



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0094214
(43) 공개일자 2019년08월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0215 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/0295 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/091 (2006.01) A61M 25/00 (2006.01)
A61M 5/172 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02152 (2013.01)
A61B 5/02007 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-7019905
(22) 출원일자(국제) 2017년12월15일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2019년07월09일
(86) 국제출원번호 PCT/US2017/066689
(87) 국제공개번호 WO 2018/112354
국제공개일자 2018년06월21일
(30) 우선권주장
62/434,796 2016년12월15일 미국(US)
(뒷면에 계속)

(71) 출원인
백스터 인터내셔널 인코포레이티드
미국 일리노이주 60015 디어필드 원 백스터 파크
웨이
백스터 헬쓰케어 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

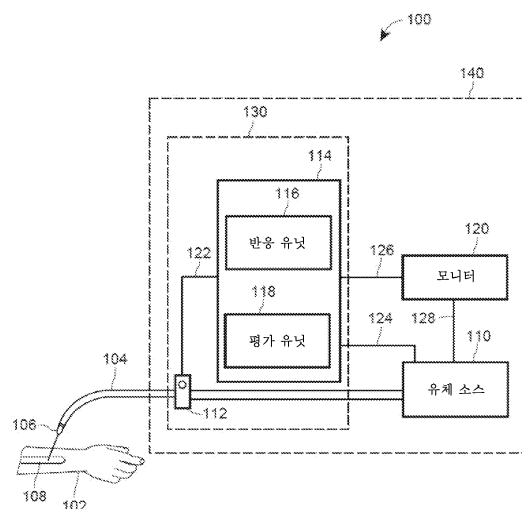
전체 청구항 수 : 총 117 항

(54) 발명의 명칭 감지된 정맥 파형으로부터 환자 파라미터들을 모니터링하고 결정하기 위한 시스템 및 방법

(57) 요약

환자의 혈류역학적 상태, 전신 혈관 저항, 심장박동수 및 호흡수의 역전, 및 환자의 호흡량 또는 호흡 노력을 모니터링하기 위한 디바이스들, 시스템들 및 방법들이 개시되어 있다. 말초 정맥압이 측정되어 환자 혈량에 관련된 레벨들, 변화들 또는 문제들을 검출하는데 이용된다. 말초 정맥압 측정치는 분석을 위해 시간 도메인으로부터 주파수 도메인으로 변환된다. 심박수 주파수가 식별되고, 심박수 주파수의 고조파들이 검출되고 평가되어, 특히 저혈량증 또는 고혈량증, 전신 혈관 저항, 및 심장박동수 및 호흡수, 및 환자의 호흡량 또는 호흡 노력을 결정한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/024 (2013.01)
A61B 5/0295 (2013.01)
A61B 5/0816 (2013.01)
A61B 5/091 (2013.01)
A61B 5/4839 (2013.01)
A61B 5/486 (2013.01)
A61B 5/6876 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
A61B 5/7257 (2013.01)

(72) 발명자

호킹 카일

미국 37215 테네시주 내슈빌 에스테스 로드 4105

이글 수잔

미국 37212 테네시주 내슈빌 블레어 블러바드 2510

브로피 콜린

미국 37209 테네시주 내슈빌 아이비 스트리트 6385

보이어 리처드

미국 37203 테네시주 내슈빌 10번 애비뉴 에스 111

바우덴바허 프란츠

미국 37203 테네시주 내슈빌 10번 애비뉴 에스 111

(30) 우선권주장

62/434,849	2016년12월15일	미국(US)
62/434,768	2016년12월15일	미국(US)
62/528,794	2017년07월05일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 상기 환자를 모니터링하기 위한 혈량 평가 시스템으로서,

상기 말초 정맥과 유체 연결되는 정맥내(IV) 튜브에 인접하여 배치되거나 이에 연결되어 상기 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하는 PVP 센서; 및

상기 PVP 센서에 통신가능하게 연결되어 상기 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독 가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하는 평가 유닛

을 포함하며,

상기 명령어들은, 상기 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 평가 유닛으로 하여금,

샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하고,

상기 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하게 하고,

심박수 주파수(F_1) 및 상기 심박수 주파수의 고조파에서의 고조파 주파수(F_H)를 포함하는, 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하게 하며,

상기 심박수 주파수(F_1) 및 상기 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로 기반하여 혈량 메트릭을 계산하게 하는 혈량 평가 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증 중 하나의 표시인 혈량 평가 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 IV 튜브 - 상기 IV 튜브는 정맥 액세스 디바이스에 의해 상기 말초 정맥과 유체 연결되고, 상기 정맥 액세스 디바이스는 액세스 포인트에서 상기 환자의 상기 순환계의 상기 말초 정맥 내로 삽입되는 말단 단부, 및 상기 IV 튜브의 주요 부분에 연결하는 연결 단부를 포함함 -; 및

상기 IV 튜브의 상기 주요 부분과 유체 연결되어 상기 정맥 액세스 디바이스를 통해 상기 환자의 상기 순환계에 유체를 제공하는 유체 소스

를 더 포함하는 혈량 평가 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금,

상기 혈량 메트릭에 기반하여 상기 유체 소스로부터의 상기 유체의 유량을 제어하게 하거나, 또는

상기 유체 소스로부터 상기 환자에게 혈관수축제 또는 혈관확장제 약물을 투여하게 하는 혈량 평가 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 유체 소스는 펌프를 포함하거나 이와 유체 연결되고,

상기 평가 유닛은 상기 펌프의 동작을 조절함으로써 상기 유체 소스로부터의 상기 유체의 상기 유량을 제어하는 혈량 평가 시스템.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 정맥 액세스 디바이스는 카테터인 혈량 평가 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 트랜스듀서는 상기 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고, 상기 정맥 액세스 디바이스는 상기 IV 튜브의 일부이거나 이에 연결되는 혈량 평가 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

사용자에게 경고들을 제시하도록 구성된 경고 유닛을 더 포함하며, 상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 환자의 혈량이 비정상이라는 것을 상기 혈량 메트릭이 표시할 때 경고 표시자를 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 상기 경고 표시자는 상기 프레젠테이션 유닛이 경고를 제시하게 하는 혈량 평가 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 경고는 결정된 혈량 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함하는 혈량 평가 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 주파수들은 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 상기 국부 최대치들의 식별에 의해 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 전자 신호는 상기 IV 튜브 내의 압력을 표시하는 전자 압력 신호인 혈량 평가 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 PVP 센서의 상기 트랜스듀서는 압력 센서이고 상기 IV 튜브의 내부와 유체 연결되도록 배치되고,

상기 IV 튜브의 내부는 상기 말초 정맥을 통해 상기 환자의 상기 순환계와 유체 연결되어 있는 혈량 평가 시스템.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하는 혈량 평가 시스템.

청구항 14

제1항에 있어서,

상기 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은, 상기 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 상기 샘플 기간 동안 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하는 혈량 평가 시스템.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 샘플 기간은 상기 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로(rolling basis) 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간인 혈량 평가 시스템.

청구항 16

제1항에 있어서,

상기 변환은 고속 푸리에 변환인 혈량 평가 시스템.

청구항 17

제1항에 있어서,

상기 고조파 주파수(F_H)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치와 연관된 주파수로서 식별되는 제1 고조파 주파수(F_2)인 혈량 평가 시스템.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 상기 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있는 혈량 평가 시스템.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2)는 상기 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별되는 혈량 평가 시스템.

청구항 20

제1항에 있어서,

상기 주파수들은 상기 심박수 주파수(F_1)의 추가 고조파들과 연관된 하나 이상의 추가 고조파 주파수를 더 포함하는 혈량 평가 시스템.

청구항 21

제20항에 있어서,

상기 하나 이상의 추가 고조파 주파수는 상기 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수들로서 식별되는 혈량 평가 시스템.

청구항 22

제20항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 하나 이상의 추가 고조파 주파수 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기반하여 추가로 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 23

제22항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)와 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 24

제1항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 심박수 주파수(F_1)와 상기 고조파 주파수(F_H) 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 25

제1항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 26

제1항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)와 연관된 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 크기의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 27

제26항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)에 대한 베이스라인 크기와 연관된 미리 결정된 임계치를 넘는 크기의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 28

제27항에 있어서,

상기 베이스라인 크기는 상기 샘플 기간에 선행하는 기간에 상기 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 상기 평가 유닛에 의해 결정되는 혈량 평가 시스템.

청구항 29

제1항에 있어서,

상기 샘플 기간은 상기 전자 신호의 새로운 값들을 획득함으로써 주기적으로 업데이트되는 고정된 지속기간인 혈량 평가 시스템.

청구항 30

환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 상기 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법으로서,

PVP 센서의 트랜스듀서에 의해, 상기 환자의 상기 순환계의 상기 말초 정맥 내에서 상기 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하는 단계;

상기 PVP 센서에 의해, 샘플 기간에 걸쳐 상기 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하는 단계 - 상기 샘플 기간에 걸친 상기 전자 신호의 값들은 시간 도메인 PVP 신호를 형성함 -;

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

상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 심박수 주파수(F_1) 및 상기 심박수 주파수의 고조파 주파수(F_H)를 포함

하는, 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하는 단계; 및
상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 상기 심박수 주파수(F_1) 및 상기 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로
기반하여 혈량 메트릭을 계산하는 단계
를 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 31

제30항에 있어서,
정맥내(IV) 튜브 및 정맥 액세스 디바이스를 통해 상기 트랜스듀서와 상기 말초 정맥 사이에 유체 연결을 확립
하는 단계를 더 포함하며, 상기 정맥 액세스 디바이스의 말단 부분은 상기 말초 정맥 내에 삽입되고, 상기 정맥
액세스 디바이스의 연결 부분은 상기 IV 튜브에 연결하고, 상기 물리적 현상은 상기 IV 튜브 내의 유체의 압력
인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 32

제30항에 있어서,
상기 트랜스듀서는 상기 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고,
상기 물리적 현상은 상기 말초 정맥 내의 상기 PVP인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 33

제30항에 있어서,
상기 혈량 메트릭은 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증 중 하나의 표시인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는
방법.

청구항 34

제30항에 있어서,
상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 상기 환자의 혈량이 비정상이라는 것을 상기 혈량 메트릭이 표시할 때
경보 표시자를 생성하는 단계; 및
상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 상기 경보 표시자에 반응하여 경보 유닛에 의해 경보가 생성되게 하는
단계
를 더 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 35

제34항에 있어서,
상기 경보는 결정된 혈량 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는
방법.

청구항 36

제30항에 있어서,
상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 상기 혈량 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터 상기 환자의 상기 순환
계로의 유체의 유량을 제어하는 단계를 더 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 37

제30항에 있어서,
상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 상기 혈량 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터 상기 환자의 상기 순환
계로의 유체에의 혈관수축제 또는 혈관확장제 약물의 투여를 제어하는 단계를 더 포함하는, 환자의 혈량을 측정

하고 평가하는 방법.

청구항 38

제30항에 있어서,

상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 펌프의 동작을 조절함으로써 상기 펌프로부터의 유체의 유량을 제어하는 단계를 더 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 39

제30항에 있어서,

상기 복수의 주파수들은 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들의 식별에 의해 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 40

제30항에 있어서,

상기 시간 도메인 PVP 신호는 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 복수의 값들을 수신 및 저장함으로써 상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해 형성되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 41

제30항에 있어서,

상기 PVP 센서로부터 상기 평가 유닛으로 상기 전자 신호를 전달하는 단계; 및

상기 평가 유닛의 상기 프로세서에 의해, 상기 전자 신호의 값들을 주기적으로 샘플링하여 상기 시간 도메인 PVP 신호를 형성하는 단계

를 더 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 42

제30항에 있어서,

상기 샘플 기간은 상기 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속 시간인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 43

제30항에 있어서,

상기 변환은 고속 푸리에 변환인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 44

제30항에 있어서,

상기 고조파 주파수(F_H)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치와 연관된 주파수로서 식별되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 45

제44항에 있어서,

상기 고조파 주파수(F_H)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 상기 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내의 제1 고조파 주파수(F_2)인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 46

제45항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2)는 상기 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 47

제30항에 있어서,

상기 복수의 주파수들은 상기 심박수 주파수(F_1)의 추가 고조파들과 연관된 하나 이상의 추가 고조파 주파수들 더 포함하는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 48

제47항에 있어서,

상기 하나 이상의 추가 고조파 주파수는 상기 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수들로서 식별되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 49

제48항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기반하여 추가로 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 50

제49항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)와 상기 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 51

제49항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 52

제30항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 53

제30항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)와 연관된 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 크기의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 54

제53항에 있어서,

상기 혈량 메트릭은 상기 고조파 주파수(F_H)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 55

제54항에 있어서,

상기 베이스라인 크기는 상기 샘플 기간에 선행하는 기간에 상기 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 상기 평가 유닛에 의해 결정되는, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 56

제30항에 있어서,

상기 전자 신호는 상기 말초 정맥 내에서 상기 PVP와 연관된 측정된 압력을 표시하는 압력 신호인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 57

제30항에 있어서,

상기 심박수 주파수(F_1) 및 상기 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로 기반하여 상기 혈량 메트릭을 계산하는 단계는 수식식 $c + P_1 \times c_1 + P_2 \times c_2$ 를 포함하며,

여기서, c , c_1 및 c_2 는 상수들이고,

P_1 은 상기 심박수 주파수(F_1)의 크기이며,

P_2 는 상기 고조파 주파수(F_H)의 제1 고조파 주파수(F_2)의 크기인, 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법.

청구항 58

전신 혈관 저항 평가 시스템으로서,

정맥내(IV) 튜브 및 유체 소스와 유체 연결되는 말초 정맥 센서 - 상기 말초 정맥 센서는 상기 IV 튜브의 주요 부분 내의 IV 유체 압력과 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하고, 상기 정맥내(IV) 튜브는 정맥 액세스 디바이스를 포함하거나 이와 유체 연결되고, 상기 정맥 액세스 디바이스는 액세스 포인트에서 환자의 순환계의 말초 정맥 내로 삽입되는 말단 단부, 및 상기 IV 튜브에 연결하는 연결 단부를 포함하고, 상기 유체 소스는 상기 IV 튜브와 유체 연결되어 상기 정맥 액세스 디바이스를 통해 상기 환자의 상기 순환계에 유체를 제공함 -; 및

상기 말초 정맥 센서에 통신가능하게 연결되어 상기 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하는 평가 유닛

을 포함하며,

상기 명령어들은, 상기 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 평가 유닛으로 하여금,

샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하고,

상기 시간 도메인 말초 정맥 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 말초 정맥 신호를 생성하게 하고,

호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 상기 심박수 주파수의 제1 고조파 주파수(F_2), 상기 심박수 주파수의 제2 고조파 주파수(F_3), 및 상기 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들(F_4 , F_5 , ... F_N)을 포함하는, 상기 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들과 연관된 하나 이상의 주파수 피크를 식별하게 하며,

상기 하나 이상의 주파수 피크의 변화, 주파수 피크들 중의 다른 하나의 주파수 피크에 대한 상기 주파수 피크들 중의 하나의 주파수 피크의 변화, 또는 상기 주파수 피크들 중의 임의의 2개의 주파수 피크들 사이의 차이 또는 그 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 전신 혈관 저항을 결정하게 하는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 59

제58항에 있어서,

사용자에게 정보들을 제시하도록 구성된 경보 프레젠테이션 유닛을 더 포함하며, 상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 전신 혈관 저항이 비정상일 때 경보 표시자를 상기 경보 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 상기 경보 표시자는 상기 경보 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 하는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 60

제58항에 있어서,

상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 전신 혈관 저항에 기반하여 상기 유체 소스로부터의 상기 유체의 유량을 제어하게 하는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 61

제60항에 있어서,

상기 유체 소스는 펌프를 포함하거나 이와 유체 연결되고,

상기 유체 소스로부터의 상기 유체의 유량의 제어는 상기 펌프의 동작을 조절하는 것을 포함하는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 62

제58항에 있어서,

상기 정맥 액세스 디바이스는 카테터인 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 63

제58항에 있어서,

상기 주파수 피크들은 상기 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들의 식별에 의해 결정되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 64

제58항에 있어서,

상기 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하는 것은 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하며,

상기 변환은 주기적으로 적용되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 65

제58항에 있어서,

상기 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하는 것은, 상기 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 상기 샘플 기간 동안 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하며,

상기 변환은 주기적으로 적용되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 66

제58항에 있어서,

상기 샘플 기간은 상기 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 또는 에피소드적으로 업데이트되는 고정된 지속기간인 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 67

제58항에 있어서,

상기 변환은 고속 푸리에 변환인 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 68

제58항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 피크로서 식별되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 69

제68항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 상기 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 70

제69항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2) 및 상기 제2 고조파 주파수(F_3)는 상기 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 71

제58항에 있어서,

상기 하나 이상의 추가 고조파 주파수($F_4, F_5, \dots F_N$)는 상기 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 피크들로서 식별되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 72

제58항에 있어서,

상기 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 상기 제2 고조파 주파수(F_3) 중 적어도 하나에서의 변화는 각각 상기 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 상기 제2 고조파 주파수(F_3)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기의 증가 또는 감소인 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 73

제72항에 있어서,

상기 베이스라인 크기는 상기 샘플 기간에 선행하는 기간에 상기 말초 정맥 센서로부터 이전에 획득된 측정치들에 기반하여 상기 평가 유닛에 의해 결정되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 74

제58항에 있어서,

상기 전신 혈관 저항은, 상기 IV 튜브를 통해 상기 환자의 상기 순환계에 제공되는 상기 유체에 반응하여 상기 호흡 주파수(F_0), 상기 심박수 주파수(F_1), 상기 제1 고조파 주파수(F_2), 상기 제2 고조파 주파수(F_3), 및 상기 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들($F_4, F_5, \dots F_N$) 중 적어도 하나의 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 업데이트되는 전신 혈관 저항 평가 시스템.

청구항 75

말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법으로서,

주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 실질적으로 반복하는 제1 피크 주파수를 식별하는

단계;

식별된 제1 피크 주파수와는 별개의 상기 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 실질적으로 반복하는 제2 피크 주파수를 식별하는 단계;

상기 제1 피크 주파수 또는 상기 제2 피크 주파수 중 하나와 연관된 적어도 실질적으로 반복하는 제1 고조파를 식별하는 단계;

연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증함으로써 상기 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계를 포함하는, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 76

제75항에 있어서,

상기 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증함으로써 상기 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계는, 상기 제1 또는 제2 피크 주파수 중 어느 하나의 x축 위치에서의 변화의 표시 시에 수행되고, 상기 제1 및 제2 피크 주파수들의 상대 진폭에서의 반전의 식별을 포함하는, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 77

제75항에 있어서,

상기 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 것은, 상기 제1 피크 주파수 또는 상기 제2 피크 주파수 중 하나의 x축 위치의 값의 2배인 PIVA 신호 패턴의 x축을 따른 위치에서 상기 연관된 제1 고조파의 존재에 대해 스캐닝하는 것을 포함하는, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 78

제75항에 있어서,

식별된 제1 고조파가 연관되어 있는 상기 제1 피크 주파수 또는 상기 제2 피크 주파수 중 동일한 것과 연관된 실질적으로 반복하는 제2 고조파를 식별하는 단계를 더 포함하며, 상기 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계는 연관된 제2 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 단계를 더 포함하는, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 79

제78항에 있어서,

상기 연관된 제2 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 단계는 상기 제1 피크 주파수 또는 상기 제2 피크 주파수 중 하나의 x축 위치의 값의 3배인 PIVA 신호 패턴의 x축을 따른 위치에서 상기 연관된 제2 고조파의 존재에 대해 스캐닝하는 단계를 포함하는, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 80

제75항에 있어서,

상기 제1 피크 주파수 및 제2 피크 주파수 중 하나는 호흡 신호이고, 상기 제1 피크 주파수 및 제2 피크 주파수 중 다른 하나는 심장 신호인, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 81

제75항에 있어서,

상기 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증함으로써 상기 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계는 고속 푸리에 변환이 수행될 때마다 수행되어 상기 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 플롯을 생성하는,

말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법.

청구항 82

환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 상기 환자를 모니터링하기 위한 호흡 평가 시스템으로서,

상기 말초 정맥과 유체 연결되는 정맥내(IV) 튜브에 인접하여 배치되거나 이에 연결되어 상기 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하는 압력 센서; 및

상기 압력 센서에 통신가능하게 연결되어 상기 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하는 평가 유닛

을 포함하며,

상기 명령어들은, 상기 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 상기 평가 유닛으로 하여금,

샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하고,

상기 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하게 하고,

상기 주파수 도메인 PVP 신호의 피크들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하게 하며 - 상기 복수의 주파수들은 호흡 주파수에 대응하는 주파수를 포함함 -,

상기 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 적어도 부분적으로 기반하여 호흡 메트릭을 결정하게 하는 호흡 평가 시스템.

청구항 83

제82항에 있어서,

상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수는 상기 주파수 도메인 PVP 신호의 F_0 주파수인 호흡 평가 시스템.

