



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0139876
(43) 공개일자 2019년12월18일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/029 (2006.01)
A61B 5/0295 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/02108 (2013.01)
A61B 5/02116 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2019-7030485
- (22) 출원일자(국제) 2018년04월13일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2019년10월16일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2018/027439
- (87) 국제공개번호 WO 2018/191588
국제공개일자 2018년10월18일
- (30) 우선권주장
62/485,423 2017년04월14일 미국(US)

- (71) 출원인
벤더르빌트 유니버시티
미국, 테네시 37240, 내쉬빌, 웨스트 엔드 애비뉴
2201, 커클랜드 홀 305
- (72) 발명자
브로피 폴린 엠.
미국, 테네시 37240, 내쉬빌, 2201 웨스트 엔드
애비뉴, 305 커클랜드 홀
호킹 카일 엠.
미국, 테네시 37240, 내쉬빌, 2201 웨스트 엔드
애비뉴, 305 커클랜드 홀
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
손민

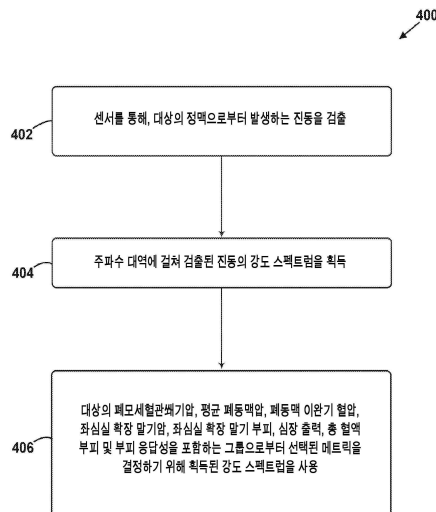
전체 청구항 수 : 총 29 항

(54) 발명의 명칭 **대상을 평가하기 위한 비침습적 정맥 파형 분석**

(57) 요약

예시적인 방법은 센서를 통해 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하는 단계 및 주파수 대역에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 대상의 폐모세혈관폐기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 및 부피 응답성을 포함하는 그룹으로부터 선택된 메트릭을 결정하기 위해 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법과 관련된 예시적인 컴퓨팅 장치 및 예시적인 비-일시적 컴퓨터 판독 가능 매체가 또한 개시된다.

대표도 - 도4a



(52) CPC특허분류

A61B 5/02438 (2013.01)

A61B 5/029 (2013.01)

A61B 5/0295 (2013.01)

A61B 5/681 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

(72) 발명자

이글 수잔 에스.

미국, 테네시 37240, 내쉬빌, 2201 웨스트 엔드 애
비뉴, 305 커클랜드 홀

마우덴바셰르 프란츠 제이.

미국, 테네시 37240, 내쉬빌, 2201 웨스트 엔드 애
비뉴, 305 커클랜드 홀

알비스 브렛 디.

미국, 테네시 37240, 내쉬빌, 2201 웨스트 엔드 애
비뉴, 305 커클랜드 홀

명세서

청구범위

청구항 1

(a) 센서를 통해 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하는 단계;
(b) 주파수 대역에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득하는 단계; 및
(c) 상기 대상의 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 및 부피 응답성을 포함하는 그룹으로부터 선택된 메트릭(metric)을 결정하기 위해 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계;를 포함하는,
방법.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 센서는 압전 센서, 압력 센서, 힘 센서, 광학 파장 선택적 반사 또는 흡수 측정 시스템, 안압계, 초음파 프로브, 혈량계, 또는 압력 트랜스듀서를 포함하는,
방법.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,
상기 진동은 상기 정맥을 통해 흐르는 유체에 의해 생성된 상기 정맥의 벽의 진동을 포함하는,
방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 센서는 상기 대상의 말초 정맥에 근접하게 위치되고, 상기 진동은 상기 대상의 상기 말초 정맥으로부터 비롯된(originate),
방법.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 대상은 인간 대상 또는 동물 대상인,
방법.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 대상은 상기 진동이 검출되는 동안 자발적으로 호흡하는, 방법.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 주파수 대역은 0.05Hz 내지 25Hz인, 방법.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 강도 스펙트럼을 획득하는 상기 단계는, 검출된 진동의 하나 이상의 주파수에 각각 대응하는 하나 이상의 강도를 생성하기 위해 상기 검출된 진동을 나타내는 신호에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 FFT를 수행하는 상기 단계는, 상기 신호의 자동 상관(autocorrelation)을 수행한 후 상기 FFT를 수행하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 10

제8항 또는 제9항에 있어서, 상기 FFT를 수행하는 상기 단계는, 상기 신호에 대해 힐버트-후양 변환(HHT) 또는 경험적 모드 분해(EMD)를 수행한 후 상기 FFT를 수행하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 11

제8항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 FFT를 수행하는 상기 단계는, 비선형 FFT를 수행하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 12

제8항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 상기 FFT에 의해 생성된 하나 이상의 강도의 가중합(weighted sum)을 연산하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 가중합을 연산하는 상기 단계는, 상기 대상의 호흡 속도, 맥박수, 및 상기 맥박수의 하나 이상의 고조파의 각각의 강도의 가중합을 연산하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 상기 가중합을 상기 호흡 속도, 상기 맥박수, 상기 맥박수의 상기 하나 이상의 고조파의 각각의 강도의 합으로 나누는 단계를 더 포함하는,

방법.

청구항 15

제8항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 상기 대상의 맥박수의 2개 이상의 고조파의 각각의 강도의 제2 합을 연산하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 상기 제2 합을 상기 대상의 맥박수 및 상기 맥박수의 하나 이상의 고조파의 각각의 강도의 합으로 나누는 단계를 더 포함하는,

방법.

청구항 17

제8항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 상기 호흡 속도의 강도를 상기 맥박수의 강도로 나눈 몫을 연산하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 18

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, $6.5+4.8(0.92A_0+2A_1+0.4A_2+0.2A_3)/(A_0+A_1+A_2+A_3)+44*(A_4+A_5+A_6+A_7+A_8)/(A_1+A_2+A_3+A_4+A_5+A_6+A_7+A_8)+0.0296(A_0/A_1)$ 와 같

은 점수를 연산하는 단계를 포함하고, 여기서 A_0 은 상기 대상의 호흡 속도이고, A_1 은 상기 대상의 맥박수(f_1)의 강도이며, $A_2, A_3, A_4, A_5, A_6, A_7$, 및 A_8 은 $2f_1, 3f_1, 4f_1, 5f_1, 6f_1, 7f_1$, 및 $8f_1$ 의 각각의 강도인, 방법.

청구항 19

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 숫자 점수를 생성하기 위해 알고리즘을 사용하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 20

제1항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서, 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 또는 부피 응답성에 대해 수집된 데이터에 대한 f_0 (호흡 속도), f_1 (맥박수), $2f_1, 3f_1, 4f_1, 5f_1, 6f_1, 7f_1$, 및/또는 $8f_1$ 의 하나 이상의 기여도의 레버리지 플롯을 사용한 반복 도출을 포함하며, 여기서 값의 로그 값은 NIVA 부피 인덱스 또는 점수를 규정하기 위한 최적의 가중치 및 상수를 결정하는데 사용되고, 알고리즘은 $a(f_0) + b(f_1) + c(f_2) + d(f_3) + e(f_4) + g(f_5) + h(f_6) + i(f_7) + j(f_8) + (\kappa)/l(f_0) + m(f_1) + n(f_2) + o(f_3) + p(f_4) + q(f_5) + r(f_6) + s(f_7) + t(f_8) + (\gamma)$ 에 따른 상기 대상의 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 또는 부피 응답성과 같은 알려진 임상 출력에 대해 데이터를 정규화하는 상수에 의해 변형된 맥박수의 낮은 고조파의 진폭의 합에 대한 맥박수의 높은 고조파의 진폭의 합의 비율을 연산하는 단계를 포함하고, 여기서 f_0 및 f_1 은 정맥 파형의 고속 푸리에 변환으로부터 도출된 주파수이고, $\kappa, \gamma, a, b, c, d, e, g, h, i, j, l, m, n, o, p, q, r, s, t$ 는 상기 알고리즘에 가중치를 부여하고 정규화하는 숫자 상수인, 방법.

