



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0024855
(43) 공개일자 2020년03월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0215 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01) A61M 5/142 (2006.01)
A61M 5/172 (2006.01) G16H 20/40 (2018.01)
G16H 40/63 (2018.01) G16H 50/70 (2018.01)

(52) CPC특허분류
A61B 5/7217 (2013.01)
A61B 5/02152 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2020-7002412
(22) 출원일자(국제) 2018년06월29일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2020년01월23일
(86) 국제출원번호 PCT/US2018/040389
(87) 국제공개번호 WO 2019/006362
국제공개일자 2019년01월03일

(30) 우선권주장
62/527,944 2017년06월30일 미국(US)
(뒷면에 계속)

(71) 출원인
백스터 인터내셔널 인코포레이티드
미국 일리노이주 60015 디어필드 원 백스터 파크
웨이
박스터 헬스케어 에스에이
스위스 8152 글라트파르크 (오프피콘) 투르가우
에르슈트라쎄 130

(72) 발명자
핸들러 조너선
미국 60062 일리노이주 노스브룩 캔들우드 힐 로
드 1233
마르투치 제임스
미국 60048 일리노이주 리버티빌 페어 웨이 816
(뒷면에 계속)

(74) 대리인
양영준, 류현경

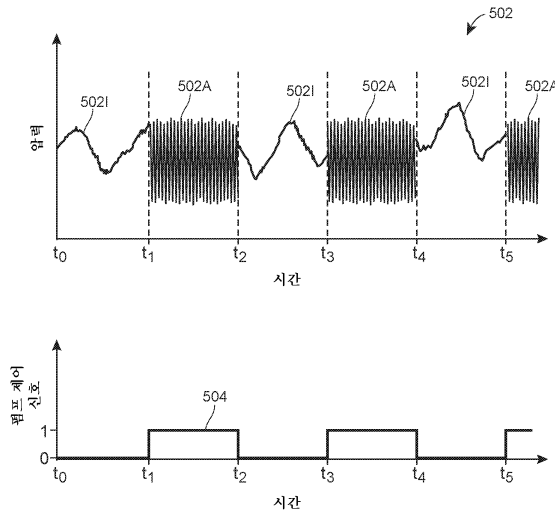
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **잡음을 필터링하고 정맥 파형 신호들을 분석하기 위한 시스템들 및 방법들**

(57) 요약

정맥 파형 신호들로부터 의료 기기 잡음 아티팩트들을 필터링하는 기기, 시스템, 및 방법이 개시된다. 환자 상태를 결정하기 위한 분석을 위해 말초 정맥 압력(PVP)이 측정되고 시간 도메인으로부터 주파수 도메인으로 변환된다. 펌핑의 아티팩트들을 피하기 위해, 시간 도메인 PVP 측정들은 활성 펌핑 기간들을 제거함으로써 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하도록 필터링된다. 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 주파수 도메인 PVP 신호로 변환되는데, 이는 호흡수, 심박수, 또는 그 고조파들을 나타내는 피크들에 기초하여 분석된다. 그 다음, 피크들 또는 대응하는 주파수들로부터 환자 상태의 메트릭이 결정된다. 환자 상태는 환자의 혈액량과 관련될 수 있고, 펌프 동작을 제어하기 위해 사용될 수 있다.

대표도 - 도5a



(52) CPC특허분류

A61B 5/02444 (2013.01)
A61B 5/0816 (2013.01)
A61B 5/112 (2013.01)
A61B 5/6824 (2013.01)
A61B 5/7257 (2013.01)
A61B 5/7278 (2013.01)
A61M 5/14232 (2013.01)
A61M 5/1723 (2013.01)
G16H 20/40 (2018.01)

(72) 발명자

호킹 카일

미국 37215 테네시주 내슈빌 에스테스 로드 4105

이글 수전

미국 37212 테네시주 내슈빌 블레어 불러바드 2510

브로피 콜린

미국 37209 테네시주 내슈빌 아이비 스트리트 6385

보이어 리처드

미국 02144 매사추세츠주 서머빌 고든 스트리트 16

바우덴바허 프란츠

미국 37212 테네시주 내슈빌 블레어 불러바드 2510

(30) 우선권주장

62/528,570	2017년07월05일	미국(US)
62/599,421	2017년12월15일	미국(US)
62/671,108	2018년05월14일	미국(US)
16/023,945	2018년06월29일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

환자의 순환계가 펌프에 연결된 동안 상기 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥 압력(peripheral venous pressure, PVP)과 연관된 측정을 이용하여 상기 환자를 모니터링하기 위한 시스템으로서:

상기 말초 정맥과 유체 연결된 정맥내(intravenous, IV) 튜브에 인접하여 배치되거나 그에 연결되는 트랜스듀서를 포함하고 상기 환자의 순환계가 상기 펌프에 연결된 동안 상기 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 PVP 센서; 및

상기 PVP 센서에 통신가능하게 연결되어 상기 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서 및 비일시적 컴퓨터 판독 가능 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하는 평가 유닛을 포함하고, 상기 컴퓨터 판독가능 명령어들은 상기 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 평가 유닛으로 하여금:

샘플 기간에 걸쳐 상기 환자의 PVP와 연관된 물리적 현상에 기초하여 상기 트랜스듀서로부터 상기 PVP와 연관된 전자 신호의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하고 - 상기 샘플 기간은 (i) 상기 펌프가 동작하고 있는 동안의 하나 이상의 활성 시간 세그먼트 및 (ii) 상기 펌프가 동작하고 있지 않은 동안의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트를 포함하는 복수의 시간 세그먼트를 포함함 -;

상기 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 평가에 기초하여, 상기 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 상기 시간 도메인 PVP 신호의 제1 복수의 값 및 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 연관된 상기 시간 도메인 PVP 신호의 제2 복수의 값을 식별하고;

상기 제1 복수의 값에 기초하고 상기 제2 복수의 값을 배제하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하고;

상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하고; 및

복수의 고조파 주파수를 고려하는 수학적식을 통해 상기 주파수 도메인 PVP 신호에 기초하여 상기 환자에 대한 환자 상태 메트릭을 결정하도록 야기하는 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 펌프는 연동(peristaltic) IV 펌프인 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 펌프는 주기적으로 동작하여, 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트 및 상기 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트가 주기적으로 교대하도록 구성되는 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 IV 튜브는 상기 환자와 상기 펌프 사이에 배치되어 상기 펌프의 일부가 상기 IV 튜브를 통해 상기 환자의 순환계의 말초 정맥과 유체 연결되도록 하는 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 트랜스듀서는 상기 IV 튜브의 내부와 유체 연결되도록 배치된 압력 센서를 포함하고; 및

상기 PVP와 연관된 물리적 현상은 상기 IV 튜브의 내부 내에서의 압력인 시스템.

청구항 6

제4항에 있어서, 상기 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금:

상기 환자 상태 메트릭이 상기 환자의 상태가 비정상이라는 것을 나타내는지를 결정하고; 및

상기 환자 상태 메트릭이 상기 환자의 상태가 비정상이라는 것을 나타낼 때 상기 펌프로부터 상기 환자의 순환 계로의 유체의 흐름율을 변화시킴으로써 상기 펌프의 동작을 조절하도록 추가로 야기하는 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 상기 실행가능 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 시간 도메인 PVP 신호로부터 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트를 제거하게 야기하는 명령어들을 포함하는 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 실행가능 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 활성 시간 세그먼트들의 하나 이상의 쌍 각각에 대해,

상기 쌍의 활성 시간 세그먼트들 둘 모두 내에서 하나 이상의 대응하는 값을 식별하고; 및

상기 쌍의 활성 시간 세그먼트들 둘 모두 내의 상기 하나 이상의 대응하는 값을 정렬하여 상기 쌍의 활성 시간 세그먼트들을 조합함으로써 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하도록 추가로 야기하는 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 상기 실행가능 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금:

상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트에 대한 대체 값들로서 제3 복수의 값을 추정하고 - 상기 제3 복수의 값은 상기 제2 복수의 값에 대한 참조 없이 상기 제1 복수의 값에 기초하여 추정됨 -; 및

상기 비활성 시간 세그먼트들에 대한 상기 제1 복수의 값과 상기 활성 시간 세그먼트들에 대한 제3 복수의 값을 조합함으로써 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 명령어들을 포함하는 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 제3 복수의 값은 적어도 상기 제1 복수의 값에 대해 회귀 분석, 순방향-역방향 기울기 계산, 양면 기울기 검출, 및 미러 매칭 필터링 중 적어도 하나를 수행함으로써 추정되는 시스템.

청구항 11

제1항에 있어서, 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 환자 상태 메트릭을 결정하게 야기하는 상기 실행가능 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금:

상기 주파수 도메인 PVP 신호의 극대값들과 연관된 복수의 주파수를 식별하고; 및

상기 극대값들과 연관된 상기 복수의 주파수 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 환자 상태 메트릭을 결정하게 야기하는 명령어들을 포함하는 시스템.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 환자 상태 메트릭은 다음의 것: 혈액량저하증, 혈액량과다증, 또는 혈액량 정상 중 하나 이상을 나타내는 혈액량 메트릭인 시스템.

청구항 13

환자를 모니터링하기 위한 기기로서:

상기 환자의 순환계가 펌프에 연결된 동안 상기 환자의 순환계의 말초 정맥 내에서 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하도록 구성되는 트랜스듀서를 포함하는 PVP 센서; 및

상기 PVP 센서에 통신가능하게 연결된 컴퓨터 프로세서 및 비일시적 실행가능 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하는 평가 유닛을 포함하고, 상기 실행가능 명령어들은, 상기 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 평가 유닛으로 하여금:

샘플 기간에 걸쳐 상기 PVP 센서의 상기 트랜스듀서로부터 수신된 상기 PVP와 연관된 전자 신호의 값들을 포함

하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하고 - 상기 샘플 기간은 (i) 상기 펌프가 동작하고 있는 동안의 하나 이상의 활성 시간 세그먼트 및 (ii) 상기 펌프가 동작하고 있지 않은 동안의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트를 포함하는 복수의 시간 세그먼트를 포함함 -;

상기 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 평가에 기초하여, 상기 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 상기 시간 도메인 PVP 신호의 제1 복수의 값 및 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 연관된 상기 시간 도메인 PVP 신호의 제2 복수의 값을 식별하고;

상기 제1 복수의 값에 기초하고 상기 제2 복수의 값을 배제하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하고;

상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하고; 및

복수의 고조파 주파수를 고려하는 수학적식을 통해 상기 주파수 도메인 PVP 신호에 기초하여 상기 환자에 대한 환자 상태 메트릭을 결정하게 야기하는 기기.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 시간 도메인 PVP 신호는 제1 시계열의 이산 값들을 포함하고;

상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 제2 시계열의 이산 값들을 포함하고; 및

상기 제2 시계열은 상기 제1 시계열 내의 순차적 복수의 대응하는 값의 대응하는 세그먼트와 등가인 상기 제2 시계열 내의 순차적 복수의 값의 적어도 하나의 세그먼트를 포함하는 기기.

청구항 15

제13항에 있어서, 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 상기 실행가능 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 시간 도메인 PVP 신호로부터 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트를 제거하게 야기하는 명령어들을 포함하는 기기.

청구항 16

제13항에 있어서, 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 상기 실행가능 명령어들은 상기 평가 유닛으로 하여금:

상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트에 대한 대체 값들로서 제3 복수의 값을 추정하고 - 상기 제3 복수의 값은 상기 제2 복수의 값에 대한 참조 없이 상기 제1 복수의 값에 기초하여 추정됨 -; 및

상기 비활성 시간 세그먼트들에 대한 상기 제1 복수의 값과 상기 활성 시간 세그먼트들에 대한 상기 제3 복수의 값을 조합함으로써 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 명령어들을 포함하는 기기.

청구항 17

환자의 순환계가 펌프에 연결된 동안 상기 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥 압력(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 상기 환자를 모니터링하는 방법으로서:

트랜스듀서에 의해, 샘플 기간에 걸쳐 상기 환자의 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하는 단계 - 상기 샘플 기간은 (i) 상기 펌프가 동작하고 있는 동안의 하나 이상의 활성 시간 세그먼트 및 (ii) 상기 펌프가 동작하고 있지 않은 동안의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트를 포함하는 복수의 시간 세그먼트를 포함함 -;

평가 유닛의 프로세서에 의해, 상기 샘플 기간에 걸친 상기 모니터링된 물리적 현상에 기초하여 상기 트랜스듀서로부터 상기 PVP와 연관된 전자 신호의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하는 단계;

상기 평가 유닛의 프로세서에 의해, 상기 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 평가에 기초하여, 상기 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 상기 시간 도메인 PVP 신호의 제1 복수의 값 및 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 연관된 상기 시간 도메인 PVP 신호의 제2 복수의 값을 식별하는 단계;

상기 평가 유닛의 프로세서에 의해, 상기 제1 복수의 값에 기초하고 상기 제2 복수의 값을 배제하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계;

상기 평가 유닛의 프로세서에 의해, 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계; 및

상기 평가 유닛의 프로세서에 의해, 복수의 고조파 주파수를 고려하는 수학적식을 통해 상기 주파수 도메인 PVP 신호에 기초하여 상기 환자에 대한 환자 상태 메트릭을 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계는 상기 시간 도메인 PVP 신호로부터 상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트를 제거하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 19

제17항에 있어서, 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계는:

상기 하나 이상의 활성 시간 세그먼트에 대한 대체 값들로서 제3 복수의 값을 추정하는 단계 - 상기 제3 복수의 값은 상기 제2 복수의 값에 대한 참조 없이 상기 제1 복수의 값에 기초하여 추정됨 -; 및

상기 비활성 시간 세그먼트들에 대한 상기 제1 복수의 값과 상기 활성 시간 세그먼트들에 대한 상기 제3 복수의 값을 조합함으로써 상기 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 20

제17항에 있어서, 상기 제3 복수의 값은 적어도 상기 제1 복수의 값에 대해 회귀 분석, 순방향-역방향 기울기 계산, 양면 기울기 검출, 및 미리 매칭 필터링 중 적어도 하나를 수행함으로써 추정되는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] [우선권 주장]

[0002] 본 출원은 2018년 5월 14일자로 출원되고 발명의 명칭이 "System and Method for Monitoring and Determining Patient Parameters from Sensed Venous Waveform"인 미국 가출원 제62/671,108호, 2017년 12월 15일 출원되고 발명의 명칭이 "Systems and Methods for Filtering Medical Device Noise Artifacts from Venous Waveform Signals"인 미국 가출원 제62/599,421호, 2017년 6월 30일 출원되고 발명의 명칭이 "System and Method for Filtering Medical Device Noise Artifacts from Venous Waveform Signal"인 미국 가출원 제62/527,944호, 2017년 7월 5일 출원되고 발명의 명칭이 "System and Method for Utilizing Venous Waveform Signal to Identify and/or Assess Patient Gait, Seizure, Activity or Other Biometrics"인 미국 가출원 제62/528,570호에 기초한 우선권을 주장하며, 이들 출원들의 전체 내용은 참조에 의해 본 명세서에 통합되고, 본 명세서에는 그 내용들에 의존한다.

배경 기술

[0003] 적절한 환자 간호는 통상적으로 개별 장비를 사용하여 개별적으로 측정되는 복수의 환자 상태 메트릭의 결정을 요구한다. 측정된 환자 상태 메트릭들은 맥박수와 같이 간단할 수 있거나, 환자 체온 또는 혈압과 같이 더 복잡할 수 있다. 더 복잡한 환자 상태 메트릭들은 호흡량(respiratory volume) 또는 혈액량(blood volume)을 추가로 포함한다. 다양한 환자 상태 메트릭들을 측정하기 위해 다양한 기기들 및 기술들이 존재하지만, 이러한 다양한 환자 메트릭들을 자동으로 모니터링하는 포괄적인 수단은 존재하지 않는다. 덧붙여, 일부 중요한 환자 특성들은 통상적으로 측정되지 않고, 대신에 인간 관찰에 의해 정성적으로 평가된다. 이러한 측정되지 않은 환자 특성들은 환자의 걸음걸이, 절뚝거리기, 신체 위치, 움직임, 낙상(fall), 또는 보행 불안정성을 포함한다. 별개의 측정 기기들을 사용하고 인간 관찰에 의존하는 것 모두가 시스템 복잡성을 증가시키고, 신뢰성을 감소시키며, 비용을 증가시킨다.

[0004] 혈액량 메트릭들은 그들의 측정 기술들의 복잡성 때문에 특히 관심 대상이 된다. 환자 상태를 나타내는 혈액량 및 관련 메트릭들을 확립하는 종래의 방법들은 중심 정맥압(여기서 "CVP(central venous pressure)")의 고 침습적 측정들 또는 Swan-Ganz 카테테르 삽입법(Swan-Ganz catheterization)과 같은 다른 침습적 수단들에 의존했

다. 이러한 침습적 측정들은 구체적으로 환자의 순환계의 중앙 부분 내에서의 혈압을 측정하기 위한 목적을 위해 카테터(catheter)의 삽입을 요구한다. 고도로 침습적인 것 외에도, 오로지 압력 모니터링 목적을 위한 카테터의 삽입은 치료의 복잡성을 증가시키고, 감염과 같은 합병증의 위험을 높인다. 그에 부가하여, 순환계가 말초를 희생하여 중앙 순환계에서 혈액량 레벨들을 보호함으로써 혈액량 불균형(특히 혈액량저하증(hypovolemia))을 보상하려고 시도하기 때문에, CVP 측정은 특정의 급성 조건에 응답하여 변화하는 것이 더 느릴 수 있다. 예를 들어, 말초 혈관에서의 수축은 중앙계에 대한 유체 손실의 영향을 감소시킬 수 있고, 그에 의해 종래의 CVP 측정에서 소정 시간 기간 동안 혈액 손실을 마스킹할 수 있다. 이러한 마스킹은 환자 상태들의 인식 및 치료의 지연을 초래할 수 있어서, 더 나쁜 환자 상태 결과들을 낳는다.

[0005] CVP 측정과 연관된 문제를 해결하기 위해, (2015년 9월 14일 출원되고 미국 특허 공개 번호 제2016/0073959호로 공개된) 미국 특허 출원 제14/853,504호 및 (2016년 2월 3일 출원되고 W02016/126856으로 공개된) PCT 출원 번호 PCT/US16/16420호에 기술된 바와 같이 말초 정맥내 분석(여기서 "PIVA(peripheral intravenous analysis)")을 사용하는 것이 개발되었다. 이러한 PIVA 기술은, 생리 식염수 링거 주사(saline drip) 또는 IV 펌프에 부착된 IV 튜브와 같은 정맥내(여기서 "IV(intravenous)") 라인들을 사용하여 말초 정맥 압력(여기서 "PVP(peripheral venous pressure)")을 측정한다. 기존의 IV 라인들을 이용하는 것 외에도, PIVA 기술은 또한 환자의 호흡수와 동일한 호흡수 주파수(F_0) 및 환자의 심박수와 동일한 심박수 주파수(F_1)를 식별하기 위해 PVP 측정들을 주파수 도메인으로 변환하는 것을 포함한다. 앞서 개시된 PIVA 기술이 특정 상황에서 심박수 및 혈액량 상태의 우수한 표시를 제공하지만, 본 명세서의 개시내용은 앞서 개시된 PIVA 기술에서 더 나아가 다른 상황들과 관련된 도전을 해결하고, 정확도를 개선하고, 잠재적 문제들의 더 이른 경고를 제공하거나, 또는 추가적인 환자 상태들을 식별하기 위해 추가로 개선을 이룬다. 폐동맥 또는 모세관 압력 측정과 같은 다른 종래의 방법들에서 유사한 문제들이 발생한다.

[0006] 투석 또는 다른 펌핑 동안 환자 메트릭들을 모니터링하는 것은 종래의 및 PIVA 방법들 모두에 특정 도전을 제시한다. 특히, 환자 순환계 내로 혈액을 펌핑하는 것은 펌핑 사이클에 관련된 높은 레벨의 (압력 변동 유도된) 잡음을 생성한다. 펌핑 주기 동안의 이러한 잡음과 연관된 측정된 신호 값들은 비-펌핑 주기들과 연관된 신호 값들보다 더 큰 크기의 자릿수를 가질 수 있다. 이러한 조건들 하에서 환자 메트릭들을 모니터링하기 위한 기존의 기술들은 펌프를 연장된 기간 동안 섀다운하거나 또는 측정된 압력으로부터 펌프의 1차 효과를 제거하려고 시도하는 것을 수반한다. 치료 동안에 연장된 기간 동안 펌프를 차단하는 것은, 수술 동안과 같이 일관된 펌핑이 필요한 경우에는 실행 불가능할 수 있다. 실현 가능한 경우에도, 이러한 접근법은 측정들을 획득하기 위해 펌핑을 중단할 필요성으로 인해 환자 상태를 결정하는 데 있어서 실질적인 지연들을 여전히 초래할 수 있다. 유사하게, 펌프의 주요 효과를 제거하려고 시도하는 기존의 기술들은 펌프에 의해 도입되는 주요 아티팩트들만을 해결할 뿐이고, 펌프의 주요 효과의 추정치들에서의 에러들에 민감하다. 이러한 기술들은 또한 전형적으로 펌프의 동작에 관한 선형적 정보(예를 들어, 펌프에 의해 발생된 압력파들의 진폭 및 주파수)를 요구하고, 일부 이러한 기술들은 펌프 사이클의 위상들의 정확한 타이밍에 관한 추가 정보를 추가로 요구한다. 이러한 기술들은 압력의 조잡한 추정치들만을 생성하는데, 이 추정치들은 PIVA 또는 환자 상태의 다른 진보된 메트릭들에 대해 적합하지 않다. 구체적으로, 이러한 기술들은, 측정된 압력 신호에서 다수의 2차 아티팩트를 남기면서, 기껏해야 펌프 동작의 1차 아티팩트들의 근사들만을 제거한다. 더욱이, 이러한 기술들은 1차 펌핑 아티팩트들의 정확한 추정치들에 의존하고, 시간에 따른 펌프 동작의 변동에 의해 야기되는 에러들과 같은, 추정치들에서의 임의의 에러들에 민감하다. 본 명세서에 설명된 기술들은 양쪽 유형의 기존 기술들의 제각기 문제들을 회피하는 수단을 제시한다.

[0007] 그에 따라서, 정맥 파형 신호들로부터 의료 기기 잡음 아티팩트들을 필터링하는 시스템들 및 방법들이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0008] 본 명세서의 개시내용에 비추어 보아, 그리고 본 발명의 범위를 어떤 방식으로든 제한하지 않고서, 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제1 양태에서, 환자의 순환

계가 말초 정맥 압력(PVP) 센서 및 평가 유닛을 포함하는 펌프에 연결된 동안 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 PVP와 연관된 측정을 이용하여 환자를 모니터링하기 위한 시스템이 개시된다. PVP 센서는 말초 정맥과 유체 연결되는 정맥내(IV) 튜브에 인접하게 배치되거나 그에 연결되는 트랜스듀서를 포함한다. PVP 센서는 환자의 순환계가 펌프에 연결된 동안 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된다. 평가 유닛은 전자 신호를 수신하기 위해 PVP 센서에 통신가능하게 접속된 컴퓨터 프로세서, 및 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 환자의 PVP와 연관된 물리적 현상에 기초하여 트랜스듀서로부터 PVP와 연관된 전자 신호의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 야기하는 비밀시적 컴퓨터 관독가능 명령어들을 저장한 메모리를 포함한다. 샘플 기간은 (i) 펌프가 동작하고 있는 동안의 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 (ii) 펌프가 동작하고 있지 않은 동안의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트를 포함하는 복수의 시간 세그먼트를 포함한다. 평가 유닛은, 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 평가에 기초하여, 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 제1 복수의 값 및 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 제2 복수의 값을 식별한다. 평가 유닛은 제1 복수의 값에 기초하고 제2 복수의 값을 제외하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하기 위해 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 PVP 신호에 기초하여 환자에 대한 환자 상태 메트릭을 결정한다.

- [0009] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제2 양태에서, 펌프는 연동(peristaltic) IV 펌프이다.
- [0010] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제3 양태에서, 펌프는 주기적으로 동작하도록 구성되어, 하나 이상의 활성 시간 세그먼트 및 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트가 주기적으로 교대하도록 한다.
- [0011] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제4 양태에서, IV 튜브는 환자와 펌프 사이에 배치되어 펌프의 일부가 IV 튜브를 통해 환자의 순환계의 말초 정맥과 유체 연결 상태에 있도록 한다.
- [0012] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제5 양태에서, 트랜스듀서는 IV 튜브의 내부와 유체 연결되도록 배치된 압력 센서를 포함하고, PVP와 연관된 물리적 현상은 IV 튜브의 내부 내에서의 압력이다.
- [0013] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제6 양태에서, 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 환자 상태 메트릭이 환자 상태가 비정상이라는 것을 나타내는지를 추가로 결정하고, 및 환자 상태 메트릭이 환자 상태가 비정상인 것을 나타내는 경우에 펌프로부터 환자의 순환계의 유체 흐름의 속도를 변경함으로써 펌프의 동작을 조절하도록 추가로 야기한다.
- [0014] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제7 양태에서, 평가 유닛으로 하여금 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 시간 도메인 PVP 신호로부터 하나 이상의 활성 시간 세그먼트를 제거하게 야기하는 명령어들을 포함한다.
- [0015] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제8 양태에서, 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금, 활성 시간 세그먼트들의 하나 이상의 쌍 각각에 대해, 쌍의 활성 시간 세그먼트들의 양자 내에서 하나 이상의 대응하는 값을 식별하고, 및 쌍의 활성 시간 세그먼트들의 양자 내에서 하나 이상의 대응하는 값을 정렬하여 쌍의 활성 시간 세그먼트들을 조합함으로써, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하도록 추가로 야기한다.
- [0016] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제9 양태에서, 평가 유닛으로 하여금 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 제3 복수의 값을 하나 이상의 활성 시간 세그먼트에 대한 대체 값들로서 추정하게 야기하는 명령어들을 포함하고, 여기서 제3 복수의 값은 제2 복수의 값에 대한 참조 없이 제1 복수의 값에 기초하여 추정된다. 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 비활성 시간 세그먼트들에 대한 제1 복수의 값 및 활성 시간 세그먼트들에 대한 제3 복수의 값을 조합함으로써 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기한다.
- [0017] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시의 제10 양태에서, 제3 복수의 값은 회귀 분석, 전방-후방 기울기 계산, 양면 기울기 검출, 및 적어도 제1 복수의 값에 대한 미러 매칭

필터링(mirror matched filtering) 중 적어도 하나를 수행함으로써 추정된다.

- [0018] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거되는 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제11 양태에서, 평가 유닛으로 하여금 환자 상태 메트릭을 결정하게 야기하는 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 주파수 도메인 PVP 신호의 극대값들(local maxima)과 연관된 복수의 주파수를 식별하고, 및 극대값들과 연관된 복수의 주파수 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기초하여 환자 상태 메트릭을 결정하게 야기하는 명령어들을 포함한다.
- [0019] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제12 양태에서, 환자 상태 메트릭은 하기의 것들 중 하나 이상을 나타내는 혈액량 메트릭이다: 혈액량저하증(hypovolemia), 혈액량과다증(hypervolemia), 혈액량정상(euvolemia).
- [0020] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제13 양태에서, 환자를 모니터링하기 위한 기기는 말초 정맥 압력(PVP) 센서 및 평가 유닛을 포함한다. PVP 센서는 환자의 순환계가 펌프에 연결된 동안 환자의 순환계의 말초 정맥 내에서 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하도록 구성된 트랜스듀서를 포함한다. 평가 유닛은 PVP 센서에 통신가능하게 접속된 컴퓨터 프로세서 및 비일시적 실행가능 명령어들을 저장한 메모리를 포함하고, 실행가능 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 PVP 센서의 트랜스듀서로부터 수신된 PVP와 연관된 전자 신호의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 야기한다. 샘플 기간은 (i) 펌프가 동작하고 있는 동안의 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 (ii) 펌프가 동작하고 있지 않은 동안의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트를 포함하는 복수의 시간 세그먼트를 포함한다. 평가 유닛은, 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 평가에 기초하여, 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 제1 복수의 값 및 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 제2 복수의 값을 식별한다. 평가 유닛은 제1 복수의 값에 기초하고 제2 복수의 값을 제외하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하기 위해 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 PVP 신호에 기초하여 환자에 대한 환자 상태 메트릭을 결정한다.
- [0021] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시의 제14 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호는 제1 시계열의 이산 값들을 포함하고, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 제2 시계열의 이산 값들을 포함하고, 제2 시계열은 제1 시계열 내의 순차적 복수의 대응하는 값의 대응하는 세그먼트와 동등한 제2 시계열 내의 순차적 복수의 값의 적어도 하나의 세그먼트를 포함한다.
- [0022] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제15 양태에서, 평가 유닛으로 하여금 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 시간 도메인 PVP 신호로부터 하나 이상의 활성 시간 세그먼트를 제거하게 야기하는 명령어들을 포함한다.
- [0023] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제16 양태에서, 평가 유닛으로 하여금 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하게 야기하는 실행가능 명령어들은 평가 유닛으로 하여금 제3 복수의 값을 하나 이상의 활성 시간 세그먼트에 대한 대체 값들로서 추정하게 야기하는 명령어들을 포함하고, 여기서 제3 복수의 값은 제2 복수의 값에 대한 참조 없이 제1 복수의 값에 기초하여 추정되고, 비활성 시간 세그먼트들에 대한 제1 복수의 값 및 활성 시간 세그먼트들에 대한 제3 복수의 값을 조합함으로써 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성한다.
- [0024] 달리 특정되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제17 양태에서, 환자의 순환계가 펌프에 연결된 동안 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥 압력(PVP)과 연관된 측정을 이용하여 환자를 모니터링하는 방법은, 트랜스듀서에 의해, 샘플 기간에 걸쳐 환자의 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하는 단계를 포함하고, 여기서 샘플 기간은 (i) 펌프가 동작하고 있는 동안의 하나 이상의 활성 시간 세그먼트 및 (ii) 펌프가 동작하고 있지 않은 동안의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트를 포함하는 복수의 시간 세그먼트를 포함한다. 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 샘플 기간에 걸친 모니터링된 물리적 현상에 기초하여 트랜스듀서로부터 PVP와 연관된 전자 신호의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 평가에 기초하여, 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 제1 복수의 값 및 하나 이상의 활성 시간 세그먼트와 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 제2 복수의 값을 식별하는 단계를 포함한다. 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 제1 복수의 값에 기초하여 및 제2 복수의 값을 제외하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성

하는 단계를 포함한다. 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하기 위해 변환을 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에 적용하는 단계를 포함한다. 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 주파수 도메인 PVP 신호에 기초하여 환자에 대한 환자 상태 메트릭을 결정하는 단계를 포함한다.

[0025] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시의 제18 양태에서, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 것은 시간 도메인 PVP 신호로부터 하나 이상의 활성 시간 세그먼트를 제거하는 것을 포함한다.

[0026] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제19 양태에서, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 것은, 제3 복수의 값을 하나 이상의 활성 시간 세그먼트에 대한 대체 값들로서 추정하는 것 - 제3 복수의 값은 제2 복수의 값에 대한 참조 없이 제1 복수의 값에 기초하여 추정됨 -, 및 비활성 시간 세그먼트들에 대한 제1 복수의 값과 활성 시간 세그먼트들에 대한 제3 복수의 값을 조합함으로써 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 것을 포함한다.

