



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109069030 B

(45) 授权公告日 2021.10.19

(21) 申请号 201780023987.0

A61B 5/0215 (2006.01)

(续)

(22) 申请日 2017.02.01

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109069030 A

CN 101888868 A, 2010.11.17

CN 87106212 A, 1988.08.03

US 2015059754 A1, 2015.03.05

(43) 申请公布日 2018.12.21

CN 105251088 A, 2016.01.20

(30) 优先权数据

US 2014116442 A1, 2014.05.01

62/296,666 2016.02.18 US

JP 2008000436 A, 2008.01.10

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

WO 2012085741 A1, 2012.06.28

2018.10.16

CN 103974736 A, 2014.08.06

(86) PCT国际申请的申请数据

US 2010317932 A1, 2010.12.16

PCT/EP2017/052140 2017.02.01

CN 103153184 A, 2013.06.12

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2004106874 A1, 2004.06.03

WO2017/140500 EN 2017.08.24

US 2007062531 A1, 2007.03.22

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 104684614 A, 2015.06.03

地址 荷兰艾恩德霍芬

WO 9722377 A1, 1997.06.26

US 2011237970 A1, 2011.09.29

(72) 发明人 F·比卡里奥 N·卡拉莫列赫科斯

CN 102164540 A, 2011.08.24

A·阿尔巴内塞 N·W·什巴特

Francesco Vicario et al..Simultaneous

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

Parameter and Input Estimation of a
Respiratory Mechanics Model.《Modeling,
Simulation and Optimization of Complex
Processes HPSC 2015》.2015,

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.

审查员 薛艳华

A61B 5/0205 (2006.01)

权利要求书3页 说明书13页 附图15页

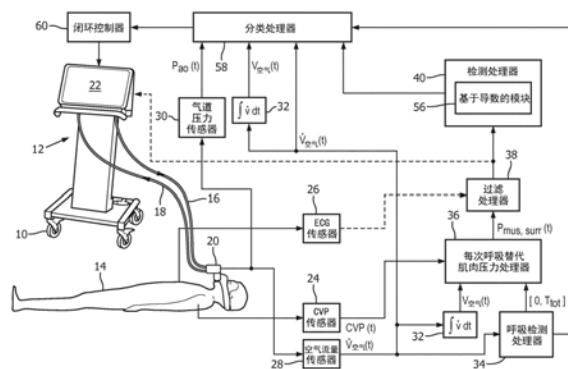
(54) 发明名称

经由使用中心静脉压测压法增强呼吸参数估计和异步检测算法

代呼吸肌肉压力信号的心脏活动分量的心脏活动分量。

(57) 摘要

一种呼吸监测装置(10)包括中心静脉压力传感器(24),其被配置为测量患者的中心静脉压力(CVP)信号。至少一个处理器(32、34、36、38、40、42、44、58)被编程为通过以下操作来处理CVP信号以生成针对患者的呼吸信息,所述操作包括:基于检测到的呼吸间隔对CVP信号进行分段;根据经分段的CVP信号来计算替代肌肉压力信号;并且对替代肌肉压力信号进行过滤以移除替



[转续页]

[接上页]

(51) Int.Cl.

A61B 5/318 (2021.01)

A61B 5/087 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

1. 一种呼吸监测装置 (10), 包括:

中心静脉压力传感器 (24), 其被配置为测量患者的中心静脉压力CVP信号;

至少一个气道传感器 (28、30), 其被配置为测量针对所述患者在机械通气机 (12) 上的根据时间的气道空气流量; 以及

至少一个处理器 (32、34、36、38、40、42、44、58), 其被编程为通过以下操作来处理所述CVP信号以生成针对所述患者的呼吸信息, 所述操作包括:

根据所测量的气道空气流量来计算空气体积信号;

将所述CVP信号和所述空气体积信号分段为呼吸间隔;

根据以下等式从经分段的CVP信号和空气体积信号来计算根据时间的替代呼吸肌肉压力信号:

$$P_{\text{mus, surr}}(t) = \text{CVP}(t) - E_{\text{cw}} V_{\text{空气}}(t) + P_0;$$

其中, $P_{\text{mus, surr}}(t)$ 表示所述替代呼吸肌肉压力信号, t 属于每个呼吸间隔, $\text{CVP}(t)$ 表示所述CVP信号, E_{cw} 表示胸壁弹性, $V_{\text{空气}}$ 表示所述空气体积信号, 并且 P_0 对应于常量; 并且

对所述替代呼吸肌肉压力信号进行过滤以移除所述替代呼吸肌肉压力信号的心脏活动分量。

2. 根据权利要求1所述的装置 (10), 其中, 所生成的呼吸信息包括以下中的至少一项:

等同于经分段和过滤的CVP信号的替代胸膜内压力信号;

针对每个呼吸间隔所确定的所述替代呼吸肌肉压力信号。

3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的装置 (10), 还包括:

心电图ECG传感器 (26), 其被配置为测量ECG信号;

其中, 所述至少一个处理器 (32、34、36、38、40、42、44、58) 被编程为使用从所述ECG传感器 (26) 接收到的所述ECG信号来执行对所述替代呼吸肌肉压力信号的所述过滤。

4. 根据权利要求1和2中的任一项所述的装置 (10), 还包括:

所述机械通气机 (12), 其被配置为向所述患者递送机械通气;

其中, 所述至少一个处理器 (32、34、36、38、40、42、44、58) 还被编程为:

从所述机械通气机 (12) 接收针对所述患者的每次呼吸的根据时间的吸气标记的开始; 并且

根据所述吸气标记的开始来确定所述患者的呼吸间隔。

5. 根据权利要求1和2中的任一项所述的装置 (10), 其中, 所述至少一个处理器 (32、34、36、38、40、42、44、58) 还被编程为:

检测经过滤的替代呼吸肌肉压力信号中的多个峰值 (46、48); 并且

生成包括所述替代呼吸肌肉压力信号的所述呼吸信息, 所述替代呼吸肌肉压力信号包括在由所述峰值描绘的时间间隔上的呼吸肌肉压力波形分段。

6. 根据权利要求5所述的装置 (10), 其中, 所述至少一个处理器 (32、34、36、38、40、42、44、58) 还被编程为:

基于峰值检测的替代呼吸肌肉压力信号来更新所述机械通气机 (12) 的约束优化算法和/或参数优化算法的设置。

7. 一种机械通气装置 (10'), 包括:

机械通气机 (12), 其被配置为向患者递送机械通气;

至少一个气道传感器(28、30),其被配置为测量针对所述患者在所述机械通气机(12)上的根据时间的气道压力和空气流量;

至少一个处理器(32、34、36、38、40、42、44、58),其被编程为:

从中心静脉压力传感器(24)接收中心静脉压力CVP信号;

从所述至少一个气道传感器(28、30)接收针对所述患者的根据时间的所述空气流量信号;

根据所测量的空气流量来计算空气体积信号;

将所述CVP信号和所述空气体积信号分段为呼吸间隔;

根据以下等式从经分段的CVP信号和空气体积信号来计算根据时间的替代呼吸肌肉压力信号:

$$P_{\text{mus,surr}}(t) = \text{CVP}(t) - E_{\text{cw}} V_{\text{空气}}(t) + P_0;$$

其中, $P_{\text{mus,surr}}(t)$ 表示所述替代呼吸肌肉压力信号, t 属于每个呼吸间隔,CVP(t)表示所述CVP信号, E_{cw} 表示胸壁弹性, $V_{\text{空气}}$ 表示所述空气体积信号,并且 P_0 对应于常量;

通过以下操作从所述替代呼吸肌肉压力信号中提取至少一个呼吸特性,所述操作包括:

从所述替代呼吸肌肉压力信号中过滤指示所述患者的心脏活动的数据;

确定所述替代呼吸肌肉压力信号的形状;并且

基于形状检测的信号来更新所述机械通气机(12)的约束优化算法和/或参数优化算法的设置。

8.根据权利要求7所述的装置(10'),还包括:

心电图ECG传感器(26),其被配置为测量指示所述患者的心脏活动的数据;

其中,所述至少一个处理器(32、34、36、38、40、42、44、58)还被编程为使用从所述ECG传感器(26)接收到的所述数据从所述替代呼吸肌肉压力信号中过滤指示所述患者的心脏活动的数据。

9.根据权利要求7和8中的任一项所述的装置(10'),其中,所述至少一个处理器(32、34、36、38、40、42、44、58)还被编程为:

从所述机械通气机(12)接收针对所述患者的每次呼吸的根据时间的吸气标记的开始以及针对所述患者的每次呼吸的根据时间的呼气标记的开始;并且

通过对接收到的标记和根据时间的所述空气流量信号进行分段,根据所述吸气标记的开始和所述呼气标记的开始来确定根据时间的所述患者的每次呼吸的持续时间,以确定所述患者的每次呼吸。

10.根据权利要求7所述的装置(10'),其中,所述至少一个处理器(32、34、36、38、40、42、44、58)还被编程为:

在显示器(22)上显示所计算的替代呼吸肌肉压力信号的值。

11.根据权利要求7和8中的任一项所述的装置(10'),其中,所述至少一个处理器(32、34、36、38、40、42、44、58)还被编程为:

在经过滤的替代呼吸肌肉压力信号中提取多个峰值(46、48),所述峰值对应于经过滤的信号形状。

12.根据权利要求7和8中的任一项所述的装置(10'),还包括:

分类处理器 (58), 其被编程为根据以下中的至少一项对所提取的呼吸特性的异步进行分类:

- 没有异步;
- 无效触发;
- 自动触发;
- 延迟循环关闭;
- 早期循环关闭; 以及
- 双重触发。

13. 根据权利要求12所述的装置 (10'), 其中, 所述至少一个处理器 (32、34、36、38、40、42、44、58) 还被编程为以下中的至少一项:

建议医学专业人员调节所述机械通气机 (12) 的所述设置以校正所述异步的推荐, 其中, 所述推荐被显示在显示器 (22) 上; 并且

自动地调节所述机械通气机 (12) 的所述设置以校正所述异步。

经由使用中心静脉压测压法增强呼吸参数估计和异步检测 算法

技术领域

[0001] 下文涉及医学治疗领域、呼吸治疗领域、医学通气领域以及相关领域。

背景技术

[0002] 呼吸监测被执行用于诊断呼吸系统疾病并且支持呼吸治疗,诸如机械通气。患者所施加的呼吸努力的表征对于优化针对诸如压力支持通气(PSV)的各种支持模式的通气机设置特别重要。目标是提供刚好足够的支持以维持有效的呼吸,而不会过度支持患者(这会导致萎缩效应、肺损伤、最终使患者脱离通气机的困难增加)、患者支持不足(这会导致肌肉过度疲劳)或者其他有害影响。

[0003] 可以对呼吸努力进行各种量化。基本参数通常被称为呼吸肌压力 $P_{\text{mus}}(t)$,亦即,患者的膈肌和胸部肌肉组织在肺上所施加的压力。呼吸功(WoB)可以根据在单次呼吸中的 $P_{\text{mus}}(t)$ 与流量的乘积的时间积分(即, $\text{WOB} = \int P_{\text{mus}}(t) \dot{V}(t) dt$)或者 $P_{\text{mus}}(t)$ 的体积积分(即, $\text{WOB} = \int P_{\text{mus}}(t) dV$)来计算,而呼吸功率(PoB)可以根据在单位时间(例如,每分钟,因此包括若干次呼吸)内的 $P_{\text{mus}}(t)$ 的体积积分或者 $P_{\text{mus}}(t)$ 和流量的乘积的时间积分来计算。因此,表征呼吸肌压力 $P_{\text{mus}}(t)$ 是监测呼吸努力的关键步骤。

[0004] 用于评估呼吸肌压力的已知方法包括侵入式技术和非侵入式技术。例如,被称为吸气末暂停动作的非侵入式技术用于通过在吸气阶段末阻塞气道来评估呼吸系统阻力和弹性。然后,能够经由使用肺的运动方程以及测量到的气道压力和空气流量来计算 $P_{\text{mus}}(t)$ 。这种方法依赖于可能不是在所有环境中都有效的特定假设,并且在临床上也存在问题,因为其会中断(尽管是短暂的)维持生命的呼吸。在另一范例中,侵入式技术涉及将球囊顶端导管放置到患者的食道中。食管压力已经被表明是胸膜内压力的密切替代,并且其被用于计算患者的 P_{mus} 。其他方法依赖于将气道压力和空气流量拟合至肺的运动方程,肺的运动方程与这些值相关并且通过诸如呼吸系统阻力 R_{rs} 和呼吸系统顺应性 C_{rs} 或弹性 E_{rs} 的呼吸系统参数来参数化。这些方法通常还依赖于对患者的真实 $P_{\text{mus}}(t)$ 曲线(profile)的一些简化假设,以便评估以其他方式未确定的方程组。这些简化假设再次可能并非在所有情况下都有效。在患者通气机异步发生期间问题尤其突出,其中,患者的呼吸努力与由机械通气机施加的气道正压力通气不是良好地同步。

[0005] 下文提供了克服前述和其他问题的新的并且经改进的装置和方法。

发明内容

[0006] 根据一个方面,一种呼吸监测装置,包括:中心静脉压力传感器,其被配置为测量患者的中心静脉压力(CVP)信号。至少一个处理器被编程为通过以下操作来处理CVP信号以生成针对患者的呼吸信息,所述操作包括:对所述CVP信号进行分段以定义呼吸间隔;根据经分段的CVP信号来计算替代呼吸肌肉压力信号;并且对所述替代呼吸肌肉压力信号进行过滤以移除替代呼吸肌肉压力信号的心脏活动分量。

[0007] 根据另一方面,一种机械通气装置,包括机械通气机(12)。中心静脉压力传感器被配置为测量患者的根据时间的中心静脉压力信号。至少一个气道传感器被配置为测量针对患者在机械通气机上的根据时间的气道压力和空气流量。至少一个处理器被编程为:从中心静脉压力传感器接收中心静脉压力信号;从所述至少一个气道传感器接收患者的根据时间的空气流量信号;计算针对患者的每次呼吸的根据时间的替代呼吸肌肉压力信号;通过以下操作从所述替代肌肉压力信号中提取至少一个呼吸特性,所述操作包括:从所述呼吸肌肉压力信号中过滤指示患者的心脏活动的的数据;确定所述替代呼吸肌肉压力信号的形状;并且基于形状检测的信号来更新机械通气机的约束优化算法和/或参数优化算法的设置。

