



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0130359
(43) 공개일자 2019년11월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0456 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02108 (2013.01)
A61B 5/0456 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0054912
(22) 출원일자 2018년05월14일
심사청구일자 2018년05월14일

(71) 출원인
전문석
서울특별시 양천구 목동동로 350, 목동신시가지아파트 531-303 (목동)
(72) 발명자
전문석
서울특별시 양천구 목동동로 350, 목동신시가지아파트 531-303 (목동)
(74) 대리인
특허법인이름리온

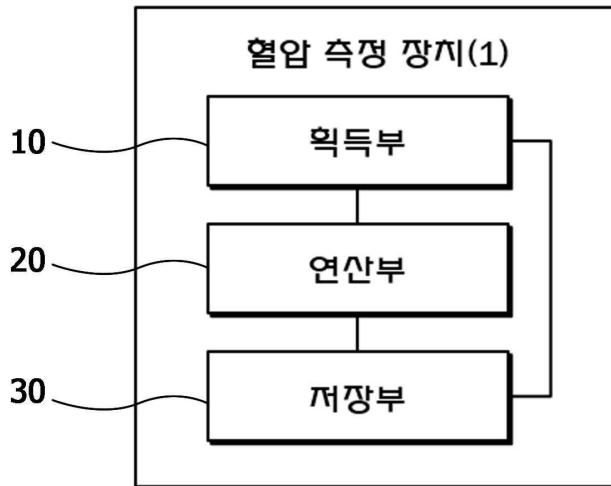
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치는, 시간 축의 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 축의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 혈압 측정하는 장치로서, 측정 대상자의 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 획득하는 획득부; 및 기 저장된 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값과 획득된 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교함으로써 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산하는 연산부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

시간 축의 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 축의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 혈압 측정하는 장치로서,

측정 대상자의 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 획득하는 획득부; 및

기 저장된 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값과 획득된 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교함으로써 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산하는 연산부;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 연산부는,

디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최저 혈압을 연산하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 연산부는,

대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_1 과, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_2 의 비율(D_1/D_2)을 이용하여 최저 혈압을 연산하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 연산부는,

하기의 식을 이용하여 최저 혈압을 연산하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치 및 방법.

(식)

$$BP_D = a \times (R_{PT} - Q_{PT}) / (R_{BT} - Q_{BT})$$

(단, BP_D 는 최저 혈압, a 는 정상적인 최소 혈압 값, R_{PT} 및 Q_{PT} 는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형 및 Q 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값, R_{BT} 및 Q_{BT} 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형 및 Q 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값)

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 연산부는,

디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형, R 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최

고 혈압을 연산하는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 연산부는,

대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_1 과, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값의 차이인 D_2 의 비율(D_1/D_2); 및

대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_3 과, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_4 의 비율(D_3/D_4);

을 각각 이용하여 최고 혈압을 연산하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 연산부는,

하기의 식을 이용하여 최고 혈압을 연산하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치.

(식)

$$BP_S = (\alpha \times (R_{PT} - Q_{PT}) / (R_{PT} - Q_{PT})) + (\beta \times (T_{BT} - S_{BT}) / (T_{BT} - S_{BT}))$$

(단, BP_S 는 최고 혈압, α 는 정상적인 최소 혈압 값, R_{PT} , Q_{PT} , T_{PT} 및 S_{PT} 는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형, Q 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값, R_{BT} , Q_{BT} , T_{BT} 및 S_{BT} 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형, Q 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값)

청구항 8

시간 축의 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 축의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 혈압 측정 장치에서 수행하는 혈압 측정 방법으로서,

- (a) 측정 대상자의 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 획득하는 단계; 및
- (b) 기 저장된 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값과 획득된 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교함으로써 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최저 혈압을 연산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형, R 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최고 혈압을 연산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치 및 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 시간 축의 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 축의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 최고 혈압 및 최저 혈압을 측정하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근, 건강에 대한 관심이 증가됨에 따라 다양한 건강 관리 장치가 출시되고 있다. 이러한 건강 관리 장치로는 최고 혈압 및 최저 혈압을 측정하여 사용자에게 알려주는 장치인 혈압 측정 장치가 대표적이다. 종래에 혈압 측정 장치에서 사용되는 혈압 측정 방식으로는 오실로메트릭(oscillometric) 방식, 맥파전달시간(pulse transit time; PTT) 이용 방식 등이 있다.

[0003] 오실로메트릭 방식은 혈압 측정 방식으로서, 상완(upper arm)에 커프(cuff)를 감고 커프 압력을 증가시킨 후 점차 커프 압력을 감소시키면서 커프 내 압력을 지속적으로 측정하는 방식이다. 즉, 커프 내 압력을 지속적으로 측정하면 혈관 내 혈액의 주기적인 압력 변화가 커프로 전달되며, 이에 따라, 혈액의 압력 변화가 커프 압력 변화로 나타난다. 특히, 오실로메트릭 방식은 혈압 변화에 의한 커프 압력 변화가 가장 큰 시점의 커프 압력이 사용자의 평균 혈압과 같다고 추정함으로써 최고 혈압 및 최저 혈압을 측정한다.

[0004] 맥파전달시간 이용 방식은 맥파전달시간을 통해 혈압을 추정하는 방식으로서, 맥파전달시간은 심전도(electrocardiogram; ECG) 및 광용적맥파(photo-plethysmograph; PPG)를 이용하여 연산된다. 이때, 광용적맥파는 인체에 조사된 후에 반사 또는 투과되는 특정 파장대역의 광을 검출하여 획득하는 생체신호로서, 심장 박동에 따라 발생하는 맥동성분을 나타낸다. 또한, 맥파전달시간은 심전도에서 광용적맥파의 펄스 파가 검출되는 시간 간격을 나타낸다.

[0005] 하지만, 종래의 혈압 측정 방식은 다음과 같은 점에서 문제점이 있었다.

[0006] 즉, 오실로메트릭 방식은 커프에 강한 압력을 가하는 방식이다. 이에 따라, 오실로메트릭 방식은 고혈압 환자, 노약자 등과 같은 측정자가 반복해서 혈압을 측정할 경우에 측정자의 혈관, 조직 등이 손상될 가능성이 있으며, 필요 구성의 부피가 커 휴대용 장치에 적용할 수 없는 문제점이 있었다.

[0007] 또한, 맥파전달시간 이용 방식은 처리 및 저장해야 할 데이터가 많아 역시 휴대용 장치에 적용하기 어려우며, 맥파전달시간의 변동이 혈압 변화 외의 다른 요인에 의해서도 발생하므로, 측정자의 상태, 측정 주변 환경 등에 따라 측정 오차가 큰 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 상기한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명은 간편하게 시간 축의 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 축의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 저용량으로 간편하면서도 정확하게 최고 혈압 및 최저 혈압을 측정할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0009] 다만, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급한 과제에 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치는 시간 축의 X 좌표와 심장 전

압 신호 세기 측의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 혈압 측정하는 장치로서, (1) 측정 대상자의 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 획득하는 획득부, (2) 기 저장된 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값과 획득된 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교함으로써 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산하는 연산부를 포함한다.

