(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118829462 A
(43)申请公布日 2024.10.22

(21)申请号 202380025697.5

(22)申请日 2023.02.13

(30)优先权数据
63/309,145 2022.02.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.09.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2023/051252 2023.02.13

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/152712 EN 2023.08.17

(71)申请人 费雪派克医疗保健有限公司
地址 新西兰奥克兰

(72)发明人 A·J·达尔比 M·S·汉密尔顿
D·J·西姆斯 S·J·巴贝奇
S·G·维索茨基 A·J·格里默尔
J·N·博思玛 Z·J·弗林托夫
F·D·A·莱特 M·B·楚

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司 72003
专利代理师 石海霞

(51)Int.Cl.
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/04(2006.01)
A61M 16/06(2006.01)
A61M 16/08(2006.01)
A61M 16/16(2006.01)
A61M 16/20(2006.01)
A61M 39/10(2006.01)

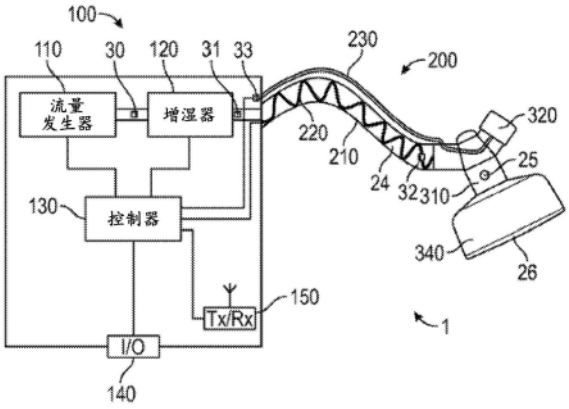
权利要求书6页 说明书27页 附图16页

(54)发明名称

患者气体递送系统和方法

(57)摘要

一种被布置成与患者接口流体连通的装置，该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通，该装置包括：入口，该入口用于接收来自呼吸设备的可呼吸气体；出口，该出口用于将该可呼吸气体输送至该患者接口；本体部分，该本体部分在入口与出口之间延伸，其中，本体部分包括触发器端口、以及一个或多个传感器，其中，该一个或多个传感器的输出用于确定触发器端口的状态。



CN 118829462 A

1.一种被布置成与患者接口流体连通的装置,该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通,该装置包括:

入口,该入口用于接收来自呼吸设备的可呼吸气体;

出口,该出口用于将该可呼吸气体输送至该患者接口;

本体部分,该本体部分在该入口与该出口之间延伸,其中,该本体部分包括触发器端口,以及

一个或多个传感器,其中,该一个或多个传感器的输出用于确定该触发器端口的状态。

2.如权利要求1所述的装置,其中,该本体部分包括一个或多个感测端口。

3.一种被布置成与患者接口流体连通的装置,该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通,该装置包括:

入口,该入口用于接收来自呼吸设备的可呼吸气体;

出口,该出口用于将该可呼吸气体输送至该患者接口,以及

本体部分,该本体部分在该入口与该出口之间延伸,其中,该本体部分包括触发器端口、以及一个或多个感测端口,该一个或多个感测端口被布置成流体地连接至一个或多个传感器,其中,该一个或多个传感器的输出用于确定该触发器端口的状态。

4.如权利要求1至3中任一项所述的装置,其中,该本体部分包括第一构件,并且该触发器端口位于该第一构件的壁或端部中。

5.如权利要求4所述的装置,其中,该本体部分包括第二构件,该第二构件具有基本上中空的构造,从而产生供该可呼吸气体流过的通路。

6.如权利要求5所述的装置,其中,该第二构件被配置成允许附接至患者接口的入口。

7.如权利要求5至6中任一项所述的装置,其中,该第一构件和该第二构件永久地连结在一起。

8.如权利要求7所述的装置,其中,使用超声焊接、粘合剂或包覆成型将该第一构件和该第二构件连结在一起。

9.如权利要求5至6中任一项所述的装置,其中,该第一构件和该第二构件可移除地连结在一起。

10.如权利要求1至9中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器包括一个或多个压力和/或流速传感器。

11.如权利要求1至10中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器包括至少一个差压传感器。

12.如权利要求11所述的装置,其中,该至少一个差压传感器包括位于气体流动路径中的流量限制件,其中,该流量限制件被布置成在该流量限制件的两侧产生差压。

13.如权利要求12所述的装置,其中,该流量限制件能够包括一个或多个可偏转翻板、可变孔口膜/隔膜、以及其类似物。

14.如权利要求5至9中任一项所述的装置,其中,可偏转翻板定位在该第一构件与该第二构件之间。

15.如权利要求1至14中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器至少部分地延伸到该本体部分的内部腔中。

16.如权利要求2或3所述的装置,其中,该一个或多个传感器至少部分地延伸到该一个

或多个感测端口中。

17.如权利要求1所述的装置,其中,至少一个该一个或多个传感器被容纳在该装置的本体部分内。

18.如权利要求1或17中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器中的至少一个传感器位于该本体部分的外部,并且被布置成接收来自该一个或多个感测端口的可呼吸气体流。

19.如权利要求2或3中任一项所述的装置,其中,该一个或多个感测端口包括两个压力感测端口,该两个压力感测端口从该本体部分的壁向外延伸。

20.如权利要求1至19中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器中的至少一个传感器用于测量递送至该患者的可呼吸气体的流速。

21.如权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器中的至少一个传感器用于测量该装置中或该患者接口中的可呼吸气体的压力。

22.如权利要求1至21中任一项所述的装置,其中,该触发器端口包括打开状态和关闭状态。

23.如权利要求22所述的装置,其中,如果该触发器端口被物体阻挡,则该触发器端口处于关闭状态。

24.如权利要求22或23所述的装置,其中,如果该触发器端口未被物体阻挡,则该触发器端口处于打开状态,使得允许该装置内的空气流离开而到达环境空气。

25.如权利要求1至24中任一项所述的装置,其中,该触发器端口是形成在该本体部分的壁中的孔口。

26.如权利要求1至25中任一项所述的装置,其中,该一个或多个传感器的输出由控制器接收或获得,该控制器基于该输出确定该触发器端口的状态、和/或该触发器端口的状态的变化。

27.如权利要求26所述的装置,其中,该控制器控制该呼吸设备的操作,使得该可呼吸气体以合适的压力被递送至该患者。

28.如权利要求27所述的装置,其中,该控制器通过设置流量发生器的马达速度来控制该呼吸设备的操作。

29.如权利要求26至28中任一项所述的装置,其中,当触发器端口的状态发生变化时,该控制器向该呼吸设备发送控制信号。

30.如权利要求1至29中任一项所述的装置,其中,该装置包括联接机构,该联接机构允许该装置可移除地连接至该患者接口。

31.如权利要求1至30中任一项所述的装置,其中,该装置经由导管从该呼吸设备接收该可呼吸气体。

32.如权利要求31所述的装置,其中,该导管流体地连接至该装置的入口。

33.如权利要求1至32中任一项所述的装置,其中,该装置是T形件装置。

34.一种用于在呼吸疗法中使用的接口组件,该接口组件包括:

如权利要求1至33中任一项所述的装置,以及

患者接口,该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通。

35.如权利要求1至33中任一项所述的装置或如权利要求34所述的接口组件,进一步包

括导管,该导管连接至该装置的入口,该导管被布置成可移除地联接至该呼吸设备的导管组件。

36.一种用于向患者递送可呼吸气体的气体递送系统,包括:

呼吸设备,该呼吸设备包括流量发生器、被布置成控制该流量发生器的控制器、以及被配置成确定来自该流量发生器的源流速(Fs)和接口气体流速(Fm)的一个或多个传感器;

导管组件,该导管组件用于将该可呼吸气体从该流量发生器递送至该患者;

接口组件,该接口组件被布置成接收来自该导管组件的可呼吸气体并且将该可呼吸气体输送至该患者,其中,该接口组件包括触发器端口;

其中,该控制器被布置成:计算该源流速与该接口气体流速之间的差值,基于该差值确定该触发器端口的状态,并且操作该流量发生器以基于所确定的该触发器端口的状态以一定压力向该患者提供该可呼吸气体。

37.一种通过以下方式来控制气体递送系统的方法:

确定源气体流量;

确定递送气体流量;

计算该源气体流量与该递送气体流量之间的差值,以及

使该气体递送系统基于所计算的该源气体流量与该递送气体流量之间的差值以一定压力向该患者递送可呼吸气体。

38.一种经由接口组件向患者递送可呼吸气体的方法,所述接口组件包括触发器端口,该方法包括:

通过确定由气体递送系统产生的源气体流量和递送至该接口组件的递送气体流量来确定该触发器端口的状态,

使该气体递送系统基于所确定的该触发器端口的状态以一定压力向该患者递送可呼吸气体。

39.如权利要求38所述的方法,其中,确定源气体流量的步骤包括:

从一个或多个第一传感器接收或获得测量结果,以及

基于这些测量结果来确定第一流速,该第一流速是源气体流量的流速(Fs)。

40.如权利要求38或39所述的方法,其中,确定递送气体流的步骤包括:

从一个或多个第二传感器接收或获得测量结果,以及

基于这些测量结果来确定第二流速,该第二流速是供应至患者接口的可呼吸气体的流速(Fm)。

41.如权利要求40所述的方法,其中,该方法进一步包括:计算该第一流速与该第二流速之间的差值(ΔF=Fs-Fm)。

42.如权利要求41所述的方法,进一步包括:

将该第一流速与该第二流速之间的差值与第一阈值流速和/或第二阈值流速(Fa,Fb)进行比较,以及

基于该比较来确定触发器端口的状态。

43.如权利要求42所述的方法,其中,该触发器端口的状态包括:打开状态或关闭状态。

44.如权利要求41所述的方法,进一步包括:

获得触发器端口的先前状态,其中,该触发器端口的先前状态包括打开状态或关闭状

态;

如果该触发器端口的先前状态是处于打开状态,则将该第一流速与该第二流速之间的差值与第一阈值流速Fa进行比较,或者如果该触发器端口的先前状态是处于关闭状态,则将该第一流速与该第二流速之间的差值与第二阈值流速Fb进行比较,

基于该比较来确定该触发器端口的当前状态,以及

通过将该先前状态与该当前状态进行比较来确定该触发器端口的状态是否已经改变。

45.如权利要求42至44中任一项所述的方法,其中,如果该差值小于该第一阈值流速(ΔF<Fa),则该触发器端口处于该关闭状态。

46.如权利要求42至45中任一项所述的方法,其中,如果该差值大于该第二阈值流速(ΔF>Fb),则该触发器端口处于该打开状态。

47.如权利要求42至46中任一项所述的方法,其中,该第二阈值流速是基于接口压力确定的、或根据K*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且K是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

48.如权利要求42至46中任一项所述的方法,其中,该第二阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

49.如权利要求42至46中任一项所述的方法,其中,该第二阈值流速被设置为恒定水平。

50.如权利要求42至46中任一项所述的方法,该第二阈值流速被设置为1pm的恒定水平。

51.如权利要求42至50中任一项所述的方法,其中,该第一阈值流速是基于接口压力确定的、或根据Fa=J*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且J是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

52.如权利要求42至50中任一项所述的方法,该第一阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

53.如权利要求42至50中任一项所述的方法,其中,该第一阈值流速被设置为恒定水平。

54.如权利要求42至50中任一项所述的方法,其中,该第一阈值流速被设置为1L/min的恒定水平。

55.如权利要求42至54中任一项所述的方法,进一步包括:

如果该触发器端口被确定为处于关闭状态,则操作该气体递送系统以第一压力向该患者递送可呼吸气体,以及

如果该触发器端口被确定为处于打开状态,则操作该气体递送系统以第二压力向该患者递送可呼吸气体。

56.如权利要求42至55中任一项所述的方法,进一步包括:

操作该气体递送系统以继续以至该患者的该第一压力或第二压力将该可呼吸气体递送至该患者,直到该触发器端口的状态改变。

57.如权利要求55或56中任一项所述的方法,其中,该第一压力高于该第二压力。

58.如权利要求55至57中任一项所述的方法,其中,该第一压力对应于吸气峰压(PIP),并且该第二压力对应于呼气末正压(PEEP)。

59.如权利要求58所述的方法,其中,对于婴儿或新生儿患者,PEEP相当于1、2、3、4、5、6、7或8cm H_2O,并且PIP相当于15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49、50、51、52、53、54、55、56、57、58、59、60cm H_2O。

60.如权利要求56所述的方法,其中,操作该气体递送系统以该第一压力或第二压力将该可呼吸气体递送至该患者的步骤包括:

向该系统的流量发生器发送控制信号。

61.如权利要求60所述的方法,其中,通过控制该流量发生器的马达速度来操作该流量发生器。

62.如权利要求60或61所述的方法,其中,通过控制鼓风机风扇的速度来操作该流量发生器。

63.如权利要求61所述的方法,其中,在预定时间间隔内改变该马达速度,直到所递送的可呼吸气体达到该第一压力流量或第二压力流量。

64.如权利要求63所述的方法,其中,该预定时间间隔在100至400ms之间、或在100至300ms之间、或在100至200ms之间、或大约150ms。

65.如权利要求38至64中任一项所述的方法,进一步包括:

通过显著减少或防止经由该触发器端口的空气流动来使该触发器端口处于关闭状态,以及

通过允许经由该触发器端口的空气流动来使该触发器端口处于打开状态。

66.如权利要求65所述的方法,其中,使该触发器端口处于关闭状态的步骤包括用物体阻挡该触发器端口,并且使该触发器端口处于打开状态的步骤包括将该物体从该触发器端口移除。

67.如权利要求40所述的方法,其中,确定第二流速的步骤包括:

测量该可呼吸气体在第一位置处的第一压力;

测量该可呼吸气体在第二位置处的第二压力;

计算该第一压力与该第二压力之间的压差;

基于该压差计算供应至该患者接口的可呼吸气体的流速(Fm)。

68.如权利要求67所述的方法,其中,该第一位置位于装置的入口处或附近,在该入口处,该装置从与该流量发生器流体连通的导管组件接收该可呼吸气体。

69.如权利要求67或68所述的方法,其中,该第二位置位于该装置的出口处或附近,在该出口处,该装置将该可呼吸气体输送至该患者接口。

70.如权利要求67至69中任一项所述的方法,其中,该第二压力是该接口压力Pm。

71.一种用于向患者递送可呼吸气体的气体递送系统,包括:

呼吸设备,该呼吸设备包括流量发生器、被布置成控制该流量发生器的控制器、以及靠近该流量发生器的至少一个传感器,该至少一个传感器被配置成至少确定来自该流量发生器的源流速(Fs),

导管组件,该导管组件用于将该可呼吸气体从该流量发生器递送至该患者;

接口组件,该接口组件被布置成接收来自该导管组件的可呼吸气体并且将该可呼吸气体输送至该患者,其中,该接口组件包括触发器端口;

其中,该控制器被布置成通过将所确定的源流速(Fs)与阈值流速(Fth)进行比较来确定该触发器端口的状态,并且操作该流量发生器以基于所确定的该触发器端口的状态以一定压力向该患者提供该可呼吸气体。

患者气体递送系统和方法

技术领域

[0001] 本披露内容总体上涉及患者气体递送系统和方法。

背景技术

[0002] 可以在呼吸、复苏或辅助呼吸(通气)期间向患者可控地提供呼气末正压(PEEP)和/或吸气峰压(PIP)。

[0003] PEEP是在正压通气、复苏或辅助呼吸的整个呼气阶段期间递送至患者的压力。PIP是在正压通气、复苏或辅助呼吸的吸气阶段期间提供给患者的期望最高压力。患者可能是需要呼吸辅助或复苏的新生儿或婴儿。在施加PEEP或PIP时,患者的上气道和肺通过所施加的压力保持打开。

[0004] 一些呼吸疗法系统(比如可以用于婴儿复苏的呼吸疗法系统)依赖于T形件装置来手动调节递送给患者的可呼吸气体的压力。结合了T形件装置的那些现有婴儿复苏呼吸系统通常是气动的并且从固定气体流源(典型地是壁源)以预设的或手动可调节的流速工作。在使用中,气体流源向呼吸设备(例如,复苏装置)供应可呼吸气体流,并且呼吸设备然后经由互连的气体供应管、T形件装置和合适的患者接口向患者供应可呼吸气体。典型地,存在用于控制或监测来自固定气体流源的气体流的流速的流量计。另外,呼吸设备包括允许操作者设置和监测递送给患者的可呼吸气体的压力的用户控制件。现有呼吸设备中的一些呼吸设备是恒定流速装置,即,呼吸设备不调节其递送给患者的可呼吸气体的流速。而是,固定气体流源以恒定流速操作,并且呼吸设备包括压力释放阀和校准的流动阻力,该流动阻力可以被调节以实现期望的PEEP和PIP。在这些系统中,通常在T形件装置中设置孔口,该孔口可以被呼吸系统的操作者阻塞或不阻塞。当孔口被阻塞时,所递送的压力由呼吸设备中的压力调节阀确定。这是“PIP”压力设置。当孔口打开时,所递送的压力由T形件装置内部的压力调节阀确定。这是“PEEP”压力设置。当孔口被反复阻塞和不阻塞时,PIP和PEEP被递送给患者以向患者递送呼吸。

[0005] 在本说明书中,其中已经参引了外部信息源,包括专利说明书及其他文件,总体上这是出于提供用于论述本发明这些特征的背景的目的。除非另外说明,在任何管辖权中对这类信息源的参引都不应该被解释为承认这类信息源是现有技术或形成本领域的常见的公知常识的一部分。

发明内容

[0006] 在第一方面,本披露内容提供了一种装置,该装置被布置成与患者接口流体连通,该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通,该装置包括:

入口,该入口用于接收来自呼吸设备的可呼吸气体;

出口,该出口用于将该可呼吸气体输送至该患者接口;

本体部分,该本体部分在该入口与该出口之间延伸,其中,该本体部分包括触发器端口,以及

一个或多个传感器,其中,该一个或多个传感器的输出用于确定该触发器端口的状态。

[0007] 在一些配置中,本体部分包括一个或多个感测端口。

[0008] 在第二方面,本披露内容提供了一种装置,该装置被布置成与患者接口流体连通,该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通,该装置包括:

入口,该入口用于接收来自呼吸设备的可呼吸气体;

出口,该出口用于将该可呼吸气体输送至该患者接口,以及

本体部分,该本体部分在该入口与该出口之间延伸,其中,该本体部分包括触发器端口、以及一个或多个感测端口,该一个或多个感测端口被布置成流体地连接至一个或多个传感器,其中,该一个或多个传感器的输出用于确定该触发器端口的状态。

