(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118512691 A
(43)申请公布日 2024.08.20

(21)申请号 202410495104.8
(22)申请日 2022.04.29
(30)优先权数据
2021221460 2021.08.24 AU
63/182,251 2021.04.30 US
(62)分案原申请数据
202210471764.3 2022.04.29
(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 安德烈·范沙尔克维克
凯文·彼得·奥唐纳
恩里科·阿尔瓦雷斯·加西亚
斯坦尼斯拉夫·塔特科夫
马克西米利安·伊卡博德·平卡姆
(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 林振波
(51)Int.Cl.
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/08(2006.01)
A61M 16/06(2006.01)
A61M 16/16(2006.01)
A61M 16/10(2006.01)
A61M 11/00(2006.01)

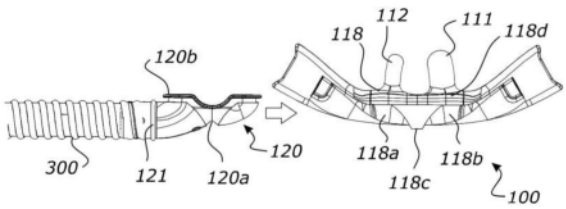
权利要求书3页 说明书60页 附图20页

(54)发明名称

患者接口

(57)摘要

本申请涉及患者接口。一种鼻接口(100)具有插管本体(118),该插管本体具有第一叉(111)和第二叉(112)。该第一叉(111)和该第二叉(112)彼此不对称。气体歧管(120)具有气体入口(121)。该第一叉(111)和该第二叉(112)与该气体入口(121)流体连通。该气体歧管(120)可相对于该插管本体(118)在第一构型与第二构型之间重新配置。该第一构型对应于该气体歧管(120)从第一侧插入该插管本体(118)中。该第二构型对应于该气体歧管(120)从第二侧插入该插管本体(118)中。



CN 118512691 A

1.一种鼻接口,该鼻接口包括:

气体入口;

彼此不对称的第一叉和第二叉;

以及从该气体入口到该第一叉和该第二叉的气体流动路径,

其中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内截面积大于第二叉的对应内截面积,

并且其中,该第一叉在气体流动路径中处于该第二叉的下游。

2.根据权利要求1所述的鼻接口,其中,横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。

3.根据权利要求1或2所述的鼻接口,其中,内截面积是第一叉和第二叉的出口处的。

4.根据权利要求1-3任一项所述的鼻接口,其中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

5.根据权利要求4所述的鼻接口,鼻接口包括气体歧管,其中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

6.根据权利要求5所述的鼻接口,其中,鼻接口包括面部安装部,第一叉和第二叉包括与面部安装部一体地模制成或与之可移除地附接的一对不对称管状鼻叉。

7.根据权利要求6所述的鼻接口,其中,面部安装部包括通向面部安装部的基部分或插管本体的内部的至少一个基本上水平的侧面进入通路,以可释放地接纳气体歧管的出口穿过其中。

8.根据权利要求7所述的鼻接口,其中,面部安装部包括通向基部分或插管本体的内部的一对相反的侧面进入通路,每个侧面进入通路被适配为可释放地接纳气体歧管的出口穿过其中。

9.根据权利要求6-8任一项所述的鼻接口,其中,气体歧管能够插入面部安装部中,或者气体歧管能够从两个相反的水平方向之一插入面部安装部中。

10.根据权利要求6-9任一项所述的鼻接口,其中,气体歧管由相对较硬的材料形成,面部安装部提供用于患者的柔软对接部件,气体歧管将导管流体地联接至面部安装部的鼻叉。

11.根据权利要求1-10任一项所述的鼻接口,其中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合,和/或该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

12.根据权利要求1-11任一项所述的鼻接口,其中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

13.根据权利要求1-12任一项所述的鼻接口,其中,第一叉和第二叉在使用中弯曲延伸到患者鼻孔中并且提供平滑的流动路径供气体流过;和/或第一叉和第二叉的内表面呈降低噪音的轮廓;和/或第一叉和第二叉的基部包括弯曲表面以便提供更顺畅的气体流;和/或第一叉和第二叉基本上是中空的并且形状基本上是管状的;和/或第一叉和第二叉的直径沿着它们的长度是一致的,或者替代性地第一叉和第二叉被成形为适配患者鼻孔的轮廓;和/或面部安装部被成形为总体上遵循上唇区域周围的患者面部轮廓;和/或面部安装部是模制的或预成型的以便能够在鼻接口所要定位的患者面部区域中符合患者面部轮廓

和/或是柔韧的以便适应、容纳和/或对应于患者面部轮廓。

14.根据权利要求1-13任一项所述的鼻接口,其中,第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约60 : 40至约80 : 20之间;或在约65 : 35至约80 : 20之间;或在约70 : 30至约80 : 20之间;或在约70 : 30至约75 : 25之间;或为约70 : 30、约71 : 29、约72 : 28、约73 : 27、约74 : 26、或约75 : 25;或在约75 : 25至80 : 20之间;或为约75 : 25、约76 : 24、约77 : 23、约78 : 22、约79 : 21、或约80 : 20。

15.根据权利要求1-14任一项所述的鼻接口,其中,该气体流动路径由流动通道限定,该流动通道的气体流动方向基本上垂直于穿过该第一叉和第二叉的气体流动路径,并且其中,该第一叉更远离气体入口而该第二叉更靠近气体入口。

16.根据权利要求15所述的鼻接口,其中,鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉;鼻接口包括气体歧管,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接;气体歧管中的流动通道的第一区段具有大的第一竖直尺寸,流动通道的相反端形成插管本体中的流动空腔,该流动空腔将气体递送至第一叉和第二叉,当气体歧管在插管本体中在位时流动空腔与穿过第一叉和第二叉的流动通路流体连通;流动空腔的至少一部分具有小于第一竖直尺寸的竖直尺寸。

17.根据权利要求16所述的鼻接口,其中,气体歧管包括一个或多个内部成角度壁,以提供从第一竖直尺寸到小于第一竖直尺寸的竖直尺寸的尺寸减小并且将气体流引导至第一叉和/或第二叉中。

18.根据权利要求1-17任一项所述的鼻接口,其中,鼻接口的气体歧管被配置为不阻碍第一叉和第二叉任一个的内部截面的任一部分;或者,气体歧管被配置为部分地阻碍第一叉和第二叉之一或两者的内部截面。

19.根据权利要求1-18任一项所述的鼻接口,其中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口、或使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

20.根据权利要求1-19任一项所述的鼻接口,其中,鼻接口被配置成使得当流到气体入口中的气体流的总体积流量为至少约5升/分钟(lpm)、或大于约5 lpm、或在约5 lpm至约120 lpm之间、或在约5 lpm至约70 lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出鼻接口。

21.根据权利要求1-20任一项所述的鼻接口,其中,鼻接口被配置成使得当流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5 lpm至约70 lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总

体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出鼻接口;或者,鼻接口被配置成使得当流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5 lpm至约70 lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出鼻接口;或者,鼻接口被配置成使得当流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5 lpm至约70 lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出鼻接口;或者,鼻接口被配置成使得当流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5 lpm至约70 lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出鼻接口。

22.根据权利要求1-21任一项所述的鼻接口,其中,该气体入口与透气管流体连通。

23.根据权利要求22所述的鼻接口,其中,水蒸汽能透过该透气管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该透气管的壁。

24.根据权利要求1-23任一项所述的鼻接口,其中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,并且鼻接口包括气体歧管,该气体歧管能够相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中以使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

25.根据权利要求1-24任一项所述的鼻接口,其中,该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

患者接口

[0001] 本申请是2022年4月29日提出的、名称为“患者接口”的发明专利申请202210471764.3的分案申请。

技术领域

[0002] 本披露总体上涉及一种用于向患者的气道递送呼吸气体的患者接口。

背景技术

[0003] 使用增湿器来向患者提供经增湿的呼吸气体。气体经由患者接口被递送至患者。患者接口的示例包括口罩、鼻罩、鼻插管、口罩与鼻罩的组合、等等。

[0004] 包括鼻接口的患者接口可以用于向患者递送高流量气体。将鼻递送元件插入患者的鼻子中以递送所需的疗法。鼻递送元件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,来递送疗法。鼻高流量典型地是通过鼻接口向患者递送相对高体积流量的非密封疗法,该流量可能足以满足或超过患者的吸气流量。

发明内容

[0005] 虽然本领域中存在用于鼻接口的叉,但是本文披露的至少一个构型的一方面包括认识到将一些现有技术叉插入患者鼻子中存在问题。本领域中的叉需要流量发生装置的高马达速度来向患者递送期望的流量。流量发生装置是向患者递送气体流的装置。

[0006] 如果接口突然阻塞,静压可能增大到等于系统中的背压,这可能潜在地达到不期望的水平。不期望的高静压对于儿童和婴儿叉会加剧,因为适配儿童或婴儿的鼻孔所需的减小的叉直径可能增大流经接口到达患者的阻力。

[0007] 目前,很少能获得不同大小的鼻递送元件来更好地适配患者,并且可能难以优化死腔清理和向患者递送的压力。一些选项可能使用补充氧气、需要更多的加热、更多的水,并且可能无法提供高水平的患者舒适性。通过现有接口来向患者提供不期望的高流量或过高的流量,来实现期望的压力效果。具有较小直径的鼻接口的鼻递送元件可能具有高泄漏,并且因此将向患者递送较低的压力。大直径可能无法有效地清除患者气道的解剖死腔。

[0008] 披露了一种鼻接口和呼吸疗法系统,它们可以将鼻高流量与不对称的鼻递送元件结合用于鼻接口以经由不对称流量来向患者递送呼吸气体。不对称的鼻递送元件可以对患者的上气道提供增大的死腔清理。由于峰值呼气压力降低,可以减小噪音,并且不对称的鼻递送元件由于降低了完全密封患者气道的风险而可以为婴儿使用提供更期望的疗法。鼻递送元件的不对称性可以减小流经鼻接口的阻力,该鼻接口可以通过使用较低的背压和/或流量发生装置的较低马达速度来实现期望的流量。具有不对称鼻递送元件的鼻接口可以降低患者两个鼻孔由于不恰当大小的鼻接口而被完全阻塞的风险。

[0009] 在本披露内容的一方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0010] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0011] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0012] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0013] 并且其中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0014] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0015] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0016] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0017] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0018] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0019] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0020] 在一些构型中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内直径和/或内截面积大于第二叉在横向于穿过第二叉的气体流的方向上的对应内直径和/或内截面积。

[0021] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。

[0022] 在一些构型中,该内直径和/或内截面积是第一叉和第二叉的出口处的。

[0023] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0024] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0025] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0026] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0027] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0028] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0029] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0030] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0031] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0032] 在一些构型中,该第一叉的内直径在约4mm至约10mm之间、可选地在约5mm至约9mm

之间、可选地在约6mm至约8mm之间、可选地为约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、或是这些直径中的任两个之间的任一直径。

[0033] 在一些构型中,该第二叉的内直径在约2mm至约8mm之间、可选地在约3mm至约7mm之间、可选地在约4mm至约6mm之间、可选地为约2mm、约3mm、约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、或是这些直径中的任两个之间的任一直径。

[0034] 在一些构型中,该第一叉和/或第二叉的壁厚度在约0.1mm至约0.5mm之间。

[0035] 在一些构型中,该第一叉的内截面积在约15mm^2至约80mm^2之间、可选地在约20mm^2至约75mm^2之间、可选地在约25mm^2至约70mm^2之间、可选地在约30mm^2至约65mm^2之间、可选地在约35mm^2至约60mm^2之间、可选地在约40mm^2至约55mm^2之间、可选地在约45mm^2至约50mm^2之间、可选地为约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、约51mm^2、约52mm^2、约53mm^2、约54mm^2、约55mm^2、约56mm^2、约57mm^2、约58mm^2、约59mm^2、约60mm^2、约61mm^2、约62mm^2、约63mm^2、约64mm^2、约65mm^2、约66mm^2、约67mm^2、约68mm^2、约69mm^2、约70mm^2、约71mm^2、约72mm^2、约73mm^2、约74mm^2、约75mm^2、约76mm^2、约77mm^2、约78mm^2、约79mm^2、约80mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0036] 在一些构型中,该第二叉的内截面积在约5mm^2至约50mm^2之间、可选地在约10mm^2至约45mm^2之间、可选地在约15mm^2至约40mm^2之间、可选地在约20mm^2至约35mm^2之间、可选地在约25mm^2至约30mm^2之间、可选地为约5mm^2、约6mm^2、约7mm^2、约8mm^2、约9mm^2、约10mm^2、约11mm^2、约12mm^2、约13mm^2、约14mm^2、约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0037] 在一些构型中,第一叉与第二叉的组合内截面积在约20mm^2至约130mm^2之间、可选地在约30mm^2至约120mm^2之间、可选地在约40mm^2至约110mm^2之间、可选地在约50mm^2至约100mm^2之间、可选地在约60mm^2至约90mm^2之间、可选地在约70mm^2至约80mm^2之间、可选地为约20mm^2、约25mm^2、约30mm^2、约35mm^2、约40mm^2、约45mm^2、约50mm^2、约55mm^2、约60mm^2、约65mm^2、约70mm^2、约75mm^2、约80mm^2、约85mm^2、约90mm^2、约95mm^2、约100mm^2、约105mm^2、约110mm^2、约115mm^2、约120mm^2、约125mm^2、约130mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0038] 在一些构型中,第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约60:40至约80:20之间、可选地在约65:35至约80:20之间、可选地在约70:30至约80:20之间、可选地在约70:30至约75:25之间、可选地为约70:30、约71:29、约72:28、约73:27、约74:26、或约75:25、可选地在约75:25至80:20之间、可选地为约75:25、约76:24、约77:23、约78:22、约79:21、或约80:20。

[0039] 在一些构型中,第一叉和第二叉的、邻近于第一叉和第二叉的基部的相邻外表面之间的空隙在约5mm至约15mm之间、可选地在约6mm至约14mm之间、可选地在约7mm至约13mm之间、可选地在约8mm至约12mm之间、可选地在约9mm至约11mm之间、可选地为约5mm、约6mm、

约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、约11mm、约12mm、约13mm、约14mm、约15mm、或是这些值中的任两个之间的任一值。

[0040] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0041] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0042] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0043] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0044] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0045] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0046] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0047] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流,

[0048] 并且其中,该鼻接口被配置成使得当流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5升/分钟(lpm)至约70lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0049] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0050] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0051] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0052] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0053] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0054] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0055] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得当流到气体入口中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0056] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得当流到气体入口中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0057] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得当流到气体入口中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0058] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得当流到气体入口中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0059] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得来自第一叉和第二叉的流量的不对称量随流到气体入口中的气体流的总流量而变。

[0060] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的较高总体积流量实现该气体流的总体积流量的较大部分穿过第一叉被递送出鼻接口,并且其中,流到气体入口中的气体流的较低总流量实现该气体流的总体积流量的较小部分穿过第一叉被递送出鼻接口。

[0061] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0062] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0063] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0064] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0065] 气体入口;

[0066] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0067] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0068] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0069] 其中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内直径和/或内截面积大于第二叉在横向于穿过第二叉的气体流的方向上的对应内直径和/或内截面积。

[0070] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0071] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。

[0072] 在一些构型中,该内直径和/或内截面积是第一叉和第二叉的出口处的。

[0073] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0074] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0075] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0076] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0077] 在一些构型中,该第一叉的内直径在约4mm至约10mm之间、可选地在约5mm至约9mm之间、可选地在约6mm至约8mm之间、可选地为约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约

10mm、或是这些值中的任两个之间的任一直径。

[0078] 在一些构型中，该第二叉的内直径在约2mm至约8mm之间、可选地在约3mm至约7mm之间、可选地在约4mm至约6mm之间、可选地为约2mm、约3mm、约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、或是这些值中的任两个之间的任一直径。

[0079] 在一些构型中，该第一叉的内截面积在约15mm^{2}至约80mm^{2}之间、可选地在约20mm^{2}至约75mm^{2}之间、可选地在约25mm^{2}至约70mm^{2}之间、可选地在约30mm^{2}至约65mm^{2}之间、可选地在约35mm^{2}至约60mm^{2}之间、可选地在约40mm^{2}至约55mm^{2}之间、可选地在约45mm^{2}至约50mm^{2}之间、可选地为约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、约51mm^2、约52mm^2、约53mm^2、约54mm^2、约55mm^2、约56mm^2、约57mm^2、约58mm^2、约59mm^2、约60mm^2、约61mm^2、约62mm^2、约63mm^2、约64mm^2、约65mm^2、约66mm^2、约67mm^2、约68mm^2、约69mm^2、约70mm^2、约71mm^2、约72mm^2、约73mm^2、约74mm^2、约75mm^2、约76mm^2、约77mm^2、约78mm^2、约79mm^2、约80mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0080] 在一些构型中，该第二叉的内截面积在约5mm^{2}至约50mm^{2}之间、可选地在约10mm^{2}至约45mm^{2}之间、可选地在约15mm^{2}至约40mm^{2}之间、可选地在约20mm^{2}至约35mm^{2}之间、可选地在约25mm^{2}至约30mm^{2}之间、可选地为约5mm^2、约6mm^2、约7mm^2、约8mm^2、约9mm^2、约10mm^2、约11mm^2、约12mm^2、约13mm^2、约14mm^2、约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0081] 在一些构型中，第一叉与第二叉的组合内截面积在约20mm^{2}至约130mm^{2}之间、可选地在约30mm^{2}至约120mm^{2}之间、可选地在约40mm^{2}至约110mm^{2}之间、可选地在约50mm^{2}至约100mm^{2}之间、可选地在约60mm^{2}至约90mm^{2}之间、可选地在约70mm^{2}至约80mm^{2}之间、可选地为约20mm^2、约25mm^2、约30mm^2、约35mm^2、约40mm^2、约45mm^2、约50mm^2、约55mm^2、约60mm^2、约65mm^2、约70mm^2、约75mm^2、约80mm^2、约85mm^2、约90mm^2、约95mm^2、约100mm^2、约105mm^2、约110mm^2、约115mm^2、约120mm^2、约125mm^2、约130mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0082] 在一些构型中，第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约60:40至约80:20之间、可选地在约65:35至约80:20之间、可选地在约70:30至约80:20之间、可选地在约70:30至约75:25之间、可选地为约70:30、约71:29、约72:28、约73:27、约74:26、或约75:25、可选地在约75:25至80:20之间、可选地为约75:25、约76:24、约77:23、约78:22、约79:21、或约80:20。

[0083] 在一些构型中，第一叉和第二叉的、邻近于第一叉和第二叉的基部的相邻外表面之间的空隙在约5mm至约15mm之间、可选地在约6mm至约14mm之间、可选地在约7mm至约13mm之间、可选地在约8mm至约12mm之间、可选地在约9mm至约11mm之间、可选地为约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、约11mm、约12mm、约13mm、约14mm、约15mm、或是这些值中的任两个之间的任一值。

[0084] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的总气体流量的约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0085] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0086] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0087] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0088] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0089] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0090] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0091] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0092] 其中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内截面积大于第二叉在横向于穿过第二叉的气体流的方向上的对应内截面积,

[0093] 其中,该第二叉在横向于穿过该第二叉的气体流的方向上具有明显卵形或明显椭圆形截面形状,该明显卵形或明显椭圆形截面形状具有最宽尺寸与最窄尺寸的第一比率,

[0094] 并且其中,该第一叉在横向于穿过该第一叉的气体流的方向上具有不明显卵形或不明显椭圆形截面形状,该不明显卵形或不明显椭圆形截面形状具有小于第一比率的最宽尺寸与最窄尺寸的第二比率、或具有大致圆形截面形状。

[0095] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0096] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0097] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0098] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0099] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0100] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0101] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。

[0102] 在一些构型中,该第一叉和第二叉的内截面积和内截面形状是第一叉和第二叉的出口处的。

[0103] 在一些构型中,该第一叉比该第二叉更柔性。

[0104] 在一些构型中,该第一叉具有大致圆形形状。

[0105] 在一些构型中,该第一叉具有第一终止端,并且其中,该第二叉具有第二终止端,其中,该第一终止端包括大致扇形表面。

[0106] 在一些构型中,该第二终止端具有大致平面的面。

[0107] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0108] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0109] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0110] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0111] 气体入口;

[0112] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0113] 以及从该气体入口到该第一叉和该第二叉的气体流动路径,

[0114] 在一些构型中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内截面积大于第二叉的对应内截面积,

[0115] 并且其中,该第一叉在该第二叉的气体流动路径的下游。

[0116] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0117] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。

[0118] 在一些构型中,该内截面积是第一叉和第二叉的出口处的。

[0119] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0120] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0121] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0122] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0123] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0124] 在一些构型中,该气体流动路径由流动通道限定,该流动通道的气体流动方向基本上垂直于穿过该第一叉和第二叉的气体流动路径,并且其中,该第一叉更远离气体入口而该第二叉更靠近气体入口。

[0125] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0126] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0127] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0128] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0129] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0130] 第一叉和第二叉;

[0131] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0132] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0133] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流,

[0134] 并且其中,该气体入口与透气管流体连通。

[0135] 在一些构型中,该第一叉和第二叉彼此不对称、或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、或在彼此进行比较时是不对称的。

[0136] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0137] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与

之联接。

[0138] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0139] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0140] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0141] 在一些构型中,该气体歧管与该透气管一体地形成或与该透气管联接。

[0142] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0143] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括该第一叉和该第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0144] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括该第一叉和该第二叉,并且其中,该插管本体的在该第一叉与该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且减小对所容纳部分的底侧的压力。

[0145] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0146] 插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该第一叉和该第二叉彼此不对称,

[0147] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0148] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0149] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流,

[0150] 并且其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0151] 在一些构型中,该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0152] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0153] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0154] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0155] 在一些构型中,该气体歧管包括流动通道,该流动通道的气体流动方向基本上垂直于穿过该第一叉和该第二叉的气体流动路径。

[0156] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0157] 在一些构型中,该气体歧管与该透气管一体地形成或与该透气管联接。

[0158] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0159] 插管本体,包括彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0160] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0161] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0162] 并且其中,该插管本体的在该第一叉与该第二叉之间的外表面包括凹部。

[0163] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0164] 在一些构型中,该凹部被布置用于容纳患者鼻子的一部分并且减小对所容纳部分的底侧的压力。

[0165] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0166] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0167] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0168] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0169] 在一些构型中,该气体歧管的一部分与该凹部互补。

[0170] 在一些构型中,该气体歧管的与该凹部互补的这部分是该气体歧管的出口、并且可选地是该气体歧管的出口的外围。

[0171] 在一些构型中,该插管本体和/或该气体歧管包括(多个)固持特征,以将气体歧管可移除地固持成与插管本体接合。

[0172] 在一些构型中,这些固持特征包括插管本体的弹力环形部分,该弹力环形部分被接纳在气体歧管的互补凹陷中。

[0173] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0174] 插管本体,包括彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0175] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0176] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0177] 该鼻接口进一步包括两个侧臂,这两个侧臂包括从该插管本体的一侧侧向延伸的翼部分,

[0178] 该鼻接口包括管固持夹具或与该管固持夹具结合地提供。

[0179] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0180] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0181] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0182] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周

围。

[0183] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0184] 在一些构型中,该管固持夹具被配置用于支撑患者导管或其他气体供应管。

[0185] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0186] 具有形状的第一叉和具有形状的第二叉;

[0187] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0188] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0189] 其中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内截面积大于第二叉在横向于穿过第二叉的气体流的方向上的对应内截面积,并且

[0190] 其中,至少该第一叉由弹性体材料制成,以使得该第一叉能够在使用中响应于温度和与患者鼻孔的接触而变形并设定其形状。

[0191] 在一些构型中,该温度可以在约20℃至约41℃之间、可选地超过20℃并高达约41℃、可选地在约31℃至约41℃之间、可选地在约36℃至约39℃之间、可选地约37℃。

[0192] 在一些构型中,该第一叉被配置为在使用中变形且设定其形状以基本上匹配患者鼻孔的内部形状。

[0193] 在一些构型中,该弹性体材料使得该第一叉能够在约31℃至约41℃之间、可选地在约36℃至约39℃之间、可选地为约37℃的疗法温度下变形并设定其形状以基本上匹配患者鼻孔的内部形状。

[0194] 在一些构型中,该第一叉不是由硅树脂制成的。

[0195] 在一些构型中,至少该第一叉由热塑性弹性体制成。

[0196] 在一些构型中,该材料在根据ISO 815-1:2014的方法A进行测试时在72小时之后在约20℃至约40℃之间的温度下展现出约10%至约50%之间的压缩形变。

[0197] 在一些构型中,该弹性体材料在根据ISO 815-1:2014的方法A进行测试时在72小时之后在约20℃至约40℃之间的温度下展现出约10%至约45%之间、可选地在约10%至约40%之间、可选地在约10%至约35%之间、可选地在约10%至约30%之间、可选地在约10%至约25%之间、可选地在约10%至约20%之间、可选地在约11%至约19%之间、可选地在约12%至约18%之间、可选地在约13%至约17%之间、可选地在约14%至约16%、可选地为约15%的压缩形变。

[0198] 在一些构型中,该弹性体材料在根据ISO 815-1:2014的方法A进行测试时在72小时之后在高于约20℃至高达约35℃的温度下、可选地在高于约20℃至高达约30℃的温度下、可选地在高于约20℃至高达约25℃的温度下、可选地在约21℃或约22℃或约23℃或约24℃或约25℃或更高的温度下展现出约10%至约45%之间、可选地在约10%至约40%之间、可选地在约10%至约35%之间、可选地在约10%至约30%之间、可选地在约10%至约25%之间、可选地在约10%至约20%之间、可选地在约11%至约19%之间、可选地在约12%至约18%之间、可选地在约13%至约17%之间、可选地在约14%至约16%、可选地为约15%的压缩形变。

[0199] 在一些构型中,该第一叉和第二叉两者均由弹性体材料制成。

[0200] 在一些构型中,该第二叉在横向于穿过该第二叉的气体流的方向上具有明显卵形或明显椭圆形截面形状,该明显卵形或明显椭圆形截面形状具有最宽尺寸与最窄尺寸的第一比率,并且其中,该第一叉在横向于穿过该第一叉的气体流的方向上具有不明显卵形或不明显椭圆形截面形状,该不明显卵形或不明显椭圆形截面形状具有小于第一比率的最宽尺寸与最窄尺寸的第二比率、或者具有大致圆形截面形状。

[0201] 在一些构型中,该第一叉具有大致圆形形状。

[0202] 在一些构型中,该第一叉具有第一终止端,并且其中,该第二叉具有第二终止端,其中,该第一终止端包括大致扇形表面。

[0203] 在一些构型中,该第二终止端具有大致平面的面。

[0204] 在一些构型中,该第一叉的内直径在约4mm至约10mm之间、可选地在约5mm至约9mm之间、可选地在约6mm至约8mm之间、可选地为约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、或是这些值中的任两个之间的任一直径。

[0205] 在一些构型中,该第二叉的内直径在约2mm至约8mm之间、可选地在约3mm至约7mm之间、可选地在约4mm至约6mm之间、可选地为约2mm、约3mm、约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、或是这些值中的任两个之间的任一直径。

[0206] 在一些构型中,该第一叉和/或第二叉的壁厚度在约0.1mm至约0.5mm之间。

[0207] 在一些构型中,该第一叉的内截面积在约15mm^2至约80mm^2之间、可选地在约20mm^2至约75mm^2之间、可选地在约25mm^2至约70mm^2之间、可选地在约30mm^2至约65mm^2之间、可选地在约35mm^2至约60mm^2之间、可选地在约40mm^2至约55mm^2之间、可选地在约45mm^2至约50mm^2之间、可选地为约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、约51mm^2、约52mm^2、约53mm^2、约54mm^2、约55mm^2、约56mm^2、约57mm^2、约58mm^2、约59mm^2、约60mm^2、约61mm^2、约62mm^2、约63mm^2、约64mm^2、约65mm^2、约66mm^2、约67mm^2、约68mm^2、约69mm^2、约70mm^2、约71mm^2、约72mm^2、约73mm^2、约74mm^2、约75mm^2、约76mm^2、约77mm^2、约78mm^2、约79mm^2、约80mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0208] 在一些构型中,该第二叉的内截面积在约5mm^2至约50mm^2之间、可选地在约10mm^2至约45mm^2之间、可选地在约15mm^2至约40mm^2之间、可选地在约20mm^2至约35mm^2之间、可选地在约25mm^2至约30mm^2之间、可选地为约5mm^2、约6mm^2、约7mm^2、约8mm^2、约9mm^2、约10mm^2、约11mm^2、约12mm^2、约13mm^2、约14mm^2、约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0209] 在一些构型中,第一叉与第二叉的组合内截面积在约20mm^2至约130mm^2之间、可选地在约30mm^2至约120mm^2之间、可选地在约40mm^2至约110mm^2之间、可选地在约50mm^2至约100mm^2之间、可选地在约60mm^2至约90mm^2之间、可选地在约70mm^2至约80mm^2之间、可选地为约20mm^2、约25mm^2、约30mm^2、约35mm^2、约40mm^2、约45mm^2、约50mm^2、约55mm^2、约60mm^2、约65mm^2、约

70mm^2、约75mm^2、约80mm^2、约85mm^2、约90mm^2、约95mm^2、约100mm^2、约105mm^2、约110mm^2、约115mm^2、约120mm^2、约125mm^2、约130mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0210] 在一些构型中,第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约60:40至约80:20之间、可选地在约65:35至约80:20之间、可选地在约70:30至约80:20之间、可选地在约70:30至约75:25之间、可选地为约70:30、约71:29、约72:28、约73:27、约74:26、或约75:25、可选地在约75:25至80:20之间、可选地为约75:25、约76:24、约77:23、约78:22、约79:21、或约80:20。

[0211] 在一些构型中,该气体入口与透气管流体连通。

[0212] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉,其中,该气体歧管可相对于该插管本体在第一构型与第二构型之间重新配置,其中,该第一构型对应于该气体歧管从该插管本体的第一侧插入该插管本体中并且使得该第二叉更靠近该气体入口而该第一叉更远离该气体入口,并且该第二构型对应于该气体歧管从该插管本体的第二侧插入该插管本体中以使得该第一叉更靠近该气体入口而该第二叉更远离该气体入口。

[0213] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0214] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0215] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,

[0216] 其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0217] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流,

[0218] 其中,第一叉的内截面积在约15mm^{2}至约80mm^{2}之间,其中,第二叉的内截面积在约5mm^{2}至约50mm^{2}之间,其中,第一叉与第二叉的组合内截面积在约20mm^{2}至约130mm^{2}之间,并且其中,第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约60:40至约80:20之间。

