



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110809429 A

(43)申请公布日 2020.02.18

(21)申请号 201880043655.3

申请人 巴克斯特医疗保健股份有限公司

(22)申请日 2018.06.29

(72)发明人 乔纳森·汉德勒

(30)优先权数据

62/527,944 2017.06.30 US

62/528,570 2017.07.05 US

62/599,421 2017.12.15 US

62/671,108 2018.05.14 US

詹姆士·马尔图奇 凯尔·霍金
苏珊·伊格尔 克里恩·布罗菲
理查德·博耶尔
弗兰兹·博登巴赫尔

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.27

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 韩峰 孙志湧

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/040389 2018.06.29

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0215(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/006362 EN 2019.01.03

(71)申请人 巴克斯特国际公司

地址 美国伊利诺伊州

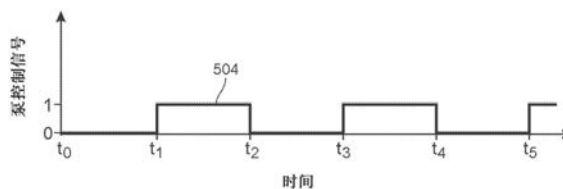
权利要求书4页 说明书34页 附图17页
按照条约第19条修改的权利要求书4页

(54)发明名称

用于对噪声进行滤波并且分析静脉波形信号的系统和方法

(57)摘要

公开了用于对来自静脉波形信号的医疗设备噪声伪影进行滤波的设备、系统和方法。外周静脉压(PVP)被测量并从时域变换到频域以供分析来确定患者状态。为了避免泵送的伪影,时域PVP测量结果被滤波以通过去除活动泵送时段来生成滤波后的时域PVP信号。所述滤波后的时域PVP信号被变换成频域PVP信号,所述频域PVP信号基于指示呼吸率、心率或其谐波的峰值被分析。然后根据所述峰值或对应频率来确定患者状态的度量。所述患者状态可以与所述患者的血容量有关并且可以用于控制泵操作。



1. 一种用于在患者的循环系统被连接到泵的同时使用与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的外周静脉压 (PVP) 相关联的测量结果来监视所述患者的系统, 包括:

PVP传感器, 所述PVP传感器包括换能器, 所述换能器被布置为与和所述外周静脉呈流体连接的静脉内 (IV) 管相邻或者连接到和所述外周静脉呈流体连接的静脉内 (IV) 管, 并且所述换能器被配置成在所述患者的所述循环系统被连接到所述泵的同时生成与所述PVP相关联的电子信号; 以及

评估单元, 其包括通信地连接到所述PVP传感器以接收所述电子信号的计算机处理器和存储非暂时性计算机可读指令的存储器, 所述非暂时性计算机可读指令当由所述计算机处理器执行时使所述评估单元:

基于在采样时段内与所述患者的所述PVP相关联的物理现象来获得时域PVP信号, 该时域PVP信号包括来自所述换能器的与所述PVP相关联的电子信号的值, 其中, 所述采样时段包括多个时间分段, 所述多个时间分段包括:

(i) 一个或多个活动时间分段, 在该活动时间分段中, 所述泵正在进行操作; 以及

(ii) 一个或多个闲置时间分段, 在该闲置时间分段中, 所述泵不进行操作;

基于对所述时域PVP信号的值评估, 来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值;

基于所述第一多个值并排除所述第二多个值, 来生成滤波后的时域PVP信号;

对所述滤波后的时域PVP信号应用变换, 以生成频域PVP信号; 以及

基于所述频域PVP信号, 来确定针对所述患者的患者状态度量。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述泵是蠕动IV泵。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述泵被配置成周期性地操作, 使得所述一个或多个活动时间分段和所述一个或多个闲置时间分段周期性地交替。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述IV管被布置在所述患者与所述泵之间, 使得所述泵的一部分经由所述IV管而与所述患者的所述循环系统的所述外周静脉呈流体连接。

5. 根据权利要求4所述的系统, 其中:

所述换能器包括被布置为与所述IV管的内部呈流体连接的压力传感器; 以及

与所述PVP相关联的所述物理现象是所述IV管的内部内的压力。

6. 根据权利要求4所述的系统, 其中, 所述指令还使所述评估单元:

确定所述患者状态度量是否指示所述患者的状况是异常的; 以及

当所述患者状态度量指示所述患者的状况是异常的时, 通过改变从所述泵到所述患者的所述循环系统中的流体的流动的速率来调整所述泵的操作。

7. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括:

用于使所述评估单元从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段的指令。

8. 根据权利要求7所述的系统, 其中, 所述可执行指令还使所述评估单元通过针对一对或多对所述活动时间分段的中的每一对执行以下操作来生成所述滤波后的时域PVP信号:

识别该对之中的全部两个活动时间分段内的一个或多个对应值; 以及

通过使该对之中的全部两个活动时间分段内的所述一个或多个对应值对准,来组合该对之中的所述活动时间分段。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括用于使所述评估单元执行以下操作的指令:

估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值是在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来被估计出的;以及

通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值,来生成所述滤波后的时域PVP信号。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述第三多个值是通过至少所述第一多个值执行回归分析、向前-向后斜率计算、双侧斜率检测和镜像匹配滤波中的至少一项来被估计出的。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,用于使所述评估单元确定所述患者状态度量的可执行指令包括用于使所述评估单元执行以下操作的指令:

识别与所述频域PVP信号的局部最大值相关联的多个频率;以及

至少部分地基于与所述局部最大值相关联的所述多个频率中的至少一个,来确定所述患者状态度量。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述患者状态度量是指示下列各项中的一项或多项的血容量度量:

低血容量,

高血容量,或

正常血容量。

13. 一种用于监视患者的设备,包括:

外周静脉压(PVP)传感器,其包括换能器,所述换能器被配置成在所述患者的循环系统被连接到泵的同时监视与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的PVP相关联的物理现象;以及

评估单元,其包括通信地连接到所述PVP传感器的计算机处理器和存储非暂时性可执行指令的存储器,所述非暂时性可执行指令当由所述计算机处理器执行时使所述评估单元:

获得时域PVP信号,该时域PVP信号包括在采样时段内从所述PVP传感器的所述换能器接收到的与所述PVP相关联的电子信号的值,其中,所述采样时段包括多个时间分段,所述多个时间分段包括:

(i) 一个或多个活动时间分段,在该活动时间分段中,所述泵正在进行操作,以及

(ii) 一个或多个闲置时间分段,在该闲置时间分段中,所述泵不进行操作;

基于对所述时域PVP信号的值的评估,来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值;

基于所述第一多个值并排除所述第二多个值,来生成滤波后的时域PVP信号;

对所述滤波后的时域PVP信号应用变换,以生成频域PVP信号;以及

基于所述频域PVP信号,来确定针对所述患者的患者状态度量。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中:

所述时域PVP信号包括第一时间系列的离散值;

所述滤波后的时域PVP信号包括第二时间系列的离散值;以及

所述第二时间系列包含所述第二时间系列内的至少一个分段的顺序的多个值,所述第二时间系列内的至少一个分段的顺序的多个值相当于所述第一时间系列内的对应分段的顺序的多个对应值。

15. 根据权利要求13所述的设备,其中,用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括:

用于使所述评估单元从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段的指令。

16. 根据权利要求13所述的设备,其中,用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括用于使所述评估单元执行以下操作的指令:

估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值是在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来被估计出的;以及

通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值,来生成所述滤波后的时域PVP信号。

17. 一种在患者的循环系统被连接到泵的同时使用与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量结果来监视所述患者的方法,包括:

通过换能器,在采样时段内监视与所述患者的PVP相关联的物理现象,其中,所述采样时段包括多个时间分段,所述多个时间分段包括:

(i) 一个或多个活动时间分段,在该活动时间分段中,所述泵正在进行操作,以及

(ii) 一个或多个闲置时间分段,在该闲置时间分段中,所述泵不进行操作;

通过评估单元的处理器,基于在所述采样时段内监视到的物理现象,来获得包括来自所述换能器的与所述PVP相关联的电子信号的值的时域PVP信号;

通过所述评估单元的所述处理器,基于对所述时域PVP信号的值的评估,来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值;

通过所述评估单元的所述处理器,基于所述第一多个值并排除所述第二多个值来生成滤波后的时域PVP信号;

通过所述评估单元的所述处理器,对所述滤波后的时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号;以及

通过所述评估单元的所述处理器,基于所述频域PVP信号来确定针对所述患者的患者状态度量。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中,生成所述滤波后的时域PVP信号包括:

从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中,生成所述滤波后的时域PVP信号包括:

估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值是在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来被估计出的;以及

通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述

第三多个值,来生成所述滤波后的时域PVP信号。

20.根据权利要求17所述的方法,其中,所述第三多个值是通过至少所述第一多个值执行回归分析、向前-向后斜率计算、双侧斜率检测和镜像匹配滤波中的至少一项来被估计出的。

用于对噪声进行滤波并且分析静脉波形信号的系统和方法

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请要求以下各项的优先权：2018年5月14日提交的标题为“System and Method for Monitoring and Determining Patient Parameters from Sensed Venous Waveform”的美国临时申请No.62/671,108、2017年12月15日提交的标题为“Systems and Methods for Filtering Medical Device Noise Artifacts from Venous Waveform Signals”的美国临时申请No.62/599,421、2017年6月30日提交的标题为“System and Method for Filtering Medical Device Noise Artifacts from Venous Waveform Signal”的美国临时申请No.62/527,944以及2017年7月5日提交的标题为“System and Method for Utilizing Venous Waveform Signal to Identify and/or Assess Patient Gait, Seizure, Activity or Other Biometrics”的美国临时申请No.62/528,570,其全部内容通过引用并入本文并依赖于上述申请。

背景技术

[0003] 适当的患者护理需要确定多个患者状态量度,所述多个患者状态量度通常使用单独的设备来分别测量。测量的患者状态量度可以和脉搏率一样简单或者可以是更复杂的,诸如患者体温或血压。更复杂的患者状态量度还包括呼吸容量或血容量。尽管存在用于测量各种患者状态量度的各种设备和技术,但是不存在自动地监视这些各种患者度量的综合手段。附加地,一些重要的患者特性通常未被测量,而是通过人类观察来定性评价。这样的未测量的患者特性包括患者步态、跛行、身体定位、移动、跌倒或走动不稳性。既使用单独的测量设备又依靠人类观察增加系统复杂性,降低可靠性,并且增加成本。

[0004] 血容量量度由于其测量技术的复杂性而特别受关注。建立指示患者状况的血容量和相关度量的常规方法一直依靠中心静脉压(在本文中为“CVP”)的高度侵入性测量或其它侵入性措施,诸如Swan-Ganz导管插入术。这样的侵入性测量需要为了测量患者的循环系统的中枢部分内的血压而专门地插入导管。除了是高度侵入性的之外,仅为了压力监视而插入导管还增加治疗的复杂性并且提高并发症(诸如感染)的危险。附加地,当循环系统试图通过以外周为代价保护中枢循环系统中的血容量水平来对血容量不平衡(尤其是低血容量)进行补偿时,CVP测量结果可以响应于某些急性状况而缓慢改变。例如,外周血管的收缩可以降低流体损失对中枢系统的影响,从而在常规CVP测量结果中掩盖一段时间内的血液损失。这样的掩盖可导致对患者状况的延迟辨识和治疗,从而导致更坏的患者后果。

[0005] 为了解决与CVP测量相关联的问题,已开发了外周静脉内分析(在本文中为“PIVA”)的使用,如在美国专利申请No.14/853,504(2015年9月14日提交并作为美国专利公开No.2016/0073959发布)和PCT申请No.PCT/US16/16420(2016年2月3日提交并作为W0 2016/126856发布)中所描述的。这样的PIVA技术使用静脉内(在本文中为“IV”)管线(诸如附接到盐水滴水器或IV泵的IV管)来测量外周静脉压(在本文中为“PVP”)。除了利用现有的IV管线之外,PIVA技术还包括将PVP测量结果变换成频域以识别等于患者的呼吸率的呼吸率频率(F_0)和等于患者的心率的心率频率(F_1)。尽管先前公开的PIVA技术在某些情形下提

供心率和血容量状态的极好指示,但是本文公开在先前公开的PIVA技术上进一步改进以解决与其它情形有关的挑战,改进准确性,提供潜在问题的早期警告,或者识别附加患者状况。在其它常规方法(诸如肺动脉或毛细血管压力测量)中出现类似的问题。

[0006] 在透析或其它泵送期间监视患者度量对常规方法和PIVA方法两者提出特定挑战。特别地,将血液泵送到患者循环系统中生成与泵送周期有关的高水平(压力变化引发的)噪声。与泵送时段期间的这种噪声相关联的测量信号值可能比与非泵送时段相关联的信号值大几个数量级。用于在这样的状况下监视患者度量的现有技术涉及长时间关闭泵或者试图从所测量的压力中去除泵的主要影响。在治疗期间长时间关闭泵在需要持续泵送的情况下(诸如在手术期间)可能是不可行的。即使在可行的情况下,由于需要中断泵送以获得测量结果这样的方法也仍可能在确定患者状态时导致相当的延迟。类似地,试图去除泵的主要影响的现有技术仅解决通过泵所引入的主要伪影并且对泵的主要影响的估计中的误差敏感。这样的技术通常还需要有关泵的操作的先验信息(例如,由泵生成的压力波的振幅和频率),并且一些这样的技术还需要有关泵循环的各阶段的精确定时的附加信息。这样的技术仅产生压力的粗略估计,这些估计不适合于患者状况的PIVA或其它高级度量。具体地,这样的技术最多仅去除泵操作的主要伪影的近似,同时也在所测量的压力信号中留下许多次要伪影。此外,这样的技术取决于主要泵送伪影的准确估计并且对估计中的任何误差(诸如通过泵操作随着时间的推移的变化所引起的误差)敏感。本文描述的技术表示避免两种类型的现有技术的相应问题的手段。

[0007] 因此,需要用于对来自静脉波形信号的医疗设备噪声伪影进行滤波的系统和方法。

发明内容

[0008] 鉴于本文的公开内容,并且在不以任何方式限制本发明的范围的情况下,在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第一方面中,一种用于在患者的循环系统被连接到泵的同时使用与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量结果来监视所述患者的系统包括PVP传感器和评估单元。所述PVP传感器包括换能器,所述换能器被布置为与和所述外周静脉呈流体连接的静脉内(IV)管相邻或者连接到和所述外周静脉呈流体连接的静脉内(IV)管。所述PVP传感器被配置成在所述患者的所述循环系统被连接到所述泵的同时生成与所述PVP相关的电子信号。所述评估单元包括通信连接到所述PVP传感器以接收所述电子信号的计算机处理器和存储非暂时性计算机可读指令的存储器,所述非暂时性计算机可读指令当由所述计算机处理器执行时,使所述评估单元:基于在采样时段内与所述患者的所述PVP相关联的物理现象获得包括来自所述换能器的与所述PVP相关联的电子信号的值的时域PVP信号。所述采样时段包括多个时间分段,包括(i)在其中所述泵正在操作的一个或多个活动时间分段和(ii)在其中所述泵不在操作的一个或多个闲置时间分段。所述评估单元基于对所述时域PVP信号的值的评估来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值。所述评估单元基于所述第一多个值并排除所述第二多个值来生成滤波后的时域PVP信号。所述评估单元对所述滤波后的时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号。所述评估单元基于所述频域PVP信

号来确定针对所述患者的患者状态度量。

[0009] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第二方面中,所述泵是蠕动IV泵。

[0010] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第三方面中,所述泵被配置成周期性地操作,使得所述一个或多个活动时间分段和所述一个或多个闲置时间分段周期性地交替。

[0011] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第四方面中,所述IV管被布置在所述患者与所述泵之间,使得所述泵的一部分经由所述IV管与所述患者的所述循环系统的所述外周静脉呈流体连接。

[0012] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第五方面中,所述换能器包括被布置为与所述IV管的内部流体连接的压力传感器,并且与所述PVP相关联的所述物理现象是所述IV管的内部内的压力。

[0013] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第六方面中,所述可执行指令还使所述评估单元进一步确定所述患者状态度量是否指示所述患者的状况是异常的,并且当所述患者状态度量指示所述患者的状况是异常的时通过改变从所述泵到所述患者的循环系统中的流体的流动的速率来调整所述泵的操作。

[0014] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第七方面中,使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的所述可执行指令包括使所述评估单元从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段的指令。

[0015] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第八方面中,所述可执行指令还使所述评估单元通过针对所述活动时间分段的一个或多个对中的每一对执行以下操作来生成所述滤波后的时域PVP信号:识别该对的活动时间分段中的两个内的一个或多个对应值;以及通过使该对的活动时间分段中的两个内的所述一个或多个对应值对准来组合该对的活动时间分段。

[0016] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第九方面中,使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的所述可执行指令包括使所述评估单元执行以下操作的指令:估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来估计。所述可执行指令还使所述评估单元通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值来生成所述滤波后的时域PVP信号。

[0017] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十方面中,所述第三多个值通过对至少所述第一多个值执行回归分析、向前-向后斜率计算、双侧斜率检测和镜像匹配滤波中的至少一种来估计。

[0018] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十一方面中,使所述评估单元确定所述患者状态度量的所述可执行指令包括使所述评估单元执行以下操作的指令:识别与所述频域PVP信号的局部最大值相关联的多个频率;并且至少部分地基于与所述局部最大值相关联的所述多个频率中的至少一个来确定所述患者状态度量。

[0019] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十二方面中,所述患者状态度量是指示下列中的一个或多个的血容量度量:低血容量、高血容量或

正常血容量。

[0020] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十三方面中,一种用于监视患者的设备包括外周静脉压 (PVP) 传感器和评估单元。所述PVP传感器包括换能器,该换能器被配置成在患者的循环系统被连接到泵的同时监视与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的PVP相关联的物理现象。所述评估单元包括通信地连接到所述PVP传感器的计算机处理器和存储非暂时性可执行指令的存储器,所述非暂时性可执行指令当由所述计算机处理器执行时,使所述评估单元:获得包括在采样时段内从所述PVP传感器的换能器接收到的与所述PVP相关联的电子信号的值的时域PVP信号。所述采样时段包括多个时间分段,包括 (i) 所述泵正在操作的一个或多个活动时间分段和 (ii) 所述泵不在操作的一个或多个闲置时间分段。所述评估单元基于对所述时域PVP信号的值的评估来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值。所述评估单元基于所述第一多个值并排除所述第二多个值来生成滤波后的时域PVP信号。所述评估单元对所述滤波后的时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号。所述评估单元基于所述频域PVP信号来确定针对所述患者的患者状态度量。

[0021] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十四方面中,所述时域PVP信号包括第一时间系列的离散值,所述滤波后的时域PVP信号包括第二时间系列的离散值,并且所述第二时间系列包含所述第二时间系列内的至少一个分段的顺序的多个顺序值,所述第二时间系列内的至少一个分段的顺序的多个顺序值相当于所述第一时间系列内的对应分段的顺序的多个对应值。

[0022] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十五方面中,使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的所述可执行指令包括使所述评估单元从所述时域PVP信号中去掉所述一个或多个活动时间分段的指令。

[0023] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文中列出的任何其它方面组合的第十六方面中,使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的所述可执行指令包括使所述评估单元执行以下操作的指令:估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来估计,并且通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值来生成所述滤波后的时域PVP信号。

[0024] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十七方面中,一种在患者的循环系统被连接到泵的同时使用与所述患者的循环系统的外周静脉内的外周静脉压 (PVP) 相关联的测量结果来监视所述患者的方法包括:通过换能器在采样时段内监视与所述患者的PVP相关联的物理现象,其中,所述采样时段包括多个时间分段,包括 (i) 所述泵正在操作的一个或多个活动时间分段和 (ii) 所述泵不在操作的一个或多个闲置时间分段。所述方法包括:通过评估单元的处理单元基于在所述采样时段内监视到的物理现象来获得包括来自所述换能器的与所述PVP相关联的电子信号的值的时域PVP信号。所述方法包括:通过所述评估单元的所述处理器基于对所述时域PVP信号的值的评估来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值。所述方法包括:通过所述评估单

元的所述处理器基于所述第一多个值并排除所述第二多个值来生成滤波后的时域PVP信号。所述方法包括：通过所述评估单元的所述处理器对所述滤波后的时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号。所述方法包括：通过所述评估单元的所述处理器基于所述频域PVP信号来确定针对所述患者的患者状态度量。

[0025] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十八方面中，生成所述滤波后的时域PVP信号包括从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段。

[0026] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第十九方面中，生成所述滤波后的时域PVP信号包括：估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值，其中，所述第三多个值在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来估计；以及通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值来生成所述滤波后的时域PVP信号。

[0027] 在本公开的除非另外指定否则可以与本文列举的任何其它方面组合的第二十方面中，所述第三多个值通过对至少所述第一多个值执行回归分析、向前-向后斜率计算、双侧斜率检测和镜像匹配滤波中的至少一种来估计。

[0028] 所公开的设备、系统和方法的附加特征和优点在以下具体实施方式和图中进行描述，并且将从以下具体实施方式和图中显而易见。本文描述的特征和优点不是包括一切的，并且特别地，许多附加特征和优点鉴于图和描述对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。另外，任何特定实施例不必具有本文列举的所有优点。此外，应该注意的是，本说明书中使用的语言主要是为了可读性和教学目的而选择的，而不是为了限制本发明主题的范围。

附图说明

[0029] 在理解图仅描绘本发明的典型实施例而不应被认为是限制本公开的范围后，通过使用附图用附加详情和细节来描述并说明本公开。图被列举在下面。

[0030] 图1A图示用于在测量、分析并响应于患者的外周静脉血压时使用的示例性PIVA系统的框图，该系统具有流体源。

[0031] 图1B图示用于在测量、分析并响应于患者的外周静脉血压时使用的示例性PIVA系统的框图，该系统不具有流体源。

[0032] 图1C图示用于在测量、分析并响应于患者的外周静脉血压时使用的示例性PIVA系统的框图，该系统包括布置在外周静脉内的传感器。

[0033] 图1D图示用于在测量、分析并响应于患者的外周静脉血压时使用的示例性PIVA系统的框图，该系统包括泵。

[0034] 图1E图示用于在测量、分析并响应于患者的外周静脉血压时使用的示例性PIVA系统的框图，该系统包括用于监视患者定位或移动的附加传感器。

[0035] 图2A图示用于实现示例性PIVA系统的一些功能的示例性PIVA设备的框图，示出经由IV管的支线的流体连接。

[0036] 图2B图示用于实现示例性PIVA系统的一些功能的示例性PIVA设备的框图，示出经由加盖的IV管的流体连接。

- [0037] 图2C图示用于实现示范性PIVA系统的一些功能的示范性PIVA设备的框图,示出与IV管的外壁相邻布置的传感器。
- [0038] 图3图示用于测量并分析患者的外周静脉血压的示范性PIVA测量和分析方法的流程图。
- [0039] 图4A图示PVP信号的时域表示的示范性曲线图。
- [0040] 图4B图示PVP信号的频域表示的示范性曲线图。
- [0041] 图5A图示在噪声产生医疗设备的操作期间的PVP信号的时域表示的示范性曲线图。
- [0042] 图5B图示在去除医疗设备正在操作的活动时间分段之后的PVP信号的时域表示的示范性曲线图。
- [0043] 图5C图示包括针对已去除的活动时间分段的值的估计的滤波后的PVP信号的时域表示的示范性曲线图。
- [0044] 图6图示用于从与患者的外周静脉血压相对应的信号中去除与医疗设备的操作有关的噪声伪影的示范性压力信号滤波方法的流程图。
- [0045] 图7图示用于基于随着时间的推移对PVP的比较来识别患者状态变化的示范性PIVA比较方法。
- [0046] 图8图示由示范性PIVA模块所执行的示范性处理的框图。
- [0047] 图9图示包括PIVA模块的示范性PIVA系统的框图。
- [0048] 图10图示由示范性PIVA模块所执行的示范性处理的框图。
- [0049] 图11图示使用患者PVP的示范性患者监视方法的流程图。

具体实施方式

[0050] 尽管以下文本阐述许多不同的实施例的详细描述,但是应该理解的是,本发明的法律范围通过在本专利结尾处阐述的权利要求书的单词来定义。详细描述将仅被解释为示例性的,而不描述每一可能的实施例,因为描述每一可能的实施例将是不切实际的,若不是不可能的话。本领域的普通技术人员能够实现许多替代实施例,所述许多替代实施例仍会落入权利要求书的范围内。除非在本文中使用的句子“如本文所使用的,术语‘_’在此被定义为意指…”或类似的句子来明确地定义术语,否则不存在限制该术语的含义超过其朴素或普通含义的意图。就在本专利中以与单一含义一致的方式提及任何术语而言,仅为了清楚起见才这样做,而不旨在将这样的权利要求术语限于该单一含义。最后,除非通过叙述单词“手段”并不叙述任何结构的情况下叙述功能来定义权利要求要素,否则不旨在基于美国法典第35条第112(f)款的应用来解释任何权利要求要素的范围。

