



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110545872 B

(45) 授权公告日 2022. 11. 08

(21) 申请号 201880026629.X

(22) 申请日 2018.02.22

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110545872 A

(43) 申请公布日 2019.12.06

(30) 优先权数据
62/461,825 2017.02.22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.10.22

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/054352 2018.02.22

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/153964 EN 2018.08.30

(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·比卡里奥 R·布伊扎
W·A·特鲁什切尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理人 刘兆君

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

(56) 对比文件
CN 104023633 A, 2014.09.03
US 2012157872 A1, 2012.06.21
US 5937854 A, 1999.08.17

审查员 白梦洁

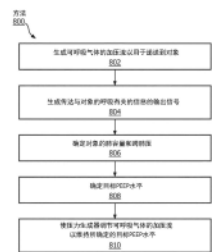
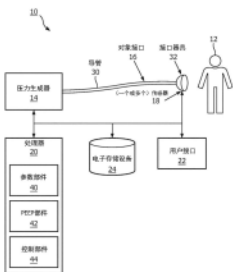
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

机械通气的自动PEEP选择

(57) 摘要

本公开涉及一种被配置为在机械通气(800)期间自动设置呼气末正压(PEEP)的系统(10)。所述系统使用测量的跨肺压(804)与肺容量(808)之间的关系来设置PEEP,以便将机械辅助呼吸更有效地递送到开放气道(例如,潮气呼吸将被递送到包括在呼气末最终没有收缩或坍缩的肺泡的气道)(810)。此外,所述系统被配置为感测(18,804)何时肺可能过度扩张和/或经历周期性肺不张,以防止对肺纤维组织的创伤或损伤。所述系统被配置为执行PEEP设置的恢复和/或连续监测和调整以维持肺开放。



1. 一种被配置为控制对象(12)的呼气末正压PEEP的机械通气机系统(10),所述机械通气机系统包括:

压力生成器(14),其被配置为生成可呼吸气体的加压流以用于递送到对象的气道;

一个或多个传感器(18),其被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与所述对象的呼吸有关的信息,其中,与所述对象的所述呼吸有关的所述信息包括可呼吸气体的所述加压流的流率(Q)和在所述对象的嘴处的可呼吸气体的压力(P_{ao});以及

一个或多个硬件处理器(20),其能操作地耦合到所述压力生成器和所述一个或多个传感器,所述一个或多个硬件处理器通过机器可读指令而被配置为:

基于所述输出信号中的所述信息来确定所述对象的潮气量和跨肺压,其中,基于所述输出信号中的所述信息来确定所述对象的所述跨肺压包括:

基于所述流率(Q)和所述压力(P_{ao})来确定气道阻力(R)和弹性(E);

基于所述气道阻力(R)和所述弹性(E)来确定所述对象的肺泡压(P_{al})和肌肉压力(P_{mus});并且

基于所述肺泡压(P_{al})和所述肌肉压力(P_{mus})来确定所述跨肺压;

基于肺容量和所述跨肺压来确定目标PEEP水平,所述肺容量是基于所述潮气量来确定的;并且

使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流,以维持所确定的目标PEEP水平。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个硬件处理器被配置为使得基于所述肺容量和所述跨肺压来确定所述目标PEEP水平包括:

基于所述输出信号中的所述信息来确定肺容量对跨肺压的曲线;

识别所述曲线中的一个或多个拐点;并且

根据所述一个或多个拐点来确定所述目标PEEP水平。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述一个或多个硬件处理器被配置为使得基于所述肺容量和所述跨肺压来确定所述目标PEEP水平还包括:

识别所述曲线中的下凹拐点;

使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流,以在一系列随后的呼吸中的个体呼吸中降低所述对象中的治疗PEEP水平,直到识别出上凹拐点;

使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流,以在至少一次另外的呼吸中将治疗PEEP水平增加到所述下凹拐点与所述上凹拐点之间的接近所述下凹拐点的水平;并且

在至少一次第二另外的呼吸中,将所述目标PEEP水平设置到与所述下凹拐点和所述上凹拐点相对应的压力之间的接近所述上凹拐点的水平,以保持所述对象的气道打开。

4. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述一个或多个硬件处理器被配置为使得基于所述肺容量和所述跨肺压来确定所述目标PEEP水平还包括:

识别所述曲线中的上凹拐点;并且

使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流以在一系列随后的呼吸中的个体呼吸中增加所述对象中的治疗PEEP水平,直到在所述曲线的对应于最近呼吸的部分中不再识别出所述上凹拐点。

5. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述一个或多个硬件处理器还被配置为:

识别所述曲线中的上凹和下凹拐点;并且

响应于以下来自自动建议肺复张：

在恒定PEEP水平下，顺应性随时间降低，所述顺应性随时间降低是基于所述输出信号中的所述信息来确定的；和/或

所述拐点的位置的变化。

6. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述一个或多个传感器包括：流率传感器，其被配置为生成传达与可呼吸气体的所述加压流的流率有关的信息的输出信号；以及压力传感器，其传达与所述对象的嘴处的可呼吸气体的压力有关的信息。

7. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述一个或多个硬件处理器被配置为代替跨肺压而确定跨壁压，并且基于所述肺容量和所述跨壁压来确定所述目标PEEP水平。

机械通气的自动PEEP选择

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请根据35U.S.C.§119(e) 要求2017年2月22日提交的美国临时申请US 62/461825的优先权,其内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及一种用于和控制对象的呼气末正压(PEEP)的方法和机械通气机系统。

背景技术

[0004] 机械通气机通过将空气推入患者的肺部来辅助呼吸。通气机可以在不同的控制模式下操作。动态并且自动地将肺复张与PEEP的正确选择和维护相组合的方法,需要对施加压力的肺容量进行静态观察。这些方法很麻烦并且不能实时评估肺泡恢复,因此需要持续观察患者以防止过度扩张、肺不张或肺泡的循环剪切。

发明内容

[0005] 因此,本公开的一个或多个方面涉及一种机械通气机系统,其被配置为控制对象中的呼气末正压(PEEP)。所述机械通气机系统包括压力生成器、一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。所述压力生成器被配置为生成可呼吸气体的加压流,以用于递送到对象的气道。所述一个或多个传感器被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与所述对象的呼吸有关的信息。一个或多个硬件处理器能被耦合到压力生成器和一个或多个传感器,并且通过机器可读指令而被配置为:基于所述输出信号中的所述信息来确定所述对象的潮气量和跨肺压;根据所述潮气量来确定肺容量;基于所述肺容量和所述跨肺压来确定目标PEEP水平;并且使所述压力生成器调节可呼吸气体的加压流,以维持所确定的目标PEEP水平。

[0006] 本公开的另一方面涉及一种用于利用机械通气机系统来控制对象中的PEEP的方法。所述机械通气机系统包括压力生成器、一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。所述方法包括:利用所述压力生成器来生成可呼吸气体的加压流,以用于递送到所述对象的气道;利用所述一个或多个传感器生成输出信号,所述输出信号传达与所述对象的呼吸有关的信息;利用一个或多个硬件处理器,基于所述输出信号中的所述信息来确定所述对象的潮气量和跨肺压;利用所述一个或多个硬件处理器,基于所述潮气量来确定肺容量;利用所述一个或多个硬件处理器,基于所述肺容量和所述跨肺压来确定目标PEEP水平;并且利用所述一个或多个硬件处理器来使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流,以维持所确定的目标PEEP水平。

[0007] 本公开的又一方面涉及一种用于控制对象中的PEEP的系统。所述系统包括:用于生成可呼吸气体的加压流以递送至所述对象的气道的单元;用于生成输出信号的单元,所述输出信号传达与所述对象的呼吸有关的信息;用于基于所述输出信号中的所述信息来确定所述对象的潮气量和跨肺压的单元;利用所述一个或多个硬件处理器来基于所述潮气量

确定肺容量的单元；用于基于所述肺容量和所述跨肺压来确定目标PEEP水平的单元；以及用于使用于生成可呼吸气体的所述加压流的所述单元调节可呼吸气体的所述加压流以维持所确定的目标PEEP水平的单元。

