



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0034584
(43) 공개일자 2023년03월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0215 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02156 (2013.01)
A61B 5/6852 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0117512
(22) 출원일자 2021년09월03일
심사청구일자 2021년09월03일

(71) 출원인
충남대학교병원
대전광역시 중구 문화로 282 (대사동)
충남대학교산학협력단
대전광역시 유성구 대학로 99 (궁동, 충남대학교)
(72) 발명자
오차현
대전광역시 서구 청사로 254, 102동 503호(둔산동, 등지아파트)
홍부휘
대전광역시 중구 서문로 96, 203동 1103호(문화동, 센트럴파크2단지아파트)
구윤서
대전광역시 중구 문화로 266, 충남대학교의과대학 본관 128호 (문화동)
(74) 대리인
제일특허법인(유)

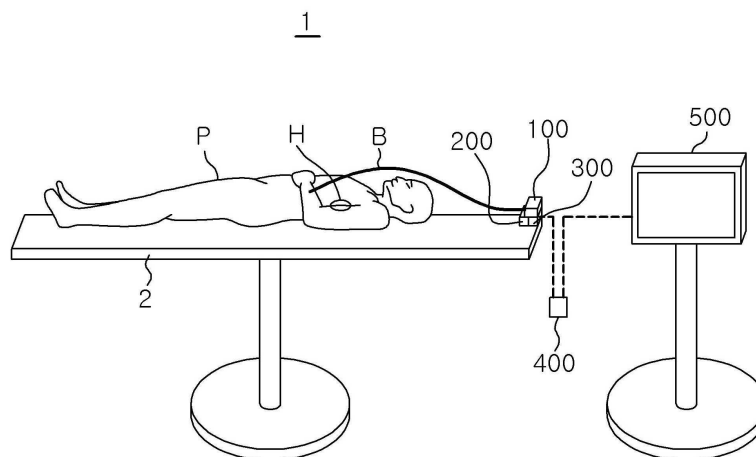
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 혈압 측정장치 및 혈압 측정 오차 자동 보정 방법

(57) 요약

본 발명은 혈압 측정장치 및 혈압 측정 오차 자동 보정 방법에 관한 것이다. 구체적으로 본 발명의 일 실시예에 따르면, 환자의 신체 중 어느 일부의 혈압을 측정하는 트랜스듀서; 제1 기울기 및 제2 기울기를 측정하는 기울기 센서; 상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압, 상기 제1 기울기 및 상기 제2 기울기를 기초로 상기 환자의 보정된 혈압인 보정혈압을 산출하는 제어기를 포함하고, 상기 제1 기울기는 가상의 제1 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되고, 상기 제2 기울기는 가상의 제2 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 상기 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되며, 상기 제1 회전축과 상기 제2 회전축은 서로 어긋나는 방향으로 지면과 평행하게 연장되는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/6892 (2013.01)

A61B 5/721 (2013.01)

A61B 2560/0223 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1465033828
과제번호	HI20C2088020021
부처명	보건복지부
과제관리(전문)기관명	한국보건산업진흥원
연구사업명	의료기술상용화지원센터(R&D)
연구과제명	융복합 광학기술 기반 디지털 헬스케어 분야
기 여 율	1/1
과제수행기관명	충남대학교병원
연구기간	2021.05.10 ~ 2022.05.09

명세서

청구범위

청구항 1

환자의 신체 중 어느 일부의 혈압을 측정하는 트랜스듀서;

제1 기울기 및 제2 기울기를 측정하는 기울기센서;

상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압, 상기 제1 기울기 및 상기 제2 기울기를 기초로 상기 환자의 보정된 혈압인 보정혈압을 산출하는 제어기를 포함하고,

상기 제1 기울기는 가상의 제1 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되고, 상기 제2 기울기는 가상의 제2 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 상기 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되며, 상기 제1 회전축과 상기 제2 회전축은 서로 어긋나는 방향으로 지면과 평행하게 연장되는,

혈압 측정장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

제1 거리 및 제2 거리를 측정하는 거리센서를 더 포함하고,

상기 제어기는 상기 제1 기울기, 상기 제2 기울기, 상기 제1 거리, 상기 제2 거리를 기초로 상기 보정혈압을 산출하고,

상기 제1 거리는 제1 방향에 있어서의 상기 거리센서와 상기 환자의 심장 사이의 거리로 정의되고, 상기 제2 거리는 제2 방향에 있어서의 상기 거리센서와 상기 환자의 심장 사이의 거리로 정의되며,

상기 제1 방향은 상기 제1 회전축이 연장되는 방향으로 정의되고, 상기 제2 방향은 상기 제2 회전축이 연장되는 방향으로 정의되는,

혈압 측정장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 거리센서는 초음파 센서를 포함하는,

혈압 측정장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 제1 기울기, 상기 제2 기울기, 상기 제1 거리 및 상기 제2 거리를 기초로 상기 트랜스듀서에 대한 상기 환자의 심장의 상대적인 높이인 상대높이를 산출하고, 산출된 상기 상대높이를 기초로 상기 보정혈압을 산출하는,

혈압 측정장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 상대높이는 하기의 수학식 1을 만족하는 혈압 측정장치.

