



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106801 B

(45)授权公告日 2020.05.05

(21)申请号 201580070644.0

(22)申请日 2015.12.17

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107106801 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(30)优先权数据

62/096,622 2014.12.24 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/059706 2015.12.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/103122 EN 2016.06.30

(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·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 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61M 16/00(2006.01)

A61M 16/08(2006.01)

A61M 39/10(2006.01)

审查员 朱书华

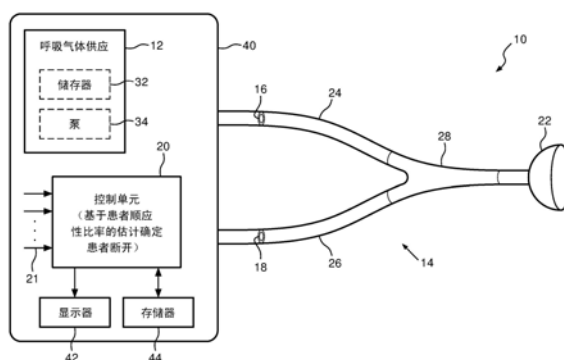
权利要求书2页 说明书10页 附图2页

### (54)发明名称

使用呼吸的吸入和呼出阶段两者上估计的患者肺顺应性检测通气机与患者断开的系统和  
方法

### (57)摘要

系统、方法和计算机可读存储介质用于使用在呼吸的吸入阶段和呼出阶段两者上估计的患者肺顺应性来检测通气机和患者的断开。通气机呼吸系统(10)向患者提供呼吸气体,并且包括气体供应(12)、耦合到所述气体供应的患者管道回路(14)和与所述患者管道回路相关联并且被配置为至少监测流量和压力的气体监测系统(16、18)。控制单元(20)耦合到所述监测系统并且被配置为通过估计患者肺顺应性比率来确定患者从所述系统的断开,估计患者肺顺应性比率是基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的和在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的气体量以及在所述呼吸周期的所述吸入阶段和所述呼出阶段期间的所述患者管道回路中的监测的压力进行的。



1. 一种通气机呼吸系统 (VBS), 用于向患者提供呼吸气体并且具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期, 所述通气机呼吸系统包括:

气体供应;

患者管道回路, 其耦合到所述气体供应;

气体监测系统, 其与所述患者管道回路相关联并且被配置为至少监测流量和压力; 以及

控制单元, 其耦合到所述监测系统, 并且被配置为估计患者肺顺应性比率并且通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定患者从所述通气机呼吸系统的断开, 估计患者肺顺应性比率是基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的和在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的气体量以及在所述呼吸周期的所述吸入阶段和所述呼出阶段期间的所述患者管道回路中的监测的压力进行的,

其中, 所述控制单元被配置为通过估计所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性并且估计所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性来估计所述患者肺顺应性比率。

2. 根据权利要求1所述的通气机呼吸系统, 其中, 所述患者管道回路包括患者接口、吸气分支和呼气分支, 所述患者接口、所述吸气分支和所述呼气分支中的每个经由管道回路Y形件彼此流体连通; 并且其中, 所述气体监测系统包括多个传感器, 所述多个传感器包括一个或多个吸气分支传感器和一个或多个呼气分支传感器。

3. 根据权利要求1所述的通气机呼吸系统, 其中, 所述气体供应包括泵和储存器。

4. 根据权利要求1所述的通气机呼吸系统, 其中, 所述控制单元被配置为基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的确定的气体量、在所述吸入阶段的开始处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在该所述吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力来估计吸入患者肺顺应性。

5. 根据权利要求1所述的通气机呼吸系统, 其中, 所述控制单元被配置为基于在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的气体量、在所述呼出阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在该所述吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力来估计呼出患者肺顺应性。

6. 根据权利要求1所述的通气机呼吸系统, 其中, 所述控制单元被配置为通过估计在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性并且估计在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性来估计所述患者肺顺应性比率; 其中, 所述患者肺顺应性比率 =  $(C_{inh}/C_{exh})$ ;  $C_{inh}$  是在所述吸入阶段期间估计的所述吸入患者肺顺应性, 并且被计算为  $C_{inh} = V_{inh} / (P_{eoi} - P_{boi})$ ;  $C_{exh}$  是在所述呼出阶段期间估计的所述呼出患者肺顺应性, 并且被计算为  $C_{exh} = V_{exh} / (P_{eoi} - P_{eoe})$ ; 其中,  $V_{inh}$  = 在所述吸入阶段期间递送的气体量,  $V_{exh}$  = 在所述呼出阶段期间离开的气体量,  $P_{boi}$  = 在所述吸入阶段的开始处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoi}$  = 在所述吸入阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoe}$  = 在所述呼出阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力; 并且其中, 所述控制单元被配置为通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定所述患者从所述通气机呼吸系统的断开。

7. 一种在其中存储有机器可读指令的非暂态计算机可读存储介质, 所述机器可读指令

被配置为由处理器运行以控制通气机呼吸系统 (VBS) 经由患者管道回路向患者提供呼吸气体,并且所述通气机呼吸系统具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期,所述机器可读指令被配置为令所述通气机呼吸系统运行用于确定患者从所述通气机呼吸系统的断开的过程,所述过程包括:

至少监测所述患者管道回路中的气体的流量和压力;

基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的和在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的确定的气体量以及在所述呼吸周期的所述吸入阶段和所述呼出阶段期间的所述患者管道回路中的监测的压力来估计患者肺顺应性比率;并且

通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定患者断开,

其中,估计所述患者肺顺应性比率包括估计在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性,并且估计在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性。

