



(43) 申请公布日 2024.03.19

权利要求书1页 说明书34页 附图15页

Figure 1 is a block diagram of a system for providing a user with a controlled environment. The system includes a flow source (12), a humidifier (17), a control unit (19), and an I/O unit (20). A tube (14) connects the humidifier to a user's mouth (1). A foot (18d) is also connected to the system via a tube (13).

1. 一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:
流量调节器;
控制器,所述控制器被配置成接收所述系统中的所述呼吸气体流的流速和压力的输入,并且被配置成:
控制所述流量调节器以便以目标流速向患者提供所述呼吸气体流;并且
当所述系统中的所述呼吸气体流的压力满足或超过与该目标流速相对应的压力阈值时,控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到目标压力。
2. 如权利要求1所述的呼吸系统,其中,所述目标压力包括与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或与小于所述目标流速的流速相对应的压力阈值。
3. 如权利要求1或权利要求2所述的呼吸系统,其中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的流速小于所述目标流速时控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到所述目标压力。
4. 如前述权利要求中任一项所述的呼吸系统,其中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的流速高于所述目标流速时控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到所述目标流速。
5. 如前述权利要求中任一项所述的呼吸系统,其中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的压力超过与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或与小于所述目标流速的流速相对应的压力阈值时将所述流量调节器控制到所述目标压力。
6. 如前述权利要求中任一项所述的呼吸系统,其中,当所述系统从“关闭”或休眠状态开始操作时,所述控制器被配置成监测所述系统中的所述呼吸气体流的流速并且被配置成控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到所述目标流速,并且可选地其中,所述目标流速随着时间改变以从当前值增加到流速设定点。
7. 如前述权利要求中任一项所述的呼吸系统,其中,所述目标流速是流速设定点。
8. 如权利要求6或权利要求7所述的呼吸系统,其中,所述流速设定点是由所述呼吸系统的用户确定的。
9. 如前述权利要求中任一项所述的呼吸系统,其中,所述控制器包括提供流速控制输出的流速控制器以及提供压力控制输出的压力控制器,其中,对所述流量调节器的控制输入是所述流速控制输出和所述压力控制输出中的最小值。
10. 如权利要求9所述的呼吸系统,其中,所述流量调节器包括鼓风机,并且所述流速控制输出和压力控制输出包括所述鼓风机的角速度。

呼吸系统和方法

本申请是2021年12月17日提交的、名称为“呼吸系统和方法”的发明专利申请202180093210.8的分案申请。

技术领域

[0001] 本披露内容涉及一种用于控制提供给患者的呼吸气体流的系统和方法。

[0002] 具体地但不排他地,该系统和方法响应于在提供呼吸气体流的流量调节器下游的系统压力的改变而控制提供给患者的呼吸气体流。

背景技术

[0003] 患者在麻醉或镇静期间或更一般地在某些医疗程序期间可能丧失呼吸功能。在医疗程序之前,可以由医疗专业人员对患者预充氧以提供氧饱和度储备,并且这种预充氧通常用袋式呼吸机和面罩执行。一旦患者被全身麻醉,必须对患者进行插管才能使患者通气。在一些情况下,插管术在30至60秒内完成,但是在其他情况下,特别是如果难以穿过患者的气道(例如,由于癌症、严重受伤、肥胖、或颈部肌肉痉挛),插管术将花费显著更长时间。虽然预充氧提供了对于氧饱和度下降的缓冲,但对于长时间的插管术程序,就需要中断插管术过程并且重新施加面罩来将患者的氧饱和度增大到足够的水平。对于困难的插管术过程,插管术过程可能中断若干次,这是耗时的并且使患者处于严重的健康风险下。在尝试大约三次插管术后,将放弃该医疗程序。

[0004] 在需要多个呼吸支持系统的程序中,可能担心支持系统的(多种)组合可能导致过度的压力输送(例如,当插管在患者身上就位并且麻醉师想要通过施加在插管顶部上的罩来输送呼吸支持时)。

[0005] 此外,不同的支持系统之间的切换可能是耗时或困难的。因此,可能期望具有允许在呼吸支持系统(例如,经由高流量的支持以及经由面罩和袋或麻醉机的呼吸支持)之间容易地互换的配置。还可能期望允许将气体流快速且容易地关断或减少。

[0006] 本文对专利文件或任何其他被识别为现有技术的事物的提及不应被视为承认该文件或其他事物是已知的,或者由于任何权利要求的优先权日所以不应被视为承认其包含的信息是公知常识的一部分。

发明内容

[0007] 在本披露内容的一个方面,提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:流量调节器;控制器,所述控制器被配置成接收所述系统中的所述呼吸气体流的流速和压力的输入,并且被配置成:控制所述流量调节器以便以目标流速向患者提供所述呼吸气体流;并且当所述系统中的所述呼吸气体流的压力满足或超过与该目标流速相对应的压力阈值时,控制所述流量调节器以便以目标压力调节所述呼吸气体流。

[0008] 在一些实施例中,所述目标压力包括与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或与小于所述目标流速的流速相对应的压力阈值。

[0009] 在一些实施例中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的流速小于所述目标流速时控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到所述目标压力。

[0010] 在一些实施例中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的流速高于所述目标流速时控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到所述目标流速。

[0011] 在一些实施例中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的压力超过与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或与小于所述目标流速的流速相对应的压力阈值时将所述流量调节器控制到所述目标压力。

[0012] 在一些实施例中,当所述系统从“关闭”或休眠状态开始操作时,所述控制器被配置成监测所述系统中的所述呼吸气体流的流速并且被配置成控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流调节到所述目标流速。在一些实施例中,所述目标流速随着时间改变以从当前值增加到流速设定点。

[0013] 在一些实施例中,所述目标流速是流速设定点。所述流速设定点可以由所述呼吸系统的用户来确定。在一些实施例中,所述流速设定点可以由向所述控制器提供输入的用户设置。

[0014] 在一些实施例中,所述控制器包括提供流速控制输出的流速控制器以及提供压力控制输出的压力控制器,其中,对所述流量调节器的控制输入是所述流速控制输出和所述压力控制输出中的最小值。

[0015] 在一些实施例中,所述流量调节器包括鼓风机,并且所述流速控制输出和压力控制输出包括所述鼓风机的角速度。

[0016] 在一些实施例中,所述流量调节器包括比例阀,并且所述流速控制输出和压力控制输出包括通过所述比例阀进行流动路径限制的大小。

[0017] 在一些实施例中,所述控制器被配置成接收指示向所述患者提供的呼吸气体的流速的流速值。

[0018] 在一些实施例中,所述控制器可以在所述流速高于所述目标流速时在第一控制模式下操作以将所述流速控制到所述目标流速,并且所述控制器可在所述呼吸气体流的压力高于与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或高于与小于所述目标流速的流速相对应的一或所述压力阈值时在第二控制模式下操作以将所述压力控制到所述目标压力。

[0019] 在一些实施例中,所述呼吸系统包括一个或多个流速传感器,所述一个或多个流速传感器被配置成感测所述系统中提供给所述患者的所述呼吸气体流的流速。

[0020] 在一些实施例中,所述呼吸系统包括一个或多个压力传感器,所述一个或多个压力传感器被配置成感测所述系统中提供给所述患者的所述呼吸气体流的压力。

[0021] 在一些实施例中,所述控制器进一步被配置成从所述一个或多个流速传感器接收指示所述系统中的所述呼吸气体流的流速的输入,并且从所述一个或多个压力传感器接收指示所述系统中的所述呼吸气体流的压力的输入。

[0022] 在一些实施例中,所述呼吸系统包括输送导管,所述输送导管用于将气体流从所述流量调节器提供到患者接口,其中,所述患者接口被配置成将所述呼吸气体流输送到所述患者。

[0023] 在一些实施例中,患者接口包括鼻插管,可选地非密封鼻插管。

[0024] 在一些实施例中,所述患者接口包括与所述输送导管流体连通的气体输送侧臂、

设置在所述气体输送侧臂的端部处的歧管、以及从所述歧管延伸的一个或多个鼻元件,所述一个或多个鼻元件被配置成向所述患者的一个或多个鼻孔提供所述呼吸气体流,其中,所述气体输送侧构件包括可塌缩部分。

[0025] 所述可塌缩部分可以在所述可塌缩部分处于基本上打开状况下的第一配置中、以及在所述可塌缩部分处于基本上封闭状况下的第二配置中操作。

[0026] 在一些实施例中,当所述控制器将所述流量调节器控制到所述目标压力时,提供给所述患者的流被降低到降低的流速,所述降低的流速是:约15L/min或更小;或者约10L/min或更小;或者约10L/min;或者约5L/min至约10L/min或小于约5L/min或0L/min。

[0027] 在一些实施例中,所述控制器被配置成控制所述流量调节器以增加所述呼吸气体流使其达到所述目标流速。

[0028] 在一些实施例中,所述输送导管进一步包括输送回路、以及设置在所述输送回路与所述患者接口之间的患者呼吸回路,并且其中,所述患者呼吸回路通过出口连接器连接到所述输送回路。

[0029] 在一些实施例中,所述流量调节器包括以下各项中的一个或多个:流量发生器,所述流量发生器被配置成由所述控制器控制以调节提供给患者的所述呼吸气体流;以及比例阀,所述比例阀被配置成由所述控制器控制以调节所述呼吸气体流。

[0030] 在一些实施例中,所述流量发生器包括被配置成由所述控制器控制以生成所述呼吸气体流的鼓风机。

[0031] 在一些实施例中,所述呼吸系统包括氧(O₂)压力传感器,所述氧压力传感器被配置成感测所述呼吸系统的O₂输送回路中的压力。

[0032] 在一些实施例中,所述呼吸系统包括氧(O₂)流速传感器,所述氧流速传感器被配置成感测所述呼吸系统的O₂输送回路的O₂流的流速。在一些实施例中,比例阀可以设置在所述O₂输送回路中的O₂压力传感器与O₂流速传感器之间。

[0033] 在一些实施例中,在具有患者呼吸回路的情况下,所述患者呼吸回路可以连接到O₂输送回路和空气输送回路,并且所述患者呼吸回路和/或所述患者接口可以进一步包括患者压力传感器和患者流速传感器。在一些实施例中,所述流量调节器包括鼓风机,并且所述鼓风机可以设置在所述患者呼吸回路中、在所述患者压力传感器和所述患者流速传感器之前。

[0034] 在一些实施例中,所述控制器与存储器部件进行操作通信或包括所述存储器部件,所述存储器部件存储提供所述压力阈值与对应流速之间的关系的函数、曲线、查找表或算法中的一个或多个。

[0035] 在一些实施例中,所述控制器被配置成控制所述流量调节器以使所述呼吸气体流按可变减小速率减少。

[0036] 在一些实施例中,所述压力阈值与对应流速之间的所述关系可以通过压力极限曲线或定义具有S形的曲线的函数来表示。

[0037] 在一些实施例中,所述压力阈值与对应流速之间的所述关系包括第一压力区、第二压力区、以及设置在所述第一压力区与所述第二压力区之间的过渡区。

[0038] 在一些实施例中,所述第一压力区可以与所述可塌缩部分基本上处于所述第一配置中时相对应,并且所述第二区可以与所述可塌缩部分基本上处于所述第二配置中时相对

应。

[0039] 在一些实施例中,所述第一压力区包括从基线压力值偏移第一压力裕度的压力阈值,并且所述第二压力区包括从基线压力值偏移第二压力裕度的压力阈值,其中,所述第一压力裕度大于所述第二压力裕度。

[0040] 在一些实施例中,所述第一裕度和所述第二裕度提供所述第一压力区中的所述压力阈限值的偏移,所述偏移与所述压力极限曲线的第二压力区中的所述压力阈值的偏移基本上平行,并且所述第一压力区和所述第二压力区与所述呼吸气体流的最小改变速率相对应。

[0041] 在一些实施例中,所述压力极限曲线的过渡区的梯度与所述呼吸气体流的最大改变速率相对应。

[0042] 在一些实施例中,所述压力极限曲线的过渡区可以以过渡流速为中心。在一些实施例中,所述控制器被配置成在所述压力和所述对应流速处于所述压力极限曲线的过渡区中时控制所述流量调节器以所述最大改变速率实现呼吸气体流。

[0043] 在一些实施例中,所述第一压力裕度和所述第二压力裕度为所述呼吸气体流的系统压力从所述压力阈值以下临时减小提供裕度,而无需所述控制器控制所述流量调节器来增加所述呼吸气体流。

[0044] 从另一方面来看,本发明提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:控制器;以及流量调节器,所述流量调节器被配置成由所述控制器控制以向患者提供呼吸气体流;其中,所述控制器被配置成将所述流量调节器控制到流速确定的压力设定点;并且其中,所述控制器被配置成控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流的流速限制为高达并包括流速设定点。

[0045] 在一些实施例中,所述流速设定点由所述呼吸系统的用户设置。在一些实施例中,所述流速设定点可以由向所述控制器提供输入的用户设置。

[0046] 在一些实施例中,所述系统包括多个流速确定的压力设定点,所述控制器被配置成将所述流量调节器控制到所述多个流速确定的压力设定点。

[0047] 在一些实施例中,所述流速确定的压力设定点是基于所述呼吸气体流的流速。

[0048] 在一些实施例中,所述流速确定的压力设定点是预定的。

[0049] 在一些实施例中,所述流速确定的压力设定点在所述呼吸气体流的流速处于或接近所述流速设定点时与正常系统压力值相隔第一裕度,其中,所述流速确定的压力设定点在所述呼吸气体流的流速处于或接近0L/min时与正常系统压力值相隔第二裕度,其中,所述第一裕度大于所述第二裕度。

[0050] 在一些实施例中,所述流速确定的压力设定点在所述呼吸气体流的流速处于或接近0L/min时是0cmH₂O。

[0051] 在一些实施例中,所述流量调节器包括鼓风机和/或比例阀。

[0052] 在一些实施例中,所述呼吸系统进一步包括流量传感器、压力传感器和用户界面中的一个或多个。

[0053] 在一些实施例中,呼吸系统进一步包括非密封鼻接口,所述非密封鼻接口与所述流量调节器流体连通并且被配置成向所述患者提供所述呼吸气体流。

[0054] 在一些实施例中,所述非密封鼻接口包括气体输送侧臂、设置在所述气体输送侧

臂的端部处的歧管、以及从所述歧管延伸的一个或多个鼻元件,所述一个或多个鼻元件被配置成向所述患者的一个或多个鼻孔提供所述呼吸气体流,其中,所述气体输送侧构件包括可塌缩部分。

[0055] 在一些实施例中,所述可塌缩部分可在所述可塌缩部分处于基本上打开状况下的第一配置中、以及在所述可塌缩部分处于基本上封闭状况下的第二配置中操作。

[0056] 在一些实施例中,所述流速设定点超过0L/min、可选地超过0L/min至约120L/min、可选地介于约20L/min与约90L/min之间、以及可选地约40L/min至约70L/min。

[0057] 在本披露内容的另一方面,提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:控制器;流量调节器,所述流量调节器被配置成由所述控制器控制以向患者提供呼吸气体流;其中,所述控制器被配置成:接收与流速设定点相关的输入,接收指示与所述流量调节器下游的呼吸气体流相对应的系统压力的一个或多个压力输入;接收指示所述流量调节器下游的呼吸气体流的一个或多个流速输入;将接收到的压力输入和/或流速输入与对应流速的预定压力阈值和流速设定点进行比较;在两个控制模式之间控制流量调节器,其中,第一控制模式包括在系统压力低于对应流速的预定压力阈值时控制流量调节器以在流速设定点下提供呼吸气体流;并且第二控制模式包括在呼吸气体流的流速低于流速设定点时控制流量调节器以将呼吸气体流调节到目标压力。

[0058] 在本披露内容的另一方面,提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:控制器;流量调节器,所述流量调节器被配置成由所述控制器控制以向患者提供呼吸气体流;其中,所述控制器被配置成:接收指示系统压力的输入;将所述系统压力与对应流速的一个或多个压力阈值进行比较;响应于所述系统压力满足或超过所述对应流速的一个或多个压力阈值而控制所述流量调节器以降低所述系统压力;并且响应于所述系统压力不满足或超过对应流速的压力阈值而控制所述流量调节器以实现目标流速。

[0059] 在本披露内容的另一方面,提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:控制器;以及流量调节器,所述流量调节器被配置成由所述控制器控制以向患者提供呼吸气体流;其中,所述控制器被配置成将所述流量调节器控制到流速设定点;并且其中,所述控制器被配置成控制所述流量调节器以将所述呼吸气体流的压力限制为高达并包括流速确定的压力极限。

[0060] 在本披露内容的另一方面,提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:控制器;流量调节器,所述流量调节器被配置成由所述控制器控制以向患者提供呼吸气体流;一个或多个传感器,所述一个或多个传感器被配置成确定所述呼吸系统中提供给所述患者的呼吸气体流的压力,其中,所述控制器被配置成:从所述一个或多个传感器接收指示所述呼吸系统中的呼吸气体流的压力的输入;将所述压力与对应流速的压力阈值进行比较;响应于所述压力超过所述对应流速的压力阈值而控制所述流量调节器以减少所述呼吸气体流;并且响应于所述压力不超过所述对应流速的压力阈值而控制所述流量调节器以调节所述呼吸气体流。

[0061] 呼吸系统的控制器可以包括微控制器、PID(比例积分微分)控制器、或可以视需要将控制器的比例积分和微分元件接通或关断的PID控制器的变型(比如P、PI或I控制器)、或被配置成通过存储在与控制器通信的存储器中的算法操作以引导呼吸系统的可控制部件的操作的某种其他架构。因此,控制器使得呼吸系统能够响应于系统中的压力和/或流量的

改变而控制呼吸系统的一个或多个部件。控制器可以响应于系统中的压力的改变而控制流量调节器。系统中的压力可以是流量调节器下游的压力。这与压力释放阀形成对比,这些压力释放阀通常在系统压力超过压力阈值时通过将气体排放到大气来缓解系统中的压力。输送气体的这种排放可以被视为废物源。

[0062] 呼吸系统的控制器接收系统中的压力的输入并且确定系统中的压力的值是否满足或超过对应流速的压力阈值,这指示阻塞(跨阻塞仍可能存在一些流)或堵塞(跨堵塞将不存在任何流)。作为响应,控制器控制呼吸系统的可以调节流量的部件。控制器还在随后清除阻塞或堵塞之后将期望流恢复到呼吸系统。控制提供给患者的呼吸气体流的控制器因此减少比如氧等气体的浪费。控制器还有可能减少对经由另一呼吸支持系统向患者提供的呼吸气体流的不期望影响,例如,控制器控制呼吸气体流以将经由与本披露内容的系统一起使用的麻醉系统向患者提供的麻醉剂的稀释最小化。在如下文描述的可以将面罩用于插管上方的情况下,通过对作用于阻塞的/堵塞的(即,塌缩的)部分的压力提供更好的控制,这也可以是有利的,使得用户不需要对插管上方的面罩施加比所需更大的力并且不需要跨与插管相关联的塌缩部分控制任何余流。

[0063] 在一些实施例中,流量调节器包括比如鼓风机等流量发生器,该流量发生器被配置成由控制器控制以生成提供给患者的呼吸气体流。

[0064] 在一些实施例中,流量调节器包括比例阀,该比例阀被配置成由控制器控制以调节呼吸气体流。

[0065] 在一些实施例中,流量调节器进一步包括比例阀和流量发生器。

[0066] 由控制器实施的算法控制比如鼓风机和/或比例阀等流量调节器以对在呼吸支持的输送期间向患者供应气体的呼吸系统提供压力/流量控制。在上文提到了呼吸支持的示例,并且这些示例包括鼻的高流量、持续气道正压和通气。呼吸系统可以包括超过一个鼓风机和/或超过一个比例阀。

[0067] 在一些实施例中,控制器进一步被配置成从指示呼吸气体流的压力的输入确定呼吸气体流的流速。

[0068] 在另一实施例中,一个或多个传感器包括被配置成感测在输送导管中提供给患者的呼吸气体流的流速的一个或多个流速传感器。控制器进一步被配置成从这些一个或多个流速传感器接收指示输送导管中的呼吸气体流的流速的输入。优选地,指示流速的输入是指示流速的数据。

[0069] 在一些实施例中,从指示呼吸系统中的呼吸气体流的流速的数据确定呼吸系统中的呼吸气体流的压力。

[0070] 在一些实施例中,一个或多个传感器被配置成感测呼吸系统中的在流量调节器下游的呼吸气体流的压力。优选地,一个或多个传感器位于流量调节器下游。

[0071] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括一个或多个压力传感器,该一个或多个压力传感器被配置成感测系统中提供给患者的呼吸气体流的压力。

[0072] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括一个或多个压力传感器和一个或多个流速传感器。

[0073] 在一些实施例中,呼吸系统中的呼吸气体流的压力是流量调节器下游的呼吸气体流的压力。

[0074] 在一些实施例中,指示呼吸系统中的呼吸气体流的压力的输入包括数据。

[0075] 在一些实施例中,呼吸系统进一步包括输送导管以及输送导管的一个端部处的患者接口,其中,患者接口被配置成将呼吸气体流输送到患者。

[0076] 在一些实施例中,呼吸气体流的压力是在可塌缩部分上游或可塌缩部分处的呼吸气体流的压力。

[0077] 在示例中,患者接口与气体供应器流体连通,并且气体流由呼吸系统的流量调节器控制。气体供应器的示例包括加压源(比如气体罐或医院壁式供应器)、鼓风机、混合器或其组合。呼吸系统还可以包括用于在将气体输送到患者之前将这些气体加湿的加湿器。