[0011] 상기 연산부는 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최저 혈압을 연산할 수 있다.

[0012] 상기 연산부는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_1 과, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_2 의 비율(D_1/D_2)을 이용하여 최소 혈압을 연산할 수 있다.

[0013] 상기 연산부는 하기의 (식 1)을 이용하여 최소 혈압을 연산할 수 있다.

[0014] (식 1)

[0015]
$$BP_D = \alpha \times (R_{PT} - Q_{PT}) / (R_{BT} - Q_{BT})$$

[0016] (단, BP_D 는 최소 혈압, α 는 정상적인 최소 혈압 값, R_{PT} 및 Q_{PT} 는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형 및 Q 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값, R_{BT} 및 Q_{BT} 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형 및 Q 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값)

[0017] 상기 연산부는 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형, R 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최고 혈압을 연산할 수 있다.

[0018] 상기 연산부는, 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_1 과, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값의 차이인 D_2 의 비율(D_1/D_2); 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_3 과, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값 사이의 차이인 D_4 의 비율(D_3/D_4);을 각각 이용하여 최고 혈압을 연산할 수 있다.

[0019] 상기 연산부는 하기의 (식 2)를 이용하여 최고 혈압을 연산할 수 있다.

[0020] (식 2)

[0021]
$$BP_S = (\alpha \times (R_{PT} - Q_{PT}) / (R_{PT} - Q_{PT})) + (\beta \times (T_{BT} - S_{BT}) / (T_{BT} - S_{BT}))$$

[0022] (단, BP_S 는 최고 혈압, α 는 정상적인 최소 혈압 값, R_{PT} , Q_{PT} , T_{PT} 및 S_{PT} 는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형, Q 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값, R_{BT} , Q_{BT} , T_{BT} 및 S_{BT} 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형, Q 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값)

[0023] 본 발명에 일 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 시간 측의 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 측의 Y 좌표로 이루어진 디지털 ECG 전압 좌표의 값을 이용하여 혈압 측정 장치에서 수행하는 및 혈압 측정 방법으로서, (a) 측정 대상자의 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 획득하는 단계, (b) 기 저장된 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값과 획득된 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교함으로써 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산하는 단계를 포함한다.

[0024] 상기 (b) 단계는 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최저 혈압을 연산하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0025] 상기 (b) 단계는 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형, R 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 좌표 값을 이용하여 최고 혈압을 연산하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0026] 상기와 같이 구성되는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치 및 방법은 측정자의 상태, 측정 주변 상태

등에 영향이 적은 측정 값인 디지털 ECG 전압 좌표 값의 값을 이용하되 특정의 좌표 값만을 이용하여 최고 혈압 및 최저 혈압을 측정하므로, 저용량으로 간편하면서도 정확하게 혈압을 측정할 수 있으며, 이에 따라, 휴대용 장치에도 적용할 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치(1)의 구성을 나타낸다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법의 순서도를 나타낸다.
- 도 3은 시간에 따라 변화하는 ECG(electrocardiogram) 파형을 나타낸다.
- 도 4는 심장 전압 신호에 영향을 받는 심장 내 구조를 나타낸다.
- 도 5는 시간에 따라 변화하는 대동맥 압력(aortic pressure; AP), 심실 압력(ventricular pressure; VP) 및 ECG 파형을 각각 나타낸다.
- 도 6은 컴퓨터가 디지털 신호를 이용하는 원리와, 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치(1)가 혈압을 측정하는 원리를 각각 나타낸다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치(1)가 타 단말(2)과 통신하는 모습을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0028] 본 발명의 상기 목적과 수단 및 그에 따른 효과는 첨부된 도면과 관련한 다음의 상세한 설명을 통하여 보다 분명해 질 것이며, 그에 따라 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명의 기술적 사상을 용이하게 실시할 수 있을 것이다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어서 본 발명과 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략하기로 한다.
- [0029] 또한, 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며, 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 경우에 따라 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 “포함하다”, “구비하다”, “마련하다” 또는 “가지다” 등의 용어는 언급된 구성요소 외의 하나 이상의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0030] 본 명세서에서, “또는”, “적어도 하나” 등의 표현은 함께 나열된 단어들 중 하나를 나타내거나, 또는 둘 이상의 조합을 나타낼 수 있다. 예를 들어, “또는 B” “및 B 중 적어도 하나” 는 A 또는 B 중 하나만을 포함할 수 있고, A와 B를 모두 포함할 수도 있다.
- [0031] 본 명세서에서, “예를 들어” 와 같은 표현에 따르는 설명은 인용된 특성, 변수, 또는 값과 같이 제시한 정보들이 정확하게 일치하지 않을 수 있고, 허용 오차, 측정 오차, 측정 정확도의 한계와 통상적으로 알려진 기타 요인을 비롯한 변형과 같은 효과로 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 발명의 실시 형태를 한정하지 않아야 할 것이다.
- [0032] 본 명세서에서, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 ‘연결되어’ 있다거나 ‘접속되어’ 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성 요소에 ‘직접 연결되어’ 있다거나 ‘직접 접속되어’ 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해될 수 있어야 할 것이다.
- [0033] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어는 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또한, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0035] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 일 실시예를 상세히 설명하도록 한다.
- [0036] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치(1)의 구성을 나타낸다. 도 2는 시간에 따라 변화하는 ECG(electrocardiogram) 파형을 나타낸다.

