



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0043453  
(43) 공개일자 2019년04월26일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)  
A61B 5/0488 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 5/021 (2013.01)  
A61B 5/02416 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2018-0076434
- (22) 출원일자 2018년07월02일  
심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장  
1020170135399 2017년10월18일 대한민국(KR)

- (71) 출원인  
**삼성전자주식회사**  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
- (72) 발명자  
**권의근**  
경기도 수원시 영통구 삼성로 130 ,본관동5층(매탄동삼성전자소재연구단지)  
**구윤서**  
세종특별자치시 보람로 15, 902동 1301호 (도담동, 도램마을9단지)  
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
**특허법인 신지**

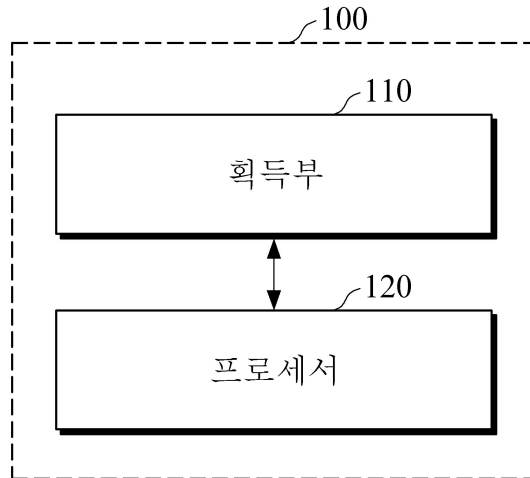
전체 청구항 수 : 총 33 항

(54) 발명의 명칭 **혈압 추정 장치 및 방법**

**(57) 요약**

비침습적으로 혈압을 추정하는 장치가 개시된다. 일 실시예에 따르면 혈압 추정 장치는 피검체의 생체신호를 획득하는 획득부 및 생체신호를 기초로 심혈관 특징(feature)을 추출하고, 기준 심혈관 특징 대비 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0402* (2013.01)

*A61B 5/0488* (2019.01)

*A61B 5/1102* (2013.01)

*A61B 5/7235* (2013.01)

(72) 발명자

**노승우**

부산광역시 사하구 다대로 473, 현대아파트 115동  
603호 (다대동)

**박창순**

서울특별시 송파구 새말로12길 16, 401동 1003호  
(장지동, 송파파인타운 4단지)

**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

피검체의 생체신호를 획득하는 획득부; 및

상기 생체신호를 기초로 심혈관 특징(feature)을 추출하고, 기준 심혈관 특징 대비 상기 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 생체신호는

광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 근전도(electromyography, EMG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 중의 하나 이상을 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 획득부는

상기 생체신호 중의 적어도 일부를 측정하는 하나 이상의 센서를 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 4

제2항에 있어서,

상기 생체신호 중의 적어도 일부를 측정하는 하나 이상의 외부 센서로부터 생체신호를 수신하여 상기 획득부에 전달하는 통신부를 더 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 5

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호로부터 추출된 특징점(characteristic point)을 기초로 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함하는 심혈관 특징을 추출하는 특징 추출부를 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호로부터 심박 정보, 상기 생체신호의 파형의 형태, 상기 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호 파형의 면적, 상기 생체신호를 구성하는 구성 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보 중의 하나 이상을 포함하는 특징점을 추출하는 특징점 추출부를 더 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 변화 경향을 기초로 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP)을 독립적으로 추정하는 혈압 추정부를 포함하는 혈압 추정 장치.

**청구항 8**

제7항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 추출된 심혈관 특징을 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징으로 스케일링하는 스케일링부를 더 포함하고,

상기 혈압 추정부는

상기 제1 심혈관 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 상기 제2 심혈관 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

**청구항 9**

제8항에 있어서,

상기 심혈관 특징은 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함하는 혈압 추정 장치.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

상기 스케일링부는

상기 심박출량을 제1 심박출량 및 제2 심박출량으로 스케일링하며, 상기 총혈관저항을 제1 총혈관저항 및 제2 총혈관저항으로 스케일링하고,

상기 혈압 추정부는

상기 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항을 선형 결합하여 수축기 혈압을 추정하고, 상기 제2 심박출량 및 제2 총혈관저항을 선형 결합하여 이완기 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

**청구항 11**

제10항에 있어서,

상기 혈압 추정부는

상기 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항에 각각 제1 심박출량 가중치 및 제1 총혈관저항 가중치를 부여한 후 선형 결합하고,

상기 제2 심박출량 및 제2 총혈관저항에 각각 제2 심박출량 가중치 및 제2 총혈관저항 가중치를 부여한 후 선형 결합하는 혈압 추정 장치.

**청구항 12**

제10항에 있어서,

상기 혈압 추정부는

상기 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항을 선형 결합한 결과에 소정의 제1 스케일링 요소를 적용하여 수축기 혈압을 추정하고,

상기 제2 심박출량 및 제2 총혈관저항을 선형 결합한 결과에 소정의 제2 스케일링 요소를 적용하여 이완기 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

**청구항 13**

제8항에 있어서,

상기 스케일링부는

상기 추출된 심혈관 특징의 종류 및 상기 변화 경향에 따라 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징의 스케일링 정도를 결정하는 혈압 추정 장치.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 스케일링부는

상기 심혈관 특징의 종류가 심박출량이고 상기 변화 경향이 증가이면, 상기 심박출량의 증가에 따라 제1 심박출량의 증가율 대비 제2 심박출량의 증가율을 동일하게 하거나 감소시키는 혈압 추정 장치.

**청구항 15**

제13항에 있어서,

상기 스케일링부는

상기 심혈관 특징의 종류가 총혈관저항이고 상기 변화 경향이 감소이면, 상기 총혈관저항의 감소에 따라 제1 총혈관저항의 감소율 대비 제2 총혈관저항의 감소율을 동일하게 하거나 증가시키는 혈압 추정 장치.

**청구항 16**

제1항에 있어서,

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

**청구항 17**

피검체의 생체신호를 획득하는 단계;

상기 생체신호를 기초로 하나 이상의 심혈관 특징(feature)을 추출하는 단계; 및

기존 심혈관 특징 대비 상기 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

**청구항 18**

제17항에 있어서,

상기 생체신호는

광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 근전도(electromyography, EMG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 중의 하나 이상을 포함하는 혈압 추정 방법.

**청구항 19**

제17항에 있어서,

상기 심혈관 특징을 추출하는 단계는

상기 생체신호로부터 추출된 특징점(characteristic point)을 기초로 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함하는 심혈관 특징을 추출하는 혈압 추정 방법.

**청구항 20**

제19항에 있어서,

상기 생체신호로부터 심박 정보, 상기 생체신호의 파형의 형태, 상기 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호 파형의 면적, 상기 생체신호의 시간 경과, 상기 생체신호를 구성하는 구성 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보, 추출된 둘 이상의 특징점 사이의 내분점 중의 하나 이상을 포함하는 특징점을 추출하는 단계를 더 포함하는 혈압 추정 방법.

**청구항 21**

제17항에 있어서,  
 상기 혈압을 추정하는 단계는  
 상기 변화 경향을 기초로 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP)을 독립적으로 추정하는 혈압 추정 방법.

**청구항 22**

제21항에 있어서,  
 상기 추출된 심혈관 특징을 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징으로 스케일링하는 단계를 더 포함하고,  
 상기 혈압을 추정하는 단계는  
 상기 제1 심혈관 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 상기 제2 심혈관 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정하는 혈압 추정 방법.

**청구항 23**

제22항에 있어서,  
 상기 스케일링하는 단계는  
 상기 추출된 심혈관 특징의 종류 및 상기 변화 경향에 따라 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징의 스케일링 정도를 결정하는 혈압 추정 방법.

**청구항 24**

제23항에 있어서,  
 상기 스케일링하는 단계는  
 상기 추출된 심혈관 특징의 종류가 심박출량이고 상기 변화 경향이 증가이면, 상기 심박출량의 증가에 따라 제1 심박출량의 증가율 대비 제2 심박출량의 증가율을 동일하게 하거나 감소시키는 혈압 추정 방법.

**청구항 25**

제23항에 있어서,  
 상기 스케일링하는 단계는  
 상기 추출된 심혈관 특징의 종류가 총혈관저항이고 상기 변화 경향이 감소이면, 상기 총혈관저항의 감소에 따라 제1 총혈관저항의 감소율 대비 제2 총혈관저항의 감소율을 동일하게 하거나 증가시키는 혈압 추정 방법.

**청구항 26**

제17항에 있어서,  
 상기 혈압 추정 결과를 출력하는 단계를 더 포함하는 혈압 추정 방법.

**청구항 27**

피검체에 착용되는 본체;  
 상기 본체의 양단에 연결되며, 피검체를 감싼 상태로 본체를 피검체에 고정하는 스트랩; 및  
 상기 본체에 장착되며 피검체로부터 생체신호를 측정하는 센서; 및  
 상기 측정된 생체신호를 기초로 하나 이상의 심혈관 특징(feature)을 추출하고, 기준 심혈관 특징 대비 상기 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함하는 웨어러블 기기.

**청구항 28**

제27항에 있어서,

상기 센서는

광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG) 센서, 심전도(electrocardiography, ECG) 센서, 근전도(electromyography, EMG) 센서 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 센서 중의 하나 이상을 포함하는 웨어러블 기기.

**청구항 29**

제27항에 있어서,

상기 심혈관 특징은 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함하는 웨어러블 기기.

**청구항 30**

제27항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 심혈관 특징의 변화 경향을 기초로 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP)을 독립적으로 추정하는 웨어러블 기기.

**청구항 31**

제30항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 추출된 심혈관 특징을 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징으로 스케일링하고, 제1 심혈관 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고 제2 심혈관 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정하는 웨어러블 기기.

**청구항 32**

제27항에 있어서,

상기 프로세서의 혈압 추정 결과를 출력하는 표시부를 더 포함하는 웨어러블 기기.

**청구항 33**

제27항에 있어서,

상기 프로세서의 혈압 추정 결과를 외부 기기에 전송하는 통신부를 더 포함하는 웨어러블 기기.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 혈압 추정 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 비침습적으로 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정하는 기술과 관련된다.

**배경 기술**

[0002] 최근 고령화된 인구구조, 급증하는 의료비, 전문 의료서비스인력의 부족 등으로 인해 IT 기술과 의료기술이 접목된 IT-의료 융합기술에 대한 활발한 연구가 수행되고 있다. 특히, 인체의 건강상태에 대한 모니터링 행위는 병원에서만 국한되지 않고 가정과 사무실 등의 일상생활 속에서 움직이는 사용자의 건강상태를 언제 어디서나 모니터링해 주는 모바일 헬스케어 분야로 확대되고 있다. 개인의 건강상태를 나타내주는 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] 일반적인 생체신호 기반 간접적 혈압 추정 방식은 생체신호로부터 혈압과 상관성이 있는 다양한 특징(feature)을 추출하고 이들 특징을 기반으로 혈압 값을 추정한다. 혈압은 일상 중 다양한 기전에 의해 변화될 수 있으며, 경우에 따라서 수축기 혈압(SBP)과 이완기 혈압(DBP)의 변화 경향이 다를 수 있다. 대부분의 간접적 혈압 추정 방식은 수축기 혈압과 이완기 혈압이 서로 다른 경향으로 변화하는 분리(decoupled) 현상이 발생할 때 수축기 혈압과 이완기 혈압을 독립적으로 정확히 추정하기 어려운 문제가 존재한다. 수축기 혈압과 이완기 혈압의 독립 추정이 어려운 간접 혈압 추정 방식의 경우 사용자에게 잘못된 혈압 정보를 제공할 수 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 다양한 기전에 의한 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정하는 장치 및 방법이 제시된다.