[0078] 在一些实施例中,患者接口包括:要由患者的(多个)鼻孔或嘴接纳的出口;从出口的一侧延伸的气体输送侧构件,其中,该气体输送侧构件包括:内腔,该内腔用于从患者接口的入口到出口的气体流;以及可塌缩部分。例如,患者接口是鼻插管,并且可选地是非密封鼻插管。

[0079] 在一些实施例中,可塌缩部分被配置成处于第一配置中并且可从第一配置塌缩成第二配置。与可塌缩部分处于第一配置中时相比,在第二配置中穿过可塌缩部分的呼吸气体流的流速降低。例如,降低的流速是:约15L/min或更小;或者约10L/min或更小;或者约10L/min;或者约5L/min至约10L/min或小于约5L/min或0L/min。

[0080] 在一些实施例中,控制器进一步被配置成响应于压力超过对应流速的压力阈值而控制流量调节器以将呼吸气体流降低到降低的流速。例如,呼吸气体流以逐步方式降低到降低的流速。在一些实施例中,控制器被配置成控制流量调节器以降低系统中的压力,这继而降低了呼吸气体的流速(如通过系统内的压力和流动阻力的改变来确定的)。例如,可以通过例如以逐步方式放慢流量调节器的操作来降低系统中的压力。

[0081] 在一些实施例中,控制器进一步被配置成控制流量调节器以持续地减少呼吸气体流使其达到降低的流速。替代性地/附加地,控制器可以被配置成例如通过放慢其操作来控制流量调节器,以持续地降低系统中的压力使其达到压力目标。

[0082] 在一些实施例中,控制器进一步被配置成响应于压力不超过对应流速的压力阈值而控制流量调节器以将呼吸气体流调节到目标流速。例如,目标流速可以是40L/min至70L/min。

[0083] 在一些实施例中,控制器进一步被配置成控制流量调节器以持续地调节呼吸气体流使其达到目标流速。

[0084] 在一些实施例中,控制器进一步被配置成控制流量调节器以增加呼吸气体流使其达到目标流速。

[0085] 在示例中,呼吸气体流以逐步方式增加到目标流速。替代性地,控制器被配置成控制流量调节器以持续地增加呼吸气体流使其达到目标流速。

[0086] 在一些实施例中,所述输送导管进一步包括输送回路、以及设置在所述输送回路与所述患者接口之间的患者呼吸回路,并且其中,所述患者呼吸回路通过出口连接器连接到所述输送回路。

[0087] 在一些实施例中,所述输送导管进一步包括输送回路、以及设置在所述输送回路与所述患者接口之间的患者呼吸回路,并且其中,所述患者呼吸回路通过出口连接器连接到所述输送回路。

[0088] 在一些实施例中,控制器、流量调节器、一个或多个传感器和输送回路装纳在壳体中,并且出口连接器安装到壳体。例如,壳体是箱。

[0089] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括氧(O_2)压力传感器,该氧压力传感器被配置成感测来自呼吸系统的 O_2 输送回路中的 O_2 供应器的提供给患者的 O_2 流的压力。

[0090] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括氧(O_2)流速传感器,该氧流速传感器被配置成感测来自 O_2 供应器的提供给患者的 O_2 流的流速。

[0091] 在一些实施例中,比例阀设置在 O_2 输送回路中的 O_2 压力传感器与 O_2 流速传感器之间。

[0092] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括空气压力传感器,该空气压力传感器被配置成感测来自呼吸系统的空气输送回路中的环境空气的提供给患者的空气流的压力。

[0093] 在一些实施例中,鼓风机设置在空气输送回路中的空气压力传感器之后。

[0094] 在一些实施例中,患者呼吸回路连接到 O_2 输送回路和空气输送回路,并且患者呼吸回路和/或患者接口进一步包括患者压力传感器和患者流速传感器。

[0095] 在一些实施例中,患者呼吸回路连接到 O_2 输送回路和空气输送回路,并且患者呼吸回路和/或患者接口进一步包括患者压力传感器和患者流速传感器。

[0096] 在一些实施例中,鼓风机设置在患者呼吸回路中、在患者压力传感器和患者流速传感器之前。

[0097] 在一些实施例中,对应流速的压力阈值形成压力极限曲线。

[0098] 在一些实施例中,对应流速的压力阈值形成压力极限曲线。在实施例中,控制器进一步被配置成将压力和流速与压力极限曲线进行比较。

[0099] 在一些实施例中,压力极限曲线与呼吸系统和/或输送导管中受限制的流量相关联。

[0100] 在一些实施例中,流量调节器被配置成使呼吸气体流按与压力极限曲线相对应的可变减小速率减少。

[0101] 在一些实施例中,压力极限曲线是S形的。

[0102] 在一些实施例中,S形的压力极限曲线包括第一压力区、第二压力区、以及设置在第一压力区与第二压力区之间的过渡区。

[0103] 在一些实施例中,第一压力区与第一配置相对应并且第二区与第二配置相对应。

[0104] 在一些实施例中,在第一配置中,输送导管中的呼吸气体流的正常操作压力比压力极限曲线低第一压力裕度,并且在第二配置中,呼吸气体流的正常操作压力比压力极限曲线低第二压力裕度,其中,第一压力裕度基本上大于第二压力裕度。因此,第一压力裕度和第二压力裕度可以为呼吸气体流的压力从正常压力临时增加提供裕度,以便不减少呼吸气体流。

[0105] 在另一实施例中,第一压力裕度和第二压力裕度为呼吸气体流的压力从正常操作压力临时减小提供裕度,以便不增加呼吸气体流。

[0106] 在一些实施例中,第一压力区与压力极限曲线的第二压力区基本上平行,并且第一压力区和第二压力区与呼吸气体流的最小减小速率相对应。

[0107] 在一些实施例中,压力极限曲线的过渡区与呼吸气体流的最大减小速率相对应。

[0108] 在一些实施例中,压力极限曲线的过渡区以过渡流速为中心。

[0109] 在一些实施例中,流量调节器被配置成在压力 and 对应流速处于压力极限曲线的过渡区中时以最大减小速率减少呼吸气体流。

[0110] 在本披露内容的另一方面,提供了一种用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统,所述系统包括:控制器;流量调节器,所述流量调节器被配置成由所述控制器控制以向患者提供呼吸气体流;一个或多个传感器,所述一个或多个传感器被配置成确定所述呼吸系统中提供给所述患者的所述呼吸气体流的压力;以及患者接口,所述患者接口与流量调节器流体连通并且被配置成将所述呼吸气体流输送到所述患者,其中,所述患者接口包括:入口,所述入口用于从所述流量调节器接收所述呼吸气体流;出口,所述出口用于将所述呼吸气体流输送到所述患者的气道;以及气体导管,所述气体导管包括被配置成在第一配置与第二配置之间切换的可塌缩部分,其中,所述呼吸系统内的呼吸气体流的压力在所述可塌缩部分处于所述第二配置中时比所述呼吸系统内的呼吸气体流的压力在所述可塌缩部分处于所述第一配置中时大,其中,所述控制器被配置成:从所述一个或多个传感器接收指示所述呼吸系统内的呼吸气体流的压力的输入;将所述压力与压力阈值进行比较;响应于所述压力满足或超过所述压力阈值而控制所述流量调节器以提供对所述呼吸气体流的第一调节;并且响应于所述压力不满足或超过所述压力阈值而控制所述流量调节器以提供对所述呼吸气体流的第二调节。

[0111] 在一些实施例中,第二调节与第一调节不同。

[0112] 在一些实施例中,第一调节包括减少或维持呼吸气体流。

[0113] 在一些实施例中,第一调节包括响应于压力超过压力阈值而减少呼吸气体流。

[0114] 在一些实施例中,第一调节包括响应于压力满足压力阈值而减少或维持呼吸气体流。

[0115] 在一些实施例中,第二调节包括增加呼吸气体流。

[0116] 在一些实施例中,第二调节包括将呼吸气体流调节到目标流速。

[0117] 在一些实施例中,一个或多个传感器位于流量调节器下游。

[0118] 在一些实施例中,呼吸系统进一步包括输送导管,所述输送导管被配置成将呼吸气体流从流量调节器输送到患者接口。

[0119] 在一些实施例中,所述输送导管进一步包括输送回路、以及设置在所述输送回路与所述患者接口之间的患者呼吸回路,并且其中,所述患者呼吸回路通过出口连接器连接到所述输送回路。

[0120] 在一些实施例中,控制器、流量调节器、一个或多个传感器和输送回路装纳在壳体中,并且出口连接器安装到壳体。

[0121] 在一些实施例中,流量调节器包括流量发生器,所述流量发生器被配置成由控制器控制以生成提供给患者的呼吸气体流。

[0122] 在一些实施例中,流量调节器包括比例阀,该比例阀被配置成由控制器控制以调节呼吸气体流。

[0123] 在一些实施例中,流量调节器进一步包括比例阀和流量发生器。

[0124] 在一些实施例中,所述流量发生器包括被配置成由所述控制器控制以生成所述呼吸气体流的鼓风机。

[0125] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括氧(O_2)压力传感器,该氧压力传感器被

配置成感测来自呼吸系统的 O_2 输送回路中的 O_2 供应器的提供给患者的 O_2 流的压力。

[0126] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括氧(O_2)流速传感器,所述氧流速传感器被配置成感测来自 O_2 供应器的提供给患者的 O_2 流的流速。

[0127] 在一些实施例中,比例阀设置在 O_2 输送回路中的 O_2 压力传感器与 O_2 流速传感器之间。

[0128] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括空气压力传感器,该空气压力传感器被配置成感测来自呼吸系统的空气输送回路中的环境空气的提供给患者的空气流的压力。

[0129] 在一些实施例中,鼓风机设置在空气输送回路中的空气压力传感器之后。

[0130] 在一些实施例中,患者呼吸回路连接到 O_2 输送回路和空气输送回路,并且患者呼吸回路和/或患者接口进一步包括患者压力传感器和患者流速传感器。

[0131] 在一些实施例中,鼓风机设置在患者呼吸回路中、在患者压力传感器和患者流速传感器之前。

[0132] 在一些实施例中,一个或多个传感器包括一个或多个压力传感器,该一个或多个压力传感器被配置成感测系统中提供给患者的呼吸气体流的压力。一个或多个压力传感器被配置成感测呼吸系统中的在流量调节器下游的呼吸气体流的压力。

[0133] 在一些实施例中,指示呼吸系统中的呼吸气体流的压力的输入包括数据。

[0134] 在一些实施例中,呼吸系统中的呼吸气体流的压力是流量调节器下游的呼吸气体流的压力。

[0135] 在一些实施例中,呼吸气体流的压力是在可塌缩部分上游或可塌缩部分处的呼吸气体流的压力。

[0136] 在本披露内容的另一方面,提供了一种操作用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统的方法,该方法包括:利用呼吸系统向患者提供呼吸气体流;使用一个或多个传感器确定呼吸系统中提供给患者的呼吸气体流的压力,该一个或多个传感器被配置成确定呼吸系统内的呼吸气体流的压力;从一个或多个传感器接收指示系统中的呼吸气体流的压力的输入;将压力与对应流速的压力阈值进行比较;响应于压力超过对应流速的压力阈值而控制流量调节器以减少呼吸气体流;以及响应于压力不超过对应流速的压力阈值而控制流量调节器以调节呼吸气体流。

[0137] 在本披露内容的另一方面,提供了一种操作如上文描述的呼吸系统的方法,该方法包括:利用呼吸系统向患者提供呼吸气体流;使用一个或多个传感器确定呼吸系统中提供给患者的呼吸气体流的压力,该一个或多个传感器被配置成确定呼吸系统内的呼吸气体流的压力;从一个或多个传感器接收指示系统中的呼吸气体流的压力的输入;将压力与对应流速的压力阈值进行比较;响应于压力超过对应流速的压力阈值而控制流量调节器以减少呼吸气体流;以及响应于压力不超过对应流速的压力阈值而控制流量调节器以调节呼吸气体流。

附图说明

[0138] 现在将参考以下附图更详细地描述本披露内容的实施例:

[0139] 图1是用于向患者提供呼吸气体的呼吸系统的示例的示意图;

[0140] 图2a和图2b示出了根据本披露内容的实施例的患者佩戴第一患者接口(图2a)以

及第一患者接口与第二患者接口(图2b),用于与呼吸系统一起使用以向患者提供呼吸气体;

[0141] 图3a和图3b提供了患者接口的可塌缩部分的第一配置和第二配置的示意性展示;图3a示出了第一配置并且图3b示出了第二配置;

[0142] 图4是根据本披露内容的实施例的用于向患者提供呼吸气体的呼吸系统的示意图;

[0143] 图5是根据本披露内容的实施例的用于向患者提供呼吸气体的呼吸系统的示意图;

[0144] 图6是根据本披露内容的实施例的用于向患者提供呼吸气体的呼吸系统的示意图;

[0145] 图7是根据本披露内容的实施例的用于向患者提供呼吸气体的呼吸系统的示意图;

[0146] 图8是根据本披露内容的实施例的用于向患者提供呼吸气体的呼吸系统的示意图;

[0147] 图9是展示了根据本披露内容的实施例的在控制呼吸气体流时使用的曲线的图表,该曲线表示流量与压力之间的关系;

[0148] 图10是展示了根据本披露内容的实施例的在控制呼吸气体流时使用的曲线的图表,该曲线表示流量与压力之间的关系;

[0149] 图11是展示了根据本披露内容的实施例的在控制呼吸气体流时使用的另一曲线的图表,该曲线表示流量与压力之间的关系;

[0150] 图12是展示了在零流量下压力曲线可以具有标称压力极限(曲线R)或零压力极限(曲线S)的图表。

[0151] 图13是展示了根据本披露内容的实施例的在控制呼吸气体流时使用的曲线的图表,该曲线表示流量与压力偏移之间的关系;

[0152] 图14是展示了压力与流速之间的关系随着由系统经历的流动阻力增加而改变的图表。

[0153] 图15是根据本披露内容的实施例的呼吸系统的操作状态的状态图;

[0154] 图16是根据本披露内容的实施例的呼吸系统的操作的流程图;以及

[0155] 图17是根据本披露内容的实施例的操作呼吸系统的方法的流程图。

具体实施方式

[0156] 在整个附图和说明书中,相似的附图标记可以用于表示相同或相似的部件,并且可以省略其冗余的描述。

[0157] 如所提到的,呼吸系统提供用于输送到患者的气体。呼吸系统可以采取若干种形式,比如持续气道正压系统(CPAP)和高流量呼吸气体系统(例如,用于在高流量治疗和麻醉程序中)。

[0158] 在本说明书中,“高流速”意指(但不限于)流速高于平常/正常值(比如高于健康患者的正常吸气体流速)的任何气体流。替代性地或附加地,高流量可以高于与背景相关的某个其他阈值流速,例如,在以满足吸气需求的流速向患者提供气体流的情况下,该流速可以

被认为是“高流量”，因为它高于原本可能提供的标称流速。因此，“高流量”取决于背景，并且“高流量”的构成取决于许多因素，比如患者的健康状态、所提供的程序/治疗/支持的类型、患者的性质（大人、小孩、成人、儿童）等。本领域技术人员将从上下文中理解“高流量”的构成。它的流速大小超过并高于原本可能提供的流速。

[0159] 但是，但不限于，高流量的一些指示值可以如下。

[0160] 在一些配置中，以大于或等于约5或10升/分钟（5或10LPM或L/min）的流速向患者输送气体。

[0161] 在一些配置中，以约5或10LPM至约150LPM、或约15LPM至约95LPM、或约20LPM至约90LPM、或约25LPM至约85LPM、或约30LPM至约80LPM、或约35LPM至约75LPM、或约40LPM至约70LPM、或约45LPM至约65LPM、或约50LPM至约60LPM的流速向患者输送气体。例如，根据本文描述的各种实施例和配置，经由系统或从流量源或流量调节器供应或提供到接口的气体的流速可以包括但不限于：至少约5、10、20、30、40、50、60、70、80、90、100、110、120、130、140、150LPM或更大的流量，并且可用范围可以被选择为这些值中的任何值（例如，约20LPM至约90LPM、约40LPM至约70LPM、约40LPM至约80LPM、约50LPM至约80LPM、约60LPM至约80LPM、约70LPM至约100LPM、约70LPM至约80LPM）。

[0162] 在“高流量”中，将根据例如治疗的预期用途来选择输送的气体。输送的气体可以包括一定百分比的氧。在一些配置中，输送的气体中氧的百分比可以是约15%至约100%、20%至约100%、或约30%至约100%、或约40%至约100%、或约50%至约100%、或约60%至约100%、或约70%至约100%、或约80%至约100%、或约90%至约100%、或约100%、或100%。

[0163] 在一些实施例中，输送的气体可以包括一定百分比的二氧化碳。在一些配置中，输送的气体中二氧化碳的百分比可以超过0%，为约0.3%至约100%、约1%至约100%、约5%至约100%、约10%至约100%、约20%至约100%、或约30%至约100%、或约40%至约100%、或约50%至约100%、或约60%至约100%、或约70%至约100%、或约80%至约100%、或约90%至约100%、或约100%、或100%。

[0164] 用于早产儿/婴儿/幼儿（体重在约1kg至约30kg的范围内）的“高流量”的流速可能不同。流速可以设置为0.4至8L/min/kg，其中最小值为约0.5L/min并且最大值为约70L/min。对于低于2kg的患者，最大流量可以被设置为8L/min。

[0165] 高流量已被发现有效满足或超过患者的正常吸气流量，以增加对患者的充氧和/或减少呼吸功。附加地，高流量治疗可以在鼻咽中产生冲洗效果，使得上呼吸道的解剖学死空间被进来的高气体流冲洗。这形成了可用于每一次呼吸的新鲜气体储备，同时将对二氧化碳、氮等的再呼吸最小化。

[0166] 例如，参考图1描述高流量呼吸系统10。高流量可以用作通过输送氧和/或其他气体以及通过从患者的气道中清除CO₂来促进气体交换和/或进行呼吸支持的手段。高流量在医疗和/或麻醉程序之前、期间或之后可以特别有用。

[0167] 当在医疗程序之前使用时，高气体流量可以给患者预先加载氧，使得他们的血氧饱和度和肺中的氧量较高以在医疗程序期间在患者处于呼吸暂停阶段时提供氧缓冲。

[0168] 在呼吸功能可能受损（例如，减少或停止）的医疗程序期间（比如在麻醉期间），持续的氧供应对维持健康呼吸功能来说是重要的。当这种供应受损时，可能发生缺氧、低氧血

症和/或高碳酸血症。在比如患者失去知觉或可能变得失去知觉的麻醉和/或镇静等医疗程序期间,监测患者以检测何时发生这种情况。如果氧供应和/或CO₂清除受影响,则临床医生停止医疗程序并促进氧供应和/或CO₂清除。这可以例如通过用袋式面罩通气手动地使患者通气或通过使用高流量呼吸系统向患者的气道提供高气体流来实现。进一步地,应理解,用于镇静/通气的面罩(不一定限于袋式面罩)也可以用于预充氧而且还用于监测患者参数,比如呼气末CO₂等。

[0169] 高气体流量的其他优点可以包括高气体流量增加患者的气道中的压力,由此提供打开气道、气管、肺/肺泡和细支气管的压力支持。这些结构的打开增强了充氧,并且在某种程度上帮助清除CO₂。

[0170] 当加湿时,高气体流量还可以防止气道干燥,从而减轻黏膜纤毛损伤并且降低喉痉挛的风险以及与气道干燥相关联的风险,比如鼻出血、误吸(由鼻出血引起)、以及气道阻塞、肿胀和出血。高气体流量的另一优点在于流量可以清除在外科手术期间在气道中形成的烟。例如,烟可能由激光器和/或烧灼设备形成。

[0171] 参考图1,系统10可以包括一体的或基于单独部件的布置,在图1中用虚线框11大体上示出。在一些配置中,系统10可以包括部件的模块化布置。系统10可以包括流量源12,比如入墙式氧源、氧气罐、鼓风机、流量治疗装置、或任何其他氧或其他气体源或其组合。在一些实施例中,流量源12包括流量调节器,并且在一些实施例中,流量调节器包括流量发生器,比如鼓风机、波纹管和/或活塞。在一些实施例中,流量调节器包括流量发生器和比例阀,该比例阀可以起到控制比如输送到患者的空气(优选地过滤后的空气)与氧等混合气体流的氧浓度的作用。在一些实施例中,流量调节器包括比例阀,并且在这样的实施例中,流量调节器可以不包括流量发生器。在该上下文中关于图7和图8描述了包括流量发生器和比例阀的系统的示例。在其他实施例中,流量源12不需要包括流量发生器,并且在这样的实施例中,流量源12可以包括入墙式气体源和/或混合气体或其他气体供应器。在一些实施例中,流量源12可以包括压缩的气体源(例如,入墙式气体源、氧气罐供应器等)和鼓风机。

[0172] 在一些实施例中,流量源12包括麻醉机或是麻醉机的一部分。系统10还可以包括添加气体源12A,该添加气体源包括可以与来自流量源12的气体组合的一种或多种其他气体。流量源12可以提供气体流13,该气体流可以经由输送导管14和患者接口15(比如鼻插管)输送到患者16。在前文中描述的上下文中,气体流13可以将高流量输送到患者。控制器19通过阀等控制流量源12和添加气体源12A,以控制流量和其他特性,比如气体流13的流速、压力、成分、浓度、体积中的任何一个或多个。可选地,还可以提供加湿器17,该加湿器可以例如在控制器19的控制下将气体加湿和/或控制气体的温度。一个或多个传感器18a、18b、18c、18d(比如流量、氧、压力、湿度、温度或其他传感器)可以放置在整个系统中和/或放置在患者16处、患者身上或附近。传感器可以包括患者身上的用于确定血液中的氧浓度的脉搏血氧计18d。