[0009] 在一些配置中,本体部分包括第一构件,其中,触发器端口形成在第一构件的壁或端部中。

[0010] 在一些配置中,本体部分包括第二构件,第二构件具有基本上中空的构造,从而产生供可呼吸气体流过的通路。

[0011] 在一些配置中,第二构件被配置成允许附接到患者接口的入口。

[0012] 在一些配置中,第一构件和第二构件永久地连结在一起。

[0013] 在一些配置中,使用超声焊接、粘合剂或包覆成型将第一构件和第二构件连结在一起。

[0014] 在一些配置中,第一构件和第二构件可移除地连结在一起。

[0015] 在一些配置中,该一个或多个传感器包括一个或多个压力和/或流速传感器。

[0016] 在一些配置中,该一个或多个传感器包括至少一个差压传感器。

[0017] 在一些配置中,该至少一个差压传感器包括位于气体流动路径中的流量限制件,其中,该流量限制件被布置成在该流量限制件的两侧产生差压。

[0018] 在一些配置中,流量限制件可以包括一个或多个可偏转翻板、可变孔口膜/隔膜、以及其类似物。

[0019] 在一些配置中,可偏转翻板定位在第一构件与第二构件之间。

[0020] 在一些配置中,该一个或多个传感器至少部分地延伸到本体部分的内部腔中。

[0021] 在一些配置中,该一个或多个传感器至少部分地延伸到该一个或多个感测端口中。

[0022] 在一些配置中,该一个或多个传感器被容纳在装置的本体部分内。

[0023] 在一些配置中,该一个或多个传感器中的至少一个传感器位于本体部分的外部,并且被布置成接收来自该一个或多个感测端口的可呼吸气体流。

[0024] 在一些配置中,该一个或多个感测端口包括两个压力感测端口,这两个压力感测端口从本体部分的壁向外延伸。

[0025] 在一些配置中,该一个或多个传感器中的至少一个传感器用于测量递送至患者的可呼吸气体的流速。

[0026] 在一些配置中,该一个或多个传感器中的至少一个传感器用于测量装置中或患者接口中的可呼吸气体的压力。

[0027] 在一些配置中,触发器端口的状态包括打开状态和关闭状态。

[0028] 在一些配置中,如果触发器端口被操作者的手指阻挡,则触发器端口处于关闭状态。

[0029] 在一些配置中,如果触发器端口未被操作者的手指阻挡,则触发器端口处于打开状态,使得允许装置内的空气流离开而到达环境空气。

[0030] 在一些配置中,触发器端口是形成在本体部分的壁中的孔口。

[0031] 在一些配置中,触发器端口是形成在本体部分的壁中的圆形孔口。

[0032] 在一些配置中,该一个或多个传感器的输出由控制器接收或获得,该控制器基于该输出确定触发器端口的状态、和/或触发器端口的状态的变化。

[0033] 在一些配置中,控制器控制呼吸设备的操作,使得可呼吸气体以合适的压力被递送至患者。

[0034] 在一些配置中,控制器通过设置流量发生器的马达速度来控制呼吸设备的操作。

[0035] 在一些配置中,当触发器端口的状态发生变化时,控制器向呼吸设备发送控制信号。

[0036] 在一些配置中,该装置包括联接机构,该联接机构允许该装置可移除地连接至患者接口。

[0037] 在一些配置中,该装置经由导管从呼吸设备接收可呼吸气体。

[0038] 在一些配置中,该导管被插入该装置的入口中。

[0039] 在一些配置中,该装置是T形件装置。

[0040] 在另一方面,本披露内容提供了一种装置回路,该装置回路包括:

根据本披露内容的第一方面或第二方面的装置;

导管,该导管在第一端处联接至该装置的入口,并且被布置成在第二端处连接至呼吸设备的气体出口以从其接收可呼吸气体流。

[0041] 在一些配置中,导管包括位于第二端处的连接器,以连接至呼吸设备。

[0042] 在一些配置中,连接器包括锥形连接部分,该锥形连接部分被布置成插入呼吸设备的出口中。

[0043] 在一些配置中,导管具有1至2米、或大约1.5至2米、或1.6米的长度。

[0044] 在一些配置中,导管不可移除地联接至该装置的入口。

[0045] 在第三方面,本披露内容提供了一种用于在呼吸疗法中使用的接口组件,该接口组件包括:

根据本披露内容的第一方面或第二方面中的任何一个或多个所述的装置,以及

患者接口,该患者接口被布置成在呼吸疗法期间与患者的气道连通。

[0046] 在第四方面,本披露内容提供了一种用于向患者递送可呼吸气体的气体递送系统,该气体递送系统包括:

呼吸设备,该呼吸设备包括流量发生器、被布置成控制该流量发生器的控制器、以及被配置成确定来自该流量发生器的源流速(Fs)和接口气体流速(Fm)的一个或多个传感器;

导管组件,该导管组件用于将该可呼吸气体从该流量发生器递送至该患者;

接口组件,该接口组件被布置成接收来自该导管组件的可呼吸气体并且将该可呼吸气体输送至该患者,其中,该接口组件包括触发器端口;

其中,该控制器被布置成:计算该源流速与该接口气体流速之间的差值,基于该差值确定该触发器端口的状态,并且操作该流量发生器以基于所确定的该触发器端口的状态以一定压力向该患者提供该可呼吸气体。

[0047] 在一些配置中,接口组件包括:

患者接口,该患者接口与患者的气道连通,以及

装置,该装置流体地联接至患者接口和导管组件,用于将可呼吸气体从导管组件输送至患者接口。

[0048] 在一些配置中,该一个或多个传感器包括以下各项中的一项或多项:流速传感器、压力传感器、差压传感器、质量流量传感器、超声流量传感器和/或热敏电阻器。

[0049] 在一些配置中,差压传感器包括位于气体流动路径中的流量限制件,其中,该流量限制件被布置成在该流量限制件的两侧产生差压。

[0050] 在一些配置中,流量限制件可以包括一个或多个可偏转翻板、可变孔口膜/隔膜、以及其类似物。

[0051] 在一些配置中,差压传感器包括两个压力感测元件,这两个压力感测元件被布置成测量装置中的可呼吸气体的第一压力和第二压力。

[0052] 在一些配置中,压力感测元件包括压力感测管。

[0053] 在一些配置中,该装置包括两个压力感测端口,其中,这些压力感测元件被布置成经由这些压力感测端口进行压力测量。

[0054] 在一些配置中,压力感测元件被布置成测量可偏转翻板的两侧的压差。

[0055] 在一些配置中,触发器端口位于该装置的壁中。

[0056] 在一些配置中,该装置是T形件装置。

[0057] 在一些配置中,触发器端口的状态至少包括关闭状态和打开状态。

[0058] 在一些配置中,如果触发器端口被物体阻挡,则为了限制或防止经由触发器端口的气体流动,触发器端口的状态是关闭,而如果触发器端口未被阻挡,则触发器端口的状态是打开。

[0059] 在一些配置中,控制器被布置成:

将差值与第一阈值流速和/或第二阈值流速(Fa,Fb)进行比较,以及

基于该比较来确定触发器端口的状态,其中,触发器端口处于打开状态或关闭状态。

[0060] 在一些配置中,控制器被布置成:

从存储器获得触发器端口的先前状态;

如果触发器端口的先前状态是处于打开状态,则将该差值与第一阈值流速Fa进行比较,或者如果该触发器端口的先前状态是处于关闭状态,则将该差值与第二阈值流速Fb进行比较,

基于该比较来确定该触发器端口的当前状态,以及

通过将该先前状态与当前状态进行比较来确定该触发器端口的状态是否已经改变。

[0061] 在一些配置中,如果源流速与接口气体流速之间的差值小于第一阈值流速($\Delta F < Fa$),则触发器端口处于关闭状态。

[0062] 在一些配置中,如果该差值大于第二阈值流速(ΔF>Fb),则触发器端口处于打开状态。

[0063] 在一些配置中,第二阈值流速是基于接口压力计算的。

[0064] 在一些配置中,第二阈值流速是根据K*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且K是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

[0065] 在一些配置中,第二阈值流速在0.5至10升每分钟(L/min)的范围内。

[0066] 在一些配置中,第二阈值流速被设置为恒定水平。

[0067] 在一些配置中,第二阈值流速是1L/min。

[0068] 在一些配置中,第一阈值流速是基于接口压力来确定的。

[0069] 在一些配置中,第一阈值流速是根据Fa=J*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且J是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

[0070] 在一些配置中,第一阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

[0071] 在一些配置中,第一阈值流速被设置为恒定水平。

[0072] 在一些配置中,第一阈值流速被设置为1L/min。

[0073] 在一些配置中,控制器被布置成当触发器端口被确定为处于关闭状态时操作流量发生器以第一压力向患者递送可呼吸气体,并且当触发器端口被确定为处于打开状态时操作流量发生器以第二压力向患者递送可呼吸气体。

[0074] 在一些配置中,第一压力高于第二压力。

[0075] 在一些配置中,第一压力是高压,并且第二压力是低压。

[0076] 在一些配置中,高压气体流对应于吸气峰压(PIP),并且低压气体流对应于呼气末正压(PEEP)。

[0077] 在一些配置中,对于婴儿或新生儿患者,PEEP相当于1、2、3、4、5、6、7或8cm H_2O,并且PIP相当于15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49、50、51、52、53、54、55、56、57、58、59、60cm H_2O。

[0078] 在一些配置中,控制器通过设置流量发生器的马达速度来操作流量发生器。

[0079] 在一些配置中,在预定义的时间间隔内调节流量发生器的马达速度。

[0080] 在一些配置中,预定时间间隔在100至400ms之间、或在100至300ms之间、或在100至200ms之间、或大约150ms。

[0081] 在一些配置中,流量发生器流体地联接至可呼吸气体供应源,该可呼吸气体供应源可以是壁装式气体源。

[0082] 在一些配置中,该系统包括增湿器,该增湿器用于在可呼吸气体被输送至患者之前向该可呼吸气体增加湿度。

[0083] 在一些配置中,该系统用于递送可呼吸气体以使患者复苏,或用于向患者递送正压通气(PPV)疗法。

[0084] 在第五方面,本披露内容提供了一种通过以下方式来控制气体递送系统的方法:

确定源气体流量;

确定递送气体流量;

计算该源气体流量与该递送气体流量之间的差值,以及

使该气体递送系统基于所计算的该源气体流量与该递送气体流量之间的差值以一定压力向该患者递送可呼吸气体。

[0085] 在一些配置中,确定源气体流量的步骤包括:

从一个或多个第一传感器接收或获得测量结果,以及

基于这些测量结果来确定第一流速,该第一流速是源气体流量的流速(Fs)。

[0086] 在一些配置中,确定递送气体流量的步骤包括:

从一个或多个第二传感器接收或获得测量结果,以及

基于这些测量结果来确定第二流速,该第二流速是供应至患者接口的可呼吸气体的流速(Fm)。

[0087] 在一些配置中,计算源气体流量与递送气体流量之间的差值的步骤包括:

计算第一流速与第二流速之间的差值(ΔF=Fs-Fm)。

[0088] 在一些配置中,该方法进一步包括:

将该第一流速与该第二流速之间的差值与第一阈值流速和/或第二阈值流速(Fa,Fb)进行比较,以及

基于该比较来确定触发器端口的状态。

[0089] 在一些配置中,触发器端口的状态包括:打开状态或关闭状态。

[0090] 在一些配置中,该方法包括:

获得触发器端口的先前状态,其中,该触发器端口的先前状态包括打开状态或关闭状态;

如果该触发器端口的先前状态是处于打开状态,则将该第一流速与该第二流速之间的差值与第一阈值流速Fa进行比较,或者如果该触发器端口的先前状态是处于关闭状态,则将该第一流速与该第二流速之间的差值与第二阈值流速Fb进行比较;

基于该比较来确定该触发器端口的当前状态,以及

通过将该先前状态与当前状态进行比较来确定该触发器端口的状态是否已经改变。

[0091] 在一些配置中,如果差值小于第一阈值流速(ΔF<Fa),则触发器端口处于关闭状态。

[0092] 在一些配置中,如果差值大于第二阈值流速(ΔF>Fb),则触发器端口处于打开状态。

[0093] 在一些配置中,第二阈值流速是基于接口压力计算的。

[0094] 在一些配置中,第二阈值流速是根据K*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且K是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

[0095] 在一些配置中,第二阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

[0096] 在一些配置中,第二阈值流速被设置为恒定水平。

[0097] 在一些配置中,第二阈值流速被设置为1L/min的恒定水平。

[0098] 在一些配置中,第一阈值流速是基于接口压力来确定的。

[0099] 在一些配置中,第一阈值流速是根据Fa=J*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且J是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

[0100] 在一些配置中,第一阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

[0101] 在一些配置中,第一阈值流速被设置为恒定水平。

[0102] 在一些配置中,第一阈值流速被设置为1L/min的恒定水平。

[0103] 在一些配置中,该方法进一步包括:

如果该触发器端口被确定为处于关闭状态,则操作该气体递送系统以第一压力向该患者递送可呼吸气体,以及

如果该触发器端口被确定为处于打开状态,则操作该气体递送系统以第二压力向该患者递送可呼吸气体。

[0104] 在一些配置中,该方法进一步包括:

操作该气体递送系统以继续以至该患者的该第一压力或第二压力将该可呼吸气体递送至该患者,直到该触发器端口的状态改变。

[0105] 在一些配置中,第一压力高于第二压力。

[0106] 在一些配置中,第一压力对应于吸气峰压(PIP),并且第二压力对应于呼气末正压(PEEP)。

[0107] 在一些配置中,对于婴儿或新生儿患者,PEEP相当于1、2、3、4、5、6、7或8cm H_2O,并且PIP相当于15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49、50、51、52、53、54、55、56、57、58、59、60cm H_2O。

[0108] 在一些配置中,操作气体递送系统以第一压力或第二压力将可呼吸气体递送至患者的步骤包括:

向该系统的流量发生器发送控制信号。

[0109] 在一些配置中,通过控制流量发生器的马达速度来操作流量发生器。

[0110] 在一些配置中,通过控制鼓风机风扇的速度来操作流量发生器。

[0111] 在一些配置中,在预定时间间隔内改变马达速度,直到所递送的可呼吸气体达到第一压力或第二压力。

[0112] 在一些配置中,预定时间间隔在100至400ms之间、或在100至300ms之间、或在100至200ms之间、或大约150ms。

[0113] 在一些配置中,该方法进一步包括:

通过显著减少或防止经由该触发器端口的空气流动来使该触发器端口处于关闭状态,以及

通过允许经由该触发器端口的空气流动来使该触发器端口处于打开状态。

[0114] 在一些配置中,使触发器端口处于关闭状态的步骤包括用物体阻挡触发器端口,并且使触发器端口处于打开状态的步骤包括将物体从触发器端口移除。

[0115] 在一些配置中,物体是操作者的手指。

[0116] 在一些配置中,确定第二流速的步骤包括:

测量该可呼吸气体在第一位置处的第一压力;

测量该可呼吸气体在第二位置处的第二压力;

计算该第一压力与该第二压力之间的压差;

基于该压差计算供应至该患者接口的可呼吸气体的流速(Fm)。

[0117] 在一些配置中,第一位置位于装置的入口处或附近,在该入口处,该装置从与流量

发生器流体连通的导管组件接收可呼吸气体。

[0118] 在一些配置中,第二位置位于装置的出口处或附近,在该出口处,该装置将可呼吸气体输送至患者接口。

[0119] 在一些配置中,第二压力是接口压力。

[0120] 在第七方面,本披露内容提供了一种经由接口组件向患者递送可呼吸气体的方法,所述接口组件包括触发器端口,该方法包括:

通过确定由气体递送系统产生的源气体流量和递送至该接口组件的递送气体流量来确定该触发器端口的状态,

使该气体递送系统基于所确定的该触发器端口的状态以一定压力向该患者递送可呼吸气体。

[0121] 在一些配置中,确定源气体流量的步骤包括:

从一个或多个第一传感器接收或获得测量结果,以及

基于这些测量结果来确定第一流速,该第一流速是源气体流量的流速(Fs)。

[0122] 在一些配置中,确定递送气体流量的步骤包括:

从一个或多个第二传感器接收或获得测量结果,以及

基于这些测量结果来确定第二流速,该第二流速是供应至患者接口的可呼吸气体的流速(Fm)。

[0123] 在一些配置中,该方法进一步包括:计算该第一流速与该第二流速之间的差值(ΔF=Fs-Fm)。

[0124] 在一些配置中,该方法进一步包括:

将该第一流速与该第二流速之间的差值与第一阈值流速和/或第二阈值流速(Fa,Fb)进行比较,以及

基于该比较来确定触发器端口的状态。

[0125] 在一些配置中,触发器端口的状态包括:打开状态或关闭状态。

[0126] 在一些配置中,该方法包括:

获得触发器端口的先前状态,其中,该触发器端口的先前状态包括打开状态或关闭状态;

如果该触发器端口的先前状态是处于打开状态,则将该第一流速与该第二流速之间的差值与第一阈值流速Fa进行比较,或者如果该触发器端口的先前状态是处于关闭状态,则将该第一流速与该第二流速之间的差值与第二阈值流速Fb进行比较;

基于该比较来确定该触发器端口的当前状态,以及

通过将该先前状态与当前状态进行比较来确定该触发器端口的状态是否已经改变。

[0127] 在一些配置中,如果差值小于第一阈值流速(ΔF<Fa),则触发器端口处于关闭状态。

[0128] 在一些配置中,如果差值大于第二阈值流速(ΔF>Fb),则触发器端口处于打开状态。

[0129] 在一些配置中,第二阈值流速是基于接口压力计算的。

[0130] 在一些配置中,第二阈值流速是根据K*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并

且K是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

[0131] 在一些配置中,第二阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

[0132] 在一些配置中,第二阈值流速被设置为恒定水平。

[0133] 在一些配置中,第二阈值流速被设置为1L/min的恒定水平。

[0134] 在一些配置中,第一阈值流速是基于接口压力来确定的。

[0135] 在一些配置中,第一阈值流速是根据Fa＝J*sqrt(Pm)计算的,其中,Pm是接口压力,并且J是通过实验或在校准阶段期间确定的系数。

[0136] 在一些配置中,第一阈值流速在0.5至10L/min的范围内。

[0137] 在一些配置中,第一阈值流速被设置为恒定水平。

[0138] 在一些配置中,第一阈值流速被设置为1L/min的恒定水平。

[0139] 在一些配置中,该方法进一步包括:

如果该触发器端口被确定为处于关闭状态,则操作该气体递送系统以第一压力向该患者递送可呼吸气体,以及

如果该触发器端口被确定为处于打开状态,则操作该气体递送系统以第二压力向该患者递送可呼吸气体。

[0140] 在一些配置中,该方法进一步包括:

操作该气体递送系统以继续以至该患者的该第一压力或第二压力将该可呼吸气体递送至该患者,直到该触发器端口的状态改变。

[0141] 在一些配置中,第一压力高于第二压力。

[0142] 在一些配置中,第一压力对应于吸气峰压(PIP),并且第二压力对应于呼气末正压(PEEP)。

[0143] 在一些配置中,对于婴儿或新生儿患者,PEEP相当于1、2、3、4、5、6、7或8cm H_2O,并且PIP相当于15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49、50、51、52、53、54、55、56、57、58、59、60cm H_2O。

