



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0040563
(43) 공개일자 2020년04월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02116 (2013.01)
A61B 5/0059 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0120640
(22) 출원일자 2018년10월10일
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

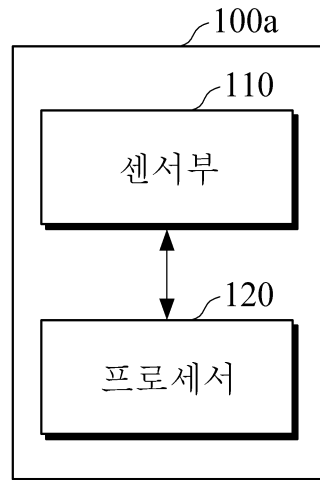
전체 청구항 수 : 총 28 항

(54) 발명의 명칭 **혈압 추정 장치 및 방법**

(57) 요약

혈압을 추정하는 장치를 개시한다. 일 실시예에 따르면 혈압 추정 장치는 생체신호를 측정하는 센서부 및 생체신호의 제1 구간의 면적과 제2 구간의 면적을 기초로 각각 제1 특징과 제2 특징을 획득하고, 제1 특징 및 제2 특징을 이용하여 각각 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류
A61B 5/742 (2013.01)

(72) 발명자

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 생체신호의 제1 구간의 면적 및 상기 제1 구간과 다른 제2 구간의 면적을 기초로 각각 제1 특징 및 제2 특징을 획득하고, 상기 제1 특징 및 제2 특징을 이용하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 제1 특징 및 제2 특징 각각에 혈압 추정 모델을 적용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정하는 혈압 추정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

생체신호 주기와, 제1 구간 및 제2 구간에 대한 시작 기준값 및 종료 기준값을 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정하는 혈압 추정 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제1 구간 및 제2 구간에 대한 시작 기준값 및 종료 기준값은

미리 설정된 값 및 생체신호의 형태를 기초로 적응적으로 변화되는 값 중의 적어도 하나를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 구간 및 제2 구간에 대하여, 시작시점부터 종료시점까지 각 시점의 진폭과 기저선의 진폭 간의 차이를 합하여, 제1 구간 및 제2 구간의 면적을 획득하는 혈압 추정 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 기저선의 진폭은

생체신호 측정 시작시점의 진폭, 생체신호 전체 구간의 최소 진폭 및, 시작시점과 종료시점을 연결한 직선상의 진폭 중의 적어도 하나를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

생체신호 측정 시작시간, 측정 종료시간, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간, 생체신호 중복절흔

(dicrotic notch) 위치의 시간, 상기 시간들에 소정 계수를 곱하여 산출된 시간, 상기 시간들에 가중치를 부여한 후 내분한 지점의 시간 중의 적어도 하나를 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정하는 혈압 추정 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호를 미분하고, 미분신호의 극소점 위치를 상기 펄스 파형 성분의 위치로 결정하는 혈압 추정 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 시간들에 부여되는 가중치는

상기 시간들에 대응하는 위치의 미분신호 세기 및 생체신호 진폭 중의 적어도 하나를 기초로 결정되는 혈압 추정 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 각각 제1 기준값 및 제2 기준값으로 정규화하여 상기 제1 특징 및 제2 특징을 획득하는 혈압 추정 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 프로세서는

제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 각각 제1 기준값 및 제2 기준값으로 나누거나, 제1 기준값 및 제2 기준값을 각각 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적으로 나누어 정규화하는 혈압 추정 장치.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 프로세서는

미리 정의된 값, 생체신호의 수축기 구간 또는 이완기 구간의 펄스 파형 성분 위치의 진폭, 상기 펄스 파형 성분이 둘 이상인 경우 각 성분 위치를 내분한 지점의 진폭 및, 상기 수축기 구간 또는 이완기 구간의 최대 진폭 중의 적어도 하나를 기초로 상기 제1 기준값 또는 제2 기준값을 설정하는 혈압 추정 장치.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호로부터 제3 특징을 더 획득하고,

상기 제1 특징 및 제3 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 상기 제2 특징 및 제3 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정하는 혈압 추정 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 생체신호로부터 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 제3 구간의 면적 중의 하나 또는 둘 이상을 조합하여 상기 제3 특징을 획득하는 혈압 추정 장치.

청구항 15

제1항에 있어서,
 상기 센서부는
 피검체에 광을 조사하는 광원; 및
 상기 피검체로부터 산란된 광을 검출하는 디텍터를 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 16

제1항에 있어서,
 상기 프로세서의 처리 결과를 출력하는 출력부를 더 포함하는 혈압 추정 장치.

청구항 17

생체신호를 측정하는 단계;
 상기 생체신호의 제1 구간의 면적과 상기 제1 구간과 다른 제2 구간의 면적을 획득하는 단계;
 상기 제1 구간의 면적과 제2 구간의 면적을 기초로 각각 제1 특징과 제2 특징을 획득하는 단계; 및
 상기 제1 특징 및 제2 특징을 이용하여 혈압을 추정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,
 상기 혈압을 추정하는 단계는
 상기 제1 특징 및 제2 특징 각각에 혈압 추정 모델을 적용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정하는 혈압 추정 방법.

청구항 19

제17항에 있어서,
 상기 면적을 획득하는 단계는
 상기 생체신호의 주기, 각 구간별 시작 기준값 및 종료 기준값을 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 20

제19항에 있어서,
 상기 각 구간별 시작 기준값 및 종료 기준값은
 미리 설정된 값 및 생체신호의 형태를 기초로 적응적으로 변화되는 값 중의 적어도 하나를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 21

제19항에 있어서,
 상기 면적을 획득하는 단계는
 제1 구간 및 제2 구간 각각에 대하여, 시작시점부터 종료시점까지 각 시점의 진폭과 기저선의 진폭 간의 차이를 합하여, 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 획득하는 혈압 추정 방법.

청구항 22

제21항에 있어서,

상기 기저선의 진폭은

생체신호 측정 시작시점의 진폭, 생체신호 전체 구간의 최소 진폭 및, 시작시점과 종료시점을 연결한 직선상의 진폭 중의 적어도 하나를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 23

제17항에 있어서,

상기 면적을 획득하는 단계는

생체신호 측정 시작시간, 측정 종료시간, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간, 생체신호 중복절흔 (dicrotic notch) 위치의 시간, 상기 시간들에 소정 계수를 곱하여 산출된 시간, 상기 시간들에 가중치를 부여한 후 내분한 지점의 시간 중의 적어도 하나를 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 24

제17항에 있어서,

상기 제1 특징 및 제2 특징을 획득하는 단계는

상기 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 각각 제1 기준값 및 제2 기준값으로 정규화하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 25

제24항에 있어서,

상기 제1 특징 및 제2 특징을 획득하는 단계는

미리 정의된 값, 생체신호의 수축기 구간 또는 이완기 구간의 펄스 파형 성분 위치의 진폭, 상기 펄스 파형 성분이 둘 이상인 경우 각 성분 위치를 내분한 지점의 진폭 및, 상기 수축기 구간 또는 이완기 구간의 최대 진폭 중의 적어도 하나를 기초로 제1 기준값 및 제2 기준값을 설정하는 단계를 더 포함하는 혈압 추정 방법.

청구항 26

제17항에 있어서,

상기 생체신호로부터 제3 특징을 획득하는 단계를 더 포함하고,

상기 혈압을 추정하는 단계는

상기 제1 특징 및 제3 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 상기 제2 특징 및 제3 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정하는 혈압 추정 방법.

청구항 27

제26항에 있어서,

상기 제3 특징을 획득하는 단계는

상기 생체신호로부터 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 제3 구간의 면적 중의 하나 또는 둘 이상을 조합하여 제3 특징을 획득하는 혈압 추정 방법.

청구항 28

제17항에 있어서,

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

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] 생체신호 파형 분석을 통한 혈압 추정 장치 및 방법이 제시된다.

과제의 해결 수단

[0005] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 장치는 생체신호를 측정하는 센서부 및, 생체신호의 제1 구간의 면적 및 제1 구간과 다른 제2 구간의 면적을 기초로 각각 제1 특징 및 제2 특징을 획득하고, 제1 특징 및 제2 특징을 이용하여 혈압을 추정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0006] 프로세서는 제1 특징 및 제2 특징 각각에 혈압 추정 모델을 적용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다.

[0007] 프로세서는 생체신호 주기와, 제1 구간 및 제2 구간에 대한 시작 기준값 및 종료 기준값을 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정할 수 있다.

[0008] 이때, 제1 구간 및 제2 구간에 대한 시작 기준값 및 종료 기준값은 미리 설정된 값 및 생체신호의 형태를 기초로 적응적으로 변화되는 값 중의 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0009] 프로세서는 제1 구간 및 제2 구간에 대하여, 시작시점부터 종료시점까지 각 시점의 진폭과 기저선의 진폭 간의 차이를 합하여, 제1 구간 및 제2 구간의 면적을 획득할 수 있다.

[0010] 이때, 기저선의 진폭은 생체신호 측정 시작시점의 진폭, 생체신호 전체 구간의 최소 진폭 및, 시작시점과 종료시점을 연결한 직선상의 진폭 중의 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0011] 프로세서는 생체신호 측정 시작시간, 측정 종료시간, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간, 생체신호 중복절흔(dicrotic notch) 위치의 시간, 상기 시간들에 소정 계수를 곱하여 산출된 시간, 상기 시간들에 가중치를 부여한 후 내분한 지점의 시간 중의 적어도 하나를 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정할 수 있다.

