



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0039197  
(43) 공개일자 2020년04월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/02 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/02108 (2013.01)  
A61B 5/02007 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2018-0118825  
(22) 출원일자 2018년10월05일  
심사청구일자 없음

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

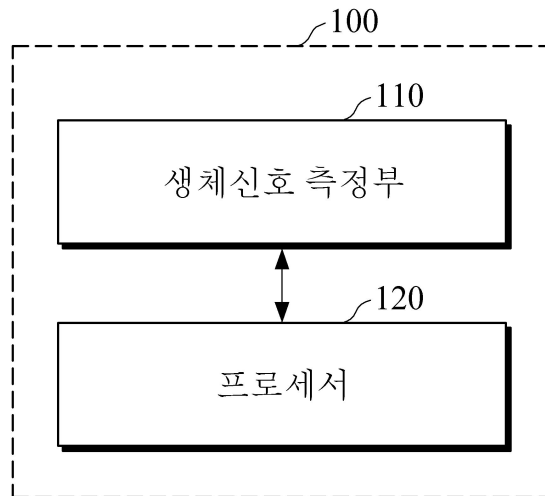
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **혈압 추정 장치 및 방법**

**(57) 요약**

혈압 추정 장치가 개시된다. 일 실시예에 따르면 혈압 추정 장치는 사용자로부터 생체신호를 측정하는 생체신호 측정부 및, 생체신호로부터 하나 이상의 특징값을 추출하고, 혈관 탄성도와 관련된 기준값을 기초로 하나 이상의 특징값을 결합하기 위한 결합 계수를 조절하고 조절 결과를 기초로 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 5/7235* (2013.01)

*A61B 5/7275* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

사용자로부터 생체신호를 측정하는 생체신호 측정부; 및

상기 생체신호로부터 하나 이상의 특징값을 추출하고, 혈관 탄성도와 관련된 기준값을 기초로 상기 하나 이상의 특징값을 결합하기 위한 결합 계수를 조절하고, 상기 조절 결과를 기초로 혈압을 추정하는 프로세서를 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 기준값은

캘리브레이션 수행 시점 및 안정기 시점 중의 적어도 하나를 포함하는 기준 시점에 획득되는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

기준 시점의 생체신호를 구성하는 하나 이상의 펄스 파형 성분 위치의 진폭값 및 상기 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값 중의 적어도 하나를 기초로 상기 기준값을 획득하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 기준 시점의 생체신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분 위치의 제1 진폭값과 두 번째 펄스 파형 성분 위치의 제2 진폭값의 비율 및, 상기 제1 진폭값과 상기 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값의 비율 중의 적어도 하나를 상기 기준값으로 산출하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 5

제1항에 있어서,

상기 기준값은 증대지수(Augmentation Index, Aix)를 포함하는 혈관 탄성도 지표를 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,

상기 프로세서는

사용자로부터 혈관 탄성도를 측정할 외부 기기로부터 상기 혈관 탄성도 지표를 수신하는 통신부를 더 포함하는 혈압 추정 장치.

#### 청구항 7

제5항에 있어서,

상기 프로세서는

기준 시점의 생체신호의 파형을 분석하여 상기 증대지수를 획득하는 혈압 추정 장치.

**청구항 8**

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 기준값을 미리 정의된 조절값 추정식에 입력하여 상기 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 획득하는 혈압 추정 장치.

**청구항 9**

제8항에 있어서,

상기 프로세서는

복수의 사용자들로부터 획득된 상기 기준값에 상응하는 값들에 대한 통계값을 상기 조절값 추정식에 더 입력하여 상기 조절값을 획득하는 혈압 추정 장치.

**청구항 10**

제1항에 있어서,

상기 하나 이상의 특징값은

심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값을 포함하는 혈압 추정 장치.

**청구항 11**

제10항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호로부터 심박 정보, 파형의 형태, 파형의 면적, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분의 진폭 및 시간 정보 중의 하나 이상을 획득하고, 획득된 정보를 기초로 상기 하나 이상의 특징값을 추출하는 혈압 추정 장치.

**청구항 12**

제10항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 제1 특징값에 대하여 제1 기준 특징값 대비 제1 변화량, 상기 제2 특징값에 대하여 제2 기준 특징값 대비 제2 변화량을 산출하고, 산출된 제1 변화량 및 제2 변화량을 기초로 제3 변화량을 산출하며, 산출된 제1 변화량, 제2 변화량 및 제3 변화량을 결합하여 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

**청구항 13**

제12항에 있어서,

상기 프로세서는

각 변화량에 대응하는 각 결합 계수 중의 적어도 하나를 조절하고, 조절된 후의 결합 계수를 대응하는 각 변화량에 곱하여 결합하는 혈압 추정 장치.

**청구항 14**

제13항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 각 변화량의 결합 결과에 스케일링 요소를 적용하여 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

**청구항 15**

사용자로부터 생체신호를 측정하는 단계;

상기 생체신호로부터 하나 이상의 특징값을 추출하는 단계;

혈관 탄성도와 관련된 기준값을 기초로 상기 하나 이상의 특징값을 결합하기 위한 결합 계수를 조절하는 단계;  
및

상기 조절 결과를 기초로 혈압을 추정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

**청구항 16**

제15항에 있어서,

상기 기준값은

기준 시점의 생체신호를 구성하는 하나 이상의 펄스 파형 성분 위치의 진폭값 및 상기 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값 중의 적어도 하나를 기초로 획득되는 혈압 추정 방법.

**청구항 17**

제16항에 있어서,

상기 기준값은

상기 기준 시점의 생체신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분 위치의 제1 진폭값과 두 번째 펄스 파형 성분 위치의 제2 진폭값의 비율 및, 상기 제1 진폭값과 상기 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값의 비율 중의 적어도 하나를 포함하는 혈압 추정 방법.

**청구항 18**

제1항에 있어서,

상기 결합 계수를 조절하는 단계는

상기 기준값을 미리 정의된 조절값 추정식에 입력하여 상기 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 획득하는 혈압 추정 방법.

**청구항 19**

제18항에 있어서,

상기 결합 계수를 조절하는 단계는

복수의 사용자들로부터 획득된 상기 기준값에 상응하는 값들에 대한 통계값을 상기 조절값 추정식에 더 입력하여 상기 조절값을 획득하는 혈압 추정 방법.

**청구항 20**

제15항에 있어서,

상기 하나 이상의 특징값은

심박출량(cardiac output)과 연관된 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 특징값을 포함하는 혈압 추정 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

커프리스 기반 혈압 추정 장치 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0001]

[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.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0003] 안정기 또는 캘리브레이션 시점의 혈관 탄성도와 관련된 정보를 이용하여 혈압을 추정하는 장치 및 방법이 제시된다.

**과제의 해결 수단**

[0004] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 장치는 사용자로부터 생체신호를 측정하는 생체신호 측정부 및, 생체신호로부터 하나 이상의 특징값을 추출하고, 혈관 탄성도와 관련된 기준값을 기초로 하나 이상의 특징값을 결합하기 위한 결합 계수를 조절하고, 상기 조절 결과를 기초로 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0005] 이때, 기준값은 캘리브레이션 수행 시점 및 안정기 시점 중의 적어도 하나를 포함하는 기준 시점에 획득될 수 있다.

[0006] 프로세서는 기준 시점의 생체신호를 구성하는 하나 이상의 펄스 파형 성분 위치의 진폭값 및 상기 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값 중의 적어도 하나를 기초로 기준값을 획득할 수 있다.

[0007] 프로세서는 기준 시점의 생체신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분 위치의 제1 진폭값과 두 번째 펄스 파형 성분 위치의 제2 진폭값의 비율 및, 제1 진폭값과 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값의 비율 중의 적어도 하나를 기준값으로 산출할 수 있다.

[0008] 이때, 기준값은 증대지수(Augmentation Index, Aix)를 포함하는 혈관 탄성도 지표를 포함할 수 있다.

[0009] 프로세서는 사용자로부터 혈관 탄성도를 측정한 외부 기기로부터 혈관 탄성도 지표를 수신하는 통신부를 더 포함할 수 있다.

[0010] 프로세서는 기준 시점의 생체신호의 파형을 분석하여 증대지수를 획득할 수 있다.

[0011] 프로세서는 기준값을 미리 정의된 조절값 추정식에 입력하여 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 획득할 수 있다.

[0012] 프로세서는 복수의 사용자들로부터 획득된 기준값에 상응하는 값들에 대한 통계값을 조절값 추정식에 더 입력하여 조절값을 획득할 수 있다.

[0013] 하나 이상의 특징값은 심박출량(cardiac output)과 연관된 제1 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 제2 특징값을 포함할 수 있다.

[0014] 프로세서는 생체신호로부터 심박 정보, 파형의 형태, 파형의 면적, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분의 진폭 및 시간 정보 중의 하나 이상을 획득하고, 획득된 정보를 기초로 하나 이상의 특징값을 추출할 수 있다.

[0015] 프로세서는 제1 특징값에 대하여 제1 기준 특징값 대비 제1 변화량, 상기 제2 특징값에 대하여 제2 기준 특징값 대비 제2 변화량을 산출하고, 산출된 제1 변화량 및 제2 변화량을 기초로 제3 변화량을 산출하며, 산출된 제1 변화량, 제2 변화량 및 제3 변화량을 결합하여 혈압을 추정할 수 있다.

[0016] 프로세서는 각 변화량에 대응하는 각 결합 계수 중의 적어도 하나를 조절하고, 조절된 후의 결합 계수를 대응하는 각 변화량에 곱하여 결합할 수 있다.

