



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109803708 B

(45) 授权公告日 2022. 03. 01

(21) 申请号 201780061941.8

(22) 申请日 2017.09.25

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109803708 A

(43) 申请公布日 2019.05.24

(30) 优先权数据  
62/405,405 2016.10.07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.04.04

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2017/074154 2017.09.25

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02018/065246 EN 2018.04.12

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·J·伊萨萨

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.  
A61M 16/10 (2006.01)

审查员 胡楠

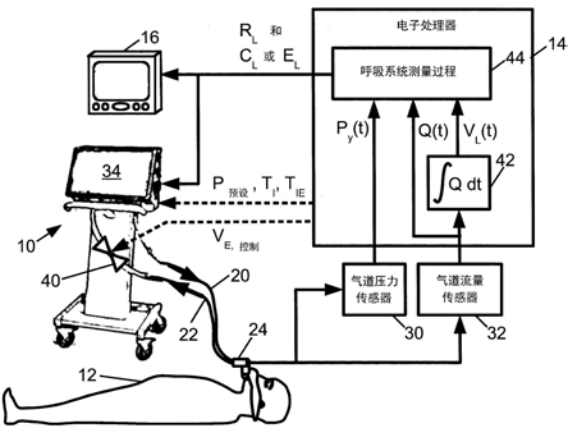
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

呼吸设备和通气机设备

(57) 摘要

机械通气机(10)由电子处理器(14)控制以在由气道压力传感器(30)和气道流量传感器(32)监测的同时使用压力控制通气模式向患者(12)提供呼吸支持。所述电子处理器还控制所述通气机以执行呼吸系统测量过程(44),所述呼吸系统测量过程包括:控制所述通气机以在延长的吸气呼吸间隔内以预设压力( $P_{\text{预设}}$ )提供压力控制的呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔超过生理吸气结束而延长了延长时间间隔( $T_{\text{IE}}$ );至少在所述延长时间间隔期间控制呼出阀(40)以将气道压力维持在所述预设压力( $P_{\text{预设}}$ )处;根据在所述延长的吸气呼吸间隔期间采集的气道压力测量值和气道流量测量值来确定肺顺应性或弹性。



1. 一种呼吸设备,包括:

气道压力传感器(30);

气道流量传感器(32);以及

电子处理器(14),其被编程为控制机械通气机(10)以使用压力控制通气模式提供呼吸支持并执行呼吸系统测量过程(44),所述呼吸系统测量过程包括:

控制所述机械通气机以在延长的吸气呼吸间隔内以预设压力提供压力控制的呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔超过由气道流量的过零点指示的吸气结束而延长了延长时间间隔;

至少在所述延长时间间隔期间控制呼出阀(40)以将由所述气道压力传感器估计的气道压力维持在所述预设压力处;

在所述延长的吸气呼吸间隔期间,从所述气道压力传感器采集气道压力测量值并从所述气道流量传感器采集气道流量测量值;并且

根据在所述延长的吸气呼吸间隔期间采集的气道压力测量值和气道流量测量值来确定肺顺应性或弹性。

2. 根据权利要求1所述的呼吸设备,其中,确定肺顺应性或弹性包括:

将吸入结束(eoi)气道压力确定为在延长的吸气时间段内所述气道流量估计值最后一次为零时的吸入结束测量时间时采集的气道压力估计值;

将吸入开始(boi)气道压力确定为在所述延长的吸气呼吸间隔开始时的吸入开始测量时间时采集的气道压力估计值;并且

根据以下比率来确定所述肺顺应性或弹性:

由所述压力控制的呼吸产生的并且被计算为所述气道流量估计值的时间积分的肺容量的变化,以及

所述吸入结束气道压力与所述吸入开始气道压力之间的差异。

3. 根据权利要求2所述的呼吸设备,其中,由所述压力控制的呼吸产生的肺容量的所述变化被计算为在所述吸入开始测量时间与所述吸入结束测量时间之间的所述气道流量估计值的时间积分。

4. 根据权利要求2-3中的任一项所述的呼吸设备,其中,确定肺顺应性或弹性包括根据下式来确定肺顺应性 $C_L$ :

$$C_L = \frac{\Delta V_L}{P_{eoi} - P_{boi}}$$

或者根据下式来确定肺弹性 $E_L$ :

$$E_L = \frac{P_{eoi} - P_{boi}}{\Delta V_L}$$

其中, $P_{eoi}$ 是所述吸入结束气道压力, $P_{boi}$ 是所述吸入开始气道压力,并且 $\Delta V_L$ 且是由所述压力控制的呼吸产生的肺容量的变化。

5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸设备,其中,所述呼吸系统测量过程还包括:

在所述延长的吸气呼吸间隔之后,从所述气道压力传感器采集气道压力估计值并从所述气道流量传感器采集气道流量估计值;并且

使用所确定的肺顺应性或弹性以及在所述延长的吸气呼吸间隔之后采集的所述气道压力估计值和所述气道流量估计值来确定肺阻力。

6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸设备,其中,控制呼出阀包括:

在所述延长的吸气呼吸间隔内控制所述呼出阀,以防止由所述气道压力传感器估计的所述气道压力升高到所述预设压力以上。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸设备,其中,所述呼吸系统测量过程还包括:

将吸气呼吸间隔确定为在规定次数的呼吸中求平均的检测到的呼吸吸入时间段;并且将所述延长的吸气呼吸间隔设定为所确定的吸气呼吸间隔加上所述延长时间间隔。

8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸设备,其中,所述延长时间间隔是根据在吸气结束之后采集的所述气道流量估计值确定的患者特异的延长时间间隔。

9. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸设备,其中,所述电子处理器(14)被编程为控制所述机械通气机(10)使用压力控制通气模式提供呼吸支持,所述压力控制通气模式选自包括以下项的组:压力支持通气(PSV),以及压力控制通气(PCV)。

10. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸设备,还包括:

显示器(34),其中,所述电子处理器(14)还被编程为在所述显示器上呈现以下中的至少一项:

所确定的肺顺应性或弹性,以及  
根据所确定的肺顺应性或弹性计算的值。

11. 一种通气机设备,包括:

机械通气机(10);

气道压力传感器(30);

气道流量传感器(32);以及

电子处理器(14),其被编程为控制所述机械通气机以提供呼吸支持并执行呼吸系统测量过程,所述呼吸支持包括在吸入期间施加预设压力,所述呼吸系统测量过程包括:

控制所述机械通气机以在延长的吸气呼吸间隔内以所述预设压力提供压力控制的呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔超过生理吸气结束而延长了延长时间间隔;

在所述延长的吸气呼吸间隔期间控制呼出阀(40)以将由所述气道压力传感器估计的气道压力维持在所述预设压力处;

使用所述气道压力传感器在所述气道流量估计值为零时测量吸入结束(eoi)气道压力;