[0051] 在许多情形下,重要的是监视与患者状态或状况相关联的各种信息。本文公开的系统和方法通过使用PVP测量结果的度量或表示来生成患者状态度量而在现有技术改进。可以使用从与PVP测量结果相对应的时域PVP信号导出的频域PVP数据来生成这样的度量或表示。可以使用PIVA或其它类似的系统来生成患者状态度量以监视并响应于患者状况变化,如本文进一步描述的。在下面公开的系统、设备和方法通过使用PVP测量结果来确定患者状态度量来使得能实现更高效且更有效的监视。这便于针对先前易受自动监视影响的一系列更广泛的患者状况进行基于度量的监视。这还便于基于指示外周静脉中的压力的测

量结果来监视不同类型的患者状况,而不需要专门的传感器来监视每种类型的患者状况。在下面描述示例性实施例。

[0052] PIVA系统和信号噪声

[0053] 图1A至图1E图示用于在测量、分析并响应于患者102的外周静脉血压时使用的示例性PIVA系统100的实施例的框图。示例性PIVA系统100或类似的系统可以用于实现用于基于与针对患者102的PVP相关联的测量结果来监视患者状态的各种技术。如下所述,PIVA系统100可以测量与患者的外周静脉相关联的压力信号,使用PIVA技术来分析压力以识别压力信号的关键频率分量,并且分析压力信号的关键频率分量以基于一个或多个度量来确定患者状态。

[0054] 图1A中图示的示例性PIVA系统100包括与患者102的循环系统流体连接的IV管104。具体地,可以在接入点处将静脉接入设备106插入到患者102的外周静脉108中。静脉接入设备106可以包括针、导管、套管或在IV管104与外周静脉108之间建立流体连接的其它手段。静脉接入设备106可以是连接到IV管104的单独的组件或者可以被形成为IV管104的整体部分。在任一种情况下,静脉接入设备106可以包括在接入点处插入到外周静脉108中的终止端(terminal end)以及连接到IV管104的主要部分的连接端。IV管104的主要部分可以用作静脉接入设备106与流体源110之间的导管。

[0055] 在沿着IV管104的主要部分的某个点处,可以布置压力传感器112以监视与患者102的PVP相关联的物理现象。在一些实施例中,压力传感器112可以直接地测量与PVP相对应的压力,诸如IV管104的内部中的压力。在这样的实施例中,压力换能器(例如,压电压力换能器)的测量部分可以被布置为与IV管104的内部流体连接。压力传感器112因此还可以通过IV管104和静脉接入设备106与患者的外周静脉108流体连接。由此使得压力传感器112能够基于IV管104内的流体压力变化来测量患者102的外周静脉系统中的压力变化。在其它实施例中,压力传感器112可以通过测量其它现象来间接地测量与患者102的PVP相对应的压力,而不用被布置为与IV管104的内部流体连接。例如,压力传感器112可以替换地被附接到IV管104的外部,从而与IV管104的内部或流体源110的流体断开(如图2C中图示的)。在一些这样的实施例中,压力传感器112可以基于传感器位置处的声学或光学现象来测量压力。在一些实施例中,压力传感器112可以被以与图1B中图示的方式类似的方式布置在为了测量外周静脉108内的压力而专门地插入的IV管104的终止端(即,脱盖端)处。在另外的实施例中,可以使用其它传感器代替压力传感器112,所述其它传感器诸如用于测量以下物理现象中的一种或多种的声波、电气、温度或类似的传感器:压力、声音、电阻率或电导率、电压或电流、光水平或性质(例如,频谱或频移)或其它类似的现象。无论使用哪些类型的传感器,传感器都可以(但未必)通过IV管104和静脉接入设备106(或者直接地通过静脉接入设备106)与患者的外周静脉108流体接触以测量与患者102的PVP相关联的现象。在仍然另外的实施例中,传感器112可以被布置在被插入在患者106的外周静脉108内的针、导管或其它静脉接入设备106的一部分内,如图1C中所图示的。因此,可以在外周静脉108内就地测量PVP。这样的原地测量是有利的,因为它消除了温度、粘度和其它因素对IV管104内的压力的传递的影响。

[0056] 在各种实施例中,压力传感器112可以被定位在从外周静脉108的接入点、从外周静脉108内的位置或接近于静脉接入设备106的连接端的位置到接近于流体源110或者在IV

管104的终止端处的定位的各种距离处。压力传感器112在图1A中被图示为位于沿着IV管104的长度的中间定位处以便更好地图示PIVA系统100的各种组件。在一些实施例中,压力传感器112可以直接地测量IV管104内的流体压力。具体地,压力传感器112可以包括换能器,所述换能器经由连接122向分析组件114提供指示由该换能器检测到的压力的电子压力信号。该电子压力信号可以是由换能器直接地提供的模拟电信号或者可以是指示基于换能器与IV管104的主要部分的接口的压力值的预处理数字信号。在压力传感器112不与IV管104或外周静脉108流体连接的实施例中,压力传感器112然而可以包括一个或多个换能器以生成与PVP相关联的电子信号。例如,压力传感器112可以使用被布置为检测IV管104的外表面处的声音的一个或多个麦克风来生成指示IV管104内的压力的电子压力信号作为外周静脉108内的PVP的代理。

[0057] 分析组件114通信地连接到压力传感器112以经由连接122接收电子压力信号。分析组件114可以包括通用或专用处理硬件,诸如微处理器或专用分析电路。如所示,分析组件114可以包括用于执行PIVA分析的一个或多个单元。响应单元116可以基于来自压力传感器112的压力数据来识别并控制响应。响应单元116可以控制警报的呈现或者可以控制流体源110的操作,诸如通过控制流体流的速率。为了确定适当的响应,响应单元116可以接收来自评估单元118的评估数据,所述数据可以包括根据电子压力信号确定的度量。评估单元118可以从电子压力信号获得压力值(或与PVP直接地或间接地相关联的信号值)并且评估压力值以确定有关患者102的信息,诸如血容量度量、定位度量、移动度量或如在下面更详细地描述的其它度量。由评估单元118所生成的信息也可以被存储或者呈现以用于患者监视。在替代实施例中,可以包括附加的、更少的或替代单元。例如,评估单元118可以执行在本文中归因于响应单元116的功能。

[0058] 在一些实施例中,分析组件114可以经由连接126通信地连接到监视器120。监视器120可以是用于显示有关患者的信息的单独的监视器或者可以被并入到另一设备(诸如泵或其它流体源设备)中。监视器120还可以经由连接128通信地连接到流体源110以接收并显示与流体源110相关联的信息。在一些实施例中,监视器120可以用于控制流体源110的操作,诸如通过调整流体流率、操作的持续时间、操作的模式或其它类似的控制。在一些实施例中,分析组件114可以类似地经由连接124通信地连接到流体源110。分析组件114可以接收有关流体源110的操作的信息以供在由评估单元118评估患者时使用。响应单元116还可以与流体源110进行通信以响应于基于来自压力传感器112的电子压力信号而确定的有关患者的信息来控制流体源110的操作。

[0059] 在一些实施例中,流体源110可以包括泵111,如图1D中所图示的。这样的泵可以被布置在示例性PIVA系统100内以将血液或其它流体泵送到患者102的外周静脉108中。例如,泵111可以包括IV输液泵或透析泵,诸如蠕动泵。泵111可以被配置成以周期性或非周期性方式循环地操作,从而具有交替操作间隔(即,活动时间分段)和休息时间(即,闲置时间分段)。通过使泵111在工作间隔与休息间隔之间交替,泵111不在工作的时间段可以被用于PIVA分析,如在下面进一步描述的。在一些实施例中,诸如在泵111是血液透析泵的情况下,泵111还可以通过附加IV管105(其可以包括或者被进一步附接到附加静脉接入设备107)连接到患者102的循环系统,从而经由管104和105通过泵104创建体外血液回路。在这样的实施例中,泵111可以通过管104或105中的任何一个从患者102抽出血液。体外血液然后可以

在通过IV管105或104中的另一个被送还到患者循环系统之前根据治疗方案被处理(或者可以用可以被注入到患者循环系统中的另一流体替换)。尽管在本文中被描述为一个组件,但是应该理解的是,在一些实施例中,泵111可以包括多个泵送组件(例如,用于提取并送还血液或其它流体的一对泵或常见流体系统中的多个泵)。

[0060] 在一些实施例中,示例性PIVA系统100可以包括一个或多个附加传感器150,如图1E中所图示的。附加传感器150可以包括压力传感器、红外传感器、光学传感器、磁传感器等。在各种实施例中,每个附加传感器150可以经由连接152连接到分析组件114或者经以为有线或无线连接154连接到监视器120。这样的附加传感器150可以被布置成监视患者102的存在、不存在、位置或定位。例如,压力传感器可以被布置在医院病床内以基于重量的测量结果来确定患者102是否在病床内。类似地,可以布置一个或多个传感器来确定这样的病床是平的还是部分升高的以便于坐姿。其它附加传感器150可以被布置在患者102身上以监视移动。例如,患者102可以穿戴包含加速度计阵列的腕带传感器,所述腕带传感器可以测量有关至少一些患者移动的数据。附加传感器150因此可以被与在PIVA设备130内的压力传感器112一起布置或者可以与压力传感器112分开。在另外的实施例中,附加传感器150可以进一步包括下列中的任一个以测量患者的定向或运动:实时三维陀螺仪、监视患者周围的局部物理环境的一个或多个相机、或被配置成监视局部物理环境中的声音的麦克风。来自附加传感器150的传感器数据可以与和患者的PVP相关联的IV压力测量结果或其它压力相关测量结果相关。

[0061] 在各种实施例中,各种连接122、124、126和128可以各自是有线或无线连接。此外,连接122、124、126和128中的一些或全部都可以在诸如PIVA设备130或集成PIVA的流体源140这样的设备内部。

[0062] PIVA设备130可以将压力传感器112和分析组件114(以及相关连接)并入到可以被附接到IV管104或者附接在IV管内以对患者102执行PIVA监视的设备中。在一些实施例中,PIVA设备130可以进一步包括一个或多个附加传感器150或本文描述的其它组件。集成PIVA的流体源140可以包括被配置成在控制流体流时利用对患者102的PIVA监视的计算机受控流体储存器或泵。像PIVA设备130一样,集成PIVA的流体源140可以包括压力传感器112和分析组件114以及流体源110和监视器120(以及相关连接)。替代实施例可以在替代配置中包括附加的、更少的或替代组件。

[0063] 图2A至图2C图示用于实现示例性PIVA系统100的一些功能的PIVA设备130的示例性实施例的框图。如图2A中所图示的,示例性PIVA设备130可以被配置成附接到IV管104的支线104A,诸如在Y形连接器或T形连接器的一个分支处。替换地,示例性PIVA设备130可以被配置成附接到IV管104的终止端,如图2B中所图示的。在这样的实施例中,PIVA设备130可以加盖于IV管104的终止部分,使得没有流体源110通过同一IV管104连接到外周静脉108。当然,流体源能被以其它方式连接以经由另一IV管和另一静脉接入设备向患者102提供流体。在另外的实施例中,PIVA设备130可以被配置成附接到IV管104的外部,如图2C中所图示的。在这样的实施例中,PIVA设备130的一个或多个传感器可以在不用与外周静脉106或IV管104的内部流体连接的情况下监视PVP。

[0064] 如上面所讨论的,PIVA设备130可以包括压力传感器112,所述压力传感器112被布置为使得感测部分与IV管104中的流体接触,如图2A和图2B中所图示的。在一些实施例中,

压力传感器112(或替代传感器)可以替换地在IV管104外部,如图2C中所图示的。无论位于何处,压力传感器112都被布置成监视与外周静脉108中的压力相关联的物理现象。这样的物理现象可以包括IV管104中的压力、IV管104的膨胀或收缩、IV管104中的声音、IV管104的振动或其它类似的现象。压力传感器112可以经由系统总线138电气通信地连接到微处理器132。微处理器132(MP)可以经由系统总线138进一步通信地连接到程序存储器134和通信单元136(通信单元)。程序存储器134可以是存储可执行指令的非暂时性非易失性存储器(例如,闪速存储器),所述可执行指令可以由微处理器132执行以评估来自压力传感器112的电子压力信号,确定患者信息(例如,血容量度量),确定对所确定的患者信息的适当响应,并且控制通信单元136以经由连接124或126与流体源110或监视器120进行电子通信。程序存储器134可以存储多个例程、脚本或与分析组件114的单元或子单元相对应的模块,诸如与响应单元116或评估单元118相对应的软件模块。

[0065] 通信单元136可以是被配置成经由连接124或126在PIVA设备130与流体源110或监视器120之间发送和接收电子数据的硬件组件。连接124和126被图示为示例性PIVA设备130中的有线连接,所述有线连接也可以用于为PIVA设备130获得电力。替换地,另一电源连接或电池(未示出)可以向PIVA设备130提供电力。尽管被示出为单独的有线连接,但是连接124和126可以是分开的或组合的有线或无线连接。连接124和126可以与流体源110或监视器120的通信组件进行通信,所述流体源110或监视器120可以包括泵111的一部分或者是泵111的一部分。这样的通信可以包括由压力传感器112生成的原始数据、与由压力传感器112进行的测量结果有关的数据、根据在下面描述的方法分析的数据或基于分析的数据而确定的警报信号或控制命令。流体源110或监视器120然后可以基于来自示例性PIVA设备130的通信来采取适当的动作或者呈现适当的信息。

[0066] 图3图示用于使用PIVA系统100来基于PVP测量并分析患者102的状态的示例性PIVA测量和分析方法300的流程图。方法300可以用于确定各种患者状态度量,诸如与患者血压、血容量、呼吸、定位或移动或全身血管阻力有关的度量。方法300可以由评估单元118使用来自压力传感器112的电子压力信号来执行,在一些实施例中,可以在方法300中包括由压力传感器112生成该电子压力信号。

[0067] 方法300从为患者102测量PVP数据信号(块302)开始。可以通过使用压力传感器112的换能器来基于与PVP相关联的物理现象生成指示PVP的电子压力信号来测量PVP数据信号。例如,这可以通过测量IV管104内的压力来完成。因为IV管104经由静脉接入设备106与患者102的外周静脉108流体连接,所以通过压力传感器112测量的IV管104中的压力与患者PVP(即,外周静脉108中的压力)相关联。在PIVA系统100的一些实施例中,IV管104内的压力可以与外周静脉108内的PVP不同,但是在IV管104内测量的压力仍然可以与外周静脉108中的PVP成比例。因此,可以视需要而定调整所测量的PVP数据信号以补偿压力之间的差异。例如,可以基于温度、患者的血液或由流体源110提供的流体的粘度或IV管104的规格或刚性来进行调整。无论是调整还是未调整,由压力传感器112测量的PVP数据信号都准确地表示压力随着时间的推移的变化,包括与呼吸和循环周期相关联的周期性压力变化以及可以指示患者状况变化的非周期性压力变化。类似地,由压力传感器112通过不与IV管104的内部流体接触的组件所生成的PVP数据信号同样地提供患者102的外周静脉108内的压力的表示。PVP数据信号可以由压力传感器112生成的电子压力信号或者可以从该电子压力信

号导出的数据信号。在替代实施例中,可以随着PVP数据信号被生成而实时地评估它,或者可以存储它以供以后分析。取决于用于测量PVP相关现象的组件,可以将PVP数据信号生成或者存储为模拟信号(即,作为某个时间分段上的连续函数或曲线)或数字信号(即,作为表示不同时间的一组离散值)。

[0068] 图4A图示PVP数据信号的时域表示的示例性图表,所述PVP数据信号可以是来自压力传感器112的电子压力信号。该图表图示时域PVP信号402,所述时域PVP信号402示出与患者心跳相关联的压力的周期性增加和减小。附加地,时域PVP信号402展示较慢的周期变化作为患者呼吸的结果。该图表还图示呼吸曲线404,所述呼吸曲线404示出吸气和呼气对时域PVP信号402的影响。由于肺在吸气期间扩张,所以当肺的容量减少时,在外周静脉中测量的压力在吸气期间比在呼气期间高。诸如血容量和患者移动这样的其它因素影响PVP。

[0069] 时域PVP信号402因此是多种影响(周期性的(例如,心率或呼吸)和非周期性的(例如,移动或失血))的组合。因为结果得到的时域PVP信号402将包括来自各种源的噪声,所以可能难以检测可以用作患者状态的指示的小压力变化。因此,如下所述,在一些实施例中,PIVA技术利用PVP数据信号的频域评估。在其它实施例中,时域或混合技术也可以用于评估患者状态或者生成患者状态度量。应该认识到的是,尽管PVP数据信号的时域表示在图4A中被图式地表示为图表以图示数据的显著特征,但是没有必要产生这样的数据信号的图表或其它图形表示。替换地,在一些实施例中,PVP数据信号由评估单元118在不生成时域PVP数据信号的图形表示的情况下处理,或者可以与评估分开地生成图形表示以供用户审查。

[0070] 返回到图3,然后可以从所测量的PVP数据信号获得多个数据值(块304)。评估单元118可以对实况或存储的PVP数据信号的值进行采样以获得所述多个数据值。在一些实施例中,可以在一段时间内以固定间隔对数据值进行采样以获得评估窗口内的多个数据值,所述评估窗口可以包括将与窗口相关联的所述多个数据值存储在临时或永久电子数据存储装置中。在另外的实施例中,可以获得用于多个评估窗口的数据,使得每个评估窗口包括多个数据值。例如,可以将并发时间段识别为单独的评估窗口,或者可以将评估窗口识别为被中间时段分开的时间段(例如,每分钟开始的二十二个评估窗口,因此被四十二中间时段分开)。当评估单元118对实况(连续地更新的)PVP数据信号的值进行采样时,在一些实施例中,可以在滚动基础上更新评估窗口以获得新数据值,同时覆盖固定持续时间的时间段。例如,可以通过添加新样本数据值并且去除最旧的样本数据值来重复地更新评估窗口以维持来自压力传感器112的最近的PVP数据的固定持续时间(例如,五秒、十秒、二十秒或某个其它时间段)的窗口。在评估单元118周期性地获得新样本数据值的更新的情况下,每当接收到新数据值时可以更新窗口(并且可以针对经更新的窗口执行在下面描述的变换和评估)。在替代实施例中,所述多个数据值可以对应于模拟PVP数据信号的连续值,所述模拟PVP数据信号可以由模拟电子设备(其可以是评估单元118的一部分)获得并分析。

[0071] 从所述多个数据值,评估单元118生成与所述多个数据值相对应的频域数据(块306)。可以将这样的频域数据生成为频率分布,所述频率分布将频域中的PVP数据信号表示为与多个频率中的每一个相关联的幅度。这可以包括对表示时域PVP信号的所述多个数据值应用数据变换以产生PVP信号的频域表示。在优选的实施例中,评估单元118对经采样的多个数据值应用快速傅里叶变换(FFT)以生成PVP信号的频域表示。在不同的实施例中,可以实现不同的数据变换(例如,拉普拉斯变换、梅林变换、哈特利变换、短时傅立叶变换、线

调频小波变换、汉克尔变换或任何其它连续或离散变换) 以将数据变换为PVP信号的频域表示。可以周期性地(例如, 每十秒、每分钟或每两秒、在有或没有重叠评估窗口情况下) 应用FFT。在一些实施例中, 设想了可根据频率来识别局部最大值的其它分析技术, 诸如小波变换、自相关或可在时域分段上分离对信号频谱能量含量的贡献的其它信号分析技术。

[0072] 频域数据可以包括多个值, 所述多个值表示基于所述多个数据值在所测量的PVP数据信号中的各种频率分量的幅度。这样的值可以是离散的或者可以是与频率相对应的幅度的曲线的一部分, 该曲线可以通过与有限数目的频率相关联的有限数目的值之间的内插或逼近来生成。尽管FFT算法可以用于产生大效果, 但是可以利用分析信号的频率分量的其它时频变换或其它技术来评估所述多个数据值。例如, 除了其它傅立叶变换之外, 评估还可以包括对所测量的PVP数据信号的小波变换或时频表示。

[0073] 图4B图示与在图4A中的时域中表示的时域PVP信号402相对应的PVP数据信号的频域表示的示例性图表。该图表通过频率曲线406来图示每个频率分量的幅度。通常, 水平轴线表示频率, 而垂直轴线表示幅度。尽管图表是示例性的, 但是可以在该图表中辨别某些典型特征。特别受关注的是与频率(F_N) 相关联的频率曲线406的若干峰值(P_N)。在峰值之间, 看到幅度中的较小变化, 这可以表示与系统中的噪声或患者102的循环系统的伪影(例如, 患者在测量期间的移动、或房室和主动脉瓣的打开和关闭) 或者在示例性PIVA系统100中(例如, 泵噪声) 相关联的时域PVP信号402的较小分量。

[0074] 尽管在图4B中将PVP数据信号的频域表示图示为图表以图示显著特征, 但是应该理解的是, 没有必要产生频域数据的图表或其它图形表示。实际上, 在一些实施例中, 未生成这样的图形表示。替换地, 频域数据由评估单元118作为中间过程来处理, 所述中间过程的结果未被直接地呈现给系统或设备的用户。在一些实施例中, 频域数据可以作为数据列表、数据表或类似的数据结构内的值被存储在暂时性或非暂时性存储器中。

[0075] 在普通状况下, 具有最低频率(F_0) 的峰值(P_0) 对应于患者102的呼吸率, 而具有次最低频率(F_1) 的峰值(P_1) 对应于患者102的心率。在一些实施例中, 可以识别与心率频率(F_1) 的谐波频率(F_H) 相关联的一个或多个谐波峰值(P_H)。这样的谐波峰值(P_H) 与频率曲线406的局部最大值相关联。频率曲线406的接下来两个峰值(P_2) 和(P_3) 是在与心率在二次谐波频率(F_2) 和二次谐波频率(F_3) 下的一次谐波和二次谐波相关联的频率处发生的谐波峰值(P_H)。谐波发生在心率频率(F_1) 的固定倍数处。通常, 这些倍数通常是整数倍。具体地, 实验数据表明一次谐波频率(F_2) 大约是心率频率(F_1) 的两倍, 而二次谐波频率(F_3) 大约是心率频率(F_1) 的三倍。

[0076] 诸如经由评估单元118对所对应的频率(例如, F_1 、 F_2 、 F_3) 的峰值(例如, P_1 、 P_2 、 P_3) 的识别提供用于患者状态(例如, 血液动力学状态) 的后续计算。例如, 所对应的频率(例如, F_1 、 F_2 、 F_3) 的峰值(例如, P_1 、 P_2 、 P_3) 可以用于计算PIVA分数, 如在本文中进一步详述的。

[0077] 尽管未示出, 但是在一些实施例中可以识别与心率的三次和更高次谐波相关联的附加峰值。通常在心率频率(F_1) 的对应顺序整数倍处发生另外的谐波频率(F_4 、 F_5 、 \dots 、 F_N)。例如, 可以通过 F_3 来表示二次谐波频率, 可以通过 F_4 来表示三次谐波频率等。尽管在所观察到的与谐波频率相关联的峰值的频率中存在某种变化, 但是已发现在通常位于高于或低于心率频率(F_1) 的整数倍的心率频率值的大约百分之十(即 $\pm 10\%$) 的范围内发生谐波频率峰值。峰值(P_N) 的幅度之间的关系可以变化, 但是与心率频率(F_1) 相关联的峰值(P_1) 的幅度应

该大于与其谐波频率 (F_2)、(F_3) 等相关联的峰值 (P_2)、(P_3) 等的大幅度。

[0078] 此外,应该注意的是,虽然图4B将频率曲线406图示为许多抛物线峰值(例如, P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3),但是应该期望频域表示的其它图形表示。例如,就系统是一致的(例如,一致的患者呼吸和心率)并且采样率足够高(例如,在时域中测量的数据值的采样率)而言,可以将峰值(例如, P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3)图式地描绘为垂直线(例如,具有不可感知的宽度的抛物线峰值或没有宽度的抛物线峰值)。

