



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109906054 A

(43)申请公布日 2019.06.18

(21)申请号 201780066739.4

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.10.23

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

62/412,927 2016.10.26 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/085(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.04.26

A61B 5/03(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2017/056562 2017.10.23

A61B 5/087(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/078505 EN 2018.05.03

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·阿尔巴内塞 R·布伊扎

F·比卡里奥

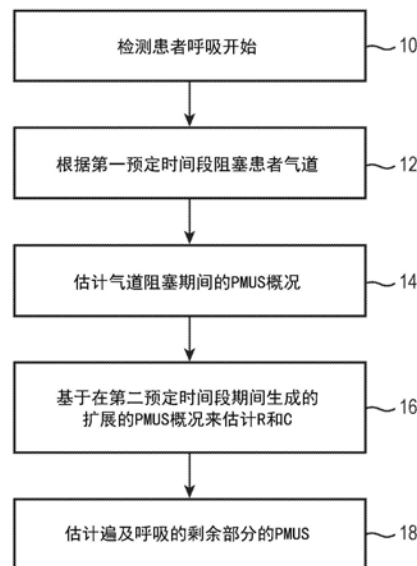
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

使用 $P_{0.1}$ 策略来估算呼吸肌压力和呼吸力学的系统和方法

(57)摘要

当使用 $P_{0.1}$ 策略估计呼吸肌压力和呼吸力学时,检测针对连接到通气机(64)的患者的患者吸气开始,并且患者的气道在第一预定时间段中被阻塞。在所述气道阻塞期间估计第一呼吸肌压力( $P_{mus}$ )概况。然后在第二预定时间段期间估计产生的阻力(R)值和顺应性(C)值和第二 $P_{mus}$ 概况。在第三预定时间段期间估计第三 $P_{mus}$ 概况,所述第三预定时间段从第二预定时间段结束直到吸气结束。通过连接所述第一 $P_{mus}$ 概况、所述第二 $P_{mus}$ 概况和所述第三 $P_{mus}$ 概况来估计整个呼吸的 $P_{mus}(t)$ ,并且在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的 $P_{mus}$ 概况。



1. 一种用于针对连接到通气机的患者而使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的方法,包括:

检测患者吸气开始;

响应于所述检测的步骤,在第一预定时间段内自动阻塞所述通气机与所述患者之间的气道,

估计在气道阻塞期间的第一呼吸肌压力( $P_{mus}$ )概况;

估计在第二预定时间段期间产生的阻力(R)值和顺应性(C)值以及第二 $P_{mus}$ 概况;

估计在第三预定时间段期间的第三 $P_{mus}$ 概况,所述第三预定时间段从所述第二预定时间段的结束延伸直到吸气的结束;

通过连接所述第一 $P_{mus}$ 概况、所述第二 $P_{mus}$ 概况和所述第三 $P_{mus}$ 概况来估计整个呼吸的 $P_{mus}(t)$ ;以及

在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的 $P_{mus}$ 概况。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,估计在所述气道阻塞期间的所述第一 $P_{mus}$ 概况包括:将 $P_{mus}$ 的第一多项式模型拟合到在所述气道阻塞期间的气道压力测量结果,并且通过最小二乘(LS)技术来估计所述第一 $P_{mus}$ 概况。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,估计在所述气道阻塞期间的所述第二 $P_{mus}$ 概况包括在时间上扩展 $P_{mus}$ 的所述第一多项式模型。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,所述第一时间段和所述第二时间段的持续时间小于大约150ms。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,所述第一时间段和所述第二时间段的持续时间为大约100ms。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,还包括通过在当前呼吸的吸气阶段上对 $P_{mus}(t)$ 与 $\dot{V}(t)$ 之间的乘积进行积分来估计呼吸功(WOB)。

7. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,所述通气机(64)以比例辅助通气(PAV)模式操作,并且所述方法还包括计算用于以PAV模式驱动所述通气机的与 $P_{mus}$ 成比例的所需气道压力信号。

8. 一种处理器(76)或计算机可读介质(78),其上存储有用于执行根据前述权利要求中的任一项所述的方法的计算机可读指令。

9. 一种便于使用 $P_{0.1}$ 策略来估计患者的呼吸肌压力和呼吸力学的系统,包括:

通气机(64),其具有压力传感器和流量传感器;以及

一个或多个处理器(76),其与所述通气机通信并且被配置为:

检测针对连接到所述通气机的患者的患者吸气开始;

响应于所述检测,在第一预定时间段内自动阻塞所述患者的气道;

估计在气道阻塞期间的第一呼吸肌压力( $P_{mus}$ )概况;

估计在第二预定时间段期间产生的阻力(R)值和顺应性(C)值以及第二 $P_{mus}$ 概况;

估计在第三预定时间段期间的第三 $P_{mus}$ 概况,所述第三预定时间段从所述第二预定时间段的结束延伸直到吸气的结束;

通过连接所述第一 $P_{mus}$ 概况、所述第二 $P_{mus}$ 概况和所述第三 $P_{mus}$ 概况来估计整个呼吸的

$P_{\text{mus}}(t)$ ; 以及

在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的 $P_{\text{mus}}$ 概况。

10. 根据权利要求9所述的系统, 其中, 所述一个或多个处理器还被配置为通过以下来估计在所述气道阻塞期间的所述第一 $P_{\text{mus}}$ 概况: 将 $P_{\text{mus}}$ 的多项式模型拟合到在所述气道阻塞期间的气道压力测量结果并且通过最小二乘 (LS) 技术来估计初始吸气 $P_{\text{mus}}$ 概况。

11. 根据权利要求9或10中的任一项所述的系统, 其中, 所述第一时间段和所述第二时间段的持续时间小于大约150ms。

12. 根据权利要求9-11中的任一项所述的系统, 其中, 所述第一时间段和所述第二时间段的持续时间为大约100ms。

13. 根据权利要求9-12中的任一项所述的系统, 其中, 所述一个或多个处理器还被配置为通过在当前呼吸的吸气阶段上对 $P_{\text{mus}}(t)$ 与 $\dot{V}(t)$ 之间的乘积进行积分来估计呼吸功 (WOB)。

14. 根据权利要求9-13中的任一项所述的系统, 其中, 所述通气机以比例辅助通气 (PAV) 模式操作。

15. 根据权利要求14所述的系统, 其中, 所述一个或多个处理器还被配置为计算用于以 PAV模式驱动所述通气机 (64) 的与 $P_{\text{mus}}$ 成比例的所需气道压力信号。

16. 一种被配置为执行计算机可执行指令的处理器 (76), 所述计算机可执行指令用于使用 $P_{0.1}$ 策略来估计连接到通气机 (64) 的患者的呼吸肌压力和呼吸力学, 所述指令包括:

检测处理器患者的吸气开始;

响应于所述检测的步骤, 在第一预定时间段内自动阻塞所述患者的气道;

估计所述气道阻塞期间的第一呼吸肌压力 ( $P_{\text{mus}}$ ) 概况;

估计在第二预定时间段期间产生的阻力 (R) 值和顺应性 (C) 值以及第二 $P_{\text{mus}}$ 概况;

估计在第三预定时间段期间的第三 $P_{\text{mus}}$ 概况, 所述第三预定时间段从所述第二预定时间段结束直到吸气结束;

通过连接所述第一 $P_{\text{mus}}$ 概况、所述第二 $P_{\text{mus}}$ 概况和所述第三 $P_{\text{mus}}$ 概况估计整个呼吸的 $P_{\text{mus}}(t)$ ; 以及

在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的 $P_{\text{mus}}$ 概况。

17. 根据权利要求16所述的处理器 (76), 其中, 估计所述气道阻塞期间的所述第一 $P_{\text{mus}}$ 概况包括将 $P_{\text{mus}}$ 的多项式模型拟合到所述气道阻塞期间的气道压力测量结果, 并且通过最小二乘 (LS) 技术来估计所述初始吸气 $P_{\text{mus}}$ 概况。

18. 根据权利要求16或17中的任一项所述的处理器 (76), 其中, 所述第一时间段和所述第二时间段的持续时间大于约50ms并且小于大约150ms。

19. 根据权利要求16-18中的任一项所述的处理器 (76), 所述指令还包括通过在当前呼吸的吸气阶段上对 $P_{\text{mus}}(t)$ 与 $\dot{V}(t)$ 之间的乘积进行积分来估计呼吸功 (WOB)。

