



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 222092284 U

(45) 授权公告日 2024. 12. 03

(21) 申请号 202322557374.0

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2022.10.21

A61M 16/06 (2006.01)

A61M 16/08 (2006.01)

(30) 优先权数据

63/270,955 2021.10.22 US

63/366,031 2022.06.08 US

63/377,425 2022.09.28 US

(62) 分案原申请数据

20222808470.3 2022.10.21

(73) 专利权人 费雪派克医疗保健有限公司

地址 新西兰奥克兰

(72) 发明人 A·范沙尔魁克 K·P·奥唐内尔

I·J·雷德梅耶 E·A·加西亚

(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

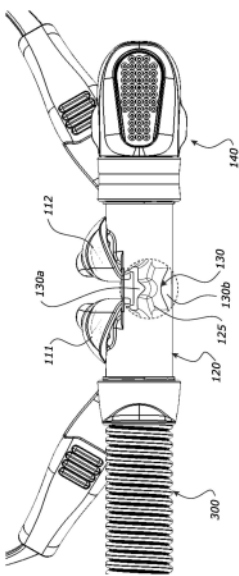
权利要求书8页 说明书64页 附图46页

(54) 实用新型名称

鼻接口和呼吸疗法系统

(57) 摘要

本申请涉及鼻接口和呼吸疗法系统。一种鼻接口具有第一鼻递送元件和第二鼻递送元件及气体歧管,两个鼻递送元件各自被配置用于密封患者相应鼻孔,气体歧管包括用于将呼吸气体递送至气体歧管的气体入口。第一鼻递送元件和第二鼻递送元件经由气体歧管与气体入口流体连通,第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口。鼻接口包括旁路限制件,用于在气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间提供穿过鼻接口的压降,使得第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。



1. 一种鼻接口,其特征在于,鼻接口包括:

第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

以及气体歧管,所述气体歧管包括用于将呼吸气体递送至所述气体歧管的气体入口,

其中,所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件经由所述气体歧管与所述气体入口流体连通,其中,所述第一鼻递送元件靠近所述气体入口并且所述第二鼻递送元件远离所述气体入口,

其中,所述鼻接口包括旁路限制件,用于在气体从所述气体入口递送至所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件时在所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间提供穿过所述鼻接口的压降,使得所述第一鼻递送元件处的压力高于所述第二鼻递送元件处的压力;

以及用于使气体流出所述鼻接口的偏流限制件。

2. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,穿过所述气体歧管的压降使得当存在气体从所述气体入口流到所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件时,从所述气体入口到所述第一鼻递送元件的气体流量大于从所述气体入口到所述第二鼻递送元件的气体流量。

3. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口包括所述气体歧管中的气体流动通道,其中,所述旁路限制件提供所述气体流动通道的一部分的减小的截面积。

4. 根据权利要求3所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分在所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间、和/或邻近于所述第二鼻递送元件。

5. 根据权利要求3所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括延伸到所述气体流动通道中的至少一个突出部,或其中,所述旁路限制件包括延伸到所述气体流动通道中的多个突出部。

6. 根据权利要求5所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括靠近所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的近侧旁路突出部、和/或远离所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的远侧旁路突出部。

7. 根据权利要求6所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括近侧旁路突出部和远侧旁路突出部两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸,以实现受限的气体流量穿过所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间的所述气体歧管。

8. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括成角度的前缘和成角度的后缘,所述前缘和所述后缘在气体从所述第一鼻递送元件经所述气体歧管流到所述第二鼻递送元件的方向上限制了会聚与发散旁路限制。

9. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从所述鼻接口流到周围环境,或其中,所述偏流限制件包括多个孔,用于供气体从所述鼻接口流到周围环境。

10. 根据权利要求9所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经所述孔的气体。

11. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口包括在所述气体歧管与所述偏流限制件之间的过滤单元。

12. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件与所述气体歧管流体

连通。

13. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括所述偏流限制件。

14. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管联接至所述偏流限制件。

15. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件与所述气体歧管流体连通、但是被定位成远离所述气体歧管。

16. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述气体入口与呼吸导管流体连通。

17. 根据权利要求16所述的鼻接口,其特征在于,所述呼吸导管的内直径在12 mm至23 mm之间。

18. 根据权利要求17所述的鼻接口,其特征在于,所述呼吸导管的内直径在12 mm至16mm之间。

19. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括密封凸缘或套环,用于与所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件接合。

20. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括用于附接至所述气体歧管的插入件。

21. 根据权利要求1所述的鼻接口,其特征在于,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件附接至接口本体的基部分或与之成一体。

22. 根据权利要求21所述的鼻接口,其特征在于,所述基部分被布置为在使用中位于患者面部与所述气体歧管之间。

23. 根据权利要求21所述的鼻接口,其特征在于,所述接口本体包括两个侧臂,所述两个侧臂从所述基部分的各侧侧向地延伸。

24. 根据权利要求23所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口包括头戴具,所述头戴具具有连接至所述接口本体的侧臂的端部。

25. 一种鼻接口,其特征在于,鼻接口包括:

接口本体部,该接口本体部包括第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

以及气体歧管部,该气体歧管部包括用于将呼吸气体递送至气体歧管部的气体入口,

其中,接口本体部能够与气体歧管部接合,以使第一鼻递送元件和第二鼻递送元件与气体入口流体连通,使得第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口,并且

其中,鼻接口包括用于流经鼻接口的气体的至少一个气体流限制件,使得当气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时,第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

26. 根据权利要求25所述的鼻接口,其特征在于,所述至少一个气体流限制件包括旁路限制件,用于在气体从所述气体入口递送至所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件时提供穿过所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间的所述气体歧管部的压降,使得所述第一鼻递送元件处的压力高于所述第二鼻递送元件处的压力。

27. 根据权利要求26所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口包括所述气体歧管部中的气体流动通道,其中,所述旁路限制件提供所述气体流动通道的一部分的减小的截面积。

28. 根据权利要求27所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分在所述

第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间、和/或邻近于所述第二鼻递送元件。

29. 根据权利要求27所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括延伸到所述气体流动通道中的至少一个突出部。

30. 根据权利要求29所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管部包括靠近所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的近侧旁路突出部、和/或远离所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的远侧旁路突出部。

31. 根据权利要求30所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管部包括近侧旁路突出部和远侧旁路突出部两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸,以实现受限的气体流量穿过所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间的所述气体歧管。

32. 根据权利要求26所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括成角度的前缘和成角度的后缘,所述前缘和所述后缘在气体从所述第一鼻递送元件经所述气体歧管流到所述第二鼻递送元件的方向上限定了会聚与发散旁路限制。

33. 根据权利要求26所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括用于附接至所述气体歧管部的插入件。

34. 根据权利要求25所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口进一步包括用于使气体流出所述鼻接口的偏流限制件。

35. 根据权利要求34所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从所述鼻接口流到周围环境。

36. 根据权利要求35所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经所述孔的气体。

37. 根据权利要求34所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口包括在所述气体歧管部与所述偏流限制件之间的过滤单元。

38. 根据权利要求34所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件与所述气体歧管部流体连通。

39. 根据权利要求34所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括所述偏流限制件。

40. 根据权利要求34所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管联接至所述偏流限制件。

41. 根据权利要求34所述的鼻接口,其特征在于,所述偏流限制件与所述气体歧管部流体连通、但是被定位成远离所述气体歧管部。

42. 根据权利要求25所述的鼻接口,其特征在于,所述气体入口与呼吸导管流体连通。

43. 根据权利要求42所述的鼻接口,其特征在于,所述呼吸导管的内直径在12 mm至23 mm之间。

44. 根据权利要求43所述的鼻接口,其特征在于,所述呼吸导管的内直径在12 mm至16 mm之间。

45. 根据权利要求25所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管部包括密封凸缘或套环,用于在所述接口本体部与所述气体歧管部接合时与所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件接合。

46. 一种鼻接口,其特征在于,鼻接口包括:

第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各

自被配置用于密封患者的相应鼻孔；

以及气体歧管,所述气体歧管包括用于将呼吸气体递送至所述气体歧管的气体入口、和气体流动通道,

其中,所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件经由所述气体流动通道与所述气体入口流体连通,其中,所述第一鼻递送元件靠近所述气体入口并且所述第二鼻递送元件远离所述气体入口,

其中,所述鼻接口包括旁路限制件,所述旁路限制件提供所述气体流动通道的一部分的截面积,

其中,所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件中的每一个包括内截面积,其中,所述内截面积一起提供了所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件的组合截面积,并且其中,所述气体流动通道的所述部分的截面积是所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至1.5倍。

47. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件的组合截面积的1.3倍。

48. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的最小横向尺寸处。

49. 根据权利要求48所述的鼻接口,其特征在于,所述最小横向尺寸是在横向于气体流经所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件的方向的方向上。

50. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的出口处。

51. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分在所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间、和/或邻近于所述第二鼻递送元件。

52. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括延伸到所述气体流动通道中的至少一个突出部。

53. 根据权利要求52所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括靠近所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件的近侧旁路突出部、和/或远离所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件的远侧旁路突出部。

54. 根据权利要求53所述的鼻接口,其特征在于,所述气体歧管包括近侧旁路突出部和远侧旁路突出部两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸,以实现受限的气体流量穿过所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间的所述气体歧管。

55. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件包括成角度的前缘和成角度的后缘,所述前缘和所述后缘在气体从所述第一鼻递送元件经所述气体歧管流到所述第二鼻递送元件的方向上限制了会聚与发散旁路限制。

56. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述鼻接口包括接口本体和气体歧管部,其中,所述接口本体和所述气体歧管部一起形成所述气体歧管。

57. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述气体入口在所述气体歧管的一侧处。

58. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,鼻接口包括偏流限制件,用于使气体穿过所述偏流限制件流出所述鼻接口。

59. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 供气体流经所述偏流限制件的开放面积在 10 mm^2 至 30 mm^2 之间。

60. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 供气体流经所述偏流限制件的开放面积为大于 0 mm^2 至 40 mm^2 。

61. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件被配置为使得当在使用中向所述气体入口提供大于 $0\text{ cmH}_2\text{O}$ 且至多 $30\text{ cmH}_2\text{O}$ 的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时, 穿过所述偏流限制件流出所述鼻接口的气体流量为大于 0 lpm 至 80 lpm 。

62. 根据权利要求61所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件被配置为使得当在使用中向所述气体入口提供在 $3\text{ cmH}_2\text{O}$ 至 $10\text{ cmH}_2\text{O}$ 之间的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时, 穿过所述偏流限制件流出所述鼻接口的气体流量在 4 lpm 至 15 lpm 之间。

63. 根据权利要求62所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件被配置为使得当在使用中向所述气体入口提供在 $4\text{ cmH}_2\text{O}$ 至 $30\text{ cmH}_2\text{O}$ 之间的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时, 穿过所述偏流限制件流出所述鼻接口的气体流量在 15 lpm 至 80 lpm 之间。

64. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件包括至少一个孔, 用于供气体从所述鼻接口流到周围环境。

65. 根据权利要求64所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经所述孔的气体。

66. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 鼻接口包括在所述气体歧管与所述偏流限制件之间的过滤单元。

67. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件与所述气体歧管流体连通。

68. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 所述气体歧管包括所述偏流限制件。

69. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 所述气体歧管联接至所述偏流限制件。

70. 根据权利要求58所述的鼻接口, 其特征在于, 所述偏流限制件与所述气体歧管流体连通、但是被定位成远离所述气体歧管。

71. 根据权利要求46所述的鼻接口, 其特征在于, 所述气体流动通道的所述部分的截面积为所述气体流动通道的相邻部分的第一截面积的10%到至多100%之间。

72. 根据权利要求46所述的鼻接口, 其特征在于, 所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为 200 mm^2 。

73. 根据权利要求72所述的鼻接口, 其特征在于, 所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积为大于 0 mm^2 且至多 250 mm^2 。

74. 根据权利要求46所述的鼻接口, 其特征在于, 所述气体流动通道的所述部分的截面积是所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至1.5倍, 并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积在 1 mm^2 至 250 mm^2 之间。

75. 根据权利要求74所述的鼻接口, 其特征在于, 所述气体流动通道的所述部分的截面

积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的1.3倍。

76. 根据权利要求74所述的鼻接口,其特征在于,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积在 1.6 mm^2 至 250 mm^2 之间。

77. 根据权利要求46所述的鼻接口,其特征在于,所述旁路限制件在气体从所述气体入口递送至所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件时在所述第一鼻递送元件与所述第二鼻递送元件之间提供穿过所述鼻接口的压降,使得所述第一鼻递送元件处的压力高于所述第二鼻递送元件处的压力。

78. 一种鼻接口,其特征在于,鼻接口包括:

第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

以及气体歧管,所述气体歧管包括用于将呼吸气体递送至所述气体歧管的气体入口、和气体流动通道,

其中,所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件经由所述气体流动通道与所述气体入口流体连通,其中,所述第一鼻递送元件靠近所述气体入口并且所述第二鼻递送元件远离所述气体入口,

其中,所述鼻接口包括旁路限制件,所述旁路限制件提供所述气体流动通道的一部分的截面积,

其中,所述第一鼻递送元件和所述第二鼻递送元件中的每一个包括内截面积,

并且其中,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的内截面积和所述气体流动通道的所述部分的截面积相关,以便在使用中从所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件产生不对称气体流量。

79. 根据权利要求78所述的鼻接口,其特征在于,所述内截面积一起提供了所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积,并且其中,所述气体流动通道的所述部分的截面积是所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至1.5倍。

80. 根据权利要求79所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的1.3倍。

81. 根据权利要求78所述的鼻接口,其特征在于,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的最小横向尺寸处。

82. 根据权利要求81所述的鼻接口,其特征在于,所述最小横向尺寸是在横向于气体流经所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的方向的方向上。

83. 根据权利要求78所述的鼻接口,其特征在于,所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的出口处。

84. 根据权利要求78所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的1倍,并且所述鼻接口被配置为在向所述气体入口提供 $4\text{ cmH}_2\text{O}$ 的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供 20 lpm 的穿过偏流限制件的偏流量。

85. 根据权利要求78所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的1倍,并且所述鼻接口被配置为在向所述气体入口提供 $8\text{ cmH}_2\text{O}$ 的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件

被阻塞时,提供32 lpm或更大的穿过偏流限制件的偏流量。

86. 根据权利要求85所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的2/3倍,并且所述鼻接口被配置为在向所述气体入口提供4 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供20 lpm的穿过所述偏流限制件的偏流量;或者被配置为在向所述气体入口提供8 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供32 lpm的穿过所述偏流限制件的偏流量;或者被配置为在对所述气体入口施加12 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供41 lpm的穿过所述偏流限制件的偏流量;或者被配置为在对所述气体入口施加16 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供48 lpm的穿过所述偏流限制件的偏流量;或者被配置为在对所述气体入口施加20 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供53 lpm的穿过所述偏流限制件的偏流量。

87. 根据权利要求85所述的鼻接口,其特征在于,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的1/3倍,并且所述鼻接口被配置为在向所述气体入口提供8 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供32 lpm或更大的穿过所述偏流限制件的偏流量,或者其中,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的2/5倍,并且所述鼻接口被配置为在向所述气体入口提供12 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供41 lpm或更大的穿过所述偏流限制件的偏流量,或者其中,所述气体流动通道的所述部分的截面积至多为所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的组合截面积的2/3倍,并且所述鼻接口被配置为在向所述气体入口提供16 cmH₂O的压力并且所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件被阻塞时,提供48 lpm或更大的穿过所述偏流限制件的偏流量。

88. 一种呼吸疗法系统,其特征在于,呼吸疗法系统包括:

呼吸气体的气体源,所述气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;

用于接收所述压力受控的呼吸气体的呼吸管;以及

根据权利要求1至87中任一项所述的鼻接口,所述鼻接口与所述呼吸管流体连通以将所述呼吸气体递送至患者。

89. 根据权利要求88所述的呼吸疗法系统,其特征在于,呼吸疗法系统包括呼吸导管,用于接收来自所述呼吸管的压力受控的呼吸气体,其中,所述呼吸导管与所述呼吸管和所述鼻接口的气体入口流体连通。

90. 根据权利要求88所述的呼吸疗法系统,其特征在于,呼吸疗法系统进一步包括呼吸气体过滤器。

91. 根据权利要求90所述的呼吸疗法系统,其特征在于,所述呼吸气体过滤器位于所述呼吸管与所述呼吸导管之间。

92. 根据权利要求91所述的呼吸疗法系统,其特征在于,所述呼吸气体过滤器位于所述气体歧管与偏流限制件之间。

93. 根据权利要求88所述的呼吸疗法系统,其特征在于,呼吸疗法系统进一步包括增湿器,所述增湿器被配置用于在所述压力受控的呼吸气体被递送至所述鼻接口之前对其进行

增湿。

94. 根据权利要求93所述的呼吸疗法系统, 其特征在于, 所述呼吸管是经加热的呼吸管、并且被配置用于接收来自所述增湿器的压力受控的呼吸气体。

95. 根据权利要求88所述的呼吸疗法系统, 其特征在于, 离开所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的气体流的温度在31°C至41°C之间。

96. 根据权利要求95所述的呼吸疗法系统, 其特征在于, 离开所述第一鼻递送元件和第二鼻递送元件的气体流的温度在31°C至37°C之间。

鼻接口和呼吸疗法系统

[0001] 本申请是2022年10月21日提出的、名称为“患者接口”的实用新型专利申请202222808470.3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气体流。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。

实用新型内容

[0005] 披露了一种呼吸接口和呼吸疗法系统,它们可以使用例如穿过鼻接口中的鼻递送元件的鼻流量来经由不对称流量向患者递送呼吸气体。不对称流量可以对患者的上气道提供增强的死腔清理。由于峰值呼气压力降低,可以降低噪音。

[0006] 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:

[0007] 第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

[0008] 以及气体歧管,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至该气体歧管的气体入口,

[0009] 其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件经由气体歧管与气体入口流体连通,其中,第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口;

[0010] 其中,鼻接口包括旁路限制件,用于在气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间提供穿过鼻接口的压降,使得第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力;

[0011] 以及用于使气体流出鼻接口的偏流限制件。

[0012] 在一些构型中,穿过气体歧管的压降使得当存在气体从气体入口流到第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时,从气体入口到第一鼻递送元件的气体流量大于从气体入口到第二鼻递送元件的气体流量。

[0013] 在一些构型中,该鼻接口包括气体歧管中的气体流动通道,其中,旁路限制件提供气体流动通道的一部分的减小的截面积。

[0014] 在一些构型中,气体流动通道的该部分在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间、和/或邻近于第二鼻递送元件。

[0015] 在一些构型中,旁路限制件包括延伸到气体流动通道中的至少一个突出部,可选

地其中,旁路限制件包括延伸到气体流动通道中的多个突出部。

[0016] 在一些构型中,气体歧管包括靠近这些鼻递送元件的近侧旁路突出部、和/或远离这些鼻递送元件的远侧旁路突出部。

[0017] 在一些构型中,气体歧管包括近侧旁路突出部和远侧旁路突出部两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸,以实现受限的气体流量穿过第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的气体歧管。

[0018] 在一些构型中,旁路限制件包括成角度前缘和成角度后缘,该前缘和后缘在气体从第一鼻递送元件经气体歧管流到第二鼻递送元件的方向上限制了会聚与发散旁路限制。

[0019] 在一些构型中,偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境,可选地其中,偏流限制件包括多个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境。

[0020] 在一些构型中,偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经(多个)孔的气体。

[0021] 在一些构型中,鼻接口包括在气体歧管与偏流限制件之间的过滤单元。

[0022] 在一些构型中,偏流限制件与气体歧管流体连通,可选地其中,气体歧管包括偏流限制件、或者联接至偏流限制件,可选地其中,偏流限制件与气体歧管流体连通、但是被定位成远离气体歧管。