[0017] 프로세서는 각 변화량의 결합 결과에 스케일링 요소를 적용하여 혈압을 추정할 수 있다.

- [0018] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 방법은 사용자로부터 생체신호를 측정하는 단계, 생체신호로부터 하나 이상의 특징값을 추출하는 단계, 혈관 탄성도와 관련된 기준값을 기초로 하나 이상의 특징값을 결합하기 위한 결합 계수를 조절하는 단계 및 조절 결과를 기초로 혈압을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 이때, 기준값은 기준 시점의 생체신호를 구성하는 하나 이상의 펄스 파형 성분 위치의 진폭값 및 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값 중의 적어도 하나를 기초로 획득될 수 있다.
- [0020] 이때, 기준값은 기준 시점의 생체신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분 위치의 제1 진폭값과 두 번째 펄스 파형 성분 위치의 제2 진폭값의 비율 및, 상기 제1 진폭값과 상기 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값의 비율 중의 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0021] 결합 계수를 조절하는 단계는 기준값을 미리 정의된 조절값 추정식에 입력하여 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 획득할 수 있다.
- [0022] 결합 계수를 조절하는 단계는 복수의 사용자들로부터 획득된 기준값에 상응하는 값들에 대한 통계값을 조절값 추정식에 더 입력하여 조절값을 획득할 수 있다.
- [0023] 하나 이상의 특징값은 심박출량(cardiac output)과 연관된 특징값 및 총혈관저항(total peripheral resistance)과 연관된 특징값을 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0024] 안정기 또는 캘리브레이션 시점의 혈관 탄성도와 관련된 정보를 이용하여 혈압을 추정함으로써 혈압 추정의 정확성을 향상시킬 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0025] 도 1은 일 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다.
- 도 2는 다른 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다.
- 도 3a 내지 도 3g는 혈압 추정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 일 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다.
- 도 5는 일 실시예에 따른 웨어러블 기기를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 일 실시예에 따른 스마트 기기를 설명하기 위한 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0026] 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.
- [0027] 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.
- [0028] 이하, 혈압 추정 장치 및 방법의 실시예들을 도면들을 참고하여 자세히 설명하도록 한다. 실시예들에 따른 혈압 추정 장치는 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.
- [0029] 도 1은 일 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다. 도 2는 다른 실시예에 따른 혈압 추정 장치의 블록도이다. 도 3a 내지 도 3g는 혈압 추정을 설명하기 위한 도면이다.

- [0030] 도 1 및 도 2를 참조하면, 혈압 추정 장치(100,200)는 생체신호 측정부(110) 및 프로세서(120)를 포함한다.
- [0031] 생체신호 측정부(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.
- [0032] 이때, 피검체는 생체신호 측정부(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.
- [0033] 생체신호 측정부(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.
- [0034] 프로세서(120)는 생체신호 측정부(110)와 전기적으로 연결될 수 있다. 프로세서(120)는 혈압 추정 요청에 따라 생체신호 측정부(110)를 제어하고, 생체신호 측정부(110)로부터 생체신호를 수신할 수 있다. 혈압 추정 요청은 사용자로부터 입력되거나 미리 설정된 주기를 만족하는 경우 발생할 수 있다. 프로세서(120)는 생체신호 측정부(110)로부터 전기적인 생체신호가 수신되면 노이즈를 제거하기 위한 필터링, 생체신호의 증폭 또는 디지털 신호로의 변환 등의 전처리를 할 수 있다.
- [0035] 일반적으로 평균 혈압(Mean Arterial Pressure, MAP)의 변화량은 아래의 수학적 1과 같이 심박출량과 총혈관저항에 비례한다.

**수학적 1**

$$\Delta MAP = CO \times TPR$$

- [0036]  $\Delta MAP = CO \times TPR$
- [0037] 여기서,  $\Delta MAP$ 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. 절대적인 실제 심박출량과 총혈관저항 값을 알고 있다면 대동맥 혹은 상완에서의 평균 혈압을 구할 수 있다. 하지만, 생체신호를 기반으로 절대적인 심박출량 및 총혈관저항 값을 추정하는 것은 쉽지 않다.
- [0038] 본 실시예에 따르면, 프로세서(120)는 생체신호로부터 심박출량(cardiac output, CO)과 연관된 특징값(이하, '제1 특징값'이라 함) 및 총혈관저항(total peripheral resistance, TPR)과 연관된 특징값(이하, '제2 특징값'이라 함)을 추출할 수 있다. 여기서, 제1 특징값은 안정상태 대비 실제 총혈관저항은 큰 변화가 없지만 실제 심박출량은 상대적으로 증가/감소할 때 이와 비례하여 증가/감소하는 경향을 보이는 특징값일 수 있다. 제2 특징값은 안정상태 대비 실제 심박출량은 큰 변화가 없지만 실제 총혈관저항은 상대적으로 증가/감소할 때 비례하여 증가/감소하는 경향을 보이는 특징값일 수 있다.
- [0039] 예를 들어, 프로세서(120)는 측정된 생체신호의 파형을 분석하여 특징값을 추출할 수 있다. 프로세서(120)는 생체신호로부터 심박 정보, 생체신호의 파형의 형태, 생체신호의 최대점의 시간 및 진폭, 생체신호의 최소점의 시간 및 진폭, 생체신호 파형의 면적, 생체신호의 시간 경과, 생체신호를 구성하는 펄스 파형의 진폭 및 시간 정보와, 이와 같이 획득된 정보들 사이의 내분점 정보 등의 특징점을 획득하고, 획득된 특징점을 이용하여 특징값을 추출할 수 있다. 이때, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분은 생체신호를 2차 미분하고 2차 미분신호의 로컬 최소 지점(local minimum point)을 탐색하여 획득할 수 있다.
- [0040] 도 3a를 참조하면, 일반적으로 맥파신호(PS)는 심장에서 출발하여 신체 말단부나 혈관 분기점들로 향하는 진행파(propagation wave)와 말단부나 혈관 분기점에서 다시 되돌아오는 반사파(reflection wave)의 중첩으로 구성될 수 있다. 도 3a는 맥파신호의 파형이 5개의 펄스 파형 성분 예컨대, 진행파(fw)와 반사파(rw1,rw2,rw3,rw4)의 중첩으로 이루어진 것을 예시하고 있다.

- [0041] 프로세서(120)는 이와 같이 맥파신호에서 펄스 파형 성분( $fw, rw1, fw2, rw3, rw4$ )을 분석하여 특징값을 획득할 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.
- [0042] 일 예로, 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 획득할 수 있다. 이때, 맥파 신호가 획득되면 획득된 맥파 신호를 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 신호에서 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. 다만, 이에 국한되는 것은 아니며 2차 미분신호에서 로컬 최대 지점(local maximum point)을 탐색하고, 탐색된 로컬 최대 지점에 해당하는 시간 및 진폭을 추출하여 특징점으로 사용하는 것도 가능하다.
- [0043] 다른 예로, 프로세서(120)는 맥파신호의 소정 구간에서 진폭이 최대인 지점의 시간( $T_{max}$ ) 및 진폭( $P_{max}$ )을 특징점으로 획득할 수 있다. 이때, 소정 구간은 혈압의 수축기 구간을 의미하는 맥파 신호의 처음에서부터 중복절흔(dicrotic notch, DN)이 발생한 지점까지를 나타낼 수 있다.
- [0044] 또 다른 예로, 프로세서(120)는 생체신호의 전체 측정 시간을 의미하는 시간 경과( $PPG_{dur}$ ) 또는 생체신호 파형의 면적( $PPG_{area}$ )을 특징점으로 획득할 수 있다. 이때, 생체신호 파형의 면적은 생체신호 파형의 전체 면적 또는, 전체 시간 경과( $PPG_{dur}$ )상의 소정 비율(예: 70%)에 해당하는 생체신호 파형의 면적을 의미할 수 있다.
- [0045] 또 다른 예로, 프로세서(120)는 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.
- [0046] 예컨대, 혈압의 수축기 구간에서 특징점 ( $T_1, P_1$ )과 ( $T_{max}, P_{max}$ )을 획득하면, 두 특징점 ( $T_1, P_1$ )과 ( $T_{max}, P_{max}$ ) 사이의 내분점 ( $T_{sys}, P_{sys}$ )을 획득할 수 있다. 이때, 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( $T_{sys}$ )을 구하며, 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( $fw, rw_1$ )과 연관된 특징점 ( $T_1, P_1$ ), ( $T_2, P_2$ ) 사이의 내분점, 혈압의 이완기 구간에서 세 번째와 네 번째 구성펄스 파형( $rw_2, rw_3$ )과 연관된 특징점 ( $T_3, P_3$ ), ( $T_4, P_4$ ) 사이의 내분점 등을 획득할 수 있다.
- [0047] 프로세서(120)는 이와 같이 생체신호로부터 획득된 다양한 특징점을 조합하여 제1 특징값 및 제2 특징값을 추출할 수 있다. 예를 들어, 복수 특징점들 간의 곱셈, 나눗셈, 덧셈, 뺄셈 또는 이 연산들의 조합으로 제1 특징값 및 제2 특징값을 추출할 수 있다. 또는, 복수 특징점들 간의 곱셈, 나눗셈, 덧셈, 뺄셈, 또는 이 연산들의 조합을 입력값으로 하는 함수를 이용하여 제1 특징값 및 제2 특징값을 추출할 수도 있다. 여기에서 함수는 일차함수, 이차함수, 그밖의 다차함수, 로그함수, 또는 지수함수일 수 있다. 물론, 다른 유형의 함수를 이용하는 것도 가능하다. 또 다른 예로써, 적어도 하나의 특징점을 입력값으로 하는 함수를 이용하여 제1 특징값 및 제2 특징값을 추출할 수도 있다. 다만, 여기에 제한되는 것은 아니다.
- [0048] 한편, 프로세서(120)는 사용자의 특성에 따라 특징점들을 서로 다르게 조합하여 제1 특징값 및 제2 특징값을 추출할 수 있다. 또한, 추출하고자 하는 혈압 예컨대, 평균 혈압, 이완기 혈압, 수축기 혈압에 따라 특징점들을 서로 다르게 조합하여 혈압의 종류별로 각 특징값을 추출할 수 있다.
- [0049] 프로세서(120)는 제1 특징값에 대하여 제1 기준 특징값 대비 제1 변화량을 산출할 수 있다. 또한, 제2 특징값에 대하여 제2 기준 특징값 대비 제2 변화량을 산출할 수 있다. 이때, 제1 기준 특징값 및 제2 기준 특징값은 기준 시점 예컨대 캘리브레이션 시점 또는 공복기를 포함한 안정기 시점에 획득된 생체신호로부터 추출된 심박출량 연관된 특징값 및 총혈관저항과 연관된 특징값을 의미할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 아래의 수학적 2