[0012] 프로세서는 생체신호를 미분하고, 미분신호의 극소점 위치를 펄스 파형 성분의 위치로 결정할 수 있다.

[0013] 시간들에 부여되는 가중치는 시간들에 대응하는 위치의 미분신호 세기 및 생체신호 진폭 중의 적어도 하나를 기

초로 결정될 수 있다.

- [0014] 프로세서는 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 각각 제1 기준값 및 제2 기준값으로 정규화하여 제1 특징 및 제2 특징을 획득할 수 있다.
- [0015] 프로세서는 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 각각 제1 기준값 및 제2 기준값으로 나누거나, 제1 기준값 및 제2 기준값을 각각 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적으로 나누어 정규화할 수 있다.
- [0016] 프로세서는 미리 정의된 값, 생체신호의 수축기 구간 또는 이완기 구간의 펄스 파형 성분 위치의 진폭, 상기 펄스 파형 성분이 둘 이상인 경우 각 성분 위치를 내분한 지점의 진폭 및, 상기 수축기 구간 또는 이완기 구간의 최대 진폭 중의 적어도 하나를 기초로 상기 제1 기준값 또는 제2 기준값을 설정할 수 있다.
- [0017] 프로세서는 생체신호로부터 제3 특징을 더 획득하고, 제1 특징 및 제3 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 제2 특징 및 제3 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다.
- [0018] 프로세서는 생체신호로부터 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 제3 구간의 면적 중의 하나 또는 둘 이상을 조합하여 제3 특징을 획득할 수 있다.
- [0019] 센서부는 피검체에 광을 조사하는 광원 및 피검체로부터 산란된 광을 검출하는 디텍터를 포함할 수 있다.
- [0020] 또한, 혈압 추정 장치는 프로세서의 처리 결과를 출력하는 출력부를 더 포함할 수 있다.
- [0021] 일 양상에 따르면, 혈압 추정 방법은 생체신호를 측정하는 단계, 생체신호의 제1 구간의 면적과 제1 구간과 다른 제2 구간의 면적을 획득하는 단계, 제1 구간의 면적과 제2 구간의 면적을 기초로 각각 제1 특징과 제2 특징을 획득하는 단계 및 제1 특징 및 제2 특징을 이용하여 혈압을 추정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 혈압을 추정하는 단계는 제1 특징 및 제2 특징 각각에 혈압 추정 모델을 적용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다.
- [0023] 면적을 획득하는 단계는 생체신호의 주기, 제1 구간 및 제2 구간에 대한 시작 기준값 및 종료 기준값을 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0024] 제1 구간 및 제2 구간에 대한 시작 기준값 및 종료 기준값은 미리 설정된 값 및 생체신호의 형태를 기초로 적층적으로 변화되는 값 중의 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0025] 면적을 획득하는 단계는 제1 구간 및 제2 구간 각각에 대하여, 시작시점부터 종료시점까지 각 시점의 진폭과 기저선의 진폭 간의 차이를 합하여, 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 획득할 수 있다.
- [0026] 기저선의 진폭은 생체신호 측정 시작시점의 진폭, 생체신호 전체 구간의 최소 진폭 및, 시작시점과 종료시점을 연결한 직선상의 진폭 중의 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0027] 면적을 획득하는 단계는 생체신호 측정 시작시간, 측정 종료시간, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간, 생체신호 중복절흔(dicrotic notch) 위치의 시간, 상기 시간들에 소정 계수를 곱하여 산출된 시간, 상기 시간들에 가중치를 부여한 후 내분한 지점의 시간 중의 적어도 하나를 기초로 제1 구간 및 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0028] 제1 특징 및 제2 특징을 획득하는 단계는 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 각각 제1 기준값 및 제2 기준값으로 정규화하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0029] 제1 특징 및 제2 특징을 획득하는 단계는 미리 정의된 값, 생체신호의 수축기 구간 또는 이완기 구간의 펄스 파형 성분 위치의 진폭, 상기 펄스 파형 성분이 둘 이상인 경우 각 성분 위치를 내분한 지점의 진폭 및, 수축기 구간 또는 이완기 구간의 최대 진폭 중의 적어도 하나를 기초로 제1 기준값 및 제2 기준값을 설정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0030] 또한, 혈압 추정 방법은 생체신호로부터 제3 특징을 획득하는 단계를 더 포함하고, 혈압을 추정하는 단계는 제1 특징 및 제3 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고, 제2 특징 및 제3 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다.
- [0031] 제3 특징을 획득하는 단계는 생체신호로부터 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 제3 구간의 면적 중의 하나 또

는 둘 이상을 조합하여 제3 특징을 획득할 수 있다.

[0032] 또한, 혈압 추정 방법은 혈압 추정 결과를 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0033] 생체신호 파형 분석을 통하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정함으로써 혈압 추정의 정확성을 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0034] 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 수축기 혈압 및 이완기 혈압 추정을 위한 특징 추출을 설명하기 위한 도면이다.

도 4 및 도 5는 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

[0035] 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.

[0036] 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.

[0037] 이하, 혈압 추정 장치 및 방법의 실시예들을 도면들을 참고하여 자세히 설명하도록 한다.

[0038] 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.

[0039] 도 1a 및 도 1b를 참조하면, 혈압 추정 장치(100a, 100b)는 센서부(110) 및 프로세서(120)를 포함한다.

[0040] 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.

[0041] 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.

- [0042] 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.
- [0043] 프로세서(120)는 센서부(110)로부터 수신된 생체신호를 기초로 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서(120)는 생체신호의 파형을 분석하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 생체신호 파형의 면적을 기초로 수축기 혈압 추정을 위한 제1 특징과 이완기 혈압 추정을 위한 제2 특징을 획득하고, 제1 특징을 이용하여 수축기 혈압을 추정하며 제2 특징을 이용하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다.
- [0044] 도 1b를 참조하면, 혈압 추정 장치(100b)는 출력부(130), 저장부(140) 및 통신부(150)를 더 포함할 수 있다.
- [0045] 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.
- [0046] 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 및 혈압 추정 주기 등의 정보를 포함할 수 있다. 또한, 기준 정보는 후술하는 바와 같이 면적 계산을 위한 구간 설정 방법, 각 구간의 시작 기준값, 종료 기준값, 면적 계산을 위한 기저선, 정규화를 위한 제1 기준값 및 제2 기준값 등의 정보를 포함할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0047] 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.
- [0048] 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.
- [0049] 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.
- [0050] 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.
- [0051] 도 3a는 측정된 맥파신호(40)가 5개의 펄스 파형들(31,32,33,34,35)의 중첩으로 구성된 것을 도시하고 있다. 일반적으로 맥파신호는 도시된 바와 같이 심장에서 출발하여 신체 말단부로 향하는 진행파(propagation wave)와 말단부에서 다시 되돌아오는 반사파(reflection wave)의 중첩으로 구성될 수 있다. 맥파신호(30)에서 각 펄스 파형 성분(31,32,33,34,35) 위치의 시간(time) 및 진폭(amplitude) 정보 등을 적절히 조합하면 혈압과 상관도가 높은 특징을 추출할 수 있다. 일반적으로 혈압을 추정하기 위해 세 번째까지의 펄스 파형들이 주로 사용된다. 그 이후의 펄스 파형들은 사람에 따라 관측되지 않는 경우도 있고, 노이즈 때문에 찾아내기 어렵거나 혈압 추정과의 상관도도 낮은 경우가 보통이다.
- [0052] 맥파신호의 각 펄스 파형 성분(31,32,33,34,35) 중에서 첫 번째 펄스 파형 성분(31)과 두 번째 펄스 파형 성분

(32)은 보통 수축기 구간에 존재하여, 세 번째 펄스 파형 성분(33) 이후의 펄스 파형 성분(34,35)들은 이완기 구간에 존재한다. 여기서, 수축기 구간과 이완기 구간은 두 번째 펄스 파형 성분(32)과 세 번째 펄스 파형 성분(33) 사이에 나타나는 아래로 오목한 중복 절흔(DN) 지점을 기준으로 나눌 수 있다. 즉, 생체신호의 최초 시작 시점부터 중복 절흔(DN) 지점까지를 수축기 구간, 그 이후를 이완기 구간으로 정의할 수 있다.

[0053] 도 2a를 참조하면, 프로세서(200a)는 면적 획득부(210), 특징 획득부(220) 및 혈압 추정부(230)를 포함할 수 있다.

[0054] 면적 획득부(210)는 제1 면적 획득부(211)와 제2 면적 획득부(212)를 포함할 수 있다. 제1 면적 획득부(211)는 수축기 혈압 추정을 위해 생체신호 파형의 제1 구간의 면적을 획득할 수 있다. 예를 들어, 아래의 수학적 식 1을 통해 제1 구간의 면적을 획득할 수 있다.

수학적 식 1

$$A_{sys} = \sum_{t=T_{sys_1}}^{t=T_{sys_2}} (P(t) - P_{base})$$

[0055]

[0056] 여기서, A_{sys} 는 수축기 혈압 추정을 위한 제1 구간의 면적을 의미한다. T_{sys_1} 및 T_{sys_2} 는 제1 구간의 시작 시점과 종료시점을 의미한다. $P(t)$ 는 시점(t)에서의 진폭을 의미하고, P_{base} 는 기저선(baseline)의 진폭을 의미한다. 이때, 기저선의 진폭은 생체신호의 최초 시작시점의 진폭값 또는 생체신호의 전체 구간에서의 진폭의 최소값일 수 있다. 또는 시작시점과 종료시점을 연결한 직선상의 진폭값 예컨대, 시점(t)에 대하여 그 직선 상에서 시점(t)에 대응하는 진폭값일 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니다.

