



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118543007 A

(43) 申请公布日 2024. 08. 27

(21) 申请号 202410202467.8

A61M 16/10 (2006.01)

(22) 申请日 2024.02.23

A61M 16/16 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 5/145 (2006.01)

63/486,795 2023.02.24 US

(71) 申请人 费雪派克医疗保健有限公司

地址 新西兰

(72) 发明人 A·范沙尔魁克 S·C·M·桑森

D·R·威廷 S·R·弗雷姆

S·塔特科夫

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所

有限公司 11038

专利代理师 朱巧博

(51) Int. Cl.

A61M 16/06 (2006.01)

A61M 16/08 (2006.01)

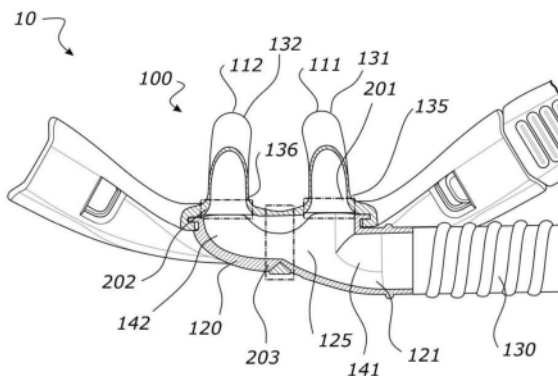
权利要求书1页 说明书61页 附图17页

(54) 发明名称

患者接口

(57) 摘要

本申请涉及一种用于向患者递送气体流的鼻接口(100)。鼻接口(100)具有第一叉(111)、第二叉(112)和气体歧管(120)。鼻接口(100)被构造成在患者的鼻孔处引起非对称流。第一叉(111)、第二叉(112)或气体歧管(120)中的至少一个包括被定位成增大行进通过其中因此到达至少一个叉(111、112)的气体流的流动阻力。



1. 一种鼻接口,包括:
第一叉,其具有第一基部和第一末端;
第二叉,其具有第二基部和第二末端;
气体歧管,其包括歧管室和气体入口;和
定位在第一叉、第二叉或歧管室内的至少一个元件;
其中,所述至少一个元件被构造成增大行进通过第一叉、第二叉或歧管室中的至少一个的气体流的阻力,并且
其中,气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通。
2. 根据权利要求1的鼻接口,其中,气体流的阻力的增大被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
3. 根据权利要求1或权利要求2的鼻接口,其中,所述至少一个元件是被定位在第二叉内的第二叉元件。
4. 根据权利要求3的鼻接口,其中,第二叉元件被构造成增大行进通过第二叉的气体流的阻力。
5. 根据权利要求3或权利要求4的鼻接口,其中,第二叉元件定位在第二基部处。
6. 根据权利要求1至5中任一项的鼻接口,其中,第二叉的第二基部包括通向由第二叉的壁形成的流动通路的入口。
7. 根据权利要求1至6中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个元件是歧管元件,其中歧管元件被定位在气体歧管的歧管室内。
8. 根据权利要求7的鼻接口,其中,歧管元件被构造成增大行进通过歧管室的气体流的阻力。
9. 根据权利要求1至8中任一项的鼻接口,其中,气体流基本上沿着从气体歧管入口、通过气体歧管室、并且进入第一叉和/或第二叉的流动通路内的方向。
10. 根据权利要求7或权利要求8的鼻接口,其中,歧管元件基本上被定位在歧管室的中心处。

患者接口

[0001] 本申请要求2023年2月24日提交并且题为“患者接口”的美国临时申请No.63/486,795的优先权,该美国临时申请的全部内容通过引用并入本文中。

技术领域

[0002] 本公开总体上涉及一种用于将呼吸气体递送至患者气道的患者接口。

背景技术

[0003] 加湿器用于向患者提供加湿的呼吸气体。气体经由患者接口递送至患者。患者接口的示例包括口罩、鼻罩、鼻插管、口罩和鼻罩的组合等。

[0004] 包括鼻接口的患者接口可以用于向患者递送高流量的气体。鼻递送叉或元件被插入至患者的鼻子中以递送所需的治疗。为了递送治疗,鼻递送叉可能需要在鼻子处密封或半密封、或者可能不需要在鼻子处密封。鼻高流量通常是非密封治疗,其通过鼻接口向患者递送相对高体积的流量,该流量可能足以满足或超过患者的吸气流率。

发明内容

[0005] 本文公开了一种鼻接口,其具有允许鼻接口向患者提供非对称流的特征。鼻接口可以被构造成递送鼻高流量。非对称流可以为患者在上气道中提供增大的死区清除。本文公开的鼻接口的允许鼻接口在患者鼻孔处实现非对称流的一个或多个特征可以减小通过鼻接口的流动的(总)阻力,这可以使用流动产生设备的较低背压和/或较低马达速度来实现期望的流率。

[0006] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉,其具有第一基部和第一末端;第二叉,其具有第二基部和第二末端;气体歧管,其包括歧管室和气体入口;和定位在第一叉、第二叉或歧管室内的至少一个元件,其中所述至少一个元件被构造成增大行进通过第一叉、第二叉或歧管室中的至少一个的气体流的阻力,并且其中气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通。

[0007] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉,其具有第一基部和第一末端;第二叉,其具有第二基部和第二末端;气体歧管,其包括歧管室和气体入口;和定位在第二叉的第二叉元件,其中第二叉元件被构造成增大行进通过第二叉的气体流的流动阻力,并且其中气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通。

[0008] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉,其具有第一基部和第一末端;第二叉,其具有第二基部和第二末端;气体歧管,其包括歧管室和气体入口;和定位在歧管室内的歧管元件,其中歧管元件构造成增大行进通过歧管室并到达第一叉或第二叉中的至少一个的气体流的阻力,并且其中气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通。

- [0009] 在一些构造中,气体流的阻力的增大被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0010] 在一些构造中,第一叉、第二叉、歧管室和气体入口彼此流体连通。
- [0011] 在一些构造中,所述至少一个元件是定位在第二叉内的第二叉元件。
- [0012] 在一些构造中,第二叉状元件被构造成增大行进通过第二叉的气体流的阻力。
- [0013] 在一些构造中,第二叉元件被定位在第二基部处。
- [0014] 在一些构造中,第二叉的第二基部包括通向由第二叉的壁形成的流动通路的入口。
- [0015] 在一些构造中,鼻接口包括歧管元件,其中歧管元件被定位在气体歧管的歧管室内。
- [0016] 在一些构造中,歧管元件被构造成增大行进通过歧管室的气体流的流动阻力。
- [0017] 在一些构造中,气体流基本上沿着从气体歧管入口、通过气体歧管室、并且进入第一叉和/或第二叉的流动通道中的方向。
- [0018] 在一些构造中,歧管元件基本上定位在歧管室的中心处。
- [0019] 在一些构造中,鼻接口包括第一叉元件,其中第一叉元件被定位在第一叉内。
- [0020] 在一些构造中,第一叉元件被构造成增大行进通过第一叉的气体流的流动阻力。
- [0021] 在一些构造中,第一叉元件定位在第一叉的基部处。
- [0022] 在一些构造中,第一叉元件与第二叉元件相比提供气体流的不同阻力。
- [0023] 在一些构造中,气体输送导管位于患者导管与气体入口之间。
- [0024] 在一些构造中,气体歧管与气体输送导管一体地形成、或者联接至气体输送导管。
- [0025] 在一些构造中,气体歧管包括歧管宽度,并且其中歧管宽度与第一叉或第二叉中的至少一个的内径一样大或更大。
- [0026] 在一些构造中,鼻接口包括插管主体,插管主体包括该第一叉和第二叉,并且其中插管主体的在第一叉与第二叉之间的外表面包括凹部,用于容纳患者鼻子的一部分并且减小被容纳部分的下侧上的压力。
- [0027] 在一些构造中,第一叉或第二叉中的至少一个叉的尺寸被确定成在所述至少一个叉的外表面与患者的皮肤之间维持足够的间隙,以避免密封鼻接口与患者之间的气体路径。
- [0028] 在一些构造中,至少第一叉或第二叉由弹性体材料制成,所述弹性体材料使第一叉能够响应于温度和与患者鼻孔的接触而变形并且设定其在使用中的形状。
- [0029] 在一些构造中,第一叉或第二叉中的至少一个不由硅树脂制成。
- [0030] 在一些构造中,第一叉或第二叉中的至少一个由热塑性弹性体制成。
- [0031] 在一些构造中,鼻接口被构造成在患者的鼻孔处引起非对称的气体流。
- [0032] 在一些构造中,气体歧管包括流动通道,流动通道具有与通过第一叉和第二叉的气体流动路径基本垂直的气体流动方向。
- [0033] 在一些构造中,歧管元件包括用于气体流通过的歧管孔,其中所述孔具有比用于气体流的歧管室更小的横截面开口。
- [0034] 在一些构造中,第二叉包括用于气体流通过的第二孔,其中所述第二孔具有比用于气体流的第二叉更小的横截面开口。

- [0035] 在一些构造中,歧管孔和/或第二孔形成在板或壁中。
- [0036] 在一些构造中,该板或壁具有入口表面和出口表面,歧管孔和/或第二孔形成在入口表面与出口表面之间。
- [0037] 在一些构造中,气体流沿着从入口表面通过歧管孔和/或第二孔到出口表面的方向。
- [0038] 在一些构造中,出口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部是渐缩的。
- [0039] 在一些构造中,入口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部是基本直角的。
- [0040] 在一些构造中,入口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部是渐缩的,其中出口表面的渐缩角大于入口表面的渐缩角。
- [0041] 在一些构造中,入口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部基本上是尖锐的部。
- [0042] 在一些构造中,至少一个歧管孔和/或第二孔是竖直地纵向延伸通过该板或壁的间隙、切口或狭缝。
- [0043] 在一些构造中,至少一个歧管孔和/或第二孔是水平地纵向延伸穿过该板或壁的间隙、切口或狭缝。
- [0044] 在一些构造中,至少一个歧管孔和/或第二孔是大致圆形的穿孔。
- [0045] 在一些构造中,至少一个歧管孔和/或第二孔包括穿孔图案。
- [0046] 在一些构造中,至少一个歧管孔和/或第二孔的板或壁包括多孔介质。
- [0047] 在一些构造中,第二叉元件和/或歧管元件和/或第一叉元件中的任何一个或多个包括阀。
- [0048] 在一些构造中,阀被构造成仅在阈值压力或阈值流率下打开。
- [0049] 在一些构造中,阀被构造成在流动路径中提供限定的压降。
- [0050] 在一些构造中,阀是鸭嘴阀。
- [0051] 在一些构造中,第二叉元件和/或歧管元件和/或第一叉元件中的任何一个或多个包括喷嘴。
- [0052] 在一些构造中,喷嘴被构造成在流动路径中提供限定的压降。
- [0053] 在一些构造中,歧管元件被构造成经由手动致动来调节,以增大或减少由歧管元件进行的限制的程度。
- [0054] 在一些构造中,歧管元件被构造成在上游-下游方向上能够可滑动地移动。
- [0055] 在一些构造中,其中歧管元件包括具有螺旋螺纹的可旋转件。
- [0056] 在一些构造中,歧管元件还包括位于鼻接口的气体歧管外部的部分。
- [0057] 在一些构造中,歧管元件被构造成可旋转地移动,使得当外部部分旋转时,歧管元件竖直地平移进入或离开歧管室流动路径,从而分别增大或减小所述流动路径中的流动限制程度。
- [0058] 在一些构造中,气体歧管包括在与歧管的气体入口大致相对和/或与第二叉的第二基部大致相对的壁处的开口。
- [0059] 在一些构造中,该开口包括一个或多个孔。
- [0060] 在一些构造中,其中所述孔的数量和直径被构造成提供限定的压降。
- [0061] 在一些构造中,歧管的壁中的开口气动地连接至被构造成提供限定压降的构件。
- [0062] 在一些构造中,所述构件是多孔介质、喷嘴、减压阀或气泡CPAP起泡室中的至少一

个。

[0063] 在一些构造中,气体入口的轴线相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线同轴。

[0064] 在一些构造中,气体入口的轴线的角度相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线是垂直的。

[0065] 在一些构造中,鼻接口包括辅助气体入口,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0066] 在一些构造中,辅助气体入口终止于第一叉或第二叉中。

[0067] 在一些构造中,辅助气体导管包括入口并且终止于第一叉或第二叉中的入口处。

[0068] 在一些构造中,辅助气体入口与辅助气体输送导管流体连通。

[0069] 在一些构造中,气体入口或气体输送导管中的至少一个包括具有第一内部横截面积的内腔,并且辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括具有第二内部横截面积的内腔。

[0070] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或两个基本上是圆形的。

[0071] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积不同。

[0072] 在一些构造中,第二内部横截面积小于第一叉或第二叉的内部横截面积。

[0073] 在一些构造中,气体输送导管和辅助气体输送导管布置在歧管室的相同侧。

[0074] 在一些构造中,辅助气体输送导管被定位在气体输送导管中。

[0075] 在一些构造中,气体入口或气体输送导管中的至少一个包括第一长度,并且辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括第二长度。

[0076] 在一些构造中,第一长度和第二长度不相等,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0077] 在一些构造中,第一长度比第二长度长,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0078] 在一些构造中,第一长度比第二长度短,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0079] 在一些构造中,气体输送导管与第一气体流连通,辅助气体输送导管与第二气体流连通。

[0080] 在一些构造中,第一气体流具有与第二气体流不同的流率。

[0081] 在一些构造中,气体歧管和第一气体流之间的合成流动方向是与气体歧管和第二气体流之间的合成流动方向不同的流动方向。

[0082] 在一些构造中,第一气体流或第二气体流中的一个吸入流。

[0083] 在一些构造中,第一气体流的气体压力与第二气体流的气体压力不同。

[0084] 在一些构造中,相对于环境的负气体压力由第一气体流或第二气体流形成。

[0085] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉,其具有第一基部和第一末端;第二叉,其具有第二基部和第二末端;和气体歧管,包括:歧管室;第一气体入口;和第二气体入口,其中第一气体入口和第二气体入口布置在歧管室的相对端上,并且分别与第一气体输送导管和第二气体输送导管流体连通。

[0086] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉,其具有第一基部和第一末端;第二叉,其具有第二基部和第二末端;和气体歧管,包括:歧管室;第一气体入口;第二气体入口,其中第一气体入口和第二气体入口分别与第一气体输送导管和第二气体输送导管流体连通,其中鼻接口被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0087] 在一些构造中,第一气体入口和第二气体入口布置在歧管室的相对侧上。

[0088] 在一些构造中,第一气体入口比第二入口更靠近第一叉,并且其中第二气体入口比第一气体入口更靠近第二叉。

[0089] 在一些构造中,第一气体入口和第一气体输送导管中的至少一个被形成为整体结构,或者第二气体入口和第二气体输送导管被形成为整体结构。

[0090] 在一些构造中,第一气体输送导管与第一气体流连通,并且第二气体输送导管与第二气体流连通。

[0091] 在一些构造中,第一气体流具有与第二气体流不同的流率。

[0092] 在一些构造中,气体歧管和第一气体流之间的合成流动方向是与气体歧管和第二气体流之间的合成流动方向不同的流动方向。

[0093] 在一些构造中,第一气体流或第二气体流中的一个吸入流。

[0094] 在一些构造中,第一气体流的气体压力与第二气体流的气体压力不同。

[0095] 在一些构造中,相对于环境的负气体压力由第一气体流或第二气体流形成。

[0096] 在一些构造中,第一叉、第二叉、歧管室、第一气体入口和第二气体入口彼此流体连通。

[0097] 在一些构造中,鼻接口包括被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流的流动改变特征。

[0098] 在一些构造中,其中第一入口和/或第一气体输送导管包括具有第一内部横截面积的内腔,并且第二入口和/或第二气体输送导管包括具有第二内部横截面积的内腔,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0099] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或两个是基本上圆形的。

[0100] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或两个基本上是非圆形的。

[0101] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积不相等,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0102] 在一些构造中,第一内部横截面积大于第二内部横截面积,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0103] 在一些构造中,第一内部横截面积小于第二内部横截面积,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0104] 在一些构造中,第一入口和/或第一气体输送导管包括第一长度,并且第二入口和/或第二气体输送导管包括第二长度,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0105] 在一些构造中,第一长度和第二长度不相等,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

- [0106] 在一些构造中,第一长度比第二长度长,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0107] 在一些构造中,第一长度比第二长度短,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0108] 在一些构造中,第一入口和/或第一气体输送导管的内表面包括第一浮凸特征图案。
- [0109] 在一些构造中,第二入口和/或第二气体输送导管的内表面包括第二浮凸特征图案。
- [0110] 在一些构造中,第一浮凸特征图案基本上(substantially)比第二浮凸特征图案更粗糙,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0111] 在一些构造中,其中第一浮凸特征图案基本上(substantially)比第二浮凸特征图案更平滑,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0112] 在一些构造中,浮凸特征图案包括以下中的一种或多种:凹坑、突起、肋和/或翅片。
- [0113] 在一些构造中,第一气体入口和第二气体入口中的一个或两个的轴线相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线是同轴的。
- [0114] 在一些构造中,第一气体入口和/或第二气体入口的轴线的角度相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线是垂直的。
- [0115] 在一些构造中,鼻接口包括以下中的至少一种:(i)定位在第一叉内的第一叉元件;(ii)定位在第二叉内的第二叉元件;(iii)歧管元件,其定位在歧管室中并且位于第一叉的第一基部与第二叉的第二基部之间;(iv)第一气体入口元件,其定位在通向气体歧管的第一气体入口处;或(v)第二气体入口元件,其定位在通向气体歧管的第二气体入口处,其中第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件和/或第二气体入口元件各自被构造成增大进入所述对应元件的气体流的流动阻力,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0116] 在一些构造中,鼻接口包括所述第一气体入口元件和所述第二气体入口元件,其各自被构造成增大分别通过第一气体入口和第二气体入口进入气体歧管的气体流的流动阻力。
- [0117] 在一些构造中,鼻接口包括所述第一叉元件和所述第二叉元件,其各自被构造成增加分别进入第一叉和第二叉的气体流的流动阻力。
- [0118] 在一些构造中,鼻接口包括所述歧管元件和所述第一气体入口元件,其各自被构造成增大分别通过歧管元件和第一气体入口元件而在歧管室内以及进入气体歧管的气体流的流动阻力。
- [0119] 在一些构造中,鼻接口包括所述歧管元件和所述第二气体入口元件,其各自被构造成增大分别通过歧管元件和第二气体入口元件而在歧管室内以及进入气体歧管的气体流的流动阻力。
- [0120] 在一些构造中,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件或第二气体入口元件中的至少一个包括用于减小气体流的通路的孔。
- [0121] 在一些构造中,其中所述孔具有比用于第一叉、第二叉或歧管室的流动通道或者

用于气体流的第一内腔或第二内腔中的至少一个更小的横截面开口。

[0122] 在一些构造中,该孔形成在板或壁中。

[0123] 在一些构造中,该板或壁具有入口表面和出口表面,孔形成在入口表面和出口表面之间。

[0124] 在一些构造中,气体流沿着从入口表面穿过该孔到出口表面的方向。

[0125] 在一些构造中,出口表面和孔之间的过渡部是渐缩的。

[0126] 在一些构造中,入口表面和该孔之间的过渡部基本上是直角的。

[0127] 在一些构造中,入口表面和该孔之间的过渡部是渐缩的,其中出口表面的渐缩角大于入口表面的渐缩角。

[0128] 在一些构造中,入口表面和该孔之间的过渡部基本上是尖锐的角部。

[0129] 在一些构造中,所述至少一个孔是竖直地纵向延伸通过该板或壁的间隙、切口或狭缝。

[0130] 在一些构造中,所述至少一个孔是水平地纵向延伸穿过该板或壁的间隙、切口或狭缝。

[0131] 在一些构造中,所述至少一个孔是基本上圆形的穿孔。

[0132] 在一些构造中,所述至少一个孔包括穿孔图案。

[0133] 在一些构造中,所述至少一个孔的板或壁包括多孔介质。

[0134] 在一些构造中,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体元件或第二气体元件中的至少一个包括阀。

[0135] 在一些构造中,该阀被构造成仅在阈值压力或阈值流率下打开。

[0136] 在一些构造中,该阀被构造成在流动路径中提供限定的压降。

[0137] 在一些构造中,该阀是鸭嘴阀。

[0138] 在一些构造中,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体元件或第二气体元件中的至少一个包括喷嘴。

[0139] 在一些构造中,喷嘴被构造成在流动路径中提供限定的压降。

[0140] 在一些构造中,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体元件或第二气体元件中的至少一个被构造成经由手动致动来调节,以增大或减少由该元件进行的限制的程度。

[0141] 在一些构造中,该元件被构造成在上游-下游方向上能够可滑动地移动。

[0142] 在一些构造中,该元件包括具有螺旋螺纹的可旋转件。

[0143] 在一些构造中,该元件还包括位于鼻接口外部的外部部分。

[0144] 在一些构造中,该元件被构造成可旋转地移动,使得当外部部分旋转时,元件竖直地平移进入或离开流动路径,从而分别增大或减小所述流动路径中的流动限制程度。

[0145] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉和第二叉;气体歧管,其包括歧管室和气体入口,气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通;和至少一个流动引导元件,其中所述至少一个流动引导元件被构造成将气体流从气体入口引导至第一叉或第二叉中的一个,以产生非对称的气体流。

[0146] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件是气体入口。

[0147] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉和第二叉;气体歧管,其包括歧管室和气体入口,气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通;和至少一个流动引导元件,其被形成为歧管室、气体入口或气体输送导管中的至少一个的一部分,其中,所述至少一个流动引导元件被构造成将气体流引导至第一叉或第二叉中的一个,以产生非对称的气体流。

[0148] 在一些构造中,第一叉、第二叉、歧管室和第一气体入口彼此流体连通。

[0149] 在一些构造中,流动引导元件被构造成在使用中在第一叉处提供较大的动态压力、并且在使用中在第二叉处提供较小的动态压力,以产生非对称的气体流。

[0150] 在一些构造中,第一叉或第二叉中的至少一个叉的尺寸被确定成在所述至少一个叉的外表面与患者的皮肤之间维持足够的间隙,以避免密封鼻接口与患者之间的气体路径。

[0151] 在一些构造中,第一叉和第二叉与歧管室流体连通。

[0152] 在一些构造中,气体入口被定位在歧管室中,与第一叉或第二叉中的至少一个相对。

[0153] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体歧管室内。

[0154] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体输送导管内。

[0155] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体输送导管内,位于气体输送导管与气体入口相接之处。

[0156] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件包括至少一个成角度的突起,其中突起被构造成将气体流从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导。

[0157] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件还包括成角度的第二突起,该第二突起在流动路径中与第一突起相对定位并且被类似地构造成将气体流从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导。

[0158] 在一些构造中,鼻接口包括第二流动引导元件,该第二流动引导元件在气体歧管中被定位在通到第一叉或第二叉中的一个的入口处。

[0159] 在一些构造中,第二流动引导元件被构造成将气体流从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导。

[0160] 在一些构造中,第二流动引导元件被构造成将呼出气体流从第一叉或第二叉引导到相对的叉。

[0161] 在一些构造中,第二流动引导元件包括至少一个成角度的突起,其中突起被构造成将气体的气体流从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导,并且被构造成将呼出气体流从第一叉或第二叉引导至相对的叉。

[0162] 在一些构造中,气体入口的轴线相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线同轴。

[0163] 在一些构造中,气体入口的轴线的角度相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线是垂直的。

[0164] 在一些构造中,气体入口在歧管室中被定位在第一叉和第二叉之间的基本上中心的位置处。

[0165] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体歧管室内并且邻近第一

叉。

[0166] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被构造成将来自气体输送导管的气体流朝向第一叉的入口引导。

[0167] 在一些构造中,第二流动引导元件被构造成将气体流从第一叉的入口引导到第一叉的流动通路中。

[0168] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体歧管室内并且邻近第二叉。

[0169] 在一些构造中,所述至少一个流动引导元件被构造成将来自气体输送导管的气体流朝向第二叉的入口引导。

[0170] 在一些构造中,第二流动引导元件被构造成将气体流从第二叉的入口引导到第二叉的流动通路中。

[0171] 在一些构造中,鼻接口包括以下中的至少一个:(i)定位在第一叉内的第一叉元件;(ii)定位在第二叉内的第二叉元件;(iii)歧管元件,其定位在歧管室中并且位于第一叉的第一基部与第二叉的第二基部之间;其中,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件各自被构造成增大进入所述对应元件的气体流的流动阻力。

[0172] 在一些构造中,鼻接口包括第一叉元件和第二叉元件,其各自被构造成增大分别进入第一叉和第二叉的气体流的流动阻力。

[0173] 在一些构造中,鼻接口包括歧管元件和第二叉元件,其各自被构造成增大分别通过第二叉元件和歧管元件而进入第二叉以及在歧管室内的气体流的流动阻力。

[0174] 在一些构造中,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件中的至少一个包括用于减小气体流通路的孔。

[0175] 在一些构造中,该孔具有比用于第一叉、第二叉或歧管室中的至少一个的流动通道的横截面更小的横截面开口。

[0176] 在一些构造中,第一叉具有第一叉长度且第二叉具有第二叉长度,并且其中第一叉长度与第二叉长度不同。

[0177] 在一些构造中,第一叉长度比第二叉长度长,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0178] 在一些构造中,第一叉长度比第二叉长度短,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0179] 在一些构造中,第一叉具有第一叉横截面宽度且第二叉具有第二叉横截面宽度,并且其中第一叉横截面宽度与第二叉横截面宽度不同。

[0180] 在一些构造中,第一叉横截面宽度大于第二叉横截面宽度,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0181] 在一些构造中,第一叉横截面宽度小于第二叉横截面宽度,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0182] 在一些构造中,第一叉具有第一末端且第二叉具有第二末端,并且其中第一末端的几何形状和第二末端的几何形状不同,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0183] 在一些构造中,第一末端或第二末端中的至少一个变窄或渐缩,以形成喷嘴形状。

- [0184] 在一些构造中,第一末端或第二末端中的至少一个变宽或呈锥形,以形成扩散器形状。
- [0185] 在一些构造中,第一叉具有第一内表面且第二叉具有第二内表面,其中第一内表面或第二内表面中的至少一个具有被构造影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力的表面特征。
- [0186] 在一些构造中,表面特征是围绕第一内表面或第二内表面以同心图案形成为环、螺旋部或带的脊。
- [0187] 在一些构造中,表面特征是沿着第一内表面或第二内表面以基本轴向方向图案形成为线、带或条的翅片。
- [0188] 在一些构造中,当表面特征存在于第一内表面和第二内表面上时,表面特征是不同的,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0189] 在一些构造中,第一叉和第二叉中的至少一个是非圆形的横截面形状,非圆形的横截面形状被构造影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力。
- [0190] 在一些构造中,非圆形的横截面形状通过从中移除的圆形横截面形状的大小而减小。
- [0191] 在一些构造中,非圆形的横截面形状是基本U形的。
- [0192] 在一些构造中,非圆形的横截面形状是基本多边形的。
- [0193] 在一些构造中,当非圆形的横截面形状存在于第一叉和第二叉中的每一个上时,非圆形的横截面形状是不同的,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0194] 在一些构造中,第一叉和第二叉中的至少一个在叉的基部处包括基部限制部,基部限制部被构造影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力。
- [0195] 在一些构造中,基部限制部是在叉的基部处形成的喷嘴或扩散器。
- [0196] 在一些构造中,当在第一叉和第二叉上存在基部限制部时,基部限制部是不同的,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0197] 在一些构造中,第一叉和第二叉中的至少一个包括位于叉内的阀,阀被构造影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力。
- [0198] 在一些构造中,阀被构造限制或阻止气体流通过其中,直到气体流超过限定压力。
- [0199] 在一些构造中,阀是鸭嘴阀。
- [0200] 在一些构造中,阀是单向阀。
- [0201] 在一些构造中,当在第一叉和第二叉中的每一个中存在阀时,阀具有不同的特性,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0202] 在一些构造中,鼻接口还包括第三叉,其中第一叉、第二叉和第三叉间隔开,以作为相邻的对可接合到患者的鼻孔中,其中第一叉、第二叉或第三叉中的至少一个具有与其他叉不同的流动特性,以在各个叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0203] 在一些构造中,鼻接口还包括用于可释放地阻止气体流通过第一叉、第二叉或第三叉的封闭件。
- [0204] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种鼻接口,包括:第一叉,其具有第一基部和第一末端;第二叉,其具有第二基部和第二末端;

气体歧管;第一气体入口;和辅助气体入口;其中,第一气体入口和第二气体入口分别与第一气体输送导管和第二气体输送导管流体连通;其中,鼻接口被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0205] 在一些构造中,第一气体入口终止于气体歧管中。

[0206] 在一些构造中,辅助气体入口终止于第一叉或第二叉中。

[0207] 在一些构造中,辅助气体入口与辅助气体输送导管流体连通。

[0208] 在一些构造中,第一气体入口或气体输送导管中的至少一个包括具有第一内部横截面积的内腔,并且辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括具有第二内部横截面积的内腔。

[0209] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或两个是基本圆形的。

[0210] 在一些构造中,第一内部横截面积和第二内部横截面积不同。

[0211] 在一些构造中,第二内部横截面积小于第一叉或第二叉的内部横截面积。

[0212] 在一些构造中,气体输送导管和辅助气体输送导管布置在气体歧管的同一侧。

[0213] 在一些构造中,辅助气体输送导管位于气体输送导管中。

[0214] 在一些构造中,第一气体入口或气体输送导管中的至少一个包括第一长度,辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括第二长度。

[0215] 在一些构造中,第一长度和第二长度不相等,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0216] 在一些构造中,第一长度比第二长度长,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0217] 在一些构造中,第一长度比第二长度短,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0218] 在一些构造中,气体输送导管与第一气体流连通,并且辅助气体输送导管与第二气体流连通。

[0219] 在一些构造中,第一气体流具有与第二气体流不同的流率。

[0220] 在一些构造中,气体歧管和第一气体流之间的合成流动方向与气体歧管和第二气体流之间的合成流动方向是不同的流动方向。

[0221] 在一些构造中,第一气体流或第二气体流中的一个吸入流。

[0222] 在一些构造中,第一气体流的气体压力不同于第二气体流的气体压力。

[0223] 在一些构造中,相对于环境的负气体压力由第一气体流或第二气体流形成。

[0224] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种患者接口,其包括本文描述的鼻接口。

[0225] 在一些构造中,患者接口还包括头帽,以将鼻接口保持在患者面部上。

[0226] 在一些构造中,患者接口还包括与气体入口流体连通的气体输送导管。

[0227] 在一些构造中,其中气体输送导管是透气管。

[0228] 在一些构造中,其中气体歧管与气体输送导管一体地形成、或者联接至气体输送导管。

[0229] 在一些构造中,气体输送导管将气体入口联接至患者导管,该患者导管从流动发

生器提供气体。

[0230] 在一些构造中,患者接口还包括气体输送导管保持夹。

[0231] 根据本文公开的实施例中的至少一个的某些特征、方面和优点,提供了一种呼吸治疗系统,包括:呼吸治疗设备,其包括:控制器;血氧饱和度传感器;环境空气入口;氧气入口;与氧气入口流体连通以控制通过氧气入口的氧气流的阀;和气体出口;其中,控制器被构造为基于来自血氧饱和度传感器的氧饱和度的至少一个测量值来控制阀;以及如本文描述的患者接口。

[0232] 来自一个或多个实施例或构造的特征可以与一个或多个其他实施例或构造的特征组合。另外,在患者的呼吸支持过程期间,可以在呼吸支持系统中一起使用多于一个实施例或构造。

[0233] 如本文所用,名词后面的术语“(多个)”是指该名词的复数和/或单数形式。

[0234] 如本文所用,术语“和/或”是指“和”或者“或”、或在上下文中允许这两者。

[0235] 本说明书中使用的术语“包括”是指“至少部分由其组成”。当解释本说明书中包含术语“包括”的每个语句时,也可以存在除了以该术语为前序的那个或那些特征之外的特征。相关术语如“包含”和“具有”将以相同的方式解释。

[0236] 对本文公开的数字范围(例如1至10)的引用也旨在包括对该范围内的所有有理数(例如1、1.1、2、3、3.9、4、5、6、6.5、7、8、9和10)的引用,以及对该范围内的任何有理数范围(例如2至8、1.5至5.5、和3.1至4.7)的引用,因此本文明确公开的所有范围的所有子范围也都被明确公开。这些仅仅是具体意图的示例,并且在所列举的最低值和最高值之间的数值的所有可能组合都被认为以类似的方式明确地陈述于本申请中。

[0237] 本公开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出的部分、元件和特征,以及任何两个或更多个所述部分、元件或特征的任何或所有组合。

[0238] 其中在本文中提及了在本公开所涉及的领域中具有已知等同物的特定整体,这样的已知等同物被认为如同单独地阐述一样被并入本文中。

[0239] 本公开包括前述内容,并且还设想以下仅给出示例的构造。

附图说明

[0240] 从本文参考以下附图的详细描述中,特定实施例及其修改对于本领域技术人员将变得显而易见,其中:

[0241] 图1A是本公开的示例性构造的患者接口的左前透视图,该患者接口包括鼻接口。

[0242] 图1B是患者接口的右前透视图。

[0243] 图1C是患者接口的左前分解透视图。

[0244] 图1D是鼻接口的正视图。

[0245] 图2是根据本公开的鼻接口的前视图,其示意性地示出了元件。

[0246] 图3A是图2的鼻接口的元件的示意性透视图。

[0247] 图3B是图3A的元件在可能构造中的示意性前视图。

[0248] 图3C是图3A的元件在可能构造中的示意性前视图。

[0249] 图4是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。

[0250] 图5是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。

- [0251] 图6是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。
- [0252] 图7是图6的鼻接口的改型的前视图。
- [0253] 图8是图6的鼻接口的改型的前视图。
- [0254] 图9是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。
- [0255] 图10是图9的鼻接口的改型的前视图。
- [0256] 图11是图9的鼻接口的前视图,示意性地示出了元件。
- [0257] 图12是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。
- [0258] 图13是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。
- [0259] 图14是根据本公开的鼻接口的改型的前视图。
- [0260] 图15是图14的鼻接口的改型的前视图。
- [0261] 图16是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0262] 图17是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0263] 图18是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0264] 图19是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0265] 图20是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0266] 图21是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0267] 图22是根据图1D的鼻接口的叉的改型的前视图。
- [0268] 图23是根据图1D的鼻接口的改型的前视图。
- [0269] 图24示出了结合有本公开的患者接口和鼻接口的呼吸治疗系统。
- [0270] 图25示出了用于闭环血氧饱和度 (SpO₂) 控制的呼吸治疗系统的控制环。
- [0271] 图26示出了结合有本公开的患者接口和鼻接口的替代性呼吸治疗系统。
- [0272] 图27示出了可以在本公开的呼吸治疗系统中使用和/或与鼻接口一起使用的患者导管的截面图。
- [0273] 图28示出了可以在本公开的呼吸治疗系统中使用和/或与鼻接口一起使用的替代性患者导管的截面图。

