



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년06월14일
(11) 등록번호 10-1746492
(24) 등록일자 2017년06월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02125 (2013.01)
A61B 5/7235 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0064182
(22) 출원일자 2016년05월25일
심사청구일자 2016년05월25일
(56) 선행기술조사문헌
JP2008012161 A*
JP2010200901 A*
KR100785901 B1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
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 13 항

심사관 : 최석규

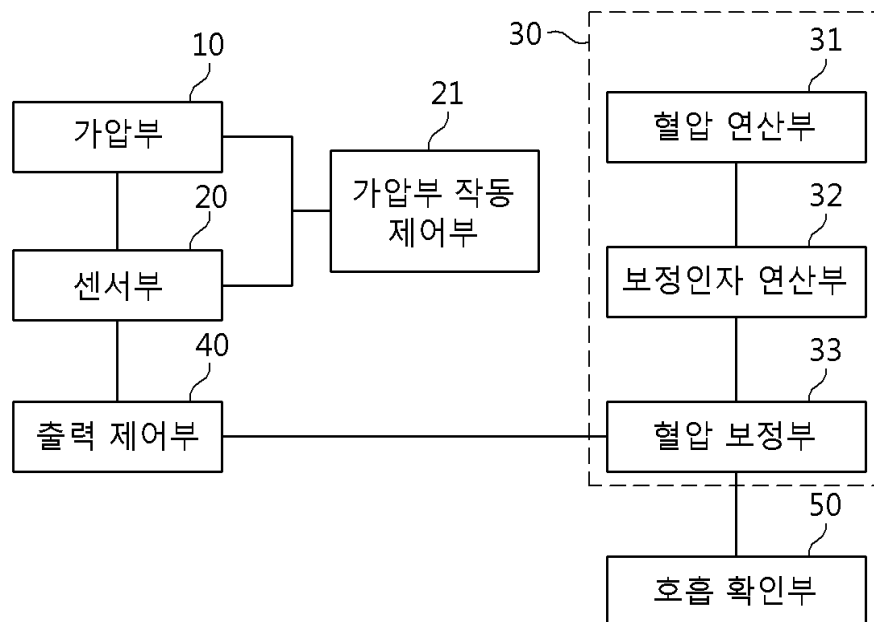
(54) 발명의 명칭 맥변화 측정장치와 이를 이용한 맥변화 측정 방법

(57) 요약

본 발명은 맥변화 측정장치와 이를 이용한 맥변화 측정 방법에 관한 것으로 토노메트리 방법을 이용한 것으로 혈관을 가압하는 가압부의 가압값 중 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값과 상기 최고 맥압값으로 확인하고 최고 가압값으로 상기 가압부의 위치를 고정한 후 맥파신호 분석부를 통해 산출된 한 박동당 맥압(Pulse

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도2



pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 하여 한번의 측정작업으로 심박동 기능평가에서 요구되는 모든 파라미터에 대한 측정을 한번에 수행하고, 이를 화면으로 출력하여 확인할 수 있어 정밀하고, 신뢰성 높은 심박동 기능평가를 가능하게 하며 측정자의 편의성과 측정 대상자의 편의성을 모두 향상시키고, 측정 대상자의 호흡에 따른 신체의 변화를 혈류동태 파라미터(Hemodynamic parameter)로 평가할 수 있어 병원용뿐만 아니라 개인용 건강관리장치로도 활용이 가능하다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/742 (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

혈관을 가압부로 가압하여 반응압력을 측정하고, 측정된 반응압력으로 혈관 내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리 방법을 이용한 맥변화 측정장치이며,

혈관을 가압하는 가압부;

상기 가압부에서 가압된 혈관에서의 반응압력을 감지하는 센서부;

상기 센서부로부터 혈압 펄스 파형을 입력받아 상기 가압부의 가압값 중 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값을 확인하고, 최고 가압값에서 상기 가압부의 위치를 고정하는 가압부 작동제어부;

상기 가압부의 위치가 고정된 상태에서 맥파신호를 박동 한주기(beat-to-beat)별로 분리하고 신호분석을 수행하여 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 산출하는 맥파신호 분석부; 및

상기 맥파신호 분석부에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 하는 출력 제어부를 포함하며,

상기 맥파신호 분석부는,

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 혈압 연산부;

피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산부; 및

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 맥변화 측정장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 맥파신호 분석부는 측정대상자의 호흡에서 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는 호흡 확인부와 연결되고, 상기 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수와 맥압을 분석하고,

상기 출력 제어부는 상기 가압부가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태에서 상기 호흡 확인부에서 들숨과 날숨이 반복되는 것을 확인될 때 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 선택적 또는 동시에 출력할 수 있는 것을 특징으로 하는 맥변화 측정장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

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

청구항 4

삭제

청구항 5

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 맥변화 측정장치.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

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

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 맥변화 측정장치.

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

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 혈압 보정부는 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 맥변화 측정장치.

[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 8

혈관을 가압부로 가압하여 반응압력을 측정하고, 측정된 반응압력으로 혈관 내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리 방법을 이용한 맥변화 측정방법이며,

가압하여 측정부위에서 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값과 최고 맥압값을 도출하는 맥압 감지단계;

상기 맥압 감지단계에서 감지된 최고 가압값의 위치로 상기 가압부의 위치를 고정하는 가압부 위치고정단계;

상기 가압부의 위치가 고정된 상태에서 맥파신호를 박동 한주기(beat-to-beat)별로 분리하고 신호분석을 수행하여 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박

출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 산출하는 맥파신호 분석단계; 및

상기 맥파신호 분석단계에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 하는 결과출력 단계를 포함하며,

상기 맥파신호 분석단계는,

상기 맥압 감지단계에서 도출된 최고 가압값과 최고 맥압값으로 센싱 혈압값을 산출하는 센싱혈압 연산과정;

피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산과정; 및

상기 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압보정과정을 포함하는 것을 특징으로 맥변화 측정방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 가압부 위치고정단계 이후 상기 맥파신호 분석단계 이전에 측정 대상자의 호흡에서 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는 호흡 확인단계를 더 포함하고, 상기 맥파신호 분석단계는 상기 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수와 심박출량을 분석하며,

상기 결과출력 단계는 상기 가압부가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태로 상기 호흡 확인단계에서 들숨과 날숨이 반복되는 것을 확인될 때 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 선택적 또는 동시에 출력하는 것을 특징으로 맥변화 측정방법.

청구항 10

청구항 8에 있어서,

상기 맥압 감지단계 이전에 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 측정혈관에 맥압 측정을 위한 가압부를 위치시키는 혈관확인단계를 더 포함하는 것을 특징으로 맥변화 측정방법.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

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 포함하는 것을 특징으로 맥변화 측정방법.