청구항 21

제1항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서, 다음과 같은 장애 중 하나 이상을 진단하기 위해 결정된 메트릭을 사용하는 단계를 더 포함하는: 혈량과다증(hypervolemia), 혈량저하증(hypovolemia), 정상혈량증(euvolemia), 탈수증(dehydration), 심부전증(heart failure), 조직 저관류증(tissue hypoperfusion), 심근경색증(myocardial infarction), 저혈압증(hypotension), 심장 판막증(valvular heart disease), 선천성 심질환증(congenital heart disease), 심장근육병증(cardiomyopathy), 폐질환증(pulmonary disease), 부정맥증(arrhythmia), 약물 영향증(drug effects), 출혈증(hemorrhage), 전신성 염증 반응 증후군(systemic inflammatory response syndrome), 감염증(infectious disease), 패혈증(sepsis), 전해질 불균형증(electrolyte imbalance), 산성혈증(acidosis), 신부전증(renal failure), 간부전증(hepatic failure), 뇌손상증(cerebral injury), 온열 손상증(thermal injury), 심장눌림증(cardiac tamponade), 자간전증(preeclampsia)/자간증(eclampsia), 또는 독성(toxicity), 방법.

청구항 22

제21항에 있어서,

상기 방법은 (a) 내지 (c) 단계를 하나 이상의 장애의 치료 이전 제1 시간 수행되고, 상기 치료 이후 제2 시간 수행되는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 23

제1항 내지 제22항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 대상은 대조군과 비교하였을 때 증가되거나 감소된 심장 출력 또는 대조군과 비교하였을 때 증가되거나 감소된 혈관 내 부피 상태를 겪고 있는 대상인,

방법.

청구항 24

제1항 내지 제23항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 대상은 심장 도관술을 받거나, 심장 도관술 또는 심장 출력 또는 부피 상태를 결정하기 위한 최소 또는 비침습적 방법을 받았던 대상인,

방법.

청구항 25

제1항 내지 제24항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 대상에 유체를 투여하는 효과가 상기 대상의 심장 출력에 미치는 영향을 결정하는 단계를 더 포함하는,

방법.

청구항 26

제1항 내지 제25항 중 어느 한 항에 있어서,

다음과 같은 조건 중 하나 이상으로 인한 호흡 곤란 또는 저호흡증을 진단하기 위해 (a) 내지 (c) 단계를 수행하는 단계를 더 포함하는: 폐렴(pneumonia), 심장 질환(cardiac disorders), 패혈증(sepsis), 천식(asthma), 폐쇄수면무호흡증(obstructive sleep apnea), 호흡저하증(hypopnea), 전신 마취(anesthesia), 고통(pain), 또는 마약(narcotic),

방법.

청구항 27

제1항 내지 제26항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 상기 단계는, 상기 대상의 PCWP를 결정하기 위해 상기 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 28

하나 이상의 프로세서;

센서; 및

상기 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때, 컴퓨팅 장치가 제1항 내지 제27항 중 임의의 방법을 수행하게 하는 명령을 저장하는 컴퓨터 판독 가능 매체;를 포함하는,

컴퓨팅 장치.

청구항 29

제28항의 컴퓨팅 장치에 의해 실행될 때, 컴퓨팅 장치가 제1항 내지 제27항 중 임의의 방법을 수행하게 하는 명령을 저장하는,

비-일시적 컴퓨터 판독 가능 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2017년 4월 14일에 출원된 미국 가출원 제62/485423호에 대한 우선권을 주장하며, 이의 전문이 본원에 참조로서 포함된다.

[0002] 본 발명은 국립 과학 재단(National Science Foundation)에 의해 수여된 계약 번호 1549576하 에서 정부 지원으로 만들어졌다. 정부는 본 발명에서 특정 권리를 갖는다.

배경 기술

[0003] 본 명세서에서 달리 명시되지 않는 한, 이 섹션에서 설명되는 자료는 본 출원의 청구항에 대한 선행기술이 아니며, 이 섹션에 포함됨으로써 선행기술인 것으로 인정되지 않는다.

[0004] 급성 비대상성 심부전(Acute decompensated heart failure)은 환자 입원의 일반적인 원인이다. 환자의 폐모세혈관쇄기압(pulmonary capillary wedge pressure, PCWP)을 평가하는 것은 이러한 심부전으로 이어질 수 있는 혈관 부피 과부하를 평가하는데 유용한 도구이다. PCWP 평가는 심부전의 중증도를 평가하고, 보존된 박출률(ejection fraction)로 심부전의 진단을 확인하는데 사용될 수 있다. PCWP 데이터가 이용 가능한 경우, 임상에서는 심부전으로 인한 입원을 예방하고 환자의 삶의 질을 개선할 수 있다. 이 절차에 폐동맥 카테터의 침습적 배치와, 경우에 따라 고가의 침습성 영구 장치의 배치가 요구되기 때문에, PCWP 데이터를 얻는 것은 다소 어렵다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0005] 일 예시에서, 방법은 센서를 통해 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하는 단계 및 주파수 대역에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 대상의 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 및 부피 응답성을 포함하는 그룹으로부터 선택된 메트릭을 결정하기 위해 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계를 더 포함한다.

[0006] 다른 예시에서, 컴퓨팅 장치는 하나 이상의 프로세서, 센서, 및 하나 이상의 프로세서에 의해 실행될 때, 컴퓨팅 장치가 기능을 수행하게 하는 명령을 저장하는 컴퓨터 판독 가능 매체를 포함한다. 상기 기능은 센서를 통해 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하는 단계 및 주파수 대역에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득하는 단계를 포함한다. 상기 기능은 대상의 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌

심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 및 부피 응답성을 포함하는 그룹으로부터 선택된 메트릭을 결정하기 위해 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계를 더 포함한다.

[0007] 다른 예시에서, 비-일시적 컴퓨터 판독 가능 매체는 센서를 포함하는 컴퓨팅 장치에 의해 실행될 때, 컴퓨팅 장치가 기능을 수행하게 하는 명령을 저장한다. 상기 기능은 센서를 통해 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하는 단계 및 주파수 대역에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득하는 단계를 포함한다. 상기 기능은 대상의 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 및 부피 응답성을 포함하는 그룹으로부터 선택된 메트릭을 결정하기 위해 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계를 더 포함한다.

[0008] 다른 양태와 함께 이들 장점, 및 대안은 적절한 경우 첨부된 도면의 참조와 함께, 다음의 상세한 설명을 읽음으로써 당업자에게 명백해질 것이다. 또한, 본 요약 및 여기에 제공된 다른 설명 및 도면은 단지 예시로서 본 발명을 설명하기 위해 의도되며, 많은 변형이 가능하다는 것을 이해하여야 한다.

도면의 간단한 설명

- [0009] 도 1은 예시적인 실시예에 따른 컴퓨팅 장치의 개략도이다.
- 도 2는 예시적인 실시예에 따른 컴퓨팅 장치에 통신 가능하게 연결된 무선 센서를 포함하는 컴퓨팅 장치를 도시한다.
- 도 3a는 예시적인 실시예에 따른 컴퓨팅 장치를 도시한다.
- 도 3b는 예시적인 실시예에 따른 센서를 도시한다.
- 도 4a는 예시적인 실시예에 따른 방법을 도시한 블록도이다.
- 도 4b는 예시적인 실시예에 따른 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동의 강도 스펙트럼을 도시한다.
- 도 5는 20mmHg보다 큰 대상의 PCWP를 예측하기 위한 수신기 동작 곡선을 도시한다.
- 도 6은 대상 NIVA 점수와 대상 부피 상태 사이의 상관 관계를 도시한다.
- 도 7은 대상 NIVA 점수와 대상 부피 상태 사이의 상관 관계를 도시한다.
- 도 8은 PCWP와 대상 부피 상태 사이의 상관 관계를 도시한다.
- 도 9는 대상 NIVA 점수에 기초하여 결정된 실제 대상 PCWP와 대상 PCWP 사이의 상관 관계를 도시한다.
- 도 10은 대상 심장 출력과 대상 부피 상태 사이의 상관 관계를 도시한다.
- 도 11은 대상 심장 출력에서의 실제 변화와 대상 NIVA 점수에 기초하여 예측된 대상 심장 출력의 변화 사이의 상관 관계를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 전술한 바와 같이, PCWP의 직접 측정은 진단 값을 갖지만, 본질적으로 침습적이고 고가일 수 있다. PCWP 및 다른 대상 메트릭들(metrics)을 간접적으로 결정하기 위해 비침습적 정맥 파형 분석(NIVA)을 사용하는 방법 및 시스템이 본 명세서에 개시된다.
- [0011] PCWP는 특정 시간에 대상의 순환계 내의 혈액 부피를 평가하기 위한 중요한 지표로 간주되며, 본 명세서에서는 또한 부피 상태라고 또한 지칭된다. 부피 상태를 평가하는 것 외에도, NIVA는 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 그리고 부피 응답성과 같은 유용한 대상 메트릭들을 이용하여 간접적으로 결정하는데 이용될 수 있다. 이들 결정된 메트릭들은 대상을 괴롭힐 수 있는 다양한 장애를 진단 또는 치료하는데 사용될 수 있다.
- [0012] 보다 구체적으로, 정맥 내의 혈류에 의해 야기되는 진동을 검출하기 위해 센서가 대상의 말초 정맥에 적용될 수 있다. 컴퓨팅 장치는 신호 처리를 통해 주파수 대역에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨팅 장치는 검출된 진동을 나타내는 신호에 대해 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 수행하여 다양한 각각의 진동 주파수에 대응하는 강도를 생성할 수 있다. 주파수는 대상의 호흡 속도, 맥박수, 및 맥박수의 다양한 고조파를 나타낼 수 있다. 다음, 컴퓨팅 장치는 획득된 강도 스펙트럼을 사용하여 대상의 PCWP, 또는 본 명세서에 설명된 임의의 다른 대상 메트릭을 결정할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨팅 장치(또는

