



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0005485
(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 10-2016-7035408
- (22) 출원일자(국제) 2015년05월19일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2016년12월16일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2015/031524
- (87) 국제공개번호 WO 2015/179367
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

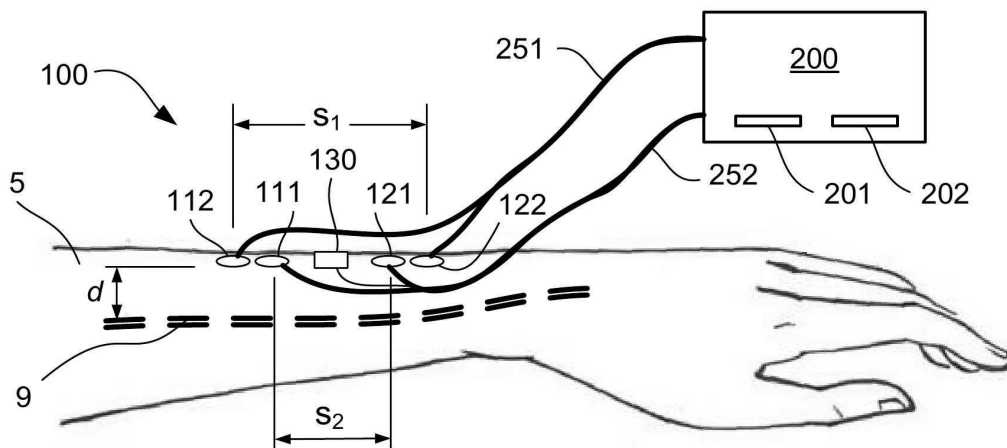
전체 청구항 수 : 총 36 항

(54) 발명의 명칭 비-간접적 혈압 측정

(57) 요약

다양한 실시형태들의 시스템들, 방법들, 및 디바이스들은 동맥으로부터 혈압 측정을 가능하게 한다. 상기 다양한 실시형태들은 비-간접적 동맥 측정 센서를 이용하여, 일련의 맥박들 동안 측정 위치에서 동맥압에 대한 간섭 없이 측정 위치에서의 동맥의 팽창의 제 1 변화를 측정할 수도 있다. 제 1 맥박수 및 추정된 맥압들은 팽창의 제 1 변화로부터 결정될 수도 있다. 이완기 부분의 지수 감쇠를 나타내는 지수 감쇠 함수를 이완기에 대응하는 추정된 맥압들의 선택된 것들에 피팅하는 계수가 결정될 수도 있다. 절대 혈압은 측정 고도에서의 동맥의 맥압과 동맥의 팽창의 제 1 변화 간의 제 1 관계를 나타내는 선택된 수학 모델에 계수를 적용하는 것에 의해 결정될 수도 있다.

대표도 - 도4



(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)
14/714,776	2015년05월18일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법으로서,

비-간접적 동맥 측정 센서에 의해, 일련의 맥박들 동안 측정 위치에서 동맥압에 대한 간섭 없이, 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치에서 상기 동맥의 팽창의 제 1 변화를 측정하는 단계;

프로세서에 의해, 팽창의 상기 제 1 변화로부터 추정된 맥압들 및 제 1 맥박수를 결정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 이완기 부분의 지수 감쇠를 나타내는 지수 감쇠 함수를 상기 이완기에 대응하는 상기 추정된 맥압들 중 선택된 것들에 피팅 (fitting) 하는 계수를 결정하는 단계; 및

상기 프로세서에 의해, 상기 측정 위치에서의 상기 동맥의 경벽압 및 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화 간의 제 1 관계를 나타내는 선택된 수학 모델에 상기 계수를 적용하는 것에 의해, 절대 혈압을 결정하는 단계;

를 포함하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

고도 센서에 의해, 상기 팔다리의 움직임에 응답하여 상기 측정 위치의 고도의 변화를 측정하는 단계;

상기 프로세서에 의해, 상기 고도의 변화 이후 상기 추정된 맥압들에서의 예측된 변화 및 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치에서의 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화 간의 증가 감도를 결정하는 단계; 및

상기 프로세서에 의해, 팽창 및 압력의 변화들 간의 제 2 관계를 기술하는 또 다른 수학 모델을 이용하여 상기 또 다른 수학 모델에 적용되는 상기 증가 감도로 상기 추정된 맥압들을 결정하는 단계;

를 더 포함하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

팽창의 상기 예측된 변화는 제 1 고도에서 마지막 측정된 생리학적 파라미터 및 상기 고도의 변화에 대응하는 정수압 변화에 기초하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 추정된 맥압들은 상기 제 1 맥박수가 일정한 것으로 결정하는 것에 응답하여 결정되는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하는 단계; 및

상기 제 1 맥박수가 일정하지 않은 것으로 결정하는 것에 응답하여 측정된 팽창의 변화들을 폐기하는 단계;

를 더 포함하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압과의 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 단계는, 상기 측정 위치 상에 또는 근방에서 상기 피검자의 이완기 압력 보다 낮은 역압을 가하는 단계를 포함하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 단계는, 상기 측정 위치에 가장 가까운 상기 팔다리의 피부의 부분에 인공의 압력을 가하지 않는 단계를 포함하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 이완기의 상기 지수 감쇠를 나타내는 상기 지수 감쇠 함수를 피팅하는 상기 계수는, 적용된 가산 값인, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 비-간섭적 동맥 측정 센서에 의해, 더 이른 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭 없이 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화를 측정하는 단계; 및

상기 프로세서에 의해, 팽창의 상기 제 2 변화를 이용하여 제 2 맥박수 및 예비 혈압을 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 절대 혈압을 결정하는 단계는, 상기 제 1 맥박수가 상기 제 2 맥박수와 동일한 것으로 결정하는 것에 응답하는, 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 방법.

청구항 10

디바이스로서,

일련의 맥박들 동안 측정 위치에서 동맥압에 대한 간섭 없이, 피검자의 팔다리 상의 상기 측정 위치에서 동맥의 팽창의 제 1 변화를 측정하도록 구성된 비-간섭적 동맥 측정 센서; 및

상기 비-간섭적 동맥 측정 센서와 통신하는 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 비-간섭적 동맥 측정 센서에 의해 측정된 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 수신하고;

팽창의 상기 제 1 변화로부터 추정된 맥압들 및 제 1 맥박수를 결정하고;

이완기 부분의 지수 감쇠를 나타내는 지수 감쇠 함수에 대한 센서 측정치를 상기 이완기에 대응하는 상기 추정된 맥압들 중 선택된 것들에 곡선 피팅하는 것에 의해 계수를 결정하고; 그리고

상기 측정 위치에서의 상기 동맥의 경벽압 및 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화 간의 제 1 관계를 나타내는 선택된 수학적 모델에 상기 계수를 적용하는 것에 의해 절대 혈압을 결정하도록

동작들을 수행하기 위한 프로세서 실행 가능한 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 프로세서와 통신하고, 상기 팔다리의 움직임에 응답하여 상기 측정 위치의 고도의 변화를 측정하도록 구성된 고도 센서를 더 포함하고,

상기 프로세서는 또한,

상기 고도의 변화 이후 상기 추정된 맥압들에서의 예측된 변화 및 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터의 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화 간의 증가 감도를 결정하고; 그리고

팽창 및 상기 경벽압의 변화들 간의 제 2 관계를 기술하는 또 다른 수학 모델을 이용하여 상기 또 다른 수학 모델에 적용되는 상기 증가 감도로 상기 추정된 맥압들을 결정하도록

동작들을 수행하기 위한 프로세서 실행가능한 명령들로 구성되는, 디바이스

청구항 12

제 11 항에 있어서,

팽창의 상기 예측된 변화는 제 1 고도에서 마지막 측정된 생리학적 파라미터 및 상기 고도의 변화에 대응하는 정수압 변화에 기초하는, 디바이스.

청구항 13

제 10 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하도록 동작들을 수행하기 위한 프로세서 실행가능한 명령들로 구성되고,

상기 추정된 맥압들은 상기 제 1 맥박수가 일정한 것으로 결정하는 것에 응답하여 결정되는, 디바이스

청구항 14

제 10 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하고; 그리고

상기 제 1 맥박수가 일정하지 않은 것으로 결정하는 것에 응답하여 측정된 팽창의 변화들을 폐기하도록

동작들을 수행하기 위한 프로세서 실행가능한 명령들로 구성되는, 디바이스

청구항 15

제 10 항에 있어서,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압과의 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 것은, 상기 측정 위치 상에 또는 근방에서 상기 피검자의 이완기 압력 보다 낮은 역압을 가하는 것을 포함하는, 디바이스

청구항 16

제 10 항에 있어서,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 것은, 상기 측정 위치에 가장 가까운 상기 팔다리의 피부의 부분에 인공의 압력을 가하지 않는 것을 포함하는, 디바이스.

청구항 17

제 10 항에 있어서,

상기 이완기의 상기 지수 감쇠를 나타내는 상기 지수 감쇠 함수를 피팅하는 상기 계수는, 적용된 가산 값인, 디바이스

청구항 18

제 10 항에 있어서,

상기 비-간접적 동맥 측정 센서는 또한, 더 이른 일련의 맥압들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭 없이 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화를 측정하도록 구성되고,

상기 프로세서는 또한,

팽창의 상기 제 2 변화를 이용하여 제 2 맥박수 및 예비 혈압을 결정하도록 동작들을 수행하기 위한 프로세서 실행가능한 명령들로 구성되며,

상기 절대 혈압을 결정하는 것은, 상기 제 1 맥박수가 상기 제 2 맥박수와 동일한 것으로 결정하는 것에 응답하는, 디바이스.

청구항 19

디바이스로서,

일련의 맥박들 동안 측정 위치에서 동맥압에 대한 간섭 없이, 피검자의 팔다리 상의 상기 측정 위치에서 동맥의 팽창의 제 1 변화를 측정하는 수단;

팽창의 상기 제 1 변화로부터 추정된 맥압들 및 제 1 맥박수를 결정하는 수단;

이완기 부분의 지수 감쇠를 나타내는 지수 감쇠 함수를 상기 이완기에 대응하는 상기 추정된 맥압들 중 선택된 것들에 피팅하는 계수를 결정하는 수단; 및

상기 측정 위치에서의 상기 동맥의 경벽압 및 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화 간의 제 1 관계를 나타내는 선택된 수학 모델에 상기 계수를 적용하는 것에 의해, 절대 혈압을 결정하는 수단을 포함하는, 디바이스.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 팔다리의 움직임에 응답하여 상기 측정 위치의 고도의 변화를 측정하는 수단;

상기 고도의 변화 이후 상기 추정된 맥압들에서의 예측되는 변화 및 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터의 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화 간의 증가 감도를 결정하는 수단; 및

팽창 및 압력의 변화들 간의 제 2 관계를 기술하는 또 다른 수학 모델을 이용하여 상기 또 다른 수학 모델에 적용되는 상기 증가 감도로 상기 추정된 맥압들을 결정하는 수단을 더 포함하는, 디바이스.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

팽창의 상기 예측된 변화는 제 1 고도에서 마지막 측정된 생리학적 파라미터 및 상기 고도의 변화에 대응하는 정수압 변화에 기초하는, 디바이스.

청구항 22

제 19 항에 있어서,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하는 수단을 더 포함하고,

상기 추정된 맥압들은 상기 제 1 맥박수가 일정한 것으로 결정하는 것에 응답하여 결정되는, 디바이스.

청구항 23

제 19 항에 있어서,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하는 수단; 및

상기 제 1 맥박수가 일정하지 않은 것으로 결정하는 것에 응답하여 측정된 팽창의 변화들을 폐기하는 수단;

을 더 포함하는, 디바이스.

청구항 24

제 19 항에 있어서,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압과의 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 것은, 상기 측정 위치 상에 또는 근방에서 상기 피검자의 이완기 압력 보다 낮은 역압을 가하는 것을 포함하는, 디바이스.

청구항 25

제 19 항에 있어서,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 것은, 상기 측정 위치에서 가장 가까운 상기 팔다리의 피부의 부분에 인공의 압력을 가하지 않는 것을 포함하는, 디바이스.

청구항 26

제 19 항에 있어서,

상기 이완기의 상기 지수 감쇠를 나타내는 상기 지수 감쇠 함수를 피팅하는 상기 계수는, 적용된 가산 값인, 디바이스.

청구항 27

제 19 항에 있어서,

더 이른 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭 없이 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화를 측정하는 수단; 및

팽창의 상기 제 2 변화를 이용하여 제 2 맥박수 및 예비 혈압을 결정하는 수단을 더 포함하고,

상기 절대 혈압을 결정하는 것은, 상기 제 1 맥박수가 상기 제 2 맥박수와 동일한 것으로 결정하는 것에 응답하는, 디바이스.

청구항 28

프로세서 실행가능한 명령들이 저장된 비밀시적 프로세서 관독가능 매체로서,

상기 명령들은, 프로세서로 하여금,

피검자의 팔다리 상의 측정 위치에서 동맥의 팽창의 제 1 변화로부터 추정된 맥압들 및 제 1 맥박수를 결정하는 것으로서, 팽창의 상기 제 1 변화는 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 동맥압에 대한 간섭 없이 측정되는, 상기 추정된 맥압들 및 제 1 맥박수를 결정하는 것;

상기 프로세서에 의해, 이완기 부분의 지수 감쇠를 나타내는 지수 감쇠 함수를 상기 이완기에 대응하는 상기 추정된 맥압들 중 선택된 것들에 피팅하는 계수를 결정하는 것; 및

상기 프로세서에 의해, 상기 측정 위치에서의 상기 동맥의 경벽압 및 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화 간의 제 1 관계를 나타내는 선택된 수학 모델에 상기 계수를 적용하는 것에 의해, 절대 혈압을 결정하는 것

을 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 관독가능 매체.

청구항 29

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

고도 센서에 의해, 상기 팔다리의 움직임에 응답하여 상기 측정 위치의 고도의 변화를 측정하는 것;

상기 고도의 변화 이후 상기 추정된 맥압들에서의 예측되는 변화와, 상기 팔다리의 움직임에 응답하는 상기 측정 위치의 상기 고도의 변화에 응답하여 측정되는, 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터의 상기 동맥의 팽창

의 제 2 변화 간의 증가 감도를 결정하는 것; 및

팽창 및 압력의 변화들 간의 제 2 관계를 기술하는 또 다른 수학 모델을 이용하여 상기 또 다른 수학 모델에 적용되는 상기 증가 감도로 상기 추정된 맥압들을 결정하는 것

을 더 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 30

제 29 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

팽창의 상기 예측된 변화가 제 1 고도에서 마지막 측정된 생리학적 파라미터 및 상기 고도의 변화에 대응하는 정수압 변화에 기초하도록 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 31

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하는 것을 더 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되고,

상기 추정된 맥압들은 상기 제 1 맥박수가 일정한 것으로 결정하는 것에 응답하여 결정되는, 비밀시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 32

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

상기 제 1 맥박수가 일정한지 여부를 결정하는 것; 및

상기 제 1 맥박수가 일정하지 않은 것으로 결정하는 것에 응답하여 측정된 팽창의 변화들을 폐기하는 것

을 더 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 33

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압과의 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 것이 상기 측정 위치 상에 또는 근방에서 상기 피검자의 이완기 압력 보다 낮은 역압을 가하는 것을 포함하도록 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 34

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

상기 일련의 맥박들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭없이 상기 동맥의 팽창의 상기 제 1 변화를 측정하는 것이, 상기 측정 위치에서 가장 가까운 상기 팔다리의 피부의 부분에 인공의 압력을 가하지 않는 것을 포함하도록 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 35

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

상기 이완기의 상기 지수 감쇠를 나타내는 상기 지수 감쇠 함수를 피팅하는 상기 계수가, 적용된 가산 값이 되

도록 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비밀시적 프로세서 관독가능 매체.