[0144] 在一些配置中,使气体递送系统以第一压力或第二压力将可呼吸气体递送至患者的步骤包括:

向该系统的流量发生器发送控制信号。

[0145] 在一些配置中,通过控制流量发生器的马达速度来操作流量发生器。

[0146] 在一些配置中,通过控制鼓风机风扇的速度来操作流量发生器。

[0147] 在一些配置中,在预定时间间隔内改变马达速度,直到所递送的可呼吸气体达到第一压力流量或第二压力流量。

[0148] 在一些配置中,预定时间间隔在100至400ms之间、或在100至300ms之间、或在100至200ms之间、或大约150ms。

[0149] 在一些配置中,该方法进一步包括:

通过显著减少或防止经由该触发器端口的空气流动来使该触发器端口处于关闭状态,以及

通过允许经由该触发器端口的空气流动来使该触发器端口处于打开状态。

[0150] 在一些配置中,使触发器端口处于关闭状态的步骤包括用物体阻挡触发器端口,

并且使触发器端口处于打开状态的步骤包括将物体从触发器端口移除。

[0151] 在一些配置中,物体是操作者的手指。

[0152] 在一些配置中,确定第二流速的步骤包括:

测量该可呼吸气体在第一位置处的第一压力;

测量该可呼吸气体在第二位置处的第二压力;

计算该第一压力与该第二压力之间的压差;

基于该压差计算供应至该患者接口的可呼吸气体的流速(Fm)。

[0153] 在一些配置中,第一位置位于装置的入口处或附近,在该入口处,该装置从与流量发生器流体连通的导管组件接收可呼吸气体。

[0154] 在一些配置中,第二位置位于装置的出口处或附近,在该出口处,该装置将可呼吸气体输送至患者接口。

[0155] 在一些配置中,第二压力是接口压力Pm。

[0156] 在第八方面,本披露内容提供了一种用于向患者递送可呼吸气体的气体递送系统,该气体递送系统包括:

呼吸设备,该呼吸设备包括流量发生器、被布置成控制该流量发生器的控制器、以及靠近该流量发生器的至少一个传感器,该至少一个传感器被配置成至少确定来自该流量发生器的源流速(Fs),

导管组件,该导管组件用于将该可呼吸气体从该流量发生器递送至该患者;

接口组件,该接口组件被布置成接收来自该导管组件的可呼吸气体并且将该可呼吸气体输送至该患者,其中,该接口组件包括触发器端口;

其中,该控制器被布置成通过将所确定的源流速(Fs)与阈值流速(Fth)进行比较来确定该触发器端口的状态,并且操作该流量发生器以基于所确定的该触发器端口的状态以一定压力向该患者提供该可呼吸气体。

[0157] 在一些配置中,触发器端口的状态是打开或关闭。

[0158] 在一些配置中,在PIP状态或PEEP状态下提供压力;PIP状态高于PEEP状态;PIP状态对应于触发器端口被关闭,而PEEP状态对应于触发器端口被打开。

[0159] 在一些配置中,控制器被进一步配置成确定该系统中的某个点处的压力(P)。

[0160] 在一些配置中,阈值流速(Fth)与L*sqrt(P)相关,其中,L是系数,并且P是在接口组件的患者接口处的数学上确定的压力。

[0161] 在一些配置中,L与和系统的两个或更多个流量流出点/场景相关联的传导值有关。

[0162] 在一些配置中,L与和触发器端口相关联的传导值有关并且与和在触发器端口关闭并且没有流量通过患者接口流出的情况下通过系统的最小预期流量相关联的传导值有关。

[0163] 在一些配置中,L与和在触发器端口关闭并且没有流量通过患者接口流出的情况下通过系统的最小预期流量相关联的传导值有关,并且与和在递送PIP期间通过患者接口的最大流量流出相关联的传导值有关。

[0164] 在一些配置中,阈值流速(Fth)进一步与流量进入/离开患者肺部的速率有关。

[0165] 在一些配置中,如果Fs<Fth,则触发器端口被确定为处于关闭状态。

[0166] 在一些配置中,如果Fs>Fth,则触发器端口被确定为处于打开状态。

[0167] 在一些配置中,确定触发器端口的状态进一步包括滞后分析,其中,在确定触发器端口的状态时考虑触发器端口的先前状态。

[0168] 在一些配置中,该系统被进一步配置成检测以下各项中的一项或多项:

-患者接口的断开连接、和/或不正确/不完全连接(统称为"连接问题");

-系统的一个或多个其他部件(比如导管或增湿器)的断开连接;和/或

-系统中的堵塞或系统的堵塞。

[0169] 在一些配置中,该系统被配置成检测患者接口的连接问题,其中,该系统被配置成确定指示患者接口连接问题的过度流量阈值(F_{leakth})。

[0170] 在一些配置中,F_{leakth}取决于:一个或多个传导值;以及压力。

[0171] 在一些配置中,F_{leakth}进一步取决于流量进入/离开患者肺部的速率。

[0172] 在一些配置中,当从属于权利要求71时,其中,当源流速(Fs)大于F_{leakth}时,该系统确定存在患者接口连接问题。

[0173] 在一些配置中,当从属于权利要求36时,其中,当接口气体流速(Fm)大于F_{leakth}时,该系统确定存在患者接口连接问题。

[0174] 在一些配置中,其中,如果检测到患者接口连接问题,则该系统被配置成执行以下各项中的一项或多项:

-将源流速(Fs)设置为固定流速;

-将流量发生器的马达速度设置为固定速度;

-将流量发生器处的压力设置为固定压力;和/或

-生成警报或警告。

[0175] 在一些配置中,该系统被配置成检测该系统的一个或多个其他部件(比如导管或增湿器)的断开连接;该系统被配置成:确定与该系统的一个或多个其他部件相对应的传导;确定该系统的总传导;并且如果该系统的总传导大于与该一个或多个其他部件相对应的传导,则检测该系统的所述一个或多个其他部件的断开连接。

[0176] 在一些配置中,如果检测到所述一个或多个其他部件的断开连接,则该系统被配置成:设置固定的马达速度;和/或生成警报或警告。

[0177] 在一些配置中,该系统被配置成检测系统中的堵塞或系统的堵塞,其中,该系统被配置成确定用于检测堵塞的阈值流量值。

[0178] 在一些配置中,阈值流量值对应于在触发器端口关闭并且没有流量通过患者接口流出的情况下通过系统的最小预期流量;并且其中,如果源流量(Fs)小于阈值流量值,则检测到堵塞。

[0179] 在一些配置中,阈值流量值是从以下各项的组合中导出的:传导,该传导与在触发器端口关闭并且没有流量通过患者接口流出的情况下通过系统的最小预期流量相关联;以及位于患者接口处的压力;并且其中,如果源流量(Fs)小于阈值流量值,则检测到堵塞。

[0180] 在一些配置中,阈值流量值进一步从患者的实际或近似肺部顺应性导出。

[0181] 在一些配置中,如果检测到系统中的堵塞或系统的堵塞,则系统被配置成:设置固定的马达速度;和/或生成警报或警告。

[0182] 从仅通过举例所给出的以下描述中将清楚本披露内容的某些实施例的其他方面

和优点。

附图说明

[0183] 出于说明性目的,在附图中描绘了各种实施例,并且决不应将这些实施例解释为限制实施例的范围。此外,可以组合所披露的不同实施例的各种特征以形成附加实施例,这些附加实施例是本披露内容的一部分。

[0184] 图1示出了根据本披露内容的一个实施例的气体递送系统的示例;

[0185] 图2示出了根据本披露内容的一个实施例的导管组件和接口组件的示例;

[0186] 图3A和图3B各自示出了根据本披露内容的一个实施例的装置的示例;

[0187] 图4A和图4B各自示出了根据本披露内容的一个实施例的装置的替代性示例;

[0188] 图5示出了用于阻塞或不阻塞装置的触发器端口的阀的实施例的截面图,其中其致动器处于一系列不同的位置;

[0189] 图6示出了图5的阀的侧面外部视图;

[0190] 图7示出了根据一个实施例的气体递送系统的简化示意图;

[0191] 图8示出了根据一个实施例的气体递送系统的另一个简化示意图;

[0192] 图9示出了在控制器的实施例中实施的控制逻辑的示意图;

[0193] 图10示出了在控制器的实施例中实施的另一个控制逻辑的示意图;

[0194] 图11示出了在控制器的实施例中实施的控制逻辑的又一示例;

[0195] 图12示出了根据一个实施例的装置和示例性流量传感器的示例的外部视图;

[0196] 图13示出了图12的装置和流量传感器的示例的截面视图;

[0197] 图14示出了图12和图13的装置和流量传感器的分解视图;

[0198] 图15示出了图12和图13的装置和流量传感器的侧视截面图;

[0199] 图16是根据本披露内容的另一个实施例的气体递送系统的简化示意图。

具体实施方式

[0200] 本披露内容涉及适用于被布置成向患者递送可呼吸气体的气体递送系统的各种系统和方法。

概述

[0201] 图1中示出了根据本披露内容的一个实施例的气体递送系统1的示例。

[0202] 气体递送系统1被配置成通过向患者的气道递送可呼吸气体来向患者提供呼吸疗法。呼吸疗法可以是递送给患者以辅助呼吸和/或治疗呼吸障碍的压力疗法。压力疗法可以涉及气体递送系统1在一个或多个目标压力下在患者处或附近提供压力持续一个或多个时间窗口。压力疗法可以是婴儿复苏疗法、气道正压疗法(PAP)、连续气道正压疗法(CPAP)、双水平气道正压疗法、无创通气、气泡CPAP疗法或另一种形式的压力疗法。在一些配置中,装置可以提供双水平气道正压疗法以实现婴儿复苏。

[0203] 如在本披露内容中使用的'压力疗法'可以指在大于或等于约1cmH_2O的压力下将可呼吸气体递送至患者,并且被递送以模拟患者的自然呼吸周期,和/或根据患者的呼吸周期递送以辅助患者的呼吸。

[0204] 在一些配置中,递送至患者的可呼吸气体是氧气或包括氧气。在一些配置中,气体

包括氧气或富氧气体与环境空气的混合物。在一些配置中,所递送的气体中的氧气的百分比可以在约20%至约100%之间、或约30%至约100%之间、或约40%至约100%之间、或约50%至约100%之间、或约60%至约100%之间、或约70%至约100%之间、或约80%至约100%之间、或约90%至约100%之间、或约100%、或100%。在至少一种配置中,所递送的气体可以具有大气组成。在至少一种配置中,所递送的气体可以是环境空气。

[0205] 就婴儿复苏而言,在子宫内时,胎儿的肺部充满流体,并且氧气来自胎盘的血管。出生时,在产道对肺部的压迫的辅助下,过渡到连续的产后呼吸。还有助于婴儿呼吸的是存在表面活性剂,该表面活性剂内衬肺泡以降低表面张力。对婴儿复苏的需要可以在一系列情况下发生,如将在下文进一步描述的。

[0206] 虽然大多数婴儿在平均宫缩期内耐受通过产道,但少数不能耐受的婴儿可能需要帮助才能在出生时建立正常呼吸。分娩时有明显胎儿受损迹象的婴儿,妊娠25周前分娩的婴儿(特别是因为表面活性剂的产生直到妊娠第24周才开始,并持续到妊娠第34周),臀位阴道分娩、母体感染和多胎妊娠的婴儿也可能需要复苏。另外,出生时的过渡需要医疗干预,特别是妊娠39周前分娩。

[0207] 一般而言,气体递送系统1包括:呼吸设备100;导管组件200,该导管组件包括一个或多个互连管;以及接口组件,该接口组件包括被布置成与患者的气道连通的患者接口340。在一些实施例中,装置320将导管组件200流体地联接至患者接口340。装置320可以是患者接口340的一部分,或者可以是与接口340分开制造并且稍后在使用中联接至接口340的装置。在至少一些实施例中,装置320包括适合的连接器或构造,以允许其在一端处流体地联接至患者接口340的入口、并且在另一端处流体地联接至导管组件200的连接器。在一些实施例中,装置320和患者接口340在本披露内容中统称为接口组件。

[0208] 图2示出了连接至接口组件的导管组件200的示例。导管组件200包括互连管210、312,这些互连管经由连接器211、212彼此联接。管210可以被布置成经由另一个适合的连接器201连接至源气体流。

[0209] 再次参考图1,呼吸设备100可以包括流量发生器110、用于对流量发生器110产生的气体进行增湿的可选增湿器120、以及管理流量发生器110和/或增湿器120(当存在时)的操作的相关联的控制器130。在至少一个实施例中,流量发生器110可以呈鼓风机110的形式。

[0210] 呼吸设备100的控制器130可以包括相关联的用户接口140,该用户接口包括例如显示和输入装置,比如按钮、触摸屏等。控制器130被配置或编程成控制气体递送系统1的部件和/或与该气体递送系统的部件交互,包括以下各项中的一项或多项:操作流量发生器110以产生用于递送给患者的气体流,操作增湿器120(如果存在)以对所产生的气体流进行增湿和/或加热,接收来自传感器30、31、32、33和/或用户接口140的一个或多个输入以重新配置和/或用户定义气体递送系统1的操作,并且在显示器上向操作者输出信息。

[0211] 控制器130可以控制呼吸设备100以期望压力或期望流速产生气体流。特别地,控制器130控制流量发生器110以期望压力和/或流速产生气体流。

[0212] 控制器130还可以控制增湿器120(如果存在)以对气体流进行增湿和/或将气体流加热到适当的水平。气体流被引导穿过导管组件200和患者接口340到达患者。控制器130还可以控制增湿器120的增湿器加热元件和/或导管210的加热元件220,以将气体加热到期望

温度和/或将气体维持在期望温度。控制器130可以被编程成具有气体流的合适的目标温度和/或湿度或者可以确定气体流的合适的目标温度和/或湿度。控制器130可以被编程成具有气体流的合适的目标温度和/或湿度或者可以确定气体流的合适的目标温度和/或湿度，并使用增湿器加热元件、导管加热元件220和流量发生器110中的一个或多个来控制流量和/或压力至目标温度和/或湿度。经加热气体的目标温度和/或湿度可以被设置以实现患者的期望疗法水平和/或舒适度。

[0213] 操作传感器30、31、32和33可以放置在呼吸设备100和/或导管组件200和/或患者接口340中的各个位置。来自传感器30、31、32、33的一个或多个输出可以由控制器130监测，以帮助控制器以提供最佳疗法的方式操作气体递送系统1。在一些配置中，提供最佳疗法包括满足患者的吸气需求。在至少一种配置中，提供最佳疗法包括在第一时间向患者提供第一目标压力，并且在第二时间向患者提供第二目标压力。

[0214] 呼吸设备100可以具有发射器150、接收器150和/或收发器150，以使控制器130能够从传感器30、31、32、33接收发射的信号和/或控制气体递送系统1的各种部件。控制器130可以从与部件相关的传感器接收发射的信号或控制这些部件，这些部件包括但不限于流量发生器110、增湿器120或增湿器加热元件220。如上所讨论的，气体递送系统1包括导管组件200，该导管组件用于接收来自呼吸设备100的可呼吸气体并且将气体流朝向患者接口340引导。

[0215] 在至少一种配置中，患者接口340可以是密封的患者接口的形式。在至少一种配置中，患者接口340可以是呼吸罩、或气管内导管、或喉罩的形式。患者接口340可以被配置成经由患者终端26的密封件或衬垫将呼吸气体递送至患者的气道，该密封件或衬垫在患者的鼻子和/或嘴中或周围形成气密性密封。患者接口340可以是口鼻接口、鼻接口、直接鼻接口和/或口患者接口，其在患者终端26与患者的鼻子和/或嘴之间形成气密性密封。在至少一个实施例中，密封件或衬垫可以通过头带固持在患者面部上的适当位置。在至少一个实施例中，患者接口340可以由操作者(可以是医疗保健专业人员)固持在患者的面部上。此类密封的患者接口可以用于向患者递送压力疗法。也可以使用替代性患者接口，例如包括鼻叉的那些患者接口。在一些示例中，鼻叉可以是密封的或非密封的。

[0216] 新生儿接口可以是任何接口，比如上文所描述的被配置用于新生儿的接口。新生儿接口可以被配置成至少部分地且优选地显著地围绕患者的鼻子和嘴密封。

[0217] 在一些实施例中，装置320被提供用于与气体递送系统1一起使用，以在远离呼吸设备100的患者端触发呼吸设备100，以调节递送至患者的气体的压力。即，触发经由装置320发生在患者端，而不直接改变呼吸设备100的设置。图3A、图3B、图4A、图4B示出了两种类型的这种装置，它们有时被称为T形件装置。

[0218] 如上所述，现有呼吸设备通常被配置成基于固定气体流源来操作，该固定气体流源以恒定流速供应可呼吸气体流。通过阻塞或不阻塞T形件装置的PEEP孔口，可以向患者提供不同压力的可呼吸气体。另外，在现有的T形件装置上，“PIP”压力和“PEEP”压力二者至少部分地取决于源流量和接口泄漏。这意味着可能需要手动调节固定气体流源或呼吸设备，以将所递送的压力保持在期望水平。在一些情况下，所递送的压力可以由于‘错误触发’(比如患者呼吸、咳嗽、患者的移动、罩扩张、软管挠曲、以及泄漏)而切换到不同的设置。本披露内容旨在改善此类系统面临的一个或多个问题，或至少提供有用的替代方案。根据本文披

露的实施例,通过阻塞或不阻塞呼吸系统的装置的触发器端口,呼吸设备被远程触发而以目标压力水平向患者供应可呼吸气体,这使得呼吸设备配置其设置。

[0219] 参考图3A、图3B、图4A、图4B,每个装置320包括入口324和出口325,该入口被布置成经由导管组件200接收来自呼吸设备100的可呼吸气体,该出口在递送呼吸疗法时连接至患者接口340。每个装置320还包括触发器端口322,该触发器端口被布置成当向患者递送呼吸疗法时被物体(例如,操作者或医疗保健专业人员的手指)阻塞或不阻塞。触发器端口322还形成装置320的通风口。当触发器端口322被阻塞时,从流量发生器110接收的大部分或全部可呼吸气体经由患者接口340递送至患者,并且气体递送系统1以第一压力将可呼吸气体递送至患者。当从触发器端口322解除阻塞时,触发器端口322作为通风口操作并且允许可呼吸气体中的一些从装置320的内部腔离开到达环境空气,并且气体递送系统1以第二压力将可呼吸气体递送至患者。T形件装置320中也可以包括可选的阀(例如,鸭嘴阀323),该可选的阀可以用于插入辅助装备(比如气体采样装置)、或插入用于流体间隙或表面活性剂递送的导管。