청구항 84

제82항에 있어서,

상기 IV 튜브 - 상기 IV 튜브는 정맥 액세스 디바이스에 의해 상기 말초 정맥과 유체 연결되고, 상기 정맥 액세스 디바이스는 액세스 포인트에서 상기 환자의 상기 순환계의 상기 말초 정맥 내로 삽입되는 말단 단부, 및 상기 IV 튜브의 주요 부분에 연결하는 연결 단부를 포함함 -; 및

상기 IV 튜브의 상기 주요 부분과 유체 연결되어 상기 정맥 액세스 디바이스를 통해 상기 환자의 상기 순환계에 유체를 제공하는 유체 소스

를 더 포함하는 호흡 평가 시스템.

청구항 85

제84항에 있어서,

상기 정맥 액세스 디바이스는 카테터인 호흡 평가 시스템.

청구항 86

제84항에 있어서,

상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 호흡 메트릭에 기반하여 상기 유체 소스로부터의 상기 유체의 유량을 제어하게 하는 호흡 평가 시스템.

청구항 87

제86항에 있어서,

상기 유체 소스로부터의 상기 유체의 유량의 제어는 투석 펌프, 정맥내 펌프 또는 환자 제어형 무통증 펌프를

포함하는 펌프의 동작을 조절하는 것을 포함하는 호흡 평가 시스템.

청구항 88

제82항에 있어서,

상기 환자에 부착되고 상기 평가 유닛과 통신가능하게 연결되는 인공호흡기를 더 포함하며, 상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 호흡 메트릭에 기반하여 상기 인공호흡기를 통한 공기 유량을 제어하게 하는 호흡 평가 시스템.

청구항 89

제82항에 있어서,

상기 트랜스듀서는 상기 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고, 상기 정맥 액세스 디바이스는 상기 IV 튜브의 일부이거나 이에 연결되는 호흡 평가 시스템.

청구항 90

제82항에 있어서,

사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 유닛을 더 포함하며, 상기 명령어들은 추가로 상기 평가 유닛으로 하여금 상기 호흡 메트릭이 비정상일 때 경보 표시자를 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 상기 경보 표시자는 상기 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 하는 호흡 평가 시스템.

청구항 91

제90항에 있어서,

상기 경보는 결정된 호흡 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함하는 호흡 평가 시스템.

청구항 92

제90항에 있어서,

취해질 액션은 네블라이저를 통한 약제의 투여인 호흡 평가 시스템.

청구항 93

제92항에 있어서,

상기 약제는 알부테롤인 호흡 평가 시스템.

청구항 94

제82항에 있어서,

상기 전자 신호는 상기 IV 튜브 내의 압력을 표시하는 전자 신호인 호흡 평가 시스템.

청구항 95

제94항에 있어서,

상기 압력 센서의 상기 트랜스듀서는 압력 센서이고 상기 IV 튜브의 내부와 유체 연결되도록 배치되고,

상기 IV 튜브의 내부는 상기 말초 정맥을 통해 상기 환자의 상기 순환계와 유체 연결되어 있는 호흡 평가 시스템.

청구항 96

제82항에 있어서,

상기 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하는 호흡 평가 시스템.

청구항 97

제82항에 있어서,

상기 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은, 상기 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 상기 샘플 기간 동안 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 상기 샘플 기간에 걸쳐 상기 전자 신호의 상기 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하는 호홉 평가 시스템.

청구항 98

제82항에 있어서,

상기 샘플 기간은 상기 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속 기간인 호홉 평가 시스템.

청구항 99

제82항에 있어서,

상기 변환은 고속 푸리에 변환인 호홉 평가 시스템.

청구항 100

제82항에 있어서,

상기 호홉 메트릭은 상기 호홉 주파수 및 상기 호홉 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 둘 다의 함수에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 호홉 평가 시스템.

청구항 101

제82항에 있어서,

상기 호홉 메트릭은 상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정되는 호홉 평가 시스템.

청구항 102

제101항에 있어서,

상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에서의 변화는 상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기와 연관된 미리 결정된 임계치를 넘는 상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 크기에서의 변동인 호홉 평가 시스템.

청구항 103

제102항에 있어서,

상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 상기 베이스라인 크기는 상기 샘플 기간에 선행하는 기간에 상기 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 상기 평가 유닛에 의해 결정되는 호홉 평가 시스템.

청구항 104

제101항에 있어서,

상기 호홉 메트릭은 상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크의 형상에 적어도 부분적으로 추가로 기반하는 호홉 평가 시스템.

청구항 105

제104항에 있어서,

상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에서의 변화는 상기 호홉 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에

대한 베이스라인 폭과 연관된 미리 결정된 임계치를 넘는 상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크의 폭에서의 변동인 호흡 평가 시스템.

청구항 106

제105항에 있어서,

상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 상기 베이스라인 폭은 상기 샘플 기간에 선행하는 기간에 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 상기 평가 유닛에 의해 결정되는 호흡 평가 시스템.

청구항 107

제104항에 있어서,

상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에서의 변화는 상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크의 기울기에서의 변동인 호흡 평가 시스템.

청구항 108

제107항에 있어서,

상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 상기 베이스라인 기울기는 상기 샘플 기간에 선행하는 기간에 상기 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 상기 평가 유닛에 의해 결정되는 호흡 평가 시스템.

청구항 109

제101항에 있어서,

상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에서의 변화는 상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크의 주파수에서의 변동인 호흡 평가 시스템.

청구항 110

제82항에 있어서,

상기 호흡 메트릭은 호흡량 메트릭인 호흡 평가 시스템.

청구항 111

제110항에 있어서,

상기 호흡량 메트릭은 폐확장부전의 위험, 들숨 폐활량 측정의 준수 또는 호흡 부전 중 하나의 표시인 호흡 평가 시스템.

청구항 112

제82항에 있어서,

상기 호흡 메트릭은 호흡 노력 메트릭인 호흡 평가 시스템.

청구항 113

제112항에 있어서,

상기 호흡 노력 메트릭은 크루프(croup)의 존재, 천식의 존재 또는 만성 폐쇄성 폐질환의 존재 중 하나의 표시인 호흡 평가 시스템.

청구항 114

제82항에 있어서,

상기 복수의 주파수들은 심박수 주파수에 대응하는 주파수를 포함하는 호흡 평가 시스템.

청구항 115

제114항에 있어서,

상기 호흡 메트릭은 호흡 작업 메트릭이고, 상기 호흡 작업 메트릭은 상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 크기와 상기 심박수 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 크기 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정되는 호흡 평가 시스템.

청구항 116

제114항에 있어서,

상기 복수의 주파수들은 상기 심박수 주파수의 복수의 고조파 주파수들에 대응하는 주파수들을 포함하는 호흡 평가 시스템.

청구항 117

제116항에 있어서,

상기 호흡 메트릭은 상기 호흡 주파수에 대응하는 상기 주파수 피크에 대한 크기와 상기 심박수 주파수 및 상기 복수의 고조파 주파수들 중 2개 이상에 대응하는 주파수 피크들에 대한 크기들 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정되는 호흡 평가 시스템.

발명의 설명

기술 분야

우선권 주장

본 출원은, "System and Method for Determining and Tracking Systemic Vascular Resistance from Sensed Venous Waveform"이란 명칭으로 2016년 12월 15일에 출원된 미국 가출원 제62/434,796호, "System and Method for Accurately Distinguishing Respiratory Peaks from Cardiac Peaks in FFT Venous Waveform Analysis"라는 명칭으로 2016년 12월 15일에 출원된 미국 가출원 제62/434,849호, "System and Method for Determining and Tracking Fluid Overload States from Sensed Venous Waveform"이란 명칭으로 2016년 12월 15일에 출원된 미국 가출원 제62/434,768호, 및 "System and Method for Determining and Tracking Respiratory Metrics from Sensed Pressure Waveform"이란 명칭으로 2017년 7월 5일에 출원된 미국 가출원 제62/528,794호에 대한 우선권을 주장하며, 이들의 전체 내용들은 본 명세서에 참조로 포함되고 의존된다.

배경 기술

환자 병태에 관한 혈량 및 관련 메트릭들을 확립하는 종래의 방법들은, 중심 정맥압(본 명세서에서 "CVP"), 폐 동맥압 및/또는 모세관 압력과 같은, 고도의 침습적 측정들에 의존하였다. 이러한 CVP 측정들은 환자의 순환계의 중심 부분 내에, 특별히 혈압을 측정하기 위한 목적을 위해 카테터의 삽입을 필요로 한다. 고도로 침습적인 것에 더하여, 압력 모니터링을 위해서만 카테터를 삽입하는 것은 치료의 복잡성을 증가시키고, 감염과 같은 합병증의 위험을 높인다. 추가적으로, CVP 측정들은, 순환계가 말초부를 희생하여 중심 순환계에서 혈량 레벨들을 보호함으로써 (특히 저혈량증에 대해) 혈량 불평형을 보상하려고 시도하기 때문에, 특정한 급성 병태들에 반응하여 변화하는 것이 더 느린 것으로 여겨진다. 예를 들어, 말초 혈관들에서의 수축은 중심 계에 대한 유체 손실의 영향을 감소시킬 수 있고, 이에 의해 종래의 CVP 측정들에서 소정 기간 동안 혈액 손실을 마스킹할 수 있다. 이러한 마스킹은 환자 병태들의 지연된 인식 및 치료를 초래할 수 있어서, 환자의 더 나쁜 결과들을 야기한다.

CVP 측정들과 연관된 문제들을 해결하기 위해, 미국 특허 출원 제14/853,504호(2015년 9월 14일에 출원되어 미국 특허 공보 제2016/0073959호로서 공개됨) 및 PCT 출원 PCT/US16/16420호(2016년 2월 3일에 출원되어 WO 2016/126856호로서 공개됨)에 설명된 바와 같이, 말초 정맥내 분석(PIVA)의 이용이 개발되었다. 이러한 PIVA 기술들은, 식염수 주사(saline drip), 주입 펌프 또는 투석 펌프에 부착될 수 있거나 부착되지 않을 수 있는 정맥내(IV) 튜빙과 같은, IV 라인들을 이용하여 말초 정맥압(PVP)을 측정한다. 기존의 IV 라인들을 이용하는 것

에 더하여, PIVA 기술들은 또한 PVP 측정치들을 주파수 도메인으로 변환하여 환자의 호흡수와 동일한 호흡수 주파수(F_0) 및 환자의 심박수와 동일한 심박수 주파수(F_1)를 식별하는 것을 포함한다. 이전에 개시된 PIVA 기술들이 특정한 상황들에서 심박수 및 혈량 상태의 우수한 표시를 제공하지만, 본 명세서에서의 개시내용은 이전에 개시된 PIVA 기술들을 추가로 개선함으로써 다른 상황들에 관련된 도전들을 해결하고, 정확도를 개선하고, 잠재적 문제들의 더 이른 경고들을 제공하며, 환자의 추가적인 병태들을 식별한다.

발명의 내용

- [0005] 본 개시내용에 비추어, 그리고 본 개시내용의 범위를 임의의 방식으로도 제한하지 않고서, 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 제1 양태에서, 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 환자를 모니터링하기 위한 혈량 평가 시스템은 PVP 센서 및 평가 유닛을 포함한다. PVP 센서는 말초 정맥과 유체 연결되는 정맥내(IV) 튜브에 인접하여 배치되거나 이에 연결되어 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함한다. 평가 유닛은 PVP 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 한다. 그 후, 평가 유닛은 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성한다. 그 다음, 평가 유닛은 심박수 주파수(F_1) 및 심박수 주파수의 고조파에서의 고조파 주파수(F_H)를 포함하는, 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치와 연관된 복수의 주파수들을 식별한다. 평가 유닛은 이어서 심박수 주파수(F_1) 및 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로 기반하여 혈량 메트릭을 계산한다.
- [0006] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증 중 하나의 표시이다.
- [0007] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 평가 시스템은 IV 튜브 및 유체 소스를 더 포함한다. IV 튜브는 정맥 액세스 디바이스에 의해 말초 정맥과 유체 연결된다. 정맥 액세스 디바이스는 액세스 포인트에서 환자의 순환계의 말초 정맥 내로 삽입되는 말단 단부 및 IV 튜브의 주요 부분에 연결하는 연결 단부를 포함한다. 유체 소스는 IV 튜브의 주요 부분과 유체 연결되어 정맥 액세스 디바이스를 통해 환자의 순환계에 유체를 제공한다.
- [0008] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 평가 유닛은 추가로 혈량 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어하거나, 또는 혈관수축제 또는 혈관확장제 약물을 유체 소스로부터 환자에게 투여한다.
- [0009] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 유체 소스는 펌프를 포함하거나 이와 유체 연결되고, 평가 유닛은 펌프의 동작을 조절함으로써 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어한다.
- [0010] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 정맥 액세스 디바이스는 카테터이다.
- [0011] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 트랜스듀서는 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고, 정맥 액세스 디바이스는 IV 튜브의 일부이거나 이에 연결된다.
- [0012] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 평가 시스템은 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 유닛을 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 환자의 혈량이 비정상이라는 것을 혈량 메트릭이 표시할 때 프레젠테이션 유닛에게 경보 표시자를 전달하게 하고, 경보 표시자는 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.
- [0013] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 경보는 결정된 혈량 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함한다.
- [0014] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 주파수들은 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들의 식별에 의해 결정된다.
- [0015] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 전자

신호는 IV 튜브 내의 압력을 표시하는 전자 압력 신호이다.

- [0016] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, PVP 센서의 트랜스듀서는 압력 센서이고 IV 튜브의 내부와 유체 연결되도록 배치되고, IV 튜브의 내부는 말초 정맥을 통해 환자의 순환계와 유체 연결된다.
- [0017] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함한다.
- [0018] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자 신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함한다.
- [0019] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로(rolling basis) 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속 기간이다.
- [0020] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0021] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 고조파 주파수(F_H)는 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수로서 식별되는 제1 고조파 주파수(F_2)이다.
- [0022] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있다.
- [0023] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별된다.
- [0024] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 주파수들은 심박수 주파수(F_1)의 추가 고조파들과 연관된 하나 이상의 추가 고조파 주파수를 더 포함한다.
- [0025] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 하나 이상의 추가 고조파 주파수는 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수들로서 식별된다.
- [0026] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 하나 이상의 추가 고조파 주파수 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기반하여 추가로 결정된다.
- [0027] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)와 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0028] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 심박수 주파수(F_1)와 고조파 주파수(F_H) 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0029] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0030] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)와 연관된 주파수 도메인 PVP 신호의 크기에서의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.

- [0031] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)에 대한 베이스라인 크기와 연관된 미리 결정된 임계치를 넘는 크기에서의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0032] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0033] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들을 획득함으로써 주기적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0034] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 혈량을 측정하고 평가하기 위한 디바이스는 PVP 센서 및 평가 유닛을 포함한다. PVP 센서는 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 압력과 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함한다. 평가 유닛은 PVP 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 한다. 평가 유닛은 추가로 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성한다. 그 다음, 평가 유닛은 심박수 주파수(F_1) 및 심박수 주파수의 고조파에서의 고조파 주파수(F_H)를 포함하는, 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 복수의 주파수들을 식별한다. 평가 유닛은 이어서 심박수 주파수(F_1) 및 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로 기반하여 혈량 메트릭을 계산한다.
- [0035] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, PVP 센서의 트랜스듀서는 정맥내(IV) 튜브를 통해 말초 정맥과 유체 연결되는 압력 센서이고, 전자 신호는 압력 센서에 의해 생성되는 전자 압력 신호이다.
- [0036] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 트랜스듀서는 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고, 정맥 액세스 디바이스는 IV 튜브의 일부이거나 이에 연결된다.
- [0037] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 IV 튜브와 유체 연결되어 IV 튜브를 통해 환자의 순환계에 유체를 제공하는 유체 소스를 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 (i) 혈량 메트릭에 기반하여 IV 튜브를 통해 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어하게 하거나, 또는 (ii) 혈량 메트릭에 기반하여 IV 튜브를 통해 유체 소스가 환자에게 혈관 수축제 또는 혈관확장제를 투여하게 한다.
- [0038] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 IV 튜브와 유체 연결되어 IV 튜브를 통해 환자의 순환계에 유체를 제공하는 펌프를 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 혈량 메트릭에 기반하여 펌프의 동작을 조절하게 한다.
- [0039] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 유닛을 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 경보 표시자를 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 경보 표시자는 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.
- [0040] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 경보 표시자는 결정된 혈량 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함한다.
- [0041] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증 중 하나의 표시이다.
- [0042] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함한다.
- [0043] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자

신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함한다.

- [0044] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0045] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들을 획득함으로써 주기적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0046] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0047] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 고조파 주파수(F_H)는 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수로서 식별되는 제1 고조파 주파수(F_2)이다.
- [0048] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있다.
- [0049] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별된다.
- [0050] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수(F_1)의 추가 고조파들과 연관된 하나 이상의 추가 고조파 주파수를 더 포함한다.
- [0051] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 하나 이상의 추가 고조파 주파수는 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수들로서 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들에 기반하여 식별된다.
- [0052] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기반하여 추가로 결정된다.
- [0053] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)와 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0054] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0055] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)와 연관된 주파수 도메인 PVP 신호의 크기에서의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0056] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기에서의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0057] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0058] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 환자의 혈량을 측정하고 평가하는 방법은, PVP 센서의 트랜스듀서에 의해, 환자의 순환계의 말초 정맥 내에서 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하는 단계를 포함한다. 이 방법은, PVP 센서에 의해, 샘플 기간에 걸쳐 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 샘플 기간에 걸친 전자 신호의 값들은 시간 도메인 PVP 신호를 형성한다. 이 방법은, 평가

유닛의 프로세서에 의해, 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 심박수 주파수(F_1) 및 심박수 주파수의 고조파 주파수(F_H)를 포함하는, 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 심박수 주파수(F_1) 및 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로 기반하여 혈량 메트릭을 계산하는 단계를 포함한다.

- [0059] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은 정맥내(IV) 튜브 및 정맥 액세스 디바이스를 통해 트랜스듀서와 말초 정맥 사이에 유체 연결을 확립하는 단계를 더 포함하고, 정맥 액세스 디바이스의 말단 부분은 말초 정맥 내에 삽입되고, 정맥 액세스 디바이스의 연결 부분은 IV 튜브에 연결하고, 물리적 현상은 IV 튜브 내의 유체의 압력이다.
- [0060] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 트랜스듀서는 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고, 물리적 현상은 말초 정맥 내의 PVP이다.
- [0061] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증 중 하나의 표시이다.
- [0062] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 환자의 혈량이 비정상이라는 것을 혈량 메트릭이 표시할 때 경보 표시자를 생성하는 단계, 및 평가 유닛의 프로세서에 의해, 경보 표시자에 반응하여 경보 유닛에 의해 경보가 생성되게 하는 단계를 더 포함한다.
- [0063] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 경보는 결정된 혈량 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함한다.
- [0064] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 혈량 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터 환자의 순환계로의 유체의 유량을 제어하는 단계를 더 포함한다.
- [0065] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 혈량 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터 환자의 순환계로의 유체에의 혈관수축제 또는 혈관확장제 약물의 투여를 제어하는 단계를 더 포함한다.
- [0066] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 펌프의 동작을 조절함으로써 펌프로부터의 유체의 유량을 제어하는 단계를 더 포함한다.
- [0067] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들의 식별에 의해 결정된다.
- [0068] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호는 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하고 저장함으로써 평가 유닛의 프로세서에 의해 형성된다.
- [0069] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, PVP 센서로부터 평가 유닛으로 전자 신호를 전달하는 단계, 및 평가 유닛의 프로세서에 의해, 전자 신호의 값들을 주기적으로 샘플링하여 시간 도메인 PVP 신호를 형성하는 단계를 더 포함한다.
- [0070] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0071] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0072] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 고조파 주파수(F_H)는 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수로서 식별된다.

- [0073] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 고조파 주파수(F_H)는 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내의 제1 고조파 주파수(F_2)이다.
- [0074] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별된다.
- [0075] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수(F_1)의 추가 고조파들과 연관된 하나 이상의 추가 고조파 주파수를 더 포함한다.
- [0076] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 하나 이상의 추가 고조파 주파수는 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 도메인 PVP 신호의 국부 최대치들과 연관된 주파수들로서 식별된다.
- [0077] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나에 적어도 부분적으로 기반하여 추가로 결정된다.
- [0078] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)와 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나 사이의 고조파 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0079] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 추가 고조파 주파수들 중 적어도 하나에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0080] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0081] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)와 연관된 주파수 도메인 PVP 신호의 크기에서의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0082] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 혈량 메트릭은 고조파 주파수(F_H)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기에서의 증가 또는 감소에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0083] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0084] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 전자 신호는 말초 정맥 내의 PVP와 연관된 측정된 압력을 표시하는 압력 신호이다.
- [0085] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 심박수 주파수(F_1) 및 고조파 주파수(F_H)에 적어도 부분적으로 기반하여 혈량 메트릭을 계산하는 단계는 수학적 식 $c + P_1 \times c_1 + P_2 \times c_2$ 를 포함하며, 여기서, c , c_1 및 c_2 는 상수들이고, P_1 은 심박수 주파수(F_1)의 크기이며, P_2 는 고조파 주파수(F_H)의 제1 고조파 주파수(F_2)의 크기이다.
- [0086] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 전신 혈관 저항을 측정하고 평가하기 위한 디바이스는 말초 정맥 센서 및 평가 유닛을 포함한다. 말초 정맥 센서는 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 압력과 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함한다. 평가 유닛은 말초 정맥 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 한다. 평가 유닛은 이어서 시간 도메인 말초 정맥 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 말초 정맥 신호를 생성한다. 평가 유닛은 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 심박수 주파수의 제1 고조파 주파수

(F_2), 심박수 주파수의 제2 고조파 주파수(F_3), 및 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들($F_4, F_5, \dots F_N$)을 포함하는, 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들과 연관된 하나 이상의 주파수 피크를 식별한다. 평가 유닛은 하나 이상의 주파수 피크의 변화, 주파수 피크들 중의 다른 하나의 주파수 피크에 대한 주파수 피크들 중의 하나의 주파수 피크의 변화, 또는 주파수 피크들 중의 임의의 2개의 주파수 피크들 사이의 차이 또는 그 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 전신 혈관 저항을 결정한다.