청구항 12

삭제

청구항 13

청구항 8에 있어서,

상기 센싱혈압 연산과정은 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 맥변화 측정방법.

청구항 14

청구항 8에 있어서,

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

상기 보정인자 연산과정은 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 맥변화 측정방법.

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

청구항 15

청구항 8에 있어서,

상기 혈압보정과정은 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 맥변화 측정방법.

[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)

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 맥변화 측정장치 및 맥변화 측정 방법에 관한 것으로 더 상세하게는 피측정자의 호흡유발을 통해 피측정자의 미주신경 작용을 확인할 수 있는 맥변화 측정장치와 이를 이용한 맥변화 측정 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 다양한 생체신호가 인체기능을 평가하기 위해 사용되고 있는데, 그 중에서도 우리 몸의 미주신경의 작용을 확인할 수 있는 방법으로 RSA(Respiratory Sinus Arrhythmia) 평가는 건강한 심장운동을 하고 있는지를 평가하는 중요한 변수로 확인되고 있다.

[0003] 신체 내의 장기는 사람이 인식하지 못하는 자율신경에 의해 조절되는데, 자율신경 중 미주신경은 폐와 심장의 수축 및 이완을 조절하는 작용을 담당하고 있다.

[0004] RSA(Respiratory Sinus Arrhythmia) 평가는 호흡을 들이쉬고 내쉬는 동작에 의해 폐압이 변화하고 이 변화를 감지하여 심장의 수축과 이완이 영향을 받아 나타나는 호흡에 의한 정상적인 부정맥을 의미하는 것으로, 이러한 정상적 범위 내에서의 부정맥은 건강한 자율신경 반응을 평가하는 방법으로 활용될 수 있다.

[0005] 통상의 RSA(Respiratory Sinus Arrhythmia) 평가 시스템은 호흡유발과 호흡의 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는

호흡 확인부와 심장운동의 변화를 감지하는 심박동 검사부를 포함하고 있다.

- [0006] 종래 RSA(Respiratory Sinus Arrhythmia) 평가 시스템에서 상기 심박동 검사부는 광센서를 이용하여 용적맥파를 측정하거나, ECG신호를 측정함으로써 맥박동수만 측정하고 있다.
- [0007] 다른 방법으로 상기 심박동 검사부는 초음파 도플러를 이용하여 심박동수와 심박출량만 측정하고 있는 실정이다.
- [0008] 즉, 종래 심박동 검사방법은 맥박동수 또는 심박출량만 측정하고 있어 복합적인 심박동 기능평가를 수행하기 불가능한 문제점이 있었다.
- [0009] 또한, 복합적인 심박동 기능평가를 수행하기 위해서 즉, RSA(Respiratory Sinus Arrhythmia) 평가를 위해 혈압, 박동수, 심박출량의 여러 가지 변수를 각각의 파라미터에 대한 측정기를 별도로 구비하여 개별적인 파라미터 측정하는 과정을 거쳐야 하므로 측정자와 측정 대상자 모두에게 불편함을 주는 문제점이 있었다.
- [0010] 또한, 각각의 파라미터를 측정하는 측정기 간의 시간동조(Time Sync) 문제가 발생함으로써 정밀하게 심박동 기능평가를 수행하기 어렵고, 심박동 기능평가에 대한 신뢰도가 낮은 문제점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0011] (특허문헌 0001) 국내특허등록 제1038434호 '벨트형 심전도 측정장치와 밴드형 맥파 측정장치를 이용한 심장의 수축기 혈압 변화 측정장치'(2011.06.01 공고)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명의 목적은 요골동맥의 혈관을 가압하고, 가압에 따른 반응압력을 통해 심박동 기능평가에서요구되는 모든 파라미터에 대한 측정을 한번에 수행하고, 이를 화면으로 출력할 수 있는 맥변화 측정장치와 이를 이용한 맥변화 측정 방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

- [0013] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 맥변화 측정장치의 일 실시예는 혈관을 가압부로 가압하여 반응압력을 측정하고, 측정된 반응압력으로 혈관 내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리 방법을 이용한 맥변화 측정장치이며, 혈관을 가압하는 가압부, 상기 가압부에서 가압된 혈관에서의 반응압력을 감지하는 센서부, 상기 센서부로부터 혈압 펄스 파형을 입력받아 상기 가압부의 가압값 중 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값과 상기 최고 맥압값으로 확인하고 최고 가압값으로 상기 가압부의 위치를 고정하는 가압부 작동제어부, 상기 가압부의 위치가 고정된 상태에서 맥파신호를 박동 한주기(beat-to-beat)별로 분리하고 신호분석을 수행하여 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 산출하는 맥파신호 분석부, 상기 맥파신호 분석부에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 하는 출력 제어부를 포함한다.
- [0014] 본 발명에서 상기 맥파신호 분석부는 측정대상자의 호흡에서 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는 호흡 확인부와 연결되고, 상기 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수와 맥압을 분석하고, 상기 출력 제어부는 상기 가압부가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태에서 상기 호흡 확인부에서 들숨과 날숨이 반복되는 것을 확인될 때 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 선택적 또는 동시에 출력할 수 있다.
- [0015] 본 발명에서 상기 센서부는 측정부위의 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 측정혈관에 상기 가압부를 위치시키도록 상기 가압부의 배면에 장착되는 어레이 센서일 수 있다.
- [0016] 본 발명에서 상기 맥파신호 분석부는 상기 최고 가압값을 상기 센서부에 의해 센싱된 측정 대상자의 센싱 평균

혈압값(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 혈압 연산부, 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산부 및 상기 혈압 연산부에서 연산된 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압 보정부부를 포함할 수 있다.

[0017] 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.

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

[0018] 본 발명에서 상기 보정인자 연산부는 수학식 1으로 피부 및 혈관의 탄성 계수(K)를

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

산출하고, 수학식 2로 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.

[0019] (dP : 가압값, dx : 피부의 수직이동변위, dAP : 가압값의 변화량, dpp : 센싱 맥압값(sPP)의 변화량, α : 센서 적응계수)

[0020] 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.