[0057] 제1 면적 획득부(211)는 생체신호를 분석하여 제1 구간의 시작시점과 종료시점을 결정할 수 있다. 일 예로, 아래의 수학적 식 2와 같이 생체신호 주기에 기준 시작값을 곱하여 제1 구간의 시작시점을 구하고, 생체신호 주기에 기준 종료값을 곱하여 제1 구간의 종료시점을 구할 수 있다. 도 3b는 수학적 식 2와 같은 방식으로 PPG 생체신호의 제1 구간의 시작시점과 종료시점을 구하고, 그 시작시점에서 종료시점까지의 면적(A_{sys})을 구한 것을 도시한 것이다.

수학적 식 2

$$T_{sys_1} = \tau_{sys_1} \times T_{period}$$

$$T_{sys_2} = \tau_{sys_2} \times T_{period}$$

[0058]

[0059] 여기서, τ_{sys_1} 및 τ_{sys_2} 는 각각 제1 구간의 시작 기준값 및 종료 기준값을 의미한다. T_{period} 는 생체신호의 주기를 나타낸다.

[0060] 시작 기준값 및 종료 기준값은 전처리 과정을 통해 미리 결정된 값일 수 있다. 예컨대, 수축기 혈압 추정을 위하여 제1 구간은 생체신호 전체 구간의 대부분을 포함할 수 있도록, 시작 기준값은 0~0.3 범위에서 선택될 수 있으며, 종료 기준값은 0.7~1.0 범위에서 선택될 수 있다. 이러한 수치는 이해의 편의를 위한 것일 뿐이므로 이에 제한되는 것은 아니다. 이때, 시작 기준값 및 종료 기준값은 사용자별로 또는, 연령, 성별, 건강 상태 등의 다양한 기준으로 분류된 그룹별로 미리 설정될 수 있다.

[0061] 또는, 시작 기준값 및 종료 기준값은 생체신호의 형태에 따라 적응적으로 변화하는 값일 수 있다. 즉, 제1 면적 획득부(211)는 생체신호가 측정되면 그 생체신호를 분석하여 시작 기준값 및 종료 기준값을 조정할 수 있다. 예컨대, 제1 면적 획득부(211)는 생체신호로부터 추출된 심박수가 임계치 대비 증가하거나 감소한 경우 또는, 생체신호가 기준 시점보다 급격한 형태로 변화하거나 완만한 형태로 변화한 것으로 판단하면, 시작 기준값 및 종료 기준값을 미리 정의된 조정 비율에 따라 증가 또는 감소시킬 수 있다. 이때, 조정 비율은 심박수가 임계치 대비 증가/감소한 정도 및/또는 생체신호가 기준 시점보다 변화한 정도 등을 기초로 정의될 수 있다.

[0062] 다른 예로, 제1 면적 획득부(211)는 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분과 관련된 시간을 이용하여 제1 구간의 시작시점 및 종료시점을 구할 수 있다. 이때, 제1 면적 획득부(211)는 생체신호를 2차 미분하고 미분신호의 극소점을 탐색하여 극소점 위치를 펄스 파형 성분의 위치로 결정할 수 있다.

[0063] 예컨대, 펄스 파형 성분과 관련된 시간은 펄스 파형 성분 위치의 시간, 중복절흔 위치의 시간, 이러한 시간들에 소정 계수를 곱하여 산출한 시간, 이러한 시간들에 가중치를 부여한 후 내분한 지점의 시간, 생체신호 한 주기의 시작시간, 종료시간, 이러한 시간들 중 적어도 일부를 선형 결합하여 산출한 시간 등을 포함할 수 있다. 이때, 시간들에 부여되는 가중치는 시간들에 대응하는 위치의 미분신호 세기 및/또는 생체신호 진폭을 이용하여 결정될 수 있다. 예컨대, 미분신호 세기/생체신호 진폭이 더 큰 시간이 더 높은 가중치를 갖도록 각 시간들에 대응한 미분신호 세기/생체신호 진폭을 각 시간들의 가중치로 설정할 수 있으며, 가중치를 부여한 후의 값들을 모두 더한 후 가중치의 합으로 나누어 내분점을 구할 수 있다. 다만 이러한 예시에 제한되는 것은 아니다.

[0064] 도 3d는 PPG 생체신호의 첫 번째 펄스 파형 성분 위치의 시간(T1)에 소정 계수(1/2)를 곱하여 산출한 값을 제1 구간의 시작시점으로 결정하고, 생체신호의 주기에 해당하는 시간을 제1 구간의 종료시점으로 결정하고, 제1 구간의 면적(Asys)을 구한 것을 예시하고 있다.

[0065] 제2 면적 획득부(211)는 이완기 혈압 추정을 위해 생체신호 파형의 제2 구간의 면적을 획득할 수 있다. 이때, 제2 구간은 제1 구간과 생체신호의 시간 축 상에서 서로 다른 범위의 구간일 수 있다. 예를 들어, 아래의 수학식 3 및 수학식 4를 통해 제2 구간의 면적을 획득할 수 있다. 도 3c는 수학식 4와 같은 방식으로 PPG 생체신호의 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 구하고, 그 시작시점에서 종료시점까지의 면적(Adia)을 구한 것을 도시한 것이다.

수학식 3

$$Adia = \sum_{t=T_dia_1}^{t=T_dia_2} (P(t) - P_{base})$$

[0066]

수학식 4

$$T_dia_1 = \tau_dia_1 \times T_period$$

$$T_dia_2 = \tau_dia_2 \times T_period$$

[0067]

[0068] 여기서, Adia는 이완기 혈압 추정을 위한 제2 구간의 면적을 의미한다. T_dia_1 및 T_dia_2는 제2 구간의 시작시점과 종료시점을 의미한다. P(t)는 시점(t)에서의 진폭을 의미하고, Pbase는 기저선(baseline)의 진폭을 의미한다. 이때, 기저선의 진폭은 생체신호의 최초 시작시점의 진폭값 또는 생체신호의 전체 구간에서의 진폭의 최소값일 수 있다. 또는 시작시점과 종료시점을 연결한 직선상의 진폭값 예컨대, 시점(t)에 대하여 그 직선상에서 시점(t)에 대응하는 진폭값일 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니다. τ_dia_1 및 τ_dia_2는 각각 제2 구간의 시작 기준값 및 종료 기준값을 의미한다. T_period는 생체신호의 주기를 나타낸다.

[0069] 제2 면적 획득부(212)는 전술한 제1 면적 획득부(211)와 마찬가지로 미리 설정된 고정된 값을 시작 기준값 및 종료 기준값으로 설정할 수 있다. 일 예로, 제2 면적 획득부(212)는 이완기 혈압 추정을 위해 이완기 구간이 주로 활용될 수 있도록, 생체신호 주기의 0.4배에서 0.9배까지의 구간을 제2 구간으로 설정할 수 있다. 예컨대, 시작 기준값을 0.5, 종료 기준값을 0.8로 설정할 수 있다. 다만, 이는 이해를 편의를 위한 것일 뿐 여기에 예시된 수치들에 제한되지 않는다. 다른 예로, 제2 면적 획득부(212)는 생체신호의 형태를 분석하여 시작 기준값 및 종료 기준값은 적응적으로 조정할 수 있다. 이와 관련된 자세한 설명은 제1 면적 획득부(211)를 통해 전술한 바 있으므로 이하 생략한다.

[0070] 또한, 제2 면적 획득부(212)는 수학식 4를 통해 시작시점과 종료시점을 구하는 대신 생체신호를 구성하는 펄스

파형 성분과 관련된 시간 값을 이용하여 제2 구간의 시작시점 및/또는 종료시점을 구할 수 있다. 이와 관련된 자세한 설명은 제1 면적 획득부(211)를 통해 진술한 바 있으므로 이하 생략한다. 도 3e는 PPG 생체신호의 중복 절흔 위치의 시간($T_{dicrotic}$)을 제2 구간의 시작시점으로, 생체신호의 주기에 해당하는 시간을 제2 구간의 종료시점으로 결정하고, 제2 구간의 면적(A_{dia})을 구한 것을 예시하고 있다.

