



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0067131
(43) 공개일자 2017년06월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02 (2013.01)
A61B 5/02007 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0120252
(22) 출원일자 2016년09월20일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
1020150173149 2015년12월07일 대한민국(KR)

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
최병훈
경기도 수원시 영통구 웰빙타운로 70, 8704동 20
2호(이의동, 광교 호반베르디움)
고현우
경기도 용인시 기흥구 중부대로746번길 21, 203동
304호(상하동, 지식마을진흥터루벤스2단지아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
정홍식, 김태현

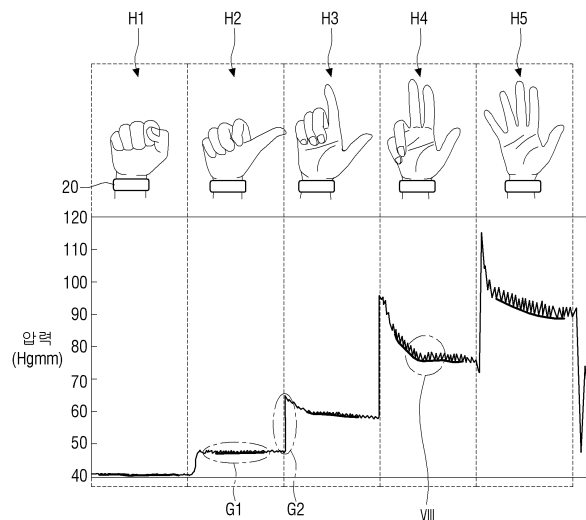
전체 청구항 수 : 총 23 항

(54) 발명의 명칭 혈압 측정 장치 및 이를 이용한 혈압 측정 방법

(57) 요약

혈압 측정 장치 및 이를 이용하는 혈압 측정 방법이 개시된다. 개시된 혈압 측정 방법은 맥파전달시간을 산출하는 단계; 혈관 탄성도를 측정하는 단계; 및 상기 맥파전달시간 및 혈관 탄성도를 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 측정하는 단계;를 포함하며, 상기 혈관 탄성도는 적어도 2 이상의 서로 다른 손 모양을 취한 자세에서 각각 측정될 수 있다.

대표도 - 도7a



(52) CPC특허분류

A61B 5/02014 (2013.01)
A61B 5/02125 (2013.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
A61B 5/0402 (2013.01)
A61B 5/681 (2013.01)
A61B 2562/02 (2013.01)
A61B 2562/0247 (2013.01)

(72) 발명자

김현수

서울특별시 용산구 한강대로53길 16, 101동 2201호(한강로2가, 용산파크e편한세상)

백현재

서울특별시 송파구 잠실로 62, 331동 2703호(잠실동, 트리지움)

신재욱

경기도 수원시 영통구 권광로260번길 36, 132동 101호(매탄동, 현대힐스테이트아파트)

윤치열

경기도 화성시 메타폴리스로 6, 313동 101호(반송동, 동탄시범다은마을 삼성래미안)

조재걸

경기도 용인시 수지구 진산로 108, 611동 302호(풍덕천동, 진산마을삼성래미안6차아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

맥파전달시간(PTT, pulse transit time)을 산출하는 단계;

혈관 탄성도(ASI, Arterial stiffness index)를 측정하는 단계; 및

상기 맥파전달시간 및 혈관 탄성도를 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 산출하는 단계;를 포함하는,
상기 혈관 탄성도는 적어도 2 이상의 서로 다른 손 모양을 취한 자세에서 각각 측정되는, 혈압 측정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 손 모양은 손가락을 모두 펴거나 적어도 하나를 접은 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 손 모양은 주먹을 쥐거나 주먹을 쥔 상태에서 적어도 하나의 손가락을 편 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 손 모양은 손가락을 오므린 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 손 모양은 적어도 2 이상의 손가락을 서로 붙인 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 손 모양은 손가락들이 모두 비접촉되도록 떨어진 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 손 모양은 손목을 어느 한 방향으로 꺾은 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 손 모양은 손목을 미리 설정된 각도로 꺾은 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 9

제2항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 손 모양은 손목을 어느 한 방향으로 꺾은 형상인, 혈압 측정 방법.

청구항 10

보정용 수축기 혈압 및 보정용 이완기 혈압을 측정하는 단계;

보정용 맥파전달시간 및 보정용 혈관 탄성도를 측정하는 단계;

적어도 2 이상의 서로 다른 손 모양이 취해진 각 상태에서 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 산출하는 단계; 및

상기 보정용 수축기 혈압 및 보정용 이완기 혈압과, 보정용 맥파전달시간 및 보정용 혈관 탄성도와, 상기 산출된 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 통해 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 산출하는 단계;를 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 산출된 맥파전달시간은 광용적맥파 신호와 심전도 신호를 이용하여 산출되는, 혈압 측정 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 혈관 탄성도는 각 손 모양에 대하여 손목을 가압하는 기준압력과 각 기준압력 하에서 심장 박동에 의한 변동압력을 측정하여 상기 기준압력과 상기 변동압력에 대응하는 값들을 만족하는 그래프를 구하여 하기 식 1로부터 구해지는, 혈압 측정 방법.

(식 1)

$$y=a \cdot e^{bx}+c$$

여기서, x는 기준압력, y는 변동압력, b는 혈관 탄성도, a 및 c는 상수임.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 이완기 혈압은 하기 식 2 내지 식 4에 의해 구해지는, 혈압 측정 방법.

(식 2)

$$P_{SD0}=P_{S0}-P_{D0}$$

여기서, P_{S0}는 보정용 수축기 혈압, P_{D0}는 보정용 이완기 혈압임.

(식 3)

$$P_{SD}=P_{SD0}\left(\frac{e^b}{e^{b_0}}\right)\left(\frac{PTT_0}{PTT}\right)^2$$

여기서, PTT₀은 보정용 맥파전달시간, PTT는 혈압 측정 시 맥파전달시간, b₀은 보정용 혈관 탄성도, b는 혈압 측정 시 혈관 탄성도임.

(식 4)

$$P_D=\frac{e^b(b_0-b)}{0.018}+\frac{e^b}{e^{b_0}}(P_{D0}+k_0P_{SD0})-kP_{SD}$$

여기서, P_D는 혈압 측정 시 이완기 혈압, k는 상수임.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 수축기 혈압은 하기 식 5에 의해 구해지는, 혈압 측정 방법.

(식 5)

$$P_S = P_D + P_{SD}$$

여기서, P_S 는 혈압 측정 시 수축기 혈압임.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 k 는 하기 식 6에 의해 구해지는, 혈압 측정 방법.

(식 6)

$$k = \frac{\int_a^b f(x)}{|Bb - Ba| \cdot H}$$

여기서, $f(x)$ 는 변동압력이 이루는 파형의 면적, $Bb - Ba$ 는 변동파형의 폭, H 는 변동파형의 높이임.

청구항 16

제1항에 있어서,

제1 자세의 손 모양을 안내하는 단계;

미리 설정된 시간 동안 손목에 가해지는 제1 압력 편차를 측정하는 단계;

상기 제1 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내가 아니면 다시 제1 자세의 손 모양을 안내하고, 상기 제1 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내이면 제1 혈관 탄성도를 측정하는 단계;

제2 자세의 손 모양을 안내하는 단계;

상기 제1 자세에서 제2 자세로 손 모양을 변경함에 따라 손목에 가해진 압력의 제1 기울기가 앞서 측정된 손목에 가해진 압력의 제2 기울기보다 큰 지 판단하는 단계;

상기 제1 기울기가 제2 기울기보다 작으면 다시 제2 자세의 손모양을 안내하고, 상기 제1 기울기가 제2 기울기보다 크면 미리 설정된 시간 동안 손목에 가해지는 제2 압력 편차를 측정하는 단계; 및

상기 제2 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내가 아니면 다시 제2 자세의 손 모양을 안내하고, 상기 제2 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내이면 제2 혈관 탄성도를 측정하는 단계;를 더 포함하는, 혈압 측정 방법.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 제1 및 제2 자세는 이미지, 텍스트 및 음성 중 적어도 어느 하나로 안내되는, 혈압 측정 방법.

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 혈관 탄성도를 측정하는 단계는 ECG 신호의 검출 여부에 따라 혈압 측정 장치의 미리 설정된 착용 자세를 안내하는, 혈압 측정 방법.

청구항 19

사용자의 손목을 감싸도록 착용되는 착용부;

상기 착용부에 배치되어 사용자의 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 검출하기 위한 센서부;

상기 센서부에 의해 검출된 상기 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 이용하여 사용자의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 산출하는 제어부; 및

상기 제어부에 의해 산출된 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 디스플레이 하는 디스플레이부;를 포함하며,

상기 센서부는 착용부에 의해 손목에 가압되는 정도를 달리하도록 적어도 2이상의 서로 다른 손 모양을 취한 상태의 압력을 검출하는, 혈압 측정 장치.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 센서부는 광용적맥파(PPG, photo-plethysmograph) 센서, 심전도(ECG, electrocardiogram) 센서 및 압력센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압 측정 장치.

청구항 21

제19항에 있어서,

상기 센서부는 상기 착용부에 설치되어 손 모양에 따라 가압되도록 내측에 공기가 장입된 셀의 압력을 측정함에 따라 사용자의 손목에 가해지는 기준압력과 상기 기준압력 하에서 심장 박동에 따라 변동하는 변동압력을 검출하는 것을 특징으로 하는 혈압 측정 장치.

청구항 22

제19항에 있어서,

상기 센서부는 손 모양에 따라 사용자의 손목에 가압되는 압력을 직접 검출하도록 상기 착용부의 일면에 배치되는 것을 특징으로 하는 혈압 측정 장치.

청구항 23

제19항에 있어서,

상기 센서부는 상기 착용부와 상기 손목 사이에 배치되는 것을 특징으로 하는 혈압 측정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈압 측정 장치 및 이를 이용한 혈압 측정 방법에 관한 것으로, 특히 심장 박동에 의해 혈관 내로 혈액이 흐를 때 발생하는 주기적인 변화를 손목에서 감지하여 요골 동맥의 혈압을 측정할 수 있는 혈압 측정 장치 및 이를 이용한 혈압 측정 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 인체에 손상을 가하지 않는 비침습적(non-invasive) 방법은 병원 및 가정에서 혈압을 측정하는 방법이다. 비침습적 방법은 크게 코로트코프 소리 방법(Korotkoff-sound method)과 오실로메트릭 방법(Oscillometric method)을 들 수 있다.

[0003] 코로트코프 소리 방법은 상완(upper arm)에 커프(cuff)를 감고 혈관 근처에 청진기를 위치시킨 상태에서 커프 내 압력을 증가시켰다가 감소시키면서 청진기를 통해 혈관에서 발생하는 청음을 듣고 혈압을 측정하는 것이다. 수축기 혈압은 청진음이 처음 들리기 시작하는 시점(또는 청진음이 2박 이상 들리기 시작하는 시점)의 커프 압력에 해당하며, 이완기 혈압은 지속적으로 커프 압력을 감소시켜 청진음이 완전히 소실되는 시점의 커프 압력에 해당한다.

[0004] 그런데 코로트코프 소리 방법은 측정자가 청진기를 통해 들리는 청진음으로 측정해야 하기 때문에 정확하게 혈압을 측정하기 위해서는 측정자에게 높은 숙련도가 요구된다. 또한, 청진음을 듣는 시점에 대한 감각이 측정자

마다 다를 수 있기 때문에 측정자에 따라 측정된 혈압이 상이하게 측정될 수 있는 단점이 있다.