청구항 36

제 28 항에 있어서,

상기 프로세서 실행가능한 명령들은, 상기 프로세서로 하여금,

더 이른 일련의 맥압들 동안 상기 측정 위치에서 상기 동맥압에 대한 간섭 없이 비-간섭적 동맥 측정 센서에 의해 측정되는 상기 팔다리 상의 상기 측정 위치로부터의 상기 동맥의 팽창의 제 2 변화를 이용하여 제 2 맥박수 및 예비 혈압을 결정하는 것을 더 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되고,

상기 절대 혈압을 결정하는 것은 상기 제 1 맥박수가 상기 제 2 맥박수와 동일한 것으로 결정하는 것에 응답하는, 비밀시적 프로세서 관독가능 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 “Method of Calibrating a Non-Interfering Continuous Blood Pressure Measurement Device” 라는 명칭으로 2014년 5월 19일 출원된 미국 가출원 제62/000,078호; “Continuous Calibration of Non-Interfering Blood Pressure Device” 라는 명칭으로 2014년 10월 30일 출원된 미국 가출원 제62/072,568호; 및 “A Method of Estimating the Transmural Pressure in an Artery of a Subject with a Non-Interfering Continuous Blood Pressure Measuring Device” 라는 명칭으로 2014년 10월 30일 출원된 미국 가출원 제 62/072,601호에 대해 우선권의 이익을 주장하고, 이들 각각의 전체 내용은 여기서 참조에 의해 통합된다.

배경 기술

[0002] 심혈관 (cardiovascular) 특성을 측정하는 디바이스들은, 측정 자체가 피검자 (subject) 의 상태에 강하게 간섭을 받고, 그것에 의해 오류가 있는 결과에 이른다는 문제로 어려움을 겪는다. 이것은 특히 상당한 생리학적 영향을 주는 현재의 커프 (cuff)-기반 방법들의 경우에 그러하다. 현재의 커프-기반 방법들에서, 수축기 혈압 (systolic blood pressure) 은 완전히 또는 적어도 실질적으로 동맥을 막는 것에 의해 획득되고, 동맥은 대부분의 경우 상부 팔의 상완 동맥 (brachial artery) 이다. 동맥을 막는 것은 맥압 (pulse pressure) 전파와 맥압 형태들에 영향을 주며, 이는 말초계 (peripheral system) 에서 오직 용인될 수도 있다. 또한, 이완기 (diastolic) 압력은 경벽압 (transmural pressure)(동맥의 바깥쪽과 안쪽 사이의 압력 차이) 이 0 에 가까울 때 획득된 측정들로부터 얻어지며, 이는 이들 측정들이 정상인 것과는 거리가 먼 조건들 하에서 행해진다는 것을 시사한다.

[0003] 또한, 혈압은 종종 시간에 걸쳐 상당한 변동성을 보인다. 따라서, 하루 동안의 또는 다른 일시적인 혈압의 변동은 고혈압의 적절한 진단을 위해 매우 중요할 수도 있다. 또한 최근에는 이동식 (ambulatory) 혈압 측정들을 수행하는 것이 전반적으로 비용 효율적인 것으로 보여지고 있다.

[0004] 그러므로 정상 신체 기능들과 간섭하지 않거나 또는 적어도 측정되는 동맥을 섭동 (perturb) 하지 않고, 연속적으로 그리고 장기간에 걸쳐 혈압을 측정할 수 있는, 혈압 측정 디바이스를 제공하는 것이 바람직하다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0005] 다양한 실시형태의 시스템들, 방법들 및 디바이스들은, 측정 위치에서 동맥압 (arterial pressure) 과 간섭하지 않고, 동맥으로부터 혈압의 측정을 가능하게 한다. 다양한 실시형태들은, 비-간섭적 (non-interfering) 동맥 측정 센서를 이용하여, 일련의 맥박들 (pulses) 동안 측정 위치에서 동맥압에 대한 간섭 없이, 측정 위치에서의 동맥의 팽창 (distension) 의 제 1 변화를 측정할 수도 있다. 제 1 맥박수 (pulse rate) 및 추정된 맥압들은 팽창의 제 1 변화로부터 결정될 수도 있다. 이완기 부분의 지수 감쇠를 나타내는 지수 감쇠 함수를 이완기에 대응하는 추정된 맥압들 중 선택된 것들에 피팅하여, 계수가 결정될 수도 있다. 절대 혈압은, 동맥의 팽창의 제 1 변화와 측정 위치에서의 동맥의 맥압 간의 제 1 관계를 표현하는 선택된 수학적 모델에 계수를 적용함으로써, 결정될 수도 있다.

도면의 간단한 설명

- [0006] 여기서 통합되고 이 명세서의 부분을 구성하는 첨부된 도면들은, 청구항들의 예시적인 실시형태들을 도시하고, 위에 주어진 일반적인 설명 및 아래 주어지는 상세한 설명과 함께 청구항들의 피처들을 설명하기 위해 제공된다.
 도 1 은 다양한 실시형태들에 따른, 동맥에 대하여 압력 대 동맥 단면적을 비교하는 응력-변형 관계의 그래프이다.
 도 2 는 다양한 실시형태들에 따른 특정 엘리먼트들을 나타내는, 초기 맥박의 맥압과 후속 맥박의 시작에 대한 압력 대 시간 그래프이다.
 도 3 은 다양한 실시형태들에 따른, 이완기의 지수 감쇠를 곡선 매칭한 것과 함께, 초기 맥박의 이완기의 맥압과 후속 맥박의 시작에 대한 압력 대 시간 그래프이다.
 도 4 는 다양한 실시형태들에 따른, 피검자의 팔다리에 놓이는 혈압 결정을 위한 디바이스의 개략도이다.
 도 5 는 다양한 실시형태들에 따른, 팽창을 검출하기 위해 동작하는 팔다리 상의 전극들의 배열의 개략도이다.
 도 6 은 다양한 실시형태들에 따른, 컴퓨팅 디바이스와 함께 작동하는, 피검자의 손가락끝에 배치된 혈압을 결정하기 위한 디바이스의 도시이다.
 도 7 은 다양한 실시형태들에 따른, 컴퓨팅 디바이스의 형태에서 제어 유닛의 컴포넌트 블록도이다.
 도 8 은 다양한 실시형태들에 따른, 혈압을 측정하기 위한 방법의 일 실시형태를 도시하는 프로세스 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0007] 다양한 실시형태들은 첨부된 도면들에 대한 참조와 함께 상세히 설명될 것이다. 가능한 한, 동일하거나 유사한 부분들을 지칭하도록 동일한 참조 번호들이 도면들 전체에 걸쳐 사용될 것이다. 특정 예들 및 구현들로 이루어진 참조들은 예시의 목적을 위해서이고, 청구항들의 범위를 제한하도록 의도되지 않는다.
- [0008] 다양한 실시형태들은, 레퍼런스 디바이스 (예를 들면 팽창식 컵) 를 필요로 하지 않고 피검자의 팔다리 (limb) 에서 동맥 (artery) 으로부터 혈압 (blood pressure) 을 측정하기 위한, 방법들, 시스템들 및 디바이스들을 포함한다. 다양한 실시형태의 방법들은 일련의 맥박들 (pulses) 동안 측정 위치에서 동맥의 맥압 (pulse pressure) 에 대한 간섭 없이 팔다리의 위치로부터 동맥의 팽창 (distension) 에 있어서의 변화를 측정하는 단계를 포함할 수도 있다. 다양한 실시형태의 방법들은 팽창에서의 변화로부터 맥박수 (pulse rate) 및 맥압을 결정할 수도 있다. 다양한 실시형태의 방법들은 또한 맥압의 이완기의 (diastolic phase) 지수 감쇠 (exponential decay) 에 대한 곡선 피팅 (curve fitting) 에 의해, 정확하게 혈압을 결정하기 위하여 필요한 이전에 알려지지 않은 계수 (coefficient) 를 결정할 수도 있다. 또한 센서 측정 바이어스들과 같은 다른 미지의 파라미터들이 정맥계 (venous system) 의 생리학적 특성들 (physiological characteristics) 을 이용하여 결정될 수도 있다. 그 후, 측정 위치에서의 동맥의 절대 혈압 (absolute blood pressure) 이 결정된 계수와 측정 바이어스를 동맥의 팽창의 변화들과 맥압 간의 관계를 표현하는 수학 모델에 적용함으로써 산출될 수도 있다.
- [0009] 다양한 실시형태들은 측정 위치에서의 동맥의 팽창의 변동들에 비례적하여, 변동하는 출력(예를 들면, 측정된 양)을 제공하는 혈압 측정 디바이스를 포함한다. 비례는, 측정 디바이스 및/또는 동맥계 (arterial system) 에 내재하는 바이어스 때문에, 측정된 양의 증가 변화들 또는 변동들을 반영하고 그 절대 값들은 반영하지 않을 수도 있다. 이를 해결하기 위해, 다양한 실시형태들은 측정된 맥압의 이완기의 지수 감쇠에 대한 곡선 피팅에 의해 결정된 계수의 부분으로서, 바이어스를 결정한다. 결정된 계수는 동맥의 물리적 (physical) 특성들 및 측정 디바이스의 감도를 설명할 수도 있고, 따라서 측정된 양을 보다 정확한 절대 압력으로 변환하기 위하여 사용될 수도 있다.
- [0010] 다양한 실시형태들은 간접적으로 혈압을 산출하기 위하여, 여기서 개시되는 수학적 관계들을 이용하여 신체 내의 바이오-메커니즘에 대한 이해에 기초하여, 동맥계에서의 절대 혈압을 결정한다. 동일한 일반적인 수학적 관계가 다수의 환자들을 위하여 사용될 수 있지만, 관계의 특정 파라미터들은 각 환자에 대하여 고유한 것일 수도 있다. 따라서, 다양한 실시형태들은 관계의 파라미터들을 교정(calibration) 절차를 통하여 결정한다.

적절한 교정이 없으면, 동맥의 측정된 파라미터와 혈압 간의 변환은 신뢰 가능하지 않다.

- [0011] 다양한 실시형태들은 시간에 걸친 동맥의 탄력성들 (elastic properties) 의 변화를 고려한 비-간섭적 혈압 측정 디바이스들을 조정 (예를 들면 교정을 위한) 하는 방법을 제공한다. 다양한 실시형태의 방법들은 초기 교정, 연속적인 교정, 또는 그들의 조합을 포함할 수도 있다. 다양한 실시형태의 방법들은 비-교정 모델에서 시작하고, 모델을 교정된 모델에 도달하도록 시간에 걸쳐 적용시킬 수도 있고, 교정된 모델은 또한 피검자의 동맥 특성들에서의 변화들에 적응할 수도 있다.
- [0012] 여기서 사용되는 바와 같이 와 같이, “맥압(pulse pressure)” 이라는 용어는 피검자의 심장에 가까운 동맥계 내의 압력을 지칭한다. 이 값은 일반적으로 피검자의 신체의 말초 지역들 (peripheral regions) 에서의 정수압 (hydrostatic pressure) 의 지역적 변화들에 의해 영향을 받지 않는다.
- [0013] 여기서 사용되는 바와 같이, “경벽압(transmural pressure)” 이라는 용어는 특정 동맥의 특정 위치에서의 동맥의 안쪽과 동맥의 바로 바깥쪽 압력 간의 압력 차이를 지칭한다. 경벽압은 특정 위치의 고도에 기인하는 정수압에 의존할 것이다. 예를 들면, 측정 디바이스가 피검자의 손목에 부착되면, 손목을 위아래로 움직이는 것은 측정 위치에서 측정된 경벽압의 상당한 변화들을 야기하지만, 맥압은 손목의 느린 위아래의 움직임에 의해 상대적으로 영향을 받지 않을 것이다. 또한, 외부적으로 가해지는 역압 (counter pressure) (예를 들면, 팽창식 커프로부터의 내측으로의 압력) 이 없다면, 경벽압은 혈압과 근사하게 동일하다고 가정될 수도 있다.
- [0014] 여기서 “절대 동맥압(absolute arterial pressure)” 의 용어는 특정 시간의 특정 위치에서의 동맥 내의 실제 압력을 정의하는 것으로 사용된다. 대부분의 경우에 있어서, 절대 동맥압은, 만일 동맥에 상당한 외부 압력이 적용되지 않는다면(즉, 오직 대기압이 적용됨), 동일한 위치에서의 경벽압과 매우 가까울 것이다.
- [0015] 여기서 “혈압(blood pressure)” 의 용어는 피검자의 동맥계 내의 압력을 지칭하는 일반 용어로서 사용된다. 이 명세서를 위해서는, 경벽압, 맥압, 그리고 절대 동맥압은 모두 “혈압” 으로 고려된다. 예를 들면, 특정 위치에서 경벽압을 측정하는 디바이스들과 맥압을 측정하는 디바이스들은 혈압을 측정하기 위하여 사용될 수도 있다.
- [0016] 여기서 사용되는 바와 같이, “일정한 맥박수(constant pulse rate)” 라는 표현은 여러 심박들의 기간에 걸쳐 상당히 변화하지 않는 맥박수를 지칭한다. 이와 관련하여, 박동 변화 (beat-to-beat) 변동은 50% 만큼 높을 수도 있고 여전히 일정한 맥박수로 고려된다. 그러므로, 소정 시간 양에 걸친 맥박수의 평균이 이용될 수도 있다. 예를 들면, 30-60 초에 걸쳐 측정된 맥박수는, 만일 그 기간에 걸친 변동들이 10% 보다 낮으면, 일정한 것으로 여겨질 수도 있다. 대안으로서, 5%, 2%, 또는 1%와 같은 변동의 상한이 이용될 수도 있다. 또한 대안으로서, 소정 양의 시간에 걸친, 예를 들면 1 분에 걸친, 이동 평균 (moving average) 이 사용될 수도 있다. 추가적인 대안으로서, 소정 양의 시간에 있어서 맥박수의 이동 평균의 변화의 최대 양에 대한 제한이 이용될 수도 있다. 이것은 맥박수의 이동 평균의 미분/기울기 (derivative/slope) 와 관련될 수도 있다.
- [0017] 여기서 사용되는 바와 같이, “비-간섭적(non-interfering)” 이라는 표현은 정상 신체적 기능들과 간섭하지 않거나 적어도 측정되는 동맥을 섭동하지 (perturb) 않는 디바이스를 지칭한다. 연속적인 측정 디바이스는 장기간에 걸쳐 (예를 들면, 1-24 시간에 걸쳐) 사용될 수도 있고, 따라서 혈압 판독은 장기간 취해질 수도 있다. 압력이 장기간에 걸쳐 모니터링될 때, 시간에 걸친 압력의 변화들을 관찰할 수도 있고, 이것은 피검자에 관한 중요한 정보를 제공할 수도 있다. 센서들의 일부의 비-제한적 예들은 초음파 센서들, 바이오임피던스 센서들, 광혈류측정(photoplethysmographic) 센서들이다.
- [0018] 여기서 사용되는 바와 같이, “측정 디바이스” 라는 용어는 생체 측정 (biometric) 의 측정들을 취하기 위해 피검자에 부착된 물리적 장치를 지칭한다. 대조적으로, “센서” 라는 용어는 (열, 빛, 소리, 압력, 자성, 또는 특정 모션과 같은) 물리적 자극에 반응하고, 결과로 발생한 (측정 또는 제어를 동작하는 것에 관한) 임펄스를 전송하는 디바이스를 일반적으로 지칭한다. 센서는 예를 들어 신체의 기관 또는 부분에서의 위치, 크기, 및/또는 그 조합의 변화들을 측정할 수도 있다. 또한, “동맥 측정 센서(arterial measurement sensor)” 라는 용어는 보다 특별하게 측정 디바이스의 일 컴포넌트를 지칭하고, 이것은 혈류의 변동 및/또는 동맥의 단면적(cross-sectional area)과 같은 피검자의 동맥의 물리적 특성에 대한 실제 측정을 직접 수행한다. 예를 들면, 측정 디바이스는, 하나 이상의 동맥 측정 센서들 및 동맥 측정 센서로부터의 신호들을 프로세싱하고 및/또는 외부 장치와 통신하기 위한 전자 프로세싱 디바이스를 포함할 수도 있다.
- [0019] 여기서 “컴퓨팅 디바이스” 라는 용어는, 적어도 하나의 프로세서가 구비되고, 무시할 수 있을 정도로 간섭하고

무시할 수 있을 정도의 인식되는 구성 또는 형태의 혈압 측정 디바이스 (예를 들면 웨어러블 패치, 팔찌, 발찌, 시계, 등) 와 같은 여기서 설명되는 혈압 측정 디바이스와 통신하도록 구성된, 셀룰러 전화들, 스마트-폰들, 웹-패드들, 태블릿 컴퓨터들, 인터넷이 가능한 셀룰러 전화들, Wi-Fi 가 가능한 전자 디바이스들, 랩탑 컴퓨터들, 전용 헬스케어 전자 디바이스들, 개인용 컴퓨터들, 및 유사한 전자 디바이스들 중 어느 하나 또는 전부를 지칭하도록 사용된다.

