



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0088751
 (43) 공개일자 2019년07월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
A61B 5/021 (2013.01)
A61B 5/0059 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2018-0007219
 (22) 출원일자 2018년01월19일
 심사청구일자 2018년01월19일

(71) 출원인
경북대학교 산학협력단
 대구광역시 북구 대학로 80 (산격동, 경북대학교)
 (72) 발명자
조진호
 대구광역시 북구 중앙대로 591, 206동 2104호(침산동, 침산동코오롱하늘채아파트)
공호준
 대구광역시 달서구 와룡로53길 86-11, B동 502호(용산동, 에버랜드)
최원석
 서울특별시 서대문구 통일로36가길 10, 4층(홍제동)
 (74) 대리인
김태현

전체 청구항 수 : 총 14 항

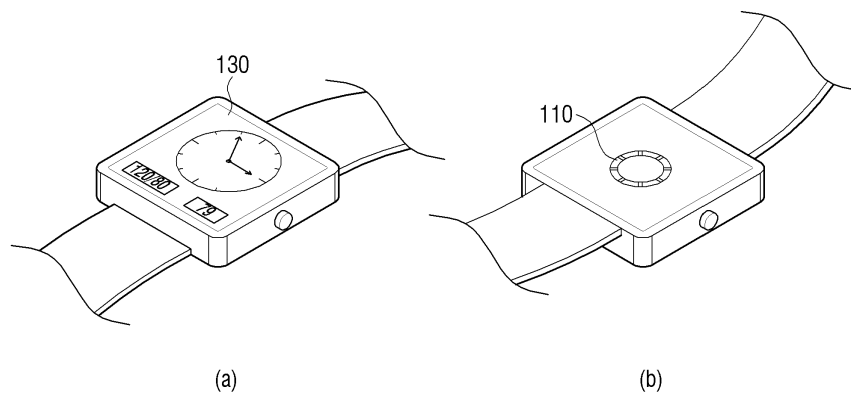
(54) 발명의 명칭 **웨어러블 장치 및 제어 방법**

(57) 요약

웨어러블 장치 및 제어 방법이 개시된다. PPG 센서를 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법은 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 PPG 센서에 의해 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계 및 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1

100



(52) CPC특허분류

A61B 5/02416 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

PPG(Photoplethysmography) 센서를 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법에 있어서,

기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 PPG 센서에 의해 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계; 및

상기 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별하는 단계;를 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계는,

서로 다른 상태에서 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 PPG 센서에 의한 상기 사용자의 심박동 신호를 복수 회 측정하는 단계, 상기 복수 회의 매회마다 상기 측정된 심박동 신호의 마루값(peak value)과 골값(valley value)을 획득하는 단계, 상기 복수 회의 매회마다 상기 기준 혈압계에서 측정된 기준 혈압을 입력 받는 단계, 상기 복수 회의 매회마다 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간(RT) 및 이완 하강 시간(FT)을 산출하여 상기 입력된 기준 혈압과 각각 매칭시키는 단계, 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 수축 상승 시간의 데이터 및 상기 복수의 이완 하강 시간의 데이터 각각에 기초하여 상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계를 포함하고,

상기 혈압 측정용 보정 곡선은,

보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선을 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계는,

상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 수축 상승 시간의 데이터를 기반으로 이산적인 값 사이에 있는 점들을 근사화하여 추정하는 곡선 근사화 방식을 적용하여 상기 보정 수축 상승 시간 곡선을 획득하고, 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 이완 하강 시간의 데이터를 기반으로 상기 곡선 근사화 방식을 적용하여 상기 보정 이완 하강 시간 곡선을 획득하는 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 서로 다른 상태는,

상기 기준 혈압계 및 상기 웨어러블 장치를 착용한 팔의 높이가 다른 상태, 주변 온도가 다른 상태, 상기 사용자의 혈중 알콜 농도가 다른 상태 및 상기 사용자의 활동정도가 다른 상태 중 적어도 하나인 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 5

제2항에 있어서,

상기 혈압을 식별하는 단계는,

상기 사용자의 심박동 신호를 측정하는 단계, 상기 측정된 심박동 신호의 마루값과 골값을 획득하는 단계, 상기

획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출하는 단계, 상기 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 및 상기 산출된 수축 상승 시간에 기초하여 수축기 혈압을 식별하고, 상기 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 및 상기 산출된 이완 하강 시간에 기초하여 이완기 혈압을 식별하는 단계를 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 혈압을 식별하는 단계는,

상기 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 상에서 상기 산출된 수축 상승 시간에 대응하는 혈압을 상기 수축기 혈압으로 식별하고, 상기 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 상에서 상기 산출된 이완 하강 시간에 대응하는 혈압을 상기 이완기 혈압으로 식별하는 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 식별된 사용자의 혈압을 출력하는 단계;를 더 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법.

청구항 8

사용자의 심박동 신호를 측정하는 PPG(Photoplethysmography) 센서; 및

상기 사용자의 혈압을 식별하는 프로세서;를 포함하고,

상기 프로세서는,

기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 PPG 센서에 의해 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하고, 상기 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별하는 웨어러블 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 PPG 센서는,

서로 다른 상태에서 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 사용자의 심박동 신호를 복수 회 측정하고,

상기 프로세서는,

상기 복수 회의 매회마다 상기 측정된 심박동 신호의 마루값(peak value)과 골값(valley value)을 획득하며, 상기 복수 회의 매회마다 상기 기준 혈압계에서 측정된 기준 혈압을 입력받고, 상기 복수 회의 매회마다 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간(RT) 및 이완 하강 시간(FT)을 산출하여 상기 입력된 기준 혈압과 각각 매칭시키며, 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 수축 상승 시간의 데이터 및 상기 복수의 이완 하강 시간의 데이터 각각에 기초하여 상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하고,

상기 혈압 측정용 보정 곡선은,

보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선을 포함하는 웨어러블 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 프로세서는,

측정된 사용자의 심박동 신호로부터 마루값과 골값을 획득하고, 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출하며, 상기 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 및 상기 산출된 수축 상승 시간에 기초하여 수축기 혈압을 식별하고, 상기 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 및 상기 산출된 이완 하강 시간에 기

초하여 이완기 혈압을 식별하는 웨어러블 장치.

청구항 11

제8항에 있어서,

상기 식별된 사용자의 혈압을 출력하는 출력부;를 더 포함하는 웨어러블 장치.

청구항 12

제8항에 있어서,

상기 PPG 센서는,

사용자의 동맥혈관이 지나가는 피부표면에 밀착되는 상기 웨어러블 장치의 일면에 배치된 웨어러블 장치.

청구항 13

제8항에 있어서,

상기 PPG 센서는,

원형 및 다각형 중 하나의 형태인 웨어러블 장치.

청구항 14

제8항에 있어서,

상기 PPG 센서는,

수광 소자 및 발광 소자를 포함하고,

상기 수광 소자 및 발광 소자는 번갈아 배치되는 웨어러블 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 웨어러블 장치 및 제어 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 사용자의 심박동 신호에 기초하여 혈압을 측정하는 웨어러블 장치 및 제어 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 삶의 질이 높아짐에 따라 사람들의 건강에 대한 관심이 높아지고 있다. 건강 상태를 판단할 때 확인하는 기본적인 항목 중 하나가 혈압이다. 혈압이 너무 높으면 혈관이 손상될 수 있고, 특히 상대적으로 약한 뇌혈관이 손상되면 신체의 일부분이 마비되거나 일부 기능의 장애가 나타날 수 있다. 또한, 혈압이 너무 낮으면 사람이 현기증을 느끼거나 갑자기 실신할 수 있어 2차 사고의 위험이 존재한다.

[0003] 혈압 측정 방식에는 침습적 혈압(Invasive Blood Pressure, IBP) 측정 방식과 비침습적 혈압(Noninvasive Blood Pressure, NIBP) 측정 방식이 있다. IBP 측정 방식은 혈관에 카테타(catheter) 등을 신체에 직접 삽입하여 혈압을 측정하는 방식으로 정확한 혈압을 측정할 수 있지만, 평상시 일반인들이 사용할 수 없는 단점이 있다. NIBP 측정 방식은 혈압 측정 부위에 커프(cuff)를 감고, 커프에 공기를 주입 또는 배출시키면서 혈압을 측정하는 방식이다. 따라서, NIBP 측정 방식은 상대적으로 부정확한 혈압이 측정되지만 일반인들이 편리하게 측정할 수 있는 장점이 있기 때문에 NIBP 방식을 이용한 혈압 측정 장치가 대중화되었다.

[0004] 그러나, NIBP 방식을 이용한 일반적인 혈압 측정 장치는 커프 및 커프에 공기를 주입하고 배출하는 구성을 포함해야 하므로 일반적인 휴대용 장치(예, 스마트폰)에 비해 부피가 크고 무겁고 휴대성이 떨어진다. 휴대성을 높이기 위해 커프를 포함하지 않고 PPG 센서를 이용한 혈압 측정 장치에 대한 연구가 진행되었다. 그러나, PPG(Photoplethysmography) 센서는 반사되는 광을 검출하기 때문에 피부 색깔, 피부 두께 등 개인적인 특성에 따라 반사되는 광량이 달라지므로 PPG 센서를 이용한 혈압 측정 장치는 측정되는 혈압의 오차가 크다는 문제점

이 있었다.

[0005] 따라서, 휴대가 용이하고 개인적인 특성에 상관없이 비교적 정확한 혈압을 측정할 수 있는 기술에 대한 필요성이 존재한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 개시는 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 개시의 목적은 휴대가 용이하고 개인적인 특성에 상관없이 비교적 정확한 혈압을 측정하는 웨어러블 장치 및 제어 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0007] 이상과 같은 목적을 달성하기 위한 본 개시의 일 실시 예에 따르면, PPG(Photoplethysmography) 센서를 포함하는 웨어러블 장치의 제어 방법은 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 PPG 센서에 의해 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계 및 상기 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별하는 단계를 포함한다.

[0008] 그리고, 상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계는 서로 다른 상태에서 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 PPG 센서에 의한 상기 사용자의 심박동 신호를 복수 회 측정하는 단계, 상기 복수 회의 매 회마다 상기 측정된 심박동 신호의 마루값(peak value)과 골값(valley value)을 획득하는 단계, 상기 복수 회의 매 회마다 상기 기준 혈압계에서 측정된 기준 혈압을 입력받는 단계, 상기 복수 회의 매 회마다 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간(Rising Time, RT) 및 이완 하강 시간(Falling Time, FT)을 산출하여 상기 입력된 기준 혈압과 각각 매칭시키는 단계, 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 수축 상승 시간의 데이터 및 상기 복수의 이완 하강 시간의 데이터에 각각에 기초하여 상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계를 포함하고, 상기 혈압 측정용 보정 곡선은 보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선을 포함할 수 있다.

[0009] 또한, 상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 단계는 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 수축 상승 시간의 데이터를 기반으로 이산적인 값 사이에 있는 점들을 근사화하여 추정하는 곡선 근사화 방식을 적용하여 상기 보정 수축 상승 시간 곡선을 획득하고, 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 이완 하강 시간의 데이터를 기반으로 상기 곡선 근사화 방식을 적용하여 상기 보정 이완 하강 시간 곡선을 획득할 수 있다.

[0010] 한편, 상기 서로 다른 상태는 상기 기준 혈압계 및 상기 웨어러블 장치를 착용한 팔의 높이가 다른 상태, 주변 온도가 다른 상태, 상기 사용자의 혈중 알콜 농도가 다른 상태 및 상기 사용자의 활동정도가 다른 상태 중 적어도 하나일 수 있다.

[0011] 그리고, 상기 혈압을 식별하는 단계는 상기 사용자의 심박동 신호를 측정하는 단계, 상기 측정된 심박동 신호의 마루값과 골값을 획득하는 단계, 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출하는 단계, 상기 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 및 상기 산출된 수축 상승 시간에 기초하여 수축기 혈압을 식별하고, 상기 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 및 상기 산출된 이완 하강 시간에 기초하여 이완기 혈압을 식별하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 혈압을 식별하는 단계는 상기 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 상에서 상기 산출된 수축 상승 시간에 대응하는 혈압을 상기 수축기 혈압으로 식별하고, 상기 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 상에서 상기 산출된 이완 하강 시간에 대응하는 혈압을 상기 이완기 혈압으로 식별할 수 있다.