[0008] 本发明的这些和其他特征和特性，以及相关结构元件的操作方法和功能以及部件组合和制造经济性将在参考附图理解本发明和权利要求后变得更加明显，所有附图均形成说明书的一部分，其中，在各个附图中，相同的附图标记指代对应的部件。然而，要明确理解，附图仅出于图示和说明的目的并且不旨在作为对本公开的限度的限制。

附图说明

[0009] 图1是被配置为控制对象的呼气末正压 (PEEP) 的系统的示意性图示；

[0010] 图2示意性地图示了被表示为单室线性模型的呼吸力学系统中的 P_{ao} 、 R 、 Q 、 P_{al} 、 E 和 P_{mus} ；

[0011] 图3是图示基于 P_{ao} 和 Q 来确定参数 R 、 P_{al} 、 E 和 P_{mus} 的输入输出图；

[0012] 图4图示了作为增加的PEEP水平的函数的气道顺应性；

[0013] 图5图示了针对对象的肺的示例p-v曲线；

[0014] 图6图示了针对对象的肺的另一示例p-v曲线；

[0015] 图7图示了由系统执行以确定目标PEEP水平的一组可能的操作；并且

[0016] 图8图示了用于控制对象中的PEEP的方法。

具体实施方式

[0017] 本文中使用的单数形式的“一”、“一个”以及“该”包括多个指代物，除非上下文中明确地另行规定。本文中所用的两个或多个零件或部件被“耦合”的表述将意味着所述零件直接或间接地（即，通过一个或多个中间零件或部件，只要发生连接）被结合到一起或一起工作。本文中所用的“直接耦合”意指两个元件彼此直接接触。本文中所用的“固定耦合”或“固定”意指两个部件被耦合以作为一体移动，同时维持相对于彼此的固定取向。

[0018] 本文中所用的词语“一体的”意指部件被创建为单件或单个单元。亦即，包括单独创建并然后被耦合到一起成为单元的多件的部件不是“一体的”部件或体。本文中采用的两个或多个零件或部件相互“接合”的表述将意味着所述零件直接地或通过一个或多个中间零件或部件而相互施加力。本文中采用的术语“若干”将意味着一或大于一的整数（即，多个）。

[0019] 本文中使用的方向短语，例如但不限于，顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及它们的派生词涉及附图中所示的元件的取向，并且不对权利要求构成限制，除非在权利要求中明确记载。

[0020] 图1是被配置为控制对象12中的呼气末正压 (PEEP) 的机械通气机系统10的示意图。在一些实施例中，控制PEEP包括选择和维持对象12中的目标PEEP水平。坍塌的肺需要施加压力以扩张肺泡。一旦肺泡开放，肺泡往往会与邻近的肺泡相互作用并保持开放。使用肺复张来打开呼吸困难的对象的坍塌的肺并改善其机械通气。PEEP在肺复张期间和/或在其他时间是受控的，以防止循环坍塌（作为开放式肺通气方法的一部分），以增加呼气末肺容量，改善气体交换，减少通气机和/或其他原因诱发的肺损伤 (VILI)。肺复张包括暂时增加

气道压力,以打开坍塌的肺泡。例如,由于通气不良,PEEP不足和/或胸壁不稳定性,可能会导致恢复失败。肺泡坍塌可能导致气体交换不良和VILI风险增加。一些肺泡可能会在呼吸中坍塌,周期性坍塌并随着个人呼吸而再次扩张,和/或在其他时间坍塌。同时,由于高潮气量和高压力,肺中的其他肺泡可能会保持膨胀和/或过度膨胀,从而引起创伤。例如,肺复张可以用于患有严重急性呼吸窘迫综合征(ARDS)的对象和/或其他对象,可以是肺保护性通气策略的一部分,和/或可以用作开放式肺通气方法的一部分。

[0021] 系统10被配置为针对肺复张和/或在肺复张期间动态地并且自动地选择和维持目标PEEP水平。先前的方法需要对对象的肺容量和施加压力进行静态观察。这些先前方法很麻烦并且不能实时评估肺泡恢复,因此需要持续观察对象以防止过度扩张、肺不张或肺泡的循环剪切。随着患有急性呼吸窘迫的对象的发展,偶尔需要定期肺复张以保持肺开放。在这些操作过程中所需的目标PEEP水平可能会随时间变化(例如,由表面活性剂处理,表面活性剂中所含脂质的自然产品以降低肺泡中的表面张力,和/或其他因素引起)。在机械通气管理期间,评估和调整目标PEEP水平的需求不断变化,这对任何护理人员都是沉重的负担。

[0022] 护理人员可用的现有工具无法保持肺开放。例如,由典型的通气机系统产生的压力/体积(p-v)回线将潮气量对嘴压力作图。这样的回线通过不考虑对象的气道上的阻力压力下降和对象的(例如,肌肉)努力而造成的影响,其对影响肺泡的跨壁压有贡献。结果,护理者需要解释p-v回线,通常,护理者的静态操作(例如,手动增加压力并观察所得的潮气量)对于表征肺本身的p-v关系是必要的。手动执行的肺复张需要熟练的人员在场。结果,这样的操纵很少执行。缺乏对PEEP的持续监控,进一步加剧了肺复张不频繁的问题。

[0023] 有利地,系统10被配置为基于p-v曲线来确定目标PEEP水平,其中相对于跨肺压(即,跨呼吸系统的弹性隔室(肺和胸壁)的压力差)绘制肺容量。执行肺复张通常涉及肺部高压。系统10被配置为监测肺泡(进而,跨肺)压力而不是口腔压力,并且确保其被维持在安全限度内。系统10被配置为实时和/或接近实时地确定p-v曲线(肺容量相对于跨肺压),以促进在设定的目标PEEP水平和在整个机械通气期间维持肺自动操纵。系统10被配置为通过消除执行人工肺复张的需要以及其他优点来帮助护理人员对其对象的日常管理。系统10在例如灾难性事件期间也是有用的,在灾难性事件中,许多人可能需要在没有熟练护理人员的情况下进行通气。

[0024] 在一些实施例中,系统10包括压力生成器14、对象接口16、一个或多个传感器18、一个或多个处理器20、用户接口22、电子存储器24和/或其他部件中的一个或多个。

[0025] 压力生成器14被配置为生成可呼吸气体的加压流,以递送到对象12的气道。压力生成器14可以控制气流的一个或多个通气参数(例如,速率、压力、体积、温度、组分等等)用于治疗目的和/或其他目的。压力生成器14被配置为根据规定的机械通气治疗方案和/或其他治疗方案来控制可呼吸气体的加压流的一个或多个通气参数。作为非限制性示例,压力生成器14可以被配置为控制呼吸速率、流率、口腔压力波形、呼气末正压(PEEP)、潮气量、分钟体积、吸气对呼气呼吸阶段比率(例如,I:E比)和/或气体流的其他通气参数。

[0026] 压力生成器14从诸如周围大气的气体源接收气体流,并且升高和/或降低该气体的压力以递送到对象12的气道。压力生成器14是和/或包括能够升高和/或降低接收到的用于递送给患者的气体的压力的任何装置,例如泵、鼓风机、活塞或波纹管。压力生成器14可以包括伺服控制阀和/或马达,用于控制气体的压力和/或流率的一个或多个其他阀和/或

马达,和/或其他部件。本公开还预期单独地或与这样的阀组合地控制鼓风机的操作速度,以控制提供给对象12的气体的压力和/或流率。

[0027] 对象接口16被配置为将可呼吸气体的加压流递送到对象12的气道。这样,对象接口16包括导管30、接口器具32和/或其他部件。导管30被配置为将加压的气流递送到接口设备32。导管30可以是一段柔性软管,或者是使接口设备32与压力生成器14流体连通的其他导管。接口器具32被配置为将气流递送到对象12的气道。在一些实施例中,接口器具32是非侵入性的。这样,接口设备32非侵入性地接合对象12。非侵入性接合包括可移除地接合围绕对象12的气道的一个或多个外部孔口的一个或多个区域(例如,鼻孔和/或口)以在对象12的气道与接口器具32之间传送气体。非侵入性接口器具32的一些示例可以包括例如鼻插管,鼻罩,鼻/口罩,全脸面罩,全罩式面罩或其他与对象的气道气流连通的接口器具。本公开不限于这些示例,并且预期使用任何接口器具将气流递送到对象,所述接口器具包括诸如气管内导管的侵入性接口器具和/或其他器具。