임상의)는 PCWP와 진동 주파수의 절대 강도 및/또는 하나 이상의 다른 진동 주파수에 대한 하나 이상의 진동 주파수의 상대적 강도에 기초하여, PCWP 또는 다른 메트릭을 결정할 수 있다.

- [0013] 도 1은 본 명세서에서 설명된 것들과 같은 다양한 동작 및/또는 기능을 수행할 수 있는 예시적인 컴퓨팅 장치(100)의 단순화된 블록도이다. 컴퓨팅 장치(100)는 다른 가능성들 중에서도 모바일 폰, 태블릿 컴퓨터, 랩톱 컴퓨터, 데스크톱 컴퓨터, 웨어러블 컴퓨팅 장치(예를 들어, 손목 밴드 형태)일 수 있다.
- [0014] 컴퓨팅 장치(100)는 하나 이상의 프로세서(102), 데이터 저장 유닛(104), 통신 인터페이스(106), 사용자 인터페이스(108), 디스플레이(110), 및 센서(112)를 포함한다. 이들 구성 요소뿐만 아니라 다른 가능한 구성 요소는 2개 이상의 장치 또는 시스템 사이의 통신을 용이하게 하는 메커니즘을 나타내는 연결 메커니즘(114)을 통해 서로(또는 다른 장치 또는 시스템에) 연결할 수 있다. 이와 같이, 연결 메커니즘(114)은 케이블 또는 시스템 버스 와 같은 단순한 메커니즘이거나, 패킷-기반 통신 네트워크(예를 들어, 인터넷)와 같은 상대적으로 복잡한 메커니즘일 수 있다. 일부 예에서, 연결 메커니즘은 비-유형(non-tangible) 매체(예를 들어, 연결이 무선인 경우)를 포함할 수 있다.
- [0015] 프로세서(102)는 일반-목적 프로세서(예를 들어, 마이크로프로세서) 및/또는 특수-목적 프로세서(예를 들어, 디지털 신호 프로세서(DSP))를 포함할 수 있다. 일부 예에서, 컴퓨팅 장치(100)는 본 명세서에 설명된 기능을 수행하기 위해 하나 이상의 프로세서를 포함할 수 있다.
- [0016] 데이터 저장 유닛(104)은 자기, 광학, 또는 플래시 저장부와 같은 하나 이상의 휘발성, 비-휘발성, 제거 가능한, 및/또는 제거 불가능한 저장 구성 요소를 포함할 수 있거나, 및/또는 전체적으로 또는 부분적으로 프로세서(102)에 통합될 수 있다. 이와 같이, 데이터 저장 유닛(104)은 프로그램 명령(예를 들어, 컴파일된 또는 비-컴파일된 프로그램 로직 및/또는 머신 코드)이 저장된 비-일시적 컴퓨터-판독 가능 저장 매체의 형태를 취할 수 있고, 프로세서(102)에 의해 실행될 때, 컴퓨팅 장치(100)가 본 명세서에서 설명된 바와 같은 하나 이상의 동작 및/또는 기능을 수행하게 한다. 이러한 프로그램 명령은 개별 소프트웨어 어플리케이션을 규정할 수 있거나 및/또는 그 일부일 수 있다. 일부 예에서, 컴퓨팅 장치(100)는 통신 인터페이스(106) 및/또는 사용자 인터페이스(108)로부터와 같은 입력을 수신하는 것에 응답하여 프로그램 명령을 실행할 수 있다. 데이터 저장 유닛(104)은 또한 본 명세서에서 설명된 유형과 같은 다른 유형의 데이터를 또한 저장할 수 있다.
- [0017] 통신 인터페이스(106)는 컴퓨팅 장치(100)가 하나 이상의 통신 프로토콜에 따라 다른 장치 또는 시스템에 연결 및/또는 통신하도록 허용할 수 있다. 통신 인터페이스(106)는 이더넷 인터페이스 또는 디지털 영상 전송 HD-SDI(high-definition serial-digital-interface)와 같은 유선 인터페이스일 수 있다. 통신 인터페이스(106)는 셀룰러 또는 와이파이 인터페이스와 같은 무선 인터페이스를 추가로 또는 대안적으로 포함할 수 있다. 통신 인터페이스(106)에 의해 제공되는 연결은 직접 연결 또는 간접 연결일 수 있으며, 후자는 라우터, 스위치, 또는 다른 네트워크 장치와 같은 하나 이상의 엔티티(entity)를 통과 및/또는 가로지르는 연결이다. 마찬가지로, 통신 인터페이스(106)로 또는 그로부터의 전송은 직접 전송 또는 간접 전송일 수 있다.
- [0018] 사용자 인터페이스(108)는 적용 가능한 경우, 컴퓨팅 장치(100)와 컴퓨팅 장치(100)의 사용자 사이의 상호 작용을 용이하게 할 수 있다. 이와 같이, 사용자 인터페이스(108)는 키보드, 키패드, 마우스, 터치 감지 및/또는 존재 감지 패드 또는 디스플레이, 마이크로폰, 카메라와 같은 입력 구성 요소, 및/또는 디스플레이 장치(예를 들어, 터치 감지 및/또는 존재 감지 패널과 결합될 수 있는), 스피커, 및/또는 햅틱 피드백 시스템과 같은 출력 구성요소를 포함할 수 있다. 보다 일반적으로, 사용자 인터페이스(108)는 컴퓨팅 장치(100)와 컴퓨팅 장치(100)의 사용자 사이의 상호 작용을 용이하게 하는 임의의 하드웨어 및/또는 소프트웨어 구성 요소를 포함할 수 있다.
- [0019] 다른 양태에서, 컴퓨팅 장치(100)는 디스플레이(110)를 포함한다. 디스플레이(110)는 임의의 유형의 그래픽 디스플레이일 수 있다. 이와 같이, 디스플레이(110)는 크기, 형상, 및/또는 해상도가 변할 수 있다. 또한, 디스플레이(110)는 컬러 디스플레이 또는 흑백 디스플레이일 수 있다.
- [0020] 센서(112)는 압전 센서, 압력 센서, 힘 센서, 광학 과장 선택적 반사 또는 흡수 측정 시스템, 안압계, 초음파 프로브, 혈량계(plethysmograph), 또는 압력 트랜스듀서의 형태를 취할 수 있다. 다른 예시도 가능하다. 센서(112)는 본 명세서에서 더 설명되는 바와 같이, 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하도록 구성될 수 있다.
- [0021] 전술한 바와 같이, 연결 메커니즘(114)은 컴퓨팅 장치(100)의 구성 요소들을 연결할 수 있다. 연결 메커니즘(114)은 유선 연결로 도시되나, 일부 구현예에서는 무선 연결이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 통신 메커니즘

(112)은 범용 직렬 버스 또는 병렬 버스와 같은 유선 직렬 버스일 수 있다. 유선 연결은 전용 연결(proprietary connection)일 수도 있다. 마찬가지로, 통신 메커니즘(112)은 또한 다양한 가능성 중 예를 들어, Bluetooth[®] 라디오 기술, IEEE 802.11(임의의 IEEE 802.11 개정을 포함함)에 설명된 통신 프로토콜, 셀룰러 기술(GSM, CDMA, UMTS, EV-DO, WiMAX, 또는 LTE와 같은), 또는 Zigbee[®] 기술일 수 있다.

