



(45) 授权公告日 2015.06.03

代理人 王英 刘炳胜

[illegible]

1. 一种用于控制和调节供应给患者的呼吸气体的系统(2),包括:
压力发生器系统(4、6),其适于向患者提供呼吸气体;
患者回路(6),其与所述压力发生器系统操作性地耦合,以向所述患者递送呼吸气体流;
接口装置(12),其与所述患者回路操作性地耦合,以将所述呼吸气体流传输至所述患者的气道;
传感器(14、18),其与所述压力发生器系统、所述患者回路和所述接口装置中的一个或多个操作性地耦合,所述传感器能够用于检测指示递送至所述患者的呼吸气体流的一个或多个参数;以及
控制器(16),其与所述传感器和所述压力发生器系统操作性地耦合,其中,所述控制器确定患者的呼吸气流的至少一个特征,并基于所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征来计算所述患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的目标参数,以及计算要递送至所述患者的基于呼吸幅度的目标参数,其中,所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征包括目标分钟通气量,并且其中,所述控制器通过利用通气死腔值和目标分钟通气量值来计算理想呼吸速率。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,利用所述通气死腔值与所述目标分钟通气量值的比值来计算所述理想呼吸速率。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述比值等于0.3。
4. 根据权利要求2所述的系统,其中,计算作为所述患者的实际分钟通气量的分数或百分比的所述目标分钟通气量。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征包括处于比一次呼吸更长的时间过程内的患者通气量的测度。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述基于时间的目标参数包括理想呼吸速率或理想吸气时间。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述控制器通过迭代地计算所述理想呼吸速率,直到在每次迭代中所计算出的理想呼吸速率之间的差小于特定阈值量为止,来确定所述理想呼吸速率。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述基于呼吸幅度的目标参数包括潮气量、峰值流量或平均吸气流量。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征包括所述患者的呼气时间、所述患者的呼吸阻抗或所述患者的肺顺应性。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征包括所述患者的呼气时间,其中,所述控制器确定呼气时间常数,并且其中,所述呼气时间常数是用于计算基于时间的参数的所述呼气时间的分数或百分比。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中,实际分钟通气量被用于计算目标分钟通气量值。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器利用反映通气死腔的值来计算理想呼吸速率。
13. 根据权利要求1所述的系统,其中,呼吸气流的所述至少一个特征包括呼气拖尾

时间,并且其中,所述控制器调整目标潮气量,从而使所述呼气拖尾时间处于特定阈值量之上。

14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述阈值为 0.5 秒。

15. 一种用于控制和调节供应给患者的呼吸气体的系统,包括:

用于确定患者的呼吸气流的至少一个特征的模块,其中,所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征包括目标分钟通气量;

用于基于所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征来计算所述患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的目标参数的模块;

用于基于所述患者的呼吸气流的所述至少一个特征来计算基于呼吸幅度的目标参数的模块;以及

用于通过利用通气死腔值和目标分钟通气量值来计算理想呼吸频率的模块。

自动控制的通气系统和方法

[0001] 本专利申请主张依据 35 U.S.C. § 119 (e) 享有于 2010 年 1 月 22 日提交的美国临时申请 No. 61/297400 的优先权权益,在此通过引用将其内容并入本文。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种呼吸机,以及一种控制呼吸机以向患者提供预期目标体积的流体的方法,所述流体诸如为空气或氧气混合物。

背景技术

[0003] 可以使用常规的呼吸机在设定目标体积的通气模式下向患者递送诸如空气或氧气混合物的流体,在这种模式中,呼吸机尝试在吸气期间向患者提供预设体积的流体。为了调整在吸气期间递送给患者的流体的体积,以在每次吸气期间达到这一目标体积,呼吸机调整提供给患者的流体的压力。例如,对于多个呼吸周期中给定的吸气阶段,提高或降低压力将分别提高或降低递送给患者的流体的体积。

[0004] 呼吸机可以工作于各种模式。例如,在设定目标体积的通气(“VTV”)模式下工作的体积(volume)呼吸机监测在吸气期间递送给患者的流体的实际体积,并根据需要提高或降低向患者递送流体的压力,以满足流体的目标体积。

[0005] 使呼吸机工作于保证体积的压力支持(“VAPS”)模式下也是已知的,在这种模式中,由呼吸机以某种方式控制压力,从而确保在每次呼吸期间总是向患者递送设定的最小体积。在体积通气的这种模式下,如果在吸气阶段期间患者的吸入流(flow)不足以提供针对该呼吸设定的体积,那么呼吸机转换至体积受控的工作模式,并提高流向患者的流体的压力,以满足这一设定的体积。这通常发生在吸气阶段的中间或接近末尾,这时呼吸机确定患者的吸气驱动将不足以达到针对该呼吸的设定的体积。由于这一压力提高通常发生在接近患者很可能想要呼气的呼吸的末尾,因而对于自主呼吸的患者而言,这种通气模式会是很不舒适的。

[0006] 一些呼吸机还可以工作于保证平均体积的压力支持(AVAPS)模式下。AVAPS 递送达到潮气量设定点的压力支持通气。其在数分钟内缓慢地调整压力支持的量,以达到所述潮气量设定点。潮气量设定点是手动确定的并且被输入到装置中。

[0007] 通气装置的一些范例是连续正气道压力(CPAP)装置、双水平正气道压力装置和自动伺服通气(ASV)装置。对于许多阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)患者而言,CPAP 治疗足以通过还原肿胀的鼻部通道并利用空气压力撑开上气道来对 OSA 进行治疗。一些自动控制的 CPAP 装置监测患者的呼吸活动,并且然后选择 CPAP 压力的适当水平,以保持气道开放。利用双水平正气道压力装置对总的 OSA 群体的子集进行处置,以提供睡眠期间的辅助通气。当 CPAP 的撑开固定压力超过舒适水平时,或者当需要一定程度的固定通气辅助时,可以使用双水平正气道压力装置。

[0008] 可以使用呼吸机,诸如能够提供双水平正气道压力的那些呼吸机,来辅助患有肥胖性通气不足综合症(OHS)的患者的通气。OHS 患者是呼吸具有快呼吸速率和潮气量减少

的组合的那些人。这些特征是由这些患者的腹部结构大引起的,其降低了每次呼吸输送的空气的量。在实验室中对所述压力支持通气进行滴定测定,以提高睡眠中的患者的潮气量并降低其呼吸速率。在没有压力支持的情况下,这些患者可能以 250ml 的潮气量驱动 23 次呼吸每分钟。比较而言,大多数患者的最佳范围处在 11-16 次呼吸每分钟之间。