[0027] 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시의 제20 양태에서, 제3 복수의 값은 회귀 분석, 전방-후방 기울기 계산, 양면 기울기 검출, 및 적어도 제1 복수의 값에 대한 미리 매칭 필터링 중 적어도 하나를 수행함으로써 추정된다.

[0028] 개시된 기기들, 시스템들, 및 방법들의 추가적인 특징들 및 이점들이 이하의 상세한 설명 및 도면들에서 설명되고, 그로부터 명백해질 것이다. 본 명세서에 설명된 특징들 및 장점들은 하나도 빠짐없이 포함하는 것이 아니며, 특히 많은 부가적 특징들 및 장점들이 도면들 및 설명을 고려하면 본 기술분야의 통상의 기술자에게 명백할 것이다. 또한, 임의의 특정 실시예가 본 명세서에 열거된 모든 이점들을 가져야 할 필요는 없다. 더욱이, 명세서에서 사용되는 표현은 발명 주제의 범위를 제한하기 위해서가 아니라 원칙적으로 가독성 및 교육적 목적을 위해 선택되었다는 것에 유의해야 한다.

도면의 간단한 설명

[0029] 도면들이 본 발명의 전형적인 실시예들만을 묘사하고 본 개시내용의 범위를 제한하는 것으로 간주되지 않아야 한다는 것을 이해하는 전제 하에서, 본 개시내용은 첨부 도면들의 사용을 통해 추가적인 특정성 및 상세사항으로 기술되고 설명된다. 도면들은 아래에 열거된다.

도 1a는 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석, 및 응답하기 위해 사용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시하며, 시스템은 유체 소스를 갖는다.

도 1b는 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석, 및 응답하기 위해 사용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시하며, 시스템은 유체 소스를 갖지 않는다.

도 1c는 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석, 및 응답하기 위해 사용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시하며, 시스템은 말초 정맥 내에 배치된 센서를 포함한다.

도 1d는 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석, 및 응답하기 위해 사용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시하며, 시스템은 펌프를 포함한다.

도 1e는 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석, 및 응답하기 위해 사용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시하며, 시스템은 환자 위치 또는 움직임 모니터링을 위한 추가적인 센서를 포함한다.

도 2a는 IV 튜브의 스퍼(spur)를 통한 유체 연결을 보여주는, 예시적인 PIVA 시스템의 일부 기능들을 구현하기 위한 예시적인 PIVA 기기의 블록도를 도시한다.

도 2b는 캐핑된 IV 튜브를 통한 유체 연결을 보여주는, 예시적인 PIVA 시스템의 일부 기능들을 구현하기 위한 예시적인 PIVA 기기의 블록도를 도시한다.

도 2c는 IV 튜브의 외부 벽에 인접하여 배치된 센서를 보여주는, 예시적인 PIVA 시스템의 일부 기능들을 구현하기 위한 예시적인 PIVA 기기의 블록도를 도시한다.

도 3은 환자의 말초 정맥 혈압을 측정 및 분석하기 위한 예시적인 PIVA 측정 및 분석 방법의 흐름도를 도시한다.

도 4a는 PVP 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 도표를 도시한다.

도 4b는 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 예시적인 도표를 도시한다.

도 5a는 잡음 생성 의료 기기의 동작 동안 PVP 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 도표를 도시한다.

도 5b는 의료 기기가 그 동안 동작하고 있는 활성 시간 세그먼트들을 제거한 후의 PVP 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 도표를 도시한다.

도 5c는 제거된 활성 시간 세그먼트들에 대한 값들의 추정치들을 포함하는 필터링된 PVP 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 도표를 도시한다.

도 6은 환자의 말초 정맥 혈압에 대응하는 신호로부터 의료 기기의 동작에 관련된 잡음 아티팩트들을 제거하기 위한 예시적인 압력 신호 필터링 방법의 흐름도를 도시한다.

도 7은 시간에 따른 PVP의 비교에 기초하여 환자 상태에서의 변화들을 식별하기 위한 예시적인 PIVA 비교 방법을 도시한다.

도 8은 예시적인 PIVA 모듈에 의해 수행되는 예시적인 처리의 블록도를 도시한다.

도 9는 PIVA 모듈을 포함하는 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시한다.

도 10은 예시적인 PIVA 모듈에 의해 수행되는 예시적인 처리의 블록도를 도시한다.

도 11은 환자 PVP를 사용하는 예시적인 환자 모니터링 방법의 흐름도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0030] 이하의 텍스트에서 수많은 서로 다른 실시예들에 대한 상세한 설명이 기재되어 있지만, 발명의 법적 범위가 이 특허 문서의 끝에 기재된 청구항들의 표현들에 의해 한정된다는 것을 이해해야 한다. 상세한 설명은 예시적인 것으로만 해석해야 하며, 가능한 모든 실시예를 설명하는 것은 불가능하지는 않더라도 비현실적이므로, 가능한 모든 실시예를 설명하지는 않는다. 본 기술분야의 통상의 기술자는 여전히 청구항들의 범위 내에 속하는 수많은 대안적인 실시예들을 구현할 수 있다. "본 명세서에서 사용하는 바로는, 용어 '_' 는 ...을 의미하는 것으로 이로써 정의된다"는 문장 또는 유사한 문장을 사용하여 본 명세서에서 용어를 명시적으로 정의하려고 하지 않는 한, 그 용어의 의미를 그의 평범한 또는 통상의 의미를 넘어서도록 한정하려는 의도는 없다. 임의의 용어가 단일 의미와 일치하는 방식으로 본 특허 문서에서 언급되는 정도에 대해서는, 이것은 단지 명료성을 위해 행해지는 것이고, 그러한 청구항 용어가 그 단일 의미에 한정되는 것으로 의도되지 않는다. 마지막으로, 청구항 요소가 구조에 대한 어떠한 기재도 없이 단어 "수단" 및 기능을 기재함으로써 정의되지 않는 한, 미국 특허법 제112조 제6항의 적용에 기초하여 임의의 청구항 요소의 범위가 해석되는 것으로 의도되지 않는다.

[0031] 많은 상황에서, 환자 상태 또는 조건과 연관된 다양한 정보를 모니터링하는 것이 중요하다. 본 명세서에 개시된 시스템들 및 방법들은 환자 상태 메트릭들을 생성하기 위해 PVP 측정들의 메트릭들 또는 표현들을 사용함으로써 기존 기술들을 개선한다. 이러한 메트릭들 또는 표현들은 PVP 측정들에 대응하는 시간 도메인 PVP 신호로부터 도출된 주파수 도메인 PVP 데이터를 이용하여 생성될 수 있다. 환자 상태 메트릭들은 본 명세서에서 더 논의되는 바와 같이, 환자의 상태에서의 변화들을 모니터링하고 그에 응답하기 위한 PIVA 또는 다른 유사한 시스템을 사용하여 생성될 수 있다. 이하에 개시되는 시스템들, 기기들, 및 방법들은 환자 상태 메트릭들을 결정하기 위해 PVP 측정들을 사용함으로써 더 효율적이고 더 효과적인 모니터링을 가능하게 한다. 이는 이전에 자동 모니터링에 민감했었던 더 넓은 범위의 환자 상태들에 대한 메트릭 기반 모니터링을 용이하게 한다. 이는 또한 특수 센서들이 각각의 유형의 환자 상태를 모니터링할 필요 없이, 말초 정맥에서의 압력을 나타내는 측정들에 기초하여 별개 유형의 환자 상태들의 모니터링을 용이하게 한다. 예시적인 실시예들이 이하에 설명된다.

[0032] PIVA 시스템 및 신호 잡음

[0033] 도 1a 내지 도 1e는 환자(102)의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석, 및 응답하기 위해 사용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템(100)의 실시예들의 블록도들을 도시한다. 예시적인 PIVA 시스템(100) 또는 유사한 시스템은 환자(102)에 대한 PVP와 연관된 측정들에 기초하여 환자 상태를 모니터링하기 위한 다양한 기술을 구현하기 위해 사용될 수 있다. PIVA 시스템(100)은 환자의 말초 정맥과 연관된 압력 신호를 측정하고, 압력 신호의 주요 주파수 성분들을 식별하기 위해 PIVA 기술들을 이용하여 압력을 분석하고, 및 이하에 논의되는 바와 같이, 하나 이상의 메트릭에 기초하여 환자 상태를 결정하기 위해 압력 신호의 핵심 주파수 성분들을 분석할 수 있다.

[0034] 도 1a에 도시된 예시적인 PIVA 시스템(100)은 환자(102)의 순환계과 유체 연결되는 IV 튜브(104)를 포함한다.

구체적으로, 정맥 도관 기기(venous access device)(106)는 액세스 포인트에서 환자(102)의 말초 정맥(108) 내로 삽입될 수 있다. 정맥 도관 기기(106)는 주사바늘, 카테터(catheter), 캐놀라(cannula), 또는 IV 튜브(104)와 말초 정맥(108) 사이의 유체 연결을 확립하는 다른 수단을 포함할 수 있다. 정맥 도관 기기(106)는 IV 튜브(104)에 연결된 별개의 컴포넌트일 수 있거나 또는 IV 튜브(104)의 일체형 부분으로서 형성될 수 있다. 어느 경우든, 정맥 도관 기기(106)는 액세스 포인트에서 말초 정맥(108)에 삽입된 종단 단부 및 IV 튜브(104)의 주요 부분에 연결되는 연결 단부를 포함할 수 있다. IV 튜브(104)의 주요 부분은 정맥 도관 기기(106)와 유체 소스(110) 사이의 도관의 역할을 할 수 있다.

[0035]

IV 튜브(104)의 주요 부분을 따른 어떤 지점에서, 압력 센서(112)는 환자(102)의 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하도록 배치될 수 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(112)는, IV 튜브(104)의 내부에서의 압력과 같은, PVP에 대응하는 압력을 직접 측정할 수 있다. 그러한 실시예들에서, 압력 트랜스듀서(예를 들어, 압전 압력 트랜스듀서)의 측정 부분은 IV 튜브(104)의 내부와 유체 연결되어 배치될 수 있다. 따라서 압력 센서(112)는 IV 튜브(104) 및 정맥 도관 기기(106)를 통해 환자의 말초 정맥(108)과 유체 연결될 수 있다. 압력 센서(112)는 이로써 IV 튜브(104) 내에서의 유체 압력의 변화들에 기초하여 환자(102)의 말초 정맥계에서의 압력 변화들을 측정할 수 있게 된다. 다른 실시예들에서, 압력 센서(112)는, IV 튜브(104)의 내부와 유체 연결되어 배치되지 않고, 다른 현상들을 측정함으로써 환자(102)의 PVP에 대응하는 압력을 간접적으로 측정할 수 있다. 예를 들어, 압력 센서(112)는 대신에 IV 튜브(104)의 외부에 부착될 수 있고, 그에 의해 IV 튜브(104)의 내부 또는 유체 소스(110)의 유체로부터 분리될 수 있다(도 2c에 도시된 바와 같음). 압력 센서(112)는 일부 그러한 실시예들에서 센서 위치에서의 음향 또는 광학 현상에 기초하여 압력을 측정할 수 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(112)는, 도 1b에 도시된 것과 유사한 방식으로, 말초 정맥(108) 내에서의 압력을 측정하기 위한 목적으로 특별히 삽입된 IV 튜브(104)의 종단 단부(즉, 덮개 없는 단부(capped off end))에 배치될 수 있다. 추가의 실시예들에서, 압력 센서(112) 대신에 음향, 전기, 온도, 또는 유사한 센서들과 같은 다른 센서들이 사용되어 다음의 물리적 현상들: 압력, 사운드, 전기 저항률 또는 전도율, 전기 전압 또는 전류, 광 레벨들 또는 속성들(예를 들어, 스펙트럼 또는 주파수 시프트들), 또는 다른 유사한 현상들 중 하나 이상을 측정할 수 있다. 어떤 유형의 센서들이 사용되든 간에, 센서들은 환자(102)의 PVP와 연관된 현상을 측정하기 위해 IV 튜브(104) 및 정맥 도관 기기(106)를 통해 (또는 정맥 도관 기기(106)를 통해 직접적으로) 환자의 말초 정맥(108)과 유체 접촉 상태에 있을 수 있다(그러나 꼭 그럴 필요는 없다). 또 다른 실시예들에서, 센서(112)는, 도 1c에 도시된 바와 같이, 환자(106)의 말초 정맥(108) 내에 삽입되는 주사바늘, 카테터, 또는 다른 정맥 도관 기기(106)의 일부 내에 배치될 수 있다. 따라서, PVP는 말초 정맥(108) 내의 자연 위치에서(in situ) 측정될 수 있다. 그러한 자연 위치 측정은, 이것이 IV 튜브(104) 내에서의 압력의 전송 시에 온도, 점도, 및 다른 인자들의 영향을 예방하는 한 유리하다.

[0036]

다양한 실시예들에서, 압력 센서(112)는 말초 정맥(108)의 액세스 포인트로부터, 말초 정맥(108) 내의 위치 또는 정맥 도관 기기(106)의 연결 단부에 근접한 위치로부터 유체 소스(110)에 근접한 위치까지 또는 IV 튜브(104)의 종단 단부에서까지의 다양한 거리들에 위치될 수 있다. 압력 센서(112)는 PIVA 시스템(100)의 다양한 컴포넌트들을 더 잘 도시하기 위해 IV 튜브(104)의 길이를 따른 중간 위치에 있는 것으로서 도 1a에 도시되어 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(112)는 IV 튜브(104) 내의 유체 압력을 직접 측정할 수 있다. 구체적으로, 압력 센서(112)는 트랜스듀서에 의해 검출된 압력을 나타내는 전자 압력 신호를 접속부(122)를 통해 분석 컴포넌트(114)에 제공하는 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 전자 압력 신호는 트랜스듀서에 의해 직접 제공되는 아날로그 전기 신호일 수 있거나, 또는 IV 튜브(104)의 주요 부분과의 트랜스듀서 인터페이스에 기초한 압력 값들을 나타내는 사전 처리된 디지털 신호일 수 있다. 압력 센서(112)가 IV 튜브(104) 또는 말초 정맥(108)과 유체 연결 상태에 있지 않은 실시예들에서, 압력 센서(112)는 그럼에도 불구하고 PVP와 연관된 전자 신호들을 생성하기 위한 하나 이상의 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 예를 들어, 압력 센서(112)는 IV 튜브(104)의 외부 표면에서 사운드를 검출하여 말초 정맥(108) 내의 PVP에 대한 프록시로서 IV 튜브(104) 내의 압력을 나타내는 전자 압력 신호들을 생성하도록 배치된 하나 이상의 마이크로폰을 이용할 수 있다.

[0037]

분석 컴포넌트(114)는 접속부(122)를 통해 전자 압력 신호를 수신하기 위해 압력 센서(112)에 통신가능하게 접속된다. 분석 컴포넌트(114)는 마이크로프로세서 또는 특수 목적 분석 회로와 같은 범용 또는 특수 목적 처리 하드웨어를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 분석 컴포넌트(114)는 PIVA 분석을 수행하기 위한 하나 이상의 유닛을 포함할 수 있다. 응답 유닛(116)은 압력 센서(112)로부터의 압력 데이터에 기초하여 응답들을 식별 및 제어할 수 있다. 응답 유닛(116)은 경보들의 제어를 제어할 수 있거나, 또는 유체 유동의 속도를 제어함으로써 그런 것처럼 유체 소스(110)의 동작을 제어할 수 있다. 적절한 응답들을 결정하기 위해, 응답 유닛(116)은 전자 압력 신호로부터 결정된 메트릭들을 포함할 수 있는, 평가 유닛(118)으로부터의 평가 데이터를 수신할 수 있

다. 평가 유닛(118)은 전자 압력 신호로부터 압력 값들(또는 PVP와 직접적으로 또는 간접적으로 연관된 신호 값들)을 획득하고, 이하에서 더 상세히 설명되는 바와 같이, 혈액량 메트릭들, 위치 메트릭들, 움직임 메트릭들, 또는 다른 메트릭들과 같은, 환자(102)에 관한 정보를 결정하기 위해 압력 값들을 평가할 수 있다. 평가 유닛(118)에 의해 생성된 정보는 또한 환자 모니터링을 위해 저장 또는 제시될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 추가적인, 더 적은, 또는 대안적인 유닛들이 포함될 수 있다. 예를 들어, 평가 유닛(118)은 본 명세서에서 응답 유닛(116)에 부여된 기능들을 수행할 수 있다.

[0038] 분석 컴포넌트(114)는 일부 실시예들에서 접속부(126)를 통해 모니터(120)에 통신가능하게 접속될 수 있다. 모니터(120)는 환자에 관한 정보를 디스플레이하기 위한 별개의 모니터일 수 있거나, 또는 펌프 또는 다른 유체 소스 기기와 같은 또 다른 기기에 통합될 수 있다. 모니터(120)는 또한 유체 소스(110)와 연관된 정보를 수신하고 디스플레이하기 위해 접속부(128)를 통해 유체 소스(110)에 통신가능하게 접속될 수 있다. 일부 실시예들에서, 모니터(120)는 유체 유량률, 동작의 지속 시간, 동작의 모드, 또는 다른 유사한 제어를 조절함으로써 그런 것처럼, 유체 소스(110)의 동작을 제어하기 위해 사용될 수 있다. 분석 컴포넌트(114)는 유사하게 일부 실시예들에서 접속부(124)를 통해 유체 소스(110)에 통신가능하게 접속될 수 있다. 분석 컴포넌트(114)는 평가 유닛(118)에 의해 환자를 평가하는데 있어서 사용하기 위한 유체 소스(110)의 동작에 관한 정보를 수신할 수 있다. 응답 유닛(116)은 또한 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호에 기초하여 결정된 환자에 관한 정보에 응답하여 유체 소스(110)의 동작을 제어하기 위해 유체 소스(110)와 통신할 수 있다.

[0039] 일부 실시예들에서, 유체 소스(110)는 도 1d에 도시된 바와 같이 펌프(111)를 포함할 수 있다. 이러한 펌프는 혈액 또는 다른 유체들을 환자(102)의 말초 정맥(108) 내로 펌핑하기 위해 예시적인 PIVA 시스템(100) 내에 배치될 수 있다. 예를 들어, 펌프(111)는 연동 펌프와 같은, 투석 펌프 또는 IV 주입 펌프를 포함할 수 있다. 펌프(111)는 주기적 또는 비주기적인 방식으로 순환적으로 동작하도록 구성될 수 있고, 이는 교대하는 동작(즉, 활성 시간 세그먼트들) 및 휴지(rest)(즉, 비활성 시간 세그먼트들) 간격들을 갖는다. 펌프(111)를 동작 및 휴지 간격들 사이에서 교대시킴으로써, 이하에서 더 설명되는 바와 같이, 펌프(111)가 동작하고 있지 않은 시간 기간들이 PIVA 분석을 위해 이용될 수 있다. 펌프(111)가 혈액투석 펌프인 것과 같은 일부 실시예들에서, 펌프(111)는 추가적인 IV 튜브(105)(이것은 추가적인 정맥 도관 기기(107)를 포함할 수 있거나 그것에 추가로 부착될 수 있음)에 의해 환자(102)의 순환계에 추가로 연결될 수 있고, 그에 의해 튜브들(104 및 105)을 경유하는 펌프(111)를 통한 체외 혈액 회로를 생성한다. 이러한 실시예들에서, 펌프(111)는 튜브들(104 또는 105) 중 어느 하나를 통해 환자(102)로부터 혈액을 뽑아낼 수 있다. 이후, 체외 혈액은 IV 튜브들(105 또는 104) 중 다른 하나를 통해 환자 순환계로 복귀되기 전에 치료 요법에 따라 처리될 수 있다(또는 환자 순환계에 주입될 수 있는 또 다른 유체에 의해 대체될 수 있다). 본 명세서에서는 하나의 컴포넌트로서 설명되었지만, 펌프(111)는 일부 실시예들에서 복수의 펌핑 컴포넌트(예를 들어, 혈액 또는 다른 유체들을 추출하고 복귀시키기 위한 펌프들의 쌍, 또는 공통 유체계에서의 다중 펌프)를 포함할 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0040] 일부 실시예들에서, 예시적인 PIVA 시스템(100)은, 도 1e에 도시된 바와 같이, 하나 이상의 추가적인 센서(150)를 포함할 수 있다. 추가적인 센서들(150)은 압력 센서들, 적외선 센서들, 광학 센서들, 자기 센서들, 또는 그와 유사한 것을 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 각각의 추가적인 센서(150)는 접속(152)을 통해 분석 컴포넌트(114)에 또는 접속(154)을 통해 모니터(120)에 접속될 수 있는데, 이 접속부들은 유선 또는 무선 접속부들일 수 있다. 이러한 추가적인 센서들(150)은 환자(102)의 존재, 부재, 로케이션, 또는 위치를 모니터링하도록 배치될 수 있다. 예를 들어, 압력 센서는 병원 침대 내에 배치되어 무게 측정에 기초하여 환자(102)가 침대 내에 있는지를 결정할 수 있다. 유사하게, 하나 이상의 센서는 그러한 침대가 평탄한지 또는 앉아 있는 자세를 용이하게 하기 위해 부분적으로 상승되었는지를 결정하도록 배치될 수 있다. 다른 추가적인 센서들(150)이 환자(102)상에 배치되어 움직임을 모니터링할 수 있다. 예를 들어, 가속도계 어레이를 포함하는 손목밴드 센서가 환자(102)에 의해 착용될 수 있고, 이것은 적어도 어떤 환자 움직임들에 관한 데이터를 측정할 수 있다. 따라서, 추가적인 센서들(150)은 PIVA 기기(130) 내의 압력 센서(112)와 함께 배치될 수 있거나 또는 그로부터 분리될 수 있다. 추가적인 실시예들에서, 추가적인 센서들(150)은 환자의 오리엔테이션 또는 움직임을 측정하기 위해 다음 중 임의의 것을 추가로 포함할 수 있다: 실시간 3차원 자이로스코프, 환자 주변의 국지적 물리적 환경을 모니터링하는 하나 이상의 카메라, 또는 국지적 물리적 환경에서의 사운드를 모니터링하도록 구성된 마이크로폰. 추가적인 센서들(150)로부터의 센서 데이터는 환자의 PVP와 연관된 IV 압력 측정들 또는 다른 압력 관련 측정들과 상관될 수 있다.

[0041] 다양한 접속부들(122, 124, 126, 및 128) 각각은 다양한 실시예들에서 유선 또는 무선 접속부들일 수 있다. 더욱이, 접속부들(122, 124, 126, 및 128) 중 일부 또는 전부는 PIVA 기기(130) 또는 PIVA 통합된 유체 소스

(140)와 같은 기기들 내부에 있을 수 있다.

[0042] PIVA 기기(130)는, 환자(102)의 PIVA 모니터링을 수행하기 위해 IV 튜브(104)에 부착되거나 또는 그 내에 부착될 수 있는 기기에 압력 센서(112) 및 분석 컴포넌트(114)(연관된 접속부들과 함께)를 통합할 수 있다. 일부 실시예들에서, PIVA 기기(130)는 본 명세서에 설명된 하나 이상의 추가적인 센서(150) 또는 다른 컴포넌트들을 추가로 포함할 수 있다. PIVA 통합 유체 소스(140)는 유체 유동을 제어하는데 있어서 환자(102)의 PIVA 모니터링을 활용하도록 구성된 컴퓨터 제어 유체 저장소 또는 펌프를 포함할 수 있다. PIVA 기기(130)와 마찬가지로, PIVA 통합 유체 소스(140)는, 유체 소스(110) 및 모니터(120)와 함께 (연관된 접속부들과 함께) 압력 센서(112) 및 분석 컴포넌트(114)를 포함할 수 있다. 대안적인 실시예들은 대안적인 구성들에서 추가적인, 더 적은, 또는 대안적인 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

[0043] 도 2a 내지 도 2c는 예시적인 PIVA 시스템(100)의 몇몇 기능들을 구현하기 위한 PIVA 기기(130)의 예시적인 실시예들의 블록도들을 도시한다. 도 2a에 도시된 바와 같이, 예시적 PIVA 기기(130)는 Y-커넥터 또는 T-커넥터의 하나의 가지에서 그렇게 되는 것처럼 IV 튜브(104)의 스피어(104A)에 부착되도록 구성될 수 있다. 대안적으로, 예시적인 PIVA 기기(130)는 도 2b에 도시된 바와 같이 IV 튜브(104)의 중단 단부에 부착되도록 구성될 수 있다. 그러한 실시예들에서, PIVA 기기(130)는 IV 튜브(104)의 중단 부분을 캐핑(cap)할 수 있으며, 따라서 어떤 유체 소스(110)도 동일한 IV 튜브(104)를 통해 말초 정맥(108)에 연결되지 않는다. 물론, 유체 소스는 또 다른 IV 튜브 및 또 다른 정맥 도관 기기를 경유해 환자(102)에 유체들을 제공하도록 다른 방식으로 연결될 수 있다. 추가 실시예들에서, PIVA 기기(130)는 도 2c에 도시된 바와 같이 IV 튜브(104)의 외부에 부착되도록 구성될 수 있다. 그러한 실시예들에서, PIVA 기기(130)의 하나 이상의 센서는 말초 정맥(106) 또는 IV 튜브(104)의 내부와 유체 연결되지 않고도 PVP를 모니터링할 수 있다.

[0044] 위에서 논의된 바와 같이, PIVA 기기(130)는, 도 2a 및 도 2b에 도시된 바와 같이, 감지 부분이 IV 튜브(104) 내의 유체와 접촉 상태에 있도록 배치된 압력 센서(112)를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(112)(또는 대안적인 센서)는 대신에 도 2c에 도시된 바와 같이 IV 튜브(104) 외부에 있을 수 있다. 어떻게 위치되든 간에, 압력 센서(112)는 말초 정맥(108)에서의 압력과 연관된 물리적 현상을 모니터링하도록 배치된다. 이러한 물리적 현상은 IV 튜브(104)에서의 압력, IV 튜브(104)의 팽창 또는 수축, IV 튜브(104)에서의 사운드, IV 튜브(104)의 진동, 또는 다른 유사한 현상을 포함할 수 있다. 압력 센서(112)는 시스템 버스(138)를 경유해 마이크로프로세서(132)에 전기적으로 통신가능하게 접속될 수 있다. 마이크로프로세서(132)(MP)는 시스템 버스(138)를 경유해 프로그램 메모리(134) 및 통신 유닛(136)(COMM UNIT)에 더 통신가능하게 접속될 수 있다. 프로그램 메모리(134)는, 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호를 평가하고, 환자 정보(예를 들어, 혈액량 메트릭들)를 결정하고, 결정된 환자 정보에 대한 적절한 응답들을 결정하고, 및 통신 유닛(136)을 제어하여 접속부들(124 또는 126)을 통해 유체 소스(110) 또는 모니터(120)와 전자적으로 통신하도록 하기 위해 마이크로프로세서(132)에 의해 실행될 수 있는 실행가능 명령어들을 저장한 비일시적인 비휘발성 메모리(예를 들어, 플래시 메모리)일 수 있다. 프로그램 메모리(134)는, 응답 유닛(116) 또는 평가 유닛(118)에 대응하는 소프트웨어 모듈들과 같이, 분석 컴포넌트(114)의 유닛들 또는 서브유닛들에 대응하는 복수의 루틴, 스크립트, 또는 모듈을 저장할 수 있다.

[0045] 통신 유닛(136)은 접속부들(124 또는 126)을 통해 PIVA 기기(130)와 유체 소스(110) 또는 모니터(120) 사이에서 전자 데이터를 송신 및 수신하도록 구성된 하드웨어 컴포넌트일 수 있다. 접속부들(124 및 126)은 PIVA 기기(130)를 위한 전력을 획득하기 위해 사용될 수 있는, 예시적인 PIVA 기기(130)에서의 유선 접속부들이므로 도시된다. 대안적으로, 또 다른 전력 접속 또는 배터리(도시되지 않음)가 PIVA 기기(130)에 전력을 제공할 수 있다. 별개의 유선 접속부들로서 도시되지만, 접속부들(124 및 126)은 별개의 또는 조합된 유선 또는 무선 접속부들이일 수 있다. 접속부들(124 및 126)은, 펌프(111)를 포함할 수 있거나 그의 일부일 수 있는 유체 소스(110) 또는 모니터(120)의 통신 컴포넌트와 통신할 수 있다. 이러한 통신은 압력 센서(112)에 의해 생성되는 원시 데이터, 압력 센서(112)에 의한 측정들에 관련된 처리된 데이터, 이하에 설명되는 방법들에 따라 분석되는 데이터, 또는 분석된 데이터에 기초하여 결정되는 경보 신호들 또는 제어 명령들을 포함할 수 있다. 그 후, 유체 소스(110) 또는 모니터(120)는 예시적인 PIVA 기기(130)로부터의 통신에 기초하여 적절한 액션을 취하거나 적절한 정보를 제시할 수 있다.

[0046] 도 3은 PIVA 시스템(100)을 사용하여 PVP에 기초하여 환자(102)의 상태를 측정 및 분석하기 위한 예시적인 PIVA 측정 및 분석 방법(300)의 흐름도를 도시한다. 방법(300)은 환자 혈압, 혈액량, 호흡, 위치 또는 움직임, 또는 전신 혈관 저항(systemic vascular resistance)과 관련된 메트릭들과 같은 다양한 환자 상태 메트릭들을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 방법(300)은 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호를 이용하여 평가 유닛(118)에

의해 수행될 수 있으며, 압력 센서(112)에 의한 전자 압력 신호의 생성은 일부 실시예들에서 방법(300)에 포함될 수 있다.

[0047] 방법(300)은 환자(102)에 대해 PVP 데이터 신호를 측정하는 것으로 시작한다(블록 302). PVP 데이터 신호는, 압력 센서(112)의 트랜스듀서를 이용하여 PVP와 연관된 물리적 현상에 기초하여 PVP를 나타내는 전자 압력 신호를 생성함으로써 측정될 수 있다. 예를 들어, 이것은 IV 튜브(104) 내의 압력을 측정함으로써 달성될 수 있다. IV 튜브(104)가 정맥 도관 기기(106)를 통해 환자(102)의 말초 정맥(108)과 유체 연결된 상태에 있기 때문에, 압력 센서(112)에 의해 측정된 IV 튜브(104)에서의 압력은 환자 PVP(즉, 말초 정맥(108)에서의 압력)와 연관된다. PIVA 시스템(100)의 일부 실시예들에서, IV 튜브(104) 내의 압력은 말초 정맥(108) 내의 PVP와 상이할 수 있지만, IV 튜브(104) 내에서 측정된 압력은 그럼에도 불구하고 말초 정맥(108)에서의 PVP에 비례할 수 있다. 따라서, 측정된 PVP 데이터 신호는 원한다면 압력들 사이의 차이들을 보상하도록 조정될 수 있다. 예를 들어, 조정은 온도, 유체 소스(110)에 의해 제공되는 유체 또는 환자 혈액의 점도, 또는 IV 튜브(104)의 게이지 또는 강성에 기초하여 이루어질 수 있다. 조정되든 조정되지 않은 간에, 압력 센서(112)에 의해 측정된 PVP 데이터 신호는, 호흡 및 순환 사이클들과 연관된 주기적 압력 변화들 및 환자 상태에서의 변화들을 나타낼 수 있는 비주기적 압력 변화들을 포함하여, 시간에 따른 압력에서의 변화들을 정확하게 나타낼 수 있다. 유사하게, IV 튜브(104)의 내부와 유체 접촉하지 않는 상태에 있는 컴포넌트들에 의해 압력 센서(112)에 의해 생성되는 PVP 데이터 신호는 마찬가지로 환자(102)의 말초 정맥(108) 내의 압력의 표현을 제공한다. PVP 데이터 신호는 압력 센서(112)에 의해 생성된 전자 압력 신호일 수 있거나, 또는 그로부터 도출된 데이터 신호일 수 있다. 대안적인 실시예들에서, PVP 데이터 신호는 그것이 생성됨에 따라 실시간으로 평가될 수 있거나, 또는 이후의 분석을 위해 저장될 수 있다. PVP 관련 현상을 측정하기 위해 사용되는 컴포넌트들에 좌우되어, PVP 데이터 신호는 아날로그로서(즉, 시간 세그먼트에 걸쳐 연속 함수 또는 곡선으로서) 또는 디지털 신호로서(즉, 별개 시간들을 나타내는 이산 값들의 세트로서) 생성되거나 저장될 수 있다.