[0028] 传感器18被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与对象12的呼吸和/或其他气体和/或呼吸参数有关的信息。在一些实施例中,与对象12的呼吸有关的信息包括可呼吸气体的加压流的流率(和/或与流率有关的信息),在对象12的嘴处的可呼吸气体的加压流的压力和/或其他位置,和/或其他信息。在一些实施例中,与对象12的呼吸有关的信息可以包括与体积(例如,潮气量、分钟体积等)、压力(例如,吸入压力、呼气压力等)、(一种或多种)组成气体的成分(例如,浓度)有关的信息、气体温度、气体湿度、加速度、速度、声学、指示对象12进行呼吸努力的变化的参数和/或其他参数。在一些实施例中,传感器18可以响应于预定事件的发生和/或在其他时间基本上以预定间隔连续地生成输出信号。在一些实施例中,可以基于经由用户接口22的用户输入和/或基于其他信息,在制造时确定预定间隔、事件和/或其他信息。

[0029] 传感器18可以包括一个或多个直接测量这些参数的传感器(例如,通过与对象接口16中的气流的流体连通)。传感器18可以包括一个或多个传感器,其间接生成与气体流动的一个或多个参数有关的输出信号。例如,传感器18中的一个或多个可以基于压力生成器14的操作参数(例如,阀驱动器或电动机电流、电压、旋转速度和/或其他操作参数)来生成输出。

[0030] 尽管传感器18被图示为位于接口器具32与压力生成器14之间的导管30内的单个位置处(或与之连通),但这并不旨在进行限制。传感器18可以包括设置在多个位置中的传感器,例如,在压力生成器14内,在接口器具32内(或与之通信),与对象12通信和/或在其他位置。例如,传感器18可以包括流率传感器,传递与对象12的嘴和/或其他位置处的可呼吸气体的压力有关的信息的压力传感器,体积传感器,温度传感器,声学传感器,气体成分(例如SpO₂传感器)传感器和/或位于系统10中各个位置的其他传感器。

[0031] 处理器20被配置为提供系统10中的信息处理能力。这样,处理器20可以包括以下中一个或多个:数字处理器、逻辑处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为处理信息的逻辑电路、状态机、和/或用于电子地处理信息的其他机构。虽然处理器20在图1中被示为单个实体,但是这仅出于说明目的。在一些实现方式中,处理器20可包括多个处理单元。这些处理单元可在物理上位于同一设备(例如,压力生成器14)内,或处理器20可表示联合操作的多个设备的处理功能。

[0032] 如图1中所示,处理器20被配置为执行一个或多个计算机程序部件。所述一个或多个计算机程序部件可以包括一个或多个参数部件40、PEEP部件42、控制部件44、和/或其他部件。处理器20可以被配置为通过软件执行部件40、42和/或44;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的某种组合;和/或用于在处理器20上配置处理能力的其它机构。在一些实施例中,处理器20可以以预定间隔、响应于预定事件的发生、和/或其他时间基本上连续地(例如,实时和/或近实时)执行以下描述的操作中的一个或多个和/或其他操作。在一些实施例中,可以基于经由用户接口22的用户输入和/或基于其他信息,在制造时确定预定间隔、事件和/或其他信息。

[0033] 应当理解,尽管部件40、42和/或44在图1中示出为共同定位于单个处理单元中,但是在处理器20包括多个处理单元的实现方式中,部件30、40、42和/或44中的一个或多个可以被定位为远离其他部件。以下描述的不由同部件40、42和/或44提供的功能仅用于说明的目的,并不旨在作为限制,因为部件40、42和/或44可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如,可以去除部件40、42和/或44中的一个或多个,并且其功能的一些或全部可以由其他部件40、42和/或44提供。作为另一示例,处理器20可以被配置为执行一个或多个额外的部件,其可以执行以下归属于部件40、42和/或44中的一个的功能的一些或全部。

[0034] 参数部件40被配置为确定潮气量、肺容量、跨肺压、PEEP和/或与可呼吸气体的加压流和/或对对象12的呼吸有关的其他参数。在一些实施例中,基于输出信号中的信息、一个或多个其他参数的确定和/或其他信息来确定潮气量、肺容量、肺压、PEEP和/或其他参数。例如,可以通过将潮气量的几个测量值拼接在一起,基于潮气量来确定肺容量。在一些实施例中,与对象12的呼吸有关的信息(例如,输出信号中的信息)包括可呼吸气体的加压流的流率(Q),在对象的嘴处的可呼吸气体的压力(P_{ao}),和/或其他信息。在一些实施例中,基于输出信号中的信息来确定对象12的潮气量包括将流率乘以对应于给定呼吸的时间段。在一些实施例中,基于输出信号中的信息来确定对象12的跨肺压包括基于 Q 和 P_{ao} 来确定气道阻力(R)和弹性(E),基于 R 和 E 来确定对象12中的肺泡压(P_{al})和肌肉压力(P_{mus}),并且基于 P_{al} 和 P_{mus} 来确定跨肺压。

[0035] 图2示意性地示出了以上参数如何彼此动态相关。患者的呼吸系统被建模为单个隔室,在图1中被表示为电比拟200。肺和胸壁被建模为由单个电阻性路径(气道)服务的弹性隔室。电阻性路径入口处的压力对应于气道打开压力(P_{ao} 202),而弹性隔室内的压力表示肺泡压(P_{al} 208)。所述系统经受外部压力(P_{mus} 212),所述外部压力表示由呼吸肌肉施加的力的等效压力。通过呼吸系统不同组成部分的气流 Q 的动力学是由压力差 $P_{ao} - P_{mus}$ 驱动的。弹性隔室的弹性性质由弹性参数 E 210描述,并且所述电阻性部件的电阻性质由电阻参数 R 204描述。

[0036] 使用图2中所示的模型,可以通过从 P_{al} 中减去 P_{mus} 来确定跨肺压或跨呼吸系统弹性隔室上的压力,其中弹性元件 E 210包括肺和胸壁。可以根据以下示出的(一个或多个)公式和/或其他公式来执行基于 Q 和 P_{ao} 确定电阻(R)和弹性(E)(例如,基于来自传感器18的输出信号中的信息来确定)。例如,在通气机提供设定PEEP的呼气期间的时间样本 t 上

[0037] $\tau = \text{median}(- (V(t) - V(t_0)) / (Q(t) - Q(t_0)))$ 。

[0038] 还有:

[0039] $E = (P_{ao}(t_{EOI}) - P_{ao}(t_0)) / (\tau (Q(t_{EOI}) - Q(t_0)) + (V(t_{EOI}) - V(t_0)))$; 并且

[0040] $R = \tau E$,

[0041] 其中, t_0 是患者开始呼吸的时间 (或者如果患者是被动的, 则为通气机进行), 并且 t_{EOI} 是通气机关闭的时间。 τ 是呼吸系统时间常数, 可以将其估计为中值 (如上), 或者例如通过普通的最小二乘法估算。基于 R 和 E 来确定对象 12 中的肺泡压 (P_{al}) 和肌肉压力 (P_{mus}) 可以根据以下所示的公式和/或其他公式来执行。例如,

[0042] $Pal(t) = Pao(t) - RQ(t)$; 并且

[0043] $Pmus(t) = Pao(t) - RQ(t) - E(V(t) - (V(t_0))) - Pal(t_0)$.