[0008] 根据另一方面,一种存储能被编程为执行监测患者的呼吸模式的方法的一个或多个微处理器读取并运行的指令的非瞬态存储介质。所述方法包括:从中心静脉压力传感器接收中心静脉压力值;从至少一个气道传感器接收患者的根据时间的气道压力和气道空气流量中的至少一个的值;对接收到的值进行分段以确定患者的每次呼吸;计算针对患者的每次呼吸的根据时间的替代肌肉压力信号;如果可用,则使用从ECG传感器接收到的心脏数据,从所述替代呼吸肌肉压力信号中过滤指示患者的心脏活动的的数据;提取经过滤的信号中的多个峰值,所述峰值对应于经过滤的信号形状;并且基于峰值检测的信号来更新机械通气机的约束优化算法和/或参数优化算法的设置。

[0009] 一个优点在于对自主呼吸患者的机械通气期间的患者呼吸努力异常的经改善的监测。

[0010] 另一优点在于通过从呼吸信号中过滤患者的心脏活动来检测患者呼吸努力的异步。

[0011] 另一优点在于在不确定患者呼吸肌肉压力 $P_{\text{mus}}(t)$ 的情况下检测患者呼吸努力中的这样的异步。

[0012] 另一优点在于响应于检测到的异步来自动地调节通气机的设置。

[0013] 另一优点在于通过使用适当的单调性约束以及真实肌肉压力的计时来改善来自约束的优化/参数优化技术的呼吸力学的估计。

[0014] 在阅读和理解了下文的详细描述后,本领域普通技术人员将理解本发明的其他优点。将意识到,任何给定的实施例可以未实现前述优点、实现其中的一个、多个或全部,和/或可以实现其他优点。

附图说明

[0015] 本发明可以采用各种部件和部件布置以及各种步骤和步骤安排的形式。附图仅仅用于说明优选实施例的目的,而不应当被解释为限制本发明。

[0016] 图1示出了针对不同类型的呼吸的若干条胸膜内压力图形曲线 $P_{\text{pl}}(t)$ 相对于实际肌肉压力曲线 $P_{\text{mus}}(t)$ 。

[0017] 图2示出了参考图1中所示的针对呼吸的胸膜内压力的若干条右心房压力曲线 $P_{\text{ra}}(t)$ (P_{ra} 相当于CVP信号)。

[0018] 图3示出了受单调性约束和线性分段约束的候选标称(同步) P_{mus} 曲线。

[0019] 图4示出了针对双吸气努力和呼气努力的样本 P_{mus} 曲线。

- [0020] 图5示出了呼吸力学和心脏的示意性表示。
- [0021] 图6示出了呼吸装置和中心静脉的电模拟。
- [0022] 图7示出了在常规吸气努力期间的实际和替代肌肉努力信号。
- [0023] 图8示出了双吸气努力期间的实际和替代肌肉努力信号。
- [0024] 图9示出了呼气努力期间的实际和替代肌肉努力信号。
- [0025] 图10示出了根据本公开的一个方面的所提出的通气机装置的示意图。
- [0026] 图11A示出了对应于具有双吸气努力的呼吸的右心房压力的图形。
- [0027] 图11B示出了对应于具有呼气努力的呼吸的右心房压力的图形。
- [0028] 图12A示出了经过滤的替代肌肉压力曲线连同具有双吸气努力的呼吸的峰值检测的图形。
- [0029] 图12B示出了经过滤的替代肌肉压力曲线连同具有呼气努力的呼吸的峰值检测的图形。
- [0030] 图13A示出了替代肌肉压力信号的分段,其具有正单调性、负单调性以及图12A的经过滤的信号恒定值。
- [0031] 图13B示出了替代肌肉压力信号的分段,其具有正单调性、负单调性以及图12B的经过滤的信号恒定值。
- [0032] 图14示出了根据本公开的另一方面的所提出的通气机装置的示意图。
- [0033] 图15示出了不同类型的患者-通气机异步的范例图。
- [0034] 图16示出了针对图10的通气机装置的示范性方法的流程图。
- [0035] 图17示出了供图14的通气机装置使用的示范性方法的流程图。

具体实施方式

[0036] 在下文中,公开了经改进的呼吸系统监测方法,其利用测量到的中心静脉压力(CVP)来提供对呼吸活动的经改善的评估。特别地,所公开的方法认识到:CVP反映了由胸膜内压力 $P_{pl}(t)$ (其是胸腔中的压力)中的呼吸肌的活动所引起的偏差。更具体地,右心房压力 $P_{ra}(t)$ 与胸膜内压力 $P_{pl}(t)$ 良好地相关,并且CVP是右心房压力 $P_{ra}(t)$ 的替代,因为CVP信号的测量部位在胸部静脉上,位于右心房附近(正前方)。在本文中所公开的心肺建模示出了这些关系。从概念上讲,静脉系统(例如,上腔静脉和下腔静脉)将血液从身体返回到右心房,因此为将 P_{ra} 与CVP相关提供了生理基础。此外,胸膜内压力 $P_{pl}(t)$ 与呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ 之间的关系可以如下表示(直到恒定项): $P_{mus}(t) = P_{pl}(t) - E_{cw} V_{空气}(t)$,其中, E_{cw} 是胸壁弹性,并且 $V_{空气}(t)$ 是肺膨胀体积(能计算为气道空气流量的时间积分)。在本文中所公开的实施例中,通常使用该近似关系,但是预期进一步考虑次要因素,诸如胸壁阻力和/或 E_{cw} 对肺膨胀体积 $V_{空气}(t)$ 的依赖性。将CVP替换为针对胸膜内压力的密切替代将导致替代肌肉压力 $P_{mus,surr}(t) = CVP(t) - E_{cw} V_{空气}(t)$ 的关系。有利地,已经在许多重症监护设置中监测CVP,作为心脏病或冠状动脉疾病患者中的心脏和/或心血管系统监测的组成。相反,胸膜内压力 $P_{pl}(t)$ 和右心房压力 $P_{ra}(t)$ 通常不在重症监护设置中监测,并且用于这样的监测的仪器不容易获得。

[0037] 在一些实施例中,前述内容可以被用于从测量到的CVP(t)和气道空气流量来获得替代呼吸肌压力 $P_{mus,surr}(t)$ 。将意识到,由于影响CVP波形本身的不同因素,如心脏活动,使

用CVP计算的替代肌肉压力信号可能与针对所有临床条件的真实 P_{mus} 不同。在一些实施例中,给定基础关系的近似性质,仅从该关系估计 $P_{\text{mus}}(t)$ 波形的形状——但是该波形形状信息在本文中被识别为在存在诸如患者-通气机异步的复杂因素时改善呼吸系统估计具有重要价值。因此,在本文中所描述的实施例中,CVP被用于获得替代肌肉压力信号($P_{\text{mus,surr}}(t)$)。然后,使用该 $P_{\text{mus,surr}}(t)$ 信号来获得形状信息和真实 $P_{\text{mus}}(t)$ 信号的计时。随后,该信息被用于修改已经开发的估计技术,例如,C0和P0(这些仅使用气道压力和空气流量测量结果),从而在相对于通气支持(异步)的异常患者呼吸活动的情况下更准确地估计基础的真实 $P_{\text{mus}}(t)$ 。

[0038] 通常,在本文中所公开的方法使用测量到的CVP(t)来计算替代 $P_{\text{mus}}(P_{\text{mus,surr}})$ 。在这样做时,信号(CVP或 $P_{\text{mus,surr}}$)被过滤以移除由于跳动的心脏所引起的心源性脉冲。心源性分量可以使用外部心电图(ECG)信号来识别,或者可以通过分析测量到的CVP(t)信号来识别,其基于心率是具有~60-150次跳动/分钟的典型频率的周期性信号,而呼吸通常约为4-20次呼吸/分钟。在一些实施例中,分析气道空气流量和/或CVP(t)信号以分段呼吸间隔,以进一步帮助CVP和/或 $P_{\text{mus,surr}}$ 信号处理。

[0039] 生理学患者变量(如压力、流量、心率和呼吸率)能够在疾病的诊断和跟踪方面取得重大进展。例如,患者的动脉血压(ABP)在医院中几乎无处不在地被监测,并且指示心脏后负荷以及在心室壁中产生的应力。另一种通常测量到的信号是患者的中心静脉压力。CVP主要被医学界用作心脏预负荷的指标,其反映心脏生成足够的压力以诱发血流的能力。CVP提供了在心脏功能与循环装置之间交互的指示,如由众所周知的Frank-Starling曲线所描绘的。因此,除了通常测量到的ABP之外,CVP监测被认为向医师提供了关于心血管装置的动力学的有价值的见解,尤其是在重症监护病房(ICU)中。

[0040] 如在本文中所认识到的,除了当CVP监测在床边可用时医师能够获得的前述心血管相关的信息之外,CVP波形本身还表现出与患者的呼吸活动相关联的偏差。特别地,胸部静脉(通常测量CVP的部位)位于胸腔内部,并且因此经受胸膜内压力 P_{pl} ,胸膜内压力 P_{pl} 是肺与胸壁之间的压力。如在本文中通过心肺模拟所证明的,胸膜内压力由于自主呼吸(无外部支持)或者外部机械通气支持而表现出显著的摆动。在前一种情况下,患者的呼吸努力,如由肌肉压力(P_{mus})所表示的,由呼吸肌所施加的力的等效压力将隔膜向下拉并且扩张胸壁,导致 P_{pl} 减小。在肌肉放松期间,胸壁的弹性(例如,由弹性参数 E_{cw} 表征)使胸膜内压力恢复到其静息值。在机械通气患者的情况下,例如在压力控制通气(PCV)模式中,机械通气的患者显示具有正向摆动的 P_{pl} ,其遵循所递送的体积曲线。此外,在部分辅助机械通气模式中,如在压力支持通气(PSV)中,患者和通气机分担在呼吸装置上执行的工作, P_{pl} 包含负摆动和正摆动,这取决于这两个源之间的平衡。

[0041] 在本文中所报道的模拟结果中,心肺(CP)系统建模被用于证明利用CVP测量的所公开的呼吸监测技术的各种关系和相关性。Albanese等人在Am.J.Physiol.-Hear.Circ.Physiol.,p.ajpheart.00230.2014,2015年12月上的“An Integrated Mathematical Model of the Human Cardiopulmonary System:Model Development”(可在<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26683899>或<http://ajpheart.physiology.org/content/early/2015/12/14/ajpheart.00230.2014>处获得)一文中描述了用于这些模拟的CP模型。这是集成的心肺模型,其以数学方式描述了在心血管

系统与呼吸系统(即肺)系统之间的交互以及其主要的短期控制机制,并且并入了心血管循环、呼吸力学、组织和肺泡气体交换,以及作用于心血管和呼吸功能的短期神经控制机制。CP系统模型能够被用于模拟正常CP行为以及在各种病理条件的影响下的CP行为。

[0042] 在图1中描绘了针对两次连续呼吸的样本模拟压力和空气流量波形。在自主呼吸期间或者在PSV模式下由活动(即,非镇静)患者施加的努力经由类似于从实验患者数据导出的等效肌肉压力的 P_{mus} 曲线来模拟。图1图示了在通气机支持将空气递送到呼吸装置中的同时、当患者活动并且正向偏差时胸膜内压力呈现负摆动。 P_{ao} 是在患者气道开口处或者在通气机Y-接合处的压力,而流量和体积指示由于外部通气机支持或者由于患者的活动而导致空气流被递送到肺部。将意识到,体积是流量的直接积分,并且在每次呼吸的开始时在通气机处被重置为零。

[0043] 如在图1中所示的,稳态 P_{pl} 具有负值。在每次呼吸末,经肺压力(被定义为肺泡压力(即,内部)减去 P_{pl} (即,外部)压力)需要为正,以便用于肺部膨胀(即,肺泡不会塌陷)。例如,在正常自主呼吸时,经肺压力约为 $5\text{cmH}_2\text{O}$,并且由于气道压力为零,所以胸膜压力 P_{pl} 等于 $-5\text{cmH}_2\text{O}$ 。因此,该呼气末胸膜压力 P_{pl} 与肺的功能残余容量(FRC)相关联并且受外部(气道)呼气末压力(PEEP)影响。例如,如果PSV呼吸与PCV呼吸的PEEP值不等于零,则呼气末胸膜压力大于 $-5\text{cmH}_2\text{O}$ 。

[0044] 参考图2,通过将这两个信号与 P_{mus} 一起绘制来获得在中心静脉与胸膜内压力波形之间的关系定性证明。针对在图1中所示的不同呼吸类型模拟所有信号(即,(a)自主呼吸,(b)PSV,以及(c)PCV模式)。在图2中所示的模拟研究中,示出了右心房压力(P_{ra})波形而不是CVP。在临床环境中提供CVP波形的静脉侧导管插入(导管有时被称为中心线导管)旨在捕获右心房的动态行为,并且因此测量到的CVP预期是 P_{ra} 的密切替代。将意识到,CVP中心线传感器不是获得CVP信号信息的唯一方式。用于这样的测量的任何单元都适合于获得CVP压力值。一些CVP传感器是低压力传感器,并且因此由于体积大的患者移动而容易而在其输出中产生扭曲。

[0045] 除了由呼吸活动引起的偏差之外,右心房压力以及因此测量到的CVP波形包括与心血管功能有关的循环振荡(即,心源性信号分量,如由图2中的黑色圆圈所示的)。

[0046] CVP信号包含由于在用作测量点的特定血管或结构内部或外部产生的动态造成的偏差。心脏振荡属于前一种类型,并且归因于心脏和循环装置的功能。它们能够归因于血流传播通过脉管系统,回到心脏右侧,或者由于来自收缩心室(即,右心房和心室)的波偏差。在后一种类型中,呼吸模式(自主的或者机械支持的)通过引起偏差而影响静脉压力,所述偏差的幅度和方向取决于外部胸膜内压力和血管的刚度。

[0047] 算法(诸如约束优化(CO)算法和/或参数优化(PO)算法,其通过求解肺的运动方程来估计呼吸装置机制(例如,阻力、弹性等)和患者呼吸肌所施加的努力(通常量化为 P_{mus}))依赖于对基础呼吸肌压力 P_{mus} 波形的单调性约束或者依赖于对呼吸肌压力 P_{mus} 曲线的形状的特定假设,以便克服通常未确定的问题性质。例如,能够假设,在CO流程中,呼吸内的 P_{mus} 曲线包含负单调性区域(其延伸到具有最小值的点)以及正单调性区域,所述正单调性区域继而跟随有另一恒定压力区域。例如,遵循这些单调性约束的样本 P_{mus} 曲线在图3的左手侧图中示出。在另一范例中,诸如PO方法,假设 P_{mus} 具有与CO类似的形态特性,但是分段区域遵循特定的预先配置的曲线,如线性(如在图3的右手侧图中所示的)、抛物线或常量。PO搜索

