



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0048878  
(43) 공개일자 2019년05월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/026 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/02125 (2013.01)  
A61B 5/0024 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2017-0144149  
(22) 출원일자 2017년10월31일  
심사청구일자 2017년10월31일

(71) 출원인  
주식회사 원소프트다임  
경상북도 포항시 남구 청암로 77, 101호(지곡동, 창업보육센터 지곡연구동)  
(72) 발명자  
이대호  
경상북도 포항시 북구 천마로90번길 33, 103동 2604호  
박성민  
경상북도 포항시 남구 청암로 77  
(74) 대리인  
특허법인이상

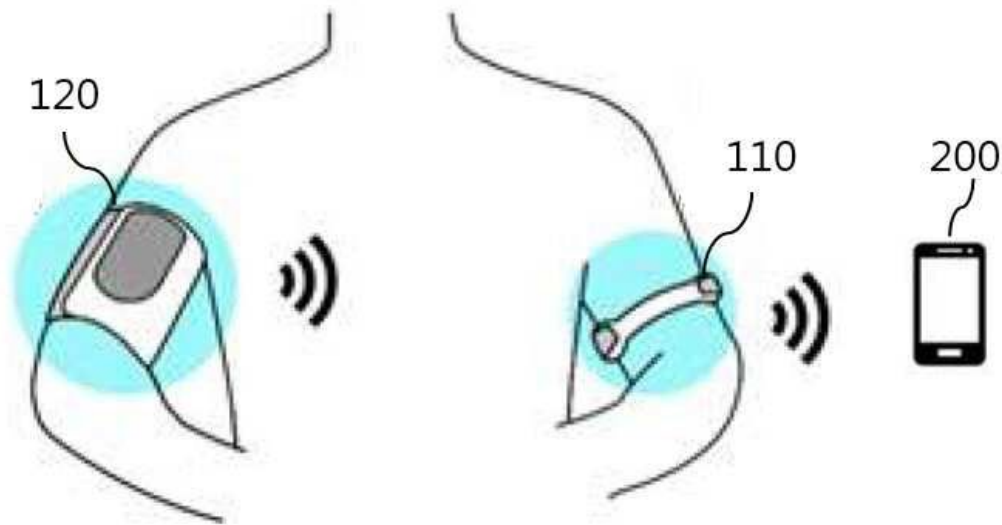
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 광학 센서를 이용한 혈압 측정 방법 및 장치

(57) 요약

제1 센서 모듈로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신하는 단계, 상기 심전도 정보 및 상기 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하는 단계, 상기 맥파 전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 단계, 제2 센서 모듈로부터 기준 데이터를 수신하는 단계 및 상기 평균 혈압 값 및 상기 기준 데이터를 기초로 사용자의 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 산출하는 단계를 포함하는 혈압 측정 방법이 개시된다. 본 발명은 24시간 지속적으로 비가압식 혈압 측정을 수행하므로 혈압의 이상 징후를 용이하게 포착할 수 있는 효과가 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0059* (2013.01)

*A61B 5/0261* (2013.01)

*A61B 5/0402* (2013.01)

*A61B 2562/0209* (2013.01)

*A61B 2562/0247* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

제1 센서 모듈로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신하는 단계;

상기 심전도 정보 및 상기 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하는 단계;

상기 맥파 전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 단계;

제2 센서 모듈로부터 기준 데이터를 수신하는 단계; 및

상기 평균 혈압 값 및 상기 기준 데이터를 기초로 사용자의 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 산출하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 방법.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 제1 센서 모듈로부터 수신한 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하는 단계는,

상기 심전도 정보 및 상기 혈류량 정보를 시간 동기화시키는 단계; 및

상기 심전도 정보의 R파가 나타난 시점으로부터 상기 혈류량 정보의 특정 시점까지의 시간을 맥파 전달 시간으로 산출하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 방법.

#### 청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 혈류량 정보의 특정 시점은,

혈류량 정보를 시간에 따라 나타낸 함수에 있어서 1차 미분 값이 최대인 시점을 상기 혈류량 정보의 특정 시점으로 선택하는, 혈압 측정 방법.

#### 청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 맥파 전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 단계는,

상기 맥파 전달 시간을 기초로 맥파 전달 속도를 산출하는 단계; 및

상기 맥파 전달 시간 및 상기 맥파 전달 속도를 기초로 상기 평균 혈압 값을 산출하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 방법.

#### 청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 제1 센서 모듈은,

심전도 센서 및 광혈류측정 센서를 포함하는, 혈압 측정 방법.

#### 청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 제2 센서 모듈은,

압력 센서를 포함하는, 혈압 측정 방법.

**청구항 7**

청구항 6에 있어서,

상기 기준 데이터는,

상기 제2 센서 모듈이 상기 압력 센서를 이용하여 진동식 압력 측정법으로 측정한 기준 평균 혈압 값, 기준 이완기 혈압 값 및 기준 수축기 혈압 값을 포함하는, 혈압 측정 방법.

**청구항 8**

청구항 1에 있어서,

상기 평균 혈압 값, 상기 이완기 혈압 값 및 상기 수축기 혈압 값 중 적어도 하나를 사용자 또는 외부 서버에게 제공하는 단계를 더 포함하는, 혈압 측정 방법.

**청구항 9**

제1 센서 모듈로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신하고, 제2 센서 모듈로부터 기준 데이터를 수신하는 수신부;

상기 심전도 정보 및 상기 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하고, 상기 맥파 전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 제1 연산부; 및

상기 평균 혈압 값 및 상기 기준 데이터를 기초로 사용자의 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 산출하는 보정부를 포함하는, 혈압 측정 장치.

**청구항 10**

청구항 9에 있어서,

상기 제1 연산부는,

상기 심전도 정보 및 상기 혈류량 정보를 시간 동기화시키고, 상기 심전도 정보의 R파가 나타난 시점으로부터 상기 혈류량 정보의 특정 시점까지의 시간을 맥파 전달 시간으로 산출하는, 혈압 측정 장치.

**청구항 11**

청구항 10에 있어서,

상기 혈류량 정보의 특정 시점은,

혈류량 정보를 시간에 따라 나타낸 함수에 있어서 1차 미분 값이 최대인 시점인, 혈압 측정 장치.

**청구항 12**

청구항 10에 있어서,

상기 제1 연산부는,

상기 맥파 전달 시간을 기초로 맥파 전달 속도를 산출하고, 상기 맥파 전달 시간 및 상기 맥파 전달 속도를 기초로 상기 평균 혈압 값을 산출하는, 혈압 측정 장치.