[0044] 如上所述, 可以根据以下所示的公式和/或其他公式来基于 P_{al} 和 P_{mus} 确定跨肺压 $P_{跨肺}$ 。

[0045] $P_{跨肺}(t) = Pal(t) - Pmus(t)$

[0046] 通过非限制性示例, 图 3 是示出基于 P_{ao} 202 和 Q 206 来确定 302 (例如, 使用上述公式) 参数 R 204、 P_{al} 208、 E 210 和 P_{mus} 212 的输入输出图解 300。如图 3 中所示, 系统 10 (图 1) 被配置为使得仅需要基于来自定位为与对象 12 的嘴处的对象接口 16 连通的传感器 18 的输出信号中的信息进行的空气流率 (Q 206) 和压力 (P_{ao} 202) 的测量, 以进行 R 204、 E 210、 P_{al} 208、 P_{mus} 212 和/或其他参数的逐呼吸估计。在一些实施例中 (例如, 在非侵入性通气期间), 基于使用位于通气机中的传感器获得的流率和压力测量结果来估计对象的嘴处的流率和压力。

[0047] 在一些实施例中, 代替和/或附加于跨肺压, 确定跨壁压 (P_{al} - 胸膜压力 (P_{pl})), 并且基于肺容量、跨壁压和/或其他信息来确定目标 PEEP 水平 (例如, 如本文所述)。在这样的实施例中, 对象接口 16 (图 1) 和/或传感器 18 (图 1) 可以包括一个或多个侵入性部件, 所述一个或多个侵入性部件被配置为便于胸膜压力的测量 (例如, 经由食道导管和/或其他部件)。

[0048] 返回图 1, PEEP 部件 42 被配置为确定目标 PEEP 水平。基于来自传感器 18 的输出信号中的信息、由参数部件 40 确定的参数 (例如, 包括肺容量, 跨肺压和/或其他参数) 和/或其他信息来确定目标 PEEP 水平。在一些实施例中, PEEP 部件 42 被配置为通过控制压力生成器 14 以生成可呼吸气体的加压流以在对象 12 的一系列呼吸中实现对象 12 中一系列增加的 PEEP 水平来确定目标 PEEP 水平并且针对个体 PEEP 水平来确定气道顺应性 C (例如, 如上所述的 $1/E$)。在一些实施例中, PEEP 部件 42 被配置为使得具有增加的 PEEP 水平的呼吸在呼吸期间被控制潮气量和/或限制肺泡压以确保对象 12 的安全 (例如, 其中, 根据来自传感器 18 的输出信号中的信息, 基于限制和/或通过用户接口 22 进行的其他输入和/或选择, 和/或基于其他信息, 进行必要的安全确定)。潮气量受控和肺泡压受限的呼吸是指在压力支持或渐增压力下进行的呼吸, 直到吸入的体积达到处方所给出的体积阈值为止。

[0049] 图 4 图示了作为在增加 PEEP 401 水平 402、404、406 和 408 的情况下的函数的气道顺应性 C 400。在这样的实施例中, 基于顺应性对 PEEP 信息 (例如, 图 4 中的信息), PEEP 部件 42 (图 1) 被配置为将目标 PEEP 水平设置在生成对象 12 的最大或接近最大肺顺应性的 PEEP 水平或附近 (图 1)。使用图 4 作为范例, 在或接近 PEEP 水平 404 和 406 时达到最大肺顺应性 (或最小弹性) 410, 因此 PEEP 部件 42 将目标 PEEP 水平 412 设置为等于或接近 PEEP 水平 404 和/或 406 的水平。

[0050] 在一些实施例中, 基于肺容量和跨肺压来确定目标 PEEP 水平包括基于输出信号中的信息、由参数部件 40 (图 1) 确定的参数和/或其他信息来确定肺容量 (例如, 通过将潮气量

的多个测量结果缝合在一起)相对于跨肺压(例如,如上所述确定)的曲线。在一些实施例中,通过将潮气量的许多测量值拼接在一起并在呼吸开始时通过起始量和/或通过其他方法对其进行偏置,来生成曲线的肺容量部分。图5示出了针对对象12(图1)的肺容量(V)500与跨肺压($P_{\text{跨肺}}$)502曲线504的示例。在一些实施例中,PEEP部件42(图1)被配置为通过控制压力生成器14(图1)来生成可呼吸气体的加压流以在对象12的一系列呼吸514、516、518和520上实现对象12中的一系列增加的PEEP水平506、508、510和512来确定曲线504,并且针对个体呼吸514-520绘制得到肺容量对跨肺压(例如,如上所述地确定)。如图5中所示,针对个体呼吸514-520生成的信息被用于确定曲线504的对应部分522-528。

[0051] 对象12(图1)的肺的跨肺压p-v曲线具有三个主要区域。在低压下,曲线通常是平坦的(例如,需要较大的压力变化以实现相对较小的体积变化)。这对应于低的肺顺应性。曲线的中央区域以较高的肺顺应性为特征,并且对应于肺部在其最佳状态下工作而肺泡不坍塌或过度伸展的压力范围。在更高的压力下,p-v曲线变得平坦,因为再次需要较大的压力变化才能实现相对较小的体积变化。

[0052] 图6图示了对象12的肺的另一示例p(跨肺)-v(肺)曲线600(例如,为简单起见,肺泡一旦打开就维持其自身的滞后和/或相互作用在图6中未示出)。图6图示了下部区域602,其中在低压下曲线600通常是平坦的(例如,需要较大的压力变化以实现相对较小的体积变化)。图6示出了曲线600的中央区域604,其特征在于较高的肺顺应性,以及较高的区域606,其中较高的压力下,p-v曲线600变得平坦,这是因为再次需要较大的跨肺压变化以实现相对较小的体积变化。如图6中所示,在曲线600中区域602在上凹拐点608处过渡到区域604,并且在曲线600中区域604在下凹拐点610处过渡到区域606。同样在图6中, $P_{\text{跨肺}}$ 轴示出了跨呼吸系统的弹性隔室的压力(例如, $P_{\text{al}}-P_{\text{mus}}$,其中弹性元件包括肺和胸壁)。

[0053] 返回图1,在一些实施例中,PEEP部件42被配置为使得基于肺容量和跨肺压来确定目标PEEP水平包括识别p(跨肺)-v(肺)曲线中的一个或多个拐点(例如,图6所示的608和/或610),基于所述一个或多个拐点来确定目标PEEP水平,和/或执行其他操作。在一些实施例中,PEEP部件42通过例如检测曲线600的导数的值的变化来确定p(跨肺)-v(肺)曲线中的拐点。在一些实施例中,PEEP部件42被配置为使得可以使用Savitzky-Golay平滑滤波器和/或其他技术来局部地(即,沿着曲线600逐点地)计算导数。

[0054] 在一些实施例中,基于肺容量和跨肺压来确定目标PEEP水平还包括:识别曲线中的上凹拐点和/或使压力生成器14调节可呼吸气体的加压流以针对一系列随后的呼吸中的个体呼吸增加对象12中的治疗PEEP水平,直到在对应于最近呼吸的曲线的部分中不再识别出上凹拐点为止。在一些实施例中,基于肺容量和跨肺压来确定目标PEEP水平还包括:识别曲线中的下凹拐点;使所述压力生成器14调节可呼吸气体的所述加压流,以针对随后的一系列呼吸中的个体呼吸中降低对象12的治疗PEEP水平,直到识别出上凹拐点;使所述压力生成器14调节可呼吸气体的所述加压流,以在至少一次另外的呼吸中将治疗PEEP水平增加到下凹拐点与上凹拐点之间的水平;并且将目标PEEP水平设定为与上凹拐点与治疗PEEP水平相对应的压力持续至少一次另外的呼吸,以保持对象12的呼吸道开放。

[0055] 例如,图7示出了由PEEP部件42(图1)执行以确定目标PEEP水平的一组可能的操作700。如上所述,PEEP部件42可以使压力生成器14(图1)生成可呼吸气体的加压流,以在对象12进行的一系列呼吸(例如1-7)中在对象12(图1)中达到一系列PEEP水平(例如,PEEP1-

PEEP7)。图7示出了：识别曲线702中的向下凹拐点；使所述压力生成器14调节可呼吸气体的所述加压流，以针对随后的一系列呼吸中的个体呼吸（例如，呼吸2-5）中降低对象12的治疗PEEP水平（例如，PEEP2-PEEP5），直到识别出上凹拐点704；使压力生成器14调整可呼吸气体的加压流，以将针对至少一个另外的呼吸（例如，PEEP6）的治疗PEEP水平（例如PEEP6）增加到下凹拐点702与上凹拐点704之间的水平，更接近702；并且最终将目标PEEP水平设置为下凹拐点702与上凹拐点704之间的水平（例如PEEP7），更接近704，以保持对象12的开放气道。