[0048] 도 4a는 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호일 수 있는 PVP 데이터 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 차트를 도시한다. 차트는 환자 심장박동과 연관된 압력에서의 주기적인 증가들 및 감소들을 보여주는 시간 도메인 PVP 신호(402)를 도시한다. 덧붙여, 시간 도메인 PVP 신호(402)는 환자 호흡의 결과로서 더 느린 주기적 변화를 드러낸다. 차트는 또한 시간 도메인 PVP 신호(402)에 대한 흡기(inspiration) 및 호기(expiration)의 영향을 보여주는 호흡 곡선(404)을 도시한다. 흡기 동안의 폐들의 확장으로 인해, 말초 정맥에서의 측정된 압력은, 폐들의 체적이 감소될 때의 호기 동안에서보다 흡기 동안 더 높다. 혈액량 및 환자 움직임과 같은 다른 인자들이 PVP에 영향을 준다.

[0049] 따라서, 시간 도메인 PVP 신호(402)는 주기적(예를 들어, 심박수 또는 호흡)과 비주기적(예를 들어, 움직임 또는 출혈량) 양쪽 모두에 의한 복수의 영향의 조합이다. 결과적인 시간 도메인 PVP 신호(402)는 다양한 소스로부터의 잡음을 포함할 것이므로, 환자 상태의 표시들로서 역할할 수 있는 압력에서의 작은 변화들을 검출하는 것은 어려울 수 있다. 따라서, PIVA 기술은, 이하에서 설명되는 바와 같이, 일부 실시예들에서 PVP 데이터 신호의 주파수 도메인 평가를 활용한다. 다른 실시예들에서, 환자 상태를 평가하거나 또는 환자 상태 메트릭들을 생성하기 위해 시간 도메인 또는 혼합 기술이 또한 사용될 수 있다. PVP 데이터 신호의 시간 도메인 표현이 데이터의 두드러진 특징들을 도시하기 위해 도 4a의 차트로서 그래픽으로 도시되지만, 이러한 데이터 신호의 차트 또는 다른 그래픽 표현을 반드시 산출할 필요는 없다는 것이 인식되어야 한다. 대신에, 일부 실시예들에서, PVP 데이터 신호는 시간 도메인 PVP 데이터 신호의 그래픽 표현을 생성하지 않고서 평가 유닛(118)에 의해 처리되거나, 또는 그래픽 표현은 평가와는 별도로 사용자 리뷰를 위해 생성될 수 있다.

[0050] 도 3으로 돌아가서, 측정된 PVP 데이터 신호로부터 복수의 데이터 값이 이후 획득될 수 있다(블록 304). 평가 유닛(118)은 라이브의 또는 저장된 PVP 데이터 신호의 값들을 샘플링하여 복수의 데이터 값을 획득할 수 있다. 일부 실시예들에서, 데이터 값들은 소정 시간 기간에 걸쳐 고정 간격들로 샘플링되어, 평가 윈도우 내에서의 복수의 데이터 값을 획득할 수 있으며, 이는 윈도우와 연관된 복수의 데이터 값을 일시적 또는 영구적 전자 데이터 저장소에 저장하는 것을 포함할 수 있다. 추가의 실시예들에서, 각각의 평가 윈도우가 복수의 데이터 값을 포함하도록, 다중의 평가 윈도우에 대한 데이터가 획득될 수 있다. 예를 들어, 동시 시간 기간들은 별개의 평가 윈도우들로서 식별될 수 있거나, 또는 평가 윈도우들은 개재 기간에 의해 분리된 시간 기간들로서 식별될 수 있다(예를 들어, 20초 평가 윈도우들이 매 분마다 시작되고, 따라서 40초의 개재 기간들에 의해 분리된다). 평가 유닛(118)이 라이브 (연속적으로 업데이트되는) PVP 데이터 신호의 값들을 샘플링할 때, 일부 실시예들에서, 평가 윈도우는 고정된 지속기간의 시간 기간들을 커버하면서 새로운 데이터 값들을 획득하기 위해 롤링 기반(rolling basis)으로 업데이트될 수 있다. 예를 들어, 평가 윈도우는 새로운 샘플 데이터 값들을 추가하고, 압

력 센서(112)로부터의 가장 최근의 PVP 데이터의 고정된 지속기간(예를 들어, 5초, 10초, 20초, 또는 일부 다른 시간 기간)의 윈도우를 유지하기 위해 가장 오래된 샘플 데이터 값들을 제거함으로써 반복적으로 업데이트될 수 있다. 평가 유닛(118)이 새로운 샘플 데이터 값들의 업데이트들을 주기적으로 획득하는 경우, 새로운 데이터 값이 수신될 때마다 윈도우가 업데이트될 수 있고(그리고 이하에 설명되는 변환 및 평가가 업데이트된 윈도우에 대해 수행될 수 있다). 대안적인 실시예에서, 복수의 데이터 값은 아날로그 전자 장비(평가 유닛(118)의 일부일 수 있음)에 의해 획득 및 분석될 수 있는 아날로그 PVP 데이터 신호의 연속 값들에 대응할 수 있다.

[0051] 복수의 데이터 값으로부터, 평가 유닛(118)은 복수의 데이터 값에 대응하는 주파수 도메인 데이터를 생성한다(블록 306). 이러한 주파수 도메인 데이터는 주파수 도메인에서의 PVP 데이터 신호를 복수의 주파수 각각과 연관된 크기들로서 나타내는 주파수 분포로서 생성될 수 있다. 이는 PVP 신호의 주파수 도메인 표현을 생성하기 위해 시간 도메인 PVP 신호를 나타내는 복수의 데이터 값에 데이터 변환을 적용하는 것을 포함할 수 있다. 바람직한 실시예에서, 평가 유닛(118)은 샘플링된 복수의 데이터 값에 고속 푸리에 변환(FFT)을 적용하여 PVP 신호의 주파수 도메인 표현을 생성한다. 상이한 실시예에서, 상이한 데이터 변환(예를 들어, 라플라스 변환, 멜린(Mellin) 변환, 하틀리(Hartley) 변환, STFT(Short-Time Fourier Transform), 처플렛(Chirplet) 변환, 한켈(Hankel) 변환, 또는 임의의 다른 연속 또는 이산 변환)이 데이터를 PVP 신호의 주파수 도메인 표현으로 변환하도록 구현될 수 있다. FFT는 주기적으로(예를 들어, 매 10초마다, 매 분마다, 또는 매 2초마다, 오버랩되는 평가 윈도우들을 갖거나 갖지 않고) 적용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 웨이블릿 변환, 자기상관, 또는 시간 도메인 세그먼트들에 걸쳐서 신호 스펙트럼 에너지 콘텐츠에 대한 기여들을 분리할 수 있는 기타 신호 분석 기술들과 같이, 주파수에 따라 극대값들을 식별할 수 있는 다른 분석 기술들이 고려된다.

[0052] 주파수 도메인 데이터는 복수의 데이터 값에 기초하여 측정된 PVP 데이터 신호에서의 다양한 주파수 성분의 크기를 나타내는 복수의 값을 포함할 수 있다. 이러한 값들은 이산적일 수 있거나 또는 주파수들에 대응하는 크기들의 곡선의 일부일 수 있고, 이 곡선은 유한 수의 주파수들과 연관된 유한 수의 값들 사이의 보간 또는 근사에 의해 생성될 수 있다. FFT 알고리즘들이 큰 효과에 익숙할 수 있지만, 다른 시간-주파수 변환 또는 신호들의 주파수 성분을 분석하는 다른 기술이 복수의 데이터 값을 평가하는데 활용될 수 있다. 예를 들어, 다른 푸리에 변환들 외에도, 평가는 웨이블릿 변환들 또는 측정된 PVP 데이터 신호의 시간-주파수 표현들을 포함할 수 있다.

[0053] 도 4b는, 도 4a의 시간 도메인에 표현된 시간 도메인 PVP 신호(402)에 대응하는, PVP 데이터 신호의 주파수 도메인 표현의 예시적인 차트를 도시한다. 차트는 주파수 곡선(406)에 의해 각각의 주파수 성분의 크기를 도시한다. 통상적인 바와 같이, 수평 축은 주파수를 나타내고, 수직 축은 크기를 나타낸다. 비록 차트가 예시적인 것이지만, 특정한 전형적인 특징들이 그 안에서 구분될 수 있다. 주파수들(F_N)과 연관된 주파수 곡선(406)의 여러 개의 피크(P_N)에 특히 관심이 있다. 피크들 사이에서, 환자(102)의 순환계의 시스템 또는 아티팩트들(예를 들어, 측정 동안 환자의 움직임, 또는 방실판막 및 대동맥판의 개방 및 폐쇄)에서의 또는 예시적인 PIVA 시스템(100)(예를 들어, 펌프 잡음)에서의 잡음과 연관된 시간 도메인 PVP 신호(402)의 사소한 성분들을 나타낼 수 있는 크기에서의 사소한 변동들이 보인다.

[0054] 도 4b에서 PVP 데이터 신호의 주파수 도메인 표현이 두드러진 특징들을 도시하기 위해 차트로서 도시되지만, 주파수 도메인 데이터의 차트 또는 다른 그래픽 표현을 반드시 생성할 필요는 없다는 것이 이해되어야 한다. 실제로, 일부 실시예들에서, 어떠한 그러한 그래픽 표현도 생성되지 않는다. 대신에, 주파수 도메인 데이터는 평가 유닛(118)에 의해 중간 프로세스로서 처리되고, 그 결과들은 시스템 또는 기기의 사용자에게 직접 제시되지 않는다. 일부 실시예들에서, 주파수 도메인 데이터는 일시적 또는 비일시적 메모리에서 데이터 리스트, 데이터 테이블, 또는 유사한 데이터 구조 내의 값들로서 저장될 수 있다.

[0055] 보통의 조건 하에서, 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)는 환자(102)의 호흡수에 대응하고, 다음 최저 주파수(F_1)를 갖는 피크(P_1)는 환자(102)의 심박수에 대응한다. 심박수 주파수(F_1)의 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 하나 이상의 고조파 피크(P_H)가 일부 실시예들에서 식별될 수 있다. 이러한 고조파 피크들(P_H)은 주파수 곡선(406)의 극대값들과 연관된다. 주파수 곡선(406)의 다음 2개의 피크(P_2) 및 (P_3)은 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)에서의 심박수의 제1 고조파 및 제2 고조파와 연관된 주파수들에서 발생하는 고조파 피크들(P_H)이다. 고조파들은 심박수 주파수(F_1)의 고정된 배수들에서 발생한다. 통상적으로, 이러한 배수들은 통상적으로 정수 배수들이다. 구체적으로, 실험 데이터는 제1 고조파 주파수(F_2)가 심박수 주파수(F_1)의 대략 2 배

이고, 제2 고조파 주파수(F_3)가 심박수 주파수(F_1)의 대략 3 배임을 나타낸다.

[0056] 평가 유닛(118)을 통해서 그런 것처럼, 대응하는 주파수들(예를 들어, F_1, F_2, F_3)의 피크들(예를 들어, P_1, P_2, P_3)의 식별은 환자 상태(예를 들어, 혈류 역학적 상태)의 후속 계산들을 제공한다. 예를 들어, 대응하는 주파수들(예를 들어, F_1, F_2, F_3)의 피크들(예를 들어, P_1, P_2, P_3)은, 본 명세서에서 더 상세히 설명되는 바와 같이, PIVA 점수(score)를 계산하기 위해 사용될 수 있다.

[0057] 도시되지는 않았지만, 심박수의 제3 및 상위 고조파들과 연관된 추가적인 피크들이 일부 실시예들에서 식별될 수 있다. 추가 고조파 주파수들(F_4, F_5, \dots, F_N)은 전형적으로 심박수 주파수(F_1)의 대응하는 순차적 정수 배수들에서 발생한다. 예를 들어, 제2 고조파 주파수는 (F_2)으로 표현될 수 있고, 제3 고조파 주파수는 (F_3)로 표현될 수 있고, 등등과 같이 된다. 고조파 주파수들과 연관된 피크들의 관찰된 주파수들에서 일부 변동이 존재하지만, 고조파 주파수 피크들은 전형적으로 심박수 주파수(F_1)의 정수배들의 위 또는 아래로 심박수 주파수의 값의 대략 10 퍼센트(예를 들어, $\pm 10\%$)의 범위 내에 있는 주파수들에서 발생하는 것으로 발견되었다. 피크들(P_N)의 크기들 사이의 관계들은 변할 수 있지만, 심박수 주파수(F_1)와 연관된 피크(P_1)의 크기는 그 고조파 주파수들 (F_2, F_3) 등과 연관된 피크들 (P_2, P_3) 등의 크기들보다 커야만 한다.

[0058] 더욱이, 도 4b는 주파수 곡선(406)을 다수의 포물선형 피크(예를 들어, P_0, P_1, P_2, P_3)로서 예시하지만, 주파수 도메인 표현의 다른 그래픽 표현들도 예상될 수 있다는 점에 유의해야 한다. 예를 들어, 시스템이 일관되고(예를 들어, 일관된 환자 호흡 및 심박수), 샘플링 레이트(예를 들어, 시간 도메인에서 측정된 데이터 값들의 샘플링 레이트)가 충분히 높은 정도에서는, 피크들(예를 들어, P_0, P_1, P_2, P_3)은 수직 라인들로서(예를 들어, 인지가 가능하지 않은 폭을 가진 포물선형 피크들 또는 폭을 가지지 않은 포물선형 피크들) 그래픽적으로 묘사될 수 있다.

[0059] 본 개시내용이 일반적으로 호흡수가 최저 주파수 피크(P_0)에 대응하는 것으로, 심박수가 다음 최저 주파수 피크(P_1)에 대응하는 것으로 및 등등과 같이 참조하지만, 임의의 이러한 참조가 설명의 용이성을 위해 행해진다는 것을 알아야 한다. 이를 위해, 일부 실시예들에서, 시간 도메인 PVP 신호는 호흡수보다 낮은 하나 이상의 주파수를 검출할 수 있다. 예를 들어, 내장 주파수들(gut frequencies)은 전형적인 호흡 주파수보다 낮은 주파수와 연관되는 경향이 있다. 이러한 실시예들에서, 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)는 내장 주파수에 대응하고, 제2 최저 주파수(F_1)를 갖는 피크(P_1)는 호흡 주파수에 대응한다. 유사하게, 심박수 주파수 및 대응하는 고조파 주파수들 각각은 다음 최저 피크(P_2) 및 다음 피크들(P_3, P_4, \dots, P_N)에 제각기 대응할 것이다. 일부 추가 실시예들에서, 시간 도메인 PVP 신호는 호흡 주파수보다 낮은 다중 주파수를 검출할 수 있다는 것을 알아야 한다. 따라서, 호흡수, 심박수, 및 심박수 고조파들에 대응하는 피크 인덱스는 호흡수보다 낮게 검출되는 주파수들의 수만큼 증가할 수 있다. 이와 같으므로, 구체적으로 달리 설명되지 않는 한, 최저 주파수 피크(P_0)에 대응하는 호흡수 및 다음 최저 주파수 피크(P_1)에 대응하는 심박수 주파수에 대한 임의의 참조는 제한적이지 않으며, 또한 대응하는 피크 인덱스들을 시간 도메인 PVP 신호에 의해 검출되는 호흡수보다 작은 주파수들의 수만큼 오프셋팅하는 것을 상정한다.

[0060] 다시 도 3으로 돌아가면, 평가 유닛(118)은 주파수 곡선(406)과 같은, PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 피크들(P_N)에 대응하는 복수의 주파수(F_N)를 추가로 식별한다(블록 308). 평가 유닛(118)은 주파수 도메인 PVP 신호값들의 비교에 의해 PVP 신호의 주파수 도메인 표현에서 피크들(P_N)을 나타내는 값들을 먼저 식별하고나서, 식별된 피크값들(P_N)과 연관된 대응하는 주파수들(F_N)을 식별할 수 있다. 피크 값들(P_N)을 결정하기 위해, 평가 유닛(118)은 극대값들의 상대 크기들의 비교, 각각의 피크 주위의 고정 또는 동적 주파수 대역들의 확립, 또는 극대값에 대한 반치전폭(full width at half maximum)의 비교 중 임의의 것 또는 전부에 기초한 방법들을 포함하여, 극대값들을 피크들로서 식별하기 위해 다양한 방법들 중 임의의 방법을 활용할 수 있다. 예를 들어, 극대값들을 더 식별하기 위해 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 세그먼트들을 분리하기 위해 대역 통과 필터가 채택될 수 있다. 이는 고조파 피크들(P_N) 및 대응 고조파 주파수들(F_N)을 식별하는데 특히 유용할 수 있는데, 그 이유는 그러한 고조파들이 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에서 발생하기 때문이다.

[0061] 예로서, 심박수 주파수(F_1)의 2배의 주파수를 중심으로 하고 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖는 대역 통과 필터는 제1 고조파 피크(P_2)를 포함하는 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 범위를 정의하기 위해 사용될 수 있다. 이후, 제1 고조파 주파수(F_2)는 이러한 범위 내에서 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 극대값과 연관된 주파수를 간단히 결정함으로써 식별될 수 있다. 이들 또는 다른 공지된 기술을 이용함으로써, PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 피크들(P_N)은 순환계에서의 잡음 또는 다른 사소한 현상으로부터 생기는 다른 극대값들과 구별될 수 있다.

[0062] 일단 피크들(P_N)과 연관된 복수의 주파수(F_N)가 식별되었다면, 평가 유닛(118)은 주파수들(F_N) 중 하나 이상에서의 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 크기들을 분석하여 환자 상태의 하나 이상의 양태를 결정할 수 있다(블록 310). 이러한 분석은 하나 이상의 환자 상태 메트릭들, 예컨대 혈액량 메트릭, 호흡량 메트릭, 환자 위치 메트릭, 환자 움직임 메트릭, 전신 혈관 저항 메트릭, 전신 혈관 저항에 관련한 다른 메트릭(예를 들어, 평균 동맥압, 평균 정맥압, 심장박출량), 또는 환자(102)에 대한 기타 등등의 것을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자 상태 메트릭들은 환자(102)의 다음의 혈류역학적 상태들: 혈액량저하증, 혈액량과다증, 중 혈액량 정상 중 하나를 나타내는 혈액량 메트릭을 포함할 수 있다. 환자(102)의 혈류역학적 상태들은 다양한 실시예에서 점수로서 또는 환자 상태의 카테고리로서 결정될 수 있다. 추가 실시예들에서, 본 명세서의 다른 곳에서 논의된 바와 같이, PVP 신호를 평가하기 위해 시간 도메인 분석이 추가적으로 또는 대안적으로 수행될 수 있다.

[0063] 몇몇 환자 상태 메트릭들은 그와 연관된 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 이상의 주파수(F_N) 또는 크기들로부터 직접 결정될 수 있다. 예를 들어, 호흡 깊이는 호흡 주파수(F_0)와 연관된 크기(즉, 호흡 피크(P_0)의 크기)에 기초하여 결정될 수 있거나, 또는 혈액량 메트릭은 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기(즉, 심박수 피크(P_1)의 크기)에 기초하여 결정될 수 있다. 또 다른 예로서, 환자 혈류역학적 상태(예를 들어, 혈액량저하증 또는 혈액량과다증)를 나타내는 혈액량 메트릭이 직접 측정되거나 계산될 수 있다.

[0064] 예를 들어, 앞서 언급한 바와 같이, 변환을 수행하는 것에 후속하여, 평가 유닛(118)은 대응하는 주파수들(예를 들어, F_1, F_2, F_3)의 피크들(예를 들어, P_1, P_2, P_3)을 식별할 수 있다. 심박수 주파수 F_1 , 심박수 주파수 F_2 의 제1 고조파, 및 심박수 주파수 F_3 의 제2 고조파와 같은 다양한 주파수들에 대응하는 이러한 개별 피크들(예를 들어, P_1, P_2, P_3)이 이후 PIVA 점수를 계산하기 위해 수학적식에서 사용될 수 있다. 환자의 유체 상태를 나타내는 PIVA 점수는 또한 폐모세혈관쇄기압(pulmonary capillary wedge pressure)에 대한 자연스런 결과이다. 폐모세혈관쇄기압이 유체 상태(예를 들어, 혈액량저하증 또는 혈액량과다증)의 표시자이기 때문에, PIVA 점수는, 마찬가지로, 환자의 유체 상태를 나타낸다.

[0065] 실시예에서, PIVA 점수를 계산하기 위한 수학적식은 다음과 같이 표현된다:

$$\begin{aligned} \text{PIVA Score} = & c_3 \tanh\left(\frac{g_0 + g_1 \text{mag}^{f1} + g_2 \text{mag}^{f2} + g_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) \\ & + c_2 \tanh\left(\frac{h_0 + h_1 \text{mag}^{f1} + h_2 \text{mag}^{f2} + h_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) \\ & + c_1 \tanh\left(\frac{i_0 + i_1 \text{mag}^{f1} + i_2 \text{mag}^{f2} + i_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) + c_0 \end{aligned}$$

[0066]

[0067] $c_0, c_1, c_2, c_3, g_0, g_1, g_2, g_3, h_0, h_1, h_2, h_3, i_0, i_1, i_2,$ 및 i_3 의 각각은 상수들이다. $\text{mag}^{f1}, \text{mag}^{f2},$ 및 mag^{f3} 의 각각은 제각기 주파수들(예를 들어, F_1, F_2, F_3) 각각의 개별 크기들을 나타낸다. 이러한 크기들은 또한 공통적으로 본 명세서에서 주파수들의 피크들로서 지칭된다. 예를 들어, mag^{f1} 은 또한, 심박수 주파수 F_1 과 연관되어, 본 명세서에서 피크 P_1 로 지칭될 수 있다. 유사하게, 예를 들어, mag^{f2} 은 또한, 제1 고조파 주파수 F_2 와 연관되어, 본 명세서에서 피크 P_2 로 지칭될 수 있다. 유사하게, 예를 들어, mag^{f3} 은 또한, 제2 고조파 주파수

F₃과 연관되어, 본 명세서에서 피크 P₃으로 지칭될 수 있다. 예를 들어, 그리고 도 4b를 참조하면, PIVA 수학적 식에서 mag^{f1}로 지칭되는 P₁은 심박수 주파수(F₁)의 크기이고, PIVA 수학적 식에서 mag^{f2}로 지칭되는 P₂는 제1 고조파 주파수(F₂)의 크기이고, PIVA 수학적 식에서 mag^{f3}으로 지칭되는 P₃은 제1 고조파 주파수(F₃)의 크기이다.

[0068] 평가 유닛(118)은 단위 없는 PIVA 점수를 계산한다. 관련 실시예에서, PIVA 시스템(100)은 PIVA 점수를 (예를 들어, 모니터(120)를 통해) 디스플레이한다. PIVA 점수를 계산함으로써, 환자의 유체 상태가 쉽게 결정될 수 있다(예를 들어, 혈액량저하증, 혈액량 과다증, 또는 혈액량 정상). 바람직하게는, 계산된 PIVA 점수는 95% 신뢰 구간의 LoA(limits of agreement)로 ±8mmHg의 폐모세혈관쇄기압과 일치한다.

[0069] 실시예에서, 다양한 주파수들에 대응하는 추가적인 피크 크기들(예를 들어, F₄, 제3 고조파 주파수에 대응하는 P₄)이 또한, 계산에서의 더 큰 정확도를 위해 PIVA 점수를 계산하는데 있어서 사용될 수 있다(예를 들어, 추가 상수들 역시 구현하는 것).

[0070] 실시예에서, 계산 또는 측정, 환자의 혈류역학적 상태가 알려진 경우 (예를 들어, 수술 전의 베이스라인 측정) 이전 시간에서의 크기로부터의 변화와 같이, 고조파 주파수(F_H)와 연관된 고조파 피크(P_H)의 크기에서의 변화 또는 크기와 직접 관련될 수 있다. 또 다른 예로서, 심박수 가변성은 시간에 따른 심박수 주파수(F₁)에서의 변화들에 기초하여 또는 심박수 피크(P₁)와 연관된 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 일부분의 폭(예를 들어, 반치전폭)을 측정함으로써 결정될 수 있다.

[0071] 일부 실시예들에서, 환자 상태 메트릭은 동일한 복수의 데이터 값(즉, 동일한 평가 윈도우에 대한 것)에 기초하여 상이한 주파수 피크들(F_N 및 F_M)과 연관된 크기들의 비교에 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 전신 혈관 저항 또는 혈액량 점수와 같은, 환자에 대한 혈류역학적 메트릭을 결정하기 위해 심박수와 제1 고조파 주파수들 F₁ 및 F₂와 연관된 크기들의 비율이 사용될 수 있다. 이러한 비율들은 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 크기들을 정규화하는데 특히 유용하여 더 강건하고 더 정확한 환자 상태 메트릭들을 획득할 수 있다. 유사하게, 상이한 고조파 주파수들(예를 들어, F₂ 및 F₃)과 연관된 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 크기들 사이의 비율들은 환자 (102)의 혈류역학적 상태(예를 들어, 혈액량)를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 추가의 실시예들에서, 환자 상태 메트릭은 상이한 복수의 데이터 값(즉, 상이한 평가 윈도우들에 대한 것)에 대해 결정된 피크들(P_N)의 동일한 하나 이상의 주파수(F_N)와 연관된 크기들의 비교에 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 시간에 따른 심박수 주파수 F₁과 연관된 절대 또는 상대 크기의 변화의 분석은 혈류역학적 메트릭을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 환자 상태에 관한 정보는 메모리에 저장되고, 모니터(120)를 통해 사용자에게 제공되거나, 또는 이하에 더 논의되는 응답들 중 임의의 것을 포함하여 응답을 생성하고 구현하기 위해(예를 들어, 경보를 제시하거나 유체 소스 (110)의 동작을 제어하는 것) 응답 유닛(116)에 의해 사용될 수 있다.

[0072] 추가 실시예들에서, 환자에 관한 추가 정보가 일부 환자 상태 메트릭들을 결정하기 위해 사용될 수 있거나, 또는 이러한 추가 정보가 환자 상태 메트릭들과 함께 사용하기 위해 모니터링될 수 있다. 예를 들어, 환자 위치 또는 움직임에 관한 정보(예를 들어, 환자 움직임 메트릭)는 환자 상태 메트릭에 대한 콘텍스트를 제공하거나 환자 상태 메트릭을 보완하기 위해 별도로 모니터링될 수 있다. 이를 위해, 추가적 환자 메트릭들은 환자(102)의 위치들 또는 움직임들에 관한 데이터를 수집하는 추가적인 센서들(150)에 의해 별도로 모니터링될 수 있거나, 또는 다중 환자 메트릭은 압력 센서(112)를 통해 모니터링되는 PVP 신호의 분석에 의해 결정될 수 있다. 예를 들어, (심박수 주파수 F₁ 또는 연관된 크기 P₁과 같이) 압력 센서(112)에 의해 측정된 PVP로부터 도출된 환자 메트릭에서의 갑작스러운 시프트 및 추가적인 센서(150)로부터의 측정된 가속도에서의 스파이크(spike)가 조합되어 환자가 떨어질 가능성이 있다고 결정할 수 있다. 또 다른 예로서, PVP 신호의 주파수 도메인 분석 및 PVP 신호의 시간 도메인 분석(예를 들어, 파형 분석 또는 패턴 검출) 둘 모두가 환자 메트릭들을 생성하기 위해 수행될 수 있으며, 이후 환자 메트릭들은 함께 조합되거나 분석되어 환자 상태를 평가할 수 있게 된다. 환자 상태 메트릭의 변화들에 대한 응답들의 적절성을 검증하기 위해 추가적 환자 메트릭들이 평가될 수 있다. 따라서, 추가적인 환자 메트릭이 환자 움직임을 나타내는 것과 동시에 환자 상태 메트릭이 과도 조건의 가능성을 나타내는 경우, 환자 상태 메트릭은 환자 움직임의 결과인 것으로 결정될 수 있으므로, 어떤 응답도 요구되지 않을 수 있다. 대안적으로, 추가적인 환자 메트릭이 통원 도움을 필요로 하는 환자에 대한 환자의 움직임 또는 노력을 나타내는 환자 상태 메트릭을 확인한 경우, 해당 환자가 도움 없이 걸으려고 시도하고 있을 수 있다는

것을 책임있는 사람에게 경고하기 위해 경보가 발생될 수 있다. 일부 실시예들에서, 추가 정보는 의사 또는 간호사에 의해 입력된 환자 상태 정보와 같은 환자 상태 또는 제한들을 나타내는 정보를 포함할 수 있다.

[0073] 도 5a 내지 도 5c는, 펌프(111) 또는 다른 유체 소스(110)의 동작으로부터 오는 것과 같은 잡음 아티팩트들을 포함하는 PVP 신호의 시간 도메인 표현들의 예시적인 차트들을 도시한다. 예시적인 차트들은 분석 컴포넌트(114)에 의해 수행될 수 있는 다양한 단계들 또는 유형들의 처리를 도시한다. 도 5a는 펌프(111)가 동작하고 있지 않은 동안의 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 비활성 세그먼트들(502I) 및 펌프(111)가 동작하고 있는 동안의 활성 시간 세그먼트들과 연관된 활성 세그먼트들(502A) 양쪽 모두를 포함하는 PVP 데이터 신호(502)를 도시한다. PVP 데이터 신호(502)에 대한 펌프 활동의 효과를 보여주기 위해, 도 5a는 동일한 시간 스케일에서 펌프 제어 신호(504)를 차트로 그림으로써 펌프(111)의 동작을 더 도시한다. 펌프 제어 신호(504)는 단순성을 위해 이진 신호로서 도시되어 있는데, "1"의 값은 활성 펌핑을 나타내고 "0"의 신호는 비활성을 나타낸다. 그러나, 대안적인 실시예들에서, 펌프 제어 신호들의 대안적인 유형들이 펌프(111)의 동작의 전력 또는 모드를 제어하기 위해 사용될 수 있다.