[0022] 도 2는 컴퓨팅 장치(100) 및 센서(112)의 일 실시예를 도시한다. 도 2에서, 센서(112)는 인간 대상에 의해 착용되는 웨어러블 손목 밴드의 형태를 취하고, 컴퓨팅 장치(100)는 모바일 폰의 형태를 취한다. 센서(112)는 대상의 손목에서 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출할 수 있고, 검출된 진동을 나타내는 신호를 무선으로 전송(예를 들어, Bluetooth[®]를 통해)할 수 있다. 컴퓨팅 장치(100)는 본 명세서에서 더 설명되는 바와 같이 추가 처리를 위한 신호를 수신할 수 있다.

[0023] 도 3a는 컴퓨팅 장치(100)의 다른 실시예를 도시한다. 도 3a에서, 컴퓨팅 장치(100)는 유선 연결을 통해 센서(112)에 통신 가능하게 연결된다.

[0024] 도 3b는 손목 밴드의 형태를 취한, 센서(112)의 실시예를 도시한다.

[0025] 도 4a는 컴퓨팅 장치(100)에 의해 및/또는 컴퓨팅 장치(100)의 사용을 통해 수행될 수 있는 방법(400)의 블록도이다.

[0026] 블록(402)에서, 방법은 센서를 통해 대상의 정맥으로부터 발생하는 진동을 검출하는 단계를 포함한다. 예를 들어, 컴퓨팅 장치(100)는 센서(112)를 통해 대상의 정맥(예를 들어, 정맥 벽)으로부터 발생하는 진동을 검출할 수 있다. 특정 예시에서, 센서(112)는 대상의 전완 정맥(antebrachial vein) 위 또는 근처의 대상의 피부에 고정(예를 들어, 벨크로 스트랩을 통해)될 수 있다. 센서(112)는 진동이 대상의 피부와 같은 조직을 통해 수행됨에 따라 전완 정맥(또는 다른 정맥)을 통한 혈류에 의해 야기되는 진동을 검출할 수 있다. 대상은 인간일 수 있으나, 다른 동물도 가능하다. 센서(112)가 진동을 검출함에 따라, 대상은 예를 들어 기계식 인공 호흡기의 도움 없이 또는 기계식 인공 호흡기의 도움으로 자발적으로 호흡할 수 있다.

[0027] 블록(404)에서, 방법은 주파수 대역(예를 들어, 0.05Hz-25Hz)에 걸쳐 검출된 진동의 강도 스펙트럼을 획득하는 단계를 포함한다. 보다 구체적으로, 컴퓨팅 장치(100)는 센서(112)로부터 수신된 검출된 진동을 나타내는 신호에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행할 수 있다. FFT를 수행하면, 검출된 진동의 하나 이상의 주파수에 각각 대응하는 하나 이상의 강도가 산출될 수 있다. 대상의 호흡수, 맥박수, 및 고조파 또는 맥박수의 배수와 같은 관심 주파수는 획득된 강도 스펙트럼 내에서 "피크(peak)"의 형태를 취할 수 있다. 이러한 피크는 신호 주파수와 관련하여 신호 강도의 국부적(또는 전체적) 최대의 형태를 취할 수 있다. FFT는 비-선형 또는 임의의 다른 형태의 FFT일 수 있다. 일부 예시에서, 컴퓨팅 장치(100)는 컴퓨팅 장치(100)가 진동을 나타내는 신호에 대해 자동 상관 연산(auto-correlation operation), 힐버트-후양 변환(Hilbert-Huang Transform, HHT), 또는 경험적 모드 분해(empirical mode decomposition, EMD)를 수행한 후에 FFT를 수행할 수 있다.

[0028] 도 4b는 정맥 벽으로부터 검출된 진동을 나타내는 신호에 대해 FFT를 수행함으로써 생성된 임의의 강도 스펙트럼의 그래픽 묘사이다. 임의의 강도 스펙트럼은 다양한 각각의 주파수에 대응하는 정맥 진동의 강도를 나타낸다. 도 4b는 정맥 진동 데이터와, 이하에서 설명되는 다양한 대상 메트릭 사이의 상관 관계를 확립하기 위해 관심 주파수를 나타낼 수 있는 강도 또는 진폭 피크(410, 412, 414, 및 416)를 도시한다.

[0029] 블록(406)에서, 방법은 대상의 폐모세혈관폐기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기 압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 그리고 부피 응답성을 포함하는 그룹으로부터 선택된 메트릭을 결정하기 위해 획득된 강도 스펙트럼을 사용하는 단계를 포함한다. 보다 구체적으로, 컴퓨팅 장치(100) 또는 사용자는 획득된 강도 스펙트럼을 사용하여 전술한 대상 메트릭 중 하나 이상을 결정할 수 있다.

[0030] 이 프로세스에는 이전에 수집된 대상 정맥 진동 강도 스펙트럼 및 전술한 대상 메트릭 사이의 알려진 통계적 상관 관계가 사용될 수 있다. 예를 들어, 다수의 대상에 대해 정맥 진동 데이터가 수집될 수 있는 반면, 전술한 메트릭 중 하나 이상이 각각의 대상에 대해 직접 측정된다. 이 데이터는 수집된 정맥 진동 데이터 및 전술한 대상 메트릭 데이터 사이의 통계적 상관 관계를 결정하는 데 사용될 수 있다. 보다 구체적으로, 정맥 진동 데이터 및 대상 메트릭 데이터 사이의 이러한 상관 관계는 다양한 통계적 분석 또는 "곡선 피팅(curve fitting)" 기술(예를 들어, 최소 제곱 분석)을 사용하여 수학적 함수로서 근사될 수 있다. 이와 같이, 향후의 대상 메트릭은 이후에 수집된 정맥 진동 강도 데이터에 대해 식별된 수학적 함수를 수행함으로써 간접적으로(예를 들어, 직접 측정하지 않음) 센서(112)와 함께 비침습적으로 결정될 수 있다.