使用所述气道压力传感器在所述延长的吸气呼吸间隔开始时测量吸入开始(boi)气道压力;并且

基于(i)由所述压力控制的呼吸产生的并且被计算为由所述气道流量传感器得到的气道流量估计值的时间积分的肺容量的变化以及(ii)所述吸入结束气道压力与所述吸入开始气道压力之间的差异来确定肺顺应性或弹性。

12. 根据权利要求11所述的通气机设备,其中,由所述压力控制的呼吸产生的肺容量的所述变化被计算为在吸入开始测量时间与吸入结束测量时间之间的所述气道流量估计值的时间积分。

13. 根据权利要求11-12中的任一项所述的通气机设备, 其中, 确定肺顺应性或弹性包括根据下式来确定肺顺应性 $C_L$ :

$$C_L = \frac{\Delta V_L}{P_{\text{eoi}} - P_{\text{boi}}}$$

或者根据下式来确定肺弹性 $E_L$ :

$$E_L = \frac{P_{\text{eoi}} - P_{\text{boi}}}{\Delta V_L}$$

其中,  $P_{\text{eoi}}$  是所述吸入结束气道压力,  $P_{\text{boi}}$  是所述吸入开始气道压力, 并且  $\Delta V_L$  且是由所述压力控制的呼吸产生的肺容量的所述变化。

14. 根据权利要求11-12中的任一项所述的通气机设备, 其中, 所述呼吸系统测量过程还包括:

基于所确定的肺顺应性或弹性以及在所述延长的吸气呼吸间隔之后分别使用所述气道压力传感器和所述气道流量传感器采集的所述气道压力估计值和所述气道流量估计值来确定肺阻力。

15. 根据权利要求11-12中的任一项所述的通气机设备, 其中, 所述延长的吸气呼吸间隔延长了延长时间间隔, 所述延长时间间隔是根据由所述气道流量传感器 (32) 采集的气道流量估计值确定的。

## 呼吸设备和通气机设备

### 技术领域

[0001] 下文总体上涉及呼吸领域、机械通气领域、呼吸监测领域和相关领域。

### 背景技术

[0002] 测量机械通气患者的呼吸参数(包括肺顺应性 $C_L$ (或等效地,肺弹性 $E_L=1/C_L$ )和肺阻力 $R_L$ )可用于多种用途。这些参数值本身能够用作临床诊断数据。例如,肺顺应性的降低能够是急性呼吸窘迫综合征(ARDS)发作的指标。作为另一示例,肺阻力的增加能够指示可能发生分泌物积累。 $C_L$ 和 $R_L$ 的值也是肺运动方程的参数,该方程涉及气道压力 $P_y(t)$ 、肺部空气流量 $Q(t)$ 、肺容量 $V_L(t)$ ( $Q$ 的时间积分),以及由患者的横膈膜和胸部肌肉施加的呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ 。因此,如果测量气道压力和气道流量(在对机械通气患者的标准监测中通常需要),则知道 $R_L$ 和 $C_L$ 允许确定呼吸肌压力并因此确定呼吸功(WoB)或呼吸功率(PoB)。这又能够用于各种目的,例如,诊断呼吸系统的健康状况或校准由机械通气机提供的呼吸支持以限制肌肉疲劳并同时维持治疗有效的呼吸。已知用于估计呼吸参数的各种方法。在所谓的暂停操作中,呼出阀关闭一定时间间隔,使得空气不能离开肺部。这允许肺部压力进行平衡,从而允许评估呼吸参数并同时使肺部的超压最小化。还已知不使用暂停操作的其他方法。

[0003] 下文公开了新的且改进的系统和方法。

### 发明内容

[0004] 在一个公开的方面中,公开了一种呼吸设备,其包括气道压力传感器、气道流量传感器和电子处理器,所述电子处理器被编程为控制机械通气机以使用压力控制通气模式提供呼吸支持并执行呼吸系统测量过程。所述过程包括:控制所述机械通气机以在延长的吸气呼吸间隔内以预设压力提供压力控制的呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔超过由所述气道流量的过零点指示的吸气结束而延长了延长时间间隔;至少在所述延长时间间隔期间控制呼出阀以将由所述气道压力传感器估计的气道压力维持在所述预设压力处;在所述延长的吸气呼吸间隔期间,从所述气道压力传感器采集气道压力估计值并从所述气道流量传感器采集气道流量估计值;并且根据在所述延长的吸气呼吸间隔期间采集的所述气道压力估计值和所述气道流量估计值来确定肺顺应性或弹性。

[0005] 在另一公开的方面中,一种通气机设备包括机械通气机、气道压力传感器、气道流量传感器和电子处理器。所述处理器被编程为控制所述机械通气机以提供呼吸支持并执行呼吸系统测量过程,所述呼吸支持包括在吸入期间施加预设压力,所述呼吸系统测量过程包括:控制所述机械通气机以在延长的吸气呼吸间隔内以所述预设压力提供压力控制的呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔超过吸气结束而延长了延长时间间隔;在所述延长的吸气呼吸间隔期间控制呼出阀以将由所述气道压力传感器估计的气道压力维持在所述预设压力处;使用所述气道压力传感器在所述气道流量估计值为零时测量吸入结束(eoi)气道压力;使用所述气道压力传感器在吸入时间段开始时测量吸入开始(boi)气道压力;

并且基于 (i) 由所述压力控制的呼吸产生的并且被计算为由所述气道流量传感器得到的气道流量估计值的时间积分的肺容量的变化以及 (ii) 所述eoi气道压力与所述boi气道压力之间的差异来确定肺顺应性或弹性。

[0006] 在另一公开的方面中,公开了一种通气机方法。使用机械通气机提供呼吸支持,所述呼吸支持包括在吸入期间施加预设压力。控制所述机械通气机以在延长的吸气呼吸间隔内以所述预设压力提供压力控制的呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔超过吸气结束而延长了延长时间间隔。在所述延长的吸气呼吸间隔期间控制呼出阀以将由所述气道压力传感器估计的气道压力维持在所述预设压力处。使用气道压力传感器在吸气时间段开始时测量吸入开始 (boi) 气道压力并在由气道流量传感器估计的气道流量为零时测量吸入结束 (eoi) 气道压力。将由所述压力控制的呼吸产生的肺容量的变化计算为使用所述气道流量传感器采集的气道流量估计值的时间积分。基于 (i) 由所述压力控制的呼吸产生的肺容量的所述变化以及 (ii) 所述eoi 气道压力与所述boi气道压力之间的差异来确定肺顺应性或弹性。所述计算和所述确定由电子处理器来执行。

[0007] 一个优点在于提供了在模拟治疗压力控制的机械通气 (例如,压力支持通气 (PSV) 或压力控制通气 (PCV)) 的条件下估计呼吸参数。

[0008] 另一优点在于为正在进行呼吸努力的主动患者准确提供这种估计。

[0009] 另一优点在于在提供这种估计的同时抑制或最大程度地减少任何肺部压力过冲。

[0010] 另一优点在于提供了包括考虑肺阻力对气道流量的依赖性的这种估计。

[0011] 给定的实施例可以提供前述优点中的零个、一个、两个、更多个或所有优点,并且/或者可以提供其他优点,本领域普通技术人员在阅读和理解了本公开内容后,上述其他优点将变得明显。

