

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2020-0041680
(43) 공개일자 2020년04월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/021 (2013.01)
A61B 5/0059 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0122078
(22) 출원일자 2018년10월12일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
박창순
서울특별시 송파구 새말로12길 16, 401동 1003호
(장지동, 송파파인타운 4단지)
권의근
경기도 수원시 영통구 삼성로 130, 본관동5층(
매탄동삼성전자소재연구단지)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 신지

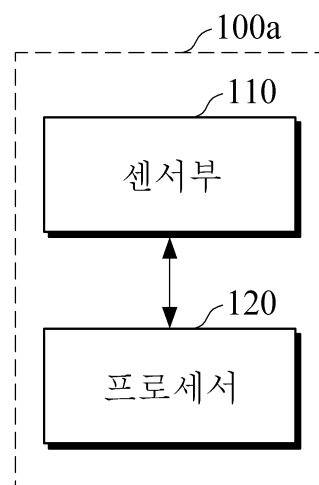
전체 청구항 수 : 총 32 항

(54) 발명의 명칭 혈압 추정 장치 및 방법

(57) 요약

혈압을 추정하는 장치를 개시한다. 일 실시예에 따르면 혈압 추정 장치는 생체신호를 측정하는 센서부와, 생체신호로부터 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 특징값들을 획득하고, 획득된 특징값들을 기초로 혈압 변화 기전을 결정하여 결정된 혈압 변화 기전에 따라 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

A61B 5/742 (2013.01)

(72) 발명자

김연호

서울특별시 도봉구 우이천로4길 58 (창동)

윤승근

경기도 수원시 영통구 삼성로 130

,Device&System연구센터MobileHealthcareLab(매탄
동, 삼성종합기술원)

장대근

경기도 용인시 수지구 광교호수로 431, 101동 603
호 (상현동, 광교레이크포레)

명세서

청구범위

청구항 1

생체신호를 측정하는 센서부; 및

상기 생체신호로부터 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값을 획득하고, 상기 제1 특징값 및 제2 특징값 중의 적어도 하나를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하며, 결정된 혈압 변화 기전에 따라 혈압을 추정하는 프로세서를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 혈압 변화 기전은 일반적 혈압 변화 기전 및 저혈압 기전을 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 특징값, 제2 특징값, 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값, 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 및, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고, 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하는 혈압 추정 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 작으며, 제2 특징값이 제3 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 결정하는 혈압 추정 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 정규화값이 제4 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제5 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 판단하는 혈압 추정 장치.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 특징값 또는 제1 정규화값이 제6 임계치 보다 크면 저혈압 기전으로 판단하는 혈압 추정 장치.

청구항 7

제3항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 특징값을 제1 기준 특징값으로 나누어 제1 정규화값을 산출하고, 제2 특징값을 제2 기준 특징값으로 나누어 제2 정규화값을 산출하는 혈압 추정 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제1 기준 특징값 또는 제2 기준 특징값은

캘리브레이션 시점에 측정된 생체신호로부터 획득된, 심박출량과 연관된 특징값 또는 총혈관저항과 연관된 특징값인 혈압 추정 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

심박수, 상기 생체신호 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 면적 중의 하나 이상을 조합하여 상기 제1 특징값 및 제2 특징값을 획득하는 혈압 추정 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량 및 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량을 산출하고, 산출된 제1 변화량 및 제2 변화량을 기초로 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하는 혈압 추정 장치.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량 중의 적어도 하나를 조절한 후 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하는 혈압 추정 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 변화량을 감소시키는 감소계수를 이용하여 제1 변화량을 조절하거나, 제2 변화량을 증폭시키는 증폭계수를 이용하여 제2 변화량을 조절하는 혈압 추정 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 특징값, 제2 특징값, 제1 정규화값, 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 및, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 입력값으로 하는 감소계수 산출식 또는 증폭계수 산출식을 이용하

여 감쇠계수 또는 증폭계수를 산출하는 혈압 추정 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 감쇠계수 산출식은

상기 감쇠계수가 상기 입력값의 전체 변화 구간의 적어도 일부 구간에서 선형 또는 비선형으로 감소하도록 정의된 선형 또는 비선형 함수식인 혈압 추정 장치.

청구항 16

제14항에 있어서,

상기 증폭계수 산출식은

상기 증폭계수가 상기 입력값의 전체 변화 구간의 적어도 일부 구간에서 선형 또는 비선형으로 증가하도록 정의된 선형 또는 비선형 함수식인 혈압 추정 장치.

청구항 17

제1항에 있어서,

상기 센서부는

피검체에 광을 조사하는 광원; 및

상기 피검체로부터 산란된 광을 검출하는 디텍터를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 프로세서의 처리 결과를 출력하는 출력부를 더 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 19

생체신호를 측정하는 단계;

상기 생체신호로부터 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값을 획득하는 단계;

상기 제1 특징값 및 제2 특징값 중의 적어도 하나를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하는 단계; 및

상기 결정된 혈압 변화 기전에 따라 혈압을 추정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는

제1 특징값, 제2 특징값, 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값, 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 및, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고, 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하는 혈압 추정 방법.

청구항 21

제20항에 있어서,

상기 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는

제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 작으며, 제2 특징값이 제3 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 결정하는 혈압 추정 방법.

청구항 22

제20항에 있어서,

상기 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는

제1 정규화값이 제4 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제5 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 판단하는 혈압 추정 방법.

청구항 23

제20항에 있어서,

상기 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는

제1 특징값 또는 제1 정규화값이 제6 임계치 보다 크면 저혈압 기전으로 판단하는 혈압 추정 방법.

청구항 24

제189항에 있어서,

제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량 및 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량을 산출하는 단계를 더 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 25

제24항에 있어서,

상기 혈압을 추정하는 단계는

상기 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 26

제24항에 있어서,

상기 혈압을 추정하는 단계는

상기 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량 중의 적어도 하나를 조절하는 단계; 및

상기 조절된 결과를 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 27

제26항에 있어서,

상기 조절하는 단계는

제1 변화량을 감소시키는 감쇠계수를 이용하여 제1 변화량을 조절하거나, 제2 변화량을 증폭시키는 증폭계수를 이용하여 제2 변화량을 조절하는 혈압 추정 방법.

청구항 28

제19항에 있어서,

상기 혈압 추정 결과를 출력하는 단계를 더 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 29

생체신호를 측정하는 센서부; 및

상기 생체신호로부터 획득된 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값 중의 적어도 하나를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하고, 결정된 혈압 변화 기

전이 저혈압 기전이면 오프셋 값을 획득하여 상기 제1 특징값, 제2 특징값 및 오프셋 값을 기초로 혈압을 추정하는 프로세서를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 30

제29항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 제1 특징값, 제2 특징값, 상기 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값, 상기 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고, 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하는 혈압 추정 장치.

청구항 31

제29항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호로부터 획득된 추가 특징값, 상기 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량, 상기 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량 및 맥압의 기준 시점 대비 변화량 중의 적어도 하나를 기초로 오프셋 값을 획득하는 혈압 추정 장치.

청구항 32

제29항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전인 경우, 상기 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량 및 상기 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량을 기초로 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 커프리스 혈압 추정에 관한 기술이다.

배경 기술

[0002] 최근 고령화된 인구구조와 급증하는 의료비 및 전문 의료서비스인력의 부족 등으로 인해 IT 기술과 의료기술이 접목된 IT-의료 융합기술에 대한 연구가 수행되고 있다. 특히 인체의 건강상태에 대한 모니터링은 병원과 같은 고정된 장소에서만 수행되는 것으로 국한되지 않고, 가정과 사무실 등 일상생활 속에서 언제 어디서나 사용자의 건강 상태를 모니터링해 주는 모바일 헬스케어(mobile healthcare) 분야로 확대되고 있다. 개인의 건강상태를 나타내 주는 생체신호의 종류에는 대표적으로 ECG(심전도, Electrocardiography), PPG(광전용적맥파, Photoplethysmogram), EMG(근전도, Electromyography) 신호 등이 있으며, 일상생활에서 이를 측정하기 위해서 다양한 생체신호 센서가 개발되고 있다. 특히 PPG 센서의 경우는 심혈관계 상태 등을 반영하는 맥파 형태를 분석하여 인체의 혈압 추정이 가능하다.

[0003] PPG 생체신호 관련 연구결과에 의하면 전체 PPG 신호는 심장에서 출발하여 신체 말단부로 향하는 진행파(propagation wave)와 말단부에서 다시 되돌아오는 반사파(reflection wave)들로 중첩되어 구성된다. 그리고 진행파 혹은 반사파들과 관련된 다양한 특징(feature)들을 추출하면 혈압을 추정할 수 있는 정보를 얻을 수 있음이 알려져 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 혈압 추정시 혈압 변화 기전을 판단하여 혈압 변화 기전에 따라 적절한 혈압 추정식을 적용하는 혈압 추정 장치 및 방법이 제시된다.

과제의 해결 수단

- [0005] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 장치는 생체신호를 측정하는 센서부 및 생체신호로부터 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값을 획득하고, 제1 특징값 및 제2 특징값 중의 적어도 하나를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하며, 결정된 혈압 변화 기전에 따라 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.
- [0006] 이때, 혈압 변화 기전은 일반적 혈압 변화 기전 및 저혈압 기전을 포함할 수 있다.
- [0007] 프로세서는 제1 특징값, 제2 특징값, 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값, 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 및, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고, 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다.
- [0008] 프로세서는 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 작으며, 제2 특징값이 제3 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 결정할 수 있다.
- [0009] 프로세서는 제1 정규화값이 제4 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제5 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 판단할 수 있다.
- [0010] 프로세서는 제1 특징값 또는 제1 정규화값이 제6 임계치 보다 크면 저혈압 기전으로 판단할 수 있다.
- [0011] 프로세서는 제1 특징값을 제1 기준 특징값으로 나누어 제1 정규화값을 산출하고, 제2 특징값을 제2 기준 특징값으로 나누어 제2 정규화값을 산출할 수 있다.
- [0012] 이때, 제1 기준 특징값 또는 제2 기준 특징값은 캘리브레이션 시점에 측정된 생체신호로부터 획득된, 심박출량과 연관된 특징값 또는 총혈관저항과 연관된 특징값일 수 있다.
- [0013] 프로세서는 심박수, 상기 생체신호 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 생체신호의 면적 중의 하나 이상을 조합하여 제1 특징값 및 제2 특징값을 획득할 수 있다.
- [0014] 프로세서는 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량 및 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량을 산출하고, 산출된 제1 변화량 및 제2 변화량을 기초로 혈압을 추정할 수 있다.
- [0015] 프로세서는 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용할 수 있다.
- [0016] 프로세서는 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량 중의 적어도 하나를 조절한 후 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용할 수 있다.
- [0017] 프로세서는 제1 변화량을 감쇠시키는 감쇠계수를 이용하여 제1 변화량을 조절하거나, 제2 변화량을 증폭시키는 증폭계수를 이용하여 제2 변화량을 조절할 수 있다.
- [0018] 프로세서는 제1 특징값, 제2 특징값, 제1 정규화값, 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 및, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 입력값으로 하는 감쇠계수 산출식 또는 증폭계수 산출식을 이용하여 감쇠계수 또는 증폭계수를 산출할 수 있다.
- [0019] 감쇠계수 산출식은 감쇠계수가 입력값의 전체 변화 구간의 적어도 일부 구간에서 선형 또는 비선형으로 감소되도록 하는 선형 또는 비선형 함수식일 수 있다.
- [0020] 증폭계수 산출식은 증폭계수가 입력값의 전체 변화 구간의 적어도 일부 구간에서 선형 또는 비선형으로 증가되도록 하는 선형 또는 비선형 함수식일 수 있다.
- [0021] 센서부는 피검체에 광을 조사하는 광원 및 피검체로부터 산란된 광을 검출하는 디텍터를 포함할 수 있다.
- [0022] 또한, 혈압 추정 장치는 프로세서의 처리 결과를 출력하는 출력부를 더 포함할 수 있다.
- [0023] 일 양상에 따르면, 생체정보 추정 방법은 생체신호를 측정하는 단계, 생체신호로부터 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값을 획득하는 단계, 제1 특징값 및 제2 특징값 중의 적어도 하나를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하는 단계 및 결정된 혈압 변화 기