- [0031] 특정 예시에서, PCWP는 이하의 유도된 공식을 사용하여 결정될 수 있다: $NIVA\ 점수 = 6.5 + 4.8(0.92A_0 + 2A_1 + 0.4A_2 + 0.2A_3) / (A_0 + A_1 + A_2 + A_3) + 44 * (A_4 + A_5 + A_6 + A_7 + A_8) / (A_1 + A_2 + A_3 + A_4 + A_5 + A_6 + A_7 + A_8) + 0.0296(A_0 / A_1)$. 일부 예시에서, 결정된 NIVA 점수는 대상의 PCWP와 동일한 것으로 예측된 값과 동일하다. 이 예시에서, A_0 은 대상의 호흡 속도의 강도이고, A_1 은 대상의 맥박수(f_1)의 강도이며, $A_2, A_3, A_4, A_5, A_6, A_7,$ 및 A_8 은 각각 $2f_1, 3f_1, 4f_1, 5f_1, 6f_1, 7f_1,$ 및 $8f_1$ 의 강도이다. 호흡 속도, 맥박수 및 맥박수의 고조파는 국부적 또는 전체적 최대 강도가 발생하는 주파수로서 식별될 수 있다.
- [0032] 결정된 PCWP 또는 다른 결정된 대상 메트릭은 다음과 같은 장애 중 하나 이상을 진단 또는 치료하기 위해 사용될 수 있다: 혈량과다증(hypervolemia), 혈량저하증(hypovolemia), 정상혈량증(euvolemia), 탈수증(dehydration), 심부전증(heart failure), 조직 저관류증(tissue hypoperfusion), 심근경색증(myocardial infarction), 저혈압증(hypotension), 심장 판막증(valvular heart disease), 선천성 심질환증(congenital heart disease), 심장근육병증(cardiomyopathy), 폐질환증(pulmonary disease), 부정맥증(arrhythmia), 약물 영향증(drug effects), 출혈증(hemorrhage), 전신성 염증 반응 증후군(systemic inflammatory response syndrome), 감염증(infectious disease), 패혈증(sepsis), 전해질 불균형증(electrolyte imbalance), 산성혈증(acidosis), 신부전증(renal failure), 간부전증(hepatic failure), 뇌손상증(cerebral injury), 온열 손상증(thermal injury), 심장눌림증(cardiac tamponade), 자간전증(preeclampsia)/자간증(eclampsia), 또는 독성(toxicity). 결정된 PCWP 또는 다른 결정된 대상 메트릭은 또한 폐렴(pneumonia), 심장 질환(cardiac disorders), 패혈증(sepsis), 천식(asthma), 폐쇄수면무호흡증(obstructive sleep apnea), 호흡저하증(hypopnea), 전신 마취(anesthesia), 고통(pain), 또는 마약(narcotic) 사용 중 하나 이상의 조건으로 인한 호흡 곤란(respiratory distress) 또는 저호흡증(hypoventilation)을 진단하는데 사용될 수 있다.
- [0033] 방법(400)은 대조군과 비교하였을 때 증가되거나 감소된 심장 출력 또는 대조군과 비교하였을 때 증가되거나 감소된 혈관 내 부피 상태를 겪고 있는 대상을 진단 또는 치료하기 위해 수행될 수 있다. 방법(400)은 또한 심장 도관술을 겪거나 심장 도관술을 겪은 대상에 대해 수행될 수 있다.
- [0034] 결정된 PCWP 또는 다른 결정된 대상 메트릭은 대상에 유체를 정맥 내로 투여하는 것이 대상의 심장 출력에 증가, 감소, 또는 유의하게 영향을 미치지 않을지 여부를 결정하는데 추가로 사용될 수 있다.
- [0035] 일부 예시들에서, 방법(400)은 하나 이상의 장애의 치료 또는 진단 이전에 처음으로 수행될 수 있고, 치료를 수행하거나 진단을 결정한 후에 다시 수행될 수 있다.
- [0036] 방법(400)은 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 또는 부피 응답성에 대해 수집된 하나 이상의 f_0 - f_8 의 기여도의 레버리지 플롯(leverage plots)을 이용한 반복 도출과 연관될 수 있다. 값의 로그 값은 NIVA 부피 인덱스 또는 점수를 규정하기 위한 최적의 가중치 및 상수를 결정하는데 사용될 수 있다. 이 경우, 알고리즘은 $a(f_0) + b(f_1) + c(f_2) + d(f_3) + e(f_4) + g(f_5) + h(f_6) + i(f_7) + j(f_8) + (\kappa) / (l(f_0) + m(f_1) + n(f_2) + o(f_3) + p(f_4) + q(f_5) + r(f_6) + s(f_7) + t(f_8) + (\gamma))$ 에 따른 대상의 폐모세혈관쇄기압(PCWP), 평균 폐동맥압, 폐동맥 이완기 혈압, 좌심실 확장 말기압, 좌심실 확장 말기 부피, 심장 출력, 총 혈액 부피, 및 부피 응답성과 같은 알려진 임상 출력에 대해 데이터를 정규화하는 상수에 의해 변형된 낮은 맥박수 고조파 진폭의 합에 대한 높은 맥박수 고조파의 합의 비율일 수 있으며, 여기서 f_0 - f_8 은 정맥 파형의 고속 푸리에 변환으로부터 유도된 주파수이고, $\kappa, \gamma, a, b, c, d, e, g, h, i, j, l, m, n, o, p, q, r, s, t$ 는 알고리즘에 가중치를 부여하고 정규화하는 숫자 상수(numerical constants)이다.
- [0037] 도 5는 정맥 진동 데이터와 PCWP 데이터를 비교하는 ROC 곡선을 도시한다. 곡선 아래의 면적은 0.805이고, 20mmHg 이상의 PCWP를 검출하기 위한 방법(400)의 성공적인 사용을 보여준다. PCWP가 20mmHg보다 큰 환자는 부피 반응이 예상되지 않고, 혈관 내 부피 상태가 증가할 것으로 예상된다.
- [0038] 도 6은 대상 NIVA 점수와 대상 부피 상태 사이의 상관관계를 도시한다. 도시된 바와 같이, NIVA 점수는 유체(예를 들어, 볼루스(bolus)) 투여 시 증가하고 결과적으로 혈관 내 부피가 증가하는 것으로 나타났다.
- [0039] 도 7은 대상 NIVA 점수와 피험자 부피 상태 사이의 상관관계를 나타내는 로 데이터(raw data)를 도시한다. 우심 도관술을 받은 11명의 환자들이 또한 500mL의 정질액(crystalloid)을 투여하기 이전 및 이후에 NIVA 측정을 받았다. 유체 투여로 NIVA 점수가 유의한($p < 0.05$) 증가가 있었다.

- [0040] 도 8은 PCWP와 대상 부피 상태 사이의 상관관계를 도시한다. 도시된 바와 같이, PCWP는 유체 투여 시 증가하고, 결과적으로 혈관 내 부피가 증가하는 것으로 나타났다. 유체 투여 후의 NIVA 점수와 PCWP는 각각 21.4%($p=0.006$) 및 33.3%($p<0.001$)만큼 유의하게 증가되었다.
- [0041] 도 9는 대상 NIVA 점수에 기초하여 결정된 실제 대상 PCWP와 대상 PCWP 사이의 상관관계를 도시한다. 우심 도관술을 받은 47명의 환자에게 NIVA 장치가 장착되었다. 이들 환자는 NIVA 측정과 관련된 PCWP를 측정하였다 ($p<0.05$, $R=0.71$).
- [0042] 도 10은 대상 심장 출력과 대상 부피 상태 사이의 상관관계를 도시한다. 침습적 우심 심장 도관술을 받은 13명의 환자가 500mL의 유체 볼루스 이전 및 이후에 심장 출력이 측정되는 유체 투여를 받았다. 유체 투여에 따른 심장 출력의 유의한($p<0.05$) 증가가 있었다.
- [0043] 도 11은 대상 심장 출력에서의 실제 변화와 NIVA 점수에 기초하여 예측된 대상 심장 출력의 변화 사이의 상관관계를 도시한다. 심장 출력의 예측된 변화($N=9$)는 $r^2=0.82$ 을 갖는 열희석법(thermodilution)에 기초한 심장 출력 측정과 강하게 상관되었다.
- [0044] 이하에서는, 전술한 방법 및 시스템과 관련된 추가 세부사항을 포함한다.
- [0045] 예시 1. 높은 폐모세혈관쇄기압의 예측을 위한 비침습적 정맥 파형 분석(Non-Invasive Venous Waveform, NIVA)의 임상 연구
- [0046] 급성 비대상성 심부전은 65세 이상의 환자에서 입원의 주요 원인이다. 폐모세혈관쇄기압(PCWP)은 부피 과부하를 평가하기 위한 최적 표준(gold standard)으로 간주되었다. PCWP는 심부전의 중증도를 측정하고, 보존된 박출률로 심부전의 진단을 확인하는데 사용되었다. 임상가가 연속적인 폐동맥압 측정값을 이용할 수 있는 경우, 심부전 입원의 감소 및 삶의 질 개선이 입증되었다. 폐모세혈관쇄기압에 대한 제한은 폐동맥 카테터의 침습적 배치와, 일부 경우에 따라 고가의 침습성 영구 장치의 배치가 요구된다는 것이다. 혈관 고조파를 검출하기 위해 압전 센서를 사용하는 비침습적 정맥 파형 분석(NIVA)은 침습적 절차 없이 높은(>20mmHg) 폐모세혈관쇄기압을 예측할 수 있다고 가정한다.
- [0047] 방법:
- [0048] 심장 도관술을 받는 환자($n=43$)는 밴더빌트 대학교 생명윤리위원회 승인 프로토콜(Vanderbilt University Institutional Review Board approved protocol)에 등록되었다. 환자가 심장 도관술을 받기 이전에, NIVA 장치가 정중 전완 정맥 위에 배치되었다. 절차 동안, 혈관 고조파에 대한 연속적이고 비침습적인 실시간 데이터가 획득되었다. 절차가 완료되면, 압전 센서가 환자로부터 제거되고, 데이터를 LabChart 소프트웨어(ADInstruments, Colorado Springs, Co, USA)로 가져왔다.
- [0049] 환자 신호를 사인파 및 그들의 상응하는 전력의 함수로서 표시하기 위해 푸리에 변환을 사용하여 데이터가 주파수 도메인으로 변환되었다. 환자의 심박수(f_1-f_3)에 상응하는 피크들은 전력의 함수로서 측정되었고, "NIVA 신호(NIVA signal)" 알고리즘(방법(400)의 적어도 블록(406)에 관련한 위의 설명 참조)에 입력되었다. PCWP는 일상적으로 심장 도관술 동안 사용된 폐동맥 카테터로부터 획득되었다. 상승된 PCWP(20mmHg 이상)를 예측하는 NIVA 신호의 능력을 결정하기 위해 수신기 작동기 특성(receiver operator characteristic, ROC) 곡선이 사용되었다.
- [0050] 결과:
- [0051] NIVA 신호를 PCWP와 비교한 ROC 곡선은 0.805의 곡선 아래 영역을 나타내, 20mmHg 이상의 쇄기압을 검출할 수 있는 NIVA의 능력을 증명하였다(도 5 참조).
- [0052] 결론:
- [0053] 심장 도관술을 겪고 있는 환자들에서, 환자의 NIVA 신호는 높은 폐모세혈관쇄기압을 검출할 수 있었다. 이 비침습적 방법은 폐모세혈관쇄기압이 높을 때 임상가에게 알리는 것에 의해, 환자의 심장 상태의 실시간 평가를 제공할 수 있다.
- [0054] 예시 2. 자발적으로 호흡하는 대상에서 유체 응답성의 예측을 위한 비침습적 정맥 파형 분석(NIVA)의 임상 연구
- [0055] 이 연구에서, 우리는 결정질 유체 볼루스에 대한 심장 출력의 변화에 의해 규정된 바와 같이, 유체 응답성과 비