[0023] 在一些构型中,气体入口与呼吸导管流体连通。

[0024] 在一些构型中,呼吸导管的内直径在约12mm至约23mm之间、可选地大于约12mm且至多约23mm、可选地大于12mm且至多约22mm、可选地大于约12mm且至多约21mm、可选地大于约12mm且至多约20mm、可选地大于约12mm且至多约19mm、可选地大于约12mm且至多约18mm、可选地在约13mm至约17mm之间、可选地在约14mm至约16mm之间、可选地为约12mm、可选地为约13mm、可选地为约14mm、可选地为约15mm、可选地为约16mm、可选地为约17mm、可选地为约18mm、可选地为约19mm、可选地为约20mm、可选地为约21mm、可选地为约22mm、可选地为约23mm、或可选地为这些值中的任两个之间的任何值。

[0025] 在一些构型中,气体歧管包括密封凸缘或套环,用于与第一和第二鼻递送元件接合。

[0026] 在一些构型中,旁路限制件包括用于附接至气体歧管的插入件。

[0027] 在一些构型中,第一和第二鼻递送元件附接至接口本体的基部分或与之成一体。

[0028] 在一些构型中,基部分被布置为在使用中位于患者面部与气体歧管之间。

[0029] 在一些构型中,接口本体包括两个侧臂,这两个侧臂从基部分的各侧侧向地延伸。

[0030] 在一些构型中,鼻接口包括头戴具,该头戴具具有连接至接口本体的侧臂的端部。

[0031] 在一些构型中,旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积,并且气体流动通道的这部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍。

[0032] 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:

[0033] 第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

[0034] 以及气体歧管,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至该气体歧管的气体入口,

[0035] 其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件经由气体歧管与气体入口流体连通,其

中,第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口;

[0036] 其中,鼻接口被配置用于在气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件两者时在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间产生压力差,使得第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0037] 在一些构型中,压力差使得当存在气体从气体入口流到第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时,从气体入口到第一鼻递送元件的气体流量大于从气体入口到第二鼻递送元件的气体流量。

[0038] 在一些构型中,气体入口与呼吸导管流体连通。

[0039] 在一些构型中,呼吸导管的内直径在约12mm至约23mm之间、可选地在约12mm至约22mm之间、可选地在约12mm至约21mm之间、可选地在约12mm至约20mm之间、可选地在约12mm至约19mm之间、可选地在约12mm至约18mm之间、可选地在约13mm至约17mm之间、可选地在约14mm至约16mm之间、可选地为约12mm、可选地为约13mm、可选地为约14mm、可选地为约15mm、可选地为约16mm、可选地为约17mm、可选地为约18mm、可选地为约19mm、可选地为约20mm、可选地为约21mm、可选地为约22mm、可选地为约23mm、或可选地为这些值中的任两个之间的任何值。

[0040] 在一些构型中,当气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件两者时,第二鼻递送元件处的气体流压力比第一鼻递送元件处的气体流压力小至多约1cmH₂O。

[0041] 在一些构型中,鼻接口被配置为使得与呼气阶段中相比,在吸气阶段中,第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的气体流压力差更高。

[0042] 在一些构型中,鼻接口被配置为使得在吸气阶段和呼气阶段两者期间,第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0043] 在一些构型中,鼻接口被配置为在第一和第二鼻递送元件处实现的患者压力为在使用中在约2cmH₂O至约30cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约25cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约20cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约15cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约14cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约13cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约12cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约11cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约10cmH₂O之间。

[0044] 在一些构型中,第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的压力差被配置为提供穿过患者上气道的至少约1升/分钟(1pm)、可选地在约11pm至约51pm之间的不对称流量。

[0045] 在一些构型中,不对称流量促进从患者的解剖学死腔中清除CO₂。

[0046] 在一些构型中,鼻接口包括旁路限制件,该旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积,并且气体流动通道的这部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍。

[0047] 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:

[0048] 接口本体部,该接口本体部包括第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

[0049] 以及气体歧管部,该气体歧管部包括用于将呼吸气体递送至气体歧管部的气体入口,

[0050] 其中,接口本体部可与气体歧管部接合,以使第一鼻递送元件和第二鼻递送元件与气体入口流体连通,使得第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口,并且

[0051] 其中,鼻接口包括用于流经鼻接口的气体的至少一个气体流限制件,使得当气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时,第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0052] 在一些构型中,该至少一个气体流限制件包括旁路限制件,用于在气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时提供穿过第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的气体歧管部的压降,使得第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0053] 在一些构型中,旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积,并且气体流动通道的这部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍。

[0054] 在一些构型中,鼻接口包括气体歧管部中的气体流动通道,其中,旁路限制件提供气体流动通道的一部分的减小的截面积。

[0055] 在一些构型中,气体流动通道的该部分在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间、和/或邻近于第二鼻递送元件。

[0056] 在一些构型中,旁路限制件包括延伸到气体流动通道中的至少一个突出部,可选地其中,旁路限制件包括延伸到气体流动通道中的多个突出部。

[0057] 在一些构型中,气体歧管部包括靠近这些鼻递送元件的近侧旁路突出部、和/或远离这些鼻递送元件的远侧旁路突出部。

[0058] 在一些构型中,气体歧管部包括近侧旁路突出部和远侧旁路突出部两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸,以实现受限的气体流量穿过第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的气体歧管。

[0059] 在一些构型中,旁路限制件包括成角度前缘和成角度后缘,该前缘和后缘在气体从第一鼻递送元件经气体歧管流到第二鼻递送元件的方向上限制了会聚与发散旁路限制。

[0060] 在一些构型中,旁路限制件包括用于附接至气体歧管部的插入件。

[0061] 在一些构型中,鼻接口进一步包括用于使气体流出鼻接口的偏流限制件。

[0062] 在一些构型中,偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境,可选地其中,偏流限制件包括多个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境。

[0063] 在一些构型中,偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经(多个)孔的气体。

[0064] 在一些构型中,该鼻接口包括在气体歧管部与偏流限制件之间的过滤单元。

[0065] 在一些构型中,偏流限制件与气体歧管部流体连通,可选地其中,气体歧管部包括偏流限制件、或者联接至偏流限制件,可选地其中,偏流限制件与气体歧管部流体连通、但是被定位成远离气体歧管部。

[0066] 在一些构型中,气体入口与呼吸导管流体连通。

[0067] 在一些构型中,呼吸导管的内直径在约12mm至约23mm之间、可选地在约12mm至约22mm之间、可选地在约12mm至约21mm之间、可选地在约12mm至约20mm之间、可选地在约12mm至约19mm之间、可选地在约12mm至约18mm之间、可选地在约13mm至约17mm之间、可选地在约

14mm至约16mm之间、可选地为约12mm、可选地为约13mm、可选地为约14mm、可选地为约15mm、可选地为约16mm、可选地为约17mm、可选地为约18mm、可选地为约19mm、可选地为约20mm、可选地为约21mm、可选地为约22mm、可选地为约23mm、或可选地为这些值中的任两个之间的任何值。

[0068] 在一些构型中,气体歧管部包括密封凸缘或套环,用于在接口本体部与气体歧管部接合时与第一和第二鼻递送元件接合。

[0069] 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:

[0070] 第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

[0071] 以及气体歧管,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至该气体歧管的气体入口、和气体流动通道,

[0072] 其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件经由气体流动通道与气体入口流体连通,其中,第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口,

[0073] 其中,鼻接口包括旁路限制件,该旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积,

[0074] 其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个包括内截面积,其中,这些内截面积一起提供了这些鼻递送元件的组合截面积,并且其中,气体流动通道的该部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍。

[0075] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1.3倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/2、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/5、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/3。

[0076] 在一些构型中,第一和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应鼻递送元件的最小横向尺寸处。

[0077] 在一些构型中,该最小横向尺寸是在横向于气体流经鼻递送元件的方向上。

[0078] 在一些构型中,第一和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应鼻递送元件的出口处。

[0079] 在一些构型中,气体流动通道的该部分在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间、和/或邻近于第二鼻递送元件。

[0080] 在一些构型中,旁路限制件包括延伸到气体流动通道中的至少一个突出部,可选地其中,旁路限制件包括延伸到气体流动通道中的多个突出部。

[0081] 在一些构型中,气体歧管包括靠近这些鼻递送元件的近侧旁路突出部、和/或远离这些鼻递送元件的远侧旁路突出部。

[0082] 在一些构型中,气体歧管包括近侧旁路突出部和远侧旁路突出部两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸,以实现受限的气体流量穿过第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的气体歧管。

[0083] 在一些构型中,旁路限制件包括成角度前缘和成角度后缘,该前缘和后缘在气体

从第一鼻递送元件经气体歧管流到第二鼻递送元件的方向上限制了会聚与发散旁路限制。

[0084] 在一些构型中,该鼻接口包括接口本体和气体歧管部,其中,接口本体和气体歧管部一起形成气体歧管。

[0085] 在一些构型中,气体入口在气体歧管的一侧处。

[0086] 在一些构型中,供气体流经偏流限制件的开放面积在约 10mm^2 至约 30mm^2 之间、可选地在约 25mm^2 至约 30mm^2 之间、并且可选地为约 27.5mm^2 。

[0087] 在一些构型中,供气体流经偏流限制件的开放面积为大于 0mm^2 至约 40mm^2 、可选地在约 2mm^2 至约 40mm^2 之间、可选地在约 2mm^2 至约 5mm^2 之间、可选地在约 12mm^2 至约 40mm^2 之间、可选地在约 20mm^2 至约 30mm^2 之间。

[0088] 在一些构型中,偏流限制件被配置为使得当在使用中向气体入口提供大于 $0\text{cmH}_2\text{O}$ 且至多约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ 的压力并且鼻递送元件被阻塞时,穿过偏流限制件流出鼻接口的气体流量大于 0lpm 至约 80lpm 。

[0089] 在一些构型中,偏流限制件被配置为使得当在使用中向气体入口提供在约 $3\text{cmH}_2\text{O}$ 至约 $10\text{cmH}_2\text{O}$ 之间的压力并且鼻递送元件被阻塞时,穿过偏流限制件流出鼻接口的气体流量在约 4lpm 至约 15lpm 之间。

[0090] 在一些构型中,偏流限制件被配置为使得当在使用中向气体入口提供在约 $4\text{cmH}_2\text{O}$ 至约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ 之间的压力并且鼻递送元件被阻塞时,穿过偏流限制件流出鼻接口的气体流量在约 15lpm 至约 80lpm 之间。

[0091] 在一些构型中,偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境,可选地其中,偏流限制件包括多个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境。

[0092] 在一些构型中,偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经(多个)孔的气体。

[0093] 在一些构型中,鼻接口包括在气体歧管与偏流限制件之间的过滤单元。

[0094] 在一些构型中,偏流限制件与气体歧管流体连通,可选地其中,气体歧管包括偏流限制件、或者联接至偏流限制件,可选地其中,偏流限制件与气体歧管流体连通、但是被定位成远离气体歧管。

[0095] 在一些构型中,气体流动通道的该部分的截面积为气体流动通道的相邻部分的第一截面积的约 10% 到至多约 100% 之间、可选地为第一截面积的约 10% 或更多且小于 100% 、可选地至多为第一截面积的约 90% 、可选地至多为第一截面积的约 80% 、可选地至多为第一截面积的约 70% 、可选地至多为第一截面积的约 60% 、可选地至多为第一截面积的约 55% 、可选地至多为第一截面积的约 40% 、可选地至多为第一截面积的约 30% 、并且可选地至多为第一截面积的约 25% 。

[0096] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为约 200mm^2 、可选地至多为约 160mm^2 、可选地至多为约 110mm^2 、可选地至多为约 80mm^2 、可选地至多为约 60mm^2 、并且可选地至多为约 50mm^2 。

[0097] 在一些构型中,鼻递送元件的组合截面积为大于 0mm^2 且至多约 250mm^2 、可选地在约 1mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 1.6mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地约 50mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 至约 155mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 155mm^2 之间、并且可选地在约 70mm^2 至约 155mm^2 之间。

[0098] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍,并且这些鼻递送元件的组合截面积在约 1mm^2 至约 250mm^2 之间。

[0099] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1.3倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/2、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/5、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/3。

[0100] 在一些构型中,这些鼻递送元件的组合截面积在约 1.6mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 至约 155mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 155mm^2 之间、并且可选地在约 70mm^2 至约 155mm^2 之间。

[0101] 在一些构型中,旁路限制件在气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件时在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间提供穿过鼻接口的压降,使得第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0102] 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:

[0103] 第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

[0104] 以及气体歧管,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至该气体歧管的气体入口、和气体流动通道,

[0105] 其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件经由气体流动通道与气体入口流体连通,其中,第一鼻递送元件靠近气体入口并且第二鼻递送元件远离气体入口,

[0106] 其中,鼻接口包括旁路限制件,该旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积,

[0107] 其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个包括内截面积,

[0108] 并且其中,鼻递送元件的内截面积和气体流动通道的这部分的截面积相关,以便在使用中从鼻递送元件产生不对称气体流量。

[0109] 在一些构型中,这些内截面积一起提供了这些鼻递送元件的组合截面积,并且其中,气体流动通道的这部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍。

[0110] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1.3倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/2、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/5、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/3。

[0111] 在一些构型中,第一和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应鼻递送元件的最小横向尺寸处。

[0112] 在一些构型中,该最小横向尺寸是在横向于气体流经鼻递送元件的方向上。

[0113] 在一些构型中,第一和第二鼻递送元件中的每一个的内截面积在相应鼻递送元件

的出口处。

[0114] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多为约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供4cmH₂O的压力并且鼻递送元件被阻塞时,提供20lpm的穿过偏流限制件的偏流量。

[0115] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多为约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供8cmH₂O的压力并且这些鼻递送元件被阻塞时,提供32lpm的穿过偏流限制件的偏流量。

[0116] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供4cmH₂O的压力并且鼻递送元件被阻塞时,提供20lpm的穿过偏流限制件的偏流量;或者被配置为在向气体入口提供8cmH₂O的压力并且鼻递送元件被阻塞时,提供32lpm的穿过偏流限制件的偏流量;或者被配置为在对气体入口施加12cmH₂O的压力并且鼻递送元件被阻塞时,提供41lpm的穿过偏流限制件的偏流量;或者被配置为在对气体入口施加16cmH₂O的压力并且鼻递送元件被阻塞时,提供48lpm的穿过偏流限制件的偏流量;或者被配置为在对气体入口施加20cmH₂O的压力并且鼻递送元件被阻塞时,提供53lpm的穿过偏流限制件的偏流量。

[0117] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供8cmH₂O的压力并且这些鼻递送元件被阻塞时,提供32lpm或更大的穿过偏流限制件的偏流量。

[0118] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供8cmH₂O的压力并且这些鼻递送元件被阻塞时,提供32lpm或更大的穿过偏流限制件的偏流量,或者其中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/5倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供12cmH₂O的压力并且这些鼻递送元件被阻塞时,提供41lpm或更大的穿过偏流限制件的偏流量,或者其中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口提供16cmH₂O的压力并且这些鼻递送元件被阻塞时,提供48lpm或更大的穿过偏流限制件的偏流量。

[0119] 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:

[0120] 接口本体,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封,该接口本体被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔;

[0121] 以及用于将呼吸气体递送至鼻接口中的气体入口,其中,气体入口与接口本体流体连通,以在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔;并且

[0122] 其中,鼻接口被配置用于接收来自气体入口的进入气体并从进入气体提供被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔的第一流量气体流和在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔的第二流量气体流,并且被配置用于将进入气体与引导至第二流量气体流相比更多地引导至第一流量气体流,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0123] 在一些构型中,接口本体包括被配置用于基本上将气体递送至患者的第一鼻孔的

第一出口或第一出口部分、并且包括被配置用于基本上将气体递送至患者的第二鼻孔的第二出口或第二出口部分。

[0124] 在一些构型中,气体入口至少部分地与第一出口或第一出口部分对准、并且与第二出口或第二出口部分不那么对准或不对准。

[0125] 在一些构型中,气体入口与第一出口或第一出口部分基本上轴向对准。

[0126] 在一些构型中,气体入口的横向截面积的至少一半与第一出口或第一出口部分的横向截面积的至少一半轴向对准。

[0127] 在一些构型中,气体入口包括外部分、并且进一步包括与接口本体流体连通的内部分,外部分用于连接至呼吸导管以向接口本体提供气体源的气体流。

[0128] 在一些构型中,气体入口的内部分至少部分地与第一出口或第一出口部分对准。

[0129] 在一些构型中,气体入口朝向第一出口或第一出口部分成角度。

[0130] 在一些构型中,第一流量气体流的至少一个尺寸大于第二流量气体流的对应尺寸。

[0131] 在一些构型中,该至少一个尺寸包括第一流量气体流的侧向尺寸,并且其中,该对应尺寸包括第二流量气体流的侧向尺寸。

[0132] 在一些构型中,第一流量气体流的直径、截面积和/或体积大于第二流量气体流的对应直径、截面积和/或体积。

[0133] 在一些构型中,第一流量气体流的截面积与第二流量气体流的对应截面积的比率在约2:1至约5:1之间、可选地在约2:1至约4:1之间、可选地在约2.5:1至约3.5:1之间、可选地为约3:1。

[0134] 在一些构型中,第一出口或第一出口部分和第二出口或第二出口部分包括基本上相同的截面积。

[0135] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中,与递送穿过第二出口或第二出口部分的气体流的流速相比,递送更低流速的气体流穿过第一出口或第一出口部分。

[0136] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中,与递送穿过第二出口或第二出口部分的气体流的压力相比,递送更高压力的气体流穿过第一出口或第一出口部分。

[0137] 在一些构型中,鼻接口包括用于将气体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔的单一出口,其中,单一出口包括第一出口部分和第二出口部分,并且其中,鼻接口被配置为使得第一流量气体流被配置为基本上被递送至第一出口部分,并且第二流量气体流被配置为基本上被递送至第二出口部分。

[0138] 在一些构型中,接口本体包括具有第一出口的第一鼻递送元件和具有第二出口的第二鼻递送元件,其中,鼻接口被配置为使得第一流量气体流被配置为基本上被递送至第一鼻递送元件,并且第二流量气体流被配置为基本上被递送至第二鼻递送元件,并且其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔。

[0139] 在一些构型中,鼻接口包括导流器,该导流器被配置用于将来自气体入口的进入气体与引导至第二流量气体流相比,更多地引导至第一流量气体流。

[0140] 在一些构型中,鼻接口包括用于将呼吸导管连接至患者接口的连接器或弯头。

[0141] 在一些构型中,连接器或弯头包括或为导流器。

[0142] 在一些构型中,导流器包括喷嘴,该喷嘴被配置用于加速朝向第一出口或第一出口部分的流动。

[0143] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中将进入气体与引导至第二流量气体流相比,更多地引导至第一流量气体流。

[0144] 在一些构型中,接口本体是鼻垫。

[0145] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体同时递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔两者。

[0146] 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:

[0147] 接口本体,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封,该接口本体被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔;

[0148] 以及用于将呼吸气体递送至鼻接口中的气体入口,其中,气体入口与接口本体流体连通,以在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔;并且

[0149] 其中,所述鼻接口被配置为在使用中在所述患者的第一鼻孔处提供较大的动态压力、并且在使用中在所述患者的第二鼻孔处提供较小的动态压力,以在患者的整个呼吸周期中在所述患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0150] 在一些构型中,接口本体包括被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔的第一出口或第一出口部分、并且包括被配置用于将气体递送至患者的第二鼻孔的第二出口或第二出口部分。