- [0037] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(1)는 디지털 ECG 전압 좌표(electrocardiogram voltage coordinate)의 값을 이용하여 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 측정하는 전자 장치로서, 도 1에 도시된 바와 같이, 획득부(10) 및 연산부(20)를 포함하며, 저장부(30)를 더 포함할 수 있다.
- [0038] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법의 순서도를 나타낸다.
- [0039] 구체적으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(1)는, 도 2에 도시된 바와 같이, S10 및 S20를 수행함으로써, 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 측정할 수 있다.
- [0040] 먼저, S10은 획득부(10)에 의해 수행되는 단계로서, 디지털 ECG 전압 좌표 값 획득 단계이다. 즉, S10에서, 획득부(10)는 측정 대상자의 디지털 ECG 전압 좌표 값(이하, 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값"이라 지칭함)을 획득할 수 있다.
- [0041] 이때, 획득부(10)는 ECG 측정 센서를 이용해 디지털 ECG 전압 좌표 값을 획득하거나, 외부의 장치와 통신을 통해 직접 디지털 ECG 전압 좌표 값을 수신할 수 있다. ECG 측정 센서는 ECG를 측정하기 위한 센서로서, 하나 이상의 생체 전극으로 구성될 수 있으며, 이러한 생체 전극은 사용자의 피부 자극 없이 장시간 사용 가능한 스냅 전극으로 구성될 수 있다.
- [0042] 도 3은 시간에 따라 변화하는 ECG(electrocardiogram) 파형을 나타내며, 도 4는 심장 전압 신호에 영향을 받는 심장 내 구조를 나타낸다.
- [0043] 한편, ECG 측정 센서에서 출력되는 ECG 신호는, 도 3에 도시된 바와 같이, 연속적인 시간 축(X축) 상에 연속적으로 변화하는 심장 전압 신호 세기 축(Y축)을 가진다. 이때, ECG 측정 센서와 유선/무선으로 연결된 획득부(10)는 ECG 측정 센서의 해당 신호를 디지털 ECG 전압 좌표 값으로 변환할 수 있으며, 변환된 디지털 ECG 전압 좌표 값은 저장부(30)에 저장될 수 있다.
- [0044] 구체적으로, ECG(electrocardiogram)는 심박동과 관련된 전위를 기록한 것이다. 즉, 심장 안에는 동방결절(sinoauricular node)이라고 명명되는 부분이 있는데, 동방결절은 주기적으로 전기를 생성하여 심장 수축을 유도함으로써 심박동을 조절하는 심장의 특정 부분이다. 이때, 동방결절로부터 만들어진 전기적 신호, 즉 심장 전압 신호는 심장 내의 전기 전도 시스템을 따라 심장 전체에 전달된다. 이렇게 심장의 각 부위에 전달된 전기 신호에 의해 심장 근육을 이루는 세포가 수축하게 되고 이로 인해 심장이 뛰게 된다. 이와 같이 심장으로부터 전달된 전기적 신호를 피부에 부착한 ECG 측정 센서의 전극을 통해 획득하여 기록한 것을 ECG라 지칭한다.
- [0045] 한편, 아날로그 ECG의 경우 그 저장 관리해야 할 데이터 용량이 크다. 따라서, 본 발명은 디지털 ECG 전압 좌표 값만을 이용하되, 그 중에서도 특정의 디지털 ECG 전압 좌표 값(이하, "특정 디지털 ECG 전압 좌표 값"이라 지칭함)만을 이용함으로써 저용량으로 간편하게 혈압을 측정할 수 있다.
- [0046] 이때, 디지털 ECG 전압 좌표는 아날로그 ECG와 달리 이산적인 ECG 전압 좌표 값을 갖는 디지털 ECG를 나타내는 좌표이다. 즉, 디지털 ECG 전압 좌표는 시간 축인 X 좌표와 심장 전압 신호 세기 축인 Y 좌표로 이루어진다. 이에 따라, 디지털 ECG 전압 좌표 값(x, y)은 x의 시간 값(s)과, y의 심장 전압 신호 세기 값(mV)을 각각 포함한다.
- [0047] 도 3을 참조하면, 통상적으로 ECG 파형은 다수의 파형, 즉 P 파형(W_p), Q 파형(W_Q), R 파형(W_R), S 파형(W_S) 및 T 파형(W_T)을 포함한다. 즉, 이들 파형이 디지털 신호로 데이터화된 것이 특정 디지털 ECG 전압 좌표 값일 수 있다.
- [0048] 도 4를 참조하면, 심장은 2심방과 2심실을 포함하는데, 음식물에서 얻은 에너지로 일정 주기마다 미세 전기를 발생시키며, P 파형, Q 파형, R 파형, S 파형 및 T 파형의 순서대로 박동된다. 이때, 심장은 소정 심박에서 다음 심박까지 일정 주기를 갖게 되는데, 이러한 심장 주기는 심방 수축기, 심실 수축기, 및 심방/심실 이완기로 구분된다. 즉, 심방 수축기에서 좌심방 및 우심방이 수축하고 좌심실 및 우심실이 이완된다. 이후, 심실 수축기에서 좌심방 및 우심방이 이완되고 좌심실 및 우심실이 수축된다. 이후, 심방/심실 이완기에서 좌우 심방 및 좌우 심실이 모두 이완된다.
- [0049] 이러한 심장 수축/이완에 따른 활동 전류 및 활동 전위차에 대한 파상 곡선의 파형(wave frequency)이 ECG로 기록된다. 이러한 ECG는 상향 펄스와 하향 펄스가 교대로 반복하는데, 이러한 펄스들을 순서대로 P 파형, Q 파형, R 파형, S 파형, 및 T 파형이라고 각각 지칭하는 것이다.
- [0050] 즉, P 파형은 좌우 심방의 수축 과정을 기록한 파형이고, QRS 파형은 좌우 심실의 수축 과정을 기록한

파형이다. 또한, T 파형은 좌우 심실이 이완되는 과정을 기록한 파형이다. 즉, P 파형은 심방의 탈분극 시기에 발생하고, QRS 파형은 심실 탈분극 시기에 발생하며, T 파형은 심실 재분극 시기에 발생한다. 이러한 심장의 심방 및 심실 탈분극과 심실 재분극은 사용자의 피부 표면에서 측정될 수 있다.