- [0020] 여기서 “예시적인” 이란 단어는 “예, 예시, 또는 예증의 역할을 하는” 의미로 사용된다. 여기서 “예시적인” 것으로 설명되는 임의의 실시형태는 다른 구현들보다 바람직하거나 또는 유리한 것으로 반드시 해석되지는 않는다.
- [0021] 여기서 사용되는 바와 같이, 측정들과 관련하여 “반복적으로” 라는 용어는, 측정들 간에 고정된 기간으로 주기적으로 실행되는 복수의 측정들을 지칭할 수도 있다. 대안으로서, 측정들 간에 하나 이상의 비-주기적 간격들이 사용될 수도 있다.
- [0022] 동맥 벽들의 응력-변형 (Stress-strain) 특성들은 매우 비선형적일 수도 있다. 낮은 압력들에서, 동맥 혈관은 매우 탄력적이고, 탄력소 섬유(elastin fibers)에 의해 지배된다. 높은 압력들에서, 동맥 혈관은 보다 경직되며, 교원 섬유(collagen fibers)에 의해 지배된다. 동맥들의 매우 큰 분류는 근육성(muscular) 또는 탄력성인(elastic) 것이고, 다만 대부분의 동맥들은 그들의 조합일 수도 있다. 중추계 (central system) 의 더 큰 동맥들은 대부분 탄력성인 반면, 말초계 (peripheral system) 의 동맥들은 대부분 근육성이다. 말초 동맥들은 일반적으로 중추계의 동맥들보다 더 얇고 더 경직되어 있으며, 그 탄력성들은 중추 동맥들에서 보다는 평활근들 (smooth muscles) 에 더 종속적이다. 이러한 평활근들은, 압력 증가에 의한 동맥의 확장이 방사상 방향 (radial direction) 에서 대부분이고 길이 방향 (longitudinal direction) 에서는 무시할 수 있을 정도인 방식으로, 가정적으로 배열된, 나선 패턴으로 정렬된다. 동맥 벽들은 일반적으로 주변 조직들보다 훨씬 더 경직되어 있다. 이러한 방식으로, 만일 외부 압력이 가해지지 않으면, 동맥의 바로 외부 압력이 팔다리 외부 압력과 기본적으로 동일하다.
- [0023] 또한, 특히 동맥에서의 근육들의 긴장이 사람의 상태에 따라 시간에 걸쳐 일반적으로 변화하기 때문에, 동맥의 탄력성들은 시간에 걸쳐 변동할 수도 있다. 또한, 다수의 물질들이 동맥에서의 근육들의 긴장에 영향을 줄 수도 있다. 예를 들면, 니트로글리세린은 평활근들을 이완하고, 이것은 일반적으로 그곳에서의 경직성을 감소시키고 동맥의 압력이 일정하게 유지되거나 또는 감소하는 때에도 동맥들이 직경에 있어서 팽창하는 것을 야기할 수도 있다.
- [0024] 일부 현존하는 혈압 측정 디바이스들은 동맥의 팽창을 측정하며, 이는 심박과 동기화된 동맥의 지름에 있어서의 확장 또는 변화의 측정이다. 팽창의 측정을 절대 혈압으로 정확하게 변환하는 것은 동맥의 특정 특성들에 관한 지식을 필요로 한다. 특히, 팽창과 같은 치수적 (dimensional) 특성들을 혈압의 측정으로 변환하기 위해서는, 적어도 동맥의 경직도(stiffness) 또는 탄력도 (elasticity)를 아는 것이 일반적으로 필요하다. 그러나, 종래의 기술들을 이용하여 그러한 동맥의 특성들을 예측하는 것 및/또는 결정하는 것은 간단하지 않다. 또한, 종래의 기술들은 일반적으로 측정되는 동맥과 간섭 (즉, 섭동) 한다.
- [0025] 비-간섭적이고 연속적인 혈압 측정 디바이스들을 제공하려는 이전의 시도들은, 동맥의 특성이 상당히 빈번하게 변화하기 때문에, 교정 (calibration) 문제들에 어려움이 있어 왔다. 잘못된 교정이 있으면, 동맥의 단면적과 같은 치수적 특성들로부터 압력을 결정하는 것은 부정확할 수도 있다. 시간에 걸친 동맥 특성들의 변동을 감안하는 일부 해결 방안들은 정규 간격들에서의 재교정을 제안한다. 그러나, 그러한 재교정은, 휴식 및 쉬고 있는 동안에 피검자가 능동적으로 재교정에 참여할 것을 요구하여, 피검자에게 불편하다.
- [0026] 다양한 실시형태들에 의해 해결되는 기술적 문제는, 시간에 걸친 동맥의 특성들의 변동을 고려하고 또한 동맥의 치수들 (arterial dimensions) 을 측정하기 위해 사용된 디바이스들로부터의 측정 바이어스들을 프로세싱하면서, 동맥의 치수들의 비-간섭적 측정들로부터 혈압을 결정하기 위하여 사용되는 파라미터들을 어떻게 조정하는지이다.
- [0027] 도 1 은 동맥에 대한 응력-변형 관계의 그래프이고, 이것은 동맥의 응력-변형 관계를 나타내는 (예를 들면, 수학식 1 에 따른) 지수 곡선 (10) 를 포함한다. 지수 곡선 (10) 은 수평 축 상의 동맥의 단면적 (mm^2) 대 수직 축 상의 경벽압 (mmHg) 에 관한 플롯이다. 수학식 1 은 살아있는 인간 또는 동물과 같은 피검자의 동맥 내에 존재하는 일반적인 압력 범위와 동맥의 단면적 간의 관계를 표현하는 수학 모델이다. 대안으로서, 다른 함수들이 동맥의 응력-변형 관계를 근사하는데 사용될 수도 있다. (지수 곡선 (10) 에서 두꺼운 부분으

로 표시된) 정상 동작 부분 (15) 은 수축기 (systolic) 압력 (SBP) 에 의해 상한이 그리고 이완기 압력 (DBP) 에 의해 하한 정의된다. 수축기 및 이완기의 압력들(즉, 각 맥박에서의 최대 및 최소 혈압들) 간의 차이는 맥압 δP 을 나타낸다. 또한, 정상 동작 부분(15)의 우측 끝은 수축기 압력 (SBP) 에 대응하는 동맥의 최대 단면적을 나타내고, 반면 곡선의 정상 동작 부분(15)의 좌측 끝은 이완기 압력 (DBP) 에 대응하는 동맥의 최소 단면적을 나타낸다. 최대 및 최소 압력들 간의 차이는 동맥의 팽창 δA 을 나타낸다. 도 1 에서 수직 점선은 평균 동맥 단면적 $\langle A \rangle$ 를 나타내고, 반면 수평 점선은 평균 동맥압 (MAP) 을 나타낸다.

[0028] *응력-변형 (Stress-Strain) 관계의 모델링*

[0029] 지수적 수학 모델은 말초 동맥들과 같은 넓은 지역에서의 응력-변형 관계를 일반적으로 표현할 수도 있다. 다른 응력-변형 관계들이 대안으로서 이용될 수 있지만 (예를 들면, 이중선형(bilinear)), 압력과 동맥의 내강 (lumen) 간의 관계는 일반적으로 단조 관계로 모델링될 수도 있다. 다시 말해서 압력의 증가는 필연적으로 동맥의 단면적의 증가를 동반한다.

[0030] 이러한 방식으로, 양의 경벽압들은 다음과 같은 지수 관계에 의해 일반적으로 나타낼 수도 있다:

수학식 1

$$P = P_0 \left(e^{A/A_0} - 1 \right) \tag{1}$$

[0031]

[0032] 여기서 P_0 및 A_0 는 측정된 동맥에 의존하는 파라미터들이고, P 는 경벽압이고, A 는 특정 측정 위치에서의 동맥의 단면적이다. 파라미터 P_0 및 A_0 는, 동맥들의 많은 특성들이 시간에 걸쳐 변화하기 때문에, 시간 내 특정 포인트에서 측정된 동맥의 특정 특성들 (예를 들면, 탄력도) 을 나타낸다. 수학식 1 은 단면적 A 가 동맥 파라미터 A_0 보다 큰 상황 ($A \geq A_0$) 에 한정될 수도 있다. 또한, 수학식 1 은 매우 큰 경벽압들이나 (예를 들면, > 200 mmHg) 또는 매우 작거나 (예를 들면, < 20 mmHg) 또는 음수인 경벽압들에 대하여는 유효하지 않을 수도 있다. 그러나, 살아있는 인간이 직면하는 압력들의 범위에 대하여, 수학식 1 은 응력-변형 관계의 적절한 표현이 될 수도 있다.

[0033] 동맥 벽들의 특성들이 시간에 걸쳐 일반적으로 변화하는 것을 고려하면, 그 동맥 벽들의 응력 변형 관계는 시간적 변화들을 또한 겪을 수도 있다. 다양한 실시형태의 측정 디바이스들은 측정된 단면적을 혈압에 연관시키기 위하여 응력 변형 관계를 이용할 수 있기 때문에 (예를 들면, 수학식 1), 응력 변형 관계에서의 파라미터들은, 적어도 증가적으로, 시간에 걸친 그 변화들을 반영하도록 조정될 수도 있다. 응력-변형 관계를 조정하지 않으면, 압력 계산들이 신뢰 가능하지 않을 수도 있다.

[0034] 말초 동맥들로부터의 측정들을 혈압 값들로 변환하려고 할 때, 다수의 미지의 변수들이 결정될 필요가 있다. 수학식 1 의 파라미터 P_0 및 A_0 는 그 미지의 변수들을 고려할 수 있지만, 그들 자신이 언제나 알려지거나 또는 쉽게 결정되지 않는다. 다양한 실시형태들은, 미지의 파라미터들의 수를 줄이고 절대 동맥압에 간섭하지 않고 혈압을 측정하는 방법을 제공하기 위하여, 동맥의 치수들로부터 혈압을 결정하기 위하여 사용되는 응력-변형 관계를 조작하고, 특정한 해부학상의 현상을 이용한다. 이러한 방식으로, 다양한 실시형태들은 동맥의 응력-변형 관계가 시간에 걸쳐 어떻게 변화하는지에 관한 가정들을 이용한다.

[0035] 다양한 실시형태들은, 동맥의 물리적 특성의 변화가 대응하는 혈압의 변화 없이 관찰될 수 있는 특정한 상황들을 이용하는 것에 의해, 동맥의 응력-변형 관계를 표현하기 위하여 이용되는 수학 모델을 적용시킨다. 이러한 상황들은 혈압이 일정할 때 발생하는 동맥들의 특성들의 변화로부터 초래될 수도 있다. 그러나, 혈압을 직접적으로 측정하는 것이 가능하지 않으면서 (즉, 비-간접적 혈압 측정 디바이스를 사용하여), 압력을 반영하고 혈압이 일정할 때를 보여주는 또 다른 지표가 사용될 수도 있다.

[0036] 수학식 1 이 말초 동맥들에서의 응력-변형 관계를 표현하기 위하여 사용되는 것을 고려할 때, 수학식 1 의 기울기는 시간에 걸친 응력-변형 관계의 변화를 표현할 수도 있다. 수학식 1 의 기울기는 경벽압의 미분 (derivative) dP 를 단면적의 미분 (derivative) dA 로 나눈 것으로 표현될 수도 있고, 이는 다음과 같이 표현될 수도 있다:

수학식 2

$$\frac{dP}{dA} = \frac{P_0}{A_0} \exp^{A/A_0} \quad (2)$$

[0037]

[0038]

수학식 1 은 단면적 A 이 0 아래인 값들에 대하여는 적절하지 않을 수 있지만, 0 또는 그 약간 위에서의 값들은 매우 낮은 압력들에서의 기울기를 나타낼 수도 있다. 따라서 수학식 2 의 초기 기울기는 0 약간 위 또는 거의 0 인 동맥의 단면적 A 를 포함할 수도 있다(A≈0). 이러한 방식으로, 수학식 2 의 초기 기울기는 파라미터들 P₀ 와 A₀ 의 비율을 나타낼 수도 있다(예를 들어, P₀ / A₀). 수학식 2 의 초기 기울기는 동맥들에서의 탄력소의 탄력성들을 고려할 수도 있다. 동맥의 낮은 팽창들에서는, 평활근은 아직 활성화되지 않고 동맥의 탄력성들은 일반적으로 탄력소에 의해 제어된다. 탄력소의 특성들은 장기간(즉 수년)에 걸쳐 변화할 수도 있는 반면, 단기간에 걸쳐서는 일정한 것으로 가정될 수도 있다. 이러한 가정은 특히 혈압들을 측정/모니터링 하는데 관여되는 시간 기간들에(즉, 24 시간 미만) 적용될 수도 있다. 반면, 평활근들은 그들의 특성들이 1 분 이내에 변화할 수도 있다. 따라서 동맥의 특성들을 표현하는데 사용되는 수학 모델들은, 일 파라미터는 탄력소와 연관되고 일 파라미터는 평활근들과 연관되는 방식으로, 다시 기재되는 것이 유리할 수도 있다.

[0039]

다양한 실시형태들은 미지의 파라미터들의 비율 P₀ / A₀ 가 일정하다고 가정하고, 이는 미지의 파라미터들의 비율이 상수 C 로 대체되는 것을 허용한다. 그러면 수학식 1 은 상수 C 를 포함하도록 다음과 같이 다시 기재될 수도 있다:

수학식 3

$$P = CA_0 \left(e^{A/A_0} - 1 \right) \quad (3)$$

[0040]

[0041]

수학식 1 에 있어서, P₀ 및 A₀ 양자는, 만일 양 파라미터들이 시간에 걸쳐 변화한다면, 결정될 필요가 있다. 그러나, 파라미터들의 비율이 일정한 상황을 인식함으로써, 수학식 3 은 경벽압 P 가 단지 단면적 A 및 동맥 파라미터 A₀ 의 함수로서 표현될 수 있음을 보인다. 이러한 방식으로, 경벽압 P 의 결정에 대한 조정들은, 둘 대신에 수학 모델에서 단지 하나의 파라미터의 조정만을 요구할 수도 있다.

[0042]

수학식 3 의 역은 단면적 A 를 압력의 함수로서, 다음과 같이 표현한다:

수학식 4

$$A = A_0 \ln \left(\frac{P}{A_0 C} + 1 \right) \quad (4)$$

[0043]

[0044]

수학식 4 의 경사도 (gradient) 는 다음과 같이 표현될 수도 있다:

수학식 5

$$\frac{dA}{dP} = \frac{A_0}{A_0 C + P} \quad (5)$$

[0045]

[0046] 평균 맥압 동안, 경사도의 근사치는 다음과 같이 팽창을 맥압으로 나눈 것으로 표현될 수도 있다:

수학식 6

$$\frac{\delta A}{\delta P} \cong \frac{A_0}{A_0 C + \langle P \rangle} \quad (6)$$

[0047]

[0048] 여기서 <P> 는 여러 맥박들에 걸친 평균 동맥압들 (mean arterial pressures) 의 평균이다. 여기서 사용되 는 “평균 동맥압 (mean arterial pressure)” 은 하나의 맥박에서의 평균적인 동맥압을 지칭한다.