8. 根据权利要求7所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述患者管道回路包括患者接口、吸气分支和呼气分支,所述患者接口、所述吸气分支和所述呼气分支中的每个经由管道回路Y形件彼此流体连通;并且其中,监测包括处理来自所述吸气分支和所述呼气分支中的多个传感器的信号。

9. 根据权利要求7所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,对所述吸入患者肺顺应性的所述估计基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的确定的气体量、在所述吸入阶段的开始处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在该所述吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力。

10. 根据权利要求7所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,对所述呼出患者肺顺应性的所述估计基于在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的确定的气体量、在所述呼出阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在该所述吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力。

11. 根据权利要求7所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,估计所述患者肺顺应性比率包括估计在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性,并且估计在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性;其中,所述患者肺顺应性比率 =  $(C_{inh}/C_{exh})$ ;  $C_{inh}$  是在所述吸入阶段期间估计的所述吸入患者肺顺应性,并且被计算为  $C_{inh} = V_{inh}/(P_{eoi} - P_{boi})$ ;  $C_{exh}$  是在所述呼出阶段期间估计的所述呼出患者肺顺应性,并且被计算为  $C_{exh} = V_{exh}/(P_{eoi} - P_{eoe})$ ; 其中,  $V_{inh}$  = 在所述吸入阶段期间递送的气体量,  $V_{exh}$  = 在所述呼出阶段期间离开的气体量,  $P_{boi}$  = 在所述吸入阶段的开始处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoi}$  = 在所述吸入阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoe}$  = 在所述呼出阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力。

## 使用呼吸的吸入和呼出阶段两者上估计的患者肺顺应性检测 通气机与患者断开的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及通气机领域,具体而言涉及用于控制通气治疗设备的方法和装置,包括使用估计的患者肺顺应性来检测断开。

### 背景技术

[0002] 从通气机系统接收呼吸压力支持的患者通常通过通气机的患者回路接收呼吸气体。患者回路通常包括连接到被称为管道回路Y形件的配件的两个导管(例如,柔性管道)。导管的自由端附接到通气机,使得一个导管从通气机的气动系统接收呼吸气体,并且另一导管将患者呼出的气体返回到通气机。然后可以在呼出气体最终通过呼出阀离开之前测量呼出气体的量。通常,Y形件配件连接到患者的呼吸附件或壳体,所述呼吸附件或壳体将呼吸气体导入肺部,并将来自肺部的呼出气体引导到患者回路的呼出分支。患者回路的吸入端的气动系统通常在呼吸之前关闭,并且患者回路呼出端的呼出阀通常在单向阀之前,以防止气体在患者回路呼出分支中流动。

[0003] 在患者的通气期间,监测气路状态能够是重要的,因为它们递送到患者和从患者接收的气体的导管。治疗气体往返于患者的流动可以经由不同的机制中断,一些与系统中的阀相关,或通过阻塞管道系统或通过通气机呼吸系统(VBS)元件的互连点中的任一个处的气路的断开。具体而言,气流中断的断开类型是通气机设计者称为“管道回路断开”的事物。

[0004] 患者的通气期间VBS中的断开是经常发生的。它们可能是由患者或护理提供者的非自愿行为引起的,或者是例如在执行患者导气管的抽吸时护理提供者的故意行动引起的。当发生VBS断开时,向患者递送气体受损,并且针对来自空气传播病原体的护理提供者保护通常也受到损害。一些断开发作比其他情况更严重,特别是当发生意外断开(通常是由非自愿的患者行动引起)并且不能由通气机及时识别时,因此不会发出适当的警报,从而导致患者缺乏足够的通气被送达他/她的肺。断开可能发生在VBS的若干位置。典型的断开是将患者的气管插管(ET)或气管切开管与管道系统患者端口分开。另一种类型的断开是当管道系统与通气机的呼出端口入口分离时发生的。此外,在集水器或细菌过滤器的连接端口或加湿器等处可能发生断开。另外,患者可能与他/她的气管插管或气管切开管(其通常称为拔管)断开。

[0005] 可能存在多种方法,其基于状况的识别,尤其是在通气机呼吸系统断开发作期间存在的压力、递送和呼出的流量和量的识别。这些方法通常包括压力和或流量和或量的状况的集合。具体而言,在各种已知方法中,压力和流量标准需要基于机器相关的实验数据来选择。这些方法是复杂的,需要确定可以为机器相关的阈值。关于这一问题的临床文献综述将很容易地指示,当没有被检测到时,或者当使用的方法是有缺陷的或者花费大量的时间来检测这些事件时,由断开创建的患者的频率和潜在的危害及其对患者的效应。

[0006] 因此,可能期望提供用于确定通气呼吸系统患者断开的可靠的机器不相关的

方法。

## 发明内容

[0007] 本发明的实施例可以提供使用在呼吸的吸入和呼出阶段两者上估计的患者肺顺应性来检测通气机和患者断开的装置、系统、方法和计算机可读存储介质。可以实现这一点的实施例涉及一种通气机呼吸系统 (VBS)，以向患者提供呼吸气体，并具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期。VBS包括气体供应、耦合到气体供应的患者管道回路，以及与患者管道回路相关联并被配置为至少监测量和压力的气体监测系统。控制单元耦合到监测系统并且被配置为通过基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送的和在呼吸周期的呼出阶段期间离开的确定的气体量以及在呼吸周期的吸入和呼出阶段期间的患者管道回路中的监测的压力估计患者肺顺应性比例来确定患者从VBS的断开。