[0220] 在至少一些配置中,触发器端口322可以被布置成被包括可移动致动器的阀阻塞或不阻塞,其中,致动器的移动调节了穿过该阀的流动路径。这种阀的示例性实施例在图5和图6中示出。图5展示了阀50的各个截面视图,其中其致动器502处于一系列不同的操作位置,并且图6展示了阀50的外侧视图。

[0221] 阀50包括壳体501,该壳体包括位于壳体501的相反两端处的第一开口512和第二开口511。第一开口512在使用时可以流体地连接至触发器端口322,并且第二开口511被配置成可移动地接纳致动器502。壳体501包括在第一开口512与第二开口511之间延伸的本体,该本体形成中空腔。本体的侧壁从第二开口511到第一开口512逐渐变细,使得第一开口512具有比第二开口511更小的直径。多个开口503形成在本体的侧壁中,如图6所示,这些开口被配置成允许来自气体递送系统1内的气体根据致动器502与壳体501之间的相对位置而流动穿过。

[0222] 如所指示的,致动器502被布置成在提升位置与插入位置之间移动,以调节穿过阀50的气体流动路径的大小。在提升位置,气体能够流入壳体501的第一开口512中,并且然后穿过多个开口503,以从气体递送系统1离开到达环境空气。与当致动器502处于插入位置时相比,这对降低递送给患者的压力具有影响。在插入位置,致动器502下降到壳体501中,以阻塞壳体501的第一开口512。这将阻挡穿过阀50的空气流动路径,使得空气不再能够经由阀50和触发器端口322逸出气体递送系统,这升高了递送给患者的压力。当致动器502处于提升位置时,递送给患者的可呼吸气体的压力对应于PEEP,并且当致动器502处于插入位置时,递送给患者的可呼吸气体的压力对应于PIP。当致动器502在这些位置之间反复移动时,PEEP与PIP之间的压力被递送给患者。

[0223] 阀50可以包括可变形膜504,该可变形膜有助于致动器501的移动。如图5所示,膜504形成在壳体501的第二开口511与致动器502的肩部之间延伸的腔室。膜504被配置成使得当没有外力施加到致动器502时,该膜将致动器502偏置在提升位置。当例如由操作者向致动器502施加按压力时,膜504开始变形。当致动器502移动经过膜504的偏转点时,膜将致动器502移动或卡扣到其完全插入位置。

[0224] 允许膜504将致动器502偏置在其提升位置并且将致动器502卡扣到其插入位置的

机构被用于构造膜504的材料的弹性和几何结构控制。膜504包括以一定角度连结的第一构件504a和第二构件504b。两个构件之间的接头504c用作柔性铰链,从而允许膜的两个构件的相对挠曲运动。当致动器502处于提升位置时,并且构件504a和504b都处于静止状态。这是膜504的稳定且静止的位置。当致动器502被压下时,膜504开始拉伸或变形,直到它到达偏转点。一旦致动器502移动经过这个偏转点,由于膜的弹性,膜就将致动器502卡扣到插入位置。这是膜504的半稳定位置。当施加到致动器502上的力被去除时,膜504自身移动回到稳定位置。阀50(特别是其膜504)通过使穿过阀50的气体流动路径逐渐改变并且通过向使用阀50的操作者提供触觉反馈,提供了对触发器端口322的阻塞和不阻塞的改进控制。

[0225] 还可以在阀50中设置引导构件506,该引导构件有助于在致动器502在提升位置与插入位置之间移动时将致动器维持在直立方向上。图5示出了这种引导构件506的示例,该引导构件形成为竖直杆并且定位在致动器502的渐缩端下方。接纳通道或凹部508形成在致动器502的下端,并且当致动器502移动到其插入位置时接纳引导构件506。

[0226] 连接器部分509还可以形成在阀50的基部中,从而允许在阀50与触发器端口322之间进行联接。

[0227] 应当理解的是,图5和图6中展示的阀50仅出于示例性目的,以证明触发器端口322的阻塞和不阻塞可以经由阀50来实现,而不是使用操作者的手指。适合与T形件装置的触发器端口322一起使用的阀的其他示例在美国临时申请US 63/269,289中提及,该临时申请的内容通过援引以其全文并入本文。

[0228] 图3A至图4B中的装置320的配置允许在呼吸疗法期间进行单手操作(即,通过阻塞或不阻塞装置320的触发器端口322),使得气体递送系统1以第一压力和第二压力将可呼吸气体递送至患者,以模拟患者的呼吸周期,典型地为每分钟30-60次呼吸。

[0229] 在至少一些实施例中,通过以所需的马达速度操作呼吸设备100的流量发生器110来控制递送至患者的可呼吸气体的压力。更具体地,如果需要向患者递送更高的压力,则马达的转速增大,而如果需要更低的压力,则马达的转速减小。流量发生器110的马达可以用于为风扇/叶轮提供动力。相应地,当马达以较高速度操作时,鼓风机风扇也以较快的速度旋转,使得较高压力的可呼吸气体被供应给患者并且将患者接口340内的压力升高到所需水平。当马达以较低的转速操作时,使鼓风机风扇以较低的速度旋转,由此降低递送至患者的可呼吸气体的压力,这将患者接口340内的压力降低至所需水平。

[0230] 在一些实施例中,在第一时间或在第一时间窗口期间在患者终端26处或附近递送第一压力水平。一旦确认接口配合、和/或在控制器130产生控制信号之后,可以在患者终端26处或附近递送第一压力水平,该控制信号用于配置流量发生器110设置其马达速度,如上所述。

[0231] 类似地,可以在第二时间或在第二时间窗口期间在患者终端26处或附近递送第二压力水平。一旦确认接口配合、和/或在控制器130产生控制信号之后,可以在患者终端26处或附近递送第二压力水平,该控制信号用于配置流量发生器110设置其马达速度。控制器130可以尝试并连续地控制流量发生器110,使得气体递送系统1以第一压力水平和第二压力水平连续地向患者提供可呼吸气体,以便模拟患者的呼吸周期。典型地,在呼吸疗法期间向患者提供30-60个呼吸周期/分钟。在一些应用中,患者的呼吸周期由临床医生手动地确定。应了解的是,所需的呼吸周期数/分钟在很大程度上取决于要提供至患者的疗法类型、

患者的状况(年龄、呼吸状况)、并且可能因患者而异。

[0232] 在至少一个实施例中,第一压力水平等于期望的PIP。优选地,第二压力为15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49、50、51、52、53、54、55、56、57、58、59、60cm H20,并且可以在以下这些范围中的任一个之间选定可用值(例如,约15至约60、约15至约60、约20至约25、约21至约30、约21至约27、约21至约25、约22至约30、约22至约29、约22至约25、约23至约30、约23至约28、约23至约26、约24至约30、约24至约29、约24至约28、约24至约26或约25至约30cm H20)。最初几个呼吸周期(用于清除气道中的液体并开始肺部通气)和/或如果患者对最初给予的呼吸疗法没有积极反应,可能需要更高的PIP。另外,复苏所需的压力水平通常因患者而异,这取决于比如肺部成熟度,肺部疾病、病症及类似因素的存在。上文提到的压力范围仅供参考,并且实际上,需要根据患者的反应来单独地调节压力。

[0233] 在一个实施例中,第二压力水平等于期望的PEEP。第二压力可以为1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14或15cm H_20,并且可以在以下这些范围中的任一个之间选定可用值(例如,约1至约15、约1至约14、约1至约13、约1至约12、约1至约11、约1至约10、约1至约9、约1至约8、约1至约7、约1至约6、约1至约5、约2至约8、约2至约6、约2至约5、约3至约8、约3至约5、约4至约8、约4至约7、约4至约5、约5至约8或约6至约8cm H20)。第二压力可以为约5cm H20,但是也可以根据例如患者要求和/或临床医生偏好来设置。

[0234] 在一些实施例中,装置320可以被配置成可移除地连接至导管组件200,和/或可移除地连接至患者接口340,以便在使用后易于更换和清洁。在一些实施例中,装置320可以永久地连接到导管组件200的导管312,和/或永久地连接到患者接口340。在一些实施例中,装置320可以是患者接口340的组成部分。

控制方法

[0235] 根据本披露内容,提供了一种通过以下方式来控制上述患者气体递送系统1的方法:确定源气体流量;确定递送气体流量;计算源气体流量与递送气体流量之间的差值,并且使气体递送系统1基于所计算的源气体流量与递送气体流量之间的差值以一定压力将可呼吸气体递送至患者。

[0236] 在替代性实施例中,本披露内容提供了一种经由接口组件向患者递送可呼吸气体的方法,所述接口组件包括触发器端口322,该方法包括:通过确定由气体递送系统1产生的源气体流量和递送至接口组件的递送气体流量来确定触发器端口322的状态,并且使气体递送系统1基于所确定的触发器端口322的状态以一定压力向患者递送可呼吸气体。

[0237] 上述两种方法都涉及确定源气体流量和确定递送气体流量,然后使用这两个测量结果来操作气体递送系统1,使得可呼吸气体以合适的压力水平递送给患者。

[0238] 图7展示了可以用于实施上述方法中的一种或两种的气体递送系统1的简化示意图。气体递送系统1包括流量发生器110,该流量发生器在这个示例中是鼓风机,该流量发生器被布置成产生要递送给患者的可呼吸气体。为了便于说明,导管组件200和患者接口340都从图7中省略。流量发生器110的操作由相关联的控制器130控制。气体递送系统1另外包括多个传感器141、321,这些传感器被布置成测量源气体流量和递送气体流量。在一个实施例中,传感器321还可以用于确定患者接口340中的可呼吸气体的压力。

[0239] 可以提供压力传感器来测量患者接口340内的可呼吸气体的压力。压力传感器可

以位于合适的感测位置处,以使其测量装置320中或患者接口340中的可呼吸气体的压力。压力传感器可以是应变仪、电容、电磁型压力传感器。取决于传感器配置,该传感器可以完全位于气体流动路径中并且可以经由有线或无线通信将其测量结果提供回到控制器130。替代性地,可以在装置320或患者接口340中形成合适的压力分接点,并且压力传感器的部件可以被布置成经由压力分接点获得压力测量结果。例如,气体旁通通道或压力感测端口可以设置在装置320或患者接口340中。然后,一个或多个压力感测管可以在压力分接点与位于装置320和患者接口340外部的感测元件之间建立流体连接。

[0240] 传感器141和321的读数由控制器130接收或计算,以便确定触发器端口322的状态、以及应向患者递送何种压力水平,并且然后产生对应的控制信号并将其从控制器130转发到流量发生器110,以允许其设置其马达速度。

[0241] 为了完整起见,应注意的是,除了使用检测到的流量和/或压力之外或替代使用检测到的流量和/或压力,流量发生器110的马达速度用作确定触发器端口322的当前状态的因素也在本发明的范围内。例如,流量发生器110的马达速度可以由相关联的马达模块提供。控制器130可以与马达模块进行信号通信。如果马达和系统的其他部件(比如患者接口、导管组件和触发器端口)的特征是已知的,则与触发器端口的打开和关闭状态相对应的预期值(就马达速度和流量、和/或马达速度和压力而言)也将是已知的(或能够计算的)。例如,使用这种方法,控制器可以首先确定流量发生器110当前是否向患者递送PEEP或PIP压力;并且,基于递送给患者的压力,控制器130然后可以确定触发器端口322的当前状态。

[0242] 更具体地,源气体流量是由流量发生器110产生并输送到导管组件200中的可呼吸气体的流速。这是由控制器130确定的第一流速,并且在整个本披露内容中被表示为Fs。第一流速可以由第一传感器141确定,该第一传感器可以是至少部分地放置在流量发生器110附近的流体路径中的流量传感器。流量传感器141的测量结果经由有线或无线感测电路传输至控制器130。在一个实施例中,传感器141可以是压力传感器,其测量结果可以基于压力和流速的关系转换为第一流速。在至少一些实施例中,压力传感器可以包括一个或多个压力感测管,该一个或多个压力感测管在可呼吸气体进入导管组件200时与可呼吸气体流体连通。该一个或多个感测管将可呼吸气体流发送至控制器130中的对应感测元件,然后在该点处执行流速的确定。

[0243] 递送气体流量是指递送至患者接口340的可呼吸气体的流速。这是由控制器130确定的第二流速,并且在整个本披露内容中被表示为Fm。Fm包括患者在呼吸疗法期间吸入的可呼吸气体,但是它还包括任何接口泄漏(如果存在的话)。Fs与Fm之间的差值与接口泄漏和其他系统噪声源(比如患者咳嗽)无关,并且代表穿过触发器端口322的可呼吸气体流。这样,当触发器端口322被阻塞时,即,在关闭状态下,这个差值(即,Fs-Fm)应该很小,并且当触发器端口322未被阻塞(处于打开状态)时,该差值应当是较高的值,该值大致等于穿过触发器端口322的可呼吸气体流的量。控制器130确定或计算该差值(Fs-Fm),然后使用该差值来确定触发器端口322当前处于哪个状态,或者触发器端口322状态是否已经改变。

[0244] 图8是气体递送系统1的示意图,包括指示气体递送系统1中的气体流动方向的箭头、以及控制器130用于实施其对流量发生器110的控制功能的相关流速。如所展示的,源气体流量Fs(即,由流量发生器110产生并输送到导管组件200中的可呼吸气体的流速)是基于流量发生器110端附近的可呼吸气体的流动特性来测量的。相比之下,递送气体流量Fm(即,

递送至患者接口340的可呼吸气体的流速)是基于患者端附近、并且优选地在装置320本身处或附近的可呼吸气体的流动特性来测量的。图8还示出了两个压力测量结果,即源压力Ps和罩压力Pm(或接口压力)。这些压力测量可以由第一传感器141和第二传感器321直接执行(如将在下文进一步描述的),或者它们可以由附加压力传感器测量。

[0245] 类似于上述第一传感器141,第二传感器321可以是集成传感器,由传感器321获取的测量结果经由有线电路或经由无线信号传输被传输回到控制器130。在一些实施例中,第二传感器321可以被配置成使得其包括被放置在气体流动路径中或压力分接位置中的感测部件(例如,流量限制件,比如隔膜或可偏转翻板)、以及由位于装置320和患者接口340的腔外部的一个或多个压力感测管建立的气动连接。这将在稍后参考图12至图16进行描述,这些图示出了包括差压传感器的装置320的一个示例性实施例。

[0246] 图9至图11展示了由控制器130实施以确定触发器端口322是处于打开状态还是关闭状态的控制逻辑的示例,确定结果然后由控制器130使用以操作流量发生器110来向患者递送目标压力。在所示的示例中,流量发生器110由控制器130操作,使得其以第一压力水平和第二压力水平重复地向患者递送可呼吸气体以模拟患者的呼吸周期。优选地,第一压力高于第二压力,并且更优选地,第一压力对应于PIP,而第二压力对应于PEEP。

[0247] 为了完整起见,应注意的是,系统代替仅在基于压力的模式下操作而在“混合”模式下操作是在本发明的范围内,在“混合”模式中,取决于触发器端口322的状态,控制器130可以处于基于压力的模式或基于流量的模式。例如,当触发器端口322处于打开状态时,装置可以在基于流量(或“流量控制”)的模式下操作,由此瞄准目标流速。当触发器端口处于关闭状态时,装置可以在基于压力(或“压力控制”)的模式下操作,由此瞄准目标压力。

[0248] 在一些实施例中,触发器端口322的先前状态存储在控制器130的存储器中。来自传感器141、321的测量结果是由控制器130优选地以预定义的频率获得或接收的。在控制器130计算第一流速与第二流速之间的差值之后,控制器将该差值与第一阈值流速和/或第二阈值流速(Fa,Fb)进行比较,以便确定触发器端口322的当前状态,然后,通过比较触发器端口322的当前状态和先前状态,确定触发器端口322的状态是否已经改变。存在多种不同的方法来确定Fa或Fb,如将在下文中描述的。

[0249] 在一些配置中,第一阈值流速是基于接口压力来确定的。在一些配置中,第一阈值流速Fa是根据J*sqrt(Pm)计算的,如图11所示,其中,Pm是接口压力,并且J是通过实验或在校准阶段期间确定的和/或从结合在系统中或系统可访问的数据库或查找表获得的系数。接口压力Pm是患者接口340内的可呼吸气体的压力,该压力可以由第二传感器321或另一个压力传感器测量。替代性地,第一阈值流速Fa可以是预定范围,比如在0.5L/min至10L/min之间。替代性地,第一阈值流速Fa可以被设置为恒定水平/流速。在一些配置中,第一阈值流速被设置为1L/min的恒定流速,如图10所示。在至少一些配置中,系数J可以例如在2与6L/min*cmH20$^{-1/2}$之间。在至少一个实施例中,系数J可以是例如4.47L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这产生了针对5cmH_2O的Pm的10L/min的阈值Fa。

[0250] 在一些配置中,基于接口压力Pm计算第二阈值流速。在一些配置中,阈值流速Fb是根据K*sqrt(Pm)计算的,如图9所示,其中,Pm是接口压力,并且K是通过实验或在校准阶段期间确定的和/或从结合在系统中或系统可访问的数据库或查找表获得的系数。替代性地,第二阈值流速Fb可以是预定范围,比如在0.5至10L/min之间。替代性地,第二阈值流速可以

被设置为恒定水平/流速。在一些配置中,第二阈值流速被设置为1至3L/min的范围之间的值。在至少一些配置中,系数K可以例如在1与4L/min*cmH2O$^{-1/2}$之间。在至少一个实施例中,系数K可以是例如2.23L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这产生了针对5cmH_2O的Pm的5L/min的阈值Fb。

[0251] 如下面参考图16的替代性实施例进一步讨论的,系数J和K可以基于与理论“触发器孔口”和“偏置孔口”相关联的计算的传导值(Ctrig,Cbias)。这些理论孔口是气体递送系统1中的流量流出点/场景的数学表示。触发器孔口表示通过触发器端口322的流量流出。偏置孔口表示在触发器端口322关闭并且没有通过患者接口340的流量流出的情况下通过气体递送系统1的最小预期流量。

[0252] 示例性地,系数J和K可以各自对应于(Ctrig+Cbias)。即,J和K的值可以各自等于Ctrig+Cbias。

[0253] 在一些实施例中,第一阈值流速Fa和第二阈值流速Fb可以相等。在一些实施例中,Fb的值可以被选择成略大于Fa,以考虑到一些空气在触发器端口322处于关闭状态时可能从触发器端口泄漏出来的事实。

[0254] 参考图9,当流量发生器110已经在递送PIP时,触发器端口322的先前状态将是关闭。‘先前状态’是指由控制器130记录的最后状态。为了远程触发流量发生器110切换到PEEP,操作者不阻塞触发器端口322(例如通过将手指从触发器端口322移除、或通过使用图5至图6中所示的阀50),使得可呼吸气体流过触发器端口322,以离开而到达环境空气。控制器130将计算出的Fs和Fm的差值与阈值流速Fb进行比较。如果该差值大于Fb,则控制器130确定触发器端口322现在已经从关闭状态改变为打开状态,并且向流量发生器130发送控制信号以配置其马达速度,使得递送的压力降低到PEEP水平。流量发生器110保持在该马达速度,直到从控制器130接收到新的控制信号。