[수학식 1]

$$h_r = d1 \times \sin b + d2 \times \sin a$$

(상기 수학식 1에서, h_r 은 상대높이이고, $d1$ 은 제1 거리이고, $d2$ 는 제2 거리이고, a 는 제1 회전축을 중심으로 기울임센서가 정상상태로부터 회전한 각도이고, b 는 제2 회전축을 중심으로 기울기센서가 정상상태로부터 회전한 각도이다.)

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 제어기에는 상기 상대높이에 대응되는 소정의 액체의 정수압이 미리 입력되어있고, 상기 제어기는 상기 상대높이와 상기 정수압을 기초로 상기 보정된 혈압을 산출하고, 상기 보정된 혈압은 상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압과 상기 정수압의 차이인,

혈압 측정장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 액체는 상기 환자의 혈액의 밀도의 0.95배 내지 1.05배의 밀도를 가지는,

혈압 측정장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압 및 상기 보정혈압이 표시되는 표시부를 더 포함하는,

혈압 측정장치.

청구항 9

환자의 신체 중 어느 일부의 혈압을 측정하는 혈압 측정단계;

가상의 제1 회전축을 중심으로 기울기센서가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되는 제1 기울기를 측정하는 제1 기울기 측정단계, 및 가상의 제2 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 상기 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되는 제2 기울기를 측정하는 제2 기울기 측정단계를 포함하는 기울기 측정단계; 및

상기 혈압, 상기 제1 기울기 및 상기 제2 기울기를 기초로 상기 환자의 보정된 혈압인 보정혈압을 산출하는 혈압 보정단계를 포함하고,

상기 제1 회전축과 상기 제2 회전축은 서로 어긋나는 방향으로 지면과 평행하게 연장되는,

혈압 측정 오차 자동 보정 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 제1 방향에 있어서의 트랜스듀서와 상기 환자의 심장 사이의 제1 거리를 측정하는 제1 거리 측정단계, 및 제2 방향에 있어서의 상기 트랜스듀서와 상기 환자의 심장 사이의 제2 거리를 측정하는 제2 거리 측정단계를 포함하는 거리 측정단계를 더 포함하고,

제1 방향은 상기 제1 회전축이 연장되는 방향으로 정의되고, 상기 제2 방향은 상기 제2 회전축이 연장되는 방향으로 정의되며,

상기 혈압 보정단계는,

상기 제1 회전축의 기울기, 상기 제2 회전축의 기울기, 상기 제1 거리, 상기 제2 거리를 기초로 상기 보정혈압

을 산출하는,
혈압 측정 오차 자동 보정 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,
상기 제1 기울기, 상기 제2 기울기, 상기 제1 거리 및 상기 제2 거리를 기초로 상기 트랜스듀서에 대한 상기 환자의 심장의 상대적인 높이인 상대높이를 산출하는 상대높이 산출단계를 더 포함하고,
상기 혈압 보정단계는,
상기 상대높이를 기초로 상기 보정혈압을 산출하는,
혈압 측정 오차 자동 보정 방법.

청구항 12

제 9 항에 있어서,
상기 혈압 측정단계에서 측정된 상기 혈압 및 상기 혈압보정단계에서 측정된 상기 보정혈압이 표시되는 표시단계를 더 포함하는,
혈압 측정 오차 자동 보정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈압 측정장치 및 혈압 측정 오차 자동 보정 방법에 대한 발명이다.

배경 기술

[0002] 수술실 또는 중환자실에서는 환자의 상태가 지속적으로 확인되고 관리되어야 한다. 특히 환자의 혈압(동맥압, 중심정맥압, 폐동맥압 등)에 대한 지속적인 관리가 필수적으로 요구된다. 이러한 환자의 혈압을 관리하기 위해서는 실시간으로 변하는 환자의 혈압을 정확하게 측정하는 것이 필요하다.

[0003] 환자의 혈압을 정확하게 지속적으로 측정하기 위해서는 혈압측정의 기준이 되는 환자의 심장과 같은 높이에 압력트랜스듀서(transducer for pressure)를 설치하는 것이 요구된다.