[0079] 尽管本公开一般地将呼吸率称为对应于最低频率峰值 (P_0),将心率称为对应于次最低频率峰值 (P_1),依此类推,但是应该领会的是,任何这样的引用是为了说明的容易而做的。为此,在一些实施例中,时域PVP信号可以检测低于呼吸率的一个或多个频率。例如,肠道频率往往与比典型呼吸频率低的频率相关联。在这些实施例中,具有最低频率 (F_0) 的峰值 (P_0) 对应于肠道频率,而具有次最低频率 (F_1) 的峰值 (P_1) 对应于呼吸频率。类似地,心率频率和所对应的谐波频率中的每一个均将分别对应于次最低峰值 (P_2) 和后面的峰值 (P_3 、 P_4 、... P_N)。应该领会的是在一些另外的实施例中,时域PVP信号可以检测到低于呼吸率的多个频率。因此,与呼吸率、心率和心率谐波相对应的峰值指数可以增加被检测为低于呼吸率的频率的数目。因此,除非另外具体地描述,否则对与最低频率峰值 (P_0) 相对应的呼吸率和与次最低频率峰值 (P_1) 相对应的心率频率的任何引用不是限制性的,并且还设想了使所对应的峰值指数偏移通过时域PVP信号检测到的低于呼吸率的频率的数目。

[0080] 再次转向图3,评估单元118进一步识别与PVP信号的频域表示的峰值 (P_N) 相对应的多个频率 (F_N) (块308),诸如频率曲线406。评估单元118可以首先通过比较频域PVP信号值来识别指示PVP信号的频域表示中的峰值 (P_N) 的值,然后识别与所识别的峰值 (P_N) 相关联的对应频率 (F_N)。为了确定峰值 (P_N),评估单元118可以利用各种方法中的任一种来将局部最大值识别为峰值,包括基于对局部最大值的相对幅度的比较、对在每个峰值附近的固定或动态频带的建立或针对局部最大值的半值全宽的比较中的任一种或全部的方法。例如,可以采用带通滤波器来使PVP信号的频域表示的分段分开以进一步识别局部最大值。这在识别谐波峰值 (P_N) 和对应的谐波频率 (F_H) 时可以是特别有用的,因为这样的谐波发生在心率频率 (F_1) 的整数倍处。

[0081] 作为示例,可以使用定中心在为心率频率 (F_1) 的两倍的频率附近并且具有心率频率 (F_1) 的百分之二十的带宽的带通滤波器来定义包含一次谐波峰值 (P_2) 的PVP信号的频域表示的范围。然后可以通过简单地确定与这样的范围内的PVP信号的频域表示的局部最大值相关联的频率来识别一次谐波频率 (F_2)。通过采用这些或其它已知技术,可以将PVP信号的频域表示的峰值 (P_N) 与由循环系统中的噪声或其它较小现象引起的其它局部最大值区分开。

[0082] 一旦与峰值 (P_N) 相关联的所述多个频率 (F_N) 已被识别,则评估单元118可以分析PVP信号的频域表示在一个或多个频率 (F_N) 处的幅度以确定患者状态的一个或多个方面(块310)。这样的分析可以包括确定一个或多个患者状态度量,诸如针对患者102的血容量度量、呼吸容量度量、患者定位度量、患者移动度量、全身血管阻力度量、与全身血管阻力有关的其它度量(例如,平均动脉压、平均静脉压、心输出量)等。例如,患者状态度量可以包括指示患者102的以下血液动力学状态中的一种的血容量度量:低血容量、高血容量或正常血容量。在各种实施例中,可以将患者102的血液动力学状态确定为患者状态的分数或类别。

在另外的实施例中,可以附加地或替换地执行时域分析以评估PVP信号,如本文中别处所讨论的。

[0083] 可以直接地根据一个或多个频率(F_N)或与其相关联的PVP信号的频域表示的幅度来确定一些患者状态度量。例如,可以基于与呼吸频率(F_0)相关联的幅度(即,呼吸峰值(P_0)的幅度)来确定呼吸深度,或者可以基于与心率频率(F_1)相关联的幅度(即,心率峰值(P_1)的幅度)来确定血容量度量。作为另一示例,可以直接地测量或者计算指示患者血液动力学状态(例如,低血容量或高血容量)的血容量度量。

[0084] 例如,如先前提及的,继执行变换之后,评估单元118可以识别所对应的频率(例如, F_1 、 F_2 、 F_3)的峰值(例如, P_1 、 P_2 、 P_3)。然后可以在等式中使用与各种频率(诸如心率频率 F_1 、心率频率的一次谐波 F_2 和心率频率的二次谐波 F_3)相对应的这些单独的峰值(例如, P_1 、 P_2 、 P_3)来计算PIVA分数。表示患者的流体状态的PIVA分数也是对肺毛细血管楔压的推论。因为肺毛细血管楔压是流体状态(例如,低血容量或高血容量)的指示器,所以PIVA分数同样地表示患者的流体状态。

[0085] 在一个实施例中,通过以下来表示用于计算PIVA分数的等式:

$$\begin{aligned} \text{PIVA 分数} &= c_3 \tanh\left(\frac{g_0 + g_1 \text{mag}^{f1} + g_2 \text{mag}^{f2} + g_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) \\ [0086] \quad &+ c_2 \tanh\left(\frac{h_0 + h_1 \text{mag}^{f1} + h_2 \text{mag}^{f2} + h_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) \\ &+ c_1 \tanh\left(\frac{i_0 + i_1 \text{mag}^{f1} + i_2 \text{mag}^{f2} + i_3 \text{mag}^{f3}}{2}\right) + c_0 \end{aligned}$$

[0087] c_0 、 c_1 、 c_2 、 c_3 、 g_0 、 g_1 、 g_2 、 g_3 、 h_0 、 h_1 、 h_2 、 h_3 、 i_0 、 i_1 、 i_2 和 i_3 中的每一个均是常数。 mag^{f1} 、 mag^{f2} 和 mag^{f3} 中的每一个均表示相应的频率(例如, F_1 、 F_2 、 F_3)中的每一个的个别幅度。这些幅度在本文中也通常被称为频率的峰值。例如, mag^{f1} 在本文中可以被称为与心率频率 F_1 相关联的峰值 P_1 。类似地,例如, mag^{f2} 在本文中可以被称为与一次谐波频率 F_2 相关联的峰值 P_2 。类似地,例如, mag^{f3} 在本文中可以被称为与二次谐波频率 F_3 相关联的峰值 P_3 。例如,并且参考图4B,在PIVA等式中称为 mag^{f1} 的 P_1 是心率频率(F_1)的幅度,在PIVA等式中称为 mag^{f2} 的 P_2 是一次谐波频率(F_2)的幅度,并且在PIVA等式中称为 mag^{f3} 的 P_3 是一次谐波频率(F_3)的幅度。

[0088] 评估单元118计算PIVA分数,所述PIVA分数是无单位的。在相关实施例中,PIVA系统100(例如,经由监视器120)显示PIVA分数。通过计算PIVA分数,可以容易地确定患者的流体状态(例如,低血容量、高血容量或水肿)。优选地,所计算出的PIVA分数在95%置信区间的一致性的极限情况下与 $\pm 8\text{mmHg}$ 的肺毛细血管楔压具有一致性。

[0089] 在一个实施例中,还可以在计算PIVA分数(例如,也实现附加常数)时使用与各种频率相对应的附加峰值幅度(例如,与 F_4 三次谐波频率相对应的 P_4)以在计算中得到较大的准确度。

[0090] 在一个实施例中,计算或测量可直接地与谐波频率(F_H)相关联的谐波峰值(P_H)的幅度或幅度变化有关,诸如与在当患者的血液动力学状态是已知的(例如,手术前的基线测量)时的在先时间的幅度的变化有关。作为又一个示例,可以基于心率频率(F_1)随着时间

的推移的变化或者通过测量与心率峰值 (P_1) (例如,半值全宽) 相关联的PVP信号的频域表示的一部分的宽度来确定心率变异性。

[0091] 在一些实施例中,可以基于对与以相同的多个数据值(即,针对相同的评估窗口)为基础的不同的频率峰值 (F_N 和 F_M) 相关联的幅度的比较来确定患者状态度量。例如,与心率频率 F_1 和一次谐波频率 F_2 相关联的幅度的比率可以用于确定患者的血液动力学度量,诸如全身血管阻力或血容量分数。这样的比率在对与谐波频率 (F_H) 相关联的幅度进行归一化以获得更鲁棒且更准确的患者状态度量时可以是特别有用的。类似地,与不同的谐波频率(例如, F_2 和 F_3) 相关联的PVP信号的频域表示的幅度之间的比率可以用于确定患者102的血液动力学状态(例如,血容量)。在另外的实施例中,可以基于对与针对不同的多个数据值(即,针对不同的评估窗口)确定的峰值 (P_N) 的相同的一个或多个频率 (F_N) 相关联的幅度的比较来确定患者状态度量。例如,对与心率频率 F_1 相关联的绝对或相对幅度随着时间的推移的变化的分析可以用于确定血液动力学度量。有关患者状态的信息可以被存储在存储器中,经由监视器120呈现给用户,或者由响应单元116使用来生成并实现响应(例如,呈现警报或者控制流体源110的操作),包括在下面进一步讨论的响应中的任一个。

[0092] 在另外的实施例中,可以在确定一些患者状态度量时使用有关患者的附加信息,或者可以监视这样的附加信息以供与患者状态度量一起使用。例如,可以单独地监视有关患者定位或移动的信息(例如,患者移动度量)以提供用于患者状态度量的上下文或者以补充患者状态度量。为此,可以通过收集有关患者102的定位或移动的数据的附加传感器150来单独监视附加患者度量,或者可以通过对经由压力传感器112监视的PVP信号的分析来确定多个患者度量。例如,可以组合从由压力传感器112测量的PVP(诸如心率频率 F_1 或相关联的幅度 P_1) 导出的患者度量中的突然偏移和来自附加传感器150的测量加速度中的尖峰以确定患者很可能已跌倒。作为另一示例,可以执行对PVP信号的频域分析和对PVP信号的时域分析(例如,波形分析或模式检测)两者以生成患者度量,所述患者度量然后可以被一起组合或者分析以评估患者状态。可以评估附加患者度量以验证对患者状态度量变化的响应的适当性。因此,如果患者状态度量指示在与附加患者度量指示患者移动的相同时间的瞬时状况的可能性,则可以将患者状态度量确定为患者移动的结果,所以可能不需要响应。替换地,如果附加患者度量对于需要走动协助的患者确认指示患者移动或发挥的患者状态度量,则可以生成警报以警告负责人员该患者可能在试图在没有协助的情况下行走。在一些实施例中,附加信息可以包括指示患者状况或限制的信息,诸如由医生或护士输入的患者状况信息。

[0093] 图5A至图5C图示包括诸如来自泵111或其它流体源110的操作的噪声伪影的PVP信号的时域表示的示例性图表。这些示例性图表图示可以由分析组件114执行的处理的各个阶段或类型。图5A图示PVP数据信号502,所述PVP数据信号502包括与泵111不在操作的闲置时间分段相关联的不活动分段502I和与泵111正在操作的活动时间分段相关联的活动分段502A两者。为了示出泵活动对PVP数据信号502的影响,图5A通过在同一时间标度上绘制泵控制信号504来进一步图示泵111的操作。为了简单,泵控制信号504被图示为二进制信号,其中值“1”指示主动泵送而信号“0”指示不活动。然而,在替代实施例中,可以使用替代类型的泵控制信号来控制泵111的功率或操作模式。

[0094] 如图5A中所图示的,泵111在时间 t_0 和 t_1 之间的第一闲置时间分段期间不在操作,

所以此时间分段期间的PVP信号502的值形成不活动泵PVP信号502I。不活动泵PVP信号502I表示不受泵111干扰的与患者102的循环系统中的压力相对应的PVP测量结果。因此,不活动泵PVP信号502I类似于上面描述的时域PVP信号402。因此,如本文所论述的,不活动泵PVP信号502I的值可以用于根据PIVA或其它频域方法来执行进一步分析。如进一步指示的,泵111在紧接在第一闲置时间分段之后的时间 t_1 和 t_2 之间的第一活动时间分段期间操作。第一活动时间分段期间的PVP信号502的值形成活动泵PVP信号502A,其值包括来自泵111的操作的噪声伪影。这样的活动时间分段的噪声伪影抑制PIVA和其它相关分析,所以在进一步分析之前去除、替换或者调整活动泵PVP信号502A是有用的。泵111不在操作的与不活动泵PVP信号502I相关联的附加第二和第三闲置时间分段被进一步图示在时间 t_2 和 t_3 之间和在时间 t_4 和 t_5 之间。泵111正在操作的与活动泵PVP信号502A相关联的附加活动时间分段被图示在时间 t_3 和 t_4 之间。尽管活动时间分段和闲置时间分段在示例性图表中被图示为在时间上相邻,但是一些实施例可以包括既不是任何闲置时间分段的一部分也不是任何活动时间分段的一部分的过渡时段。

[0095] 图5B图示仅包括不活动泵PVP信号502I的示例性清除后的PVP信号508。可以通过简单地去除与活动时间分段相关联的数据值来生成示例性清除后的PVP信号508,从而在清除后的PVP信号508中留下间隙506。为了去除活动时间分段,分析组件114可以首先识别活动时间分段或闲置时间分段中的任何一个或两个中的一个或多个。在一些实施例中,来自泵111的信息(诸如泵控制信号504)可以用于识别活动时间分段或闲置时间分段。然而,在优选的实施例中,分析组件114可以基于PVP信号502的值来识别活动时间分段或闲置时间分段。分析组件114可以基于PVP信号502的值的幅度或值变化来识别活动时间分段或闲置时间分段,如在下面进一步讨论的。

[0096] 一旦被生成,就可以根据本文描述的方法来直接地分析清除后的PVP信号508,或者可以进一步地在变换到频域之前进一步调整清除后的PVP信号508。例如,可以通过基于不活动泵PVP信号502I的周期性使不活动泵PVP信号502I对准为部分地重叠来调整清除后的PVP信号508以去除间隙506。作为另一示例,可以基于不活动泵PVP信号502I来调整清除后的PVP信号508以用估计值填充间隙506,如图5C中所图示的。替换地,不是估计间隙506,而是可经由其它手段(诸如经由将一个不活动泵PVP信号502I的端点连接到第二不活动泵PVP信号的起点的直线(例如,跨越间隙506的直线))来连接不活动泵PVP信号502I。尽管与单个闲置时间分段相关联的不活动泵PVP信号502I在闲置时间分段的持续时间足够长的情况下可能足以对患者状态度量进行频域分析,但是闲置时间分段的持续时间可能太短而无法允许准确的分析。在这样的情况下,在对应的多个闲置时间分段上组合多个不活动泵PVP信号502I通过提供更多的数据以用于评估来便于进一步分析。即便当单独的闲置时间分段足够长以允许频率分析时,也可以通过添加与附加闲置时间分段相关联的附加数据值来改进准确度。

[0097] 图5C图示包括不活动泵PVP信号502I和经估计的PVP信号502E以填充间隙506的示例性调整后的PVP信号510。可以基于清除后的PVP信号508的不活动泵PVP信号502I的值来估计经估计的PVP信号502E的值,如在下面进一步讨论的。通过用经估计的PVP信号502E填充间隙506,结果得到的调整后的PVP信号510可以更好地适于一些类型的进一步分析。具体地,调整后的PVP信号510表示没有来自泵111的操作的噪声伪影的数据的综合时间系列,所

述综合时间系列可以在不用针对泵送的影响进一步调整的情况下被分析。应该注意的是，可以单独从所测量的PVP信号502获得调整后的PVP信号510，而不用参考有关泵111的外在数据。因此，有关泵操作的时间（例如，泵操作的时间段）或泵操作的特性（例如，泵速度、泵容量或由泵生成的噪声伪影的模型）的外在数据不是生成调整后的PVP信号510所需要的。

[0098] 尽管图5C将经估计的PVP信号502E图示为仅填充通过去除活动泵PVP信号502A所创建的间隙506，但是一些实施例可以包括估计整个调整后的PVP信号510。在这样的实施例中，可以用经估计的PVP信号502E替换活动泵PVP信号502A和不活动泵PVP信号502I以生成调整后的PVP信号510。尽管这样的方法可以在一些方面中通过用经估计的PVP信号502E的估计值替换不活动泵PVP信号502I的测量值来降低分析的准确度，但是该方法可以通过消除活动时间分段与闲置时间分段之间的边界处（即，在时间 t_1 、 t_2 、 t_3 和 t_4 处）的不连续来更好地便于进一步分析。在仍然另外的实施例中，可以通过调整在活动时间分段与闲置时间分段之间的边界附近发生的不活动泵PVP信号502I或经估计的PVP信号502E中的一个或多个的值来解决不连续性以使过渡平滑。在任何情况下，活动泵PVP信号502A被从调整后的PVP信号510中排除并且用经估计的PVP信号502E替换。

[0099] 图6图示用于从与患者102的PVP相对应的信号中去除与医疗设备的操作有关的噪声伪影的示例性压力信号滤波方法600的流程图。滤波方法600可以由评估单元118实现以获得PVP信号、对PVP信号进行滤波并分析PVP信号以确定患者状态度量。来自泵111、其它流体源110或类似的医疗设备的操作的噪声伪影可使操作期间的普通PVP测量结果模糊。对于诸如PIVA这样的分析方法，必须在进一步处理之前去除或者以其它方式解决这些噪声伪影以便获得准确的度量。为解决设备噪声伪影的其它方法对比，滤波方法600从包含设备操作的活动时间分段和当设备不活动时的闲置时间分段段的PVP信号中识别并去除与活动时间分段相关联的信号值。为了做这个，获得并处理时域PVP信号（诸如PVP信号502）以去除与活动时间分段相关联的信号值（诸如活动泵PVP信号502A）以生成滤波后的时域PVP信号（诸如清除后的PVP信号508或调整后的PVP信号510）。滤波后的时域PVP信号然后可以被变换到频域并根据本文讨论的方法来分析以确定一个或多个患者状态度量。

[0100] 滤波方法600通过从与患者102的外周静脉中的压力相关联的测量结果获得时域PVP信号（块602）而开始。时域PVP信号可以由压力传感器112直接地生成或者可以从传感器测量结果导出，如在本文中别处所讨论的。如在本文中别处所描述的，可以通过监视压力传感器112或者通过访问存储的PVP数据信号来获得时域PVP信号。在一些实施例中，评估单元118可以监视并记录来自换能器的数据以生成时域PVP信号。时域PVP信号可以包括下列中的每一种的一个或多个：(i) 泵111正在操作（即，主动地泵送）的活动时间分段以及(ii) 泵111不在操作（即，不主动地泵送）的闲置时间分段。活动时间分段和闲置时间分段可以周期性或非周期性地交替。尽管泵111可以被配置成以在正常使用过程中固有地产生活动时间分段和闲置时间分段两者的这样一种方式操作，但是活动时间分段是泵111正在通过活动操作来生成噪声伪影的时段，然而闲置时间分段是泵111未在通过被动或不活动操作来生成明显的噪声伪影的时段（例如，周期泵送之间的休息时间）。为了使得能实现对所测量的PVP的进一步分析，评估单元118可以识别活动时间分段和闲置时间分段并对它们进行滤波。

[0101] 因此，滤波方法600可以识别与活动时间分段或闲置时间分段相关联的时域PVP信

号的值(块604)。评估单元118可以基于时域PVP信号的值来自动地识别活动时间分段、闲置时间分段或活动时间分段和闲置时间分段两者。在优选的实施例中,评估单元111可以单独基于对时域PVP信号的分析来识别时间分段,而不用参考未被包含在时域PVP信号中或者从时域PVP信号导出的有关泵111的特性或操作状态的附加外在信息(例如,先前确定的泵操作参数或控制泵的操作的控制信号)。因此,评估单元118可以不管泵111的特性、配置或设定并且在无需对评估单元118进行调整或进一步配置的情况下以相同的方式识别时间分段。在各种实施例中,评估单元118可以基于时域PVP信号的值的幅度或者基于时域PVP信号的值的幅度变化来自动地识别时间分段。可以单独地或者在包含多个值的集合中根据应用于集合的一个或多个集合度量来分析值。

[0102] 对于时域PVP信号的个别值,可以将多个值中的每一个与一个或多个阈值水平相比较以确定该值是与活动时间分段还是闲置时间分段内的时间相关联。例如,可以将高于上限阈值水平的值识别为与活动时间分段相关联,或者可以将低于下限阈值水平的值识别为与闲置时间分段相关联。可以基于这样的比较来对值进行分组以识别活动时间分段和闲置时间分段。虽然在一些实施例中上限阈值水平和下阈值水平可以是相同的,但是在其它实施例中它们可以是不同的水平。当不同时,存在不能将值指派给活动时间分段或闲置时间分段的不确定范围。可以基于周围的时间分段进一步分析这样的不确定值以确定这样的不确定值是属于活动时间分段、闲置时间分段还是过渡时间分段。在一些实施例中,异常值可以被丢弃或者基于在时间上围绕此类异常值(即,在异常值之前和之后)的值被识别为活动或闲置时间分段的一部分。为了更完全地去除噪声伪影,可以在一些实施例中出于生成滤波后的时域PVP信号的目的将过渡时间分段视为活动时间分段。

[0103] 对于时域PVP信号的值的集合,可以使用一个或多个集合度量来分析每个集合以确定该集合是否与活动或闲置时间分段相关联。在优选的实施例中,每个集合包含在时间上相邻的时域PVP信号的值,从而形成PVP信号的值的时间系列。因此,每个集合与集合特定时间段相关联并且包括与该集合特定时间段内的时间相关联的值。集合的集合特定时间段可以覆盖固定持续时间或者可以具有可变持续时间,并且集合特定时间段可以是重叠的或非重叠的。集合可以包括来自时域PVP信号的采样值,或者集合可以包括与对应集合的集合特定时间段内的时间相关联的时域PVP信号的所有值。在特别优选的实施例中,集合特定时间段可以是非重叠的,但是相邻集合覆盖分析时间段内的所有时间段,对于所述时间段来说数据在时域PVP信号的不间断持续时间内可用,使得分析时间段内的时域PVP信号的每个值在这些集合中的确切一个中。因此,可以通过将集合识别为与活动时间分段或闲置时间分段相关联来将活动时间分段或闲置时间分段识别为一个或多个集合的合集。

[0104] 为了将集合识别为与活动或闲置时间分段相关联,可以使用一个或多个集合度量来评估该集合内的时域PVP信号的值。集合度量可以包括确定平均值、最大值、最小值、最大值与最小值之间的距离、值之间的平均变化(或其绝对值)、集合的方差或集合中的值的另一度量的函数。一旦已通过评估集合的值确定了集合度量,就可以对照与该集合度量相关联的集合阈值水平来比较该集合度量以将该集合识别为与活动时间分段或闲置时间分段相关联。例如,集合可以在集合度量高于用于该集合度量的集合阈值水平时被识别为与活动时间分段相关联,而在集合度量低于用于该集合度量的集合阈值水平时与闲置时间分段相关联。

[0105] 在一些实施例中,集合度量可以确定集合内的值之间的变化,诸如变化率。这样的变化率可以是平均变化率、最大变化率或值之间的变化的其它量度。有关值之间的变化或变化率的集合度量可以用于通过对照与主动泵送的开始或停止相关联的阈值进行比较而确定活动或闲置时间分段的开始时间或结束时间。PVP可以在泵111在活动时间分段开始时开始主动泵送时飙升,而在泵111在活动时间分段结束时停止主动泵送时陡然地下降。因此,时域PVP信号的值中的大而快速的变化可以用于识别活动时间分段和闲置时间分段的开始或结束。例如,可以通过确定变化或变化率集合度量高于泵送开始阈值来识别活动时间分段的开始时间,并且可以通过确定变化或变化率集合度量低于泵送停止阈值来识别闲置时间分段的开始时间。然后可以基于这样的开始或结束时间来识别活动时间分段和闲置时间分段。

[0106] 一旦在时域PVP信号中识别了活动时间分段和闲置时间分段,则评估单元118可以生成滤波后的时域PVP信号(块606)。滤波后的时域PVP信号可以是具有经估计的PVP信号502E的调整后的PVP信号510(如图5C中所图示的)或者可以替代地是简单地去除活动泵PVP信号502A的清除后的PVP信号508(如图5B中所图示的)。滤波后的时域PVP信号是基于时域PVP信号而生成的并且排除与活动时间分段相关联的时域PVP信号的值。与试图通过估计并去除噪声伪影本身来校正泵噪声伪影的其它方法对比,滤波方法600估计在泵111尚不在操作的情况下PVP信号将会是什么。