**과제의 해결 수단**

[0005] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 장치는 피검체의 생체신호를 획득하는 획득부 및 생체신호를 기초로 심혈관 특징(feature)을 추출하고, 기준 심혈관 특징 대비 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0006] 이때, 생체신호는 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 근전도(electromyography, EMG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 중의 하나 이상을 포함할 수 있다.

[0007] 획득부는 생체신호 중의 적어도 일부를 측정하는 하나 이상의 센서를 포함할 수 있다.

[0008] 또한, 혈압 추정 장치는 생체신호 중의 적어도 일부를 측정하는 하나 이상의 외부 센서로부터 생체신호를 수신하여 획득부에 전달하는 통신부를 더 포함할 수 있다.

[0009] 프로세서는 생체신호로부터 추출된 특징점(characteristic point)을 기초로 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함하는 심혈관 특징을 추출하는 특징 추출부를 포함할 수 있다.

[0010] 프로세서는 생체신호로부터 심박 정보, 생체신호의 파형의 형태, 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호 파형의 면적, 생체신호를 구성하는 구성 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보 중의 하나 이상을 포함하는 특징점을 추출하는 특징점 추출부를 더 포함할 수 있다.

[0011] 프로세서는 변화 경향을 기초로 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP)을 독립적으로 추정하는 혈압 추정부를 포함할 수 있다.

[0012] 프로세서는 추출된 심혈관 특징을 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징으로 스케일링하는 스케일링부를 더 포함하고, 혈압 추정부는 제1 심혈관 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 제2 심혈관 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다.

[0013] 이때, 심혈관 특징은 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함할 수 있다.

[0014] 스케일링부는 심박출량을 제1 심박출량 및 제2 심박출량으로 스케일링하며, 총혈관저항을 제1 총혈관저항 및 제2 총혈관저항으로 스케일링하고, 혈압 추정부는 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항을 선형 결합하여 수축기 혈압을 추정하고, 제2 심박출량 및 제2 총혈관저항을 선형 결합하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다.

[0015] 혈압 추정부는 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항에 각각 제1 심박출량 가중치 및 제1 총혈관저항 가중치를 부여한 후 선형 결합하고, 제2 심박출량 및 제2 총혈관저항에 각각 제2 심박출량 가중치 및 제2 총혈관저항 가중치를 부여한 후 선형 결합할 수 있다.

[0016] 혈압 추정부는 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항을 선형 결합한 결과에 소정의 제1 스케일링 요소를 적용하여 수축기 혈압을 추정하고, 제2 심박출량 및 제2 총혈관저항을 선형 결합한 결과에 소정의 제2 스케일링 요소를 적용하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다.

[0017] 스케일링부는 추출된 심혈관 특징의 종류 및 변화 경향에 따라 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징의 스케일링

정도를 결정할 수 있다.

- [0018] 스케일링부는 심혈관 특징의 종류가 심박출량이고 변화 경향이 증가이면, 심박출량의 증가에 따라 제1 심박출량의 증가율 대비 제2 심박출량의 증가율을 동일하게 하거나 감소시킬 수 있다.
- [0019] 스케일링부는 심혈관 특징의 종류가 총혈관저항이고 변화 경향이 감소이면, 총혈관저항의 감소에 따라 제1 총혈관저항의 감소율 대비 제2 총혈관저항의 감소율을 동일하게 하거나 증가시킬 수 있다.
- [0020] 또한, 혈압 추정 장치는 프로세서의 혈압 추정 결과를 출력하는 출력부를 더 포함할 수 있다.
- [0021] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 방법은 피검체의 생체신호를 획득하는 단계, 생체신호를 기초로 하나 이상의 심혈관 특징(feature)을 추출하는 단계 및 기준 심혈관 특징 대비 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 이때, 생체신호는 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 근전도(electromyography, EMG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 중의 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0023] 심혈관 특징을 추출하는 단계는 생체신호로부터 추출된 특징점(characteristic point)을 기초로 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함하는 심혈관 특징을 추출할 수 있다.
- [0024] 또한, 혈압 추정 방법은 생체신호로부터 심박 정보, 생체신호의 파형의 형태, 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호 파형의 면적, 생체신호의 시간 경과, 생체신호를 구성하는 구성 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보, 추출된 둘 이상의 특징점 사이의 내분점 중의 하나 이상을 포함하는 특징점을 추출하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0025] 혈압을 추정하는 단계는 변화 경향을 기초로 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP)을 독립적으로 추정할 수 있다.
- [0026] 또한, 혈압 추정 방법은 추출된 심혈관 특징을 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징으로 스케일링하는 단계를 더 포함하고, 혈압을 추정하는 단계는 제1 심혈관 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 제2 심혈관 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다.
- [0027] 스케일링하는 단계는 추출된 심혈관 특징의 종류 및 변화 경향에 따라 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징의 스케일링 정도를 결정할 수 있다.
- [0028] 스케일링하는 단계는 추출된 심혈관 특징의 종류가 심박출량이고 변화 경향이 증가이면, 심박출량의 증가에 따라 제1 심박출량의 증가율 대비 제2 심박출량의 증가율을 동일하게 하거나 감소시킬 수 있다.
- [0029] 스케일링하는 단계는 추출된 심혈관 특징의 종류가 총혈관저항이고 변화 경향이 감소이면, 총혈관저항의 감소에 따라 제1 총혈관저항의 감소율 대비 제2 총혈관저항의 감소율을 동일하게 하거나 증가시킬 수 있다.
- [0030] 또한, 혈압 추정 방법은 혈압 추정 결과를 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0031] 일 양상에 따르면, 웨어러블 기기는 피검체에 착용되는 본체, 본체의 양단에 연결되며, 피검체를 감싼 상태로 본체를 피검체에 고정하는 스트랩 및 본체에 장착되며 피검체로부터 생체신호를 측정하는 센서 및 측정된 생체신호를 기초로 하나 이상의 심혈관 특징(feature)을 추출하고, 기준 심혈관 특징 대비 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.
- [0032] 센서는 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG) 센서, 심전도(electrocardiography, ECG) 센서, 근전도(electromyography, EMG) 센서 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 센서 중의 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0033] 이때, 심혈관 특징은 심박출량(cardiac output) 및 총혈관저항(total peripheral resistance) 중의 하나 이상을 포함할 수 있다.
- [0034] 프로세서는 심혈관 특징의 변화 경향을 기초로 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP)을 독립적으로 추정할 수 있다.
- [0035] 프로세서는 추출된 심혈관 특징을 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징으로 스케일링하고, 제1 심혈관 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고 제2 심혈관 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다.

[0036] 웨어러블 기기는 프로세서의 혈압 추정 결과를 출력하는 표시부를 더 포함할 수 있다.

[0037] 웨어러블 기기는 프로세서의 혈압 추정 결과를 외부 기기에 전송하는 통신부를 더 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

[0038] 다양한 기전에 의한 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정함으로써 혈압 추정의 정확도를 향상시킬 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0039] 도 1은 일 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다.

도 2는 다른 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다.

도 3a 내지 도 3d는 심혈관 특징의 변화 경향과 혈압과의 상관 관계를 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 도 1 및 도 2의 실시예에 따른 프로세서 구성의 블록도이다.

도 5a 내지 도 5d는 심혈관 특징의 추출 및 스케일링을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 일 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다.

도 7a 및 도 7b는 일 실시예에 따른 웨어러블 기기를 설명하기 위한 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0040] 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.

[0041] 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.

[0042] 이하, 혈압 추정 장치 및 방법의 실시예들을 도면들을 참고하여 자세히 설명하도록 한다.

[0043] 도 1은 일 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다. 본 실시예의 혈압 추정 장치(100)는 스마트폰, 태블릿 PC, 데스크탑 PC, 노트북 PC 등의 단말 등에 탑재되거나 독립적인 하드웨어 기기로 제작될 수 있다. 이때, 독립적인 하드웨어 기기는 손목 시계형, 팔찌형, 손목 밴드형, 반지형, 안경형, 또는 헤어밴드형 등 피검체에 착용 가능한 웨어러블 기기일 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0044] 도 1을 참조하면, 혈압 추정 장치(100)는 획득부(110) 및 프로세서(120)를 포함한다.

[0045] 획득부(110)는 하나 이상의 센서를 포함하고 센서를 통해 피검체로부터 다양한 생체신호를 측정할 수 있다. 이때, 하나 이상의 센서는 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 근전도(electromyography, EMG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 등을 측정하는 센서일 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0046] 프로세서(120)는 획득부(110)에 의해 측정된 생체신호를 기초로 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서(120)는 획득부(110)로부터 생체신호가 수신되면, 생체신호로부터 혈압에 영향을 미치는 심혈관 특징(feature)을 추출할 수 있다. 이때, 심혈관 특징은 심박출량(cardiac output, CO) 및 총혈관저항(total peripheral resistance, TPR) 등을 포함할 수 있다. 다만, 이에 국한되지 않는다.

[0047] 프로세서(120)는 심혈관 특징이 추출되면 기준 심혈관 특징 대비 추출된 심혈관 특징의 변화 경향을 파악하고, 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 프로세서(120)는 수축기 혈압(systolic blood pressure, SBP) 및 이완기 혈압(distolic blood pressure, DBP)을 독립적으로 추정할 수 있다.

- [0048] 예를 들어, 프로세서(120)는 각 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여, 각 심혈관 특징을 수축기 혈압용 심혈관 특징과 이완기 혈압용 심혈관 특징으로 스케일링하고, 스케일링된 수축기 혈압용 심혈관 특징과 이완기 혈압용 심혈관 특징을 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다. 예컨대, 프로세서(120)는 수축기 혈압용과 이완기 혈압용으로 각각 스케일링된 심혈관 특징 각각에 가중치를 부여한 후 선형 결합하고, 선형 결합 결과를 기초로 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 각각 추정할 수 있다. 이때, 선형 결합 결과에 심혈관 특징 전체의 스케일링을 조절하기 위한 스케일링 요소를 적용하고 그 결과를 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정할 수 있다.
- [0049] 도 2는 다른 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다.
- [0050] 도 2를 참조하면, 본 실시예에 따른 혈압 추정 장치(200)는 획득부(110), 프로세서(120), 통신부(210), 출력부(220) 및 저장부(230)를 포함할 수 있다. 획득부(110) 및 프로세서(120)는 도 1을 참조하여 설명한 바 있으므로 이하 나머지 구성을 중심으로 설명하기로 한다.
- [0051] 통신부(210)는 프로세서(120)의 제어에 따라 외부 기기(250)와 통신하여 혈압 추정을 협업할 수 있다. 일 예로, 통신부(210)는 외부 기기(250)로부터 생체신호를 수신하고 획득부(110)로 전달할 수 있다. 이때, 외부 기기(250)는 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 근전도(electromyography, EMG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 등을 측정하는 센서를 포함할 수 있다. 이를 통해, 획득부(110)에는 최소한의 센서, 예컨대, 광전용적맥파 신호를 측정하는 PPG 센서만을 탑재함으로써 본체의 사이즈를 줄일 수 있다.
- [0052] 또한, 통신부(210)는 프로세서(120)의 제어에 따라 생체신호 측정 결과 및/또는 혈압 추정 결과 등을 외부 기기(250)에 전송하여, 외부 기기(250)로 하여금 혈압 이력 관리나 건강 상태 모니터링을 하도록 할 수 있다. 이때, 외부 기기(250)는 스마트폰, 태블릿 PC, 데스크탑 PC, 노트북 PC, 의료기관의 장치 등을 포함할 수 있으나 이에 제한되지 않는다.
- [0053] 통신부(210)는 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 이용하여 외부 기기와 통신할 수 있다. 그러나, 이는 일 예에 불과할 뿐이며, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0054] 출력부(220)는 획득된 생체신호, 혈압 추정 결과 및 혈압 추정 결과에 따른 경고 등의 부가 정보를 출력할 수 있다. 일 예로, 출력부(220)는 디스플레이 모듈을 통해 각종 정보를 시각적으로 사용자에게 제공할 수 있다. 예컨대, 혈압 추정 결과를 표시할 때 추정된 혈압이 정상 범위를 벗어나는 경우 빨간색으로 표시하는 방식 등으로 강조함으로써 사용자에게 경고 정보를 표시할 수 있다. 다른 예로, 스피커 모듈 또는 햅틱 모듈 등을 통해 음성이나 진동, 촉감 등의 비시각적인 방식으로 각종 정보를 사용자에게 제공할 수 있다. 예컨대, 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 음성으로 안내할 수 있다. 이때, 추정된 혈압이 정상 범위를 벗어나는 경우 진동이나 촉감을 통해 사용자에게 건강 상태에 이상이 있음을 안내할 수 있다.
- [0055] 저장부(230)는 기준 정보, 획득된 생체신호 또는 혈압 추정 결과 등을 저장할 수 있다. 이때, 기준 정보는 사용자의 나이, 성별, 건강 상태 등의 사용자 정보 또는 혈압 추정식과 같은 추정 모델을 포함할 수 있다.
- [0056] 이때, 저장부(230)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.
- [0057] 도 3a 내지 도 3d는 심혈관 특징의 변화 경향과 혈압과의 상관 관계를 설명하기 위한 도면이다.
- [0058] 일반적으로 평균 혈압(mean blood pressure, MBP)은 아래의 수학적 식 1과 같이 심박출량과 총혈관저항에 비례한다.