**청구항 13**

청구항 9에 있어서,

상기 제1 센서 모듈은,

심전도 센서 및 광혈류측정 센서를 포함하는, 혈압 측정 장치.

**청구항 14**

청구항 9에 있어서,

상기 제2 센서 모듈은,  
압력 센서를 포함하는, 혈압 측정 장치.

**청구항 15**

청구항 14에 있어서,  
상기 기준 데이터는,  
상기 제2 센서 모듈이 상기 압력 센서를 이용하여 진동식 압력 측정법으로 측정한 기준 평균 혈압 값, 기준 이완기 혈압 값 및 기준 수축기 혈압 값을 포함하는, 혈압 측정 장치.

**청구항 16**

청구항 9에 있어서,  
상기 평균 혈압 값, 상기 이완기 혈압 값 및 상기 수축기 혈압 값 중 적어도 하나를 사용자 또는 외부 서버에게 제공하는 출력부를 더 포함하는, 혈압 측정 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 혈압 측정 방법 및 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 심전도 (electrocardiogram, ECG) 센서 및 광혈류측정(photoplethysmogram, PPG) 센서를 이용하여 혈압을 측정하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 최근 혈압으로 인한 심혈관계 질환 및 합병증은 매우 주요한 사망 원인이라는 것이 널리 알려져 있다. 이에 따라 적정 혈압의 관리는 심근경색, 뇌졸중, 심부전 및 신장 부전증 등과 같은 심각한 합병증을 예방할 수 있는 가장 효율적인 방법이라 할 수 있으나, 혈압은 장소, 시간 및 행동 환경 등에 의해 높은 변위를 가지고 있으므로, 지속적인 측정(24시간/7일)의 필요성이 대두되고 있으며, 이외에도 혈압의 이상 징후를 포착하기 위한 다양한 연구가 진행되고 있다.

[0003] 이와 관련하여 국내 가정용 의료기기 시장을 살펴보면, 건강에 대한 관심 증가 및 고령화에 따라 연평균 8%이상의 성장세를 꾸준히 지속하고 있다. 가정용 의료기기 16개 품목 중에서 가장 보편적으로 사용하고 있는 기기는 체온계(45.5%)이며, 혈압계, 개인용 혈당측정기 및 부항기 등이 사용 비중이 큰 것으로 나타났다. 또한, 대역 의사가 있는 품목 역시 혈압계, 체온계 및 개인용 혈당측정기 등으로 나타났다.

[0004] 해외 시장을 살펴보면, 2021년까지 혈압계 측정기기 시장이 지속적으로 성장하여 약 325억 규모의 시장을 형성할 것으로 전망하고 있으며, 이러한 혈압 모니터링 시장의 주요 성장요인은 노인 및 비만 인구의 증가와 이들에 대한 예방 치료의 중요성이 커지고 있기 때문이라고 분석하였다. 또한, 2015년 기준으로 북미 혈압측정기기 시장이 전체기준 42%정도를 점유하고 있으며, 향후 몇 년간은 계속 지배적일 것으로 예상되지만, 아시아 및 태평양 지역 역시 빠른 속도로 성장할 것이라 예측하고 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0005] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은 광학 센서를 이용한 혈압 측정 방법을 제공하는 데 있다.

[0006] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 다른 목적은 광학 센서를 이용한 혈압 측정 장치를 제공하는 데 있다.

**과제의 해결 수단**

[0007] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 방법은, 제1 센서 모듈로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신하는 단계, 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하는 단계, 맥파

전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 단계, 제2 센서 모듈로부터 기준 데이터를 수신하는 단계 및 평균 혈압 값 및 기준 데이터를 기초로 사용자의 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0008] 여기서, 제1 센서 모듈로부터 수신한 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하는 단계는, 심전도 정보 및 혈류량 정보를 시간 동기화시키는 단계 및 심전도 정보의 R파가 나타난 시점으로부터 혈류량 정보의 특정 시점까지의 시간을 맥파 전달 시간으로 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0009] 여기서, 혈류량 정보의 특정 시점은, 혈류량 정보를 시간에 따라 나타낸 함수에 있어서 1차 미분 값이 최대인 시점을 혈류량 정보의 특정 시점으로 선택할 수 있다.
- [0010] 여기서, 맥파 전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 단계는, 맥파 전달 시간을 기초로 맥파 전달 속도를 산출하는 단계 및 맥파 전달 시간 및 맥파 전달 속도를 기초로 평균 혈압 값을 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 여기서, 제1 센서 모듈은, 심전도 센서 및 광혈류측정 센서를 포함할 수 있다.
- [0012] 여기서, 제2 센서 모듈은, 압력 센서를 포함할 수 있다.
- [0013] 여기서, 기준 데이터는, 제2 센서 모듈이 압력 센서를 이용하여 진동식 압력 측정법으로 측정한 기준 평균 혈압 값, 기준 이완기 혈압 값 및 기준 수축기 혈압 값을 포함할 수 있다.
- [0014] 여기서, 평균 혈압 값, 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값 중 적어도 하나를 사용자 또는 외부 서버에게 제공하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0015] 상기 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치는, 제1 센서 모듈로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신하고, 제2 센서 모듈로부터 기준 데이터를 수신하는 수신부, 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출하고, 맥파 전달 시간을 기초로 사용자의 평균 혈압 값을 산출하는 제1 연산부 및 평균 혈압 값 및 기준 데이터를 기초로 사용자의 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 산출하는 보정부 를 포함할 수 있다.
- [0016] 여기서, 제1 연산부는, 심전도 정보 및 혈류량 정보를 시간 동기화시키고, 심전도 정보의 R파가 나타난 시점으로부터 혈류량 정보의 특정 시점까지의 시간을 맥파 전달 시간으로 산출할 수 있다.
- [0017] 여기서, 혈류량 정보의 특정 시점은, 혈류량 정보를 시간에 따라 나타낸 함수에 있어서 1차 미분 값이 최대인 시점일 수 있다.
- [0018] 여기서, 제1 연산부는, 맥파 전달 시간을 기초로 맥파 전달 속도를 산출하고, 맥파 전달 시간 및 맥파 전달 속도를 기초로 평균 혈압 값을 산출할 수 있다.
- [0019] 여기서, 제1 센서 모듈은, 심전도 센서 및 광혈류측정 센서를 포함할 수 있다.
- [0020] 여기서, 제2 센서 모듈은, 압력 센서를 포함할 수 있다.
- [0021] 여기서, 기준 데이터는, 제2 센서 모듈이 압력 센서를 이용하여 진동식 압력 측정법으로 측정한 기준 평균 혈압 값, 기준 이완기 혈압 값 및 기준 수축기 혈압 값을 포함할 수 있다.
- [0022] 여기서, 평균 혈압 값, 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값 중 적어도 하나를 사용자 또는 외부 서버에게 제공하는 출력부를 더 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0023] 본 발명에 따르면, 24시간 지속적인 혈압 측정이 가능하여 혈압의 이상 징후를 용이하게 포착할 수 있다.
- [0024] 본 발명에 따르면, 밤 동안 혈압이 하강하지 않는 non-dipper 유형을 포착할 수 있다.
- [0025] 본 발명에 따르면, 진료실에서만 혈압이 높게 측정되는 백의 고혈압(white-coat hypertension) 또는 진료실에서만 정상으로 나오는 가면 고혈압(masked hypertension) 현상을 방지하고, 정확한 혈압 측정을 제공할 수 있다.
- [0026] 본 발명에 따르면, 혈압 측정에 있어서 측정 환경, 측정 부위 및 임상 상황에 따른 변동성을 고려할 수 있으므로, 정확한 혈압 측정을 제공할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치의 개념도이다.
- 도 2은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치의 블록구성도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도(ECG)의 PQRST 파형을 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 광혈류측정(PPG) 센서의 개념도이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 맥파 전달 시간(PTT)을 나타낸 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 진동식 혈압 측정법을 설명하기 위한 그래프이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 방법의 순서도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0028] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.
- [0029] 제1, 제2, A, B 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는 데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. "및/또는"이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.
- [0030] 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 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.
- [0031] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0032] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0033] 이하, 첨부한 도면들을 참조하여, 본 발명의 바람직한 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명을 설명함에 있어 전체적인 이해를 용이하게 하기 위하여 도면상의 동일한 구성요소에 대해서는 동일한 참조부호를 사용하고 동일한 구성요소에 대해서 중복된 설명은 생략한다. 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0035] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치의 개념도이다.
- [0036] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)는 제1 센서 모듈(110) 및 제2 센서 모듈(120)로부터 센싱데이터를 수신하여 사용자의 혈압을 측정할 수 있다. 여기서, 제1 센서 모듈은 심전도 센서, 광혈류측정 센서 및 통신 모듈을 포함할 수 있고, 제2 센서 모듈은 압력 센서 및 통신 모듈을 포함할 수 있다.
- [0037] 혈압 측정 장치(200)는 통신 모듈 및 디스플레이를 포함하는 스마트 폰과 같은 스마트 디바이스를 의미할 수 있