具体实施方式

[0274] 患者接口可以用于将呼吸气体递送到患者的气道。患者接口可以包括鼻接口,其可以用于将气体流递送至患者。鼻递送元件(例如鼻叉或鼻枕)被插入患者的鼻子中以递送所需的治疗。鼻递送叉可能需要在鼻子处密封,以递送治疗。一个或多个鼻递送元件可以包括鼻枕以在鼻子处密封。

[0275] 公开了通过鼻接口向患者递送气体的系统。

[0276] 该系统向每个鼻孔提供非对称的气体流,例如在鼻接口的第一鼻叉和第二鼻叉处引起压力差。如本文所述的非对称流是指在鼻接口(例如鼻叉)内或在鼻子内不同的流(例如,鼻孔之间的不同流)。这样,不同的流可以由每个鼻叉递送。非对称流也可以包括部分单向流。

[0277] 非对称流的递送可以改善上气道中的死区清除。所描述的鼻接口被构造成通过流动限制元件产生这种非对称流。

[0278] 由呼吸治疗产生的流动取决于通过鼻接口的流动,这取决于每个鼻叉处的压力。

如果每个鼻叉处的压力不同,则将产生非对称的气体流。

[0279] 如果通过鼻接口的流动、泄漏、或者流动和泄漏的组合是非对称的,则通过鼻子的流动在呼吸期间可能变得不对称。部分单向流可以是一种非对称流。当空气从上气道被冲出时,部分单向流可以提供解剖学死区的改善清除。部分单向流可能比完全单向流更舒适。本文中的完全单向流包括所有流通过鼻递送叉进入一个鼻孔并通过另一鼻孔流出。如本文所述的部分单向流包括可以经由两个鼻孔进入鼻子并从一个鼻孔离开鼻子的流、可以通过一个鼻孔进入鼻子并通过两个鼻孔离开鼻子的流、或者可以通过两个鼻孔进入鼻子的不同比例流和/或可以通过两个鼻孔离开鼻子的不同比例流,并且可以是可经由两个鼻孔进入鼻子并从两个鼻孔或一个鼻孔离开鼻子并且可选地经由嘴离开鼻子的流。如果在第一鼻叉和第二鼻叉之间存在压力差,则在吸气期间,第一鼻叉将比第二鼻叉接收更多的来自气体入口的气体流。在呼气期间,与第二鼻叉相关联的第二鼻孔将比与第一鼻叉相关联的第一鼻孔排出更多的气体流。第一鼻叉和第二鼻叉之间的压力差可以根据患者的呼吸循环是处于吸气阶段还是呼气阶段而改变。

[0280] 可以在适当的时间段内应用非对称流评估。例如,可以在患者的一个呼吸循环上或者替代地在患者的不同数量的呼吸循环上应用非对称流评估。

[0281] 部分单向流可以减少患者鼻腔中的湍流,这可以提高舒适度。

[0282] 图1A至1D示出了示例性的患者接口10,其包括具有第一鼻叉111和第二鼻叉112的鼻接口100。鼻接口包括气体歧管120,该气体歧管包括气体入口121。

[0283] 第一鼻叉111和第二鼻叉112通过歧管120与气体入口121流体连通。气体入口121位于歧管120处,使得第一鼻叉111更靠近气体入口121,而第二鼻叉112更远离气体入口121。气体歧管120形成歧管室125以允许气体通过其中。因此,在一些构造中,气体入口121位于气体歧管120的一侧或以其他方式偏向一侧。

[0284] 第一鼻叉111和第二鼻叉112具有流动通路以允许气体流通过其中。第一鼻叉111和第二鼻叉112的流动通路由它们各自的内壁形成。气体歧管120与通过气体入口121连接的气体输送导管300流体连通。气体歧管120能够可移除地附接到或一体地模制到气体输送导管300上。

[0285] 在所示的构造中,气体流从气体输送导管300通过气体入口121、通过歧管室125到达第一鼻叉111和第二鼻叉112,并且通过它们各自的流动通道到达患者的鼻孔。因此,来自气体输送导管300的气体流的方向限定了上游方向和下游方向。然而,要强调的是,气体流不限于一个方向。例如,患者呼气可以提供沿相反方向的气体流,例如通过第一鼻叉111和第二鼻叉112进入气体歧管120。然而,本文使用如上文所限定的上游和下游定义。

[0286] 在所示的构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以被形成为接口主体118的一部分。接口主体118是用于与患者面部接合的面部安装件。第一鼻叉111和第二鼻叉112与接口主体118一体地模制或可移除地附接。

[0287] 接口主体118部件能够可连接到或可接合到气体歧管部件120a,或者可以与气体歧管部件120a一体地形成或永久接合。接口主体118和气体歧管部分120a形成气体歧管120。

[0288] 接口主体118可以由柔软的柔性材料形成,例如硅树脂、热塑性弹性体或本领域已知的其他聚合物。第一鼻叉111和第二鼻叉112可以是柔软的,并且可以由足够薄的硅树脂

层或其他合适的材料形成,以实现该特性。接口主体118和鼻叉111、112可以例如由能够符合患者鼻孔和/或面颊的几何形状并提供有效气动密封的弹性体材料形成。

[0289] 接口主体118包括从任一侧面侧向外延伸的两个侧臂。

[0290] 在所示的构造中,侧臂包括从接口主体118的任一侧面侧向延伸的翼部113和114。翼部113和114与接口主体118一体地形成,但是可以替代地是单独的部件。

[0291] 在一些构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112从接口主体118大致向上和向后延伸。

[0292] 在一些构造中,第二鼻叉112更靠近气体入口121,而第一鼻叉111更远离气体入口121。

[0293] 气体入口121是气体歧管120中的开口、孔或端口,用于可释放地或永久地连接到诸如气体输送导管300的导管。在一些布置中,气体入口121可以形成从气体歧管120延伸或作为气体歧管一部分的管或通道。在一些布置中,气体入口121具有用于固定到导管的紧固或连接器件。

[0294] 气体歧管120可以包括单个气体入口121。

[0295] 在所示的构造中,第一鼻叉111在其顶端或末端131处具有开口,用于递送来自气体歧管120的气体。通过第一鼻叉111递送的气体经由第一末端131离开第一鼻叉111。第一鼻叉111在第一鼻叉111的与第一末端131相对的端部处具有第一基部135。第一基部135是另一开口,并且连接到气体歧管120,并且允许气体从歧管室125流动到第一鼻叉111。第一基部135可以一体地形成至或可移除地连接到接口主体118。

[0296] 第二鼻叉112在其顶端或末端132处具有开口,用于递送来自气体歧管120的气体。通过第二鼻叉112递送的气体经由第二末端132离开第二鼻叉112。第二鼻叉112在第二鼻叉112的与第二末端132相对的端部处具有第二基部136。第二基部136是连接到气体歧管120的另一开口,并且允许气体从歧管室125流动到第二鼻叉112并通过第二鼻叉。第二基部136可以一体地形成至或可移除地连接到接口主体118。

[0297] 第一鼻叉111和第二鼻叉112可以具有任何合适的形状以密封患者的鼻孔或插入患者的鼻孔。例如,在一种构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以是基本管状的,并且可以将尺寸确定为大于患者的鼻孔,但是可以是柔软的或柔性的以在插入到鼻孔中时变形并且与鼻孔密封。在一个示例中,第一鼻叉111和/或第二鼻叉112是弯曲的,并且可选地弯曲成在使用中指向患者头部的后面。第一鼻叉111和/或第二鼻叉112还可以构造成使得它们的出口指向鼻接口100的中线平面。当使用鼻接口100时,该中线位置可以平行于患者的矢状平面。换句话说,当使用鼻接口100时,第一鼻叉111和/或第二鼻叉112的出口可以指向患者的矢状平面。在一种构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以是柔软的或柔性的以变形,并且尺寸被确定成与鼻孔形成非密封布置。在一种构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以不进入鼻孔,但是位于近侧。在一些构造中,鼻叉111、112比接口主体118更柔软或更具柔性。

[0298] 鼻接口100为患者提供了适于将高气流、高湿度气体流递送到患者的鼻腔/鼻孔的患者接口。在一些构造中,鼻接口100适于在宽的流量范围(例如,大约8lpm,或者取决于其他治疗应用更高,可能为诸如10-50lpm或更高)内递送高流量的气体。在一些构造中,鼻接口100适于递送相对低压的气体。

[0299] 气体歧管部件120a可插入接口主体118以形成气体歧管120。接口主体118可以包

括至少一个基本水平的侧面进入通路118a、118b,该侧面进入通路通向基部或接口主体118的内部,用于可释放地接收通过其中的气体歧管部件120a的出口。

[0300] 气体歧管部件120a可选地从两个相反的水平方向中的任一个、即从左侧或右侧插入到接口主体118中。以这种方式,气体流动歧管部件120a的取向可以相对于接口主体118重新构造。换句话说,根据最方便的情况,例如根据气体源或呼吸器位于用户的哪一侧,用户可以选择使歧管部件120a的气体入口121(和从其延伸的导管300)从鼻接口100的接口主体118的左侧或右侧延伸。

[0301] 接口主体118可以包括通向基部或接口主体118的内部的一对相对的侧部进入通路118a、118b,每个侧部进入通路适于可释放地接收通过其中的气体歧管部件120a的出口。

[0302] 接口主体118被成形为大体遵循上唇区域周围的患者面部的轮廓。接口主体118被模制或预成形为能够在插管将被定位的面部区域中符合和/或柔韧以适应、适应和/或对应于用户面部的轮廓。在一些构造中,接口主体118包括容纳患者鼻子的一部分并减小被容纳部分的下侧上的压力的部分或凹部。

[0303] 可以使用头帽将鼻接口100保持在患者面部上。头帽包括头带200。头带200可以是单一连续长度的,并且适于在使用中沿着患者的面颊、在耳朵上方和围绕头部的后部延伸,可以是可调节的,和/或可以围绕患者头部的其他部分延伸。

[0304] 在所示的示例性构造中,头带200的主端部2011和2021适于可释放地连接位于鼻接口100的任一侧上的相应结构101和102,以在使用期间将鼻接口100保持就位。

[0305] 在一种构造中,在每个端部2011、2021处设置能够被接收并保持在对应构造101、102内的夹构件。夹构件可以在相应的主端部处联接到带。此外,头带200的长度是可调节的,以帮助根据佩戴者的头部调节带。头带200可以由柔软且可拉伸的/弹性的材料形成,例如对于穿戴者而言舒适的弹性的纺织材料/织物。或者,头带200可由基本上更刚性或更不柔性的材料形成,例如硬塑料材料。

[0306] 头帽还可以包括附加的带或其他头帽构件,其在使用中联接头带200以在患者的头顶上延伸。头顶带或头顶构件可具有在使用中将带200拉起并拉到患者耳朵上方以改善贴合性和舒适性的益处。

[0307] 通常,但也参照图1A至1C,在可调节带200的一个示例性构造中,调节机构以一个或多个可插入/可移除的带段或带延伸部2201的形式设置。

[0308] 固定长度的带段2201能够可释放地连接到主带210以延伸主带的长度。在该构造中,主带210包括一对中间或次端部2031、2041,其彼此可释放地连接,并且还可释放地与带段2201的相应端部2211和2221连接。当次端部2031和2041彼此连接时,主带210具有对于穿戴者而言连续的起始长度/尺寸。为了使带200的长度延伸超过该起始长度,主带210可以在次端部2031/2041处断开,并且一个或多个附加的带段2201连接在次端部之间。

[0309] 可以提供多个具有不同预定长度的带段2201以提供可选的调节长度。例如,一个或多个带段2201可以具有在大约1cm至大约10cm的范围内、或者在大约2cm至大约6cm的范围内的长度。带段220具有例如约2cm、约4cm或约6cm的长度。应当理解,这些示例不旨在是限制性的,并且每个带段的长度可以是任何尺寸,因为其取决于用户和/或应用。

[0310] 此外,每个带段2201的每个端部2211、2221可以连接至另一带段2201的相应端部2211、2221和/或连接至主带210的相应次端部2031、2041,从而使得用户能够组合具有相同

或变化长度的一个或多个带段2201,以根据需要调节延伸的总长度。

[0311] 附加的带段可由柔软且可拉伸的/弹性的材料形成,例如使穿戴者舒适的弹性的纺织材料/织物。例如,可以调节管状编织型头带或者头带210的部分,特别是为了用户耳朵上的舒适性。

[0312] 应当理解,通过头带可以获得特别的舒适性,该头带能够提供鼻接口100在用户面部上的相对稳定位置处的适当定位,同时还提供围绕用户头部的相对宽松的配合或低张力的配合。

[0313] 替代地,附加的带段可由基本刚性的材料形成,例如硬塑料材料。

[0314] 在主带210的次端部2031、2041和带段2201的相应端部2031、2041中的每一个处设置带连接器2301。

[0315] 每个带连接器2301在一端处设置有用于联接到带材料的带连接机构,并且在相反端处设置有用于可释放地联接类似连接器2301的相应端部的联接机构。

[0316] 在替代方案中,带连接器2301可以是各种不同形式的可调节带扣,其适于调节将患者接口保持在用户头部周围的适当位置处的头带段210的长度或张力。

[0317] 还应当理解,连接器2301可以定位成从用户头部后部的中点偏移,或者可以偏移到用户头部的一侧。这可能是有利的,以便避免碰撞用户头部的一部分,否则在一些位置处例如睡觉时这对用户可能是不舒适的。

[0318] 在又一构造中,带段可以具有不同的长度,以便非对称地设置或帮助在偏移连接器2301位置的情况下操作。此外,可以在两个带段210中,这些带中的一个的长度可以是可调节的,而另一个的长度不可以调节。例如,一个带段210可以具有恒定长度或永久地连接到连接器2301。

[0319] 在示例性的构造中,带连接机构可以包括位于连接器的主体内的一系列内齿,用于与带的相应端部建立摩擦配合接合。设置了该主体的铰接钳口并且该铰接钳口闭合在齿上,以将带的端部牢固地保持在齿上。另一端处的可释放连接机构包括一对凸构件和凹构件,例如分别为突起和孔,这两者都适于连接到类似连接器230的对应凸构件和凹构件。突起上的凸耳可与凹构件中的凹部连接,以在构件之间提供卡扣配合接合。应当理解,在替代构造中,任何其他合适的连接器构造可用于将带的次端部彼此可释放地连接,并且可释放地连接到附加带段的端部。

[0320] 插管连接器2401设置在主带210的主端部2011和2021处。这些连接器2401具有与次端部2031和2041的带连接器2301类似的带连接机构,但是在连接器2401的与带端部相对的端部处包括诸如推入配合夹2411的夹构件。夹2411被构造成可释放地联接鼻接口100的侧面处的相应构造101、102。夹构件2411可以是相对于带形成铰接部的可弯曲部件,例如塑料部件。夹2411可以预先形成为沿其长度具有弯曲形状。在一个示例中,夹2411可以预先形成有相对于彼此成角度的两个或更多个部分,例如角度在0度和20度之间。该弯曲和/或角度允许夹2411在夹2411的区域中适配患者面部的轮廓。

[0321] 鼻接口100可包括套筒270。每个套筒270可以被预先形成为沿其长度具有弯曲形状。在一个示例中,每个套筒270可以预先形成有相对于彼此成角度的两个或更多个部分,例如角度在0度和20度之间。该弯曲和/或角度允许套筒在使用中在套筒的区域中适配患者的面部或面颊的轮廓。替代地,套筒270可以在与头带200的主端部2011、2021或连接器2401

接合时呈现弯曲套筒的形状。

[0322] 套筒270提供了具有相对较高摩擦表面材料的表面区域,用于与用户的面部或面部皮肤摩擦接合。该表面区域被定位成与用户的面部面颊皮肤摩擦接合。该表面区域至少局部化到将被定位在用户的脸颊上的带或带段。设置有相对较高摩擦表面材料的表面区域可以是对患者皮肤光滑和舒适的材料。因此,套筒270或至少表面区域271由比连接器2401相对更软的材料形成。

[0323] 在一种构造中,表面区域271或套筒270由软的热塑性弹性体(TPE)形成,但可以替代地由诸如硅酮的其他塑料材料或任何其他生物相容材料形成。

[0324] 表面区域271可以是与更远离患者接口的表面区域相比更邻近患者接口的较宽表面区域的表面。在一种构造中,套筒270在远离连接器2401与鼻接口100之间的连接点延伸的方向上从相对较宽的表面区域273渐缩至相对较小的表面区域274。套筒在端部273处的宽度可以与接口主体118的对应翼部113、114的渐缩远端的宽度相同或相似。这在鼻接口100和头帽之间提供了平滑的过渡。

[0325] 套筒270可以被着色以提供鼻接口100的识别。如本文所述,鼻接口可以以不同的尺寸设置,例如小、中和大。这些尺寸中的每一种的套筒270可以包括不同的颜色以表示不同的尺寸。替代地或附加地,套管可以以特定方式着色,以表示鼻叉111、112具有非对称的鼻流而不是对称的鼻流。

[0326] 用于除鼻插管之外的其他形式接口的头帽在该接口的头帽的带的任一侧端处或附近可以包括如所描述的或类似的面颊支持件270,该面颊支持件连接至鼻接口,用于与用户的面部摩擦接合以将面罩稳定在面部上的面颊处。这种头帽还可以包括单个头带,所述单个头带适于在使用中沿着患者的面颊、在耳朵上方以及在头部的后部周围延伸,并且其端部包括任何适当形式的夹,该夹在任一侧处联接至鼻接口(或者永久地附接至鼻接口)。

[0327] 参照图1A至1C,在所示的构造中,患者接口10包括管保持夹280。管保持夹280可从患者接口10的一部分支撑患者导管300或其他气体供应管。通过从鼻接口100或其附近支撑患者导管300或其他气体供应管,由于通过第一叉111和第二叉112的非对称流和/或患者头部的运动而施加至患者导管300或其他气体供应管300的弯矩将被管保持夹280阻止,从而提高了患者舒适度。

[0328] 在所示的构造中,管保持夹280包括管状主体281,用于在其中接收和容纳患者导管300或其他气体供应管的一部分。

[0329] 在所示的构造中,管保持夹280从患者接口的头帽支撑患者导管300或其他气体供应管。在替代构造中,管保持夹280可以从患者接口的鼻接口100的一部分支撑患者导管300或其他气体供应管。例如,管保持夹280可以从接口主体118支撑患者导管300或其他气体供应管。在一些构造中,管保持夹280可以从鼻接口100的翼部114、115中的一个或任一个支撑患者接口。

[0330] 钩部282从管状主体281突出,以联接头帽的带或其他构件。以这种方式,导管300在使用中可以联接或拴系到头带210或头帽。如果导管300被拉动,则力将施加在头带210上而不是直接施加在插管100上。这种力的重新定位将降低鼻接口100的叉111和112从患者鼻孔弹出的可能性。

[0331] 用于连接管保持夹280的一个或多个拴系点可以位于头帽上,优选地在头帽的任

一侧上具有至少两个对称拴系点以增大可用性。

[0332] 还应当理解,管保持夹280可以从患者导管300或其他气体供应管上移除,或者可以是患者导管或其他气体供应管上的永久配件。

[0333] 管保持夹280可以连接(可移除地或永久地)或保持至患者接口10的一部分,例如提供相对更刚性的区域(例如以便支撑患者导管300)的接口部分。管保持夹也可以定位或固定在患者导管300上的特定位置处,例如可以提供将保持夹保持在适当位置处的预定位置。

[0334] 在一些构造中,第一叉111和第二叉112中的一个或两个确保在叉的外表面与患者的皮肤之间维持间隙,以避免鼻接口100与患者之间的密封。这为鼻叉111、112的外表面周围的气体流提供了气体路径。

[0335] 患者接口10可以具有PCT公开号W02014/182179或美国专利号10,406,311中描述的任何一个或多个特征和功能。这些说明书的内容通过引用整体结合于本文中。

[0336] 作为头帽的替代,患者接口可以包括PCT公开号W02012/053910或美国专利号10,238,828中描述的类型固定系统。这些说明书的内容通过引用整体结合于本文中。

[0337] 鼻接口可以具有关于美国专利号10,918,818的鼻孔定位器描述的任何个或多个特征。该说明书的内容通过引用整体结合于本文中。

[0338] 参照图2,示出了具有参照图1A至1D所述的鼻接口100的患者接口10。另外,提供了被构造或布置成增大通过鼻接口或其一部分的气体流的阻力的至少一个元件。

[0339] 图2中示意性地示出了第一叉元件201、第二叉元件202和歧管元件203,它们被构造或布置成增大通过相应的第一叉111、第二叉112和歧管120的气体流的阻力。

[0340] 在全文中使用的元件201、202、203也可以被称为流动限制部或流动限制器。

[0341] 虽然图2示出了第一叉元件201、第二叉元件202和歧管元件203,但是在如下面详述的多个构造中,在鼻接口100中可以存在单个元件201、202、203,或者可以存在两个元件(例如第二叉元件202和歧管元件203)的任何组合。

[0342] 当存在时,第二叉元件202位于第二叉112内,并且用于增大通过第二叉112的气体流的流动阻力。第二叉元件202可以定位在第二基部136处或附近、在第二末端132处或附近、或者在第二末端132与第二基部136之间的任何位置处。

[0343] 在一些构造中,由本文所述的任何元件201、202、203提供的流动阻力可以使得非常少的流动(可忽略的流动)或没有流动被允许通过元件。

[0344] 当存在时,歧管元件203被定位在歧管室125内,并且用于增大通过气体歧管120的气体流的流动阻力。歧管元件203被定位在用于相应第一叉111和第二叉112的流动通道之间的入口之间,例如在第一基部135和第二基部136之间。因此,在气体入口121位于气体歧管120的一侧的构造中,从气体入口121通过歧管室125的气体流将对于一个近侧叉被限制,而对于另一叉不被限制。具体地,在第一叉111靠近气体入口121的情况下,气体流不被歧管元件203限制到达第一基部135,因为气体入口121和第一基部135在没有气体通过歧管元件203的情况下流体连通。从气体入口121通过歧管室125到第二基部136的气体流受到歧管元件203的限制,因为气体入口121和第二基部136在气体必须通过歧管元件203的情况下流体连通。

[0345] 当存在时,歧管元件203将歧管室125分成位于歧管元件203的任一侧处的上游部

分141和下游部分142。上游部分141位于气体歧管120的气体入口121侧。

[0346] 当存在时,第一叉元件201定位在第一叉111内,并且用于增大通过第一叉111的气体流的流动阻力。第一叉元件201可位于或邻近第一基部135、位于或邻近第一末端131、或者位于第一末端131与第一基部135之间的任何位置处。

[0347] 当单独地存在于鼻接口100中时,元件201、202、203中的每一个在第一叉111和第二叉112处并因此在每个鼻孔处引起非对称的气体流。非对称流导致第一鼻叉111和第二鼻叉112之间的压力差,从而导致患者的鼻孔之间的压力差。因此,单个第一叉元件201、第二叉元件202或歧管元件203可以提供流动限制,以相应地在每个叉111、112处引起非对称的气体流。同样,第二叉元件202和歧管元件203的组合(不存在第一叉元件201)将导致对到第二叉112的流动的限制,这将导致非对称流。然而,在每个第一叉111和第二叉112处都以类似方式限制气体流的第一叉元件201和第二叉元件202(或歧管元件203)的存在将不会产生非对称的气体流。然而,在一些构造中,元件201、202、203可以被构造成以不同的大小限制流动,以便即使当存在限制到第一叉111和第二叉112的流动的组合时也提供非对称流。

[0348] 在一些构造中,最靠近气体入口121的鼻叉没有限制,因为气体流被从气体入口121到相应鼻叉的几何形状干扰最少。因此,如图2的情况,第一鼻叉111可以不存在任何第一元件201。在一些构造中,当存在第一叉元件201时,第二叉112和气体歧管120中的至少一个没有任何元件或流动限制部。在一些构造中,当存在第二叉元件202时,第一叉111和气体歧管120中的至少一个没有任何元件或流动限制部。在一些构造中,当存在歧管元件203时,第一叉111和第二叉112中的至少一个没有任何元件或流动限制部。如本文所述的至少一个元件中的每一个都在患者的鼻孔处引起非对称流。在示例中,当向患者提供气体流时,可选地在患者的吸气阶段、患者的呼气阶段或者在患者的呼吸循环中,至少一个元件中的每一个都在患者的鼻孔处引起非对称流。在一些构造中,元件201、202、203被动地引起流动限制。

[0349] 虽然元件201、202、203被示出为矩形,但是这些元件201、202、203可以采取任何合适的形式。下面提供了关于这一方面的示例。

[0350] 由元件201、202、203提供的流动限制部可以根据叉之间的所需流动差异而采取各种形式。参考图3A至3C,元件201、202、203采取板或壁205的形式。板205被定位或形成在叉111、112或歧管室125中。板205被定位成横跨气体流动通过的通路。板205包括孔207以允许气体流动通过其中。形成在第一叉元件201、第二叉元件202或歧管元件203中的孔207提供了比流动通道更小的开口,并且限制了气体流动通过其中。

[0351] 在一些构造中,板205基本上居中地定位成横跨气体流动通过其中的通路。

[0352] 孔207可以位于板205的中心,或者可以在板内偏心。

[0353] 参照图3B,板205具有面对来自气体入口121的气体流(例如上游方向)的表面。这是入口表面211。板205具有面向与来自气体入口121的气体流相反的方向(例如下游方向)的表面。这是出口表面213。孔207形成为在各表面之间延伸,使得板205具有一厚度。

[0354] 入口表面211在面向流动的表面与形成孔207(例如孔207的壁)之间过渡。在图3B中,入口表面211和孔表面207之间的过渡部214是尖锐角部过渡部214。尖锐角部过渡部214可以基本上是形成在两个表面之间的直角。替代地,过渡部可以形成为圆角或倒角边缘。从入口表面211到倒角的尖锐角部过渡部214的等效圆角或倒角角度具有在大约75°至110°之

间的角度。尖锐角部214引起对气体流的扰乱,例如引起湍流。这导致元件201、202、203引起对流动的额外扰乱。

[0355] 出口表面213在孔207和尾流之间过渡。在图3B中,孔207和出口表面213之间的过渡部216是具有圆角或倒角边缘的平滑角度过渡部216。从出口表面213到倒角的平滑角度过渡部216的等效圆角或倒角角度具有大约30°到75°之间的角度。平滑角度216允许气体流离开孔207以填充经过元件201、202、203的流动通道。

[0356] 参照图3C,入口表面211和孔表面207之间的过渡部215是平滑角度入口过渡部215。因此,它类似于平滑角度出口过渡部216。从入口表面211到倒角的平滑角度过渡部215的等效圆角或倒角角度具有在大约30°到75°之间的角度。

[0357] 在一些构造中,尖锐角度入口过渡部214或平滑角度入口过渡部215具有比平滑角度出口过渡部216更大的角度或倒角角度。这确保了气体流在进入孔207时被干扰。

[0358] 平滑和尖锐的过渡部214、215、216的变化导致元件201、202、203具有比具有相同内径的孔207的等效板205更高的排出系数。

[0359] 在出口表面213处的平滑角度过渡216可以确保例如在患者呼气期间通过具有第一叉元件201或第二叉元件202的第一叉111或第二叉112朝向歧管室125的气体流受到较少限制。因此,避免了气体在患者的任一鼻孔中的积聚。

[0360] 在一些构造中,孔207的直径可以在一个位置处、例如在出口表面213附近减小,使得横截面的变化相对于具有较大直径的入口表面211产生增大的压降,并且因此更平滑地进入元件201、202、203。孔207的直径的这种变化可以形成为喷嘴。

[0361] 当形成为孔口时,孔207可以是任何形状,例如圆形,或者可以是三角形、正方形或任何多边形形状。多个孔207可以形成在板205中。在一些示例中,可以提供具有一个或多个小间隙的非穿孔但非邻接的板205,或者可以提供具有穿孔图案的邻接壁。诸如过滤器的多孔介质可以用作板205。间隙、狭缝或切口可以形成在板205中,相对于板205本身竖直地或水平地纵向延伸。穿孔壁或板205可以具有降低声学噪声产生的益处。

[0362] 在一些构造中,元件201、202、203可以在气体流动路径中具有变化的表面纹理,以提供通过所述元件201、202、203的压降。基本上更粗糙的区域可以具有增大的压降。

[0363] 在一些构造中,第一叉元件201、第二叉元件202或歧管元件203可以是阀的形式,以引起压降来限制流动。参考图4,示出了患者接口10,其具有参考图1A至1D和图2描述的鼻接口100。歧管元件203包括手动可调节的流动限制器220。

[0364] 在这种构造中,气体歧管120具有歧管元件203,该歧管元件连接到流动限制器220调节机构上或与其一起形成,该调节机构可以从气体歧管120的外部致动。

[0365] 在一些构造中,流动限制器220具有布置在气体歧管120的外部上的滑块221,其用于调节流动限制器220的主体222在歧管室125内的位置。流动限制器的主体222通过改变多少流动路径横截面区域是“开放的”或有效的以及多少气体流通过歧管元件203到达第二叉112来提供通过歧管室125的可变开口。在一些构造中,歧管室125在第一基部135和第二基部136之间逐渐变窄。流动限制器220可沿着歧管室125移动,例如沿着朝向或远离气体入口121的方向,使得歧管室125中在第一基部135与第二基部136之间的通道变化。在使用中,通过沿着气体歧管120的外侧致动滑块221,流动限制器220被移动成更靠近第一叉111以阻止到第二叉112的流动。根据主体222的尺寸或高度,限制的程度可以更大/更小。相反,朝向第

二叉112移动元件减小了对流到二叉112的流动的限制影响,因为歧管室125中的气体流动路径受到较少限制。

[0366] 在一些布置中,流动限制器220可以进一步移动到歧管室125中以提供更小的开口,例如竖直移动。因此,流动路径的横截面积通过主体222而变化,从而留下用于流动的更小有效孔。这些移动都可以应用于单个流动限制器220中。

[0367] 参照图5,患者接口10示出为具有参照图1A至1D、图2和4所述的鼻接口100。歧管元件203的流动限制器220由可旋转的限制器225代替。

[0368] 可旋转的限制器225被布置成延伸穿过气体歧管120,使得内部部分位于歧管室125内,并且外部部分位于气体歧管120的外部。可旋转的限制器225是可调节的,以增大或减少通过位于歧管元件203下游的歧管室125的气体流。可旋转的限制器225是螺旋部以允许旋转,以将可旋转的限制器225进一步移动到歧管室125中,以便有效地减小流动通过其的孔、或者增大气体流动通过其的孔。通过旋转可旋转限制器的位于气体歧管120外部的部分来进行调节。因此,来自气体入口121的气体流在二叉112处被可旋转调节器225限制,并且限制量可以改变。

[0369] 可旋转限制器225的螺纹有助于将歧管元件203保持在适当位置,允许临床医生根据需要安全地构造鼻接口100,而不存在歧管元件203在稍后的时间点被撞击或移位的风险。

[0370] 歧管元件203的阀(例如流动限制器220或可旋转限制器225)可以手动或电子控制。

[0371] 虽然在图4和图5中参考了歧管元件203,但是第一叉元件201或二叉元件202中的任一个都可以利用这种阀。此外,流动限制器220或可旋转限制器225阀的滑动或旋转功能可以组合。

[0372] 参照图6,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置如参考图1A至1D所描述的,并且可以可选地与在本文中描述的其他构造组合。

[0373] 在该构造中,歧管开口230形成在气体歧管120壁中。歧管开口230允许一部分气体通过它,从而离开歧管室125。歧管开口230可以包括一个或多个孔。

[0374] 在该构造中,存在歧管元件203,例如在本文的其他地方描述的。因此,歧管室125在歧管元件203的任一侧处被分成上游部分141和下游部分142。上游部分141位于歧管室125的气体入口121侧。歧管开口230定位在下游部分142中。

[0375] 在一些构造中,歧管开口230被定位在气体歧管120的大致与气体入口121相对的壁上。在其他构造中,歧管开口230被定位在气体歧管120的与第二基部136大致相对的壁上。在一些构造中,这些可以是相同的位置。

[0376] 如上文参照图2所述,歧管元件203是对气体流的限制部。因此,上游部分141通常处于较高压力下,因为气体流被歧管元件203限制达到下游部分142内。在患者吸气期间尤其如此。因此,与二叉112相比,更多的气体流将行进通过无阻碍/不受限制的第一叉111。

[0377] 在患者呼气时,气体可能泄漏到其中二叉112非密封的周围环境中。气体也可以通过经由二叉112流回而流回到气体歧管120中。在存在歧管元件203的情况下,这会引引起下游部分142中的压力增大,因为会限制气体流穿过歧管元件203。歧管开口230允许一些气体排出到环境中。这样,在一些构造中,可以防止在鼻接口100中所经受的压力量达到不期

望的水平。

[0378] 可能导致下游部分142内压力增大的因素还包括患者的鼻孔的过度堵塞。在一些情况下,这可能是由于不正确的接口尺寸选择引起的。

[0379] 歧管开口230可以用作呼气出口。

[0380] 在吸入期间可能发生一些气体流通过歧管开口230的排出,使得不是从上游部分141流到下游部分142的所有气体都通过第二叉112。然而,即使一定量的气体流没有进入第二叉112,而是通过歧管开口230排出到环境中,增大的压力也将具有减少从与第二叉112相关联的鼻孔呼出的呼气流的效果。这具有增大非对称性的好处,这也是通过定位歧管元件203实现的。

[0381] 参照图7,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置如参照图6所述,包括形成在气体歧管120壁中的歧管开口230。

[0382] 在该构造中,歧管开口230构造成连接至压降构件232。压降构件232被构造成防止过压发生。这有助于歧管室125的下游部分142中的可能过压,例如上面参考歧管开口230本身所述的。

[0383] 对于压降构件232,多种构造是可能的。在一种构造中,压降构件232是多孔介质,例如过滤器。在另一构造中,压降构件232是喷嘴。也可使用导致通常已知的压降的其他构件232。

[0384] 在一些构造中,压降构件232是辅助管。辅助管可以是鼻胃管,即延伸至第一叉111或第二叉112中的至少一个。

[0385] 在另一构造中,压降构件232是阀。该阀可以是具有限定的压力阈值的减压阀,该阀在该压力阈值下打开。在其他构造中,阀依赖于流率以基于流量-压力关系增大流率。因此,下游部分142中的压力被控制并被允许以受控的方式释放,同时维持非对称流。