[0021] 또한, 상기과 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 맥변화 측정방법의 일 실시예는 혈관을 가압부로 가압하여 반응압력을 측정하고, 측정된 반응압력으로 혈관 내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리 방법을 이용한 맥변화 측정방법이며, 가압하여 측정부위에서 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값과 최고 맥압값을 도출하는 맥압 감지단계, 상기 맥압 감지단계에서 감지된 최고 가압값의 위치로 상기 가압부의 위치를 고정하는 가압부 위치고정단계, 상기 가압부의 위치가 고정된 상태에서 맥파신호를 박동 한주기(beat-to-beat)별로 분리하고 신호분석을 수행하여 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 산출하는 맥파신호 분석단계, 상기 맥파신호 분석단계에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 하는 결과출력 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0022] 본 발명에서 상기 가압부 위치고정단계 이후 상기 맥파신호 분석단계 이전에 측정 대상자의 호흡에서 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는 호흡 확인단계를 더 포함하고, 상기 맥파신호 분석단계는 상기 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수와 심박출량을 분석하며, 상기 결과출력 단계는 상기 가압부가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태에서 상기 호흡 확인부에서 들숨과 날숨이 반복되는 것을 확인될 때 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 선택적 또는 동시에 출력할 수 있다.

[0023] 본 발명에 따른 맥변화 측정방법의 일 실시예는 상기 맥압 감지단계 이전에 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 측정혈관에 맥압 측정을 위한 가압부를 위치시키는 혈관확인단계를 더 포함할 수 있다.

[0024] 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.

[0025] 본 발명에서 상기 맥파신호 분석단계는 상기 맥압 감지단계에서 도출된 최고 가압값과 최고 맥압값으로 센싱 혈압값을 산출하는 센싱혈압 연산과정, 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산과정 및 상기 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압보정과정을 포함할 수 있다.

[0026] 본 발명에서 상기 센싱혈압 연산과정은 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.

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

[0027] 본 발명에서 상기 보정인자 연산과정은 수학적 으로 피부 및 혈관의 탄성 계수(K)를 산출하

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

고, 수학적 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.

[0028] (dP : 가압값, dx : 피부의 수직이동변위, dAP : 가압값의 변화량, dpp : 센싱 맥압값(sPP)의 변화량, α : 센서 적응계수)

[0029] 본 발명에서 상기 혈압보정과정은 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.

[0030] [수학적 4]

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

[0032] [수학적 5]

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

[0034] k : 탄성계수

[0035] a : 맥압 감쇄율

[0036] u : 혈관 및 피부의 경직도

[0037] C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

발명의 효과

[0038] 본 발명은 한번의 측정작업으로 심박동 기능평가에서 요구되는 모든 파라미터에 대한 측정을 한번에 수행하고, 이를 화면으로 출력하여 확인할 수 있어 정밀하고, 신뢰성 높은 심박동 기능평가를 가능하게 하는 효과가 있다.

[0039] 본 발명은 한번의 측정작업으로 심박동 기능평가에서 요구되는 모든 파라미터에 대한 측정을 한번에 수행함으로써 측정자의 편의성과 측정 대상자의 편의성을 모두 향상시키는 효과가 있다.

[0040] 본 발명은 측정 대상자의 호흡에 따른 신체의 변화를 혈류동태 파라미터(Hemodynamic parameter)로 평가할 수 있어 병원용뿐만 아니라 개인용 건강관리장치로도 활용이 가능한 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0041] 도 1은 본 발명에 따른 맥변화 측정장치의 일 실시예를 도시한 저면 사시도.

도 2는 본 발명에 따른 맥변화 측정장치의 일 실시예를 도시한 블록도.

도 3은 본 발명에 따른 맥변화 측정장치에서 가압부에 의해 가압되는 가압값에 따른 맥압값의 변화를 도시한 그래프.

도 4는 본 발명에 따른 맥변화 측정장치에서 심장의 펄스주기에서 맥파의 변화량을 도시한 그래프.

도 5는 본 발명에 따른 맥변화 측정방법의 일 실시예를 도시한 순서도.

도 6은 본 발명에 따른 맥변화 측정방법에서 혈관확인단계를 도시한 순서도.

도 7은 본 발명에 따른 맥변화 측정장치에서 출력되는 맥파신호 그래프를 도시한 도면.

도 8은 본 발명에 따른 맥변화 측정장치에서 출력되는 화면의 일 예를 도시한 도면.

도 9 및 도 10은 본 발명에 따른 맥변화 측정장치에서 측정대상자가 들숨, 날숨을 반복할 때 출력되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0042] 이하, 본 발명을 더욱 상세히 설명한다.
- [0043] 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 일실시예에 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.
- [0044] 도 1은 본 발명에 따른 맥변화 측정장치의 일 실시예를 도시한 저면 사시도이며, 손목, 상완, 하완 중 어느 한 곳에 착용하여 실시할 수 있는 착용밴드부재(2)를 포함한 예를 도시하고 있다.
- [0045] 도 1을 참고하면 본 발명에 따른 맥변화 측정장치는 하면에 맥압 측정을 위하여 혈관을 가압하는 가압부(10)가 구비된 맥변화 측정본체(1)를 포함할 수 있다.
- [0046] 상기 맥변화 측정본체(1)에는 손목, 상완, 하완 중 어느 한 곳에 착용할 수 있게 하는 착용밴드부재(2)가 구비될 수 있고, 상기 착용밴드부재(2)는 상기 맥변화 측정본체(1)의 일 측에 구비되어 착용부위의 일부분을 감싸는 제1밴드부(2a), 상기 맥변화 측정본체(1)의 타 측에 구비되어 착용부위의 나머지 부분을 감싸는 제2밴드부(2b)를 포함할 수 있다.
- [0047] 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.
- [0048] 상기 제1밴드부(2a)와 상기 제2밴드부(2b)는 상기 스틱벨크로 테이프(2c)와 상기 암벨크로 테이프(2d) 이외에 서로 분리 가능하게 결합되어 상기 맥변화 측정본체(1)를 착용부위에 착용하거나 착용된 상태에서 용이하게 풀 수 있는 공지의 다른 다양한 실시 예로 변형 실시 가능함을 밝혀둔다.
- [0049] 상기 맥변화 측정본체(1)의 내부에는 상기 가압부(10) 및 상기 가압부(10)에서 가압하는 가압값 및 가압된 측정부위에서의 맥압을 감지하는 센서부(20)가 구비될 수 있다.
- [0050] 본 발명에 따른 맥변화 측정장치는 상기한 맥변화 측정본체(1)와 같이 측정 대상자가 직접 착용하여 사용하는 형태로 제조될 수도 있고, 이외에도 측정인 이 앞거나 누워 상태에서 측정할 수 있도록 하는 측정로봇으로 구현될 수도 있음을 밝혀두며 측정 대상자의 혈압을 측정할 수 있는 공지의 다양한 형태로 변형 실시될 수 있음을 확인한다.
- [0051] 도 2는 본 발명에 따른 맥변화 측정장치의 일 실시예를 도시한 블록도이다. 도 2를 참고하면 본 발명에 따른 맥변화 측정장치는 혈관을 가압부(10)로 가압하여 반응압력을 측정하고, 측정된 반응압력으로 혈관 내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리(Tonometry) 방법을 이용한 맥변화 측정장치이며, 더 상세하게는 요골동맥 토노메트리(Radial Tonometry) 방법을 이용한 맥변화 측정장치일 수 있다.
- [0052] 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.