[0008] 可以注意到，吸入和呼出阶段由通气机确定。这些阶段与取决于患者并且通过肺流量的幅度和附图为零的时间来识别的“生理”吸入和呼出阶段不同。

[0009] 在一个实施例中，患者管道回路可以包括患者接口、吸气分支和呼气分支，每个经由管道回路Y形件彼此流体连通；并且其中，所述气体监测系统的多个传感器包括一个或多个吸气分支传感器和一个或多个呼气分支传感器。

[0010] 在实施例中，气体供应可以包括泵和储存器。

[0011] 在实施例中，所述控制单元被配置为通过估计所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性并且估计所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性来估计所述患者肺顺应性比率。

[0012] 在实施例中，所述控制单元被配置为基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的确定的气体量、在所述吸入阶段的开始处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在所述吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力来估计吸入患者肺顺应性。

[0013] 在实施例中，所述控制单元被配置为基于在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的确定的气体量、在所述呼出阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在所述吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力来估计呼出患者肺顺应性。

[0014] 在实施例中，控制单元被配置为通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定患者从VBS的断开。

[0015] 在一个实施例中，所述控制单元被配置为通过估计在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性并且估计在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性来估计所述患者肺顺应性比率；其中，所述患者肺顺应性比率 =  $(C_{inh}/C_{exh})$ ； $C_{inh}$ 是在所述吸入阶段期间估计的所述吸入患者肺顺应性，并且被计算为  $C_{inh} = V_{inh}/(P_{eoi} - P_{boi})$ ； $C_{exh}$ 是在所述呼出阶段期间估计的所述呼出患者肺顺应性，并且被计算为  $C_{exh} = V_{exh}/(P_{eoi} - P_{eoe})$ ；其中， $V_{inh}$  = 在所述吸入阶段期间递送的气体量， $V_{exh}$  = 在所述呼出阶段期间离开的气体量， $P_{boi}$  = 在所述吸入阶段的开始处在所述患者管道回路中监测的压力， $P_{eoi}$  = 在所述吸入阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力， $P_{eoe}$  = 在所述呼出阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力；并且其中，所述控制单元被配置为通过将估计的患者肺顺

应性比率与阈值进行比较来确定所述患者从所述VBS的断开。

[0016] 本发明的实施例还涉及一种确定患者从通气机呼吸系统 (VBS) 的断开的方法, 所述通气机呼吸系统被配置为经由患者管道回路向患者提供呼吸气体并且具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期。所述方法包括: 至少监测所述患者管道回路中的气体的流量和压力; 基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的和在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的确定的气体量以及在所述呼吸周期的所述吸入阶段和所述呼出阶段期间的所述患者管道回路中的监测的压力来估计患者肺顺应性比率; 并且通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定患者断开。

[0017] 在实施例中, 患者管道回路包括患者接口、吸气分支和呼气分支, 每个通过管道回路Y形件彼此流体连通; 并且其中, 监测包括处理来自吸气分支和呼气分支中的多个传感器的信号。

[0018] 在实施例中, 估计患者肺顺应性比率包括估计在所述呼吸周期的吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性, 并且估计在所述呼吸周期的呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性。

[0019] 在实施例中, 对吸入患者肺顺应性的估计基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送的确定的气体量、在吸入阶段的开始处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在吸入阶段的结束处的患者管道回路中的监测的气体压力。

[0020] 在实施例中, 对呼出患者肺顺应性的估计基于在所述呼吸周期的呼出阶段期间离开的确定的气体量、在所述呼出阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力和在吸入阶段的结束处的所述患者管道回路中的监测的气体压力。

[0021] 在实施例中, 估计所述患者肺顺应性比率包括估计在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性, 并且估计在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性; 其中, 所述患者肺顺应性比率 =  $(C_{inh}/C_{exh})$ ;  $C_{inh}$  是在所述吸入阶段期间估计的所述吸入患者肺顺应性, 并且被计算为  $C_{inh} = V_{inh} / (P_{eoi} - P_{boi})$ ;  $C_{exh}$  是在所述呼出阶段期间估计的所述呼出患者肺顺应性, 并且被计算为  $C_{exh} = V_{exh} / (P_{eoi} - P_{eoe})$ ; 其中,  $V_{inh}$  = 在所述吸入阶段期间递送的气体量,  $V_{exh}$  = 在所述呼出阶段期间离开的气体量,  $P_{boi}$  = 在所述吸入阶段的开始处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoi}$  = 在所述吸入阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoe}$  = 在所述呼出阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力。

[0022] 本发明的实施例还可以涉及一种在其中存储有机器可读指令的非暂态计算机可读存储介质, 所述机器可读指令被配置为由处理器运行以控制通气机呼吸系统 (VBS) 经由患者管道回路向患者提供呼吸气体, 并且具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期, 所述机器可读指令被配置为令所述VBS运行用于确定患者从所述VBS的断开的过程, 所述过程包括: 至少监测所述患者管道回路中的气体的流量和压力; 基于在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间递送的和在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间离开的确定的气体量以及在所述呼吸周期的所述吸入阶段和所述呼出阶段期间的所述患者管道回路中的监测的压力来估计患者肺顺应性比率; 并且通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定患者断开。

[0023] 在实施例中, 患者管道回路包括患者接口、吸气分支和呼气分支, 每个通过管道回路彼此流体连通; 并且其中, 监测包括处理来自吸气分支和呼气分支中的多个传感器的信号。

[0024] 在实施例中,估计所述患者肺顺应性比率包括估计在所述呼吸周期的吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性,并且估计在所述呼吸周期的呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性。

[0025] 在实施例中,对吸入患者肺顺应性的估计基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送的气体量、在吸入阶段的开始处的患者管道回路中的监测的气体压力和和吸入阶段的结束处的患者管道回路中的监测的气体压力。