- [0071] 특징 획득부(220)는 면적 획득부(210)에서 획득된 면적을 이용하여 혈압 추정을 위한 특징을 추출할 수 있다. 특징 획득부(220)는 도시된 바와 같이 제1 특징 획득부(221)와 제2 특징 획득부(222)를 포함할 수 있다.
- [0072] 제1 특징 획득부(221)는 제1 면적 획득부(211)에서 획득된 제1 구간의 면적을 기초로 수축기 혈압 추정을 위한 제1 특징을 획득할 수 있다. 일 예로, 제1 특징 획득부(221)는 제1 구간의 면적을 그대로 수축기 혈압 추정을 위한 제1 특징으로 획득할 수 있다. 다른 예로, 제1 특징 획득부(221)는 미리 설정된 제1 기준값을 이용하여 제1 구간의 면적을 정규화하고, 정규화된 값을 제1 특징으로 획득할 수 있다. 예컨대, 제1 구간의 면적을 제1 기준값으로 나누거나, 그 반대로 제1 기준값을 제1 구간의 면적으로 나누어 정규화할 수 있다. 이때, 제1 기준값은 수축기 구간에서 첫 번째 펄스 파형 성분의 위치에서의 생체신호 진폭, 두 번째 펄스 파형 성분 위치에서의 생체신호 진폭, 첫 번째 펄스 파형 성분 위치와 두 번째 펄스 파형 성분 위치를 내분한 지점에서의 생체신호 진폭, 또는 수축기 구간에서의 최대 진폭 등을 포함할 수 있다. 다만 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0073] 제2 특징 획득부(222)는 제2 면적 획득부(212)에서 획득된 제2 구간의 면적을 기초로 이완기 혈압 추정을 위한 제2 특징을 획득할 수 있다. 제1 특징 획득부(221)와 마찬가지로 제2 구간의 면적을 그대로 제2 특징으로 획득하거나, 제2 구간의 면적을 제2 기준값으로 정규화하여 제2 특징을 획득할 수 있다. 이때, 제2 기준값은 제1 기준값과 동일하거나 다를 수 있으며, 예컨대 이완기 구간의 펄스 파형 성분 즉, 세 번째 펄스 파형 성분 위치에서의 진폭, 네 번째 펄스 파형 성분 위치에서의 진폭, 세 번째 펄스 파형 성분 위치와 네 번째 펄스 파형 성분 위치를 내분한 지점의 진폭 또는 이완기 구간에서 최대 진폭 등을 포함할 수 있으나 이에 제한되지 않는다.
- [0074] 혈압 추정부(230)는 특징 획득부(220)에 의해 획득된 제1 특징 및 제2 특징을 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 혈압 추정부(230)는 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있으며, 이를 위해 수축기 혈압 추정부(231) 및 이완기 혈압 추정부(232)를 포함할 수 있다.
- [0075] 수축기 혈압 추정부(231)는 제1 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정할 수 있다. 예를 들어, 아래의 수학적 식 5와 같이 수축기 혈압 추정 모델을 적용하여 수축기 혈압을 추정할 수 있다

수학적 식 5

$$SBP = a_{sys} \times f_1 + b_{sys}$$

- [0076]
- [0077] 여기서, SBP는 수축기 혈압을 의미하고, a_{sys} 및 b_{sys} 는 수축기 혈압 추정을 위해 미리 설정된 계수이다. f_1 은 제1 특징을 의미한다.
- [0078] 이완기 혈압 추정부(232)는 제2 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다. 예를 들어, 아래의 수학적 식 6과 같이 이완기 혈압 추정 모델을 적용하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다

수학적 식 6

$$DBP = a_{dia} \times f_2 + b_{dia}$$

- [0079]
- [0080] 여기서, DBP는 이완기 혈압을 의미하고, a_{dia} 및 b_{dia} 는 이완기 혈압 추정을 위해 미리 설정된 계수이다. f_2 는 제2 특징을 의미한다. 이때, 수축기 혈압 추정을 위한 계수와 이완기 혈압 추정을 위한 계수는 동일하거나 서로 다른 값일 수 있다.
- [0081] 도 2b를 참조하면, 프로세서(200b)는 면적 획득부(210), 특징 획득부(220) 및 혈압 추정부(230)를 포함할 수 있다. 본 실시예에 따르면, 특징 획득부(220)는 도시된 바와 같이 제3 특징 획득부(223)를 더 포함할 수 있다. 도 2a에서 설명한 바 있는 동일한 구성들에 대한 설명은 생략하기로 한다.

[0082] 제3 특징 획득부(223)는 생체신호로부터 수축기 혈압 및 이완기 혈압 추정을 위해 공통적으로 적용할 수 있는 추가적인 제3 특징을 획득할 수 있다. 예를 들어, 제3 특징 획득부(223)는 생체신호로부터 파형의 형태, 최대점의 시간 및 진폭, 최소점의 시간 및 진폭, 상기 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치의 시간 및 진폭, 상기 생체신호의 제3 구간의 면적 중의 하나 또는 둘 이상을 조합하여 제3 특징을 획득할 수 있다. 다만, 이에 제한되는 것은 아니며 제1 특징과 제2 특징을 곱하는 경우와 같이 제1 특징과 제2 특징을 조합하여 제3 특징을 획득할 수도 있다. 이때, 덧셈, 뺄셈, 나눗셈, 곱셈, 로그값 및 이들의 조합과 같이 다양한 방식으로 조합할 수 있으며 특별히 어느 하나로 한정되지 않는다.

[0083] 아래의 수학식 7은 첫 번째, 두 번째 및 세 번째 펄스 파형 성분 위치에서의 생체신호 진폭(P1,P2,P3)을 조합하여 제3 특징을 획득하는 것을 예시하고 있다.

수학식 7

$$f_3 = \frac{P1+P2}{P3}$$

[0084]

[0085] 수축기 혈압 추정부(231)는 제1 특징 획득부(221)에 의해 획득된 제1 특징과 제3 특징 획득부(223)에 의해 획득된 제3 특징을 결합하고, 아래의 수학식 8과 같은 혈압 추정 모델을 적용하여 수축기 혈압을 추정할 수 있다.

수학식 8

$$SBP = a_{sys} \times (w_1 f_1 + w_3 f_3) + b_{sys}$$

[0086]

[0087] 여기서, SBP는 수축기 혈압을 의미하고, a_{sys} 및 b_{sys} 는 수축기 혈압 추정을 위해 미리 설정된 계수이다. 또한, f_1 및 f_3 는 제1 특징 및 제3 특징을 의미한다. w_1 및 w_3 는 제1 특징 및 제3 특징에 부여되는 가중치를 의미한다. 가중치는 필요에 따라 부여되지 않을 수 있고, 어느 하나의 특징에만 부여될 수도 있다.

[0088] 이완기 혈압 추정부(232)는 제2 특징 획득부(222)에 의해 획득된 제2 특징과 제3 특징 획득부(223)에 의해 획득된 제3 특징을 결합하고, 아래의 수학식 9와 같은 혈압 추정 모델을 적용하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다.

수학식 9

$$DBP = a_{dia} \times (w_2 f_2 + w_3 f_3) + b_{dia}$$

[0089]

[0090] 여기서, DBP는 수축기 혈압을 의미하고, a_{dia} 및 b_{dia} 는 이완기 혈압 추정을 위해 미리 설정된 계수이다. 또한, f_2 및 f_3 는 제2 특징 및 제3 특징을 의미한다. w_2 및 w_3 는 제2 특징 및 제3 특징에 부여되는 가중치를 의미한다. 가중치는 필요에 따라 부여되지 않을 수 있고, 어느 하나의 특징에만 부여될 수도 있다.

[0091] 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.

[0092] 먼저, 혈압 추정 장치는 혈압 추정 요청을 수신할 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.

- [0093] 그 다음, 생체신호를 측정할 수 있다(420). 혈압 추정 장치는 센서를 제어하여 피검체로부터 맥파신호를 포함하는 생체신호를 측정할 수 있다.
- [0094] 그 다음, 생체신호를 분석하여 제1 구간의 면적 및 제2 구간의 면적을 획득할 수 있다(431,432). 이때, 수축기 혈압을 추정하기 위한 제1 구간과 이완기 혈압을 추정하기 위한 제2 구간은 생체신호 시간 축 상의 서로 다른 범위의 구간일 수 있다. 예를 들어, 각 구간에 대하여 시작시점부터 종료시점까지 각 시점의 진폭과 기저선의 진폭 간의 차이를 모두 합하여 각 구간의 면적을 획득할 수 있다. 이때, 각 구간에 대하여 미리 정의된 시작 기준값과 종료 기준값, 생체신호 주기 등을 이용하여 각 구간의 시작시점과 종료시점을 결정할 수 있다. 한편, 생체신호 형태를 분석하여 시작 기준값과 종료 기준값을 적응적으로 조정할 수 있다. 또는 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분들과 관련된 시간을 이용하여 각 구간의 시작시점 및 종료시점을 결정할 수도 있다.
- [0095] 그 다음, 제1 구간의 면적을 기초로 제1 특징을 획득하고(441), 제2 구간의 면적을 기초로 제2 특징을 획득할 수 있다(442). 예를 들어, 제1 구간의 면적을 제1 기준값을 정규화하여 제1 특징을 획득할 수 있으며, 제2 구간의 면적을 제2 기준값으로 정규화하여 제2 특징을 획득할 수 있다. 이때, 제1 기준값 및 제2 기준값은 서로 다른 값일 수 있으며, 펄스 파형 성분 위치 또는 펄스 파형 성분 위치들의 내분점에서의 생체신호 진폭 등을 조합하여 결정될 수 있다.
- [0096] 그 다음, 제1 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고(451), 제2 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다(452). 전술한 바와 같이 각 특징을 혈압 추정 모델에 입력하여 혈압을 추정할 수 있다. 이때, 혈압 추정 모델은 수축기 혈압 및 이완기 혈압에 따라 서로 다르게 정의될 수 있다.
- [0097] 그 다음, 혈압 추정 결과를 출력할 수 있다(460). 예를 들어, 혈압 추정 결과를 디스플레이 등의 시각적인 출력 수단을 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.
- [0098] 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.
- [0099] 먼저, 혈압 추정 장치는 혈압 추정 요청을 수신하면(510), 생체신호를 측정할 수 있다(520).
- [0100] 그 다음, 생체신호를 분석하여 수축기 혈압을 추정하기 위한 제1 구간의 면적과 이완기 혈압을 추정하기 위한 제2 구간의 면적을 획득할 수 있다(531,532).
- [0101] 그 다음, 제1 구간의 면적을 기초로 제1 특징을 획득하고(541), 제2 구간의 면적을 기초로 제2 특징을 획득할 수 있다(542). 또한, 생체신호를 분석하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압 추정에 공통적으로 적용될 수 있는 제3 특징을 획득할 수 있다(543). 이때, 제3 특징은 제1 특징과 제2 특징의 결합, 생체신호를 구성하는 펄스 파형 성분 위치에서의 시간이나 진폭 등의 조합을 통해 획득될 수 있다.
- [0102] 그 다음, 제1 특징 및 제3 특징을 기초로 수축기 혈압을 추정하고(551), 제2 특징 및 제3 특징을 기초로 이완기 혈압을 추정할 수 있다(552). 이때, 미리 정의된 혈압 추정 모델을 적용할 수 있으며, 혈압 추정 모델은 수축기 혈압 및 이완기 혈압에 따라 서로 다르게 정의될 수 있다.
- [0103] 그 다음, 혈압 추정 결과를 시각적/비시각적인 다양한 수단과 방법을 통해 사용자에게 출력할 수 있다(460).
- [0104] 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.
- [0105] 도 6a 내지 도 6b를 참조하면, 웨어러블 기기(600)는 기기 본체(610)와 스트랩(620)을 포함할 수 있다.
- [0106] 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.
- [0107] 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.