[0173] 控制器19可以通过包括有线或无线耦接的各种手段与系统10的一个或多个部件操作地耦接。例如,控制器19可以与流量源12、添加气体源12A、加湿器17、和传感器18a至18d、和输入/输出(I/O)接口20中的一个或多个操作地耦接。通过举例方式,控制器19可以设置在高流量装置上或高流量装置中,可以是单独部件和/或并入到比如麻醉机或呼吸机等另一设备中或与该另一设备一起利用,或该控制器可以包括系统10的一部分并且与一个

或多个单独控制器通信,该一个或多个单独控制器控制与系统10一起用于向患者提供呼吸支持的单独部件的操作。控制器可以包括微控制器、PID(比例积分微分)控制器、或可以视需要将控制器的比例积分和微分元件接通或关断的PID控制器的变型(比如P、PI或I控制器)、或被配置成通过存储在与控制器通信的存储器中的算法操作以引导呼吸系统的可控制部件的操作的某种其他架构。因此,控制器19可以基于来自一个或多个传感器18a至18d的反馈来控制流量源12以及系统10的其他部件或与该系统一起使用的其他部件,以向患者提供输送的气体流,该气体流具有特定特性,比如期望流速、压力、成分(其中提供超过一种气体)、体积、和/或其他参数。控制器19还可以控制流量源的任何其他合适的参数以满足患者的充氧、气道压力和/或流量要求,和/或系统的系统压力和/或流量要求(例如,由用户通过接口20预定或设置)。控制器19还可以控制加湿器17,并且这种控制可以基于来自传感器18a至18d中的一个或多个的反馈。使用来自传感器的输入,控制器可以确定满足充氧要求所需的操作改变,并且视需要更改流量源12和/或加湿器17和/或其他添加气体源12A和/或系统的其他部件的控制参数。

[0174] 可以提供输入/输出(I/O)接口20(比如显示和/或输入设备)。接口20使得能够从用户(例如,临床医生或患者)接收信息和输入(比如所需患者呼吸支持参数),这些信息和输入可以用于确定充氧、压力、流量要求、和/或在控制流量源12、添加气体源12A和系统10的其他部件中的一个或多个时使用的其他系统设置,以实现具有提供所需呼吸支持所必要的特性的气体流13。在一些实施例中,系统可以没有控制器和/或I/O接口。比如护士或临床医生等医疗专业人员可以提供必要的控制功能。

[0175] 如上文所述,高气体流量(可选地加湿的)可以经由输送导管14和患者接口15或比如插管、面罩、鼻接口或口部设备、或其组合等“接口”来输送到患者16。在一些实施例中,高气体流量(可选地加湿的)可以被输送到患者16以用于手术用途,例如手术吹入。在这些实施例中,“接口”可以是手术插管、套管针或其他合适的接口。患者接口可以密封、基本上密封、部分地密封患者的气道,与患者的气道是非密封的、基本上非密封的、或部分地非密封的。如本文使用的鼻接口是被配置成将气体流引导到患者的一个或两个鼻孔中的设备,比如插管、鼻面罩、鼻枕、或其他类型的鼻设备或其组合。

[0176] 鼻接口还可以与如图2b中示出的面罩300、或口部设备(比如插入到嘴中的管)、和/或可以与鼻接口分开和/或附接的面罩或口部设备(比如插入到嘴中的管)组合使用。

[0177] 鼻插管是可以包括被配置成插入到患者的鼻通道中的一个或多个叉管的鼻接口。面罩指的是覆盖患者的鼻通道和/或嘴的接口,并且还可以包括覆盖患者的嘴的面罩的部分可移除的设备。面罩还指的是包括与患者的鼻孔形成显著密封的鼻枕的鼻接口。

[0178] 图2a和图2b示出了佩戴具有可塌缩呼吸导管部分的患者接口200(例如,图1的呼吸系统10的鼻插管15)的患者16的示例。所描绘的患者是成人。然而,患者可以是婴儿、儿童、或青少年。

[0179] 患者接口200包括第一气体(输送)导管202。第一气体导管202被适配成从图1的呼吸系统10接收气体(例如,经由图1中示出的导管14)并且将气体引导到患者16。第一气体导管202可以包括增强元件203,该增强元件被适配成加强和/或增加第一气体导管的刚性,以防止由于对第一气体导管202施加力而引起的第一气体导管202的变形或塌缩。增强元件203可以包括若干个结构,包括但不限于位于第一导管内腔202的壁中或壁上的塑料或金属

增强珠缘。

[0180] 患者接口200可以包括与第一气体导管202流体连通的气体输送侧臂。第一气体导管202与设置在气体输送侧臂的端部处的流量歧管206气动连通。流量歧管206从第一气体导管202接收气体并且提供前往从歧管延伸的一个或多个鼻输送元件208(例如,鼻叉管)的通道。一个或多个鼻输送元件208从流量歧管206向外延伸。一个或多个鼻输送元件208被适配成非密封地定位在患者16的一个或多个鼻孔中。第一患者接口200因此是非密封患者接口。如所示出的,患者接口200包括两个鼻叉管208,这两个鼻叉管被适配成各自定位在患者的每个鼻孔中。每个鼻叉管208的形状或角度可以被确定成使得它朝着患者的鼻中隔向内延伸。替代性地,第一患者接口200可以是密封鼻接口。

[0181] 在图2a和图2b中示出的实施例中,流量歧管206从流量歧管206的一个横向侧(例如,相对于将患者P的面部二等分的假想竖直平面来说)接收流并且为流提供穿过歧管到达每个鼻叉管208的通道。在一些实施例中,导管可以从歧管的单侧(例如从歧管的左手侧或右手侧)延伸。在一些情况下,在患者接口的左手侧上提供导管对于由临床医生使用以例如进行插管术可以是优选的。替代性地,从右手侧延伸的导管例如在患者通常躺在他或她的左手侧的程序(比如内窥镜检查)中可以是优选的。在其他配置中,患者接口200可以包括更多(例如,三个或四个)或更少(例如,一个)鼻输送元件208。在其他配置中,每个鼻输送元件208可以具有不同的性质。例如,一对鼻输送元件208中的一个可以相对长,而另一个鼻输送元件208可以相对短。

[0182] 在一些配置中,流量歧管206可以被配置成从流量歧管206的两个横向侧(例如,从流量歧管206的“左侧”和“右侧”,而不是如图2a和图2b中所见的只从流量歧管206的患者的右手侧)接收流。在一些这样的配置中,可以使用多个气体导管来提供流量歧管206与呼吸系统10之间的气动连通。例如,患者接口可以包括双导管,第一气体导管202从接口的第一侧(在所展示的示例中为患者的右手侧)延伸,并且第二气体导管(未示出)从接口的第二相反侧延伸。在一些配置中,流量歧管206可以被配置成从流量歧管206的非横向侧(例如,从流量歧管206的“底部”或“顶部”或从底部和顶部两者)或从流量歧管206的与患者16相对的前面接收流。

[0183] 患者接口200可以进一步包括用于将一个或多个气体导管202附接和/或支撑在患者的面部上的多个支架和/或支撑件,例如脸颊支撑件210。替代性地或附加地,患者接口200可以经由一根或多根头部绑带或头戴具(未示出)保持在适当位置。

[0184] 患者接口200的第一气体导管202包括第一部分204,该第一部分被配置成从第一水平的气体能够穿过第一部分204的第一配置转变到第二水平的气体能够穿过第一部分204的第二配置。

[0185] 图2b示出了佩戴患者接口200(第二患者接口)的患者16,该患者接口包括同时在面罩组件300下面的两个鼻叉管208。在这种布置中,面罩组件300放置在由患者16佩戴的患者接口200上。图2b将面罩组件300示意性地示出为透明结构以便展示其下方的患者接口200。第一患者接口200可以与第一呼吸支持系统10一起使用并且面罩组件(第二患者接口)300可以与第二呼吸支持系统(未示出)一起使用。在一些配置中,第一呼吸支持系统和第二呼吸支持系统是相同系统和/或第一呼吸支持系统和第二呼吸支持系统包括共用流量源,尽管由第一呼吸支持系统和第二呼吸支持系统提供的呼吸支持模式不同。在其他配置中,

第一呼吸支持系统和第二呼吸支持系统是单独系统。

[0186] 图2b中示出的配置在以下方面可能是有益的:使用不同的患者接口向患者提供单独的治疗或支持模式的选择性输送;和/或停止或暂停从接口输送治疗;和/或允许对由接口提供的气体进行采样。例如,配置可以特别适用于:急救复苏、患者接收高流量治疗的插管术、耳鼻喉(ENT)外科手术、在给送麻醉剂之前帮助调理处于术前状态下的患者、以及在拔管后和恢复期间应用。

[0187] 面罩组件300可以用作第二呼吸支持系统或与第二呼吸支持系统一起使用,和/或输送除了由插管200输送的物质以外的一种或多种物质。例如,用于向患者输送麻醉剂和/或氧,或输送与第一患者接口200相同但处于不同流量和/或压力水平的物质。替代性地,面罩组件300可以用于减少或停止通过第一患者接口200从第一呼吸支持系统输送治疗。在一些实施例中,面罩组件300还可以被适配成测量呼吸气体,例如从患者呼出的二氧化碳,对呼吸气体的测量可能会另外受到来自第一呼吸支持系统的患者接口200的流量影响。

[0188] 图2b中示出的配置允许两个不同呼吸支持系统之间的交替。附加地,这种配置可以允许第一患者接口200在整个医疗程序中和/或进入恢复期间留在患者身上(无论患者在整個程序中是否持续通过患者接口200来接受治疗)而不干扰其他临床实践。

[0189] 在示出的实施例中,面罩组件300包括全面罩302,该全面罩被配置成覆盖患者的鼻子和嘴两者。在其他配置中,面罩组件300可以包括放置在患者接口200上的鼻罩以便仅覆盖患者的鼻区。

[0190] 如所示出的,面罩302包括被适配成抵靠患者的面部密封的密封区304。面罩组件300例如经由过滤器元件350连接到第二气体源,该第二气体源经由面罩向患者供应一种或多种其他气体。在一些配置中,第二气体源与向患者接口200供应气体的源(例如,补充气体源或流量发生器)不同。在一些配置中,第二气体源与向患者接口200供应气体的源相同。

[0191] 在一些实施例中,面罩组件300连接到第二流量源,该第二流量源是或包括单独气体源、或被配置成与任何流量源分开地提供呼吸支持的单独呼吸支持系统、或向第一患者接口200输送气体流的呼吸支持系统。例如,单独呼吸支持系统可以是呼吸机或CPAP或高流量治疗设备或手动复苏器(例如,带有袋的手持式面罩)。替代性地或附加地,面罩组件300可以连接到用于测量呼吸气体的特性的设备。

[0192] 替代性地,单独呼吸支持系统可以是或包括麻醉设备,和/或第二气体源可以包括麻醉气体、或空气、或氧、或气体的组合以经由面罩302进行输送。

[0193] 图2b中示出的配置允许经由至少两种不同的呼吸支持模式来输送来自多个源的气体,并且进一步允许医生、临床医师或医疗专业人员快速并容易地改变呼吸支持模式的类型。

[0194] 在一个特定应用中,当患者仍在自主地呼吸时并且在给送麻醉剂之前,经受麻醉程序的患者可以通过例如经由鼻插管输送高流量的氧或加湿的气体或两者的混合物而经受预充氧。预充氧在麻醉程序之前增加患者的氧储备。术语“麻醉程序”可以指的是但不限于全身麻醉、手术镇静、和区域/局部麻醉。在一些情况下,管理患者的麻醉程序的麻醉师可能想要在从一个患者接口(例如,鼻插管200)输送气体流与从另一患者接口(比如经由面罩300)输送气体流之间进行切换。

[0195] 麻醉师还使用带有袋的面罩给患者充氧,并且在一些情况下,如果患者的生命体

征开始下降,则使用袋式面罩会更有益,例如以便输送更大的压力来支撑患者的气道或者对输送的压力的变化具有更大的人工控制。在一些情况下,医疗专业人员可能想要在不同的呼吸系统或支持模式之间进行切换。在第一模式下,可以由第一呼吸支持系统(例如,经由患者接口200)来提供呼吸支持,并且在第二模式下,可以由第二呼吸支持系统(例如,经由面罩组件300)来提供呼吸支持,而来自第一系统的支持被减少或停止。例如,可能期望在通过面罩组件300输送麻醉剂时停止来自第一患者接口200的高流量,因为来自接口200的高流量可能修改由面罩300提供的麻醉回路(通常为密封的回路)的预期行为并且可能稀释由面罩组件300输送的麻醉剂。因此,能够停止来自第一呼吸系统的附加流或基本上减少该附加流可能是有利的。

[0196] 在一些配置中,可以通过第一气体导管202的结构来促进两种呼吸支持模式或子系统之间的切换,该第一气体导管具有第一部分204,该第一部分被配置成在第一水平的气体能够穿过第一部分204的第一配置与第二水平的气体能够穿过第一部分204的第二配置之间转变。

[0197] 在一些配置中,第一部分204被配置成比导管202的其他部分可更大程度地塌缩,或以其他方式更好地适配成改变穿过第一部分204的气体流(以减少穿过导管并提供给患者的气体流)和/或允许面罩的密封件密封在导管的顶部上。在其他配置中,整个导管202可以被配置成可塌缩或以其他方式更好地适配成改变穿过导管202的气体流。在一些配置中,可以在可塌缩部分上游提供排气布置,以将气体从可塌缩部分上游的导管排放到大气。

[0198] 在一些实施例中,第一配置是完全或基本上打开状况,并且第二配置是完全或基本上封闭状况。也就是说,导管202被配置成在处于第二配置中时在第一部分204处比在导管202的其他部分处可更大程度地塌缩、可更大程度地变形,或以其他方式被适配成完全或基本上关闭流量。应理解,在第一配置与第二配置之间可能存在一个或多个中间状况,其中,这些一个或多个中间状况可以比完全或基本上打开状况(第一配置)更小地打开(或更大地封闭),但比完全或基本上封闭状况(第二配置)更大地打开(或更小地封闭)。

[0199] 图3a和图3b提供了第一配置和第二配置的示意性展示,其中,图3a示出了第一配置(基本上打开)并且图3b示出了通过将面罩302的密封件304施加在第一部分204上而处于第二配置(基本上封闭)中的第一部分204。在一些实施例中,第一气体导管202的第一部分204(即,可更大程度地塌缩或变形的区段)具有的长度应大于面罩302的密封件304的支承在第一气体导管202的第一部分204上的区段的宽度。这确保了面罩302的密封件不会支承在第一气体导管202的不可塌缩区段上。例如,第一部分204可以从距使用者鼻子的中心35mm或更少的距离延伸到距使用者鼻子的中心至少50mm。第一部分204可以是至少约5mm的长度、约1mm至约30mm的长度、或约5mm至约15mm的长度、或约10mm的长度。在一些实施例中,第一部分的长度可以是至少1mm、2mm、3mm、4mm、5mm、6mm、7mm、8mm、9mm、10mm、11mm、12mm、13mm、14mm、15mm、20mm、25mm、30mm、35mm、40mm、45mm、50mm或更大。

[0200] 第一部分204可以基于施加到第一部分204的壁上的力的相对水平来在第一配置与第二配置之间发展。例如,如在图2和图3中示出的,可以通过面罩302的密封件304施加力。在这个示例中,第一部分204被配置成定位在面罩302的密封件304下方。

[0201] 替代性地,可以通过其他装置(例如,夹具(未示出))向第一部分204施加力,或者替代性地,执业医师可以通过用手指或拇指按压导管壁来压缩导管。

[0202] 在一些实施例中,面罩的作用在气体导管202的第一部分204上的密封件使第一部分204在第一患者接口200的鼻出口与流量源12之间形成密封或至少部分的密封。附加地,面罩的密封件在气体导管202的第一部分204上形成密封或者至少部分的密封。

[0203] 因此,可以仅通过将面罩施加到患者的面部来实现呼吸支持治疗之间的切换,使得面罩的密封件使供应第一接口200的气体导管202的第一部分204塌缩(部分地或完全地),以减少或停止由第一接口200供应的治疗。这也在面罩300与导管202的第一部分204的外部表面之间提供密封,使得可以由面罩300提供呼吸支持或治疗,其中,可以减少或关闭由第一患者接口200提供的呼吸支持或治疗。具有可塌缩导管部分204的患者接口200允许用户(例如,麻醉师或护士或临床医生)在患者接口200上使用面罩组件300以选择和控制气体从多个呼吸支持系统的输送以提供不同的治疗或不同模式的支持。当第一部分204处于第二配置中时,第一患者接口200可以被结构化防止通过患者接口200输送高流量和其他呼吸治疗或麻醉剂的方式起作用。在一些实施例中,将面罩组件300从患者的面部移除允许第一部分204返回到其第一配置,使得由第一患者接口200供应的呼吸支持或治疗可以重新开始或返回到在配置改变之前存在的状况下操作。

[0204] 本披露内容的实施例提供了对向患者提供的呼吸气体流的改进控制。在一些实施例中,呼吸支持系统包括压力释放阀或设备。系统10可以包括这样的压力释放或调节设备,或压力限制设备100(例如,压力释放阀或PRV)。这个压力限制设备100可以是具有在W02018/033863中描述的特征的阀,该文件的全部内容通过援引并入本文。在一些实施例中,呼吸系统不包括或排除压力释放阀或设备。在一些实施例中,呼吸系统不包括或排除流量补偿的压力释放阀或设备,例如,具有如W02018/033863中描述的特征的流量补偿的压力释放阀。

[0205] 特别期望将压力释放和压力控制用于呼吸支持系统(比如包括非密封患者接口(比如第一患者接口200中的鼻插管)的高流量系统10)中,以提供压力的上限,压力可能从流量源12下游生成,这继而可能影响患者呼吸道压力(也被称为患者压力)。重要地,压力上限可以被配置成提供安全阈值以确保患者压力安全,和/或防止因过压对管、流体连接或系统10中的其他部件产生的损坏。类似地,压力释放或调节设备100可以用于比如CPAP(持续气道正压)、BiPAP(双水平气道正压)和/或气泡CPAP系统等密封的系统中,以调节向患者提供的压力。

[0206] 根据本披露内容的不同实施例,在图4至图8中示出了用于向患者提供呼吸气体流的呼吸系统22。

[0207] 图4示出了包括控制器24和流量源12的呼吸系统22,该流量源可以包括被配置成由控制器24控制以调节提供给患者16的呼吸气体流的流量调节器。控制器可以被配置成接收系统中的呼吸气体流的流速和压力的输入,并且被配置成在系统中的呼吸气体流的压力满足或超过与目标流速相对应的压力阈值时控制流量源以便以该目标流速向患者提供呼吸气体流并控制流量调节器以将呼吸气体流调节到目标压力。在一些实施例中,所述目标压力包括与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或与小于所述目标流速的流速相对应的压力阈值。与目标流速相对应的压力阈值可以由控制器例如使用函数来确定,该函数存储在如本文其他地方描述的控制器的存储器部件、或与该控制器操作地耦接的存储器部件中。目标压力或压力阈值可以被定义为绝对压力值或表压值。

[0208] 如所提到的,流量源12可以包括被配置成由控制器24控制以生成呼吸气体流的流量发生器,比如鼓风机。替代性地或附加地,流量源12可以包括被配置成由控制器24控制以调节来自气体源的呼吸气体流的比例阀,或流量源12可以包括流量发生器与比例阀的组合。

[0209] 通常,系统22进一步包括一个或多个传感器28,该一个或多个传感器被配置成确定呼吸系统的特性,例如,呼吸系统中和/或正向患者提供的呼吸气体流的特性。系统10可以使用(多个)超声换能器、(多个)流速传感器(比如(多个)热敏电阻流量传感器)、(多个)压力传感器、(多个)温度传感器、(多个)湿度传感器、或与控制器24通信的其他传感器,以监测系统的特性和/或以提供合适的呼吸支持的方式操作系统22。这样的特性可以包括气体浓度、流速、压力、温度、湿度、或其他特性。比如压力传感器、温度传感器、湿度传感器、和/或流速传感器等传感器28可以放置在系统22的各种位置中,比如在包含系统22的部件、患者导管12、和/或患者接口200的主壳体内部。控制器24可以从传感器28接收提供控制器输入的信号,这些控制器输入用于确定对以提供合适的呼吸支持的方式对呼吸支持系统22的一个或多个部件进行的控制。例如,控制器24可以使用来自传感器28中的一个或多个的信号来确定气体流的合适的目标温度、湿度、流速、和/或氧浓度、或可能从系统内的流量源12下游生成的合适的压力。提供合适的呼吸支持可以包括满足患者的吸气需求。本文在其他地方解释了比如高流速、和/或满足或超过患者的吸气需求的流速等合适的呼吸支持流速。