[0004] 환자의 자세나 위치가 변하지 않고 심장의 위치가 고정되는 경우, 한 차례 압력트랜스듀서를 기준이 되는 위치(심장높이와 같은 높이)에 설치한 이후 압력트랜스듀서의 위치를 변경시킬 필요가 없다. 그러나, 의학적 처치나 수술부위 노출 등을 위해 침대를 조작하거나 환자의 자세를 변경해야 하는 경우, 환자의 심장위치가 변하게 되고, 이로 인해 혈압 측정에 오차가 발생하게 된다.

[0005] 종래의 혈압측정장치는 환자의 심장높이와 동일한 높이에 압력트랜스듀서를 배치하고, 환자의 혈관에 삽입된 도관을 통해 환자의 혈관내 압력을 측정해왔다. 이러한 종래의 혈압측정장치는 환자의 심장높이가 변하게 되면, 압력트랜스듀서의 높이와 환자의 심장높이가 달라지게되어 혈압측정에 오류가 발생하는 문제점이 있다. 특히 수술 시에는 수술부위 노출, 멸균 소독 등의 이유로 적절한 위치(심장높이와 동일한 높이)에 압력트랜스듀서를 설치하는데 제한이 있는 경우가 많다.

[0006] 예를 들어, 환자의 심장높이보다 압력트랜스듀서의 높이가 상대적으로 낮아지면 측정되는 혈압이 환자의 실제혈압보다 더 높게 측정되므로 측정된 혈압과 실제혈압 사이에 오차가 발생하는 문제가 생긴다. 이러한 오차는 수술 환자 혹은 중환자의 경우 의학적 판단 지대한 영향을 줄 수 있고, 환자에게 치명적인 결과를 초래할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 실시예들은 상기와 같은 배경에 착안하여 발명된 것으로서, 환자의 심장높이가 달라지더라도 환자의

혈압을 정확하게 측정할 수 있는 혈압 측정장치를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0008] 본 발명의 일 측면에 따르면, 환자의 신체 중 어느 일부의 혈압을 측정하는 트랜스듀서; 제1 기울기 및 제2 기울기를 측정하는 기울기센서; 상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압, 상기 제1 기울기 및 상기 제2 기울기를 기초로 상기 환자의 보정된 혈압인 보정혈압을 산출하는 제어기를 포함하고, 상기 제1 기울기는 가상의 제1 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되고, 상기 제2 기울기는 가상의 제2 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 상기 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되며, 상기 제1 회전축과 상기 제2 회전축은 서로 어긋나는 방향으로 지면과 평행하게 연장되는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0009] 또한, 제1 거리 및 제2 거리를 측정하는 거리센서를 더 포함하고, 상기 제어기는 상기 제1 기울기, 상기 제2 기울기, 상기 제1 거리, 상기 제2 거리를 기초로 상기 보정혈압을 산출하고, 상기 제1 거리는 제1 방향에 있어서의 상기 거리센서와 상기 환자의 심장 사이의 거리로 정의되고, 상기 제2 거리는 제2 방향에 있어서의 상기 거리센서와 상기 환자의 심장 사이의 거리로 정의되며, 상기 제1 방향은 상기 제1 회전축이 연장되는 방향으로 정의되고, 상기 제2 방향은 상기 제2 회전축이 연장되는 방향으로 정의되는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0010] 또한, 상기 거리센서는 초음파 센서를 포함하는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0011] 또한, 상기 제어기는, 상기 제1 기울기, 상기 제2 기울기, 상기 제1 거리 및 상기 제2 거리를 기초로 상기 트랜스듀서에 대한 상기 환자의 심장의 상대적인 높이인 상대높이를 산출하고, 산출된 상기 상대높이를 기초로 상기 보정혈압을 산출하는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 상대높이는 하기의 수학적 식 1을 만족하는 혈압 측정장치가 제공될 수 있다. [수학적 식 1]

