴대용 전자 장치는 랩탑(laptop) 컴퓨터, 이동전화기, 스마트 폰(smart phone), 태블릿(tablet) PC, 모바일 인터넷 디바이스(mobile internet device(MID)), PDA(personal digital assistant), EDA(enterprise digital assistant), 휴대용 게임 콘솔(handheld console) 및 e-북(e-book) 등을 포함할 수 있다. 혈압 측정 장치는 통신 인터페이스를 통하여 미리 지정된 센서와 통신하고, 외부 센서로부터 측정된 심전도 신호 및 광전용적맥파를 수신하여 피검체에 관한 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 계산하는 방식으로도 구현될 수 있을 것이다.
- [0092] 이상에서 설명된 실시예들은 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치, 방법 및 구성요소는, 예를 들

어, 프로세서, 컨트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(field programmable gate array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소 (processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서 (parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

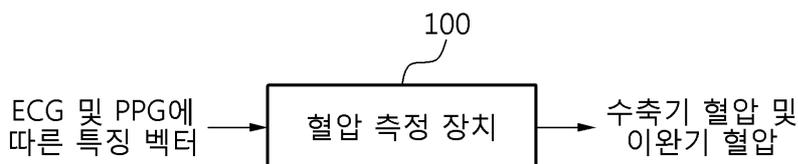
[0093] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로 (collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

[0094] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

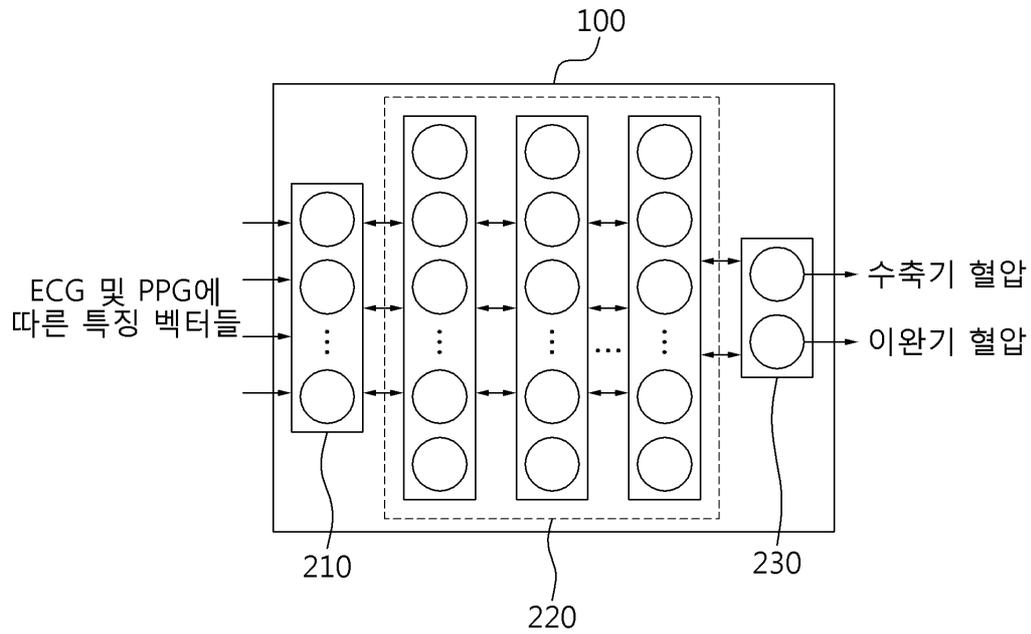
[0095] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