[0056] 返回图1，在一些实施例中，PEEP部件42被配置为执行上述操作中的一个或多个从而对象12每次呼吸一次或多次确定目标PEEP水平，使得实时和/或接近实时地确定目标PEEP水平（例如，使得可以针对对象12的个体呼吸生成和/或更新类似于图6所示的绘图的绘图）。在一些实施例中，PEEP部件42被配置为响应于检测到p（跨肺）-v（肺）曲线中的上凹拐点而执行上述操作中的一个或多个。在一些实施例中，PEEP部件42被配置为响应于参数部件40违反阈值水平而确定的一个或多个参数来执行上述操作中的一个或多个。例如，PEEP部件42可以被配置为响应于指示低通气警报状况的参数（例如，一个或多个参数违反低通气警报阈值）、SpO₂水平突破SpO₂警报阈值水平、和/或响应于其他参数违反其他阈值而执行上述操作中的一个或多个以确定目标PEEP水平。在一些实施例中，PEEP部件42被配置为以预定间隔确定目标PEEP水平执行上述操作中的一个或多个，所述预定间隔可以对应于或不对应于对象12的呼吸。在一些实施例中，PEEP部件42被配置为响应于从用户接收到的手动指令（例如，经由用户输入和/或经由用户接口22和/或系统10的其他部件选择的此类指令）而执行上述操作中的一个或多个以确定目标PEEP水平。在一些实施例中，在制造时设置目标PEEP水平确定的定时（例如，实时，接近实时，响应于阈值突破，以预定间隔，响应于手动指令等），基于经由用户接口22的用户输入确定和/调整，和/或通过其他方法确定。

[0057] 控制部件44被配置为控制压力生成器14以生成可呼吸气体的加压流。控制由压力生成器14生成的气体的加压流以代替和/或补充对象12的正常呼吸。在一些实施例中，控制部件44被配置为使压力生成器14根据处方的机械通气治疗方案来生成可呼吸气体的加压流。在这样的实施例中，控制部件44被配置为使压力生成器14根据处方的机械通气治疗方案来控制可呼吸气体的加压流的一个或多个通气参数（例如，如上所述）。在一些实施例中，除了和/或代替机械通气治疗方案，控制部件44可以被配置为控制压力生成器14以根据通气和/或气道正压支持疗法方案来生成气流。作为非限制性示例，控制部件44可以控制压力生成器14，使得经由气流向对象12提供的压力支持包括连续气道正压支持（可变CPAP），可变双水平气道正压支持（BPAP），比例气道正压支持（PPAP），和/或其他类型的压力支持疗法。

[0058] 在一些实施例中，控制部件44被配置为使压力生成器14调节可呼吸气体的加压流以提供本文所述的治疗PEEP水平（例如，上述用于确定目标PEEP水平的经调节的PEEP水平）和/或维持确定的目标PEEP水平。维持所确定的目标PEEP水平可以促进对象12中开放气道的维持，使得氧气和二氧化碳可以更容易地交换，需要来自对象12的很少和/或不需要任何努力以便于气体交换。控制部件44被配置为基于与来自传感器18的输出信号有关的信息、由PEEP部件42和/或参数部件40确定的信息、由用户经由用户接口22输入和/或选择的信息和/或其他信息来控制压力生成器14。

[0059] 通过处理器20的部件40、42和/或44、和/或本文描述的系统10的其他部件的操作的非限制性实践示例,系统10可以递送肺复张(例如,由系统自动触发10和/或由外部用户手动地触发),包括朝向对象12的增加的受控潮气量和肺泡压受限的呼吸(压力)的系列,例如,15cmH₂O开始初始PEEP。如上所述,潮气量受控和肺泡压受限的呼吸是在压力支持和/或斜变压力下进行的呼吸,直到吸入体积达到处方所给出的体积阈值(例如,例如经由用户接口22输入的和/或系统10的其他部件所选择的6cc/kg理想体重(IBW))和/或直到肺泡压达到例如30cmH₂O,在其之后将压力降低回PEEP设置。系统10可以使这些呼吸中的一个或多个呼吸进行递送,以便稳定上述参数估计算法,和/或建立对应的p(跨肺)-v(肺)曲线段的鲁棒估计(例如,通过对来自不同的呼吸的确定结果进行平均)。如果在估计的p-v曲线段中检测到向上凹拐点,则可以将PEEP增大到例如对应于该拐点加上2cmH₂O的压力水平。然后,可以在新的PEEP水平继续递送呼吸,同时继续确定其他呼吸参数,并重复上述过程,直到确定的p-v曲线段不具有更低的拐点(上凹拐点)为止。

[0060] 如果检测到的拐点是下凹,则系统10被配置为使PEEP水平设置降低以所需的cmH₂O量,以向下移动p-v曲线并使上方拐点(下凹拐点)针对给定的曲线段(例如,图5中的段524和526)消失。之后,进行PEEP水平的连续下降(同时持续递送呼吸),直到出现上凹拐点。PEEP的该水平对应于肺不张,并且系统10将目标PEEP水平设置在该压力之上。重复恢复流程(步进地增加PEEP的水平),但随后将PEEP降低到2cm H₂O的水平,例如,高于导致肺不张的PEEP的学习的水平。应当注意,在施予机械通气期间,通过检测下方拐点(上凹拐点)可以由系统10在任何时间检测到肺不张。如上所述,响应于由系统10(例如,PEEP部件42)检测到上凹拐点和/或其他事件,系统10(例如,PEEP部件42和/或压力生成器14)被配置为根据本文中描述的流程来执行肺复张。

[0061] 用户接口22被配置为提供系统10与对象12和/或其他用户之间的接口,通过用户接口对象12和/或其他用户向系统10提供信息并从系统10接收信息。其他用户可以包括护理人员、医师、家庭成员、决策者和/或其他用户。用户接口22使得统称为“信息”的数据、线索、结果和/或指令以及任何其他可通信项能够在用户(例如对象12)与压力生成器14、传感器18、处理器20、电子存储设备和/或系统10的其他部分之间传送。适合包括在用户接口22中的接口设备的范例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、可听警告、打印机、触觉反馈设备和/或其他接口设备。在一些实施例中,用户接口22可以包括多个单独的接口。在一些实施例中,用户接口22包括至少一个与压力生成器14一体地设置的接口。

[0062] 应该理解,本公开也预期其他通信技术、不管是硬接线的还是无线的,作为用户接口22。例如,本公开预期,用户接口22可以与由电子存储设备24提供的可移除存储接口集成。在该范例中,信息可以从可移除存储设备(例如,智能卡、闪速存储器、可移除磁盘等)加载到系统10中,其使得(一个或多个)用户能够定制系统10的操作。适于与系统10一起使用作为用户接口22的一个范例输入设备和技术包括但不限于,RS-232端口、RF链路、IR链路、调制解调器(电话、线缆或其他)。简言之,本公开预期用于与系统10交流信息的任何技术作为用户接口22。

[0063] 在一些实施例中,电子存储设备24包括电子地存储信息的电子存储设备介质。电子存储设备24的电子存储介质可以包括与系统10一体地(即,基本上不可移除)提供的系统

存储器和/或可经由例如端口(例如,USB端口,火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移除地可连接到系统10的可移除存储器中的一个或两者。电子存储设备24可以包括以下中的一个或多个:光学可读存储介质(例如光盘等)、磁性可读存储介质(例如磁带、磁硬盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质(例如EPROM、RAM等)、固态存储介质(例如闪存驱动器等)、和/或其他电子地可读的存储介质。电子存储设备24可以存储软件算法、由处理器20确定的信息、经由用户接口22接收到的信息、和/或使得系统10能够如本文中所描述地工作的其他信息。电子存储设备24可以(整体地或部分地)是系统10内的分开的部件,或者电子存储设备24可以(整体地或部分地)与系统10的一个或多个其他部件(例如,用户接口22,处理器20等)被集成提供。

[0064] 图8图示了用于利用机械通气机系统来控制对象中的PEEP的方法800。所述机械通气机系统包括压力生成器、一个或多个传感器、一个或多个硬件处理器和/或其他部件。所述一个或多个硬件处理器由机器可读指令配置为执行计算机程序部件。该计算机程序部件包括参数部件、PEEP部件、控制部件和/或其他部件。以下呈现的方法800的操作旨在是说明性的。在一些实施例中,方法800可以利用一个或多个未描述的额外的操作来完成、或者在没有所讨论的操作中的一个或多个的情况下完成。另外,在图8中图示并且在以下描述的方法800的操作的顺序不旨在限制。