침습적 정맥 파형 분석(NIVA)의 상관관계를 평가하였다.

[0056] 방법

[0057] 선택적 우심 도관술을 겪고 있는 11명의 환자가 밴더빌트 대학교 의료 센터 생명윤리위원회에 의해 승인된 이 연구에 포함되었다. 기계적으로 환기된 환자들은 제외되었다. NIVA 센서가 중정중 전완 정맥 위에 적용되고, 500mL의 결정질 용액의 주입 전과 후에 즉시 데이터가 수집되었다. 폐모세혈관쇄기압(PCWP)과, 가능하다면, 심장 출력(cardiac output, CO)도 주입 전과 후에 또한 기록되었다. NIVA 점수가 맥박수의 1차 내지 4차 고조파를 포함하는 공변량(covariate)을 갖는 선형 회귀 모델을 사용하여 연산되었다. 심장 출력에서의 예측된 변화는 연산된 NIVA 점수 및 회귀 계수를 포함하는 단순 선형 모델로 연산되었다. 데이터가 대응표본(paired) 학생의 t-test를 사용하여 분석되었다.

[0058] 결과

[0059] 불루스 전과 후의 NIVA 점수 및 PCWP는 각각 21.4%(p=0.006) 및 33.3%(p<0.001)만큼 유의하게 증가되었다. 도 6 및 8을 참조한다. 심장 출력의 예측된 변화(N=9)는 $r^2=0.82$ 을 갖는 열회석법에 기초한 심장 출력 측정과 강하게 상관되었다. 도 11을 참조한다.

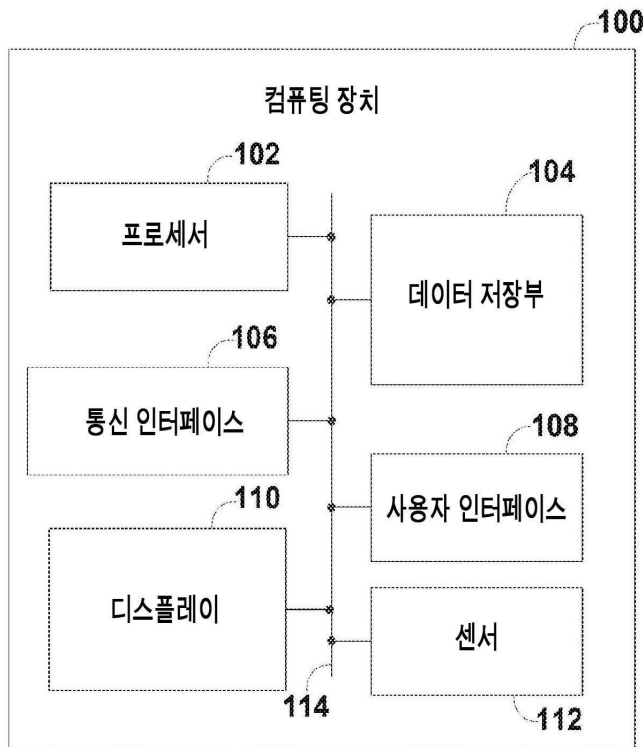
[0060] 결론

[0061] 우측 심장 도관술을 겪는 자발적으로 호흡하는 환자에서, NIVA는 열회석법에 의해 측정될 때 심장 출력의 변화와 강하게 상관되었다. NIVA는 자발적으로 호흡하는 개인의 유체 응답성 측정을 위한 유망한 비침습적 양상이다.

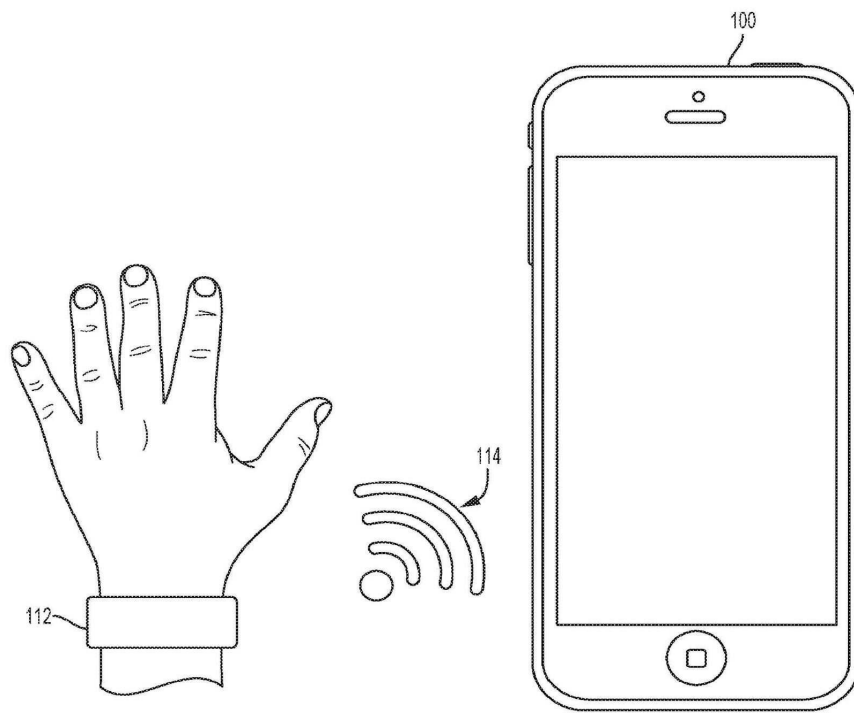
[0062] 다양한 예시적인 양태 및 예시적인 실시예가 여기에 개시되었으나, 다른 양태 및 실시예가 당업자에게 명백할 것이다. 여기에 개시된 다양한 예시적인 양태 및 예시적인 실시예는 설명을 위한 것이고, 제한하기 위한 것이 아니며, 진정한 범위 및 사상은 다음의 청구항에 의해 나타난다.