고, 혈압을 측정하는 전용 디바이스를 의미할 수 있으나, 이에 한정하지 않는다. 또한, 혈압 측정 장치(200)는 제1 센서 모듈(110) 및 제2 센서 모듈(120)로부터 센싱데이터를 수신할 수 있으며, 센싱데이터를 기초로 사용자의 혈압을 측정할 수 있고, 측정한 혈압은 디스플레이를 통해 사용자에게 제공할 수 있다. 혈압 측정 장치(200)에 대한 구체적인 설명은 도 2와 함께 후술하겠다.

[0038] 제1 센서 모듈(110)은 심전도(electrocardiogram, ECG) 센서 및 광혈류측정(photoplethysmogram, PPG) 센서 및 통신 모듈을 포함할 수 있다. 제1 센서 모듈(110)은 심전도 센서 및 광혈류측정 센서를 이용하여 연속적으로 사용자의 심전도 정보 및 혈류량 정보를 획득할 수 있고, 통신 모듈을 이용하여 혈압 측정 장치(200)로 심전도 정보 및 혈류량 정보를 포함하는 센싱데이터를 송신할 수 있다.

[0039] 제1 센서 모듈(110)은 밴드 형태로 제작될 수 있으며, 소형화되어 사용자의 신체에 부착되어 동작할 수도 있고, 웨어러블 형태로 제작되어 동작될 수도 있다. 제1 센서 모듈(110)은 비침습적, 비가압식 및/또는 연속적으로 센싱데이터를 획득할 수 있으며, 센싱데이터를 혈압 측정 장치(200)로 송신하여, 혈압 측정 장치(200)가 사용자의 혈압을 측정할 수 있으나, 제1 센서 모듈(110)이 획득한 센싱데이터를 이용하여 사용자의 혈압을 측정한 후, 측정한 혈압 정보를 혈압 측정 장치(200)로 송신할 수도 있다. 제1 센서 모듈(110) 또는 혈압 측정 장치(200)에서 심전도 정보 및 혈류량 정보를 이용하여 혈압을 측정하는 방법에 대한 구체적인 설명은 도 3 내지 도 5와 함께 후술하겠다.

[0040] 제2 센서 모듈(120)은 압력 센서 및 통신 모듈을 포함할 수 있다. 제2 센서 모듈(120)은 압력 센서를 이용하여 사용자의 혈압과 관련된 압력 정보를 획득할 수 있고, 통신 모듈을 이용하여 혈압 측정 장치(200)로 압력 정보를 포함하는 센싱데이터를 송신할 수 있다.

[0041] 제2 센서 모듈(120)은 소형화되어 스포츠웨어에 부착하여 동작될 수 있으며, 진동식 압력 측정법을 이용하여 압력 정보를 획득할 수 있다. 여기서, 진동식 압력 측정법은 사용자의 상완을 감싸는 커프(cuff)에 공기압을 가한 후, 천천히 공기압을 감소시키면서 동맥혈관 위의 커프에 생기는 압진동의 크기를 압력 센서를 통해 측정하는 방법을 의미할 수 있다. 제2 센서 모듈(120)은 압력 정보를 포함하는 센싱데이터를 획득하여 혈압 측정 장치(200)로 송신하여, 혈압 측정 장치(200)가 사용자의 혈압을 측정할 수 있으나, 제2 센서 모듈(120)이 획득한 센싱데이터를 이용하여 사용자의 혈압을 측정한 후, 측정한 혈압 정보를 혈압 측정 장치(200)로 송신할 수도 있다. 제2 센서 모듈(120) 또는 혈압 측정 장치(200)에서 혈압 정보를 이용하여 혈압을 측정하는 방법에 대한 구체적인 설명은 도 6과 함께 후술하겠다.

[0043] 도 2은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치의 블록구성도이다.

[0044] 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)는 수신부(210), 제1 연산부(220) 및 보정부(240)를 포함할 수 있고, 제2 연산부(230), 데이터베이스(250) 및 출력부(260) 중 적어도 하나를 더 포함할 수 있다. 여기서, 혈압 측정 장치(200)의 구성은 명칭에 한정되지 않으며, 기능에 의해 정의될 수 있다. 또한, 복수의 기능을 하나의 구성이 수행할 수 있으며, 하나의 기능을 복수의 구성이 수행할 수 있다.

