



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110248596 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201780085234.2

(22)申请日 2017.12.15

(30)优先权数据

62/434,796 2016.12.15 US

62/434,849 2016.12.15 US

62/434,768 2016.12.15 US

62/528,794 2017.07.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/066689 2017.12.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/112354 EN 2018.06.21

(71)申请人 巴克斯特国际公司

地址 美国伊利诺伊州

申请人 巴克斯特医疗保健股份有限公司

(72)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

(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

(51)Int.Cl.

A61B 5/0215(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/091(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

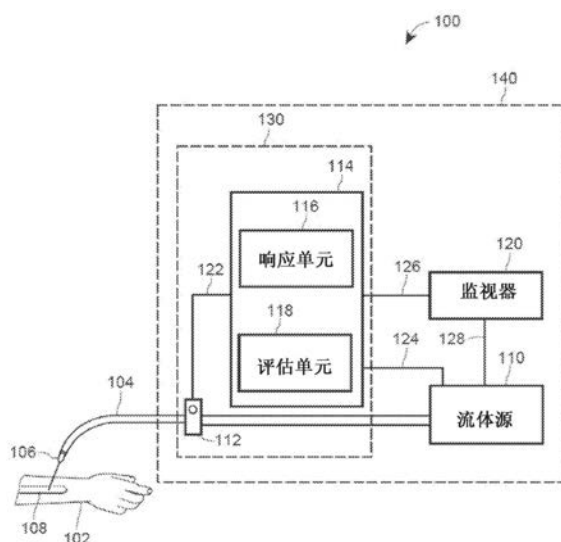
权利要求书11页 说明书36页 附图6页

(54)发明名称

用于从感测的静脉波形监视和确定患者参数的系统和方法

(57)摘要

公开了用于监视患者血液动力学状态、全身血管阻力、心率和呼吸率的逆转以及患者呼吸量或努力的设备、系统和方法。测量外周静脉压并用于检测与患者血容量相关的水平、变化或问题。将外周静脉压测量从时域变换到频域进行分析。识别心率频率，并检测和评估心率频率的谐波，以便除了其它方面以外，确定低血容量或高血容量、全身血管阻力、心率和呼吸率以及患者呼吸量或努力等。



1. 一种用于使用与患者的循环系统的外周静脉内的外周静脉压 (PVP) 相关联的测量来监视所述患者的血容量评估系统, 包括:

PVP传感器, 其包括换能器, 所述换能器被设置为邻近或连接到静脉内 (IV) 管, 所述静脉内管与所述外周静脉以流体连接, 并且所述换能器被配置为生成与所述PVP相关联的电子信号; 以及

评估单元, 其包括被通信连接到所述PVP传感器以所述接收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, 当由所述计算机处理器执行时, 所述指令使得所述评估单元:

获得时域PVP信号, 所述时域PVP信号包括电子信号在采样周期内的多个值;

将变换应用于所述时域PVP信号, 以生成频域PVP信号;

识别与所述频域PVP信号的局部极大值相关联的多个频率, 包括心率频率 ( $F_H$ ) 和在所述心率频率的谐波处的谐波频率 ( $F_H$ ); 以及

至少部分基于所述心率频率 ( $F_H$ ) 和所述谐波频率 ( $F_H$ ), 计算血容量度量。

2. 根据权利要求1所述的血容量评估系统, 其中, 所述血容量度量是以下之一的指示:

低血容量,

高血容量, 或

正常血容量。

3. 根据权利要求1所述的血容量评估系统, 进一步包括:

所述IV管, 其中所述IV管被通过静脉接入设备来与所述外周静脉以流体连接, 所述静脉接入设备包括在接入点处被插入所述患者的所述循环系统的所述外周静脉内的终端和连接到所述IV管的主要部分的连接端; 以及

流体源, 其与所述IV管的所述主要部分以流体连接, 以便经由所述静脉接入设备向所述患者的所述循环系统提供流体。

4. 根据权利要求3所述的血容量评估系统, 其中, 所述指令还使得所述评估单元:

基于所述血容量度量来控制来自所述流体源的所述流体的流速; 或者

从所述流体源给所述患者施用血管加压药或血管扩张药。

5. 根据权利要求4所述的血容量评估系统, 其中:

所述流体源包括泵或与泵以流体连接; 以及

所述评估单元通过调节所述泵的操作来控制来自所述流体源的流体的流速。

6. 根据权利要求3所述的血容量评估系统, 其中,

所述静脉接入设备是导管。

7. 根据权利要求1所述的血容量评估系统, 其中,

所述换能器被设置在被插入到所述外周静脉内的静脉接入设备的一部分内, 所述静脉接入设备是所述IV管的一部分或者被连接到所述IV管。

8. 根据权利要求1所述的血容量评估系统, 还包括:

被配置为向使用者呈现警报的警报单元, 并且

其中, 所述指令还使得所述评估单元在所述血容量度量指示所述患者的血容量异常时将警报指示符传送给呈现单元, 所述警报指示符使得所述呈现单元呈现警报。

9. 根据权利要求8所述的血容量评估系统, 其中,

所述警报包括响应于所确定的血容量度量而要采取的行动的的建议。

10. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

所述频率是通过识别所述频域PVP信号的所述局部极大值来被确定的。

11. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

所述电子信号是指示所述IV管内压力的电子压力信号。

12. 根据权利要求11所述的血容量评估系统,其中:

所述PVP传感器的所述换能器是压力传感器,并且被设置成与所述IV管的内部以流体连接;以及

所述IV管的内部经由所述外周静脉来与所述患者的所述循环系统以流体连接。

13. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

获得所述时域PVP信号包括接收和存储所述电子信号在所述采样周期内的多个值。

14. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,获得所述时域PVP信号包括:

接收作为模拟信号的所述电子信号,

在所述采样周期期间周期性地采样所述电子信号的多个值,以及

存储所述电子信号在所述采样周期内的多个值。

15. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

所述采样周期是固定的持续时间,当获得所述电子信号的新值时,所述持续时间在滚动的基础上被连续更新。

16. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

所述变换是快速傅立叶变换。

17. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

所述谐波频率( $F_H$ )是被识别为最接近两倍于所述心率频率( $F_1$ )的频率的、与所述频域PVP信号的局部最大值相关联的频率的第一谐波频率( $F_2$ )。

18. 根据权利要求17所述的血容量评估系统,其中,

所述第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍于所述心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为所述心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

19. 根据权利要求18所述的血容量评估系统,其中,

利用使用所述频带的带通滤波器来识别所述第一谐波频率( $F_2$ )。

20. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,

所述频率还包括与所述心率频率( $F_1$ )的附加谐波相关联的一个或多个附加谐波频率。

21. 根据权利要求20所述的血容量评估系统,其中,

所述一个或多个附加谐波频率被识别为最接近所述心率频率( $F_1$ )整数倍的、与所述频域PVP信号的所述局部极大值相关联的频率。

22. 根据权利要求20所述的血容量评估系统,其中,

所述血容量度量还至少部分基于所述一个或多个附加谐波频率中的至少一个附加谐波频率来被确定。

23. 根据权利要求22所述的血容量评估系统,其中,

所述血容量度量至少部分基于在所述谐波频率( $F_H$ )和所述附加谐波频率中至少一个附加谐波频率之间的谐波比率来被确定。

24. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,  
所述血容量度量至少部分基于所述心率频率 ( $F_1$ ) 与所述谐波频率 ( $F_H$ ) 之间的谐波比率来被确定。

25. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,  
所述血容量度量至少部分基于所述谐波频率 ( $F_H$ ) 的变化来被确定。

26. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,  
所述血容量度量至少部分基于与所述谐波频率 ( $F_H$ ) 相关联的所述频域PVP信号的幅度的增加或减少来被确定。

27. 根据权利要求26所述的血容量评估系统,其中,  
所述血容量度量至少部分地基于所述幅度的增加或减少超过与所述谐波频率 ( $F_H$ ) 的基线幅度相关联的预定阈值来被确定。

28. 根据权利要求27所述的血容量评估系统,其中,  
所述基线幅度由所述评估单元基于在所述采样周期之前的一段时间从所述PVP传感器先前获得的压力测量来被确定。

29. 根据权利要求1所述的血容量评估系统,其中,  
所述采样周期是固定的持续时间,通过获得所述电子信号的新值而周期性地更新所述持续时间。

30. 一种使用与患者的循环系统的外周静脉内的外周静脉压 (PVP) 相关联的测量来测量和评估所述患者的血容量的方法,包括:

由PVP传感器的换能器,监视与所述患者的所述循环系统的所述外周静脉内的所述PVP相关联的物理现象;

由所述PVP传感器,在采样周期内生成与所述PVP相关联的电子信号,所述电子信号在所述采样周期内的值形成时域PVP信号;

由评估单元的处理器,对所述时域PVP信号应用变换,以生成频域PVP信号;

由所述评估单元的所述处理器,识别与所述频域PVP信号的局部极大值相关联的多个频率,包括心率频率 ( $F_1$ ) 和所述心率频率的谐波频率 ( $F_H$ ); 以及

由所述评估单元的所述处理器,至少部分基于所述心率频率 ( $F_1$ ) 和所述谐波频率 ( $F_H$ ) 来计算血容量度量。

31. 根据权利要求30所述的方法,进一步包括:

经由静脉内 (IV) 管和静脉接入设备来在所述换能器与所述外周静脉之间建立流体连接,

其中,

所述静脉接入设备的终端部被插入所述外周静脉内,并且

所述静脉接入设备的连接部被连接到所述IV管,并且,

其中,

所述物理现象是所述IV管内的流体的压力。

32. 根据权利要求30所述的方法,其中:

所述换能器被设置在被插入于所述外周静脉内的静脉接入设备的一部分内; 以及

所述物理现象是所述外周静脉内的所述PVP。

33. 根据权利要求30所述的方法, 其中, 所述血容量度量是以下之一的指示:

低血容量,

高血容量, 或

正常血容量。

34. 根据权利要求30所述的方法, 进一步包括:

当所述血容量度量指示所述患者的所述血容量异常时, 由所述评估单元的所述处理器生成警报指示符; 以及

响应于所述警报指示符, 由所述评估单元的所述处理器使得通过所述警报单元生成警报。

35. 根据权利要求34所述的方法, 其中,

所述警报包括响应于所确定的血容量度量而要采取的行动的提议。

36. 根据权利要求30所述的方法, 进一步包括:

由所述评估单元的所述处理器, 基于所述血容量度量来控制流体从流体源进入所述患者的所述循环系统的流速。

37. 根据权利要求30所述的方法, 进一步包括:

由所述评估单元的所述处理器, 基于所述血容量度量来控制从流体源进入所述患者的所述循环系统的流体中的血管加压药或血管扩张药的施用。

38. 根据权利要求30所述的方法, 进一步包括:

由所述评估单元的所述处理器, 通过调节泵的操作来控制来自所述泵的流体的流速。

39. 根据权利要求30所述的方法, 其中,

所述多个频率通过识别所述频域PVP信号的局部极大值来被确定。

40. 根据权利要求30所述的方法, 其中:

所述时域PVP信号由所述评估单元的所述处理器通过接收和存储所述电子信号在所述采样周期内的多个值来被形成。

41. 根据权利要求30所述的方法, 进一步包括:

从所述PVP传感器向所述评估单元传送所述电子信号; 以及

由所述评估单元的所述处理器, 周期性地采样所述电子信号的值, 以形成所述时域PVP信号。

42. 根据权利要求30所述的方法, 其中,

所述采样周期是固定的持续时间, 当获得所述电子信号的新值时, 所述持续时间在滚动的基础上来被连续更新。

43. 根据权利要求30所述的方法, 其中,

所述变换是快速傅立叶变换。

44. 根据权利要求30所述的方法, 其中,

所述谐波频率 ( $F_H$ ) 被识别为最接近两倍于所述心率频率 ( $F_I$ ) 的频率的、与所述频域PVP信号的局部最大值相关联的频率。

45. 根据权利要求44所述的方法, 其中,

所述谐波频率 ( $F_H$ ) 是以两倍于所述心率频率 ( $F_I$ ) 为中心的频带内的第一谐波频率 ( $F_2$ ), 频带宽度为所述心率频率 ( $F_I$ ) 的百分之二十。

46. 根据权利要求45所述的方法, 其中,  
利用使用所述频带的带通滤波器来识别所述第一谐波频率 ( $F_2$ )。
47. 根据权利要求30所述的方法, 其中,  
所述多个频率还包括与所述心率频率 ( $F_1$ ) 的附加谐波相关联的一个或多个附加谐波频率。
48. 根据权利要求47所述的方法, 其中,  
所述一个或多个附加谐波频率被识别为最接近所述心率频率整数倍 ( $F_1$ ) 的、与所述频域PVP信号的所述局部极大值相关联的频率。
49. 根据权利要求48所述的方法, 所述血容量度量还至少部分基于所述附加谐波频率中的至少一个附加谐波频率来被确定。
50. 根据权利要求49所述的方法, 其中,  
所述血容量度量至少部分基于在所述谐波频率 ( $F_H$ ) 与所述附加谐波频率中的至少一个附加谐波频率之间的谐波比率来被确定。
51. 根据权利要求49所述的方法, 其中,  
所述血容量度量至少部分基于所述附加谐波频率中至少一个附加谐波频率的变化来被确定。
52. 根据权利要求30所述的方法, 其中,  
所述血容量度量至少部分基于所述谐波频率的变化来被确定。
53. 根据权利要求30所述的方法, 其中,  
所述血容量度量至少部分基于与所述谐波频率 ( $F_H$ ) 相关联的所述频域PVP信号的幅度的增加或减少来被确定。
54. 根据权利要求53所述的方法, 其中,  
所述血容量度量至少部分地基于所述幅度的增加或减少超过基于所述谐波频率 ( $F_H$ ) 的基线幅度的预定阈值来被确定。
55. 根据权利要求54所述的方法, 其中,  
所述基线幅度由所述评估单元基于在所述采样周期之前的一段时间从所述PVP传感器先前获得的压力测量来被确定。
56. 根据权利要求30所述的方法, 其中,  
所述电子信号是压力信号, 所述压力信号指示与所述外周静脉内的所述PVP相关联的测量压力。
57. 根据权利要求30所述的方法, 其中,  
至少部分基于所述心率频率 ( $F_1$ ) 和所述谐波频率 ( $F_H$ ) 来计算所述血容量度量包括方程式
- $$c + P_1 \times c_1 + P_2 \times c_2,$$
- 其中,  $c$ 、 $c_1$  和  $c_2$  是常数,  
其中,  $P_1$  是所述心率频率 ( $F_1$ ) 的幅度, 以及  
其中,  $P_2$  是谐波频率 ( $F_H$ ) 的第一谐波频率 ( $F_2$ ) 的幅度。
58. 一种全身血管阻力评估系统, 包括:  
与静脉内 (IV) 管和流体源以流体连接的外周静脉传感器, 所述外周静脉传感器包括换

能器,所述换能器被配置为生成与所述IV管的主要部分内的IV流体压力相关联的电子信号,其中,

所述静脉内(IV)管包括静脉接入设备或与静脉接入设备以流体连接,所述静脉接入设备包括在接入点处被插入患者的循环系统的外周静脉中的终端和连接到所述IV管的连接端,并且,其中

所述流体源与所述IV管以流体连接,以便经由所述静脉接入设备向所述患者的所述循环系统提供流体;以及

评估单元,其包括被通信连接到所述外周静脉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,当由所述计算机处理器执行时,所述指令使得所述评估单元:

获得时域外周静脉信号,包括所述电子信号在采样周期内的多个值;

对所述时域外周静脉信号应用变换,以生成频域外周静脉信号;

识别与所述频域外周静脉信号的局部极大值相关联的一个或多个频率峰,包括呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、所述心率频率的第一谐波频率( $F_2$ )、所述心率频率的第二谐波频率( $F_3$ )、以及与高于所述第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ );以及

至少部分基于所述一个或多个频率峰的变化、所述频率峰中的一个相对于所述频率峰中的另一个的变化、或者所述频率峰中的任意两个之间的差或比率来确定全身血管阻力。

59. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,还包括:

警报呈现单元,所述警报呈现单元被配置为向使用者呈现警报,并且,

其中,所述指令还使得所述评估单元在所述全身血管阻力异常时向所述警报呈现单元传送警报指示符,所述警报指示符使得所述警报呈现单元呈现警报。

60. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,所述指令还使得所述评估单元:

基于所述全身血管阻力,来控制来自所述流体源的流体的流速。

61. 根据权利要求60所述的全身血管阻力评估系统,其中:

所述流体源包括泵或与泵以流体连接;以及

对来自所述流体源的所述流体的流速的所述控制包括调节所述泵的操作。

62. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述静脉接入设备是导管。

63. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述频率峰通过识别所述频域外周静脉信号的局部极大值来被确定。

64. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中:

获得所述时域外周静脉信号包括接收和存储所述电子信号在所述采样周期内的多个值;以及

周期性地应用所述变换。

65. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中:

获得所述时域外周静脉信号包括:接收作为模拟信号的所述电子信号,在所述采样周期期间周期性地采样所述电子信号的多个值,以及存储所述电子信号在所述采样周期内的

多个值;以及

周期性地应用变换。

66. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述采样周期是固定的持续时间,当获得所述电子信号的新值时,所述持续时间在滚动的基础上来被连续地或偶尔地更新。

67. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述变换是快速傅立叶变换。

68. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述第一谐波频率( $F_2$ )被识别为最接近两倍于所述心率频率( $F_1$ )的频带的频率峰。

69. 根据权利要求68所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍于所述心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为所述心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

70. 根据权利要求69所述的全身血管阻力评估系统,其中,

利用使用所述频带的带通滤波器来识别所述第一谐波频率( $F_2$ )和所述第二谐波频率( $F_3$ )。

71. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述一个或多个附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )被识别为最接近所述心率频率( $F_1$ )整数倍的所述频率峰。

72. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述第一谐波频率( $F_2$ )或所述第二谐波频率( $F_3$ )中的至少一个谐波频率的变化是幅度的增加或减少超过分别基于所述第一谐波频率( $F_2$ )或所述第二谐波频率( $F_3$ )的基线幅度的预定阈值。

73. 根据权利要求72所述的全身血管阻力评估系统,其中,

所述基线幅度由所述评估单元基于在所述采样周期之前的一段时间从所述外周静脉传感器先前获得的测量来确定。

74. 根据权利要求58所述的全身血管阻力评估系统,其中,

响应于经由所述IV管被提供给所述患者的所述循环系统的流体,至少部分地基于所述呼吸频率( $F_0$ )、所述心率频率( $F_1$ )、所述第一谐波频率( $F_2$ )、所述第二谐波频率( $F_3$ )、以及高于所述第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )中的至少一个的频率峰的变化来更新所述全身血管阻力。

75. 一种在外周静脉内波形分析(PIVA)中区分呼吸峰与心脏峰的方法,包括:

识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的基本重复的第一峰频率;

识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的基本重复的第二峰频率,所述第二峰频率不同于所识别的第一峰频率;

至少识别与所述第一峰频率或所述第二峰频率之中的一个相关联的基本重复的第一谐波;

通过验证所相关联的第一谐波的存在与否来确认第一峰频率或第二峰频率的识别。

76. 根据权利要求75所述的方法,其中,

通过验证所相关联的第一谐波的存在与否来确认所述第一峰频率或第二峰频率的识

别是在指示所述第一峰频率或第二峰频率的x轴位置的变化时被执行的,并且包括识别所述第一峰频率和第二峰频率的相对振幅的反转。

77. 根据权利要求75所述的方法,其中,

验证所相关联的第一谐波的存在与否包括在沿着PIVA信号模式的x轴的位置处扫描所相关联的第一谐波的存在,所述x轴的所述位置是所述第一峰频率或所述第二峰频率之中的所述一个的x轴位置的值的两倍。

78. 根据权利要求75所述的方法,还包括:

识别与所识别的第一谐波相关联的所述第一峰频率或所述第二峰频率中的相同一个峰频率相关联的基本重复的第二谐波,并且,

其中,确认所述第一峰频率或第二峰频率的识别还包括验证所相关联的第二谐波的存在与否。

79. 根据权利要求78所述的方法,其中,

验证所相关联的第二谐波的存在与否包括在沿着PIVA信号模式的x轴的位置处扫描所相关联的第二谐波的存在,所述x轴的所述位置是所述第一峰频率或所述第二峰频率之中的一个的x轴位置的值的三倍。

80. 根据权利要求75所述的方法,其中,

所述第一峰频率和第二峰频率之中的一个是呼吸信号,并且

所述第一峰频率和第二峰频率之中的另一个是心脏信号。

81. 根据权利要求75所述的方法,其中,

每次执行快速傅立叶变换以生成所述频域外周静脉压力信号的曲线图时,进行通过验证所相关联的第一谐波的存在与否来确认所述第一峰频率或第二峰频率的识别。

82. 一种呼吸评估系统,用于使用与患者的循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量来监视所述患者,包括:

压力传感器,所述压力传感器包括换能器,所述换能器被设置为邻近或被连接到与所述外周静脉以流体连接的静脉内(IV)管,并且所述换能器被配置为生成与所述PVP相关联的电子信号;以及

评估单元,其包括被通信连接到所述压力传感器以接收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,当由所述计算机处理器执行时,所述指令使得所述评估单元:

获得时域PVP信号,包括所述电子信号在采样周期内的多个值;

将变换应用于所述时域PVP信号以生成频域PVP信号;

识别与所述频域PVP信号的峰相关联的多个频率,所述多个频率包括对应于所述呼吸频率的频率;以及

至少部分基于对应于所述呼吸频率的频率峰来确定呼吸度量。

83. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,其中,

对应于所述呼吸频率的所述频率是所述频域PVP信号的 $F_0$ 频率。

84. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,进一步包括:

所述IV管,其中所述IV管通过静脉接入设备来与所述外周静脉以流体连接,所述静脉接入设备包括在接入点处被插入所述患者的所述循环系统的外周静脉内的终端和连接到

所述IV管的主要部分的连接端;以及

流体源,其与所述IV管的所述主要部分以流体连接,以便经由所述静脉接入设备向所述患者的所述循环系统提供流体。

85. 根据权利要求84所述的呼吸评估系统,其中,  
所述静脉接入设备是导管。

86. 根据权利要求84所述的呼吸评估系统,其中,所述指令还使得所述评估单元:  
基于所述呼吸度量,来控制来自所述流体源的流体的流速。

87. 根据权利要求86所述的呼吸评估系统,其中:  
对来自所述流体源的流体的流速的控制包括调节泵的操作,所述泵包括透析泵、静脉内泵或患者控制的镇痛泵。

88. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,进一步包括:  
呼吸机,其被附连到所述患者并且与所述评估单元以通信连接,其中,  
所述指令还使得所述评估单元基于所述呼吸度量来控制流经所述呼吸机的空气流速。

89. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,其中,  
所述换能器被设置在被插入到所述外周静脉内的静脉接入设备的一部分内,所述静脉接入设备是所述IV管的一部分或者被连接到所述IV管。

90. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,还包括:  
被配置为向使用者呈现警报的警报单元,并且,  
其中,  
所述指令还使得所述评估单元在所述呼吸度量异常时将警报指示符传送给呈现单元,  
所述警报指示符使得所述呈现单元呈现警报。

91. 根据权利要求90所述的呼吸评估系统,其中,  
所述警报包括响应于所确定的呼吸度量而要采取的行动的提议。

92. 根据权利要求90所述的呼吸评估系统,其中,  
要采取的行动是经由雾化器施用药物。

93. 根据权利要求92所述的呼吸评估系统,其中,  
所述药物是沙丁胺醇。

94. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,其中,  
所述电子信号是指示所述IV管内的压力的电子信号。

95. 根据权利要求94所述的呼吸评估系统,其中:  
所述压力传感器的所述换能器是压力传感器,并且所述换能器被设置成与所述IV管的内部以流体连接;以及

所述IV管的内部经由所述外周静脉来与所述患者的所述循环系统以流体连接。

96. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,其中:  
获得所述时域PVP信号包括接收和存储所述电子信号在采样周期内的多个值。

97. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统,其中:  
获得所述时域PVP信号包括:接收作为模拟信号的所述电子信号,在所述采样周期期间周期性地采样所述电子信号的所述多个值,以及存储所述电子信号在所述采样周期内的所述多个值。

98. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述采样周期是固定的持续时间, 当获得所述电子信号的新值时, 所述持续时间在滚动的基础上来被连续更新。
99. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述变换是快速傅立叶变换。
100. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述呼吸度量至少部分基于所述呼吸频率和对应于所述呼吸频率的频率峰的幅度这两者的函数来被确定。
101. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述呼吸度量至少部分基于对应于所述呼吸频率的所述频率峰的变化来被确定。
102. 根据权利要求101所述的呼吸评估系统, 其中,  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的变化是超过与对应于所述呼吸频率的所述频率峰的基线幅度相关联的预定阈值的、对应于所述呼吸频率的所述频率峰的幅度的方差。
103. 根据权利要求102所述的呼吸评估系统, 其中,  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的所述基线幅度由所述评估单元基于在所述采样周期之前的一段时间从所述压力传感器先前获得的压力测量来被确定。
104. 根据权利要求101所述的呼吸评估系统, 其中:  
所述呼吸度量还至少部分基于对应于所述呼吸频率的所述频率峰的形状。
105. 根据权利要求104所述的呼吸评估系统, 其中:  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的变化是超过与对应于所述呼吸频率的所述频率峰的基线宽度相关联的预定阈值的、对应于所述呼吸频率的所述频率峰的宽度的方差。
106. 根据权利要求105所述的呼吸评估系统, 其中,  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的所述基线宽度由所述评估单元基于在所述采样周期之前的一段时间从所述PVP传感器先前获得的压力测量来被确定。
107. 根据权利要求104所述的呼吸评估系统, 其中:  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的变化是超过基于对应于所述呼吸频率的所述频率峰的基线斜率的预定阈值的、对应于所述呼吸频率的所述频率峰的斜率的方差。
108. 根据权利要求107所述的呼吸评估系统, 其中,  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的所述基线斜率由所述评估单元基于在所述采样周期之前的一段时间从所述压力传感器先前获得的压力测量来被确定。
109. 根据权利要求101所述的呼吸评估系统, 其中,  
对应于所述呼吸频率的所述频率峰的变化是对应于所述呼吸频率的所述频率峰的频率的方差。
110. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述呼吸度量是呼吸量度量。
111. 根据权利要求110所述的呼吸评估系统, 其中, 所述呼吸量度量是以下之一的指示:  
肺不张的风险,  
符合吸气肺活量测定法, 或

呼吸功能不全。

112. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述呼吸度量是呼吸努力度量。

113. 根据权利要求112所述的呼吸评估系统, 其中, 所述呼吸努力度量是以下之一的指示:

格鲁布性喉头炎的存在,  
哮喘的存在, 或  
慢性阻塞性肺疾病的存在。

114. 根据权利要求82所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述多个频率包括对应于心率频率的频率。

115. 根据权利要求114所述的呼吸评估系统, 其中:  
所述呼吸度量是呼吸功度量, 并且  
所述呼吸功度量至少基于对应于所述呼吸频率的所述频率峰的幅度与对应于所述心率频率的所述频率峰的幅度之间的比率来被确定。

116. 根据权利要求114所述的呼吸评估系统, 其中,  
所述多个频率包括对应于所述心率频率的多个谐波频率的频率。

117. 根据权利要求116所述的呼吸评估系统, 其中,  
至少基于对应于所述呼吸频率的所述频率峰的幅度与和所述心率频率和所述多个谐波频率中的两个或更多个频率相对应的频率峰的幅度之间的比率来确定所述呼吸度量。

## 用于从感测的静脉波形监视和确定患者参数的系统和方法

[0001] 优先权声明

[0002] 本申请要求2016年12月15日提交的名称为“System and Method for Determining and Tracking Systemic Vascular Resistance from Sensed Venous Waveform”的美国临时申请No.62/434,796、2016年12月15日提交的名称为“System and Method for Accurately Distinguishing Respiratory Peaks from Cardiac Peaks in FFT Venous Waveform Analysis”的美国临时申请No.62/434,849、2016年12月15日提交的名称为“System and Method for Determining and Tracking Fluid Overload States from Sensed Venous Waveform”的美国临时申请No.62/434,768、以及2017年7月5日提交的名称为“System and Method for Determining and Tracking Respiratory Metrics from Sensed Pressure Waveform”的美国临时申请No.62/528,794的优先权,所有这些申请内容以引用的方式并入到本文中并且作为依据。

### 背景技术

[0003] 建立血容量和关于患者状况的相关度量的常规方法依赖于高侵入性测量,例如中心静脉压(本文称为“CVP”)、肺动脉压和/或毛细血管压。这种CVP测量需要在患者循环系统的中心部分内插入导管,特别是为了测量血压。除了高度侵入性之外,仅为压力监视的目的插入导管增加了治疗的复杂性,并增加了并发症如感染的风险。此外,据信CVP测量值在某些急性情况下变化较慢,因为循环系统试图通过以外周为代价保护中央循环系统中的血容量水平来补偿血容量失衡(特别是低血容量)。例如,外周血管的收缩可以减少流体流失对中央系统的影响,从而在常规CVP测量中掩盖一段时间的血液流失。这种掩盖会导致对患者状况的识别和治疗延迟,导致更糟糕的患者结果。

[0004] 为了解决与CVP测量相关的问题,如美国专利申请No.14/853,504(2015年9月14日提交并作为美国专利公开No.2016/0073959公布)和PCT申请号No.PCT/US16/16420(2016年2月3日提交并作为W02016/126856公布)所描述,已经开发了外周静脉内分析(PIVA)的使用。这种PIVA技术使用静脉内(IV)管线测量外周静脉压(PVP),静脉内(IV)管线是例如可以附连或不附连到生理盐水滴注器、输液泵或透析泵的IV管。除了利用现有的IV管线,PIVA技术还包括将PVP测量值变换为频域,以识别等于患者呼吸速率的呼吸率频率( $F_0$ )和等于患者心率的心率频率( $F_1$ )。尽管先前公开的PIVA技术在某些情况下提供了心率和血容量状态的极好指示,但是本文的公开进一步改进了先前公开的PIVA技术,以解决与其他情况相关的挑战,提高准确性,提供潜在问题的早期警告,并识别额外的患者状况。

### 发明内容

[0005] 根据本公开,并且不以任何方式限制本公开的范围,在本公开的第一方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,使用与患者循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量来监视患者的血容量评估系统包括PVP传感器和评估单元。PVP传感器包括换能器,该换能器被设置为邻近静脉内(IV)管或连接到静脉内(IV)

管,该静脉内(IV)管与外周静脉流体连接,换能器被配置成生成与PVP相关联的电子信号。评估单元包括通信连接到PVP传感器以接收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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元获得时域PVP信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。然后,评估单元对时域PVP信号应用变换,以生成频域PVP信号。然后,评估单元识别与频域PVP信号的局部极大值相关联的多个频率,包括心率频率( $F_L$ )和心率频率谐波处的谐波频率( $F_H$ )。然后,评估单元至少部分基于心率频率( $F_L$ )和谐波频率( $F_H$ )来计算血容量度量。

[0006] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量是以下之一的指示:低血容量、高血容量或正常血容量。

[0007] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量评估系统还包括IV管和流体源。IV管通过静脉接入设备与外周静脉流体连接。静脉接入设备包括在接入点处插入患者循环系统的外周静脉的终端和连接到IV管主要部分的连接端。流体源与IV管的主要部分流体连接,以经由静脉接入设备向患者的循环系统提供流体。

[0008] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,评估单元还基于血容量度量来控制来自流体源的流体的流速,或者从流体源向患者施用血管加压药或血管扩张药。

[0009] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,流体源包括泵或者与泵流体连接,并且评估单元通过调节泵的操作来控制来自流体源的流体的流速。

[0010] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,静脉接入设备是导管。

[0011] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,换能器设置在插入到外周静脉内的静脉接入设备的一部分内,静脉接入设备是IV管的一部分或连接到IV管。

[0012] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,血容量评估系统还包括被配置为向使用者呈现警报的警报单元,其中指令还使得评估单元在血容量度量指示患者的血容量异常时向呈现单元传送警报指示符,警报指示符使得呈现单元呈现警报。

[0013] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该警报包括响应于所确定的血容量度量而要采取的行动的建议。

[0014] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,频率是通过识别频域PVP信号的局部极大值来确定的。

[0015] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,电子信号是指示IV管内压力的电子压力信号。

[0016] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,PVP传感器的换能器是压力传感器,并且被设置成与IV管的内部流体连接,并且IV管的内部经由外周静脉与患者的循环系统流体连接。

[0017] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相

结合,获得时域PVP信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值。

[0018] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地采样电子信号的多个值,以及存储电子信号在采样周期内的多个值。

[0019] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0020] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0021] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,谐波频率( $F_H$ )是被识别为最接近两倍于心率频率( $F_1$ )的频率的、与频域PVP信号的局部最大值相关联的频率的第一谐波频率( $F_2$ )。

[0022] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍于心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

[0023] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )利用使用所述频带的带通滤波器来被识别。

[0024] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,频率还包括与心率频率( $F_1$ )的附加谐波相关联的一个或多个附加谐波频率。

[0025] 在本公开的一个方面中除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该一个或多个附加谐波频率被识别为最接近心率频率( $F_1$ )整数倍的、与频域PVP信号的局部极大值相关联的频率。

[0026] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量还至少部分地基于一个或多个附加谐波频率中的至少一个来确定。

[0027] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分地基于谐波频率( $F_H$ )与至少一个附加谐波频率之间的谐波比率来确定。

[0028] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于心率频率( $F_1$ )与谐波频率( $F_H$ )之间的谐波比率来确定。

[0029] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于谐波频率( $F_H$ )的变化来确定。

[0030] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于与谐波频率( $F_H$ )相关联的频域PVP信号的幅度的增加或减少来确定。

[0031] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于幅度的增加或减少超过与谐波频率( $F_H$ )的基线幅度相关联的预定阈值来确定。

[0032] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从PVP传感器先前获得的压力

测量来确定。

[0033] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,采样周期是固定持续时间,通过获得电子信号的新值而周期性地更新该持续时间。