在形状、计时和幅度方面不同的一系列可能的 P_{mus} 波形,并且选择在涉及气道压力拟合误差方面给出最佳估计结果的波形。

[0048] 对于明显大范围的正常吸气努力曲线,满足 P_{mus} 的形态特性的上述假设;然而,存在显著大量的情况,尤其是在患病状态中和/或在配置不良的通气机设置下,其中肌肉压力不符合这些约束。这样的情况可以包括,但不限于:双吸气努力或强迫呼气努力,类似于在图4中所示的情况。在这些情况下,预期C0和P0的算法性能显著降低。然而,如果肌肉压力曲线的总体形状是先验已知的,则这两种算法能够相应地修改并且因此适合于每种特定的呼吸模式。例如,如果检测到双吸气努力,则适当的单调性或分段约束能够代替默认约束,从而不仅在 P_{mus} 方面而且在呼吸装置阻力和弹性估计方面改善估计结果。对此,如在本文中所公开的,经由使用CVP测量的关于 P_{mus} 形状的信息能够在临床环境能提供C0和P0估计技术的更广泛的适用性。

[0049] 在另一项呼吸监测任务中,已经证明对患者呼吸活动的开始和终止的准确评估是一项重大挑战。根据患者的需求适当的并且同步的触发和循环关闭每个机械支持的呼吸可以导致以下益处:诸如呼吸功的显著减少,由于更高的撤机成功机会而导致的住院时间更短,以及因此较低的健康护理成本。对此,需要准确检测患者-通气机异步。常规地,气道压力和空气流量测量被用于确定异步的类型和严重程度,并且然后为健康护理从业者提供适当的校正动作或者自动并且最佳地调节相关的通气机设置。在本文中所公开的实施例中,CVP波形还被用于评估异步,因为CVP提供了不同于常规呼吸测量(例如,气道压力和流量)的信号,其反映胸膜内摆动并且因此反映呼吸努力。

[0050] 如通过诸如在本文中参考图1和图2所描述的那些的CP模拟结果所证明的,在胸膜内压力(P_{pl})与中心静脉压力(CVP)之间存在相关关系。特别地,由跨通气模式或患者状况的肌肉压力波形表示的各种呼吸模式导致不同的胸膜内压力波形,并且因此导致相关的中心静脉压力曲线。基于该观察,下文有利地提供了一种通过使用CVP信号来执行呼吸监测任务的方式,诸如:(1)适当地修改C0算法中的单调性约束,或者选择在P0算法中的 P_{mus} 的预先定义的曲线的类别;以及(2)增强异步检测和分类算法。

[0051] 在图5中示出了胸腔内的心脏和肺的示意性表示。在该简化图中,呼吸装置(即,肺)由具有肺泡内压力 P_{al} 的单个弹性肺泡隔室(即,球囊)和电阻通路(即,气道,例如气管)表示。肺泡和心脏两者都位于胸壁(即胸腔)内,并且因此经受胸膜内压力 P_{pl} ,而 P_{pl} 继而取决于外部气道压力 P_{ao} 和肌肉压力 P_{mus} 。在心脏中,重点是具有压力 P_{ra} 的右心房,其填充有经由胸静脉(主要是上腔静脉和下腔静脉)来自小静脉的血液。由于右心房位于胸腔内部,所以胸膜内压力 P_{pl} 的变化影响右房压力 P_{ra} ,并且反之亦然。因为这些压力传递取决于血管组织的弹性特性和血管的形状,所以血管的弹性值指示这些变化将如何减弱。

[0052] 在图6中描绘了对应于上述示意性表示的电模拟。气道/肺的阻力和弹性元件分别被表示为 R_{aw} 和 E_L ,而胸壁的弹性被表示为 E_{cw} 。由于组织的相对低的摩擦力,常常省略考虑胸壁内的能量耗散的附加阻力 R_{cw} 。例如,用于模拟结果的CP模型忽略 R_{cw} ,并且因此,胸膜内压力被计算为 $P_{pl} = P_{mus} + E_{cw} V_{空气}$,其中, $V_{空气}$ 是被递送到肺中的空气的体积并且被计算为流量的时间积分 $\int \dot{V}_{空气}$ (E_{cw} 的标称值为10cmH₂O/L)。CVP是胸腔(中央)静脉内的压力,并且 E_v 是由于其材料特性和几何形状(即,形状)而反映静脉的弹性的参数。

[0053] 根据质量守恒原理,中心静脉隔室的体积变化(由弹性元件 E_v 表示)等于进入和离

开对应空间位置的血液的差异。因此,能够导出以下一阶常微分方程 (ODE):

$$\begin{aligned} [0054] \quad \frac{dV_{CVP}}{dt} &= Q_{\text{进入}} - Q_{\text{离开}} \Rightarrow \frac{1}{E_v} (\dot{CVP} - \dot{P}_{pl}) = Q_{\text{来自小静脉}} - Q_{\text{至右心脏}} \\ &\Rightarrow \dot{CVP} - \dot{P}_{pl} = E_v (Q_{\text{来自小静脉}} - Q_{\text{至右心脏}}) \end{aligned} \quad \text{等式 1}$$

[0055] 静脉的特性之一是其充当电容储存器并且储存大量血液体积的能力。这种现象归因于其高顺应性值,这取决于静脉音调的状态并且被交感神经刺激改变。然后,能合理地假设静脉顺应性是大的,或者 $E_v \cong 0$ (E_v 的典型值是 $0.012 \text{ cmH}_2\text{O/L}$)。使用这种近似,能够导出胸膜内压力的替代信号,

$$\begin{aligned} [0056] \quad \dot{CVP} \cong \dot{P}_{pl} &\Rightarrow \int_0^t \dot{CVP}(\tau) d\tau \cong \int_0^t \dot{P}_{pl}(\tau) d\tau \Rightarrow CVP(t) - CVP(0) \cong P_{pl}(t) - P_{pl}(0) \\ &\Rightarrow P_{pl}(t) \cong CVP(t) - CVP(0) + P_{pl}(0) \end{aligned} \quad \text{等式 2}$$

[0057] 由于 P_{pl} 经由胸壁力学性质 (忽略 R_{cw}) 与肌肉努力相关联,因此,能够被认为能够通过使用根据等式2的 $CVP(t)$ 来表达替代 P_{mus} (t) 信号,

$$[0058] \quad P_{mus}(t) = P_{pl}(t) - E_{cw} V_{\text{空气}}(t) \stackrel{(2)}{\Rightarrow} P_{mus}(t) \cong CVP(t) - E_{cw} V_{\text{空气}}(t) + P_0 \quad \text{等式 3}$$

[0059] 其中, $P_0 = P_{pl}(0) - CVP(0)$ 是常量项。

[0060] 因此,等式3提供了对替代呼吸肌压力 $P_{mus, \text{surr}}(t)$ 或者至少其波形的计算,给定测量到的 $CVP(t)$ 和 $V_{\text{空气}}(t)$,后者作为气道空气流量的时间积分而获得。

[0061] 对于实际肌肉压力 $P_{mus}(t)$ 与经由等式3、即 $P_{mus, \text{surr}}(t) = CVP(t) - E_{cw} V_{\text{空气}}(t) + P_0$ 而计算的替代信号 $P_{mus, \text{surr}}(t)$ 的视觉比较,集中于PSV呼吸,因为压力支持通气是一种常见模式,其允许患者主动呼吸并且与机器分担呼吸功。因此,预期在压力支持通气 (PSV) 期间,基于患者的临床状况和所选择的通气机设置,呼吸模式可能在呼吸与呼吸之间显著不同。与早前呈现的模拟结果类似,能够使用简化版本的心肺模型来生成 $P_{mus}(t)$ 和 $P_{mus, \text{surr}}(t)$ 并且模拟针对三种不同呼吸模式的对应的气道压力、空气流量和体积波形: (i) 定期吸气努力 (图7), (ii) 双吸气努力 (图8), 以及 (iii) 呼气努力 (图9)。将意识到,CP模型仅生成真正的 P_{mus} , 并且然后模拟/计算CVP、气道压力和空气流量信号。据此,根据 E_v 近似为零的假设来计算替代 P_{mus} 。在图7-9中,经由中心静脉压力 (或者在本文中介绍的模拟研究的情况下的右心房压力) 计算的替代肌肉压力 (即,每幅图的底部图中的实线) 表现类似于实际 $P_{mus}(t)$ (即,每幅图的底部图中的虚线)。一个区别在于在替代信号中观察到更高频率的振荡,其在实际呼吸肌压力信号中不存在——这些更高频率的振荡是由于跳动心脏引起的心源性振荡。心源性振荡能够显著影响所导出的替代信号 $P_{mus, \text{surr}}(t)$, 并且因此,希望将其滤除。适当的过滤可能潜在地包括使用心电图 (ECG) 信号来更准确地识别心血管引起的摆动,或者将心源性振荡识别为CVP中的周期性脉冲,其匹配已知的“合理的”脉冲率范围,例如,典型健康成人每分钟60-150次跳动。

[0062] 尽管机械通气 (MV) 治疗已经在ICU中使用了很多年,但是其仍远未达到最佳。特别地,患者-通气机异步是与未完全镇静/瘫痪并且能够发展自主呼吸努力的患者中使用MV相关联的主要问题之一。当通气机周期的计时与患者的呼吸周期的计时并不同时,发生患者-通气机异步。高水平的异步性与呼吸功增加、MV的较长持续时间、气管造口术发生率更

高、撤机失败、ICU滞留时间和住院时间更长以及健康护理成本增加和患者预后不良有关。

[0063] 有两类患者-通气机异步,能够进一步分为总共5种不同的子类型。触发异步指代神经吸气时段(神经Ti)的开始与通气机吸气时段(机械Ti)的开始不匹配的情况。在这个类中,能够识别异步的两个子类型:无效触发和自动触发。循环关闭异步指代神经Ti的结束与机械Ti的结束不匹配的情况。在这个类中,能够识别异步的三种子类型:延迟循环关闭;早期循环关闭;以及双重触发。

[0064] 如本文所使用的,术语“无效触发”(以及其变体)指代患者-通气机异步,其中,患者发起未能触发通气机的吸气努力。

[0065] 如本文所使用的,术语“自动触发”(以及其变体)指代患者-通气机异步,其中,在不存在患者的任何自主吸气努力的情况下触发通气机。

[0066] 如本文所使用的,术语“延迟循环关闭”(以及其变体)指代患者-通气机异步,其中,通气机在神经Ti的结束之后循环关闭(即,终止压力或流的主动递送)。

[0067] 如本文所使用的,术语“早期循环关闭”(以及其变体)指代患者-通气机异步,其中,通气机在神经Ti的结束之前循环关闭(即,终止压力或流的主动递送)。

[0068] 如本文所使用的,术语“双重触发”(以及其变体)指代患者-通气机异步,其中,通气机支持的提前终止在相同的呼吸周期内生成双吸气循环的发生。

[0069] 参考图10,示出了呼吸监测装置10的实施例。在一些实施例中,呼吸监测装置10可以包括机械通气机12,其被配置为向患者14递送机械通气。因此,呼吸监测组装置10也可以称为机械通气装置。

[0070] 机械通气装置10被用于经由机械通气机12向患者提供机械通气,所述机械通气机12根据通气机设置将空气流和/或压力经由进气软管16递送到通气患者14。呼出的空气经由呼气软管18返回到通气机。Y形件或T形件20(或者备选地气管导管,或者在一些情况下是全面罩)在吸气期间将空气从进气软管16的排出端耦合到通气患者14,并且在呼气期间将来自通气患者14的呼出空气耦合到呼气软管18中。在图10中未示出的是许多其他辅助部件,其可以取决于通气模式和通气患者14接收到的其他治疗来提供。这样的辅助部件可以包括,例如:氧气瓶或者用于向空气流递送受控水平的氧气的其他医用级氧气源,通常由吸入氧气(FiO_2)通气机设置的一部分来控制;连接到入口管线16中的加湿器;为患者14提供营养的鼻胃管;等等。机械通气机12具有用户接口,在说明性范例中,包括触敏显示器22,医师、呼吸专家或者其他医务人员能够经由该触敏显示器22可视化通气机设置并且监测测量到的生理变量(例如,气道压力和空气流量),以及机械通气机12的操作参数。另外地或备选地,用户接口可以包括物理用户输入控制(按钮、拨号盘、开关等)、键盘、鼠标、(一个或多个)声音报警设备、(一个或多个)指示灯,等等。

[0071] 另外,患者14由以下部件来监测:中心静脉压力(CVP)传感器24,其被配置为测量患者的CVP信号;可选心电图(ECG)传感器26,其被配置为测量患者的ECG信号;气道流量传感器28,其被配置为测量针对患者在机械通气机12上的根据时间的气道空气流量;以及气道压力传感器30,其被配置为测量针对患者在机械通气机12上的根据时间的气道压力。患者可以由其他传感器(未示出)来监测,诸如呼吸速率传感器、 SpO_2 传感器等。下文更详细描述了说明性传感器24、26、28、30中的每个。

[0072] CVP传感器24被配置为测量患者14的CVP信号。CVP传感器24被插入到心脏的右心

房附近的血管(即,下腔静脉)中,更具体是插入到主静脉中。有利地,右心房中的压力 P_{ra} 经由等式3与患者的胸膜腔中、胸壁与肺部之间的压力(P_{pl})以及(与空气流量一起)与呼吸肌压力相关联,并且因此,CVP压力信号能够被用于提取患者14的呼吸信息。为此,呼吸监测装置10包括至少一个处理器,其被编程为生成针对患者的呼吸信息。例如,说明性的至少一个处理器包括积分处理器32、呼吸检测处理器34、每次呼吸替代肌肉压力处理器36、过滤处理器38、检测处理器40、每次呼吸呼吸参数/变量估计处理器42以及WOB计算器44。

[0073] 积分处理器32计算空气体积 $V_{\text{空气}}(t) = \int \dot{V}_{\text{空气}}(t) dt$ 。此外,因为本文中所公开的方法基于每次呼吸来操作,所以呼吸检测处理器34被配置为通过分析所采集的空气流量样本流来检测吸气的开始。然后,将每个连续呼吸定义为从一个吸气时段的开始到下一吸气时段的开始的间隔。由呼吸分析器识别的每次呼吸跨时间间隔 $[0, T_{\text{tot}}]$,其中,时间0对应于吸气时段的开始时的第一样本,并且时间 T_{tot} 对应于呼吸的结束,亦即,恰在下一呼吸的开始之前的最后的样本。每次呼吸替代肌肉压力处理器36被编程为接收:(1)来自CVP传感器24的CVP信号;以及(2)来自积分处理器32的的空气的体积。针对由呼吸检测处理器34描绘的每个呼吸间隔 $[0, T_{\text{tot}}]$,每次呼吸替代肌肉压力处理器36被编程为将CVP和空气体积信号分段为呼吸间隔(即,个体呼吸),并且使用等式3(此处再现)来计算根据时间的替代肌肉压力信号 $P_{\text{mus, surr}}(t)$:

$$[0074] \quad P_{\text{mus, surr}}(t) = \text{CVP}(t) - E_{\text{cw}} V_{\text{空气}}(t) + P_0$$