## 附图说明

[0012] 本发明可以采用各种部件和各种部件的布置,以及各个步骤和各个步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不应被解释为对本发明的限制。

[0013] 图1示意性地图示了机械通气设备,该机械通气设备包括机械通气机和电子处理器 (其可以与机械通气机一体化或者与某种其他电子部件一体化),该电子控制器控制机械通气机以执行如本文所公开的呼吸系统测量过程。

[0014] 图2标绘了在使用图1的机械通气设备执行呼吸系统测量过程期间被动患者 (不进行呼吸努力的患者) 的气道压力 $P_y(t)$ 和气流 $Q(t)$ 的模拟结果。

[0015] 图3描绘了在使用图1的机械通气设备执行呼吸系统测量过程期间正在产生所指示的呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ 的呼吸努力的主动患者的气道压力 $P_y(t)$ 和气流 $Q(t)$ 的模拟结果。

## 具体实施方式

[0016] 在测量呼吸参数时采用暂停操作的常规方法具有潜在地测量在人为的高肺部压力下的参数的缺点,因为在呼出阀关闭的时间间隔期间肺部压力可能过冲。(“人为的高”意指肺部压力高于在治疗性机械通气中采用的肺部压力)。由于 $C_L$ 和 $R_L$ 能够取决于肺部压

力,因此测得的 $R_L$ 和 $C_L$ (或 $E_L$ )可能并不能准确表示治疗性机械通气期间的肺部特性。其他呼吸参数测量方法不使用暂停操作,因此不会引入肺部压力过冲。然而,这些方法通常仍会假设患者为被动患者( $P_{mus}=0$ )。

[0017] 压力控制通气模式(例如,压力控制通气(PCV)或压力支持通气(PSV))通常用于为主动呼吸患者提供呼吸辅助。例如,在PSV中,患者的吸入努力通常被检测为气流开始进入肺部,并且作为响应,PSV提供正压以辅助吸入努力。作为示例,在生理条件期间采集在暂停操作期间测量的呼吸参数,该生理条件与PSV期间存在的条件基本不同,使得得到的 $C_L$ 和 $R_L$ 的值对于当前用于对患者进行通气的PSV设置可能是不准确的。

[0018] 参考图1,在机械通气设备的背景下描述了一些改进,该机械通气设备包括向患者12递送治疗性通气的机械通气设备10,以及控制机械通气机10以执行如本文所公开的呼吸系统测量过程的电子处理器14(其可以与机械通气设备10一体化或者与某些其他电子部件(例如,说明性患者监测设备16)一体化)。更具体地,通气机10经由进气软管20和排气软管22与患者12连接。如图所示,经由无创面罩24与患者的呼吸系统连接,或者可以经由有创气管导管(未示出)与患者的呼吸系统连接。提供合适的传感器(包括说明性气道压力传感器30和说明性气道流量传感器32)以监测患者的呼吸。虽然传感器30、32在图1中被示意性示出,但是应当理解,这些传感器30、32可以以各种方式实现,例如,作为与面罩24一体化的部件,或者作为位于机械通气机10的壳体内部的部件,或者作为从外部安装在空气软管20、22上的部件等。传感器30、32可以具有任何实际配置,例如,在线传感器、侧流传感器等。除了说明性传感器30、32之外,也可以提供其他呼吸传感器,例如,二氧化碳描记传感器,并且患者12可以由其他生理传感器(未示出)来监测以例如监测心率、血压、 $SpO_2$ 等。说明性机械通气机10包括显示器34,显示器34通常提供对各种测量结果的显示,例如,使用气道压力传感器30测量的气道压力 $P_y(t)$ ,使用气道流量传感器32测量的气道流量 $Q(t)$ ,以及任选的其他测量参数(脉搏、 $SpO_2$ 、通过二氧化碳描记测量的 $CO_2$ 等)。在说明性示例中,气道压力传感器30位于患者端口(例如,气管导管或呼吸面罩)处,以便直接测量气道压力 $P_y(t)$ ,同样地,气道流量传感器32位于患者端口处以直接测量气道空气流量 $Q(t)$ 。更一般地,气道压力传感器30可以是任何用于估计气道压力 $P_y(t)$ 的传感器,作为另外的说明,例如,气道压力传感器30可以是位于呼吸回路中的其他位置处(即不在患者端口处)的压力传感器,该压力传感器测量能够可靠估计气道压力 $P_y(t)$ 所基于的压力,例如基于患者端口与测量点之间的已知流动阻力来准确估计气道压力 $P_y(t)$ 。同样地,气道流量传感器32可以是任何用于估计气道流量 $Q(t)$ 的传感器,作为另外的说明,例如,气道流量传感器32可以是位于呼吸回路中的其他位置处的流量传感器,该流量传感器测量能够可靠估计气道空气流量 $Q(t)$ 所基于的流量。在下文中,术语“测量”与 $P_y(t)$ 和 $Q(t)$ 结合使用,但是应当理解,更一般地,这些值可以根据其他相关联的量的测量值来估计。这些值可以被显示为数字、趋势线等。显示器34还可以用作用户接口,例如,包括具有触摸屏输入能力或具有辅助用户输入设备(未示出)的用户接口,例如,物理键盘、轨迹球等。作为用户接口,显示器34可以显示信息,例如,由氧气罐的设置控制的吸入氧气分数( $FiO_2$ ),由通气机10递送到患者12的符合选定的通气机模式(例如,压力支持通气(PSV)模式、压力控制通气(PCV)模式或其他基于压力的通气模式)的压力控制的呼吸的预设压力 $P_{预设}$ 。用于监测机械通气和患者12的状态的其他重要信息也可以/备选地被显示在机械通气机10的显示器



34上。

[0019] 对于机械通气机设备而言,通常还提供排气阀40。说明性排气阀40 成一条直线被安装在排气软管22上,但是也可以预想到其他配置,例如,排气阀可以作为部件被安装在机械通气机10的壳体内部,或者可以与面罩 24一体化。通常,在吸入期间,排气阀40关闭以防止呼出(亦即,阻止空气通过排气管线22流出肺部),并且排气阀40在呼出阶段打开以允许呼气(即空气通过排气管线22流出肺部)。

[0020] 说明性患者监测器16是任选的;如果提供的话,它可以提供刚刚描述的显示功能中的一些功能(例如,显示心率、呼吸率、 $SpO_2$ 等),使得用户能够输入各种控制操作等。

