



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0133132
(43) 공개일자 2017년12월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02108 (2013.01)
A61B 5/02007 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0064177
(22) 출원일자 2016년05월25일
심사청구일자 2016년05월25일

(71) 출원인
대요메디(주)
경기도 안산시 상록구 해안로 705 , 기술고도화동
601호,602호(사동, 경기테크노파크)
강희정
경기도 안산시 상록구 후곡로 19 (사동)
(72) 발명자
강희정
경기도 안산시 상록구 후곡로 19 (사동)
권영상
경기도 안산시 상록구 해안로 705, 기술고도화동
601호(사동, 경기테크노파크)
(74) 대리인
최호석

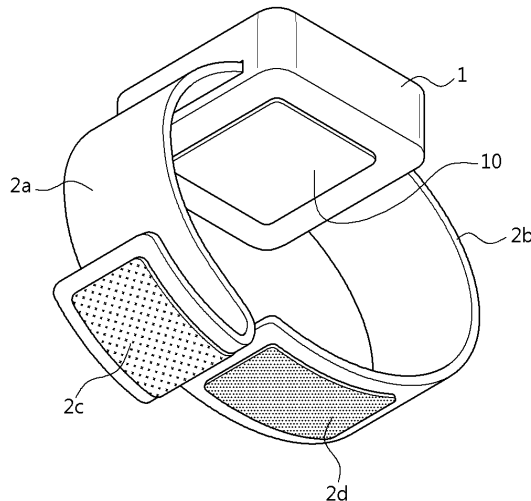
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법**

(57) 요약

본 발명은 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법에 관한 것으로 가압부에서 측정부위를 가압하는 가압값 중 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값과 상기 최고 맥압으로 센싱 혈압값을 산출하고, 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출함으로써 측정 대상자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있고, 일정 주기로 일정 시간동안 연속적으로 측정 대상자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있어 정상인의 혈압감시 혹은 1분 간격의 연속적인 혈압측정을 통한 일중 혈압변동을 확인하거나, 호흡이나 기타 요인에 의해 변화할 수도 있는 혈압에 대해 10초간의 미세한 변동이나 평균값을 확보함으로써 보다 안정적인 혈압모니터링이 가능하다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015M3A9D7056471

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 헬스케어원천기술개발사업

연구과제명 미병진단을 위한 혈동태 분석기 개발

기 여 율 1/1

주관기관 대요메디(주)

연구기간 2015.06.26 ~ 2016.06.25

명세서

청구범위

청구항 1

맥압 측정을 위하여 측정부위를 가압하는 가압부, 상기 가압부에서 가압하는 가압값 및 가압된 측정부위에서의 맥압을 감지하는 센서부, 상기 센서부에서 감지된 가압값 중 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값과 상기 최고 맥압으로 센싱 혈압값을 산출하는 혈압 연산부, 상기 혈압 연산부에서 연산된 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압 보정부를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압측정장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 혈압 연산부는 상기 최고 가압값을 상기 센서부에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 평균혈압값(sMBP)으로 확인하고, 상기 최고 맥압값을 상기 센서부에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 맥압값(sPP)으로 확인하여 상기 센싱 평균혈압값(sMBP)과 상기 센싱 맥압값(sPP)으로 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출하는 것을 특징으로 하는 혈압측정장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

피부 및 혈관의 탄성계수(K), 맥압 감쇄율(a), 혈관 및 피부의 경직도(u)를 산출하는 보정인자 연산부를 더 포함하며,

$$K = \frac{dP}{dx}$$

상기 보정인자 연산부는 수학적 으로 피부 및 혈관의 탄성 계수(K)를 산출하고, 수학적

$$a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$$

로 맥압 감쇄율(a)을 계산하고, 상기 피부의 경직도(u)는 혈관의 압력순응도(b)의 역수로 산출되고, 상기 혈관의 압력순응도(b)는 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간인 것을 특징으로 하는 혈압측정장치.

(dP : 가압값, dx : 피부의 수직이동변위, dAP : 가압값의 변화량, dpp : 센싱 맥압값(sPP)의 변화량, α : 센서 적응계수)

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 가압부에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 상기 혈압 연산부와 상기 혈압 보정부로 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하여 추적하는 연속 혈압값 추적 연산부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압측정장치.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 연속 혈압값 추적 연산부에서 측정주기와 연속측정시간을 입력하는 연속측정 정보입력부를 더 포함하고, 상기 연속 혈압값 추적 연산부는 실제 평균혈압값(rMBP)을 고정한 상태에서 입력된 연속측정시간 동안의 혈압

을 연속으로 측정하는 동작을 마치면 입력된 측정주기 후 다시 상기 센서부로 최고 가압값 및 상기 최고 가압값을 도출하는 최고 맥압값을 감지하고, 이로써 상기 혈압 연산부와 상기 혈압 보정부에서 실제 평균혈압값(rMBP)을 새로 산출하고, 상기 가압부에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값(rMBP) 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 상기 혈압 연산부와 상기 혈압 보정부로 연속적으로 산출하는 것을 반복함으로써 기설정된 시간동안의 연속혈압을 측정하는 것을 기설정된 시간 주기로 반복하는 것을 특징으로 하는 혈압 측정장치.

청구항 6

청구항 3에 있어서,

상기 혈압 보정부는 하기의 수학적식 4 및 수학적식 5를 통해 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)으로 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출하는 것을 특징으로 하는 혈압측정장치.

[수학적식 4]

$$rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$$

[수학적식 5]

$$rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

k : 탄성계수

a : 맥압 감쇄율

u : 혈관 및 피부의 경직도

C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 센서부는 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 측정혈관에 상기 가압부를 위치시키도록 상기 가압부의 배면에 장착되는 어레이 센서인 것을 특징으로 하는 혈압 측정장치.

청구항 8

측정 대상자의 맥압 측정을 위한 측정부위를 가압하여 측정부위에서 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값과 최고 맥압을 도출하는 맥압 감지단계;

상기 맥압 감지단계에서 도출된 최고 가압값과 최고 맥압으로 센싱 혈압값을 산출하는 센싱혈압 연산단계;

상기 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압보정단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 센싱혈압 연산단계는 상기 최고 가압값을 측정 대상자의 센싱 평균혈압값(sMBP)으로 확인하고, 상기 최고 맥압값을 측정 대상자의 센싱 맥압값(sPP)으로 확인하여 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

청구항 10

청구항 8에 있어서,

상기 센싱혈압 연산단계 후 상기 혈압보정단계전에 이루어지며 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및

피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산단계를 더 포함하며,

$$K = \frac{dP}{dx}$$

상기 보정인자 연산단계는 수학적 으로 피부 및 혈관의 탄성 계수(K)를 산출하고, 수학적

$$a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$$

로 맥압 감쇄율(a)을 계산하고, 상기 피부의 경직도(u)는 혈관의 압력순응도(b)의 역수로 산출되고, 상기 혈관의 압력순응도(b)는 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간인 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

(dP : 가압값, dx : 피부의 수직이동변위, dAP : 가압값의 변화량, dpp : 센싱 맥압값(sPP)의 변화량, α : 센서 적응계수)

청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 혈압보정단계는 하기의 수학적 4 및 수학적 5를 통해 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)으로 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

[수학적 4]

$$rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$$

[수학적 5]

$$rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

k : 탄성계수

a : 맥압 감쇄율

u : 혈관 및 피부의 경직도

C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

청구항 12

청구항 8에 있어서,

상기 맥압 감지단계 이전에 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 측정혈관에 맥압 측정을 위한 가압부를 위치시키는 혈관확인단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