[0074] 도 5a에 도시된 바와 같이, 펌프(111)는 시간 t_0 과 t_1 사이에서의 제1 비활성 시간 세그먼트 동안 동작하고 있지 않으므로, 이 시간 세그먼트 동안의 PVP 신호(502)의 값들은 비활성 펌프 PVP 신호(502I)를 형성한다. 비활성 펌프 PVP 신호(502I)는 펌프(111)로부터의 간섭 없이 환자(102)의 순환계에서의 압력에 대응하는 PVP 측정들을 나타낸다. 이와 같으므로, 비활성 펌프 PVP 신호(502I)는 전술한 시간 도메인 PVP 신호(402)와 유사하다. 따라서, 비활성 펌프 PVP 신호(502I)의 값들은 본 명세서에서 논의된 바와 같이 PIVA 또는 다른 주파수 도메인 방법들에 따른 추가 분석을 수행하기 위해 사용될 수 있다. 추가로 도시된 바와 같이, 펌프(111)는 제1 비활성 시간 세그먼트를 바로 따라오는 시간 t_1 과 t_2 사이에서 제1 활성 시간 세그먼트 동안 동작하고 있다. 제1 활성 시간 기간 동안의 PVP 신호(502)의 값들은 활성 펌프 PVP 신호(502A)를 형성하며, 이들 값들은 펌프(111)의 동작으로부터의 잡음 아티팩트들을 포함한다. 이러한 활성 시간 세그먼트들의 잡음 아티팩트들은 PIVA 및 다른 관련 분석을 억누르고, 따라서 추가 분석 전에 활성 펌프 PVP 신호(502A)를 제거, 대체, 또는 조정하는 것이 유용하다. 펌프(111)가 동작하고 있지 않은 동안의 비활성 펌프 PVP 신호들(502I)과 연관된 추가의 제2 및 제3 비활성 시간 세그먼트들이 시간 t_2 와 t_3 사이 및 시간 t_4 와 t_5 사이에서 더 도시된다. 펌프(111)가 동작하고 있는 동안의 활성 펌프 PVP 신호들(502A)과 연관된 추가적인 활성 시간 세그먼트가 시간 t_3 과 t_4 사이에서 도시된다. 활성 시간 세그먼트들 및 비활성 시간 세그먼트들이 예시적인 차트에서 시간에 있어서 인접한 것으로 도시되어 있지만, 일부 실시예들은 어떤 비활성 시간 기간의 일부도 아니고 어떤 활성 시간 기간의 일부도 아닌 전 이 기간들을 포함할 수 있다.

[0075] 도 5b는 비활성 펌프 PVP 신호들(502I) 만을 포함하는 예시적인 클리닝된 PVP 신호(508)를 도시한다. 예시적인 클리닝된 PVP 신호(508)는 활성 시간 세그먼트들과 연관된 데이터 값들을 단순히 제거함으로써 생성되어, 클리닝된 PVP 신호(508)에서 갭들(506)을 남길 수 있다. 활성 시간 세그먼트들을 제거하기 위해, 분석 컴포넌트(114)는 활성 시간 세그먼트들 또는 비활성 시간 세그먼트들 중 어느 하나 또는 둘 모두 중 하나 이상을 먼저 식별할 수 있다. 일부 실시예들에서, (펌프 제어 신호(504)와 같은) 펌프(111)로부터의 정보는 활성 시간 세그먼트들 또는 비활성 시간 세그먼트들을 식별하기 위해 사용될 수 있다. 그러나, 바람직한 실시예들에서, 분석 컴포넌트(114)는 PVP 신호(502)의 값들에 기초하여 활성 시간 세그먼트들 또는 비활성 시간 세그먼트들을 식별할 수 있다. 분석 컴포넌트(114)는, 이하에 더 논의되는 바와 같이, PVP 신호(502)의 값들에서의 변화들 또는 값들의 크기들에 기초하여 활성 시간 세그먼트들 또는 비활성 시간 세그먼트들을 식별할 수 있다.

[0076] 일단 생성되면, 클리닝된 PVP 신호(508)는 본 명세서에 설명된 방법들에 따라 직접 분석될 수 있거나, 또는 PVP 신호(508)는 주파수 도메인으로의 변환 전에 추가로 더 조정될 수 있다. 예를 들어, 클리닝된 PVP 신호(508)는 비활성 펌프 PVP 신호(502I)의 주기성에 기초하여 부분적으로 중첩하도록 비활성 펌프 PVP 신호들(502I)을 정렬함으로써 갭들(506)을 제거하도록 조정될 수 있다. 또 다른 예로서, 도 5c에 도시된 바와 같이, 비활성 펌프 PVP 신호(502I)에 기초하여, 갭들(506)을 추정된 값들로 채우도록 클리닝된 PVP 신호(508)가 조정될 수 있다. 대안적으로, 갭들(506)을 추정하는 대신에, 비활성 펌프 PVP 신호들(502I)은 다른 수단을 통해, 예컨대 하나의 비활성 펌프 PVP 신호(502I)의 중점을 제2 비활성 펌프 PVP 신호(502I)의 시작 지점을 연결하는 직선들(예를 들어, 갭(506)을 가로지르는 직선)을 통해 연결될 수 있다. 비활성 시간 세그먼트가 충분히 긴 지속기간을 갖는 경우 단일 비활성 시간 세그먼트와 연관된 비활성 펌프 PVP 신호(502I)가 환자 상태 매트릭들의 주파수 도메인 분석에 충분할 수 있지만, 비활성 시간 세그먼트들은 너무 짧은 지속기간들을 가져서 정확한 분석을 허용하지 못할 수 있다. 이러한 경우에, 대응하는 복수의 비활성 시간 세그먼트를 통해 복수의 비활성 펌프 PVP 신호

(502I)를 조합하는 것은 평가를 위한 더 많은 데이터를 제공함으로써 추가 분석을 용이하게 한다. 심지어 개별 비활성 시간 세그먼트들이 주파수 분석을 허용하기에 충분히 길 때에도, 추가적인 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 추가적인 데이터 값들을 더함으로써 정확도가 개선될 수 있다.

[0077] 도 5c는 갭들(506)을 채우기 위해 비활성 펌프 PVP 신호들(502I) 및 추정된 PVP 신호들(502E)을 포함하는 예시적인 조정된 PVP 신호(510)를 도시한다. 추정된 PVP 신호들(502E)의 값들은, 이하에서 더 논의되는 바와 같이, 클리닝된 PVP 신호(508)의 비활성 펌프 PVP 신호들(502I)의 값에 기초하여 추정될 수 있다. 갭들(506)을 추정된 PVP 신호들(502E)로 채움으로써, 결과적인 조정된 PVP 신호(510)는 몇몇 유형의 추가 분석에 더 잘 들어맞을 수 있다. 구체적으로, 조정된 PVP 신호(510)는 펌프(111)의 동작으로부터의 잡음 아티팩트들 없이 포괄적인 시계열 데이터를 나타내며, 이것은 펌핑의 효과들에 대한 추가적인 조정 없이 분석될 수 있다. 조정된 PVP 신호(510)는, 펌프(111)에 관한 외적인 데이터를 참조하지 않고, 측정된 PVP 신호(502)만으로부터 획득될 수 있다는 점에 유의해야 한다. 따라서, 조절된 PVP 신호(510)를 생성하기 위해, 펌프 동작의 시간들(예를 들어, 펌프 동작의 시간 기간들) 또는 펌프 동작의 특성들(예를 들어, 펌프 속도, 펌프 체적, 또는 펌프에 의해 생성되는 잡음 아티팩트들의 모델들)에 관한 외적인 데이터가 필요하지 않다.

[0078] 도 5c는 활성 펌프 PVP 신호들(502A)을 제거함으로써 생성된 갭들(506)만을 채우는 것으로서 추정된 PVP 신호들(502E)을 도시하지만, 일부 실시예들은 전체 조정된 PVP 신호(510)를 추정하는 것을 포함할 수 있다. 이러한 실시예들에서, 활성 펌프 PVP 신호들(502A)과 비활성 펌프 PVP 신호들(502I) 둘 모두는 조정된 PVP 신호(510)를 생성하기 위해 추정된 PVP 신호들(502E)로 대체될 수 있다. 이러한 접근법은 비활성 펌프 PVP 신호들(502I)의 측정된 값들을 추정된 PVP 신호들(502E)의 추정된 값들로 대체함으로써 어떤 면들에서 분석의 정확도를 감소시킬 수 있지만, 이 접근법은 활성 및 비활성 시간 세그먼트들 사이의 경계들(즉, 시간 t_1 , t_2 , t_3 및 t_4)에서의 불연속성들을 제거함으로써 추가 분석을 더 용이하게 할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 불연속성들은, 전이들을 평활화하기 위해 활성 및 비활성 시간 세그먼트들 사이의 경계들 부근에서 발생하는 비활성 펌프 PVP 신호들(502I) 또는 추정된 PVP 신호들(502E) 중 하나 이상의 것의 값들을 조정함으로써 해결될 수 있다. 어느 경우에도, 활성 펌프 PVP 신호들(502A)은 조정된 PVP 신호(510)로부터 배제되고 추정된 PVP 신호들(502E)로 대체된다.

[0079] 도 6은 환자(102)의 PVP에 대응하는 신호로부터 의료 기기의 동작과 관련된 잡음 아티팩트들을 제거하기 위한 예시적인 압력 신호 필터링 방법(600)의 흐름도를 도시한다. 필터링 방법(600)은 환자 상태 메트릭을 결정하기 위해 PVP 신호를 획득, 필터링, 및 분석하기 위해 평가 유닛(118)에 의해 구현될 수 있다. 펌프(111), 다른 유체 소스(110), 또는 유사한 의료 기기의 동작으로부터의 잡음 아티팩트들은 동작 동안 보통의 PVP 측정들을 불명료하게 할 수 있다. PIVA와 같은 분석적 방법들에 대해, 정확한 메트릭들을 획득하기 위해 추가 처리 이전에 이러한 잡음 아티팩트들이 제거되거나 다른 방식으로 해결되어야 한다. 기기 잡음 아티팩트들을 다루는 다른 방법들과는 대조적으로, 필터링 방법(600)은 기기 동작의 활성 시간 세그먼트들 및 기기가 비활성인 경우의 비활성 시간 기간들을 포함하는 PVP 신호로부터 활성 시간 세그먼트들과 연관된 신호 값들을 식별하고 제거한다. 이를 위해, (PVP 신호(502)와 같은) 시간 도메인 PVP 신호가 획득되고 처리되어 (활성 펌프 PVP 신호들(502A)과 같은) 활성 시간 세그먼트들과 연관된 신호 값들을 제거하여 필터링된 시간 도메인 PVP 신호(예컨대, 클리닝된 PVP 신호(508) 또는 조정된 PVP 신호(510))를 생성한다. 이후 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 주파수 도메인으로 변환되고 본 명세서에서 논의된 방법들에 따라 분석되어 하나 이상의 환자 상태 메트릭을 결정할 수 있다.

[0080] 필터링 방법(600)은 환자(102)의 말초 정맥에서의 압력과 연관된 측정들로부터 시간 도메인 PVP 신호를 획득함으로써 시작한다(블록 602). 본 명세서의 다른 곳에서 논의된 바와 같이, 시간 도메인 PVP 신호는 압력 센서(112)에 의해 직접 생성될 수 있거나 또는 센서 측정으로부터 도출될 수 있다. 또한 본 명세서의 다른 곳에서 설명된 바와 같이, 시간 도메인 PVP 신호는 압력 센서(112)를 모니터링함으로써 또는 저장된 PVP 데이터 신호에 액세스함으로써 획득될 수 있다. 일부 실시예들에서, 평가 유닛(118)은 트랜스듀서로부터의 데이터를 모니터링 및 기록하여 시간 도메인 PVP 신호를 생성할 수 있다. 시간 도메인 PVP 신호는 다음의 각각 중 하나 이상을 포함할 수 있다: (i) 펌프(111)가 동작하고 있는 동안의(즉, 활성 펌핑) 활성 시간 세그먼트들 및 (ii) 펌프(111)가 동작하고 있지 않은 동안의(즉, 비활성 펌핑) 비활성 시간 세그먼트들. 활성 시간 세그먼트들 및 비활성 시간 세그먼트들은 주기적으로 또는 비주기적으로 교대할 수 있다. 펌프(111)가 보통의 사용 과정 동안 활성 및 비활성 시간 세그먼트들 모두를 본질적으로 산출하는 방식으로 동작하도록 구성될 수 있기는 하지만, 활성 시간 세그먼트들은 펌프(111)가 활성 동작에 의해 잡음 아티팩트들을 생성하고 있는 동안의 기간들인 반면, 비활성 시간 세그먼트들은 펌프(111)가 수동 또는 비활성 동작(예를 들어, 주기적 펌핑 사이의 정지 기간)에 의해 상당한 잡음 아티팩트들을 생성하고 있지 않은 동안의 기간들이다. 측정된 PVP의 추가 분석을 가능하게 하기 위해, 평가 유닛(118)은 활성 및 비활성 시간 세그먼트들을 식별하고 필터링할 수 있다.

- [0081] 따라서, 필터링 방법(600)은 활성 시간 세그먼트들 또는 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 값들을 식별할 수 있다(블록 604). 평가 유닛(118)은 시간 도메인 PVP 신호의 값들에 기초하여 활성 시간 세그먼트들, 비활성 시간 세그먼트들, 또는 활성 및 비활성 시간 세그먼트들 둘 모두를 자동으로 식별할 수 있다. 바람직한 실시예들에서, 평가 유닛(111)은, 시간 도메인 PVP 신호에 포함되지 않거나 또는 그로부터 도출되지 않는 펌프(111)의 특성 또는 동작 상태에 관한 추가적인 외적인 정보(예를 들어, 이전에 결정된 펌프 동작 파라미터들 또는 펌프의 동작을 제어하는 제어 신호)를 참조하지 않고 시간 도메인 PVP 신호의 분석에만 기초하여 시간 세그먼트들을 식별할 수 있다. 따라서, 평가 유닛(118)은, 펌프(111)의 특성, 구성 또는 설정과는 상관없이, 그리고 평가 유닛(118)에 대한 조정 또는 추가적인 구성을 요구하지 않고서, 동일한 방식으로 시간 세그먼트들을 식별할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 평가 유닛(118)은 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 크기들에 기초하여 또는 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 크기들의 변화들에 기초하여 시간 세그먼트들을 자동으로 식별할 수 있다. 값들은 개별적으로 또는 복수의 값을 포함하는 세트들에서, 세트들에 적용되는 하나 이상의 세트 메트릭에 따라 분석될 수 있다.
- [0082] 시간 도메인 PVP 신호의 개별 값들에 대해, 복수의 값 각각은 그 값이 활성 시간 세그먼트 또는 비활성 시간 세그먼트 내의 시간과 연관되는지를 결정하기 위해 하나 이상의 임계 레벨과 비교될 수 있다. 예를 들어, 상위 임계 레벨을 넘는 값들은 활성 시간 세그먼트와 연관되는 것으로 식별될 수 있거나, 또는 하위 임계 레벨 아래의 값들은 비활성 시간 세그먼트와 연관되는 것으로 식별될 수 있다. 값들은 활성 및 비활성 시간 세그먼트들을 식별하기 위해 이러한 비교들에 기초하여 그룹화될 수 있다. 상위 및 하위 임계 레벨들은 일부 실시예들에서 동일할 수 있지만, 이들은 다른 실시예들에서 별개의 레벨들일 수 있다. 별개일 때, 값들이 활성 시간 세그먼트들 또는 비활성 시간 세그먼트들 어느 쪽에든 할당될 수 없는 불확정 범위가 존재한다. 이러한 불확정 값들은, 이러한 불확정 값들이 활성 시간 세그먼트들, 비활성 시간 세그먼트들, 또는 전이 시간 세그먼트들에 속하는지를 결정하기 위해 주위 시간 세그먼트들에 기초하여 더 분석될 수 있다. 일부 실시예들에서, 특이값(outlier value)들은 시간상 그러한 특이값들을 둘러싸는 값들(즉, 특이값에 선행하는 것과 그에 후속하는 것)에 기초하여 활성 또는 비활성 시간 세그먼트의 일부인 것으로서 폐기되거나 식별될 수 있다. 잡음 아티팩트들을 더 완전하게 제거하기 위해서, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성할 목적으로 일부 실시예에서 전이 시간 세그먼트들이 활성 시간 세그먼트들로서 취급될 수 있다.
- [0083] 시간 도메인 PVP 신호의 값들의 세트들에 대해, 각각의 세트는 하나 이상의 세트 메트릭을 이용하여 분석되어 세트가 활성 또는 비활성 시간 세그먼트와 연관되는지를 결정할 수 있다. 바람직한 실시예들에서, 각각의 세트는 시간상 인접한 시간 도메인 PVP 신호의 값들을 포함하여, PVP 신호의 시계열 값들을 형성한다. 따라서, 각각의 세트는 세트-특정적 시간 기간과 연관되고 세트-특정적 시간 기간 내의 시간들과 연관된 값들을 포함한다. 세트들의 세트-특정적 시간 기간들은 고정된 지속기간들을 커버할 수 있거나 또는 가변 지속기간들을 가질 수 있고, 세트-특정적 시간 기간들은 중첩되거나 중첩되지 않을 수 있다. 세트들은 시간 도메인 PVP 신호로부터 샘플링된 값들을 포함할 수 있거나, 또는 세트들은 대응하는 세트들의 세트 특정적 시간 기간들 내에서 시간들과 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 모든 값들을 포함할 수 있다. 특히 바람직한 실시예들에서, 세트 특정적 시간 기간들은 중첩되지 않지만 인접한 세트들이 시간 도메인 PVP 신호의 중단되지 않은 지속기간 동안 데이터가 이용가능한 분석 시간 기간 내의 모든 시간 기간들을 커버하여, 분석 시간 기간 동안 시간 도메인 PVP 신호의 각각의 값이 세트들 중 정확히 하나의 세트에 있도록 한다. 따라서, 활성 또는 비활성 시간 세그먼트들은 세트들을 활성 또는 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 것으로서 식별함으로써 하나 이상의 세트의 컬렉션들로서 식별될 수 있다.
- [0084] 세트를 활성 또는 비활성 시간 세그먼트와 연관된 것으로서 식별하기 위해, 세트 내의 시간 도메인 PVP 신호의 값들은 하나 이상의 세트 메트릭을 이용하여 평가될 수 있다. 세트 메트릭들은 평균 값, 최대 값, 최소 값, 최대 값과 최소 값 사이의 거리, 값들 사이의 평균 변화(또는 그 절대 값), 세트의 분산, 또는 세트에서의 값들의 또 다른 메트릭을 결정하는 함수들을 포함할 수 있다. 일단 세트 메트릭이 세트의 값들을 평가함으로써 결정되었다면, 세트 메트릭은, 세트를 활성 시간 세그먼트 또는 비활성 시간 세그먼트와 연관된 것으로서 식별하기 위해 세트 메트릭과 연관된 세트 임계 레벨에 대해 비교될 수 있다. 예를 들어, 세트들은, 세트 메트릭이 세트 메트릭에 대한 세트 임계 레벨을 넘을 때 활성 시간 세그먼트들과 연관되는 것으로서 또는 세트 메트릭이 세트 메트릭에 대한 세트 임계 레벨 아래일 때 비활성 시간 세그먼트들과 연관되는 것으로서 식별될 수 있다.
- [0085] 일부 실시예들에서, 세트 메트릭은 변화율과 같은 세트 내에서의 값들 사이의 변화들을 결정할 수 있다. 이러한 변화율은 평균 변화율, 최대 변화율, 또는 값들 사이의 변화들의 다른 측정들일 수 있다. 활성 펌핑의 시작 또는 중단과 연관된 임계값에 대한 비교에 의해 활성 또는 비활성 시간 세그먼트들의 시작 시간 또는 종료 시간

을 결정하기 위해 값들 사이의 변화율들의 변화들에 관한 세트 메트릭이 이용될 수 있다. PVP는, 펌프(111)가 활성 시간 세그먼트의 시작에서 활성 펌핑을 시작할 때 갑자기 솟구칠 수 있고(spike), 펌프(111)가 활성 시간 세그먼트의 끝에서 활성 펌핑을 중단할 때 가파르게 떨어질 수 있다(drop). 따라서, 시간 도메인 PVP 신호의 값들에서의 크고 급속한 변화들이 활성 및 비활성 시간 세그먼트들의 시작들 또는 끝들을 식별하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 활성 시간 세그먼트의 시작 시간은 세트 메트릭의 변화 또는 변화율이 펌핑 시작 임계값보다 높다는 것을 결정함으로써 식별될 수 있고, 비활성 시간 세그먼트의 시작 시간은 세트 메트릭의 변화 또는 변화율이 펌핑 중단 임계값 미만인 것을 결정함으로써 식별될 수 있다. 이후, 활성 및 비활성 시간 세그먼트들은 그러한 시작 또는 종료 시간들에 기초하여 식별될 수 있다.

[0086] 일단 활성 및 비활성 시간 세그먼트들이 시간 도메인 PVP 신호에서 식별되면, 평가 유닛(118)은 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성할 수 있다(블록 606). 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 (도 5c에 도시된 바와 같이) 추정된 PVP 신호(502E)를 갖는 조정된 PVP 신호(510)일 수 있거나, 또는 대신에 (도 5b에 도시된 바와 같이) 활성 펌프 PVP 신호들(502A)을 단순히 제거하는 클리닝된 PVP 신호(508)일 수 있다. 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 시간 도메인 PVP 신호에 기초하여 생성되고, 활성 시간 세그먼트들과 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 값들을 제외한다. 잡음 아티팩트들 자체를 추정하고 제거함으로써 펌프 잡음 아티팩트들을 보정하려고 시도하는 다른 방법들과는 대조적으로, 필터링 방법(600)은 펌프(111)가 동작하고 있지 않았다면 PVP 신호가 무엇일지를 추정한다.

[0087] 클리닝된 시간 도메인 PVP 신호(508)에서 앞서 도시된 바와 같이, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 시간 도메인 PVP 신호로부터 하나 이상의 식별된 활성 시간 기간과 연관된 값들을 제거함으로써 생성될 수 있다. 시간 도메인 PVP 신호가 순차적 시계열의 이산 값들을 포함하는 경우, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 그들의 대응하는 시간들에 의해 식별된 그런 값들을 활성 시간 세그먼트 내에 속하는 것으로 하여 제거함으로써 생성될 수 있고, 그에 의해 비활성 시간 세그먼트들 내에 속하는 시간들에 대응하는 하나 이상의 시계열 이산 값들을 남겨둔다. 일부 실시예들에서, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 추가 분석 전에 더 조정되거나 정규화될 수 있다. 예를 들어, 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 남아 있는 값들은 (값들(506)과 같은) 필터링된 시간 도메인 PVP 신호에서의 값들을 갖는 것을 회피하도록 함께 스티칭될 수 있다. 이를 위해, 복수의 비활성 시간 세그먼트 각각 내의 대응하는 값들이 식별될 수 있고, 비활성 시간 세그먼트들은 이들 식별된 대응하는 값들을 정렬함으로써 조합될 수 있다. 따라서, 하나의 비활성 시간 세그먼트의 시작은 선행 비활성 시간 세그먼트의 끝과 정렬될 수 있어서 사이클들(즉, 환자의 심장 사이클들)이 정렬되도록 한다. 이는 중단되지 않은 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 산출하기 위해 비활성 시간 세그먼트들 중 하나 또는 둘 모두의 중첩 값들을 제거하거나 혼합하는 것을 더 필요로 할 수 있다.

[0088] 조정된 PVP 신호(510)에서 앞서 도시된 바와 같이, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 대안으로서 하나 이상의 식별된 활성 시간 기간과 연관된 값들을 대체값들로 대체함으로써 생성될 수 있다. 대체값들은 시간 도메인 PVP 신호에서의 하나 이상의 비활성 시간 세그먼트와 연관된 값들에 기초하여 결정된다. 따라서, 필터링된 시간 도메인 PVP 신호는 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 시간 도메인 PVP 신호의 값들을 활성 시간 세그먼트들에 대한 대체 값들과 조합하여 중단되지 않은 신호 또는 시간 시퀀스의 값들을 산출함으로써 생성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 대체값들은 회귀 분석, 주요 성분 분석, 또는 유사한 기술에 의해 결정된 모델에 기초하여 활성 시간 세그먼트들에 대한 값들을 추정함으로써 생성될 수 있다. 모델 파라미터들은 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 값들에 대한 OLS(ordinary least squares) 회귀에 의해 추정될 수 있다. 그러나, 바람직한 실시예들에서, 모델은 비활성 시간 세그먼트들과 연관된 값들에 대한 최소 제곱 회귀(least cubes regression)에 의해 추정될 수 있고, 이는 많은 상황들 하에서 PVP 신호들에 대한 개선된 결과들을 산출한다. 일부 실시예들에서, 대체값들은 비활성 시간 세그먼트 값들과 대체값들 사이의 전이들을 평활화하기 위해서 활성 시간 세그먼트와 비활성 시간 세그먼트 사이의 경계들 근처에서 조정될 수 있다. 추가의 실시예들에서, 대체값들은 활성 및 비활성 시간 세그먼트들 둘 모두에 대해 추정될 수 있고, 이 경우 둘 모두의 값들은 추정된 대체 값들로 대체되어 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 생성할 수 있다. 이러한 필터링된 시간 도메인 PVP 신호들은, 그러한 신호들이 활성 및 비활성 시간 세그먼트들 사이의 경계들에서 신호의 브레이크들 또는 불연속들을 피하는 한, 일부 경우들에서 유익할 수 있다.

[0089] 일단 필터링된 시간 도메인 PVP 신호가 (앞서 논의된 평가 윈도우와 같은) 하나 이상의 시간 기간 동안 생성되었다면, 평가 유닛(118)은 하나 이상의 필터링된 시간 도메인 PVP 신호로부터 주파수 도메인 PVP 데이터를 생성함으로써 데이터를 더 분석할 수 있다(블록 608). 본 명세서의 다른 곳에서 논의된 것과 유사한 방식으로, 펌프(111)의 동작으로부터의 잡음 아티팩트들을 제거하기 위한 필터링 후에 주파수 도메인에서의 PVP의 표현으로

서 주파수 도메인 PVP 데이터를 생성하기 위해 (FFT와 같은) 시간 주파수 변환이 필터링된 시간 도메인 PVP 신호들에 적용될 수 있다. 이러한 주파수 도메인 PVP 데이터는 하나 이상의 필터링된 시간 도메인 PVP 신호와 연관된 주파수 분포들로서 생성될 수 있다. 필터링된 시간 도메인 PVP 신호를 사용하여 주파수 도메인 PVP 데이터를 생성함으로써, 펌프 동작에 의해 생성된 잡음 아티팩트들에도 불구하고, 주기적으로 동작하는 펌프들(111)에 연결된 환자들에 대해 PVP가 분석될 수 있다. 펌프(111)가 환자의 순환계에 직접 연결되는 경우, 본 명세서에 설명된 방법들은 비활성 시간 세그먼트들이 신뢰성있는 필터링을 이루는 데에는 너무 짧고 그리고 너무 드문 것이 되는 지점까지의 동작의 속도들에서의 분석을 가능하게 한다(예를 들어, Baxter International Inc.에 의해 생산된 SIGMA Spectrum® 주입 시스템과 같은 주입 펌프를 이용하여 통상적인 심박수 및 호흡수를 갖는 대부분의 성인 환자들에 대해 대략 250cc/분). 실시예에서, 평가 유닛(118)은 주파수 도메인 PVP 데이터를 추가로 정규화한다. 예를 들어, 평가 유닛(118)은 비활성 시간 세그먼트들을 고려하기 위해 주파수 도메인 PVP 데이터를 정규화할 수 있다. 그 다음, 주파수 도메인 데이터는 하나 이상의 환자 상태 메트릭을 결정하기 위해 더 분석될 수 있다(블록 610). 이러한 주파수 도메인 분석은 본 명세서의 다른 곳에서 더 상세히 논의된 바와 같이 주파수 피크들(F_N)의 주파수들 또는 크기들의 분석을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 이는 주파수 도메인 PVP 데이터를 비교하여 환자 상태 메트릭들에서의 변화들을 결정하는 것을 포함할 수 있다.

[0090] 주파수들 및 연관된 크기들에서의 변화들의 비교들은 환자 상태 메트릭들을 통해 환자 상태를 모니터링하는데 특히 유용하기 때문에, 이러한 비교들의 논의는 다음에 설명된다. 시간 도메인에서의 PVP 신호의 메트릭들을 다중의 시간 기간에 걸쳐 비교하는 유사한 방법들이 추가 실시예들에서 환자 상태를 모니터링하기 위해 마찬가지로 수행될 수 있다. 도 7은 상이한 시간들과 연관된 PVP 신호들의 주파수 도메인 표현들의 비교에 기초하여 환자 상태에서의 변화들을 식별하기 위한 예시적인 PIVA 비교 방법(700)을 도시한다. PIVA 비교 방법(700)은 시간 기간들 사이의 환자 상태에서의 변화들을 결정하고 이에 응답하기 위해 평가 유닛(118) 및 응답 유닛(116)에 의해 구현될 수 있다. 예를 들어, 평가 유닛(118)은 혈압, 혈액량, 호흡, 위치 또는 움직임, 또는 전신 혈관 저항과 같은 환자 메트릭들에서의 변화들을 결정하기 위해 다중의 시간 기간 동안 수신된 전자 압력 신호에 기초하여 PVP의 주파수 도메인 표현을 결정하고 비교할 수 있다. 구체적으로, 평가 유닛(118)은 응답 액션들을 결정하고 구현하기 위해 응답 유닛(118)에 의해 사용될 수 있는 환자 상태의 변화들을 식별하기 위해 각각의 시간 기간 동안 결정되는 주파수 분포들에서의 피크들(P_N)의 주파수들(F_N)과 연관된 상대적 또는 절대적 크기들을 비교할 수 있다.

[0091] 예시적인 방법(700)은 제1 시간 기간과 연관된 제1 주파수 분포를 획득하는 것(블록 702)과 제2 시간 기간과 연관된 제2 주파수 분포를 획득하는 것(블록 704)으로 시작한다. 제1 및 제2 주파수 분포들 각각은 전술한 바와 같이 방법(300) 또는 필터링 방법(600)에 의해 PVP 데이터 신호로부터의 복수의 데이터 값에 대응하는 주파수 도메인 데이터로서 생성될 수 있다. 앞서 논의된 바와 같이, 제1 및 제2 시간 기간들은 제1 및 제2 평가 윈도우들에 대응할 수 있고, 각각의 평가 윈도우는 평가 유닛(118)에 의해 샘플링되거나 수신된 복수의 데이터 값과 연관된다. 제1 및 제2 평가 윈도우들 각각에 대한 데이터 값들은, 앞서 논의된 바와 같이, 주파수 분포들을 생성하기 위해 평가 유닛(116)에 의해 필요해질 때까지, 휘발성 또는 비휘발성 메모리에 저장될 수 있다. 대안적으로, 주파수 분포들 또는 그와 연관된 정보(예를 들어, 주파수 피크들 및 연관된 크기들)는 비교를 위해 직접 저장될 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 및 제2 주파수 분포들은 미리 결정된 간격만큼 분리된 시간들에서 시작하는 고정된 지속기간의 시간 기간들 동안의 센서(112)로부터의 PVP 신호들의 주파수 도메인 표현들일 수 있다. 예를 들어, 방법(700)은 환자 모니터링 동안 제1 및 제2 평가 윈도우들에 대해 생성된 주파수 분포들의 주파수 피크들(F_N)의 크기들을 비교함으로써 환자(102)의 실시간 모니터링 동안 롤링 기반으로(즉, 주기적으로 또는 새로운 PVP 데이터가 이용가능하게 될 때) 구현될 수 있다. 제1 및 제2 기간들은 부분적으로 중첩되거나, 시간상 인접하거나, 개재 기간에 의해 분리될 수 있다.