[0034] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,用于测量和评估患者血容量的设备包括PVP传感器和评估单元。PVP传感器包括换能器,该换能器被配置为生成与患者循环系统的外周静脉内的压力相关联的电子信号。评估单元包括通信连接到PVP传感器以接收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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元获得时域PVP信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。评估单元进一步将变换应用于时域PVP信号,以生成频域PVP信号。然后,评估单元识别与频域PVP信号的局部极大值相关联的多个频率,包括心率频率( $F_1$ )和心率频率谐波处的谐波频率( $F_H$ )。然后,评估单元至少部分基于心率频率( $F_1$ )和谐波频率( $F_H$ )来计算血容量度量。

[0035] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,PVP传感器的换能器是经由静脉内(IV)管与外周静脉流体连接的压力传感器,并且电子信号是由压力传感器生成的电子压力信号。

[0036] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,换能器设置在插入到外周静脉内的静脉接入设备的一部分内,静脉接入设备是IV管的一部分或连接到IV管。

[0037] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该设备还包括与IV管流体连接的流体源,以经由IV管向患者的循环系统提供流体,其中这些指令还使得评估单元(i)基于血容量度量来控制流体从流体源经由IV管的流速,或者(ii)基于血容量度量来使得流体源经由IV管向患者施用血管加压剂或血管扩张剂。

[0038] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该设备还包括与IV管流体连接的泵,以经由IV管向患者的循环系统提供流体,其中指令还使得评估单元基于血容量度量来调节泵的操作。

[0039] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该设备还包括被配置为向使用者呈现警报的警报单元,并且其中指令还使得评估单元将警报指示符传送给呈现单元,警报指示符使得呈现单元呈现警报。

[0040] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,警报指示符包括响应于所确定的血容量度量而要采取的行动的的建议。

[0041] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量是以下之一的指示:低血容量、高血容量或正常血容量。

[0042] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值。

[0043] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括:接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地采样电子信号的多个值,以及存储电子信号在采样周期内的多个值。

[0044] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该

持续时间。

[0045] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,通过获得电子信号的新值而周期性地更新该持续时间。

[0046] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0047] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,谐波频率( $F_H$ )是被识别为最接近两倍于心率频率( $F_1$ )的频率的、与频域PVP信号的局部最大值相关联的频率的第一谐波频率( $F_2$ )。

[0048] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍于心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

[0049] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )利用使用所述频带的带通滤波器来被识别。

[0050] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,多个频率还包括与心率频率( $F_1$ )的附加谐波相关联的一个或多个附加谐波频率。

[0051] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,一个或多个附加谐波频率基于频域PVP信号的局部极大值被识别为最接近心率频率整数倍( $F_1$ )的、与频域PVP信号的局部极大值相关联的频率。

[0052] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量还至少部分地基于附加谐波频率中的至少一个来确定。

[0053] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分地基于谐波频率( $F_H$ )和附加谐波频率中至少一个之间的谐波比率来确定。

[0054] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于谐波频率( $F_H$ )的变化来确定。

[0055] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于与谐波频率( $F_H$ )相关联的频域PVP信号的幅度的增加或减少来确定。

[0056] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分地基于幅度的增加或减少超过基于谐波频率( $F_H$ )的基线幅度的预定阈值来确定。

[0057] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从PVP传感器先前获得的压力测量来确定。

[0058] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,使用与患者循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量来测量和评估患者血容量的方法包括通过PVP传感器的换能器来监视与患者循环系统的外周静脉内的PVP相关联的物理现象。该方法包括由PVP传感器在采样周期内生成与PVP相关联的电子信号,该电子信号在采样周期内的值形成时域PVP信号。该方法包括由评估单元的处理单元将变

换应用于时域PVP信号,以生成频域PVP信号。该方法包括由评估单元的处理器识别与频域PVP信号的局部极大值相关联的多个频率,包括心率频率( $F_H$ )和心率频率的谐波频率( $F_H$ )。该方法包括由评估单元的处理器至少部分基于心率频率( $F_H$ )和谐波频率( $F_H$ )计算血容量度量。

[0059] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该方法还包括经由静脉内(IV)管和静脉接入设备在换能器与外周静脉之间建立流体连接,其中静脉接入设备的终端部插入外周静脉内,并且静脉接入设备的连接部连接到IV管,并且其中物理现象是IV管内的流体压力。

[0060] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,换能器设置在插入到外周静脉内的静脉接入设备的一部分内,并且物理现象是外周静脉内的PVP。

[0061] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量是以下之一的指示:低血容量、高血容量或正常血容量。

[0062] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括当血容量度量指示患者的血容量异常时,由评估单元的处理器生成警报指示符,并且由评估单元的处理器响应于该警报指示符而致使警报单元生成警报。

[0063] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该警报包括响应于所确定的血容量度量而要采取的行动的建议。

[0064] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括由评估单元的处理器基于血容量度量来控制流体从流体源进入患者循环系统的流速。

[0065] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括由评估单元的处理器基于血容量度量来控制从流体源进入患者循环系统的流体中的血管加压药或血管扩张药的施用。

[0066] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该方法还包括由评估单元的处理器通过调节泵的操作来控制来自泵的流体的流速。

[0067] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与这里列出的任何其他方面相结合,其中多个频率是通过识别频域PVP信号的局部极大值来确定的。

[0068] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,时域PVP信号由评估单元的处理器通过接收和存储电子信号在采样周期内的多个值来形成。

[0069] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括从PVP传感器向评估单元传送电子信号,并且由评估单元的处理器周期性地采样电子信号的值以形成时域PVP信号。

[0070] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0071] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0072] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,谐波频率 ( $F_H$ ) 被识别为最接近两倍于心率频率 ( $F_1$ ) 的频率的、与频域PVP信号的局部最大值相关联的频率。

[0073] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,谐波频率 ( $F_H$ ) 是以两倍于心率频率 ( $F_1$ ) 的频率为中心的频带内的第一谐波频率 ( $F_2$ ),频带宽度为心率频率 ( $F_1$ ) 的百分之二十。

[0074] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率 ( $F_2$ ) 利用使用所述频带的带通滤波器来被识别。

[0075] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,多个频率还包括与心率频率 ( $F_1$ ) 的附加谐波相关联的一个或多个附加谐波频率。

[0076] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,一个或多个附加谐波频率被识别为最接近心率频率整数倍 ( $F_1$ ) 的、与频域PVP信号的局部极大值相关联的频率。

[0077] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量还至少部分地基于附加谐波频率中的至少一个来确定。

[0078] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分地基于谐波频率 ( $F_H$ ) 与附加谐波频率中至少一个之间的谐波比率来确定。

[0079] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于附加谐波频率中至少一个的变化来确定。

[0080] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于谐波频率的变化来确定。

[0081] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分基于与谐波频率 ( $F_H$ ) 相关联的频域PVP信号的幅度的增加或减少来确定。

[0082] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,血容量度量至少部分地基于幅度的增加或减少超过基于谐波频率 ( $F_H$ ) 的基线幅度的预定阈值来确定。

[0083] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从PVP传感器先前获得的压力测量来确定。

[0084] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该电子信号是指示与外周静脉内的PVP相关联的测量压力的压力信号。

[0085] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,至少部分基于心率频率 ( $F_1$ ) 和谐波频率 ( $F_H$ ) 来计算血容量度量包括方程式  $c + P_1 x \quad c_1 + P_2 x \quad c_2$ , 其中  $c$ 、 $c_1$  和  $c_2$  是常数,其中  $P_1$  是心率频率 ( $F_1$ ) 的幅度,并且其中  $P_2$  是谐波频率 ( $F_H$ ) 的第一谐波频率 ( $F_2$ ) 的幅度。

[0086] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,用于测量和评估患者全身血管阻力的设备包括外周静脉传感器和评估单元。外周静

脉传感器包括换能器,该换能器被配置为生成与患者循环系统的外周静脉内的压力相关联的电子信号。评估单元包括通信连接到外周静脉传感器以接收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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元获得时域外周静脉信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。然后,评估单元对时域外周静脉信号进行变换,以生成频域外周静脉信号。评估单元识别与频域外周静脉信号的局部极大值相关联的一个或多个频率峰,包括呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、心率频率的第一谐波频率( $F_2$ )、心率频率的第二谐波频率( $F_3$ )以及与高于第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )。评估单元至少部分基于一个或多个频率峰的变化、频率峰中的一个相对于频率峰中另一个的变化、或者频率峰中任意两个之间的差异或比率来确定全身血管阻力。

[0087] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该设备包括静脉内(IV)管,其中外周静脉传感器经由IV管与外周静脉流体连接,流体源与IV管流体连接,以经由IV管向患者的循环系统提供流体,并且其中指令进一步使得评估单元基于全身血管阻力来控制来自流体源的流体的流速。

[0088] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,流体源包括泵或者与泵流体连接,并且控制来自流体源的流体的流速包括调节泵的操作。

[0089] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该设备还包括被配置为向使用者呈现警报的警报呈现单元,并且其中指令还使得评估单元向警报呈现单元传送警报指示符,警报指示符使得警报呈现单元呈现警报。

[0090] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,获得时域外周静脉信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值,并且周期性地应用变换。

[0091] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域外周静脉信号包括:接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地采样电子信号的多个值,并且存储电子信号在采样周期内的多个值,并且周期性地应用变换。

[0092] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新或偶尔更新该持续时间。

[0093] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0094] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )被识别为最接近两倍于心率频率( $F_1$ )的频带的频率峰。

[0095] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

[0096] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )利用使用频带的带通滤波器来被识别。

[0097] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,一个或多个附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots F_N$ )被识别为最接近心率频率整数倍( $F_1$ )的频率峰。

[0098] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,其中第一谐波频率( $F_2$ )或第二谐波频率( $F_3$ )中的至少一个的变化是幅度的增加或减少超过分别基于第一谐波频率( $F_2$ )或第二谐波频率( $F_3$ )的基线幅度的预定阈值。

[0099] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从外周静脉传感器先前获得的测量值来确定。

[0100] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,全身血管阻力响应于经由IV管提供给患者循环系统的流体而至少部分地基于呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、第一谐波频率( $F_2$ )、第二谐波频率( $F_3$ )和与高于第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots F_N$ )中的至少一个的频率峰的变化来更新。

[0101] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,全身血管阻力评估系统包括外周静脉传感器和评估单元。外周静脉传感器与静脉内(IV)管和流体源流体连接。外周静脉传感器包括换能器,该换能器被配置为生成与IV管的主要部分内的IV流体压力相关联的电子信号,其中静脉内(IV)管包括静脉接入设备或与静脉接入设备流体连接,静脉接入设备包括在接入点处插入患者循环系统的外周静脉的终端和连接到IV管的连接端,并且其中流体源与IV管流体连接,以经由静脉接入设备向患者的循环系统提供流体。评估单元包括通信连接到外周静脉传感器以接收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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元获得时域外周静脉信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。评估单元对时域外周静脉信号进行变换,以生成频域外周静脉信号。评估单元识别与频域外周静脉信号的局部极大值相关联的一个或多个频率峰,包括呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、心率频率的第一谐波频率( $F_2$ )、心率频率的第二谐波频率( $F_3$ )以及与高于第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots F_N$ )。评估单元至少部分基于一个或多个频率峰的变化、频率峰中的一个相对于频率峰中另一个的变化、或者频率峰中任意两个之间的差异或比率来确定全身血管阻力。

[0102] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该系统包括警报呈现单元,该警报呈现单元被配置为向使用者呈现警报,其中该指令还使得评估单元在全身血管阻力异常时将警报指示符传送给警报呈现单元,该警报指示符使得警报呈现单元呈现警报。

[0103] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,评估单元基于全身血管阻力来控制来自流体源的流体的流速。

[0104] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,流体源包括泵或与泵流体连接,并且对来自流体源的流体流速的控制包括调节泵的操作。

[0105] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,静脉接入设备是导管。

[0106] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,频率峰通过识别频域外周静脉信号的局部极大值来确定。

[0107] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,获得时域外周静脉信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值,并且周期性地应用变换。

[0108] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域外周静脉信号包括:接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地采样电子信号的多个值,并且存储电子信号在采样周期内的多个值,并且周期性地应用变换。

[0109] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新或偶尔更新该持续时间。

[0110] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0111] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )被识别为最接近两倍于心率频率( $F_1$ )的频带的频率峰。

[0112] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍于心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

[0113] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )利用使用所述频带的带通滤波器来被识别。

[0114] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,一个或多个附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )被识别为最接近心率频率整数倍( $F_1$ )的频率峰。

[0115] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )或第二谐波频率( $F_3$ )中的至少一个的变化是幅度增加或减少分别超过基于第一谐波频率( $F_2$ )或第二谐波频率( $F_2$ )的基线幅度的预定阈值。

[0116] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从外周静脉传感器先前获得的测量值来确定。

[0117] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,全身血管阻力响应于经由IV管提供给患者循环系统的流体至少部分地基于呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、第一谐波频率( $F_2$ )、第二谐波频率( $F_3$ )和与高于第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )中的至少一个的频率峰的变化来更新。

[0118] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,测量和评估患者全身血管阻力的方法包括通过外周静脉传感器的换能器生成与患者循环系统的外周静脉内的压力相关联的电子信号,该电子信号在采样周期内的值形成时域外周静脉信号。该方法包括由评估单元的处理单元对时域外周静脉信号进行变换,以生成频域外周静脉信号。该方法包括由评估单元的处理单元识别与频域外周静脉信号的局部极大值

相关联的一个或多个频率峰,包括呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、心率频率的第一谐波频率( $F_2$ )、心率频率的第二谐波频率( $F_3$ )以及高于第二谐波频率( $F_3$ )的频率峰相关联的附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )。该方法包括由评估单元的处理器至少部分基于一个或多个频率峰的变化、频率峰中一个相对于频率峰中另一个的变化、或者频率峰中任意两个之间的差异或比率来确定全身血管阻力。

[0119] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括当全身血管阻力异常时,由评估单元的处理器生成警报指示符,并且由评估单元的处理器响应于警报指示符,使警报呈现单元生成警报。

[0120] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括由评估单元的处理器基于全身血管阻力来控制流体从流体源进入患者循环系统的流速。

[0121] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,控制来自流体源的流体的流速包括调节与流体源流体连接的泵的操作。

[0122] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,通过识别频域外周静脉信号的局部极大值来确定频率峰。

[0123] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,时域外周静脉信号由评估单元的处理器通过接收和存储电子信号在采样周期内的多个值来形成,并且周期性地应用变换。

[0124] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该方法还包括从外周静脉传感器向评估单元传送电子信号,并且由评估单元的处理器周期性地采样电子信号的值以形成时域外周静脉信号,其中周期性地应用变换。

[0125] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新或偶尔更新该持续时间。

[0126] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0127] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )被识别为最接近两倍于心率频率( $F_1$ )的频率的频率峰。

[0128] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )在以两倍心率频率( $F_1$ )的频率为中心的频带内,频带宽度为心率频率( $F_1$ )的百分之二十。

[0129] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )利用使用所述频带的带通滤波器来被识别。

[0130] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,一个或多个附加谐波频率( $F_4, F_5, \dots, F_N$ )被识别为最接近心率频率整数倍( $F_1$ )的频率峰。

[0131] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一谐波频率( $F_2$ )或第二谐波频率( $F_3$ )中的至少一个的变化是幅度的增加或减少分别超过基于第一谐波频率( $F_2$ )或第二谐波频率( $F_3$ )的基线幅度的预定阈值。

[0132] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从外周静脉传感器先前获得的测量值来确定。

[0133] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,一种用于在外周静脉内波形分析(PIVA)中区分呼吸峰和心脏峰的方法包括识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的基本重复的第一峰频率。该方法包括识别不同于所述已识别的第一峰频率的、与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的基本重复的第二峰频率。该方法包括识别与第一峰频率或第二峰频率之一相关联的至少基本重复的第一谐波。该方法包括通过验证相关联的第一谐波存在与否来确认第一峰频率或第二峰频率的识别。

[0134] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,通过验证相关联的第一谐波存在与否来确认第一峰频率或第二峰频率的识别是在指示第一峰频率或第二峰频率的x轴位置的变化时执行的,并且包括识别第一峰频率和第二峰频率的相对振幅的反转。

[0135] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,验证相关联的第一谐波存在与否包括在沿着PIVA信号模式的x轴的位置扫描相关联的第一谐波的存在,该x轴的所述位置是第一峰频率或第二峰频率之一的x轴位置的值的两倍。

[0136] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该方法还包括识别与已识别的第一谐波相关联的第一峰频率或第二峰频率中的同一个峰频率相关联的基本重复的第二谐波,并且其中确认第一峰频率或第二峰频率的识别还包括验证相关联的第二谐波存在与否。

[0137] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,验证相关联的第二谐波存在与否包括在沿着PIVA信号模式的x轴的位置扫描相关联的第二谐波的存在,该x轴的该位置是第一峰频率或第二峰频率之一的x轴位置的值的三倍。

[0138] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,第一峰频率和第二峰频率之一是呼吸信号,而第一峰频率和第二峰频率中的另一个是心脏信号。

[0139] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,每次执行快速傅立叶变换以生成频域外周静脉压力信号的曲线图时,通过验证相关联的第一谐波存在与否来确认第一峰频率或第二峰频率的识别。

[0140] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,用于测量和评估患者呼吸和心脏状况的设备包括外周静脉压力传感器和评估单元。该外周静脉压传感器包括换能器,该换能器被配置为生成与患者循环系统的外周静脉相关联的电子压力信号,该外周静脉压传感器通过静脉内(IV)管与外周静脉流体连接。评估单元包括通信连接到外周静脉压力传感器以接收电子压力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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元获得时域外周静脉压力信号,包括电子压力信号在采样周期内的多个值。评估单元对时域外周静