[0013] 한편, 웨어러블 장치의 제어 방법은 상기 식별된 사용자의 혈압을 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0014] 이상과 같은 목적을 달성하기 위한 본 개시의 일 실시 예에 따르면, 웨어러블 장치는 사용자의 심박동 신호를 측정하는 PPG(Photoplethysmography) 센서 및 상기 사용자의 혈압을 식별하는 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 PPG 센서에 의해 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하고, 상기 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별한다.

[0015] 그리고, 상기 PPG 센서는 서로 다른 상태에서 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 상기 사용자의 심박동 신호를 복수 회 측정하고, 상기 프로세서는 상기 복수 회의 매 회마다 상기 측정된 심박동 신호의 마루값

(peak value)과 골값(valley value)을 획득하며, 상기 복수 회의 매회마다 상기 기준 혈압계에서 측정된 기준 혈압을 입력받고, 상기 복수 회의 매회마다 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간(Rising Time, RT) 및 이완 하강 시간(Falling Time, FT)을 산출하여 상기 입력된 기준 혈압과 각각 매칭시키며, 상기 기준 혈압과 매칭된 상기 복수의 수축 상승 시간의 데이터 및 상기 복수의 이완 하강 시간의 데이터 각각에 기초하여 상기 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하고, 상기 혈압 측정용 보정 곡선은 보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선을 포함할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 프로세서는 측정된 사용자의 심박동 신호로부터 마루값과 골값을 획득하고, 상기 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출하며, 상기 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 및 상기 산출된 수축 상승 시간에 기초하여 수축기 혈압을 식별하고, 상기 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 및 상기 산출된 이완 하강 시간에 기초하여 이완기 혈압을 식별할 수 있다.

[0017] 한편, 웨어러블 장치는 상기 식별된 사용자의 혈압을 출력하는 출력부를 더 포함할 수 있다.

[0018] 그리고, 상기 PPG 센서는 사용자의 동맥혈관이 지나가는 피부표면에 밀착되는 상기 웨어러블 장치의 일면에 배치될 수 있다.

[0019] 또한, 상기 PPG 센서는 원형 및 다각형 중 하나의 형태일 수 있다.

[0020] 또한, 상기 PPG 센서는 수광 소자 및 발광 소자를 포함하고, 상기 수광 소자 및 발광 소자는 번갈아 배치될 수 있다.

발명의 효과

[0021] 이상 설명한 바와 같이, 본 개시의 다양한 실시 예에 따르면, 웨어러블 장치 및 제어 방법은 휴대성을 높일 수 있다.

[0022] 그리고, 웨어러블 장치 및 제어 방법은 실시간으로 혈압을 측정할 수 있고, 개인적인 특성에 관계없이 비교적 정확한 혈압을 측정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치를 나타내는 도면이다.

도 2a 내지 도 2b는 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치의 블록도이다.

도 3은 PPG 센서를 설명하는 도면이다.

도 4는 혈압과형과 PPG 심박동 파형의 유사성을 설명하는 도면이다.

도 5는 혈관의 전기적 등가회로를 설명하는 도면이다.

도 6은 혈관의 등가 컴플라이언스인 C값의 변화에 따른 혈압등가 출력전압의 변화를 설명하는 도면이다.

도 7은 본 개시의 일 실시 예에 따른 C값의 변화에 따른 수축기 임상시간(RT)과 이완기 하강시간(FT)과의 관계를 나타낸 도면이다.

도 8은 본 개시의 일 실시 예에 따른 수축기 임상시간(RT)과 혈압 등가 출력전압의 변화를 설명하는 도면이다.

도 9는 도 5에 나타낸 혈관 등가 회로에서 C 값의 변화에 따른 등가 혈압 출력파형의 변화양상을 도시한 도면이다.

도 10은 본 개시의 일 실시 예에 따른 심박동 신호와 혈압의 관계를 설명하는 도면이다.

도 11은 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치를 교정하는 과정을 설명하는 도면이다.

도 12는 본 개시의 일 실시 예에 따른 교정 과정을 수행하여 산출된 기준혈압에 따른 PPG 신호의 RT와 FT 시간 측정 값을 나타내는 도면이다.

도 13은 도 12의 데이터로 플롯(plot)하여 산출된 개인별 혈압 보정 곡선을 나타내는 도면이다.

도 14a 내지 도 14b는 본 개시의 일 실시 예에 따른 산출된 개인별 혈압 보정 곡선에 기초하여 측정된 혈압 및 기준 혈압과의 오차를 나타내는 도면이다.

도 15는 본 개시의 일 실시 예에 따른 자기 보정 곡선에 기초하여 측정된 혈압 오차 및 타인 보정 곡선에 기초하여 측정된 혈압 오차를 나타내는 도면이다.

도 16은 본 개시의 일 실시 예에 따른 측정 정확도와 교정 과정이 없는 기존 혈압계의 측정 정확도를 비교하는 도면이다.

도 17은 본 개시의 일 실시 예에 따른 PPG 센서의 형태를 나타내는 도면이다.

도 18은 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치 제어 방법의 흐름도이다.

도 19는 본 개시의 일 실시 예에 따른 교정 모드 동작 방법의 흐름도이다.

도 20은 본 개시의 일 실시 예에 따른 측정 모드 동작 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 다양한 실시 예를 보다 상세하게 설명한다. 본 명세서에 기재된 실시 예는 다양하게 변형될 수 있다. 특정한 실시 예가 도면에서 묘사되고 상세한 설명에서 자세하게 설명될 수 있다. 그러나, 첨부된 도면에 개시된 특정한 실시 예는 다양한 실시 예를 쉽게 이해하도록 하기 위한 것일 뿐이다. 따라서, 첨부된 도면에 개시된 특정 실시 예에 의해 기술적 사상이 제한되는 것은 아니며, 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 균등물 또는 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0025] 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이러한 구성요소들은 상술한 용어에 의해 한정되지는 않는다. 상술한 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0026] 본 명세서에서, "포함한다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0027] 한편, 본 명세서에서 사용되는 구성요소에 대한 "모듈" 또는 "부"는 적어도 하나의 기능 또는 동작을 수행한다. 그리고, "모듈" 또는 "부"는 하드웨어, 소프트웨어 또는 하드웨어와 소프트웨어의 조합에 의해 기능 또는 동작을 수행할 수 있다. 또한, 특정 하드웨어에서 수행되어야 하거나 적어도 하나의 제어부에서 수행되는 "모듈" 또는 "부"를 제외한 복수의 "모듈들" 또는 복수의 "부들"은 적어도 하나의 모듈로 통합될 수도 있다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0028] 그 밖에도, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그에 대한 상세한 설명은 축약하거나 생략한다.

[0029] 도 1은 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치를 나타내는 도면이다.

[0030] 도 1(a)에는 일 실시 예에 따른 시계 타입 웨어러블 장치의 정면이 도시되어 있고, 도 1(b)에는 배면이 도시되어 있다. 상술한 시계 타입 웨어러블 장치(100)는 일 실시 예이며, 웨어러블 장치(100)는 다양한 형태로 구현될 수 있다. 예를 들어, 웨어러블 장치(100)는 시계, 손목/발목/암밴드 등을 포함하는 다양한 밴드, 이어폰, 반지, 장갑, 양말, 헬멧, 모자 등을 포함할 수 있다.

[0031] 도 1에 도시된 웨어러블 장치를 기준으로 설명하면, 웨어러블 장치(100)는 정보를 출력하는 출력부(130)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 출력부(130)는 디스플레이 및 스피커 중 적어도 하나를 포함될 수 있다. 디스플레이는 측정된 혈압을 표시할 수 있다. 스피커는 측정된 혈압을 음성으로 출력할 수 있다. 또한, 디스플레이 또는 스피커는 측정된 혈압이 기 설정된 기준에 따른 혈압을 초과하거나 미만인 경우, 경고 메시지를 표시하거나 출력할 수도 있다. 기 설정된 기준은 의학계에서 위험 혈압으로 판단하는 혈압 또는 사용자에 의해 설정된 혈압일 수 있다. 또한, 웨어러블 장치(100)의 디스플레이는 터치 스크린으로 구현되어 사용자의 터치 명령을 입력받을 수 있고, 웨어러블 장치(100)는 입력된 명령에 대응되는 동작을 수행할 수도 있다. 한편, 도 1(a)에 도시된 바와 같이, 시계 타입 웨어러블 장치(100)의 디스플레이는 시간 및 여러가지 정보를 표시할 수도 있다. 예를 들어,

여러가지 정보는 혈압, 심박수 등을 포함할 수 있다.

- [0032] 웨어러블 장치(100)는 사용자의 심박동 신호를 측정하는 PPG(Photoplethysmography) 센서(110)를 포함한다. PPG 센서는 아래에서 자세히 설명한다. PPG 센서(110)는 사용자의 피부와 접촉되는 웨어러블 장치(100)의 일면에 배치될 수 있다. 일 실시 예로서, 도 1(b)에 도시된 바와 같이, 시계 타입 웨어러블 장치(100)의 경우, PPG 센서(110)가 웨어러블 장치(100)의 배면에 배치될 수 있다. 따라서, 사용자가 웨어러블 장치(100)를 착용하는 경우, PPG 센서(110)는 사용자의 심박동 신호를 측정하고, 웨어러블 장치(100)는 측정된 심박동 신호에 기초하여 사용자의 혈압을 측정할 수 있다.
- [0033] 아래에서는 웨어러블 장치(100)의 블록도 및 혈압을 측정하는 과정에 대해 자세히 설명한다.
- [0034] 도 2a 내지 도 2b는 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치의 블록도이다.
- [0035] 도 2a를 참조하면, 웨어러블 장치(100)는 PPG 센서(110) 및 프로세서(120)를 포함한다. PPG 센서(110)는 사용자의 심박동 신호를 측정한다. 그리고, 프로세서(120)는 기준 혈압계를 이용하여 기준 혈압의 측정과 동시에 PPG 센서(110)를 이용하여 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득한다. 그리고, 프로세서(120)는 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별한다. 웨어러블 장치(100)는 교정 모드 동작과 측정 모드 동작을 수행할 수 있다.
- [0036] 교정 모드는 웨어러블 장치(100)를 착용한 사용자에게 따른 심박동 신호와 혈압과의 관계를 획득하는 과정을 의미한다. PPG 센서(110)는 광을 이용하여 심박동 신호를 측정하는 센서이다. 개인적인 특성에 따라 측정되는 심박동 신호는 달라질 수 있다. 예를 들어, 개인적인 특성은 피부 색, 피부 두께, 팔의 굵기 또는 착용 위치 등을 포함할 수 있다. 만일, 다른 사람의 측정 데이터에 기초하여 웨어러블 장치(100)를 착용한 사용자의 혈압을 식별하는 경우, 개인적인 특성 때문에 식별되는 혈압은 실제 혈압과 오차가 많이 발생한다. 따라서, 웨어러블 장치(100)를 착용한 사용자의 심박동 신호 및 혈압을 측정하여 각 개인에 따른 심박동 신호와 혈압 간의 관계를 획득할 필요가 있다. 교정 모드는 각 개인의 심박동 신호와 혈압 간의 관계의 기준 데이터를 설정하는 과정을 의미한다. 웨어러블 장치(100)는 교정 모드에서 기준 혈압계로 기준 혈압을 측정하는 과정을 수행해야 한다. 그러나, 웨어러블 장치(100)가 최초 1회 교정 모드를 수행하면, 교정 모드에서 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 측정된 심박동 신호만으로 사용자의 혈압을 비교적 정확히 측정할 수 있다.
- [0037] 웨어러블 장치(100)는 교정 모드에서 아래와 같은 과정을 수행할 수 있다. PPG 센서(110)는 기준 혈압계의 혈압 측정과 동시에 사용자의 심박동 신호를 측정할 수 있다. 즉, 사용자는 기준 혈압계와 웨어러블 장치(100)를 착용하고, 기준 혈압계를 이용하여 기준 혈압을 측정하며, 동시에 웨어러블 장치(100)를 이용하여 심박동 신호를 측정할 수 있다. 웨어러블 장치(100)는 측정된 기준 혈압을 입력받을 수 있다. 예를 들어, 웨어러블 장치(100)가 통신 인터페이스를 포함하고, 통신 인터페이스가 유무선 통신 방식에 의해 기준 혈압계로부터 측정된 기준 혈압을 전송받거나 측정된 기준 혈압을 사용자로부터 직접 입력받을 수도 있다.
- [0038] 프로세서(120)는 측정된 심박동 신호의 마루값(또는, 첨두값)(peak value)과 골값(valley value)을 획득할 수 있다. 프로세서(120)는 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간(또는, 입상 시간)(Rising Time, RT) 및 이완 하강 시간(Falling Time, FT)을 산출할 수 있다. 그리고, 프로세서(120)는 산출된 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 각각 기준 혈압과 매칭시킬 수 있다. 웨어러블 장치(100)는 서로 다른 상태에서 심박동 신호의 측정, 수축 상승 시간과 이완 하강 시간의 산출 및 측정된 혈압과 매칭 과정을 반복할 수 있다. 예를 들어, 서로 다른 상태는 기준 혈압계와 웨어러블 장치(100)를 착용한 팔의 높이가 다른 상태, 주변 온도가 다른 상태, 사용자의 혈중 알콜 농도가 다른 상태 또는 사용자의 활동정도가 다른 상태 중 하나일 수 있다.
- [0039] 프로세서(120)는 기준 혈압과 매칭된 수축 상승 시간의 데이터 및 이완 하강 시간의 데이터 각각에 기초하여 혈압 측정용 보정 곡선을 획득할 수 있다. 혈압 측정용 보정 곡선은 보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선을 포함할 수 있다. 즉, 프로세서(120)는 서로 다른 상태에서 측정된 기준 혈압과 매칭된 수축 상승 시간의 복수 데이터에 기초하여 보정 수축 상승 시간 곡선을 획득하고, 이완 하강 시간의 복수 데이터에 기초하여 보정 이완 하강 시간 곡선을 획득할 수 있다. 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선은 사용자에게 따라 서로 다를 수 있으며, 이후 측정된 사용자의 심박동 신호로 혈압을 식별하는 기준 곡선이 될 수 있다.
- [0040] 웨어러블 장치(100)는 혈압 측정용 보정 곡선을 획득한 후 사용자의 혈압을 식별할 수 있다. 웨어러블 장치(100)는 측정 모드에서 아래와 같은 과정을 수행할 수 있다. PPG 센서(110)는 사용자의 심박동 신호를 측정할 수 있다.