[0021] 在一些合适的实施例,电子处理器14是能与辅助部件操作性连接的微处理器或微控制器,这些辅助部件例如为存储能由微处理器或微控制器读取和运行以执行本文描述的功能的指令的只读存储器(ROM)、电子可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪存存储器等,用于提供临时数据存储的随机存取存储器(RAM),用于生成和输出用于控制机械通气机10的控制信号的接口部件,用于读取由传感器30、32输出的测量值的传感器耦合件或输入接口等。如前所述,电子处理器14可以与机械通气机10的壳体一体化并被设置在壳体内部(例如,电子处理器14可以是通风机10的电子器件或电子控制器),或者可以是单独部件(例如,计算机(未示出)或患者监测器16)的处理器。电子处理器14被编程为执行各种功能。如果电子处理器14是机械通气机10的控制器,那么电子处理器14被编程为操作机械通气机10以执行符合压力控制通气模式(例如,PSV或PCV)的治疗性通气并且从传感器30、32接收传感器数据并且在显示器34上显示传感器数据和重要的通气机数据。

[0022] 特别感兴趣的是,电子处理器14被编程为从气道流量传感器32接收或估计气道流量测量值 $Q(t)$ 并且执行用于对气道流量测量值进行时间积分的积分过程来以 $V_L(t) = \int Q(t) dt$ 计算肺容量,其中,t表示时间并且积分是在某个定义的时间段上进行的,例如从吸入开始时开始并且在吸入结束时终止,以确定在单个吸入时段内吸入的空气量。应当理解,在一些实施例中,该积分是经由某种其他处理器执行的,并且然后将结果 $V_L(t)$ 输入电子处理器14,例如,气道流量传感器8002可以包括这样的电子处理器,其被编程为执行积分过程42,使气道流量传感器是组合的空气流量/空气量传感器。

[0023] 电子处理器14还被编程为执行如本文所公开的呼吸系统测量过程44。呼吸系统测量过程44通常在由通气机10(在处理器14的控制下或在另一未示出的处理器的控制下)执行的压力支持通气(PSV)模式或压力控制通气(PCV)模式下进行。在过程44中,以预设压力(优选等于PSV或PCV的预设压力 $P_{预设}$ )施加压力控制的(PC)呼吸,其具有足够的吸气(或吸入)时间( $T_I$ )而允许发生完全吸入。然后PC呼吸持续额外的延长时间间隔( $T_{IE}$ ),在此期间允许所有呼吸肌停止活动,同时肺部的压力平衡在机械通气机管路(例如,空气软管30、32)中的预设压力 $P_{预设}$ 处或接近该预设压力 $P_{预设}$ 。

[0024] 在一些实施例中,吸入时间段 $T_I$ 可以被设定为在规定次数的呼吸中(例如在一些实施例中为在10次呼吸中)求平均的检测到的呼吸吸入时间段。可以使用各种技术中的任一种来检测吸入时间段,例如通过检测由气道流量传感器32测量的指示吸气开始的空气流量的斜坡上升并且随后测量指示吸气结束的空气流量中止来检测吸入时间段。(通常,生理呼吸阶段可以适当地由进出气道/肺部的气体流动方向来确定)。

[0025] 在一些说明性实施例中,吸气时间 $T_I$ 被设定为等于针对PSV或PCV控制的机械通



气的最后10次有效PC呼吸的先前吸入时间段的10次呼吸平均值。“有效”PSV或PCV呼吸是不会因为高吸气压力警报(HIP)、管路堵塞或管路断开连接而经由截断呼吸终止的呼吸。例如,如果机械通气机10采用 $E_{sens}$ 设置来调整针对PSV的呼吸的终止标准,那么这可以用于评价 $T_I$ ,为此目的,优选在吸入时间( $T_I$ )估计值的持续时间内将 $E_{sens}$ 暂时设定为低值,例如,1%(或者优选低至特定机械通气机所允许的 $E_{sens}$ 的设定范围)。

[0026] 额外的延长时间间隔 $T_{IE}$ 应当足够长以确保患者的呼吸肌已经停止活动,但是不会导致过度的呼吸窘迫。在一些实施例中,延长时间间隔 $T_{IE}$ 在0.3秒至0.7秒之间,包括端点值,但是也预想到更长或更短的暂停时间段。在本文描述的特定的说明性实施例中,使用 $T_{IE}=0.5$ 秒。在一些实施例中,将延长时间间隔 $T_{IE}$ 选择为基于在若干次呼吸的吸入结束(eoi)之后进行的空气流量测量值而确定的患者特异的延长时间间隔。一般来说,目标是将 $T_{IE}$ 设置得足够长,以使所有呼吸肌反冲生成的压力消失。如果作为时间的函数的呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ 是实时已知的,则可以直接设置 $T_{IE}$ 。然而,在实践中, $P_{mus}(t)$ 并不是能测量的量并且不容易进行实时估计。作为替代,已知由于呼吸肌反冲,气流在生理吸气结束时反转。因此,当呼吸肌压力在吸气结束时松弛时,气流过零。当这种反转气流返回零时,已知所有呼吸肌反冲生成的压力都会消失。因此,在一些实施例中, $T_{IE}$ 被设定为气流的第一过零点(其标记生理吸气的结束,即,吸入时间 $T_I$ 的结束)与气流的下一次过零点(其标记呼吸肌反冲生成的压力的确定性结束)之间的时间间隔。为了更高的准确性,优选在规定次数的呼吸中估计 $T_{IE}$ ,例如,用于估计 $T_I$ 的相同次数的呼吸(例如在说明性示例中为10次呼吸)。

[0027] 因此,过程44包括电子处理器14控制机械通气机10以在延长的吸气呼吸间隔( $T_I+T_{IE}$ )上以所选择的预设压力 $P_{预设}$ 提供压力控制的(PC)呼吸,所述延长的吸气呼吸间隔( $T_I+T_{IE}$ )由吸入时间段 $T_I$ 和之后的延长时间间隔 $T_{IE}$ 组成。优选地,所选择的预设压力 $P_{预设}$ 与通过PSV或PCV通气所施加的预设压力相似或相同,使得得到的 $R_L$ 和 $C_L$ 或 $E_L$ 参数适合于PSV或PCV通气(这表明 $R_L$ 和 $C_L$ 或 $E_L$ 可能依赖于肺部压力)。

[0028] 在延长的吸气呼吸间隔( $T_I+T_{IE}$ )内的PC呼吸与常规的暂停操作具有一些相似性。然而,它们存在显著区别:在过程44的PC呼吸中,呼出阀40至少在延长时间间隔 $T_{IE}$ 期间(并且更典型地在整个延长的吸气呼吸间隔 $T_I+T_{IE}$ 内)被控制为将由气道压力传感器30测量的气道压力 $P_y$ 维持在预设压力 $P_{预设}$ 处。在示意性图1中,这是由电子处理器14发送到呼出阀40的控制信号 $V_{E,控制}$ 指示的,电子处理器14基于由气道压力传感器30提供的 $P_y(t)$ 测量值的反馈来提供这种控制。在未施加任何呼吸肌压力( $P_{mus}(t)=0$ ,参见图2)的被动患者的情况下,通常可以使测量的气道压力 $P_y$ 保持接近 $P_{预设}$ ,因为没有产生干扰的呼吸努力。在正在进行呼吸努力的主动患者的情况下, $P(t)$ 不为零(参见图3)——通过调整呼出阀40来补偿产生干扰的非零 $P_{mus}(t)$ 以保持 $P_y(t) \cong P_{预设}$ 。通过这种方式,通常可以在延长的吸气呼吸间隔( $T_I+T_{IE}$ )内将测量的气道压力 $P_y$ 保持接近 $P_{预设}$ ,由于不完美的控制会导致一些轻微偏离。还注意到, $P_y(t)$ 随着压力的增加而呈现出初始斜坡上升期,因此 $P_y$ 将低于 $P_{预设}$ ,直到斜坡上升完成为止(参见图2和图3)。