[0075] 其中, t 属于呼吸间隔 $[0, T_{\text{tot}}]$,CVP(t)表示CVP信号, E_{cw} 表示胸壁弹性, $V_{\text{空气}}$ 表示由积分处理器32计算的肺空气体积,并且 P_0 对应于常量。对偏置项 P_0 的确定不重要,因为真实的肌肉压力信号总是被移位以便从零值开始并且以零值结束。另外,在对 P_{mus} 波形状感兴趣的应用中(例如,为了识别单调增加或减少区域、双峰或者其他这样的动态结构), P_0 值的选择不重要。

[0076] 然后,将每次呼吸 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号发送到过滤处理器38。此时,分段的CVP和/或 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号也可以被显示在呼吸监测装置10的显示器22上。图11A示出了在显示器22上显示的针对具有双吸气努力的呼吸的分段的CVP信号,而图11B示出了在显示器22上显示的针对具有呼气努力的呼吸的分段的CVP信号。在图11A和图11B中,右心房压力 P_{ra} (适当地由CVP表示)已经利用呼吸检测器34给出的时间样本来分段。

[0077] 过滤处理器38被编程为从每次呼吸替代肌肉压力处理器36接收每次呼吸 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号。在一些实施例中,当包括ECG传感器26时,过滤处理器38还被编程为从ECG传感器26接收ECG信号,并且根据呼吸检测器34的输出将ECG信号分段成呼吸间隔。过滤处理器38被编程为过滤接收到的 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号以移除信号的心脏活动分量。在一些实施例中,当不使用ECG传感器26时,过滤处理器38被编程为从指示患者14的心脏活动的 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号中移除数据。例如,预期 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号中的心源性振荡本质上基本是周期性的,其频率远高于呼吸率。因此,过滤处理器38能够确定滤除 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号的哪些部分。在另一范例中,当使用ECG传感器26时,过滤处理器38被编程为使用接收到的ECG信号来过滤(即“移除”) $P_{\text{mus, surr}}$ 信号中指示患者的心脏活动的部分。在变型实施例中,能够首先从CVP信号中滤除心源性分量,然后计算替代肌肉压力信号。

[0078] 此时,经过滤的 $P_{\text{mus, surr}}$ 信号可以被显示在显示器22上。图12A示出了被显示在显示

器22上的针对具有双吸气力的呼吸的替代 P_{mus} 信号,而图12B示出了被显示在显示器22上的针对具有呼气努力的呼吸的替代 P_{mus} 信号。在图12A和图12B两者中,已经过滤了由等式3计算的 $P_{mus,surr}$ 信号以移除替代信号的心脏分量;例如在图12A中的大约421秒、422秒和423秒处的小峰是在过滤之后剩余的残留心源性信号。

[0079] 将意识到,所生成的针对患者14的呼吸信息能够包括:(1)替代胸膜内压力信号等于经分段和过滤的CVP信号(即,经分段和过滤的CVP信号值,参见等式2);(2)根据经分段的CVP信号针对每个呼吸间隔而确定的过滤的替代呼吸肌压力波形(即, $P_{mus,surr}$,参见等式3);等等(例如,WoB或PoB)。在一些实施例中,所生成的呼吸信息中的每个能够被显示在显示器22上。

[0080] 在一些实施例中,检测处理器40被编程为检测或提取所计算的替代 P_{mus} 信号的特征以确定信号的形状。例如,检测处理器40被编程为检测经分段和过滤的 $P_{mus,surr}$ 信号中的多个峰值46和48。根据检测到的峰值46和48,检测处理器被编程为在由峰值所描绘的时间间隔上生成呼吸信息(例如,CVP(t)、 $P_{mus,surr}(t)$ 等)分段。峰值46对应于正峰值,并且峰值48对应于负峰值。检测处理器40被编程为识别正峰值46、负峰值48以及峰值之间的分段的单调性,即,具有负单调性50、具有正单调性52和恒定值54的分段。替代 P_{mus} 信号的形状能够被用于改变被并入到每次呼吸呼吸参数/变量估计处理器42中的对应C0算法和/或P0算法中的约束或参数。例如,肌肉压力曲线的形状的生理学知识能够以对 $P_{mus}(t)$ 的区域约束的形式被灌输到呼吸参数/变量估计处理器42中。在C0方法中,这样的单调区域以一组不等式和等式来表示,并且期望的呼吸系统参数和 $P_{mus}(t)$ 曲线通过约束优化问题来估计,该约束优化问题的二次成本函数经受上述区域约束。在不同的方面中,P0方法采用简单但实际的数学模板来在单次呼吸中表达线性分段参数化的 $P_{mus}(t)$ 。WOB计算器44被编程为处理来自估计器42的每次呼吸估计的 $P_{mus}(t)$ 并且被编程为根据等式 $WOB = \int P_{mus}(t) \dot{V}(t) dt$ (或者 $POB = \frac{1}{T} \int_0^T P_{mus}(t) \dot{V}(t) dt$, 其中,T是某一选取的时间间隔,优选包括若干次呼吸)来计算患者的呼吸功(或呼吸功率)的值。

[0081] 例如,检测处理器40能够包括任何合适的峰值检测硬件(例如,具有二极管和电容器的峰值检测器电路)或者软件(例如,具有实验噪声确定算法的匹配过滤、矢量化峰值检测算法、最小二乘曲线拟合算法、优化峰值检测算法、基于导数的算法等)。在本文中所描述的说明性实施例中,检测处理器40使用基于导数的模块56来检测 $P_{mus,surr}(t)$ 相对于时间信号的峰值。将意识到,基于导数的模块56还包括用于信号处理过程的任何合适的算法(例如,过滤、信噪比降低、数据平滑等)。如下文更详细描述,基于导数的模块56被配置为基于峰值检测读数来识别呼吸模式中的一个或多个异常,如下文更详细描述。基于导数的模块56被配置为检测峰值46、48(例如, $P_{mus,surr}(t)$ 相对于时间信号的“y轴”值,如下文更详细描述)以及出现这些峰值的相关联的时间值(例如,“x轴值”)。根据峰值46、48,能够确定 $P_{mus,surr}$ 信号的形状。在图13A和13B中示出了检测到的 $P_{mus,surr}(t)$ 信号的明显单调性的分段,用于具有双吸气努力的呼吸(图13A)和具有呼气努力的呼吸(图13B)。

[0082] 图14示出了机械通气装置10'的另一实施例,其中,至少部分地根据CVP测量结果导出的呼吸信息被用于提供开环通气机控制引导或自动闭环通气机控制。除了如下文所描述的之外,机械通气装置10'能够被配置为与图10的机械通气装置10基本相同。

[0083] 机械通气装置10'包括机械通气机12(以及相关部件)、CVP传感器24、可选的ECG传感器26、空气流量传感器28、气道压力传感器30、积分处理器32、呼吸检测处理器34、每次呼吸替代肌肉压力处理器36、过滤处理器38、检测处理器40、每次呼吸呼吸参数/变量估计处理器42、WOB计算器44以及显示器22,如上文所描述的。机械通气装置10'还包括分类处理器58,其在下文更详细地描述。

[0084] 如上文所描述的,积分处理器32计算空气流量的时间积分,并且呼吸检测处理器34识别吸气的开始并且定义每次呼吸呼吸间隔 $[0, T_{tot}]$ 。每次呼吸替代肌肉压力处理器36被编程为接收来自CVP传感器24的CVP信号、来自积分器32的空气体积以及来自呼吸检测处理器34的呼吸间隔。处理器36被编程为使用呼吸间隔时间实例来对CVP和体积信号进行分段,并且计算每次呼吸替代肌肉压力信号,如上文所描述的。

[0085] 每次呼吸 $P_{mus, surr}$ 信号被发送到过滤处理器38,在那里如上文所描述地对其进行过滤。来自ECG传感器26的可选ECG信号也能够由过滤处理器38用于改善过滤过程。然后,由检测处理器40处理经过滤的每次呼吸 $P_{mus, surr}$ 信号,以确定其峰值46、48。这些峰值检测的信号可以被显示在显示器22上。峰值检测的信号也被发送到分类处理器58。

[0086] 分类处理器58被编程为根据以下中的至少一项基于提取到的(即,峰值检测到的) $P_{mus, surr}$ 信号、气道压力、空气流量和体积信号在每次呼吸的基础上对异步进行分类:无异步;无效的触发;自动触发;延迟循环关闭;早期循环关闭;以及双重触发。图15示出了所显示的针对每种类型的异步的信号的范围。分类处理器58能够被配置为人工神经网络、逻辑回归算法、Bayes分类算法等。

[0087] 返回参考图14,分类处理器58被配置为从检测处理器40的基于导数的模块56接收峰值和单调性检测读数。根据这些峰值和单调性检测读数,分类处理器58被配置为指示任何异常/异常呼吸并且确定患者-通风异步的类型(例如,无效触发;自动触发;延迟循环关闭;早期循环关闭;以及双重触发)。然后,分类处理器58“标记”异步,并且能够为异步类型分配对应的指示,如下文更详细描述的。然后,该指示被发送到显示器22并且被显示在显示器22上。

[0088] 然后,分类处理器58分析来自检测处理器40的所提取到的替代肌肉压力信号以及气道压力、空气流量和体积波形,以确定异步的类型。在图13A和图13B中所示的范例中,经过滤的替代肌肉压力信号包括多个峰值,正46或负48,以及不同单调性的不同区域,如负50、正52或恒定值54。通过使用在图15中作为“模板”而示出的信号,分类处理器58能够将模板与气道压力和空气流量的实际测量信号进行比较,和/或使用在替代肌肉压力信号中的峰值46、48和不同单调性50、52、54的分段的位置来确定异步的类型。由于负峰值和正峰值46和48(如上文所述描述)的定位,分类处理器58确定潜在的肌肉压力努力经受双吸气努力(图13A)或呼气努力(图13B)。然后,分类处理器58标记异步类型,例如,针对图13A的可能的双触发异步和图13B的延迟循环关闭异步,并且将异步的指示(即,数值)发送到显示部件22,在其中显示给医学专业人员(例如,护士、医师等)。

[0089] 在其他实施例中,当检测到异步时, $P_{mus, surr}(t)$ 的指示和/或所显示的信号向医学专业人员传达异步正在发生。分类处理器58还被编程为推荐医学专业人员调节机械通气机12的设置以校正异步。该推荐被显示在显示器22上。然后,医学专业人员能够调节通气机12的设置,从而不再发生异步。以这种方式,机械通气装置10'是开环装置。在下文的表1中描

述了针对每种类型的异步的(一个或多个)适当校正动作的概述。

	异步类型	校正动作
[0090]	无效触发	1.降低触发阈值 2.减少镇静 3.降低内在 PEEP 的潜力: - 减少潮气量; - 减少压力支持; - 增加呼气时间; - 减少气道中的阻力
	自动触发	1.增加触发阈值 2.从流量切换到压力触发 3.检查电路泄漏
	延迟循环关闭	1.提高循环门槛 2.减少 Ti
	早期循环关闭	1.增加 Ti 2.降低循环阈值
	双重触发	1.增加潮气量 2.增加镇静 3.增加 Ti 4.降低循环阈值

[0091] 表1

[0092] 在另外的实施例中,机械通气装置10'还被编程为自动地调节机械通气机12的设置以校正异步。为此,机械通气装置10'包括闭环控制器60。在一些实施例中,闭环控制器60能够被配置为呼吸功率或呼吸功控制器。在这样的情况下,集成到控制器60中的是每次呼吸呼吸参数/变量估计处理器42和WOB/POB计算器44。闭环控制器60被编程为通过来自42的估计 $P_{mus}(t)$ 和空气流量的乘积的时间积分来计算患者的呼吸功率(或功),并且基于实际和期望呼吸功率或呼吸功之间的差异来调节通气机设置,以便最佳地支持患者的自主呼吸努力。在美国专利公开No.2015/0059754中描述了这样的闭环控制器,该专利公开的全部内容被并入在本文中。在本文中所公开的实施例中,分类处理器58输出的指示也被输入到闭环通气机控制器60。如果指示表示呼吸异步,则闭环通气机控制器60能够采取适当的动作,诸如以开环方式维持当前通气机设置,或者基于检测到的异步条件、基于表1中列出的推荐来调节通气机设置。在其他实施例中,控制器60能够是多输入多输出(MIMO)控制器,除了WOB/POB值之外,还接受额外的生理变量,诸如 SpO_2 、潮气量末 CO_2 和/或平均动脉血压值,并且据此调节多个通气机设置,如压力支持水平、呼气末压力、触发和循环关闭灵敏度和/或供应的空气中的氧气分数。

[0093] 还将意识到,本文所描述的各种信号和值能够经由通信网络(例如,无线网络、局域网、广域网、个域网、BLUETOOTH®等)通信到各种处理器36、38、40、58和部件12、22、42、44、60。备选地,部件36、38、40、42、44、58和控制器60可以被内置在机械通气机12中(例如,在通气机12的微处理器或微控制器上执行),在这种情况下来自传感器24、26、28、30的数据由通气机12收集,并且因此,能用于部件36、38、40、42、44、58和控制器60。在另一预期的实施例中,处理器的算法在患者监测器(未示出)的微处理器上实施,所述患者监测器显示诸如心率、呼吸率、血压等生命体征,并且这些处理器36、38、40、58和部件42、44的输出被

适当地显示在患者监测器显示部件上。

[0094] 图16示出了在异常呼吸模式的情况下改善呼吸参数估计的方法100。方法100包括从对应的传感器24、26、28、30 (102) 接收患者的CVP信号、气道压力信号、空气流量信号和ECG信号。针对患者的每次呼吸的接收到的信号被分段 (104)。针对每个分段的呼吸来计算由患者生成的呼吸肌肉压力的替代信号 (106)。从替代肌肉压力信号中过滤除指示患者的心脏活动的数据 (108)。提取经过滤的信号中的峰值 (110)。在经过滤的信号上定义正单调性、负单调性和恒定值的区域 (112)。修改C0和P0算法中潜在肌肉压力曲线的形状的默认假设 (114)。提供了对患者呼吸肌肉努力和呼吸系统参数的更准确估计 (116)。

[0095] 图17示出了在检测到患者-通气机异步事件时建议或自动执行关于所选择的通气机设置的校正动作的方法200。方法200包括从对应的传感器24、26、28、30接收患者的CVP信号、气道压力信号、空气流量信号和ECG信号 (202)。针对患者的每次呼吸,接收到的信号被分段 (204)。针对每个分段的呼吸来计算由患者生成的呼吸肌肉压力的替代信号 (206)。从替代肌肉压力信号中滤除指示患者的心脏活动的数据 (208)。提取经过滤的信号中的峰值 (210)。在经过滤的信号上定义正单调性、负单调性和恒定值的区域 (212)。基于肌肉压力信号的总体形状以及测量到的气道压力信号和空气流量信号对异步进行分类 (214)。建议用于调节通气机的设置的推荐,或者自动地调节通气机的设置 (216)。