[0151] 在一些构型中,鼻接口包括导流器,该导流器被配置用于将来自气体入口的进入气体与引导至第二出口或第二出口部分相比,更多地引导至第一出口或第一出口部分。

[0152] 在一些构型中,导流器包括喷嘴,该喷嘴被配置用于加速朝向第一出口或第一出口部分的流动。

[0153] 在一些构型中,鼻接口被配置用于接收来自气体入口的进入气体并从进入气体提供第一流量气体流和第二流量气体流,并且被配置用于将进入气体与引导至第二流量气体流相比更多地引导至第一流量气体流,第一流量气体流被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔,第二流量气体流被配置为在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔。

[0154] 在一些构型中,鼻接口包括分流器,该分流器被配置用于将来自气体入口的流量不均匀地分成第一流量气体流和第二流量气体流。

[0155] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体同时递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔两者。

[0156] 这方面的鼻接口可以具有关于其他任一方面所概述的一个或多个特征。

[0157] 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:

[0158] 接口本体,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封,该接口本体被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔;

[0159] 以及用于将呼吸气体递送至鼻接口中的气体入口,其中,气体入口与接口本体流

体连通,以在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔;以及

[0160] 分流器,该分流器被配置用于将来自气体入口的流量不均匀地分成被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔的第一流量气体流和被配置为在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔的第二流量气体流,其中,第一流量气体流被配置为与沿着第二流量气体流递送的气体流量相比,沿着第一流量气体流递送更大的气体流量,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0161] 在一些构型中,接口本体包括被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔的第一出口或第一出口部分、并且包括被配置用于将气体递送至患者的第二鼻孔的第二出口或第二出口部分。

[0162] 在一些构型中,气体入口至少部分地与第一出口或第一出口部分对准、并且与第二出口或第二出口部分不那么对准或不对准。

[0163] 在一些构型中,气体入口与第一出口或第一出口部分基本上轴向对准。

[0164] 在一些构型中,气体入口的横向截面积的至少一半与第一出口或第一出口部分的横向截面积的至少一半轴向对准。

[0165] 在一些构型中,气体入口包括外部分、并且进一步包括与接口本体流体连通的内部部分,外部分用于连接至呼吸导管以向接口本体提供气体源的气体流。

[0166] 在一些构型中,气体入口的内部部分至少部分地与第一出口或第一出口部分对准。

[0167] 在一些构型中,气体入口朝向第一出口或第一出口部分成角度。

[0168] 在一些构型中,第一流量气体流的至少一个尺寸大于第二流量气体流的对应尺寸。

[0169] 在一些构型中,该至少一个尺寸包括第一流量气体流的侧向尺寸,并且其中,该对应尺寸包括第二流量气体流的侧向尺寸。

[0170] 在一些构型中,第一流量气体流的直径、截面积和/或体积大于第二流量气体流的对应直径、截面积和/或体积。

[0171] 在一些构型中,第一流量气体流的截面积与第二流量气体流的对应截面积的比率在约2:1至约5:1之间、可选地在约2:1至约4:1之间、可选地在约2.5:1至约3.5:1之间、可选地为约3:1。

[0172] 在一些构型中,第一出口或第一出口部分和第二出口或第二出口部分包括基本上相同的截面积。

[0173] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中,与递送穿过第二出口或第二出口部分的气体流的流速相比,递送更低流速的气体流穿过第一出口或第一出口部分。

[0174] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中,与递送穿过第二出口或第二出口部分的气体流的压力相比,递送更高压力的气体流穿过第一出口或第一出口部分。

[0175] 在一些构型中,鼻接口包括气体歧管,并且,接口本体、气体歧管、和/或气体入口包括分流器。

[0176] 在一些构型中,分流器包括壁部分,该壁部分朝向气体入口延伸或延伸到其中,其

中,第一流量气体流位于壁部分的一侧,并且第二流量气体流位于壁部分的相反侧。

[0177] 在一些构型中,分流器延伸到气体入口中、并且将气体入口分成在分流器的所述一侧的第一流量气体流部分和在分流器的相反侧的第二流量气体流部分。

[0178] 在一些构型中,分流器是基本上刚性的。

[0179] 在一些构型中,接口本体是鼻垫。

[0180] 在一些构型中,鼻垫包括分流器,并且其中,分流器被配置为在鼻垫被压缩时移动和/或变形。

[0181] 在一些构型中,分流器包括第一壁部分和第二壁部分。

[0182] 在一些构型中,第一壁部分和第二壁部分彼此铰接地连接,并且其中,这些壁部分的相对角度被配置为在鼻垫被压缩时改变。

[0183] 在一些构型中,第一壁部分和第二壁部分在鼻垫处于松弛状态时彼此重叠,并且其中,这些壁部分的重叠程度随着鼻垫被压缩时增加。

[0184] 在一些构型中,鼻接口包括用于将气体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔的单一出口,其中,单一出口包括第一出口部分和第二出口部分,并且其中,鼻接口被配置为使得第一流量气体流被配置为基本上被递送至第一出口部分,并且第二流量气体流被配置为基本上被递送至第二出口部分。

[0185] 在一些构型中,接口本体包括具有第一出口的第一鼻递送元件和具有第二出口的第二鼻递送元件,其中,鼻接口被配置为使得第一流量气体流被配置为基本上被递送至第一鼻递送元件,并且第二流量气体流被配置为基本上被递送至第二鼻递送元件,并且其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔。

[0186] 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:

[0187] 接口本体,该接口本体包括第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,该第一鼻递送元件包括第一出口、被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔,该第二鼻递送元件包括第二出口、被配置用于将气体递送至患者的第二鼻孔,其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;

[0188] 以及用于将呼吸气体递送至鼻接口中的气体入口,其中,气体入口与接口本体流体连通,以将来自气体入口的呼吸气体递送穿过第一鼻递送元件和第二鼻递送元件;以及

[0189] 分流器,用于将来自气体入口的流量不均匀地分成被配置为基本上被提供至第一鼻递送元件的第一流量气体流和被配置为基本上被提供至第二鼻递送元件的第二流量气体流,其中,第一流量气体流被配置为与沿着第二流量气体流递送的气体流量相比,沿着第一流量气体流递送更大的气体流量,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0190] 在一些构型中,鼻接口包括导流器,该导流器被配置用于将来自气体入口的进入气体与引导至第二流量气体流相比,更多地引导至第一流量气体流。

[0191] 在一些构型中,导流器包括喷嘴,该喷嘴被配置用于加速朝向第一出口或第一出口部分的流动。

[0192] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中将进入气体与引导至第二流量气体流相比,更多地引导至第一流量气体流。

[0193] 在一些构型中,接口本体是鼻垫。

[0194] 在一些构型中,鼻接口被配置用于在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体同时递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔两者。

[0195] 在一些构型中,鼻接口包括偏流限制件,该偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从鼻接口流到周围环境。

[0196] 在一些构型中,偏流限制件包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经(多个)孔的气体。

[0197] 在一些构型中,鼻接口被配置为使得与吸气阶段中相比,在呼气阶段中,穿过第一出口或第一出口部分和第二出口或第二出口部分的气体流的压力差更大。

[0198] 在一些构型中,鼻接口被配置为在第一出口或第一出口部分和第二出口或第二出口部分处实现的患者压力为在使用中在约2cmH₂O至约30cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约25cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约20cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约15cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约14cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约13cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约12cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约11cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约10cmH₂O之间。

[0199] 在一些构型中,第一出口或第一出口部分与第二出口或第二出口部分之间的压力差被配置为提供穿过患者上气道的至少约1升/分钟(1pm)、可选地在约11pm至约51pm之间的不对称流量。

[0200] 在一些构型中,不对称流量促进从患者的解剖学死腔中清除CO₂。

[0201] 根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面、和优点,披露了一种呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0202] 呼吸气体的气体源,该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;

[0203] 用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管;以及

[0204] 上文或此处概述的鼻接口,该鼻接口与呼吸管流体连通以将呼吸气体递送至患者。

[0205] 在一些构型中,接口本体包括被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔的第一出口或第一出口部分、并且包括被配置用于将气体递送至患者的第二鼻孔的第二出口或第二出口部分,并且其中,鼻接口被配置用于在气体从气体入口递送至第一出口或第一出口部分和第二出口或第二出口部分两者时在第一出口或第一出口部分与第二出口或第二出口部分之间产生压力差,使得第一出口或第一出口部分处的压力高于第二出口或第二出口部分处的压力。

[0206] 根据本文披露的至少一个实施例的某些特征、方面、和优点,披露了一种呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0207] 呼吸气体的气体源,该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;

[0208] 用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管;以及

[0209] 鼻接口,该鼻接口具有气体入口,气体入口与呼吸管流体连通以将呼吸气体递送至患者,鼻接口包括第一鼻递送元件和第二鼻递送元件,其中,该第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔,其中,鼻接口被配置为在气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件两者时在第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之

间产生压力差,使得第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0210] 在一些构型中,呼吸疗法系统包括呼吸导管,用于接收来自呼吸管的压力受控的呼吸气体,其中,呼吸导管与呼吸管和鼻接口的气体入口流体连通。

[0211] 在一些构型中,呼吸疗法系统进一步包括呼吸气体过滤器。

[0212] 在一些构型中,呼吸气体过滤器位于呼吸管与呼吸导管之间。

[0213] 在一些构型中,呼吸气体过滤器位于气体歧管与偏流限制件之间。

[0214] 在一些构型中,呼吸疗法系统进一步包括增湿器,该增湿器被配置用于在压力受控的呼吸气体被递送至鼻接口之前对其进行增湿。

[0215] 在一些构型中,呼吸管是经加热的呼吸管、并且被配置用于接收来自增湿器的压力受控的呼吸气体。

[0216] 在一些构型中,离开第一和第二鼻递送元件的气体流的温度在约31°C至约41°C之间、可选地高于31°C且至多约41°C、可选地在约36°C至约39°C之间、可选地为约37°C。

[0217] 根据本文披露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:

[0218] 提供呼吸疗法系统,该呼吸疗法系统包括:

[0219] 呼吸气体的气体源,该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;

[0220] 用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管;以及

[0221] 鼻接口,该鼻接口具有气体入口,该气体入口与呼吸管流体连通以将呼吸气体递送至患者,鼻接口包括第一鼻递送元件和第二鼻递送元件;

[0222] 用第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个来密封患者的相应鼻孔;

[0223] 操作该呼吸疗法设备以向该鼻接口提供气流;以及

[0224] 从呼吸疗法设备穿过第一鼻递送元件和第二鼻递送元件在患者鼻孔处递送不对称气体流量。

[0225] 在一些构型中,鼻递送元件经由气体流动通道与气体入口流体连通,其中,第一鼻递送元件靠近气体入口,并且第二鼻递送元件远离气体入口,并且其中,鼻接口包括旁路限制件,该旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积,其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件中的每一个包括内截面积,其中,这些内截面积一起提供了这些鼻递送元件的组合截面积,并且其中,气体流动通道的这部分的截面积是这些鼻递送元件的组合截面积的大于0倍至约1.5倍。

[0226] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口提供4cmH₂O的压力,使得20lpm的偏流量穿过偏流限制件。

[0227] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1倍、可选地至多约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口提供8cmH₂O的压力,使得32lpm的偏流量穿过偏流限制件。

[0228] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口提供4cmH₂O的压力,使得20lpm的偏流量穿过偏流限制件;或者其中,该方法包括:向气体入口提供8cmH₂O的压力,使得32lpm的偏流量穿过偏流限制件;或者其中,该方法包括:向气体入口提供12cmH₂O的压力,使得41lpm

的偏流量穿过偏流限制件；或者其中，该方法包括：向气体入口提供16cmH₂O的压力，使得481pm的偏流量穿过偏流限制件；或者其中，该方法包括：向气体入口提供20cmH₂O的压力，使得531pm的偏流量穿过偏流限制件。

[0229] 在一些构型中，气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3倍，并且其中，该方法包括：向所述气体入口提供8cmH₂O的压力，使得321pm或更大的偏流量穿过偏流限制件。

[0230] 在一些构型中，气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约1/3倍，并且其中，该方法包括：向气体入口提供8cmH₂O的压力，使得321pm或更大的偏流量穿过偏流限制件，或者其中，气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/5倍，并且其中，该方法包括：向气体入口提供12cmH₂O的压力，使得411pm或更大的偏流量穿过偏流限制件，或者其中，气体流动通道的这部分的截面积至多为这些鼻递送元件的组合截面积的约2/3倍，并且其中，该方法包括：向气体入口提供16cmH₂O的压力，使得481pm或更大的偏流量穿过偏流限制件。

[0231] 在一些构型中，离开第一和第二鼻递送元件的气体流的温度在约31°C至约41°C之间、可选地高于31°C且至多约41°C、可选地在约36°C至约39°C之间、可选地为约37°C。

[0232] 在一些构型中，该鼻接口是如上文或此处概述的。

[0233] 在一些构型中，呼吸疗法系统是如上文或此处概述的。

[0234] 根据本文披露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：

[0235] 提供呼吸疗法系统，该呼吸疗法系统包括：

[0236] 呼吸气体的气体源，该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体；

[0237] 用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管；以及

[0238] 鼻接口，该鼻接口与呼吸管16流体连通以将呼吸气体递送至患者；

[0239] 用鼻接口密封患者的鼻气道；

[0240] 操作该呼吸疗法设备以向该鼻接口提供气体流；以及

[0241] 在鼻接口的气体入口处接收进入气体并且在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0242] 在一些构型中，该方法包括：在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0243] 在一些构型中，该鼻接口是如上文或此处概述的。

[0244] 在一些构型中，呼吸疗法系统是如上文或此处概述的。

[0245] 来自一个或多个实施例或构型的特征可以与一个或多个其他实施例或构型的特征进行组合。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一起用于呼吸支持系统。

[0246] 如本文所使用，名词前面的词“(多个)”是指该名词的复数和/或单数形式。

[0247] 如本文所使用，术语“和/或”是指“和”或者“或”或者这两者。

[0248] 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”和“包含”将以相同的方式进行解释。

[0249] 对本文中披露的数字范围(例如,1至10)的提及旨在也包括提及这个范围内的全部有理数(例如,1、1.1、2、3、3.9、4、5、6、6.5、7、8、9和10),以及这个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),并且因此,特此明确地披露本文中所明确披露的全部范围的全部子范围。这些仅仅是具体意图披露的内容的示例,并且所枚举的最低值与最高值之间的数值的所有可能组合都应当被认为在本申请中以类似方式明确陈述。

[0250] 本披露也可以广义上说成是在于本申请的说明书中个别或共同涉及或指明的零件、元件以及特征,以及任何两个或更多个所述零件、元件或特征的任何或全部组合,并且,在此提及具有本披露所涉及领域的已知等效物的特定整数时,此类已知等效物被认为也结合在此就如同个别地列出一样。

[0251] 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

[0252] 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:

[0253] 图1是本披露的示例性构型的患者接口的前视立体图,该患者接口包括鼻接口。

[0254] 图2是鼻接口的特写立体图。

[0255] 图3是患者接口的后视立体图。

[0256] 图4是鼻接口的特写立体图。

[0257] 图5是患者接口的前视立体图,示出了与包括鼻递送元件的接口本体部分开的气体歧管部、与气体歧管部分开的偏流限制部、以及与气体歧管部分开的呼吸导管。

[0258] 图6示出了偏流限制部的视图,其中,图6的(a)是偏流限制部的前视立体图,图6的(b)是偏流限制部的部件的前视分解立体图。

[0259] 图7示出了偏流限制部的视图,其中,图7的(a)是偏流限制部的立体截面视图,图7的(b)是偏流限制部的正交截面视图。

[0260] 图8是朝向偏流限制部的前部的正交视图。

[0261] 图9是鼻接口的前部分截面视图,示出了气体歧管中的气体流限制件。

[0262] 图10示出了鼻接口的视图,其中,图10的(a)是鼻接口的前视立体截面视图,示意性地示出了穿过鼻接口的气体流动方向;图10的(b)是鼻接口的前正交截面视图,示意性地示出了穿过鼻接口的气体流动方向。

[0263] 图11示出了气体歧管的视图,其中图11的(a)是前视立体图,图11的(b)是穿过水平面截取的前视立体图,而图11的(c)是穿过竖直平面截取的前视立体图。

[0264] 图12示出了气体歧管的视图,其中图12的(a)是顶视图,图12的(b)是沿着图12的(d)的线b-b的截面视图,图12的(c)是前视图,图12的(d)是端视图,而图12的(e)是沿着图12(c)的线e-e的截面视图。

[0265] 图13示出了鼻接口的面部安装部或接口本体部的视图,其中图13的(a)是后视图,图13的(b)是前视图,而图13的(c)是沿着图13的(b)的线c-c的截面视图。

[0266] 图14是穿过气体歧管和其中一个鼻递送元件的截面视图。

[0267] 图15是患者接口的功能和使用效果的示意图。

[0268] 图16示出了侧面互换功能,其中在图16的(a)中呼吸导管联接至气体歧管的右侧,

而在图16的(b)中呼吸导管联接至气体歧管的左侧。

[0269] 图17示出了偏流限制部的远处定位,其中,图17的(a)示出了偏流限制部的远处定位,图17的(b)示出了偏流限制部的远处定位、以及在气体歧管与偏流限制部之间的过滤器。

[0270] 图18是患者接口的头戴具的部件的分解视图。

[0271] 图19示意性地示出了图1至图18的鼻接口的构型。

[0272] 图20示意性地示出了鼻接口的替代性构型。

[0273] 图21示意性地示出了鼻接口的另一替代性构型。

[0274] 图22示出了结合有本披露的患者接口和鼻接口的呼吸疗法系统。

[0275] 图23示出了在4cmH₂O和8cmH₂O的压力下,针对每分钟呼吸15次的10i:20e 500Vt(潮气量)呼吸模式,旁路限制件面积与鼻递送元件组合面积的不同比率的测试结果。

[0276] 图24示出了在4cmH₂O、8cmH₂O、12cmH₂O、16cmH₂O和20cmH₂O的压力下,针对每分钟25次呼吸的ARDS(急性呼吸窘迫综合征)呼吸模式,旁路限制件面积与鼻递送元件组合面积的不同比率的测试结果。

[0277] 图25示出了在4cmH₂O、8cmH₂O、12cmH₂O、16cmH₂O和20cmH₂O的压力下,针对每分钟45次呼吸的350Vt(潮气量)正弦呼吸模式,旁路限制件面积与鼻递送元件组合面积的不同比率的测试结果。