[0029] 在持续时间为 $T_I+T_{IE}$ 的压力控制的呼吸结束时,根据在延长的吸气呼吸间隔 $T_I+T_{IE}$ 期间采集的气道压力测量值 $P_y(t)$ 和气道流量测量值 $Q(t)$ 来确定肺顺应性 $C_L$ 或肺弹性 $E_L=1/C_L$ 。在一些实施例中,这种确定是如下进行的。吸入结束(eoi)气道压力 $P_{eoi}$ 被确定为在延长时间间隔 $T_{IE}$ 期间在气道流量测量值为零时(即,当 $Q(t)=0$ 时)的eoi测量时间时采

集的气道压力测量值。类似地,吸入开始(boi)气道压力 $P_{boi}$ 被确定为例如在吸入开始时的boi测量时间时采集的气道压力测量值,例如在指示吸入开始的气流从负值穿过到正值(即,在 $Q(t)=0$ 时)时采集的气道压力测量值。然后将肺顺应性或弹性确定为以下两项的比率:(i)由压力控制的呼吸产生的并且被计算为气道流量测量值 $Q(t)$ 的时间积分(亦即,使用在吸入时段上执行的积分过程42计算的时间积分)的肺容量的变化( $\Delta V_L$ );以及(ii) eoi气道压力 $P_{eoi}$ 与boi气道压力 $P_{boi}$ 之间的差异( $P_{eoi}-P_{boi}$ )。在一些实施例中,由压力控制的呼吸产生的肺容量的变化 $\Delta V_L$ 被计算为在boi测量时间与eoi测量时间之间的气道流量测量值的时间积分。以公式来表达,肺顺应性( $C_L$ )可以计算如下:

$$[0030] \quad C_L = \frac{\Delta V_L}{P_{eoi} - P_{boi}} \quad (1)$$

[0031] 或者,等效地,肺弹性 $E_L=1/C_L$ 可以计算如下:

$$[0032] \quad E_L = \frac{P_{eoi} - P_{boi}}{\Delta V_L} \quad (2)$$

[0033] 在一个特定实施例中,使用以下值。 $\Delta V_L$ 的结束点是在延长时间间隔期间的最后一个 $Q(t)$ 过零点或通气机的呼出阶段开始处的 $V_L$ 的值。 $\Delta V_L$ 的起始点是在生理呼出阶段中 $Q(t)$ 最后一次从负值穿过到正值的点处的 $V_L$ 的值。 $P_{eoi}$ 是在生理吸入阶段(通常在延长时间间隔 $T_{IE}$ 期间或通气机的呼出阶段开始时) $Q(t)$ 最后一次从正值穿过到负值的点处的 $P_y(t)$ 的值。 $P_{boi}$ 是在生理呼出阶段中 $Q(t)$ 最后一次从负值穿过到正值的点处的 $P_y(t)$ 的值。

[0034] 参考图2,在被动患者(其中在任何地方 $P_{mus}(t)=0$ (被动患者不进行呼吸努力))的情况下描述了对 $C_L$ (或 $E_L$ )的估计。图2标绘了气道压力 $P_y(t)$ 和气道流量 $Q(t)$ 的模拟结果。如图2所示,在吸入阶段开始时测量压力 $P_{boi}$ ,气道流量 $Q(t)$ 接近或等于零。因此,肺部与软管20、22中的空气处于平衡状态,并且测得的 $P_{boi}$ 等于肺部压力。在整个气道压力 $P(t)=0$ 时, $P_y(t)$ 迅速斜坡上升至所施加的预设压力 $P_{预设}$ 并通过机械通气机10稳定保持在该压力下,排气阀40被控制为避免任何压力过冲。吸入时段 $T_I$ 在空气流量 $Q(t)$ 返回到零时终止,因为肺部完全充气(在压力 $P_{预设}$ 下肺部能够膨胀的程度)。然而,如图2所示,压力控制的呼吸在额外的延长时间间隔 $T_{IE}$ 内维持在压力 $P_{预设}$ 处。由于 $P_{mus}(t)$ 始终为零,因此在该额外时间间隔 $T_{IE}$ 内流量基本保持为零。因此,在延长时间间隔 $T_{IE}$ 期间测量的测量压力 $P_{eoi}$ 是在 $Q(t)=0$ 时测量的,使得肺部与软管20、22中的空气处于平衡状态——因此,测得的 $P_{eoi}$ 等于肺部的压力。因此,当应用公式(1)或公式(2)时,确定肺顺应性 $C_L$ 或肺弹性 $E_L$ ,其中,对于压力控制的治疗性通气的预设压力 $P_{预设}$ , $P_{eoi}$ 能准确测量结束肺部压力。由压力过冲引入的误差因此被最小化,因此由于肺部的压力的不平衡以及患者的气道端口或压力测量部位处的气道压力的不平衡而引入的误差被最小化。

[0035] 参考图3,在主动进行呼吸努力并因此其 $P_{mus}(t)$ 不为零的主动患者的情况下描述了对 $C_L$ (或 $E_L$ )的估计。与图2相比,这通过在图3的模拟中标绘的额外曲线 $P_{mus}(t)$ 以及模拟的气道压力 $P_y(t)$ 和气道流量 $Q(t)$ 来反映。如图3所示,在吸入阶段开始时测量压力 $P_{boi}$ ,气道流量 $Q(t)$ 接近或等于零。因此,肺部与软管20、22中的空气处于平衡状态,并且测得的 $P_{boi}$ 等于肺部的压力。然后,气道压力 $P_y(t)$ 快速斜坡上升至所施加的预设压力 $P_{预设}$ 。然而,与图2的被动患者的情况不同,在图3的主动患者的情况下,患者施加呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ ,