[0045] 수신부(210)는 통신 모듈을 포함할 수 있으며, 제1 센서 모듈(110) 및 제2 센서 모듈(120)로부터 센싱데이터를 수신할 수 있다. 보다 상세하게는, 수신부(210)는 제1 센서 모듈(110)로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신할 수 있고, 제1 센서 모듈(110)이 측정한 사용자의 혈압 정보를 수신할 수도 있다. 또한, 수신부(210)는 제2 센서 모듈(120)로부터 압력 정보를 수신할 수 있고, 제2 센서 모듈(120)이 측정한 사용자의 혈압 정보를 수신할 수도 있다. 제1 센서 모듈(110)의 통신 모듈, 제2 센서 모듈(120)의 통신 모듈 및 혈압 측정 장치(200)의 수신부(210)는 사물인터넷(Internet of Things, IoT)를 이용하여 통신을 수행할 수 있으나, 이에 한정하지 않으며, 통상의 통신 방법이 모두 사용될 수 있다.

[0046] 제1 연산부(220)는 제1 센서 모듈(110)로부터 수신한 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 사용자의 혈압 정보를 측정할 수 있다. 다시 말해, 제1 연산부(220)는 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 맥파 전달 시간을 산출할 수 있으며, 맥파 전달 시간을 기초로 맥파 전달 속도를 산출할 수 있고, 맥파 전달 속도를 기초로 사용자의 평균 혈압을 산출할 수 있다.

[0047] 제2 연산부(230)는 제2 센서 모듈(120)로부터 압력 정보를 수신한 경우, 압력 정보로부터 사용자의 혈압을 측정할 수 있다. 다시 말해, 제2 연산부(230)는 제2 센서 모듈(120)이 진동식 압력 측정법에 따라 센싱한 압력 값으로부터 사용자의 수축기 혈압 값 및 이완기 혈압 값을 추출할 수 있다. 구체적인 혈압 값 추출 방법은 도 6과 함께 후술하겠다. 다만, 제2 센서 모듈(120)이 압력 정보를 이용하여 사용자의 혈압을 측정한 후, 혈압 정보를

혈압 측정 장치(200)로 송신한 경우, 제2 연산부(230)는 혈압 측정 장치(200)에서 제외될 수 있다.

- [0048] 보정부(240)는 제2 센서 모듈(120)로부터 획득한 혈압 정보 또는 후술하는 제2 연산부(230)에서 산출한 혈압 정보를 통해 제1 연산부(220)에 의해 산출된 평균 혈압을 보정하여 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 측정할 수 있다.
- [0049] 데이터베이스(250)는 보정부(240)에서 보정된 사용자의 혈압 값이 포함된 혈압 정보를 저장할 수 있다. 여기서, 데이터베이스(250)는 시간에 따라 혈압 정보를 분류하여 저장할 수 있고, 이상 징후 등이 발견된 특정 시점을 추출하고 일반 시점과 구분하여 저장할 수도 있다.
- [0050] 출력부(260)는 보정부(240)에서 보정된 사용자의 혈압 값이 포함된 혈압 정보를 실시간으로 사용자에게 제공할 수 있으며, 데이터베이스(250)에 저장된 사용자의 시간에 따른 혈압 정보 또는 특정 시점에 대한 혈압 정보를 사용자에게 제공할 수도 있다. 출력부(260)는 상술한 정보를 혈압 측정 장치(200)에 탑재된 또는 연결된 디스플레이를 통해 사용자에게 제공할 수 있고, 외부 서비스 지원을 위해 요청에 따라 또는 자동적으로 상술한 정보를 외부 서버에 제공할 수도 있다.
- [0051] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)는 적어도 하나의 프로세서 및 프로세서를 통해 상술한 동작이 실행되는 적어도 하나의 명령을 저장하고 있는 메모리를 포함할 수 있다. 여기서, 프로세서는 메모리에 저장된 프로그램 명령(program command)을 실행할 수 있고, 중앙 처리 장치(Central Processing Unit, CPU), 그래픽 처리 장치(Graphics Processing Unit, GPU) 또는 본 발명에 따른 방법들이 수행되는 전용의 프로세서를 의미할 수 있다. 메모리는 휘발성 저장 매체 및/또는 비휘발성 저장 매체로 구성될 수 있고, 읽기 전용 메모리(Read Only Memory, ROM) 및/또는 랜덤 액세스 메모리(Random Access Memory, RAM)로 구성될 수 있다.
- [0053] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도(ECG)의 PQRST 파형을 나타낸 도면이다.
- [0054] 심전도(electrocardiogram, ECG)는 심장 근육의 수축 및 확장에 따른 활동 전류를 측정하여 기록한 것을 의미할 수 있다. 다시 말해, 심전도는 활동 전류가 심장에서 전신으로 흐르는 경우, 신체의 전위 분포 변화를 발생시킬 수 있고, 이를 신체 표면에 부착된 전극을 이용하여 측정하는 것을 의미할 수 있다.
- [0055] 도 3을 참조하면, 심전도는 P, Q, R, S 및 T 파형이 반복되어 나타날 수 있다. P파는 심방 탈분극 시기를 나타낼 수 있으며, Q파, R파 및 S파는 심실 탈분극 시기를 나타낼 수 있고, T파는 심실 재분극 시기를 나타낼 수 있다.
- [0056] 심전도에서 R파가 발생한 시기는 사용자의 혈압을 측정하기 위한 맥파 전달 시간(Pulse Transit Time, PTT)의 산출에 이용될 수 있으며, 맥파 전달 시간을 산출하는 구체적인 방법은 도 5와 함께 후술하겠다.
- [0058] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 광혈류측정(PPG) 센서의 개념도이다.
- [0059] 광혈류측정(photoplethysmogram, PPG) 센서는 광학 센서의 일종으로 광혈류측정 센서는 빛을 조사하는 광원 및 빛을 검출하는 광수신기를 포함할 수 있으며, 말초 혈관을 지나는 혈액의 부피 변화를 측정하기 위해 사용될 수 있다. 광혈류측정 센서의 동작 방법을 설명하면, 우선 광원이 사용자의 일정 피부 영역으로 빛을 조사할 수 있다. 조사한 빛 중 일부는 피부 영역에 흡수될 수 있고, 일부는 피부 영역을 투과할 수 있다. 광수신기는 투과한 빛을 검출할 수 있고, 광원의 조사량 및 광수신기의 검출량을 기초로 피부 영역의 빛 흡수량을 결정할 수 있다. 여기서, 빛 흡수량은 피부 영역의 피부, 조직 및 혈액의 양에 비례할 수 있으나, 심장 박동에 의한 혈류량 변화를 제외한 다른 요인들은 변하지 않는 요인이므로, 혈류량 변화는 빛 흡수량을 기초로 획득할 수 있다.
- [0060] 다시 말해, 도 4를 참조하면, 조직, 뼈 및 정맥혈의 빛 흡수량은 일정하나, 동맥혈은 심장 박동에 따라 혈류량이 변화하므로, 빛 흡수량이 일정하지 않으므로, 광수신기가 적은 양의 빛을 검출한 경우, 피부 영역에 혈류량이 많은 것으로 판단할 수 있고, 많은 양의 빛을 검출한 경우, 피부 영역에 혈류량이 적은 것으로 판단할 수 있다.
- [0061] 광혈류측정 센서로부터 획득할 수 있는 사용자의 혈류량 정보는 사용자의 혈압을 측정하기 위한 맥파 전달 시간의 산출에 이용될 수 있으며, 맥파 전달 시간을 산출하는 구체적인 방법은 도 5와 함께 후술하겠다.