와 같은 방식으로 제1 변화량 및 제2 변화량을 산출할 수 있다.

**수학식 2**

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

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

여기서,  $\Delta f_1$ 은 제1 변화량,  $f_{1cur}$ 는 제1 특징값,  $f_{1cal}$ 는 제1 기준 특징값,  $\Delta f_2$ 는 제2 변화량,  $f_{2cur}$ 는 제2 특징값,  $f_{2cal}$ 는 제2 기준 특징값을 의미한다.

또한, 프로세서(120)는 제1 변화량 및 제2 변화량이 산출되면, 제1 변화량 및 제2 변화량을 기초로 제3 변화량을 산출할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 제1 변화량과 제2 변화량을 곱하여 제3 변화량을 산출할 수 있다. 이때, 제3 변화량은 고강도 유산소 운동과 같은 혈압 변화 상황에서 제1 특징값 및 제2 특징값만으로 반영하지 못하는 혈압 변화량을 보정하는 요소일 수 있다.

프로세서(120)는 산출된 제1 변화량, 제2 변화량 및 제3 변화량을 결합하여 혈압 변화량을 추정할 수 있다. 이때, 각 변화량에 결합 계수를 곱하고, 그 결과를 결합할 수 있다. 이때, 추가적으로 결합 결과에 스케일링 요소를 적용하여 각 사용자별 특성을 반영한 혈압 추정 결과를 획득할 수 있다. 아래의 수학식 3은 혈압 추정식의 일 예이다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.

**수학식 3**

$$\Delta BP = SF(\alpha\Delta f_1 + \beta\Delta f_2 + \gamma\Delta f_3)$$

여기서,  $\Delta BP$ 는 추정된 혈압 변화량이다.  $\Delta f_1, \Delta f_2$  및  $\Delta f_3$ 은 각각 제1 변화량, 제2 변화량 및 제3 변화량을 나타낸다.  $\alpha, \beta, \gamma$ 는 각 변화율에 부여되는 결합 계수를 의미하며, 추정할 혈압의 종류 및/또는 사용자의 특성에 따라 정의될 수 있다. 또한, SF는 사용자의 특성 및/또는 추정할 혈압의 종류에 따라 미리 정의되는 스케일링 요소를 의미한다. 예컨대, 스케일링 요소는 사용자로부터 외부 혈압 측정 기기에 의해 측정된 캘리브레이션 시점의 기준 평균 혈압, 기준 이완기 혈압, 기준 수축기 혈압 또는, 그 기준 평균 혈압, 기준 이완기 혈압 및 기준 수축기 혈압을 둘 이상 조합하여 산출된 값일 수 있다.

프로세서(120)는 이와 같이 혈압 변화량이 추정되면 아래의 수학식 4와 같은 함수식을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다.

**수학식 4**

$$BP_{est} = BP_{cal} + \Delta BP$$

여기서,  $BP_{est}$ 는 혈압 추정치,  $\Delta BP$ 는 추정된 혈압 변화량 및,  $BP_{cal}$ 은 캘리브레이션 시점의 기준 혈압을 의미한다. 이때, 혈압(BP)은 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 의미할 수 있다.

한편, 일 예에 따르면 프로세서(120)는 위 수학식 3 및 수학식 4를 이용하여 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압의 변화량을 독립적으로 추정할 수 있다. 예를 들어, 제1 특징값 및 제2 특징값은 혈압의 종류별로 각각 추출될 수 있다. 또는, 각 변화량에 부여되는 결합 계수 및/또는 스케일링 요소를 혈압의 종류별로 다르게 설정함

으로써 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압의 변화량을 독립적으로 추정할 수 있다.

[0061] 다른 예에 따르면, 프로세서(120)는 평균 혈압, 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 순차적으로 추정할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 먼저 위 수학식 3 및 수학식 4를 통해 평균 혈압 추정치를 구하고, 평균 혈압 추정치를 이용하여 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 순차적으로 추정할 수 있다. 프로세서(120)는 평균 혈압 추정치와 함께 맥압(pulse pressure)을 이용하여 이완기 혈압 및 수축기 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 맥압은 생체신호의 분석을 통해 획득될 수 있으며, 맥압 측정 기기를 통해 측정된 맥압을 입력받거나 미리 설정된 사용자의 기준 맥압을 이용하는 것도 가능하다. 아래의 수학식 5 및 수학식 6은 평균 혈압 추정치 및 맥압을 기초로 이완기 혈압을 추정하는 함수식들의 예이다.

**수학식 5**

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

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

[0062]

**수학식 6**

$$SBP = DBP + PP$$

[0063]

[0064] 여기서, MAP는 평균 혈압을 의미하고, DBP는 이완기 혈압, SBP는 수축기 혈압을 의미한다. 또한, PP는 맥압을 의미하며, HR은 심박수를 의미한다.

[0065] 한편, 일반적으로 심혈관 건강도에 따라 개개인의 혈관 탄성도는 다르다. 혈관 탄성도가 서로 다른 두 혈관에서 혈압이 변화할 때 또는, 심박출량 및 총혈관저항의 변동이 발생할 때 압력파(pressure wave)의 형태 변화 정도가 다를 수 있다. 혈관 탄성도에 따라 동일 혈압 또는 심박출량 및 총혈관저항의 변동이 발생할 때 광전용적 맥파의 파형의 변화가 개인별로 차이가 발생할 수 있다. 이와 같이, 생체신호 파형을 기반으로 하는 제1 특징값 및 제2 특징값을 이용하여 혈압을 추정할 때, 제1 특징값 및 제2 특징값의 변화와 실제 심박출량 및 총혈관저항의 변화 정도는 다를 수 있다.

[0066] 도 3b 및 도 3c를 참조하면, 고강도 유산소 운동을 한 혈압 변화 기전에서 측정 인덱스 2 내지 4 구간에서 급격하게 심박수(HR)가 증가한 경우를 예시하고 있다. 도 3b에서는 이러한 혈압 변화 기전에서 제1 특징값과 제2 특징값을 기초로 추정된 혈압 추정치(Est BP)가 실제 혈압 측정치(Ref BP)보다 더 낮게 측정되는 것을 나타내고 있다. 또한, 도 3c에서는 이런 혈압 변화 기전에서 혈압 추정치(Est BP)가 실제 혈압 측정치(Ref BP)보다 더 높게 측정되는 것을 나타내고 있다. 이와 같이 동일한 혈압 변화 기전에서도 개개인의 혈관 탄성도에 대한 고려없이 혈압을 추정하는 경우 실제 혈압 측정치보다 더 높게 추정되거나 더 낮게 추정되는 오차가 발생할 수 있다.

[0067] 도 3d는 도 3b의 결과를 나타내는 상황의 맥파신호를 도시한 것이다. 도 3d를 참조하면 기준 시점의 맥파신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분의 진폭(P1)이 두 번째 펄스 파형 성분의 진폭(P2)에 비해 낮은 곳에서 관측될 수 있다. 이후 운동을 한 후 측정 시점의 맥파신호를 참조하면 첫 번째 펄스 파형 성분의 진폭이 크게 증가한 것을 알 수 있다. 이에 반해, 도 3e는 도 3c의 결과를 나타내는 상황의 맥파신호를 도시한 것이다. 도 3e를 참조하면 기준 시점의 맥파신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분의 진폭(P1)이 매우 높은 곳에서 관측될 수 있다. 이후 운동을 한 후 측정 시점의 맥파신호를 보면 첫 번째 펄스 파형 성분의 진폭(P1)은 거의 변화하지 않는 대신 두 번째 펄스 파형 성분의 진폭(P2)이 크게 감소한 것을 알 수 있다.