전에 따라 혈압을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0024] 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는 제1 특징값, 제2 특징값, 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값, 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 및, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고, 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다.
- [0025] 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 작으며, 제2 특징값이 제3 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 결정할 수 있다.
- [0026] 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는 제1 정규화값이 제4 임계치 보다 크고, 제2 정규화값이 제5 임계치 보다 작으면 저혈압 기전으로 판단할 수 있다.
- [0027] 혈압 변화 기전을 결정하는 단계는 제1 특징값 또는 제1 정규화값이 제6 임계치 보다 크면 저혈압 기전으로 판단할 수 있다.
- [0028] 또한, 혈압 추정 방법은 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량 및 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량을 산출하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 혈압을 추정하는 단계는 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0030] 혈압을 추정하는 단계는 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량 중의 적어도 하나를 조절하는 단계 및 조절된 결과를 결합하고, 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0031] 조절하는 단계는 제1 변화량을 감소시키는 감소계수를 이용하여 제1 변화량을 조절하거나, 제2 변화량을 증폭시키는 증폭계수를 이용하여 제2 변화량을 조절할 수 있다.
- [0032] 또한, 혈압 추정 방법은 혈압 추정 결과를 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0033] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 장치는 생체신호를 측정하는 센서부 및 생체신호로부터 획득된 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값 중의 적어도 하나를 기초로 혈압 변화 기전을 결정하고, 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면 오프셋 값을 획득하여 상기 제1 특징값, 제2 특징값 및 오프셋 값을 기초로 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.
- [0034] 프로세서는 제1 특징값, 제2 특징값, 제1 특징값을 정규화한 제1 정규화값, 상기 제2 특징값을 정규화한 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고, 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다.
- [0035] 프로세서는 생체신호로부터 획득된 추가 특징값, 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량, 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량 및 맥압의 기준 시점 대비 변화량 중의 적어도 하나를 기초로 오프셋 값을 획득할 수 있다.
- [0036] 프로세서는 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전인 경우, 제1 정규화값의 기준 시점 대비 제1 변화량 및 상기 제2 정규화값의 기준 시점 대비 제2 변화량을 기초로 혈압을 추정할 수 있다.

발명의 효과

- [0037] 혈압 추정시 혈압 변화 기전을 판단하여 혈압 변화 기전에 따라 적절한 혈압 추정식을 적용함으로써 정확하게 혈압을 추정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0038] 도 1a 및 도 1b는 실시예들에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다.
- 도 2a 및 도 2b는 도 1a 및 도 1b의 프로세서의 블록도이다.
- 도 3a 내지 도 3e는 혈압 추정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 일 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다.
- 도 5는 다른 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다.
- 도 6a 및 도 6b는 웨어러블 기기를 도시한 것이다.

도 7은 스마트 기기를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0039] 기타 실시예들의 구체적인 사항들은 상세한 설명 및 도면들에 포함되어 있다. 기재된 기술의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [0040] 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 구성요소들은 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 또한 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", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0041] 이하, 혈압 추정 장치 및 방법의 실시예들을 도면들을 참고하여 자세히 설명하도록 한다.
- [0042] 도 1a 및 도 1b는 실시예들에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다. 본 실시예의 혈압 추정 장치(100a, 100b)는 스마트폰, 태블릿 PC, 데스크탑 PC, 노트북 PC 등의 단말 또는 피검체에 착용될 수 있는 형태의 웨어러블 기기에 탑재될 수 있다. 이때, 웨어러블 기기는 손목 시계형, 팔찌형, 손목 밴드형, 반지형, 안경형, 또는 헤어밴드형 등으로 구현될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 그 밖의 의료기관에서 생체정보 측정 및 분석에 활용하기 위한 목적으로 제작되는 의료기기에 탑재되는 것도 가능하다.
- [0043] 도 1a 및 도 1b를 참조하면, 혈압 추정 장치(100a, 100b)는 센서부(110) 및 프로세서(120)를 포함한다.
- [0044] 센서부(110)는 피검체로부터 생체신호를 측정할 수 있다. 이때, 생체신호는 광전용적 맥파(Photoplethysmogram, PPG)를 포함한 맥파신호일 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니며 심전도(Electrocardiography, ECG), 광전용적맥파(Photoplethysmogram, PPG) 및 근전도(Electromyography, EMG) 신호 등 복수 개의 파형 성분들의 합으로 모델링이 가능한 각종 생체신호를 포함할 수 있다. 이때, 피검체는 센서부(110)와 접촉하거나 인접하는 생체 영역으로 맥파 측정이 용이한 인체의 부위일 수 있다. 예를 들어, 요골 동맥에 인접한 손목 피부 영역, 모세혈이나 정맥혈이 지나가는 인체 피부 영역을 포함할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니며 기타 인체 내의 혈관 밀도가 높은 부위인 손가락, 발가락 등 인체의 말초 부위일 수도 있다.
- [0045] 센서부(110)는 광원 및 디텍터를 포함할 수 있다. 광원은 피검체에 광을 조사하고, 디텍터는 피검체로부터 산란 또는 반사되는 광을 검출할 수 있다. 광원은 LED(light emitting diode), 레이저 다이오드(laser diode) 및 형광체 등을 포함할 수 있으며 하나 또는 둘 이상의 어레이로 형성될 수 있다. 디텍터는 하나 이상의 픽셀을 포함하며, 각 픽셀은 광을 검출하여 전기적인 신호로 변환하는 포토 다이오드(photo diode), 포토 트랜지스터(photo transistor) 및 이미지 센서 등을 포함할 수 있으나 이에 제한되지 않는다.
- [0046] 프로세서(120)는 센서부(110)와 전기적으로 연결될 수 있다. 프로세서(120)는 혈압 추정 요청에 따라 센서부(110)를 제어하고, 센서부(110)로부터 생체신호를 수신할 수 있다. 혈압 추정 요청은 사용자로부터 입력되거나 미리 설정된 주기를 만족하는 경우 발생할 수 있다. 프로세서(120)는 센서부(110)로부터 전기적인 생체신호가 수신되면 노이즈를 제거하기 위한 필터링, 생체신호의 증폭 또는 디지털 신호로의 변환 등의 전처리를 할 수 있다.
- [0047] 프로세서(120)는 센서부(110)로부터 수신된 생체신호를 기초로 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서(120)는 생체신호의 파형을 분석하여 혈압 변화 기전을 결정하고, 결정된 혈압 변화 기전에 따라 적응적으로 혈압 추정식을 다르게 적용하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 혈압 변화 기전은 일반적인 혈압 변화 기전과 저혈압 기전을 포함할 수 있다. 여기서 일반적인 혈압 변화 기전은 심박출량의 상승에 따라 일반적으로 혈압이 증가하는 상황을 의미할 수 있다. 저혈압 기전은 고강도 유산소 운동을 수행한 경우와 같이 심박출량이 상승함에도 혈압이 증가하지 않고 저혈압이 발생하는 상황을 의미할 수 있다.
- [0048] 예를 들어, 프로세서(120)는 생체신호로부터 심박출량(cardiac output, CO) 및/또는 총혈관저항(total peripheral resistance, TPR)과 연관된 특징값을 획득하고, 획득된 특징값들을 이용하여 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다. 여기서 심박출량과 연관된 특징값은 안정상태 대비 총혈관저항은 큰 변화가 없지만 심박출량은 상대적으로 크게 증가/감소할 때 이와 비례하여 증가/감소하는 경향을 보이는 특징값일 수 있다. 마찬가지로, 총

혈관저항과 연관된 특징값은 안정상태 대비 심박출량은 큰 변화가 없지만 총혈관저항은 상대적으로 크게 증가/감소할 때 비례하여 증가/감소하는 경향을 보이는 특징값일 수 있다. 프로세서(120)는 획득된 특징값 또는 그 특징값을 기초로 산출되는 값들을 미리 설정된 임계치와 비교하여, 혈압을 추정하고자 하는 현재 시점의 혈압 변화 기전이 일반적인 혈압 변화 기전인지 저혈압 기전인지를 결정할 수 있다.

[0049] 도 1b를 참조하면, 혈압 추정 장치(100b)는 출력부(130), 저장부(140) 및 통신부(150)를 더 포함할 수 있다.

[0050] 출력부(130)는 센서부(110) 및 프로세서(120)에 의해 처리된 결과를 출력할 수 있다. 예를 들어, 출력부(130)는 혈압 추정값을 디스플레이 모듈을 통해 시각적으로 출력할 수 있다. 또는, 스피커 모듈 또는 햅틱 모듈 등을 통해 음성이나 진동, 촉감 등의 비시각적인 방식으로 출력할 수 있다. 출력부(130)는 설정에 따라 디스플레이의 영역을 둘 이상으로 분리하고 제1 영역에 혈압 추정에 이용된 생체신호 그래프, 혈압 추정 결과 등을 출력할 수 있으며, 제2 영역에 혈압 추정 이력을 그래프 등의 형태로 출력할 수 있다. 이때, 혈압 추정값이 정상 범위를 벗어나는 경우, 빨간 색 등을 사용하여 강조, 정상 범위를 함께 표시, 음성 경고 메시지 출력, 진동 강도 조절 등의 다양한 방식으로 경고 정보를 함께 출력할 수 있다.

[0051] 저장부(140)는 센서부(110) 및 프로세서(120)의 처리 결과를 저장할 수 있다. 또한, 저장부(140)는 혈압 추정에 필요한 다양한 기준 정보를 저장할 수 있다. 예를 들어, 기준 정보는 사용자의 나이, 성별, 건강 상태 등과 같은 사용자 특성 정보를 포함할 수 있다. 또한, 기준 정보는 기준 혈압, 혈압 추정 모델, 혈압 추정 주기, 감쇠 계수 산출식, 증폭계수 산출식, 혈압 변화 기전을 결정하기 위한 다양한 임계치, 혈압 변화 기전 결정 기준, 저혈압 기전시 혈압 추정 방법 등의 정보를 포함할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0052] 이때, 저장부(140)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(예를 들어, SD 또는 XD 메모리 등), 램(Random Access Memory: RAM) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(Read-Only Memory: ROM), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory), 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 등의 저장매체를 포함하며, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0053] 통신부(150)는 프로세서(120)의 제어에 따라 유무선 통신 기술을 이용하여 외부 기기(170)와 통신 연결하고 각종 데이터를 송수신할 수 있다. 예를 들어, 통신부(150)는 혈압 추정 결과를 외부 기기(170)에 전송할 수 있으며, 외부 기기(170)로부터 혈압 추정에 필요한 각종 기준 정보를 수신할 수 있다. 이때, 외부 기기는 커프형 혈압 측정 기기, 스마트폰, 태블릿 PC, 데스크탑 PC 및 노트북 PC 등의 정보 처리 장치를 포함할 수 있다.