[0087] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 정맥내(IV) 튜브를 포함하고, 말초 정맥 센서는 IV 튜브를 통해 말초 정맥과 유체 연결되고, 유체 소스는 IV 튜브와 유체 연결되어 IV 튜브를 통해 환자의 순환계에 유체를 제공하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 전신 혈관 저항에 기반하여 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어하게 한다.

[0088] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 유체 소스는 펌프를 포함하거나 이와 유체 연결되어 있고, 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어하는 것은 펌프의 동작을 조절하는 것을 포함한다.

[0089] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 프레젠테이션 유닛을 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 경보 표시자를 경보 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 경보 표시자는 경보 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.

[0090] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하며, 변환은 주기적으로 적용된다.

[0091] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자 신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하며, 변환은 주기적으로 적용된다.

[0092] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 또는 에피소드적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.

[0093] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.

[0094] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 피크로서 식별된다.

[0095] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있다.

[0096] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)는 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별된다.

[0097] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 하나 이상의 추가 고조파 주파수($F_4, F_5, \dots F_N$)는 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 피크들로서 식별된다.

[0098] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 제2 고조파 주파수(F_3) 중 적어도 하나에서의 변화는, 각각 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 제2 고조파 주파수(F_3)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기에서의 증가 또는 감소이다.

[0099] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 베이

스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 말초 정맥 센서로부터 이전에 획득된 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.

[0100] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 전신 혈관 저항은 IV 튜브를 통해 환자의 순환계에 제공되는 유체에 반응하여, 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 제1 고조파 주파수(F_2), 제2 고조파 주파수(F_3), 및 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들($F_4, F_5, \dots F_N$) 중 적어도 하나의 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 업데이트된다.

[0101] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 전신 혈관 저항 평가 시스템은 말초 정맥 센서 및 평가 유닛을 포함한다. 말초 정맥 센서는 정맥내(IV) 튜브 및 유체 소스와 유체 연결되어 있다. 말초 정맥 센서는 IV 튜브의 주요 부분 내에서 IV 유체 압력과 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하고, 정맥내(IV) 튜브는 정맥 액세스 디바이스를 포함하거나 이와 유체 연결되고, 정맥 액세스 디바이스는 액세스 포인트에서 환자의 순환계의 말초 정맥 내로 삽입되는 말단 단부 및 IV 튜브에 연결하는 연결 단부를 포함하고, 유체 소스는 IV 튜브와 유체 연결되어 정맥 액세스 디바이스를 통해 환자의 순환계에 유체를 제공한다. 평가 유닛은 말초 정맥 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 한다. 평가 유닛은 시간 도메인 말초 정맥 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 말초 정맥 신호를 생성한다. 평가 유닛은 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 심박수 주파수의 제1 고조파 주파수(F_2), 심박수 주파수의 제2 고조파 주파수(F_3), 및 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들($F_4, F_5, \dots F_N$)을 포함하는, 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들과 연관된 하나 이상의 주파수 피크를 식별한다. 평가 유닛은 하나 이상의 주파수 피크의 변화, 주파수 피크들 중의 다른 하나의 주파수 피크에 대한 주파수 피크들 중의 하나의 주파수 피크의 변화, 또는 주파수 피크들 중의 임의의 2개의 주파수 피크들 사이의 차이 또는 그 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 전신 혈관 저항을 결정한다.

[0102] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 시스템은 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 프레젠테이션 유닛을 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 전신 혈관 저항이 비정상일 때 경보 프레젠테이션 유닛에게 경보 표시자를 전달하게 하고, 경보 표시자는 경보 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.

[0103] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 평가 유닛은 전신 혈관 저항에 기반하여 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어한다.

[0104] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 유체 소스는 펌프를 포함하거나 이와 유체 연결되고, 유체 소스로부터의 유체의 유량의 제어는 펌프의 동작을 조절하는 것을 포함한다.

[0105] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 정맥 액세스 디바이스는 카테터이다.

[0106] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 주파수 피크들은 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들의 식별에 의해 결정된다.

[0107] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하며, 변환은 주기적으로 적용된다.

[0108] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 말초 정맥 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자 신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하며, 변환은 주기적으로 적용된다.

[0109] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플

시간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 또는 에피소드적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.

- [0110] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0111] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 피크로서 식별된다.
- [0112] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있다.
- [0113] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)는 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별된다.
- [0114] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 하나 이상의 추가 고조파 주파수($F_4, F_5, \dots F_N$)는 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 피크들로서 식별된다.
- [0115] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 제2 고조파 주파수(F_3) 중 적어도 하나에서의 변화는, 각각 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 제2 고조파 주파수(F_3)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기에서의 증가 또는 감소이다.
- [0116] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 말초 정맥 센서로부터 이전에 획득된 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0117] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 전신 혈관 저항은 IV 튜브를 통해 환자의 순환계에 제공되는 유체에 반응하여, 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 제1 고조파 주파수(F_2), 제2 고조파 주파수(F_3), 및 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들($F_4, F_5, \dots F_N$) 중 적어도 하나의 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 업데이트된다.
- [0118] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 전신 혈관 저항을 측정하고 평가하는 방법은, 말초 정맥 센서의 트랜스듀서에 의해, 샘플 기간에 걸쳐 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 압력과 연관된 전자 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 샘플 기간에 걸친 전자 신호의 값들은 시간 도메인 말초 정맥 신호를 형성한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 시간 도메인 말초 정맥 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 말초 정맥 신호를 생성하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 심박수 주파수의 제1 고조파 주파수(F_2), 심박수 주파수의 제2 고조파 주파수(F_3), 및 제2 고조파 주파수(F_3)보다 높은 주파수 피크들과 연관된 추가 고조파 주파수들($F_4, F_5, \dots F_N$)을 포함하는, 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들과 연관된 하나 이상의 주파수 피크를 식별하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 하나 이상의 주파수 피크의 변화, 주파수 피크들 중의 다른 하나의 주파수 피크에 대한 주파수 피크들 중의 하나의 주파수 피크의 변화, 또는 주파수 피크들 중의 임의의 2개의 주파수 피크들 사이의 차이 또는 그 비율에 적어도 부분적으로 기반하여 전신 혈관 저항을 결정하는 단계를 포함한다.
- [0119] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 전신 혈관 저항이 비정상일 때 경보 표시자를 생성하는 단계, 및 평가 유닛의 프로세서에 의해, 경보 표시자에 반응하여 경보가 경보 프레젠테이션 유닛에 의해 생성되게 하는 단계를 더 포함한다.
- [0120] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방

법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 전신 혈관 저항에 기반하여 유체 소스로부터 환자의 순환계로의 유체의 유량을 제어하는 단계를 더 포함한다.

- [0121] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어하는 단계는 유체 소스와 유체 연결되는 펌프의 동작을 조절하는 단계를 포함한다.
- [0122] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 주파수 피크들은 주파수 도메인 말초 정맥 신호의 국부 최대치들의 식별에 의해 결정된다.
- [0123] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 말초 정맥 신호는 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하고 저장함으로써 평가 유닛의 프로세서에 의해 형성되고, 변환은 주기적으로 적용된다.
- [0124] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은 전자 신호를 말초 정맥 센서로부터 평가 유닛으로 전달하는 단계, 및 평가 유닛의 프로세서에 의해, 전자 신호의 값들을 주기적으로 샘플링하여 시간 도메인 말초 정맥 신호를 형성하는 단계를 더 포함하고, 변환은 주기적으로 적용된다.
- [0125] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 또는 에피소드적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0126] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0127] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 가장 가까운 주파수 피크로서 식별된다.
- [0128] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖고 심박수 주파수(F_1)의 2배인 주파수에 중심을 둔 주파수 대역 내에 있다.
- [0129] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)는 주파수 대역을 이용하는 대역통과 필터를 이용하여 식별된다.
- [0130] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 하나 이상의 추가 고조파 주파수($F_4, F_5, \dots F_N$)는 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에 가장 가까운 주파수 피크들로서 식별된다.
- [0131] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 제2 고조파 주파수(F_3) 중 적어도 하나에서의 변화는, 각각 제1 고조파 주파수(F_2) 또는 제2 고조파 주파수(F_3)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 크기에서의 증가 또는 감소이다.
- [0132] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 말초 정맥 센서로부터 이전에 획득된 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0133] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 말초 정맥내 파형 분석(PIVA)에서 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법은 주파수 도메인 말초 정맥 압 신호의 국부 최대치들과 연관된 실질적으로 반복하는 제1 피크 주파수를 식별하는 단계를 포함한다. 이 방법은 식별된 제1 피크 주파수와는 별개인 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 실질적으로 반복하는 제2 피크 주파수를 식별하는 단계를 포함한다. 이 방법은 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 하나와 연관된 적어도 실질적으로 반복하는 제1 고조파를 식별하는 단계를 포함한다. 이 방법은 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증함으로써 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계를 포함한다.

- [0134] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증함으로써 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계는 제1 또는 제2 피크 주파수들 중 어느 하나의 x축 위치에서의 변화의 표시 시에 수행되고, 제1 및 제2 피크 주파수들의 상대 진폭에서의 반전의 식별을 포함한다.
- [0135] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 것은 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 하나의 x축 위치의 값의 2배인 PIVA 신호 패턴의 x축을 따른 위치에서 연관된 제1 고조파의 존재에 대해 스캐닝하는 것을 포함한다.
- [0136] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은 식별된 제1 고조파가 연관되는 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 동일한 것과 연관되는 실질적으로 반복하는 제2 고조파를 식별하는 단계를 더 포함하고, 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계는 연관된 제2 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 단계를 더 포함한다.
- [0137] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 연관된 제2 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 단계는 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 하나의 x축 위치의 값의 3배인 PIVA 신호 패턴의 x축을 따른 위치에서 연관된 제2 고조파의 존재에 대해 스캐닝하는 단계를 포함한다.
- [0138] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 제1 피크 주파수 및 제2 피크 주파수 중 하나는 호흡 신호이고, 제1 피크 주파수 및 제2 피크 주파수 중 다른 하나는 심장 신호이다.
- [0139] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증함으로써 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 단계는 고속 푸리에 변환이 수행될 때마다 수행되어 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 플롯을 생성한다.
- [0140] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 호흡 및 심장 상태들을 측정하고 평가하기 위한 디바이스는 말초 정맥압 센서 및 평가 유닛을 포함한다. 말초 정맥압 센서는 환자의 순환계의 말초 정맥과 연관된 전자 압력 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하고, 말초 정맥압 센서는 정맥내(IV) 튜브에 의해 말초 정맥과 유체 연결된다. 평가 유닛은 말초 정맥압 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 압력 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 압력 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 말초 정맥압 신호를 획득하게 한다. 평가 유닛은 시간 도메인 말초 정맥압 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 말초 정맥압 신호를 생성한다. 평가 유닛은 심박수 주파수(F_1) 및 심박수 주파수의 제1 고조파 주파수(F_2)를 포함하는, 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 제1 복수의 피크 주파수들을 식별한다. 평가 유닛은 호흡 주파수(F_0)를 포함하는, 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 제2 복수의 피크 주파수들을 식별한다. 심박수 또는 호흡 주파수들 중 어느 하나의 진폭에서의 변화의 표시 시에, 평가 유닛은 연관된 고조파 주파수의 존재 또는 부재를 검증함으로써 심박수 또는 호흡 주파수의 식별을 확인한다.
- [0141] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 평가 유닛은 추가로 x축 상의 심박수 주파수 신호 피크 위치의 값의 2배인 생성된 전자 압력 신호의 x축 상의 거리를 식별하고, 연관된 고조파 주파수의 존재 또는 부재를 검증함으로써 심박수 또는 호흡 주파수의 식별을 확인함에 있어서, x축 상의 심박수 주파수 신호 피크 위치의 값의 2배인 식별된 거리에서 연관된 제1 고조파의 존재에 대해 스캐닝한다.
- [0142] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 평가 유닛은 추가로 심박수 주파수의 제2 고조파 주파수를 식별하고, 연관된 고조파 주파수의 존재 또는 부재를 검증함으로써 심박수 또는 호흡 주파수의 식별을 확인함에 있어서, 심박수 주파수의 제1 및 제2 고조파 주파수들 모두의 존재 또는 부재를 검증한다.
- [0143] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 평가 유닛은 추가로 x축 상의 심박수 주파수 신호 피크 위치의 값의 3배인 생성된 전자 압력 신호의 x축 상의 거리를

식별하고, 연관된 고조파 주파수의 존재 또는 부재를 검증함으로써 심박수 또는 호흡 주파수의 식별을 확인함에 있어서, x축 상의 심박수 주파수 신호 피크 위치의 값의 3배인 식별된 거리에서 연관된 제2 고조파의 존재에 대해 스캐닝한다.

- [0144] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 환자를 모니터링하기 위한 호흡 평가 시스템은 압력 센서 및 평가 유닛을 포함한다. 압력 센서는 말초 정맥과 유체 연결되는 정맥내(IV) 튜브에 인접하여 배치되거나 이에 연결되어 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함한다. 평가 유닛은 압력 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 관독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 한다. 평가 유닛은 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 PVP 신호의 피크들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하고, 복수의 주파수들은 호흡 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다. 평가 유닛은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 적어도 부분적으로 기반하여 호흡 메트릭을 결정한다.
- [0145] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수는 주파수 도메인 PVP 신호의 F_0 주파수이다.
- [0146] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 시스템은 IV 튜브를 더 포함하고, IV 튜브는 정맥 액세스 디바이스에 의해 말초 정맥과 유체 연결되고, 정맥 액세스 디바이스는 액세스 포인트에서 환자의 순환계의 말초 정맥 내로 삽입되는 말단 단부 및 IV 튜브의 주요 부분에 연결하는 연결 단부를 포함하고, 유체 소스는 IV 튜브의 주요 부분과 유체 연결되어 정맥 액세스 디바이스를 통해 환자의 순환계에 유체를 제공한다.
- [0147] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 정맥 액세스 디바이스는 카테터이다.
- [0148] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 평가 유닛은 호흡 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터의 유체의 유량을 추가로 제어한다.
- [0149] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 유체 소스로부터의 유체의 유량의 제어는 투석 펌프, 정맥내 펌프 또는 환자 제어형 무통증 펌프를 포함하는 펌프의 동작을 조절하는 것을 포함한다.
- [0150] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 시스템은 환자에 부착되고 평가 유닛과 통신가능하게 연결되는 인공호흡기를 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 호흡 메트릭에 기반하여 인공호흡기를 통한 공기 유량을 제어하게 한다.
- [0151] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 트랜스듀서는 말초 정맥 내에 삽입된 정맥 액세스 디바이스의 일부 내에 배치되고, 정맥 액세스 디바이스는 IV 튜브의 일부이거나 이에 연결된다.
- [0152] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 시스템은 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 유닛을 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 호흡 메트릭이 비정상일 때 프레젠테이션 유닛에게 경보 표시자를 전달하게 하고, 경보 표시자는 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.
- [0153] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 경보는 결정된 호흡 메트릭에 반응하여 취해질 액션의 추천을 포함한다.
- [0154] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 취해질 액션은 네블라이저를 통한 약제의 투여이다.
- [0155] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 약제는 알부테롤이다.
- [0156] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 압력

센서의 트랜스듀서는 압력 센서이고 IV 튜브의 내부와 유체 연결되도록 배치되고, IV 튜브의 내부는 말초 정맥을 통해 환자의 순환계와 유체 연결되어 있다.

- [0157] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함한다.
- [0158] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자 신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함한다.
- [0159] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0160] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0161] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수와 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 둘 다의 함수에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0162] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0163] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기와 연관된 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기에서의 변동이다.
- [0164] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0165] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 형상에 적어도 부분적으로 추가로 기반한다.
- [0166] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 폭과 연관된 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 폭에서의 변동이다.
- [0167] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 폭은 샘플 기간에 선행하는 기간에 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0168] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 기울기에서의 변동이다.
- [0169] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0170] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 주파수에서의 변동이다.
- [0171] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡량 메트릭이다.
- [0172] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡량 메트릭은 폐확장부전의 위험, 들숨 폐활량 측정의 준수 또는 호흡 부전 중 하나의 표시이다.

- [0173] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 노력 메트릭이다.
- [0174] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 노력 메트릭은 크루프(croup)의 존재, 천식의 존재 또는 만성 폐쇄성 폐질환의 존재 중 하나의 표시이다.
- [0175] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다.
- [0176] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 작업 메트릭이고, 호흡 작업 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기와 심박수 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0177] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수의 복수의 고조파 주파수들에 대응하는 주파수들을 포함한다.
- [0178] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기와 심박수 주파수 및 복수의 고조파 주파수들 중 2개 이상에 대응하는 주파수 피크들에 대한 크기들 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0179] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자의 호흡 메트릭들을 측정하고 평가하기 위한 디바이스는 압력 센서 및 평가 유닛을 포함한다. 압력 센서는 환자의 순환계의 말초 정맥과 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하고, 말초 정맥압 센서는 정맥내(IV) 튜브에 의해 말초 정맥과 유체 연결된다. 평가 유닛은 압력 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비일시적 컴퓨터 판독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 말초 정맥압(PVP) 신호를 획득하게 한다. 평가 유닛은 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 PVP 신호의 피크들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하고, 복수의 주파수들은 호흡 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다. 평가 유닛은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기에 적어도 부분적으로 기반하여 호흡 메트릭을 결정한다.
- [0180] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수는 주파수 도메인 PVP 신호의 F_0 주파수이다.
- [0181] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 유닛을 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 환자의 호흡 메트릭이 비정상이라는 것을 호흡 메트릭이 표시할 때 경보 표시자를 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 경보 표시자는 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.
- [0182] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하고, 변환은 전자 신호의 새로운 값이 수신될 때마다 적용된다.
- [0183] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자 신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하며, 변환은 전자 신호의 새로운 값이 샘플링될 때마다 적용된다.
- [0184] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0185] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0186] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수와 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 둘 다의 함수에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.

- [0187] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0188] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기에서의 변동이다.
- [0189] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0190] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 형상에 적어도 부분적으로 추가로 기반한다.
- [0191] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 폭에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 폭에서의 변동이다.
- [0192] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 폭은 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0193] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 기울기에서의 변동이다.
- [0194] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0195] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 주파수에서의 변동이다.
- [0196] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡량 메트릭이다.
- [0197] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡량 메트릭은 폐확장부전의 위험, 들숨 폐활량 측정의 준수 또는 호흡 부전 중 하나의 표시이다.
- [0198] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 노력 메트릭이다.
- [0199] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 노력 메트릭은 크루프의 존재, 천식의 존재 또는 만성 폐쇄성 폐질환의 존재 중 하나의 표시이다.
- [0200] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다.
- [0201] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 작업 메트릭이고, 호흡 작업 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기와 심박수 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0202] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수의 복수의 고조파 주파수들에 대응하는 주파수들을 포함한다.
- [0203] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기와 심박수 주파수 및 복수의 고조파 주파수들 중 2개 이상에 대응하는 주파수 피크들에 대한 크기들 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0204] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자

의 순환계의 말초 정맥 내의 말초 정맥압(PVP)과 연관된 측정치를 이용하여 환자의 호흡 메트릭들을 측정하고 평가하는 방법은, 압력 센서의 트랜스듀서에 의해, 환자의 순환계의 말초 정맥 내에서 PVP와 연관된 물리적 현상을 모니터링하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 압력 센서에 의해, 샘플 기간에 걸쳐 PVP와 연관된 전자 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 샘플 기간에 걸친 전자 신호의 값들은 시간 도메인 PVP 신호를 형성한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 시간 도메인 PVP 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 PVP 신호를 생성하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 주파수 도메인 PVP 신호의 피크들과 연관된 복수의 주파수들을 식별하는 단계를 포함하고, 복수의 주파수들은 호흡 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다. 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기에 적어도 부분적으로 기반하여 호흡 메트릭을 결정하는 단계를 포함한다.