[0107] 如上面在清除后的时域PVP信号508中图示的,可以通过从时域PVP信号中去除与一个或多个识别的活动时间段相关联的值来生成滤波后的时域PVP信号。在时域PVP信号包括顺序时间系列的离散值的情况下,可以通过去除通过那些值对应的时间被识别为落入活动时间分段内的那些值来生成滤波后的时域PVP信号,从而留下与落入闲置时间分段内的时间相对应的一个或多个顺序时间系列的离散值。在一些实施例中,可以在进一步分析之前进一步对滤波后的时域PVP信号进行调整或者归一化。例如,可以将与闲置时间分段相关联的剩余值拼合在一起以避免在滤波后的时域PVP信号中具有间隙(诸如间隙506)。为了做这个,可以识别多个闲置时间分段中的每一个内的对应值,并且可以通过使这些识别的对应值对准来组合闲置时间分段。因此,一个闲置时间分段的开始可以与前一个闲置时间分段的结束对准,使得周期(即,患者的心动周期)被对准。这可能进一步需要去除或者混合闲置时间分段中的一个或两个的重叠值以产生不间断滤波后的时域PVP信号。

[0108] 如上面在调整后的PVP信号510中图示的,可以替换地通过用取代值替换与一个或多个识别的活动时间段相关联的值来生成滤波后的时域PVP信号。取代值是基于与时域PVP信号中的一个或多个闲置时间分段相关联的值来确定的。因此,可以通过将与闲置时间分段相关联的时域PVP信号的值与用于活动时间分段的取代值组合以产生值的不间断信号或时间序列来生成滤波后的时域PVP信号。在一些实施例中,可以通过基于通过回归分析、主分量分析或类似的技术所确定的模型来估计用于活动时间分段的值而生成取代值。可以通过对与闲置时间分段相关联的值的普通最小二乘回归来估计模型参数。然而,在优选的实施例中,可以通过对与闲置时间分段相关联的值的三次回归来估计模型,这在许多情况下为PVP信号产生改进的结果。在一些实施例中,可以在活动时间分段与闲置时间分段之间的边界附近调整取代值以便使闲置时间分段值与取代值之间的过渡平滑。在另外的实施例中,可以针对活动时间分段和闲置时间分段两者来估计取代值,在此情况下两者的值都

可以用经估计的取代值替换以生成滤波后的时域PVP信号。这样的滤波后的时域PVP信号在一些情况下可以是有益的,因为这样的信号避免信号在活动时间分段与闲置时间分段之间的边界处的中断或不连续。

[0109] 一旦已在一个或多个时间段(诸如上面讨论的评估窗口)内生成了滤波后的时域PVP信号,则评估单元118可以通过从一个或多个滤波后的时域PVP信号生成频域PVP数据(块608)来进一步分析数据。以与在本文中别处讨论的方式类似的方式,可以对滤波后的时域PVP信号应用时频变换(诸如FFT)以生成频域PVP数据作为PVP在频域中在滤波以去除来自泵111的操作的噪声伪影之后的表示。可以将这样的频域PVP数据生成为与一个或多个滤波后的时域PVP信号相关联的频率分布。通过使用滤波后的时域PVP信号来生成频域PVP数据,不管通过泵操作所生成的噪声伪影如何,都可针对连接到周期性地操作的泵111的患者来分析PVP。如果泵111被直接地连接到患者的循环系统,则本文描述的方法使得能够以操作速率进行分析,直到闲置时间分段对于可靠滤波变得太短且太稀少的点(例如,对于使用诸如由百特国际公司所生产的SIGMA Spectrum®输液系统这样的输液泵的具有典型心率和呼吸率的大多数成人患者来说为约250cc/分钟)为止。在一个实施例中,评估单元118进一步对频域PVP数据进行归一化。例如,评估单元118可以对频域PVP数据进行归一化以考虑闲置时间分段。然后可以进一步分析频域数据以确定一个或多个患者状态度量(块610)。这样的频域分析可以包括对频率峰值(F_N)的频率或幅度的分析,如在本文中别处更详细地讨论的。在一些实施例中,这可以包括比较频域PVP数据以确定患者状态度量的变化。

[0110] 因为频率和相关联的幅度的变化的比较对于经由患者状态度量来监视患者状况是特别有用的,所以接下来描述这样的比较的讨论。在另外的实施例中,可以同样地执行在时域中跨越多个时间段比较PVP信号的度量的类似的方法以监视患者状况。图7图示用于基于对与不同的时间相关联的PVP信号的频域表示的比较来识别患者状态的变化的示例性PIVA比较方法700。PIVA比较方法700可以由评估单元118和响应单元116来实现以确定并响应于时间段之间的患者状态的变化。例如,评估单元118可以基于在多个时间段期间接收到的电子压力信号来确定并比较PVP的频域表示以确定患者度量的变化,诸如血压、血容量、呼吸、定位或移动或全身血管阻力。具体地,评估单元118可以比较与在每个时间段内确定的频率分布中的峰值(P_N)的频率(F_N)相关联的相对或绝对幅度以识别患者状态的变化,所述患者状态的变化可以由响应单元118使用来确定并实现响应动作。

[0111] 示例性方法700通过获得与第一时间段相关联的第一频率分布(块702)并且获得与第二时间段相关联的第二频率分布(块704)而开始。如上所述,第一频率分布和第二频率分布中的每一个均可以通过方法300或滤波方法600生成为与来自PVP数据信号中的多个数据值相对应的频域数据。第一时间段和第二时间段可以对应于第一评估窗口和第二评估窗口,如上面所讨论的,每个评估窗口与由评估单元118采样或者接收到的多个数据值相关联。如上面所讨论的,用于第一评估窗口和第二评估窗口中的每一个的数据值可以被存储在易失性或非易失性存储器中,直到被评估单元116需要以生成频率分布为止。替换地,可以直接地存储频率分布或与频率分布相关联的信息(例如,频率峰值和相关联的幅度)以供比较。在一些实施例中,第一频率分布和第二频率分布可以是在被预定间隔分开的时间处开始的固定持续时间的时间段内来自传感器112的PVP信号的频域表示。例如,可以通过比较在患者监视期间在第一评估窗口和第二评估窗口内生成的频率分布的频率峰值(F_N)的

幅度来在对患者102的实时监视期间在滚动基础上(即,周期性地或者当新PVP数据变得可用时)实现方法700。第一时段和第二时段可以部分地重叠,在时间上相邻或者被中间时段分开。

[0112] 评估单元116可以接下来识别一个或多个感兴趣峰值以用于确定患者状态度量(块706)。可以在第一频率分布和第二频率分布中的一个或两个中识别感兴趣峰值。在一些情况下,可以基于为患者102生成的基线频率分布中的峰值(P_N)来确定一个或多个感兴趣峰值,所述基线频率分布可以是第一频率分布或附加在先频率分布。可以例如在排程的手术之前确定基线频率分布以建立基线以用于以后的患者状态监视。可以基于相关联的频率(F_N) (诸如通过识别呼吸频率(F_0)或心率频率(F_1))来识别感兴趣峰值。在一些实施例中,感兴趣峰值可以包括多个这样的峰值,诸如与一次谐波频率(F_2)和二次谐波频率(F_3)相关联的峰值(P_2)和(P_3)。在一些状况下,可能不可在两个频率分布中识别所有感兴趣峰值。例如,在循环系统的急性衰竭期间,全身血管阻力可能显著地减小并且与谐波频率(F_2, F_3, \dots, F_N)相关联的峰值可能不是可辨别的。因此,与谐波频率(F_2, F_3, \dots, F_N)相关联的峰值在第一频率分布中可能是可识别的,而在第二频率分布中不是可识别的。然而,可以通过对第一频率分布和第二频率分布的比较来确定谐波频率(F_2, F_3, \dots, F_N)处的频率分布的幅度变化。

[0113] 基于所识别的一个或多个感兴趣峰值,评估单元116可以通过对第一频率分布和第二频率分布的比较来进一步确定患者状态(或患者状态的变化)(块708)。确定患者状态可以包括对与第一频率分布与第二频率分布之间的相同的一个或多个频率(F_N)相关联的幅度的比较、对与第一频率分布与第二频率分布之间的频率相关联的多个幅度的函数的值的比较(例如,对峰值幅度的比率的比较)、对与第一频率分布与第二频率分布之间的一个或多个峰值(P_N)相关联的频率(F_N) (例如,呼吸频率或心率频率的变化)的比较或对与患者状态相关联的其它度量的比较。在一些实施例中,可以基于度量变化超过阈值水平来确定患者状态。例如,与第二频率分布中的心率频率(F_1)相关联的幅度减小至与第一频率分布中的心率频率(F_1)相关联的对应幅度的80%以下可以指示患者102中的低血容量。作为另一示例,取决于与心率频率(F_1)相关联的幅度是否且如何改变,在第一频率分布与第二频率分布之间的和一次谐波频率(F_2)相关联的幅度与和心率频率(F_1)相关联的幅度的比率减小超过预定阈值可以指示高血容量或低血容量。在本文中别处更详细地讨论特别受关注的比较。

[0114] 关于患者血液动力学状态或血容量,对涉及谐波频率(F_H)中的一个或多个的比较特别受关注。因为与谐波频率(F_H)相关联的频率分布值与和心率频率(F_1)相关联的值相比对血容量变化更敏感,所以监视与谐波频率(F_H)相关联的值的的变化可以提供患者血液动力学状态的更早或更清楚的指示。例如,与同时和同一患者中的心率频率(F_1)相关联的值的对应变化相比,与一次谐波频率(F_2) (或其它谐波频率)相关联的频率分布的值的幅度的急剧增加或减小可能更加明显。因此,可以使用谐波频率(F_H)来生成血容量度量。可以将这样的度量确定为谐波频率(F_H)的函数、谐波频率(F_H)的频率值的比率、与谐波频率(F_H)相关联的幅度、与谐波频率(F_H)相关联的幅度的比率或这些中的任一个的变化。可以在当前值之前,在时间上以固定间隔对照基线或者对照先前确定的值来测量这样的变化。在一些实施例中,可以对照其它相关值(诸如与呼吸率频率(F_0)或心率频率(F_1)相关联的频率或幅度)来比较与谐波频率(F_H)相关联的频率或幅度。例如,可以通过对照心率频率(F_1)的比较对一个

或多个谐波频率 (F_H) 进行归一化。这样的归一化值可以被确定为幅度的比率并且可以被用作血容量度量来评估患者102的血液动力学状态。在各种实施例中,可以确定并使用至少部分地基于一个或多个谐波频率 (F_H) 的频率和幅度值的其它类似的血容量度量来评估患者102的血液动力学状态。

[0115] 一旦患者状态已被确定,响应单元116就可以确定响应是否是需要的并且使任何需要的响应被实现(块510)。这可以包括基于患者状态度量来确定患者状况。附加地或替换地,评估单元118或响应单元116可以使所确定的患者状态的指示器被存储或者经由监视器120呈现(块510)。如果响应单元116确定响应是需要的,则响应单元116可以进一步确定适于解决所识别的患者状态的一个或多个响应。这样的响应可以包括生成患者状态异常的警报或其它警告,所述警报或其它警告可以包括有关患者状况的信息。警报或警告可以经由监视器120来呈现或者可以被传送到另一设备以供呈现。警报或警告可以包括对要响应于患者状态而采取的一个或多个动作的推荐。例如,推荐可以包括对针对患者102的流体疗法的调整,所述调整可以包括施用一种或多种血管加压剂或血管扩张剂的推荐。这样的推荐可以由响应单元116确定为所需要的响应的一部分。在一些实施例中,这可以包括向用户设备(例如,由医师、护士或技术人员使用来监视患者状况的工作站或移动设备)发送电子通信。

[0116] 响应可以类似地包括控制流体源110以调整到患者102的流体流。可以控制流体源110以增加或者减小到患者102的流体流的速率,包括启动或者停止流体流。在一些实施例中,响应可以包括控制流体源110(或连接到流体源110的设备)以向患者102施用一种或多种药物。例如,可以控制流体源110以在经由IV管104和静脉接入设备106递送到外周静脉108的流体中施用一种或多种血管加压剂或血管扩张剂。在流体源110包括泵的情况下,响应可以包括控制泵的操作,诸如通过增加或者减小泵速度、流率或操作的模式以及启动或者停止泵。在一些实施例中,可以控制流体源110以经由流体向患者102施用一定量的药物。例如,可以控制流体源110以将一定量的药物添加到流体。在本文中别处更详细地进一步描述利用PIVA系统100的具体分析和响应方法的附加实施例。

[0117] PIVA模块

[0118] PIVA系统100可以执行若干信号滤波和信号处理步骤(例如,从生理信号中去除噪声伪影、对生理信号执行FFT、经由本文先前公开的等式计算PIVA分数作为对肺毛细血管楔压的推论以及其它相关功能)。在一个实施例中,PIVA系统100经由PIVA模块800执行这些步骤和其它步骤。尽管参考图8中图示的框图来描述PIVA模块800,但是应领会的是,可以使用执行与PIVA模块800相关联的行为的许多其它配置和方法。例如,可以改变一些块的次序,可以将某些块与其它块组合,并且所描述的一些块可以是可选的。

[0119] 如图8中所图示的,PIVA模块800包括噪声模块802、信号质量指数模块804、脉搏率模块806、FFT模块808和呼吸率模块810。

[0120] PIVA模块800接收至少一个输入。例如,PIVA模块800可以从模数转换器接收数字信号。该数字信号可以表示患者生理参数,诸如患者的外周静脉内压。应该领会的是,设想了许多其它生理参数,诸如其它侵入性静脉压、侵入性动脉压、非侵入性静脉压、非侵入性动脉压和其它类似的参数。在一个示例中,数字信号是从医疗设备导出的,所述医疗设备诸如与患者的静脉流体连接的压力换能器。

[0121] 同样地,PIVA模块800递送输出。例如,PIVA模块800可以输出与PIVA系统100有关的信号质量指数(SQI)、患者的呼吸率(RR)、患者的脉搏率(PR)以及患者的PIVA分数。

[0122] 噪声模块

[0123] 响应于接收到数字信号,PIVA模块800可以执行滤波和处理。在一个实施例中,经由噪声模块802处理数字信号以消除噪声伪影,诸如与泵的操作相关联的那些噪声伪影。例如,噪声模块802可执行向前-向后斜率计算以识别存在噪声的数字信号的分段。在一个实施例中,噪声模块802执行若干处理步骤以从信号中消除噪声伪影。在一个实施例中,处理包括级联堆栈处理。这可以有利地提供用于回归特征计算、块过程、滤波等的实时处理和高效抽取。

[0124] 更具体地,噪声模块802可以评估数字信号,识别信号的正斜率大于特定阈值(例如,信号尖峰)的点,并且将数字信号的此部分表征为噪声开始点。这通常可以被表征为基于斜率的突发检测。类似地,噪声模块802可以评估数字信号,识别数字信号的负斜率小于特定阈值(例如,信号下降)的点并且将信号的此部分表征为噪声结束点。可以通过取数字信号的导数来计算斜率。

[0125] 在一个示例中,噪声模块802实现足以用于局部参数估计(例如,用于实时处理)的滑动窗口堆栈大小。噪声模块802确定在特定堆栈内的峰值(例如,通常与信号噪声相关联的峰值)的每侧的斜率窗口大小。例如,计算斜率:

$$[0126] \quad \text{ForwardSlope} = S \{X[p-wdex] - X[p]\} / (p-wdex)$$

$$[0127] \quad \text{BackwardSlope} = S \{X[p] - X[p-wdex]\} / (p-wdex)$$

[0128] 优选地,针对大范围的泵速率测试斜率窗口之间的间距。噪声模块802还可以计算向前斜率与向后斜率之间的对称点。对称点可以推理峰值噪声定位。在一个实施例中,高斜率和/或高振幅噪声被检测。

[0129] 基于斜率的突发检测是自适应输入信号调节过程,所述自适应输入信号调节过程提供用于实时噪声消除。例如,噪声模块802识别噪声开始时间和噪声停止时间,去除噪声开始时间与噪声停止时间之间的信号(例如,级联信号)。换句话说,一旦噪声分段被识别(例如,噪声开始点与噪声结束点之间的信号部分),噪声模块802就可以从数字信号中删除该分段(例如,以产生级联信号或分段信号)。

[0130] 同样地,例如,噪声模块802还可以执行镜像匹配滤波以填充级联信号的间隙。更具体地,在符号调整后的向前斜率和向后斜率之间的大于阈值的信号范围(例如,信号噪声区域)用对称地分割的相邻区域的镜像图像替换。在一个实施例中,镜像匹配滤波涉及从前面(例如,从噪声结束点)和后面(例如,从噪声开始点)填充每个间隙。在不同的实施例中,镜像匹配滤波涉及使用被存储在存储器(例如,缓冲存储器)中的在先数字信号数据来填充间隙。例如,噪声模块802检索缓冲器堆栈存储器并且从信号的正向和/或反向填充合成数据。在一个实施例中,针对从25Hz到250Hz的泵速率来优化缓冲器和窗口大小。

[0131] 由噪声模块802执行的处理(包括基于斜率的突发检测和后续镜像匹配)有利地从信号中消除噪声伪影。例如,在泵速率高达每小时250mL情况下,噪声模块802在泵送间隔之间具有至少0.74秒;这是用于低脉搏率的患者获取适当的信号所必要的。优选地,最终结果是已消除了噪声伪影的清除后的信号。在噪声模块802之后,PIVA模块800可以对清除后的信号执行附加处理。

[0132] 信号质量指数模块

[0133] 在一个实施例中,可以经由信号质量指数模块804处理清除后的信号以获得与PIVA系统100有关的SQI。例如,信号质量指数模块804可以包括清除后的信号(例如,波形)的自相关,所述自相关可以包括确定零交叉均值和零交叉的标准偏差两者。零交叉分析可以有用地用于计算SQI。响应于经由信号质量指数模块804处理,PIVA模块800可以输出SQI。

[0134] 更具体地,确定信号质量包括分析信号的自相关。自相关可包括将原始数字信号置于它本身之上(例如,将原始数字信号置于清除后的信号之上)。当在零交叉中存在与零交叉率大致相同的统计扩展时,信号可以是无用信号。例如,当零交叉的标准偏差与零交叉事件的数目类似时,信号可以是无用的。计算信号质量:

[0135] $ZCSD = \text{Autozerocross} - \text{zerocrossSD}$

[0136] 信号质量 = $\sqrt{\text{abs}(ZCSD) / (\text{autozerocross} + \text{zerocrossSD})}$

[0137] 这个计算出的信号质量值可以被显示为信号质量百分比并且作为SQI递送。

[0138] 在一个实施例中,如果信号质量被确定为“低”质量,则与PIVA模块800通信的监视器将显示具体图形用户界面。例如,监视器可以指示“差信号质量”。类似地,监视器可以包括信号质量故障排除推荐。例如,监视器可以建议(1)检查患者状态,(2)检查IV导管是否有位移、空气和扭结,(3)检查泵速率以确保它低于每小时250mL,(4)检查患者移动,(5)识别设备可能不兼容与不止一个输液泵一起使用,并且(6)刷新并确认IV导管后退。

[0139] 脉搏率模块

[0140] 在相关实施例中,可以经由脉搏率模块806处理清除后的信号以获得患者的PR。例如,脉搏率模块806可以使用双侧斜率检测来确定清除后的信号的顶部频谱峰值。在示例实施例中,双侧斜率检测是用硬件或软件实现的带通滤波(例如,高通和/或低通滤波器)的形式。响应于经由脉搏率模块806处理,PIVA模块800可以输出PR。

[0141] 更具体地,处理包括级联堆栈处理。这可以有用地提供用于回归特征计算、块过程、滤波等的实时处理和高效抽取。

[0142] 在一个实施例中,脉搏率模块806实现用于周期性确定的自相关处理以计算脉搏率(在本文中也称为心率或HR)。例如,脉搏率模块806使用8192样本块大小,所述8192样本块大小也可以是被以相反次序处理以得到正确的周期性特征的堆栈缓冲器大小。脉搏率模块806可以实现可选重叠间隔。作为示例,默认间隔可以是具有500个样本的一秒间隔。脉搏率模块806可以计算针对滞后(例如,0到4000,与最多8秒的周期性有关)的自相关。脉搏率模块806可以使用如先前描述的向前和向后斜率检测来计算峰值关联的滞后(例如,17个峰值关联的滞后)。脉搏率模块806可以对零交叉时段和标准偏差进行滤波。脉搏率模块806可以计算子谐波之间的滤波后的平均间距。脉搏率模块806可以计算HR估计。

[0143] 在一个实施例中,脉搏率模块806实现频谱处理(FFT)以确定HR。例如,脉搏率模块806使用8192点块大小,所述8192点块大小可以优选地不包括窗口函数。脉搏率模块806可以通过向前和向后斜率技术来确定频谱峰值。脉搏率模块806可以使用零次谐波作为部分HR估计。与自相关推理的重复率无关的频谱幅度关联的峰值被相应地识别。频谱幅度峰值识别可以用于计算呼吸率或脉搏率(例如,经由一个离散峰值)以及容量指数或患者流体状态(例如,经由多个峰值)。频谱幅度峰值识别的讨论被包括在下面的FFT模块部分中。

[0144] 在相关实施例中,脉搏率模块806实现FFT以细化经由自相关先前确定的HR。在此

实施例中,经由自相关最初计算的HR是部分HR估计。

[0145] 在另一实施例中,脉搏率模块806还计算心率变异性 (HRV) 和HRV变异性。例如,因为脉搏率模块806正在滑动窗口上执行峰值检测,所以脉搏率模块806可确定数据如何改变或者变化,并且因此确定HRV和HRV变异性。

[0146] FFT模块

[0147] 在相关实施例中,可以经由FFT模块808处理清除后的信号以获得患者的PIVA分数。例如,FFT模块808可以对清除后的信号执行频谱分析以获得幅度。这些FFT幅度频谱可以用于计算PIVA分数(如在下面更详细地描述)。响应于经由FFT模块808处理,PIVA模块800可以输出PIVA分数。

[0148] 更具体地,FFT模块808用于识别频谱幅度峰值,所述频谱幅度峰值随后用于计算容量指数(例如,多个峰值)。在一个实施例中,处理包括级联堆栈处理。这可以有利地提供用于回归特征计算、块过程、滤波等的实时处理和高效抽取。

[0149] FFT模块808实现频谱处理以识别频谱幅度峰值。在一个实施例中,对单独的幅度峰值的识别包括:利用通过自相关脉搏率的指导来协助的最大找到的向前向后斜率变化,找到傅立叶变换的幅度峰值。

[0150] 在一个实施例中,通过以下来表示用于计算PIVA分数的等式:

$$\begin{aligned}
 \text{PIVA 分数} &= c_3 \tanh \left(\frac{g_0 + g_1 \text{mag}^{f1} + g_2 \text{mag}^{f2} + g_3 \text{mag}^{f3}}{2} \right) \\
 [0151] \quad &+ c_2 \tanh \left(\frac{h_0 + h_1 \text{mag}^{f1} + h_2 \text{mag}^{f2} + h_3 \text{mag}^{f3}}{2} \right) \\
 &+ c_1 \tanh \left(\frac{i_0 + i_1 \text{mag}^{f1} + i_2 \text{mag}^{f2} + i_3 \text{mag}^{f3}}{2} \right) + c_0
 \end{aligned}$$

[0152] c_0 、 c_1 、 c_2 、 c_3 、 g_0 、 g_1 、 g_2 、 g_3 、 h_0 、 h_1 、 h_2 、 h_3 、 i_0 、 i_1 、 i_2 和 i_3 中的每一个都是常数。 mag^{f1} 、 mag^{f2} 和 mag^{f3} 中的每一个均表示相应的频率(例如, F_1 、 F_2 、 F_3)中的每一个的个别幅度。这些幅度在本文中通常被称为频率的峰值。例如, mag^{f1} 也可以在本文中被称为峰值与心率频率 F_1 相关联的 P_1 。类似地,例如, mag^{f2} 也可以在本文中被称为与一次谐波频率 F_2 相关联的峰值 P_2 。类似地,例如, mag^{f3} 也可以在本文中被称为与二次谐波频率 F_3 相关联的峰值 P_3 。例如,并且参考图4B,在PIVA等式中称为 mag^{f1} 的 P_1 是心率频率(F_1)的幅度,在PIVA等式中称为 mag^{f2} 的 P_2 是一次谐波频率(F_2)的幅度,并且在PIVA等式中称为 mag^{f3} 的 P_3 是一次谐波频率(F_3)的幅度。

