



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0005486
(43) 공개일자 2017년01월13일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/053 (2006.01)
A61B 5/107 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/02108 (2013.01)
A61B 5/02007 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7035420
- (22) 출원일자(국제) 2015년05월19일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2016년12월16일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2015/031538
- (87) 국제공개번호 WO 2015/179374
국제공개일자 2015년11월26일
- (30) 우선권주장
62/000,078 2014년05월19일 미국(US)
(뒷면에 계속)

- (71) 출원인
헬컴 인코포레이티드
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775
- (72) 발명자
라딩 라르스
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌디에고 모어하우스 드라이브 5775
백 다비드 보에트세르
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌디에고 모어하우스 드라이브 5775
- (74) 대리인
특허법인코리아나

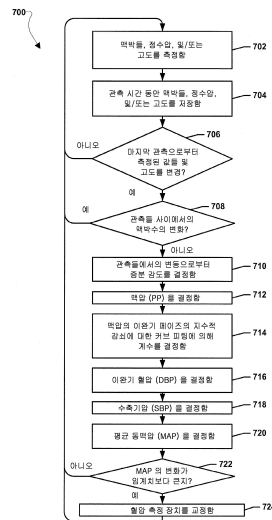
전체 청구항 수 : 총 36 항

(54) 발명의 명칭 **혈압 측정 장치의 지속적인 교정**

(57) 요약

여러 실시형태들의 시스템들, 방법들, 장치들은 최소한의 간섭으로 혈압의 지속적이고 비 침습적인 모니터링을 가능하게 한다. 여러 실시형태들은 혈압의 지속적인 측정치들에 대한 교정을 위한 적응에 대한 방법을 제공할 수도 있고, 여기서, 측정된 양은, 동맥 특성들의 증분 변동을 위한 변환을 교정하는 것 및 이완기 동안의 지수적 감쇠의 이용에 의한 절대값 적응을 포함하는 동맥 내강 (lumen) 또는 동맥 단면적과 관련될 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 지속적인 교정은, 평균 동맥압의 변화가 환자의 동맥의 실제로 측정된 팽창과 연관된 압력 값과 같은, 임계값보다 큰 것에 기초하여 개시될 수도 있다.

대표도 - 도7



(52) CPC특허분류

A61B 5/053 (2013.01)
A61B 5/1075 (2013.01)
A61B 5/1126 (2013.01)
A61B 5/7275 (2013.01)
A61B 5/7278 (2013.01)
A61B 5/7285 (2013.01)

(30) 우선권주장

62/072,568	2014년10월30일	미국(US)
62/072,601	2014년10월30일	미국(US)
14/714,966	2015년05월18일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법으로서,

프로세서에 의해, 비-간접적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 환자의 동맥의 측정치 및 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 상기 동맥의 측정치 및 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였음을 결정하는 것에 응답하여, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하지 않았다고 결정하는 것에 응답하여, 상기 두 관측 시간들 사이의 증분 변동을 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 상기 두 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들에 대한 이완기 페이즈의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 지수적 감쇠 함수를 피팅하는 계수를 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 현재의 평균 동맥압을 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 결정된 상기 현재의 평균 동맥압과 이전에 결정된 평균 동맥압의 비교에 기초하여 평균 동맥압의 변화가 임계값보다 큰 지를 결정하는 단계; 및

상기 프로세서에 의해, 상기 평균 동맥압의 변화가 상기 임계값보다 크다고 결정하는 것에 응답하여 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치를 교정하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 프로세서에 의해, 상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 현재의 평균 동맥압을 결정하는 단계는,

상기 프로세서에 의해, 상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 기초하여 이완기압을 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 상기 두 관측 시간들 사이의 지수적 응력 변형 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 맥압을 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 결정된 상기 이완기압 및 결정된 상기 맥압에 기초하여 수축기 혈압을 결정하는 단계; 및

상기 프로세서에 의해, 상기 증분 변동 및 바이어스 보정 항 (bias correction term) 으로 스케일링된, 수축기의 시작부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균에 기초하여 평균 동맥압을 결정하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 동맥의 측정치는 상기 동맥의 팽창에 관련되고, 생체 임피던스 (bioimpedance), 임피던스 프레치스모그래피 (plethysmography), 포도 프레치스모그래피, 초음파 및 표면 압력 감지 중 하나 이상에 의해 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치에 의해서 측정되는, 혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 임계값은 상기 환자의 동맥의 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값인, 혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 비-간접적인 혈압 측정 장치를 교정하는 단계는, 상기 평균 동맥압의 변화 및 상기 동맥의 측정치의 변화에 기초하여 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트 하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 프로세서에 의해, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 단계는, 상기 프로세서에 의해, 상기 맥박들을 다음 중 하나 이상에 의해 로컬라이징하는 단계를 포함하는, 혈압 측정 장치의 지속적인 교정 방법:

고역 통과 필터 복조된 신호의 제로크로싱을 결정하는 것; 최대 맥박 기울기들을 로컬라이징 하는 것; 각 맥박의 최대치 및 최소치에 관련된 양에 기초하여 상기 맥박들을 로컬라이징 하는 것; 및 형상 및 시간 정보를 추출하기 위해 웨이블릿 필터링하는 것.

청구항 7

장치로서,

비-간접적인 혈압 측정 장치와 통신하는 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 비-간접적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 환자의 동맥의 측정치 및 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하고;

상기 비-간접적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 상기 동맥의 측정치 및 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였음을 결정하는 것에 응답하여, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하고;

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하지 않았다고 결정하는 것에 응답하여, 상기 두 관측 시간들 사이의 증분 변동을 결정하고;

상기 두 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들에 대한 이완기 페이즈의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 지수적 감쇠 함수를 피팅하는 계수를 결정하고;

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 현재의 평균 동맥압을 결정하고;

결정된 상기 현재의 평균 동맥압과 이전에 결정된 평균 동맥압의 비교에 기초하여 평균 동맥압의 변화가 임계값보다 큰 지를 결정하고; 그리고

상기 평균 동맥압의 변화가 상기 임계값보다 크다고 결정하는 것에 응답하여 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치를 교정하기 위한

동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 기초하여 이완기압을 결정하는 것;

상기 두 관측 시간들 사이의 지수적 응력 변형 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 맥압을 결정하는 것;

결정된 상기 이완기압 및 결정된 상기 맥압에 기초하여 수축기 혈압을 결정하는 것; 및

상기 증분 변동 및 바이어스 보정 항으로 스케일링된, 수축기의 시작부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균에 기초하여 평균 동맥압을 결정하는 것에 의해,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 현재의 평균 동맥압을 결정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 장치.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 동맥의 측정치는 상기 동맥의 팽창에 관련되고, 생체 임피던스, 임피던스 프레치스모그래피, 포토 프레치스모그래피, 초음파 및 표면 압력 감지 중 하나 이상에 의해 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해서 측정되는, 장치.

청구항 10

제 7 항에 있어서,

상기 임계값은 상기 환자의 동맥의 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값인, 장치.

청구항 11

제 7 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 평균 동맥압의 변화 및 상기 동맥의 측정치의 변화에 기초하여 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트 하는 것에 의해, 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 장치.

청구항 12

제 7 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 맥박들을 다음 중 하나 이상에 의해 로컬라이징하는 것에 의해, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 장치:

고역 통과 필터 복조된 신호의 제로크로싱을 결정하는 것; 최대 맥박 기울기들을 로컬라이징 하는 것; 각 맥박의 최대치 및 최소치에 관련된 양에 기초하여 상기 맥박들을 로컬라이징 하는 것; 및 형상 및 시간 정보를 추출하기 위해 웨이블릿 필터링하는 것.

청구항 13

비-간섭적인 혈압 측정 장치로서,

동맥 측정 센서;

고도 센서; 및

상기 동맥 측정 센서 및 상기 고도 센서에 접속된 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 동맥 측정 센서에 의해 측정된 환자의 동맥의 측정치 및 상기 고도 센서에 의해 측정된 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하고;

상기 동맥 측정 센서에 의해 측정된 상기 동맥의 측정치 및 상기 고도 센서에 의해 측정된 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였음을 결정하는 것에 응답하여, 맥박수의

변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하고;

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하지 않았다고 결정하는 것에 응답하여, 상기 두 관측 시간들 사이의 증분 변동을 결정하고;

상기 두 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들에 대한 이완기 페이스의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 지수적 감쇠 함수를 피팅하는 계수를 결정하고;

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 현재의 평균 동맥압을 결정하고;

결정된 상기 현재의 평균 동맥압과 이전에 결정된 평균 동맥압의 비교에 기초하여 평균 동맥압의 변화가 임계값보다 큰 지를 결정하고; 그리고

상기 평균 동맥압의 변화가 상기 임계값보다 크다고 결정하는 것에 응답하여 상기 동맥 측정 센서 및 상기 고도 센서를 교정하기 위한

동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 비-간접적인 혈압 측정 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 기초하여 이완기압을 결정하는 것;

상기 두 관측 시간들 사이의 지수적 응력 변형 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 맥압을 결정하는 것;

결정된 상기 이완기압 및 결정된 상기 맥압에 기초하여 수축기 혈압을 결정하는 것; 및

상기 증분 변동 및 바이어스 보정 항으로 스케일링된, 수축기의 시작부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균에 기초하여 평균 동맥압을 결정하는 것에 의해,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 현재의 평균 동맥압을 결정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 비-간접적인 혈압 측정 장치.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 동맥의 측정치는 상기 동맥의 팽창에 관련되고, 생체 임피던스, 임피던스 프레스스모그래피, 포토 프레스스모그래피, 초음파 및 표면 압력 감지 중 하나 이상에 의해 상기 비-간접적인 혈압 측정 장치에 의해서 측정되는, 비-간접적인 혈압 측정 장치.

청구항 16

제 13 항에 있어서,

상기 임계값은 상기 환자의 동맥의 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값인, 비-간접적인 혈압 측정 장치.

청구항 17

제 13 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 평균 동맥압의 변화 및 상기 동맥의 측정치의 변화에 기초하여 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트 하는 것에 의해, 상기 동맥 측정 센서 및 상기 고도 센서를 교정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 비-간접적인 혈압 측정 장치.

청구항 18

제 13 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 맥박들을 다음 중 하나 이상에 의해 로컬라이징하는 것에 의해, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 비-간섭적인 혈압 측정 장치:

고역 통과 필터 복조된 신호의 제로크로싱을 결정하는 것; 최대 맥박 기울기들을 로컬라이징 하는 것; 각 맥박의 최대치 및 최소치에 관련된 양에 기초하여 상기 맥박들을 로컬라이징 하는 것; 및 형상 및 시간 정보를 추출하기 위해 웨이블릿 필터링하는 것.

청구항 19

비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 환자의 동맥의 측정치 및 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 수단;

상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 상기 동맥의 측정치 및 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였음을 결정하는 것에 응답하여, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 수단;

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하지 않았다고 결정하는 것에 응답하여, 상기 두 관측 시간들 사이의 증분 변동을 결정하는 수단;

상기 두 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들에 대한 이완기 페이즈의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 지수적 감쇠 함수를 피팅하는 계수를 결정하는 수단;

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 현재의 평균 동맥압을 결정하는 수단;

결정된 상기 현재의 평균 동맥압과 이전에 결정된 평균 동맥압의 비교에 기초하여 평균 동맥압의 변화가 임계값보다 큰 지를 결정하는 수단; 및

상기 평균 동맥압의 변화가 상기 임계값보다 크다고 결정하는 것에 응답하여 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하는 수단을 포함하는, 장치.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 현재의 평균 동맥압을 결정하는 수단은,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 기초하여 이완기압을 결정하는 수단;

상기 두 관측 시간들 사이의 지수적 응력 변형 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 맥압을 결정하는 수단;

결정된 상기 이완기압 및 결정된 상기 맥압에 기초하여 수축기 혈압을 결정하는 수단; 및

상기 증분 변동 및 바이어스 보정 향으로 스케일링된, 수축기의 시작부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균에 기초하여 평균 동맥압을 결정하는 수단을 포함하는, 장치.

청구항 21

제 19 항에 있어서,

상기 동맥의 측정치는 상기 동맥의 팽창에 관련되고, 생체 임피던스, 임피던스 프레치스모그래피, 포토 프레치스모그래피, 초음파 및 표면 압력 감지 중 하나 이상에 의해 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해서 측정되는, 장치.

청구항 22

제 19 항에 있어서,

상기 임계값은 상기 환자의 동맥의 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값인, 장치.

청구항 23

제 19 항에 있어서,

상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하는 수단은 상기 평균 동맥압의 변화 및 상기 동맥의 측정치의 변화에 기초하여 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트 하는 수단을 포함하는, 장치.

청구항 24

제 19 항에 있어서,

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 수단은 상기 맥박들을 다음 중 하나 이상에 의해 로컬라이징하는 수단을 포함하는, 장치:

고역 통과 필터 복조된 신호의 제로크로싱을 결정하는 것; 최대 맥박 기울기들을 로컬라이징 하는 것; 각 맥박의 최대치 및 최소치에 관련된 양에 기초하여 상기 맥박들을 로컬라이징 하는 것; 및 형상 및 시간 정보를 추출하기 위해 웨이블릿 필터링하는 것.