[0096] 各种数据处理部件36、38、40、42、44、58和控制器60适当地实施为由固件或软件编程的微处理器,以执行所公开的操作。在一些实施例中,微处理器与机械通气机12集成,从而数据处理的由通气机12直接执行。在其他实施例中,微处理器与机械通气机12分开,例如是台式计算机的微处理器。机械通气机装置的各种数据处理部件36、38、40、42、44、58和控制器60也可以实施为存储能由微处理器 (例如,如上文所描述的) 读取和执行的指令的非瞬态存储介质以实现所公开的操作。非瞬态存储介质可以例如包括只读存储器 (ROM)、可编程只读存储器 (PROM)、闪存或用于通气机12的其他固件库。另外地或备选地,非瞬态存储介质可以包括计算机硬盘驱动器 (适用于计算机实现的实施例),光盘 (例如,用于安装在这样的计算机上),网络服务器数据存储设备 (例如RAID阵列),通气机12或计算机可从其下载经由互联网或其他电子数据网络下载装置软件或固件,等等。

[0097] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读和理解前面的详细描述时,其他人可能会想到修改和变更。本发明旨在被解释为包括所有这些修改和变化,只要其落入所附权利要求或其等同物的范围之内。

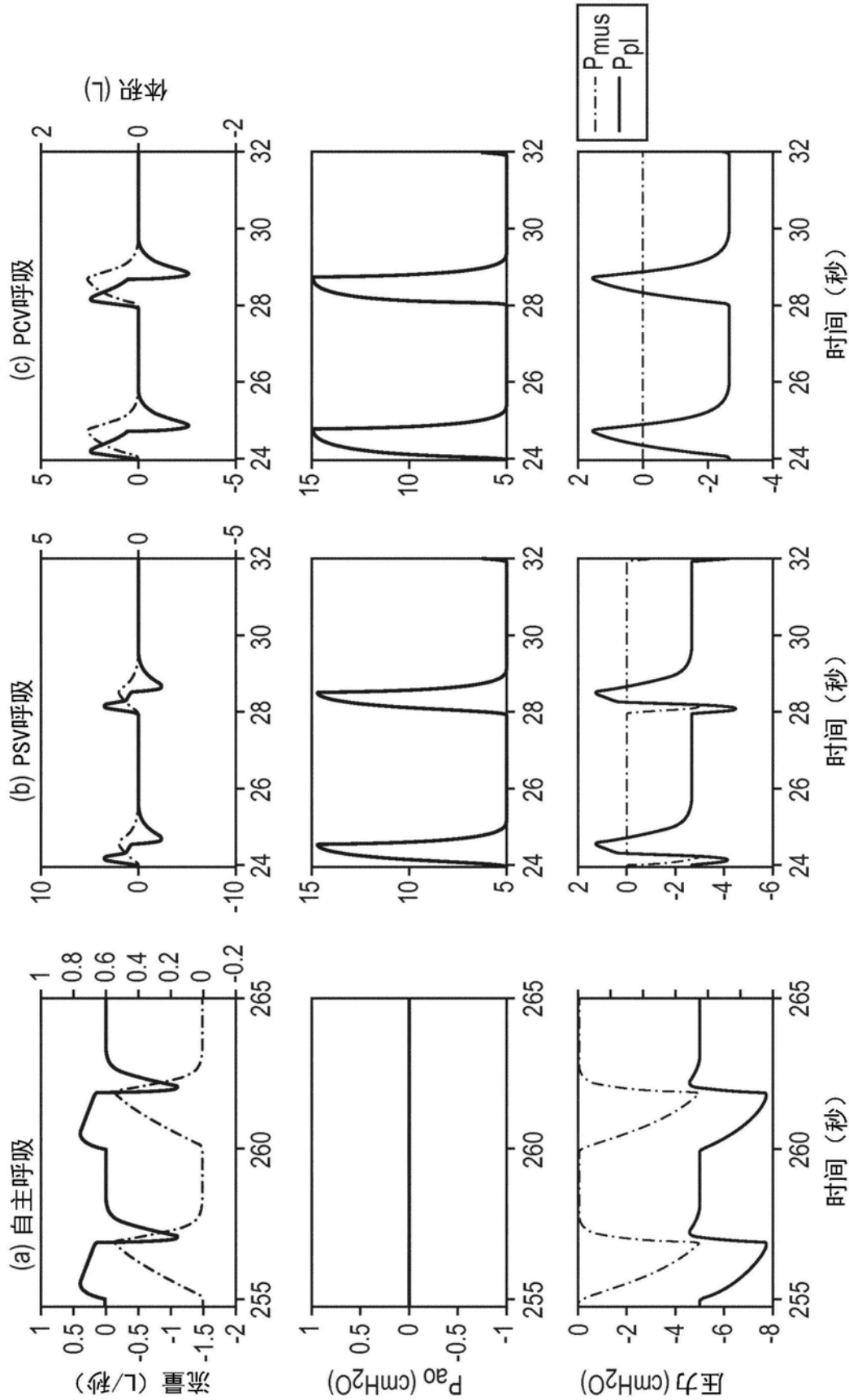


图1

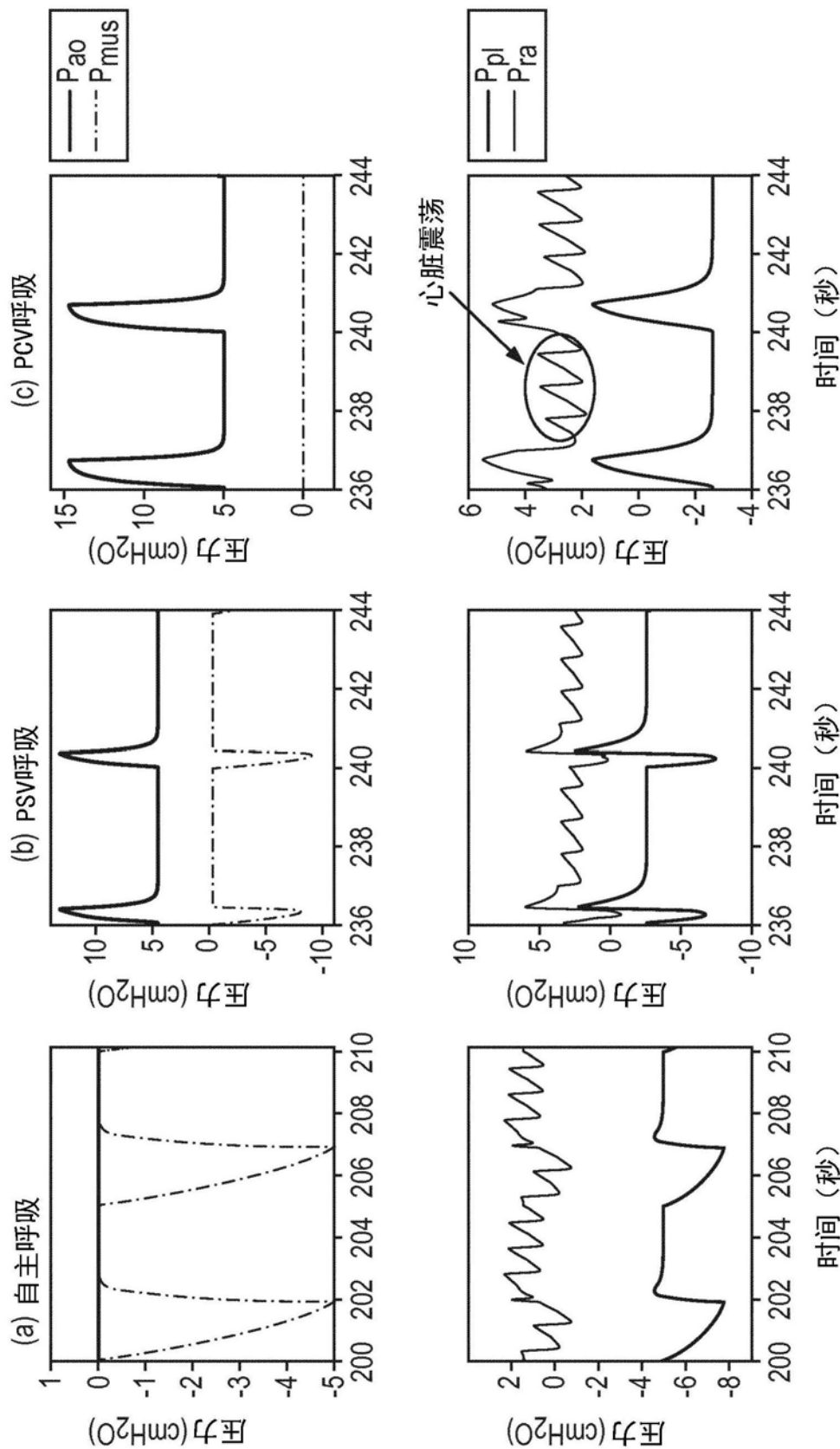


图2

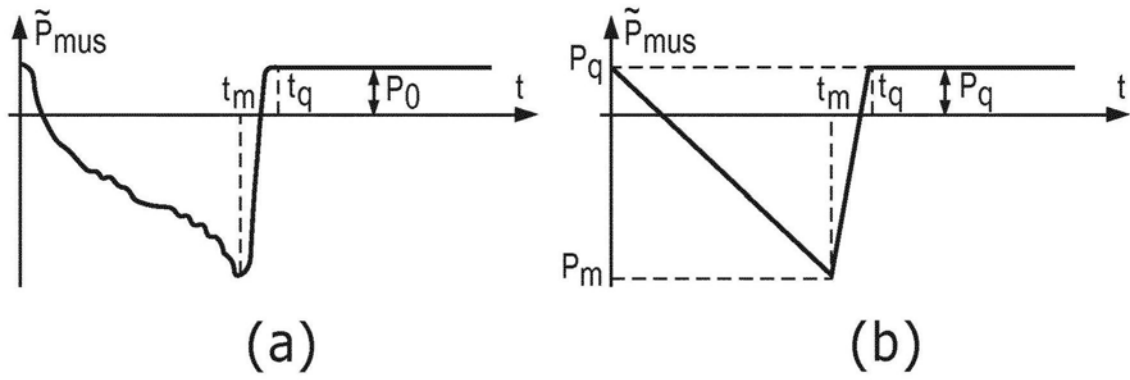


图3

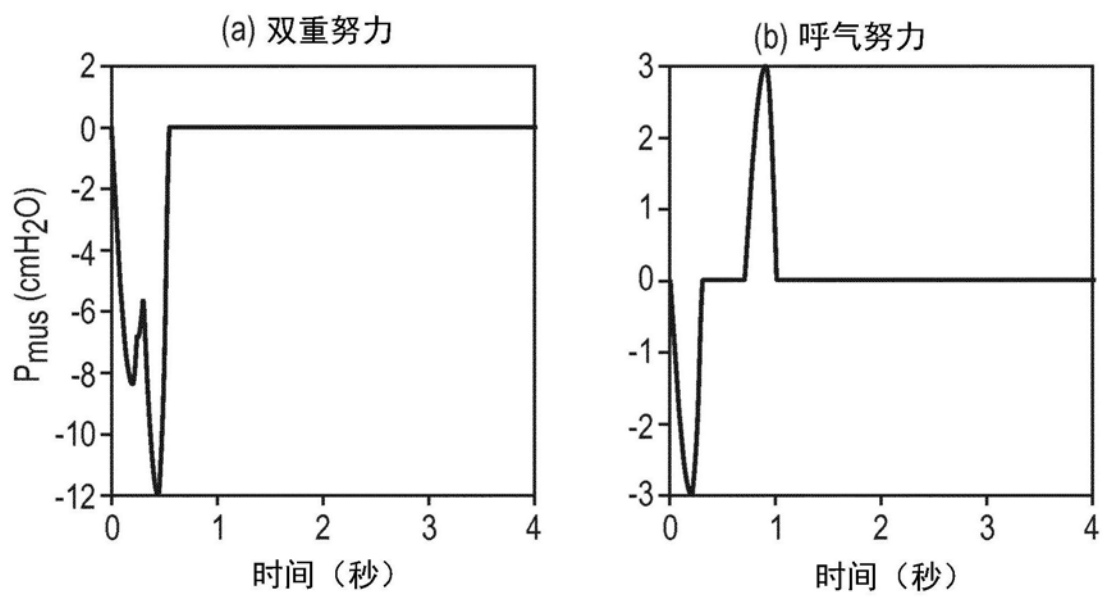


图4