- [0005] 오실로메트릭 방법은 자동화된 기계를 이용하는 것으로 요즘 가장 널리 사용되고 있는 혈압 측정 방법이다. 오실로메트릭 방법은 상완에 커프를 감고 커프 압력을 증가시킨 후 점차 커프 압력을 감소시키면서 커프 내 압력을 지속적으로 측정하는 것이다. 커프 내 압력을 지속적으로 측정하면 혈관 내 혈액의 주기적인 압력 변화가 커프로 전달되는데, 이 혈액의 압력 변화가 커프 압력 변화를 일으킨다. 이 경우, 혈압 변화에 의한 커프 압력 변화가 가장 큰 지점일 때의 커프 압력이 사용자의 평균 혈압과 같다고 추정함으로써 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 측정할 수 있다.
- [0006] 그런데 오실로메트릭 방법은 커프에 강한 압력을 가해야 하므로 고혈압 환자나 조직에 탄성이 적은 노약자 등에게는 반복된 측정으로 인해 혈관 또는 조직의 손상이 초래될 수 있다. 그리고 현재 많은 장비가 출시되어 있으나 대부분의 기기들이 부피가 커서 개인이 소지하고 다니면서 측정하기에는 무리가 있다.
- [0007] 상기 2가지 혈압 측정 방법은 공통적으로 커프를 사용한다. 이와 달리 커프 대신에 광센서를 이용하여 혈압을 측정하는 방법이 있다. 이러한 혈압 측정 방법은 심전도와 손가락에서 측정한 광용적맥파(PPG, photo-plethysmograph)로 맥파전달시간(PTT, pulse transit time)을 계산하고 이 계산 값을 이용하여 혈압을 추정한다. 여기서, 광용적맥파는 특정 파장대역의 빛을 인체에 조사하고 반사 또는 투과된 광을 검출한 생체신호로 사용되며 심장 박동에 따라 발생하는 맥동성분을 나타낸다. 광용적맥파를 이용한 생체신호 측정은 무구속, 비침습적이며 단일 센서로 맥박, 호흡, 산소포화도 등의 다중 신호의 검출이 가능하다. 또 심전도(ECG, electrocardiogram)의 전기신호로부터 광용적맥파의 펄스 파가 검출되는 시간 간격을 맥파전달시간이라고 하는데, 혈압과 상관관계가 있다. 이와 같이 맥파전달시간을 이용한 방법은 별도의 커프를 사용하지 않고 혈압을 측정할 수 있으며, 광용적맥파와 심전도를 동시에 측정하여 맥파전달시간을 계산함으로써 혈압을 추정한다.
- [0008] 그런데 맥파전달시간의 변동이 혈압의 변화뿐만 아니라 다른 요인에 의해서도 발생하기 때문에, 상기 커프를 이용한 방법들에 비해 측정자의 상태에 따라 큰 측정 오차가 발생하는 문제가 있다.

발명의 내용

- [0009] 본 발명은 상기 문제점을 해결하기 위해, 손목에 착용 가능하도록 소형으로 이루어지며, 광용적맥파(PPG, photo-plethysmograph) 및 심전도(ECG, electrocardiogram)를 통해 산출된 맥파전달시간(PTT, pulse transit time)과, 혈관 탄성도(ASI, Arterial stiffness index)를 함께 고려하여 혈압을 측정함으로써 보다 정확한 혈압 측정이 가능한 혈압 측정 장치 및 혈압 측정 방법을 제공하는 데 그 목적이 있다.
- [0010] 본 발명은 상기 목적을 달성하기 위해, 맥파전달시간을 산출하는 단계; 혈관 탄성도를 측정하는 단계; 및 상기 맥파전달시간 및 혈관 탄성도를 이용하여 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 산출하는 단계;를 포함하며, 상기 혈관 탄성도는 적어도 2 이상의 서로 다른 손 모양을 취한 자세에서 각각 측정되는 혈압 측정 방법을 제공할 수 있다.
- [0011] 상기 손 모양은 손가락을 모두 펴거나 적어도 하나를 접은 형상, 상기 손 모양은 주먹을 쥐거나 주먹을 쥔 상태에서 적어도 하나의 손가락을 편 형상, 손가락을 오므린 형상, 적어도 2 이상의 손가락을 서로 붙인 형상, 손가락들이 모두 비접촉되도록 떨어진 형상 중 어느 하나를 취할 수 있다. 이 경우 손 모양은 손목을 어느 한 방향으로 꺾은 형상을 겸할 수 있다.
- [0012] 상기 손 모양은 손목을 어느 한 방향으로 꺾은 형상일 수 있으며, 상기 손 모양은 손목을 미리 설정된 각도로 꺾은 형상일 수 있다.
- [0013] 또한, 본 발명은 상기 목적을 달성하기 위해, 보정용 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 측정하는 단계; 적어도 2 이상의 서로 다른 손 모양이 취해진 각 상태에서 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 산출하는 단계; 및 상기 보정용 수축기 혈압 및 보정용 이완기 혈압과, 보정용 맥파전달시간 및 보정용 혈관 탄성도와, 상기 산출된 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 통해 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 산출하는 단계;를 포함하는, 혈압 측정 방법을 제공할 수 있다.
- [0014] 상기 맥파전달시간은 광용적맥파 신호와 심전도 신호를 이용하여 산출될 수 있다.
- [0015] 상기 혈관 탄성도는 각 손 모양에 대하여 손목을 가압하는 기준압력과 각 기준압력하에서 심장 박동에 의한 변동압력을 측정하여 상기 기준압력과 상기 변동압력에 대응하는 값들을 만족하는 그래프를 구하여 하기 식 1로부터 구해질 수 있다.

[0016] (식 1)

$$y=a \cdot e^{bx}+c$$

[0018] 여기서, x는 기준압력, y는 변동압력, b는 혈관 탄성도, a 및 c는 상수임.

[0019] 상기 이완기 혈압은 하기 식 2 내지 식 4에 의해 구해질 수 있다.

[0020] (식 2)

$$P_{SD0}=P_{S0}-P_{D0}$$

[0022] 여기서, P_{S0}는 보정용 수축기 혈압, P_{D0}는 보정용 이완기 혈압임.

[0023] (식 3)

$$P_{SD}=P_{SD0}\left(\frac{e^b}{e^{b_0}}\right)\left(\frac{PTT_0}{PTT}\right)^2$$

[0025] 여기서, PTT₀은 보정용 맥파전달시간, PTT는 혈압 측정 시 맥파전달시간, b₀은 보정용 혈관 탄성도, b는 혈압 측정 시 혈관 탄성도임.

[0026] (식 4)

$$P_D=\frac{e^b(b_0-b)}{0.018}+\frac{e^b}{e^{b_0}}(P_{D0}+k_0P_{SD0})-kP_{SD}$$

[0028] 여기서, P_D는 혈압 측정 시 이완기 혈압, k는 상수임.

[0029] 상기 수축기 혈압은 하기 식 5에 의해 구해질 수 있다.

[0030] (식 5)

$$P_S=P_D+P_{SD}$$

[0032] 여기서, P_S는 혈압 측정 시 수축기 혈압임.

[0033] 상기 k는 하기 식 6에 의해 구해질 수 있다.

[0034] (식 6)

$$k=\frac{\int_a^bf(x)}{|Bb-Ba|\cdot H}$$

[0036] 여기서, f(x)는 변동압력이 이루는 파형의 면적, Bb-Ba는 변동파형의 폭, H는 변동파형의 높이임.

[0037] 본 발명은 혈압 측정 시, 제1 자세의 손 모양을 안내하는 단계; 미리 설정된 시간 동안 손목에 가해지는 제1 압력 편차를 측정하는 단계; 상기 제1 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내가 아니면 다시 제1 자세의 손 모양을 안내하고, 상기 제1 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내이면 제1 혈관 탄성도를 측정하는 단계; 제2 자세의 손 모양을 안내하는 단계; 상기 제1 자세에서 제2 자세로 손 모양을 변경함에 따라 손목에 가해진 압력의 제1 기울기가 앞서 측정된 손목에 가해진 압력의 제2 기울기보다 큰 지 판단하는 단계; 상기 제1 기울기가 제2 기울기보다 작으면 다시 제2 자세의 손모양을 안내하고, 상기 제1 기울기가 제2 기울기보다 크면 미리 설정된 시간 동안 손목에 가해지는 제2 압력 편차를 측정하는 단계; 및 상기 제2 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내가 아니면 다시 제2 자세의 손 모양을 안내하고, 상기 제2 압력 편차가 미리 설정된 범위 이내이면 제2 혈관 탄성도를 측정하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

- [0038] 상기 제1 및 제2 자세는 이미지, 텍스트 및 음성 중 적어도 어느 하나로 안내될 수 있다.
- [0039] 상기 혈관 탄성도를 측정하는 단계는 ECG 신호의 검출 여부에 따라 혈압 측정 장치의 미리 설정된 착용 자세를 안내될 수 있다.
- [0040] 또한, 본 발명은 상기 목적을 달성하기 위해, 사용자의 손목을 감싸도록 착용되는 착용부; 상기 착용부에 배치되어 사용자의 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 검출하기 위한 센서부; 상기 센서부에 의해 검출된 상기 맥파전달 시간과 혈관 탄성도를 이용하여 사용자의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 산출하는 제어부; 및 상기 제어부에 의해 산출된 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 디스플레이 하는 디스플레이부;를 포함하며, 상기 센서부는 착용부에 의해 손목에 가압되는 정도를 달리하도록 적어도 2이상의 서로 다른 손 모양을 취한 상태의 압력을 검출하는, 혈압 측정 장치를 제공할 수 있다.
- [0041] 상기 센서부는 광용적맥파 센서, 심전도 센서 및 압력센서를 포함할 수 있다.
- [0042] 상기 센서부는 상기 착용부에 설치되어 손 모양에 따라 가압되도록 내측에 공기가 장입된 셀의 압력을 측정함에 따라 사용자의 손목에 가해지는 기준압력과 상기 기준압력 하에서 심장 박동에 따라 변동하는 변동압력을 검출할 수 있다.
- [0043] 상기 센서부는 손 모양에 따라 사용자의 손목에 가압되는 압력을 직접 검출하도록 상기 착용부의 일면에 배치될 수 있다.
- [0044] 상기 센서부는 상기 착용부와 상기 손목 사이에 배치될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0045] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 개략적으로 나타내는 블록도이다.
- 도 2a는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 나타내는 분해 사시도이다.
- 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 나타내는 결합 사시도이다.
- 도 3은 압력센서의 위치를 변경한 예를 나타내는 사시도이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 손목에 착용하고 혈압을 측정하는 상태를 보여주는 사시도이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 과정을 나타내는 흐름도이다.
- 도 6은 광용적맥파와 심전도의 출력 파형을 나타내는 그래프이다.
- 도 7a는 혈관 탄성도를 검출하기 위해 서로 다른 동작을 취한 각 손 모양과 각 손 모양에 대한 압력을 나타내는 그래프이다.
- 도 7b는 손목을 꺾은 각도를 달리하는 손 모양을 나타내는 개략도이다.
- 도 8은 도 7a에 표시된 부분을 나타내는 확대도이다.
- 도 9는 서로 다른 적어도 2개의 손 모양에 대응하는 기준압력 및 변동압력을 통해 얻어진 혈관 탄성도를 나타내는 그래프이다.
- 도 10은 도 8에서 나타난 압력 파형 중 일부 구간을 발췌하여 압력 파형이 차지하는 면적 비를 나타내는 그래프이다.
- 도 11은 손 모양이 올바른 제1 및 제2 자세로 취하도록 유도하면서 혈압을 측정하는 과정을 보여주는 흐름도이다.
- 도 12는 ECG 신호를 통해 착용부가 손목에 올바르게 착용되었는지 여부를 판단하는 흐름도이다.
- 도 13a는 ECG 센서의 제2 심전도 전극이 손목과 이격된 상태를 나타낸 도면이고, 도 13b는 ECG 센서의 제2 심전도 전극이 손목과 접촉된 상태를 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0046] 이하, 본 명세서의 다양한 실시예가 첨부된 도면을 참조하여 기재된다. 그러나 이는 본 명세서에 기재된 기술을

특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 명세서의 실시예의 다양한 변경(modifications), 균등물(equivalents), 및/또는 대체물(alternatives)을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 도면의 설명과 관련하여, 유사한 구성요소에 대해서는 유사한 참조 부호가 사용될 수 있다.

[0047] 또한, 본 명세서에서 사용된 "제 1," "제 2," 등의 표현들은 다양한 구성요소들을, 순서 및/또는 중요도에 상관 없이 수식할 수 있고, 한 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위해 사용될 뿐 해당 구성요소들을 한정하지 않는다. 예를 들면, 제 1 사용자 기기와 제 2 사용자 기기는, 순서 또는 중요도와 무관하게, 서로 다른 사용자 기기를 나타낼 수 있다. 예를 들면, 본 명세서에 기재된 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제 1 구성요소는 제 2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제 2 구성요소도 제 1 구성요소로 바꾸어 명명될 수 있다.