20. 根据权利要求16-19中的任一项所述的处理器 (76), 所述指令还包括: 当所述通气机在PAV模式下操作时, 计算用于在比例辅助通气 (PAV) 模式下操作所述机械通气机的与 $P_{\text{mus}}$ 成比例的期望气道压力信号。

## 使用 $P_{0.1}$ 策略来估算呼吸肌压力和呼吸力学的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明适用于患者通气系统和方法中。然而,应当理解,所描述的技术也可以应用于其他患者护理系统、其他患者参数估计技术等。

### 背景技术

[0002] 估计呼吸肌压力( $P_{mus}(t)$ )对于机械通气的支持方式至关重要,例如压力支持通气(PSV),其中,患者和通气机共享在呼吸系统上执行的机械功。 $P_{mus}(t)$ 的定量评估可用于选择适当的通气支持水平,以防止呼吸肌的萎缩和疲劳。通常用于评估患者每次呼吸所做的努力的一个临床参数被称为呼吸功(WOB),并且在针对呼吸的 $P_{mus}(t)$ 的估计可用时就可以计算(例如,WOB可以根据 $P_{mus}(t)$ 通过对后者在吸入体积上进行积分来获得)。用于 $P_{mus}(t)$ 和WOB估计的一种常规方法涉及通过在患者食道中插入端部为球囊的导管来测量食道压力( $P_{es}$ )。测量的 $P_{es}(t)$ 被认为是胸膜压力( $P_{pl}$ )的良好代理项,并且可以与胸壁顺应性的估计一起用于通过所谓的Campbell图来计算WOB,或者,等价地,通过明确地计算 $P_{mus}(t)$ 并且然后计算WOB。

[0003] R和C的估计本身是重要的,因为它们向医师提供关于患者呼吸系统的机械特性的定量信息,并且它们可以用于诊断呼吸疾病并且更好地选择适当的通气模式和治疗路径。此外,R和C也可用于估计 $P_{mus}(t)$ 作为使用食道导管的非侵入性替代方案。假设R和C是已知的,实际上可以通过以下公式(称为肺的运动方程)来估计 $P_{mus}(t)$ :

$$[0004] \quad P_{aw}(t) = R \cdot \dot{V}(t) + E \cdot V(t) + P_{mus}(t) + P_0 \quad (1)$$

[0005] 其中, $P_{aw}(t)$ 是在气道开口处测量的压力, $\dot{V}(t)$ 是进出患者呼吸系统的空气流量(再次在气道开口处测量), $V(t)$ 是递送给患者的净空气量(通过随时间对流量信号进行积分来测量),E是弹性(顺应性C的倒数)并且 $P_0$ 是用于考虑呼气结束时的压力的恒定项(需要平衡公式但对其本身并不感兴趣)。

[0006] 先前使用公式(1)进行 $P_{mus}(t)$ 的非侵入性估计的尝试依赖于两步法,其中,首先估计R和C,然后应用公式(1)使用R和C的估计值来计算 $P_{mus}(t)$ 。通过应用吸气末阻塞(EIP)策略或通过公式(1)最小二乘(LS)拟合到在特定条件下的流量和压力测量结果来进行R和C的估计,其中,项 $P_{mus}(t)$ 被假定为零。这些条件包括:

[0007] 1、患者瘫痪和持续强制通气(CMV)的时段;

[0008] 2、高压支持通气(PSV)水平的时段;

[0009] 3、每个压力支持呼吸的特定部分,其均在吸气和呼气阶段期间延伸;

[0010] 4、压力支持呼吸的呼气部分,其中流量信号满足指示不存在患者吸气努力的特定条件。

[0011] 定量评估呼吸系统的机械特性和机械通气患者的吸气努力为临床医师提供了宝贵的信息,以便定制通气策略和设置。用于评估呼吸力学的现有技术包括通过EIP技术计算两个参数,即阻力(R)和顺应性(C)。然而,该技术不仅干扰通气机的正常操作,而且需要呼

吸肌完全放松以提供准确的R和C估计。因此,由于患者存在呼吸活动,EIP通常会导致偏移的结果。另一方面,吸气患者努力的评估传统上通过从食道中测量的压力( $P_{es}$ )推断呼吸肌( $P_{mus}$ )产生的压力来获得。然后通过从 $P_{mus}$ 波形计算呼吸功(WOB)来逐呼吸地获得患者努力的定量评估。这种方法的主要限制是 $P_{es}$ 测量需要插入食道导管,除了需要特殊的仪器和技术人员之外,还会给患者带来不适。

[0012] 已经开发了其他方法以允许在常规通气期间根据测量的气道压力和流量波形同时估计R、C和 $P_{mus}(t)$ ,而不需要食道压力测量。这些方法基于在(1)中使用传统的呼吸力学的一阶单室模型及其相关的运动方程。它们都面临与数学问题的欠定性质有关的同时估计方法的基本困难(未知项比可用方程更多)。在这些方法中,已经提倡使用基于生理假设的约束来使得数学问题可求解。然而,已经证明这些方法仅在特定条件下起作用。特别地,当通气机在患者完全释放其呼吸肌(即, $P_{mus}$ 已经恢复到零基线值)之前循环完时,这些传统方法是不可靠的。这可能会限制它们适用于所有临床场景。

[0013] 传统的食管压力测量的侵入性过程的缺点是显而易见的,因为食道球囊的插入需要有经验的人员并且意味着患者的不适和风险。

[0014] 两步估计技术,其中,首先执行EIP策略以获得R和C以及并且公式(1)然后用于计算 $P_{mus}(t)$ ,具有以下主要缺点:

[0015] 1) 在EIP策略期间,患者的呼吸肌应该完全放松,以使R和C计算有效。

[0016] 2) EIP策略在特定通气模式(体积辅助控制,VAC)中执行,并且得到的R和C值可能不代表决定其他通气模式(例如PSV)下肺力学的动力学的相应值。因此,在PSV操作期间通过公式(1)计算的 $P_{mus}(t)$ 的精度可能受到损害。

[0017] 3) EIP策略中断了患者所需的常规通气模式。

[0018] 最后,上述两步技术在特定条件下或在呼吸的某些部分应用LS拟合,其中, $P_{mus}(t)$ 在理论上可忽略不计,存在局限性。特别是:

[0019] 1) 在患者恢复后重复的瘫痪时间加上CMV的在临床上是不可行的。

[0020] 2) 重复的高PSV时段会干扰通气机的正常操作,并且可能对患者不利。

[0021] 3) 在压力支持呼吸期间可忽略的 $P_{mus}(t)$ 的假设是有争议的,特别是在吸气阶段。

[0022] 本申请提供了新的和改进的系统和方法,其利用具有预定持续时间的气道阻塞压力魏轶力( $P_{0.1}$ )来促进R、C和 $P_{mus}$ 的非侵入式估计,从而克服上述问题和其他问题。

## 发明内容

[0023] 本领域普通技术人员在阅读和理解了下面的详细描述之后将认识到本创新的再其他优点。

[0024] 根据一个实施例,一种用于使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的方法包括检测针对连接到通气机的患者的患者吸气开始,在第一预定时间段内阻塞患者的气道,以及估计在气道阻塞期间的第一呼吸道呼吸肌压力( $P_{mus}$ )概况。该方法还包括估计阻力(R)值和顺应性(C)值以及在第二预定时间段期间生成的第二 $P_{mus}$ 概况,估计在第三预定时间段期间的第三 $P_{mus}$ 概况,所述第三预定时间段从所述第二预定时间段结束一直延伸到呼吸结束,并且通过连接所述第一 $P_{mus}$ 概况、所述第二 $P_{mus}$ 概况和所述第三 $P_{mus}$ 概况来估计整个呼吸的 $P_{mus}(t)$ 。估计的R值和C值以及估计的 $P_{mus}$ 概况在显示器上输出。