[0153] 用于确定PIVA分数与患者的肺毛细血管楔压之间的关系的附加方式包括对数据的拟合进行用于优化低复杂性和低误差解的进化算法以及使用用于创建值之间的非线性关系的双曲正切函数的节点来用训练和验证集对数据进行神经网络映射。

[0154] 在相关实施例中,FFT模块808执行计算容量指数的算法方法。例如,FFT模块808执行初始最小二乘法以分析个别幅度(例如, F_1 、 F_2 、 F_3 等)并且随后计算用于容量指数的最佳拟合。替换地,可将用于容量指数的最佳拟合表征为用于肺毛细血管楔压的最佳拟合。响应于生成最佳拟合,FFT模块808可以将该最佳拟合用于后续迭代以计算容量指数。在此示例

中,后续迭代可以允许实现PIVA分数的附加计算。

[0155] 呼吸率模块

[0156] 在一个实施例中,还可以经由呼吸率模块810处理清除后的信号以获得患者的RR。例如,呼吸率模块810可以通过高通滤波器对清除后的信号进行滤波。呼吸率模块可以进一步执行回归离散分析(例如, $\sin()$ + $\cos()$)和相关ArcTan(y/x)的计算以确定RR。响应于经由呼吸率模块810处理,PIVA模块800可以输出RR。

[0157] 确定呼吸率可以包括基于差分相角滤波来使用数字线性FM鉴别器。如上所述,在此确定之前,计算脉搏率。然后复制脉搏率数据。呼吸率模块810对信号应用数字高通滤波器。例如,高通滤波器使呼吸率频率范围隔离并且允许数据的拟合以提取呼吸率。

[0158] 更具体地,输入信号被高通滤波以用于最大易变性检测。呼吸率模块810执行正交的回归滤波:

[0159] $\text{Cosine}(2*\text{PI}*n*k)$ 和

[0160] $\text{Sin}(2*\text{PI}*n*k)$

[0161] 并且然后计算滤波后的正交项的滤波后的ArcTan()。呼吸率模块810计算滤波后的ArcTan()角度的导数。在一个实施例中,呼吸率模块810进一步对滤波后的ArcTan()角度的导数进行轻滤波。呼吸率模块810然后可以估计支配基带频率。将估值乘以60在每分钟基础上提供呼吸率。

[0162] 在不同的实施例中,直接地经由FFT信号确定患者的RR。例如,如先前陈述的并且参考图4B,在普通条件下,具有最低频率(F_0)的峰值(P_0)对应于患者102的呼吸率。同样地,具有次最低频率(F_1)的峰值(P_1)对应于患者102的心率。因此,可直接地经由相应的峰值 P_0 和 P_1 的幅度容易确定患者的RR(和HR)。

[0163] PIVA系统

[0164] 图9图示包括在本文中先前描述的PIVA模块800的示例性PIVA系统900的框图。除了PIVA模块800之外,PIVA系统900还可以包括在PIVA模块800上运行的处理器902和存储器904。例如,PIVA模块800可以包括通信地耦合到一个或多个存储器设备904的一个或多个物理处理器902。

[0165] 物理处理器(诸如处理器902)指代能够执行对算术、逻辑和/或I/O操作进行编码的指令的设备。在一个说明性示例中,处理器可以遵循冯·诺依曼架构模型并且可以包括算术逻辑单元(ALU)、控制单元和多个寄存器。在一个示例中,处理器可以是通常能够一次执行一个指令(或者处理指令的单条流水线)的单核心处理器或可以同时地执行多条指令的多核心处理器。在另一示例中,处理器可以被实现为单个集成电路、两个或更多个集成电路,或者可以是多芯片模块的组件(例如,其中单独的微处理器管芯被包括在单个集成电路封装中并且因此共享单个插口)。处理器还可以被称为中枢处理单元(CPU)。存储器设备(诸如存储器设备904)指代易失性或非易失性存储器设备,诸如RAM、ROM、EEPROM或能够存储数据的任何其它设备。本地连接(包括处理器902与存储器设备904之间的连接)可以由适合的架构(例如,外围组件互连(PCI))的一条或多条本地总线来提供。

[0166] 同样地,PIVA系统900可以包括传感器906和监视器908。例如,PIVA模块800可以与传感器906和监视器908中的每一个通信。通信可以是有线的和/或无线的(例如,WiFi、蓝牙、和其它相关无线协议)。在一个示例中,传感器906是在上面更详细地描述的压力传感器

112。在一个示例中,监视器908是在上面更详细地描述的监视器120。在一个实施例中,PIVA模块800物理上位于监视器908内。

[0167] 同样地,PIVA系统900可以包括数据库910和云912。例如,PIVA模块800可以与数据库910和云912中的每一个通信。通信可以是有线的和/或无线的(例如,WiFi、蓝牙和其它相关无线协议)。在一个示例中,数据库910包括存储在医院网络上的电子医疗记录。在一个示例中,云912包括远程存储位置,所述远程存储位置可以用于存储生理数据和/或设备信息(例如,PIVA模块800性能统计、软件更新和其它相关信息)。

[0168] 在一个实施例中,PIVA系统900每60秒经由监视器908显示更新的容量指数。优选地,用于计算容量指数的PIVA分数在95%置信区间的一致性的极限情况下与 $\pm 8\text{mmHg}$ 的肺毛细血管楔压具有一致性。

[0169] 在一个实施例中,PIVA系统900每10秒经由监视器908显示更新的脉搏率。优选地,脉搏率在95%置信区间的一致性的极限情况下与每分钟 ± 10 次心跳的心率具有一致性。

[0170] 在一个实施例中,PIVA系统900每10秒经由监视器908显示更新的呼吸率。优选地,呼吸率在95%置信区间的一致性的极限情况下与每分钟 ± 5 次呼吸的呼吸率具有一致性。

[0171] 在一个实施例中,PIVA系统900与外部医疗设备相结合地操作。例如,PIVA系统900与以每小时0至250mL的速率操作的输液泵相结合地操作。在相关实施例中,PIVA系统900利用噪声消除(例如,经由噪声模块802)来从所检测到的波形(例如,数字信号)中去除泵信号。

[0172] 在一个实施例中,当信号质量足够时PIVA系统900显示容量指数(例如,PIVA分数)、脉搏率和呼吸率。例如,当信号质量指数指示信号质量足够时信号质量是足够的。如果信号质量是不足够的,则PIVA系统900可以指示信号具有“低”质量并且/或者只要信号质量仍然是不足够的就停止显示生理值(例如,PR、RR、PIVA分数和其它相关生理值)。

[0173] PIVA系统900可以包括其它附加特征。在一个实施例中,PIVA系统900包括电源。电源可以被布线到外部源并且/或者可以具有内部电源(例如,锂离子电池)。在一个实施例中,PIVA系统900包括一个或多个扬声器(例如,主扬声器和备用扬声器)。必要时扬声器可以被配置成发警报音。

[0174] 图10图示经由过程1000的信号处理的另一示例。在各种实施例中,PIVA系统100、PIVA系统900和主控制器1009(如在下面详述)中的任一个可以执行过程1000。在一个实施例中,可以与过程800相结合地实现过程1000。在不同的实施例中,示例1000是与过程800不同的单独的过程。尽管参考图10中图示的框图描述过程1000,但是应领会的是,可以使用执行与过程1000相关联的行为的许多其它配置和方法。例如,可以改变一些块的次序,可以将某些块与其它块组合,并且所描述的一些块可以是可选的。

[0175] 如图10中图示的,过程1000可以包括若干单独的功能,包括干扰消除逻辑功能1002、频率幅度检测功能1004、脉搏频率检测功能1006和呼吸率检测功能1008。这些功能中的每一个均可以由主控制器1009(例如,处理器)执行或者与主控制器1009(例如,处理器)一起操作。

[0176] 干扰消除逻辑功能1002可以包括传感器输入(块1010)。例如,可以接收特定频率(例如,500Hz)下的传感器输入(例如,压力换能器信号)作为传感器输入。传感器输入可以是模拟和/或数字信号。可以将149点FIR滤波器输出(例如,低通滤波器)添加到斜率数组

(块1012)。例如,可以将滤波器添加到表示作为传感器输入接收到的数字信号的斜率数组。在一个示例实施例中,干扰消除逻辑功能1002包括低通卷积滤波器,以进一步改进信号。可以执行向前和向后斜率检测(块1014)。干扰消除逻辑功能可以确定是否存在向前/向后斜率(块1016)。如果存在向前/向后斜率,则去除斜率检测数组中的检测到的数据点(块1018),从去除之前的点起填充遗漏值(块1022),并且应用三次拟合以去除不连续(块1024)。替换地,如果不存在向前/向后斜率,则输入数据被用作值(块1020)。

[0177] 将当前点(例如,信号的当前点)与直方图相比较,并且在当前点在置信界限外的情况下被拒绝(块1026)。数据被“平滑”为三次拟合等式(块1028)。例如,可以实现低通滤波器(例如,16Hz)。滤波步骤的输出被添加到自相关数组,并且样本被移位一(块1030)。在一个示例中,过程在149点FIR滤波器输出被添加到斜率数组(块1012)情况下重复。在不同的示例中,过程1000继续进行到下一个功能。

[0178] 频率幅度检测功能1004包括确定样本计数是否大于FFT触发值(块1032)。

[0179] 如果样本计数大于FFT触发值(块1032),则执行最近的8192点的FFT(块1034)。FFT输出的幅度被计算(块1036)。最大峰值被识别以估计脉搏率(块1038)。脉搏率被计算(块1040)。针对第一频率(例如, F_1)的谐波进行峰值搜索(块1042)。根据脉搏率估计执行频谱幅度计算(块1044)。PIVA容量指数(例如,PIVA分数)被计算(块1046)并且FFT触发值被更新(块1048)。可以将PIVA容量指数发送到主控制器1009。因为PIVA容量指数被计算,所以还可以将频率幅度检测功能1004通常表征为PIVA分数功能。

[0180] 如果样本计数不大于FFT触发值(块1032),则过程1000继续进行到下一个功能。同样地,响应于根据脉搏率估计执行频谱幅度计算(块1044),过程1000可以继续到下一个功能。

[0181] 脉搏率检测功能1006包括确定样本计数是否大于自相关触发值(块1050)。

[0182] 如果样本计数大于自相关触发值(块1050),则执行最近的8192点的逆FFT幅度(块1052)。在一个示例中,逆FFT幅度提供时域信号(例如,用于自相关)。真实输出被缩放到幅度的平方根(块1054)。自相关的最小值、最大值和均值被识别(块1056)。4000点的三次拟合被执行(块1058)。针对最小和最大斜率对的向前/向后斜率计算被执行(块1060)。脉搏率被计算(块1062)。在一个示例中,计算出的脉搏率等于斜率对的数目。信号质量指数(SQI)被评估,以确定SQI是否大于特定阈值(例如, $SQI > 70$)。如果SQI大于阈值(块1064),则计算脉搏率的加权平均值(块1066)并且更新自相关触发值(块1068)。可以将所计算出的脉搏率发送到主控制器1009。在一个示例中,计算脉搏率的加权平均值(块1066)包括接收通过频率幅度检测功能1004所计算出的脉搏率的输入(块1040)。

[0183] 如果样本计数不大于自相关触发值(块1050),则过程1000继续进行下一个功能。

[0184] 呼吸率检测功能1008包括确定样本计数是否大于呼吸率触发值(块1070)。如果样本计数不大于呼吸率触发值,则计算零交叉的包络(块1072)。例如,零交叉的包络被缩放并归一化为自相关的 \log_{10} 。包络与加载到RAM中的呼吸率的模板相比较(块1074)。信号质量被评估,以确定SQI是否大于特定阈值(例如, $SQI > 70$)。如果SQI大于阈值(块1076),则计算呼吸率(块1078)并且更新呼吸率触发值(块1080)。可以将所计算出的呼吸率发送到主控制器1009。

[0185] SQI使用从自相关导出的零交叉统计(例如,零交叉事件的数目和零交叉事件的标

准偏差)来计算(块1082)。例如,计算SQI(例如,在块1064处或者在块1076处)可以相对于通过脉搏率检测功能1006所计算出的斜率对的数目考虑脉搏率(块1062)。还计算随着时间的推移而遗漏的SQI的滚动平均值(块1084)。如果达到SQI滚动平均触发(块1086),则将SQI错误发送到主控制器1009。同样地,如果未达到SQI滚动平均值触发(块1086),则将SQI无错误发送到主控制器1009。

[0186] 患者步态、癫痫、活动和相关生物计量学的评估

[0187] 如关于图1E先前识别的,示例性PIVA系统100可以进一步包括一个或多个附加传感器150。这一个或多个附加传感器150可以能够用于例如计算其它患者变量(例如,除PIVA分数之外)。

[0188] 更特别地,在一些实施例中,患者状态度量可以针对患者状况的各方面,诸如患者身体定位或移动。因此,可以替代地在进行基础上使用PVP信号来监视通过护士或医师的观察结果先前非系统地监视的信息。例如,这样的监视可以包括确定与患者的定位或移动相关联的一个或多个患者状态度量。除了患者定位度量或患者移动度量之外,对PVP信号的分析还可以用于生成多个患者定位度量、患者步态度量、患者跛行度量、患者跌倒度量、患者癫痫度量、其它患者移动度量、患者血容量度量、患者血管反应指标、患者呼吸度量或与本文描述的患者状况相关联的其它类似的度量。在一些实施例中,可以分析PVP信号以生成主要患者度量,诸如脉搏率、脉压、呼吸率或呼吸深度。因此,在一些实施例中,可以仅基于与PVP有关的测量结果来连续地监视多个患者状态度量,而无需附加传感器或其它类型的测量结果。通过使用对PVP信号的PIVA分析来监视各种患者状态度量,本文描述的方法和系统避免现有系统的复杂性、冗余性和不兼容性,同时使得能实现对仅通过人类观察先前监视的附加患者状况的基于度量的监视。

[0189] 在仍然另外的实施例中,可以附加地或替换地执行时域分析以评估PVP信号。可以在时域中或者在时域和频域两者中分析由压力传感器112生成的PVP信号以确定患者状态或者以生成患者状态度量,诸如上面讨论的那些。这可以包括评估由于通过患者移动以规则模式冲击压力换能器所引起的IV管内的流体移动而导致的压力信号变化以确定患者移动或步态。例如,与患者步态相关联的冲击可以在IV管104内产生水锤,所述水锤可以被评估单元118识别为PVP信号中的高低压观察结果的模式。作为另一示例,可以生成信号易变性或方差的量度以识别癫痫,其中所测量的PVP信号中的方差将由于来自患者移动的压力变化而急剧地增加。因此,对来自传感器112的PVP信号的分析可以包括循环或非循环模式的识别,可以在时域中(例如,通过对突然压力变化的模式辨识或识别)或者在频率中(例如,通过对与PVP信号的频域表示中的局部峰值相关联的频率或幅度的分析)分析所述循环或非循环模式。

[0190] 图11图示使用患者PVP来确定并响应于患者状态度量的示例性患者监视方法1100的流程图。示例性患者监视方法1100获得患者102的PVP数据并且使用PIVA系统100来分析该数据。示例性方法1100可以通过分析组件114的一个或多个软件或硬件模块使用来自压力传感器112的电子压力信号来执行,这在一些实施例中可以包括由压力传感器112生成电子压力信号。同样地,示例性方法1100可以包括确定并实现对一个或多个患者度量的响应,所述响应可以包括呈现警报或者控制医疗设备治疗患者状况(例如,控制连接到患者的循环系统的泵或其它流体源的操作)。

[0191] 示例性方法1100通过监视患者102的PVP信号(块1102)而开始。这可以包括通过经由IV管104使用PVP传感器(诸如压力传感器112或类似的传感器)测量与患者102的PVP相关联的物理现象而生成时域PVP信号。替换地,这可以包括从PVP传感器或存储介质接收或者访问连续或离散时域PVP信号,该PVP信号可以包括来自传感器的原始测量数据或从该原始测量数据导出的数据。无论如何获得,都可以监视PVP信号,直到获得足够采样时段(例如,评估窗口)的时域PVP数据以使得能实现变换和分析为止,如在本文中别处所讨论的。

[0192] 一旦PVP信号已被获得,分析组件114就可以通过将时域PVP信号变换到频域来生成频率分布(块1104)。这可以包括对时域PVP信号应用快速傅立叶变换(FFT)或其它变换技术,如在本文中别处所讨论的。如在本文中别处所讨论的,可以以任何方便的形式(包括存储相关联的频率和幅度的数据的数组或矩阵)表示频率分布。在一些实施例中,这可以包括根据PVP信号的重叠或非重叠部分(例如,采样周期的前半和采样周期的后半)确定多个频率分布。然后可以分析这样的多个频率分布以确定一个或多个患者状态度量,所述一个或多个患者状态度量然后可以被比较以确定患者状态或状况的变化。

[0193] 然后通过评估频率分布中的峰值(P_N)的一个或多个频率(F_N)或相关联的幅度来分析频率分布以确定至少一种患者状态度量(块1106)。在一些实施例中,这可以包括识别与通过频率分布所表示的频域PVP信号的局部最大值相关联的一个或多个频率(F_N),如在本文中别处所讨论的。替换地,频率分布可以包括指示这样的频率和幅度的信息。基于所识别的频率(F_N),可以通过分析这些频率或相关联的幅度来确定与患者102的定位或移动相关联的一个或多个患者度量。在一些实施例中,可以基于频率或幅度的变化来确定患者状态度量。可以通过对照先前测量的频率分布(例如,针对在紧接在前的采样时段期间测量的PVP的频率分布)或者对照基线频率分布(例如,针对在患者的状况已知的同时(诸如紧接在手术之前)测量的PVP的频率分布)进行比较来确定这样的变化。这样的基线频率分布可以包括有关与已知患者状况相关联的一个或多个基线频率和相关联的基线幅度的信息。一个或多个患者状态度量可以包括患者定位度量、患者移动度量或主要患者度量。

[0194] 主要患者度量提供有关患者102的基本信息并且可以直接地或间接地用于监视患者的状况。因此,主要患者度量可以包括有关患者循环和呼吸状态的信息,诸如脉搏率、脉率、呼吸率或呼吸深度。可以通过简单地识别呼吸频率(F_0)或心率频率(F_1)来确定呼吸率或脉搏率。心率频率(F_1)的谐波频率(F_2 、 F_3 、 \dots 、 F_N)可以用于识别或者确认心率频率(F_1),所述心率频率(F_1)可以进一步用于识别呼吸频率(F_0)。与呼吸频率(F_0)或心率频率(F_1)相关联的幅度可以用于确定呼吸深度或脉率。在一些实施例中,可以通过将与心率频率(F_1)相关联的峰值(P_1)的幅度转换为时域信号并且确定其振幅来确定脉率。类似地,可以通过将对峰值(P_0)的幅度转换为频域中的信号、确定其振幅并且基于该振幅计算呼吸深度来基于与呼吸频率(F_0)相关联的幅度确定呼吸深度。例如,可以使用在基线时段期间根据PVP测量结果和呼吸深度测量结果(或估计)确定的统计模型来计算呼吸深度。可以根据频率分布类似地确定其它类似的主要患者度量。

[0195] 患者定位度量提供有关患者的身体的各部位的姿势或相对定位的信息。因此,患者定位度量可以指示患者102是处于直立定位还是躺卧定位中。可以根据一个或多个频率(F_N)的绝对或相对幅度来确定有关患者是在站着、坐着还是平躺的这种相对定位信息。例如,患者定位度量可以指示对照与已知患者定位(例如,坐着)相关联的相同峰值(P_1)的先

前测量的幅度比较的与心率频率 (F_1) 相关联的峰值 (P_1) 的绝对幅度变化。因此,增加的幅度可以指示患者的外周静脉系统中的压力增加,这可以指示患者102正在平躺。在一些实施例中,当IV管104被连接并且随后用在患者定位量度的确定中时,可以记录有关静脉接入设备106(例如,在患者手、臂或腿中)的位置的信息。在另外的实施例中,可以使用幅度的比率或组合,诸如与心率频率 (F_1) 相关联的峰值 (P_1) 的幅度和与其谐波频率 (F_2 、 F_3 、 \dots 、 F_N) 相关联的峰值 (P_2 、 P_3 、 \dots 、 P_N) 中的一个或多个的比率。

[0196] 患者移动度量提供有关患者移动的发生、患者移动的类型或患者基于移动的状况的信息。这样的患者移动度量可以提供有关突然患者移动、肌肉痉挛、患者步态、跛行、稳定性、跌倒或癫痫的信息。可以基于与走动患者的PVP相关联的频率分布来确定患者步态度量。可以根据频率分布来识别与患者在步行时的步态相关联的步态频率 (F_G)。在一些实施例中,这可以包括首先识别呼吸频率 (F_0) 或心率频率 (F_1) 以基于在频率分布中低于心率频率 (F_1) 而不是呼吸频率 (F_0) 的峰值 (P_G) 来识别步态频率 (F_G)。在另外的实施例中,首先可以例如通过幅度或谐波频率 (F_2 、 F_3 、 \dots 、 F_N) 来识别心率频率 (F_1)。识别步态频率 (F_G) 还可包括比较与呼吸频率 (F_0) 和步态频率 (F_G) 相关联的相对幅度以将步态频率 (F_G) 识别为与较低幅度相关联。在一些实施例中,可以基于与前一个时间段(例如,在先采样时段或评估窗口)的呼吸频率 (F_0) 的接近度来识别呼吸频率 (F_0)。可以进一步评估步态频率 (F_G) 的频率和大小以确定有关患者的步态的信息,诸如速率、规律性、跛行或稳定性。

[0197] 在一些实施例中,还可以基于频率分布中的对应峰值 (P_{G2}) 来识别次要步态频率 (F_{G2})。可以在确定患者步态度量或单独的患者跛行度量时确定这样的次要步态频率 (F_{G2})。可以将次要步态频率 (F_{G2}) 识别为步态频率 (F_G) 的分数或倍数。替换地,可以将次要步态频率 (F_{G2}) 识别为跨越与采样时段的时间系列相关联的多个频率分布与步态频率 (F_G) 同时开始和结束。作为另一替代方案,可以将次要步态频率 (F_{G2}) 识别为开始与在频率分布中与呼吸频率 (F_0)、心率频率 (F_1)、谐波频率 (F_2 、 F_3 、 \dots 、 F_N) 或步态频率 (F_G) 相关联的对应峰值 (P_{G2}) 相关联。在一些相关实施例中,最小阈值幅度可以用于确保次要步态频率 (F_{G2}) 相对于步态频率 (F_G) 具有足够的幅度,从而从考虑中消除通过与患者徘徊无关的噪声或其它现象所引起的较小频率峰值。无论识别如何,都可以评估次要步态频率 (F_{G2}) 以确定患者的步态的一致性,包括患者是否在行走时跛行。可以评估与次要步态频率 (F_{G2}) 相关联的规则性(即,频率的固定性)或幅度以确定指示患者的步态是稳定的、不稳定的、正常的还是异常的(即,指示跛行)患者步态一致性度量(其可以是患者步态度量的一部分)。例如,次要步态频率 (F_{G2}) 在步态频率 (F_G) 的整数分数或倍数处的一致设置可以指示跛行,然而次要步态频率 (F_{G2}) 随着时间的推移的变化的频移值可以指示不稳定性。类似地,相对于与步态频率 (F_G) 相关联的幅度的与次要步态频率 (F_{G2}) 相关联的较大幅度可以指示更明显的跛行。

[0198] 尽管在上面讨论了仅一个次要步态频率 (F_{G2}),但是应该理解的是,能识别并评估多个次要步态频率 (F_{G2}) 以确定患者的步态的一致性。类似地,在一些实施例中,可以对照与频率分布内的其它频率相关联的多个幅度来比较与步态频率 (F_G) 相关联的幅度以确定患者的步态的一致性。可以对照跨越频率分布的频率的范围的总或平均幅度的量度来做出这样的比较。例如,可以将和步态频率 (F_G) 相关联的幅度与频率分布的中值幅度的比率计算为指示走动患者的稳定性的患者步态度量。较高的比率指示当患者在行走时的稳定步态,然而较低的比率指示不稳定性,因为步态中的较小变化导致其它频率下的相对较大的幅

度。因此,甚至可以在生成一些患者状态度量特别是与稳定性或不稳定性相关联的度量时评估与频率分布的峰值(即,局部最大值)不相关联的频率。在一些实施例中,可以基于与多个次要步态频率(F_{G2})或其它频率相关联的幅度(包括跨越频率分布内的频率的范围的平均值(例如,中值))来确定单独的患者稳定性度量。

