



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0072556  
(43) 공개일자 2019년06월25일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/0205 (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 5/02108 (2013.01)  
A61B 5/0205 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2019-7012633
- (22) 출원일자(국제) 2017년10월25일  
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2019년04월30일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2017/058197
- (87) 국제공개번호 WO 2018/081208  
국제공개일자 2018년05월03일
- (30) 우선권주장  
62/415,003 2016년10월31일 미국(US)  
15/401,432 2017년01월09일 미국(US)

- (71) 출원인  
라이브메트릭 (메디컬) 에스.에이.  
룩셈부르크 룩셈부르크 1630 루 글래스너 40
- (72) 발명자  
탈 니르 에프라임 요셉  
이스라엘 하이파 3465713 바디아 스트리트 13  
벤트지온 토머  
이스라엘 텔 아비브 6910705 안데르센 스트리트 5
- (74) 대리인  
박장원

전체 청구항 수 : 총 29 항

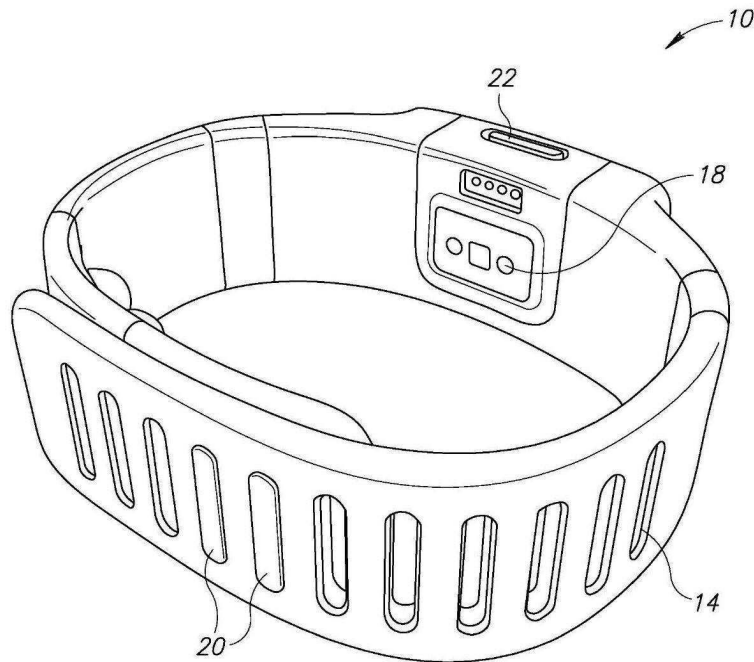
(54) 발명의 명칭 압력 센서 어레이를 이용한 혈액 압력 신호 획득

(57) 요약

본 발명은 압력 센서 어레이를 이용한 혈압 신호 획득 시스템 및 방법에 관한 것이다. 비 팽창성, 비 침습성, 연속 혈압 과정 및 혈압 획득 시스템을 위한 솔루션이 제공된다. 이 시스템은, 덜 정확한 센서 요소들이 보다 정밀한 센서 요소들을 사용하여 조정되는 다양한 센서 요소들의 신호들을 결합하도록 작동한다. 혈압 측정은, 피부를

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



통해 약간의 압력 변화를 감지하는 매우 민감한 압력 센서들을 사용하여 획득되고, 혈압 신호를 산출하기 위해 샘플링되고 산출되며, 실제 수축기 및 이완기의 연속 및/또는 간헐적 혈압 판독 값을 산출하도록 처리된다. 각각의 센서에서 신호를 샘플링하고 검출함으로써, 타겟 동맥에 가장 잘 놓이는 센서가 발견되고, 그 센서로부터의 신호들은 신호 품질에 기초하여 다른 센서들로부터의 신호를 가중하는데 사용된다. 센서 어레이는 대략 타겟 동맥에 배치되어 하나 이상의 요소가 동맥으로부터 신호를 수집할 가능성이 높다. 다수의 이러한 상관 신호들을 비 상관된 잡음과 결합하면 신호 대 잡음 강화 및 보다 정확한 혈압 판독이 산출된다.

(52) CPC특허분류

*A61B 5/681* (2013.01)

*A61B 5/7203* (2013.01)

*A61B 5/7221* (2013.01)

*A61B 5/7225* (2013.01)

*A61B 5/7267* (2013.01)

*A61B 2560/0209* (2013.01)

*A61B 2560/0223* (2013.01)

*A61B 2562/0247* (2013.01)

*A61B 2562/04* (2013.01)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법으로서,

복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와; 그리고

상기 출력 혈압 신호를 생성하기 위해 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 결합하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 출력 혈압 신호는 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 각각에 대한 계수들을 이용하는 가중 합을 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 출력 혈압 신호로부터 수축기 혈압 측정 및 이완기 혈압 측정 중 적어도 하나를 도출하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

#### 청구항 4

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법으로서,

복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와; 그리고

상기 출력 혈압 신호와 같은 하나 이상의 품질 메트릭에 따라 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 중 하나를 선택하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

상기 하나 이상의 품질 메트릭은 신호 대 잡음비(SNR) 및 수신 신호 강도 표시(RSSI)를 포함하는 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

#### 청구항 6

제4항에 있어서,

상기 비 선택된 압력 센서들 및 상기 비 선택된 압력 센서들에 관련된 회로는 전력 소비를 감소시키기 위해 파워 다운되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 7**

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법으로서,

복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와;

상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하는 단계와; 그리고

하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호를 포함하는 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 합성하여 합성 출력 혈압 신호를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 8**

제17항에 있어서,

상기 합성하는 단계는 더 높은 신호 대 잡음비(SNR) 합성 혈압 신호를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 9**

제7항에 있어서,

상기 합성 혈압 신호는 상기 N 개의 혈압 파형들 각각에 대한 계수들을 이용하는 가중 합을 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

상기 계수들은, 상기 합성 출력 혈압 신호가 상기 N 개의 압력 센서 신호들 중 하나 이상보다 높은 신호 대 잡음비(SNR)를 갖도록 적응형 알고리즘을 사용하여 추정되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 11**

제1항에 있어서,

상기 복수의 N 개의 압력 센서들은 요골 동맥(radial artery), 척골 동맥(ulnar artery) 및 상완 동맥(brachial artery) 중 적어도 하나로부터의 혈압을 감지하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 12**

제17항에 있어서,

상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하는 것은,

상기 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서들로부터 상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들에 대한 스케

일 팩터들을 추정하는 것과; 그리고

상기 하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호들을 생성하기 위해 상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서로부터의 혈압 파형 신호들을 상기 스케일 팩터들과 곱하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

### 청구항 13

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법으로서,

복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와;

상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하는 단계와; 그리고

하나 이상의 메트릭에 따라 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 중 하나를 선택하고 상기 선택된 신호를 상기 출력 혈압 신호로서 출력하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

### 청구항 14

제13항에 있어서,

상기 하나 이상의 품질 메트릭은 신호 대 잡음비(SNR) 및 수신 신호 강도 표시(RSSI)를 포함하는 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

### 청구항 15

제13항에 있어서,

상기 비 선택된 압력 센서들 및 상기 비 선택된 압력 센서들에 관련된 회로는 전력 소비를 감소시키기 위해 파워 다운되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

### 청구항 16

제13항에 있어서,

상기 복수의 N 개의 압력 센서들은 요골 동맥, 척골 동맥 및 상완 동맥 중 적어도 하나로부터의 혈압을 감지하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

### 청구항 17

제13항에 있어서,

상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하는 것은,

상기 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서들로부터 상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들에 대한 스케일 팩터들을 추정하는 것과; 그리고

상기 하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호들을 생성하기 위해 상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서로부터의 혈압 파형 신호들을 상기 스케일 팩터들과 곱하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법.

**청구항 18**

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치로서,

복수의 N 개의 압력 센서들과;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하기 위해 동작하는 획득 회로 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 도출되며 - 와; 그리고

프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는, 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 합성하여 상기 출력 혈압 신호를 생성하도록 프로그래밍되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 19**

제18항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 출력 혈압 신호로부터 수축기 혈압 측정 및 이완기 혈압 측정 중 적어도 하나를 도출하도록 더 프로그래밍되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 20**

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치로서,

복수의 N 개의 압력 센서들과;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하기 위해 동작하는 획득 회로 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 도출되며 - 와; 그리고

프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는, 상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하고, 그리고

하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호를 포함하는 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 합성하여 상기 합성 출력 혈압 신호를 생성하도록 프로그래밍되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 21**

제20항에 있어서,

상기 혈압 파형 신호들을 합성하는 것은 보다 높은 신호 대 잡음비(SNR) 합성 혈압 신호를 계산하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 22**

제20항에 있어서,

상기 합성 혈압 신호는 상기 N 개의 혈압 파형들 각각에 대한 계수들을 이용하는 가중 합을 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 23**

제22항에 있어서,

상기 계수들은, 상기 합성 출력 혈압 신호가 상기 N 개의 압력 센서 신호들 중 하나 이상보다 높은 신호 대 잡음비(SNR)를 갖도록 적응형 알고리즘을 사용하여 추정되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 24**

제20항에 있어서,

상기 복수의 N 개의 압력 센서들은 요골 동맥, 척골 동맥 및 상완 동맥 중 적어도 하나로부터의 혈압을 감지하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 25**

제20항에 있어서,

상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하는 것은,

상기 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서들로부터 상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들에 대한 스케일 팩터들을 추정하는 것과; 그리고

상기 하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호들을 생성하기 위해 상기 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서로부터의 혈압 파형 신호들을 상기 스케일 팩터들과 곱하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 26**

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치로서,

복수의 N 개의 압력 센서들과;

복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하기 위해 동작하는 획득 회로 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 도출되며 - 와; 그리고

프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는, 상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하고,

하나 이상의 품질 메트릭에 따라 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 중 하나를 선택하고, 그리고

상기 선택된 신호를 상기 출력 혈압 신호로서 출력하도록 프로그래밍되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 27**

제26항에 있어서,

상기 하나 이상의 품질 메트릭은 신호 대 잡음비(SNR) 및 수신 신호 강도 표시(RSSI)를 포함하는 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 28**

제26항에 있어서,

상기 비 선택된 압력 센서들 및 상기 비 선택된 압력 센서들에 관련된 회로는 전력 소비를 감소시키기 위해 파워 다운되는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**청구항 29**

제26항에 있어서,

상기 복수의 N 개의 압력 센서들은 요골 동맥, 척골 동맥 및 상완 동맥 중 적어도 하나로부터의 혈압을 감지하는 것을 특징으로 하는

출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 여기에 개시된 주제는 사용자의 생체 신호들을 모니터링하는 분야에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 압력 센서 어레이를 사용하는 혈압 신호 획득을 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 고혈압은 동맥벽에 대한 혈액의 장기적인 힘이 높기 때문에 결국 심장 질환과 같은 건강 문제를 일으킬 수 있는 일반적인 상태이다. 혈압은 심장 펌프에서의 혈액 양과 동맥의 혈류 저항에 의해 결정된다. 심장 혈액이 더 많이 공급되고 동맥이 좁아 질수록 혈압이 높아진다.