[0219] 在一些构型中,该第一叉的内截面积在约20mm^{2}至约75mm^{2}之间、可选地在约25mm^{2}至约70mm^{2}之间、可选地在约30mm^{2}至约65mm^{2}之间、可选地在约35mm^{2}至约60mm^{2}之间、可选地在约40mm^{2}至约55mm^{2}之间、可选地在约45mm^{2}至约50mm^{2}之间、可选地为约15mm^2、约16mm2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、约51mm^2、约52mm^2、约53mm^2、约54mm^2、约55mm^2、约56mm^2、约57mm^2、约58mm^2、约59mm^2、约60mm^2、约61mm^2、约62mm^2、约63mm^2、约64mm^2、约65mm^2、约66mm^2、约67mm^2、约68mm^2、约69mm^2、约70mm^2、约71mm^2、约72mm^2、约73mm^2、约74mm^2、约75mm^2、约76mm^2、约77mm^2、约78mm^2、约79mm^2、约80mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0220] 在一些构型中,该第二叉的内截面积在约10mm^{2}至约45mm^{2}之间、可选地在约15mm^{2}至约40mm^{2}之间、可选地在约20mm^{2}至约35mm^{2}之间、可选地在约25mm^{2}至约30mm^{2}之间、可选地为约5mm^2、约6mm^2、约7mm^2、约8mm^2、约9mm^2、约10mm^2、约11mm^2、约12mm^2、约13mm^2、约14mm^2、约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约

45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0221] 在一些构型中,第一叉与第二叉的组合内截面积在约30mm^{2}至约120mm^{2}之间、可选地在约40mm^{2}至约110mm^{2}之间、可选地在约50mm^{2}至约100mm^{2}之间、可选地在约60mm^{2}至约90mm^{2}之间、可选地在约70mm^{2}至约80mm^{2}之间、可选地为约20mm^2、约25mm^2、约30mm^2、约35mm^2、约40mm^2、约45mm^2、约50mm^2、约55mm^2、约60mm^2、约65mm^2、约70mm^2、约75mm^2、约80mm^2、约85mm^2、约90mm^2、约95mm^2、约100mm^2、约105mm^2、约110mm^2、约115mm^2、约120mm^2、约125mm^2、约130mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0222] 在一些构型中,第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约65:35至约80:20之间、可选地在约70:30至约80:20之间、可选地在约70:30至约75:25之间、可选地为约70:30、约71:29、约72:28、约73:27、约74:26、或约75:25、可选地在约75:25至80:20之间、可选地为约75:25、约76:24、约77:23、约78:22、约79:21、或约80:20。

[0223] 在一些构型中,第一叉的内截面积在约24mm^{2}至25mm^{2}之间,并且第二叉的内截面积在约6mm^{2}至约17mm^{2}之间。

[0224] 在一些构型中,第一叉的内截面积在约44mm^{2}至约45mm^{2}之间,并且第二叉的内截面积在约11mm^{2}至约30mm^{2}之间。

[0225] 在一些构型中,第一叉的内截面积在约69mm^{2}至约70mm^{2}之间,并且第二叉的内截面积在约17mm^{2}至约47mm^{2}之间。

[0226] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,披露了一种鼻接口,该鼻接口包括:

[0227] 气体入口;

[0228] 彼此不对称的第一叉和第二叉,并且其中,该第一叉具有第一叉出口并且该第二叉具有第二叉出口;

[0229] 以及从该气体入口到该第一叉和该第二叉的气体流动路径,

[0230] 在一些构型中,该第一叉在横向于穿过第一叉的气体流的方向上的内截面积大于第二叉的对应内截面积,

[0231] 其中,对于在使用中气体入口处的给定气体流量,不同的气体流量被提供穿过第一叉和第二叉,并且气体离开第一叉出口和第二叉出口的速度基本上相似。

[0232] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0233] 在一些构型中,气体离开第一叉出口的速度为气体离开第二叉出口的速度的约20%内。

[0234] 在一些构型中,气体离开第一叉出口的速度为气体离开第二叉出口的速度的约16%内。

[0235] 在一些构型中,在高于约40lpm的流量下,气体离开第一叉出口的速度为气体离开第二叉出口的速度的约10%。

[0236] 在一些构型中,在高于约42lpm的流量下,气体离开第一叉出口的速度为气体离开第二叉出口的速度的约10%。

[0237] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体

积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于0m/s且小于约32m/s。

[0238] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于0m/s且小于32m/s。

[0239] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于9lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于约2m/s且小于约32m/s、可选地大于约2m/s且小于32m/s、可选地大于约2m/s且高达约25m/s、并且可选地大于约2.5m/s且高达约20m/s。

[0240] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量为至少约5升/分钟(lpm)。

[0241] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5lpm至约120lpm之间。

[0242] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量在约5lpm至约70lpm之间。

[0243] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0244] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0245] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0246] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0247] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0248] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0249] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0250] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0251] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0252] 在一些构型中,该鼻接口被配置为使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0253] 在一些构型中,该第一叉的内直径在约4mm至约10mm之间、可选地在约5mm至约9mm之间、可选地在约6mm至约8mm之间、可选地为约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、或是这些直径中的任两个之间的任一直径。

[0254] 在一些构型中,该第二叉的内直径在约2mm至约8mm之间、可选地在约3mm至约7mm之间、可选地在约4mm至约6mm之间、可选地为约2mm、约3mm、约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、或是这些直径中的任两个之间的任一直径。

[0255] 在一些构型中,该第一叉的内截面积在约15mm^{2}至约80mm^{2}之间、可选地在约20mm^{2}至约75mm^{2}之间、可选地在约25mm^{2}至约70mm^{2}之间、可选地在约30mm^{2}至约65mm^{2}之间、可选地在约35mm^{2}至约60mm^{2}之间、可选地在约40mm^{2}至约55mm^{2}之间、可选地在约45mm^{2}至约50mm^{2}之间、可选地为约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、约51mm^2、约52mm^2、约53mm^2、约54mm^2、约55mm^2、约56mm^2、约57mm^2、约58mm^2、约59mm^2、约60mm^2、约61mm^2、约62mm^2、约63mm^2、约64mm^2、约65mm^2、约66mm^2、约67mm^2、约68mm^2、约69mm^2、约70mm^2、约71mm^2、约72mm^2、约73mm^2、约74mm^2、约75mm^2、约76mm^2、约77mm^2、约78mm^2、约79mm^2、约80mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0256] 在一些构型中,该第二叉的内截面积在约5mm^{2}至约50mm^{2}之间、可选地在约10mm^{2}至约45mm^{2}之间、可选地在约15mm^{2}至约40mm^{2}之间、可选地在约20mm^{2}至约35mm^{2}之间、可选地在约25mm^{2}至约30mm^{2}之间、可选地为约5mm^2、约6mm^2、约7mm^2、约8mm^2、约9mm^2、约10mm^2、约11mm^2、约12mm^2、约13mm^2、约14mm^2、约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0257] 在一些构型中,第一叉与第二叉的组合内截面积在约20mm^{2}至约130mm^{2}之间、可选地在约30mm^{2}至约120mm^{2}之间、可选地在约40mm^{2}至约110mm^{2}之间、可选地在约50mm^{2}至约100mm^{2}之间、可选地在约60mm^{2}至约90mm^{2}之间、可选地在约70mm^{2}至约80mm^{2}之间、可选地为约20mm^2、约25mm^2、约30mm^2、约35mm^2、约40mm^2、约45mm^2、约50mm^2、约55mm^2、约60mm^2、约65mm^2、约70mm^2、约75mm^2、约80mm^2、约85mm^2、约90mm^2、约95mm^2、约100mm^2、约105mm^2、约110mm^2、约115mm^2、约120mm^2、约125mm^2、约130mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0258] 在一些构型中,第一叉的内截面积与第二叉的内截面积的比率在约60:40至约80:20之间、可选地在约65:35至约80:20之间、可选地在约70:30至约80:20之间、可选地在约70:30至约75:25之间、可选地为约70:30、约71:29、约72:28、约73:27、约74:26、或约75:25、可选地在约75:25至80:20之间、可选地为约75:25、约76:24、约77:23、约78:22、约79:21、或约80:20。

[0259] 在一些构型中,第一叉和第二叉的内直径和/或内截面积是沿着同一平面(即,共用平面)测量的。

[0260] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。

[0261] 在一些构型中,这些内直径和/或内截面积是第一叉出口和第二叉出口处的。

[0262] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入

口中的气体流的总体积流量的约65％至约80％穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70％至约80％穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70％至约75％穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70％穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75％至约80％穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75％穿过第一叉被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口中的总气体流量的约80％穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0263] 在一些构型中,该鼻接口被配置成使得在气体入口处约9.5lpm的体积流量下约7lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口、和/或使得在气体入口处约19lpm的体积流量下约13.5lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口、和/或使得在气体入口处约29lpm的体积流量下约21lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口、和/或使得在气体入口处约38.5lpm的体积流量下约28lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口、和/或在气体入口处约47.5lpm的体积流量下约35lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口、和/或在气体入口处约58lpm的体积流量下约44lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口、和/或在气体入口处约64lpm的体积流量下约48.5lpm穿过第一叉被递送出该鼻接口。

[0264] 在一些构型中,该鼻接口包括气体歧管,该气体歧管包括气体入口。

[0265] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0266] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0267] 在一些构型中,该气体入口在气体歧管120的一侧处。

[0268] 在一些构型中,该气体歧管包括一个或多个内部成角度壁,以将气体流引导到第一叉和/或第二叉中。

[0269] 在一些构型中,该鼻接口是非密封鼻接口。

[0270] 根据本文披露的至少一个的某些特征、方面、和优点,披露了一种患者接口,该患者接口包括如上文或本文概述的鼻接口。

[0271] 在一些构型中,该患者接口进一步包括头戴具,以将鼻接口固持在患者的面部上。

[0272] 在一些构型中,该患者接口进一步包括与该气体入口流体连通的管。

[0273] 在一些构型中,该管是透气管。

[0274] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0275] 在一些构型中,该气体歧管与该透气管一体地形成或与该透气管联接。

[0276] 在一些构型中,该患者接口进一步包括管固持夹具。

[0277] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个的某些特征、方面、和优点,披露了一种呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0278] 呼吸疗法设备,该呼吸疗法设备包括:

[0279] 控制器;

[0280] 血氧饱和度传感器;

[0281] 环境空气入口;

[0282] 氧气入口;

[0283] 阀,该阀与该氧气入口流体连通以控制穿过该氧气入口的氧气流量;以及

[0284] 气体出口;

[0285] 其中,该控制器被配置用于基于来自该血氧饱和度传感器的至少一个氧饱和度测量值来控制该阀;以及

[0286] 患者接口,该患者接口包括鼻接口,其中,该鼻接口包括:

[0287] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0288] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0289] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。

[0290] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0291] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0292] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0293] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0294] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0295] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0296] 在一些构型中,该鼻接口如上文或本文概述的。

[0297] 在一些构型中,该呼吸疗法设备包括流量发生器和增湿器。

[0298] 在一些构型中,该呼吸疗法系统包括具有加热器的患者导管。

[0299] 在一些构型中,该患者接口包括与该气体入口流体连通的透气管,并且其中,该患者接口进一步包括头戴具以将该鼻接口固持在患者的面部上。

[0300] 在一些构型中,水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。

[0301] 在一些构型中,该气体歧管与该透气管一体地形成或与该透气管联接。

[0302] 在一些构型中,该患者接口进一步包括管固持夹具。

[0303] 在一些构型中,该患者接口如上文或本文概述的。

[0304] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个的某些特征、方面、和优点,披露了一种呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0305] 呼吸疗法设备,该呼吸疗法设备包括:

[0306] 气体入口;

[0307] 气体出口;

[0308] 将一种或多种物质递送到气体流中的雾化器;以及

[0309] 患者接口,该患者接口包括鼻接口,其中,该鼻接口包括:

[0310] 彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0311] 气体歧管,该气体歧管包括气体入口,其中,该第一叉和第二叉与该气体入口流体

连通,其中,该气体入口与该气体出口流体连通以接收来自该呼吸疗法设备的气体和一种或多种物质;

[0312] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。

[0313] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0314] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0315] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0316] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0317] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0318] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0319] 在一些构型中,该呼吸疗法系统包括导管,该导管用于接收来自该呼吸疗法设备的气体和一种或多种物质、并且将该气体和该一种或多种物质递送至该鼻接口的气体入口。

[0320] 在一些构型中,该导管包括平滑孔加热管。

[0321] 在一些构型中,该鼻接口如上文或本文概述的。

[0322] 在一些构型中,该患者接口如上文或本文概述的。

[0323] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的至少一个的某些特征、方面、和优点,披露了一种呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0324] 呼吸疗法设备,该呼吸疗法设备包括:

[0325] 至少一个气体入口;

[0326] 用于对气体进行增湿的增湿器;以及

[0327] 气体出口;

[0328] 以及患者接口,该患者接口包括鼻接口,其中,该鼻接口包括:

[0329] 彼此不对称的第一叉和第二叉,并且其中,该第一叉具有第一叉出口并且该第二叉具有第二叉出口;

[0330] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通,

[0331] 其中,该鼻接口被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流;

[0332] 其中,该呼吸疗法系统被配置用于对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,将气体以约27℃-37℃之间的温度范围、以大于约33mg/l的相对湿度、和/或以大于0m/s且小于约32m/s的速度来将气体递送穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0333] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0334] 在一些构型中,该呼吸疗法系统被配置用于将气体以约31℃-37℃之间的温度范围递送穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0335] 在一些构型中,该呼吸疗法系统被配置用于将气体以高达约44mg/l的相对湿度递送穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0336] 在一些构型中,该呼吸疗法系统被配置用于向气体入口提供至少约5升/分钟(lpm)、可选地在约5plm至约120lpm之间、以及可选地在约5lpm至约70lpm之间的气体流的总体积流量。

[0337] 在一些构型中,该呼吸疗法系统被配置用于将流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉递送出该鼻接口。

[0338] 在一些构型中,该呼吸疗法系统被配置用于提供不同的气体流量穿过第一叉和第二叉、并且递送基本上相似速度的气体穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0339] 在一些构型中,气体离开第一叉出口的速度在气体离开第二叉出口的速度的约20%内、可选地在气体离开第二叉出口的速度的约16%内、并且可选地在高于约40lpm的流量下在气体离开第二叉出口的速度的约10%内、并且可选地在高于约42lpm的流量下在气体离开第二叉出口的速度的约10%内。

[0340] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于0m/s且小于32m/s。

[0341] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于9lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于约2m/s且小于约32m/s、可选地大于约2m/s且小于32m/s、可选地大于约2m/s且高达约25m/s、并且可选地大于约2.5m/s且高达约20m/s。

[0342] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0343] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0344] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置为以未密封(非密封)的方式与鼻道接合。

[0345] 在一些构型中,该第一叉和第二叉允许呼出的气体逸出到该第一叉和第二叉周围。

[0346] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0347] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于独立于患者的呼吸来向患者提供气体。

[0348] 在一些构型中,该呼吸疗法系统包括导管,该导管用于接收来自该呼吸疗法设备的气体、并且将该气体递送至该鼻接口的气体入口。

[0349] 在一些构型中,该导管包括平滑孔加热管。

[0350] 在一些构型中,该鼻接口如上文或本文概述的。

[0351] 在本披露内容的另外的方面,根据本文披露的实施例中的至少一个实施例的某些特征、方面和优点,提供了一种用于向患者提供呼吸支持的方法,该方法包括:

[0352] 提供呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0353] 呼吸疗法设备,该呼吸疗法设备包括:

[0354] 至少一个气体入口;

[0355] 流量发生器;以及

[0356] 气体出口;

[0357] 以及患者接口,该患者接口包括鼻接口,其中,该鼻接口包括:

[0358] 穿过第一叉出口和第二叉出口的、彼此不对称的第一叉和第二叉;

[0359] 以及气体歧管,该气体歧管包括气体入口,其中,该第一叉和该第二叉与该气体入口流体连通;

[0360] 操作该呼吸疗法设备以向该鼻接口提供气体流;以及

[0361] 将来自该呼吸疗法设备的不对称气体流在患者鼻孔处递送穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0362] 该第一叉和第二叉彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0363] 在一些构型中,该方法包括对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,将不对称气体流以约27℃-37℃之间的温度范围、以大于约33mg/l的相对湿度、和/或以大于0m/s且小于约32m/s的速度递送穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0364] 在一些构型中,该方法包括递送在约31℃-37℃之间的温度范围的不对称气体流。

[0365] 在一些构型中,该方法包括:向气体入口提供至少约5升/分钟(lpm)的气体流的总体积流量、可选地向气体入口提供约5lpm至约120lpm之间的气体流的总体积流量、以及可选地向气体入口提供约5lpm至约70lpm之间的气体流的总体积流量。

[0366] 在一些构型中,该方法包括将流到气体入口中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉递送出该鼻接口。

[0367] 在一些构型中,该方法包括将气体以高达约44mg/l的相对湿度递送穿过第一叉出

口和第二叉出口。

[0368] 在一些构型中,该方法包括提供不同的气体流量穿过第一叉和第二叉、并且递送基本上相似速度的气体穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0369] 在一些构型中,气体离开第一叉出口的速度在气体离开第二叉出口的速度的约20%内、可选地在气体离开第二叉出口的速度的约16%内、并且可选地在高于约42lpm的流量下在气体离开第二叉出口的速度的约10%内。

[0370] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于0m/s且小于32m/s。

[0371] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于9lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口和第二叉出口中的每一个的速度大于约2m/s且小于约32m/s、可选地大于约2m/s且小于32m/s、可选地大于约2m/s且高达约25m/s、并且可选地大于约2.5m/s且高达约20m/s。

[0372] 在一些构型中,该鼻接口包括插管本体,该插管本体包括第一叉和第二叉。

[0373] 在一些构型中,该气体歧管与该插管本体成一体、或者与该插管本体分开并可与之联接。

[0374] 在一些构型中,该方法包括将该第一叉和第二叉以未密封(非密封)的方式与鼻道接合。

[0375] 在一些构型中,该方法包括允许呼出的气体逸出到第一叉和第二叉周围。

[0376] 在一些构型中,该方法包括向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0377] 在一些构型中,该方法包括独立于患者的呼吸来向患者提供气体。

[0378] 在一些构型中,该鼻接口如上文或本文概述的。

[0379] 在一些构型中,该呼吸疗法设备包括增湿器,并且该方法包括使用该增湿器来对气体流进行增湿。

[0380] 在一些构型中,该呼吸疗法系统包括具有加热器的患者导管,并且该方法包括操作该加热器。

[0381] 在一些构型中,该患者接口包括与气体入口流体连通的透气管,并且该方法包括允许水蒸汽穿过该管的壁,但是防止液态水和大量气体流经该管的壁。

[0382] 来自一个或多个实施例或配置的特征可以与一个或多个其他实施例或配置的特征进行组合。另外,多于一个实施例或构型可以在患者的呼吸支持过程期间可以一起用于呼吸支持系统。

[0383] 如本文所使用,名词后面的词“(多个)”是指该名词的复数和/或单数形式。

[0384] 如本文所使用,术语“和/或”是指“和”或者“或”或者这两者。

[0385] 本说明书中使用的术语“包括”是指“至少部分地由……组成”。当解释本说明书中的含有术语“包括”的每条陈述时,也可能存在除该术语之后的那个或那些特征以外的特征。相关的术语如“包括(comprise)”和“包括(comprises)”将以相同的方式进行解释。

[0386] 意图是,提及本文披露的数字范围(例如1至10)也包含提及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)还以及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),因此,本文明确披露的所有范围的所有子范围都在此被明确地披露。这些仅是具体意图的示例,并且在所列举的最小值与最大值之间的数值的所有可能

组合应被认为在本申请中以类似的方式被明确地陈述。

[0387] 本披露还可以广义地被说成是在于本申请的说明书中单个或共同地提及或指示的部件、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。

[0388] 在本文提及具有本披露所涉及的领域中的已知等同物的特定整数时,这些已知等同物被视为被结合在本文中,如同单独阐述一样。

[0389] 本披露包括前述内容,并且还设想了多种结构,下文仅给出其示例。

附图说明

[0390] 通过参考以下附图,根据本文的详细描述,特定的实施例及其修改对于本领域技术人员将变得清楚,在附图中:

[0391] 图1A是本披露内容的示例性构型的患者接口的左前立体图,该患者接口包括具有不对称鼻递送元件的鼻接口。

[0392] 图1B是患者接口的右前立体图。

[0393] 图1C是患者接口的左前分解立体图。

[0394] 图2示出了鼻接口,其中图2的(a)是顶视图,图2的(b)是前视图,而图2的(c)是底视图。

[0395] 图3是本披露内容的插入用户鼻孔中的鼻接口的前示意图。

[0396] 图4A是本披露内容的小号鼻接口的后视图。

[0397] 图4B是本披露内容的中号鼻接口的后视图。

[0398] 图4C是本披露内容的大号鼻接口的后视图。

[0399] 图5是彼此叠加的小号、中号、和大号鼻接口的后视图。

[0400] 图6示出了鼻接口的桌面测试的结果,其中图6的(a)、图6的(b)和图6的(c)分别示出了较大上气道在每分钟呼吸25、35和45次时的死腔清理,并且图6的(d)和图6的(e)分别示出了较小上气道在每分钟呼吸15和25次时的死腔清理,其中I:E是吸气时间与呼气时间的比率。

[0401] 图7示出了鼻接口的测试结果,其中图7的(a)示出了来自斐雪派克医疗保健有限公司(Fisher&Paykel Healthcare Limited)的Optiflow™+OPT944+鼻接口的结果,图7的(b)示出了本披露内容的鼻接口的结果,并且图7的(c)示出了比较结果。

[0402] 图8示出了本披露内容的(a)小号鼻接口、(b)中号鼻接口、和(c)大号鼻接口的示例性隔膜间距和鼻叉高度。

[0403] 图9示出了用于小号鼻接口中的示例性气体歧管,其中图9的(a)示出了顶视图,并且图9的(b)示出了沿着图9的(a)的线b-b获得的前截面视图。

[0404] 图10示出了用于中号或大号鼻接口中的示例性气体歧管,其中图10的(a)示出了顶视图,并且图10的(b)示出了沿着图10的(a)的线b-b获得的前截面视图。

[0405] 图11示出了对于本披露内容的鼻接口,叉相对于气体入口的取向的影响。

[0406] 图12(a)-图12(d)示出了气体歧管相对于插管本体的可能构型,其中图12(a)示出了气体歧管插入插管本体中的第一插入方向,并且图12(b)示出了气体歧管联接至插管本体而呈第一构型,并且其中,图12(c)示出了气体歧管插入插管本体中的第二插入方向,并且图12(d)示出了气体歧管联接至插管本体而呈第二构型。

[0407] 图13示出了本披露内容的鼻接口的鼻叉的出口的叉几何形状的细节。

[0408] 图14示出了本披露内容的鼻接口的叉的终止端的细节,其中图14的(a)示出了鼻接口的左侧截面视图,示出了大鼻叉的出口的示例性几何形状,图14的(b)示出了鼻接口的右侧截面视图,示出了小鼻叉的出口的示例性几何形状,并且图14的(c)示出了出口几何形状的比较。

[0409] 图15示出了结合有本披露内容的患者接口和鼻接口的呼吸疗法系统。

[0410] 图16示出了呼吸疗法系统的进行闭环血氧饱和度(Sp02)控制的控制环路。

[0411] 图17示出了结合有本披露内容的患者接口和鼻接口的替代性呼吸疗法系统。

[0412] 图18示出了可以在呼吸疗法系统中使用、和/或与本披露内容的鼻接口一起使用的患者导管的截面视图。

[0413] 图19示出了可以在呼吸疗法系统中使用、和/或与本披露内容的鼻接口一起使用的替代性患者导管的截面视图。

[0414] 图20示出了鼻接口的测试结果,其中图20的(a)示出了本披露内容的鼻接口可以如何用于实现增大的阻塞面积,同时仍维持一个鼻孔中的安全清除,图20的(b)示出了测试数据,其示出了在施加30升/分钟的鼻高流量时使用本披露内容的具有不对称叉的鼻接口的情况下相比于具有对称叉的鼻接口而言增大的呼气末正压(PEEP)和减少的再呼吸,并且图20的(c)示出了类似于图20的(b)、但是针对60升/分钟的鼻高流量的测试数据。

[0415] 图21示出了在较大的叉完全阻塞患者的一个鼻孔时,本披露内容的每种尺寸的鼻接口可以实现的最大气道压力。

[0416] 图22A和图22B是单壁式透气患者导管的示例性构型的示意性截面视图。

具体实施方式

[0417] 患者接口可以用于向患者气道递送呼吸气体。患者接口可以包括鼻接口,该鼻接口可以用于向患者递送高流量气体。鼻递送元件(比如可以可选地包括鼻枕的鼻叉)插入患者的鼻子中以递送所需的疗法。鼻递送元件可能期望在鼻子处密封或部分地阻塞、或者可能不需要在鼻子处密封,来递送疗法。鼻叉典型地是指鼻递送元件,其被设计用于在鼻子处不密封或仅部分阻塞。当一个或多个鼻叉包括鼻枕时,鼻递送元件被设计为在鼻子处密封。经鼻高流量(NHF)疗法典型地是非密封疗法,其通过患者接口、比如鼻接口来向患者递送相对高体积的流量。如本文描述的鼻接口可以指代但不限于鼻插管。

[0418] 披露了一种用于通过不对称鼻插管或鼻接口来向患者递送气体的系统。如本文描述的不对称接口或不对称鼻递送元件指代鼻递送元件的大小(比如内部和/或外部横向尺寸或直径和/或内部和/或外部截面积)不同的接口。外部截面积是由鼻递送元件的外壁界定的截面积。对于非圆形截面,本文提及的直径可以解释为横向尺寸。在一些构型中,本文提及的直径包括但不限于液压直径。

[0419] 该系统允许穿过该接口向两个鼻孔或任一鼻孔递送不对称流量。如本文描述的不对称流量指代在接口内、或在鼻子内、或在接口与鼻子内不同的流量。以此方式,每个鼻递送元件可以递送不同的流量,或者吸气与呼气之间的流量可以不同,或者所递送的流量可以是上述组合。不对称流量还可以包括部分单向流量。

[0420] 递送不对称流量可以改善对上气道中死腔的清除、降低峰值呼气压力、尤其提高

疗法对儿童和婴儿的安全性、并且减小接口中的流动阻力。如本文描述的不对称鼻接口和/或鼻递送元件包括被配置用于穿过不对称鼻递送元件产生这种不对称流量的接口或系统。

[0421] NHF产生的压力取决于穿过鼻接口的流量、鼻递送元件和/或患者鼻孔的大小、以及呼吸循环。如果在呼吸期间,穿过鼻接口的流量、泄漏、或流量与泄漏的组合是不对称的,则穿过鼻子的流量可能是不对称的。部分单向流量和总单向流量可以是不对称流量的类型。部分单向流量或总单向流量可以在空气从上气道连续冲洗时提供对解剖死腔的改善清除。部分单向流量可以比总单向流量更舒适。如本文描述的总单向流量包括通过鼻递送元件进入一个鼻孔并且经由鼻递送元件经另一鼻孔离开的流量、由于不存在鼻递送元件而排出到大气中的流量、等等。如本文描述的部分单向流量包括可以经由两个鼻孔进入鼻子并且从一个鼻孔离开鼻子的流量、可以穿过一个鼻孔进入鼻子并且经由两个鼻孔离开鼻子的流量、或可以穿过两个鼻孔进入鼻子的流量的不同比例和可以穿过两个鼻孔离开鼻子的流量的不同比例、并且可以是可以经由两个鼻孔进入鼻子并且从一个或两个鼻孔离开鼻子并且可选地经由嘴离开的流量。

[0422] 被递送穿过不对称鼻接口的NHF可以涉及制作以下接口:其鼻递送元件具有不同的大小,例如不同的长度、和/或内直径或截面积和/或外直径或截面积。尤其对于儿童或婴儿,鼻递送元件具有小的内直径并且因此具有较高的气体流动阻力。通过使用不同长度的鼻递送元件,每个鼻递送元件可以具有不同的内直径(例如,最小的内直径或面积)。较长的鼻递送元件可以具有较小的内直径和较高的气体流动阻力;较短的鼻递送元件可以具有较大的内直径(例如,较大的最小部直径),因此在该接口处具有较低的气体流动阻力。减小的流动阻力允许使用较低的背压、或气体产生装置的较低马达速度、或这两者的组合来实现期望的流量。

[0423] 不对称的鼻递送元件可以使峰值呼气压力由于在鼻子处的鼻递送元件的不同截面积而减小,这可以对每个鼻递送元件提供不同的内直径。

[0424] 用不对称鼻接口进行呼气时的压力可以高于对对称接口的压力,这是有益的,因为较高的呼气末正压(PEEP)是治疗COPD的一部分(在此压力指代胸内压力)。呼气压力取决于两个叉的组合截面积。增大对称叉的截面会带来患者鼻孔被完全阻塞的风险。使用不对称叉允许增大总截面积而不来带阻塞风险。部分单向流量可以减小患者鼻腔中的紊流,这可以提高舒适性。

[0425] 在示例中,与气体产生装置、比如来自斐雪派克医疗保健有限公司的AIRVO™流量发生器一起使用(例如,经由导管或呼吸管联接)的不对称鼻接口减小了流动阻力。这可以使AIRVO™的马达速度从18,000-22,000RPM的范围降低至14,000-18,000RPM的范围,同时继续实现期望疗法(例如,NHF)的适合流量、比如约8升/分钟(lpm)。例如,如果不正确大小的叉与患者鼻孔形成密封,则不对称鼻递送元件可能减小系统中产生的背压。

[0426] 对于较小的患者、如婴儿或儿童,当鼻孔相对于两个叉而言太小时,使用不对称鼻递送元件可以减少这些叉过度插入鼻孔中,这可能导致不期望的半密封或密封。即使仅一个叉紧密地定位在鼻子中,也可以向患者递送不对称流量。由于压缩气体可以在没有压力控制的系统中使用,因此不对称接口提高了对婴儿疗法的性能。

[0427] 图1A至图1C和图2示出了示例性患者接口1,该患者接口包括具有不对称鼻递送元件111、112的鼻插管或鼻接口100。

[0428] 鼻接口100为患者提供患者接口,该患者接口适用于将高气流、高湿度气体流递送至患者鼻腔/鼻孔。在一些构型中,鼻接口100被适配用于递送在宽流量范围(例如,约8plm或更高,这取决于其他疗法应用,大概10-50lpm或更高)上的高流量气体。在一些构型中,鼻接口100被适配用于递送相对低压的气体。

[0429] 鼻接口100包括面部安装部110和气体歧管120部,该面部安装部包括与面部安装部110一体地模制成或与之可移除地附接的一对不对称管状鼻叉111和112,该气体歧管部可移除地附接至导管300或与之一体地模制成。

[0430] 气体歧管120可插入面部安装部110中。面部安装部110可以包括通向面部安装部110的基部分或插管本体118的内部的至少一个基本上水平的侧面进入通路118a、118b,以可释放地接纳气体歧管120的出口穿过其中。

[0431] 气体歧管120可选地可从两个相反的水平方向之一、即从左侧或右侧插入面部安装部110。以此方式,气体歧管120的位置或定位可相对于面部安装部110重新配置。换言之,用户可以选择使歧管部120(和从其延伸的导管300)从鼻接口100的面部安装部110的左侧或右侧延伸,这取决于怎样最方便,例如取决于气体源或呼吸机定位在用户的哪一侧。在替代性构型中,气体歧管120不可相对于面部安装部110重新配置。