- [0053] 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.
- [0054] 상기 측정혈관은 상기 가압부(10)로 피부를 가압할 때 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 혈관이며 맥파를 가장 정확하게 검출할 수 있는 위치이다.
- [0055] 상기 어레이 센서는 상기 가압부(10)에 의한 가압력과 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.
- [0056] 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.
- [0057] 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 어레이 센서를 상기 측정혈관에 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 맥변화 측정방법을 통해 더 상세하게 설명함을 밝혀둔다.
- [0058] 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 맥압값을 발생시키는 최고 가압값을 감지한다. 또한, 상기 최고 가압값과 함께 최고 맥압값을 감지할 수 있다.
- [0059] 상기 센서부(20)는 혈압 펄스 파형의 신호를 발생시키며, 도 3은 상기 센서부(20)에 의해 발생하는 혈압 펄스 파형의 일 예이다. 상기 센서부(20)에서 출력되는 혈압 펄스 파형은 가압부 작동제어부(21)로 전달되고, 상기 가압부 작동제어부(21)는 상기 센서부(20)로부터 혈압 펄스 파형을 입력받아 상기 가압부(10)의 가압값 중 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값에서 상기 가압부(10)의 위치를 고정한다.
- [0060] 상기 가압부(10)의 위치가 고정된 상태에서 상기 센서부(20)에 의해 감지되는 맥파신호는 맥파신호 분석부(30)에 의해 박동 한주기(beat-to-beat)별로 분리되고, 신호분석이 수행된다. 상기 맥파신호 분석부(30)는 공지의 토노메트리 방법을 통해 혈관내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 것으로 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 도출할 수 있고 이는 공지의 토노메트리 방법을 이용한 것으로 더 상세한 설명은 생략함을 밝혀둔다.
- [0061] 상기 맥파신호 분석부(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 확인하여 상기 센싱 평균혈압값(sMBP)과 상기 센싱 맥압값(sPP)으로 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출하는 혈압 연산부(31)와 상기 혈압 연산부(31)에서 연산된 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압 보정부(32)를 포함하는 것을 일 예로 한다.
- [0062] 상기 혈압 연산부(31)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.
- [0063] [수학식 1]
- [0064] $MBP = DBP + PP/3$
- [0065] [수학식 2]
- [0066] $PP = SBP - DBP$

[0067] 상기 수학적 식 1과 상기 수학적 식 2는 공지의 수학적 식으로 더 상세한 설명은 생략함을 밝혀둔다.

[0068] 상기 혈압 연산부(31)에서 연산된 혈압값들 즉, 센싱 평균혈압값(sMBP), 센싱 맥압값(sPP), 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)은 혈압 보정부(32)에서 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정된다.

[0069] 즉, 상기 혈압 보정부(32)는 상기 혈압 연산부(31)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.

[0070] 상기 혈압 보정부(32)는 하기의 수학적 식 4 및 수학적 식 5를 통해 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 이를 일반적인 혈압값 계산식 즉, 상기 수학적 식 1 및 상기 수학적 식 2를 이용하여 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출한다.

[0071] [수학적 식 4]

[0072] $rPP = k \times sPP + a \times sPP + (sPP + sMBP) \times u + C$

[0073] [수학적 식 5]

[0074] $rMBP = k \times sMBP + sMBP \times u + C$

[0075] C : 평균혈압 보정상수(0.1mmHg ~ 0.9mmHg)

[0076] 상기 C는 본 발명에 따라 최종적으로 획득된 평균혈압값(rMBP)와 혈압측정의 황금표준으로 간주되는 Invasive한 혈압측정결과인 A-Line에서 획득된 평균혈압값(MBP)와의 차이값으로 획득한 것으로 0.1mmHg~0.9mmHg 중 어느 한 값을 사용할 수 있다.

[0077] 또한, 상기 맥파신호 분석부(30)는 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산부(33)를 더 포함할 수 있다.

[0078] 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(33)로 전달하여 상기 보정인자 연산부(33)에서 피부 및 혈관의 탄성계수를 산출할 수 있도록 한다.

[0079] 상기 보정인자 연산부(33)는 하기 수학적 식 6을 통해 피부 및 혈관의 탄성계수(k)를 산출하는 것을 일 예로 한다.

[0080] [수학적 식 6]

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

[0081]

[0082] 또한, 상기 보정인자 연산부(33)는 상기 맥압 감쇄율(a)을 하기의 수학적 식 7을 통해 산출하는 것을 일 예로 한다.

[0083] 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 수학적 식 7으로 표현된다.

[0084] [수학적 식 7]

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

[0085]