[0278] 图26示出了所建模的不同的鼻递送元件大小、不同的旁路限制件截面积、不同的设定压力、和不同的偏流限制件开放度对用鼻接口进行每分钟15次再呼吸的影响。

[0279] 图27示出了所建模的不同的鼻递送元件大小、不同的旁路限制件截面积、不同的设定压力、和不同的偏流限制件开放度对用鼻接口进行每分钟25次再呼吸的影响。

[0280] 图28示出了所建模的不同的鼻递送元件大小、不同的旁路限制件截面积、不同的设定压力、和不同的偏流限制件开放度对用鼻接口进行每分钟45次再呼吸的影响。

[0281] 图29示意性地示出了用于患者接口中的替代性构型的鼻接口。

[0282] 图30示出了鼻接口的示例性构型的前视立体图。

[0283] 图31示出了鼻接口的前截面视图,示出了气体流动路径。

[0284] 图32示出了鼻接口的前截面视图,示出了排放气体流动路径。

[0285] 图33示出了鼻接口的部分俯视截面视图。

[0286] 图34示出了鼻接口的另一部分俯视截面视图。

[0287] 图35示出了鼻接口的接口本体/鼻垫的俯视前立体图。

[0288] 图36示出了鼻接口的接口本体/鼻垫的底侧前立体图。

[0289] 图37示出了替代性示例性构型的鼻接口的截面前视图。

[0290] 图38示出了另一替代性示例性构型的鼻接口的前视立体截面视图。

[0291] 图39示出了另一替代性示例性构型的鼻接口的前视立体图。

[0292] 图40示出了鼻接口的部分截面视图。

[0293] 图41示出了替代性示例性构型的鼻接口的前视立体截面视图。

[0294] 图42示出了替代性示例性构型的鼻接口的前视立体截面视图。

[0295] 图43示出了替代性示例性构型的鼻接口的俯视图。

[0296] 图44示出了替代性示例性构型的鼻接口的前截面视图,其中图44的(a)示出了处

于闲置状态的鼻垫,而图44的(b)示出了处于压缩状态的鼻垫。

[0297] 图45示出了用于鼻接口中的替代性示例性构型的鼻垫的前视立体图。

[0298] 图46示出了鼻垫的后视立体图。

[0299] 图47示出了鼻垫的导流器或分流器的变形或移动。

[0300] 图48示出了鼻垫的导流器或分流器的替代性变形或移动。

[0301] 图49示出了用于鼻接口中的替代性示例性构型的鼻垫,其中图49的(a)是第一前视立体图,而图49的(b)是第二前视立体图。

[0302] 图50的(a)至图50的(c)示出了用于鼻接口中的三个替代性示例性构型的鼻垫。

[0303] 图51示出了用于鼻接口中的替代性示例性构型的鼻垫,其中图51的(a)是顶视立体图,而图51的(b)是前视图。

[0304] 图52示出了用于鼻接口中的替代性示例性构型的鼻垫,其中图52的(a)是后视图,而图52的(b)是顶视立体图。

[0305] 图53是替代性示例性构型的鼻接口的前视立体图。

[0306] 图54是鼻接口的前视分解立体图。

[0307] 图55是鼻接口的后视分解立体图。

[0308] 图56是鼻接口的俯视截面视图。

[0309] 图57是包括替代性示例性构型的鼻接口的患者接口的前视立体图。

[0310] 图58是鼻接口的俯视截面视图。

[0311] 图59是鼻接口的鼻垫的前视立体图。

具体实施方式

[0312] 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气体流。在一些构型中,鼻递送元件(比如鼻叉或鼻枕)插入患者的鼻子中以递送所需的疗法。可能期望鼻递送元件在鼻子处密封以递送疗法。其中一个或多个鼻递送元件可以包括用于在鼻子处密封的鼻枕。

[0313] 披露了一种用于通过鼻接口来向患者递送气体的系统。

[0314] 该系统在鼻接口的第一和第二鼻递送元件处提供压力差,由此在第一与第二鼻递送元件处获得不同的气体流。这允许通过鼻接口向两个鼻孔递送不对称流量。如本文描述的不对称流量指代在鼻接口内、或鼻子内不同的流量。这样,每个鼻递送元件可以递送不同的流。不对称流量还可以包括部分单向流量。

[0315] 递送不对称气体流量可以改善上气道中的死腔清理。如所描述的,鼻接口被配置用于通过鼻递送元件产生这种不对称流量。

[0316] 呼吸疗法所产生的流量取决于穿过鼻接口的流量,而这取决于每个鼻递送元件处的压力。如果每个鼻递送元件处的压力不同,则将产生不对称气体流量。

[0317] 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。部分单向流量可以是不对称流量的类型。部分单向流量可以在空气从上气道冲洗时提供对解剖学死腔的改善的清理。部分单向流量可以比总单向流量更舒适。本文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所有流量、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/或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。如果第一与第二鼻递送元件之间存在压力差,则在吸气期间,第一鼻递送元件将从气体入口接收比第二鼻递送元件更多的气体流。在呼气期间,与第二鼻递送元件相关联的第二鼻孔排出比与第一鼻递送元件相关联的第一鼻孔更多的气体流。第一与第二鼻递送元件之间的压力差可以根据患者的呼吸周期是处于吸气阶段还是呼气阶段而改变。

[0318] 可以在适合的时间段上进行不对称流量评估。例如,可以在患者的一个呼吸周期上、或者替代性地在患者的不同数量的周期上进行不对称流量评估。

[0319] 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。

[0320] 图1至图5示出了示例性患者接口1,该患者接口包括具有鼻递送元件的鼻接口100,这些鼻递送元件包括第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112。

[0321] 鼻接口100为患者提供患者接口,该患者接口适用于将压力受控的、可选地高湿度的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8lpm或更大,这取决于其他疗法应用,大概10-50lpm、20-40lpm或更大)上的高流量气体。流量可以是在时间上平均的偏流量。在一些构型中,鼻接口100被适配用于递送较低流量的气体。流量取决于压力,因此它可以根据不同的呼吸压力和设定压力而波动。其中,(多个)设定压力在与本披露的鼻接口结合使用时与由辅助呼吸疗法设备维持的疗法和/或(多个)患者压力有关。

[0322] 鼻接口100包括面部安装部或接口本体110部,其包括一对中空鼻递送元件111和112,这对鼻递送元件与接口本体110一体地模制成、或可移除地附接至其上。鼻接口100包括气体歧管120部,该气体歧管部包括气体入口121。气体歧管120可以可移除地附接或一体地模制到呼吸导管300。

[0323] 接口本体110部可以与气体歧管120部连接或接合、或者可以与气体歧管120部一体地形成或永久地接合。如果接口本体110部可与气体歧管部120接合,则该接合使第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112与气体入口121流体连通,从而使得第一鼻递送元件111更靠近气体入口121并且第二鼻递送元件112更远离气体入口121。

[0324] 接口本体110可以由柔软的柔性材料、比如硅树脂、热塑性弹性体、或本领域已知的其他聚合物形成。鼻递送元件111和112优选地是柔韧的、并且可以由足够薄的硅树脂层或其他适合于实现此特性的材料形成。接口本体110和鼻递送元件111、112可以例如由能够符合患者鼻孔和/或脸颊的几何形状并提供有效气动密封的弹性体材料形成。

[0325] 气体歧管120可以由相对较硬的材料、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。接口本体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递送元件111和112,同时气体歧管120将呼吸导管300流体地联接至接口本体110的鼻递送元件111和112。

[0326] 鼻递送元件111和112基本上是中空的。

[0327] 第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112可以具有彼此相同的形状和构型,即可以是对称的。在其他构型中,第一和第二鼻递送元件可以具有彼此不同的形状和/或构型,

即可以是不对称的。

[0328] 接口本体110被成形为总体上遵循患者面部的上唇区域周围的轮廓。接口本体110是模制的或预成型的,以在面部的、定位鼻接口的区域中能够符合用户面部的轮廓和/或是柔韧的以适配、适应和/或对应于用户面部的轮廓。

[0329] 参见图13的(a)至图13的(c),接口本体110包括基部分118,鼻递送元件111和112从该基部分延伸。

[0330] 基部分118被布置为在使用中位于患者面部与气体歧管120之间。基部分118可以用作垫以避免气体歧管120接触患者面部。

[0331] 在所示的构型中,接口本体110包括两个侧臂,这两个侧臂从基部分118的各侧侧向延伸。

[0332] 在所示的构型中,这些侧臂包括从基部分118的各侧侧向地延伸的翼部113和114。这些翼部113和114是与基部分118一体形成的,但可以替代性地为单独部分。

[0333] 在一些构型中,鼻递送元件111、112从接口本体110的基部分118总体向上且向后延伸。

[0334] 可以在每个翼部113、114上提供粘合剂垫(未示出)以促进鼻接口100与患者的联接。

[0335] 气体歧管120为大致管状形状,在其至少一侧处并且可选地在各侧处具有气体端口121、122(图5、图11和图12)。气体端口121、122中的至少一个可以可移除地附接至呼吸导管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。这使得气体端口121、122中的至少一个能够充当气体歧管120的气体入口,并且由此充当鼻接口100的气体入口。替代性地,端口121、122可以与呼吸导管300固定联接或与之一体地形成。

[0336] 通过使呼吸导管300从气体歧管120的一侧延伸并由此从鼻接口100的一侧延伸,患者的嘴可以在佩戴鼻接口时容易接近以进行例如喂食/进食、喝水或语言交流。

[0337] 流量穿过气体入口进入鼻接口100、并且沿基本上横向于该流量旨在行进到第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的方向行进穿过气体歧管120。

[0338] 气体入口与呼吸导管300流体连通。

[0339] 在一些构型中,呼吸导管300的内直径在约12mm至约23mm之间、可选地大于约12mm且至多约23mm、可选地大于约12mm且至多约22mm、可选地大于约12mm且至多约21mm、可选地大于约12mm且至多约20mm、可选地大于约12mm且至多约19mm、可选地大于约12mm且至多约18mm、可选地在约13mm至约17mm之间、可选地在约14mm至约16mm之间、可选地为约12mm、可选地为约13mm、可选地为约14mm、可选地为约15mm、可选地为约16mm、可选地为约17mm、可选地为约18mm、可选地为约19mm、可选地为约20mm、可选地为约21mm、可选地为约22mm、可选地为约23mm、或可选地为这些值中的任两个之间的任何值。

[0340] 参见图11和图12,气体流动路径由气体歧管120中的内腔或流动通道125限定。

[0341] 流动通道125从气体歧管120一侧处的气体端口121穿过气体歧管延伸至气体歧管120另一侧处的气体端口122。

[0342] 流动通道125与第一气体出口123和第二气体出口124流体连通。第一气体出口123被配置用于将气体递送至第一鼻递送元件111,并且第二气体出口124被配置用于将气体递

送至第二鼻递送元件112。

[0343] 气体出口123、124的形状与接口本体110相对应、并且例如通过摩擦配合或卡扣配合接合进行装配,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与接口本体110分开。

[0344] 在气体歧管120与接口本体110接合时,在气体出口123、124与接口本体110之间形成有效密封。

[0345] 在所示的构型中,每个气体出口设置在气体歧管120的相应出口部分123a、124a中。

[0346] 每个出口部分123a、124a包括用于与第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112接合的密封凸缘123b、124b。

[0347] 密封凸缘123b、124b从相应出口部分123a、123b的相邻区段横向地向外延伸。密封凸缘123b、124b被接纳在鼻递送元件111、112的相应部分111x、112x中。

[0348] 在所示的构型中,密封凸缘123b、124b是大致环状形状,并且鼻递送元件的相应部分111x、112x包括在鼻递送元件111、112的内表面中的环状通道。

[0349] 在替代性构型中,密封凸缘123b、124b和相应部分111x、112x可以具有不同的形状。例如,它们可以各自包括不围绕出口部分123a、123b和鼻递送元件111、112的整个外围延伸的一个或多个离散构件。

[0350] 在所示的构型中,出口部分123a、124a和密封凸缘123b、124b被接纳在鼻递送元件111、112的内部中。在替代性构型中,这可以反过来,使得鼻递送元件111、112的基部被接纳在本体部分123a、124a的内部中。在该构型中,出口部分123a、124a可以包括用于与第一和第二鼻递送元件接合的密封套环。密封套环可以与鼻递送元件的外部接合以在它们之间提供密封。

[0351] 鼻递送元件111、112可以包括被接纳在密封套环的相应凹陷中的突起。突起和凹陷可以是大致环状形状、或者可以具有如上针对密封凸缘123b、124b和互补部分111x、112x描述的不同构型。

[0352] 在一些构型中,密封凸缘或套环、和鼻递送元件的互补部分额外地充当固位特征以维持接口本体110和气体歧管120彼此接合。在替代性构型中,接口本体110和气体歧管120可以包括一个或多个其他固持特征、比如夹具或紧固件等,例如以维持接口本体110和气体歧管120彼此接合。

[0353] 气体歧管120可以由单个部分构成、或者可以包括组装在一起的多个部件。例如,气体歧管120可以具有第一本体部分,该第一本体部分提供气体流动通道125并且可选地提供气体端口121、122。气体歧管120可以具有提供气体出口123、124的第二本体部分。替代性地,气体歧管120可以是单一部件。在替代性构型中,气体歧管120可以包括单一出口,并且接口本体110可以包括互补的单一气体进口,该单一气体进口与气体歧管120的单一出口联接并且与第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112流体连通以将气体递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112。

[0354] 参见图1至图14和图18,在一些构型中,本披露的鼻接口100包括第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112。第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112各自被配置用于密封患者的相应鼻孔。第一鼻递送元件被配置用于密封患者的第一鼻孔,而第二鼻递送元件被

配置用于密封患者的第二鼻孔。

[0355] 在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112被配置用于密封通向患者鼻孔的进口。在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112被配置用于密封患者鼻孔的内部。在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112被配置用于密封通向患者鼻孔的进口和鼻孔的内部两者。

[0356] 该鼻接口包括气体歧管120,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至该气体歧管的气体入口121。第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112经由气体歧管120与气体入口121流体连通。

[0357] 气体入口121与气体歧管的气体流动通道125的单一气体进口部分连通。通过这种构型,呼吸气体从气体歧管的单一区域、例如单一侧进入气体歧管125、并且从该单一区域递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112。

[0358] 气体除了穿过第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112之外总体上沿一个方向从气体歧管的单一侧流到气体歧管的相反侧。

[0359] 气体歧管120可以包括单一气体入口121。

[0360] 参见图9、图10和图11,该鼻接口包括旁路限制件130,用于在气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间提供穿过鼻接口100的压降,使得第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。

[0361] 如本文所使用的,旁路限制件130可以是以下任何特征或几何形状:在气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间提供穿过鼻接口100的压降,使得第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。在一些构型中,旁路限制件130可以是相对于气体流动通道125的相邻部分、相对于气体入口121、相对于第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的组合截面积 A_3+A_4 的、和/或相对于鼻接口100的任何其他部分的物理限制件。

[0362] 在一些构型中,旁路限制件130可以是分流器或导流器。

[0363] 压降使得旁路限制件上游的气体压力高于旁路限制件下游的气体压力。

[0364] 第一鼻递送元件111处的压力可以是在第一鼻递送元件的出口处的压力、和/或是沿着第一鼻递送元件和/或与第一鼻递送元件相邻的压力。第二鼻递送元件112处的压力可以是在第二鼻递送元件的出口处的压力、和/或是沿着第二鼻递送元件和/或与第二鼻递送元件相邻的压力。

[0365] 穿过气体歧管120的压降可以使得当存在气体从气体入口121流到第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时,从气体入口121到第一鼻递送元件111的气体流量大于从气体入口121到第二鼻递送元件112的气体流量。

[0366] 旁路限制件130可以限制气体流经第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的气体歧管120。

[0367] 在一些构型中,当气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112两者时,第二鼻递送元件112处的气体流压力比第一鼻递送元件处的气体流压力小至多约1cmH₂O。

[0368] 与呼气阶段中相比,在吸气阶段中,由旁路限制件130引起的压降、并且由此在第

一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的气体流压力差典型地更高。这是因为,当患者呼出气体时,呼出气体与穿过第一鼻递送元件111相比更多地穿过第二鼻递送元件112。例如,在吸气阶段中,第二鼻递送元件112处的气体流压力可以比第一鼻递送元件111处的气体流压力小约0.6cmH₂O,并且在呼气阶段中,第二鼻递送元件112处的气体流压力可以比第一鼻递送元件111处的气体流压力小约0.3cmH₂O。针对给定的旁路限制件130,第一鼻递送元件111处的气体流压力与第二鼻递送元件112处的气体流压力之差的大小将取决于设定压力以及呼吸周期的阶段。

[0369] 在一些构型中,鼻接口100被配置为在第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112处实现的患者压力为在使用中在约2cmH₂O至约30cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约25cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约20cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约15cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约14cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约13cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约12cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约11cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约10cmH₂O之间。

[0370] 鼻接口100可以被配置为使得在吸气阶段和呼气阶段两者中,第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。

[0371] 可以向第二鼻递送元件112递送设定压力并且可以向第一鼻递送元件111递送更高的压力。

[0372] 随着设定压力增大,第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的压力差增大,其中该增大提供了增强的死腔清理或冲刷。

[0373] 在一些构型中,第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的压力差被配置为提供穿过患者上气道的至少约1升/分钟(1pm)、可选地在约11pm至约21pm之间、可选地在约11pm至约51pm之间的不对称流量。在一些构型中,不对称流量可能小于11pm。

[0374] 鼻接口100被配置为由于穿过气体歧管的压降和第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的所得压力差而通过第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112在患者鼻孔处产生不对称气体流量。所得的不对称气体流量可以提供改进的死腔清理。

[0375] 在一些构型中,气体歧管120包括气体歧管120中的气体流动通道125,并且旁路限制件130提供气体流动通道125的一部分的减小的截面积。

[0376] 这例如在图10中展示,其中可以看到,与穿过旁路限制件130任一侧的气体流动通道125的间距相比,在旁路限制件130的区域中穿过气体流动通道125的间距显著地减小。

[0377] 气体流动通道125的、受限制的部分可以在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间和/或可以邻近于第二鼻递送元件112。特别地,气体流动通道的、受限制的部分可以在气体歧管的第一气体出口123与第二气体出口124之间。

[0378] 图19示意性地示出了图1至图18的鼻接口的构型,但额外地示出了旁路限制区域(面积A₂)与气体流动通道125的相邻或主要部分(面积A₁)的相对截面积。在此构型中,旁路限制件130被示为在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间。

[0379] 在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的基部处的气室的体积基本上相同。旁路限制件130可以是局部限制件。

[0380] 图20示意性地示出了鼻接口的替代性构型,其中旁路限制件130邻近于第二鼻递送元件112。旁路限制件130与第二鼻递送元件112的基部相反定位。

[0381] 图21示意性地示出了鼻接口的替代性构型,其中旁路限制件130位于第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间且邻近于第二鼻递送元件。旁路限制件130部分地与第二鼻递送元件的基部相反。

[0382] 气体流动通道125在第二鼻递送元件112基部处的体积小于气体流动通道在第一鼻递送元件111基部处的体积。

[0383] 旁路限制件130可以沿一个或多个方向(即从气体流动通道125的一个或多个壁部分)延伸到气体流动通道中。在一些构型中,旁路限制件130可以沿一个方向(例如,向上方向、向下方向、向前方向、或向后方向)延伸到气体流动通道中。在一些构型中,旁路限制件130可以沿多于一个方向(例如,沿向上方向、向下方向、向前方向、或向后方向中的多于一个)延伸到气体流动通道中。

[0384] 旁路限制件130可以包括延伸到气体流动通道135中的至少一个突出部130a、130b。在一些构型中,旁路限制件130可以包括延伸到气体流动通道125中的多个突出部。

[0385] 例如,旁路限制件130可以包括延伸到流动通道中的直径相对的突出部。

[0386] 在一些构型中,气体歧管120包括靠近第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的近侧旁路突出部130a、和/或远离第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的远侧旁路突出部130b。

[0387] 在所示的构型中,气体歧管120包括近侧旁路突出部130a和远侧旁路突出部130b两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸BD,以实现受限的气体流量穿过第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的气体歧管120。

[0388] 预定旁路尺寸BD通常显著地小于气体流动通道125的相邻或主要部分的尺寸。

[0389] 预定旁路尺寸BD可以与下文概述的截面积 A_2 相关。

[0390] 当提供多个突出部时,它们可以是离散突出部,半连续的或连续的。例如,图11的(a)和图11的(b)示出了旁路限制件的一部分围绕气体流动通道125的基本上整个外围延伸,以形成旁路上突出部130a和旁路下突出部130b。

[0391] 参见图11的(c),旁路限制件130包括成角度前缘130a'、130b'和成角度后缘130a''、130b'',该前缘和后缘在气体从第一鼻递送元件111经气体歧管流到第二鼻递送元件112的方向上限定了会聚与发散旁路限制。

[0392] 成角度前缘130a'、130b'和/或成角度后缘130a''、130b''可以是基本上笔直或平面的、或者替代性地可以是弯曲的。如果是弯曲的,则弯曲表面可以是凸形的而在朝向气体流动通道125的中心的的方向上拱起、或者可以是凹形的而在背离气体流动通道125的中心的的方向上拱起。

[0393] 可以提供任何合适的形状组合。例如,前缘130a'、130b'中的至少一个可以是笔直、凹形、或凸形中的一种,而后缘130a''、130b''中的至少一个可以是笔直、凹形、或凸形中的另一种。