[0210] 在一些实施例中,传感器包括被配置成感测向患者16提供的气体流的流速的流速传感器(比如,超声传感器、基于热的传感器、或其他合适的流速传感器),并且感测到的流速由控制器24用于确定系统22在感测到的流速下操作的安全压力上限。控制器24然后可以控制系统22的比如流量源12等一个或多个部件(例如,致动器)的操作(或向系统的一个或多个部件传输控制信号)以例如修改鼓风机速度,以便实现存储在控制器、或与该控制器或系统的任何其他部件进行操作通信的存储器中的目标流速。目标流速可以由系统的用户通过I/O接口20输入的流速设定点,或目标流速可以被确定或预编程到控制器或相关联存储器/部件中。修改流速可以涉及鼓风机速度的增加或减小(和/或比例阀的孔径大小的增加或减小),以分别实现流速的增加或减小。

[0211] 在一些实施例中,当系统从“关闭”或休眠状态开始操作时,控制器被配置成监测系统22中的呼吸气体流的流速并且被配置成控制流量调节器以调节呼吸气体流以实现目标流速。理想地,目标流速随着时间改变以从当前值增加到流速设定点。控制器还可以被配置成在其他情况下(比如当用户改变系统操作的流速设定点时)监测呼吸气体流的流速达到新目标流速。

[0212] 控制器24可以从一个或多个压力传感器接收输入。控制器可以从压力传感器输入测量或推断输送到患者的压力。压力传感器位于流量源12下游。例如,压力传感器可以位于患者接口200处或附近。压力传感器还可以直接位于流量源之后。输送到患者的气道的压力(患者压力)可以通过控制器计算流量源下游的环境压力与绝对压力之间的差来确定。可以通过测量主设备壳体中的在流量发生器下游的压力并且计算沿着输送导管202的压降来估计患者压力。(多个)压力传感器还可以位于气动回路中的在气体流的流量源12下游的其他位置处。(多个)压力传感器可以包括一个或多个表压传感器,或替代性地一个或多个绝对

压力传感器。(多个)表压传感器可以直接测量流量发生器下游的绝对压力与环境压力之间的差。在具有两个绝对压力传感器的系统中,一个传感器可以位于流量源下游以测量流量源下游的绝对压力,并且另一传感器可以位于不同位置中以测量环境压力。控制器可以通过确定由两个绝对压力传感器得出的压力测量值之间的差来确定输送到患者的压力。

[0213] 在各种实施例中,控制器24被配置成直接从一个或多个压力传感器、或通过提供与控制器进行操作通信的用户界面的人工输入接收一个或多个信号,或接收通过指示气动回路中的在流量源12下游的系统压力的所得值,呼吸系统22中的呼吸气体流通过该气动回路输送到患者16。控制器24可以将接收到的信号转换为压力值,并且控制器可以将这些值与如由控制器或与控制器进行操作通信的存储器设备或模块存储的对应流速的压力阈值进行比较。由于需要控制器知晓气动回路中的气体的流速,以便确定系统压力是否满足或超过对应流速的压力阈值,因此控制器还可以直接从一个或多个流速传感器接收一个或多个信号,或控制器可以通过提供与控制器进行操作通信的用户界面的人工输入获得流量值,或控制器可以例如通过知晓系统22的气动部件中的流动阻力并且从例如流量源12中的鼓风机速度计算流量来得到流量值。

[0214] 控制器24可以持续地或间歇地确定系统压力,并且可以存在与每种方式相关联的益处。例如,持续确定系统压力在控制器可以多快检测到系统压力满足或超过(或降低到低于)对应流速的压力阈值的改变的方面提供最大响应度,并且通过以下方式快速做出响应:响应于压力满足或超过对应流速的压力阈值而控制流量源12例如以降低鼓风机速度(这继而可以减少呼吸气体流)并且响应于压力不满足或超过对应流速的压力阈值而控制流量源12以调节呼吸气体流。替代性地,控制器24可以间歇地感测或接收压力输入,这提供了更经济的操作,然而系统可能在响应度方面经历延迟,因为系统压力可能在控制器接收到压力输入之前的某个时间改变,并且因此调节和/或控制流量源12将不具有如此的响应性。

[0215] 对应流速的压力阈值可以由控制器24的存储器部件、或在控制器24外部并与该控制器进行操作通信的存储器设备或部件存储。压力阈值与对应流速之间的关系可以存储为由控制器用于确定对应流速的特定压力阈值的函数、曲线、查找表、或数学模型或算法中的一个或多个。在一些实施例中,可以以图形方式表示如由控制器24利用的压力阈值与对应流速之间的关系,并且在图9至图14中示出了各示例。

[0216] 图5示出了呼吸系统22的另一实施例,该呼吸系统包括控制器24和流量源12,该流量源被配置成由控制器24控制以调节经由患者接口200提供给患者16的呼吸气体流,该患者接口与流量源12流体连通并且被配置成将呼吸气体流输送到患者16。呼吸系统22还包括一个或多个传感器28,该一个或多个传感器被配置成确定流量源12下游的系统压力、和/或向患者提供气体的呼吸支持系统中的呼吸气体流的流速。

[0217] 患者接口200经由导管202从流量源12接收呼吸气体流。导管202包括被配置成至少在第一配置和第二配置中操作的第一部分204。

[0218] 图5中示出的实施例中的控制器24可以被配置成从传感器28接收指示呼吸支持系统22中的呼吸气体流的压力和/或流速的输入,将感测到的压力与压力阈值进行比较,并且响应于压力满足或超过压力阈值而控制流量源12以提供对呼吸气体流的第一调节,并且响应于压力不满足或不超出压力阈值而控制流量调节器26以提供对呼吸气体流的第二调节。

[0219] 如所提到的,在一些实施例中,第二调节与第一调节不同,并且第一调节包括将流量源下游的系统压力维持在目标压力(例如,压力阈值),和/或将流量源下游的系统压力降低到低于压力阈值的压力。第二调节可以包括响应于流量源下游的系统压力不满足或不大于压力阈值而将呼吸气体的流速增加或减小到目标流速。

[0220] 对应流速可以由流量源在呼吸系统22的气动回路的一部分处或沿着该部分提供的呼吸气体流的流速,该呼吸系统向患者接口200、在患者接口200处和/或在患者的气道处提供气体流。如在前文中所述的,对应流速可以通过直接向控制器24提供输入的一个或多个流速传感器获得的流速,可以由操作与控制器进行操作通信的用户界面的用户输入该流速,或在已知系统22的气动部件的阻力的情况下可以从比如流量源的鼓风机速度等其他因素来推断该流速。

[0221] 图6示出了根据本披露内容的另一实施例的呼吸系统22。在这个实施例中,系统22包括控制器24以及呈流量调节器或鼓风机27的形式的流量源,该流量源被配置成由控制器24控制以生成经由输送导管202提供给患者16的呼吸气体流。通常,控制器24和鼓风机27包含在共用壳体33内,但设想控制器可以远离鼓风机27和呼吸支持系统的其他部件定位,或定位在与该鼓风机和呼吸支持系统的其他部件分开的壳体中。在一些实施例中,壳体33还包含加湿器(如在图1的实施例中所示出的),该加湿器包括加湿室,来自鼓风机的气体流穿过该加湿室以通过增加含水量并且在一些情况下通过增加温度将向患者提供的气体加湿。然后,加湿的气体由输送导管202(可以包括加湿器下游的输送回路38和患者呼吸回路40的一部分)输送到患者接口200。呼吸支持系统22进一步包括患者接口200,该患者接口被配置成通过输送导管202接收气体流以输送到患者16。患者接口200可以包括被配置成分别或同时向患者的(多个)鼻孔或嘴提供气体的一个或多个鼻元件或面罩组件。患者接口200经由导管202从鼓风机27接收呼吸气体流。导管202包括可塌缩第一部分204,该可塌缩第一部分被配置成至少在第一配置和第二配置中操作,如在说明书中的其他地方描述的。

[0222] 可塌缩部分204被配置成在第一配置(例如,不塌缩、或完全或基本上打开状况)中操作,并且可从第一配置塌缩为第二配置(例如,塌缩的、或完全或基本上封闭状况)。应理解,在第一配置与第二配置之间可能存在一个或多个中间状况,其中,这些一个或多个中间状况可以比完全或基本上打开状况(第一配置)更小地打开(或更大地封闭),但比完全或基本上封闭状况(第二配置)更大地打开(或更小地封闭)。如所提到的,与可塌缩部分204处于第一配置中时相比,当可塌缩部分204处于第二配置中时,控制器24更改流量源的操作。在一些实施例中,通过以下操作实现这一点:响应于感测到的系统压力满足或超过向患者提供的呼吸气体流的对应流速的压力阈值而调节(例如,降低)鼓风机27的速度,这继而可以在系统中将呼吸气体流调节(例如,降低)到降低的流速。在一些实施例中,控制器24响应于感测到的系统压力满足或超过向患者提供的呼吸气体流的对应流速的压力阈值而更改一个或多个比例阀的状况(例如,打开的程度),这继而可以在系统中将呼吸气体流调节(例如,降低)到降低的流速。在一些实施例中,控制器24更改鼓风机和比例阀两者的操作和/或状况。

[0223] 图6中示出的呼吸系统22包括两种类型的传感器:(多个)流速传感器32,这些流速传感器被配置成感测呼吸系统22中的呼吸气体流的流速;以及(多个)压力传感器29,这些压力传感器被配置成感测呼吸系统22中的在鼓风机27下游、包括壳体33的出口下游的压

力。

[0224] (多个)流速传感器32和(多个)压力传感器29位于流量调节器(即,鼓风机27)下游。(多个)流速传感器32和(多个)压力传感器29被配置成分别在流量调节器下游和在输送导管202中感测流速和压力。在这个实施例中,控制器24被配置成从(多个)压力传感器29和(多个)流速传感器32接收指示输送导管202中的呼吸气体流的压力和流速的数据,并且将感测到的压力与如由控制器24或与控制器操作地耦接的存储器部件存储的对应流速的压力阈值进行比较。

[0225] 在一些实施例中,一个或多个压力传感器可以位于鼓风机27下游、在与输送导管202耦接的系统出口附近,以确定系统出口压力。出口处的压力可以用于推断患者压力,如下文讨论的。在一些实施例中,为了冗余性可以提供第二压力传感器29,以在主要压力传感器出故障的情况下提供备用压力输入。在一些实施例中,控制器24可以从绝对(环境)压力传感器29a接收输入以检测操作空气压力,该操作空气压力可能例如因海拔高度而变化并且可能对流量源和比如鼓风机等其部件的性能产生影响。然而,表压传感器可以具有优越的分辨率并且可以是许多应用的优选压力传感器。

[0226] 在一些实施例中,除了被配置成感测输送导管中的压力的压力传感器29之外,还存在被配置成感测输送到患者的压力的压力传感器。然后,控制器24可以从感测到的这两个传感器之间的压力差确定提供给患者的气体流的流速。

[0227] 患者接口200具有如上文描述的特征。因此,在一些实施例中,患者接口200是从具有可塌缩部分204的导管202接收呼吸气体流的鼻插管,比如非密封鼻插管,该可塌缩部分能够在第一配置与第二配置(图3b)之间转变。

[0228] 患者接口200将在下文被称为鼻插管200以提供对根据本披露内容的实施例的在呼吸气体的输送中涉及的零件的更具体描述。在一些实施例中,当将面罩组件300施加到患者16、在鼻插管200上时,可塌缩部分204被塌缩成第二配置。面罩组件300可以被简称为面罩300。输送导管202因此被配置成与可塌缩部分204处于第一配置中时相比在处于第二配置中时通过可塌缩部分204以降低的流速将呼吸气体流输送到患者16。例如,降低的流速可以小于约15L/min、约0至15L/min或约5至15L/min或0L/min。可塌缩部分204处于第一配置中时的流速是可能超过约20L/min、在约20至90L/min的范围内、或约40至70L/min的高流速。

[0229] 输送导管202可以被视为提供输送回路38以及设置在输送回路38与患者接口200之间的患者呼吸回路40。患者呼吸回路40经由出口连接器34连接到输送回路38。在图6的实施例中,控制器24、鼓风机27、(多个)压力传感器29、(多个)流速传感器32和输送回路38装纳在壳体33内。出口连接器34可以安装到壳体33或穿过壳体以在壳体内部的输送回路38与壳体外部的患者呼吸回路40之间提供物理耦接。应理解,患者接口200可以经由未在这个附图中示出的连接器连接到患者呼吸回路40。还应理解,系统22可以进一步包括上文描述的类型的一个或多个比例阀,并且这个比例阀也可以装纳在壳体33内。如应理解的,有意地使患者接口200的一部分、或患者接口从中接收气体流的可塌缩部分204塌缩引入对呼吸系统22中的流量的限制。当发生这种情况时,在使用中的呼吸系统22的示例中,控制器24通过确定已存在系统压力的增加来检测对流量的限制,并且可以控制流量调节器26(例如,通过改变鼓风机27的速度和/或穿过比例阀25的流动通道的大小,参见图7)以调节系统压力。当可塌

缩部分204返回到第一配置时,控制器24通过确定已存在系统压力的降低来检测改变,并且可以控制鼓风机27和/或比例阀25以增加呼吸气体流,这继而可以增加系统压力,但系统压力保持在与气体流动的流速相对应的压力阈值以下。

[0230] 呼吸支持系统可能容易受到因例如输送导管202的钩破、折叠或破碎导致的对流量的意外限制。在这样的系统中流量可能被限制的另一方式是特定患者解剖结构和/或气道特征具有较高阻力的情况。这些限制可以在限制的上游的流动路径中形成显著背压。在呼吸系统22的一些实施例中,当这些限制发生时,呼吸系统可以通过控制器24的操作确定输送导管202中的压力超过对应流速的压力阈值并且控制器24可以控制鼓风机27以减少呼吸气体流——从而降低系统22中的压力。当移除意外限制时,控制器24可以进一步控制鼓风机27以增加呼吸气体流——从而增加系统22中的压力。替代性地或附加地,控制器24可以控制比例阀25进一步打开,由此增加呼吸气体流,这可能增加系统22中的压力。

[0231] 图7和图8是根据本披露内容的实施例的向患者提供呼吸气体流的呼吸系统22的部件的示意图的示例。更具体来说,图7和图8示出了关于将来自氧(O_2)源42(例如,壁式源或 O_2 罐)和环境空气源44的呼吸气体输送到鼻插管200和患者的呼吸系统22的部件。

[0232] 图7和图8中示出的呼吸系统22包括压力传感器46(例如, O_2 压力传感器),该压力传感器被配置成感测呼吸系统22的 O_2 输送回路47中的压力。压力传感器可以用于确定 O_2 输送回路47已连接到 O_2 源42。可以通过可由控制器24(未示出)控制的比例阀25来提供对 O_2 流的控制。 O_2 输送回路47进一步包括流速传感器48(例如, O_2 流速传感器),该流速传感器被配置成感测来自 O_2 供应器的 O_2 流在已通过比例阀25调节之后的流速。

[0233] 图7和图8中示出的呼吸系统22进一步包括流速传感器50(例如,空气流量传感器),该流速传感器被配置成感测在呼吸系统22的空气输送回路49中来自环境空气源44的空气流速。在一些实施例中,患者呼吸回路40连接到 O_2 输送回路47和空气输送回路49,并且患者呼吸回路和/或患者接口进一步包括患者压力传感器和患者流速传感器。由上文描述的类型可由控制器24控制的鼓风机27提供对空气流的控制。在图7中,鼓风机27设置在空气输送回路49中,而在图8中,鼓风机27设置在患者呼吸回路40中。在两个实施例中,呼吸系统22通过以下方式提供对压力和/或流量的封闭回路控制:控制器24控制鼓风机27的操作,例如,通过改变鼓风机27的角速度/马达速度和/或供应到鼓风机27的电流或电压;和/或控制比例阀25的打开程度,例如,通过改变对阀的电流供应以限制或更改进入患者呼吸回路40的 O_2 。

[0234] 在一些实施例中,鼓风机27提供对呼吸气体流的调节,并且比例阀25提供对呼吸气体中的氧浓度的控制。这两种情况都在控制器24的控制之下。因此,当用户操作I/O接口20以从给定流速设定点增加流量时,控制鼓风机27会使其速度增加,这可能引起 O_2 浓度的稀释。控制器24通过以下方式来补偿这一点:操作比例阀25进一步打开(例如,通过增加到比例阀的电流)以允许更多 O_2 流动到患者,以便满足用户所需的 O_2 浓度设定点。如果用户将 O_2 浓度设定点改变为更高的浓度,则控制器24将控制比例阀25以允许更多氧流动到输送到患者的呼吸气体中。

[0235] 在图7和图8中示出的实施例中,患者呼吸回路40与 O_2 输送回路47和空气输送回路49流体连通。如所提到的,在图8中,患者呼吸回路40包括鼓风机27,该鼓风机由控制器24控制以将通常包括空气和 O_2 的气体流驱动到鼻插管200。在两个实施例中,患者输送回路40可

以包括患者压力传感器54和/或患者流速传感器52,该患者压力传感器和/或该患者流速传感器被配置成监测经由鼻插管200输送到患者的 O_2 与空气组合的呼吸气体的压力和/或流速。

[0236] 有关地,在图7和图8的实施例中,在空气输送回路49中(例如,在从源44接收环境空气的鼓风机27的入口与图7中的鼓风机27下游的流动路径中的位置之间)可以存在准许双向流动的开放式流动路径。开放式流动路径包括缺乏仅准许气体单向流动的单向阀或部件的流动路径。这在例如系统的与患者呼吸回路40耦接的出口处存在堵塞的场景中可能是有益的,使得系统中积聚的过量气体可以通过鼓风机27从空气输送回路49安全地“泄漏”出,从而避免可能损坏一些部件的高系统压力。许多现有技术的呼吸支持系统依赖于单向阀将流输送到患者,并且这些系统在所描述的情况下阻止了回流,这可能会引起部件损坏和/或系统故障。

[0237] 在图7的实施例中, O_2 与环境空气在鼓风机27下游混合。这对于提供向患者提供的气体的加湿的实施例可能是有益的,因为在鼓风机27下游混合的气体可以具有比在鼓风机上游混合的气体更低的温度(如在图8中),因为鼓风机的操作将加热穿过它的气体。当对加湿器的控制是基于进入加湿室的气体的温度时,这可以使得加湿准确性提高。在一些实施例中,可以提供一个或多个压力传感器来监测环境空气压力,以使得能够适应于不同操作状况,比如海拔高度的改变。

[0238] 图9至图14是展示了表示流量与压力之间的关系的曲线的图表,这些曲线在本披露内容的实施例中用于控制呼吸系统的部件以将呼吸气体流输送到患者。如所提到的,控制器24被配置成控制流量调节器26以增加、维持或减少呼吸气体流。例如,控制器24被配置成通过提供电子控制信号或通过直接控制对鼓风机的电压或电流供应来控制鼓风机27以增加、维持或降低鼓风机27的角速度(即,速度),这继而增加、维持或减少呼吸气体流。控制器24响应于压力不满足或不超过、或者满足或超过对应流速下的一个或多个压力阈值(比如图9至图14的曲线中表示的压力阈值,这些曲线在下文可以被称为压力极限曲线C)而确定对流量调节器26的适当控制。在一些实施例中,控制器24响应于系统压力低于或满足或超过对应流速下的压力阈值而确定对流量调节器26的适当控制。一个或多个压力阈值可以是预定压力阈值。如所提到的,压力阈值和对应流速可以存储在控制器24的存储器部件、或与该控制器操作地耦接的存储器部件中。

[0239] 在一些实施例中,控制器24被配置成在呼吸气体流的流速小于目标流速时控制流量调节器以将呼吸气体流调节到目标压力。这避免了以下状况:控制器为了接近目标流速而尝试增加流量,这可能导致系统压力超过当前流速的压力阈值。替代性地/附加地,控制器可以被配置成在呼吸气体流的流速高于目标流速时控制流量调节器以将呼吸气体流调节到目标流速,即,在已超过目标流速时将流向下调节到目标流速以避免伤害患者的风险。在一些实施例中,所述控制器被配置成在所述呼吸气体流的压力超过与所述目标流速相对应的所述压力阈值、或与小于所述目标流速的流速相对应的压力阈值时将所述流量调节器控制到所述目标压力。

[0240] 已通过考虑系统部件的已知流动阻力以及要输送到患者的已知流量范围来确定压力极限曲线C。应理解,压力极限曲线C可以存储在存储器中,该存储器可由如先前讨论的控制器24访问并且可以包括计算机可读介质(例如,磁盘、硬盘驱动器、USB、光盘驱动器或

其他数据存储设备),该计算机可读介质包含用于使控制器24执行如本文描述的必要控制的程序指令。

[0241] 在一些实施例中,压力极限曲线C在存在对鼻插管200的限制流动时(比如在可塌缩部分204处于塌缩的配置中并且施加面罩时)提供与提供给患者的气体的对应流速的安全患者压力相对应的安全阈值。这个压力阈值被应用于降低对患者过度增压的风险,过度增压可能导致患者的气道的气压伤。因此,在一些实施例中,当输送导管202中存在堵塞(比如意外堵塞)时或当将面罩300用于使患者通气并且以足够使可塌缩部分204塌缩到例如第二配置的压力施加在鼻插管上时,控制器24自动减少通过鼻插管200提供给患者的流量。当发生这种情况时,控制器24可以通过控制鼓风机27和/或比如比例阀25等其他部件的操作来实施对系统22的压力控制以实现由压力极限曲线C引导的目标压力。此外,当移除面罩使得可塌缩部分204能够返回到第一配置时,控制器24可以自动地增加呼吸气体流。