[0432] 面部安装部110可以包括通向基部分或插管本体118的内部的一对相反的侧面进入通路118a、118b,每个侧面进入通路被适配为可释放地接纳气体歧管120的出口穿过其中。

[0433] 面部安装部100由柔软的柔性材料、比如硅树脂或本领域已知的其他插管材料形成。鼻叉111和112优选地是柔韧的并且可以由足够薄的硅树脂层形成以便实现这一特性。

[0434] 气体歧管120由相对较硬的材料、比如聚碳酸酯、高密度聚乙烯(HDPE)或本领域中已知的任何其他适合的塑料材料形成。面部安装部110提供用于患者的柔软对接部件,以将气体流舒适地递送穿过鼻叉111和112,同时气体歧管120将导管300流体地联接至面部安装部110的鼻叉111和112。

[0435] 鼻叉111和112在使用中弯曲延伸到患者鼻孔中并且提供平滑的流动路径供气体流过。叉111和112的内表面可以呈降低噪音的轮廓。叉111和112的基部可以包括弯曲表面以便提供更顺畅的气体流。这可以降低操作过程中的噪音水平。

[0436] 鼻叉111和112基本上是中空的并且形状基本上是管状的。

[0437] 鼻叉111和112的直径沿着它们的长度可以是一致的,或者替代性地可以被成形为适配鼻孔的轮廓。

[0438] 面部安装部110被成形为总体上遵循上唇区域周围的患者面部的轮廓。在面部的其中定位有插管的区域中,面部安装部110是模制的或预成型的以便能够符合用户面部的轮廓和/或是柔韧的以便适应、容纳和/或对应于用户面部的轮廓。

[0439] 鼻叉111和112的不对称可以减少两个鼻孔意外阻塞的机会。因此,鼻叉111和112中的至少一个的大小被确定为在叉111和112的外表面与患者皮肤之间维持足够的空隙,以避免鼻接口100与患者之间的气体路径。应理解的是,在本披露内容的背景下,鼻叉111和112是不对称的,如下文描述的。

[0440] 面部安装部110包括鼻叉111和112从其延伸的基部分或插管本体118、和两个侧臂,这两个侧臂包括从插管本体118的一侧侧向地延伸的翼部分113和114。翼部分113和114

与插管本体118一体地形成,但是可以替代性地是分开的零件。

[0441] 可以在每个翼部分113和114上设置粘性垫113a、114a(图4A)来促进插管100联接至患者身上、尤其是对于年龄较小的儿童(例如,5岁以下)。

[0442] 气体歧管120是大体管状形状,其一端具有大致环状的气体入口121,并且其相反端弯曲为长形卵形出口123(图9和图10)。入口121可以可移除地附接至导管300、比如经由螺纹接合,但是替代性地经由卡扣配合或本领域已知的任何其他类型的联接。替代性地,该入口与导管300固定联接或与之一体地形成。

[0443] 出口123的形状与插管本体118相对应、并且例如通过摩擦配合或卡扣配合接合装配到该插管本体中,使得需要用户或护理人员施加的显著力或至少针对性力来将歧管120与面部安装部110分开。

[0444] 在出口123与插管本体118接合时,在这两个零件118与120之间形成有效密封。如下文讨论的,如图3所示,气体歧管120可以包括围绕其面的固持凸缘120b,该固持凸缘可移除地接纳在插管本体118的互补弹性边沿118d中。固持凸缘120b与插管本体118的互补弹性边沿118d的接合有助于在气体歧管120与插管本体118之间形成密封。

[0445] 鼻叉111、112与延伸穿过插管本体118的上表面的对应孔对准,以在歧管出口123与鼻叉111和112联接时将它们流体地连接。

[0446] 头戴具可以用于将鼻接口100固持在患者的面部上。该头戴具包括头部束带200。头部束带200可以是单一连续的长度、并且被适配为在使用中沿着患者的面颊、在耳朵上方并且围绕后脑勺延伸、可以是可调整的、和/或可以围绕患者的头部的其他部分延伸。

[0447] 在所示的示例性构型中,头部束带200的主要端部分201和202被适配为可释放地连接至鼻接口100一侧上的相应构造101和102以在使用期间将鼻接口100固持在位。

[0448] 在一种构型中,在每个端部分201、202处设置夹具部件,该夹具部件能够被接纳并固持在对应的构造101、102内。该夹具部件可以联接至束带的相应主要端部分。此外,头部束带200的长度是可调的以便帮助定制束带到佩戴者头部上。束带200可以由柔软且可伸缩的/弹性材料(诸如对于佩戴者来说舒适的弹性的、纺织材料/织物)形成。替代性地,束带200可以是由基本上更硬质的、或挠性更小的材料(如硬塑料材料)形成的。

[0449] 头戴具可以进一步包括另外的束带或联接束带200以便在使用中延伸越过患者头顶的其他头戴具部件。头顶束带或头顶部件可以具有以下益处:在使用中将束带200向上拉动并且拉到患者耳朵上方以便提高适配性和舒适性。

[0450] 总体上,但还参考图1A至图1C,在可调束带200的一个示例性构型中,提供了呈一个或多个可插入/可移除束带段或束带延伸部220的形式的调整机构。

[0451] 具有固定长度的束带段220可以被可释放地连接到主束带210上以延长其长度。在此构型中,主束带210包括一对中间或次端部分203、204,这些中间或次端部分是彼此可释放地连接的,并且还是与束带段220的相应端部分221和222可释放地连接的。当次端部分203和204彼此连接时,主束带210对于佩戴者来说具有连续的起始长度/大小。为了使束带200的长度延长超过这个起始长度,主束带210可以在次端部分203/204处断开并且一个或多个另外的束带段220被连接在其间。

[0452] 多个具有变化的预定长度的束带段220可以被提供来提供多个替代的调整长度。例如,可以提供长度在约1cm至约10cm范围内、或在约2cm至约6cm范围内的一个或多个束带

段220。这些束带段220具有例如约2cm、约4cm或约6cm的长度。应了解的是,这些示例并不旨在是限制性的并且每个束带段的长度可以具有任何大小,因为这取决于用户和/或应用。

[0453] 此外,每个束带段220的每一端221、222可以可连接到另一个束带段220的对应端221、222和/或主束带210的对应次端部分203、204上的,由此使得用户能够将具有相同或变化长度的一个或多个束带段220组合起来,以便如所期望的定制延伸部的总体长度。

[0454] 这些另外的束带段可以由柔软且可伸缩的/弹性材料(如对于佩戴者来说舒适的弹性的、纺织材料/织物)形成。例如,特别是为了舒适性,可以在用户的耳朵上方使用管状针织类型的头部束带或头部束带210的多个段。

[0455] 应了解的是,特别的舒适性可以由头部束带来实现,该头部束带能够提供鼻接口100在用户面部上的相对稳定位置的适合定位,同时还提供围绕用户头部的相对松动的配合或低张力配合。

[0456] 替代性地,这些另外的束带段可以是由基本上硬质的材料(如硬塑料材料)形成的。

[0457] 在主束带210的次端部分203、204和束带段220的相应端部分203、204中的每一个处设置了束带连接件230。

[0458] 每个连接件230的一端均设有联接至束带材料的束带连接机构,并且其相反端设有可释放地联接类似连接件230的相应端的联接机构。

[0459] 在替代方案中,连接件230可以是适用于调整头部束带段210的长度或张力的各种不同形式的可调带扣,这些头部束带段将患者接口围绕用户的头部固持在适当位置。

[0460] 还应了解,连接件230可以被定位成偏离用户后脑勺的中点,或可以偏离到用户头部的一侧。这可能是有利的,以避免碰撞到用户头部的一部分上,否则这在某些位置中(如睡觉)可能使得用户感到不适。

[0461] 在又另外的构型中,这些束带段可以具有不同的长度,以便不对称地被提供或帮助在偏离的连接件230位置下具有操作性。此外,两个束带段210也可能是这样的,那些束带之一的长度可以是可调的,而另一个则不可调。例如,一个束带段210可以具有永久长度或被永久地连接到连接件230上。

[0462] 在示例性构型中,束带连接机构可以包括定位在连接件本体内的、用于与束带的相对一端建立摩擦配合接合的一系列内齿。本体的铰接夹钳被提供并且在齿上闭合,以便使束带的一端牢固地保持在齿上。另一端上的可释放的联接机构包括一对凸式构件和凹式构件(如对应地凸起和孔),这些凸式构件和凹式构件被适配成连接到类似连接件230的相应凸式构件和凹式构件上。凸起上的支托可以联接凹式构件中的凹陷以便在这些构件之间提供卡扣配合接合。应了解,在替代性构型中,任何其他合适的连接件配置都可以用于将束带的次端部分可释放地彼此连接,以及可释放地连接到另外的束带段的端部分上。

[0463] 插管连接件240被设置在主束带210的主要端部分201和202处。这些连接件240具有到次端部分203和204的束带连接件器230的类似的束带连接机构,但在连接件240的与束带端相对的这端处包括夹具构件,如推入配合夹具241。夹具241被配置成可释放地联接鼻接口100的一侧上的相应构造101、102。夹具构件241可以是可弯折部,比如塑料部,其相对于束带形成了铰接部分。夹具241可以被预成形为沿其长度具有弯曲形状,比如具有在0度(平坦)与20度之间的角度的弯曲形状。在一些构型中,夹具241可以被预成形为具有弯折

部。夹具241包括相对于彼此成角度的至少两个部分。该至少两个部分可以以大于0度至20度之间的角度定位。即,这两个部分可以相对于彼此为约180度、或者可以与180度相差最多20度。这种弯曲或角度允许夹具241适配患者面部在夹具241区域中的轮廓。

[0464] 鼻接口可以包括套筒270。每个套筒270可以被预成形为沿其长度具有弯曲形状,比如具有在0度(平坦)与20度之间的角度的弯曲形状。该弯曲允许套筒在使用中适配患者面部或面颊在套筒区域中的轮廓。替代性地,套筒270可以在与头部束带200的主要端部分201、202或连接件240相接合时采取弯曲套筒的形状。

[0465] 套筒270提供具有相对较高摩擦表面材料的表面区域,用于与用户面部或面部皮肤摩擦地相接合。这个表面区域将被定位成用于与用户的面部面颊皮肤进行摩擦性接合。该表面区域被至少局部化至束带或束带的将要被定位在用户面颊上的段上。提供有相对较高摩擦表面材料的表面区域可以具有在患者皮肤上是平滑且舒适的材料。因此,套筒270或至少表面区域271由与连接件240相比相对更软的材料形成。

[0466] 在一种构型中,表面区域271或套筒270由柔软的热塑性弹性体(TPE)形成,但可以替代性地由另一种塑料材料(如硅树脂)、或任何其他生物相容性材料形成。

[0467] 表面区域271可以是与更远离患者接口的表面积相比更邻近患者接口具有更宽表面积的表面。在一种构型中,套筒270从相对较宽的表面积273到相对较小的表面积274在延伸远离连接件240与鼻接口100之间的连接点的方向上逐渐变小。套筒的一端273的宽度可以与面部安装部110的相应翼部分113、114的渐缩远端的宽度相同或类似。这在鼻接口100与头戴具之间提供了平滑过渡,以改善审美性并且实现视觉上吸引人的效果。

[0468] 套筒270可以被着色以提供对鼻接口100的识别。如本文描述的,鼻接口可以以不同的大小、比如小号、中号、和大号来提供。具有这些大小中的每一种大小的套筒270可以包括不同的颜色以表示不同的大小。替代性地或另外,这些套筒可以以特定的方式着色以表示鼻接口具有不对称的鼻递送元件而不是对称的。

[0469] 用于除了鼻插管之外的其他形式的接口的头戴具还可以在接口的头戴具束带的任一侧端处或附近包括如所描述或类似的多个面颊支撑物270,这些面颊支撑物连接至鼻接口,用于与用户的面部摩擦接合以便使罩在面部上的面颊处稳定。此类头戴具同样可以包括单一头部束带,该头部束带被适配为在使用中沿着患者的面颊在耳朵上方并且围绕后脑勺延伸,其中端部包括呈任何合适形式的夹具,这些夹具在任一侧联接至鼻接口(或永久地附接至鼻接口)。

[0470] 参考图1A至图1C,在所示的构型中,患者接口1包括管固持夹具280。管固持夹具280可以从患者接口1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,管固持夹具280将抵抗由于不对称流量穿过第一叉111和第二叉112而施加至患者导管300或其他气体供应管300的弯折移动、和/或患者头部的移动,由此增强患者舒适性。

[0471] 在所示的构型中,管固持夹具280包括管状本体281,用于将患者导管300或其他气体供应管的一部分接纳并容纳在其中。

[0472] 在所示的构型中,管固持夹具280从患者接口的头戴具支撑患者导管300或其他气体供应管。在替代性构型中,管固持夹具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,管固持夹具280可以从插管本体118、或面部安装部110

的另一部分支撑患者导管300或其他气体供应管。在一些构型中,管固持夹具280可以从鼻接口100的翼部分114、115之一或任一来支撑患者接口。

[0473] 钩282从本体281凸出以联接束带或头戴具的其他部件。以此方式,导管300可以在使用中被联接或系接到头部束带210或头戴具。如果导管300被拉动,那么力将被施加到头部束带210而不是直接施加到插管100上。力的这种重新定位将会减小鼻接口100的叉111和112伸出患者鼻孔外的可能性。

[0474] 在钩282的自由端处或附近设置凸起或凸块。该凸起朝向本体281向内延伸。该凸起或凸块缩小钩入口处的空隙,这有助于在钩接合时将夹具固持在束带上,即,束带不会滑出钩子通道。这还提供了以下优点:钩在以自上而下的方向钩住时被固持在束带上,该凸起或凸块将钩抵抗重力固持在束带上。

[0475] 可以在头戴具上获得用于连接管固持夹具280的一个或多个系接点,其中优选的是在头戴具的任一侧上有至少两个对称系接点,以提高可用性。

[0476] 还应了解的是,管固持夹具280可以是从患者导管300或其他气体供应管上可移除的、或者可以是其上的永久装配件。

[0477] 管固持夹具280可以具有任何适合的形式。在替代性构型中,管固持夹具280可以包括带或环、或由其构成。该环可以包括织物、弹性体、或纺织带或环。

[0478] 固持夹具280可以被连接或固持到患者接口1的一部分上,例如提供相对更刚性区域的接口部分(如以促进对患者导管300的支撑)。固持夹具还可以被定位或附连在患者导管300上的特殊位置处,例如,可以设置将固持夹具固持在位的预定位置。

[0479] 患者接口1可以具有在PCT公开号WO 2014/182179或美国专利号10,406,311中描述的任一个或多个特征和功能。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0480] 作为头戴具的替代方案,患者接口可以包括在PCT公开号WO 2012/053910或美国专利号10,238,828中描述的类型的固定系统。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0481] 参考图1C和图2至图3,在一些构型中,本披露内容的鼻接口100包括彼此不对称的第一叉111和第二叉112、以及具有气体入口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。该鼻接口被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉111被递送出该鼻接口。

[0482] 气体入口121可以在气体歧管120的一侧处。在替代性构型中,气体入口121可以在气体歧管120上的不同位置处。例如,气体入口121可以在气体歧管120的中心处或附近或者在气体歧管120的一侧处或附近进入气体歧管120的前部。

[0483] 这可以基于患者的呼吸循环和鼻内部几何形状而改变。本文的附图和比例是在鼻接口未被配戴时并且在受到患者呼吸和/或鼻几何形状的任何影响之前。

[0484] 通过举例,如果呼吸疗法设备的鼓风机正在产生100升/分钟(lpm)的流量并且该流量被递送到气体入口121中,则至少约60lpm穿过第一叉111并且穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0485] 总气体流量的其余部分被递送穿过第二叉112。在上述示例中,约40lpm或更少穿过第二叉112并且穿过第二叉112被递送出鼻接口100。替代性地,总气体流量的其余部分中的一些可以排出到大气中而不是被递送穿过第一叉111或第二叉112。

[0486] 第一叉111和第二叉可以被认为是不对称的鼻递送元件。

[0487] 第一叉111和第二叉112彼此不对称、和/或彼此不是对称的、和/或彼此在形状和构型方面不同、和/或在彼此进行比较时是不对称的。

[0488] 鼻接口100被配置为在患者的鼻孔处、其内、和/或之外实现不对称的气体流。

[0489] 在一些构型中,鼻接口100包括具有第一叉111和第二叉112的插管本体118。

[0490] 在一些构型中,气体歧管120与插管本体118成一体、或者与插管本体118分开并可与之联接。

[0491] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112被配置为以未密封(非密封)的方式与鼻道接合。在一些构型中,至少第二叉112被配置为以非密封的方式与鼻道接合。

[0492] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112允许呼出的气体逸出到第一叉和第二叉周围。

[0493] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0494] 第一叉111具有由其端头或终止端111b处的开口限定的第一叉出口111a,以从第一叉111递送气体。被递送穿过第一叉111的气体经由第一叉出口111a离开第一叉。

[0495] 第二叉112具有由其端头或终止端112b处的开口限定的第二叉出口112a,以从第二叉112递送气体。被递送穿过第二叉112的气体经由第二叉出口112a离开第二叉。

[0496] 参考图3和图4A,在鼻接口100的一些构型中,第一叉111在横向于穿过第一叉111的气体流的方向GFD1上的内直径ID1和/或内截面积A1大于第二叉112在横向于穿过第二叉112的气体流的方向GFD2上的内直径ID2和/或内截面积A2。

[0497] ID1、ID2、A1和A2可以在沿着第一叉111和第二叉112的基本上同一位置处测量(例如,从每个叉的基部或从每个叉的出口沿着叉长度的同一距离)。这对弯曲和/或成角度的叉可以是有用参考。在一些实施例中,ID1、ID2、A1和A2可以沿着同一平面测量。这对笔直的叉可以是有用参考。

[0498] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉111、112的气体流或与之正交。替代性地,该横向于气体流的方向可以相对于穿过相应叉111、112的气体流成锐角或钝角。

[0499] 鼻接口100被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。

[0500] 内直径ID1、ID2和/或内截面积A1、A2可以沿着叉111、112的长度基本上恒定。替代性地,内直径ID1、ID2和/或内截面积A1、A2可以沿着叉111、112的长度的至少一部分变化。例如,叉111、112可以从其在插管本体118附近的基部处比在其端头或终止端111b、112b处的更宽尺寸渐缩。相关的内直径ID1、ID2和内截面积A1、A2可以是叉的出口111a、112a处的、和/或是叉111、112的邻近于出口111a、112a的远侧部分处的。

[0501] 每个叉111、112基部处的内表面可以是倒圆或倒角的,以随着气体在歧管内改变流动方向而降低气体的压力并减少速度下降。这可以有助于降低噪音并且改善疗法的递送。

[0502] 鼻接口100可以被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。鼻接口可以被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。鼻接

口可以被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约65％至约80％穿过第一叉111被递送出鼻接口100。鼻接口可以被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70％至约80％穿过第一叉111被递送出鼻接口100。鼻接口可以被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70％至约75％穿过第一叉111被递送出鼻接口100。鼻接口可以被配置为使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70％穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0503] 已经发现,叉111、112之间的流量比率为至少约60:40足以能开始看到下文描述的不对称流量的益处。约70:30至约75:25之间的比率被认为是最佳的。

[0504] 被递送穿过每个叉111、112的总体积流量的比例可以通过在鼻接口未施加至患者鼻孔时将具有已知体积流量的气体递送至鼻接口100的气体入口121来确定。离开每个出口111a、112a的体积流量可以通过适合的流量计或传感器来测量,以确定流到气体入口121中的气体流的总体积流量中从每个叉111、112的出口111a、112a离开的比例。

[0505] 第一叉111的内直径ID1可以在约4mm至约10mm之间、可选地在约5mm至约9mm之间、可选地在约6mm至约8mm之间、可选地为约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、或是这些直径中的任两个之间的任一直径。

[0506] 第二叉112的内直径ID2可以在约2mm至约8mm之间、可选地在约3mm至约7mm之间、可选地在约4mm至约6mm之间、可选地为约2mm、约3mm、约4mm、约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、或是这些直径中的任两个之间的任一直径。

[0507] 在一些构型中,第一叉111和/或第二叉112的壁厚度在约0.1mm至约0.5mm之间。因此,可以对内直径值添加2x壁厚度以得到相关联的外直径值。

[0508] 鼻接口100可以被配置为使得总气体流量的约75％至约80％被递送穿过第一叉111。

[0509] 鼻接口100可以被配置为使得总气体流量的约75％被递送穿过第一叉111。

[0510] 鼻接口100可以被配置为使得总气体流量的约80％被递送穿过第一叉111。

[0511] 第一叉111的内截面积A1可以在约15mm^2至约80mm^2之间、可选地在约20mm^2至约75mm^2之间、可选地在约25mm^2至约70mm^2之间、可选地在约30mm^2至约65mm^2之间、可选地在约35mm^2至约60mm^2之间、可选地在约40mm^2至约55mm^2之间、可选地在约45mm^2至约50mm^2之间、可选地为约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约22mm^2、约23mm^2、约24mm^2、约25mm^2、约26mm^2、约27mm^2、约28mm^2、约29mm^2、约30mm^2、约31mm^2、约32mm^2、约33mm^2、约34mm^2、约35mm^2、约36mm^2、约37mm^2、约38mm^2、约39mm^2、约40mm^2、约41mm^2、约42mm^2、约43mm^2、约44mm^2、约45mm^2、约46mm^2、约47mm^2、约48mm^2、约49mm^2、约50mm^2、约51mm^2、约52mm^2、约53mm^2、约54mm^2、约55mm^2、约56mm^2、约57mm^2、约58mm^2、约59mm^2、约60mm^2、约61mm^2、约62mm^2、约63mm^2、约64mm^2、约65mm^2、约66mm^2、约67mm^2、约68mm^2、约69mm^2、约70mm^2、约71mm^2、约72mm^2、约73mm^2、约74mm^2、约75mm^2、约76mm^2、约77mm^2、约78mm^2、约79mm^2、约80mm^2、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0512] 第二叉112的内截面积A2可以在约5mm^2至约50mm^2之间、可选地在约10mm^2至约45mm^2之间、可选地在约15mm^2至约40mm^2之间、可选地在约20mm^2至约35mm^2之间、可选地在约25mm^2至约30mm^2之间、可选地为约5mm^2、约6mm^2、约7mm^2、约8mm^2、约9mm^2、约10mm^2、约11mm^2、约12mm^2、约13mm^2、约14mm^2、约15mm^2、约16mm^2、约17mm^2、约18mm^2、约19mm^2、约20mm^2、约21mm^2、约

22mm²、约23mm²、约24mm²、约25mm²、约26mm²、约27mm²、约28mm²、约29mm²、约30mm²、约31mm²、约32mm²、约33mm²、约34mm²、约35mm²、约36mm²、约37mm²、约38mm²、约39mm²、约40mm²、约41mm²、约42mm²、约43mm²、约44mm²、约45mm²、约46mm²、约47mm²、约48mm²、约49mm²、约50mm²、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0513] 内直径ID1、ID2和/或内截面积A1、A2之间具有特定差异可以有助于期望的不对称水平。

[0514] 第一叉111与第二叉112的组合内截面积(A1+A2)可以在约20mm²至约130mm²之间、可选地在约30mm²至约120mm²之间、可选地在约40mm²至约110mm²之间、可选地在约50mm²至约100mm²之间、可选地在约60mm²至约90mm²之间、可选地在约70mm²至约80mm²之间、可选地为约20mm²、约25mm²、约30mm²、约35mm²、约40mm²、约45mm²、约50mm²、约55mm²、约60mm²、约65mm²、约70mm²、约75mm²、约80mm²、约85mm²、约90mm²、约95mm²、约100mm²、约105mm²、约110mm²、约115mm²、约120mm²、约125mm²、约130mm²、或是这些截面积中的任两个之间的任一截面积。

[0515] 第一叉111的内截面积A1与第二叉112的内截面积A2的比率可以在约60:40至约80:20之间、可选地在约65:35至约80:20之间、可选地在约70:30至约80:20之间、可选地在约70:30至约75:25之间、可选地为约70:30、约71:29、约72:28、约73:27、约74:26、或约75:25、可选地在约75:25至80:20之间、可选地为约75:25、约76:24、约77:23、约78:22、约79:21、或约80:20。

[0516] 参考图1C、图2和图3,在一些构型中,本披露内容的鼻接口100包括彼此不对称的第一叉111和第二叉112、以及具有气体入口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被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。鼻接口100被配置成使得当流到气体入口121中的气体流的总体积流量在约5升/分钟(lpm)至约70lpm之间时,流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。在一些构型中,流到气体入口121中的气体流的总体积流量为至少约5lpm。在一些构型中,流到气体入口121中的气体流的总体积流量为大于约5lpm。在一些构型中,流到气体入口121中的气体流的总体积流量在约5lpm至约120lpm之间。在一些构型中,流到气体入口121中的气体流的总体积流量在约5lpm至约70lpm之间。

[0517] 鼻接口100可以被配置成使得当流到气体入口121中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0518] 鼻接口100可以被配置成使得当流到气体入口121中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0519] 鼻接口100可以被配置成使得当流到气体入口121中的气体流的总流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0520] 鼻接口100可以被配置成使得当流到气体入口121中的气体流的总体积流量在约5lpm至约70lpm之间时,流到气体入口121中的气体流的总流量的约75%穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0521] 鼻接口可以被配置成使得来自第一叉111和第二叉112的流量的不对称量随流到

气体入口121中的气体流的总流量而变。流到气体入口121中的气体流的较高总体积流量通常可以实现该气体流的总体积流量的较大部分穿过第一叉111被递送出鼻接口100,并且,流到气体入口121中的气体流的较低总流量实现该气体流的总体积流量的较小部分穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0522] 表1示出了示例性鼻插管的台式测试的体积流量。

[0523]

流到气体入口 121 中的总体积流量（lpm）	从第一叉 111 流出的流量（lpm）	从第二叉 112 流出的流量（lpm）	第二叉:第一叉的流量比（lpm）
9.6	7.1	2.5	2.84
19	13.6	5.4	2.52
29.1	21	8.1	2.59
38.6	28.1	10.5	2.68
47.7	35	12.7	2.76
57.8	44.2	13.6	3.25
64.2	48.6	15.6	3.12

[0524] 表1

[0525] 测试与建模指示,通过在本披露内容的鼻接口100中使用不对称叉111、112,可以实现死腔(即,吸气开始时需要再呼吸的空气量)的减小。这在较高的流量、较高的呼吸频率、和较高的不对称程度下最为显著。应理解的是,在患者的上气道内,一定比例的气体以单向方式移动,从一个鼻孔流入并从另一个鼻孔流出,从而减小上气道死腔。增大呼气压力具有减慢呼吸频率的效果。减慢呼吸频率还使得呼气阶段与吸气阶段相比更长。减小的呼吸频率增加了呼气结束时冲洗上气道的时间。

[0526] 已经发现死腔清理随着不对称程度的增加而提高。例如,在总体积流量为30lpm和呼吸频率为每分钟呼吸45次的情况下,具有对称叉的鼻接口产生约87ml的解剖死腔,本披露内容的、第一叉111:第二叉112的内截面积的比率为60:40的鼻接口100产生约80ml的解剖死腔,并且本披露内容的、第一叉111:第二叉112的截面积的比率为70:30的鼻接口100产生约78ml的解剖死腔。相应的值在50lpm时改变为约66ml、约62ml、和约36ml、以及在70lpm时改变为约49ml、41ml、和21ml。

[0527] 图6的(a)至图6的(e)示出了死腔清理对上气道体积、呼吸频率、和流量的依赖性。图6的(a)至图6的(c)示出了较大上气道的结果,并且图6的(d)和图6的(e)示出了较小上气道的结果。这些结果是针对来自斐雪派克医疗保健有限公司的Optiflow™+OPT944(中号)插管、来自斐雪派克医疗保健有限公司的Optiflow™+946(大号)插管、根据本披露内容的中号鼻接口100'、和根据本披露内容的大号鼻接口100"的。

[0528] 图7示出了鼻孔阻塞程度的影响。对于给定的气体流量,增加鼻孔的阻塞会增大递送至患者的压力。对于本披露内容的不对称鼻接口,小号第二叉112的减小的截面积有助于防止两个鼻孔同时阻塞。显著较小的鼻接口由于在患者鼻子中的喷射和高速度气体而可能是不舒服且嘈杂的。显著较小的鼻接口的压降或流动阻力可能限制流量发生器能够提供的流量范围。显著较大的鼻接口可能不太可能舒适地与患者适配,因为叉可能接触隔膜或鼻翼。对于根据本披露内容的较大叉,低气体速度可以实现更安静的气体递送。

[0529] 参考图4A至图4C,鼻接口100可以以例如小号鼻接口100(图4A)、中号鼻接口100'(图4B)、和大号鼻接口100"(图4C)等多种大小来提供。翼部113、113'、113"、114、114'、114"在每种尺寸的鼻接口中通常具有相同的间距和尺寸,以使所有的鼻接口能够与同一头戴具一起使用。在小号鼻接口100、中号鼻接口100'、和大号鼻接口100"中的每一个中,鼻叉的大小和间距可以不同。

[0530] 鼻接口100'、100"可以具有本文针对鼻接口100描述和示出的任一个或多个特征和/或功能。相同的附图标记指示相同的部分,其中中号鼻接口100'添加了撇号('),而大号鼻接口100"添加了双撇号(")。应了解的是,本文对鼻接口100的任何提及可以代替地是对鼻接口100'或鼻接口100"的提及。

[0531] 鼻接口100'、100"可以用于本文针对鼻接口100描述的任何组合、系统、或应用中。

[0532] 下表2中概述了示例性尺寸。如表2概述的,每种大小的鼻接口100、100'、100"可以具有可获得的若干不同尺寸的第一叉111、111'、111"和/或第二叉112、112'、112"。

[0533] 表2示出了根据本披露内容的小号、中号、和大号鼻接口的示例性尺寸和比率。应了解的是,这些仅是示例性尺寸并且可以变化。

[0534]

插管大小	第一叉111内直径ID1(mm)	第一叉111内周长(mm)	第一叉111内截面积A1(mm^2)	第二叉112内直径(mm)	第二叉112内周长(mm)	第二叉112内截面积A2(mm^2)	内截面积的比率A1/A2	组合内截面积A1+A2(mm^2)
小号	5.58	17.54	24.48	4.56	14.32	16.32	60/40	40.80
	5.58	17.54	24.48	3.65	11.48	10.49	70/30	34.97
	5.58	17.54	24.48	3.22	10.13	8.16	75/25	32.64
	5.58	17.54	24.48	2.79	8.77	6.12	80/20	30.60
中号	7.50	23.56	44.16	6.12	19.23	29.44	60/40	73.60
	7.50	23.56	44.16	4.91	15.42	18.93	70/30	63.09
	7.50	23.56	44.16	4.33	13.59	14.70	75/25	58.86
	7.50	23.56	44.16	3.75	11.78	11.04	80/20	55.20
大号	9.43	29.64	69.90	7.70	24.20	46.60	60/40	116.50

[0535]

	9.43	29.64	69.90	6.18	19.40	29.96	70/30	99.86
	9.43	29.64	69.90	5.42	17.03	23.08	75/25	92.98
	9.43	29.64	69.90	4.72	14.82	17.48	80/20	87.38