[0068] 이와 같이 도 3b 내지 도 3e를 참조하면 안정기 시점의 생체신호를 구성하는 각 펄스 파형 성분의 진폭 예컨대 첫 번째 펄스 파형 성분의 진폭이 개개인마다 다를 수 있으며 이는 각 개인의 혈관 탄성도와 관련될 수 있다. 본 실시예에서는 이와 같이 제1 특징값 및 제2 특징값을 이용하여 혈압을 추정할 때 개인별 혈관 탄성도와 관련된 영향을 반영함으로써 혈압 추정의 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0069] 예를 들어, 프로세서(120)는 혈관 탄성도와 관련된 기준값을 획득하고, 기준값을 이용하여 수학적 식 3에서 설명한 바 있는 각 변화량에 대한 결합 계수( $\alpha, \beta, \gamma$ )를 조절함으로써 각 특징값에 개인별 혈관 탄성도가 미치는 영향을 반영할 수 있다. 이때, 각 결합 계수 중의 일부만을 조절할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다. 이하 설명의 편의를 위해 총혈관저항과 연관된 제2 특징값의 결합 계수(이하, "제2 결합계수"라 함)를 조절하는 것을 예로 들어 설명한다.

[0070] 프로세서(120)는 아래의 수학적 식 7과 같이 미리 정의된 조절값 추정식을 이용하여 총혈관저항과 연관된 제2 특징값에 대한 제2 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 획득할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니므로 아래의 수학적 식 7 또는 이와 유사한 다른 함수식을 이용하여 다른 특징값에 대한 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 획득할 수 있다.

**수학적 식 7**

$$\delta = \lambda \times \left( \frac{a}{b} - 1 \right) + 1$$

[0071]

[0072] 여기서,  $\delta$ 는 제2 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 의미한다.  $\lambda$ 는 미리 설정된 상수를 의미하며,  $a$ 는 복수의 사용자들로부터 획득된 혈관 탄성도와 관련된 기준값들의 통계값(예: 평균값)으로서 전체리 과정을 통해 미리 획득된 값일 수 있다. 또한,  $b$ 는 혈압을 추정하고자 하는 특정 사용자의 기준값을 의미한다.

[0073] 프로세서(120)는 조절값이 획득되면 획득된 조절값( $\delta$ )을 제2 결합 계수( $\beta$ )에 곱하고, 그 결과 획득된 값( $\delta \times \beta$ )을 이용하여 각 변화량을 결합할 수 있다.

[0074] 한편, 프로세서(120)는 기준 시점 예컨대 공복 시간을 포함한 안정기나 캘리브레이션 시점에 조절값 추정식에 입력할 기준값을 획득할 수 있다. 일 예로, 프로세서(120)는 기준 시점의 생체신호를 구성하는 첫 번째 펄스 파형 성분 위치의 제1 진폭값과 두 번째 펄스 파형 성분 위치의 제2 진폭값의 비율을 기준값으로 산출할 수 있다. 다른 예로 제1 진폭값과 기준 시점의 생체신호의 최대 진폭값의 비율을 기준값으로 산출할 수 있다. 또는, 제1 진폭값과 생체신호 2차 미분신호의 로컬 최대 지점의 진폭, 2차 미분신호의 최대 지점의 진폭 사이의 비율 등을 기준값으로 산출할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니며 제1 진폭값과 그 밖의 다양한 값의 비율을 기준값으로 활용할 수 있다.

[0075] 또 다른 예로, 기준값은 혈관 탄성도 지표를 포함할 수 있다. 혈관 탄성도 지표는 증대지수(Augmentation Index, Aix)를 포함할 수 있다. 여기서, 증대지수는 맥파에 있어서 첫 번째 수축기 정점과 두 번째 수축기 정점의 파고차를 전체 파고로 나눈 값을 의미하며, 혈관 탄성도를 반영하는 것으로 알려져 있다. 프로세서(120)는 기준 시점에 증대지수를 측정하는 외부 기기로부터 수신할 수 있다. 또는, 증대지수는 요골동맥의 압력파를 통해서도 유사하게 측정될 수 있다. 이때, 손목이나 손가락 등 신체부위에서 측정하는 맥파 신호의 파형은 동맥의 압력파와 많은 관련성이 있으므로, 프로세서(120)는 기준 시점에 획득된 맥파 신호의 파형을 분석하여 증대지수를 획득할 수 있다.

[0076] 도 3f 및 도 3g를 참조하면, 조절값 산출식은 복수의 사용자들로부터 획득된 각 사용자의 예러 평균과, 각 사용자들의 기준값 사이의 상관 관계를 도출하여 산출할 수 있다. 이때, 개별 예러 평균값은 각 사용자가 복수의 측정 시점에서 실제 측정된 혈압과, 제1 특징값 및 제2 특징값을 이용하여 추정된 혈압 사이의 오차들의 평균을 의미한다. 또한, 기준값은 조절값 산출식의 입력으로 활용하기 위해 미리 정의된 값으로 예컨대 전술한 바와 같이 P1/P2 또는 P1/Pmax 등을 의미할 수 있다.

[0077] 다시 도 2를 참조하면, 혈압 추정 장치(200)는 통신부(210), 출력부(220) 및 저장부(230)를 더 포함할 수 있다.

[0078] 통신부(210)는 프로세서(120)의 제어에 따라 유무선 통신 기술을 이용하여 외부 기기(250)와 통신 연결하고 각종 데이터를 송수신할 수 있다. 예를 들어, 통신부(210)는 혈압 추정 결과를 외부 기기(250)에 전송할 수 있다. 또한, 외부 기기(250)로부터 혈압 추정에 필요한 각종 기준 정보를 수신할 수 있다. 예컨대, 컵형 혈압 기기 등으로부터 측정된 기준 혈압, 혈관 탄성도 지표, 혈압 추정식, 조절값 추정식 등을 수신할 수 있다. 이때, 외부 기기는 컵형 혈압 측정 기기, 혈관 탄성도 지표 측정 기기, 스마트폰, 태블릿 PC, 데스크탑 PC 및 노트북 PC 등의 정보 처리 장치를 포함할 수 있다.

- [0079] 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.
- [0080] 출력부(220)는 생체정보 측정부(110) 및 프로세서(120)에 의해 처리된 결과를 출력할 수 있다. 예를 들어, 출력부(220)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(220)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.
- [0081] 저장부(230)는 생체정보 측정부(110) 및 프로세서(120)의 처리 결과를 저장할 수 있다. 또한, 저장부(230)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 추정식, 혈압 추정 주기, 조절값 산출식 등의 정보를 포함할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0082] 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.
- [0083] 도 4는 일 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 흐름도이다. 도 4는 도 1 또는 도 2의 실시예에 따른 혈압 추정 방법의 일 실시예이다. 앞에서 다양한 실시예들에 대해 자세히 설명한 바 있으므로 이하 간단하게 설명한다.
- [0084] 먼저, 혈압 추정 장치는 혈압 추정 요청을 수신할 수 있다(410). 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.
- [0085] 그 다음, 피검체로부터 생체신호를 획득할 수 있다(420). 이때, 생체신호는 PPG 신호를 포함하는 맥파 신호일 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니며, ECG 신호, EMG 신호 및 BCG 신호 등의 다양한 생체신호를 포함할 수 있다.
- [0086] 그 다음, 획득된 생체신호를 분석하여 특징값을 추출할 수 있다(430). 이때, 심혈관 특징값은 심박출량과 연관된 특징값과 총혈관저항과 연관된 특징값을 포함할 수 있다. 생체신호 또는 생체신호를 미분한 미분신호 등을 분석하여, 심박 정보, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 파형의 면적, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분의 진폭 및 시간 등을 적절히 조합하여 심박출량과 연관된 특징값과 총혈관저항과 연관된 특징값을 추출할 수 있다.
- [0087] 그 다음, 혈압 추정을 위해 추출된 특징값들을 결합하는 결합 계수를 조절할 수 있다(440). 예를 들어, 기준 시점에 측정된 생체신호의 파형 형태를 기초로 사용자의 혈관 탄성도와 관련된 기준값을 획득하고, 기준값을 이용하여 결합 계수를 조절할 수 있다. 예컨대, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분들의 비율을 기준값으로 획득할 수 있으며, 획득된 기준값을 미리 정의된 조절값 산출식에 입력하여 결합 계수를 조절하기 위한 조절값을 산출할 수 있다. 이때, 기준값은 이에 제한되는 것은 아니며 그 밖의 사용자의 혈관 탄성도를 반영할 수 있는 다양한 지표들을 활용할 수 있다.
- [0088] 그 다음, 각 특징값을 결합하여 혈압을 추정할 수 있다(450). 예를 들어, 각 특징값을 대응하는 기준 시점의 특징값으로 나누어 정규화하고, 정규화된 결과를 기초로 각 특징값에 대한 변화량을 산출할 수 있다. 또한, 각 특징값에 대한 변화량이 산출되면 산출된 각 변화량에 결합 계수, 단계(440)에서 조절된 경우 조절된 후의 결합 계수를 곱한 후 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 각 변화량의 결합한 결과에 스케일링 요소를 곱하여 혈압을 추정할 수 있다.