[0394] 前缘130a'、130b'和后缘130a''、130b''可以具有彼此相同的构型、或者可以具有彼此不同的构型。例如,上游侧的梯度和/或曲率可以不同于下游侧的梯度和/或曲率。

[0395] 当为旁路限制件130提供多个突起时,这些突起可以具有彼此相同的形状和构型、或者可以具有彼此不同的形状和构型。

[0396] 在所示的构型中,上突起130a在沿气体流动通道的方向上具有比下突起130b更短

的宽度。在替代性构型中,上突起130a可以具有与下突起130b相同的宽度、或者可以具有比下突起更短的宽度。

[0397] 在所示的构型中,上突起130a向气体流动通道125中延伸的距离与下突起130b延伸的距离基本上相同。在替代性构型中,上突起130a与下突起130b相比,可以向气体流动通道125中延伸更远,或者下突起130b与上突起130a相比,可以向气体流动通道125中延伸更远。

[0398] 旁路限制件130可以与气体歧管120一体地形成。替代性地,旁路限制件130可以包括用于附接至气体歧管120的插入件。例如,旁路限制件可以被形成为套筒或塞子。套筒或塞子可以以任何适合的方式附接至气体歧管。例如,套筒或塞子可以压力配合、螺纹连接、紧固等到气体歧管的气体流动通道125中。

[0399] 旁路限制件130可以由气体歧管120提供、由接口本体的基部分118提供、或由气体歧管120和接口本体的基部分118两者提供。

[0400] 旁路限制件130被配置为在气体流动通道125中提供与气体流动通道125的相邻或主要部分的第一截面积 A_1 相比减小的第二截面积 A_2 。

[0401] 在一些构型中,第二截面积 A_2 可以在第一截面积 A_1 的约10%至约40%之间。在一些构型中,第二截面积 A_2 可以在第一截面积 A_1 的约10%至约35%之间、可选地在第一截面积 A_1 的约10%至约30%之间、可选地在第一截面积 A_1 的约10%至约25%之间、并且可选地为第一截面积 A_1 的约17.5%。在一些构型中,第二截面积 A_2 可以为第一截面积 A_1 的约10%、约11%、约12%、约13%、约14%、约15%、约16%、约17%、约18%、约19%、约20%、约21%、约22%、约23%、约24%、约25%、约26%、约27%、约28%、约29%、约30%、约31%、约32%、约33%、约34%、约35%、约36%、约37%、约38%、约39%或约40%,或可以是这些百分比中的任两个之间的任一百分比。

[0402] 在一个示例性构型中,第一截面积可以为约 200mm^2 (对应于约8mm的半径),并且第二截面积可以在约 20mm^2 至约 80mm^2 之间、可选地在约 20mm^2 至约 70mm^2 之间、可选地在约 20mm^2 至约 60mm^2 之间、可选地在约 20mm^2 至约 50mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 至约 40mm^2 之间、并且可选地为约 35mm^2 。

[0403] 例如,预定旁路尺寸BD可以在约5mm至约10mm之间、可选地在约5mm至约9.5mm之间、可选地在约5mm至约8.75mm之间、可选地在约5mm至约8mm之间、可选地在约6mm至约7mm之间、可选地在约6.5mm至约7mm之间、并且可选地为约6.7mm。

[0404] 在一些构型中,鼻接口100包括接口本体110,该接口本体包括第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112。

[0405] 在一些构型中,气体歧管120与接口本体110成一体、或者与接口本体110分开并可与之联接。

[0406] 第一鼻递送元件111具有由其端头或终止端111b处的开口限定的第一出口111a,以从第一鼻递送元件111递送气体。通过第一鼻递送元件111递送的气体经第一出口111a离开第一鼻递送元件111。

[0407] 第二鼻递送元件112具有由其端头或终止端112b处的开口限定的第二出口112a,以从第二鼻递送元件112递送气体。通过第二鼻递送元件112递送的气体经第二出口112a离开第二鼻递送元件。

[0408] 第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112可以具有任何适合的形状以密封患者的鼻孔。例如,在一种构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112可以是大致管状的并且其大小可以被确定为大于患者的鼻孔,但是可以是柔韧的或柔性的以在插入鼻孔时变形并密封鼻孔。在一些构型中,鼻递送元件111、112比本体部分118更柔韧或更柔性。

[0409] 作为另一示例,并且如图所示,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112可以包括鼻孔定位器或鼻枕以密封患者的鼻孔。

[0410] 在所示的构型中,例如如图13和图14所示,每个鼻枕通常可以渐缩,使得它朝向其端头或终止端111b、112b处的相应出口111a、112a变窄。因此,近侧开口111a、112a可以具有比鼻枕基部处的远侧开口111c、112c更小的直径或横向尺寸。一般而言,鼻枕可以在朝向其端头或终止端111b、112b的近侧方向上渐缩。

[0411] 在所示的构型中,鼻枕的端头或终止端111b、112b被配置为被接纳在患者的鼻孔中,而鼻枕的邻近于端头或终止端111b、112b的扩大区域111d、112d被配置为密封通向鼻孔的进口。在其他构型中,端头或终止端111b、112b、和扩大区域111d、112d的一部分可以被配置为被接纳在鼻孔中以将其密封。

[0412] 鼻枕可以是柔韧的或柔性的,以在插入鼻孔或与鼻孔接触时变形并密封鼻孔。在一些构型中,鼻枕比本体部分118更柔韧或更柔性。

[0413] 鼻枕同样希望的是足够坚硬以降低膨胀或者不足以自我支撑的可能性,从而向用户提供鼻接口100相对于面部的正确位置和取向的指示。鼻枕可以具有足够的硬度,以抑制或防止响应于鼻枕相对于患者鼻孔的定位的严重坍塌。在一些构型中,考虑到对减小用户不舒适度同时仍协助鼻接口定位的希望,鼻枕可以具有约0.7mm的厚度,其中一些变体可能略微更高和更低。

[0414] 鼻枕可以包括一个或多个加强元件或特征以抑制鼻枕坍塌。

[0415] 第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112可以相对于本体部分118移动,以能够响应于与患者鼻孔的接触来调整鼻递送元件111、112的角度和定位。

[0416] 鼻枕和鼻接口可以具有关于美国专利号10,918,818的鼻孔定位器所描述的一个或多个特征。其说明书的全部内容通过援引并入本文。

[0417] 如果在鼻递送元件111、112与患者鼻孔之间发生任何泄漏,则该泄漏将是最小的并且可以通过调整疗法气体流量来补偿或控制。

[0418] 鼻接口100被配置为由于穿过鼻接口100的气体流动通道125的压降而在患者鼻孔处产生不对称气体流量。

[0419] 鼻接口100可以被配置为使得约10lpm至约50lpm穿过鼻递送元件111、112从鼻接口100递送出。穿过每个鼻递送元件递送的比例将根据患者、压力差、和呼吸周期的阶段而变化。

[0420] 在鼻递送元件111、112之间具有流量差可以提供下述不对称流量益处。

[0421] 在一些构型中,在鼻递送元件111、112之间存在相对恒定的压力差,并且由此产生穿过鼻递送元件111、112的相对恒定的不对称流量。在一些构型中,压力差和所产生的不对称流量可以变化。只要在呼吸周期的至少一部分期间存在穿过气体歧管120的压降,就会出现不对称流量。

[0422] 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鼻递送元件111、112的出口111a、112a离开的比例。

[0423] 鼻接口100包括偏流限制件140,用于使气体流出鼻接口100、并且可选地用于使气体流出气体歧管120。

[0424] 参考图1至图5、图16和图18,偏流限制件140与气体歧管120、并且更具体地与气体歧管120的气体端口122流体连通。

[0425] 偏流限制件140在患者接口100中位于第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的下游并且与气体端口121相反,使得气体可以从第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112经偏流限制件140流出鼻接口。进入气体入口端口121的气体中的一些气体可以流出偏流限制件140,而不流经第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112。经偏流限制件流出鼻接口的气体可以包括呼出气体、并且可以进一步包括一些没有流经第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的入口气体。

[0426] 偏流限制件140允许向患者的鼻孔提供压力疗法。偏流限制件140能够实现受限的气体流穿过偏流限制件流出鼻接口100。如果没有偏流限制件140并且气体端口122关闭,则所有呼出的气体将被重新吸入。如果没有偏流限制件并且气体端口122打开,则呼吸疗法设备将不能施加穿过鼻接口的压力。

[0427] 可以选择供气体流穿过偏流限制件的开放面积,以便为偏流提供足够的面积,同时将来自偏流的噪音最小化。在一个示例性构型中,当提供约10cmH₂O的患者压力时,穿过鼻接口100的气体流可以为约25-45lpm,并且供气体流穿过偏流限制件的开放面积可以在约10mm²至约15mm²之间。然而,这只是一个示例,并且这些值可以根据系统参数和患者要求而变化。在另一示例中,供气体流经偏流限制件的开放面积可以在约10mm²至约30mm²之间、可选地在约25mm²至约30mm²之间、并且可选地为约27.5mm²。

[0428] 气体歧管120可以包括偏流限制件140或可以联接至偏流限制件140。在图18展示的替代性构型中,偏流限制件140可以与气体歧管120流体连通、但远离气体歧管120定位。在该替代性构型中,呼出气体导管160联接至气体歧管120的气体端口122、和偏流限制件140。呼出气体导管160可以具有任何适合的长度。这种构型使得呼出气体和绕过第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的任何入口气体能够在与患者间隔开的位置处穿过偏流限制件140排出。

[0429] 参见图6至图9,偏流限制件140包括一个或多个气体出口,用于供气体从鼻接口100、并且可选地从气体歧管120流到周围环境。

[0430] 该一个或多个气体出口可以包括一个或多个孔。在所示的构型中,该一个或多个气体出口包括多个孔142,用于供气体从鼻接口100、并且可选地从气体歧管120流到周围环境。

[0431] 这多个孔142可以以任何适合的布置或阵列来提供。例如,在所示的构型中,这多个孔142以四个长排和两个外短排的阵列提供。然而,可以提供任何其他适合的布置,比如更多或更少数量的孔排、每排中更多或更少数量的孔、或者随机的孔布置。

[0432] 偏流限制件140可以包括1、2、3、4、5、10、15、20、25、30、35、40、45、50或更多个孔。

[0433] 另外或替代性地,该一个或多个气体出口可以包括一个或多个狭槽,这些狭槽可

以是笔直的、弯曲的、波浪形的、曲折的或任何其他适合的形状。

[0434] 该一个或多个气体出口的出口尺寸典型地显著地小于进入偏流限制件140中的气体入口的大小,以对流出该一个或多个气体出口的流产生压降或阻力。压降使得该一个或多个气体出口上游的气体压力高于该一个或多个气体出口下游的气体压力。

[0435] 然而,当提供多个出口时,出口尺寸的总和可以接近气体入口的大小。

[0436] 在一些构型中,气体入口148和该一个或多个气体出口布置在偏流限制件140中,使得气体流F需要在进入偏流限制件与离开偏流限制件之间进行方向改变。例如,这在图7中用箭头F表示。

[0437] 在一些构型中,该一个或多个气体出口提供在限制部件本体144中。限制部件本体144限定了与本体气体入口148流体连通的主体气体流动通路146。该一个或多个气体出口与主体气体流动通路146流体连通,使得气体从气体歧管的气体端口122进入主体气体流动通路146中并流出该一个或多个气体出口(例如孔142)。

[0438] 例如,如图7的(b)所示,限制部件本体144可以具有渐缩构型,其中,主体气体流动通路146随着远离主体气体入口148变得比靠近主体气体入口148处更小。包含该一个或多个气体出口的主体的顶板、端壁144b和/或壁144c可以成角度从而相对于彼此不平行且不垂直,从而促进来自主体气体入口148的流量穿过该一个或多个气体出口。

[0439] 在一些构型中,偏流限制件140被配置用于引导气体背离患者面部流出偏流限制件。在所示的构型中,偏流限制件140被配置用于将气体流至少部分沿向前方向引导、并且在一些构型中完全地沿背离患者面部的向前方向引导。

[0440] 偏流限制件140能够通过使用该一个或多个气体出口来排出二氧化碳(CO₂)。在所展示的实施例中,鼻接口100具有(多个)孔142,用于将气体从鼻接口100内部排出到环境。(多个)孔142或其他开口可以帮助从用户排出二氧化碳气体,以减少对二氧化碳气体的再呼吸。

[0441] 该一个或多个气体出口产生受控的或已知的泄漏,以能够排出用户呼出的二氧化碳气体。在该一个或多个开口的位置(相对于患者鼻子)与所需的偏流量之间可能存在性能折衷。如本文所使用的,偏流是指气体穿过偏流限制件140流向环境。偏流的流量和该一个或多个开口的设计几何形状可以对偏流产生的噪音水平和气流以及离开的气体流可能引起的夹带量具有影响。

[0442] 该一个或多个气体出口可以包括从鼻接口排出气体的多个通孔142。在其他构型中,气体出口可以是代替于或附加于小通孔的狭缝或大开口。在一些构型中,气体出口可以设置在接口的其他部分上。通常,在穿过这两种孔洞大小的流速相同的情况下,与较大孔洞大小相比,相对较小孔洞大小产生较少的气流噪音。在排出给定体积的气体时,与具有相同通气面积的一个或几个孔洞相比,多个孔有助于减少气流噪音。

[0443] 该一个或多个气体出口可以具有在美国专利号10,898,866中针对通气口描述的任何一個或多个特征或功能。其说明书的全部内容通过援引并入本文。

[0444] 偏流限制件140可以包括可选的过滤器或扩散器以过滤或扩散流经该一个或多个气体出口、例如流经(多个)孔的气体。

[0445] 过滤器可以减轻穿过偏流限制件被释放的呼吸污染物。

[0446] 扩散器可以扩散离开偏流限制件的气体以降低噪音。

[0447] 图6示出了过滤器或扩散器构件150,其被配置为覆盖该至少一个或多个气体出口以在气体离开该一个或多个气体出口时过滤或扩散气体。过滤器或扩散器构件150可以包括任何适合的材料,比如无纺纤维材料(包括聚合物纤维)、开孔泡沫、烧结聚合物中的一种或多种。

[0448] 在一些构型中,限制部件本体144包括过滤器或扩散器凹陷145以接纳过滤器或扩散器构件150。

[0449] 偏流限制件140可以包括护罩152,该护罩被配置为附接至限制部件本体144并且将过滤器或扩散器构件150维持在该一个或多个气体出口上方的适当位置。

[0450] 护罩152包括孔153,该孔至少是限制部件本体144的至少一个开口的大小。

[0451] 护罩152可以将过滤器或扩散器构件150承载在孔153中,或者过滤器或扩散器构件150可以夹在护罩152与凹陷145之间。

[0452] 护罩152可以可移除地附接至限制部件本体144,以使过滤器或扩散器构件150能够被清洁或更换。

[0453] 护罩152可以通过任何合适的布置比如(多个)夹具、(多个)紧固件等附接至限制部件本体144。在所示的构型中,护罩152包括两个指向内的接合部件154,它们卡扣配合到限制部件本体144上的(多个)互补接合凹陷147中。

[0454] 护罩可以包括一个或多个抓握部分156,以使接合部件154能够从(多个)凹陷147中释放,从而将护罩152从限制部件本体144上移除。在所示的构型中,(多个)抓握部分156包括向外突起,以使用户能够朝向外且向下的方向施加力来迫使(多个)接合部件与限制部件本体152脱离接合,但是也可以使用任何其他的适合的构型。

[0455] 在一些构型中并且如图17的(b)所示,过滤单元500'可以设置在气体歧管120与偏流限制件140之间。过滤单元500'可以具有本文针对过滤单元500描述的任何一个或多个特征。

[0456] 在一些构型中,本披露的鼻接口100包括:第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112各自被配置用于密封患者的相应鼻孔;以及气体歧管120,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至气体歧管的气体入口121,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112经由气体歧管120与气体入口121流体连通,其中第一鼻递送元件111靠近气体入口121并且第二鼻递送元件112远离气体入口121,其中鼻接口100被配置为在气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112两者时在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间产生压力差,使得第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。

[0457] 在一些构型中,该压力差使得当存在气体从气体入口121流到第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时,从气体入口121到第一鼻递送元件111的气体流量大于从气体入口121到第二鼻递送元件112的气体流量。

[0458] 在一些构型中,气体入口121与呼吸导管300流体连通。

[0459] 在一些构型中,当气体从气体入口递送至第一鼻递送元件和第二鼻递送元件两者时,第二鼻递送元件112处的气体流压力比第一鼻递送元件111处的气体流压力小至多约1cmH₂O。

[0460] 例如,第二鼻递送元件112处的气体流压力可以比第一鼻递送元件111处的气体流

压力小约0.1cmH₂O、约0.2cmH₂O、约0.3cmH₂O、约0.4cmH₂O、约0.5cmH₂O、约0.6cmH₂O、约0.7cmH₂O、约0.8cmH₂O、约0.9cmH₂O、或约1cmH₂O,或者该差异可以是这些值中的任两个之间的任何值。

[0461] 与呼气阶段中相比,在吸气阶段中,第一鼻递送元件与第二鼻递送元件之间的气体流压力差可以更高。

[0462] 鼻接口可以被配置为在第一和第二鼻递送元件处实现的患者压力为在使用中在约2cmH₂O至约30cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约25cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约20cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约15cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约14cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约13cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约12cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约11cmH₂O之间、可选地在使用中在约2cmH₂O至约10cmH₂O之间。

[0463] 在一些构型中,第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的压力差被配置为提供穿过患者上气道的在约1升/分钟(1pm)至约51pm之间的不对称流量。

[0464] 例如,穿过患者上气道的不对称流量可以为约11pm、约1.251pm、约1.51pm、约1.751pm、约21pm、约2.251pm、约2.51pm、约2.751pm、约31pm、约3.251pm、约3.51pm、约3.751pm、约41pm、约4.251pm、约4.51pm、约4.751pm、约51pm,或者可以是这些值中的任两个之间的任何值。

[0465] 不对称流量促进从患者的解剖学死腔中清除CO₂。

[0466] 如上所述,接口本体110可以与气体歧管120接合。相应地,在一些构型中,本披露的鼻接口100包括接口本体110部,该接口本体部包括第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112,其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔。本披露的鼻接口100进一步包括气体歧管120部,该气体歧管部包括用于将呼吸气体递送至该气体歧管部的气体入口121。接口本体110部可与气体歧管120部接合,以使第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112与气体入口121流体连通,从而使得第一鼻递送元件111更靠近气体入口121,并且第二鼻递送元件112更远离气体入口121。鼻接口100包括用于供气体流经鼻接口的至少一个气体流限制件130,使得当气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时,第一鼻递送元件处的压力高于第二鼻递送元件处的压力。

[0467] 该至少一个流限制件可以包括旁路限制件。该旁路限制件可以具有本文针对旁路限制件130描述的任一个或多个特征和功能。

[0468] 在一些构型中,该鼻接口进一步包括偏流限制件。偏流限制件可以具有本文针对偏流限制件140描述的任一个或多个特征和功能。

[0469] 因此,本文所述的鼻接口可以包括旁路限制件、偏流限制件,或者可以包括旁路限制件和偏流限制件两者。

[0470] 通过提供不对称流量,与常规的连续气道正压通气(CPAP)疗法相比,使用本披露的鼻接口100可以减小死腔(即不参与肺内气体交换的空气体积)。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。这在较高的设定压力下可能最为显著,这使得不对称流量增加,并且因此死腔清理增强。