청구항 25

프로세서 실행가능 명령들을 저장한 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체로서,

상기 프로세서 실행가능 명령들은, 프로세서로 하여금

비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 환자의 동맥의 측정치 및 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 두 관측 시간들 사이에서 발생하였음을 결정하는 것에 응답하여, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 것;

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하지 않았다고 결정하는 것에 응답하여, 상기 두 관측 시간들 사이의 증분 변동을 결정하는 것;

상기 두 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들에 대한 이완기 페이스의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 지수적 감쇠 함수를 부가적 바이어스로 피팅하는 계수를 결정하는 것;

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 현재의 평균 동맥압을 결정하는 것;

결정된 상기 현재의 평균 동맥압과 이전에 결정된 평균 동맥압의 비교에 기초하여 평균 동맥압의 변화가 임계값보다 큰 지를 결정하는 것; 및

상기 평균 동맥압의 변화가 상기 임계값보다 크다고 결정하는 것에 응답하여 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하는 수단

을 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

저장된 프로세서 판독가능 명령들은, 프로세서로 하여금

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 현재의 평균 동맥압을 결정하는 것이,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 기초하여 이완기압을 결정하는 것;

상기 두 관측 시간들 사이의 지수적 응력 변형 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 맥압을 결정하는 것;

결정된 상기 이완기압 및 결정된 상기 맥압에 기초하여 수축기 혈압을 결정하는 것; 및

상기 증분 변동 및 바이어스 보정 항으로 스케일링된, 수축기의 시작부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균에 기초하여 평균 동맥압을 결정하는 것

을 포함하도록 하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체.

청구항 27

제 25 항에 있어서,

저장된 프로세서 판독가능 명령들은, 프로세서로 하여금

상기 동맥의 측정치가 상기 동맥의 팽창에 관련되고, 생체 임피던스, 임피던스 프레치스모그래피, 포토 프레치스모그래피, 초음파 및 표면 압력 감지 중 하나 이상에 의해 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해서 측정되도록 하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체.

청구항 28

제 25 항에 있어서,

저장된 프로세서 판독가능 명령들은, 프로세서로 하여금

상기 임계값이 상기 환자의 동맥의 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값이도록 하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체.

청구항 29

제 25 항에 있어서,

저장된 프로세서 판독가능 명령들은, 프로세서로 하여금

상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하는 것이, 상기 평균 동맥압의 변화 및 상기 동맥의 측정치의 변화에 기초하여 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트 하는 것을 포함하도록 하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체.

청구항 30

제 25 항에 있어서,

저장된 프로세서 판독가능 명령들은, 프로세서로 하여금

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하는 것이 상기 맥박들을 다음 중 하나 이상에 의해 로컬라이징하는 것을 포함하도록 하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비-일시적인 프로세서 판독가능 매체:

고역 통과 필터 복조된 신호의 제로크로싱을 결정하는 것; 최대 맥박 기울기들을 로컬라이징 하는 것; 각 맥박의 최대치 및 최소치에 관련된 양에 기초하여 상기 맥박들을 로컬라이징 하는 것; 및 형상 및 시간 정보를 추출하기 위해 웨이블릿 필터링하는 것.

청구항 31

시스템으로서,

비-간섭적인 혈압 측정 장치; 및

상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치와 통신하는 프로세서를 포함하는 컴퓨팅 디바이스를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 환자의 동맥의 측정치 및 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하고;

상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해 측정된 상기 동맥의 측정치 및 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 고도의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였음을 결정하는 것에 응답하여, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하고;

맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하지 않았었다고 결정하는 것에 응답하여, 상기 두 관측 시

간들 사이의 증분 변동을 결정하고;

상기 두 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들에 대한 이완기 페이스의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 지수적 감쇠 함수를 부가적 바이어스로 피팅하는 계수를 결정하고;

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 현재의 평균 동맥압을 결정하고;

결정된 상기 현재의 평균 동맥압과 이전에 결정된 평균 동맥압의 비교에 기초하여 평균 동맥압의 변화가 임계값보다 큰 지를 결정하고; 그리고

상기 평균 동맥압의 변화가 상기 임계값보다 크다고 결정하는 것에 응답하여 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하기 위한

동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 시스템.

청구항 32

제 31 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 기초하여 이완기압을 결정하는 것;

상기 두 관측 시간들 사이의 지수적 응력 변형 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 맥압을 결정하는 것;

결정된 상기 이완기압 및 결정된 상기 맥압에 기초하여 수축기 혈압을 결정하는 것; 및

상기 증분 변동 및 바이어스 보정 항으로 스케일링된, 수축기의 시작부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균에 기초하여 평균 동맥압을 결정하는 것에 의해,

상기 두 관측 시간들 사이의 상기 지수적 감쇠 함수 및 상기 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 현재의 평균 동맥압을 결정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 시스템.

청구항 33

제 31 항에 있어서,

상기 동맥의 측정치는 상기 동맥의 팽창에 관련되고, 생체 임피던스, 임피던스 프레치스모그래피, 포토 프레치스모그래피, 초음파 및 표면 압력 감지 중 하나 이상에 의해 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치에 의해서 측정되는, 시스템.

청구항 34

제 31 항에 있어서,

상기 임계값은 상기 환자의 동맥의 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값인, 시스템.

청구항 35

제 31 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 평균 동맥압의 변화 및 상기 동맥의 측정치의 변화에 기초하여 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트 하는 것에 의해, 상기 비-간섭적인 혈압 측정 장치를 교정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 시스템.

청구항 36

제 31 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 맥박들을 다음 중 하나 이상에 의해 로컬라이징하는 것에 의해, 맥박수의 변화가 상기 두 관측 시간들 사이에서 발생하였는지를 결정하기 위한 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 시스템:

고역 통과 필터 복조된 신호의 제로크로싱을 결정하는 것; 최대 맥박 기울기들을 로컬라이징 하는 것; 각 맥박의 최대치 및 최소치에 관련된 양에 기초하여 상기 맥박들을 로컬라이징 하는 것; 및 형상 및 시간 정보를 추출하기 위해 웨이블릿 필터링하는 것.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2014년 5월 19일 출원되고 발명의 명칭이 "Method of Calibrating a Non-Interfering Continuous Blood Pressure Measurement Device" 인 미국 가출원 일련 번호 제 62/000,078 호, 2014년 10월 30일 출원되고 발명의 명칭이 "Continuous Calibration of Non-Interfering Blood Pressure Device " 인 미국 가출원 일련 번호 제 62/072,568 호 및 2014년 10월 30일 출원되고 발명의 명칭이 "A Method of Estimating the Transmural Pressure in an Artery of a Subject with a Non-Interfering Continuous Blood Pressure Measuring Device " 인 미국 가출원 일련 번호 제 62/072,601 호에 대한 우선권의 이익을 주장하며, 그 각각의 전체 내용은 본 명세서에 참조로서 포함된다.

배경 기술

[0002] 심혈관의 특징들을 측정하기 위한 장치들은 측정 자체가 피검자 (subject) 의 상태와 강하게 간섭하는 문제로 어려움을 겪고 있고, 그로 인해 잘못된 결과들로 이어지고 있다. 이것은 특히, 현저한 생리적인 영향을 부여할 수도 있는 현재의 커프 (cuff) 기반 방법들에 대한 경우이다. 현재의 커프 기반 방법들에서는 수축기 혈압이 완전히 또는 적어도 실질적으로, 대부분의 경우들에서 상박에서의 상완 동맥인 동맥을 막는 것에 의해 획득된다. 동맥을 막는 것은 맥압 전달 및 맥압 형상들에 영향을 미치고, 이는 말초 시스템에서만 용인될 수도 있다. 게다가, 이완기압은, 경벽 압력 (동맥의 외부와 내부 사이의 압력 차이) 이 0 에 가까울 때에 획득된 측정들로부터 도출되며, 이는 그 측정들이 통상적인 것과는 거리가 먼 조건 하에서 행해짐을 암시한다.

[0003] 임상 환경에서 수행된 측정들 및 팽창성 커프들에 기초한 종래의 방법들은 혈압의 상승을 야기하는 강한 심리적인 영향을 가질 수도 있음이 잘 인식된다. 그 현상은 흔히 "화이트 코트 신드롬" 또는 "화이트 코트 고혈압" 으로 불린다. 이른바 "마스킹된 고혈압" 은 혈압이 일상적인 활동들에서 상승하지만 진료소 설정에서는 그렇지 않은, 대조적인 현상이다.

[0004] 추가적으로, 혈압은 시간이 흐름에 따라 상당한 가변성을 자주 나타낸다. 그러므로, 혈압의 일상적인 또는 다른 일시적인 변동들을 식별하는 것은 고혈압의 적절한 진단을 위해 매우 중요할 수도 있다. 또한, 최근 보행 혈압 측정들을 수행하는 것이 전체 비용 효율적임이 보여지고 있다.

[0005] 그러므로, 통상적인 신체의 기능들에 비-간섭적으로 또는 적어도 측정되는 동맥이 동요하지 않도록 혈압을 측정하고, 혈압을 보다 오랜 시간 동안 지속적으로 측정할 수 있는 장치를 제공하는 것이 요구된다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0006] 여러 실시형태들의 시스템들, 방법들, 장치들은 최소한의 간섭으로 혈압의 지속적이고 비 침습적인 모니터링을 가능하게 한다. 여러 실시형태들은 혈압의 지속적인 측정치들에 적합한 방식으로 측정 교정에 대한 방법들을 제공한다. 일부 실시형태들의 방법들에서 측정된 양은, 동맥 특성들의 증분 변동을 위한 변환을 교정하는 것 및 이완기 동안의 지수적 감쇠의 이용에 의한 절대값 적응을 포함하는 동맥 내강 (lumen) 또는 동맥 단면적과 관련될 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 비-간섭적인 혈압 측정 장치의 지속적인 교정은 평균 동맥압의 변화가 환자의 동맥의 실제로 측정된 팽창과 연관된 압력 값과 같은, 임계값 보다 큰 것에 기초하여 개시될 수도 있다.

도면의 간단한 설명

[0007] 본원에 통합되고 본 명세서의 일부분을 구성하는 첨부 도면들은 본 발명의 특징들을 설명하기 위해 제공되고, 위에서 주어진 일반적인 설명 및 하기에서 주어진 상세한 설명과 함께 본 발명의 예시적인 실시형태들을 나타낸다.

도 1A 는 피검자 상에 놓여진 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치를 포함하는 일 실시형태에 따른 시스템의 블

록도이다.

도 1B 는 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치의 컴포넌트 블록도이다.

도 2 는 피검자의 팔다리(limb)의 움직임 및 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치를 도시하는 블록도이다.

도 3A 는 동맥에 대한 응력 변형 관계의 그래프이다.

도 3B 는 동맥에 대한 응력 변형 관계의 그래프이고, 측정된 양 X 및 경벽 압력 P 의 관계를 각각 나타낸다.

도 4 는 동맥 내벽에서의 평활근의 긴장과 이완에 따른 동맥의 응력 변형 관계의 변화의 그래프이다.

도 5 는 하나의 압맥박 (pressure pulse) 에 대한 압력 대 시간의 그래프이다.

도 6A 는 특정 요소들 없이 최초 맥박의 맥압과 후속 맥박의 시작에 대한 압력 대 시간의 그래프이다.

도 6B 는 여러 실시형태들에 따른 이완기 페이즈 (phase) 의 지수적 감쇠의 커브 매칭에 따른, 최초 맥박의 이완기 페이즈 및 후속 맥박의 시작의 맥압에 대한 압력 대 시간의 그래프이다.

도 7 은 동맥 특성의 증분 변동들에 기초하여 혈압을 지속적으로 추정하기 위한 일 실시형태의 방법을 나타내는 처리 흐름도이다.