[0199] 患者移动度量可以进一步包括指示患者已跌倒的患者跌倒度量。在一些实施例中,可以将患者跌倒度量确定为指示跌倒的存在与否的二值度量。替换地,可以基于频率分布将患者跌倒度量确定为跌倒的概率。在时域中,跌倒将似乎为测量压力中的突然峰值,其中PVP随着冲击的震动通过循环系统传播而迅速上升并且然后迅速地大致返回到先前水平。在频域中,时域信号中的这样的尖峰或脉冲可通过峰值和波谷的特征模式来识别。例如,可以将尖峰视为近似于方形脉冲,在频率零(0Hz)附近对称地缩小幅度峰值的特征频率分布是众所周知的。因此,可以通过识别在频率分布内与时域PVP信号中的短持续时间脉冲相关联的模式来识别与当患者跌倒时的冲击相关联的PVP脉冲。在一些实施例中,可以在识别并去除在频率分布中与感兴趣频率(诸如呼吸频率(F_0)、心率频率(F_1)、其谐波频率(F_2 、 F_3 、... F_N)或步态频率(F_G))相关联的峰值之后来识别模式。在替代实施例中,可以将时域尖峰识别为与频率分布中的低频率相关联的峰值的大幅度。因为来自跌倒的瞬态压力脉冲相对于时域PVP信号上的其它影响将是大的,所以与由此生成的频率分布的主要峰值相关联的幅度也将是大的。因此,可以在一些情况下基于这样的幅度来检测跌倒。

[0200] 在另外的实施例中,可以进一步在时域PVP信号中识别与跌倒相关联的尖峰,这在确认跌倒的发生并识别跌倒的时间方面可以是有利的。一旦跌倒的时间被识别,就可以将包括跌倒的采样时段划分成跌落前部分和跌落后部分以用于进一步评估。在一些情况下,可以分别通过添加时域PVP信号的较早和较晚值来扩增采样时段的跌倒前部分和跌倒后部分,以确保足够的时域PVP数据用于原始采样时段的每个部分的评估。跌倒前部分和跌倒后部分可以被分别地变换以生成跌倒前和跌倒后频率分布。然后可以评估感兴趣峰值的频率偏移或幅度变化以确定跌倒的严重性,所述跌倒的严重性可以被包括在患者跌倒度量中。例如,可以将紧跟跌倒之后的心率频率(F_1)的百分比增加计算为用于评估跌倒的严重性的度量。在各种实施例中可以同样地确定频率或相关联的幅度中的其它类似的变化。

[0201] 患者移动度量可以进一步包括指示癫痫的发生的患者癫痫度量。患者癫痫度量可以包括与心率频率(F_1)相关联的幅度相对于与频率分布内的一个或多个其它频率相关联的幅度的比率。例如,与心率频率(F_1)相关联的幅度相对于在频率分布的范围内(例如,从0Hz到5Hz)的频率的平均幅度的比率可以被用作患者癫痫度量以指示心率相对于时域PVP信号的其它分量有多么定义明确。尽管其它因素可能影响它,但是心率频率(F_1)的幅度与平均幅度之间的比率对于癫痫患者来说与对于健康患者来说相比将是较小的。在癫痫期间,患者的身体的移动在PVP信号中生成实质噪声,从而导致跨越频率分布与频率相关联的幅度的普遍增加。如果足够严重,则可能无法从周围噪声中识别心率频率(F_1)。在另外的实施例中,可以基于频率分布的平均幅度的绝对水平或来自多个频率(例如,十个或二十个频率)的样本的平均(例如,中值)幅度来确定患者癫痫度量。在相关实施例中,可以基于与不同的采样时段相关联的频率分布之间的平均幅度的比较来确定患者癫痫度量,使得平均幅度中的急剧增加可以指示癫痫。

[0202] 在一些实施例中,分析组件114可以诸如通过评估频率分布中的峰值(P_N)的频率

(F_N) 或相关联的幅度来同时地监视多个患者状态度量。可以针对相同的采样时段使用相同的频率分布来确定这样的患者状态度量。当采样时段之间的比较用于生成患者状态度量时,可以使用与相同的采样时段相关联的相同的多个频率分布。所述多个患者状态度量可以包括来自上面讨论的主要患者度量、患者定位度量或患者移动度量组中的一个或多个的度量以及其它度量。例如,可以根据相同的频率分布同时地监视患者癫痫度量和另一患者移动度量(例如,患者步态度量或患者跌倒度量)。作为另一示例,可以根据相同的频率分布同时地监视主要患者度量(例如,脉搏率、脉压、呼吸率或呼吸深度)和患者定位度量或患者移动度量。作为又一个示例,可以通过识别异常步态度量(例如,可变步态频率、次要步态频率或水锤效应)与患者应力指示器(例如,增加的心率或呼吸率)的组合来识别跌倒或癫痫。通过(显式地或隐式地)使用与所观察到的PVP信号相关联的频率和幅度信息,可以在无需使用除PVP传感器外的附加传感器(例如,压力传感器112)的情况下监视前面的患者状态度量中的任一个或全部。

[0203] 尽管前面的描述已将分析呈现为使用频域PVP数据来执行,但是其它实施例可以附加地或替换地包括其它类型的分析以生成患者状态度量,包括上面讨论的主要患者度量、患者定位度量、以及患者移动度量中的任一个或其组合。例如,可以通过在时域中分析PVP信号来确定患者移动度量以通过评估通过患者臂在步态活动内的移动以规则模式冲击压力传感器112所引起的由于IV管内的流体移动(例如,水锤效应)而导致的压力变化来识别患者的身体移动或步态。作为另一示例,可以通过在来自压力传感器112的时域PVP信号中识别超过阈值幅度的压力尖峰来确定患者跌倒度量。

[0204] 基于一个或多个患者状态度量,分析组件114可以确定对患者状况的响应(块1108)并且实现所确定的响应(块1110)。例如,响应单元116可以确定响应是否是需要的并且使任何需要的响应被实现。这可以包括通过评估一个或多个患者状态度量来确定一种或多种患者状况。患者状况可能包括定位(例如,坐着或站着)、不稳定性、跛行、跌倒、癫痫或其它类似的状况。患者状况可以包括定位状况、移动状况或主要状况。例如,定位状况可以包括躺着、坐着或站着,然而移动状况可以包括行走、不稳定的行走、跛行、跌倒或抓紧。主要状况可以包括浅呼吸、过度换气、不呼吸、不规则呼吸、正常呼吸、正常心跳、缓慢心跳、快速心跳或不规则心跳。确定患者状况中的每一种可以包括评估一个或多个患者状态度量。例如,确定患者在不稳定地行走可以包括评估患者步态度量以确定患者是否正在行走,然后评估单独的稳定性度量以确定患者在行走时不稳定。可以基于这样的度量的组合来确定一些状况。例如,确定患者处于正常状况可能需要所有监视的患者状态度量都在可接受的范围内。

[0205] 无论基于患者状态度量来确定患者状况还是从患者状态度量的值中隐含患者状况,都可以基于患者状态度量来确定与一种或多种患者状况有关的一种或多种响应。尽管一些状况可能需要主动响应,但是其它状况可能简单地需要持续监视(或无响应)。例如,当针对患者102确定了所有患者状态度量时,分析组件114可以确定对正常患者状况的适当响应将继续监视。在这样的情况下,可以通过生成或者获得有关PVP的附加传感器数据并且根据本文描述的方法对附加数据执行进一步分析来实现响应。主动响应可以包括呈现警报或者控制医疗设备的操作。可以基于患者状态度量或由此确定的状况来生成警报,该警报可以包括有关要采取的状况或补救措施的信息。例如,警报可以指示患者在不稳定地行走。可

以基于警报将视觉、听觉或触觉警报或警告(例如,经由监视器120)呈现给适当的人员,这可以包括显示指示状况的类型或动作的推荐过程的消息。医疗设备响应于患者状况的操作可以包括控制流体源110调整到患者102的流体流。这可以包括调整流率、开始或者停止流体流、向流体添加一种或多种药物或类似的控制动作,如在下面进一步讨论的。在一些实施例中,分析组件114可以通过控制流体源110或监视器120来直接地控制响应的实现。替换地,分析组件114可以向其它设备传送控制信息以使那些设备呈现警报或者控制医疗设备的操作。

[0206] 在一些实施例中,可以部分地基于来自一个或多个附加传感器150的附加传感器数据来确定患者状况或对患者状况的响应。例如,压力传感器可以生成指示患者是否在床上的附加传感器数据,这可以与患者移动度量组合以确定患者是否有跌倒的危险。如果附加传感器数据指示患者躺在床上,则不管患者稳定性度量指示不稳定性都可能不需要超过继续监视的响应。然而,如果附加传感器数据替代地指示患者不躺在床上,则可以生成警报以向适当的人员报警患者有跌倒的危险。一些实施例可以不包括附加传感器150或者可以不使用来自附加传感器150的传感器数据来确定患者状况或对患者状况的响应。在这样的实施例中,可以使用仅从经由压力传感器112对PVP的测量结果导出的患者状态度量来确定响应。

[0207] 如在包括权利要求书的本说明书中使用的,术语“和/或”是包括性或排他性的连词。因此,术语“和/或”表示在组中存在两个或更多个事物或者表示可以从一组替代方案中做出一个选择。

[0208] 本公开的许多特征和优点从所撰写的说明书中显而易见,并且因此,所附权利要求旨在涵盖本公开的所有这样的特征和优点。另外,由于本领域的技术人员将容易地想到许多修改和变化,所以本公开不限于如图示并描述的确切构造和操作。因此,所描述的实施例应该被视为是说明性的而不是限制性的,并且本公开不应该限于本文给出的细节,而是应该通过以下权利要求及其等同物的完全范围来限定,而无论现在或将来是可预见的还是不可预见的。