[0009] 另一种类型的呼吸机是自动伺服呼吸机,其为患有中枢性介导呼吸紊乱的患者提供辅助。可以向患有不稳定呼吸控制的患者、患有充血性心力衰竭的患者以及具有阻碍稳定呼吸的其他状况的患者提供辅助。这些装置监测患者的呼吸状况,并在患者的呼吸努力低于例如在早前的呼吸期间监测到的患者的呼吸努力时,以提高的吸气压力的形式提供通气辅助。

[0010] 就当前的设定目标体积的呼吸机而言,必须在受过训练的医务人员的指导下确定装置设置。对呼吸机设置进行调整,以提供减少患者的呼吸功(work)的呼吸速率和潮气量的组合。理想的解决方案是不对患者过度驱动以进入中枢性睡眠呼吸暂停,并且同时管理患者的呼吸速率,使之处于最佳范围中。此外,当前自动伺服呼吸机并未被设计成针对以呼吸速率提高为标志的状况做出任何响应,所述状况诸如是呼吸急促或呼吸困难。相反,它们被设计成在处在或接近患者的峰值流量或潮气量的情况下提供稳定的呼吸。假设患者未能发动呼吸,那么将实施机器呼吸。当前的自动伺服呼吸机不会识别患者的呼吸速率或者通过提供潮气量更大的呼吸来尝试对患者的呼吸速率进行优化。

[0011] 一些算法使用 Otis 方程计算与最小呼吸功相关联的呼吸速率。Otis 方程示出了肺的阻抗性和顺从性之间的关系以及总的呼吸功。具体而言,由于上气道阻抗网络的重复通气,以高呼吸速率呼吸小潮气量需要高呼吸功。另外,由于与肺顺应性的挤压相关联的功,以低呼吸速率呼吸大潮气量也需要高呼吸功。下面示出了利用反映呼吸功、呼吸速率、分钟通气量、死腔体积和肺顺应性的参数的 Otis 方程:

$$[0012] \quad V_A = \frac{KDf + K'\pi^2 Df^2 + 4K''\pi^2 D^2 f^3}{K - 4K''\pi^2 Df^2}$$

[0013] 其中:

[0014] “f”是通气的频率,

[0015] “V_a”是肺泡通气量,

[0016] “K”是肺顺应性因子,以及

[0017] “D”是死腔体积。

[0018] 如下方程是由 Otis 方程导出的,并且其示出了与呼吸的最小工作相关联的呼吸速率:

$$[0019] \quad f = \frac{-K'V_D + \sqrt{(K'V_D)^2 + 4K'K''\pi^2 V_{AR}V_D}}{2\pi^2 V_D K''}$$

[0020] 其中:

[0021] f 是呼吸频率,

[0022] K' 是肺弹性,

[0023] K'' 是肺中的空气粘滞系数,

[0024] V_D是死腔体积,以及

[0025] V_{AR}是肺泡通气量(V_{AR}=V_A/60)。

[0026] 在一些呼吸机装置中利用了如下方程：

$$[0027] \quad f = \frac{\sqrt{1 + 2a \times RCe \times (\text{MinVol} - f \times Vd) / (Vd)} - 1}{a \times RCe}$$

[0028] 其中：

[0029] “a”是取决于流量波形的因子(对于正弦流而言,“a”为 $2\pi^2/60$),

[0030] “RCe”是呼气时间常数,

[0031] “MinVol”是目标分钟通气量,

[0032] “Vd”是通气死腔,以及

[0033] “f”是呼吸速率频率。

[0034] 利用上述方程的装置需要将理想体重输入到该装置中。所述装置中的查找表将理想体重转换成 MinVol 设定点。利用上述方程的装置将 MinVol、估计的死腔和呼气时间常数代入到上述方程中,并执行迭代计算,包括将 f 重新代入方程,直到多次迭代之间的差异小于 0.5 次呼吸每分钟为止。一旦确定了频率,那么所述装置通过将 MinVol 目标除以所述理想呼吸速率 f 来计算每次呼吸的潮气量目标 Vt。之后,所述装置对递送至患者的通气加以控制,以达到呼吸速率 = f,并使其具有充分的压力支持,以递送 Vt (目标)潮气量。然而,这些装置需要预先确定理想体重,并将其从外部输入到装置中。这样,当前的装置无法基于不断变化的呼吸特征或其他生理特征自动确定并提供递送至患者的最佳目标潮气量和压力支持。

发明内容

[0035] 一个方面提供了一种用于控制和调节供应给患者的呼吸气体的系统。所述系统包括适于向患者提供呼吸气体的压力发生器系统,以及与所述压力发生器系统操作性地耦合,以向患者递送呼吸气体流的患者回路。所述系统还包括与所述患者回路操作性地耦合,以将所述呼吸气体流传输至患者的气道的接口装置。所述系统还包括与所述压力发生器系统、患者回路和接口装置中的一个或多个操作性地耦合的传感器。所述传感器能够用于检测指示递送至患者的呼吸气体流的一个或多个参数。所述系统还包括与所述传感器和所述压力发生器系统操作性地耦合的控制器。所述控制器确定患者的呼吸气流的至少一个特征。所述控制器基于呼吸气流的所述至少一个特征来计算患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的参数,并且还计算递送至患者的基于呼吸幅度的目标参数。

[0036] 另一方面提供了一种用于控制和调节供应给患者的呼吸气体的方法。所述方法包括测量患者的呼吸气流的至少一个特征,并基于患者呼吸气流的所述至少一个特征来计算患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的参数。所述方法还包括基于患者的呼吸气流的所述至少一个特征来计算基于呼吸幅度的目标参数。所述方法还包括向患者递送计算出的基于呼吸幅度的目标参数。

[0037] 另一方面提供了一种用于控制和调节供应给患者的呼吸气体的系统。所述系统包括用于测量患者的呼吸气流的至少一个特征的模块以及用于基于患者的呼吸气流的所述至少一个特征来计算患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的参数的模块。所述系统还包括用于基于患者的呼吸气流的所述至少一个特征来计算基于呼吸幅度的目标参数的模块。所述系统还包括用于向患者递送所计算出的基于呼吸幅度的目标参数的模块。

[0038] 参考附图,考虑以下描述和权利要求书,本发明的这些和其他目的、特征和特性,以及结构的相关元件的操作方法和功能、部分的组合以及制造的经济性将变得更加显见,所有附图形成本说明书的一部分,其中,在各图中类似的附图标记表示对应的部分。在本发明的一个实施例中,可以认为这里示出的结构部件是按照比例绘制的。然而,显然可以理解,附图仅是为了例示和描述的目的,而并非意在界定本发明的限定范围。除非上下文明确地另行指出,否则说明书和权利要求中利用的单数形式的冠词“一”或“一个”和“该”包括复数个论述的目标。