脉压力信号进行变换,以生成频域外周静脉压力信号。评估单元识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的第一多个峰频率,包括心率频率( $F_1$ )和心率频率的第一谐波频率( $F_2$ )。评估单元识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的第二多个峰频率,包括呼吸频率( $F_0$ )。在指示心率或呼吸频率中的任一个的振幅变化时,评估单元通过验证相关谐波频率存在与否来确认心率或呼吸频率的识别。

[0141] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,评估单元还识别所生成的电子压力信号在x轴上的距离,该距离是心率频率信号峰位置在x轴上的值的两倍,并且在通过验证相关谐波频率存在与否来确认心率或呼吸频率的识别中,扫描在识别距离处相关联的第一谐波的存在,该识别距离是心率频率信号峰位置在x轴上的值的两倍。

[0142] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,评估单元还识别心率频率的第二谐波频率,并且在通过验证相关谐波频率存在与否来对心率或呼吸频率的识别的确认中,验证心率频率的第一谐波和第二谐波频率存在与否。

[0143] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,评估单元还识别所生成的电子压力信号在x轴上的距离,该距离是心率频率信号峰位置在x轴上的值的三倍,并且在通过验证相关谐波频率存在与否来对心率或呼吸频率的识别的确认中,扫描在识别距离处相关联的第二谐波的存在,该识别距离是心率频率信号峰位置在x轴上的值的三倍。

[0144] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,使用与患者循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量来监视患者的呼吸评估系统包括压力传感器和评估单元。压力传感器包括换能器,该换能器被设置为邻近静脉内(IV)管或连接到静脉内(IV)管,该IV管与外周静脉流体连接,换能器被配置成生成与PVP相关联的电子信号。评估单元包括通信连接到压力传感器以接收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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元获得时域PVP信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。评估单元对时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号。评估单元识别与频域PVP信号的峰相关联的多个频率,多个频率包括对应于呼吸频率的频率。评估单元至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰来确定呼吸度量。

[0145] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率是频域PVP信号的 $F_0$ 频率。

[0146] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该系统还包括:IV管,其中IV管通过静脉接入设备与外周静脉流体连接,静脉接入设备包括在接入点处插入患者循环系统的外周静脉的终端和连接到IV管的主要部分的连接端;以及,流体源,其与IV管的主要部分流体连接以经由静脉接入设备向患者循环系统提供流体。

[0147] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,静脉接入设备是导管。

[0148] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相

结合,评估单元还基于呼吸度量来控制来自流体源的流体的流速。

[0149] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对来自流体源的流体流速的控制包括调节泵的操作,泵包括透析泵、静脉内泵或患者控制的镇痛泵。

[0150] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该系统还包括呼吸机,其附连到患者并与评估单元通信连接,其中指令还使得评估单元基于呼吸度量来控制通过呼吸机的空气流速。

[0151] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,换能器设置在插入到外周静脉内的静脉接入设备的一部分内,静脉接入设备是IV管的一部分或连接到IV管。

[0152] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该系统还包括警报单元,该警报单元被配置为向使用者呈现警报,并且其中该指令还使得在呼吸度量异常时评估单元向呈现单元传送警报指示符,该警报指示符使得呈现单元呈现警报。

[0153] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该警报包括响应于所确定的呼吸度量而要采取的行动的建议。

[0154] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,要采取的行动是经由雾化器施用药物。

[0155] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,药物是沙丁胺醇。

[0156] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,压力传感器的换能器是压力传感器,并且被设置成与IV管的内部流体连接,并且IV管的内部经由外周静脉与患者的循环系统流体连接。

[0157] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值。

[0158] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括:接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地采样电子信号的多个值,以及存储电子信号在采样周期内的多个值。

[0159] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0160] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0161] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分地基于呼吸频率和对应于呼吸频率的频率峰的幅度两者的函数来确定。

[0162] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的变化来确定。

[0163] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相

结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过与对应于呼吸频率的频率峰的基线幅度相关联的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的幅度的方差。

[0164] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0165] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量还至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的形状。

[0166] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过与对应于呼吸频率的频率峰的基线宽度相关联的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的宽度方差。

[0167] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线宽度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从PVP传感器先前获得的压力测量来确定。

[0168] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线斜率的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的斜率的方差。

[0169] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线斜率由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0170] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是对应于呼吸频率的频率峰的频率方差。

[0171] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸量度量。

[0172] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸量度量是以下之一的指示:肺不张的风险、符合吸气肺活量测定法或呼吸功能不全。

[0173] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸努力度量。

[0174] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸努力度量是以下之一的指示:格鲁布性喉头炎的存在、哮喘的存在或慢性阻塞性肺疾病的存在。

[0175] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的频率。

[0176] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸功度量,并且呼吸功度量至少基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度与对应于心率频率的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0177] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的多个谐波频率的频率。

[0178] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相

结合,呼吸度量至少基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度与对应于心率频率和多个谐波频率中的两个或多个的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0179] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,用于测量和评估患者呼吸度量的设备包括压力传感器和评估单元。压力传感器包括换能器,换能器被配置为生成与患者循环系统的外周静脉相关联的电子信号,外周静脉压传感器通过静脉内(IV)管与外周静脉流体连接。评估单元包括与压力传感器通信连接以接收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,当由计算机处理器执行时,该指令使得评估单元获得时域外周静脉压(PVP)信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。评估单元对时域PVP信号应用变换以生成频域PVP信号。评估单元识别与频域PVP信号的峰相关联的多个频率,多个频率包括对应于呼吸频率的频率。评估单元至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度来确定呼吸度量。

[0180] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率是频域PVP信号的F0频率。

[0181] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该设备还包括警报单元,该警报单元被配置为向使用者呈现警报,其中当呼吸度量指示患者的呼吸度量异常时,指令还使得评估单元将警报指示符传送给呈现单元,警报指示符使得呈现单元呈现警报。

[0182] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值,并且每当接收到电子信号的新值时应用变换。

[0183] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域PVP信号包括:接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地采样电子信号的多个值,并且存储电子信号在采样周期内的多个值,并且每次采样电子信号的新值时应用变换。

[0184] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0185] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0186] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分地基于呼吸频率和对应于呼吸频率的频率峰的幅度两者的函数来确定。

[0187] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的变化来确定。

[0188] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线幅度的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的幅度方差。

[0189] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间

从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0190] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量还至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的形状。

[0191] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线宽度的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的宽度方差。

[0192] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线宽度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0193] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线斜率的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的斜率的方差。

[0194] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线斜率由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0195] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是对应于呼吸频率的频率峰的频率方差。

[0196] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸量度量。

[0197] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸量度量是以下之一的指示:肺不张的风险、符合吸气肺活量测定法或呼吸功能不全。

[0198] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸努力度量。

[0199] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸努力度量是以下之一的指示:格鲁布性喉头炎的存在、哮喘的存在或慢性阻塞性肺疾病的存在。

[0200] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的频率。

[0201] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸功度量,并且呼吸功度量至少基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度与对应于心率频率的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0202] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的多个谐波频率的频率。

[0203] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量至少基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度与对应于心率频率和多个谐波频率中的两个或多个的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0204] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,使用与患者循环系统的外周静脉内的外周静脉压(PVP)相关联的测量来测量和评估

患者呼吸度量的方法包括通过压力传感器的换能器来监视与患者循环系统的外周静脉内的PVP相关联的物理现象。该方法包括由压力传感器在采样周期内生成与PVP相关联的电子信号,该电子信号在采样周期内的值形成时域PVP信号。该方法包括由评估单元的处理器将变换应用于时域PVP信号,以生成频域PVP信号。该方法包括由评估单元的处理器识别与频域PVP信号的峰相关联的多个频率,该多个频率包括对应于呼吸频率的频率。该方法包括由评估单元的处理器至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度来确定呼吸度量。

[0205] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率是频域PVP信号的 $F_0$ 频率。

[0206] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该方法还包括当呼吸度量异常时,由评估单元的处理器生成警报指示符,并且响应于警报指示符,由评估单元的处理器使警报单元生成警报。

[0207] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,警报包括基于呼吸度量从雾化器中分散药物的建议。

[0208] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,药物经由吸入疗法施用。

[0209] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,静脉接入设备是导管。

[0210] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该方法还包括由评估单元的处理器基于呼吸度量来控制流体从流体源流入患者循环系统的流速。

[0211] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,流体源包括泵或者与泵流体连接,并且控制来自流体源的流体的流速包括调节泵的操作。

[0212] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,该方法还包括由评估单元的处理器基于呼吸度量来控制从呼吸机流入患者呼吸系统的空气流速。

[0213] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,时域PVP信号由评估单元的处理器通过接收和存储电子信号在采样周期内的多个值来形成,并且每当接收到电子信号的新值时应用变换。

[0214] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,从压力传感器向评估单元传送电子信号,并且由评估单元的处理器周期性地采样电子信号的值以形成时域PVP信号,并且每当采样电子信号的新值时,都应用变换。

[0215] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0216] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0217] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面

相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0218] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分地基于呼吸频率和对应于呼吸频率的频率峰的幅度两者的函数来确定。

[0219] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的变化来确定。

[0220] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线幅度的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的幅度方差。

[0221] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从PVP传感器先前获得的压力测量来确定。

[0222] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量还至少部分基于对应于呼吸频率的频率峰的形状。

[0223] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线宽度的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的宽度方差。

[0224] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,其中对应于呼吸频率的频率峰的基线宽度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0225] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率的频率峰的基线斜率的预定阈值的、对应于呼吸频率的频率峰的斜率的方差。

[0226] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的基线斜率由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0227] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率的频率峰的变化是对应于呼吸频率的频率峰的频率方差。

[0228] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸量度量。

[0229] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸量度量是以下之一的指示:肺不张的风险、符合吸气肺活量测定法或呼吸功能不全。

[0230] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸努力度量。

[0231] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸努力度量是以下之一的指示:格鲁布性喉头炎的存在、哮喘的存在或慢性阻塞性肺疾病的存在。

[0232] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相

结合,多个频率包括对应于心率频率的频率。

[0233] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸功度量,并且呼吸功度量至少基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度与对应于心率频率的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0234] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的多个谐波频率的频率。

[0235] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量至少基于对应于呼吸频率的频率峰的幅度与对应于心率频率和多个谐波频率中的两个或多个的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0236] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,用于测量和评估患者呼吸量的设备包括压力传感器和评估单元。压力传感器包括换能器,该换能器被配置为生成与患者循环系统的通道相关联的电子信号,压力传感器与通道流体连接。评估单元包括与压力传感器通信连接以接收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,当由计算机处理器执行时,这些指令使得评估单元接收包括峰指数(i)的指示,该峰指数(i)识别多个频率峰( $P_0, P_1, P_2, \dots, P_N$ )中的哪个频率峰对应于呼吸频率。评估单元获得时域压力信号,包括电子信号在采样周期内的多个值。评估单元对时域压力信号进行变换以生成频域压力信号。评估单元识别与频域压力信号的峰相关联的多个频率。评估单元将呼吸频率与对应于频域压力信号的峰的频率峰( $P_i$ )的频率( $F_i$ )相关联。评估单元至少部分基于对应于呼吸频率( $F_i$ )的频率峰( $P_i$ )的幅度来确定呼吸度量。

[0237] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,循环系统的通道是外周静脉内通道。

[0238] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合, $F_i$ 频率峰是 $F_0$ 频率峰。

[0239] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,循环系统的通道是检测与患者肠道相关联的频率的通道。

[0240] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合, $F_i$ 频率峰是 $F_1$ 频率峰。

[0241] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该设备还包括被配置为向使用者呈现警报的警报单元,并且其中指令还使得评估单元将警报指示符传送给呈现单元,警报指示符使得呈现单元呈现警报。

[0242] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该设备还包括通信单元,该通信单元被配置为经由通信网络接收循环系统的通道的指示,并将该指示提供给评估单元。

[0243] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,获得时域压力信号包括接收和存储电子信号在采样周期内的多个值,并且每当接收到电子信号的新值时应用变换。

[0244] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,获得时域压力信号包括:接收作为模拟信号电子信号,在采样周期期间周期性地地采样电子信号的多个值,并且存储电子信号在采样周期内的多个值,并且每次采样电子信号

的新值时应用变换。

[0245] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,采样周期是固定的持续时间,当获得电子信号的新值时,在滚动的基础上连续更新该持续时间。

[0246] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,该变换是快速傅立叶变换。

[0247] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分地基于呼吸频率 ( $F_i$ ) 和对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的幅度两者的函数来确定。

[0248] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量至少部分基于对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的变化来确定。

[0249] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的变化是超过基于对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的基线幅度的预定阈值的、对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的幅度方差。

[0250] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的基线幅度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0251] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量还至少部分基于对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的形状。

[0252] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合, $F_i$  频率峰的变化是超过基于对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的基线宽度的预定阈值的、对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的宽度方差。

[0253] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的基线宽度由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0254] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的变化是超过基于对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的基线斜率的预定阈值的、对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的斜率的方差。

[0255] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的基线斜率由评估单元基于在采样周期之前的一段时间从压力传感器先前获得的压力测量来确定。

[0256] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的变化是对应于呼吸频率 ( $F_i$ ) 的频率峰 ( $P_i$ ) 的频率方差。

[0257] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸量度量

[0258] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸量度量是以下之一的指示:肺不张的风险、符合吸气肺活量测定法或呼吸功能不全。

[0259] 在本公开的一个方面中,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸努力度量。

[0260] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,呼吸努力度量是以下之一的指示:格鲁布性喉头炎的存在、哮喘的存在或慢性阻塞性肺疾病的存在。

[0261] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文列出的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的频率。

[0262] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量是呼吸功度量,并且呼吸功度量至少基于对应于呼吸频率( $F_i$ )的频率峰( $P_i$ )的幅度与对应于心率频率的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0263] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,多个频率包括对应于心率频率的多个谐波频率的频率。

[0264] 在本公开的一个方面,除非另有说明,该方面可以与本文所列的任何其他方面相结合,呼吸度量至少基于对应于呼吸频率( $F_i$ )的频率峰( $P_i$ )的幅度与对应于心率频率和多个谐波频率中的两个或多个的频率峰的幅度之间的比率来确定。

[0265] 因此,本公开的一个优点是提供关于PIVA监视的改进的准确性。

[0266] 本公开的另一个优点是提供一种PIVA监视设备、系统和方法,其可以更准确地监视患者参数。

[0267] 本公开的另一个优点是提供一种PIVA监视设备、系统和方法,其可以对患者的潜在问题提供早期警告。

[0268] 本公开的另一个优点是提供一种PIVA监视设备、系统和方法,其可以识别额外的患者状况。

[0269] 在下面的详细描述和附图中描述了所公开的设备、系统和方法的额外的特征和优点,并且这些特征和优点将从下面的详细描述和附图中变得显而易见。这里描述的特征和优点并不是包括所有的,特别地,鉴于附图和描述,许多额外的特征和优点对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。此外,任何特定的实施例不必具有这里列出的所有优点。此外,应当注意,说明书中使用的语言主要是出于可读性和指导性的目的而选择的,而不是为了限制本发明主题的范围。

## 附图说明

[0270] 应当理解,附图仅描绘了典型的实施例,不应被认为是对本公开的范围的限制,通过使用附图,以额外的特殊性和细节来描述和解释本公开。下面列出了这些附图。

[0271] 图1示出了根据本公开的示例实施例的用于测量、分析和响应患者的外周静脉血压的示例性PIVA系统的框图。

[0272] 图2示出了根据本公开的示例实施例的用于实现示例性PIVA系统的一些功能的示例性PIVA设备的框图。

[0273] 图3示出了根据本公开的示例实施例的用于测量和分析患者外周静脉血压的示例性PIVA测量和分析方法的流程图。

[0274] 图4A示出了根据本公开的示例实施例的外周静脉压力信号的时域表示的示例性

曲线图。

[0275] 图4B示出了根据本公开的示例实施例的外周静脉压力信号的频域表示的示例性曲线图。

[0276] 图4C示出了根据本公开的示例实施例的外周静脉压力信号的频域表示的示例性曲线图。

[0277] 图5示出了根据本公开的示例实施例的示例性PIVA比较方法,该方法用于基于外周静脉压随时间的比较来识别患者状态的变化。

[0278] 图6示出了根据本公开的示例实施例的用于测量、分析和响应患者的外周静脉血压的示例性PIVA系统的框图。

## 具体实施例

[0279] 图1示出了用于测量、分析和响应患者102的外周静脉血压的示例性PIVA系统100的框图。示例性PIVA系统100或类似系统可用于基于与患者102的PVP相关联的测量来实现用于监视患者状态的各种技术。如下所讨论,PIVA系统100可以测量与患者外周静脉相关联的压力信号,使用PIVA技术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。

[0280] PIVA系统100包括与患者102的循环系统流体连接的IV管104。具体而言,静脉接入设备106可以在接入点处插入患者102的外周静脉108。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他装置。静脉接入设备106可以是连接到IV管104的单独部件,或者可以形成为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外周静脉108的终端和连接到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之间的管道。