- [0108] 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.
- [0109] 본체(610) 내부에 프로세서가 실장될 수 있으며, 프로세서(610)는 웨어러블 기기(600)에 장착된 각종 구성들과 전기적으로 연결되어 각종 구성들을 제어할 수 있다. 또한, 프로세서는 센서부(620)에 의해 측정된 생체신호를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다. 프로세서는 전술한 바와 같이 생체신호로부터 수축기 혈압 추정을 위한 면적과 이완기 혈압 추정을 위한 면적을 획득하고, 각 면적을 기초로 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다.
- [0110] 프로세서는 접촉압력 센서가 탑재된 경우 손목과 센서부(620) 사이의 접촉압력을 기초로 피검체의 접촉태를 모니터링하고, 표시부를 통해 사용자에게 접촉 위치 및/또는 접촉 상태를 가이드할 수 있다.
- [0111] 또한, 본체(610) 내부에는 프로세서의 처리 결과 및 각종 정보를 저장하는 저장부가 장착될 수 있다. 이때, 각종 정보는 혈압 추정을 위한 기준 정보 이외에 웨어러블 기기(600)의 기능과 관련된 다양한 정보를 포함할 수 있다.
- [0112] 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.
- [0113] 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.
- [0114] 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.
- [0115] 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, 측정일자, 그 시점의 건강 상태 등의 정보를 출력할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0116] 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.
- [0117] 도 7은 혈압 추정 장치의 실시예들이 적용된 스마트 기기를 도시한 것이다. 이때, 스마트 디바이스는 스마트폰 및 태블릿 PC등을 포함할 수 있다.
- [0118] 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.
- [0119] 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.
- [0120] 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, 프로세서

는 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.

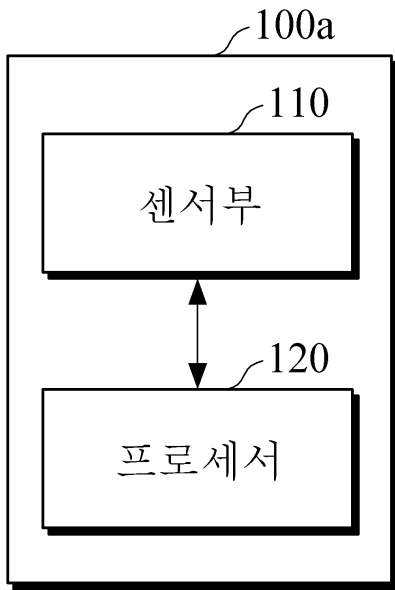
- [0121] 프로세서는 센서부(730)에 의해 측정된 생체신호를 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 독립적으로 추정할 수 있다. 앞에서 자세히 설명한 바와 같이 생체신호로부터 수축기 혈압 및 이완기 혈압 추정을 위한 각각의 면적 관련 특징을 획득하고, 획득된 각 면적 관련 특징을 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 추정할 수 있다. 그 밖의 다양한 기능을 수행하기 위한 각종 모듈이 스마트 기기(700)에 탑재될 수 있으며 자세한 설명은 생략한다.
- [0122] 한편, 본 실시 예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 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.
- [0123] 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.
- [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

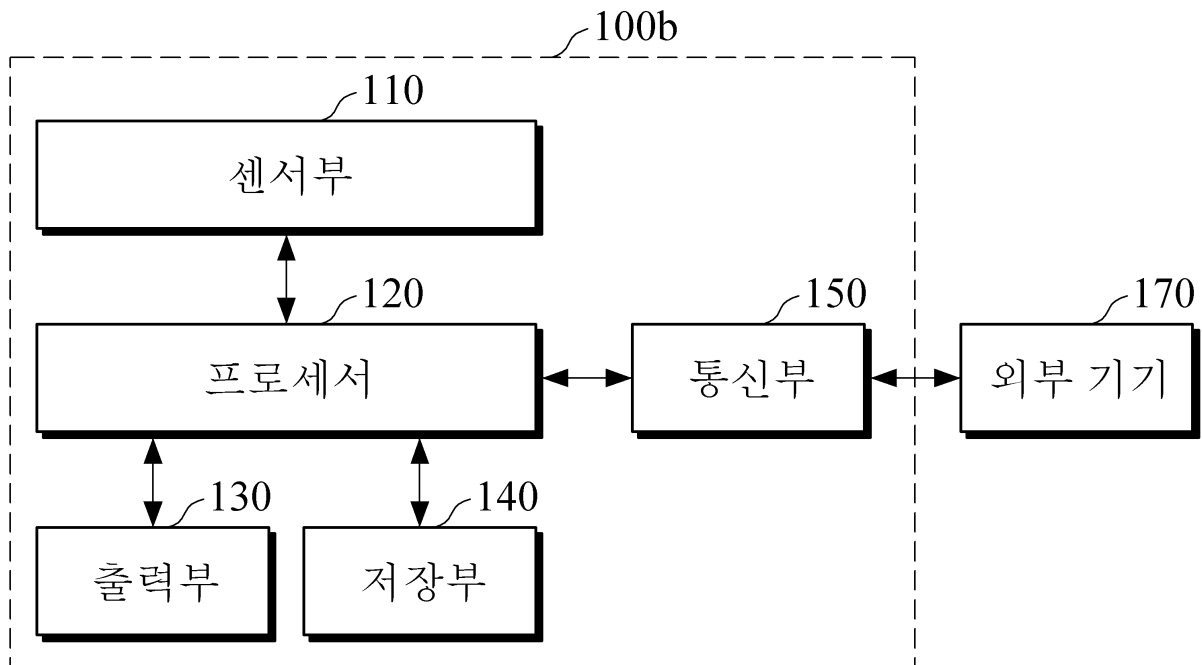
- [0125] 100a, 100b: 혈압 추정 장치 110: 센서부
- 120: 프로세서 130: 출력부
- 140: 저장부 150: 통신부
- 200a, 200b: 프로세서 210: 면적 획득부
- 211: 제1 면적 획득부 212: 제2 면적 획득부
- 220: 특징 획득부 221: 제1 특징 획득부
- 222: 제2 특징 획득부 223: 제3 특징 획득부
- 230: 혈압 추정부 231: 수축기 혈압 추정부
- 232: 이완기 혈압 추정부 600: 웨어러블 기기
- 610: 본체 614: 표시부
- 620: 센서부 630: 스트랩
- 640: 조작부 700: 스마트 기기
- 710: 본체 720: 이미지 센서
- 730: 센서부 731: 광원
- 732: 디텍터