[0048] 본 명세서에서 사용된 용어들은 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 다른 실시예의 범위를 한정하려는 의도가 아닐 수 있다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함할 수 있다. 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 용어들은 본 명세서에 기재된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가질 수 있다. 본 명세서에 사용된 용어들 중 일반적인 사전에 정의된 용어들은, 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 동일 또는 유사한 의미로 해석될 수 있으며, 본 명세서에서 명백하게 정의되지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다. 경우에 따라서, 본 명세서에서 정의된 용어일지라도 본 명세서의 실시예들을 배제하도록 해석될 수 없다.

[0049] 본 명세서에 기술된 혈압(blood pressure)은 심장에서 보내진 혈액이 혈관 속을 흐르고 있을 때 혈관벽에 미치는 압력 값을 의미하고, 혈관의 이름에 따라 동맥 혈압, 모세관 혈압, 정맥 혈압 등으로 구별된다. 혈압은 심장 박동에 의하여 변동한다. 또한, 혈압은 수축기 혈압과 이완기 혈압을 포함한다. 수축기 혈압은 심실이 수축하여 혈액이 동맥속으로 밀려나갔을 때의 혈압이고, 이완기 혈압은 심실이 확장하여 혈액이 밀려나가지 않을 때에도 동맥벽에 탄력이 있어 혈액을 압박하고 있을 때의 혈압을 일컫는다.

[0050] 또한, 맥파(sphygmus wave)는 맥박(pulse)이 말초 신경까지 전해지면서 이루는 파동이다. 맥박은 심장 박동으로 인하여 대동맥 속으로 유입되는 혈류의 압력이 다른 동맥에 나타나는 현상이다. 즉, 심장이 수축할 때마다 심장에서부터 대동맥을 통하여 전신에 혈액이 공급되고, 대동맥에 압력의 변동이 발생한다. 이러한 대동맥에서의 압력 변동은 손과 발의 말초 소동맥까지 전달된다. 맥파란 이러한 압력의 변동을 파형으로 표현한 것이다.

[0051] 본 발명은 손목에 착용할 수 있는 웨어러블 기기(wearable device)에 속하는 것으로, 사용자가 소지할 수 있으며 장소에 구애 받지 않고 간단하게 혈압을 측정할 수 있다. 특히, 맥파전달시간(PTT)과 혈관 탄성도(ASI)를 각각 검출하고 이 검출 값들을 이용하여 혈압을 정확하게 측정할 수 있다. 이 경우, 혈관 탄성도를 측정하기 위해 다양한 손동작에 의해 나타나는 서로 다른 손 모양을 취할 수 있으며, 각 손 모양에 대응하는 서로 다른 압력(기본 압력)을 검출한다. 이 압력 하에서 심장박동에 따라 지속적으로 변하는 압력(변동 압력)을 검출할 수 있다. 이와 같이 각 손 모양마다 서로 다른 기본 압력 하에서 심장 박동에 따라 나타나는 변동 압력을 통해 혈관 탄성도를 검출할 수 있다. 전술한 바와 같이 맥파전달시간과 혈관 탄성도를 구하고 이 검출 값들을 이용해 정확한 혈압을 산출할 수 있다. 구체적인 혈압 산출 과정은 후술한다.

[0052] 여기서 다양한 손 모양은 예를 들면 주먹을 쥔 상태에서 손가락을 하나씩 펴는 동작에 따라 달라지는 손 모양 또는 주먹을 쥐거나 편 상태에서 손목을 꺾는 각도를 달리하는 동작을 취하여 나타내는 손 모양일 수 있다. 이와 같은 다양한 손 모양은 요골 동맥에 서로 다른 기본 압력이 가해지도록 하기 위한 것이다. 본 실시예에서 언급하지 못한 손 모양의 경우에도 기본적으로 요골 동맥에 가해지는 압력을 달리할 수 있는 동작이라면 어떠한 손 모양도 가능하다. 요골 동맥은 윗팔(upper arm) 동맥에서 갈라져 아랫팔(bottom arm) 바깥쪽으로 내려가 손 바닥에 이르는 동맥으로 손목 부분에서 요골과 피부 사이를 지나며 주로 맥을 짚는 부분이다.

[0053] 이하, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치의 구성을 상세히 설명한 후, 이 혈압 측정 장치를 이용하여 혈압을 측정하는 방법을 상세히 설명한다.

[0054] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 개략적으로 나타내는 블록도이고, 도 2a 및 도 2b는 각각 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 나타내는 분해 사시도 및 결합 사시도이다.

[0055] 도 1을 참조하면, 혈압 측정 장치(10)는 손목에 착용하는 착용부(20)와, 혈압 측정 부위에 존재하는 혈관에 미치는 압력 값 및 맥파를 검출하기 위한 센서부(30)와, 착용부(20)에 결합되어 센서부(30)를 지지하는 지지부(40)와, 지지부(40)에 결합되어 센서부(30)에 의해 검출된 압력 값 및 맥파를 통해 산출된 혈압을 표시하는 디스플레이부(50)를 포함할 수 있다. 본 명세서에서는 본 실시예의 특징이 흐려지는 것을 방지하기 위하여 본 실시예에 관련된 하드웨어 구성요소(hardware component)들만을 기술하기로 한다. 도 1에 도시된 하드웨어 구성요

소들 외에 다른 범용적인 하드웨어 구성 요소들이 포함될 수 있음을 본 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

- [0056] 도 2a를 참조하면, 착용부(20)는 사용자의 손목에 착용할 수 있는 정도의 소정 길이로 이루어질 수 있다. 착용부(20)가 사용자의 손목에 착용된 상태에서 사용자가 손을 소정 모양으로 하여 자세를 취하면, 요골 동맥은 착용부(20)에 의해 가압된다. 착용부(20)의 일단부(20a)에는 착용부(20)가 손목에 착용한 상태를 유지하도록 버클(21)이 구비된다. 착용부(20)는 사용자의 손목을 감은 상태에서 착용부(20)의 타단부(20b)를 버클(21)에 삽입함으로써 손목에 착용될 수 있다. 반대로 착용부(20)의 타단부(20b)를 버클(21)로부터 분리시키는 경우 착용부(20)는 손목으로부터 착용 해제될 수 있다.
- [0057] 착용부(20)는 버클(21)과 인접한 부분에 심전도 검출을 위한 제2 심전도 전극(33b)이 배치된다. 제2 심전도 전극(33b)이 배치되는 부분에는 제2 심전도 전극(33b)의 일부가 결합하는 관통구멍(23)이 형성된다. 제2 심전도 전극(33b)은 일부가 관통구멍(23)에 결합됨에 따라 착용부(20)에 고정된다.
- [0058] 착용부(20)에는 공기가 주입되어 있는 셀(25)이 착용부(20)의 길이 방향을 따라 형성될 수 있다. 셀(25)은 착용부(20)를 손목에 착용한 상태에서 사용자의 손목 일부분에 접촉된다. 혈압 측정을 위해 사용자가 손 모양을 변경할 때 손목의 굽기가 변형하면서 셀(25)은 손목의 외측면에 의해 가압된다. 손목의 굽기는 손 모양을 소정 자세로 취했을 때 손목의 근육이 이완 또는 수축하면서 굽기가 변한다. 예를 들어, 주먹을 쥐었을 때의 손목 굽기보다 손가락을 모 뿔 때의 손목 굽기가 더 굽어진다. 손목 굽기가 변하면서 셀(25)에 가해지는 압력도 변한다. 셀(25)의 변화된 압력은 압력센서(35)에 의해 검출된다.
- [0059] 센싱부(30)는 혈관에 미치는 압력 값 및 맥파를 검출한다. 여기서 혈관은 사용자가 손을 소정의 손 모양을 유지한 상태에서 혈압을 측정하고자 하는 부위에 압력이 가해지는 동안 가압된 부위 내부의 혈관을 말한다.
- [0060] 센싱부(30)는 맥파전달시간(PTT)을 산출하기 위한 PPG 센서(31)와 ECG 센서(33)를 포함할 수 있다. 또한, 센싱부(30)는 혈관 측정도(ASI)를 측정하기 위해 손 모양에 따른 요골 동맥의 압력을 산출하기 위한 압력센서(35)도 포함할 수 있다.
- [0061] PPG 센서(31)는 ECG 센서(33)의 제1 심전도 단자(33a)에 접촉한 사용자의 손가락에 2개 이상의 서로 다른 파장들의 빛을 비추고 이를 수광하여 얻은 신호를 분석하는 센서이다. 이 경우, PPG 센서(31)는 산소포화도 센서로도 사용할 수 있는데, 산소포화도 센서는 사용자의 활동에 따른 칼로리 소모량 계산에 많이 사용하고 있으며, 호흡곤란, 의식장애, 쇼크, 운동시 몸 상태, 폐질환인 급성호흡곤란증후군(ARDS), 고산지대의 저산소증 위험 검출, 가스중독, 질식 사고 등의 상황을 모니터링하는데도 이용된다. PPG 센서(31)는 도 2a와 같이 ECG 센서(33)의 제1 심전도 단자(33a)에 인접한 위치에 배치되는 것이 바람직하다.
- [0062] ECG 센서(33)는 EKG(electrocardiography) 센서라고도 하며, 심장의 활동전류의 패턴 신호를 검출하는 센서이다. 심전도 센서는 신호 검출방식에 따라 전류심전계와 전압심전계로 나누기도 한다. 심전도 파형은 P, Q, R, S, T 파로 구성된다. 이중 R 파는 피크 신호에 해당하므로 생체 신호 분석에 널리 사용된다. 예컨대, 심박수는 단위시간당 발생한 R 파 신호의 수를 통해 측정할 수 있는데, 빈맥이나 서맥과 같은 부정맥 진단 및 전반적인 심장작업 수행 능력을 측정하는데 사용된다.
- [0063] 또한, ECG 센서(33)는 심전도를 측정하기 위해 2개의 심전도 전극(33a, 33b)을 구비할 수 있다. 제1 심전도 전극(33a)은 인체회로기관(32)의 타측면에 배치되며, PPG 센서(31)에 인접하게 배치된다. 이에 따라 사용자가 혈압 측정 시 혈압 측정 장치(10)를 착용하지 않은 나머지 한 손(R)의 손가락(F)을 ECG 센서(33)의 제1 심전도 전극(33a)과 PPG 센서(31)에 동시에 접촉될 수 있다. 제2 심전도 전극(33b)은 착용부(20)를 손목에 착용할 경우 손목의 윗부분에 접촉될 수 있도록 착용부(20)의 일면에 배치된다. 이 경우, 제2 심전도 전극(33b)은 인체회로기관(32)에 실장된 ECG 센서(33)와 전기적으로 연결된 상태를 유지한다. ECG 센서(33)는 제1 및 제2 심전도 전극(33a, 33b)의 전위차를 이용하여 심장의 활동전류의 패턴 신호를 검출한다.
- [0064] 압력센서(35)는 사용자가 소정 손 모양을 취할 경우 이 손 모양에 대해 착용부(20)에 의해 요골 동맥에 가해지는 기본압력과 심박동에 따라 변동하는 변동압력을 측정할 수 있다. 이 경우, 압력센서(35)는 연결튜브(47)를 통해 착용부(20)에 형성된 셀(25)과 연통될 수 있다. 이에 따라, 압력센서(35)는 셀(25)의 압력과 그 압력 변화를 통해 간접적으로 상기 기본압력과 변동압력을 검출할 수 있다.
- [0065] 지지부(40)는 센싱부(30)를 착용부(20)에 결합될 수 있는 연결수단으로 사용된다. 지지부(40)는 착용부(20)의 일면에 고정되는 결합편(41)과, 결합편(41)의 일면에 간격을 두고 평행하게 돌출되는 한 쌍의 돌출편(43a, 43b)

과, 연결튜브(47)를 포함할 수 있다.