- [0051] 구체적으로, P 파형은 심장 전압 신호 세기가 제1 피크점까지 상승 후 하강하는 파형을 가지며, Q 파형은 제2 피크점까지 하강 후 상승하는 파형을 가진다. 또한, R 파형은 제3 피크점까지 상승 후 하강하는 파형을 가지며, S 파형은 제4 피크점까지 하강 후 상승하는 파형을 가진다. 또한, T 파형은 제5 피크점까지 상승 후 하강하는 파형을 가진다.
- [0052] 획득부(10)는 측정 대상자에게서 획득된 디지털 ECG 중 상향 펄스에서 하향 펄스(혹은 하향 펄스에서 상향 펄스)로 변경되는 변곡점에서 P 파형, Q 파형, R 파형, S 파형 및 T 파형을 각각 검출하고 그 변곡점인 각 피크점(이하, “특징점”이라 지칭함)을 추출하여 (x, y) 좌표 값으로 표시한다. 이러한 P 파형, Q 파형, R 파형, S 파형, 및 T 파형의 특징점, 즉 제1 피크점 내지 제5 피크점을 각각 “P, Q, R, S 및 T”라 지칭한다.
- [0053] 즉, 획득부(10)는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 특징점인 P, Q, R, S 및 T(이하, “P_p, Q_p, R_p, S_p 및 T_p”라 각각 지칭함)을 추출한다. 이때, 추출된 이들 특징점의 좌표 값 중 Q_p, R_p, S_p 및 T_p가 측정 대상자의 ECG에 대한 특정 디지털 ECG 전압 좌표 값으로 활용될 수 있다.
- [0054] S20은 연산부(20)에서 수행되는 단계로서, 혈압 연산 단계이다. 즉, S20에서, 연산부(20)는 기 저장된 디지털 ECG 전압 좌표 값(이하, “기준 디지털 ECG 전압 좌표 값”)과 획득된 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교함으로써, 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산할 수 있다. 이때, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값은 정상적인 혈압을 가진 사람(이하, “비교 대상자”라 지칭함)의 ECG 전압 좌표 값으로서, 저장부(30)에 기 저장 관리된다.
- [0055] 즉, 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 특징점인 P, Q, R, S 및 T(이하, “P_B, Q_B, R_B, S_B 및 T_B”라 각각 지칭함)의 좌표 값이 저장부(30)에 기 저장될 수 있다. 이때, 기 저장된 이들 특징점의 좌표 값 중 Q_B, R_B, S_B 및 T_B가 비교 대상자의 ECG에 대한 특정 디지털 ECG 전압 좌표 값으로 활용될 수 있다.
- [0056] 한편, 측정 대상자의 ECG에 대한 특징점인 P_p, Q_p, R_p, S_p 및 T_p와, 비교 대상자의 ECG에 대한 특정 디지털 ECG에 대한 특징점인 P_B, Q_B, R_B, S_B 및 T_B는 각각 X축의 값인 시간 값과 Y축의 값인 심장 전압 신호 세기 값을 가진다. 즉, P_p, Q_p, R_p, S_p, T_p, P_B, Q_B, R_B, S_B 및 T_B의 좌표 값은 각각 (P_{PT}, P_{PE}), (Q_{PT}, Q_{PE}), (R_{PT}, R_{PE}), (S_{PT}, S_{PE}), (T_{PT}, T_{PE}), (P_{BT}, P_{BE}), (Q_{BT}, Q_{BE}), (R_{BT}, R_{BE}), (S_{BT}, S_{BE}) 및 (T_{BT}, T_{BE})로 표현될 수 있다.
- [0057] 이때, 연산부(20)는 특정 디지털 ECG 전압 좌표 값의 심장 전압 신호 세기 값, 즉 Q_{PE}, R_{PE}, S_{PE}, T_{PET}, Q_{BET}, R_{BET}, S_{BE} 및 T_B를 이용하여 최고 혈압과 최저 혈압을 각각 연산할 수 있다.
- [0058] 도 5는 시간에 따라 변화하는 대동맥 압력(aortic pressure; AP) 파형, 심실 압력(ventricular pressure; VP) 파형 및 ECG 파형을 각각 나타내며, 도 6은 컴퓨터가 디지털 신호를 이용하는 원리와, 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치(1)가 혈압을 측정하는 원리를 각각 나타낸다. 이때, 대동맥 압력이 바로 본 발명 및 혈압 측정 장치의 측정 대상에 해당한다.
- [0059] 연산부(20)가 최고 혈압과 최저 혈압을 연산하는 원리 및 동작은 다음과 같다.
- [0060] 도 6을 참조하면, 일반적으로 컴퓨터는 디지털 신호 중에 0->1로 변화되는 상승 신호를 사용하여 각종 연산을 수행한다. 이러한 원리와 동일하게, 연산부(20)는 P, Q, R, S, T 중에 상승 신호에 해당하는 특징점을 이용하여 최고 혈압 및 최저 혈압을 연산한다. 즉, 심장 내에서는 심장 전압 신호의 전기 에너지가 혈압의 압력 에너지로 변환되는데, 이러한 에너지 변환에 실제로 영향을 주는 요인은 상승 심장 전압 신호이므로, 연산부(20)는 상승 심장 전압 신호에 해당하는 특징점을 이용하여 최고 혈압과 최저 혈압을 측정한다.
- [0061] 먼저, 최저 혈압을 연산하는 동작에 대해서 보다 상세하게 설명하도록 한다.
- [0062] 연산부(20)는 최저 혈압을 연산하기 위해, 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q 파형 및 R 파형의 각 특징점, 즉 Q 및 R에 대한 좌표 값을 이용할 수 있다. 정상인의 경우, 대동맥 압력(AP) 파형, 심실 압력(VP) 파형 및 ECG 파형은 도 5와 같은 파형이 계속해서 주기적으로 나타난다. 즉, ECG 파형은 대동맥 압력(AP) 파형 및 심실 압력(VP) 파형과 연관된다는 것을 알 수 있다.