- [0041] 프로세서(120)는 측정된 심박동 신호로부터 마루값과 골값을 획득할 수 있다. 그리고, 프로세서(120)는 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출할 수 있다. 프로세서(120)는 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선 및 산출된 수축 상승 시간에 기초하여 수축기 혈압을 식별할 수 있다. 그리고, 프로세서(120)는 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선 및 산출된 이완 하강 시간에 기초하여 이완기 혈압을 식별할 수 있다. 식별된 수축기 혈압은 최고 혈압일 수 있고, 식별된 이완기 혈압은 최저 혈압일 수 있다.
- [0042] 도 2b를 참조하면, 웨어러블 장치(100)는 PPG 센서(110), 프로세서(120) 및 출력부(130)를 포함할 수 있다. PPG 센서(110) 및 프로세서(120)는 위에서 설명한 것과 동일하므로 설명을 생략한다.
- [0043] 출력부(130)는 식별된 사용자의 혈압을 출력할 수 있다. 예를 들어, 출력부(130)는 디스플레이 및 스피커 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 출력부(130)가 디스플레이를 포함하는 경우, 출력부(130)는 식별된 최고 혈압 및 최저 혈압을 표시할 수 있다. 출력부(130)가 스피커를 포함하는 경우, 출력부(130)는 식별된 최고 혈압 및 최저 혈압을 음성으로 출력할 수 있다. 또한, 출력부(130)는 최고 혈압이 기 설정된 혈압을 초과하거나 최저 혈압이 기 설정된 혈압 미만인 경우 경고 메시지를 표시하거나 출력할 수 있다. 예를 들어, 기 설정된 혈압은 의학계에서 위험 혈압으로 판단하는 혈압 또는 사용자에게 의해 설정된 혈압일 수 있다.
- [0044] 아래에서는 사용자의 심박동 신호를 측정하는 PPG 센서에 대해 설명한다.
- [0045] 도 3은 PPG 센서를 설명하는 도면이고, 도 4는 혈압과형과 PPG 심박동 파형의 유사성을 설명하는 도면이다.
- [0046] 도 3을 참조하면, PPG 센서(110)는 발광 소자(111) 및 수광 소자(112)를 포함할 수 있다. PPG 센서(110)는 사용자의 피부 위에 배치될 수 있다. 발광 소자(111)는 가시광선 영역의 빛을 피부로 방출한다. 예를 들어, 본 개시에 따른 발광 소자(111)는 LED 등으로 구현될 수 있고, 적색 LED, 청색 LED, 녹색 LED 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다. 발광 소자(111)에서 피부로 방출된 빛의 일부는 피부에 의해 흡수되고, 빛의 대부분은 피부 및 동맥혈관에 의해 반사되어 수광 소자(112)에 의해 검출될 수 있다. 수광 소자(112)는 주로 손목의 요골동맥이나 척골동맥, 팔의 상완동맥 및 발목동맥 등 동맥 혈관이 지나는 피부 상부에 설치되며 검출된 빛의 양에 따라 전기적인 신호로 변환할 수 있다. 수광 소자(112)에 의해 검출된 빛 중에서 피부에서 반사된 빛은 심박동의 변화에 영향을 받지 않으므로 변환된 신호에서 DC 성분으로 나타날 수 있고, 정맥에서 반사된 빛에 의한 신호는 교류신호를 포함할 수 있지만 센서를 설치하는 위치를 잘 선정함과 동시에 저역차단 필터의 차단주파수 설정에 의해 대부분 회피할 수 있다. 동맥에 의해 반사된 빛은 심박동의 변화에 영향을 받아서 변환된 신호는 AC 성분으로 나타날 수 있다. 즉, 동맥에 의해 반사된 빛이 변환된 AC 성분이 심박동 신호로 판단될 수 있다. 한편, PPG 센서(110)는 피부에 빛을 방출하고 반사된 빛을 검출하여 사용자의 심박동 신호를 측정할 수 있으며, 이 신호는 도 4에 도시된 바와 같이 커프(Cuff)에 공기를 넣고 압력센서를 이용하여 측정되는 혈압과형과 매우 유사성이 높은 특성을 갖는다. 그러나, PPG 신호는 피부색, 피부 두께, 팔의 굵기 또는 착용 위치 등에 따라 서로 다른 심박동 신호가 측정될 수 있다. 즉, PPG 센서를 이용하여 혈압 측정 장치가 다수 사용자의 심박동 신호를 측정하여 혈압과의 관계를 산출한 데이터를 이용하여 혈압을 측정하는 경우, 여러가지 개인적인 특성 차이 때문에 실제 혈압을 측정하려는 사용자의 혈압과 많은 오차가 발생할 수 밖에 없다. 따라서, PPG 센서를 이용한 비침습적 혈압 측정 방식의 혈압 측정에서 정확도를 높이기 위하여 효과적인 교정 방법의 고안에 의하여 혈압을 정확히 측정할 수 있는 방법이 필요하다.
- [0047] 이를 위해, 먼저 PPG의 RT와 FT를 측정함으로써 어떻게 개인별 혈압 측정이 가능한지에 대한 이론적 배경을 제시하는 것이 중요하다.
- [0048] 도 5는 혈관의 전기적 등가회로를 설명하는 도면이다. 그리고, 도 6은 혈관의 등가 컴플라이언스인 C값의 변화에 따른 혈압등가 출력전압의 변화를 설명하는 도면이고, 도 7은 본 개시의 일 실시 예에 따른 C값의 변화에 따른 수축기 입상시간(RT)와 이완기 하강시간(FT)과의 관계를 나타낸 도면이다. 그리고, 도 8은 도 8은 본 개시의 일 실시 예에 따른 수축기 입상시간(RT)과 혈압 등가 출력전압의 변화를 설명하는 도면이다.
- [0049] 도 5에는 저항(R) 및 커패시터(C)의 조합을 이용해 혈관을 기능을 묘사한 Windkessel 모델에 심장박동 기능에 상응하는 다이오드(D)와 전원을 부가한 회로가 도시되어 있다. 도 5에 도시된 등가회로의 전원은 심장 박동에 의해 해당 혈관에 흐르는 사인파(sine wave) 전류원 I(t)이고, 실제 좌심실의 혈압 및 혈류 파형은 반파 사인파에 가깝기 때문에 직렬로 연결된 다이오드에 의해 정류된 사인파를 제공할 수 있다.
- [0050] 전류원과 병렬로 연결된 저항 R1은 전류원의 내부저항이다. 혈류저항(R)은 혈관의 혈압(mmHg)을 혈류량(ml/sec)으로 나눈 값에 해당되는 전기적 등가 저항이다. 도 5의 등가회로에 포함된 R 및 C 값은 개인마다 다를 수 있으며, 현재 회로의 R 및 C 값은 전형적인 요골동맥의 상태를 나타내기 위해 적절한 임의의 값일 수 있다. 여기서

커패시턴스는 혈관의 컴플라이언스(compliance)에 해당하는 값으로 $1/Ed$ 로 나타낼 수 있는데 Ed 는 탄성체에 외력이 작용해서 변형이 생길 때 변형 값의 비례 계수(탄성 계수 또는 스티프니스(stiffness))이다.

[0051] 도 5에서 다이오드가 ON되는 입력 전류의 1/2 사이클 동안 사인파 전류가 인가됨으로써 출력 전압은 다음과 같이 전원 전류 $I(t)$ 와 혈관 임피던스(impedence)의 곱으로 표현될 수 있다.

[0052]

$$v_o(t) = i(t) \cdot \frac{R}{1+j\omega RC} \quad (\text{Volt}) \quad (1)$$

[0054] 본 등가회로를 이용하여 등가 커패시턴스와 수축기 입상 시간(RT) 및 심확장기 하강 시간(FT)과의 관계는 다음과 같다. 즉, 일반적으로 혈관에서 혈압이 상승하는 경우 원형인 혈관벽의 장력이 증가하여 탄성계수 Ed 가 커지고 이로 인해 등가 커패시턴스는 작아진다. 실제로 혈관의 C 가 변화하면 혈류저항 R 에도 어느 정도 영향을 미칠 수 있으나 해석의 편의상 여기서는 R 을 상수로 둔다면 C 의 감소에 따라 등가 전류원 $I(t)$ 에 의하여 발생하는 등가 혈압 전압 $V_o(t)$ 는 분모의 값이 작아지기 때문에 증가됨을 확인할 수 있다. 반면 혈압이 감소하면 C 가 커지므로 $V_o(t)$ 는 감소한다. 즉, 혈관의 등가 C 와 혈압과의 관계는 상호 반비례함을 알 수 있다. 따라서, 반과 사인파 전류에 의해 RC 병렬 회로에 나타나는 사인파의 첫번째 마루값의 크기는 식 (2)에 의해 계산될 수 있고, 이를 V_{op} 라고 할 때 다음 식으로 나타낼 수 있다. 즉, 사인파 입력 전류에서 $\theta = \omega t = \pi/2$ 일 때, 첨두값 I_m 이 되므로

[0055]

$$v_{op} = i(t) \cdot \frac{R}{1+j\omega RC} = I_m \frac{R}{\sqrt{1+(\omega RC)^2}} \quad (2)$$

[0056] 가 된다. 식 (2)에 의해 출력 전압 V_{op} , 즉, 혈관의 혈압이 C 의 변화에 따라 어떻게 변화하는지를 도 6에서 나타내었으며, 혈관의 C 값과 혈압은 서로 반비례함을 보여주고 있다.

[0057] 그리고, 이때 마루값이 위치하는 시간은 입력된 사인파 전류보다 위상 지연(phase delay)이 일어나는데, 이 지연각도 θ 는 RC 병렬 회로의 임피던스의 위상 지연 때문에 나타나는 것으로 다음 식으로 나타낼 수 있다.

[0058]

$$\theta = -\tan^{-1}\omega RC \quad (\text{deg}) \quad (3)$$

[0059] 지연된 사인파의 첨두값이 $\pi/2$ 일 때 나타나므로 이를 고려하여 마루값이 위치하는 심수축기 입상시간 RT로 환산하면

[0060]

$$RT = \frac{2T}{\pi} (-\tan^{-1}\omega RC) \quad (\text{sec}) \quad (4)$$

[0061] 로 나타낼 수 있다. 여기서, T 는 입력 사인파의 주기이다. 마루값의 시간 지연이 있더라도 출력 파형의 주기는 그대로 보존되기 때문에 최소값이 되는 골 지점이 나타나는 시간 FT는

[0062]

$$FT = T - RT \quad (\text{sec}) \quad (5)$$

[0063] 로 나타낼 수 있다. 식 (4), (5)에 의해 C 의 변화에 따른 RT와 FT의 그래프가 도 7에 도시되어 있다. 도 6과 도 7을 참조하면 혈관의 C 가 증가하는 경우, 혈압은 낮은 상태이고, RT는 증가하며 FT는 짧아짐을 알 수 있다.