[0242] 在一些实施例中,控制器24可以仅控制鼓风机27(例如,角速度)、控制鼓风机27和一个或多个比例阀25、或仅控制一个或多个比例阀25,以控制呼吸气体流的流速和/或压力。在比例阀和鼓风机处于平行流动路径中(例如,图7)的实施例中,可以在鼓风机之前或之后向空气输送回路49提供止回阀(未示出)以防止经由环境空气源44逆向流出空气输送回路49,使得呼吸气体流的流量和/或压力由比例阀控制。在一些实施例中,可以向系统提供压力释放阀(未示出),其中,压力释放阀(例如,排放到大气的压力释放阀)可由控制器24操作以控制呼吸气体流的流量和/或压力。

[0243] 在一些实施例中,控制器24可以被编程成应用作为压力极限的另一安全阈值,在达到任何流速时该安全阈值将触发控制器24例如通过关断鼓风机27和/或关闭比例阀25来基本上减少或停止流量调节器26的操作。这个安全阈值可以是高于约20cmH₂O的值,比如约30cmH₂O、约40cmH₂O、约50cmH₂O、或约60cmH₂O、或约70cmH₂O。在一些实施例中,约60cmH₂O的安全阈值可以是优选的,或可以使用被计算为比对应流速的预定压力阈值高的安全裕度的安全阈值、或被计算为比系统压力的正常预期区或范围的安全裕度高的安全阈值。

[0244]

[0245] 可以测量、计算和/或估计系统部件的流动阻力,并且流动阻力可以包括呼吸支持系统22的所有部件、可选地在流量调节器26的出口下游的所有部件的阻力。这需要使系统22的精心设计的耗材对于流动阻力具有紧密公差,或使用保守的假设来考虑较不严格的制造公差。知晓系统22的阻力使得能够估计跨呼吸系统22的压力差以允许从系统压力推断患者压力。呼吸系统22还可以从压力传感器29和流速传感器32确定输送导管30中的实时阻力表征,将该实时阻力表征与已知阻力进行比较以减少患者压力的预期变化。知晓当前患者压力确保可以根据压力极限曲线C控制压力,并且因此,呼吸系统22可以更好地控制鼻插管31的压力/流量。在实践中,控制器24操作鼓风机27和系统22的其他部件以避免或最小化系统在与区64相对应的“过压”区域中操作,如下文讨论的。

[0246] 在呼吸支持系统22的操作期间,对应流速的“正常”操作压力值被示出为在压力极限曲线C下面。更具体来说,图9和图10示出了与对应流速下的正常操作系统压力相对应的区域58。有利地,正常操作区提供对应流速的安全系统压力范围,并且因此提供“安全”区,该“安全”区在实践上为临床医生提供安全地操纵系统的部件(比如输送导管202、可塌缩部分204、歧管206、插管200、以及将气体输送到患者所需的其他部件)的范围,而不具有将过

大压力输送到患者的气道的风险并且不会冒着气压伤和其他伤害的风险。

[0247] 图10示出了受限制的操作区域60,在该操作区域中压力极限曲线C可以被定义为用于控制系统的操作以将呼吸气体输送到患者。在一些实施例中,控制器使用函数计算曲线C的形状,该函数存储在控制器的存储器部件、或与该控制器操作地耦接的存储器部件中。因此,在接收到由用户向I/O接口20输入的“设定流速”之后,控制器定义所需曲线C的流量上限,并且在知晓压力下限(可以由制造商或用户定义为系统的操作约束)的情况下,使用函数将曲线拟合在受限制的操作区域60内。当控制器24确定系统压力在受限制的操作区域60内并且在曲线C下方时,控制器可能不会为了减少流量立刻更改对系统部件的控制,而是它可能准许在当前控制下继续输送流量。可以期望受限制的操作区域60避免控制器24每当在管中存在弯曲时立刻降低流速,该弯曲可能是无意的、或可能发生在临床医生正与患者互动和/或将包括患者接口的呼吸支持系统的各种部件布置在患者身上从而引起对流量的临时或短暂堵塞或限制时。从图9和图11中示出的实施例中不存在这个区域,因为压力极限曲线C已被定义为紧邻正常操作区并且提供可以由控制器使用的压力阈值。可以在可能期望在降低流速之前限制输送导管202中的无意(或蓄意)的临时堵塞的程度的场景中利用由图9和图11的实施例传达的控制参数。

[0248] 在压力极限曲线C下方并且在正常操作区域下方的区域是不相容区域62。这个区域中的操作可能在输送导管泄漏或变得与系统的流量生成部件断开连接的情况下(例如,在输送导管变得与壳体33解耦的情况下)发生。这个不相容区域62中的流速和压力还可能在使用不相容或非预期系统部件的情况下发生。这个区域还可能包括对应流速的可能不期望的压力,这样的压力可能不会获得充足或期望的呼吸支持。在一些实施例中,控制器24检测到不相容/断开连接的区62中的压力可能引起控制器24发出可以是可见的和/或可听的警报或警告,向系统用户传达系统已检测到不相容状况,例如可能意味着系统22中的泄漏或断开连接的不相容状况。

[0249] 图10中示出的在压力极限曲线C上方并且在受限制的操作区域60上方的区域被称为过压区域64。在应用安全阈值的实施例(图11)中,这个极限可以位于过压区域64内。当控制器24确定系统压力超过由压力极限曲线C定义的阈值时,控制器可以更改对鼓风机27的控制以降低鼓风机速度以便将系统压力降低到目标压力,例如处于或低于由曲线C在对应流速下定义的压力值。替代性地/附加地,控制器24可以控制比如比例阀25等阀的操作以降低系统中的压力。在一些实施例中,控制器24可以被配置成跟踪在受限制的操作区域60中和/或在压力极限曲线C上方花费的时间,并且如果呼吸系统22中的压力在特定时间段之后仍处于这个区域中,则控制器24可以触发可听的和/或可见的警报以向用户警告气体输送导管或系统的其他部件中的堵塞的可能性。

[0250] 图10还示出了S形压力极限曲线C允许发生压力的临时增加,但该增加不会使控制器降低压力和/或流量。也就是说,在使用中,在可塌缩部分204的第一配置中,正常操作压力区域58中的标称(基线)系统压力比压力极限曲线C低第一压力裕度M1或更大。在可塌缩部分204的第二配置中,正常操作压力区域58中的标称(基线)系统压力比压力极限曲线C低第二压力裕度M2或更大。标称(基线)压力可以是正常操作压力区域58的压力上限。在图10中可以看到,第一压力裕度M1大于第二压力裕度M2。也就是说,系统22提供系统22中的可允许压力改变偏差。当系统22处于正常操作状态58中时,与在流量较低时相比,在较高流量下

存在与正常系统压力的更大的可允许偏差裕度。可以与塌缩状态相对应的较低流量下的紧密压力裕度、以及可以与不塌缩状态相对应的较高流量下的较大压力裕度使得在不存在显著压力和/或流速改变的情况下对系统22的控制保持在那些区中,并且分别处于“塌缩”或“不塌缩”状态下。相应地,控制器24在发起控制的改变(例如,从压力控制到流量控制,或反之亦然)之前需要使系统中的压力显著地变化,就像在可塌缩部分204从第二(塌缩)配置转变到第一(不塌缩)配置时可能需要的一样或反之亦然,从而确保不更改控制,直到基本上疏通了堵塞(触发转换到流量控制)或直到堵塞不仅仅是短暂的(触发转换到压力控制)为止。

[0251] 参考图11的图表,在呼吸支持系统22在正常操作压力区58中操作期间,控制器24被配置成控制流量调节器26以便以目标流速(例如,由比如使用I/O接口20的临床医生等用户指定的设定点流速)提供呼吸气体流。只要系统压力保持在由压力极限曲线C在该目标流速下定义的压力值下面,在正常操作区域58中,控制器24控制流量调节器以便以该目标流速提供气体流。在这样的情况下,控制器可以被视为处于作为流速控制模式的第一控制模式下。根据图11中展示的控制,当控制器24确定系统压力满足或超过由压力极限曲线C在该目标流速下定义的压力值时(例如,当开始发生阻塞时),控制器24被配置成控制流量调节器26以将呼吸气体流调节到处于或低于由压力极限曲线C定义的压力值的目标压力。在这样的情况下,控制器可以被视为处于作为压力控制模式的第二控制模式下。在图11的实施例中,目标压力包括沿着压力极限曲线C的压力值。在阻塞增加(例如,可塌缩部分204变得更塌缩)时,系统中的呼吸气体流的流速降低并且降低的流速下的对应目标压力也会降低。相应地,当阻塞量增加时,控制器24控制流量调节器26以沿着压力极限曲线C向下调节呼吸气体流。

[0252] 虽然控制器24可以被配置成在感测到的压力输入值等于对应流速的曲线值时将系统压力识别为“满足”压力极限曲线C,但应理解,控制器还可以被编程为在感测到的系统压力“近似”或非常接近压力极限曲线C中的值(比如在高达曲线值的约10%内、或在高达曲线值的约5%内、或在高达曲线值的约3%内、或在高达曲线值的约2%内、或在高达曲线值的约1%内)时激活控制的改变。在一些实施例中,呼吸气体流的流速可以逐步地降低并且最终可以达到接近(或在一些情况下达到)0L/min的非常低的流速。这降低呼吸系统22中的压力并且可以避免系统22中的压力满足或超过压力极限曲线C。

[0253] 在一些实施例中,控制器24控制流量调节器26以将呼吸气体流控制为使系统压力维持在压力极限曲线C处或沿着该压力极限曲线。如果系统压力沿着压力极限曲线C降到在对应流速下的压力极限以下,则控制器24可以控制流量调节器26以增加呼吸气体流以实现目标压力。这个目标压力可以是沿着压力极限曲线C的压力值。这个目标压力可以是沿着压力极限曲线C的较高目标压力。换句话说,随着阻塞减少或随着鼓风机增加速度以达到给定系统压力,呼吸气体的流速增加并且沿着压力极限曲线C的对应目标压力增加,使得控制器控制流量调节器26以随着阻塞减少而沿着压力极限曲线C向上调节呼吸气体的流速使其达到流速设定点。当满足目标流速时,可选地在满足目标流速并且系统压力小于沿着压力极限曲线C在该目标流速下的压力值的情况下,可以将对目标压力的控制切换到流速控制。呼吸气体流的增加和/或减少可以是持续的增加和/或减少,或者它可以是逐步的增加和/或减少。

[0254] 压力极限曲线C已被设计成向控制器24提供引导以避免或减少系统22中受限制的流动导致过压事件或状况的可能性,该过压事件或状况可能输送可能损坏系统部件的不安全患者压力或系统压力。如所提到的,限制可能是因为在应用面罩300的情况下使供应或形成鼻插管200的一部分的可塌缩部分204塌缩而有意地导致的,或限制可能是因为例如钩破、扭曲或弯曲输送导管的一部分而无意地导致的。图10和图13中的压力极限曲线C的形状具有S形或“S”形状。在利用S形压力极限曲线的实施例,控制器24可以操作流量调节器26以按可变增加速率或减小速率调节气体的流速。S形压力极限曲线C允许控制器24控制流量调节器以在低流量下提供或维持低系统压力。这可以有益于在使得可塌缩部分204能够在处于第二配置中时保持塌缩,同时还最小化存在跨可塌缩部分的压力差或显著压力差的几率,该第二配置原本可能驱动余流穿过塌缩部分204到达患者或使在插管上施加面罩以输送所需呼吸支持变得困难。在一些实施例中,压力极限曲线C可以被定义成使得实现了在第二配置中跨可塌缩部分204的余流的已知量或量范围。例如,通过提供在第二配置中跨可塌缩部分204的特定量的压力差来实现特定量的余流。压力阈值曲线C的平滑度向用户提供平滑的触觉反馈,用户将能够通过面罩300感受到是否存在通过可塌缩部分204和面罩300由系统压力施加的力。

[0255] 应理解,压力阈值曲线C可以具有各种形状,然而在所有情况下,它的形状被确定成直接控制以实现输送处于或低于对应流速的压力极限的气体,并且理想地是相对平滑的以实现平滑控制(尽管在一些实施例中也可以采用由阶梯状曲线C引起的逐步控制,然而这些可能引起步骤之间的控制不稳定性)。曲线C下面的正常操作区58可以通过系统22内的部件的流动阻力来确定,从而允许不同的制造公差,如上文讨论的。曲线C的参数可以根据操作偏好而变化。在一些实施例中,在处于第二配置中时,零流量(y截距)处的较高压力极限可以产生跨可塌缩部分204的更大余流。在其他实施例中,零流量处的目标压力可以接近或处于0cmH₂O。替代性地/附加地,在控制器24调节对流量调节器的控制以降低压力之前,高流速下的较高压力极限(即,压力极限曲线C与区58内的正常操作系统压力之间的较大差)可以适应系统状况(例如,插管塌缩或堵塞的状态)的更大变化。这为系统压力在满足或超过在压力极限曲线C中在目标流速下的压力极限值之前增加而提供更大公差。在一些实施例中,曲线C可以是或包括由最小操作压力和最大操作压力定义的控制端点之间的线性部分。然而,当处于低流量下的第二状况下时,对线性曲线C的控制可能产生跨可塌缩部分204的不期望量的余流。替代性地/附加地,曲线C可以是或包括二次部分,然而,这可能在一些情况下更容易在存在无意或临时弯曲或扭曲、或引起高系统压力的其他状况的情况下产生压力阈值检测的意外触发。因此,已确定,在一些实施例中,S形或其他s形状的曲线结合“受限制的”操作区域60对于引导控制可以是优选的。

[0256] 图12是被提供用于展示在零流量下压力曲线可以具有标称压力极限(曲线R)或零压力极限(曲线S)的图表。当系统中存在堵塞或塌缩状况时,零流量下的零压力极限在理论上给出零余流。标称零流量压力极限越高(曲线R),越可能在塌缩时发生更多余流。在一些实施例中,可以期望在低或零流量下(例如,当可塌缩部分204处于第二状况下时)以少量的残余压力操作系统22。在这样的实施例中,控制器24控制并维持流量调节器26的操作,使得在零(或低)流量下维持少量的系统压力,例如以非常低的角速度维持鼓风机27。这具有在可塌缩部分204朝着第一配置改变时帮助恢复在系统内并且提供给患者的流量的益处。特

别地,当可塌缩部分204从第二配置改变到第一配置(即,阻塞被减少)时,呼吸气体流的流速将增加并且系统压力将下降。控制器24将针对该给定增加的流速来控制流量调节器26以将呼吸气体流调节到新目标压力。在尝试实现该新目标压力时,呼吸气体流的流速再次增加,这提供新目标压力。

[0257] 相应地,控制器24控制流量调节器26以沿着压力极限曲线C将呼吸气体流调节到目标压力,直到满足流速设定点为止,在此之后控制器24切换到流速控制模式。然而,处于零(或低流量)的少量系统压力可能导致跨可塌缩部分204的压力差,这可能引起余流。在一些应用中,余流是期望的。在其他应用中,余流是不期望的并且可以通过将压力极限曲线配置成与压力-流量图表的y轴在点(0,0)处相交而停止或显著地减少这样的余流,这将与完全关掉流量调节器26相对应。在这样的实施例中,系统中不存在任何流量可能使控制器24无法确定在系统中是否存在足以在压力控制(压力引导的控制)模式和/或流量控制(流量引导的控制)模式下操作控制器24的压力和/或流量的改变。相应地,控制器24可以被配置成控制流量调节器26以输送与“测试脉冲”相对应的短流量突发或流量脉冲以确定是否存在指示已清除阻塞或堵塞(例如,由于可塌缩部分204处于第二配置中引起)的系统压力的改变。如果测试脉冲仅引起系统压力的增加(流速的增加可忽略不计),则控制器确定阻塞或堵塞仍然存在并且应保持压力引导的控制(或除了测试脉冲以外停用流量调节器)。可以根据操作要求将测试脉冲之间的持续时间预编程和/或更改,从而认识到,如果还未清理堵塞,则更常规(或更长的)脉冲可能增加余流。相反地,如果脉冲之间的持续时间长,则可以显著减少余流,然而控制器可能不会充分地响应,因为无法检测到系统压力的降低,直到发生测试脉冲为止。如果控制器响应于测试脉冲而检测到流量的增加,则控制器可以确定已清理堵塞,并且调节对流量调节器的控制以增加速度,由此增加系统中的流量和/或压力。

[0258] 在示例中,控制器24持续地接收指示系统22中的呼吸气体流的压力和/或流速的数据或对该数据进行周期性地采样,并且将接收到的数据与从压力极限曲线C获得的值进行比较。理想地,控制器24寻求在系统中的压力不超过与沿着曲线C的值相对应的目标压力的前提下实现与流速设定点相对应的目标流速。控制器24可以根据接收到的压力值控制流量调节器26。例如,如果接收到的压力值指示系统压力满足或超过曲线C中的对应流速的值,则控制器24控制系统以实现处于或低于曲线C中的对应流速的值的系统压力(即,压力引导的控制)。替代性地,当接收到的压力值指示系统压力不满足或超过曲线C中的值时,控制器控制系统以实现目标流速(即,流速引导的控制)。通过举例方式,控制器24可以响应于接收到的压力超过压力极限曲线C中的对应流速的值而通过以下方式调节系统22的操作以减少呼吸气体流:控制流量调节器26以减少或停止向患者提供的呼吸气体流。替代性地或附加地,控制器可以操作比例阀25以降低系统中的压力。相反地,控制器可以响应于接收到的压力不超过压力极限曲线C中的对应流速的值而通过以下方式调节系统22的操作以增加呼吸气体流:响应于压力针对对应流速不超过压力极限曲线C而控制流量调节器26(以及可选地,比例阀25)以增加呼吸气体流。

[0259] 如果控制器24确定接收到的压力不超过压力极限曲线C并且控制器24确定目标流速与所测量的流速之间的差,则控制器24然后可以比如通过数字通信接口或通过调节供应电压或电流输出命令,以增加或减小鼓风机27的马达速度和/或打开或关闭比例阀25。控制

可以是二进制的(例如,打开/关闭鼓风机)或持续的,例如,通过控制鼓风机和/或比例阀的供应电压或电流以基于差来修改鼓风机的角速度以及阀的打开程度。如果感测到的压力值满足或超过压力极限曲线C,则控制器24可以按设置量、设置的减小速率、可变减小速率或使用基于压力的PID控制等减小鼓风机的供应电压或电流,如先前描述的。可以在反馈控制的每一次迭代减小鼓风机的角速度,直到感测到的压力值处于或低于压力极限曲线C为止或直到达到流量阈值为止。这可以指示堵塞的状态。可以以恒定速率或可变速率降低鼓风机的角速度。

[0260] 出于提高清晰度的目的,图13示出了偏移压力表征中的S形压力极限曲线C的示例。该图示出了标准化的系统压力以及低流量下的压力阈值(例如,1cmH₂O)与高流量下的压力阈值(例如,20cmH₂O)有何不同。S形的压力极限曲线C具有与鼻插管31的正常状态相对应的第一压力区66、与鼻插管31的塌缩状态或者系统22或输送导管30中的某种其他流动限制相对应的第二压力区68。S形的压力极限曲线C具有由虚线69指定的过渡区,该过渡区设置在第一压力区66与第二压力区68之间。第一压力区66与压力极限曲线C的第二压力区68基本上平行。第一压力区66和第二压力区68与相应区中对应流速的压力阈值相对应。可以根据所需操作参数来确定过渡区,并且该过渡区通常是由是优选地享有较宽范围的低流量下的低压力阈值的益处还是享有在较宽范围的高流量下的较高压力阈值的益处之间的权衡来决定。通过平滑的“S”形过渡提供更平滑的控制,从而避免在压力过渡是瞬时步骤的情况下可能在系统中引起的振荡和/或不稳定性。虽然已关于压力极限曲线C描述了两个压力区,但应理解,可以提供附加的压力区。

[0261] 压力极限曲线的过渡区69表示对呼吸气体流的控制中的最大增加/减小速率,并且以小于正常操作期间的流速设定点(即,目标流速)的过渡流速为中心。也就是说,控制器24被配置成在感测到的压力和流速处于压力极限曲线的过渡区69中并且感测到的压力针对对应流速超过压力极限曲线C时控制流量调节器26以便以最大减小速率减少呼吸气体流。在示例中,在处于这个过渡区69中时,系统22防止患者气道压力超过安全极限并且在例如已使鼻插管200塌缩用于袋式面罩通气时减少流量(理想地降低到接近零)。

[0262] 如所提到的,在压力增加的原因是临时限制并且快速地移除该临时压力增加的情况下,过渡区处的流速与目标流速之间的差允许系统压力的临时增加,使得控制器24能够以初始最小减小速率减少呼吸气体流直到接近过渡流速为止。

[0263] 图14是被提供用于展示在系统经历增加的流动阻力时例如当临床医生对施加在插管上的面罩施加增加的压力时(或当在系统中存在另一类型的增加的堵塞时)压力与流速之间的改变关系的图表。当临床医生向下按压面罩时,插管开始塌缩并且系统中的流动阻力增加,这被检测为系统压力的增加。在图14中将增加的流动阻力表示为具有从R1到R4增加的斜率的虚线,其中,在图表上R1表示最低阻力并且R4表示最高阻力。这些证明了,针对给定流速,通过使插管塌缩增加流动阻力使系统压力增加,并且在足够高的流动阻力下(例如,完全塌缩的插管),系统压力将与压力极限曲线C相交。较高阻力与压力极限曲线C交叉,沿着该曲线向下变低,如由相交点P1、P2和P3所示出的。P3对应于具有高流动阻力的完全或几乎完全塌缩的插管(或另一种类的完全或接近完全的堵塞)(R4曲线)容易在低压力和流量处与压力极限曲线C相交。