[0054] 이때, 통신 기술은 블루투스(bluetooth) 통신, BLE(Bluetooth Low Energy) 통신, 근거리 무선 통신(Near Field Communication, NFC), WLAN 통신, 지그비(Zigbee) 통신, 적외선(Infrared Data Association, IrDA) 통신, WFD(Wi-Fi Direct) 통신, UWB(ultra-wideband) 통신, Ant+ 통신, WIFI 통신, RFID(Radio Frequency Identification) 통신, 3G 통신, 4G 통신 및 5G 통신 등을 포함할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0055] 도 2a 및 도 2b는 도 1a 및 도 1b의 실시예들에 따른 프로세서의 블록도이다. 도 3a 내지 도 3e는 수축기 혈압 및 이완기 혈압 추정을 위한 특징 추출을 설명하기 위한 도면이다.

[0056] 도 2a를 참조하면, 프로세서(200a)는 특징 획득부(210), 혈압 변화 기전 결정부(220), 혈압 추정부(230) 및 특징 조절부(240)를 포함할 수 있다.

[0057] 일반적으로 인체의 심박출량이 증가하거나 총혈관 저항이 증가하는 경우 혈압이 상승하는 것으로 알려져 있다. 따라서, 생체신호로부터 획득되는 심박출량과 연관된 특징값과 총혈관저항과 연관된 특징값을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 도 3a를 참조하면, 일반적인 혈압 변화 기전(GBP)에서는 심박출량이 상승하게 되면 실제 혈압은 증가한다. 이에 반해, 운동을 한 후의 혈압 변화 상황에서는 심박출량이 상승함에도 실제 혈압은 감소하는 저혈압 기전(LBP)이 작동하게 된다. 본 실시예에서는 이와 같은 다양한 혈압 변화 상황을 고려하여 혈압을 추정함으로써 실제 작동하는 혈압 변화 기전에 따른 정확한 혈압 추정이 가능하다.

[0058] 특징 획득부(210)는 센서부(110)로부터 수신된 생체신호를 분석하여 특징값을 획득할 수 있다. 이때, 특징값은 심박출량과 연관된 제1 특징값과 총혈관저항과 연관된 제2 특징값을 포함할 수 있다.

[0059] 예를 들어, 특징 획득부(210)는 생체신호로부터 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 생체신호의 하나 이상의 구간의 면적 중의 하나 또는 둘 이상을 조합하여 제1 특징값 및 제2 특징값을 획득할 수 있다. 이때, 덧셈, 뺄셈, 나눗셈, 곱셈, 로그값 및 이들의 조합과 같이 다양한 방식으로 조합할 수 있으며 특별히 어느 하나로 한정되지 않는다. 예컨대, 제1

특징값은 심박수(Heart Rate, HR)를 사용할 수 있으며, 제2 특징값은 전체 생체신호를 구성하는 각 펄스 파형 성분들 간의 진폭의 비를 사용할 수 있다. 다만, 이러한 예들에 제한되는 것은 아니다. 이때, 특징 획득부(210)는 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치를 구하기 위해 생체신호를 2차 미분하고, 2차 미분신호의 극소점 및/또는 극대점을 탐색하여 극소점 및/또는 극대점 위치를 펄스 파형 성분 위치로 결정할 수 있다.

[0060] 혈압 변화 기전 결정부(220)는 제1 특징값 및/또는 제2 특징값을 이용하여 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다. 일 예로, 혈압 변화 기전 결정부(220)는 제1 특징값, 제2 특징값 및 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이 중의 적어도 하나를 미리 설정된 임계치와 비교하고 비교 결과를 기초로 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다. 다른 예로, 제1 특징값 및 제2 특징값을 정규화하여 각각 제1 정규화값 및 제2 정규화값을 획득하고, 획득된 제1 정규화값, 제2 정규화값 및 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 중의 적어도 하나를 임계치와 비교할 수도 있다. 그 밖의 다양한 변형이 가능하다. 이때, 제1 정규화값 및 제2 정규화값은 제1 특징값 및 제2 특징값을 캘리브레이션 시점의 제1 기준 특징값 및 제2 기준 특징값으로 나누어 획득할 수 있다.

[0061] 예를 들어, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 작으며, 제2 특징값이 제3 임계치보다 작으면 저혈압 기전으로 판단하고, 그렇지 않으면 일반적 혈압 변화 기전으로 판단할 수 있다. 또는, 제1 정규화값이 제4 임계치보다 크고 제2 정규화값이 제5 임계치보다 작으면 저혈압 기전으로 판단하고 그렇지 않으면 일반적 혈압 변화 기전으로 판단할 수 있다. 또는, 제1 특징값 또는 제1 정규화값이 미리 설정된 제6 임계치 보다 큰 경우 저혈압 기전이 발생한 것으로 판단할 수 있다. 다만, 이러한 결정 예에 한정되는 것이 아니며, 사용자 특성, 적용되는 기기의 컴퓨팅 성능 등에 따라 다양하게 변형될 수 있다. 또한, 각 임계치는 전처리 과정을 통해 적절히 설정되는 값으로 사용자별 개인화된 값 또는 소정 그룹별로 설정된 값일 수 있다. 또한, 각 기기에서 획득되는 생체신호 분포 특성을 고려하여 각 기기에 맞게 미리 설정될 수도 있다.

[0062] 혈압 추정부(230)는 결정된 혈압 변화 기전에 따라 혈압을 추정할 수 있다. 혈압 추정부(230)는 혈압 추정을 위해 제1 정규화값에 대한 기준 시점 예컨대 캘리브레이션 시점 대비 제1 변화량을 산출하고, 제2 정규화값에 대한 기준 시점 대비 제2 변화량을 산출할 수 있다. 아래의 수학적 식 1은 제1 변화량 및 제2 변화량 산출의 예를 든 것이다.

수학적 식 1

$$\Delta f_1 = \frac{f_{1cur}}{f_{1cal}} - 1$$

$$\Delta f_2 = \frac{f_{2cur}}{f_{2cal}} - 1$$

[0063] 여기서, Δf_1 은 제1 변화량, f_{1cur} 는 제1 특징값, f_{1cal} 는 제1 기준 특징값, Δf_2 는 제2 변화량, f_{2cur} 는 제2 특징값, f_{2cal} 는 제2 기준 특징값을 의미한다.

[0064] 혈압 추정부(230)는 결정된 혈압 변화 기전이 일반적인 혈압 변화 기전이면, 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하고 결합 결과에 혈압 추정식을 적용하여 혈압을 추정할 수 있다. 예를 들어, 아래의 수학적 식 2와 같은 혈압 추정식을 적용할 수 있다. 수학적 식 2의 혈압 추정식은 선형 함수식으로 되어 있으나 이에 제한되는 것은 아니다.

수학적 식 2

$$BP = A(\Delta f_1 + \Delta f_2) + B$$

- [0068] 여기서, BP는 추정 혈압을 의미하고, Δf_1 은 제1 변화량, Δf_2 는 제2 변화량을 의미한다. 또한, A 및 B는 미리 정의되는 값으로 A는 제1 변화량과 제2 변화량을 결합한 값을 스케일하기 위한 스케일 요소(scale factor)이고, B는 캘리브레이션 시점의 기준 혈압으로서, 예컨대 커프 혈압 기기 등을 이용하여 측정된 실제 혈압일 수 있다.
- [0069] 혈압 추정부(230)는 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면 특징 조절부(240)를 통해 제1 변화량 및/또는 제2 변화량을 조절하도록 하고, 조절된 제1 변화량 및/또는 제2 변화량을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다.
- [0070] 특징 조절부(240)는 제1 변화량을 감쇠시키는 감쇠계수를 이용하여 제1 변화량을 감쇠시킬 수 있다. 또한, 제2 변화량을 증폭시키는 증폭계수를 이용하여 제2 변화량을 증폭시킬 수 있다. 이때, 제1 변화량의 감쇠와 제2 변화량의 증폭은 설정에 따라 모두 수행되거나 어느 하나만 수행될 수도 있다. 즉, 감쇠계수를 이용하여 심박출량과 연관된 제1 변화량의 폭을 감소시키고, 증폭계수를 이용하여 총혈관저항과 연관된 제2 변화량의 폭을 증가시킴으로써 추정되는 혈압이 저혈압 기전에 맞게 감소되도록 할 수 있다.
- [0071] 예를 들어, 특징 조절부(240)는 감쇠계수 산출식을 이용하여 감쇠계수를 산출할 수 있다. 또한, 증폭계수 산출식을 이용하여 증폭계수를 산출할 수 있다. 이때, 감쇠계수 산출식 및 증폭계수 산출식은 미리 정의되며 제1 특징값, 제2 특징값, 제1 정규화값, 제2 정규화값, 제1 특징값과 제2 특징값 간의 차이, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이 및 심박수 중의 적어도 하나를 입력으로 하는 선형 또는 비선형 함수식일 수 있다.
- [0072] 도 3b 및 도 3c를 참조하면 감쇠계수 산출식은 입력값의 전체 변화 구간 중의 적어도 일부의 구간에서 감쇠계수가 선형 또는 비선형으로 감소하도록 정의될 수 있다. 일 예로 도 3b를 참조하면 감쇠계수 산출식은 X축의 0부터 a_1 구간에서는 제1 변화량이 변화하지 않도록 감쇠계수(y_1)를 1로 설정하고, a_1 부터 a_2 까지는 선형으로 감소하도록 선형 함수식으로 설정하며, a_2 부터는 더 이상 감소되지 않도록 a_3 로 고정할 수 있다. 다른 예로, 도 3c를 참조하면 감쇠계수 산출식은 X축의 0부터 u_1 구간에서는 제1 변화량이 감소되지 않도록 감쇠계수(y_1)를 1로 설정하고, u_1 부터 u_3 까지는 제1 변화량이 비선형으로 감소되되 u_1 , u_2 및 u_3 에서 각각 감쇠계수(y_1)가 1, u_4 및 u_5 를 갖도록 비선형 함수식으로 정의하고, u_3 부터는 더 이상 감소되지 않도록 감쇠계수(y_1)를 u_5 로 고정할 수 있다.
- [0073] 마찬가지로, 도 3d 및 도 3e를 참조하면 증폭계수 산출식은 입력값의 전체 변화 구간(X축) 중의 적어도 일부의 구간에서 증폭계수가 선형 또는 비선형으로 증가하도록 선형 함수식 또는 비선형 함수식으로 정의될 수 있다. 즉, 도 3d와 같이 X축의 0부터 a_1 구간에서는 제2 변화량이 변화하지 않도록 증폭계수(y_2)를 1로 설정하고, a_1 부터 a_2 까지는 제2 변화량이 선형으로 증가하도록 선형 함수식으로 정의하며, a_2 부터는 더 이상 증가하지 않도록 a_3 로 고정할 수 있다. 또한, 도 3e와 같이, 증폭계수 산출식은 0부터 u_1 구간에서는 제2 변화량이 변화하지 않도록 증폭계수(y_2)를 1로 설정하고, u_1 부터 u_3 까지는 비선형으로 증가되되, u_1 , u_2 및 u_3 에서 각각 증폭계수(y_2)가 1, u_4 및 u_5 를 갖도록 비선형 함수식으로 정의하고, u_3 부터는 더 이상 증가하지 않도록 u_5 로 고정할 수 있다.
- [0074] 혈압 추정부(230)는 특징 조절부(240)에 의해 제1 변화량 및/또는 제2 변화량이 조절되면 아래의 수학식 3과 같은 혈압 추정식을 적용하여 혈압을 추정할 수 있다.