[0003] 증상들 없이 수년간 높은 혈압 증상(즉, 고혈압)이 발생할 수 있다. 증상이 없어도 혈관 및 심장 손상이 계속되고 감지될 수 있다. 통제되지 않는 고혈압은 심장 마비 및 뇌졸중과 같은 심각한 건강 문제의 위험을 증가시킨다. 고혈압은 일반적으로 수년에 걸쳐 발전하며 거의 모든 사람들에게 영향을 준다. 다행히 고혈압은 쉽게 발견할 수 있다.

[0004] 현재, 심혈관 질환은 전 세계적으로 보고된 사망자의 상당 부분을 차지한다. 이러한 질병은 종종 및 공유 위험으로 간주되며, 저소득 및 중간 소득 국가에서 부담의 대부분을 차지한다. 심장 마비 또는 뇌졸중의 위험을 증가시키고 혈관의 경화를 가속화시키며 수명을 단축시키는 주요 요인은 고혈압이다.

[0005] 고혈압은, 혈관 벽에 순환 혈액이 가하는 압력이 상승하는 만성 건강 상태이다. 혈관에서 적절한 혈액 순환을 보장하기 위해 고혈압 환자의 심장은 정상보다 더 열심히 작동해야 하며, 이는 심장 발작, 뇌졸중 및 심장 마비의 위험을 증가시킨다. 그러나, 건강한 식이요법 및 운동을 하면, 혈압 조절을 현저히 향상시키고 합병증들의 위험을 감소시킬 수 있다. 효율적인 약물 치료도 가능하다. 따라서 고혈압 환자를 찾고 정기적으로 혈압 정보를 모니터링하는 것이 중요하다.

[0006] 각 심장 박동 동안, 혈압은 최대(즉, 수축기) 압력과 최소(즉, 확장기) 압력 사이에서 변화한다. 혈압을 측정하는 전통적인 비 침습적인 방법은, 압력이 가해진 커프를 사용하고 혈류가 맥박을 시작하기 시작하는 압력 레벨(즉, 수축기와 이완기 혈압 사이의 압력)과 흐름이 전혀 없는 압력 레벨(즉, 커프 압력이 수축기 압력을 초과함)을 검출한다. 그러나, 사용자들은 특히 장기 모니터링에서 압박감을 주는 커프뿐만 아니라 지루하고 심지어 스트레스를 받는 측정 상황을 고려하는 경향이 있다. 또한, 잘 알려진 백색 도색 증후군은 측정 중에 혈압을 상승시켜 부정확한 진단을 초래하는 경향이 있다.

[0007] 장시간 동안 비 침습적, 연속적 및/또는 간헐적으로 신체 생리적 파라미터들(예 : 혈압, 심박수(HR) 펄스, 체온, 혈당 수준, 운동 패턴 등)을 모니터링하기 위한 웨어러블 디바이스의 사용이, 건강을 모니터링하고 향상시키는 방법으로 널리 사용되고 있다.

[0008] 전통적인 혈압 측정은 혈관 내부의 혈류에 의해 생성된 소리에 기계적 센서(예 : 청진기)를 사용하여 청취하는 동안 전체 혈관 폐색 상태에서 낮은 압력으로 점차 수축되는 팽창 가능한 커프들을 필요로 한다. 이 방법의 장점은 운동에 대한 상대적 견고성이며, 이에 반해 단점은 큰 폼 팩터와 많은 양의 에너지가 필요한 자동 펌프 또는 사용자에게 의한 수동 팽창이 필요하다는 것이다. 에너지 효율과 소형 폼 팩터가 웨어러블 디바이스들의 주요한 요구 사항이기 때문에 팽창식 커프 혈압 센싱은 이 공간에서 유용한 패러다임이 아니다.

[0009] 선행 기술의 혈압 측정 장치는 심각한 단점들을 가지고 있다. 첫째, 요골 동맥에 센서를 위치시키거나 배치하는 것은 사용자에게 어려운 일이다. 둘째, 센서는 정확한 판독 값들을 얻기 위해 일반적으로 교정이 필요하다. 셋째, 센서로부터 얻어진 신호 대 잡음비(S/R)는 신뢰할 수 있는 혈압 판독 값을 얻기에 충분하지 않을 수 있다.

[0010] 따라서, 종래의 장치들 및 방법들의 단점을 극복하는 혈압을 연속적으로 측정하고 모니터링할 수 있는 메커니즘

이 필요하다. 예를 들어, 혈압을 측정하는 메커니즘은 관련 에너지 요구량이 높은 팽창식 커프를 사용할 필요가 없다. 또한, 메커니즘은 팔에서의 하나 이상의 동맥들(즉, 요골 및 척골 동맥)의 혈압 파형을 감지하면서 파형으로부터 모션 아티팩트들을 상당히 감소시키거나 제거할 수 있어야 한다.

**발명의 내용**

- [0011] 본 발명은 기반 압력 센서 어레이를 이용한 혈압 신호 획득 시스템 및 방법에 관한 것이다. 비 팽창성, 비 침습성, 연속 혈압 파형 및 혈압 획득 시스템을 위한 솔루션이 제공된다. 이 시스템은, 덜 정확한 센서 요소들이 보다 정밀한 센서 요소를 사용하여 조정되는 다양한 센서 요소들로부터의 신호를 결합하도록 작동한다.
- [0012] 혈압을 얻는 한가지 기법은 매우 민감한 압력 센서들을 사용하여 구현되는 것으로, 이는 용량성 또는 민감성 감지 수단에 의해 MEMS(Micro Electrical-Mechanical Systems)에서 구현될 수 있다. 요골 또는 척골 동맥에 조심스럽게 배치된 이러한 센서는 피부를 통한 약간의 압력 변화를 감지할 수 있지만, 이것은 조심스럽게 샘플링되고 처리되면 혈압 신호를 산출할 수 있으며, 혈압 신호는 실제로 수축기 및 이완기의 연속 및/또는 간헐적 혈압 관독 값을 산출하도록 처리될 수 있다.
- [0013] 본 발명은 이러한 시스템의 3가지 핵심 기술 장벽을 극복한다: (1) 정확하게 타겟 동맥에 센서를 배치하는 방법; (2) 센서를 보정하는 방법; (3) 혈압 파형의 신호대 잡음비를 향상시키는 방법.
- [0014] 센서 배치와 관련하여, 전형적인 요골 동맥의 직경은 단지 수 밀리미터이다. 요골 동맥을 통해 피부에 수직이고 피부에 닿도록 센서 압력 센서를 정렬하는 것은 특히 웨어러블 디바이스와 관련하여 어려울 수 있다. 본 발명은 선형, 2차원 등의 센서 어레이를 제공함으로써 이러한 어려움을 극복하며, 이에 따라 센서들은 손목의 충분한 영역을 커버하여, 적어도 하나의 센서가 요골 동맥 또는 척골 동맥에 최적일 또는 최적에 가까워질 가능성이 높다.
- [0015] 센서 캘리브레이션과 관련하여, 용량성 MEMS 압력 센서가 온도, 배치 및 기타 파라미터들에 극도로 의존하기 때문에 교정없이 mmHg 정확도로 절대 압력을 측정하는 것은 본질적으로 적합하지 않다. 본 발명은 용량성(즉, 더 낮은 정확도) 및 저항성(즉, 높은 정확도) 센서를 센서 어레이에 포함함으로써 이러한 어려움을 극복한다. 더 정확한 저항성 유형 센서들은 덜 정확한 용량성 유형 센서를 보정하는 데 사용된다.
- [0016] 신호 대 잡음비(SNR)에 관해서는, 혈압 측정은 양호한 신호 대 잡음비를 가져야하고, 감지된 실제 신호는 혈관 경계 및 피부 조직을 통해 전달된 압력 파형이기 때문에 상당한 감쇄가 발생하여 신호 대 잡음비가 감소한다. 이것은 생체 내 생리학 변화와 결합되어 압력파를 감지하는 것은 매우 어렵다. 본 발명은 센서 데이터의 SNR을 향상시키는 기술을 제공함으로써 이를 극복한다. 합성 혈압 파형은 스케일 팩터들(즉, 가중치)을 추정하여 센서 데이터에 적용함으로써 생성된다. 스케일링된 데이터가 합산되고 합성 파형이 출력된다. 대안적으로, 모든 센서들로부터의 데이터가 관독되고 하나 이상의 품질 메트릭들이 계산되며, 선행 메트릭에 대응하는 센서 데이터는 비 선택된 센서들로부터 데이터를 폐기하는 동안 추후 처리를 위해 선택된다.
- [0017] 따라서, 본 발명의 시스템 및 방법은 전술한 3가지 설계 사항들 모두를 완화시키는 소형 센서 소자 군을 제공한다. 다수의 센서들로 인해, 덜 정확한 센서, 즉 용량성 압력 MEMS 센서 또는 FSR(force sensitive resistor) 디바이스들을 교정할 수 있는 여러 센서 유형들이 사용될 수 있다.
- [0018] 또한, 시스템이 각 센서에서 신호를 샘플링하고 감지할 수 있기 때문에, 그것은 어떤 센서가 타겟 동맥에 가장 잘 위치 하는지를 검출할 수 있고 그 센서로부터의 신호를 사용하거나 신호 품질에 기초하여 다양한 요소들로부터의 신호를 가중시킬 수 있다.
- [0019] 또한, 센서 어레이가 대략 타겟 동맥에 배치되기 때문에, 하나 이상의 요소가 동맥으로부터 신호를 획득할 가능성이 높다. 다수의 이러한 상관 신호를 보정되지 않은 잡음과 결합하면 신호 대 잡음 향상이 생겨 훨씬 정확한 혈압 관독 값을 산출하게 된다.
- [0020] 따라서, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법이 제공되고, 이 방법은: 복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와; 그리고 상기 출력 혈압 신호를 생성하기 위해 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 결합하는 단계를 포함한다.
- [0021] 또한, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법이 제공되고, 이 방법은: 복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들

중 하나로부터 획득되며 - 와; 그리고 상기 출력 혈압 신호와 같은 하나 이상의 품질 메트릭에 따라 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 중 하나를 선택하는 단계를 더 포함한다.

[0022] 추가로, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법이 제공되고, 이 방법은: 복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와; 상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하는 단계와; 그리고 하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호를 포함하는 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 합성하여 합성 출력 혈압 신호를 생성하는 단계를 포함한다.

[0023] 또한, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻는 방법이 제공되고, 이 방법은: 복수의 N 개의 압력 센서들을 제공하는 단계와; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하는 단계 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 획득되며 - 와; 상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하는 단계와; 그리고 하나 이상의 메트릭에 따라 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 중 하나를 선택하고 상기 선택된 신호를 상기 출력 혈압 신호로서 출력하는 단계를 포함한다.

[0024] 추가로, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치가 제공되고, 이 장치는: 복수의 N 개의 압력 센서들과; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하기 위해 동작하는 획득 회로 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 도출되며 - 와; 그리고 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 합성하여 상기 출력 혈압 신호를 생성하도록 프로그래밍된다.

[0025] 또한, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치가 제공되고, 이 장치는: 복수의 N 개의 압력 센서들과; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하기 위해 동작하는 획득 회로 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 도출되며 - 와; 그리고 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하고, 그리고 하나 이상의 교정된 혈압 파형 신호를 포함하는 상기 N 개의 혈압 파형 신호들을 합성하여 상기 합성 출력 혈압 신호를 생성하도록 프로그래밍된다.