附图说明

- [0039] 图 1 图示了通过回路和接口与患者连接的压力支持系统或呼吸机的示意图；
[0040] 图 2 是图示了患者流的吸气和呼气阶段的波形；
[0041] 图 3 是根据实施例的系统的操作的流程图；
[0042] 图 4 是图示了患者流的呼气时间的波形；以及
[0043] 图 5 是图示了患者流的呼气拖尾时间的波形。

具体实施方式

[0044] 图 1 图示了根据本发明的原理的压力支持系统或呼吸机 2 的示范性实施例。本文所利用的“呼吸机”一词是指以可变的压力向患者递送呼吸气体流的任何装置,而并非旨在仅使其局限于生命维持通气系统。

[0045] 系统 2 测量患者的呼吸气流的至少一个特征;基于所述至少一个测量的特征来计算或确定诸如理想呼吸速率的基于时间的目标参数;以及计算递送至患者的诸如目标潮气量的基于呼吸幅度的目标参数;并且然后向患者递送计算出的基于呼吸幅度的目标参数。图 2 中示出了流量和潮气量之间的关系。如图 2 所示,正流量表示在吸气期间进入到患者体内的流量。负流量表示从患者体内呼出的流量。可以通过对所述正流量积分来确定吸入潮气量。可以通过对所述负流量积分确定呼出潮气量。

[0046] 返回参考图 1,系统 2 包括加压流体源 4 和被连接以接收来自加压流体源 4 的加压流体的压力调节器 6。压力调节器 6 调节供应给患者回路 8 的加压流体的压力,患者回路 8 将经压力调节的流体通过患者接口装置 12 传输至患者 10。传感器 14 检测与患者回路 8 或接口装置 12 中的流体流相关联的能够用于确定从压力调节器 6 提供给患者的流体量的参数,并将指示所述参数的信号提供给控制器 16。

[0047] 在示范性实施例中,传感器 14 是检测患者回路 8 中的流体的流量的流量传感器。这一流量能够用于确定提供给患者的流体的体积。然而,应当理解,本发明想到了利用其他参数,诸如利用提供给鼓风机的功率或电流,来确定流量,并进而确定提供给患者的流体的体积。压力传感器 18 检测患者回路 8 中的加压流体的压力,更具体而言,检测患者接口 12 中的加压流体的压力,并将指示所检测到的压力的信号提供给控制器 16。尽管将流量传感器 14 测量流量以及压力传感器 18 测量压力的点图示为处于呼吸机 2 之内,然而应当理解,获取实际流量和压力测量结果的位置可以是沿患者回路 8 或患者接口 12 的任何位置,只要能够达到测量患者处的压力和递送至患者的流体量的目的即可。

[0048] 本发明还设想提供一个或多个患者监测器 19,以检测患者的其他生理状况。可以

利用这样的生理状况来监测患者和 / 或控制呼吸机的操作。

[0049] 例如,本发明的一个实施例设想患者监测器 19 是检测在呼吸期间由膈肌产生的 EMG 信号的膈肌电图(“EMG”)检测系统。适当的患者监测器的另一范例是努力(effort)检测器,其检测在呼吸期间患者的胸部的移动。将患者监测器 19 与控制器 16 连接,例如,其对由患者监测器 19 向其供应的膈肌 EMG 或努力信号进行监测,并且在一个实施例中,其使呼吸机 2 在呼吸周期的吸气阶段向患者 10 供应流体,并在呼气阶段期间停止或减少向患者 10 的流体供应。更具体而言,在本发明的这一实施例中,控制器 16 向压力调节器 6 发送信号,从而在吸气阶段期间向患者 10 供应加压流体,并在呼气阶段期间抑制或减少向患者 10 的加压流体供应。或者,如控制器 16 和加压流体源 4 之间的虚线 25 所示,控制器 16 能够直接控制加压流体源 4,以在吸气期间向患者 10 供应加压流体,并在呼气期间抑制或减少来自患者 10 的加压流体供应,由此将压力调节器 6 的功能有效地结合到加压流体源 4 内。

[0050] 尽管上文描述了利用膈肌 EMG 或努力信号作为触发呼吸机的机制,但是也想到了可以利用适合于自主呼吸患者使用的任何常规的呼吸机触发技术。例如,由患者接口 12 和 / 或患者回路 8 中的患者生成的压力和 / 或流量能够用于触发呼吸机。另外,呼吸机 2,并且更具体而言,控制器 16,能够包括定时备份(timed backup),从而如果患者停止呼吸的时间段超过了预定阈值,那么呼吸机自动启动呼吸周期。

[0051] 加压流体源 4 例如是诸如空气、氧气、氮-氧或其他氧气混合物的压缩气体源。本发明还设想所述加压流体源为活塞、风箱或鼓风机,其接收来自环境空气或压缩气体源的气体供应,并生成这样的气体的气流。压力调节器 6 是例如提动阀、螺线管、蝶形阀、旋转阀、套管或适合用于控制递送至患者的流体的流量和 / 或压力的任何其他阀门或阀门组件。如上文指出的,控制器 16 能够通过控制活塞、风箱或鼓风机的速度,由此直接,即,在不需要专用压力控制阀的情况下控制来自加压流体源 4 的流体的压力和 / 或流量,从而将加压流体源 4 和压力调节器 6 的功能有效地组合成单个单元,如虚线 27 大体所示。出于本目的,将加压流体源 4 和压力调节器 6 的组合功能称为“压力发生器系统”。因而,如果能够通过例如调节鼓风机速度来直接控制加压流体源输出的流体的流量 / 压力,那么所述压力发生器系统将只包括加压流体源,否则所述压力发生器系统包括加压流体源 4 和压力调节器 6 的组合。

[0052] 在本发明的一个实施例中,患者回路 8 是连接于压力调节器 6 和接口 12 之间的单个管或导管 20,通常被称为单支回路。在这一实施例中,导管 20 和 / 或患者接口 12 包括排气组件 22,其将呼出气体排放到大气中,并且因而其表示所述呼吸气体递送系统中的已知泄漏。无源排气组件的范例是形成于导管 20 和 / 或接口 12 中的孔或槽,其在不对来自所述系统的气流进行有源控制的情况下,将所述导管或接口的内部与大气连通起来,由此提供来自所述患者回路和 / 或接口的排出气体流。通常将所述孔的尺寸选择为足以清除来自患者回路的呼出气体。然而,应当理解,想到了各种各样的与本发明的呼吸机 / 压力发生器系统结合使用的排气装置和构造。例如,授予 Zdrojkowski 等人的美国专利 No. 5685296 公开了一种呼气装置和方法,其中,在患者回路的压力范围内,流经所述装置的呼气流速基本保持恒定。这种呼气装置通常被称为平台型呼气阀或 PEV,其适于与本发明的压力支持系统结合使用。