[0065] 在一些实施例中,方法800可以在一个或多个处理设备(例如,数字处理器、逻辑处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为处理信息的逻辑电路、状态机、和/或用于电子地处理信息的其他机构)中实施。所述一个或多个处理设备可以包括响应于电子地存储在电子存储设备介质中的指令来执行方法800的操作中的一些或全部的一个或多个设备。所述一个或多个处理设备可以包括通过硬件、固件、和/或软件被专门设计为执行方法800的操作中的一个或多个而被配置的一个或多个设备。

[0066] 在操作802,生成可呼吸气体的加压流以递送到对象的气道。在一些实施例中,操作802由与(在图1中所示并且在本文中描述的)压力生成器14相同或相似的一个或多个压力生成器来执行。

[0067] 在操作804,生成传达与对象的呼吸有关的信息的输出信号。在一些实施例中,操作804由与(在图1中所示并且在本文中描述的)传感器18相同或相似的一个或多个传感器来执行。在一些实施例中,所述一个或多个传感器包括:流率传感器,其被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与可呼吸气体的所述加压流的流率有关的信息;压力传感器,其传达与所述对象的嘴处的可呼吸气体的压力有关的信息;和/或其他传感器。

[0068] 在操作806,确定对象的肺容量和跨肺压。基于一个或多个所确定的参数,基于输出信号中的信息和/或基于其他信息来确定肺容量和跨肺压(例如,可以基于潮气量来确定肺容量,基于输出信号来确定潮气量,基于潮气量来确定肺容量;并且可以根据上面的参数和公式来确定跨肺压)。在一些实施例中,与对象的呼吸有关的信息包括呼吸气体的加压流的流率(Q),对象的嘴处的呼吸气体的压力(P_{ao})和/或其他信息。在一些实施例中,基于所述输出信号中的所述信息来确定所述对象的所述跨肺压包括:基于 Q 和 P_{ao} 来确定气道阻力(R)和弹性(E);基于 R 和 E 来确定所述对象的肺泡压(P_{al})和肌肉压力(P_{mus});并且基于 P_{al} 和 P_{mus} 来确定所述跨肺压。在一些实施例中,代替跨肺压而确定跨壁压,并且基于肺容量、跨壁压和/或其他信息来确定目标PEEP水平(例如,如本文所述)。在一些实施例中,操作806由与

(在图1中所示并且在本文中描述的) 参数部件40相同或相似的一个或多个处理器来执行。

[0069] 在操作808, 确定目标PEEP水平。基于肺容量、跨肺压和/或其他信息确定目标PEEP水平。在一些实施例中, 基于所述肺容量和所述跨肺压来确定所述目标PEEP水平包括: 根据输出信号中的信息、确定的参数和/或其他信息来确定肺容量对肺动脉压力曲线; 识别所述曲线中的一个或多个拐点; 并且根据所述一个或多个拐点来确定目标PEEP水平。在一些实施例中, 基于所述肺容量和所述跨肺压来确定所述目标PEEP水平还包括: 识别曲线中的下凹拐点; 使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流, 以针对随后的一系列呼吸中的个体呼吸中降低对象的治疗PEEP水平, 直到识别出上凹拐点; 使所述压力生成器调节可呼吸气体的所述加压流, 以在至少一次另外的呼吸中将治疗PEEP水平增加到下凹拐点与上凹拐点之间的水平; 并且将目标PEEP水平设定为与上凹拐点与治疗PEEP水平相对应的压力持续至少一个另外的呼吸, 以保持对象的呼吸道开放。在一些实施例中, 基于所述肺容量和所述跨肺压来确定所述目标PEEP水平还包括: 识别曲线中的上凹拐点; 并且使压力生成器调节可呼吸气体的加压流以在一系列随后的呼吸中的个体呼吸中增加对象中的治疗PEEP水平, 直到在所述曲线的对应于最大最近呼吸的部分中不再识别出所述上凹拐点。在一些实施例中, 操作808由与(在图1中所示并且在本文中描述的) PEEP部件42相同或相似的一个或多个硬件处理器来执行。

[0070] 在操作810, 使压力生成器调节可呼吸气体的加压流以维持所确定的目标PEEP水平。在一些实施例中, 操作810由与(在图1中所示并且在本文中描述的) 控制部件44相同或相似的一个或多个硬件处理器来执行。

[0071] 尽管以上提供的说明出于基于当前认为最优选和现实的实施例的提供了说明的目的细节, 但是应理解, 这样的细节仅用于该目的并且本公开不限于明确公开的实施例, 而是相反, 旨在涵盖在随附权利要求书的精神和范围之内的修改和等价布置。例如, 应该理解, 本公开预期, 在可能的范围内, 任何实施例的一个或多个特征可以与任何其他实施例的一个或多个特征相组合。

[0072] 在权利要求中, 置于括号之间的任何附图标记都不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”或“包含”不排除存在多于权利要求中列出的那些之外的元件或步骤的存在。在枚举了若干器件的装置型权利要求中, 这些器件中的若干个可以由相同的硬件项来实现。元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。在枚举了若干器件的任何装置型权利要求中, 这些器件中的若干个可以由同一硬件项来实现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定元件, 但是这并不指示不能有利地使用这些元件的组合。