[0026] 在实施例中,对呼出患者肺顺应性的估计基于在所述呼吸周期的呼出阶段期间离开的气体量、在呼出阶段的结束处的患者管道回路中的监测的气体压力和和吸入阶段的结束处的患者管道回路中的监测的气体压力。

[0027] 在实施例中,估计所述患者肺顺应性比率包括估计在所述呼吸周期的所述吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性,并且估计在所述呼吸周期的所述呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性;其中,所述患者肺顺应性比率 =  $(C_{inh}/C_{exh})$ ;  $C_{inh}$ 是在所述吸入阶段期间估计的所述吸入患者肺顺应性,并且被计算为  $C_{inh} = V_{inh} / (P_{eoi} - P_{boi})$ ;  $C_{exh}$ 是在所述呼出阶段期间估计的所述呼出患者肺顺应性,并且被计算为  $C_{exh} = V_{exh} / (P_{eoi} - P_{eoe})$ ;其中,  $V_{inh}$  = 在所述吸入阶段期间递送的气体量,  $V_{exh}$  = 在所述呼出阶段期间离开的气体量,  $P_{boi}$  = 在所述吸入阶段的开始处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoi}$  = 在所述吸入阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力,  $P_{eoe}$  = 在所述呼出阶段的结束处在所述患者管道回路中监测的压力。

## 附图说明

[0028] 将通过对下面结合附图考虑的示范性实施例的以下详细描述更容易理解本发明。

[0029] 图1是图示根据本发明的实施例的特征的通气呼吸系统的示意性框图,其包括评估用于确定患者断开的状况的能力。

[0030] 图2是图示根据本发明的实施例的特征的确定患者从通气呼吸系统断开的方法中的各个步骤的流程图。

## 具体实施方式

[0031] 现在将参考附图来更全面地描述本发明,在附图中示出了本发明的实施例。然而,本发明可以以不同的形式实现,并且不应被解释为限于本文所阐述的实施例。相反,这些实施例被提供作为本发明的教导范例。在本公开和权利要求中,当某物被称为具有“近似”某一值时,则意味着它在该值的10%以内,并且当某物被称为具有“约”某一值时,则意味着它在该值的25%以内。

[0032] 如本文所使用的,除非上下文另行明确规定,单数形式的“a (一)”、“an (一个)”和“the (所述)”包括复数指代物。如本文所使用的,两个或更多个部分或部件“耦合”的陈述应意味着部分直接或间接地,即通过一个或多个中间部分或部件连接或一起操作,只要发生链接。如本文所用,“直接耦合”是指两个元件彼此直接接触。如本文所使用的,“固定耦合”或“固定”意味着两个部件耦合从而作为整体移动,同时维持相对于彼此的恒定取向。

[0033] 本文使用的定向短语,例如但不限于顶、底、左、右、上、下、前、后及其派生词涉及附图所示元件的取向,并不是对权利要求书的限制,除非在其中明确记载。

[0034] 这些图中相同编号的元件是等价元件或执行相同的功能。如果功能是等价的,则先前已经讨论过的元件将不必在后面的图中讨论。

[0035] 首先,应注意,典型的正压通气机可以包括可压缩空气储存器、或涡轮机、或高压空气和氧气源、一组阀和管以及患者管道回路。空气储存器每分钟气动压缩若干次以递送室内空气,或者在大多数情况下向患者递送空气/氧气混合物。如果使用涡轮机,则涡轮机通过通气机推动空气,并利用压力调节装置调节压力以满足患者特定的参数。当过压释放时,由于肺的弹性,患者将被动地呼出,呼出空气通常通过称为患者歧管的患者管道回路内的单向阀释放。吸入气体的氧含量可以设定为例如21% (环境空气) 至100% (纯氧)。压力和流量特性可以机械地或电子地设定。

[0036] 通气机还可以被装备有用于患者相关参数 (例如压力、量和流量) 和通气机功能 (例如空气泄漏、停电和机械故障)、备用电池、氧气罐和远程控制的监测和报警系统。也可以使用计算机控制的涡轮泵。现代通气机由小型嵌入式系统进行电子控制,允许针对个体患者的需要精确调整压力和流量特性。微调通气机设置也可以服务于使患者的通气更耐受和舒适。呼吸治疗师能够负责调谐这些设置,而生物医学技术专家负责维护。

[0037] 患者管道回路通常包括一组按照功能 (例如吸入空气、患者压力、呼出空气) 分离的三个耐用的轻质塑料管。由所需的通气类型确定,回路的患者端可以是非侵入性的或侵入性的。适用于仅在睡觉和休息时需要通气机的患者的非侵入性方法主要采用鼻罩。侵入性方法需要插管,其对于长期通气机依赖性而言通常是气管切开术插管,因为对于长期护理,这比喉插管或鼻插管更舒适和实用。

[0038] 首先参考图1中,将描述根据本发明的特征的通气呼吸系统10。图1示意性地图示了可以是电子控制的通气呼吸系统的VBS 10。VBS 10从呼吸气体供应12向患者提供呼吸气体。在一些实施例中,呼吸气体供应可以包括储存器32和泵34。在操作中,VBS 10具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期。VBS 10包括耦合到呼吸气体供应12的患者管道回路14以及患者管道14相关联的气体监测系统16/18。如图示的,气体监测系统16/18包括例如定位成至少测量患者管道回路14中的流量和压力的多个传感器。