[0264] 在一些实施例中,当控制器24确定系统22已遭遇堵塞或可塌缩部分处于第二状况

下时已达到塌缩状态68(图13),并且控制器24控制流量调节器26以减少流量。控制器24可以进一步被配置成由I/O设备20或任何其他系统部件提供比如可见的或可听的警告等输出,以指示可塌缩部分处于塌缩状态下和/或可以开始输送麻醉剂。在一些实施例中,这个输出可以包括向麻醉机提供的控制信号。这在正经由通过鼻插管200上的面罩300进行的吸入输送麻醉剂的情况中可能是有益的,因为如果向患者提供的流量没有显著地减少,则这些流量可能会稀释麻醉剂。

[0265] 如所提到的,图10示出了受限制区域60,其中,可以定义S形压力极限曲线C并且可以准许在控制器24更改对流量调节器26的控制之前发生压力的临时增加。压力的这种临时增加可能例如因呼吸系统22的管的无意弯曲而发生。在一些实施例中,压力极限曲线C可以被设置成尽可能接近预期正常压力以在较低压力下最小化流量并且允许移动鼻插管200上的面罩300,而不使流量迅速地斜升到流速设定点。

[0266] 应理解,压力极限曲线C不限于S形。然而,S形允许两个压力区之间的压力的快速过渡,而非两个区之间的瞬时跳跃。瞬时跳跃可能是不理想的,因为这种不持续性可能导致对呼吸系统22的控制的不稳定性。例如,来自控制器24的输出(例如,鼓风机速度控制参数)将大幅度地改变,其改变的幅度与过渡区中的压力和流量的瞬时改变速率相对应,并且控制器输出的这种瞬时改变速率将导致不稳定性。

[0267] 再次参考图13,虽然呼吸系统22更靠近S形压力极限曲线C的过渡区69操作时可在正常操作区66中操作,但呼吸系统22可能在压力状态(即,相对于正常操作压力的较高压力偏移与较低压力偏移)之间更快速地过渡。如先前提到的,设想了不同整体形状的曲线,比如“Z”形曲线,这仍允许压力的快速过渡。“Z”形曲线允许压力极限曲线在不塌缩状态和塌缩状态下是“平坦”的(在压力极限处是平稳的)。

[0268] 图15是参考图9至图14的压力极限曲线的呼吸系统22的操作状态的状态图。从呼吸系统22的正常操作状态,正常状态可以过渡到不相容/断开连接的状态。在不相容/断开连接的状态下,控制器可以增加呼吸气体流以接近目标流速/设定点,但感测到的压力将不满足预期值,因此控制器24可以向呼吸系统22的用户触发警报,和/或控制器可以操作流量调节器26或比例阀25以减少或停止流量。

[0269] 正常状态还可以过渡到受限制的状态,在该受限制的状态下系统压力针对对应流速例如满足(但不超过)压力极限曲线C。也就是说,在一些实施例中,当感测到的压力针对给定流速处于压力极限曲线C时,控制器发起压力引导的控制以停留在压力极限处或返回到压力极限以下。在其他实施例中,控制器可以在感测到的压力满足或超过压力极限曲线C时降低鼓风机的速度或降低流量调节器的比例阀的打开程度。替代性地,控制器24可以保持在压力引导的控制中,但将目标流速更改到较低设定点。例如,当压力满足或超过压力极限曲线时,控制器可以覆盖由操作员指定的例如70L/min的目标流速,并且将新目标流速设置在例如20L/min的较低设定点处。当控制器24确定系统压力已下降到压力极限以下时,控制器然后可以切换到流量引导的控制,并且增加鼓风机的速度或增加流量调节器的比例阀的打开程度以便(逐渐地)满足流速设定点。控制器24可以周期性地或持续地检查系统压力,并且如果系统压力还未降低到压力极限以下,则维持或进一步减小上文讨论的流量调节器参数。可以通过例如减少流量调节器的控制信号或供应电流(或电压)以使鼓风机的角速度减小来实现降低的鼓风机速度。替代性地/附加地,控制器可以控制比例阀的操作以减

小流量。在其他实施例中,控制器24可以被配置成仅在流速输入已确立系统正在较低流速设定点下操作后才确定当前系统压力,而不是周期性地或持续地确定系统压力。

[0270] 在正常状态下,控制器可以控制流量调节器26以通过鼻插管200将目标流速(还被称为设定点流速)输送到患者。控制器24可以控制呼吸系统22以允许在受限制的状态下操作,而不在流量引导的控制与压力引导的控制之间切换,以最小化响应于系统压力的短暂或临时改变而发生的意外或不必要压力和/或流量限制事件。这允许呼吸系统22的用户通过允许移动/弯曲电路、检查患者是否正在呼吸、移动其头部、可能唤醒患者、进行鼻光纤插管术等更自由地与呼吸系统22正常地工作,而不会导致其他地方描述的过渡到过压状态。在一些实施例中,压力极限曲线C被设置成在确保患者安全的同时尽可能高。

[0271] 当感测到的压力增加以在对应流速下与压力极限曲线C交叉时,受限制的状态过渡到过压状态。在过压状态下,控制器24被配置成控制流量调节器26或比例阀25以减少或停止呼吸气体流(如上文描述的),和/或如果这种状态发生延长的时间段则发起可听的和/或可见的警报。理想地,过渡到过压状态使控制器过渡到压力引导的控制并且在一些实施例中,控制器可以被配置成在控制器处于压力引导的控制模式中时或在压力引导的控制比预编程的持续时间、或已向患者提供呼吸支持的时间段的预编程部分持续存在更长时间的情况下,发出警告。在过压状态下触发一个或多个警告或警报还可以取决于其他参数,比如是否存在输送到患者的流量和/或实现目标流速的比例(例如,90%)。

[0272] 在一些实施例中,控制器被配置成提供向用户传达按优先级排序的信息或警示的警告系统。例如,第一可见的和/或可听的警告可以是红色和较高音量和/或持续音调,从而指定最高优先级;第二可见的和/或可听的警告可以是橙色和较低音量和/或脉冲音调以指定第二优先级;第三可见的和/或可听的警告可以是绿色(或黄色或白色等)和/或较低脉冲频率的脉冲音调以指定第三优先级等。可以由I/O接口20或者由设置在壳体33上或设置在可以远离壳体定位的部件上(例如,为了用户方便,可附接到IV输液架、床栏或用户)的LED等呈现可见的警告。各种优先级可以与具有不同程度的警告优先级(基于患者护理的要求)的各种系统状态相对应。这些警报可以由控制器24或由系统控制器/微控制器的任何组合来生成,比如可以被配置成提供或允许LED的多种水平的明亮度(例如,暗淡和全亮)以确保总是存在在设备接收电力时照明的至少一个LED的安全微控制器。这确保系统中的任何故障(例如,驱动LED的微控制器的崩溃)不会不正确地指示整个系统是关闭的。在这种布置中,只有当设备的电源完全断开连接时,警告LED才会完全熄灭。

[0273] 在更进一步的实施例中,控制器可以被配置成根据系统正在压力极限曲线C上操作的位置提供不同警告。通过举例方式,控制器24可以被配置成在堵塞被引入到系统中使系统压力在目标流速下或接近目标流速处满足或超过压力极限曲线时从I/O接口20发射包括例如每秒5个蜂鸣声的第一可听的警告,从而触发控制器24切换到压力引导的控制(参见图9中的X)。替代性地/附加地,控制器24可以被配置成在系统压力沿着压力极限曲线C(朝着并越过图9中的Y)行进时从I/O接口20发射包括例如每秒3个蜂鸣声的第二可听的警告,并且当系统压力和/或流量甚至进一步降低时(参见图9中的Z)可以发射包括例如每秒1个蜂鸣声的第三可听的警告。在该示例中提供的蜂鸣率是仅为了展示不同警告声(或可见的提示)的效用而提出的建议,这些不同警告声表示向临床医生提供关于例如可塌缩部分204是否已经完全塌缩的有用反馈的系统的不同操作状况。应理解,可以通过操作I/O接口20

和/或可以远离系统壳体33定位的其他部件的控制器可听或可见地提供这些和其他警告，如上文描述的。

[0274] 堵塞是可以从正常状态或受限制的状态过渡到的呼吸系统22的另一状态。当感测到的流速达到例如2L/min的阈值或达到0L/min时并且当系统压力针对对应流速处于或超过压力极限曲线C时，堵塞的状态从受限制的状态或正常状态过渡。在一些实施例中，当在堵塞的状态下时，控制器24控制流量调节器26以将呼吸气体流(可以是0L/min)调节到高于0cmH₂O的目标压力(这是压力极限曲线C与y截距相交的位置)。因此，在这样的实施例中，将存在零流速或基本上低流速下的系统压力。当移除了系统中的阻塞或堵塞时，系统压力将减小并且呼吸气体流的流速将增加。因此，控制器24将控制流量调节器26以将呼吸气体流调节到与较高流速相对应的新的较高目标压力。随着流量调节器26增加呼吸气体流的压力，流速将相应地增加并引起新的较高流速，从而确立与该新的较高流速相对应的新目标压力。相应地，流量调节器26被控制以将呼吸气体流调节到增加的目标压力，直到满足流速设定点为止，在此之后控制器24切换到流量引导的控制。另外地或替代性地，控制器24确定感测到的压力和流速是否与当鼻插管31塌缩时匹配的压力波形相对应，这指示袋式面罩通气已发生。如果不确定这一点，则控制器24可以继续增加流量并且返回到第一配置。

[0275] 图16是根据本披露内容的示例的呼吸系统22的操作控制的高级示意图。在示出的示例中，控制器24可以被视为提供：流速控制器，该流速控制器提供流速控制输出；以及压力控制器，该压力控制器提供压力控制输出，该流速控制器和该压力控制器作为控制器24的单独模块操作。流速控制器使用流量设定点(可以是目标流速)和感测到的流速(流量测量值)作为输入，并且压力控制器使用针对对应测量的流速从压力极限曲线C计算的的压力设定点以及感测到的压力(压力测量值)作为输入。同时实施这些压力控制器和流速控制器的控制器24因此能够向呼吸系统22提供压力引导的控制和流量引导的控制。可以通过以下操作来实现压力引导的控制模式或流量引导的控制模式下的控制的变化：更改对流量调节器的控制例如以实现鼓风机角速度的改变；和/或通过改变供应电流或电压来更改对比例阀的控制以实现所需的流速的增加或减小。如所提到的，预定压力阈值以及由曲线C表示的对应流速可以存储在控制器24的存储器部件、或与该控制器操作地耦接的存储器部件中，并且以比如函数、曲线、查找表或算法等的一个或多个的任何合适形式表示。为了实施控制，控制器24选择由流量控制系统和压力控制系统确定的最小控制值，以控制流量调节器/鼓风机或比例阀。

[0276] 现在参考图17，示意性地示出了根据本披露内容的实施例的操作呼吸支持系统22以向患者提供呼吸气体流的方法70中的步骤。在步骤71中，利用呼吸支持系统22向患者提供呼吸气体流，该呼吸支持系统可以处于目标流速。这通常涉及将患者接口施加到患者，患者在呼吸支持系统的控制器的控制下从呼吸支持系统的流量源接收呼吸气体流。在步骤72中，控制器确定与流量调节器下游的气体压力相对应的系统压力。通常使用一个或多个传感器(比如被配置成确定呼吸系统22中的呼吸气体流的压力的一个或多个压力传感器)来确定系统压力，但在其他实施例中，可以通过人工手段(比如通过操作员使用与控制器进行操作通信的输入/输出接口输入值)来测量系统压力并向控制器提供系统压力。在步骤73中，控制器接收指示系统中的呼吸气体流的流速的输入。通常，由比如一个或多个流速传感器等一个或多个传感器测量流速。在步骤74中，控制器将在步骤72处确定的系统压力与已针

对可以操作呼吸支持系统的对应流速预定的压力阈值进行比较。特别地,控制器将在步骤72处确定的系统压力与对应目标流速的压力阈值进行比较。压力阈值可以存储在控制器的存储器部件、或与该控制器操作地耦接的存储器部件中,并且以比如函数、曲线、查找表或算法等的一个或多个的任何合适形式表示。在一些实施例中,存储器部件可以包括计算机可读介质(例如,磁盘、硬盘驱动器、USB、光盘驱动器或其他数据存储设备),该计算机可读介质包含用于使控制器执行如本文描述的必要控制的程序指令。在步骤75中,控制器响应于系统压力满足或超过、或不满足或超过如由控制器在步骤74中确定的目标流速下的压力阈值而控制呼吸支持系统的部件(比如流量调节器)以维持、增加或减小呼吸气体流。在步骤74中的比较确定对于目标流速已满足或超过压力阈值的实施例中,控制器可以切换到压力引导的控制模式(图15),在该压力引导的控制模式下控制器控制系统部件的操作以降低系统中的流量和/或压力。替代性地,控制器可以保持在流量引导的控制模式中但将目标流速更改到较低设定点。在步骤74中的比较确定压力已降低到压力阈值以下并且实现目标流速的实施例中,控制器切换到流量引导的控制模式(图15)。在步骤74中的比较确定压力已降低到压力阈值以下但还未实现目标流速的一些实施例中,控制器可以保持在压力引导的模式中,在该压力引导的模式下控制器将流量调节器控制到目标压力。

[0277] 应理解,在不脱离所附权利要求所限定的本发明的范围的情况下,可以对先前描述的部分进行各种修改、添加和/或替代。

[0278] 本发明还可以广义地说成在于本申请的说明书中单独地或共同地提及或指示的部分、元件和特征,以及两个或更多个所述部件、元件或特征的任何或所有组合。其中,在前述描述中,已经参考整体或具有其已知等同物的部件,这些整体如同单独阐述一样并入本文。

[0279] 在本说明书(包括权利要求)中使用任何或所有术语“包括(comprise、comprises、comprised或comprising)”的情况下,其应被解释为指定存在所述特征、整体、步骤或部件,但不排除一个或多个其他特征、整体、步骤或部件或其组的存在。