수학식 1

$$\Delta MBP = CO \times TPR$$

[0059]

[0060] 여기서,  $\Delta MBP$ 는 좌심실과 우심방 사이의 평균 혈압 차이를 나타내고, 일반적으로 우심방 평균 혈압의 경우 3~5mmHg를 넘지 않아 좌심실 평균 혈압 또는 상완 평균 혈압과 유사한 값을 가진다.

[0061] 일반적으로 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 이와 같이 산출된 평균 혈압의 좌우 0.5~0.7 범위 내의 값을 사용한다. 하지만, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 혈압 변화 기전에 따라 평균 혈압의 변화 경향을 따르지 않는 분리(decouple) 현상이 발생할 수 있다. 따라서, 혈압 추정의 정확도를 향상시키기 위해 혈압 변화 기전에 따른 영향을 고려하여 혈압을 추정할 필요가 있다.

[0062] 도 3a 및 도 3b를 참조하면, 혈압의 변화에 영향을 주는 다양한 기전에 따라 심박출량, 총혈관저항, 수축기 혈압 및 이완기 혈압의 변화 경향을 추정할 수 있다.

[0063] 일 예로, 혈압의 변화 기전이 무산소 운동 또는 등척성 운동인 경우, 안정기 대비 심박출량, 총저항혈관, 수축기 혈압, 이완기 혈압 모두 증가하는 경향을 나타낸다. 따라서, 심박출량 특징(f1)과 총혈관저항 특징(f2)을 조합하여 혈압을 추정하는 경우, 심박출량 특징(f1)이 증가하고 총혈관저항 특징(f2)이 동일하게 유지되는 경향을 보일 때, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 모두 그 조합 결과에 비례하게 된다.

[0064] 다른 예로, 혈압의 변화 기전이 유산소 운동인 경우, 안정기 대비 심박출량과 수축기 혈압은 증가하는 경향을 나타내나, 총혈관저항과 이완기 혈압은 감소하는 경향을 나타낸다. 따라서, 심박출량 특징(f1)과 총혈관저항 특징(f2)을 조합하여 혈압을 추정하는 경우, 심박출량 특징(f1)이 매우 큰 폭으로 증가하고 총혈관저항 특징(f2)이 감소하는 경향을 나타낼 때, 수축기 혈압은 다소 큰 폭으로 증가하나 이완기 혈압은 심박출량 특징(f1)의 증가에 비해 상대적으로 그 증가하는 정도가 매우 작게 된다.

[0065] 다른 예로, 혈압의 변화 기전이 알코올인 경우, 안정기 대비 심박출량은 증가하나, 총혈관저항, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 모두 감소하는 경향을 나타낸다. 따라서, 심박출량 특징(f1)과 총혈관저항 특징(f2)을 조합하여 혈압을 추정하는 경우, 심박출량 특징(f1)의 증가 정도가 총혈관저항 특징(f2)의 감소 정도보다 클 때 심박출량 특징(f1)과 총혈관저항 특징(f2)을 조합한 결과는 증가 경향을 보이더라도 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 감소하는 경향을 나타낼 수 있다. 이때, 이완기 혈압의 감소 정도가 수축기 혈압보다 상대적으로 클 수 있다.

[0066] 또 다른 예로, 혈압의 변화 기전이 호흡 참기인 경우, 심박출량 특징(f1)과 총혈관저항 특징(f2)을 조합하여 혈압을 추정하는 경우, 총혈관저항 특징(f2)이 증가하고 심박출량 특징(f1)이 동일하게 유지될 때, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 모두 그 조합 결과에 비례하게 된다.

[0067] 도 3c 및 도 3d는 심박출량과 총혈관 저항의 변화에 따른 수축기 혈압 및 이완기 혈압의 변화 경향을 도시한 것이다.

[0068] 도 3c를 참조하면, 심박출량이 증가 또는 감소할 때 수축기 혈압과 이완기 혈압은 모두 같은 변화 경향을 나타낸다. 하지만 심박출량이 안정기 대비 점차 증가할 때 이완기 혈압의 증가 정도는 수축기 혈압의 증가 정도보다 점차 작아지는 경향을 보인다. 즉, 심박출량(x축)이 점차 증가할 때 이완기 혈압(y축)의 증가 정도는 점차 작아지고, 심박출량(y축)이 점차 증가할 때 수축기 혈압(x축)의 증가 정도는 점차 커지는 경향을 나타낸다.

[0069] 도 3d를 참조하면, 총혈관저항이 증가 또는 감소할 때 수축기 혈압과 이완기 혈압은 모두 같은 변화 경향을 나타낸다. 하지만 총혈관저항이 안정기 대비 점차 감소할 때 이완기 혈압의 감소 정도는 수축기 혈압의 감소 정도보다 점차 커지는 경향을 보인다. 즉, 심박출량(x축)이 점차 감소할 때 이완기 혈압(y축)의 감소 정도는 점차 커지고, 심박출량(y축)이 점차 감소할 때 수축기 혈압(x축)의 감소 정도는 점차 작아지는 경향을 나타낸다.

[0070] 이와 같이 혈압 변화 기전에 따라 심박출량이나 총혈관저항 등과 같은 심혈관 특징과, 수축기 혈압 및 이완기 혈압의 변화 경향은 다양하다. 특히, 수축기 혈압은 심박출량의 변화에 민감하고, 이완기 혈압은 총혈관저항의 변화에 더 민감한 반응을 나타낸다. 따라서, 본 실시예에 따르면 다양한 생체신호로부터 심박출량 및/또는 총혈관저항 등의 심혈관 특징을 추출하고, 추출된 심혈관 특징을 안정기의 기준 심혈관 특징과 비교하여 변화 경향을 파악하고, 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정함으로써 혈

압 추정의 정확도를 향상시킬 수 있다.

- [0071] 도 4는 도 1 및 도 2의 실시예에 따른 프로세서 구성의 블록도이다. 도 5a 내지 도 5d는 심혈관 특징의 추출 및 스케일링을 설명하기 위한 도면이다. 도 4 내지 도 5d를 참조하여 프로세서(400)가 생체신호를 기초로 혈압을 추정하는 실시예를 설명한다.
- [0072] 도 4를 참조하면, 프로세서(400)는 특징점 추출부(410), 특징 추출부(420), 스케일링부(430) 및 혈압 추정부(440)를 포함할 수 있다.
- [0073] 특징점 추출부(410)는 다양한 생체신호로부터 혈압 추정을 위한 특징점을 추출할 수 있다. 이때, 특징점은 심박 정보, 생체신호의 파형의 형태, 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호 파형의 면적, 생체신호의 시간 경과, 생체신호를 구성하는 구성 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보, 둘 이상의 특징점 사이의 내분점 중의 하나 이상을 포함하나 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0074] 도 5a는 피검체로부터 획득된 생체신호 중의 맥파 신호를 예시한 것이다. 도 5a를 참조하여, 특징점 추출부(410)가 맥파 신호로부터 특징점을 추출하는 예를 설명한다.
- [0075] 일반적으로 맥파 신호는 심장에서 출발하여 신체 말단부로 향하는 진행파(propagation wave)와 말단부에서 다시 되돌아오는 반사파(reflection wave)의 중첩으로 구성될 수 있다. 도 5a는 피검체로부터 획득된 맥파 신호(P)의 파형이 5개의 구성 펄스 예컨대, 진행파(fw)와 반사파(rw1, rw2, rw3, rw4)의 중첩으로 이루어진 것을 예시하고 있다.
- [0076] 특징점 추출부(410)는 이와 같이 맥파 신호(PS)에서 구성 펄스 파형(fw, rw1, fw2, rw3, rw4)을 분석하여 특징점을 추출할 수 있다. 일반적으로 혈압을 추정하기 위해 세 번째까지의 구성펄스들이 주로 사용된다. 그 이후의 펄스들은 사람에 따라 관측되지 않는 경우도 있고, 노이즈(noise) 때문에 찾아내기 어렵거나 혈압 추정과의 상관도도 낮은 경우가 보통이다.
- [0077] 일 예로, 특징점 추출부(410)는 처음부터 세 번째까지의 구성 펄스 파형(fw, rw1, rw2)의 최대 지점의 시간( $T_1, T_2, T_3$ ) 및 진폭( $P_1, P_2, P_3$ )을 특징점으로 추출할 수 있다. 이때, 특징점 추출부(410)는 맥파 신호(PS)가 획득되면 획득된 맥파 신호(PS)를 2차 미분하고 2차 미분신호를 이용하여 구성 펄스 파형(fw, rw1, rw2)의 최대 지점의 시간( $T_1, T_2, T_3$ ) 및 진폭( $P_1, P_2, P_3$ )을 추출할 수 있다. 예컨대, 2차 미분신호에서 로컬 최소 지점(local minimum point)을 탐색하여 첫 번째부터 세 번째까지의 로컬 최소 지점에 해당하는 시간( $T_1, T_2, T_3$ )을 추출하고, 맥파 신호(PS)에서 그 시간( $T_1, T_2, T_3$ )에 대응하는 진폭( $P_1, P_2, P_3$ )을 추출할 수 있다. 여기서 로컬 최소 지점은 2차 미분신호의 일부 구간을 관찰했을 때 신호가 감소하다가 특정 지점을 중심으로 다시 증가하는 형태, 즉, 아래로 볼록한 형태를 가지는 지점을 의미한다.
- [0078] 다른 예로, 특징점 추출부(410)는 맥파 신호(PS)의 소정 구간에서 진폭이 최대인 지점의 시간( $T_{max}$ ) 및 진폭( $P_{max}$ )을 특징점으로 추출할 수 있다. 이때, 소정 구간은 혈압의 수축기 구간을 의미하는 맥파 신호(PS)의 처음에서부터 중복절흔(dicrotic notch, DN)이 발생한 지점까지를 나타낼 수 있다.
- [0079] 또 다른 예로, 특징점 추출부(310)는 생체신호의 전체 측정 시간을 의미하는 시간 경과(PPG<sub>dur</sub>) 또는 생체신호 파형의 면적(PPG<sub>area</sub>)을 특징점으로 추출할 수 있다. 이때, 생체신호 파형의 면적은 생체신호 파형의 전체 면적 또는, 전체 시간 경과(PPG<sub>dur</sub>)상의 소정 비율(예: 70%)에 해당하는 생체신호 파형의 면적을 의미할 수 있다.
- [0080] 또 다른 예로, 특징점 추출부(410)는 추출된 둘 이상의 특징점들 간의 내분점을 추가적인 특징점으로 추출할 수 있다. 맥파 신호가 동잡음, 수면 등의 비이상적 환경에 의해 맥파 신호에 불안정한 파형이 발생하여 특징점들이 잘못된 위치에서 추출될 수 있다. 이와 같이 잘못 추출된 특징점들 사이의 내분점을 활용하여 혈압 측정을 보완할 수 있다.
- [0081] 예컨대, 특징점 추출부(410)는 먼저 혈압의 수축기 구간에서 특징점 ( $T_1, P_1$ )과 ( $T_{max}, P_{max}$ )이 추출되면, 두 특징점 ( $T_1, P_1$ )과 ( $T_{max}, P_{max}$ ) 사이의 내분점 ( $T_{sys}, P_{sys}$ )를 산출할 수 있다. 이때, 특징점 추출부(410)는 두 특징점 ( $T_1, P_1$ )과 ( $T_{max}, P_{max}$ )의 시간 값  $T_1$  및  $T_{max}$ 에 가중치를 부여하고 가중치가 부여된 각각의 시간 값을 이용하여 내분점의 시간( $T_{sys}$ )를 산출하며, 산출된 내분점의 시간( $T_{sys}$ )에 해당하는 진폭( $P_{sys}$ )을 추출할 수 있다. 다만, 이에 한정되지 않으며 획득된 생체신호 파형의 분석을 통해, 혈압의 수축기 구간에서 첫 번째와 두 번째 구성 펄스