- [0205] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수는 주파수 도메인 PVP 신호의 F_0 주파수이다.
- [0206] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 호흡 메트릭이 비정상일 때 경보 표시자를 생성하는 단계, 및 평가 유닛의 프로세서에 의해, 경보 표시자에 반응하여 경보가 경보 유닛에 의해 생성되게 하는 단계를 더 포함한다.
- [0207] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 경보는 호흡 메트릭에 기반하여 네블라이저로부터 분산될 약제의 주전을 포함한다.
- [0208] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 약제는 흡입 요법을 통해 투여된다.
- [0209] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 정맥 액세스 디바이스는 카테터이다.
- [0210] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 호흡 메트릭에 기반하여 유체 소스로부터 환자의 순환계로의 유체의 유량을 제어하는 단계를 더 포함한다.
- [0211] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 유체 소스는 펌프를 포함하거나 이와 유체 연결되고, 유체 소스로부터의 유체의 유량을 제어하는 단계는 펌프의 동작을 조절하는 단계를 포함한다.
- [0212] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이 방법은, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 호흡 메트릭에 기반하여 인공호흡기로부터 환자의 호흡계로의 공기 유량을 제어하는 단계를 더 포함한다.
- [0213] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 PVP 신호는 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하고 저장함으로써 평가 유닛의 프로세서에 의해 형성되고, 변환은 전자 신호의 새로운 값이 수신될 때마다 적용된다.
- [0214] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 압력 센서로부터 평가 유닛으로 전자 신호를 전달하고, 평가 유닛의 프로세서에 의해, 전자 신호의 값들을 주기적으로 샘플링하여 시간 도메인 PVP 신호를 형성하고, 변환은 전자 신호의 새로운 값이 샘플링될 때마다 적용된다.
- [0215] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0216] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0217] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0218] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수와 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 둘 다의 함수에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.

- [0219] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0220] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기에서의 변동이다.
- [0221] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 PVP 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0222] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 형상에 적어도 부분적으로 추가로 기반한다.
- [0223] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 폭에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 폭에서의 변동이다.
- [0224] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 폭은 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0225] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 기울기에서의 변동이다.
- [0226] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 베이스라인 기울기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0227] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에서의 변화는 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크의 주파수에서의 변동이다.
- [0228] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡량 메트릭이다.
- [0229] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡량 메트릭은 폐확장부전의 위험, 들숨 폐확량 측정의 준수 또는 호흡 부전 중 하나의 표시이다.
- [0230] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 노력 메트릭이다.
- [0231] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 노력 메트릭은 크루프의 존재, 천식의 존재 또는 만성 폐쇄성 폐질환의 존재 중 하나의 표시이다.
- [0232] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다.
- [0233] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 작업 메트릭이고, 호흡 작업 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기와 심박수 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0234] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수의 복수의 고조파 주파수들에 대응하는 주파수들을 포함한다.
- [0235] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기와 심박수 주파수 및 복수의 고조파 주파수들 중 2개 이상에 대응하는 주파수 피크들에 대한 크기들 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0236] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 환자

의 호흡량을 측정하고 평가하기 위한 디바이스는 압력 센서 및 평가 유닛을 포함한다. 압력 센서는 환자의 순환계의 채널과 연관된 전자 신호를 생성하도록 구성된 트랜스듀서를 포함하고, 압력 센서는 채널과 유체 연결된다. 평가 유닛은 압력 센서에 통신가능하게 연결되어 전자 신호를 수신하는 컴퓨터 프로세서, 및 비밀시적 컴퓨터 관독가능한 명령어들을 저장하는 메모리를 포함하며, 이러한 명령어들은 컴퓨터 프로세서에 의해 실행될 때, 평가 유닛으로 하여금 (i) 복수의 주파수 피크들($P_0, P_1, P_2, \dots, P_N$) 중 어느 주파수 피크가 호흡 주파수에 대응하는지를 식별하는 피크 인덱스를 포함하는 표시를 수신하게 한다. 평가 유닛은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 포함하는 시간 도메인 압력 신호를 획득한다. 평가 유닛은 시간 도메인 압력 신호에 변환을 적용하여 주파수 도메인 압력 신호를 생성한다. 평가 유닛은 주파수 도메인 압력 신호의 피크들과 연관된 복수의 주파수들을 식별한다. 평가 유닛은 호흡 주파수를 주파수 도메인 압력 신호의 피크들의 주파수 피크(P_i)에 대응하는 주파수(F_i)에 상관시킨다. 평가 유닛은 호흡 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 크기에 적어도 부분적으로 기반하여 호흡 메트릭을 결정한다.

- [0237] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 순환계의 채널은 말초 정맥내 채널이다.
- [0238] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, F_i 주파수 피크는 F_0 주파수 피크이다.
- [0239] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 순환계의 채널은 환자의 장과 연관된 주파수들을 검출하는 채널이다.
- [0240] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, F_i 주파수 피크는 F_1 주파수 피크이다.
- [0241] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는 사용자에게 경보들을 제시하도록 구성된 경보 유닛을 더 포함하고, 명령어들은 추가로 평가 유닛으로 하여금 경보 표시자를 프레젠테이션 유닛에게 전달하게 하고, 경보 표시자는 프레젠테이션 유닛이 경보를 제시하게 한다.
- [0242] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 이러한 디바이스는, 통신 네트워크를 통해, 순환계의 채널의 표시를 수신하고 그 표시를 평가 유닛에게 제공하도록 구성된 통신 유닛을 더 포함한다.
- [0243] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 압력 신호를 획득하게 하는 것은 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 수신하게 하고 저장하게 하는 것을 포함하고, 변환은 전자 신호의 새로운 값이 수신될 때마다 적용된다.
- [0244] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 시간 도메인 압력 신호를 획득하게 하는 것은 전자 신호를 아날로그 신호로서 수신하게 하는 것, 샘플 기간 동안 전자 신호의 복수의 값들을 주기적으로 샘플링하게 하는 것, 및 샘플 기간에 걸쳐 전자 신호의 복수의 값들을 저장하게 하는 것을 포함하며, 변환은 전자 신호의 새로운 값이 샘플링될 때마다 적용된다.
- [0245] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 샘플 기간은 전자 신호의 새로운 값들이 획득됨에 따라 수시로 지속적으로 업데이트되는 고정된 지속기간이다.
- [0246] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 변환은 고속 푸리에 변환이다.
- [0247] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수(F_i) 및 호흡 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 크기 둘 다의 함수에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0248] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡 메트릭은 호흡 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 결정된다.
- [0249] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호흡

주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에서의 변화는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 베이스라인 크기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 크기에서의 변동이다.

- [0250] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 베이스라인 크기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0251] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 메트릭은 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)의 형상에 적어도 부분적으로 추가로 기반한다.
- [0252] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, F_i 주파수 피크에서의 변화는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 베이스라인 폭에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)의 폭에서의 변동이다.
- [0253] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 베이스라인 폭은 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0254] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에서의 변화는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 베이스라인 기울기에 기반하여 미리 결정된 임계치를 넘는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)의 기울기에서의 변동이다.
- [0255] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 베이스라인 기울기는 샘플 기간에 선행하는 기간에 압력 센서로부터 이전에 획득된 압력 측정치들에 기반하여 평가 유닛에 의해 결정된다.
- [0256] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에서의 변화는 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)의 주파수에서의 변동이다.
- [0257] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 메트릭은 호홉량 메트릭이다.
- [0258] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉량 메트릭은 폐확장부전의 위험, 들숨 폐활량 측정의 준수 또는 호홉 부진 중 하나의 표시이다.
- [0259] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 메트릭은 호홉 노력 메트릭이다.
- [0260] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 노력 메트릭은 크루프의 존재, 천식의 존재 또는 만성 폐쇄성 폐질환의 존재 중 하나의 표시이다.
- [0261] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수에 대응하는 주파수를 포함한다.
- [0262] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 메트릭은 호홉 작업 메트릭이고, 호홉 작업 메트릭은 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 크기와 심박수 주파수에 대응하는 주파수 피크에 대한 크기 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.
- [0263] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 복수의 주파수들은 심박수 주파수의 복수의 고조파 주파수들에 대응하는 주파수들을 포함한다.
- [0264] 달리 명시되지 않는 한 본 명세서에 열거된 임의의 다른 양태와 조합될 수 있는 본 개시내용의 양태에서, 호홉 메트릭은 호홉 주파수(F_i)에 대응하는 주파수 피크(P_i)에 대한 크기와 심박수 주파수 및 복수의 고조파 주파수들

중 2개 이상에 대응하는 주파수 피크들에 대한 크기들 사이의 비율에 적어도 기반하여 결정된다.

[0265]

따라서, 본 개시내용의 이점은 PIVA 모니터링과 관련하여 개선된 정확도를 제공하는 것이다.

[0266]

본 개시내용의 다른 이점은 환자 파라미터들을 더 정확하게 모니터링할 수 있는 PIVA 모니터링 디바이스, 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

[0267]

본 개시내용의 또 다른 이점은 환자에게 잠재적 문제들의 더 이른 경고들을 제공할 수 있는 PIVA 모니터링 디바이스, 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

[0268]

본 개시내용의 추가의 이점은 환자의 추가적인 병태들을 식별할 수 있는 PIVA 모니터링 디바이스, 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

[0269]

개시된 디바이스들, 시스템들 및 방법들의 추가적인 특징들 및 이점들이 이하의 상세한 설명 및 도면들에 설명되어 있으며 그로부터 명백할 것이다. 본 명세서에서 설명되는 특징들 및 이점들은 모두를 포함하는 것이 아니며, 특히 많은 추가적인 특징들 및 이점들은 도면들 및 설명을 고려하면 관련 기술분야의 통상의 기술자에게 명백할 것이다. 또한, 임의의 특정한 실시예는 본 명세서에 열거된 모든 이점들을 가져야 할 필요가 없다. 더욱이, 본 명세서에서 사용되는 표현이 주로 본 발명의 주제의 범위를 제한하기 위해서가 아니라 읽기 쉬운 및 교육적 목적들을 위해 선택되었다는 점에 유의해야 한다.

도면의 간단한 설명

[0270]

도면들이 전형적인 실시예들만을 도시하고 본 개시내용의 범위를 제한하는 것으로 간주되지 않아야 한다는 것을 이해해야 하며, 본 개시내용은 첨부 도면들의 이용을 통해 추가적인 특이성 및 상세에 의해 기술되고 설명된다. 도면들은 이하에 열거된다.

도 1은 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석 및 이에 반응하는데 이용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시한다.

도 2는 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 예시적인 PIVA 시스템의 일부 기능들을 구현하기 위한 예시적인 PIVA 디바이스의 블록도를 도시한다.

도 3은 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 환자의 말초 정맥 혈압을 측정 및 분석하기 위한 예시적인 PIVA 측정 및 분석 방법의 흐름도를 도시한다.

도 4a는 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 말초 정맥압 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 플롯을 도시한다.

도 4b는 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 말초 정맥압 신호의 주파수 도메인 표현의 예시적인 플롯을 도시한다.

도 4c는 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 말초 정맥압 신호의 주파수 도메인 표현의 예시적인 플롯을 도시한다.

도 5는 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 시간의 경과에 따른 말초 정맥압의 비교에 기반하여 환자 상태의 변화들을 식별하기 위한 예시적인 PIVA 비교 방법을 도시한다.

도 6은 본 개시내용의 예시적인 실시예에 따라, 환자의 말초 정맥 혈압을 측정, 분석 및 이에 반응하는데 이용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템의 블록도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0271]

도 1은 환자(102)의 말초 정맥 혈압을 측정하고, 분석하며 이에 반응하는데 이용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템(100)의 블록도를 도시한다. 예시적인 PIVA 시스템(100) 또는 유사한 시스템은 환자(102)에 대한 PVP와 연관된 측정치들에 기반하여 환자 상태를 모니터링하기 위한 다양한 기술들을 구현하는데 이용될 수 있다. PIVA 시스템(100)은 하기에 논의되는 바와 같이, 환자의 말초 정맥과 연관된 압력 신호를 측정하고, 압력 신호의 핵심 주파수 성분들을 식별하기 위해 PIVA 기술들을 이용하여 압력을 분석하고, 압력 신호의 핵심 주파수 성분들을 분석하여 하나 이상의 메트릭에 기반하여 환자 상태를 결정할 수 있다.

[0272]

PIVA 시스템(100)은 환자(102)의 순환계와 유체 연결되는 IV 튜브(104)를 포함한다. 구체적으로, 정맥 액세스

디바이스(106)는 액세스 포인트에서 환자(102)의 말초 정맥(108) 내로 삽입될 수 있다. 정맥 액세스 디바이스(106)는 바늘, 카테터, 캐놀러, 또는 IV 튜브(104)와 말초 정맥(108) 사이에 유체 연결을 확립하는 다른 수단을 포함할 수 있다. 정맥 액세스 디바이스(106)는 IV 튜브(104)에 연결된 별개의 컴포넌트일 수 있거나 IV 튜브(104)의 일체형 부분으로서 형성될 수 있다. 어느 경우이나, 정맥 액세스 디바이스(106)는 액세스 포인트에서 말초 정맥(108)에 삽입된 말단 단부 및 IV 튜브(104)의 주요 부분에 연결하는 연결 단부를 포함할 수 있다. IV 튜브(104)의 주요 부분은 정맥 액세스 디바이스(106)와 유체 소스(110) 사이의 도관의 역할을 할 수 있다.

[0273] IV 튜브(104)의 주요 부분을 따른 소정 포인트에서, 압력 센서(112)가 IV 튜브(104)의 내부와 유체 연결되도록 배치될 수 있다. 따라서, 압력 센서(112)는 또한 IV 튜브(104) 및 정맥 액세스 디바이스(106)를 통해 환자의 말초 정맥(108)과 유체 연결된다. 압력 센서(112)는 이로써 IV 튜브(104) 내의 유체 압력에서의 변화들에 기반하여 환자(102)의 말초 정맥계에서의 압력 변화들을 측정할 수 있게 된다. 다른 실시예들에서, 압력 센서(112)는 IV 튜브(104)의 내부와 유체 연결되도록 배치되지 않을 수 있다. 예를 들어, 압력 센서(112)는 그 대신에 IV 튜브(104)의 외부에 부착되어 유체 소스(110)와 직접 유체 통신하지 않을 수 있다. 압력 센서(112)는 일부 이러한 실시예들에서 센서 위치에서의 음향 또는 광학 현상에 기반하여 압력을 측정할 수 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(112)는, 아래의 도 2에서 예시된 디바이스와 유사한 방식으로, 말초 정맥(108) 내의 압력을 측정하기 위해 특별히 삽입된 IV 튜브(104)의 종단(즉, 캡트 오프(capped off) 단부)에 배치될 수 있다. 또 다른 실시예들에서, IV 튜브(104) 및 정맥 액세스 디바이스(106)를 통해 환자의 말초 정맥(108)과 유체 접촉할 필요가 없는 센서들, 힘 센서들 및 사운드 센서들과 같은 다른 센서들이 압력 센서(112) 대신에 이용될 수 있다. 더 추가적인 실시예들에서, 센서(112)는, PVP가 말초 정맥(108) 내에서 계내 측정될 수 있도록, 환자(106)의 말초 정맥(108) 내에 삽입되는 바늘, 카테터 또는 다른 정맥 액세스 디바이스(106)의 일부 내에 배치될 수 있다. 이러한 계내측정은 IV 튜브(104) 내에서 압력의 전달에 대한 온도, 점도 및 다른 인자들의 영향을 제거한다는 점에서 유리하다.

[0274] 다양한 실시예들에서, 압력 센서(112)는 말초 정맥(108)의 액세스 포인트로부터, 말초 정맥(108) 내의 위치 또는 정맥 액세스 디바이스(106)의 연결 단부에 근접한 위치로부터 유체 소스(110)에 근접한 위치까지의 다양한 거리들에서 또는 IV 튜브(104)의 종단에 위치될 수 있다. 압력 센서(112)는 PIVA 시스템(100)의 다양한 컴포넌트들을 더 잘 도시기기 위해, IV 튜브(104)의 길이를 따르는 중간 위치에 있는 것으로서 도 1에 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 연결부(122)를 통해 분석 컴포넌트(114)에 제공하는 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 전자 압력 신호는 트랜스듀서에 의해 직접 제공되는 아날로그 전기 신호일 수 있거나, IV 튜브(104)의 주요 부분과의 트랜스듀서 인터페이스에 기반한 압력 값들을 나타내는 전처리된 디지털 신호일 수 있다. 압력 센서(112)가 IV 튜브(104) 또는 말초 정맥(108)과 유체 연결되지 않는 실시예들에서, 압력 센서(112)는 그렇더라도 하나 이상의 트랜스듀서를 포함하여 PVP와 연관된 전자 신호들을 생성할 수 있다. 예를 들어, 압력 센서(112)는 IV 튜브(104)의 외부 표면에서 사운드를 검출하도록 배치된 하나 이상의 마이크로폰을 이용하여 말초 정맥(108) 내의 PVP에 대한 프록시로서 IV 튜브(104) 내의 압력을 나타내는 전자 압력 신호들을 생성할 수 있다.

[0275] 분석 컴포넌트(114)는 압력 센서(112)에 통신가능하게 연결되어 연결부(122)를 통해 전자 압력 신호를 수신한다. 분석 컴포넌트(114)는 마이크로프로세서들 또는 특수 목적 분석 회로들과 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. 반응 유닛(116)은 압력 센서(112)로부터의 압력 데이터에 기반하여 반응들을 식별 및 제어할 수 있다. 반응 유닛(116)은 (예를 들어, 모니터(120)를 통한) 시각적 경보들 및 (예를 들어, PIVA 시스템(100)과 통신하는 스피커를 통한) 가청 경보들과 같은 경보들의 프레젠테이션을 제어할 수 있다. 마찬가지로, 반응 유닛(116)은 예를 들어 유체 유량을 제어함으로써, 유체 소스(110)의 동작을 제어할 수 있다. 적절한 반응들을 결정하기 위해, 반응 유닛(116)은 전자 압력 신호로부터 결정된 메트릭들을 포함할 수 있는 평가 데이터를 평가 유닛(118)으로부터 수신할 수 있다. 평가 유닛(118)은 전자 압력 신호로부터 압력 값들(또는 PVP와 직접적으로 또는 간접적으로 연관된 신호 값들)을 획득하고, 이하에서 더 상세히 설명되는 바와 같은 혈량 메트릭들 또는 다른 메트릭들과 같이 환자(102)에 관한 정보를 결정하기 위해 압력 값들을 평가할 수 있다. 평가 유닛(118)에 의해 생성된 정보는 또한 (예를 들어, 모니터(120)를 통한) 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 반응 유닛(116)에 부여된 기능들을 수행할 수 있다.

[0276] 분석 컴포넌트(114)는 일부 실시예들에서 연결부(126)를 통해 모니터(120)에 통신가능하게 연결될 수 있다. 모

니터(120)는 환자에 관한 정보를 표시하기 위한 별개의 모니터일 수 있거나, 펌프 또는 다른 유체 소스 디바이스와 같은 다른 디바이스 내에 통합될 수 있다. 모니터(120)는 또한 연결부(128)를 통해 유체 소스(110)에 통신가능하게 연결되어 유체 소스(110)와 연관된 정보를 수신하고 표시할 수 있다. 일부 실시예들에서, 모니터(120)는 유체 유량, 동작의 지속기간, 동작 모드 등을 조절하는 것 등에 의해 유체 소스(110)의 동작을 제어하는데 이용될 수 있다. 분석 컴포넌트(114)는 유사하게 일부 실시예들에서 연결부(124)를 통해 유체 소스(110)에 통신가능하게 연결될 수 있다. 분석 컴포넌트(114)는 평가 유닛(118)에 의해 환자를 평가하는데 이용하기 위해 유체 소스(110)의 동작에 관한 정보를 수신할 수 있다. 반응 유닛(116)은 또한 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호에 기반하여 결정된 환자에 관한 정보에 반응하여 유체 소스(110)의 동작을 제어하기 위해 유체 소스(110)와 통신할 수 있다.

[0277] 다양한 연결부들(122, 124, 126 및 128)은 각각 다양한 실시예들에서 유선 또는 무선 연결부들일 수 있다. 또한, 연결부들(122, 124, 126 및 128) 중 일부 또는 전부는 PIVA 디바이스(130) 또는 PIVA 통합 유체 소스(140)와 같은 디바이스들 내부에 있을 수 있다.