[0053] 在本发明的另一实施例中,患者回路 8 包括由图 1 中的虚线 24 所图示的第二管或

导管,其通常被称为双支回路。第二管或导管 24 将患者 10 呼出的气体传输至呼吸机 2,呼吸机 2 包括有源排气组件,其监测和 / 或控制排出流体向大气的排放。有源排气组件的范例是这样一种阀门,其在向患者 10 供应加压流体时,即在吸气阶段,避免流体排向大气,并在停止或减少向患者 10 的加压流体供应时,即在呼气阶段期间,允许气体逸散到大气中。通常,所述有源排气组件控制向大气的排放气流,从而控制患者体内的正呼气终压(“PEEP”)。当然,所述有源排放未必设置于呼吸机的致动(actuation)外壳内,如图 1 中大体所示的那样,但是,不管实际位置如何,所述有源排放总是受到呼吸机提供的信号控制或者以其为基础。

[0054] 本发明想到了患者接口装置 12 可以是适于将呼吸气流从患者回路传输至患者的气道的任何装置,其可以是侵入性的,也可以是非侵入性的。适当的患者接口装置的范例包括鼻罩、鼻罩 / 口罩、全面罩、气管套管、气管内导管和鼻枕。

[0055] 在一个实施例中,系统 2 可以实施过程或算法 300。在步骤 302 中,系统 2 可以测量或确定呼吸气流的通气参数和特征,诸如,例如,患者的分钟通气量,即患者在一分钟的时间段内交换的空气的体积。在监测分钟通气量时,可以利用具有其范围在数秒钟到数分钟之间的时段的观察窗口来监测患者的通气。然后,按照与窗口长度的比例对所述值进行换算,以反映出一分钟的时间段内交换的空气的体积。在实施例中,一旦完成了第一次呼吸,过程 300 就监测分钟通气量。在实施例中,过程 300 可以利用扩展观察窗口,其开始于第一次呼吸持续时段,并且其最长扩展至 4 分钟。利用所述分钟通气量可以计算出作为所监测的通气量的分数部分的目标分钟通气量(MinVol)值。可以通过各种方法计算所述分数分量。在一些实施例中,患者或临床医师可以调整分钟通气量的百分比或分数的设置。系统 2 还可以设置所述百分比或分数。例如,在一个实施例中,可以将目标分钟通气量设置为测量的分钟通气量的 90%。

[0056] 系统 2 还可以针对呼吸气流的特征,诸如呼气时间常数和呼气拖尾时间常数,来测量或确定呼出气流模式。可以将呼气拖尾常数 RCe 计算为患者的总呼气时间的 1/4。如图 4 所示,总呼气时间是在被动呼气期间肺完全排空所需的时间。换言之,所述呼气时间是患者持续地使空气发生流动离开肺部的时间的持续长度。如图 5 所示,呼气拖尾时间是患者气流已经达到 0 升每分种(1pm)之后的持续时间。这是在下一呼吸开始以前存在的时间段。

[0057] 在获得所述参数的值之后,过程 300 继续至步骤 304,在该步骤中,确定患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的参数,诸如理想呼吸速率。在一些实施例中,可以根据如下方法确定理想呼吸速率。

[0058] 所述系统可以利用步骤 302 中获得的参数或特征的值来确定患者的呼吸周期的至少一部分的基于时间的参数,诸如理想呼吸速率。可以根据如下方程(方程 1.3)来确定理想呼吸速率:

$$[0059] \quad f = \frac{\sqrt{1 + 2a \times RCe \times (\text{MinVol} - f \times Vd) / (Vd)} - 1}{a \times RCe}$$

[0060] 其中:

[0061] “a”是取决于流量波形的因子。对于正弦流而言,a 为 $2\pi^2/60$,或者可以基于患者状况对其进行优化,

[0062] “R_{Ce}”是呼气时间常数,

[0063] “MinVol”是目标分钟通气量,

[0064] “V_d”是通气死腔,以及

[0065] “f”是呼吸速率频率。

[0066] 在一些实施例中,可以利用通气量的其他测度(measure),例如,利用比一次呼吸更长的通气量测度,来代替实际分钟通气量。因此,在利用通气量的其他测度来确定理想呼吸速率时要对方程 1.3 进行重新换算。

[0067] 通气死腔是指每次呼吸当中仅抵达了肺但未发生有益气体交换的部分的空气的体积。例如,通气死腔可以反映没有抵达诸如肺泡的呼吸部分,而是留在患者的气道(气管、支气管等)内的气体的体积。可以利用各种方法确定适当的通气死腔值。在一个实施例中,可以利用诸如 150ml 的恒定值,但是也想到了利用其他值。在另一实施例中,可以将适当的值匹配到对照所监测的分钟通气量参考的表格中。在一些实施例中,所述表格中的值可以反映患者的身材(例如,体重)与通气死腔值之间的关系。例如,可以使更高的分钟通气量值与更加高大的患者联系起来,并且因而这样的患者可能具有更大的通气死腔值。

[0068] 可以将计算出的呼吸速率 f 重新代入到方程 1.3 内,从而迭代地运算该方程,直到 f 在各个周期之间不存在显著变化为止。在一个实施例中,可以将计算出的呼吸速率 f 重新代入到方程 1.3 内,从而迭代地运算该方程,直到周期之间的 f 的值的差异小于 0.5 次呼吸每分钟为止。f 的初始值可以是当前的呼吸速率。

[0069] 在一个实施例中,当 R_{Ce} 为 0.5 秒时,生成如下表格,以示出分钟通气量和所得到的理想呼吸速率 f:

[0070]

目标分钟通气量	f 理想
5	11
6	13
7	14
8	16
9	17
10	18

[0071] 或者或此外,系统 2 可以利用下述方法来计算理想呼吸速率。在一些情况下,可能未得到睡眠当中的患者的呼出流量。这种情况可能发生在睡眠当中的患者通过鼻部通道吸气,但是通过口呼气时。对于这种方法而言,可以利用目标分钟通气量和通气死腔 V_d 参数来计算理想呼吸速率。当使通气死腔与总通气量的比值保持恒定值时,例如,在保持 30% 这一临床实践中可接受的数值时,可以计算出这一速率。