[0026] 추가로, 본 발명에 따라, 출력 혈압(BP) 신호를 얻기 위한 장치가 제공되고, 이 장치는: 복수의 N 개의 압력 센서들과; 복수의 N 개의 혈압 파형 신호들을 획득하기 위해 동작하는 획득 회로 - 각 혈압 파형 신호는 상기 압력 센서들 중 하나로부터 도출되며 - 와; 그리고 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 복수의 압력 센서들 내의 하나 이상의 덜 정확한 압력 센서들을 교정하기 위해 상기 복수의 압력 센서들 사이의 하나 이상의 상대적으로 정확한 압력 센서로부터의 파형 신호들을 이용하고, 하나 이상의 메트릭에 따라 상기 N 개의 혈압 파형 신호들 중 하나를 선택하고, 그리고 상기 선택된 신호를 상기 출력 혈압 신호로서 출력하도록 프로그래밍된다.

**도면의 간단한 설명**

[0027] 본 발명은 첨부된 도면들을 참조하여 단지 예로서 서술된다.

도 1은 사용자의 혈압을 측정하도록 동작하는 본 발명의 웨어러블 디바이스의 제1 시점을 나타내는 도면이다.

도 2는 사용자의 혈압을 측정하도록 동작하는 본 발명의 웨어러블 디바이스의 제2 시점을 나타내는 도면이다.

도 3a는 혈관, 압력 센서들 및 디바이스 하우징의 방향을 나타내는 사용자의 손목의 단면을 도시하는 도면이다.

도 3b는 팔에 놓고 사용자의 혈압을 측정하도록 동작되는 본 발명의 예시적인 웨어러블 디바이스의 일례를 나타내는 도면이다.

도 4a는 본 발명의 예시적인 혈압 센서 어레이의 제1 실시예를 도시하는 도면이다.

도 4b는 본 발명의 예시적인 혈압 센서 어레이의 제2 실시예를 나타내는 도면이다.

도 4c는 본 발명의 예시적인 혈압 센서 어레이의 제3 실시예를 나타내는 도면이다.

도 5는 사용자의 손목에 상이한 위치를 갖는 복수의 압력 센서들의 신호 출력을 나타내는 다수의 트레이스들을 나타내는 도면이다.

도 6은 본 발명에 따라 구성된 예시적인 웨어러블 디바이스를 나타내는 블록도이다.

도 7은 본 발명에 따른 복합 혈압 파형을 생성하기 위한 예시적인 회로를 나타내는 블록도이다.

도 8은 본 발명에 따른 혈압 파형 결합 방법의 일례를 도시하는 흐름도이다.

도 9는 본 발명에 따른 복수의 압력 센서들 중 하나로부터 혈압 파형을 선택하기 위한 예시적인 회로를 도시하는 블록도이다.

도 10은 본 발명에 따른 혈압 파형 선택의 예시적인 방법을 나타내는 흐름도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0028] 이하의 상세한 설명에서, 본 발명의 완전한 이해를 제공하기 위해 수많은 특정 세부 사항이 서술된다. 하지만, 통상의 기술자는 본 발명이 이러한 특정 세부 사항들 없이 실시될 수 있음을 이해할 것이다. 다른 예들에서, 잘 알려진 방법들, 절차들 및 컴포넌트들은 본 발명을 모호하게 하지 않도록 상세히 설명되지 않았다.
- [0029] 본 발명으로 간주되는 주제는 특히 명세서의 결론 부분에서 지적되고 명백하게 청구된다. 그러나, 본 발명은 그 목적, 특징들 및 이점들과 함께 구성 및 작동 방법 모두가 첨부된 도면과 함께 읽을 때 다음의 상세한 설명을 참조함으로써 가장 잘 이해될 수 있다.
- [0030] 예시의 단순성 및 명료성을 위해, 도면들에 도시된 요소들은 반드시 일정한 비율로 그려진 것은 아니라는 것이 이해될 것이다. 예를 들어, 일부 요소들의 치수들은 명확성을 위해 다른 요소들에 비해 과장될 수 있다. 또한, 적절한 것으로 고려되는 경우, 참조 부호들은 대응하거나 유사한 요소를 나타내기 위해 도면들 사이에서 반복될 수 있다.
- [0031] 본 발명의 도시된 실시예들은 대부분의 경우, 통상의 기술자에게 알려진 전자 컴포넌트들 및 회로들을 사용하여 구현될 수 있기 때문에, 상세한 설명은 필요한 것으로 간주되는 것보다 더 많이 설명되지 않을 것이며, 이는 본 발명의 기본 개념들을 이해하고 인식하고, 본 발명의 교시들을 혼란스럽게 하거나 흐트러뜨리지 않기 위해서이다.
- [0032] 방법에 대한 명세서의 모든 참조는 그 방법을 실행할 수 있는 시스템에 대해 준용되어야 한다. 시스템에 대한 명세서의 모든 참조는 시스템에 의해 실행될 수 있는 방법에 대해 적용되어야 한다.
- [0033] 통상의 기술자라면 알 수 있는 바와 같이, 본 발명은 시스템, 방법, 컴퓨터 프로그램 제품 또는 이들의 조합으로서 구현될 수 있다. 따라서, 본 발명은 하드웨어 실시예, 소프트웨어 실시예(펌웨어, 상주 소프트웨어, 마이크로 코드 등을 포함함) 또는 본 명세서에서 일반적으로 "회로(circuit)", "모듈(module)" 또는 "시스템(system)"으로 지칭될 수 있는 소프트웨어 및 하드웨어 측면을 결합한 실시예이다. 또한, 본 발명의 일부들은 매체에 구현된 컴퓨터 사용 가능 프로그램 코드를 갖는 임의의 유형의 표현 매체에 구현된 컴퓨터 프로그램 제품의 형태를 취할 수 있다.
- [0034] 본 발명은 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈들과 같은 컴퓨터 실행 가능 명령어들의 일반적인 문맥으로 서술될 것이다. 일반적으로, 프로그램 모듈들은 특정 작업들을 수행하거나 또는 특정 추상 데이터 유형들을 구현하는 루틴들, 프로그램들, 객체들, 컴포넌트들, 데이터 구조들 등을 포함한다. 본 발명은 통신 네트워크를 통해 링크된 원격 처리 장치들에 의해 작업들이 수행되는 분산 컴퓨팅 환경들에서도 실시될 수 있다. 분산 컴퓨팅 환경에서, 프로그램 모듈들은 메모리 저장 디바이스들을 포함하는 로컬 및 원격 컴퓨터 저장 매체 모두에 위치할 수 있다.
- [0035] 하나 이상의 컴퓨터 이용 가능 또는 컴퓨터 판독 가능 매체(들)의 임의의 조합이 이용될 수 있다. 컴퓨터 이용 가능 또는 컴퓨터 판독 가능 매체는, 예를 들어, 전자, 자기, 광학, 전자기, 적외선 또는 반도체 시스템, 장치, 디바이스 또는 전파 매체일 수 있지만, 이에 한정되는 것은 아니다. 컴퓨터 판독 가능 매체의 더 구체적인 예들(비 한정적인 리스트)은 하나 이상의 와이어들을 갖는 전기적 연결, 휴대용 컴퓨터 디스켓, 하드 디스크, 랜덤 액세스 메모리(RAM), 판독 전용 메모리(ROM), 소거 가능한 프로그램가능 판독전용 메모리(EPROM 또는 플래시 메모리), 광섬유, 휴대용 콤팩트 디스크 판독 전용 메모리(CDROM), 광학 저장 장치, 인터넷이나 인트라넷을 지원 하는 전송 매체, 또는 자기 저장 장치를 포함한다. 컴퓨터 사용 가능 또는 컴퓨터 판독 가능 매체는, 예를 들어, 심지어 종이 또는 다른 매체의 광학 스캐닝을 통해 프로그램이 전자적으로 캡처될 수 있기 때문에 프로그램이 인쇄된 종이 또는 다른 적합한 매체일 수 있으며, 필요하다면 적절한 방식으로 컴파일되고, 해석되며 또는 다른 방법으로 처리된 다음 컴퓨터 메모리에 저장될 수 있다. 이 문서의 문맥에서, 컴퓨터 사용 가능 또는

컴퓨터 판독 가능 매체는 명령 실행 시스템, 장치 또는 디바이스에 의해 또는 그와 관련하여 사용하기 위한 프로그램을 포함하거나 저장할 수 있는 임의의 매체일 수 있다.