[0049] 이전 값 조건들

[0050] 원칙적으로, 상수 C 를 제외한 수학식 6 의 모든 엘리먼트들은 시간의 함수들이다. 그러나, 평균 맥박수가 변화하지 않는 상황들 하에서, 평균 동맥압 <P> 및 맥압 δP 양자는 유사하게 변화하지 않는다고 가정될 수도 있다. 그러므로 다양한 실시형태들에서, 현재 압력 값을 사용하는 것 대신에, 이전의 결정에서의 압력 값이 사용될 수도 있다. 그러나, 동맥 파라미터 A_0 는 이전 값으로부터 변화되었을 수도 있기 때문에, 팽창 δA 도 역시 변화되었을 수도 있다. 따라서, 동맥 파라미터 A_0 의 순간값 (instance) 에 대하여 수학식 6 을 풀 면, 다음이 나온다:

수학식 7

$$A_{0,i} = \frac{\langle P_i \rangle \delta A}{\delta P_i - C \delta A_i} = \frac{\langle P_{i-1} \rangle \delta A}{\delta P_{i-1} - C \delta A_i} \quad (7)$$

[0051]

[0052] 여기서 현재 값 아래 첨자 i 는 현재 값들에 대응하는 항을 의미하고, 이전 값 아래 첨자 i-1 은 이전 관찰에서 의 값들에 대응하는 항을 의미한다. 수학식 1 로부터 맥압은 다음과 같이 표현될 수도 있다:

수학식 8

$$\delta P = e^{A/A_0} C \delta A \quad (8)$$

[0053]

[0054] 또한, A 의 임의의 값의 지수 부분은 1 보다 크고 일반적으로는 훨씬 더 크기 때문에, 팽창 δA 에 상수 C 를 곱한 것(즉, $C \delta A$)은, 탄력성이 평활근들에 의해 지배되는 동맥들에 대하여, 맥압 δP 보다 상당히 작다고 가정 될 수도 있다. 따라서, 분모에서 그러한 상당히 더 작은 항들을 무시하는 것은, 응력-변형 관계가 수학식 1 에 의해서 잘 표현되지 않을 수도 있는 상황들에서 수학식 7 이 정확한 근사가 될 수도 있다는 것을 확인한다.

[0055] 순간 (instantaneous) 동맥 파라미터 $A_{0,i}$ 로 특징화되는 응력-변형 관계에서의 변동들의 예측은, 안내 시스템들 및 제어 시스템들에서 사용되는 칼만 (Kalman) 필터와 같은 예측 필터 또는 옵저버 (observer) 를 적용함으로써, 향상될 수도 있다.

[0056] 이월(Carry Forward) 조건들

[0057] 다양한 실시형태들은 만일 제 1 경벽압이 특정한 조건들의 세트 하에 알려진다면, 조건들이 변할 수 있더라도, 그 이후의 경벽압은 특정한 조건들의 세트가 다시 관찰될 때 제 1 경벽압과 동일할 수도 있다는 것을 가정한다. 따라서, 일단 피검자의 안정 심박수 (resting heart rate) 가 알려지면, 동일한 안정 심박수가 관찰되는 각 시간마다, 경벽압은 다시 동일한 특정 값이 될 것이다. 심박수가 변화하자 마자, 경벽압의 값은 더 이상 동 일하다고 가정되지 않을 수도 있다. 그러나, 일단 피검자의 심박수가 피검자의 안정 심박수로 돌아오면, 경 벽압은 다시 이전에 계산된 경벽압과 동일하다고 가정될 수도 있다. 이러한 방식으로, 압력 또는 다른 파라

미터들의 결정들이 이월될 수도 있다.

[0058] 압력 또는 다른 파라미터들의 값들을 이월하는 것은 교정 절차들에서 유용할 수도 있다. 예를 들면, 시간 0 에서 분당 70 박의 심박수를 측정하는 교정 절차가 수행될 수도 있다. 교정 절차에 기초하여, 교정 압력 P_c 및 교정 맥압 δP_c 이 결정될 수도 있다. 이후에, 일부 시간에서 피검자의 심박수가 분당 90 박으로 올라가더라도, 일단 분당 70 박의 일정한 맥박수가 다시 관찰되면, 교정 압력 P_c 및 교정 맥압 δP_c 이 이월될 수도 있다. 이러한 방식으로, 교정 값들은 이월될 수도 있고, 수학적 식 7 에서 “이전 값들” 과 유사하게 사용될 수도 있다. 따라서, 수학적 식 7 에서의 이전 값 항들 (즉 아래 첨자 $i-1$ 이 있는) 은 다음과 같이 교정 값들 로 대체될 수도 있다:

수학적 식 9

$$A_{0,i} = \frac{\langle P_i \rangle \delta A_i}{\delta P_i - C \delta A_i} = \frac{\langle P_c \rangle \delta A_i}{\delta P_c - C \delta A_i} \quad (9)$$

[0059]

[0060] 이전의 또는 이월 값들을 이용하는 것은 일정한 교정 심박수가 측정될 때 유용할 수도 있다. 그러나, 교정 심박수와 다른 일정한 심박수가 측정될 때, 동맥의 응력-변형 관계를 표현하기 위하여 이용되는 수학 모델은 조정을 필요로 할 수도 있다.

[0061] 정수압(Hydrostatic Pressure) 조정

[0062] 정수압에서의 변화의 효과는, 측정 위치의 고도에 있어서의 알려진 변화로부터, 용이하게 결정될 수도 있다. 측정 위치의 고도가 알려진 거리만큼 변화할 때, 정수압의 현재 값은 측정 위치에서의 이전 값으로부터 변화될 것이다. 따라서 다양한 실시형태들은, 만일 맥박수가 일정하면, 혈압 또한 일정하게 유지될 것을 가정하고, 이것은 고도 변화의 결과로서의 측정 사이트에서의 혈압의 임의의 변화는 주로 정수압의 변화와 관련된다는 것을 시사한다. 따라서, 정수압의 변화에 대한 조정은, 다음과 같은 평균 동맥압들의 평균에 관한 수식으로 통합될 수도 있다.

수학적 식 10

$$\langle P_i \rangle = \langle P_{i-1} \rangle + \Delta P_H = \langle P_{i-1} \rangle + \rho g \Delta h \quad (10)$$

[0063]

[0064] 여기서 ΔP_H 는 정수압의 변화이고, ρ 는 유체의 밀도이고 (즉, 혈액 밀도), g 는 중력 가속도이고(즉, 9.8 m/s^2), Δh 는 고도의 변화에 대응하는 거리이다(즉, 고도 변화).

[0065] 만일 고도 변화 Δh 로 인한 예측되는 정수압의 변화가 측정된 압력 변화와 동일하다면, 응력-변형 관계를 정의하는 파라미터들을 변화시킬 필요는 없다. 그러나, 예측되는 압력 변화와 측정된 압력 변화 간의 차이는, 수학적 식 5 에서 경사도를 정의하는 동맥 파라미터 A_0 와 같은, 응력-변형 관계의 증가 조정 (incremental adjust) 파라미터를 결정하는데 이용될 수도 있다. 따라서, 정수압의 변화는 동맥들의 응력-변형 관계를 표현하기 위하여 이용되는 수학 모델의 파라미터들을 조정하기 위하여 이용될 수도 있다. 수학적 모델의 이와 같은 정수압 조정은 맥박수의 불연속성이 관찰된 이후에, 다만 오직 맥박수가 다시 일정해진 다음에, 수행될 수도 있다.

[0066] 대안으로서, 정수압 조정은 정수압 변화에 기인하는 측정 위치에서의 동맥의 단면적의 예측되는 변화와 단면적의 실제 측정된 변화를 비교하는 것에 의해 수행될 수도 있다. 수학적 식 4 의 응력-변형 관계를 이용하여, 예측되는 단면적을 풀기 위하여 예측되는 압력이 이용될 수도 있다. 따라서, 만일 응력-변형 관계로부터 얻어지는 예측되는 단면적이 측정된 단면과 다르다면, 동맥 파라미터 A_0 는 그에 따라 조정될 수도 있다.

[0067] 동맥 파라미터 A_0 의 실제 조정은 다양한 알려진 기술들에 따라 수행될 수도 있다. 예를 들면, 예측되는 신호와 측정된 신호 간의 에러가 동맥 파라미터 A_0 를 변화시키기 위하여 이용될 때, 제어 이론 기반 기술들이 이

용될 수도 있다.

[0068] 증가 감도(Incremental Sensitivity) 조정

[0069] 다양한 실시형태들은 측정 디바이스의 출력 X 가 측정 바이어스를 포함할 수도 있는 것을 인식한다. 예를 들면, 혈압 측정 디바이스는, 혈압 측정 디바이스의 동맥 측정 센서 인근에 배열되어 있는 동맥의, 단면적 A 와 같은, 생리학적 파라미터와 단조적으로 연관된 양을 측정하기 위하여, 교정될 수도 있다. 측정된 단면적 A 는 출력 X 의 함수로서 일반적으로 모델링될 수도 있으나 (즉, $A=f(X)$), 측정 바이어스와 같은 다수의 미지의 파라미터들을 포함할 수도 있다. 또한, 압력 P 를 단면적 A 의 함수로 표현하는 응력-변형 관계를 이용하여 (예를 들면, 수학적 식 1), 압력은 또한 출력 X 의 함수로서 직접 예측될 수도 있다(즉, $P = f(X)$). 그러나 측정 바이어스는 미지의 파라미터로 남아 있다. 이 미지의 파라미터의 변화들을 결정하기 위하여, 다양한 실시형태들은 일정한 심박수와 같은 조건들을 이용할 수도 있다. 정수압 조정과 관련하여 상술한 바와 같이, 다양한 실시형태들은 측정 바이어스에서의 변화들 (즉, 증가 감도 (incremental sensitivity)) 을 설명할 수 있는 조정을 결정하기 위하여, 정수압의 알려진 효과들을 이용한다.

[0070] 측정 디바이스의 출력 X 는 출력 변화 ΔX 를 포함할 수도 있고, 출력 변화는 측정 위치의 고도 변화 Δh 와 같은, 조건들의 변화와 함께 관찰될 수도 있다. 측정 바이어스는 측정 위치의 이동들과 함께 변화할 수도 있지만, 측정 바이어스의 변화들은 즉시 발생하지는 않을 수도 있다. 오히려, 다양한 실시형태들은 측정 바이어스의 변화들은 상대적으로 느리게 발생할 수도 있다고 가정한다 (예를 들면, 적어도 수 분의 시간 스케일 상이고, 이는 피검자의 정맥의 특성들의 상대적으로 느린 변동들에 기인할 수도 있다). 따라서, 출력 변화 ΔX 및 고도 변화 Δh 가 맥박수가 일정한 기간(매우 단기간의 심박수 변동은 무시) 동안에 발생할 때, 예측되는 변화들로부터의 편차들은 증가 감도 k 에 기인할 수도 있다. 이러한 방식으로, 증가 감도 k 는 응력-변형 곡선 상의 주어진 포인트에서의 증가 변동을 반영하고, 압력의 증가 변화를 증가 출력 변화와 연관시킨다. 따라서, 출력 변화 ΔX 대 정수압 변화 ΔP_H 의 증가 값들 간의 선형 관계는 다음과 같이 표현될 수도 있다:

수학적 식 11

$$\Delta P_H = k(\Delta X) \tag{11}$$

[0071]

[0072] 따라서, 다양한 실시형태들은 정수압 변화들의 영향들을 이용함으로써 증가 감도 k 를 결정할 수도 있다. 증가 감도 k 를 결정하는 것은, 예를 들면 초기 교정 조건들로부터, 조건들이 변화하더라도, 팽창 측정들을 예측되는 맥압으로 변환하는 것을 가능하게 한다.

[0073] 이완기의 지수 감쇠에 피팅(Fitting)

[0074] 일정한 심박수 기간 동안의 정수압 변화들을 도입하는 것은, 증가 감도 k (일정한 것으로 가정됨) 를 결정하는 것에 유용할 수도 있고, 출력 X 를 예측 맥압으로 변환하기 위하여 이용될 수도 있다. 그러나, 증가 감도 k 만을 아는 것은, 절대 동맥압 또는 평균 동맥압의 직접적인 결정을 제공하지 못한다. 따라서, 가능한 부가적 측정 바이어스에 대한 수정을 획득하기 위하여, 이완기 동안의 동맥압의 지수 감쇠가 이용될 수도 있다.

[0075] 도 2 는 시간 (즉, sec/100 로 측정된, 수평 축) 에 걸친 압력 (즉, mmHg 로 측정된 수직 축) 의 변화들을 보여주는 맥압 (20) 의 그래프이다. 혈압 맥박들은 좌심실의 각 수축 이후 발생하고 세 부분들을 갖는 것으로 고려된다. 제 1 부분 S_1 는, 수축기를 지칭하고, 심장으로부터의 분출의 결과로서 압력의 즉각적인 상승을 반영한다.

[0076] 제 2 부분 D_1 은, 이완기로서 지칭되고, 수축기 이후의 압력의 하강을 반영한다. 이완기는 일반적으로 지수적으로 감쇠하는 압력으로 특징화된다. 지수 감쇠는 점근적으로 정맥 압력에 접근하지만, 그러기 전에 이후의 맥박의 발생에 따라 다시 방향이 바뀌어지고, 이후의 맥박은 다음 맥박의 수축기 S_2 를 시작한다. 지수 감쇠는, 동맥계가 높은 유체-흐름 저항성 (fluid-flow resistivity) 을 갖는 모세혈관 망 (capillary network) 을 통하여 정맥들과 연결되어 있는 것, 그리고 정맥들이 동맥들보다는 훨씬 더 탄력적인 것에 기인할 수도 있다. 따라서, 정맥계는 기본적으로 동맥계의 커패시턴스보다 훨씬 더 큰 커패시턴스를 가지는 커패시터와 같이 행동한다. 전파 효과는, 감쇠의 시간-상수가 동맥계를 통한 맥박 전파 시간 보다 훨씬 더 클 수 있기 때문에, 감쇠에 대하여 중요하지 않은 역할을 수행할 수도 있다.

[0077] 맥압 (20) 은 또한 반사들 (reflections) R 을 포함하고, 이것은 세번째 부분으로 여겨지며, 분기들 (bifurcations) 또는 직경 변화들과 같은 동맥계의 불연속성에 기인한다.

[0078] 도 3 은 이완기 및 이후의 수축기의 부분 동안의, 시간 (즉, sec/100 로 측정된 수평 축) 에 걸친 압력 (즉, mmHg 로 측정된 수직 축) 의 변화들을 보여주는 또 다른 맥압 (21) 의 그래프이다. 맥압 (21) 상에 겹쳐진 것은, 이완기 및 그 이후 상당히 연장된 동안의 맥압 (21) 의 지수 감쇠를 표현하는, 감쇠하는 지수 함수 $P_{EDf}(t)$ 이다. 시간에 걸친 지수 감쇠 압력 P_{ED} (즉, 맥압의 이완기 부분 동안의 압력들) 의 외삽은 다음과 같이 표현될 수도 있다:

수학식 12

[0079]
$$P_{ED} = a \exp\left(-\frac{t}{t_0}\right) + b \quad (12)$$

[0080] 여기서 a 는 이완기의 팽창 크기 (amplitude) 를 나타내고, t 는 시간의 길이를 나타내고, t_0 는 감쇠의 시간-상수를 나타낸다. 감쇠의 시간-상수 t_0 는 정맥들의 커패시티와 함께 동맥을 정맥들로 잇는 모세혈관 망의 저항을 반영할 수도 있다. 또한 수학식 12 는 기초가 되는 정맥압의 기여들을 나타내는 점근값 (asymptotic value) b 을 포함한다.