- [0089] 도 5는 일 실시예에 따른 웨어러블 기기를 설명하기 위한 도면이다. 전술한 혈압 추정 장치의 다양한 실시예들은 도시된 바와 같이 손목에 착용하는 스마트 워치나 스마트 밴드형 웨어러블 기기에 탑재될 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니며, 스마트폰, 태블릿 PC, 데스크탑 PC, 노트북 PC 등의 기기에 탑재될 수 있다.
- [0090] 도 5를 참조하면, 웨어러블 기기(500)는 기기 본체(510)와 스트랩(520)을 포함할 수 있다.
- [0091] 본체(510)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(510) 또는 스트랩(520)의 내부에는 기기(500)의 각종 모듈에 전원을 공급하는 배터리가 내장될 수 있다.
- [0092] 스트랩(520)은 본체(510)에 연결될 수 있다. 스트랩(520)은 사용자의 손목을 감싸는 형태로 구부러질 수 있도록 플렉시블(flexible)하게 형성될 수 있다. 스트랩(520)은 사용자의 손목으로부터 분리되는 형태 또는 분리되지 않는 밴드 형태로 구성될 수 있다. 스트랩(520)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.
- [0093] 본체(510)에는 생체신호를 측정하는 생체신호 측정부(520)가 장착될 수 있다. 생체신호 측정부(520)는 사용자의 손목 상부가 접촉되는 본체(510)의 후면에 장착될 수 있으며, 손목 피부에 광을 조사하는 광원과 피검체로부터 산란 또는 반사되는 광을 검출하는 디텍터를 포함할 수 있다. 생체신호 측정부(520)는 피검체가 가하는 접촉압력을 측정하는 접촉압력 센서를 더 포함할 수도 있다.
- [0094] 본체(510) 내부에 프로세서가 실장될 수 있으며, 프로세서는 웨어러블 기기(500)에 장착된 각종 구성들과 전기적으로 연결되어 각종 구성들을 제어할 수 있다.
- [0095] 또한, 프로세서는 생체신호 측정부(520)에 의해 측정된 생체신호를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서는 생체신호로부터 심박출량과 연관된 특징값과 총혈관저항과 연관된 특징값을 획득할 수 있다. 또한, 프로세서는 각 특징값을 기준 시점의 특징값으로 정규화한 후 변화량을 산출하고, 산출된 변화량을 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 심박출량과 연관된 특징값과 초열관저항과 연관된 특징값을 기초로 추가적인 특징값을 획득할 수 있다. 각 특징값들에 대한 변화량에 각각의 결합 계수를 곱한 다음 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 사용자 개인의 혈관 탄성도에 따라 영향을 크게 받는 특징값을 적절히 보상해주기 위해, 사용자별로 기준 시점의 생체신호 파형을 분석하여 기준값을 구하고, 그 기준값을 이용하여 혈관 탄성도에 영향을 받는 특징값의 변화량에 대한 결합 계수를 조절함으로써 혈압 추정시 개인의 혈관 탄성도의 영향을 반영할 수 있다.
- [0096] 프로세서는 접촉압력 센서가 탑재된 경우 손목과 생체신호 측정부(520) 사이의 접촉압력을 기초로 피검체의 접 상태를 모니터링하고, 표시부를 통해 사용자에게 접촉 위치 및/또는 접촉 상태를 가이드할 수 있다.
- [0097] 또한, 본체(510) 내부에는 프로세서의 처리 결과 및 각종 정보를 저장하는 저장부가 장착될 수 있다. 이때, 각종 정보는 혈압 추정을 위한 기준 정보 이외에 웨어러블 기기(500)의 기능과 관련된 다양한 정보를 포함할 수 있다.
- [0098] 또한, 사용자의 제어 명령을 수신하여 프로세서로 전달하는 조작부(540)가 본체(510)에 장착될 수 있다. 조작부(540)는 웨어러블 기기(500)의 전원을 온/오프시키는 명령을 입력하기 위한 전원 버튼을 포함할 수 있다.
- [0099] 표시부는 본체(510)의 전면에 장착될 수 있으며, 터치 입력이 가능한 터치 패널을 포함할 수 있다. 표시부는 사용자의 터치 입력을 수신하여 프로세서에 전달하고, 프로세서의 처리 결과를 표시할 수 있다.
- [0100] 예를 들어, 표시부는 추정된 혈압 정보를 표시할 수 있다. 이때, 혈압 추정일자나 건강상태 등의 부가 정보를 함께 표시할 수 있다. 이때, 사용자가 조작부(540)를 조작하거나 표시부의 터치 입력을 통해 상세정보를 요청하는 경우 다양한 방식으로 상세정보를 출력할 수 있다.
- [0101] 또한, 본체(510) 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.
- [0102] 도 6은 혈압 추정 장치의 실시예들이 적용된 스마트 기기를 도시한 것이다. 이때, 스마트 디바이스는 스마트폰 및 태블릿 PC등을 포함할 수 있다.
- [0103] 도 6을 참조하면, 스마트 기기(600)는 본체(610)의 일면에 생체신호 측정부(630)가 장착될 수 있다. 생체신호 측정부(630)는 하나 이상의 광원(631)과 디텍터(632)를 포함하는 맥파 센서를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이 생체신호 측정부(630)는 본체(610)의 후면에 장착될 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니며, 전면의 지문 센

서 또는 터치 패널과 결합하여 센서부(630)를 구성하는 것도 가능하다.

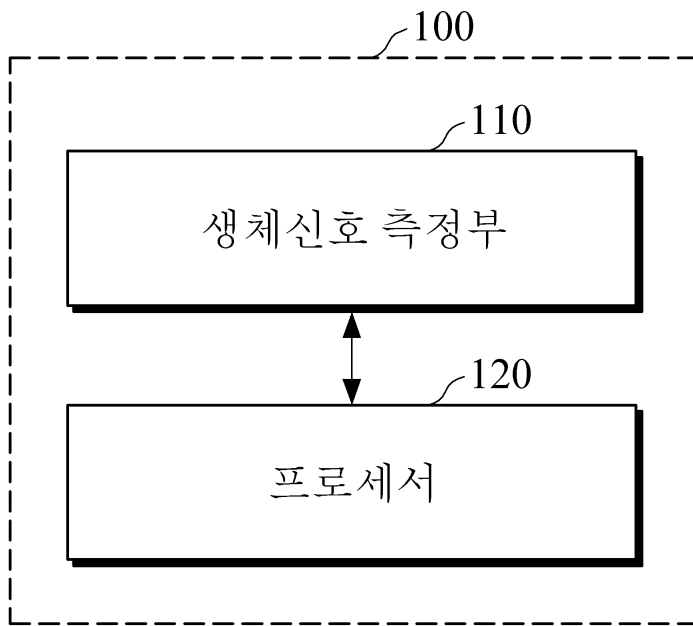
- [0104] 또한, 본체(610)의 전면에 표시부가 장착될 수 있다. 표시부는 생체정보 추정 결과 등을 시각적으로 출력할 수 있다. 표시부는 터치 패널을 포함할 수 있으며, 터치 패널을 통해 입력되는 다양한 정보를 수신하여 프로세서에 전달할 수 있다.
- [0105] 한편, 본체(610)에는 이미지 센서(620)가 장착될 수 있다. 이미지 센서(620)는 사용자가 맥과 신호를 측정하기 위해 손가락을 생체신호 측정부(630)에 접근시키는 경우, 손가락을 촬영하여 프로세서로 전달할 수 있다. 이때, 프로세서는 손가락의 이미지로부터 생체신호 측정부(630)의 실제 위치 대비 손가락의 상대 위치를 파악하고, 표시부를 통해 손가락의 상대 위치 정보를 사용자에게 제공함으로써 보다 정확하게 맥과 신호 측정이 이루어지도록 가이드할 수 있다.
- [0106] 프로세서는 센서부(630)에 의해 측정된 생체신호를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서는 진술한 바와 같이 생체신호로부터 심박출량 및 총혈관저항과 연관된 특징값을 추출하고, 각 특징값을 결합하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 개인의 혈관 탄성도에 따라 영향을 받는 특징값을 보상하기 위해 그 특징값에 부여되는 결합 계수를 적절히 조절한 다음 특징값들을 결합할 수 있다. 자세한 내용은 앞에서 설명한 바와 같다.
- [0107] 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.
- [0108] 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 해당 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.
- [0109] 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**