[0278] PIVA 디바이스(130)는, 환자(102)의 PIVA 모니터링을 수행하기 위해 IV 튜브(104)에 부착되거나 그 내부에 있을 수 있는 디바이스에 (연관된 연결부들과 함께) 압력 센서(112) 및 분석 컴포넌트(114)를 통합할 수 있다. PIVA 통합 유체 소스(140)는 유체 흐름을 제어하는데 있어서 환자(102)의 PIVA 모니터링을 이용하도록 구성된 컴퓨터 제어형 유체 저장소 또는 펌프를 포함할 수 있다. PIVA 디바이스(130)와 같이, PIVA 통합 유체 소스(140)는, (연관된 연결부들과 함께) 유체 소스(110) 및 모니터(120)와 더불어, 압력 센서(112) 및 분석 컴포넌트(114)를 포함할 수 있다. 대안적인 실시예들은 대안적인 구성들에서 추가적인, 더 적은 또는 대안적인 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

[0279] 도 2는 예시적인 PIVA 시스템(100)의 일부 기능들을 구현하기 위한 예시적인 PIVA 디바이스(130)의 블록도를 도시한다. 도시된 바와 같이, 예시적인 PIVA 디바이스(130)는 Y-커넥터 또는 T-커넥터의 하나의 분기에서와 같이, IV 튜브(104)의 스퍼(104A)에 부착하도록 구성될 수 있다. 위와 같이, PIVA 디바이스(130)는 감지 부분이 IV 튜브(104)(IV 튜브 스퍼(104A)로서 도시됨)에서의 유체와 접촉하도록 배치된 압력 센서(112)를 포함할 수 있다. 압력 센서(112)는 시스템 버스(138)를 통해 마이크로프로세서(132)에 전기적으로 통신가능하게 연결될 수 있다. 마이크로프로세서(132)(MP)는 또한 시스템 버스(138)를 통해 프로그램 메모리(134) 및 통신 유닛(136)(COMM UNIT)에 통신가능하게 연결될 수 있다. 프로그램 메모리(134)는, 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호를 평가하고, 환자 정보(예를 들어, 혈량 메트릭들 및/또는 호흡 메트릭들)를 결정하고, 결정된 환자 정보에 대한 적절한 반응들을 결정하고, 통신 유닛(136)을 제어하여 연결부들(124 또는 126)을 통해 유체 소스(110) 또는 모니터(120)와 전자적으로 통신하도록 마이크로프로세서(132)에 의해 실행될 수 있는 실행가능한 명령어들을 저장하는 비일시적인 비휘발성 메모리(예를 들어, 플래시 메모리)일 수 있다. 프로그램 메모리(134)는 분석 컴포넌트(114)의 유닛들 또는 서브유닛들에 대응하는 복수의 루틴들, 스크립트들 또는 모듈들을 저장할 수 있다. 통신 유닛(136)은 연결부들(124 또는 126)을 통해 PIVA 디바이스(130)와 유체 소스(110) 또는 모니터(120) 사이에서 전자 데이터를 전송 및 수신하도록 구성된 하드웨어 컴포넌트일 수 있다. 연결부들(124 및 126)은 예시적인 PIVA 디바이스(130)에서 유선 연결부들인 것으로 도시되며, 이는 또한 PIVA 디바이스(130)를 위한 전력을 획득하는데 이용될 수 있다. 대안적으로, 다른 전력 연결부 또는 배터리(도시되지 않음)가 PIVA 디바이스(130)에 전력을 제공할 수 있다.

[0280] 비록 PIVA 디바이스(130)가 IV 튜브(104)의 스퍼(104A)에 연결된 것으로 도시되어 있지만, 일부 실시예들은 유체 소스(110)에 연결되는 IV 튜브(104)의 다른 분기 또는 일부가 없이, 스퍼(104A)에서 종단하는 IV 튜브(104)를 포함할 수 있다. 이러한 실시예들에서, 전체 IV 튜브(104)는 정맥 액세스 디바이스(106)에 직접 연결하거나 이를 통합할 수 있는 비분기 튜브로서 스퍼(104A)로 구성될 수 있다. 따라서, PIVA 디바이스(130)는 이러한 IV 튜브(104/104A)의 종단 부분을 캡핑할 수 있으며, 이에 따라 유체 소스(110)는 동일한 IV 튜브(104/104A) 및 정맥 액세스 디바이스(106)를 통해 말초 정맥(108)에 연결되지 않는다. 이 실시예에서, 유체 소스는 다른 IV 튜브 및 다른 정맥 액세스 디바이스를 통해 환자(102)에게 유체를 제공하도록 다른 방식으로 연결될 수 있다.

[0281] 도 3은 PIVA 시스템(100)을 이용해 PVP에 기반하여 환자(102)의 상태를 측정 및 분석하기 위한 예시적인 PIVA 측정 및 분석 방법(300)의 흐름도를 도시한다. 이 방법(300)은 환자 혈압, 혈량, 호흡, 호흡량, 호흡 노력 또는 전신 혈관 저항과 관련된 메트릭들과 같은 다양한 환자 상태 메트릭들을 결정하는데 이용될 수 있다. 이 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 이 방법(300)에 포함될 수 있다.

[0282] 이 방법(300)은 환자(102)에 대한 PVP 데이터 신호를 측정하는 것으로 시작한다(블록 302). PVP 데이터 신호는 압력 센서(112)의 트랜스듀서를 이용하여 IV 튜브(104) 내의 압력과 연관된 전자 압력 신호를 생성함으로써 측정될 수 있다. IV 튜브(104)가 정맥 액세스 디바이스(106)를 통해 환자(102)의 말초 정맥(108)과 유체 연결되기 때문에, 압력 센서(112)에 의해 측정된 IV 튜브(104) 내의 압력은 말초 정맥(108) 내의 압력과 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) 내의 PVP에 비례하거나 그렇지 않으면 이에 관련될 수 있다. 따라서, 측정된 PVP 데이터 신호는 원한다면 압력들 사이의 차이들을 보상하도록 조절될 수 있다. 예를 들어, 조절들은 온도, 환자의 혈액 또는 유체 소스(110)에 의해 제공되는 유체의 점도, 또는 IV 튜브(104)의 게이지 또는 강성, 또는 PIVA 신호에 영향을 줄 수 있는 다른 계 변화에 기반하여 이루어질 수 있다. 조절되는 조절되지 않은 간에, 압력 센서(112)에 의해 측정되는 PVP 데이터 신호는, 호흡 및 순환 사이클들과 연관된 주기적 압력 변화들, 및 환자 병태에서의 변화들을 나타낼 수 있는 비주기적 압력 변화들 모두를 포함하는, 시간의 경과에 따른 압력 변화들을 정확하게 나타낸다. 유사하게, IV 튜브(104)의 내부와 유체 접촉하지 않는 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, 이로부터 유도된 데이터 신호일 수 있다. 대안적인 실시예들에서, PVP 데이터 신호는 그것이 생성되는 실시간으로 평가될 수 있거나, 이후의 분석을 위해 저장될 수 있다.

[0283] 도 4a는 압력 센서(112)로부터의 전자 압력 신호일 수 있는 PVP 데이터 신호의 시간 도메인 표현의 예시적인 차트를 도시한다. 이 차트는 환자의 심박동과 연관된 압력에서의 주기적인 증가들 및 감소들을 보여주는 시간 도메인 PVP 신호(402)를 도시한다. 추가적으로, 시간 도메인 PVP 신호(402)는 예를 들어 환자 호흡의 결과로서 더 느린 주기적 변화를 나타낸다. 이 차트는 또한 시간 도메인 PVP 신호(402)에 대한 들숨 및 날숨의 영향을 보여주는 호흡 곡선(404)을 도시한다. 예를 들어, 들숨 동안의 폐의 확장 때문에, 베이스라인 측정 정맥 혈압은, 복강에서 가요성 대정맥(및 다른 큰 정맥들)에 대해 누르는 횡경막의 확장으로 인해 및/또는 말초 정맥이 심장을 향해 흐르는 것을 증가시킴으로써 폐의 부피가 감소될 때, 날숨 동안보다 들숨 동안에 더 높다. 한편, 날숨은 대정맥에 대해 횡경막 근접에 의해 야기되는 압력을 경감시킨다. 혈량 및 환자 움직임과 같은 많은 다른 인자들이 PVP에 영향을 미친다.

[0284] 따라서, 시간 도메인 PVP 신호(402)는, 주기적(예를 들어, 심박수 또는 호흡)과 비주기적(예를 들어, 움직임 또는 혈액 손실) 양쪽 모두인, 복수의 영향들의 조합이다. 그 결과의 시간 도메인 PVP 신호(402)는 다양한 소스들로부터의 잡음을 포함할 것이기 때문에, 환자 상태의 표시들로서 역할을 할 수 있는 압력의 작은 변화들을 검출하는 것이 어려울 수 있다. 따라서, PIVA 기술들은 후술하는 바와 같이 PVP 데이터 신호의 주파수 도메인 평가를 이용한다. PVP 데이터 신호의 시간 도메인 표현이 데이터의 두드러진 특징들을 예시하기 위해 도 4a에서의 차트로서 그래픽적으로 도시되지만, 이러한 데이터 신호의 차트 또는 다른 그래픽 표현을 생성할 필요가 없다는 것을 인식하여야 한다. 대신에, 특정한 실시예들에서, PVP 데이터 신호는 시간 도메인 PVP 데이터 신호의 그래픽 표현을 생성하지 않고 평가 유닛(118)에 의해 처리된다.

[0285] 도 3으로 돌아가면 이어서, 측정된 PVP 데이터 신호로부터 복수의 데이터 값들이 획득될 수 있다(블록 304). 평가 유닛(118)은 라이브 또는 저장된 PVP 데이터 신호의 값들을 샘플링하여 복수의 데이터 값들을 획득할 수 있다. 일부 실시예들에서, 데이터 값들은 일정 기간 동안 고정 간격들로 샘플링되어 평가 윈도우 내의 복수의 데이터 값들을 획득할 수 있으며, 이는 윈도우와 연관된 복수의 데이터 값들을 일시적 또는 영구적 전자 데이터 저장소에 저장하는 것을 포함할 수 있다. 추가의 실시예들에서, 복수의 평가 윈도우들에 대한 데이터가 획득될 수 있고, 각각의 평가 윈도우는 복수의 데이터 값들을 포함한다. 예를 들어, 동시 기간들은 별개의 평가 윈도우들로서 식별될 수 있거나, 평가 윈도우들은 개재 기간에 의해 분리된 기간들로서 식별될 수 있다(예를 들어, 20초 평가 윈도우들이 매 분마다 시작하고, 이에 따라 40초 개재 기간들에 의해 분리된다). 평가 유닛(118)이 라이브(지속적으로 업데이트하는) PVP 데이터 신호의 값들을 샘플링할 때, 일부 실시예들에서, 평가 윈도우는 고정된 지속기간의 기간들을 커버하면서 새로운 데이터 값들을 획득하기 위해 수시로 업데이트될 수 있다. 예를 들어, 평가 윈도우는 새로운 샘플 데이터 값들을 추가하고, 압력 센서(112)로부터 가장 최근의 PVP 데이터의 고정된 지속기간(예를 들어, 5초, 10초, 20초 등)의 윈도우를 유지하기 위해 가장 오래된 샘플 데이터 값들을 제거하는 것에 의해 반복적으로 업데이트될 수 있다. 평가 유닛(118)이 새로운 샘플 데이터 값들의 업데이트들을 주기적으로 획득하는 경우, 새로운 데이터 값이 수신될 때마다 윈도우가 업데이트될 수 있다(그리고 후술하는 변환 및 평가가 업데이트된 윈도우에 대해 수행될 수 있다). 대안적인 실시예에서, 복수의 데이터 값들은 아날로그 전자 장비(평가 유닛(118)의 일부일 수 있음)에 의해 획득되고 분석될 수 있는 아날로그 PVP 데이터

신호의 연속 값들에 대응할 수 있다.

- [0286] 복수의 데이터 값들로부터, 평가 유닛(118)은 복수의 데이터 값들에 대응하는 주파수 도메인 데이터를 생성한다 (블록 306). 이것은 시간 도메인 PVP 신호를 나타내는 복수의 데이터 값들에 데이터 변환을 적용하여 PVP 신호의 주파수 도메인 표현을 생성하는 것을 포함할 수 있다. 바람직한 실시예에서, 평가 유닛(118)은 고속 푸리에 변환(FFT)을 샘플링된 복수의 데이터 값들에 적용한다. FFT는 주기적으로(예를 들어, 중첩 평가 윈도우들을 갖거나 갖지 않고 매 10초마다, 매 분마다, 또는 매 2초마다) 적용될 수 있다. 웨이브릿 변환과 같이 주파수들을 분리할 수 있고 주파수에 따라 국부 최대치들을 식별할 수 있는 다른 분석 기술들이 고려된다.
- [0287] 주파수 도메인 데이터는 복수의 데이터 값들에 기반하여 측정된 PVP 데이터 신호 내의 다양한 주파수 성분들의 크기를 나타내는 복수의 값들을 포함할 수 있다. 이러한 값들은 별개일 수 있거나, 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 이용될 수 있지만, 다른 시간-주파수 변환들 또는 신호들의 주파수 성분들을 분석하는 다른 기술들이 복수의 데이터 값들을 평가하는데 이용될 수 있다. 예를 들어, 다른 푸리에 변환들에 더하여, 평가는 측정된 PVP 데이터 신호의 웨이브릿 변환들 또는 시간-주파수 표현들을 포함할 수 있다.
- [0288] 도 4b는 도 4a의 시간 도메인에 나타난 시간 도메인 PVP 신호(402)에 대응하는, PVP 데이터 신호의 주파수 도메인 표현의 예시적인 차트를 도시한다. 이 차트는 주파수 곡선(406)에 의해 각각의 주파수 성분의 크기를 도시한다. 도 4b의 차트가 주파수 도메인 표현이기 때문에, 수평축은 주파수를 나타내고, 수직축은 크기를 나타낸다. 비록 이 차트가 예시적인 것이지만, 특정한 전형적인 특징들이 그 안에서 파악될 수 있다. 주파수들(F_N)과 연관된 주파수 곡선(406)의 여러 피크들(P_N)이 특히 관심이 있다. 피크들 사이에서, 작은 크기 변화들이 보이는데, 이는 그 계에서의 잡음 또는 순환계의 아티팩트들과 연관된 시간 도메인 PVP 신호(402)의 작은 성분들(예를 들어, 측정 동안의 환자의 움직임들, 방실 및 대동맥 판막들의 개방 및 폐쇄들 등)을 나타낼 수 있다. 특정한 실시예들에서, PIVA 시스템(100)에 의해 생성된 주파수 도메인 표현은 (예를 들어, 모니터(120)를 통해) 표시된다.
- [0289] PVP 데이터 신호의 주파수 도메인 표현이 두드러진 특징들을 예시하기 위한 차트로서 도 4b에 도시되지만, 주파수 도메인 데이터의 차트 또는 다른 그래픽 표현을 생성할 필요가 없다는 것을 이해해야 한다. 실제로, 특정한 실시예들에서, 어떠한 이와 같은 그래픽 표현도 생성되지 않는다. 대신에, 주파수 도메인 데이터는 평가 유닛(118)에 의해 중간 프로세스로서 처리되고, 그 결과들은 시스템 또는 디바이스의 사용자에게 직접 제시되지 않는다.
- [0290] 통상적인 병태들 하에서, 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)는 환자(102)의 호흡수에 대응하고, 그 다음의 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 국부 최대치들과 연관된다. 예를 들어, 주파수 곡선(406)의 그 다음의 2개의 피크들(P_2 및 P_3)은 각각 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)에서의 심박수의 제1 및 제2 고조파들과 연관된 주파수들에서 발생하는 고조파 피크들(P_H)이다. 식별된 고조파들은 심박수 주파수(F_1)의 고정된 배수들에서 발생한다. 전형적으로, 이들 배수들은 정수배들이다. 구체적으로, 실험 데이터는, 도 4b에 의해 도시된 바와 같이, 제1 고조파 주파수(F_2)가 심박수 주파수(F_1)의 대략 2배이고, 제2 고조파 주파수(F_3)가 심박수 주파수(F_1)의 대략 3배임을 나타낸다.
- [0291] 예를 들어 평가 유닛(118)을 통해, 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, 혈류역학 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 스코어를 계산하는데 이용될 수 있다.
- [0292] 도시되지는 않았지만, 심박수의 제3 및 그 이상의 고조파들과 연관된 추가적인 피크들이 일부 실시예들에서 식별될 수 있다. 추가 고조파 주파수들(F_4 , F_5 , ... F_N)은 전형적으로 심박수 주파수(F_1)의 대응하는 순차적인 정수배들에서 발생한다. 고조파 주파수들과 연관된 피크들의 관측된 주파수들에서 일부 변화가 존재하지만, 고조

과 주파수 피크들은 심박수 주파수(F_1)의 정수배들보다 높거나 낮은 심박수 주파수의 값의 10 퍼센트(즉, $\pm 15\%$)의 범위 내의 주파수들에서 발생하는 것으로 밝혀졌다. 피크들(P_N)의 크기들 간의 관계들은 변할 수 있지만, 전형적으로 심박수 주파수(F_1)와 연관된 피크(P_1)의 크기는 그 고조파 주파수들(F_2, F_3 등)과 연관된 피크들(P_2, P_3 등)의 크기들보다 커야 한다.

[0293] 또한, 도 4b는 주파수 곡선(406)을 다수의 포물선 피크들(예를 들어, P_0, P_1, P_2, P_3)로서 도시하지만, 주파수 도메인 표현의 다른 그래픽 표현들이 예상되어야 한다는 점에 유의해야 한다. 예를 들어, 그 계가 일관적(예를 들어, 일관적인 환자 호흡 및 심박수)이고, 샘플링 레이트(예를 들어, 시간 도메인에서 측정된 데이터 값들의 샘플링 레이트)가 충분히 높은 한, 피크들(예를 들어, P_0, P_1, P_2, P_3)(예를 들어, 인지할 수 없는 폭을 갖는 포물선 피크들 또는 폭을 갖지 않는 포물선 피크들)은 수직 라인들로서 그래픽적으로 도시될 수 있다.

[0294] 본 개시내용은 일반적으로 최저 주파수 피크(P_0)에 대응하는 것으로 호흡수를 지칭하고, 그 다음의 최저 주파수 피크(P_1)에 대응하는 것으로 심박수를 지칭하고, 기타 등등하지만, 임의의 이러한 지칭이 설명의 용이함을 위해 행해진다는 것을 이해해야 한다. 이를 위해, 일부 실시예들에서, 시간 도메인 PVP 신호는 호흡수보다 낮은 하나 이상의 주파수를 검출할 수 있다. 예를 들어, 장 주파수들은 통상적인 호흡 주파수보다 낮은 주파수들과 연관되는 경향이 있다. 이러한 실시예들에서, 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)는 장 주파수에 대응하고, 제2의 최저 주파수(F_1)를 갖는 피크(P_1)는 호흡 주파수에 대응한다. 유사하게, 심박수 주파수 및 대응하는 고조파 주파수들 각각은 그 다음의 최저 피크(P_2) 및 다음 피크들($P_3, P_4, \dots P_N$)에 각각 대응할 것이다. 일부 추가 실시예들에서, 시간 도메인 PVP 신호는 호흡 주파수보다 낮은 복수의 주파수들을 검출할 수 있다는 점이 이해되어야 한다. 따라서, 호흡수, 심박수 및 심박수 고조파들에 대응하는 피크 인덱스는 호흡수보다 낮게 검출된 주파수들의 수만큼 증가할 수 있다. 이와 같이, 구체적으로 달리 설명되지 않는 한, 최저 주파수 피크(P_0)에 대응하는 호흡수 및 그 다음의 최저 주파수 피크(P_1)에 대응하는 심박수 주파수에 대한 임의의 지칭은 제한적이지 않고, 또한 시간 도메인 PVP 신호에 의해 검출된 호흡수보다 낮은 주파수들의 수에 의해 대응하는 피크 인덱스들을 상쇄하는 것도 구상하고 있다.

[0295] 다시 도 3을 참조하면, 평가 유닛(118)은 추가로 주파수 곡선(406)과 같이 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 주파수들(F_N)에 대응하는 복수의 피크들(P_N)을 식별한다(블록 308). 평가 유닛(118)은 먼저 주파수 도메인 PVP 신호 값들의 비교에 의해 PVP 신호의 주파수 도메인 표현에서 피크들(P_N)을 나타내는 값들을 식별하고, 이어서 식별된 피크 값들(P_N)과 연관된 대응하는 주파수들(F_N)을 식별할 수 있다. 피크 값들(P_N)을 결정하기 위해, 평가 유닛(118)은 국부 최대치들의 상대 크기들의 비교, 각각의 피크 주위의 고정 또는 동적 주파수 대역들의 확립, 또는 국부 최대치들에 대한 반치전폭의 비교 중 임의의 것 또는 전부에 기반한 방법들을 포함하는, 국부 최대치들을 피크들로서 식별하기 위한 다양한 방법들 중 임의의 방법을 이용할 수 있다. 예를 들어, 대역통과 필터는 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 세그먼트들을 분리하여 국부 최대치들을 추가로 식별하는데 이용될 수 있다. 이것은 고조파 피크들(P_N) 및 대응하는 고조파 주파수들(F_H)을 식별하는데 특히 유용할 수 있는데, 그 이유는 이러한 고조파들이 심박수 주파수(F_1)의 정수배들에서 발생하기 때문이다.

[0296] 일례로서, 심박수 주파수(F_1)의 2배의 주파수를 중심으로 하고 심박수 주파수(F_1)의 20 퍼센트의 대역폭을 갖는 대역통과 필터는 제1 고조파 피크(P_2)를 포함하는 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 범위를 정의하는데 이용될 수 있다. 이어서, 제1 고조파 주파수(F_2)는 이러한 범위 내의 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 국부 최대치와 연관된 주파수를 간단히 결정함으로써 식별될 수 있다. 이들 또는 다른 기술들을 이용함으로써, PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 피크들(P_N)은 순환계에서의 잡음 또는 다른 작은 현상들로부터 발생하는 다른 국부 최대치들과 구별될 수 있다.

[0297] 일단 주파수들(F_N)과 연관된 복수의 피크들(P_N)이 식별되면, 평가 유닛(118)은 주파수들(F_N) 중 하나 이상의 주파수에서 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 크기들을 분석하여 환자 상태의 하나 이상의 양태를 결정할 수 있다(블록 310). 이러한 분석은 환자(102)에 대한 혈량 메트릭, 호흡량 메트릭, 호흡 노력 메트릭, 전신 혈관 저항 메트릭, 전신 혈관 저항에 관한 다른 메트릭(예를 들어, 평균 동맥압, 평균 정맥압, 심박출량) 등과 같은 하나

이상의 환자 상태 메트릭을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자 상태 메트릭들은 환자(102)의 다음의 혈류역학적 상태들, 즉 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증 중 하나를 나타내는 혈량 메트릭을 포함할 수 있다. 특정한 실시예들에서, 환자(102)의 혈류역학적 상태들은 환자 상태의 스코어로서 또는 카테고리로서 결정될 수 있다.