[0064] 또한, RT와 혈압에 해당되는 전압 $V_o(t)$ 의 관계식인 아래의 식을 플롯(plot)하면 도 8과 같이 혈압과 RT가 서로 반비례 관계임을 알 수 있다.

$$v_o = I_m \frac{R}{\sqrt{1 + \tan^2 \left(RT \cdot \frac{\pi}{2T} \right)}} \quad (6)$$

[0065]

[0066]

즉, 도 6 내지 8을 통해 혈관 내부에 혈압 변화가 주어지면 C값이 변화하고 이로 인해 입상 시간(RT)와 하강 시간(FT)의 변화가 초래되므로 혈압 파형과 매우 유사한 특성을 가지는 PPG 신호의 RT와 FT를 측정함으로써 혈압을 추정할 수 있음을 알 수 있다.

[0067]

C의 변화에 따르는 출력 혈압 파형을 보기 위해 마루값 전압 V_{op} 외에 골 지점의 전압 V_{ov} 를 검출할 필요가 있다. 사인파 전류의 반 사이클에 해당되는 π (rad) 이후 다이오드는 역 바이어스가 되어 전류가 차단되므로 V_{ov} 는 식 (1)을 따르지 않는다. 따라서, V_{ov} 는 RT 지점에 충전된 최대 전압에서 RC 회로의 방전에 의해 지수 함수적으로 감소하는 전압 성분과 입력 사인파의 RT 시점의 편각인 θ_c 이후부터 180도까지 입력 전류에 의한 RC 양단의 전압의 중첩에 의해 다음 식으로 표현될 수 있다.

$$V_{ov} = V_{op} e^{-(T-SRT)/RC} + I_m \sin \omega t \cdot \frac{R}{\sqrt{1 + j\omega RC}} \quad (7)$$

[0068]

[0069]

이와 같이 등가 회로를 이용하여 혈압 변동에 따르는 혈관의 compliance 변화로 인한 혈압 파형을 검출할 수 있다.

[0070]

도 9는 도 5에 나타난 혈관 등가 회로에서 C값의 변화에 따른 등가 혈압 출력파형의 변화양상을 도시한 도면이다.

[0071]

도 9를 참조하면, 동일한 입력 혈류에 대하여 커패시턴스가 커짐에 따라 혈압 파형의 마루값은 작아지고, 마루의 시간 지연이 증가함에 따라 RT는 증가하고 FT는 감소하며 심확장기 최소혈압(V_{ov})은 증가하는 경향이 있다. 상술한 분석 과정을 통해 외부에서 비침습적으로 개인별 PPG 파형을 얻은 후 RT와 FT를 측정하면 각자의 혈압을 정확하게 추정할 수 있는 이론적 배경이 제공될 수 있다.

[0072]

상술한 바와 같이 RC만을 이용하여 혈관의 등가 회로를 얻어 해석하는 방법 외에도 혈액의 질량 요소를 부가한 2차 혹은 다차원 등가 회로 해석 및 더욱 세분화된 본포 정수 혈관 모델을 이용하여 혈압을 모델링함으로써 더욱 정확도가 높은 혈압 예측을 할 수 있다. 그러나, 혈관 모델이 매우 우수하게 구성되었다 하더라도 특정인을 대상으로 혈압 파형 측정을 통해 R, L 및 C 등의 파라미터를 산출하여 혈압을 추정하는 작업은 너무 복잡하고 실현 가능성이 낮다. 즉, 구성된 모델이 정교할수록 혈관 파라미터를 구하는 작업은 어려워진다는 단점이 있다.

[0073]

따라서, 혈압 측정이 용이하고 비교적 정확한 혈압을 측정할 수 있는 방식이 필요하다.

[0074]

도 10은 본 개시의 일 실시 예에 따른 심박동 신호와 혈압의 관계를 설명하는 도면이다.

[0075]

도 10을 참조하면, 심박동 신호(1)와 혈압 신호(6)가 도시되어 있다. 혈압 신호(6)는 심박동 신호(1)를 추종한다. 즉, 심장 판막의 개폐에 따라 혈압 신호(6)는 일정 범위에서 심박동 신호(1)가 올라갈 때 같이 올라가고 심박동 신호(1)가 내려갈 때 같이 내려갈 수 있다.

[0076]

도 10에 도시된 바와 같이, 개인 또는 상태에 따라 심박동 신호(1a)가 정상적인 신호보다 느리게 상승하는 경우, 혈압 신호(6)도 느리게 상승하고, 심박동 신호(1b)가 빨리 상승하는 경우, 혈압 신호(6)도 빨리 상승한다. 또한, 유사하게 심박동 신호(1a)가 느리게 하강하면 혈압 신호(6)도 느리게 하강하고, 심박동 신호가 빨리 하강하는 경우, 혈압 신호(6)도 빨리 하강한다.

[0077]

상술한 바와 같이, 심박동 신호는 PPG 센서에 의해 측정될 수 있고, 측정된 신호의 RT 및 FT는 혈압 정보를 내포하고 있다. PPG 센서는 개인별로는 특성에 따라 서로 다른 신호가 측정될 수 있지만, 한 사람에 대해서는 정확한 심박동 신호를 측정할 수 있다. 즉, 측정된 제1 사용자의 심박동 신호는 제2 사용자의 심박동 신호에 적용될 수 없지만, 제1 사용자의 심박동수 및 혈압 정보를 산출할 수 있다. 따라서, 제1 사용자의 심박동 신호에 기초하여 정확한 제2 사용자의 혈압을 식별할 수는 없지만, 정확한 제1 사용자의 혈압을 식별할 수 있다. 본 개시의 웨어러블 장치 및 혈압 측정 방식은 상술한 배경을 기초로 구현될 수 있다.

- [0078] 도 11은 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치를 교정하는 과정을 설명하는 도면이다.
- [0079] 도 10에서 설명한 바와 같이, 웨어러블 장치(100)는 정확한 혈압 측정을 위해 개별 사용자의 심박동 신호와 혈압과의 관계를 획득해야 한다. 따라서, 웨어러블 장치(100)는 개별 사용자의 심박동 신호와 혈압 간의 기준 관계를 획득하기 위해 먼저 교정 모드 과정을 수행할 수 있다. 교정 모드는 개별 사용자의 혈압을 측정하기 위해 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 과정을 의미한다.
- [0080] 사용자는 기준 혈압계(10)를 착용하여 기준 혈압을 측정할 수 있다. 그리고, 사용자는 웨어러블 장치(100)를 착용하여 PPG 신호에 의한 심박동 신호를 측정할 수 있다. 웨어러블 장치(100)가 기준 혈압과 심박동 신호 간의 관계를 획득하기 위해 기준 혈압의 측정과 심박동 신호의 측정은 동시에 수행될 수 있다. 즉, 사용자는 기준 혈압계(10) 및 웨어러블 장치(100)를 함께 착용하여 기준 혈압과 심박동 신호를 동시에 측정할 수 있다. 그리고, 정확한 혈압 식별을 위해 서로 다른 상태에서 복수 회 기준 혈압과 심박동 신호가 측정될 수 있다. 서로 다른 상태는 혈압 및 심박동 신호가 다른 상태를 의미할 수 있다. 예를 들어, 서로 다른 상태는 기준 혈압계(10) 및 웨어러블 장치(100)를 착용한 팔의 높이가 다른 상태, 주변 온도가 다른 상태, 사용자의 혈중 알콜 농도가 다른 상태 및 사용자의 활동정도가 다른 상태 등을 포함할 수 있다.
- [0081] 도 11에 도시된 바와 같이, 사용자는 기준 혈압계(10)와 웨어러블 장치(100)를 착용하고 팔을 올린 상태, 팔을 수평으로 한 상태 및 팔을 내린 상태에서 기준 혈압 및 심박동 신호를 측정할 수 있다. 예를 들어, 사용자가 한 쪽 팔 혹은 손목에 웨어러블 장치(100)를 착용하는 경우, 웨어러블 장치(100)가 착용된 반대편 팔 혹은 손목의 대응되는 위치에 기준 혈압계(10)를 착용하고 양팔의 각도를 동시에 같은 각도로 유지하여 측정할 수도 있다. 또는, 사용자는 저온 상태(예, 15도), 상온 상태(예, 25도) 및 고온 상태(예, 35도)에서 기준 혈압 및 심박동 신호를 측정할 수 있다. 또는, 사용자는 정상 상태, 혈중 알콜 농도가 0.05%인 상태 및 혈중 알콜 농도가 0.1%인 상태에서 기준 혈압 및 심박동 신호를 측정할 수 있다. 또는, 사용자는 정상 상태, 가벼운 운동을 한 상태 및 격렬한 운동을 한 상태에서 기준 혈압 및 심박동 신호를 측정할 수 있다. 상술한 예는 일 실시 예이며, 기준 혈압 및 심박동 신호가 달라지는 다양한 상태에서 기준 혈압 및 심박동 신호는 측정될 수 있다. 또한, 도 11에는 3가지 상태에서 기준 혈압 및 심박동 신호를 측정하는 실시 예가 도시되어 있으나, 기준 혈압 및 심박동 신호는 팔의 높이, 자세의 변화 또는 신체 부하의 크기에 따른 3가지 상태, 5가지 상태 등 다양한 횟수의 상태에서 측정될 수 있다. 측정되는 상태의 횟수가 많아질수록 상대적으로 정확한 혈압이 식별될 수 있다.
- [0082] 웨어러블 장치(100)는 매회 측정된 기준 혈압을 입력받을 수 있다. 그리고, 웨어러블 장치(100)는 매회 측정된 심박동 신호 각각에 대해 마루값과 골값을 획득하여 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출하고, 각 측정시에 대응하는 입력된 기준 혈압에 매칭시킬 수 있다. 즉, 웨어러블 장치(100)는 팔을 든 상태에서 측정된 심박동 신호로부터 산출된 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간과 동시에 측정된 기준 혈압을 입력받아 매칭시키고, 팔을 수평으로 한 상태에서 측정된 심박동 신호로부터 산출된 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간과 동시에 측정된 기준 혈압을 입력받아 매칭시키며, 팔을 내린 상태에서 측정된 심박동 신호로부터 산출된 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간과 동시에 측정된 기준 혈압을 입력받아 매칭시킬 수 있다. 웨어러블 장치(100)는 기준 혈압과 매칭된 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간에 기초하여 혈압 측정 보정 곡선을 획득할 수 있다.
- [0083] 도 12는 본 개시의 일 실시 예에 따른 교정 과정을 수행하여 산출된 기준혈압에 따른 PPG 신호의 RT와 FT 시간 측정 값을 나타내는 도면이고, 도 13은 도 12의 데이터로 플롯하여 산출된 개인별 혈압 보정 곡선을 나타내는 도면이다.
- [0084] 도 12를 참조하면, 5명의 피험자에 대하여 3가지 팔의 상태, 즉, 팔을 올린 상태(low blood pressure 상태), 팔을 수평으로 한 상태(normal blood pressure 상태) 그리고 팔을 내린 상태(high blood pressure 상태)에서 각각 획득한 혈압측정치와 이에 따른 수축 상승 시간(RT) 및 이완 하강 시간(FT)를 표로 나타내었다. 상술한 바와 같이, 웨어러블 장치는 각각의 상태에서 산출된 수축 RT 및 FT 값을 입력된 기준 혈압에 매칭시켜 혈압 보정 곡선을 산출할 수 있다.
- [0085] 도 13에서는 도 12의 표에서 제시된 데이터를 기초로 5명의 피험자 A, B, C, D, E에 대하여 보간을 통해 얻은 혈압 변화에 따른 RT(실선) 및 FT(점선) 혈압 보정 곡선이 도시되어 있다.
- [0086] 예를 들어, 웨어러블 장치는 팔을 든 상태에서 혈압 98mmHg와 보정 수축 상승 시간 0.34초, 팔을 수평으로 한 상태에서 혈압 127mmHg와 보정 수축 상승 시간 0.308초, 팔을 내린 상태에서 혈압 152mmHg와 보정 수축 상승 시간 0.25초를 획득할 수 있다. 웨어러블 장치는 획득된 보정 수축 시간과 혈압과의 관계를 판단하고 최소자승 보간법 등 곡선 근사화 방식을 적용하여 측정점을 연결하는 보정 수축 상승 시간 곡선을 획득할 수 있다. 곡선 근

사화 방식은 복수의 데이터를 기반으로 이산적인 값 사이에 있는 점들을 근사화하여 곡선으로 추정하는 방식을 의미한다. 따라서, 개별 사용자에게 따른 보정 수축 상승 시간 곡선은 도 13(a) 내지 도 13(e)의 실선과 같이 획득될 수 있다.