$$h_r = d1 \times \sin b + d2 \times \sin a$$
(상기 수학적 식 1에서, h_r 은 상대높이이고, $d1$ 은 제1 거리이고, $d2$ 는 제2 거리이고, a 는 제1 회전축을 중심으로 기울임센서가 정상상태로부터 회전한 각도이고, b 는 제2 회전축을 중심으로 기울기센서가 정상상태로부터 회전한 각도이다.)
- [0013] 또한, 상기 제어기에는 상기 상대높이에 대응되는 소정의 액체의 정수압이 미리 입력되어있고, 상기 제어기는 상기 상대높이와 상기 정수압을 기초로 상기 보정된 혈압을 산출하고, 상기 보정된 혈압은 상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압과 상기 정수압의 차이인, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 액체는 상기 환자의 혈액의 밀도의 0.95배 내지 1.05배의 밀도를 가지는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 트랜스듀서에서 측정된 상기 혈압 및 상기 보정혈압이 표시되는 표시부를 더 포함하는, 혈압 측정장치가 제공될 수 있다.
- [0016] 또한, 환자의 신체 중 어느 일부의 혈압을 측정하는 혈압 측정단계; 가상의 제1 회전축을 중심으로 기울기센서가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되는 제1 기울기를 측정하는 제1 기울기 측정단계, 및 가상의 제2 회전축을 중심으로 상기 기울기센서가 상기 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의되는 제2 기울기를 측정하는 제2 기울기 측정단계를 포함하는 기울기 측정단계; 및 상기 혈압, 상기 제1 기울기 및 상기 제2 기울기를 기초로 상기 환자의 보정된 혈압인 보정혈압을 산출하는 혈압 보정단계를 포함하고, 상기 제1 회전축과 상기 제2 회전축은 서로 어긋나는 방향으로 지면과 평행하게 연장되는, 혈압 측정 오차 자동 보정 방법이 제공될 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 제1 방향에 있어서의 트랜스듀서와 상기 환자의 심장 사이의 제1 거리를 측정하는 제1 거리 측정단계, 및 제2 방향에 있어서의 상기 트랜스듀서와 상기 환자의 심장 사이의 제2 거리를 측정하는 제2 거리 측정단계를 포함하는 거리 측정단계를 더 포함하고, 제1 방향은 상기 제1 회전축이 연장되는 방향으로 정의되고, 상기 제2 방향은 상기 제2 회전축이 연장되는 방향으로 정의되며, 상기 혈압 보정단계는, 상기 제1 회전축의 기울기, 상기 제2 회전축의 기울기, 상기 제1 거리, 상기 제2 거리를 기초로 상기 보정혈압을 산출하는, 혈압 측정 오차 자동 보정 방법이 제공될 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 제1 기울기, 상기 제2 기울기, 상기 제1 거리 및 상기 제2 거리를 기초로 상기 트랜스듀서에 대한 상기 환자의 심장의 상대적인 높이인 상대높이를 산출하는 상대높이 산출단계를 더 포함하고, 상기 혈압 보정단

계는, 상기 상대높이를 기초로 상기 보정혈압을 산출하는, 혈압 측정 오차 자동 보정 방법이 제공될 수 있다.

[0019] 또한, 상기 혈압 측정단계에서 측정된 상기 혈압 및 상기 혈압보정단계에서 측정된 상기 보정혈압이 표시되는 표시단계를 더 포함하는, 혈압 측정 오차 자동 보정 방법이 제공될 수 있다.

발명의 효과

[0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정장치는 환자의 심장높이가 달라져도, 환자의 혈압을 정확하게 측정 가능해지는 효과가 있다.

[0021] 또한, 혈압 측정장치는 사용자가 상황에 따라 수동으로 빈번하게 트랜스듀서를 이동시킴에 따라 발생하는 혈압 측정 오차를 최소화하는 효과가 있다.

[0022] 또한, 혈압 측정장치는 환자의 혈압을 실시간으로 보정함에 따라 환자의 혈압 변화의 추세를 연속적으로 관찰 가능해지는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정장치의 사시도이다.

도 2는 혈압 측정장치가 정상상태에 놓인 모습을 나타낸 평면도이다.

도 3은 기울기센서가 제1 회전축을 중심으로 정상상태로부터 회전된 모습을 나타낸 정면도이다.

도 4는 기울기센서가 제2 회전축을 중심으로 정상상태로부터 회전된 모습을 나타낸 측면도이다.

도 5는 기울기센서가 제1 회전축 및 제2 회전축을 중심으로 정상상태로부터 회전된 모습을 나타낸 사시도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 오차 자동 보정 방법을 개략적으로 나타낸 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 이하에서는 본 발명의 사상을 구현하기 위한 구체적인 실시예에 대하여 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.

[0025] 아울러 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략한다.

[0026] 또한, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 '측정', '산출'된다고 언급된 때에는 그 다른 구성요소에 직접적으로 측정, 산출될 수도 있지만 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0027] 본 명세서에서 사용된 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로 본 발명을 한정하려는 의도로 사용된 것은 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한 복수의 표현을 포함한다.

[0028] 또한, 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 해당 구성요소들은 이와 같은 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 이 용어들은 하나의 구성요소들을 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0029] 명세서에서 사용되는 "포함하는"의 의미는 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소 및/또는 성분을 구체화하며, 다른 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소, 성분 및/또는 군의 존재나 부가를 제외시키는 것은 아니다.

[0030] 또한, 본 명세서에서 상부, 상면 등의 표현은 도면에 도시를 기준으로 설명한 것이며 해당 대상의 방향이 변경되면 다르게 표현될 수 있음을 미리 밝혀둔다.

[0031] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정장치(1)의 구체적인 구성에 대하여 설명한다.