[0386] 为了清楚起见,在一些构造中,歧管开口230和压降构件232可以组合,使得歧管开口230是喷嘴、阀、多孔介质、辅助管或其他构件本身,而不是通向这种构件的开口。在一个示例中,歧管开口230和压降构件232是允许插入辅助管(例如鼻胃管)的单向阀。单向阀可以是柔性阀。

[0387] 压降构件232可以是手动或电子可控的。例如借助阀,它可以是可控制的,以便响应于压力阈值而打开或关闭。

[0388] 在一些构造中,压降构件232是气泡CPAP (BCPAP) 起泡室,其被构造成控制压力。气泡CPAP的使用允许观察到的最小压力的指示。例如,如果当设置为 $2\text{cmH}_2\text{O}$ 时存在起泡,这指示呼气末正压(PEEP)。因此,临床医生或护理人员可以构造该压降构件232以改变压力或流量。流量和压力可以独立地构造。

[0389] 在一些构造中,在非密封叉111、112处和/或在歧管开口230处气体到周围环境中的泄漏或排出降低了呼气末正压(PEEP)。因此,治疗曲线(therapy profile)由于排气功能而变化。

[0390] 在图6和7的构造中,已经描述了歧管元件203。然而,不需要存在如所描述的歧管元件203。相反,在一些构造中,在优先流被提供到第一叉111或第二叉112的情况下,歧管开口230仍然可以被实施为在维持非对称流的同时辅助压力。此外,在包括歧管开口230的一些构造中,可以存在第一叉元件201或第二叉元件202,或存在其他特征以引起如本文通篇

所述的非对称流。歧管开口230和可选的压降构件232减小了例如由于不正确适配而造成的压力损伤的风险。

[0391] 参照图8,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置如参考图2所描述的。

[0392] 在这种布置中,歧管元件203被形成为单向阀204。因此,当单向阀204关闭时,流动限制部的一部分用于防止来自下游部分142的流通过歧管元件203流入上游部分141。

[0393] 单向阀204也可以用作流动限制部,例如在本文中的其他地方参考歧管元件203所描述的。因此,阀可以提供对流动的限制,例如具有比歧管室125的横截面更小的开口,以减少从上游部分141到下游部分142的气体流。因此,在第一叉111和第二叉112之间提供了非对称流。

[0394] 在一些构造中,单向阀204是鸭嘴阀。

[0395] 由于通过实施单向阀204可能在歧管室125的下游部分142内积聚压力,所以该布置可以与如图8所示和上面参照图6所述的歧管开口230组合。同样,也可以实施参照图7描述的压降构件232。

[0396] 图9示出了示例性的患者接口10,其包括具有第一鼻叉111和第二鼻叉112的鼻接口100。患者接口10的部件与参照图1A至1D所述的类似,并且类似的附图标记在此用于类似的特征。

[0397] 鼻接口包括气体歧管120,该气体歧管包括第一气体入口121和第二气体入口122。气体歧管120形成歧管室125以允许气体通过其中。鼻接口100包括流动改变特征,以在叉111、112中的一个处提供非对称流。

[0398] 第一鼻叉111和第二鼻叉112通过气体歧管120与第一气体入口121和第二气体入口122流体连通。第一气体入口121被定位在气体歧管120处,使得第一鼻叉111更靠近第一气体入口121,而第二鼻叉112更远离第一气体入口121。第二气体入口122被定位在气体歧管120处,使得第二鼻叉112更靠近第二气体入口122,而第一鼻叉111更远离第二气体入口122。

[0399] 在一些构造中,这些叉的位置被颠倒,使得第二鼻叉112更靠近第一气体入口121,而第一鼻叉111更靠近第二气体入口122。

[0400] 在一些构造中,第一气体入口121和第二气体入口122位于气体歧管120的相对两侧处。在其他构造中,第一气体入口121和第二气体入口122被布置成彼此相邻。

[0401] 第一叉111和第二叉112具有流动通路以允许气体流动通过其中。第一叉111和第二叉112的流动通路由它们各自的内壁形成。

[0402] 气体歧管120与气体输送导管300流体连通,该气体输送导管通过第一气体入口121和第二气体入口122连接到气体歧管120。

[0403] 在一些构造中,气体输送导管300具有连接至第一气体入口121的第一气体输送导管301、以及连接至第二气体入口122的第二气体输送导管302。气体输送导管300可以例如通过Y形件而被分成第一输送导管301和第二输送导管302。在一些其他构造中,第一气体输送导管301和第二气体输送导管302直接连接至(一个或多个)流动发生器。气体歧管120能够可移除地附接到或一体地模制到气体输送导管300、第一气体输送导管301或第二气体输送导管302上。

[0404] 第一气体入口121和第二气体入口122是气体歧管120中的开口、孔或端口,用于可

释放地或永久地连接到导管,例如第一气体输送导管301或第二气体输送导管302。在一些布置中,第一气体入口121和第二气体入口122可以形成从气体歧管120延伸或作为其一部分的管或通道。在一些布置中,第一气体入口121和第二气体入口122具有用于固定到导管的紧固或连接器件。

[0405] 在所示的构造中,气体流从第一气体输送导管301通过气体入口121、通过歧管室125到达第一叉111和第二叉112,并且通过它们各自的流动通道到达患者的鼻孔。气体流还从第二气体输送导管302通过气体入口122、通过歧管室125到达第二叉112和第一叉111,并且通过它们各自的流动通道到达患者的鼻孔。然而,在一些构造中,气体可以在相反的方向上流动,例如在呼气期间,其中来自患者鼻孔的气体流可以流动通过第一叉111和第二叉112进入气体歧管120中。

[0406] 在所示的构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以被形成成为接口主体118的一部分。接口主体118是用于与患者面部接合的面部安装件。第一鼻叉111和第二鼻叉112与接口主体118一体地模制或可移除地附接至接口主体。

[0407] 接口主体118部件可以连接到或接合到气体歧管120部件,或者可以与气体歧管120部件一体形成或永久接合。

[0408] 接口主体118可以由柔软的柔性材料形成,例如硅树脂、热塑性弹性体或本领域已知的其他聚合物。第一鼻叉111和第二鼻叉112可以是柔软的,并且可以由足够薄的硅树脂层或其他合适的材料形成,以实现该特性。接口主体118和鼻叉111、112可以例如由能够符合患者鼻孔和/或面颊的几何形状并提供有效气动密封的弹性体材料形成。

[0409] 接口主体118包括从任一侧面侧向向外延伸的两个侧臂。在所示的构造中,侧臂包括从接口主体118的任一侧面侧向延伸的翼部113和114。翼部113和114与接口主体118一体地形成,但是可以替代地是分开的部件。

[0410] 在一些构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112从接口主体118大致向上和向后延伸。

[0411] 在所示的构造中,第一鼻叉111在其顶端或末端131处具有开口,用于递送来自气体歧管120的气体。通过第一鼻叉111递送的气体经由第一末端131离开第一鼻叉111。第一鼻叉111在第一鼻叉111的与第一末端131相对的端部处具有第一基部135。第一基部135是另一开口,并且连接到气体歧管120,并且允许气体从歧管室125流动到第一叉111。第一基部135可以与接口主体118一体地形成或可移除地连接至接口主体。

[0412] 第二鼻叉112在其顶端或末端132处具有开口,用于递送来自气体歧管120的气体。通过第二鼻叉112递送的气体经由第二末端132离开第二鼻叉112。第二鼻叉112在第二鼻叉112的与第二末端132相对的端部处具有第二基部136。第二基部136是连接到气体歧管120的另一开口,并且允许气体从歧管室125流动到第二叉112并通过第二叉。第二基部136可与接口主体118一体地形成或可移除地连接到接口主体。

[0413] 第一鼻叉111和第二鼻叉112可以具有任何合适的形状以密封患者的鼻孔或插入患者的鼻孔。例如,在一种构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以是基本上管状的并且可以将尺寸确定为大于患者的鼻孔,但是可以是柔软的或柔性的以在插入到鼻孔中时变形并且与鼻孔密封。在另一构造中,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以是柔软的或柔性的以变形,并且尺寸被确定成与鼻孔形成非密封布置。例如,第一鼻叉111和第二鼻叉112可以不进入鼻孔,而是位于近侧。在一些构造中,鼻叉111、112比接口主体118更柔软或更具柔性。

[0414] 第一气体输送导管301和第二气体输送导管302、或者第一气体入口121或第二气体入口122可以被构造成向第一叉111和第二叉112提供非对称流。

[0415] 在一些构造中,例如当通路是圆形时,提供非对称流的流动改变特征包括具有不同(不相等)的内部通路直径(内腔)的导管301、302或入口121、122。直径的不同导致通过第一气体入口121和第二气体入口122并因此到相应的近侧鼻叉111、112的气体流的不同特性。

[0416] 在一些构造中,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路的直径大于第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路的直径。替代地,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路的直径小于第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路的直径。

[0417] 在一些构造中,例如当通路是非圆形形状时,提供非对称流的流动改变特征包括具有不同内部通路横截面(内腔)的导管301、302或入口121、122。虽然不限于此,但非圆形形状包括椭圆形、直边形状或任何多边形形状。还可以提供用于导管301、302或入口121、122中的一者的圆形内部通路和用于导管301、302或入口121、122中的另一者的非圆形形状的组合。导管301、302或入口121、122之间的横截面的差异导致通过第一气体入口121和第二气体入口122并因此到相应的近侧鼻叉111、112的气体流的不同特性。

[0418] 在一些构造中,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路的横截面大于第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路的横截面。替代地,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路的横截面小于第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路的横截面。

[0419] 在一些构造中,提供非对称流的流动改变特征包括具有不同长度的内部通路(内腔)的导管301、302或入口121、122。例如,气体输送导管300可以在不同部分处分开以提供第一气体输送导管301和第二气体输送导管302。替代地或另外地,在一些构造中,来自Y形件的管道的长度对于第一气体输送导管301和第二气体输送导管302可以具有不同长度。替代地或另外地,第一气体入口301和第二气体入口302也可以被形成为具有从气体歧管120延伸的不同长度的管(其连接到气体输送导管301、301)。长度的不同导致通过第一气体入口121和第二气体入口122并因此到达相应的近侧鼻叉111、112的气体流的不同特性。

[0420] 在一些构造中,第一气体输送导管301或第一气体入口121的长度比第二气体输送导管302或第二气体入口122的长度长。替代地,第一气体输送导管301或第一气体入口121的长度比第二气体输送导管302或第二气体入口122的长度短。

[0421] 在一些构造中,提供非对称流的流动改变特征包括具有内部流动修改元件或释压(relief)特征的导管301、302或入口121、122。这些元件可以包括但不限于翅片、挡板、突起、分隔件、叶片或任何其他限制部。流动修改元件在导管301、302或入口121、122之间可以不同,或者可以仅存在于导管301、302或入口121、122中的一者中。流动修改元件导致通过第一气体入口121和第二气体入口122并因此到相应的近侧鼻叉111、112的气体流的不同特性。流动修改元件可以是如本文中其他地方所述的元件,例如用于第一叉111和第二叉112的那些元件。

[0422] 在一些构造中,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路包括内部流动修改元件(或释压特征),而第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路不包括

内部流动修改元件(或释压特征)。替代地,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路不包括内部流动修改元件,而第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路包括内部流动修改元件。替代地,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路包括内部流动修改元件,其对第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路的内部流动修改元件的流动具有更大的影响。替代地,第一气体输送导管301或第一气体入口121的内部通路包括内部流动修改元件,其对第二气体输送导管302或第二气体入口122的内部通路的内部流动修改元件的流动具有更小的影响。

[0423] 参照图10,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置如参照图9所述,包括第一气体入口121和第二气体入口122。

[0424] 另外,在该构造中,第一气体输送导管301和第二气体输送导管302连接到不同的气体流。因此,第一气体输送导管301和第二气体输送导管302不从单个气体输送导管300分开。

[0425] 第一气体输送导管301连接至第一气体流303(即,与之流体连通),并且第二气体输送导管302连接至第二气体流304(即,与之流体连通)。第一气体流303和第二气体流304具有不同的流动特性作为流动改变特征,例如不同的流率或甚至流动方向。因此,由于进入靠近第一叉111和第二叉112的气体歧管120的不同流,第一气体流303和第二气体流304的不同流动特性在第一叉111和第二叉112处引起非对称流。例如,在每个叉111、112的入口(基部135、136)附近形成不同的气体压力。在第一气体流303或第二气体流304中的一个具有负压(例如是吸力)的情况下,在每个叉111、112的入口(基部135、136)附近形成不同的气体压力,从而导致非对称流。

[0426] 在一些构造中,提供非对称流的流动改变特征包括第一气体流303以比第二气体流304高的速率递送气体流并且因此递送至对应的近侧叉111、112。替代地,第一气体流303以比第二气体流304低的速率递送气体流并因此递送到相应的近侧叉111、112。

[0427] 在一些构造中,提供非对称流的流动改变特征包括具有处于关于环境压力的正压的气体流的第一气体流303和具有处于负压的气体流的第二气体流304。替代地,第一气体流303具有处于负压的气体流,而第二气体流304具有处于正压的气体流。

[0428] 在一些构造中,为了防止第一气体流303与第二气体流304的过度混合,如在本文别处描述的歧管元件203可以设置在第一叉111与第二叉112之间,并且因此在第一入口121与第二入口122之间。歧管元件203可以部分地限制流动或者可以完全限制流动。

[0429] 参照图11,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置如参照图9所述,包括第一气体入口121和第二气体入口122。

[0430] 另外,在该构造中,提供了第一叉元件201、第二叉元件202、歧管元件203、第一气体入口元件209和第二气体入口元件208,作为用于增大通过其中的气体流的阻力的流动改变特征。第一叉元件201、第二叉元件202和歧管元件203可以与本文中其他地方描述的那些相同,例如参考图2。

[0431] 虽然图11示出了具有如下详述的构造的第一叉元件201、第二叉元件202、歧管元件203、第一(气体)入口元件209和第二(气体)入口元件208,但是在鼻接口100中可以存在单个元件201、202、203、208、209,或者可以存在元件的任何组合。

[0432] 在全文中使用的元件201、202、203、208、209也可以称为流动限制器或流动限制

部。

[0433] 当存在时,第二叉元件202定位在第二叉112内,并且构造成增大通过第二叉112的气体流的阻力。第二叉元件202可以定位在第二基部136处或附近、在第二末端132处或附近、或在第二末端132与第二基部136之间的任何位置处。

[0434] 在一些构造中,由本文所述的任何元件201、202、203、208、209提供的流动阻力可以使得非常少的流动(例如,可忽略的流动)或没有流动被允许通过元件。

[0435] 当存在时,歧管元件203定位在歧管室125内,并且用于增大通过气体歧管120的气体流的流动阻力。歧管元件203定位在用于相应第一叉111和第二叉112的流动通道之间的入口之间,例如在第一基部135和第二基部136之间。类似地,歧管元件203被定位在第一气体入口121与第二气体入口122之间。因此,由于第一气体入口121基本上定位在气体歧管120的靠近第一叉111的一侧处,因此从第一气体入口121通过歧管室125的气体流对于定位在歧管元件203的相对侧上的第二叉112将受到限制,但对于靠近第一气体入口121的另一第一叉111不受到限制。同样,由于第二气体入口122基本上定位在气体歧管120的靠近第二叉112的另一侧处,因此从第二气体入口122通过歧管室125的气体流对于定位在歧管元件203的相对侧上的第一叉111将受到限制,但对于靠近第二气体入口122的第二叉112不受到限制。

[0436] 当存在时,第一叉元件201定位在第一叉111内,并且用于增大通过第一叉111的气体流的流动阻力。第一叉元件201可以定位在或邻近第一基部135、在或邻近第一末端131、或在第一末端131与第一基部135之间的任何位置处。

[0437] 当存在时,第一气体入口元件209定位成靠近第一入口121,并且用于增大通过第一入口121(例如从第一气体输送导管201进入歧管室125中)的气体流的流动阻力。第一入口元件209可定位在第一气体输送导管301到气体歧管120内的在第一基部135之前的位置之间的任何位置处。在一些布置中,在第一气体入口121是管或通道的情况下,第一入口元件209定位在通道内或通道的端部处。

[0438] 当存在时,第二气体入口元件208定位成靠近第二入口122,并且用于增大通过第二入口122(例如从第二气体输送导管302进入歧管室125中)的气体流的流动阻力。第二入口元件208可定位在第二气体输送导管302到气体歧管120内的在第二基部136之前的位置之间的任何位置处。在一些布置中,在第二气体入口122是管或通道的情况下,第二入口元件208定位在通道内或通道的端部处。

[0439] 元件201、202、203、208、209中的每一个单独地或组合地引起通过第一叉111和第二叉112并因此在每个鼻孔处的非对称气体流。因此,单个第一叉元件201、第二叉元件202、歧管元件203、第二入口元件208或第一入口元件209可以提供流动限制,以相应地引起通过每个叉111、112的非对称气体流。在第二入口元件208或第一入口元件209的情况下,由单个元件208、209引起的流动限制具有与参照图9描述类似和不同的气体输送导管301、302或气体入口121、122特性类似的效果。因此,通过第一气体入口121或第二气体入口122的流动将不同于其他气体入口,并且因此引起提供给近侧鼻叉111、112的不同流。

[0440] 在一些构造中,存在单个元件201、202、203、208、209,而不存在其他元件。因此,第一叉111、第二叉112、歧管室125、第一入口121或第二入口122中的至少一个不受例如元件201、202、203、208、209的流动限制。

[0441] 两个或多个元件201、202、203、208、209的组合也将导致对到第一叉111或第二叉112中的至少一个的流动的限制,这将引起非对称流。

[0442] 虽然通过元件201、202、203、208、209中的每一个的流动限制的大小变化以各种组合允许在叉111、112处的非对称流,但是一些组合的非限制性解释如下:

[0443] 1) 第一入口元件209与第二入口元件208组合,每个均被构造成增大分别通过第一气体入口121和第二气体入口122进入气体歧管120的气体流的流动阻力。第一入口元件209和第二入口元件208中的每一个具有不同的特性,以便以不同的方式影响流动。因此,到每个叉111、112并因此到每个鼻孔的流动是不对称的。

[0444] 在该布置中,在一些构造中,不存在第一叉元件201、第二叉元件202或歧管元件203。

[0445] 2) 第一入口元件209与歧管元件203组合,每个均被构造成增大通过其中的气体流的流动阻力。因此,通过第一气体入口121到第一叉111的流动受到第一入口元件209的限制。然而,歧管元件203也确保了通过第二气体入口122横穿歧管室125到第一叉111的流动也受到限制。从第二气体入口122到第二叉112的流动没有阻力(或阻力较小)。因此,到每个叉111、112并因此到每个鼻孔的流动是不对称的。

[0446] 在该布置中,在一些构造中,不存在第一叉元件201、第二叉元件202或第二入口元件208。

[0447] 3) 第二入口元件208与歧管元件203组合,每个均被构造成增大通过其中的气体流的流动阻力。因此,通过第二气体入口122到第一叉112的流动受到第二入口元件208的限制。然而,歧管元件203也确保了通过第一气体入口121横穿歧管室125到第二叉112的流动也受到限制。从第一气体入口121到第一叉111的流动没有阻力(或阻力较小)。因此,到每个叉111、112并因此到每个鼻孔的流动是不对称的。

[0448] 在该布置中,在一些构造中,不存在第一叉元件201、第二叉元件202或第一入口元件209。

[0449] 4) 第一叉元件201和第二叉元件202组合,每个均被构造成增大分别进入第一叉111和第二叉112的气体流的流动阻力。第一叉元件201和第二叉元件202中的每一个具有不同的特性,以便以不同的方式影响流动。因此,到每个叉111、112并因此到每个鼻孔的流动是不对称的。

[0450] 在该布置中,在一些构造中,不存在第一入口元件209、第二入口元件208或歧管元件209。

[0451] 5) 第一入口元件209与歧管元件203和第一叉元件201组合,每个都被构造成增大通过其中的气体流的流动阻力。因此,通过第一气体入口121到第一叉111的流动受到第一入口元件209和第一叉元件201的限制。然而,歧管元件203确保了通过第二气体入口122横穿歧管室125到第一叉111的流动也受到限制。从第二气体入口122到第二叉112的流动没有阻力(或阻力较小)。因此,到每个叉111、112并因此到每个鼻孔的流动是不对称的。

[0452] 在该布置中,在一些构造中,不存在第二叉元件202或第二入口元件208。在一些布置中,在第一叉元件201执行类似功能的情况下歧管元件203可以被移除。

[0453] 6) 第二入口元件208与歧管元件203和第二叉元件202的组合,每个均被构造成增大通过其中的气体流的流动阻力。因此,通过第二气体入口122到第二叉112的流动受到第

二入口元件208和第二叉元件202的限制。然而,歧管元件203也确保了通过第一气体入口121横穿歧管室125到第二叉112的流动受到限制。从第一气体入口121到第一叉111的流动没有阻力(或阻力较小)。因此,到每个叉111、112并因此到每个鼻孔的流动是不对称的。

[0454] 在该布置中,在一些构造中,不存在第一叉元件201或第一入口元件209。在一些布置中,歧管元件203可以被移除,并且第二叉元件202执行限制从第一气体入口121到第二叉112的流动的功能。

[0455] 虽然元件201、202、203被示出为矩形,但是这些元件201、202、203、208、209可以采取任何合适的形式。例如,这些元件可以是具有单个孔的孔板、具有多个孔的孔板、文丘里喉管或喷嘴。在本公开中提供了其他示例。

[0456] 如参照图11描述的本构造可以与本公开的任何其他部分组合。例如,元件的形式(例如,参照图3A至3C描述的形成在板或壁205中的孔207)可以应用于本构造的元件201、202、203、208、209。同样,为如参照图4和5描述的可旋转限制器225或具有滑动件221的手动流动限制器220可以同样应用于本构造的元件201、202、203、208、209。第一气体流303和第二气体流304的流量变化可以与本构造组合应用。参考图6至8所述的歧管开口230和可选的压降构件232同样可以应用于本构造。

[0457] 参照图12,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置如参照图1所述。

[0458] 另外,在这种构造中,气体输送导管300与第一气体流303处于流体连通,如参考图10和第一气体输送导管301所描述的。第一气体流303提供具有特性的特定组(例如,流率或流速)的气体流。

[0459] 这种构造的鼻接口100还包括辅助气体输送导管305。辅助气体输送导管305小于气体输送导管300,例如,辅助气体输送导管305的内腔的内径小于气体输送导管300的内腔的内径。辅助气体输送导管305小于第一叉111。例如,辅助气体输送导管305的内腔的内径小于第一叉111的流动通路的内径。

[0460] 辅助气体输送导管305与如参考图10所述的第二气体流304连接(流体连通)。因此,第二气体流304具有与第一气体流303不同的特性。

[0461] 辅助气体输送导管305位于气体输送导管300中并延伸到歧管室125中。辅助气体输送导管305终止于第一鼻叉111中,并因此具有通到第一鼻叉111中的气体出口。由于辅助气体输送导管305小于第一叉111和气体输送导管300,因此其不堵塞导管,并且还允许第一气体流303流过导管。

[0462] 通过辅助气体输送导管305的第二气体流304在第一叉111和第二叉112处引起非对称流,因为不同的气体特性仅被引导到第一叉111并因此被引导到患者的单个鼻孔。来自第一气体流303的气体流被引导至第二叉112而不存在任何流动限制。

[0463] 第一气体流303和第二气体流304的不同气体特性也可以是如参考图10所述的负压。因此,在鼻叉111、112中的一个处提供较低的动力压力。

[0464] 在一些构造中,辅助气体输送导管305定位在气体输送导管300的外部和/或平行于气体输送导管300延伸。在一些构造中,辅助气体输送导管305在输入端处与流动发生器流体连通,在其他构造中,辅助气体输送导管305在输入端处与气体输送导管300流体连通,其中辅助气体输送导管305的特性在其输出端处引起与气体输送导管300不同的流。在一些构造中,辅助气体输送导管305使其出口位于第一叉111的第一末端131处,替代地辅助气体

输送导管305延伸至第二叉112并且使其出口在该处,因此在叉111、112之间引起非对称流。

[0465] 参照图13,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置类似于参考图1所描述的布置。

[0466] 在该构造中,鼻接口100包括流动引导元件240,以向第一叉111和第二叉112提供非对称的气体流。

[0467] 流动引导元件240形成在气体入口121处或附近。流动引导元件240被形成为子通道,以将气体流引导到第一叉111。流动引导元件240将气体流从气体输送导管300引导到第一叉引导流243中。因此,来自气体输送导管300的大部分气体流被引导到第一叉111中并进入患者的鼻孔。

[0468] 在本构造中,流动引导元件240被形成为弯曲通道,具有面向气体输送导管300的入口端246和面向第一叉111的第一末端131的出口端247。入口端246定位在气体歧管120中,位于气体入口121与第一基部135之间。出口端247定位在第一叉111中,位于第一基部135和第一末端131处或之间。

[0469] 在一些构造中,流动引导元件240的入口端246定位在气体输送导管300中或气体入口121中。在一些构造中,流动引导元件240的出口端247定位在气体歧管120中并且面向第一叉111的第一基部135。

[0470] 流动引导元件240定位成在其自身和第一叉111的内壁之间提供第一叉间隙242。因此,流动引导元件240的定位在第一叉111中的部分(例如,出口端247)的外部尺寸小于第一叉111的内部尺寸。第一叉间隙242提供了第一歧管引导流245。第一歧管引导流245允许沿着第一叉111、即在第一末端131到第一基部135的方向上的流被部分地引导通过第一叉间隙242。因此,进入第一叉111的患者呼出气体可以至少被作为第一歧管引导流245部分地引导通过第一叉间隙242并且在第二叉112的方向上流入气体歧管120中。

[0471] 流动引导元件240的形状可被称为具有成角度的突起。

[0472] 湍流气体流或者与从流动引导元件240的出口端247出现的患者呼出流相互作用的流在到达患者鼻孔之前也可以是第一歧管引导流245。

[0473] 第一叉间隙242的横截面积小于流动引导元件240的出口端247的横截面积。然而,在一些构造中,第一叉间隙242的横截面积大于流动引导元件240的出口端247的横截面积。

[0474] 在一些构造中,流动引导元件240定位成在其自身与气体歧管120的内壁之间提供歧管间隙241。歧管间隙241提供第二歧管引导流244。第二歧管引导流244允许进入气体歧管120、即来自气体输送导管300的气体流被部分地引导通过歧管间隙241。因此,进入气体歧管120的气体流的一部分被作为第二歧管引导流244引导通过歧管间隙241并且在第二叉112的方向上流入气体歧管120。

[0475] 歧管间隙241的横截面积小于流动引导元件240的入口端246的横截面积。然而,在一些构造中,歧管间隙241的横截面积大于流动引导元件240的入口端246的横截面积。

[0476] 因此,流动引导元件240将所有或大部分气体流作为第一叉引导流243从气体输送导管300引导到第一叉111中。流向第二叉112的气体流是通过第一叉间隙242的第一歧管引导流245和/或通过歧管间隙241的第二歧管引导流244。

[0477] 到达第一叉111的气体流在其穿过流动引导元件240时具有较少的方向变化。

[0478] 这种布置导致在第一叉处具有较大的动态压力,而在第二叉112处具有较小的动

态压力。因此,向叉111、112提供了非对称流。

[0479] 参照图14,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置类似于参照图1所描述的布置,并且具有与参照图13所描述的流动引导元件240不同的构造。

[0480] 在这种构造中,流动引导元件240向第一叉111和第二叉112提供非对称的气体流。

[0481] 流动引导元件240形成在气体入口121处或附近。流动引导元件240包括第一成角度的突起248,以将气体流引导到第一叉111。第一成角度的突起248被形成为板或壁。来自气体入口121的气体流进入流动引导元件240,并且第一成角度的突起248朝向第一叉111引导作为第一叉引导流243的流。因此,流动引导元件240和第一成角度的突起248通常将气体流从气体输送导管300引导到第一叉111。与第二叉112相比,第一叉111处的更大的动态压力产生了非对称流。

[0482] 第一成角度的突起248位于气体歧管120内靠近气体入口121。因此,流动引导元件240和第一成角度的突起248不会阻碍或(完全)限制歧管室125中的流动,而是依赖于引导流动以向叉111、112中的一个提供非对称流。

[0483] 通过第一歧管引导流245提供到第二叉112的流,使得来自患者的呼气可以被引导回到第一叉111,并且可以由第一成角度的突起248的相对侧引导。另外,一些流可能不会从气体入口121完全引导到第一鼻叉111,而是流入歧管室125并流到第二叉112。

[0484] 在一些构造中,为了协助引导流动,气体入口121被定位在气体歧管120的与第一叉111(或第二叉112,根据需要)大致相对的壁上。因此,流动引导元件240和第一成角度的突起248有助于通过气体进入歧管室125本身的入口将流动引导到相关的叉111、112。这也可以称为前进入口121。

[0485] 在一些构造中,流动引导元件包括第二成角度的突起249。第二成角度的突起249有助于第一成角度的突起248引导来自气体入口121的流。第一成角度的突起248和第二成角度的突起249形成在气体入口121的相对侧上。第一成角度的突起248和第二成角度的突起249可以形成为喷嘴形状。

[0486] 流动引导元件240可以被定位成将流动引导至第二叉112而不是第一叉111,以提供非对称流。

[0487] 参照图15,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参照图14所描述的布置一样,包括流动引导元件240。

[0488] 在本构造中,鼻接口100还包括附加的流动引导元件250或第二流动引导元件250。

[0489] 第二流动引导元件250在歧管室125内布置在第一叉111入口处或附近,即布置在第一基部135附近。

[0490] 除了流动引导元件240之外,附加的流动引导元件250将气体流从气体输送导管300引导到第一叉111中。因此,通过附加的流动引导元件250进一步促使穿过歧管室125的第一叉引导流243进入第一叉111。这确保了来自气体输送导管300的大部分气体流被引导到第一叉111中并进入患者的鼻孔中,因此与第二叉112相比提供了非对称流。

[0491] 附加的流动引导元件250被形成为成角度的板或壁,可选地具有楔形形状,从而在第一叉111的入口处形成另一喷嘴形状以在其中引导流动。来自气体入口121的气体流进入流动引导元件240,并且作为第一叉引导流243被朝向第一叉111引导,并且附加的流动引导元件250引导已分流进入第一叉111中的任何流。与第二叉112相比,第一叉111处的更大的

动态压力产生了非对称流。

[0492] 通过第一歧管引导流245提供到第二叉112的流动,使得来自患者的呼气被引导回到第一叉111。附加的流动引导元件250形成了用于第一歧管引导流245的进入歧管室125的引导通道。因此,呼出流更多地被引导到歧管室125中,并且因此朝向第二叉112引导。另外,一些气体流可能不能从气体入口121完全引导至第一鼻叉111中,而是流入歧管室125并流入第二叉112。附加的流动引导元件250还引导作为第二歧管引导流244的该流的一部分。

[0493] 附加的流动引导元件250可以被定位成将流引导至第二叉112而不是第一叉111,以提供非对称流。这可以与引导到第二叉112的流动引导元件240组合。

[0494] 流动引导元件240和附加流动引导元件250可与本文讨论的其他构造组合。例如,第一叉元件201、第二叉元件202、歧管元件203、第一入口元件209和第二入口元件208可以用于进一步限制流动。同样,多个气体输送导管300也可以根据需要一个或多个流动引导元件240和附加流动引导元件250一起使用,以在叉111、112处产生非对称流。

[0495] 如本文所述的流动引导元件240、250可以被形成成为气体入口121、气体歧管120或气体输送导管300的一部分。也就是说,流动引导元件240、250可以被形成成为气体入口121、气体歧管120或气体输送导管300的壁、部件或特征。这种结构可以是之后与气体入口121、气体歧管120或气体输送导管300成一体地分开结构,或者可以一起形成(例如通过挤出或模制工艺),或者可以是整个结构的一部分(例如用于气体入口121的喷嘴形状)。术语“一起形成”也可以被认为是流动引导元件240、250不是可移除的或者与气体入口121、气体歧管120或气体输送导管300永久地成一体。

[0496] 参照图16,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置一样,并且如将易于理解的,能够可选地与本文中的任何公开内容组合,而不需要对所描述的特征进行任何修改。

[0497] 在本构造中,第一叉111和第二叉112被修改为具有不同的长度。因此,提供长的第一叉111a,其中第一末端131和第一基部135之间的距离比短的第二叉112a的第二末端132和第二基部136之间的距离更长。

[0498] 通过提供长的第一叉111a和短的第二叉112a,叉111a、112a被修改为(相对于彼此)具有不同的内部流动阻力。因此,当气体流必须进一步行进时,通过每个叉111a、112a的流量是不同的,并且因此所产生的流是不对称的。一种方法是使叉具有不同的长度,注意流动阻力也取决于流动路径的长度。

[0499] 在一些构造中,长的第一叉111a相对于第二叉112变长,使得短的第二叉112a与如在本文件中其他地方描述的第二叉112具有相同的长度。替代地,短的第二叉112a相对于第一叉111变短,使得长的第一叉111a与如本文中其他地方所述的第一叉111的长度相同。然而,在其他布置中,第一叉111a和第二叉112a两者的长度都改变。相对长度的改变可以变化以提供所需的非对称流。

[0500] 叉111a、112a的长度的改变可以假定内径是相同的。在一些构造中,内径可以是不同的,这导致不同的叉111a、112a需要不同的长度。在婴幼儿专利接口10中,叉长度的影响在叉的高度和内径都较小时更加显著。因此,叉长度的较小差异将对流动阻力并因此对非对称流具有相对较大的影响。

[0501] 在一些构造中,第二叉112比第一叉111相对更长。叉长度111a、112a的变化可与本

文的任何公开内容组合,例如,第一叉元件201、第二叉元件202、歧管元件203、第一入口元件209和第二入口元件208可以用于进一步限制流动。

[0502] 长度变化的叉,例如长的第一叉111a和短的第二叉112a或叉111、112的长度的任何变化,可以与本文所述的任何构造组合,例如在非限制性示例中与提供非对称流的其他特征组合。

[0503] 参照图17,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置相同,并且可以与本文中的任何公开内容组合。如将易于理解的,与本文任何公开的可选组合将不需要对所描述的特征进行任何修改。

[0504] 在本构造中,第一叉111和第二叉112被修改为具有不同的端部几何形状。因此,提供喷嘴式第一叉111b,其中第一末端131在其顶端处逐渐变细或变窄以形成喷嘴。扩散器式第二叉112b设置在第二末端132在其顶端处扩展以形成扩散器的位置处。