도면

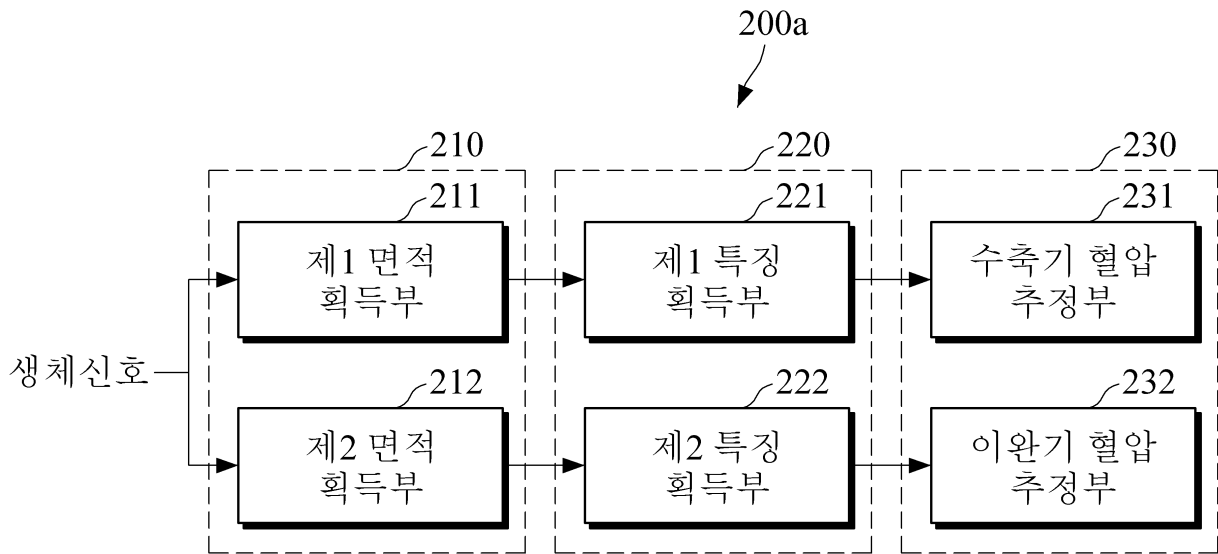
도면1a



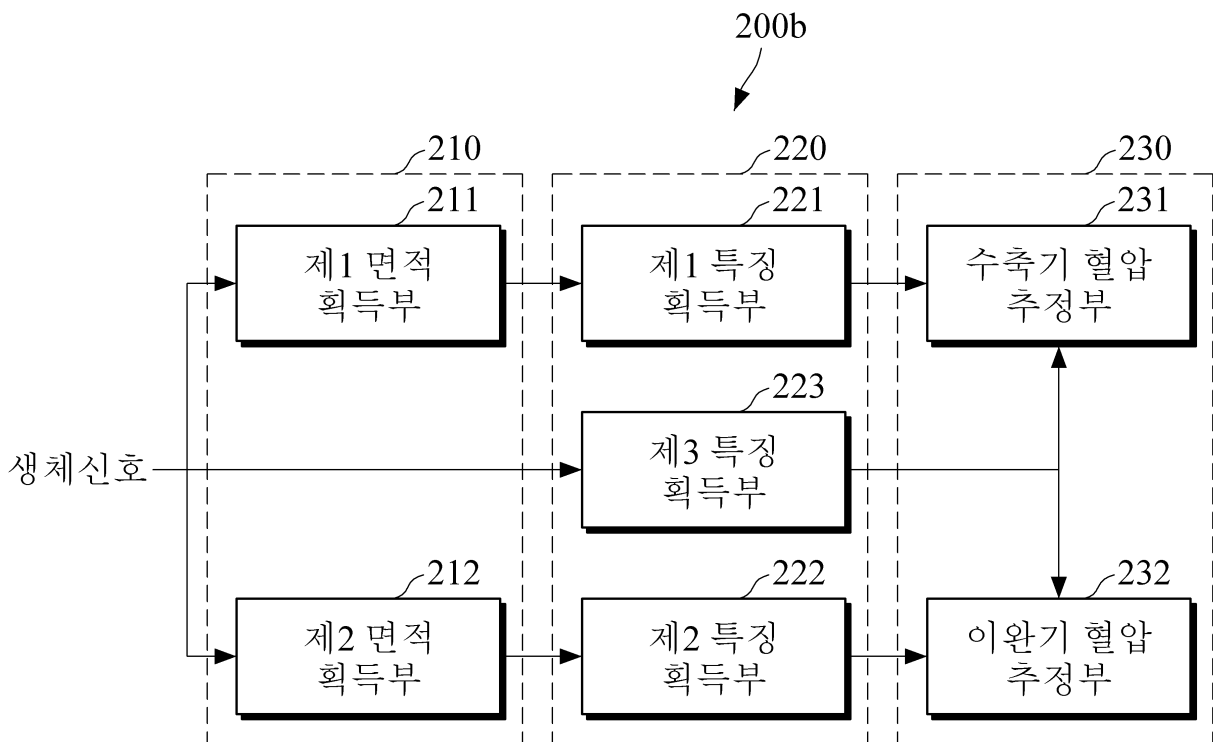
도면1b



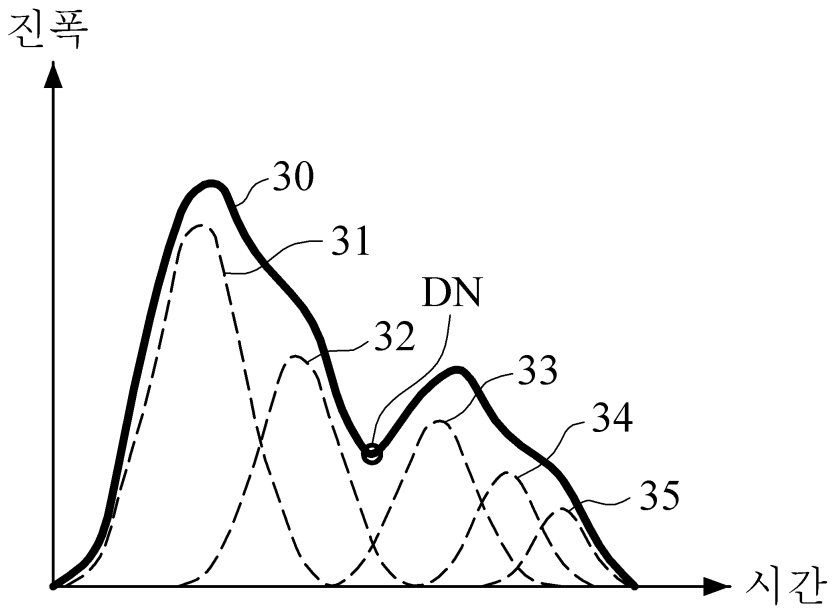
도면2a



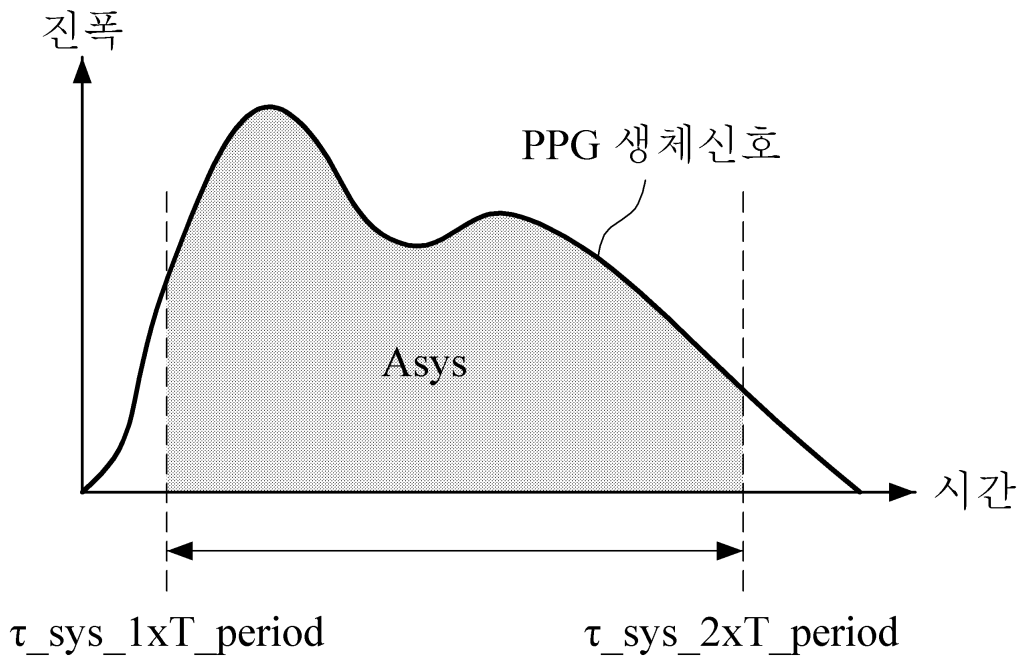
도면2b



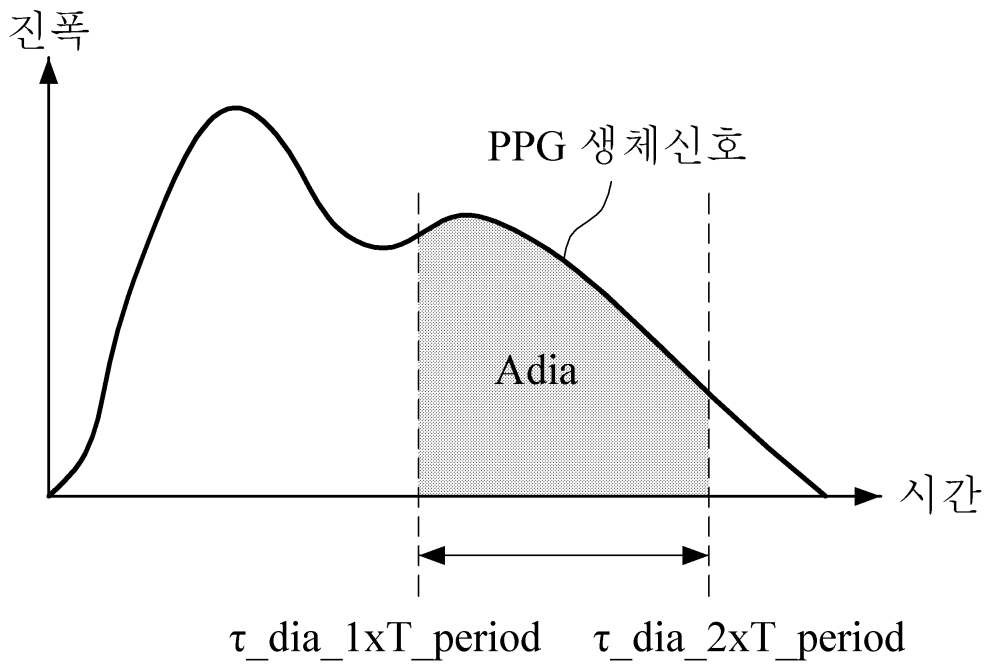
도면3a



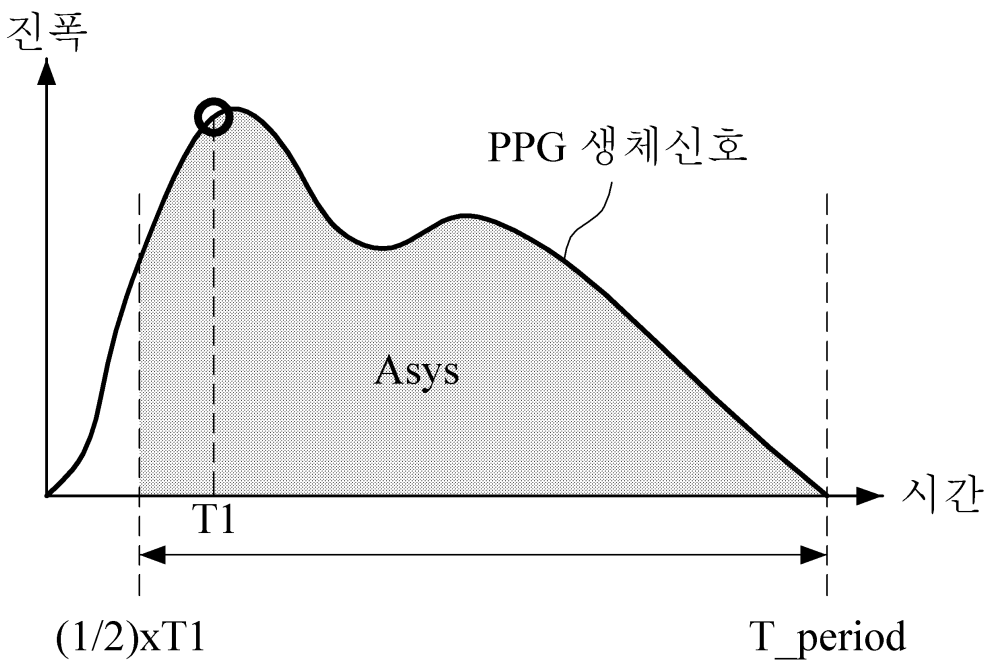
도면3b



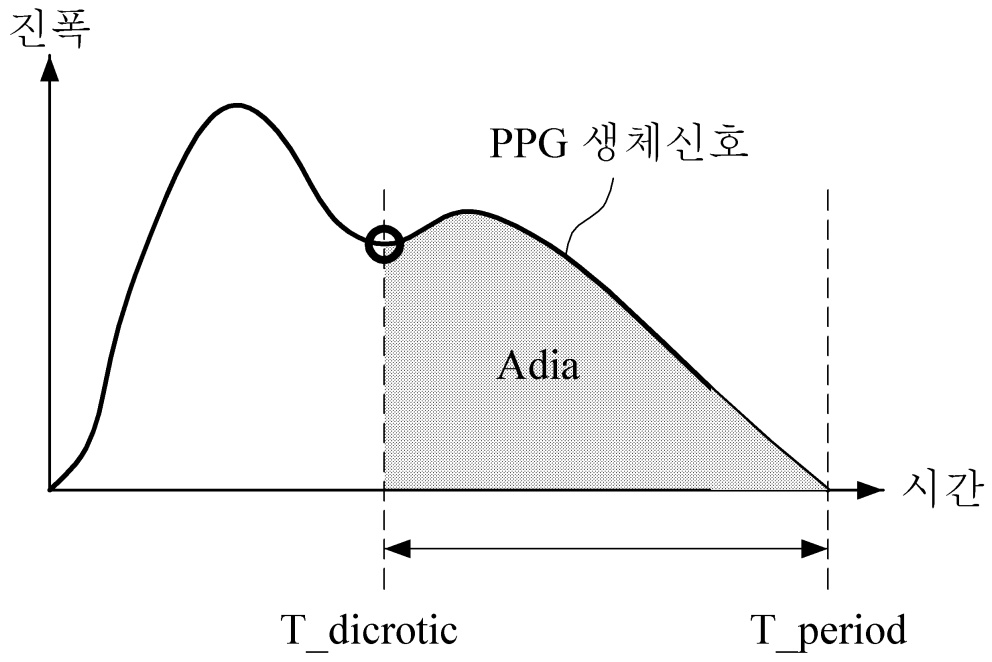
도면3c



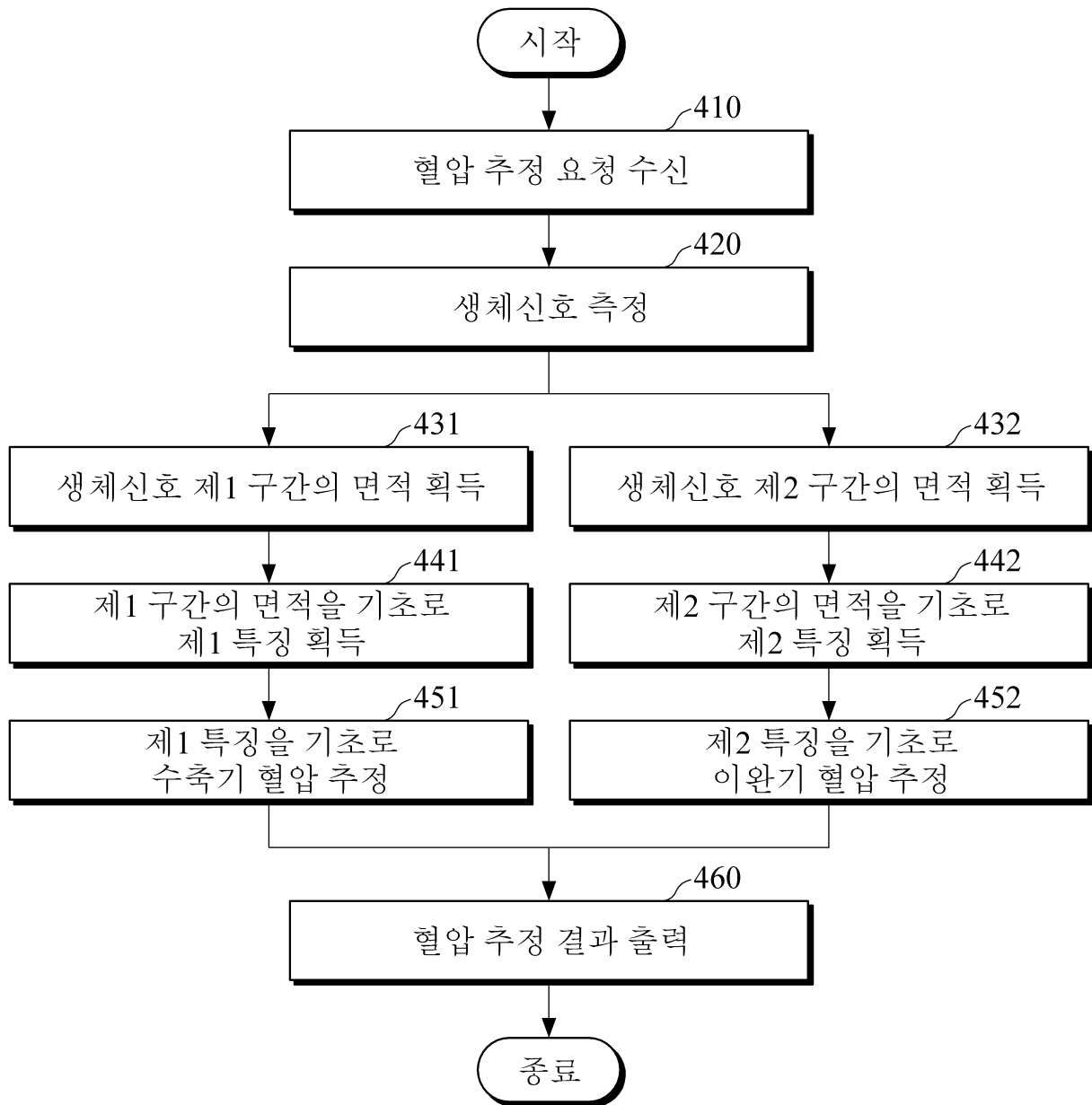
도면3d