- [0066] 결합편(41)은 접착제나 열융착을 통해 착용부(20)에 고정될 수 있으며, 그 외에 나사 체결 등의 통상의 체결구를 통해 착용부(20)에 고정되는 것도 물론 가능하다.
- [0067] 한 쌍의 돌출편(43a, 43b)은 내측에 각각 인쇄회로기판(32)의 양단이 슬라이딩 가능하게 결합되는 슬롯(45a, 45b)이 형성된다. 아울러 한 쌍의 돌출편(43a, 43b)은 상단에 디스플레이부(50)가 결합될 수 있다.
- [0068] 연결튜브(47)는 소정의 연결관(미도시)을 통해 셀(25)에 형성된 연통구멍(25a)과 연결됨에 따라, 압력센서(35)와 간접적으로 연결될 수 있다.
- [0069] 디스플레이부(50)는 일면에 UI/UX가 표시되는 디스플레이 영역(51)이 마련된다. 디스플레이 영역(51)에는 측정된 수축기 혈압(SBP, Systolic Blood Pressure) 및 이완기 혈압(DBP, Diastolic Blood Pressure)을 표시하거나, 혈압측정을 위한 안내 메시지 즉, 전극에 손가락(F) 접촉을 알리는 메시지, 적어도 2개의 손 모양을 각각 미리 설정된 시간(수초) 동안 각각 유지하도록 알리는 메시지 및 혈압측정 완료를 알리는 메시지 등을 표시할 수 있다.
- [0070] 또한, 디스플레이부(50)는 혈압을 측정 시 올바른 자세(손 모양)가 아닐 경우 이를 안내하는 안내문을 표시할 수 있다.
- [0071] 또한, 디스플레이부(50)는 혈압을 측정하지 않는 경우 현재 시간 등 다양한 정보를 표시할 수 있다.
- [0072] 또한, 디스플레이부(50)는 터치 스크린으로 이루어질 수 있으며, 정보를 표시할 뿐 아니라 정보 입력 UI/UX를 표시하여 사용자가로부터 직접 데이터를 입력받을 수 있다. 예를 들면, 본 실시예에 따라 혈압을 측정하는 경우 일반적인 혈압 측정기를 통해 측정된 사용자 혈압을 적어도 1회 입력해야 하는데 이때, 디스플레이부(50)는 상기 사용자 혈압을 디스플레이 영역(51)에 표시되는 UI/UX를 통해 입력받을 수 있다.
- [0073] 디스플레이부(50)는 일측에 PPG 센서(31)와 ECG 센서(33)의 제1 심전도 전극(33a)이 노출되는 노출구멍(53)이 형성될 수 있다. 이 경우, 노출구멍(53)은 디스플레이 영역(51)이 형성된 디스플레이부(50)의 일면과 동일한 면에 배치될 수 있다.
- [0074] 제어부(60)는 센서부(30)로부터 검출된 신호를 수신하고, 이 신호들을 통해 혈압을 산출할 수 있다. 이와 같은 제어부(60)는 인쇄회로기판(32)에 실장된 마이크로프로세서로 이루어질 수 있다. 아울러 제어부(60)는 검출된 신호가 일시적으로 저장하는 메모리(61)와 전기적으로 접속되며, 메모리(61)에는 상기 검출된 신호를 산출하기 위한 프로그램이 저장될 수 있다. 이러한 프로그램은 별도의 혈압 측정 장비를 통해 측정된 사용자의 수축기 혈압 및 이완기 혈압과, 센서부(30)를 통해 검출된 PPG 검출 값과 ECG 검출 값을 이용하여 PTT를 산출하고 이와 함께 혈압 탄성도를 산출하여 사용자의 혈압 측정에 따른 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산출할 수 있는 후술하는 수학적식들이 수행될 수 있도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0075] 제어부(60)는 상기와 같이 프로그램을 이용하여 얻은 사용자의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 디스플레이 영역(51)에 표시할 수 있도록 디스플레이부(50)를 제어할 수 있다.
- [0076] 한편, 본 실시예에서는 혈압 측정 장치(10)에 구비된 디스플레이부(50)를 통해 혈압 정보를 표시하지만, 이에 제한되지 않고 측정된 혈압 정보를 별도의 장치 예를 들어, 디스플레이부를 가지는 모바일 장치 또는 비모바일 장치로 전송하여 해당 장치의 디스플레이부에 혈압 정보를 표시할 수 있다. 이 경우 혈압 측정 장치(10)는 해당 장치로 혈압 정보를 전송하고, 해당 장치는 혈압 정보를 수신할 수 있다. 이와 같이 혈압 정보를 송수신하기 위해 혈압 측정 장치(10)와 해당 장치는 각각 무선통신모듈(예를 들어, 블루투스(Bluetooth), 와이파이(Wi-Fi), 또는 지그비(ZigBee) 등을 이용하는 무선통신모듈)을 구비할 수 있다.
- [0077] 한편, 본 실시예의 혈관 측정 장치(10)는 혈관 탄성도 측정 시 취하는 손 모양이 혈관에 충분하지 압력을 가하지 못하는 경우, 사용자가 손을 더 움직이거나 다른 손 모양을 취하도록 안내 음성 또는 안내 사운드를 출력하는 마이크로 스피커(70)를 구비할 수 있다. 또한, 혈압 측정 장치(10)의 디스플레이부(50)를 통해 상기 안내 음성에 해당하는 문자나 이미지를 표시하는 것도 물론 가능하다. 또한, 혈관 측정 장치(10)가 모바일 장치와 연동하는 경우, 모바일 장치에 내장된 스피커를 통해 상기 안내 음성 또는 안내 사운드를 출력할 수 있으며, 모바일 장치의 디스플레이부 통해 상기 안내 음성에 해당하는 문자나 이미지를 표시할 수도 있다.
- [0078] 또한, 본 실시예의 혈관 측정 장치(10)는 혈압 측정에 대한 시간을 미리 설정할 수 있으며, 혈압 측정 시 미리 설정된 시간이 경과하면 디스플레이부(50) 또는 마이크로 스피커(70)를 통해 사용자에게 측정 완료를 알리는 사

운드 또는 문자나 이미지 정보를 표시할 수 있다.

[0079] 도 3은 압력센서의 위치를 변경한 예를 나타내는 사시도이다.

[0080] 도 3을 참조하면, 혈압 측정 장치(10')는 전술한 혈압 측정 장치(10)와 대부분의 구성이 동일하게 구성될 수 있다. 다만, 압력센서(35')의 위치가 착용부(20')의 일면에 설정될 수 있다. 이 경우 압력센서(35')는 착용부(20')를 손목에 착용할 때 손목과 직접 접촉되며, 사용자가 혈압 측정을 위해 손 모양을 조정 모양으로 취할 경우 셀(25)를 통하지 않고 직접 손목(바람직하게는 손목의 요골 동맥)에 작용하는 압력을 검출할 수 있다. 이에 따라 셀(25)과 셀(25)과 연결되는 연결튜브(47)가 생략될 수 있다.

[0081] 압력센서(35')는 검출된 압력신호를 제어부(60)로 전송할 수 있도록 제어부(60)와 전기적으로 연결된다. ECG 센서의 제2 심전도 전극(33b')은 손목의 윗부분에 접촉될 수 있도록 압력센서(35')가 배치된 착용부(20')의 일면에 배치될 수 있다.

[0082] 또한, 혈압 측정 장치(10')는 착용부(20')의 구성이 전술한 혈압 측정 장치(10')와 다소 상이하게 이루어질 수 있다. 즉, 착용부(20')는 지지부(40')가 결합된 부분을 기준으로 일측부(20a')에는 복수의 결합구멍(21')이 일정한 간격을 두고 착용부(20')의 길이 방향을 따라 형성되고, 타측부(20b')에는 복수의 결합구멍(21') 중 어느 하나에 결합될 수 있는 결합돌기(23')가 형성될 수 있다. 이 경우, 착용부(20')의 타측부(20b')에는 일측부(20a')가 결합되는 버클(25')이 배치될 수 있다.

[0083] 이하, 도 4 내지 도 10을 참조하여 본 발명의 혈압 측정 장치(10)를 이용하여 혈압을 검출하는 과정을 순차적으로 설명한다.

[0084] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 과정을 나타내는 흐름도이고, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치를 손목에 착용하고 혈압을 측정하는 상태를 보여주는 사시도이다.

[0085] 도 4를 참조하면, 본 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 최초 1회는 일반적인 혈압 측정기를 통해 사용자의 보정용 수축기 혈압(PSO)과 이완기 혈압(PD0)을 측정한다(S1). 도 5와 같이 혈압 측정 장치(10)를 손목에 착용한 상태에서 혈압 측정 장치(10)로 보정용 맥파전달시간 값(PTT_0), 보정용 혈관 탄성도 값(b_0) 및 보정용 k 값(k_0)을 산출한다(S2).

[0086] 이후, 본 실시예의 혈압 측정 장치(10)를 통해 혈압을 측정할 경우, 별도의 일반적인 혈압 측정기 필요 없이, 혈압 측정 장치(10)를 통해 맥파전달시간 값(PTT), 혈관 탄성도 값(b) 및 k 값(k)을 산출하여(S3), 미리 산출한 보정 값(보정용 혈관 탄성도 값(b_0), 보정용 맥파전달시간 값(PTT_0) 및 보정용 k 값(k_0))을 이용하여 하기와 같은 수학적 식 1 내지 수학적 식 4를 통해 수축기 혈압(PS) 및 이완기 혈압(PD)을 산출할 수 있다(S4). 이렇게 산출된 수축기 혈압(PS) 및 이완기 혈압(PD)은 디스플레이부(50)의 디스플레이 영역(51, 도 2b 참조)에 표시될 수 있다.

[0087] 본 실시예의 혈압 측정 방법은 최초 1회에 한하여 S1 단계 및 S2 단계를 수행하지만, 그 후 혈압 측정 시에는 S3 단계 내지 S5 단계만 수행하게 된다.

[0088] 한편, S2 단계 및 3단계는 사용자가 하기와 같은 동작을 취하여 맥파전달시간 값(PTT_0 , PTT)과 혈관 탄성도 값(b_0 , b)을 검출할 수 있다.

[0089] 즉, 도 5와 같이 혈압 측정 장치(10)를 착용하지 않은 손의 손가락(F)을 PPG 센서(31)와 ECG 센서(33)의 제1 심전도 전극(33a)에 동시에 접촉한다. 이 상태에서 혈압 측정 장치(10)를 착용하고 있는 손을 움직여 제1 손 모양을 미리 설정한 시간(수초) 동안 유지하고, 계속해서, 제1 손 모양과 다른 제2 손 모양을 미리 설정한 시간(수초) 동안 유지한다.

[0090] 이에 따라, PPG 센서(31)와 ECG 센서(33)를 통해 제1 손동작 및 제2 손동작을 취한 상태에서 각각 PPG 신호(파형)와 ECG 신호(파형)를 얻을 수 있다. 이 경우, PPG 센서(31) 대신 압력센서(35)를 사용하여 PPG 파형에 대응하는 파형을 산출할 수도 있다. 또한, 본 실시예는 압력센서(35)를 통해 제1 손동작 및 제2 손동작 상태에서 각각 요골 동맥을 압박하는 기본 압력과 심박 박동에 따른 변동 압력을 검출한다. 이처럼 손동작을 서로 다른 모양으로 적어도 2 이상 취한 상태에서 각각의 PPG 신호(파형), ECG 신호(파형), 기본 압력 및 변동 압력을 검출하는 것은 측정 결과의 신뢰성을 향상시키기 위함이다.

[0091] 이와 같이 검출된 상기 PPG 신호(파형)와 ECG 신호(파형)를 통해 PTT 값을 산출하고, 기본 압력과 변동 압력을

통해 혈관 탄성도를 산출할 수 있다. 또한, 본 실시예는 미리 준비된 보정용 수축기 혈압(P_{s0}) 및 이완기 혈압(P_{D0})과, 보정용 맥파전달시간 값(PTT_0), 보정용 혈관 탄성도 값(b_0) 및 보정용 k 값(k_0)을 현재 측정된 맥파전달 시간 값(PTT), 혈관 탄성도 값(b) 및 k 값(k)과 함께 하기 수학적 식 1 내지 4에 대입하여 현재 측정된 혈압을 정확하게 측정할 수 있다.