[0505] 在一些构造中,提供喷嘴式第一叉111b或扩散器式第二叉112b中的一个。

[0506] 通过提供喷嘴式第一叉111b和扩散器式第二叉112b,叉111b、112b被修改为(相对于彼此)具有不同的内部流动阻力。因此,通过每个叉111b、112b的流动量是不同的,因为气体流具有由末端131、132确定的不同出口轮廓。

[0507] 喷嘴式第一叉111b表现得类似于喷嘴,从而导致离开喷嘴式第一叉111b的流与未改进的叉111、112相比具有更高的速度和窄的轮廓(profile)。因此,在一个叉处的较高气体速度将导致非对称流。

[0508] 扩散器式第二叉112b表现得类似于扩散器,从而引导离开扩散器式第二叉112b的流具有更宽的轮廓和更低的出口速度。因此,在一个叉处的较低气体速度将导致非对称流。

[0509] 虽然扩散器的效果是导致较低的出口速度,但是在一些构造中,使用扩散器式第二叉112b的又一效果是扩散器端部可能堵塞其中端部延伸以填充鼻孔的患者鼻孔。这可能导致流动阻力的增加。然而,与未改进的叉111、112相比,这具有产生不同气体流的优点。因此,在叉处了形成非对称流。

[0510] 扩散器式第二叉112b的另一优点是,与未修改的叉111、112或喷嘴式第一叉111b相比,噪声可以被衰减。通过较大开口离开的气体流具有较低的速度,因此具有较小的声音。

[0511] 在一些构造中,喷嘴可以设置在第二叉112处和/或扩散器可以设置在第一叉111处。本文描述的喷嘴式第一叉111b和扩散器式第二叉112b可以与本文描述的任何其他构造组合,并且任选地还与如参考图16所描述的不同长度的叉组合。

[0512] 参照图18,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置相同,并且可以与本文中的任何公开内容组合。将理解的是,不需要修改其他特征以与本文所描述的实施例组合。

[0513] 在本构造中,第一叉111被修改为具有内部脊。因此,提供了带脊的第一叉111c,其中脊260形成在带脊的第一叉111c的内表面上。

[0514] 通过带脊的第一叉111c和未修改的第二叉112,叉111c、112由于不同的内表面面积而(相对于彼此)具有不同的内部流动阻力。因此,通过每个叉111c、112的流动量是不同的,因为气体流在带脊的第一叉111c中变化、受阻或被干扰,并且所产生的流动是不对称的。

[0515] 为了增大表面积,脊260或者在带脊的第一叉111c的内表面中形成凹槽,或者在带脊的第一叉111c的内表面上形成为突起。在某些结构中,通过从带脊的第一叉111c添加材料来形成脊260,在其他结构中,通过从带脊的第一叉111c去除材料来形成脊260。

[0516] 脊260可以在带脊的第一叉111c的内部上以基本上同心图案形成为环、螺旋或带。可以形成任意数量的脊260,例如单个脊260或多个脊260。脊260可以是等间距的或具有变化的间距。脊260的尺寸(例如突出尺寸)对于所有脊260可以是相同的、或者可以是变化的。

[0517] 在一些构造中,脊260可以形成在第二叉112中。当形成在第二叉112中时,或者在第一叉111中不存在脊260,或者带脊的第一叉111c具有不同的脊260,以产生不同的内部流动阻力,从而在叉处提供非对称流。

[0518] 带脊的第一叉111c可以与本文所述的其他构造组合,并且还可选地与诸如参照图16所述的不同长度的叉和/或参照图17所述的喷嘴式第一叉111b/扩散器式第二叉112b之类的构造组合。

[0519] 参照图19,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置一样,并且可以与本文中的任何公开内容组合。将理解的是,不需要修改其他特征以与本文所描述的实施例组合。

[0520] 在本构造中,第一叉111被修改为具有内部翅片261。因此,提供了带翅片的第一叉111d,其中翅片261形成在带翅片的第一叉111d的内表面上。

[0521] 带翅片的第一叉111d和未修改的第二叉112的组合,叉111d、112由于不同的内表面面积而(相对于彼此)具有不同的内部流动阻力。因此,通过每个叉111d、112的流量是不同的,因为气体流在带翅片的第一叉111d中变化、受阻或被打扰,并且所产生的流是不对称的。

[0522] 为了增加表面积,翅片261或者在带翅片的第一叉111d的内表面中形成凹槽,或者形成为带翅片的第一叉111d的内表面上的突起。在一些构造中,翅片261通过从带翅片的第一叉111d添加材料而形成,在其他构造中,翅片261通过从带翅片的第一叉111d去除材料而形成。

[0523] 翅片261可以在带翅片的第一叉111d的内部以大致轴向方向图案形成为线、带或条。可以形成任何数量的翅片261,例如一个翅片261或多个翅片261。翅片261可以是等间距的或具有变化的间距。翅片261的尺寸(例如突出尺寸)对于所有翅片261可以是相同的,或者可以是变化的。

[0524] 在一些构造中,翅片261可以形成在第二叉112中。当形成在第二叉112中时,翅片261或者不存在于第一叉111中,或者带翅片的第一叉111d具有不同地构造的翅片261,例如不同的尺寸、布置或数量,以产生不同的内部流动阻力,从而在叉处提供非对称流。

[0525] 参照图18和图19描述的脊260或翅片261的特征可统称为表面特征。

[0526] 带翅片的第一叉111d可与本文所述的其他构造组合,并且可选地还可以与诸如参照图16所述的不同长度的叉、参照图17所述的喷嘴式第一叉111b/扩散器式第二叉112b、或者参照图18所述的第一叉111或第二叉112中的任一个中的脊260之类的构造组合。

[0527] 参照图20,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置相同,并且可以与本文中的任何公开内容组合。如将易于理解的,与本文任何公开的可选组合将不需要对所描述的特征进行任何修改。

[0528] 在本构造中,第一叉111被修改为具有非圆形的横截面或非圆形的横截面形状。因此,提供了非圆形的第一叉111e,其中非圆形的第一叉111e的内腔的形状不同于圆柱形或基本圆柱形(其为导管的通常形状)。

[0529] 非圆形的第一叉111e和未修改的第二叉112的组合导致叉111e、112由于不同的内表面面积而(相对于彼此)具有不同的内部流动阻力。因此,与第二叉112的基本上圆形的横截面相比,通过每个叉111e、112的流动量不同,因为气体流在非圆形的第一叉111e中改变、受阻或被干扰,并且所得到的流是不对称的。

[0530] 为了增加或改变表面积,非圆形的第一叉111e的轮廓可以采取各种形式。在非限制性示例中,当沿轴向方向观察时,第一轮廓111f具有圆形轮廓,在其壁上形成有附加的较小直径圆形轮廓。因此,第一轮廓的流动面积被较小直径圆的尺寸减小。在另一非限制性示例中,当沿轴向方向观察时,第二轮廓111g具有圆形轮廓,其具有形成于其中的壁上的附加的较小等效直径U形轮廓。U形的弯曲部分突出到圆形轮廓的中心。因此,第一轮廓的流动面积被U形尺寸的轮廓减小。在另一非限制性示例中,当沿轴向方向观察时,第三轮廓111h具有带弯曲角部的三角形轮廓。因此,第一轮廓的流动面积根据第三轮廓111h的尺寸而变化,或者由第三轮廓111h本身形成的通道的形状导致与圆形轮廓不同的流动特性。在一些构造中,可以使用不同于圆形横截面的任何轮廓。

[0531] 非圆形的第一叉111e可以沿着叉的长度形成,或者可以部分地沿着叉形成,例如在第一末端131和第一基部135中的一个处或两者之间。轮廓形状的尺寸和变化可以沿着叉的长度变化。

[0532] 在一些构造中,非圆形的轮廓(例如,第一轮廓111f、第二轮廓111g或第三轮廓111h)可形成在第二叉112中。当形成在第二叉112中时,非圆形的第一叉111e可以用未修改的第一叉111替换,或者非圆形的第一叉111e具有与第二叉112的横截面轮廓不同的横截面轮廓。从而导致不同的内部流动阻力,以在叉处提供非对称流。

[0533] 第一轮廓111f、第二轮廓111g和第三轮廓111h可以如鼻叉111、112一样沿任何方向定向。因此,任何特征(例如,第一轮廓111f或第二轮廓111g的突出U形形状或第三轮廓111h的三角形的平坦面)可以向内面向患者的面部、向外背离患者的面部、或者侧向跨过患者的面部-或任何其他取向。

[0534] 在一些构造中,叉轮廓的突出部分(例如第一轮廓111f或第二轮廓111g的U形形状)用于容纳辅助管,例如鼻胃管。这种辅助管可以定位在叉111、112的内部或外部。

[0535] 在一些构造中,例如参照图20所述的叉111、112的变化轮廓或者轮廓的任何其他变化可以仅存在于叉111、112的末端131、132处。这种轮廓可以包括间隙或突起以容纳如别处所述的辅助管。这种辅助管可以设置在叉111、112的外侧或内侧上。辅助管本身可能堵塞鼻孔,增大流动阻力,从而在(至少一个)叉111、112处提供非对称流。

[0536] 非圆形的第一叉111e可以与本文所述的任何其他构造组合,并且可选地与诸如参照图16所述的不同长度的叉、参照图17所述的喷嘴式第一叉111b/扩散器式第二叉112b、参照图19所述的第一叉111或第二叉112中的至少一个中的脊260、和/或参照图20所述的第一叉111或第二叉112中的至少一个中所形成的翅片261之类的构造组合。

[0537] 在一些构造中,可以对第一叉111或第二叉112进行进一步的修改以修改通过其的表面积或流量,例如参照图2、11或16至20所述的,这种修改可作为本文所述的那些实施例

的替代或附加提供。在一种构造中,第一叉111或第二叉112中的至少一个相对于另一个具有增加的壁厚。增加的壁厚导致第一叉111或第二叉112中的至少一个具有减小的横截面流动面积,并且因此较少的气体流可以从中穿过。由于叉111、112的内部流动阻力的差异,这导致非对称流。

[0538] 在另一构造中,第一叉111或第二叉112中的至少一个在叉111、112的末端131、132处具有限制部。该限制部是第一叉元件201或第二叉元件202的替代或附加。例如,在一些构造中,限制部被形成为叉111、112自身的末端131、132的一部分,例如具有形成于其上的部分封闭部。

[0539] 在另一构造中,第一叉111或第二叉112中的至少一个在叉111、112的第一基部135或第二基部136处具有基部限制部262。该限制部是第一叉元件201或第二叉元件202的替代或附加。图21中提供了基端限制部262的示例性构造。在图21中,示出了在第二叉112的第二基部136处形成基端限制部262。基端限制部262被形成为具有通向第二叉112的流动干扰入口,例如具有平坦的流动面向表面,其中尖锐的边缘向上通向第二叉112的流动通道中。这种布置提供了流动干扰,以相对于不具有任何基端限制部262的第一叉111减少通过基端限制部262的气体流。因此,在叉处提供了非对称流。

[0540] 基端限制部262具有用于反向流通过第二叉112的流动引导表面。因此,呼出气体不以相同的方式通过基端限制部262被限制,以确保在患者鼻孔处没有压力积聚。

[0541] 在一些构造中,基端限制部262可以形成在第一叉111中。当形成在第一叉111中时,第二叉112可以是未改进的第二叉112,或者可以具有提供不同流动特性的基端限制部262。虽然提供了基端限制部262的示例,但是其他变型也是可能的。

[0542] 参照图22,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置一样,并且可以与本文中的任何公开内容组合。如将易于理解的,与本文任何公开的可选组合将不需要对所描述的特征进行任何修改。

[0543] 在本构造中,第一叉111被修改为具有阀。因此,提供了带阀的第一叉111i,其中鸭嘴阀263形成在带阀的第一叉111i内。

[0544] 鸭嘴阀263在带阀的第一叉111i中的方向上定位成允许气体流基于鸭嘴阀263的压力差以变化的量从歧管室125通过带阀的第一叉111i流到患者的鼻孔。在一些构造中,鸭嘴阀263可仅允许流动在限定的压力以上时通过,此后气体流基于该压力差而增大。为了以这种方式起作用,鸭嘴阀263处于关闭位置265,直到实现限定的压力,在该限定的压力下鸭嘴阀263开始打开以允许流动。流动量/流率引起压力差,该压力差进一步打开鸭嘴阀263,直到鸭嘴阀到达完全打开位置264。替代地,鸭嘴阀263仅允许流动在低压力差的情况下通过,并且流动作为该压力差的函数而变化,当压力差增大时流动增大。鸭嘴阀263用作单向阀,防止来自患者的气体流的回流。因此,在带阀的第一叉111i的第一末端131和带阀的第一叉111i的第一基部135之间的更大压力差迫使鸭嘴阀263到闭合位置265。在这点上,带阀的第一叉111i是非密封叉,以确保在患者的鼻孔中不存在压力的积聚。允许流过带阀的第一叉111i和鸭嘴阀263的压力要求导致相对于未修改的第二叉112的非对称流。

[0545] 在一些构造中,鸭嘴阀263可形成在第二叉112中。当形成在第二叉112中时,第一叉111可以是未修改的第一叉111,或者可以具有构造成导致不同流动特性的鸭嘴阀263。虽然提供了鸭嘴阀263的示例,但是也可使用其他阀。

[0546] 鸭嘴阀263可以与这里描述的任何其他构造组合。

[0547] 在一些构造中,第一叉111或第二叉112中的至少一个相对于鼻接口100的中线平面成角度,任选地在使用中时相对于患者的鼻中隔成角度。因此,第一叉111的轴线可与第二叉112的轴线成不同的相对角度(参照鼻接口100的中线平面)。例如,一个叉111、112可以是未修改的,而另一叉111、112是“向外”成角度的、例如朝向气体歧管120的近侧壁(或远离相对的叉111、112),使得叉111、112抵接鼻孔壁。从成角度的叉111、112流出的气体流可能遇到来自鼻孔壁的阻力并在每个叉的末端131、132处产生不同的压力,从而引起非对称流。

[0548] 在一些构造中,第一叉111或第二叉112中的至少一个例如朝向相对的叉111、112“向内”成角度。这可以导致取决于角度程度的较少受限流。

[0549] 参照图23,示出了具有鼻接口100的患者接口10。该布置与参考图1所描述的布置一样,并且可以与本文中的任何公开内容组合。如将易于理解的,与本文任何公开的可选组合将不需要对所描述的特征进行任何修改。

[0550] 在本构造中,鼻接口100包括第一鼻叉111和第二鼻叉112以及第三鼻叉115。第三鼻叉115以与第一鼻叉111或第二鼻叉112相同的方式形成,具有允许气体流过其中的流动通路。

[0551] 除了第一鼻叉111和第二鼻叉112之外,第三鼻叉也通过歧管120与气体入口121流体连通。气体入口121定位在歧管120处,使得第一鼻叉111更靠近气体入口121,第三鼻叉115更远离气体入口121,第二鼻叉112定位在第一鼻叉和第二鼻叉之间。

[0552] 第一鼻叉111、第二鼻叉112和第三鼻叉115间隔开,以便作为相邻的鼻叉对可接合到患者的鼻孔中。因此,第一叉111和第二叉112可以如关于本公开中别处描述的两个叉111、112构造所描述的那样与患者的鼻孔接合,或者第二叉112和第三叉115可与患者的鼻孔接合。

[0553] 因此,这种结构的鼻接口100在使用时具有不接合并通向大气的的第一叉111或第三叉115。为了避免压力损失和气体歧管内的气体流通过未接合的叉111、115,封闭件119可释放地接合在未使用的叉111、115内。因此,鼻接口100可通过在第一构造和第二构造之间移动封闭件119而重新构造,在第一构造中第一叉111和第二叉112允许气体通过而到达患者的鼻孔,在第二构造中第二叉112和第三叉115允许气体通过而到达患者的鼻孔。封闭件119被接合以防止气体流分别在第一构造和第二构造之间通过第三叉115或第一叉111。

[0554] 封闭件119可以是任何合适的形式,例如塞或盖。此外,在一些构造中,封闭件119可由鼻接口100的其他部分接合。例如,入口121或气体输送导管300可插入到气体歧管120中,以阻塞叉111、112、115中的至少一个。因此,流动被提供到未阻塞的叉111、112、115。在这种构造中,封闭件119形成在叉111、112、115的基部处。封闭件119可以通过将例如气体输送导管300插入气体歧管120的相对侧(例如存在第二入口122的部位)而是可移动的。因此,靠近相应入口121、122的叉被气体输送导管300阻塞。替代地,封闭件119由气体输送导管300插入气体歧管120的距离形成,例如通过在导管中具有与叉开口或气体歧管120内的开口在不同位置处对准的开口。鼻接口10的其他部分可以是可重新构造的,以便如本文所述那样使至少一个叉111、112、115封闭。

[0555] 第一叉111、第二叉112和第三叉115被构造成具有从中通过的不同气体流,以产生如本文通篇所述的非对称流。因此,作为非限制性示例,第一叉111、第二叉112或第三叉115

中的至少一个具有流动限制部,其形式为第一叉元件201、第二叉元件202、歧管元件203、第一入口元件209和第二入口元件208、流动引导元件240、附加的流动引导元件250、如参照图16所述的不同长度的叉、如参照图17所述的喷嘴和扩散器、如参照图19所述的脊260、如参照图20所述的翅片261、如参照图21所述的基端限制部262、或如参照图22所述的鸭嘴阀263。此外,在一些构造中,如参照图9所述的第二入口122与第一叉111、第二叉112和第三叉115组合,以允许气体在气体歧管120的任一侧流动。这为非对称流提供了额外的控制。

[0556] 第一叉111、第二叉112和第三叉115中的至少一个的流动限制部允许用户在与第一叉111和第二叉112中的接合至与第二叉112和第三叉115的接合之间移动他们的鼻孔,从而具有不同构造的非对称流。

[0557] 在一些构造中,第一叉111和第三叉115构造成具有通过其中的相同气体流,而第二叉112构造成具有通过其中的不同的气体流,以允许在左鼻孔和右鼻孔之间切换非对称流。因此,在第二叉112处提供较大的动态压力、并且在第一叉111和第三叉115处提供较小的动态压力,或者在第一叉111和第三叉115处提供较大的动态压力、并且在第二叉112处提供较小的动态压力。

[0558] 在替代的构造中,第一叉111和第二叉112是模块化的,以允许具有不同流动限制部的叉类型的移除和更换。

[0559] 如上所述,根据本文所述的构造的具有鼻接口100的患者接口10可以用在将气体递送到有需要的患者的气道、改善有需要的患者的通气、减小有需要的患者的气道容积内的解剖学死区的容积、和/或治疗有需要的患者的呼吸状况的方法中。

[0560] 包括本文所公开类型的鼻接口100的患者接口10可以用在呼吸治疗系统中,用于将气体递送至患者。

[0561] 在一些构造中,呼吸治疗系统1000包括呼吸治疗设备1100和患者接口10,该患者接口包括鼻接口100。

[0562] 图24中示出了示例性的呼吸治疗设备1100。

[0563] 呼吸治疗设备1100包括主壳体1101,其容纳呈马达/叶轮装置(例如,鼓风机)形式的流动发生器1011、可选的加湿器1012、控制器1013和用户接口1014(包括例如显示器和输入装置,诸如按钮、触摸屏等)。

[0564] 控制器1013可以被构造或被编程为控制设备的操作。例如,控制器可以控制设备的部件,包括但不限于:操作流动发生器1011以产生用于递送至患者的气体流(气流),操作加湿器1012(如果存在的话)以加湿和/或加热所产生的气体流,控制进入流动发生器鼓风机的氧气流,从用户接口1014接收用户输入以用于设备1000的重新构造和/或用户定义的操作,以及向用户输出信息(例如在显示器上)。

[0565] 用户可以是患者、保健专业人员或任何其他对使用该设备感兴趣的人。如本文所使用的,“气体流”可以指可在呼吸辅助或呼吸设备中使用的任何气体流,例如环境空气流、包括基本上100%氧气的流、包括环境空气和氧气的某种组合的流、和/或类似物。

[0566] 患者呼吸导管300在一端处联接到呼吸治疗设备1100的壳体1100中的气体流出口1021。患者呼吸导管300在另一端处通过气体歧管120和鼻叉111、112连接到鼻接口100。

[0567] 由呼吸治疗设备1100产生的气体流可以被加湿,并且经由患者导管300通过鼻接口100递送给患者。患者导管300可以具有加热器以加热穿过到达患者的气体流。例如,患者

导管300可以具有加热丝300a以加热穿过到达患者的气体流。加热丝300a可以处于控制器1013的控制下。患者导管300和/或鼻接口100可以被认为是呼吸治疗设备1100的一部分,或者替代地可以被认为是其周边设备。呼吸治疗设备1100、呼吸导管300和包括鼻接口100的患者接口10一起可以形成呼吸治疗系统1000。

[0568] 控制器1013可以控制流动发生器1011以产生期望流率的气体流。控制器1013还可以控制补充氧气入口以允许递送补充氧气,加湿器1012(如果存在的话)可以加湿气体流和/或将气体流加热到适当的水平,等等。气体流通过患者导管300和鼻接口100被引导到患者。控制器1013还可以控制加湿器1012中的加热元件和/或气体输送导管300中的加热元件300a,以将气体加热至期望的温度,用于期望的治疗水平和/或患者的舒适水平。控制器1013可以被编程有或可以确定气体流的合适目标温度。在一些构造中,包括补充氧气和/或治疗药物施用的气体混合物组合物可以通过补充氧气入口提供。气体混合物组合物可以包括氧气、氮氧混合气、氮气、一氧化氮、二氧化碳、氩气、氦气、甲烷、六氟化硫及其组合,和/或补充气体可以包括气雾化药物。

[0569] 氧气入口端口1028可以包括阀1028a,加压气体可以通过该阀进入流动发生器或鼓风机。阀可以控制进入流动发生器鼓风机的氧气流。阀可以是任何类型的阀,包括比例阀或双态阀。氧气源可以是氧气罐或医院的氧气供应。医用级氧气的纯度通常在95%和100%之间。也可使用较低纯度的氧气源。阀模块和过滤器的示例在PCT公开号W02018/074935和美国专利申请公开号2019/0255276中公开,这两篇专利的标题都为“阀模块和过滤器”。这些说明书的内容通过引用整体结合于本文中。

[0570] 呼吸治疗设备1100可以测量和控制被递送至患者的气体的氧含量,并且因此测量和控制由患者吸入的气体的氧含量。在高流量治疗期间,所递送的高流率气体可以满足或超过患者的峰值吸气流量。这意味着在吸气期间由设备递送给患者的气体体积满足或超过在吸气期间由患者吸入的气体体积。因此,高流量治疗有助于防止在患者吸入时夹带环境空气,以及冲洗患者气道的呼出气体。如果递送气体的流率达到或超过患者的峰值吸气流量,则可以防止夹带环境空气,并且由设备递送的气体与患者吸入的气体基本上相同。这样,在设备中测量的氧气浓度,递送氧气的分数(F_{dO_2})将基本上与用户呼吸的氧气浓度、吸入氧气的分数(F_{iO_2})相同,并且这样这些术语可以看作是等同的。

[0571] 操作传感器1003a、1003b、1003c(例如流量、温度、湿度和/或压力传感器)可以放置在呼吸治疗设备1100中的各种位置处。附加的传感器(例如,传感器1020、1025)可以放置在患者导管300和/或鼻接口100上的各种位置处(例如,在吸气管的端部处或附近可以存在温度传感器1029)。来自传感器的输出可以由控制器1013接收,以便辅助控制器以提供合适治疗的方式操作呼吸治疗设备1100。在一些构造中,提供合适的治疗包括满足患者的峰值吸气流量。设备1100可具有发射器和/或接收器1015,以使控制器1013能够接收来自传感器的信号1008和/或控制呼吸治疗设备1100的各种构件,包括但不限于流动发生器1011、加湿器1012和加热丝300a,或者与呼吸治疗设备1100相关联的附件或外围设备。附加地或替代地,发射器和/或接收器1015可以将数据传递到远程服务器或使得能够对设备1100进行远程控制。

[0572] 氧气可以通过在氧气和环境空气完成混合之后放置一个或多个气体成分传感器(例如超声波换能器系统,也称为超声波传感器系统)来测量。测量可以在设备、递送导管、

患者接口内或在任何其他合适的位置处进行。

[0573] 呼吸治疗设备1100可以包括患者传感器1026,例如脉搏血氧计或患者监测系统,以测量患者的一个或多个生理参数,例如患者的血氧饱和度(SpO₂)、心率、呼吸速率、灌注指数,并提供对信号质量的测量。

[0574] 患者传感器1026可以通过有线连接或通过经由患者传感器1026上的无线发射器进行的通信而与控制器1013通信。

[0575] 患者传感器1026可以是设计成连接到患者手指的一次性粘合剂传感器。患者传感器1026可以是非一次性传感器。

[0576] 被设计用于不同年龄组并且被连接到患者上的不同位置处的传感器是可用的,该传感器可以与呼吸治疗设备1100一起使用。

[0577] 脉搏血氧计通常在用户手指处附接至用户,尽管诸如耳垂的其他位置也是可选的。脉搏血氧计将被连接到设备中的处理器,并且将持续地提供指示患者的血氧饱和度的信号。患者传感器1026可以是可热交换的设备,其可以在呼吸治疗设备1100的操作期间被附接或交换。例如,患者传感器1026可以使用USB接口或使用无线通信协议(例如,诸如近场通信、WiFi或**蓝牙®**)连接到呼吸治疗设备1100。当患者传感器1026在操作期间断开时,呼吸治疗设备1100可以继续以其先前的操作状态操作限定的时间段。在限定的时间段之后,呼吸治疗设备1100可以触发警报、从自动模式过渡到手动模式、和/或完全退出控制模式(例如,自动模式或手动模式)。患者传感器1026可以通过物理或无线接口与呼吸治疗设备1100通信的床边监测系统或其他患者监测系统。

[0578] 呼吸治疗设备1100可以包括高流量治疗设备。如本文所讨论的高流量治疗旨在被赋予其如本领域技术人员所理解的典型普通含义,其通常是指经由有意不密封的患者接口以通常旨在满足或超过患者吸气流量的流率递送加湿呼吸气体的目标流的呼吸辅助系统。典型的患者接口包括但不限于鼻或气管患者接口。成人的典型流率通常在从约每分钟十五升(1pm)到约每分钟七十升或更大的范围内,但不限于此。儿科患者(例如新生儿、婴儿和儿童)的典型流率通常在从约每分钟每千克患者体重一升到约每分钟每千克患者体重三升或更大的范围内,但不限于此。高流量治疗还可以任选地包括气体混合物组合物,其包括补充氧气和/或治疗药物的施用。高流量治疗通常被称为鼻高流量(NHF)、湿化高流量鼻插管(HHFNC)、高流量鼻氧(HFNO)、高流量治疗(HFT)或气管高流量(THF),以及其他常用名称。用于实现“高流率”的流率可以是下面列出的流率中的任何一种。例如,在一些构造中,对于成年患者,“高流量治疗”可以指以大于或等于约每分钟10升(101pm)的流率将气体递送至患者,例如在约101pm与约1001pm之间,或在约151pm与约951pm之间,或在约201pm与约901pm之间,或在251pm与751pm之间,或在约251pm与约851pm之间,或在约301pm与约801pm之间,或在约351pm与约751pm之间,或在约401pm与约701pm之间,或在约451pm与约651pm之间,或在约501pm与约601pm之间。在一些构造中,对于新生儿、婴儿或儿童患者,“高流量疗法”可以指以大于11pm的流率将气体递送至患者,例如在约11pm与约251pm之间,或在约21pm与约251pm之间,在约21pm与约51pm之间,或在约51pm与约251pm之间,或在约51pm与约101pm之间,或在约101pm与约251pm之间,或在约101pm与约201pm之间,或在约101pm与151pm之间,或在约201pm与251pm之间。用于成人患者、新生儿、婴儿或儿童患者的高流量治疗设备可以以约11pm和约1001pm之间的流率或以上任何子范围内的流率将气体递送至患者。流量治

疗设备1000可以以约1lpm和约100lpm之间的任何流率递送任何浓度的氧气(例如,FdO₂),高达100%。在一些构造中,任何流率可与约20%-30%、21%-30%、21%-40%、30%-40%、40%-50%、50%-60%、60%-70%、70%-80%、80%-90%和90%-100%的氧浓度(FdO₂)组合。在一些组合中,流率可以在约25lpm和75lpm之间,组合约20%-30%、21%-30%、21%-40%、30%-40%、40%-50%、50%-60%、60%-70%、70%-80%、80%-90%和90%-100%的氧浓度(FdO₂)。在一些构造中,呼吸治疗设备1100可以包括在以手动模式操作时防止用户向患者递送大量氧气的安全阈值。

[0579] 在一些构造中,呼吸治疗设备1100包括控制器1013;血氧饱和度传感器1026;环境空气入口1027;氧气入口1028;与氧气入口1028流体连通以控制通过氧气入口1028的氧气流的阀1028a;和气体出口1021;其中控制器1013被构造成基于来自血氧饱和度传感器1026的氧饱和度的至少一个测量值来控制阀1028a。

[0580] 在具有呼吸治疗设备1100的呼吸治疗系统1000中使用的患者接口10包括鼻接口100,其包括:彼此不对称的第一叉111和第二叉112;以及包括气体入口121的气体歧管120,其中第一叉111和第二叉112与气体入口121流体连通。鼻接口100被构造成在患者的鼻孔处引起非对称的气体流。

[0581] 第一叉111和第二叉112彼此非对称或彼此不对称,或彼此在形状和构造上不同,或彼此相比时不对称。

[0582] 在一些构造中,鼻接口100包括接口主体118,该接口主体包括第一叉111和第二叉112。

[0583] 在一些构造中,气体歧管120与接口主体118成一体,或者与接口主体118分离且可与其联接。

[0584] 在一些构造中,第一叉111和第二叉112构造成以非密封的方式与鼻通道接合。

[0585] 在一些构造中,第一叉111和第二叉112允许呼出的气体在第一叉和第二叉周围逸出。

[0586] 在一些构造中,第一叉111和第二叉112构造成向患者提供气体而不干扰患者的自主呼吸。

[0587] 鼻接口100可以具有本文针对鼻接口100描述的任何一个或多个特征和/或功能。

[0588] 在一些构造中,呼吸治疗设备1000包括流动发生器1011和加湿器1012。

[0589] 在一些构造中,呼吸治疗系统包括具有加热器300a的患者导管300。

[0590] 在一些构造中,患者接口包括与气体入口121流体连通的透气管(breathable tube),并且患者接口进一步包括头帽以将鼻接口保持在患者面部上。

[0591] 患有各种健康状况和疾病的患者可以从氧疗法中受益。例如,患有慢性阻塞性肺病(COPD)、肺炎、哮喘、支气管肺发育不良、心力衰竭、囊性纤维化、睡眠呼吸暂停、肺病、呼吸系统创伤、急性呼吸窘迫、接受术前和术后氧气递送、以及其他病症或疾病的患者可受益于氧疗法。治疗这些问题的常用方法是通过为患者提供补充氧气以防止他们的血氧饱和度(SpO₂)下降得太低(例如,低于约90%)。然而,向患者供应太多的氧气会过度氧化他们的血液,并且也被认为是危险的。通常,患者的SpO₂保持在约80%至约99%的范围内,优选约92%至约96%,尽管这些范围可能因患者状况而不同。由于各种因素,例如呼吸速率、肺潮气量、心率、活动水平、身高、体重、年龄、性别和其他因素,没有一种规定的补充氧气水平可

以为每个患者在目标范围内一致地实现SpO₂响应。各个患者将定期需要他们被递送至患者的氧气部分 (FdO₂) 被监测和调节,以确保他们接收正确的FdO₂,以获得目标SpO₂。获得正确和一致的SpO₂是治疗具有各种健康状况或疾病的患者的重要因素。另外,患有这些健康问题的患者可以从自动控制氧饱和度的系统中受益。本公开适用于需要快速且准确的氧饱和度控制的广泛患者。

[0592] 参照图24,控制器1013可以被编程有或被构造成执行用于控制呼吸治疗设备1100的操作的闭环控制系统。闭环控制系统可以被构造成确保患者的SpO₂达到目标水平并始终保持在该水平或接近该水平。

[0593] 控制器1013可以接收来自用户的输入,该输入可以由控制器1013使用以执行闭环控制系统。目标SpO₂值可以是单一值或值范围。该值可以是预先设定的、由临床医生选择的、或基于患者的类型确定的,其中患者的类型可以指当前的病痛,和/或关于患者的信息,例如年龄、体重、身高、性别和其他患者特征。类似地,目标SpO₂可以是两个值,每个值以上述任何方式选择。这两个值表示患者的SpO₂可接受值的范围。控制器可以将所述范围内的值作为目标。目标值可以是该范围的中间值,或者是该范围内的任何其他值,其可以由用户预先设置或选择。或者,该范围可基于SpO₂的目标值自动设定。控制器可被构造成在患者的SpO₂值移动到范围外时具有一个或多个设定的响应。响应可以包括报警、改变为FdO₂的手动控制、将FdO₂变为特定值、和/或其他响应。控制器可以具有一个或多个范围,其中当移动到每个范围之外时发生一个或多个不同的响应。

[0594] 通常,SpO₂将被控制在约80%和约100%之间,或约80%和约90%之间,或约88%和约92%之间,或约90%和约99%之间,或约92%和约96%之间。SpO₂可以被控制在选自上述范围中的任意两个范围的任意两个合适值之间。目标SpO₂可以在约80%和约100%之间,或约80%和约90%之间,或约88%和约92%之间,或约90%和约99%之间,或约92%和约96%之间,或约94%,或94%,或约90%,或90%,或约85%,或85%。SpO₂目标可以是选自上述范围中的任意两个范围的任意两个适当值之间的任意值。SpO₂目标可对应于限定范围的SpO₂的中值。

[0595] FdO₂可以被构造成控制在一范围内。如果流率达到或超过患者的峰值吸气流量,则在设备 (FdO₂) 中测量的氧气浓度可以基本上与患者呼吸的氧气浓度 (FiO₂) 相同,因此这些术语可视为是等同的。范围的每个极限值可以是预先设定的、由用户选择的、或基于患者的类型确定的,其中患者的类型可以指当前的病痛、和/或关于患者的信息,例如年龄、体重、身高、性别、和/或其他患者特征。替代地,可选择FdO₂的单个值,并且可以至少部分地基于该值来确定范围。例如,该范围可以是高于和低于所选择的FdO₂的设定量。所选择的FdO₂可以用作控制器的开始点。如果控制器试图将FdO₂移动到范围之外,则系统可以具有一个或多个响应。这些响应可以包括报警、防止FdO₂移动到范围之外、切换到FdO₂的手动控制、和/或切换到特定FdO₂。该设备可以具有一个或多个范围,其中当其达到每个范围的极限值时,发生一个或多个不同的响应。