[0063] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 맥파 전달 시간(PTT)을 나타낸 도면이다.

[0064] 맥파 전달 시간(Pulse Transit Time, PTT)은 맥동성 압력과 또는 맥파가 대동맥 관막으로부터 신체의 말초 부위까지 전달되는 시간을 의미할 수 있으며, 심전도 센서 및 광혈류측정 센서로부터 획득한 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 측정될 수 있다.

[0065] 도 5를 참조하면, 맥파 전달 시간은 심전도 정보 및 혈류량 정보를 동일한 시간에 따라 대응시켰을 때 심전도의 R파(꼭지점)로부터 PPG의 특정 시점까지의 시간으로 산출될 수 있다.

[0066] 여기서, PPG의 특정 시점은 1차 미분의 피크 값일 수 있으나, 실험을 통해 max 값과 min 값의 중간 값, 피크 값 및 1차 미분의 피크 값 등 중 혈압 추정에 사용하기 가장 유효한 값을 선택하여 설정할 수도 있다. 또한, PPG의 특정 시점을 선택하기 위해 신호 처리 단계에서 잡음 제어 필터를 사용할 수 있다.

[0067] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)는 사용자의 혈압을 측정하기 위해 상술한 맥파 전달 시간을 기초로 맥파 전달 속도(Pulse wave velocity, PWV)를 산출할 수 있다. 맥파 전달 속도(PWV)는 혈관을 지나는 혈류의 속도를 의미할 수 있으며, 수학식 1에 따라 산출될 수 있다.

**수학식 1**

$$PWV = \frac{L}{PTT}$$

[0069] 수학식 1에서, PTT는 맥파 전달 시간을 나타낼 수 있고, L은 맥파 전달 시간 동안 혈액이 이동한 거리를 의미할 수 있다.

[0070] 또한, 맥파 전달 속도(PWV)는 Moens-Korteweg equation에 의해 수학식 2와 같이 표현될 수 있다.

**수학식 2**

$$PWV = \sqrt{\frac{E_{in}h}{2\rho r}}$$

[0072] 수학식 2에서,  $E_{in}$ 는 팽창된 동맥 혈관벽의 탄성 계수를 나타낼 수 있으며,  $h$ 는 동맥벽의 두께를 나타낼 수 있고,  $\rho$ 는 혈액의 밀도를 나타낼 수 있다. 또한,  $r$ 은 이완기의 동맥벽 반지름을 나타낼 수 있다.

[0073] 팽창된 동맥 혈관벽의 탄성 계수와 평균 혈압(Mean Blood Pressure, MBP)는 exponential한 관계를 가질 수 있으며, 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

**수학식 3**

$$E_{in} = E_0 e^{\gamma MBP}$$

[0075] 수학식 3에서,  $E_0$  및  $\gamma$ 는 상수일 수 있으며, 커브 피팅 기법을 통해 획득할 수 있다.

[0076] 이후, 수학식 1, 수학식 2 및 수학식 3을 연립하여 평균 혈압(MBP)에 대한 식을 획득할 수 있으며, 수학식 4와 같이 표현될 수 있다.

수학식 4

$$MBP = \frac{1}{\gamma} \ln\left(\frac{L^2}{PTT^2} \cdot \frac{2\rho r}{E_0 h}\right)$$

[0077]

[0079] 이와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)는 제1 센서 모듈(110)로부터 획득한 심전도 정보 및 혈류량 정보를 이용하여 사용자의 평균 혈압(MBP)를 획득할 수 있다. 이후, 제2 센서 모듈(120)로부터 수신한 압력 정보 또는 혈압 정보를 통해 평균 혈압을 보정하여 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 측정하는 방법을 설명하겠다.

[0080]

수학식 4의 평균 혈압에 대한 식은 제2 센서 모듈(120)에 의해 측정된 혈압 정보에 적용할 수도 있으며, 적용할 경우 수학식 5와 같이 표현될 수 있다.

수학식 5

$$MBP_0 = \frac{1}{\gamma} \ln\left(\frac{L^2}{PTT_0^2} \cdot \frac{2\rho r}{E_0 h}\right)$$

[0081]

[0082] 수학식 5에서,  $MBP_0$ 는 제2 센서 모듈(120)의 압력 센서를 이용하여 측정된 평균 혈압을 나타낼 수 있고,  $PTT_0$ 는 초기의 안정 상태에서 측정된 맥파 전달 시간(PTT)을 나타낼 수 있다.

[0083]

수학식 4 및 수학식 5를 연립하면, 제1 센서 모듈(110)로부터 획득한 평균 혈압 및 제2 센서 모듈(120)로부터 획득한 평균 혈압 간의 관계를 획득할 수 있으며, 수학식 6과 같이 표현될 수 있다.

수학식 6

$$MBP = MBP_0 + \frac{2}{\gamma} \ln\left(\frac{PTT_0}{PTT}\right)$$

[0084]

[0085] 또한, 평균 혈압(MBP)은 수학식 7과 같이 이완기 혈압(Diastolic Blood Pressure, DBP)과 수축기 혈압(Systolic Blood Pressure, SBP)을 기초로 표현될 수 있다.

수학식 7

$$MBP = \frac{1}{3} SBP + \frac{2}{3} DBP$$

[0086]

[0087] 수학식 6 및 수학식 7을 연립하면 이완기 혈압(DBP) 및 수축기 혈압(SBP)을 각각 획득할 수 있다. 이완기 혈압(DBP) 및 수축기 혈압(SBP)을 획득할 수 있는 식은 수학식 8과 같이 표현될 수 있다.