파형( $f_w, r_{w1}$ )과 연관된 특징점  $(T_1, P_1)$ ,  $(T_2, P_2)$  사이의 내분점, 혈압의 이완기 구간에서 세 번째와 네 번째 구성 펄스 파형( $r_{w2}, r_{w3}$ )과 연관된 특징점  $(T_3, P_3)$ ,  $(T_4, P_4)$  사이의 내분점 등을 더 산출할 수 있다.

[0082] 특징 추출부(420)는 다양한 생체신호로부터 추출된 특징점을 조합하여 심박출량 및/또는 총혈관저항 등의 심혈관 특징을 추출할 수 있다. 일 예로, 도 5b를 참조하면, 특징 추출부(420)는 생체신호의 면적( $PPG_{area}$ ), 세 번째 구성 펄스 파형( $r_{w2}$ )에서 추출된 진폭( $P_3$ )을 혈압 수축기 구간의 최대 진폭( $P_{max}$ ) 또는 내분점의 진폭( $P_{sys}$ )으로 나눈 값, 혈압 수축기 구간의 최대 진폭( $P_{max}$ )을 생체신호 파형의 면적( $PPG_{area}$ )으로 나눈 값, 생체신호의 시간 경과( $PPG_{dur}$ )의 역수 등을 심박출량 특징으로 추출할 수 있다.

[0083] 다른 예로, 특징 추출부(420)는 세 번째 구성 펄스 파형( $r_{w2}$ )에서 추출된 시간( $T_3$ )에서 첫 번째 구성 펄스 파형( $f_w$ )에서 추출된 시간( $T_1$ )이나, 내분점의 시간( $T_{sys}$ ) 또는 혈압 수축기 구간의 최대 진폭( $P_{max}$ )에 해당하는 시간( $T_{max}$ )을 뺀 값의 역수, 두 번째 구성 펄스 파형( $r_{w1}$ )에서 추출된 시간( $T_2$ )에서 첫 번째 구성 펄스 파형( $f_w$ )에서 추출된 시간( $T_1$ )을 뺀 값의 역수, 두 번째 또는 세 번째 구성 펄스 파형( $r_{w1}, r_{w2}$ )에서 추출된 진폭( $P_2, P_3$ )을 첫 번째 구성 펄스 파형( $f_w$ )에서 추출된 진폭( $P_1$ )으로 나눈 값, 세 번째 구성 펄스 파형( $r_{w2}$ )에서 추출된 진폭( $P_3$ )을 최대 진폭( $P_{max}$ )으로 나눈 값 또는 생체신호의 면적( $PPG_{area}$ ) 등을 총혈관저항 특징으로 추출할 수 있다. 다만, 이러한 예시들에 제한되지 않으며 그 밖의 다양한 특징점들의 조합에 의해 심박출량 특징이나 총혈관저항 특징을 추출할 수 있다.

[0084] 스케일링부(430)는 특징 추출부(420)에 의해 추출된 심혈관 특징을 그 심혈관 특징의 변화 경향을 고려하여 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징으로 스케일링 할 수 있다. 이때, 제1 심혈관 특징은 수축기 혈압을 추정하기 위한 심혈관 특징이며, 제2 심혈관 특징은 이완기 혈압을 추정하기 위한 심혈관 특징일 수 있다. 스케일링부(430)는 추출된 심혈관 특징의 종류(예: 심박출량 또는 총혈관저항) 및 변화 경향(예: 증가 또는 감소)에 따라 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징의 스케일링 정도를 결정할 수 있다. 이때, 스케일링 정도는 사용자별로 전처리 과정을 통해 미리 정의될 수 있다.

[0085] 일 예로, 전술한 바와 같이 심박출량이 증가할 때 심박출량 특징은 이완기 혈압에 비해 수축기 혈압에 미치는 영향이 더 크다. 따라서, 도 5c를 참조하면 심박출량이 증가하는 구간( $x>1$ )에 대하여, 제1 심박출량의 스케일링 정도가  $y=x$ 의 수식으로 정의된 경우 제2 심박출량의 스케일링 정도는 제1 심박출량의 증가율 보다 이하가 되도록  $y=x$ ,  $y=2*\sqrt{x}-1$ ,  $y=\ln(x)$  및  $y=\sqrt{x}$  중의 어느 하나로 정의될 수 있다. 또한, 심박출량이 감소하는 구간( $0\leq x\leq 1$ )에 대하여, 제1 심박출량과 제2 심박출량의 스케일링 정도는 동일한 수식(예:  $y=x$ )으로 정의될 수 있다. 다만, 예시된 함수식들은 일 예에 불과하므로 특별히 제한되지 않는다. 한편, 도 5c에서 x축은 스케일링 전의 심박출량을 나타내고, y축은 스케일링 후의 심박출량을 나타낸다.

[0086] 다른 예로, 전술한 바와 같이 총혈관저항이 감소할 때 총혈관저항은 수축기 혈압에 비해 이완기 혈압에 미치는 영향이 더 크다. 따라서, 도 5d를 참조하면 총혈관저항이 감소하는 구간( $0\leq x\leq 1$ )에 대하여 제1 총혈관저항의 스케일링 정도가  $y=x$ 의 수식으로 정의된 경우 제2 총혈관저항의 스케일링 정도는 제1 총혈관저항의 감소율 보다 이상이 되도록  $y=x$ ,  $y=2*x-1$ ,  $y=-1/x+2$  및  $y=\ln(x)+1$  중의 어느 하나로 미리 정의될 수 있다. 또한, 총혈관저항이 증가하는 구간( $x>1$ )에 대하여 제1 총혈관저항과 제2 총혈관저항의 스케일링 정도는 동일한 수식(예:  $y=x$ )으로 정의될 수 있다. 다만, 예시된 함수식들은 일 예에 불과하므로 특별히 제한되지 않는다. 한편, 도 5d에서 x축은 스케일링 전의 총혈관저항을 나타내고, y축은 스케일링 후의 총혈관저항을 나타낸다.

[0087] 혈압 추정부(440)는 스케일링부(430)에 의해 심혈관 특징이 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징으로 스케일링된 경우, 제1 심혈관 특징과 제2 심혈관 특징을 각각 수축기 혈압 추정 모델 및 이완기 혈압 추정 모델에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다. 예를 들어, 수축기 혈압 추정 모델 및 이완기 혈압 추정 모델은 아래의 수학식 2 내지 수학식 4와 같은 함수식 형태일 수 있다. 다만, 이에 제한되지 않는다.

수학식 2

$$SBP_{est} = A_{CO\_SBP} \times F_{CO\_SBP} + A_{TPR\_SBP} \times F_{TPR\_SBP} + B_{SBP}$$

$$DBP_{est} = A_{CO\_DBP} \times F_{CO\_DBP} + A_{TPR\_DBP} \times F_{TPR\_DBP} + B_{DBP}$$

[0088]

[0089]

수학식 2는 혈압 추정 모델의 일 예로서의 함수식을 나타낸다. 여기서,  $SBP_{est}$ 는 수축기 혈압 추정치를 의미한다.  $F_{CO\_SBP}$ 는 스케일링된 제1 심박출량,  $F_{TPR\_SBP}$ 는 스케일링된 제1 총혈관저항을 의미하고,  $A_{CO\_SBP}$ 는 수축기 혈압용 제1 심박출량 가중치,  $A_{TPR\_SBP}$ 는 수축기 혈압용 제1 총혈관저항 가중치를 의미한다.  $B_{SBP}$ 는 수축기 혈압 오프셋을 의미한다. 또한,  $DBP_{est}$ 는 이완기 혈압 추정치를 의미한다.  $F_{CO\_DBP}$ 는 스케일링된 제2 심박출량,  $F_{TPR\_DBP}$ 는 스케일링된 제2 총혈관저항을 의미하고,  $A_{CO\_DBP}$ 는 이완기 혈압용 제2 심박출량 가중치,  $A_{TPR\_DBP}$ 는 이완기 혈압용 제2 총혈관저항 가중치를 의미한다.  $B_{DBP}$ 는 이완기 혈압 오프셋을 의미한다.

[0090]

혈압 추정부(440)는 수학식 2에 예시된 바와 같이, 스케일링된 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항 각각에 제1 심박출량 가중치 및 제2 심박출량 가중치를 부여한 후 수축기 혈압을 추정할 수 있다. 마찬가지로, 혈압 추정부(440)는 스케일링된 제1 심박출량 및 제1 총혈관저항 각각에 제1 심박출량 가중치 및 제2 심박출량 가중치를 부여한 후 수축기 혈압을 추정할 수 있다.

수학식 3

$$SBP_{est} = \rho_{SBP} \times \{A_{CO\_SBP} \times F_{CO\_SBP} + A_{TPR\_SBP} \times F_{TPR\_SBP}\} + B_{SBP}$$

$$DBP_{est} = \rho_{DBP} \times \{A_{CO\_DBP} \times F_{CO\_DBP} + A_{TPR\_DBP} \times F_{TPR\_DBP}\} + B_{DBP}$$

[0091]

[0092]

수학식 3은 혈압 추정 모델의 다른 예로서의 함수식을 나타낸다.  $\rho_{SBP}$ 는 심혈관 특징의 전체 스케일링을 조절하기 위한 수축기 혈압용 스케일링 요소를 의미하고,  $\rho_{DBP}$ 는 심혈관 특징의 전체 스케일링을 조절하기 위한 이완기 혈압용 스케일링 요소를 의미한다.

수학식 4

$$SBP_{est} = A_{SBP} \times F_{CO\_SBP} \times F_{TPR\_SBP} + B_{SBP}$$

$$DBP_{est} = A_{DBP} \times F_{CO\_DBP} \times F_{TPR\_DBP} + B_{DBP}$$

[0093]

[0094]

수학식 4는 혈압 추정 모델의 또 다른 예의 함수식을 나타낸 것이다. 여기서,  $A_{SBP}$ 는 수축기 혈압용 계수,  $A_{DBP}$ 는 이완기 혈압용 계수를 의미한다.

[0095]

도 6은 일 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다.