[0471] 旁路限制件130促进获得不对称流量。偏流限制件140与密封鼻元件111、112相结

合允许提供CPAP式疗法。鼻接口100使CPAP能够增强死腔清理。旁路限制件130能够实现死腔清理。密封的鼻递送元件111、112能够实现CPAP疗法。

[0472] 两个鼻孔中将存在吸气流和呼气流。然而,流是部分单向流,其中较大比例的吸气流将穿过靠近气体入口121的鼻孔并由此到达流源。

[0473] 鼻接口100可以用于压力受控疗法,但具有比传统CPAP疗法更高的湿度。更高的湿度被认为与增强的死腔清理一起有益地起作用。

[0474] 在一些构型中,鼻接口100可以适用于或可以用于疗法压力在约2cmH₂O至约10cmH₂O之间(取决于患者要求和疗法要求)的压力受控疗法。

[0475] 例如,鼻接口可以适用于或可以用于疗法压力为约2cmH₂O、2.5cmH₂O、3cmH₂O、3.5cmH₂O、4cmH₂O、约4.5cmH₂O、约5cmH₂O、约5.5cmH₂O、约6cmH₂O、约6.5cmH₂O、约7cmH₂O、约7.5cmH₂O、约8cmH₂O、约8.5cmH₂O、约9cmH₂O、约9.5cmH₂O、或约10cmH₂O的压力受控疗法。

[0476] 压力可以由呼吸疗法系统来设定或控制,其示例如下所述。

[0477] 为了维持期望的压力,提供了气体流,并且流量取决于呼吸周期的阶段和偏流限制件130的几何形状、以及其他因素。

[0478] 图10的(a)和图10的(b)示出了穿过鼻接口100的气体流。随着气体流F进入气体歧管120的流动通道125,该流的一部分F1继续穿过上游第一鼻递送元件111并穿过患者上气道。该流的一部分F2继续经过旁路限制件130。继续经过旁路限制件130的流部分F2使得流F3能够穿过下游第二鼻递送元件111,因此可以穿过这两个鼻递送元件111、112进行吸气(假设鼻孔没有被阻塞)。

[0479] 在吸气时,流F优先进入上游鼻孔,并且与下游鼻孔相比,略微更多的流进入上游鼻孔。在呼气时,由于流F3比F1少,流优先离开下游鼻孔(流F5),并且与上游鼻孔(流F4)相比更多的流离开该下游鼻孔。

[0480] 在屏住呼吸时,由于流入上游鼻孔中的流F1多于流入下游鼻孔中的流F3,因此部分流进入上游鼻孔中并从下游鼻孔中流出。

[0481] 偏流限制件140的几何形状限定了穿过鼻接口100的正向流的体积。较大的偏流面积产生气体源达到所需疗法压力所需的较高流量。

[0482] 旁路限制件130在递送至上游鼻孔的气体F1与递送至下游鼻孔的气体F3的气体之间产生压降,由此在第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112处产生压力差。

[0483] 压降产生不对称流量,这使得死腔被“冲洗”或“清理”,死腔是不参与肺泡内气体交换并且主要由CO₂组成的气体的体积。

[0484] 在一些构型中,不对称流量的构型可以在约11pm至约51pm之间。

[0485] 在一些构型中,下游鼻孔处的压力可以比递送至上游鼻孔处的压力小约1cmH₂O,例如上游鼻孔处为约6cmH₂O而下游鼻孔处为约5cmH₂O。

[0486] 偏流限制件140可以被配置用于在提供呼吸疗法期间避免负向流。

[0487] 众所周知,负向流会导致死腔或再呼吸。因此,偏流限制件140应足够大以实现足够高的偏流,从而减少或消除负向流和再呼吸量的发生。

[0488] 由于上气道体积的通气,不对称流量将减少整个呼吸周期中再呼吸的气体量。

[0489] 这可以替代性地被描述为减少死腔、或减少在呼吸周期期间不参与气体交换的气体量。

[0490] 例如,在高流量疗法中也可以看到减少死腔的效果。

[0491] 这减少了对CO₂的再呼吸并且增加了可用于气体交换的氧气量。

[0492] 与典型地用于无创通气(NIV)或连续气道正压通气(CPAP)疗法相比,所递送的气体可能需要额外的湿度。这种额外的湿度是为了防止上气道干燥,因为死腔内的气体被疗法所提供的气体更换。

[0493] 给定患者的解剖学死腔体积典型地可以在100ml至150ml之间。

[0494] 由旁路限制件130产生的旁路流量使得在呼吸时或在呼吸暂停期间响应于设备递送流量而在两个鼻孔之间存在压力差。旁路限制件的一些可能构型可以如所描述的那样,然而,在旁路限制件的替代性构型中,这可以通过以下中的一种、或两种或更多种的组合来实现:

[0495] • 例如通过具有减小的截面或具有产生这种限制的某种元件(比如一个或多个突起或喷嘴或某种其他截面减小)来限制旁路流量。

[0496] • 可以将旁路限制件的几何形状设计为使得其优先沿一个路径而不是另一路径行进,例如通过利用在一个方向上比在另一个方向上具有更高压降的几何形状,比如喇叭口形喷嘴或限制件、低压喷射器、或止回阀。

[0497] • 产生从上游到下游方向的优先(但非排他性)流动的柔性元件或阀。

[0498] • 用户可调阀,通过螺钉或某种其他机构来改变旁路流量穿过的截面积。

[0499] • 流轴向地、径向地、以一定角度切向地或以这些流动的某种组合进入第一鼻递送元件,以优先将气体流引导至第一鼻递送元件而不是第二鼻递送元件。

[0500] • 旁路限制件包括用于产生压降的稀疏材料网状物,比如过滤器、无纺聚丙烯、泡沫塑料、烧结材料或任何其他在存在流动时会在其上产生压降的材料。

[0501] 旁路限制件可以包括在US2016/0228665中描述的任何一个或多个特征。其说明书的全部内容通过援引并入本文。

[0502] 总体偏流量主要通过选择偏流限制件140上的几何形状来控制。偏流限制件的一些可能构型可以如所描述的那样,然而,在替代性构型中,偏流限制件的压降可以通过以下中的一种、或两种或更多种的组合来实现:

[0503] • 例如通过具有减小的截面或具有产生这种限制的某种元件(比如一个或多个构件或喷嘴或某种其他截面减小)来限制偏流量。

[0504] • 使得优先(且可能是排他的)流出鼻接口以减少或防止环境空气夹带的柔性元件或阀。

[0505] • 可以用于减少/防止环境空气夹带的止回阀。

[0506] • 与刚性孔洞/喷嘴相比,可以用于产生压降而在存在水或痰的情况下不太可能阻塞的柔性元件。

[0507] • 可以存在产生压降的稀疏材料网状物,比如过滤器、无纺聚丙烯、泡沫塑料、烧结材料或任何其他在存在流动时会在其上产生压降的材料。

[0508] • 用户可调阀,通过螺钉或某种其他机构来改变流动截面积。

[0509] • 多次改变流的方向。

[0510] 跨鼻接口100的压降可以在患者的呼吸周期上相对恒定、或者替代性地可以在患者的呼吸周期上变化。

[0511] 参见图15,表1概括了在使用鼻接口100期间可能遇到的不同气体流动。

[0512]	箭头	吸气	呼气	呼吸 暂停/ 屏住 呼吸	在上 游鼻 孔被 阻塞	在上 游鼻 孔被 阻塞	在下游 鼻孔被 阻塞时 吸气	在下游 鼻孔被 阻塞时 呼气
[0513]	1	正向	任一	正向	正向	任一	正向	任一
	2	正向	任一	正向	零	零	正向	负向
	3	正向	任一	正向	正向	任一	任一	正向
	4	任一	正向	正向	负向	正向	零	零
	5	任一	正向	正向	任一	正向	任一	正向

[0514] 表1-流的概述

[0515] 在图15中,正向流是沿箭头方向,而负向流与箭头方向相反。“任一”是指流可以基于多种因素沿任一方向移动。零表示在这种情况下没有净流量。

[0516] 如果上游鼻孔被完全阻塞,则患者接收流到下游鼻孔的流量。

[0517] 如果下游鼻孔被完全阻塞,则患者通过上游鼻孔接收流量。

[0518] 在这两种情况下,患者都不会接收任何不对称流量,而是继续被提供在没有此部件情况下的疗法。

[0519] 如果任一鼻孔显著地但未完全阻塞,则出现减少的不对称流量。

[0520] 该装置可以用于适合无创通气(NIV)的类似患者群体。

[0521] 鼻循环可能引起鼻接口100所提供的不对称流量的波动。

[0522] 如图15示意性所指示的,鼻接口100与患者的上气道和肺形成回路。回路的第一部分包括第一鼻递送元件111、与该第一鼻递送元件111相关联的患者上游鼻孔、患者上气道和肺、第二鼻递送元件112、以及与该第二鼻递送元件112相关联的患者下游鼻孔。回路的第二部分包括第一鼻递送元件111、旁路限制件130、以及第二鼻递送元件112。旁路限制件提供穿过第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的歧管的气体压降,这获得了穿过第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的不对称流量。

[0523] 鼻接口100在两个鼻孔之间产生压力差,使得对于呼吸周期的至少一些部分,上游鼻孔比下游鼻孔处于更高的压力下。

[0524] 这种压力差在上气道内产生流量,在整个呼吸周期之后,进入上游鼻孔的流量多于进入下游鼻孔的流量,并且离开下游鼻孔的流量多于离开上游鼻孔的流量。这种进入上游鼻孔和流出下游鼻孔的额外流量是不对称流量。

[0525] 不对称流量稀释了患者气道中的气体,这在本领域中被称为冲刷或死腔清理。

[0526] 存在许多在两个鼻孔的进口之间实现这种压力差的方法,包括在鼻孔之间设置旁路流,该旁路流被调整以提供一些压降。

[0527] 在鼻接口100的一些构型中,气体歧管120可以是允许呼吸导管300连接至气体歧管右侧(图16的(a))或气体歧管左侧(图16的(b))的构型。即,呼吸导管300、和可选地偏流限制件140可以相对于气体歧管120在侧面互换。这使得呼吸导管300能够在使用中定位在患者的右侧或左侧。

[0528] 在一些构型中,气体端口121、122可以具有彼此相同的构型,使得呼吸导管300可以选择性地与气体端口121、122中的任一个联接。连接患者呼吸导管的气体端口形成气体歧管120的气体入口,而相反的气体端口形成气体歧管的气体出口。例如,在图16的(a)的构型中,气体端口121形成气体入口,并且第一鼻递送元件111形成更靠近气体入口的上游鼻递送元件。在图16的(b)的构型中,气体端口122形成气体入口,并且第二鼻递送元件112形成更靠近气体入口的上游鼻递送元件。

[0529] 气体歧管120的内部特征可以是对称的,使得鼻接口100的性能不会根据呼吸导管300连接至气体歧管的哪一侧而改变。

[0530] 当提供偏流限制件140时,该偏流限制件可能能够同呼吸导管300相反地选择性地与气体端口121、122中的任一个联接。呼吸导管300和偏流限制件140可以具有彼此相同的联接特征。

[0531] 虽然呼吸导管300可以选择性地连接至气体歧管120的任一侧,但在使用鼻接口期间的任何阶段,端口121、122中的一个充当进入气体歧管120中的单一气体入口。端口121、122中的另一个典型地充当气体歧管的气体出口,以将气体递送至偏流限制件140。

[0532] 鼻接口100可以设有一个或多个压力端口,以允许实现压力测量从而用于控制呼吸疗法设备或用于报告目的。(多个)压力端口可以提供在鼻接口100的上游和/或下游和/或内部。

[0533] 可以对进入和/或离开鼻接口100的气体进行过滤。为此目的,可以提供上游和/或下游过滤器。

[0534] 在所示的构型中,患者接口1包括过滤器500,该过滤器与呼吸导管300流体连通以过滤进入呼吸导管300的气体。

[0535] (多个)过滤器可以具有美国专利号6,619,287的过滤器的任何一个或多个特征和功能。其说明书的全部内容通过援引并入本文。

[0536] 可能期望将穿过旁路限制件130的截面积配置为尽可能宽以增加患者舒适度。然而,增大穿过旁路限制件130的截面积有降低不对称流量的风险。即,增大穿过旁路限制件130的截面积降低了限制的程度,这进而降低了上游鼻递送元件111与下游鼻递送元件112之间的、驱动不对称流量和冲刷的压力差。

[0537] 如上文概述的,旁路限制件130可以是以下任何特征或几何形状:在气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间提供穿过鼻接口100的压降,使得第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。在一些构型中,旁路限制件130可以是相对于气体流动通道125的相邻部分、相对于气体入口121、相对于第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的组合截面积 A_3+A_4 的、和/或相对于鼻接口100的任何其他部分的物理限制件。

[0538] 发明人已经发现,在旁路限制件截面积与鼻递送元件的组合截面积的各种各样的比率下,可以维持有效的不对称流量。这可以允许优化患者舒适度,同时保持治疗上有效的不对称流量。

[0539] 通过对患者的上气道死腔进行充分冲刷,可以提供治疗上有效的不对称流量。冲刷水平可以为患者上气道体积的至少约10%、可选地该体积的至少约20%、可选地该体积的至少约30%、可选地该体积的至少约40%、可选地该体积的至少约50%、可选地该体积的至少约60%、可选地该体积的至少约70%、可选地该体积的至少约80%、可选地该体积的至少约90%、可选地该体积的约100%。在一些构型中,可以在单一呼吸周期上确定冲刷水平。

[0540] 旁路限制件130的截面积 A_2 与鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的比率有助于实现不对称流量并因此有助于实现有效冲刷。旁路限制件130的截面积 A_2 与鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 是用于气体流动的截面积或内截面积。鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 可以在相应鼻递送元件111、112的最小横向尺寸处。

[0541] 旁路限制件130通过限制气体流相对于上游鼻递送元件111流到下游鼻递送元件112来驱动不对称流量。因此,旁路限制件130的截面积 A_2 应相对于鼻递送元件111、112的截面积 A_3+A_4 足够窄(或换言之,足够限制),使得实现了限制并因此实现了压力差。

[0542] 然而,还期望旁路限制件130的截面积 A_2 尽可能宽,以增加患者的舒适度和疗法的多功能性。特别地,期望旁路限制件130的截面积 A_2 足够宽,使得如果上游鼻递送元件111或鼻孔在疗法期间被阻塞,患者仍可以通过下游鼻递送元件112来接受CPAP疗法。增加吸气的努力可能潜在地使患者感到空气不足。使旁路限制件130的截面积 A_2 更大意味着吸气时更大部分的流经下游鼻递送元件112到达下游鼻孔。这减少了患者所经历的压降并且减少了这种不适。然而,使旁路限制件130的截面积 A_2 更大会导致疗法趋向于没有治疗上有效的不对称流量的传统CPAP疗法。接受传统CPAP疗法的患者可能会感觉更舒适且限制较少,因为设备可以更容易地控制流量,从而降低流速并减少噪音和在鼻孔中喷射的感觉。

[0543] 在一些构型中,本披露的鼻接口100包括:第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112各自配置用于密封患者的相应鼻孔;以及气体歧管120,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至气体歧管120的气体入口121、和气体流动通道125,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112经由气体流动通道125与气体入口121流体连通,其中第一鼻递送元件111靠近气体入口121并且第二鼻递送元件112远离气体入口121,其中该鼻接口包括旁路限制件130,该旁路限制件提供气体流动通道125的一部分的截面积 A_2 ,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个包括内截面积 A_3 、 A_4 ,其中,内截面积 A_3 、 A_4 一起提供了鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 ,并且其中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 是这些鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的大于0倍至约1.5倍。

[0544] 具有所述相对截面积的这种构型可以用于本文披露的任何鼻接口100中。

[0545] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 是鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的0.25倍至约1.5倍。

[0546] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 至多为这些鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的约1.3倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3、可选地至多为这些鼻递送元件的组合

截面积 A_3+A_4 的约1/2、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的约2/5、可选地至多为这些鼻递送元件的组合截面积 A_3+A_4 的约1/3。

[0547] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 为大于 0mm^2 且至多约 375mm^2 、可选地在约 1mm^2 至约 375mm^2 之间、可选地在约 1mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 1mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 1mm^2 至约 167mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 167mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 103mm^2 之间、可选地在约 35mm^2 至约 100mm^2 之间。旁路限制件130的截面积 A_2 可以是与本文所述的鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 相关的任何其他值或值范围。

[0548] 在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个的内截面积 A_3 、 A_4 在相应鼻递送元件的最小横向尺寸处。

[0549] 在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个的内截面积在相应鼻递送元件111、112的出口111a、112a处。替代性地,内截面积可以在别处;例如,沿着鼻递送元件111、112的中途或在鼻递送元件的入口或基部处。

[0550] 每个鼻递送元件111、112的内截面积 A_3 、 A_4 可以在横向于气体流经鼻递送元件111、112的方向的方向上。

[0551] 在一些构型中,旁路限制件130包括延伸到气体流动通道125中的至少一个突出部130a、130b。在一些构型中,旁路限制件130包括延伸到气体流动通道125中的多个突出部。

[0552] 在一些构型中,气体歧管120包括靠近鼻递送元件111、112的近侧旁路突出部130a、和/或远离鼻递送元件111、112的远侧旁路突出部130b。

[0553] 在一些构型中,气体歧管120包括近侧旁路突出部130a和远侧旁路突出部130b两者,这两者组合而限定了预定旁路尺寸BD,以实现受限的气体流量穿过第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间的气体歧管120。在一些构型中,预定旁路尺寸BD可以相对于气体流动通道125的相邻部分、相对于气体入口121、相对于第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的组合截面积 A_3+A_4 、和/或相对于鼻接口100的任何其他部分受限。

[0554] 预定旁路尺寸BD通常显著地小于气体流动通道125的相邻或主要部分的尺寸。

[0555] 在一些构型中,旁路限制件130包括成角度前缘130a'、130b'和成角度后缘130a''、130b'',它们在气体从第一鼻递送元件111经气体歧管流到第二鼻递送元件112的方向上限制了会聚与发散旁路限制。

[0556] 在一些构型中,气体歧管120包括单一入口和单一出口。

[0557] 在一些构型中,鼻接口100包括接口本体110和气体歧管部,并且接口本体110和气体歧管部一起形成气体歧管120。

[0558] 在一些构型中,气体流动通道的、提供截面积 A_2 的部分由接口本体110和气体歧管部提供。

[0559] 如上所述,接口本体110可以由柔软的、柔性材料形成。

[0560] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 可以是可变的。例如,当患者佩戴鼻接口100时,患者面部的一部分可能撞击鼻递送元件111、112或接口本体110的基部以使旁路限制件130并且从而使气体流动通道的这部分截面积 A_2 变窄。这可能受鼻递送元件111、112的基部与患者鼻中隔的距离的影响。在一些构型中,接口本体110或其一部分可以被配置为在患者佩戴鼻接口100时限制气体流动通道的这部分的截面积 A_2 的可变性。例如,接口本体110的一部分可以用另一种更刚性的材料、使用更刚性的材料和/或被设计为具有

特定几何形状来加强。

[0561] 在一些构型中,气体歧管120或气体歧管部可与接口本体110分开。

[0562] 在一些构型中,气体入口121在气体歧管120的一侧处。

[0563] 在一些构型中,鼻接口100包括偏流限制件140,用于使气体穿过偏流限制件140流出鼻接口100。

[0564] 在一些构型中,偏流限制件140包括至少一个孔142,用于供气体从鼻接口100流到周围环境。在一些构型中,偏流限制件140包括多个孔142,用于供气体从鼻接口100流到周围环境。

[0565] 在一些构型中,偏流限制件140包括过滤器或扩散器以过滤或扩散流经(多个)孔142的气体。

[0566] 在一些构型中,鼻接口包括在气体歧管120与偏流限制件140之间的过滤单元500'。

[0567] 在一些构型中,偏流限制件140与气体歧管120流体连通。在一些构型中,气体歧管120包括偏流限制件140、或联接至偏流限制件140。在一些构型中,偏流限制件140与气体歧管120流体连通、但远离气体歧管定位。