与压力 $P_y(t)$ 真实的情况相比,呼吸肌压力 $P_{mus}(t)$ 会对压力 $P_y(t)$ 产生干扰。通过根据需要在打开排气阀40的动作来补偿这种干扰以保持 $P_y(t) \approx P_{预设}$ ,以(在大部分情况下)避免任何压力过冲。在图3的模拟结果中,尽管有这种补偿,但仍观察到一些轻微的过冲;然而,过冲仅在从吸入时间段 $T_I$ 至延长时间间隔 $T_{IE}$ 的过渡时间处出现,并且通过控制呼出阀40抑制压力过冲的动作,压力很快返回到 $P_y(t) = P_{预设}$ 。如图3所示,压力控制的呼吸在额外的延长时间间隔 $T_{IE}$ 内维持在压力 $P_{预设}$ 处,额外的延长时间间隔 $T_{IE}$ 在图3的说明性示例中是从空气流量 $Q(t)$ 的第一个过零点到空气流量 $Q(t)$ 的第二过零点的时间间隔。如前所述,这符合如下方法:其中, $T_{IE}$ 是通过测量针对若干代表性(校准)呼吸的连续过零点之间的时间间隔而确定的患者特异的值。这种方法再次以以下认识为前提:生理吸气的结束与因呼吸肌反冲生成的压力引起的空气流量 $Q(t)$ 的反转相关联,并且通过(现在反转的)空气流量 $Q(t)$ 的下一个过零点的时间可以知晓所有呼吸肌反冲生成的压力已经消失。如图3所示,生理吸气结束时的气道流量初始反转,即,减少到负数——这是通过将排气阀40打开控制量以(在大部分情况下)抑制超过 $P_{预设}$ 的压力过冲来完成的。接近延长时间间隔 $T_{IE}$ 结束时,呼吸肌反冲已经消散, $P(t)$ 已经恢复为零,而排气阀40提供的控制维持 $P_y(t) \approx P_{预设}$ 。结果,在接近延长时间间隔 $T_{IE}$ 的结束时测量的测量压力 $P_{eoi}$ 是在 $Q(t) = 0$ 时测量的,使得肺部与软管20、22中的空气处于平衡状态——因此,测量的 $P_{eoi}$ 等于肺部的压力。因此,当应用公式(1)或公式(2)时,确定肺顺应性 $C_L$ 或肺弹性 $E_L$ ,其中,对于压力控制的治疗性通气的预设压力 $P_{预设}$ , $P_{eoi}$ 能准确测量结束肺部压力。由压力过冲引入的误差因此被最小化,因此由于肺部的压力的不平衡以及患者的气道端口或压力测量部位处的气道压力的不平衡而引入的误差被最小化。

[0036] 所公开的用于在压力控制通气模式(例如,PSV或PCV)条件下且存在患者呼吸努力时准确测量 $C_L$ 或 $E_L$ 的方法充分利用了以下预期:患者的呼吸努力在吸入阶段期间将会消耗并且在吸气结束后将会迅速(例如在大约0.3-0.7秒内)消散,使得该持续时间的延长时间间隔 $T_{IE}$ 提供了对 $P_{eoi}$ 的准确测量,而不会因患者的呼吸努力而产生干扰。此外,通过以预设压力 $P_{预设}$ 施加压力控制的呼吸(其优选与治疗性压力控制的通气中使用的预设压力相同)并且额外控制呼出阀40以抑制任何压力过冲,能够实现利用 $P_{eoi} \approx P_{预设}$ (因此模拟实际的PSV或PCV治疗性呼吸条件)和 $Q(t) = 0$ (从而确保气道压力是实际肺部压力的准确替代物)来执行这些测量。

[0037] 简而言之,公开了一种协同组合,其包括:(1)在预设压力 $P_{预设}$ 下施加压力控制的呼吸,以及(2)根据需要打开呼出阀40以抑制压力过冲,以及(3)将延长时间间隔 $T_{IE}$ 添加到压力控制的呼吸以允许任何患者呼吸努力的消散,这种消耗被识别为在吸气结束时终止。这种协同组合允许在患者进行呼吸努力的情况下在PSV或PCV条件下准确测量 $C_L$ (或 $E_L$ )。

[0038] 除了肺顺应性或弹性之外,测量肺阻力 $R_L$ 通常也是有利的。接下来描述一些合适的用于测量肺阻力 $R_L$ 的方法。

[0039] 在说明性方法中,在延长时间间隔 $T_{IE}$ 结束之后,气道流量 $Q(t)$ 继续进入呼出阶段,其中,空气流量反转(在图2和图3中离开肺部的空气流量为负)并允许达到其最小值(这里指定为 $Q_{最小}$ )。该初始呼出阶段不太适于准确测量 $R_L$ 。相反,用于计算 $R_L$ 的数据是在 $Q_{最小}$ 的时间之后的某个点处采取的,例如在说明性示例中当呼出空气流量达到 $0.8 * Q_{最小}$ 或其附

近时就是如此。在一个说明性示例中,数据收集从空气流量达到 $0.8 \cdot Q_{\text{最小}}$ 时开始,直到空气流量减小到 $0.1 \cdot Q_{\text{最小}}$ 和2升/分钟中的较大者。应当理解,该间隔仅仅是说明性的,并且还能够选择其他间隔,只要空气流量不以快节奏变化,由此避免了惯性效应。对于 $P_y(t) \rightarrow P_y$ 和 $Q(t) \rightarrow Q$ 的给定时间点,阻力 $R_L$ 能够被估计为:

$$[0040] \quad R_L = \frac{P_y - P_{\text{boi}}}{Q} - \frac{V_L}{C_L \cdot Q} \quad (3)$$

[0041] 如果假设 $R_L$ 与气道空气流量 $Q$ 无关,那么公式(3)能够直接用于计算 $R_L$ ,可能得到在若干 $(P_y(t), Q(t))$ 测量值上的平均值。然而,在实践中, $R_L$ 倾向于根据气道流量 $Q$ 而变化。为了解决这个问题,在优选实施例中,因在以上规定的肺部流量范围(例如流量从 $0.8Q_{\text{最小}}$ 到 $0.1Q_{\text{最小}}$ 或直到流量下降到2升/分钟)内连续估计 $R_L$ 而生成的 $R_L$ 估计值集合用于(经由使用最小二乘估计的 $R_L$ 对 $Q_L$ 回归)找到针对以下阻力模型的系数 $k_0$ 和 $k_1$ :

$$[0042] \quad R_L = k_0 Q + k_1 \quad (4)$$

[0043] 这假设肺阻力 $R_L$ 遵循对气道流量 $Q$ 的线性依赖性。应当理解,可以采用 $R_L$ - $Q$ 依赖性的其他模型。

[0044] 返回参考图1,呼吸系统测量过程44的输出是肺顺应性 $C_L$ (或等效地为肺弹性 $E_L = 1/C_L$ )和肺阻力 $R_L = k_0 Q(t) + k_1$ 。这些值可以用于各种目的。在一个示例中,将值输入到患者监测器16,在患者监测器16上显示该值,例如将该值显示为趋势线。在 $R_L$ 的情况下,该标绘图可以示出例如所选择的流量 $Q$ 处的值。这些趋势线能够用于各种诊断目的;例如,肺顺应性 $C_L$ 随时间的减少能够是急性呼吸窘迫综合征(ARDS)发作的指标,而 $R_L$ 随时间的增加可能指示气道变窄。