도 8 은 여러 실시형태들에서의 사용에 적합한 컴퓨팅 디바이스의 컴포넌트 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0008] 다양한 실시예들은 첨부 도면들을 참조하여 상세히 설명될 것이다. 가능한 경우에는 언제든지, 동일한 참조 부호들은 동일하거나 유사한 부분들을 지칭하기 위해 도면들에 걸쳐 이용될 것이다. 특정 예들 및 구현형태들에 대해 이루어진 참조들은 예시용이고, 본 발명 또는 본 청구항들의 범위를 제한하려고 의도되지는 않는다.
- [0009] 본원에 이용된 단어 "예시적" 은 "예, 사례, 또는 예시로서 작용함" 을 의미하기 위하여 본원에서 이용된다. "예시적" 으로서 본원에서 설명된 임의의 구현에는 다른 구현예들에 비해 바람직하거나 유리한 것으로서 반드시 해석되어야 하는 것은 아니다.
- [0010] 본원에 이용된 용어 "컴퓨팅 디바이스"는 셀룰러 전화들, 스마트폰들, 웹 패드들, 태블릿 컴퓨터들, 인터넷-실행가능 셀룰러 전화기들, 와이파이-실행가능 전자 디바이스들, 랩톱 컴퓨터들, 전용 헬스케어 전자 디바이스들, 퍼스널 컴퓨터들 및 적어도 프로세서와 무시해도 될 정도의 간섭 및 무시해도 될 정도의 인식 형상 또는 혈압 측정 장치를 형성하는 것과 같은, 여기서 기술된 혈압 측정 장치와 통신하도록 구성된 것을 갖춘 유사한 전자 디바이스들 (예를 들면, 웨어러블 패치, 팔찌, 발찌, 시계 등) 중 어느 하나 또는 모두를 지칭한다.
- [0011] 여러 실시형태들은 측정에 대한 최소의 간섭으로 혈압의 지속적 비-침습적인 모니터링을 위한 방법들 및 장치들을 제공한다. 여러 실시형태들은 혈압의 비-간섭적인 측정들을 가능하게 할 수도 있다.
- [0012] 여러 실시형태들에서, 혈압 측정 장치는 측정의 위치에서의 동맥의 단면적의 변동에 따라 비례적으로 달라지는 출력을 제공할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 상기 비례는 이하에서 보다 자세히 서술되는 바이어스 항 (bias term) 때문에, 증분 변화들 또는 변동들이고, 절대값들이 아닐 수도 있다. 여러 실시형태들은, 동맥의 면적 또는 내강(lumen) 에 연관된, 따라서, 직경의 제곱에 연관된 출력들을 제공할 수도 있다. 단면적 및 내강 (볼륨) 은 동맥의 방향에서의 확장이 무시할 수 있을 정도 일수도 있으므로, 비례적일 수도 있다. 혈압 측정 장치의 배치 및/또는 측정의 위치는, 예를 들면, 팔다리 (예를 들면, 팔, 손목, 손가락 등) 와 같은 환자의 임의의 위치 일 수도 있다.
- [0013] 여러 실시형태들은 바이어스 항을 사용하여 동맥의 내강 또는 단면적을 측정할 수도 있다. 이와 같은 측정들을 압력으로 변환하기 위해서, 혈압 측정 장치의 감도 뿐 아니라, 동맥의 강성(stiffness) 이 필요할 수도 있고, 그리고 바이어스 항이 결정될 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 정수압의 변동들 (예를 들면, 60 센티미터의 고도 차이는 47 mmHg 의 압력 변화에 대응할 수도 있고, 반면, 심장 레벨에서의 평균 동맥압 (Mean Arterial Pressure) 은 약 100 mmHg 정도가 될 수도 있음) 은 위치 변화들을 감지하기 위해 통합된 측정들을 갖춘 3D 가속도계, 측정 위치의 고도의 상승 또는 변화를 출력하도록 구성된 고해상도 기압계 등과 같은 고도 센서로부터의 출력들을 따라 지속적으로 모니터링될 수도 있다. 맥박수가 일정할 때, "구동 맥압" 은 변하지 않는 것으로 가정될 수도 있고, 맥압이 일정한 것으로 가정될 수도 있으며, 그러므로, 압력의 변화는 단지 측정 위치의 고도의 변화로 인한 정수압의 변화에 기인한 것일 수도 있다. 압력의 변화의 원인이 오로지 정

수압의 변화라는 이러한 추정은 증분 변화들에 대한 교정의 방법을 가능케 할 수도 있다.

- [0014] 절대 압력은 맥박의 이완기 부분 (즉, 맥박의 마지막 부분) 의 지수적 감쇠의 분석을 통해 평가되고, 이는 일반적으로 낮은 mmHg 인 정맥압을 향해 수렴되고, 피팅 절차는 바이어스 항에 대한 정정 및 감쇠 상수를 제공할 수도 있다. 그러므로, 여러 실시형태들에서, 맥압과 평균 동맥압 양 쪽이 모두 추정될 수도 있다. 이 추정들을 사용하여, 수축기압 및 이완기압이, 측정들이 수행될 수도 있는 동맥의 임의의 간섭 없이, 종래의 커프 기반 장치들에 의해서는 도달할 수 없는 일시적인 해결로서 결정될 수도 있다. 추가적으로, 여러 실시형태들은 혈압을 결정하기 위해 국소 맥파 속도 (Pulse Wave Velocity) 및 동맥의 직경을 측정할 필요성을 없앨 수도 있다.
- [0015] 여러 실시형태들에서, 측정된 양의 변동들은 일반적으로 동맥의 단면적의 변동에 비례하지만, 알려지지 않은 부가적인 바이어스 항을 포함할 수도 있다. 상기 비례 상수 및 바이어스는 변화할 수도 있지만, 전형적으로 시간에 따른 스케일은 단일 맥박의 지속 시간보다 훨씬 길다. 단일 맥박의 지속기간은 전형적으로 1 초 정도이지만, 단일 맥박의 길이는 개인 별로 시간에 따라 달라질 수도 있다.
- [0016] 동맥압 P 및 동맥 단면적은, 일반적으로 지수적이라고 가정될 수도 있는 응력 변형 관계에 의해 관련될 수도 있다. 심장 박동과 연관된 압맥박은 평균 압력보다 작을 수도 있고, 그리고 동맥의 압력 변동들과 단면적 변동들 사이의 국소 선형 관계가 가정될 수 있다. 관계의 기울기 (gradient) 는 순시 동맥 증분 강성 또는 탄성을 정의할 수도 있다. 강성은 일정하지 않을 수도 있지만, 강성은 피검자 (예를 들어, 환자) 의 상태에 지속적으로 적응할 수도 있다. 응답 시간은 전형적으로 대략 수 분 (minutes) 이거나 이보다 더 길어질 수 있는 것이지만, 피검자가 노출되는 환경의 막대한 변화의 경우에는 훨씬 짧아질 수도 있다. 증분 압력과 내강 변화들은 응력 변형 관계의 기울기에 의해 관계될 수도 있다. 일반적으로, 말초 동맥들의 내강과 단면적은, 동맥의 방향에서의 변동이 무시할 수 있을 정도이기 때문에, 비례적일 수도 있다: 즉, 말초 동맥들의 탄성 특징들은 대부분 나선 패턴으로 배열되는 평활근들에 의해 주어진다 - 압력 증가 시의 동맥의 확장은 대부분 방사상 방향일 것이고, 길이 방향에서는 무시할 수 있는 정도인 것과 같은 방식으로 배열될 것이다.
- [0017] 여러 실시형태들에서, 좌심실의 각 수축 이후에 발생하는 맥압은 세 파트를 포함한다고 고려될 수 있다. 제 1 파트는 심장으로부터의 배출의 결과로 압력의 즉각적인 상승이 될 수도 있다, 즉, 수축기 페이스. 제 2 파트는 이완기 페이스에서 발생하는 지수적으로 감쇠하는 압력을 포함할 수도 있다. 감쇠는, 단지 몇 mmHg 이 될 수도 있는 정맥압에 점근적으로 접근할 수도 있지만, 후속하는 맥박의 발생에 의해 종료될 수도 있다. 지수적 감쇠는 높은 유체 흐름 저항성을 가지는 모세혈관 네트워크를 통해 정맥들과 연결되는 동맥계와 동맥들보다 훨씬 탄력이 있는 정맥들에 의해 야기될 수도 있다. 그러므로, 심부 정맥계는 본질적으로 커패시터로 표현될 수 있는 방식으로 행동할 수도 있다. 전파 효과는, 감쇠의 시상수가 동맥계를 통한 맥박 전파 시간에 비하여 훨씬 클 수도 있기 때문에, 감쇠에 대해서 사소한 역할을 할 수도 있다. 제 3 파트는, 특히 센서 부근에서, 동맥계의 분기들 (bifurcations) 또는 지름의 변화와 같은 동맥계의 중단으로부터의 영향 (reflections) 들을 나타낼 수도 있다.
- [0018] 여러 실시형태들에서, 약 1 분의 측정치의 평균과 같은, 시간에 따라 평균화된 맥박수는 중요한 역할을 할 수도 있다. 심박동수와 중심 혈압 사이에는 반대 관계가 있을 수도 있지만, 종종, 심박동수와 주변 혈압 사이에는 양 (positive) 의 상관도가 조우된다. 심장 박동수가 일정하다면 - 아주 짧은 기간의 심장 박동 수 변동은 제외 - 맥압 또한 일정할 수도 있고, 측정된 혈압의 변화는 오직 정수압의 변화로 인해 야기되는 것이라고 가정될 수도 있다. 동맥의 혈압에 영향을 주는 정수압은, 계에서의 흐름이 압축할 수 없는 것이고, 즉, 밀도가 일정하고, 중력 가속도가 일정하다고 가정된다면, 참조 포인트에 관한 동맥 세그먼트의 고도에 의해 배타적으로 주어질 수도 있다. 중력 방향 (즉, 높이) 으로 거리 h 만큼 분리되게 측정 위치를 한 위치에서 다른 위치로 이동하는 것에 의해 조우된 정수압 P_{hs} 의 변화는, $P_{hs} = \rho gh$ (여기서 ρ 는 유체의 밀도이고, g 는 중력 가속도) 와 같이 단순화 할 수도 있다. 예를 들어, 길이가 60 cm 인 팔을 수직으로 들었을 때와, 수평으로 하였을 때의 위치에서의 손목의 정수압의 차이는, 47.4 mmHg 일 수도 있고, 이는 심장의 고도에서의 평균 동맥압 (전형적으로 약 100mmHg) 에 비해 현저할 수도 있다. 동맥들로부터 정맥들을 연결하는 고 저항 모세혈관 네트워크에서의 동맥 계들의 대부분의 경우인 매우 높은 유체 임피던스 유닛 내에서 유체계가 종료된다면, 사이펀 효과 (siphon effect) 는 무시될 수도 있다.
- [0019] 여러 실시형태들의 시스템들, 방법들 및 장치들은 시간의 함수로서 측정된 전자 임피던스 (또는 어드미턴스, 예를 들면, 임피던스의 역수) 에 기초하여 혈압의 지속적인 추정을 가능하게 할 수도 있다. 여러 실시형태들은, 환자에 의한 특별한 액션이 요구되지 않을 수도 있고, 환자가 어떤 느낌도 느끼지 않는 방식으로, 환자 (예

를 들면, 피검자)의 동맥 특성들의 변화에 지속적으로 적응하는 것에 의해 시간의 함수로서 측정된 전자 임피던스에 기초하여 혈압을 지속적으로 추정할 수도 있다.

[0020] 여러 실시형태들에서, 혈압 측정 장치는 처음에, 측정 세션이 시작되었을 때, 정확한 동맥 특성들을 위해 교정될 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 혈압 측정 장치는 처음에, 혈압 측정 장치가 초기 시간에서 환자에 대한 정확한 동맥 특성들을 위해 설정되게 할 수 있는 어떤 방식으로 교정될 수도 있다. 예를 들어, 혈압 측정 장치는, 다음과 같은 것에 의해, 혈압 측정 장치의 센서의 부근에 배열된 동맥의 단면적 (A)에 단조적으로 관련된 양 (X)을 측정하기 위해 교정될 수도 있다: 센서의 출력 (X)과 동맥의 단면적 (A) 사이의 관계를 기술하고, 알려지지 않은 파라미터들의 제 1 넘버를 갖는 제 1 등식 ($A=f(X)$)으로 제 1 모델을 나타내는 제 1 모델을 제공하는 것; 동맥의 단면적 (A)과 동맥에서의 경벽 압력 (P) 사이의 관계를 기술하고, 알려지지 않은 파라미터들의 제 2 넘버를 갖는 제 2 등식 ($P=g(A)$)으로 제 2 모델을 나타내는 제 2 모델을 제공하는 것; 센서의 출력과 동맥에서의 경벽 압력 사이의 관계를 나타내고, 알려지지 않은 파라미터들의 넘버 (z)를 갖는 제 3 등식 (c)인 제 3 등식 $P=c(X)$ 를 얻기 위해 제 1 등식 (f)를 제 2 등식 (g)로 대체하는 것; 센서가 피검자의 팔다리의 동맥의 근방에 배열되도록, 피검자의 팔다리에 혈압 측정 장치를 부착하는 것; 피검자의 팔다리를 z 위치에 위치하게 하여, 센서의 측정 위치가 참조 높이에 관해 z 만큼 다른 높이에 도달하게 하는 것; 각각의 z 만큼 다른 높이들에서, 참조 높이에 관한 센서의 측정 위치의 높이와 함께, 센서의 출력의 평균 값을 측정하고 기록하는 것; 및 제 3 등식 (c)의 알려지지 않은 파라미터들을 구하기 위해 센서의 측정 위치의 상이한 높이들에서 정수 힘 (hydrostatic force)이 경벽 압력에 미치는 알려진 효과를 사용하는 것.

[0021] 여러 실시형태들에서, 측정된 양 X의 변화 ΔX 가 측정 위치의 고도의 가능한 변화와 함께 공동으로 관측될 때, 정수압의 변화로 인해 야기된, 혈압에서의 예상되는 변화가 평가될 수도 있다. 게다가, 변화 ΔX 및 측정 위치의 고도의 가능한 변화가 맥박수가 일정한 시간 간격 동안에 발생하면, 측정 위치에서의 혈압의 변화의 원인은 오직 정수압의 변화로 인한 것이다. 이것은, 하기의 식에 있어서, 증분 압력 변화 ΔP 와 측정된 양 ΔX 의 증분 변화 사이의 현재 관계의 추정을 위해, 즉, k를 결정하기 위해 제공할 수도 있다.

[0022]
$$\Delta P = k \times \Delta X \quad (1)$$

[0023] 증분 감도를 알면, 맥압은 식 (1)을 사용하여 두 관측 시간들 사이의 증분 변동 및 지수적 응력 변형 함수에 기초하여 결정될 수도 있다. 절대 압력은 이완기를 지수적 감쇠 함수에 피팅하는 것에 의해 획득될 수도 있다. 피팅된 지수적 감쇠 함수는 정맥들 내의 압력에 점진적으로 접근할 수도 있다. 그러나, 압력으로 변환된 측정된 양의 바이어스는 일반적으로 정맥의 압력보다 훨씬 클 것이다. 감쇠의 점진적인 값을 아는 것은 절대 압력의 추정을 용이하게 할 수도 있다. 예를 들어, 점진적인 값이 대략적으로 0-5 mmHg 내로 추정된 정맥압 이어야 하는 것을 아는 것은 0-5 mmHg와 같은 정맥압의 불확실성과 동일한 불확실성을 갖는 절대 압력 값의 추정을 제공할 수도 있다. 완전한 응력 변형 관계는 또한, 정수압이 평가될 수도 있고 데이터의 지수적 관계에 피팅될 수도 있는, 상이한 고도들의 시퀀스에서 측정된 양을 기록하는 것에 의해 결정될 수도 있다.