[0032] 이하, 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정장치(1)는 환자(P)의 심장높이(HL)가 달라지더라도 환자(P)의 실제혈압을 정확하게 측정할 수 있다. 이러한 혈압 측정장치(1)는 환자(P)를 지지하는 환자지지대(2)가 일 방향을 따라 기울어짐에 따라 후술할 트랜스듀서(100)에 대한 환자(P)의 심장(H)의 상대적인 높이를 산출할 수 있다. 혈압 측정장치(1)는 트랜스듀서(100)와 환자(P)의 심장(H)의 높이가 상이하더라도 환자(P)의 정확한 혈압을 측정할 수 있다. 이러한 혈압 측정장치(1)는 트랜스듀서(100), 기울기센서(200), 거리센서(300),

제어기(400) 및 표시부(500)를 포함할 수 있다.

- [0033] 환자지지대(2)는 환자(P)를 지지할 수 있다. 이러한 환자지지대(2)는 높이방향을 따라 이동될 수 있다. 높이방향은 상하방향을 의미할 수 있다. 이러한 환자지지대(2)는 하나 이상의 회전축을 중심으로 지면에 대하여 회전 가능하게 구성될 수 있다. 이러한 환자지지대(2)는 기울기센서(200) 및 거리센서(300)와 함께 정상상태 또는 기울임상태에 놓일 수 있다. 정상상태는 환자지지대(2)의 환자(P)를 지지하는 면이 지면과 평행한 상태를 의미한다. 이러한 정상상태는 환자지지대(2)가 지면에 대하여 기울어짐 없이 평행한 상태로써, 환자(P)의 심장(H)과 트랜스듀서(100)가 동일한 높이에 위치한 상태를 의미한다. 다시 말해, 정상상태에서는 환자(P)의 심장(H)과 트랜스듀서(100) 간의 높이 차이로 인한 정수압이 발생하지 않는 상태를 의미한다. 기울임상태는 정상상태가 아닌 상태를 의미한다. 다시 말해, 환자지지대(2)의 환자(P)를 지지하는 면이 지면과 평행하지 않은 상태를 의미한다.
- [0034] 트랜스듀서(100)는 환자(P)의 신체 중 어느 일부의 혈압을 측정할 수 있다. 예를 들어, 트랜스듀서(100)는 환자(P)의 혈관에 삽입된 도관과 연결된 프레스라인(B)에 연결되어 환자(P)의 혈압을 측정할 수 있다. 이러한 트랜스듀서(100)는 압력을 측정하고, 측정된 압력에 비례한 전기적 신호를 발생시킬 수 있다. 이러한 트랜스듀서(100)는 그 높이가 환자(P)의 심장(H)과 같은 높이일 때, 환자(P)의 정확한 혈압을 측정할 수 있다. 이러한 트랜스듀서(100)의 높이가 환자(P)의 심장(H) 높이보다 낮을 때, 트랜스듀서(100)에서 측정되는 혈압은 환자(P)의 실제혈압보다 높을 수 있다. 이러한 트랜스듀서(100)는 환자(P)가 누워있는 환자지지대(T)의 가장자리부 중 어느 일부에 배치될 수 있다.
- [0035] 도 2를 더 참조하면, 기울기센서(200)는 기울임상태에서 제1 기울기 및 제2 기울기를 측정할 수 있다. 제1 기울기는 가상의 제1 회전축(L1)을 중심으로 기울기센서(200)가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의된다. 또한, 제2 기울기는 가상의 제2 회전축(L2)을 중심으로 기울기센서(200)가 정상상태로부터 회전되어 기울어진 정도로 정의된다. 이러한 제1 회전축(L1) 및 제2 회전축(L2)은 서로 어긋나는 방향으로 지면과 평행하게 연장될 수 있다. 예를 들어, 제1 회전축(L1) 및 제2 회전축(L2)은 서로 수직이면서 지면과 평행하게 연장될 수 있다.
- [0036] 거리센서(300)는 제1 거리(d1) 및 제2 거리(d2)를 측정할 수 있다. 제1 거리(d1)는 제1 방향에 있어서의 상기 거리센서와 상기 환자의 심장 사이의 거리로 정의된다. 제1 방향은 제1 회전축(L1)이 연장되는 방향으로 정의된다. 이러한 제1 거리(d1)는 환자(P)의 심장(H)을 지나면서 제2 방향을 따라 연장하는 가상의 직선으로부터 거리센서(300)까지의 최단거리일 수 있다. 최단거리는 점과 직선 사이의 가장 짧은 거리를 의미한다. 이러한 거리센서(300)는 일 예로, 초음파 센서를 포함할 수 있다.
- [0037] 제2 거리(d2)는 제2 방향에 있어서의 상기 거리센서와 상기 환자의 심장 사이의 거리로 정의된다. 제2 방향은 제2 회전축(L2)이 연장되는 방향으로 정의된다. 이러한 제2 거리(d2)는 환자(P)의 심장(H)을 지나면서 제1 방향을 따라 연장하는 가상의 직선으로부터 거리센서(300)까지 거리일 수 있다. 또한, 거리센서(300)는 기울기센서(200)와 동일한 높이에 배치될 수 있다. 한편, 도면에는 도시되지 않았지만, 기울기센서(200), 거리센서(300) 및 트랜스듀서(100)는 모두 동일한 높이에 배치될 수 있다.
- [0038] 도 3 내지 도 5를 더 참조하면, 제어기(400)는 환자(P)의 혈압, 기울기센서(200) 및 거리센서(300)를 기초로 환자(P)의 보정된 혈압(보정혈압)을 산출할 수 있다. 이러한 제어기(400)는 기울기센서(200) 및 거리센서(300)를 기초로 트랜스듀서(100)에 대한 환자(P)의 심장(H)의 상대적인 높이인 상대높이를 산출할 수 있다.
- [0039] 이러한 상대높이는 하기의 수학식 1을 만족할 수 있다.
- [0040] [수학식 1]
- [0041]
$$h_r = d1 \times \sin b + d2 \times \sin a$$
- [0042] 상기의 수학식 1에서, h_r 은 상대높이이고, $d1$ 은 제1 거리이고, $d2$ 는 제2 거리이고, a 는 제1 회전축을 중심으로 기울임센서가 정상상태로부터 회전한 각도이고, b 는 제2 회전축을 중심으로 기울기센서가 정상상태로부터 회전한 각도로 정의된다.
- [0043] 도 3을 다시 참조하면, 환자지지대(2)가 정상상태에서 제1 회전축(L1)을 중심으로 소정각도(a) 회전되어 기울어지고, 제2 회전축(L2)을 중심으로 회전하지 않을 때, 상대높이는 하기의 식으로 정의될 수 있다.