[0092] (수학적 식 1)

$$P_{SD0} = P_{s0} - P_{D0}$$

[0094] (수학적 식 2)

$$P_{SD} = P_{SD0} \left(\frac{e^b}{e^{b_0}} \right) \left(\frac{PTT_0}{PTT} \right)^2$$

[0096] (수학적 식 3)

$$P_D = \frac{e^b (b_0 - b)}{0.018} + \frac{e^b}{e^{b_0}} (P_{D0} + k_0 P_{SD0}) - k P_{SD}$$

[0098] (수학적 식 4)

$$P_S = P_D + P_{SD}$$

[0100] 이하, 센서부(30)를 통해 상기 수학적 식 2 및 수학적 식 3에 대입될 PTT_0 값과 PPT 값, 혈관 탄성도인 b_0 값과 b 값, k_0 값과 k 값을 산출하는 과정을 설명한다. PTT_0 값과 PPT 값은 동일한 과정을 거쳐 산출되며, b_0 값과 b 값은 동일한 과정을 거쳐 산출되며, k_0 값과 k 값은 동일한 과정을 거쳐 산출되므로, 이하에서는 PPT 값, b 값, k 값을 구하는 과정만 설명한다.

[0101] 먼저, 도 6을 참조하여 PPT 값을 구하는 과정을 설명한다. 도 6은 광용적맥파(PPG)와 심전도(ECG)의 출력 과정을 나타내는 그래프이다.

[0102] 심장 박동에 의해 혈류가 좌심실에서 방출되면 혈관을 따라 이동하고 그 주기적인 흐름은 손목의 요골 동맥에서도 검출된다. 이 경우, PPG 센서(31)와 ECG 센서(33)를 통해 매 심박마다 측정되는 출력 신호는 도 6에 도시된 제1 파형(W1) 및 제2 파형(W2)으로 나타낼 수 있다. 제1 파형은 PPG 센서(31)에 의해 검출된 출력신호이고, 제2 파형은 ECG 센서(33)에 의해 검출된 출력신호이다.

[0103] 이 경우 PTT^1 은 ECG 센서(33)에 의해 검출된 제1 파형(W1)의 피크(peak)(P1)와 PPG 센서(31)에 의해 검출된 제2 파형(W2)의 피크(P4) 사이의 간격이며, PTT^2 는 제1 파형(W1)의 피크(P1)와 제2 파형(W2)의 밸리(valley)(P3) 사이의 간격이며, PTT^3 은 제1 파형(W1)의 피크(P1)와 제2 파형(W2)의 1차 미분 최대값(P4) 사이의 간격을 각각 나타낸다. 수학적 식 2 및 3에 적용될 PPT 값은 PTT^1 과 PTT^2 의 차이 값인 PTT^3 을 사용한다.

[0104] 이어서, 도 7a 내지 도 9를 참조하여, 혈관 탄성도인 b 값을 구하는 과정을 설명한다.

[0105] 도 7a는 혈관 탄성도를 검출하기 위해 서로 다른 동작을 취한 각 손 모양에 대한 압력을 나타내는 그래프이고, 도 7b는 손목을 꺾은 각도를 달리하는 손 모양을 나타내는 개략도이고, 도 8은 도 7a에 표시된 부분을 나타내는 확대도이고, 도 9는 서로 다른 적어도 2개의 손 모양에 대응하는 기준압력 및 변동압력을 통해 얻어진 혈관 탄성도를 나타내는 그래프이다.

[0106] 도 5와 같이 본 발명의 혈압 측정 장치(10)를 착용한 상태에서, 손가락을 움직여 어느 하나의 손 모양을 취하면, 손 모양을 취하기 전에 비해 손목에서 측정되는 압력에 변화가 발생한다. 이처럼 어느 하나의 손 모양을 취한 상태에서 압력센서(35)를 통해 측정되는 압력신호는 도 7a와 같이 손 모양이 다를 경우 압력신호는 서로 다른 파형이 나타나며 이러한 파형은 혈관의 상태를 반영하게 된다.

- [0107] 도 7a와 같이, 서로 다른 자세를 취한 손 모양(H1-H5)은 각기 다른 압력신호가 나타나는데, 주먹을 쥔 손 모양(H1)의 압력보다 손가락을 하나씩 편 상태의 손 모양(H2-H5)은 압력이 증가한다. 이는 주먹을 쥔 때 하완(lower arm) 및 손목 부분의 근육이 수축하게 되어 착용부(20)에 의해 손목에 가해지는 압력이 감소하게 되고 손가락을 하나씩 펼 때마다 상기 근육이 점차 이완되면서 착용부(20)에 의해 손목에 가해지는 압력이 점차 증가하기 때문이다.
- [0108] 이와 같이 본 실시예에서는 손 모양에 따라 손목에 서로 다른 정도의 압력을 가함으로써 혈관 탄성도를 측정할 수 있는 조건을 마련할 수 있다.
- [0109] 손 모양은 도 7a에서 도시한 예 이외에도 다양한 자세를 취할 수 있다. 예를 들면, 도 7b와 같이 손목을 꺾은 각도(α_1, α_2)를 달리한 자세를 취할 수 있다. 도 7b에서는 손목을 상 방향으로 꺾은 손 모양을 도시하였으나 이에 제한되지 않고 하 방향, 좌측 방향, 우측 방향 또는 사선 방향으로 소정 각도로 손목을 꺾은 자세를 취할 수 있다. 이 경우 손 모양은 손목을 꺾은 자세와 손목을 꺾지 않은 자세를 혼용하여 취할 수도 있다.
- [0110] 또한, 도면에 도시하지 않았으나, 손 모양은 도 7a와 도 7b에 도시된 손 모양을 동시에 취할 수 있다. 즉, 도 7a에 도시된 손 모양(H1-H5) 중 어느 하나의 손 모양을 유지한 상태에서 도 7b와 같이 어느 하나의 각도로 손목을 꺾는 자세를 취할 수 있다.
- [0111] 또한, 도면에 도시하지 않았으나, 손 모양은 손가락이 서로 닿지 않도록 활짝 펴는 자세, 손가락을 모두 편 상태에서 적어도 하나의 손가락을 소정 각도로 구부리는 자세, 손가락을 오므리는 자세, 손 모양은 적어도 2 이상의 손가락을 서로 붙인 자세, 및 손가락들이 모두 비접촉되도록 떨어진 자세 중 어느 하나를 취할 수 있다. 이러한 손 모양들은 손목을 꺾은 자세를 동시에 취할 수 있다.
- [0112] 이와 같이 본 실시예에서는 혈관 탄성도를 측정하기 위해 취하는 손 모양은 한정되지 않으며 사용자가 취할 수 있는 손 모양이면 가능하다.
- [0113] 한편, 도 7a 어느 하나의 손 모양(H4)에 대한 압력신호의 일부를 확대해보면, 압력신호는 도 8과 같이 기준압력과 기준압력에 대한 변동 파형을 나타내는 변동압력으로 이루어진다. 기준압력은 손 모양에 따라 착용부(20)에 의해 손목에 가해지는 압력이고, 변동압력은 기준압력 하에서 심장 박동에 따라 지속적으로 변동하는 압력이다. 변동압력은 기본압력의 크기와 혈관의 상태(경도) 및 혈압에 따라 그 진폭이 결정될 수 있다.
- [0114] 도 9를 참조하면, 기준압력에 대응하는 변동압력에 의한 수학적식 5와 같이 표현되는 지수함수 그래프의 기울기를 계산하여 혈관 탄성도(b)를 산출할 수 있다. 본 실시예는 혈관 탄성도가 다르면 오실로메트릭법을 통해 측정되는 변동압력 그래프의 기울기가 다를 것을 이용하여, 손 모양의 변화에 따라 손목에 서로 다른 압력이 가해질 때 측정되는 압력의 변화를 통해 그래프의 기울기를 계산하여 혈관 탄성도를 산출한다.
- [0115] (수학적식 5)
- [0116]
$$y=a \cdot e^{bx}$$
- [0117] 여기서, x는 기본압력에 대응하는 값이고, y는 변동압력에 대응하는 값이며, a는 상수이다.
- [0118] 도 9에 표시된 복수의 포인트(PT1-PT5)는 도 7a에 도시된 5개의 손 모양(H1-H5)에 대응하여 얻어진 기본압력 및 변동압력에 의해 얻어지며, 각 포인트(PT1-PT5)를 연결하면 도 9와 같은 지수함수 그래프를 얻을 수 있다.
- [0119] 본 실시예에서는 혈관 탄성도를 구하기 위해 모두 5가지 손 모양을 취하고 각 손 모양 하에서 얻어지는 기본압력 및 탄성압력을 통해 도 9와 같은 지수함수 그래프를 얻었지만, 전술한 바와 같이 혈관 탄성도에 대한 그래프가 지수함수의 그래프로 나타나는 것을 알고 있으므로 적어도 2가지 손 모양에 대해서만 기본압력과 변동압력을 구하는 경우, 2개 포인트를 통해서 기울기를 계산할 수 있으므로 혈관 탄성도를 구할 수 있다. 이에 따라, 사용자는 적어도 서로 다른 2가지 손 모양을 취한 상태로 혈압 측정을 할 수 있다.
- [0120] 수학적식 5는 수학적식 6과 같이 상수 c를 포함하는 지수함수로 표현될 수도 있다.
- [0121] (수학적식 6)
- [0122]
$$y=a \cdot e^{bx}+c$$
- [0123] 도 10은 도 8에서 나타난 압력 파형 중 일부 구간을 발췌하여 압력 파형이 차지하는 면적 비를 나타내는 그래프

이다.

[0124] 수학식 3에 적용할 k 값은 수학식 7과 같이 변동압력 파형의 폭(Bb-Ba)과 높이(H)의 곱인 면적에 대하여 변동압력 파형이 차지하는 면적의 비율이다.

[0125] (수학식 7)

$$k = \frac{\int_a^b f(x)}{|Bb - Ba| \cdot H}$$

[0126] k 값은 보정 시 또는 측정 시 마다 산출하지 않고 적절한 상수로 치환하여 측정 혈압을 계산할 수도 있다.

[0128] 이와 같이, 본 발명의 혈압 측정 장치(10,10')는 PTT와 혈관 탄성도를 함께 고려하여 혈압을 산출함에 따라 수축기 혈압 및 이완기 혈압에 대한 보다 정확한 측정이 가능해진다.

[0129] 본 발명의 혈압 측정 장치(10,10')와 같이 혈관 탄성도를 반영하여 혈압을 추정하는 경우와 혈관 탄성도를 반영하지 않고 혈압을 추정하는 종래기술에 대한 정확도 차이는 하기 표 1과 같다.

표 1

	종래기술	본 발명
수축기 혈압	± 9.08	± 6.38
이완기 혈압	± 7.80	± 6.06

[0131] 표 1을 참조하면, 본 발명과 종래기술의 수축기 혈압의 정확도 차는 2.7이고, 이완기 혈압의 정확도 차는 1.74이다. 이에 따라 본 발명이 종래기술에 대하여 정확도가 대략 20%~30% 정도 향상된 것을 알 수 있다. 상기한 바와 같이, 본 발명의 혈압 측정 장치(10,10')는 압력센서(35')가 손목의 일부를 감싸는 형태로 이루어지는 경우, 혈압 측정 장치(10')를 손목에서부터 분리시킨 후 다시 착용할 때 종래기술과 같이 요골 동맥의 위치를 찾기 위해 착용부(20')의 위치를 세밀하게 조절하는 과정을 생략할 수 있다. 아울러 혈관 산출 시 혈압 탄성도를 적용하기 때문에, 매 혈압 측정 시 마다 비슷한 착용 조건을 맞추기 위한 별도의 구조물이나 사용자의 노력이 필요치 않아 사용 편리성을 극대화할 수 있다.

[0132] 또한, 본 발명의 혈압 측정 장치(10,10')는 손목시계와 같이 손목에 착용할 수 있는 정도의 소형으로 이루어질 수 있어, 보관 및 관리가 편리한 이점이 있다.