[0024] 여러 실시형태들에서, 동맥 측정 센서와 같은 센서는 순시 동맥 단면적에 비례하는 출력 X를 제공할 수도 있고, 알려지지 않은 부가적인 바이어스 항을 포함할 수도 있다. 센서 출력의 변동들은 동맥 단면적의 동등한 변동들을 제공할 수도 있다. 해결해야 할 하나의 문제는 센서 출력을 적절하게 교정된 혈압으로 변환하는 것이다. 변환은 일반적으로 가변 동맥 강성 때문에 고정되지 않는다. 측정 바이어스는, 측정 위치의 고도 변화들에 대응할 수도 있는, 측정이 수행되는 팔다리의 움직임의 결과에 따라 변할 수도 있다. 바이어스 변화들은 고도 변화들에 따라 즉시 발생하지 않을 수도 있다. 오히려, 여러 실시형태들에서, 바이어스 변화들은, 예를 들면, 피검자의 정맥의 특징의 비교적 느린 변동으로 인해 야기될 수도 있는, 적어도 몇 분의 시간 스케일과 같이, 비교적 느린 것으로 가정될 수도 있다. 센서 신호로부터 내강으로의 증분 변환은 또한 환자의 자세/위치를 변화하는 결과에 따라 변화할 수도 있다.

[0025] 여러 실시형태들에서, 고도 센서는 측정 위치의 고도의 측정으로 지속적으로 변환될 수도 있는 출력을 제공할 수도 있다. 예를 들어, 고도 센서는, 고도 변화들이 가속도계 출력의 통합으로부터 추론될 수도 있는 가속도계와 같은 3D 관성 센서일 수도 있다. 다른 예시로서, 고도 센서는, 기압계, 자기 근접장 장치 (magnetic near-field device), 또는 측정 위치의 고도의 상승 또는 변화를 측정하도록 구성된 임의의 다른 타입의 센서일 수도 있다.

[0026] 개별 맥박들은 진폭과 맥박 형상 및 맥박 길이에서 모두 상당한 가변성을 나타낼 수도 있다. 특유의 맥박을 얻기 위해서, 조건적 평균이 여러 실시형태들에 적용될 수도 있다. 조건적 평균은, 각 숫자들에 대하여 주

어진 조건을 만족되어야 하는 숫자들의 세트를 평균화하는 것에 의해 얻어질 수도 있다. 일 실시형태에서, 그것은 진폭 $X(t_i, j)$ 이 될 수도 있고, 여기서 제 1 인덱스 i 는 맥박의 참조시간으로부터의 고정된 시간을 나타낸다. 참조 시간은, 맥박의 가장 큰 양의 기울기가 관측되는 시간에 의해 정의될 수도 있다. 예를 들어, 참조 시간은 고역 통과 필터된 맥박의 제 1 제로크로싱 (zero-crossing) 이 될 수도 있다. 만약 맥박들의 수가 기록된다면, 제 2 인덱스 j 가 맥박 숫자가 될 수도 있다. 일 실시 형태에서, 맥박의 각각의 i 값은 모든 맥박들에 걸쳐, 즉, j 에 걸쳐 평균화될 수도 있다. 이 결과는 모든 기록된 맥박들로부터 평균된 평균 맥박을 나타내는 맥박일 수도 있다.

[0027] 일 실시형태에서, 혈압 측정 방법은 손목, 손가락, 또는 동맥이 식별되는 기타 다른 위치와 같은, 측정을 위한 신체 상의 위치를 선택하는 것을 포함할 수도 있다. 선택된 위치는, 센서 바로 아래의 동맥의 팽창에 비례하는 양을 측정할 수도 있는 비-간섭적인 감지 장치와 같은 동맥 측정 센서, 및 기울기 센서에 의해 지원될 수도 있는 3D 관성 센서와 같은 고도 센서를 포함하는 혈압 측정 장치로 피팅될 수도 있다. 일 실시형태에서, 센서 (예를 들면, 동맥 측정 센서) 의 출력들 및 고도 센서는 지속적으로 기록될 수도 있다. 맥박수는 0.5 분에서 약 2 분의 폭을 가지는 슬라이딩 윈도우에 걸쳐 지속적으로 측정되고 평균될 수도 있다. 고도는 수 초에 걸쳐 지속적으로 평가되고 평균될 수도 있다.

[0028] 일 실시형태에서, 일정한 맥박수의 시퀀스들이 선택될 수도 있다. 센서 출력의 평균은 이들 시퀀스들에 대해 평가될 수도 있다. 그 후, 증분 감도 (또는 변동) 는 $k = \Delta P_{hs} / \Delta X$ 로 구해지고, 여기서, ΔP_{hs} 는 일 관측시간으로부터 다른 관측 시간까지의 정수압의 변화이고, ΔX 는 두 관측 시간들 사이의 동맥 측정 센서의 평균 출력의 변화이다.

[0029] 일 실시형태에서, 두 관측 시간들 사이에 기록된 측정된 맥박들의 이완기 부분들은, 추가적인 바이어스를 포함하는 지수적 감쇠 함수에, 즉, 다음의 수학식에 피팅될 수도 있다

$$a \exp\left(-\frac{t}{t_0}\right) + b \quad (2)$$

[0031] 파라미터 a 는 맥박의 이완기 부분의 팽창 진폭에 의해 정의되고, b 는 동맥 이외의 조직들로부터의 가능한 기여로 야기되고, 측정 전자기기의 가능한 오프셋으로 인해 야기된 바이어스 항이다. 시간은 t 로 표시되고, 동맥들의 용량과 함께 동맥을 정맥들과 연결시키는 모세혈관 네트워크의 저항에 의해 주어지는 감쇠의 시상수는 t_0 로 표시된다.

[0032] 일 실시형태에서, 이완기 부분들은 각 개별 맥박에 대해 지수적 감쇠 함수에 피팅될 수도 있고, 그 후 피팅 파라미터들은 60 맥박들 또는 다른 수의 맥박들과 같은 일련의 맥박들에 걸쳐 평균될 수도 있다. 대안적으로, 피팅은 60 맥박들까지와 같은, 일련의 맥박들에 걸쳐 조건적으로 평균화하는 것에 의해 얻어진 맥박들에 대해 수행될 수도 있다. 이완기는, 시간에 관한 측정된 맥박 파형의 2차 도함수가 양 (positive) 인 맥박의 첫 번째 오목부 (dip) 이후의 시간 인스턴스에서 시작되고, 후속 맥박의 시작 지점에서 끝나는 것으로 정의될 수도 있다(이하의 도 5 참조).

[0033] 일 실시형태에서, 파라미터들 a 및 b 는 k 를 곱하는 것을 통해 압력 파라미터들로 변환될 수도 있다. 일 실시형태에서, 이완기 혈압 (DBP) 은 k 를 곱하고 정맥압을 더하는, 이완기의 끝에서 식 (2) 의 첫 번째 부분의 평가에 의해 추정되고(도 3 및 도 5 참조), 이는 2 mmHg 의 불확실성을 가지고 4 mmHg 로 가정될 수도 있다. 정맥압 추정은 개별 맥박들에 대해 맥박들의 수의 값으로 평균한 것으로 수행된다. 맥박들의 수는 1 에서 60 이상이 될 수도 있다. 단기 변동들이 최소화 될 수도 있고, 동맥 특성들이 일반적으로 60 맥박들의 기간 동안 일정할 수도 있으므로, 일반적으로 60 맥박들이 사용될 수도 있다. 이완기 혈압 추정은 조건적 평균화에 의해 얻어진 맥박으로부터 얻어질 수도 있다. 유사한 방식으로, 맥압 (PP) 은 식 (1) 을 상기에서 서술한 바와 같이 평균화하는 것에 의해 단순하게 얻어질 수도 있다.

[0034] 일 실시형태에서, 수축기 혈압 (SBP) 은 다음 식으로 주어질 수도 있다.

$$SBP = DB + PP \quad (3)$$

[0036] 일 실시형태에서, 평균 동맥압 (MAP) 은, k 로 스케일되고, 상술한 바이어스 항을 갖는, 수축기의 시작으로부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균을 구하는 것에 의해 얻어질 수도 있다. 대안적으로, 하기와 같은 자주 사용되는 근사치가 적용될 수도 있다.

$$MAP = \frac{2}{3}DBP + \frac{1}{3}SBP \quad (4)$$

[0037]

[0038]

일 실시형태에서, 식 (1)에 의해 정의된 측정된 신호에 대한 압력의 관계를 특징화하는 파라미터들은 수개의 고도에서 기록된 평균 측정된 신호에 기초하여 결정될 수도 있다. 평균 측정된 신호는 일 맥박의 길이와 적어도 동일할 수도 있는 시간 동안의 평균 신호의 표현일 수도 있다. 적어도 한 호흡 기간과 같은 시간 동안의 평균 신호와 같이, 보다 긴 시간은 일반적으로 호흡에 의해 야기되는 혈압의 변조를 제거할 수도 있다. 평균 시간의 상한은, 맥압이 일정하게 유지되거나 또는 맥압이 움직임 아티팩트들에 의해 분산되게 되는 시간일 수도 있다. 이 시간은 맥박수의 가변성으로부터 추론될 수 있다. 일 실시형태에서, 심장 레벨에 관한 정수압 및 센서 평균화된 출력을 나타내는 데이터의 집합들은, 데이터 집합 $\{Ph_i, X_i\}$ 을 제공하는, 몇 개의 상이한 고도에 대해 기록될 수도 있고, 여기서, 인덱스 i 는 특정 고도를 나타낸다. 식 (1)을 정의하는 파라미터들은 심장의 고도와 동일한 고도에서의 MAP 가 되는 P_{heart} 를 가지는 $P = Ph \cdot P_{heart}$ 을 나타내는 데이터에 상기 식을 피팅하는 것에 의해 얻어질 수도 있다. 그 후, MAP 는 P_{heart} 로서 정의되고, 맥압 PP 는 측정된 양 X 의 동적인 부분 ΔX 를 측정하는 것에 의해 결정되고, 이는 식 (1)을 통해 압력으로 변환될 수도 있다.

[0039]

피검자에 대한 지속적인 측정 명령들은 측정 세션이 24시간 또는 그 이상 유지될 수도 있기 때문에 측정 세션의 초기화에서만 가능할 수도 있다. 교정을 업데이트하는 것은 측정 세션의 코스에서 필요해질 수도 있고, 팽창 신호, 맥박수 및 측정 위치의 고도를 지속적으로 측정하는 것에 의해 성취될 수도 있다. 일정한 맥박수에서의 고도 변화 및 그에 따른 계산된 압력 변화가 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값과 같은 임계 값으로부터 벗어남을 결정하는 것에 응답하여, 업데이트 교정 조건이 결정될 수도 있고, 그리고 장치는 교정 모드에 진입할 수도 있다.

[0040]

일 실시형태에서, W02012110042A1 에 개시된 것과 같은, 생체 임피던스 변동들을 이용하고 바람직하게 사 극성(tetrapolar) 구성 및 전극 구성을 갖는 센서가 혈압을 결정하기 위해 활용될 수도 있다. 다른 실시 형태에서, 전극들은 요골(riidal) 동맥의 바로 위 선에 배치되고, 선택된 동맥의 방향과 정렬되어, 환자에게 적용될 수도 있다. 손목에서 이것은 요골 동맥 또는 척골 동맥이 될 수도 있다. 두 전극들의 제 1 세트는, 동맥이 팔다리에 내장된 깊이보다 어느 정도 더 큰 분리 거리를 두고 배치될 수도 있다. 손목에서 이것은 약 1 cm 정도가 될 수도 있지만, 분리 거리는 오직 팔다리의 길이에 의해서만 한정되고, 상당히 커질 수도 있다. 두 전극들의 제 2 세트는 제 1 세트에서 보다 더 가까운 분리 거리로 그리고 제 1 세트의 전극들 사이에서 배치될 수도 있다. 제 2 세트 전극들의 분리 거리는 동맥이 위치한 곳의 깊이에 의해 주어질 최소치일 수도 있지만, 보다 큰 것이 바람직하다. 손목에서 이것은 5 mm 에서 수 센티미터의 분리가 될 수도 있다. 전극들의 크기는 1 mm, 2mm 또는 그 이상과 같이 분리 거리보다는 작을 수도 있다. 10 kHz 내지 100 MHz 범위의 주파수에서의 전류 진동이 팔다리 내에 주입될 수도 있다. 그 전류의 크기는 0.1 μA 내지 2mA 범위일 수도 있다. 전류와 연관된 필드 라인들은 피부에 본질적으로 수직 근접할 수도 있는데, 이는 피부 및 피하 지방이 낮은 전도성을 가지기 때문이다. 동맥 내에서 전기 필드 라인들은, 혈액이 비교적 높은 전도성을 가지므로, 혈액이 채워진 동맥의 방향과 정렬될 수도 있다.