- [0036] 본 발명의 동작들을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램 코드는 자바, 스몰토크 (Smalltalk), C++, C# 등과 같은 객체 지향 프로그래밍 언어, "C" 프로그래밍 언어와 같은 종래의 절차형 프로그래밍 언어들, 및 프롤로그 및 Lisp, 기계 코드, 어셈블러 또는 기타 적합한 프로그래밍 언어들과 같은 함수 프로그래밍 언어 등을 포함하는 하나 이상의 프로그래밍 언어들의 임의의 조합으로 기록될 수 있다. 프로그램 코드는 웨어러블 디바이스, 호스트 장치 및/또는 클라우드에서 전체적으로 또는 부분적으로 실행될 수 있다. 후자의 시나리오에서, 웨어러블 디바이스, 호스트 및/또는 클라우드는, 예를 들어, 근거리 통신망(LAN) 또는 광역 통신망(WAN)을 포함하는 임의의 유형의 네트워크 프로토콜을 사용하는 임의의 유형의 네트워크를 통해 접속될 수 있거나, 외부 컴퓨터(예를 들어, 인터넷 서비스 공급자를 사용하여 인터넷을 통해)에 연결할 수 있다.
- [0037] 본 발명은 본 발명의 실시예들에 따른 방법들, 장치들(시스템들) 및 컴퓨터 프로그램 제품들의 흐름도 및/또는 블록도들을 참조하여 이하에서 설명된다. 흐름도들 및/또는 블록도들의 각 블록, 및 흐름도 및/또는 블록도들의 블록들의 조합들은 컴퓨터 프로그램 명령들에 의해 구현되거나 지원될 수 있음을 이해할 것이다. 이들 컴퓨터 프로그램 명령들은, 범용 컴퓨터, 특수용 컴퓨터 또는 다른 프로그램 가능 데이터 처리 장치의 프로세서에 제공되어 컴퓨터 또는 다른 프로그램 가능한 데이터 처리 장치의 프로세서를 통해 실행되는 명령들이 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에서 특정된 기능들/행위들을 구현하기 위한 수단을 생성하는 기계를 생산할 수 있다.
- [0038] 이들 컴퓨터 프로그램 명령어들은 또한 컴퓨터 또는 다른 프로그램 가능한 데이터 처리 장치가 특정 방식으로 기능하도록 지시할 수 있는 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장될 수 있어, 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 명령어들은 흐름도 및/또는 블록도 블록(들)에서 특정된 기능/동작을 구현하는 명령 수단을 포함하는 제품을 생성한다.
- [0039] 컴퓨터 프로그램 명령어들은 또한 컴퓨터 또는 다른 프로그램 가능한 데이터 처리 장치상에 로딩되어 일련의 동작 단계들이 컴퓨터 또는 다른 프로그램 가능한 장치상에서 수행되어 컴퓨터 구현 프로세스를 생성할 수 있어 컴퓨터 또는 다른 프로그램 가능한 장치상에서 실행되는 명령들이 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에서 특정된 기능들/행위들을 구현하기 위한 프로세스들을 제공한다.
- [0040] 본 발명은 다수의 범용 또는 특수 목적 컴퓨팅 시스템 환경 또는 구성들로 동작한다. 웨어러블 디바이스 프로세서, 호스트 장치 및 클라우드를 포함하는 본 발명과 함께 사용하기에 적합할 수 있는 잘 알려진 컴퓨팅 시스템들, 환경들 및/또는 구성들의 예들로는 퍼스널 컴퓨터들, 서버 컴퓨터들, 클라우드 컴퓨팅, 마이크로 프로세서, 마이크로 컨트롤러 또는 마이크로컴퓨터 기반 시스템들, 셋톱 박스들, 프로그래머블 가전 제품들, ASIC 또는 FPGA 코어, DSP 코어, 네트워크 PC들, 미니 컴퓨터들, 메인프레임 컴퓨터들, 상기 시스템들 또는 장치들 중 임의의 것을 포함하는 분산 컴퓨팅 환경 등을 포함할 수 있다.
- [0041] 도면들의 흐름도 및 블록도는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 시스템들, 방법들 및 컴퓨터 프로그램 제품들의 가능한 구현의 구조, 기능 및 동작을 도시한다. 이와 관련하여, 흐름도 또는 블록도들의 각 블록은 특정 논리 기능(들)을 구현하기 위한 하나 이상의 실행 가능 명령들을 포함하는 모듈, 세그먼트 또는 코드 부분을 나타낼 수 있다. 또한, 일부 대안의 구현들에서, 블록에서 언급된 기능들이 도면들에서 언급된 순서를 벗어나 발생할 수 있음에 유의해야 한다. 예를 들어, 연속적으로 도시된 2개의 블록들은 사실상 실질적으로 동시에 실행될 수 있거나, 관련된 기능에 따라 때때로 블록들이 역순으로 실행될 수 있다. 또한, 블록도 및/또는 흐름도들의 각 블록, 및 블록도들 및/또는 흐름도의 블록들의 조합은 특정 기능들 또는 동작들을 수행하는 특수 목적 하드웨어 기반 시스템에 의해 구현될 수 있으며, 또는 특수 목적 하드웨어와 컴퓨터 명령어들의 조합들에 의해 수행될 수 있다.
- [0042] 사용자의 혈압을 측정하도록 동작하는 본 발명의 예시적인 웨어러블 디바이스의 제1 측면을 도시하는 다이어그램이 도 1에 도시되어 있다. 사용자의 혈압을 측정하도록 동작하는 본 발명의 예시적인 웨어러블 디바이스의 제2 측면을 도시하는 다이어그램이 도 2에 도시되어 있다. 일반적으로 10으로 표시된 웨어러블 디바이스는, CPU, 메모리, 유선 및 무선 통신 등을 포함하는 하우징에 장착된 디스플레이(16)(예를 들어, 가시 OLED 등), 하나 이상의 버튼들(22), 압력 센서 어레이 (12)를 수용하는 손목 밴드(14), 광학 또는 다른 비-압력 센서(18) 및 스트랩 폐쇄, 유지 또는 잠금 기구(20)를 포함한다. 손목 밴드 스트랩은 그 안에 내장된 압력 센서를 가지고, 그리고 요골 동맥, 척골 동맥 및 상완 동맥 중 적어도 하나에 센서 어레이(12)를 적용하고 그리고 센서 어레이(12)에 중간 압력을 가하면서 손목에 대해 폐쇄되도록 의도된다(즉, 수축기 압력보다 유의하게 낮지만 압력파를 감

지하기에 충분함).

- [0043] 혈관들, 압력 센서들 및 장치 하우징의 방향을 나타내는 사용자의 손목의 안쪽 방향(일반적으로 30으로 표시됨)을 향한 왼손 손목의 가로지르는 면(즉, 횡단면)을 도시하는 다이어그램이 도 3a에 도시되어 있다. 상기 웨어러블 디바이스의 주 하우징(42)은 손목 주위에 배치된 스트랩(14)과 함께 손목의 상부에 위치된다. 단면은, 요골(40) 및 척골(38); 그리고 팔의 요골 동맥(34) 및 척골 동맥(36)을 나타낸다. 이 예에서, 압력 센서 어레이(12)는 요골 동맥(34)이 위치하는 손목의 영역에 배치된다.
- [0044] 팔에 배치되고 사용자의 혈압을 측정하도록 작동되는 본 발명의 예시적인 웨어러블 디바이스의 일례를 나타내는 다이어그램이 도 3b에 도시되어 있다. 다른 실시 예에서, 웨어러블 디바이스는 사용자의 팔 위 또는 팔꿈치 아래에 배치되도록 구성된다. 웨어러블 디바이스는 아암 밴드(33), 복수의 센서 요소(37)를 포함하는 센서 어레이(31), 및 전자 기기, 디스플레이, 버튼 등을 포함하는 하우징(35)을 포함한다.
- [0045] 작동시, 센서 어레이(31)는 아암 밴드의 바닥 부분 상에 위치되고, 파선으로 도시된 것은 요골 동맥 및 척골 동맥으로 분기하기 전에 상완 동맥(39) 위에 배치된다. 대안적으로, 센서 어레이 및 아암 밴드는 팔꿈치 아래의 팔에 위치될 수 있으며 센서 어레이는 요골 동맥 또는 척골 동맥으로부터의 혈압을 감지한다. 상기 디바이스는 통신 시스템을 포함할 수 있으며, 상기 통신 시스템을 통해, 혈압 데이터는, 신호 데이터를 처리하고 이로부터 혈압 측정치를 생성하도록 동작하는 외부 호스트 디바이스로 증계된다. 대안적으로, 상기 디바이스는 센서 신호 데이터 그 자체를 처리하고 지속적인 혈압 측정치를 생성하도록 적합하게 프로그래밍된 프로세서를 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 상기 디바이스는 전술한 바와 같이 손목 착용 장치와 조합하여 작동하도록 구성될 수 있으며, 이에 따라 아암 밴드 장치는 손목 착용 장치와 무선으로 통신한다. 예를 들어, 원시 센서 신호 데이터는 아암 밴드 장치로부터 손목 착용 장치로 무선으로 전달될 수 있고, 처리되는 곳에서 혈압 측정치들이 손목 착용 장치의 사용자에게 디스플레이된다.
- [0046] 압력 센서 어레이가 다수의 상이한 구성들을 포함할 수 있음을 알 수 있다. 본 발명은 다수의 구성들이 고려되는 바와 같이 임의의 하나의 구성으로 제한되지 않는다. 몇 가지 예시적인 구성들이 제시될 것이다.
- [0047] 본 발명의 예시적인 혈압 센서 어레이의 제1 실시예를 도시하는 다이어그램이 도 4a에 도시되어 있다. 이 예에서, 센서 어레이(12)는 3개의 압력 센서들을 포함한다. 3개의 센서들은, 사용자의 손목에 닿을 때 손목 스트랩에 구성되어 대략 요골 동맥 상에 위치된다. 이 디바이스는 3개의 센서들 모두에서 동시에 신호들을 수신하도록 구성된다. 신호들 중 하나는 추후 처리를 위한 혈압 파형으로서 선택되거나 모든 신호들의 가중된 합으로 구성된 합성 신호가 혈압 파형을 생성하는데 사용될 수 있다.
- [0048] 복수의 압력 센서들로부터 다수의 신호들을 획득하는 것이 압력 센서 어레이의 정확한 배치 문제를 제거한다는 것을 주목하는 것이 중요하다. 적어도 하나의 압력 센서가 정확하거나 올바르게 배치되어있는 한, 수신된 신호는 혈압 파형으로부터 정확한 혈압 판독 값들을 도출하기에 충분할 수 있다.
- [0049] 본 발명의 예시적인 혈압 센서 어레이의 제2 실시예를 도시하는 다이어그램이 도 4b에 도시되어 있다. 이 예에서, 손목 밴드(14) 상의 압력 센서 어레이(13)는 선형 어레이로 구성된 복수의 센서들(15)을 포함한다. 이 디바이스는 모든 센서들로부터의 신호들을 동시에 수신하도록 구성된다. 신호들 중 하나는 추후 처리를 위한 혈압 파형으로서 선택될 수 있거나 또는 모든 신호들의 가중된 합으로 구성된 합성 신호가 혈압 파형을 생성하는데 사용될 수 있다. 선형 어레이로 배열된 복수의 압력 센서들로부터 다수의 신호들은 획득하는 것은 압력 센서 어레이의 정확한 배치 문제를 제거한다. 적어도 하나의 압력 센서가 정확하거나 올바르게 배치되어있는 한, 수신된 신호는 혈압 파형으로부터 정확한 혈압 판독 값들을 도출하기에 충분할 수 있다. 센서들의 선형 어레이는 도 4b에 도시된 바와 같이 손목 스트랩에 수직으로 구성될 수 있거나 또는 상기 손목 스트랩에 대해 임의의 원하는 각도로 구성될 수 있다.
- [0050] 본 발명의 예시적인 혈압 센서 어레이의 제3 실시예를 도시하는 다이어그램이 도 4c에 도시되어 있다. 이 예에서, 손목 밴드(14) 상의 압력 센서 어레이(17)는 2차원(2D) 어레이로 구성된 복수의 센서들(19)을 포함한다. 이 디바이스는 모든 센서들로부터 신호들을 동시에 수신하도록 구성된다. 신호들 중 하나는 추후 처리를 위한 혈압 파형으로서 선택될 수 있거나 또는 모든 신호들의 가중된 합으로 구성된 합성 신호가 혈압 파형을 생성하는데 사용될 수 있다. 2D 어레이에 배열된 복수의 압력 센서들로부터 다수의 신호를 획득하는 것은 압력 센서 어레이의 정확한 배치의 문제를 제거한다. 적어도 하나의 압력 센서가 정확하거나 올바르게 배치되어있는 한, 수신된 신호는 혈압 파형으로부터 정확한 혈압 판독 값을 도출하기에 충분할 수 있다. 센서들의 2D 어레이는 도 4b에 도시된 바와 같이 손목 스트랩에 수직으로 구성될 수 있거나 또는 손목 스트랩에 대해 임의의 원하는 각도로 구

성될 수 있다.