[0255] 类似地,参考图10和图11,当流量发生器110已经递送PEEP时,触发器端口322的先前状态将是打开。即,控制器130最后记录的触发器端口322的状态是打开。为了远程触发流量发生器110切换到PIP,操作者例如通过将手指放在触发器端口322前面来阻塞该触发器端口,使得较少的可呼吸气体经由触发器端口322泄漏到环境空气中。控制器130将计算出的Fs和Fm的差值与阈值流速Fa进行比较。如果差值小于Fa,则控制器130确定触发器端口322现在已经改变为关闭状态,并且产生用于流量发生器110的控制信号,以增加其马达速度,从而将递送的压力增加到PIP水平。流量发生器110保持在这个水平,直到再次从控制器130接收到新的控制信号。

[0256] 在一个实施例中,如果控制器130判定触发器端口322的当前状态已经从其先前状态改变,则控制器130被配置成在预定时间间隔内改变PIP与PEEP之间的压力,以实现足够的呼吸速率或每分钟通气(每分钟递送的呼吸)。在一个实施例中,预定时间间隔在100至400ms之间、或在100至300ms之间、或在100至200ms之间、或大约150ms。

[0257] 上述控制逻辑优选地在控制器130中通过适当的软件算法来实施。在接收到来自传感器141、321的测量结果时或之后,控制器130可以另外对测量结果执行适当的滤波或平滑计算,以去除任何噪声或假信号。

[0258] 如上所述,控制器130被布置成基于由传感器141和321提供的测量结果来确定源气体流量Fs和递送气体流量Fm。这些传感器可以呈各种不同的形式,比如质量流量传感器、压力传感器、差压传感器、流速传感器、超声流量传感器和/或热敏电阻器。在一些实施例

中,传感器141、321中的一个或两个包括压力传感器,控制器130可以使用这些压力传感器的压力测量结果来计算上述第一流速和第二流速。

[0259] 在至少一些实施例中,控制器130和流量发生器110可以嵌入在呼吸设备100中,该呼吸设备在向患者递送呼吸疗法时接收例如来自固定壁源的可呼吸气体源。传感器141和321可以设置在呼吸设备100的外壳外部的合适的感测位置处。在可以经由一个或多个压力分接点(比如旁通通道或感测管)获得测量结果的传感器的情况下,这些传感器可以容纳在呼吸设备100的外壳中。

[0260] 在至少一些实施例中,传感器141、321中的一个或多个可以是集成传感器,从而允许它们完全容纳在气体递送系统1的气体流动路径内,并且它们的测量信号可以经由无线或有线连接被传输回到控制器130。

[0261] 在另一个实施例中,当一个或多个传感器中的至少一个包括气动传感器时,在T形件装置320的合适位置中可能需要一个或多个感测端口以允许测量气体流。该一个或多个感测端口被布置成流体地连接到传感器的一个或多个部件,比如翻板、隔膜、热敏电阻器,并且这些传感器的一些部件可以位于由T形件装置320形成的腔的外部。

[0262] 无论在患者端使用哪种类型的传感器,只要它们可以用于使用上述控制方法中的一种或多种来确定递送至患者接口340的可呼吸气体的流速,它们将适合于本文描述的系统和方法。

[0263] 图12至图15展示了结合了示例性传感器布置的装置320和患者接口340的各种不同视图。

[0264] 装置320包括用于接收来自导管组件200的可呼吸气体的入口324、被布置成在使用时流体联接至患者接口340的出口325、以及触发器端口322。装置320的基本上中空的本体部分在入口324与出口325之间延伸。本体部分包括第一构件331,该第一构件包括触发器端口322。在这个特定实施例中,本体部分包括沿着本体部分的长度的弯曲部,该弯曲部形成角,并且触发器端口322位于该角上。在其他实施例中,本体部分可以被配置成没有弯曲部,例如本体部分被形成为基本上直的中空腔,而没有沿着其长度的弯曲部,并且触发器端口322可以位于本体部分的侧壁中或本体部分的一端。本体部分的第二构件332具有基本上中空的构造并且被布置成在使用时连接至患者接口340。第一构件331和第二构件332可以通过超声焊接、粘合剂或包覆成型而永久地连结,或者它们可以可移除地彼此联接。图14示出了装置320的第一构件331和第二构件332的分解视图。

[0265] 传感器321可以是具有流量限制件的差压传感器。流量限制件沿着气体流动路径产生压降,用于导出流过装置320的气体的流速。例如,流量限制件可以是、或可以包括孔口板或可偏转翻板。在图12至图15所示的示例中,传感器321是差压传感器,该差压传感器包括定位在上述的第一与构件331、332之间的可偏转翻板328。可偏转翻板328充当用于穿过装置320的内部腔的气体的可变流量限制件,并且在可偏转翻板328的两侧产生气体压力差,这用于由控制器130导出流过装置320的气体的流速(即,翻板328的偏转取决于翻板328的两侧的压差)。应当理解的是,传感器可以呈许多不同的形式,一些传感器可能需要多个这样的可偏转翻板328。另外,在一些传感器中,可偏转翻板328可以附接到各种角度或位移传感器,例如旋转编码器、应变仪、霍尔效应及其类似物。然后,可以基于角度传感器或位移传感器的读数导出差压或流速测量结果。

[0266] 再次参考图12至图15,第一压力感测端口329a和第二压力感测端口329b可以形成在装置320的侧壁中。压力感测端口329a和329b是压力分接点,这些压力分接点在装置320的内部腔(在可偏转翻板328的两侧)与差压传感器的位于装置320外部的其他部件之间产生流体路径。在使用中,一对感测管330a、330b分别装配在压力感测端口329a、329b上。在平衡状态下,两个感测管330a、330b内的空气的压力将等于装置320中在翻板328的两侧的空气的压力。在最简单的形式中,压力感测管330a、330b可以是两个柔性管,这两个柔性管在装置320与设置在控制器130中的感测元件之间形成完全气动压力连接。控制器130被编程成基于差压测量结果来计算双向流速。气动压力传感器消除了在装置320与控制器130之间提供电路连接的需要,并且在一些情况下可以是优选的。

[0267] 为了完整起见,关于包括一个或多个压力分接点/压力感测端口和一个或多个压力感测管的实施例,注意到以下附加点:

-在一些实施例中,压力分接点/压力感测端口329a、329b都可以位于本体部分的构件331、332之一上。例如,它们可以位于本体部分的第一构件331上,使得它们(以及该一个或多个压力感测管)可以与触发器端口322一起附接和拆卸。

-更一般地,在一些实施例中,该一个或多个压力感测管330a、330b可以可移除地附接到本体部分。它们本身可以是可移除的,和/或它们可以附接至本体部分的部件,该部件本身是可从本体部分的其他部件移除/可拆卸的。

-在一些实施例中,如果例如存在影响压力分接点/压力感测端口和/或该一个或多个压力感测管的堵塞,则该系统可以在适当位置具有用于确定压力的“备用”方案。例如,该“备用”可以包括基于流量来估计患者接口处的压力。替代性地或附加地,该系统可以包括在该系统中的其他地方用作备份的附加压力传感器。

替代性实施例

[0268] 图16示出了根据本披露内容的另一示例性实施例的气体递送系统900。

[0269] 在这个实施例中,气体递送系统900被配置成具有邻近流量发生器110的一个或多个传感器141;然而,在这个实施例中,在患者接口340(图16中未示出)附近没有传感器。即,在这个实施例中,省略了放置在患者端附近的传感器321。如此配置的系统900仍然能够确定检测到的流量水平是否对应于处于打开或关闭状态的触发器端口322(图16中未示出),并且(经由控制器130)操作流量发生器110以相应地控制递送至患者接口340的可呼吸气体的压力。

[0270] 具体地,在这样的实施例中,该一个或多个传感器141至少包括靠近流量发生器110的流量传感器,使得可以确定源气体流量(Fs)。

[0271] 该一个或多个传感器141还可以包括靠近流量发生器110的压力传感器,以测量源压力(Ps),也就是说,靠近流量发生器110的压力。替代性地,可以基于流量(如果部署的是流量传感器而不是压力传感器)以数学方式确定流量发生器110附近的或在系统900中的任何点处的压力(P)。

[0272] 在系统900内,存在多个流量流出(或“泄漏”)点/场景,例如,患者接口340、触发器端口322、以及通过系统900的最小预期流量,其中触发器端口关闭并且没有流量通过患者接口流出(即,通过系统的最小流量,以确保气体的安全清除)。下面这些中的每个可以分别通过孔口(图16中未示出)在数学上近似:患者接口孔口,触发器孔口,以及偏置孔口。这些

理论孔口中的每个具有与其相关联的传导值(传导是对于给定压力穿过该孔口的流量的函数)。表示流量流出点/场景的这些理论孔口中的每个的传导值可以在数学上确定(比如,通过实验或在校准阶段期间确定,和/或从结合在系统中或系统可访问的数据库或查找表中获得);并且,一旦确定,传导值是系统的已知特性。

[0273] 由此,可以确定动态阈值流速(Fth)。

[0274] Fth可以与L*sqrt(P)相关,其中P是基于流量在患者接口340处以数学方式计算的压力,并且L是通过实验或在校准阶段期间确定、和/或从结合在系统中或系统可访问的数据库或查找表中获得的系数。在至少一些配置中,系数L可以例如在2与10L/min*cm$H_2O^{-1/2}$之间。在至少一个实施例中,L可以是例如4.47L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这产生了针对接口处5cmH_2O的P的阈值Fth=10L/min。

[0275] 在一个实施例中,系数L由(Cbias+Ctrig)提供,是偏置孔口和触发器孔口的计算的传导值。Cbias可以是例如2.23L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这对应于偏置孔口,其中偏置流量在计算的5cmH_2O的罩压力下为5L/min(根据等式Cbias=FlowBias/sqrt(P))。Ctrig可以是例如2.23L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这对应于触发器孔口,其中穿过触发器端口322的流量在计算的5cmH_2O的罩压力下是5L/min(根据等式Ctrig=FlowTrig/sqrt(P))。

[0276] 在另一个实施例中,系数L可以由(Cbias+CmaskMaxPIP)提供。CmaskMaxPIP是与孔口相关联的计算的传导值,表示在递送PIP期间穿过患者接口的最大流量流出。在至少一个实施例中,CmaskMaxPIP可以是例如11.18L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这对应于在PIP压力(例如,20cmH20)下通过最大流量(例如,50L/min)的假设孔口(根据等式CmaskMaxPIP=FlowmaskMaxPIP/sqrt(PIP))。

[0277] 在替代性实施例中,动态阈值流速(Fth)公式还可以具有考虑进入/离开患者肺部的流量(即,患者在呼吸疗法期间吸入的可呼吸气体)的分量。这可以从所测量的或近似的患者肺部顺应性导出。例如,正在治疗的患者类型的典型肺部顺应性可以用作近似值。

[0278] 因此,示例性地,动态阈值流速(Fth)方程可以如下:

Fth=L*sqrt(P)+Fpatient(t)

其中Fpatient(t)是在考虑的时间点进入/离开患者肺部的流量。

[0279] 然后可以将源气体流量(Fs)与动态阈值Fth进行比较,以确定触发器端口322是处于打开状态还是关闭状态。

[0280] 如果Fs<Fth,即如果源气体流量Fs小于动态阈值流量Fth,则这指示触发器端口322处于关闭状态。

[0281] 如果Fs>Fth,即如果源气体流量Fs大于动态阈值流量Fth,则这指示触发器端口322处于打开状态。

[0282] 可选地,作为确定触发器端口322处于打开状态还是关闭状态的一部分,系统900还可以实施“滞后”分析,该分析通过防止触发器端口322的打开状态和关闭状态之间基于轻微或临界流量波动的不希望的振荡来稳定系统。如果该确定包括滞后分析,则作为确定的一部分,系统900将进一步需要在Fs和Fth的比较之前立即确定触发器端口322的先前(现有)状态。

[0283] 在其他方面,这个实施例的系统可以是基本上如以上关于其他实施例所描述的。

附加功能

[0284] 在双位置传感器(141,321)实施例和单位置传感器(141)实施例(分别如图7和图16所示)两者中,系统(1,900)可以进一步被配置成检测以下各项中的一项或多项:

-患者接口340断开连接(关闭)、或不完全连接、或不正确连接;

-系统的其他部件(尤其是增湿器(图1中的120)和/或导管(图1中的210))断开连接;和/或

-系统1/900中的堵塞或该系统的堵塞。

如果检测到这种条件,则出于安全和/或功能原因,系统可以被配置成采取一个或多个动作作为响应。

检测患者接口断开连接

[0285] 患者接口断开连接将导致从系统的过度泄漏/流量流出(即,比当患者接口正确装配时更大的泄漏/流量流出)。

[0286] 这可以通过将过度泄漏/流量流出视为系统的附加理论孔口来建模。这个理论孔口将具有数学上可确定的传导值(Cmaskleak),该传导值是针对给定压力穿过这个理论孔口的流量的函数。在至少一个实施例中,Cmaskleak可以是例如6.71L/min*cm$H_2O^{-1/2}$,这对应于假设的罩泄漏孔口,其中穿过该孔口的流量在5cmH_2O的压力下是15L/min(根据等式Cmaskleak=FlowMaskLeak/sqrt(P))。

[0287] 由此,示例性地,可以将过度流量阈值(F_{leakth})确定为:

-对于单传感器实施例:

F_{leakth}=(Cbias+Ctrig+Cmaskleak)*sqrt(P)+Fpatient(t)

-对于双传感器实施例(源和接口处的传感器):

F_{leakth}=Cmaskleak*srt(Pm)+Fpatient(t)

[0288] 在至少一个实施例中,泄漏阈值(F_{leakth})可以是例如80L/min,这意味着如果穿过孔口的流量大于80L/min则检测到过度泄漏。类似地,如果穿过孔口的流量低于80L/min,则不存在过度泄漏。

[0289] 然后可以将系统中的实际流量与这个阈值(F_{leakth})进行比较,以确定是否存在过度泄漏,从而指示患者接口断开连接。

-对于单传感器实施例,如果出现以下情况,则检测到过度泄漏:

$Fs>F_{leakth}$

-并且一旦出现以下情况,则检测到过度泄漏的停止:

$Fs<F_{leakth}$

-对于双传感器实施例,如果出现以下情况,则检测到过度泄漏:

$Fm>F_{leakth}$

-并且一旦出现以下情况,则检测到过度泄漏的停止:

$Fm<F_{leakth}$

[0290] 类似的方法可以用于检测患者接口是否不完全连接或不正确连接(这将产生大于预期的泄漏,但是比患者接口完全关闭时小)。

[0291] 如果检测到过度泄漏而指示患者接口断开连接(或不完全/不正确连接),则系统可以示例性地将流量设置为固定流速;将马达设置为固定马达速度;或将压力设置为固定压力。这些动作可以有助于确保系统仍然提供一定水平的呼吸支持,例如如果患者接口位

于患者面部上但不正确/不完全连接的话。当检测到过度泄漏时,该系统还可以禁用气体递送或一些气体递送功能;比如出于安全原因。例如,可以禁止基于所检测到的触发器端口的状态在特定压力下的递送。系统还可以生成一个或多个警报或警告,以确保护理人员、医生或其他方被警告该问题。

检测其他部件的断开连接

[0292] 断开连接的部件可以被概念化为过度泄漏的极端情况。因此,类似于检测患者接口断开连接,断开连接的部件(比如增湿器120或导管210)可以近似为系统的附加理论孔口,其传导值(Cdisconnectedcomponent)可以在数学上确定。

[0293] 系统的总传导值(Csystem)可以根据Fs和P来确定,其中在这种情况下,P是源压力,即流量发生器附近的压力。具体地,

Csystem=Fs/sqrtP

[0294] 因此,如果出现以下情况,则可以确定检测到断开连接的部件:

Csystem>Cdisconnectedcomponent。

[0295] 对检测到断开连接的部件的系统响应可以包括设置固定的马达速度(比如设置为最小速度)、以及生成警报或警告。

[0296] 在至少一个实施例中,Cdisconnectedcomponent可以是例如70.71L/min*$cmH_2O^{-1/2}$,这对应于假设孔口,其中穿过孔口的流量在2cmH_2O的压力下是100L/min(根据等式Cdisconnectedcomponent=FlowDisconnectedcomponent/sqrt(P))。

堵塞检测

[0297] 系统中的堵塞检测可以通过将实际流量与适当的阈值流量值进行比较来检测。对于本发明的系统(1,900)的双位置传感器(141,321)实施例和单位置传感器(141)实施例二者,如果实际流量小于阈值流量值,则它可以指示系统存在堵塞。

[0298] 在单位置传感器实施例中,阈值流量值可以对应于以上讨论的通过系统900的最小预期流量,其中触发器端口关闭并且没有流量通过患者接口流出。如果实际源流速(Fs)小于此,则这指示堵塞。

[0299] 在双位置传感器实施例中,阈值流量值可以从在触发器端口关闭并且没有其他流量通过患者接口流出的情况下通过系统的最小预期流量、更具体地从与接口压力组合的相关联的传导值Cbias导出。这个阈值流量值可以与Fs(源流速)进行比较。如果Fs小于阈值流量值,则这指示堵塞。

[0300] 可选地,当确定双位置传感器实施例的阈值流量值时,患者的肺部顺应性(实际的或近似的)也可以被包括作为因素。

[0301] 对检测到堵塞的系统响应可以包括设置固定的马达速度(比如设置为最小速度)、以及生成警报或警告。

术语

[0302] 呼气末正压(PEEP)也称为呼气末峰压,并且这两个术语在呼吸疗法系统和方法中经常互换使用。

[0303] 除非上下文清楚地另外要求,否则在整个说明书和权利要求中,词语“包括(comprise)”、“包括(comprising)”等将在包含性的意义上解释,而不是在排他性或穷举的意义上,也就是说,在“包含但不限于”的意义上解释。除别的以外,在此所使用的条件语言,

如“可以(can)”、“可以(could)”、“可能(might)”、“可能(may)”、“例如(e.g.)”等等除非特别地另外声明,或者以其他方式如所使用的在上下文中被理解,通常旨在传达某些实施例包括而其他实施例不包括某些特征、元件和/或状态。因此,这样的条件性语言一般并不旨在暗示特征、要素和/或状态处于一个或多个实施例所需的任何方式,或暗示一个或多个实施例必然包括用于决定(无论有或没有作者输入或提示)这些特征、要素和/或状态是否包括在任何特定实施例中或要在任何特定实施例中执行的逻辑。