[0041]

도 1A 는 피검자 (104) 상에 배치된 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치 (102) 를 포함하는 일 실시형태에 따른 시스템 (100) 을 도시한다. 일 실시형태에서, 혈압 측정 장치 (102) 는 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101), 하나 이상의 고도 센서 (105), 전력 소스 (107), 안테나에 연결된 라디오 모듈 (109) 에 연결된 프로세서 (103) 를 포함할 수도 있다. 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은 환자 (104) 의 동맥 특성을 직접적 또는 간접적으로 측정할 수도 있는 임의의 타입의 센서 또는 센서들의 조합들이 될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은, 전극들의 한 세트에 의해 AC 전류를 주입하고 생체 임피던스를 측정하기 위해 전극들의 다른 세트의 전압을 탐지하는 전기적 조직 및 혈액 임피던스 측정 센서들이 될 수도 있다. 다른 예로서, 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은 맥박 산소 농도계(oximeter) 를 포함하는 포토 프레치스 모그래픽(photoplethysmographic) 센서와 같은 광학 센서들일 수도 있다. 또 다른 예로서, 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은 초음파 센서들일 수도 있다. 또 다른 예로서, 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은 표면 압력 센서들일 수도 있다. 또 다른 예로서, 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은 임피던스 프레치스모그래피(plethysmography) 센서들과 같은 임피던스 센서들일 수도 있다. 하나 이상의 동맥 측정 센서들 (101) 은 혈압 측정 장치 (102) 의 프로세서 (103) 에 동맥 특성들의 측정치들을 출력할 수도 있다. 하나 이상의 고도 센서들 (105) 은, 혈압 측정 장치 (102) 및 혈압 측정 장치 (102) 가 부착될 수도 있는 피

검자 (104) 의 팔다리 또는 다른 위치의 고도를 측정할 수도 있는 임의의 타입의 센서 또는 센서들의 조합들일 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 고도 센서들은 삼차원 관성 센서 (예를 들면, 가속도계 등), GPS 센서들 등일 수도 있다. 하나 이상의 고도 센서들 (105) 은 혈압 측정 장치 (102) 의 프로세서 (103) 에 고도 측정치들을 출력할 수도 있다.

[0042] 일 실시형태에서, 라디오 모듈 (109) 및 안테나를 통해, 혈압 측정 장치 (102) 의 프로세서 (103) 는 스마트폰과 같은 컴퓨팅 디바이스 (106) 와 무선 접속을 확립할 수도 있다. 이와 같은 방식으로, 컴퓨팅 디바이스 (106) 와의 무선 접속을 통해, 혈압 측정 장치 (102) 의 프로세서 (103) 는 컴퓨팅 디바이스 (106) 와 데이터를 교환할 수도 있다.

[0043] 여러 실시형태들에서, 혈압 측정 장치 (102) 는 임의의 타입의 구성 또는 형태가 될 수도 있다. 일 실시형태에서, 혈압 측정 장치 (102) 는 무시할 정도의 간섭 및 무시할 정도의 자각의 구성 또는 형태 디바이스, 예컨대, 웨어러블 패치, 팔찌, 발찌, 손목 시계 등일 수도 있다.

[0044] 도 1B 는 프로세서 (103) 의 다양한 프로세싱 모듈들을 도시하는, 도 1A 를 참조하여 상기에서 서술한 혈압 측정 장치 (102) 와 같은 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치의 컴포넌트 블록도이다. 일 실시형태에서, 도 1B 에 도시된 혈압 측정 장치는 생체 임피던스들에 기초하여 혈압을 측정할 수도 있다. 동맥 측정 센서 (101) 는 동맥과 같은 오브젝트에 여기 전극을 통해, 오실레이팅 전류, 사인 전류 등과 같은 여기 신호를 가하도록 구성된 오실레이터와 같은 신호 발생기, 및 결과적인 전압을 측정하고 프로세서 (103) 에 전압을 제공하는 탐지 전극들을 포함할 수도 있다. 고도 센서 (105) 는 프로세서 (103) 에 가속도 측정치를 출력하도록 구성될 수도 있는 관성 센서를 포함할 수도 있다.

[0045] 일 실시형태에서, 도 1B 에 도시된 혈압 측정 장치의 프로세서 (103) 는 여기 전극들에 오실레이팅 전류를 가하기 위해, 동맥 측정 센서 (101) 를 제어하는 것에 의해 생체 임피던스들을 측정할 수도 있다. 프로세서로부터의 출력들은 mmHg 의 단위들 또는 다른 선택된 압력 단위들에서의 펄스들 및 MAP일 수도 있다. 예를 들어, 펄스들 및 MAP 는, 추가적인 처리 및/또는 디스플레이를 위해 라디오 모듈을 통하여 프로세서 (103) 로부터, 스마트폰과 같은 컴퓨팅 디바이스로 전송될 수도 있다.

[0046] 일 실시형태에서, 관성 센서로부터의 데이터는, 처음 및 마지막 위치들이 팔 (팔다리) 의 수직 방향을 요구하고, 그들 사이의 측정이 수평 방향을 요구하는 것과 같은 방식으로, 레벨 탐지기로부터의 신호들에 의해 지원될 수도 있다. 도 2 는 피검자의 팔다리의 움직임 및 상방 수직 방향 (21) 에서의 제 1 고도로부터 수평 방향 (22) 에서의 제 2 고도, 직선 하방 수직 방향 (23) 에서의 제 3 고도로 움직이는 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치 (102) 를 도시한다.

[0047] 도 3A 는 동맥에 대한 응력 변형 관계의 그래프이다. 도 3A 는 수축기 혈압 (SBP), 맥압 (PP), δP , MAP, 이완기 혈압 (DBP), 팽창, δA , 및 $\langle A \rangle$ 를 포함하는 여러 실시형태들에 의해 추론될 수도 있는 양들을 정의한다. 도 3B 는 동맥에 대한 응력 변형 관계의 그래프이고, 경벽 압력 P 대 측정된 양 X 를 각각 도시한다.

[0048] 도 4 는 동맥 내벽에서의 평활근의 긴장과 이완에 따른 동맥의 응력 변형 관계의 변화의 그래프이다. 도 4 는 평활근의 긴장의 변화에 따라 응력 변형 관계가 어떻게 변할 수도 있는지를 도시한다.

[0049] 도 5 는 압맥박에 대한 압력 대 시간의 그래프이다. 도 5 는 다음 맥박이 발생할 때까지의, 수축기 페이즈에서의 시작과 이완기 페이즈의 마지막 부분에서의 지수적 감쇠를 갖는 전형적인 압맥박을 도시한다. 측정된 임피던스 변동은, 일반적으로, 큰 바이어스를 가질 수도 있다. 도 5 에서는, 신호는 고역 통과 필터링되었고, 이는 베이스 라인을 제거할 수도 있다. 고역 통과 필터링에 의해 바이어스가 제거되는 반면, 이것은 감쇠에 대한 정확한 점근적인 값을 제공할 수 없을 수도 있다.

[0050] 도 6A 는 시간 (즉, 수평축, sec/100 로 측정됨) 에 따른 압력의 변화 (즉, 수직축, mmHg 로 측정됨) 를 나타내는 맥압 (20) 의 그래프이다. 압맥박은 좌심실의 각 수축 이후에 발생하고 세 파트를 가지는 것으로 고려된다. 수축기 페이즈로 지칭되는 제 1 파트 (S_1) 는, 심장으로부터의 배출의 결과로서 압력의 즉각적인 상승을 반영한다.

[0051] 이완기 페이즈로 지칭되는 제 2 파트 (D_1) 는, 수축기 페이즈 이후의 압력의 강하를 반영한다. 이완기 단계는 일반적으로 지수적 감쇠 압력에 의해 특징지어진다. 지수적 감쇠는 점근적으로 정맥압에 접근하지만, 후속하는 맥박의 발생 시 그렇게 하기 전에 재지향되고, 다음 맥박의 수축기 페이즈 (S_2) 를 시작한다. 지수

적 감쇠는 높은 유체 흐름 저항성을 가지는 모세혈관 네트워크를 통해 정맥들과 연결되는 동맥계, 및 동맥들보다 훨씬 탄력이 있는 정맥들에 의해 야기될 수도 있다. 그러므로, 정맥계는 본질적으로 커패시터와 같이 행동할 수도 있다. 전과 효과는, 감쇠의 시상수가 동맥계를 통한 맥박 전과 시간보다 훨씬 클 수도 있기 때문에, 감쇠에 대해서 사소한 역할을 할 수도 있다.

[0052] 맥압 (20) 은 또한, 제 3 파트로 고려되는, 특히 센서 부근에서, 분기들 또는 직경의 변화들과 같은 동맥계의 중단으로부터 기인하는 반사들 (R) 을 포함한다.

[0053] 도 6B 는 이완기 페이즈 및 후속 수축기 페이즈의 부분 동안의 시간 (즉, 수평축, sec/100 로 측정됨) 에 걸친 압력의 변화 (즉, 수직축, mmHg 로 측정됨) 를 나타내는 또 다른 맥압 (21) 의 그래프이다. 맥압 (21) 에 지수적 감쇠 함수 $P_{\text{eff}}(t)$ 가 중첩되고, 이는 이완기 페이즈 동안 및 그 확장 이후의 맥압 (21) 의 지수적 감쇠를 표현한다.

[0054] 도 7 은 동맥 특성들의 증분 변동들에 기초하여 혈압을 지속적으로 추정하기 위한 일 실시형태에 따른 방법 (700) 을 도시한다. 일 실시형태에서, 방법 (700) 의 동작은 상기에서 서술한 혈압 측정 장치 (102) 와 같은, 혈압 측정 장치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 다른 실시형태에서, 방법 (700) 의 동작들은 상기에서 서술한 혈압 측정 장치 (102) 와 같은 혈압 측정 장치와 통신하는, 상기에서 서술한 컴퓨팅 디바이스 (106) 와 같은 컴퓨팅 디바이스의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 일 실시형태에서, 방법 (700) 의 동작들은 측정 세션이 시작되었을 때, 혈압 측정 장치에 대한 정확한 동맥 특성들을 설정하기 위한 초기 교정 절차 이후에 프로세서에 의해 수행될 수도 있다.

[0055] 블록 702 에서, 프로세서는, 손목, 손가락, 또는 동맥이 식별된 기타 다른 위치와 같이 환자의 신체 상의 측정의 위치에서, 맥박들을 측정할 수도 있고, 정수압 및 고도를 추정할 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 프로세서는, 동맥 측정 센서 및 고도 센서와 같은 하나 이상의 센서들로부터의 출력들에 기초하여, 맥박들을 측정할 수도 있고, 정수압 및 고도를 추정할 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 맥박, 정수압 및 고도는 지속적으로 획득될 수 있다. 여러 실시형태들에서, 고도는 수 초의 기간 동안 평균될 수 있고, 맥박 및 정수압은 동일한 기간동안 평균될 수 있다. 여러 실시형태들에서, 맥박들은 그것들이 발생할 때마다 지속적으로 기록될 수도 있고, 맥박수는, 30 초 윈도우 내지 약 2 분의 윈도우와 같은 슬라이딩 윈도우에 걸쳐 측정 및 평균될 수도 있다.

[0056] 블록 704 에서, 프로세서는 측정된 맥박들, 정수압들, 및 고도들 및/또는 관측 주기에 대응하는 그들의 평균된 측정치들을 저장할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서는 다른 관측 주기들에 대해 측정된 맥박들, 정수압들, 및 고도들 및/또는 그들의 평균된 측정치의 데이터베이스와 같은 메모리 내에, 측정된 맥박들, 정수압들, 및 고도들 및/또는 그들의 평균된 측정치를 저장할 수도 있다.

[0057] 블록 706 에서, 프로세서는 동맥의 측정된 값들 (예를 들면, 동맥의 팽창 및/또는 단면적의 변화와 연관된 측정된 값들) 및 고도의 변화가 마지막 관측으로부터 발생하였는지 여부를 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 프로세서는 측정된 값들에 어떤 변화가 발생하였는지의 여부를 결정하기 위해 가장 최근 관측 시간에 대한 측정된 값들 또는 그 평균 측정치들과 이전 관측 시간에 대한 측정된 값들 또는 그 평균 측정치들을 비교할 수도 있고, 고도에 어떤 변화가 발생하였는지의 여부를 결정하기 위해 가장 최근 관측 시간으로부터의 측정 위치의 고도와 이전 관측 시간으로부터의 측정 위치의 고도를 비교할 수도 있다. 예를 들어, 측정 위치의 고도의 변화가 발생할 때, 상이한 고도들에서 측정된 동맥의 팽창은 상이할 수도 있고, 그리고 고도 및 측정된 값들 모두의 변화가 가장 최근의 관측 및 이전 관측을 비교하는 것에 의해 결정될 수도 있다. 팽창 또는 고도 중 어느 하나에서 변화가 발생하지 않았다는 결정에 응답하여(즉, 결정 블록 706 = "아니오"), 프로세서는 블록 702 에서의 맥박들, 정수압, 동맥의 팽창, 및 고도의 측정을 계속할 수도 있다.