- [0051] 각 압력 센서가 사용자의 손목 상의 상이한 위치를 갖는, 복수의 압력 센서들의 신호 출력을 나타내는 다수의 트레이스들의 다이어그램이 도 5에 도시된다. 도시된 5개의 트레이스들, 즉, 트레이스(trace)들(150, 152, 154, 156, 158)은 전술한 바와 같은 센서 어레이에 구성된 5개의 상이한 압력 센서들로부터의 출력 신호들을 나타내며 사용자의 손목에 위치된다. x 축은 시간을 나타내고 y 축은 센서 출력 신호의 진폭과 관련된 mmHg를 나타낸다.
- [0052] 예상대로 일부 신호는 다른 신호보다 품질이 좋다. 특히, 트레이스들 (152, 156)의 신호는 간헐적으로 신호를 포착하고 그리고 매우 약하며 요골 동맥으로부터 압력을 받기 위해 위치하지 않는다는 것을 나타낸다. 트레이스들(150, 154)의 신호는 더 강한 신호를 받지만 여전히 약하며 요골 동맥의 위치에 있지 않음을 나타낸다. 그러나, 트레이스(158)의 신호는 상대적으로 강해서 요골 동맥에 잘 위치 함을 나타내며 후속 처리를 위한 혈압 파형으로서 사용될 수 있다. 이 예에서는 5개의 압력 센서 신호들이 도시되었지만, 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 범위 내에서 2개 이상의 센서가 사용될 수 있다는 것을 알 수 있다.
- [0053] 다른 실시예에서, 어레이를 구성하는 개별 압력 센서들은 상이한 타입의 센서들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 센서들의 제1 부분은 일반적으로 낮은 전력 소비 및 낮은 정확도를 갖는 용량성 압력 센서들을 포함할 수 있다. 센서들의 제2 부분은 통상적으로 높은 전력 소비를 갖지만 더 나은 정확도를 갖는 저항성 압력 센서를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 하나 이상의 저항성 압력 센서들(즉, 상대적으로 더 높은 정밀도의 센서들)로부터 얻어진 신호는 하나 이상의 용량 성 압력 센서들(즉, 상대적으로 더 낮은 정밀도의 센서들)로부터의 판독 값을 캘리브레이션하는데 사용되며, 이를 통해, 현저하게 높은 정확도를 갖는 혈압 측정치를 산출한다.
- [0054] 일 실시예에서, 어레이 내의 압력 센서들 중 하나로부터의 신호는 혈압 판독 값을 도출하는데 사용되는 혈압 파형으로서 선택된다. 다른 모든 선택되지 않은 센서의 신호들은 무시되거나 폐기된다. 센서 신호들은 임의의 원하는 하나 이상의 품질 메트릭들, 예컨대 SNR, RSSI 등에 대해 분석될 수 있다.
- [0055] 다른 실시예에서, 어레이 내의 압력 센서들의 전부 또는 일부로부터의 신호들은 개선된 신호 대 잡음비(SNR)를 갖는 복합 혈압 파형을 생성하기 위해 가중치 방식을 사용하여 결합된다. 복합 혈압 파형은 보다 정확한 혈압 수치를 생성하는 데 사용된다.
- [0056] 다른 실시예에서, 전술한 2가지 기술들은 임의의 원하는 품질 메트릭에 기초하여 하나 이상의 센서 신호들이 선택되어 합성될 수 있고, 그리고 이들 신호들은 합성된 혈압 파형을 생성하도록 가중되고 결합된다.
- [0057] 본 발명에 따라 구성된 예시적인 웨어러블 디바이스를 나타내는 블록도가 도 6에 도시되어 있다. 일반적으로 참조 번호 70의 웨어러블 디바이스는 디지털 버스(84)에 의해 서로 통신하는 손목 밴드 센서 유닛(72) 및 제어 유닛(74)을 포함한다. 손목 밴드 센서 유닛(72)은 각각 아날로그-디지털 변환기(80)에 연결된 복수의 압력 센서들(1 내지 N)(78)을 포함한다. ADC의 출력들은 디지털 버스(84)에 다중화된 모든 입력 신호들을 전송하도록 준비된 멀티플렉서(82)에 입력된다. 일 실시예에서, 모든 센서들(78)로부터 출력된 신호들은 제어 유닛(74)에 입력된다.
- [0058] 제어 유닛(74)은, CPU, 마이크로 제어기, 마이크로 프로세서와 같은 프로세서(86), 디스플레이 서브 시스템(88), 휘발성, 비 휘발성, 플래시 등과 같은 메모리(102), 무선 및 유선 통신 서브 시스템(100), 및 광학, 포토 플레디스모그래프, 온도 등과 같은 하나 이상의 다른 비-압력 센서(104)를 포함한다. 제어 유닛(74)은 무선 LAN, 블루투스 저 에너지(BLE), 범용 직렬 버스(USB) 연결 등과 같은 무선 및/또는 유선 통신 채널들을 통해 호스트 디바이스(76)와 통신한다. 프로세서(86)는 디지털 버스(84)를 통해 손목 밴드 센서 유닛과 데이터를 송신 및 수신하도록 구성된다. 디스플레이 서브시스템은 혈압 측정을 디스플레이하도록 구성된다.
- [0059] 본 발명에 따라 복합 혈압 파형을 생성하기 위한 예시적인 회로를 도시하는 블록도는 도 7에 도시된다. 일반적으로, 참조 번호 110의 회로는 적응형 가중치 알고리즘 블록(118), 승산기들 1 내지 N(114) 및 합산기(116)를 포함한다. 동작시, N 개의 스케일링 인자들은 N 개의 압력 센서들로부터 수신된 혈압 파형 데이터 샘플들 (112)에 적용된다. 혈압 파형 데이터는 적응형 가중치 알고리즘 블록(118)뿐만 아니라 승산기들(114)에 입력된다. 복합 혈압 파형(119)은 또한 적응형 가중치 알고리즘에 입력된다. 알고리즘은 입력 데이터로부터 N개의 승산기들(114)에 각각 인가되는 N 개의 스케일 팩터들(113)(즉, 계수)  $\alpha_1$  내지  $\alpha_N$ 를 생성하도록 동작한다. 승산기들에 의해 생성된 곱들(115)은 합산기(116)를 통해 가산되어 복합 혈압 파형 (119)을 생성하고, 그 복합 혈압 파형은 혈압 판독 값들을 생성하도록 더 처리된다.

[0060] 적응형 가중치 알고리즘(118)은 복합 혈압 파형(119)뿐만 아니라 N 개의 혈압 파형 신호들을 수용하고 복합 혈압 파형(119) 상의 SNR이 최대가 되도록 계수들( $\alpha_1$  내지  $\alpha_N$ )를 추정하도록 구성된다.

[0061] 예시적인 실시예에서, 가중치들은 다음 방정식들에 따라 최소 자승법 최대 비율 합성(MRC) 기법에 기초하여 블록(147)을 통해 계산된다 :

**수학식 1**

[0062] 
$$\hat{y} = \sum_{i=0}^N \alpha_i x_i$$

**수학식 2**

[0063] 
$$\alpha_i = \frac{\hat{A}_i}{\sum_{k=1}^N \hat{A}_k^2}$$

[0064]  $\hat{y}$  는 출력된 추정 혈압 파형 신호이다.

[0065]  $\alpha_i$  는 i번째 압력 센서로부터 획득된 신호와 관련된 가중치이다.

[0066]  $x_i$  는 i번째 압력 센서로부터 획득된 신호이다.

[0067]  $\hat{A}_i$  는  $x_i$  의 추정 진폭이다.

[0068] 일 실시예에서, 신호들의 진폭은 RMS(Root Mean Square Estimation), 분산 (Variance) 등과 같은 임의의 적합한 잘 알려진 기술을 사용하여 추정될 수 있다.

[0069] 본 발명에 따른 혈압 파형 결합(또는 교정)의 예시적인 방법을 도시하는 흐름도는 도 8에 도시된다. 이 예시적인 방법에서, N 개의 센서들 중 일부(P)는 더 정확한 반면(예를 들어, 저항성 MEMS 타입 압력 센서들), N 개의 센서들의 일부(R)는 덜 정확하다(예를 들어, 용량성 MEMS 타입 압력 센서들), 여기서 R+P=N이다. 센서들 1 내지 P는 고정밀 센서들이고 그리고 센서들 P+1 내지 N은 저정밀 센서들이다.

[0070] 도 8을 참조하면, 먼저, 복수의 N 개의 압력 센서들로부터의 신호들이 획득된다(단계 130). R 개의 압력 센서들(P+1 내지 N)로부터의 혈압 파형들에 대한 스케일링 팩터들 교정이 이후 추정된다(단계 132). R 개의 압력 센서들(P+1 내지 N)로부터의 혈압 파형들은 단계 132에서 얻어진 추정된 스케일링 팩터들에 의해 승산된다(단계 134). 센서들(1 내지 N)로부터 획득된 스케일링된 혈압 파형들은 이후 결합되고(단계 136), 복합 혈압 파형은 추가의 프로세싱 및 혈압 관독을 도출하기 위해 출력된다(단계 138). 이 방법은 더 높은 SNR을 갖는 복합 혈압 파형을 산출한다.

[0071] 본 발명에 따른 복수의 압력 센서들 중 하나로부터 혈압 파형을 선택하기 위한 예시적인 회로를 도시한 블록도 가 도 9에 도시되어있다. 일반적으로, 참조 번호 120의 회로는 복수의 N 개의 압력 센서 입력 모듈들(122), 멀티플렉서(121), 전력 관리 유닛(127) 및 프로세서 블록(129)을 포함한다. 각 압력 센서 입력 모듈(122)은 압력 센서(124), 선택적인 필터 회로(126) 및 아날로그-디지털 변환기(ADC) (128)를 포함한다. 프로세서(129)는 특이 스캔 시퀀서(143) 및 품질 메트릭(들) 계산 블록(147)을 포함한다.

[0072] 전술한 바와 같이, 일 실시예에서, 웨어러블 디바이스는 단일 압력 센서들에 의해 출력된 신호를 선택하고 다른 모든 센서들로부터의 신호들을 무시함으로써 하나 이상의 품질 메트릭들을 최대화한다. 이는 프로세서(86)(도 6)를 통한 소프트웨어를 사용하여 달성될 수 있으며, 이로써 모든 센서들로부터의 신호 파형들이 수신되고 하나만 제외하고 모두 폐기된다.

[0073] 이 실시예(120)에서, 전력 소모는 하나의 압력 센서 입력 모듈을 제외한 모든 것에 대한 전력을 디스에이블시킴

으로써 감소된다. 동작에서, 모든 N 개의 센서 입력 모듈들로부터의 신호들은 프로세서에 입력되고, 하나 이상의 품질 메트릭들은 블록(147)을 통해 계산된다. 스캔 시퀀서는 N 개의 센서 입력 모듈에서 신호 데이터 수집을 제어한다. 계산된 메트릭들에 따라, 센서 입력 모듈들 중 하나가 선행 메트릭을 기반으로 선택된다.

[0074] 일단 센서 입력 모듈이 선택되면, N-1 개의 비 선택된 센서 입력 모듈들에 대한 전력은 전력 관리 블록(127)에 의해 생성된 전력 인에이블 신호들(145)을 통해 디스에이블된다. 프로세서는 또한 선택된 센서 입력 모듈에 의해 생성된 신호를 전달하기 위해 멀티플렉서(121)에 적절한 선택 명령(141)을 생성한다. 멀티플렉서들로부터 출력된 혈압 파형(125)은 이후 더 처리되어 혈압 판독치를 생성한다. 일 실시예에서, 모든 N 개의 압력 센서들로부터의 데이터는 재평가(즉, 재스캔)되고 새로운 센서가 선택될 수 있다. 재평가는, 주기적으로, 예를 들어 매 10초마다 또는 동적 기준으로 수행될 수 있고, 이를 통해, 센서 데이터로부터 계산된 일부 메트릭이 임계치 아래로 떨어질 때, 예를 들어, 센서 출력이 특정 SR 또는 RSSI 아래로 떨어질 때 스캐닝이 개시된다.

[0075] 프로세서 블록(147)에 의해 계산된 하나 이상의 품질 메트릭은 임의의 원하는 메트릭을 포함할 수 있음에 유의해야 한다. 예시적인 메트릭들은 SR 및 RSSI를 포함한다. 그러나, 본 발명은 이러한 메트릭들에 제한되지 않음을 이해할 수 있다.