[0298] 일부 환자 상태 메트릭들은 이와 연관된 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 하나 이상의 주파수(F_N) 또는 크기로 부터 직접 결정될 수 있다. 예를 들어, 호흡수는 호흡 주파수(F_0)에 기반하여 결정될 수 있다. 마찬가지로, 예를 들어, 호흡 깊이는 호흡 주파수(F_0)와 연관된 크기(즉, 호흡 피크(P_0)의 크기)에 기반하여 결정될 수 있거나, 혈량 메트릭은 심박수 주파수(F_1)와 연관된 크기(즉, 심박수 피크(P_1)의 크기)에 기반하여 결정될 수 있다. 다른 예로서, 환자의 혈류역학적 상태(예를 들어, 저혈량증 또는 고혈량증)를 나타내는 혈량 메트릭이 직접 측정되거나 계산될 수 있다.

[0299] 예를 들어, 이전에 언급한 바와 같이, 변환을 수행하는 것에 후속하여, 평가 유닛(118)은 대응하는 주파수들(예를 들어, F_1 , F_2)의 피크들(예를 들어, P_1 , P_2)을 식별할 수 있다. 심박수 주파수 F_1 및 심박수 주파수의 제1 고조파 F_2 와 같은 다양한 주파수들에 대응하는 이러한 개별 피크들(예를 들어, P_1 , P_2)은 이어서 비선형 수학식에서 이용되어 PIVA 스코어를 계산할 수 있다. 환자의 유체 상태를 나타내는 PIVA 스코어는 또한 폐모세혈관 췌기압의 당연한 귀결이다. 폐모세혈관 췌기압이 유체 상태(예를 들어, 고혈량증 또는 저혈량증)의 표시자이기 때문에, PIVA 스코어는 마찬가지로 환자의 유체 상태를 표시한다.

[0300] 일 실시예에서, PIVA 스코어를 계산하기 위한 비선형 수학식은 다음과 같이 표현된다:

[0301]
$$\text{PIVA 스코어} = c + P_1 \times c_1 + P_2 \times c_2$$

[0302] c , c_1 및 c_2 각각은 비선형 수학식에 대한 상수들이다. 예를 들어, c 는 3.0일 수 있는 반면, c_1 및 c_2 는 평가 유닛(118)에 의해 수학식에 삽입될 수 있다. P_1 및 P_2 각각은 각각의 주파수들의 개개의 크기들이다. 예를 들어, 그리고 도 4b를 참조하면, P_1 은 심박수 주파수(F_1)의 크기이고, P_2 는 제1 고조파 주파수(F_2)의 크기이다.

[0303] 평가 유닛(118)은 단위가 없는 PIVA 스코어를 계산한다. 관련 실시예에서, PIVA 시스템(100)은 (예를 들어, 모니터(120)를 통해) PIVA 스코어를 표시한다. PIVA 스코어를 계산함으로써, 환자의 유체 상태(예를 들어, 저혈량증, 고혈량증 또는 정상혈량증)는 용이하게 결정될 수 있다. 바람직하게는, 계산된 PIVA 스코어는 95% 신뢰 구간의 일치 한계들로 ± 8 mmHg의 폐모세혈관 췌기압과 일치한다.

[0304] 일 실시예에서, 다양한 주파수들에 대응하는 추가적인 피크 크기들(예를 들어, F_3 에 대응하는 P_3)은 또한 계산시 더 큰 정확도를 위해 PIVA 스코어를 계산하는데(예를 들어, c_3 를 구현하는데) 이용될 수 있다.

[0305] 도 5는 상이한 시간들과 연관된 PVP 신호들의 주파수 도메인 표현들의 비교에 기반하여 환자 상태에서의 변화들을 식별하기 위한 예시적인 PIVA 비교 방법(500)을 도시한다. PIVA 비교 방법(500)은 평가 유닛(118) 및 반응 유닛(116)에 의해 구현되어 기간들 사이의 환자 상태에서의 변화들을 결정하고 이에 반응할 수 있다. 예를 들어, 평가 유닛(118)은 혈압, 혈량, 호흡량, 호흡 노력, 또는 전신 혈관 저항과 같은 환자 메트릭들에서의 변화들을 결정하기 위해 복수의 기간들 동안 수신된 전자 압력 신호들에 기반하여 PVP의 주파수 도메인 표현들을 결정하고 이들을 비교할 수 있다. 구체적으로, 평가 유닛(118)은 반응 유닛(118)에 의해 이용될 수 있는 환자 상태에서의 변화들을 식별하여 반응 액션들을 결정하고 구현하기 위해 각각의 기간 동안 결정되는 주파수 분포들에서의 피크들(P_N)의 주파수들(F_N)과 연관된 상대 또는 절대 크기들을 비교할 수 있다.

[0306] 예시적인 방법(500)은 제1 기간과 연관된 제1 주파수 분포(블록 502) 및 제2 기간과 연관된 제2 주파수 분포(블록 504)를 획득함으로써 시작한다. 제1 및 제2 주파수 분포들 각각은, 전술한 바와 같이, 방법(300)에 의해 PVP 데이터 신호로부터의 복수의 데이터 값들에 대응하는 주파수 도메인 데이터로서 생성될 수 있다. 앞서 논의된 바와 같이, 제1 및 제2 기간들은 제1 및 제2 평가 윈도우들에 대응할 수 있고, 각각의 평가 윈도우는 평가 유닛(118)에 의해 샘플링되거나 수신된 복수의 데이터 값들과 연관된다. 제1 및 제2 평가 윈도우들 각각에 대한 데이터 값들은, 앞서 논의된 바와 같이, 주파수 분포들을 생성하기 위해 평가 유닛(118)에 의해 필요할 때까지 휘발성 또는 비휘발성 메모리에 저장될 수 있다. 대안적으로, 주파수 분포들 또는 이와 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 기간들 동안 센서(112)로부터의 PVP 신호들의 주파수 도메인 표현일 수 있다. 예를 들어, 이 방법(500)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 동안에 수시로(즉, 주기적으로 또는 새로운 PVP 데이터가 이용가능하게 될 때) 구현될 수 있다. 제1 및 제2 기간들은 부분적으로 중첩하거나, 시간적으로 인접하거나, 개재 기간에 의해 분리될 수 있다.

[0307]

평가 유닛(118)은 다음으로 환자 상태를 결정하기 위한 하나 이상의 관심 피크를 식별할 수 있다(블록 506). 관련 실시예에서, 평가 유닛(118)은 하나 이상의 관심 피크의 표시(예를 들어, 관심 피크에 대한 사용자 요청)를 수신한다. 일 실시예에서, 평가 유닛(118)은 입력 디바이스(예를 들어, 키보드 또는 터치스크린), 휴대용 전자 디바이스(예를 들어, 모바일 폰 또는 태블릿), PIVA 디바이스(130), 또는 비-PIVA 순환 압력 모니터링 디바이스로부터 표시를 수신할 수 있다.

[0308]

관심 피크들은 제1 및 제2 주파수 분포들 중 어느 하나 또는 둘 다에서 식별될 수 있다. 일부 경우들에서, 하나 이상의 관심 피크는, 제1 주파수 분포 또는 추가적인 이전 주파수 분포일 수 있는, 환자(102)에 대해 생성된 베이스라인 주파수 분포에서의 피크들(P_N)에 기반하여 결정될 수 있다. 베이스라인 주파수 분포는, 예를 들어 추후 환자 상태 모니터링을 위한 베이스라인을 확립하기 위해 스케줄링된 수술 이전에 결정될 수 있다. 관심 피크들은 예컨대 호흡 주파수(F_0) 또는 심박수 주파수(F_1)를 식별함으로써 연관된 주파수들(F_N)에 기반하여 식별될 수 있다. 일부 실시예들에서, 관심 피크들은 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3)와 연관된 피크들(P_2 및 P_3)과 같은 복수의 이러한 피크들을 포함할 수 있다. 일부 병태들 하에서, 모든 관심 피크들이 주파수 분포들 모두에서 식별가능하지 않을 수 있다. 예를 들어, 순환계의 급성 부전 동안, 전신 혈관 저항은 두드러지게 감소할 수 있고, 고조파 주파수들(F_2 , F_3 , ... F_N)과 연관된 피크들은 식별가능하지 않을 수 있다. 따라서, 고조파 주파수들(F_2 , F_3 , ... F_N)과 연관된 피크들은 제1 주파수 분포에서는 식별가능하지만 제2 주파수 분포에서는 식별가능하지 않을 수 있다. 그럼에도 불구하고, 고조파 주파수들(F_2 , F_3 , ... F_N)에서의 주파수 분포들의 크기에서의 변화는 제1 및 제2 주파수 분포들의 비교에 의해 결정될 수 있다.

[0309]

식별된 하나 이상의 관심 피크에 기반하여, 평가 유닛(118)은 제1 및 제2 주파수 분포들의 비교에 의해 환자 상태(또는 환자 상태의 변화)를 추가로 결정할 수 있다(블록 508). 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 크기들의 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 임계치 레벨을 넘는 메트릭에서의 변화에 기반하여 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 크기의 감소는 환자(102)에서의 저혈량증을 나타낼 수 있다. 다른 예로서, 미리 결정된 임계치를 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, 고혈량증 또는 저혈량증을 나타낼 수 있다. 특정한 관심의 비교들은 본 명세서의 다른 곳에서 추가로 상세히 논의된다.

[0310]

고조파 주파수들(F_H) 중 하나 이상을 수반하는 비교는 환자의 혈류역학적 상태 또는 혈량에 관해 특히 관심이 있다. 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 주파수 분포 값들은 심박수 주파수(F_1)와 연관된 값들보다 혈량의 변화들에 더 민감하기 때문에, 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 값들의 변화를 모니터링하는 것은 환자의 혈류역학적 상태의 더 빠르거나 더 명확한 표시를 제공할 수 있다. 예를 들어, 제1 고조파 주파수(F_2)(또는 다른 고조파 주파수)와 연관된 주파수 분포의 값의 크기의 급격한 증가 또는 감소는 동시에 동일한 환자에서의 심박수 주파수(F_1)와 연관된 값들의 대응하는 변화보다 더 현저할 수 있다. 일 실시예에서, 제1 고조파 주파수(F_2)와 연관된 증가 또는 감소의 비교는, 심박수 주파수(F_1) 및 제1 고조파 주파수(F_2) 모두에 대한 변화들이 포함되도록(예를 들어, 위의 PIVA 스코어 수학적식을 통해 포함되도록), 2개의 개별적으로 계산된 PIVA 스코어들의 비교를 수반한다.

- [0311] 따라서, 고조파 주파수들(F_H)을 이용하여 혈량 메트릭들이 생성될 수 있다. 이러한 메트릭들은 고조파 주파수들(F_H)의 함수들, 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 변화들로서 결정될 수 있다. 이러한 변화들은 현재 값들 이전에 시간상 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 값들과 비교될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 고조파 주파수(F_H)는 심박수 주파수(F_1)와의 비교에 의해 정규화될 수 있다. 이러한 정규화된 값은 크기들의 비율로서 결정될 수 있고, 환자(102)의 혈류역학적 상태를 평가하기 위한 혈량 메트릭으로서 이용될 수 있다. 하나 이상의 고조파 주파수(F_H)의 주파수 및 크기 값들에 적어도 부분적으로 기반하는 다른 유사한 혈량 메트릭들이 결정되고 다양한 실시예들에서 환자(102)의 혈류역학적 상태를 평가하는데 이용될 수 있다.
- [0312] 환자 상태가 결정되면, 반응 유닛(116)은 반응이 요구되는지 여부를 결정하고 임의의 요구되는 반응이 구현되게 할 수 있다(블록 510). 추가적으로 또는 대안적으로, 평가 유닛(118) 또는 반응 유닛(116)은 결정된 환자 상태의 표시자가 저장되거나 모니터(120)를 통해 제시되게 할 수 있다(블록 510). 반응 유닛(116)은 반응이 요구된다고 결정하면, 식별된 환자 상태를 해결하기에 적절한 하나 이상의 반응을 추가로 결정할 수 있다. 이러한 반응들은 환자 상태가 비정상이라는 정보 또는 다른 경고를 생성하는 것을 포함할 수 있고, 이는 환자 병태에 관한 정보를 포함할 수 있다. 정보 또는 경고는 모니터(120)를 통해 제시될 수 있거나, 프레젠테이션을 위해 다른 디바이스에 전달될 수 있다. 정보 또는 경고는 환자 상태에 반응하여 취할 하나 이상의 액션의 추천을 포함할 수 있다. 예를 들어, 이러한 추천은 환자(102)의 수액 요법에 대한 조절을 포함할 수 있으며, 이는 1종 이상의 혈관수축제 또는 혈관확장제를 투여하라는 추천을 포함할 수 있다. 이러한 추천은 요구된 반응의 일부로서 반응 유닛(116)에 의해 결정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 이것은 사용자 디바이스(예를 들어, 환자 병태를 모니터링하기 위해 의사, 간호사, 또는 기술자에 의해 이용되는 워크스테이션 또는 모바일 디바이스)에게 전자 통신을 전송하는 것을 포함할 수 있다. 다른 실시예들에서, 경보는 (예를 들어, 스피커를 통한) 가청 경보 또는 통지를 포함할 수 있다.
- [0313] 반응들은 마찬가지로 유체 소스(110)를 제어하여 환자(102)로의 유체 흐름을 조절하는 것을 포함할 수 있다. 유체 소스(110)는 유체 흐름의 시작 또는 정지를 포함하여, 환자(102)로의 유체의 유량을 증가시키거나 감소시키도록 제어될 수 있다. 일부 실시예들에서, 반응은 하나 이상의 약물을 환자(102)에게 투여하기 위해 유체 소스(110)(또는 이에 연결된 디바이스)를 제어하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 유체 소스(110)는 IV 튜브(104) 및 정맥 액세스 디바이스(106)를 통해 말초 정맥(108)에 전달되는 유체 내에 1종 이상의 혈관수축제 또는 혈관확장제를 투여하도록 제어될 수 있다. 유체 소스(110)가 펌프를 포함하는 경우, 반응은 예컨대 펌프를 시작 또는 정지시키는 것뿐만 아니라 펌프 속도, 유량 또는 동작 모드를 증가시키거나 감소시킴으로써 펌프의 동작을 제어하는 것을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 유체 소스(110)는 유체를 통해 환자(102)에게 일정량의 약물을 투여하도록 제어될 수 있다. 예를 들어, 유체 소스(110)는 유체에 일정량의 약물을 추가하도록 제어될 수 있다. 일부 실시예들에서, 반응은 인공호흡기와 연관된 호흡수를 제어하는 것 및/또는 네블라이저를 통해 알부테롤과 같은 약제를 투여하는 것을 포함할 수 있다.
- [0314] PIVA 시스템(100)을 이용하는 특정한 분석 및 반응 방법들의 추가적인 실시예들은 본 명세서의 다른 곳에서 더 상세히 추가로 설명된다.
- [0315] 크기 비율 및 다른 비교들
- [0316] 일부 실시예들에서, 환자 상태 메트릭은 동일한 복수의 데이터 값들(즉, 동일한 평가 윈도우에 대한 것임)에 기반한 상이한 주파수 피크들(F_N 및 F_M)과 연관된 크기들(P_N 및 P_M)의 비교에 기반하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 전신 혈관 저항 또는 혈량 상태와 같은 환자에 대한 혈류역학적 메트릭을 결정하는데 심박수 및 제1 고조파 주파수들 F_1 및 F_2 와 연관된 크기들의 비율이 이용될 수 있다. 이러한 비율들은 고조파 주파수들(F_H)과 연관된 크기들을 정규화하여 더 강건하고 더 정확한 환자 상태 메트릭들을 획득하는데 특히 유용할 수 있다. 유사하게, 상이한 고조파 주파수들(예를 들어, F_2 및 F_3)과 연관된 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 크기들 사이의 비율들은 환자(102)의 혈류역학적 상태(예를 들어, 혈량 상태)를 결정하는데 이용될 수 있다. 추가의 실시예들에서, 환자 상태 메트릭은 상이한 복수의 데이터 값들(즉, 상이한 평가 윈도우들에 대한 것임)에 대해 결정된 피크들(P_N)의 동일한 하나 이상의 주파수(F_N)와 연관된 크기들의 비교에 기반하여 결정될 수 있다. 예를

들어, 시간의 경과에 따른 심박수 주파수 F_1 과 연관된 절대 또는 상대 크기에서의 변화의 분석은 혈류역학적 메트릭을 결정하는데 이용될 수 있다. 환자 상태에 관한 정보는, 메모리에 저장되거나, 모니터(120)를 통해 사용자에게 제시되거나, 또는 이하에서 더 논의되는 반응들 중 임의의 것을 포함하는 반응(예를 들어, 경보를 제시하는 것 또는 유체 소스(110)의 동작을 제어하는 것)을 반응 유닛(116)에 의해 생성하고 구현하는데 이용될 수 있다.

[0317] 위에서 언급한 바와 같이, 전신 혈관 저항을 결정하는데 주파수 피크들 F_1 및 F_2 와 연관된 크기들의 비율이 이용될 수 있다. 그러나, 전신 혈관 저항을 결정하는 다른 방식들이 고려된다. 예를 들어, 복수의 주파수 피크들 중 하나(예를 들어, F_1)의 변화, 또는 복수의 주파수 피크들 중 다른 하나(예를 들어, F_2)에 대한 복수의 주파수 피크들 중 하나(예를 들어, F_1)의 변화가 전신 혈관 저항을 결정하는데 이용될 수 있다. 다른 예로서, 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 제1 고조파 주파수(F_2), 및 제2 고조파 주파수(F_3) 중 임의의 2개 사이의 차이가 전신 혈관 저항을 결정하는데 이용될 수 있다. 다른 예로서, 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 제1 고조파 주파수(F_2), 및 제2 고조파 주파수(F_3) 중 임의의 2개의 비율이 전신 혈관 저항을 결정하는데 이용될 수 있다. 결정된 전신 혈관 저항이 비정상이면, 유체 소스(110)는 값이 각각 낮거나 높을 때 전신 혈관 저항을 증가시키거나 감소시키기 위해 수액 요법을 제공할 수 있다. 예를 들어, 반응 유닛(116)이 반응(예를 들어, 유체 소스(110)의 동작을 제어하는 것)을 생성하고 구현할 때, 전신 혈관 저항은 IV 튜브(104)를 통해 유체 소스(110)로부터 환자의 순환계로 제공되는 유체에 반응하여 호흡 주파수(F_0), 심박수 주파수(F_1), 제1 고조파 주파수(F_2) 및 제2 고조파 주파수(F_3) 중 적어도 하나의 주파수 피크에서의 변화에 적어도 부분적으로 기반하여 업데이트될 수 있다. 유체들에 반응한 주파수 피크(들)에서의 변화들은 보통의(출혈성) 쇼크와 분포성(패혈성) 쇼크 간을 구별할 수 있다. 예를 들어, 환자의 PVP 신호의 주파수 도메인 표현이 수액 요법 후에 정상으로 돌아오는 경우, 환자는 유체 손실로 인해 보통의 쇼크에 있을 가능성이 가장 크지만, FFT 신호가 일정 기간 후에 정상으로 돌아오지 않으면, 환자는 분포성 쇼크에 있을 수 있다. 전신 혈관 저항을 조절하기 위한 요법의 다른 형태들, 예컨대 바소프레신 및 혈관확장제 약물들이 고려된다.

[0318] 심장 피크들로부터의 호흡 피크들의 구별

[0319] 특정한 경우들에서, 호흡 및 맥박수 파형들에 의해 공유되는 유사성들은 특히 호흡 신호 또는 맥박수 신호 중 하나 또는 양쪽 모두의 크기가 변동할 때 잠재적인 신호 오인의 위험들을 제기한다. P_0 및 P_1 피크들의 상대 x 축 위치는, 특히 호흡 또는 맥박수 신호 중 하나 또는 양쪽 모두의 크기에서의 변화(예를 들어, 변동)가 신호 표시에 대한 의사의 주의가 다른 데로 돌려진 동안 발생하는 경우, 의사가 맥박수 신호로부터 호흡 신호를 구별하기 위한 신뢰성 없는 기준일 수 있다.

[0320] 이전에 언급한 바와 같이, PIVA 표시 상의 신호들을 해석하는 접근법은 더 낮은 주파수의 더 느린 피크(F_0)가 호흡 피크이고, 다음의 더 빠른(더 높은 주파수) 피크(F_1)가 심박수를 나타내는 것으로 가정하는 것이다. 예를 들어, 도 4b를 참조하면, 위에서 이전에 언급한 바와 같이, 통상의 병태들 하에서, 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)는 환자(102)의 호흡수에 대응하고, 그 다음의 최저 주파수(F_1)를 갖는 피크(P_1)는 환자(102)의 심박수에 대응한다.