[0025] 根据另一实施例,一种便于使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的系统包括患者连接到的通气机,以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置为检测针对连接到通气机的患者的患者吸气开始并且在第一预定时间段内阻塞患者的气道。所述一个或多个处理器还被配置为估计气道阻塞期间的第一呼吸肌压( $P_{mus}$ )概况,估计阻力(R)值和顺应性(C)值以及在第二预定时间段期间生成的第二 $P_{mus}$ 概况,并且估计在第三预定时间段期间的第三 $P_{mus}$ 概况,所述第三预定时间段从第二预定时间段结束一直延伸到呼吸结束。另外,所述一个或多个处理器被配置为通过连接所述第一 $P_{mus}$ 概况、所述第二 $P_{mus}$ 概况和所述第三 $P_{mus}$ 概况来估计整个呼吸的 $P_{mus}(t)$ ,并在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的 $P_{mus}$ 概况。

[0026] 根据另一实施例,处理器被配置为执行用于使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的计算机可执行指令。该指令包括处理器检测连接到通气机的患者的患者吸气开始,在第一预定时间段内阻塞所述患者的气道,以及在气道阻塞期间估计第一呼吸肌压力( $P_{mus}$ )概况。该指令还包括估计在第二预定时间段期间产生的阻力(R)值和顺应性(C)值和第二 $P_{mus}$ 概况,以及估计在第三预定时间段期间的第三 $P_{mus}$ 概况,所述第三预定时间段从第二预定时间段结束一直延伸到呼吸结束。另外,所述指令包括通过连接所述第一 $P_{mus}$ 概况、所述第二 $P_{mus}$ 概况和所述第三 $P_{mus}$ 概况来估计整个呼吸的 $P_{mus}(t)$ ,并在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的 $P_{mus}$ 概况。

## 附图说明

[0027] 附图的仅用于说明各个方面的目的,并且不应被解释为构成限制。

[0028] 图1是示出根据本文描述的一个或多个方面的使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的方法的流程图。

[0029] 图2示出了总结图1的方法的步骤的图表。

[0030] 图3示出了来自图1的方法在一个示例性呼吸上的示例性结果,其中,将估计的 $P_{mus}$ 概况与在血管内测量的金标准 $P_{mus}$ 波形进行比较。

[0031] 图4是示出在阻塞时段期间当 $P_{mus}$ 的多项式模型被拟合气道压力测量值时在阻塞时段期间可能引入的误差的图。

[0032] 图5图示了根据本文描述的一个或多个方面的便于使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的系统。

[0033] 图6示出了一种用于 $P_{0.1}$ 策略的自动化软件来促进连接到通气机的患者中的呼吸功(WOB)的估计的系统。

[0034] 图7示出了一种用于 $P_{0.1}$ 策略的自动化软件来促进连接到通气机的患者中的呼吸功(WOB)和呼吸功率(POB)的估计的系统,其中,通气机以比例辅助通气(PAV)模式运行。

## 具体实施方式

[0035] 估计呼吸系统参数(阻力R和顺应性C)和患者吸气努力(呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ )的需要医学界是众所周知的。为了克服本领域中的上述问题,本文描述的系统和方法涉及利用具有预定持续时间(例如,小于150ms等)的气道阻塞压力策略的非侵入式估计R、C和 $P_{mus}$ 的替代方法( $P_{0.1}$ )以避免同时估计方法的固有困难。所描述的方法尤其涉及以下步骤:1)在

第一步中,一检测到零流量条件,就在呼气结束时阻塞患者的气道;阻塞被保持第一预定时间段(例如,100ms),并且在这些100ms期间的气道压力波形被用于估计 $P_{\text{mus}}(t)$ 的多项式模型的系数;2)一旦阻塞被释放,估计的 $P_{\text{mus}}(t)$ 曲线被延长(在时间上)第二预定时间段(例如,另外100ms)并且气道压力和流量波形与延长的 $P_{\text{mus}}$ 概况一起被使用来通过标准最小二乘法使用运动方程来估计R和C;3)估计的R和C结合气道压力和流量波形被使用,以基于标准运动方程在第三预定时间段(例如,在呼吸的剩余部分中)重建 $P_{\text{mus}}$ 概况。 $P_{0.1}$ 策略可以以可变或固定的速率(例如,每X次呼吸)间歇地重复,而在先前策略期间估计的R和C的值仍可用于计算每个相续 $P_{0.1}$ 策略之间的 $P_{\text{mus}}$ 的估计。这还允许在逐个呼吸的基础上从估计的 $P_{\text{mus}}$ 概况来计算WOB(或呼吸功率(POB))。在一个实施例中,要求保护的系统和方法用于医院和家庭通气机中,用于实时患者监测、通气优化和闭环控制。

[0036] 本文描述的系统和方法克服了传统方法的上述限制;不需要食道气囊;明确考虑了 $P_{\text{mus}}$ 的存在;并且在策略期间不需要改变通气模式,因此得到的R和C估计仍然与当前的通气操作条件相关。此外,与EIP不同, $P_{0.1}$ 策略不会改变患者的自然呼吸模式。与其他传统方法不同,即使通气机在 $P_{\text{mus}}$ 返回到零基线值之前循环完, $P_{0.1}$ 仍然可靠。

[0037] 所描述的系统和方法有助于在接受机械通气并能够自发呼吸的患者中进行R、C和 $P_{\text{mus}}$ 的非侵入式估计。R、C和 $P_{\text{mus}}$ 估计值可用于实时患者监测、通气优化和闭环控制。所描述的系统和方法可以实现为在通气机、麻醉机或患者监测产品(包括远程患者监测器,例如eICU)上运行的软件或固件的一部分。所描述的系统和方法通过提高估计的R、C和 $P_{\text{mus}}$ 值的准确度来改善通气机功能。

[0038] 图1是示出根据本文描述的一个或多个方面的使用 $P_{0.1}$ 策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的方法的流程图。该方法便于在逐个呼吸的基础上根据气道压力和流量测量结果来执行R、C和 $P_{\text{mus}}(t)$ 的非侵入式估计。在10处,例如通过感测来自设置在患者管路中的通气机管路压力和流量传感器的特征压力曲线和流动曲线来检测患者吸气开始。在12处,通过使用阻塞器设备(例如设置在通向患者的通气机气流路径中的阀或翻板并在软件的控制下用于自动操作),将患者的气道阻塞第一预定时间段。第一预定时间段可以是任何合适的时间段(例如,小于约150ms等)。在本文档的其余部分中,将讨论100ms的预定时间段,但不应被解释为限制意义。在14处,估计气道阻塞期间的初始吸气 $P_{\text{mus}}$ 概况。在16处,在阻塞时段之后,基于在第二预定时间段期间生成的扩展 $P_{\text{mus}}$ 概况来估计R和C。第二预定时间段可以是任何合适的时间段(例如,小于大约150ms等),并且不需要等于第一预定时间段的持续时间。在18处,使用在第二预定时间段之后的第三预定时间段期间(例如,在呼吸的剩余部分期间)收集的数据来估计 $P_{\text{mus}}$ 。

[0039] 当在14处在气道阻塞期间执行初始吸气 $P_{\text{mus}}$ 概况的估计时,一旦检测到患者的吸气努力(在10处),就在呼气结束时阻塞患者的气道(在12处)。然后将阻塞保持例如100ms,在此期间患者实质上试图抵抗闭合的气道吸气。在一个实施例中, $P_{0.1}$ 策略是软件自动化的。在阻塞期间,由于在测量气道压力的点与患者的肺之间没有气流,因此在气道处测量到压力的负偏差( $P_{\text{aw}}$ )并且基本上反映了患者呼吸肌所产生的 $P_{\text{mus}}$ (气体减压可以忽略不计),使得:

[0040]  $P_{\text{aw}}(t) = P_{\text{mus}}(t)$  对于  $0 \leq t \leq 100\text{ms}$

[0041] 阻塞的小持续时间(例如,小于150ms)确保患者的自然呼吸 $P_{\text{mus}}$ 输出不受阻塞的应

用的影响。因此,可以将 $P_{mus}$ 的多项式模型拟合到100ms阻塞期间的气道压力测量结果,并通过标准最小二乘法 (LS) 技术来估计初始吸气 $P_{mus}$ 概况。例如,可以假设二阶多项式 $P_{mus}$ 模型并且然后可以如下所示地估计其未知系数:

$$[0042] \quad P_{mus}(t) = a_1 + a_2 \cdot t + a_3 \cdot t^2 \quad \text{对于 } 0 \leq t \leq 100\text{ms}$$

$$[0043] \quad Y = \begin{bmatrix} P_{aw}(t_1) \\ P_{aw}(t_2) \\ \vdots \\ P_{aw}(t_k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & t_1 & t_1^2 \\ 1 & t_2 & t_2^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & t_k & t_k^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix} = X \cdot \theta$$

$$[0044] \quad \hat{\theta} = [X^T X]^{-1} X^T Y$$

[0045] 其中, $\theta$ 是未知参数 $[a_1 \ a_2 \ a_3]$ 的向量(即多项式 $P_{mus}$ 模型的系数), $Y$ 是包含气道压力测量值的向量, $k$ 是在100ms阻塞期间收集的样本总数 $t_1$ ,并且 $t_2 \dots t_k$ 是气道压力信号采样的时间(即, $t_1=0, t_2=T, t_3=2T, \dots t_k=(k-1)T$ ,其中, $T$ 为采样周期)。