[0076] 본 발명에 따른 혈압 파형 선택의 예시적인 방법을 도시하는 흐름도는 도 10에 도시된다. 먼저, 복수의 N 개의 압력 센서들로부터의 신호들이 수집되어 프로세서에 입력된다(단계 140). 하나 이상의 품질 메트릭들(예컨대, SNR, RSSI 등)이 계산된다(단계 142). 메트릭 계산들이 비교되고 선두 메트릭이 결정된다(단계 144). 이어서, 선두 품질 메트릭에 대응하는 센서 신호가 선택된다(단계 146). 선택된 혈압 파형은 혈압 결정 프로세스로 출력된다(단계 148). 선택적으로, 전력 소비를 줄이기 위해, 비 선택된 센서에 대응하는 센서 입력 모듈들에 대한 전력은 디스에이블된다. 전술한 바와 같이, 모든 N 개의 압력 센서들로부터의 데이터가 재검사되고 새로운 센서가 선택될 수 있다.

[0077] 통상의 기술자는, 논리 및 회로 블록들 간의 경계들이 단지 예시적인 것이며, 대안적인 실시예들이 논리 블록들 또는 회로 소자들을 병합하거나 다양한 논리 블록들 또는 회로 소자들 상에 기능의 대체 분해를 부과할 수 있음을 인식할 것이다. 따라서, 여기에 도시된 아키텍처들은 단지 예시적인 것이며, 실제로, 동일한 기능을 달성하는 많은 다른 아키텍처들이 구현될 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0078] 동일한 기능을 달성하기 위한 컴포넌트들의 배열은 효과적으로 "관련"되어 원하는 기능이 달성된다. 따라서, 특정 기능성을 달성하기 위해 결합된 임의의 2개의 컴포넌트들은 아키텍처 또는 중개 구성 요소와 관계없이 원하는 기능이 달성되도록 서로 "관련된다(associated with)"고 간주될 수 있다. 마찬가지로, 이와 같이 연관된 두 개의 컴포넌트들은 원하는 기능을 달성하기 위해 서로 "작동 가능하게 연결된(operably connected)" 또는 "작동 가능하게 결합된(operably coupled)" 것으로 간주될 수 있다.

[0079] 또한, 통상의 기술자는 전술한 동작들 사이의 경계들이 단지 예시적인 것임을 인식할 것이다. 다중 동작들은 단일 동작으로 결합될 수 있다. 단일 동작은 추가 동작들에서 분산될 수 있고 동작들은 적어도 부분적으로 시간적으로 겹쳐서 실행될 수 있다. 또한, 대안적인 실시예들은 특정 동작의 다수의 인스턴스를 포함할 수 있고, 동작들의 순서는 다양한 다른 실시예들에서 변경될 수 있다.

[0080] 본 명세서에서 사용되는 용어는 특정 실시 양태를 설명하기 위한 것이며, 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 여기에서 사용된 단수 형태를 나타내는 용어 및 상기는 문맥상 다르게 지시하지 않는 한 복수 형태를 포함하도록 의도된다. 본 명세서에서 사용되는 용어 "포함하다" 및/또는 "포함하는"은 명시된 특징들, 정수들, 단계들, 동작들, 요소들 및/또는 컴포넌트들의 존재를 나타내지만, 하나 이상의 다른 특징들, 정수들, 단계들, 동작들, 요소들, 컴포넌트들 및/또는 이들의 그룹들의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

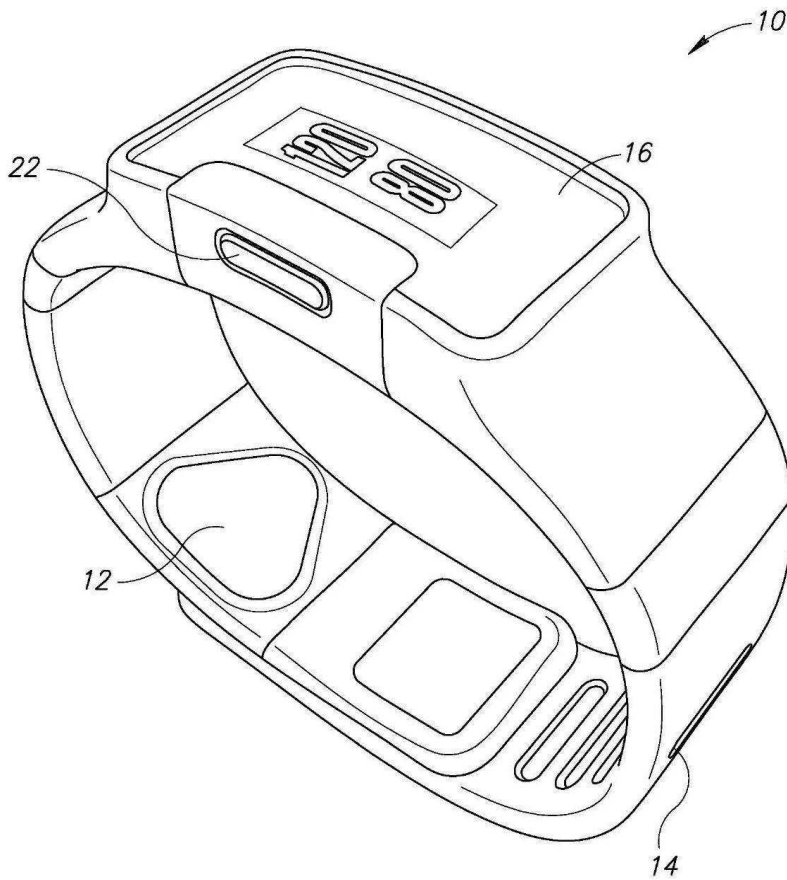
[0081] 청구 범위에서, 괄호 안의 임의의 참조 부호는 청구 범위를 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다. 청구 범위에서 "적어도 하나" 및 "하나 이상"과 같은 소개 문구의 사용은, 동일한 청구항이 "하나 이상" 또는 "적어도 하나"라는 소개 문구와 단수의 나타내는 용어들을 포함하는 경우에도, 단수를 나타내는 용어에 의한 다른 청구항 요소의 도입은 그러한 도입된 청구항 요소를 포함하는 특정 청구항을 그러한 요소를 하나만 포함하는 발명으로 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다. 상기의 사용에 대해서도 마찬가지이다. 달리 명시하지 않는 한, "제1", "제2" 등과 같은 용어들은 그러한 용어가 서술하는 요소를 임의로 구별하는데 사용된다. 따라서, 이들 용어는 반드시 그러한 요소의 시간적 또는 다른 우선 순위를 나타내도록 의도되지는 않는다. 특정한 조치들이 서로 다른 청구항들에 공통적으로 서술되었다는 단순한 사실만으로 이러한 조치들의 조합이 유리하게 사용될 수 없다는 것을 나타내지는 않는다.

[0082]

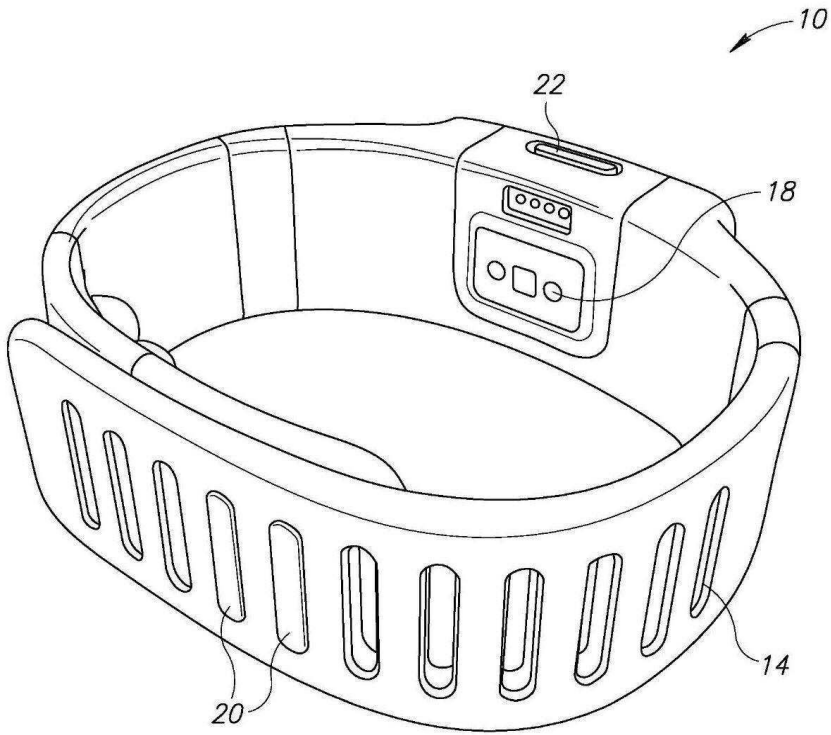
아래의 청구 범위들에서 모든 수단 또는 단계와 기능 요소의 대응하는 구조, 재료, 작용 및 균등물은 구체적으로 청구된 다른 청구된 요소들과 조합하여 기능을 수행하기 위한 임의의 구조, 재료 또는 행위를 포함하도록 의도된다. 본 발명의 설명은 예시 및 설명의 목적으로 제공되었지만, 개시된 형태로 본 발명을 포괄적으로 또는 제한하려는 것은 아니다. 통상의 기술자에게는 다양한 수정 및 변경이 쉽게 생길 수 있으므로, 본 발명은 본 명세서에 기재된 한정된 수의 실시예에 한정되지 않는다. 따라서, 모든 적절한 변형들, 수정들 및 등가물들이 본 발명의 사상 및 범위 내에 있는 것으로 고려될 수 있음을 이해할 것이다. 실시예들은 본 발명의 원리 및 실제 응용을 가장 잘 설명하고, 통상의 기술자가 고려된 특정 용도에 적합한 다양한 변형예들과 함께 다양한 실시예에 대해 본 발명을 이해할 수 있도록 선택 및 서술되었다.