[0039] 控制单元20耦合到监测系统16/18,并且被配置为通过基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送的以及在呼吸周期的呼出阶段期间离开的气体量以及在呼吸周期的吸入和呼出阶段期间的患者管道回路14中的监测或测量的压力估计患者肺顺应性比率来确定患者从VBS 10的断开。患者断开的确定能够触发警报,例如,在显示器42上输出。当然,本文中预期这种警报的可听或其他远程传输。控制单元20可以针对指令访问存储器44,如下面更详细地描述的。

[0040] 呼吸气体供应12、控制单元20、显示器42和/或存储器44可以被承载在壳体40中,如图所示,或者可以作为分离的或外部的部件被提供到VBS10。这样的壳体还可以包括用户接口 (例如键盘、触摸屏等 (未示出)) 以输入来自操作者 (例如呼吸治疗师) 的命令和/或设置。

[0041] 如上所述,患者管道回路14可以包括患者接口22、吸气分支24和呼气分支26,每个经由管道回路Y形件28 (或患者Y形件) 彼此流体连通。这样一来,气体监测系统的多个传感器包括至少一个吸气分支传感器16和至少一个呼气分支传感器18。吸气分支传感器16和呼气分支传感器18可以包括相应的换能器,例如能够测量压力和流量,或者可以包括针对压力和流量中的每个的分离的传感器的使用。当然,考虑与患者管道回路14相关联的压力和流量传感器的各种其它数量和布置。



[0042] 患者经由患者接口22连接到患者管道回路14(例如以接受呼吸气体)。来自传感器16/18的输出由控制单元20(例如,在输入部21处)接收,控制单元20管理VBS 10的基于处理器和/或基于微型计算机的功能。这样的控制单元20当然可以是与VBS 10的主处理器和/或微型计算机分离的部件。尽管此处未示出,VBS 10还可以包括控制递送给患者的呼吸气体的压力的压力控制阀和用于缓解患者管道回路14中的呼吸气体的过度压力的安全阀。

[0043] 泵34(或压力发生器)可以例如与呼吸气体供应集成、组合、耦合或连接。呼吸治疗可以建议将可呼吸气体加压流递送到对象的气道,在吸入阶段期间提供一个或多个吸入压力、流量和/或量水平,并且在呼出阶段期间提供一个或多个呼出压力、流量和/或量水平。在吸入阶段期间的任何压力水平可以被称为吸入压力水平,尽管贯穿吸入阶段这样的压力水平不需要是恒定的。压力和/或流量水平可以是预定的或固定的,遵循预定动态特性,或者它们可以在呼吸间或多次呼吸中动态地改变。

[0044] 患者可能或不会启动一个或多个呼吸阶段。呼吸支持可以被实施为(多级)PAP装置的更高和更低的正压。例如,为了支持吸气,可呼吸气体加压流的压力可以被调节到吸气压力和/或可被调节到流量水平。备选地,和/或同时地,为了支持呼气,可以将可呼吸气体加压流的压力调节到呼气压力。预期通过可呼吸气体加压流的递送提供呼吸支持的其他方案(包括容积控制通气(VCV)、压力控制通气(PCV)、气道压力释放通气(APRV)、压力调节容积控制(PRVC)、CPAP、BiPAP®和/或其他方案)。

[0045] VBS 10可以被配置为使得根据用于患者的治疗性呼吸方案来控制可呼吸气体加压流的一个或多个气体参数。一个或多个气体参数可以包括流量、量、压力、湿度、气体混合、速度、加速度、气体泄漏和/或其它参数中的一个或多个。VBS 10可以被配置为提供包括对象执行其自己调和的吸气和/或呼气的治疗类型和/或设备提供强制性受控呼吸的治疗类型的治疗类型。

[0046] 患者管道回路14可以是将患者接口22与呼吸气体供应12流体连通的诸如单肢或双肢柔性长度的软管或其他导管的导管。患者管道回路14形成流路,可呼吸气体加压流通过该流路在呼吸气体供应12和患者接口22之间传递。

[0047] 图1中的VBS 10的患者接口22被配置为将可呼吸气体加压流递送到患者的气道。这样一来,患者接口22可以包括适合于该功能的任何器具。在某些实施例中,患者接口22被配置为可移动地与用于向患者递送呼吸治疗的另一接口器具耦合。例如,患者接口22可以被配置为与气管插管、气管切开入口和/或其它接口器具接合和/或插入其中。在某些实施例中,患者接口22可被配置成接合患者的气道,而不需要中间器具。在这样的实施例中,患者接口22可以包括气管内管、气管切开管、鼻罩、鼻/口罩、全面罩、总面罩、部分再呼吸面罩或将气流与患者气道双向连通的其它接口器具中的一个或多个。本公开不限于这些范例,并且预期使用其他患者接口将可呼吸加压气流递送给患者。

[0048] 本方法比较了在呼吸的吸入阶段期间估计的患者肺顺应性与在同一呼吸的呼出阶段期间估计的肺顺应性。该比较是通过计算两个顺应性之间的比率来完成的,并将结果与预定阈值进行比较。所使用的阈值使得其表示在患者的通气期间能够发生的可能的断开类型。与该方法相关的通气模式的类型包括例如侵入式通气和非侵入式通气。顺应性的估计的准确性可能并不重要,因为在估计吸入顺应性和估计呼出顺应性中将存在相同的不准确水平。此外,由于标准可以基于两个估计的比率,所以不准确性趋于彼此抵消。应该注意

的是,这是将相同的压力传感器用于两个估计和典型地相似的递送和呼出流量传感器准确性的结果。可以理解,如果需要,可以基于流量和压力传感器的准确性的差异来定制顺应性比率。