[0058] 팽창 또는 고도 모두에서 변화가 발생하였다는 결정에 응답하여 (즉, 결정 블록 706 = "예"), 프로세서는 결정 블록 708 에서 관측 시간들 사이의 맥박수의 변화가 발생하였는지의 여부를 결정할 수도 있다. 맥박 수의 변화 없는 관측 위치의 고도 및 팽창의 변화는, 혈압의 변화에 대한 유일한 이유가 증분 압력 변화 및 측정된 양들의 증분 변화 사이의 현재 관계의 추정을 제공할 수도 있는 정수압의 변화라는 것을 나타낼 수도 있다. 맥박수에 변화가 발생하였다는 결정에 응답하여 (즉, 결정 블록 708 = "예"), 프로세서는 블록 702 에서의 맥박들, 정수압, 동맥의 팽창, 및 고도의 측정을 계속할 수도 있다.

[0059] 맥박수에 변화가 발생하지 않았다는 결정에 응답하여 (즉, 결정 블록 708 = "아니오"), 프로세서는 블록 710 에서 관측들간의 증분 변동을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 그 변동은 $k = \Delta P_{\text{hs}} / \Delta X$ 로 구해질 수도

있고, 여기서, ΔP_{hs} 는 일 관측시간으로부터 다른 관측 시간까지의 정수압의 변화이고, ΔX 는 두 관측 시간들 사이의 동맥 측정 센서의 출력의 평균의 변화이다. 상기에서 논의된 바와 같이, 두 상이한 관측 시간들은 측정 위치의 두 상이한 고도들과 연관된다. 일 실시형태에서, 프로세서는, 두 계산들을 수행하고 결과들을 비교하는 것에 의해 관측들 사이의 증분 변동을 결정할 수도 있다. 제 1 계산은 이전 교정 및 팽창 변화들에 기초한 측정 위치의 고도의 변화에 의해 야기된 기대된 압력의 변화를 결정할 수도 있고, 제 2 계산은 정수압의 변화를 결정할 수도 있다. 프로세서는 이전 교정 및 팽창에 기초한 측정 위치의 고도의 변화에 의해 야기된 기대된 압력의 변화와 정수압의 변화들을 비교할 수도 있다. 압력 변화들이 상이하다는 결정에 응답하여, 프로세서는 새로운 교정이 필요함을 결정할 수도 있고, 새로운 교정은 적어도 한 펄스 동안의 평균된 측정된 양의 변화 및 정수압으로부터 얻어질 수도 있다. 이후, "베이스 라인" 은 지수적 피팅을 사용하여 프로세서에 의해 추정될 수도 있다.

[0060] 블록 712 에서, 프로세서는 맥압 (PP) 을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 맥압 (PP) 은 맥박들의 수의 값을 평균하여, 식 (1) 로부터 단순하게 얻어질 수도 있다. 맥박들의 수는 1 부터 60 또는 그 이상일 수도 있다. 단기 변동들이 최소화 될 수도 있고, 동맥 특성들이 일반적으로 일정할 수도 있으므로, 일반적인 사용을 위해 60 맥박들이 사용될 수도 있다. 여러 실시형태들에서, 맥압은 지수적 응력 변형 함수 및 두 관측 시간들 사이의 증분 변동에 적어도 부분적으로 기초하여 결정될 수도 있다.

[0061] 블록 714 에서, 프로세서는 압력에서 관찰된 감쇠를 특징짓는 지수적 감쇠 함수에 대한 계수를 결정하기 위해, 맥박의 이완기 페이즈에 대응하는, 추정된 맥압들에 지수적 감쇠 함수를 커브 피팅하는 것에 의해 측정된 동맥의 응력 변형 관계를 조정하기 위한 계수를 결정할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서는 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들을 지수적 감쇠 함수에 피팅할 수도 있고, 압력 파라미터들을 결정할 수도 있다. 다시 말하면, 프로세서는 이완기 페이즈의 일부의 지수적 감쇠를 나타내는 부가적인 바이어스를 포함하는 지수적 감쇠 함수를 두 관측 시간들 사이에서 측정된 맥박들에 피팅하는 이완기 페이즈에 대응하는 추정된 맥압들 중 선택된 맥압들을 피팅하는 계수를 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 두 관측 시간들 사이에서 기록된 측정된 맥박들의 이완기 부분들은 상기에서 서술된 식 (2) 와 같은, 부가적인 바이어스를 포함하는 지수적 감쇠 함수에 피팅될 수도 있다. 일 실시형태에서, 이완기 부분들은 각 개별 맥박 상의 지수적 감쇠 함수에 피팅될 수 있고, 그 후, 피팅 파라미터들 (예를 들면, 지수적 감쇠 함수의 계수들) 이 60 맥박과 같은 일련의 맥박에 걸쳐 평균될 수도 있다. 대안적으로, 피팅은, 60 맥박들까지와 같은, 일련의 맥박들에 걸쳐 조건적으로 평균화하는 것에 의해 얻어지는 맥박들에 대해 수행될 수도 있다. 이완기는, 시간에 관한 측정된 맥박 파형의 제 2 도함수가 양 (positive) 인 타임 인스턴스에서의 시작되고, 후속 맥박의 시작 시에 끝나는 것으로서 정의될 수도 있다. 일 실시형태에서, 파라미터들 a 및 b 는 k 를 곱하는 것에 의해 압력 파라미터들로 변환된다. 일 실시형태에서, 관측 시간들 사이의 측정된 맥박들의 이완기 부분들을 부가적인 바이어스를 포함하는 지수적 함수에 피팅하는 것은 혈압 측정 장치의 절대적인 교정을 야기할 수도 있다.

[0062] 블록 716 에서, 프로세서는 이완기 혈압 (DBP) 을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 식 (2) 의 파라미터들 a 및 b 는 k 를 곱하는 것에 의해 압력 파라미터들로 변환될 수도 있다. 일 실시형태에서, 이완기 혈압 (DBP) 은 k 를 곱하고 정맥압을 더하는, 이완기의 끝에서 식 (2) 의 첫 번째 부분의 평가에 의해 추정되고, 이는 2 mmHg 의 불확실성을 가지고 4 mmHg 인 것으로 가정될 수도 있다. 이완기 혈압 추정은 개별 맥박들 및 맥박들의 수의 값을 평균하는 것에 대해 수행될 수도 있다. 맥박들의 수는 1 에서 60 이상이 될 수도 있다. 일반적인 사용을 위해 단기 변동들이 최소화 될 수도 있고, 동맥 특성들이 일반적으로 일정할 수도 있으므로, 일반적인 사용을 위해 60 맥박들이 사용될 수도 있다. 이완기 혈압 추정은 또한 조건적 평균화에 의해 얻어지는 맥박으로부터 얻어질 수도 있다.

[0063] 블록 718 에서, 프로세서는 수축기 혈압 (SBP) 를 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 수축기 혈압은 상기에서 서술한 식 (3) 에 따라 결정될 수도 있다.

[0064] 블록 720 에서, 프로세서는 평균 동맥압 (MAP) 을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, MAP 는 일 실시형태에서, k 로 스케일된, 수축기의 시작으로부터 이완기의 끝까지의 맥압들의 평균, 및 이완기의 지수적 감쇠에 피팅하는 것에 의해 결정된 보정적 바이어스 항을 구하는 것에 의해 얻어질 수도 있다. 다른 실시형태에서, 상기 식 (4) 에서 서술한 근사치가 MAP 를 결정하기 위해 사용될 수도 있다.

[0065] 블록 722 에서, 프로세서는 관측들 사이의 MAP 의 변화가 임계값 보다 큰 지의 여부를 결정할 수도 있다. 임계값은 메모리에 저장된 미리결정된 값일 수도 있고, 피검자의 가변 조건과 연관될 수도 있다. 예를 들어, 임계값은 실제 측정된 팽창과 연관된 압력 값일 수도 있다. 프로세서는, 이전에 결정된 MAP 로부터

블록 720 에서 결정된 MAP 를 빼는 것과 MAP 의 결정된 변화와 블록 702 에서 측정된 동맥의 팽창과 연관된 임계 값을 비교하는 것에 의해, MAP 의 변화가 임계값 보다 큰 지의 여부를 결정할 수도 있다. MAP 의 변화가 임계값 이하라는 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 722 = "아니오"), 프로세서는 블록 702 에서의 맥박들, 정수압, 동맥의 팽창, 및 고도의 측정을 계속할 수도 있다.

[0066] MAP 의 변화가 임계값 보다 크다는 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 722 = "예"), 프로세서는 블록 724 에서의 혈압 측정 장치를 교정할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서는 교정 모드에 진입하도록 혈압 측정 장치를 시그널링하거나 제어할 수도 있다. 추가적으로, 혈압 측정 장치를 교정하는데 있어서, 프로세서는 관측 시간들 사이의, 정수압의 측정된 변화, 또는 정수압의 측정된 변화의 평균들에 기초하여, 메모리에 저장된 교정 값들을 업데이트할 수도 있다. 혈압 측정 장치를 교정할 시, 프로세서는 블록 702 에서의 맥박들, 정수압, 동맥의 팽창, 및 고도의 측정을 계속할 수도 있다.

[0067] 일 실시형태에 따른 혈압 측정 장치는 임의의 다양한 컴퓨팅 디바이스들에 데이터를 전송하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 도 8 은 여러 실시형태들에서 사용되는데 적합한 컴퓨팅 디바이스 (800) 를 도시한다. 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 혈압 측정 장치 (102) 와 같은, 상기에서 서술한 혈압 측정 디바이스들로 및/또는 로부터 데이터를 교환할 수도 있고, 상기에서 서술한 방법 (700) 의 하나 이상의 동작들을 수행할 수도 있다. 예를 들어, DBP, PP, SBP, MAP 및/또는 측정된 맥박들, 정수압, 동맥의 측정치들 (예를 들면, 동맥의 팽창 / 및 또는 단면적과 관련된 측정치들) 및/또는 고도는 혈압 측정 장치로부터 컴퓨팅 디바이스 (800) 로 보내질 수도 있다.

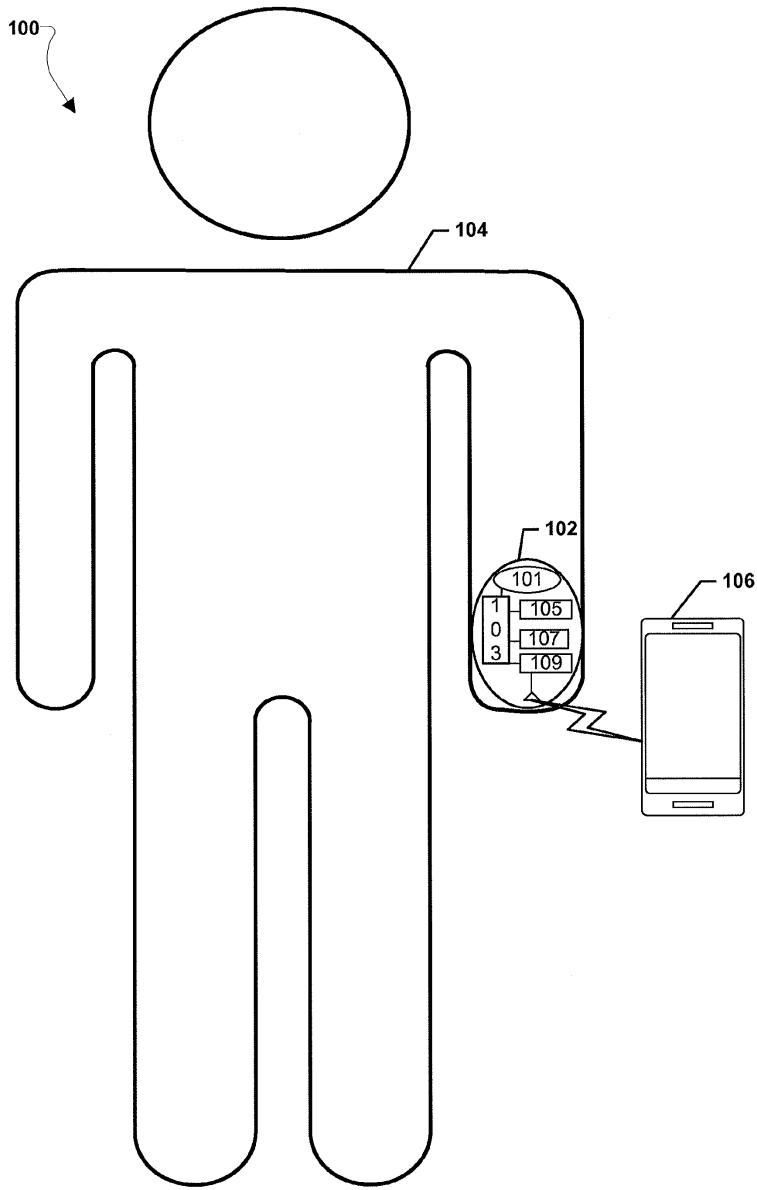
[0068] 여러 실시형태들에서, 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 터치 스크린 컨트롤러 (804) 와 내부 메모리 (802) 에 커플링된 프로세서 (801) 를 포함할 수도 있다. 프로세서 (801) 는 일반적인 또는 특정한 프로세싱 작업들을 위해 지정된 하나 이상의 멀티코어 IC 들일 수도 있다. 내부 메모리 (802) 는 휘발성 또는 비-휘발성 메모리가 될 수도 있고, 또한 보안 및/또는 암호화된 메모리 일수도 있고, 또는, 비-보안 및/또는 암호화되지 않은 메모리 일수도 있고, 이들의 조합일 수도 있다. 터치 스크린 컨트롤러 (804) 및 프로세서 (801) 는 저항성-감지 (resistive-sensing) 터치 스크린, 용량성-감지 (capacitive-sensing) 터치 스크린, 적외선 감지 터치 스크린 등과 같은, 터치 스크린 패널 (812) 에 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 송신 및 수신에 의해, 서로 및/또는 프로세서 (801) 에 커플링된 하나 이상의 무선 신호 송수신기 (808) (예를 들면, Peanut®, Bluetooth®, Zigbee®, Wi-Fi, RF, 셀룰러 등) 및 안테나 (810) 를 가질 수도 있다. 송수신기들 (808) 및 안테나 (810) 는 다양한 무선 통신 규약 스택들 및 인터페이스들을 구현하기 위해 상기에서 서술한 회로부와 함께 사용될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (800) eMBMS 네트워크와 같은, 셀룰러 네트워크를 통한 통신을 가능하게 하고, 프로세서에 커플링되는, 셀룰러 네트워크 무선 모듈 칩 (816) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 프로세서 (801) 에 커플링되는 주변 장치 연결 인터페이스 (818) 를 포함할 수도 있다. 주변 장치 연결 인터페이스 (818) 는 연결의 일 타입을 수용하도록 단일로 구성될 수도 있고, USB, 파이어 와이어 (FireWire), 썬더볼트 (Thunderbolt) 또는 PCIe 와 같은, 공용의 또는 사설 (proprietary) 의, 물리 및 통신 연결들의 다양한 타입을 수용하도록 구성될 수도 있다. 주변 장치 연결 인터페이스 (818) 는 또한 유사하게 구성된 주변 장치 연결 포트 (도시되지 않음) 에 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 또한 오디오 출력들을 제공하기 위한 스피커들 (814) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 또한 플라스틱, 금속, 또는 재료들의 조합으로 구축된, 여기에서 서술된 컴포넌트들의 일부 또는 전체를 포함하기 위한 하우징 (820) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (800) 는 프로세서 (801) 에 커플링된, 일회용 또는 충전 가능한 배터리와 같은 파워 소스 (822) 를 포함할 수도 있다. 충전 가능한 배터리는 컴퓨팅 디바이스 (800) 의 외부에 있는 소스로부터 충전 전류를 수신하기 위해 주변 장치 연결 포트에 커플링될 수도 있다.