수학식 8

$$DBP = \frac{1}{3}SBP_0 + \frac{2}{3}DBP_0 + \frac{2}{\gamma} \ln\left(\frac{PTT_0}{PTT}\right) - \frac{(SBP_0 - DBP_0)}{3} \left(\frac{PTT_0}{PTT}\right)^2$$

$$SBP = DBP + (SBP_0 - DBP_0) \left(\frac{PTT_0}{PTT}\right)^2$$

[0088]

[0089]

수학식 8에서 DBP<sub>0</sub> 및 SBP<sub>0</sub>는 제2 센서 모듈(120)로부터 획득한 이완기 혈압 값 및 수축기 혈압 값을 나타낼 수 있다.

[0091]

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 진동식 혈압 측정법을 설명하기 위한 그래프이다.

[0092]

본 발명에서 제2 센서 모듈(120)의 압력 센서가 수행하는 진동식 혈압 측정법은 상완을 감싸는 커프(cuff)에 공기압을 가한 후, 천천히 공기압을 감소시키면서 동맥 혈관 위의 커프에 생기는 압진동(pressure oscillation)의 크기를 압력 센서로 측정함으로써 혈압을 측정하는 방법을 의미할 수 있다. 다시 말해, 진동식 혈압 측정법은 구체적으로 설명하면 다음과 같다.

[0093]

우선, 커프에 수축기(systolic) 동맥압을 초과하는 압력까지 공기를 주입하여 혈류의 흐름을 제한할 수 있다. 이후, 공기를 천천히 방출시킴으로써 커프의 압력이 수축기 동맥압보다 낮아지기 시작하여, 다시 혈류가 흐르기 시작하면, 이 때부터 커프의 압력이 이완기(diastolic) 동맥압보다 낮아질 때까지 동맥의 주기적 수축 및 팽창을 압력 센서를 이용하여 측정하는 것이다.

[0094]

도 6을 참조하면, 공기를 천천히 방출시킴으로써 압력이 서서히 내려가다가 동맥의 주기적 수축 및 팽창에 따라서 파형이 생성되는 것을 볼 수 있다. 여기서, 제2 센서 모듈(120)은 동맥의 주기적 수축 및 팽창에 따른 파형의 포물선(610)을 기록할 수 있고, 가장 높은 파형(620)을 기록할 수 있다. 또한, 파형이 시작되는 지점(630)을 수축기의 동맥압으로 측정할 수 있고, 파형이 끝나는 지점(640)을 이완기의 동맥압으로 측정할 수 있다. 혈류의 흐름과 함께 다시 살펴보면, 파형이 나타나기 전까지 혈류가 제한되어 흐르지 못할 수 있고, 파형이 나타나는 구간에서는 공기압이 서서히 낮아서 혈류가 서서히 흐르기 시작할 수 있고, 파형이 나타난 후부터는 정상적으로 혈류가 흐르는 것을 나타낼 수 있다.

[0095]

제2 센서 모듈(120)은 상술한 진동식 압력 측정법에 따라 압력을 측정할 수 있으며, 측정된 압력을 혈압 측정 장치(200)로 송신할 수 있고, 측정된 압력을 기초로 사용자의 혈압 정보를 획득한 후, 혈압 정보를 혈압 측정 장치(200)로 송신할 수도 있다. 여기서, 혈압 정보는 평균 혈압 값, 수축기 혈압 값 및 이완기 혈압 값 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0096]

여기서, 제2 센서 모듈(120)은 하루에 2회에서 3회와 같이 특정한 시점 또는 특정한 주기에 따라 1회씩 측정하여, 센싱데이터를 혈압 측정 장치(200)로 송신할 수 있다. 다시 말해, 제1 센서 모듈(110)의 연속적인 혈압 측정이 주가 되며, 제2 센서 모듈(120)의 혈압 측정은 부가 되어, 제1 센서 모듈(110)의 혈압 측정 값을 보정해줄 수 있다.

[0098]

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 방법의 순서도이다.

[0099]

도 7을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)의 혈압 측정 방법은 우선 제1 센싱 모듈(110)로부터 심전도 정보 및 혈류량 정보를 수신할 수 있고(S710), 제2 센싱 모듈로부터 압력 정보를 수신할 수 있다(S720). 다만, 제2 센싱 모듈(120)이 압력 정보로부터 사용자의 혈압 정보를 획득하여, 혈압 정보를 혈압 측정 장치(200)로 송신한 경우, 혈압 정보를 수신할 수 있다.

[0100]

혈압 측정 장치(200)는 수신한 심전도 정보 및 혈류량 정보를 기초로 사용자의 혈압 값을 측정할 수 있으며(S720), 수신한 압력 정보를 기초로 측정된 혈압 값을 보정할 수 있다(S730). 본 발명은 혈압 값 측정뿐만 아니라 혈압 값 보정도 수행하므로 상대적으로 정확한 혈압 값을 측정할 수 있다. 다만, 제2 센싱 모듈(120)이 혈압

정보를 송신하는 경우, 혈압 측정 장치(200)는 혈압 정보를 기초로 측정된 혈압 값을 보정할 수 있다. 여기서, 혈압 값은 평균 혈압(Mean Blood Pressure, MBP), 이완기 혈압(Diastolic Blood Pressure, DBP) 및 수축기 혈압(Systolic Blood Pressure, SBP) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0101] 이후, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈압 측정 장치(200)는 측정 및 보정한 혈압 값을 디스플레이하여 사용자에게 제공할 수 있으며(S750), 요청에 따라 또는 자동적으로 외부 서비스를 위해 외부 서버 등으로 혈압 값을 송신할 수도 있다.

[0103] 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법의 동작은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 프로그램 또는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의해 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어 분산 방식으로 컴퓨터로 읽을 수 있는 프로그램 또는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

[0104] 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 롬(rom), 램(ram), 플래시 메모리(flash memory) 등과 같이 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다. 프로그램 명령은 컴파일러(compiler)에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터(interpreter) 등을 사용해서 컴퓨터에 의해 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함할 수 있다.