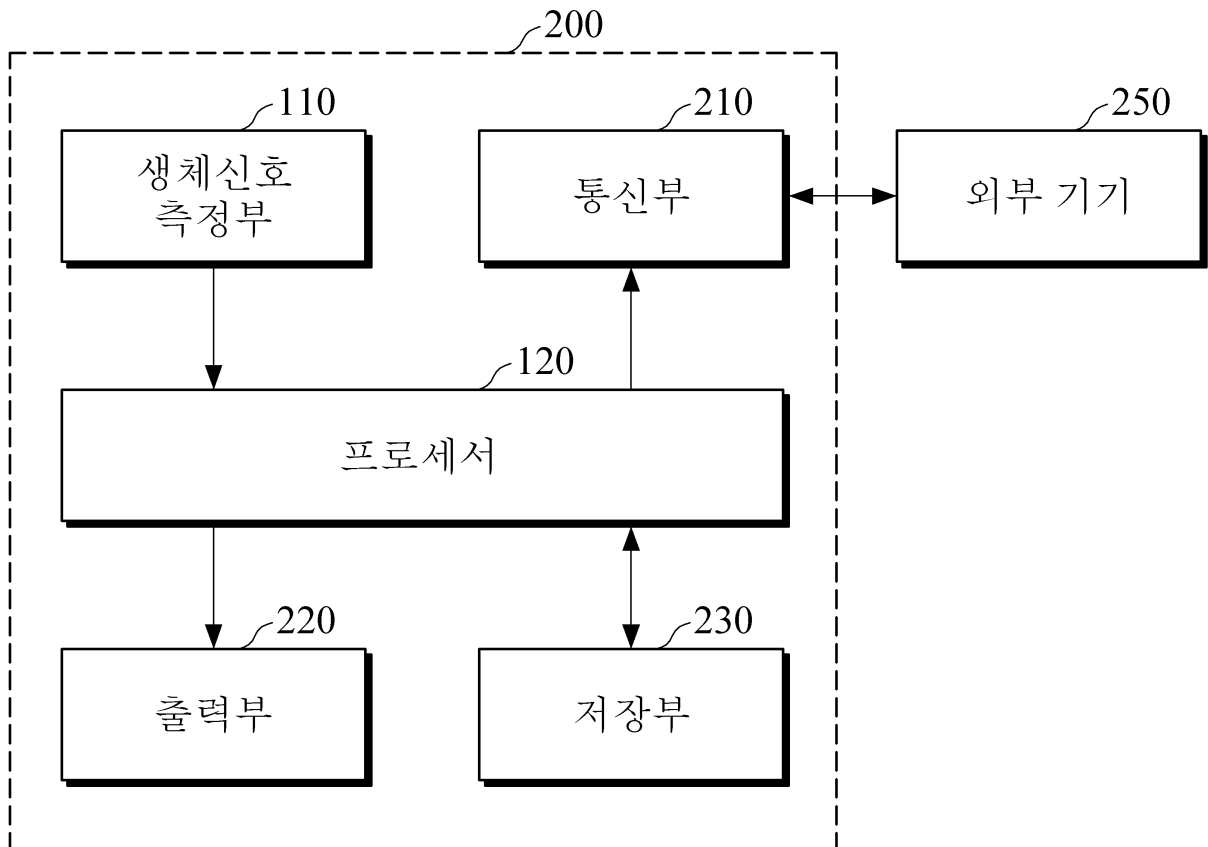
- [0110] 100, 200: 혈압 추정 장치 110: 생체신호 측정부
- 120: 프로세서 210: 통신부
- 220: 출력부 230: 저장부
- 500: 웨어러블 기기 510: 본체
- 520: 생체신호 측정부 530: 스트랩
- 540: 조작부 600: 스마트 기기
- 610: 본체 620: 이미지 센서
- 630: 생체신호 측정부 631: 광원
- 632: 디텍터