[0568] 在一些构型中,偏流限制件140包括用于供气体穿过偏流限制件140流出鼻接口100的开放面积。在一些构型中,开放面积为大于 0mm^2 至约 40mm^2 、可选地在约 2mm^2 至约 40mm^2 之间、可选地在约 2mm^2 至约 5mm^2 之间、可选地在约 12mm^2 至约 40mm^2 之间、可选地在约 20mm^2 至约 30mm^2 之间。

[0569] 在一些构型中,用于使气体穿过偏流限制件流出鼻接口100的开放面积为约 1mm^2 、约 2mm^2 、约 3mm^2 、约 4mm^2 、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 、或约 40mm^2 ,或者为这些值中的任两个之间的任何值。

[0570] 对于本体气体流动通路146与偏流限制件140外部之间的给定压力差,穿过偏流限制件140的流量主要由孔142的截面积和它们的几何形状确定。几何因子可以称为排放系数。例如,与形状像文丘里喷嘴的平滑孔、或在入口侧或出口侧上具有相当大的半径、倒角或其他膨胀和收缩特征的孔相比,具有尖锐边缘的柱形出口孔142允许较少的流量穿过。比如长而细的通道中的黏性效应也可以减小穿过孔的总流量,这取决于孔的形状。

[0571] 可以增大孔140的大小,但是可以额外地或替代性地调整过滤器或扩散器的设计以增加阻力。

[0572] 因此,如果适合的话,用于供气体穿过偏流限制件140流出鼻接口100的开放面积的大小范围的上端可以增加至多25%(例如 50mm^2 而不是 40mm^2),如果使用合适配置的过滤器或扩散器的话。

[0573] 类似地,如果使用具有高排放系数的孔142,则用于气体的开放面积的大小范围的下端可以减少至多50%(例如, 6mm^2 而不是 12mm^2)。

[0574] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121提供大于 $0\text{cmH}_2\text{O}$ 且至多约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ 的压力时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量为大于

0lpm至约80lpm。

[0575] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得在使用中向气体入口121提供约5cmH₂O、约10cmH₂O、约15cmH₂O、约20cmH₂O、约25cmH₂O、约30cmH₂O、或这些值中的任两个之间的任何值的压力时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量为约5lpm、约10lpm、约15lpm、约20lpm、约25lpm、约30lpm、约35lpm、约40lpm、约45lpm、约50lpm、约55lpm、约60lpm、约65lpm、约70lpm、约75lpm、约80lpm,或者为这些值中的任两个之间的任何值。

[0576] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121施加在约5cmH₂O至约10cmH₂O之间的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量在约35lpm至约55lpm之间。

[0577] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121提供在约3cmH₂O至约10cmH₂O之间的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量在约4lpm至约15lpm之间。

[0578] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得在使用中向气体入口121提供约3cmH₂O、约4cmH₂O、约5cmH₂O、约6cmH₂O、约7cmH₂O、约8cmH₂O、约9cmH₂O、约10cmH₂O、或这些值中的任两个之间的任何值的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量为约5lpm、约6lpm、约7lpm、约8lpm、约10lpm、约11lpm、约12lpm、约13lpm、约14lpm、约15lpm,或者为这些值中的任两个之间的任何值。

[0579] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121提供在约4cmH₂O至约30cmH₂O之间的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量在约15lpm至约80lpm之间。

[0580] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得在使用中向气体入口121提供约5cmH₂O、约10cmH₂O、约15cmH₂O、约20cmH₂O、约25cmH₂O、约30cmH₂O、或这些值中的任两个之间的任何值的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,穿过偏流限制件140流出鼻接口100的气体流量为约15lpm、约20lpm、约25lpm、约30lpm、约35lpm、约40lpm、约45lpm、约50lpm、约55lpm、约60lpm、约65lpm、约70lpm、约75lpm、约80lpm,或者为这些值中的任两个之间的任何值。

[0581] 在一些构型中,附加于或替代于具有偏流限制件,鼻接口100可以连接至呼吸机的呼气支路、或具有呼气末正压(PEEP)阀以控制流出鼻接口100的偏流量,这会影响鼻接口100处的压力和冲刷。

[0582] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 横向于气体流经气体流动通道125的这部分的方向。

[0583] 每个鼻递送元件111、112的内截面积 A_3+A_4 可以是由鼻递送元件111、112的内壁界定的截面积。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。

[0584] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 与气体流动通道125的相邻部分的截面积 A_1 相比减小。

[0585] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 为气体流动通道的相邻部分的第一截面积 A_1 的约10%到至多约100%之间、可选地为第一截面积的约10%或更多且小于100%、可选地至多为第一截面积 A_1 的约90%、可选地至多为第一截面积 A_1 的约80%、可

选地至多为第一截面积 A_1 的约70%、可选地至多为第一截面积 A_1 的约60%、可选地至多为第一截面积 A_1 的约55%、可选地至多为第一截面积 A_1 的约40%、可选地至多为第一截面积 A_1 的约30%、并且可选地至多为第一截面积 A_1 的约25%。

[0586] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 至多为约 200mm^2 、可选地至多为约 160mm^2 、可选地至多为约 110mm^2 、可选地至多为约 80mm^2 、可选地至多为约 60mm^2 、并且可选地至多为约 50mm^2 。

[0587] 在一些构型中,鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 为大于 0mm^2 且至多约 250mm^2 、可选地在约 1mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 1.6mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地约 50mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 30mm^2 到至多约 155mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 到至多约 155mm^2 之间。

[0588] 在一些构型中,鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 为约 1mm^2 、约 1.6mm^2 、约 5mm^2 、约 10mm^2 、约 15mm^2 、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 、约 135mm^2 、约 140mm^2 、约 145mm^2 、约 150mm^2 、约 155mm^2 、约 160mm^2 、约 165mm^2 、约 170mm^2 、约 175mm^2 、约 180mm^2 、约 185mm^2 、约 190mm^2 、约 195mm^2 、约 200mm^2 、约 205mm^2 、约 210mm^2 、约 215mm^2 、约 220mm^2 、约 225mm^2 、约 230mm^2 、约 235mm^2 、约 240mm^2 、约 245mm^2 、或约 250mm^2 ,或者为这些值中的任两个之间的任何值。

[0589] 在一些构型中,旁路限制件130可以在气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112时在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间提供穿过鼻接口100的压降,使得第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。

[0590] 在一些构型中,本披露的鼻接口100包括:第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112各自配置用于密封患者的相应鼻孔;以及气体歧管120,该气体歧管包括用于将呼吸气体递送至气体歧管120的气体入口121、和气体流动通道,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112经由气体流动通道125与气体入口121流体连通,其中第一鼻递送元件111靠近气体入口121并且第二鼻递送元件112远离气体入口121,其中该鼻接口包括旁路限制件130,该旁路限制件提供气体流动通道的一部分的截面积 A_2 ,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个包括内截面积 A_3 、 A_4 ,并且其中,鼻递送元件的内截面积 A_3 、 A_4 以及气体流动通道的这部分的截面积 A_2 是相关的以便在使用中从鼻递送元件111、112产生不对称气体流量。

[0591] 在一些构型中,内截面积 A_3 、 A_4 一起提供了鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 ,并且其中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 是鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的大于0倍至约1.5倍。

[0592] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1.3倍、可选地至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍、可选地至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3、可选地至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1/2、可选地至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/5、可选地至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1/3。

[0593] 在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个的内截面积

A_3 、 A_4 在相应鼻递送元件111、112的最小横向尺寸处。

[0594] 在一些构型中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个的内截面积 A_3 、 A_4 在相应鼻递送元件111、112的出口111a、112a处。替代性地,内截面积可以在别处;例如,沿着鼻递送元件的中途或在鼻递送元件111、112的入口或基部处。

[0595] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍、可选地至多为约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供4cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供20lpm的穿过偏流限制件140的偏流量。例如,这可以发生在具有每分钟呼吸15次(BPM)的10i:20e 500Vt成人呼吸模式的患者身上。

[0596] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍、可选地至多为约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供8cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供32lpm的穿过偏流限制件140的偏流量。例如,这可以发生在具有15BPM的10i:20e 500Vt的成人呼吸模式的患者身上。

[0597] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供4cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供20lpm的穿过偏流限制件140的偏流量(这可以发生在具有15BPM的10i:20e 500Vt成人呼吸模式的患者身上或具有ARDS且具有25BPM成人呼吸模式的患者身上);或者被配置为在向气体入口121提供8cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供32lpm的穿过偏流限制件140的偏流量;或者被配置为在向气体入口121施加12cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供41lpm的穿过偏流限制件140的偏流量;或者被配置为在对气体入口121施加16cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供48lpm的穿过偏流限制件140的偏流量;或者被配置为在向气体入口121施加20cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供53lpm的穿过偏流限制件140的偏流量。例如,这可以发生在具有ARDS且具有25BPM的成人呼吸模式的患者身上。

[0598] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供8cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供32lpm或更大的穿过偏流限制件140的偏流量。这可以发生在具有15BPM的10i:20e 500Vt成人呼吸模式的患者身上、或具有ARDS且具有25BPM的成人呼吸模式的患者身上、或具有25BPM的350正弦呼吸模式的成人呼吸模式的患者身上。

[0599] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供8cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供32lpm或更大的穿过偏流限制件140的偏流量,或者其中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/5倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供12cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供41lpm或更大的穿过偏流限制件140的偏流量,或者其中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍,并且鼻接口被配置为在向气体入口121提供16cmH2O的压力并且鼻递送元件111、112被阻塞时,提供48lpm或更大的穿过偏流限制件140的偏流量。

[0600] 在三个不同的测试中针对六个不同的比率评估了鼻接口100的不对称流量(以及

由此获得的冲刷)的效力。

[0601] 每个测试都包括设定的呼吸模式,CPAP设置在此基础上有所不同。表2和表3分别示出了这些测试的恒定设置和变化的设置。图23至图25中示出了这些测试的结果。

[0602]	旁路限制件的 截面积 A_2 (BRA) - mm^2	鼻递送元件的截 面积 (CNDEA) - mm^2	BRA:CNDEA	穿过偏流限制件 的 (多个) 孔的 截面积 - mm^2
	50	154(组合的 $A_3 + A_4$) 77 (单独的 A_3 、 A_4)	50:154 (约 1/3)	27.5
	60		60:154 (约 2/5)	
	75		75:154 (约 1/2)	
	102		102:154 (约 2/3)	
	154		154:154 (约 1)	
	200		200:154 (约 1.5)	

[0603] 表2

[0604]		CPAP 设置 (cmH ₂ O)	呼吸模式
	测试 1 (图 23)	4、8	15 次呼吸/分钟(bpm) 10i:20e 500 Vt
	测试 2 (图 24)	4、8、12、16、20	25 次呼吸/分钟(bpm) 成人 ARDS——大致 10i:15e 和 400 Vt
	测试 3 (图 25)	4、8、12、16、20	45 次呼吸/分钟(bpm) 10i:10e 350 Vt

[0605] 表3

[0606] 在上表中,xi:ye是吸气时间x与呼气时间y的比率,Vt是潮气量并且是对每个呼吸周期中进出肺的空气量的量度(以ml为单位)。

[0607] 在每个测试中,通过再呼吸来衡量不对称流量和冲刷(再呼吸越低,冲刷越大)。在没有不对称流量的情况下,CPAP中的典型再呼吸水平为大致60ml。因此,出于这些测试的目的,冲刷可以理解为等于“60ml-x”,其中x=再呼吸体积,单位为ml。60ml是上气道模型的示例性图,不包括接口本身并且假设接口中没有死腔。

[0608] 如图23至图25所示,通常在102:154(约2/3)及以下(旁路限制件的截面积(BRA):

鼻递送元件的组合截面积(CNDEA))的比率下实现有效冲刷。

[0609] 比率为1:1 (BRA:CNDEA) 及以上的测试中示出了不一致和/或最小的冲刷。然而,比率高达1.5:1 (BRA:CNDEA) 示出了/预期了这种冲刷。在实践中,选择的比率可能低于1:1 (BRA:CNDEA)。

[0610] 测试1 (15bpm; 4、8cmH₂O) 示出了比率为102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 及以下时冲刷显著,比率在1:1 (BRA:CNDEA) 时冲刷不一致,并且比率在200:154 (约1.5) (BRA:CNDEA) 时冲刷最小。

[0611] 测试2 (25bpm; 4、8、12、16、20cmH₂O) 示出了比率在102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 及以下时冲刷显著,但比率在1:1 (BRA:CNDEA) 及以上时冲刷最小。

[0612] 测试3 (45bpm; 4、8、12、16、20cmH₂O) 示出了在较高cmH₂O水平下,比率为102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 及以下时存在冲刷,其他情况未观察到显著冲刷。

[0613] 更具体地并且参见图23,在测试1中,比率为102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 及以下时实现了显著冲刷。比率为1:1 (BRA:CNDEA) 示出了8cmH₂O情况下的有效冲刷,但4cmH₂O情况下的冲刷最小。在200:154 (约1.5) (BRA:CNDEA) 时获得最小冲刷。

[0614] 参见24,在测试2中,在比率为102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 及以下时 (除了4cmH₂O情况下BRA:CNDEA为102:154时之外) 实现了显著冲刷。对于比率为1:1 (BRA:CNDEA) 及以上,示出了在4、8和12cmH₂O水平下冲刷最小。这些比率未在16cmH₂O和20cmH₂O水平下进行测试。

[0615] 在低压和高呼吸速率时,由于偏流不足,可能发生再呼吸。这可能影响尤其在低压下的结果,因为在较高压力下,偏流增加。

[0616] 参见25,在测试3中,在比率为102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 及以下时对于较高的cmH₂O水平实现了显著冲刷,但是较低的cmH₂O水平下没有。在以下情况下实现了优于基线的冲刷:对于50:154 (约1/3) (BRA:CNDEA) 在8cmH₂O及以上,对于60:154 (约2/5) (BRA:CNDEA) 在12cmH₂O及以上,对于75:154 (约1/2) 和102:154 (约2/3) (BRA:CNDEA) 在16cmH₂O及以上。在该测试中,比率为1:1 (BRA:CNDEA) 或更高时未实现冲刷。

[0617] 图26至图28示出了所建模的不同的鼻递送元件111、112大小、不同的旁路限制件截面积、不同的设定压力、和不同的偏流限制件开放度对用鼻接口分别进行每分钟15次再呼吸、每分钟25次再呼吸、每分钟45次再呼吸的影响。

[0618] 图表上的Y轴(相关轴线) 示出了再呼吸,其中较低的量更好且显示更多冲刷。

[0619] 每个图表中的“鼻递送元件大小”示出了鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 。

[0620] A小于B。A-B提供了组合截面积 A_3+A_4 的可能范围。

[0621] 如本文概述的,在一些构型中,鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 为大于0mm² (A) 且至多约250mm² (B)、可选地在约1mm²至约250mm²之间、可选地在约1.6mm²至约250mm²之间、可选地在约50mm²至约250mm²之间、可选地约50mm²至约200mm²之间、可选地在约30mm²至约200mm²之间、可选地在约30mm²至约155mm²之间、可选地在约50mm²至约155mm²之间、并且可选地在约70mm²至约155mm²之间。

[0622] 每个图表的“旁路限制件大小”部分示出了旁路限制件130的截面积 A_2 ,即气体流动通道的这部分的截面积 A_2 。

[0623] C小于D。C-D提供了旁路限制件的截面积 A_2 的可能范围。

[0624] 如本文概述的,在一些构型中,旁路限制件130的截面积 A_2 是鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的大于0倍至约1.5倍、可选地为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约0.25倍至约1.5倍、可选地为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍或更小、可选地为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍或更小。

[0625] 如本文概述的,在一些构型中,旁路限制件130的截面积 A_2 为大于 0mm^2 (C) 且至多约 375mm^2 (D)、可选地在约 1mm^2 至约 375mm^2 之间、可选地在约 1mm^2 至约 250mm^2 之间、可选地在约 1mm^2 至约 200mm^2 之间、可选地在约 1mm^2 至约 167mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 167mm^2 之间、可选地在约 50mm^2 至约 103mm^2 之间、可选地在约 35mm^2 至约 100mm^2 之间。旁路限制件130的截面积 A_2 可以是与本文所述的鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 相关的任何其他值或值范围。

[0626] 在一些构型中,气体流动通道的这部分的截面积 A_2 是鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的大于0倍至约1.5倍,并且鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 在约 1mm^2 至约 250mm^2 之间。

[0627] 每个图表的“设定压力”部分示出了施加至鼻接口100的气体入口121的压力。

[0628] E小于F。E-F提供了施加至气体入口121的可能压力范围。

[0629] 如本文概述的,在一些构型中,在使用中向气体入口121提供大于 $0\text{cmH}_2\text{O}$ (E) 且至多约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ (F) 的压力。

[0630] 在一些构型中,在使用中向气体入口121提供约 $3\text{cmH}_2\text{O}$ 至约 $10\text{cmH}_2\text{O}$ 之间的压力。

[0631] 在一些构型中,在使用中向气体入口121施加约 $4\text{cmH}_2\text{O}$ 至约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ 之间的压力。

[0632] 每个图表的“偏流”部分示出了供气体穿过偏流限制件140流出鼻接口100的开放面积的开放度对再呼吸和冲刷的影响。“无过滤”指示更加开放的旁路限制件,其中没有过滤器或扩散器。“被过滤”示出了更加闭合的旁路限制件,其中过滤器或扩散器位于旁路限制件上。

[0633] 如上文概述的,在一些构型中,偏流限制件140包括用于供气体穿过偏流限制件140流出鼻接口100的开放面积。在一些构型中,开放面积为大于 0mm^2 至约 40mm^2 、可选地在约 2mm^2 至约 40mm^2 之间、可选地在约 2mm^2 至约 5mm^2 之间、可选地在约 12mm^2 至约 40mm^2 之间、可选地在约 20mm^2 至约 30mm^2 之间。

[0634] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121提供大于 $0\text{cmH}_2\text{O}$ 且至多约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ 的压力时,穿过偏流限制件流出鼻接口的气体流量为大于 0lpm 至约 80lpm 。

[0635] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121提供在约 $3\text{cmH}_2\text{O}$ 至约 $10\text{cmH}_2\text{O}$ 之间的压力时,穿过偏流限制件流出鼻接口的气体流量在约 4lpm 至约 15lpm 之间。

[0636] 在一些构型中,偏流限制件140被配置为使得当在使用中向气体入口121提供在约 $4\text{cmH}_2\text{O}$ 至约 $30\text{cmH}_2\text{O}$ 之间的压力时,穿过偏流限制件流出鼻接口的气体流量在约 15lpm 至约 80lpm 之间。

[0637] 这些图形示出了在较低的呼吸速率(15BPM和25BPM)下,增大鼻递送元件的组合截面积、减小旁路限制件的截面积、增大施加至气体入口的压力和/或增大供气体流经偏流限制件140的开放面积减少了再呼吸量且增大了冲刷量。

[0638] 鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 可以被最大化以增大冲刷,直至到舒适地装配在患者鼻孔内的大小。

[0639] 可以将旁路限制件130的截面积 A_2 最小化以增大冲刷,但是增大该截面积可以提高患者的舒适度。

[0640] 这些图形示出了在较高的呼吸速率(例如45BPM)下,由于气体导管中的再呼吸,改变鼻递送元件的截面积或旁路限制件可能具有负面影响(因此45BPM图中的左侧两个框为灰色阴影,因为它们对结果没有统计学意义)。增大施加至气体入口121的压力和/或增大供气体流经偏流限制件140的开放面积减少了再呼吸量并且增大了冲刷量。

[0641] 头戴具可以用于将鼻接口100固持在患者的面部上。该头戴具包括头部系带200。头部系带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。