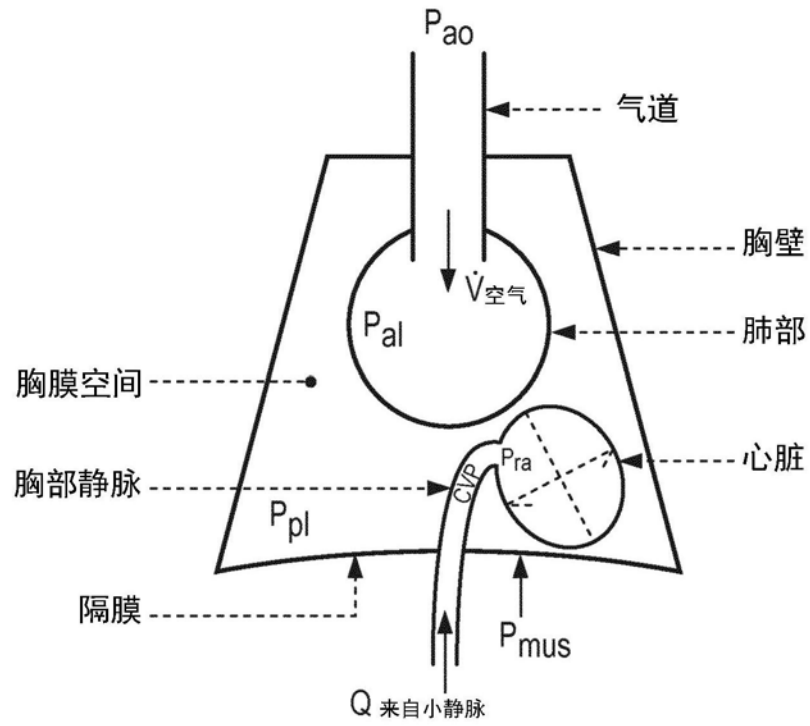


图5

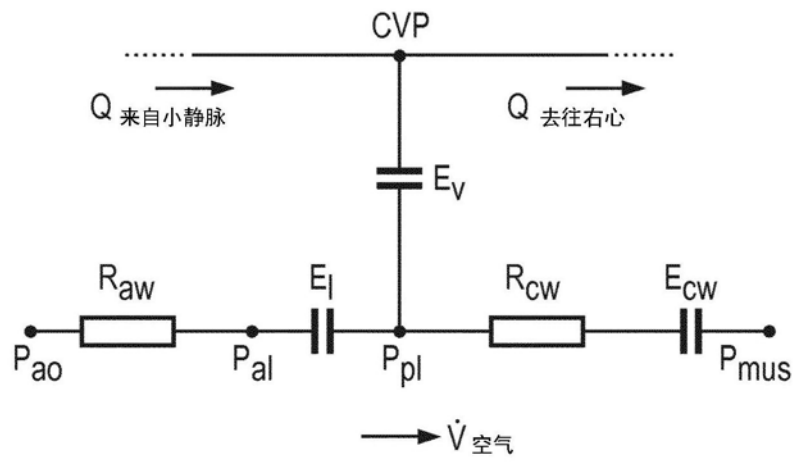


图6

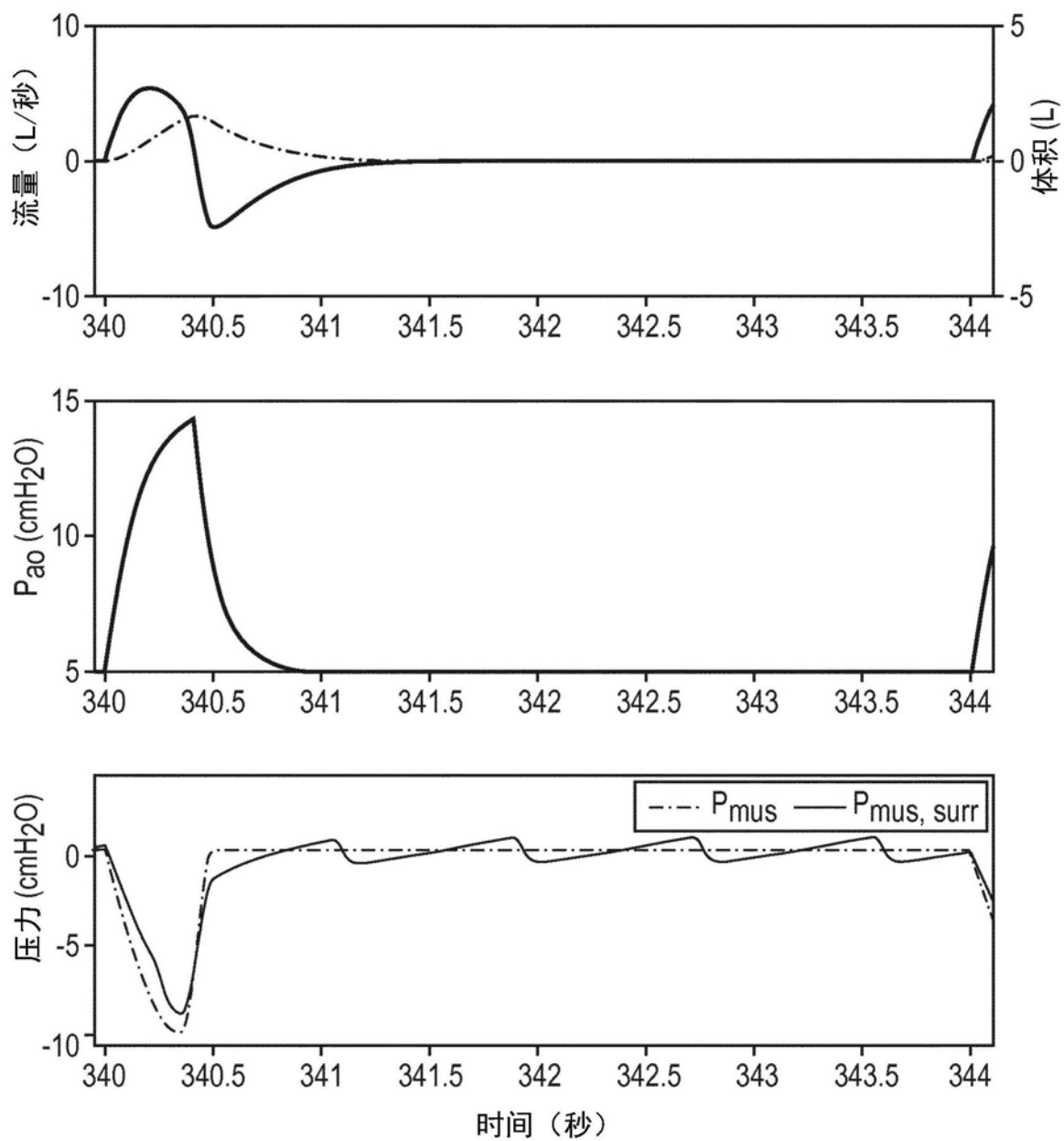


图7

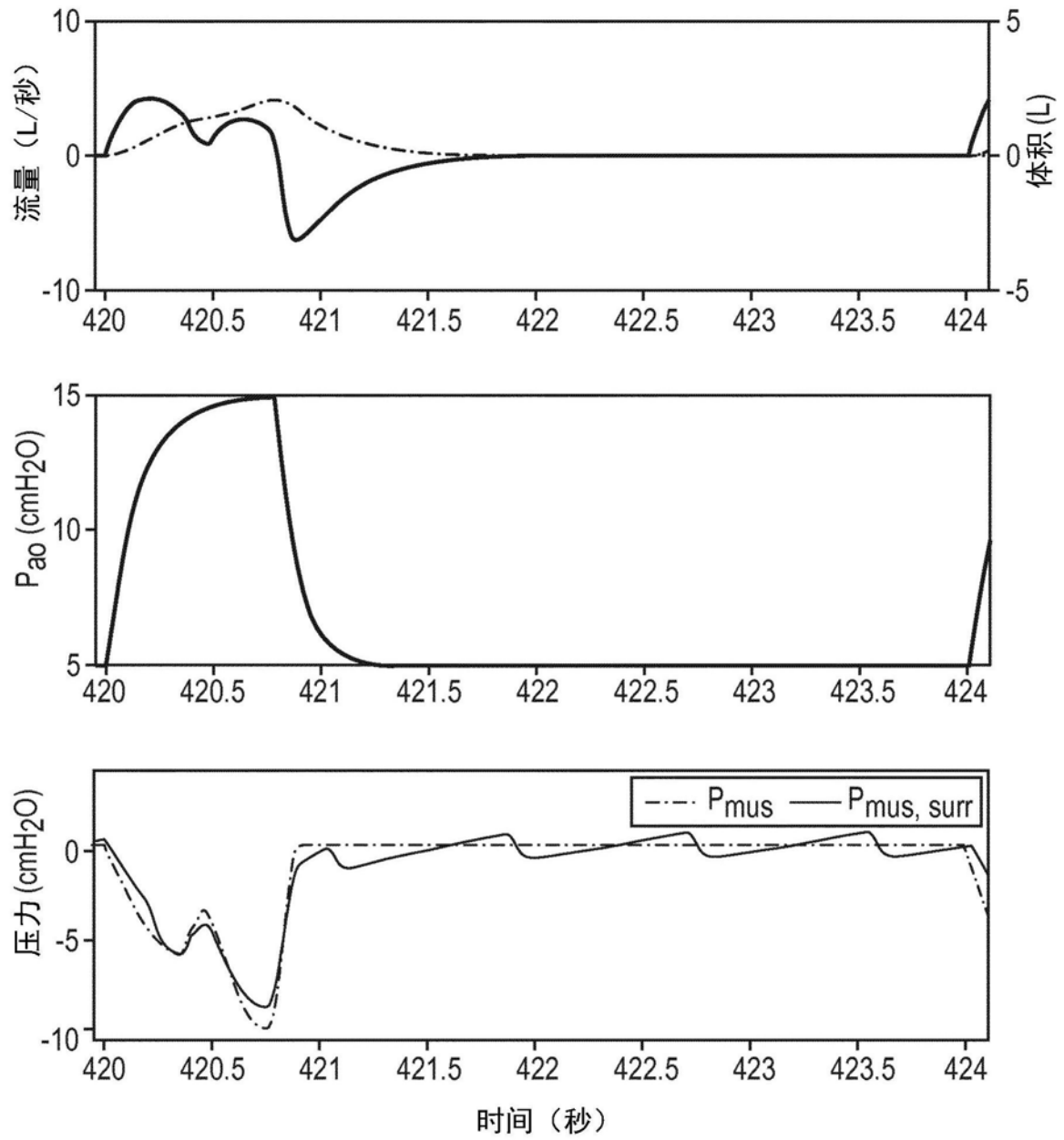


图8

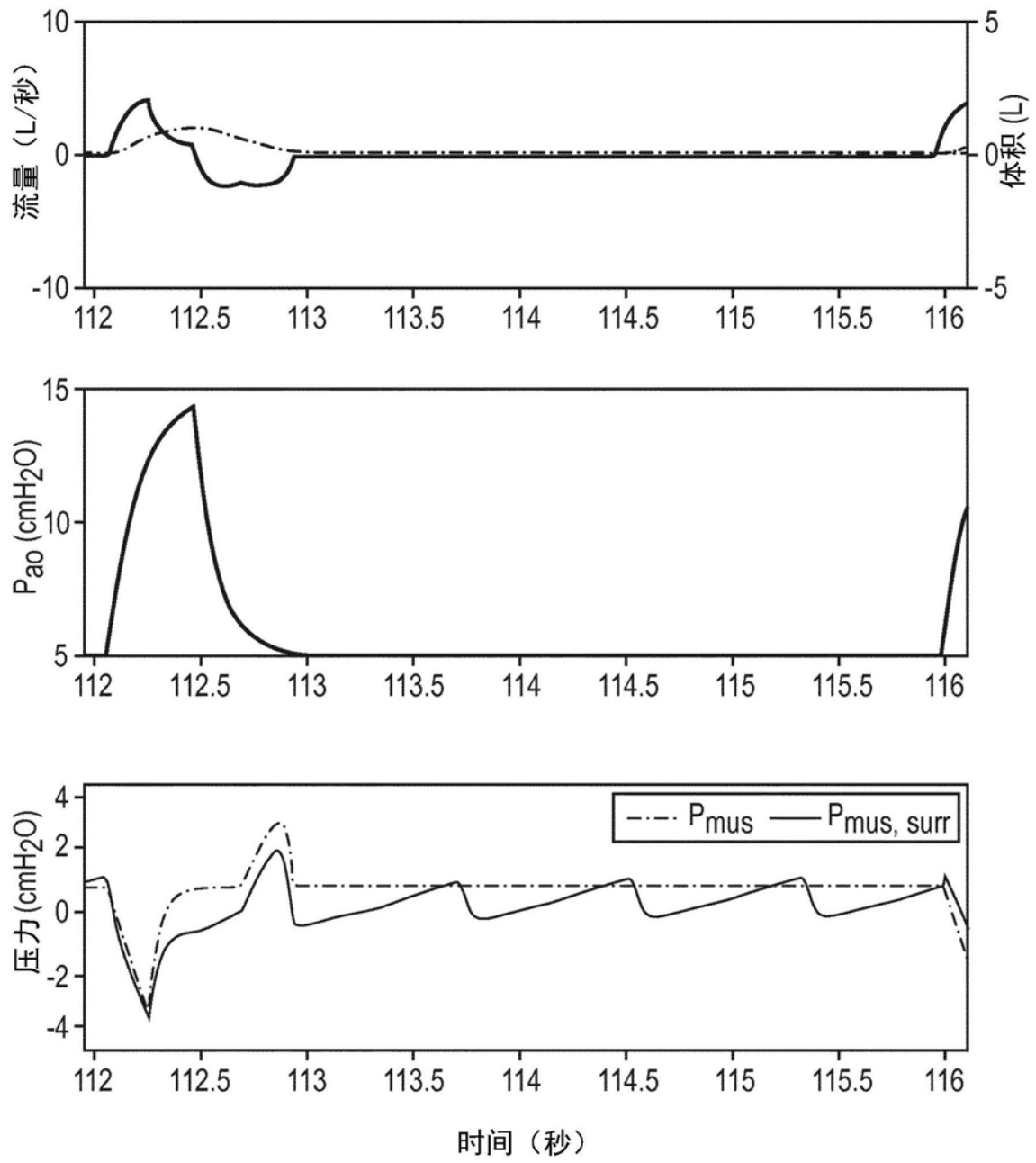


图9

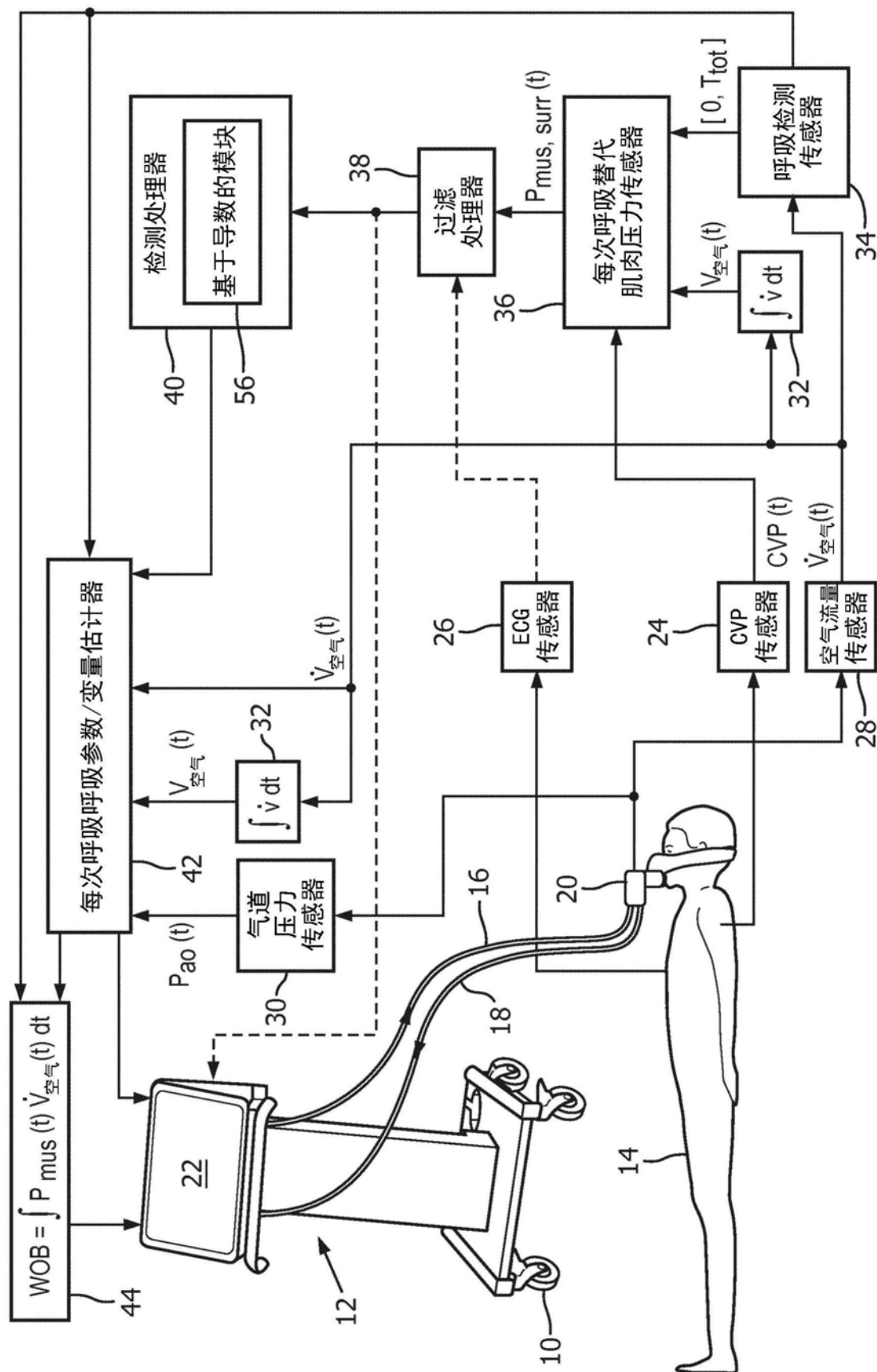


图10

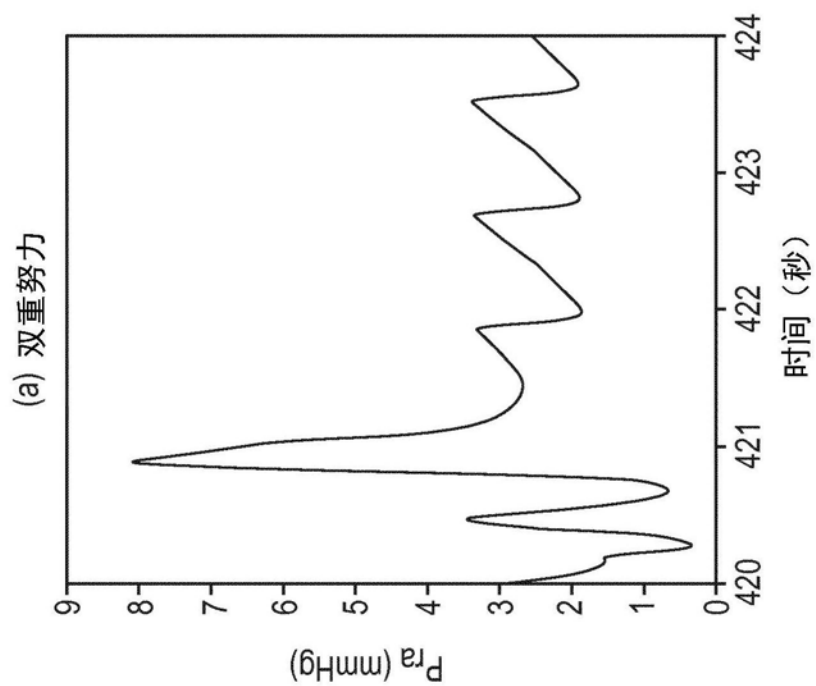


图11A

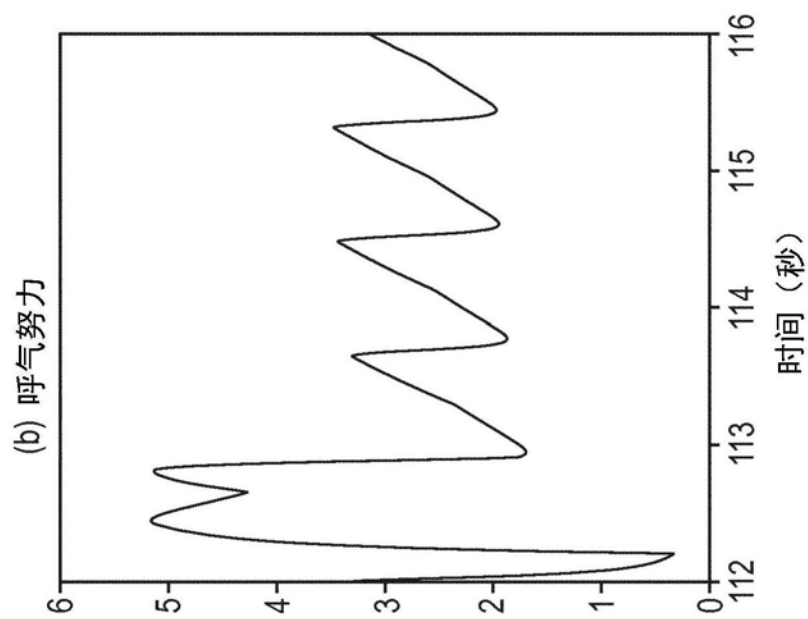


图11B