[0536] 表2

[0537] 参考图4A至图4C,关于竖直尺寸,对于每种尺寸的鼻接口100、100’、100”,第一叉的流动中心C1和第二叉的流动中心C2在高于气体歧管120和插管本体118、118’、118”的中心轴线CA的同一高度处。这在图4A、图4B、图4C中用上部虚线与下部虚线之间的恒定距离指示。这被认为在以下方面提供了益处:容易地清除第二叉112周围的呼出气体、使来自两个出口111a、112a的吸气流中心处于同一高度、以及增强舒适性和可用性。

[0538] 在替代性构型中,第一叉111、111’、111”的出口111a、111a’、111a”的下边缘可以与第二叉112、112’、112”的出口112a、112a’、112a”的下边缘对准,或者第一叉111、111’、111”的出口111a、111a’、111a”的上边缘可以与第二叉112、112’、112”的出口112a、112a’、112a”的上边缘对准。

[0539] 图8示出了小号鼻接口100、中号鼻接口100’、和大号鼻接口100”的示例性隔膜间距和叉高度。

[0540] 至少大的第一叉111、111’、111”、可选地还以及小的第二叉112、112’、112”是由柔软材料制成的、并且具有薄壁以允许其变形并适应不同的鼻子几何形状。可以优化隔膜间距。这是因为隔膜比鼻子外皮(鼻翼)更靠近基部来接触这些叉。这种接触离基部的距离越远,鼻接口表现的越柔性。在鼻前庭内,隔膜壁对来自鼻接口的压力比顺应性的鼻翼更敏感且耐受性更弱。因此,隔膜间距D1可以被选择成将这些叉与隔膜之间的接触最小化。

[0541] 第一叉111、111’、111”和第二叉112、112’、112”的邻近于第一叉111、111’、111”和第二叉112、112’、112”的基部的相邻外表面之间的空隙或隔膜间距D1可以在约5mm至约15mm之间、可选地在约6mm至约14mm之间、可选地在约7mm至约13mm之间、可选地在约8mm至约12mm之间、可选地在约9mm至约11mm之间、可选地为约5mm、约6mm、约7mm、约8mm、约9mm、约10mm、约11mm、约12mm、约13mm、约14mm、约15mm、或是这些值中的任两个之间的任一值。

[0542] 表3列出了示例性尺寸。应了解的是,可以使用其他尺寸。

[0543]

鼻接口	隔膜间距 D1（mm）	第一叉 111 高度 D2（mm）	第一叉 111 与第二叉 112 之间的高度差 D3（mm）	第二叉高度 D2-D3（mm）
小号 100	10 +/- 1.0	12.2 +/- 1.5	1.2	11 +/- 1.5
中号 100’	9.9 +/- 1.0	14.6 +/- 1.5	1.4	13.2 +/- 1.5
大号 100”	9.8 +/- 1.0	17.7 +/- 1.5	1.86	15.84 +/- 1.5

[0544] 表3

[0545] 在一些构型中,鼻接口100、100’、100”包括具有第一叉111、111’、111”和第二叉112、112’、112”的插管本体118、118’、118”。插管本体的在第一叉与第二叉之间的外表面包括凹部118e(如图3中的虚线示意性示出的),以容纳患者鼻子的一部分并且减小对所容纳部分的底侧的压力。

[0546] 在所示的构型中,凹部118e在插管本体118、118’、118”的、在叉111与112的基部之间的上表面中包括中空外部分和/或凹入外部轮廓,以减轻隔膜/鼻小柱处的压力,从而提高患者舒适性并减小对鼻小柱和人中的压力损伤。

[0547] 中空应是尽可能多的,而不显著地减损递送至患者的流量。该凹部分可以与气体歧管120、120’的出口123、123’的外围123a、123a’(例如图9和图10所示)互补,以维持插管本体118、118’、118”与气体歧管120、120’之间的有效密封。该凹部分可以被接纳在气体歧管的出口123中。

[0548] 插管本体118的外表面中的凹部118e与使用不对称叉111、112进行给定量冲洗所需的较低流量的组合一起增强了患者舒适性。

[0549] 参考图1C、图2至图3、和图4A至图4C,在一些构型中,本披露内容的鼻接口100包括彼此不对称的第一叉111和第二叉112、以及具有气体入口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。第一叉111在横向于穿过第一叉111的气体流的方向GFD1上的内截面积A1大于第二叉112在横向于穿过第二叉112的气体流的方向GFD2上的内截面积A2。第二叉112在横向于穿过第二叉的气体流的方向GFD2上具有明显卵形或椭圆形截面形状,该明显卵形或明显椭圆形截面形状具有最宽尺寸与最窄尺寸的第一比率,并且第一叉111在横向于穿过第一叉111的气体流的方向GFD1上具有不明显卵形或不明显椭圆形截面形状。第一叉的不明显卵形或不明显椭圆形截面形状可以具有小于第一比率的最宽尺寸与最窄尺寸的第二比率、或者具有大致圆形截面形状。

[0550] 在替代性构型中,这两个叉111、112在横向于穿过相应叉的气体流的方向上可以具有基本上相同的截面形状。例如,这两个叉111、112可以都具有大致圆形截面形状、或者可以都具有不同的形状。

[0551] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。替代性地,该横向于气体流的方向可以相对于穿过相应叉111、112的气体流成锐角或钝角。

[0552] 内截面积A1、A2和/或和/或内截面形状可以沿着叉111、112的长度基本上恒定。替代性地,内截面积A1、A2和/或内截面形状可以沿着叉111、112的长度的至少一部分变化。第一叉和第二叉的内截面积和/或内截面形状可以是第一叉111和第二叉112的出口111a、112a处的、和/或是第一叉111和第二叉112的邻近于出口111a、112a的远侧部分处的。

[0553] 第一叉111比第二叉112更柔性。这可能是由于第一叉111与第二叉相比具有相对于第一叉的总厚度而言减小的壁厚度。

[0554] 较大的第一叉111可以在具有不明显卵形、不明显椭圆形、或更加圆形截面形状时更舒适,因此它可以最容易地符合患者鼻腔的形状。

[0555] 较小的第二叉112不太柔性。通过具有明显卵形或明显椭圆形截面形状,第二叉112可以匹配患者在休息时鼻腔的形状。

[0556] 在一些示例性构型中,第一比率大于1.0。在一些构型中,第一比率为至少约1.05、可选地至少约1.1、可选地至少约1.2、可选地至少约1.3、可选地至少约1.4、可选地至少约1.5、可选地至少约1.6、可选地至少约1.7、可选地至少约1.8、可选地至少约1.9、可选地至少约2.0、可选地大于约2。

[0557] 在一些示例性构型中,第二比率为大致1。

[0558] 参考图13和图14,第一叉111邻近于第一开口111a具有第一终止端111b。第二叉112邻近于第二开口112a具有第二终止端112b。

[0559] 参考图14的(a),第一终止端111b包括大致扇形的表面。在图14的(a)和图14的(c)中用点划线A表示了扇形表面。

[0560] 在所示的构型中,扇形表面的下部分在从第一叉111的外部沿朝向开口111a的方向观看时为凹形。扇形表面的上部分在从第一叉的外部沿朝向开口111a的方向观看时可以为凸形。凹形下部分和凸形上部分的组合一起提供了整体曲折形状。

[0561] 参考图14的(b)和图14的(c),第二终止端112b具有不明显的扇形表面。在图14的(b)和图14的(c)中用点划线B表示了该面。虽然第二终止端的面在从第二叉112的外部沿朝向开口112a的方向观看时为凹形,但是凹入或扇形的程度小于第一叉111。在一些构型中,第二叉的面可以是基本上平面的。

[0562] 第一鼻叉111的扇形表面可以提供许多优点。与具有平面的面相比,第一鼻叉111可以更容易地变形或畸变,因为其具有较低的结构刚度。这使得较大的叉在患者的鼻道中更舒适。由于较小的第二鼻叉112在患者鼻腔内具有更多间隙,因此鼻叉112不需要变形。由于扇形表面,气体不会作为射流穿过小孔从鼻叉离开。扇形在叉的出口处提供更大面积的出口开口,使得气体的速度或空气速度在气体离开鼻叉的点处降低。即,出口孔的尺寸(由切口区段的边缘或周长限定)大于鼻叉的入口孔的尺寸或截面积,入口孔的尺寸或截面积由鼻叉的连接到面部安装部分110的基部限定。气体的空气速度随着面积的增加而降低。即,叉被成形为使得气体离开所述鼻叉的速度与进入鼻叉的气体入口点处或附近的气体速度相比减小。这允许在不引起不适的情况下将成比例地更大量的气体递送到患者(与不包括扇形表面的鼻叉相比)。通过扇形表面,空气喷射效应降低。基于能量或质量守恒的连续性方程减少了气流的喷射,该方程指出增加截面积等同于气流速度的降低。递送到用户的鼻道中的气体射流可能刺激或潜在地损坏鼻道内的组织。鼻叉递送的气体流的速度的降低减少了对用户鼻孔内的刺激,因此减少了喷射效应。从连续性方程也可以看出,气体流过的孔越大,扩散量越大。气体流相对于患者的鼻道沿大体向后的方向(相对于患者的头部)被引导。这些效果对较大的第一鼻叉111比对较小的第二鼻叉112(在使用中在鼻孔中具有更多间隙)可能更有益。

[0563] 在一些构型中,鼻接口100可以被配置成使得离开第一叉111和第二叉112的气体速度基本上相似。具有基本上相似的离开速度的益处是患者舒适性和低噪音水平。患者舒适性可能是由于减少或避免气体流喷射到鼻孔的敏感内部。在一些构型或应用中,本文披露的鼻接口100在相同的流量下可以具有比对称鼻接口更低的平均离开速度,但是由于呼吸做功的减少而可以被认为是更舒适的。呼吸做功的减少可能由于在相同的流量下鼻接口100相对于对称鼻接口具有更大死腔清理。

[0564] 例如,参考图3、图4A、图12(a)、和图12(b),在一些构型中,本披露内容的鼻接口100包括:气体入口121、彼此不对称的第一叉111和第二叉112、以及从气体入口121到第一叉111和第二叉112的气体流动路径122,并且其中,第一叉111具有第一叉出口111a并且第二叉112具有第二叉出口112a。第一叉111在横向于穿过第一叉111的气体流的方向GFD1上的内截面积A1大于第二叉112的对应内截面积A2。对于在使用中气体入口121处的给定气体流量,不同的气体流量被提供穿过第一叉111和第二叉112,并且气体离开第一叉出口111a

和第二叉出口112a的速度基本上相似。

[0565] 本节中提及的速度可以是气体离开相应的第一叉出口111a和第二叉出口112a的平均速度,而不是速度曲线或峰值速度。在一些构型中,这些速度可以是峰值速度。

[0566] 在一些构型中,该鼻接口是非密封鼻接口。

[0567] 虽然不同的气体流量被提供穿过第一叉111和第二叉112,但是较大的第一叉111具有较大的流量,并且较小的第二叉112具有较小的流量,使得从每个叉离开的速度基本上相似。

[0568] 在一些构型中,气体离开第一叉出口111a的速度为气体离开第二叉出口112a的速度的约20%内。

[0569] 在一些构型中,气体离开第一叉出口111a的速度为气体离开第二叉出口112a的速度的约16%内。

[0570] 在一些构型中,在高于约42lpm的流量下,气体离开气体出口111a的速度为气体离开第二叉出口112a的速度的约10%内。

[0571] 发明人已经发现流到气体入口121中的气体流的总体积流量与气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a的速度之间的基本上线性趋势。即,对于流到气体入口中的气体流的总体积流量的给定增加,从这两个出口111a、112a流出的平均气体流也对应增加。

[0572] 在一些构型中,对于流到气体入口121中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于0m/s且小于约32m/s。

[0573] 在一些构型中,对于流到气体入口121中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于0m/s且小于32m/s。

[0574] 在一些构型中,对于流到气体入口中的大于9lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于约2m/s且小于约32m/s、可选地大于约2m/s且小于32m/s、可选地大于约2m/s且高达约25m/s、并且可选地大于约2.5m/s且高达约20m/s。

[0575] 离开速度值和关系与第一叉111更远离气体入口121和第二叉更靠近气体入口121有关。如果构型颠倒,取决于气体歧管120的平衡程度,在第一叉111更靠近气体入口121并且第二叉112更远离气体入口121的情况下,速度可能具有小的变化(例如小于约20%)。第一叉111可以在更远离气体入口121时比其更靠近气体入口121时具有更高的流量和更高的平均离开速度。第二叉112可以在更远离气体入口121时比其更靠近气体入口121时具有更高的流量和更高的平均离开速度。

[0576] 上文描述的速度是针对中号鼻接口100'。小号鼻接口100或大号鼻接口100"的速度可以随着叉的内截面积变化而从那些值成比例地减小或增大。

[0577] 在一些构型中,鼻接口100被配置成使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量为至少约5升/分钟(lpm)。

[0578] 在一些构型中,鼻接口100被配置成使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量在约5lpm至约120lpm之间。

[0579] 在一些构型中,鼻接口100被配置成使得流到气体入口121中的气体流的总体积流

量在约5lpm至约70lpm之间。

[0580] 在一些构型中,鼻接口100被配置成使得在气体入口121处约9.5lpm的体积流量下约7lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100、和/或使得在气体入口121处约19lpm的体积流量下约13.5lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100、和/或使得在气体入口121处约29lpm的体积流量下约21lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100、和/或使得在气体入口121处约38.5lpm的体积流量下约28lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100、和/或在气体入口121处约47.5lpm的体积流量下约35lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100、和/或在气体入口121处约58lpm的体积流量下约44lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100、和/或在气体入口121处约64lpm的体积流量下约48.5lpm穿过第一叉111被递送出鼻接口100。

[0581] 其余的气体流体积流量将典型地穿过第二叉112被递送出该鼻接口。表4示出了示例性的近似流量。

[0582]

气体入口处的总体积流量（lpm）	穿过第一叉 111 的流量	穿过第二叉 112 的流量
9.5	7	2.5

[0583]

19	13.5	5.5
29	21	8
38.5	28	10.5
47.5	35	12.5
58	44	14
64	48.5	15.5

[0584] 表4

[0585] 鼻接口100可以具有本文描述的任何特征或功能。

[0586] 例如,参考图3、图4A、图12(a)、和图12(b),在一些构型中,本披露内容的鼻接口100包括:气体入口121、彼此不对称的第一叉111和第二叉112、以及从气体入口121到第一叉和第二叉的气体流动路径122。第一叉111在横向于穿过第一叉111的气体流的方向GFD1上的内截面积A1大于第二叉112在横向于穿过第二叉112的气体流的方向GFD2上的内截面积A2。第一叉111在第二叉112的气体流动路径122的下游。

[0587] 在一些构型中,该横向于气体流的方向基本上垂直于穿过相应叉的气体流或与之正交。替代性地,该横向于气体流的方向可以相对于穿过相应叉111、112的气体流成锐角或钝角。

[0588] 气体流动路径122由气体歧管120中的流动通道或管腔124限定。气体流动路径122的气体流动方向GFD3基本上垂直于穿过第一叉111和第二叉112的气体流动路径的气体流动方向GFD1、GFD2。第一叉更远离气体入口121,而第二叉更靠近气体入口121。

[0589] 在图3所示的构型中,气体歧管120中的流动通道或管腔的第一区段124a具有大的第一竖直尺寸V1。该流动通道或管腔的相反端形成插管本体118中的流动空腔124b,该流动

空腔将气体递送至第一叉111和第二叉112。当气体歧管120在插管本体118中在位时,流动空腔124b与穿过第一叉111和第二叉112的流动通路流体连通。流动空腔124b的至少一部分具有小于第一竖直尺寸V1的竖直尺寸V2。

[0590] 气体歧管120包括一个或多个内部成角度壁,以提供尺寸的减小并且将气体流引导至第一叉111和/或第二叉112中。

[0591] 气体歧管120被配置为不阻碍任一叉111、112的内部截面的任一部分。在替代性构型中,歧管可以被配置为部分地阻碍叉111、112之一或两者的内部截面。

[0592] 台式测试示出了,当较大的第一叉111更远离气体入口121并且较小的第二叉112更靠近气体入口121时解剖死腔减小,如图11所示的结果所指示的。这是可以在歧管中具有对置的成角度壁的结果,该成角度壁有助于将气体引导至较大的第一叉111中。

[0593] 在图11中,对M、L、XL、和XXL的提及与测试中在鼻接口中使用的叉的大小有关。例如,L+M指代具有大号叉和中号叉的鼻接口,XL+M指代具有超大号叉和中号叉的鼻接口。XXL+M指代具有超超大号叉和中号叉的鼻接口。

[0594] 如上文概述的,该鼻接口可以被配置成使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉111被递送出该鼻接口、可选地使得流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉111被递送出该鼻接口。

[0595] 在一些构型中,本文披露的鼻接口100包括插管本体118和具有气体入口121的气体歧管120,该插管本体包括彼此不对称的第一叉111和第二叉112。第一叉111和第二叉112与气体入口121流体连通。鼻接口100被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。

[0596] 插管本体118包括第一叉111和第二叉112。气体歧管120可相对于插管本体118重新配置而呈如图12(a)和图12(b)所示的第一构型、和呈如图12(c)和图12(d)所示的第二构型。第一构型对应于气体歧管120从插管本体118的第一侧插入插管本体118中,使得第二叉112更靠近气体入口121并且第一叉111更远离气体入口121。第二构型对应于气体歧管120从插管本体118的第二侧插入插管本体中,使得第一叉111更靠近气体入口121并且第二叉112更远离气体入口121。

[0597] 气体歧管可以包括流动通道或管腔,其气体流动方向GFD3基本上垂直于穿过第一叉111和第二叉112的气体流动方向GFD1、GFD2。

[0598] 插管本体118和/或气体歧管120可以包括(多个)固持特征,以将气体歧管120可移除地固持成与插管本体118接合而呈第一和第二构型。

[0599] 在所示的构型中,这些固持特征包括插管本体的弹力环形部分118c,该弹力环形部分被接纳在气体歧管的互补凹陷120a中以将气体歧管120可移除地固持成与插管本体118接合。弹力环形部分118c可以挠曲以使得气体歧管120能够从插管本体118移除。该环形部分可以是圆形或非圆形形状。

[0600] 另外或替代性地,如图3所示,气体歧管120可以包括围绕其面的固持凸缘120b,该固持凸缘可移除地接纳在插管本体118的互补弹性边沿118d中。固持凸缘120b与插管本体118的互补弹性边沿118d的接合有助于在气体歧管120与插管本体118之间形成密封。

[0601] 例如,可以使用任何其他适合类型的(多个)固持特征,比如夹具或紧固件。

[0602] 气体歧管120相对于插管本体118的侧面互换使得用户能够根据舒适性和呼吸疗法设备的位置来调整气体导管300在哪一侧。另外,侧面互换使得能够选择来自叉111、112的气体流的不对称量,这取决于期望的应用或患者要求可以是有益的。

[0603] 在一些构型中,本文披露的鼻接口100包括第一叉111和第二叉112、以及具有气体入口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被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。气体入口121与透气管流体连通。

[0604] 例如,导管300可以包括透气管。透气管是这样的管:水蒸汽可以透过该管的壁,但是液态水和大量气体不能透过该管的壁。例如,水蒸汽可能能够透过该管的壁的材料和/或密封表皮,但是液态水和大量气体不能流经该管的壁的材料和/或密封表皮。

[0605] 导管300可以例如由具有密封表皮的开孔泡沫材料制成。

[0606] 在替代性构型中,导管300可以包括薄膜。图22A示意性示出了一种用于制造单壁式透气管的示例性方法。此方法可以特别适用于薄壁式导管。将薄膜306布置成螺旋形(spiral)或盘旋形(helix),使得相邻层的边缘部分重叠并形成呼吸气体导管300的壁。在膜306的相邻卷绕的重叠边缘插入加强元件,该加强元件包括聚合物材料的珠缘303,该珠缘与膜306的重叠部分粘合,以密封卷绕物之间的接头并形成连续的呼吸气体导管300。在第一膜层306的边缘305与第二相邻膜层306的边缘307之间形成接缝,当聚合物珠缘303熔融时,该第二膜层覆盖在该珠的顶部上。膜的重叠层由于太薄而非常紧密地遵循珠缘303的轮廓并且产生平滑的导管内壁。在图22B示意性所示的另一替代方案中,珠缘303没有插在膜306的相邻卷绕的重叠边缘之间,而是设置在膜306的外表面上的两个层上。更具体地,首先将薄膜306布置成螺旋形或盘旋形,使得相邻层的边缘部分重叠。接着,将聚合物材料珠缘303设置在薄膜306的重叠边缘上以形成呼吸气体导管300。在一些构型中,珠缘303可以设置在膜306的内表面上,由此珠缘303暴露给气体导管300的管腔。在这样的构型中,长形膜包绕在珠缘303的外侧上,使得珠缘303与气体导管300的管腔相互作用,并且膜306形成气体导管300的外表面。

[0607] 导管300可以具有在标题为“用于呼吸设备的呼吸回路部件”的美国专利申请公开号2019/0224439和标题为“用于医疗系统的管”的美国专利申请公开号2017/0304578中概述的任一个或多个特征。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0608] 在替代性构型中,患者导管300与气体入口121之间的管可以包括透气管。该透气管将患者导管300与气体入口121流体地连接。

[0609] 气体歧管120可以与透气管一体地形成或可以与透气管联接。

[0610] 当患者接口与经增湿气体一起使用时,气体入口121与透气管流体连通是有益的。

透气管允许获得高水平的湿度,同时降低在流动路径中形成冷凝物的雨洗风险。

[0611] 对于本披露内容的鼻接口100、100'、100",如果叉内直径ID1大于歧管120宽度,则叉111、112内部的一部分被限制,并且可能存在增大的噪音水平。气体歧管120有利地被配置成使得歧管宽度等于或大于叉内直径ID1。

[0612] 图9的(a)和图9的(b)示出了可以与小号鼻接口100一起使用的示例性气体歧管120。气体流动路径122的、邻近于第一叉111和第二叉112的宽度W等于或大于第一叉111的内直径ID1。例如,气体流动路径122的宽度W可以为第一叉111的内直径ID1的至少约1.2x。示例性尺寸为ID1=5.6mm和W=6.8mm,但是应了解的是,这些尺寸可以变化。

[0613] 图10的(a)和图10的(b)示出了可以与中号鼻接口100'或大号鼻接口100"一起使用的示例性气体歧管120'。相同的附图标记指示气体歧管120的相同部分,但是增加了撇号(')。气体流动路径122'的、在使用中邻近于第一叉111'和第二叉112'的宽度W'等于或大于中号鼻接口100'的第一叉111'的内直径ID1。例如,气体流动路径122'的宽度W'可以为第一叉111'的内直径ID1的至少约1.04x。示例性尺寸为ID1=7.5mm和W'=7.8mm,但是应了解的是,这些尺寸可以变化。

[0614] 气体歧管120'还可以与大号鼻接口100"一起使用,同时仍降低噪音,即使大号鼻接口100"的第一叉111"的内直径可以大于宽度W",例如为9.4mm仍是如此。

[0615] 应了解的是,这些仅是示例性尺寸,并且鼻接口100、100'、100"的叉和气体歧管120、120'的尺寸可以变化。

[0616] 本文描述的鼻接口100、100'、100"可以具有在PCT公开号WO 2015/020540或美国专利号10,569,043中描述的任一个或多个特征和/或功能。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0617] 在所示的构型中,较大的第一鼻叉111、111'、111"在插管本体118的一侧上,而较小的第二鼻叉112、112'、112"在插管本体118的另一侧上。应了解的是,这些叉可以互换,使得它们在与所示相反的侧上。替代性地,鼻接口100、100'、100"可以以一种方式设计,使得左侧鼻叉和右侧鼻叉可以互换。

[0618] 在使用鼻接口100、100'、100"时,可以同时或分开地测量并控制鼻孔中的压力和流量。一个鼻孔中的流量可以是连续的,而另一个鼻孔中的流量根据呼吸循环而变化。可以使用不同的接口(每个接口在鼻子中递送不对称流量)来连续地递送补充氧气并且递送连续或可变的鼻高流量。一个鼻叉元件可以用于向患者递送氧气、气体、气溶胶等,而另一鼻递送叉可以用于向患者递送较高的空气流量、或不同流量的氧气、气体、气溶胶等。每个鼻递送元件可以向患者供应不同的流量,并且可以连接至不同的流量产生元件。

[0619] 本文披露的具有鼻接口100、100'、100"的呼吸疗法系统可以尤其在递送给婴儿和儿童的疗法中改善NHF疗法的性能。本披露鼻接口与现有鼻接口相比可以减小阻力、并且可以在不修改硬件或软件的情况下扩展和改善呼吸装置的功能。

[0620] 可以由使用任何形式的压力支持、例如持续气道正压通气(CPAP)或无创疗法(NIV)的鼻接口来提供本文有用的不对称流量。在气道压力增加的疗法期间,可以通过经鼻单向流量来清除解剖死腔,其中一个鼻孔可以被密封或可以用于从设备中吸气而不会裹挟室内空气,而另一个鼻孔可以用于呼气。

[0621] 一个叉、并且因此一个鼻孔可以连接至双支路式呼吸机回路的吸气支路或单支路

式回路、比如CPAP鼓风机中的呼吸管。另一个叉、并且因此另一个鼻孔可以连接至接口中的常规通气孔洞以实现偏流、或连接至双支路式回路呼吸机中的呼气支路。由于上气道中的二氧化碳清除或呼气支路的再呼吸,连接到呼吸机的呼气支路可以允许使用流量变化来控制周期性呼吸或中枢性睡眠呼吸暂停的呼吸。

[0622] 张开嘴可以降低传递给患者的压力,并且可以改善解剖死腔的清除。可以插入吸嘴以维持泄漏,并且该吸嘴可以进一步连接至负压管线或呼气支路以增加或控制死腔的清除。泄漏量可以是可配置的以控制压力量。

[0623] 为了实现舒适的不对称流量,可能需要高水平湿度(比如由被称为AIRVO™或ICON™(AIRVO™是具有集成式流量发生器装置的增湿器,并且ICON™是由斐雪派克医疗保健有限公司制造的CPAP装置)的装置递送)来防止鼻上皮细胞干燥。舒适的温度和露点水平可以根据比率来确定,并且可以是但不限于在27℃-37℃、可选地在31℃-37℃、可选地在33℃-37℃的范围内、并且可以取决于流量。

[0624] 在一些构型中,该系统被配置用于将气体以高达100%的相对湿度递送穿过鼻接口。

[0625] 在一些构型中,该系统被配置用于将气体以大于约33mg/l的绝对湿度递送穿过鼻接口。在一些构型中,该系统被配置用于将气体以高达约44mg/l的绝对湿度递送穿过鼻接口。

[0626] 一个或两个鼻叉可以设有装配件、比如但不限于套筒和插入物,以优化NHF疗法。如本文描述的套筒指代添加至鼻接口的鼻递送元件外部的任何结构。本文描述的插入物指代添加至鼻接口的鼻递送元件内部的任何结构。

[0627] NHF疗法可以得到改善或优化以递送期望的压力曲线并且有效地清除解剖死腔。鼻接口的具有较小直径的鼻递送元件可以产生具有较高速度的射流,其可以比具有较大直径的鼻递送元件更有效地清除患者死腔。有效清除死腔减少了发生的二氧化碳再呼吸的量。然而,较大的直径可以减少发生在鼻接口的鼻递送元件周围的泄漏、并且可以在吸气和呼气期间产生较高的递送压力。在急性情况下,尤其是当患者患有呼吸窘迫时,较大的直径可以是更优选的,因为较高的呼气压力可能降低呼吸频率并改善通气。

[0628] 通过对鼻接口的鼻递送元件添加装配件,可以具有将较小内直径和较大外直径组合的鼻递送元件以改善或优化死腔清理,同时在相同流量下维持高压。具有大外直径和较小内直径的组合的鼻递送元件可以具有与具有大直径且没有插入物的鼻递送元件类似的压力效果,而较小内直径可以提供较小的压力。如果外直径对于患者来说太大,则吸气压力可能变为负值,因为来自接口的流量可能低于峰值吸气流量。

[0629] 通常不希望增加鼻递送元件的壁厚度,因为它在患者的鼻子中可能是硬的,这可能会损伤鼻孔的内表面而导致患者不适。然而,通过将不同的装配件附接至接口,可以受益于内直径和外直径的组合,同时仍为患者提供要装配到鼻孔中的柔软的鼻递送元件,从而维持患者舒适性。

[0630] 例如,通过对鼻接口的鼻递送元件添加套筒,鼻递送元件的内直径保持相同、并且可以允许获得射流效果以有效地清除解剖死腔,而外直径已经增大以减少鼻递送元件周围的泄漏并且可以在呼吸期间产生较高的压力波动。一旦已经递送期望的疗法,或者不再需要较高的压力,就可以移除添加的套筒。套筒还可以用作单向阀,其可以在呼气时膨胀并增

加呼气压力。为了抑制或防止冷凝物积聚,可以使用半渗透材料,可以引入泄漏,或者可以使用这些的组合。还可以对接口添加套筒以减小外直径并且还由此减小内直径,这可以增大射流效果、将流量从鼻递送元件的中心偏离或拆分到外围、或者可以将这些结合起来。

[0631] 第二示例是在鼻递送元件内添加插入物。这可以减小内直径以减小压力并增大死腔清理,同时保持外直径相同。较小的内直径增加射流效果、将流量从鼻递送元件的中心偏离或拆分到外围、或者可以将流量射流效果与将流量从鼻递送元件的中心偏离或拆分到外围结合起来。

[0632] 其他构型可以包括:使用可以堵塞鼻递送元件的装配件、允许NHF穿过未堵塞的鼻递送元件递送至患者、使用可以实现不对称流量发生的装配件或者可以使不对称接口对称的配件。添加已经单独装配至患者身上的套筒可以减少操作流量,这可以实现噪音减小、补充氧气使用量减少、患者舒适性提高等。减少的操作流量还可以允许需要较少的加热、水使用量等。每个患者仅需要一个接口,并且它可以特别装配至患者身上以改变压力或死腔清理。

[0633] 图20示出了本披露内容的鼻接口的测试结果。

[0634] 图20的(a)示出了可以如何使用本披露内容的鼻接口100、100’、100”来实现增大的阻塞区域,同时仍维持一个鼻孔中的安全间隙。在装置或系统故障的情况下,患者仍可以通过鼻孔进行呼吸并保持安全间隙。

[0635] 图20的(b)示出了测试数据,其示出了当施加30升/分钟(lpm)的鼻高流量时,使用本披露内容的具有不对称叉的鼻接口的情况下相比于具有对称叉的鼻接口而言增大的呼气末正压(PEEP)和减少的再呼吸。该数据示出了呼吸频率为每分钟呼吸15次和每分钟呼吸35次并且I:E比率为0.69的再呼吸模式,其中I:E是吸气时间与呼气时间的比率。虚线表示在没有施加鼻高流量时发生的再呼吸。