[0046] 当在16处基于100ms扩展 $P_{mus}$ 概况来估计阻塞后的 $R$ 和 $C$ 时,在100ms阻塞期后,气道被释放,并且气流在由患者自己的 $P_{mus}$ 驱动和通气机的贡献两者建立的压力梯度下流向肺部。在这样的条件下,基于简单的运动方程,可能难以同时根据流量和压力测量来估计 $R$ 、 $C$ 和 $P_{mus}$ ,因为潜在的LS问题是未定的。然而,假设在非常短的时间段(例如,100ms)中, $P_{mus}$ 的分布与在先前的100ms阻塞期期间估计的分布相比保持不变是合理的。因此,可以基于先前估计的多项式系数来扩展 $P_{mus}$ 概况,并且在阻塞时段获得该额外的100ms期间的 $P_{mus}$ 的估计,使得:

$$[0047] \quad \hat{P}_{mus}(t) = a_1 + a_2 \cdot t + a_3 \cdot t^2 \quad \text{对于 } 100 \text{ ms} \leq t \leq 200 \text{ ms}$$

[0048] 扩展的 $P_{mus}(t)$ 曲线可以与气道压力和流量波形一起使用,通过LS方法使用运动方程来估计 $R$ 和 $C$ ,使得:

[0049]

$$P_{aw}(t) - \hat{P}_{mus}(t) = \hat{R} \cdot \dot{V}(t) + \hat{E} \cdot V(t) + P_0 \quad \text{对于 } 100 \text{ ms} \leq t \leq 200 \text{ ms}$$

$$[0050] \quad \bar{Y} = \begin{bmatrix} P_{aw}(t_{k+1}) - \hat{P}_{mus}(t_{k+1}) \\ P_{aw}(t_{k+2}) - \hat{P}_{mus}(t_{k+2}) \\ \vdots \\ P_{aw}(t_{k+K}) - \hat{P}_{mus}(t_{k+K}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{V}(t_{k+1}) & V(t_{k+1}) & 1 \\ \dot{V}(t_{k+2}) & V(t_{k+2}) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \dot{V}(t_{k+K}) & V(t_{k+K}) & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ E \\ P_0 \end{bmatrix} = \bar{X} \cdot \bar{\theta}$$

$$[0051] \quad \hat{\bar{\theta}} = [\bar{X}^T \bar{X}]^{-1} \bar{X}^T \bar{Y}$$

[0052] 其中,  $P_{aw}(t)$  是在气道开口处测量的压力,  $\dot{V}(t)$  是进出患者呼吸系统的空气流量 (再次, 在气道开口处测量),  $V(t)$  是递送给患者的净空气量 (通过将流量信号对时间积分来测量),  $E$  是弹性 (顺应性  $C$  的倒数),  $P_0$  是恒定项, 用于考虑呼气结束时的压力 (需要平衡等式, 但对其本身并不感兴趣),  $\bar{\theta}$  是未知参数的向量  $[R \ E \ P_0]$ ,  $K$  是在阻塞后 100ms 期间收集的样本数量, 并且  $t_{k+1}, t_{k+2}, \dots, t_{k+K}$  是对气道压力和流量信号采样的时间 (在阻塞后 100ms 内)。

[0053] 当在 18 处估计呼吸的剩余部分估计  $P_{mus}$  时, 在前一步骤中计算的  $R$  和  $C$  的值与气道压力和流量波形结合使用以基于标准运动方程计算遍及呼吸的剩余部分的  $P_{mus}$  的估计, 使得:

[0054]

$$\hat{P}_{mus}(t) = P_{aw}(t) - \hat{R} \cdot \dot{V}(t) - \hat{E} \cdot V(t) - P_0 \quad \text{对于 } 200 \text{ ms} \leq t \leq t_{\text{结束}} \quad (2)$$

[0055] 其中,  $t_{\text{结束}}$  是上一个可用的时间样本 (呼吸结束时的时间)。

[0056] 虽然已经关于特定实施例描述了在此讨论的系统和方法, 但是应该理解, 所述系统和方法不限于所公开的实施例和示例。相反, 所描述的系统和方法旨在涵盖包括在所描述的算法的精神和范围内的各种修改和等价布置。例如: 在图 1 的步骤 14 中使用的多项式  $P_{mus}$  模型的度 (阻塞时段) 可以不同于 2。例如, 也可以使用一阶多项式模型 (即, 线)。

[0057] 在另一个实施例中, 步骤 16 (阻塞后时段) 的持续时间不限于 100ms。短的持续时间对于从步骤 14 到步骤 16 的未改变的  $P_{mus}$  概况的假设尽可能有效是有用的。事实上, 在气道阻塞释放后由通气机提供的加压开始可以通过机械反射 (例如 Hering-Breuer 反射) 引起患者自身  $P_{mus}$  驱动的变化。然而, 这种反射的激活及其对  $P_{mus}$  的影响的表现可能在大于 100ms 的时间尺度上发生。另一方面, 步骤 16 的持续时间太短可能在测量中引起可能损害 LS 过程的噪声并导致偏置的  $R$  和  $C$  估计。

[0058] 最终的估计  $P_{mus}$  概况不一定需要通过连接分别在步骤 14, 16 和 18 期间的获得的三个  $P_{mus}$  来构建。根据一个实施例, 来自步骤 16 的  $R$  和  $E$  的值 (基本上是  $C$  的倒数) 用于根据下式来计算整个呼吸的估计  $P_{mus}$  概况:

[0059]

$$\hat{P}_{mus}(t) = P_{aw}(t) - \hat{R} \cdot \dot{V}(t) - \hat{E} \cdot V(t) - P_0 \quad \text{对于 } 0 \leq t \leq t_{\text{end}} \quad (3)$$

[0060] 图 2 图示的曲线图 30 总结了图 1 的方法的步骤 14、16 和 18。已经使用肺的体外水力模型生成了本文描述的估计算法的示例性结果。体外模型由刚性容器组成, 其中放置弹性球囊。球囊的特征在于具有特定的弹性值, 并且其行为在特定的压力值范围内近似为线性。该系统通过线性电阻器连接到机械通气机 (例如, Esprit, Philips-Respironics)。通过自动真空和压缩空气系统人工控制容器内和气囊外部的压力。因此, 可以在气球外部产生特定的标称  $P_{mus}$  概况。然后在压力控制模式下操作通气机 (注意, 可以选择任何其他合适的模式) 并且通过嵌入通气机中的自动软件来执行  $P_{0.1}$  策略。通过放置在通气机和体外肺模型之间的 Y 连接处的专用传感器来收集压力和流量测量结果。

[0061] 图 3 示出了来自图 1 的方法在一个示例性呼吸上的示例性结果 40, 其中, 将估计的  $P_{mus}$  概况与在血管内测量的金标准  $P_{mus}$  波形进行比较。在该示例中, 两个波形之间的一致性

水平是可接受的 ( $RMSE=0.7297$ )，但是可以观察到特定程度的误差。此外，算法提供的R和E估计值 ( $\hat{R} = 24.85$ ,  $\hat{E} = 56.84$ ) 非常接近使用金标准  $P_{mus}$  波形通过LS计算的相应的金标准值 ( $R_{gs}=22.35$ ,  $E_{gs}=54.11$ )。

[0062]  $P_{mus}$ 、R和E估计值与相应的金标准值之间的小误差可以部分归因于阻塞期间存在非零流量 (参见图3中的虚线箭头)。该非零流量主要是由于当吸气阀和呼气阀都关闭时系统内所含空气的减压。实际上，由于阻塞期间的非零流量，公式 (1) 不再有效：