청구항 13

청구항 12에 있어서,

상기 혈관확인단계는,

여레이 센서가 배면에 장착된 가압부를 측정혈관의 위치로 추정되는 복수의 지점에 위치시키고, 각 지점에서 동일한 가압력을 가하고 가압력이 가해질 때 반응하는 맥압과 각 지점의 위치를 각각 저장하는 맥압 측정과정;

상기 맥압 측정과정에서 측정된 각 지점에서의 맥압을 비교하여 가장 큰 맥압을 가지는 맥압을 선택하는 맥압 비교과정; 및

상기 맥압 비교과정에서 선택된 맥압에 해당되는 지점으로 상기 가압부를 이동시키는 가압부 위치지정 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

청구항 14

청구항 8에 있어서,

상기 혈압보정단계 후 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 상기 센싱혈압 연산단계, 상기 혈압보정단계로 연속적으로 산출하여 추적하는 연속 혈압값 추적단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

청구항 15

청구항 14에 있어서,

상기 연속 혈압값 추적단계의 연속측정시간과, 혈압의 측정주기를 입력하는 연속측정정보 입력단계를 더 포함하며, 상기 연속측정정보 입력단계로 입력된 혈압의 측정주기로 상기 맥압 감지단계, 상기 센싱혈압 연산단계, 상기 혈압보정단계, 상기 연속 혈압값 추적단계를 반복하며, 상기 연속 혈압값 추적단계는 입력된 연속측정시간 동안 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하여 추적하는 것을 특징으로 하는 혈압측정방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법에 관한 것으로 더 상세하게는 혈관을 가압하여 반응압력을 측정하고 이를 통해 혈압을 측정하되 피부와 혈관의 탄성계수를 통해 보정하여 정확한 혈압을 측정하고, 연속적인 혈압 추적이 가능한 혈압측정장치 이를 이용한 연속 혈압측정방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 혈압을 측정하는 장치로는 침습적인 방법을 이용하는 장치와 비침습적인 방법을 이용하는 장치가 있다.

[0003] 상기 침습적인 방법으로 혈관의 압력을 측정하기 위한 카테터를 말초동맥내로 삽입하여 혈관의 압력을 직접 측정하는 방법이 대표적인 예이나, 이러한 방법은 동맥 출혈의 위험성이 있고, 침습을 가해야 하므로 건강상태의 측정을 위하여 빈번하고 편하게 이용되는 장치로서는 부적합하다는 단점이 있다.

[0004] 한편, 상기 비침습적인 방법으로는 수은 혈압계를 이용하는 방법이 대표적으로 사용된다. 이러한 수은 혈압계를 이용하는 방법에서는 측정 부위에 압박을 가한 후, 서서히 배기시키면서 청진기나 손으로 맥박을 감지하여 맥의 시작점과 소실점에 나타나는 수은 기둥 높이로 혈압을 알아낼 수 있다.

[0005] 상기 비침습적인 방법을 이용한 혈압측정장치는 전자식 측정법으로 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치가 주로 사용되고 있다. 오실로메트릭방법이란, 상완 또는 하완이나 손목에 커프(cuff)를 감아 공기를 주입하여 팽팽하게 만든 후에 다시 공기를 뺄 때 커프에 생기는 압진동(pressure oscillation)의 크기를 압센서(pressure sensor)에 의해 감지, 기록하여 혈압을 측정하는 방법이다.

[0006] 즉, 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치는 상완이나 하완 또는 손목을 감을 수 있고 내부에 공기가 주입될 수 있는 커프, 상기 커프에 생기는 압진동(pressure oscillation)의 크기를 감지하는 압센서를 포함한다.

[0007] 상기 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치는 상완이나 하완 또는 손목에 커프를 감아 쉽게 혈압을 측정하는 장점이 있으나 공기를 압력전달 매개체로 함으로써 신호의 왜곡이 발생한다.

[0008] 또한, 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치는 커프 내 공기 압력변화가 의도된 선형성을 확보하는 경우 신호의 해석이 간결해질 수는 있으나 시간당 공기주입량은 일정하더라도 Air Chamber 내의 공기의 잔존량과 압력에 반응하여 주입되고 누기 되는 시스템인 관계로 air chamber 의 압력이 선형적으로 증가 혹은 감소하기 어렵고, 이로 인해 맥관의 반응을 선형적으로 조정하기 어렵다.

[0009] 따라서, 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치는 상기한 신호 왜곡 및 매관의 반응을 선형적으로 조절하기 어려운 문제점에 의해 침습적인 방법에 의한 혈압측정장치에 비해 혈압측정 시 정확도가 낮은

문제점이 있었다.

- [0010] 또한, 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치는 커프 내에 공기를 주입하여 커프를 팽창시키고, 수축시키는 데 시간이 필요하므로 연속적인 혈압을 측정하는 것이 불가능한 문제점이 있었다.
- [0011] 또한, 환자의 상태에 따라 혈압을 주기적으로 확인해야 하는 경우가 있고, 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 이용한 혈압측정장치는 커프가 상완 또는 손목을 감싸 착용되고 혈압 측정 시 부분을 전체적으로 가압하게 되므로 환자가 취침 중에 혈압을 측정하는 경우 환자의 숙면을 방해하여 오히려 환자의 건강을 더 악화시키게 되는 문제점이 있었다.
- [0012] 한편, 최근 비침습적 혈압 측정 장치의 단점을 보완하여 비침습적 방법을 이용하면서 연속적으로 혈압을 측정할 수 있도록 하는 장치가 개발되었다.
- [0013] 이러한 장치의 경우, 심전도(electrocardiogram, ECG)와 광혈류측정기(photoplethysmography, PPG)를 구비하여 혈압을 측정하는데, 두 가지 장치를 구비하여야 하고 신체 여러 부위의 혈압을 측정하여야 하므로 번거롭고, 사용자가 불편함을 느낄 수 있으며 또한, 측정된 혈압의 정확성은 혈압자체에 의한 정밀성보다는 상기 방법에 이용되는 두 종류 기계의 정밀성에 의존된다는 단점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0014] (특허문헌 0001) 국내특허공개 제2007-0101696호 '혈중산소농도와 심전도 측정기를 이용한 혈압측정방법 및 그 장치'(2007.10.17 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0015] 본 발명의 목적은 요골동맥의 혈관을 가압하고, 가압에 따른 반응압력을 측정하고, 이를 피부와 혈관의 탄성계수뿐만 아니라 혈관과 피부의 경직도, 가압에 따른 맥압 억제계수를 통해 보정하여 정확하게 혈압을 측정할 수 있는 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법을 제공하는 데 있다.
- [0016] 본 발명의 다른 목적은 평균혈압을 측정한 가압력을 유지한 상태에서 맥압변화를 매 박동마다 측정하고 추적함으로써 연속적인 혈압 측정이 가능한 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

- [0017] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예는 맥압 측정을 위하여 측정부위를 가압하는 가압부, 상기 가압부에서 가압하는 가압값 및 가압된 측정부위에서의 맥압을 감지하는 센서부, 상기 센서부에서 감지된 가압값 중 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값과 상기 최고 맥압으로 센싱 혈압값을 산출하는 혈압 연산부, 상기 혈압 연산부에서 연산된 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압 보정부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0018] 본 발명에서 상기 혈압 연산부는 상기 최고 가압값을 상기 센서부에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 평균혈압값(sMBP)으로 확인하고, 상기 최고 맥압값을 상기 센서부에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 맥압값(sPP)으로 확인하여 상기 센싱 평균혈압값(sMBP)과 상기 센싱 맥압값(sPP)으로 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출할 수 있다.
- [0019] 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예는 피부 및 혈관의 탄성계수(K), 맥압 감쇄율(a), 혈관 및 피부의 경

$$K = \frac{dP}{dx}$$

직도(u)를 산출하는 보정인자 연산부를 더 포함하며, 상기 보정인자 연산부는 수학적 으로

$$a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$$

피부 및 혈관의 탄성 계수(K)를 산출하고, 수학식 1로 맥압 감쇄율(a)을 계산하고, 상기 피부의 경직도(u)는 혈관의 압력순응도(b)의 역수로 산출되고, 상기 혈관의 압력순응도(b)는 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간일 수 있다.