[0636] 图20的(c)示出了类似于图20的(b)、但是针对60lpm的鼻高流量的测试数据。该数据示出了呼吸频率为每分钟呼吸15次和每分钟呼吸35次并且I:E比率为0.69的再呼吸模式,其中I:E是吸气时间与呼气时间的比率。虚线表示在没有施加鼻高流量时发生的再呼吸。

[0637] 该数据指示了与具有对称叉的鼻接口相比,经由本披露内容的具有增大的阻塞的鼻接口递送的鼻高流量可以产生较大的气道正压和死腔清理以及减少的再呼吸。

[0638] 图21示出了在较大的叉完全阻塞患者的一个鼻孔时,本披露内容的每种尺寸的鼻接口可以实现的最大气道压力。

[0639] 更具体地,图21示出了在较大的叉完全阻塞患者的一个鼻孔时,每种尺寸的鼻接口100、100’、100”在静态条件下可以实现的气道压力。这代表每个鼻接口100、100’、100”的最大可能阻塞,并且进而代表在静态条件下可以实现的最大压力。

[0640] 该数据示出了甚至在最大流量下,可能的用户错误导致使用不正确大小的鼻接口100、100’、100”,静态条件下的最大压力仍在安全范围内。

[0641] 在本披露内容的鼻接口100、100’、100”中,第一叉111具有形状,并且第二叉112具有形状。第一叉111在横向于穿过第一叉111的气体流的方向GFD1上的内直径ID1和/或内截面积A1大于第二叉112在横向于穿过第二叉112的气体流的方向GFD2上的内直径ID2和/或内截面积A2。至少第一叉111可以由弹性体材料制成,以使得该第一叉能够在使用中响应于

温度和与患者鼻孔的接触而变形并设定其形状。即,第一叉111被配置为在使用鼻接口100、100'、100"时响应于温度和与患者鼻孔的接触而变形并设定其形状。

[0642] 在一些构型中,该温度可以在约20℃至约41℃之间、可选地超过20℃并高达约41℃、可选地在约31℃至约41℃之间、可选地在约36℃至约39℃之间、可选地约37℃、或者可以是疗法期间经历的任何其他适合的温度。该温度通常高于环境温度。

[0643] 在一些构型中,第一叉111可以被配置为在使用中变形且设定其形状以基本上匹配患者鼻孔的内部形状。在替代性构型中,第一叉111可以被配置为响应于温度和与患者鼻孔的接触而弯折或变形以设定形状,但是在形状设定之后可能不与患者鼻孔的内部形状基本上匹配。例如,第一叉111的外表面的一个或多个分立部分可以在使用中接触患者鼻孔的一个或多个分立区域,使得该外表面的一个或多个分立部分变形并设定其形状。

[0644] 该变形与形状设定可以是永久变形。替代性地,该变形与形状设定可以在应用温度与时间的适合组合后可逆。

[0645] 弹性体材料在等于或低于期望的疗法温度下可以展现出时间和温度相关特性,以使得至少第一叉111的使用中形状设定能够更适当地贴合患者的鼻孔。例如,弹性体材料可以展现出压缩形变特性以实现形状的设定。弹性体材料还可以展现出典型地与压缩形变特性有关的拉伸形变和/或应力松弛特性。展现出压缩形变、拉伸形变、和/或应力松弛特性的弹性体材料在等于或低于疗法温度下可以减少在疗法提供期间由于鼻叉撞击鼻孔的内表面而导致用户可能经历的不适。

[0646] 第一叉111和第二叉112均可以由弹性体材料制成。在此构型中,第一叉111和第二叉112均可以在使用中变形并设定其形状。插管本体118、第一叉111和第二叉112可以由弹性体材料制成。替代性地,第二叉112可以由不同的材料制成。

[0647] 弹性体材料允许至少较大的第一叉111、以及可选地第二叉112在使用中与(多个)叉的外侧与患者鼻孔的内部之间的接触相关地变形并设定其形状。

[0648] 由于较大的第一叉111的大小可以被确定为与对称叉相比具有更小的间隙,因此使第一叉111在使用中变形并设定其形状以至少部分地贴和患者鼻孔可以提高舒适性。

[0649] 为了实现此性能,患者接口的至少第一叉111、并且可选地患者接口的两个叉111、112由弹性体材料制成,使得(多个)叉在等于或低于穿过鼻接口的(多个)叉111、112的气体流的温度下能够变形并设定其形状。该材料可以被选择为不能在环境温度下进行形状设定,使得在鼻接口100、100'、100"未使用时,(多个)叉不会设定其形状。

[0650] 在一些构型中,该弹性体材料使得该第一叉能够在约31℃至约41℃之间、可选地在约36℃至约39℃之间、可选地为约37℃的疗法温度下变形并设定其形状以基本上匹配患者鼻孔的内部形状。

[0651] 在一些构型中,第一叉111不是由硅树脂制成的、并且不包括硅树脂,因为它不能在疗法温度下进行形状设定。

[0652] 在一些构型中,至少第一叉111由热塑性弹性体制成。

[0653] 在一些构型中,该弹性体材料在根据ISO 815-1:2014的方法A进行测试时在72小时之后在约20℃至约40℃之间的温度下展现出约10%至约50%之间的压缩形变。

[0654] 在一些构型中,该弹性体材料在根据ISO 815-1:2014的方法A进行测试时在72小时之后在约20℃至约40℃之间的温度下展现出约10%至约45%之间、可选地在约10%至约

40％之间、可选地在约10％至约35％之间、可选地在约10％至约30％之间、可选地在约10％至约25％之间、可选地在约10％至约20％之间、可选地在约11％至约19％之间、可选地在约12％至约18％之间、可选地在约13％至约17％之间、可选地在约14％至约16％、可选地为约15％的压缩形变。

[0655] 在一些构型中,该弹性体材料在根据ISO 815-1:2014的方法A进行测试时在72小时之后在高于约20℃至高达约35℃的温度下、可选地在高于约20℃至高达约30℃的温度下、可选地在高于约20℃至高达约25℃的温度下、可选地在约21℃或约22℃或约23℃或约24℃或约25℃或更高的温度下展现出约10％至约45％之间、可选地在约10％至约40％之间、可选地在约10％至约35％之间、可选地在约10％至约30％之间、可选地在约10％至约25％之间、可选地在约10％至约20％之间、可选地在约11％至约19％之间、可选地在约12％至约18％之间、可选地在约13％至约17％之间、可选地在约14％至约16％、可选地为约15％的压缩形变。

[0656] 弹性体材料可以被选择为使得在约23℃或更高温度(通常高于环境温度但低于使用温度)下发生形状设定。

[0657] 弹性体材料可以包括在疗法温度下呈现形状设定特性的任何弹性体。在一些构型中,弹性体材料是来自Kraiburg TPE GmbH&Co.KG的**THERMOLAST®** K TF3STE-TPE。

[0658] 除了弹性体材料之外,鼻接口100、100’、100”可以另外具有本文描述的任一个或多个特征。

[0659] 具有根据本文描述构型的鼻接口100、100’、100”的患者接口1可以用于呼吸疗法方法中。呼吸疗法方法包括:向有需要的患者的气道递送气体、改善有需要的患者的通气、减少有需要的患者的气道体积内的解剖死腔的体积、和/或治疗有需要的患者身上的呼吸病症,如上所述。

[0660] 包括本文披露类型的鼻接口100、100’、100”的患者接口1可以用于呼吸疗法系统中以向患者递送气体。

[0661] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000包括呼吸疗法设备1100和具有鼻接口100、100’、100”的患者接口1。

[0662] 图15示出了示例性呼吸疗法设备1100。

[0663] 呼吸疗法设备1100包括主壳体1101,该主壳体容纳呈马达/叶轮布置形式的流量发生器1011(例如,鼓风机)、可选的用于对气体进行增湿的增湿器1012、控制器1013、以及用户接口1014(包括例如显示器和(多个)输入装置,比如(多个)按钮、触摸屏等)。

[0664] 控制器1013可以被配置或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:操作流量发生器1011以产生用于递送到患者的气体流(各气体的流);操作增湿器1012(如果存在的话)以对生成的气体流进行增湿和/或加热;控制进入流量发生器鼓风机中的氧气流;从用户接口1014接收用户输入以对设备1000进行重新配置和/或用户定义的操作;以及向用户输出信息(例如,在显示器上)。

[0665] 用户可以是患者、保健专业人士或对使用该设备感兴趣的任何其他人。如本文中所使用的,“气体流”可以指代可以在呼吸辅助或呼吸装置中使用的任何气体流,比如环境空气流、包含基本上100％氧气的流、包含环境空气和氧气的某种组合的流等等。

[0666] 患者呼吸导管300的一端联接到呼吸疗法设备1100的壳体1100中的气体流出口1021。患者呼吸导管300的另一端联接至具有气体歧管120和鼻叉111、112的鼻接口100。

[0667] 由呼吸疗法设备1100生成的气体流可以被增湿，并且经由患者导管300穿过鼻接口100被递送至患者。患者导管300可以具有加热器，以加热流到患者的气体流。例如，患者导管300可以具有加热丝300a，以加热流到患者的气体流。加热丝300a可以受控制器1013的控制。患者导管300和/或鼻接口100可以被认为是呼吸疗法设备1100的一部分、或替代性地在其外围。呼吸疗法设备1100、呼吸导管300、和包括鼻接口100的患者接口1一起可以形成呼吸疗法系统1000。

[0668] 控制器1013可以控制流量发生器1011以生成具有期望的流量的气体流。控制器1013还可以控制补充氧气入口以允许递送补充氧气，增湿器1012(如果存在的话)可以对气体流进行增湿和/或将气体流加热到适当的水平等。气体流穿过患者导管300和鼻接口100被引导至患者。控制器1013还可以控制增湿器1012中的加热元件和/或患者导管300中的加热元件300a，以将气体加热到期望的温度来实现患者的期望的治疗水平和/或舒适水平。控制器1013可以被编程有气体流的合适目标温度或可以确定气体流的合适目标温度。在一些构型中，可以穿过补充氧气入口来提供包括补充氧气的气体混合物组合物和/或治疗药物的施用。气体混合物组合物可以包含氧气、氦氧混合气、氮气、一氧化氮、二氧化碳、氩气、氦气、甲烷、六氟化硫、及它们的组合，和/或补充气体可以包含雾化药物。

[0669] 氧气入口端口1028可以包括阀1028a，加压气体可以穿过该阀进入流量发生器或鼓风机。该阀可以控制进入流量发生器鼓风机中的氧气流。该阀可以是任何类型的阀，包括比例阀或二位阀。氧气源可以是氧气罐或医院氧气供应源。医疗级别的氧气的纯度通常在95％与100％之间。也可以使用较低纯度的氧气源。PCT公开号WO 2018/074935和美国专利申请公开号2019/0255276(这两者的标题为“阀模块与过滤器”)中披露了阀模块和过滤器的示例。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0670] 呼吸疗法设备1100可以测量和控制被递送到患者的气体的氧气含量，并且因此测量和控制被患者吸入的气体的氧气含量。在高流量疗法期间，所递送的气体的高流量满足或超过患者的峰值吸气需求。这意味着，在吸气期间由装置递送到患者的气体的体积满足或超过在吸气期间由患者吸入的气体的体积。因此，高流量疗法有助于防止在患者呼入时裹挟环境空气，并且冲洗掉患者气道中的呼出气体。只要递送的气体的流量满足或超过患者的峰值吸气需求，就降低裹挟环境空气的可能性，并且由装置递送的气体与患者吸入的气体典型地基本上相同。因而，在装置中测得的氧气浓度(递送氧气分数(FdO2))将与用户所呼吸的氧气浓度(吸入氧气分数(FiO2))基本上相同，且因而此类术语可以被视为等效的。

[0671] 操作传感器1003a、1003b、1003c(比如流量传感器、温度传感器、湿度传感器和/或压力传感器)可以放置在呼吸疗法设备1100中的各个位置中。附加传感器(例如，传感器1020、1025)可以放置在患者导管300和/或鼻接口100上的各个位置中(例如，可以在吸气管的一端处或附近存在温度传感器1029)。来自传感器的输出可以由控制器1013接收，以辅助控制器以提供合适疗法的方式来操作呼吸疗法设备1100。在一些构型中，提供合适疗法包括满足患者的呼吸需求、可选地患者的峰值吸气需求。设备1100可以具有发射器和/或接收器1015，以使得控制器1013能够从传感器接收信号1008和/或控制呼吸疗法设备1100的各

种部件,包括但不限于流量发生器1011、增湿器1012和加热丝300a或者与呼吸疗法设备1100相关联的附件或外围设备。另外地或替代性地,发射器和/或接收器1015可以向远程服务器递送数据或实现对设备1100的远程控制。

[0672] 在氧气和环境空气已完成混合之后,可以通过放置一个或多个气体组合物传感器(比如超声波换能器系统,也称为超声波传感器系统)来测量氧气。该测量可以在装置、递送导管、患者接口内或在任何其他合适的位置处进行。

[0673] 呼吸疗法设备1100可以包括患者传感器1026(比如脉搏血氧仪或患者监测系统),以测量患者的一个或多个生理参数(比如患者的血氧饱和度(Sp02)、心率、呼吸频率、灌注指数)并提供信号品质的量度。

[0674] 传感器1026可以通过有线连接或通过经由传感器1026上的无线发射器进行的通信来与控制器1013通信。

[0675] 传感器1026可以是被设计成连接到患者手指的一次性粘性传感器。传感器1026可以是非一次性传感器。

[0676] 针对不同年龄组设计并且将被连接到患者身上的不同位置的传感器是可获得的,这些传感器可以与呼吸疗法设备1100一起使用。

[0677] 脉搏血氧仪将附接到用户(典型地在其手指处),但其他位置(比如耳垂)也是一个选项。脉搏血氧仪将连接到装置中的处理器,并且将不断地提供指示患者的血氧饱和度的信号。患者传感器1026可以是可热插拔的装置,其可以在呼吸疗法设备1100的操作期间加以附接或互换。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,比如近场通信、WiFi或**Bluetooth®**)连接到呼吸疗法设备1100。当患者传感器1026在操作期间断开时,呼吸疗法设备1100可以在其先前的操作状态下继续操作限定的时间段。在限定的时间段之后,呼吸疗法设备1100可以触发警报、从自动模式转变到手动模式、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可以是床旁监测系统或通过物理或无线接口与呼吸疗法设备1100通信的其他患者监测系统。

[0678] 呼吸疗法设备1100可以包括高流量疗法设备。本文所讨论的高流量疗法旨在被赋予本领域技术人员所理解的其典型的普通含义,其通常指的是以下呼吸辅助系统,该呼吸辅助系统经由有意未密封(非密封)的患者接口以总体上旨在满足或超过患者的吸气流量的流量来递送目标流量的经增湿的呼吸气体。典型的患者接口包含但不限于鼻或气管患者接口。成人的典型流量的范围通常在(但不限于)约十五升/分钟(lpm)到约七十升/分钟或更大。小儿患者(比如新生儿、婴儿和儿童)的典型流量的范围通常在(但不限于)约一升/分钟/千克患者体重至约三升/分钟/千克患者体重或更大。高流量疗法还可以可选地包括气体混合物组合物,该气体混合物组合物包括补充氧气和/或施用疗法药物。高流量疗法通常被称为鼻高流量(NHF)、增湿高流量鼻插管(HHFNC)、高流量鼻氧气(HFNO)、高流量疗法(HFT)或气管高流量(THF)以及其他常见名称。用于实现“高流量”的流量可以是以下列出的流量中的任一者。例如,在一些构型中,对于成人患者,‘高流量疗法’可以是指以以下流量向患者递送气体:大于或等于约10升/分钟(10lpm),比如在约10lpm至约100lpm之间、或在约15lpm与约95lpm之间、或在约20lpm与约90lpm之间、在约25lpm与约75lpm之间、或在约25lpm与约85lpm之间、或在约30lpm与约80lpm之间、或在约35lpm与约75lpm之间、或在约40lpm与约70lpm之间、或在约45lpm与约65lpm之间、或在约50lpm与约60lpm之间。在一些构

型中,对于新生儿、婴儿或儿童患者,“高流量疗法”可以是指以以下流量向患者递送气体:大于1lpm,如在约1lpm与约25lpm之间、或在约2lpm与约25lpm之间、或在约2lpm与约5lpm之间、或在约5lpm与约25lpm之间、或在约5lpm与约10lpm之间、或在约10lpm与约25lpm之间、或在约10lpm与约20lpm之间、或在约10lpm与15lpm之间、或在约20lpm与25lpm之间。用于成人患者、新生儿、婴儿或儿童患者的高流量疗法设备可以以约1lpm与约100lpm之间的流量或以上文列出的任一子范围中的流量向患者递送气体。流量疗法设备1000可以以约1lpm与约100lpm之间的任何流量递送高达100%的任何浓度的氧气(例如,FdO2)。在一些构型中,这些流量中的任一流量都可以与约20%至30%、21%至30%、21%至40%、30%至40%、40%至50%、50%至60%、60%至70%、70%至80%、80%至90%和90%至100%的氧气浓度(FdO2)相组合。在一些组合中,流量可以在约25lpm与75lpm之间并与约20%至30%、21%至30%、21%至40%、30%至40%、40%至50%、50%至60%、60%至70%、70%至80%、80%至90%和90%至100%的氧气浓度(FdO2)相组合。在一些构型中,呼吸疗法设备1100可以在以手动模式操作时包括安全阈值,这些安全阈值防止用户将太多氧气递送到患者。

[0679] 在一些构型中,呼吸疗法设备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;阀1028a,该阀与氧气入口1028流体连通以控制穿过氧气入口1028的氧气流量;以及气体出口1021;其中,该控制器1013被配置用于基于来自该血氧饱和度传感器1026的至少一个氧饱和度测量值来控制该阀1028a。

[0680] 在呼吸疗法系统1000中与呼吸疗法设备1100一起使用的患者接口1包括鼻接口100,该鼻接口包括:彼此不对称的第一叉111和第二叉112;以及气体歧管120,该气体歧管包括气体入口121,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被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。

[0681] 第一叉111和第二叉112彼此不对称、或彼此不是对称的、或彼此在形状和构型方面不同、或在彼此进行比较时是不对称的。

[0682] 在一些构型中,鼻接口100包括具有第一叉111和第二叉112的插管本体118。

[0683] 在一些构型中,气体歧管120与插管本体118成一体、或者与插管本体118分开并可与之联接。

[0684] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112被配置为以未密封(非密封)的方式与鼻道接合。

[0685] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112允许呼出的气体逸出到第一叉和第二叉周围。

[0686] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0687] 鼻接口100可以具有本文针对鼻接口100、100’、100”描述的任一个或多个特征和/或功能。

[0688] 在一些构型中,呼吸疗法设备1000包括流量发生器1011和增湿器1012。

[0689] 在一些构型中,呼吸疗法系统包括具有加热器300a的患者导管300。

[0690] 在一些构型中,该患者接口包括与气体入口121流体连通的透气管,并且,该患者接口进一步包括头戴具以将该鼻接口固持在患者的面部上。

[0691] 患有各种健康状况和疾病的患者可以从氧气疗法中受益。例如,患有慢性阻塞性

肺疾病(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、肺部疾病、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状况或疾病的患者可以从氧气疗法中受益。解决此类问题的常用方式是通过向患者供应补充氧气以防止其血氧饱和度(Sp02)下降得太低(例如,低于约90%)。然而,向患者供应太多的氧气会使其血液过度充氧,并且也被认为是危险的。总体上,患者的Sp02被保持在约80%至约99%且优选地约92%至约96%的范围内,但这些范围可能由于患者状况而不同。由于各种因素,比如呼吸频率、肺潮气体积、心率、活动水平、身高、体重、年龄、性别和其他因素,没有一种规定水平的补充氧气可以一贯地针对每个患者实现有针对性的范围内的Sp02响应。个体患者将定期需要监测和调节其递送到患者的氧气分数(Fd02),以确保他们接收到正确的Fd02来实现目标Sp02。实现正确和一致的Sp02是治疗患有各种健康状况或疾病的患者的重要因素。另外地,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。本披露内容适用于需要快速和准确的氧饱和度控制的各种各样的患者。

[0692] 参考图15,控制器1013可以被编程有或被配置为执行闭环控制系统,以用于控制呼吸疗法设备1100的操作。闭环控制系统可以被配置为确保患者的Sp02达到目标水平并始终保持处于或接近该水平。

[0693] 控制器1013可以从用户接收可以由控制器1013用于执行闭环控制系统的(多个)输入。目标Sp02值可以是单个值,也可以是值范围。(多个)值可以是预设的、由临床医生选择的、或基于患者类型确定的,其中患者类型可以是指当前的病痛和/或关于患者的信息(比如年龄、体重、身高、性别和其他患者特性)。类似地,目标Sp02可以是两个值,每个值是以上文所描述的任何方式选择的。这两个值将代表针对患者的Sp02的可接受值的范围。控制器可以将所述范围内的值作为目标。目标值可以是范围的中间值,也可以是范围内的任何其他值,其可以是预设的或由用户选择的。替代性地,可以基于Sp02的目标值来自动设定范围。控制器可以被配置为当患者的Sp02值移到范围之外时具有一个或多个设定的响应。响应可以包括发出警报、改变为对Fd02的手动控制、将Fd02改变为特定值和/或其他响应。控制器可以具有一个或多个范围,其中当控制器移到每个范围之外时,发生一个或多个不同的响应。

[0694] 总体上,Sp02将被控制在约80%与约100%之间、或在约80%与约90%之间、或在约88%与约92%之间、或在约90%与约99%之间、或在约92%与约96%之间。Sp02可以被控制在来自上述范围中的任何两个范围的任何两个合适值之间。目标Sp02可以在约80%与约100%之间、或在约80%与约90%之间、或在约88%与约92%之间、或在约90%与约99%之间、或在于约92%与约96%之间、或约94%、或94%、或约90%、或90%、或约85%、或85%。Sp02目标可以是来自上述范围中的任何两个范围的任何两个合适值之间的任何值。对于限定的范围,Sp02目标可以对应于Sp02的中间。

[0695] Fd02可以被配置为被控制在一定范围内。只要流量满足或超过患者的峰值吸气需求,在设备中测得的氧气浓度(Fd02)就将与患者呼吸的氧气浓度(Fi02)基本上相同,并且因而此类术语可以被视为等效的。每一个范围界限可以是预设的、由用户选择的、或基于患者类型确定的,其中患者类型可以是指当前的病痛和/或关于患者的信息(比如年龄、体重、身高、性别和/或其他患者特性)。替代性地,可以选择Fd02的单个值,并且可以至少部分地基于该值来确定范围。例如,范围可以高于和低于所选择的Fd02某一设定量。所选择的Fd02

可以用作控制器的起点。如果控制器试图将FdO2移到范围之外,则系统可以具有一个或多个响应。这些响应可以包括发出警报、防止FdO2移到范围之外、切换到对FdO2的手动控制、和/或切换到特定的FdO2。装置可以具有一个或多个范围,其中当装置达到每个范围的界限时,发生一个或多个不同的响应。

[0696] 参考图16,展示了闭环控制系统1500的示意图。闭环控制系统可以利用两个控制环路。第一控制环路可以由SpO2控制器来实现。SpO2控制器可以部分地基于目标SpO2和/或测得的SpO2来确定目标FdO2。如上文所讨论,目标SpO2值可以是单个值,也可以是可接受值的范围。(多个)值可以是预设的、由临床医生选择的、或基于客户特性自动确定的。总体上,在疗法期之前或在疗法期开始时接收或确定目标SpO2值,但是可以在疗法期期间的任何时间接收目标SpO2值。在疗法期期间,SpO2控制器还可以接收以下项作为输入:来自气体组合物传感器的测得的(多个)FdO2读数,以及来自患者传感器的测得的(多个)SpO2读数和(多个)信号品质读数。在一些构型中,SpO2控制器可以接收目标FdO2作为输入,在此类情况下,可以将SpO2控制器的输出直接提供回到SpO2控制器以作为输入。至少部分地基于这些输入,SpO2控制器可以将目标FdO2输出到第二控制环路。

[0697] 在疗法期期间,SpO2控制器和FdO2控制器可以继续自动控制呼吸疗法设备1100的操作,直到疗法期结束或一个事件触发从自动模式到手动模式的改变。

[0698] 由鼻接口100、100’、100”中的叉111、112的不对称引起的冲洗作用增大可以改善补充氧气的有效性。与对称的鼻高流量相比,对不对称鼻接口100、100’、100”的闭环SpO2控制可以允许患者的SpO2维持在或接近目标值,同时使用的氧气量减少。这可以实现氧气守恒。

[0699] 呼吸疗法系统可以具有在PCT公开号WO 2021/049954和美国临时申请号62/898,464中描述的任一个或多个特征和功能。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0700] 图17示出了替代性示例性呼吸疗法系统2000,该系统可以利用包括鼻接口100、100’、100”的患者接口1。

[0701] 在所展示的构型中,呼吸疗法系统2000包括呼吸疗法设备2100。该呼吸疗法设备可以包括流量发生器2101。

[0702] 所展示的流量发生器2101包括气体入口2102和气体出口2104。流量发生器2101可以包括鼓风机2106。鼓风机2106可以从气体入口2102抽入气体。在一些构型中,流量发生器2101可以包括压缩气体(例如,空气、氧等)源或者容器。该容器可以包括阀,该阀可以被调整成控制离开容器的气体的流动。在一些构型中,流量发生器2101可以使用这种压缩气体源和/或其他气体源来代替鼓风机2106。在一些构型中,鼓风机2106可以用于与另一个气体源结合。在一些构型中,鼓风机2106可以包括机动鼓风机或者可以包括波纹管布置或能够生成气体流的某种其他结构。在一些构型中,流量发生器2101通过气体入口2102抽入大气气体。在一些构型中,流量发生器2101被适配成通过气体入口2102抽入大气气体并且被适配成通过同一气体入口2102或不同的气体入口来接收其他气体(例如,氧、氧化氮或二氧化碳等)。其他构型也是可能的。

[0703] 所展示的流量发生器2101包括用户控制界面2108。用户控制界面2108可以包括一个或多个按钮、旋钮、转盘、开关、杆、触摸屏、扬声器、显示器、和/或用户可以用来将命令输入到流量发生器2101中的其他输入或输出模块,从而查看数据、和/或控制流量发生器2101

的操作、和/或控制呼吸疗法系统2000的其他方面的操作。

[0704] 流量发生器2101可以引导气体穿过气体出口2104到第一导管2110。在所展示的构型中,第一导管2110将气体导通到气体增湿器2112。气体增湿器是可选的。

[0705] 气体增湿器2112用于使气体中裹挟湿气,以便提供增湿的气体流。所展示的气体增湿器2112包括增湿器入口2116和增湿器出口2118。气体增湿器2112可以包括、可以被配置成保持、或者可以保持水或其他增湿或补水试剂(下文中被称为水)。

[0706] 在一些构型中,气体增湿器2112包括加热元件(未示出)。加热元件可以用于对气体增湿器2112中的水进行加热,从而促进水蒸发和/或将水裹挟在气体流中和/或增加穿过气体增湿器2112的气体的温度。加热元件例如可以包括电阻金属加热板。然而,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量输出的化学加热系统。

[0707] 在所展示的构型中,气体增湿器2112包括用户控制界面2120。用户控制界面2120包括一个或多个按钮、旋钮、转盘、开关、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增湿器2112中的其他输入或输出模块,从而查看数据、和/或控制气体增湿器2112的操作、和/或控制呼吸疗法系统2000的其他方面的操作。

[0708] 在一些构型中,流量发生器2101和气体增湿器2112可以共享壳体2126。在一些构型中,气体增湿器2112可以与流量发生器2101共享壳体2126的仅一部分。其他构型也是可能的。例如,流量发生器2101和气体增湿器2112可以包括分开的壳体。

[0709] 在所展示的构型中,气体从增湿器出口2118行进至第二导管300。第二导管300可以包括关于图15描述的导管加热器。导管加热器可以用于对穿过第二导管300的气体增加热量。热量可以减小或消除被裹挟在气流中的水沿第二导管300的壁凝结的可能性。导管加热器可以包括位于第二导管300的壁中、其上、周围的一个或多个电阻线。在一个或多个构型中,这样的一个或多个电阻线可以位于任何气体通路之外。在一个或多个构型中,这样的一个或多个电阻线没有与穿过第二导管300的气体直接接触。在一个或多个构型中,第二导管300的壁或表面介于该一个或多个电阻线与穿过第二导管300的气体之间。

[0710] 穿过第二导管300的气体可以被递送至鼻接口100。鼻接口100可以将呼吸疗法系统100充气链接至患者的气道。在一些构型中,呼吸疗法系统2000利用二支路系统,该二支路系统包括与患者的一条或多条气道接合的单独的吸气气体通道和呼气气体通道。

[0711] 在一些构型中,长度短的管道将鼻接口100连接至第二导管300。在一些构型中,长度短的管道可以具有平滑孔。例如,长度短的柔性管道可以将鼻接口连接至第二导管300。将鼻接口连接至第二导管300的长度短的管道可以是透气的,因此它允许蒸汽穿过管壁传输。在一些构型中,长度短的管道可以结合有一个或多个加热丝,如本文中的其他地方所描述的。平滑孔无论加热与否都可以改善递送雾化物质时的效率,如本文中的其他地方所描述的。

[0712] 呼吸疗法设备2100包括雾化器2128。在一些构型中,如果使用雾化器2128,则流量发生器2101、气体增湿器2112和雾化器2128可以共享壳体2126。在一些构型中,雾化器2128与壳体2126分开。

[0713] 雾化器2128可以链接至在流量发生器2101(可以包括气体入口2102)与鼻接口100之间延伸的气体通道的一部分上,尽管对于雾化器2128或另一个雾化器而言可以利用其他

布置。在一些构型中,雾化器2128并非串联地定位在增湿器出口2118与患者接口100之间的任何位置中。而是,雾化器2128被定位在增湿器出口2118的上游或通向第二导管2122的入口的上游。在一些构型中,雾化器2128可以定位在通入增湿器的入口的上游。在一些构型中,雾化器2128可以定位在气体流动源与腔室之间。

[0714] 雾化器2128可以包括可以被引入气体流中的物质(例如,医用物质、示踪气体等)。物质可以被卷入气体流中并且可以随同呼吸气体一起递送至患者气道。雾化器2128可以通过传送器2130来链接至气体通道的一部分上,该传送器可以包括导管或适配器。替代性地,雾化器2128可以与气体通道直接接口连接,这可以使传送器2130失去必要。

[0715] 呼吸疗法设备2100可以包括控制器2113。控制器2113可以被配置或编程为控制设备的操作。例如,控制器2113可以控制设备的部件,包括但不限于:操作流量发生器2101以产生用于递送到患者的气体流(各气体的流);操作增湿器2112(如果存在的话)以对生成的气体流进行增湿和/或加热;控制进入流量发生器鼓风机中的氧气流;从用户接口2108和/或2120接收用户输入以对设备2100进行重新配置和/或用户定义的操作;以及向用户输出信息(例如,在显示器上)。