[0045] 在另一实施例中,可以将这些值反馈给通气机10。(在电子处理器14是通气机的微处理器或微控制器的实施例中,不需要“反馈”)。在一种方法中,应用肺部的运动方程以根据测量的气道压力 $P_y(t)$ 和测量的气道流量 $Q(t)$ 和时间积分的肺容量 $V_L(t)$ ,以及由呼吸系统测量过程44输出的 $C_L$ 和 $R_L$ 来估计呼吸肌压力 $P_{\text{mus}}(t)$ 。例如,这个运动方程的一个公式可以写成:

$$[0046] \quad P_{\text{mus}}(t) = Q(t) \cdot R_L + \frac{V_L(t) + V_0}{C_L} - P_y(t) \quad (5)$$

[0047] 如果使用公式(4)的 $R_L$ - $Q$ 的线性模型,那么这能够写成:

$$[0048] \quad P_{\text{mus}}(t) = Q(t) \cdot (k_0 Q(t) + k_1) + \frac{V_L(t) + V_0}{C_L} - P_y(t) \quad (6)$$

[0049] 在公式(5)和(6)中, $V_0$ 是将肺部的压力从环境压力升高到呼气末正压(PEEP)水平所需的体积。可以以各种方式使用通过使用公式(5)或公式(6)而计算出的呼吸肌压力 $P_{\text{mus}}(t)$ 。呼吸功(WoB)能够被计算为:

$$[0050] \quad \text{WoB} = \frac{1}{T} \int_T P_{\text{mus}}(t) dV_L(t) \quad (7)$$

[0051] 其中,积分时段 $T$ 超过一个呼吸间隔。备选地,能够在单位时间间隔(例如,一分钟)上计算呼吸功率(PoB)。

[0052] 在上文中,每一次执行PEEP改变时,应当优选计算 $V_0$ 。在通气开始时,存储将肺部压力升高至所选择的PEEP设定所需的体积以用于呼吸系统估计。在进行机动动作的所有呼吸的boi时,优选更新 $V_0$ 的值,例如根据  $V_0(k) = V_0(k-1) + V_{L, eoe}(k-1) - V_{L, boi}(k-1)$  来更新 $V_0$ 的值,其中,k是机动呼吸次数,并且 $V_{L, eoe}(k-1)$ 是前一次机动呼吸的呼气结束时的体积。 $V_L$ 的计算可以在每次机动呼吸的boi时重置为零,并且在调整 $V_0(k)$ 之后时重置为零。

[0053] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前面的具体描述的情况下可以想到修改和替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围内。