- [0087] 또한, 팔을 든 상태에서 혈압 47mmHg와 이완 하강 시간 0.382초, 팔을 수평으로 한 상태에서 혈압 81mmHg와 이완 하강 시간 0.453초, 팔을 내린 상태에서 혈압 101mmHg와 이완 하강 시간 0.478초를 획득할 수 있다. 웨어러블 장치는 획득된 이완 하강 시간과 혈압과의 관계를 판단하고 곡선 근사화 방식을 적용하여 측정점을 연결하는 보정 이완 하강 시간 곡선을 획득할 수 있다. 따라서, 보정 이완 하강 시간 곡선은 도 13(a) 내지 도 13(e)의 점선과 같이 획득될 수 있다. 피험자 A, B, C, D 및 E에 대해 획득된 보정 곡선은 각각 도 13(a) 내지 도 13(e)에 나타내었고, 획득된 보정 곡선은 개인별로 각각 다양한 양태의 모양과 기울기를 가진 곡선임을 알 수 있다.
- [0088] 보정된 RT 및 FT 교정 곡선은 측정된 심박동 신호에서 혈압을 식별하기 위한 기준 곡선을 의미한다. 웨어러블 장치는 교정 모드 과정을 수행하여 기준 곡선을 획득하고, 측정 모드 과정을 수행하여 혈압을 식별할 수 있다. 웨어러블 장치는 사용자의 심박동 신호를 측정하고 측정된 심박동 신호에서 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출할 수 있다. 웨어러블 장치는 산출된 수축 상승 시간을 보정 수축 상승 시간 곡선 상에 대입하고, 대응되는 혈압을 수축기 혈압으로 식별할 수 있다. 또한, 웨어러블 장치는 산출된 이완 하강 시간을 보정 이완 하강 시간 곡선 상에 대입하고, 대응되는 혈압을 이완기 혈압으로 식별할 수 있다.
- [0089] 도 14a 및 도 14b는 본 개시의 일 실시 예에 따른 테스트 결과를 나타내는 도면이다. 즉, 도 14a 및 도 14b는 도 13의 혈압 보정 곡선을 이용하여 5명의 혈압을 임의의 시간에 측정한 결과이며, 각각 피험자 A와 B에 대한 개인 맞춤형 보정 곡선을 이용하여 측정된 혈압이 최소 오차를 가진다는 것을 보여준다.
- [0090] 도 14a에는 기준 혈압, 본 개시의 일 실시 예에 따라 측정된 혈압 및 오차가 도시되어 있다. 표의 첫 번째 줄은 A 사용자의 보정 곡선을 이용하여 임의의 시간에 A의 혈압을 추정하고 측정된 결과이다. 즉, A에 대해 5회 측정된 기준 혈압과 본 개시의 방식에 따른 혈압의 오차는 수축기 및 이완기를 전체 평균하여 약 4% 이내로 나타났고, 수축기 혈압의 평균오차(2.4%)가 이완기 혈압의 평균오차(3.8%)보다 작게 나타났다. 도 14a의 데이터 중 두 번째 줄부터는 피험자의 A의 보정 곡선을 이용하여 나머지 4명의 혈압을 각 5회씩 측정된 결과를 보여준다. 이 결과를 보면 A 사용자의 교정 데이터로 자신(A)을 측정된 결과에 비해 최소 10%에서 최대 50%까지 오차가 크게 나타남을 볼 수 있다.
- [0091] 도 14b의 데이터는 B 사용자의 교정 데이터에 기초하여 자신(B)과 4명의 다른 사람들을 측정할 결과로서 B 자신을 제외한 나머지 피험자들의 측정 결과는 오차가 매우 크게 나타났음을 알 수 있다. 즉, 본 개시의 방식으로 측정된 혈압은 완전히 정확한 혈압은 아니지만, 상당히 낮은 오차를 보임으로써 평상시 일반 사용자가 충분히 참고할 정도의 혈압을 나타낸다.
- [0092] 상술한 바와 같이, PPG 센서는 개인적인 특성에 따라 측정되는 심박동 신호가 달라질 수 있다. 따라서, 다른 사람의 심박동 신호에 기초하여 특정 사용자의 혈압을 측정하는 경우 오차가 많이 발생할 수 있다. 도 14a 내지 도 14b에서의 5명에 대한 혈압 보정 곡선 및 측정 결과를 토대로 각 사용자 자신의 혈압 보정 곡선을 사용하여 혈압을 측정했을 때와 다른 사람들의 혈압을 측정했을 때의 오차를 정리한 결과가 도 15에 도시되어 있다.
- [0093] 도 15는 본 개시의 일 실시 예에 따른 자기 보정 곡선에 기초하여 측정된 혈압 오차 및 타인 보정 곡선에 기초하여 측정된 혈압 오차를 나타내는 도면이다. 즉, 도 15에는 도 14의 A 사용자 및 B 사용자를 포함한 5명의 측정대상자들에 대해 자기 교정 곡선을 사용했을 때와 타인의 교정곡선을 사용 했을 때의 오차를 종합 비교한 도면이 도시되어 있다.
- [0094] 도 15를 참조하면, 각 개인의 혈압 보정 곡선을 자신이 사용하는 경우 오차가 전체적으로 4% 미만인 것을 확인할 수 있고, 타인을 대상으로 한 측정 결과는 최저 15%에서 최고 22.4%의 오차가 발생하므로 자기 교정을 하지 않고 PPG를 이용한 혈압 측정의 실용성이 없다는 것을 알 수 있다.
- [0095] 도 16은 본 개시의 일 실시 예에 따른 측정 정확도와 교정 과정이 없는 기존 혈압계의 측정 정확도를 비교하는 도면이다.
- [0096] 도 16(a)에는 5명의 피험자들에 대해 교정 과정이 없는 기존 모델의 기준 혈압계 측정치 대비 혈압 지시치가 도시되어 있다. 이 데이터를 보면 혈압 측정치들이 직선상에 분포하지 않고 많이 떨어져 있음을 보여주며 기준 혈압과 수축기 혈압의 상관 계수는 0.42이고 이완기 혈압의 상관 계수는 0.26 정도에 지나지 않았다.

- [0097] 도 16(b)에는 5명의 피험자들에 대해 본 개시에 의한 기준 혈압계 측정치 대비 혈압 지시치가 도시되어 있다. 도 16(b)에 도시된 결과는 수축기 혈압의 상관 계수가 0.97, 이완기 혈압의 상관 계수가 0.98로서 도 16(a)에 도시된 결과보다 훨씬 높게 나타났다. 따라서, 본 개시의 방식에 따라 측정된 혈압은 비교적 정확한 결과를 나타낸다.
- [0098] 도 17은 본 개시의 일 실시 예에 따른 PPG 센서의 형태를 나타내는 도면이다.
- [0099] 도 17을 참조하면 PPG 센서가 피부에 접촉되었을 때 발광 소자(111)와 수광 소자(112)의 컴비네이션이 선택되어 동맥 혈관으로부터 다양한 입사 각도에서 반사되는 신호를 최상의 조건에서 획득하여 신호 대 잡음비(S/N)를 높일 수 있도록 발광 소자(111)와 수광 소자(112)가 번갈아 배치된 PPG 센서(110)가 도시되어 있다. 도 17에는 사각형 형태의 PPG 센서(110)가 도시되어 있으나, PPG 센서(110)는 삼각형, 사각형, 오각형, 육각형, 원형 등 다양한 형태로 구현될 수 있다. 그리고, PPG 센서(110)는 발광 소자(111) 및 수광 소자(112)를 포함하는데 발광 소자(111) 및 수광 소자(112)는 일정한 간격으로 번갈아 배치될 수 있다.
- [0100] 지금까지, 본 개시의 웨어러블 장치의 다양한 실시 예를 설명하였다. 아래에서는 웨어러블 장치 제어 방법의 흐름도를 설명한다.
- [0101] 도 18은 본 개시의 일 실시 예에 따른 웨어러블 장치 제어 방법의 흐름도이다.
- [0102] 웨어러블 장치는 PPG 센서를 포함하고, 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 PPG 센서에 의해 측정된 사용자의 심박동 신호에 기초하여 사용자에게 대한 혈압 측정용 보정 곡선을 획득한다(S1810). 먼저, 웨어러블 장치는 교정 모드 과정을 수행할 수 있다. 교정 모드는 혈압 측정을 위한 개인별 혈압 측정용 보정 곡선을 획득하는 과정을 의미한다. 웨어러블 장치는 혈압 및 심박동 신호가 다르게 나타나는 서로 다른 상태에서 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 사용자의 심박동 신호를 복수 회 측정하고, 측정된 기준 혈압 및 심박동 신호에 기초하여 혈압 측정용 보정 곡선을 획득할 수 있다. 예를 들어, 서로 다른 상태는 기준 혈압계 및 웨어러블 장치를 착용한 팔의 높이가 다른 상태, 주변 온도가 다른 상태, 사용자의 혈중 알콜 농도가 다른 상태 또는 사용자의 활동정도가 다른 상태 등을 포함할 수 있다.
- [0103] 웨어러블 장치는 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별한다(S1820). 웨어러블 장치는 혈압 측정용 보정 곡선이 획득되면 측정 모드 과정을 수행할 수 있다. 측정 모드는 사용자의 심박동 신호를 측정하여 획득된 혈압 측정용 보정 곡선에 기초하여 사용자의 혈압을 식별하는 과정을 의미한다.
- [0104] 도 19는 본 개시의 일 실시 예에 따른 교정 모드 동작 방법의 흐름도이다.
- [0105] 웨어러블 장치에 포함된 PPG 센서가 턴-온 되고, 발광 소자 및 수광 소자에 전원이 공급될 수 있다. 일 실시 예로서, PPG 센서는 직접적으로 턴-온 될 수 있고, 혈압 측정 앱의 실행에 따라 간접적으로 턴-온 될 수도 있다. 웨어러블 장치는 발광 소자 및 수광 소자의 최적의 조합을 탐색할 수 있다(S1910). PPG 센서는 신호 대 잡음비가 우수한 신호를 획득하기 위하여 복수의 발광 소자와 수광 소자를 포함하는 링형(ring type) 센서부의 수광 소자 및 발광 소자를 교대로 구동함으로써 발광 소자와 수광 소자의 최적의 쌍을 찾고, 찾은 발광 소자와 수광 소자의 쌍을 이용하여 교정 및 측정을 수행할 수 있다. 웨어러블 장치는 교정 모드의 선택 및 측정 포인트의 수에 대한 입력을 받을 수 있다. 사용자는 교정 모드 및 측정 포인트의 수를 선택하고 기준 혈압계와 함께 웨어러블 장치를 동시에 착용할 수 있다.
- [0106] 웨어러블 장치는 기준 혈압계에 의한 기준 혈압의 측정과 동시에 사용자의 심박동 신호를 측정할 수 있다(S1920). 웨어러블 장치는 측정된 심박동 신호의 마루값과 골값을 획득할 수 있다(S1930). 한편, 웨어러블 장치는 심박동 신호에서 마루값과 골값을 획득하기 위해 심박동 신호의 잡음 제거, 증폭 등의 신호 처리 과정을 수행할 수도 있다. 웨어러블 장치는 기준 혈압계에서 측정된 기준 혈압을 입력받을 수 있다(S1940). 예를 들어, 웨어러블 장치는 기준 혈압을 사용자에게 의해 입력받을 수 있고, 통신 인터페이스를 통해 기준 혈압계로부터 전송받을 수도 있다.
- [0107] 웨어러블 장치는 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간(RT) 및 이완 하강 시간(FT)을 산출할 수 있다. 그리고, 웨어러블 장치는 산출된 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 입력된 기준 혈압과 매칭시킬 수 있다(S1950). 웨어러블 장치는 보정을 위해 설정된 측정 횟수와 일치하는지 판단할 수 있다(S1960). 웨어러블 장치는 현재 측정 횟수가 설정된 측정 횟수와 일치하지 않는 경우, 자세 변경 메시지를 출력하고 심박동 측정 과정부터 매칭 과정까지 반복할 수 있다. 웨어러블 장치는 현재 측정 횟수가 설정된 측정 횟수와 일치하는 경우, 기준 혈압과 매칭된 복수의 수축 상승 시간의 데이터 및 복수의 이완 하강 시간의 데이터 각각에 기초하여 혈압

측정용 보정 곡선을 획득할 수 있다(S1970). 혈압 측정용 보정 곡선은 보정 수축 상승 시간 곡선 및 이완 하강 시간 곡선을 포함할 수 있다. 웨어러블 장치는 기준 혈압과 매칭된 복수의 수축 상승 시간의 데이터를 기반으로 곡선 근사화 방식을 적용하여 보정 수축 상승 시간 곡선을 획득하고, 기준 혈압과 매칭된 복수의 이완 하강 시간의 데이터를 기반으로 곡선 근사화 방식을 적용하여 보정 이완 하강 시간 곡선을 획득할 수 있다.