[0096]

도 6은 도 1 또는 도 2의 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 일 실시예로서, 앞에서 자세히 설명하였으므로 이하 중복되는 설명을 피하기 위해 간단하게 설명한다.

[0097]

먼저, 혈압 추정 장치는 혈압 추정 요청을 수신할 수 있다(610). 혈압 추정 장치는 사용자에게 인터페이스를 제공하고, 사용자가 인터페이스를 통해 입력하는 혈압 추정 요청을 수신할 수 있다. 또는, 혈압 추정 장치는 외부

기기와 통신 연결하고 외부 기기로부터 혈압 추정 요청을 수신할 수 있다. 이때, 외부 기기는 사용자가 휴대하는 스마트폰이나 태블릿 PC 등일 수 있으며, 사용자는 보다 인터페이스 성능이나 컴퓨팅 성능이 우수한 기기를 통해 혈압 추정 장치의 동작을 제어할 수 있다.

- [0098] 그 다음, 혈압 추정 장치는 혈압 추정을 위하여 내부에 탑재된 센서를 제어하여 피검체로부터 생체신호를 획득하거나, 외부 센서로부터 생체신호를 수신할 수 있다(620). 이때, 혈압 추정 장치에 탑재된 센서와 외부 센서는 피검체의 여러 부위(예: 손목, 가슴, 손가락 등)에서 PPG 신호, ECG 신호, EMG 신호 및 BCG 신호 등의 다양한 생체신호를 획득할 수 있다.
- [0099] 그 다음, 획득된 생체신호를 분석하여 특징점을 추출할 수 있다(630). 이때, 특징점은 심박 정보, 생체신호의 파형의 형태, 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호 파형의 면적, 생체신호의 시간 경과, 생체신호를 구성하는 구성 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보, 둘 이상의 특징점 사이의 내분점 등을 포함할 수 있다.
- [0100] 그 다음, 추출된 특징점을 기초로 심혈관 특징을 추출할 수 있다(640). 이때, 심혈관 특징은 심박출량 특징 및 총혈관저항 특징을 포함할 수 있다. 예를 들어, 혈압 추정 장치는 도 5b에 도시된 바와 같이 추출된 특징점을 그대로 이용하거나 둘 이상을 조합하여 심혈관 특징을 추출할 수 있다.
- [0101] 그 다음, 혈압 추정 장치는 추출된 심혈관 특징을 수축기 혈압을 추정하기 위한 제1 심혈관 특징으로 스케일링할 수 있다(650). 이때, 심박출량 특징 및 총혈관저항 특징 각각의 변화 경향이 수축기 혈압에 미치는 상관 관계를 고려하여 미리 정의된 스케일링 정도를 기초로 제1 심박출량 특징 및 제1 총혈관저항 특징으로 스케일링할 수 있다.
- [0102] 또한, 혈압 추정 장치는 추출된 심혈관 특징을 이완기 혈압을 추정하기 위한 제2 심혈관 특징으로 스케일링할 수 있다(660). 이때, 심박출량 특징 및 총혈관저항 특징 각각의 변화 경향이 이완기 혈압에 미치는 상관 관계를 고려하여 미리 정의된 스케일링 정도를 기초로 제2 심박출량 특징 및 제2 총혈관저항 특징으로 스케일링할 수 있다.
- [0103] 예를 들어, 심박출량이 증가할 때 심박출량 특징은 이완기 혈압에 비해 수축기 혈압에 미치는 영향이 더 크므로, 심박출량 특징이 증가하는 변화 경향인 경우 제2 심박출량 특징은 제1 심박출량 특징에 비하여 그 증가율이 같거나 작아지도록 스케일링할 수 있다. 또한, 총혈관저항이 감소할 때 총혈관저항 특징은 수축기 혈압에 비해 이완기 혈압에 미치는 영향이 더 크므로, 총혈관저항 특징이 감소하는 경향인 경우 제2 총혈관저항은 제1 총혈관저항 특징에 비하여 그 감소율이 크거나 같도록 스케일링할 수 있다.
- [0104] 그 다음, 혈압 추정 장치는 제1 심혈관 특징을 이용하여 수축기 혈압을 추정하고(670), 제2 심혈관 특징을 이용하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다(680). 예를 들어, 제1 심혈관 특징 및 제2 심혈관 특징을 위 수학적 2 내지 수학적 4와 같은 수축기 혈압 추정 모델 및 이완기 혈압 추정 모델에 입력하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다.
- [0105] 그 다음, 혈압 추정 장치는 획득된 생체신호, 혈압 추정 결과 및 혈압 추정 결과에 따른 경고 등의 부가 정보 등을 출력하여 사용자에게 제공할 수 있다(690). 예를 들어, 디스플레이 모듈을 통해 시각적으로 혈압 추정 결과를 출력하며, 혈압 추정 결과를 표시할 때 추정된 혈압이 정상 범위를 벗어나는 경우 빨간색으로 표시하는 방식 등으로 강조함으로써 사용자에게 경고 정보를 함께 표시할 수 있다. 또는 스피커 모듈을 통해 혈압 추정 결과를 음성으로 출력할 수 있으며, 이때, 추정된 혈압이 정상 범위를 벗어나는 경우 햅틱 모듈을 통해 진동이나 촉감으로 사용자에게 건강 상태에 이상이 있음을 안내할 수 있다.
- [0106] 도 7a 및 도 7b는 일 실시예에 따른 웨어러블 기기를 설명하기 위한 도면이다. 전문한 혈압 추정 장치의 다양한 실시예들은 도시된 바와 같이 손목에 착용하는 스마트 워치나 스마트 밴드형 웨어러블 기기에 탑재될 수 있다. 다만, 이는 설명의 편의를 위한 하나의 예시에 불과한 것일 뿐이므로 웨어러블 기기의 형태에 있어 특별히 이에 제한되지 않는다.
- [0107] 도 7a 및 도 7b를 참조하면, 웨어러블 기기(700)는 기기 본체(710)와, 스트랩(720)을 포함할 수 있다.
- [0108] 스트랩(720)은 플렉시블하게 구성될 수 있으며, 사용자의 손목에 감싸는 형태로 구부러지거나 사용자의 손목으로부터 분리되는 형태로 구부러질 수 있다. 또는, 스트랩(720)은 분리되지 않는 밴드 형태로 구성될 수 있다. 이때, 스트랩(720)은 손목에 가해지는 압력의 변화에 따라 탄성을 갖도록 내부에 공기가 주입되거나 공기 주머니를 포함할 수 있으며, 본체(710)로 손목의 압력 변화를 전달할 수 있다.

- [0109] 본체(710) 또는 스트랩(720)의 내부에는 웨어러블 기기에 전원을 공급하는 배터리가 내장될 수 있다.
- [0110] 또한, 본체(710)의 내부에는 다양한 생체신호를 측정하는 하나 이상의 센서들이 탑재될 수 있다. 예를 들어, 피검체(OBJ), 예컨대 손목 부위가 접촉하는 본체(710)의 후면에 맥파 센서(711)가 피검체(OBJ)에 노출되는 형태로 장착될 수 있다. 맥파 센서(711)는 피검체(OBJ)에 광을 조사하는 광원(711a)과, 피검체(OBJ)로부터 산란 또는 반사되어 나오는 광을 검출하여 맥파 신호를 측정하는 디텍터(711b)를 포함할 수 있다. 이때, 광원(711a)은 LED(light emitting diode), 레이저 다이오드(laser diode) 및 형광체 중의 적어도 하나를 포함할 수 있으며, 하나 또는 둘 이상의 어레이로 형성될 수 있다. 둘 이상의 어레이로 형성되는 광원은 서로 다른 파장의 광을 조사하도록 형성될 수 있다. 또한, 디텍터는 포토다이오드(photodiode), 이미지 센서 등을 포함할 수 있으며, 하나 또는 둘 이상의 어레이로 형성될 수 있다.
- [0111] 웨어러블 기기(700)의 본체(710)에는 맥파 센서(711) 및/또는 외부 센서로부터 수신된 생체신호를 기초로 혈압을 추정하는 프로세서(712)가 장착될 수 있다. 프로세서(712)는 사용자의 혈압 추정 요청에 따라 제어신호를 생성하여 맥파 센서(711)를 제어하며, 필요한 경우 통신부(713)를 제어하여 외부 센서로부터 생체신호를 수신하도록 할 수 있다.
- [0112] 통신부(713)는 본체(710)의 내부에 탑재될 수 있으며, 프로세서(712)의 제어에 따라 외부 기기와 통신하여 필요한 정보들을 송수신할 수 있다. 예를 들어, 통신부(713)는 생체신호를 측정하는 외부 센서, 예컨대, ECG 센서, EMG 센서, BCG 센서 등으로부터 생체신호를 수신할 수 있다. 또한, 사용자의 휴대 단말로부터 혈압 추정 요청을 수신할 수 있다. 또한, 추출된 특징점이나 특징 정보를 외부 기기에 전송하여 혈압을 추정하도록 할 수도 있다. 또한, 혈압 추정 결과를 외부 기기에 전송하여 사용자에게 표시하도록 하거나 혈압 이력 관리, 질병 연구 등 다양한 목적으로 활용되도록 할 수 있다. 또한, 외부 기기로부터 혈압 추정 모델이나 심혈관 특징별 스케일링 수식과 같은 기준 정보를 수신할 수 있다.
- [0113] 프로세서(712)는 맥파 센서(711) 및/또는 외부 센서로부터 생체신호가 수신되면 수신된 생체신호로부터 특징점을 추출할 수 있다. 예를 들어, 맥파 신호가 수신되면, 전술한 바와 같이 맥파 신호를 구성하는 구성 펄스 파형을 분석하여 각 구성 펄스 파형의 최대점의 시간 및 진폭, 혈압의 수축기 구간에서 진폭이 최대인 지점의 시간 및 진폭, 맥파 신호의 시간 경과, 맥파 신호 파형의 면적 등을 특징점으로 추출할 수 있다.
- [0114] 프로세서(712)는 특징점이 추출되면 도 5b에 예시한 바와 같이 특징점을 조합하여 심혈관 특징, 예컨대 심박출량 특징 및 총혈관저항 특징을 추출할 수 있다.
- [0115] 또한, 프로세서(712)는 심혈관 특징을 수축기 혈압용 심혈관 특징과 이완기 혈압용 심혈관 특징으로 스케일링하고, 수축기 혈압용 심혈관 특징과 이완기 혈압용 심혈관 특징을 각각 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다. 이때, 수축기 혈압용 심혈관 특징의 스케일링 정도와, 이완기 혈압용 심혈관 특징의 스케일링 정도는 심혈관 특징, 예컨대 심박출량 특징 및 총혈관저항 특징의 변화 경향이 수축기 혈압 및 이완기 혈압에 미치는 상관 관계를 고려하여 미리 정의될 수 있다.
- [0116] 프로세서(712)는 혈압 추정 결과, 혈압 이력 정보 및 혈압을 측정하기 위해 사용된 생체신호, 추출된 특징점, 스케일링 전후의 심혈관 특징 등을 저장장치에 관리할 수 있다.
- [0117] 웨어러블 기기(700)는 본체(710)에 장착되는 조작부(715)와 표시부(714)를 더 포함할 수 있다.
- [0118] 조작부(715)는 사용자의 제어 명령을 수신하여 프로세서(712)로 전달할 수 있으며, 웨어러블 기기(700)의 전원을 온/오프시키는 명령을 입력하기 위한 전원 버튼을 포함할 수 있다.
- [0119] 표시부(714)는 프로세서(712)의 제어에 따라 검출된 혈압과 관련된 다양한 정보를 사용자에게 제공할 수 있다. 예컨대, 표시부(714)는 검출된 혈압, 알람, 경고 등의 추가 정보를 다양한 시각적/비시각적 방식으로 사용자에게 표시할 수 있다.
- [0121] 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.
- [0122] 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, 컴

퓨터가 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 해당 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.