[0063]  $P_{aw}(t) \neq P_{mus}(t)$  对于  $0 \leq t \leq 100ms$

[0064] 因此，当  $P_{mus}$  的多项式模型拟合到阻塞期间的气道压力测量结果时，可能引入误差，如图4的曲线图50所示。可以通过减小管路的长度来减轻该误差，从而减小阻塞期间非零流量的大小。

[0065] 图5图示了根据本文描述的一个或多个方面的便于使用  $P_{0.1}$  策略来估计呼吸肌压力和呼吸力学的系统60。根据图5的实施例，患者62被连接到通气机64，通气机64具有患者管路中的一个或多个压力传感器63和一个或多个流量传感器65，其分别感测患者管路中的特征压力分布和流量分布。通气机被装备有被配置为自动执行  $P_{0.1}$  策略的软件和/或硬件。气道压力和流量信号是实时测量的；例如，可以通过流量信号的数值积分来计算体积。该系统还包括估计模块66，估计模块66包括呼吸分割算法或模块68，其用于隔离当前呼吸，从气道被阻塞的时刻开始 (例如，在患者的吸气活动开始时) 到呼气完成的时刻结束。为此，使用来自通气机的特定标志 (例如，吸气开始 (SOI)，呼气开始 (SOE) 等)。这些标志包含吸气和呼气阀打开和关闭的时间戳。呼吸分割算法还将来自当前呼吸的气流和压力数据划分为与图2中识别的3个区域相关的3个不同子集，例如：1) 100ms阻塞区域；2) 100ms阻塞后区域；3) 呼吸的剩余部分。来自3个分段呼吸区域的流量和压力数据被提供作为3个估计例程或模块的输入，包括  $P_{mus}$  概况估计例程或模块70，R和C估计例程或模块72，以及用于在呼吸的剩余部分中估计  $P_{mus}$  的  $P_{mus}$  剩余呼吸 (ROB) 例程或模块74。每个例程顺序地执行图1的3个前述的估计步骤14、16、18之一。一旦执行了三个步骤，就可以通过连接在每个步骤14、16和18期间计算的3条  $P_{mus}(t)$  曲线来计算整个呼吸的  $P_{mus}(t)$  的估计。最后，通过算法估计的R、C和  $P_{mus}(t)$  作为输出提供。这些可以直接显示在通气机屏幕上，也可以显示在单独的患者监视器上。

[0066] 图5的实施例中所示的估计算法66可以在通气机处理器上或在单独的患者监视器上运行。另外，估计算法66可以逐个呼吸地连续运行，并且可以在每次呼吸时执行  $P_{0.1}$  策略。这允许逐个呼吸地更新估计的R和C并跟踪患者的呼吸力学从一次呼吸到下一次呼吸的潜在变化。替代地，可以间歇地执行  $P_{0.1}$  策略 (例如，在每X次呼吸时，其中，X是整数)，而来自最新的R和C估计过程的值在下次后续呼吸中被假定为有效并且用于基于运动方程计算对  $P_{mus}(t)$  的估计 (如公式2所示)，直到执行新的  $P_{0.1}$  策略。

[0067] 该系统还包括执行计算机可执行指令的处理器76，以及存储计算机可执行指令的存储器78，用于执行本文描述的各种功能和/或方法。存储器78可以是其上存储有控制程序的计算机可读介质，例如盘片、硬盘驱动器等。计算机可读介质的常见形式包括例如软盘、柔性盘、硬盘、磁带或任何其他磁性存储介质、CD-ROM、DVD或任何其他光学介质、RAM、ROM、PROM、EPROM、FLASH-EPROM、及其变型、其他存储器芯片或卡盘 (cartridge)、或处理器76能够从其读取或运行的任何其他有形介质。在该背景下，所描述的系统可以被实现在或实现为一个或多个通用计算机、(一个或多个) 专用计算机、经编程的微处理器或微控制器和外

围集成电路元件、ASIC或其他集成电路、数字信号处理器、诸如离散元件电路的硬连线电子或逻辑电路、诸如PLD、PLA、FPGA、图形处理单元(GPU)或PAL的可编程逻辑设备等。

[0068] 图6示出了有助于估计患者62中的呼吸功(WOB)的系统90,该患者62连接到具有一个或多个压力传感器63和一个或多个流量传感器65并且配备有用于 $P_{0.1}$ 策略的自动化软件的通气机64。来自估计算法66的 $P_{mus}$ 输出用于WOB估计步骤92,以通过在当前呼吸的吸气阶段上对 $P_{mus}(t)$ 与 $\dot{V}(t)$ 之间的乘积进行积分来计算呼吸功(WOB)的估计。根据计算的WOB,呼吸功率(POB)也可以通过在一分钟上将WOB加和来实现。估计的WOB/POB最终可以显示在通气机屏幕上或由通气机内部地用作闭环控制器的输入。所述系统还包括执行计算机可执行指令的处理器76,以及存储计算机可执行指令的存储器78,所述计算机可执行指令用于执行图6的各种模块、算法、例程等。

[0069] 图7示出了一种用于 $P_{0.1}$ 策略的自动化软件来促进连接到通气机64的患者62中的呼吸功(WOB)和呼吸功率(POB)的估计的系统100,其中,通气机以比例辅助通气(PAV)模式运行。所述通气机还包括患者管路中的一个或多个压力传感器63和一个或多个流量传感器65,其分别感测患者管路中的特征压力曲线和流量曲线。由算法66估计的R和C值可用于计算与 $P_{mus}$ 成比例的期望气道压力信号并且以PAV模式驱动机械通气机。所述系统还包括执行计算机可执行指令的处理器76,以及存储计算机可执行指令的存储器78,所述计算机可执行指令用于执行图6的各种模块、算法、例程等。

[0070] 参考若干实施例描述了本创新。本领域技术人员通过阅读和理解前述的详细描述,可以进行各种修改和变型。应当将本创新解释为包括所有这样的修改和变更,只要它们落在权利要求或其等价方案的范围之内。