[0092] 평가 유닛(116)은 다음으로 환자 상태 메트릭들을 결정하기 위한 하나 이상의 관심 대상 피크들을 식별할 수 있다(블록 706). 관심 대상 피크들은 제1 및 제2 주파수 분포들 중 어느 하나 또는 둘 모두에서 식별될 수 있다. 일부 경우들에서, 관심 대상의 하나 이상의 피크는, 제1 주파수 분포 또는 추가적인 이전 주파수 분포일 수 있는, 환자(102)에 대해 생성된 베이스라인 주파수 분포에서의 피크들(P_N)에 기초하여 결정될 수 있다. 베이스라인 주파수 분포는, 예를 들어, 추후 환자 상태 모니터링을 위한 베이스라인을 확립하기 위해 스케줄링된 수술 이전에 결정될 수 있다. 관심 대상 피크들은, 예컨대 호흡 주파수(F_0) 또는 심박수 주파수(F_1)를 식별함으로써 그런 것처럼 연관된 주파수들(F_N)에 기초하여 식별될 수 있다. 일부 실시예들에서, 관심 대상 피크들은 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)와 연관된 피크들 (P_2) 및 (P_3)과 같은 복수의 그러한 피크를 포함할

수 있다. 몇몇 조건들 하에서, 모든 관심 대상 피크들이 둘 모두의 주파수 분포에서 식별가능하지는 않을 수 있다. 예를 들어, 순환계의 급성 장애 동안, 전신 혈관 저항은 두드러지게 감소할 수 있고, 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N)과 연관된 피크들은 구분가능하지 않을 수 있다. 따라서, 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N)과 연관된 피크들은 제1 주파수 분포에서는 식별가능할 수 있지만 제2 주파수 분포에서는 그렇지 않을 수 있다. 그럼에도 불구하고, 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N)에서의 주파수 분포들의 크기의 변화는 제1 및 제2 주파수 분포들의 비교에 의해 결정될 수 있다.

[0093] 관심 대상의 식별된 하나 이상의 피크에 기초하여, 평가 유닛(116)은 제1 및 제2 주파수 분포들의 비교에 의해 환자 상태(또는 환자 상태에서의 변화)를 추가로 결정할 수 있다(블록 708). 환자 상태를 결정하는 것은 제1 및 제2 주파수 분포들 사이의 동일한 하나 이상의 주파수 (F_N)와 연관된 크기들의 비교, 제1 및 제2 주파수 분포들 사이의 주파수들과 연관된 복수의 크기의 함수의 값들의 비교(예를 들어, 피크 크기들의 비율들의 비교), 제1 및 제2 주파수 분포들 사이의 하나 이상의 피크(P_N)와 연관된 주파수들(F_N)의 비교(예를 들어, 호흡 주파수 또는 심박수 주파수에서의 변화), 또는 환자 상태와 연관된 다른 메트릭들의 비교를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 환자 상태는 임계 레벨을 넘은 메트릭에서의 변화에 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 제1 주파수 분포에서의 심박수 주파수(F_1)와 연관된 대응하는 크기의 80% 미만의 제2 주파수 분포에서의 심박수 주파수 (F_1)와 연관된 크기에서의 감소는 환자(102)에서의 혈액량저하증을 나타낼 수 있다. 또 다른 예로서, 미리 결정된 임계값을 넘는 제1 및 제2 주파수 분포들 사이의 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기에 대한 제1 고조파 주파수(F_2)와 연관된 크기의 비율에서의 감소는, 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기가 변하는지의 여부 및 어떻게 변하는지에 의존하여, 혈액량과다증 또는 혈액량저하증을 나타낼 수 있다. 특별한 관심 대상의 비교는 본 명세서의 다른 곳에서 추가로 상세히 논의된다.

[0094] 고조파 주파수들(F_H) 중 하나 이상을 수반하는 비교는 환자 혈류역학적 상태 또는 혈액량에 관해 특히 관심 대상이 된다. 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 주파수 분포 값들은 심박수 주파수(F_1)와 연관된 값들보다 혈액량의 변화들에 더 민감하기 때문에, 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 값들에서의 변화들을 모니터링하는 것은 환자 혈류역학적 상태의 더 이르거나 더 명확한 표시를 제공할 수 있다. 예를 들어, 제1 고조파 주파수(F_2)(또는 다른 고조파 주파수)와 연관된 주파수 분포의 값의 크기에서의 급격한 증가 또는 감소는 동시에 동일한 환자에서의 심박수 주파수(F_1)와 연관된 값들에서의 대응하는 변화보다 더 현저할 수 있다. 따라서, 고조파 주파수들(F_H)을 사용하여 혈액량 메트릭들이 생성될 수 있다. 이러한 메트릭들은 고조파 주파수들(F_H), 고조파 주파수들(F_H)의 주파수 값들의 비율들, 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 크기들, 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 크기들의 비율들, 또는 이들 중 임의의 것에서의 변경들의 함수들로서 결정될 수 있다. 이러한 변화들은 현재 값들 이전에 시간 상 고정된 간격으로 베이스라인에 대해 또는 이전에 결정된 값에 대해 측정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 주파수들 또는 크기들은 호흡수 주파수(F_0) 또는 심박수 주파수(F_1)와 연관된 주파수들 또는 크기들과 같은 다른 관련 값들에 대해 비교될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 고조파 주파수(F_H)는 심박수 주파수(F_1)에 대한 비교에 의해 정규화될 수 있다. 이러한 정규화된 값은 크기들의 비율로서 결정될 수 있고 환자(102)의 혈류역학적 상태를 평가하기 위한 혈액량 메트릭으로서 사용될 수 있다. 하나 이상의 고조파 주파수(F_H)의 주파수 및 크기 값들에 적어도 부분적으로 기초하는 다른 유사한 혈액량 메트릭들이 결정되고 다양한 실시예들에서 환자(102)의 혈류역학적 상태를 평가하기 위해 사용될 수 있다.

[0095] 일단 환자 상태가 결정되었다면, 응답 유닛(116)은 응답이 요구되는지를 결정하고 임의의 요구되는 응답이 구현되게 야기할 수 있다(블록 510). 이는 환자 상태 메트릭에 기초하여 환자 상태를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 평가 유닛(118) 또는 응답 유닛(116)은 결정된 환자 상태의 표시자가 저장되거나 모니터(120)를 통해 제시되게 야기할 수 있다(블록 510). 응답 유닛(116)이 응답이 요구된다고 결정하면, 응답 유닛(116)은 식별된 환자 상태를 다루기에 적절한 하나 이상의 응답을 추가로 결정할 수 있다. 이러한 응답들은 경보 또는 환자 상태가 비정상이라는 다른 경고를 생성하는 것을 포함할 수 있고, 이것은 환자 상태에 관한 정보를 포함할 수 있다. 경보 또는 경고는 모니터(120)를 통해 제시될 수 있거나, 또는 프리젠테이션을 위해 또 다른 기기에 전달될 수 있다. 경보 또는 경고는 환자 상태에 응답하여 취하기 위한 하나 이상의 액션의 추천을 포함할 수 있다. 예를 들어, 추천은 환자(102)에 대한 수액 요법에 대한 조절을 포함할 수 있으며,

이는 하나 이상의 혈관수축제 또는 혈관확장제를 투여하라는 추천을 포함할 수 있다. 이러한 추천은 요구된 응답의 일부로서 응답 유닛(116)에 의해 결정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 이는 사용자 기기(예를 들어, 환자 상태를 모니터링하기 위해 의사, 간호사, 또는 기술자에 의해 사용되는 워크스테이션 또는 모바일 디바이스)에 전자 통신을 송신하는 것을 포함할 수 있다.

[0096] 응답들은 유체 소스(110)를 제어하여 환자(102)로의 유체 유동을 조절하는 것을 유사하게 포함할 수 있다. 유체 소스(110)는 유체 유동의 시작 또는 중단을 포함하여, 환자(102)로의 유체 유동의 속도를 증가시키거나 감소시키도록 제어될 수 있다. 일부 실시예들에서, 응답은 하나 이상의 약물을 환자(102)에 투여하기 위해 유체 소스(110)(또는 그에 연결된 기기)를 제어하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 유체 소스(110)는 IV 튜브(104) 및 정맥 도관 기기(106)를 통해 말초 정맥(108)에 전달되는 유체에 하나 이상의 혈관수축제 또는 혈관확장제를 투여하도록 제어될 수 있다. 유체 소스(110)가 펌프를 포함하는 경우, 응답은 예컨대 펌프를 시작 또는 중단시키는 것뿐만 아니라 펌프 속도, 유속, 또는 동작 모드를 증가시키거나 감소시킴으로써 그런 것처럼 펌프의 동작을 제어하는 것을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 유체 소스(110)는 유체를 통해 환자(102)에게 소정 양의 약물을 투여하도록 제어될 수 있다. 예를 들어, 유체 소스(110)는 유체에 대해 소정 양의 약물을 추가하도록 제어될 수 있다. PIVA 시스템(100)을 활용하는 특정 분석 및 응답 방법들의 추가적인 실시예들은 더 상세히 본 명세서의 다른 곳에서 더 설명된다.

[0097] PIVA 모듈

[0098] PIVA 시스템(100)은 여러 가지의 신호 필터링 및 신호 처리 단계들을 수행할 수 있다(예를 들어, 생리학적 신호로부터 잡음 아티팩트들을 제거하기 위해, 생리적 신호에 대해 FFT를 수행하기 위해, 본 명세서에서 이전에 개시된 수학적식을 통해, 폐모세혈관폐기압에 대한 자연스런 결과로서, PIVA 점수를 계산하기 위해, 그리고 다른 관련 기능들). 실시예에서, PIVA 시스템(100)은 PIVA 모듈(800)을 통해 이들 단계들, 및 다른 것들을 수행한다. PIVA 모듈(800)이 도 8에 도시된 블록도를 참조하여 설명되지만, PIVA 모듈(800)과 연관된 액션들을 수행하는 많은 다른 구성들 및 방법들이 사용될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 일부 블록들의 순서는 변경될 수 있고, 특정 블록들은 다른 블록들과 조합될 수 있고, 설명된 블록들 중 일부는 선택적일 수 있다.

[0099] 도 8에 도시된 바와 같이, PIVA 모듈(800)은 잡음 모듈(802), 신호 품질 인덱스 모듈(804), 맥박수 모듈(806), FFT 모듈(808), 및 호흡수 모듈(810)을 포함한다.

[0100] PIVA 모듈(800)은 적어도 하나의 입력을 수신한다. 예를 들어, PIVA 모듈(800)은 아날로그-디지털 컨버터로부터 디지털 신호를 수신할 수 있다. 디지털 신호는 환자의 말초 정맥내 압력과 같은 환자 생리적 파라미터를 나타낼 수 있다. 다른 침습성 정맥압, 침습성 동맥압, 비침습성 정맥압, 비침습성 동맥압, 및 다른 유사한 파라미터들과 같은 많은 다른 생리적 파라미터들이 상정된다는 것을 알아야 한다. 예에서, 디지털 신호는 환자의 정맥과 유체 연통 상태에 있는 압력 트랜스듀서와 같은 의료 기기로부터 도출된다.

[0101] 마찬가지로, PIVA 모듈(800)은 출력들을 전달한다. 예를 들어, PIVA 모듈(800)은, PIVA 시스템(100)에 관련된 신호 품질 인덱스(SQI), 환자의 호흡수(RR), 환자의 맥박수(PR), 및 환자의 PIVA 점수를 출력할 수 있다.

[0102] 잡음 모듈

[0103] 디지털 신호의 수신에 응답하여, PIVA 모듈(800)은 필터링 및 처리를 수행할 수 있다. 실시예에서, 디지털 신호는 잡음 모듈(802)을 통해 처리되어, 펌프의 동작과 연관된 것들과 같은 잡음 아티팩트들을 제거한다. 예를 들어, 잡음 모듈(802)은 잡음이 있는 디지털 신호의 세그먼트들을 식별하기 위해 순방향-역방향 기울기 계산들을 수행할 수 있다. 실시예에서, 잡음 모듈(802)은 신호로부터 잡음 아티팩트들을 제거하기 위해 몇몇 처리 단계들을 수행한다. 실시예에서, 처리는 캐스케이드 스택(cascaded stack) 처리를 포함한다. 이는 유리하게는 반복적인 특정 계산, 블록 프로세스, 필터링, 및 그와 유사한 것의 실시간 처리 및 효율적인 단순화(decimation)를 제공할 수 있다.

[0104] 보다 구체적으로, 잡음 모듈(802)은 디지털 신호를 평가하고, 신호의 양의 기울기가 특정 임계값보다 큰 지점을 식별하고(예를 들어, 신호 스파이크), 디지털 신호의 이 부분을 잡음 시작 지점으로서 특성화할 수 있다. 이는 일반적으로 기울기 기반 버스트 검출(slope based burst detection)을 특징으로 할 수 있다. 유사하게, 잡음 모듈(802)은 디지털 신호를 평가하고, 디지털 신호의 음의 기울기가 특정 임계값보다 작은 지점(예를 들어, 신호 드롭)을 식별하고, 신호의 이 부분을 잡음 종료 지점으로서 특성화할 수 있다. 기울기들은 디지털 신호의 미분을 취함으로써 계산될 수 있다.

[0105] 예에서, 잡음 모듈(802)은 (예를 들어, 실시간 처리에 대한) 국소 파라미터 추정에 충분한 슬라이딩 윈도우 스

택 크기를 구현한다. 잡음 모듈(802)은 특정 스택 내에서의 피크(예를 들어, 전형적으로 신호 잡음과 연관된 피크들)의 각각의 측면상의 기울기 윈도우 크기를 결정한다. 예를 들어, 기울기들을 계산하기 위해:

$$\text{ForwardSlope} = S\{X[p\text{-wdex}] - X[p]\}/(p\text{-wdex})$$

$$\text{BackwardSlope} = S\{X[p] - X[p\text{-wdex}]\}/(p\text{-wdex})$$

[0106]

[0107]

바람직하게는, 기울기 윈도우들 간의 간격은 넓은 범위의 펌프율에 대해 테스트된다. 잡음 모듈(802)은 또한 순방향 기울기와 역방향 기울기 사이의 대칭 포인트를 계산할 수 있다. 대칭 지점은 피크-잡음 위치를 추론할 수 있게 한다. 실시예에서, 높은 기울기 및/또는 높은 진폭 잡음이 검출된다.

[0108]

기울기 기반 버스트 검출은 실시간 잡음 소거를 제공하는 적응적 입력 신호 컨디셔닝 프로세스(adaptive input signal conditioning process)이다. 예를 들어, 잡음 모듈(802)은 잡음-시작 및 잡음-종단 시간을 식별하고, 잡음-시작 시간과 잡음-종단 시간 사이의 신호를 제거한다(예를 들어, 신호를 연쇄시킨다). 다시 말해서, 일단 잡음 세그먼트가 식별되면(예를 들어, 잡음 시작 지점과 잡음 종료 지점 사이의 신호 부분), 잡음 모듈(802)은 (예를 들어, 연쇄된 또는 세그먼트화된 신호를 생성하기 위해) 디지털 신호로부터 그 세그먼트를 삭제할 수 있다.

[0109]

마찬가지로, 예를 들어, 잡음 모듈(802)은 또한 연쇄된 신호의 갭들을 채우기 위해 미리 매칭 필터링을 수행할 수 있다. 보다 구체적으로, 임계값보다 큰 부호-조정된 순방향 및 역방향 기울기들 사이의 신호 범위(예를 들어, 신호 잡음 영역)는 대칭적으로 스플릿된 인접 영역들의 미리 이미지로 대체된다. 일 실시예에서, 미리 매칭 필터링은 전방으로부터(예를 들어, 잡음 종료 지점으로부터) 그리고 후방으로부터(예를 들어, 잡음 시작 지점으로부터) 각각의 갭을 채우는 것을 수반한다. 상이한 실시예에서, 미리 매칭 필터링은 메모리(예를 들어, 버퍼 메모리)에 저장된 이전의 디지털 신호 데이터를 이용하여 갭을 채우는 것을 수반한다. 예를 들어, 잡음 모듈(802)은 버퍼 스택 메모리를 검색하고, 신호의 순방향 및/또는 역방향으로부터 합성 데이터를 채운다. 실시예에서, 버퍼 및 윈도우 크기는 25Hz 내지 250Hz의 펌프율에 대해 최적화된다.

[0110]

기울기 기반 버스트 검출 및 후속하는 미리 매칭을 포함하는 잡음 모듈(802)에 의해 수행되는 처리는 유리하게는 신호들로부터 잡음 아티팩트들을 제거한다. 예를 들어, 시간당 250mL까지의 펌프율에 대해, 잡음 모듈(802)은 펌핑 간격들 사이에서 적어도 0.74초가 걸린다; 이것은 낮은 맥박수를 갖는 환자들에 대해 적절한 신호들을 획득하기 위해 필요하다. 바람직하게는, 최종 결과는 잡음 아티팩트들을 제거한 클리닝된 신호이다. 잡음 모듈(802) 후에, PIVA 모듈(800)은 클리닝된 신호에 대해 추가 처리를 수행할 수 있다.

[0111]

신호 품질 인덱스 모듈

[0112]

실시예에서, 클리닝된 신호는 신호 품질 인덱스 모듈(804)을 통해 처리되어 PIVA 시스템(100)과 관련된 SQI를 획득할 수 있다. 예를 들어, 신호 품질 인덱스 모듈(804)은 클리닝된 신호(예를 들어, 파형)의 자기상관을 포함할 수 있고, 이것은 제로 크로싱 평균 및 제로 크로싱의 표준 편차 둘 모두의 결정을 포함할 수 있다. 제로 크로싱 분석은 SQI를 계산하기 위해 유리하게 사용될 수 있다. 신호 품질 인덱스 모듈(804)을 통한 처리에 응답하여, PIVA 모듈(800)은 SQI를 출력할 수 있다.

[0113]

더 구체적으로, 신호 품질을 결정하는 것은 신호의 자기상관을 분석하는 것을 포함한다. 자기상관은 원시 디지털 신호를 그 자체 위에 놓는 것(예를 들어, 클리닝된 신호 위의 원시 디지털 신호)을 포함할 수 있다. 제로 크로싱 레이트와 대략 동일하게, 제로 크로싱들에서 통계적 확산이 있을 때, 신호는 사용불가능한 신호일 수 있다. 예를 들어, 제로 크로싱들의 표준 편차가 제로 크로싱 이벤트들의 수와 유사할 때, 신호는 사용가능하지 않을 수 있다. 신호 품질을 계산하기 위해:

$$\text{ZCSD} = \text{Autozerocross} - \text{zerocrossSD}$$

$$\text{Signal Quality} = \sqrt{\text{abs}(\text{ZCSD}) / (\text{autozerocross} + \text{zerocrossSD})}$$

[0114]

이 계산된 신호 품질 값은 신호 품질 백분율로서 디스플레이되고 SQI로서 전달될 수 있다.

[0115]

[0116]

실시예에서, 신호 품질이 "낮은" 품질인 것으로 결정되면, PIVA 모듈(800)과 통신 상태에 있는 모니터는 특정 그래픽 사용자 인터페이스를 디스플레이할 것이다. 예를 들어, 모니터는 "Poor Signal Quality"를 나타낼 수 있다. 유사하게, 모니터는 신호 품질 문제해결 추천들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 모니터는 (1) 환자 상태를 체크하고, (2) 변위, 공기, 및 얽힘(kink)에 대해 IV 카테터를 체크하고, (3) 펌프율이 시간당 250mL 미만인

것을 보장하기 위해 펌프율을 체크하고, (4) 환자 움직임에 대해 체크하고, (5) 기기가 둘 이상의 주입 펌프와
의 사용에 대해 양립가능하지 않을 수 있다는 것을 확인하고, 및 (6) IV 카테터가 배출 흡입하도록 플러싱하고
확인하게 제안할 수 있다.

[0117] 맥박수 모듈

[0118] 관련 실시예에서, 클리닝된 신호는 환자의 PR을 획득하기 위해 맥박수 모듈(806)을 통해 처리될 수 있다. 예를
들어, 맥박수 모듈(806)은 양면 기울기 검출을 이용하여 클리닝된 신호의 상위 스펙트럼 피크들을 결정할 수 있
다. 예시적인 실시예에서, 양면 기울기 검출은 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되는 대역 통과 필터링(예를
들어, 고역 통과 및/또는 저역 통과 필터들)의 한 형태이다. 맥박수 모듈(806)을 통한 처리에 응답하여, PIVA
모듈(800)은 PR을 출력할 수 있다.

[0119] 보다 구체적으로, 처리는 캐스케이드 스택 처리를 포함한다. 이는 유리하게는 반복적인 특징 계산, 블록 프로
세스, 필터링, 및 그와 유사한 것의 실시간 처리 및 효율적인 단순화(decimation)를 제공할 수 있다.

[0120] 실시예에서, 맥박수 모듈(806)은 맥박수(본 명세서에서 심박수 또는 HR이라고도 함)를 계산하기 위해 주기성 결
정을 위한 자기상관 처리를 구현한다. 예를 들어, 맥박수 모듈(806)은 8192개의 샘플 블록 크기를 사용하는데,
이 크기는 또한 정확한 주기성 특징들에 대해 역순으로 처리되는 스택 버퍼 크기일 수 있다. 맥박수 모듈(80
6)은 선택 가능한 중첩 구간들을 구현할 수 있다. 예로서, 디폴트 간격은 500개의 샘플을 갖는 1초 간격일 수
있다. 맥박수 모듈(806)은 래그(lag)들(예를 들어, 0 내지 4000, 8초까지의 주기성들에 관련된)을 위한 자기상
관을 계산할 수 있다. 맥박수 모듈(806)은 이전에 설명된 바와 같이 순방향 및 역방향 기울기 검출을 사용하여
피크-연관 래그들(예를 들어, 17개의 피크-연관 래그들)을 계산할 수 있다. 맥박수 모듈(806)은 제로 크로싱
기간들 및 표준 편차들을 필터링할 수 있다. 맥박수 모듈(806)은 저조파들(sub-harmonics) 간의 필터링된 평균
간격을 계산할 수 있다. 맥박수 모듈(806)은 HR 추정치를 계산할 수 있다.

[0121] 실시예에서, 맥박수 모듈(806)은 HR을 결정하기 위해 스펙트럼 처리(FFT)를 구현한다. 예를 들어, 맥박수 모듈
(806)은 8192개의 포인트 블록 크기를 사용하는데, 이는 바람직하게는 어떠한 윈도우 함수도 포함하지 않을 수
있다. 맥박수 모듈(806)은 순방향 및 역방향 기울기 기술에 의해 스펙트럼 피크들을 결정할 수 있다. 맥박수
모듈(806)은 부분 HR 추정으로서 0차 고조파를 사용할 수 있다. 자기상관 추론 반복 레이트들과 독립적인 스펙
트럼 크기 연관 피크들이 그에 따라 식별된다. 스펙트럼 크기 피크 식별은 호홉수 또는 맥박수(예를 들어, 하
나의 이산 피크를 통해)뿐만 아니라 체적 인덱스 또는 환자 유체 상태(예를 들어, 다중 피크를 통해)를 계산하
기 위해 사용될 수 있다. 스펙트럼 크기 피크 식별의 논의는 이하의 FFT 모듈 섹션에 포함된다.

[0122] 관련 실시예에서, 맥박수 모듈(806)은 자기상관을 통해 이전에 결정된 HR들을 개선(refine)하기 위해 FFT를 구
현한다. 이 실시예에서, 자기상관을 통해 초기에 계산된 HR은 부분 HR 추정치이다.

[0123] 또 다른 실시예에서, 맥박수 모듈(806)은 심박수 가변성(HRV) 및 HRV 가변성을 더 계산한다. 예를 들어, 맥박
수 모듈(806)이 슬라이딩 윈도우들에 걸쳐 피크 검출을 수행하고 있기 때문에, 맥박수 모듈(806)은 데이터가 어
떻게 변경 또는 변화하는지를 결정하고, 따라서 HRV 및 HRV 가변성을 결정할 수 있다.

[0124] FFT 모듈

[0125] 관련 실시예에서, 클리닝된 신호는 환자의 PIVA 점수를 획득하기 위해 FFT 모듈(808)을 통해 처리될 수 있다.
예를 들어, FFT 모듈(808)은 크기들을 획득하기 위해 클리닝된 신호에 대해 스펙트럼 분석을 수행할 수 있다.
이들 FFT 크기 스펙트럼들은 (이하에서 더 상세히 설명되는 바와 같이) PIVA 점수를 계산하기 위해 사용될 수
있다. FFT 모듈(808)을 통한 처리에 응답하여, PIVA 모듈(800)은 PIVA 점수를 출력할 수 있다.

[0126] 보다 구체적으로, FFT 모듈(808)은 스펙트럼 크기 피크들을 식별하기 위해 사용되고, 이것들은 후속적으로 체적
인덱스(예를 들어, 다중 피크)를 계산하기 위해 사용된다. 실시예에서, 처리는 캐스케이드 스택(cascaded
stack) 처리를 포함한다. 이는 유리하게는 반복적인 특징 계산, 블록 프로세스, 필터링, 및 그와 유사한 것의
실시간 처리 및 효율적인 단순화(decimation)를 제공할 수 있다.

[0127] FFT 모듈(808)은 스펙트럼 크기 피크들을 식별하기 위해 스펙트럼 처리를 구현한다. 실시예에서, 개별 크기 피
크들의 식별은: 자기상관 맥박수의 안내에 의해 보조되는 순방향 후방 기울기에서의 최대로 발견된 변화를 활용
하는 것을 포함하고, 푸리에 변환의 크기 피크들이 발견된다.

[0128] 실시예에서, PIVA 점수를 계산하기 위한 수학적식은 다음과 같이 표현된다:

$$\begin{aligned} \text{PIVA Score} = & c_3 \tanh\left(\frac{g_0 + g_1 \text{mag}^{f1} + g_2 \text{mag}^{f2} + g_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) \\ & + c_2 \tanh\left(\frac{h_0 + h_1 \text{mag}^{f1} + h_2 \text{mag}^{f2} + h_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) \\ & + c_1 \tanh\left(\frac{i_0 + i_1 \text{mag}^{f1} + i_2 \text{mag}^{f2} + i_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) + c_0 \end{aligned}$$

[0129]

[0130] $c_0, c_1, c_2, c_3, g_0, g_1, g_2, g_3, h_0, h_1, h_2, h_3, i_0, i_1, i_2,$ 및 i_3 의 각각은 상수들이다. $\text{mag}^{f1}, \text{mag}^{f2}, \text{mag}^{f3}$ 의 각각은 제각기 주파수들(예를 들어, F_1, F_2, F_3) 각각의 개별 크기들을 나타낸다. 이러한 크기들은 또한 공통적으로 본 명세서에서 주파수들의 피크들로서 지칭된다. 예를 들어, mag^{f1} 은 또한, 심박수 주파수 F_1 과 연관되어, 본 명세서에서 피크 P_1 로 지칭될 수 있다. 유사하게, 예를 들어, mag^{f2} 은 또한, 제1 고조파 주파수 F_2 와 연관되어, 본 명세서에서 피크 P_2 로 지칭될 수 있다. 유사하게, 예를 들어, mag^{f3} 은 또한, 제2 고조파 주파수 F_3 과 연관되어, 본 명세서에서 피크 P_3 으로 지칭될 수 있다. 예를 들어, 도 4b를 참조하면, PIVA 수학적식에서 mag^{f1} 으로 지칭되는 P_1 은 심박수 주파수(F_1)의 크기이고, PIVA 수학적식에서 mag^{f2} 으로 지칭되는 P_2 는 제1 고조파 주파수(F_2)의 크기이고, PIVA 수학적식에서 mag^{f3} 으로 지칭되는 P_3 은 제1 고조파 주파수(F_3)의 크기이다.

[0131] PIVA 점수와 환자의 폐모세혈관폐기압 사이의 관계를 결정하기 위한 추가적인 방식들은, 데이터의 피팅이 낮은 복잡도 및 낮은 에러 솔루션을 최적화하기 위해 진화 알고리즘이었던 것일 뿐만 아니라 값들 사이의 비선형 관계들을 생성하기 위해 쌍곡 탄젠트 함수(hyperbolic tangential function)들의 노드들을 사용하는 훈련 및 검증 세트를 갖는 데이터의 신경망 매핑이었던 것을 포함한다.

[0132] 관련 실시예에서, FFT 모듈(808)은 체적 인덱스를 계산하기 위한 알고리즘적 접근법을 수행한다. 예를 들어, FFT 모듈(808)은 개별 크기들(예를 들어, F_1, F_2, F_3 등)을 분석하기 위해 초기 최소 제곱법(least squares approach)을 수행하고 후속적으로 체적 인덱스에 대한 최적 적합(best-fit)을 계산한다. 체적 인덱스에 대한 최적 적합은, 대안적으로, 폐모세혈관폐기압에 대한 최적 적합을 특징으로 할 수 있다. 최적 적합을 생성한 것에 응답하여, FFT 모듈(808)은 체적 인덱스를 계산하기 위해 후속 반복들에 대해 최적 적합을 사용할 수 있다. 이 예에서, 후속 반복들은 PIVA 점수의 추가 계산들을 허용할 수 있다.

[0133] 호흡수 모듈

[0134] 실시예에서, 클리닝된 신호는 또한 환자의 RR을 획득하기 위해 호흡수 모듈(810)을 통해 처리될 수 있다. 예를 들어, 호흡수 모듈(810)은 고역 통과 필터를 통해 클리닝된 신호를 필터링할 수 있다. 호흡수 모듈은 또한 RR을 결정하기 위해 재귀적 이산 분석(예를 들어, $\sin()$ + $\cos()$ 및 관련된 $\text{ArcTan}(y/x)$ 의 계산)을 수행할 수 있다. 호흡수 모듈(810)을 통한 처리에 응답하여, PIVA 모듈(800)은 RR을 출력할 수 있다.

[0135] 호흡수를 결정하는 것은 디퍼렌셜 위상각 필터링(differential phase angle filtering)에 기초하여 디지털 선형 FM 판별기를 사용하는 것을 포함할 수 있다. 이 결정 전에, 전술한 바와 같이, 맥박수가 계산된다. 이후, 맥박수 데이터는 복제된다. 호흡수 모듈(810)은 신호에 디지털 고역 통과 필터를 적용한다. 예를 들어, 고역 통과 필터는 호흡수 주파수 범위를 격리시키고, 데이터의 피팅을 허용하여 호흡수를 추출한다.

[0136] 보다 구체적으로, 최대 변동성 검출(maximum volatility detection)을 위해 입력 신호가 고역 통과 필터링된다. 호흡수 모듈(810)은 직교 위상(quadrature)의 재귀적 필터링을 수행한다:

[0137] $\text{Cosine}(2*PI*n*k)$ 및

[0138] $\text{Sin}(2*PI*n*k)$

[0139] 및 이후 필터링된 직교 위상 항들의 필터링된 $\text{ArcTan}()$ 를 계산한다. 호흡수 모듈(810)은 필터링된 $\text{ArcTan}()$ 각

도의 미분을 계산한다. 실시예에서, 호흡수 모듈(810)은 필터링된 ArcTan() 각도의 미분의 경 필터링(light filtering)을 더 수행한다. 이후 호흡수 모듈(810)은 우세 기저대역 주파수를 추정할 수 있다. 추정을 60으로 승산하는 것은 분 단위로 호흡수를 제공한다.