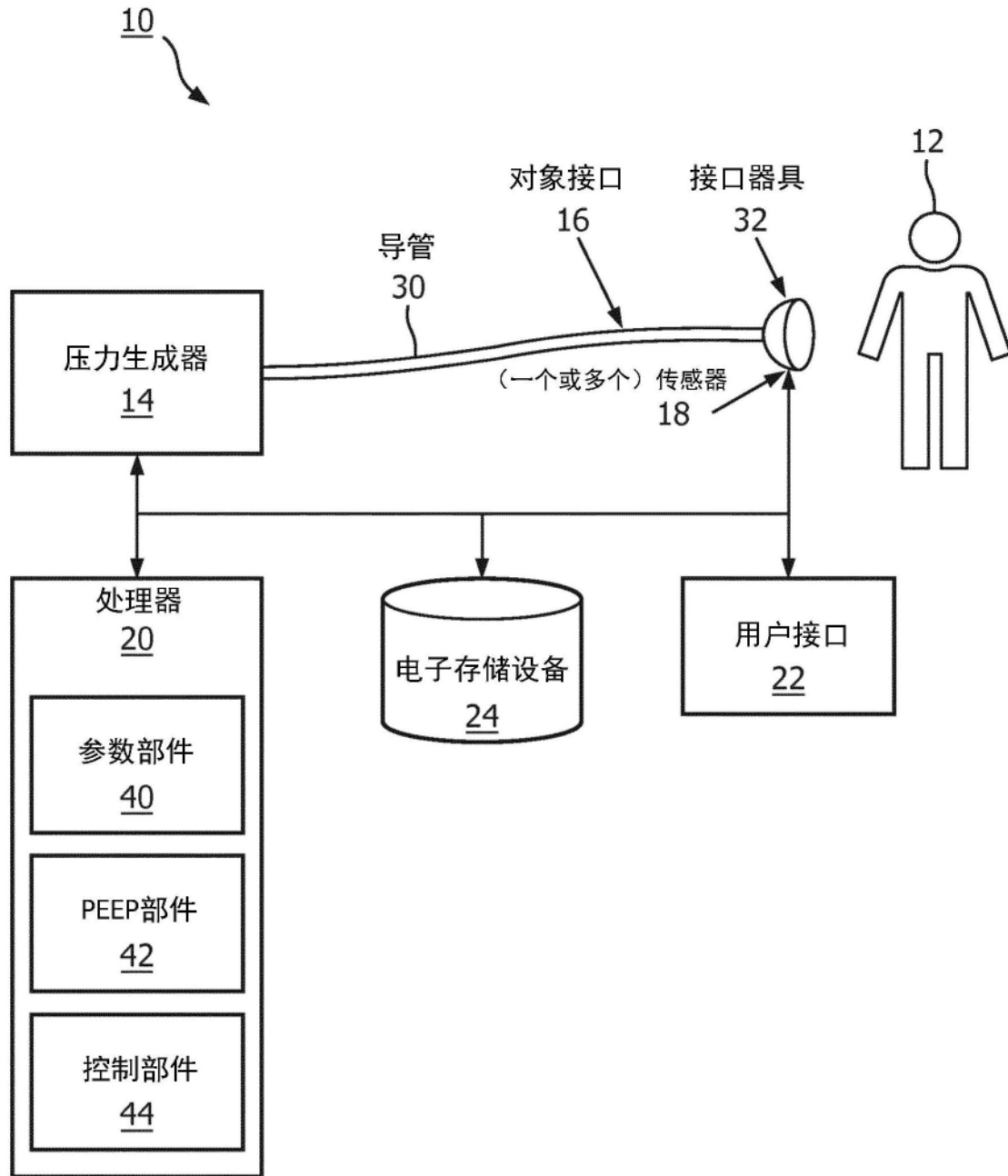


图1

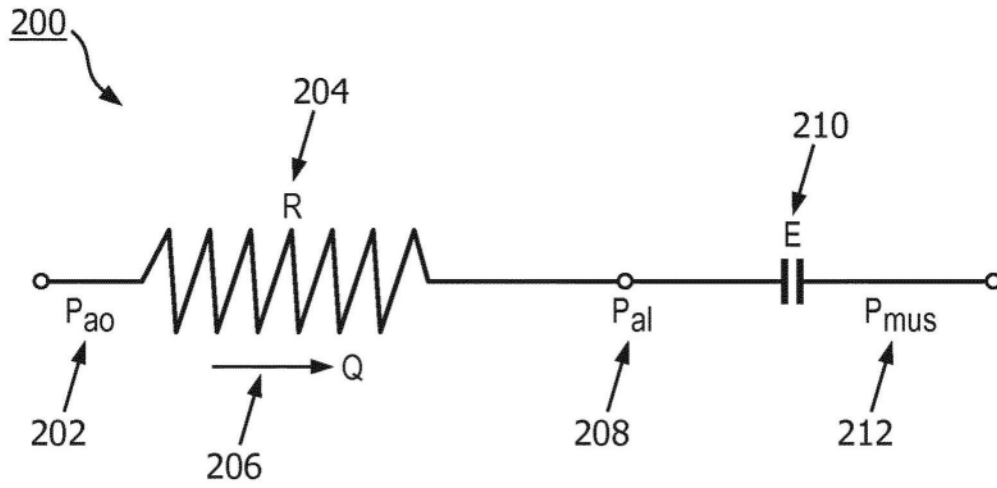


图2

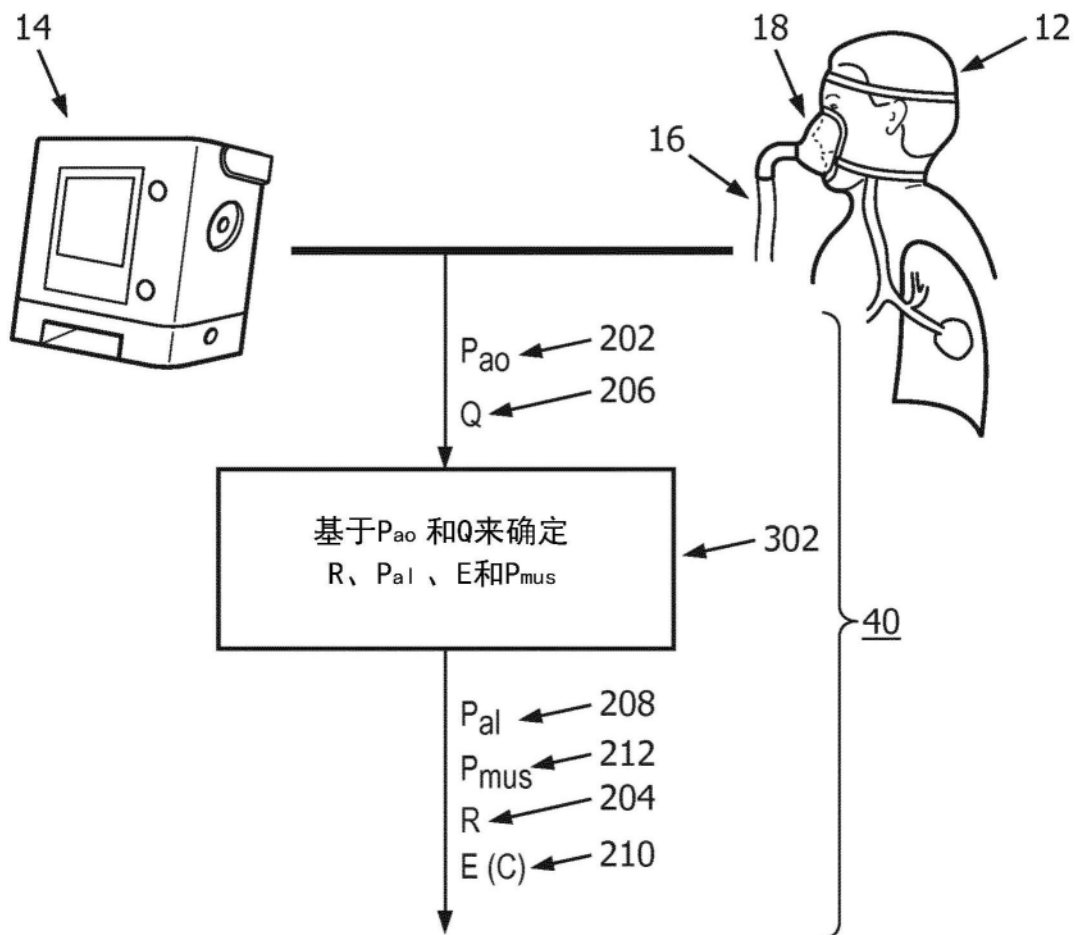


图3

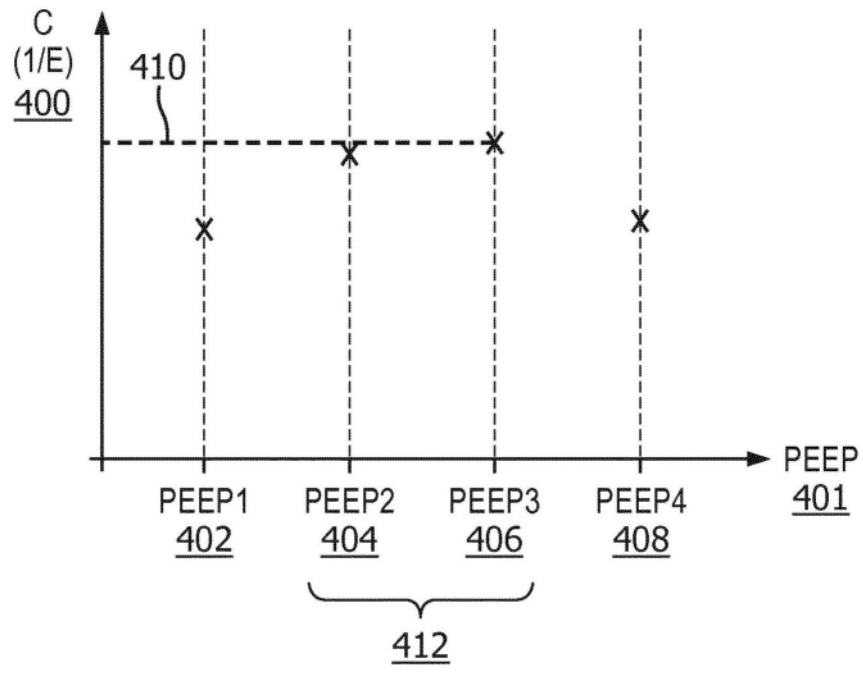


图4