[0596] 参考图25,示出了闭环控制系统1500的示意图。闭环控制系统可以利用两个控制环。第一控制环可由SpO₂控制器实现。SpO₂控制器可部分基于目标SpO₂和/或测量的SpO₂确定目标FdO₂。如上所述,目标SpO₂值可以是单一值或可接受值的范围。该值可以是预先设置的、由临床医生选择的、或者基于客户特性自动确定的。通常,在治疗期开始之前或开始时

接收或确定目标SpO₂值,尽管可以在治疗期期间的任何时间接收目标SpO₂值。在治疗期期间,SpO₂控制器也可接收以下作为输入:来自气体成分传感器的所测量FdO₂读数,以及来自患者传感器的所测量FdO₂读数和信号质量读数。在一些构造中,SpO₂控制器可接收目标FdO₂作为输入,在这种情况下,SpO₂控制器的输出可直接提供回SpO₂控制器作为输入。至少部分基于该输入,SpO₂控制器可将目标FdO₂输出到第二控制环。

[0597] 在治疗期期间,SpO₂和FdO₂控制器可继续自动控制呼吸治疗设备1100的操作,直到治疗期结束或事件触发从自动模式到手动模式的改变。

[0598] 鼻接口100中的叉111、112的非对称性引起的冲洗增加可以提高补充氧气的有效性。具有不对称鼻接口100的闭环SpO₂控制可以允许患者的SpO₂保持在目标值或接近目标值,与对称的鼻腔高流量相比时所使用的氧气量减少。这可以导致氧气的节约。

[0599] 呼吸治疗系统可以具有PCT公开号W02021/049954和美国临时申请号62/898,464中描述的任何个或多个特征和功能。这些说明书的内容通过引用整体结合于本文中。

[0600] 图26示出了可以利用包括鼻接口100的患者接口10的替代示例性呼吸治疗系统2000。

[0601] 在所示的构造中,呼吸治疗系统2000包括呼吸治疗设备2100。呼吸治疗设备可以包括流动发生器2101。

[0602] 图示的流动发生器2101包括气体入口2102和气体出口2104。流动发生器2101可以包括鼓风机2106。鼓风机2106可以从气体入口2102吸入气体。在一些构造中,流动发生器2101可以包括压缩气体(例如,空气、氧气等)的源或容器。容器可包括阀,该阀可被调节以控制离开容器的气体流。在一些构造中,流动发生器2101可以使用这样的压缩气体源和/或其他气体源来代替鼓风机2106。在一些构造中,鼓风机2106可与另一气体源结合使用。在一些构造中,鼓风机2106可以包括机动式鼓风机或者可以包括能够产生气体流的波纹管装置或一些其他结构。在一些构造中,流动发生器2101通过气体入口2102吸入大气气体。在一些构造中,流发生器2101适于通过气体入口2102吸入大气气体,并且通过相同的气体入口2102或不同的气体入口接收其他气体(例如,氧气、一氧化氮、二氧化碳等)。其他构造也是可能的。

[0603] 图示的流动发生器2101包括用户控制接口2108。用户控制接口2108可以包括一个或多个按钮、旋钮、拨盘、开关、控制杆、触摸屏、扬声器、显示器、和/或用户可以用于将命令输入至流动发生器2101中的其他输入或输出模块,以便查看数据和/或控制流动发生器2101的操作和/或控制呼吸治疗系统2000的其他方面的操作。

[0604] 流动发生器2101可以将气体通过气体出口2104引导至第一导管2110。在所示的构造中,第一导管2110将气体引导至气体加湿器2112。气体加湿器是可选的。

[0605] 气体加湿器2112用于在气体中夹带水分,以提供加湿的气体流。所示的气体加湿器2112包括加湿器入口2116和加湿器出口2118。气体加湿器2112可以包括、被构造成容纳或含有水或其他加湿或增湿剂(在下文中被称为水)。

[0606] 在一些构造中,气体加湿器2112包括加热元件(未示出)。加热元件可以用于加热气体加湿器2112中的水,以促进水蒸发和/或在气体流中的夹带和/或增大通过气体加湿器2112的气体的温度。加热元件可以例如包括电阻金属加热板。然而,也可以设想其他加热元件。例如,加热元件可以包括塑料导电加热板或具有可控热输出的化学加热系统。

[0607] 在所示的构造中,气体加湿器2112包括用户控制接口2120。用户控制接口2120包括一个或多个按钮、旋钮、拨盘、开关、控制杆、触摸屏、扬声器、显示器和/或用户可以用来将命令输入到气体加湿器2112中的其他输入或输出模块,以查看数据、和/或控制气体加湿器2112的操作、和/或控制呼吸治疗系统2000的其他方面的操作。

[0608] 在一些构造中,流动发生器2101和气体加湿器2112可以共用壳体2126。在一些构造中,气体加湿器2112可以仅与流动发生器2101共用壳体2126的一部分。其他构造也是可能的。

[0609] 在所示的构造中,气体从加湿器出口2118行进至第二导管300。第二导管300可以包括如关于图24所述的导管加热器。导管加热器可用于将热量添加至通过第二导管300的气体。热量可以减少或消除夹带在气体流中的水沿着第二导管300的壁冷凝的可能性。导管加热器可包括位于第二导管300的壁中、壁上、壁周围或壁附近的一个或多个电阻丝。在一个或多个构造中,一个或多个这种电阻丝可以位于任何气体通路的外部。在一个或多个构造中,一个或多个这种电阻丝不与通过第二导管300的气体直接接触。在一种或多种构造中,第二导管300的壁或表面在一根或多根电阻丝与穿过第二导管300的气体之间调解(intercede)。

[0610] 通过第二导管300的气体可以被递送到鼻接口100。鼻接口100可以将呼吸治疗系统100气动地连接到患者的气道。在一些构造中,呼吸治疗系统2000利用双分支系统,其包括与患者的一个或多个气道接合的分离的吸气气体通路和呼气气体通路。

[0611] 在一些构造中,短长度的管将鼻接口100连接到第二导管300。在一些构造中,短长度的管可以具有平滑的孔。例如,柔性的短长度的管可以将鼻接口连接到第二导管300。将鼻接口连接到第二导管300的短长度的管可以是透气的,使得其允许蒸汽通过管壁传输。在一些构造中,短长度的管可以结合如本文别处所述的一个或多个加热丝。无论是否加热,光滑的孔都可以提高递送雾化物质的效率,如本文别处所述。

[0612] 呼吸治疗设备2100包括喷雾器2128。在一些构造中,如果使用喷雾器2128,则流动发生器2101、气体加湿器2112和喷雾器2128可共用壳体2126。在一些构造中,喷雾器2128与壳体2126分开。

[0613] 喷雾器2128可以连接到在流动发生器2101(其可包括气体入口2102)和鼻接口100之间延伸的气体通路的一部分上,尽管可使用喷雾器2128或另一喷雾器的其他布置。在一些构造中,喷雾器2128不在加湿器出口2118和鼻接口100之间的任何位置成直线定位。相反,喷雾器2128定位在加湿器出口2118的上游或第二导管2122的入口的上游。在一些构造中,喷雾器2128可以定位在进入加湿器的入口的上游。在一些构造中,喷雾器2128可以定位在气体流源与室之间。

[0614] 喷雾器2128可以包括可引入到气体流中的物质(例如,药物、示踪气体等)。该物质可以被捕获在气体流中,并且可以与呼吸气体一起被递送到患者的气道。喷雾器2128可以通过输送器2130连接到气体通路的一部分,该输送器可以包括导管或适配器。替代地,喷雾器2128可以直接与气体通路接合,这可使得不需要输送器2130。

[0615] 呼吸治疗设备2100可以包括控制器2113。控制器2113可以被构造或编程为控制设备的操作。例如,控制器2113可以控制设备的构件,包括但不限于:操作流动发生器2101以产生用于递送至患者的气体流(气流),操作加湿器2112(如果存在的话)以加湿和/或加热

所产生的气体流,控制进入流动发生器鼓风机的氧气流,从用户接口2108和/或2120接收用户输入以用于设备2100的重新构造和/或用户定义的操作,以及向用户输出信息(例如在显示器上)。

[0616] 控制器2113可以控制流动发生器2101,以产生期望流率的气体流。控制器2113还可以控制补充氧气入口以允许递送补充氧气,加湿器2112(如果存在的话)可以加湿气体流和/或将气体流加热到适当的水平,等等。控制器2113也可以控制雾化器2128的操作。气体流通过患者导管300和鼻接口100被引导到患者。控制器2113还能够控制加湿器2112中的加热元件和/或患者导管300中的加热元件,以将气体加热至期望的温度,用于期望的治疗水平和/或患者的舒适度水平。控制器2113可以被编程或者可以确定气体流的合适目标温度。在一些构造中,包括补充氧气和/或治疗药物施用的气体混合物组合物可以通过补充氧气入口提供。气体混合物组合物可以包括氧气、氮氧混合气、氮气、一氧化氮、二氧化碳、氩气、氦气、甲烷、六氟化硫及其组合,和/或补充气体可以包括来自喷雾器2128的气雾化药物。

[0617] 在一些构造中,呼吸治疗设备2100包括气体入口2102、气体出口2118、以及用于将一种或多种物质递送到气体流中的雾化器2128。在具有呼吸治疗设备2100的呼吸治疗系统2000中使用的鼻接口100包括:气体入口121,其与气体出口2118流体连通以接收来自呼吸治疗设备的气体的一种或多种物质;第一叉111和第二叉112;以及包括气体入口121的气体歧管120。第一叉111和第二叉112与气体入口121流体连通。鼻接口100被构造成在患者的鼻孔处引起非对称的气体流。

[0618] 呼吸治疗系统2000可以包括导管300、320(其示例在下面描述),以从呼吸治疗设备2100接收气体和一种或多种物质,并且将气体和一种或多种物质递送到鼻接口100的气体入口121。

[0619] 在图示的构造中,呼吸治疗系统2000可以如下操作。由于鼓风机2106的马达的叶轮的旋转,气体可以通过气体入口2102被吸入流动发生器2101。气体被推出气体出口2104并通过第一导管2110。气体通过加湿器入口2116进入气体加湿器2112。一旦进入气体加湿器2112,气体在经过或接近气体加湿器2112中的水时夹带水分。水被加热元件加热,这有助于对通过气体加湿器2112的气体进行加湿和/或加热。气体通过加湿器出口2118离开气体加湿器2112,并进入第二导管300。在进入第二导管300之前,气体从喷雾器128接收一种或多种物质。气体从第二导管300通到鼻接口100,在该鼻接口处气体被吸入患者的气道以帮助治疗呼吸疾病。

[0620] 图27示出了可以用于将气体递送到鼻接口100的管道或导管300的示例性类型。管道或导管300被示出为具有光滑的孔3021或非波纹状的孔。这种类型的管道在例如美国专利申请公开号2014/0202462(也被公开为PCT公开号W02012/164407A1)和PCT公开号W02014/088430中得到了最好的描述和示出。这些说明书的内容通过引用整体结合于本文中。如其中所述,管道由珠状物(bead)3041和小管或气泡3061形成。通常,这种管道的峰谷表面粗糙度为0.15-0.25mm的量级。在一种构造中,导管或管道具有13-14mm的内孔直径。两个构件3041、3061组合起来限定了具有最小表面偏差的内腔的导管或管。在一些构造中,珠状物304包含线材3081。一根或多根线材可以用于加热导管壁,而不是定位在由导管或管道300输送的流内。在所示的构造中,珠状物3041包括四根线材3081。在一些构造中,珠状物304可以包含两根线3081。也可以使用其他数量的线材。

[0621] 图28示出了可以用于将气体递送到鼻接口100的替代示例性类型的管道或导管320。参照图28,所示的导管或管道320是波纹管。在一种构造中,导管或管道320具有20-21mm的内孔直径。波纹管320包括沿着管道320的壁324的深沟槽322。在许多情况下,沟槽322导致沿着由壁324限定的内腔的长度延伸的一个或多个螺旋中断部。因此,导管或管道的内表面显著比图26所示的光滑孔管道300粗糙。通常,波纹导管或管道的峰谷表面粗糙度大约为1.5-2.5mm。在图28所示的构造中,一个或多个加热丝326也可以盘绕并定位成与通过内腔的气体流直接接触。当金属丝位于气体流动路径内时,加热丝增加2-3mm的增大“表面粗糙度”,尽管这仅仅是对被定位在气体流动路径内的加热丝的效果的估计。

[0622] 与使用如图28所示的更传统的加热呼吸管320相比,使用如图27所示的光滑孔加热管300用于从上述喷雾器2128递送药物,导致药物递送效率的显著增大。效率的提高被认为是由于在更传统的加热呼吸管320的沟槽322和暴露的加热丝326内捕获的雾化药物量的大量减少。例如,已经估计到,例如但不受限制,与如图27中所示的保持在平滑孔加热呼吸管300内的药物相比,300%更多的雾化药物被表面捕获。据信,由于流动中的较小涡旋和较少障碍(该障碍呈现有效粗糙度),沉积过程例如冲击减少。

[0623] 在一些构造中,当流率超过最佳流率时,发现递送效率降低。换句话说,在高于301pm的一些高流率下,流率与雾化效率成一定程度的反比(即,高流率导致更多的药物被截留在回路内而不是被递送到患者)。

[0624] 利用具有鼻叉111、112的鼻插管100,对于相等的死区间隙,流率的减小是可能的,这可以改善利用雾化药物的呼吸治疗的提供。由于更平滑的流动过渡,雾化的药物可能不太可能“淘汰”(crash out),在“淘汰”中一部分药物沉积在流动路径的内表面上而不是被递送至患者,或者受到由于冲击在表面上的其他损失。利用鼻接口100提供的部分单向流,当患者逆着该流呼气时,浪费的药物比要不然可能浪费的药物少。具有鼻叉111、112的鼻插管100的其他方面(包括叉的横截面积和这些横截面积的关系)可以改进利用雾化药物的呼吸治疗的提供。

[0625] 在呼吸治疗系统2000中使用的患者接口10和鼻接口100可以具有本文针对鼻接口100描述的任何一个或多个特征和/或功能。

[0626] 呼吸治疗系统2000可以具有PCT公开号W02016/085354或美国专利申请公开号2017/0312472中描述的系统的任何一个或多个特征和/或功能。这些说明书的内容通过引用整体结合于本文中。

[0627] 尽管已经就某些实施例描述了本公开,但是对于本领域普通技术人员显而易见的其他实施例也在本公开的范围。因此,在不脱离本公开的精神和范围的情况下,可以进行各种改变和修改。例如,各种部件可以根据需要重新定位。来自任何所述实施例的特征可以彼此组合和/或设备可以包括上述实施例的一个、多个或所有特征。此外,并非所有的特征、方面和优点都是实践本公开所必需的。因此,本公开的范围旨在仅由所附权利要求限定。

[0628] 为了清楚起见,在本公开中,在附图中使用相同的附图标记来标识类似的元件。然而,为了方便起见,在本公开的一些附图中存在的或用附图标记注释的某些特征在本公开的其他附图中未示出或未用附图标记注释。除非上下文明确要求,否则这些省略不应被解释为意味着从一个附图的图中省略的特征不能被等同地并入或实现在与其他附图相关或在其他附图中体现的所公开方法、设备和系统的构造中。相反,除非上下文明确要求,否则

不应假设本公开的一些图中的某些特征的存在意味着与这些图相关或在这些图中体现的所公开方法、设备和系统必须包括这些特征。

[0629] 条款

[0630] 额外的实施例包括在以下条款或编号声明中。

[0631] 1. 一种鼻接口, 包括:

[0632] i. 第一叉, 其具有第一基部和第一末端;

[0633] ii. 第二叉, 其具有第二基部和第二末端;

[0634] iii. 气体歧管, 其包括歧管室和气体入口; 和

[0635] iv. 定位在第一叉、第二叉或歧管室内的至少一个元件;

[0636] b. 其中, 所述至少一个元件被构造成增大行进通过第一叉、第二叉或歧管室中的至少一个的气体流的阻力, 并且

[0637] c. 其中, 气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通。

[0638] 2. 根据条款1的鼻接口, 其中, 气体流的阻力的增大被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0639] 3. 根据条款1或条款2的鼻接口, 其中, 所述至少一个元件是被定位在第二叉内的第二叉元件。

[0640] 4. 根据条款3的鼻接口, 其中, 第二叉元件被构造成增大行进通过第二叉的气体流的阻力。

[0641] 5. 根据条款3或条款4的鼻接口, 其中, 第二叉元件定位在第二基部处。

[0642] 6. 根据条款1至5中任一项的鼻接口, 其中, 第二叉的第二基部包括通向由第二叉的壁形成的流动通路的入口。

[0643] 7. 根据条款1至6中任一项的鼻接口, 其中, 所述至少一个元件是歧管元件, 其中歧管元件被定位在气体歧管的歧管室内。

[0644] 8. 根据条款7的鼻接口, 其中, 歧管元件被构造成增大行进通过歧管室的气体流的阻力。

[0645] 9. 根据条款1至8中任一项的鼻接口, 其中, 气体流基本上沿着从气体歧管入口、通过气体歧管室、并且进入第一叉和/或第二叉的流动通路内的方向。

[0646] 10. 根据条款7或条款8的鼻接口, 其中, 歧管元件基本上被定位在歧管室的中心处。

[0647] 11. 根据条款3至5中任一项的鼻接口, 其中, 鼻接口包括第一叉元件, 其中第一叉元件被定位在第一叉内。

[0648] 12. 根据条款11的鼻接口, 其中, 第一叉元件被构造成增大行进通过第一叉的气体流的阻力。

[0649] 13. 根据条款11或条款12的鼻接口, 其中, 第一叉元件被定位在第一叉的第一基部处。

[0650] 14. 根据条款12的鼻接口, 其中, 第一叉元件与第二叉元件相比提供了气体流的不同阻力。

[0651] 15. 根据条款1至14中任一项的鼻接口, 其中, 气体输送导管位于患者导管与气体

入口之间。

[0652] 16. 根据条款1至15中任一项的鼻接口,其中,气体歧管与气体输送导管一体地形成、或者联接到气体输送导管。

[0653] 17. 根据条款1至16中任一项的鼻接口,其中,气体歧管包括歧管宽度,并且其中歧管宽度与第一叉或第二叉中的至少一个的内径一样大或更大。

[0654] 18. 根据条款1至17中任一项的鼻接口,其中,鼻接口包括插管主体,插管主体包括所述第一叉和所述第二叉,并且其中,插管主体的在第一叉和第二叉之间的外表面包括凹部,以容纳患者鼻子的一部分并减小所容纳部分的下侧上的压力。

[0655] 19. 根据条款1至18中任一项的鼻接口,其中,第一叉或第二叉中的至少一个叉的尺寸被确定成在所述至少一个叉的外表面与患者的皮肤之间保持足够的间隙,以避免密封鼻接口与患者之间的气体路径。

[0656] 20. 根据条款1至19中任一项的鼻接口,其中,至少第一叉或第二叉由弹性体材料制成,所述弹性体材料使得第一叉能够响应于温度和与患者鼻孔的接触而变形并且设定其在使用中的形状。

[0657] 21. 根据条款1至20中任一项的鼻接口,其中,第一叉或第二叉中的至少一个不由硅树脂制成。

[0658] 22. 根据条款1至21中任一项的鼻接口,其中,第一叉或第二叉中的至少一个由热塑性弹性体制成。

[0659] 23. 根据条款1至22中任一项的鼻接口,其中,气体歧管包括流动通道,所述流动通道具有与通过第一叉和第二叉的气体流动路径基本垂直的气体流动方向。

[0660] 24. 根据条款7或8的鼻接口,其中,歧管元件包括用于气体流通过的歧管孔,其中所述歧管孔具有比用于气体流的歧管室更小的横截面开口。

[0661] 25. 根据条款3至5中任一项的鼻接口,其中,第二叉元件包括用于气体流通过的第二孔,其中所述第二孔具有比用于气体流的第二叉更小的横截面开口。

[0662] 26. 根据条款24或条款25的鼻接口,其中,歧管孔和/或第二孔形成在板或壁中。

[0663] 27. 根据条款26的鼻接口,其中,所述板或壁具有入口表面和出口表面,歧管孔和/或第二孔形成在入口表面与出口表面之间。

[0664] 28. 根据条款27的鼻接口,其中,气体流沿着从入口表面通过歧管孔和/或第二孔到出口表面的方向。

[0665] 29. 根据条款27或条款28的鼻接口,其中,出口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部是渐缩的。

[0666] 30. 根据条款27至29中任一项的鼻接口,其中,入口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部是基本上直角的。

[0667] 31. 根据条款27至29中任一项的鼻接口,其中,入口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部是渐缩的,其中出口表面的渐缩角大于入口表面的渐缩角。

[0668] 32. 根据条款27至29中任一项的鼻接口,其中,入口表面与歧管孔和/或第二孔之间的过渡部基本上是尖锐的角部。

[0669] 33. 根据条款26至32中任一项的鼻接口,其中,至少一个歧管孔和/或第二孔是竖直地纵向延伸穿过所述板或壁的间隙、切口或狭缝。

- [0670] 34. 根据条款26至32中任一项的鼻接口,其中,至少一个歧管孔和/或第二孔是水平地纵向延伸穿过所述板或壁的间隙、切口或狭缝。
- [0671] 35. 根据条款24至34中任一项的鼻接口,其中,至少一个歧管孔和/或第二孔是基本上圆形的穿孔。
- [0672] 36. 根据条款24至35中任一项的鼻接口,其中,至少一个歧管孔和/或第二孔包括穿孔图案。
- [0673] 37. 根据条款26至34中任一项的鼻接口,其中,至少一个歧管孔和/或第二孔的所述板或壁包括多孔介质。
- [0674] 38. 根据条款1至37中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个元件包括阀。
- [0675] 39. 根据条款38的鼻接口,其中,所述阀被构造成仅在阈值压力或阈值流率下打开。
- [0676] 40. 根据条款38或条款39的鼻接口,其中,所述阀被构造成在流动路径中提供限定的压降。
- [0677] 41. 根据条款38至40中任一项的鼻接口,其中,所述阀是鸭嘴阀。
- [0678] 42. 根据条款1至41中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个元件包括喷嘴。
- [0679] 43. 根据条款42的鼻接口,其中,喷嘴被构造成在流动路径中提供限定的压降。
- [0680] 44. 根据条款7或条款8的鼻接口,其中,歧管元件被构造成经由手动致动来调节,以增加或减少由歧管元件进行的限制的程度。
- [0681] 45. 根据条款44的鼻接口,其中,歧管元件被构造成在上游-下游方向上能够可滑动地移动。
- [0682] 46. 根据条款44的鼻接口,其中,歧管元件包括具有螺旋螺纹的可旋转件。
- [0683] 47. 根据条款45或条款46的鼻接口,其中,歧管元件还包括位于鼻接口的气体歧管外部的部分。
- [0684] 48. 根据条款47的鼻接口,其中,歧管元件被构造成能够旋转移动,使得当外部部分旋转时,歧管元件竖直地平移进入或离开歧管室流动路径,从而分别增大或减少所述流动路径中的流动限制程度。
- [0685] 49. 根据条款1至48中任一项的鼻接口,其中,气体歧管包括在与气体歧管的气体入口大致相对和/或与第二叉的第二基部大致相对的壁处的开口。
- [0686] 50. 根据条款49的鼻接口,其中,所述开口包括一个或多个孔。
- [0687] 51. 根据条款50的鼻接口,其中,所述孔的数量和直径被构造成提供限定的压降。
- [0688] 52. 根据条款49至51中任一项的鼻接口,其中,歧管的壁中的开口气动地连接至被构造成用于提供限定压降的构件。
- [0689] 53. 根据条款52的鼻接口,其中,所述构件是多孔介质、喷嘴、减压阀、辅助管或者气泡CPAP起泡室中的至少一个。
- [0690] 54. 根据条款1至53中任一项的鼻接口,其中,气体入口的轴线相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线是同轴的。
- [0691] 55. 根据条款1至53中任一项的鼻接口,其中,气体入口的轴线的角度相对于至少第一叉或第二叉的轴线是垂直的。
- [0692] 56. 根据条款1至55中任一项的鼻接口,其中,气体歧管包括第二气体入口。

- [0693] 57. 根据条款1至56中任一项的鼻接口,其中,鼻接口包括辅助气体入口,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0694] 58. 根据条款57的鼻接口,其中,辅助气体入口终止于第一叉或第二叉中。
- [0695] 59. 根据条款57或58的鼻接口,其中,辅助气体入口与辅助气体输送导管流体连通。
- [0696] 60. 根据条款57至59中任一项的鼻接口,其中,气体入口或气体输送导管中的至少一个包括具有第一内部横截面积的内腔,并且辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括具有第二内部横截面积的内腔。
- [0697] 61. 根据条款60的鼻接口,其中,第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或两个基本上是圆形的。
- [0698] 62. 根据条款61或条款62的鼻接口,其中,第一内部横截面积和第二内部横截面积不同。
- [0699] 63. 根据条款63的鼻接口,其中,第二内部横截面积小于第一叉或第二叉的内部横截面积。
- [0700] 64. 根据条款59的鼻接口,其中,气体输送导管和辅助气体输送导管布置在歧管室的相同侧。
- [0701] 65. 根据条款59的鼻接口,其中,辅助气体输送导管被定位在气体输送导管中。
- [0702] 66. 根据条款59的鼻接口,其中,气体入口或气体输送导管中的至少一个包括第一长度,并且辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括第二长度。
- [0703] 67. 根据条款66的鼻接口,其中,第一长度和第二长度不相等,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0704] 68. 根据条款66或条款67的鼻接口,其中,第一长度比第二长度长,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0705] 69. 根据条款66或条款67的鼻接口,其中,第一长度比第二长度短,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0706] 70. 根据条款59的鼻接口,其中,气体输送导管与第一气体流连通,辅助气体输送导管与第二气体流连通。
- [0707] 71. 根据条款70的鼻接口,其中,第一气体流具有与第二气体流不同的流率。
- [0708] 72. 根据条款70或条款71的鼻接口,其中,气体歧管和第一气体流之间的合成流动方向是与气体歧管和第二气体流之间的合成流动方向不同的流动方向。
- [0709] 73. 根据条款70至72中任一项的鼻接口,其中,第一气体流或第二气体流中的一个吸入流。
- [0710] 74. 根据条款70至73中任一项的鼻接口,其中,第一气体流的气体压力与第二气体流的气体压力不同。
- [0711] 75. 根据条款74的鼻接口,其中,相对于环境的负气体压力由第一气体流或第二气体流形成。
- [0712] 76. 一种鼻接口,包括:
- [0713] i. 第一叉,其具有第一基部和第一末端;
- [0714] ii. 第二叉,其具有第二基部和第二末端;和

- [0715] iii. 气体歧管, 包括:
- [0716] 1. 歧管室;
- [0717] 2. 第一气体入口; 和
- [0718] 3. 第二气体入口,
- [0719] b. 其中, 第一气体入口和第二气体入口分别与第一气体输送导管和第二气体输送导管流体连通,
- [0720] i. 其中, 鼻接口被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0721] 77. 根据条款76的鼻接口, 其中, 第一气体入口和第二气体入口布置在歧管室的相对侧上。
- [0722] 78. 根据条款76或条款77的鼻接口, 其中, 第一气体入口比第二气体入口更靠近第一叉, 并且其中第二气体入口比第一气体入口更靠近第二叉。
- [0723] 79. 根据条款76至78中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体入口和第一气体输送导管中的至少一个被形成为整体结构, 或者第二气体入口和第二气体输送导管被形成为整体结构。
- [0724] 80. 根据条款76至79中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体输送导管与第一气体流连通, 并且第二气体输送导管与第二气体流连通。
- [0725] 81. 根据条款80的鼻接口, 其中, 第一气体流具有与第二气体流不同的流率。
- [0726] 82. 根据条款80或条款81的鼻接口, 其中, 气体歧管和第一气体流之间的合成流动方向是与气体歧管和第二气体流之间的合成流动方向不同的流动方向。
- [0727] 83. 根据条款80至82中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体流或第二气体流中的一个为吸入流。
- [0728] 84. 根据条款80至83中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体流的气体压力与第二气体流的气体压力不同。
- [0729] 85. 根据条款84的鼻接口, 其中, 相对于环境的负气体压力由第一气体流或第二气体流形成。
- [0730] 86. 根据条款76至85中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体入口或第一气体输送导管中的至少一个包括具有第一内部横截面积的内腔, 并且第二气体入口或第二气体输送导管中的至少一个包括具有第二内部横截面积的内腔。
- [0731] 87. 根据条款86的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或者两个是基本圆形的。
- [0732] 88. 根据条款86的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或者两个是基本非圆形的。
- [0733] 89. 根据条款86至88中任一项的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积和第二内部横截面积不相等, 以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0734] 90. 根据条款86至89中任一项的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积大于第二内部横截面积, 以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0735] 91. 根据条款86至89中任一项的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积小于第二内部横截面积, 以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0736] 92. 根据条款76至91中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体入口或第一气体输送导管

中的至少一个包括第一长度,并且第二气体入口或第二气体输送导管中的至少一个包括第二长度。

[0737] 93.根据条款92的鼻接口,其中,第一长度和第二长度不相等,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0738] 94.根据条款92或条款93的鼻接口,其中,第一长度比第二长度长,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0739] 95.根据条款92或条款93的鼻接口,其中,第一长度比第二长度短,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0740] 96.根据条款76至95中任一项的鼻接口,其中,第一气体入口或第一气体输送导管中的至少一个的内表面包括第一浮凸特征图案。

[0741] 97.根据条款76至96中任一项的鼻接口,其中,第二气体入口或第二气体输送导管中的至少一个的内表面包括第二浮凸特征图案。

[0742] 98.根据从属于条款96时的条款97的鼻接口,其中,第一浮凸特征图案基本上比第二浮凸特征图案更粗糙,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0743] 99.根据从属于条款96时的条款97的鼻接口,其中,第一浮凸特征图案基本上比第二浮凸特征图案更平滑,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0744] 100.根据条款96至99中任一项的鼻接口,其中,浮凸特征图案包括以下中的一个或多个:凹坑、突起、肋和/或翅片。

[0745] 101.根据条款76至100中任一项的鼻接口,其中,第一气体入口或第二气体入口中的至少一个的轴线相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线是同轴的。

[0746] 102.根据条款76至100中任一项的鼻接口,其中,第一气体入口和/或第二气体入口的轴线的角度相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线垂直。

[0747] 103.根据条款76至102中任一项的鼻接口,包括以下中的至少一个:

[0748] (i) 定位在第一叉内的第一叉元件;

[0749] (ii) 定位在第二叉内的第二叉元件;

[0750] (iii) 歧管元件,其定位在歧管室中并且位于第一叉的第一基部与第二叉的第二基部之间;

[0751] (iv) 第一气体入口元件,其定位在通到气体歧管的第一气体入口处;或

[0752] (v) 第二气体入口元件,其定位在通到气体歧管的第二气体入口处,

[0753] a.其中,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件和/或第二气体入口元件每个均被构造成增大进入对应所述元件的气体流的阻力,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0754] 104.根据条款103的鼻接口,包括所述第一气体入口元件和所述第二气体入口元件,其各自被构造成增大分别通过第一气体入口和第二气体入口进入气体歧管的气体流的流动阻力。

[0755] 105.根据条款103的鼻接口,包括所述第一叉元件和所述第二叉元件,其各自被构造成增大分别进入第一叉和第二叉的气体流的流动阻力。

[0756] 106.根据条款103的鼻接口,包括所述歧管元件和所述第一气体入口元件,其各自被构造成增大分别通过歧管元件和第一气体入口元件而在歧管室内以及进入气体歧管的

气体流的流动阻力。

[0757] 107. 根据条款103的鼻接口,包括所述歧管元件和所述第二气体入口元件,其各自被构造成增大分别通过歧管元件和第二气体入口元件而在歧管室内以及进入气体歧管的气体流的流动阻力。

[0758] 108. 根据条款103至107中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件或第二气体入口元件中的至少一个包括用于减少气体流的通路的孔。

[0759] 109. 根据条款108的鼻接口,其中,所述孔形成在板或壁中。

[0760] 110. 根据条款109的鼻接口,其中,所述板或壁具有其间形成孔的入口表面和出口表面。

[0761] 111. 根据条款110的鼻接口,其中,气体流沿着从入口表面通过所述孔到出口表面的方向。

[0762] 112. 根据条款109或条款110的鼻接口,其中,出口表面与所述孔之间的过渡部是渐缩的。

[0763] 113. 根据条款109至112中任一项的鼻接口,其中,入口表面与所述孔之间的过渡部基本上是直角的。

[0764] 114. 根据条款109至112中任一项的鼻接口,其中,入口表面与所述孔之间的过渡部是渐缩的,其中出口表面的渐缩角大于入口表面的渐缩角。

[0765] 115. 根据条款109至112中任一项的鼻接口,其中,入口表面与所述孔之间的过渡部基本上是尖锐的角部。

[0766] 116. 根据条款109至115中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔是竖直地纵向延伸穿过所述板或壁的间隙、切口或狭缝。

[0767] 117. 根据条款109至115中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔是水平地纵向延伸穿过所述板或壁的间隙、切口或狭缝。

[0768] 118. 根据条款108至115中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔是基本上圆形的穿孔。

[0769] 119. 根据条款108至115中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔包括穿孔图案。

[0770] 120. 根据条款109至115中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔的所述板或壁包括多孔介质。

[0771] 121. 根据条款103至108中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件或第二气体入口元件中的至少一个包括阀。

[0772] 122. 根据条款121的鼻接口,其中,所述阀被构造成仅在阈值压力或阈值流率下打开。

[0773] 123. 根据条款121或条款122的鼻接口,其中,所述阀被构造成在流动路径中提供限定的压降。

[0774] 124. 根据条款121至123中任一项的鼻接口,其中,所述阀是鸭嘴阀。

[0775] 125. 根据条款103至124中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件或第二气体入口元件中的至少一个包括喷嘴。

[0776] 126. 根据条款125的鼻接口,其中,喷嘴被构造成在流动路径中提供限定的压降。

[0777] 127. 根据条款103至126中任一项的鼻接口, 其中, 当存在时, 第一叉元件、第二叉元件、歧管元件、第一气体入口元件或第二气体入口元件中的至少一个被构造成通过手动致动来调节, 以增大或减少由所述元件进行的限制的程度。