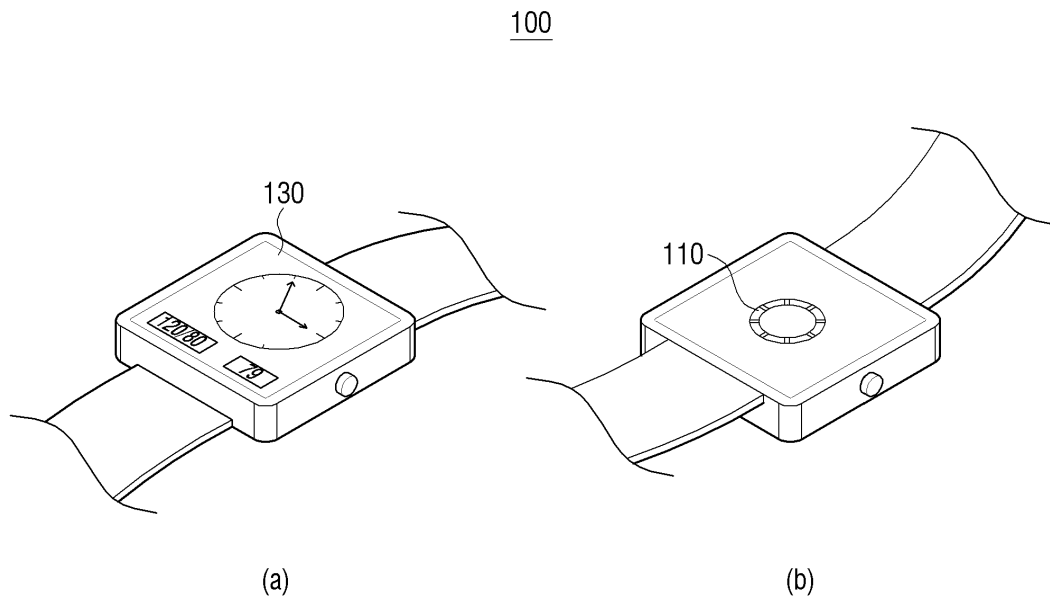
- [0108] 도 20은 본 개시의 일 실시 예에 따른 측정 모드 동작 방법의 흐름도이다.
- [0109] 웨어러블 장치는 미리 설정된 측정 빈도(또는 시간)에 따라 PPG 센서를 턴-온 할 수 있다. 웨어러블 장치는 사용자의 심박동 신호를 측정할 수 있다(S2010). 웨어러블 장치는 측정된 심박동 신호에서 마루값과 골값을 획득할 수 있다(S2020). 한편, 웨어러블 장치는 심박동 신호에서 마루값과 골값을 획득하기 위해 심박동 신호의 잡음 제거, 증폭 등의 신호 처리 과정을 수행할 수도 있다.
- [0110] 웨어러블 장치는 획득된 마루값과 골값을 기초로 수축 상승 시간 및 이완 하강 시간을 산출할 수 있다(S2030). 웨어러블 장치는 산출된 수축 상승 시간 및 획득된 보정 수축 상승 시간 곡선에 기초하여 수축기 혈압을 식별하고, 산출된 이완 하강 시간 및 획득된 보정 이완 하강 시간 곡선에 기초하여 이완기 혈압을 식별할 수 있다(S1340). 즉, 웨어러블 장치는 산출된 수축 상승 시간을 보정 수축 상승 시간 곡선 상에 위치시켜 대응되는 혈압을 수축기 혈압으로 식별하고, 산출된 이완 하강 시간을 보정 이완 하강 시간 곡선 상에 위치시켜 대응되는 혈압을 이완기 혈압으로 식별할 수 있다. 웨어러블 장치는 메모리를 포함하고, 메모리는 보정 수축 상승 시간 곡선 및 보정 이완 하강 시간 곡선을 저장할 수 있다.
- [0111] 웨어러블 장치는 식별된 사용자의 혈압을 출력할 수 있고, 사용자 식별 정보 또는 시간 정보를 식별된 혈압 정보에 태깅하여 메모리에 저장하거나 외부 장치로 전송할 수도 있다.
- [0112] 상술한 다양한 실시 예에 따른 웨어러블 장치의 제어 방법은 컴퓨터 프로그램 제품으로 제공될 수도 있다. 컴퓨터 프로그램 제품은 S/W 프로그램 자체 또는 S/W 프로그램이 저장된 비일시적 판독 가능 매체(non-transitory computer readable medium)를 포함할 수 있다.
- [0113] 비일시적 판독 가능 매체란 레지스터, 캐쉬, 메모리 등과 같이 짧은 순간 동안 데이터를 저장하는 매체가 아니라 반영구적으로 데이터를 저장하며, 기기에 의해 판독(reading)이 가능한 매체를 의미한다. 구체적으로는, 상술한 다양한 어플리케이션 또는 프로그램들은 CD, DVD, 하드 디스크, 블루레이 디스크, USB, 메모리카드, ROM 등과 같은 비일시적 판독 가능 매체에 저장되어 제공될 수 있다.
- [0114] 또한, 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어져서는 안될 것이다.

부호의 설명

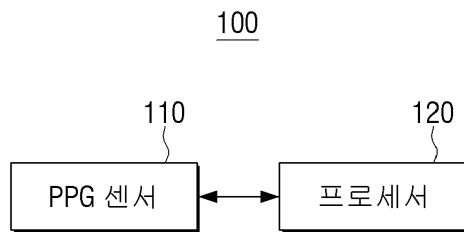
- [0115] 100: 웨어러블 장치 110: PPG 센서
- 120: 프로세서 130: 출력부