[0321] 이러한 접근법은 심장박동수가 항상 호흡수보다 빠르다는 가정을 전제로 한다. 그러나, 특정한(통상적으로는 임상적으로 파국적인) 상황들에서, 이러한 가정은 참을 유지하지 않을 수 있다.

[0322] 예를 들어, 더 낮은 주파수의 더 느린 피크가 실제로 심박수를 반영하고, 그 다음의 더 빠르고 더 높은 주파수 피크가 실제로 호흡수를 반영하는 임상 상황들이 있다. 예를 들어, 도 4c를 참조하면, 최저 주파수(F_1)를 갖는 피크(P_1)가 환자(102)의 심박수에 대응하고, 그 다음의 최저 주파수(F_0)를 갖는 피크(P_0)가 환자(102)의 호흡수에 대응하는 특정한 상황들이 있다. 예를 들어, 그래픽적으로, 호흡 피크(P_0)는 도 4c의 x 축 상에서 심박수 피크(P_1)의 우측에 있다. 이 상황은 통상적으로 호흡 및 심장 피크들의 역전으로서 지칭될 수 있다.

[0323] 또한, 통상적인 심박수 근처에서 동시에 발생하는 신호 잡음은 또한 심장 피크를 호흡 피크로부터 구별하는 것을 어렵게 만들 수 있다. 따라서, 통상적인 심박수들 및/또는 호흡수들에 기반하여 F_0 및/또는 F_1 피크들의 예

상된 각각의 x 축 위치들 이외의 식별자들이 도움이 될 것이다.

- [0324] 특정한 실시예들에서, PIVA 시스템(100)은, (전형적으로 2개의 최저 주파수 피크들인) F_0 및 F_1 피크들의 상대 x 축 위치에 더하여, 추가적인 파형들 및 다른 정보를 이용하여, 어느 파형이 맥박 파형에 대응하는지의 확실성을 증가시키거나, F_0 및 F_1 피크들이 호흡 및 맥박수 파형들을 신뢰성 있게 나타내지 않을 수 있는 상황들을 적어도 더 용이하게 식별한다.
- [0325] 일 실시예에서, 도 4c를 참조하면, 심장 피크들로부터 호흡 피크들을 구별하기 위한 방법은 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 실질적으로 반복하는 제1 피크 주파수(F_0)를 식별하는 단계를 포함한다. 이 방법은, 식별된 제1 피크 주파수와는 별개인, 주파수 도메인 말초 정맥압 신호의 국부 최대치들과 연관된 실질적으로 반복하는 제2 피크 주파수(F_1)를 식별하는 단계를 더 포함한다. 제1 피크 주파수(F_0) 및 제2 피크 주파수(F_1) 중 하나는 호흡 신호이고, 제1 피크 주파수(F_0) 및 제2 피크 주파수(F_1) 중 다른 하나는 심장 신호이다. 이 방법은 적어도 실질적으로 반복하는 제1 고조파(F_2)를 식별하는 단계를 더 포함한다. 결정되는 바와 같이, 실질적으로 반복하는 제1 고조파(F_2)는 제1 피크 주파수(F_0) 또는 제2 피크 주파수(F_1) 중 하나와 연관된다.
- [0326] 일 실시예에서, F_0 또는 F_1 중 어느 하나의 x 축 위치에서 변화의 표시가 있을 때, 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별은 연관된 제1 고조파(F_2)의 존재 또는 부재를 검증함으로써 확인된다. 예를 들어, 제1 고조파 피크의 x 축을 따른 위치는 심박수 신호 피크에 대한 x 축 위치의 2배일 것으로 예상되기 때문에, 연관된 제1 고조파(F_2)의 존재 또는 부재를 검증하는 것은, 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 하나의 x 축 위치의 값의 2배인 PIVA 신호 패턴의 x 축을 따른 위치에서 연관된 제1 고조파(F_2)의 존재에 대해 스캐닝하는 것을 포함한다. 본 명세서에서 사용되는 2배는 2배의 $\pm 15\%$ 이내 뿐만 아니라 정확히 2배를 포함하도록 의도된다.
- [0327] 대안적인 실시예에서, 연관된 제1 고조파의 존재 또는 부재를 검증하는 단계는 F_0 또는 F_1 중 어느 하나의 x 축 위치의 변화에 있어서의 표시와 상이한 트리거에 의해 대신 수행될 수 있다. 예를 들어, 검증 단계는 플롯팅된 PIVA 신호를 생성하는데 이용되는 FFT 계산의 각각의 반복 시에 수행될 수 있다.
- [0328] 제1 또는 제2 피크 주파수들 중 어느 하나의 x 축 위치에서의 변화의 표시(또는 각각의 FFT 계산 시에 수행되는 루틴 검증 단계)는 제1 및 제2 피크 주파수들의 상대 진폭에서의 반전의 식별을 포함할 수 있다.
- [0329] 이 방법은 식별된 제1 고조파 F_2 가 연관되는 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 동일한 것과 연관된 실질적으로 반복하는 제2 고조파(F_3)를 식별하는 단계를 더 포함할 수 있다. 마찬가지로, 제1 또는 제2 피크 주파수의 식별을 확인하는 것은 연관된 제2 고조파(F_3)의 존재 또는 부재를 검증하는 것을 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 제2 고조파 피크의 x 축을 따른 위치는 심박수 신호 피크에 대한 x 축 위치의 3배일 것으로 예상되기 때문에, 연관된 제2 고조파(F_3)의 존재 또는 부재를 검증하는 것은 제1 피크 주파수 또는 제2 피크 주파수 중 하나의 x 축 위치의 값의 3배인 PIVA 신호 패턴의 x 축을 따른 위치에서 연관된 제2 고조파(F_3)의 존재에 대해 스캐닝하는 것을 포함한다. 본 명세서에서 사용되는 3배는 3배의 $\pm 15\%$ 이내 뿐만 아니라 정확히 3배를 포함하도록 의도된다.
- [0330] 일 실시예에서, F_1 , F_2 및 F_3 의 x 축 위치들 사이의 수학적 관계는 F_1 피크가 심박수를 나타내는 것을 확인하는데 이용된다(그래픽적이지만, 호흡 피크(P_0)는 x 축 상에서 심박수 피크(P_1)의 우측에 있다). 예를 들어, 위에서 식별된 수학적 관계에 따라, 호흡 피크(P_0) 및 심박수 피크(P_1)의 x 축 상의 상대 위치들에 관계없이, 심박수 피크는 연관된 제1 고조파(F_2)로부터의 거리의 1/2이고 연관된 제2 고조파(F_3)로부터의 거리의 1/3이라고 결정된다.
- [0331] F_2 및 F_3 피크들이 발견되지 않거나, 이들의 예상되는 위치들에서 발견되지 않는 상황에서, 이것은 아마도 심박수를 나타내지 않는 F_1 피크를 나타낼 것이고, 의사는 F_0/F_1 역전이 발생했을 수 있다는 사실에 대해 경보를 받을 수 있다.
- [0332] 일 실시예에서, 위에 개시된 방법은 PIVA 시스템(100), PIVA 디바이스(130), 및 통합된 유체 소스(140) 중 임의의 것에 의해 수행될 수 있다.

- [0333] 호흡 메트릭들의 관련 결정
- [0334] 다른 실시예에서, 호흡 메트릭들은 감지된 압력 파형들로부터 결정되고 추적될 수 있다. 예를 들어, 호흡 주파수가 식별되고 평가되어, 특히, 환자에서의 폐확장부전의 위험, 들숨 폐활량 측정의 준수 또는 호흡 부전을 결정할 수 있다.
- [0335] 도 6은 환자(602)의 말초 정맥혈압을 측정하고, 분석하며, 이에 반응하는데 이용하기 위한 예시적인 PIVA 시스템(600)의 블록도를 도시한다. 예시적인 PIVA 시스템(600)은 많은 방식들에서 전술한 PIVA 시스템(100)과 유사하다. PIVA 시스템(600)은 PIVA 시스템(100)과 동일한 방법들, 프로세스들, 분석 및 계산들을 수행할 수 있다는 것을 알아야 한다. 예를 들어, PIVA 시스템(600)은, 후술하는 바와 같이, 환자의 말초 정맥과 연관된 압력 신호를 측정하고, PIVA 기술들을 이용하여 압력을 분석함으로써 압력 신호의 핵심 주파수 성분들을 식별하며, 압력 신호의 핵심 주파수 성분들을 분석하여 하나 이상의 메트릭에 기반하여 환자 상태를 결정할 수 있다.
- [0336] PIVA 시스템(600)은 환자(602)의 순환계와 유체 연결되는 IV 튜브(604)를 포함한다. 구체적으로, 정맥 액세스 디바이스(606)는 액세스 포인트에서 환자(602)의 말초 정맥(608) 내로 삽입될 수 있다. 정맥 액세스 디바이스(606)는 바늘, (말초에 삽입된 중심 카테터와 같은) 카테터, 캐논러, 또는 IV 튜브(604)와 말초 정맥(608) 사이에 유체 연결을 확립하는 다른 수단을 포함할 수 있다. 정맥 액세스 디바이스(606)는 IV 튜브(604)에 연결된 별개의 컴포넌트일 수 있거나 IV 튜브(604)의 통합 부분으로서 형성될 수 있다. 어느 경우에도, 정맥 액세스 디바이스(606)는 액세스 포인트에서 말초 정맥(608)에 삽입된 말단 단부 및 IV 튜브(604)의 주요 부분에 연결하는 연결 단부를 포함할 수 있다. IV 튜브(604)의 주요 부분은 정맥 액세스 디바이스(606)와 유체 소스(610) 사이의 도관의 역할을 할 수 있다.
- [0337] 유체 소스(610)는 유체 용기 및 흐름 제어기를 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에 따르면, 흐름 제어기는 주입 펌프, 투석 펌프, 및/또는 임의의 다른 의료용 유체 펌프와 같은 펌프를 포함할 수 있다. 흐름 제어기는 또한 유체가 유체 용기로부터 흘러나오는 것을 방지하거나 아니면 그 속도를 제어할 수 있는 임의의 흐름 제한기를 포함할 수 있다. 예를 들어, 흐름 제한기는 물러 클램프, 밸브, 또는 유체의 흐름을 제한하도록 제어될 수 있는 임의의 다른 디바이스일 수 있다. 일부 실시예들에서, 흐름 제어기는 흐름 제한기를 조절하여 유체 용기 내의 유체가 IV 튜브(604) 내로 흐르도록 허용하고/하거나 유체 용기 내의 유체가 IV 튜브(604) 내로 흐르는 속도를 조절하도록 동작될 수 있다.
- [0338] IV 튜브(604)의 주요 부분을 따른 소정 포인트에서, 압력 센서(612)가 IV 튜브(604)의 내부와 유체 연결되도록 배치될 수 있다. 따라서, 압력 센서(612)는 또한 IV 튜브(604) 및 정맥 액세스 디바이스(606)를 통해 환자의 말초 정맥(608)과 유체 연결된다. 이에 의해, 압력 센서(612)는 IV 튜브(604) 내의 유체 압력의 변화들에 기반하여 환자(602)의 말초 정맥계에서의 압력 변화들을 측정할 수 있게 된다. 다른 실시예들에서, 압력 센서(612)는 IV 튜브(604)의 내부와 유체 연결하도록 배치되지 않을 수 있다. 예를 들어, 압력 센서(612)는 대신에 IV 튜브(604)의 외부에 부착될 수 있고, 이에 의해 유체 소스(610)로부터 분리될 수 있다. 다른 예로서, 압력 센서(612)는 유체들과 압력 센서(612) 사이에 멸균 장벽을 제공하는 가요성 막을 통해 IV 튜브(604)에 결합될 수 있다. 압력 센서(612)는 일부 이러한 실시예들에서, 센서 위치에서의 음향 또는 광학 현상에 기반하여 압력을 측정할 수 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(612)는, 위의 도 2에 도시된 디바이스와 유사한 방식으로, 말초 정맥(608) 내의 압력을 측정하기 위해 특별히 삽입된 IV 튜브(604)의 중단(즉, 캡트 오프 단부)에 배치될 수 있다. 또 다른 실시예들에서, IV 튜브(604) 및 정맥 액세스 디바이스(606)를 통해 환자의 말초 정맥(608)과 유체 접촉할 필요가 없는 센서들, 힘 센서들 및 사운드 센서들과 같은 다른 센서들이 압력 센서(612) 대신에 이용될 수 있다. 더 추가적인 실시예들에서, 센서(612)는, PVP가 말초 정맥(608) 내에서 계내 측정될 수 있도록, 환자(606)의 말초 정맥(608) 내에 삽입되는 바늘, 카테터 또는 다른 정맥 액세스 디바이스(606)의 일부 내에 배치될 수 있다. 이러한 계내 측정은 IV 튜브(604) 내에서 압력 파형들의 수정되지 않은 전달에 대한 온도, 유체 점도/밀도, 액세스 디바이스 저항 및 다른 인자들에서의 변화의 영향을 제거한다는 점에서 유리하다.
- [0339] 다양한 실시예들에서, 압력 센서(612)는 말초 정맥(608)의 액세스 포인트로부터, 말초 정맥(608) 내의 위치 또는 정맥 액세스 디바이스(606)의 연결 단부에 근접한 위치로부터 유체 소스(610)에 근접한 위치까지의 다양한 거리들에서 또는 IV 튜브(604)의 중단에 위치될 수 있다. 압력 센서(612)는 PIVA 시스템(600)의 다양한 컴포넌트들을 더 잘 도시하기 위해, IV 튜브(604)의 길이를 따르는 중간 위치에 있는 것으로 도시되어 있다. 일부 실시예들에서, 압력 센서(612)는 IV 튜브(604) 내의 유체 압력을 직접 측정할 수 있다. 구체적으로, 압력 센서(612)는 트랜스듀서에 의해 검출된 압력을 나타내는 전자 압력 신호를 연결부(622)를 통해 분석 컴포넌트(614)에 제공하는 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 전자 압력 신호는 트랜스듀서에 의해 직접 제공되는 아날로그 전기

신호일 수 있거나, IV 튜브(604)의 주요 부분과의 트랜스듀서 인터페이스에 기반한 압력 값들을 나타내는 전처리된 디지털 신호일 수 있다. 압력 센서(612)가 IV 튜브(604) 또는 말초 정맥(608)과 유체 연결되지 않는 실시예들에서, 압력 센서(612)는 그렇더라도 하나 이상의 트랜스듀서를 포함하여 PVP와 연관된 전자 신호들을 생성할 수 있다. 예를 들어, 압력 센서(612)는 IV 튜브(604)의 외부 표면에서 사운드를 검출하도록 배치된 하나 이상의 마이크로폰을 이용하여 말초 정맥(608) 내의 PVP에 대한 프록시로서 IV 튜브(604) 내의 압력을 나타내는 전자 압력 신호들을 생성할 수 있다.

[0340] 분석 컴포넌트(614)는 압력 센서(612)에 통신가능하게 연결되어 연결부(622)를 통해 전자 압력 신호를 수신한다. 분석 컴포넌트(614)는 마이크로프로세서들 또는 특수 목적 분석 회로들과 같은 범용 또는 특수 목적 처리 하드웨어를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 분석 컴포넌트(614)는 PIVA 분석을 수행하기 위한 하나 이상의 유닛을 포함할 수 있다. 반응 유닛(616)은 압력 센서(612)로부터의 압력 데이터에 기반하여 반응들을 식별 및 제어할 수 있다. 반응 유닛(616)은 경보들의 프레젠테이션을 제어하거나, 예컨대 유체의 유량을 제어하는 것에 의해 유체 소스(610)의 동작을 제어하거나, 또는 예컨대 호흡수를 제어하는 것에 의해 인공호흡기(652)의 동작을 제어할 수 있다. 적절한 반응들을 결정하기 위해, 반응 유닛(616)은 전자 압력 신호로부터 결정된 메트릭들을 포함할 수 있는 평가 데이터를 평가 유닛(618)으로부터 수신할 수 있다. 평가 유닛(618)은 전자 압력 신호로부터 압력 값들(또는 PVP와 직접적으로 또는 간접적으로 연관된 신호 값들)을 획득하고, 이하에서 더 상세히 설명되는 바와 같은 혈량 메트릭들, 호흡 메트릭들 또는 다른 메트릭들과 같이 환자(602)에 관한 정보를 결정하기 위해 압력 값들을 평가할 수 있다. 평가 유닛(618)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(618)은 본 명세서에서 반응 유닛(616)에 부여된 기능들을 수행할 수 있다. 다른 예로서, 분석 컴포넌트(614)에 의해 수행되는 분석은 압력 센서(612)와 같은 신호 소스와 모니터(620)와 같은 표시 유닛 사이의 임의의 포인트에서 수행될 수 있다.

[0341] 분석 컴포넌트(614)는 일부 실시예들에서 연결부(626)를 통해 모니터(620)에 통신가능하게 연결될 수 있다. 모니터(620)는 환자에 관한 정보를 표시하기 위한 별개의 모니터일 수 있거나, 투석 펌프, 환자 제어형 무통증 펌프, 또는 IV 튜브(604)와 연관된 주입 또는 다른 펌프, 또는 유체 소스(610)의 다른 흐름 제어기와 같은 다른 디바이스에 통합될 수 있다. 모니터(620)는 또한 유체 소스(610)와 연관된 정보를 수신하고 표시하기 위해 연결부(628)를 통해 유체 소스(610)에 통신가능하게 연결될 수 있다. 일부 실시예들에서, 모니터(620)는 예를 들어 유체의 유량, 동작의 지속기간, 동작 모드 등을 변경하기 위해 흐름 제어를 조절함으로써, 유체 소스(610)의 동작을 제어하는데 이용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 모니터(620)는 또한 인공호흡기(652)와 연관된 정보를 수신하고 표시하기 위해 연결부(629)를 통해 인공호흡기 제어부(650)에 통신가능하게 연결될 수 있다. 인공호흡기 제어부(650)는 연결부(651)를 통해 인공호흡기(652)의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 인공호흡기 제어부(650)는 호흡수, 호흡당 산소량, 호흡 압력 등을 제어할 수 있다. 일부 실시예들에서, 모니터(620)는 (지속적 신대체 요법 유닛과 같은) 체외 혈액 산소화 유닛을 포함하는 추가적인 또는 대안적인 호흡 장비의 동작을 제어하는데 이용될 수 있다. 분석 컴포넌트(614)는 일부 실시예들에서 연결부(624)를 통해 유체 소스(610)에 마찬가지로 통신가능하게 연결될 수 있다. 분석 컴포넌트(614)는 평가 유닛(618)에 의해 환자를 평가하는데 이용하기 위해 유체 소스(610)의 동작에 관한 정보를 수신할 수 있다. 반응 유닛(616)은 또한 압력 센서(612)로부터의 전자 압력 신호에 기반하여 결정된 환자에 관한 정보에 반응하여 유체 소스(610)와 통신하여 유체 소스(610)의 동작을 제어할 수 있고/있거나 인공호흡기 제어부(650)와 통신하여 인공호흡기(652)의 동작을 제어할 수 있다.