[0281] 在沿着IV管104的主要部分的某个点,压力传感器112可以设置成与IV管104的内部流体连接。压力传感器112因此也通过IV管104和静脉接入设备106而与患者的外周静脉108流体连接。压力传感器112因此能够基于IV管104内的流体压力的变化来测量患者102的外周静脉系统中的压力变化。在其他实施例中,压力传感器112可以不设置成与IV管104的内部流体连接。例如,压力传感器112可以替代地附连到IV管104的外部,从而不直接与流体源110流体连接。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可以设置在插入的IV管104的终止端(即,脱盖端),专门用于测量外周静脉108内的压力,以类似于下面在图2中示出的设备的方式。在其他实施例中,可以使用其他传感器来代替压力传感器112,例如力传感器、声音传感器和不需要通过IV管104和静脉接入设备106而与患者的外周静脉108流体接触的传感器。在又一实施例中,传感器112可以设置在针、导管或插入患者106的外周静脉108内的其他静脉接入设备106的一部分内,使得可以在外周静脉108内原位测量PVP。这种原位测量是有利的,因为它消除了温度、粘度和其他因素对IV管104内压力传递的影响。

[0282] 在各种实施例中,压力传感器112可以位于离外周静脉108的接入点不同的距离处,从外周静脉108内的位置或者靠近静脉接入设备106的连接端的位置到靠近流体源110或者在IV管104的终止端的位置。压力传感器112在图1中示出为位于沿着IV管104长度的中间位置,以便更好地示出PIVA系统100的各种部件。在一些实施例中,压力传感器112可以直

接测量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,该换能器经由连接部122向分析部件114提供指示由换能器检测的压力的电子压力信号。电子压力信号可以是由换能器直接提供的模拟电子信号,或者可以是基于换能器与IV管104的主要部分的接口来指示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仍然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可以使用一个或多个麦克风,麦克风被设置成检测IV管104的外表面处的声音,以生成指示IV管104内压力的电子压力信号,作为外周静脉108内PVP的代理。

[0283] 分析部件114通信地连接到压力传感器112,以经由连接部122接收电子压力信号。分析部件114可以包括通用或专用处理硬件,例如微处理器或专用分析电路。如图所示,分析部件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的压力数据来识别和控制响应。响应单元116可以控制警报的呈现,例如视觉警报(例如,经由监视器120)和听觉警报(例如,经由与PIVA系统100通信的扬声器)。同样,响应单元116可以控制流体源110的操作,例如通过控制流体流速。为了确定适当的响应,响应单元116可以从评估单元118接收评估数据,该评估数据可以包括从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中获得压力值(或与PVP直接或间接相关联的信号值),并且评估压力值以确定关于患者102的信息,例如血容量度量或其他度量,如下面进一步详细描述。由评估单元118生成的信息也可以被存储或呈现用于患者监视(例如,经由监视器120)。在替代实施例中,可以包括额外的、更少的或替代的单元。例如,评估单元118可以执行这里归属于响应单元116的功能。

[0284] 在一些实施例中,分析部件114可以经由连接部126通信连接到监视器120。监视器120可以是单独的监视器,用于显示关于患者的信息,或者可以结合到另一个设备中,例如泵或其他流体源设备。监视器120还可以经由连接部128通信连接到流体源110,以接收和显示与流体源110相关联的信息。在一些实施例中,监视器120可用于控制流体源110的操作,例如通过调节流体流速、操作持续时间、操作模式等。在一些实施例中,分析部件114可以类似地经由连接部124通信连接到流体源110。分析部件114可以接收关于流体源110的操作的信息,用于由评估单元118评估患者。响应单元116还可以与流体源110通信,以响应于基于来自压力传感器112的电子压力信号确定的关于患者的信息来控制流体源110的操作。

[0285] 在各种实施例中,各种连接部122、124、126和128均可以是有线或无线连接。此外,连接部122、124、126和128中的一些或全部可以在设备例如PIVA设备130或集成PIVA的流体源140内部。

[0286] PIVA设备130可将压力传感器112和分析部件114(连同相关联的连接部)结合到可附连到IV管104或在IV管104内的设备中,以对患者102进行PIVA监视。集成PIVA的流体源140可以包括计算机控制的流体储集器或泵,其被配置成利用患者102的PIVA监视来控制流体流动。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和分析部件114,以及流体源110和监视器120(以及相关联的连接部)。替代实施例可以包括替代配置中的附加、更少或替代部件。

[0287] 图2示出了用于实现示例性PIVA系统100的一些功能的示例性PIVA设备130的框图。如图所示,示例性PIVA设备130可以被配置为附连到IV管104的支线104A,例如在Y形连

接器或T形连接器的一个分支处。如上所述,PIVA设备130可以包括压力传感器112,该压力传感器112被设置成使得感测部与IV管104(图示为IV管支线104A)中的流体接触。压力传感器112可以经由系统总线138电通信连接到微处理器132。微处理器132(MP)还可以经由系统总线138通信连接到程序存储器134和通信单元136(COMM UNIT)。程序存储器134可以是存储可由微处理器132执行的可执行指令的非暂时性、非易失性存储器(例如闪存),以评估来自压力传感器112的电子压力信号,确定患者信息(例如血容量度量和/或呼吸度量),确定对所确定的患者信息的适当响应,并控制通信单元136经由连接部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可以存储对应于分析部件114的单元或子单元的多个例程、脚本或模块。通信单元136可以是硬件部件,其被配置为经由连接部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。连接部124和126被示出为示例性PIVA设备130中的有线连接,其也可以用于为PIVA设备130获得电力。替代地,另一电源连接部或电池(未示出)可以向PIVA设备130供电。

[0288] 尽管PIVA设备130被图示为连接到IV管104的支线140A,但是一些实施例可以包括终止于支线104A的IV管104,而没有IV管104的连接到流体源110的另一分支或部分。在这样的实施例中,整个IV管104可以由作为非分支管的支线104A组成,支线104A可以直接连接到静脉接入设备106或者结合到静脉接入设备106。因此,PIVA设备130可以盖住这种IV管104/104A的终止部,使得没有流体源110通过相同的IV管104/104A和静脉接入设备106连接到外周静脉108。在该实施例中,流体源可以以其他方式连接,以经由另一IV管和另一静脉接入设备向患者102提供流体。

[0289] 图3示出了使用PIVA系统100基于PVP来测量和分析患者102的状态的示例性PIVA测量和分析方法300的流程图。方法300可用于确定各种患者状态度量,例如与患者血压、血容量、呼吸、呼吸量、呼吸努力或全身血管阻力相关的度量。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,压力传感器112生成电子压力信号可以包括在方法300中。

[0290] 方法300始于测量患者102的PVP数据信号(框302)。PVP数据信号可以通过使用压力传感器112的换能器来测量,以生成与IV管104内的压力相关联的电子压力信号。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,所以由压力传感器112测量的IV管104中的压力与外周静脉108中的压力相关联。在PIVA系统100的一些实施例中,IV管104内的压力可以不同于外周静脉108内的PVP,但是IV管104内测量的压力仍然可以与外周静脉108内的PVP成比例或以其他方式相关。因此,如果需要,可以调节测量的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、或可能影响PIVA信号的其他系统方差进行调节。无论是调节过的还是未经调节的,由压力传感器112测量的PVP数据信号都准确地表示压力随时间的变化,包括与呼吸和循环周期相关的周期性压力变化和可能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用不与IV管104内部以流体接触的部件生成的PVP数据信号同样提供了患者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,或者可以是从中导出的数据信号。在替代实施例中,PVP数据信号可以在生成时被实时评估,或者可以被存储用于以后的分析。

[0291] 图4A示出了PVP数据信号的时域表示的示例性图表,该PVP数据信号可以是来自压

力传感器112的电子压力信号。该图表示出了时域PVP信号402,其展示了与患者心跳相关联的压力的周期性增加和减少。此外,时域PVP信号402表现出较慢的循环变化,这是例如患者呼吸的结果。该图表还示出了呼吸曲线404,其展示了吸气和呼气对时域PVP信号402的影响。例如,由于吸气期间肺扩张,吸气期间测得的基线静脉血压比呼气期间高,呼气期间由于隔膜压靠腹腔中的柔性腔静脉(和其他大静脉)扩张和/或通过增加朝向心脏的外周静脉流量而使肺的体积减小。另一方面,呼气减轻隔膜对腔静脉的压迫所造成的压力。许多其他因素影响PVP,如血容量和患者的运动。

[0292] 时域PVP信号402因此是多个影响的组合,既有周期性的(例如心率或呼吸),也有非周期性的(例如运动或失血)。因为所得到的时域PVP信号402将包括来自各种来源的噪声,所以可能难以检测可能作为患者状态指示的压力的微小变化。因此,如下所述,PIVA技术利用PVP数据信号的频域评估。应当认识到,尽管PVP数据信号的时域表示在图4A中以图表的形式用图形示出,以示出数据的显著特征,但是没有必要产生这种数据信号的图表或其他图形表示。相反,在某些实施例中,PVP数据信号由评估单元118处理,而不生成时域PVP数据信号的图形表示。

[0293] 回到图3,然后可以从测量的PVP数据信号中获得多个数据值(框304)。评估单元118可以对实时或存储的PVP数据信号的值进行采样,以获得多个数据值。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,这可以包括将与该窗口相关联的多个数据值存储在临时或永久电子数据存储装置中。在进一步的实施例中,可以获得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,并发时间段可以被识别为单独的评估窗口,或者评估窗口可以被识别为由中间时间段分隔的时间段(例如,每分钟开始的第二十二个评估窗口,因此由第四十二个中间时间段分隔)。当评估单元118采样实时(连续更新)PVP数据信号的值时,在一些实施例中,评估窗口可以在滚动的基础上更新以获得新的数据值,同时覆盖固定持续时间的时间段。例如,可以通过添加新的样本数据值和移除最旧的样本数据值来重复更新评估窗口,以维持来自压力传感器112的最新PVP数据的固定持续时间窗口(例如,5秒、10秒、20秒等)。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(并且可以对更新的窗口执行下面描述的转换和评估)。在替代实施例中,多个数据值可以对应于模拟PVP数据信号的连续值,模拟PVP数据信号可以由模拟电子器材(其可以是评估单元118的一部分)获得和分析。

[0294] 根据多个数据值,评估单元118生成对应于多个数据值的频域数据(框306)。这可以包括将数据变换应用于表示时域PVP信号的多个数据值,以产生PVP信号的频域表示。在优选实施例中,评估单元118对采样的多个数据值应用快速傅立叶变换(FFT)。可以周期性地应用FFT(例如,每十秒、每分钟或每两秒,有或没有重叠的评估窗口)。可以考虑其他能够分离频率并根据频率识别局部极大值的分析技术,例如小波变换。

[0295] 频域数据可以包括基于多个数据值表示测量的PVP数据信号中各种频率分量的幅度的多个值。这些值可以是离散的,或者可以是对应于频率的幅度曲线的一部分,该曲线可以通过与有限数量的频率相关联的有限数量的值之间的插值或逼近来生成。虽然FFT算法可以被用来产生很好的效果,但是可以利用其他时频变换或其他分析信号频率分量的技术来评估多个数据值。例如,除了其他傅立叶变换之外,评估可以包括测量的PVP数据信号的

小波变换或时频表示。

[0296] 图4B示出了对应于在图4A的时域中表示的时域PVP信号402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示出了每个频率分量的幅度。因为图4B中的图表是频域表示,所以横轴表示频率,纵轴表示幅度。尽管该图表是示例性的,但是其中可以看出某些典型特征。特别相关的是与频率( $F_N$ )相关联的频率曲线406的几个峰( $P_N$ )。在峰之间,可以看到幅度的微小变化,其可以代表与系统中的噪声或循环系统的假象(例如,测量期间患者的运动、房室瓣和主动脉瓣的打开和关闭等)相关联的时域PVP信号402的微小分量。在某些实施例中,显示由PIVA系统100生成的频域表示(例如,经由监视器120)。

[0297] 尽管PVP数据信号的频域表示在图4B中以图表的形式示出,以示出显著特征,但是应当理解,没有必要产生频域数据的图表或其他图形表示。实际上,在某些实施例中,没有生成这样的图形表示。取而代之的是,频域数据由评估单元118作为中间过程进行处理,其结果不会直接呈现给系统或设备的使用者。

[0298] 在通常情况下,具有最低频率( $F_0$ )的峰( $P_0$ )对应于患者102的呼吸速率,并且具有次最低频率( $F_1$ )的峰( $P_1$ )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( $P_H$ )。这种谐波峰( $P_H$ )与频率曲线406的局部极大值相关联。例如,频率曲线406的下两个峰( $P_2$ )和( $P_3$ )是分别出现在与第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )处的心率的第一谐波和第二谐波相关联的频率处的谐波峰( $P_H$ )。所识别的谐波出现在心率频率( $F_1$ )的固定倍数处。通常,这些倍数是整数倍。具体地,实验数据表明,如图4B所示,第一谐波频率( $F_2$ )大约是心率频率( $F_1$ )的两倍,第二谐波频率( $F_3$ )大约是心率频率( $F_1$ )的三倍。

[0299] 相应频率(例如 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ )的峰(例如 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ )的识别,例如经由评估单元118,提供了患者状态(例如血液动力学状态)的后续计算。例如,相应频率(例如 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ )的峰(例如 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ )可用于计算PIVA评分,如本文进一步详述的。

[0300] 虽然未示出,但是在一些实施例中,可以识别与心率的第三谐波和更高次谐波相关联的附加峰。其他谐波频率( $F_4$ 、 $F_5$ 、 $\dots$ 、 $F_N$ )通常出现在心率频率( $F_1$ )的相应顺序整数倍处。虽然在与谐波频率相关的峰的观察频率中存在一些变化,但是已经发现谐波频率峰出现在高于或低于心率频率( $F_1$ )整数倍的心率频率值的百分之十(即, $\pm 15\%$ )范围内的频率。峰( $P_N$ )的幅度之间的关系可以变化,但是通常与心率频率( $F_1$ )相关联的峰( $P_1$ )的幅度应该大于与其谐波频率( $F_2$ )、( $F_3$ )等相关联的峰( $P_2$ )、( $P_3$ )等的幅度。

[0301] 此外,应当注意,虽然图4B将频率曲线406示出为多个抛物线峰(例如, $P_0$ 、 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ ),但是频域表示的其他图形表示也是可以预期的。例如,在系统一致(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)的情形下,峰(例如, $P_0$ 、 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ )可以被图形描绘为竖直线(例如,具有不可感知的宽度的抛物线峰或者没有宽度的抛物线峰)。

[0302] 尽管本公开通常将呼吸速率提及为对应于最低频率峰( $P_0$ ),将心率提及为对应于次最低频率峰( $P_1$ )并以此类推,但是应当理解,为了便于解释,进行了任何这样的提及。为此,在一些实施例中,时域PVP信号可以检测低于呼吸速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更低的频率相关联。在这些实施例中,具有最低频率( $F_0$ )的峰( $P_0$ )对应于肠道频率,并且具有次最低频率( $F_1$ )的峰( $P_1$ )对应于呼吸频率。类似地,心率频率和

相应的谐波频率中每一个将分别对应于次最低的峰 ( $P_2$ ) 和随后的峰 ( $P_3, P_4, \dots, P_N$ )。应当理解, 在一些进一步的实施例中, 时域PVP信号可以检测比呼吸频率低的多个频率。因此, 对应于呼吸速率、心率和心率谐波的峰指数可以以检测到的低于呼吸速率的频率的数量增加。因此, 除非另外特别说明, 否则对对应于最低频率峰 ( $P_0$ ) 的呼吸率和对对应于次最低频率峰 ( $P_1$ ) 的心率频率的任何提及都不是限制性的, 并且还设想通过时域PVP信号检测到的低于呼吸速率频率的数量来抵消相应的峰指数。

[0303] 再次转向图3, 评估单元118进一步识别对应于PVP信号的频域表示的频率 ( $F_N$ ) 的多个峰 ( $F_N$ ) (框308), 例如频率曲线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 ( $P_N$ ) 的值, 然后识别与所识别的峰的值 ( $P_N$ ) 相关联的相应频率 ( $F_N$ )。为了确定峰的值 ( $P_N$ ), 评估单元118可以利用各种方法中的任何一种来将局部极大值识别为峰, 包括基于局部极大值的相对幅度的比较、围绕每个峰建立固定或动态频带、或者局部极大值的半最大值全宽的比较中的任何一个或全部的方法。例如, 可以采用带通滤波器来分离PVP信号的频域表示的片段, 以进一步识别局部极大值。这在识别谐波峰 ( $P_N$ ) 和相应的谐波频率 ( $F_H$ ) 时可能特别有用, 因为这种谐波出现在心率频率 ( $F_1$ ) 的整数倍处。

[0304] 作为示例, 以两倍于心率频率 ( $F_1$ ) 的频率为中心并且具有心率频率 ( $F_1$ ) 百分之二十的带宽的带通滤波器可以用于限定包含第一谐波峰 ( $P_2$ ) 的PVP信号的频域表示的范围。第一谐波频率 ( $F_2$ ) 然后可以通过简单地确定与该范围内PVP信号的频域表示的局部最大值相关联的频率来识别。通过采用这些或其他技术, PVP信号的频域表示的峰 ( $P_N$ ) 可以与由循环系统中的噪声或其他微小现象引起的其他局部极大值相区别。