[0304] 术语“多个”是指两个或更多个项目。对于数量、尺寸、大小、公式、参数、形状以及其他特性的列举应当被理解为正如术语“约”或“大约”位于数量、尺寸、大小、公式、参数、形状或其他特性之前的情况。术语“约”或“大约”意味着数量、尺寸、大小、公式、参数、形状以及其他特性无需是精确的,而是根据需要可以是近似的和/或更大或更小,从而反映可接受容差、换算因数、四舍五入、测量误差等以及本领域的技术人员已知的其他因素。对于数量、尺寸、大小、公式、参数、形状以及其他特性的列举还应当被理解为正如术语“基本上”位于数量、尺寸、大小、公式、参数、形状或其他特性之前。如本文所使用的术语“大约”、“约”和“基本上”代表接近所陈述的量且仍然执行期望的功能或实现期望的结果的量。例如,在一些实施例中,如上下文可以指示,术语“大约”、“约”和“基本上”可以指在小于或等于所陈述量的10%内的量。如本文所使用的术语“通常”表示主要包括或倾向于特定值、量或特性的值、量或特性。例如,如上下文可以指示,术语“大致线性”可以表示大约与精确平行偏离小于或等于15°。

[0305] 数值数据在本文中可以按范围格式表达或呈现。应当理解,这种范围格式仅仅是为了方便和简洁而使用,并且因此应当灵活地被解释为不仅包括如该范围的限值所明确列举的数值,而且还被解释为包括该范围内所涵盖的所有单独数值或子范围,正如每个数值和子范围都被明确列举的情况。作为说明,数值范围“1至5”应当被理解为不仅包括明确列举的值约1至约5,而且还应当被理解为还包括所指示范围内的单独值和子范围。因此,包括在该数值范围内的是诸如2、3和4等单独值,以及诸如“1至3”、“2至4”和“3至5”等子范围。同样的原理适用于仅列举一个数值的范围(例如,“大于1”),并且不管是否描述了该范围或该特性的广度都应当适用。

[0306] 为了方便,可以在共同列表中呈现多个项目。然而,这些列表应当被解释为似乎列表的每个成员都独立地被识别为单独且唯一的成员一样。因此,在没有相反指示的情况下,此类列表的单独成员不应当仅仅基于它们存在与同一组中而被解释为同一列表中的任何其他成员的实际等效物。此外,在术语“和”和“或”与项目列表结合使用的情况下,它们应当被广义地解释,因为所列出项目中的任何一个或多个可以单独使用或者与其他所列出项目结合使用。除非上下文另有明确指示,否则术语“替代性地”指的是选择两个或更多个替代方案中的一个,并且不意图只将选择限于这些列出的替代方案或每次只限于所列出的替代方案中的一个。

[0307] 对本说明书中任何现有技术的引用不是并且不应当认为是承认或以任何形式暗示该现有技术形成世界上任何国家中所涉及领域中公共常识的一部分。此外,对其他专利说明书、其他外部文件、或其他信息来源的任何引用通常是出于提供用于讨论某些实施例的特征的情形的目的。除非另外明确声明,否则对这些外部文件的参考不应当被解释为承认这些文件、或这些信息来源在任何辖区内是现有技术或形成了本领域公共常识的一部

分。

[0308] 本发明的实施例还可以广义上讲体现在本申请的说明书中单独或共同提及或指出的零件、元件和特征,以及所述零件、元件或特征中的任何两个或更多个的任一组合或所有组合,并且其中在此阐述了具有在本发明所涉及的领域中已知等效物的特定整合体,这类已知等效物被认为结合在此如同其是单独阐明的。

[0309] 其中,在前述描述中,已经参考整体或具有其已知等效物的部件,这些整体如同单独阐述一样并入本文。

[0310] 应当注意,对本文中描述的当前优选的实施例的各种变化和修改对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。在不脱离本发明的精神和范围且不会使其优势减弱的情况下,可以做出此类的改变和修改。例如,可以根据需要重新定位各个部件。因此,预期这样的变化和修改被包括在本发明的范围内。此外,并非所有的特征、方面和优点都是实践本发明所必需的。因此,本发明的范围旨在仅由以下权利要求书来限定。

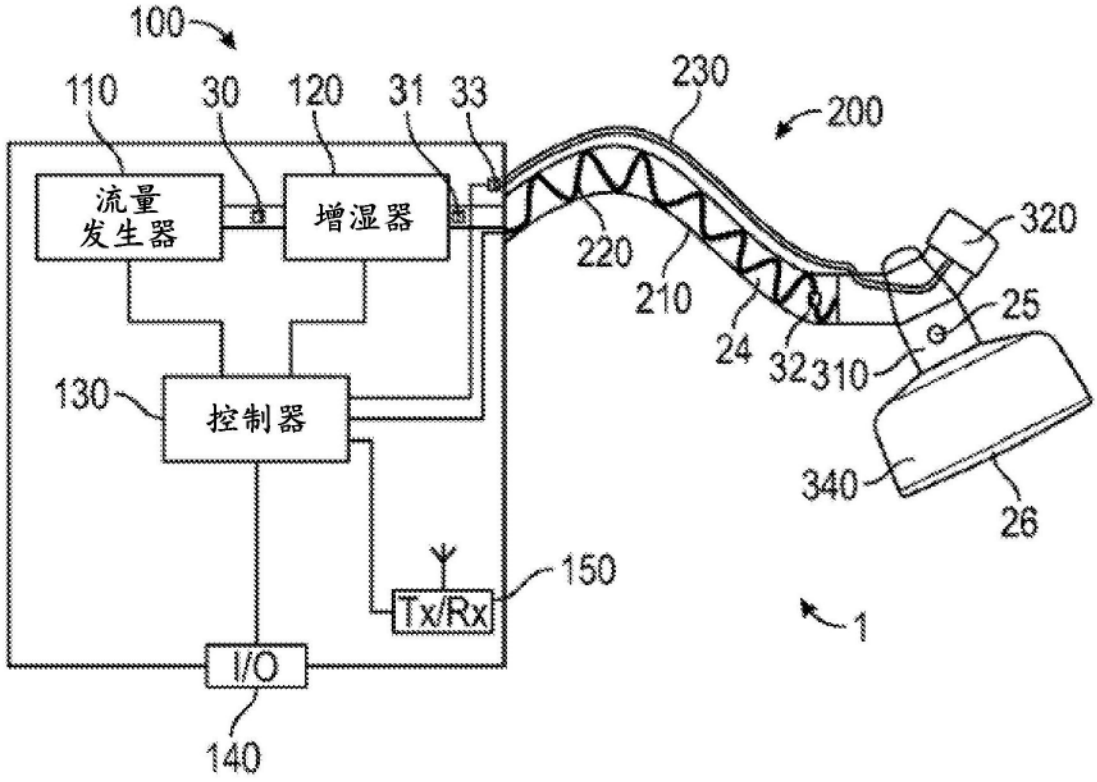

100
110
30
120
31
33
230
200
流量
发生器
增湿器
220
210
320
25
24
32
310
130
控制器
340
26
150
Tx/Rx
1
I/O
140