수학식 3

$$BP = A(y_1 \Delta f_1 + y_2 \Delta f_2) + B$$

- [0075]
- [0076] 여기서, BP는 추정 혈압을 의미하고, Δf_1 은 제1 변화량, Δf_2 는 제2 변화량을 의미한다. 또한, A 및 B는 미리 정의되는 값으로 A는 제1 변화량과 제2 변화량을 결합한 값을 스케일하기 위한 스케일 요소(scale factor)이고, B는 캘리브레이션 시점의 기준 혈압으로서, 예컨대 커프 혈압 기기 등을 이용하여 측정된 실제 혈압일 수 있다. y_1 및 y_2 는 특징 조절부(240)에 의해 산출된 감쇠계수 및 증폭계수를 의미한다.
- [0077] 한편, 도 2b를 참조하면, 다른 실시예에 따른 프로세서(200b)는 특징 조절부(240) 대신 오프셋 획득부(250)를 포함할 수 있다.
- [0078] 본 실시예에 따르면, 혈압 추정부(230)는 결정된 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이면 오프셋 획득부(250)에 혈압 추정에 추가적으로 반영할 오프셋 값을 획득하도록 요청할 수 있다. 이때, 오프셋은 저혈압 기전에서 수학식 1

과 같은 혈압 추정식을 이용하여 혈압을 추정한 경우 발생하는 추정 혈압과 실제 혈압 사이의 오차를 보정해 주기 위한 값일 수 있다.

[0079] 오프셋 획득부(250)는 생체신호로부터 획득된 추가 특징값, 제1 변화량, 제2 변화량 및, 맥압의 기준 시점 대비 변화량 등을 이용하여 오프셋 값을 획득할 수 있다. 예를 들어, 제1 변화량과 제2 변화량을 곱하여 제3 변화량을 획득하고, 제3 변화량을 이용하여 오프셋 값을 획득할 수 있다. 또는 측정된 생체신호의 PTT(Pulse Transit Time), HRV(Heart rate variation) 분석 등을 통해 획득된 심박수(Heart Rate, HR) 등을 맥압과 관련된 특징값으로 이용할 수 있다. 예컨대, 맥압과 관련된 특징값을 캘리브레이션 시점의 맥압과 관련된 특징값으로 정규화하여, 캘리브레이션 시점 대비 제4 변화량을 산출하고, 산출된 제4 변화량을 이용하여 오프셋 값을 획득할 수 있다. 다만, 이러한 예시들에 제한되는 것은 아니며, 저혈압 기전에서 실제 혈압의 변화를 반영할 수 있는 다양한 값들을 오프셋 값으로 획득할 수 있다.

[0080] 오프셋 획득부(250)는 제3 변화량 또는 제4 변화량을 그대로 오프셋 값으로 획득할 수 있다. 또는 미리 정의된 오프셋 추정 모델이 있는 경우 제3 변화량 또는 제4 변화량을 오프셋 추정 모델에 입력하고, 오프셋 추정 모델에서 출력된 값을 오프셋 값으로 획득할 수 있다. 이때, 오프셋 추정 모델은 혈압 추정 장치의 컴퓨팅 성능, 장치에 탑재된 생체신호 측정 센서의 종류, 사용자의 특성 등의 다양한 측정 조건을 고려하여 미리 정의될 수 있다.

[0081] 혈압 추정부(230)는 오프셋 획득부(250)에 의해 저혈압 기전이 작동하는 혈압 변화 상황을 반영할 수 있는 오프셋 값이 획득되면 아래의 수학식 4와 같은 혈압 추정식을 적용하여 혈압을 추정할 수 있다.

수학식 4

$$BP = A(\Delta f_1 + \Delta f_2 + Offset) + B$$

[0082]

[0083] 여기서, BP는 추정 혈압을 의미하고, Δf_1 은 제1 변화량, Δf_2 는 제2 변화량을 의미한다. 또한, A 및 B는 미리 정의되는 값으로 A는 제1 변화량과 제2 변화량을 결합한 값을 스케일하기 위한 스케일 요소(scale factor)이고, B는 캘리브레이션 시점의 기준 혈압으로서, 예컨대 커프 혈압 기기 등을 이용하여 측정된 실제 혈압일 수 있다. Offset은 오프셋 획득부(250)에 의해 획득된 오프셋 값일 수 있다.

[0084] 다시 도 2a 및 도 2b를 참조하면 혈압 추정부(230)는 위 수학식 2 내지 4의 혈압 추정식을 이용하여 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다. 이를 위해, 수학식 2 내지 4의 A는 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압별로 적절한 값으로 설정될 수 있다. 또는 수학식 2 내지 4에서 각 변화량에 혈압의 종류에 따라 적절한 가중치를 부여한 후 결합함으로써 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다.

[0085] 또는, 혈압 추정부(230)는 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 순차적으로 추정할 수 있다. 예를 들어, 혈압 추정부(230)는 먼저 위 수학식 2 내지 4를 이용하여 평균 혈압을 추정하고, 아래의 수학식 5 및 6과 같이 추정된 평균 혈압과 맥압을 이용하여 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 추정할 수 있다.

수학식 5

$$DBP = MAP - \frac{PP}{3}$$

$$DBP = MAP - 0.01 \times \exp\left(4.14 - \frac{40.74}{HR}\right) \times PP$$

[0086]

수학식 6

$$SBP = DBP + PP$$

[0087]

[0088]

여기서, MAP는 추정된 평균 혈압을 의미하고, DBP는 이완기 혈압, SBP는 수축기 혈압을 의미한다. 또한, PP는 맥압을 의미하며, HR은 심박수를 의미한다.

[0089]

도 4는 일 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다. 도 4의 실시예는 도 1a 또는 도 1b의 혈압 추정 장치(100a, 100b)가 수행하는 혈압 추정 방법의 일 실시예이다.

[0090]

먼저, 혈압 추정 장치는 혈압 추정 요청을 수신하면, 생체신호를 측정할 수 있다(410). 혈압 추정 장치는 사용자와 각종 인터랙션을 수행하는 인터페이스를 제공할 수 있다. 사용자는 혈압 추정 장치에 의해 제공된 인터페이스를 통해 혈압 추정을 요청할 수 있다. 또는, 외부 기기로부터 혈압 추정 요청을 수신할 수 있다. 이때, 외부 기기로부터 수신되는 혈압 추정 요청에는 혈압 추정 결과의 제공 요청을 포함할 수 있다. 외부 기기가 혈압 추정 알고리즘을 탑재하고 있는 경우 획득된 특징(feature)의 제공 요청을 포함할 수도 있다. 외부 기기는 사용자가 휴대하는 스마트폰, 태블릿 PC, 노트북 PC 및 웨어러블 기기 등을 포함할 수 있다. 혈압 추정 장치는 센서를 제어하여 피검체로부터 맥파신호를 포함하는 생체신호를 측정할 수 있다.

[0091]

그 다음, 생체신호를 분석하여 심박출량과 연관된 제1 특징값과 총혈관저항과 연관된 제2 특징값을 획득할 수 있다(420). 예를 들어, 제1 특징값은 심박수를 사용할 수 있으며, 제2 특징값은 생체신호를 구성하는 각 펄스 파형 성분의 진폭비를 사용할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니며 생체신호의 최대/최소 지점의 시간/진폭, 구성 펄스 파형 위치의 시간/진폭, 생체신호의 면적, 심박수들 중의 하나 또는 둘 이상을 적절히 조합한 값일 수 있다. 이때, 둘 이상을 조합하는 방식은 특별히 제한되지 않는다.

[0092]

그 다음, 기준 시점 대비 제1 특징값의 변화량 및 제2 특징값의 변화량을 획득할 수 있다(430). 예를 들어, 제1 특징값을 캘리브레이션 시점의 제1 기준 특징값으로 나누어 제1 정규화값을 산출하고, 산출된 제1 정규화값을 이용하여 제1 변화량을 산출할 수 있다. 또한, 제2 특징값을 캘리브레이션 시점의 제2 기준 특징값으로 나누어 제2 정규화값을 산출하고, 산출된 제2 정규화값을 이용하여 제2 변화량을 산출할 수 있다.

[0093]

그 다음, 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다(440). 이때, 제1 특징값, 제2 특징값을 그대로 이용하거나, 제1 특징값 및 제2 특징값을 정규화한 제1 정규화값 및 제2 정규화값을 사용할 수 있다. 또는 그 값들을 적절히 조합하여 새로운 값을 산출하고 산출된 값을 사용할 수 있다. 예컨대, 둘 이상의 값을 각각에 대해 설정된 임계치와 비교하여 모든 조건을 만족하는 경우 저혈압 기전으로 판단할 수 있다. 또는 어느 하나의 값만을 임계치와 비교하여 저혈압 기전인지 여부를 판단할 수 있다. 자세한 설명은 전술한 바 있다.

[0094]

그 다음, 저혈압 기전으로 결정되면(440), 제1 변화량 및/또는 제2 변화량을 조절할 수 있다(450). 이때, 감쇠계수를 이용하여 제1 변화량을 감쇠시키거나 증폭계수를 이용하여 제2 변화량을 증폭시킬 수 있다. 감쇠계수 또는 증폭계수는 전술한 바와 같이 미리 설정된 산출식을 이용하여 구할 수 있다. 제1 변화량의 감쇠와 제2 변화량의 증폭은 함께 이루어지거나 어느 하나만이 수행될 수 있다.

[0095]

그 다음, 단계(450)에서 제1 변화량이나 제2 변화량이 조절되면, 조절된 후의 제1 변화량 및 제2 변화량을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다(460). 만약, 단계(440)에서 일반적 혈압 변화 기전으로 결정되면, 제1 변화량 및 제2 변화량의 조절없이 제1 변화량 및 제2 변화량 그대로를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다(460). 자세한 설명은 전술한 바 있으므로 생략한다.

[0096]

그 다음, 혈압 추정 결과를 출력할 수 있다(470). 예를 들어, 혈압 추정 결과를 디스플레이 등의 시각적인 출력수단을 통해 다양한 시각적인 방법으로 출력할 수 있다. 또는 스피커 및/또는 햅틱 모듈 등을 통해 음성, 촉감, 진동 등의 비시각적인 방법으로 사용자에게 제공할 수 있다. 또한, 추정된 생체정보를 기초로 사용자의 건강 상태를 판단하고, 판단 결과에 따라 사용자에게 경고나 대응 조치를 안내할 수 있다.