[0105] 본 발명의 일부 측면들은 장치의 문맥에서 설명되었으나, 그것은 상응하는 방법에 따른 설명 또한 나타낼 수 있고, 여기서 블록 또는 장치는 방법 단계 또는 방법 단계의 특징에 상응한다. 유사하게, 방법의 문맥에서 설명된 측면들은 또한 상응하는 블록 또는 아이템 또는 상응하는 장치의 특징으로 나타낼 수 있다. 방법 단계들의 몇몇 또는 전부는 예를 들어, 마이크로프로세서, 프로그램 가능한 컴퓨터 또는 전자 회로와 같은 하드웨어 장치에 의해(또는 이용하여) 수행될 수 있다. 몇몇의 실시예에서, 가장 중요한 방법 단계들의 하나 이상은 이와 같은 장치에 의해 수행될 수 있다.

[0106] 실시예들에서, 프로그램 가능한 로직 장치(예를 들어, 필드 프로그램블 게이트 어레이)가 여기서 설명된 방법들의 기능의 일부 또는 전부를 수행하기 위해 사용될 수 있다. 실시예들에서, 필드 프로그램블 게이트 어레이는 여기서 설명된 방법들 중 하나를 수행하기 위한 마이크로프로세서와 함께 작동할 수 있다. 일반적으로, 방법들은 어떤 하드웨어 장치에 의해 수행되는 것이 바람직하다.

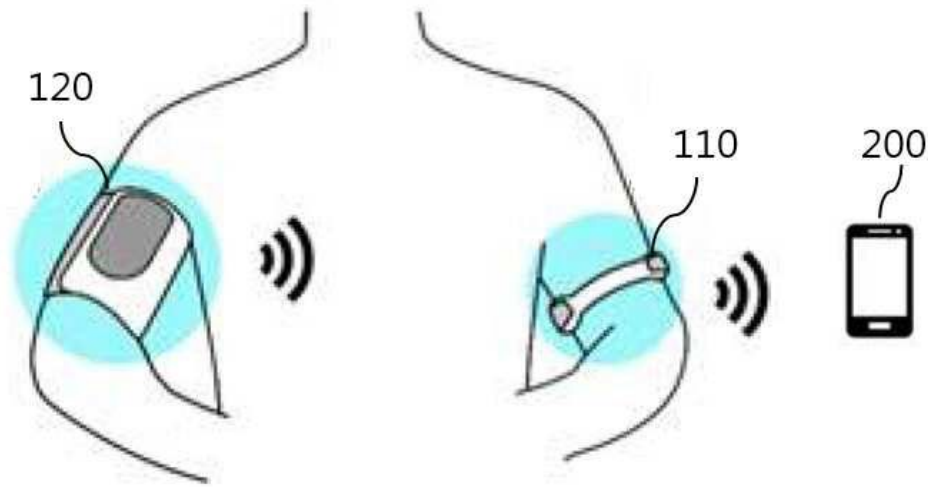
[0108] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

**부호의 설명**

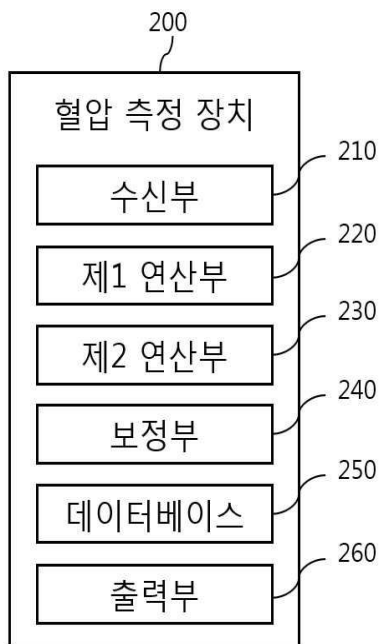
- [0109] 110: 제1 센서 모듈    120: 제2 센서 모듈
- 200: 혈압 측정 장치    210: 수신부
- 220: 제1 연산부        230: 제2 연산부
- 240: 보정부            250: 데이터베이스
- 260: 출력부