**도면**

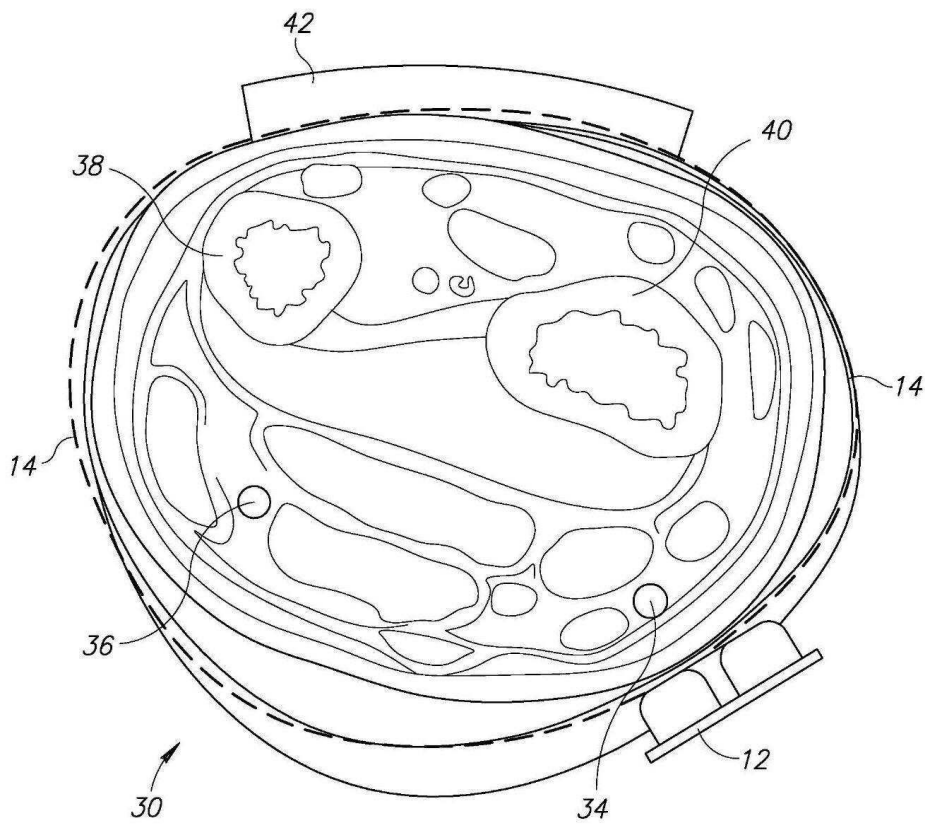
**도면1**



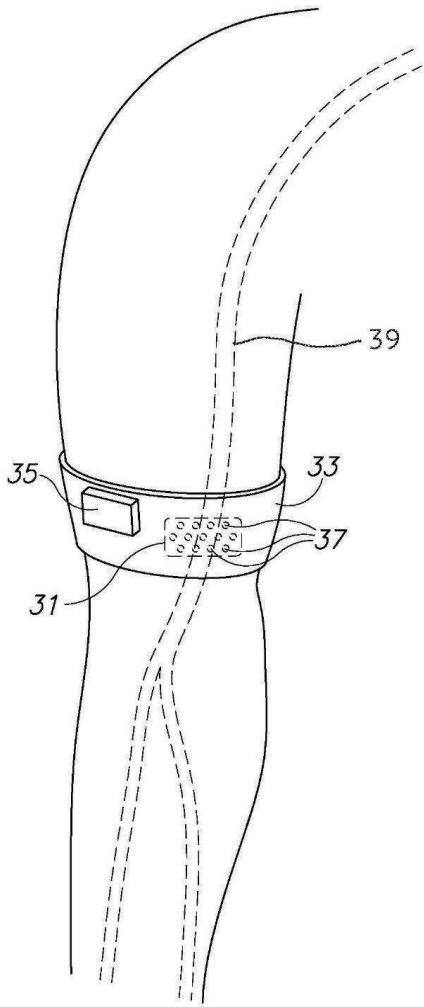
도면2



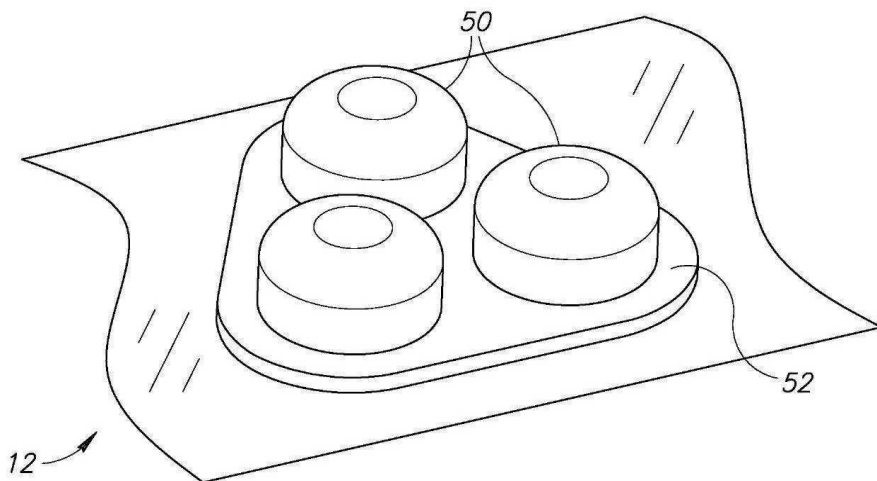
도면3a



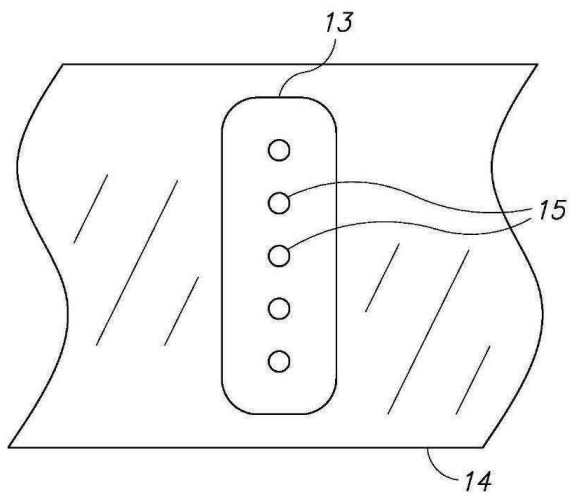
도면3b



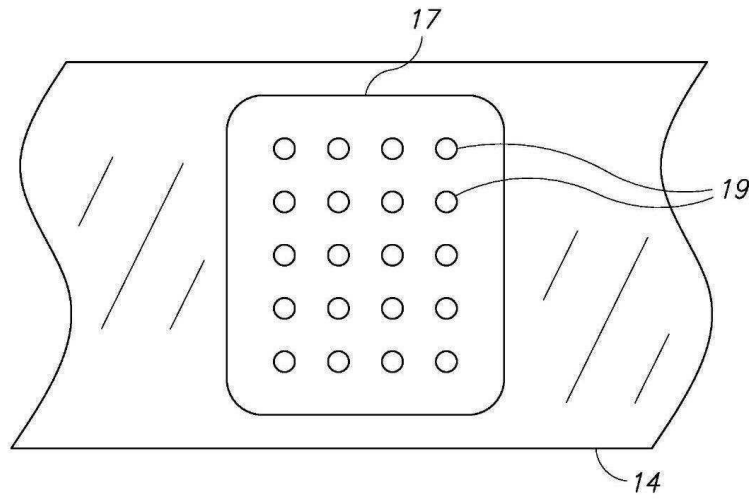
도면4a



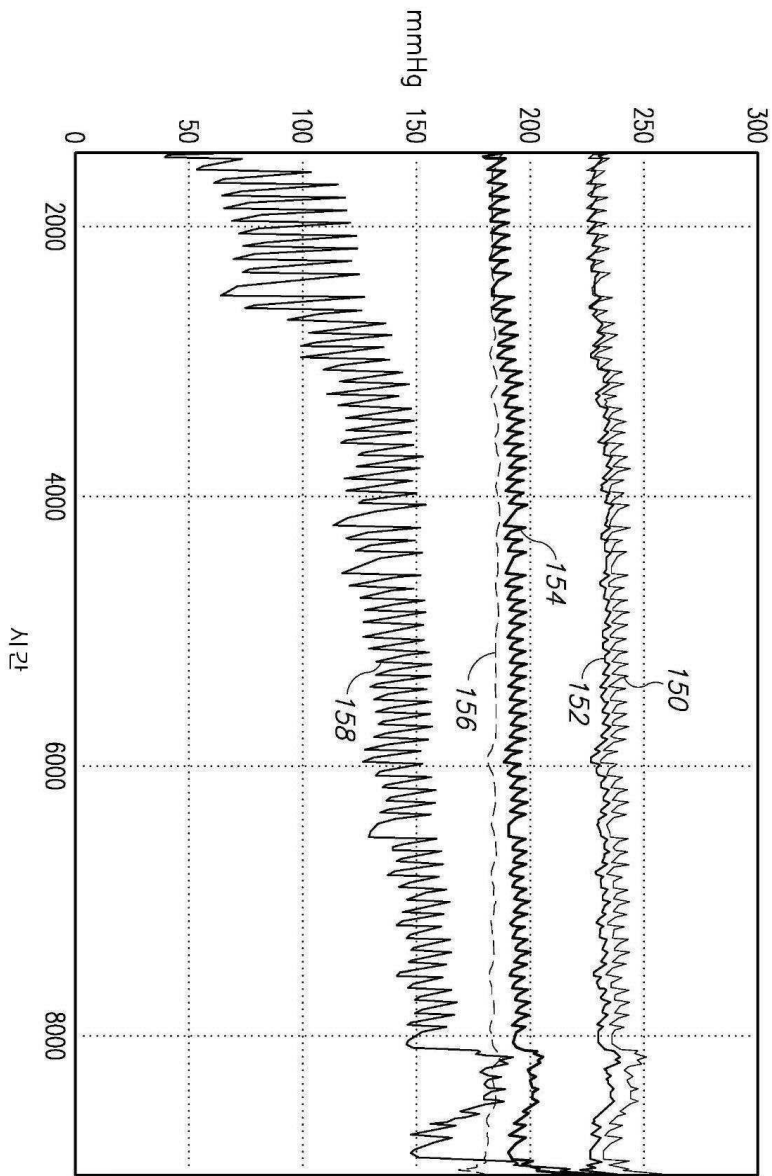
도면4b



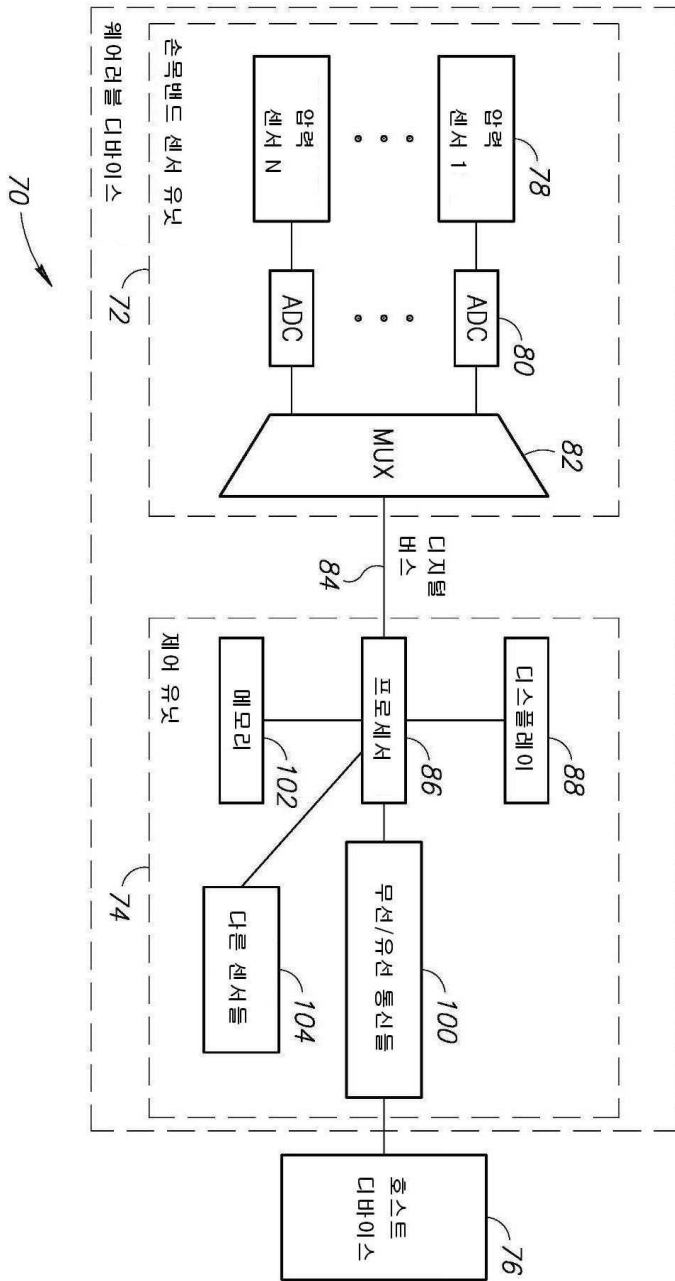
도면4c



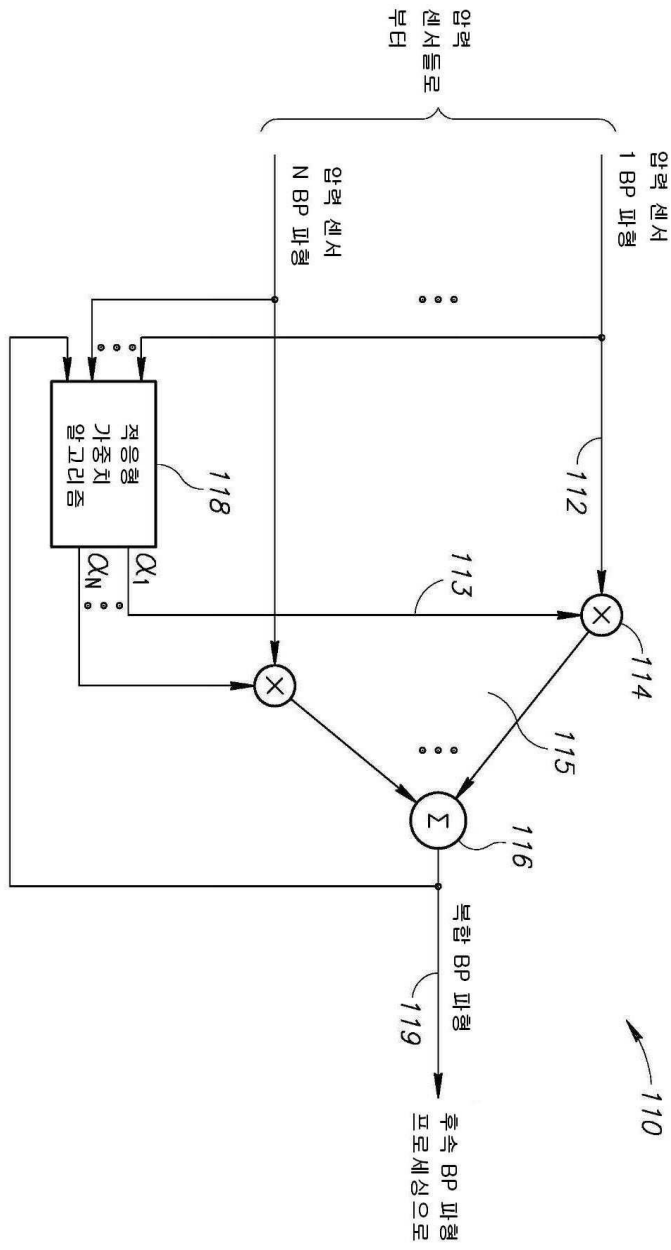
도면5



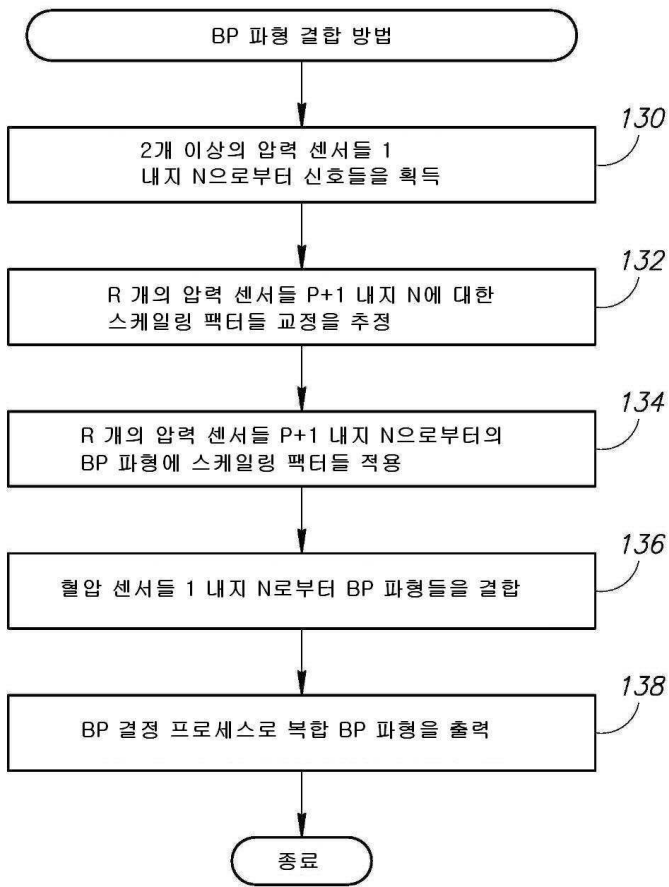
도면6



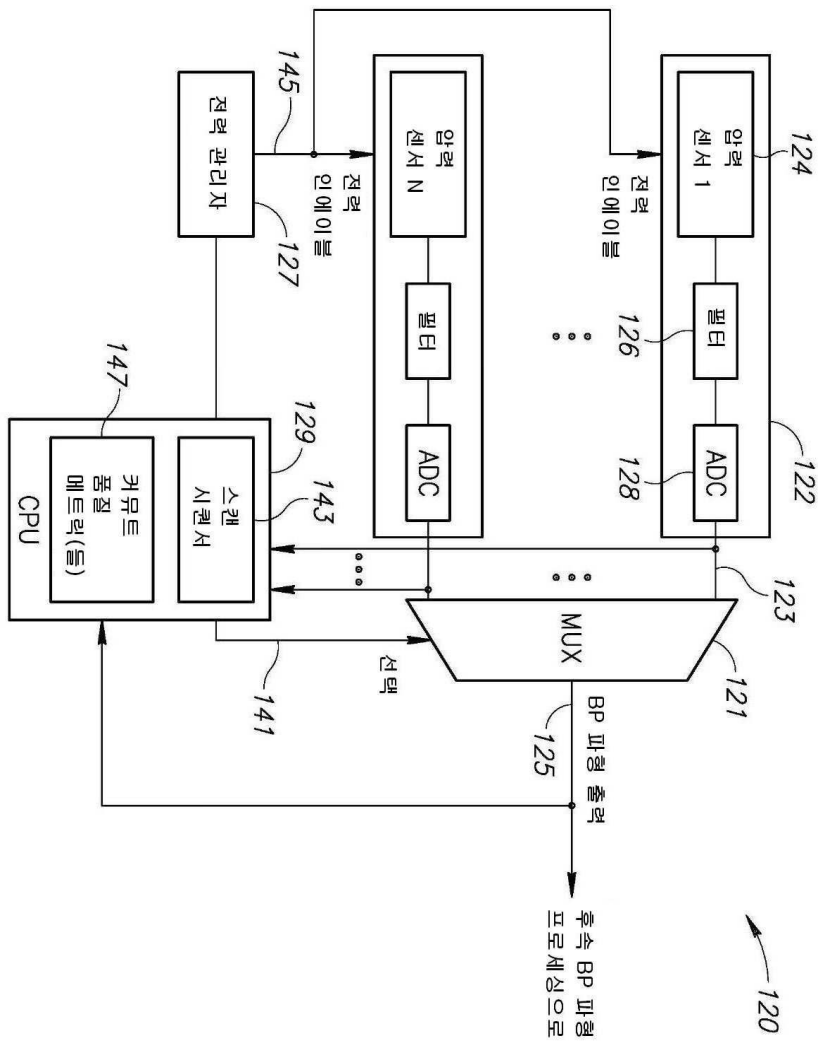
도면7



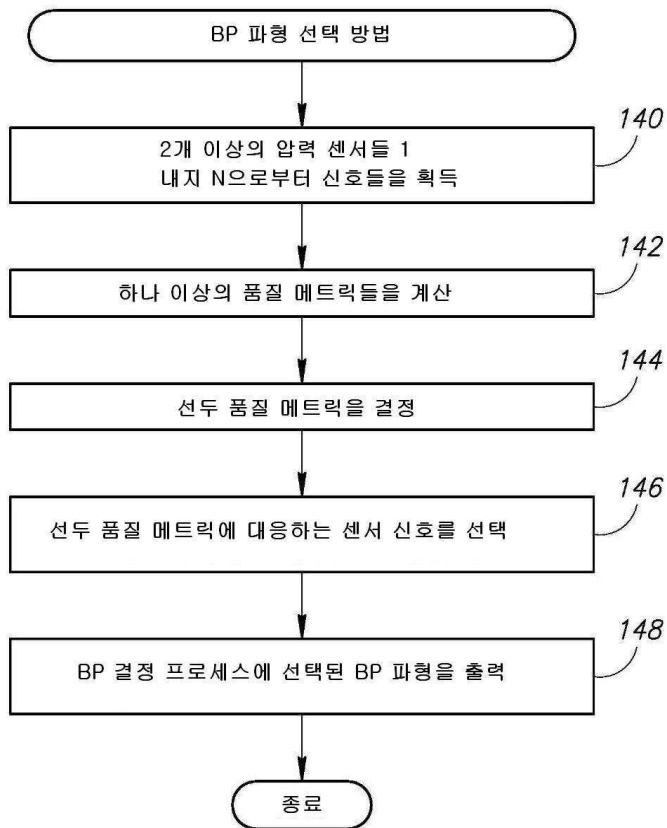
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	使用压力传感器阵列获取血压信号		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020190072556A</a>	公开(公告)日	2019-06-25