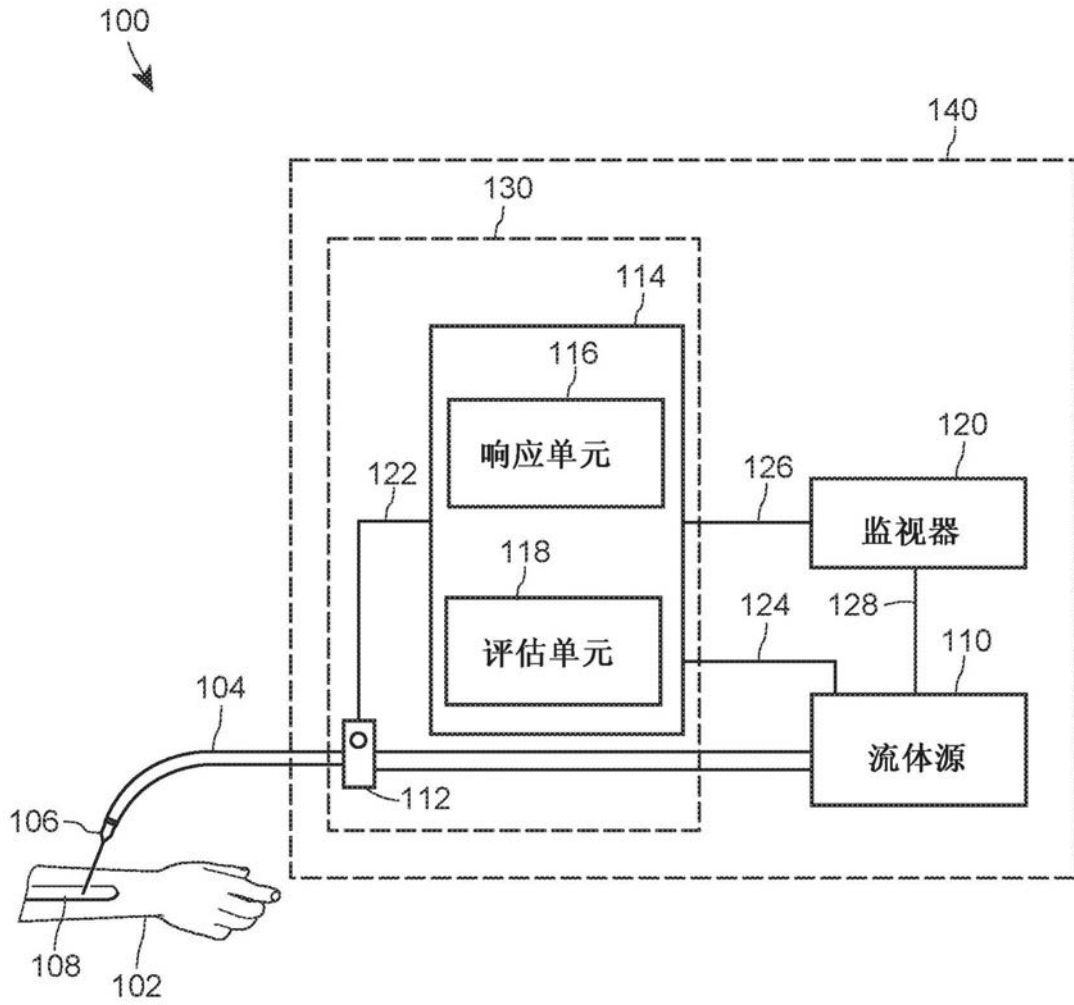


图1A

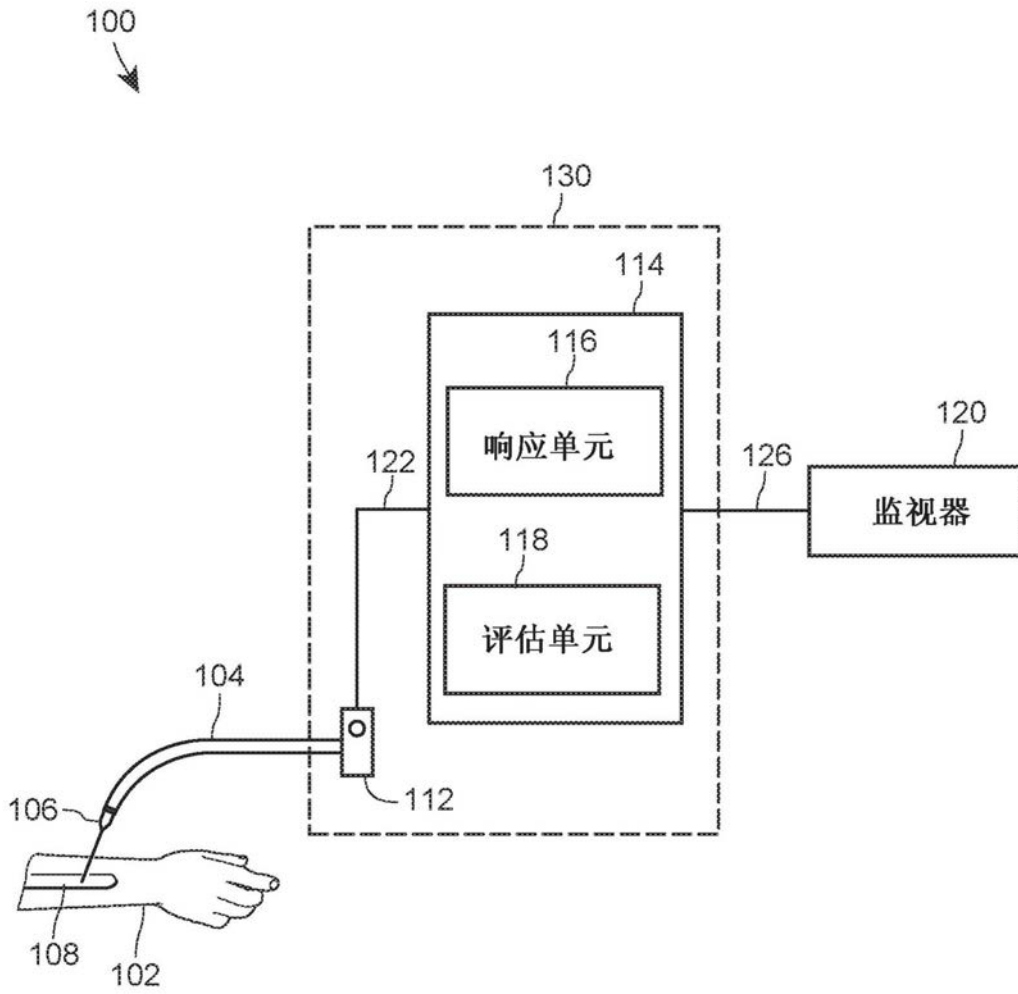


图1B

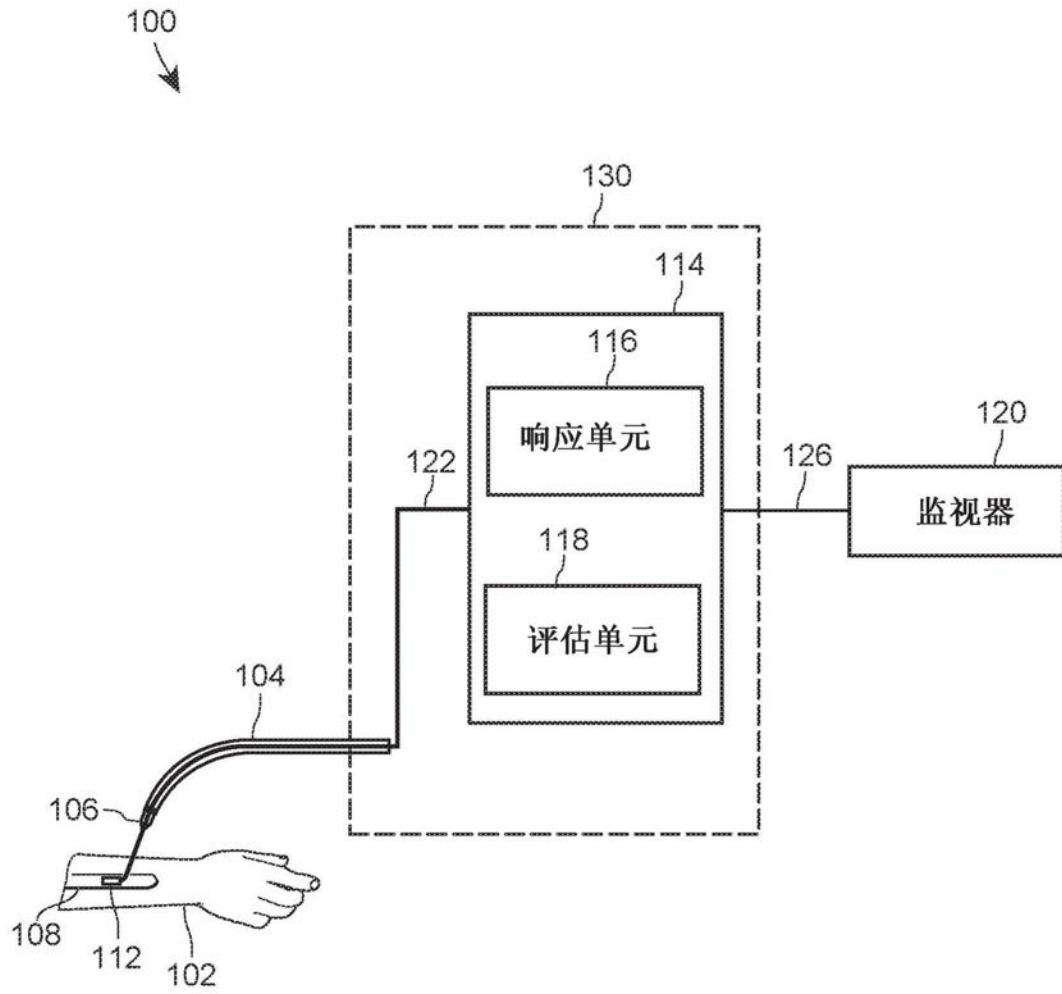


图1C

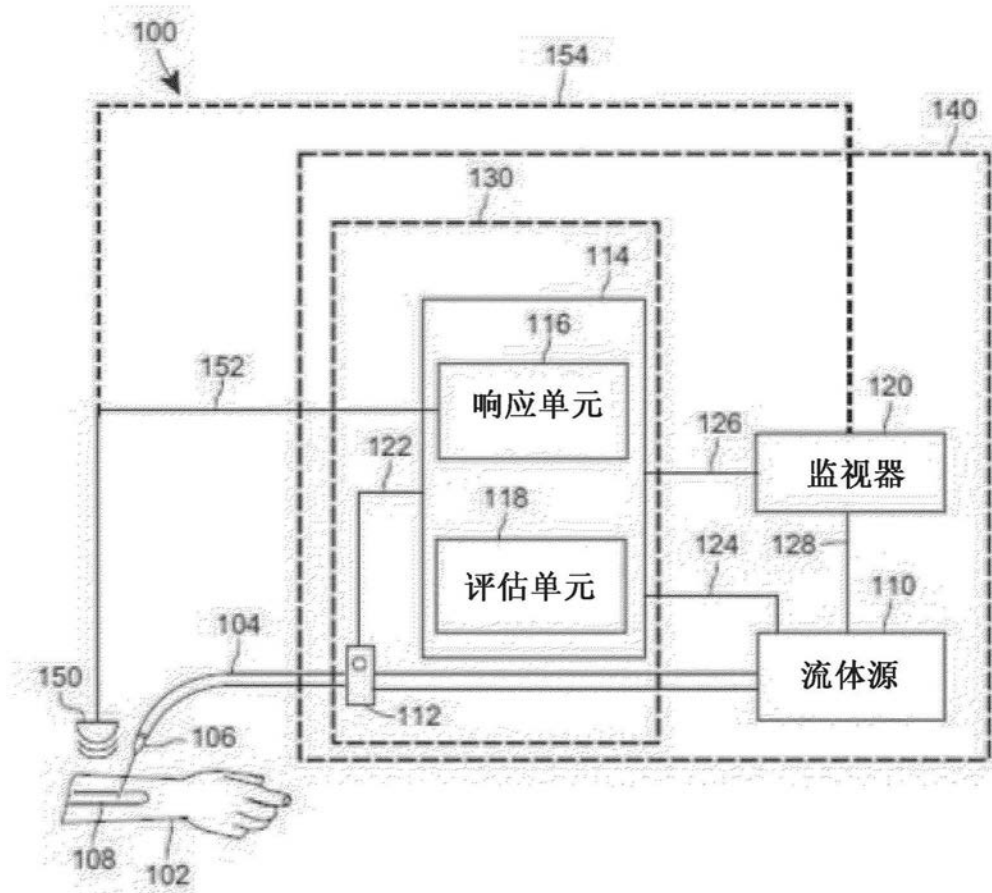


图1E

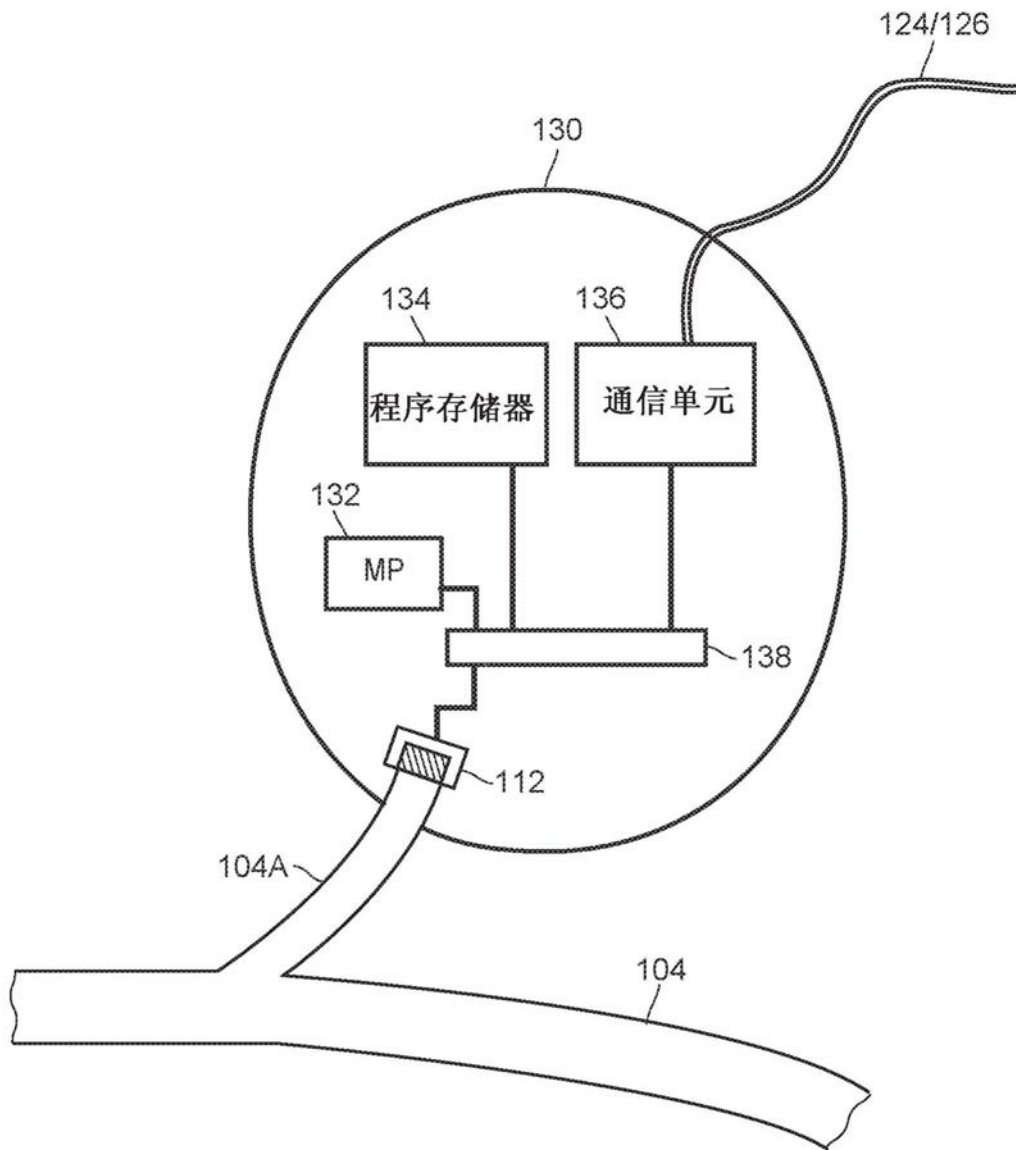


图2A

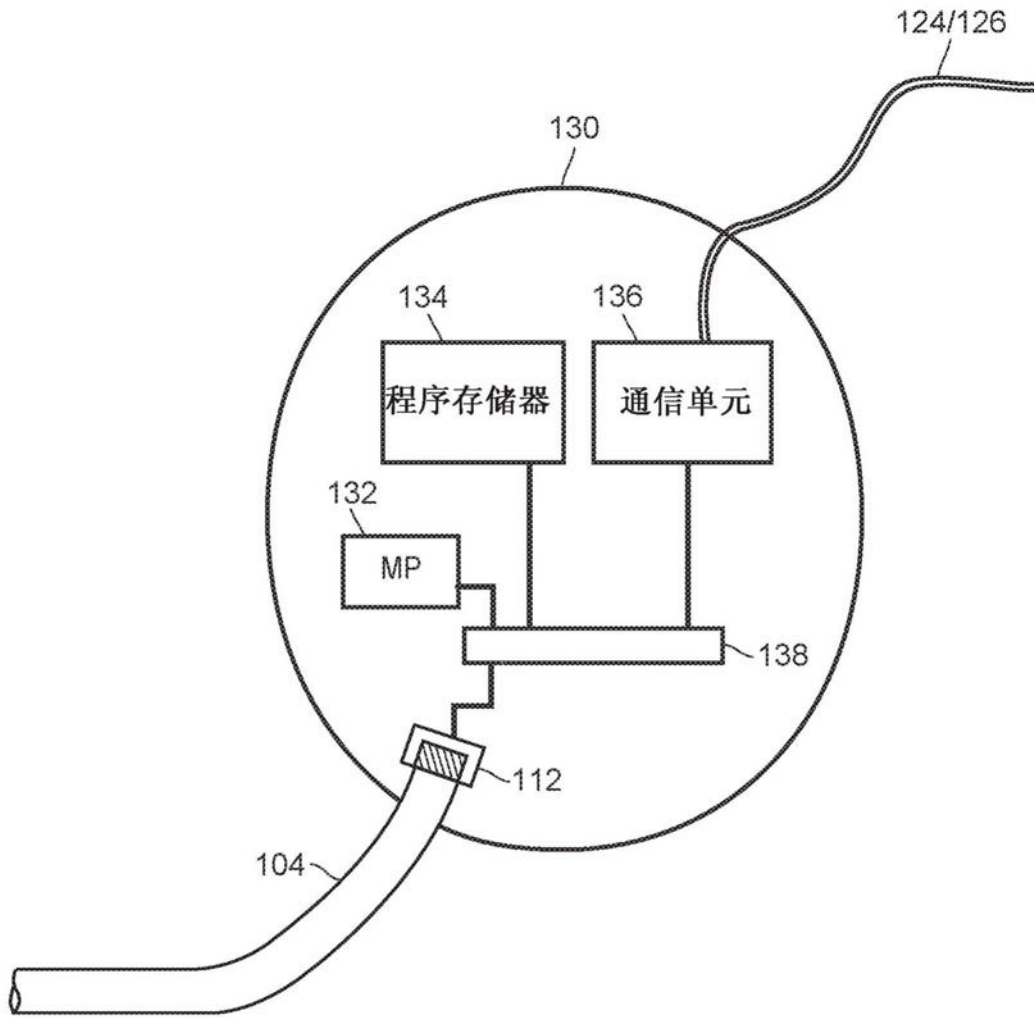


图2B

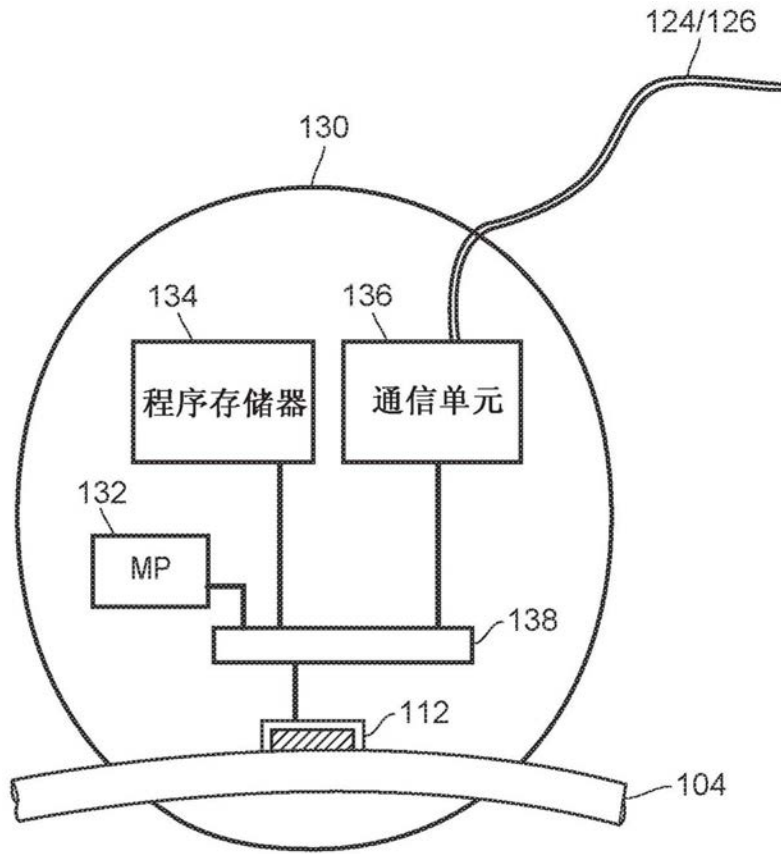


图2C

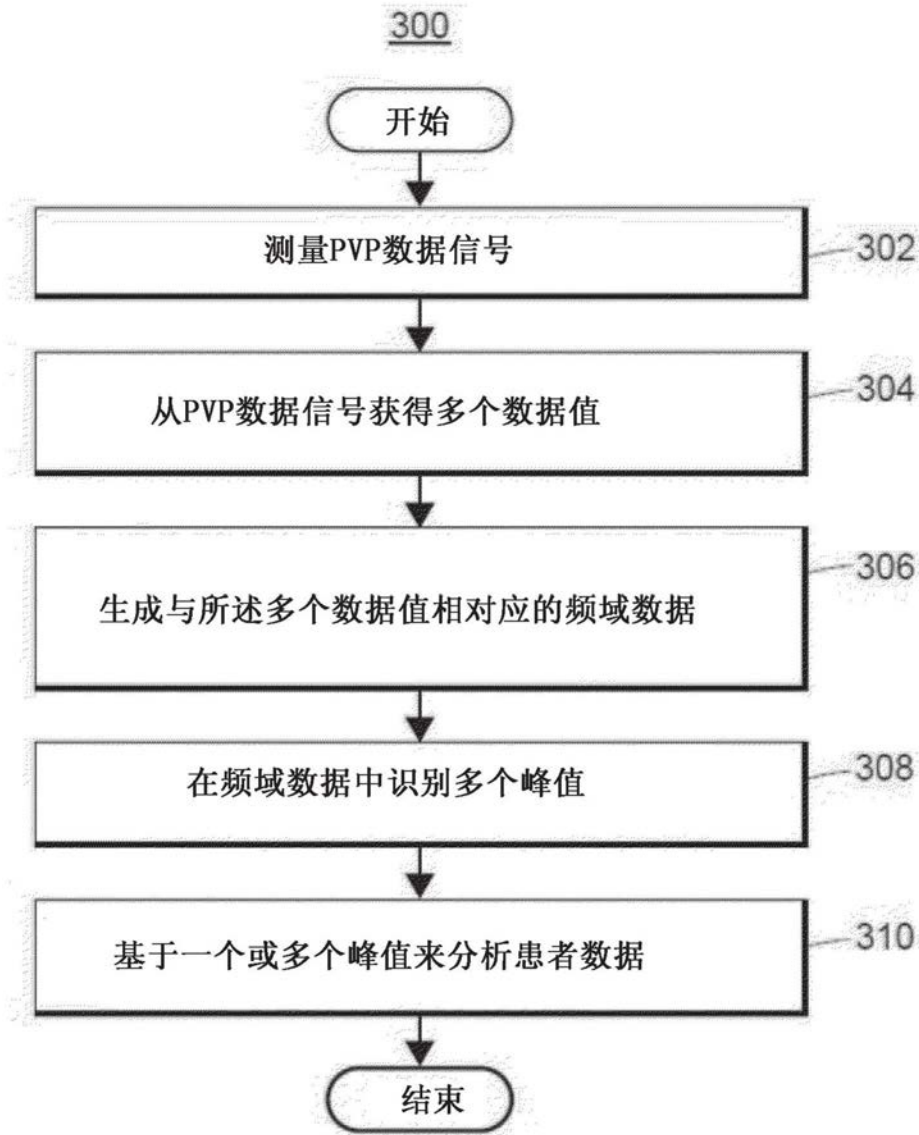


图3

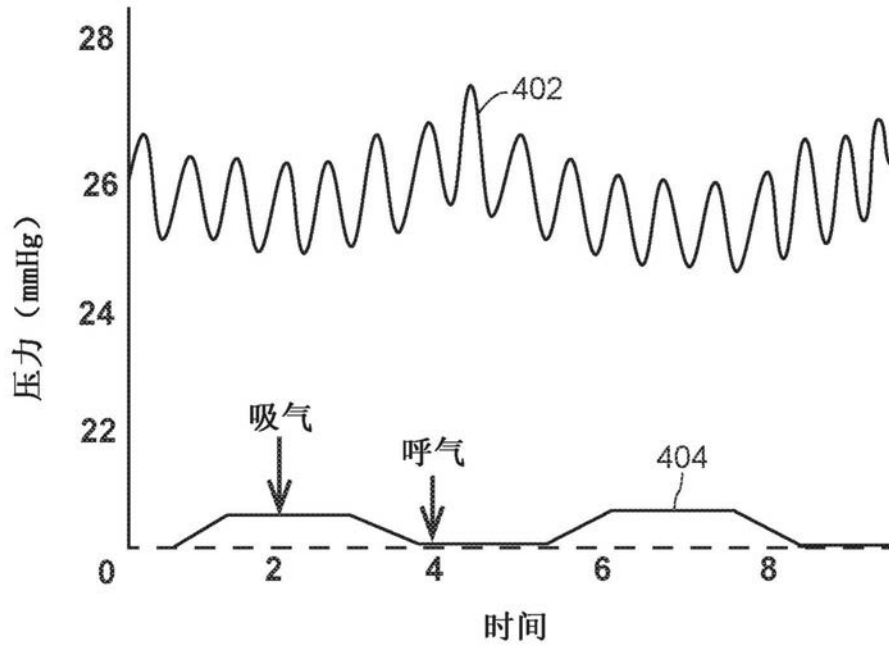


图4A

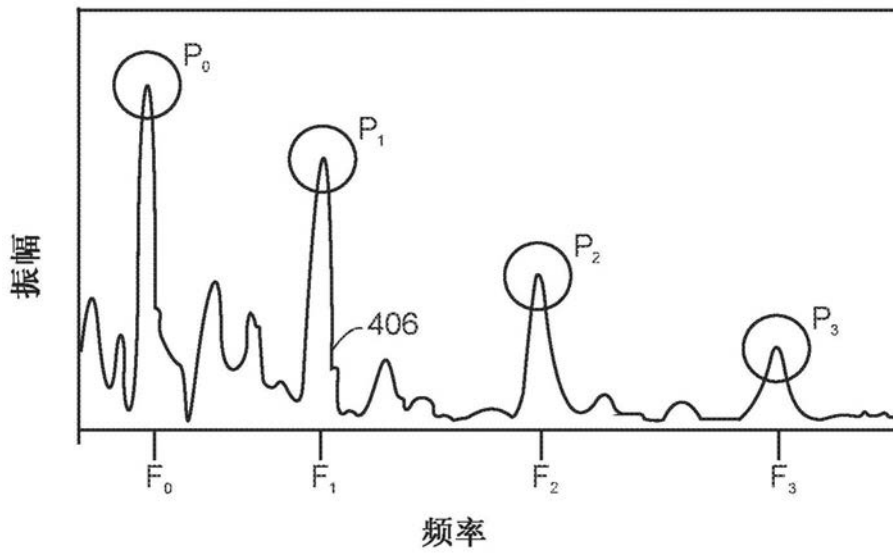


图4B

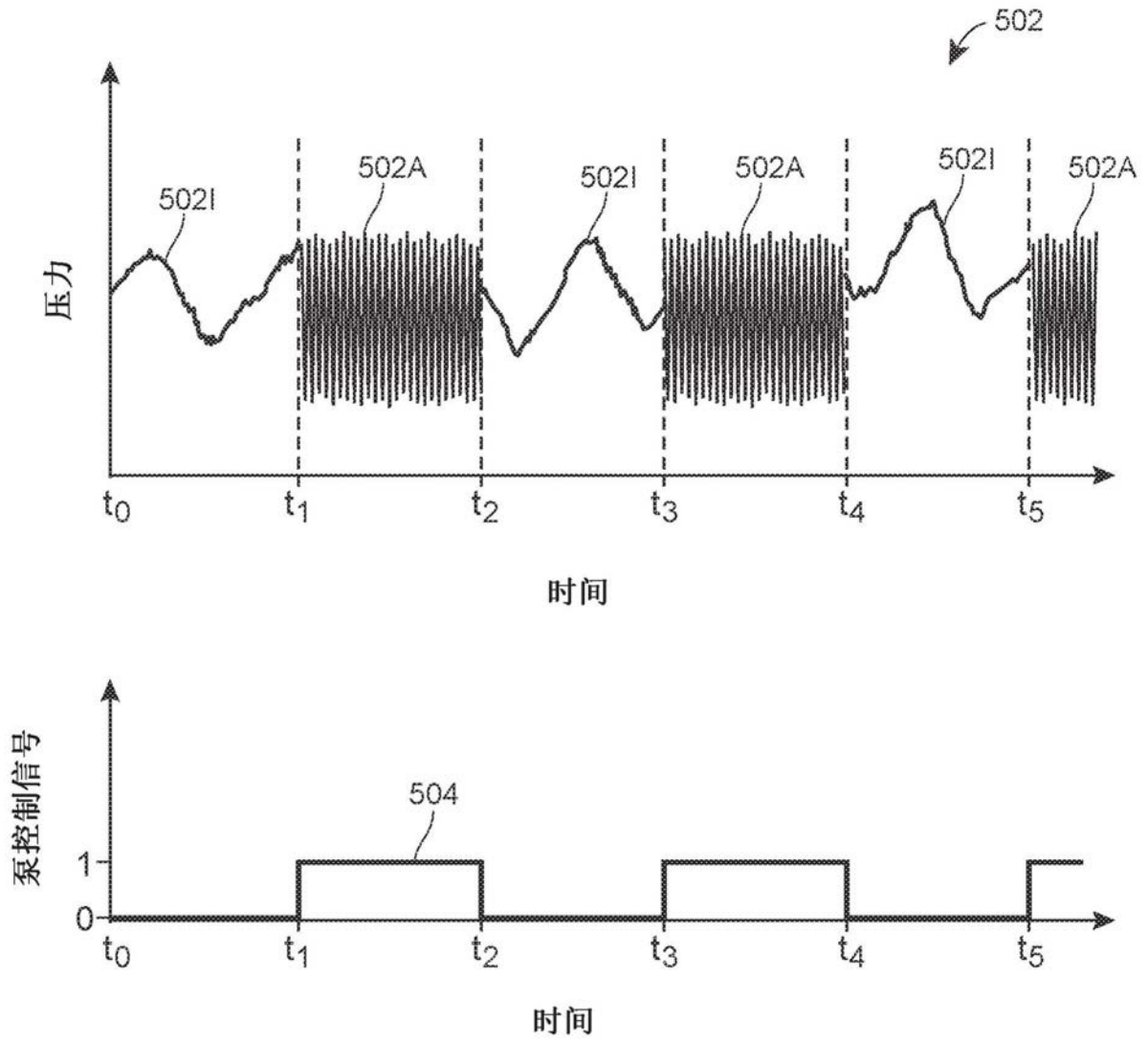


图5A

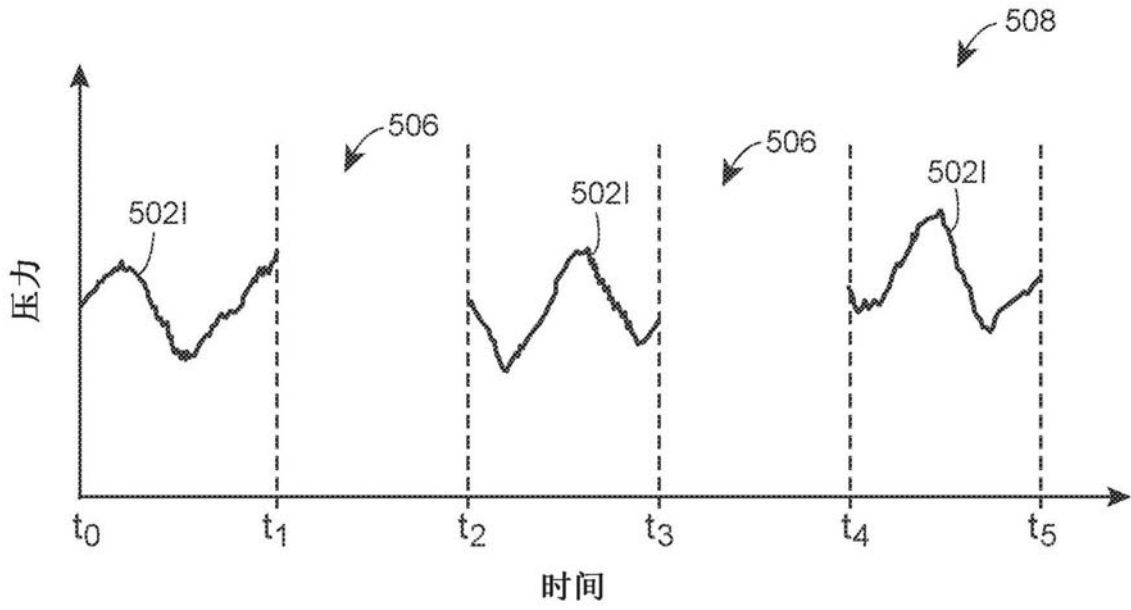


图5B

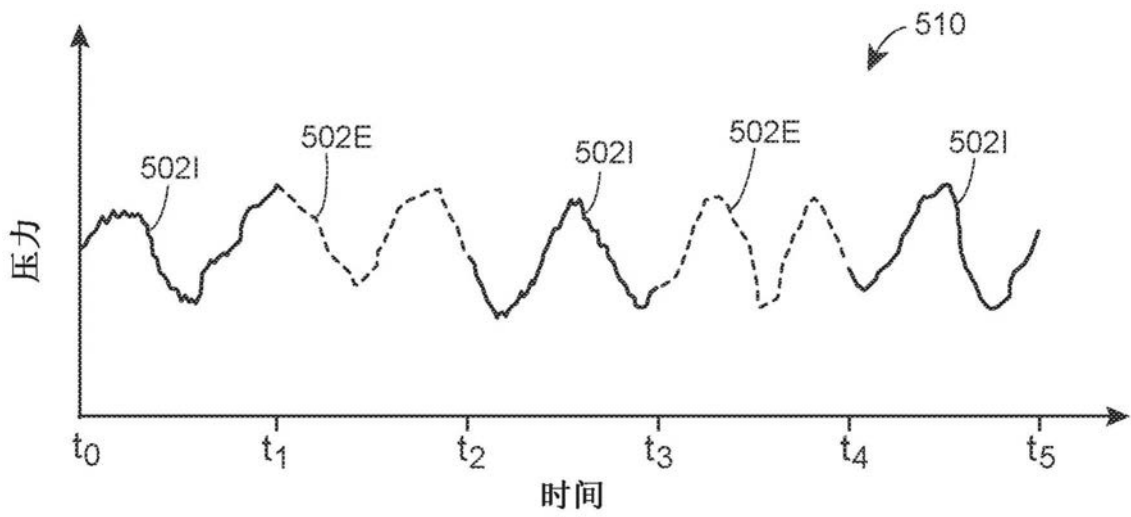


图5C

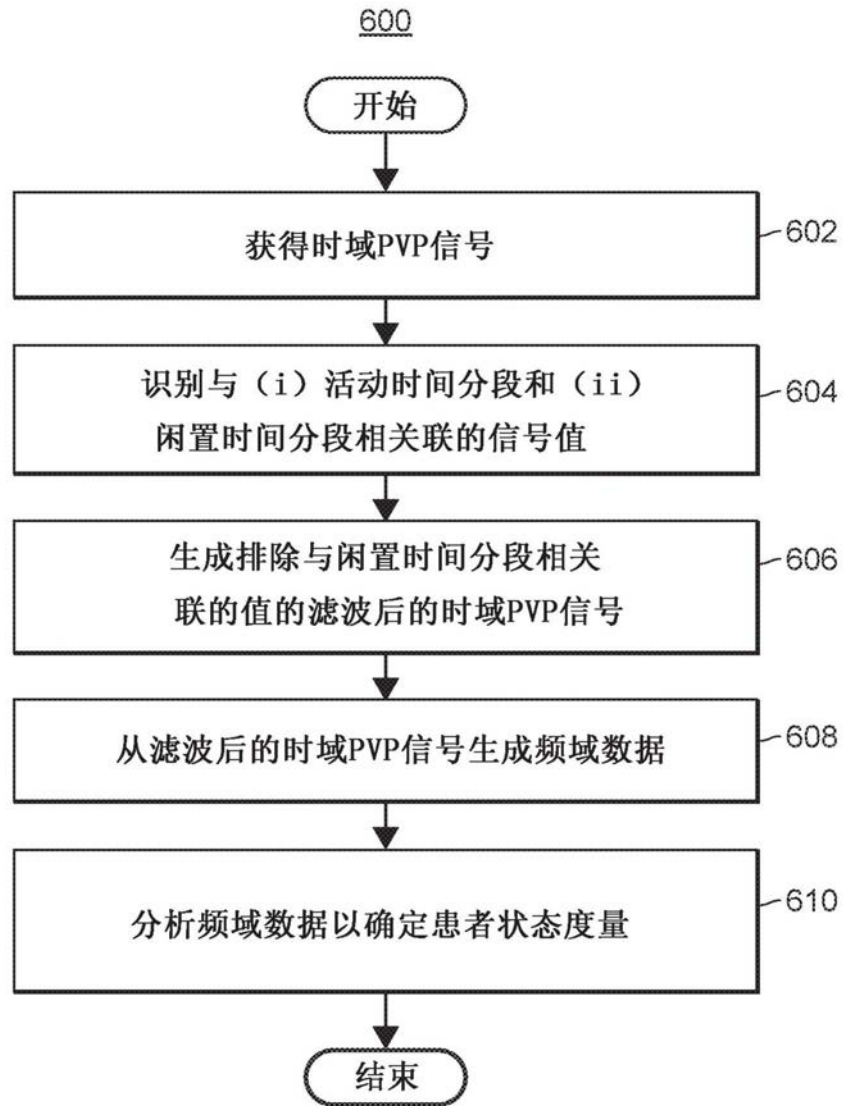


图6

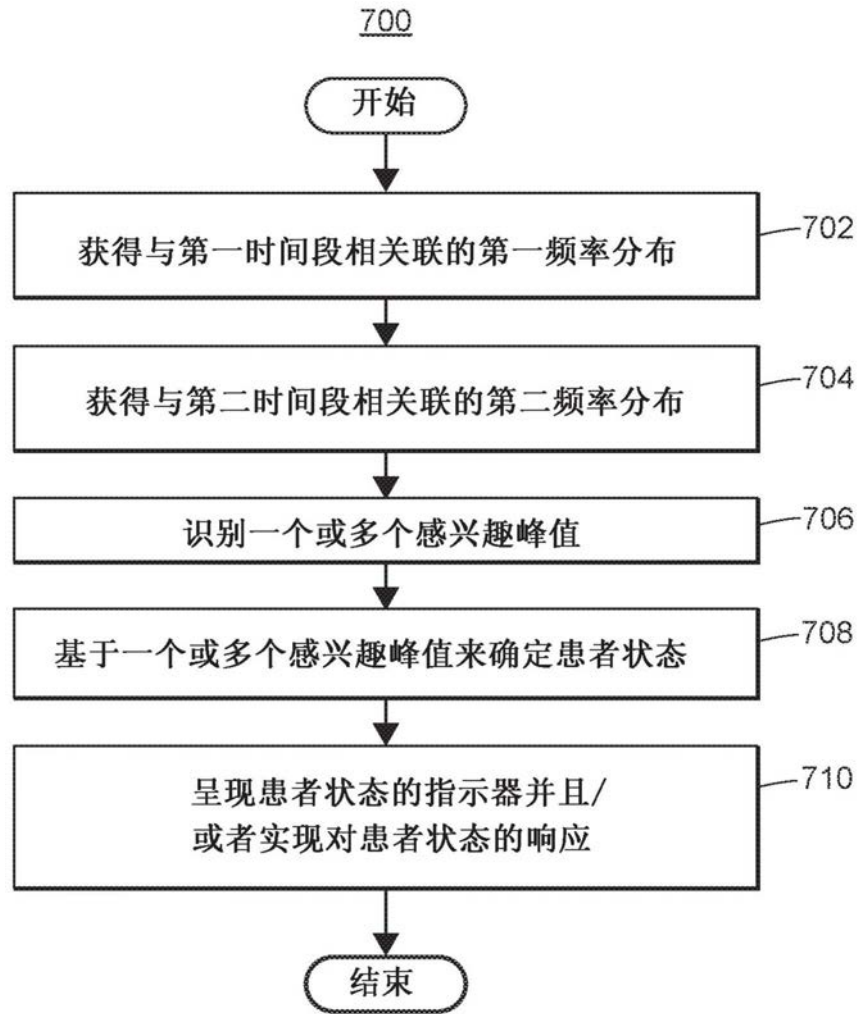


图7

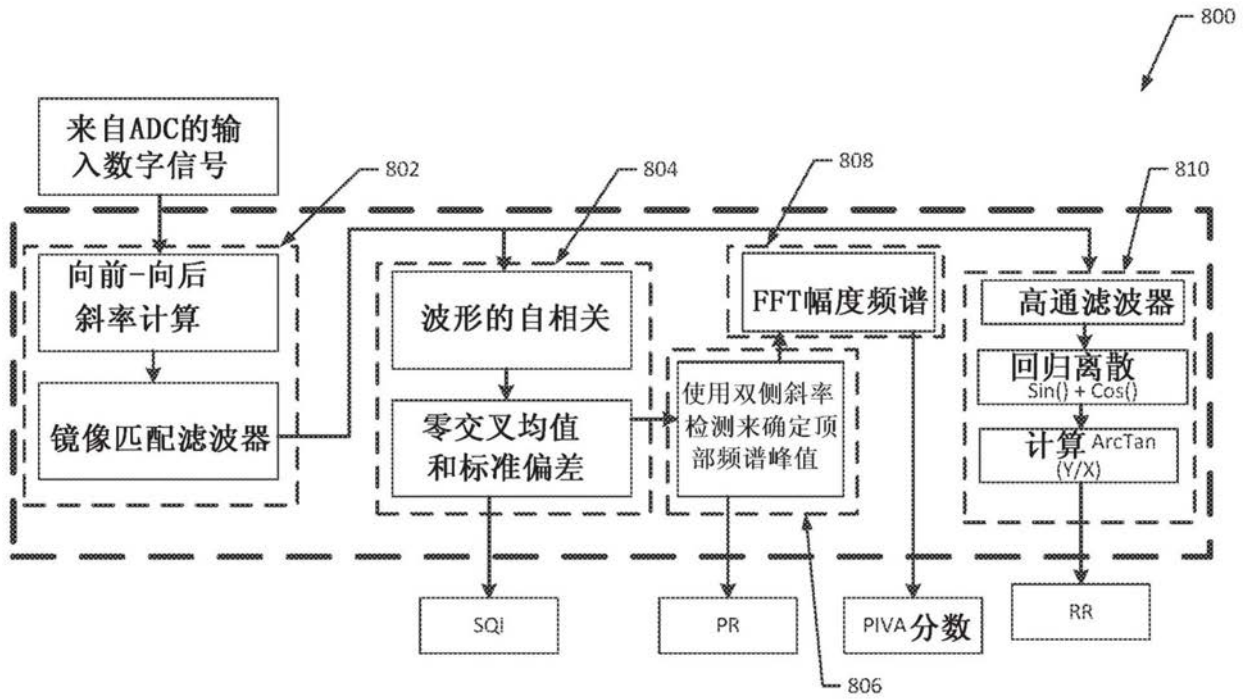


图8

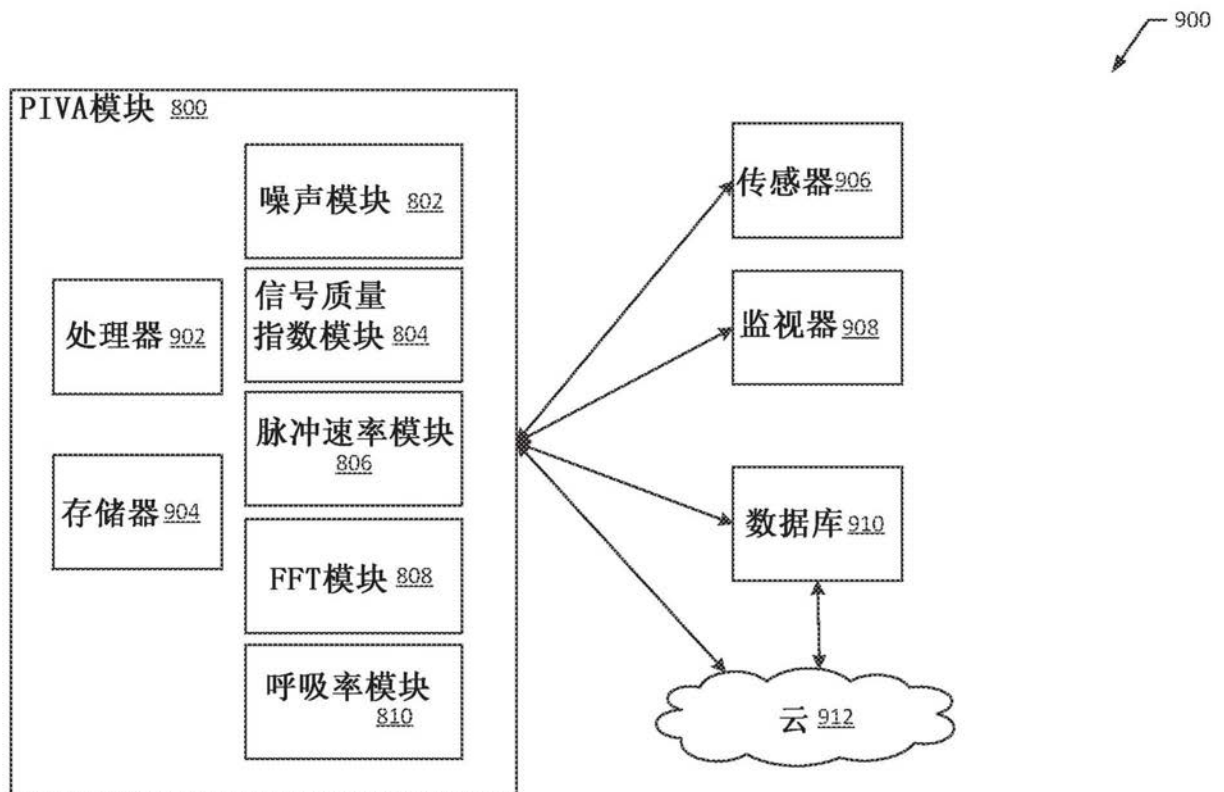


图9

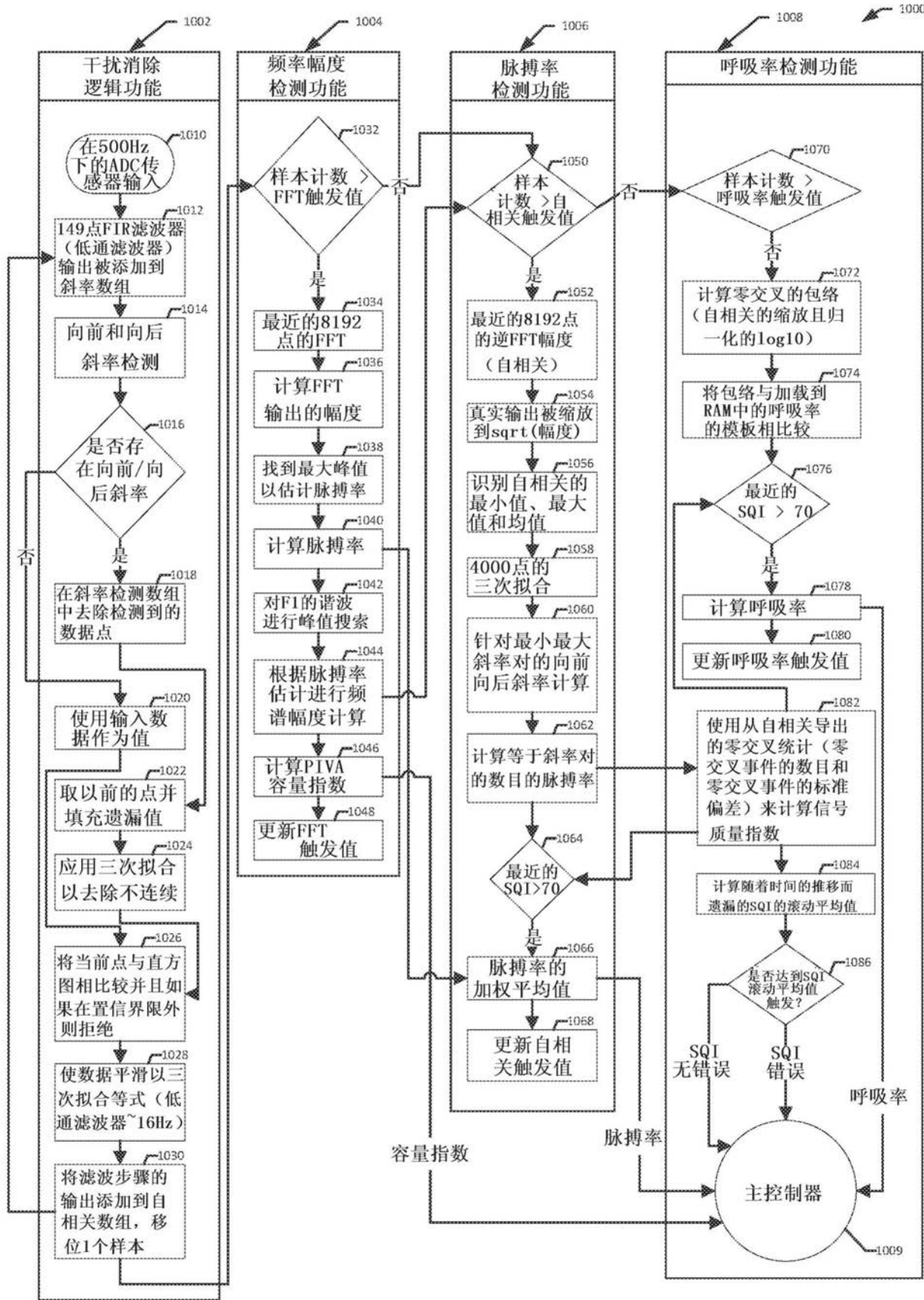


图10

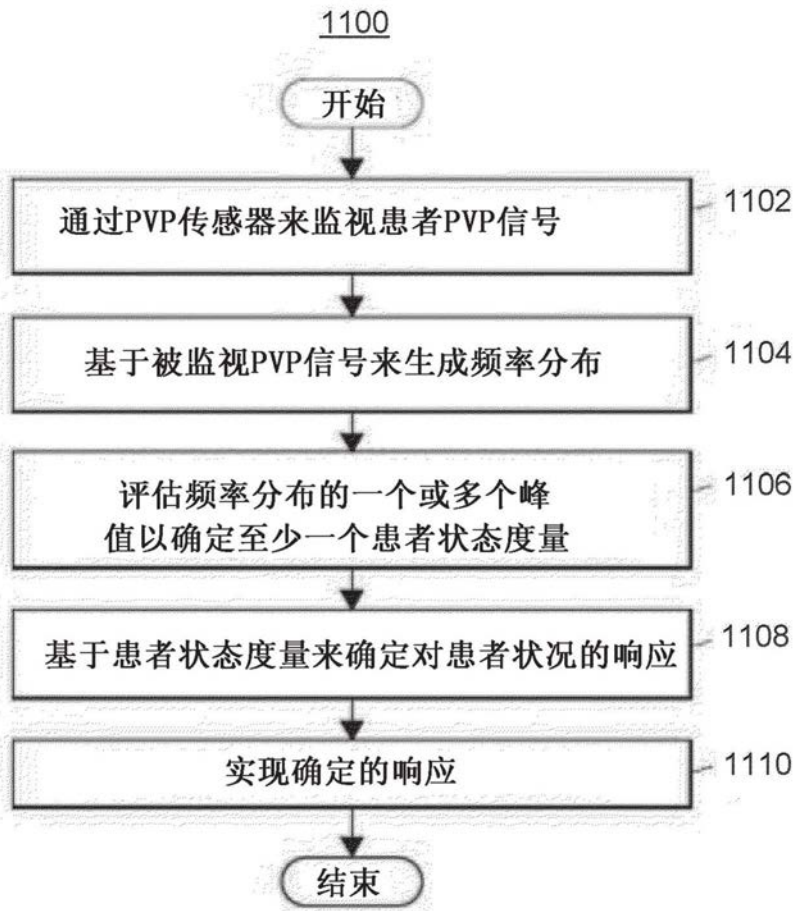


图11

1. 一种用于在患者的循环系统被连接到泵的同时使用与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的外周静脉压 (PVP) 相关联的测量结果来监视所述患者的系统, 包括:

PVP传感器, 所述PVP传感器包括换能器, 所述换能器被布置为与和所述外周静脉呈流体连接的静脉内 (IV) 管相邻或者连接到和所述外周静脉呈流体连接的静脉内 (IV) 管, 并且所述换能器被配置成在所述患者的所述循环系统被连接到所述泵的同时生成与所述PVP相关联的电子信号; 以及

评估单元, 其包括通信地连接到所述PVP传感器以接收所述电子信号的计算机处理器和存储非暂时性计算机可读指令的存储器, 所述非暂时性计算机可读指令当由所述计算机处理器执行时使所述评估单元:

基于在采样时段内与所述患者的所述PVP相关联的物理现象来获得时域PVP信号, 该时域PVP信号包括来自所述换能器的与所述PVP相关联的电子信号的值, 其中, 所述采样时段包括多个时间分段, 所述多个时间分段包括:

(i) 一个或多个活动时间分段, 在该活动时间分段中, 所述泵正在进行操作; 以及

(ii) 一个或多个闲置时间分段, 在该闲置时间分段中, 所述泵不进行操作;

基于对所述时域PVP信号的值评估, 来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值;

基于所述第一多个值并排除所述第二多个值, 来生成滤波后的时域PVP信号;

对所述滤波后的时域PVP信号应用变换, 以生成频域PVP信号; 以及

经由考虑了多个谐波频率的等式, 基于所述频域PVP信号, 来确定针对所述患者的患者状态度量。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述泵是蠕动IV泵。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述泵被配置成周期性地操作, 使得所述一个或多个活动时间分段和所述一个或多个闲置时间分段周期性地交替。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述IV管被布置在所述患者与所述泵之间, 使得所述泵的一部分经由所述IV管而与所述患者的所述循环系统的所述外周静脉呈流体连接。

5. 根据权利要求4所述的系统, 其中:

所述换能器包括被布置为与所述IV管的内部呈流体连接的压力传感器; 以及

与所述PVP相关联的所述物理现象是所述IV管的内部内的压力。

6. 根据权利要求4所述的系统, 其中, 所述指令还使所述评估单元:

确定所述患者状态度量是否指示所述患者的状况是异常的; 以及

当所述患者状态度量指示所述患者的状况是异常的时, 通过改变从所述泵到所述患者的所述循环系统中的流体的流动的速率来调整所述泵的操作。

7. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括:

用于使所述评估单元从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段的指令。

8. 根据权利要求7所述的系统, 其中, 所述可执行指令还使所述评估单元通过针对一对或多对所述活动时间分段的中的每一对执行以下操作来生成所述滤波后的时域PVP信号:

识别该对之中的全部两个活动时间分段内的一个或多个对应值;以及
通过使该对之中的全部两个活动时间分段内的所述一个或多个对应值对准,来组合该对之中的所述活动时间分段。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括用于使所述评估单元执行以下操作的指令:

估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值是在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来被估计出的;以及

通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值,来生成所述滤波后的时域PVP信号。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述第三多个值是通过至少所述第一多个值执行回归分析、向前-向后斜率计算、双侧斜率检测和镜像匹配滤波中的至少一项来被估计出的。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,用于使所述评估单元确定所述患者状态度量的可执行指令包括用于使所述评估单元执行以下操作的指令:

识别与所述频域PVP信号的局部最大值相关联的多个频率;以及

至少部分地基于与所述局部最大值相关联的所述多个频率中的至少一个,来确定所述患者状态度量。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述患者状态度量是指示下列各项中的一项或多项的血容量度量:

低血容量,

高血容量,或

正常血容量。

13. 一种用于监视患者的设备,包括:

外周静脉压(PVP)传感器,其包括换能器,所述换能器被配置成在所述患者的循环系统被连接到泵的同时监视与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的PVP相关联的物理现象;以及