[0086] α : 센서적응계수

- [0087] 상기 a는 상기 센서부(20)를 사용하기 전 보정 작업 시 선형관계 또는 2차관계를 가지는 실제값과 센서값 사이에서 얻어지는 회귀식으로 구해서 사용하는 것으로 이는 공지의 토노메트리 방법에 사용되는 센서부(20)의 종류에 의해 선택적으로 적용되며, 공지의 토노메트리 방법에서 센서부(20)를 채택하여 사용할 때 산출되는 공지의 센서적응계수임을 밝혀둔다.
- [0088] 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 도식한 그래프를 참고하면 상기 혈관의 압력순응도(b)를 확인할 수 있는 파라미터 h_1 과 t_1 의 확인이 가능함을 알 수 있다.
- [0089] 한편, 상기 맥파신호 분석부(30)에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)는 출력 제어부(40)로 전달되고, 상기 출력 제어부(40)는 상기 맥파신호 분석부(30)에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 한다.
- [0090] 상기 출력 제어부(40)는 상기 맥파신호 분석부(30)에서 산출된 결과값들을 디스플레이를 통해 출력하는 것을 일 예로 하고, 이외에도 프린터 등의 공지의 출력 기기를 통해 다양하게 변형하여 실시할 수 있음을 밝혀둔다.
- [0091] 상기 맥파신호 분석부(30)는 측정대상자의 호흡에서 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는 호흡 확인부(50)와 연결되고, 상기 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수와 맥압을 분석할 수 있다. 상기 가압부(10)의 위치가 고정된 상태에서 즉, 상기 가압부(10)가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태에서 측정 대상자의 들숨과 날숨이 반복되는 경우 박동수와 맥압이 심하게 변화하게 된다.
- [0092] 또한, 상기 출력 제어부(40)는 상기 가압부(10)가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태에서 상기 호흡 확인부(50)에서 들숨과 날숨이 반복되는 것을 확인될 때 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 선택적 또는 동시에 출력할 수 있다.
- [0093] 상기 출력 제어부(40)는 상기 들숨의 시간과 상기 날숨의 시간을 각각 출력하여 표시할 수도 있음을 밝혀둔다.
- [0094] 이로써 측정 대상자의 호흡에 따른 신체의 변화를 혈류동태 파라미터(Hemodynamic parameter)로 평가할 수 있다.
- [0095] 한편, 본 발명에 따른 맥변화 측정방법의 일 실시예는 혈관을 가압부(10)로 가압하여 반응압력을 측정하고, 측정된 반응압력으로 혈관 내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 토노메트리 방법을 이용한 맥변화 측정방법이다.
- [0096] 더 상세하게 더 상세하게는 요골동맥 토노메트리(Radial Tonometry) 방법을 이용한 맥변화 측정방법인 것을 일 예로 한다.
- [0097] 도 5는 본 발명에 따른 맥변화 측정방법의 일 실시예를 도식한 순서도로써, 도 5를 참고하면 본 발명에 따른 맥변화 측정방법의 일 실시 예는 가압하여 측정부위에서 최고 맥압값을 발생시키는 최고 가압값과 최고 맥압값을 도출하는 맥압 감지단계(S200), 상기 맥압 감지단계(S200)에서 감지된 최고 가압값의 위치로 상기 가압부(10)의 위치를 고정하는 가압부 위치고정단계, 상기 가압부(10)의 위치가 고정된 상태에서 맥파신호를 박동 한주기(beat-to-beat)별로 분리하고 신호분석을 수행하여 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 산출하는 맥파신호 분석단계(S300), 상기 맥파신호 분석단계(S300)에서 산출된 한 박동당 맥압(Pulse pressure), 수축기 혈압값, 이완기 혈압값, 평균 혈압값, 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 선택적으로 출력하거나 동시에 출력하도록 하는 데이터출력 단계를 포함한다.
- [0098] 또한, 본 발명에 따른 맥변화 측정방법은 상기 맥압 감지단계(S200) 이전에 가장 크고 선명한 신호가 입력되는 측정혈관의 위치를 탐색하여 상기 측정혈관에 맥압 측정을 위한 가압부(10)를 위치시키는 혈관확인단계(S100)를 더 포함할 수 있다.
- [0099] 상기 혈관확인단계(S100)는 상기 가압부(10)의 배면에 장착되는 상기 예레이 센서의 중앙에 위치하는 압력 센서 즉, 상기 가압부(10)의 중앙에 상기 측정혈관에 해당되는 혈관이 위치되도록 하는 것이다.

- [0100] 상기 가압부(10)의 평면은 측정 대상자의 피부와 접촉하는 면이고, 상기 가압부(10)의 배면은 상기 가압부(10)의 평면과 반대면인 것을 확인한다.
- [0101] 도 6은 본 발명에 따른 맥변화 측정방법에서 혈관확인단계(S100)를 도시한 순서도로써, 도 6을 참고하면 상기 혈관확인단계(S100)는 어레이 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.
- [0102] 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 혈관을 상기 가압부(10)의 중앙에 위치되도록 함으로써 측정 대상의 혈압값을 더 정확하게 측정할 수 있도록 한다.
- [0103] 상기 맥파신호 분석단계(S300)는 공지의 토노메트리 방법을 통해 혈관내 압력값과 압력값의 변화를 보여주는 맥파형을 분석하는 것으로 박동수(Pulse Rate), 심박출량(Stroke Volume), 맥압 변화(%), 박동수 변화(%), 심박출량 변화(%)를 도출할 수 있고 이는 공지의 토노메트리 방법을 이용한 것으로 더 상세한 설명은 생략함을 밝혀둔다.
- [0104] 상기 맥파신호 분석단계(S300)는 상기 맥압 감지단계(S200)에서 도출된 최고 가압값과 최고 맥압값으로 센싱 혈압값을 산출하는 센싱혈압 연산과정, 상기 센싱 혈압값을 측정부위의 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 통해 보정하여 실제 혈압값을 산출하는 혈압보정과정을 포함할 수 있다.
- [0105] 상기 센싱혈압 연산과정은 상기 혈압 연산부(31)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 수학적 식 1과 수학적 식 2와 같은 일반적인 혈압값 계산식을 통해 센싱 수축기 혈압값(sSBP), 센싱 이완기 혈압값(sDBP)을 산출하는 것으로 상기 혈압 연산부(31)의 실시 예에서 상세하게 설명한 바 중복 기재로 생략함을 밝혀둔다.
- [0106] 상기 맥파신호 분석단계(S300)는 상기 센싱혈압 연산과정 후 상기 혈압보정과정 전에 이루어지며 피부 및 혈관의 탄성계수, 맥압 감쇄율, 혈관 및 피부의 경직도를 산출하는 보정인자 연산과정을 더 포함하며, 상기 보정인자 연산과정은 측정부위에 가해지는 가압값의 변화량에 따른 피부의 수직이동변위를 감지하고, 가압값의 변화량과 피부의 수직이동변위로 피부 및 혈관의 탄성계수를 산출하고, 가압력의 변화량(dAp) 대비 센싱 맥압값(sPP)의 변화량(dpp)의 미분을 통해 맥압 감쇄율을 산출하며, 압력에 의해 혈관이 확장되는데 걸리는 시간인 혈관의 압력순응도를 도출하고 혈관의 압력순응도의 역수로 피부의 경직도를 산출한다.
- [0107] 상기 보정인자 연산과정은 상기 보정인자 연산부(33)에서 수학적 식 6 및 수학적 식 7로 산출되는 것으로 상기 보정인자 연산부(33)의 실시 예에서 상세하게 설명한 바 중복 기재로 생략함을 밝혀둔다.
- [0108] 또한, 상기 혈압보정과정은 상기 혈압 보정부(32)에 의해 산출되는 것으로 상기 수학적 식 4와 수학적 식 5로 실제 맥압값(rPP)과 실제 평균혈압값(rMBP)을 계산하고, 이를 일반적인 혈압값 계산식 즉, 상기 수학적 식 1 및 상기 수학적 식 2를 이용하여 실제 수축기 혈압값(rSBP), 실제 이완기 혈압값(rDBP)을 산출하는 것으로 상기 혈압 보정부(32)의 실시 예에서 상세하게 설명한 바 중복 기재로 생략함을 밝혀둔다.
- [0109] 본 발명은 상기 가압부 위치고정단계 이후 상기 맥파신호 분석단계(S300) 이전에 측정 대상자의 호흡에서 들숨과 날숨을 구분하여 확인하는 호흡 확인단계(S210)를 더 포함하고, 상기 맥파신호 분석단계(S300)는 상기 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수와 심박출량을 분석할 수 있다. 상기 가압부(10)의 위치가 고정된 상태에서 즉, 상기 가압부(10)가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에 고정된 상태에서 측정 대상자의 들숨과 날숨이 반복되는 경우 들숨과 날숨에 따라 박동수와 맥압이 심하게 변화하게 된다.
- [0110] 또한, 상기 결과출력 단계(S400)는 상기 가압부(10)가 최고 맥압값을 발생시키는 위치에서 고정된 상태로 상기 호흡 확인단계(S210)에서 들숨과 날숨이 반복되는 것을 확인될 때 들숨과 날숨이 반복되는 중에 변화되는 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 선택적 또는 동시에 출력할 수 있다.
- [0111] 상기 결과출력 단계(S400)는 상기 들숨의 시간과 상기 날숨의 시간을 각각 출력하여 표시할 수도 있음을 밝혀둔다.