[0133] 한편, 본 실시예에서는 혈압 측정 시 손 모양이 제대로 취해졌는지 여부를 판단하고, 이를 사용자에게 알려 손 모양을 바로 잡도록 안내할 수 있다.

[0134] 도 11은 손 모양이 올바른 제1 및 제2 자세로 취하도록 유도하면서 혈압을 측정하는 과정을 보여주는 흐름도이다.

[0135] 하기에서 설명하는 제1 자세는 도 7a의 H2의 손 모양이고, 제2 자세는 도 7a의 H3의 손 모양인 것을 예로 들어 설명한다.

[0136] 먼저 사용자가 혈압 측정 장치(10)의 디스플레이부(50)에 표시된 메뉴를 선택하거나 혈압 측정 장치(10)에 구비된 소정의 명령 입력 버튼(미도시)을 눌러 혈압을 측정을 시작하면, 디스플레이부(50)을 통해 제1 자세(도 7a의 H2의 손 모양)에 해당하는 이미지 및/또는 이미지를 설명하는 텍스트를 표시하여 해당 손 모양을 취하라고 사용자에게 알려준다(S11).

[0137] 이 경우, 디스플레이부(50)를 통한 안내 대신에 마이크로 스피커(70)를 통해 음성으로 안내 멘트를 출력하여 제1 자세를 안내할 수도 있다. 또한, 디스플레이부(50)와 마이크로 스피커(70)를 통해 동시에 이미지 및/또는 문자를 표시하고 안내 멘트를 출력하여 제1 자세를 안내할 수도 있다.

[0138] 제1 자세를 안내하고 미리 설정된 시간(수초)동안 손목에 가해지는 압력 편차를 측정한다(S12) 후, 측정된 압력 편차 값이 미리 설정한 범위 이내 인지 판단한다(S13).

[0139] 측정된 압력 편차 값이 미리 설정한 범위 이내가 아니면, 디스플레이부(50) 및/또는 마이크로 스피커(70)를 통

해 사용자에게 상기 제1 자세에 대한 올바른 손 모양을 안내하고(S14). 다시 상기 S13 단계를 수행한다.

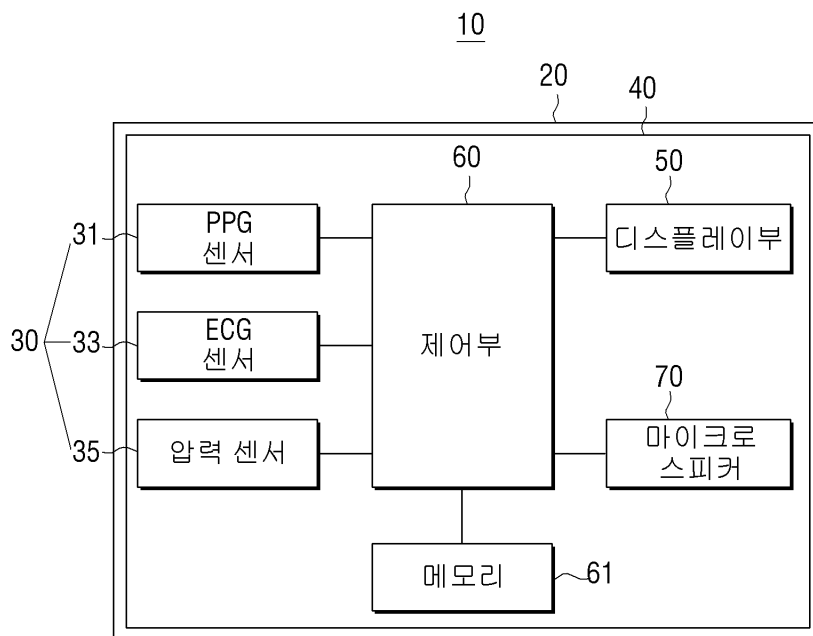
- [0140] 측정된 압력 편차 값이 미리 설정한 범위 이내이면, 제1 혈관 탄성도를 측정한다(S15). 제1 혈관 탄성도는 전술한 혈관 탄성도 측정 방법과 동일한 방법으로 측정될 수 있다.
- [0141] 제1 혈관 탄성도 측정이 완료되면, 디스플레이부(50) 및/또는 마이크로 스피커(70)를 통해 사용자에게 제2 자세(도 7a의 H3의 손 모양)를 취하라고 안내한다(S16).
- [0142] 이어서, 도 7a에 도시된 그래프의 G2 부분에 대한 기울기(즉, 자세 변동에 따른 손목에 가해진 압력의 기울기)가 앞서 측정된 도 7a에 도시된 그래프의 G1 부분에 대한 기울기(즉, 자세 변동 전의 손목에 가해진 압력의 기울기)보다 큰지를 판단한다(S17). 이 단계에서는 사용자가 손 모양을 제1 자세로부터 제2 자세로 변경하였는 지 여부를 판단할 수 있다.
- [0143] G2 부분에 대한 기울기가 앞서 측정된 G1 부분에 대한 기울기보다 작으면, 제1 자세에서 제2 자세로 손 모양이 제대로 변경되지 않은 것으로 판단하여 디스플레이부(50) 및/또는 마이크로 스피커(70)를 통해 사용자에게 상기 제2 자세에 대한 올바른 손 모양을 안내하고(S18). 다시 상기 S17 단계를 수행한다.
- [0144] G2 부분에 대한 기울기가 앞서 측정된 G1 부분에 대한 기울기보다 크면, 제1 자세에서 제2 자세로 손 모양이 제대로 변경된 것으로 판단하고, 미리 설정된 시간(수초)동안 손목에 가해지는 압력 편차를 측정한다(S19) 후, 측정된 압력 편차 값이 미리 설정한 범위 이내 인지 판단한다(S20).
- [0145] 측정된 압력 편차 값이 미리 설정한 범위 이내가 아니면, 디스플레이부(50) 및/또는 마이크로 스피커(70)를 통해 사용자에게 올바른 제2 자세에 대한 손 모양을 안내하고(S21). 다시 상기 S19 단계를 수행한다.
- [0146] 측정된 압력 편차 값이 미리 설정한 범위 이내이면, 제2 혈관 탄성도를 측정한다(S22). 제2 혈관 탄성도 역시 전술한 혈관 탄성도 측정 방법과 동일한 방법으로 측정될 수 있다.
- [0147] 이렇게 제1 및 제2 혈관 탄성도가 측정되면, 전술한 방법으로 혈압을 산출하고(S23), 측정된 혈압을 디스플레이부(50) 및/또는 마이크로 스피커(70)를 통해 사용자에게 안내한다(S24).
- [0148] 이와 같이 본 실시예에서는 혈압 측정을 위해 적어도 서로 다른 2가지 손 모양을 취할 수 있도록 사용자에게 알기 쉽게 안내해 줌으로써, 보다 정확한 혈압 측정이 가능하다.
- [0149] 도 12는 ECG 신호를 통해 착용부가 손목에 올바르게 착용되었는 지 여부를 판단하는 흐름도이고, 도 13a는 ECG 센서의 제2 심전도 전극이 손목과 이격된 상태를 나타낸 도면이고, 도 13b는 ECG 센서의 제2 심전도 전극이 손목과 접촉된 상태를 나타낸 도면이다.
- [0150] 한편, 혈압 측정 장치(10)를 손목에 착용 시 그 착용 자세가 올바르지 않은 경우, 손가락(F)은 도 13a와 같이 ECG 센서(33)의 제1 심전도 전극(33a)에 접촉하였지만 제2 심전도 전극(33b)이 손목(구체적으로는 손목의 윗 부분)으로부터 소정 간격 이격될 수 있다.
- [0151] 혈압 측정을 위한 혈압 측정 장치(10)의 올바른 착용 자세 하에서는, 도 13b와 같이 손가락(F)이 ECG 센서(33)의 제1 심전도 전극(33a)가 접촉하고 제2 심전도 전극(33b)이 손목(구체적으로는 손목의 윗 부분)에 접촉한 상태가 될 수 있다.
- [0152] 이와 같이 ECG 센서(33)의 제2 심전도 전극(33b)이 손목으로부터 이격되면 정확한 혈압 측정이 어려울 수 있으므로, 본 실시예에서는 도 12와 같이 ECG 센서(33)의 신호를 검출하여 혈압 측정 장치(10)의 올바른 착용을 안내할 수 있다. 즉, 혈압 측정 시 ECG 센서(33)를 통해 ECG 신호의 검출 여부를 판단한다(S31).
- [0153] ECG 신호가 검출되지 않으면 디스플레이부(50) 및/또는 마이크로 스피커(70)를 통해 사용자에게 혈관 측정 장치(10)의 올바른 착용 자세를 안내하고(S32, 다시 S31 단계를 수행한다. ECG 신호가 검출되면 혈관 측정 장치(10)의 올바르게 착용한 것으로 판단하고, 계속 혈압 측정을 수행할 수 있다
- [0154] 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특징의 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형 실시예들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안 될 것이다.

부호의 설명

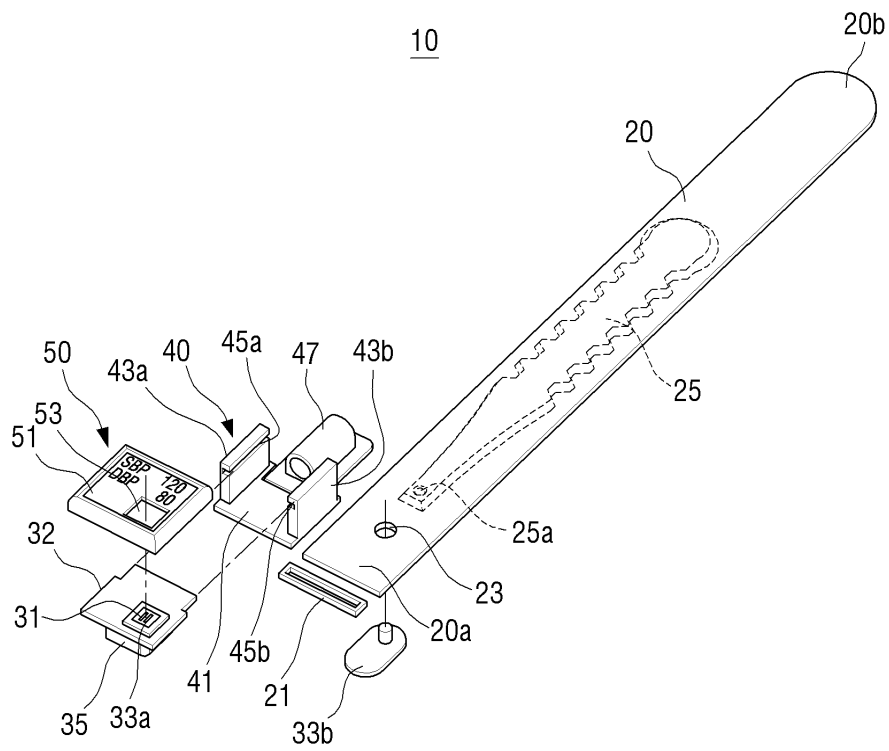
- [0155]
- 10, 10': 혈압 측정 장치
 - 20, 20': 착용부
 - 30: 센서부
 - 31: PPG 센서
 - 33: ECG 센서
 - 35, 35': 압력센서
 - 40: 지지부
 - 50: 디스플레이부
 - 70: 마이크로 스피커