[0140] 상이한 실시예에서, 환자의 RR은 FFT 신호를 통해 직접 결정된다. 예를 들어, 앞서 언급된 바와 같이 그리고 도 4b를 참조하면, 보통의 조건들 하에서, 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)는 환자(102)의 호흡수에 대응한다. 마찬가지로, 다음 최저 주파수(F_1)를 갖는 피크(P_1)는 환자(102)의 심박수에 대응한다. 따라서, 환자의 RR(및 HR)은 제각기 피크들: P_0 및 P_1 의 크기들을 통해 직접 쉽게 결정될 수 있다.

[0141] PIVA 시스템

[0142] 도 9는 본 명세서에서 이전에 설명된 PIVA 모듈(800)을 포함하는 예시적인 PIVA 시스템(900)의 블록도를 도시한다. PIVA 모듈(800)에 부가하여, PIVA 시스템(900)은 PIVA 모듈(800)상에서 실행되는 프로세서(902) 및 메모리(904)를 포함할 수 있다. 예를 들어, PIVA 모듈(800)은 하나 이상의 메모리 디바이스(904)에 통신가능하게 결합된 하나 이상의 물리적 프로세서(902)를 포함할 수 있다.

[0143] 프로세서(902)와 같은 물리적 프로세서는 산술, 논리, 및/또는 I/O 동작들을 인코딩하는 명령어들을 실행할 수 있는 기기를 지칭한다. 하나의 예시적인 예에서, 프로세서는 폰 노이만(Von Neumann) 아키텍처 모델을 따를 수 있고, ALU(arithmetic logic unit), 제어 유닛, 및 복수의 레지스터를 포함할 수 있다. 예에서, 프로세서는 통상적으로 한번에 하나의 명령어를 실행할 수 있는 (또는 명령어들의 단일 파이프라인을 처리하는) 단일 코어 프로세서, 또는 다중 명령어를 동시에 실행할 수 있는 멀티 코어 프로세서일 수 있다. 또 다른 예에서, 프로세서는, 단일의 집적 회로, 2개 이상의 집적 회로로서 구현될 수 있거나, 또는 (예를 들어, 개별적인 마이크로프로세서 다이들이 단일의 집적 회로 패키지에 포함되고 따라서 단일 소켓을 공유하는) 멀티-칩 모듈의 컴포넌트일 수 있다. 프로세서는 또한 CPU(central processing unit)로 지칭될 수 있다. 메모리 디바이스(904)와 같은 메모리 디바이스는 RAM, ROM, EEPROM, 또는 데이터를 저장할 수 있는 임의의 다른 기기와 같은 휘발성 또는 비휘발성 메모리 디바이스를 지칭한다. 프로세서(902)와 메모리 디바이스(904) 사이의 접속부들을 포함하는 국소 접속부들은 적절한 아키텍처의 하나 이상의 국소 버스들, 예를 들어 PCI(peripheral component interconnect)에 의해 제공될 수 있다.

[0144] 마찬가지로, PIVA 시스템(900)은 센서(906) 및 모니터(908)를 포함할 수 있다. 예를 들어, PIVA 모듈(800)은 센서(906) 및 모니터(908) 각각과 통신 상태에 있을 수 있다. 통신은 유선 및/또는 무선(예를 들어, WiFi, 블루투스, 및 다른 관련 무선 프로토콜들)일 수 있다. 예에서, 센서(906)는 위에서 더 상세히 설명된 압력 센서(112)이다. 예에서, 모니터(908)는 위에서 더 상세히 설명된 모니터(120)이다. 실시예에서, PIVA 모듈(800)은 모니터(908) 내에 물리적으로 위치된다.

[0145] 마찬가지로, PIVA 시스템(900)은 데이터베이스(910) 및 클라우드(912)를 포함할 수 있다. 예를 들어, PIVA 모듈(800)은 데이터베이스(910) 및 클라우드(912) 각각과 통신 상태에 있을 수 있다. 통신은 유선 및/또는 무선 (예를 들어, WiFi, 블루투스, 및 다른 관련 무선 프로토콜들)일 수 있다. 예에서, 데이터베이스(910)는 병원 네트워크상에 저장된 전자 의료 기록들을 포함한다. 예에서, 클라우드(912)는 생리적 데이터 및/또는 기기 정보(예를 들어, PIVA 모듈(800) 성능 통계, 소프트웨어 업데이트, 및 다른 관련 정보)를 저장하기 위해 사용될 수 있는 원격 저장 위치를 포함한다.

[0146] 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 매 60 초마다 모니터(908)를 통해 업데이트된 체적 인덱스를 디스플레이한다. 바람직하게는, 체적 인덱스를 계산하기 위해 사용되는 PIVA 점수는 95% 신뢰 구간의 LoA로 $\pm 8\text{mmHg}$ 의 폐모세혈관쇄기압과 일치할 이룬다.

[0147] 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 매 10 초마다 모니터(908)를 통해 업데이트된 맥박수를 디스플레이한다. 바람직하게는, 맥박수는 95% 신뢰 구간의 LoA로 분당 ± 10 beat의 심박수와 일치할 것이다.

[0148] 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 매 10 초마다 모니터(908)를 통해 업데이트된 호흡수를 디스플레이한다. 바람직하게는, 호흡수는 95% 신뢰 구간의 LoA로 분당 ± 5 breath의 호흡수와 일치할 것이다.

[0149] 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 외부 의료 기기와 연계하여 동작한다. 예를 들어, PIVA 시스템(900)은 시간당 0 내지 250mL의 속도로 동작하는 주입 펌프와 연계하여 동작한다. 관련 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 검출된 파형(예를 들어, 디지털 신호)으로부터 펌프 신호를 제거하기 위해 (예를 들어, 잡음 모듈(802)을 통해) 잡음 소거를 활용한다.

- [0150] 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 신호 품질이 적절할 때 체적 인덱스(예를 들어, PIVA 점수), 맥박수, 및 호흡수를 디스플레이한다. 예를 들어, 신호 품질 인덱스가 신호 품질이 적절한 것을 나타낼 때 신호 품질은 적절하다. 신호 품질이 부적절한 경우, PIVA 시스템(900)은 신호가 "낮은" 품질의 것임을 표시하고 및/또는 신호 품질이 부적절하게 유지되는 한, 생리적 값들(예를 들어, PR, RR, PIVA 점수, 및 다른 관련된 생리적 값들)을 디스플레이하는 것을 중단할 수 있다.
- [0151] PIVA 시스템(900)은 다른 추가적인 특징들을 포함할 수 있다. 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 전원을 포함한다. 전원은 외부 소스에 배선될 수 있고 및/또는 내부 전력(예를 들어, 리튬-이온 배터리)을 가질 수 있다. 실시예에서, PIVA 시스템(900)은 하나 이상의 스피커(예를 들어, 주 스피커 및 백업 스피커)를 포함한다. 스피커들은 필요한 경우 경보들을 소리내도록 구성될 수 있다.
- [0152] 도 10은 프로세스(1000)를 통한 신호 처리의 또 다른 예를 도시한다. 다양한 실시예들에서, PIVA 시스템(100), PIVA 시스템(900), 및 마스터 컨트롤러(1009)(이하에 상세히 설명됨) 중 임의의 것은 프로세스(1000)를 수행할 수 있다. 실시예에서, 프로세스(1000)는 프로세스(800)와 연계하여 구현될 수 있다. 상이한 실시예에서, 예(1000)는 프로세스(800)와는 별개인 개별 프로세스이다. 프로세스(1000)가 도 10에 도시된 블록도를 참조하여 설명되었지만, 프로세스(1000)와 연관된 액션들을 수행하는 많은 다른 구성들 및 방법들이 사용될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 일부 블록들의 순서는 변경될 수 있고, 특정 블록들은 다른 블록들과 조합될 수 있고, 설명된 블록들 중 일부는 선택적일 수 있다.
- [0153] 도 10에 도시된 바와 같이, 프로세스(1000)는 간섭 제거 논리 기능(1002), 주파수 크기 검출 기능(1004), 맥박수 검출 기능(1006), 및 호흡수 검출 기능(1008)을 포함하는 여러 개의 개별 기능들을 포함할 수 있다. 이러한 기능들 각각은 마스터 제어기(1009)(예를 들어, 프로세서)에 의해 수행되거나 그와 함께 동작할 수 있다.
- [0154] 간섭 제거 논리 기능(1002)은 센서 입력을 포함할 수 있다(블록 1010). 예를 들어, 특정 주파수(예를 들어, 500Hz)에서의 센서 입력(예를 들어, 압력 트랜스듀서 신호)이 센서 입력으로서 수신될 수 있다. 센서 입력은 아날로그 및/또는 디지털 신호일 수 있다. 149개의 포인트 FIR 필터 출력(예를 들어, 저역 통과 필터)이 기울기 어레이에 추가될 수 있다(블록 1012). 예를 들어, 센서 입력으로서 수신되는 디지털 신호를 나타내는 필터가 기울기 어레이에 추가될 수 있다. 예시적 실시예에서, 간섭 제거 논리 기능(1002)은 신호를 더 개선하기 위해 저역 통과 컨볼루션 필터를 포함한다. 순방향 및 역방향 기울기 검출이 수행될 수 있다(블록 1014). 간섭 제거 논리 기능은 순방향/역방향 기울기가 존재하는지를 결정할 수 있다(블록 1016). 순방향/역방향 기울기가 존재하는 경우, 기울기 검출 어레이에서의 검출된 데이터 포인트들이 제거되고(블록 1018), 제거 전의 포인트로부터 누락 값들이 채워지고(블록 1022), 불연속성을 제거하기 위해 큐빅 피트(cubic-fit)가 적용된다(블록 1024). 대안적으로, 순방향/역방향 기울기가 존재하지 않으면, 입력 데이터가 값으로서 사용된다(블록 1020).
- [0155] 현재 포인트(예를 들어, 신호의 현재 포인트)가 히스토그램과 비교되고, 현재 포인트가 신뢰 한도 바깥에 있다면 거부된다(블록 1026). 데이터는 큐빅 피트 수확식에 "평활화"된다(블록 1028). 예를 들어, 저역 통과 필터(예를 들어, 16Hz)가 구현될 수 있다. 필터링 단계의 출력은 자기상관 어레이에 추가되고, 샘플은 1만큼 시프트된다(블록 1030). 예에서, 프로세스는 149개의 포인트 FIR 필터 출력이 기울기 어레이에 추가됨에 따라 반복된다(블록 1012). 상이한 예에서, 프로세스(1000)는 다음 기능으로 계속된다.
- [0156] 주파수 크기 검출 기능(1004)은 샘플 카운트가 FFT 트리거 값보다 크지를 결정하는 것을 포함한다(블록 1032).
- [0157] 샘플 카운트가 FFT 트리거 값보다 큰 경우(블록 1032), 가장 최근의 8192개 포인트의 FFT가 수행된다(블록 1034). FFT 출력의 크기가 계산된다(블록 1036). 최대 피크가 식별되어 맥박수를 추정한다(블록 1038). 맥박수가 계산된다(블록 1040). 제1 주파수(예를 들어, F_1)의 고조파들에 대해 피크 검색이 수행된다(블록 1042). 맥박수 추정으로부터 스펙트럼 크기 계산이 수행된다(블록 1044). PIVA 체적 인덱스(예를 들어, PIVA 점수)가 계산되고(블록 1046), FFT 트리거 값이 업데이트된다(블록 1048). PIVA 체적 인덱스는 마스터 컨트롤러(1009)에 송신될 수 있다. PIVA 체적 인덱스가 계산되기 때문에, 주파수 크기 검출 기능(1004)은 또한 일반적으로 PIVA 점수 함수로서 특징지어질 수 있다.
- [0158] 샘플 카운트가 FFT 트리거 값보다 크지 않으면(블록 1032), 프로세스(1000)는 다음 기능으로 계속된다. 마찬가지로, 맥박수 추정으로부터 스펙트럼 크기 계산을 수행한 것에 응답하여(블록 1044), 프로세스(1000)는 다음 기능으로 계속될 수 있다.

- [0159] 맥박수 검출 기능(1006)은 샘플 카운트가 자기상관 트리거 값보다 큰지를 결정하는 것을 포함한다(블록 1050).
- [0160] 샘플 카운트가 자기상관 트리거 값보다 큰 경우(블록 1050), 가장 최근의 8192개의 포인트의 역 FFT 크기가 수행된다(블록 1052). 예에서, 역 FFT 크기는 (예를 들어, 자기상관에 대한) 시간 도메인 신호를 제공한다. 실제 출력은 크기의 제곱근으로 스케일링된다(블록 1054). 자기상관의 최소, 최대, 및 평균이 식별된다(블록 1056). 4000개 포인트의 큐빅 피트가 수행된다(블록 1058). 최소 및 최대 기울기 쌍들에 대한 순방향/역방향 기울기 계산들이 수행된다(블록 1060). 맥박수가 계산된다(블록 1062). 예에서, 계산된 맥박수는 기울기 쌍들의 수와 동일하다. 신호 품질 인덱스(SQI)가 특정 임계값보다 큰지를 결정하기 위해(예를 들어, $SQI > 70$) SQI가 평가된다. SQI가 임계값보다 크다면(블록 1064), 맥박수들의 가중 평균이 계산되고(블록 1066), 자기상관 트리거 값이 업데이트된다(블록 1068). 계산된 맥박수는 마스터 제어기(1009)에 송신될 수 있다. 예에서, 맥박수들의 가중 평균을 계산하는 단계(블록 1066)는 주파수 크기 검출 기능(1004)에 의해 계산된 맥박수의 입력을 수신하는 단계(블록 1040)를 포함한다.
- [0161] 샘플 카운트가 자기상관 트리거 값보다 크지 않으면(블록 1050), 프로세스(1000)는 다음 기능으로 계속된다.
- [0162] 호흡수 검출 기능(1008)은 샘플 카운트가 호흡수 트리거 값보다 큰지를 결정하는 단계(블록 1070)를 포함한다. 샘플 카운트가 호흡수 트리거 값보다 크지 않으면, 제로 크로싱들의 엔벨로프(envelope)가 계산된다(블록 1072). 예를 들어, 제로 크로싱들의 엔벨로프는 자기상관의 로그 10으로서 스케일링되고 정규화된다. 엔벨로프는 RAM에 로딩된 호흡수의 템플릿들과 비교된다(블록 1074). SQI가 특정 임계값보다 큰지를 결정하기 위해(예를 들어, $SQI > 70$) 신호 품질이 평가된다. SQI가 임계값보다 크다면(블록 1076), 호흡수가 계산되고(블록 1078), 호흡수 트리거 값이 업데이트된다(블록 1080). 계산된 호흡수는 마스터 제어기(1009)에 송신될 수 있다.
- [0163] SQI는 자기상관으로부터 도출된 제로 크로싱 통계들(예를 들어, 제로 크로싱 이벤트들의 수 및 제로 크로싱 이벤트들의 표준 편차)을 사용하여 계산된다(블록 1082). 예를 들어, SQI를 계산하는 것(예를 들어, 블록 1064에서 또는 블록 1076에서)은 맥박수 검출 기능(1006)에 의해 계산된 기울기 쌍들의 수에 대한 맥박수를 고려할 수 있다(블록 1062). 시간에 따라 누락된 SQI들의 롤링 평균이 또한 계산된다(블록 1084). SQI 롤링 평균 트리거가 도달되면(블록 1086), SQI 에러가 마스터 컨트롤러(1009)에 송신된다. 마찬가지로, SQI 롤링 평균 트리거가 도달되지 않으면(블록 1086), 어떤 SQI 에러도 마스터 제어기(1009)에 송신되지 않는다.
- [0164] 환자 걸음걸이, 발작, 활동, 및 관련 바이오메트릭들의 평가
- [0165] 도 1e와 관련하여 앞서 확인된 바와 같이, 예시적인 PIVA 시스템(100)은 하나 이상의 추가적인 센서(150)를 추가로 포함할 수 있다. 이들 하나 이상의 추가적인 센서(150)는, 예를 들어, 다른 환자 변수들(예를 들어, PIVA 점수 외의 것들)을 계산하는데 유용할 수 있다.
- [0166] 특히, 일부 실시예들에서, 환자 상태 메트릭은 환자 신체 위치 또는 움직임과 같은 환자 상태의 양태들에 관한 것일 수 있다. 따라서, 간호사들 또는 의사들의 관찰들을 통해 이전에 조직적이지 않게 모니터링되는 정보가 대신에 지속적인 바탕으로 PVP 신호를 사용하여 모니터링될 수 있다. 이러한 모니터링은, 예를 들어, 환자의 위치 또는 움직임과 연관된 하나의 또는 복수의 환자 상태 메트릭을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 환자 위치 메트릭 또는 환자 움직임 메트릭에 더하여, PVP 신호의 분석은 복수의 환자 위치 메트릭, 환자 걸음걸이 메트릭, 환자 절뚝거리기 메트릭, 환자 낙상 메트릭, 환자 발작 메트릭, 다른 환자 움직임 메트릭, 환자 혈액량 메트릭, 환자 혈관 반응성 메트릭, 환자 호흡 메트릭, 또는 본 명세서에 설명된 환자 상태들과 연관된 다른 유사한 메트릭을 생성하기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, PVP 신호는 맥박수, 맥압, 호흡수, 또는 호흡 깊이와 같은 주요 환자 메트릭들을 생성하기 위해 분석될 수 있다. 따라서, 일부 실시예들에서, 복수의 환자 상태 메트릭은 추가적인 센서들 또는 다른 유형의 측정 없이, PVP에 관련된 측정들에만 기초하여 연속적으로 모니터링될 수 있다. PVP 신호의 PIVA 분석을 이용하여 다양한 환자 상태 메트릭들을 모니터링함으로써, 본 명세서에 설명된 방법들 및 시스템들은 이전에 인간 관측을 통해서만 모니터링된 추가적인 환자 상태들의 메트릭 기반 모니터링을 가능하게 하면서 기존의 시스템들의 복잡성, 중복성, 및 비양립성을 회피한다.
- [0167] 또 다른 실시예들에서, PVP 신호를 평가하기 위해 시간 도메인 분석이 추가적으로 또는 대안적으로 수행될 수 있다. 압력 센서(112)에 의해 생성된 PVP 신호는 환자 상태를 결정하거나 또는 앞서 논의된 것들과 같은 환자 상태 메트릭들을 생성하기 위해 시간 도메인에서 또는 시간 및 주파수 도메인들 둘 다에서 분석될 수 있다. 이것은 환자 움직임 또는 걸음걸이를 결정하기 위해 규칙적인 패턴으로 압력 트랜스듀서에 영향을 주는 환자 움직

임에 의해 야기되는 IV 튜브 내에서의 유체 움직임으로 인한 압력 신호에서의 변화를 평가하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자 걸음걸이와 연관된 충격은, PVP 신호에서 높은 압력 관측과 낮은 압력 관측의 패턴으로서 평가 유닛(118)에 의해 식별될 수 있는, IV 튜브(104) 내에서의 수격 작용(water hammer)을 생성할 수 있다. 또 다른 예로서, 신호 변동성 또는 분산의 측도가 발작들을 식별하기 위해 생성될 수 있는데, 여기서 측정된 PVP 신호에서의 변동은 환자 움직임들로부터의 압력 변화들로 인해 급격하게 증가할 것이다. 따라서, 센서(112)로부터의 PVP 신호의 분석은 반복 또는 비반복 패턴들의 식별을 포함할 수 있는데, 이 패턴들은 시간 도메인에서(예를 들어, 패턴 인식 또는 압력에서의 갑작스러운 변화들의 식별에 의해) 또는 주파수 도메인에서(예를 들어, PVP 신호의 주파수 도메인 표현에서의 국소 피크들과 연관된 주파수들 또는 크기들의 분석에 의해) 분석될 수 있다.

[0168] 도 11은 환자 상태 메트릭들을 결정하고 그에 응답하기 위해 환자 PVP를 이용하는 예시적인 환자 모니터링 방법(1100)의 흐름도를 도시한다. 예시적인 환자 모니터링 방법(1100)은 환자(102)에 대한 PVP 데이터를 획득하고, PIVA 시스템(100)을 이용하여 데이터를 분석한다. 예시적인 방법(1100)은 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호를 이용하여 분석 컴포넌트(114)의 하나 이상의 소프트웨어 또는 하드웨어 모듈에 의해 수행될 수 있으며, 이는 일부 실시예들에서 압력 센서(112)에 의해 전자 압력 신호를 생성하는 것을 포함할 수 있다. 마찬가지로, 예시적인 방법(1100)은 하나 이상의 환자 메트릭에 대한 응답들을 결정하고 구현하는 것을 포함할 수 있으며, 이는 경보를 제시하거나 환자의 상태를 치료하는 의료 기기를 제어하는 것(예를 들어, 환자의 순환계에 연결된 펌프 또는 다른 유체 소스의 동작을 제어하는 것)을 포함할 수 있다.

[0169] 예시적인 방법(1100)은 환자(102)에 대한 PVP 신호를 모니터링함으로써 시작된다(블록 1102). 이는 IV 튜브(104)를 통해 PVP 센서(예를 들어, 압력 센서(112) 또는 유사한 센서들)를 이용하여 환자(102)의 PVP와 연관된 물리적 현상을 측정함으로써 시간 도메인 PVP 신호를 생성하는 것을 포함할 수 있다. 대안적으로, 이는 PVP 센서 또는 저장 매체로부터 연속적인 또는 이산적인 시간 도메인 PVP 신호를 수신하거나 또는 이에 액세스하는 것을 포함할 수 있으며, 이 PVP 신호는 센서로부터의 원시 측정 데이터 또는 그로부터 도출된 데이터를 포함할 수 있다. 어떻게 획득되든지 간에, 본 명세서의 다른 곳에서 논의되는 바와 같이, 변환 및 분석을 가능하게 하기 위해 시간 도메인 PVP 데이터의 충분한 샘플 기간(예를 들어, 평가 윈도우)이 획득될 때까지 PVP 신호가 모니터링될 수 있다.

[0170] 일단 PVP 신호가 획득되면, 분석 컴포넌트(114)는 시간 도메인 PVP 신호를 주파수 도메인으로 변환함으로써 주파수 분포를 생성할 수 있다(블록 1104). 이는 본 명세서의 다른 곳에서 논의된 바와 같이 시간 도메인 PVP 신호에 대한 고속 푸리에 변환(FFT) 또는 다른 변환 기술들을 적용하는 것을 포함할 수 있다. 본 명세서의 다른 곳에서 논의된 바와 같이, 주파수 분포는 연관된 주파수들 및 크기들의 데이터를 저장하는 어레이 또는 매트릭스를 포함하여 임의의 편리한 형태로 표현될 수 있다. 일부 실시예들에서, 이는 PVP 신호의 중첩 또는 비중첩 부분들로부터 복수의 주파수 분포(예를 들어, 샘플 기간의 제1 절반 및 샘플 기간의 제2 절반)를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 이후, 이러한 복수의 주파수 분포가 분석되어 하나 이상의 환자 상태 메트릭을 결정할 수 있고, 이것은 환자 상태 또는 조건에서의 변화를 결정하기 위해 비교될 수 있다.

[0171] 주파수 분포는 이후 적어도 하나의 환자 상태 메트릭을 결정하기 위해 주파수 분포에서 하나 이상의 주파수(F_N) 또는 연관된 피크들(P_N)의 크기들을 평가함으로써 분석될 수 있다(블록 1106). 일부 실시예들에서, 이는, 본 명세서의 다른 곳에서 논의된 바와 같이 주파수 분포에 의해 표현되는 주파수 도메인 PVP 신호의 극대값들과 연관되는 하나 이상의 주파수(F_N)를 식별하는 것을 포함할 수 있다. 대안적으로, 주파수 분포는 이러한 주파수들 및 크기들을 표시하는 정보를 포함할 수 있다. 식별된 주파수들(F_N)에 기초하여, 환자(102)의 위치 또는 움직임과 연관된 하나 이상의 환자 메트릭이 주파수들 또는 연관된 크기들을 분석함으로써 결정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 환자 상태 메트릭은 주파수 또는 크기에 대한 변경들에 기초하여 결정될 수 있다. 이러한 변경들은 이전에 측정된 주파수 분포(예를 들어, 직전 샘플 기간 동안에 측정된 PVP에 대한 주파수 분포)에 대한 또는 베이스라인 주파수 분포(예를 들어, 수술 직전에서와 같이, 환자의 상태가 알려져 있는 동안 측정된 PVP에 대한 주파수 분포)에 대한 비교에 의해 결정될 수 있다. 이러한 베이스라인 주파수 분포들은 하나 이상의 베이스라인 주파수 및 공지된 환자 상태와 연관된 베이스라인 크기에 관한 정보를 포함할 수 있다. 하나 이상의 환자 상태 메트릭은 환자 위치 메트릭들, 환자 움직임 메트릭들, 또는 주요 환자 메트릭들을 포함할 수 있다.

[0172] 주요 환자 메트릭들은 환자(102)에 관한 기본적인 정보를 제공하며, 환자의 상태를 모니터링하기 위해 직접적으로 또는 간접적으로 사용될 수 있다. 따라서, 주요 환자 메트릭들은 맥박수, 맥압, 호흡수, 또는 호흡 깊이와

같은 환자 순환 및 호흡 상태에 관한 정보를 포함할 수 있다. 호흡수 또는 맥박수는 간단히 호흡 주파수(F_0) 또는 심박수 주파수(F_1)를 식별함으로써 결정될 수 있다. 심박수 주파수(F_1)의 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N)은 심박수 주파수(F_1)를 식별하거나 확인하기 위해 사용될 수 있으며, 이것은 호흡 주파수(F_0)를 식별하는데 더 사용될 수 있다. 호흡 주파수(F_0) 또는 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기들은 호흡 깊이 또는 맥압을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 맥압은 심박수 주파수(F_1)와 연관된 피크(P_1)의 크기를 시간 도메인 신호로 변환하고 그 진폭을 결정함으로써 결정될 수 있다. 유사하게, 호흡 깊이는 대응하는 피크(P_0)의 크기를 주파수 도메인에서의 신호로 변환하고, 그 진폭을 결정하고, 및 진폭에 기초하여 호흡 깊이를 계산함으로써 호흡 주파수(F_0)와 연관된 크기에 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 호흡 깊이는 베이스라인 기간 동안 PVP 측정들 및 호흡 깊이 측정들(또는 추정치들)로부터 결정된 통계적 모델을 사용하여 계산될 수 있다. 다른 유사한 주요 환자 메트릭들이 주파수 분포로부터 유사하게 결정될 수 있다.

[0173] 환자 위치 메트릭들은 환자의 신체의 부분들의 자세 또는 상대 위치에 관한 정보를 제공한다. 따라서, 환자 위치 메트릭은 환자(102)가 똑바른 위치에 있는지 또는 횡와위(recumbent position)에 있는지를 나타낼 수 있다. 환자가 서 있는지, 앉아 있는지, 또는 납작 엎드려 누워 있는지에 관한 이러한 상대적 위치 정보는 하나 이상의 주파수(F_N)의 절대적 또는 상대적 크기들로부터 결정될 수 있다. 예를 들어, 환자 위치 메트릭은 알려진 환자 위치(예를 들어, 앉아 있음)와 연관된 동일 피크(P_1)의 이전에 측정된 크기에 대해 비교된 심박수 주파수(F_1)와 연관된 피크(P_1)의 절대 크기에서의 변화를 나타낼 수 있다. 따라서, 증가된 크기는 환자의 말초 정맥계에서의 증가된 압력을 나타낼 수 있고, 이는 환자(102)가 납작 엎드려 누워 있다는 것을 나타낼 수 있다. 일부 실시예들에서, (예를 들어, 환자 손, 팔 또는 다리에서의) 정맥 도관 기기(106)의 위치에 관한 정보는 IV 튜브(104)가 연결될 때 기록될 수 있고 후속하여 환자 위치 메트릭의 결정에 사용될 수 있다. 추가 실시예들에서, 심박수 주파수(F_1)와 연관된 피크(P_1)의 크기들 및 그 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N)과 연관된 피크들(P_2, P_3, \dots, P_N) 중 하나 이상의 비율과 같은 비율들 또는 크기들의 조합들이 사용될 수 있다.

[0174] 환자 움직임 메트릭들은 환자 움직임의 발생, 환자 움직임의 유형, 또는 움직임에 기초한 환자의 상태에 관한 정보를 제공한다. 이러한 환자 움직임 메트릭들은 갑작스러운 환자 움직임, 근육 경련, 환자 걸음걸이, 환자 절뚝거리기, 안정성, 낙상, 또는 발작에 관한 정보를 제공할 수 있다. 환자 걸음걸이 메트릭은 보행 환자에 대한 PVP와 연관된 주파수 분포에 기초하여 결정될 수 있다. 걷는 동안의 환자의 걸음걸이와 연관된 걸음걸이 주파수(F_G)는 주파수 분포로부터 식별될 수 있다. 일부 실시예들에서, 이는 심박수 주파수(F_1) 미만이고 또한 호흡 주파수(F_0)가 아닌 주파수 분포에서의 피크(P_G)에 기초하여 걸음걸이 주파수(F_G)를 식별하기 위해 호흡 주파수(F_0) 또는 심박수 주파수(F_1)를 먼저 식별하는 것을 포함할 수 있다. 추가 실시예들에서, 심박수 주파수(F_1)는 먼저 예를 들어 크기 또는 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N)에 의해 식별될 수 있다. 걸음걸이 주파수(F_G)를 식별하는 것은 또한 호흡 주파수(F_0)와 연관된 상대적 크기들과 걸음걸이 주파수(F_G)를 더 낮은 크기와 연관된 것으로 식별하기 위한 걸음걸이 주파수(F_G)의 비교를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 호흡 주파수(F_0)는 이전의 시간 기간(예를 들어, 이전의 샘플 기간 또는 평가 윈도우)의 호흡 주파수(F_0)에 근접한 것에 기초하여 식별될 수 있다. 속도, 규칙성, 절뚝거리기, 또는 안정성과 같은 환자의 걸음걸이에 관한 정보를 결정하기 위해 걸음걸이 주파수(F_G)의 주파수 및 크기가 추가로 평가될 수 있다.

[0175] 일부 실시예들에서, 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})는 또한 주파수 분포에서의 대응하는 피크(P_{G2})에 기초하여 식별될 수 있다. 이러한 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})는 환자 걸음걸이 메트릭 또는 별도의 환자 절뚝거리기 메트릭을 결정하는데 있어서 사용될 수 있다. 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})는 걸음걸이 주파수(F_G)의 분수 또는 배수로서 식별될 수 있다. 대안적으로, 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})는 시계열의 샘플 기간들과 연관된 다중의 주파수 분포들에 걸쳐서 걸음걸이 주파수(F_G)와 동시에 시작 및 종료하는 것으로서 식별될 수 있다. 또 다른 대안으로서, 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})는 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 고조파 주파수(F_2, F_3, \dots, F_N), 또는 걸음걸이 주파수(F_G)와 연관되지 않은 주파수 분포에서의 대응하는 피크(P_{G2})와 연관된 시작으로서 식별될 수 있다. 일부 관련 실시예들에서, 최소 임계 크기는 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})가 걸음걸이 주파수(F_G)에 대해 충분한 크기를 갖는

것을 보장하기 위해 사용될 수 있고, 그에 의해 환자의 걸어서 돌아다님과 관련되지 않은 잠음 또는 다른 현상들에 의해 야기되는 사소한 주파수 피크들을 고려하지 않게 된다. 어떻게 식별되든 간에, 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})는 환자가 걸으면서 절뚝거리는지를 포함하여 환자의 걸음걸이의 일관성을 결정하기 위해 평가될 수 있다. 규칙성(즉, 주파수의 고정성) 또는 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})와 연관된 크기는 환자의 걸음걸이가 안정적이거나, 불안정하거나, 정상적이거나, 비정상적인지(즉, 절뚝거림을 나타냄)를 나타내는 (환자 걸음걸이 메트릭의 일부일 수 있는) 환자 걸음걸이 일관성 메트릭을 결정하기 위해 평가될 수 있다. 예를 들어, 걸음걸이 주파수(F_G)의 정수 분수 또는 배수에서의 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})의 연관된 위치는 절뚝거림을 나타낼 수 있는 반면, 시간에 따라 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})의 주파수 값들을 시프트하는 것은 불안정성을 나타낼 수 있다. 유사하게, 걸음걸이 주파수(F_G)와 연관된 크기에 대한 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})와 연관된 더 큰 크기는 더 현저한 절뚝거림을 나타낼 수 있다.