[0716] 控制器2113可以控制流量发生器2101以生成具有期望的流量的气体流。控制器2113还可以控制补充氧气入口以允许递送补充氧气,增湿器2112(如果存在的话)可以对气体流进行增湿和/或将气体流加热到适当的水平等。控制器2113还可以控制操作雾化器2128。气体流穿过患者导管300和鼻接口100被引导至患者。控制器2113还可以控制增湿器2112中的加热元件和/或患者导管300中的加热元件,以将气体加热到期望的温度来实现患者的期望的疗法水平和/或舒适水平。控制器2113可以被编程有气体流的合适目标温度或可以确定气体流的合适目标温度。在一些构型中,可以穿过补充氧气入口来提供包括补充氧气的气体混合物组合物和/或治疗药物的施用。气体混合物组合物可以包含氧气、氦氧混合气、氮气、一氧化氮、二氧化碳、氩气、氦气、甲烷、六氟化硫、及它们的组合,和/或补充气体可以包含来自雾化器2128的雾化药物。

[0717] 在一些构型中,呼吸疗法设备2100包括气体入口2102、气体出口2118、和以将一种或多个物质递送到气体流中的雾化器2128。在呼吸疗法系统2000中与呼吸疗法设备2100一起使用的鼻接口100包括:气体入口121,该气体入口与气体出口2118流体连通以接收来自呼吸疗法设备的气体和一种或多种物质;彼此不对称的第一叉111和第二叉112;以及气体歧管120,该气体歧管包括气体入口121。第一叉111和第二叉112与气体入口121流体连通。鼻接口100被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流。

[0718] 呼吸疗法系统2000可以包括导管300、320(下文描述了其示例)以接收来自呼吸疗法设备2100的气体和一种或多种物质、并且将该气体和一种或多种物质递送至鼻接口100的气体入口121。

[0719] 在所展示的构型中,呼吸疗法系统2000可以如下操作。由于鼓风机2106的马达的叶轮的旋转,可以将气体穿过气体入口2102抽入到流量发生器2101中。气体可以被推出气体出口2104并且沿第一导管2110推动。气体穿过增湿器入口2116进入气体增湿器2112。一旦在气体增湿器2112中,气体就在经过气体增湿器2112中的水或在水附近时裹挟湿气。水被加热元件加热,该加热元件有助于对穿过气体增湿器2112的气体进行增湿和/或加热。气体穿过增湿器出口2118离开气体增湿器2112并进入第二导管300。在进入第二导管300之

前,气体从雾化器128接收一种或多种物质。气体从第二导管300传递至鼻接口100,气体在此处进入患者的气道从而有助于治疗呼吸疾病。

[0720] 例如,参考图2、图3、和图15,在一些构型中,本披露内容的呼吸疗法系统1000包括:

[0721] 呼吸疗法设备1100,该呼吸疗法设备包括:

[0722] 至少一个气体入口1027、1028;

[0723] 用于对气体进行增湿的增湿器1012;以及

[0724] 气体出口1021;

[0725] 以及患者接口1,该患者接口包括鼻接口100,其中,该鼻接口包括:

[0726] 彼此不对称的第一叉111和第二叉112,并且其中,第一叉111具有第一叉出口111a并且第二叉112具有第二叉出口112a;

[0727] 以及气体歧管120,该气体歧管包括气体入口121,其中,第一叉111和第二叉112与气体入口121流体连通;

[0728] 其中,鼻接口100被配置为在患者的鼻孔处实现不对称的气体流;

[0729] 其中,呼吸疗法系统1000被配置用于对于流到气体入口中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,在约27℃-37℃之间的温度范围下、在大于约33mg/l的相对湿度下、和/或以大于0m/s且小于约32m/s的速度来将气体递送穿过第一叉出口111a和第二叉出口112a。

[0730] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000被配置用于在约31℃-37℃之间的温度范围下将气体递送穿过第一叉出口111a和第二叉出口112a。

[0731] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000被配置用于将气体以高达约44mg/l的相对湿度递送穿过第一叉出口111a和第二叉出口112a。

[0732] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000被配置用于向气体入口121提供至少约5升/分钟(lpm)、可选地在约5plm至约120lpm之间、以及可选地在约5lpm至约70lpm之间的气体流的总体积流量。

[0733] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000被配置用于将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口。

[0734] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000被配置用于提供不同的气体流量穿过第一叉111和第二叉112、并且递送基本上相似速度的气体穿过第一叉出口111a和第二叉出口

112a。

[0735] 在一些构型中,气体离开第一叉出口111a的速度在气体离开第二叉出口112a的速度的约20%内、可选地在气体离开第二叉出口112a的速度的约16%内、并且可选地在高于约42lpm的流量下在气体离开第二叉出口112a的速度的约10%内。

[0736] 在一些构型中,对于流到气体入口121中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于0m/s且小于32m/s。

[0737] 在一些构型中,对于流到气体入口121中的大于9lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于约2m/s且小于约32m/s、可选地大于约2m/s且小于32m/s、可选地大于约2m/s且高达约25m/s、并且可选地大于约2.5m/s且高达约20m/s。

[0738] 在一些构型中,鼻接口100包括具有第一叉111和第二叉112的插管本体118。

[0739] 在一些构型中,气体歧管120与插管本体118成一体、或者与插管本体118分开并可与之联接。

[0740] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112被配置为以未密封(非密封)的方式与鼻道接合。

[0741] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112允许呼出的气体逸出到第一叉111和第二叉112周围。

[0742] 在一些构型中,第一叉111和第二叉112被配置用于向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0743] 在一些构型中,该第一叉和第二叉被配置用于独立于患者的呼吸来向患者提供气体。

[0744] 在一些构型中,该呼吸疗法系统包括导管300,该导管用于接收来自该呼吸疗法设备的气体、并且将该气体递送至该鼻接口的气体入口121。

[0745] 呼吸疗法系统1000、患者接口1、和鼻接口100可以具有本文描述的任何特征和功能。

[0746] 披露了一种用于向患者提供呼吸支持的方法,该方法包括:

[0747] 提供呼吸疗法系统1000,该呼吸疗法系统包括:

[0748] 呼吸疗法设备1100,该呼吸疗法设备包括:

[0749] 至少一个气体入口1027、1028;

[0750] 流量发生器1011;

[0751] 气体出口1021;

[0752] 以及患者接口1,该患者接口包括鼻接口100,其中,鼻接口100包括:

[0753] 彼此不对称的第一叉111和第二叉112,并且其中,第一叉111具有第一叉出口111a并且第二叉112具有第二叉出口112a;

[0754] 以及气体歧管120,该气体歧管包括气体入口121,其中,第一叉111和第二叉112与气体入口121流体连通;

[0755] 操作呼吸疗法设备1100以向鼻接口100提供气体流;以及

[0756] 将来自呼吸疗法设备1100的不对称气体流在患者鼻孔处递送穿过第一叉出口

111a和第二叉出口112a。

[0757] 在一些构型中,该方法包括对于流到气体入口121中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,将不对称气体流以约27℃-37℃之间的温度范围、以大于约33mg/l的相对湿度、和/或以大于0m/s且小于约32m/s的速度递送穿过第一叉出口和第二叉出口。

[0758] 在一些构型中,该方法包括递送在约31℃-37℃之间的温度范围的不对称气体流。

[0759] 在一些构型中,该方法包括:向气体入口121提供至少约5升/分钟(lpm)的气体流的总体积流量、可选地向气体入口提供约5lpm至约120lpm之间的气体流的总体积流量、以及可选地向气体入口提供约5lpm至约70lpm的气体流的总体积流量。

[0760] 在一些构型中,该方法包括将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的至少约60%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约90%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约60%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约65%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%至约75%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约70%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%至约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约75%穿过第一叉111递送出该鼻接口、可选地将流到气体入口121中的气体流的总体积流量的约80%穿过第一叉111递送出该鼻接口。

[0761] 在一些构型中,该方法包括将气体以高达约44mg/l的相对湿度递送穿过第一叉出口111a和第二叉出口112a。

[0762] 在一些构型中,该方法包括提供不同的气体流量穿过第一叉111和第二叉112、并且递送基本上相似速度的气体穿过第一叉出口111a和第二叉出口112a。

[0763] 在一些构型中,气体离开第一叉出口111a的速度在气体离开第二叉出口112a的速度的约20%内、可选地在气体离开第二叉出口112a的速度的约16%内、并且可选地在高于约42lpm的流量下在气体离开第二叉出口112a的速度的约10%内。

[0764] 在一些构型中,对于流到气体入口121中的大于0lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于0m/s且小于32m/s。

[0765] 在一些构型中,对于流到气体入口121中的大于9lpm且高达约70lpm的气体流的总体积流量,气体离开第一叉出口111a和第二叉出口112a中的每一个的速度大于约2m/s且小于约32m/s、可选地大于约2m/s且小于32m/s、可选地大于约2m/s且高达约25m/s、并且可选地大于约2.5m/s且高达约20m/s。

[0766] 在一些构型中,鼻接口100包括具有第一叉111和第二叉112的插管本体118。

[0767] 在一些构型中,气体歧管120与插管本体118成一体、或者与插管本体118分开并可与之联接。

[0768] 在一些构型中,该方法包括将第一叉111和第二叉112以未密封(非密封)的方式与鼻道接合。

[0769] 在一些构型中,该方法包括允许呼出的气体逸出到第一叉111和第二叉112周围。

[0770] 在一些构型中,该方法包括向患者提供气体,而不干扰患者的自主呼吸。

[0771] 在一些构型中,该方法包括独立于患者的呼吸来向患者提供气体。

[0772] 在一些构型中,鼻接口100如上文或本文概述的。

[0773] 在一些构型中,呼吸疗法设备1100包括增湿器1012,并且该方法包括使用增湿器1012来对气体流进行增湿。

[0774] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000包括具有加热器300a的患者导管300,并且该方法包括操作该加热器300a。

[0775] 在一些构型中,该患者接口包括与气体入口流体连通的透气管,并且该方法包括允许水蒸汽穿过该管的壁,但是防止液态水和大量气体流经该管的壁。

[0776] 该方法中使用的呼吸疗法系统1000、患者接口1、和鼻接口100可以具有本文描述的任何特征和功能。

[0777] 图18示出了可以用于将气体递送至鼻接口100的示例性类型的管道或导管300。展示了以平滑孔302或非波纹孔为特征的管道或导管300。美国专利申请公开号2014/0202462(还公布为PCT公开号WO 2012/164407A1)和PCT公开号WO 2014/088430以及美国专利号11,058,844中最佳地描述和展示了这种类型的管道。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。如其中所描述的,管道是由珠缘304和小的管或泡状物306形成的。总体上,这种管道的尖峰到凹谷的表面粗糙度呈0.15mm至0.25mm的量级。在一个构型中,导管或管道具有13mm至14mm的内部孔直径。这两个部件304、306相结合以限定具有管腔的导管或管,该管腔具有最小的表面积偏差。在一些构型中,珠缘304含有多根线308。这些丝中的一者或多者可以无需定位在由导管或管道300传送的流动内地用于对导管的壁进行加热。在所展示的构型中,珠缘304含有四根线308。在一些构型中,珠缘304可以含有两根线308。也可以使用其他数量的线。

[0778] 图19示出了可以用于将气体递送至鼻接口100的替代性示例性类型的管道或导管320。参照图20,所展示的导管或管道320是波纹管道。在一个构型中,导管或管道320具有20mm至21mm的内部孔直径。波纹管道320包括沿管道320的壁324的深沟322。在许多情况下,沟322导致了沿由壁324限定的管腔的长度延伸的一个或多个螺旋障碍。如此,导管或管道的内表面与图18中展示的平滑孔管道300相比显著地更加粗糙。总体上,波纹导管或管道具有的尖峰到凹谷的表面粗糙度呈1.5mm至2.5mm的量级。在图19的所展示的构型中,还可以将一个或多个加热丝326卷绕和定位成与穿过管腔流动的气体直接接触。当这些丝被定位在气体流动路径内时,加热丝增加了2mm至3mm的添加“表面粗糙度”,尽管这仅是对定位在气体流动路径内的加热丝效果的估算。

[0779] 与使用例如在图19中展示的更加常规的加热呼吸管320相比而言,使用例如在图18中展示的平滑孔加热管300来用于从上述雾化器2128运输药品获得了药品运输效率方面的显著增加。效率改善被认为是由于大量地减少了被捕获在更常规的加热呼吸管320的沟322和曝露加热丝326内的雾化药品的量。例如,已经估算的是,由这些表面捕获的雾化药品与被保留在例如图18中示出的平滑孔加热呼吸管300内的雾化药品相比多300%,例如但非限制性地。所认为的是,由于流动中有较少旋涡并且代表有效粗糙度的障碍较少,因此沉积过程(例如撞击)有所减少。

[0780] 在一些构型中,当流量超过最优流量时,发现运输效率有所降低。换言之,在高于30lpm的某些高流量下,该流量与雾化效率多少有些成反比(即,高的流量导致更多药物被陷在回路中而不是被递送给患者)。

[0781] 通过具有不对称鼻叉111、112的鼻插管100,进行相同死腔清理的流量减少可以是可能的,这可以改善对使用雾化药物的呼吸疗法的提供。雾化药物可能不太可能“喷出”,其中一部分药物沉积在流动路径的内表面上而不是递送给患者、或者由于更平滑的流动过渡撞击在表面上而遭受其他损失。通过由鼻接口100提供的部分单向流动,当患者逆流呼气时,与其他情况相比,更少的药物被浪费。具有不对称鼻叉111、112的鼻插管100的其他方面(包括叉的截面积和那些截面积的关系)可以改善对使用雾化药物的呼吸疗法的提供。

[0782] 呼吸疗法系统2000中使用的患者接口1和鼻接口100可以具有本文针对鼻接口100、100’、100”描述的任一个或多个特征和/或功能。

[0783] 呼吸疗法系统2000可以具有在PCT公开号WO 2016/085354或美国专利申请公开号2017/0312472中描述的系统的任一个或多个特征和/或功能。这些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0784] 另外或替代性地,呼吸疗法系统2000可以具有关于呼吸疗法系统1000描述的系统的任一个或多个特征和/或功能。

[0785] 本文描述的鼻接口100、100’、100”可以在医疗保健设施、家庭环境、急救车辆、或任何其他适合的环境中使用。因此,本文对“患者”的提及应被解释为使用鼻接口的任何适合的对象。

[0786] 尽管已经就某些实施例对本披露内容进行了描述,但是本领域普通技术人员所清楚的其他实施例也在本披露内容的范围之内。因此,在不偏离本披露内容的精神和范围的前提下,可以作出各种变化和修改。例如,可以根据需要重新定位各个部件。来自所描述实施例中的任何一个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特征中的一个、多个或所有特征。此外,并非所有这些特征、方面和优点都是实践本披露所必不可少的。因此,本披露内容的范围旨在仅由所附权利要求限定。

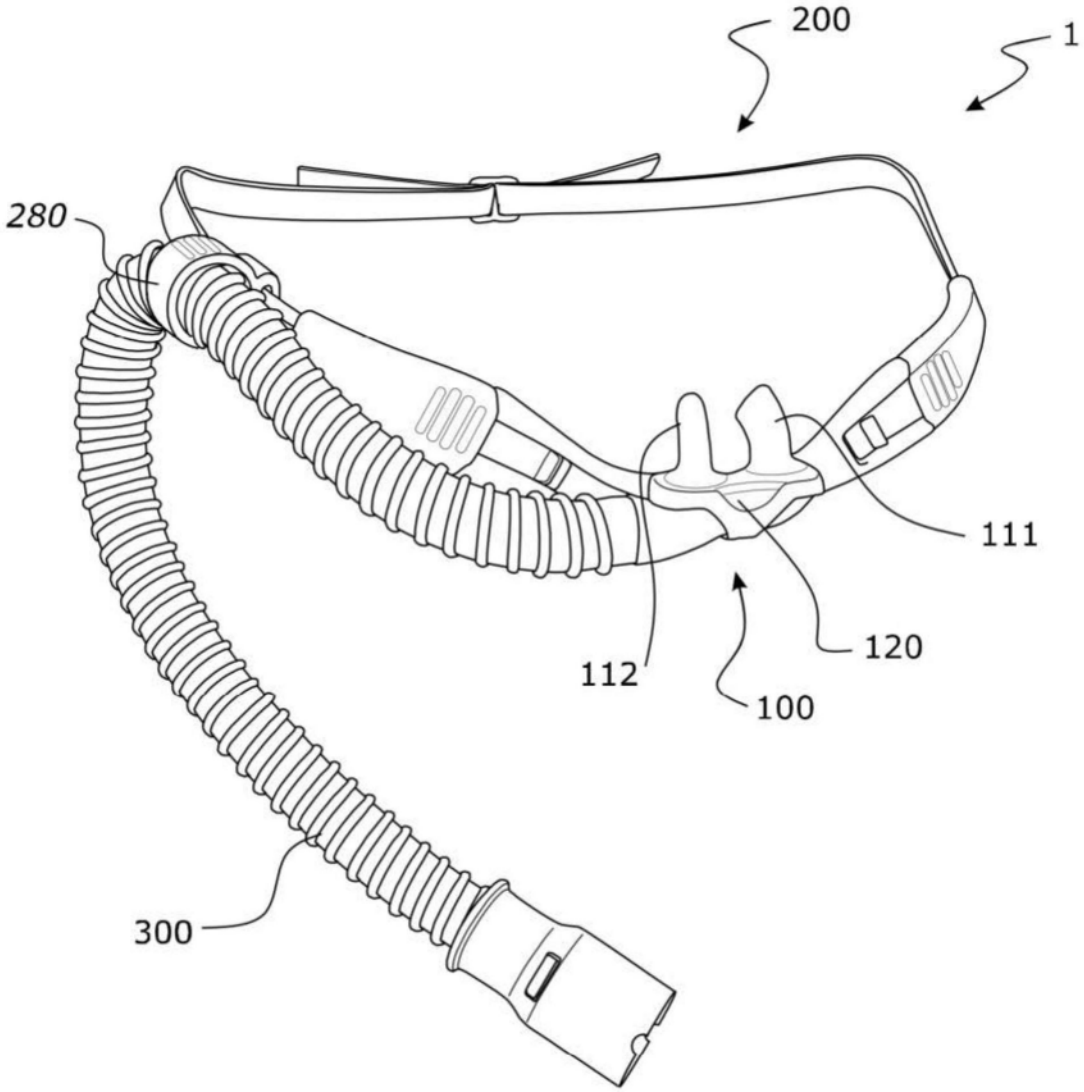


图1A

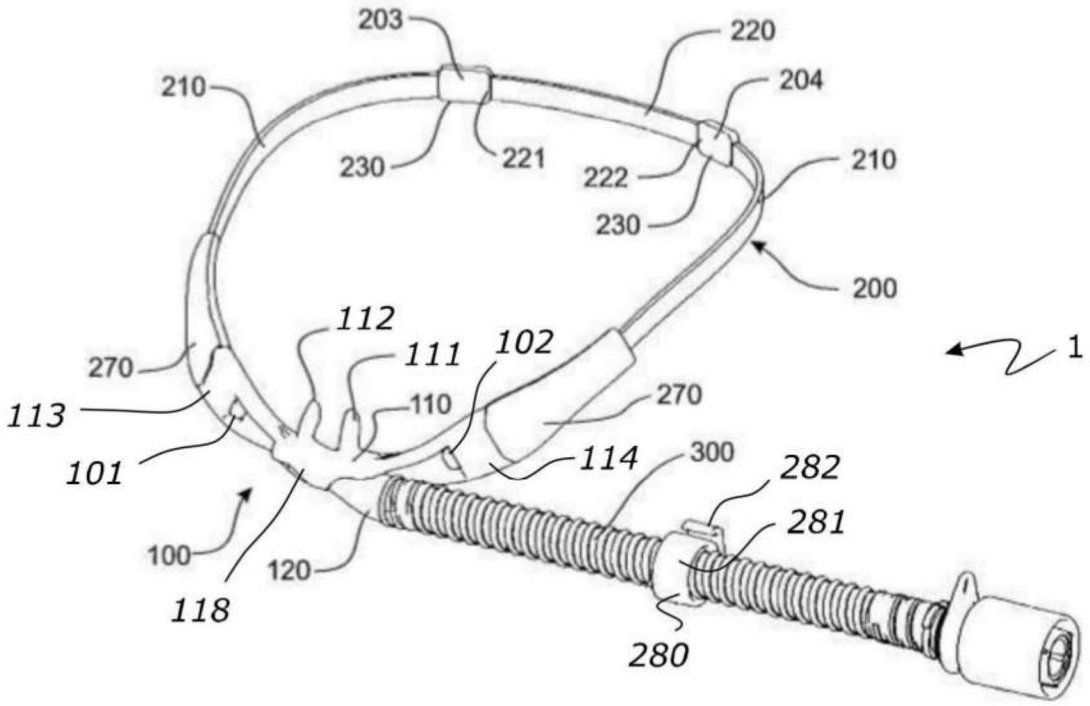

203
220
210
204
230
221
222
210
230
200
112
111
102
270
1
113
110
270
101
114
300
282
281
100
120
118
280

图1B

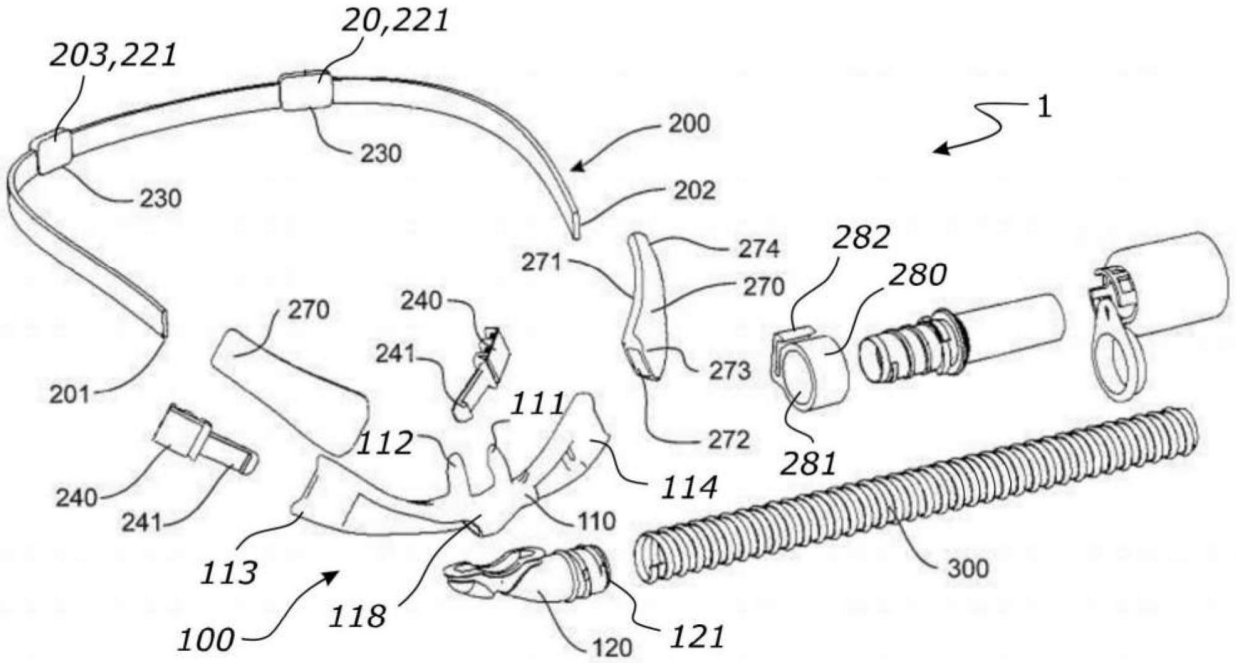

20,221
203,221
1
200
230
230
202
271
274
282
270
280
270
240
273
241
201
111
272
112
281
240
114
241
110
300
113
118
121
100
120

图1C

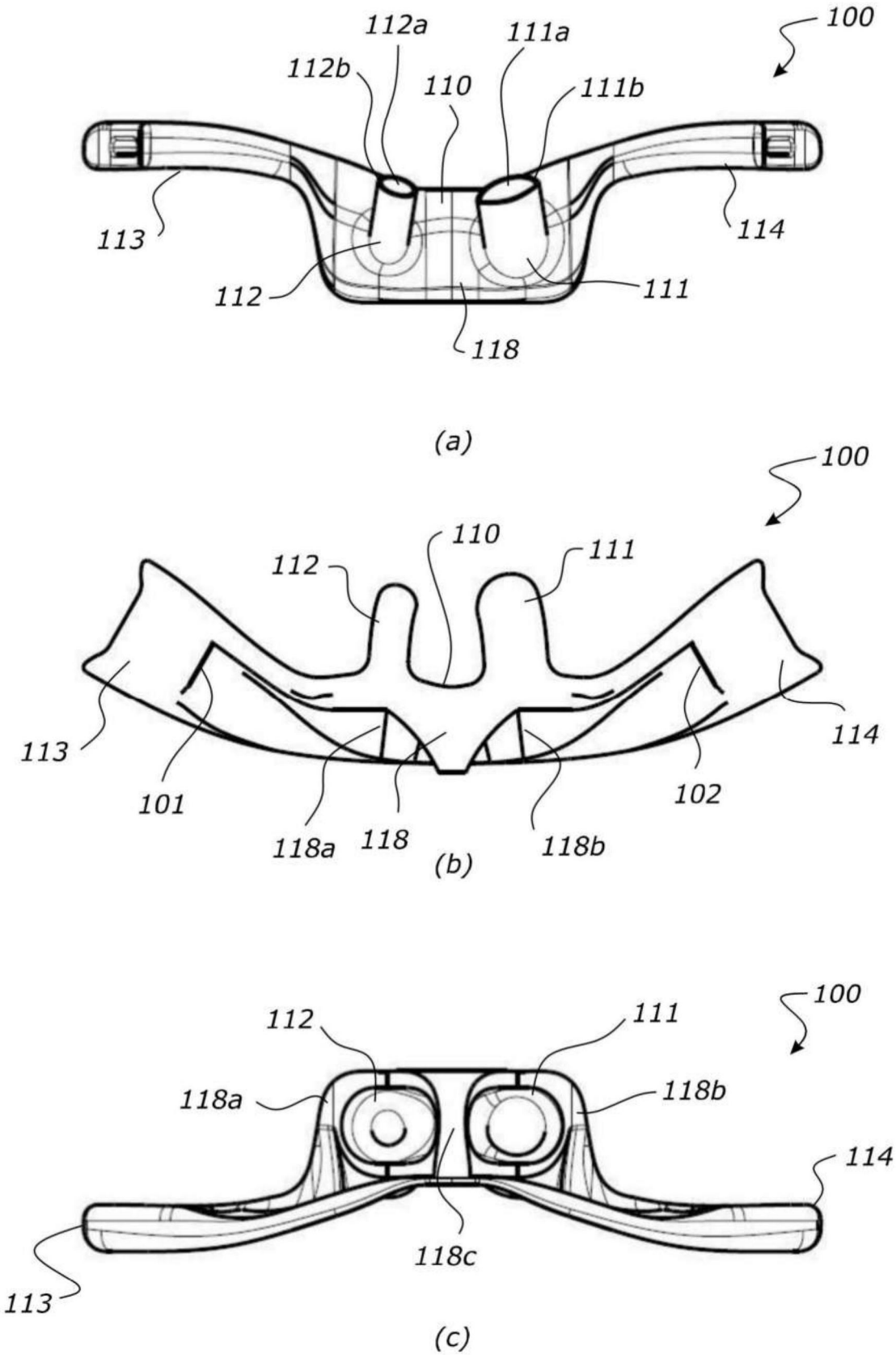

100
112a
111a
112b
110
111b
113
114
112
111
118
(a)
100
110
112
111
113
114
101
102
118a
118
118b
(b)
100
112
111
118a
118b
114
118c
113
(c)

图2

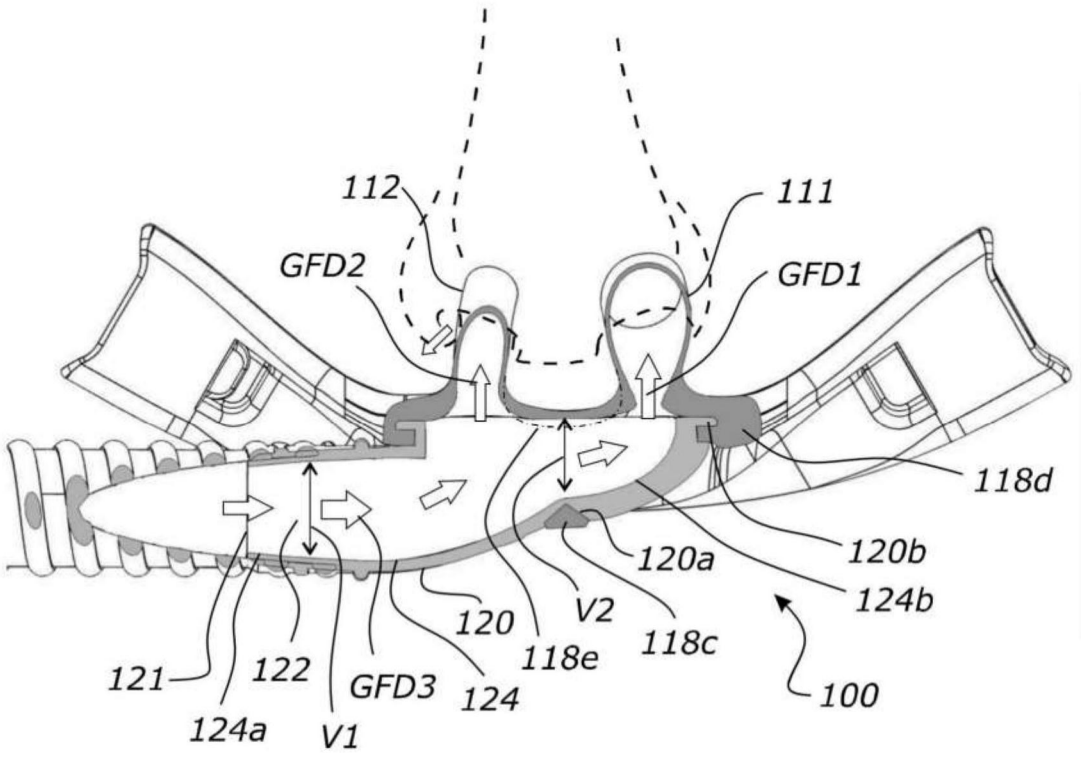

112
111
GFD2
GFD1
118d
120b
120a
124b
V2
120
118e
118c
121
122
GFD3
124
100
124a
V1