도면

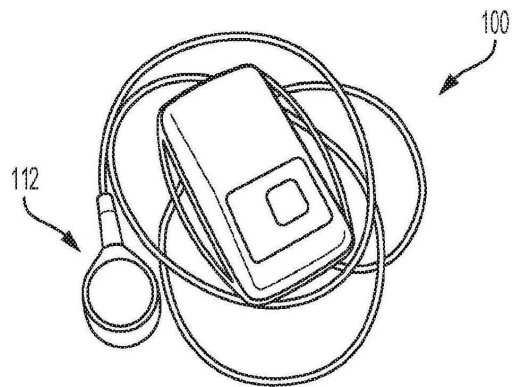
도면1



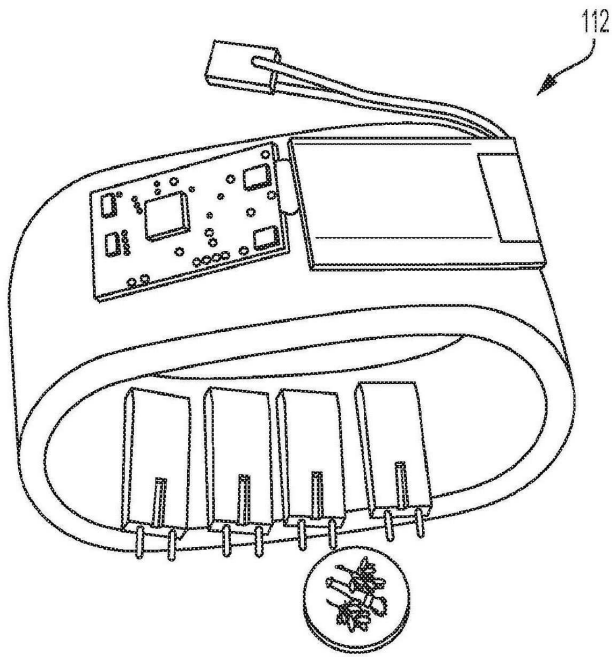
도면2



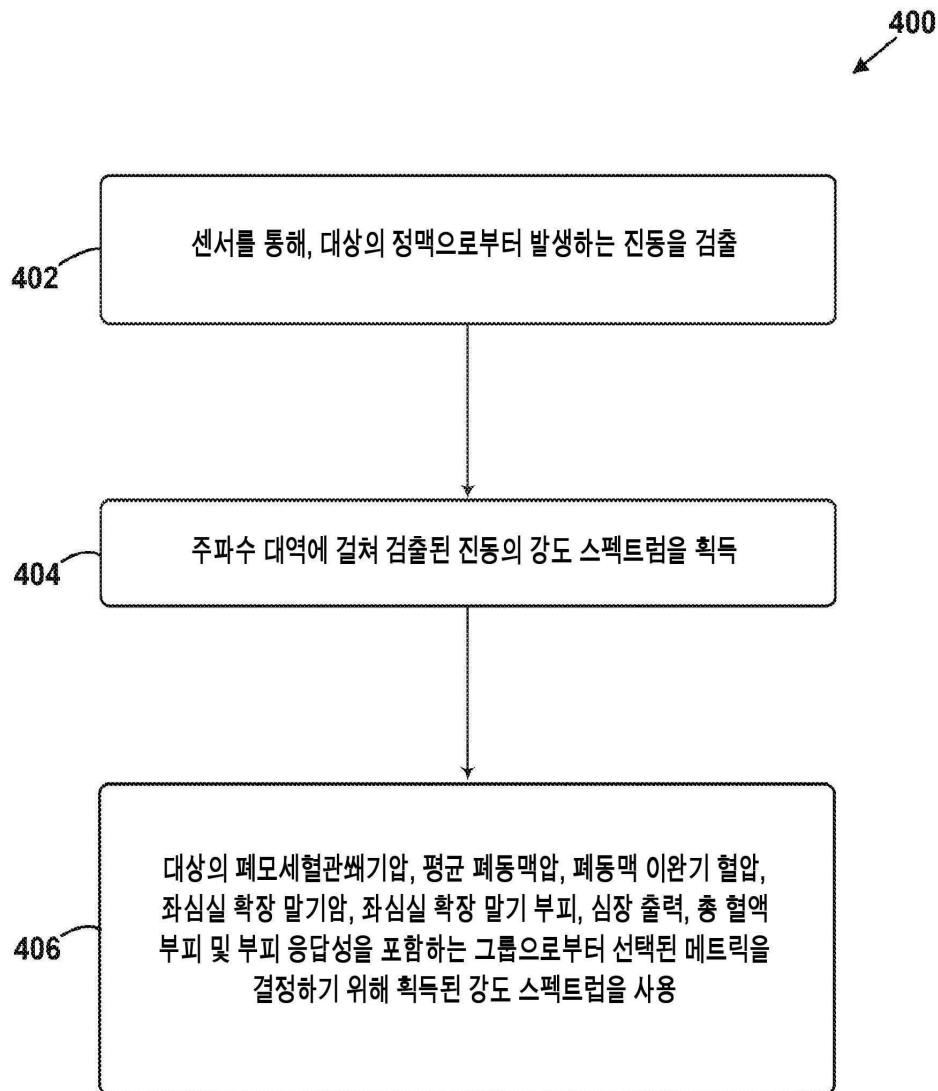
도면3a



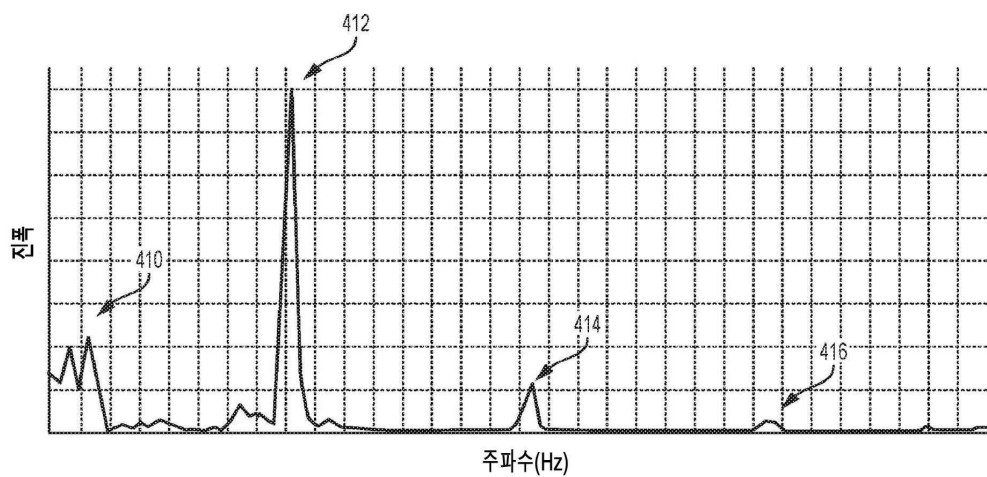
도면3b



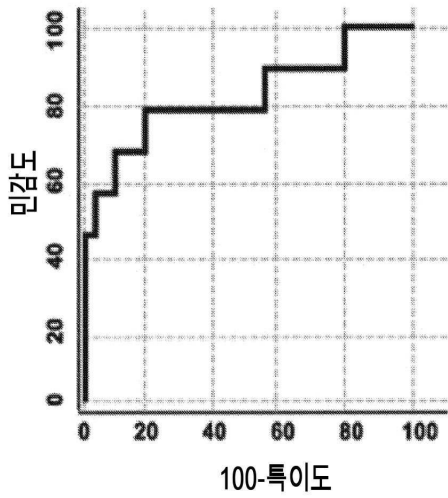
도면4a



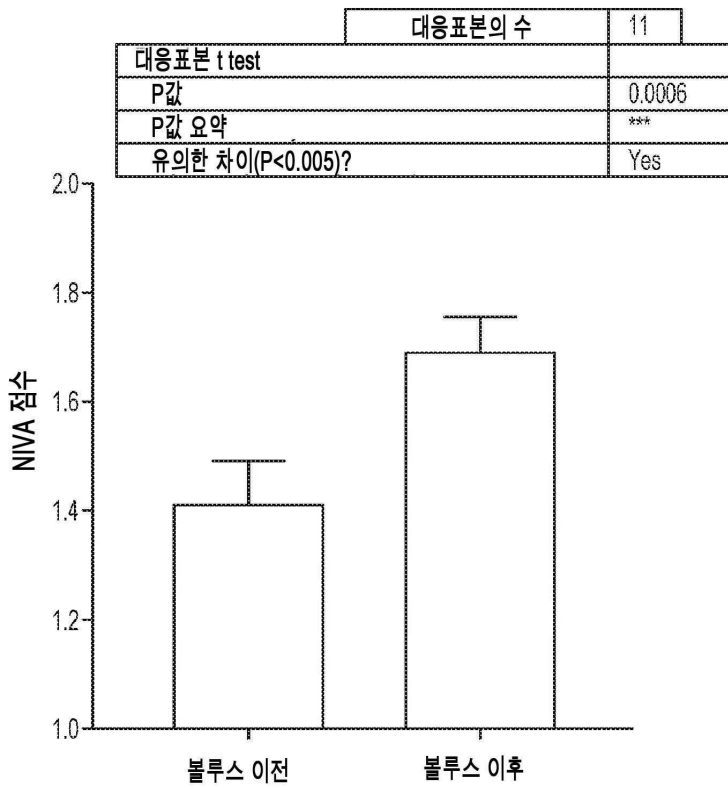
도면4b



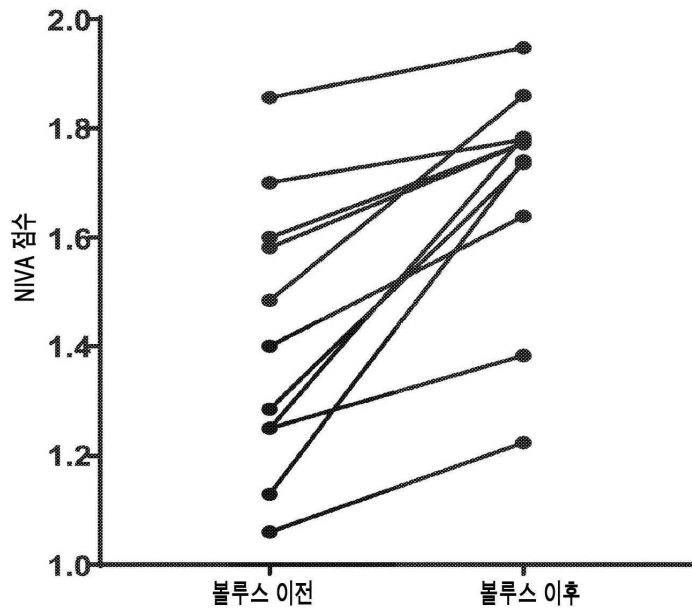
도면5



도면6

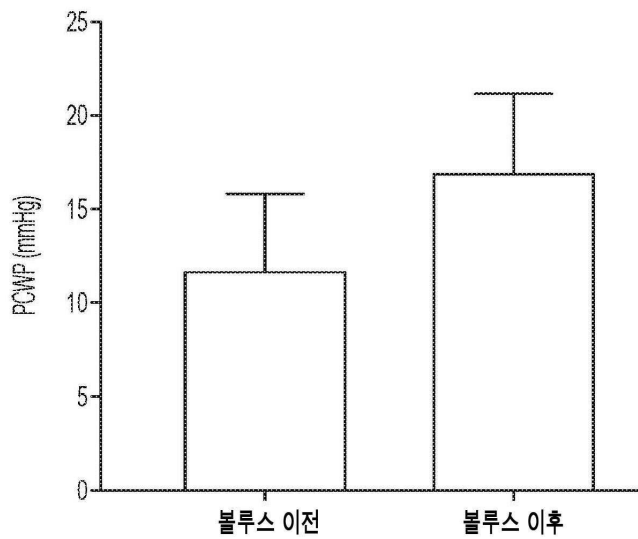


도면7

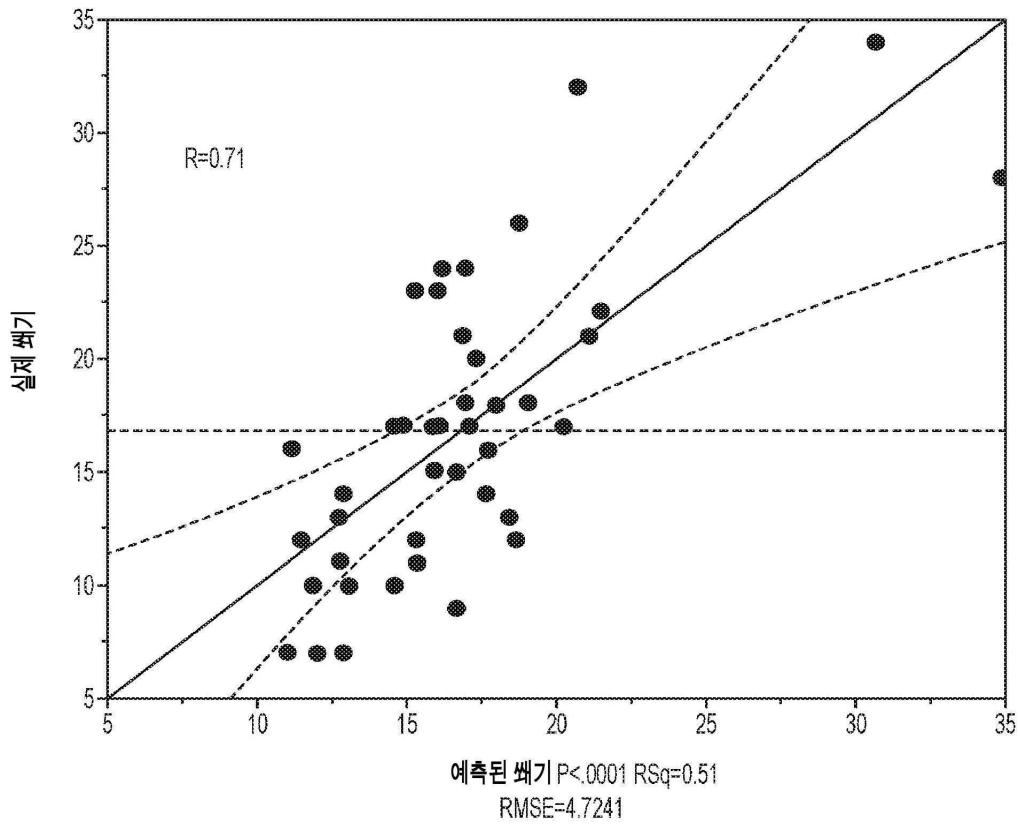


도면8

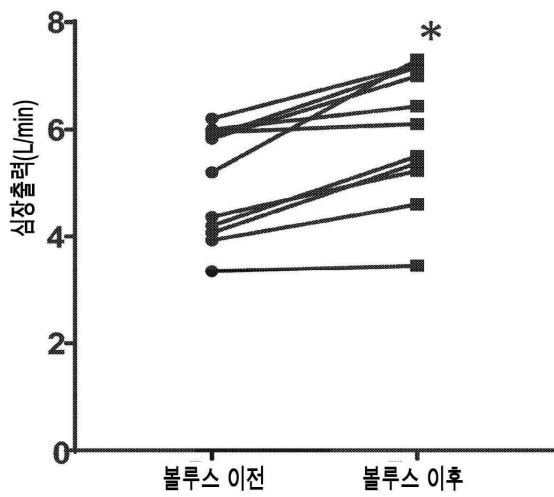
대응표본 t test	
P값	<0.0001
P값 요약	****
유의한 차이(P<0.005)?	Yes



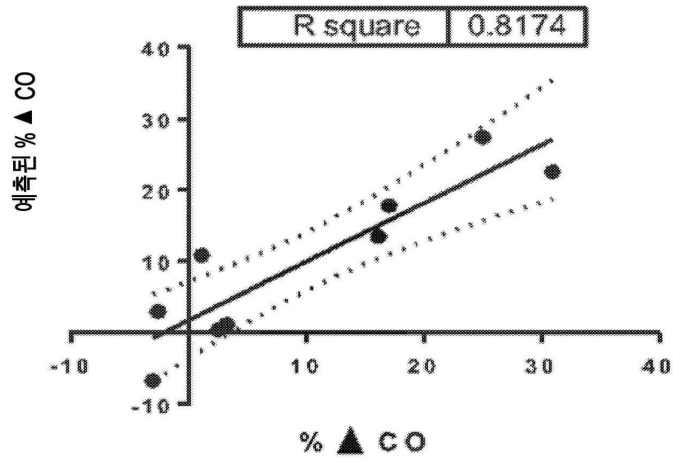
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	无创静脉波形分析以评估受试者		
公开(公告)号	KR1020190139876A	公开(公告)日	2019-12-18
申请号	KR1020197030485	申请日	2018-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	供应商维尔特大学		
申请(专利权)人(译)	供应商维尔特大学		
发明人	브로피 콜린 엠. 호킹 카일 엠. 이글 수잔 에스. 바우덴바셰르 프란츠 제이. 알비스 브렛 디.		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/029 A61B5/0295		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02116 A61B5/02438 A61B5/029 A61B5/0295 A61B5/681 A61B5/7257 A61B5/02		
代理人(译)	Sonmin		
优先权	62/485423 2017-04-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种示例方法包括经由传感器检测源自对象的静脉的振动，并获得在一定频率范围内检测到的振动的强度谱。该方法进一步包括使用获得的强度谱来确定选自以下的度量标准：肺毛细血管楔压（PCWP），平均肺动脉压，肺动脉舒张压，左心室舒张末压，左心室舒张末期容积，心输出量，总血容量和受试者的容积反应性。还公开了与该方法有关的示例计算设备和示例非暂时性计算机可读介质。