图1

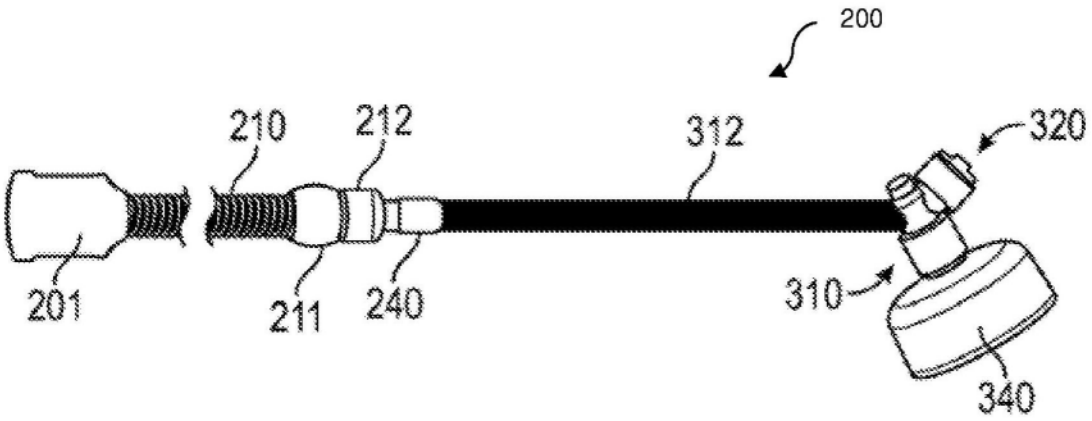

200
210
212
312
320
201
211
240
310
340

图2

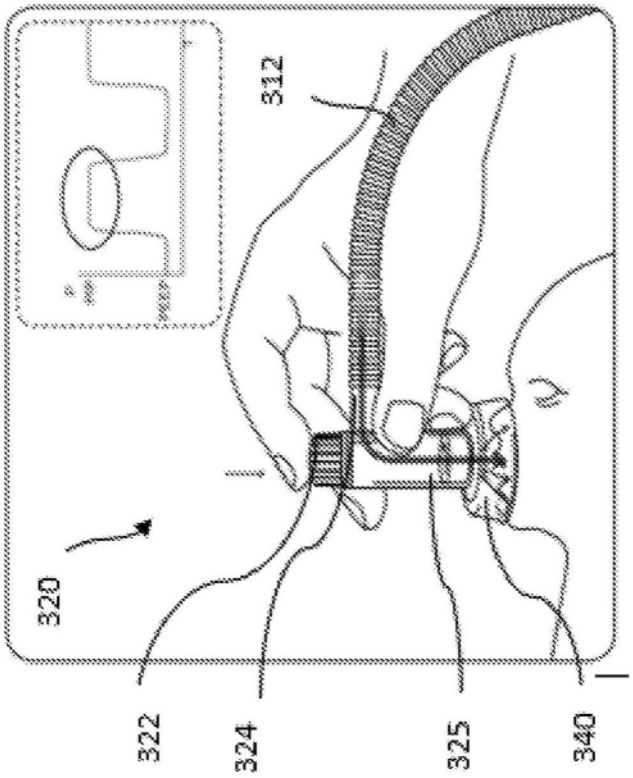


图3A

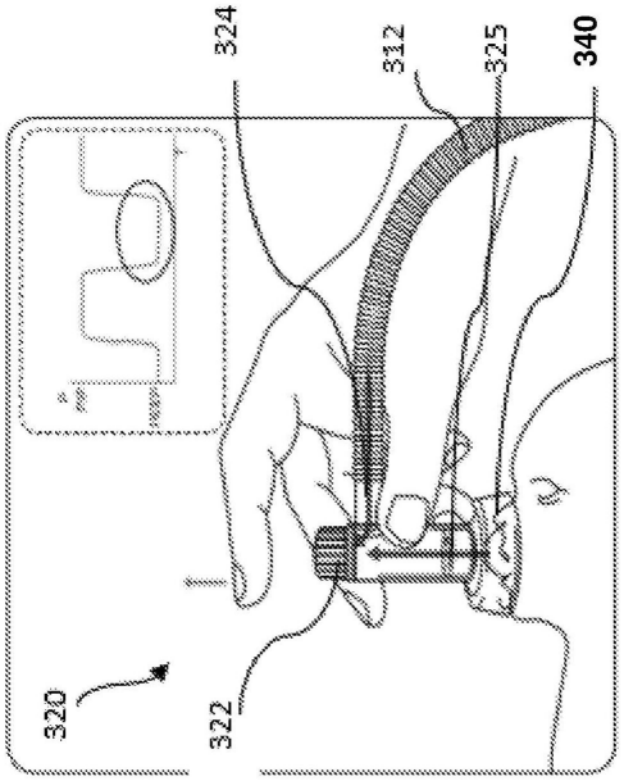


图3B

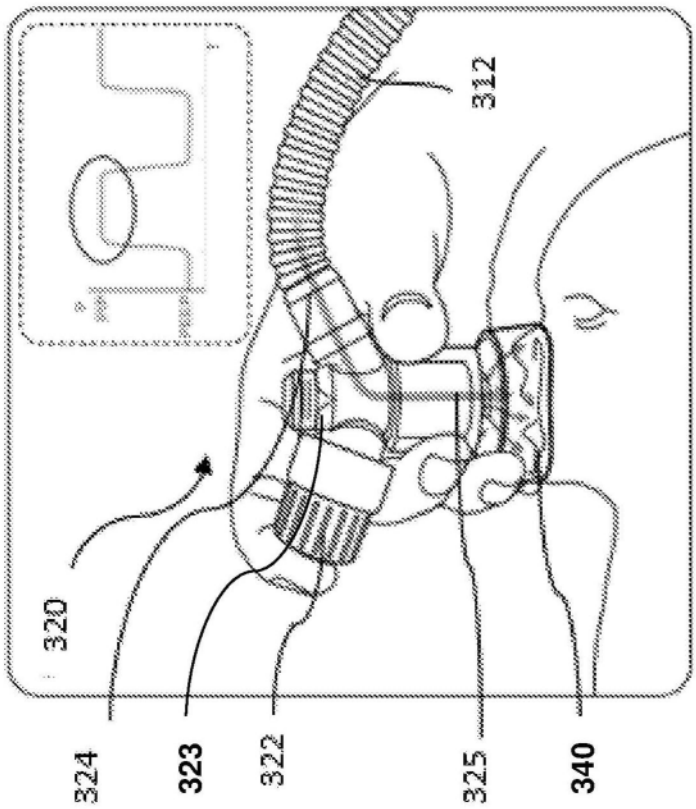


图4A

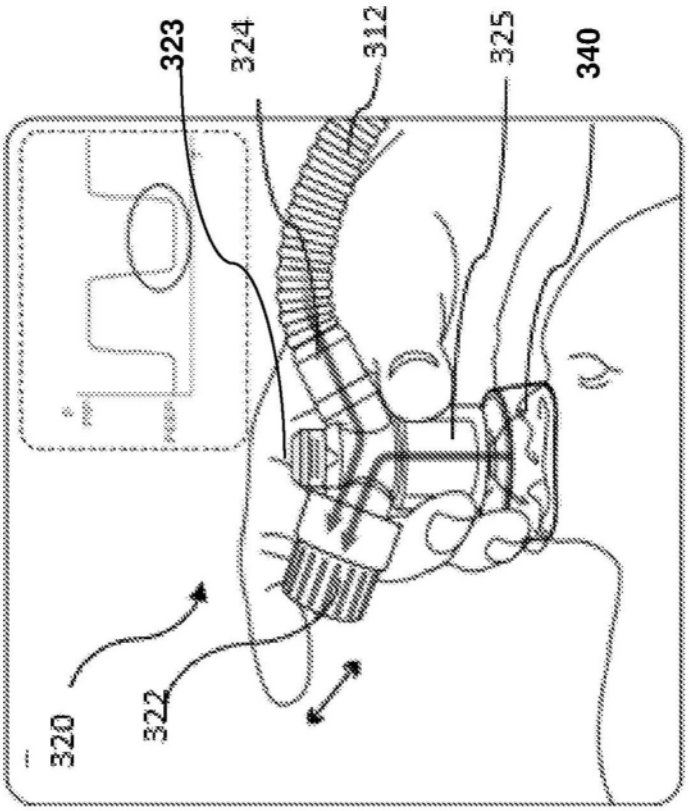


图4B

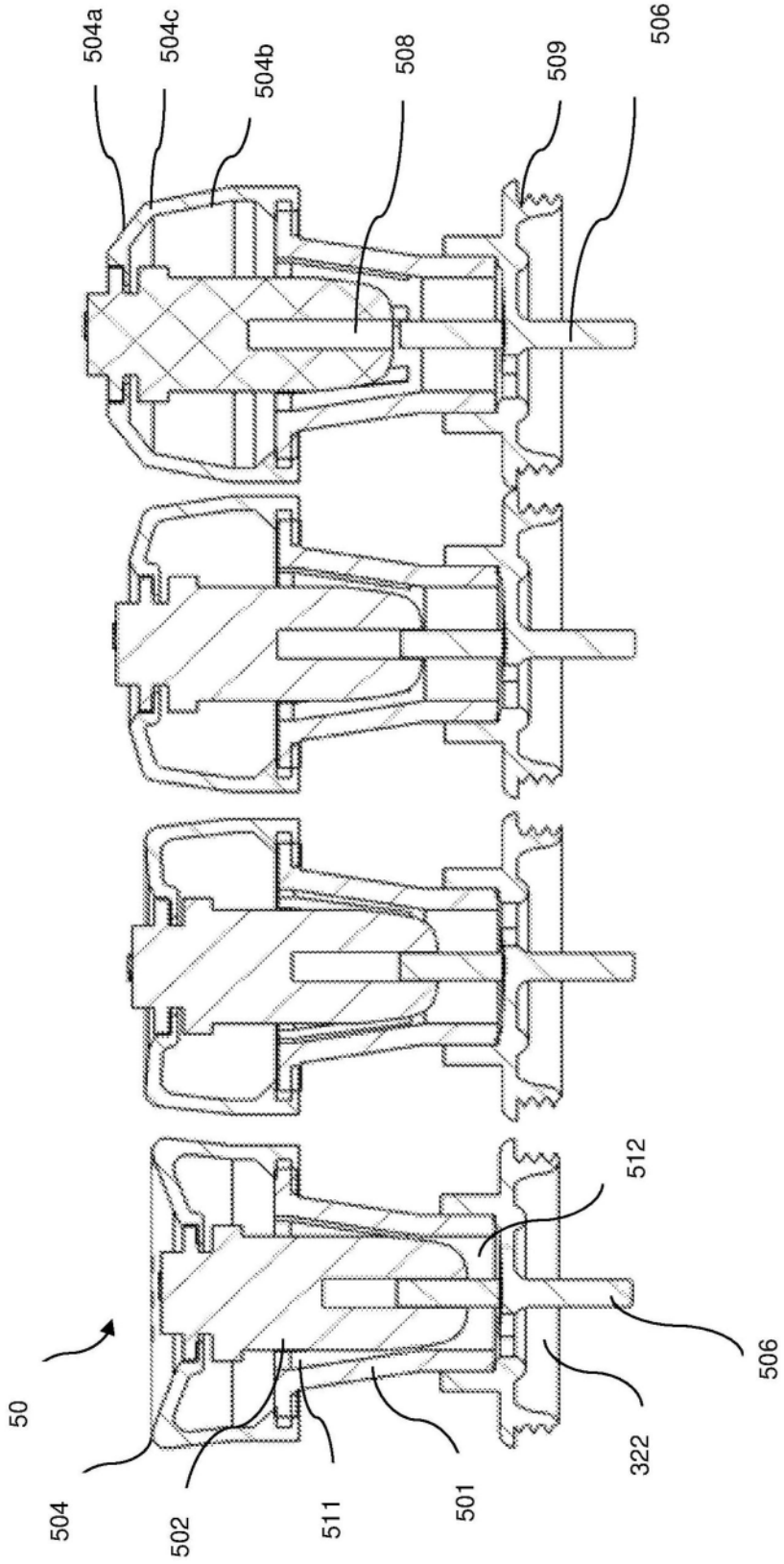


图5

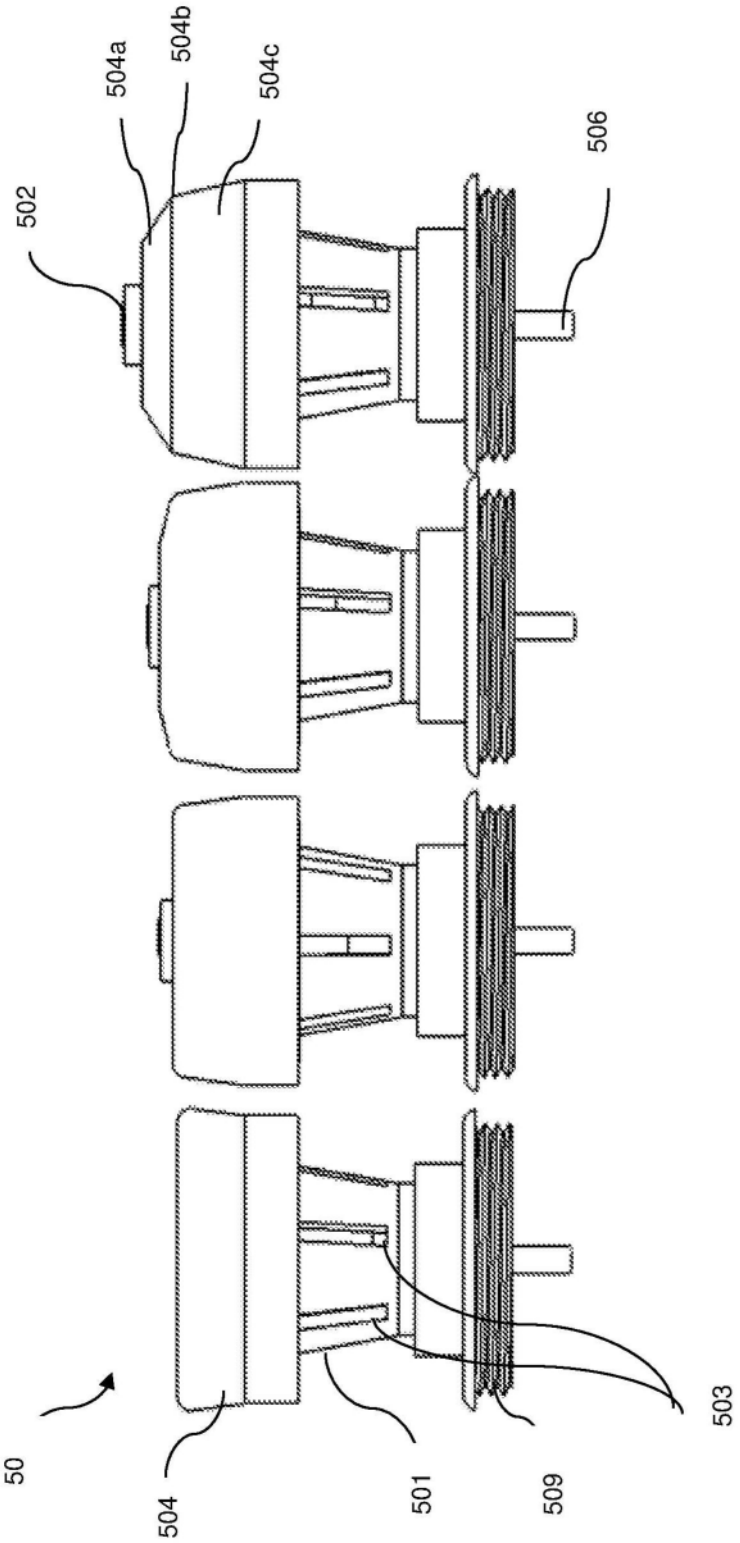


图6

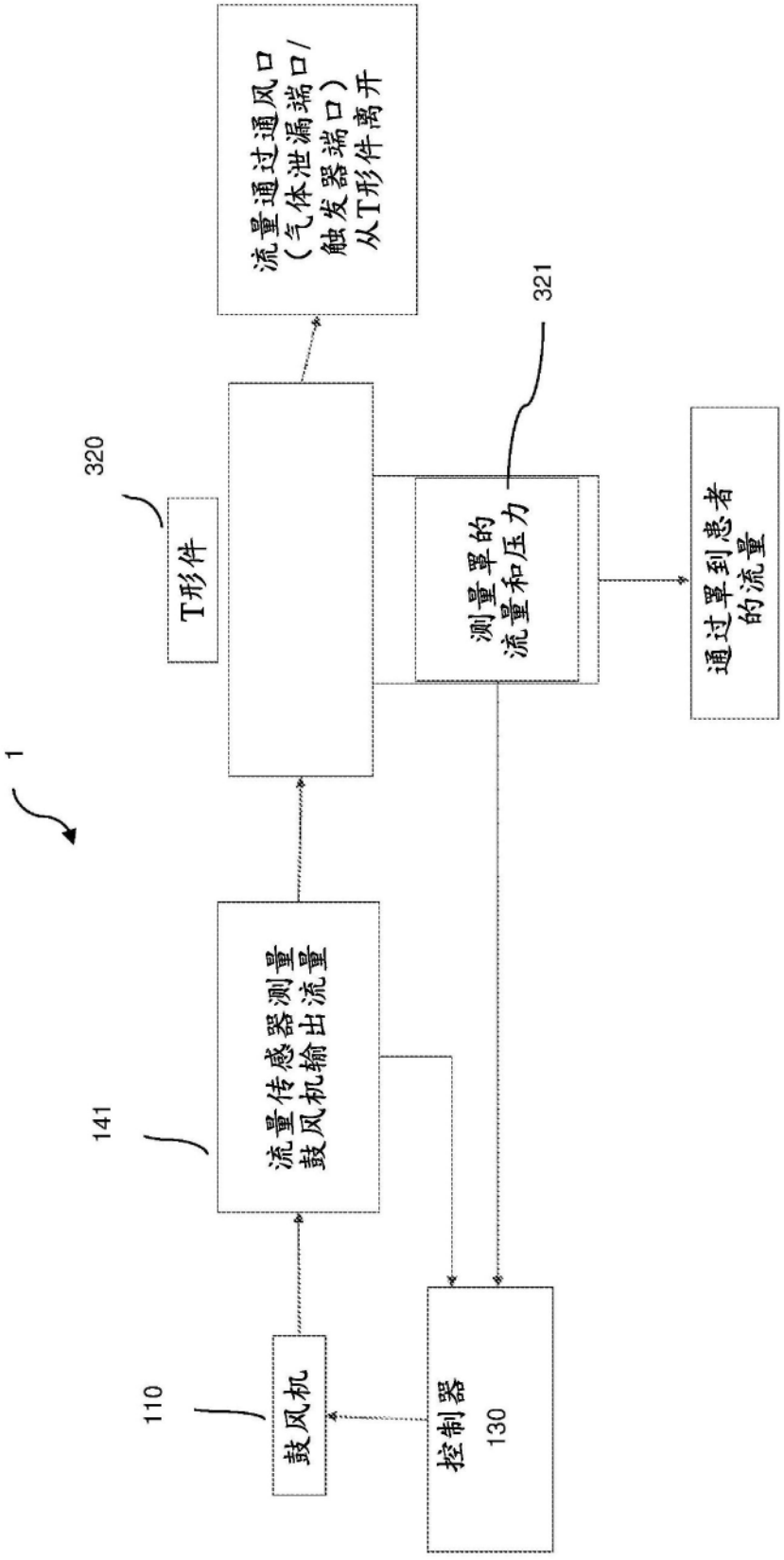

流量通过通风口
(气体泄漏端口/
触发器端口)
从T形件离开
321
320
T形件
测量罩的
流量和压力
通过罩到患者
的流量
1
流量传感器测量
鼓风机输出流量
141
110
鼓风机
控制器
130

图7

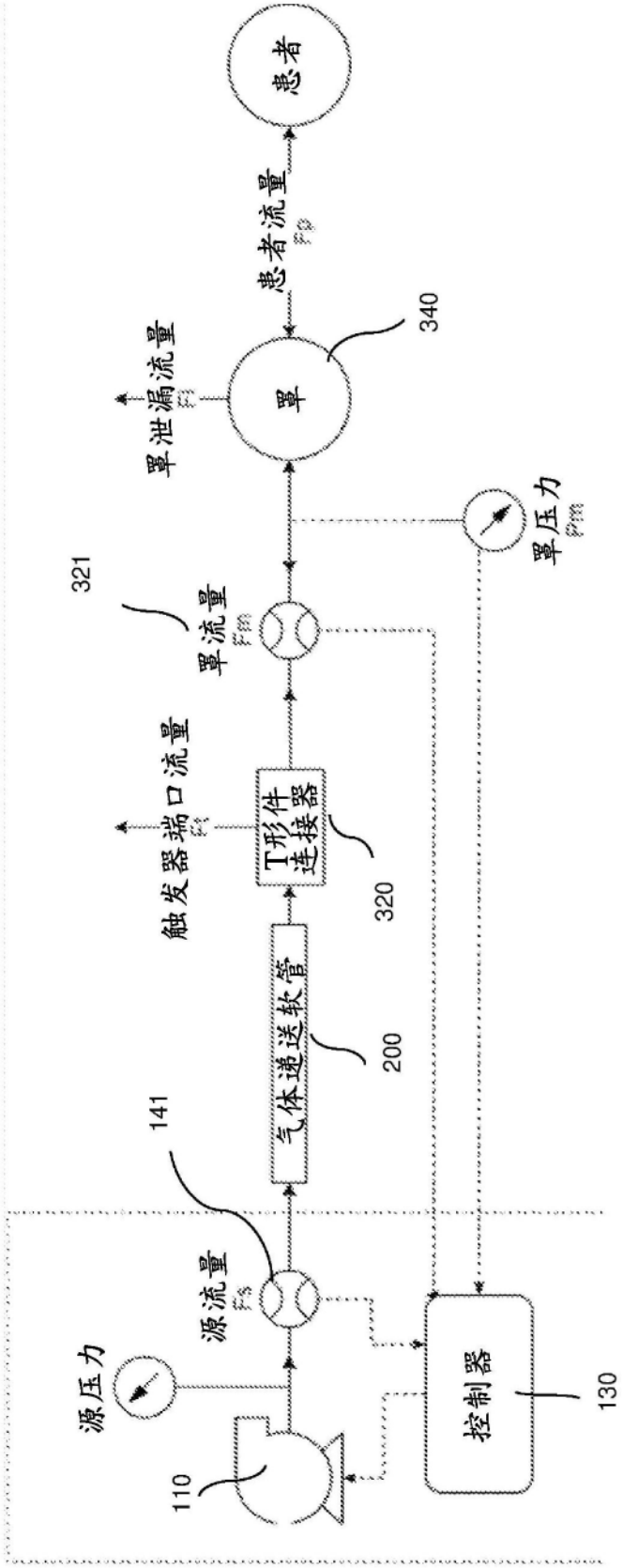

患者
患者流量
F_P
340
罩
罩泄漏流量
F_E
罩压力
P_M
321
罩流量
F_M
触发器端口流量
F_T
T形件连接器
320
气体递送软管
200
141
源流量
F_S
源压力
110
控制器
130

图8

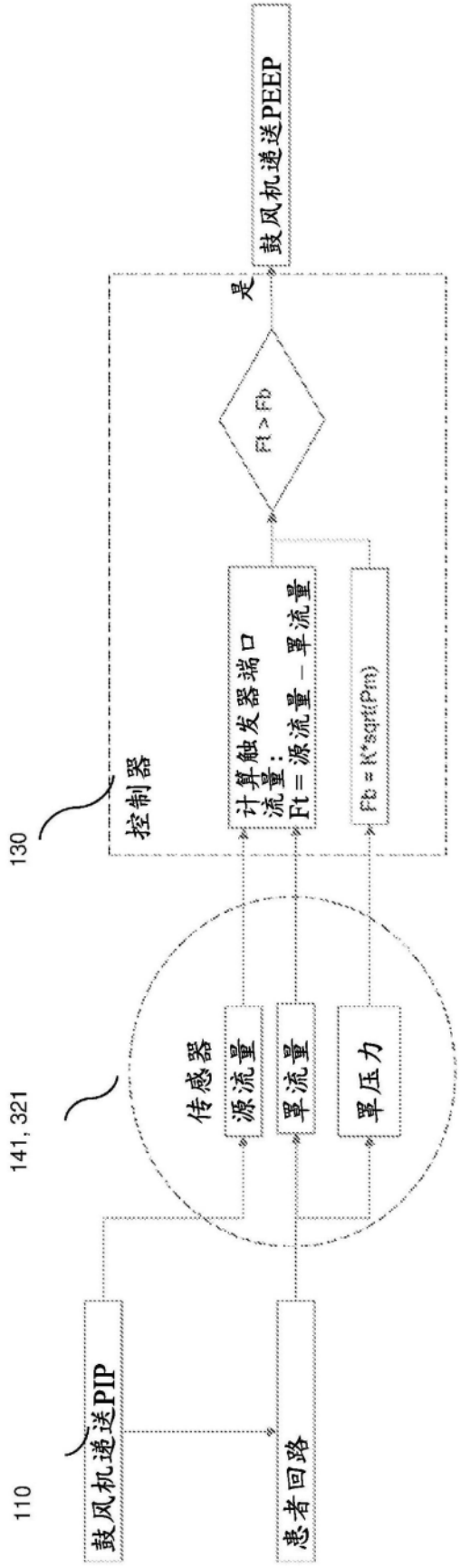

110
鼓风机递送PIP
患者回路
141, 321
传感器
源流量
罩流量
罩压力
130
控制器
计算触发器端口
流量：
Ft = 源流量 – 罩流量
Fb = k*sqrt(Pm)
Ft > Fb
是
鼓风机递送PEEP

图9

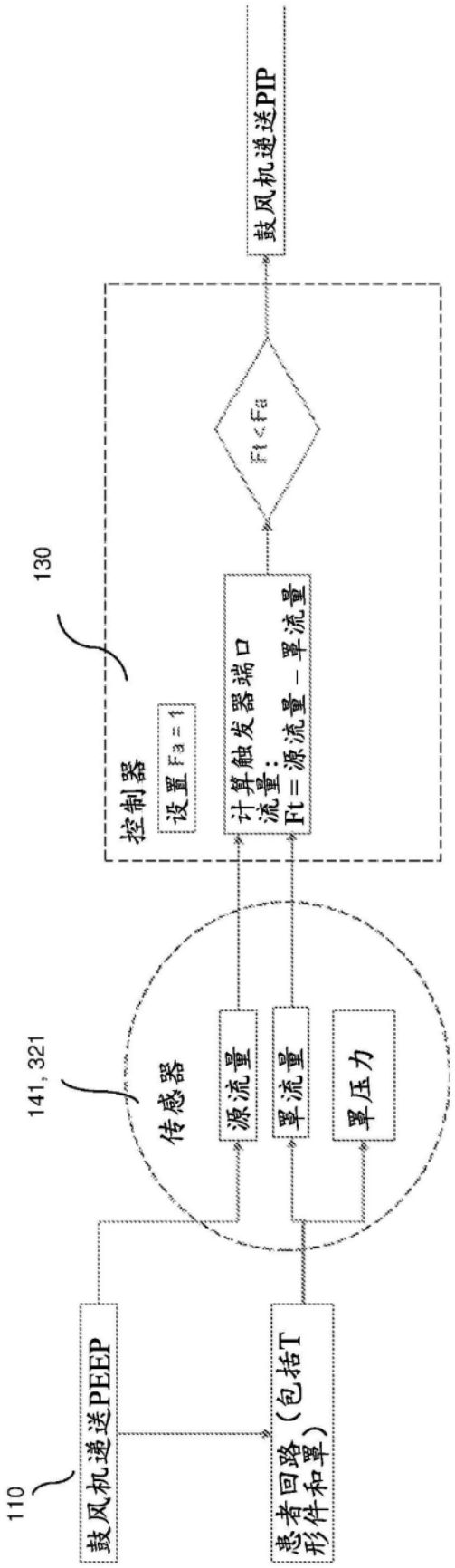

鼓风机递送PIP
Ft<Fa
130
控制器
设置Fa=1
计算触发器端口
流量：
Ft=源流量-罩流量
141, 321
传感器
源流量
罩流量
罩压力
110
鼓风机递送PEEP
患者回路
形件和罩）（包括T

图10

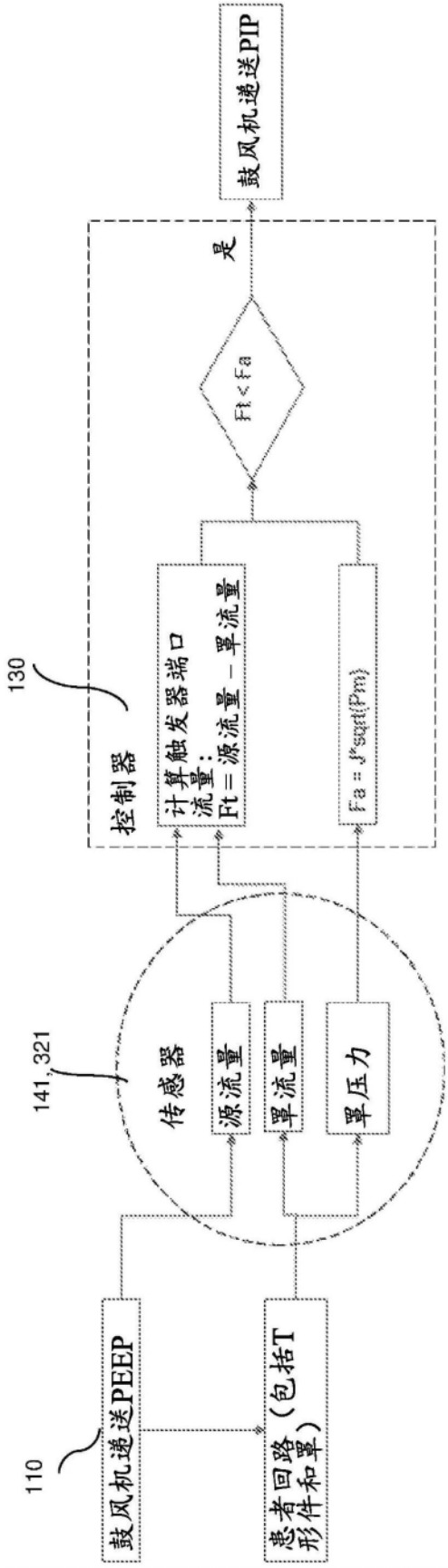

鼓风机递送PEEP
患者回路（包括T形件和罩）
110
141, 321
传感器
源流量
罩流量
罩压力
130
控制器
计算触发器端口流量：
Ft = 源流量 − 罩流量
Fa = J*sqrt{Pm}
Ft < Fa
是
鼓风机递送PIP