[0305] 一旦与频率 ( $F_N$ ) 相关联的多个峰 ( $P_N$ ) 已经被识别, 评估单元118可以分析PVP信号在频率 ( $F_N$ ) 中一个或多个的频域表示的幅度, 以确定患者状态的一个或多个方面 (框310)。这种分析可以包括为患者102确定一个或多个患者状态度量, 例如血容量度量、呼吸量度量、呼吸努力度量、全身血管阻力度量、与全身血管阻力相关的其他度量 (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之一的血容量度量: 低血容量、高血容量或正常血容量。在某些实施例中, 患者102的血液动力学状态可以被确定为评分或患者状态的类别。

[0306] 一些患者状态度量可以直接从与其相关联的PVP信号的频域表示的一个或多个频率 ( $F_N$ ) 或幅度确定。例如, 呼吸率可以基于呼吸频率 ( $F_0$ ) 来确定。同样, 例如, 呼吸深度可以基于与呼吸频率 ( $F_0$ ) 相关联的幅度 (即呼吸峰 ( $P_0$ ) 的幅度) 来确定, 或者血容量度量可以基于与心率频率 ( $F_1$ ) 相关联的幅度 (即心率峰 ( $P_1$ ) 的幅度) 来确定。作为另一个示例, 可以直接测量或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。

[0307] 例如, 如前所述, 在执行变换之后, 评估单元118可以识别相应频率 (例如  $F_1, F_2$ ) 的峰 (例如  $P_1, P_2$ )。对应于各种频率——例如心率频率  $F_1$  和心率频率  $F_2$  的第一谐波——的这些个别峰 (例如,  $P_1, P_2$ ) 然后可以在非线性方程中用于计算PIVA评分。代表患者流体状态的PIVA评分也是肺毛细血管楔压的必然结果。因为肺毛细血管楔压是流体状态 (例如, 高血容量或低血容量) 的指示符, 所以PIVA评分同样代表患者的流体状态。

[0308] 在一个实施例中, 计算PIVA评分 (PIVA score) 的非线性方程由以下方程式表示:

[0309] 
$$\text{PIVA评分} = c + P_1 \times c_1 + P_2 \times c_2$$

[0310]  $c$ 、 $c_1$ 和 $c_2$ 中每一个都是非线性方程的常数。例如, $c$ 可以是3.0,而 $c_1$ 和 $c_2$ 可以由评估单元118插入到方程式中。 $P_1$ 和 $P_2$ 中每个是相应频率的个别幅度。例如,参照图4B, $P_1$ 是心率频率( $F_1$ )的幅度, $P_2$ 是第一谐波频率( $F_2$ )的幅度。

[0311] 评估单元118计算无单位的PIVA评分。在相关实施例中,PIVA系统100显示PIVA评分(例如,经由监视器120)。通过计算PIVA评分,可以容易地确定患者的流体状态(例如,低血容量、高血容量或正常血容量)。优选地,所计算的PIVA评分与 $\pm 8\text{mmHg}$ 的肺毛细血管楔压一致,且一致极限为95%置信区间。

[0312] 在一个实施例中,对应于各种频率的附加峰幅度(例如,对应于 $F_3$ 的 $P_3$ )也可以用于计算PIVA评分(例如,实现 $c_3$ ),以获得更高的计算准确性。

[0313] 图5示出了示例性PIVA比较方法500,用于基于与不同时间相关联的PVP信号的频域表示的比较来识别患者状态的变化。PIVA比较方法500可以由评估单元118和响应单元116实现,以确定和响应时间段之间患者状态的变化。例如,评估单元118可以基于在多个时间段期间接收的电子压力信号来确定和比较PVP的频域表示,以确定患者度量例如血压、血容量、呼吸量、呼吸努力或全身血管阻力的变化。具体地,评估单元118可以比较与为每个时间段确定的频率分布中的峰( $P_N$ )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,该变化可以被响应单元118用来确定和实施响应行动。

[0314] 示例性方法500始于获得与第一时间段相关联的第一频率分布(框502)和与第二时间段相关联的第二频率分布(框504)。如上所述,可以通过方法300生成第一频率分布和第二频率分布中的每一个作为对应于自PVP数据信号的多个数据值的频域数据。如上所讨论,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,每个评估窗口与由评估单元118采样或接收的多个数据值相关联。如上所讨论,第一评估窗口和第二评估窗口中的每一个的数据值可以存储在易失性或非易失性存储器中,直到评估单元118需要用来生成频率分布。替代地,可以直接存储频率分布或与其相关联的信息(例如,频率峰和相关联的幅度)用于比较。在一些实施例中,第一频率分布和第二频率分布可以是预定间隔分开的时间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,方法500可以在实时监视患者102期间在滚动的基础上(即,周期性地或当新的PVP数据变得可用时)来实现,实时监视是在患者监视期间通过比较为第一评估窗口和第二评估窗口生成的频率分布的频率峰( $F_N$ )的幅度来进行。第一时间段和第二时间段可以部分重叠、在时间上相邻或者由中间时间段分开。

[0315] 评估单元118接下来可以识别用于确定患者状态的一个或多个相关峰(框506)。在相关实施例中,评估单元118接收一个或多个相关峰的指示(例如,使用者对相关峰的请求)。在一个实施例中,评估单元118可以从输入设备(例如键盘或触摸屏)、便携式电子设备(例如移动电话或平板电脑)、PIVA设备130或非PIVA循环压力监视设备接收指示。

[0316] 相关峰可以在第一频率分布和第二频率分布中的一个或两个中被识别。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( $P_N$ )来确定一个或多个相关峰,该基线频率分布可以是第一频率分布或附加的先前频率分布。基线频率分布可以例如在排定的外科手术之前确定,以便为以后的患者状态监视建立基线。可以基于相关联的频率( $F_N$ )来识别相关峰,例如通过识别呼吸频率( $F_0$ )或心率频率( $F_1$ )。在一些实施例中,相关峰可以包括多个这样的峰,例如与第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )相关联的峰( $P_2$ )和( $P_3$ )。在

某些情况下,并非所有相关峰都可以在两种频率分布中识别。例如,在循环系统急性衰竭期间,全身血管阻力可能显著降低,并且与谐波频率( $F_2, F_3, \dots, F_N$ )相关联的峰可能不可辨别。因此,与谐波频率( $F_2, F_3, \dots, F_N$ )相关联的峰可以在第一频率分布中识别,但在第二频率分布中不可识别。然而,谐波频率( $F_2, F_3, \dots, F_N$ )处的频率分布的幅度变化可以通过比较第一频率分布与第二频率分布来确定。

[0317] 基于所识别的一个或多个相关峰,评估单元118可以通过比较第一频率分布和第二频率分布来进一步确定患者状态(或患者状态的变化)(框508)。确定患者状态可以包括与第一频率分布和第二频率分布之间的相同一个或多个频率( $F_N$ )相关联的幅度的比较、与第一频率分布和第二频率分布之间的频率相关联的多个幅度的函数值的比较(例如峰幅度的比率的比较)、与第一频率分布与第二频率分布之间的一个或多个峰( $P_N$ )相关联的频率( $F_N$ )的比较(例如呼吸频率或心率频率的变化)、或者与患者状态相关联的其他度量的比较。在一些实施例中,可以基于超过阈值水平的度量变化来确定患者状态。例如,与第二频率分布中的心率频率( $F_1$ )相关联的幅度降低到低与第一频率分布中的心率频率( $F_1$ )相关联的相应幅度的80%可以指示患者102低血容量。作为另一个示例,第一频率分布与第二频率分布之间与第一谐波频率( $F_2$ )相关联的幅度和与心率频率( $F_1$ )相关联的幅度之比的降低超过预定阈值可以指示高血容量或低血容量,这取决于与心率频率( $F_1$ )相关联的幅度是否以及如何改变。特别相关的比较将在本文其他地方进一步详细讨论。

[0318] 涉及谐波频率( $F_H$ )中一个或多个的比较对于患者的血液动力学状态或血容量特别重要。因为与谐波频率( $F_H$ )相关联的频率分布值比与心率频率( $F_1$ )相关联的值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,与第一谐波频率( $F_2$ )(或其他谐波频率)相关联的频率分布的值的幅度的急剧增加或减少可能比同时在同一患者中与心率频率( $F_1$ )相关联的值的相应变化更显著。在一个实施例中,与第一谐波频率( $F_2$ )相关联的增加或减少的比较涉及两个单独计算的PIVA评分的比较,使得心率频率( $F_1$ )和第一谐波频率( $F_2$ )的变化都包括在内(例如,经由上面的PIVA评分方程包括在内)。

[0319] 因此,可以使用谐波频率( $F_H$ )来生成血容量度量。这些度量可以被确定为谐波频率( $F_H$ )、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者这些中任何一个的变化的函数。可以对照基线或对照在当前值之前的固定时间间隔先前确定的值来测量这种变化。在一些实施例中,可以将与谐波频率( $F_H$ )相关联的频率或幅度与其他相关值进行比较,例如与呼吸率频率( $F_0$ )或心率频率( $F_1$ )相关联的频率或幅度。例如,可以通过与心率频率( $F_1$ )进行比较来标准化一个或多个谐波频率( $F_H$ )。这种标准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,可以至少部分基于一个或多个谐波频率( $F_H$ )的频率和幅度值来确定其他类似的血容量度量,并用于评估患者102的血液动力学状态。

[0320] 一旦确定了患者状态,响应单元116可以确定是否需要响应,并使得任何所需的响应得以实现(框510)。附加地或替代地,评估单元118或响应单元116可以使得经由监视器120存储或呈现所确定的患者状态的指示符(框510)。如果响应单元116确定需要响应,则响应单元116可以进一步确定适合于应对所识别的患者状态的一个或多个响应。这种响应可以包括生成患者状态异常的警报或其他警告,警报或警告可以包括关于患者状况的信息。

警报或警告可以经由监视器120呈现,或者可以被传送到另一个设备进行呈现。警报或警告可以包括响应患者状态而要采取的一个或多个行动的建议。例如,该建议可包括对患者102的流体疗法的调节,其可包括施用一种或多种血管升压剂或血管扩张剂的建议。这种建议可以由响应单元116确定为所需响应的一部分。在一些实施例中,这可以包括向使用者设备(例如,医生、护士或技术员用来监视患者状况的工作站或移动设备)发送电子通信。在其他实施例中,警报可以包括听觉警报或通知(例如,经由扬声器)。

[0321] 响应可以类似地包括控制流体源110来调节流向患者102的流体流量。流体源110可被控制以增加或减少流向患者102的流体流速,包括开始或停止流体流动。在一些实施例中,响应可以包括控制流体源110(或与其连接的设备)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升压剂或血管扩张剂。在流体源110包括泵的情况下,响应可以包括控制泵的操作,例如通过增加或降低泵的速度、流速或操作模式,以及启动或停止泵。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向流体中添加一定量的药物。在一些实施例中,响应可以包括控制与呼吸机相关的呼吸速率和/或经由雾化器施用药物,例如沙丁胺醇。

[0322] 利用PIVA系统100的特定分析和响应方法的附加实施例将在本文的其他地方进一步详细描述。

#### [0323] 幅度比率和其他比较

[0324] 在一些实施例中,可以基于相同的多个数据值(即,对于相同的评估窗口),基于与不同频率峰( $F_N$ 和 $F_M$ )相关联的幅度( $P_N$ 和 $P_M$ )的比较来确定患者状态度量。例如,与心率和第一谐波频率 $F_1$ 和 $F_2$ 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,例如全身血管阻力或血容量状态。这种比率在标准化与谐波频率( $F_H$ )相关的幅度以获得牢靠和更准确的患者状态度量方面可能特别有用。类似地,可以使用与不同谐波频率(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来确定患者102的血液动力学状态(例如,血容量状态)。在进一步的实施例中,患者状态度量可以基于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( $P_N$ )的相同一个或多个频率( $F_N$ )相关联的幅度的比较来确定。例如,分析与心率频率 $F_1$ 相关联的绝对或相对幅度随时间的变化可用于确定血液动力学度量。关于患者状态的信息可以存储在存储器中,经由监视器120呈现给使用者,或者由响应单元116用来生成和实现响应(例如,呈现警报或控制流体源110的操作),包括下面进一步讨论的任何响应。

[0325] 如上文所提及,与频率峰 $F_1$ 和 $F_2$ 相关联的幅度比率可用于确定全身血管阻力。然而,也考虑了确定全身血管阻力的其他方法。例如,多个频率峰中的一个(例如 $F_1$ )的变化、或者多个频率峰中的一个(例如 $F_1$ )相对于多个频率峰中的另一个(例如 $F_2$ )的变化可以用于确定全身血管阻力。作为另一个示例,呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )中的任意两个之间的差值可以用于确定全身血管阻力。作为另一个示例,呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )中的任意两个的比率可以用于确定全身血管阻力。如果所确定的全身血管阻力异常,流体源110可以分别在该值低或高时提供流体疗法以增加或减少全身血管阻力。例如,当响应单元116生成并实现响应(例如,控制流体源110的操作)时,可以响应于从流体源110经由IV管104提供给患者的循环

系统的流体,至少部分地基于呼吸频率( $F_0$ )、心率频率( $F_1$ )、第一谐波频率( $F_2$ )和第二谐波频率( $F_3$ )中的至少一个的频率峰的变化来更新全身血管阻力。响应于流体的(一个或多个)频率峰的变化可能能够区分常规(出血性)休克与分布性(脓毒性)休克。例如,如果患者的PVP信号的频域表示在流体疗法后恢复正常,则患者很可能由于流体损失而处于常规休克中,但是如果FFT信号在一段时间后没有恢复正常,则患者可能处于分布性休克中。还考虑了用于调节全身血管阻力的其他疗法形式,例如加压素和血管扩张药物。

#### [0326] 区分呼吸峰与心脏峰

[0327] 在某些情况下,呼吸和脉搏率波形共有的相似性会带来潜在信号错误识别的风险,特别是当呼吸信号或脉搏率信号中的一个或两个幅度波动时。 $P_0$ 和 $P_1$ 峰的相对x轴位置对于医师来说可能是区分呼吸信号与脉搏率信号不可靠的参考,特别是在呼吸信号或脉搏率信号中的一个或两个的幅度发生变化(例如波动),同时医师对信号显示的注意力转移的情况下。

[0328] 如前所述,在PIVA显示器上解释信号的方案是假设较低频率的较慢峰( $F_0$ )是呼吸峰,而下一个较快(较高频率)的峰( $F_1$ )代表心率。例如,参考图4B并且如上所述,在通常情况下,具有最低频率( $F_0$ )的峰( $P_0$ )对应于患者102的呼吸速率,并且具有次最低频率( $F_1$ )的峰( $P_1$ )对应于患者102的心率。

[0329] 这种方案的前提是假设心率总是快于呼吸率。然而,在某些情况下(通常是临床灾难性的),这个假设可能不成立。

[0330] 例如,在一些临床情况下,较低频率的较慢峰实际上反映了心率,而下一个较快较高频率峰实际上反映了呼吸率。例如,参考图4C,存在某些情况,其中具有最低频率( $F_1$ )的峰( $P_1$ )对应于患者102的心率,并且具有次最低频率( $F_0$ )的峰( $P_0$ )对应于患者102的呼吸率。例如,在图4C中,呼吸峰( $P_0$ )在x轴上的心率峰( $P_1$ )的右侧。这种情况通常被称为呼吸和心脏峰的逆转。

[0331] 此外,在典型心率附近同时出现的信号噪声也可能使得难以区分心脏峰与呼吸峰。因此,基于典型心率和/或呼吸率的 $F_0$ 和/或 $F_1$ 峰的预期相应x轴位置之外的标识符将是有帮助的。

[0332] 在特定实施例中,除了 $F_0$ 和 $F_1$ 峰(通常是两个最低频率峰)的相对x轴位置之外,PIVA系统100利用附加波形和其他信息来增加哪个波形对应于脉冲波形的确定性,或者至少更容易识别 $F_0$ 和 $F_1$ 峰可能不可靠地表示呼吸和脉搏率波形的情况。

[0333] 在一个实施例中,参考图4C,用于区分呼吸峰与心脏峰的方法包括识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的基本重复的第一峰频率( $F_0$ )。该方法还包括识别与频域外周静脉压力信号的局部极大值相关联的基本重复的第二峰频率( $F_1$ ),该第二峰频率不同于所识别的第一峰频率。第一峰频率( $F_0$ )和第二峰频率( $F_1$ )之一是呼吸信号,第一峰频率( $F_0$ )和第二峰频率( $F_1$ )中的另一个是心脏信号。该方法还包括识别至少一个基本重复的第一谐波( $F_2$ )。如将要确定的,基本重复的第一谐波( $F_2$ )与第一峰频率( $F_0$ )或第二峰频率( $F_1$ )之一相关联。

[0334] 在一个实施例中,当存在 $F_0$ 或 $F_1$ 的x轴位置变化的指示时,通过验证相关联的第一谐波( $F_2$ )存在与否来确认第一峰频率或第二峰频率的识别。例如,因为预期第一谐波峰沿x轴的位置是用于心率信号峰x轴位置的x轴位置的两倍,所以验证相关联的第一谐波( $F_2$ )存

在与否包括在沿PIVA信号模式的x轴的一位置扫描相关联的第一谐波( $F_2$ )的存在,该位置是第一峰频率或第二峰频率之一的x轴位置的值的两倍。如本文所用,两倍意在包含精确的两倍以及两倍的+15%以内。