[0081] 다양한 실시형태들은 맥박의 이완기에 대응하는 측정 값들에 적용되는 증가 감도 k 를 이용하여, 지수 감쇠 압력들 P_{ED} 의 예측 값들을 결정한다. 이와 관련하여, 이완기에 대응하지 않는(예를 들면, 수축기) 예측 맥압들에 대한 고려는 필요 없다. 예측되는 지수 감쇠 압력들 P_{ED} 의 도(plot)는, 수학식 12 의 지수 감쇠 함수를 예측되는 지수 감쇠 압력들 P_{ED} 에 피팅하는 계수를 결정하기 위하여 이용될 수도 있다. 팽창 크기 a 가 증가 감도 k 에 따라 결정될 수도 있다고 가정하고, 정맥의 압력이 매우 낮을 수도 있다고 가정하면, 결정된 계수는 수학식 12 의 점근값 b 를 상당히 나타내는 가산 (또는 감산) 값이 될 수도 있다. 결정된 계수는, 대부분의 측정 방법들에서 내재하는 바이어스들 때문에, 정맥 압력과 매우 상이할 수도 있고, 이것의 다수가 상대적으로 클 수도 있다. 그럼에도 불구하고, 기초가 되는 정맥 압력의 값은, 그 값을 곡선 피팅에 의해 결정되는 점근값 b 로부터 감산하는 것에 의해, 계수를 결정하는데 사용될 수도 있다. 따라서, 결정된 점근값 b 빼기 정맥 압력은, 절대 동맥압을 결정하기 위하여 달리 예측되는 맥압 값들에 적용되는, 계수와 동일할 수도 있다.

[0082] 이러한 방식으로, 다양한 실시형태들은 지수 감쇠 함수 $P_{EDf}(t)$ 를 이완기들에 대응하는 양의 압력 예측들에 피팅한다. 피팅 절차는, 최소-제곱 절차가 될 수도 있고, 또는 직선을 예측되는 점근값을 더한 데이터 값들의 로그에 피팅하는 것에 기초할 수도 있고, 다른 잘 알려진 곡선-피팅 방법들이 사용될 수도 있다. 이완기는, 시간에 대한 측정된 맥박 파형의 2 차 미분이 양이 되는 맥박의 제 1 하락 (dip) 후의 시간 순간 (instance) 에서 시작하고, 이후의 맥박의 시작에서 끝나는 것으로서 정의될 수도 있다.

[0083] 이완기의, 수축기의, 그리고 평균 동맥압들

[0084] 다양한 실시형태들에서, 수학식 12 의 팽창 크기 a 및 점근 한도 b 는, 증가 측정 변동들을 압력 변동들과 연관시키는, 증가 감도 k 와 곱셈하여 압력 파라미터들로 변환될 수도 있다. 다양한 실시형태들에서, 이완기의 혈압 (DBP) 는, 이완기의 끝에서 (도 2 및 도 3 참조) 수학식 12 의 값을 구하는 것, 증가 감도 k 를 곱하는 것, 2 mmHg 의 불확정성을 가지는 4 mmHg 로 가정될 수도 있는 정맥압을 더하는 것에 의해 추정될 수도 있다. 이완기 혈압 예측은 개별적인 맥박들에 대하여 수행될 수도 있고, 여러 맥박들의 그 값들을 평균할 수도 있다. 맥박들의 수는 1 에서 60 또는 그 이상일 수도 있다. 일반적으로, 단기간 변동들이 최소화될 수 있고 동맥 특성들이 일반적으로 60 맥박들의 기간에 걸쳐 일정할 수 있기 때문에, 60 맥박들이 사용될 수도 있다. 또한 이완기의 혈압 예측은 조건부 평균에 의해 획득되는 맥박으로부터 획득될 수도 있다. 유사한 방식으로, 예측 맥압 δP 는 상술한 바와 같은 평균과 함께 수학식 1 로부터 직접 획득될 수도 있다.

[0085] 다양한 실시형태들은 수축기 압력 (SBP), 이완기 혈압 (DBP) 및 맥압 δP 간의 관계를 다음과 같이 적용할 수도 있다:

수학식 13

$$SBP = DBP + \delta P \tag{13}$$

[0086]

[0087] 다양한 실시형태들은 평균 동맥압(MAP) 을, 증가 감도 k 및 이완기의 지수 감쇠에 피팅으로써 결정된 계수로 스케일 된, 수축기의 시작으로부터 이완기의 끝까지의 맥박들의 평균을 찾음으로써 결정한다. 대안으로서, 다음과 같은 근사치가 사용될 수도 있다:

수학식 14

$$MAP = \frac{2}{3}DBP + \frac{1}{3}SBP \tag{14}$$

[0088]

[0089] 다양한 실시형태들에 있어서, 수학식 11 에 의해 정의되는 것과 같은 측정된 신호에 대한 압력의 관계를 특징으로 나타내는 파라미터들은, 여러 고도들에서 기록된 평균 측정 신호에 기초하여 결정될 수도 있다. 평균 측정 신호는 적어도 한 맥박 길이와 동일할 수 있는 시간에 걸친 평균 신호를 나타낸 것일 수도 있다. 적어도 일 호흡 기간과 동일한 시간에 걸친 평균 신호와 같은, 더 긴 시간은, 호흡에 의해 일반적으로 야기되는 혈압의 변조를 제거할 수도 있다. 평균하는 시간의 상한은 맥압이 일정하게 유지되거나 또는 운동 아티팩트에 의해 방해되는 시간 내가 될 수도 있다. 이 시간은 맥박수의 변동성으로부터 추론될 수도 있다.

[0090]

다양한 실시형태들에서, 심장 레벨과 관련된 정수압과 동맥 측정 센서의 평균 출력을 나타내는 데이터의 세트는 여러 다른 고도들에서 기록될 수도 있고, 데이터 세트 $\{P_{Hi}, X_i\}$ 를 제공하며, 여기서 인덱스 i 는 특정 고도를 나타낸다. 데이터 세트 $\{P_{Hi}, X_i\}$ 는, 절대 동맥압 P 가 심장의 고도와 동일한 고도에서 정수압 P_H 와 MAP 를 더한 것과 동일할 수도 있다는 것에 주목하여, 수학식 11 에 의해 표현되는 증가 감도 k 를 결정하는데 사용될 수도 있다. 이러한 방식으로, 맥압 δP 는, 수학식 11 을 이용하여 절대 동맥압으로 변환될 수 있는, 측정된 양인 X 의 출력 변화 ΔX 를 측정함으로써 결정될 수도 있다.

[0091]

피검자에 대한 연속적인 측정 명령들은, 측정 세션들이 24 시간 또는 더 길게 지속될 수 있기 때문에, 측정 세션의 초기 설정에서만 가능할 수도 있다. 측정 세션의 과정에서 교정을 업데이트하는 것이 필요할 수도 있고, 이는 팽창 신호, 맥박수 및 측정 위치의 고도를 연속적으로 측정하는 것에 의해 달성될 수도 있다. 일정한 맥박수와 함께 고도가 변화하는 것 및, 실제 측정된 팽창과 관련되는 압력 값과 같은, 그에 따라 산출되는 압력의 변화가 임계값으로부터 벗어나는 것으로 결정하는 것에 응답하여, 교정 조건 업데이트가 결정될 수도 있고 디바이스는 교정 모드로 진입할 수도 있다.

[0092]

비-간접적 혈압 측정 디바이스

[0093]

다양한 실시형태들은 비-간접적 혈압 측정 디바이스를 포함한다. 상술한 바와 같이, 단면적 A 와 같은 동맥의 물리적 특성들은 동맥 측정 센서로 측정될 수도 있다. 그러한 측정들은 동맥 특성들의 변화들을 측정하기 위하여 사용될 수도 있다. 따라서, 동맥의 팽창을 나타내는, 맥박에 걸친 동맥 단면적의 변화들은, 맥박에 걸친 최대 및 최소 단면적들 간의 차이에 의해 수량화될 수도 있다.

[0094]

도 4 는 다양한 실시형태에 따라 피검자 (5) 의 팔다리 내의 동맥 (9) 에서 혈압을 측정하도록 구성되는 디바이스 (100) 를 도시하여 설명한다. 디바이스 (100) 은 측정되는 피검자 (5) 상의 특정 위치 (즉, 피검자의 신체의 선택된 부분) 에 위치할 수도 있다. 예를 들면, 디바이스 (100) 는 서로 분리된 개별적인 패치들 (각각은 하나 이상의 센서들을 포함) 을 포함할 수도 있다. 대안으로서, 디바이스 (100) 는 피검자 (5) 의 팔다리를 부분적으로 또는 완전히 둘러싸 감싸는 보다 일체화된 구조를 포함할 수도 있다. 측정 디바이스는 전극이 있는 패치와 전자 유닛을 위한 ‘포켓’ 을 포함하는 탄성 밴드로서 형성될 수도 있다. 그러한 탄성 밴드는, 밑에 있는 동맥이 섭동되지 아니하는 것을 보장하기 위하여 역압 (즉, 피부 표면에서 안쪽으로) 의 상대적으로 낮은 레벨을 보장하도록 하는 크기가 될 수도 있다.

[0095]

디바이스 (100) 는 전극들 (111, 112, 121, 122) 의 세트들 및 하나 이상의 고도 센서들 (130) 과 같은 센서들

을 포함할 수도 있다. 전극들 (111, 112, 121, 122) 의 세트들은 생체전기 (bioelectric) 의 임피던스를 이용하여 하나 이상의 파라미터들을 측정하기 위하여 사용될 수도 있고, 제어 유닛 (200) 은 데이터 프로세싱을 위하여 전극들과 커플링될 수도 있다. 전극들의 제 1 세트는 제 1 내부 검출 전극 (111) 과 제 1 외부 자극 전극 (112) 를 포함할 수도 있다. 유사하게, 전극들의 제 2 세트는 제 2 내부 검출 전극 (121) 과 제 2 외부 자극 전극 (122) 을 포함할 수도 있다. 전극들 (111, 112, 121, 122) 은 피검자 (5) 의 팔다리의 피부의 일 부분에 위치될 수도 있다. 두 개의 외부 자극 전극들 (112, 122) 의 제 2 세트는, 팔다리에 내재하는 동맥 (9) 에서의 깊이 d 보다 어느 정도 더 큰, 전극들 간 외부 이격 거리 S₁ 를 가지도록 위치될 수도 있다.

손목에서, 깊이 d 는 1 cm 보다 작을 수도 있고, 그러나 이격은, 단지 팔다리의 길이에 의해 국한되면서, 상당히 더 클 수도 있다. 두 개의 내부 검출 전극들 (111, 121) 의 제 1 세트는, 외부 이격 거리 S₁ 보다 더 작은, 내부 이격 거리 S₂ 를 가지도록 위치될 수도 있고 두 개의 외부 자극 전극들 (112, 122) 사이에 배치될 수도 있다. 부 이격 거리 S₂ 는 동맥의 깊이 d 와 거의 동일하거나 더 클 수도 있다. 손목에서, 내부 이격 거리 S₂ 는 5 mm 에서 수 센치미터가 될 수도 있다. 예를 들면, 내부 이격 거리 S₂ 는 약 2.5 cm 가 될 수도 있고, 외부 이격 거리 S₁ 는 약 5 cm 가 될 수도 있다. 측정들은 손목의 요골 동맥 (radial artery) 또는 척골 동맥 (ulna artery) 에서 수행될 수도 있다.

[0096] 다양한 실시형태들에 있어서, 고도 센서 (130) 는 측정 위치의 고도의 측정으로 연속적으로 변환될 수도 있는 출력을 제공할 수도 있다. 예를 들면, 고도 센서 (130) 는 가속도계 (accelerometer) 와 같은 3D 관성 센서 (inertial sensor) 가 될 수도 있고, 여기서 고도 변화들은 가속도계의 출력의 적분으로부터 추정될 수도 있다.

고도 센서들의 다른 예들은 기압계 (barometers), 자기적 근거리장 (magnetic near-field) 디바이스들, 또는 측정 위치의 고도 또는 고도의 변화를 측정하도록 구성된 임의의 다른 형태의 센서를 포함할 수도 있다.

[0097] 순간 (instantaneous) 고도 또는 고도의 변화는 측정 위치에 위치하거나 디바이스 상에 있는 가속도계에 의해 제공되는 것과 같은, 가속도 신호를 이중 적분함으로써 획득될 수도 있다. 고도 또는 고도의 변화의 예측은, 수평 레벨은 측정 사이트의 위치가 고도의 동적 범위의 중간 주위에 있다는 높은 가능성을 암시하기 때문에, 측정 위치에 또는 디바이스 상에 탑재된 각 센서 (angular sensor) 에 의해 제공되는 레벨 신호에 의해 더 확인될 수도 있다. 수직 위치는 고도의 극값들 중 하나에 있다는 높은 가능성을 암시한다.

[0098] 다양한 실시형태들에 있어서, 정수압의 변동들은 (예를 들면, 심장 레벨에서의 평균 동맥압은 100 mmHg 주변일 수도 있고, 60 cm 의 고도 차이는 47 mmHg 의 압력 변화에 대응할 수 있음), 위치 변화들을 검출하기 위하여 통합된 측정들을 갖는 3D 가속도계, 측정 위치의 고도를 출력하도록 구성된 고 분해능 기압계 등과 같은, 고도 센서 (130) 으로부터의 출력들에 따라 연속적으로 모니터링 될 수도 있다. 피검자의 맥박수가 일정할 때, “유도 맥압 (driving pulse pressure)” 은 변하지 않는 것으로 가정될 수도 있고 맥압은 일정한 것으로 가정될 수도 있고, 따라서 압력 변화는 오직 측정 위치의 고도 변화들에 기인하는 정수압의 변화에 의해 야기될 수도 있다. 이와 같은 압력의 변화의 유일한 원인은 정수압의 변화라는 가정은, 증가 변화에 대하여, 혈압 측정 디바이스를 교정하는 것과 함께, 혈압을 결정하는 것도 가능하게 할 수도 있다.

[0099] 다양한 실시형태들에 있어서, 디바이스 (100) 는 제어 유닛 (200) 을 포함할 수도 있고, 이는 전극들 (111, 112, 121, 122) 및/또는 고도 센서 (130) 로부터의 출력들을 등록 및/또는 프로세싱할 수도 있다. 센서 측정들로부터의 값들은 메모리 (202) 에 저장될 수도 있다. 제어 유닛 (200) 은 전극들 (111, 112, 121, 122) 의 타이밍 및/또는 출력 레벨들을 조절 및/또는 제어할 수도 있다. 제어 유닛 (200) 은 혈압 측정들과 관련하여 중간 및/또는 최종 계산과 결정을 하도록 구성된, 하나 이상의 프로세서들 (201) 을 포함할 수도 있다.

제어 유닛 (200) 이 하나의 유닛으로서 도시되었지만, 다수의 제어 유닛들이 제공될 수도 있다. 연결들 (251, 252) 이 유선 연결로 도시되었지만, 제어 유닛 (200) 은 하나 이상의 무선 트랜시버들과 안테나들을 이용하는 것과 같은, 하나 이상의 무선 연결들을 포함할 수도 있다.