图11

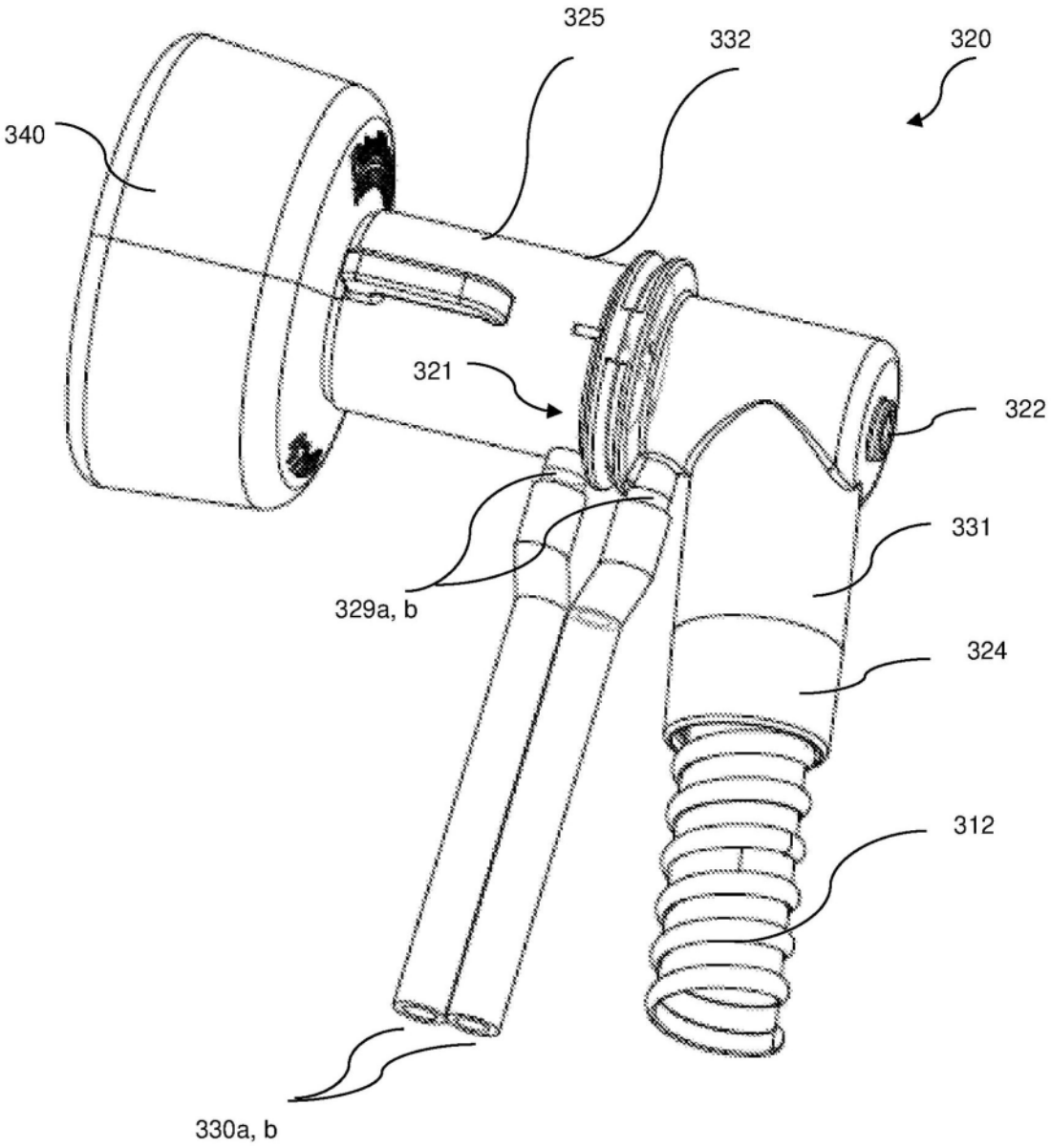


图12

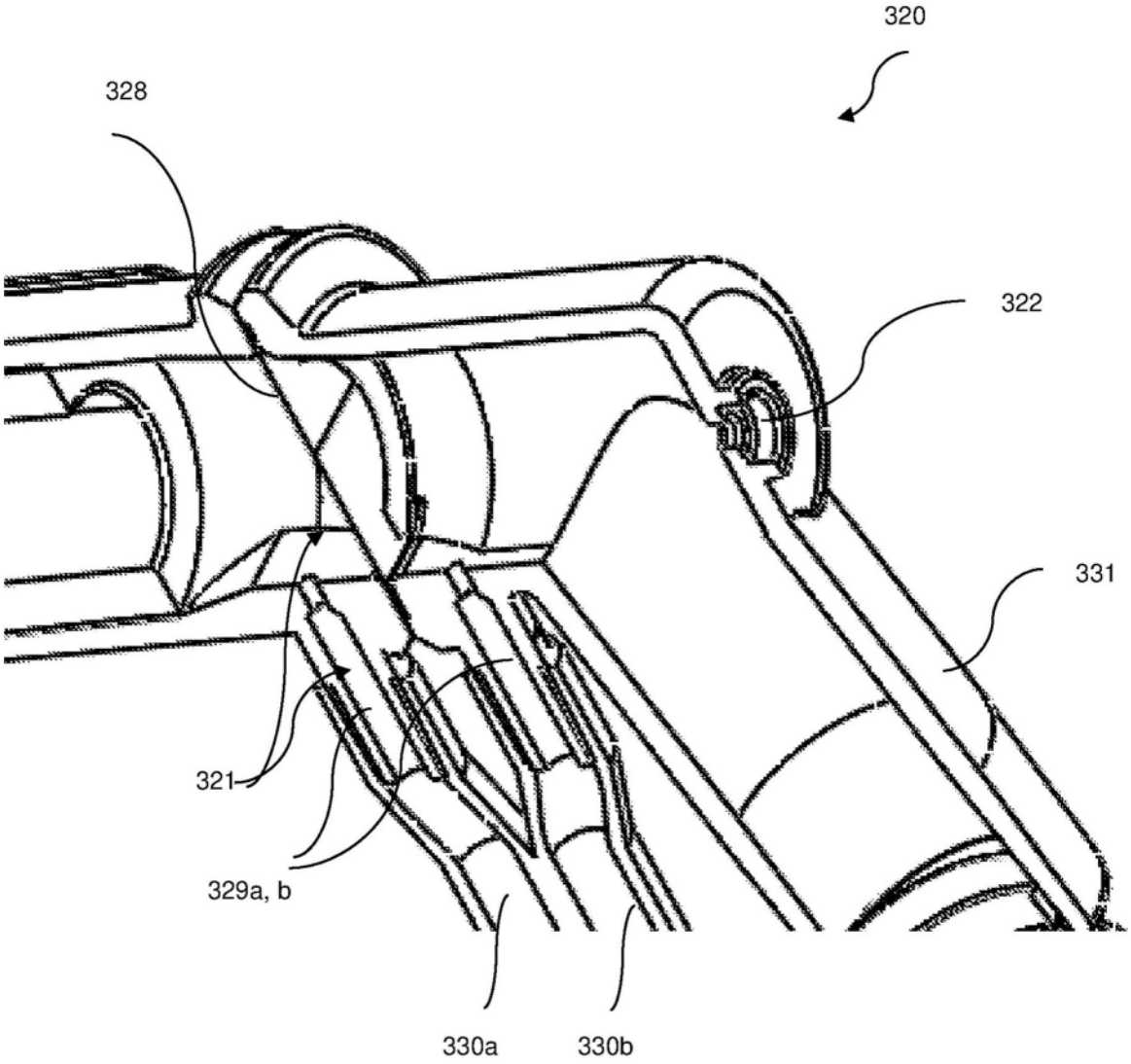


图13

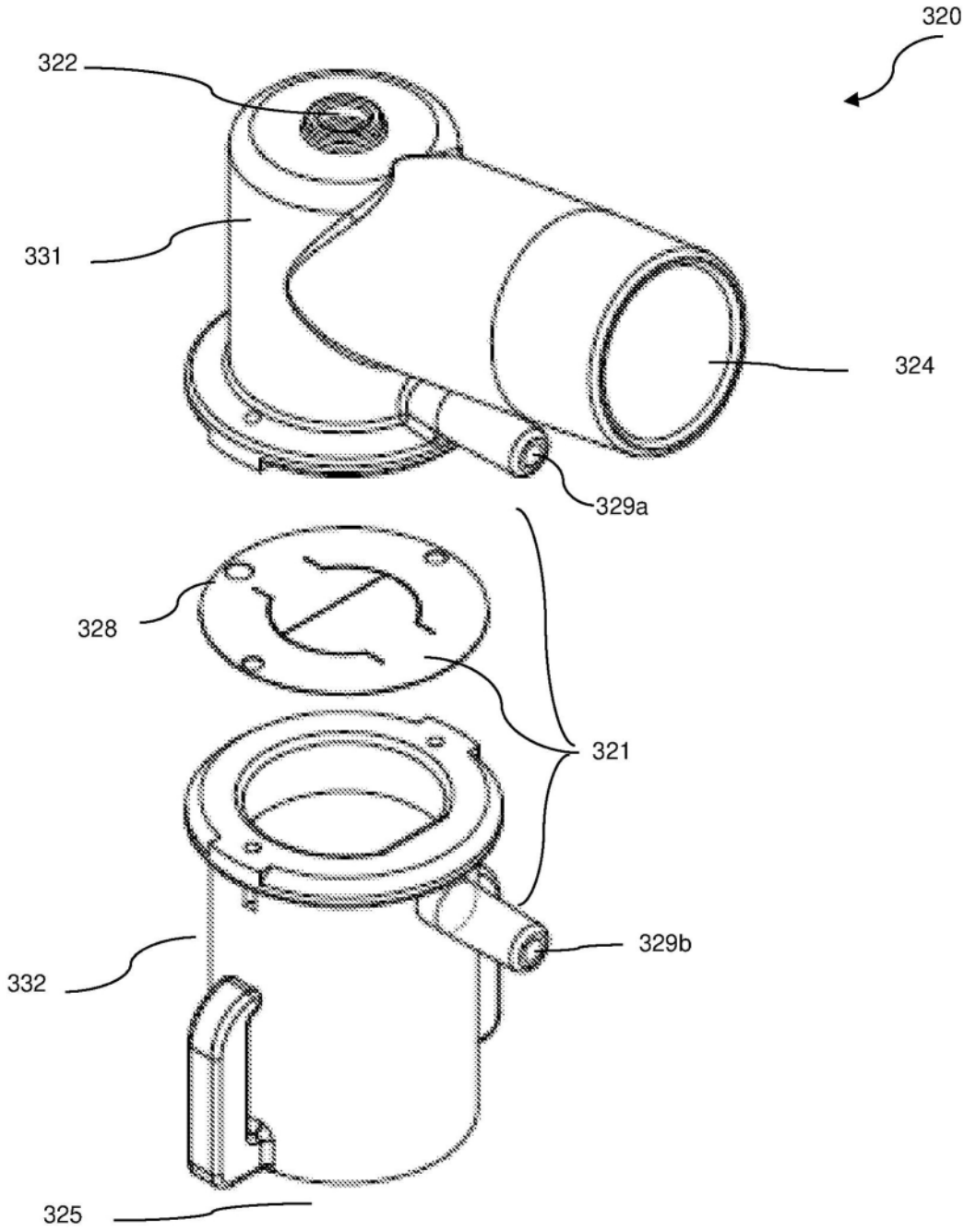


图14

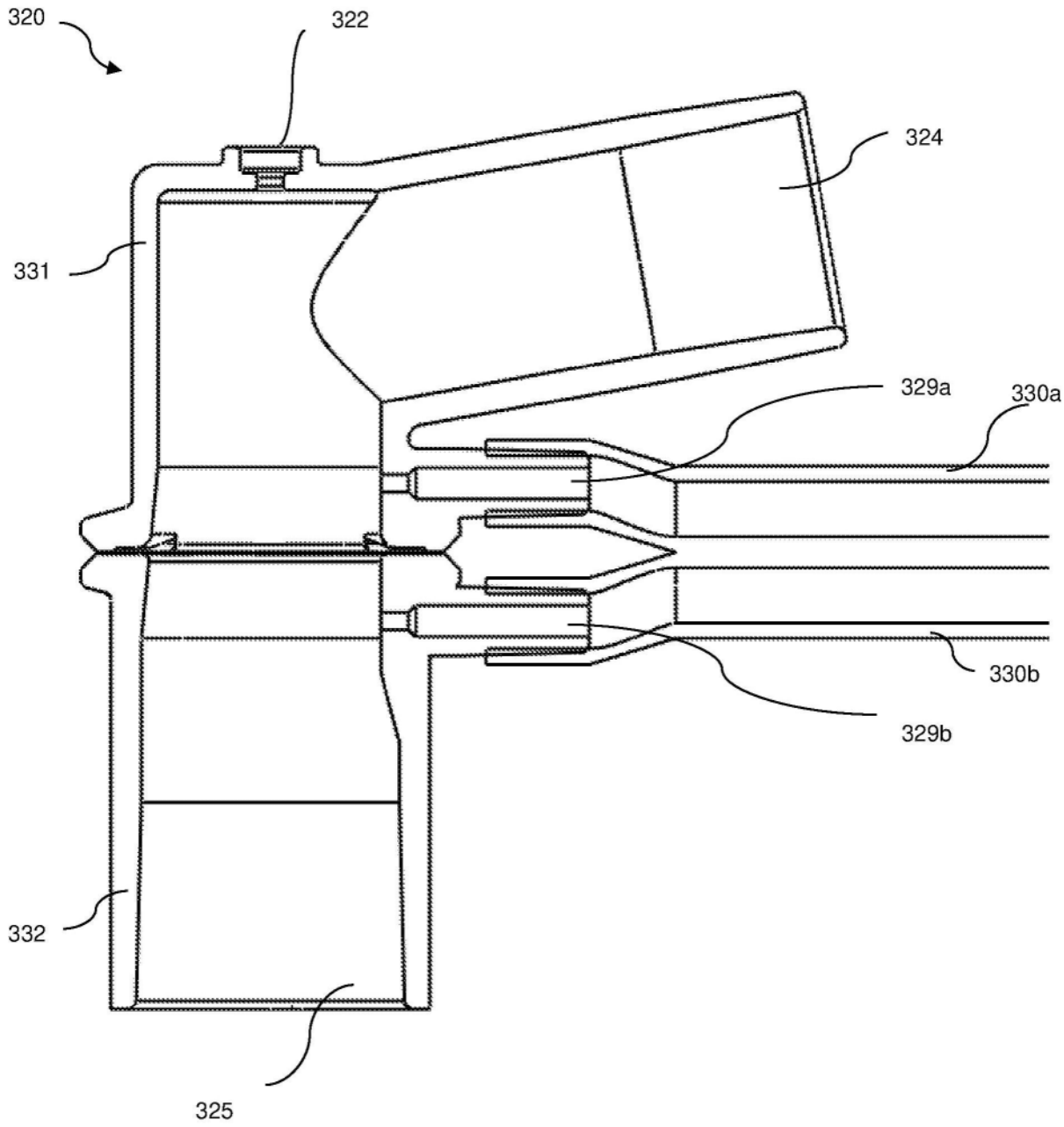


图15

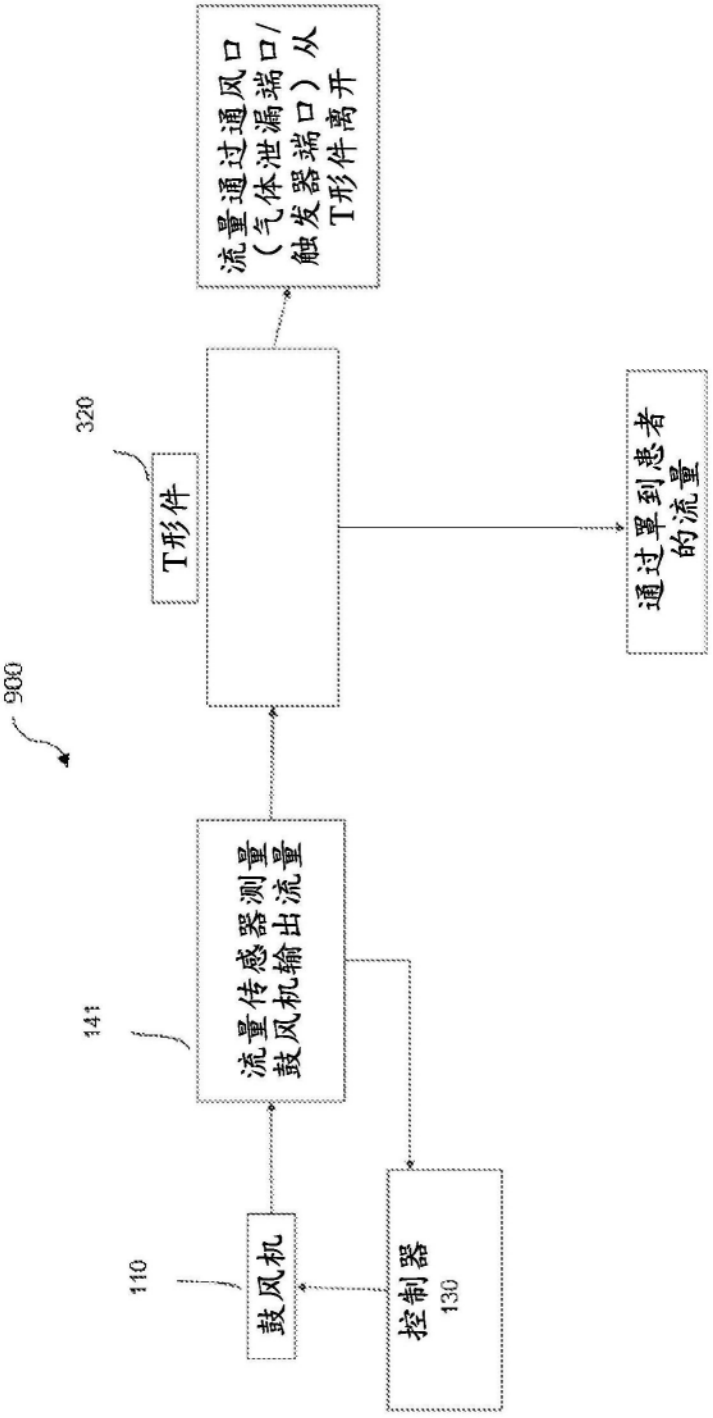

流量通过通风口（气体泄漏端口/触发器端口）从T形件离开
320
T形件
通过罩到患者的流量
900
141
流量传感器测量鼓风机输出流量
110
鼓风机
控制器
130

图16