[0020] (dP : 가압값, dx : 피부의 수직이동변위, dAP : 가압값의 변화량, dpp : 센싱 맥압값(sPP)의 변화량, a : 센서 적응계수)

[0021] 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예는 상기 가압부에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 상기 혈압 연산부와 상기 혈압 보정부로 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하여 추적하는 연속 혈압값 추적 연산부를 더 포함할 수 있다.

[0022] 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예는 상기 연속 혈압값 추적 연산부에서 측정주기와 연속측정시간을 입력하는 연속측정 정보입력부를 더 포함하고, 상기 연속 혈압값 추적 연산부는 실제 평균혈압값(rMBP)을 고정된 상태에서 입력된 연속측정시간 동안의 혈압을 연속으로 측정하는 동작을 마치면 입력된 측정주기 후 다시 상기 센서부로 최고 가압값 및 상기 최고 가압값을 도출하는 최고 맥압값을 감지하고, 이로써 상기 혈압 연산부와 상기 혈압 보정부에서 실제 평균혈압값(rMBP)을 새로 산출하고, 상기 가압부에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값(rMBP) 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 상기 혈압 연산부와 상기 혈압 보정부로 연속적으로 산출하는 것을 반복함으로써 기설정된 시간동안의 연속혈압을 측정하는 것을 기설정된 시간 주기로 반복할 수 있다.

[0023] 본 발명에서 상기 혈압 보정부는 하기의 수학식 4 및 수학식 5를 통해 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)으로 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출할 수 있다.

[0024] [수학식 4]

[0025] $rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$

[0026] [수학식 5]

[0027] $rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$

[0028] k : 탄성계수

[0029] a : 맥압 감쇄율

[0030] u : 혈관 및 피부의 경직도

[0031] C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

[0032] 본 발명에서 상기 센서부는 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 측정혈관에 상기 가압부를 위치시키도록 상기 가압부의 배면에 장착되는 어레이 센서일 수 있다.

[0033] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예는 측정 대상자의 맥압 측정을 위한 측정부위를 가압하여 측정부위에서 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값과 최고 맥압을 도출하는 맥압 감지단계, 상기 맥압 감지단계에서 도출된 최고 가압값과 최고 맥압으로 센싱 혈압값을 산출하는 센싱혈압 연산단계, 상기 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압보정단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0034] 본 발명에서 상기 센싱혈압 연산단계는 상기 최고 가압값을 측정 대상자의 센싱 평균혈압값(sMBP)으로 확인하고, 상기 최고 맥압값을 측정 대상자의 센싱 맥압값(sPP)으로 확인하여 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출할 수 있다.

[0035] 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예는 상기 센싱혈압 연산단계 후 상기 혈압보정단계전에 이루어지며 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산단계를 더 포함하며, 상

$$K = \frac{dP}{dx}$$

기 보정인자 연산단계는 수학적 으로 피부 및 혈관의 탄성 계수(K)를 산출하고, 수학적

$$a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$$

로 맥압 감쇄율(a)을 계산하고, 상기 피부의 경직도(u)는 혈관의 압력순응도(b)의 역수로 산출되고, 상기 혈관의 압력순응도(b)는 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간일 수 있다.

[0036] (dP : 가압값, dx : 피부의 수직이동변위, dAP : 가압값의 변화량, dpp : 센싱 맥압값(sPP)의 변화량, α : 센서 적응계수)

[0037] 본 발명에서 상기 혈압보정단계는 하기의 수학적 4 및 수학적 5를 통해 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)으로 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출할 수 있다.

[0038] [수학적 4]

$$rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$$

[0040] [수학적 5]

$$rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

[0042] k : 탄성계수

[0043] a : 맥압 감쇄율

[0044] u : 혈관 및 피부의 경직도

[0045] C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

[0046] 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예는 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 측정혈관에 맥압 측정을 위한 가압부를 위치시키는 혈관확인단계를 더 포함할 수 있다.

[0047] 본 발명에서 상기 혈관확인단계는 어레이 센서가 배면에 장착된 가압부를 측정혈관의 위치로 추정되는 복수의 지점에 위치시키고, 각 지점에서 동일한 가압력을 가하고 가압력이 가해질 때 반응하는 맥압과 각 지점의 위치를 각각 저장하는 맥압 측정과정, 상기 맥압 측정과정에서 측정된 각 지점에서의 맥압을 비교하여 가장 큰 맥압을 가지는 맥압을 선택하는 맥압 비교과정 및 상기 맥압 비교과정에서 선택된 맥압에 해당되는 지점으로 상기 가압부를 이동시키는 가압부 위치지정 과정을 포함할 수 있다.

[0048] 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예는 상기 혈압보정단계 후 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 상기 센싱혈압 연산단계, 상기 혈압보정단계로 연속적으로 산출하여 추적하는 연속 혈압값 추적단계를 더 포함할 수 있다.

[0049] 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예는 상기 연속 혈압값 추적단계의 연속측정시간과, 혈압의 측정주기를 입력하는 연속측정정보 입력단계를 더 포함하며, 상기 연속측정정보 입력단계로 입력된 혈압의 측정주기로 상기 맥압 감지단계, 상기 센싱혈압 연산단계, 상기 혈압보정단계, 상기 연속 혈압값 추적단계를 반복하며, 상기 연속 혈압값 추적단계는 입력된 연속측정시간 동안 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하여 추적할 수 있다.

발명의 효과

[0050] 본 발명은 요골동맥의 혈관을 가압하고, 가압에 따른 반응압력을 측정하고, 이를 피부와 혈관의 탄성계수뿐만 아니라 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 측정 대상자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있는 효과가 있다.

[0051] 본 발명은 일정 주기로 일정 시간동안 연속적으로 측정 대상자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있어 정상인의 혈압감시 혹은 1분 간격의 연속적인 혈압측정을 통한 일중 혈압변동을 확인하거나, 호흡이나 기타 요인에 의해 변화할 수도 있는 혈압에 대해 10초간의 미세한 변동이나 평균값을 확보함으로써 보다 안정적인 혈압모니터링이 가능한 효과가 있다.