[0280] 应理解,以下权利要求仅作为示例提供,并不旨在限制可能在未来要求保护的范。日后可以在权利要求中添加或省略特征,以进一步限定或重新限定一个或多个发明。

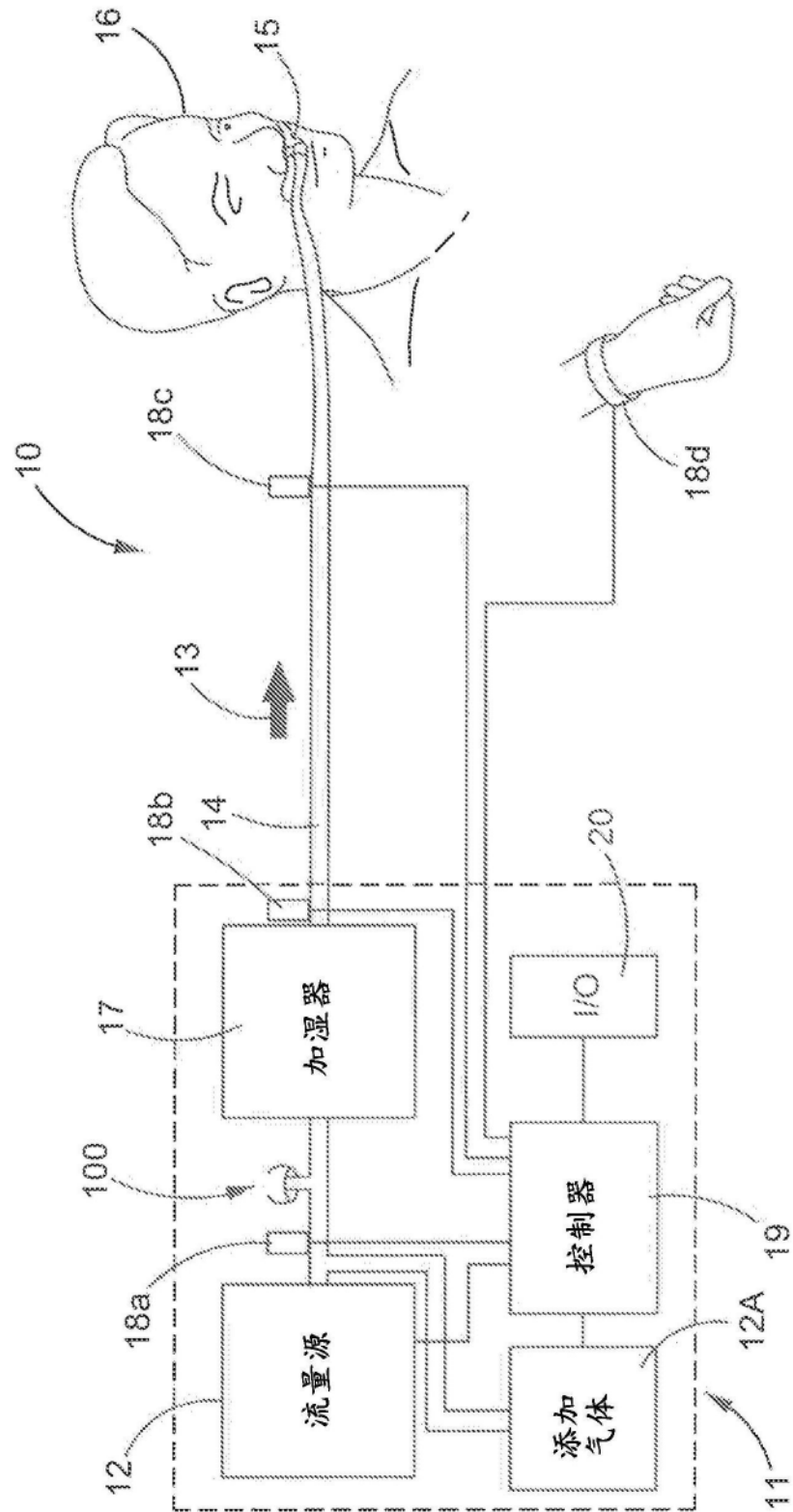


图1

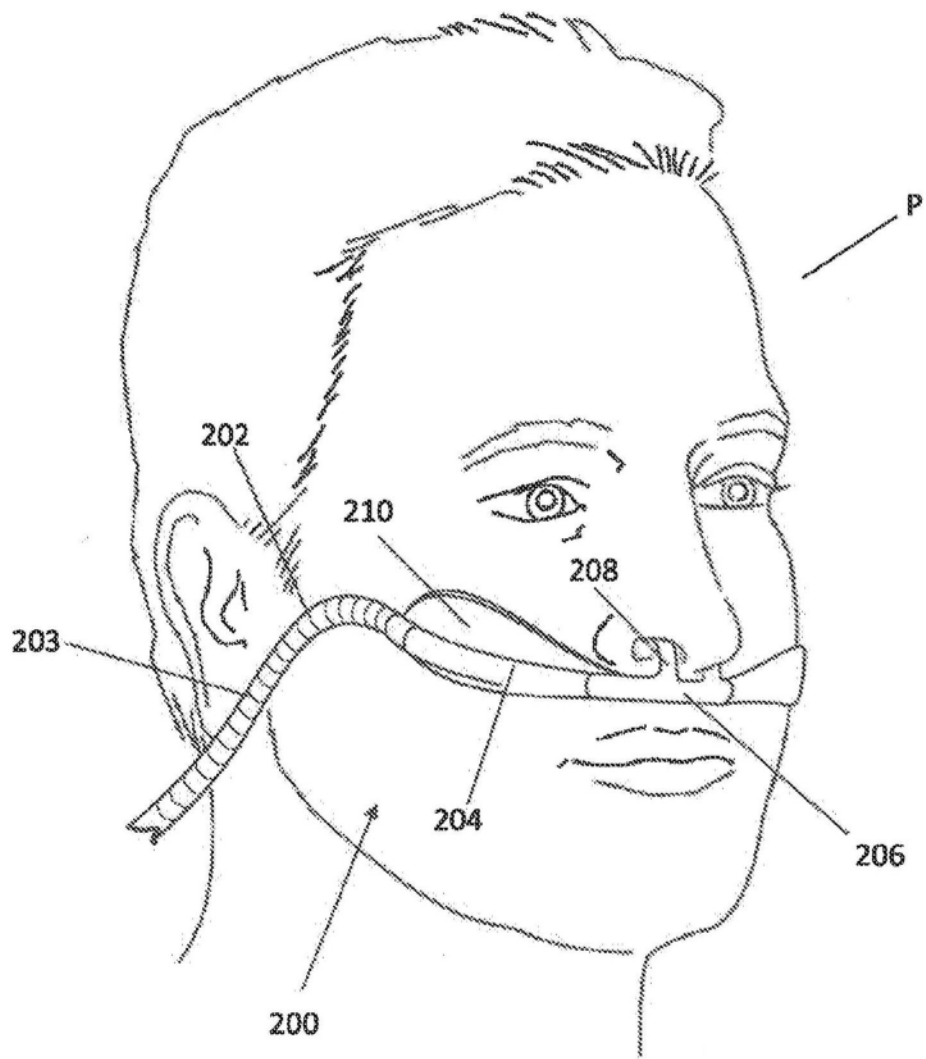


图2A

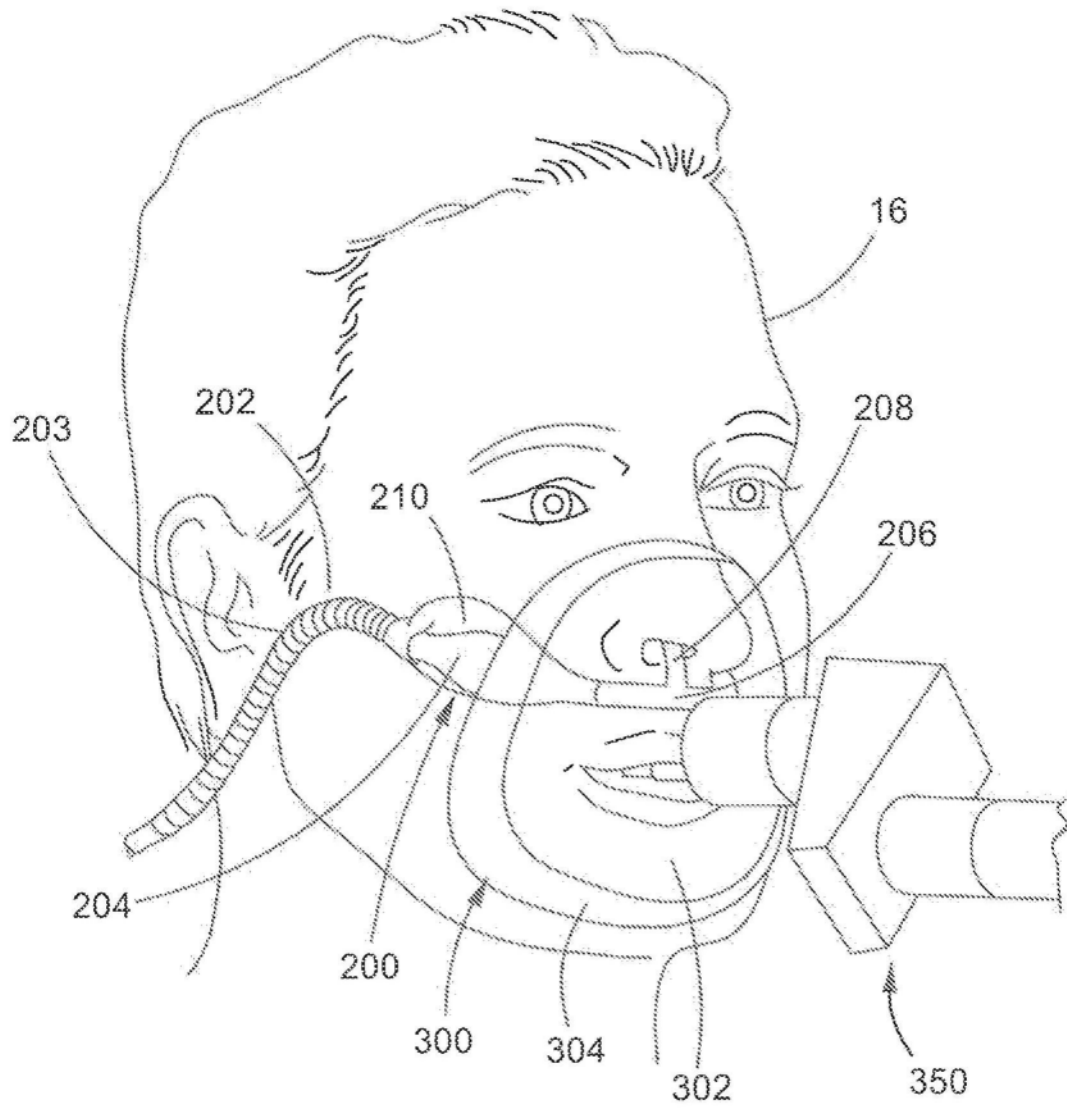


图2B



图 3A

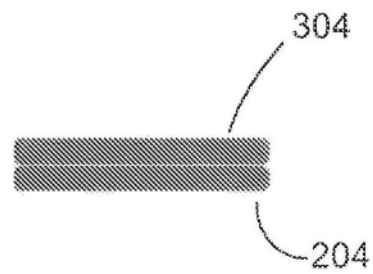


图 3B

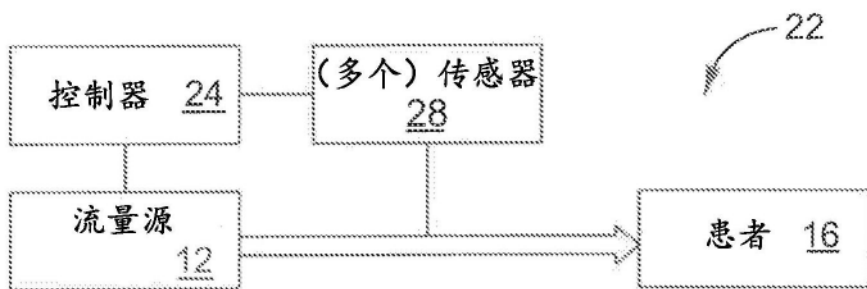


图4

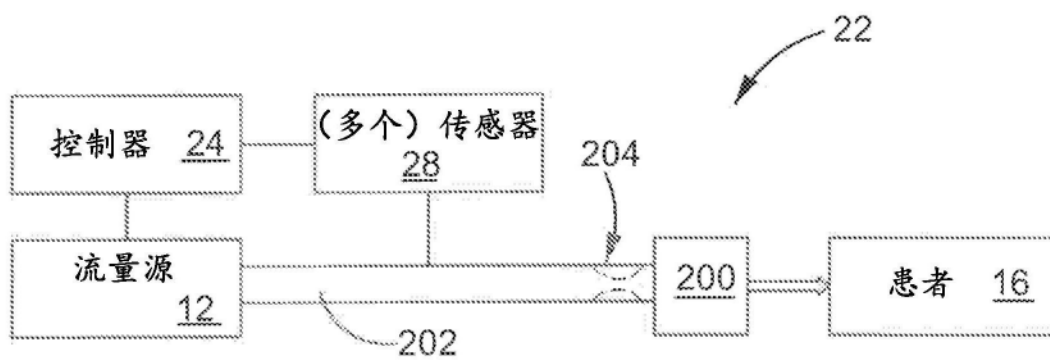


图5

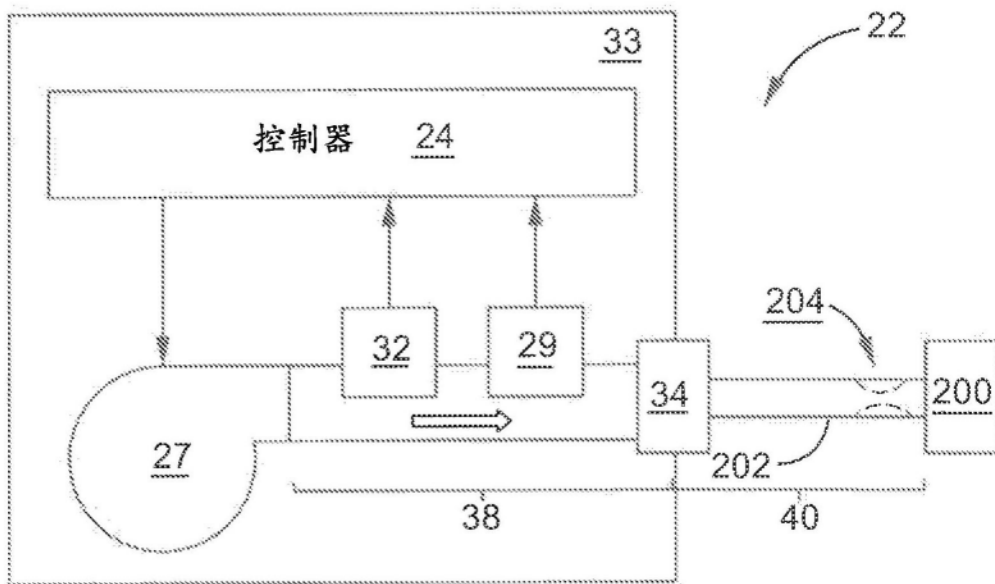


图6

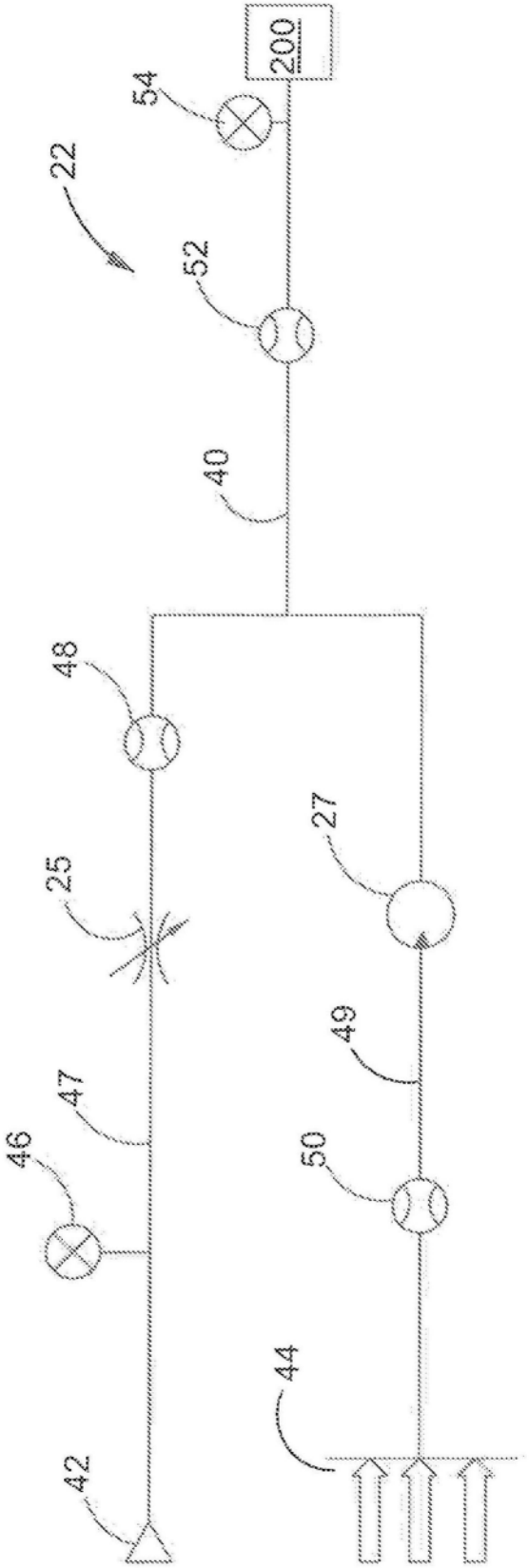


图7