[0044] [수학식 2]

[0045] $h_r = d2 \times \sin a$

[0046] 도 4를 다시 참조하면, 환자지지대(2)가 정상상태에서 제2 회전축(L2)을 중심으로 소정각도(b) 회전되어 기울어지고, 제1 회전축(L1)을 중심으로 회전하지 않을 때, 상대높이는 하기의 식으로 정의될 수 있다.

[0047] [수학식 3]

[0048] $h_r = d1 \times \sin b$

[0049] 또한, 제어기(400)에는 상대높이에 대응되는 소정의 액체의 정수압이 미리 입력될 수 있다. 예를 들어, 산출된 상대높이가 10cm일 때, 액체의 정수압은 10cmH₂O일 수 있다. 이러한 액체의 밀도는 일 예로, 환자(P)의 혈액의 밀도의 0.95배 내지 1.05배일 수 있다. 이러한 제어기(400)는 상대높이와 정수압을 기초로 보정혈압을 산출할 수 있다. 이러한 보정혈압은 트랜스듀서(100)에서 측정된 혈압과 정수압의 차이일 수 있다.

[0050] 또한, 이러한 제어기(400)에는 제1 거리(d1) 및 제2 거리(d2)가 사용자에게 의해 입력될 수 있다. 예를 들어, 제어기(400)는 기울기센서(200)에서 측정된 제1 기울기 및 제2 기울기와, 사용자로부터 입력 받은 제1 거리(d1) 및 제2 거리(d2)에 기초하여 보정혈압을 산출할 수 있다.

[0051] 제어기(400)는 마이크로프로세서를 포함하는 연산 장치에 의해 구현될 수 있으며, 그 구현 방식은 당업자에게 자명한 사항이므로 더 이상의 자세한 설명을 생략한다.

[0052] 표시부(500)는 트랜스듀서(100)에서 측정된 환자(P)의 혈압, 상대높이에 대응되는 정수압 및 제어기(400)에 의해 보정된 환자(P)의 혈압을 표시할 수 있다. 이러한 표시부(500)를 통해 사용자는 실시간으로 변하는 환자(P)의 혈압을 파악할 수 있다.

[0053] 이하에서는, 도 6을 참조하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 오차 자동 보정 방법(S10)에 대해서 설명한다. 혈압 측정 오차 자동 보정 방법(S10)을 설명함에 있어서, 상술한 실시예와 비교하였을 때의 차이점을 위주로 설명하며, 동일한 설명 및 도면부호는 상술한 실시예를 인용한다.

[0054] 혈압 측정 오차 자동 보정 방법(S10)은 혈압 측정단계(S100), 기울기 측정단계(S200), 거리 측정단계(S300), 상대높이 산출단계(S400), 혈압 보정단계(S500) 및 표시단계(S600)를 포함할 수 있다.