[0052] 본 발명은 측정 대상자가 수면 중에도 편안하게 혈압을 연속적으로 측정할 수 있고, 응급차로 수송 중인 응급환자의 혈압을 연속적으로 측정하여 환자에 따른 혈압값 변화를 안정적으로 확인하여 급박한 상황에서의 대처가 가능하도록 하는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0053] 도 1은 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예를 도시한 저면 사시도.
- 도 2는 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예를 도시한 블록도.
- 도 3은 본 발명에 따른 혈압측정장치에서 가압부에 의해 가압되는 가압값에 따른 맥압값의 변화를 도시한 그래프.
- 도 4는 본 발명에 따른 혈압측정장치에서 심장의 펄스주기에서 맥파의 변화량을 도시한 그래프.
- 도 5는 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예를 도시한 순서도.
- 도 6은 본 발명에 따른 혈압측정방법에서 혈관확인단계를 도시한 순서도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0054] 이하, 본 발명을 더욱 상세히 설명한다.
- [0055] 본 발명의 바람직한 실시 예를 첨부된 도면에 의하여 상세히 설명하면 다음과 같다. 본 발명의 상세한 설명에 앞서, 이하에서 설명되는 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정해서 해석되어서는 아니된다. 따라서, 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 가장 바람직한 일 실시예에 불과할 뿐이고 본 발명의 기술적 사상을 모두 대변하는 것은 아니므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다.
- [0056] 도 1은 본 발명에 따른 혈압측정장치의 일 실시예를 도시한 저면 사시도이며, 손목, 상완, 하완 중 어느 한 곳에 착용하여 실시할 수 있는 착용밴드부재(2)를 포함한 예를 도시하고 있다.
- [0057] 도 1을 참고하면 본 발명에 따른 혈압측정장치는 하면에 맥압 측정을 위하여 측정부위를 가압하는 가압부(10)가 구비된 혈압측정본체(1)를 포함할 수 있다.
- [0058] 상기 혈압측정본체(1)에는 손목, 상완, 하완 중 어느 한 곳에 착용할 수 있게 하는 착용밴드부재(2)가 구비될 수 있고, 상기 착용밴드부재(2)는 상기 혈압측정본체(1)의 일 측에 구비되어 착용부위의 일부분을 감싸는 제1밴드부(2a), 상기 혈압측정본체(1)의 타 측에 구비되어 착용부위의 나머지 부분을 감싸는 제2밴드부(2b)를 포함할 수 있다.
- [0059] 상기 제1밴드부(2a)와 상기 제2밴드부(2b) 중 어느 한 측에는 스틱벨크로 테이프(2c)가 구비되고, 상기 제1밴드부(2a)와 상기 제2밴드부(2b) 중 다른 한 측에는 상기 스틱벨크로 테이프(2c)에 착탈 가능한 암벨크로 테이프(2d)가 구비되는 것을 일 예로 한다.
- [0060] 상기 제1밴드부(2a)와 상기 제2밴드부(2b)는 상기 스틱벨크로 테이프(2c)와 상기 암벨크로 테이프(2d) 이외에 서로 분리 가능하게 결합되어 상기 혈압측정본체(1)를 착용부위에 착용하거나 착용된 상태에서 용이하게 풀 수 있는 공지의 다른 다양한 실시 예로 변형실시 가능함을 밝혀둔다.
- [0061] 상기 혈압측정본체(1)의 내부에는 상기 가압부(10) 및 상기 가압부(10)에서 가압하는 가압값 및 가압된 측정부위에서의 맥압을 감지하는 센서부(20)가 구비될 수 있다.
- [0062] 본 발명에 따른 혈압측정장치는 상기한 혈압측정본체(1)와 같이 측정 대상자가 직접 착용하여 사용하는 형태로 제조될 수도 있고, 이외에도 측정인이 앉거나 누운 상태에서 측정할 수 있도록 하는 측정로봇으로 구현될 수도 있음을 밝혀두며 측정 대상자의 혈압을 측정할 수 있는 공지의 다양한 형태로 변형실시될 수 있음을 확인한다.
- [0063] 상기 센서부(20)는 혈관에 직접 수직방향으로 가압하여 이때의 반응압력을 측정하고 이를 통해 혈관내 압력값과

압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리 방법(tonometry method)에 사용되는 센서로 더 상세한 설명은 생략함을 밝혀둔다.

- [0064] 상기 센서부(20)는 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 측정혈관에 상기 가압부(10)를 위치시키도록 상기 가압부(10)의 배면에 장착되는 어레이 센서인 것을 일 예로 한다.
- [0065] 상기 측정혈관은 상기 가압부(10)로 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 혈관이며 맥파를 가장 정확하게 검출할 수 있는 위치이다.
- [0066] 상기 어레이 센서는 상기 가압부(10)에 의한 가압력과 상기 측정혈관의 맥압력을 측정하는 다수의 압력센서로 구성될 수 있으며, 압력센서는 압저항형 압력센서인 것이 바람직하다. 가압력은 측정혈관에 가하여진 압력을 말한다. 어레이 센서는 측정하고자 하는 부위와 해당 동맥의 크기에 따라서, 수 및 면적이 적절히 변화된 압력 센서로 구현될 수 있다.
- [0067] 압저항형 압력센서는 가압력과 가압력에 따른 맥압력을 동시에 측정할 수 있도록, 외부 압력을 응력으로 변환하는 다이어프램과 다이어프램에서 발생하는 진동을 전기신호로 변환하는 부분으로 구성될 수 있다. 압저항형 압력 센서는 선형 구간 내에서 가압력과 맥압력을 측정할 수 있도록 선택되는 것이 바람직하다.
- [0068] 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 어레이 센서를 해당 측정혈관의 위치에 배치시키는 혈관확인단계(S100)는 어레이 센서의 중앙에 있는 압력 센서가 가장 크고 선명한 신호를 받아들일 때까지 즉, 상기 가압부(10)로 측정 대상자의 피부를 일정한 가압력으로 눌러서 해당 혈관의 위치를 확인하는 작업을 반복함으로써 상기 가압부(10)의 중앙에 상기 측정혈관에 해당되는 혈관이 위치되도록 이루어질 수 있고 이는 하기의 본 발명에 따른 혈압 측정방법을 통해 더 상세하게 설명함을 밝혀둔다.
- [0069] 상기 센서부(20)는 측정혈관 즉, 상기 가압부(10)로 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 혈관이 가압부(10)의 중앙에 배치되도록 확인하고, 상기 측정혈관에서 측정부위의 피부를 가압하면서 가압값 중 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값을 감지한다. 또한, 상기 최고 가압값과 함께 최고 맥압값을 감지한다.
- [0070] 상기 최고 가압값은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의하면, 상기 소정의 측정부위에 가한 압력값에 따라 혈관에 나타나는 맥압의 변화를 관찰하는 토노메트리(Tonometry) 방법으로 측정하였다. 여기서, 상기 최고 맥압값은 상기 최고 가압값이 얻어질 때의 맥압값을 의미한다.
- [0071] 도 3은 본 발명에 따른 혈압측정장치에서 가압부(10)에 의해 가압되는 가압값에 따른 맥압값의 변화를 도시한 그래프로서, 도 3을 참고하면 가장 큰 전압의 값(h1)이 나타나는 곳이 최고 가압값이 얻어질 때의 맥압값인 최고 맥압값(PPmax)이 된다.
- [0072] 다시 도 2를 참고하면, 상기 센서부(20)에서 감지된 상기 최고 가압값과 상기 최고 맥압값은 측정 대상자의 혈압값 즉, 평균 혈압값, 맥압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값 등의 센싱 혈압값을 산출하는 혈압 연산부(30)로 전달된다.
- [0073] 즉, 상기 센싱 혈압값은 센싱 평균혈압값(sMBP), 센싱 맥압값(sPP), 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 포함한다.
- [0074] 상기 혈압 연산부(30)는 상기 최고 가압값을 상기 센서부(20)에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 평균혈압값(sMBP)으로 확인하고, 상기 최고 맥압값을 상기 센서부(20)에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 맥압값(sPP)으로 확인하고, 나머지 혈압 파라미터 즉, 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 하기 수학식 1 및 수학식 2과 같은 일반적인 혈압값 계산식을 통해 산출한다.
- [0075] [수학식 1]
- [0076] $MBP = DBP + PP/3$
- [0077] [수학식 2]
- [0078] $PP = SBP - DBP$
- [0079] 상기 수학식 1과 상기 수학식 2는 공지된 수학식으로 더 상세한 설명은 생략함을 밝혀둔다.
- [0080] 상기 혈압 연산부(30)에서 연산된 혈압값들 즉, 센싱 평균혈압값(sMBP), 센싱 맥압값(sPP), 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)은 혈압 보정부(40)에서 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율,

혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정된다.