[0069] 여러 실시형태들에서 사용되기에 적합한 컴퓨팅 디바이스들의 프로세서들은 프로그램 가능한 마이크로프로세서, 마이크로 컴퓨터 또는 멀티플 프로세서 칩 또는 상기에서 서술된 여러 실시형태들의 기능들을 포함하는, 다양한 기능들을 수행하기 위한 소프트웨어 명령들 (어플리케이션들) 에 의해 구성될 수 있는 칩들이 될 수도 있다. 여러 장치들에서, 무선 통신 기능들 전용의 하나의 프로세서 및 기타 어플리케이션들을 구동하기 위한 하나의 프로세서와 같은, 멀티플 프로세서들이 제공될 수도 있다. 전형적으로, 소프트웨어 어플리케이션들은 프로세서들로 접근되고 로딩되기 전에 내부 메모리에 저장될 수도 있다. 프로세서들은 어플리케이션 소프트웨어 명령들을 저장하기에 충분한 내부 메모리를 포함할 수도 있다. 많은 장치들에서, 내부 메모리는 플래시 메모리와 같은, 휘발성 또는 비-휘발성 메모리 또는 양 자의 혼합일 수도 있다. 본 명세서의 (description) 목적을 위해, 일반적으로 메모리는, 여러 장치들에 플러그로 접속된 내부 메모리 또는 제거 가능한 메모리를 포함하는 프로세서들에 의해 접속 가능한 메모리 및 프로세서들에 탑재된 메모리들을 지칭한다.

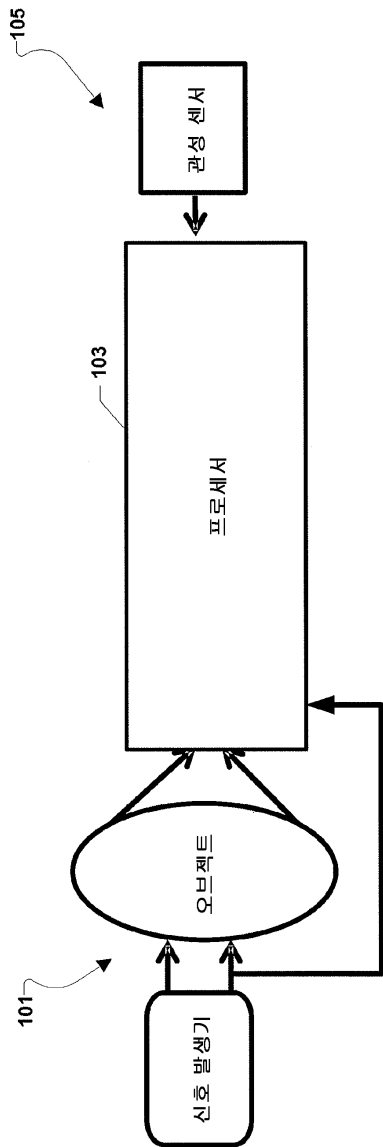
- [0070] 나아가, 당해 분야의 당업자에 의해 인식되는 바와 같이, 상기한 방법 설명들 및 프로세스 흐름도들은 예시적인 예들에 불과한 것으로서 제공되고, 다양한 양태들의 동작들이 제시된 순서로 수행되어야 하는 것을 요구하거나 암시하도록 의도된 것이 아니다. 당해 분야의 당업자에 의해 인식되는 바와 같이, 상기한 양태들에서의 동작들의 순서는 임의의 순서로 수행될 수도 있다. "그 후", "다음으로", "다음" 등과 같은 단어들은 동작들의 순서를 제한하도록 의도된 것이 아니고; 이 단어들은 방법들의 설명을 통해 독자를 안내하기 위하여 간단하게 이용된다. 또한, 예를 들어, 관사들 "a", "an", 또는 "the" 를 이용하는 단수인 청구항 구성요소들에 대한 임의의 참조는 구성요소를 단수로 제한하는 것으로 해석되지 않아야 한다.
- [0071] 여기서 설명된 실시형태들과 관련된 예시적인 논리적 블록들, 모듈들, 회로들, 및 알고리즘 동작들은 전자 하드웨어, 컴퓨터 소프트웨어, 또는 양자의 조합들로서 구현될 수도 있다. 하드웨어 및 소프트웨어의 이 교환가능성을 명확하게 예시하기 위하여, 다양한 예시적인 컴포넌트들, 블록들, 모듈들, 회로들, 및 동작들은 일반적으로 그 기능성의 측면에서 위에서 설명되었다. 이러한 기능성이 하드웨어 또는 소프트웨어로서 구현되는지 여부는 특정한 애플리케이션과, 전체 시스템에 부과된 설계 제약들에 종속된다. 숙련된 기술자들은 각각의 특정한 애플리케이션을 위한 다양한 방법들로 설명된 기능성을 구현할 수도 있지만, 이러한 구현 판단들은 실시형태들의 범위로부터의 이탈을 야기시키는 것으로서 해석되지 않아야 한다.
- [0072] 본원에서 개시된 실시형태들과 관련하여 설명된 다양한 예시적인 로직들, 논리적 블록들, 모듈들, 및 회로들을 구현하기 위하여 이용된 하드웨어는 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서 (DSP), 애플리케이션 특정 집적 회로 (ASIC), 필드 프로그래밍가능 게이트 어레이 (FPGA) 또는 다른 프로그래밍가능 로직 디바이스, 개별 게이트 또는 트랜지스터 로직, 개별 하드웨어 컴포넌트들, 또는 본원에서 설명된 기능들을 수행하도록 설계된 그 임의의 조합으로 구현되거나 수행될 수도 있다. 범용 프로세서는 마이크로프로세서일 수도 있지만, 대안적으로, 프로세서는 임의의 기존의 프로세서, 제어기, 마이크로제어기, 또는 상태 머신 (state machine) 일 수도 있다. 프로세서는 또한, 컴퓨팅 디바이스들의 조합, 예를 들어, DSP 및 마이크로프로세서, 복수의 마이크로프로세서들, DSP 코어와 함께 하나 이상의 마이크로프로세서들, 또는 임의의 다른 이러한 구성의 조합으로서 구현될 수도 있다. 대안적으로, 일부의 동작들 또는 방법들은 소정의 기능에 특정한 회로부에 의해 수행될 수도 있다.
- [0073] 여러 실시형태들에서 설명된 기능들은 하드웨어, 소프트웨어, 펌웨어, 또는 그 임의의 조합으로 구현될 수도 있다. 소프트웨어로 구현될 경우, 기능들은 비일시적인 컴퓨터-판독가능 매체 또는 비일시적 프로세서 판독가능 매체 상에서 하나 이상의 프로세서 실행 가능한 명령들, 동작들, 또는 코드로서 저장될 수도 있다. 본원에서 개시된 방법 또는 알고리즘의 동작들은 비일시적 컴퓨터-판독가능 또는 프로세서 판독가능 저장 매체 상에서 상주할 수도 있는 프로세서 실행가능 소프트웨어 모듈에서 구체화될 수도 있다. 비일시적 컴퓨터-판독가능 또는 프로세서 판독가능 저장 매체들은 컴퓨터 또는 프로세서에 의해 액세스될 수도 있는 임의의 저장 매체들일 수도 있다. 제한이 아닌 예로서, 이러한 비일시적 컴퓨터-판독가능 또는 프로세서 판독가능 매체들은 RAM, ROM, EEPROM, FLASH 메모리, CD-ROM 또는 다른 광학 디스크 저장, 자기 디스크 저장, 또는 다른 자기 저장 디바이스들, 또는 명령들 또는 데이터 구조들의 형태로 회망하는 프로그램 코드를 저장하기 위해 이용될 수 있으며 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 다른 매체를 포함할 수 있다. 본원에서 이용된 바와 같은 디스크 (disk) 및 디스크 (disc) 는 콤팩트 디스크 (compact disc; CD), 레이저 디스크 (laser disc), 광학 디스크 (optical disc), 디지털 다기능 디스크 (digital versatile disc; DVD), 플로피 디스크 (floppy disk) 및 블루레이 디스크 (blu-ray disc) 를 포함하고, 여기서, 디스크 (disk) 들은 통상 데이터를 자기적으로 재생하는 반면, 디스크 (disc) 들은 데이터를 레이저들로 광학적으로 재생한다. 상기의 조합들은 또한, 비일시적 컴퓨터-판독가능 및 프로세서 판독가능 매체들의 범위 내에 포함된다. 추가적으로, 방법 또는 알고리즘의 동작들은, 컴퓨터 프로그램 제품 내로 편입될 수도 있는 비일시적 프로세서 판독가능 매체 및/또는 컴퓨터-판독가능 매체 상에 코드들 및/또는 명령들 중의 하나 또는 임의의 조합 또는 세트로서 상주할 수도 있다.
- [0074] 개시된 실시형태들의 선행하는 설명은 당해 분야의 당업자가 본 발명의 청구범위를 제조하거나 이용하는 것을 가능하게 하도록 제공된다. 이 실시형태들에 대한 다양한 수정들은 당해 분야의 당업자들에게 용이하게 명백할 것이고, 본원에서 정의된 일반적인 원리들은 청구범위의 사상 또는 범위로부터 이탈하지 않으면서 다른 실시형태들에 적용될 수도 있다. 이에 따라, 본 발명은 본원에서 도시된 실시형태들로 제한되도록 의도된 것이 아니라, 다음의 청구항들 및 본원에서 개시된 원리들 및 신규한 특징들과 일관되는 가장 넓은 범위를 따르도록 하기 위한 것이다.