[0049] 以下不等式的测试可以用作用于检测断开事件的标准:比率 $\leq$ 阈值;其中,比率= $(C_{inh}/C_{exh})$ 。

[0050] 在呼吸的吸入阶段期间估计的患者肺顺应性( $C_{inh}$ )可以使用以下公式计算: $C_{inh}=V_{inh}/(P_{eoi}-P_{boi})$ 。在呼吸呼出阶段估计的患者肺顺应性( $C_{exh}$ )可以使用以下公式计算: $C_{exh}=V_{exh}/(P_{eoi}-P_{eoe})$ ;其中, $V_{inh}$ =通气机在呼吸的吸入阶段期间递送的气体量; $V_{exh}$ =在呼吸的呼出阶段离开通气机的气体量; $P_{boi}$ =在呼吸的吸入阶段的开始处在患者管道回路系统中监测的压力; $P_{eoi}$ =在呼吸的吸入阶段的结束处在患者管道回路系统中监测的压力; $P_{eoe}$ =在呼吸的呼出阶段的结束处在患者管道回路系统中监测的压力;并且阈值=通常为低值,例如0.1。当然可以根据需要确定其他值。

[0051] 具体而言,当不等式为真时,患者管道回路14被认为被断开:a)从患者,其包括拔管;或b)由于患者管道回路14在其本身内的一个或多个互连位置处的分离,其包括在患者管道回路14连接端口处的VBS 10的分离。

[0052] 应当注意,使用上述等式估计的顺应性可以被称为表观顺应性,因为压力测量结果可能不表示患者肺部的压力,因为它们是患者管道回路14中的压力的测量结果,其在非零肺流量状况下可能与肺部的压力显著不同。应注意,这是由在其中通气机基于除作为呼吸的生理阶段的特性的零流量标准以外的标准决定考虑阶段的开始或结束的点处的顺应性的计算引起的。本断开检测方法可以包括以下特性:能够检测患者管道回路14在其与VBS 10的接合或连接中的任何处的断开以及ET管的断开和在外感测装置(例如NME CO2和流量传感器)仍然附着在患者管道回路Y形件28上时的患者的拔管。

[0053] 本实施例的方法利用用于以紧凑和高效的方式检测通气机呼吸系统元件的断开所需的信息,因为该方法基于患者的肺顺应性的估计,其包括使用递送量和呼出量以及通气期间系统中存在的压力水平。此外,该方法是机器不相关的,因为其能够仅依赖于患者的肺顺应性特性。

[0054] 本发明的实施例还涉及一种确定患者从通气机呼吸系统(VBS) 10的断开的方法,所述呼吸系统(VBS)被配置为经由患者管道回路14向患者提供呼吸气体并具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期。将参考附图2的流程图来描述该方法的实施例。该方法从50开始,包括:至少监测52患者管道回路中气体的流量和压力;基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送的以及在呼吸周期的呼出阶段期间离开的确定的气体量以及在呼吸周期的吸入和呼出阶段期间患者管道回路中的监测的压力估计54患者肺顺应性比率;并且通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定56患者断开。在方法结束60之前,可以在框58处触发警报,如上文所讨论的。

[0055] 在某些实施例中,估计患者肺顺应性比率包括估计60在呼吸周期的吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性,并且估计62在呼吸周期的呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性。吸入患者肺顺应性的估计60基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送的确定的气体量、在吸入阶段的开始处的患者管道回路14中的监测的气体压力和吸入阶段的结束处的患者管道回路14中的监测的气体压力。呼出患者肺顺应性的估计62基于在呼吸周期的呼出阶段期间离开

的确定的气体量、在呼出阶段的结束处的患者管道回路14中的监测的气体压力和在吸入阶段的结束处的患者管道回路14中的监测的气体压力。

[0056] 更具体地,如上所述,在该方法的某些实施例中,估计患者肺顺应性比率包括估计在呼吸周期的吸入阶段期间的吸入患者肺顺应性,并且估计在呼吸周期的呼出阶段期间的呼出患者肺顺应性;其中,所述患者肺顺应性比率 =  $(C_{inh}/C_{exh})$ ;  $C_{inh}$ 是在吸入阶段期间估计的吸入患者肺顺应性,并且被计算为  $C_{inh} = V_{inh}/(P_{eoi}-P_{boi})$ ;  $C_{exh}$ 是呼出阶段期间估计的呼出患者肺顺应性,并被计算为  $C_{exh} = V_{exh}/(P_{eoi}-P_{eoe})$ ;其中,  $V_{inh}$ 是在吸入阶段期间递送的气体体积量,  $V_{exh}$ 是在呼出阶段期间离开的气体体积量,  $P_{boi}$ 是在吸入阶段的开始处在患者管道回路14中监测的压力,  $P_{eoi}$ 是在吸入阶段的结束处在患者管道回路14中监测的压力,  $P_{eoe}$ 是在呼出阶段的结束处在患者管道回路14中监测的压力。注意到  $V_{inh}$ 和  $V_{exh}$ 是可以测量或估计的流入或流出患者的整合的结果。

[0057] 本发明的实施例还可以涉及一种非暂态计算机可读存储介质,其中存储有机器可读指令,所述机器可读指令被配置为由处理器执行以控制通气机呼吸系统(VBS) 10,以经由患者管道回路14向患者提供呼吸气体并且具有包括吸入阶段和呼出阶段的呼吸周期,所述机器可读指令被配置为令VBS 10执行确定患者从VBS 10断开的过程,包括:至少监测患者管道回路14中的气体的流量和压力;基于在呼吸周期的吸入阶段期间递送以及在呼吸周期的呼出阶段期间离开的确定的气体体积量以及在呼吸周期的吸入和呼出阶段期间患者管道回路14中的监测的压力来估计患者肺顺应性比率;并且通过将估计的患者肺顺应性比率与阈值进行比较来确定患者断开。