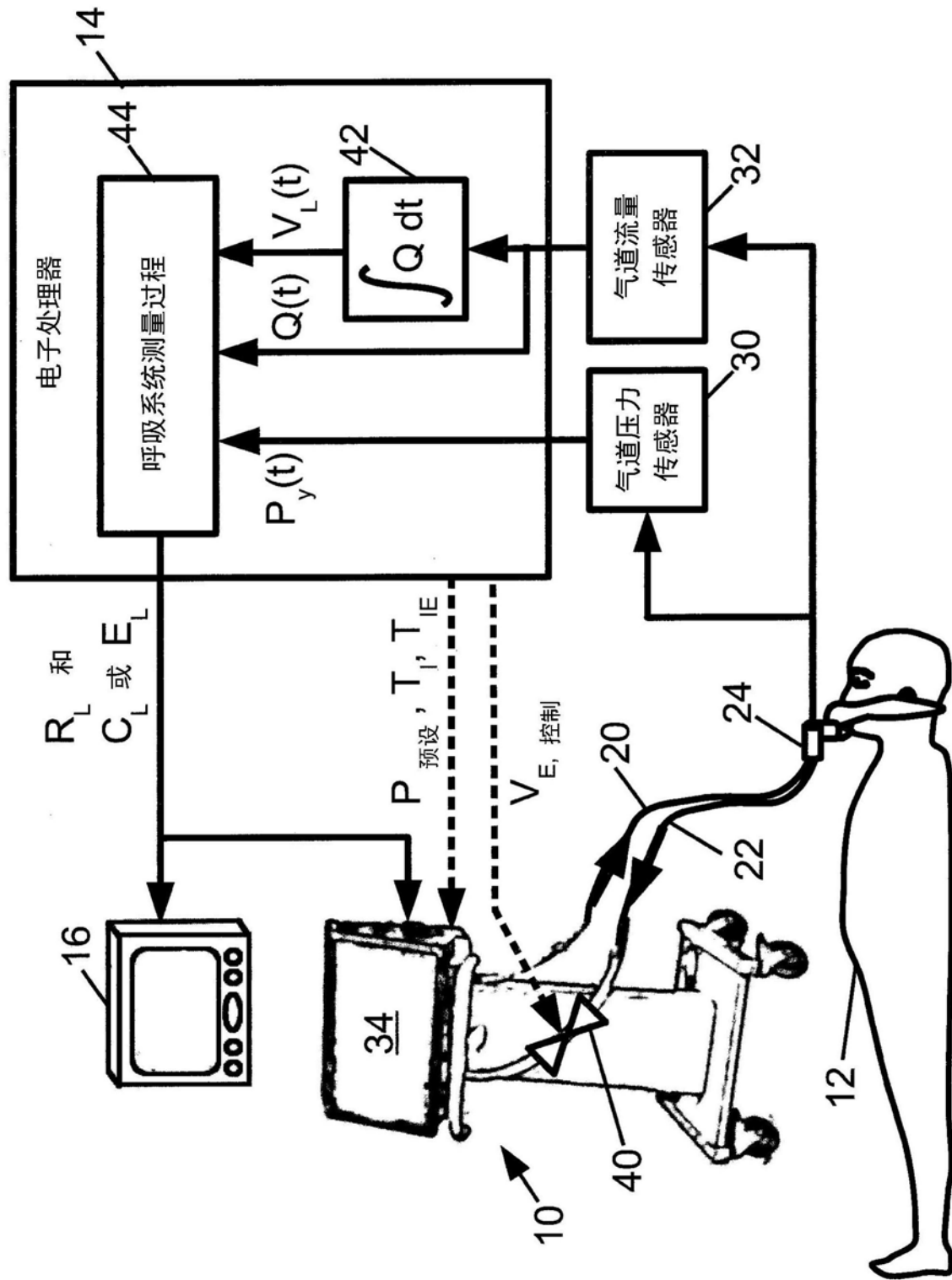


图1

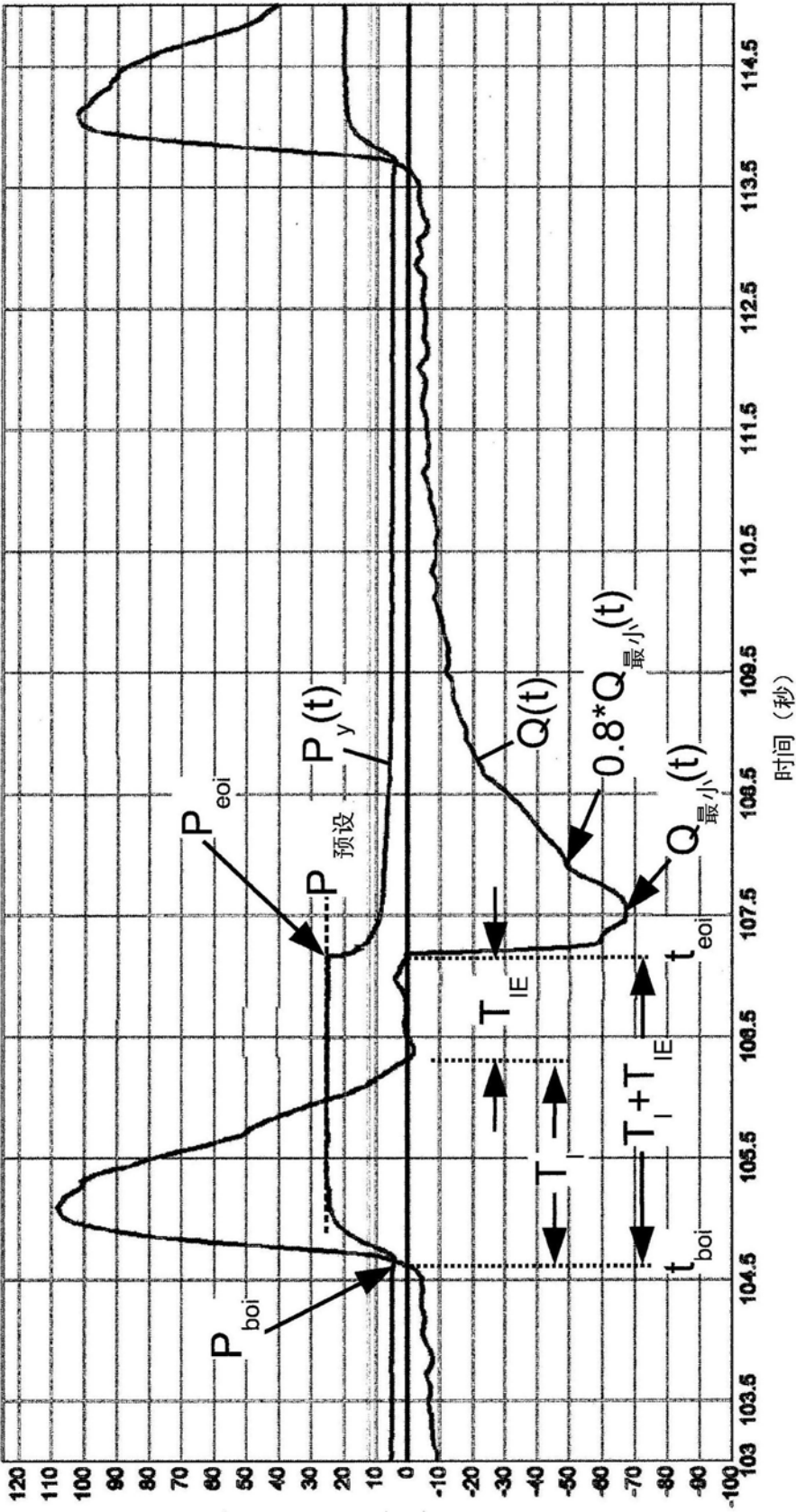


图2



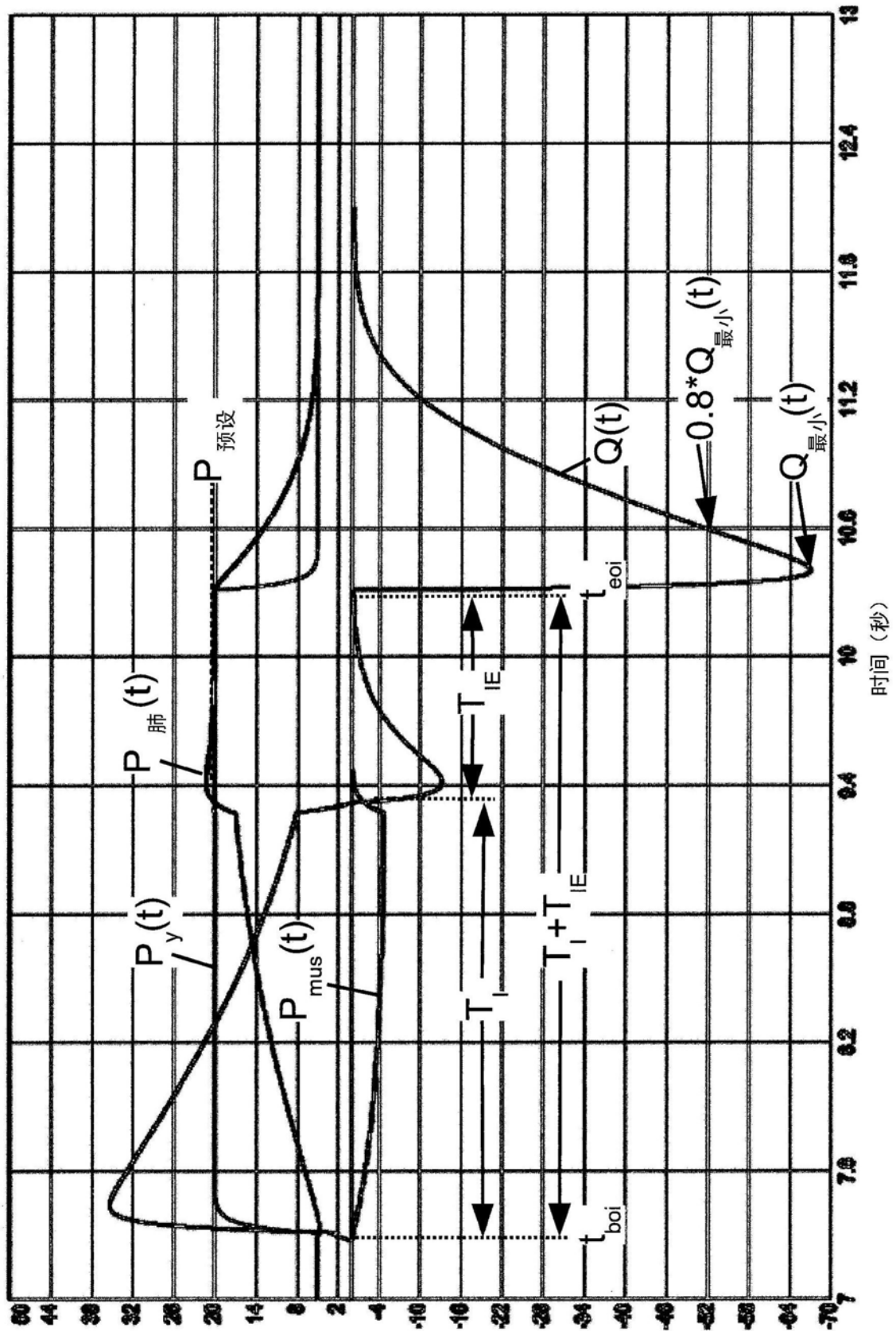


图3