[0081] 즉, 상기 혈압 보정부(40)는 상기 혈압 연산부(30)에서 연산된 센싱 평균혈압값(sMBP), 센싱 맥압값(sPP), 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수(k), 맥압 감쇄율(a), 혈관 및 피부의 경직도(u)를 이용하여 보정하여 실제 혈압값 즉, 실제 평균혈압값(rMBP), 실제 맥압값(rPP), 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출한다.

[0082] 상기 혈압 보정부(40)는 하기의 수학식 4 및 수학식 5를 통해 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 이를 일반적인 혈압값 계산식 즉, 상기 수학식 1 및 상기 수학식 2를 이용하여 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출한다.

[0083] [수학식 4]

$$rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$$

[0085] [수학식 5]

$$rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$$

[0087] C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

[0088] 상기 C는 본 발명에 따라 최종적으로 획득된 평균혈압값(rMBP)와 혈압측정의 황금표준으로 간주되는 Invasive 한 혈압측정결과인 A-Line에서 획득된 평균혈압값(MBP)와의 차이값으로 획득한 것으로 0.1mmHg~0.9mmHg 중 어느 한 값을 사용할 수 있다.

[0090] 한편, 본 발명에 따른 혈압측정장치는 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산부(50)를 더 포함할 수 있다.

[0091] 상기 센서부(20)는 측정부위에 가한 가압값(dP)에 따른 피부의 수직이동변위(dx)를 감지하고 상기 센서부(20)에서 감지된 가압값과 피부의 수직이동변위를 상기 보정인자 연산부(50)로 전달하여 상기 보정인자 연산부(50)에서 피부 및 혈관의 탄성계수를 산출할 수 있도록 한다.

[0092] 상기 보정인자 연산부(50)는 하기 수학식 6을 통해 피부 및 혈관의 탄성계수(k)를 산출하는 것을 일 예로 한다.

[0093] [수학식 6]

$$K = \frac{dP}{dx}$$

[0094]

[0095] 또한, 상기 보정인자 연산부(50)는 상기 맥압 감쇄율(a)을 하기의 수학식 7을 통해 산출하는 것을 일 예로 한다.

[0096] 센싱 평균혈압값(sMBP)로 인지되는 최고 가압값(Applied Pressure)이 일정범위를 넘어서 높은 압력대역에서 나타나게 되는 경우 누르는 외부압력에 의해 센싱 맥압값(sPP)가 감쇄되어 나타나고, 감쇄율이 두드러지는 맥압 감쇄율(a)은 개인마다 다르게 나타나며, 상기 가압부(10)를 정밀제어하여 시간당 상기 가압부(10)의 가압력의 변화량(dAp) 대비 센싱 맥압값(sPP)의 변화량(dpp) 즉, 가압력의 변화량(dAp) 대비 센싱 맥압값(sPP)의 변화량(dpp)의 미분을 통해 산출될 수 있고 이는 하기의 수학식 7으로 표현된다.

[0097] [수학식 7]

$$a = \alpha \times \frac{dpp}{dAp} dt$$

[0098]

[0099] α : 센서적응계수

[0100] 상기 α는 상기 센서부(20)를 사용하기 전 보정 작업 시 선형관계 또는 2차관계를 가지는 실제값과 센서값 사이에서 얻어지는 회귀식으로 구해서 사용하는 것으로 이는 공지된 토노메트리 방법에 사용되는 센서부(20)의 종류

에 의해 선택적으로 적용되며, 공지의 토노메트리 방법에서 센서부(20)를 채택하여 사용할 때 산출되는 공지의 센서적응계수임을 밝혀둔다.

- [0101] 또한, 상기 피부의 경직도(u)는 혈관의 압력순응도(b)의 역수 즉, $1/b$ 로 산출되고, 상기 혈관의 압력순응도(b)는 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간으로 도 4와 같이 본 발명에 따른 혈압측정장치에서 심장의 펄스 주기에서 맥파의 변화량을 도시한 그래프를 참고하면 상기 혈관의 압력순응도(b)를 확인할 수 있는 파라미터 $h1$ 과 $t1$ 의 확인이 가능함을 알 수 있다.
- [0102] 한편, 본 발명에 따른 혈압측정장치는 상기 가압부(10)에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 상기 혈압 연산부(30)와 상기 혈압 보정부(40)로 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하여 추적하는 연속 혈압값 추적 연산부(60)를 더 포함할 수 있다.
- [0103] 또한, 본 발명에 따른 혈압측정장치는 상기 연속 혈압값 추적 연산부(60)에서 측정주기와 연속측정시간을 입력하는 연속측정 정보입력부를 더 포함할 수 있다.
- [0104] 상기 연속 혈압값 추적 연산부(60)는 실제 평균혈압값(rMBP)을 고정한 상태에서 일정시간 동안 즉, 입력된 연속 측정시간 동안(5~10초)의 혈압을 연속으로 측정하는 동작을 마치면 입력된 측정주기 후 다시 원래의 혈압을 측정하는 프로세스를 적용하여 즉, 다시 상기 센서부(20)로 최고 가압값 및 상기 최고 가압값을 도출하는 최고 맥압값을 감지하고, 이로써 상기 혈압 연산부(30)와 상기 혈압 보정부(40)에서 실제 평균혈압값(rMBP)을 새로 산출하고, 변경된 실제 평균혈압값(rMBP)을 고정한 상태에서 즉, 상기 가압부(10)에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값(rMBP) 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하는 것을 반복함으로써 기설정된 시간동안의 연속혈압을 측정하는 것을 기설정된 시간 주기로 반복하는 연속혈압측정방법의 구현이 가능한 것이다.
- [0105] 일 예로 1분 간격으로 10초 시간동안의 10초 시간 동안의 연속혈압을 측정하고, 다시 1분 간격으로 새로운 혈압값을 10초간 측정하는 방법의 연속혈압측정방법의 구현이 가능한 것이다.
- [0106] 또한, 본 발명에 따른 혈압측정장치는 상기 센서부(20)에 의해 감지되는 맥압 변화 그래프, 상기 혈압 연산부(30)에서 산출된 센싱 혈압값, 상기 혈압 보정부(40)에서 산출된 실제 혈압값, 상기 연속 혈압값 추적 연산부(60)에서 연속적으로 감지되는 실제 혈압값의 변화 그래프를 화면으로 출력하는 출력 제어부(70)를 더 포함할 수 있다.
- [0107] 상기 출력 제어부(70)는 본 발명에 따른 혈압측정장치에서 얻어지는 결과값 즉, 상기 센서부(20)에 의해 감지되는 맥압값, 센싱 혈압값, 실제 혈압값 등을 그래프 또는 수치로 각각 출력할 수 있는 것이다.
- [0108] 한편, 도 5는 본 발명에 따른 혈압측정방법의 일 실시예를 도시한 순서도로서 도 5를 참고하면, 본 발명에 따른 혈압측정방법은 측정 대상자의 맥압 측정을 위한 측정부위를 가압하여 측정부위에서 최고 맥압을 발생시키는 최고 가압값과 최고 맥압을 도출하는 맥압 감지단계(S200), 상기 맥압 감지단계(S200)에서 도출된 최고 가압값과 최고 맥압으로 센싱 혈압값을 산출하는 센싱혈압 연산단계(S300), 상기 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압보정단계(S400)를 포함할 수 있다.
- [0109] 상기 센싱혈압 연산단계(S300)는 상기 혈압 연산부(30)에 의해 센싱 혈압값을 산출하는 것으로, 상기 최고 가압값을 측정 대상자의 센싱 평균혈압값(sMBP)으로 확인하고, 상기 최고 맥압값을 측정 대상자의 센싱 맥압값(sPP)으로 확인하여 상기 수학식 1과 수학식 2와 같은 일반적인 혈압값 계산식을 통해 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출하는 것으로 상기 혈압 연산부(30)의 실시 예에서 상세하게 설명한 바 중복 기재로 생략함을 밝혀둔다.
- [0110] 본 발명에 따른 혈압측정방법은 상기 센싱혈압 연산단계(S300) 후 상기 혈압보정단계(S400) 전에 이루어지며 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산단계(S310)를 더 포함하며, 상기 보정인자 연산단계(S310)는 측정부위에 가해지는 가압값의 변화량에 따른 피부의 수직이동변위를 감지하고, 가압값의 변화량과 피부의 수직이동변위로 피부 및 혈관의 탄성계수를 산출하는 과정, 가압력의 변화량(dAp) 대비 센싱 맥압값(sPP)의 변화량(dpp)의 미분을 통해 맥압 감쇄율을 산출하는 과정, 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간인 혈관의 압력순응도를 도출하고 혈관의 압력순응도의 역수로 피부의 경직도를 산출하