- [0063] 이에 본 발명자는 P, Q, R, S, T 중에 Q 및 R을 최저 혈압에 관련된 특징점으로 도출하였다. 이는 정상인의 경우, 통상적으로 최저 혈압 값이 80 mmHg에 해당하며, 이러한 최저 혈압 값은 상승 중인 심실 압력(VP)이 80 mmHg에 이를 때(이하, “제1 상황”이라 지칭함)와 동일한 값을 갖는다.
- [0064] 이때, 제1 상황에 이르는 시간과 매칭되는 파형은 Q 파형, R 파형 및 S 파형이다. 다만, 제1 상황에서 심실 압력(VP)이 상승 중이며, 이러한 심실 압력(VP)에 실제 영향을 미치는 요인인 상승 심장 전압 신호는 Q 파형 및 R 파형의 특징점인 Q 및 R이다. 이에 따라, 본 발명자는 Q 및 R을 제1 상황에 대응되는 특징점으로 선택하였다.
- [0065] 연산부(20)는 D_1 과 D_2 의 비율인 제1 비율($A_1 = D_1/D_2$)을 이용하여 최저 혈압을 연산할 수 있다. 이때, D_1 은 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q_{PT} 및 R_{PT} 사이의 차이($D_1 = Q_{PT} - R_{PT}$)이다. 또한, D_2 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 Q_{BT} 및 R_{BT} 사이의 차이($D_2 = Q_{BT} - R_{BT}$)이다.
- [0066] 즉, 연산부(20)는 제1 상황에 대응하는 특징점인 Q 및 R를 이용하되 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값에 대한 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값을 비교하기 위해, D_1 과 D_2 의 비율을 이용하며, 그 결과 최저 혈압을 연산할 수 있다.
- [0067] 구체적으로, 연산부(20)는 D_1 과 D_2 의 비율을 통한 최저 혈압을 연산하기 위해 하기의 (식 1)을 이용할 수 있다.
- [0068] (식 1)
- [0069] $BP_D = \alpha \times (R_{PT} - Q_{PT}) / (R_{BT} - Q_{BT})$
- [0070] (식 1)에서, BP_D 는 최저 혈압, α 는 정상적인 최소 혈압 값, R_{PT} 및 Q_{PT} 는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형 및 Q 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값, R_{BT} 및 Q_{BT} 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형 및 Q 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값을 각각 나타낸다.
- [0071] 예를 들어, α 는 80 mmHg 이하의 값을 가질 수 있다.
- [0072] 정리하면, (식 1)은 다음과 같은 원리 및 동작이 반영된 식이라 할 수 있다. 즉, 동맥밸브(Aortic Valve; AV)가 개방될 때까지 동방결절에서는 Q 내지 R의 상승 심장 전압 신호를 발생시키는데, 이러한 Q 내지 R의 상승 심장 전압 신호의 전기 에너지는 혈압의 압력 에너지로 변환되며, 이때 변환된 심실 압력(VP)은 최저 혈압(정상인의 경우에 80 mmHg)까지 상승한다.
- [0073] 다음으로, 최고 혈압을 연산하는 동작에 대해서 보다 상세하게 설명하도록 한다.
- [0074] 본 발명자는 P, Q, R, S, T 중에 Q, R, S 및 T를 최고 혈압에 관련된 특징점으로 도출하였다. 이는 정상인의 경우, 통상적으로 최고 혈압 값이 120 mmHg에 해당하며, 이러한 수축기의 최저 혈압 값은 상승 중인 심실 압력(VP)이 80 mmHg에 이를 때, 즉 제1 상황에서 40 mmHg 만큼 더 상승하는 때(이하, 40 mmHg 만큼 더 상승하는 때를 “제2 상황”이라 지칭함)와 동일한 값을 갖는다. 이때, 제2 상황에서 심실 압력(VP)이 상승 중이며, 이러한 심실 압력(VP)에 실제 영향을 미치는 요인인 상승 심장 전압 신호는 S 파형 및 T 파형의 특징점인 S 및 T이다. 이에 따라, 본 발명자는 S 및 T를 제2 상황에 대응되는 특징점으로 선택하였다.
- [0075] 정리하면, 최고 혈압은 제1 상황에 대응하는 특징점인 Q 및 R을 이용하여 연산된 제1 혈압과, 제2 상황에 대응하는 특징점인 S 및 T를 이용하여 연산된 제2 혈압의 합으로 표현될 수 있다. 이에 따라, 연산부(20)는 D_1 과 D_2 의 비율인 제1 비율($A_1 = D_1/D_2$)과, D_3 과 D_4 의 비율인 제2 비율($A_2 = D_3/D_4$)을 각각 이용함으로써 더 구체적으로는 제1 비율과 제2 비율의 합계를 이용함으로써 최고 혈압을 연산할 수 있다.
- [0076] 이때, D_3 은 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 S_{PT} 및 T_{PT} 사이의 차이($D_3 = S_{PT} - T_{PT}$)이다. 또한, D_4 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 S_{BT} 및 T_{BT} 사이의 차이($D_4 = S_{BT} - T_{BT}$)이다.
- [0077] 즉, 제1 비율(A_1)은 제1 상황에 대응하는 혈압을 나타내며, 제2 비율(A_2)은 제2 상황에 대응하는 혈압을 나타내며, 연산부(20)는 이들을 합계함으로써 최고 혈압을 연산할 수 있다.
- [0078] 구체적으로, 연산부(20)는 제1 비율(A_1)과 제2 비율(A_2)의 합계를 통한 최고 혈압을 연산하기 위해 하기의 (식 2)를 이용할 수 있다.
- [0079] (식 2)

[0080] $BP_s = (\alpha \times (R_{PT} - Q_{PT}) / (R_{PT} - Q_{PT})) + (\beta \times (T_{BT} - S_{BT}) / (T_{BT} - S_{BT}))$

[0081] (식 2)에서, BP_s 는 최고 혈압, α 는 정상적인 최소 혈압 값, R_{PT} , Q_{PT} , T_{PT} 및 S_{PT} 는 대상 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형, Q 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값, R_{BT} , Q_{BT} , T_{BT} 및 S_{BT} 는 기준 디지털 ECG 전압 좌표 값 중에서 R 파형, Q 파형, T 파형 및 S 파형의 각 특징점에 대한 심장 전압 신호 세기 값을 각각 나타낸다.

[0082] 예를 들어, α 는 80이하의 값을 가질 수 있으며, β 는 40 mmHg 이하의 값을 가질 수 있다.

[0083] 정리하면, (식 2)는 다음과 같은 원리 및 동작이 반영된 식이라 할 수 있다. 즉, 심실 압력(VP)이 최저 혈압(정산인의 경우에 80 mmHg)까지 상승한 후, 동방결절에서는 S 내지 T의 상승 심장 전압 신호를 발생시키는데, 이때 동맥밸브(Aortic Valve; AV)가 개방된다. 이러한 S 내지 T의 상승 심장 전압 신호의 전기 에너지는 혈압의 압력 에너지로 변환되며, 이때 변환된 심실 압력(VP)은 최고 혈압(정산인의 경우에 120 mmHg)까지 상승(즉, 정상인의 경우에 최저 혈압에서 추가적으로 40 mmHg만큼 더 상승)한다.

[0084] 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법의 정확도를 측정하였다. 즉, 종래의 혈압 측정기(OMRON HEM-7120)를 이용하여 A 내지 J 각 혈압 대상자의 최고 혈압 및 최저 혈압을 측정하였다. 또한, 동일 각 대상자에게 ECG 센서(삼성 S-patch)를 부착하여 ECG 전압 좌표 값을 획득하고, 획득한 ECG 전압 좌표 값을 이용하여 P, Q, R, S 및 T의 값을 각각 도출한 후, 도출된 P, Q, R, S 및 T의 값과, (식 1) 및 (식 2)를 이용하여 각 대상자의 최고 혈압 및 최저 혈압을 각각 연산하였다. 하기 [표 1]은 그 결과 값을 각각 나타낸다.

표 1

	P	Q	R	S	T	종래 혈압기로 측정 한 결과		(식 1) 및 (식 2) 이용 한 연산 결과	
						최저 혈압	최고 혈압	최저 혈압	최고 혈압
표준 정상인	2354	2162	2962	2318	2358	80	120	80	120
A(낮은사람)	2353	2164	2877	2324	2368	72	115	71.3	115.3
B(낮은사람)	2392	2205	2953	2365	2407	74	117	74.8	116.8
C(높은사람)	2094	1969	2936	2046	2093	101	145	96.7	143.7
D(높은사람)	2116	1987	2964	2131	2179	100	145	97.7	145.7
E(낮은사람)	2353	2093	2829	2335	2377	75	116	73.6	115.6
F(높은사람)	2102	2036	2986	2063	2106	103	140	95	138
G(높은사람)	2087	1986	2909	2038	2097	98	146	92.3	151.3
H(낮은사람)	2233	2180	2958	2319	2356	76	115	77.8	114.8
I(높은사람)	2002	1926	2976	2063	2106	110	145	105	148
J(낮은사람)	2350	2187	2952	2340	2376	77	114	76.5	112.5

[0088] [표 1]에서 나타난 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 방법에 따라 (식 1) 및 (식 2)를 이용해 연산한 혈압의 결과는 종래의 혈압기를 이용해 측정한 혈압 결과와 상당히 유사하다.