도면

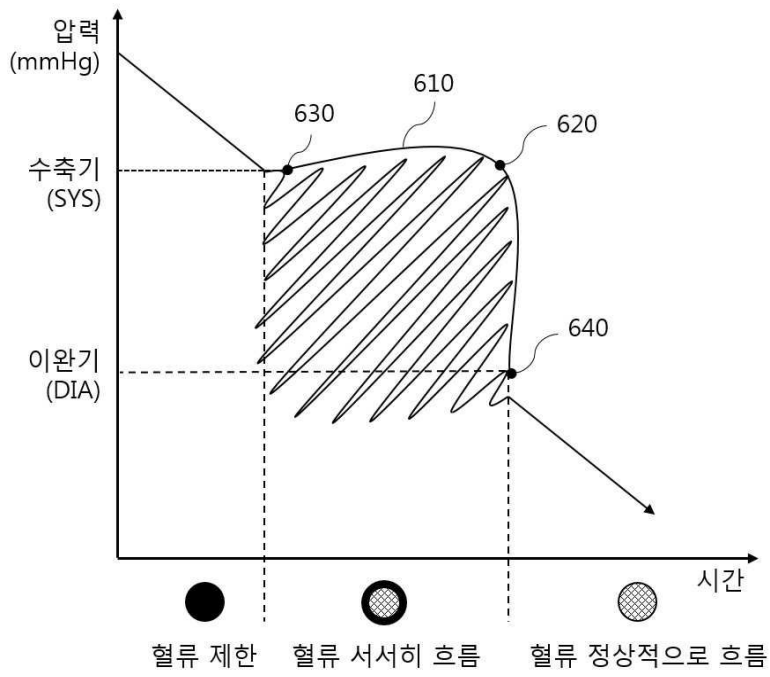
도면1



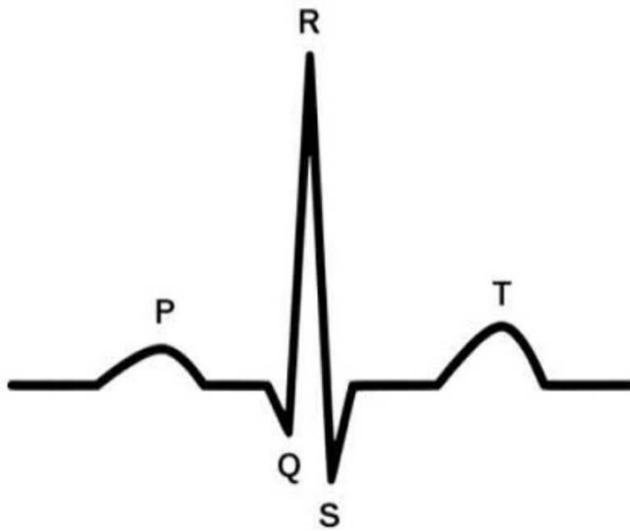
도면2



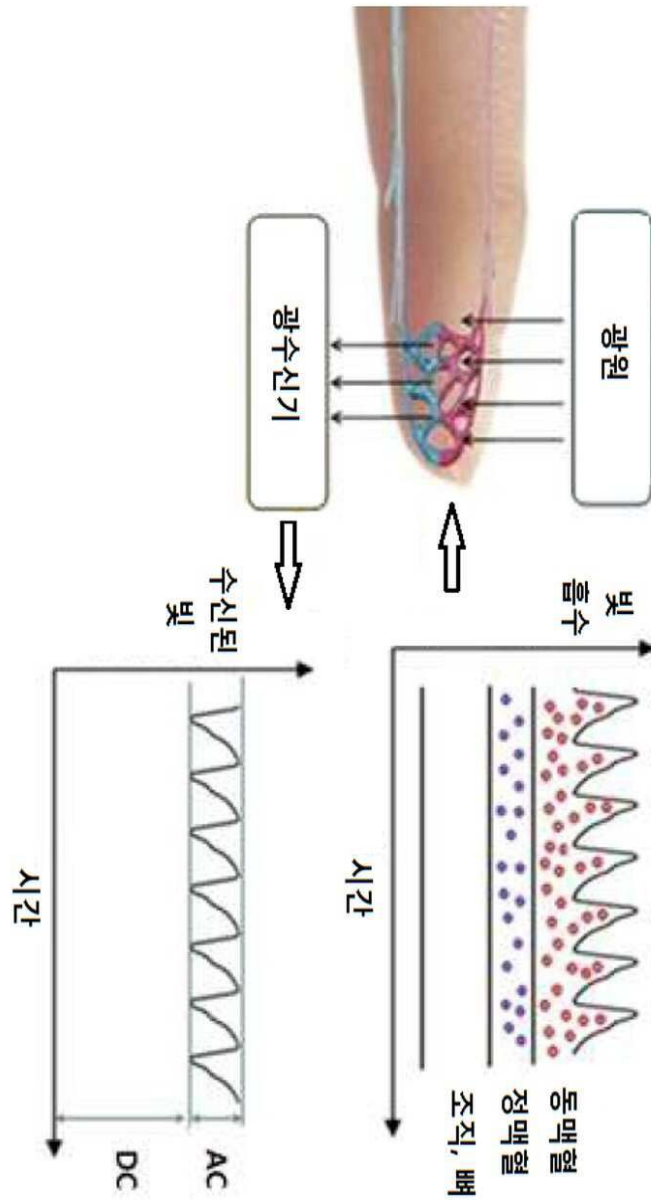
도면3



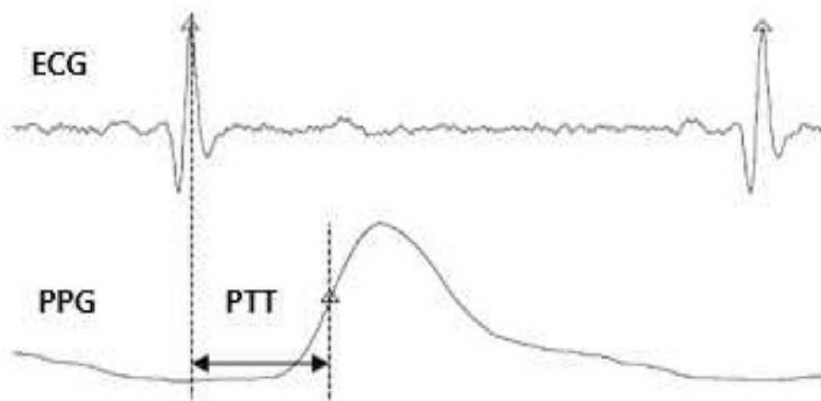
도면4



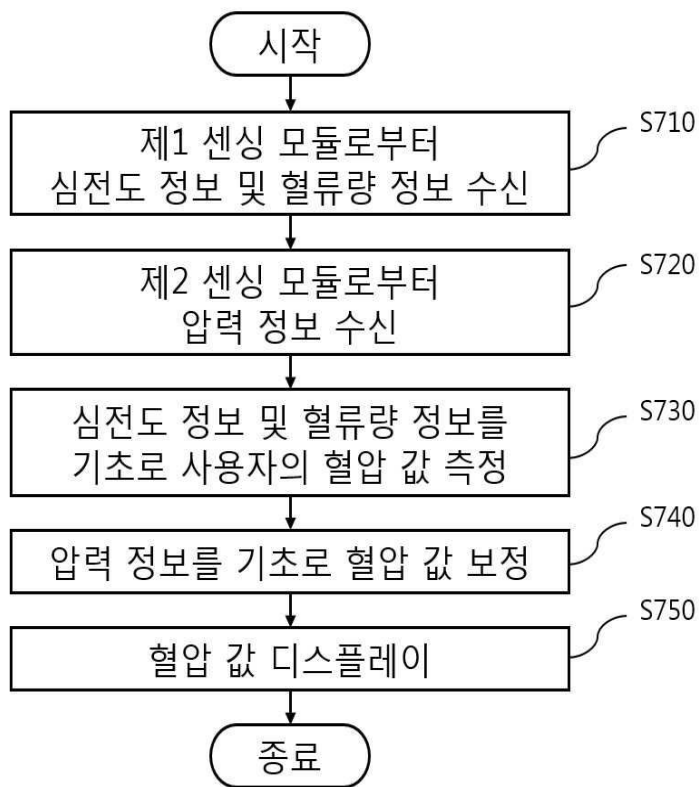
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	使用光学传感器测量血压的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020190048878A</a>	公开(公告)日	2019-05-09
申请号	KR1020170144149	申请日	2017-10-31
申请(专利权)人(译)	软有限公司荣获角钱		
[标]发明人	이대호 박성민		
发明人	이대호 박성민		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/026 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0024 A61B5/0059 A61B5/0261 A61B5/0402 A61B2562/0209 A61B2562/0247 A61B5/02225 A61B5/02255 A61B5/0245 A61B5/0295 A61B5/0456 A61B5/0472 A61B5/7239 A61B2562/0233		
其他公开文献	KR102058275B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

从第一传感器模块接收心电图信息和血流信息，根据心电图信息和血流信息计算脉搏波传播时间，并基于脉搏波传播时间计算用户的平均血压值；提供一种测量血压的方法，该方法包括：从第二传感器模块接收参考数据；以及基于平均血压值和参考数据来计算用户的舒张压值和收缩压值。由于本发明连续24小时执行非加压血压测量，因此具有可以容易地捕获血压异常体征的效果。