[0058] 本文使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何可以存储可由计算设备的处理器执行的指令的有形存储介质。可以将计算机可读存储介质称为计算机可读非暂态存储介质。也可以将计算机可读存储介质称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还可以能够存储可以由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字通用盘(DVD),例如,CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指能够经由网络或通信链路由计算机设备访问的各种类型的记录介质。例如,可以在调制解调器、因特网或局域网上检索数据。对计算机可读存储介质的引用应被解释为可能是多个计算机可读存储介质。一个程序或多个程序的各种可执行部件可以存储在不同的位置。计算机可读存储介质可以例如同一计算机系统内的多个计算机可读存储介质。计算机可读存储介质还可以是分布在多个计算机系统或计算设备之间的计算机可读存储介质。

[0059] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是可由处理器直接访问的任何存储器。计算机存储器的范例包括但不限于:RAM存储器、寄存器和寄存器文件。对“计算机存储器”或“存储器”的引用应被解释为可能是多个存储器。存储器可以例如同一计算机系统内的多个存储器。存储器还可以是分布在多个计算机系统或计算设备之间的多个存储器。

[0060] “计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。计算机存储设备的范例包括但不限于:硬盘驱动器、

USB拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM和固态硬盘驱动器。在一些实施例中，计算机存储设备也可以是计算机存储器，反之亦然。对“计算机存储设备”或“存储设备”的引用应被解释为可能包括多个存储设备或部件。例如，存储设备可以包括在同一计算机系统或计算设备内的多个存储设备。存储设备还可以包括分布在多个计算机系统或计算设备之间的多个存储设备。

[0061] 如本文使用的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应被解释为可能包含多于一个处理器或处理核。处理器可以例如是多核处理器。处理器还可以指单个计算机系统内或分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语计算设备还应被解释为可能指代均包括一个处理器或多个处理器的计算设备的集合或网络。许多程序具有由可以在同一计算设备内、甚至可以跨多个计算设备分布的多个处理器执行的指令。

[0062] 如本文所使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”也可以称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据和/或从操作者接收信息或数据。用户接口可以使来自操作者的输入能够被计算机接收，并且可以从计算机向用户提供输出。换句话说，用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机，并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效应。在显示器或图形用户接口上显示数据或信息是向操作者提供信息的范例。通过触摸屏、键盘、鼠标、轨迹球、触摸板、定点杆、图形平板电脑、操纵杆、游戏手柄、网络摄像头、耳机、换挡杆、方向盘、有线手套、无线遥控器和加速度计接收数据都是能够从操作者接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0063] 如本文所使用的“硬件接口”包括允许计算机系统的处理器与外部计算设备和/或装置进行交互和/或控制的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使处理器与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于：通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口和数字输入接口。

[0064] 本文所用的“显示器”或“显示设备”包括适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、音频和/或触觉数据。显示器的范例包括但不限于：计算机显示器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子体显示面板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪和头戴式显示器。

[0065] 尽管已经在附图和前面的描述中详细地示出和描述了本发明，但是这样的说明和描述被认为是说明性的或示范性的而非限制性的；本发明不限于所公开的实施例。

[0066] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容和所附权利要求在实施要求保护的发明时可以理解和实现对所公开的实施例的其它变型。在权利要求书中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储和/或分布在适当的介质上，所述介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光学存储介质或固态介质，但计算机程

序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。权利要求书中的任何附图标记都不得被解释为对范围的限制。