는 과정을 포함한다.

- [0111] 상기 보정인자 연산단계(S310)는 상기 보정인자 연산부(50)에서 수학식 6 및 수학식 7로 산출되는 것으로 상기 보정인자 연산부(50)의 실시 예에서 상세하게 설명한 바 중복 기재로 생략함을 밝혀둔다.
- [0112] 또한, 상기 혈압보정단계(S400)는 상기 혈압 보정부(40)에 의해 산출되는 것으로 상기 수학식 4와 수학식 5로 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 이를 일반적인 혈압값 계산식 즉, 상기 수학식 1 및 상기 수학식 2를 이용하여 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출하는 것으로 상기 혈압 보정부(40)의 실시 예에서 상세하게 설명한 바 중복 기재로 생략함을 밝혀둔다.
- [0114] 또한, 본 발명에 따른 혈압측정방법은 상기 맥압 감지단계(S200) 이전에 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 측정혈관에 맥압 측정을 위한 가압부(10)를 위치시키는 혈관확인단계(S100)를 더 포함할 수 있다.
- [0115] 상기 혈관확인단계(S100)는 상기 가압부(10)의 배면에 장착되는 상기 에레이 센서의 중앙에 위치하는 압력 센서 즉, 상기 가압부(10)의 중앙에 상기 측정혈관이 위치되도록 하는 것이다.
- [0116] 상기 가압부(10)의 평면은 측정 대상자의 피부와 접촉하는 면이고, 상기 가압부(10)의 배면은 상기 가압부(10)의 평면과 반대면인 것을 확인한다.
- [0117] 도 6은 본 발명에 따른 혈압측정방법에서 혈관확인단계(S100)를 도시한 순서도로써, 도 6을 참고하면 상기 혈관 확인단계(S100)는 에레이 센서가 배면에 장착된 가압부(10)를 측정혈관의 위치로 추정되는 복수의 지점에 위치시키고, 각 지점에서 동일한 가압력을 가하고 가압력이 가해질 때 반응하는 맥압과 각 지점의 위치를 각각 저장하는 맥압 측정과정(S110), 상기 맥압 측정과정(S110)에서 측정된 각 지점에서의 맥압을 비교하여 가장 큰 맥압을 가지는 맥압을 선택하는 맥압 비교과정(S120), 상기 맥압 비교과정(S120)에서 선택된 맥압에 해당되는 지점으로 상기 가압부(10)를 이동시키는 가압부 위치지정 과정(S130)을 포함한다.
- [0118] 상기 혈관확인단계(S100)는 상기 가압부(10)를 다수의 지점으로 이동시키면서 각 지점에 동일한 가압력을 가하고 해당 지점에서의 맥압을 감지하고, 각 지점에서의 맥압을 비교하여 가장 큰 신호를 발생시키는 즉, 동일한 가압력에서 가장 큰 맥압이 발생하는 측정혈관을 상기 가압부(10)의 중앙에 위치되도록 함으로써 측정 대상의 혈압값을 더 정확하게 측정할 수 있도록 한다.
- [0119] 다시 도 5를 참고하면, 본 발명에 따른 혈압측정방법은 상기 혈압보정단계(S400) 후 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 상기 센싱혈압 연산단계(S300), 상기 혈압보정단계(S400)로 연속적으로 산출하여 추적하는 연속 혈압값 추적단계(S600)를 더 포함할 수 있다.
- [0120] 또한, 본 발명에 따른 혈압측정방법은 상기 연속 혈압값 추적단계(S600)의 연속측정시간과, 혈압의 측정주기를 입력하는 연속측정정보 입력단계(S500)를 더 포함하며, 상기 연속측정정보 입력단계(S500)로 입력된 혈압의 측정주기로 상기 맥압 감지단계(S200), 상기 센싱혈압 연산단계(S300), 상기 혈압보정단계(S400), 상기 연속 혈압값 추적단계(S600)를 반복하며, 상기 연속 혈압값 추적단계(S600)는 입력된 연속측정시간 동안 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하여 추적한다.
- [0121] 본 발명에 따른 혈압측정방법은 측정 대상자의 첫번째 실제 평균혈압값(rMBP)을 고정된 상태에서 일정시간 동안 즉, 입력된 연속측정시간 동안(5~10초)의 혈압을 연속으로 측정하는 동작을 마치면 입력된 측정주기 일 예로 1분 후 다시 원래의 혈압을 측정하는 프로세스를 적용하여 즉, 다시 상기 맥압 감지단계(S200)로 최고 가압값 및 상기 최고 가압값을 도출하고, 이로써 상기 센싱혈압 연산단계(S300), 상기 혈압보정단계(S400)에서 실제 평균혈압값(rMBP)을 새로 산출하고, 변경된 실제 평균혈압값(rMBP)을 고정된 상태에서 즉, 상기 가압부(10)에서 측정부위로 가해지는 최고 가압력을 유지한 상태에서 기설정된 시간동안 맥파를 측정하고, 박동마다 센싱 맥압값을 측정하여 동일한 실제 평균혈압값 상에서 실제 수축기혈압값(rSBP), 실제 이완기혈압값(rDBP)을 연속적으로 산출하는 것을 반복함으로써 기설정된 시간동안의 연속혈압을 측정하는 것을 기설정된 시간 주기로 반복할 수 있다.
- [0122] 일 예로 1분 간격으로 10초 시간동안의 10초 시간 동안의 연속혈압을 측정하고, 다시 1분 간격으로 새로운 혈압값을 10초간 측정하는 방법의 연속혈압측정방법의 구현이 가능한 것이다.