[0072] 利用这一第二种方法,可以使得死腔分钟通气量和总分钟通气量(又称为目标分钟通气量)为:

[0073] 死腔分钟通气量 / 目标分钟通气量 = 30%,

[0074] 其中,死腔分钟通气量 = 死腔容量 * f。

[0075] 如上所述,通气死腔的死腔体积可以具有 150ml 的值。这样,可以利用如下方程(方程 1.4)来确定理想的呼吸速率 f:

[0076] 理想呼吸速率 $f = .3 * (\text{目标分钟通气量}) / .150$ 。

[0077] 通过将步骤 302 中获得的目标分钟通气量代入到方程 1.4 中,可以获得如下理想

呼吸速率 f 的值：

[0078]

目标分钟通气量	f 理想呼吸速率
5	10
6	12
7	14
8	16
9	18
10	20

[0079] 如上所述,可以利用通气量的其他测度来代替实际分钟通气量,诸如可以利用比一次呼吸更长的通气量的测度。因此,在利用通气量的其他测度时,也可以对方程 1.4 重新换算。

[0080] 可以上文所述的两者方法或者其中之一来计算理想呼吸速率。在利用两种方法计算理想呼吸速率的实施例,可以相互参照对结果进行比较,以确定所述结果是否一致。在一些实施例中,可以对结果求平均。在一些实施例中,可以利用一种方法作为主要方法,而一旦无法得到所有的输入 参数,那么利用另外一种作为备选方法。

[0081] 然后,在获得了理想呼吸速率 f 之后,过程 300 可以进行至步骤 306。可以利用下述方程确定目标潮气量：

[0082] 目标潮气量 = 目标分钟呼吸量 / f ,

[0083] 其中：

[0084] “ f ”是理想呼吸速率,以及

[0085] 目标分钟呼吸量 = 目标分钟通气量。

[0086] 如上所述,在步骤 302 中,当系统 2 监测患者的通气量参数时,可以获得目标分钟呼吸量或通气量。利用在步骤 304 中通过上文所述的第一种方法计算的理想呼吸速率 f 和 下述分钟通气量值,可以获得下述目标潮气量：

[0087]

分钟通气量	f 理想	潮气量目标
5	11	455
6	13	462
7	14	500
8	16	500
9	17	529
10	18	555

[0088] 在一些实施例中,可以利用患者的呼吸周期的至少一部分的其他基于时间的参数来确定目标潮气量。例如,在一个实施例中,可以利用吸气时间来确定目标潮气量。在一些实施例中,替代或者除了目标潮气量,可以利用诸如目标峰值流量的其他基于呼吸幅度的目标参数。在另一实施例中,替代或者除了目标潮气量,可以利用平均吸气流量。

[0089] 在一些实施例中,想到了系统 2 可以测量或确定患者的呼吸阻抗。备选地或此外,系统 2 还可以测量或确定患者的肺顺应性。因而,在确定要递送至患者的目标潮气量时,可以利用这些和其他特征中的任何一个或任何组合。可以利用各种方法,例如,可以利用美国专利 No. 5884622 和美国专利申请公开 No. 2006/0249148 中描述的那些方法来确定患者的呼吸阻抗和患者的肺顺应性。

[0090] 在一些实施例中,过程 300 然后可以进行至步骤 308。或者,所述过程可以跳过这

一步骤 308, 并进行至步骤 310。在这一步骤 308 中, 系统 2 监测患者 10 的参数, 并对照自动正呼气终压对患者进行保护。自动正呼气终压发生在上次呼吸结束之前下一次呼吸开始时。自动正呼气终压是由呼气的末尾肺泡中陷获的气体引起的。这一气体未与大气压达到平衡, 而是施加正压, 由此提高了呼吸功。在这一步骤 308 中, 通过执行分析确保不会发生自动正呼气终压, 并且在发生下一次呼吸之前, 患者 10 有时间充分排出吸入的体积。对于给定呼吸速率和潮气量而言, 通过确定极限来确保存在一定的呼气拖尾时间, 或者呼气拖尾时间处于特定阈值之上, 例如, 所述阈值为 5 秒。所述阈值可以发生变化, 其可以是 0 秒以上的任何数值。在步骤 302 中按照上文的论述对呼气拖尾时间进行监测, 以确保潮气量、RCe 和呼吸速率的值使得其提供了充足的呼气时间。作为这一步骤的结果, 可以对目标潮气量和呼吸速率进行修改。在一个实施例中, 对于递送的每次呼吸而言, 希望在递送下一次呼吸之前存在至少 0.5 秒的呼气拖尾时间。如果不存在拖尾时间或者拖尾时间处于阈值以下, 那么减少目标潮气量, 直到存在呼气拖尾时间或者其处于阈值之上为止。

[0091] 过程 300 进行至步骤 310, 在该步骤中, 系统 2 向患者提供目标潮气量。系统 2 可以利用所述目标潮气量作为设定点向患者 10 递送闭环压力支持。可以利用简单的闭环控制环向患者递送目标潮气量, 如美国专利 No. 7011091 所述。可以利用将在下文中更为详细地描述的压力支持向患者 10 递送目标呼吸量。

[0092] 当提供目标潮气量时, 所述系统可以确定实际递送至患者或者由患者 10 实际接收到的呼吸气体的体积的量。系统 2 可以利用美国专利 No. 7011091 中描述的方法来确定这一量。在一些实施例中, 确定多个呼吸周期内的平均体积需要确定每次呼吸期间递送的呼吸气体的体积。由于呼吸机控制着排向大气的流体的量, 因而可以在双支患者回路中相对容易地实现这一目的。另外, 认为在所述双支构造当中基本没有来自患者回路的泄漏。因此, 利用任何常规技术就可以确定每次呼吸期间递送至患者 10 的呼吸气体的总量, 诸如在排气分支内提供流量计, 以测量排出气体的流速, 并由此确定每个呼吸周期内排出的气体的量。

[0093] 然而, 在单支回路中, 确定在每次呼吸期间实际递送至患者 10 或者由患者 10 实际接收到的呼吸气体的体积更为困难, 因为在患者回路中存在相对较大的有意泄漏, 并且在患者和接口装置之间的接口处存在潜在的无意泄漏。Sanders 等人的美国专利 No. 5148802、Zdrojowski 等人的美国专利 No. 5313937、Sanders 等人的美国专利 No. 5433193、Zdrojowski 等人的美国专利 No. 5632269 以及 Zdrojowski 等人的美国专利 No. 5803065 描述了用于对泄漏进行检测和估计, 以及在存在泄漏时管理对患者的呼吸气体递送的技术, 通过引用将所述发明中的每个的内容并入本发明。下文将提供对这一过程的简要描述。