[0100] 도 5 는 도 4 에 도시된 디바이스 (100) 의 전극 배치들의 작업들의 개략도이다. 일부 실시형태에서, 전류 발생기 (125) 는 특정 주파수에서 진동하는 전류를 생성할 수도 있다. 전류 발생기 (125) 는 피검자 (도시 생략) 가 가까이 또는 제어 유닛 (즉, 도 4 의 200) 내부에 위치할 수도 있다. 전류 발생기 (125) 로부터의 전류는, 두 개의 외부 자극 전극들 (112, 122) 의 제 2 세트를 통하여 피검자 (5) 의 팔다리로 보내질 수도 있고, 이는 자극 신호 (123) 를 제공할 수도 있다. 전류 발생기 (125) 로부터의 전류는 10 kHz 부터 10 MHz 또는 더 높은 범위의 주파수일 수도 있다. 전류의 크기는, 예를 들면, 0.1 mA 에서 2 mA 의 범위에 있을 수도 있다. 다양한 실시형태들에 있어서, 두 개의 외부 자극 전극들 (112, 122) 은 밑에 있는 동맥의 정확한 위치를 알지 않고도 밑에 있는 동맥 위로 배치되는 것을 보장하는 크기가 될 수도 있고, 이는 일 측 또는 또 다른

측에 대하여 측면으로 대체될 수도 있다. 전류 생성기 (125) 로부터의 진동하는 전류는 자극 신호 (123) (즉, 자극 필드 선들 (field lines)) 를 생성할 수도 있고, 이는 기본적으로 피부 표면 (7) 에 수직으로 시작한다. 자극 신호 (123) 은 피부 표면 (7) 으로부터 확장되며, 피부 및 피하 지방이 낮은 전도성을 가지고 혈액은 더 높은 전도성을 가지기 때문에, 자극 신호 (123) 는 동맥 (9) 의 길이 방향으로 보다 정렬되게 된다. 따라서, 동맥 (9) 의 근처 및 내부에서 자극 신호 (123) 의 자극 필드 선들은 동맥 (9) 내의 혈액의 방향에 정렬된다.

[0101] 두 개의 내부 검출 전극들 (111, 121) 의 제 1 세트는 자극 신호 (123) 및 그 특성들을 검출하도록 구성되는 검출 신호 (113) 을 생성할 수도 있다. 자극 신호 (123) 은 동맥 (9) 의 길이 방향에 중심 부분에 정렬된다. 검출 신호 (113) 는 자극 신호 (123) 에서의 변화들을 측정하기 위하여 사용될 수도 있고, 이는 단면적 A 및 팽창과 같은, 동맥의 물리적 특성들에 대한 변화들의 측정을 허용한다.

[0102] 전극들 (111, 112, 121, 122) 은 사각형, 타원형, 고리형을 포함하는 임의의 형태일 수도 있고, 그들이 적용될 신체 부분에 적절하게 조절된 크기가 될 수도 있다. 예를 들면, 전극들 (111, 112, 121, 122) 은 약 1 mm 에서 20 mm 의 전체 지름을 가질 수도 있다. 이러한 방식으로, 전극들 (111, 112, 121, 122) 의 크기는 이격 거리들 S_1 , S_2 보다 작을 수도 있다. 자극 신호 (123) 와 검출 신호 (113) 에 의해 생성되는 가상의 필드 선들은 겹칠 수도 있다. 이러한 방식으로, 오버랩은 실질적인 검출 지역을 정의할 수도 있고, 이곳으로부터 검출 전극들 (111, 121) 에 의해 임피던스 변동들이 측정될 수도 있다. 검출 전극들 (111, 121) 로부터의 신호들은 제어 유닛 (예를 들면, 200) 에 포함된 것과 같은 프로세서 (예를 들면, 201) 에 의해 기록되고 분석될 수도 있다. 두 개의 내부 전극들 (112, 111) 로부터의 신호들의 출력들은 두 전극 위치들 사이의 동맥의 팽창을 반영할 수도 있다.

[0103] 전극들 (111, 112, 121, 122) 로부터의/로의 신호들의 복조 (demodulation) 는 직교 검출 (quadrature detection) 에 의해 수행될 수도 있다. 직교 검출에 있어서, 검출된 신호들은, 피검자 (5) 의 팔다리에 자극 신호를 제공하는 동일한 오실레이터로부터 얻어지는 참조 신호의 직각 성분들 (quadrature components) 과 혼합될 수도 있다. 일반적으로 복조된 신호의 동위상 부분 (in-phase part) 은 검출된 임피던스의 실수 부분이 지배적이라는 사실을 반영하는 지배적 부분이 일반적으로 될 수도 있다. 그러나, 직각 성분은 또한 검출될 수도 있고, 동위상 및 직각 성분들의 가중된 이차 (quadratic) 합계는, 임피던스의 허수 부분이 중요하다고 간주되는 경우에 있어서, 각각 검출 효율을 향상시키기 위하여 적용될 수도 있다. 허수 부분은, 일반적으로 피부, 지방, 근육, 및 혈액을 포함하는, 관련된 조직들의 유전 상수들 (dielectric constants) 의 실수 부분들과 관련될 수도 있다.

[0104] 신호들은, 노이즈의 효과를 최소화하고 또한 시간에 대하여 가장 중요한 신호의 해당 부분들: 즉, 시간적 경사도가 큰 해당 부분들을 향상시키기 위하여, 필터링 될 수도 있다. 전극들 (111, 112, 121, 122) 을 위한 필터들은, 전송 시간의 예측에 있어서 임의의 바이어스를 피하기 위하여, 동일한 위상 특성들을 가질 수도 있다. 디지털 유한 임펄스 응답 필터들은, 그들의 샘플링 주파수 (예를 들면, 100-500 Hz) 로 인해 그 위상 특성들이 정확하게 제어될 수 있기 때문에, 사용될 수도 있다.

[0105] 도 6 은 다양한 실시형태들에 따라 피검자 (5) 의 동맥에서의 혈압을 결정하도록 구성되는 디바이스 (600) 를 도시하여 설명한다. 디바이스 (600) 는 손가락 끝에 적용되는 센서 슬리브 (650) 를 포함할 수도 있다. 손가락을 둘러쌀 수도 있는 센서 슬리브 (650) 는 소량의 일정한 역압을 가할 수도 있지만, 여전히 밑에 있는 동맥 압력을 섭동하지는 않는다. 일정한 역압은, 그것이 피검자의 이완기 압력 (~90 mmHg) 보다 밀인 한, “소량” 인 것으로 간주될 수도 있다. 역압은 60 mmHg 보다 밀이 될 수도 있고, 바람직하게는 25 mmHg 에 가까울 수도 있고, 이것은 피검자에게 더욱 더 편안한 것이다. 압축 스타킹에 의해 적용되는 압력과 비슷할 수 있는, 그러한 소량의 일정한 역압은 팽창식 커프-타입의 혈압 디바이스에 의해 적용되는 압력 (~200 mmHg) 보다 일반적으로 상당히 낮을 것이다. 또한, 소량의 일정한 역압의 적용은 되돌아가는 혈류를 방해함 없이 정맥을 안정시킬 수도 있다. 또한, 소량의 일정한 역압의 결과로서, 응력-변형 관계의 약간의 수정으로 인해 측정 신호가 더 커질 수도 있다.

[0106] 센서 슬리브 (650) 는 디바이스 (100) 와 유사한 전극들 또는 사용자의 피부와 접촉하여 파라미터(들)을 측정하기 위한 다른 센서들을 포함할 수도 있다. 이러한 방식으로, 전극들 (즉, 센서들) 은, 피부에 대하여 누르는, 센서 슬리브의 내부 표면 내에서 통합될 수도 있다(즉, 착용되었을 때에 피검자의 피부를 마주보도록 구성). 이러한 방식으로, 피부와 센서 간의 견고하고 고른 맞물림이 유지될 수도 있다.

[0107] 센서 슬리브 (650) 로부터 떨어져 있는 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 제어 유닛으로서 동작할 수도 있고, 데이터를

프로세싱하기 위하여 센서 슬리브 (650) 와 무선적으로 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 스마트폰, 시계-폰, 또는 태블릿, 랩탑 또는 다른 컴퓨터가 될 수도 있다. 센서 슬리브 (650) 는 그 자체의 프로세서와 컴퓨팅 디바이스 (700) 와 통신하기 위한 트랜시버를 포함할 수도 있다. 이러한 방식으로, 데이터 프로세싱은, 센서 슬리브 (650) 상에서, 제어 유닛으로 동작하는 컴퓨팅 디바이스에서 (700), 또는 양자의 조합으로 수행될 수도 있다. 또한, 센서 슬리브 (650) 는, 근처의 전력 원에 선으로 커플링되는 것과 같은, 별도의 전원을 가질 수도 있다 (예를 들면, 전기 인출구 또는 배터리).

[0108] 다양한 실시형태들에서, 측정 디바이스의 위치, 센서의 위치 (여기서 “측정 위치” 로 지칭됨), 그리고 측정되는 동맥의 위치는 서로 가까이 근접한 곳에 있을 수도 있다. 그러나 측정 위치는 반드시 측정 디바이스의 위치와 일치하여야 하는 것은 아니다. 예를 들면, 다양한 실시형태들은 초음파 기반 센서를 포함할 수도 있고, 이는 센서 자체로부터 거리가 있는 특정 위치 상에서 측정을 수행할 수도 있다.

[0109] 다양한 형태의 디바이스들이 동맥의 치수 (dimensional) 특성들을 측정하기 위하여 사용될 수도 있다. 일부 예들은 초음파, 핵 자기 공명, 전자기파들의 전파, 광학 센싱, 및/또는 생체전기 임피던스와 같은 기술들을 이용하는 디바이스들을 포함할 수도 있다. 초음파는 동맥 벽의 팽창이나 흐름 속도를 측정 (즉, 도플러 속도 측정) 하기 위하여 사용될 수도 있다. 또한 핵 자기 공명은 팽창을 측정하기 위하여 사용될 수도 있다. 다른 기술들은 전자기파들의 전파 특성을 검출할 수 있는 다양한 디바이스들을 포함한다. 또한, 광학 장비들은 팽창 또는 흐름 속도를 검출 및 측정하기 위하여 사용될 수도 있다(예를 들면, 광혈류측정 (photoplethysmography)). 도 4 및 도 5 를 참조하면서 상술한 바와 같이, 생체전기 임피던스는 측정될 수도 있고, 특히 팽창이 생체전기 임피던스 변동들로부터 검출될 수 있는 어플리케이션들에 있어서 그러하다. 동맥의 치수 특성들을 측정하기 위하여 적합한 추가 디바이스들은 다양한 실시형태들에 따라 사용될 수도 있다.

[0110] 일 실시형태의 혈압 측정 디바이스는 다양한 컴퓨팅 디바이스들 중 임의의 것에 데이터를 전송하도록 구성될 수도 있다. 예를 들면, 도 7 은 다양한 실시형태들에서 사용하기 적합한 컴퓨팅 디바이스 (700) 을 도시하여 설명한다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 센서 슬리브 (650) 와 같은 상술한 혈압 측정 디바이스들로 및/또는 그 디바이스들로부터 데이터를 교환할 수도 있고, 아래 설명되는 방법 (800) 의 하나 이상의 동작들을 수행할 수도 있다. 예를 들면, DBP, δP , SBP, MAP, 및/또는 측정된 맥박들, 정수압, 및/또는 고도가 혈압 측정 디바이스로부터 컴퓨팅 디바이스 (700) 에 보내질 수도 있다.

[0111] 다양한 실시형태들에서, 컴퓨팅 디바이스 (700) 은 터치 스크린 컨트롤러 (704) 및 내부 메모리 (702) 와 커플링된 프로세서 (701) 를 포함할 수도 있다. 프로세서 (701) 는 일반적인 또는 특정한 프로세싱 태스크 (task) 들을 위해 지정된 하나 이상의 멀티코어 집적 회로 (multicore integrated circuit) 들일 수도 있다. 내부 메모리 (702) 는 휘발성 또는 비휘발성 메모리일 수도 있고, 또한, 보안 및/또는 암호화된 메모리, 비보안 및/또는 비암호화된 메모리, 또는 그 임의의 조합일 수도 있다. 터치 스크린 제어기 (704) 및 프로세서 (701) 는 또한, 저항-감지 터치 스크린 (resistive-sensing touch screen), 용량-감지 터치 스크린 (capacitive-sensing touch screen), 적외선 감지 터치 스크린 (infrared sensing touch screen) 등과 같은 터치 스크린 패널 (712) 에 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는, 서로 및/또는 프로세서 (701) 에 커플링된, 전송 및 수신을 위한 하나 이상의 라디오 신호 트랜시버들 (708) (예컨대, Peanut®, Bluetooth®, Zigbee®, Wi-Fi, RF, 셀룰러, 근거리장 등) 및 안테나들 (710) 을 가질 수도 있다. 트랜시버들 (708) 및 안테나들 (710) 은 다양한 무선 송신 프로토콜 스택 (wireless transmission protocol stack) 들 및 인터페이스들을 구현하기 위하여 상기 언급된 회로부와 함께 이용될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는, eMBMS 네트워크와 같은, 셀룰러 네트워크를 통한 통신을 가능하게 하고 프로세서에 커플링되는 셀룰러 네트워크 무선 모듈 칩 (716) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 프로세서 (701) 에 커플링된 주변 디바이스 접속 인터페이스 (718) 를 포함할 수도 있다. 주변 디바이스 접속 인터페이스 (718) 는 하나의 접속 타입을 수용하도록 단일의 갯수로 구성될 수도 있거나, USB, 파이어와이어 (FireWire), 썬더볼트 (Thunderbolt), 또는 PCIe 와 같은, 공통 또는 전용인, 다양한 타입들의 물리적 및 통신 접속들을 수용하도록 다수의 갯수로 구성될 수도 있다. 주변 디바이스 접속 인터페이스 (718) 는 또한, 유사하게 구성된 주변 디바이스 접속 포트 (도시되지 않음) 에 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 또한, 오디오 출력들을 제공하기 위한 스피커들 (714) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 또한, 본원에서 논의된 컴포넌트들의 전부 또는 일부를 포함하기 위한, 플라스틱, 금속, 또는 재료들의 조합으로 구성되는 하우징 (720) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (700) 는 1 회용 또는 재충전가능한 배터리와 같이, 프로세서 (701) 에 커플링된 전원 (722) 을 포함할 수도 있다. 재충전가능한 배터리는 또한, 컴퓨팅 디바이스

(700) 의 외부의 소스로부터 충전 전류를 수신하기 위하여 주변 디바이스 접속 포트에 커플링될 수도 있다.

[0112] 다양한 실시형태들에 있어서의 사용에 적합한 컴퓨팅 디바이스들의 프로세서들은, 위에서 설명된 다양한 실시형태들의 기능들을 포함하는 다양한 기능들을 수행하기 위하여 프로세서 실행 가능한 명령들 (애플리케이션들/소프트웨어) 에 의해 구성될 수 있는, 임의의 프로그래밍가능한 마이크로프로세서, 마이크로컴퓨터 또는 다중 프로세서 칩 또는 칩들일 수도 있다. 다양한 디바이스들에서는, 무선 통신 기능들에 전용인 하나의 프로세서 및 다른 애플리케이션들을 실행하는 것에 전용인 하나의 프로세서와 같은, 다수의 프로세서들이 제공될 수도 있다. 통상적으로, 소프트웨어 애플리케이션들은, 이들이 액세스되고 프로세서 내로 로딩되기 전에 내부 메모리 내에 저장될 수도 있다. 프로세서는 애플리케이션 소프트웨어 명령들을 저장하기에 충분한 내부 메모리를 포함할 수도 있다. 다수의 디바이스들에서, 내부 메모리는 플래시 메모리와 같은 휘발성 또는 비휘발성 메모리, 또는 양자의 혼합일 수도 있다. 이 설명의 목적들을 위하여, 메모리에 대한 일반적인 참조는, 내부 메모리, 또는 다양한 디바이스들 내로 플러깅된 분리가능한 메모리와, 프로세서 내의 메모리를 포함하는, 프로세서에 의해 액세스가능한 메모리를 지칭한다.