[0123] 또한, 본 발명에 따른 혈압측정방법은 상기 맥압 감지단계(S200)에 의해 감지되는 맥압 변화 그래프, 상기 센싱 혈압 연산단계(S300)에서 산출된 센싱 혈압값, 상기 혈압 보정단계에서 산출된 실제 혈압값, 상기 연속 혈압값 추적단계(S600)에서 연속적으로 감지되는 실제 혈압값의 변화 그래프를 화면으로 출력하는 출력단계를 더 포함할 수 있다.

[0124] 상기 출력단계는 본 발명에 따른 혈압측정방법에서 얻어지는 모든 결과값 즉, 상기 센서부(20)에 의해 감지되는 맥압값, 센싱 혈압값, 실제 혈압값 등을 그래프 또는 수치로 각각 출력하여 화면으로 확인할 수 있도록 한다.

[0125] 정상인의 혈압변화는 일정범위내에서의 변화를 가지고 있기 때문에 정상인의 혈압감시 혹은 1분 간격의 연속적인 혈압측정을 통한 일중 혈압변동을 확인하거나, 호흡이나 기타 요인에 의해 변화할 수도 있는 혈압에 대해 10초간의 미세한 변동이나 평균값을 확보함으로써 보다 안정적인 혈압모니터링이 가능하다.

[0127] 하기의 표 1은 200명의 실험대상자에 대해 카테터를 이용한 침습방법에 의해 측정된 평균혈압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 맥압값과 비침습형인 본 발명에 따른 혈압측정장치로 측정된 평균혈압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 맥압값을 비교하고 확인한 기술통계 분석표이다.

[0128] 하기 표 1에서 비교예는 200명의 실험대상자에 대해 카테터를 이용한 침습방법으로 평균혈압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 맥압값을 측정할 예이고, 실시예는 본 발명에 따른 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법으로 평균혈압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 맥압값을 측정할 예이다.

표 1

파라미터(Parameter)		비교예	실시예	차이
평균 혈압(MBP)	평균(mean)	83.95	83.85	0.1
	표준편차(STD)	13.99	13.21	
수축기 혈압(SBP)	평균(mean)	124.20	122.15	2.05
	표준편차(STD)	18.13	17.50	
이완기 혈압(DBP)	평균(mean)	68.08	66.35	-3.27
	표준편차(STD)	9.53	9.90	
맥압(PP)	평균(mean)	61.12	58.42	2.70
	표준편차(STD)	9.40	9.70	

[0130] 상기 표 1에서 확인되는 바와 같이 본 발명에 따른 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법으로 측정된 혈압값을 결정하는 4가지 요소 즉, 평균혈압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 맥압값을 침습방법에 의해 측정된 평균혈압값, 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 맥압값과 비교할 때 모두에서 평균의 차이가 5미만의 차이를 가지는 것을 확인하였다.

[0131] 미국 AAMI 등에서 요구하는 의료용 정밀혈압계의 에러범위는 모든 측정변수에 대해 5mmHg 범위 이내이어야 하며, 본 발명에 따른 혈압측정장치 및 이를 이용한 혈압측정방법으로 측정된 혈압값은 이를 만족할 수 있음을 확인할 수 있다.

[0132] 본 발명은 요골동맥의 혈관을 가압하고, 가압에 따른 반응압력을 측정하고, 이를 피부와 혈관의 탄성계수뿐만 아니라 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 측정 대상자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있다.

[0133] 본 발명은 일정 주기로 일정 시간동안 연속적으로 측정 대상자의 혈압을 정확하게 측정할 수 있어 정상인의 혈압감시 혹은 1분 간격의 연속적인 혈압측정을 통한 일중 혈압변동을 확인하거나, 호흡이나 기타 요인에 의해 변화할 수도 있는 혈압에 대해 10초간의 미세한 변동이나 평균값을 확보함으로써 보다 안정적인 혈압모니터링이 가능하다.

[0134] 본 발명은 측정 대상자가 수면 중에도 편안하게 혈압을 연속적으로 측정할 수 있고, 응급차로 수송 중인 응급환자의 혈압을 연속적으로 측정하여 환자에 따른 혈압값 변화를 안정적으로 확인하여 급박한 상황에서의 대처가 가능한 것이다.

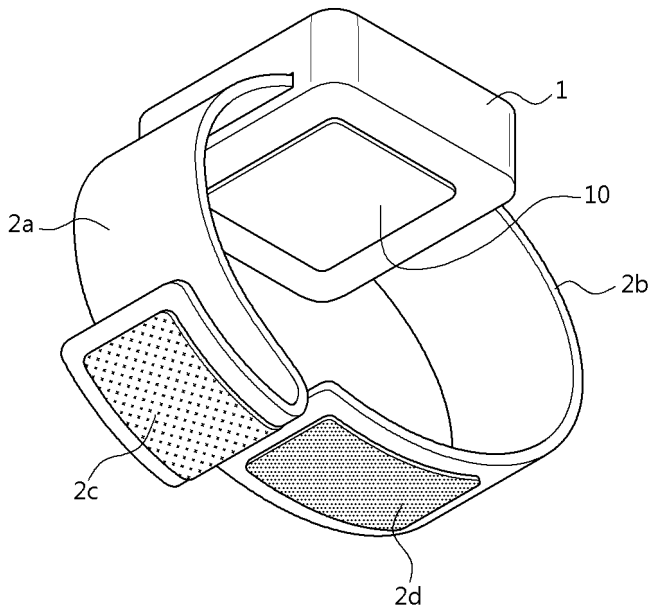
[0135] 본 발명은 상기한 실시 예에 한정되는 것이 아니라, 본 발명의 요지에 벗어나지 않는 범위에서 다양하게 변경하여 실시할 수 있으며 이는 본 발명의 구성에 포함됨을 밝혀둔다.

부호의 설명

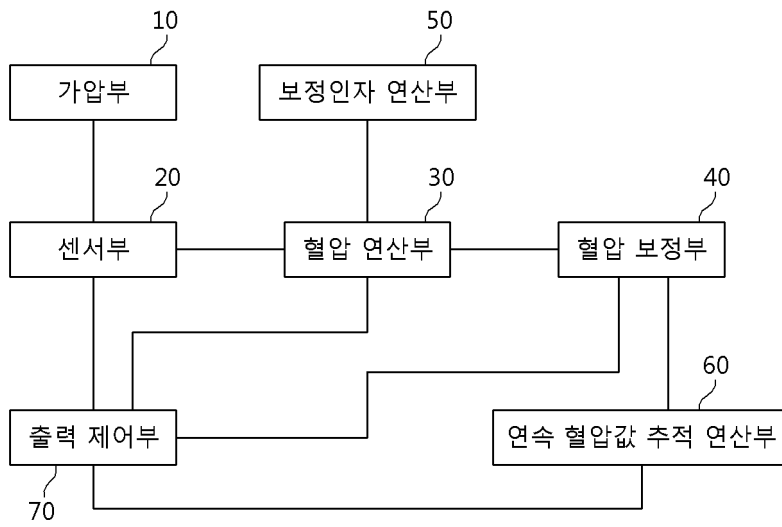
- [0136]
- | | |
|--------------------|--------------------|
| 1 : 혈압측정본체 | 2 : 착용밴드부재 |
| 2a : 제1밴드부 | 2b : 제2밴드부 |
| 2c : 스포벨크로 테이프 | 2d : 암벨크로 테이프 |
| 10 : 가압부 | 20 : 센서부 |
| 30 : 혈압 연산부 | 40 : 혈압 보정부 |
| 50 : 보정인자 연산부 | 60 : 연속 혈압값 추적 연산부 |
| 70 : 출력 제어부 | |
| S100 : 혈관확산단계 | S110 : 맥압 측정과정 |
| S120 : 맥압 비교과정 | S130 : 가압부 위치지정 과정 |
| S200 : 맥압 감지단계 | S300 : 센싱혈압 연산단계 |
| S310 : 보정인자 연산단계 | S400 : 혈압보정단계 |
| S500 : 연속측정정보 입력단계 | S600 : 연속 혈압값 추적단계 |