[0778] 128. 根据条款127的鼻接口, 其中, 所述元件被构造成在上游-下游方向上可滑动移动。

[0779] 129. 根据条款128的鼻接口, 其中, 所述元件包括具有螺旋螺纹的可旋转件。

[0780] 130. 根据条款129的鼻接口, 其中, 所述元件还包括位于鼻接口外部的部分。

[0781] 131. 根据条款130的鼻接口, 其中, 所述元件被构造成能够可旋转移动, 使得当外部部分旋转时, 所述元件竖直地平移进入或离开流动路径, 从而分别增大或减少所述流动路径中的流动限制程度。

[0782] 132. 一种鼻接口, 包括:

[0783] i. 第一叉和第二叉;

[0784] ii. 气体歧管, 其包括歧管室和气体入口, 气体入口与气体输送导管流体连通、或者被构造成与气体输送导管流体连通; 和

[0785] iii. 至少一个流动引导元件, 其被形成成为歧管室、气体入口或气体输送导管中的至少一个的一部分;

[0786] b. 其中, 所述至少一个流动引导元件被构造成将气体流引导至第一叉或第二叉中的一个, 以产生非对称的气体流。

[0787] 133. 根据条款132的鼻接口, 其中, 流动引导元件被构造成在使用中在第一叉处提供较大的动态压力, 并且在使用中在第二叉处提供较小的动态压力, 以产生非对称的气体流。

[0788] 134. 根据条款132或条款133的鼻接口, 其中, 第一叉或第二叉中的至少一个叉的尺寸被确定为在所述至少一个叉的外表面与患者皮肤之间保持足够的间隙, 以避免密封鼻接口与患者之间的气体路径。

[0789] 135. 根据条款132至134中任一项的鼻接口, 其中, 第一叉和第二叉与歧管室流体连通。

[0790] 136. 根据条款132至135中任一项的鼻接口, 其中, 气体入口与第一叉或第二叉中的至少一个相对地定位在歧管室中。

[0791] 137. 根据条款132至137中任一项的鼻接口, 其中, 气体入口的轴线相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线同轴。

[0792] 138. 根据条款132至136中任一项的鼻接口, 其中, 气体入口的轴线的角度相对于第一叉或第二叉中的至少一个的轴线垂直。

[0793] 139. 根据条款134至138中任一项的鼻接口, 其中, 所述至少一个流动引导元件被定位在气体的歧管室内。

[0794] 140. 根据条款134至138中任一项的鼻接口, 其中, 所述至少一个流动引导元件被定位在气体输送导管内。

[0795] 141. 根据条款140的鼻接口, 其中, 所述至少一个流动引导元件被定位在气体输送导管内, 位于气体输送导管与气体入口相接之处。

[0796] 142. 根据条款134至141中任一项的鼻接口, 其中, 所述至少一个流动引导元件包

括至少一个成角度的突起,其中突起被构造成从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导气体流。

[0797] 143.根据条款142的鼻接口,其中,所述至少一个流动引导元件还包括成角度的第二突起,第二突起在流动路径中与第一突起相对地定位,并且同样地被构造成从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导气体流。

[0798] 144.根据条款134至143中任一项的鼻接口,包括在气体歧管中被定位在通到第一叉或第二叉中的一个的入口处的第二流动引导元件。

[0799] 145.根据条款144的鼻接口,其中,第二流动引导元件被构造成从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导气体流。

[0800] 146.根据条款144或条款145的鼻接口,其中,第二流动引导元件被构造成将呼出气体流从第一叉或第二叉引导到相反的叉。

[0801] 147.根据条款144或条款145的鼻接口,其中,第二流动引导元件包括至少一个成角度的突起,其中突起被构造成从气体入口朝向第一叉或第二叉中的一个引导气体的气体流,并且被构造成将呼出气体流从第一叉或第二叉引导到相对的叉。

[0802] 148.根据条款134至147中任一项的鼻接口,其中,气体入口在歧管室中被定位在第一叉和第二叉之间的基本上中心的位置处。

[0803] 149.根据条款134至148中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体歧管室内并且靠近第一叉。

[0804] 150.根据条款134至149中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个流动引导元件被构造成将气体流从气体输送导管朝向第一叉的入口引导。

[0805] 151.根据条款144至147中任一项的鼻接口,其中,第二流动引导元件被构造成将气体流从第一叉的入口引导到第一叉的流动通路中。

[0806] 152.根据条款134至151中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个流动引导元件被定位在气体的歧管室内并且靠近第二叉。

[0807] 153.根据条款134至148中任一项的鼻接口,其中,所述至少一个流动引导元件被构造成将气体流从气体输送导管朝向第二叉的入口引导。

[0808] 154.根据条款144至147中任一项的鼻接口,其中,第二流动引导元件被构造成将气体流从第二叉的入口引导到第二叉的流动通路中。

[0809] 155.根据条款134至154中任一项的鼻接口,包括以下中的至少一个:

[0810] (i) 定位在第一叉内的第一叉元件;

[0811] (ii) 定位在第二叉内的第二叉元件;

[0812] (iii) 歧管元件,其定位在歧管室内并且位于第一叉的第一基部和第二叉的第二基部之间;

[0813] b.其中,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件各自被构造成增大进入相应所述元件的气体流的流动阻力。

[0814] 156.根据条款155的鼻接口,包括所述第一叉元件和所述第二叉元件,其各自被构造成增大分别进入第一叉和第二叉的气体流的流动阻力。

[0815] 157.根据条款155的鼻接口,包括所述歧管元件和所述第二叉元件,其各自被构造成增大分别通过第二叉元件和歧管元件进入第二叉和歧管室内的气体流的流动阻力。

- [0816] 158.根据条款155至157中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件中的至少一个包括用于减少气体流的通路的孔。
- [0817] 159.根据条款158的鼻接口,其中,所述孔形成在板或壁中。
- [0818] 160.根据条款159的鼻接口,其中,所述板或壁具有其间形成所述孔的入口表面和出口表面。
- [0819] 161.根据条款160的鼻接口,其中,气体流沿着从入口表面通过所述孔到出口表面的方向。
- [0820] 162.根据条款160或条款161的鼻接口,其中,出口表面和所述孔之间的过渡部是渐缩的。
- [0821] 163.根据条款160至162中任一项的鼻接口,其中,入口表面和所述孔之间的过渡部基本上是直角的。
- [0822] 164.根据条款160至162中任一项的鼻接口,其中,入口表面与所述孔之间的过渡部是渐缩的,其中出口表面的渐缩角大于入口表面的渐缩角。
- [0823] 165.根据条款160至162中任一项的鼻接口,其中,入口表面和所述孔之间的过渡部基本上是尖锐的角部。
- [0824] 166.根据条款159至165中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔是竖直地纵向延伸穿过所述板或壁的间隙、切口或狭缝。
- [0825] 167.根据条款159至165中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔是水平地纵向延伸穿过所述板或壁的间隙、切口或狭缝。
- [0826] 168.根据条款158至167中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔是基本上圆形的穿孔。
- [0827] 169.根据条款158至167中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔包括穿孔图案。
- [0828] 170.根据条款159至169中任一项的鼻接口,其中,至少一个孔的所述板或壁包括多孔介质。
- [0829] 171.根据条款155至170中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件中的至少一个包括阀。
- [0830] 172.根据条款171的鼻接口,其中,所述阀被构造成仅在阈值压力或阈值流率下打开。
- [0831] 173.根据条款171或条款172的鼻接口,其中,所述阀被构造成在流动路径中提供限定的压降。
- [0832] 174.根据条款171至173中任一项的鼻接口,其中,所述阀是鸭嘴阀。
- [0833] 175.根据条款155至174中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件中的至少一个包括喷嘴。
- [0834] 176.根据条款175的鼻接口,其中,喷嘴被构造成在流动路径中提供限定的压降。
- [0835] 177.根据条款155至176中任一项的鼻接口,其中,当存在时,第一叉元件、第二叉元件和/或歧管元件中的至少一个被构造成通过手动致动来调节,以增大或减少通过所述元件进行的限制的程度。
- [0836] 178.根据条款177的鼻接口,其中,所述元件被构造成在上游-下游方向上可滑动移动。

- [0837] 179. 根据条款177的鼻接口,其中,所述元件包括具有螺旋螺纹的可旋转件。
- [0838] 180. 根据条款179的鼻接口,其中,所述元件还包括位于鼻接口外部的部分。
- [0839] 181. 根据条款180的鼻接口,其中,所述元件被构造成能够可旋转移动,使得当外部部分旋转时,所述元件竖直地平移进入或离开流动路径,从而分别增大或减少所述流动路径中的流动限制程度。
- [0840] 182. 根据条款1至181中任一项的鼻接口,其中,第一叉具有第一叉长度且第二叉具有第二叉长度,并且第一叉长度与第二叉长度不同。
- [0841] 183. 根据条款182的鼻接口,其中,第一叉长度比第二叉长度长,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0842] 184. 根据条款182或183的鼻接口,其中,第一叉长度比第二叉长度短,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0843] 185. 根据条款1至184中任一项的鼻接口,其中,第一叉具有第一叉横截面宽度且第二叉具有第二叉横截面宽度,并且其中第一叉横截面宽度与第二叉横截面宽度不同。
- [0844] 186. 根据条款185的鼻接口,其中,第一叉横截面宽度大于第二叉横截面宽度,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0845] 187. 根据条款185的鼻接口,其中,第一叉横截面宽度小于第二叉横截面宽度,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0846] 188. 根据条款1至187中任一项的鼻接口,其中,第一叉具有第一末端且第二叉具有第二末端,并且其中第一末端的几何形状和第二末端的几何形状不同,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0847] 189. 根据条款188所示的鼻接口,其中,第一末端或第二末端中的至少一个变窄或渐缩,以形成喷嘴形状。
- [0848] 190. 根据条款188或条款189的鼻接口,其中,第一末端或第二末端中的至少一个变宽或呈锥形,以形成扩散器形状。
- [0849] 191. 根据条款1至190中任一项的鼻接口,其中,第一叉具有第一内表面且第二叉具有第二内表面,其中第一内表面或第二内表面中的至少一个具有被构造成影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力的表面特征。
- [0850] 192. 根据条款191的鼻接口,其中,表面特征是围绕第一内表面或第二内表面以同心图案形成为环、螺旋部或带的脊。
- [0851] 193. 根据条款190或191的鼻接口,其中,表面特征是沿着第一内表面或第二内表面以基本轴向方向图案形成为线、带或条的翅片。
- [0852] 194. 根据条款191至193中任一项的鼻接口,其中,当表面特征存在于第一内表面和第二内表面上时,表面特征是不同的,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0853] 195. 根据条款1至194中任一项的鼻接口,其中,第一叉和第二叉中的至少一个是非圆形的横截面形状,非圆形的横截面形状被构造成影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力。
- [0854] 196. 根据条款195的鼻接口,其中,非圆形的横截面形状通过从中移除的圆形横截面形状的大小而减小。
- [0855] 197. 根据条款195的鼻接口,其中,非圆形的横截面形状是基本U形的。

- [0856] 198. 根据条款195的鼻接口,其中,非圆形的横截面形状是基本多边形的。
- [0857] 199. 根据条款195至198中任一项的鼻接口,其中,当非圆形的横截面形状存在于第一叉和第二叉中的每一个上时,非圆形的横截面形状是不同的,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0858] 200. 根据条款1至199中任一项的鼻接口,其中,第一叉和第二叉中的至少一个在叉的基部处包括基部限制部,基部限制部被构造成影响至少一个第一叉或第二叉中的内部流动阻力。
- [0859] 201. 根据条款200的鼻接口,其中,基部限制部是在叉的基部处形成的喷嘴或扩散器。
- [0860] 202. 根据条款200或条款201的鼻接口,其中,当在第一叉和第二叉上存在基部限制部时,基部限制部是不同的,以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0861] 203. 根据条款1至202中任一项的鼻接口,其中第一叉和第二叉中的至少一个包括位于叉内的叉阀,叉阀被构造成影响至少一个第一叉或第二叉的内部流动阻力。
- [0862] 204. 根据条款203的鼻接口,其中,叉阀被构造成限制或阻止气体流通过其中,直到气体流超过限定压力。
- [0863] 205. 根据条款203或条款204的鼻接口,其中,叉阀是鸭嘴阀。
- [0864] 206. 根据条款203至205中任一项的鼻接口,其中,叉阀是单向阀。
- [0865] 207. 根据条款203至206中任一项的鼻接口,其中,当在第一叉和第二叉中的每一个中存在叉阀时,叉阀具有不同的特性,以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0866] 208. 根据条款1至207中任一项的鼻接口,还包括第三叉,其中第一叉、第二叉和第三叉间隔开,以作为相邻的对能够接合到患者的鼻孔中,其中第一叉、第二叉或第三叉中的至少一个具有与其他叉不同的流动特性,以在各个叉处引起或促进非对称的气体流。
- [0867] 209. 根据条款208的鼻接口,还包括用于可释放地阻止气体流通过第一叉、第二叉或第三叉的封闭件。
- [0868] 210. 一种鼻接口,包括:
- [0869] i. 第一叉,其具有第一基部和第一末端;
- [0870] ii. 第二叉,其具有第二基部和第二末端;
- [0871] iii. 气体歧管;
- [0872] iv. 第一气体入口;和
- [0873] v. 辅助气体入口;
- [0874] vi. 其中,第一气体入口和第二气体入口分别与第一气体输送导管和第二气体输送导管流体连通;
- [0875] viii. 其中,鼻接口被构造成在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。
- [0876] 211. 根据条款210的鼻接口,其中,第一气体入口终止于气体歧管中。
- [0877] 212. 根据条款201或211的鼻接口,其中,辅助气体入口终止于第一叉或第二叉中。
- [0878] 213. 根据条款210至212中任一项的鼻接口,其中,辅助气体入口与辅助气体输送导管流体连通。
- [0879] 214. 根据条款210至213中任一项的鼻接口,其中,第一气体入口或气体输送导管中的至少一个包括具有第一内部横截面积的内腔,并且辅助气体入口或辅助气体输送导管

中的至少一个包括具有第二内部横截面积的内腔。

[0880] 215. 根据条款214的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积和第二内部横截面积中的一个或两个是基本圆形的。

[0881] 216. 根据条款214或215的鼻接口, 其中, 第一内部横截面积和第二内部横截面积不同。

[0882] 217. 根据条款216的鼻接口, 其中, 第二内部横截面积小于第一或第二的内部横截面积。

[0883] 218. 根据条款213的鼻接口, 其中, 气体输送导管和辅助气体输送导管布置在气体歧管的同一侧。

[0884] 219. 根据条款213中任一项的鼻接口, 其中, 辅助气体输送导管位于气体输送导管中。

[0885] 220. 根据条款213的鼻接口, 其中, 第一气体入口或气体输送导管中的至少一个包括第一长度, 辅助气体入口或辅助气体输送导管中的至少一个包括第二长度。

[0886] 221. 根据条款220的鼻接口, 其中, 第一长度和第二长度不相等, 以在第一叉和第二叉处引起非对称的气体流。

[0887] 222. 根据条款220或条款221的鼻接口, 其中, 第一长度比第二长度长, 以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0888] 223. 根据条款220或条款221的鼻接口, 其中, 第一长度比第二长度短, 以在第一叉和第二叉处引起或促进非对称的气体流。

[0889] 224. 根据条款214的鼻接口, 其中, 气体输送导管与第一气体流连通, 并且辅助气体输送导管与第二气体流连通。

[0890] 225. 根据条款224的鼻接口, 其中, 第一气体流具有与第二气体流不同的流率。

[0891] 226. 根据条款224或条款225的鼻接口, 其中, 气体歧管和第一气体流之间的合成流动方向与气体歧管和第二气体流之间的合成流动方向是不同的流动方向。

[0892] 227. 根据条款224至226中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体流或第二气体流中的一个吸入流。

[0893] 228. 根据条款224至227中任一项的鼻接口, 其中, 第一气体流的气体压力不同于第二气体流的气体压力。

[0894] 229. 根据条款228的鼻接口, 其中, 相对于环境的负气体压力由第一气体流或第二气体流形成。

[0895] 230. 一种患者接口, 其包括根据条款1至229中任一项的鼻接口。

[0896] 231. 根据条款230的患者接口, 还包括用于将鼻接口保持在患者面部上的头帽。

[0897] 232. 根据条款230或231的患者接口, 还包括与气体入口流体连通的气体输送导管。

[0898] 233. 根据条款232的患者接口, 其中, 气体输送导管是透气管。

[0899] 234. 根据条款233的患者接口, 其中, 气体歧管与气体输送导管一体地形成、或者联接至气体输送导管。

[0900] 235. 根据条款232至234中任一项的患者接口, 其中, 气体输送导管将气体入口联接至患者导管, 患者导管提供来自流动发生器的气体。

- [0901] 236. 根据条款232至235中任一项的患者接口,还包括气体输送导管保持夹。
- [0902] 237. 一种呼吸治疗系统,包括:
 - [0903] i. 呼吸治疗设备,包括:
 - [0904] ii. 控制器;
 - [0905] iii. 血氧饱和度传感器;
 - [0906] iv. 环境空气入口;
 - [0907] v. 氧气入口;
 - [0908] vi. 阀,其与氧气入口流体连通,以控制通过氧气入口的氧气流;和
 - [0909] vii. 气体出口;
 - [0910] b. 其中,控制器被构造成基于来自血氧饱和度传感器的至少一个氧饱和度测量值来控制所述阀;和
 - [0911] i. 根据条款230至236中任一项的患者接口。