[0176] 단 하나의 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})가 위에서 논의되었지만, 환자의 걸음걸이의 일관성을 결정하기 위해 다중의 2차 걸음걸이 주파수(F_{G2})가 식별되고 평가될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 유사하게, 일부 실시예들에서, 걸음걸이 주파수(F_G)와 연관된 크기는 주파수 분포 내에서의 다른 주파수들과 연관된 복수의 크기에 대해 비교되어 환자의 걸음걸이의 일관성을 결정할 수 있다. 이러한 비교는 주파수 분포의 주파수들의 범위에 걸친 전체 또는 평균 크기의 측도에 대해 이루어질 수 있다. 예를 들어, 보행 환자의 안정성을 나타내는 환자 걸음걸이 메트릭으로서, 걸음걸이 주파수(F_G)와 연관된 크기의 주파수 분포의 중앙값 크기에 대한 비율이 계산될 수 있다. 더 높은 비율은 환자가 걷고 있는 동안에 정상적인 걸음걸이를 나타내는 반면, 더 낮은 비율은 걸음걸이에서의 사소한 변동들이 다른 주파수들에서의 상대적으로 더 큰 크기들을 초래하므로 불안정성을 나타낸다. 따라서, 주파수 분포의 피크들(즉, 극대값들)과 연관되지 않은 평평한 주파수들이 일부 환자 상태 메트릭들, 특히 안정성 또는 불안정성과 연관된 메트릭들을 생성하는 데 있어서 평가될 수 있다. 일부 실시예들에서, 별도의 환자 안정성 메트릭이 주파수 분포 내에서의 주파수들의 범위에 걸친 평균들(예를 들어, 중앙값들)을 포함하여, 복수의 2차 걸음걸이 주파수들(F_{G2}) 또는 다른 주파수들과 연관된 크기들에 기초하여 결정될 수 있다.

[0177] 환자 움직임 메트릭들은 환자가 떨어졌다는 것을 나타내는 환자 낙상 메트릭들을 추가로 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 환자 낙상 메트릭은 낙상의 존재 또는 부재를 나타내는 이진 메트릭으로서 결정될 수 있다. 대안적으로, 환자 낙상 메트릭은 주파수 분포에 기초한 낙상의 확률로서 결정될 수 있다. 시간 도메인에서, 낙상은 측정된 압력에서의 갑작스러운 스파이크로서 등장할 것이고, PVP는 충격의 쇼크가 순환계를 통해 전파되고 나서 대략 이진 레벨들로 빠르게 복귀함에 따라 빠르게 상승한다. 주파수 도메인에서, 시간 도메인 신호에서의 이러한 스파이크 또는 펄스는 피크들 및 홈(trough)들의 특성 패턴에 의해 식별가능하다. 예를 들어, 스파이크는 사각형 펄스를 근사화하는 것으로 보일 수 있고, 주파수 제로(0Hz) 주위에서 대칭적으로 크기 피크들을 감소시키는 특성 주파수 분포는 잘 알려져 있다. 따라서, 환자가 낙상할 때의 충격과 연관된 PVP 펄스가 시간 도메인 PVP 신호에서 짧은 지속기간 펄스와 연관되는 주파수 분포 내에서의 패턴을 식별함으로써 식별될 수 있다. 일부 실시예들에서, 패턴은 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 그 고조파 주파수들(F_2, F_3, \dots, F_N), 또는 걸음걸이 주파수(F_G)와 같은, 관심 대상 주파수들과 연관된 주파수 분포에서의 피크들을 식별 및 제거한 후에 식별될 수 있다. 대안 실시예에서, 시간 도메인 스파이크는 주파수 분포에서의 낮은 주파수와 연관된 피크의 큰 크기로서 식별될 수 있다. 낙상으로부터의 과도 압력 펄스가 시간 도메인 PVP 신호에 대한 다른 영향들에 비해 클 것이므로, 그에 의해 생성된 주파수 분포의 1차 피크와 연관된 크기는 또한 클 것이다. 따라서, 어떤 경우들에서 그러한 크기에 기초하여 낙상이 검출될 수 있다.

[0178] 추가 실시예들에서, 낙상과 연관된 스파이크는 시간 도메인 PVP 신호에서 추가로 식별될 수 있으며, 이는 낙상의 발생을 확인하고 낙상의 시간을 식별하는데 있어서 유리할 수 있다. 일단 낙상의 시간이 식별되면, 낙상을 포함하는 샘플 기간은 추가적인 평가를 위해 낙상 전 부분 및 낙상 후 부분으로 분할될 수 있다. 어떤 경우들에서, 샘플 기간의 낙상 전 낙상 후 부분들은, 원래의 샘플 기간의 각각의 부분의 평가를 위해 충분한 시간 도메인 PVP 데이터를 보장하기 위해, 제각기, 시간 도메인 PVP 신호의 더 이른 값 및 더 나중의 값을 추가함으로써 증강될 수 있다. 낙상 전 및 낙상 후 부분들은 낙상 전 및 낙상 후 주파수 분포들을 생성하도록 개별적으로 변환될 수 있다. 이어서, 주파수에서의 시프트들 또는 관심 대상 피크들의 크기에서의 변화들이 평가되어, 환자 낙상 메트릭에 포함될 수 있는 낙상의 심각도를 결정할 수 있다. 예를 들어, 낙상에 뒤따르는 심박수 주파수(F_1)에서의 백분율 증가는, 환자의 신체가 사고에 응답함에 따라, 낙상의 심각도를 평가하기 위한 메트릭으로

서 계산될 수 있다. 주파수들 또는 연관된 크기들에서의 다른 유사한 변화들도 마찬가지로 다양한 실시예들에서 결정될 수 있다.

[0179] 환자 움직임 메트릭들은 발작의 발생을 나타내는 환자 발작 메트릭들을 추가로 포함할 수 있다. 환자 발작 메트릭들은 주파수 분포 내에서의 하나 이상의 다른 주파수와 연관된 크기들에 대한 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기의 비율을 포함할 수 있다. 예를 들어, 주파수 분포의 범위(예를 들어, 0Hz 내지 5Hz) 내에서의 주파수들의 평균 크기에 대한 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기의 비율은 심박수가 시간 도메인 PVP 신호의 다른 컴포넌트들에 비해 얼마나 잘 정의되는지를 나타내기 위한 환자 발작 메트릭으로서 사용될 수 있다. 다른 인자들이 그것에 영향을 줄 수 있지만, 심박수 주파수(F_1)의 크기와 평균 크기 사이의 비율은 건강한 환자에 대한 것보다 발작 환자에 대해 더 적을 것이다. 발작 동안, 환자의 신체의 움직임들은 PVP 신호에서의 상당한 잡음을 생성하여, 주파수 분포에 걸쳐서 주파수들과 연관된 크기들에서의 전반적인 증가를 초래한다. 충분히 심각한 경우, 심박수 주파수(F_1)는 주변 잡음으로부터 식별가능하지 않을 수 있다. 추가 실시예들에서, 환자 발작 메트릭은 복수의 주파수(예를 들어, 10개 또는 20개의 주파수)의 샘플로부터 주파수 분포의 평균 크기 또는 평균(예를 들어, 중앙값) 크기의 절대 레벨에 기초하여 결정될 수 있다. 관련된 실시예들에서, 환자 발작 메트릭은 상이한 샘플 기간들과 연관된 주파수 분포들 사이의 평균 크기의 비교에 기초하여 결정될 수 있어서, 평균 크기에서의 급격한 증가가 발작을 나타낼 수 있도록 한다.

[0180] 일부 실시예들에서, 분석 컴포넌트(114)가 주파수 분포에서의 피크들(P_N)의 주파수들(F_N) 또는 연관된 크기들을 평가함으로써 그런 것처럼, 복수의 환자 상태 메트릭을 동시에 모니터링할 수 있다. 이러한 환자 상태 메트릭들은 동일한 샘플 기간 동안 동일한 주파수 분포를 사용하여 결정될 수 있다. 샘플 기간들 간의 비교가 환자 상태 메트릭을 생성하기 위해 사용되는 경우, 동일한 샘플 기간들과 연관된 동일한 복수의 주파수 분포가 사용될 수 있다. 복수의 환자 상태 메트릭은, 주요 환자 메트릭, 환자 위치 메트릭, 또는 위에서 논의된 환자 움직임 메트릭 그룹들 뿐만 아니라 다른 메트릭들 중 하나 이상 내로부터의 메트릭들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자 발작 메트릭 및 또 다른 환자 움직임 메트릭(예를 들어, 환자 걸음걸이 메트릭 또는 환자 낙상 메트릭)은 동일한 주파수 분포로부터 동시에 모니터링될 수 있다. 또 다른 예로서, 주요 환자 메트릭(예를 들어, 맥박수, 맥압, 호흡수, 또는 호흡 깊이) 및 환자 위치 메트릭 또는 환자 움직임 메트릭은 동일한 주파수 분포로부터 동시에 모니터링될 수 있다. 또 다른 예로서, 환자 스트레스 표시자들(예를 들어, 증가된 심박수 또는 호흡수)을 갖는 비정상적인 걸음걸이 메트릭들(예를 들어, 변하는 걸음걸이 주파수들, 2차 걸음걸이 주파수들, 또는 수격 작용 효과)의 조합들을 식별함으로써 낙상 또는 발작이 식별될 수 있다. 관찰된 PVP 신호와 연관된 주파수 및 크기 정보를 (명시적으로 또는 암시적으로) 사용함으로써, 전술한 환자 상태 메트릭들 중 임의의 것 또는 전부가 PVP 센서(예를 들어, 압력 센서(112)) 외의 추가적인 센서들의 사용을 요구하지 않고서 모니터링될 수 있다.

[0181] 전술한 설명이 주파수 도메인 PVP 데이터를 사용하여 수행되는 것으로서 분석을 제시하였지만, 다른 실시예들은 추가적으로 또는 대안적으로, 주요 환자 메트릭들, 환자 위치 메트릭들, 및 위에서 논의된 환자 움직임 메트릭들 또는 이들의 조합들 중 임의의 것을 포함하는 환자 상태 메트릭들을 생성하기 위한 다른 유형의 분석을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자 움직임 메트릭은, 규칙적인 패턴들로 압력 센서(112)에 영향을 미치는, 걸음걸이 활동 내에서의 환자 팔 움직임에 의해 야기되는 IV 튜브 내의 유체 움직임(예를 들어, 수격 작용 효과)으로 인한 압력의 변화를 평가함으로써 환자의 물리적 움직임 또는 걸음걸이를 식별하도록 시간 도메인에서 PVP 신호를 분석함으로써 결정될 수 있다. 또 다른 예로서, 압력 센서(112)로부터의 시간 도메인 PVP 신호에서 임계 크기를 넘는 압력 스파이크들을 식별함으로써 환자 낙상 메트릭이 결정될 수 있다.

[0182] 하나 이상의 환자 상태 메트릭에 기초하여, 분석 컴포넌트(114)는 환자 상태에 대한 응답을 결정하고(블록 1108) 결정된 응답을 구현할 수 있다(블록 1110). 예를 들어, 응답 유닛(116)은 응답이 요구되는지를 결정하고 임의의 요구되는 응답이 구현되게 야기할 수 있다. 이는 하나 이상의 환자 상태 메트릭을 평가함으로써 하나 이상의 환자 상태를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 환자 상태들은 위치(예를 들어, 앉아 있음 또는 서 있음), 불안정성, 절뚝거리기, 낙상, 발작, 또는 다른 유사한 상태들을 포함할 수 있다. 환자 상태들은 위치 상태들, 움직임 상태들, 또는 주요 상태들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 위치 상태들은 누워 있음, 앉아 있음, 또는 서 있음을 포함할 수 있는 한편, 움직임 상태들은 걷기, 불안정한 걷기, 절뚝거리기, 낙상, 또는 발작을 포함할 수 있다. 주요 상태들은 얇은 호흡, 과호흡, 무호흡, 불규칙 호흡, 정상 호흡, 정상 심장박동, 느린 심장박동, 빠른 심장박동, 또는 불규칙 심장박동을 포함할 수 있다. 환자 상태들 각각을 결정하는 것은 하나 이상의 환자 상태 메트릭을 평가하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자가 비틀거리며 걷고 있다고 결정하는 것은 환자

걸음걸이 메트릭을 평가하여 환자가 걷고 있는지를 결정하는 것, 이어서 별도의 안정성 메트릭을 평가하여 환자가 걷고 있는 동안 불안정하다는 것을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 몇몇 상태들은 이러한 메트릭들의 조합에 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 환자가 정상 상태에 있다고 결정하는 것은 모든 모니터링된 환자 상태 메트릭들이 허용 가능 범위들 내에 있는 것을 요구할 수 있다.

[0183] 환자 상태가 환자 상태 메트릭들에 기초하여 결정되든 또는 환자 상태가 환자 상태 메트릭의 값으로부터 암시되든 간에, 하나 이상의 환자 상태에 관련된 하나 이상의 응답이 환자 상태 메트릭들에 기초하여 결정될 수 있다. 몇몇 상태들이 활성 응답들을 요구할 수 있지만, 다른 상태들은 단순히 계속되는 모니터링(또는 응답 없음)을 요구할 수 있다. 예를 들어, 환자(102)에 대해 결정된 모든 환자 상태 메트릭들이 있을 때, 분석 컴포넌트(114)는 정상 환자 상태에 대한 적절한 응답이 모니터링을 계속하는 것임을 결정할 수 있다. 이러한 경우, 응답은 PVP에 관한 추가적인 센서 데이터를 생성 또는 획득하고 본 명세서에 설명된 방법들에 따라 추가 데이터에 대한 추가 분석을 수행함으로써 구현될 수 있다. 활성 응답들은 경보를 제시하거나 또는 의료 기기의 동작을 제어하는 것을 포함할 수 있다. 경보는 환자 상태 메트릭들 또는 그로부터 결정된 상태들에 기초하여 생성될 수 있으며, 이 경보는 취해질 조건 또는 치료 행동에 관한 정보를 포함할 수 있다. 예를 들어, 경보는 환자가 비틀거리며 걷고 있다는 것을 나타낼 수 있다. 시각적, 청각적, 또는 촉각적 경보 또는 경고가 경보에 기초하여 적절한 직원에게 (예를 들어, 모니터(120)를 통해) 제시될 수 있으며, 이 경보는 상태의 유형 또는 추천된 행동 지침을 표시하는 메시지를 디스플레이하는 것을 포함할 수 있다. 환자 상태에 응답하는 의료 기기의 동작은 환자(102)에의 유체 유동을 조절하기 위해 유체 소스(110)를 제어하는 것을 포함할 수 있다. 이는, 이하에서 더 논의되는 바와 같이, 유동률을 조절하는 것, 유체 유동을 시작 또는 중단하는 것, 하나 이상의 약물을 유체에 추가하는 것, 또는 유사한 제어 행동들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 분석 컴포넌트(114)는 유체 소스(110) 또는 모니터(120)를 제어함으로써 응답의 구현을 직접 제어할 수 있다. 대안적으로, 분석 컴포넌트(114)는 제어 정보를 다른 기기들로 전달하여 이들 기기들이 경보 또는 한 의료 기기의 제어 동작을 제시하도록 야기할 수 있다.

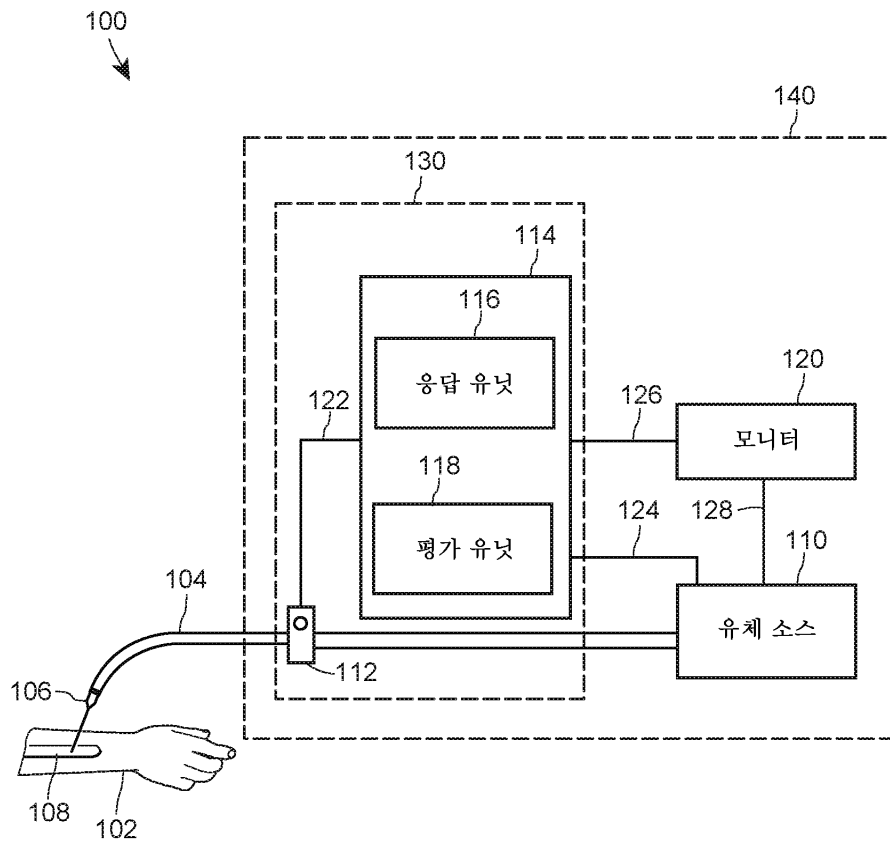
[0184] 일부 실시예들에서, 환자 상태 또는 환자 상태에 대한 응답은 하나 이상의 추가적인 센서(150)로부터의 추가적인 센서 데이터에 부분적으로 기초하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 압력 센서는 환자가 침대에 있는지를 나타내는 추가적인 센서 데이터를 생성할 수 있고, 이는 환자가 떨어질 위험에 있는지를 결정하기 위해 환자 움직임 메트릭들과 조합될 수 있다. 추가적인 센서 데이터가 환자가 침대에 누워 있는 것을 나타내는 경우, 불안정성을 나타내는 환자 안정성 메트릭에도 불구하고 지속적인 모니터링 이외의 어떤 응답도 요구되지 않을 수 있다. 대신에 추가적인 센서 데이터가 환자가 침대에 누워 있지 않다는 것을 나타내는 경우, 적절한 직원에게 환자가 떨어질 위험에 있다는 것을 경보하기 위해 경고가 발생될 수 있다. 일부 실시예들은 추가적인 센서들(150)을 포함하지 않을 수 있거나 또는 환자 상태들 또는 환자 상태들에 대한 응답들을 결정하는데 있어서 그로부터의 센서 데이터를 사용하지 않을 수 있다. 이러한 실시예들에서, 응답들은 압력 센서(112)를 통한 PVP의 측정들로부터 도출된 환자 상태 메트릭들만을 사용하여 결정될 수 있다.

[0185] 청구항들을 포함하는, 본 명세서에서 사용되는 대로는, 용어 "및/또는"은 포괄적이거나 또는 배타적인 접속사이다. 그에 따라서, 용어 "및/또는"은 그룹에서의 2개 이상의 사물의 존재를 의미하거나 또는 하나의 선택이 대안들의 그룹으로부터 이뤄질 수 있다는 것을 의미한다.

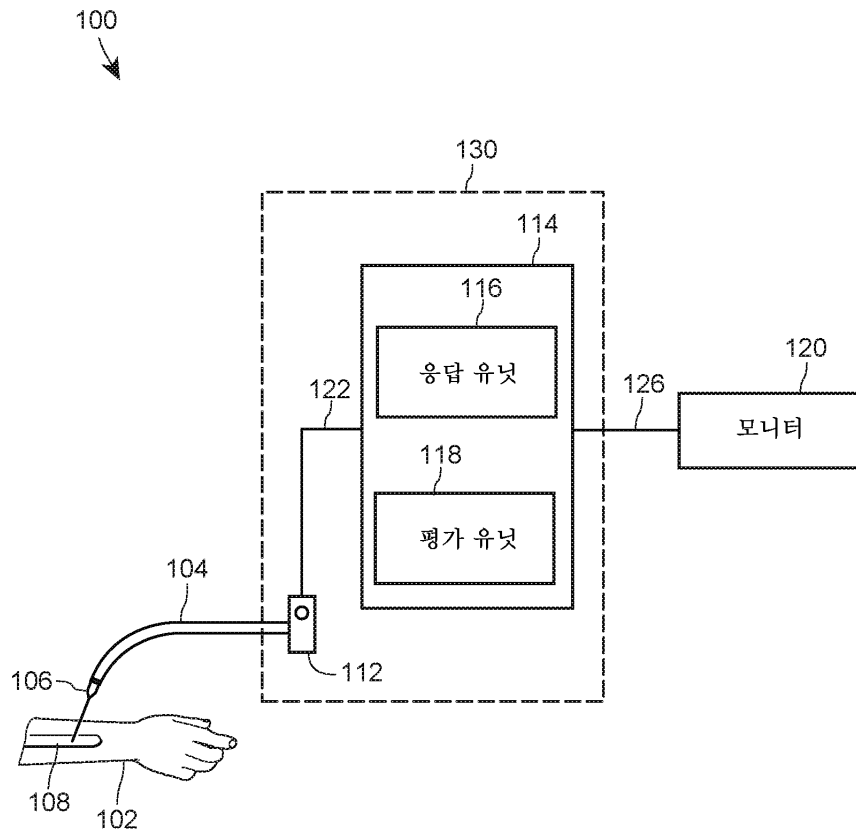
[0186] 본 개시내용의 많은 특징들 및 장점들은 기재된 설명으로부터 명백하고, 따라서 첨부된 청구항들은 본 개시내용의 모든 이러한 특징들 및 장점들을 커버하도록 의도된다. 또한, 본 기술분야의 통상의 기술자에게는 다수의 수정 및 변경들이 용이하게 이뤄질 것이기 때문에, 본 개시내용은 예시되고 설명된 바와 같은 바로 그대로의 구성 및 동작으로만 제한되지 않는다. 따라서, 설명된 실시예들은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 하고, 본 개시내용은 본 명세서에서 주어진 상세사항들로부터 제한되어서는 안 되고, 이제 또는 미래에 예견 가능하든 예견할 수 없는 것이든, 후속하는 청구항들 및 이들의 등가물들의 전체 범위에 의해 정의되어야 한다.