도면

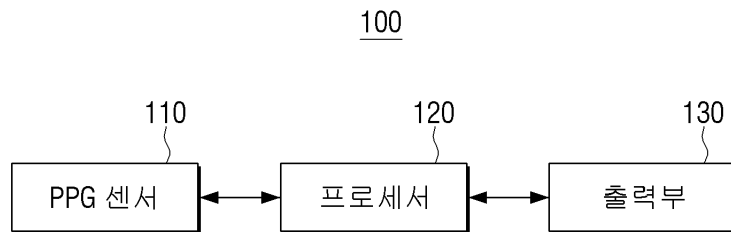
도면1



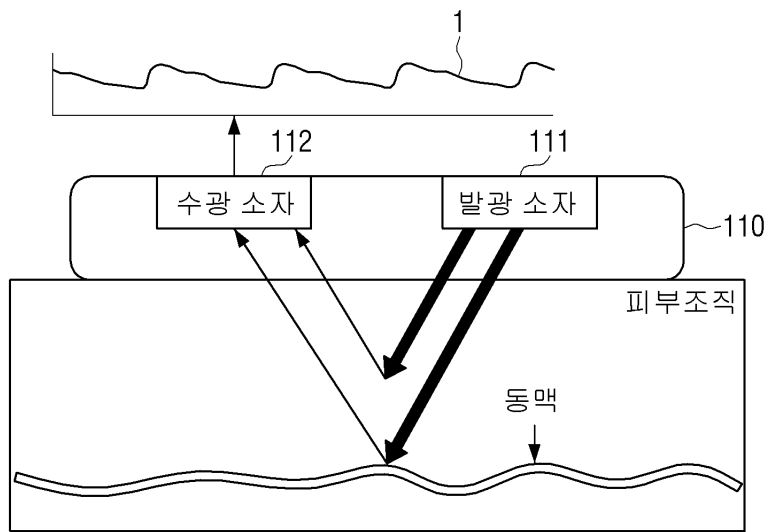
도면2a



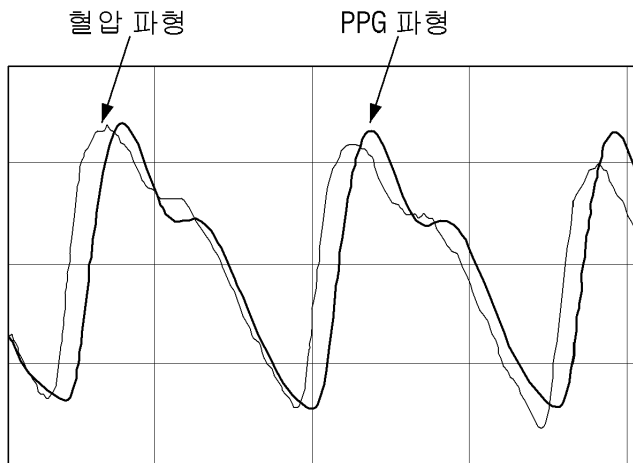
도면2b



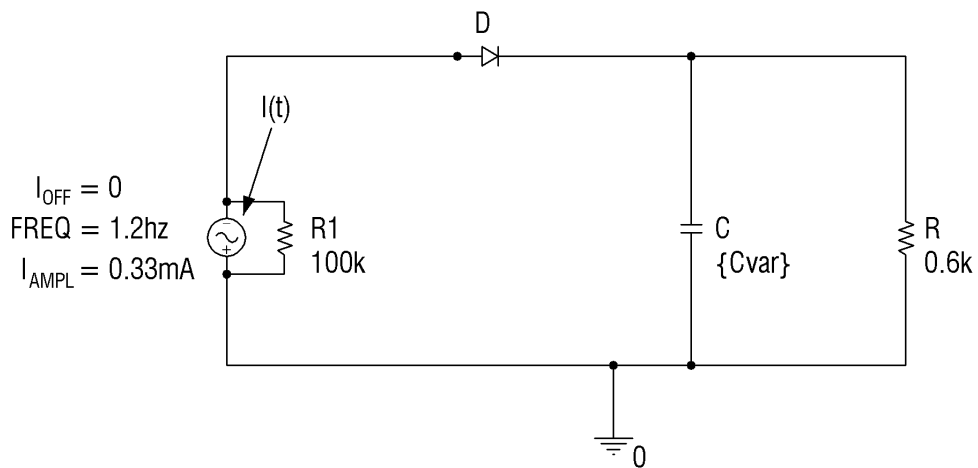
도면3



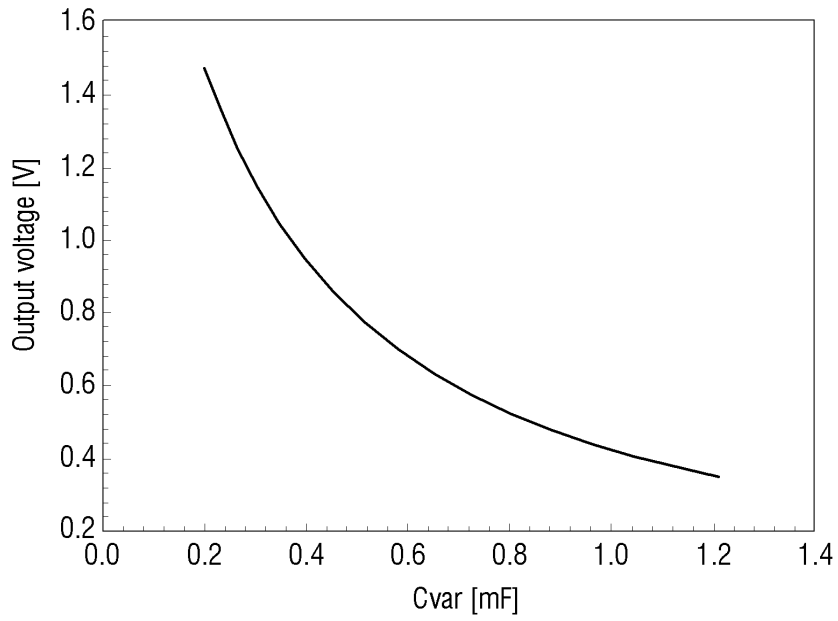
도면4



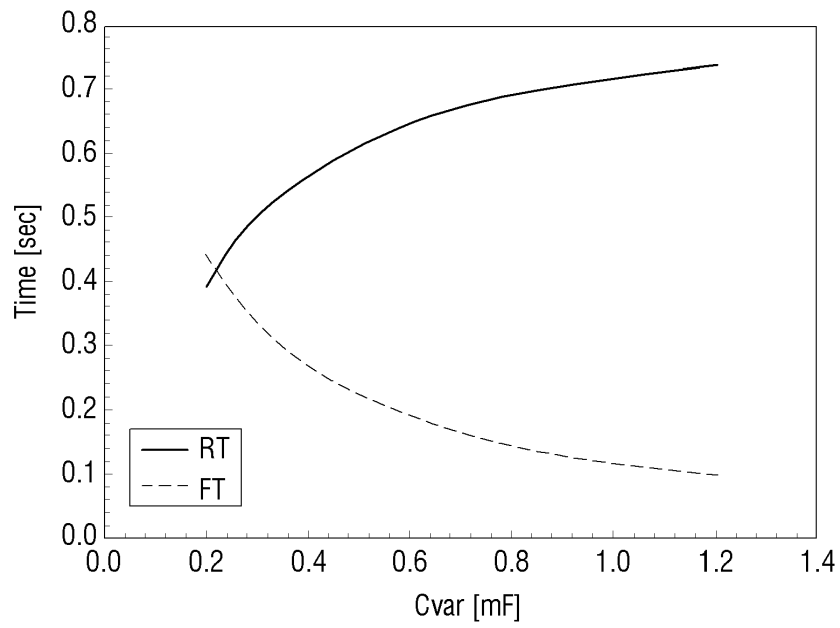
도면5



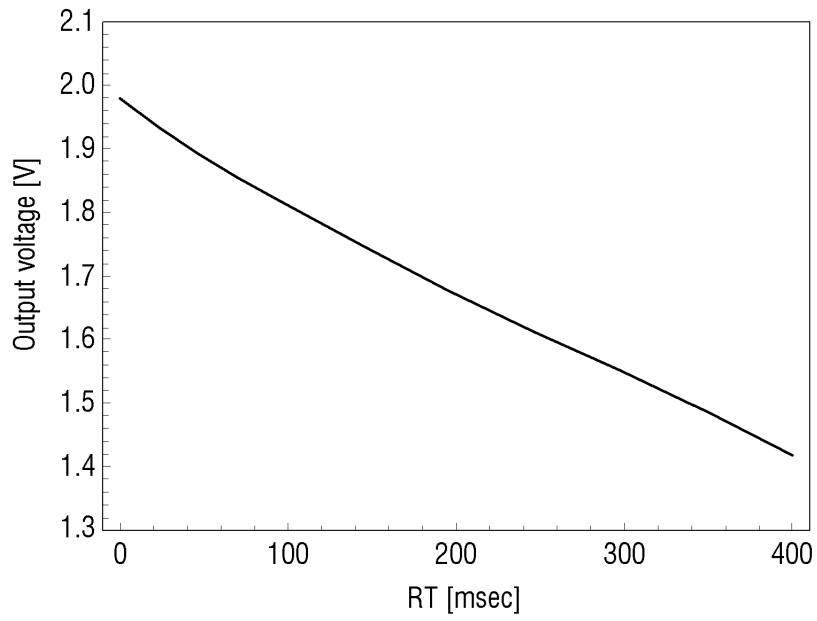
도면6



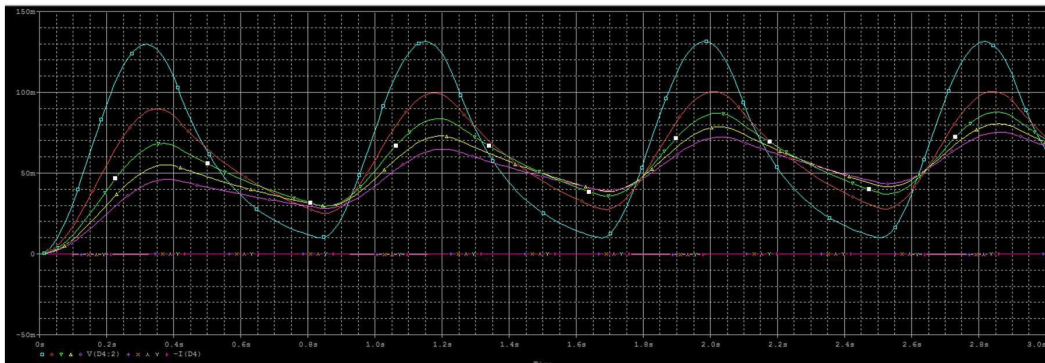
도면7



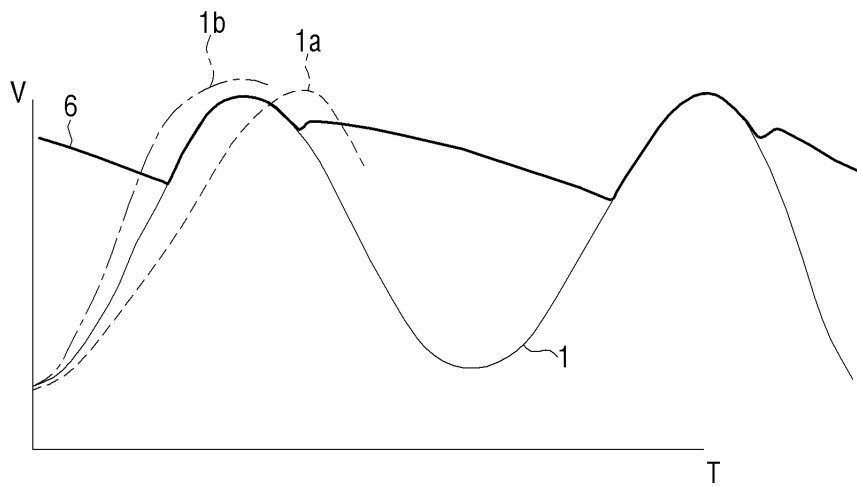
도면8



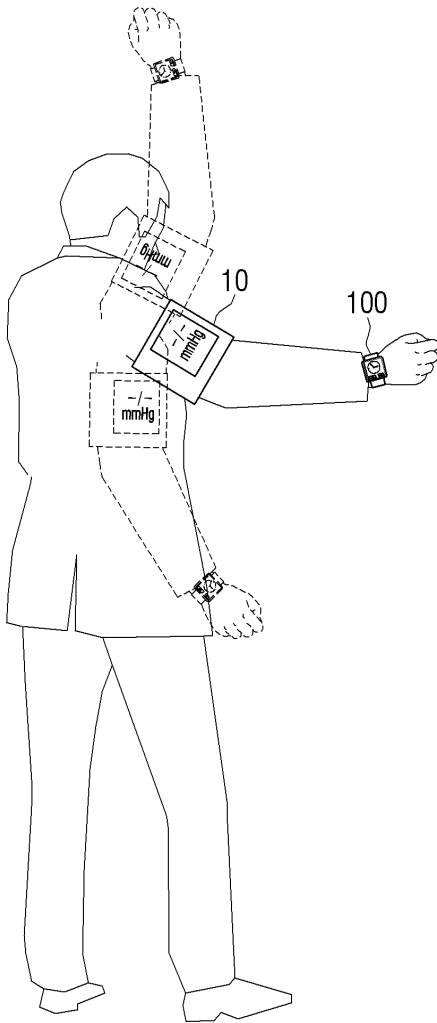
도면9



도면10



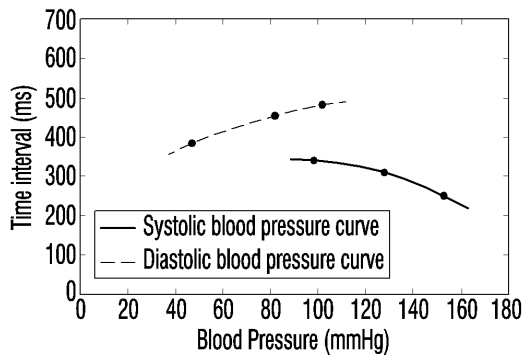
도면11



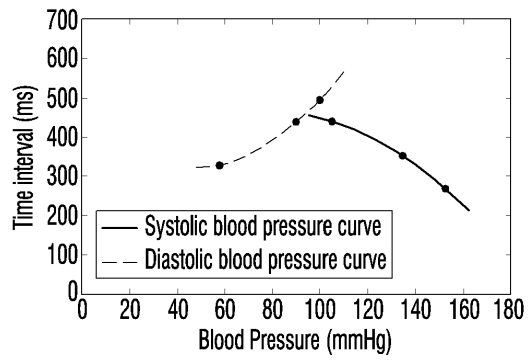
도면12

No.	Low blood pressure			Normal blood pressure			High blood pressure		
	Rising Time (ms)	Falling Time (ms)	Blood pressure (sys/dia)	Rising Time (ms)	Falling Time (ms)	Blood pressure (sys/dia)	Rising Time (ms)	Falling Time (ms)	Blood pressure (sys/dia)
A	340	382	98/47	308	453	127/81	250	478	152/101
B	367	402	105/58	349	436	135/90	266	494	153/100
C	362	295	91/60	329	368	114/73	296	408	132/91
D	386	283	91/45	367	350	104/66	358	360	127/85
E	344	357	107/59	340	387	140/93	268	422	151/99

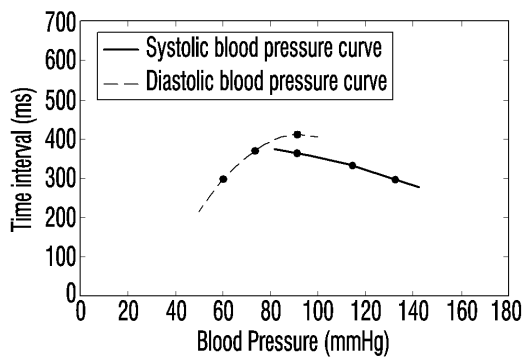
도면13



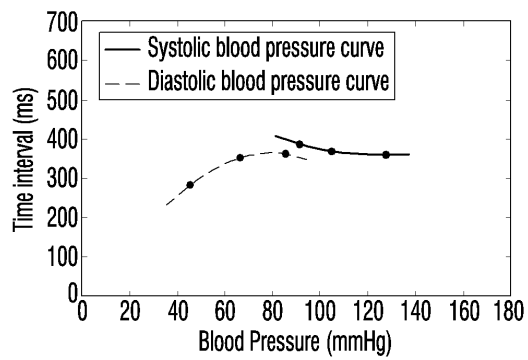
(a)



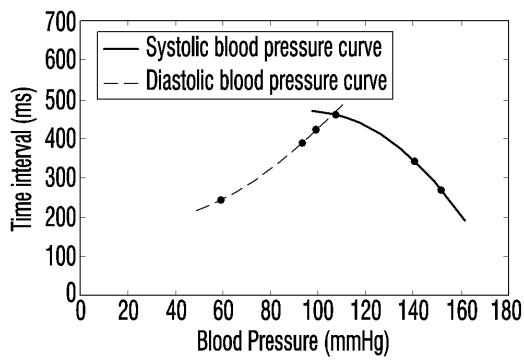
(b)



(c)



(d)



(e)