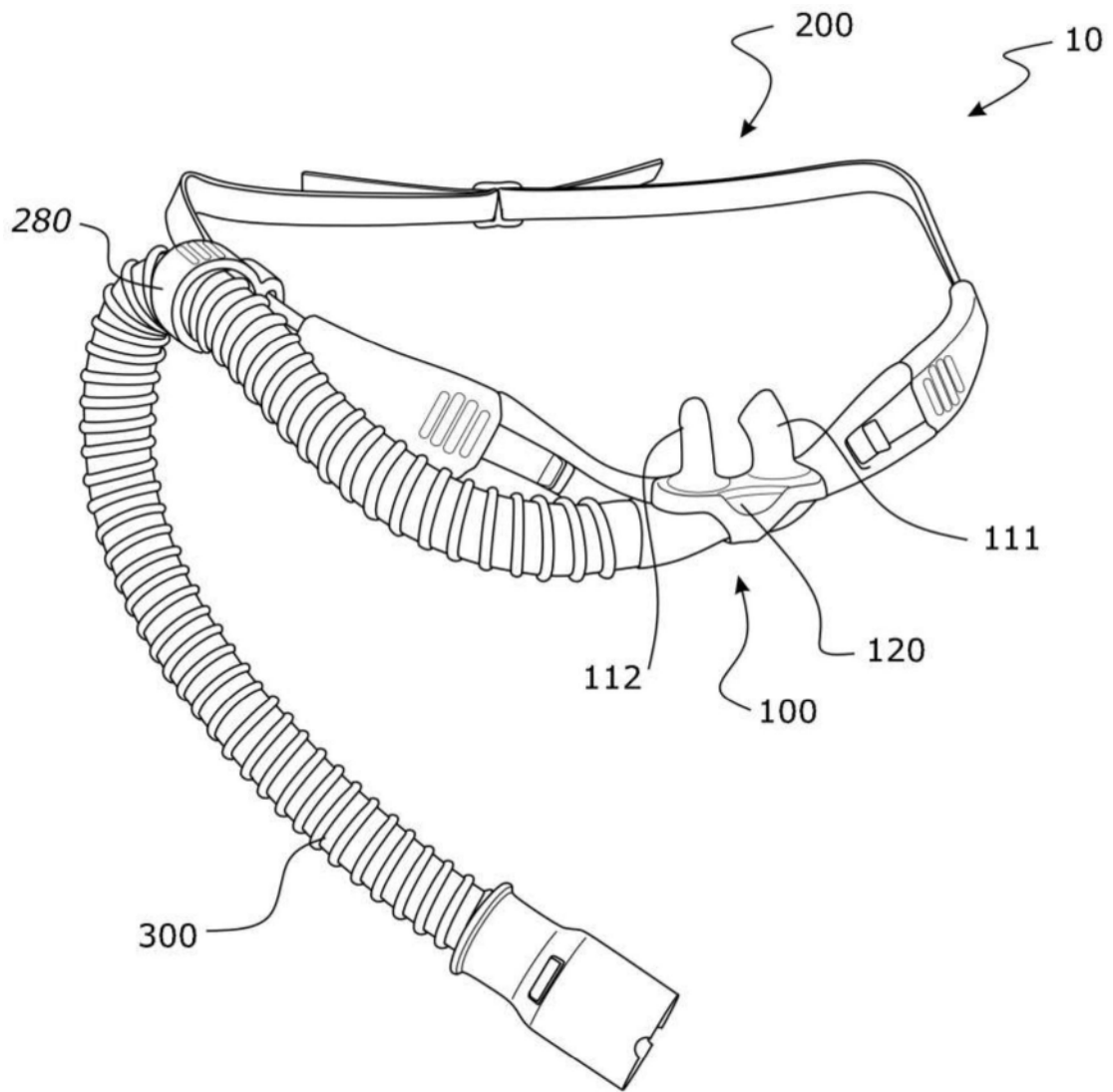


图1A

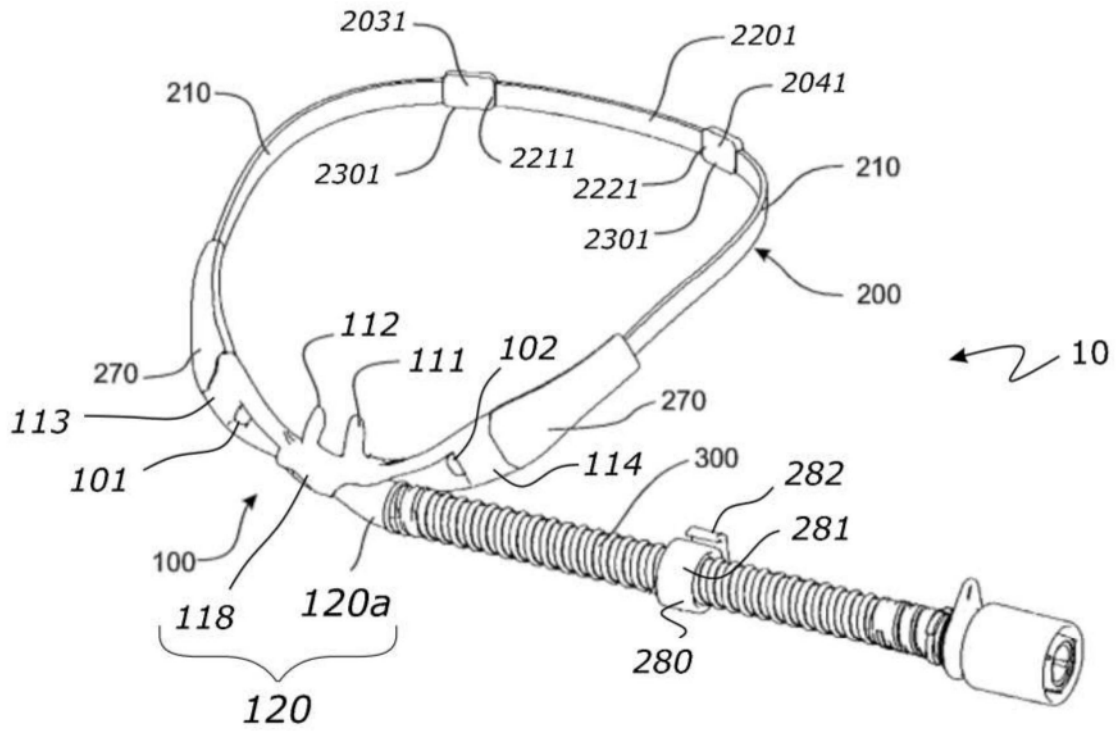


图1B

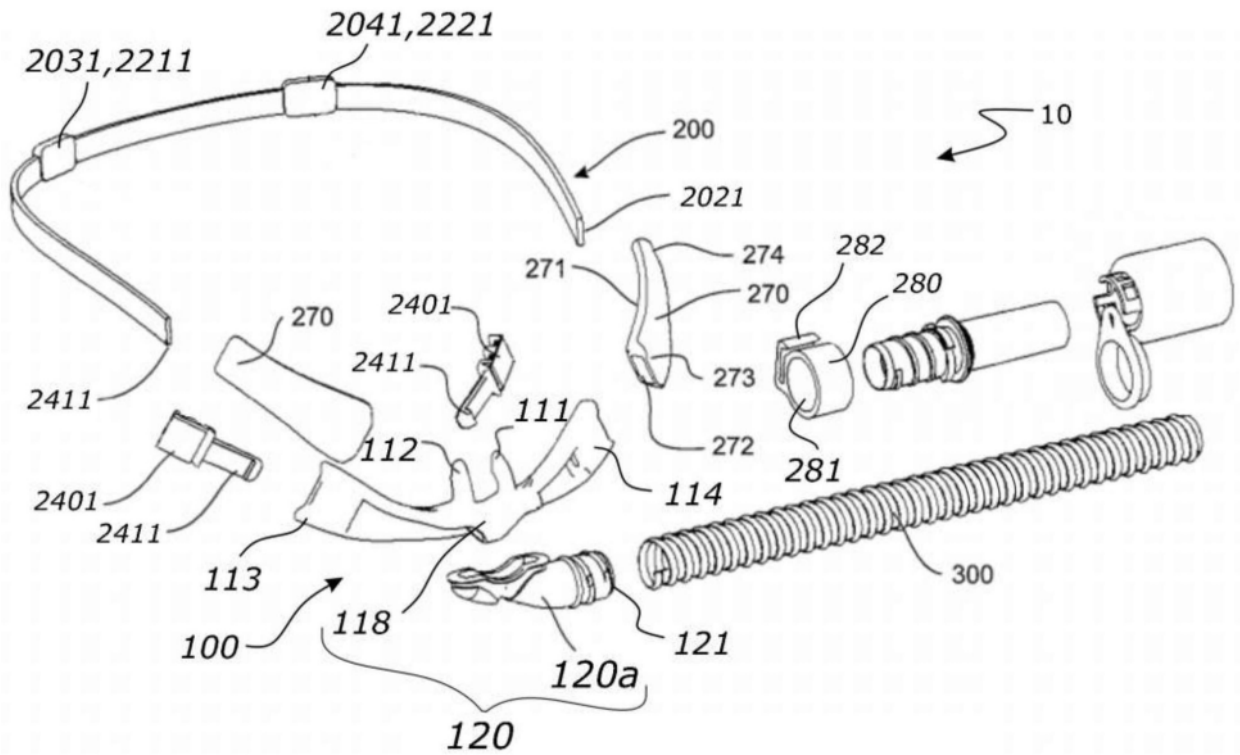


图1C

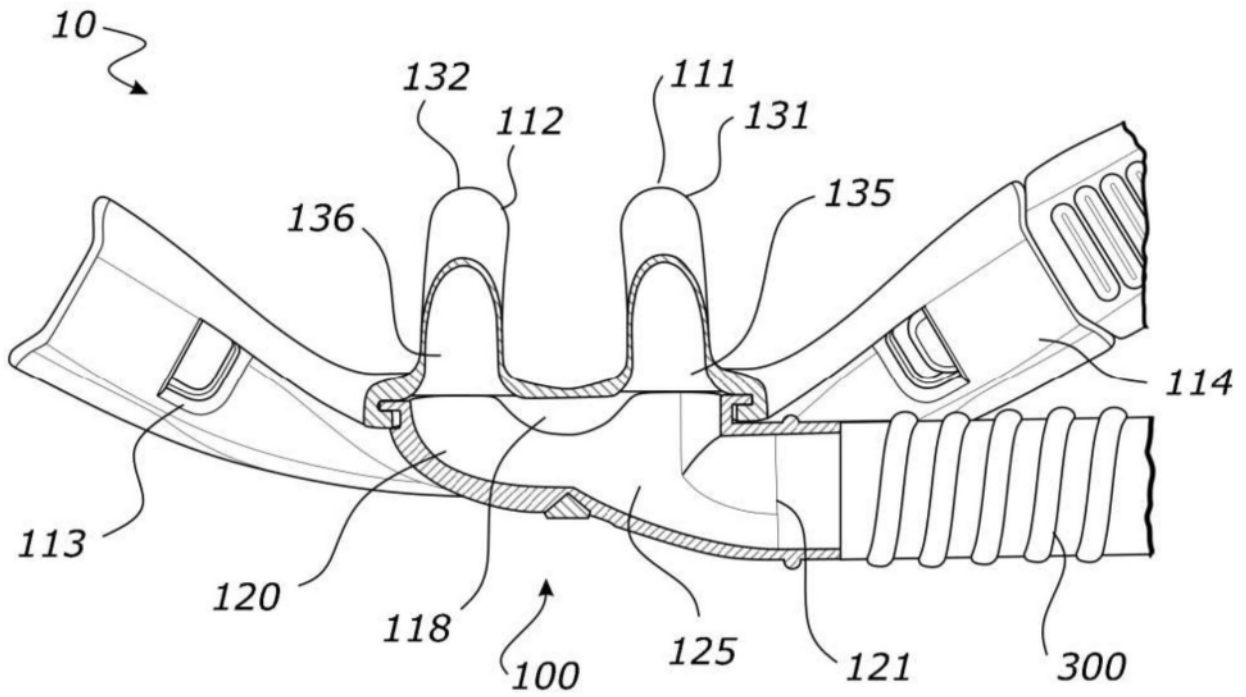


图1D

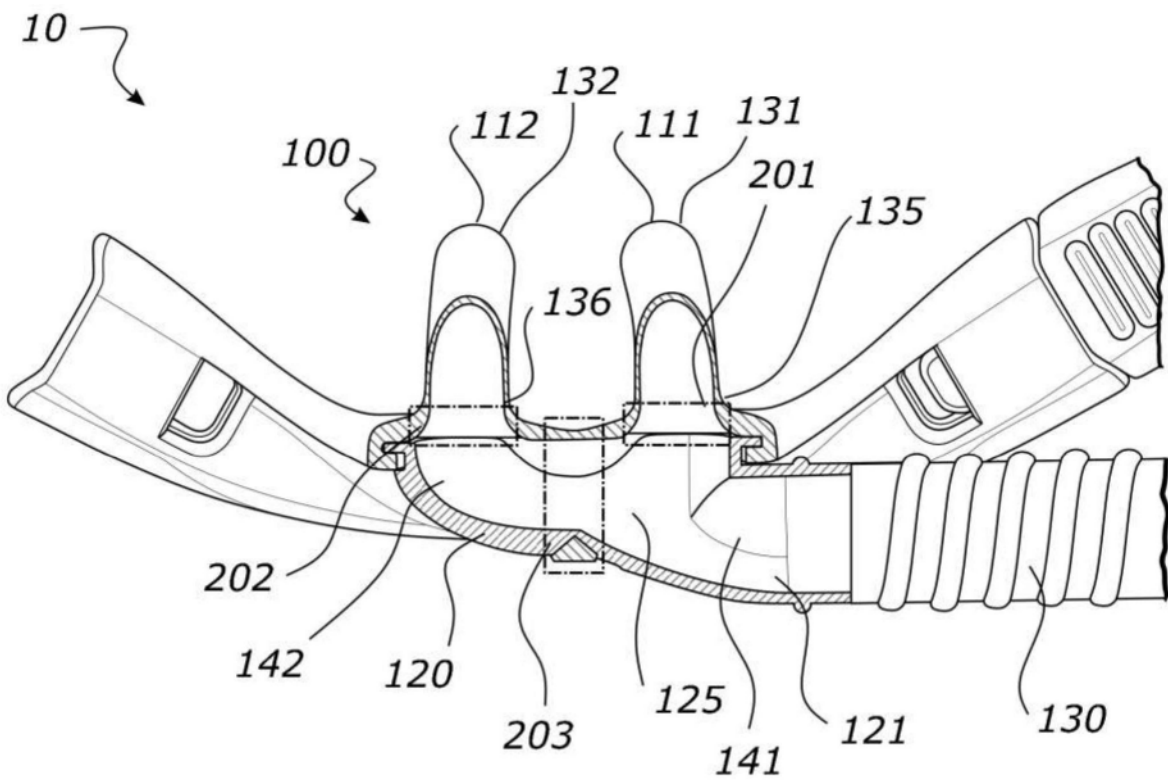


图2

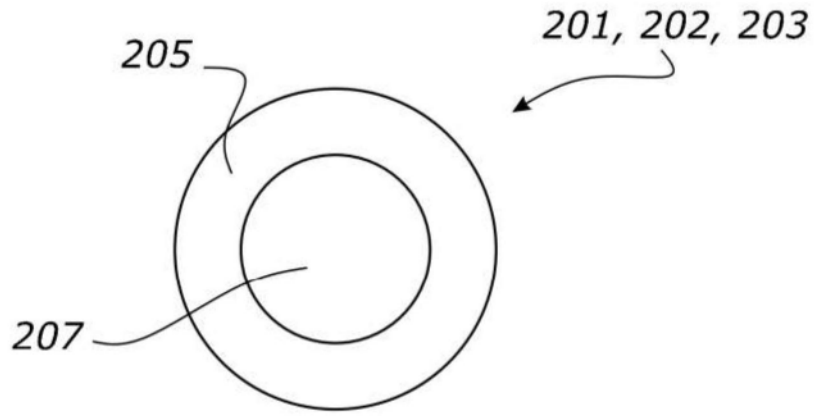


图3A

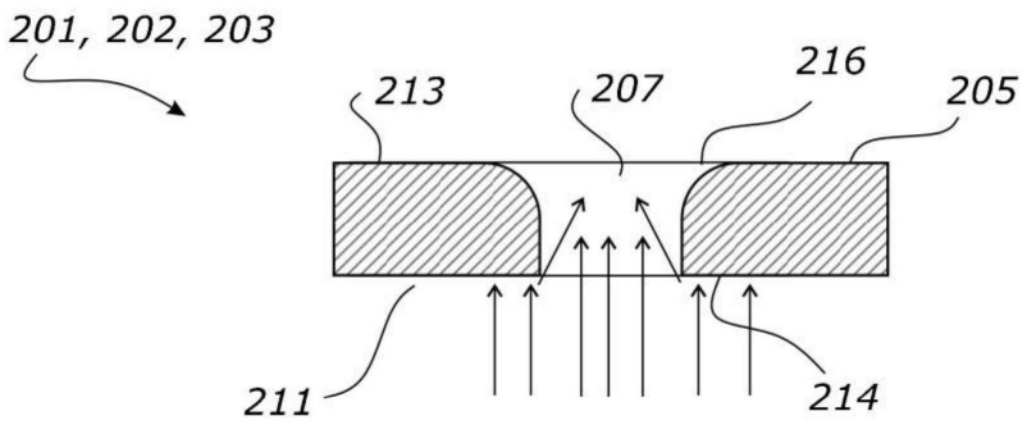


图3B

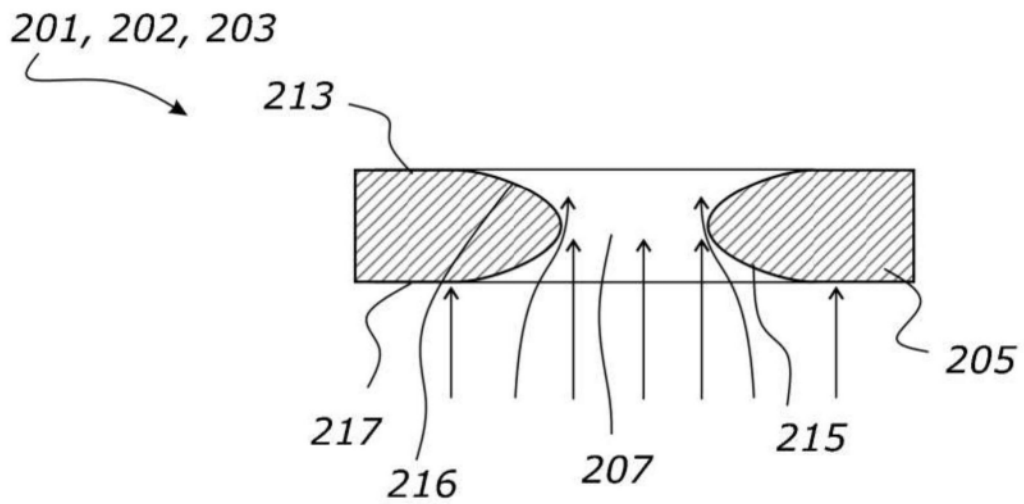


图3C

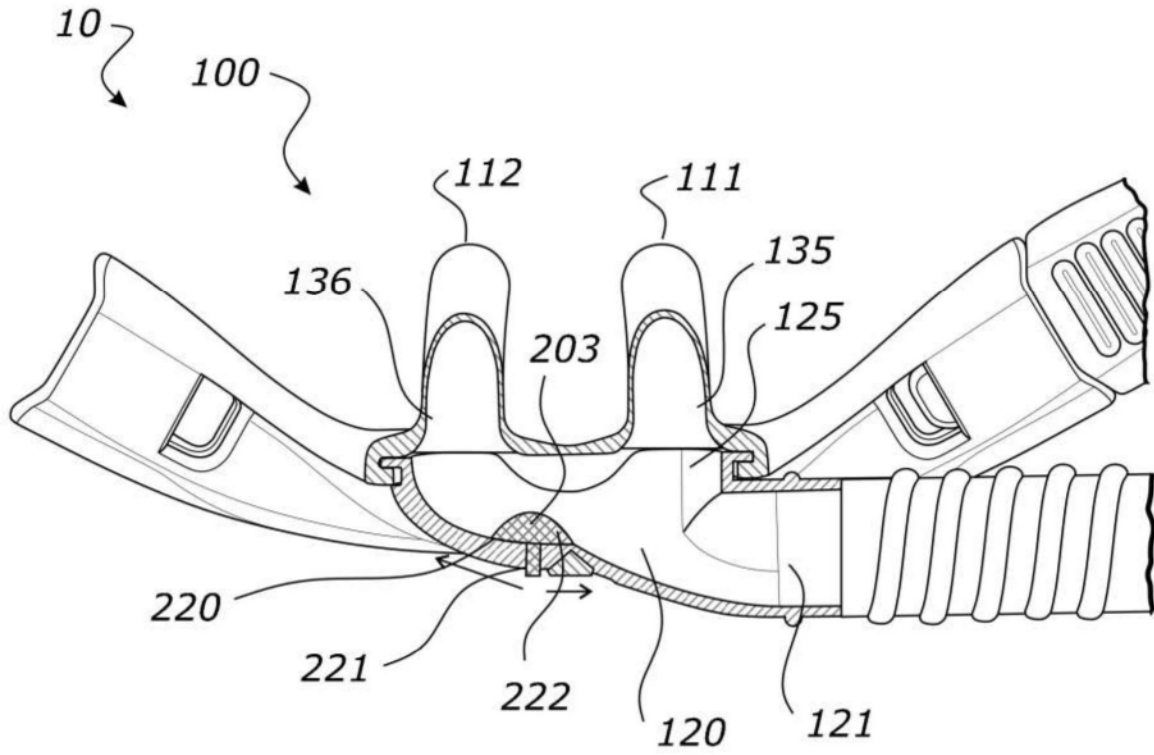


图4

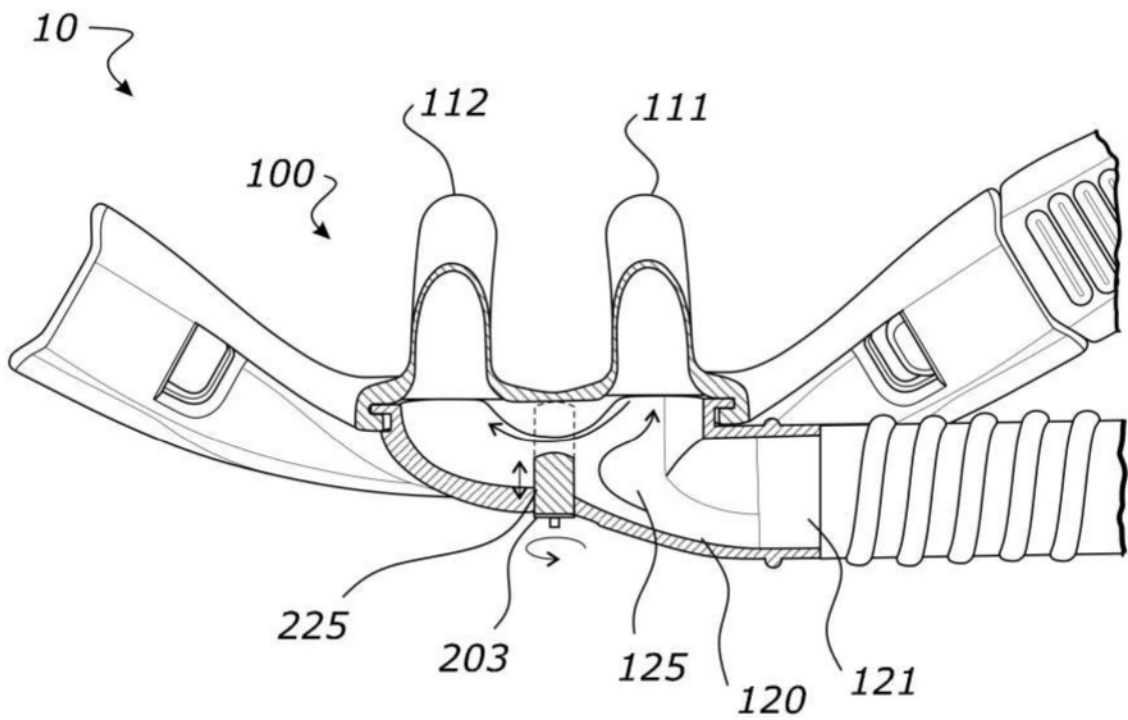


图5

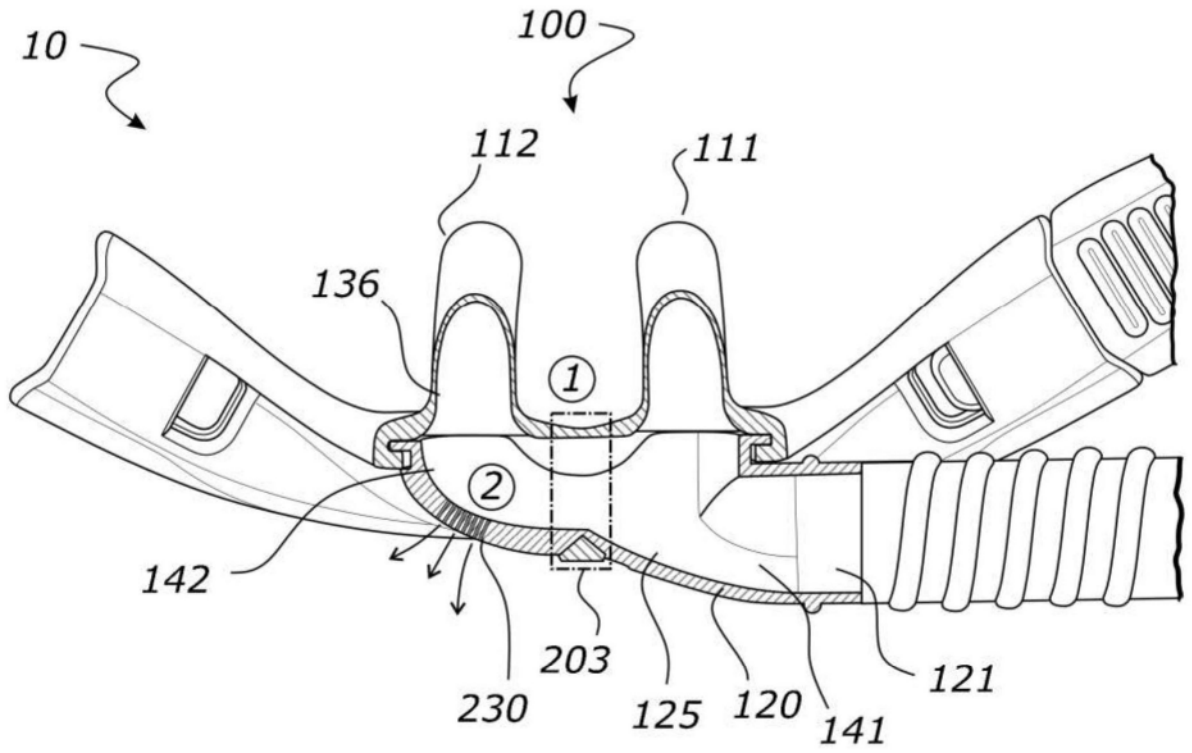


图6

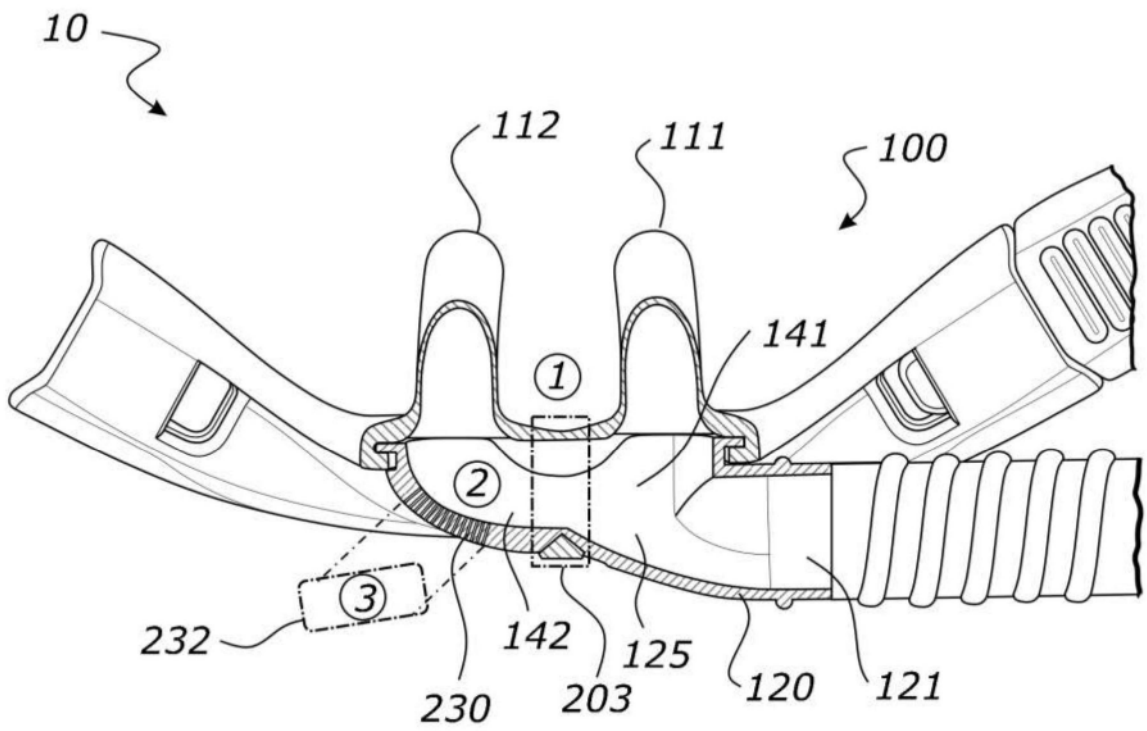


图7

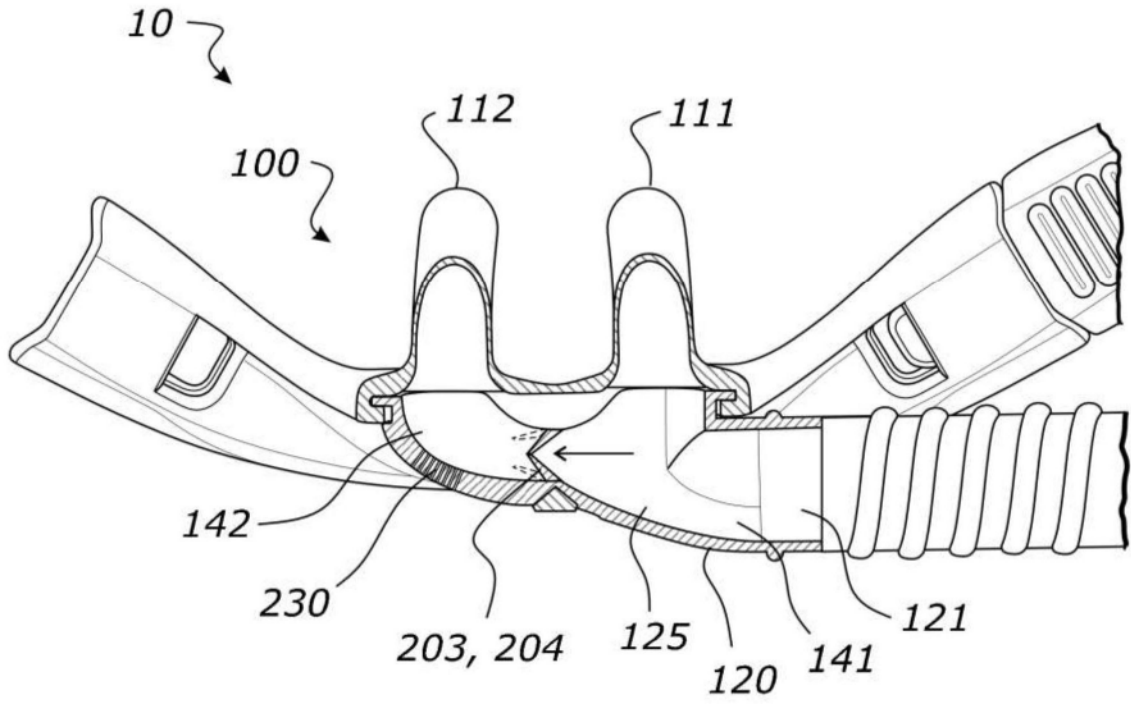


图8

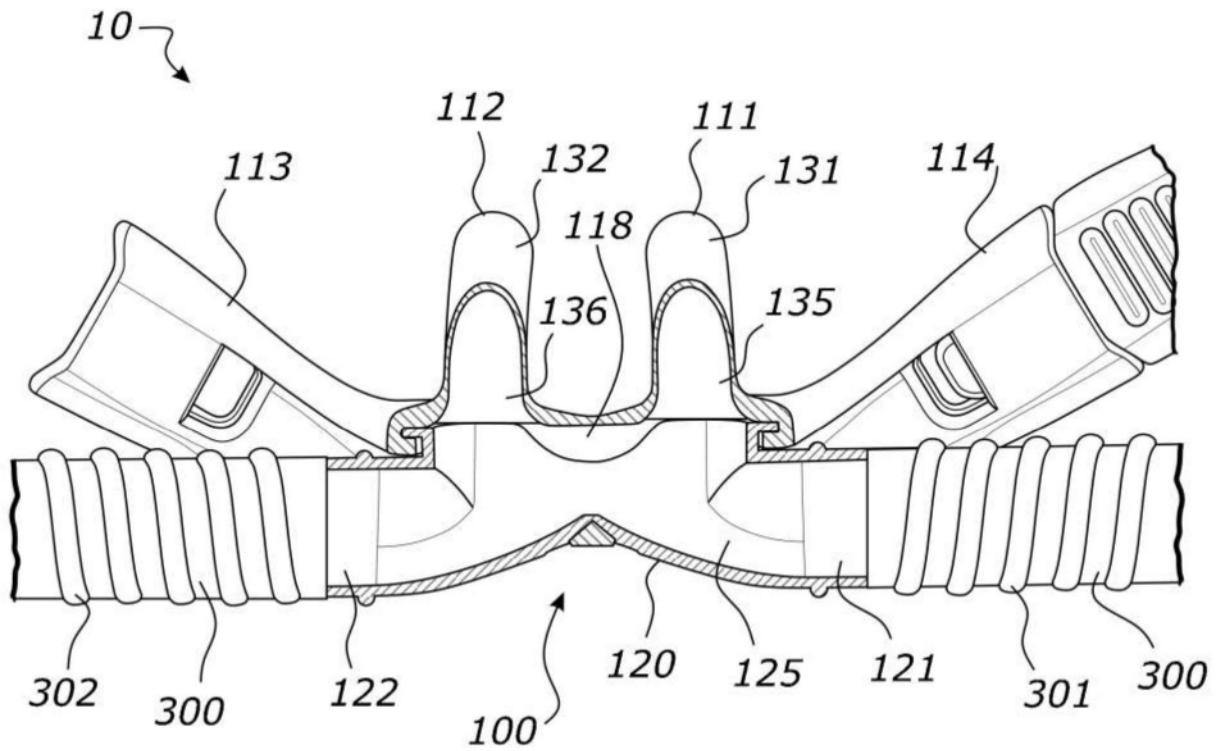


图9

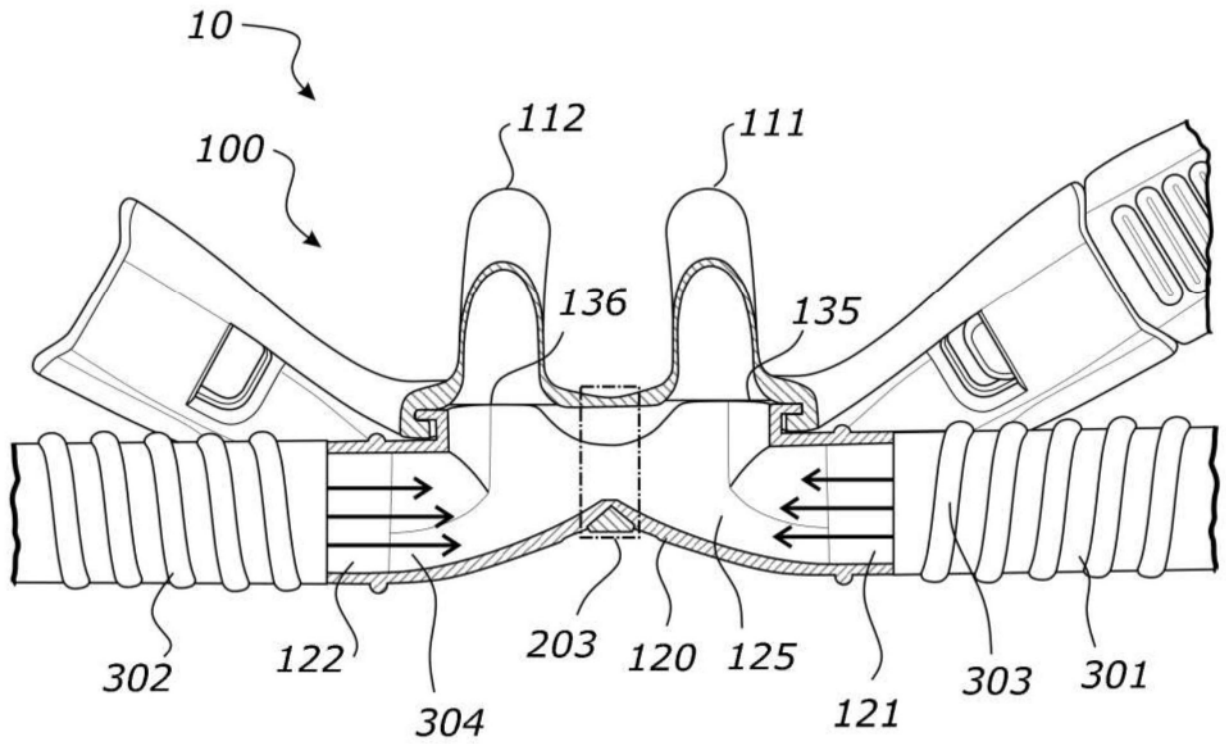


图10

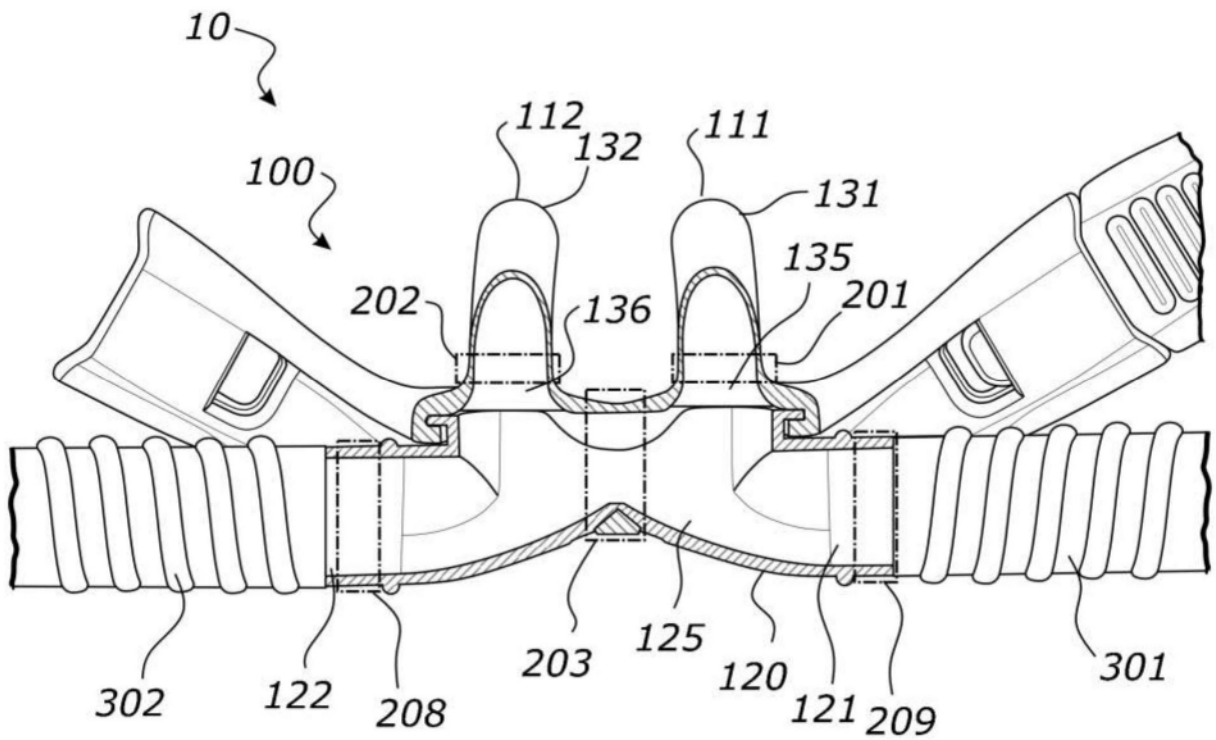


图11

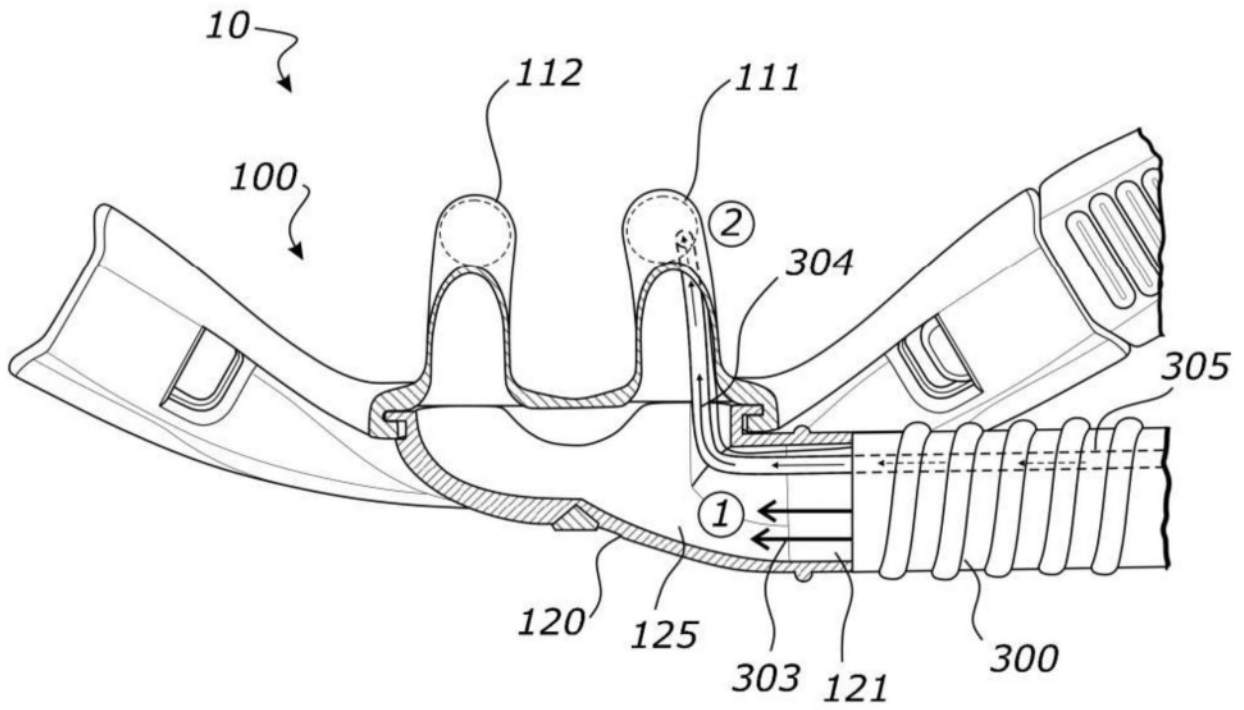