도면

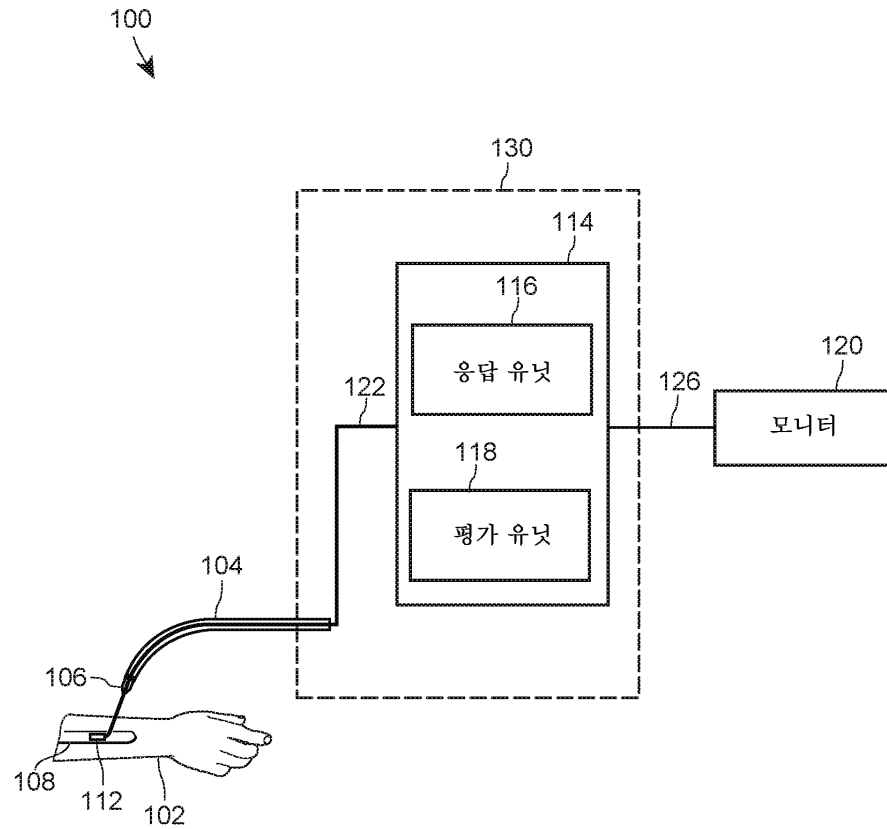
도면1a



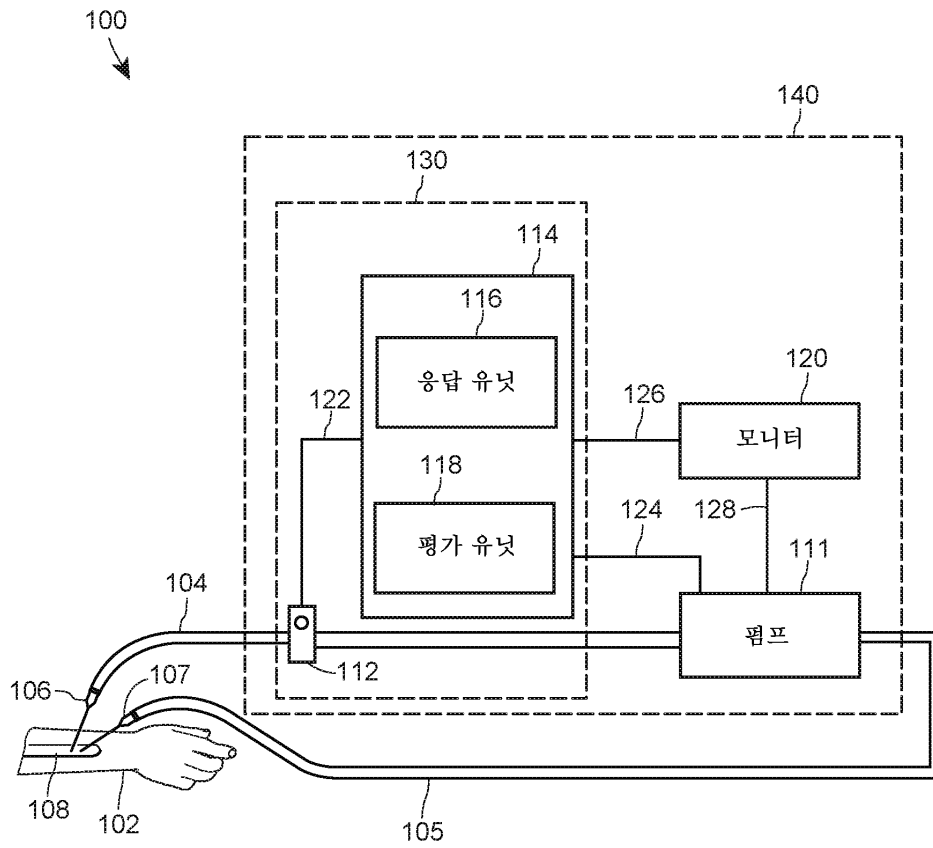
도면1b



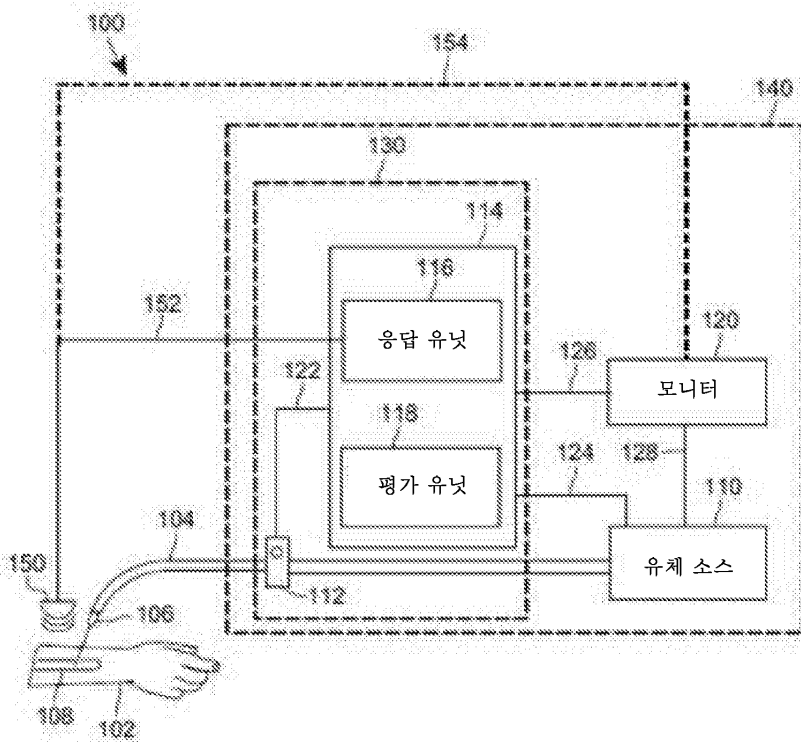
도면1c



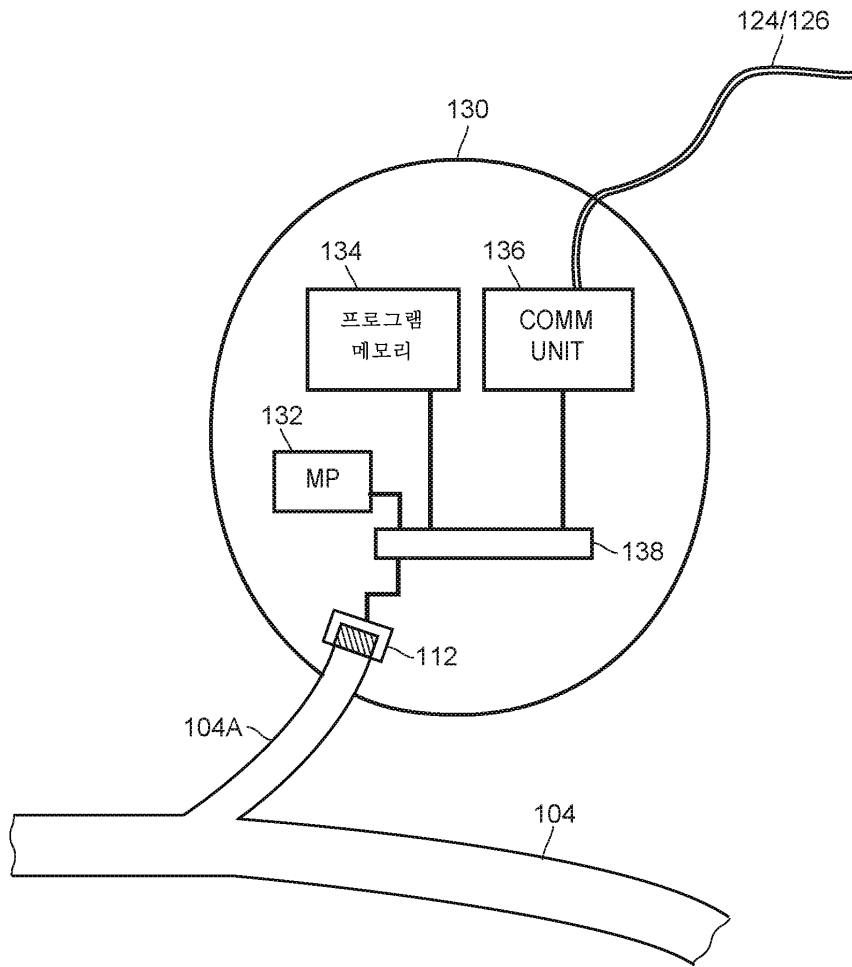
도면1d



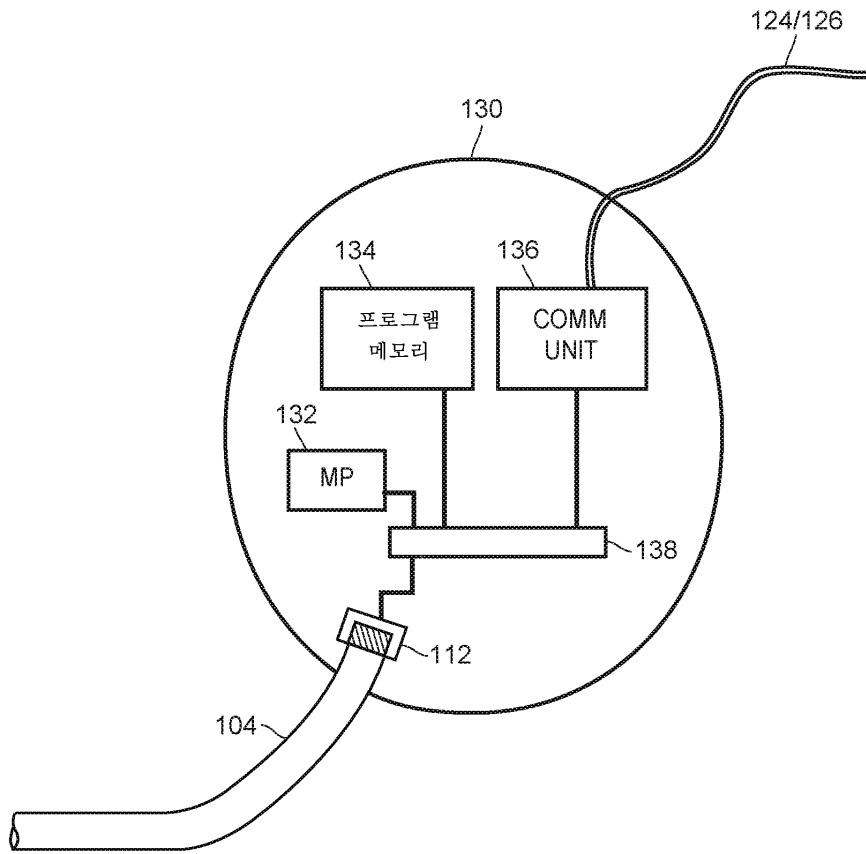
도면1e



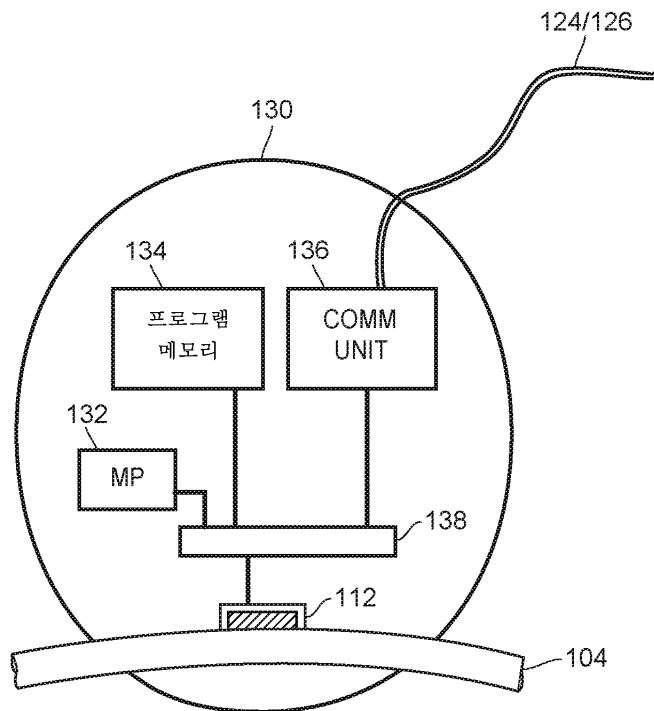
도면2a



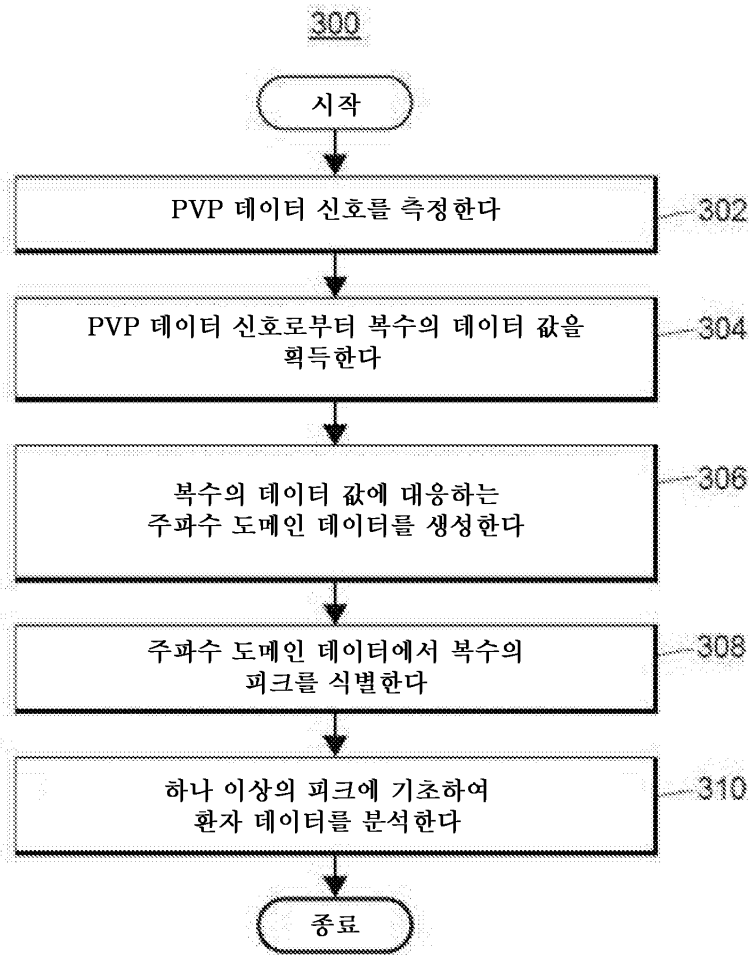
도면2b



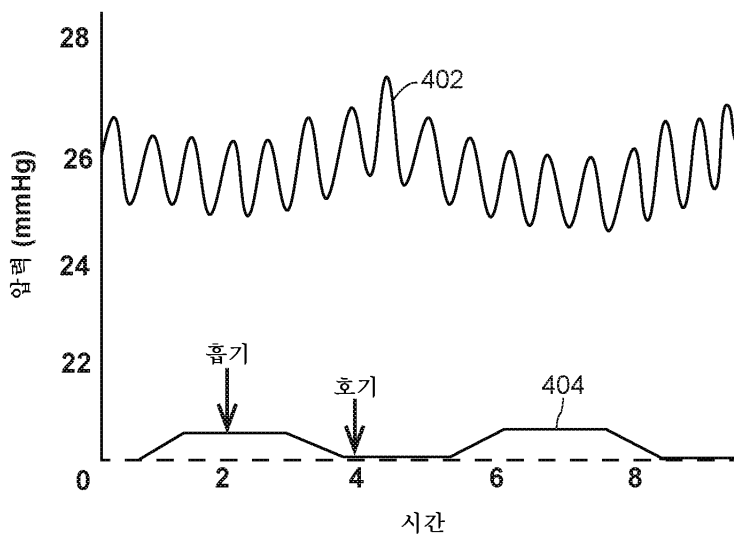
도면2c



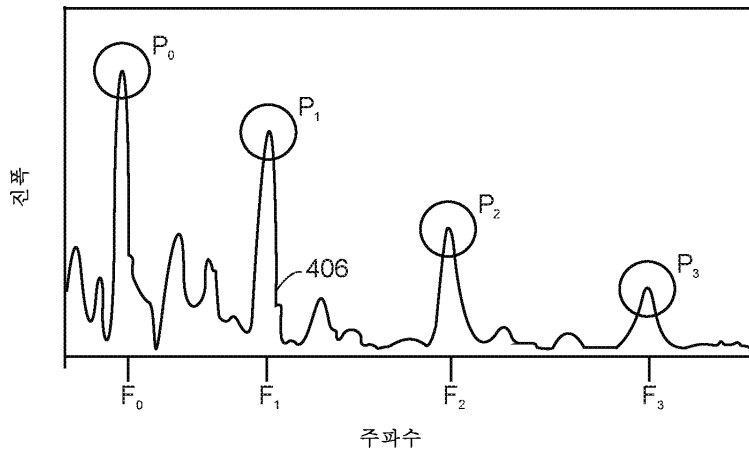
도면3



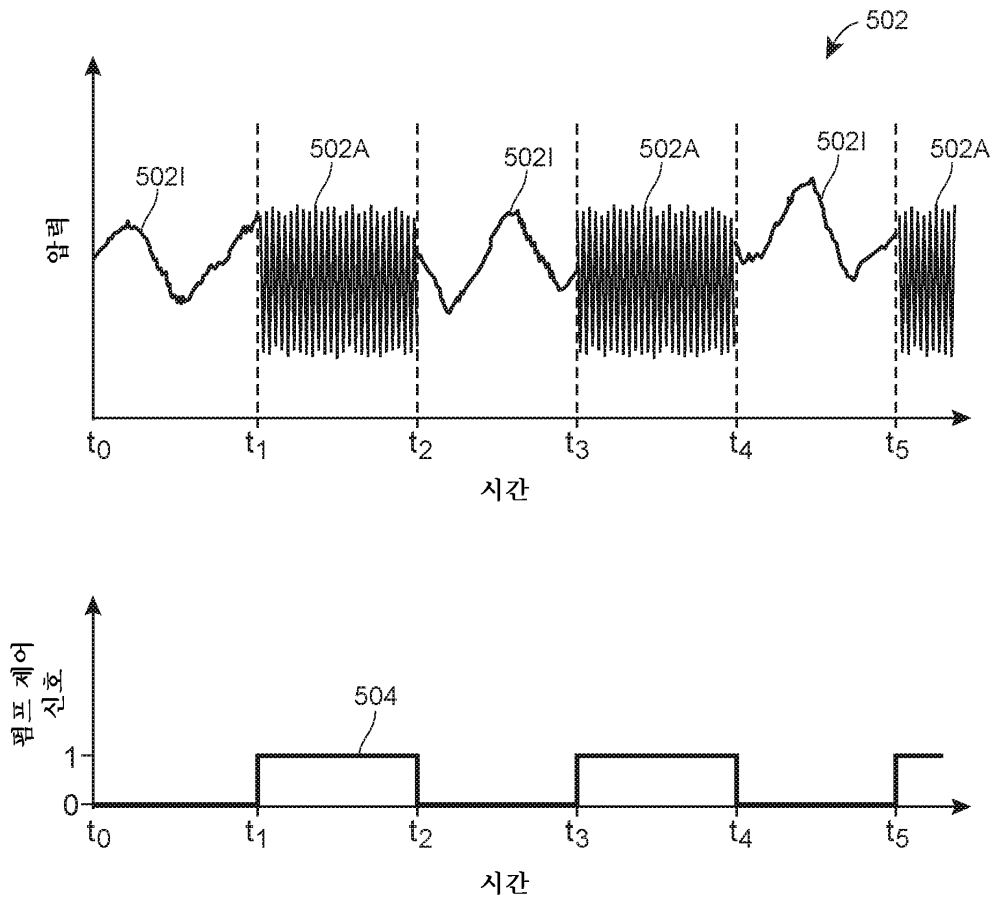
도면4a



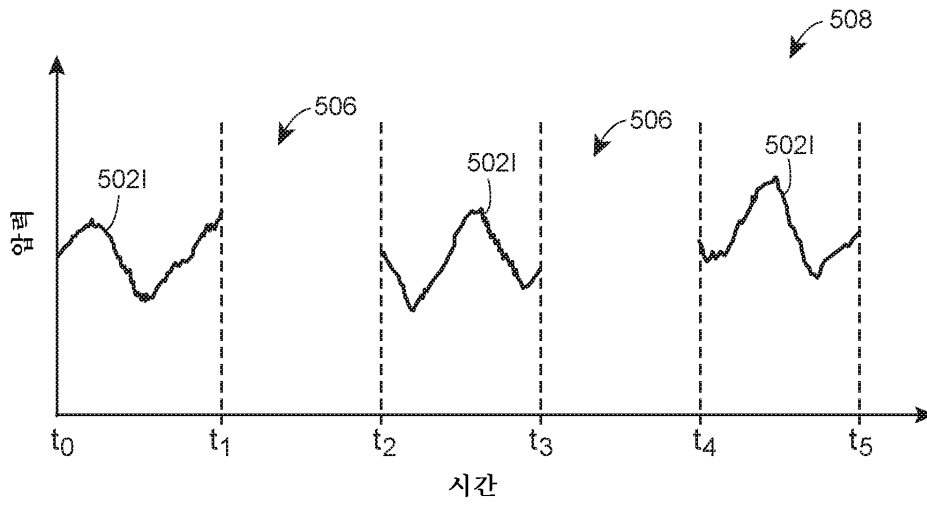
도면4b



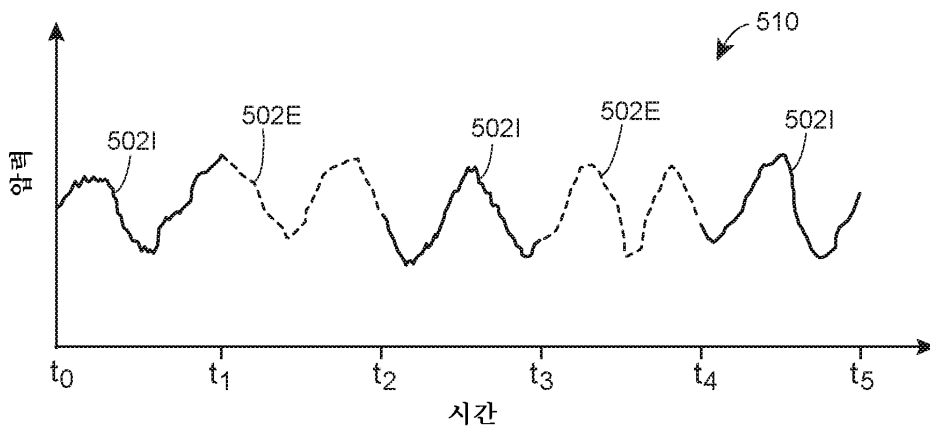
도면5a



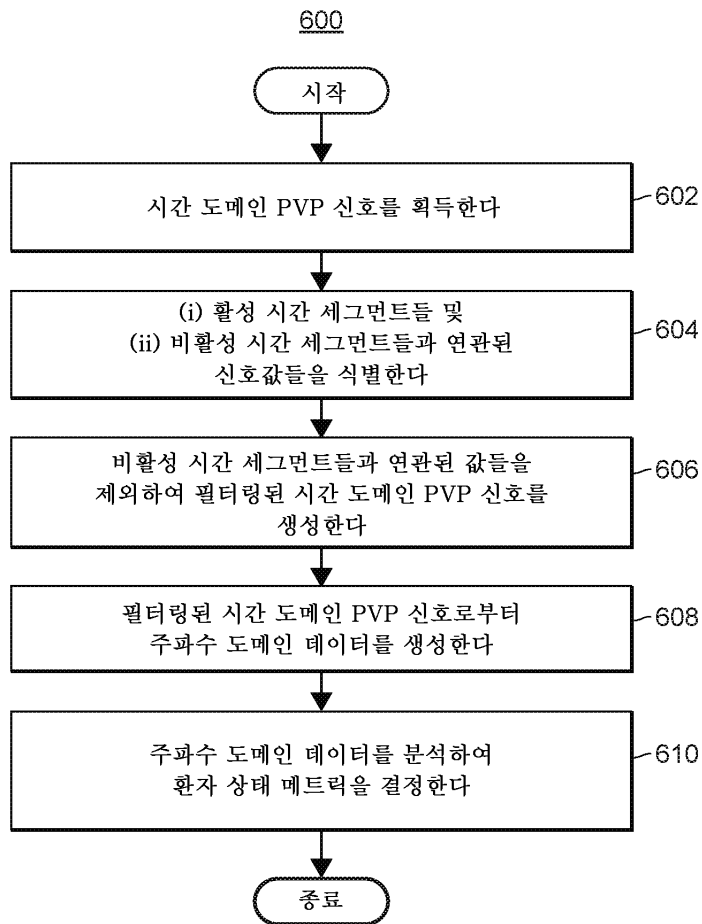
도면5b



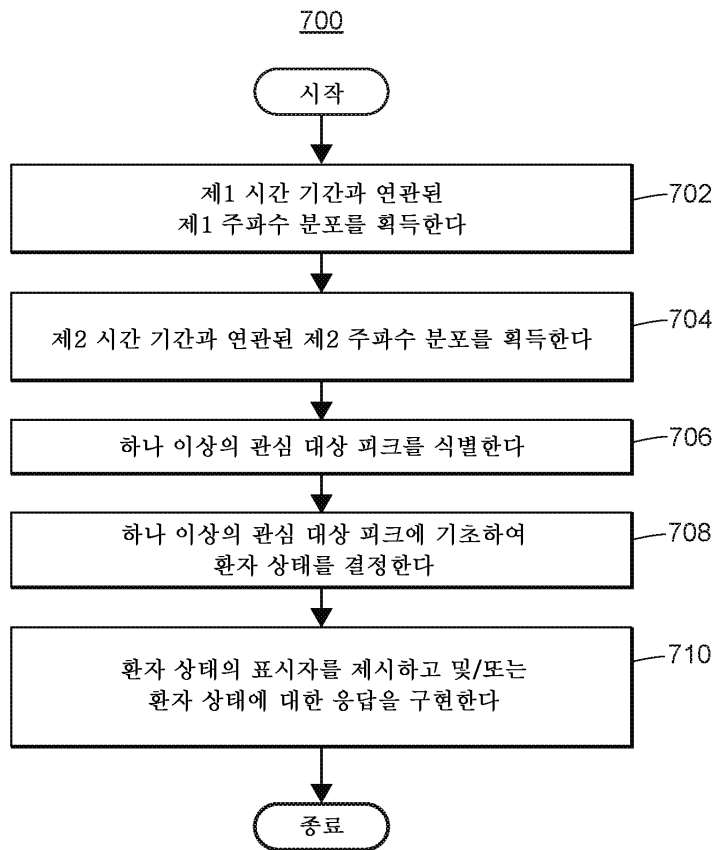
도면5c



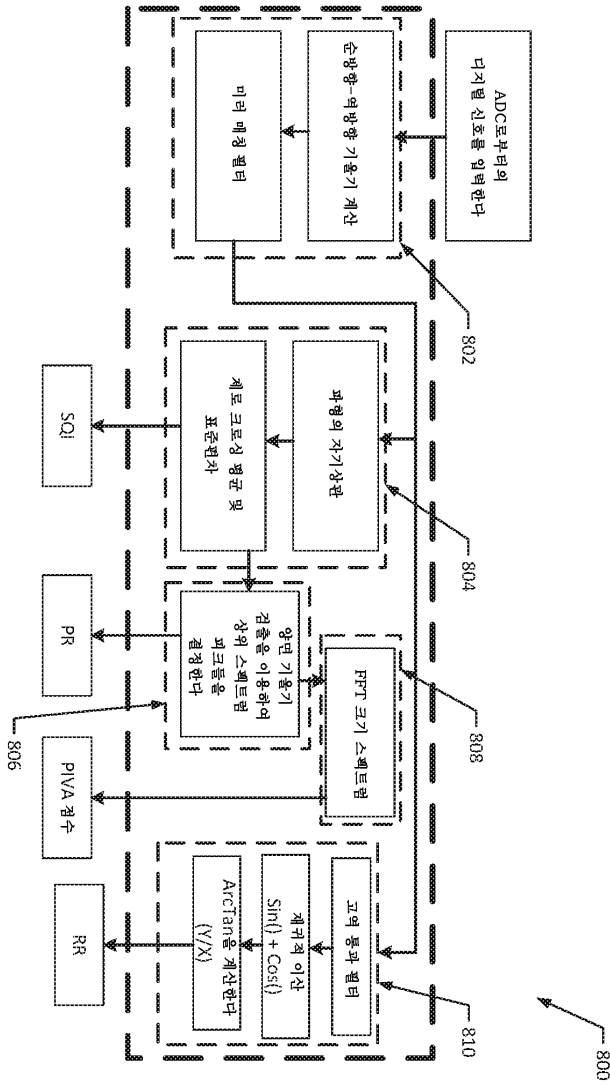
도면6



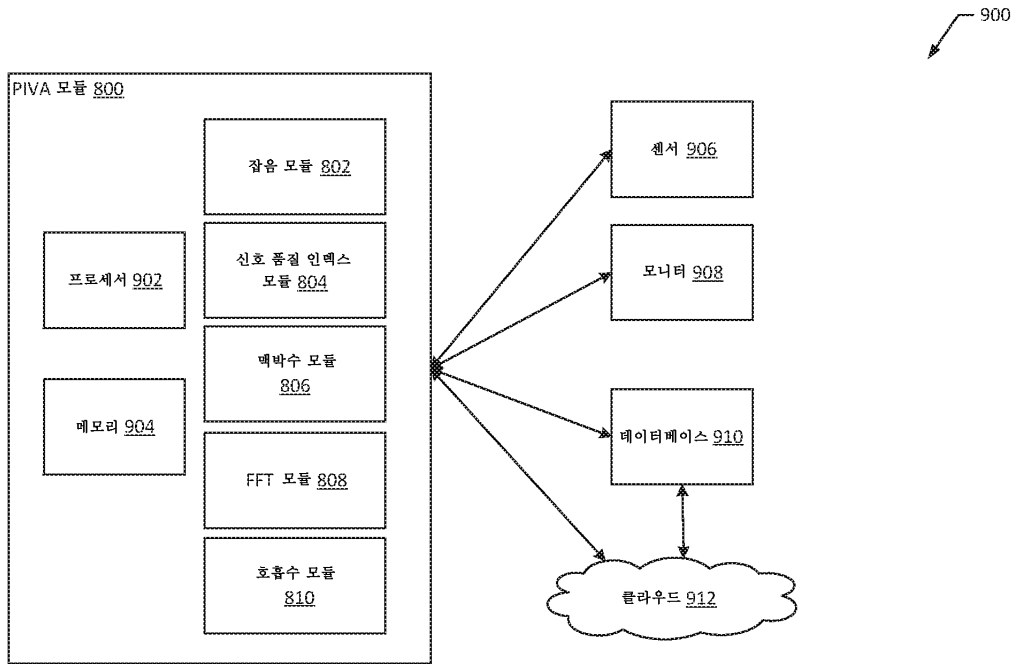
도면7



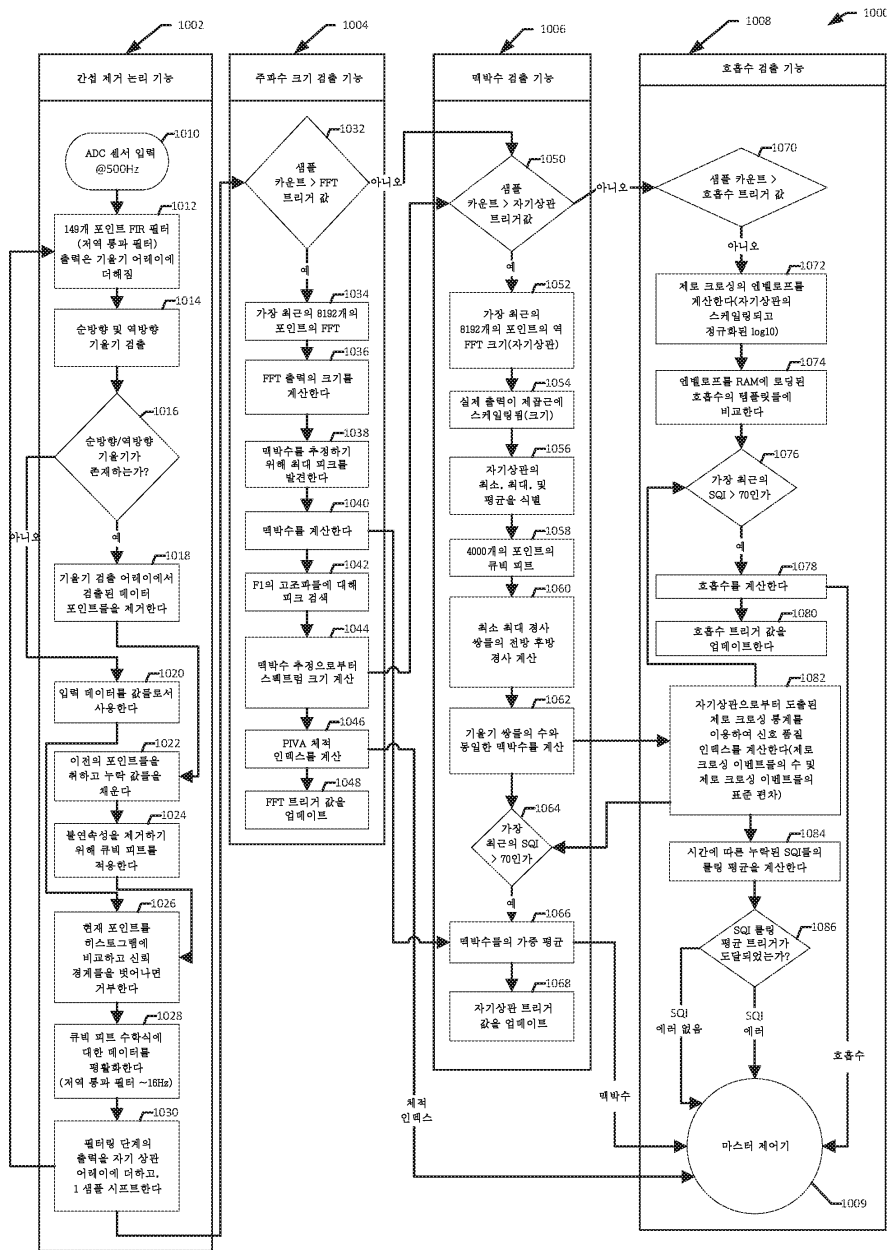
도면8



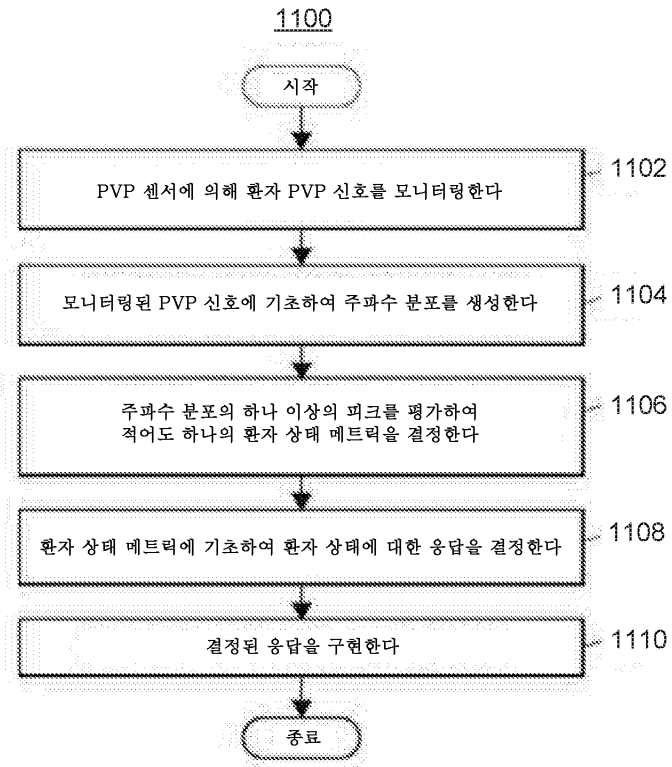
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	用于过滤噪声和分析静脉波形信号的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020200024855A	公开(公告)日	2020-03-09
申请号	KR1020207002412	申请日	2018-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	巴克斯特国际公司 箱子开始健康护理上写在这		
申请(专利权)人(译)	百特国际公司, 百特医疗用品S. A.		
发明人	핸들러 조너선 마르투치 제임스 호킹 카일 이글 수전 브로피 콜린 보이어 리처드 바우덴바허 프란츠		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0215 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/11 A61M5/142 A61M5/172 G16H20/40 G16H40/63 G16H50/70		
CPC分类号	A61B5/7217 A61B5/02152 A61B5/02444 A61B5/0816 A61B5/112 A61B5/6824 A61B5/7257 A61B5/7278 A61M5/14232 A61M5/1723 G16H20/40 A61B5/02405 A61B5/4094 A61B5/4839 A61B5/6866 A61B5/7246 A61B5/725 A61B5/7282 A61B2562/0247 A61M2205/3331 A61M2205/3576 A61M2205/502 A61M2205/52 A61M2230/30 G16H40/63 G16H50/30 G16H50/70 A61B5/0215 A61B5/7203		
代理人(译)	Yangyoungjun		
优先权	62/527944 2017-06-30 US 62/528570 2017-07-05 US 62/599421 2017-12-15 US 62/671108 2018-05-14 US 16/023945 2018-06-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于从静脉波形信号中过滤医疗设备噪声伪像的设备，系统和方法。测量外周静脉压力 (PVP)，并将其从时域转换到频域以进行分析以确定患者状态。为了避免泵浦现象，对时域PVP测量值进行滤波，以通过删除活动的泵浦周期来生成滤波后的时域PVP信号。将滤波后的时域PVP信号转换为频域PVP信号，然后根据指示呼吸频率，心率或其谐波的峰值进行分析。然后从峰值或相应的频率确定患者状态的度量。患者状态可以与患者的血容量有关，并且可以用于控制泵的操作。