评估单元,其包括通信地连接到所述PVP传感器的计算机处理器和存储非暂时性可执行指令的存储器,所述非暂时性可执行指令当由所述计算机处理器执行时使所述评估单元:

获得时域PVP信号,该时域PVP信号包括在采样时段内从所述PVP传感器的所述换能器接收到的与所述PVP相关联的电子信号的值,其中,所述采样时段包括多个时间分段,所述多个时间分段包括:

(i) 一个或多个活动时间分段,在该活动时间分段中,所述泵正在进行操作,以及

(ii) 一个或多个闲置时间分段,在该闲置时间分段中,所述泵不进行操作;

基于对所述时域PVP信号的值的评估,来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值;

基于所述第一多个值并排除所述第二多个值,来生成滤波后的时域PVP信号;

对所述滤波后的时域PVP信号应用变换,以生成频域PVP信号;以及

经由考虑了多个谐波频率的等式,基于所述频域PVP信号,来确定针对所述患者的患者状态度量。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中:

所述时域PVP信号包括第一时间系列的离散值;

所述滤波后的时域PVP信号包括第二时间系列的离散值;以及

所述第二时间系列包含所述第二时间系列内的至少一个分段的顺序的多个值,所述第二时间系列内的至少一个分段的顺序的多个值相当于所述第一时间系列内的对应分段的顺序的多个对应值。

15. 根据权利要求13所述的设备,其中,用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括:

用于使所述评估单元从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段的指令。

16. 根据权利要求13所述的设备,其中,用于使所述评估单元生成所述滤波后的时域PVP信号的可执行指令包括用于使所述评估单元执行以下操作的指令:

估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多个值是在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来被估计出的;以及

通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值,来生成所述滤波后的时域PVP信号。

17. 一种在患者的循环系统被连接到泵的同时使用与所述患者的所述循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量结果来监视所述患者的方法,包括:

通过换能器,在采样时段内监视与所述患者的PVP相关联的物理现象,其中,所述采样时段包括多个时间分段,所述多个时间分段包括:

(i) 一个或多个活动时间分段,在该活动时间分段中,所述泵正在进行操作,以及

(ii) 一个或多个闲置时间分段,在该闲置时间分段中,所述泵不进行操作;

通过评估单元的处理器,基于在所述采样时段内监视到的物理现象,来获得包括来自所述换能器的与所述PVP相关联的电子信号的值的时域PVP信号;

通过所述评估单元的所述处理器,基于对所述时域PVP信号的值的评估,来识别与所述一个或多个闲置时间分段相关联的所述时域PVP信号的第一多个值和与所述一个或多个活动时间分段相关联的所述时域PVP信号的第二多个值;

通过所述评估单元的所述处理器,基于所述第一多个值并排除所述第二多个值来生成滤波后的时域PVP信号;

通过所述评估单元的所述处理器,对所述滤波后的时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号;以及

通过所述评估单元的所述处理器,经由考虑了多个谐波频率的等式,基于所述频域PVP信号来确定针对所述患者的患者状态度量。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中,生成所述滤波后的时域PVP信号包括:

从所述时域PVP信号中去除所述一个或多个活动时间分段。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中,生成所述滤波后的时域PVP信号包括:

估计第三多个值作为用于所述一个或多个活动时间分段的取代值,其中,所述第三多

个值是在不参考所述第二多个值的情况下基于所述第一多个值来被估计出的；以及

通过组合用于所述闲置时间分段的所述第一多个值和用于所述活动时间分段的所述第三多个值，来生成所述滤波后的时域PVP信号。

20. 根据权利要求17所述的方法，其中，所述第三多个值是通过至少所述第一多个值执行回归分析、向前-向后斜率计算、双侧斜率检测和镜像匹配滤波中的至少一项来被估计出的。

专利名称(译)	用于对噪声进行滤波并且分析静脉波形信号的系统和方法		
公开(公告)号	CN110809429A	公开(公告)日	2020-02-18
申请号	CN201880043655.3	申请日	2018-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	巴克斯特国际公司 巴克斯特医疗保健股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	巴克斯特国际公司 巴克斯特医疗保健股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	巴克斯特国际公司 巴克斯特医疗保健股份有限公司		
[标]发明人	詹姆士马尔图奇 凯尔霍金 苏珊伊格尔		
发明人	乔纳森·汉德勒 詹姆士·马尔图奇 凯尔·霍金 苏珊·伊格尔 克里恩·布罗菲 理查德·博耶尔 弗兰兹·博登巴赫尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0215		
CPC分类号	A61B5/02152 A61B5/02405 A61B5/02444 A61B5/0816 A61B5/112 A61B5/4094 A61B5/4839 A61B5/6824 A61B5/6866 A61B5/7217 A61B5/7246 A61B5/725 A61B5/7257 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B2562/0247 A61M5/14232 A61M5/1723 A61M2205/3331 A61M2205/3576 A61M2205/502 A61M2205/52 A61M2230/30 G16H20/40 G16H40/63 G16H50/30 G16H50/70 A61B5/0215 A61B5/7203		
代理人(译)	韩峰		
优先权	62/527944 2017-06-30 US 62/528570 2017-07-05 US 62/599421 2017-12-15 US 62/671108 2018-05-14 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于对来自静脉波形信号的医疗设备噪声伪影进行滤波的设备、系统和方法。外周静脉压(PVP)被测量并从时域变换到频域以供分析来确定患者状态。为了避免泵送的伪影，时域PVP测量结果被滤波以通过去除活动泵送时段来生成滤波后的时域PVP信号。所述滤波后的时域PVP信号被变换成频域PVP信号，所述频域PVP信号基于指示呼吸率、心率或其谐波的峰值被分析。然后根据所述峰值或对应频率来确定患者状态的度量。所述患者状态可以与所述患者的血容量有关并且可以用于控制泵操作。