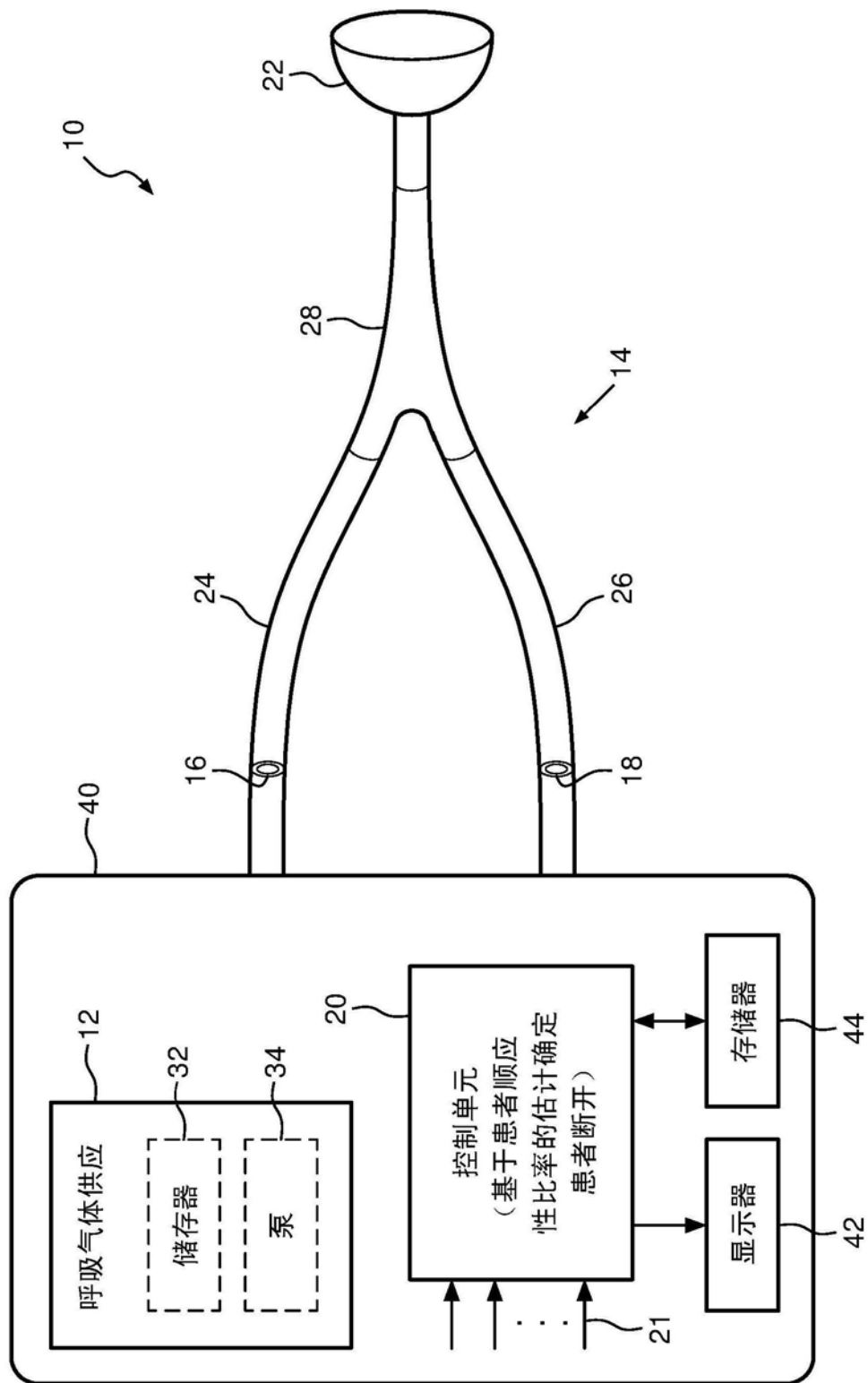


图1

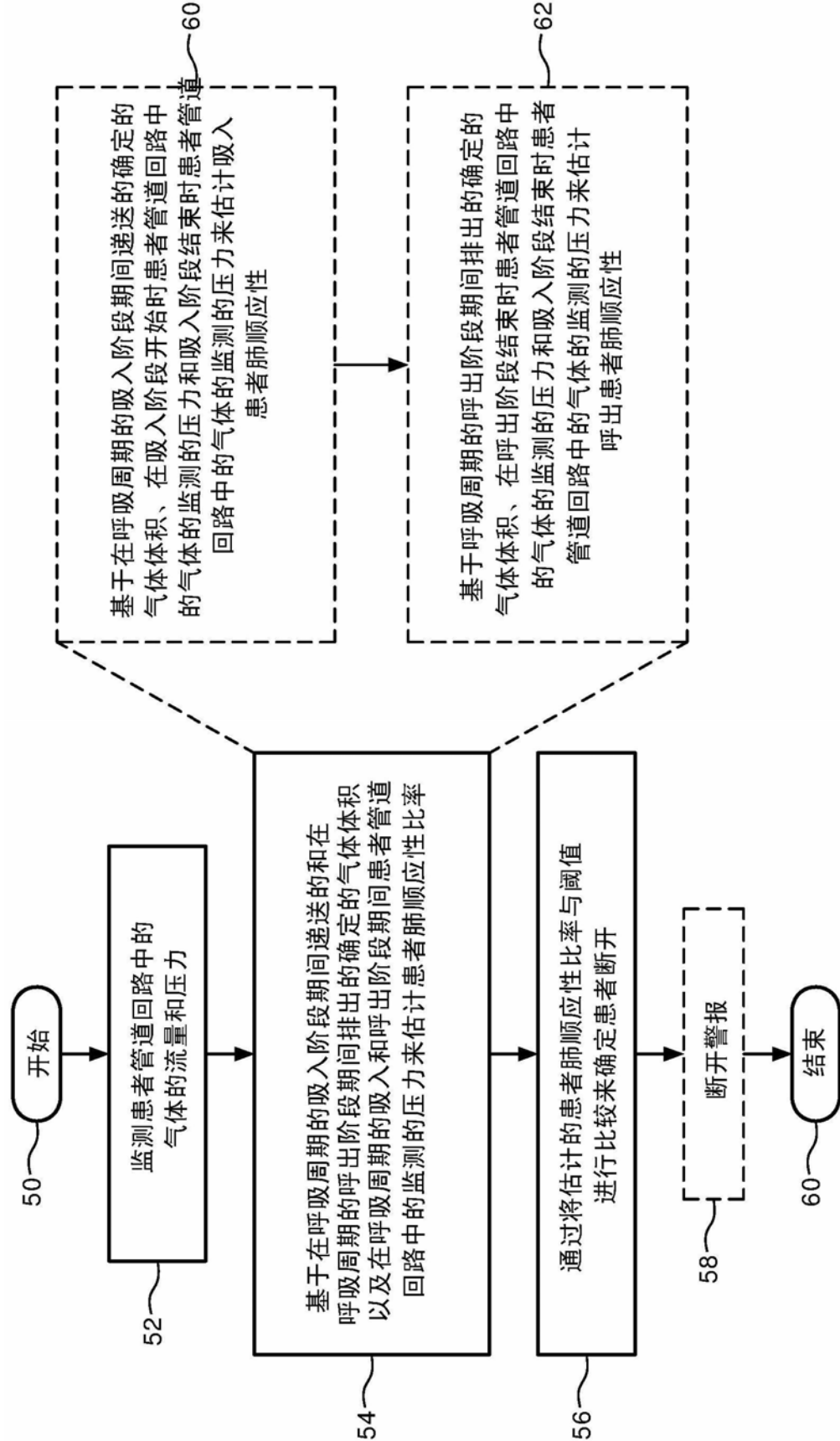


图2