[0089] 한편, 저장부(30)는 디지털 ECG 전압 좌표 값 등과 같이 혈압 연산에 필요한 다양한 정보를 저장한다.

[0090] 예를 들어, 저장부(30)는 그 유형에 따라 하드디스크 타입(hard disk type), 마그네틱 매체 타입(Sagnetic media type), CD-ROM(compact disc read only memory), 광기록 매체 타입(Optical Media type), 자기-광 매체 타입(Sagnetooptical media type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(Sultimedia card micro type), 플래시 메모리 타입(flash memory type), 롬 타입(read only memory type), 램 타입(random access memory type) 등일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 저장부(30)는 그 용도/위치에 따라 캐시(cache), 버퍼, 주기억장치, 또는 보조기억장치이거나 별도로 마련된 저장 시스템일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

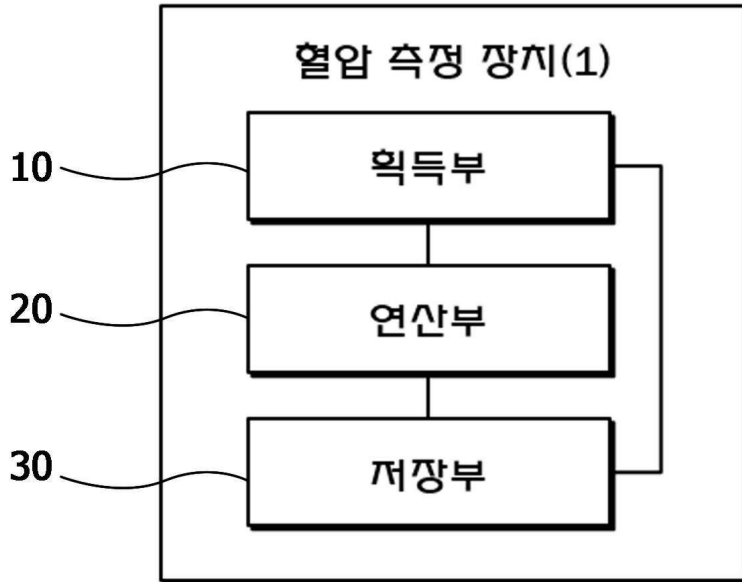
- [0091] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(1)는 의료기기 기치, 건강 관리 장치일 뿐 아니라, 휴대용 전자 장치, 웨어러블 장치 등일 수도 있다.
- [0092] 휴대용 전자 장치는 사용자가 휴대 가능한 각종 전자 장치로서, 스마트폰(smartphone), 스마트패드(smartpad), 이동 전화기(mobile phone), 태블릿 PC(tablet personal computer), 화상 전화기, 전자북 리더기(e-book reader), 데스크탑 PC(desktop personal computer), 랩탑 PC(laptop personal computer), 넷북 컴퓨터(netbook computer), 워크스테이션(workstation), 서버, PDA(personal digital assistant), PMP(portable multimedia player), MP3 플레이어, 모바일 의료기기, 또는 카메라(camera) 등일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0093] 웨어러블 장치(wearable device)는 사용자의 신체 일부에 접촉, 부착, 착용, 삽입할 수 있는 장치로서, 전자 장갑, 전자 안경, head-mounted-device(HMD), 전자 의복, 전자 팔찌, 전자 목걸이, 전자 액세서리(accessory), 스마트 워치(smartwatch), 또는 스마트 글라스(smart glass) 등일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0094] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(1)는 연산부(20)에서 연산된 결과인 최고 혈압 및 최저 혈압을 표시하기 위한 표시부(미도)를 더 포함할 수도 있다.
- [0095] 예를 들어, 표시부는 비발광형 패널 또는 발광형 패널로 구성될 수 있다. 즉, 발광형 패널은 발광 다이오드 디스플레이 패널(light emitting diode display panel), 유기전계발광 디스플레이 패널(organic electroluminescence display panel, 또는 OLED[organic light emitting diode] panel), 백라이트형 액정 디스플레이 패널(backlight liquid crystal display panel), 또는 양자점 디스플레이 패널(quantum dot display panel) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 비발광형 패널은 액정 디스플레이 패널(liquid crystal display panel), 전기영동 디스플레이 패널(electrophoretic display panel), 콜레스테릭 액정 디스플레이 패널(cholesteric liquid crystal display panel), 마이크로전기기계 시스템 디스플레이 패널(micro-electromechanical system display panel), 일렉트로웨팅 디스플레이 패널(electrowetting display panel), 또는 전자유체 디스플레이 패널 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0096] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 디지털 ECG 전압 좌표 값을 이용한 혈압 측정 장치(1)가 타 단말(2)과 통신하는 모습을 나타낸다.
- [0097] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(1)는 연산부(20)에서 연산된 결과인 최고 혈압 및 최저 혈압을 타 단말(2)에 전송할 수 있으며, 이를 위해 통신부(미도시)를 더 포함할 수 있다. 이때, 통신부는 다양한 통신 방식의 모듈을 포함할 수 있다.
- [0098] 예를 들어, 통신부는 와이파이(WiFi) 통신 모듈, 블루투스 통신 모듈, NFC(Near Field Communication) 통신 모듈, BAN(Body Area Network) 통신 모듈, 지그비(ZigBee) 통신 모듈, 사물 인터넷 통신 모듈(LoRaWAN, SigFox, W-MBUS, Wi-SUN 등), 기타 근거리 통신 모듈, 또는 이동 통신 모듈(LET-M 등) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0099] 타 단말(2)은 의료기기 기치, 건강 관리 장치, 휴대용 전자 장치, 웨어러블 장치일 뿐 아니라, 가전 제품일 수도 있다.
- [0100] 가전 제품은 가정용 또는 사무용에 비치되어 사용되는 각종 전자 장치로서, 텔레비전, DVD(digital video disk) 플레이어, 오디오, 냉장고, 에어컨, 청소기, 오븐, 전자레인지, 세탁기, 공기 청정기, 셋톱 박스(set-top box), 홈 오토메이션 컨트롤 패널(home automation control panel), 보안 컨트롤 패널(security control panel), TV 박스(예: 삼성 HomeSync™, 애플TV™ 또는 구글 TV™), 게임 콘솔(예: Xbox™ PlayStation™ 전자 사전, 전자 키, 캠코더(camcorder), 또는 전자 액자일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0101] 또한, 타 단말(2)은 상술한 다양한 장치들의 조합일 수 있으며, 플렉서블(flexible) 장치일 수 있으나, 상술한 장치들로 한정되는 것은 아니다.
- [0103] 본 발명의 상세한 설명에서는 구체적인 실시 예에 관하여 설명하였으나 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서 여러 가지 변형이 가능함은 물론이다. 그러므로 본 발명의 범위는 설명된 실시 예에 국한되지 않으며, 후술되는 특허청구의 범위 및 이 특허청구의 범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