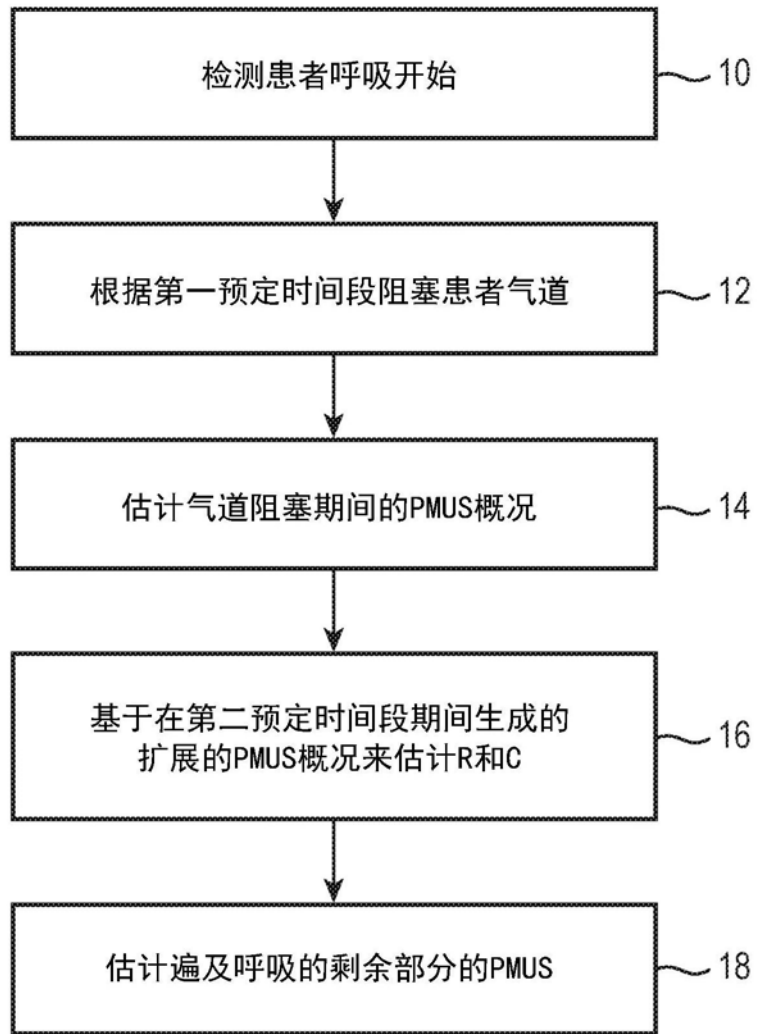


图1

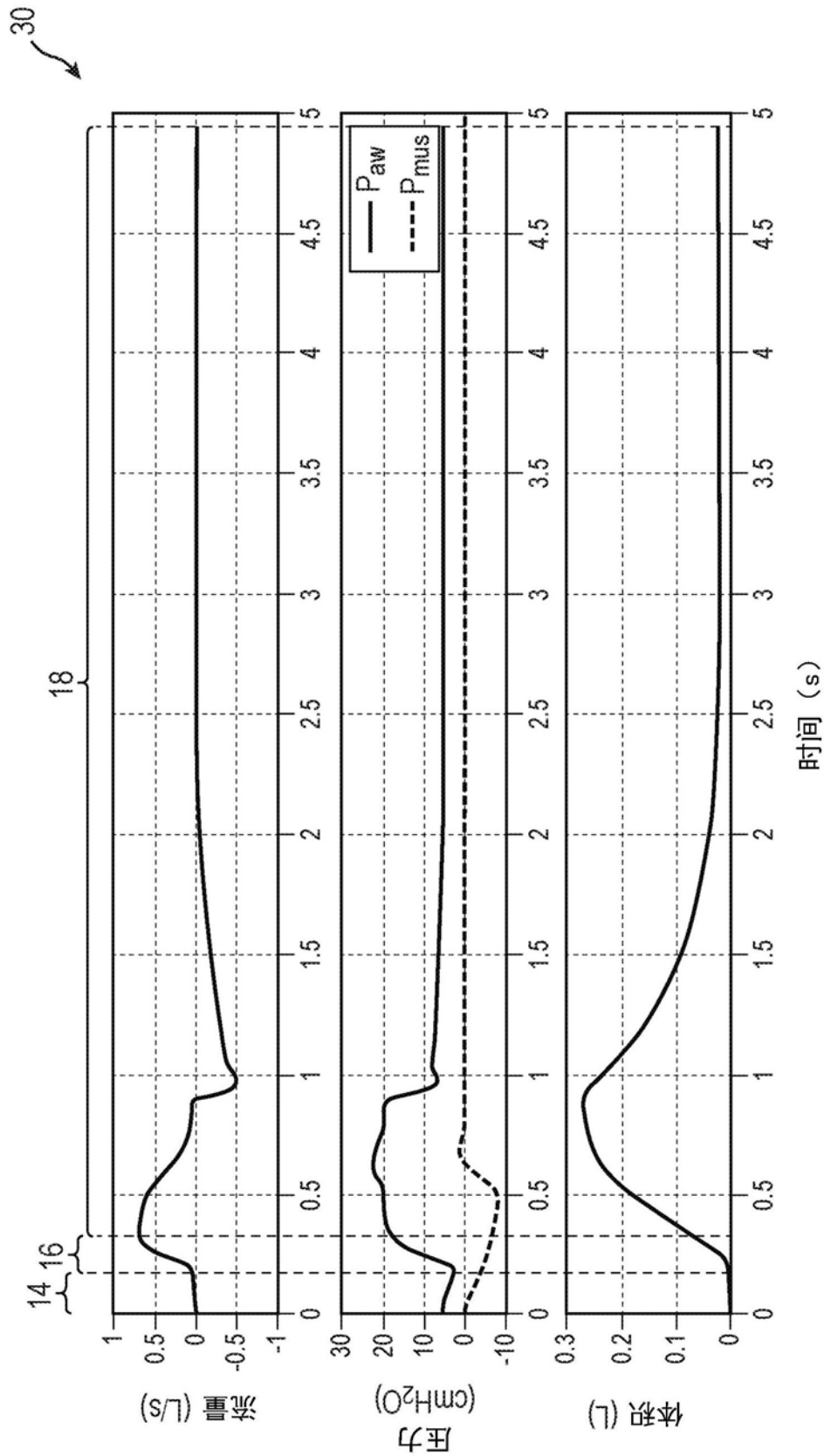


图2

40

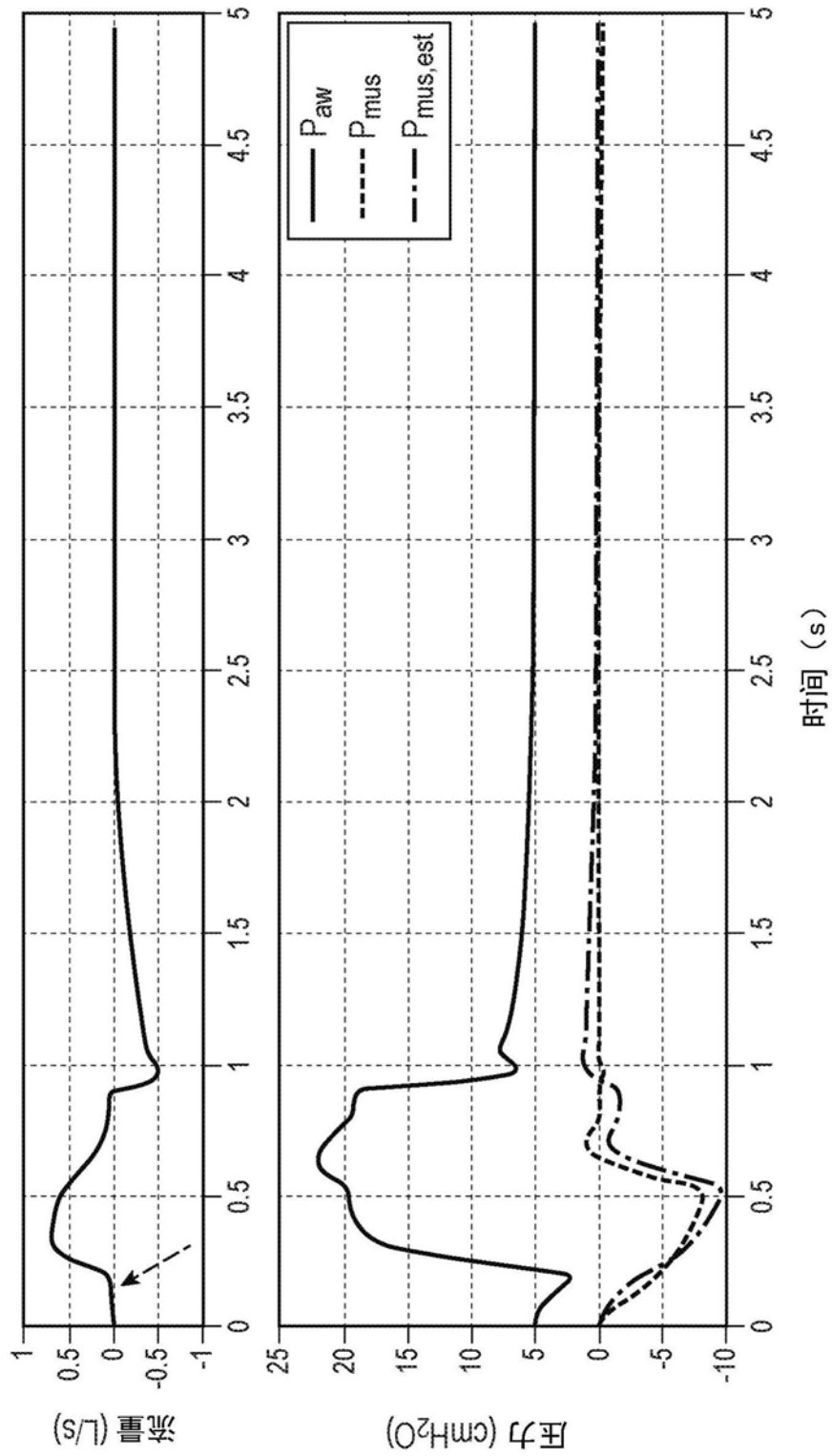


图3

50

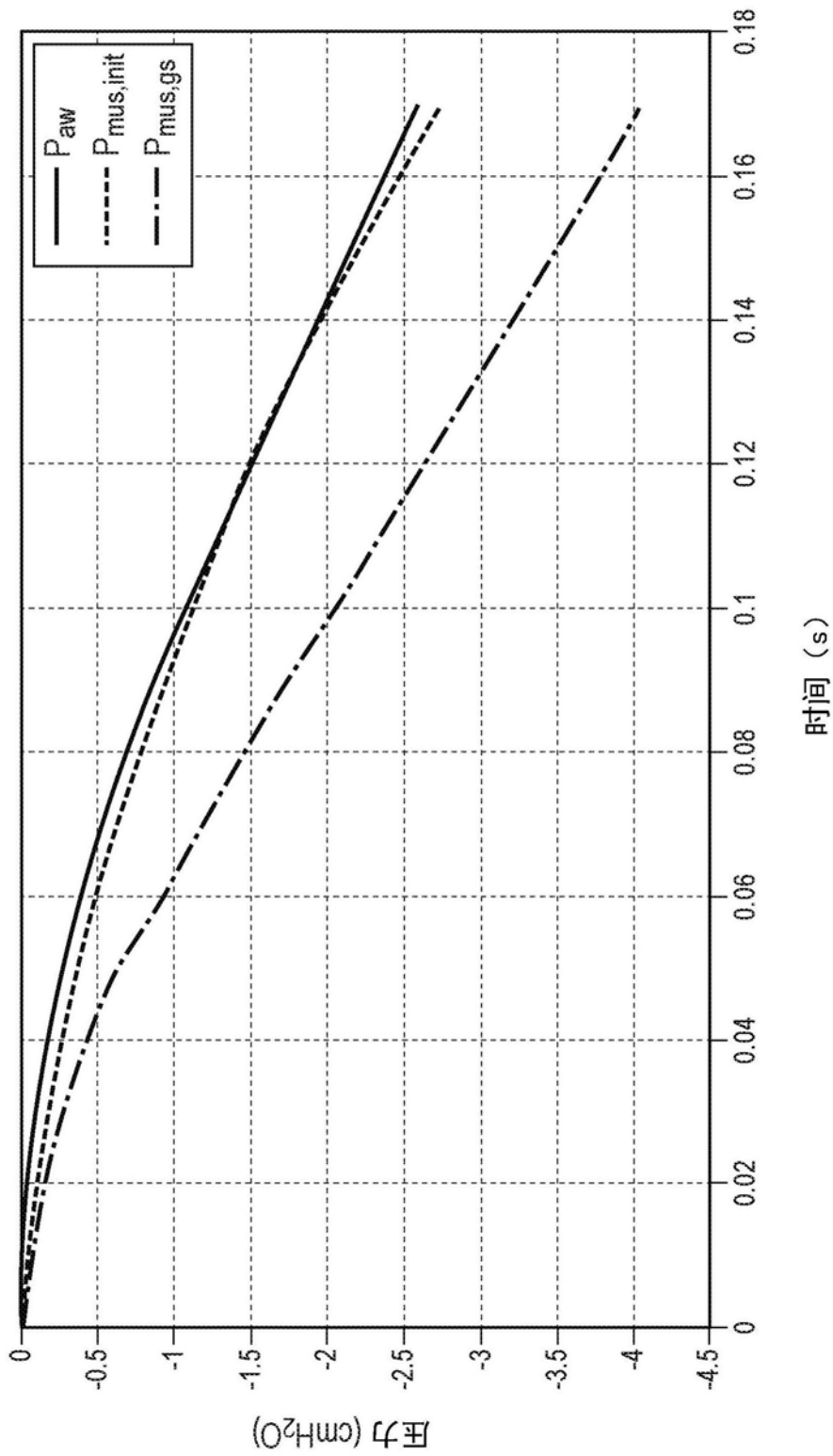


图4

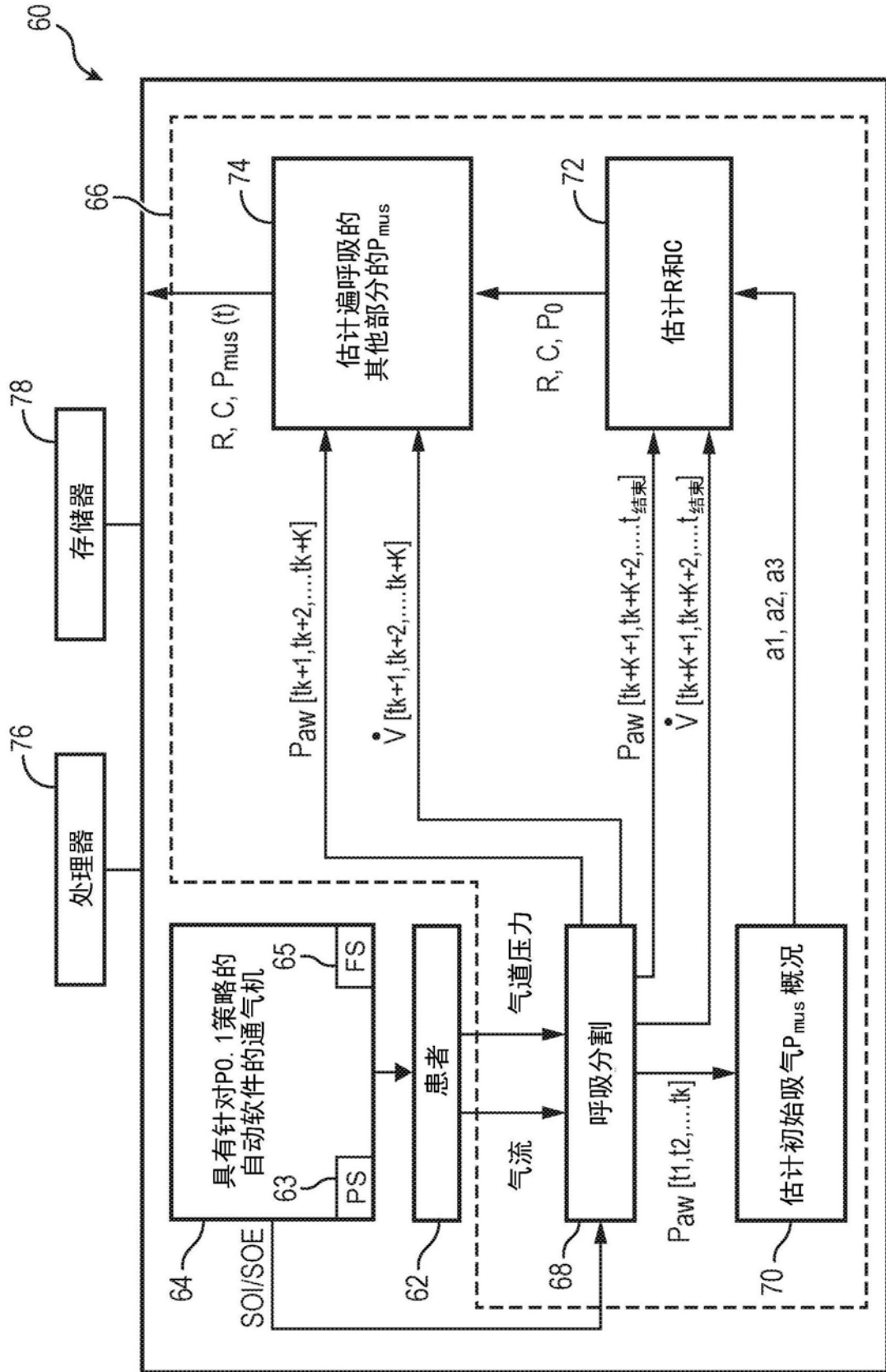


图5

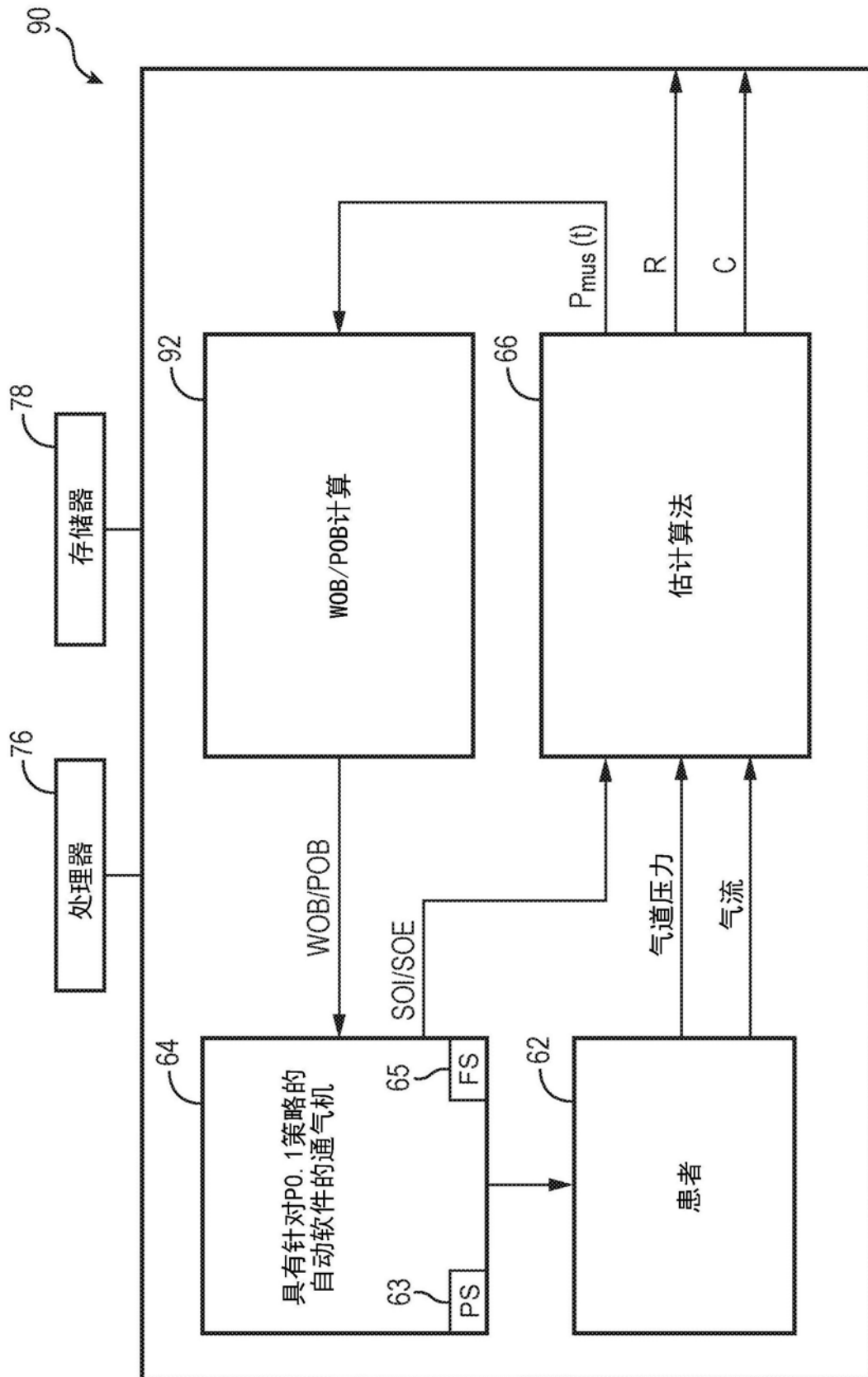


图6

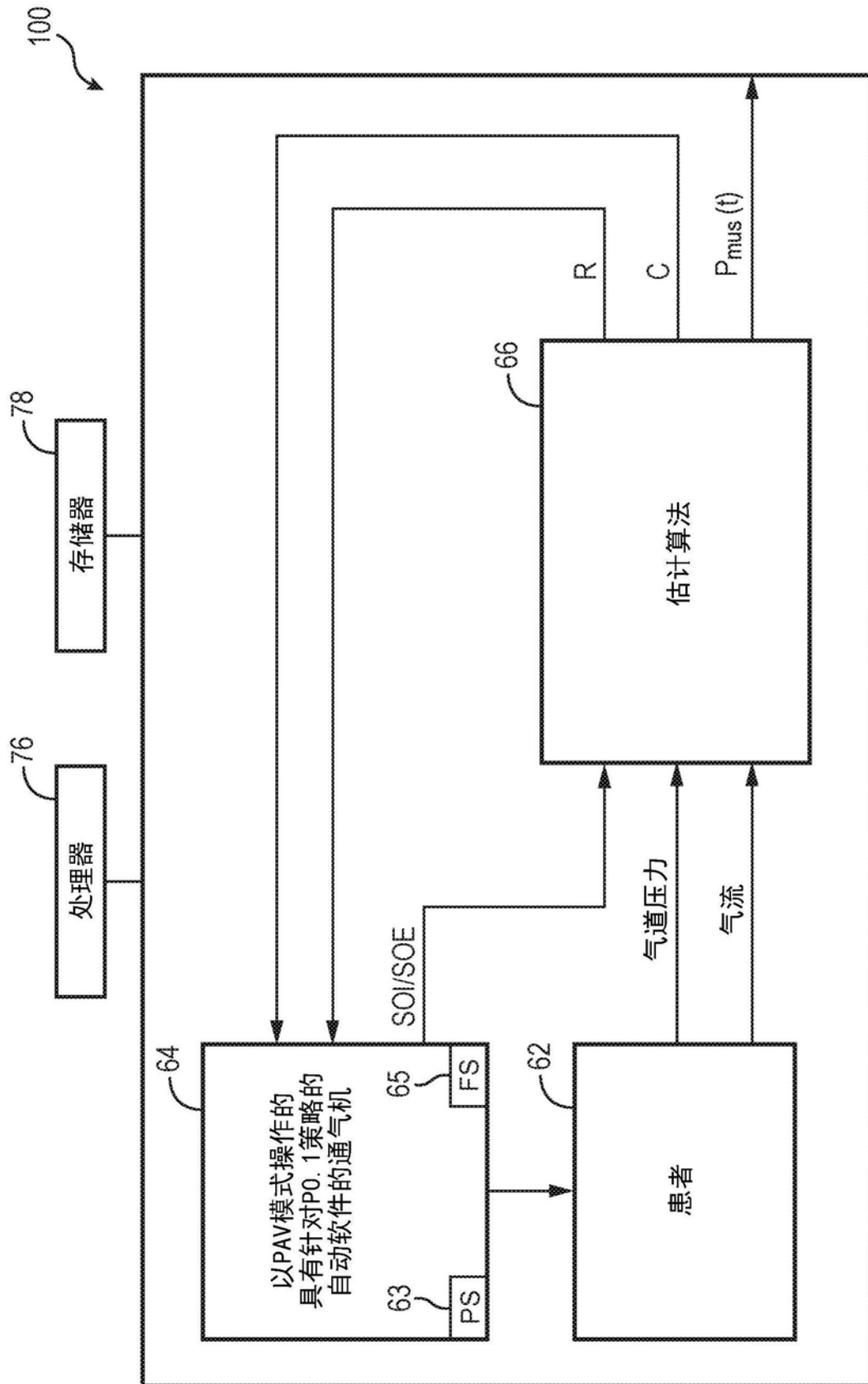


图7

专利名称(译)	使用P0.1策略来估算呼吸肌压力和呼吸力学的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109906054A</a>	公开(公告)日	2019-06-18
申请号	CN201780066739.4	申请日	2017-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	A阿尔巴内塞 R 布伊扎 F 比卡里奥		
发明人	A·阿尔巴内塞 R·布伊扎 F·比卡里奥		
IPC分类号	A61B5/085 A61B5/03 A61M16/00 A61B5/087 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/03 A61B5/085 A61B5/087 A61B5/4836 A61M16/00 A61M16/0866 A61M2230/46 A61M16/022 A61M2016/0015 A61M2016/0039		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/412927 2016-10-26 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

当使用P0.1策略估计呼吸肌压力和呼吸力学时，检测针对连接到通气机(64)的患者的患者吸气开始，并且患者的气道在第一预定时间段中被阻塞。在所述气道阻塞期间估计第一呼吸肌压力(Pmus)概况。然后在第二预定时间段期间估计产生的阻力(R)值和顺应性(C)值和第二Pmus概况。在第三预定时间段期间估计第三Pmus概况，所述第三预定时间段从第二预定时间段结束直到吸气结束。通过连接所述第一Pmus概况、所述第二Pmus概况和所述第三Pmus概况来估计整个呼吸的Pmus(t)，并且在显示器上输出估计的R值和C值以及估计的Pmus概况。