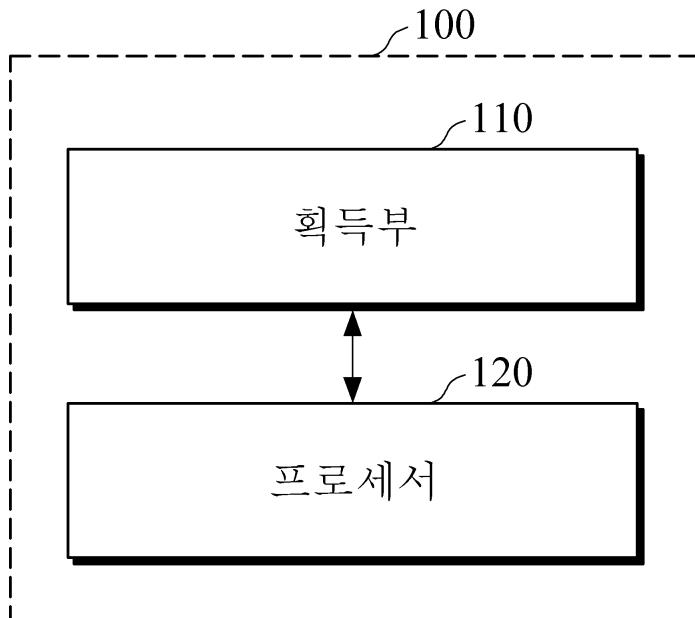
[0124] 본 개시가 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 개시된 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

**부호의 설명**

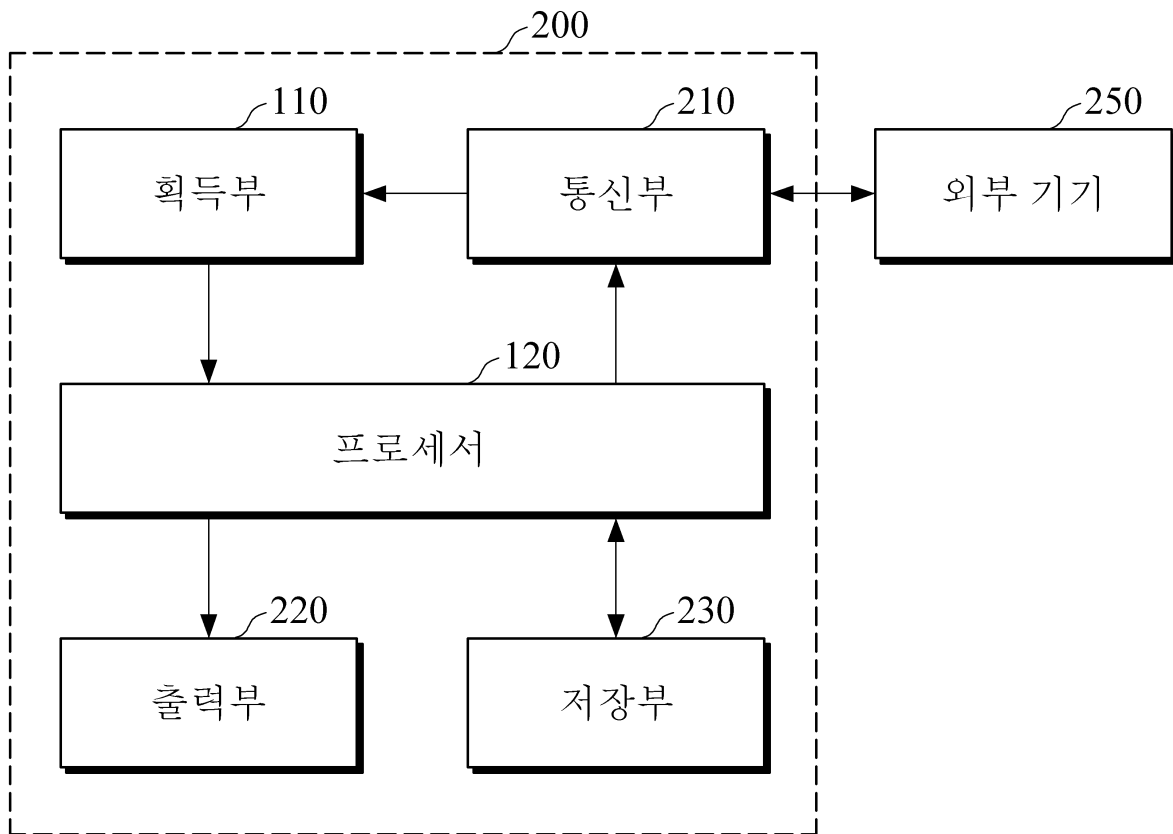
- [0125] 100, 200: 혈압 추정 장치 110: 획득부  
 120, 400: 프로세서 210: 통신부  
 220: 출력부 230: 저장부  
 410: 특징점 추출부 420: 특징 추출부  
 430: 스케일링부 440: 혈압 추정부  
 700: 웨어러블 기기 710: 본체  
 711: 맥파 센서 711a: 광원  
 711b: 디텍터 712: 프로세서  
 713: 통신부 714: 표시부  
 715: 조작부 720: 스트랩