도면

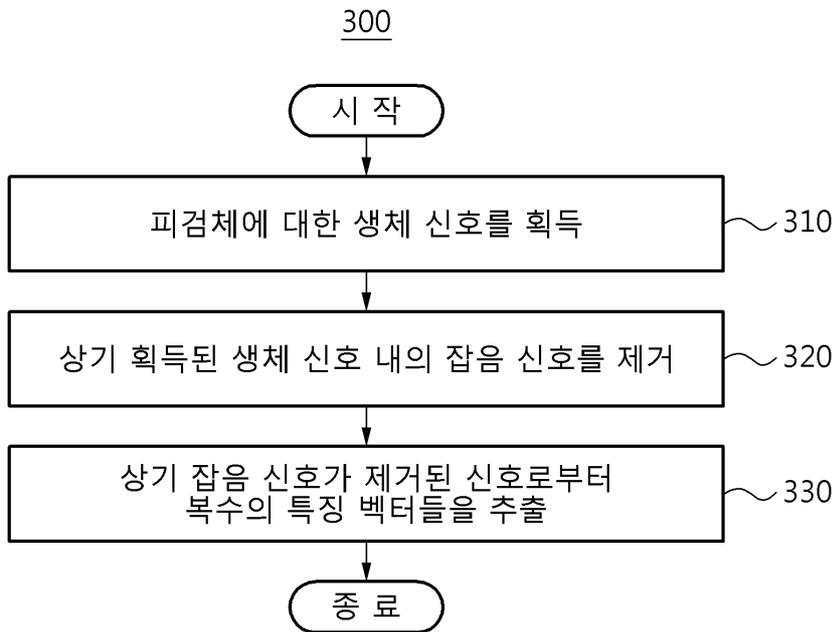
도면1



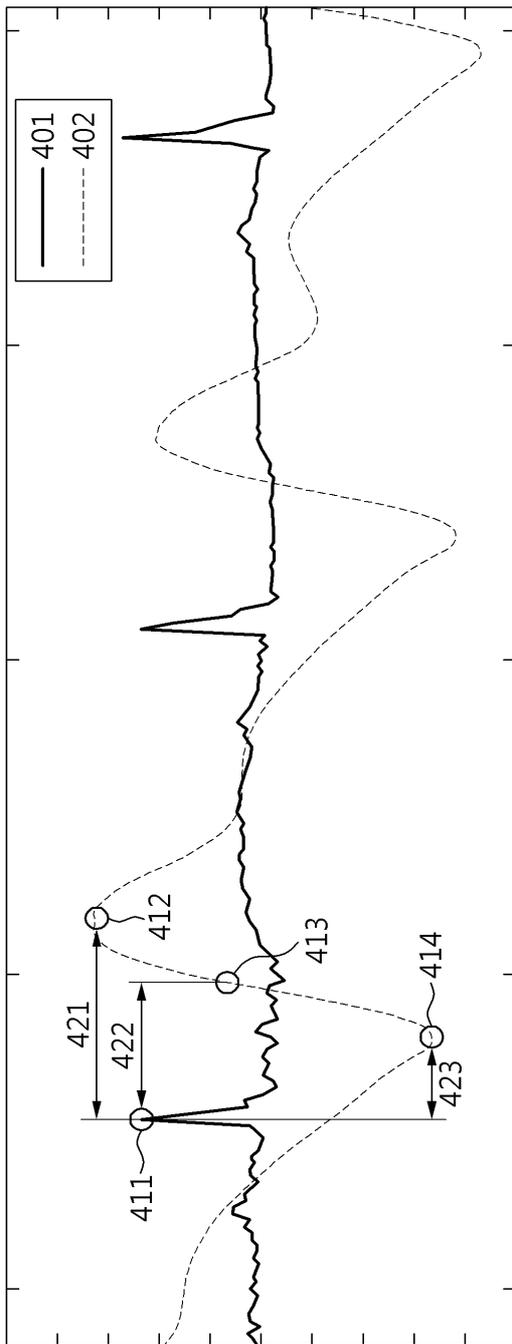
도면2



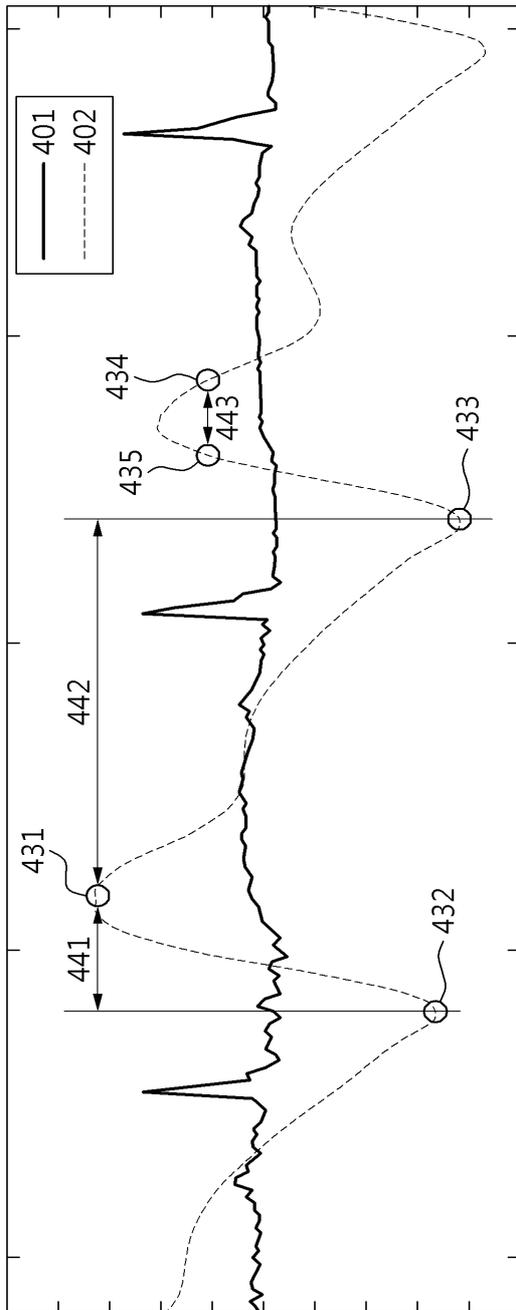
도면3



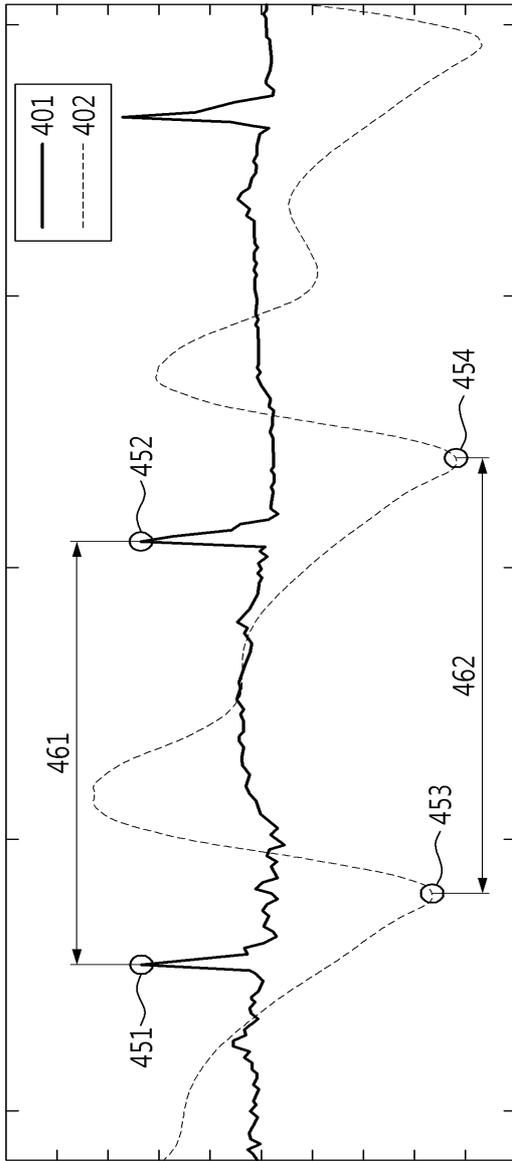
도면4a



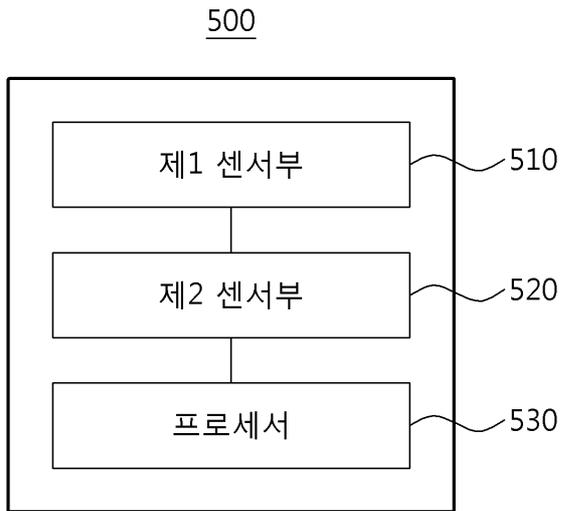
도면4b



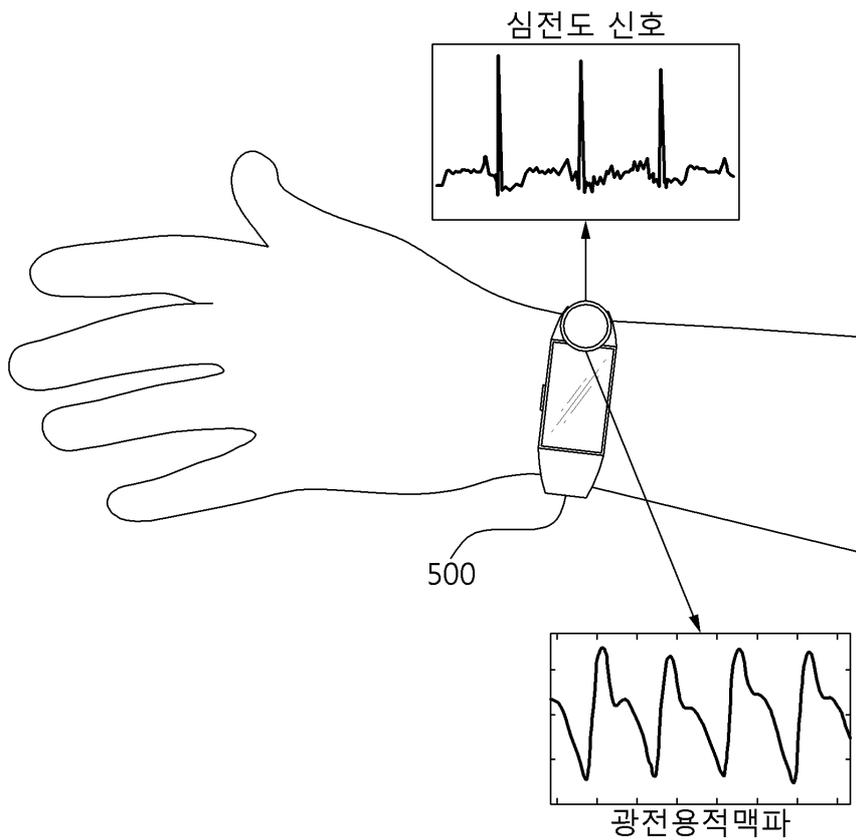
도면4c



도면5



도면6



专利名称(译)	血压测量装置和方法		
公开(公告)号	KR1020190011026A	公开(公告)日	2019-02-01
申请号	KR1020170093419	申请日	2017-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	汉阳大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	有限公司inbadi 汉阳大学产学合作基金会		
[标]发明人	차기철 최창은 강명균 이상진 장준혁 송광섭 정구영		
发明人	차기철 최창은 강명균 이상진 장준혁 송광섭 정구영		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0408 A61B5/0456		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02416 A61B5/0408 A61B5/0456 A61B5/7264		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于向对象提供收缩压和舒张压的血压测量装置。所述血压测量设备可以包括：第一传感器单元，用于从受试者获得心电图（ECG）；第二传感器单元，用于从受试者获得光电容积描记法（PPG）；以及ECG信号的第一点并且，一种处理器，用于通过将光电信号的第一点和第二点提取的至少一个特征向量输入到监督学习结果中来估计收缩压和舒张压。