[0335] 在替代实施例中,验证相关联的第一谐波存在与否的步骤可以替代地由不同于 $F_0$ 或 $F_1$ 的x轴位置变化的指示的触发器来执行。例如,验证步骤可以在用于生成绘制的PIVA信号的FFT计算的每次迭代时执行。

[0336] 第一峰频率或第二峰频率的x轴位置变化的指示(或在每次FFT计算时执行的例行验证步骤)可以包括识别第一峰频率和第二峰频率的相对振幅的反转。

[0337] 该方法还可以包括识别与所识别的第一谐波 $F_2$ 所关联的第一峰频率或第二峰频率中的相同一个相关联的基本重复的第二谐波( $F_3$ )。同样,确认第一峰频率或第二峰频率的识别还可以包括验证相关联的第二谐波( $F_3$ )存在与否。例如,因为第二谐波峰沿着x轴的位置预期是用于心率信号峰x轴位置的x轴位置的三倍,所以验证相关联的第二谐波( $F_3$ )存在与否包括在沿着PIVA信号模式的x轴的一位置扫描相关联的第二谐波( $F_3$ )的存在,该位置是第一峰频率或第二峰频率之一的x轴位置的值的三倍。如本文所用,三倍旨在包含精确的三倍以及三倍的+15%以内。

[0338] 在一个实施例中, $F_1$ 、 $F_2$ 和 $F_3$ 的x轴位置之间的数学关系用于确认 $F_1$ 峰代表心率(即使在图形上,呼吸峰( $P_0$ )在x轴上的心率峰( $P_1$ )的右侧)。例如,根据上面确定的数学关系,不管呼吸峰( $P_0$ )和心率峰( $P_1$ )在x轴上的相对位置,确定心率峰是距相关联的第一谐波( $F_2$ )的距离的 $1/2$ ,并且是距相关联的第二谐波( $F_3$ )的距离的 $1/3$ 。

[0339] 在 $F_2$ 和 $F_3$ 峰未被发现或者在其预期位置未被发现的情况下,这将指示 $F_1$ 峰可能不代表心率,并且医师可以被警告 $F_0/F_1$ 逆转可能已经发生的事实。

[0340] 在一个实施例中,上述公开的方法可以由PIVA系统100、PIVA设备130和集成流体源140中的任何一个来执行。

#### [0341] 呼吸度量的相关确定

[0342] 在另一个实施例中,呼吸度量可以根据感测的压力波形来确定和跟踪。例如,可以识别和评估呼吸频率,以确定患者肺不张的风险、符合吸气肺活量测定法或呼吸功能不全等。

[0343] 图6示出了用于测量、分析和响应患者602的外周静脉血压的示例性PIVA系统600的框图。示例性PIVA系统600在许多方面类似于上述PIVA系统100。应当理解,PIVA系统600可以执行与PIVA系统100相同的方法、过程、分析和计算。例如,PIVA系统600可以测量与患者外周静脉相关联的压力信号,使用PIVA技术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,如下所讨论。

[0344] PIVA系统600包括与患者602的循环系统流体连接的IV管604。具体而言,静脉接入设备606可以在接入点处插入患者602的外周静脉608。静脉接入设备606可以包括针、导管(例如外周插入的中心导管)、套管或在IV管604与外周静脉608之间建立流体连接的其他装置。静脉接入设备606可以是连接到IV管604的单独部件,或者可以形成为IV管604的整体部分。在任一种情况下,静脉接入设备606可以包括在接入点处插入外周静脉608的终端和连接到IV管604的主要部分的连接端。IV管604的主要部分可以用作静脉接入设备606和流体源610之间的管道。

[0345] 流体源610可以包括流体容器和流量控制器。根据各种实施例,流量控制器可以包括泵,例如输液泵、透析泵和/或任何其他医用流体泵。流量控制器还可以包括能够防止或以其他方式控制流体流出包含的流体的流速的任何限流器。例如,限流器可以是辊夹、阀或能够被控制以限制流体流动的任何其他设备。在一些实施例中,可以操作流量控制器来调节限流器,以允许流体容器内的流体流入IV管604和/或调节流体容器内的流体流入IV管604的流速。

[0346] 在沿着IV管604的主要部分的某个点,压力传感器612可以设置成与IV管604的内部流体连接。压力传感器612因此也通过IV管604和静脉接入设备606与患者的外周静脉608流体连接。压力传感器612因此能够基于IV管604内的流体压力的变化来测量患者602的外周静脉系统中的压力变化。在其他实施例中,压力传感器612可以不设置成与IV管604的内部以流体连接。例如,压力传感器612可以替代地附连到IV管604的外部,从而与流体源610断开。作为另一个示例,压力传感器612可以经由在流体与压力传感器612之间提供无菌屏障的柔性膜联接到IV管604。在一些这样的实施例中,压力传感器612可以基于传感器位置处的声现象或光现象来测量压力。在一些实施例中,压力传感器612可以设置在插入的IV管604的终止端(即,脱盖端),专门用于测量外周静脉608内的压力,以类似于上面在图2中示出的设备的方式。在其他实施例中,可以使用其他传感器来代替压力传感器612,例如力传感器、声音传感器和不需要通过IV管604和静脉接入设备606与患者的外周静脉608流体接触的传感器。在又一实施例中,传感器612可以设置在针、导管或插入患者606的外周静脉608内的其他静脉接入设备606的一部分内,使得可以在外周静脉608内原位测量PVP。这种原位测量是有利的,因为它消除了温度、流体粘度/密度、接入设备阻力和其他因素的变化对IV管604内压力波形的未修改传输的影响。

[0347] 在各种实施例中,压力传感器612可以定位在离外周静脉608的接入点不同距离处,从外周静脉608内的位置或者靠近静脉接入设备606的连接端的位置到靠近流体源610或者在IV管604的终止端的位置。压力传感器612被示为位于沿着IV管604长度在中间位置,以便更好地示出PIVA系统600的各种部件。在一些实施例中,压力传感器612可以直接测量IV管604内的流体压力。具体而言,压力传感器612可以包括换能器,该换能器经由连接部622向分析部件614提供指示由换能器检测的压力的电子压力信号。电子压力信号可以是由换能器直接提供的模拟电信号,或者可以是基于换能器与IV管604的主要部分的接口指示压力值的预处理数字信号。在压力传感器612不与IV管604或外周静脉608流体连接的实施例中,压力传感器612仍然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612可以使用一个或多个麦克风来检测IV管604的外表面处的声音,以生成指示IV管604内压力的电子压力信号,作为外周静脉608内PVP的代理。

[0348] 分析部件614通信连接到压力传感器612,以经由连接部622接收电子压力信号。分析部件614可以包括通用或专用处理硬件,例如微处理器或专用分析电路。如图所示,分析部件614可以包括用于执行PIVA分析的一个或多个单元。响应单元616可以基于来自压力传感器612的压力数据来识别和控制响应。响应单元616可以控制警报的呈现、流体源610的操作,例如通过控制流体流速,或者控制呼吸机652的操作,例如通过控制呼吸速率。为了确定适当的响应,响应单元616可以从评估单元618接收评估数据,该评估数据可以包括从电子压力信号确定的度量。评估单元618可以从电子压力信号中获得压力值(或与PVP直接或间

接相关联的信号值),并且评估压力值以确定关于患者602的信息,例如血容量度量、呼吸度量或其他度量,如下面进一步详细描述。由评估单元618生成的信息也可以被存储或呈现用于患者监视。在替代实施例中,可以包括附加的、更少的或替代的单元。例如,评估单元618可以执行这里归属于响应单元616的功能。作为另一个示例,由分析部件614进行的分析可以在信号源——例如压力传感器612与显示单元——例如监视器620之间的任何点执行。

[0349] 在一些实施例中,分析部件614可以经由连接部626通信连接到监视器620。监视器620可以是单独的监视器,用于显示关于患者的信息,或者可以结合到另一个设备中,例如透析泵、患者控制的镇痛泵、或者与IV管604相关联的输注泵或其他泵、或者流体源610的其他流量控制器。监视器620还可以经由连接部628通信连接到流体源610,以接收和显示与流体源610相关联的信息。在一些实施例中,监视器620可用于控制流体源610的操作,例如通过调节流量控制器来改变流体流速、操作持续时间、操作模式等。在一些实施例中,监视器620还可以经由连接部629通信连接到呼吸机控件650,以接收和显示与呼吸机652相关联的信息。呼吸机控件650可以经由连接部651控制呼吸机652的操作。例如,呼吸机控件650可以控制呼吸速率、每次呼吸的氧气量、呼吸压力等。在一些实施例中,监视器620可用于控制附加或替代呼吸器材的操作,包括体外血液氧合单元(例如连续肾脏替代疗法单元)。在一些实施例中,分析部件614可以类似地经由连接部624通信连接到流体源610。分析部件614可以接收关于流体源610的操作的信息,用于由评估单元618评估患者。响应单元616还可以与流体源610通信以控制流体源610和/或呼吸机控件650的操作,从而响应于基于来自压力传感器612的电子压力信号确定的关于患者的信息来控制呼吸机652的操作。

[0350] 在各种实施例中,各种连接部622、624、626、628、629和651均可以是有线或无线连接。此外,连接部622、624、626、628、629和651中的一些或全部可以在设备内部,例如PIVA设备630或集成PIVA的流体控制设备640。PIVA设备630可将压力传感器612和分析部件614(连同相关联的连接部)结合到可附连到IV管604或在IV管604内的设备中,以对患者602进行PIVA监视。集成PIVA的流体控制设备640可以包括计算机控制的流体储集器(例如,流体源610的流体容器)和/或泵(例如,流体源610的流量控制器),其被配置成利用患者602的PIVA监视来控制来自流体源610的流体容器的流体流量。像PIVA设备630一样,集成PIVA的流体控制设备640可以包括压力传感器612和分析部件614,以及流体源610和监视器620(以及相关联的连接部)。替代实施例可以包括替代配置中的附加、更少或替代部件。

[0351] 参考这里描述的PIVA系统600和上面公开的方法,可以容易地确定呼吸状态度量。呼吸状态度量可以包括指示呼吸量/深度和/或呼吸努力的度量。如上所述,呼吸深度可以与与呼吸频率( $F_0$ )相关联的峰( $P_0$ )的幅度相关联。因此,呼吸量可以与(与呼吸频率( $F_0$ )相关联的)峰( $P_0$ )的幅度和呼吸频率( $F_0$ )的乘积相关联。这些值可以通过PIVA系统600计算。

[0352] 呼吸深度和/或呼吸量度量可以指示肺不张的风险、患者符合吸气肺活量测定法、呼吸功能不全、换气过度和/或其他呼吸状况。另外,与呼吸频率( $F_0$ )相关联的峰( $P_0$ )的幅度可以与呼吸努力度量相关联。

[0353] 除了峰( $P_N$ )的幅度之外,评估单元618还可以分析频率( $F_N$ )中一个或多个下的PVP信号的频域表示的形状,以确定患者状态的一个或多个方面。例如,最低频率峰( $P_0$ )的宽度可以决定呼吸一致性。一般来说,一致的呼吸模式以规则的频率出现。因此,当患者602表现出一致的呼吸模式时,最低频率峰( $P_0$ )包含较少的频率变化。这样,当最低频率峰( $P_0$ )较窄

时(例如,较窄的抛物线峰),评估单元618可以确定患者602具有一致的呼吸模式。相反,当患者602表现出不一致的呼吸模式时,呼吸频率通常有较高的变化。因此,该患者的最低频率峰( $P_0$ )将趋于更宽,结合了呼吸速率的方差。因此,当最低频率峰( $P_0$ )较宽时(例如,较宽的抛物线峰),评估单元618可以确定患者602具有不一致的呼吸模式。为了计算峰的宽度,评估单元618可以使用任何公知的峰宽计算技术,例如全宽半最大(FWHM)宽度计算。

[0354] 在另一方面,评估单元618还可以分析峰( $P_N$ )的上升沿或下降沿的斜率,以确定患者状态的一个或多个方面。例如,类似于最低频率峰( $P_0$ )的宽度,最低频率峰( $P_0$ )的斜率也可以指示呼吸一致性。通常,较浅的斜率对应于较宽的峰。然而,比较最低频率峰( $P_0$ )的上升沿斜率和下降沿斜率可以指示患者状态的附加方面。为此,当患者602的呼吸率加快时,最低频率峰( $P_0$ )可以在下降沿开始变宽,以结合与更快呼吸率相关联的频率内容。因此,可以通过确定最低频率峰( $P_0$ )与上升沿斜率相比具有较浅的下降沿斜率来检测呼吸模式中的这种加速趋势。相反,随着患者602的呼吸速率减慢,最低频率峰( $P_0$ )可能会转移,使得该峰包含较低的呼吸频率内容。因此,呼吸模式中的这种减缓趋势可以通过确定最低频率峰( $P_0$ )具有与上升沿斜率相比更陡的下降沿斜率来检测。

[0355] 在其他方面,呼吸努力度量,例如呼吸功,可以与对应于呼吸频率( $F_0$ )的峰( $P_0$ )的幅度与对应于心率频率( $F_1$ )的峰( $P_1$ )的幅度之间的比率相关。另外,可以通过分析对应于呼吸频率( $F_0$ )的峰( $P_0$ )的形状来确定与呼吸阻塞的存在相关联的呼吸努力度量。阻塞可以是吸气阻塞,如格鲁布性喉头炎,也可以是呼气阻塞,如哮喘或慢性阻塞性肺病。

[0356] 应当理解,虽然这里描述的压力信号分析技术已经相对于PIVA系统600进行了总体描述,但是这些压力信号分析技术可以应用于由其他系统检测的压力信号。为此,在一些实施例中,与外周静脉通道相比,压力传感器612可以位于循环系统的替代通道中。这种替代通道包括中心静脉通道、动脉通道以及腹膜透析通道。如上所述,这些替代通道中的一些能够检测低于呼吸频率的频率,例如与肠道行为相关联的压力波动。因此,如本文别处所描述,在这些实施例中,压力传感器和/或通信联接到压力传感器的设备可以向评估单元618传输对应于呼吸频率的峰指数。

[0357] 更一般地,本文公开的系统任一个,例如PIVA系统100和PIVA系统600,可以执行本文公开的方法中的任何方法。

[0358] 在包括权利要求在内的本说明书中,术语“和/或”是包含性或排他性的连接词。因此,术语“和/或”或者表示在一个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。

[0359] 从书面描述中,本公开的许多特征和优点是显而易见的,因此,所附权利要求旨在涵盖本公开的所有这些特征和优点。此外,由于本领域技术人员将容易想到许多修改和变化,因此本公开不限于所示和所描述的确切构造和操作。因此,所描述的实施例应被视为说明性的而非限制性的,并且本公开不应局限于这里给出的细节,而是应由所附权利要求及其等同物的全部范围来限定,无论是现在还是将来可预见的还是不可预见的。