**도면**

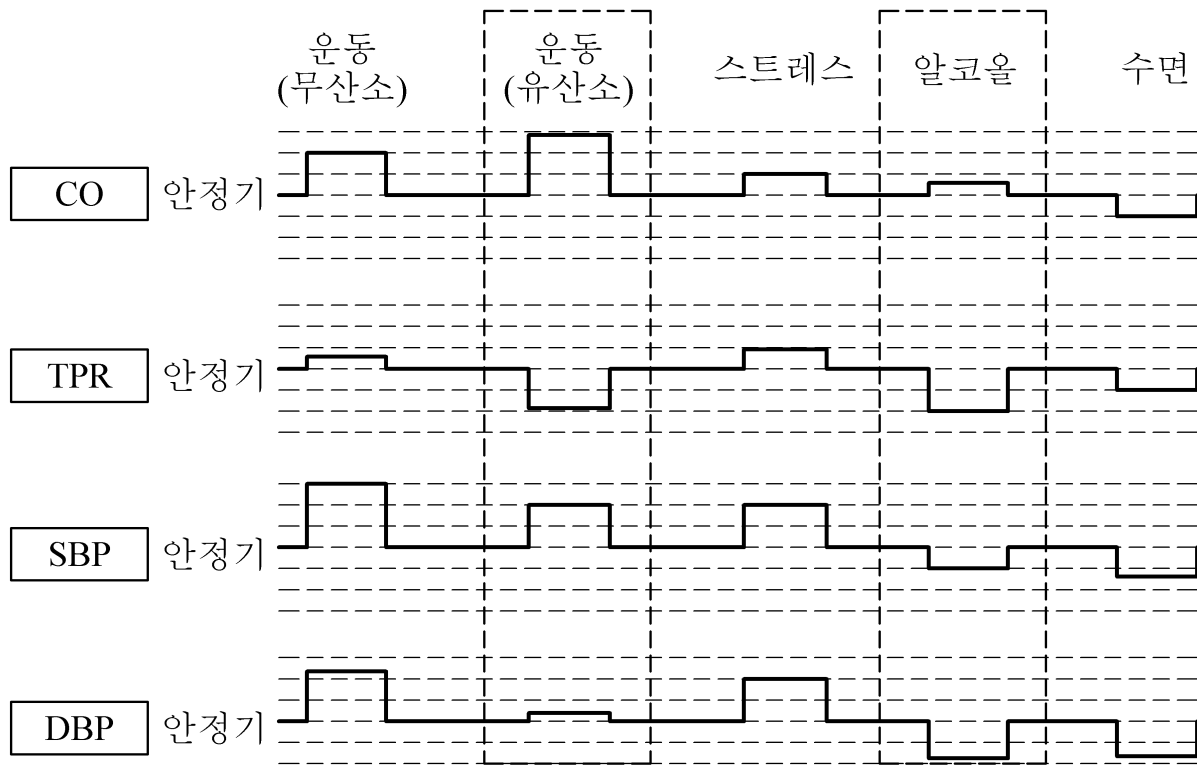
**도면1**



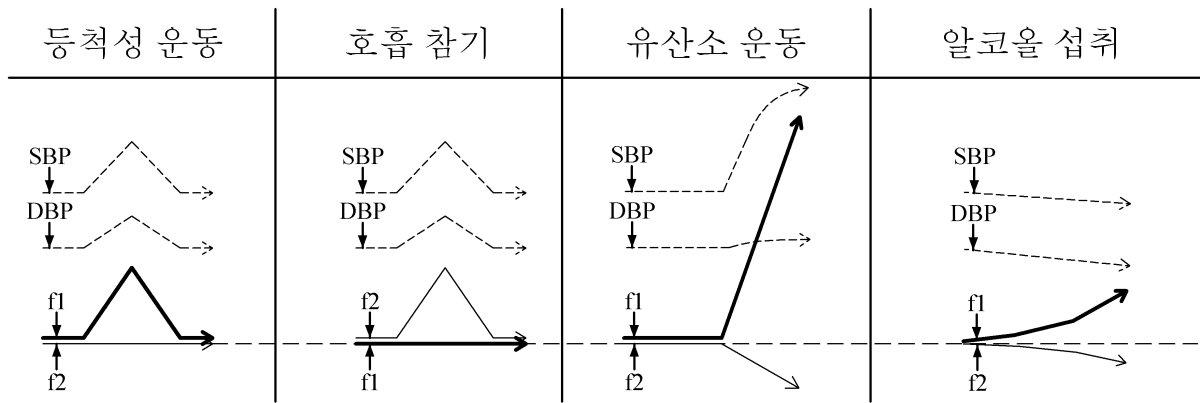
도면2



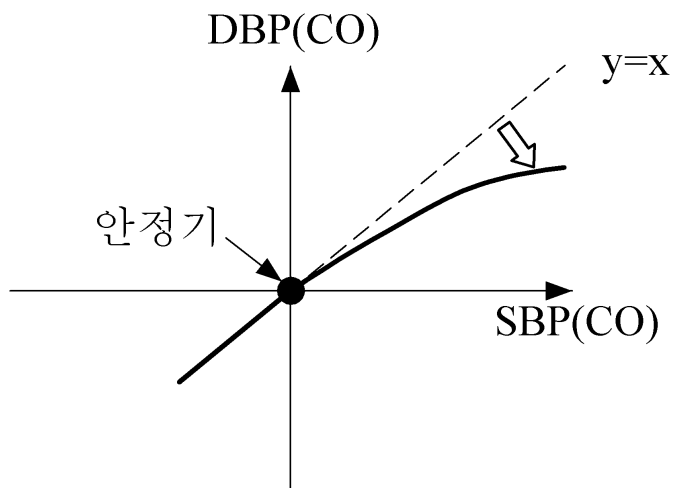
도면3a



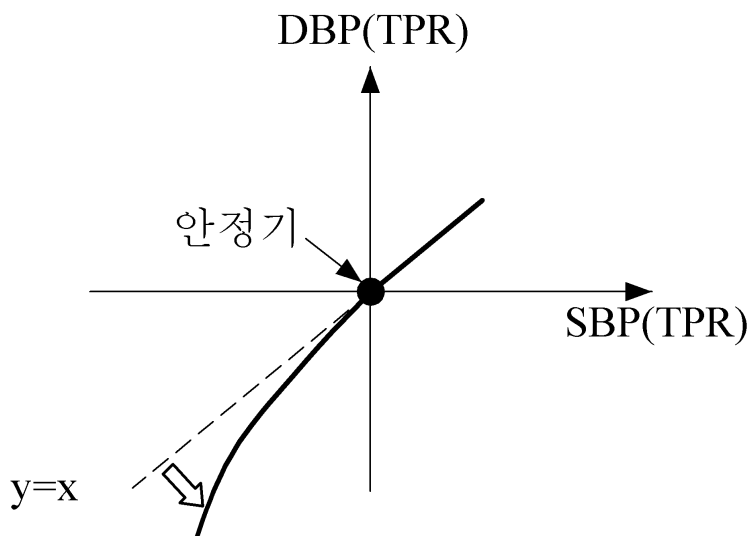
도면3b



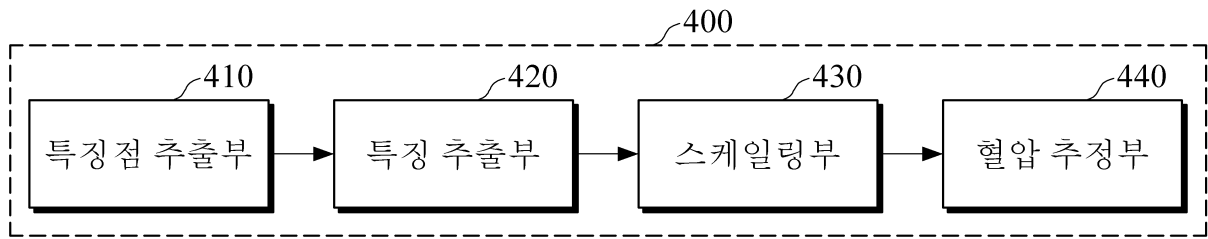
도면3c



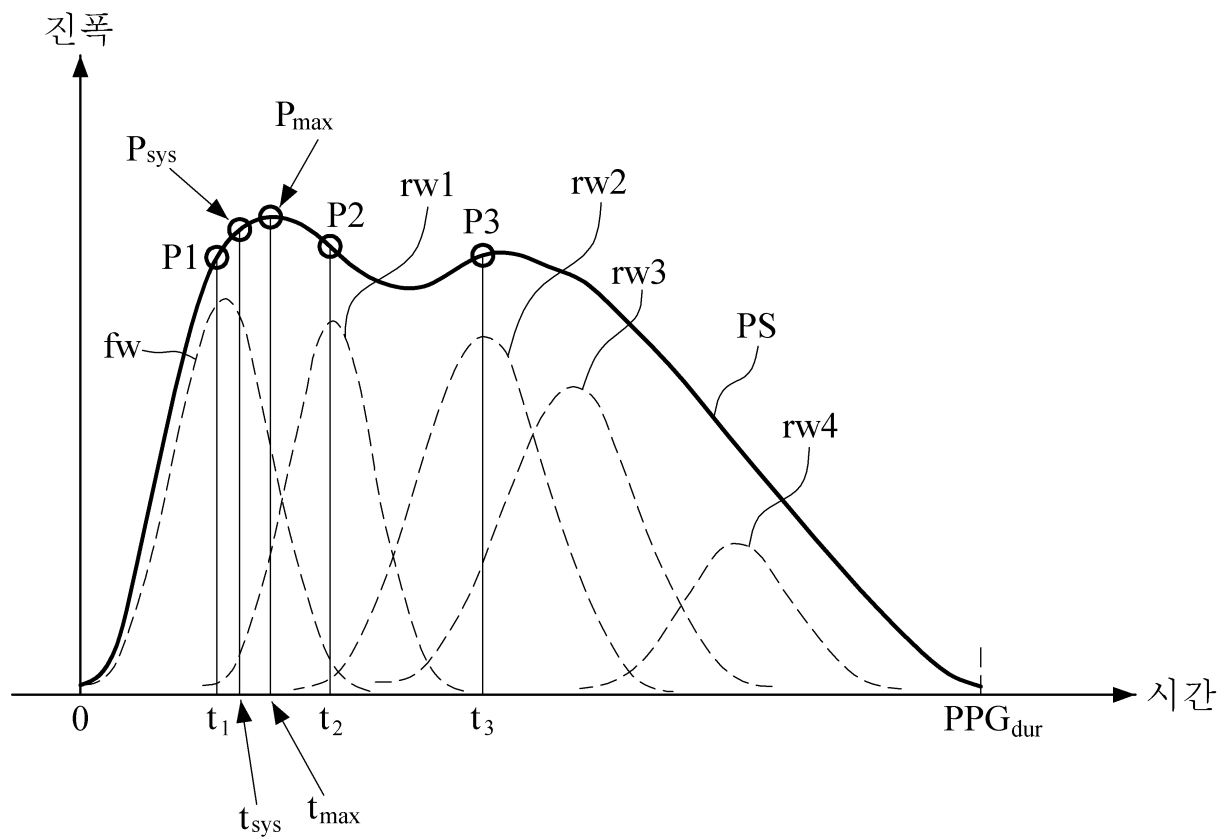
도면3d



도면4



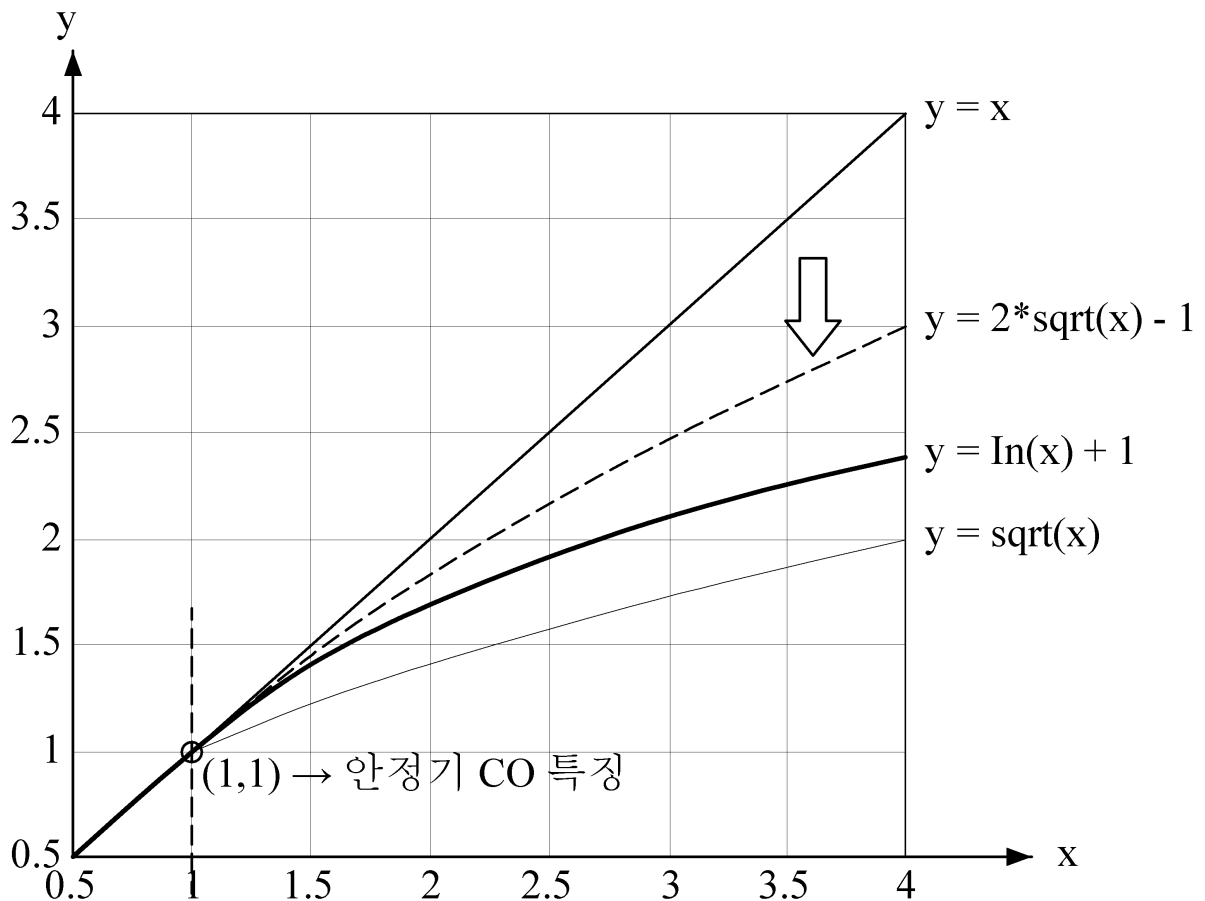
도면5a



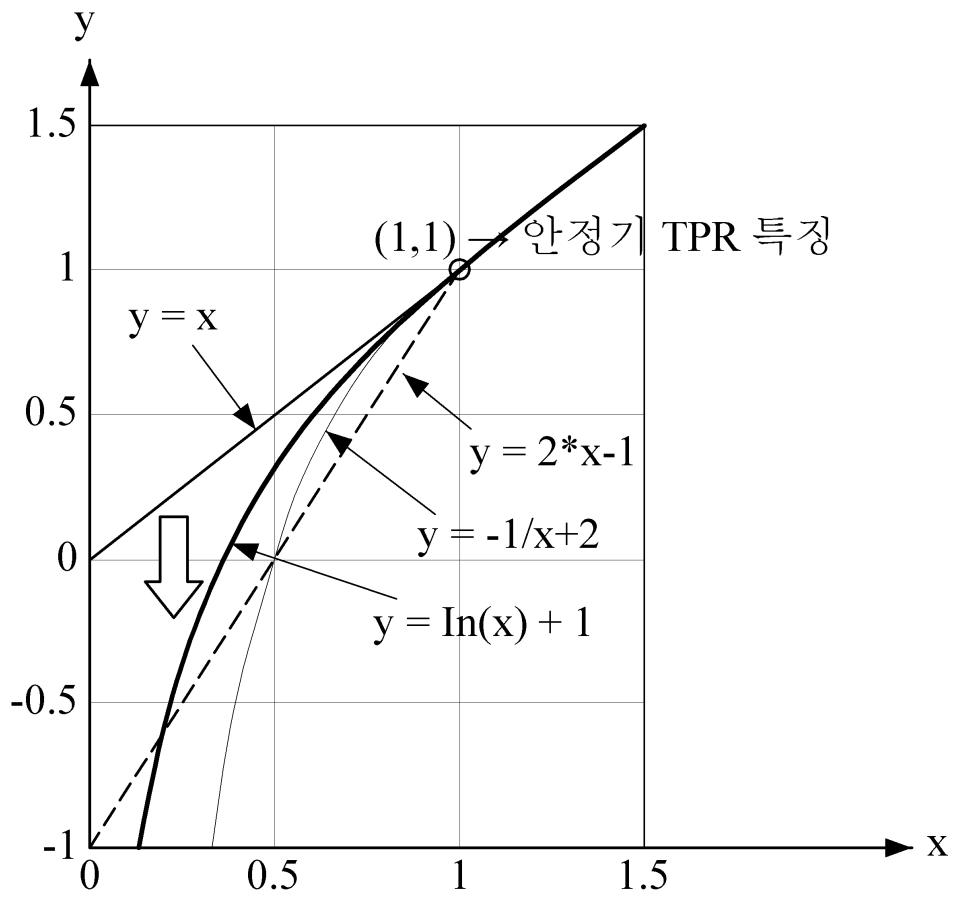
도면5b

번호	CO 특징 후보	TPR 특징 후보
1	HR	$1/(T3-T1)$
2	PPGarea	$1/(T3-T_{sys})$
3	P3/Pmax	$1/(T3-T_{max})$
4	P3/Psys	$1/(T2-T1)$
5	Pmax/PPGarea	P2/P1
6	1/PPGdur	P3/Pmax
7		P3/P1
8		PPG area