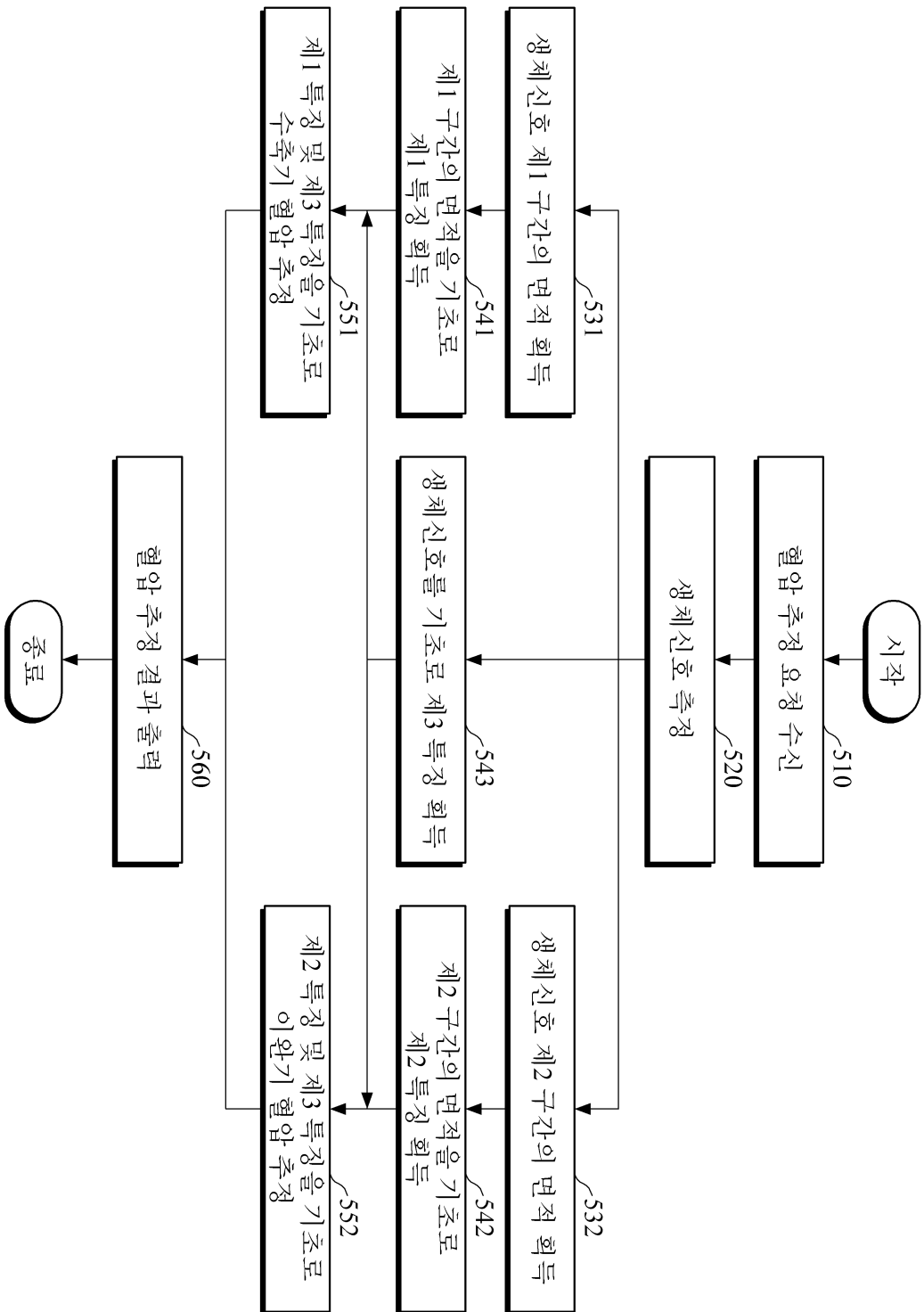
도면3e



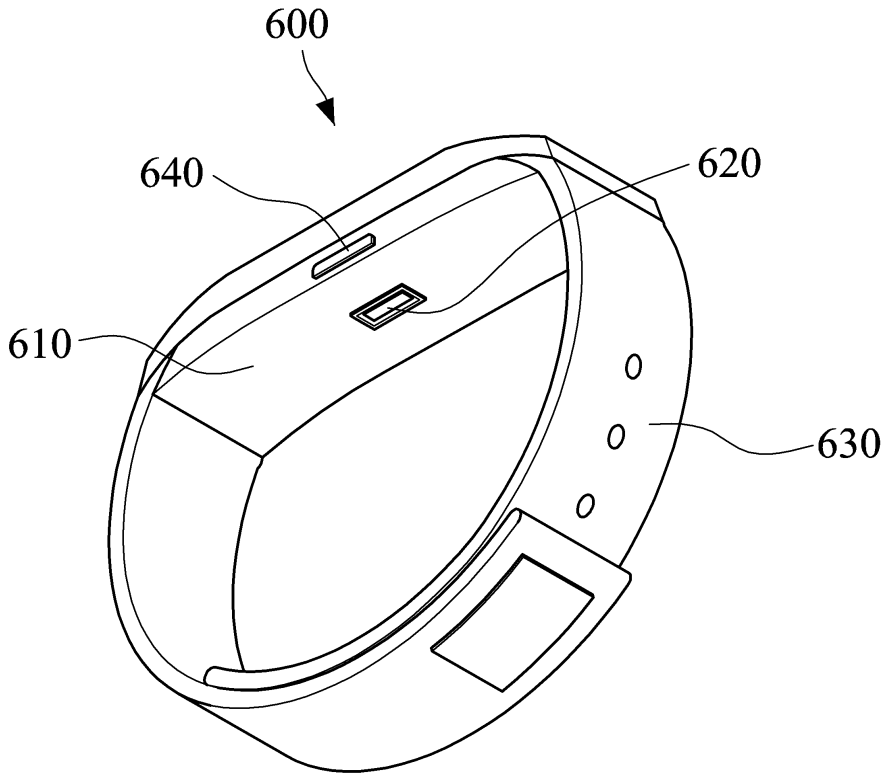
도면4



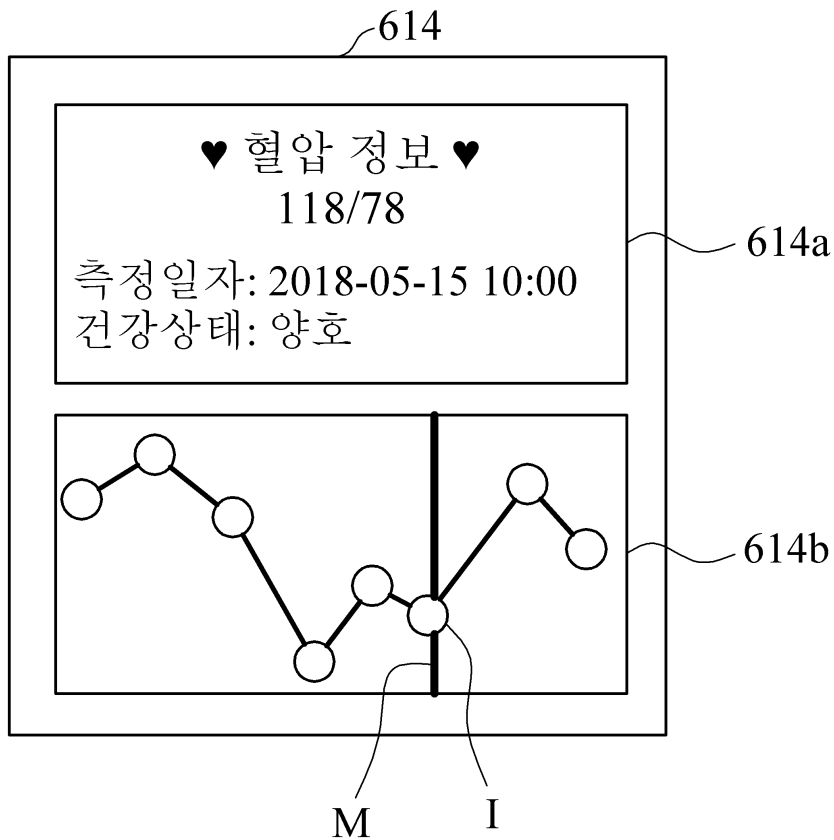
도면5



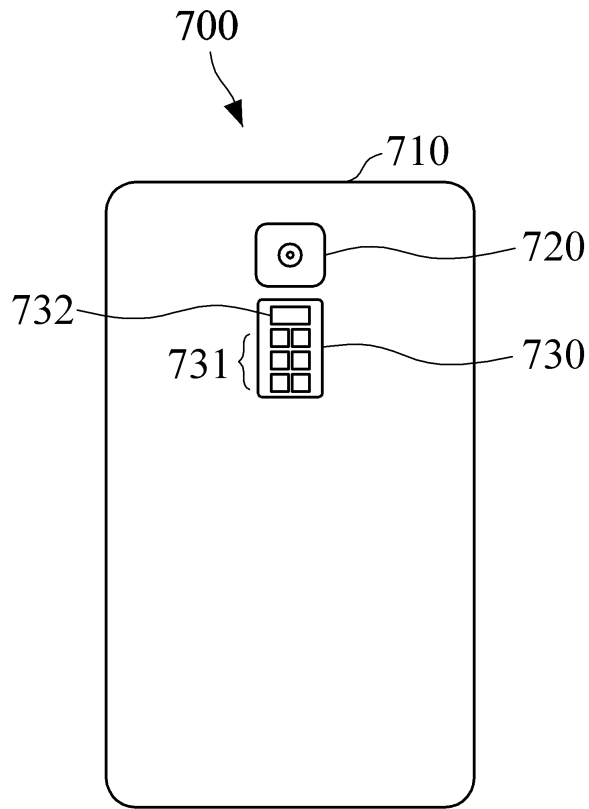
도면6a



도면6b



도면7



专利名称(译)	估计血压的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020200040563A	公开(公告)日	2020-04-20
申请号	KR1020180120640	申请日	2018-10-10
[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 윤승근 장대근		
发明人	박창순 권의근 윤승근 장대근		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02116 A61B5/0059 A61B5/742 A61B5/02108 A61B5/02141 A61B5/681 A61B5/02416 A61B5/6898 A61B5/7235 A61B5/7242 A61B5/0002 A61B5/02255		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种血压估计装置。血压估计装置可以包括：传感器，被配置为测量生物信号波形；以及处理器，用于在第一时间间隔内根据所述生物信号波形下的第一面积获得第一特征，在第二时间间隔内根据所述生物信号波形下的第二面积获得第二特征。第一时间间隔，并根据第一特征和第二特征估算血压。