[0094] 在单支回路中, 由呼吸机供应给患者的流体的体积(即, 呼吸机输出的流体的体积)与从呼吸机系统泄漏的流体的体积之间的差确定呼吸周期内患者 10 接收到的流体的体积, 所述泄漏流体的体积包括该呼吸周期内患者回路的泄漏和患者接口装置的泄漏。通常, 大部分泄漏来自于患者回路中的排气孔。更具体而言, 流体向大气中的泄漏一般是已知泄漏和未知泄漏的结果, 诸如已知泄漏为单支回路中由排气组件 22 提供的排气流, 未知泄漏为患者和患者接口装置 12 之间的接口处的泄漏。可以根据美国专利 No. 7011091 中阐述的方法估计在任何给定时间患者 10 接收到的流体的体积, 通过引用将其内容全文并入本文。在单支系统中, 系统 2 可以在估算呼吸周期内递送至患者的流体的体积时考虑泄漏速

度。可以利用估计出的患者接收到的体积的量来确定压力发生器系统为了提供目标潮气量应当生成的压力的数值。

[0095] 在一些实施例中,控制器 16 使压力调节器 6 调整吸气正气道压力(IPAP)水平,由此实现对提供给患者的流体的体积的调整。

[0096] 在一些实施例中,可以调整压力支持水平。本领域技术人员应当理解,“压力支持”被定义为吸气正气道压力和呼气正气道压力之间的差。用数学的方式表述就是如下定义压力支持(PS): $PS=IPAP-EPAP$ 。因而,通过调整 IPAP 和 / 或 EPAP 水平而实现对压力支持的调整。

[0097] 在一个实施例中,本发明从一个吸气阶段到下一吸气阶段调整被称为 IPAP 的 IPAP 水平,从而使多次呼吸的平均体积对应于目标体积。我们相信,通过改变向患者递送呼吸气体的 IPAP 水平,从而达到多次呼吸的平均 体积,而不是像例如 VTV 或 VAPS 模式中那样针对每次呼吸达到目标体积,本发明的通气模式能使自主呼吸患者更加舒服,同时仍然可以对患者不断变化的呼吸需求做出响应。

[0098] 当在第一呼吸周期 30 期间向患者 10 供应加压流体时,压力调节器 6 为递送至患者的流体设置吸气正气道压力水平。可以将 IPAP 水平设置于最大 IPAP, $IPAP_{最大}$ 和最小 IPAP, $IPAP_{最小}$ 之间。 $IPAP_{最大}$ 和 $IPAP_{最小}$ 通常是由临床医生设置的。然而,本发明还设想了 $IPAP_{最大}$ 、 $IPAP_{最小}$ 或两者能够由呼吸机自动设置。例如,一旦用户设置了 $IPAP_{最小}$,那么呼吸机能够将 $IPAP_{最大}$ 自动设置为 $IPAP_{最小}$ 以上的固定压力的固定百分比。可以在临床医生设置了 $IPAP_{最大}$ 之后通过类似的方式设置 $IPAP_{最小}$ 。

[0099] 系统 2 还可以监测从上一次由呼吸周期的呼气阶段到吸气阶段的变换开始所经过的时间量。如果在某一时间段内没有检测到自然吸气努力,那么系统 2 可以向患者自动递送“机器触发的呼吸”,从而使肺通气。在一些实施例中,如果患者在与 $T_{时段}=60/f_{分钟}$ 相关的时间内未能触发自主呼吸,那么向患者递送机器触发的呼吸,其中, $f_{分钟}$ 可以等于理想呼吸速率 f ,或者可以是低于理想呼吸速率 f 的 2 次呼吸每分钟,也可以是固定值 10 次呼吸每分钟。

[0100] 控制器 16 可以根据美国专利 No. 7011091 中阐述的方法向患者提供计算出的目标潮气量,通过引用将其内容全文并入本文。在一个实施例中,控制器 16 (a) 基于由传感器提供的指示递送至患者的流体的体积的参数来确定患者的呼吸周期的每个吸气阶段患者接收到的流体的体积,(b) 确定多个吸气阶段期间患者接收到的平均流体体积,(c) 将患者接收到的平均流体体积与利用上述方法确定的目标潮气量进行比较,并且(d) 使压力发生器系统基于这一比较调整输出的流体的压力或流速。控制器 16 可以响应于呼吸机 2 的启动使得加压流体在吸气阶段被提供给患者 10,在呼气阶段减少加压流体的流量,或者停止为患者提供加压流体流。如上所述,系统 2 确定目标潮气量,即在每个呼吸周期期间递送至患者的预期流体体积。

[0101] 在一个实施例中,当向患者提供目标潮气量时,控制器 64 可以确定压力支持误差,其表示应当向患者的当前压力支持水平增加或者从其降低多少压力支持,如美国专利 No. 7011091 中所述。在这样的实施例中,控制器 64 可以在数分钟内逐渐改变压力支持水平,从而使压力支持误差朝向零移动。在实施例中,EPAP 压力保持固定,而 IPAP 压力则在数分钟内发生爬升(ramp)。利用一分钟求均值阵列来限定所述爬升时间。在再一次做出增

大或降低所述压力的决定之前可以利用新的数据填充所述阵列,从而避免对所述系统的控制比测量系统的操作更快。

[0102] 在一个实施例中,所述控制器可以判断患者的每次呼吸或者每一呼吸周期的潮气量是否处于正常参数内。如果是,那么所述系统可以在其他处理步骤中利用与该次呼吸相关的数据。如果所述呼吸数据没有处于正常参数内,那么舍弃与该次呼吸相关的数据。本发明还设想对被舍弃的或者被认为不正常的呼吸的数量进行监测,从而例如在检测到太多的不正常呼吸的情况下能够发出警报。这样的事件可以指示出患者正在经历明显的呼吸紊乱阶段,或者压力支持系统没有正确工作,或者两种情况都有。

[0103] 应当指出,本发明设想了相对于吸入潮气量的确定,利用上文论述的方法来确定侵入式或者非侵入式通气系统中呼出的潮气量。亦即,上文相对于吸入潮气量的确定论述的原理同样适用于呼出潮气量的确定。当然,可以利用常规技术确定呼出潮气量。

[0104] 基于上文,能够认识到,本发明提供了一种设备和方法,其用于根据在前一呼吸周期期间患者所接收到的流体的体积来调整在呼吸周期期间供应给患者的流体的体积,从而避免引起患者不适。其允许患者在一个呼吸周期内暂时性地改变其呼吸模式,例如,做一次非常浅或非常深的呼吸,而不会使呼吸机对这些次要的变化过度反应。