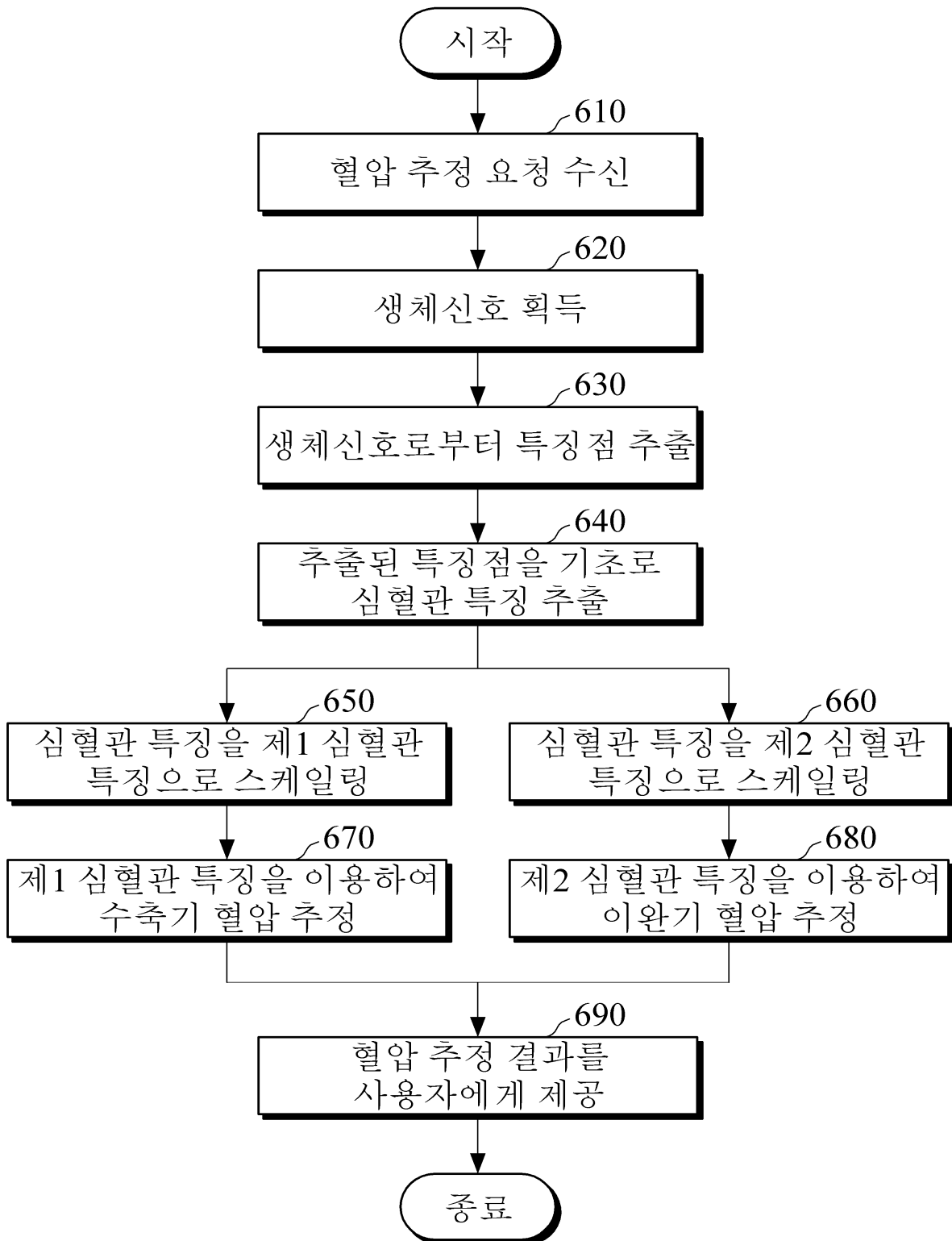
도면5c



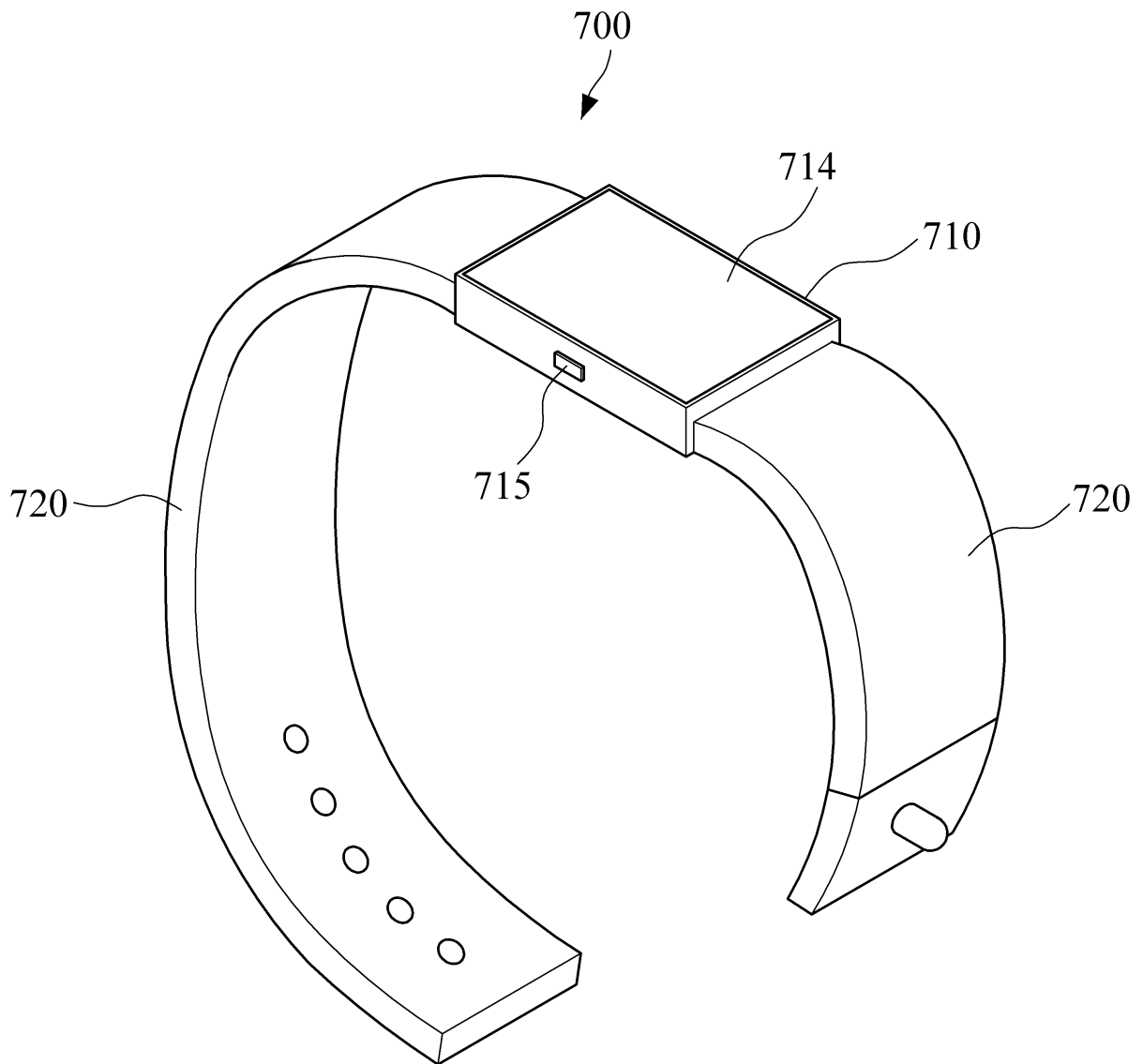
도면5d



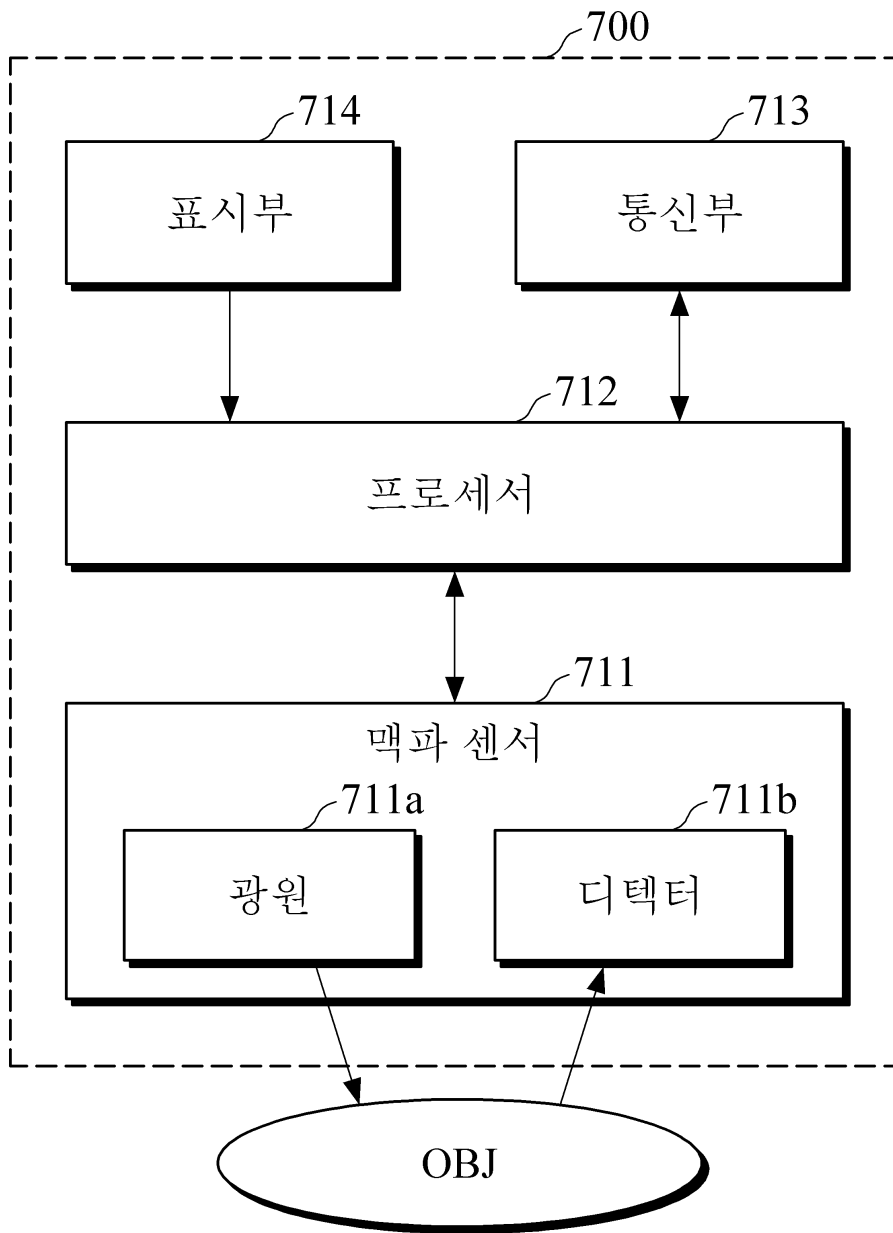
도면6



도면7a



도면7b



专利名称(译)	血压估计装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020190043453A</a>	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	KR1020180076434	申请日	2018-07-02
[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	권의근 구윤서 노승우 박창순 윤승근 장대근		
发明人	권의근 구윤서 노승우 박창순 윤승근 장대근		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/1102 A61B5/7235		
优先权	1020170135399 2017-10-18 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种用于估计非侵入性血压的设备。根据一个实施例，用于估计血压的设备基于用于获取对象的生物信号和生物信号的获取器提取心血管特征，并考虑提取的心血管特征相对于参考心血管特征的变化来计算血压。它可以包括用于估计的处理器。