도면

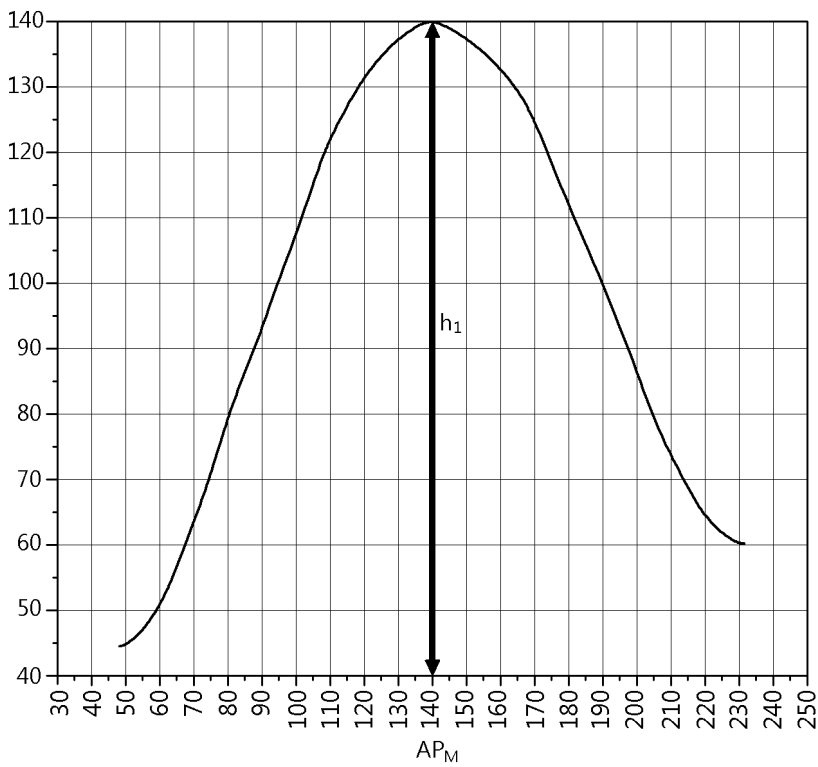
도면1



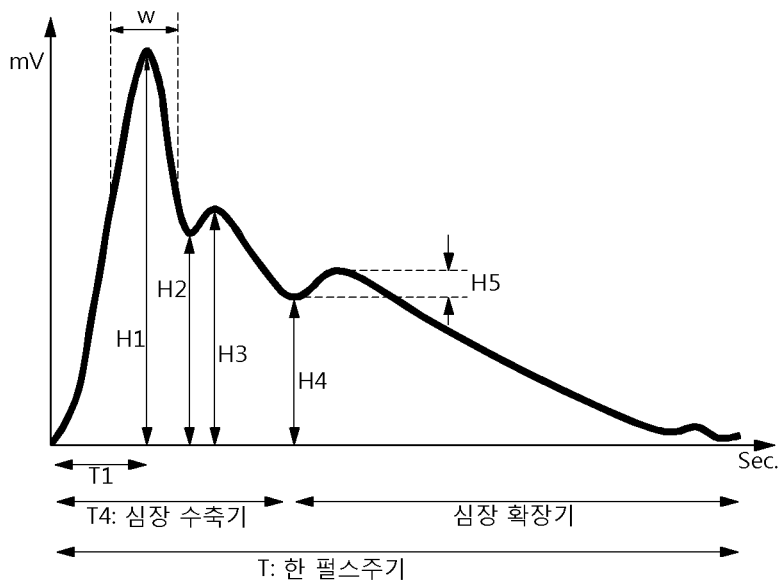
도면2



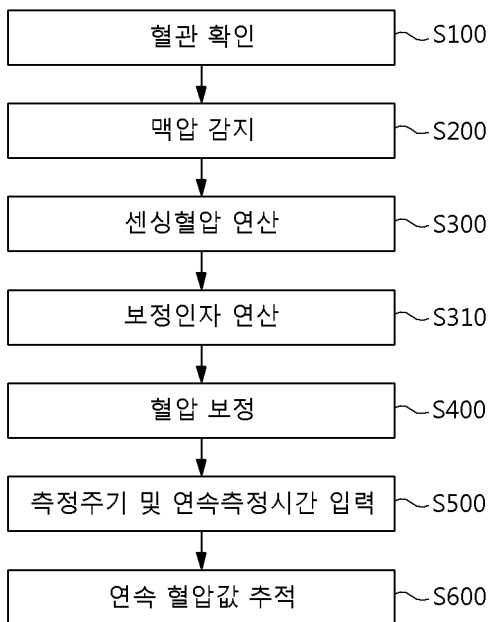
도면3



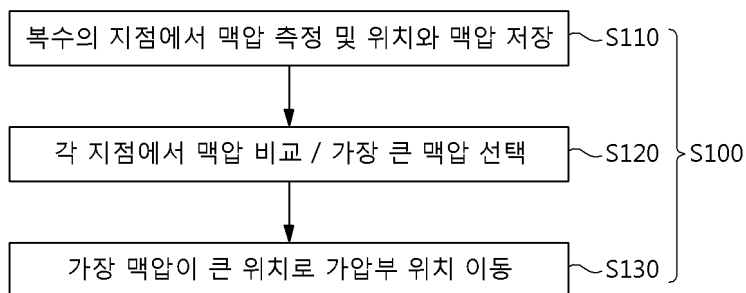
도면4



도면5



도면6



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	KR1020170133132A	公开(公告)日	2017-12-05
申请号	KR1020160064177	申请日	2016-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	DAEYO MEDI 江姬JUNG 강희정		
申请(专利权)人(译)	() 方法. 강희정		
[标]发明人	KANG HEE JUNG 강희정 KUN YOUNGSANG 권영상		
发明人	강희정 권영상		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02007 A61B5/7235 A61B5/00 A61B5/021		
代理人(译)	Choehoseok		
其他公开文献	KR101889926B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

血压测量设备和使用该设备的测量方法技术领域本发明涉及血压测量设备和使用该设备的测量方法，并且在按压部分中，产生感测血压值，而不是由按压值中产生最大脉冲压力的最大按压值和最大脉冲压力产生。通过测量位置的皮肤和血管的弹性系数，脉压衰减率，皮肤和血管的弯曲刚度以及血压值来修正测量位置和感测血压值的压力可以准确地测量产生测量目标人的血压，并且可以在预定时间内以恒定周期连续精确地测量测量目标人的血压，并且通过连续血压确认任务中的血压变化测量血压监测正常p通过间隔或1分钟间隔或通过确保关于血压随呼吸或其他因素变化的10秒的变化或微小平均值，可以进行稳定的血压监测。