[0097]

도 5는 다른 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다. 도 5의 실시예는 도 1a 또는 도 1b의 혈압 추정 장치(100a, 100b)가 수행하는 혈압 추정 방법의 일 실시예이다.

[0098]

먼저, 혈압 추정 장치는 혈압 추정 요청을 수신하면 생체신호를 측정하고(510), 생체신호를 분석하여 심박출량과 연관된 제1 특징값과 총혈관저항과 연관된 제2 특징값을 획득할 수 있다(520).

- [0099] 그 다음, 기준 시점 대비 제1 특징값의 변화량 및 제2 특징값의 변화량을 획득하고(530), 혈압 변화 기전을 결정할 수 있다(540).
- [0100] 그 다음, 저혈압 기전으로 결정되면(540), 저혈압 기전이 작동하는 혈압 변화 상황에서 제1 변화량 및 제2 변화량을 이용하여 추정한 혈압과 실제 혈압 간의 오차를 보정하기 위한 오프셋을 획득하고(550), 제1 변화량, 제2 변화량 및 오프셋을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다(560). 예를 들어, 제1 변화량과 제2 변화량을 곱한 값, 생체신호로부터 획득된 맥압과 관련된 특징값 예컨대 심박수 등을 이용하여 오프셋을 획득할 수 있다. 이때, 미리 정의된 오프셋 추정 모델이 활용될 수 있다.
- [0101] 만약, 단계(540)에서 일반적 혈압 변화 기전으로 결정되면, 추가적인 오프셋을 획득하지 않고 제1 변화량 및 제2 변화량을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다(570).
- [0102] 그 다음, 혈압 추정 결과를 출력할 수 있다(580). 예를 들어, 디스플레이 등의 시각적인 출력 수단을 통해 다양한 시각적인 방법 또는, 스피커 및/또는 햅틱 모듈 등을 통해 음성, 촉감, 진동 등의 비시각적인 방법으로 사용자에게 제공할 수 있다.
- [0103] 도 6a 및 도 6b는 웨어러블 기기를 도시한 것이다. 전술한 혈압 추정 장치(100a, 100b)의 실시예들은 손목에 착용하는 스마트 워치나 스마트 밴드형 웨어러블 기기에 탑재될 수 있다. 다만, 이는 설명의 편의를 위한 일 예에 불과하며, 스마트폰, 태블릿 PC, 노트북 PC, 데스크탑 PC 등의 정보 처리 단말에 적용되는 것도 가능하다.
- [0104] 도 6a 내지 도 6b를 참조하면, 웨어러블 기기(600)는 기기 본체(610)와 스트랩(620)을 포함할 수 있다.
- [0105] 본체(610)는 다양한 형태를 갖도록 형성될 수 있으며, 내부 또는 표면에 전술한 혈압 추정 기능과 그 밖의 다양한 기능을 수행하기 위한 모듈들이 장착될 수 있다. 본체(610) 또는 스트랩(620)의 내부에는 기기(600)의 각종 모듈에 전원을 공급하는 배터리가 내장될 수 있다.
- [0106] 스트랩(620)은 본체(610)에 연결될 수 있다. 스트랩(620)은 사용자의 손목을 감싸는 형태로 구부러질 수 있도록 플렉시블(flexible)하게 형성될 수 있다. 스트랩(620)은 사용자의 손목으로부터 분리되는 형태 또는 분리되지 않는 밴드 형태로 구성될 수 있다. 스트랩(620)은 손목에 가해지는 압력의 변화에 따라 탄성을 갖도록 내부에 공기가 주입되거나 공기 주머니를 포함할 수 있으며 본체(610)로 손목의 압력 변화를 전달할 수 있다.
- [0107] 본체(610)에는 생체신호를 측정하는 센서부(620)가 장착될 수 있다. 센서부(620)는 사용자의 손목 상부가 접촉되는 본체(610)의 후면에 장착될 수 있으며, 손목 피부에 광을 조사하는 광원과 피검체로부터 산란 또는 반사되는 광을 검출하는 디텍터를 포함할 수 있다. 센서부(620)는 피검체가 가하는 접촉압력을 측정하는 접촉압력 센서를 더 포함할 수도 있다.
- [0108] 본체(610) 내부에 프로세서가 실장될 수 있으며, 프로세서(610)는 웨어러블 기기(600)에 장착된 각종 구성들과 전기적으로 연결되어 각종 구성들을 제어할 수 있다.
- [0109] 또한, 프로세서는 센서부(620)에 의해 측정된 생체신호를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서는 생체신호로부터 심박출량과 연관된 제1 특징값과 총혈관저항과 연관된 제2 특징값을 획득할 수 있다. 또한, 프로세서는 제1 특징값 및 제2 특징값을 캘리브레이션 시점의 제1 기준 특징값 및 제2 기준 특징값으로 정규화하여 제1 정규화값 및 제2 정규화값을 획득할 수 있다. 또한, 제1 정규화값 및 제2 정규화값에 대하여 캘리브레이션 시점 대비 제1 변화량 및 제2 변화량을 획득하고, 획득된 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하여 혈압을 추정할 수 있다.
- [0110] 한편, 프로세서는 획득된 값들을 이용하여 혈압 변화 기전이 저혈압 기전인지를 결정할 수 있다. 예를 들어, 제1 정규화값과 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 크며, 제2 특징값이 제3 임계치보다 작으면 저혈압 기전으로 판단할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0111] 프로세서는 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전이면 위 수학적 식 1과 같이 제1 변화량과 제2 변화량 그대로를 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 만약, 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이라고 결정되면 저혈압 기전에 따른 실제 혈압과 추정 혈압 간의 오차를 보정하기 위한 오프셋 값을 추가적으로 획득하고, 위 수학적 식 4와 같이 제1 변화량 및 제2 변화량 외에 오프셋 값을 더 결합하여 혈압을 추정할 수 있다.
- [0112] 프로세서는 접촉압력 센서가 탑재된 경우 손목과 센서부(620) 사이의 접촉압력을 기초로 피검체의 접상태를 모니터링하고, 표시부를 통해 사용자에게 접촉 위치 및/또는 접촉 상태를 가이드할 수 있다.
- [0113] 또한, 본체(610) 내부에는 프로세서의 처리 결과 및 각종 정보를 저장하는 저장부가 장착될 수 있다. 이때, 각

종 정보는 혈압 추정을 위한 기준 정보 이외에 웨어러블 기기(600)의 기능과 관련된 다양한 정보를 포함할 수 있다.

- [0114] 또한, 사용자의 제어 명령을 수신하여 프로세서로 전달하는 조작부(640)가 본체(610)에 장착될 수 있다. 조작부(640)는 웨어러블 기기(600)의 전원을 온/오프시키는 명령을 입력하기 위한 전원 버튼을 포함할 수 있다.
- [0115] 표시부(614)는 본체(610)의 전면에 장착될 수 있으며, 터치 입력이 가능한 터치 패널을 포함할 수 있다. 표시부(614)는 사용자의 터치 입력을 수신하여 프로세서에 전달하고, 프로세서의 처리 결과를 표시할 수 있다.
- [0116] 예를 들어, 표시부(614)는 추정된 혈압 정보를 표시할 수 있다. 이때, 혈압 추정일자나 건강상태 등의 부가 정보를 함께 표시할 수 있다. 이때, 사용자가 조작부(640)를 조작하거나 표시부(614)의 터치 입력을 통해 상세정보를 요청하는 경우 다양한 방식으로 상세정보를 출력할 수 있다.
- [0117] 도 6b를 참조하면, 표시부(614)는 제1 영역(614a)에 상세 정보를 제2 영역(614b)에 혈압 이력 그래프를 출력할 수 있다. 이때, 혈압 이력 그래프는 혈압 추정 시점을 나타내는 객체(예: 원, 사각형 등의 도형 등)를 포함할 수 있다. 또한, 혈압 이력 그래프 상에 사용자가 현재 선택한 객체(I)를 지시하는 식별 마크(M)를 표시할 수 있다. 식별 마크(M)는 수직선으로 도시되어 있으나 이에 제한되는 것은 아니며 원, 사각형 등의 다각형, 그 위치를 가리키는 화살표 등 다양한 형태로 표시될 수 있다. 사용자는 혈압 이력 그래프의 표시를 요청할 수도 있고, 제2 영역(614b)에 혈압 이력 그래프가 표시되면 특정 시점의 객체(I)를 터치하거나, 그래프를 좌우로 이동하여 특정 시점의 객체(I)를 식별 마크(M)에 일치시킴으로써 상세정보를 제1 영역(614a)에 출력되도록 할 수 있다. 이때, 제1 영역(614a)에는 사용자가 선택한 추정 시점의 혈압 추정값, 추정일자, 그 시점의 건강 상태 등의 정보를 출력할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0118] 또한, 본체(610) 내부에는 사용자의 휴대 단말과 같은 외부 기기와 통신하기 위한 통신부가 장착될 수 있다. 통신부는 외부 기기 예컨대, 사용자의 스마트폰에 생체정보 추정 결과를 전송하여 사용자에게 표시되도록 할 수 있다. 다만, 이에 제한됨이 없이 필요한 다양한 정보를 송수신할 수 있다.
- [0119] 도 7은 혈압 추정 장치의 실시예들이 적용된 스마트 기기를 도시한 것이다. 이때, 스마트 디바이스는 스마트폰 및 태블릿 PC등을 포함할 수 있다.
- [0120] 도 7을 참조하면, 스마트 기기(700)는 본체(710)의 일면에 센서부(730)가 장착될 수 있다. 센서부(730)는 하나 이상의 광원(731)과 디텍터(732)를 포함하는 맥파 센서를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이 센서부(730)는 본체(710)의 후면에 장착될 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니며, 전면의 지문 센서 또는 터치 패널과 결합하여 센서부(730)를 구성하는 것도 가능하다.
- [0121] 또한, 본체(710)의 전면에 표시부가 장착될 수 있다. 표시부는 생체정보 추정 결과 등을 시각적으로 출력할 수 있다. 표시부는 터치 패널을 포함할 수 있으며, 터치 패널을 통해 입력되는 다양한 정보를 수신하여 프로세서에 전달할 수 있다.
- [0122] 한편, 본체(710)에는 이미지 센서(720)가 장착될 수 있다. 이미지 센서(720)는 사용자가 맥파 신호를 측정하기 위해 손가락을 센서부(730)에 접근시키는 경우, 손가락을 촬영하여 프로세서로 전달할 수 있다. 이때, 프로세서는 손가락의 이미지로부터 센서부(730)의 실제 위치 대비 손가락의 상대 위치를 파악하고, 표시부를 통해 손가락의 상대 위치 정보를 사용자에게 제공함으로써 보다 정확하게 맥파 신호 측정이 이루어지도록 가이드할 수 있다.
- [0123] 프로세서는 센서부(730)에 의해 측정된 생체신호를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서는 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전인지 저혈압 기전인지를 결정하고, 결정된 혈압 변화 기전에 따라 적절한 방식으로 혈압을 추정할 수 있다. 예를 들어, 전술한 심박출량과 연관된 제1 정규화값과 총혈관저항과 연관된 제2 정규화값 간의 차이가 제1 임계치보다 크고, 제2 정규화값이 제2 임계치보다 크며, 제2 특징값이 제3 임계치보다 작으면 저혈압 기전으로 판단할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0124] 프로세서는 결정된 혈압 변화 기전이 일반적 혈압 변화 기전이면 위 수학적 1과 같이 제1 변화량과 제2 변화량 그대로를 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 만약, 혈압 변화 기전이 저혈압 기전이라고 결정되면 전술한 바와 같은 방식으로 제1 변화량 및/또는 제2 변화량을 적절히 조절한 후, 위 수학적 3과 같이 조절된 후의 제1 변화량 및 제2 변화량을 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 예를 들어, 제1 변화량에 대하여는 도 3b와 같은 감쇠계수 산출식을 적용하여 감쇠계수를 구한 후 제1 변화량을 조절하고, 제2 변화량에 대하여는 증폭계수를 1로 설정하여 제2 변화량을 조절하지 않을 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.