도면

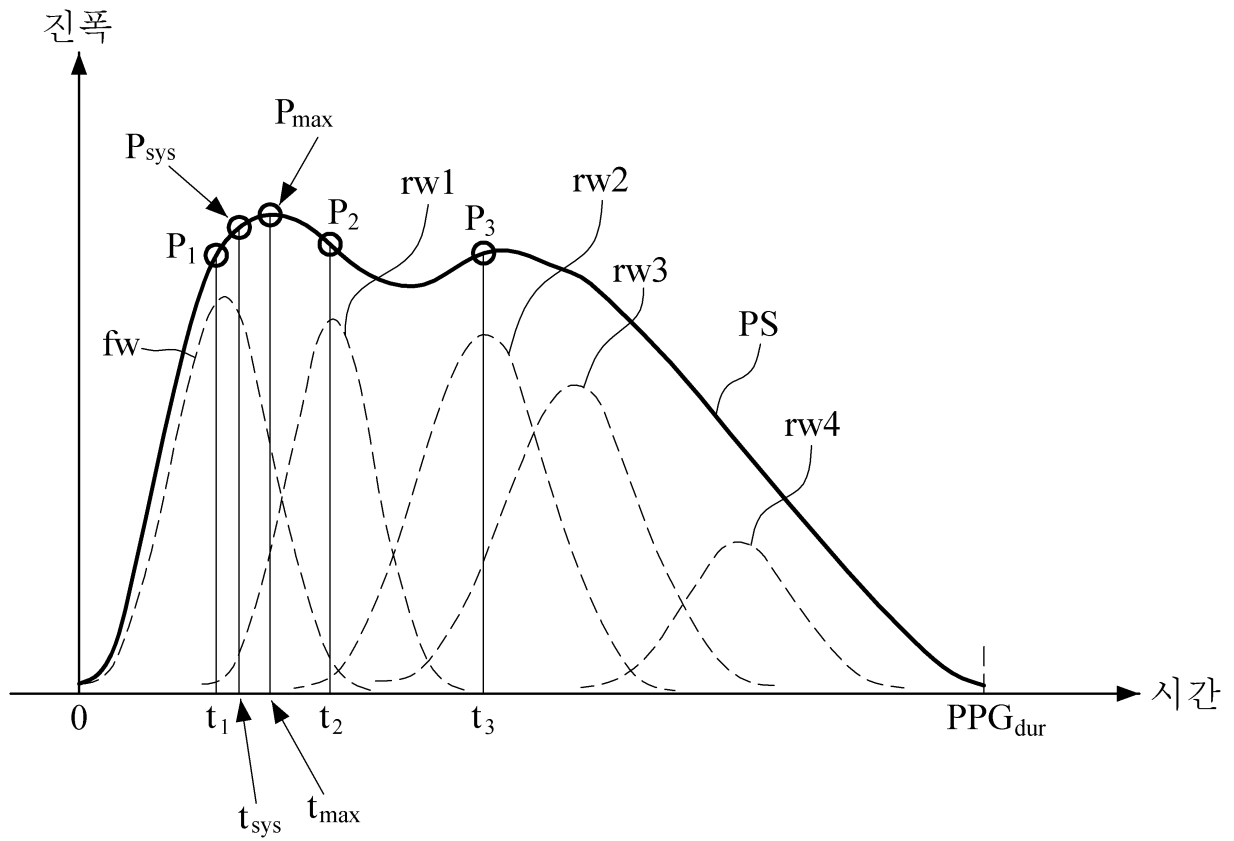
도면1



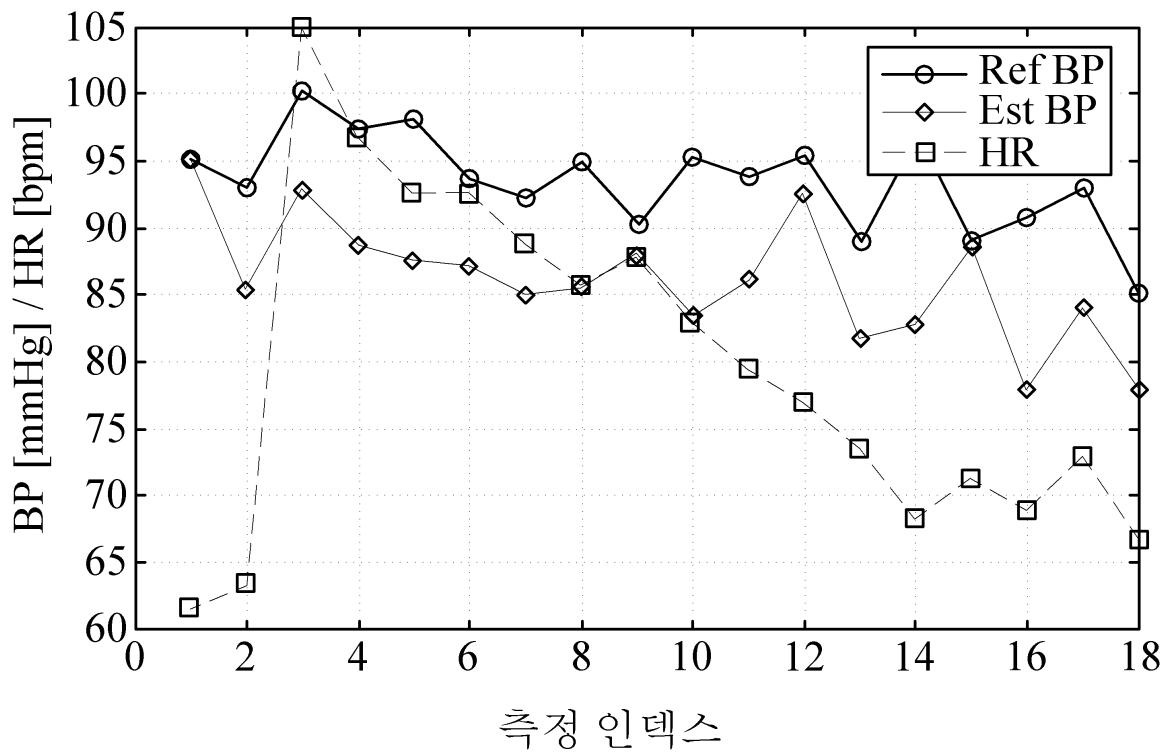
도면2



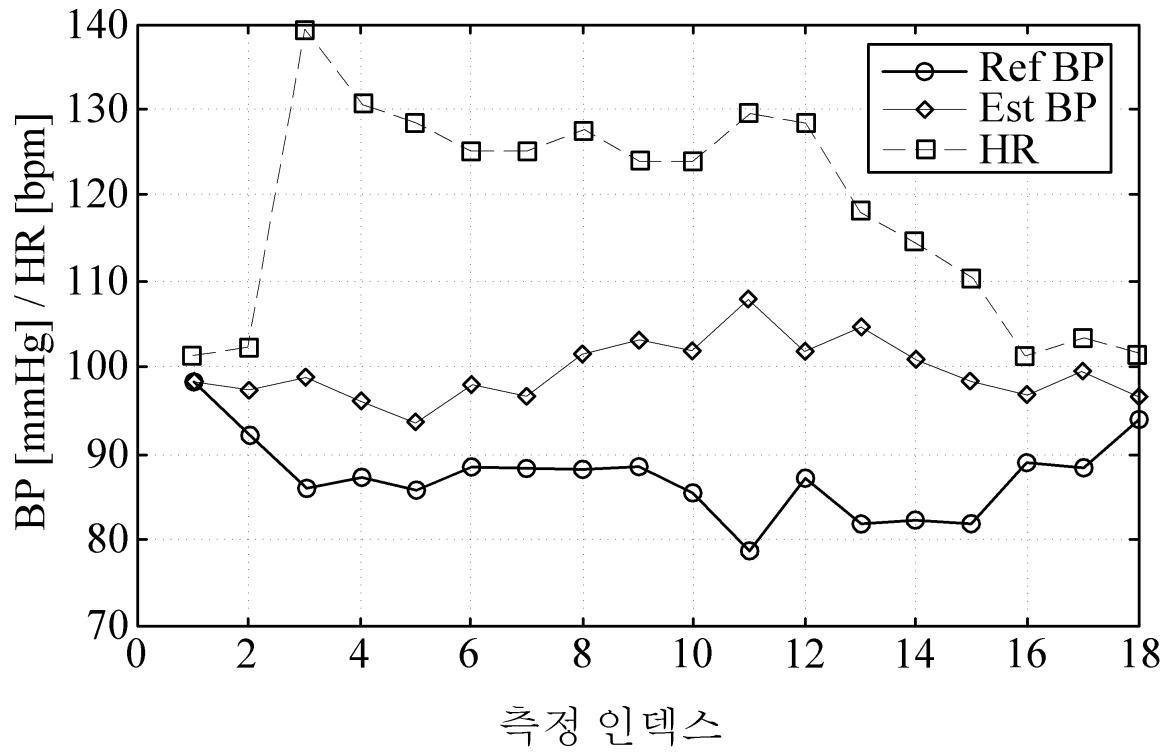
도면3a



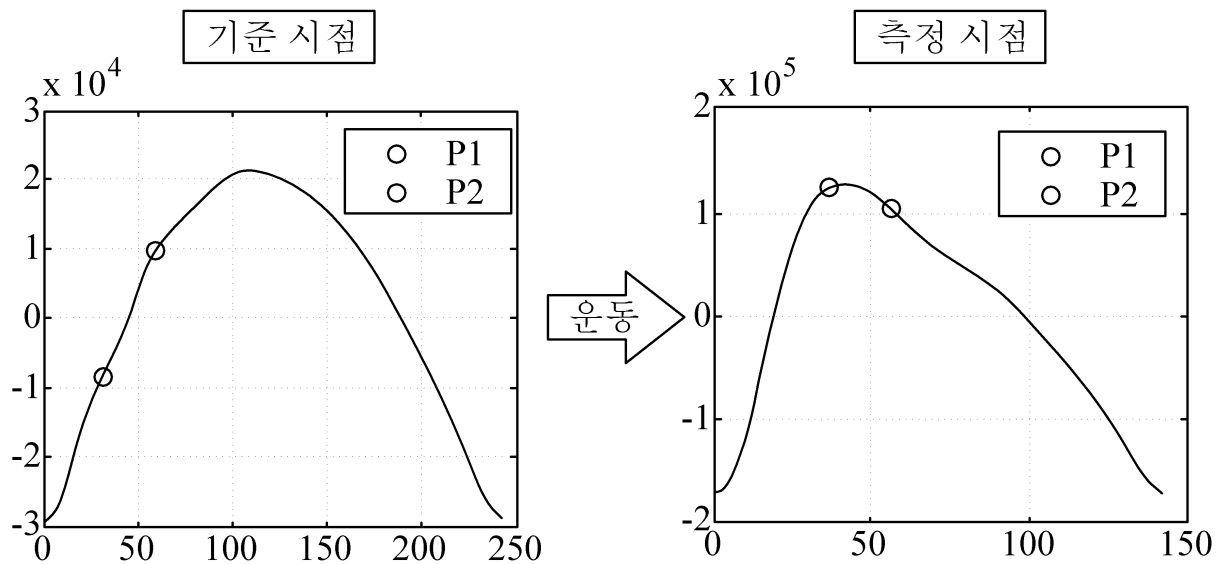
도면3b



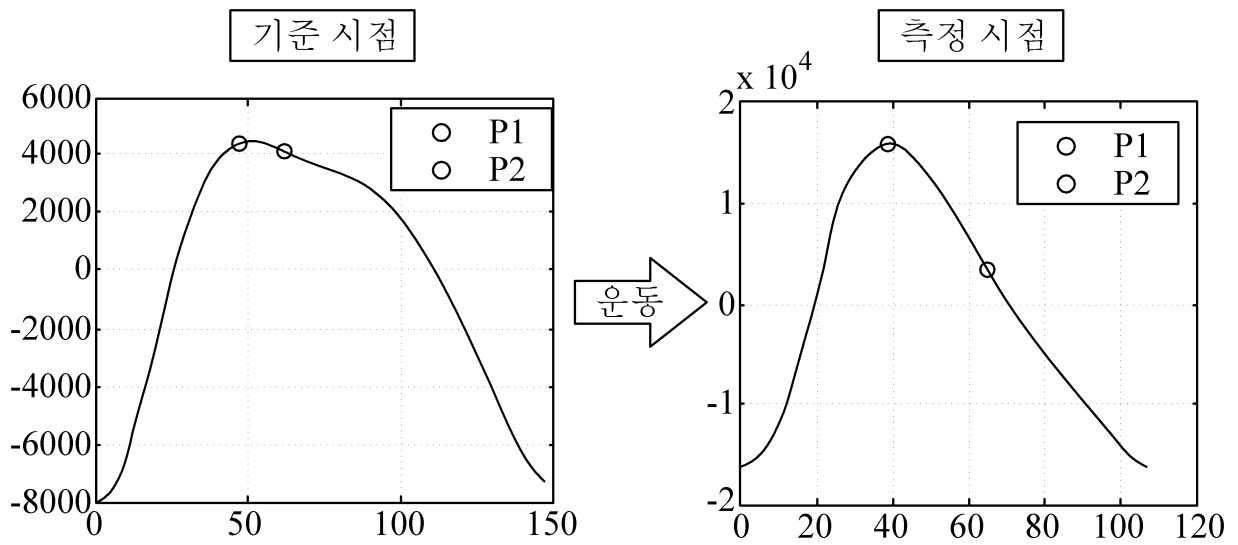
도면3c



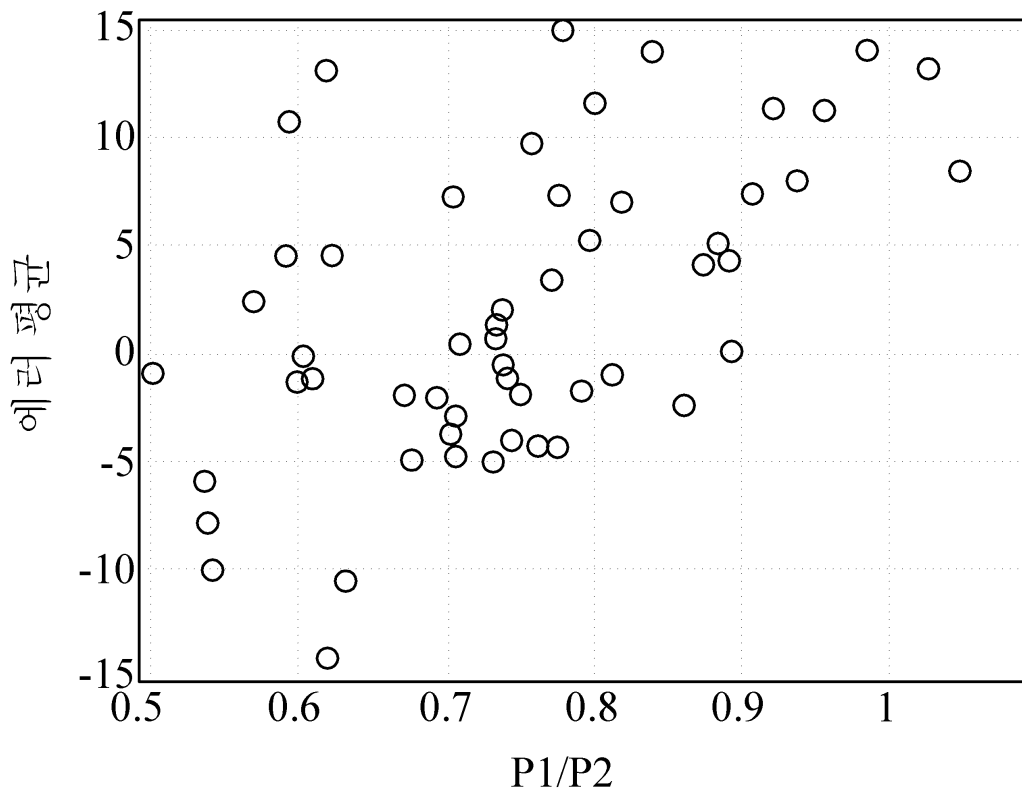
도면3d



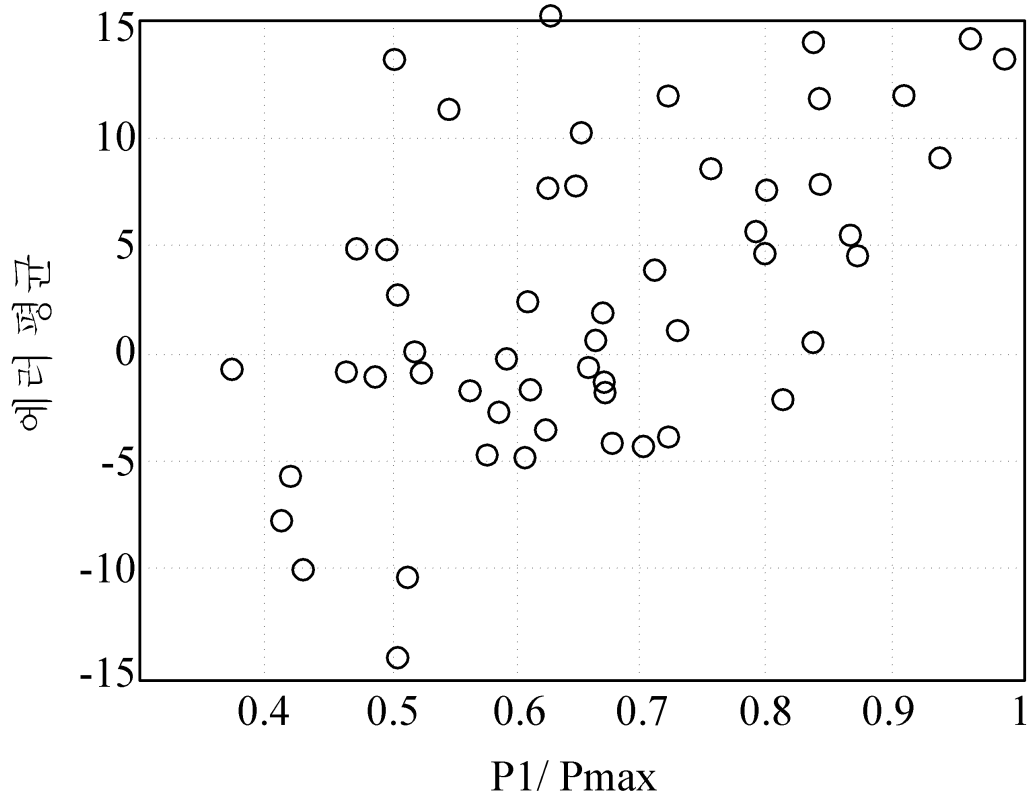
도면3e



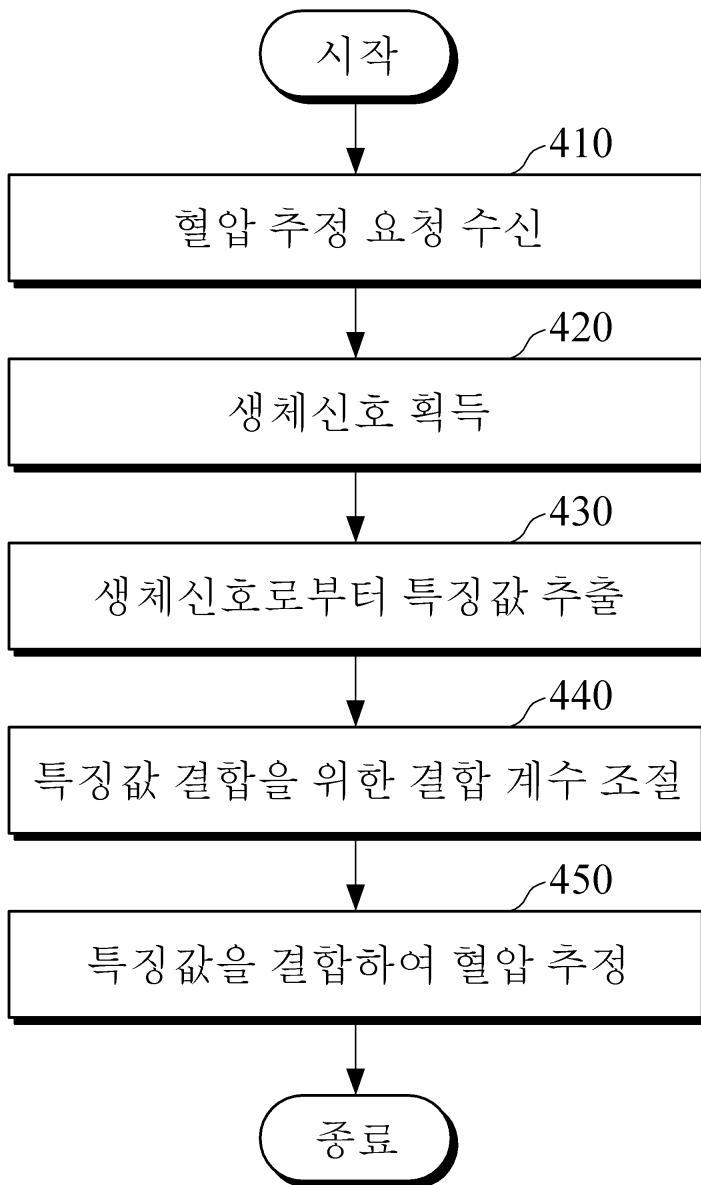
도면3f



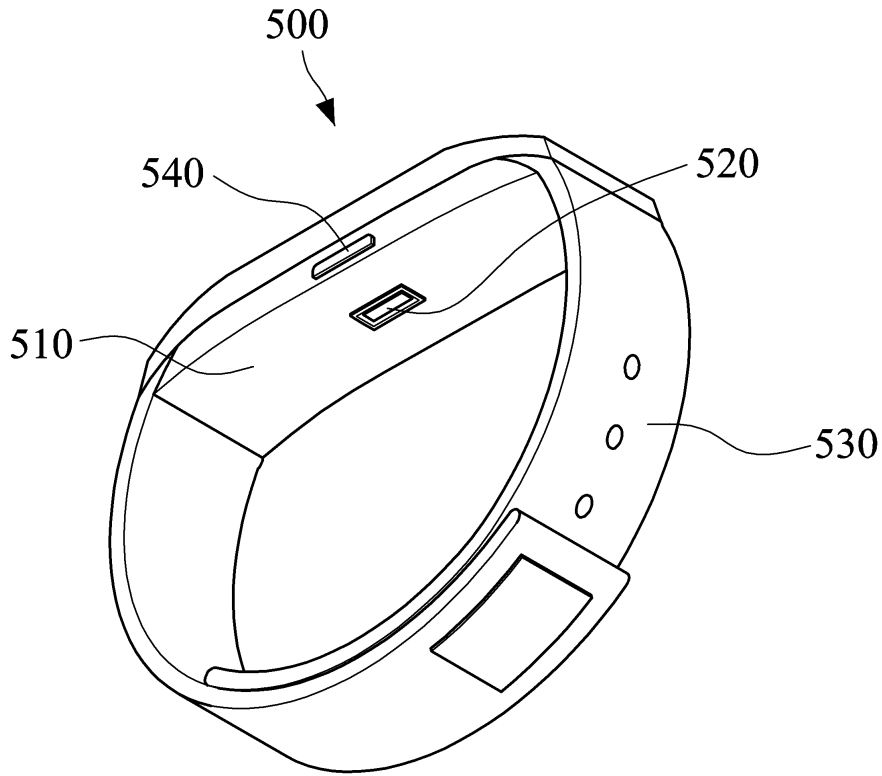
도면3g



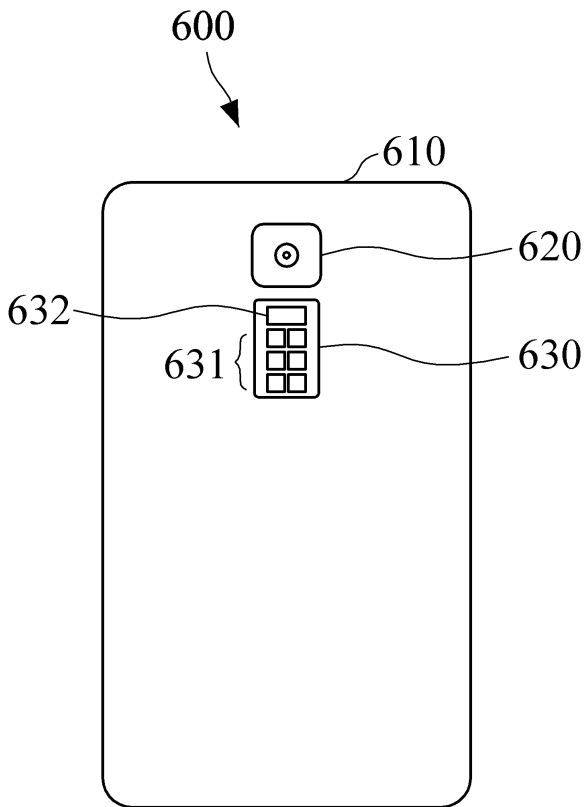
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	估计血压的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020200039197A</a>	公开(公告)日	2020-04-16
申请号	KR1020180118825	申请日	2018-10-05
[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 박창순		
发明人	권의근 박창순		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02007 A61B5/7235 A61B5/7275 A61B5/021 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/6802 A61B5/7455 A61B5/746 A61B5/0004 A61B5/024 A61B5/029 A61B5/681 A61B5/02116 A61B5/7278 A61B2560/0223		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种用于估计血压的设备。用于估计血压的设备可以包括：生物信号测量器，被配置为测量来自用户的生物信号；以及处理器，被配置为从生物信号中提取一个或多个特征值，基于与血管顺应性相关的参考值来调整用于组合一个或多个特征值的组合系数，并基于调整后的组合来估计血压系数，以及从生物信号中提取的一个或多个特征值。