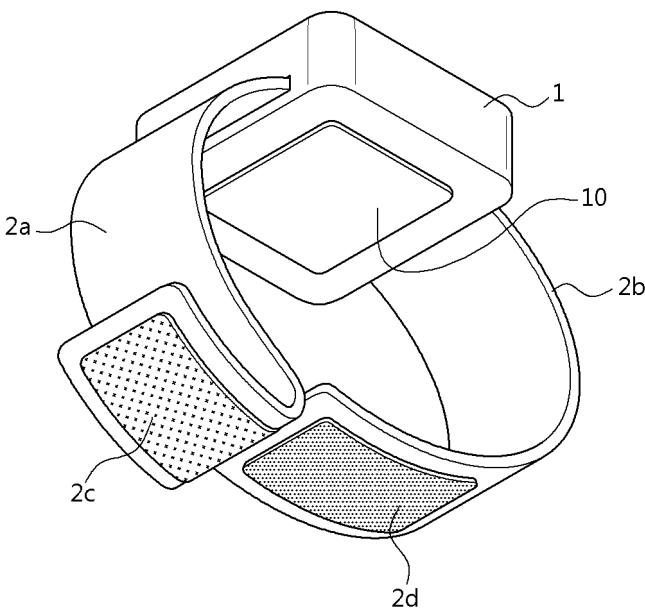
- [0112] 이로써 측정 대상자의 호흡에 따른 신체의 변화를 혈류동태 파라미터(Hemodynamic parameter)로 평가할 수 있다.
- [0113] 도 7은 상기 가압부(10)에 의해 맥진 위치의 혈관을 가압할 때 상기 센서부(20)에서 획득된 맥파신호를 상기 출력 제어부(40)에서 디스플레이를 통해 맥파신호 그래프로 출력한 예를 도시한 도면이다.
- [0114] 도 8은 상기 출력 제어부(40)에서 출력되는 화면의 일 예를 도시한 도면이고, 도 9 및 도 10은 2분간 측정대상자가 3초 들숨, 5초 날숨을 할 때 박동수의 변화 그래프와 맥압의 변화 그래프를 도시한 도면으로 도 9는 박동수의 변화 그래프이고, 도 10은 맥압의 변화 그래프이다.
- [0115] 도 9 및 도 10을 참고하면, 박동수 변화범위 (65~80bpm), 맥압 변화범위(225~290mV), SV 변화범위 (55~75mL)를 보이는 것을 확인할 수 있다.
- [0117] 본 발명은 한번의 측정작업으로 심박동 기능평가에서 요구되는 모든 파라미터에 대한 측정을 한번에 수행하고, 이를 화면으로 출력하여 확인할 수 있어 정밀하고, 신뢰성 높은 심박동 기능평가를 가능하게 한다.
- [0118] 본 발명은 한번의 측정작업으로 심박동 기능평가에서 요구되는 모든 파라미터에 대한 측정을 한번에 수행함으로써 측정자의 편의성과 측정 대상자의 편의성을 모두 향상시킨다.
- [0119] 본 발명은 측정 대상자의 호흡에 따른 신체의 변화를 혈류동태 파라미터(Hemodynamic parameter)로 평가할 수 있어 병원용뿐만 아니라 개인용 건강관리장치로도 활용이 가능하다.
- [0120] 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

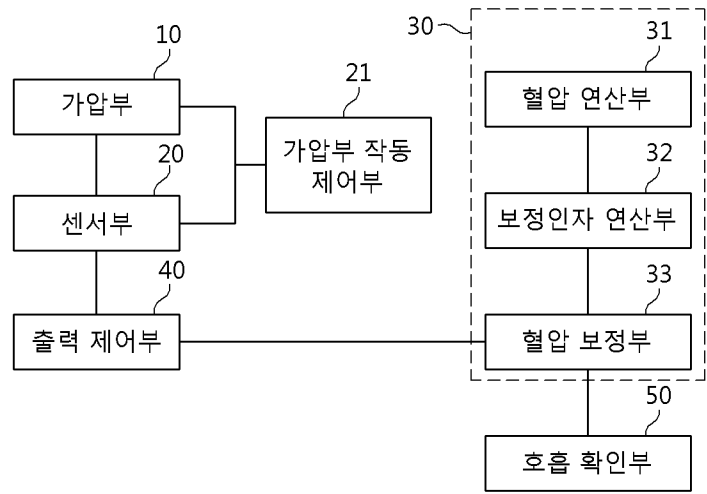
- [0121]
- | | |
|------------------|--------------------|
| 1 : 맥변화 측정본체 | 2 : 착용밴드부재 |
| 2a : 제1밴드부 | 2b : 제2밴드부 |
| 2c : 스티벨크로 테이프 | 2d : 암벨크로 테이프 |
| 10 : 가압부 | 20 : 센서부 |
| 30 : 맥파신호 분석부 | 31 : 혈압 연산부 |
| 32 : 혈압 보정부 | 33 : 보정인자 연산부 |
| 40 : 출력 제어부 | 50 : 호흡 확인부 |
| S100 : 혈관확인단계 | S110 : 맥압 측정과정 |
| S120 : 맥압 비교과정 | S130 : 가압부 위치지정 과정 |
| S200 : 맥압 감지단계 | S210 : 호흡 확인단계 |
| S300 : 맥파신호 분석단계 | |
| S400 : 결과출력 단계 | |