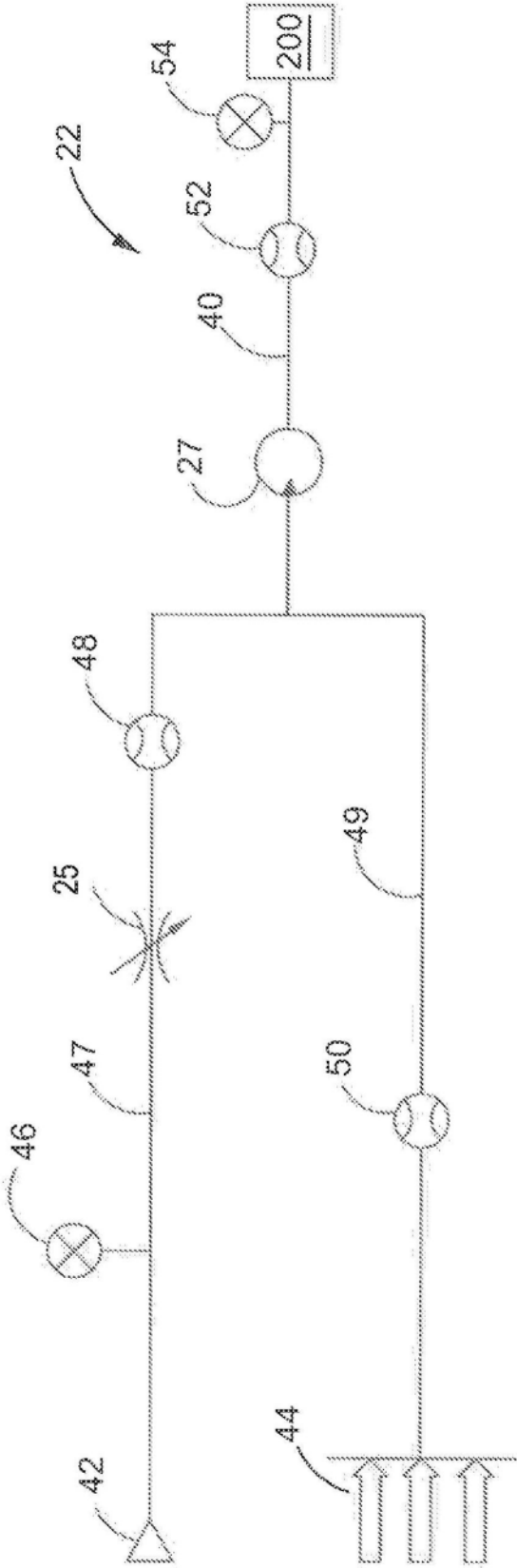


图8

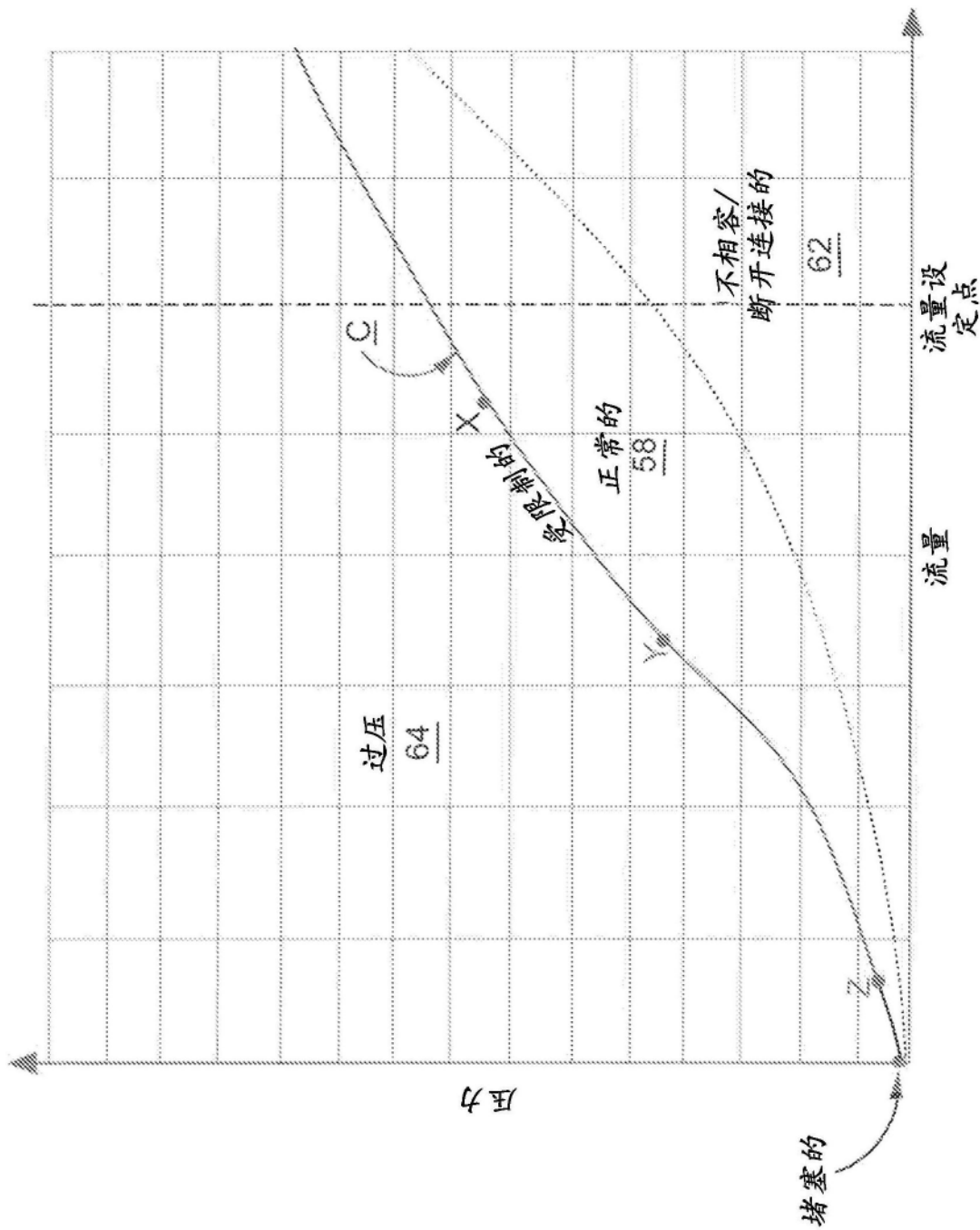


图9

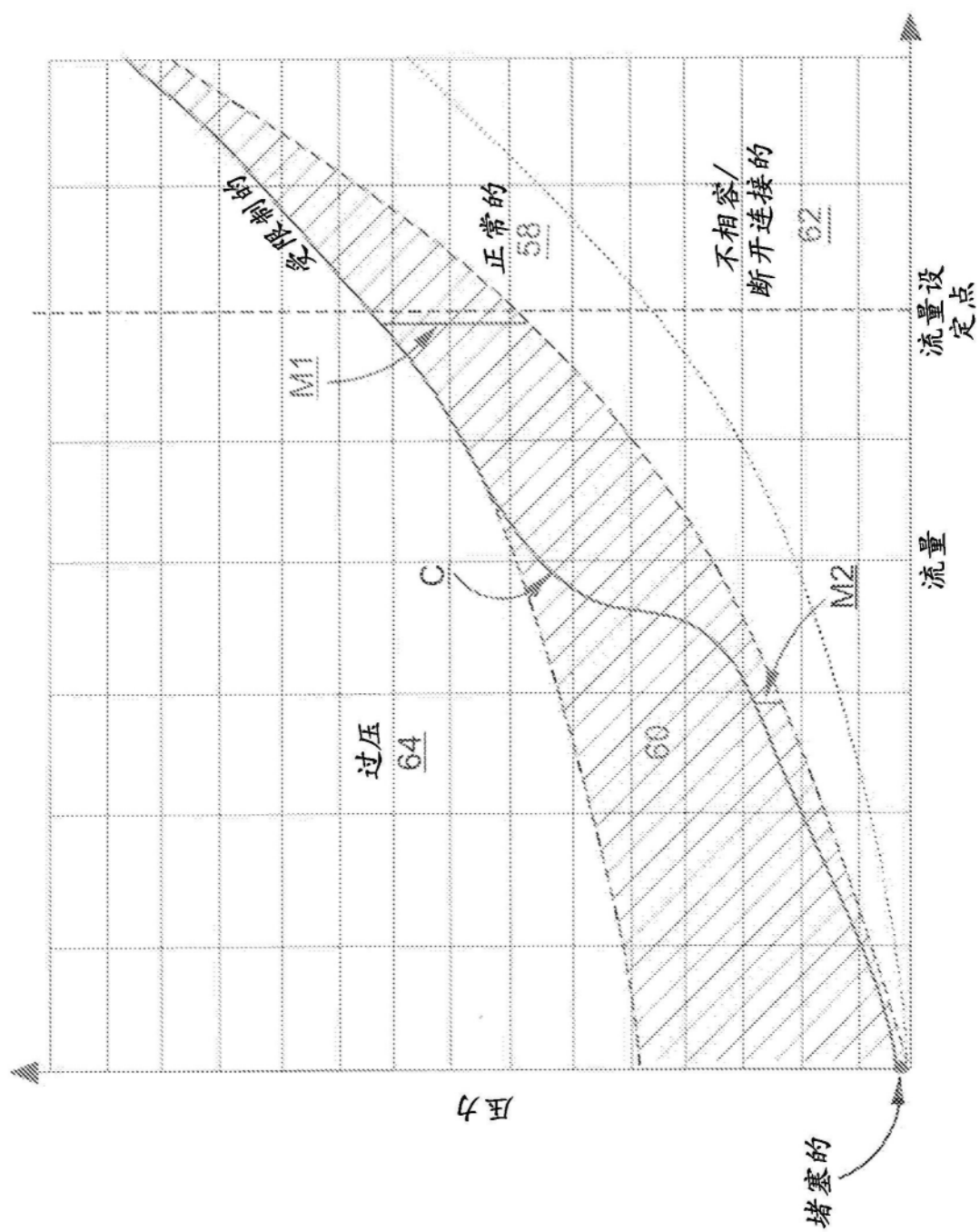


图10

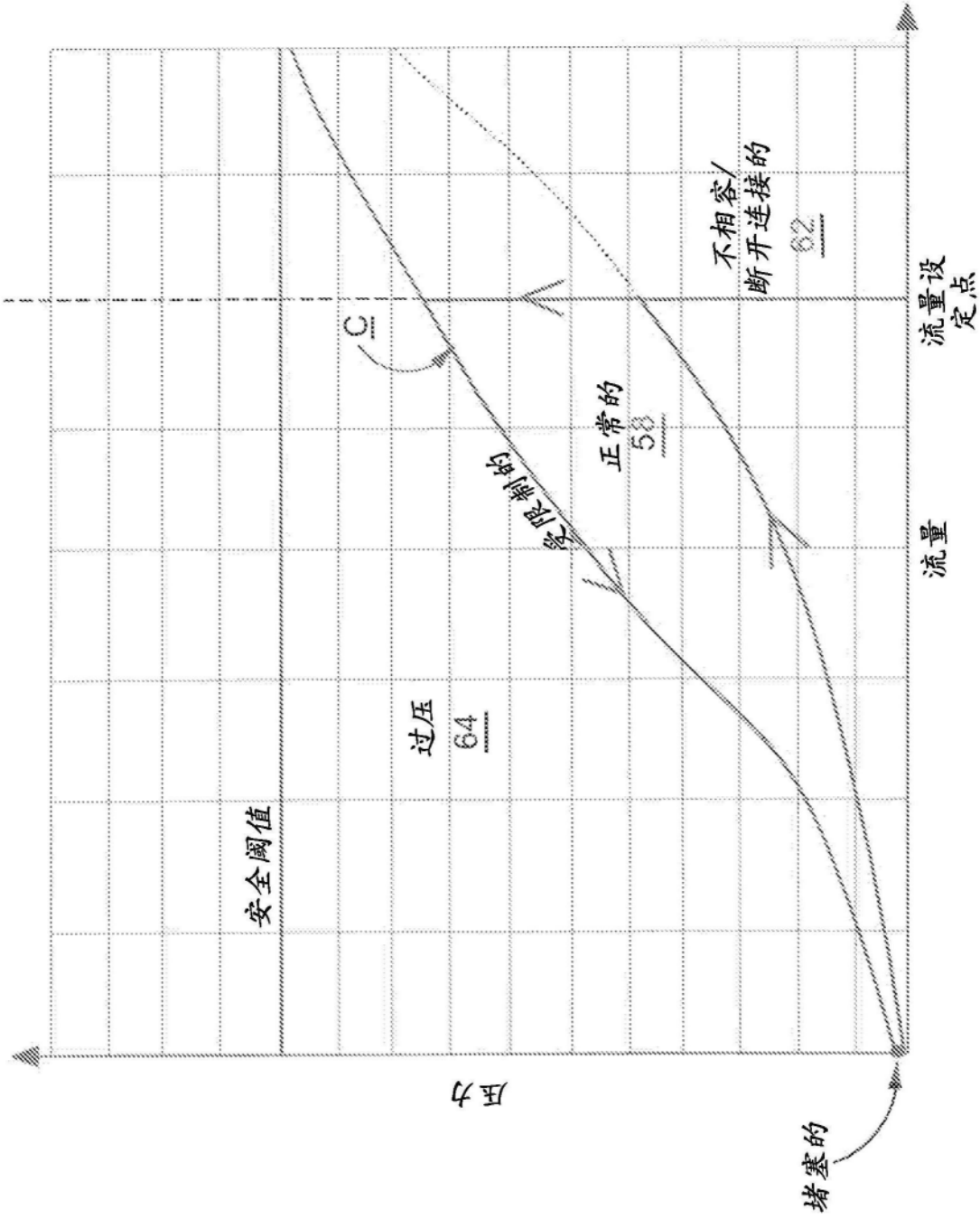


图11

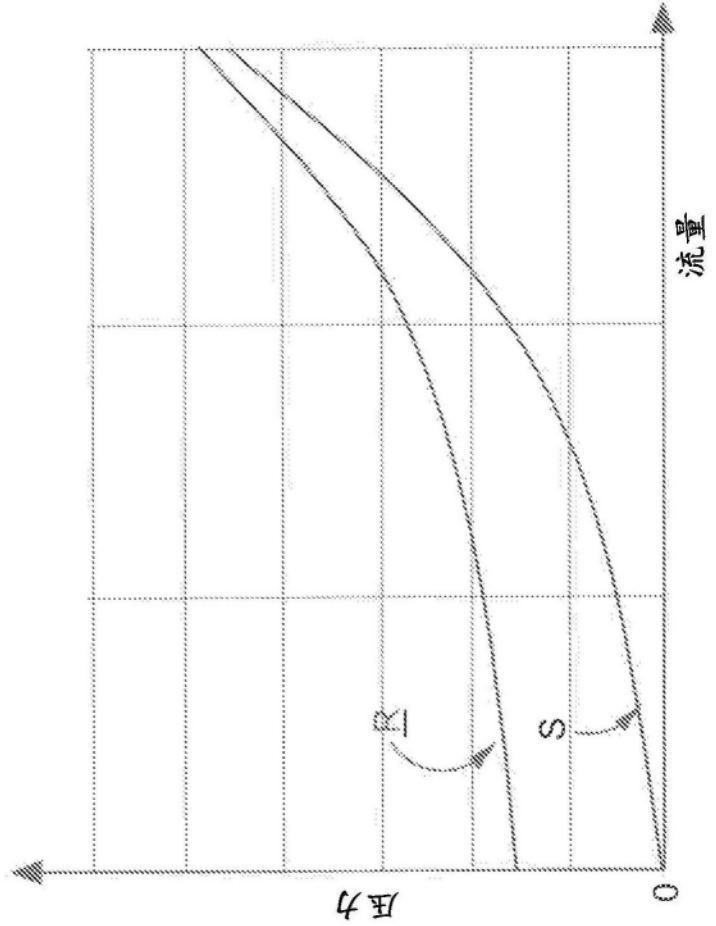


图12

压力极限曲线表征:

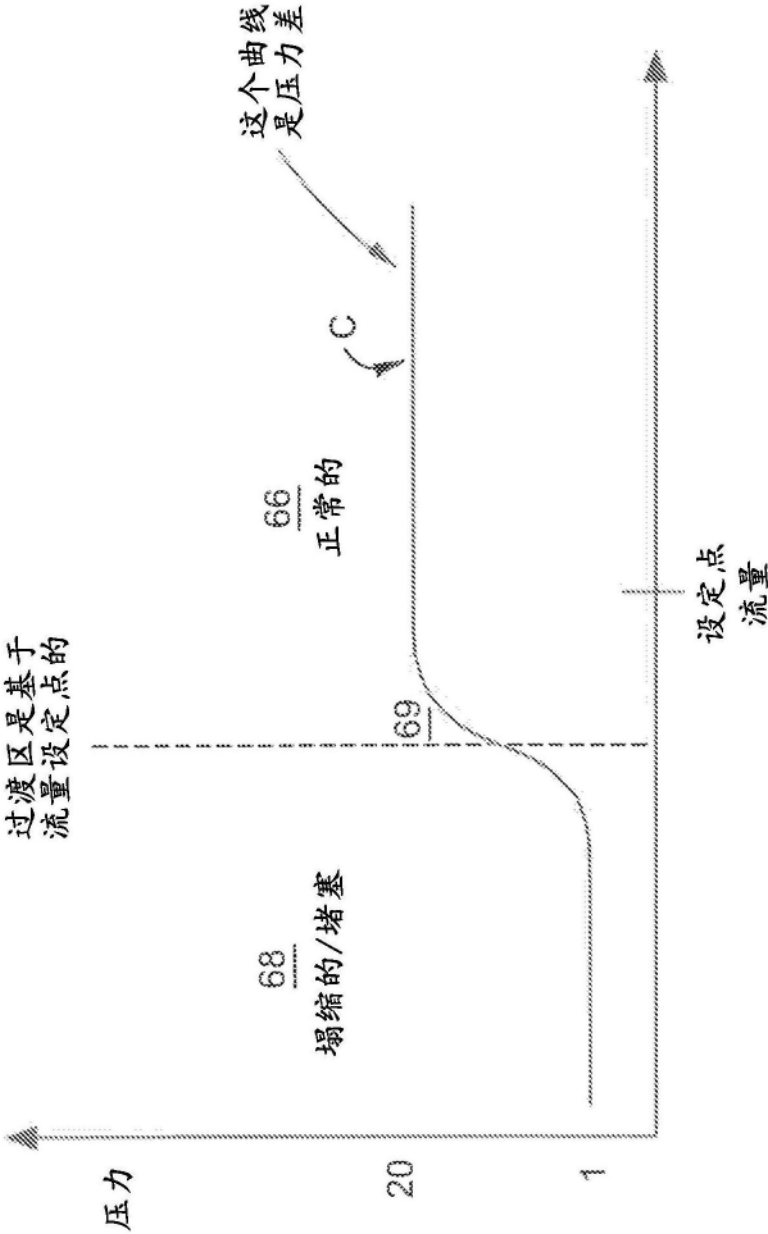


图13

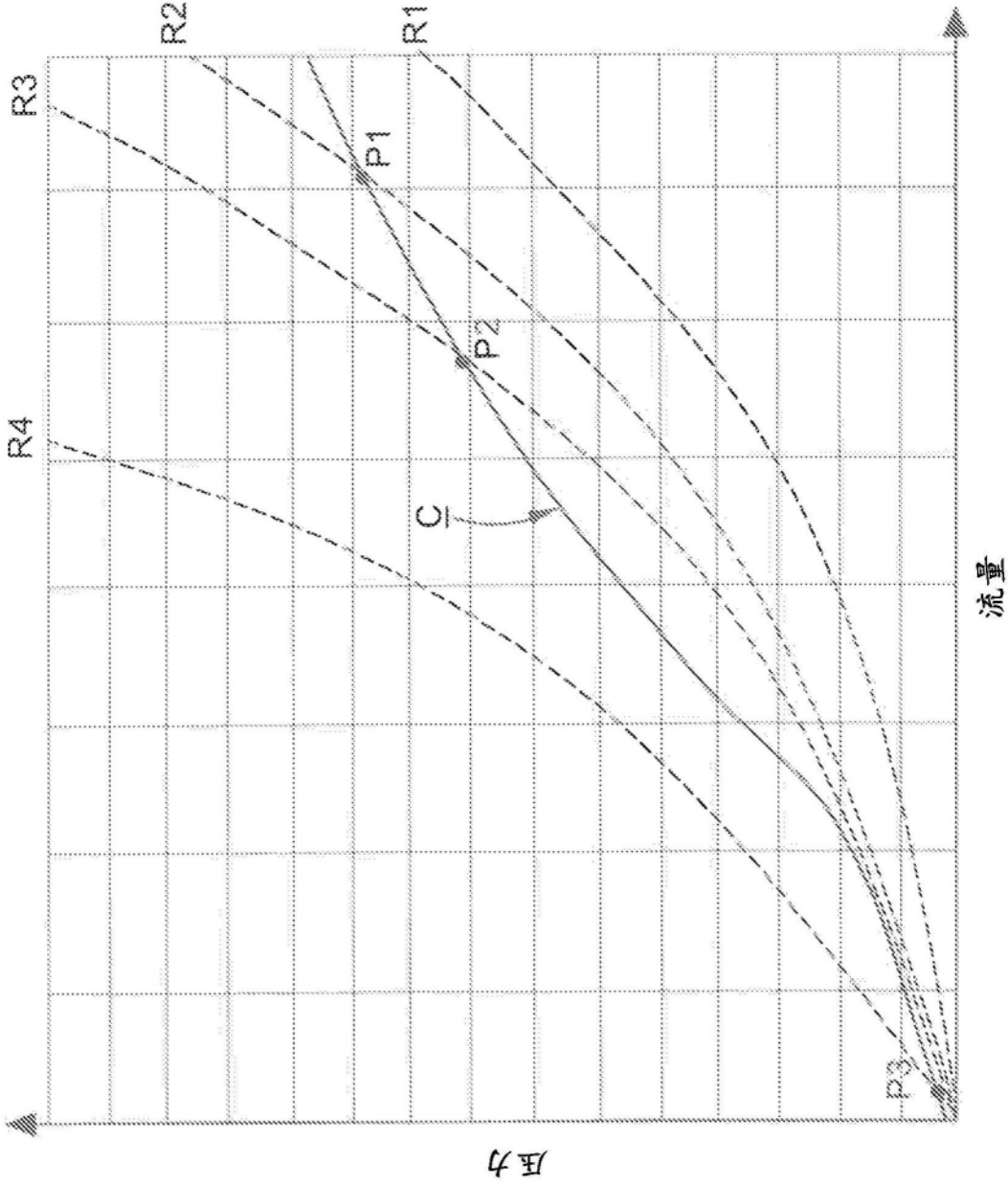


图14

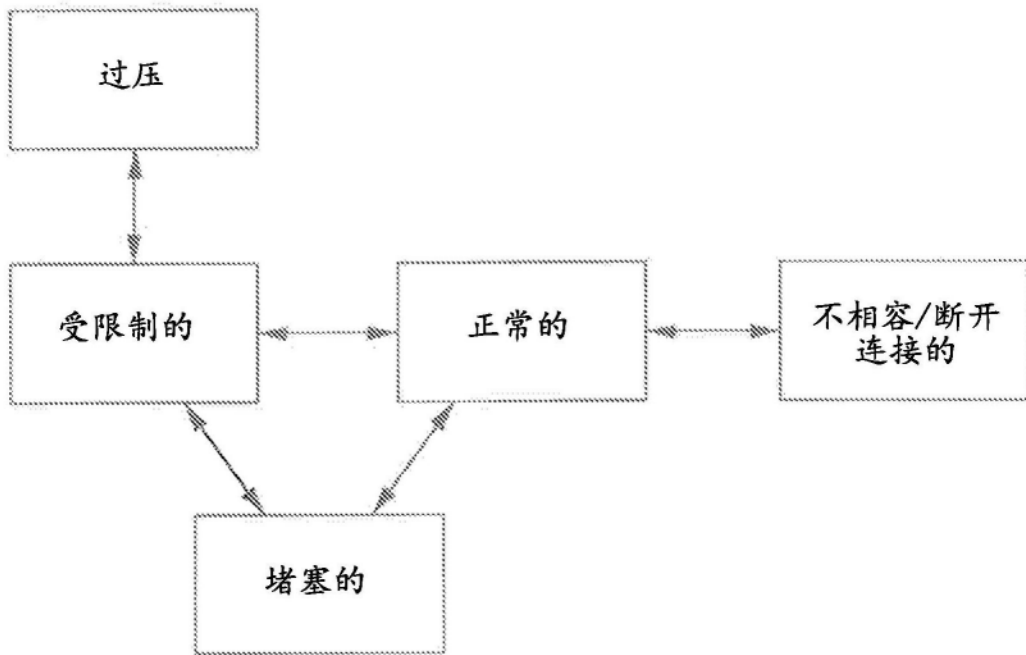


图15

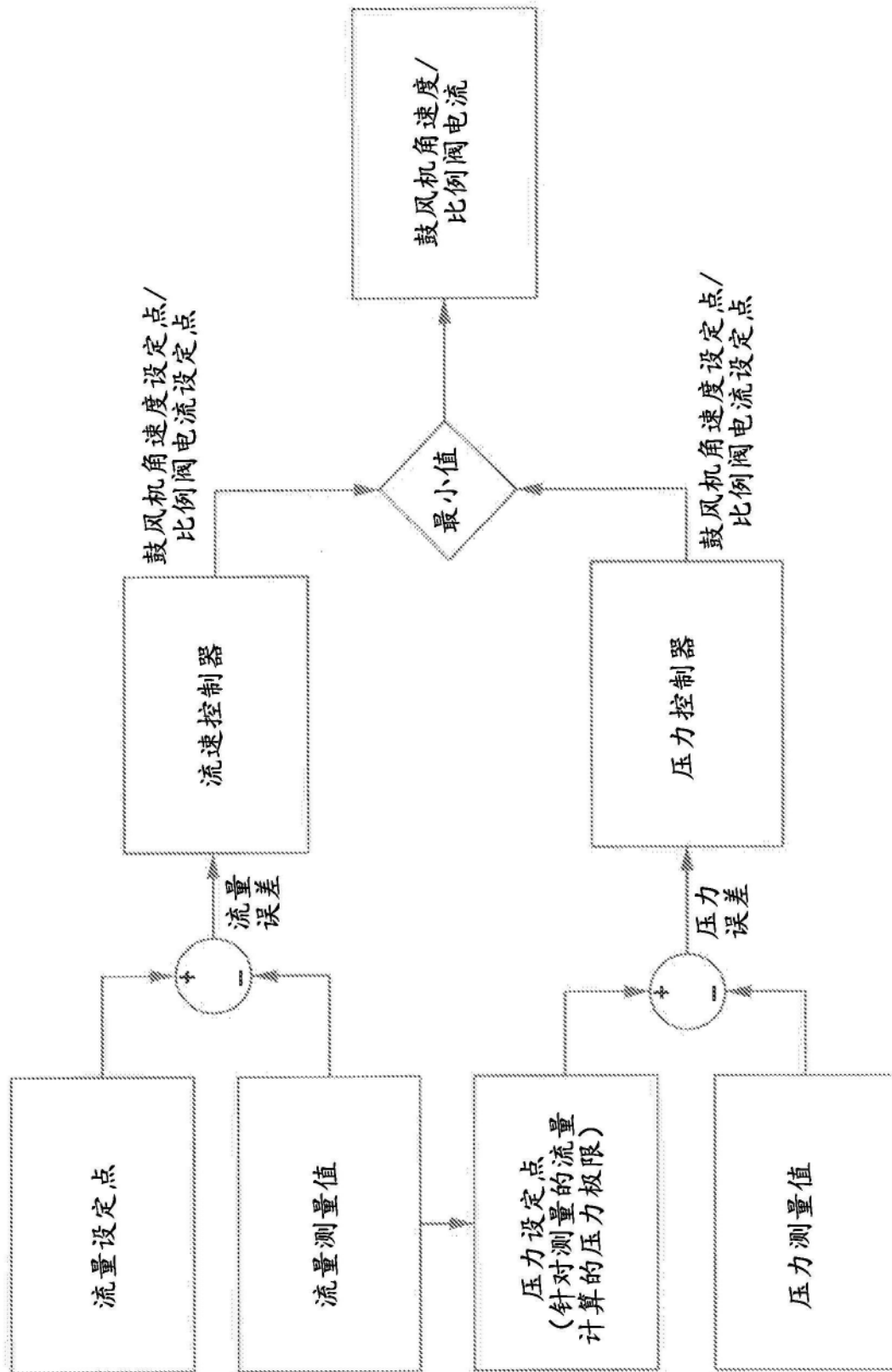


图16

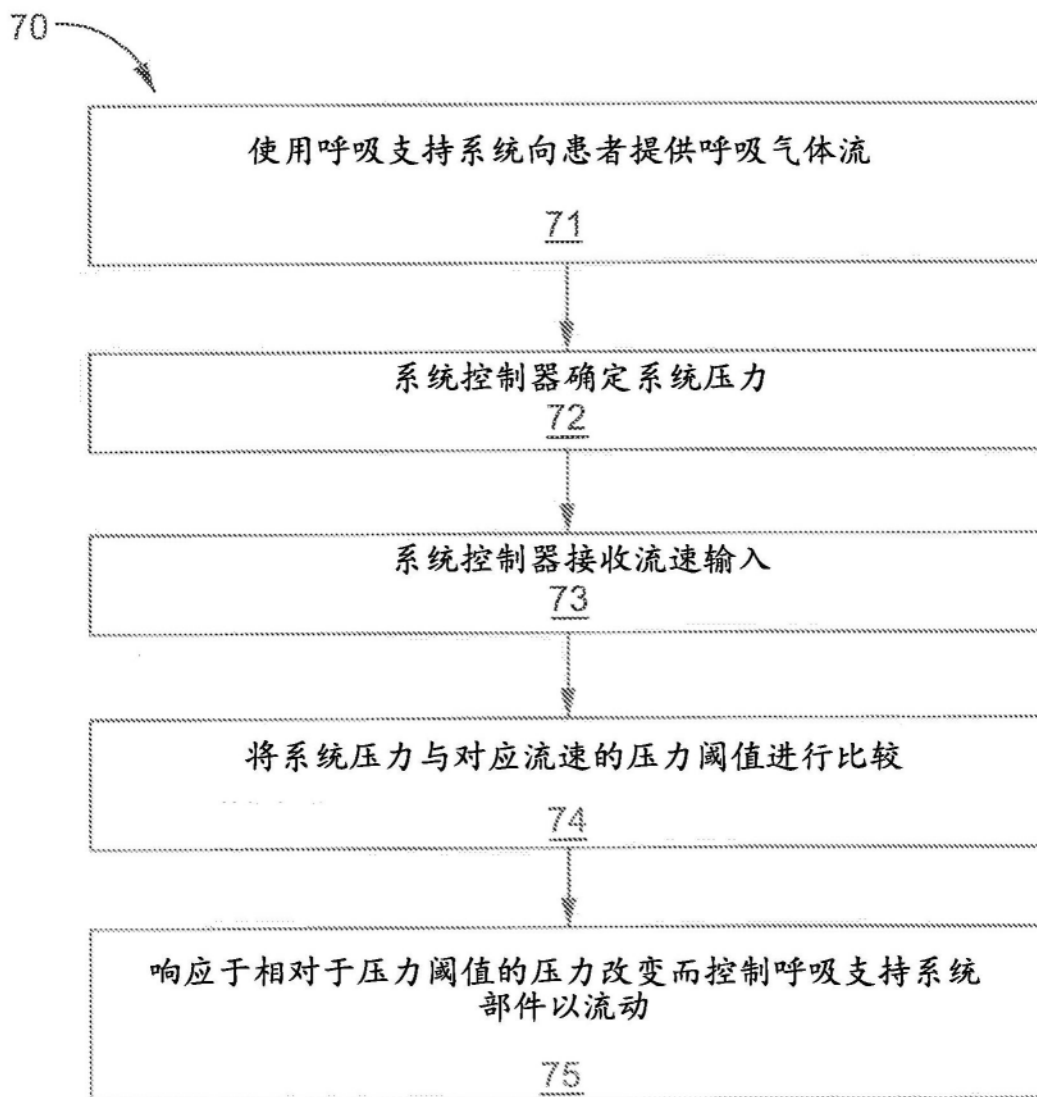


图17