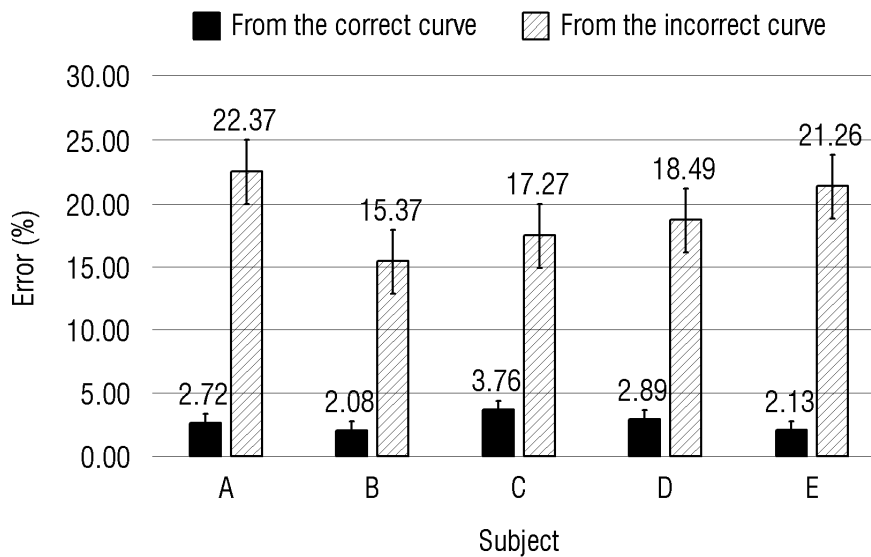
도면14a

	Reference blood pressure (mmHg)		Estimation blood pressure (mmHg)		Error (%)		
	Systolic	Diastolic	Systolic	Diastolic	Systolic	Diastolic	
A	153	100	154	99	0.65	1	
	153	102	153	101	0	0.98	
	129	83	134	78	3.88	6.02	
	99	47	102	45	3.03	4.26	
	101	47	102	44	0.99	6.38	
	B	154	101	149	134	3.25	19.80
		154	102	149	121	3.25	18.63
		121	78	89	58	26.45	25.64
		134	91	89	71	33.58	21.98
		110	70	89	36	19.09	48.57
	C	136	95	134	66	1.47	30.53
		112	74	89	52	20.54	29.73
		131	85	126	57	3.82	32.94
		99	61	89	28	10.10	54.10
		104	65	89	42	14.42	35.38
	D	120	81	136	46	13.33	43.21
		109	70	89	39	18.35	44.29
		114	72	89	37	21.93	48.61
		125	84	111	39	11.20	53.57
		91	61	89	33	2.20	45.90
E	155	103	149	76	3.87	26.21	
	139	90	117	49	15.83	45.56	
	140	91	112	41	20.00	54.95	
	119	63	89	35	25.21	44.44	
	120	63	89	34	25.83	46.04	

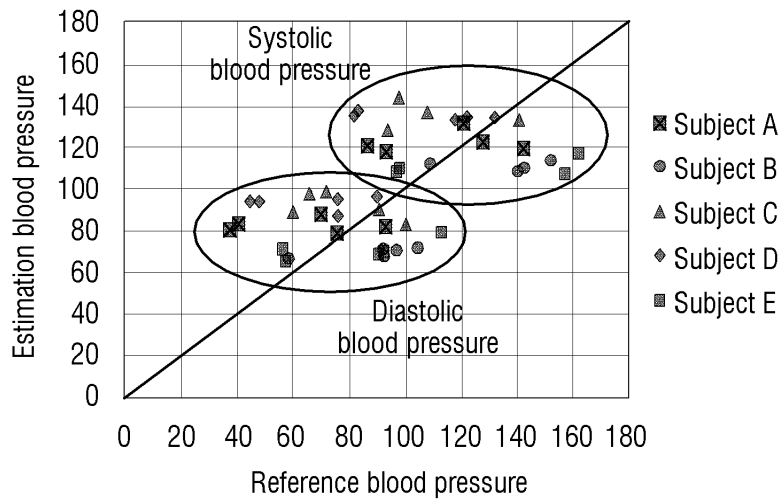
도면14b

	Reference blood pressure (mmHg)		Estimation blood pressure (mmHg)		Error (%)	
	Systolic	Diastolic	Systolic	Diastolic	Systolic	Diastolic
A	153	100	157	41	2.61	59.00
	153	102	156	41	1.96	59.80
	129	83	148	92	14.73	10.84
	99	47	95	69	4.04	46.81
	101	47	117	69	15.84	46.81
B	154	101	154	103	0	1.98
	154	102	154	103	0	0.98
	121	78	117	75	3.31	3.85
	134	91	128	90	4.48	1.10
	110	70	106	69	3.64	1.43
C	136	95	148	51	8.82	46.32
	112	74	117	57	4.46	22.97
	131	85	145	82	10.69	3.53
	99	61	133	69	34.34	13.11
	104	65	123	75	18.27	15.38
D	120	81	149	69	24.17	14.81
	109	70	105	69	3.67	1.43
	114	72	131	69	14.91	4.17
	125	84	93	69	25.60	17.86
	91	61	117	69	28.57	13.11
E	155	103	154	92	0.65	10.68
	139	90	142	67	2.16	25.56
	140	91	141	69	0.71	24.18
	119	63	117	69	1.68	9.52
	120	63	117	69	2.50	9.52

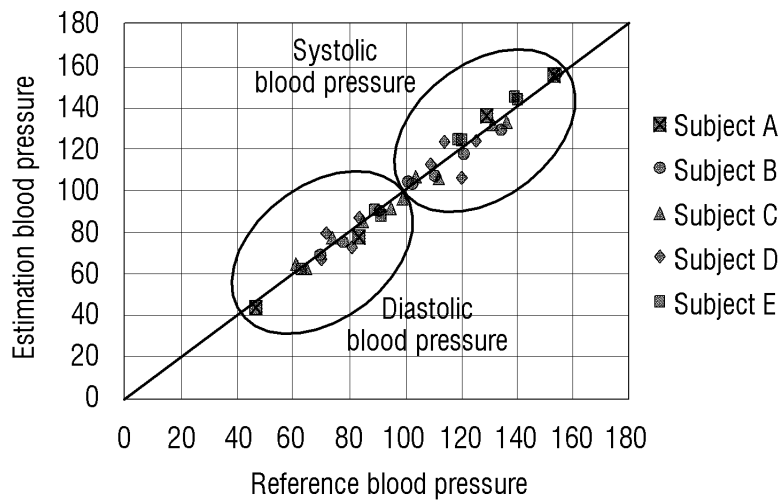
도면15



도면16



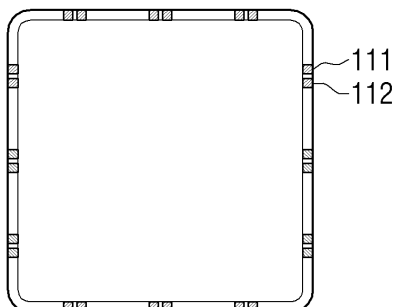
(a)



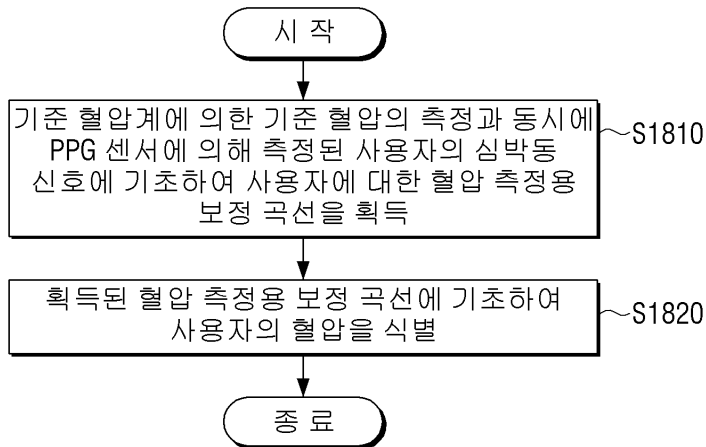
(b)

도면17

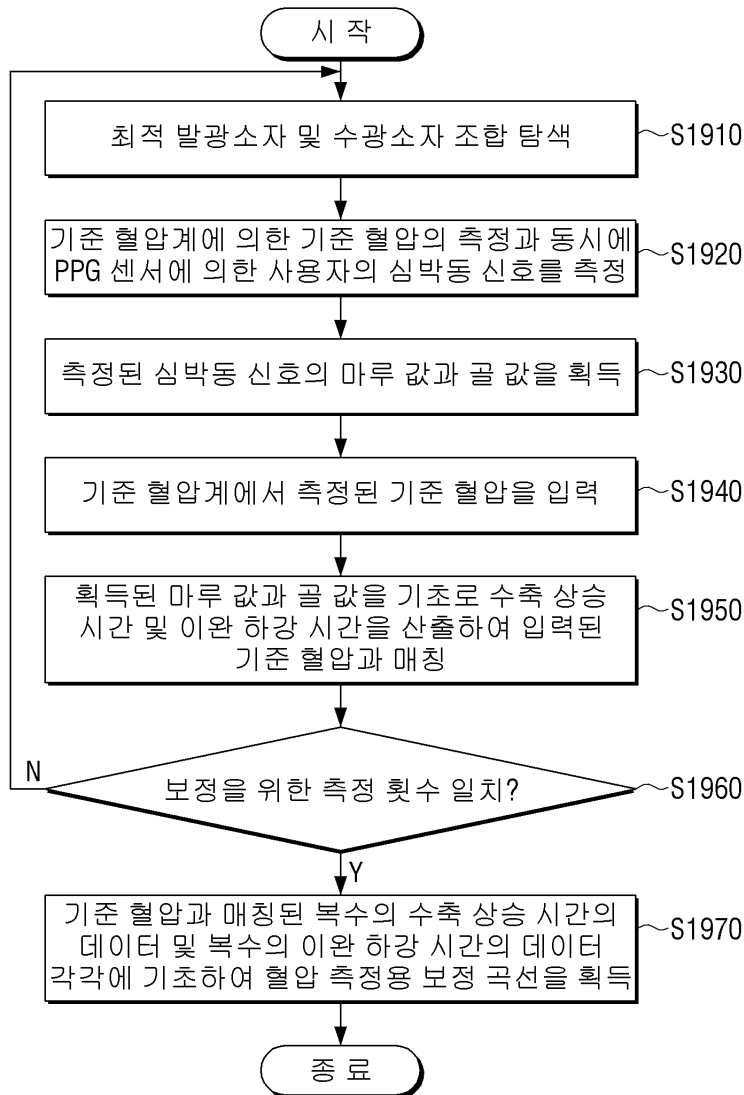
110



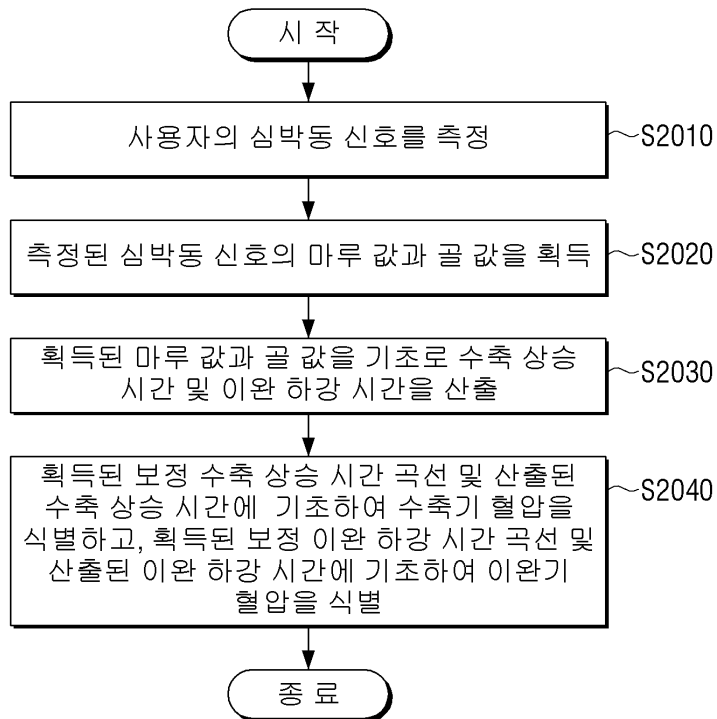
도면18



도면19



도면20



专利名称(译)	可穿戴设备和控制方法		
公开(公告)号	KR1020190088751A	公开(公告)日	2019-07-29
申请号	KR1020180007219	申请日	2018-01-19
申请(专利权)人(译)	庆北国立学术基金会		
[标]发明人	조진호 공호준 최원석		
发明人	조진호 공호준 최원석		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0059 A61B5/02416 A61B5/7235 A61B5/7275		
代理人(译)	Gimtaeheon		
其他公开文献	KR102091066B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种可穿戴设备和控制方法。包括PPG传感器的可穿戴设备的控制方法包括以下步骤：基于由PPG传感器测量的用户的心率信号，与通过测量参考血压同时获得用于用户的血压测量的校正曲线。参考血压监测器；根据测量的校正曲线识别用户的血压的步骤。可以准确测量血压。

100