[0105] 在一些实施例中,呼吸机 2 可以通过仅提供目标潮气量来提供通气治疗。亦即,呼吸机可以提供目标潮气量作为整个通气治疗。在一些实施例中,呼吸机 2 除了提供目标潮气量之外还可以提供额外形式的治疗。亦即,目标体积递送可以只是多构成(component)通气治疗中的一个构成。例如,在一些实施例中,呼吸机 2 还可以具有美国专利申请 No. 2006/0070624 中描述的自动伺服呼吸机的形式。通过引用将其内容全文并入到本文当中。在这样的实施例中,上文描述的潮气量计算可以被用作最小潮气量,以计算基线压力支持值或最小 IPAP 值。然后,呼吸机 2 可以利用自动伺服算法来调整压力支持值,以提供稳定的呼吸。在一些实施例中,呼吸机可以增大或降低吸气压力,以调整压力支持值。因而,可以依据呼吸机基于自动伺服算法做出的调整增大或降低根据目标潮气量计算出的基线压力支持值,以达到要递送至患者的经修改的压力支持值。可以设想增加第三种算法,例如,US 6532956 中描述的折曲(flex),以生成提供患者的压力支持的合计结果。

[0106] 可以通过硬件、固件、软件或其各种组合来实施诸如控制器、微处理器或处理器的本发明的实施例。也可以将本发明实现为存储在机器可读介质上的可以利用一个或多个处理装置读取和执行的指令。在一个实施例中,所述机器可读介质可以包括用于按照可由机器(例如计算装置)读取的形式存储和/或传输信息的各种机构。例如,机器可读存储介质可以包括只读存储器、随机存取存储器、磁盘存储介质、光存储介质、闪存存储装置以及其他用于存储信息的介质,机器可读存储介质可以包括传播信号的形式,包括载波、红外信号、数字信号以及其他用于传输信息的媒介。尽管在上述公开内容中可能按照具体的示范性方面和执行某些操作的实施例描述了固件、软件、例程或指令,但是显然这些描述只是出于方便的目的,而且这样的操作实际上是由计算装置、处理装置、处理器、控制器或者其他执行固件、软件、例程或指令的装置或机器得到的。

[0107] 应当认识到,所述实施例不限于上文指出的具体的时间段、百分比和常数。相反,可以利用这些量的其他值,只要保持本发明的一般原理即可。此外,这些量也未必是固定的。相反,控制器 64 可以基于所监测的患者的状况对其进行动态变更。例如,如果它们没

有对当前的治疗方案做出响应,那么可以实施这一操作,从而例如对患者进行更加积极的治疗,反之亦然。

[0108] 尽管已经基于当前认为最现实并且优选的实施例出于例示目的详细描述了本发明,但应当理解,这种细节仅仅是为了该目的,本发明不限于公开的实施例,而是相反,意在覆盖在所附权利要求的精神和范围之内的修改和等价布置。例如,应当理解,本发明可以设想在可能的程度上使任何实施例的一个或多个特征与任何其他实施例的一个或多个特征组合。