도면

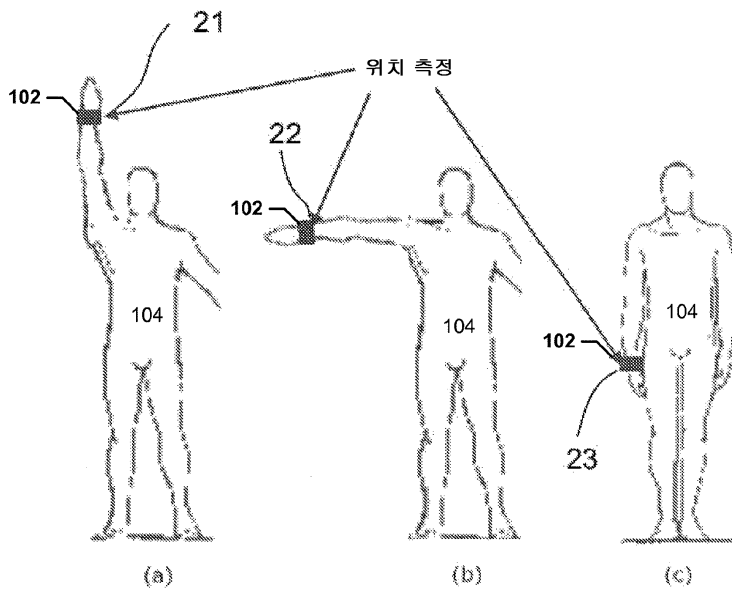
도면1a



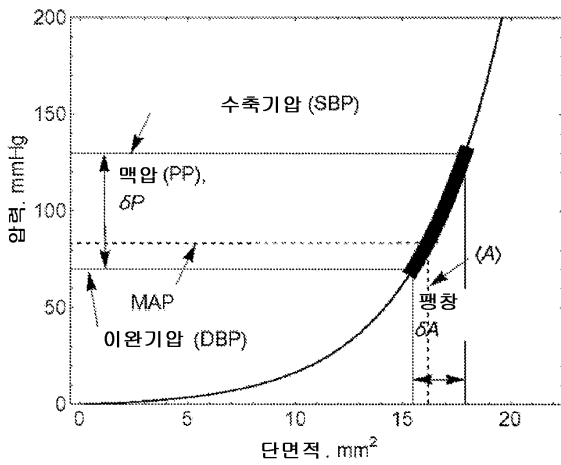
도면1b



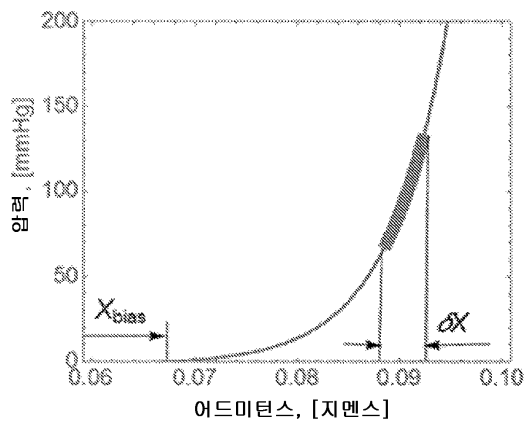
도면2



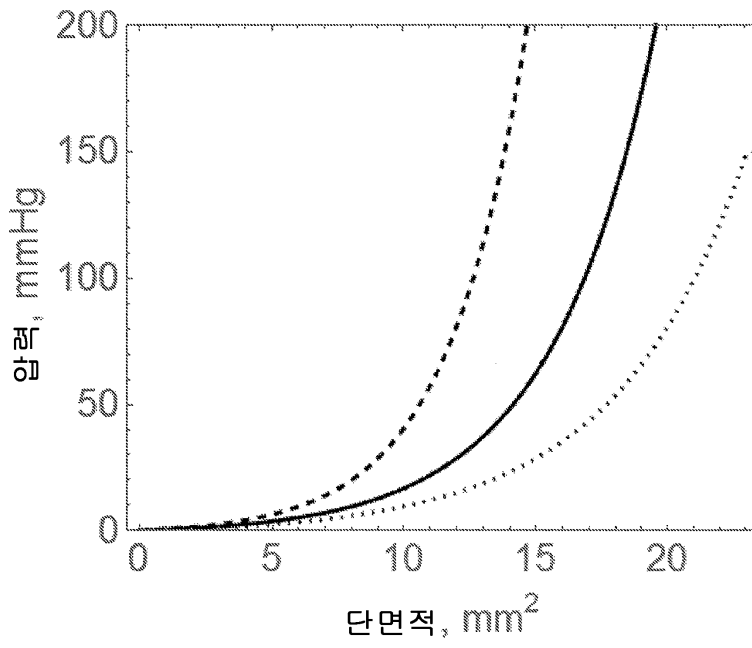
도면3a



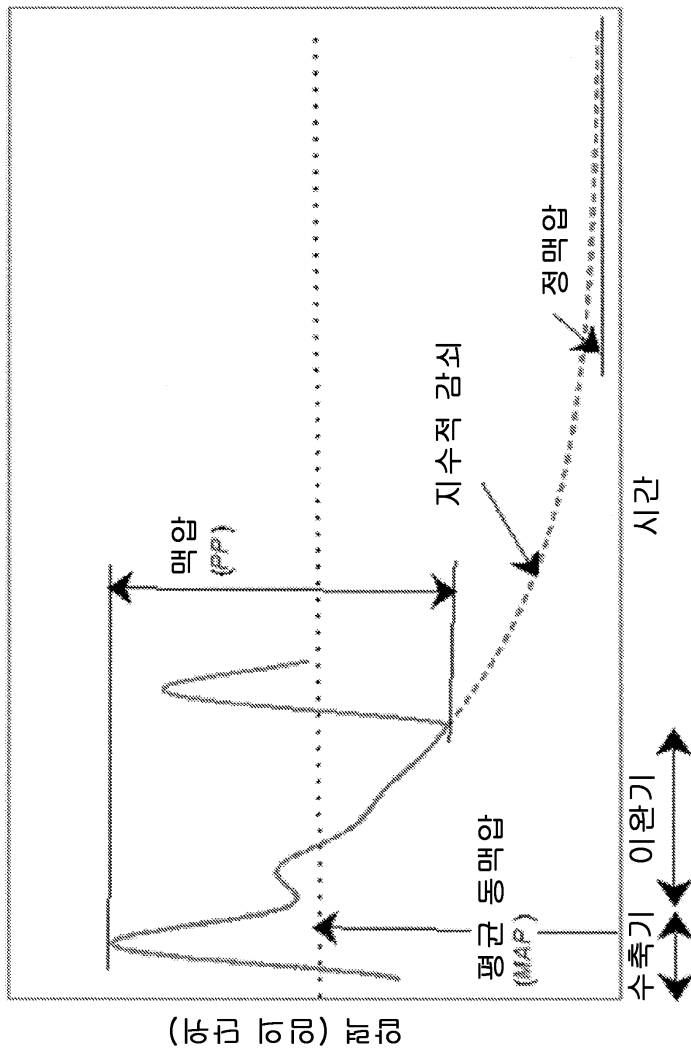
도면3b



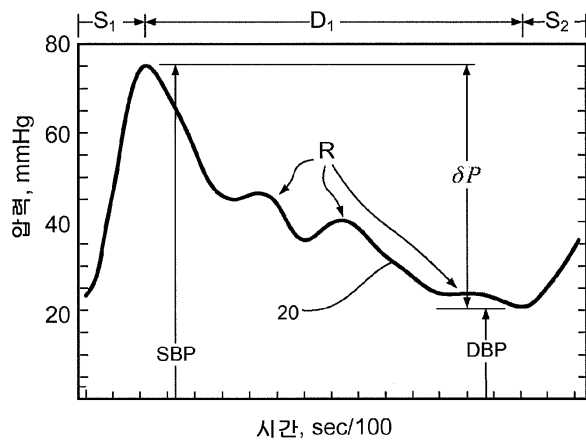
도면4



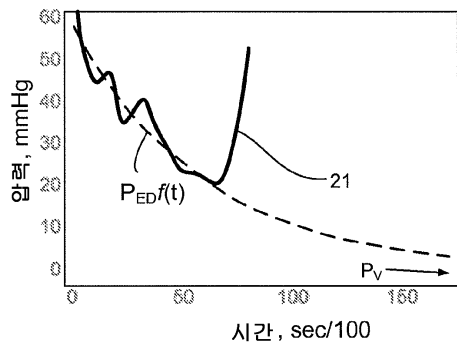
도면5



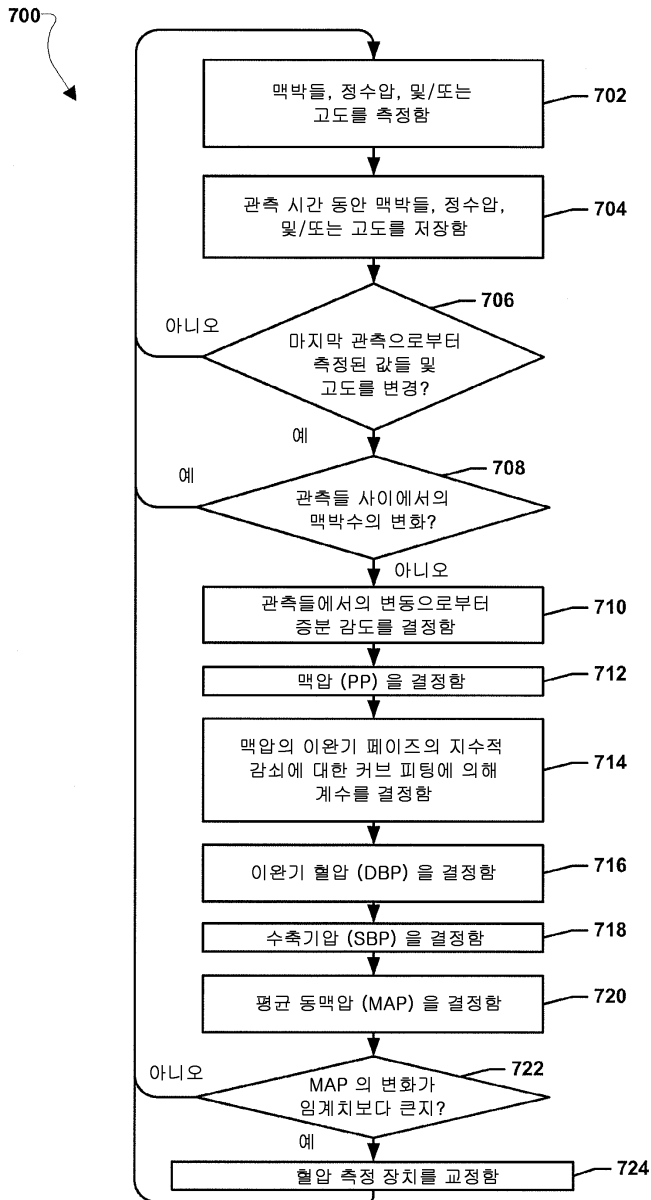
도면6a



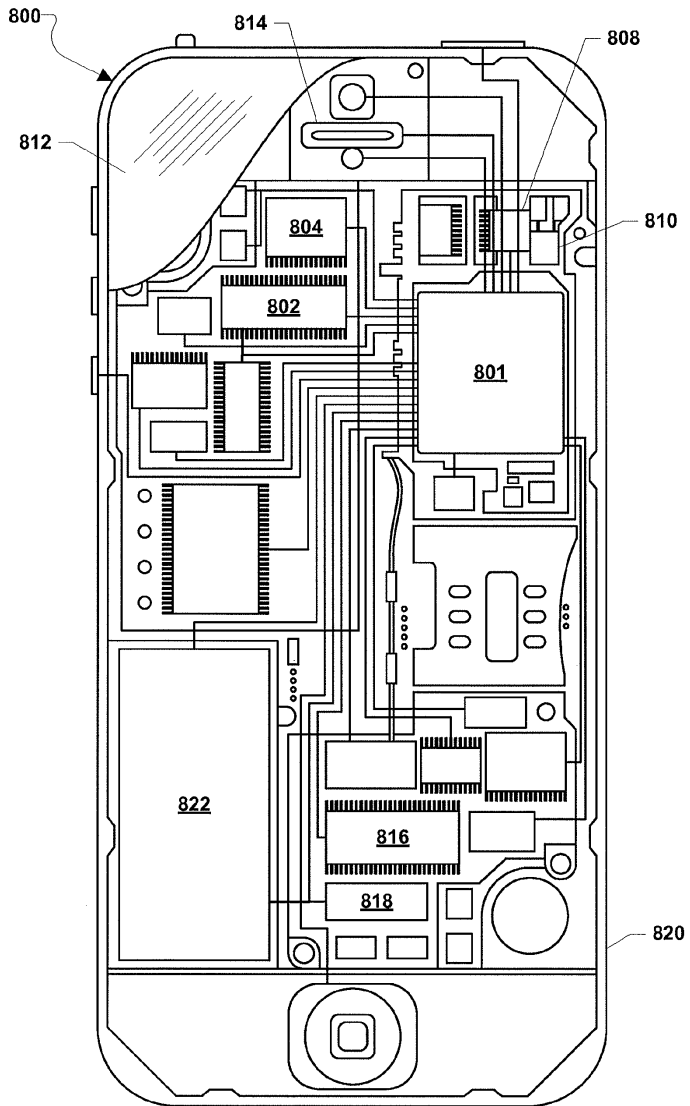
도면6b



도면7



도면8



专利名称(译)	血压测量装置的连续校准		
公开(公告)号	KR1020170005486A	公开(公告)日	2017-01-13
申请号	KR1020167035420	申请日	2015-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	美国高通公司,		
[标]发明人	LADING LARS 라딩라르스 BAEK DAVID BOETTCHER 백다비드보에트셰르		
发明人	라딩라르스 백다비드보에트셰르		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/11 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/053 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/1075 A61B5/02108 A61B5/1126 A61B5/7275 A61B5/7278 A61B5/7285 A61B5/053 A61B5/021 A61B5/0059 A61B5/0082 A61B5/02116 A61B5/0535 A61B5/6898 A61B5/725 A61B5/726 A61B5/7282 A61B8/04 A61B2560/0223 A61B2560/0238 A61B2560/0242 A61B2560/0247 A61B2562/0214 A61B2562/0219		
优先权	62/000078 2014-05-19 US 62/072568 2014-10-30 US 62/072601 2014-10-30 US 14/714966 2015-05-18 US		
其他公开文献	KR102007073B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

各种实施例的系统，方法和装置允许以最小的干扰进行连续的，非侵入性的血压监测。各种实施例可提供用于校正血压的连续测量的适应性的方法，其中测量的量是动脉特征的确定。它可以与动脉腔或动脉横截面积相关联，包括通过在弛豫期间使用指数衰减来校正增量变化和绝对值适应的变换。在各种实施例中，非干扰血压测量装置的连续校准使得患者动脉的平均动脉压变化。它还可以基于大于阈值的值来启动，例如与测量的膨胀相关联的压力值。