부호의 설명

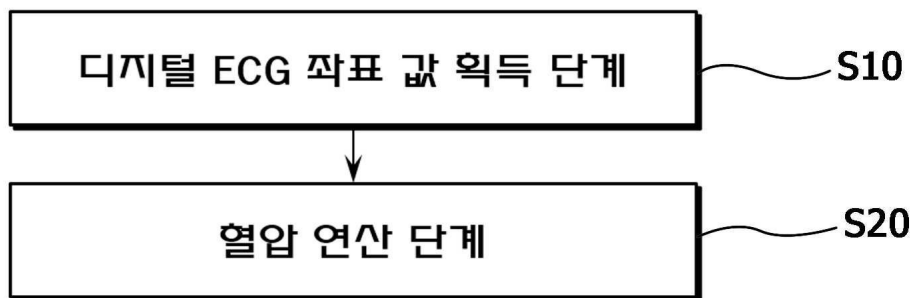
[0104] 1: 혈압 측정 장치 2: 타 단말
10: 획득부 20: 연산부
30: 저장부

도면

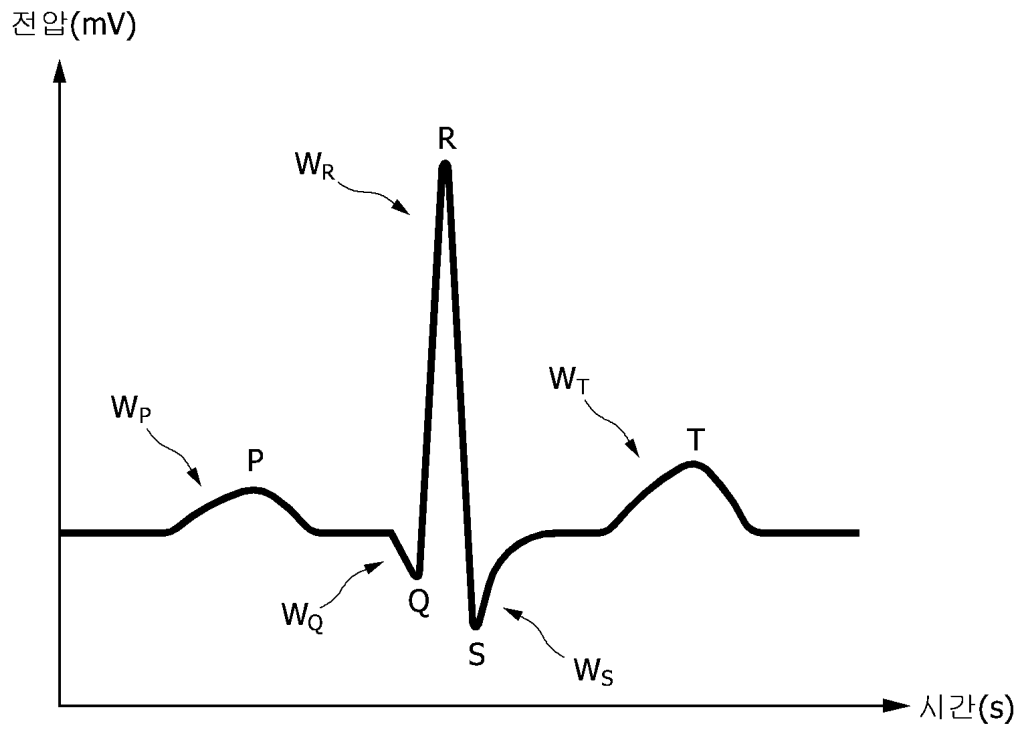
도면1



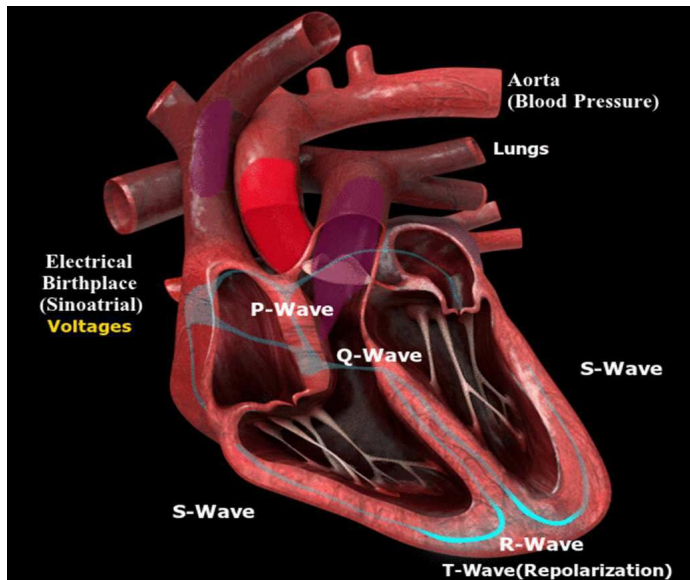
도면2



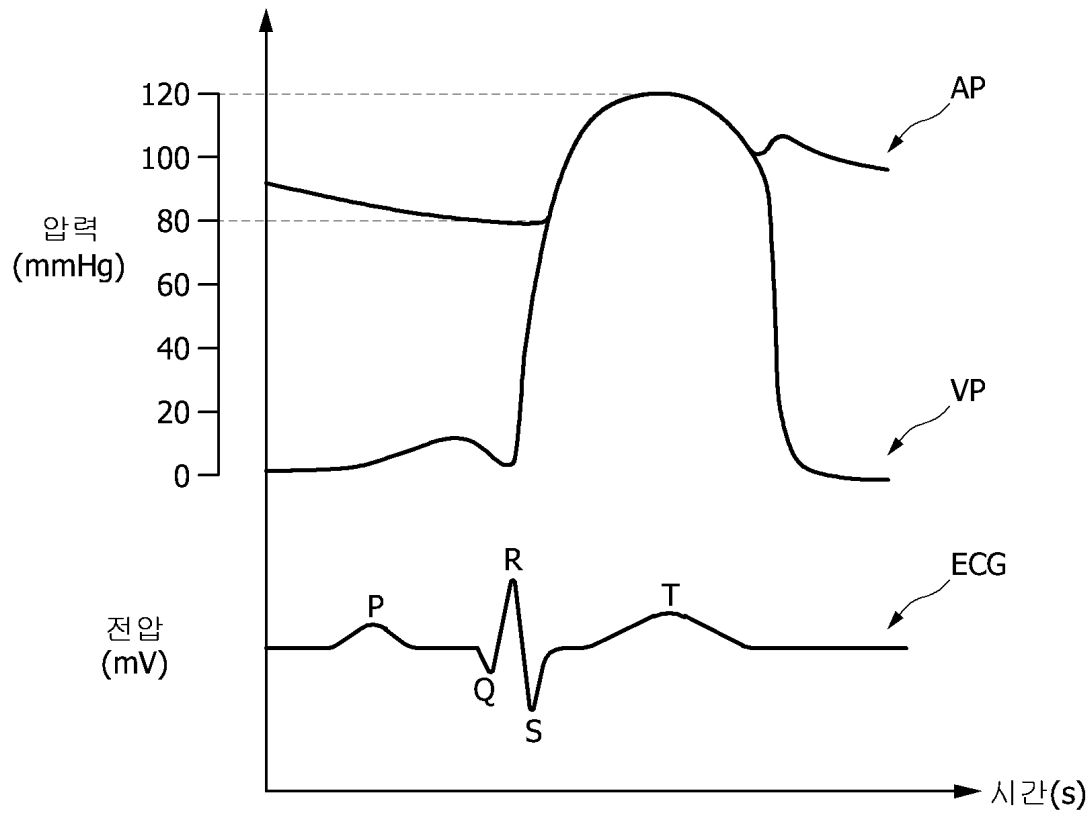
도면3



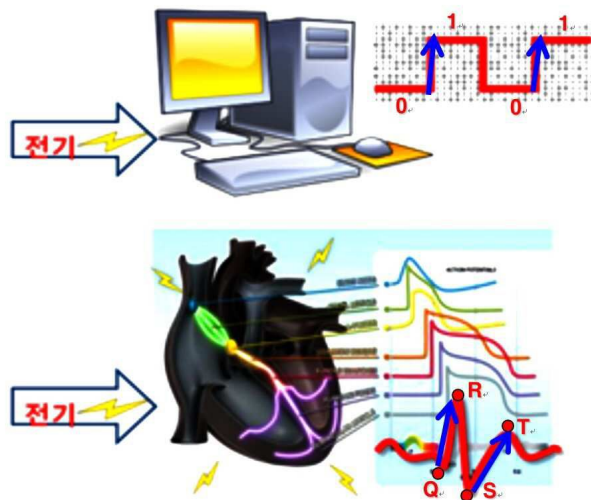
도면4



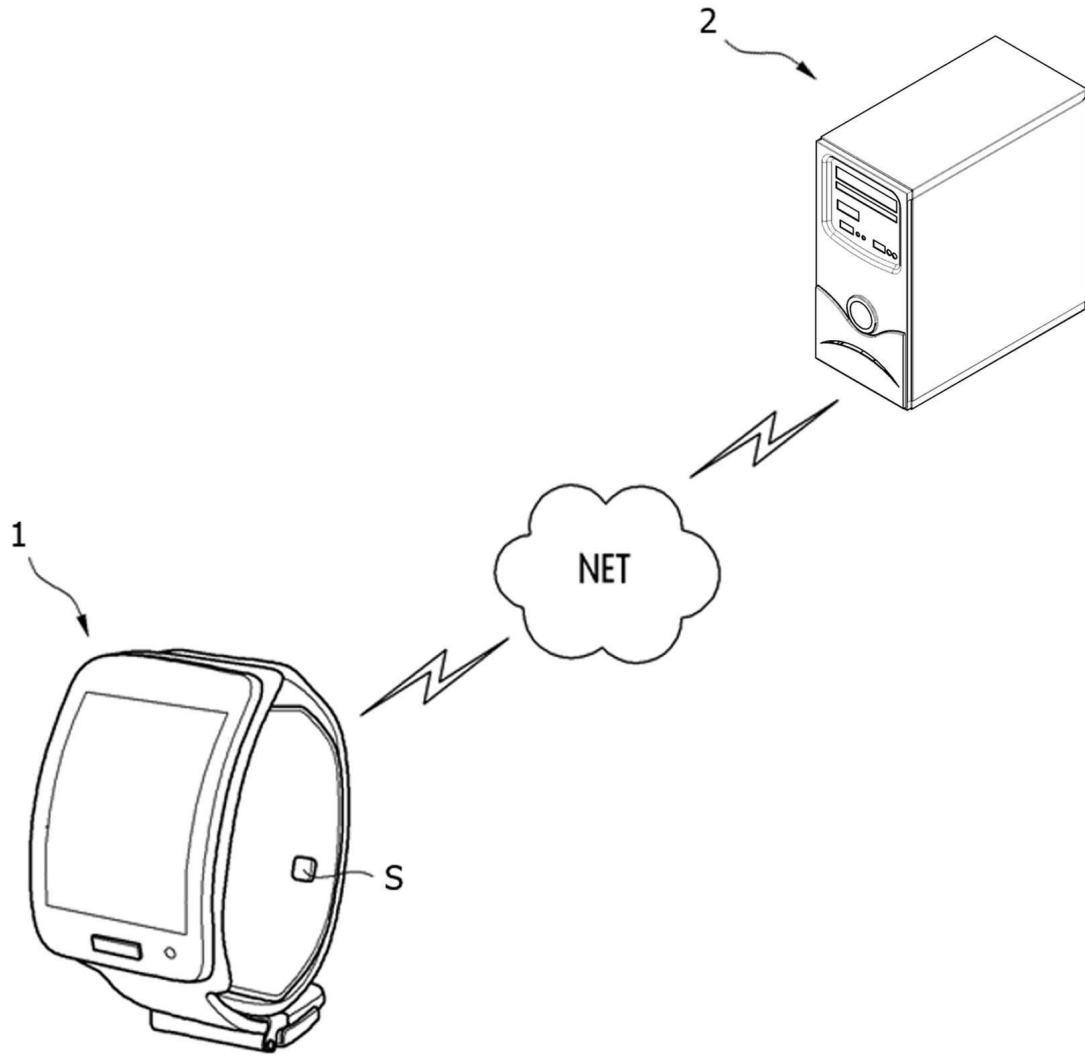
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	数字心电图电压坐标值计算血压的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020190130359A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	KR1020180054912	申请日	2018-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	Jeonmunseok		
申请(专利权)人(译)	Jeonmunseok		
[标]发明人	전문석		
发明人	전문석		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/0456		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/0456 A61B5/7235 A61B5/7275 A61B5/021 A61B5/0472 A61B5/7278		
其他公开文献	KR102080113B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的实施例，一种用于使用由时间轴的X坐标和心脏电压信号强度轴的Y坐标形成的数字ECG电压坐标的值来测量血压的设备，包括：采集单元，用于获取待测对象的数字心电图电压目标坐标值；运算单元，其通过将预先存储的参考数字ECG电压坐标值与所获得的目标数字ECG电压坐标值进行比较来计算最高血压和最低血压。