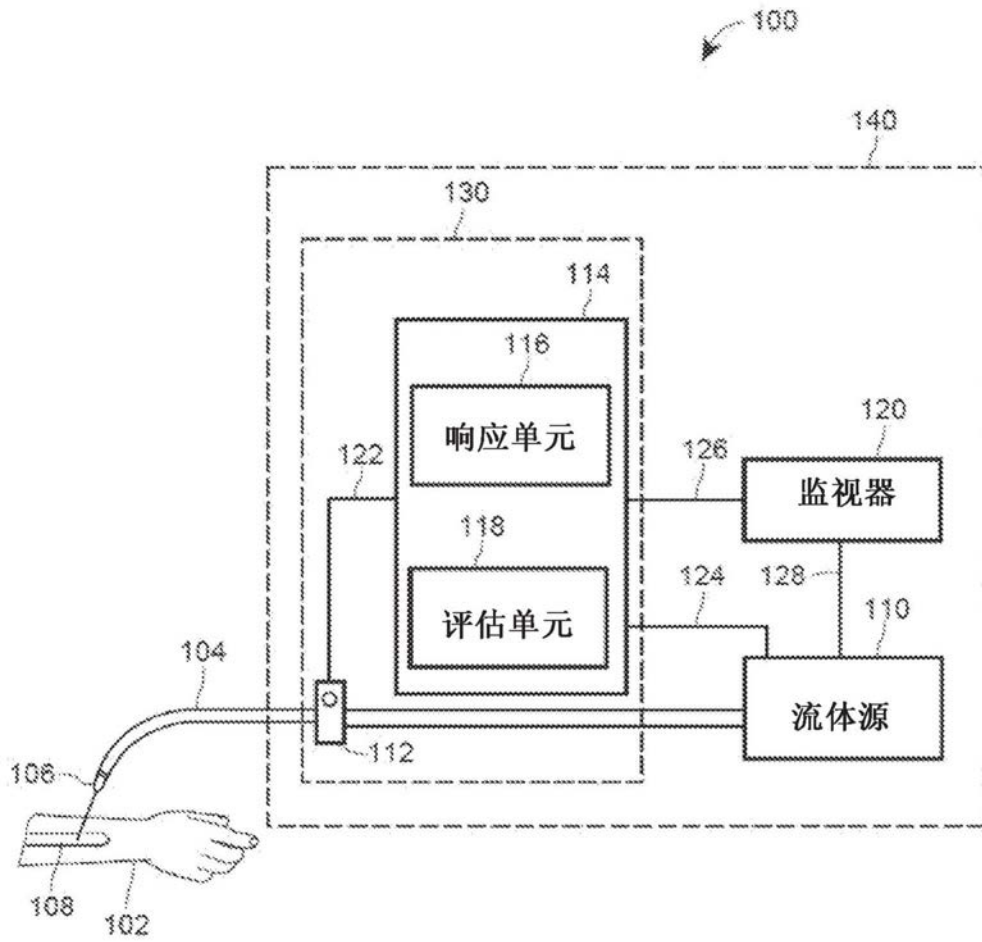


图1

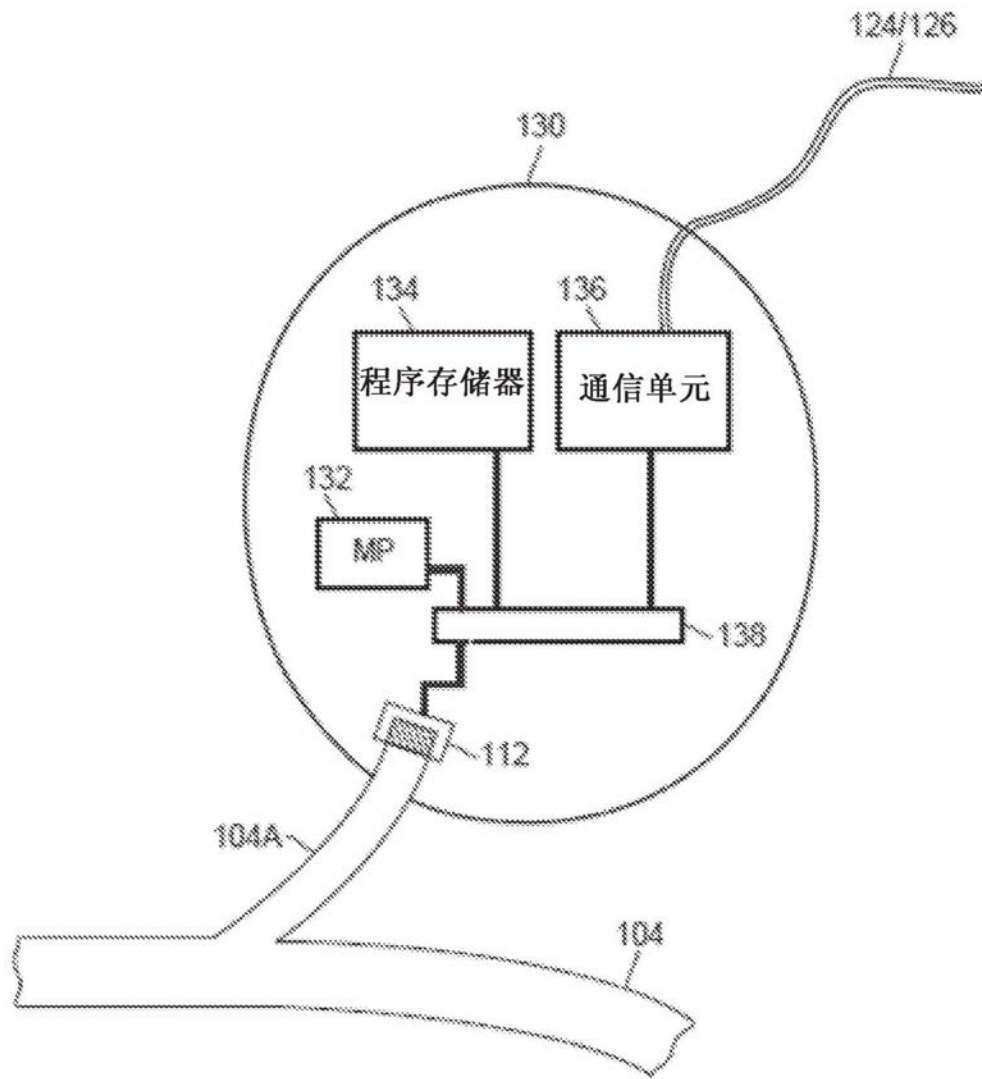


图2

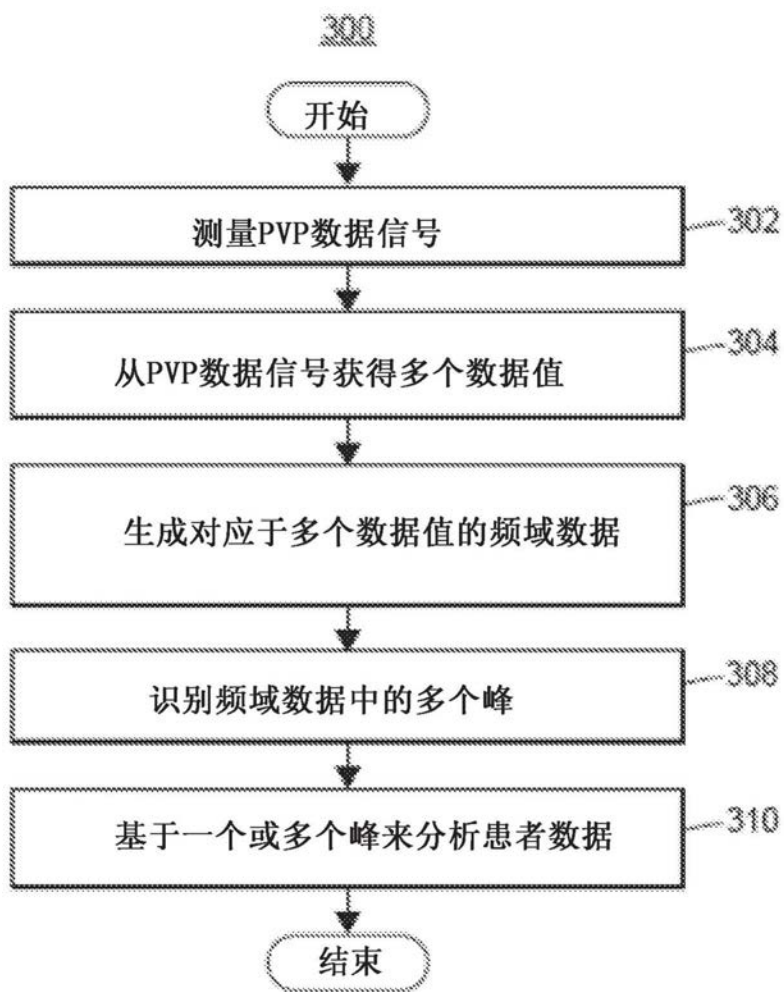


图3

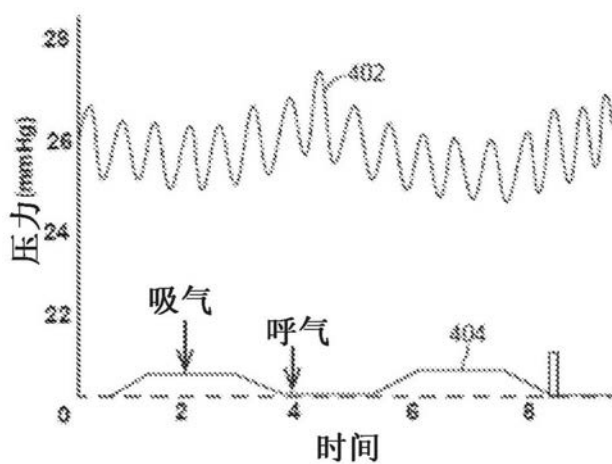


图4A

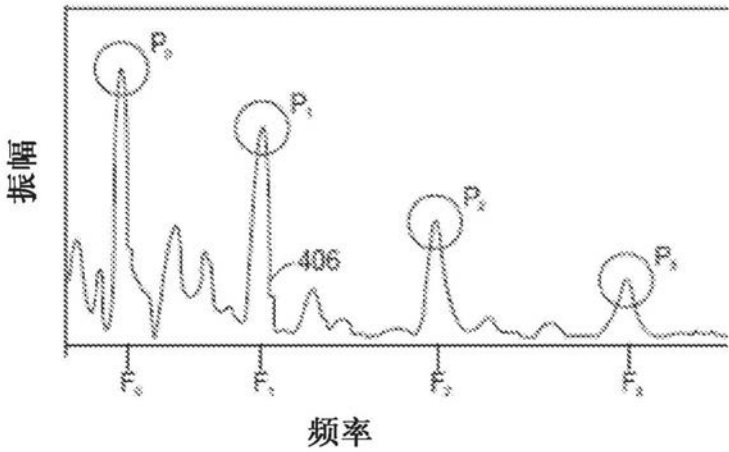


图4B

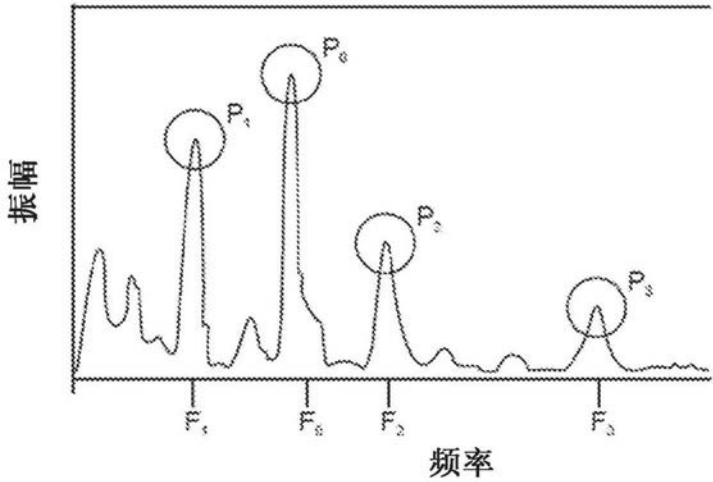


图4C

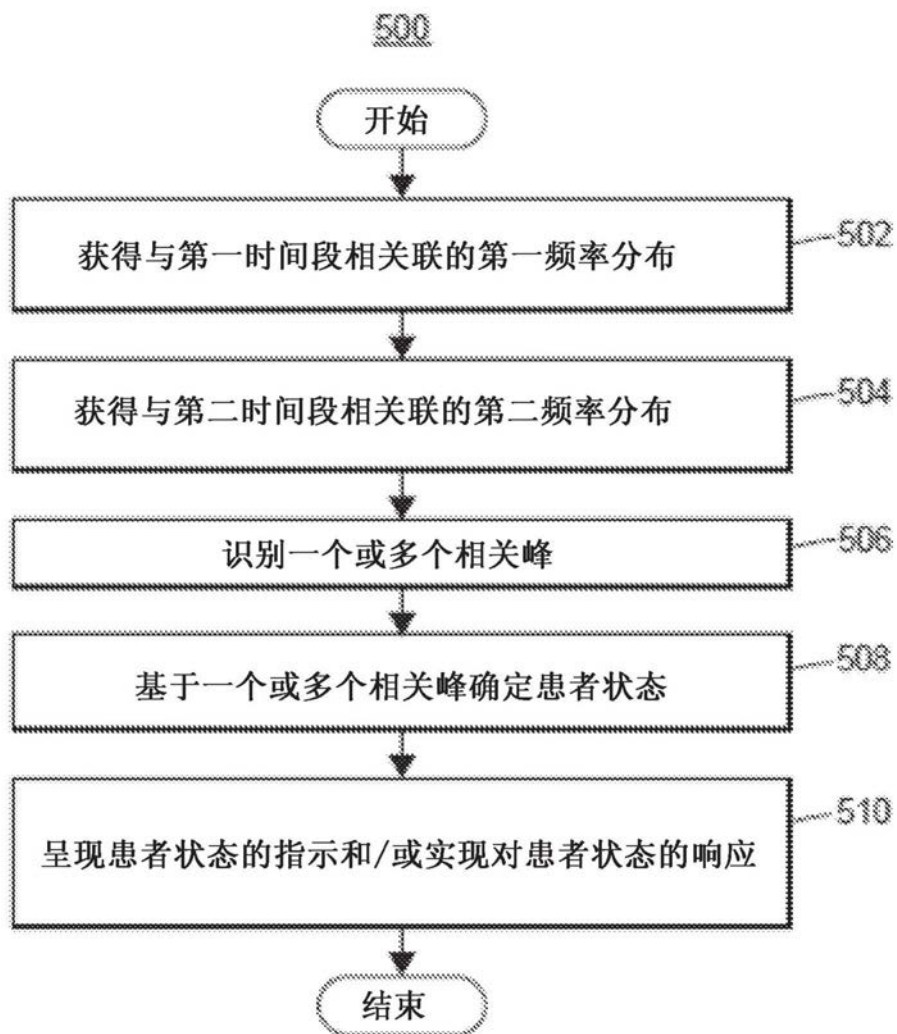


图5

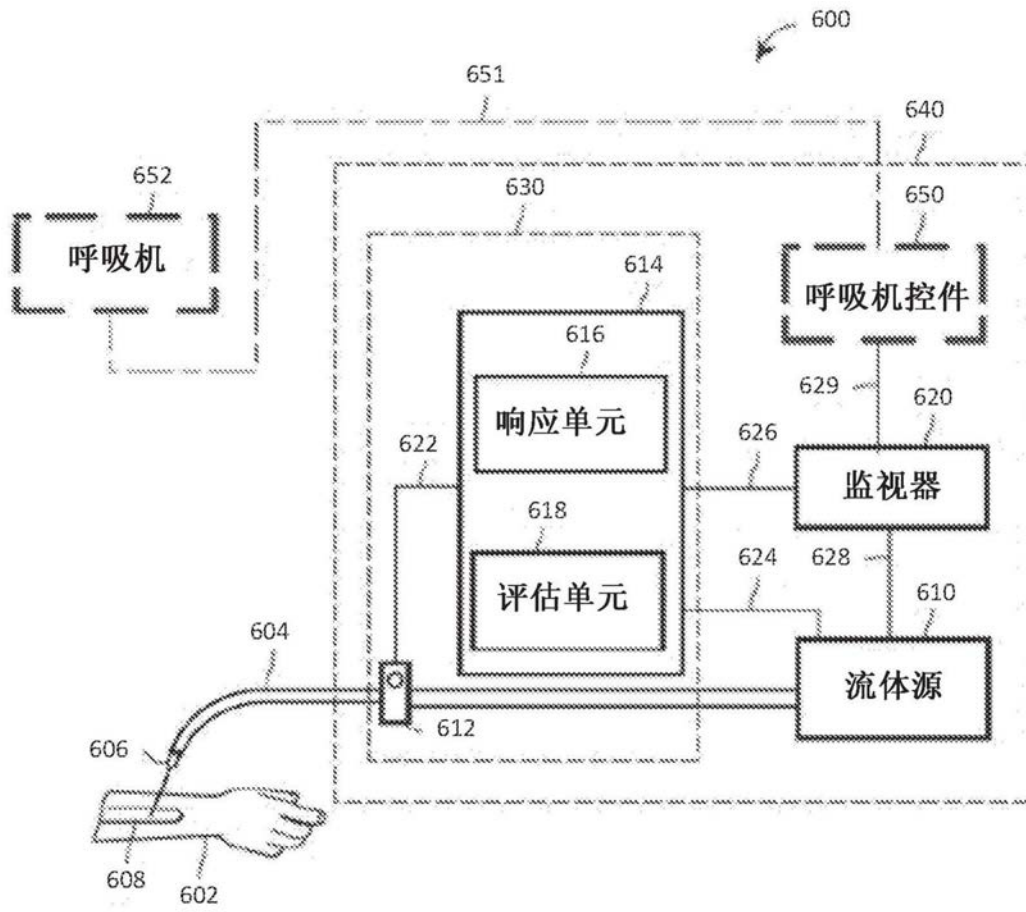


图6

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于从感测的静脉波形监视和确定患者参数的系统和方法                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN110248596A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                          | 公开(公告)日 | 2019-09-17 |
| 申请号            | CN201780085234.2                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 申请日     | 2017-12-15 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 巴克斯特国际公司<br>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<br>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<br>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<br>凯尔霍金<br>苏珊伊格尔                                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 发明人            | 乔纳森·汉德勒<br>詹姆士·马尔图奇<br>凯尔·霍金<br>苏珊·伊格尔<br>克里恩·布罗菲<br>理查德·博耶尔<br>弗兰兹·博登巴赫尔                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0215 A61B5/02 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/091 A61M16/00 A61B5/00                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/02007 A61B5/02152 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/091 A61B5/4839 A61B5/6865 A61B5/7257 A61B5/726 A61M1/3639 A61M1/3666 A61M16/00 A61M2205/3344 A61M2230/06 A61M2230/30 A61M2230/005 A61B5/0295 A61B5/486 A61B5/6876 A61B5/7225 A61B5/7278 A61B5/746 A61B2562/0247 A61M5/1723 A61M25/00 A61M2025/0003 |         |            |
| 代理人(译)         | 韩峰                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 优先权            | 62/434796 2016-12-15 US<br>62/434849 2016-12-15 US<br>62/434768 2016-12-15 US<br>62/528794 2017-07-05 US                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |

# 摘要(译)

公开了用于监视患者血液动力学状态、全身血管阻力、心率和呼吸率的逆转以及患者呼吸量或努力的设备、系统和方法。测量外周静脉压并用于检测与患者血容量相关的水平、变化或问题。将外周静脉压测量从时域变换到频域进行分析。识别心率频率，并检测和评估心率频率的谐波，以便除了其它方面以外，确定低血容量或高血容量、全身血管阻力、心率和呼吸率以及患者呼吸量或努力等。