도면

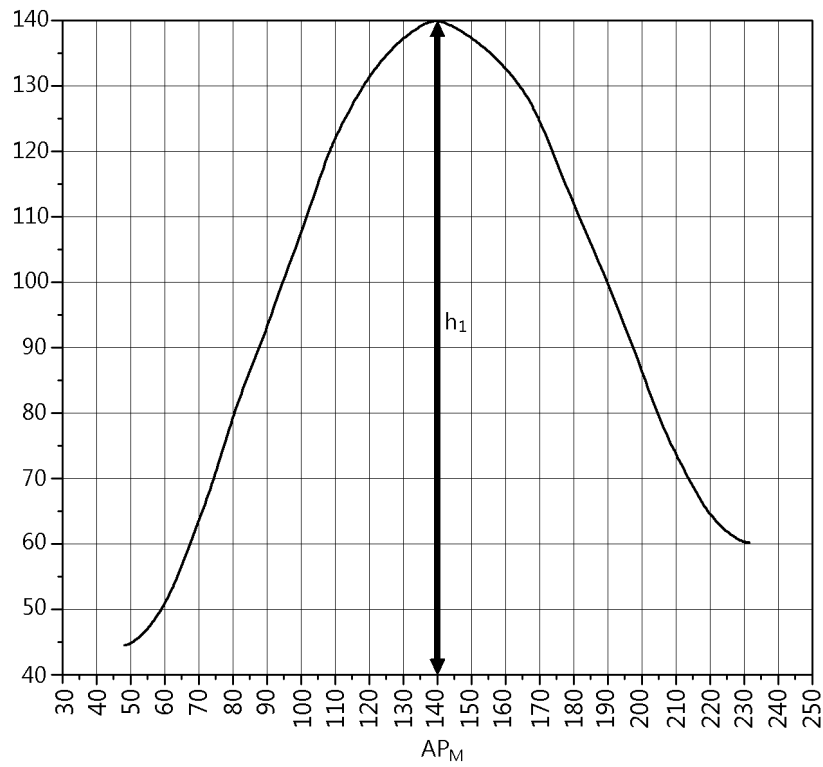
도면1



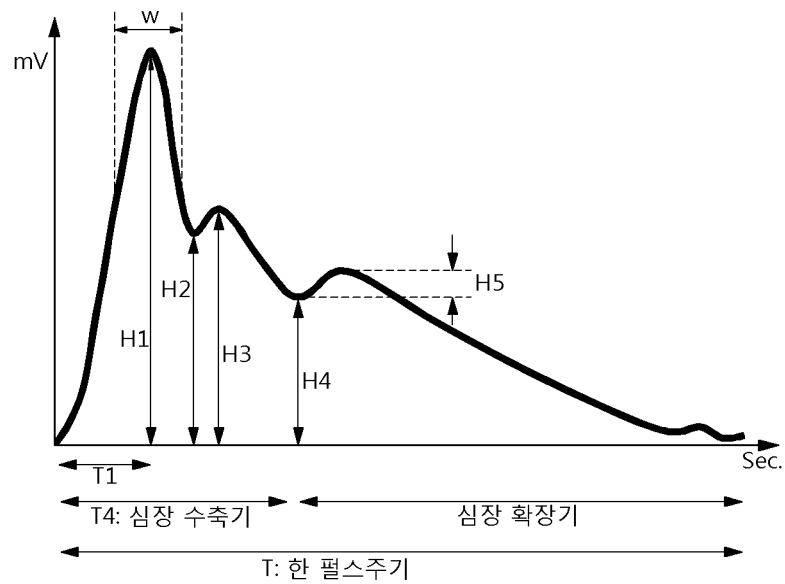
도면2



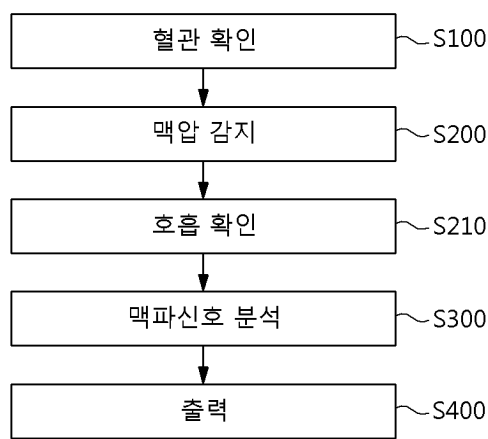
도면3



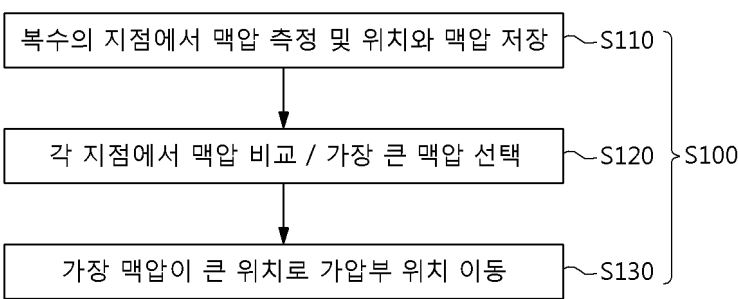
도면4



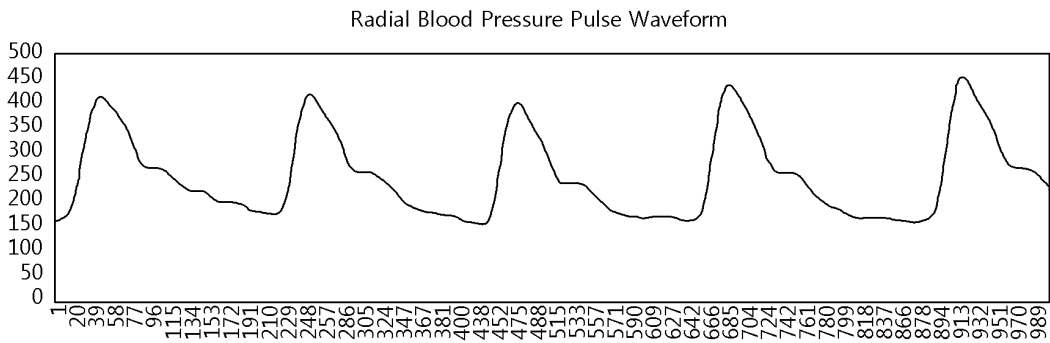
도면5



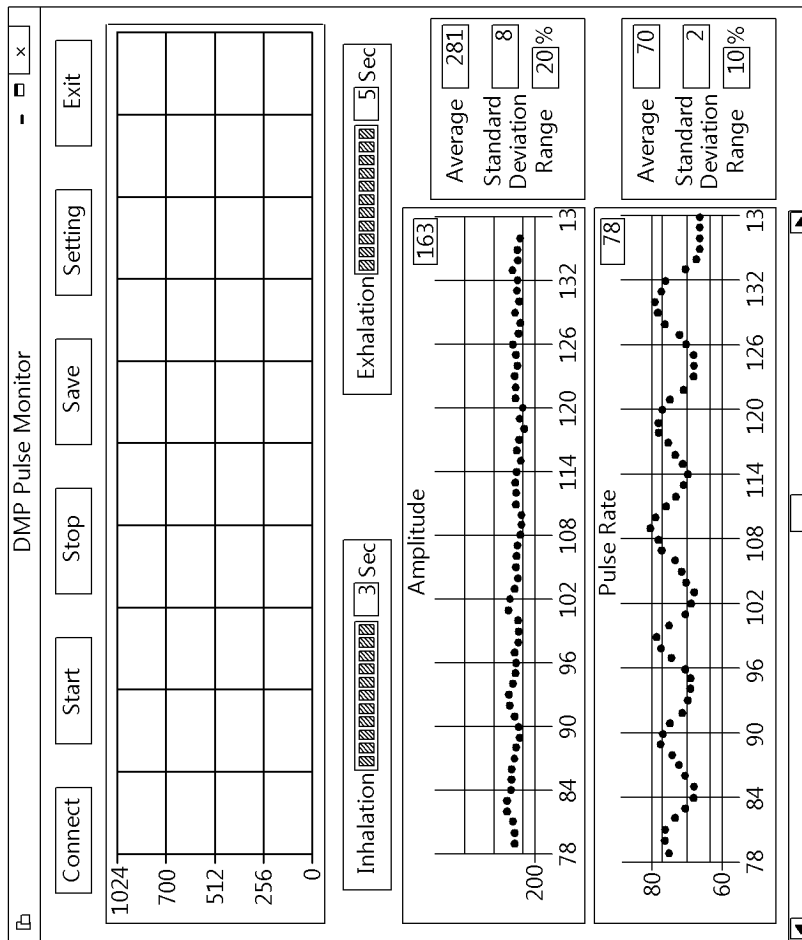
도면6



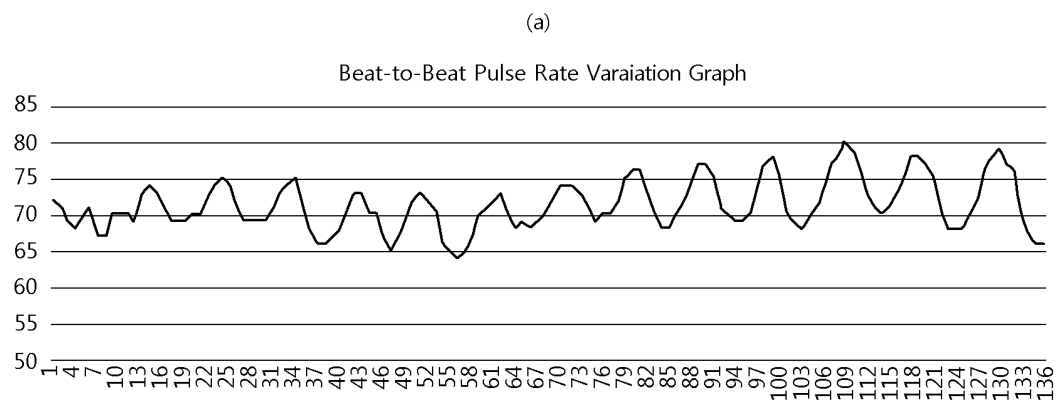
도면7



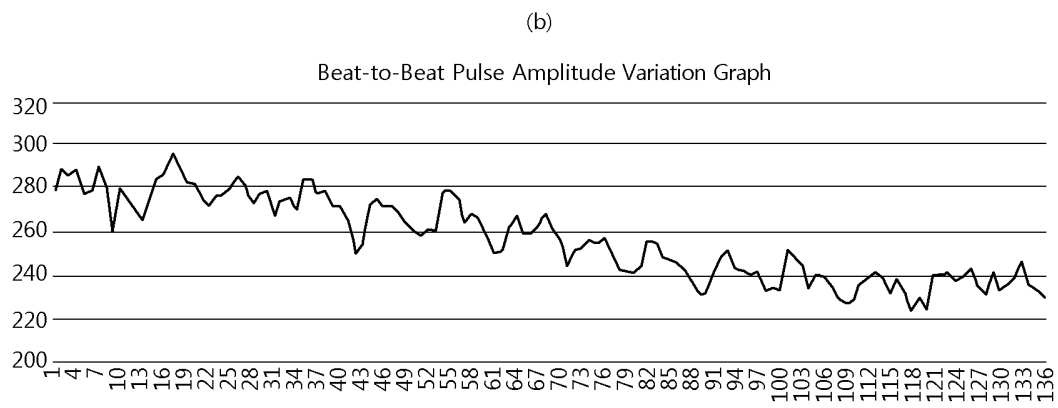
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	脉冲变化测量设备和使用该设备进行脉冲变化测量的方法		
公开(公告)号	KR101746492B1	公开(公告)日	2017-06-14
申请号	KR1020160064182	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		
当前申请(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		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/7235 A61B5/742		
代理人(译)	Choe Hoseok		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

脉冲变化测量装置和使用该脉冲变化测量装置的脉冲变化测量方法本发明涉及脉冲变化测量装置和使用该脉冲变化测量装置的脉冲变化测量方法，并且只要在按压部分的按压值中确认最大脉冲压力值，其使用眼压测量法对血管加压作为最大按压值和产生的最大脉冲压力值，是通过脉冲信号分析部分确定每次搏动的脉冲压力（脉冲压力），收缩压后计算到最大按压值的按压部分的位置值，舒张压值，平均血压值，脉动数（脉率），心输出量（脉搏量），脉压变化（%），脉动数变化（%），心输出量变化（%）被选择性地输出或输出，并且一次进行关于所有参数的心率函数评估中的一个测量操作所需的测量，并将其输出到屏幕，并且它可以确认并且是微小的并且它使得可靠性高的心率函数评估和观察者的便利性以及测量目标人的便利性总体上得到改善以及根据测量的呼吸的身体的变化目标人可以作为血液动力学参数（血液动力学参数）进行评估，不仅可以应用于医院龙，还可以应用于个人医疗保健管理装置。