[0055] 혈압 측정단계(S100)에서는 환자(P)의 신체 중 어느 일부의 혈압이 측정될 수 있다. 기울기 측정단계(S200)는 제1 기울기를 측정하는 제1 기울기 측정단계(S210) 및 제2 기울기를 측정하는 제2 기울기 측정단계(S220)를 포함할 수 있다.

[0056] 거리 측정단계(S300)는 제1 거리(d1)를 측정하는 제1 거리 측정단계(S310) 및 제2 거리(d2)를 측정하는 제2 거리 측정단계(S320)를 포함할 수 있다. 이러한 거리 측정단계(S300)는 기울기 측정단계(S200)가 수행되기 전에 수행될 수 있다. 다만, 본 발명의 사상은 이에 한정되는 것은 아니며, 거리 측정단계(S300)는 기울기 측정단계(S200)가 수행된 이후에 수행되거나, 기울기 측정단계(S200)와 동시에 수행될 수도 있다.

[0057] 상대높이 산출단계(S400)에서는 제1 기울기, 제2 기울기, 제1 거리(d1) 및 제2 거리(d2)를 기초로 트랜스듀서(100)에 대한 환자(P)의 심장(H)의 상대적인 높이인 상대높이가 산출될 수 있다.

[0058] 혈압 보정단계(S500)에서는 상대높이를 기초로 보정혈압이 산출될 수 있다. 표시단계(S600)에서는 혈압 측정단계(S100)에서 측정된 환자(P)의 혈압 및 혈압 보정단계(S500)에서 보정된 보정혈압이 표시될 수 있다.

[0059] 이상 본 발명의 실시예를 구체적인 실시 형태로서 설명하였으나, 이는 예시에 불과한 것으로서, 본 발명은 이에 한정되지 않는 것이며, 본 명세서에 개시된 기초 사상에 따르는 최광의 범위를 갖는 것으로 해석되어야 한다. 당업자는 개시된 실시형태들을 조합/치환하여 적시되지 않은 형상의 패턴을 실시할 수 있으나, 이 역시 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 것이다. 이외에도 당업자는 본 명세서에 기초하여 개시된 실시형태를 용이하게 변경 또는 변형할 수 있으며, 이러한 변경 또는 변형도 본 발명의 권리범위에 속함은 명백하다.