申请号	KR1020197012633	申请日	2017-10-25
发明人	탈 니르 에프라임 요셉 벤트지온 토머		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/0205 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7225 A61B5/7267 A61B2560/0209 A61B2560/0223 A61B2562/0247 A61B2562/04 A61B2560/0238 A61B2562/043 A61B2562/06		
代理人(译)	박장원		
优先权	62/415003 2016-10-31 US 15/401432 2017-01-09 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种使用压力传感器阵列的血压信号采集系统和方法。提供了用于非充气，非侵入性，连续血压波形和血压采集系统的解决方案。该系统用于组合各种传感器元件的信号，其中使用更精确的传感器元件来调节不太精确的传感器元件。使用高度灵敏的压力传感器获得血压测量值，该传感器检测皮肤上的轻微压力变化，进行采样和计算以产生血压信号，并产生连续的和/或间断的实际收缩压和舒张压血压读数待处理。通过在每个传感器处采样和检测信号，可以找到最位于目标动脉的传感器，然后根据信号质量使用来自该传感器的信号对来自其他传感器的信号进行加权。传感器阵列大致放置在目标动脉中，因此一个或多个元素可能会收集来自动脉的信号。将这些相关信号中的许多与不相关的噪声相结合，可以提高信噪比并获得更准确的血压读数。