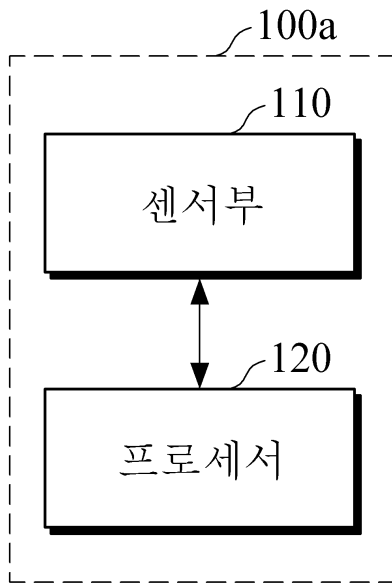
- [0125] 한편, 본 실시 예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.
- [0126] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현하는 것을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 실시예들을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.
- [0127] 본 개시가 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 개시된 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

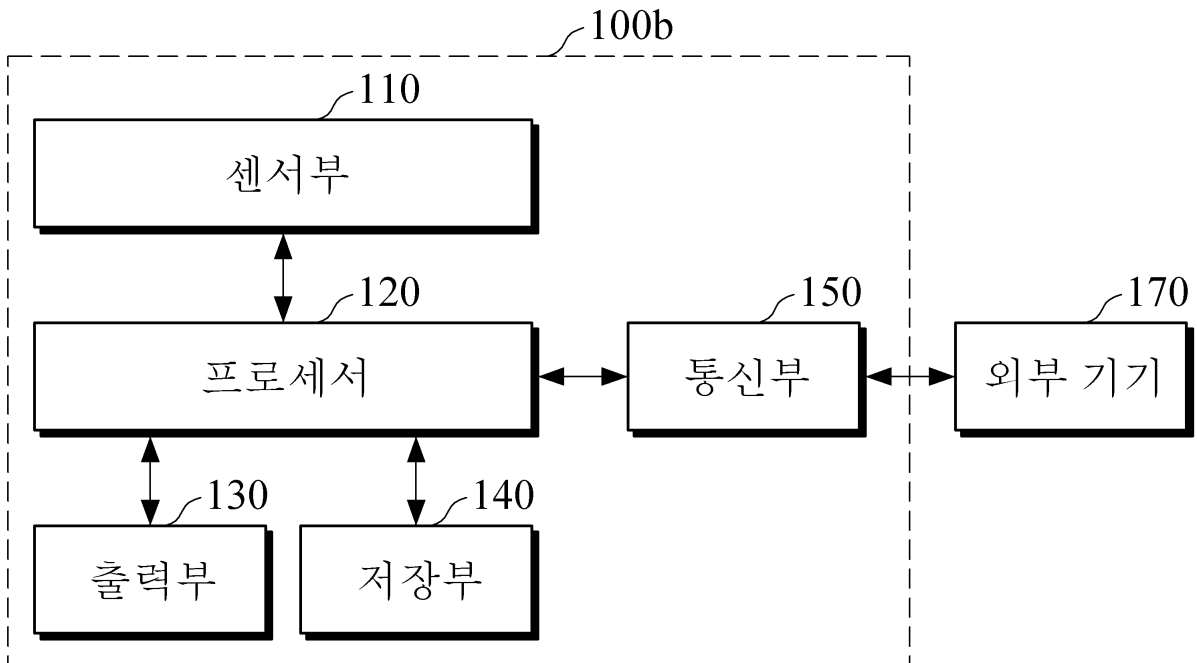
- [0128] 100a, 100b: 혈압 추정 장치 110: 센서부
120: 프로세서 130: 출력부
140: 저장부 150: 통신부
200a, 200b: 프로세서 210: 특징 획득부
220: 혈압 변화 기전 결정부 230: 혈압 추정부
240: 특징 조절부 250: 오프셋 획득부
600: 웨어러블 기기 610: 본체
614: 표시부 620: 센서부
630: 스트랩 640: 조작부
700: 스마트 기기 710: 본체
720: 이미지 센서 730: 센서부
731: 광원 732: 디텍터