图3

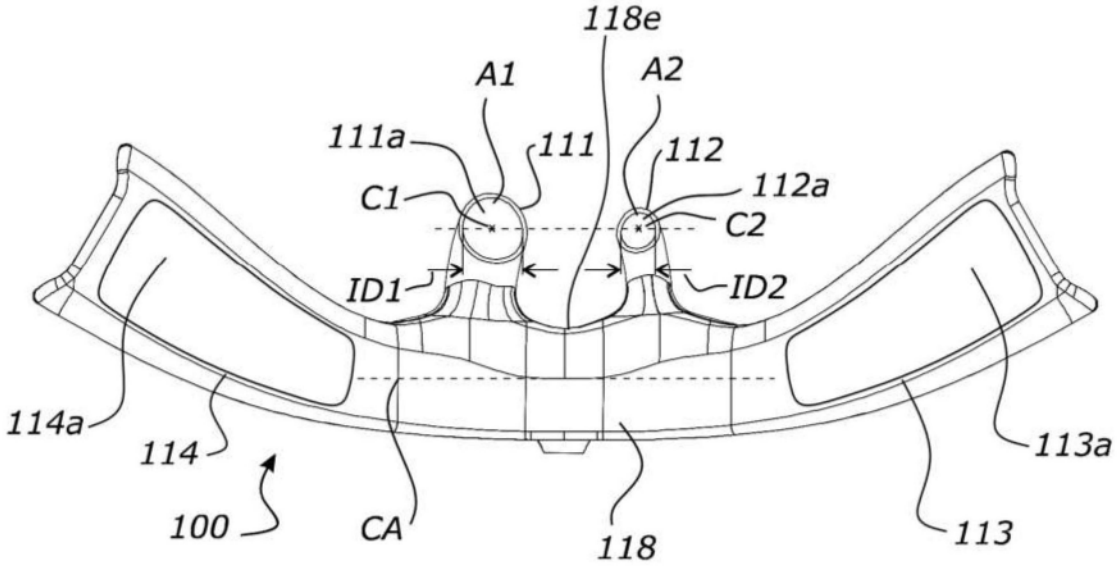

118e
A1
A2
111a
111
112
112a
C1
C2
ID1
ID2
114a
114
100
CA
118
113
113a

图4A

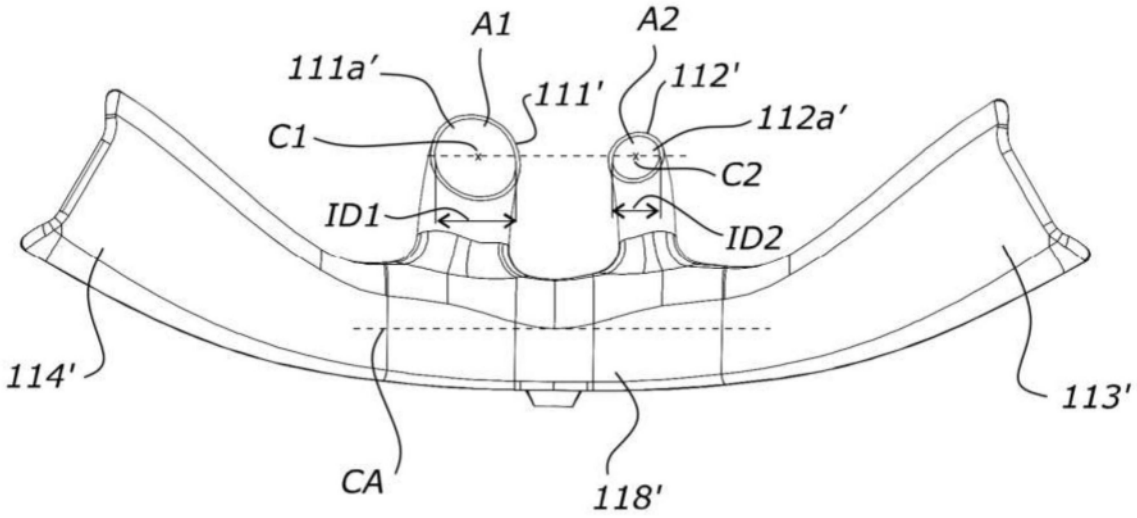

A1
A2
111a'
111'
112'
112a'
C1
C2
ID1
ID2
114'
113'
CA
118'

图4B

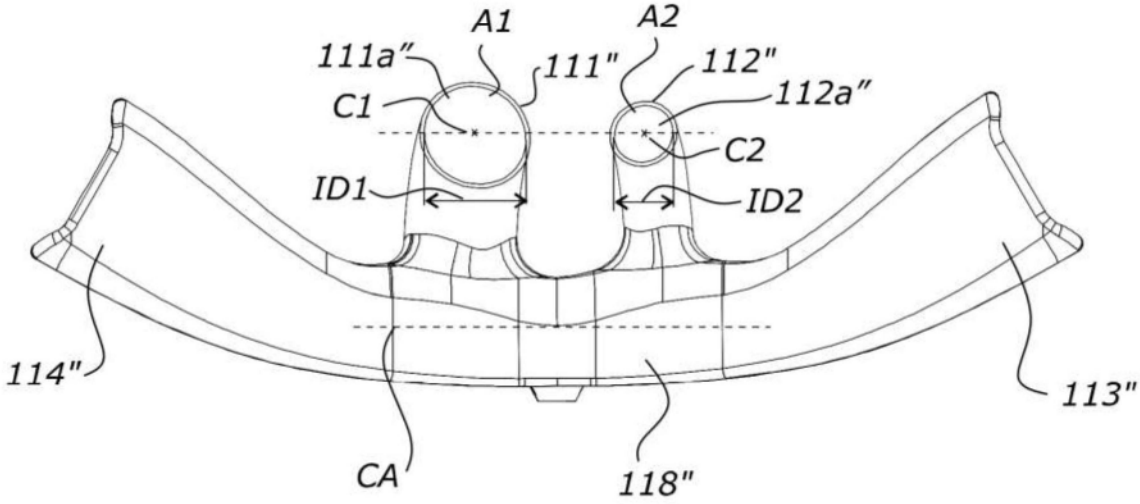

A1
A2
111a"
111"
112"
112a"
C1
C2
ID1
ID2
114"
113"
CA
118"

图4C

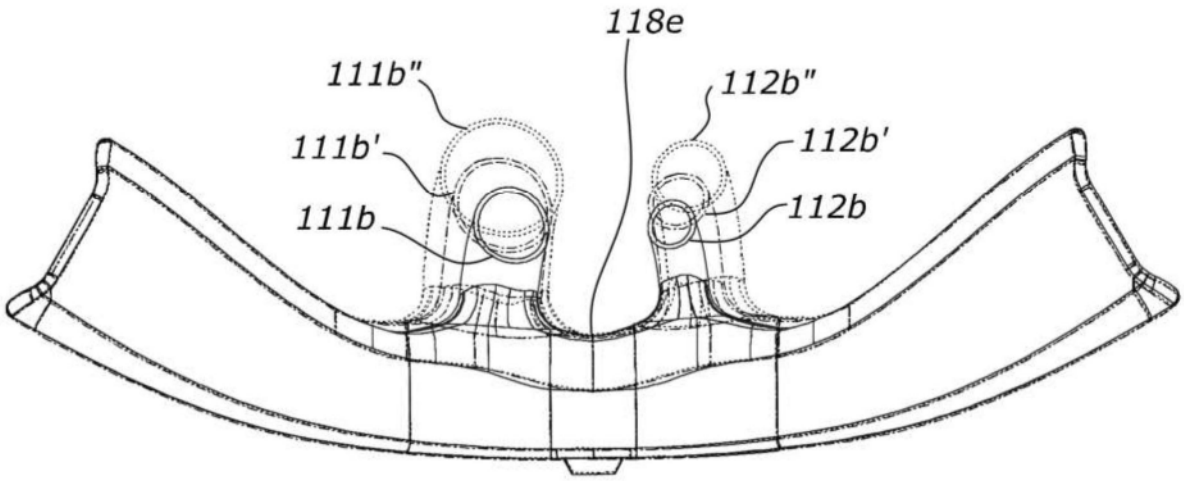


图5

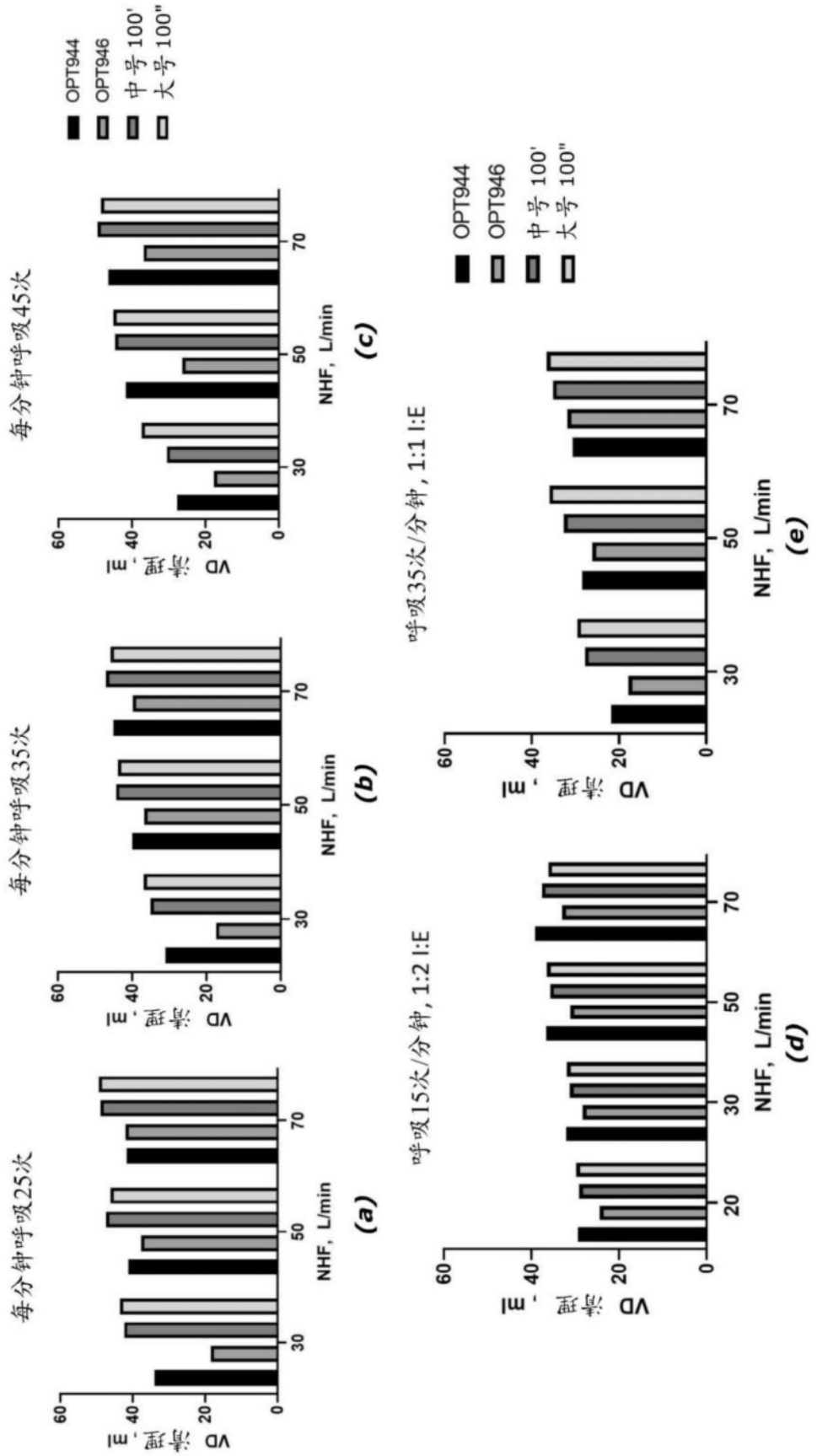

OPT944
OPT946
中号 100'
大号 100"
每分钟呼吸25次
每分钟呼吸35次
每分钟呼吸45次
呼吸15次/分钟，1:2 I:E
呼吸35次/分钟，1:1 I:E
VD 清理，ml
NHF，L/min
(a)
(b)
(c)
(d)
(e)

图6

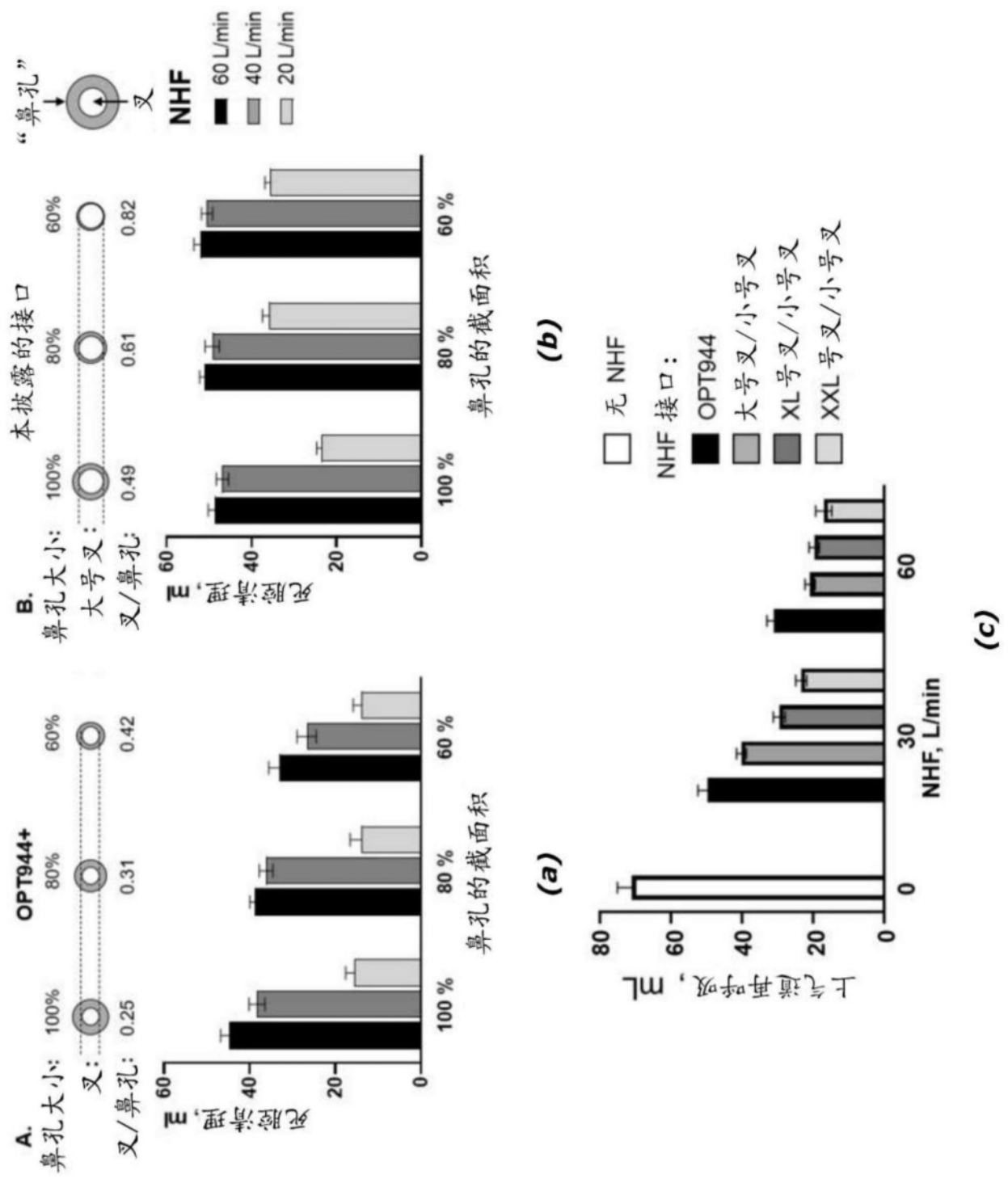

A.
鼻孔大小:
100%
80%
60%
叉:
叉/鼻孔:
0.25
0.31
0.42
OPT944+
B.
本披露的接口
鼻孔大小:
100%
80%
60%
大号叉:
叉/鼻孔:
0.49
0.61
0.82
"鼻孔"
叉
NHF
60 L/min
40 L/min
20 L/min
阻塞清理, %
鼻孔的截面积
(a)
(b)
(c)
无 NHF
NHF 接口:
OPT944
大号叉/小号叉
XL号叉/小号叉
XXL号叉/小号叉
下鼻道阻塞, %
NHF, L/min

图7

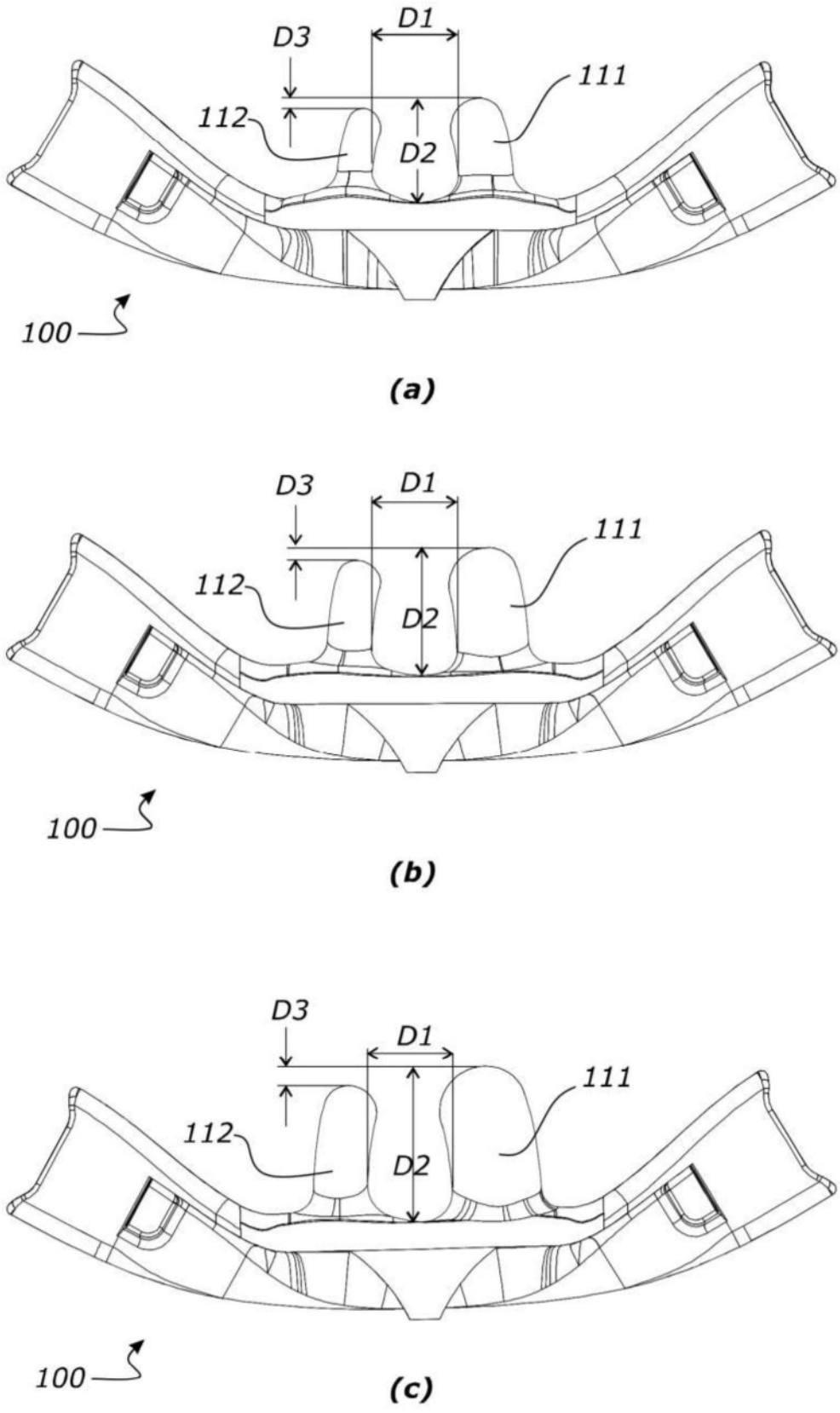


图8

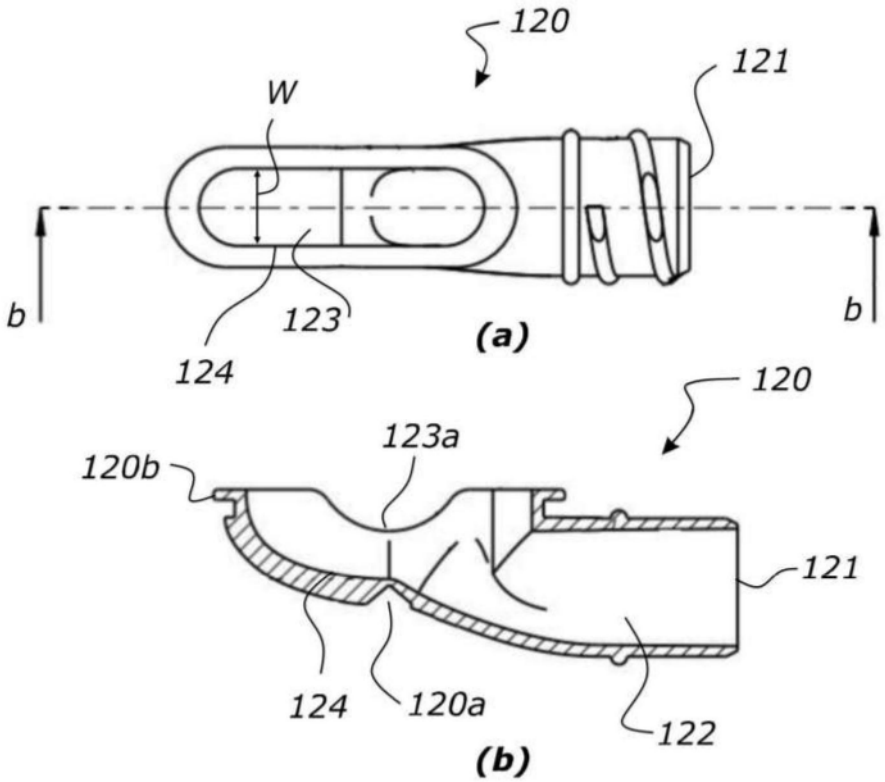


图9

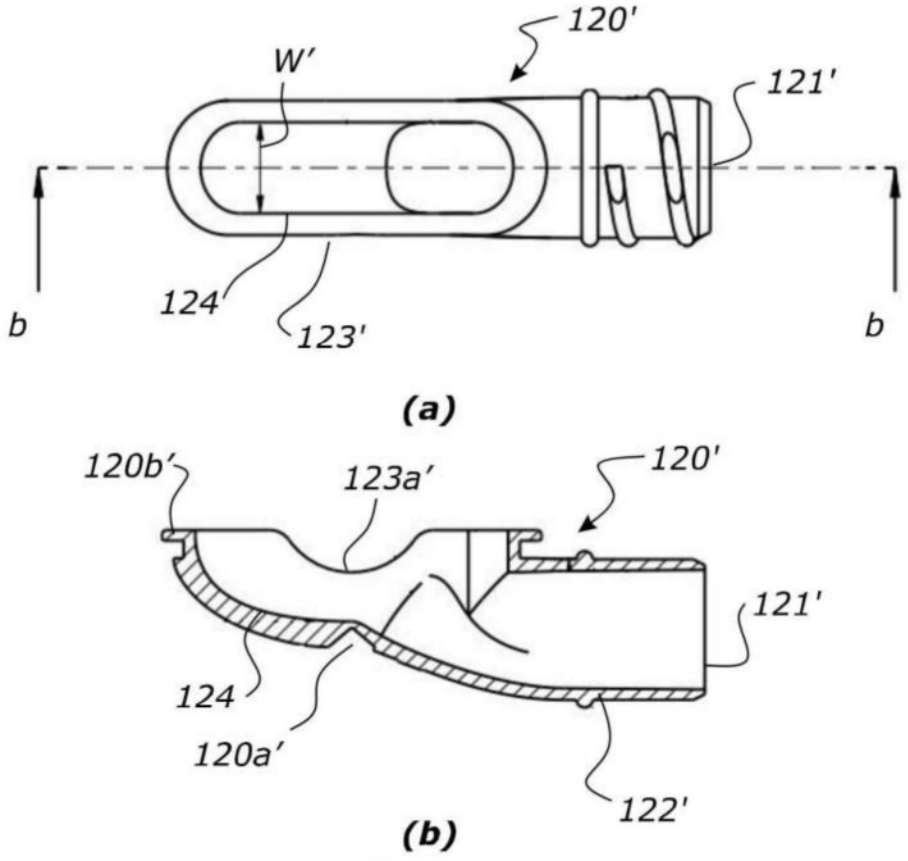


图10

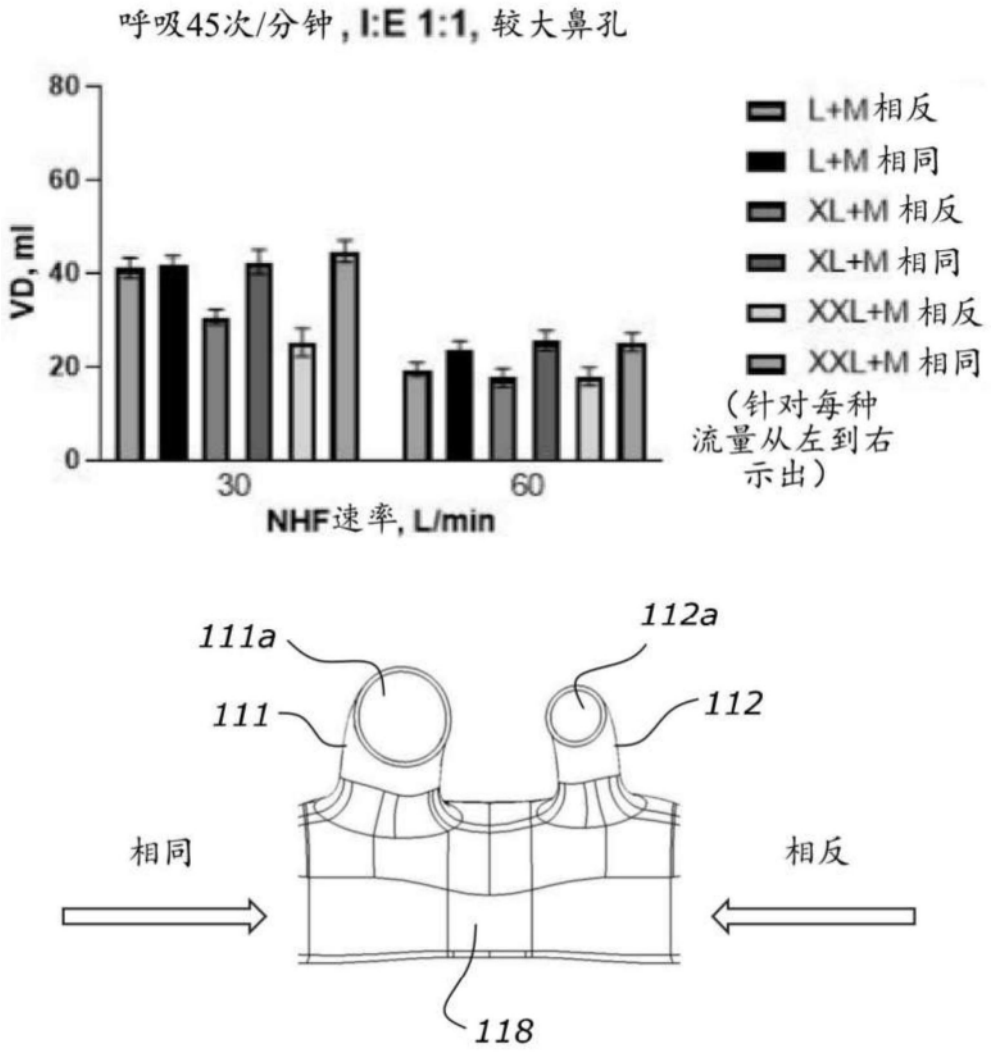

呼吸45次/分钟，I:E 1:1，较大鼻孔
VD, ml
80
60
40
20
0
30
60
NHF速率, L/min
L+M相反
L+M 相同
XL+M 相反
XL+M 相同
XXL+M 相反
XXL+M 相同
（针对每种流量从左到右示出）
111a
112a
111
112
相同
相反
118

图11

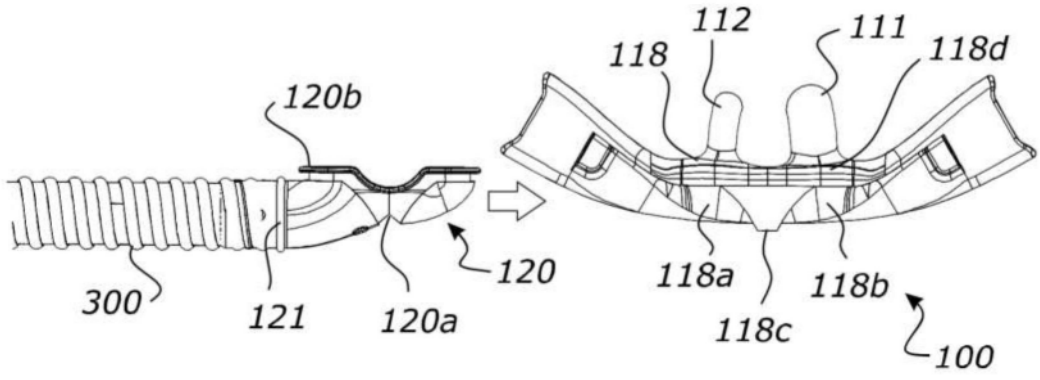

112
111
118
118d
120b
120
300
121
120a
118a
118b
118c
100

图12(a)

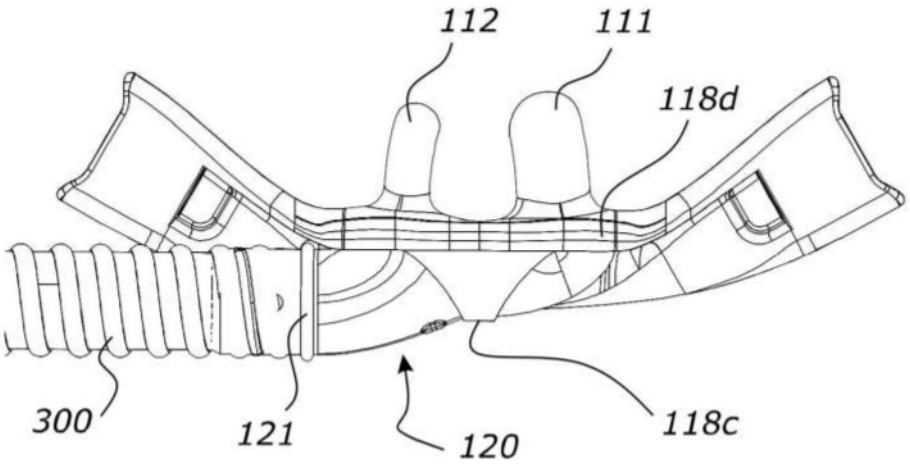


图12(b)