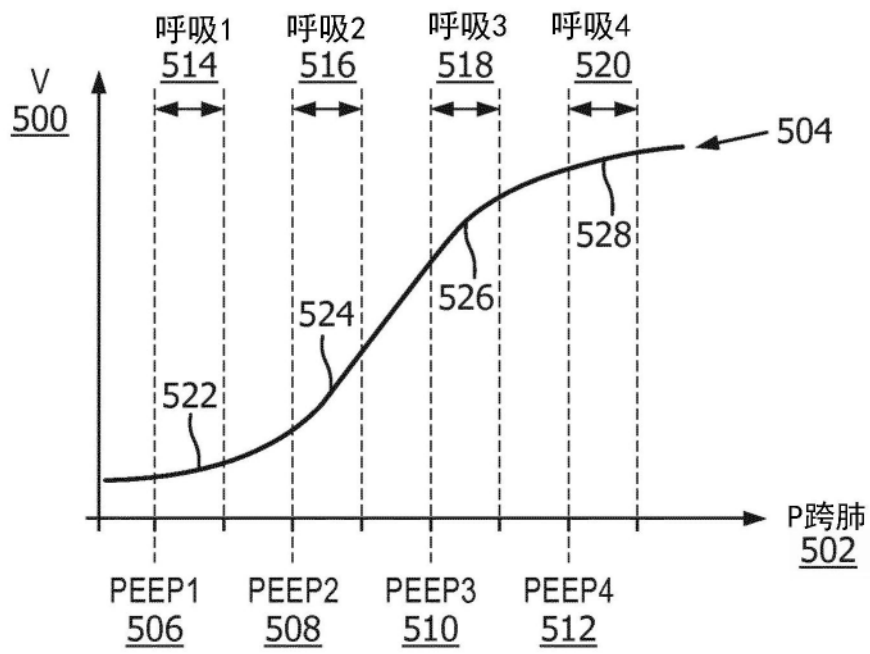


图5

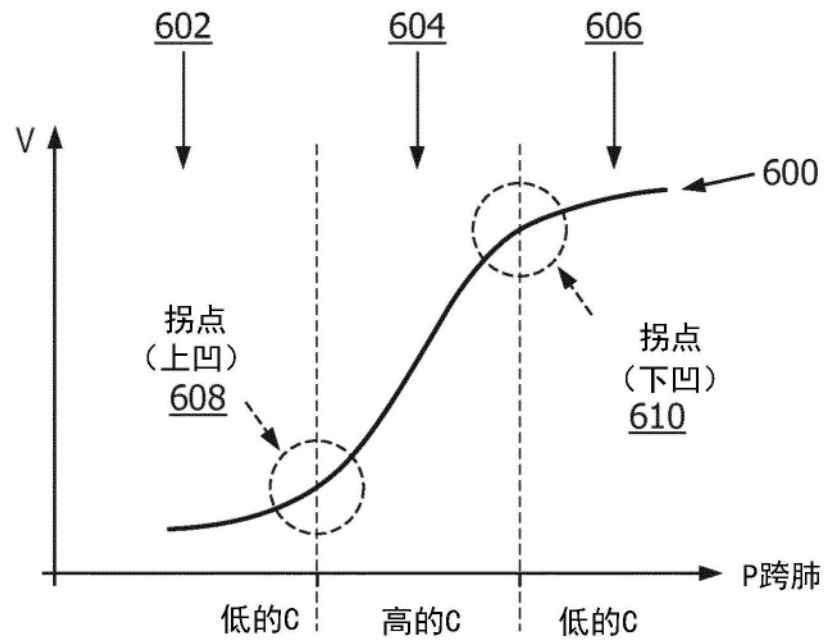


图6

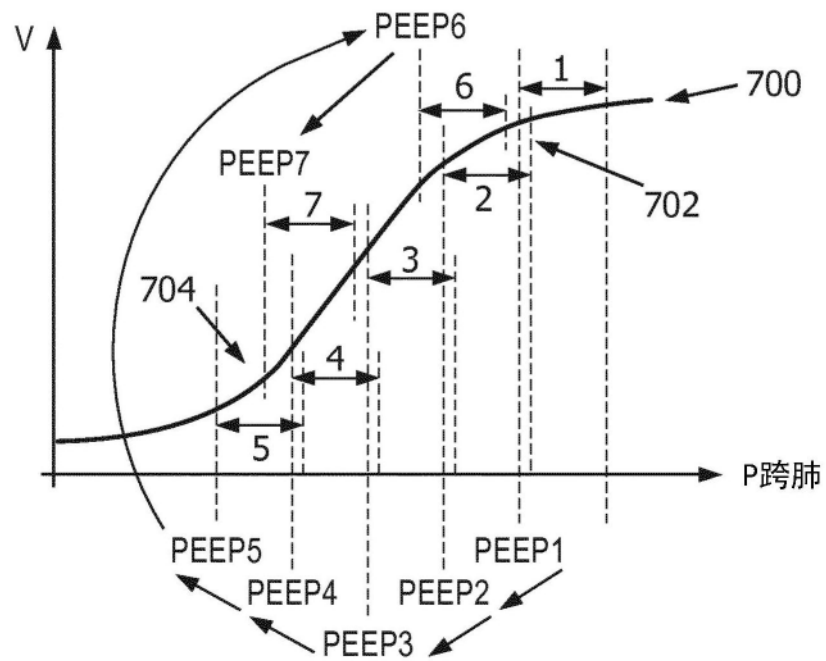


图7

方法
800

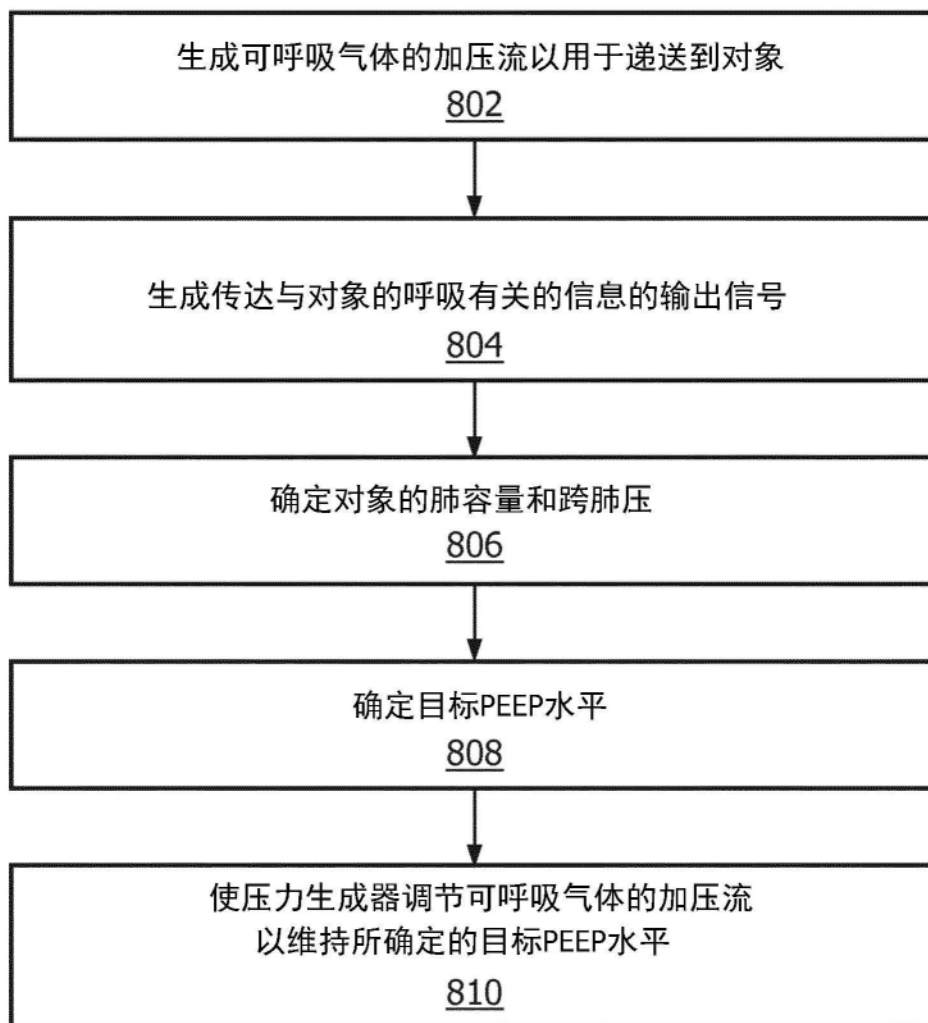


图8