부호의 설명

[0060] 1: 혈압 측정장치 2: 환자지지대

100: 트랜스듀서

200: 기울기센서

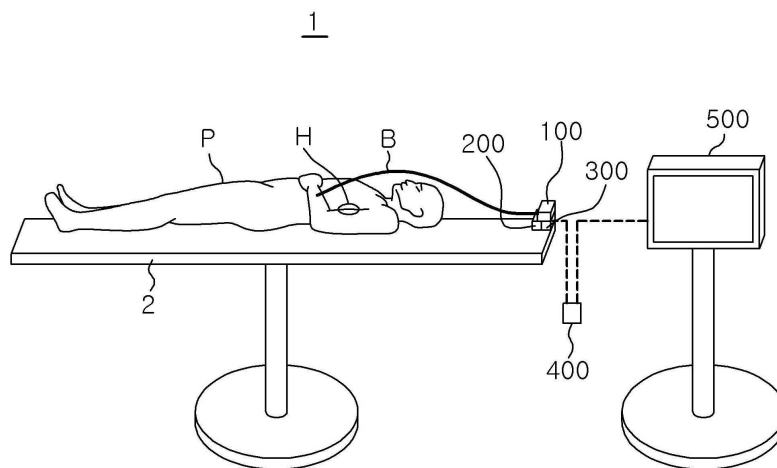
300: 거리센서

400: 제어기

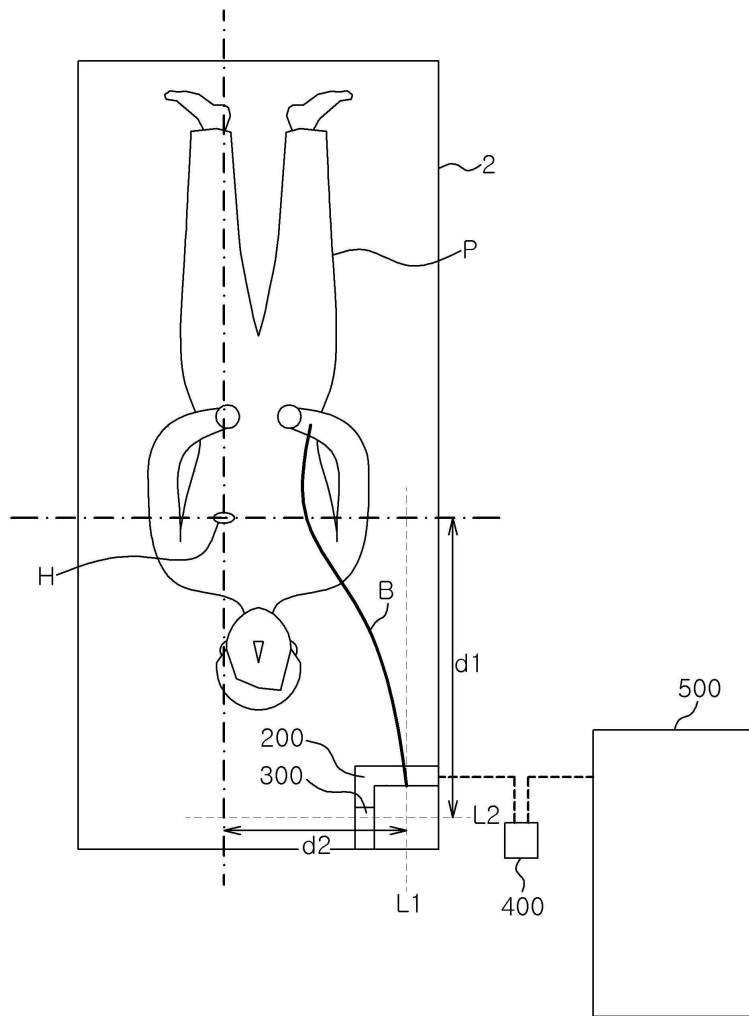
500: 표시부

도면

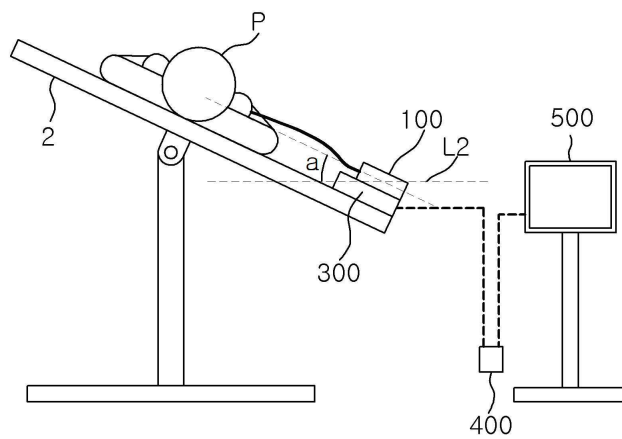
도면1



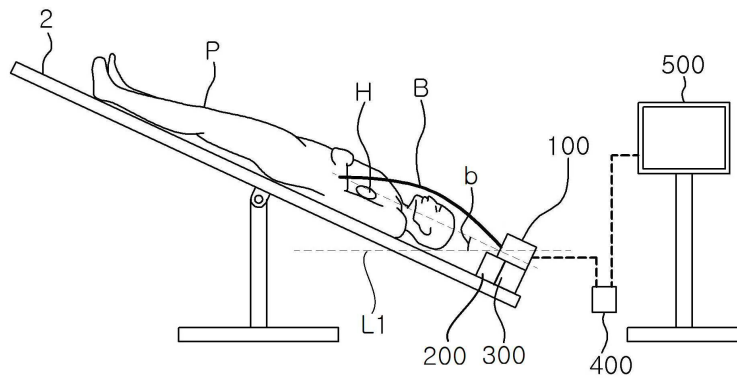
도면2



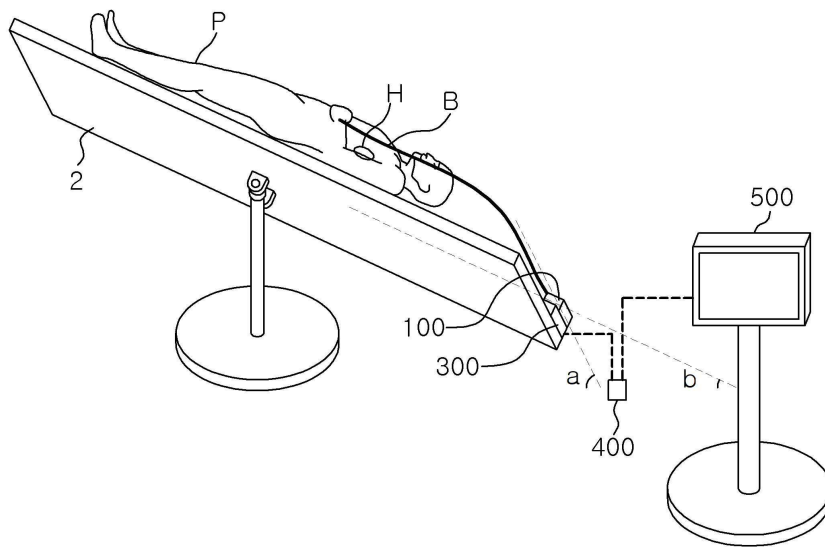
도면3



도면4



도면5



도면6