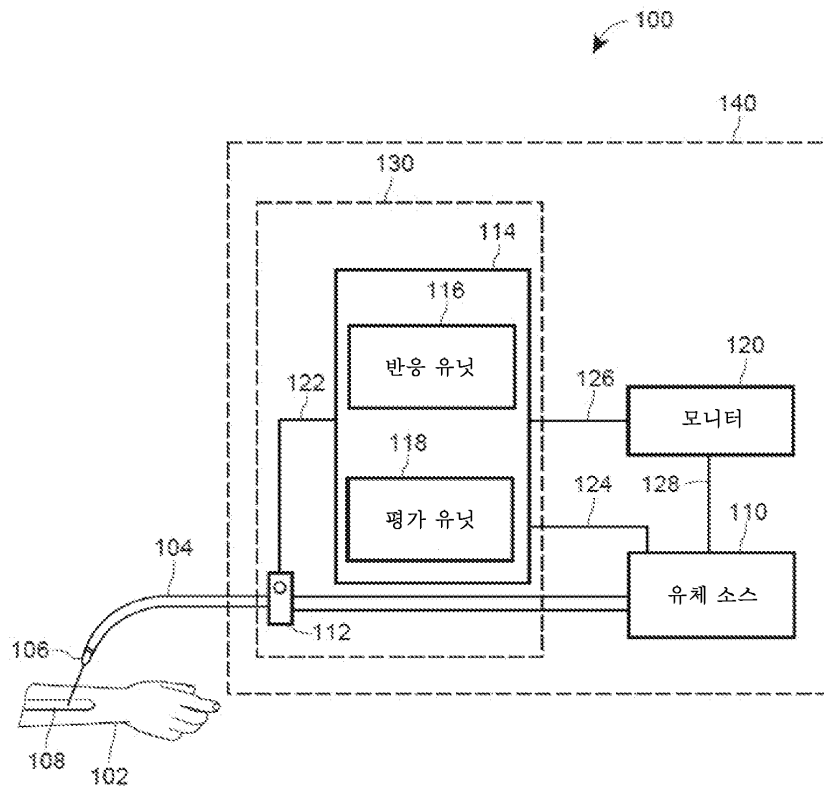
[0342] 다양한 연결부들(622, 624, 626, 628, 629 및 651)은 각각 다양한 실시예들에서 유선 또는 무선 연결부들일 수 있다. 또한, 연결부들(622, 624, 626, 628, 629 및 651)의 일부 또는 전부는 PIVA 디바이스(630) 또는 PIVA 통합 유체 제어 디바이스(640)와 같은 디바이스들 내부에 있을 수 있다. PIVA 디바이스(630)는 환자(602)의 PIVA 모니터링을 수행하기 위해 IV 튜브(604)에 부착되거나 그 내부에 있을 수 있는 디바이스에 (연관된 연결부들과 함께) 압력 센서(612) 및 분석 컴포넌트(614)를 통합할 수 있다. PIVA 통합 유체 제어 디바이스(640)는 유체 소스(610)의 유체 용기로부터의 유체들의 흐름을 제어함에 있어서 환자(602)의 PIVA 모니터링을 이용하도록 구성된 컴퓨터 제어형 유체 저장소(예를 들어, 유체 소스(610)의 유체 용기) 및/또는 펌프(예를 들어, 유체 소스(610)의 흐름 제어기)를 포함할 수 있다. PIVA 디바이스(630)와 같이, PIVA 통합 유체 제어 디바이스(640)는 (연관된 연결부들과 더불어) 유체 소스(610) 및 모니터(620)와 함께 압력 센서(612) 및 분석 컴포넌트(614)를 포함할 수 있다. 대안적인 실시예들은 대안적인 구성들에서 추가적인, 더 적은 또는 대안적인 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

- [0343] 본 명세서에서 설명된 PIVA 시스템(600) 및 위에 개시된 방법들을 참조하면, 호흡 상태 메트릭들이 쉽게 결정될 수 있다. 호흡 상태 메트릭들은 호흡량/호흡 깊이 및/또는 호흡 노력을 나타내는 메트릭들을 포함할 수 있다. 전술한 바와 같이, 호흡 깊이는 호흡 주파수(F_0)와 연관된 피크(P_0)의 크기와 상관될 수 있다. 따라서, 호흡량은 호흡 주파수(F_0)와 연관된 피크(P_0)의 크기와 호흡 주파수(F_0)의 곱과 상관될 수 있다. 이들 값들은 PIVA 시스템(600)을 통해 계산될 수 있다.
- [0344] 호흡 깊이 및/또는 호흡량 메트릭들은, 폐확장부전의 위험, 들숨 폐활량 측정의 환자 준수, 호흡 부전, 과호흡 및/또는 다른 호흡 병태들을 나타낼 수 있다. 추가적으로, 호흡 주파수(F_0)와 연관된 피크(P_0)의 크기는 호흡 노력 메트릭과 연관될 수 있다.
- [0345] 피크들(P_N)의 크기들에 더하여, 평가 유닛(618)은 또한 하나 이상의 주파수(F_N)에서 PVP 신호의 주파수 도메인 표현의 형상을 분석하여 환자 상태의 하나 이상의 양태를 결정할 수 있다. 예를 들어, 최저 주파수 피크(P_0)의 폭은 호흡 일관성의 결정 요인일 수 있다. 일반적으로 말하면, 일관된 호흡 패턴들은 규칙적인 주파수에서 발생한다. 따라서, 환자(602)가 일관된 호흡 패턴들을 나타낼 때, 최저 주파수 피크(P_0)는 더 적은 주파수 변화들을 포함한다. 이와 같이, 최저 주파수 피크(P_0)가 좁은 경우(예를 들어, 좁은 포물선 피크), 평가 유닛(618)은 환자(602)가 일관된 호흡 패턴을 갖는다고 결정할 수 있다. 반대로, 환자(602)가 일관되지 않는 호흡 패턴들을 나타낼 때, 일반적으로 호흡 주파수에서 더 큰 변화가 있다. 따라서, 이 환자에 대한 최저 주파수 피크(P_0)는 호흡수에서의 변동을 포함하여 더 넓은 경향이 있을 것이다. 따라서, 최저 주파수 피크(P_0)가 넓은 경우(예를 들어, 넓은 포물선 피크), 평가 유닛(618)은 환자(602)가 일관되지 않는 호흡 패턴을 갖는다고 결정할 수 있다. 피크의 폭을 계산하기 위해, 평가 유닛(618)은 예를 들어 반치전폭(FWHM) 폭 계산과 같은 임의의 일반적인 피크-폭 계산 기술들을 이용할 수 있다.
- [0346] 다른 양태에서, 평가 유닛(618)은 또한 피크들(P_N)의 상승 에지 또는 하강 에지 중 어느 하나의 기울기를 분석하여 환자 상태의 하나 이상의 양태를 결정할 수 있다. 예를 들어, 최저 주파수 피크(P_0)의 폭과 유사하게, 최저 주파수 피크(P_0)의 기울기들은 또한 호흡 일관성을 나타낼 수 있다. 일반적으로, 더 얇은 기울기들은 더 넓은 피크들에 대응한다. 그러나, 최저 주파수 피크(P_0)의 상승 에지 기울기와 하강 에지 기울기를 비교하는 것은 환자 상태의 추가 양태들을 나타낼 수 있다. 이를 위해, 환자(602)의 호흡수가 빨라지는 경우, 최저 주파수 피크(P_0)는 더 빠른 호흡수와 연관된 주파수 성분을 통합하기 위해 하강 에지 상에서 넓어지기 시작할 수 있다. 따라서, 호흡 패턴에서의 이러한 급속 추세는 최저 주파수 피크(P_0)가 상승 에지 기울기와 비교하여 더 얇은 하강 에지 기울기를 갖는다고 결정함으로써 검출될 수 있다. 반대로, 환자(602)의 호흡수가 느려짐에 따라, 최저 주파수 피크(P_0)는 그 피크가 더 낮은 호흡 주파수 성분을 포함하도록 이동할 수 있다. 따라서, 호흡 패턴에서의 이러한 느린 추세는 최저 주파수 피크(P_0)가 상승 에지 기울기와 비교하여 더 가파른 하강 에지 기울기를 갖는다고 결정함으로써 검출될 수 있다.
- [0347] 또 다른 양태들에서, 호흡의 작업과 같은 호흡 노력 메트릭은 호흡 주파수(F_0)에 대응하는 피크(P_0)의 크기와 심박수 주파수(F_1)에 대응하는 피크(P_1)의 크기 사이의 비율과 상관될 수 있다. 추가로, 호흡 방해물의 존재와 연관된 호흡 노력 메트릭은 호흡 주파수(F_0)에 대응하는 피크(P_0)의 형상을 분석함으로써 결정될 수 있다. 방해물은 크루프와 같은 들숨 방해물일 수 있거나, 또는 천식 또는 만성 폐쇄성 폐질환과 같은 날숨 방해물일 수 있다.
- [0348] 본 명세서에서 설명된 압력 신호 분석 기술들이 일반적으로 PIVA 시스템(600)과 관련하여 설명되었지만, 이러한 압력 신호 분석 기술들은 다른 시스템들에 의해 검출된 압력 신호들에 적용될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 이를 위해, 일부 실시예들에서, 압력 센서(612)는 말초 정맥내 채널에 비해 순환계의 대안적인 채널에 위치될 수 있다. 이러한 대안적인 채널들은 복막 투석 채널뿐만 아니라 중심 정맥 채널, 동맥 채널을 포함한다. 전술한 바와 같이, 이러한 대안적인 채널들 중 일부는, 장 거동과 연관된 압력 변동들과 같이, 호흡보다 낮은 주파수들을 검출할 수 있다. 따라서, 본 명세서의 다른 곳에서 설명되는 바와 같이, 이러한 실시예들에서, 압력 센서 및/또는 압력 센서에 통신가능하게 결합된 디바이스는 호흡 주파수에 대응하는 피크 인덱스를 평가 유닛(618)에게 전송할 수 있다.

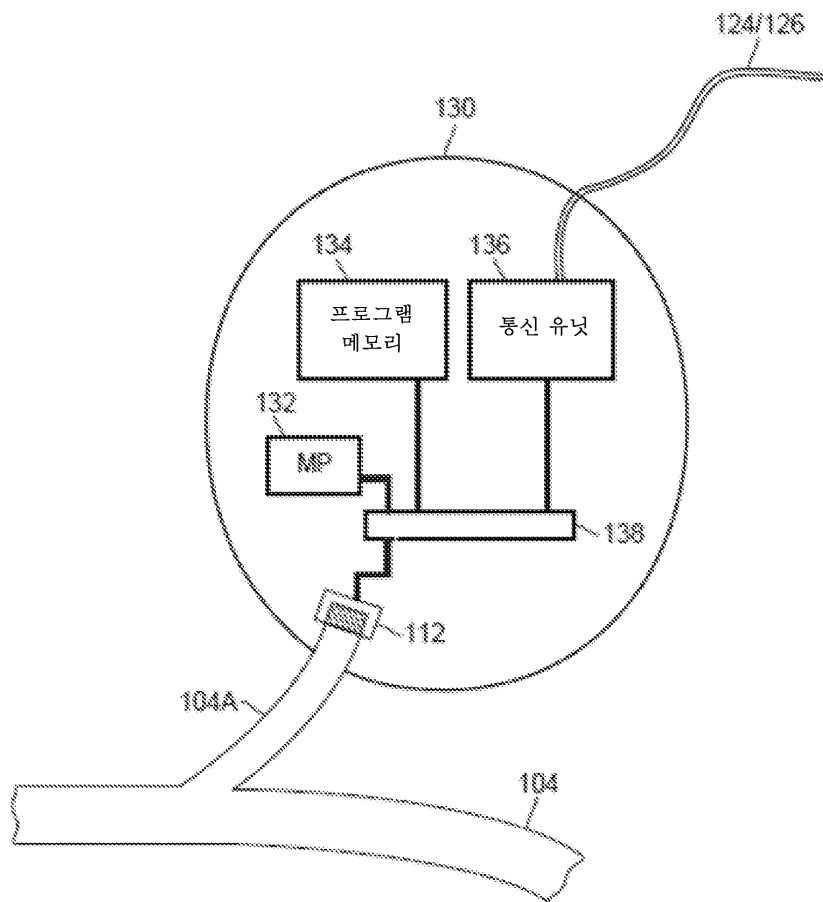
- [0349] 더 일반적으로, PIVA 시스템(100) 및 PIVA 시스템(600)과 같은, 본 명세서에 개시된 시스템들 중 임의의 시스템은 본 명세서에 개시된 방법들 중 임의의 방법을 수행할 수 있다.
- [0350] 청구항들을 포함하여 본 명세서에서 사용되는 용어 "및/또는" 또는 "~고/~거나"는 포괄적이거나 배타적인 접속사이다. 따라서, 용어 "및/또는" 또는 "~고/~거나"는 그룹 내의 2개 이상의 것들의 존재를 의미하거나 하나의 선택이 대안들의 그룹으로부터 이루어질 수 있다는 것을 의미한다.
- [0351] 본 개시내용의 많은 특징들 및 이점들은 기재된 설명으로부터 명백하고, 따라서 첨부된 청구항들은 본 개시내용의 모든 이러한 특징들 및 이점들을 커버하도록 의도된다. 또한, 많은 수정들 및 변경들이 관련 기술분야의 통상의 기술자에 의해 용이하게 이루어질 수 있으므로, 본 개시내용은 예시되고 설명된 대로의 정확한 구성 및 동작으로 제한되지 않는다. 따라서, 설명된 실시예들은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 하고, 본 개시내용은 본 명세서에서 주어진 상세들로 제한되어서는 안 되며, 현재 또는 미래에 예견가능하거나 예견할 수 없는 것이든, 다음의 청구항들 및 그 등가물들의 전체 범위에 의해 정의되어야 한다.

도면

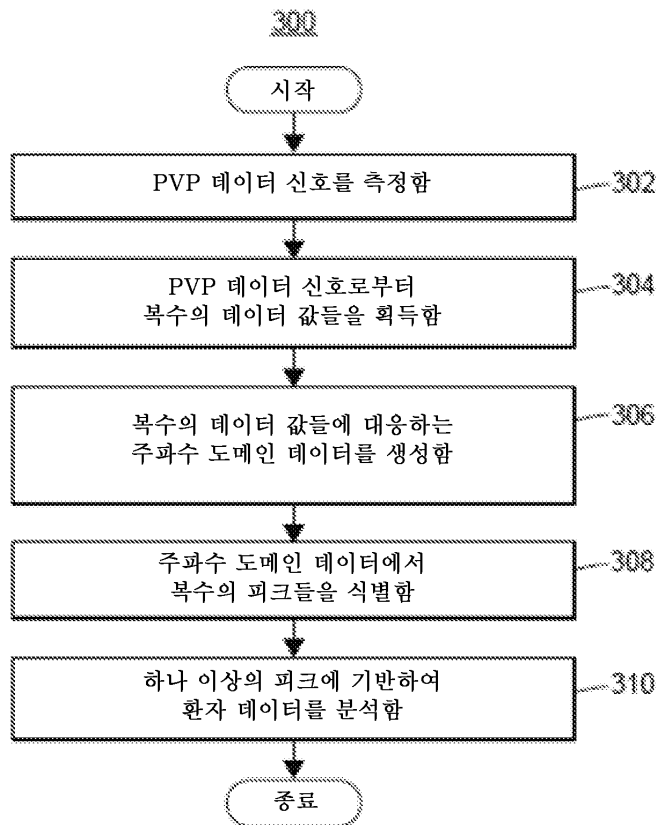
도면1



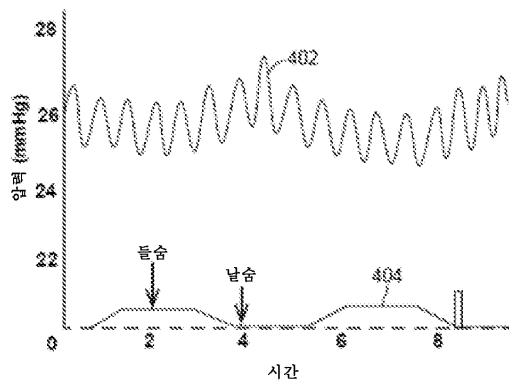
도면2



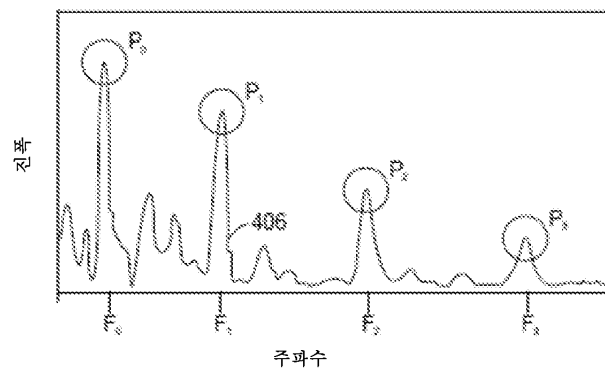
도면3



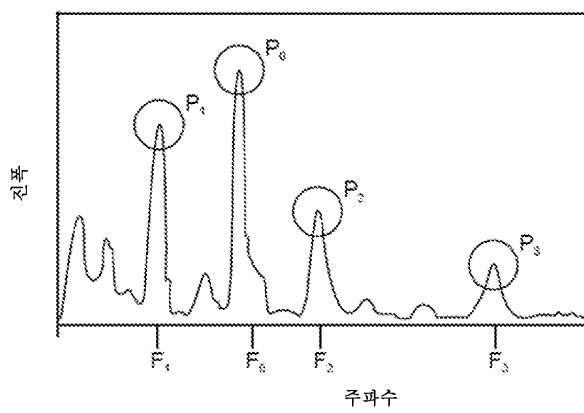
도면4a



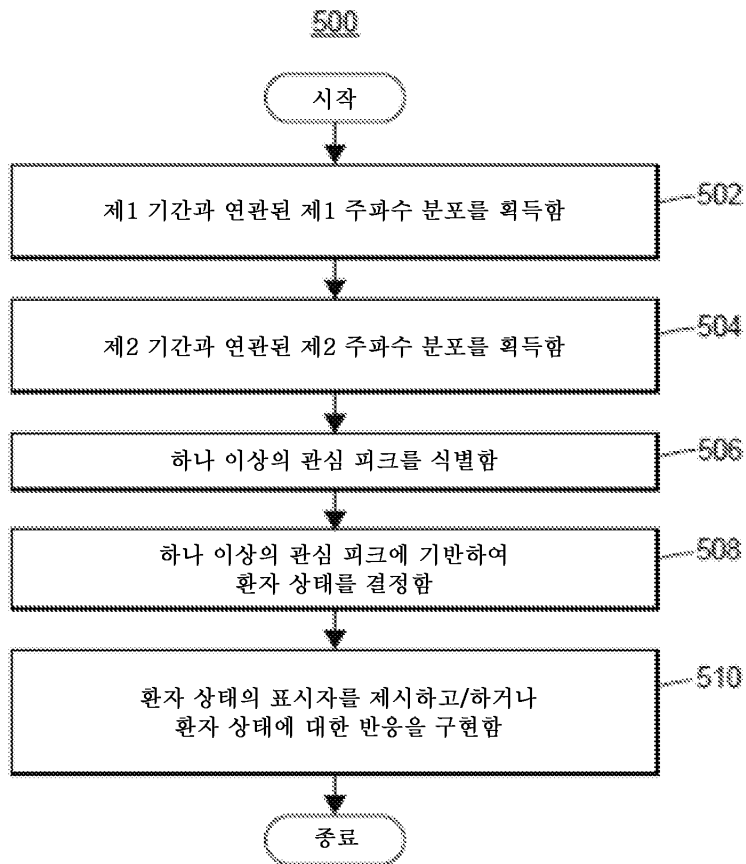
도면4b



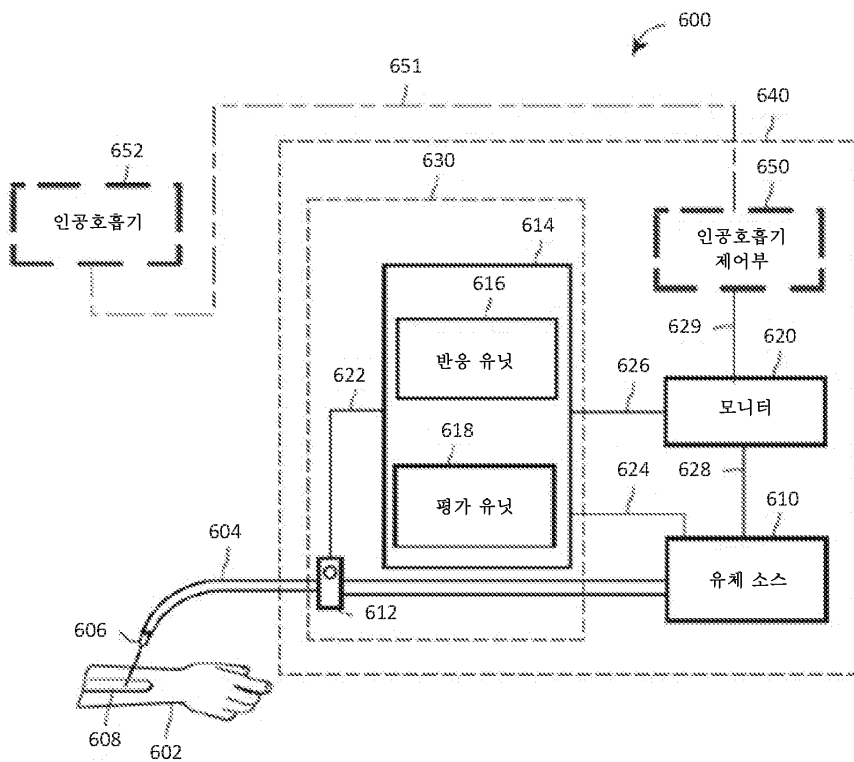
도면4c



도면5



도면6



专利名称(译)	用于根据感测的静脉波形监测和确定患者参数的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020190094214A	公开(公告)日	2019-08-12
申请号	KR1020197019905	申请日	2017-12-15
[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 수잔 브로피 콜린 보이어 리처드 바우덴바허 프란츠		
IPC分类号	A61B5/0215 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/024 A61B5/0295 A61B5/08 A61B5/091 A61M25/00 A61M5/172		
CPC分类号	A61B5/02152 A61B5/02007 A61B5/024 A61B5/0295 A61B5/0816 A61B5/091 A61B5/4839 A61B5/486 A61B5/6876 A61B5/7225 A61B5/7257 A61B5/6865 A61B5/726 A61M1/3639 A61M1/3666 A61M16/00 A61M2205/3344 A61M2230/06 A61M2230/30 A61M2230/005 A61B5/7278 A61B5/746 A61B2562/0247 A61M5/1723 A61M25/00 A61M2025/0003		
代理人(译)	Yangyoungjun		
优先权	62/434796 2016-12-15 US 62/434849 2016-12-15 US 62/434768 2016-12-15 US 62/528794 2017-07-05 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于监测患者的血液动力学状态，全身血管阻力，心率和呼吸速率逆转以及患者的呼吸速率或呼吸努力的装置，系统和方法。测量外周静脉压力，并将其用于检测与患者血容量有关的水平，变化或问题。周围静脉压力测量值从时域转换到频域以进行分析。识别心率频率，并检测和评估心率频率的谐波，以特别确定低血压或高血压，全身血管阻力，心率和呼吸频率以及患者的呼吸频率或呼吸强度。