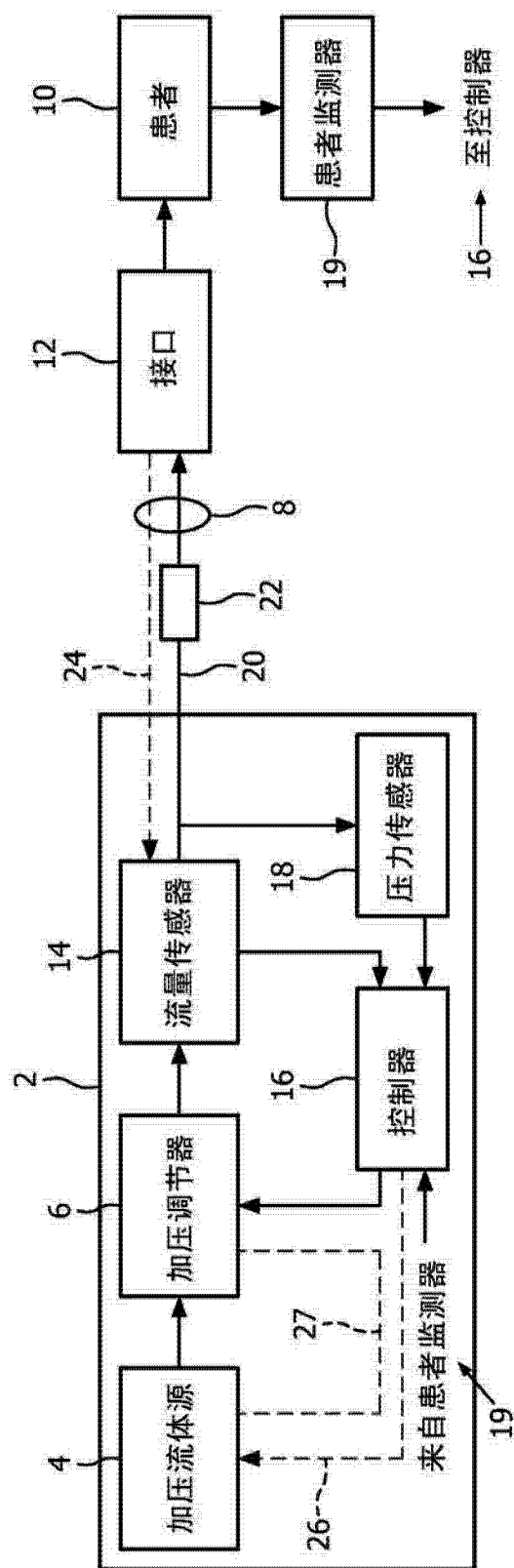


图 1

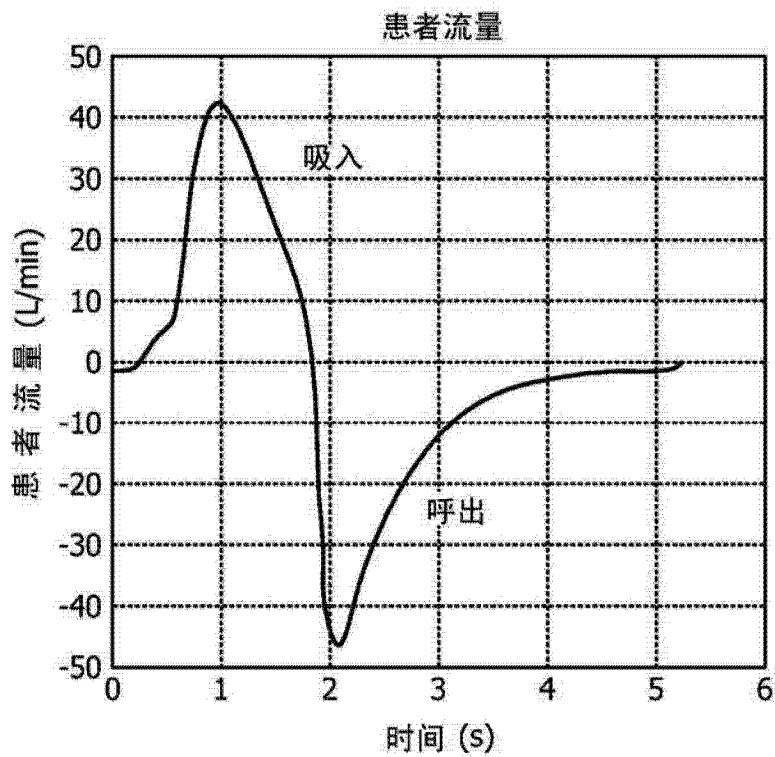


图 2

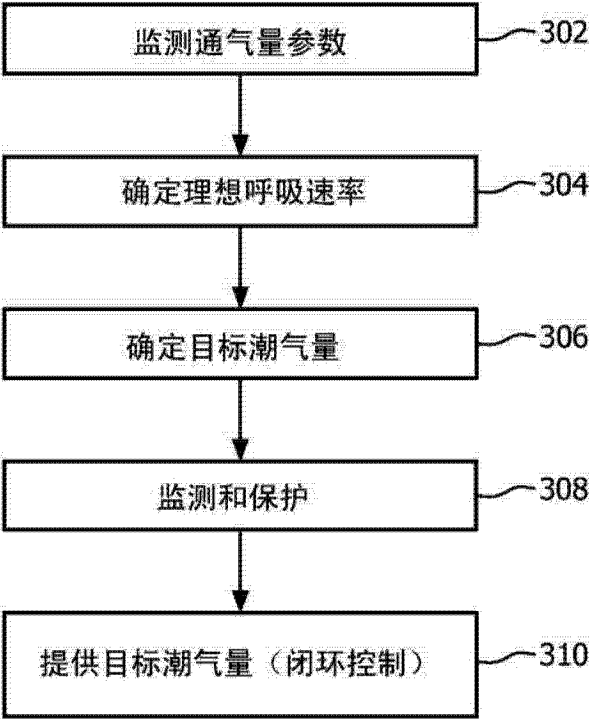


图 3

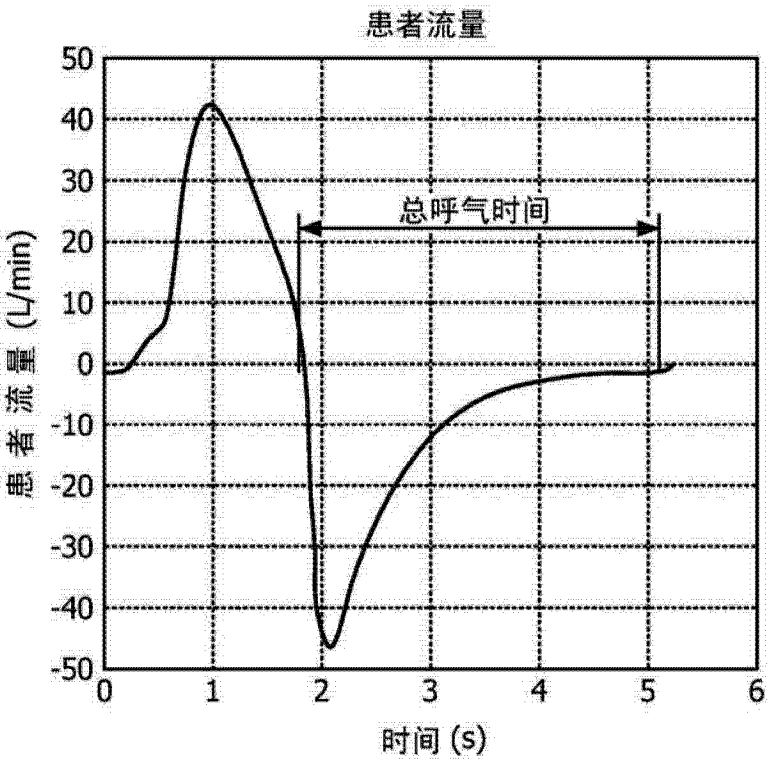


图 4

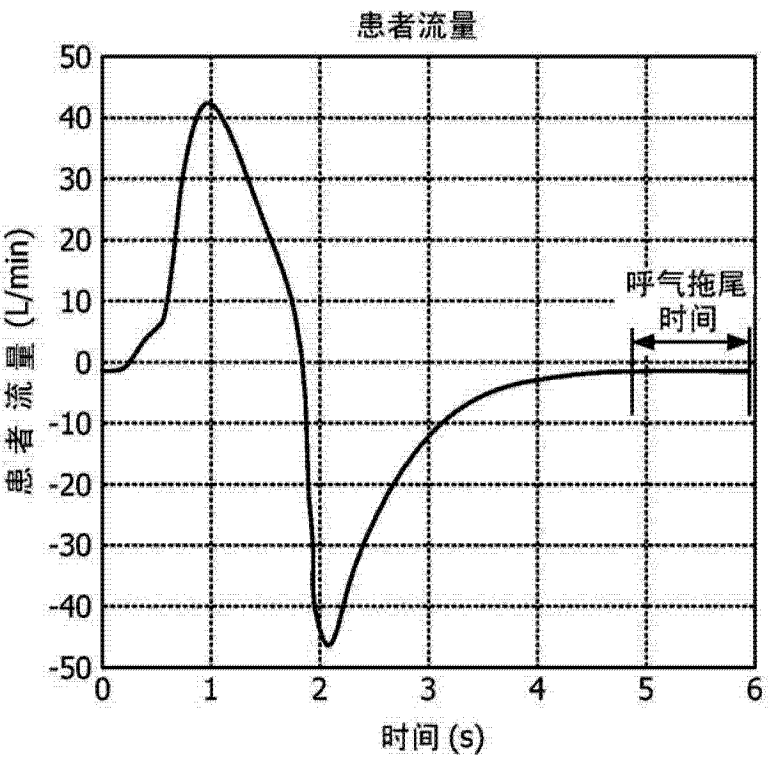


图 5