[0113] 도 8 은 다양한 실시형태들에 따른 피검자의 팔다리의 동맥에서의 혈압을 위한 방법 (800) 을 도시하여 설명한다. 도 1 내지 도 8 에 대한 참조로, 방법 (800) 의 다양한 동작들은, 하나 이상의 센서(들) (예를 들면, 111, 112, 121, 122, 130, 650), 그리고 제어 유닛 (예를 들면, 200, 700) 또는 상술된 혈압 측정 디바이스 (100, 600) 와 같은 혈압 측정 디바이스와 통신하는 다른 컴퓨팅 디바이스 및/또는 프로세서를 포함하는, 혈압 측정 디바이스 (예를 들면, 100, 600) 에 의해 수행될 수도 있다.

[0114] 블록 802 에서, 센서는, 상술한 바와 같이, 피검자의 맥박들, 예측 정수압, 및 피검자의 팔다리 (예를 들면, 팔, 다리, 손목, 발목, 손가락, 발가락 등) 상의 측정 위치에서의 고도를 측정할 수도 있다. 센서는, 맥박들을 측정하기 위한 일 센서 및 고도를 측정하기 위한 또 다른 센서와 같은, 하나 이상의 센서를 포함할 수도 있다. 다양한 실시형태들에 있어서, 프로세서는, 동맥 측정 센서 및/또는 고도 센서와 같은 하나 이상의 센서들에서의 출력에 기초하여 맥박들, 예측 정수압, 및 고도를 측정할 수도 있다. 다양한 실시형태들에서, 맥박들, 정수압들, 및 고도는 초기 교정의 부분으로서, 필요에 따라 정기적으로 및/또는 연속적으로, 획득될 수도 있다. 다양한 실시형태들에서, 프로세서는 미리 결정된 기간에 걸쳐 (예를 들면, 수 초) 측정된 고도들을 평균할 수도 있고, 동일한 기간에 걸쳐 맥박들 및 정수압들은 평균낼 수도 있다.

[0115] 블록 804 에 있어서, 프로세서는 관찰 기간에 대응하는, 측정된 맥박들, 정수압들, 동맥 팽창, 및 고도 및 그들의 평균된 측정치를 저장할 수도 있다. 일 실시형태에서, 맥박들은 그들이 발생하는 동안에 연속적으로 기록될 수도 있고, 그 맥박수는 측정되며, 30초 윈도우에서 약 2분 윈도우와 같은, 슬라이딩 윈도우에 걸쳐서 평균낼 수도 있다. 예를 들면, 프로세서는 하나 이상의 상이한 관찰 시간들에 대응하는 측정된 맥박들, 정수압들, 고도들과 함께 그들의 평균 낸 측정치들을 메모리에 저장할 수도 있다.

[0116] 결정 블록 806 에 있어서, 프로세서는 동맥의 측정된 값들 (예를 들면, 동맥의 팽창 및/또는 단면적의 변화와 관련하여 측정된 값들) 및 고도 양자에 있어서의 변화가 마지막 관찰 이후에 발생하였는지 여부를 결정한다. 다양한 실시형태들에 있어서, 프로세서는, 측정된 값들에 있어서 임의의 변화가 발생하였는지 여부를 결정하기 위하여 가장 최근의 관찰 시기에서의 측정된 값들 또는 그들의 평균 측정치들을 이전 관찰 시기에서의 측정된 값들 또는 그들의 평균 측정치들과 비교할 수도 있고, 고도에 있어서 임의의 변화가 발생하였는지 여부를 결정하기 위하여 가장 최근의 관찰 시기에서의 고도와 이전 관찰 시기에서의 고도를 비교할 수도 있다. 예를 들면, 측정 위치의 고도에서의 변화가 발생할 때, 다른 고도들에서 측정된 동맥의 팽창은 상이할 수도 있고, 고도 및 측정된 값들의 변화 양자는 가장 최근의 관찰과 이전의 관찰을 비교하는 것에 의해 결정될 수도 있다. 팽창 또는 고도 중 어느 하나에서 변화가 발생하지 아니한 것으로 결정한 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 806 = “아니오”), 프로세서는 블록 802 에서 계속 맥박들, 정수압, 동맥 팽창 및 고도를 측정할 수도 있다.

[0117] 팽창 및 고도 양자에서 변화가 발생한 것으로 결정한 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 806 = “예”), 프로세서는 결정 블록 808 에서 관찰 시간들 사이에서 맥박수의 변화가 발생하였는지 여부를 결정할 수도 있다. 맥박수의 변화가 없는 고도 및 팽창의 변화는, 혈압의 변화의 유일한 이유가 정수압의 변화인 것을 나타낼 수도 있고, 이는 증가 압력 변화와 측정된 양들의 증가 변화 간의 현재 관계의 예측을 제공할 수도 있다. 맥박수에서 변화가 발생한 것으로 결정한 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 808 = “예”), 프로세서는 블록 802 에서 계속 맥박들, 정수압, 동맥 팽창 및 고도를 측정할 수도 있다.

[0118] 맥박수에서 변화가 발생하지 아니한 것으로 결정한 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 808 = “아니오”), 프로세서는 블록 810 에서 관찰들에서의 변동으로부터 증가 감도 (즉, 조정 항) 를 결정할 수도 있다. 일 실시형태

에서, 증가 감도는 일 관찰 시간에서 또 다른 관찰 시간까지의 출력 변화 ΔX 대 정수압 변화 ΔPH 의 증가 값들 간의 관계 (예를 들면, 수학적 식 11) 를 이용하여 결정하는 것일 수도 있고, 여기서 ΔX 는 두 관찰 시간들 간의 팽창 센서의 평균 출력의 변화이다.

[0119] 다양한 실시형태들에 있어서, 두 개의 상이한 관찰 시간들은 측정 위치의 두 개의 상이한 고도들과 연관될 수도 있다. 프로세서는 두 개의 계산들을 수행하고 그 결과들을 비교함으로써, 관찰들 간의 증가 감도를 결정할 수도 있다. 제 1 계산은 이전의 교정 및 동맥 치수 변화들에 기초하여 측정 위치의 고도의 변화에 의해 야기되는 예측 압력 변화를 결정할 수도 있고, 제 2 계산은 정수압의 변화를 결정할 수도 있다. 프로세서는 이전의 교정 및 동맥 치수 측정들에 기초한 측정 위치 고도 변화에 의해 야기된 예측 압력 변화를 정수압 변화들의 변화와 비교할 수도 있다. 압력 변화들이 상이하다고 결정하는 것에 응답하여, 프로세서는 새로운 교정이 필요하다고 결정할 수도 있고, 새로운 교정이 적어도 하나의 맥박에 걸쳐 평균된 측정 량의 변화 및 정수압으로부터 수행될 수도 있다.

[0120] 블록 812 에서, 프로세서는 맥압 δP 을 결정할 수도 있다. 다양한 실시형태들에서, 맥압 δP 은 여러 맥박들의 값들의 평균을 이용하여 수학적 식 11 에 의해 표현되는 관계의 평가에 의해 예측될 수도 있다. 평균을 계산하는데 사용되는 맥박들의 수는 1 에서 60 또는 그 이상이 될 수도 있다. 일반적으로 60 맥박이, 단기간의 변동이 최소화되고 동맥 특성들이 일반적으로 일정하기 때문에, 이용될 수도 있다.

[0121] 블록 814 에서, 프로세서는, 관찰된 압력의 감쇠를 특징화하는 지수 감쇠 함수의 계수를 결정하기 위하여, 맥박의 이완기에 대응하는, 지수 감쇠 함수를 예측되는 맥압들에 곡선 피팅하는 것에 의해 측정된 동맥의 응력-변형 관계를 조정하기 위한 계수들을 결정할 수도 있다. 다양한 실시형태들에 있어서, 두 개의 관찰 시간들 사이에 기록된 측정 맥박들의 이완기에 대응하는 추정된 맥압들은, (적어도 부분적으로 측정 바이어스와 연관될 수도 있는) 가산 계수들과 함께 지수 감쇠 함수를 피팅하기 위하여 사용될 수 있다. 다양한 실시형태들에 있어서, 이완기에 대응하는 추정된 맥압들은, 지수 감쇠 함수를 각 개별적인 맥박에 피팅하기 위하여 사용될 수도 있고, 결정되는 계수(들)은 그러면 60 맥박들과 같은 일련의 맥박들에 걸쳐 평균될 수도 있다. 대안으로서, 피팅은 60 맥박들까지와 같은 일련의 맥박들에 걸친 조건부 평균에 의해 획득된 맥박들에 대하여 수행될 수도 있다. 이완기는, 시간에 대한 측정된 맥박 파형의 2차 미분이 양이 되는 시간 순간 (instance) 에서 시작하고, 이후의 맥박의 시작에서 끝나는 것으로서 정의될 수도 있다.

[0122] 블록 816 에서, 프로세서는 이완기 혈압 (DBP) 을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 수학적 식 12 의 팽창 크기 a 및 접근 한도 b 는, 증가 감도 k 와의 곱셈과 측정 바이어스를 정정하는 것에 의해, 압력 파라미터들로 변환될 수도 있다. 일 실시형태에서, 이완기 혈압은, 이완기의 끝에서 수학적 식 12 로 표현되는 관계를 평가하는 것, 증가 감도 k 를 곱하는 것, 2 mmHg 의 불확정성을 가지면서 4 mmHg 로 가정될 수 있는 정맥압을 더하는 것에 의해, 예측될 수도 있다. 이완기 혈압 예측은 개별적인 맥박들에 대하여 수행될 수도 있고, 여러 맥박들의 그 값들을 평균할 수도 있다. 맥박들의 수는 1 에서 60 또는 그 이상일 수도 있다. 일반적으로, 단기간 변동들이 최소화될 수도 있고 동맥 특성들이 일반적으로 일정할 수 있기 때문에, 60 맥박들이 사용될 수도 있다. 또한 이완기의 혈압 예측은 조건부 평균에 의해 획득되는 맥박으로부터 획득될 수도 있다.

[0123] 블록 818 에서, 프로세서는 수축기 혈압 (SBP) 을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 수축기 혈압은 상술된 수학적 식 13 에 의해 표현되는 관계의 평가에 의해 예측될 수도 있다.

[0124] 블록 820 에서, 프로세서는 평균 동맥압 (MAP) 을 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, MAP 는, 증가 감도 k 로 스케일 되고 이완기 압력에서의 관찰되는 감쇠로 특징지어지는 지수 감쇠 함수를 맥박 측정 값들에 피팅으로써 결정되는 계수로 정정된, 수축기의 시작으로부터 이완기의 끝까지의 맥박들의 평균을 찾음으로써, 결정될 수도 있다. 다양한 실시형태들에 있어서, 수학적 식 14 에 의해 표현되는 근사치가 MAP 를 결정하기 위하여 사용될 수도 있다.

[0125] 결정 블록 822 에서, 프로세서는 관찰들 간의 MAP 의 변화가 임계값 보다 큰지 여부를 결정할 수도 있다. 임계값은 메모리에 저장된 미리 결정된 값이 될 수도 있고, 피검자의 변화하는 조건과 연관될 수도 있다. 예를 들면, 임계값은 실제 측정된 팽창과 관련된 압력 값이 될 수도 있다. 프로세서는, 이전에 결정된 MAP 에서 블록 820 에서 결정된 MAP 를 감산하고 결정된 MAP 의 변화를 블록 802 에서 측정된 동맥의 팽창과 관련된 임계값과 비교하는 것에 의해, MAP 의 변화가 임계값 보다 큰지 여부를 결정할 수도 있다. MAP 의 변화가 임계값이거나 그 밑인 것으로 결정하는 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 822 = “아니오”), 프로세서는 블록 802 에서 맥박들, 정수압, 동맥의 팽창 및 고도를 계속 측정할 수도 있다.

- [0126] MAP의 변화가 임계값보다 큰 것으로 결정하는 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 822 = “예”), 프로세서는 혈압 측정 디바이스를 재교정하기 위하여 교정 절차를 개시할 수도 있다. 예를 들면, 프로세서는 교정 모드에 진입하도록 혈압 측정 디바이스를 신호하거나 또는 제어할 수도 있다. 혈압 측정 디바이스를 교정한 후, 프로세서는 블록 802에서 맥박률, 정수압, 동맥의 팽창 및 고도를 계속 측정할 수도 있다.
- [0127] 상기 설명은, 비-간접적이고 연속적인 혈압 측정 디바이스로 피검자의 팔다리의 동맥으로부터 혈압을 측정하는 상이한 실시형태의 방법들을 주로 다루어 왔다. 다양한 실시형태의 방법들은 참조 모델을 제공하고 초기 교정을 수행하는 것에 의해 시작할 수도 있다. 초기 교정을 완료하는 것에 응답하여, 다양한 실시형태의 방법들은 심박수가 일정한 기간들을 찾을 수도 있다. 이러한 기간들 동안, 교정은, 모델의 파라미터들이 피검자의 동맥계의 시변 (time varying) 특성들을 고려하여 적응하도록 조정될 수도 있다.
- [0128] 일부 실시형태들에서, 디바이스는 어떠한 초기 교정도 수행되지 않고 피검자에게 부착될 수도 있다. 디바이스가 피검자에게 부착될 때 시스템은 동맥의 단면적을 측정하는 것을 시작할 수도 있다. 일정한 심박수의 기간들 동안, 디바이스는, 만일 측정 위치의 동시적인 고도 변화들이 등록되면, 정수압에 기초하여 교정 과정을 수행할 수도 있다.
- [0129] 다양한 실시형태들에서, 만일 모델을 정확하게 피팅하는 것을 가능하게 하도록 하는 데이터 포인트들이 충분히 수집되지 않는다면, 상술된 하나 이상의 다양한 방법의 동작들이 수행되거나 반복될 수도 있다.
- [0130] 다양한 실시형태들에서, 비-간접적 측정 디바이스는 임의의 초기 교정 없이 피검자에게 부착될 수도 있다. 특정한 시간 양이 경과한 다음, 디바이스는 완전히 교정되고 데이터베이스에 측정된 압력 값들을 기록하기 시작할 수도 있다. 완전하게 교정되기 이전에, 디바이스는 데이터베이스에 어떠한 압력 값들도 기록할 필요가 없거나, 또는 데이터베이스에 압력 값들을 기록하되, 그들을 불안정한 인자로 표시할 수도 있다.
- [0131] 다양한 실시형태들에서, 비-간접적 측정 디바이스는 초기 교정 또는 초기 파라미터들의 세트를 가지도록 프로그램 될 수도 있고, 이들은 다수의 피검자들에 통계적으로 가까운 것일 수 있다. 그 다음 이러한 초기의 “대강의” 교정은 시간에 걸쳐 교정 알고리즘들을 통하여 조정될 수도 있다. 또 다른 실시형태에서, 초기의 “대강의” 교정은 피검자의 다수의 신체적 파라미터들을 실험자들의 데이터베이스에 매칭시키고 피검자와 가장 가까운 실험자의 파라미터들을 선택하는 것에 의해 결정될 수도 있다.
- [0132] 상술한 방법 설명들 및 프로세스 흐름도들은 단지 예시적인 예들로서 제공된 것이며, 여러 실시형태들의 단계들이 제시된 순서로 수행되어야 함을 필요로 하거나 의미하도록 의도된 것은 아니다. 당해 기술 분야의 당업자에 의해 이해될 바와 같이, 상술한 실시형태들에서의 동작들의 순서는 하나 이상의 순서로 수행될 수도 있다. “그 후에”, “그리고 나서”, “다음으로” 등과 같은 단어들은 동작들의 순서를 제한하려고 의도되지 않으며; 이러한 단어들은 단지 방법들의 설명을 통해 독자를 가이드하는데 이용된다. 또한, 예를 들어, 관사 “하나 (a)”, “한 (an)”, 또는 “그 (the)” 를 이용하여 단수형으로 엘리먼트들을 청구하는 임의의 언급은 단수형으로 엘리먼트를 제한하는 것으로서 해석되지 않는다.
- [0133] 예를 들어 전극들 또는 다른 엘리먼트들을 설명하기 위하여 “제 1” 및 “제 2”의 용어들은 여기서 사용되지만, 그러한 식별자들은 단지 편리를 위한 것이고 다양한 실시형태들을 특정 순서, 시퀀스, 네트워크 또는 캐리어의 타입으로 제한할 의도는 아니다.
- [0134] 여기에서 개시된 실시형태들과 연계하여 설명된 다양한 예시적인 논리 블록들, 모듈들, 회로들, 및 알고리즘 동작들은 전자 하드웨어, 컴퓨터 소프트웨어, 또는 이들 양자 모두의 조합들로서 구현될 수도 있다. 하드웨어 및 소프트웨어의 이러한 상호 교환성을 명확하게 설명하기 위해, 다양한 예시적인 컴포넌트들, 블록들, 모듈들, 회로들, 및 동작들은 그들의 기능적 관점에서 일반적으로 위에서 설명되었다. 그러한 기능이 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되는지 여부는 특정 애플리케이션 및 전체 시스템에 부과되는 설계 제약에 따라 달라진다. 당업자라면, 상술한 기능성을 각각의 특정 애플리케이션에 대해 다양한 방식으로 구현할 수도 있지만, 이러한 구현 결정은 다양한 실시형태들의 범위를 벗어나게 하는 것으로 이해되어서는 안된다.
- [0135] 본원에서 개시된 실시형태들과 연계하여 설명된 다양한 예시적인 논리들, 논리 블록들, 모듈들, 및 회로들을 구현하기 위해 사용된 하드웨어는, 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서(digital signal processor; DSP), 주문형 집적회로(application specific integrated circuit; ASIC), 필드 프로그래머블 게이트 어레이(field programmable gate array; FPGA) 또는 다른 프로그래머블 로직 디바이스, 이산 게이트 또는 트랜지스터 로직, 이산 하드웨어 컴포넌트들, 또는 본원에서 설명된 기능들을 수행하도록 설계된 이들의 임의의 조합에 의해 구현되거나 수행될 수도 있다. 범용 프로세서는 마이크로프로세서일 수도 있지만, 대안에서, 프로세서는 임의의