图12

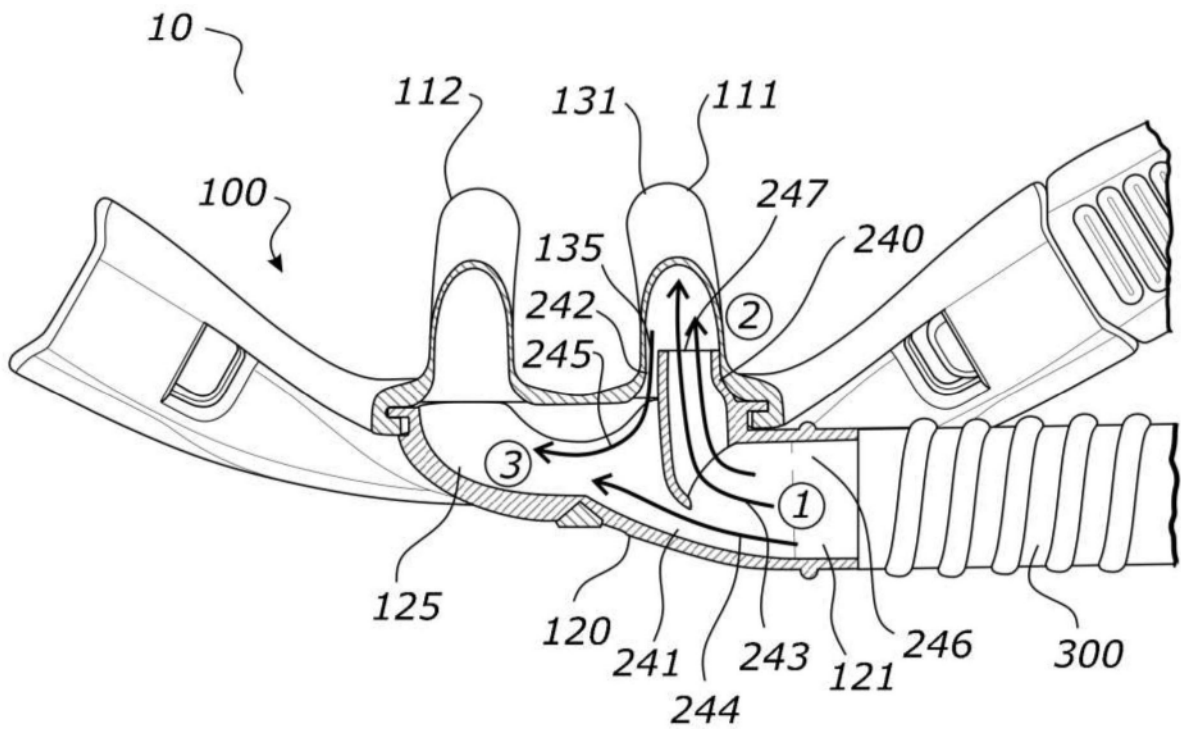


图13

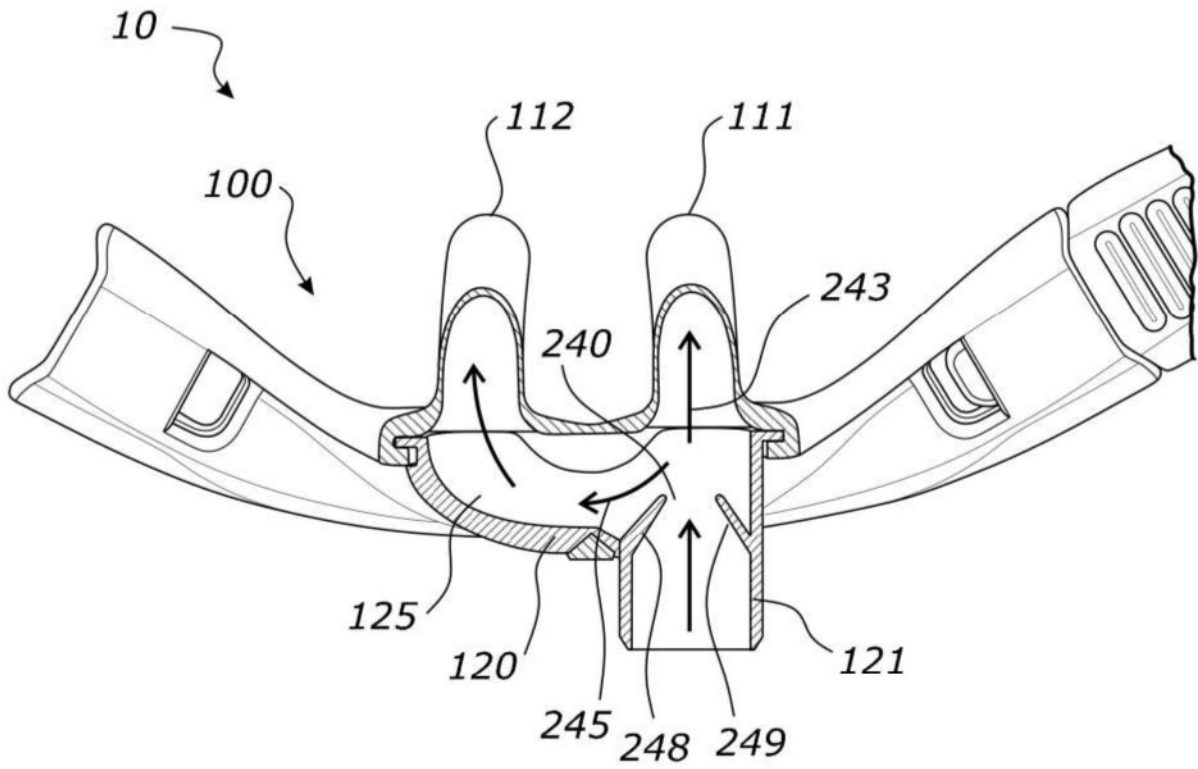


图14

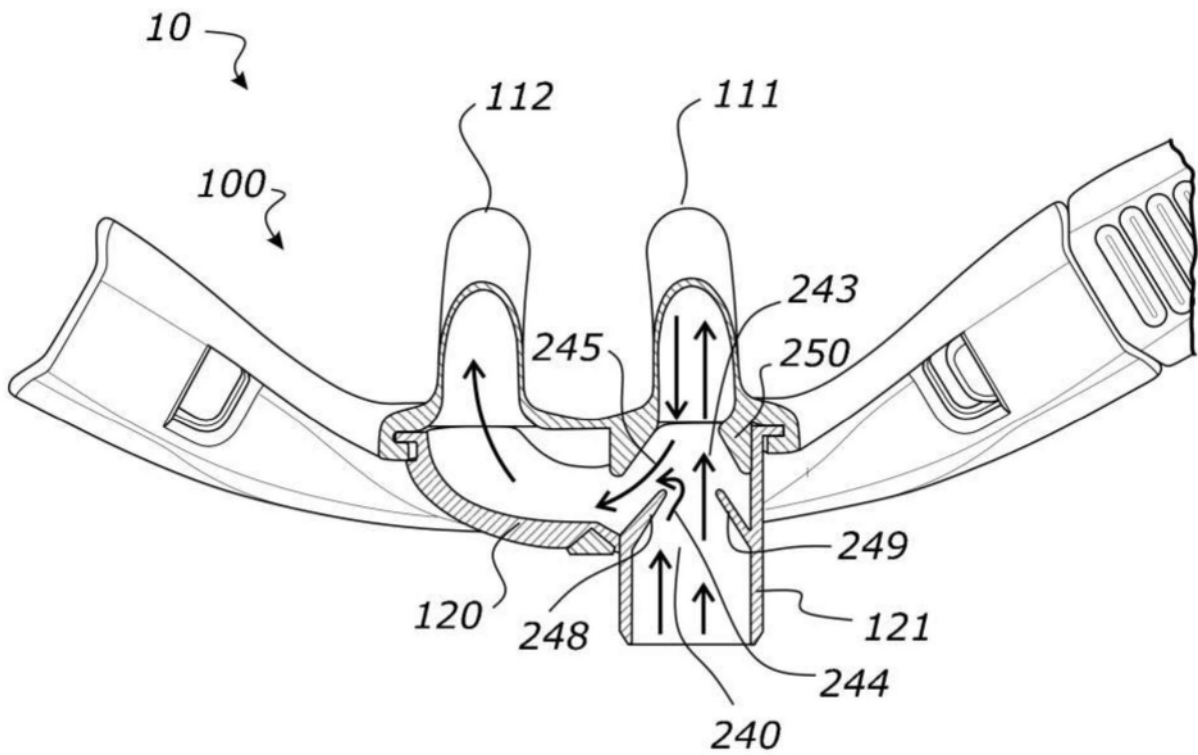


图15

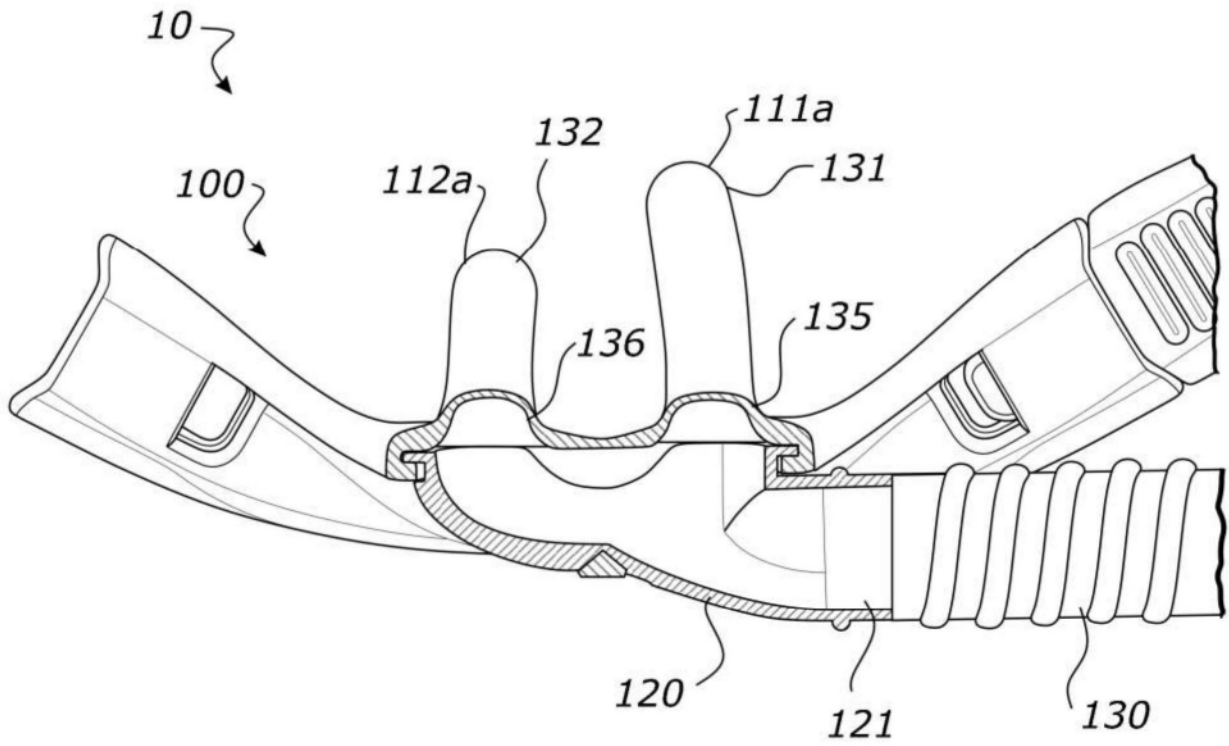


图16

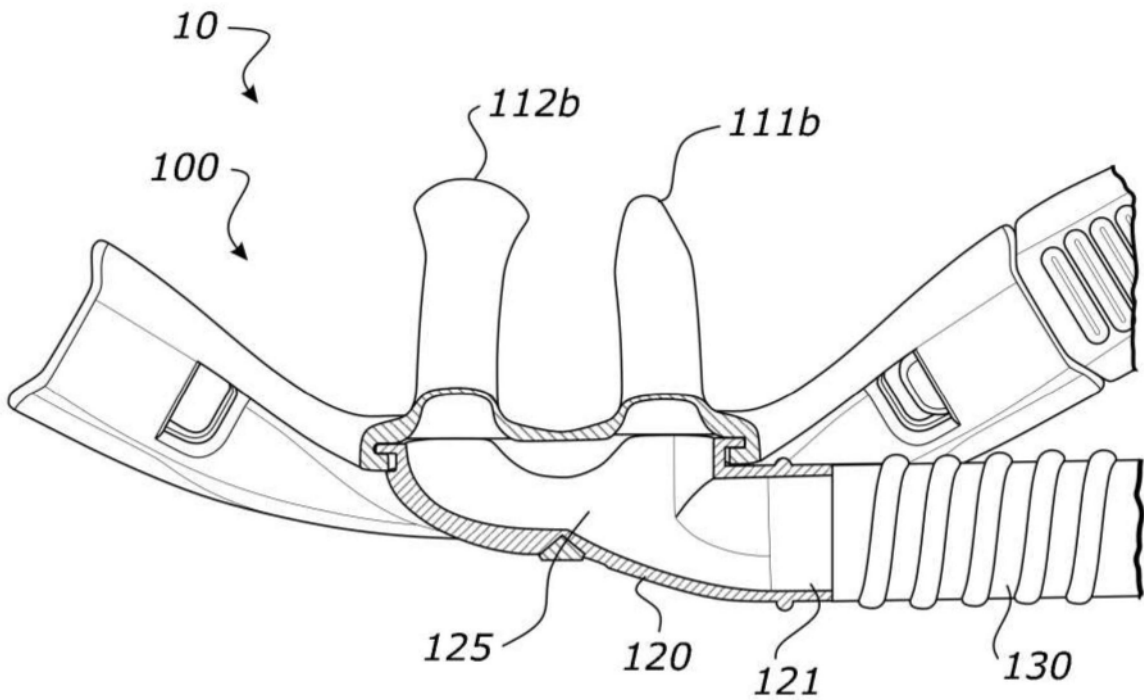


图17

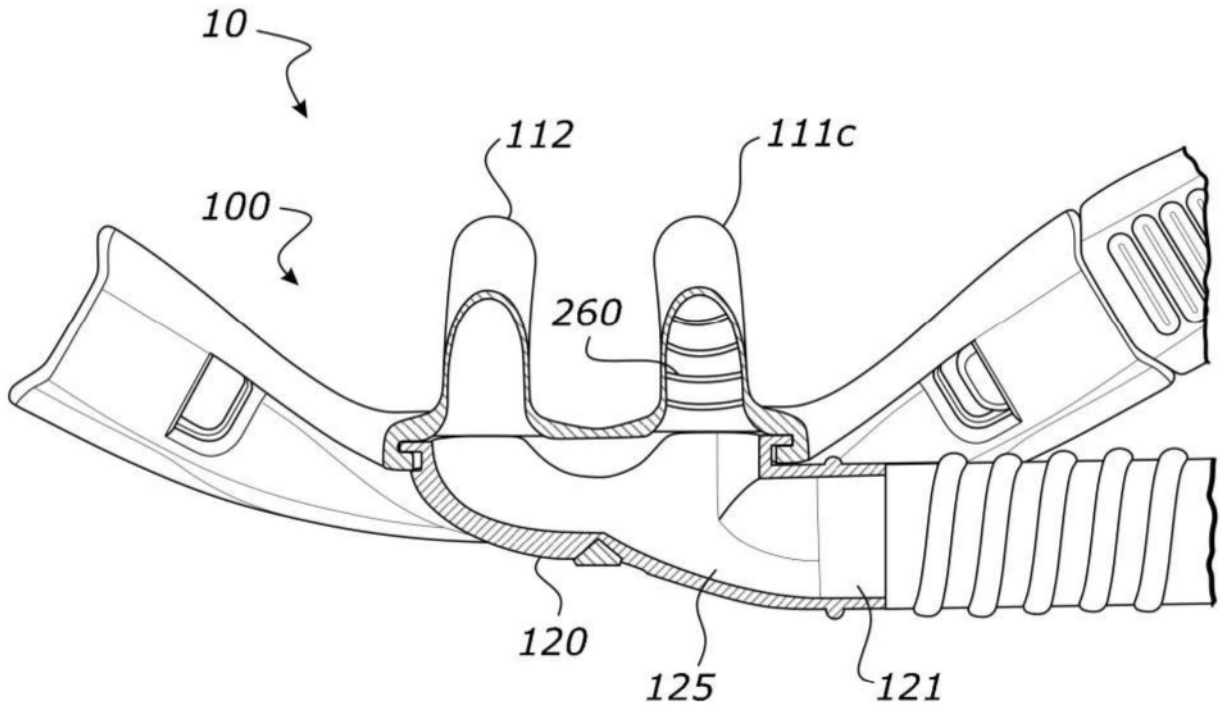


图18

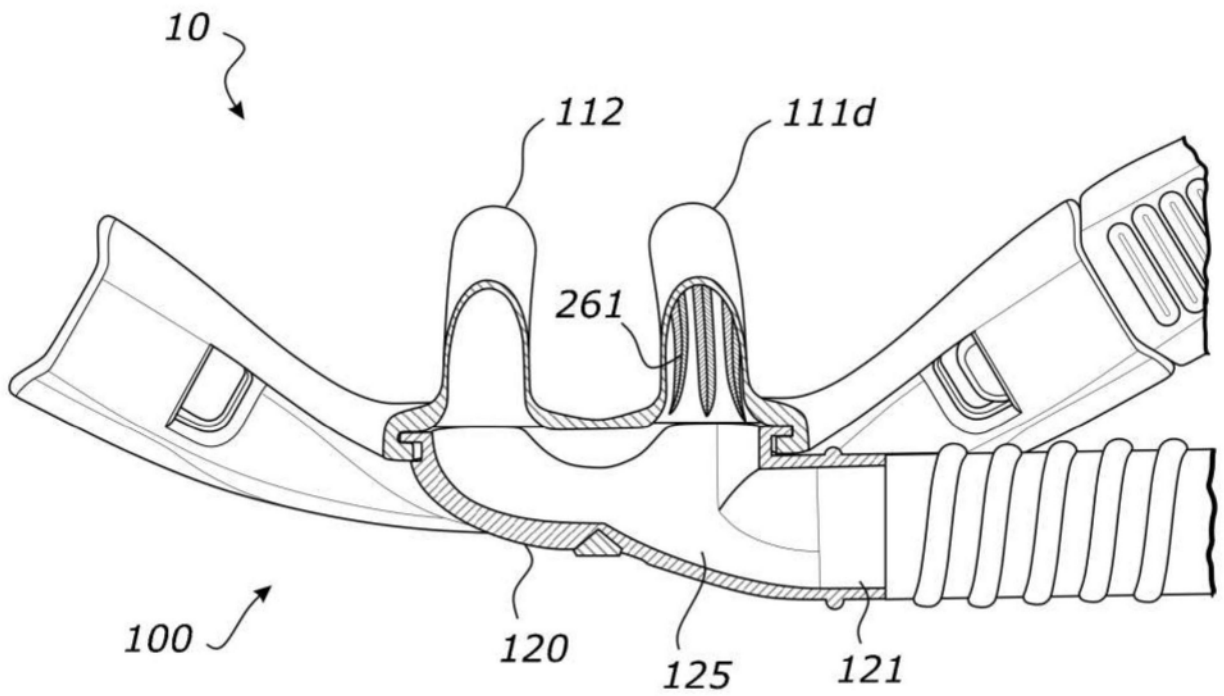


图19

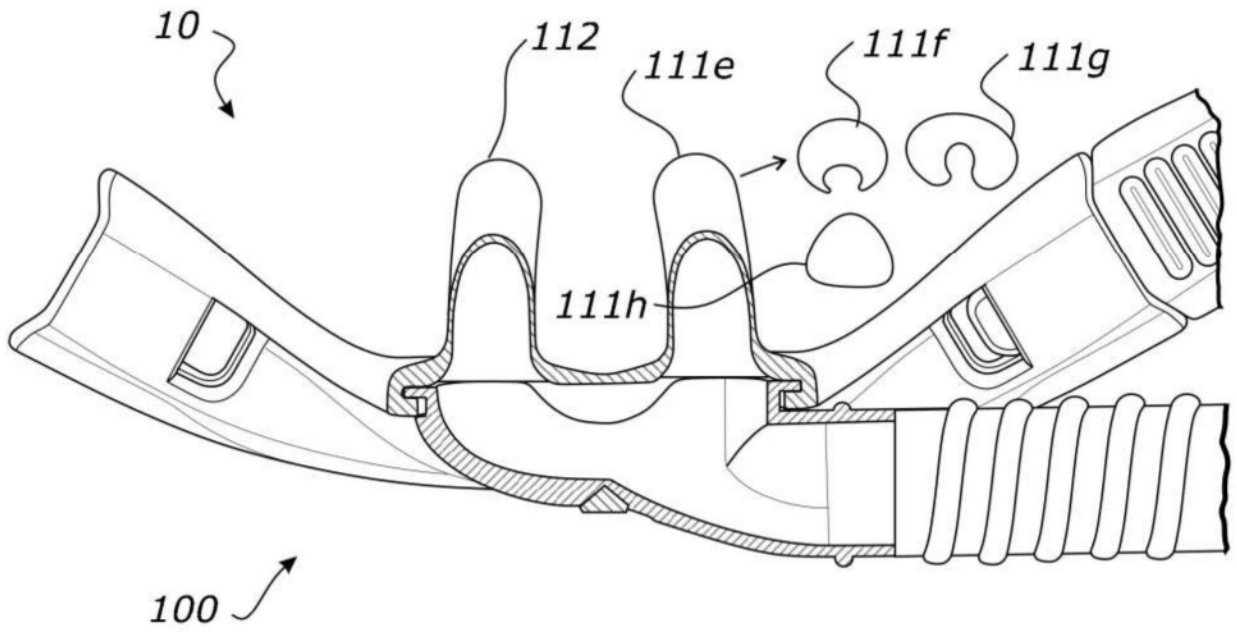


图20

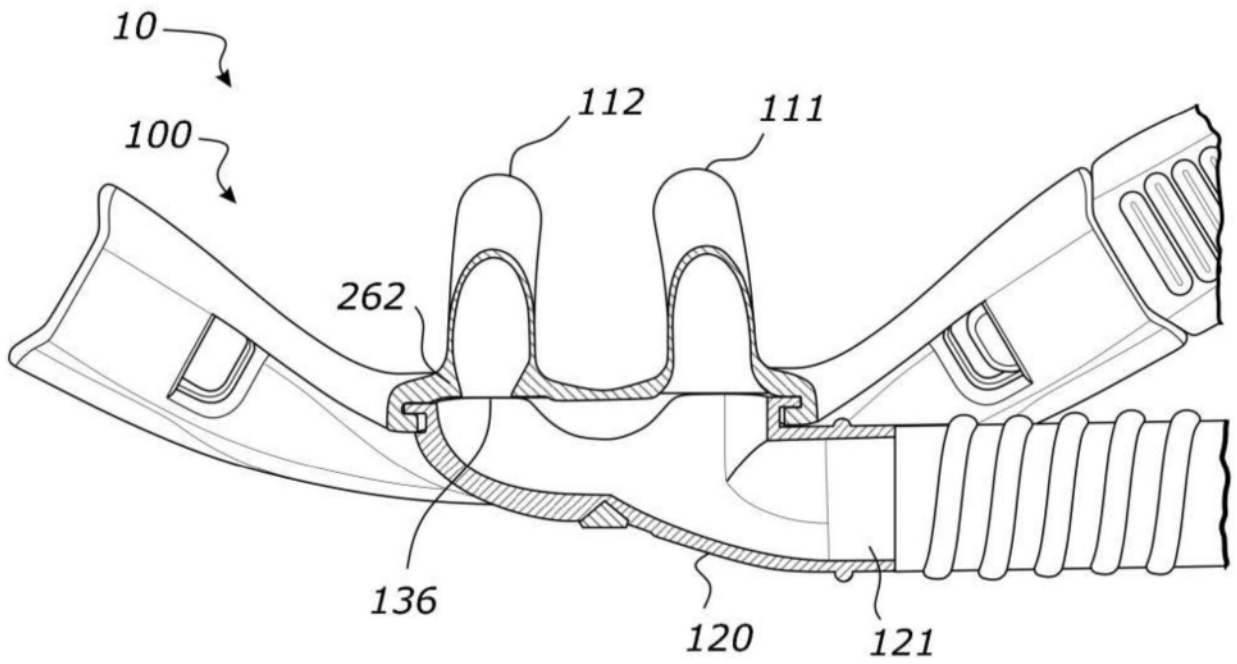


图21

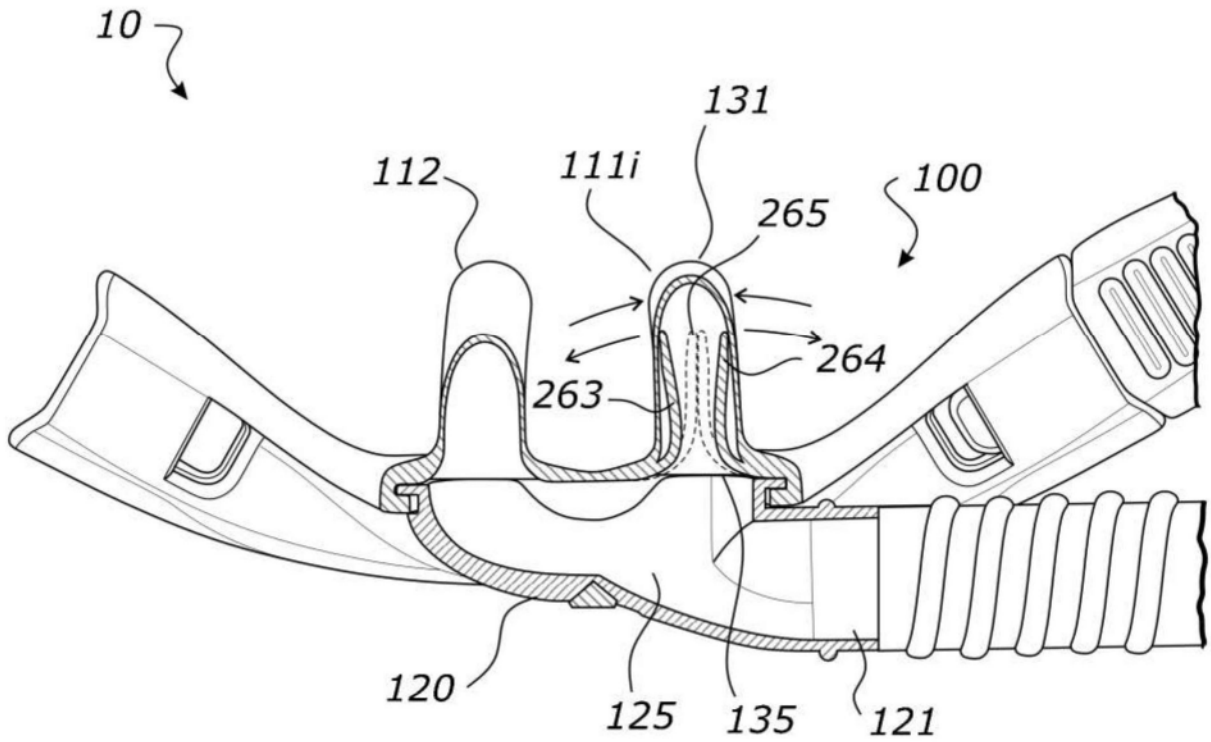


图22

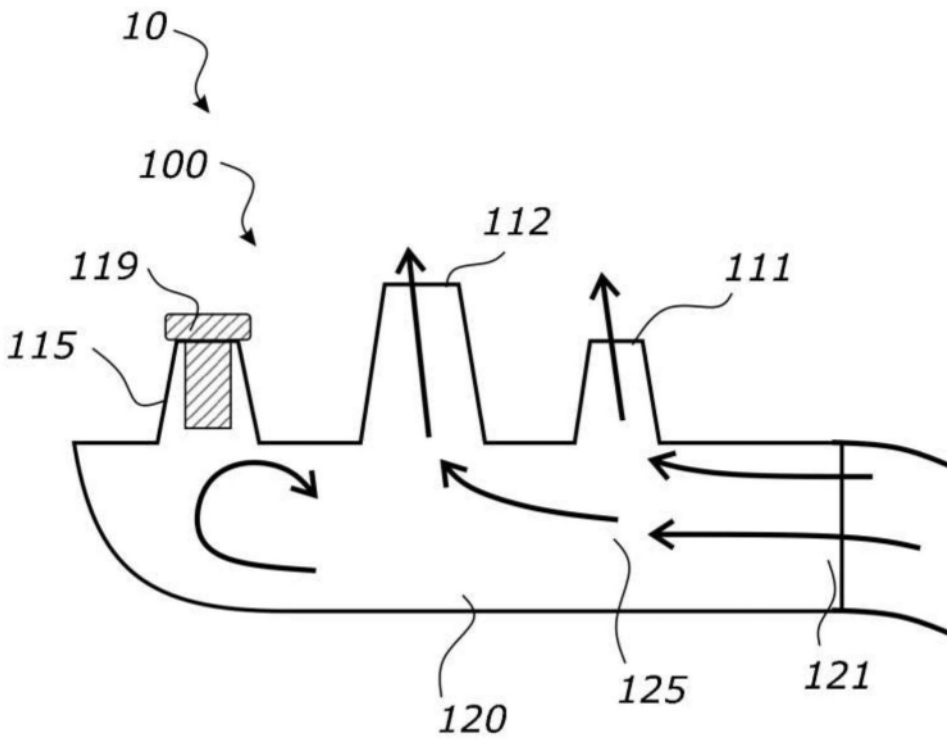


图23

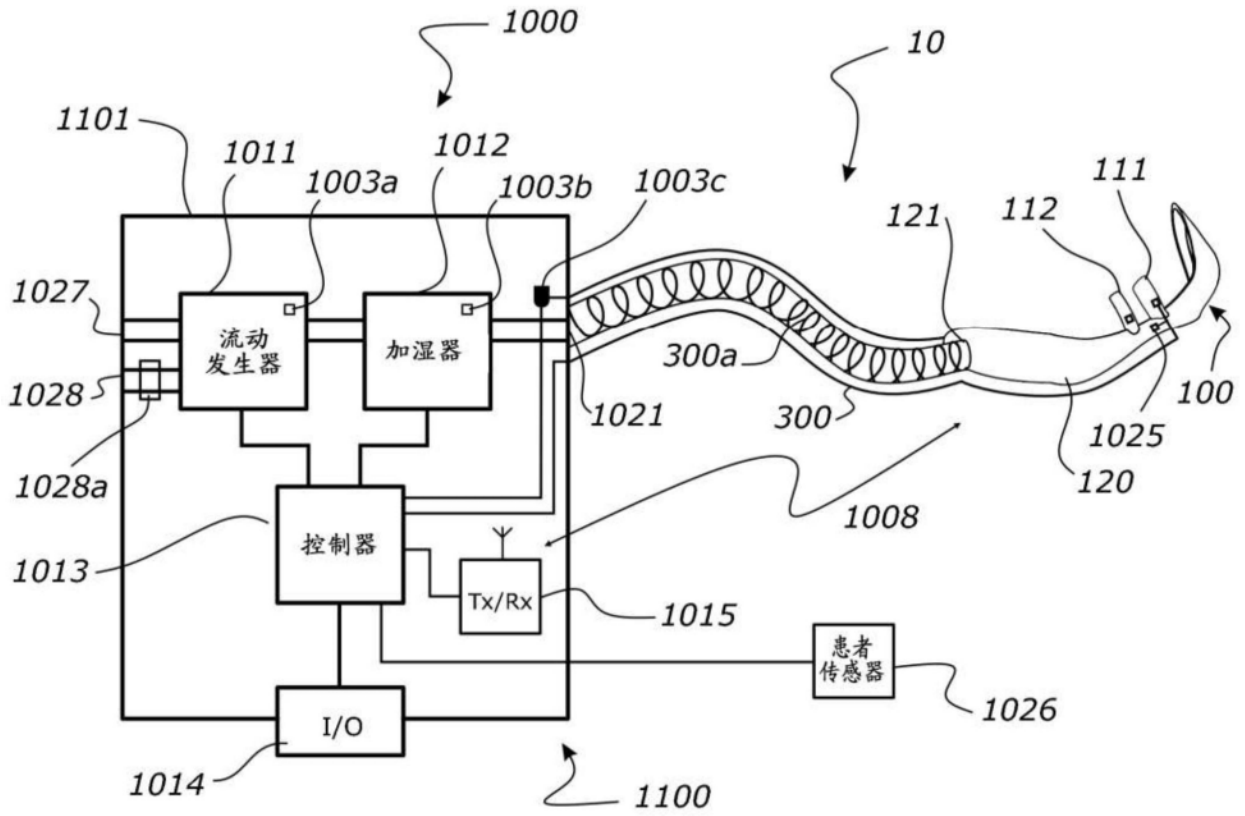


图24

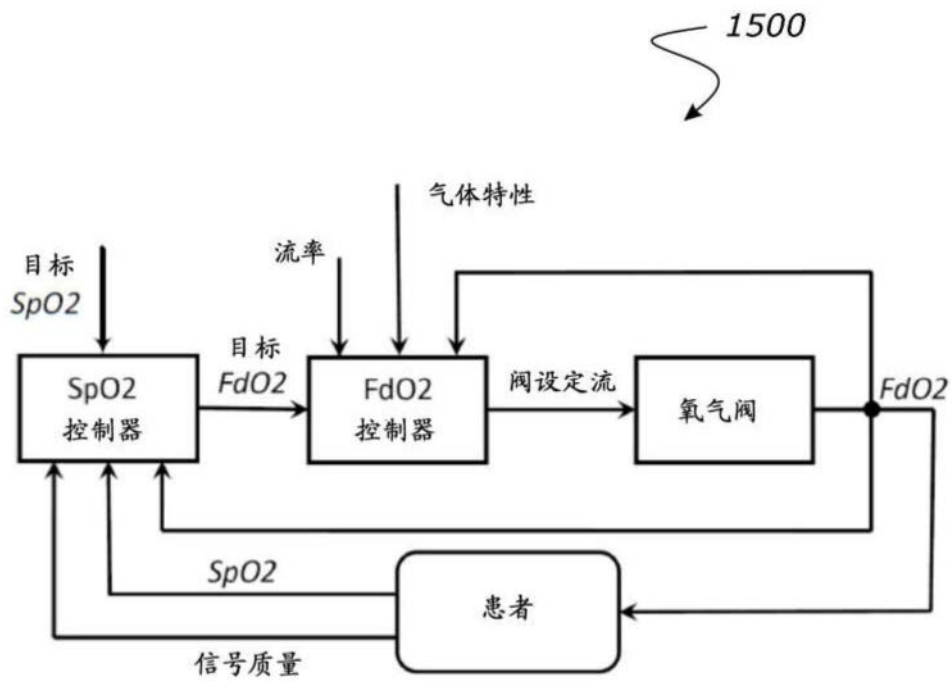


图25

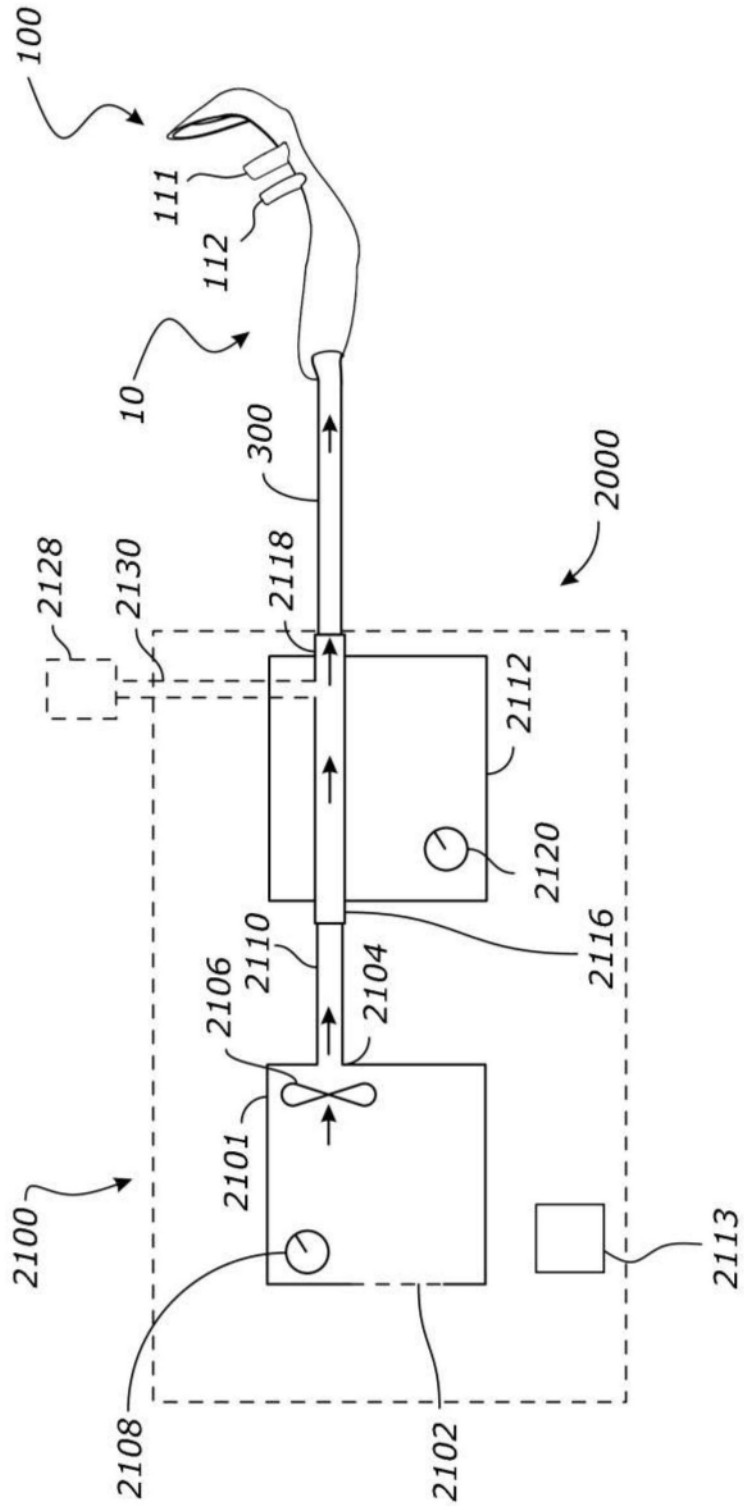


图26

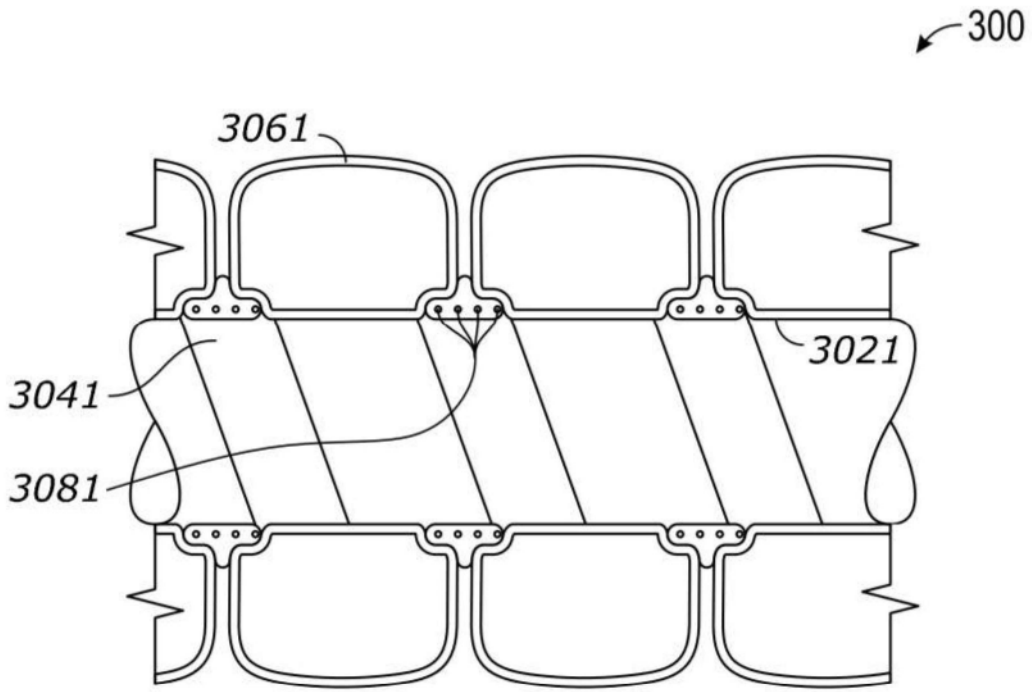


图27

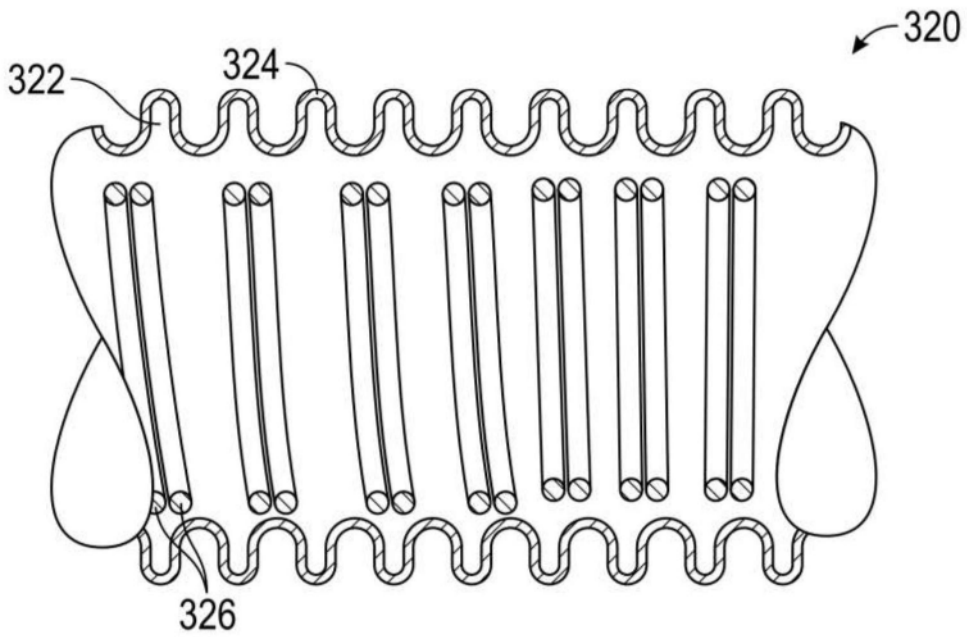


图28