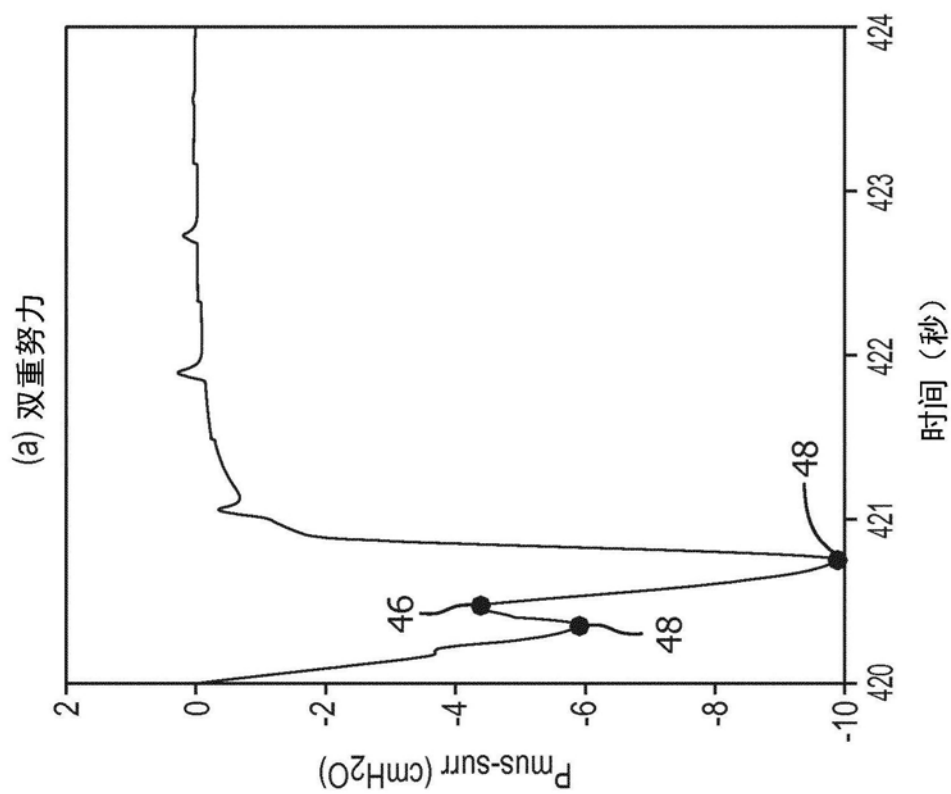


图12A

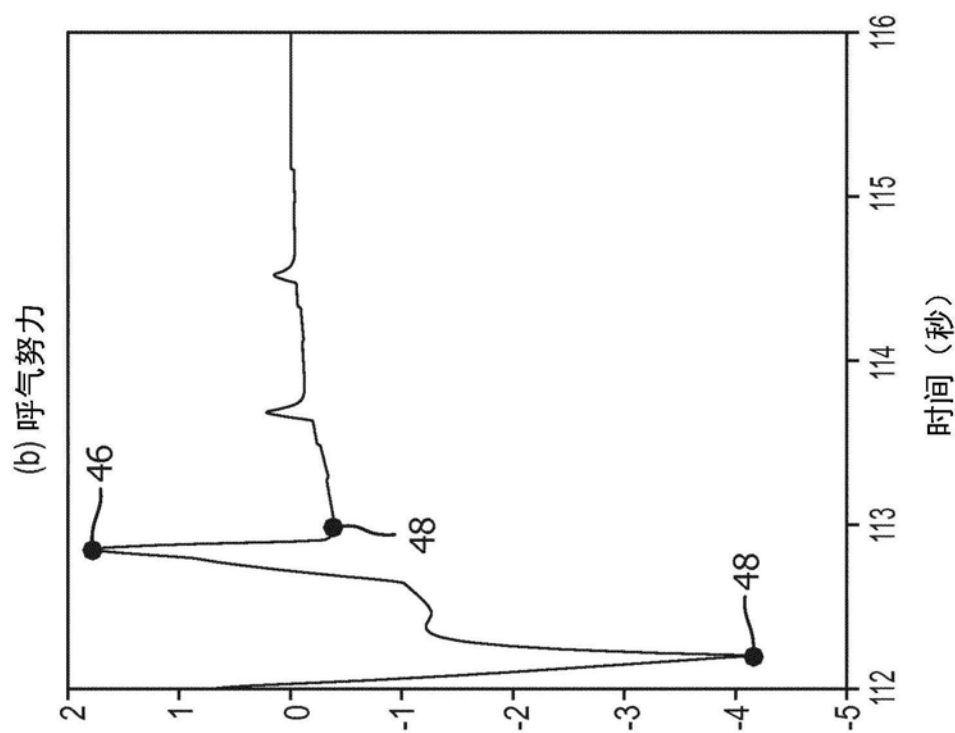


图12B

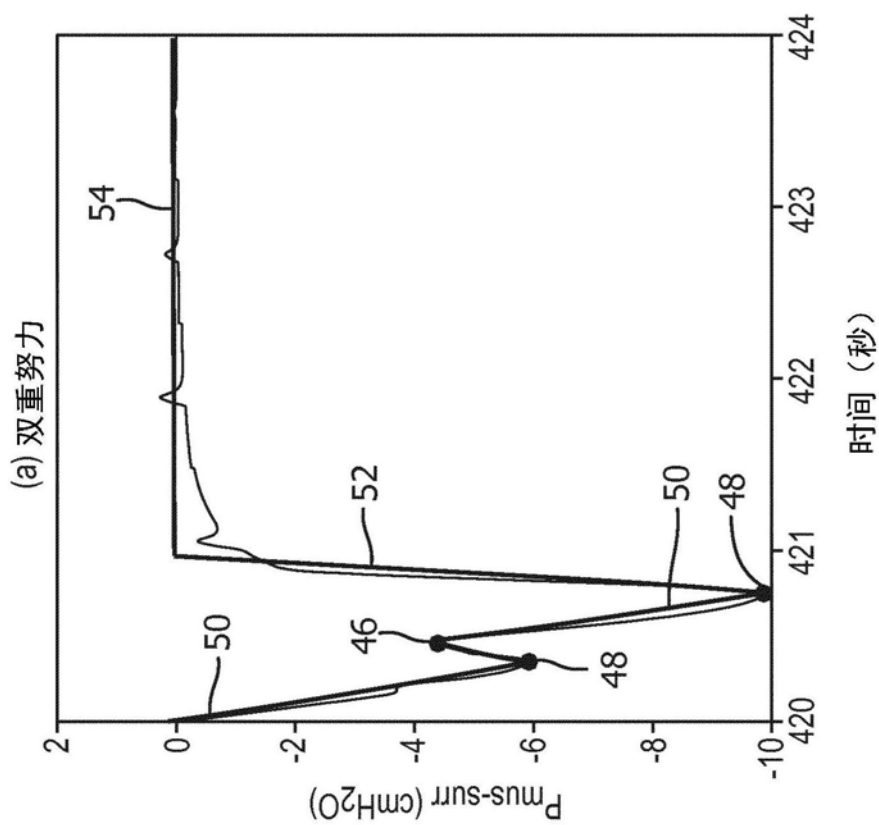


图13A

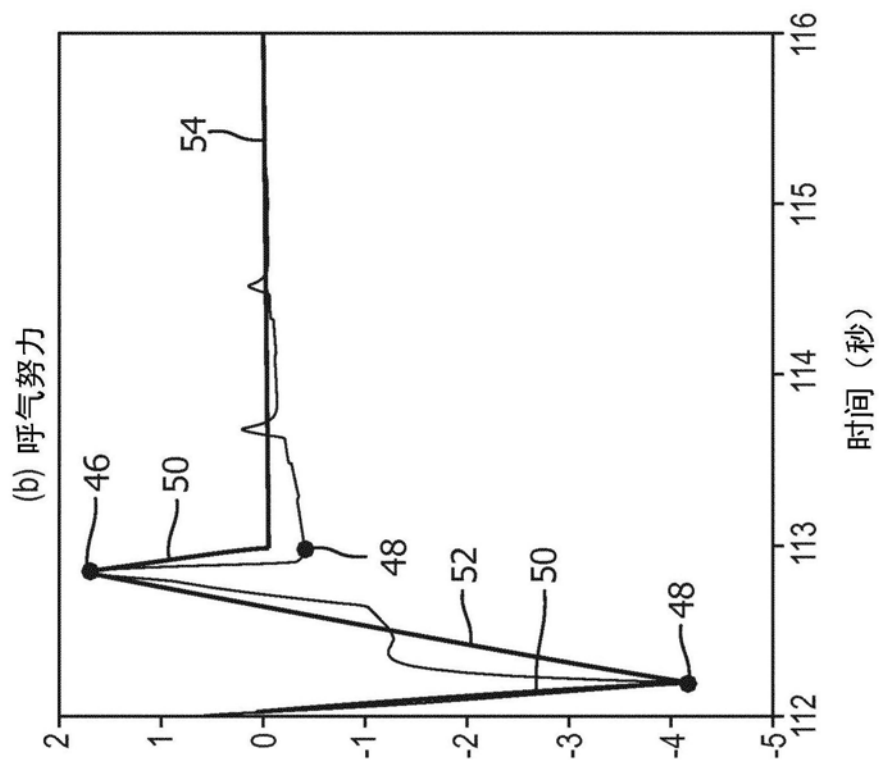


图13B

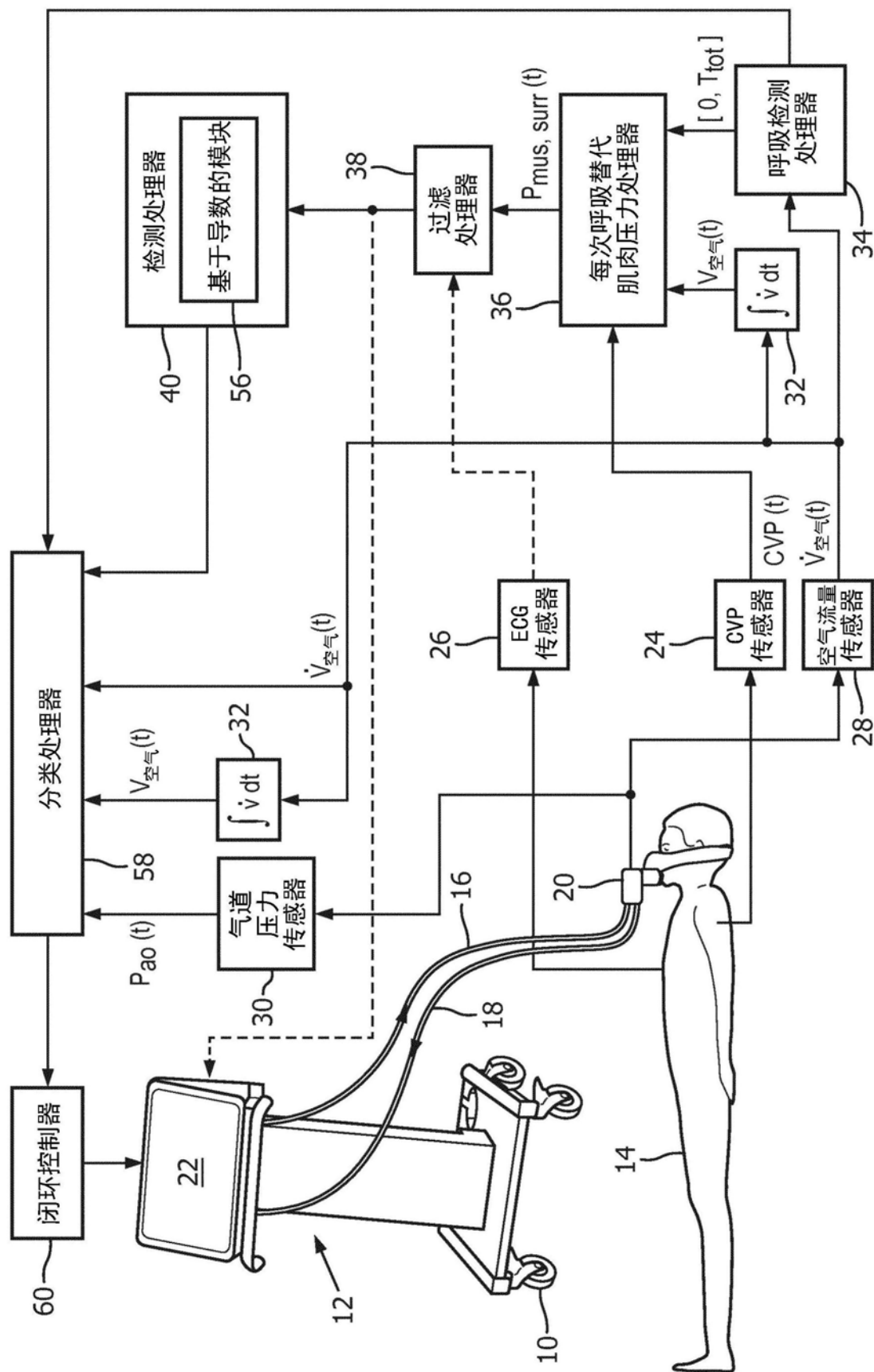


图14

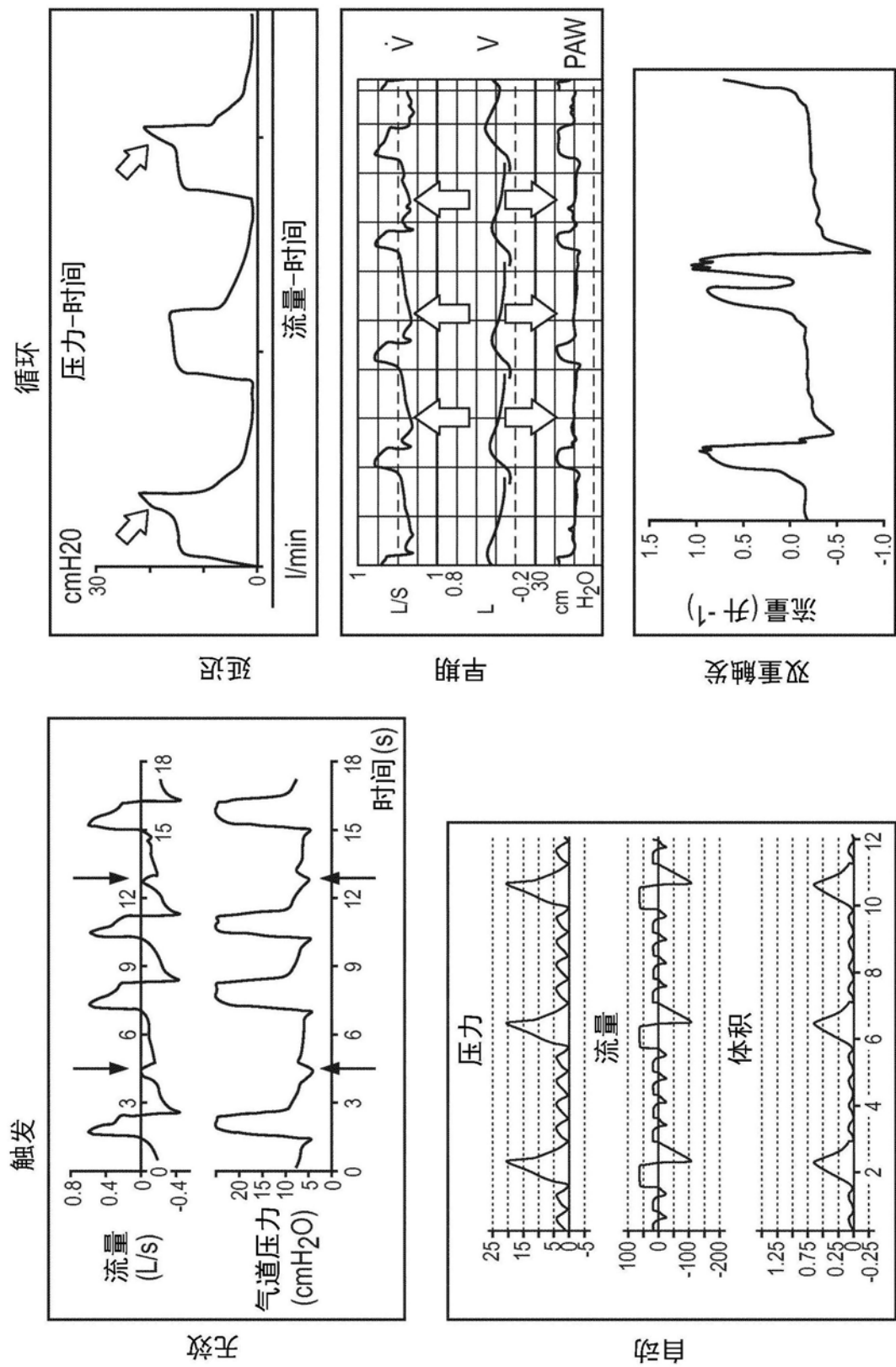


图15

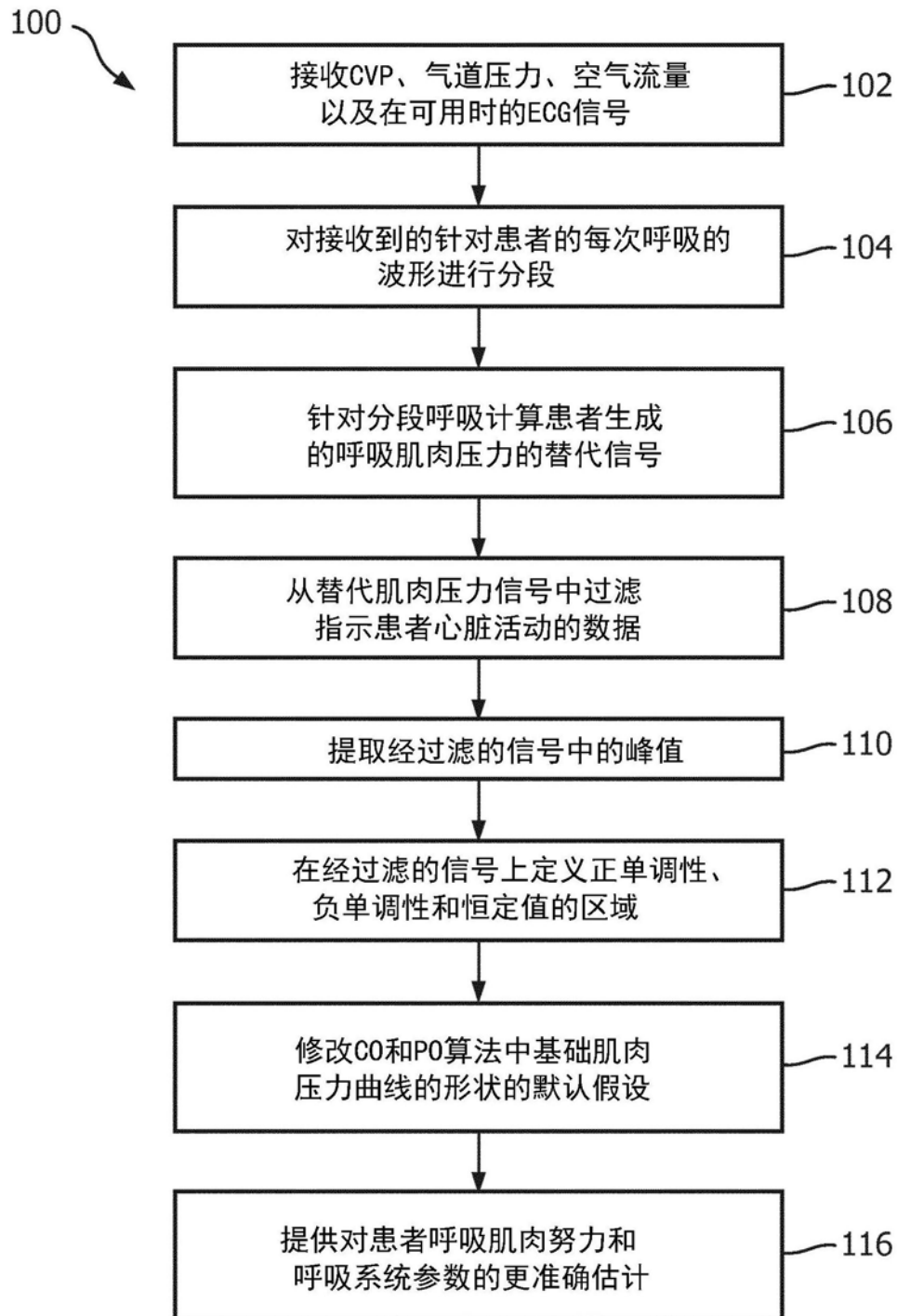


图16

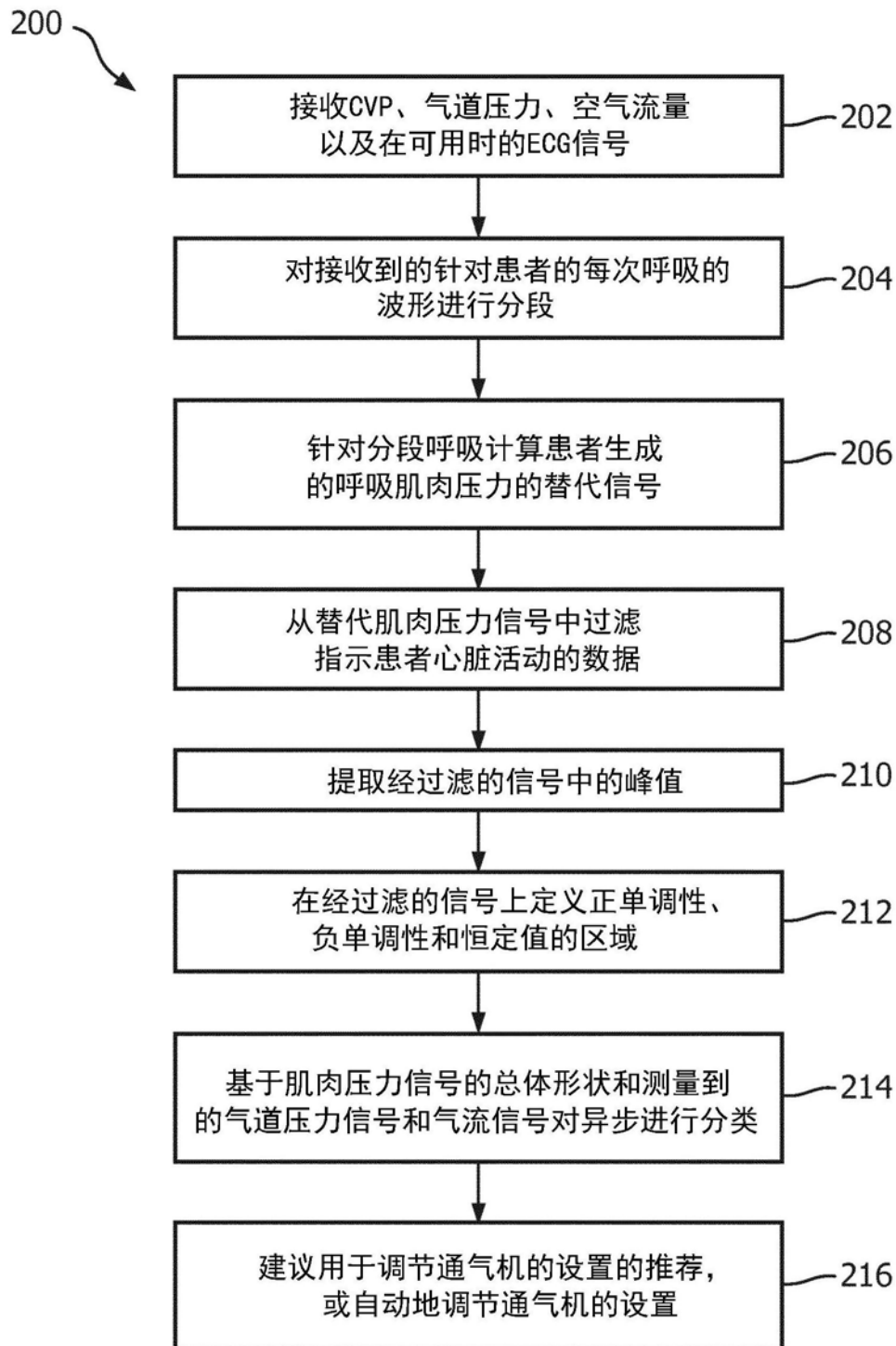


图17