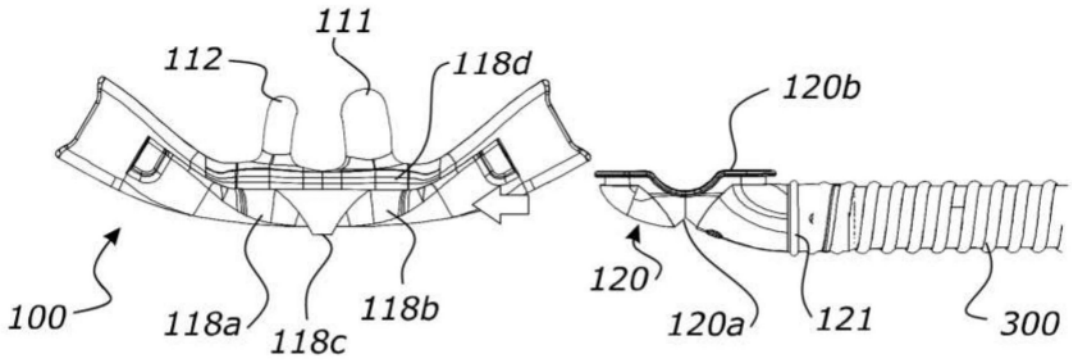


图12(c)

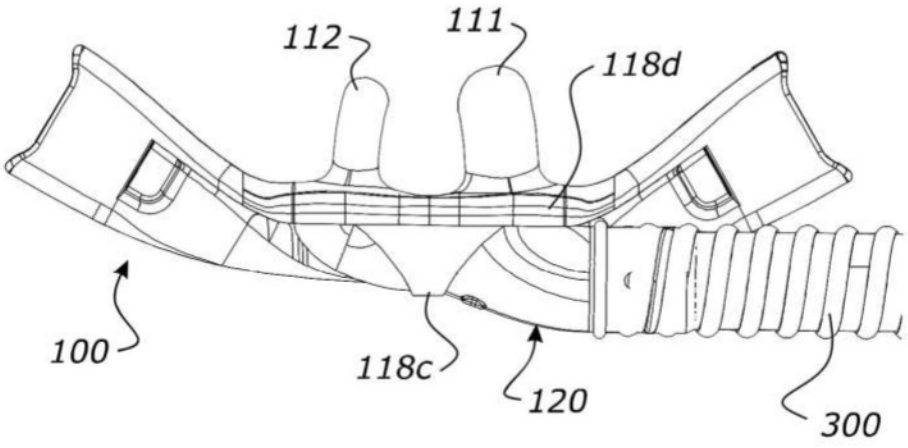


图12(d)

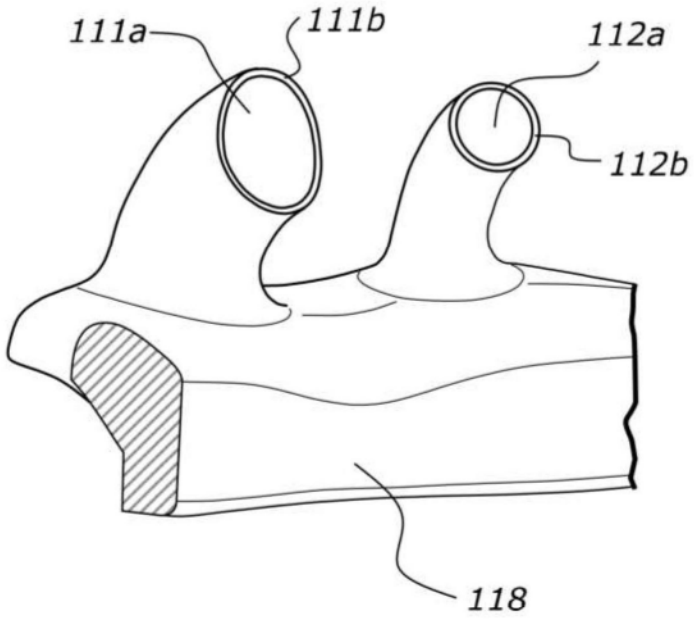

111a
111b
112a
112b
118

图13

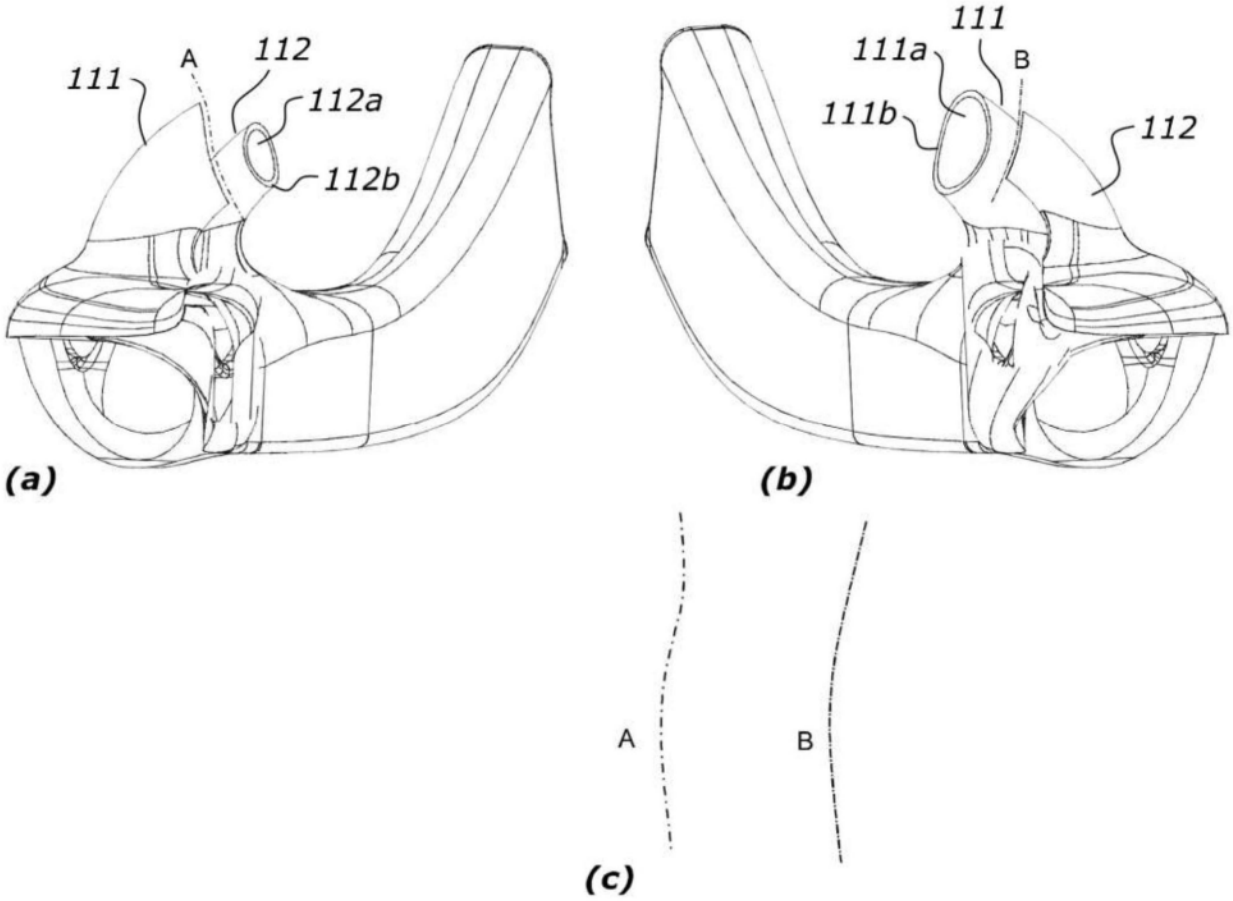

111
A
112
112a
112b
(a)
111
111a
B
111b
112
(b)
A
B
(c)

图14

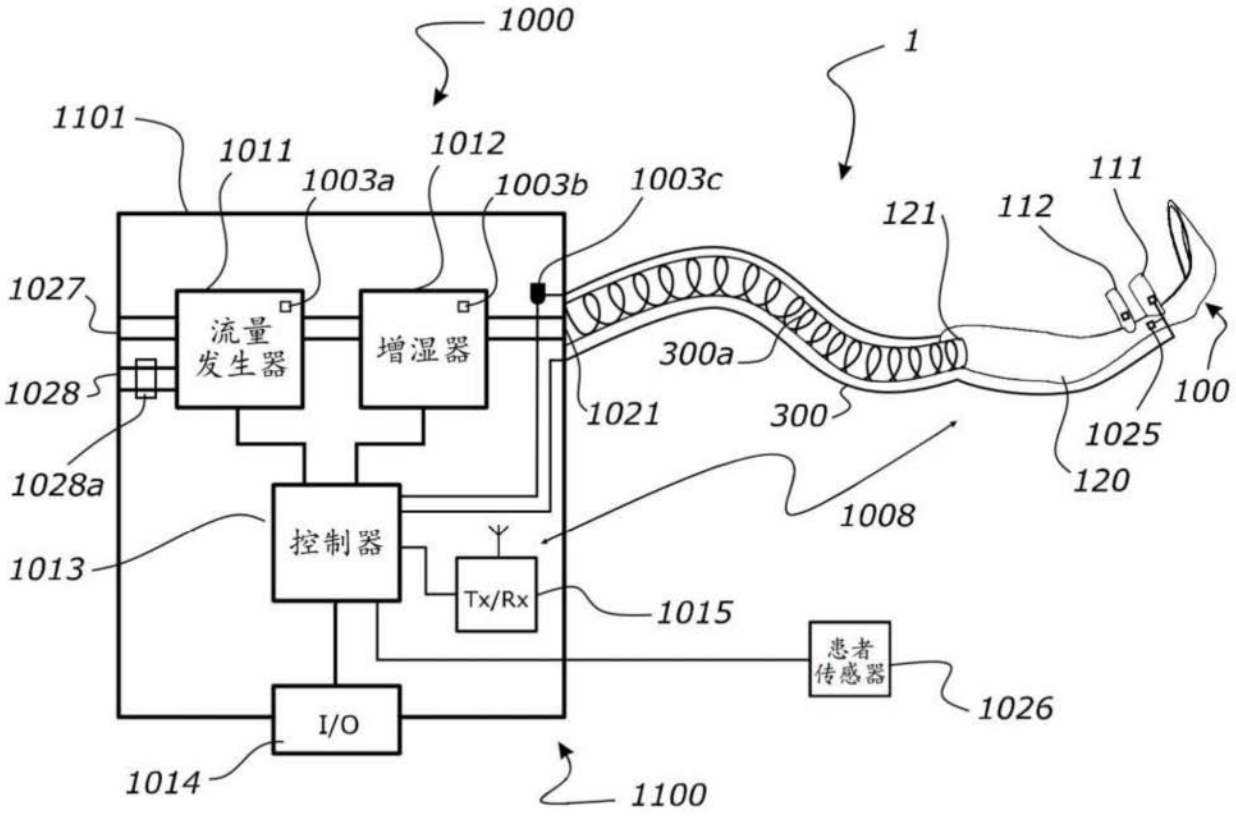

1000
1
1101
1011
1012
1003a
1003b
1003c
111
121
112
1027
流量
发生器
增湿器
300a
1028
1021
300
100
1025
1028a
120
1008
控制器
1013
Tx/Rx
1015
患者
传感器
1026
I/O
1014
1100

图15

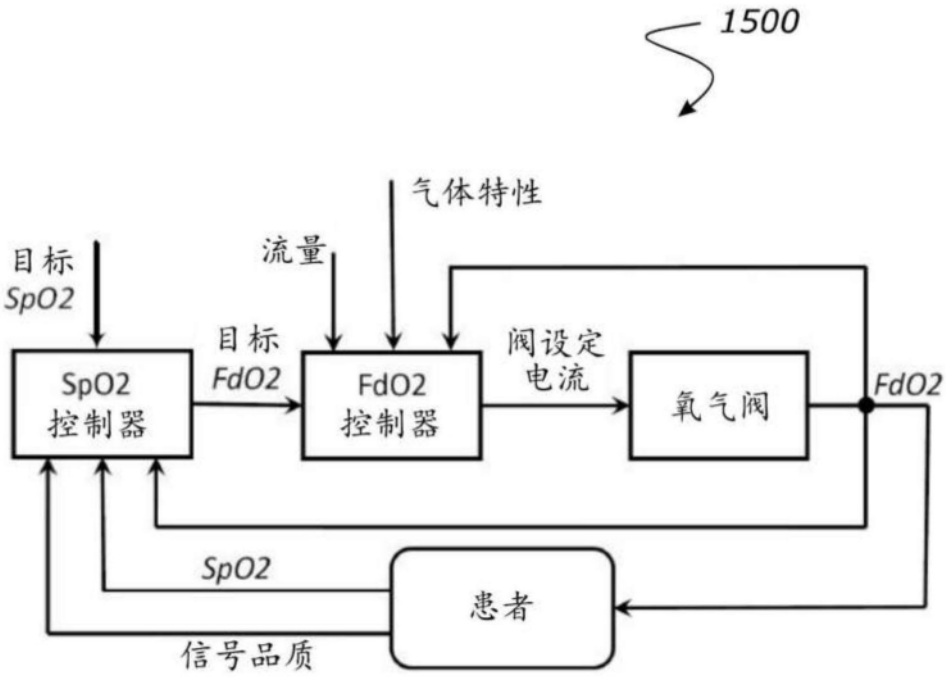

1500
气体特性
流量
目标
SpO2
目标
FdO2
阀设定
电流
SpO2
控制器
FdO2
控制器
氧气阀
FdO2
SpO2
患者
信号品质

图16

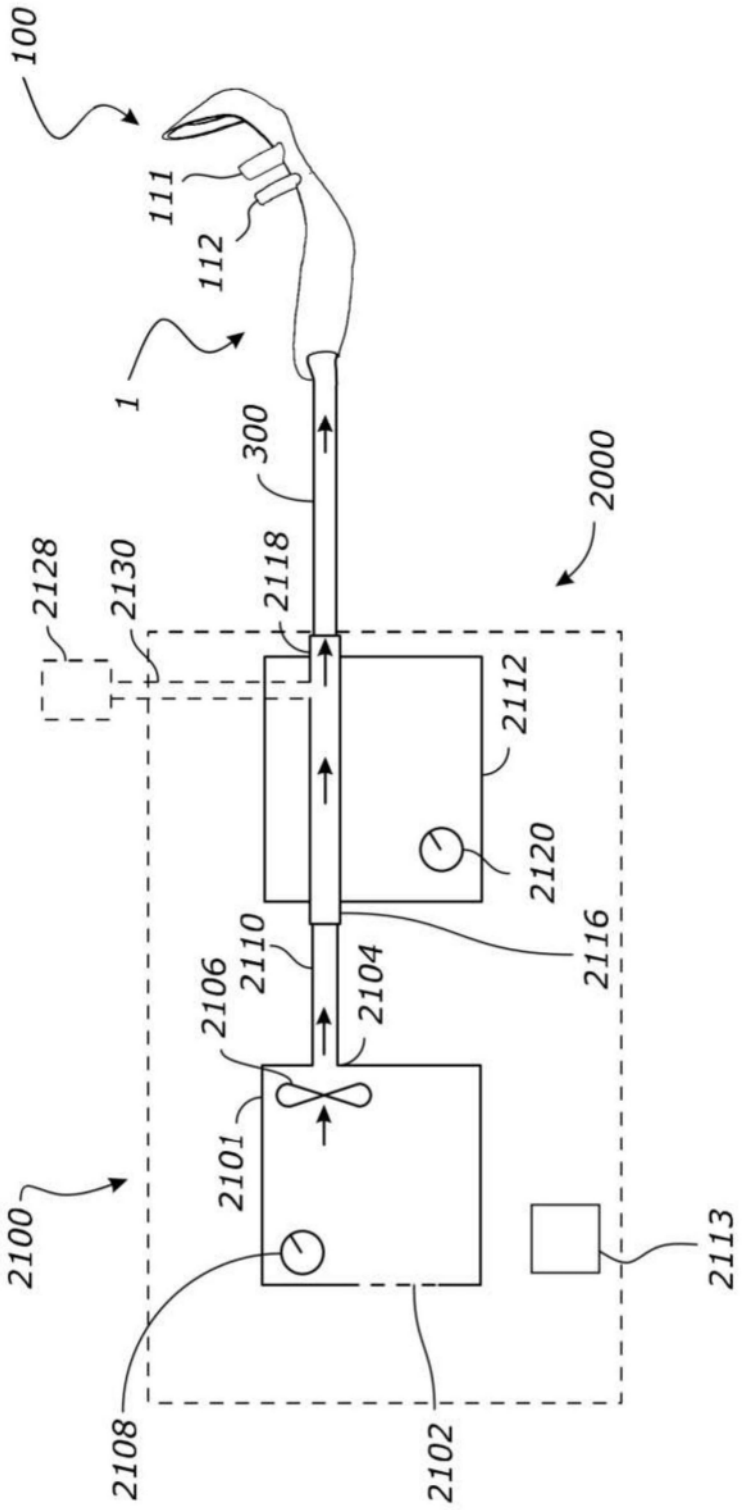

100
111
112
1
300
2000
2128
2130
2118
2112
2120
2116
2110
2106
2104
2101
2100
2113
2108
2102

图17

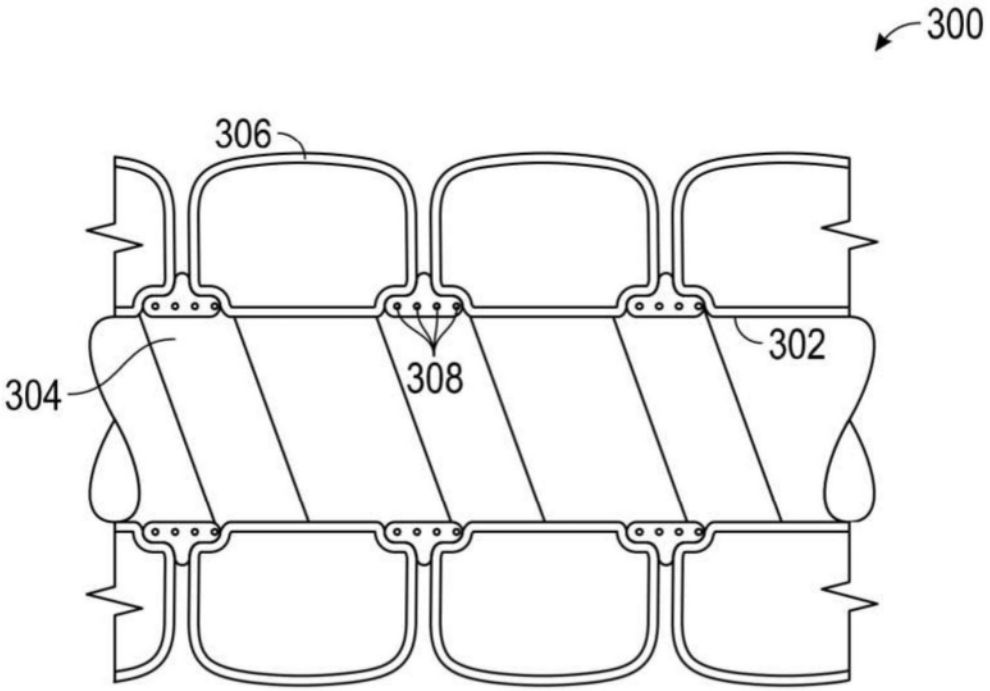


图18

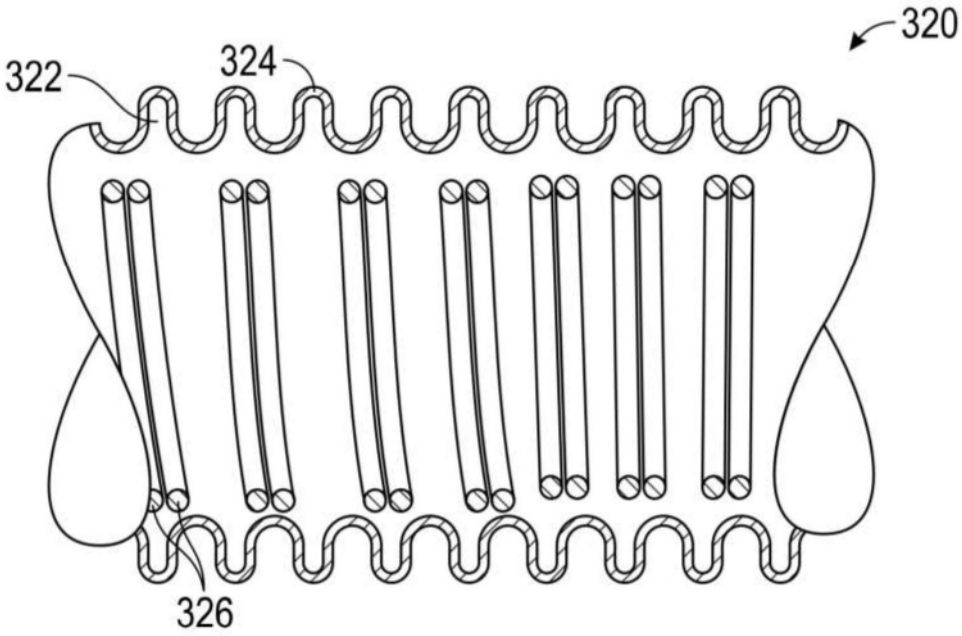
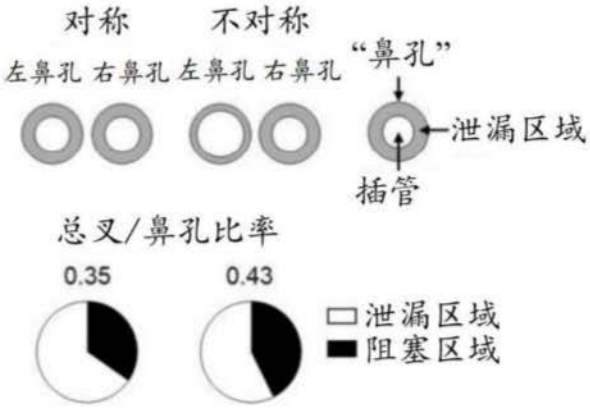
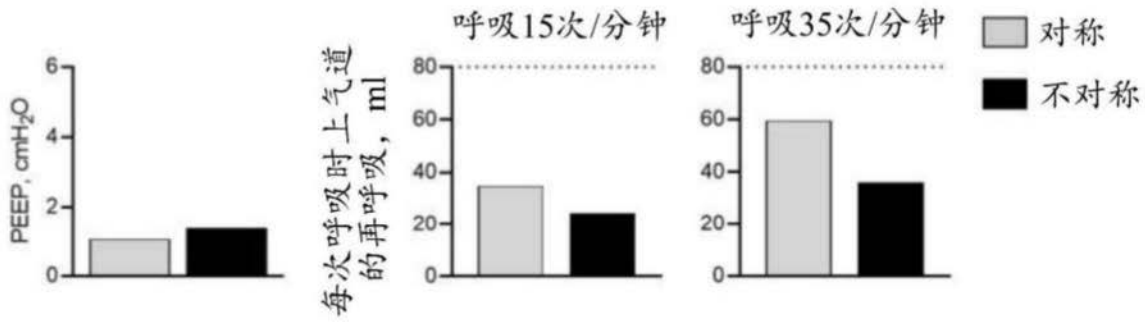


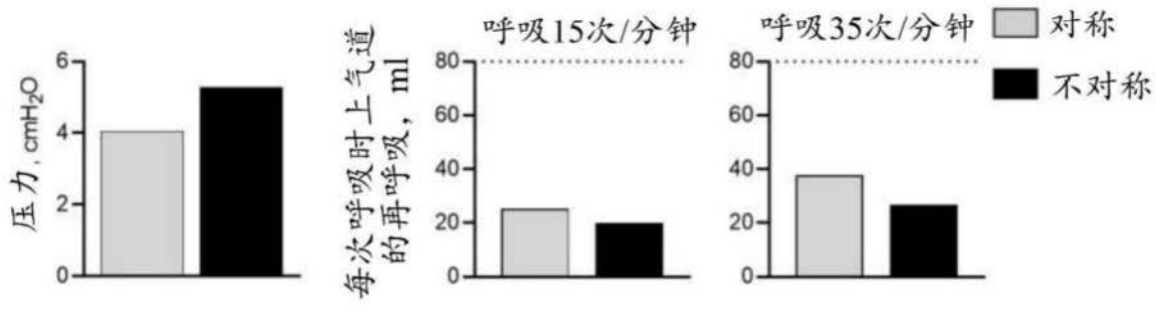
图19


对称
不对称
左鼻孔 右鼻孔 左鼻孔 右鼻孔
“鼻孔”
泄漏区域
插管
总叉/鼻孔比率
0.35
0.43
泄漏区域
阻塞区域

(a)


PEEP, cmH2O
每次呼吸时上气道的再呼吸，ml
呼吸15次/分钟
呼吸35次/分钟
对称
不对称

(b)


压力, cmH2O
每次呼吸时上气道的再呼吸，ml
呼吸15次/分钟
呼吸35次/分钟
对称
不对称

(c)

图20

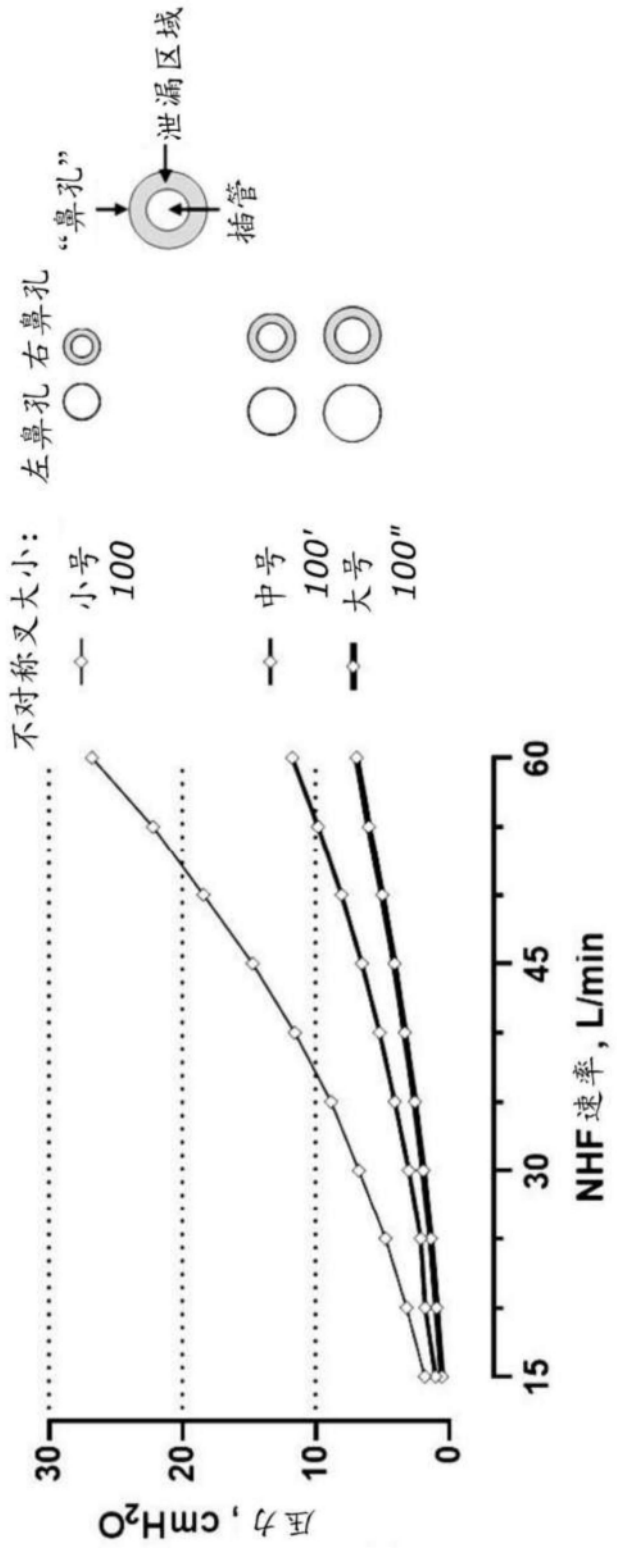

泄漏区域
插管
“鼻孔”
左鼻孔 右鼻孔
不对称叉大小:
小号
100
中号
100'
大号
100"
压力，cmH2O
0
10
20
30
NHF速率，L/min
15
30
45
60

图21

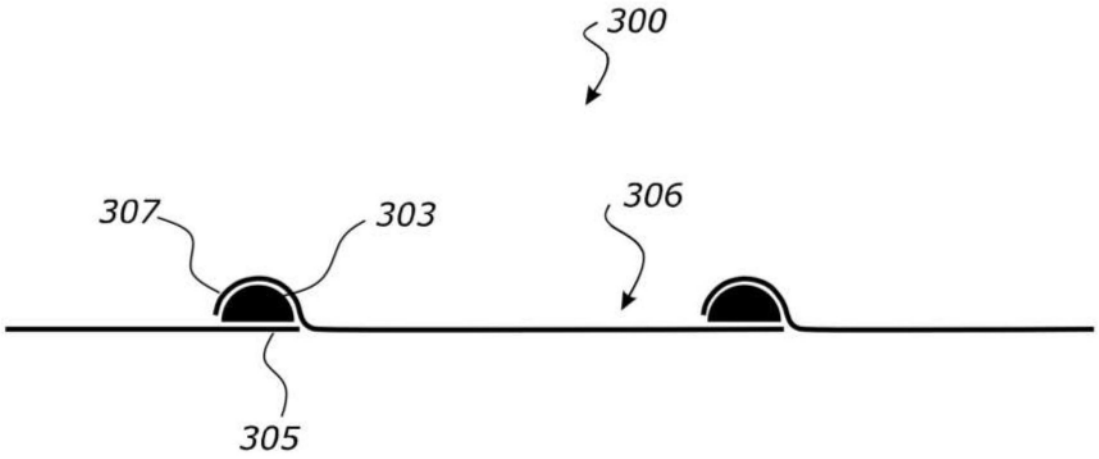


图22A

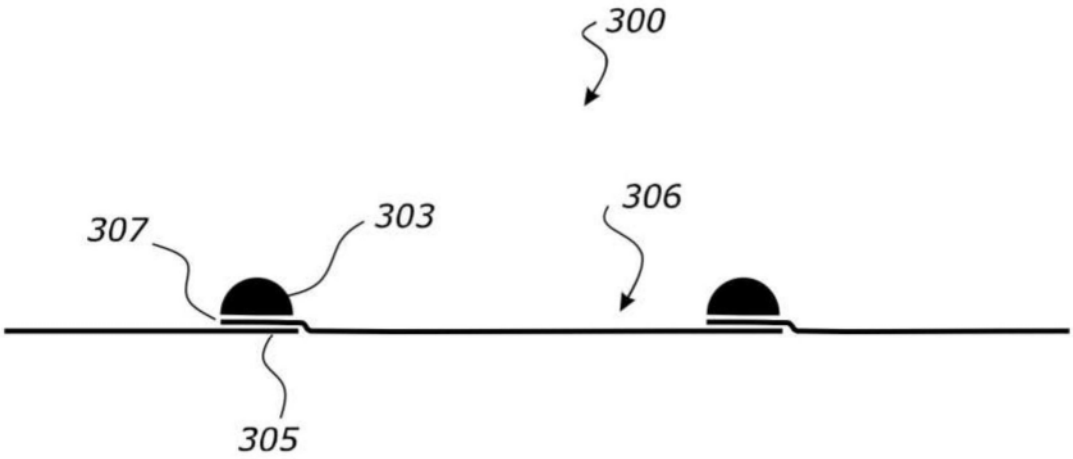


图22B