도면

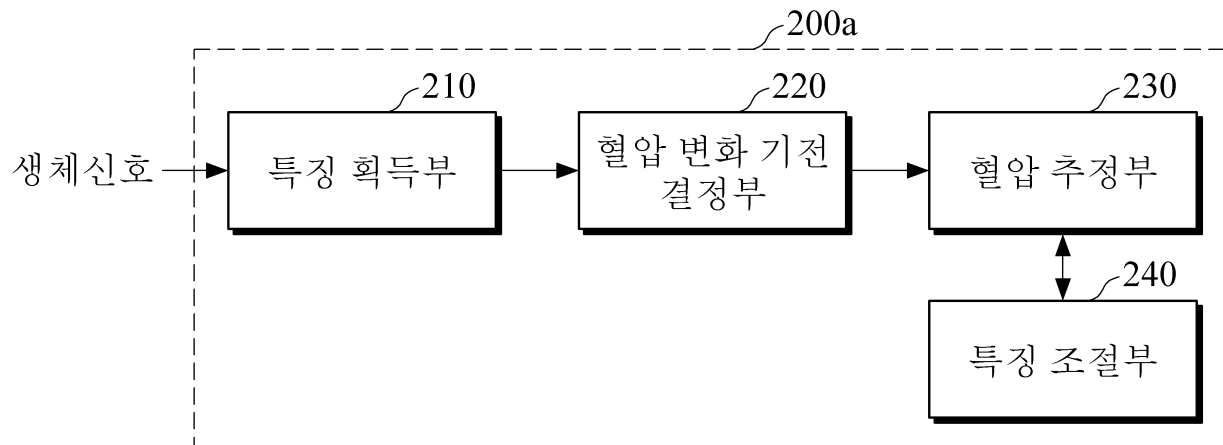
도면1a



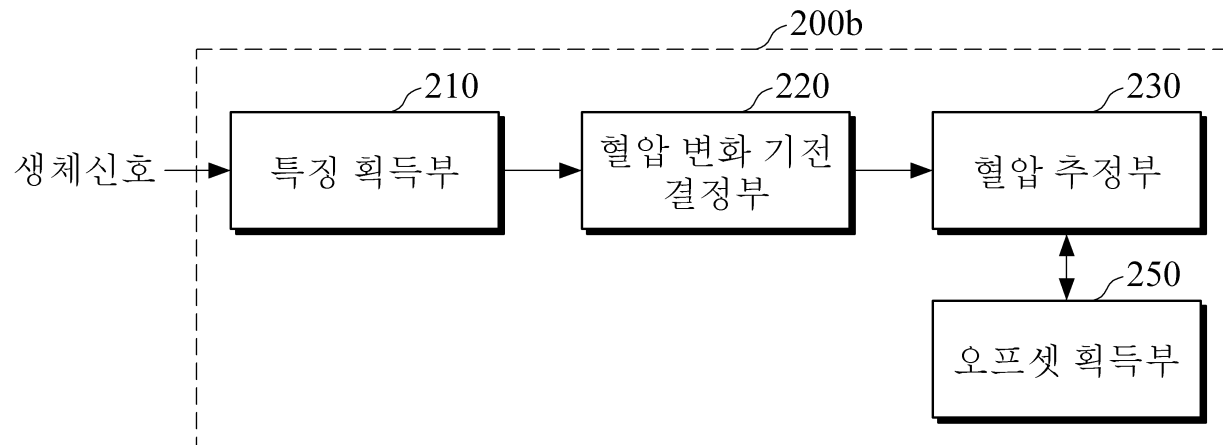
도면1b



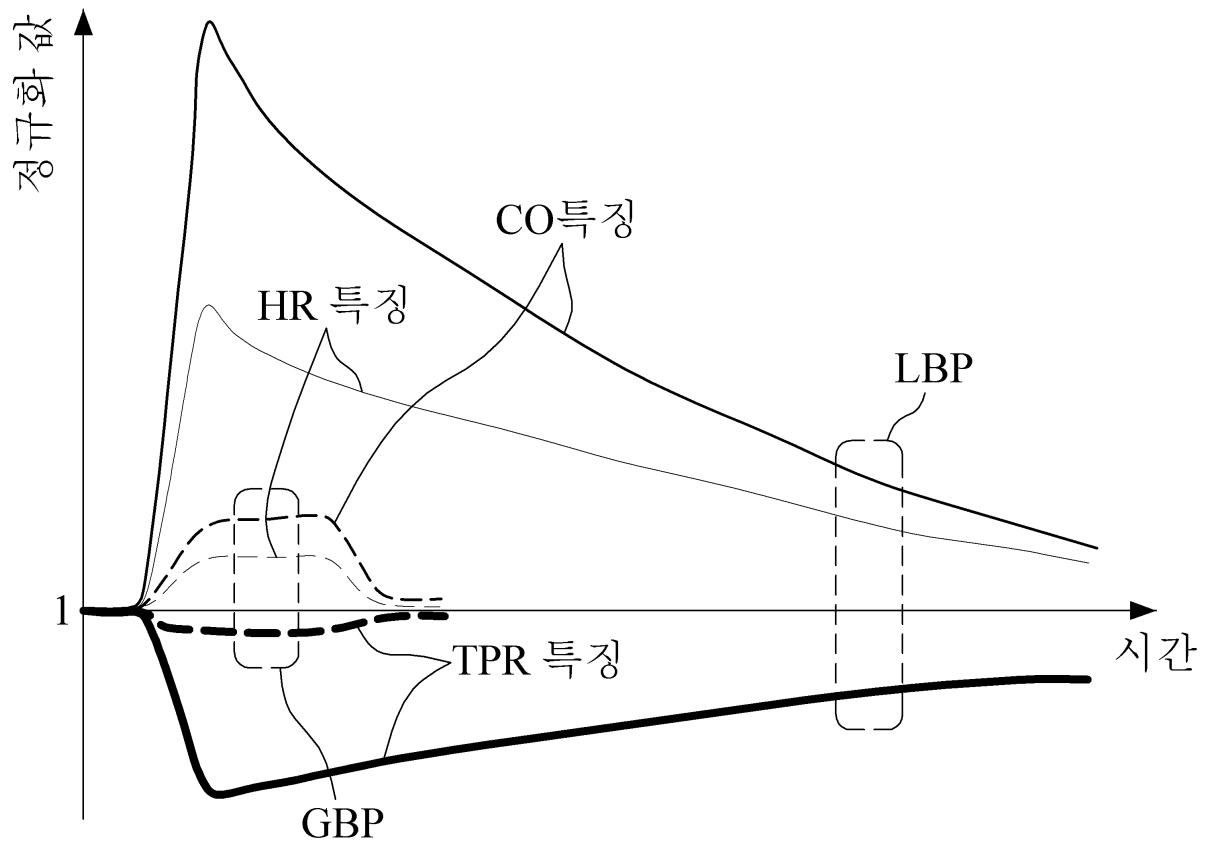
도면2a



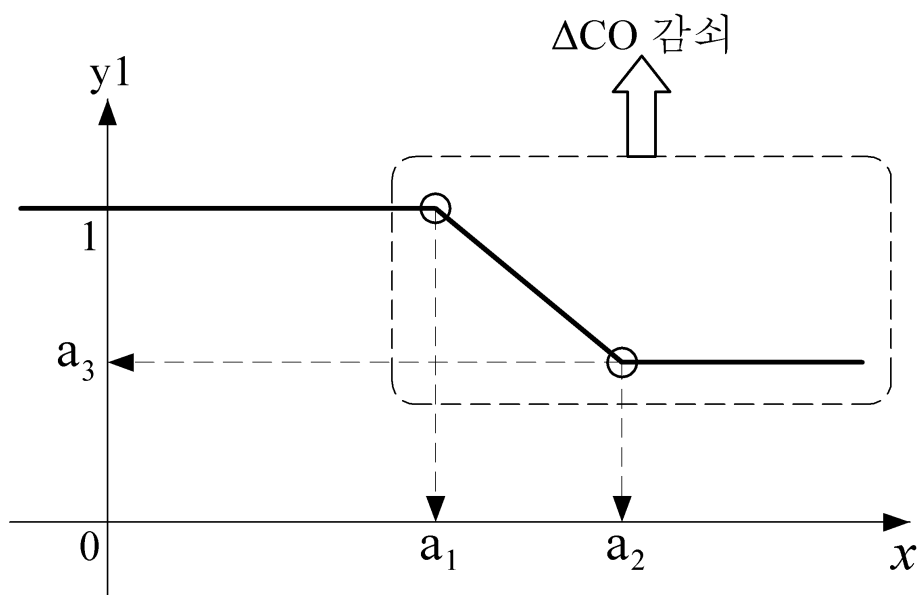
도면2b



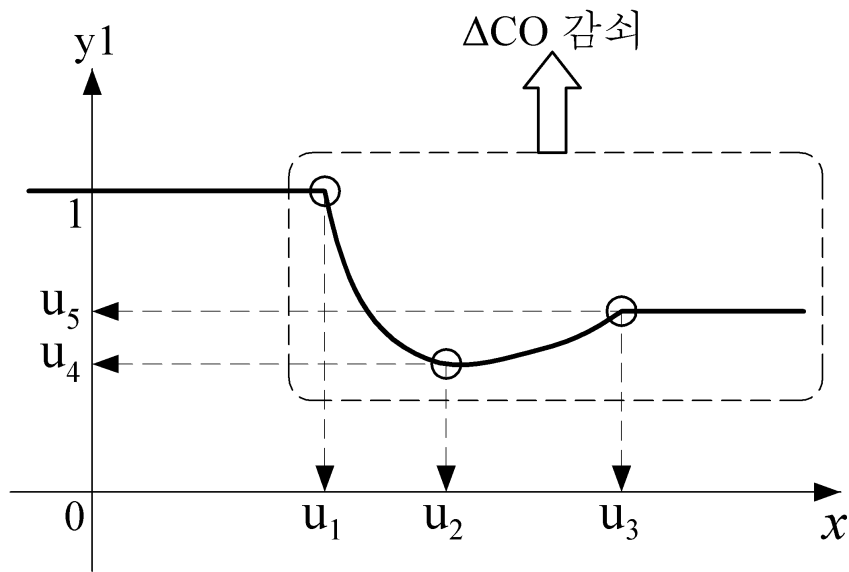
도면3a



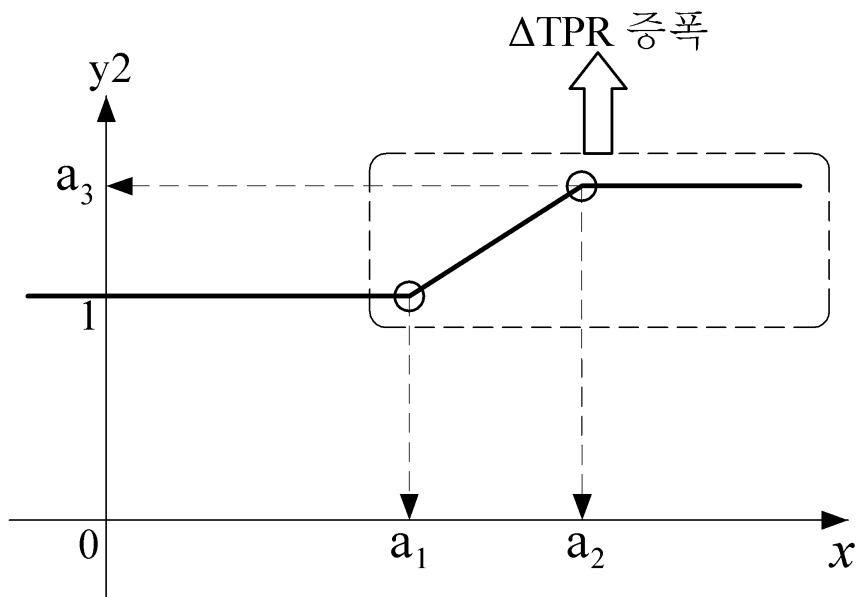
도면3b



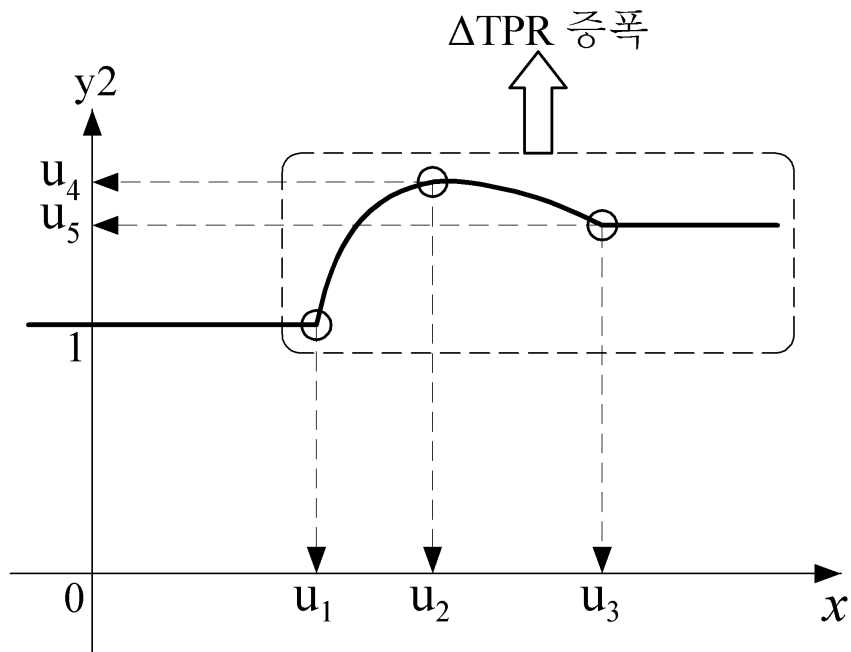
도면3c



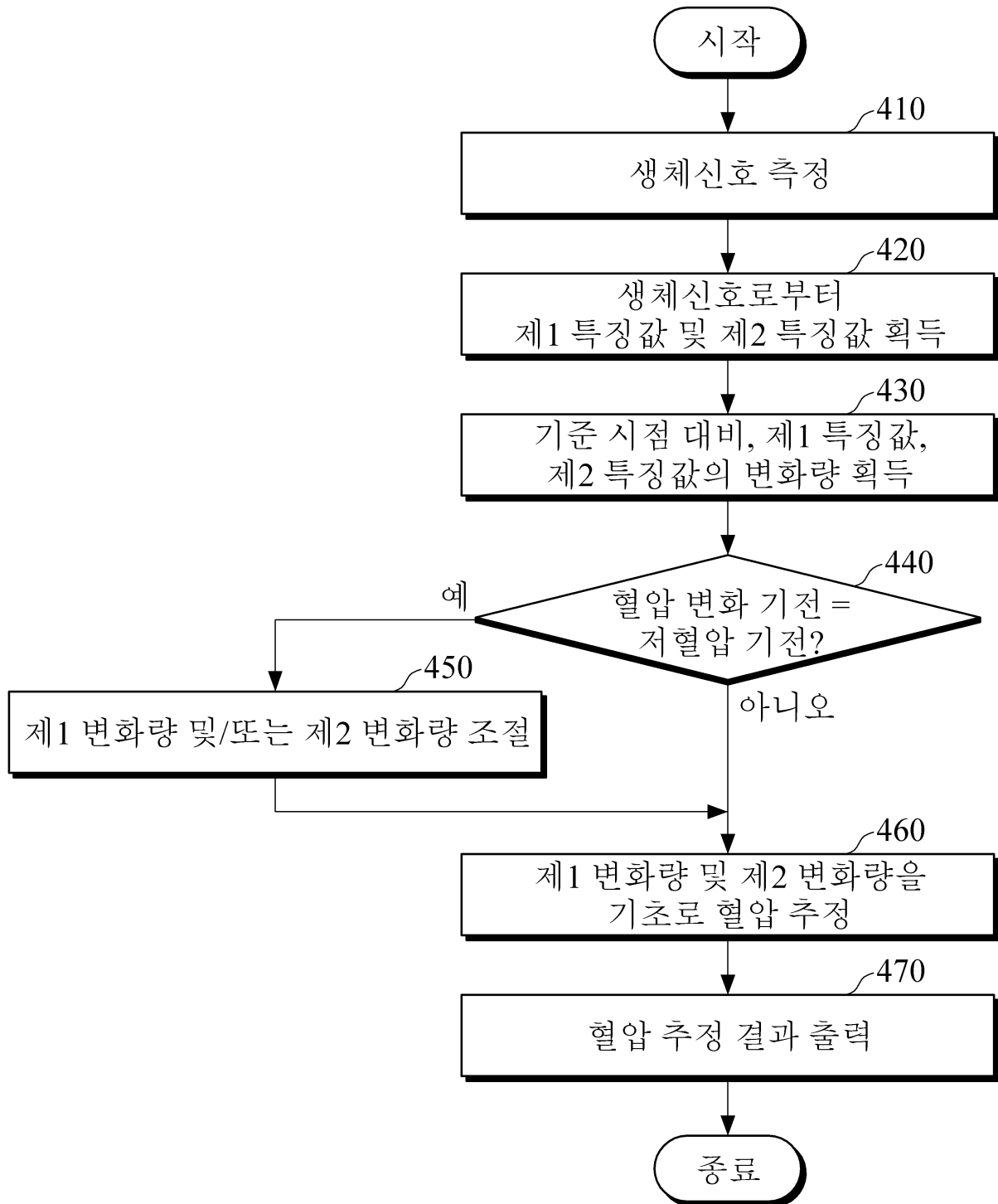
도면3d



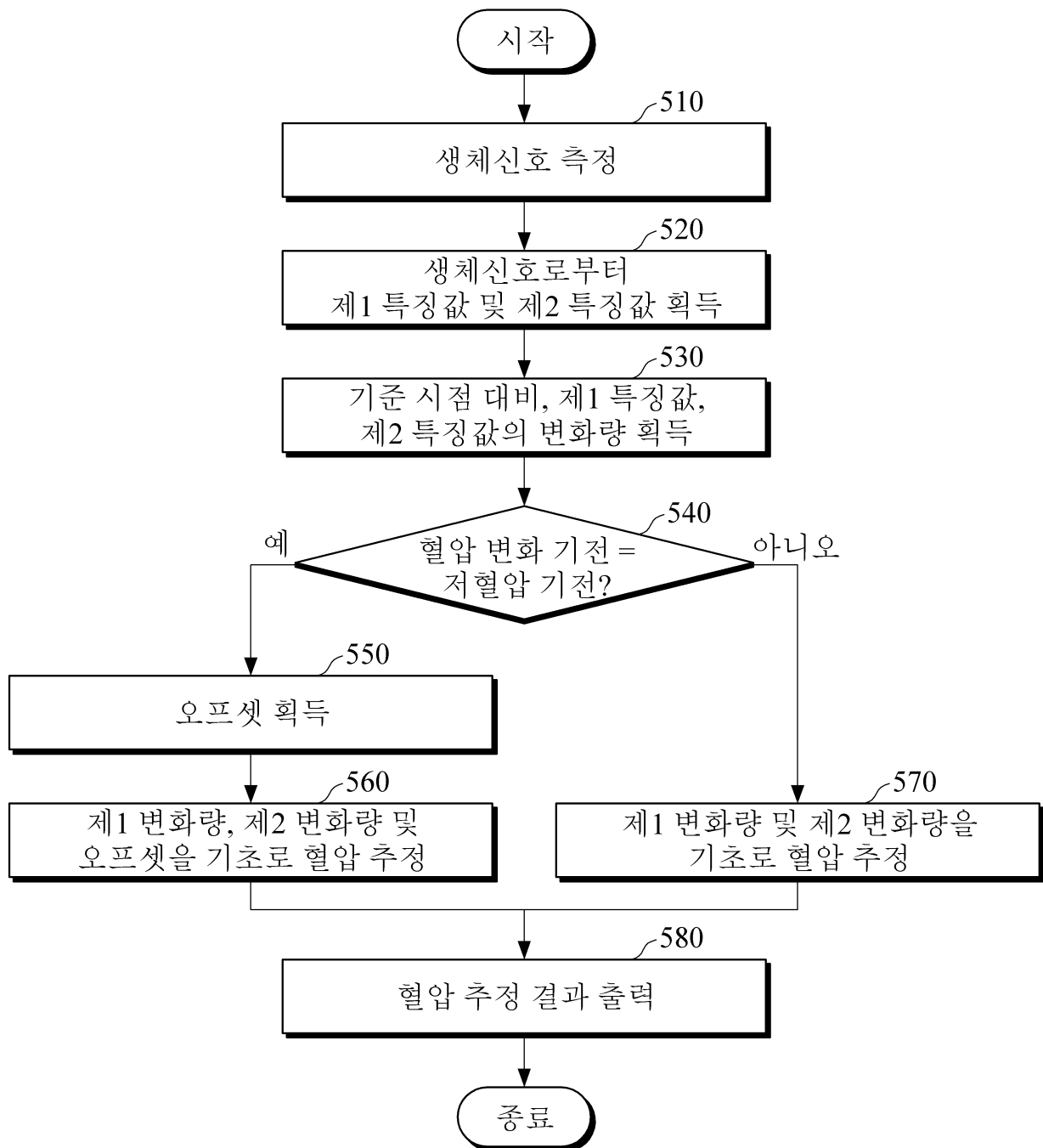
도면3e



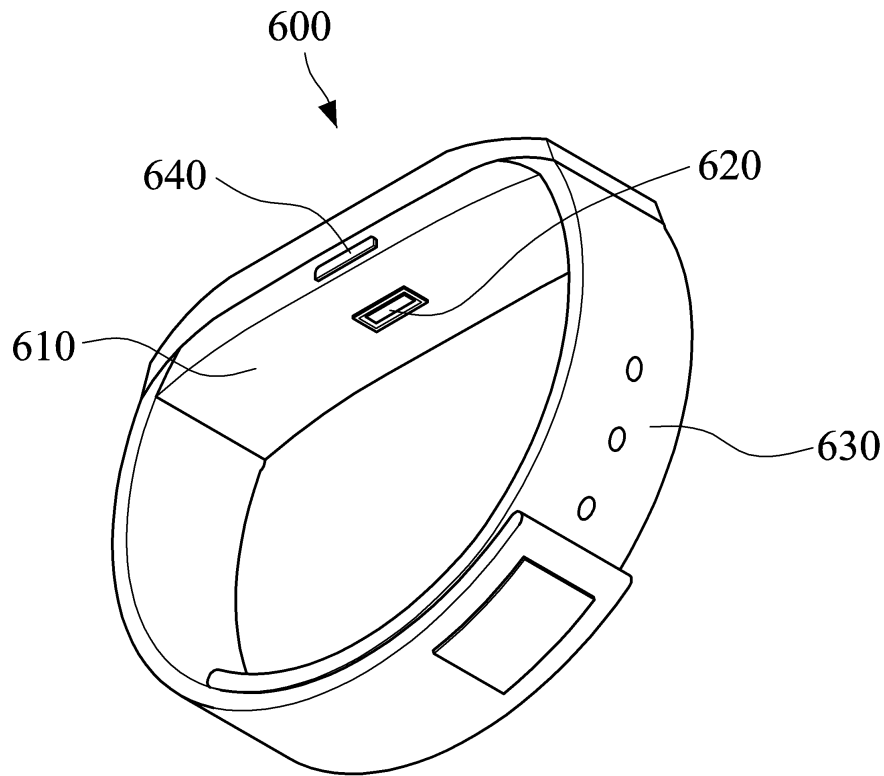
도면4



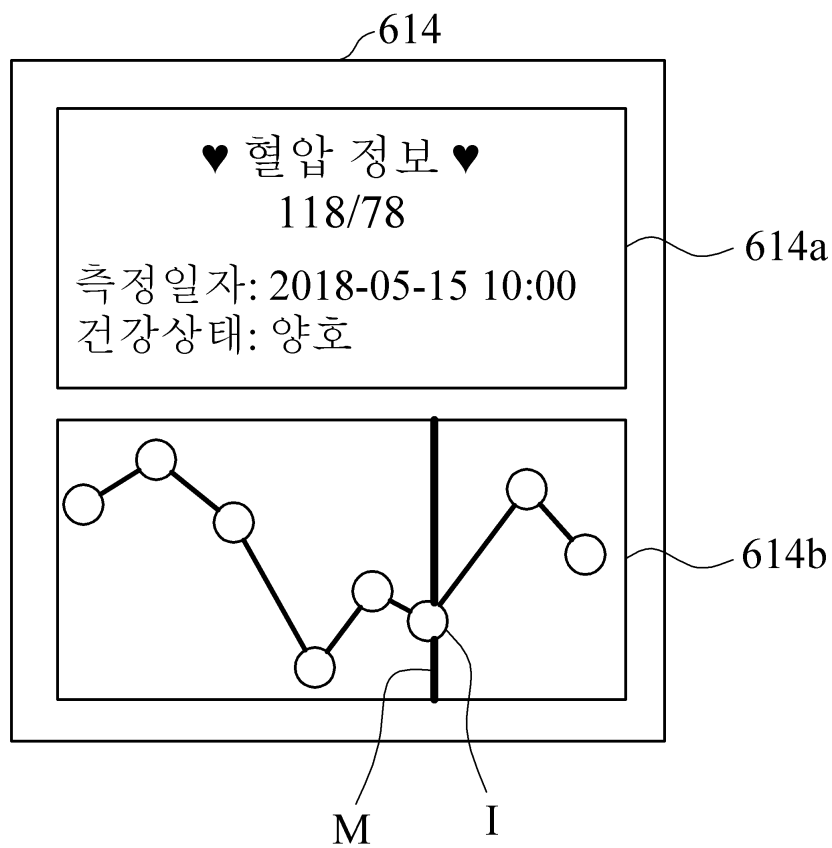
도면5



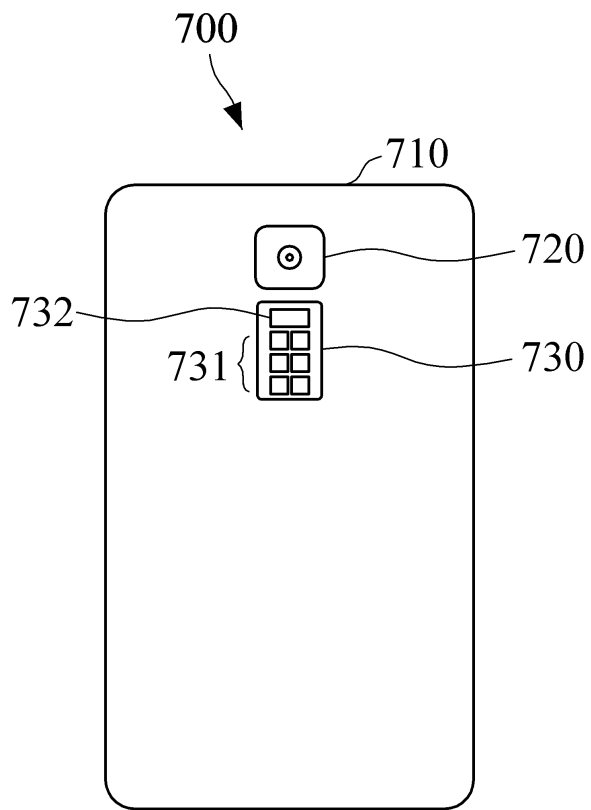
도면6a



도면6b



도면7



专利名称(译)	估计血压的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020200041680A	公开(公告)日	2020-04-22
申请号	KR1020180122078	申请日	2018-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	박창순 권의근 김연호 윤승근 장대근		
发明人	박창순 권의근 김연호 윤승근 장대근		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0059 A61B5/7235 A61B5/7275 A61B5/742 A61B5/02108 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/6802 A61B5/7455 A61B5/746 A61B5/002 A61B5/02007 A61B5/02416 A61B5/029 A61B5/681 A61B5/741 G16H50/30 A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/024 A61B5/7278		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于估计血压的设备。根据一个实施例，用于估计血压的设备可以包括：传感器，被配置为测量来自受试者的生物信号；以及处理器，被配置为获取与心输出量（CO）相关联的第一特征值，以形成生物信号。以及与总外周阻力（TPR）相关的第二特征值，基于第一特征值和第二特征值确定对象的当前血压变化机制是否为运动后低血压机制，并根据确定当前的机制是否是运动后低血压机制。