도면

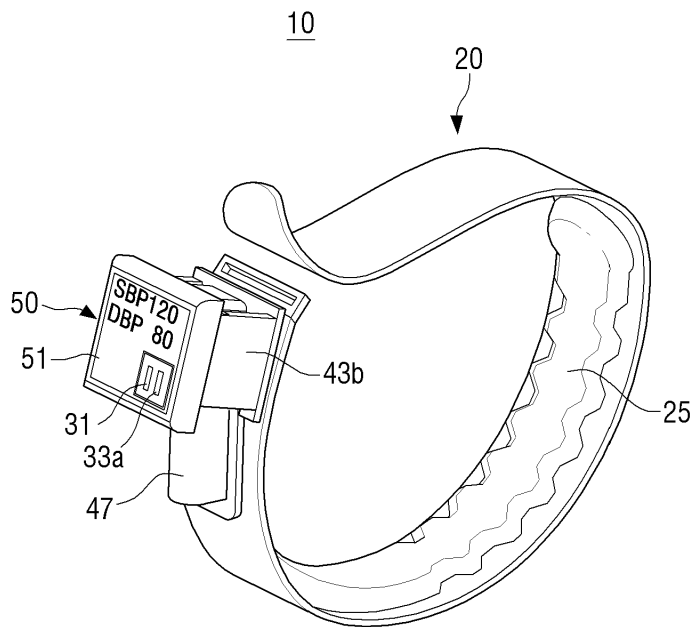
도면1



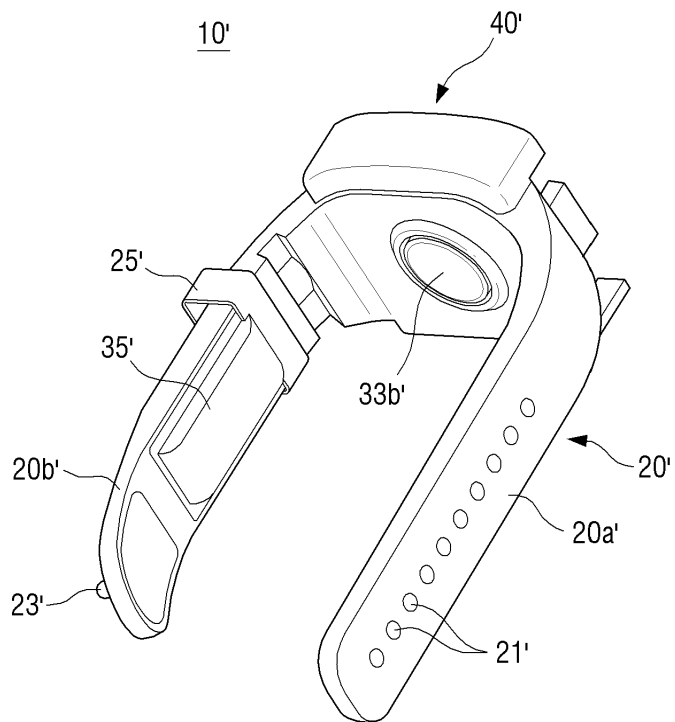
도면2a



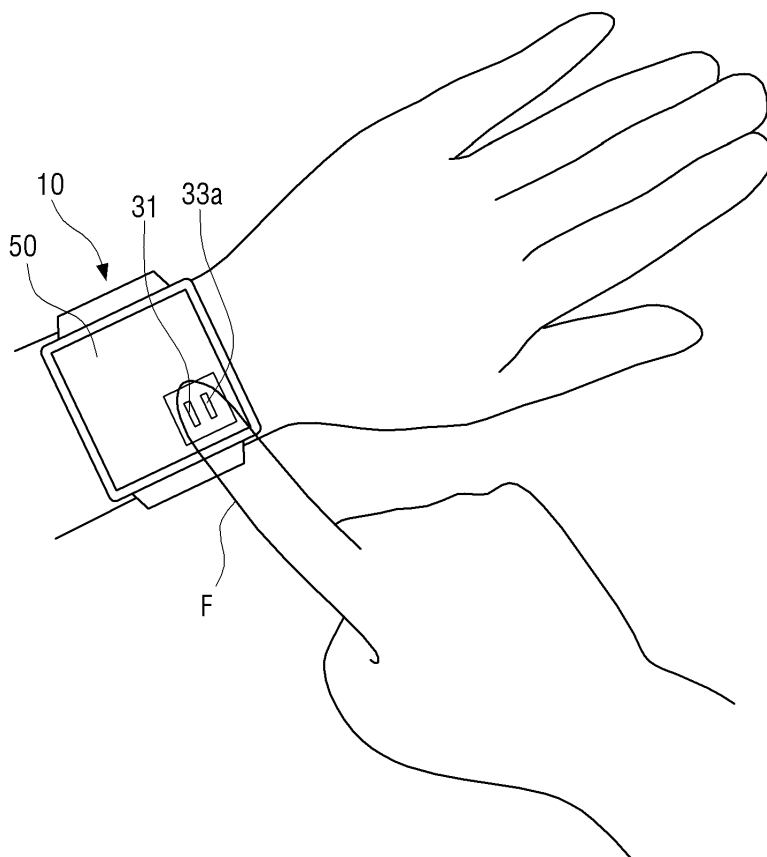
도면2b



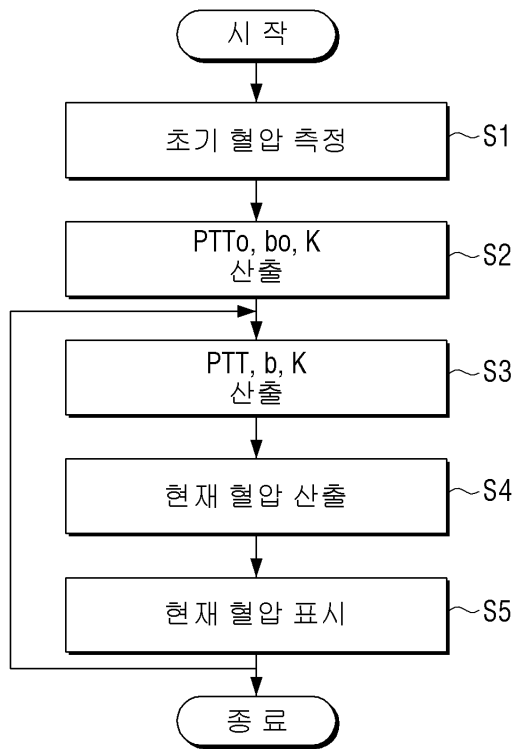
도면3



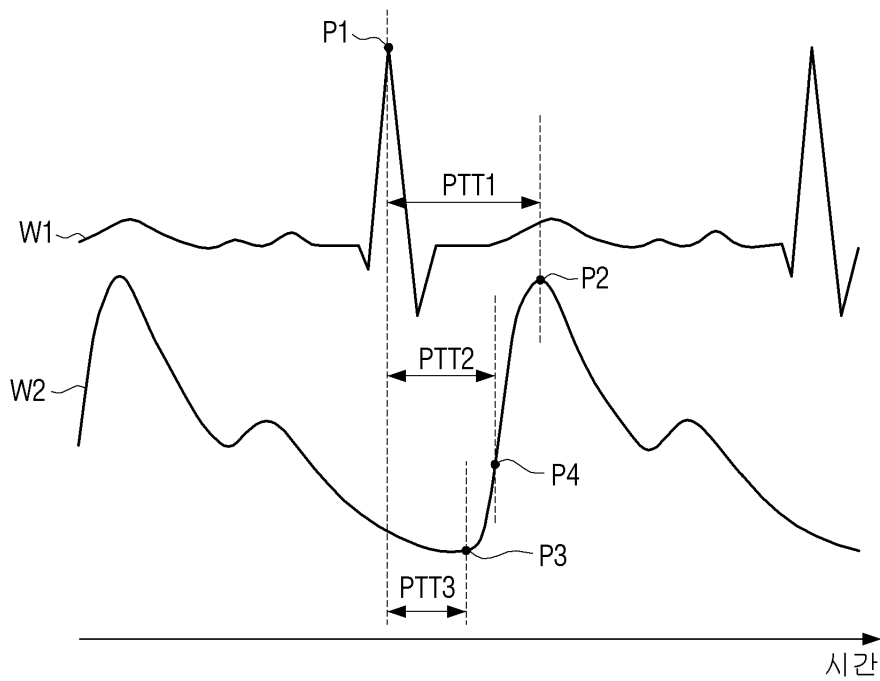
도면4



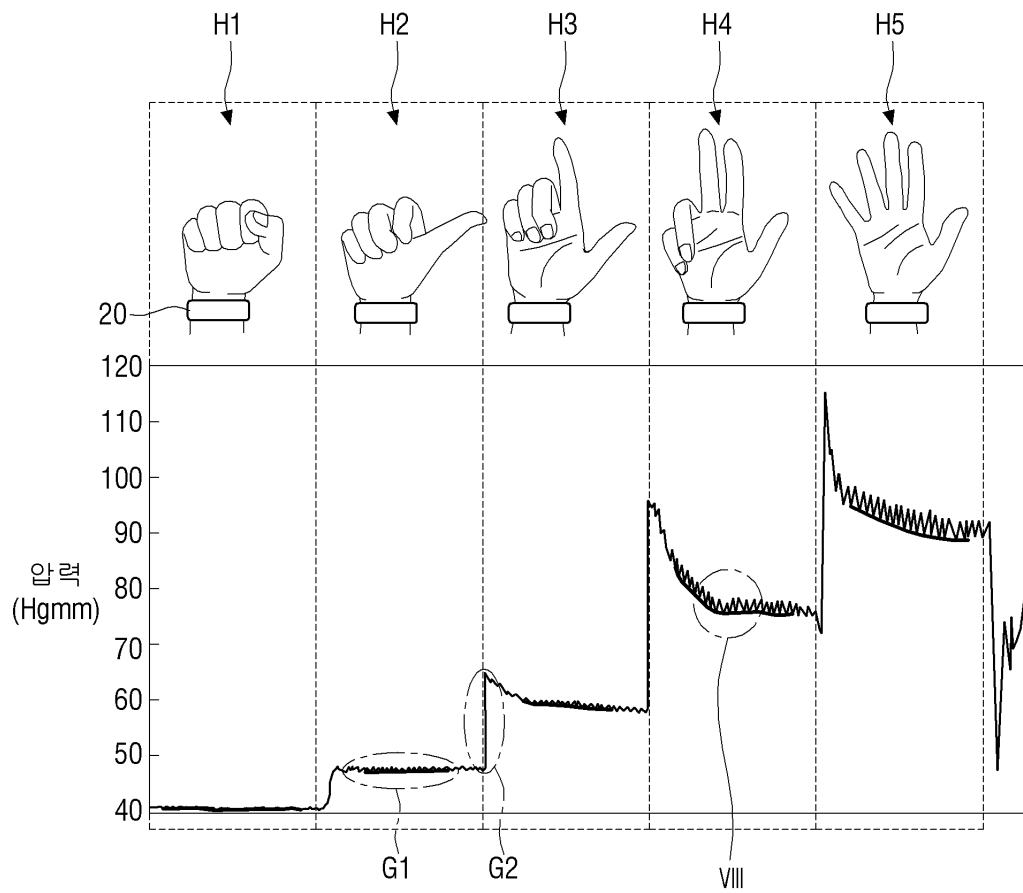
도면5



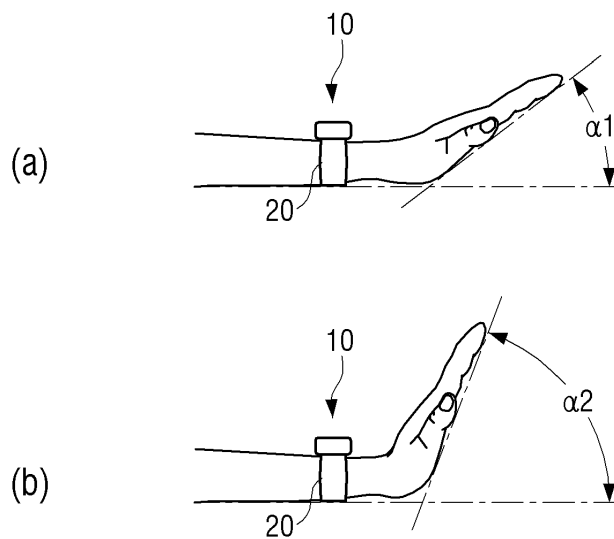
도면6



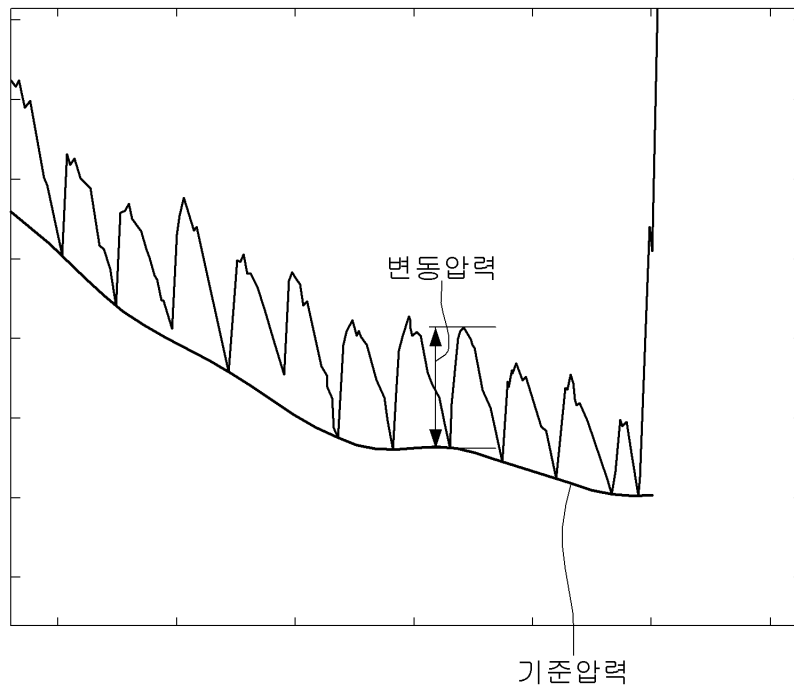
도면7a



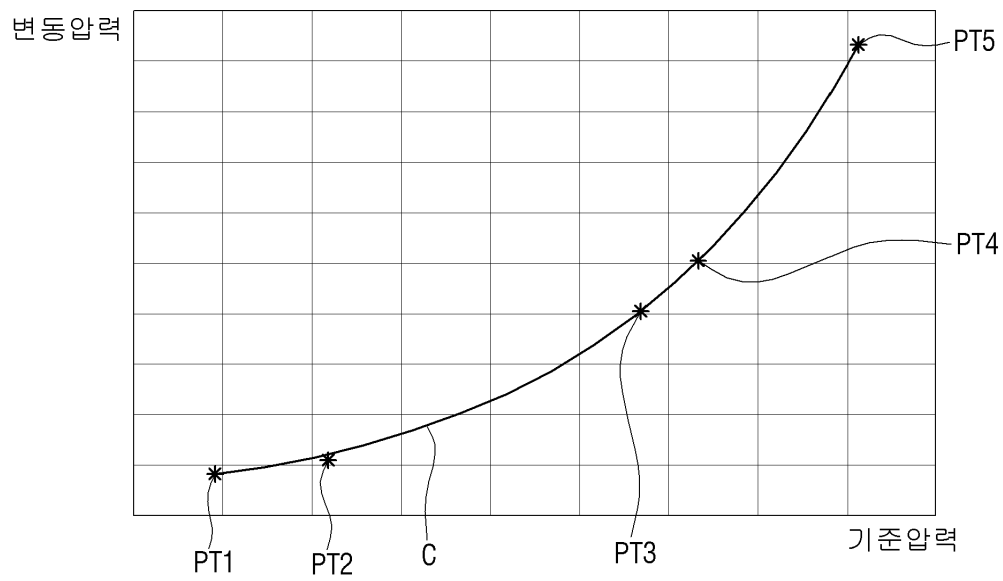
도면7b



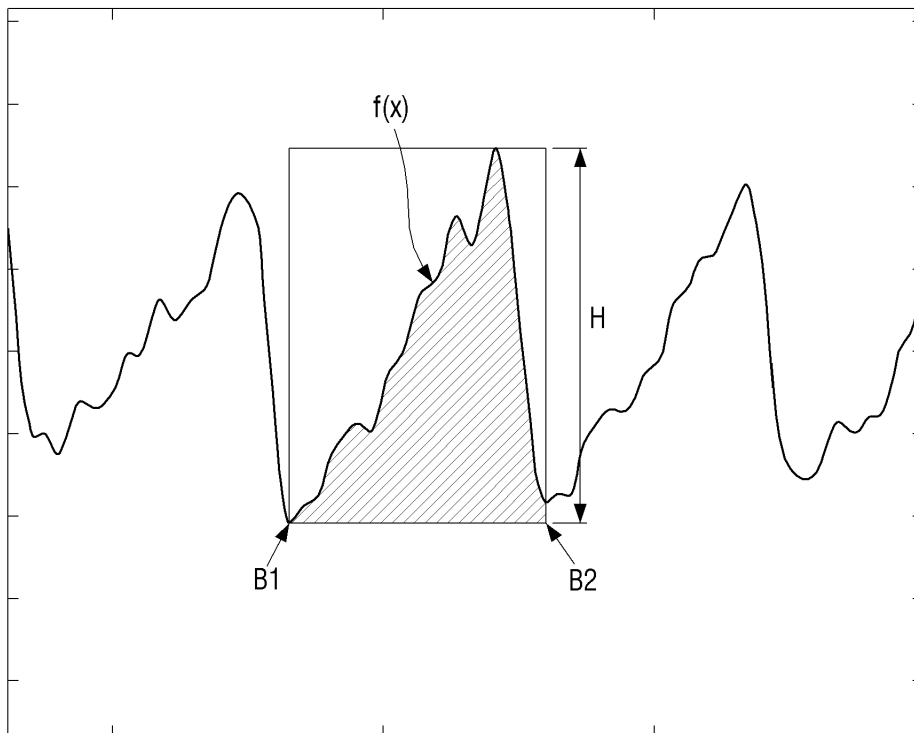
도면8



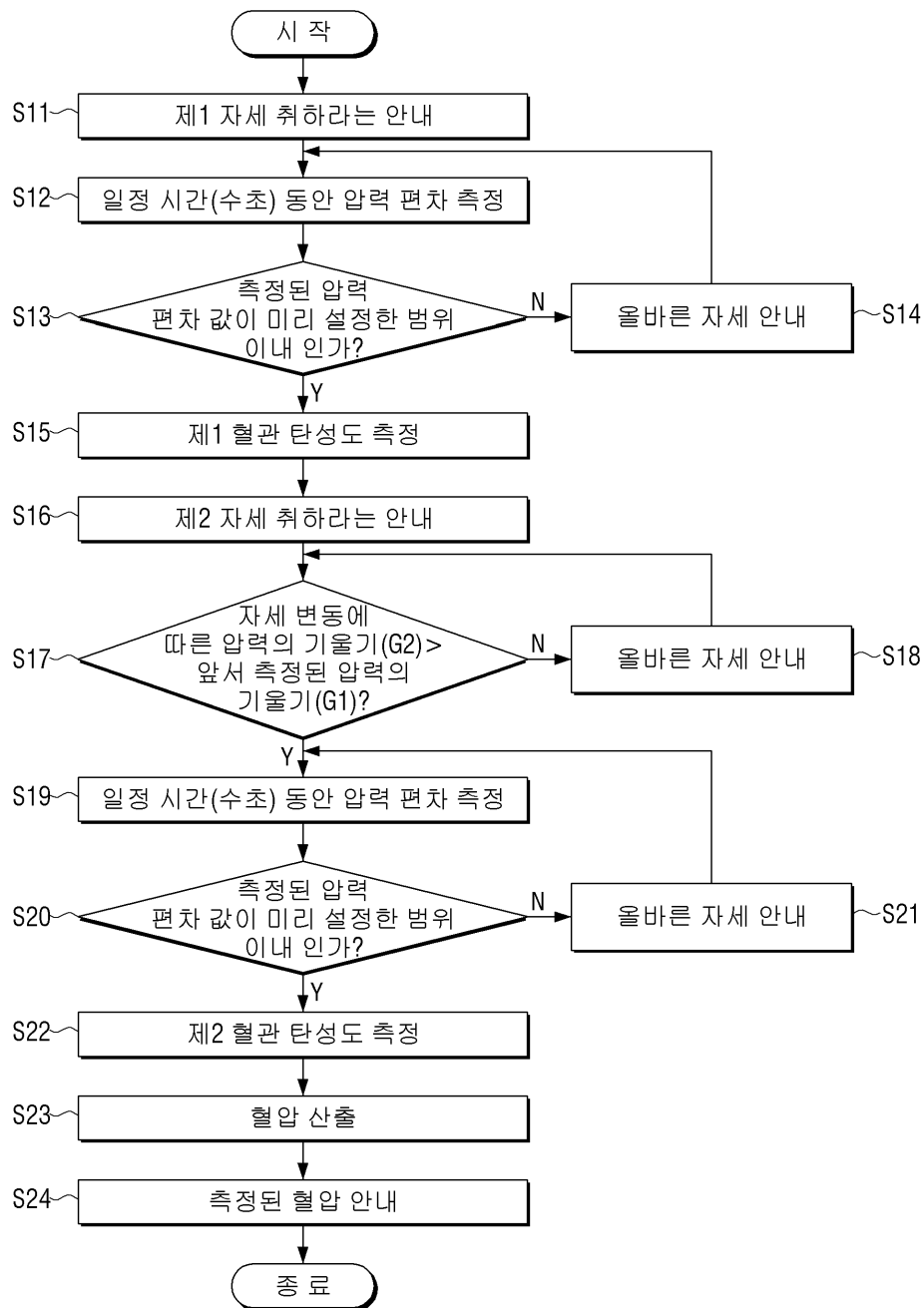
도면9



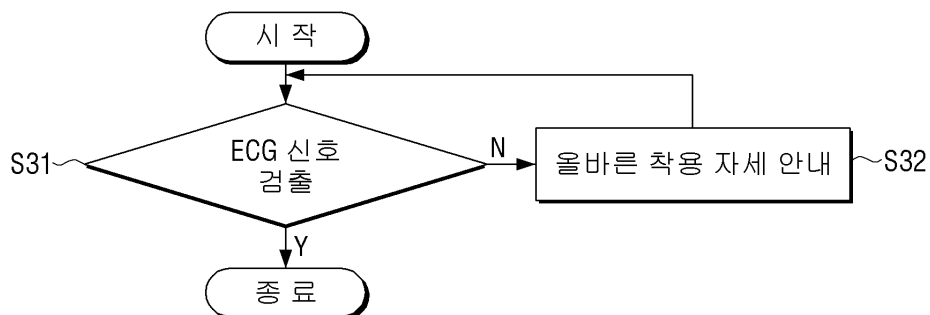
도면10



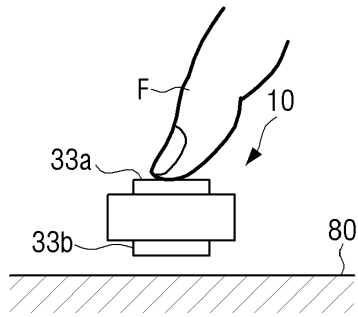
도면11



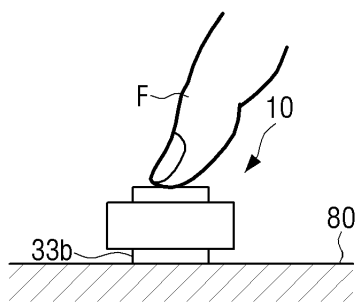
도면12



도면13a



도면13b



专利名称(译)	血压测量装置和使用其的血压测量方法		
公开(公告)号	KR1020170067131A	公开(公告)日	2017-06-15
申请号	KR1020160120252	申请日	2016-09-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	CHOI BYUNG HUN 최병훈 KOH HYUN WOO 고현우 KIM HYUN SU 김현수 BAEK HYUN JAE 백현재 SHIN JAE WOOK 신재욱 YOON CHI YUL 윤치열 CHO JAE GEOL 조재걸		
发明人	최병훈 고현우 김현수 백현재 신재욱 윤치열 조재걸		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02007 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0404 A61B5/1116 A61B5/681 A61B5/7405 A61B5/742		
代理人(译)	정홍식 Gimtaeheon		
优先权	1020150173149 2015-12-07 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了血压测量设备及其使用的测量方法。所公开的测量方法包括产生脉搏波传输时间的步骤，测量血管弹性图的步骤，以及使用脉搏波传输时间和血管弹性图测量和测量收缩压和舒张压的步骤。它可以在血管弹性绘制采用不同手部几何形状超过至少2的姿势下进行测量。