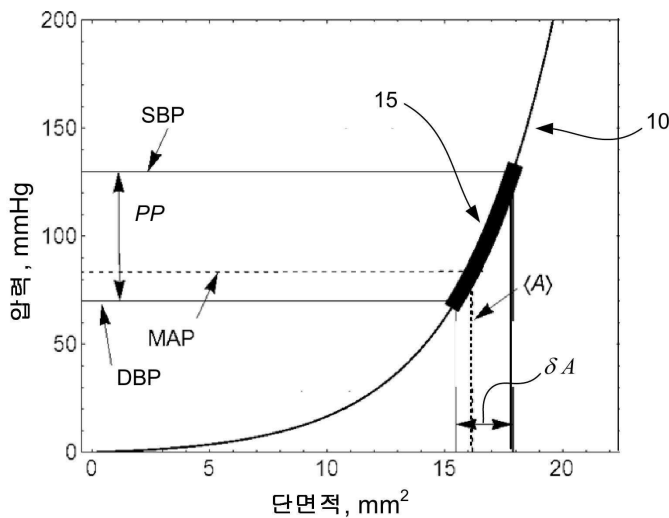
종래의 프로세서, 제어기, 마이크로제어기, 또는 상태 머신일 수도 있다. 프로세서는 또한 컴퓨팅 디바이스들의 조합, 예를 들면, DSP와 마이크로프로세서의 조합, 복수의 마이크로프로세서들, DSP 코어와 연계한 하나 이상의 마이크로프로세서들, 또는 임의의 다른 그러한 구성으로 구현될 수도 있다. 대안으로, 일부 단계들 또는 방법들은 주어진 기능에 특정한 회로부로 수행될 수도 있다.

[0136] 다양한 실시형태들에서, 기술된 기능들은 하드웨어, 소프트웨어, 펌웨어, 또는 이들의 임의의 조합으로 구현될 수도 있다. 소프트웨어로 구현되면, 기능들은 비일시적 컴퓨터 판독가능 매체 또는 비일시적 프로세서 판독가능 매체 상에 하나 이상의 명령들 또는 코드로서 저장될 수도 있다. 여기에 개시된 알고리즘 또는 방법의 단계들은 비일시적 컴퓨터 판독가능 또는 프로세서 판독 가능 저장 매체 상에 상주할 수도 있는 프로세서 실행 가능 소프트웨어 모듈로 구현될 수도 있다. 비일시적 컴퓨터 판독가능 또는 프로세서 판독가능 저장 매체는 컴퓨터 또는 프로세서에 의해 액세스될 수도 있는 임의의 저장 매체일 수도 있다. 제한되지 않는 예로서, 이러한 비일시적 컴퓨터 판독가능 또는 프로세서 판독 가능 매체는 RAM, ROM, EEPROM, FLASH 메모리, CD-ROM 또는 다른 광 디스크 저장소, 자기 디스크 저장소 또는 다른 자기 저장 디바이스들, 또는 명령 또는 데이터 구조의 형태로 원하는 프로그램 코드를 저장하기 위해 사용될 수도 있고 컴퓨터에 의해 액세스될 수도 있는 임의의 다른 매체를 포함할 수도 있다. 여기에 사용된 바와 같이, 디스크 (disk) 및 디스크 (disc) 는 콤팩트 디스크 (CD), 레이저 디스크, 광 디스크, DVD (digital versatile disc), 플로피 디스크 및 블루레이 디스크를 포함하며, 여기서, 디스크 (disk) 는 일반적으로 데이터를 자기적으로 재생하지만, 디스크 (disc) 는 레이저로 데이터를 광학적으로 재생한다. 상기의 조합들이 또한 비일시적 컴퓨터 판독가능 및 프로세서 판독가능 매체의 범위 내에 포함되어야 한다. 부가적으로, 방법 또는 알고리즘의 동작들은 컴퓨터 프로그램 제품에 통합될 수도 있는 비일시적 프로세서 판독가능 매체 및/또는 컴퓨터 판독가능 매체 상에 명령들 및/또는 코드들 중 하나 또는 임의의 조합 또는 그 세트로서 상주할 수도 있다.

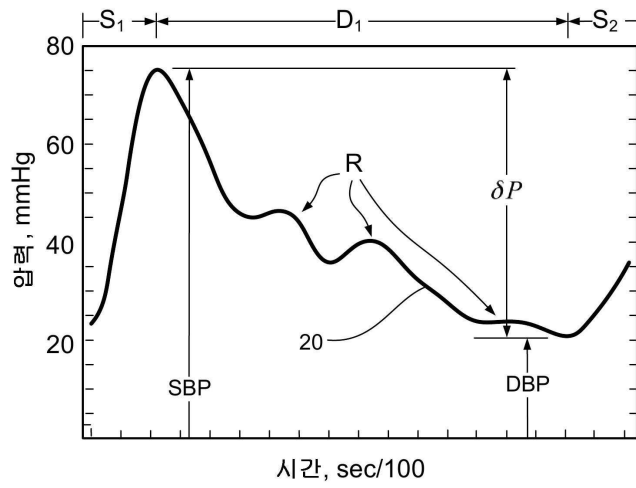
[0137] 개시된 실시형태들의 상기 설명들은 임의의 당업자가 본 발명을 실시하거나 이용하는 것을 가능하게 하도록 하기 위해 제공된다. 이들 실시형태들에 대한 다양한 수정예들이 당업자에게는 자명할 것이고, 본원에서 정의된 일반적인 원칙들은 본 발명의 취지와 범위를 벗어나지 않으면서 다른 양태들 적용될 수도 있다. 따라서, 본 발명은 본원에서 보여진 양태들로 제한되도록 의도된 것은 아니며 본원의 개시된 원칙들과 신규의 특징들 및 하기의 특허청구범위와 일치하는 광의의 범위가 제공되어야 한다.

도면

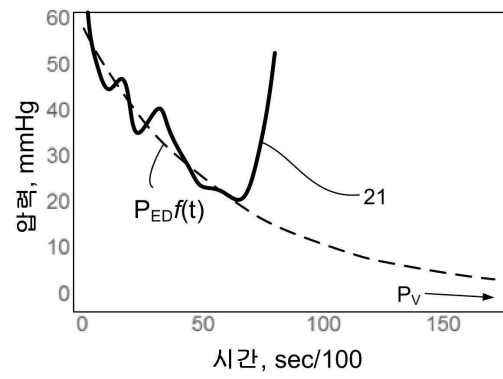
도면1



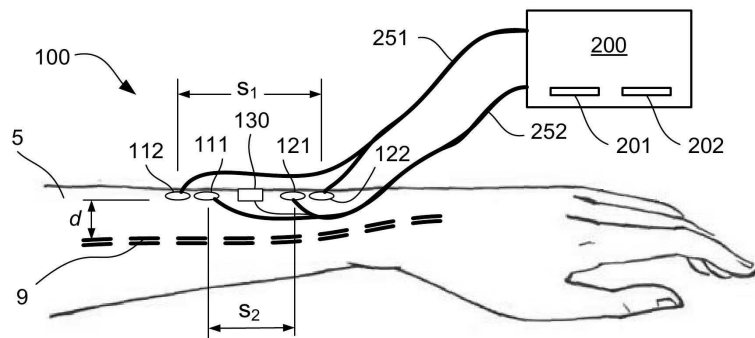
도면2



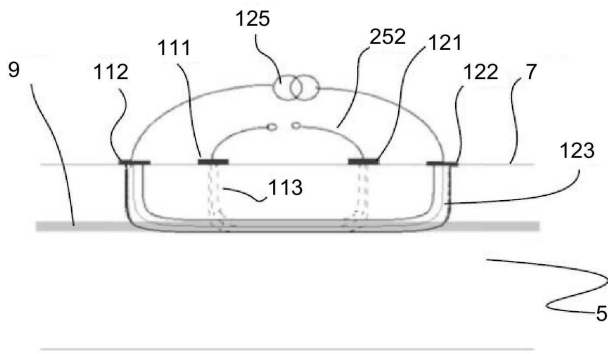
도면3



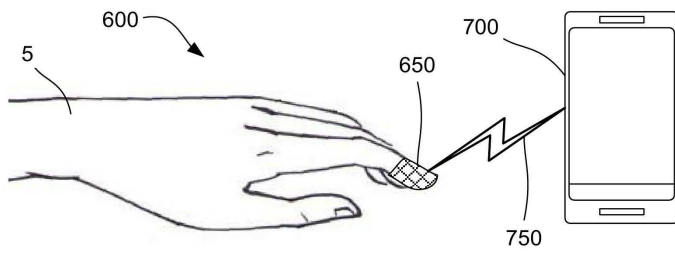
도면4



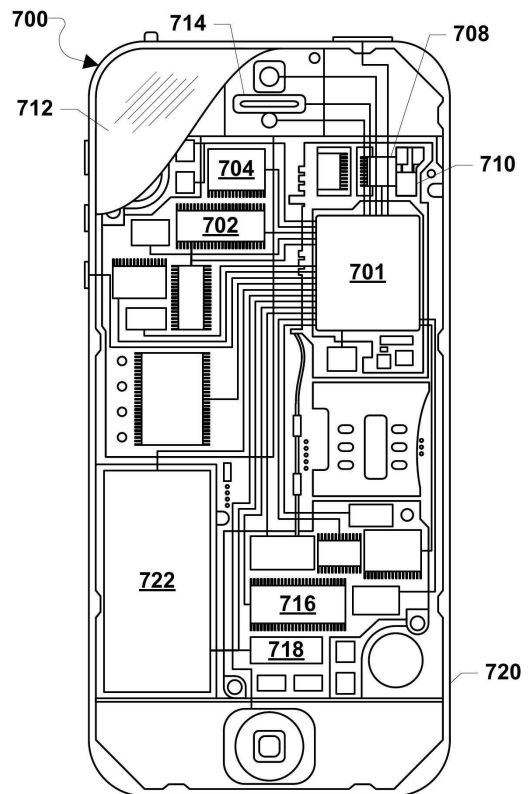
도면5



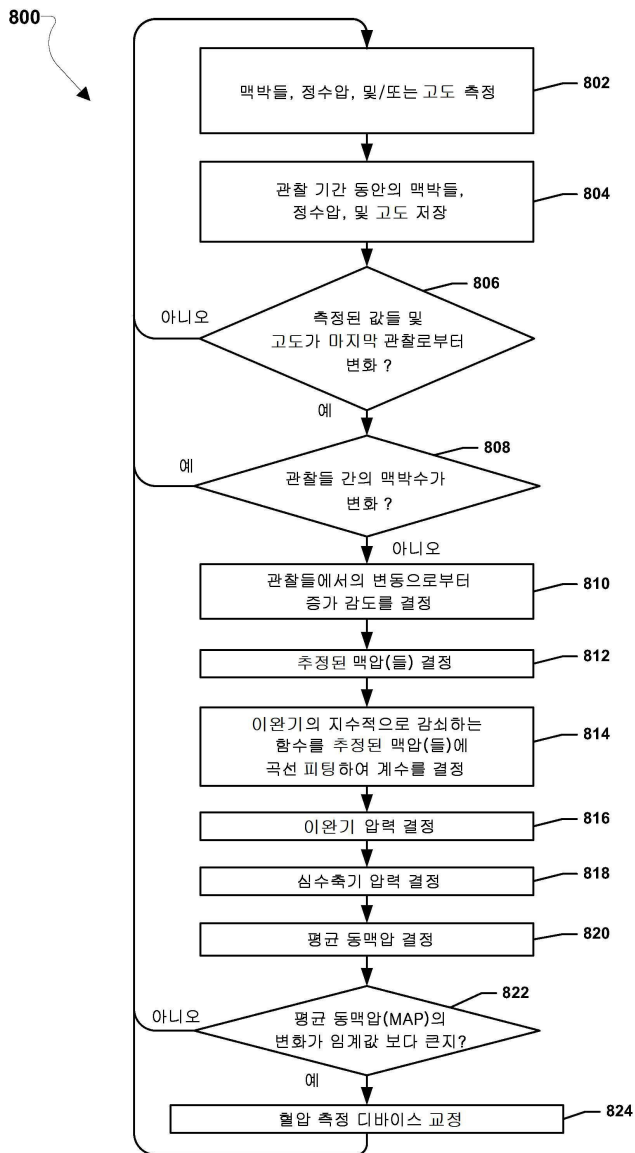
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	发明名称：无创血压测量		
公开(公告)号	KR1020170005485A	公开(公告)日	2017-01-13
申请号	KR1020167035408	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，		
当前申请(专利权)人(译)	美国高通公司，		
[标]发明人	LADING LARS 라딩라르스 BAEK DAVID BOETTCHER 백다비드보에트세르		
发明人	라딩라르스 백다비드보에트세르		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/11 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/053 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/1126 A61B5/7275 A61B5/7278 A61B5/7285 A61B5/02007 A61B5/053 A61B5/1075 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 14/714776 2015-05-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它使血压测量成为系统的各种实施例，以及可能来自动脉的方法和装置。在上述各种实施例中，使用非干涉动脉测量传感器测量一系列脉冲的位置，可以在不干扰动脉压的情况下测量在测量位置处动脉扩张的第一变化。假定的第一脉冲频率和脉冲压力场可以从膨胀的第一次变化确定。拟合的系数可以在假定的脉冲压力场的选定事物中确定，该脉冲压力场对应于指数衰减函数，表示舒张期部分到舒张期的指数衰减。当然，通过将系数应用于所选择的数学模型，其中血压表示测量高度的动脉脉压的扩张的第一变化与动脉之间的第一关系，可以确定系数。