[0642] 头戴具具有连接至接口本体110的侧臂的端部。

[0643] 在所示(图18)的示例性构型中,系带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。

[0644] 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系带的相应主要端部分。此外,头部系带200的长度是可调的以便帮助定制系带到佩戴者头部上。系带200可以由柔软且可伸缩的/弹性材料(比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,系带200可以由基本上更刚性的、或柔性更小的材料(比如硬塑料材料)形成的。

[0645] 头戴具可以进一步包括另外的系带或联接系带200以便在使用中延伸越过患者头顶的其他头戴具部件。头顶系带或头顶部件可以具有以下益处:在使用中将系带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。

[0646] 系带200的后部分可以延伸穿过接收件204。接收件204可以允许调整系带200的后部分以调整头戴具的大小以适合患者的头部。

[0647] 具有固定长度的系带段可以被可释放地连接到主系带上以延长其长度。

[0648] 多个具有变化的预定长度的系带段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系带段。这些系带段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系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。

[0649] 此外,每个系带段的每一端可以可连接到另一个系带段的对应端和/或主系带210的对应次端部分上的,由此使得用户能够将具有相同或变化长度的一个或多个系带段组合起来,以便如所期望的定制延伸部的总体长度。

[0650] 这些另外的系带段可以由柔软且可伸缩的/弹性材料(比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系带或头部系带210的多个段。

[0651] 应了解的是,特别的舒适性可以由头部系带来实现,该头部系带能够提供鼻接口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。

[0652] 替代性地,这些另外的系带段可以由基本上硬质的材料(比如硬塑料材料)形成

的。

[0653] 接口连接件240被设置在主系带210的主要端部分201和202处。这些连接件240具有连接主要端部分201、202的系带连接机构,但在连接件240的与系带端相对的这端处包括夹具构件,比如推入配合夹具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,其相对于系带形成了铰接部分。夹具241可以被预成形为沿其长度具有弯曲形状,比如具有在平坦与20度之间的角度的弯曲形状。这种弯曲允许夹具241适配在夹具241区域中的患者面部轮廓。

[0654] 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可以在与头部系带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。

[0655] 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系带或系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。

[0656] 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。

[0657] 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。

[0658] 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而非对称的鼻递送元件。

[0659] 头戴具可以在接口的头戴具系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系带,该头部系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)。

[0660] 患者接口1可以包括管固持夹具(未示出)。管固持夹具可以从患者接口1的一部分支撑呼吸管300或其他气体供应管16。通过从鼻接口100或其附近支撑呼吸管300或其他气体供应管,管固持夹具将抵抗由于不对称流量穿过第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112、和/或患者头部的移动而施加至呼吸管300或其他气体供应管16的弯矩,由此增强患者舒适性。

[0661] 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。

[0662] 作为头戴具的替代方案,患者接口可以包括在PCT公开号W0 2012/053910或美国专利号10,238,828中描述的类型固定系统。那些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0663] 图29示意性地示出了用于患者接口1中的替代性构型的鼻接口1100。除非在下文中描述为不同,否则鼻接口1100的特征、功能、替代方案和使用与针对鼻接口100的描述相同。相同的附图标记指示相同的部分,但是增加了1000。下文参见图30至图59来更详细地描述鼻接口的示例性构型。

[0664] 鼻接口1100包括接口本体1110,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封。接口本体1110被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔。

[0665] 鼻接口1100包括用于将呼吸气体递送至鼻接口1100中的气体入口1121。气体入口1121与接口本体1110流体连通以在使用中将来自气体入口1121的呼吸气体穿过接口本体1110递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。

[0666] 鼻接口1100被配置用于接收来自气体入口1121的进入气体F0并从进入气体F0提供被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔的第一流量气体流F1和被配置为在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔的第二流量气体流F2。

[0667] 鼻接口1100被配置用于将进入气体与引导至第二流量气体流F2相比更多地引导至第一流量气体流F1,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0668] 呼吸疗法产生的流量取决于穿过鼻接口1100的流量。穿过鼻接口1100的流量与鼻接口的每个出口1111a、1112a处的压力有关。如果每个出口1111a、1112a处的压力不同,则将产生不对称气体流量。

[0669] 该鼻接口可以包括不同的出口1111a、1112a,用于将呼吸气体递送至患者的相应鼻孔。替代性地,该鼻接口可以包括限定了第一出口部分和第二出口部分的单一出口,用于将呼吸气体递送至患者的相应鼻孔。因此,本文提及的“第一出口”和“第二出口”可以替代地分别视为“第一出口部分”和“第二出口部分”。下文更详细地描述了其中一些可能的示例性构型。

[0670] 鼻接口1100通过将流量与引导至第二鼻孔/第二出口1112a相比,更多地引导至第一鼻孔/第一出口1111a,来提供不对称流量。这可以被认为流动方向性。

[0671] 鼻接口1100可以被构造且配置为以不同方式提供流动方向性。例如,鼻接口1100可以包括导流器和/或分流器和/或使气体入口与第一出口1111a至少部分地对准以提供流动方向性。下文更详细地描述了其中一些可能的示例性构型。

[0672] 在一些构型中,鼻接口1100可以包括接口本体1110和气体歧管1120。

[0673] 接口本体1110和气体歧管1120可以协作以在其中限定气体气室1115。在一些替代性构型中,气体气室1115可以替代地基本上或单独由接口本体1110限定。代替具有气体歧管1120,鼻接口1100可以包括框架部件以支撑接口本体、和/或一个或多个其他部件(比如气体入口1121、头戴具200和/或接口本体1110)。因此,本文提及的“气体歧管”可以替代地视为“框架”。

[0674] 接口本体1110可以被配置为接触和密封患者鼻孔的内部、可以被配置为接触并密封在患者鼻孔的进口处、和/或可以被配置为围绕鼻子(例如鼻翼和鼻前部)的外表面密封。

[0675] 在一些构型中,接口本体1110包括被配置用于将气体基本上递送至患者的第一鼻孔的第一出口1111a,并且包括被配置用于将气体基本上递送至患者的第二鼻孔的第二出口1111b。

[0676] 在一些构型中,接口本体1110包括第一鼻递送元件1111和第二鼻递送元件1112,这些鼻递送元件被配置用于密封患者的相应鼻孔。

[0677] 在一些构型中,接口本体1110是鼻垫。鼻垫可以包括提供第一出口部分和第二出口部分的单一出口。替代性地,鼻垫可以包括第一鼻递送元件1111和第二鼻递送元件1112,这些鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔。

[0678] 鼻接口1110被构造且配置为在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0679] 在图29所示的构型中,气体入口1121至少部分地与第一出口1111a对准、并且与第二出口1112a不那么对准或不对准。

[0680] 这种构型使气体流从气体入口1121基本上直接流到第一出口1111a。气体入口1121与第一出口1111a的对准可以充当导流器。

[0681] 供气体从气体入口1121流到第二出口1112a的流动路径比供气体从气体入口1121流到第一出口1111a的流动路径更曲折。另外或替代性地,气体从气体入口1121流到第二出口1112a的流动路径可以比气体从气体入口1121流到第一出口1111a的流动路径更长。

[0682] 气体入口1121与鼻接口1100的中心轴线C-A偏离。

[0683] 在一些构型中,气体入口1121与第一出口1111a基本上轴向对准。

[0684] 在一些构型中,气体入口1121的横向截面积A0的至少一半与第一出口1111a的横向截面积A1的至少一半轴向对准。

[0685] 气体入口包括外部分1121a,并且进一步包括与接口本体1110流体连通的内部分1121b,该外部分用于连接至呼吸导管300或其他气体供应管16以向接口本体1110提供气体源的气体流。

[0686] 气体入口1121的内部分1121b至少部分地与第一出口1111a或第一出口部分对准。

[0687] 内部分1121b和外部分1121a可以彼此对准、或者可以相对于彼此成角度。

[0688] 在一些构型中,第一出口1111a和第二出口1112a包括基本上相同的截面积。即,流量不对称是由鼻接口1100中的其他特征而不是不同的出口大小引起的。

[0689] 在一些构型中,第一出口1111a和第二出口1112a可以是对称的并且结构相同。

[0690] 在一些构型中,鼻接口1100被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中,与递送穿过第二出口1112a的气体流的流速相比,递送更低流速的气体流穿过第一出口1111a。

[0691] 由于到第一出口1111a的流动路径受限较少,第一流量气体流F1与沿着到第二出口1112a的流动路径受限较多的第二流量气体流F2相比,具有更低的流速和更高的压力。

[0692] 鼻接口1100可以包括限制流到第二出口1112a的限制件。该限制件可以由导流器、分流器或任何其他适合的特征中的一个或多个来提供。该流限制件可以包括旁路限制件。

[0693] 在一些构型中,鼻接口1100被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中,与递送穿过第二出口1112a的气体流的压力相比,递送更高压力的气体流穿过第一出口1111a。

[0694] 在图29所示的构型中,接口本体1110包括具有第一出口1111a的第一鼻递送元件1111和具有第二出口1112a的第二鼻递送元件1112,其中,鼻接口1100被配置为使得第一流

量气体流F1被配置为基本上被递送至第一鼻递送元件1111,并且第二流量气体流F2被配置为基本上被递送至第二鼻递送元件1112,并且其中,第一鼻递送元件和第二鼻递送元件各自被配置用于密封患者的相应鼻孔。

[0695] 在一些构型中,该鼻接口包括导流器,该导流器被配置用于将来自气体入口1121的进入气体F0与引导至第二流量气体流F2相比,更多地引导至第一流量气体流F1。

[0696] 图29示出了导流器的第一示例性构型。在此构型中,导流器包括气体入口1121的内部分1121a。由于气体入口与第一出口1111a比与第二出口1112a更加对准,导流器将进入气体F0与引导至第二流量气体流F2相比,更多地引导至第一流量气体流F1。

[0697] 在一些构型中并且如下所述,鼻接口包括用于将呼吸导管300连接至患者接口的连接器或弯头。

[0698] 连接器或弯头可以包括或可以是导流器。即,连接器或弯头可以是将流与引向第二出口1112a相比,更多地引向第一出口1111a的部件。

[0699] 在一些构型中,鼻接口1100被配置用于在呼吸周期的吸气阶段中将进入气体与引导至第二流量气体流F2相比,更多地引导至第一流量气体流F1。另外,这也可以发生在呼吸周期的呼气阶段中。吸气阶段和呼气阶段可以定义呼吸周期。

[0700] 在一些构型中,到第一鼻孔的流动路径F1包括会聚流动路径。另外或替代性地,到第二鼻孔的流动路径F2包括发散流动路径。

[0701] 在一些构型中,导流器包括喷嘴,该喷嘴被配置用于加速朝向第一出口1111a的流动。

[0702] 在这种构型中,喷嘴的、靠近气体入口1121或靠近进入气体入口中的进口1121a的第一部分可以具有相对大的截面尺寸,并且喷嘴的、远离气体入口1121、或远离进入气体入口中的进口1121a(并且靠近接口本体1110和/或气体歧管1120中的气体气室)的第二部分可以具有相对小的截面尺寸。由于截面积的减小,喷嘴使气体加速穿过喷嘴朝向第一出口1111a。

[0703] 在一些构型中,喷嘴的截面积的减小可以是喷嘴的第一部分与第二部分之间的截面积的逐渐减小、比如渐缩。在另一构型中,喷嘴的截面积的减小可以是提供在喷嘴的第一部分与第二部分之间的截面积的一个或多个突然显著减小,比如一个或多个阶梯变化。

[0704] 喷嘴可以包括气体入口1121的一部分、或者可以与气体入口1121联接或流体连通。

[0705] 在一些构型中,喷嘴可以与额外的导流器组合提供。替代性地,喷嘴可以充当导流器。

[0706] 鼻接口1100被配置用于在使用中将来自气体入口1121的呼吸气体穿过接口本体1110同时递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。

[0707] 鼻接口1100包括偏流限制件1140,该偏流限制件包括至少一个孔1140a和可选地多个孔1140a,用于供气体从鼻接口1100流到周围环境。

[0708] 偏流限制件1140可以提供上文针对偏流限制件140描述的功能。

[0709] 在呼吸疗法期间,典型地存在气体穿过偏流限制件1140正向流出患者接口1100。

[0710] 偏流限制件1140可以包括过滤器和/或扩散器以过滤或扩散流经(多个)孔1140a的气体。在一些构型中,当使用过滤器时,过滤器还可以充当扩散器。

[0711] 在所示的构型中,偏流限制件1140提供在气体歧管1120中。

[0712] 在一些构型中,偏流限制件被定位成离第二鼻递送元件1112和第二出口1112a比离第一鼻递送元件1111和第一出口1111a更近。这促使呼出的气体穿过第二鼻递送元件1112并穿过偏流限制件1140流出鼻接口。

[0713] 偏流限制件1140可以定位在别处而不是气体歧管1120中。

[0714] 当进入气体被递送至鼻接口1100并且鼻接口没有安装在患者身上且出口没有限制件时,存在穿过第一出口1111a和第二出口1112a的不对称气体流量。可以检查出口1111a、1111b处的压力以确定存在不对称流量。

[0715] 鼻接口1100被配置为在使用中在患者的第一鼻孔处提供较大的动态压力、并且在使用中在患者的第二鼻孔处提供较小的动态压力。

[0716] 因此,鼻接口1100可以被视为包括接口本体1110,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封,接口本体1110被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔。

[0717] 鼻接口1100包括用于将呼吸气体递送至该鼻接口中的气体入口1121,其中,气体入口1121与接口本体1110流体连通,以在使用中将来自气体入口1121的呼吸气体穿过接口本体1110递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。

[0718] 鼻接口1100被配置为在使用中在患者的第一鼻孔处提供较大的动态压力、并且在使用中在患者的第二鼻孔处提供较小的动态压力。在使用中,第一鼻孔处的动态压力与第二鼻孔处的较小动态压力相比更大,将在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。在呼吸周期的吸气阶段中,可以在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。另外,这也可以发生在呼吸周期的呼气阶段中。吸气阶段和呼气阶段可以定义呼吸周期。因此,在患者的整个呼吸周期中,鼻接口1100可以在患者的鼻气道处提供不对称流量。

[0719] 鼻接口1100提供不对称流量。在鼻接口的使用中,当向患者提供流量或压力疗法(比如CPAP或BiPAP)时,在整个呼吸或呼吸气周期中,存在从患者的第一鼻孔到患者的第二鼻孔的净流量。

[0720] 在一些构型中,患者可能在自主呼吸。

[0721] 可以将呼吸周期描述为具有吸气阶段、患者既不吸气也不呼气的拐点阶段(该阶段还可以称为屏住呼吸阶段)和呼气阶段。拐点阶段发生的时间段可以显著地短于吸气和/或呼气阶段。

[0722] 流以呼吸辅助设备递送的某个总压力从气体入口1121进入鼻接口1100。流具有压力的静态分量和压力的动态分量,其中压力的动态分量是指流动分量。

[0723] 来自气体入口的气体流在鼻接口中被划分,并且由此产生第一流量气体流F1和第二流量气体流F2,该第一流量气体流(其可以具有较大的截面积(在此称为A-1))被引向第一鼻孔,该第二流量气体流(其可以具有较小的截面积(此处称为A-2))被引向第二鼻孔和偏流限制件1140。

[0724] 对流的这种划分可以产生偏向第一鼻孔的作用。

[0725] 在一些构型中,面积A-1大于面积A-2,并且气体流经面积A-2的压降或流量限制大于流经面积A-1的压降或流量限制。

[0726] 在一些构型中,面积A-1大于面积A-2,并且大部分气流被引导朝第一鼻孔的方向。

[0727] 在一些构型中,面积A-1可以不大于面积A-2,但是进入气体流可以与被引向第二鼻孔相比更多地被引向第一鼻孔,和/或供第二流量气体流F2到第二鼻孔的流动路径可以比供第一流量气体流F1到第一鼻孔的流动路径更曲折。

[0728] 在这样的构型中,面积A-2的至少一部分可以包括过滤器或扩散器,以过滤或扩散流经第二流量气体流F2流到第二鼻孔的气体。提供在面积A-2的至少一部分中的过滤器或扩散器可以起作用来产生偏向第一鼻孔的作用。

[0729] 流偏向第一鼻孔使得第一鼻孔处的动态压力大于第二鼻孔处的动态压力。该动态压力是总压力的流动分量,因为流朝向其能量指向第一鼻孔的方向进入。

[0730] 在呼吸的吸气阶段中,来自气体入口1121的流以不同的比例进入两个鼻孔,其中由于如上所述产生的偏向,使得进入第一鼻孔的流量多于进入第二鼻孔的流量。不进入第一和/或第二鼻孔的流量可以穿过偏流限制件1140离开患者接口到大气中。在一些构型中,流可以在一些或全部吸气期间离开第二鼻孔,而不是进入第二鼻孔。这种流可以是来自气体入口1121的流的一部分、或者是经由第二鼻孔离开患者气道的流、或者其组合。

[0731] 在屏住呼吸阶段中,来自气体入口1121的流在鼻接口中被划分,并且该被划分的流中的一些进入第一鼻孔并经由患者气道离开第二鼻孔。划分的流量(或其部分)和/或经由第一和/或第二鼻孔离开患者气道的流量穿过偏流限制件1140离开到大气中。

[0732] 在呼吸的呼气阶段中,流离开两个鼻孔,或者流可以进入第一鼻孔并离开第二鼻孔,这取决于穿过偏流限制件1140离开的构型。一些流可以穿过鼻接口流回气体入口1121。如果流离开第一鼻孔,则进入气体停滞并且与来自第一鼻孔的流一起通过气体气室1115流向第二鼻孔并经偏流限制件1140流出到大气中。由于第二鼻孔处的总压力小于第一鼻孔处的总压力,因此如果存在流出肺部的净流量,则流量从第二鼻孔流出。

[0733] 鼻接口在第一流量气体流F1与第二流量气体流F2的流动路径之间提供压力差。

[0734] 在至少一些构型中,来自气体入口1121的呼吸气体更有可能进入第一鼻孔,因为它们被引向这个鼻孔,并且对于朝向第二鼻孔的移动存在阻力(例如,呈曲折的和/或减小的流动路径的形式)。第二流量气体流F2可能需要回溯或穿过限制件以进入第二鼻孔,但第一流量气体流F1不需要这样做,从而使更多的气体流到第一鼻孔。类似地,在第二鼻孔处,来自患者的呼出气体更可能经第二鼻孔离开,因为呼出的气体被引向偏流限制件1140,并且对于朝向第一鼻孔的返回移动存在阻力(同样通过曲折的和/或受限的流动路径)。因此,在两个方向(进入第一鼻孔和离开第二鼻孔)上存在动态压力差。

[0735] 鼻接口1100可以具有单一气体入口1121。因此,第一出口1111a或第一出口部分和第二出口1112a或第二出口部分从来自入口的呼吸气体接收它们的气体流。

[0736] 鼻接口1100可以与单一气体源(比如单一流量发生器)一起使用。

[0737] 下文参见图30至图59描述了提供针对图29的鼻接口描述的功能的鼻接口的示例性构型。除非在下文中描述为不同,否则这些鼻接口的特征、功能、替代方案和使用与针对鼻接口1100或所描述的其他任何鼻接口的描述相同。针对每个示例性构型,相同的附图标记指示相同的部分,但是增加了100。

[0738] 图30至图36示出了鼻接口1200的替代性构型。

[0739] 鼻接口1200包括接口本体1210和气体歧管1220。

[0740] 气体歧管1220和接口本体1210联接在一起以在其中限定气体气室1215。气体气室

1215提供气体入口1221与第一出口1211a和第二出口1212a之间的流体连通。

[0741] 鼻接口1200包括偏流限制件1240,该偏流限制件包括至少一个孔,用于供气体从鼻接口1100流到周围环境。

[0742] 偏流限制件1240至少部分地与第二出口1212a对准、并且与第一出口1211a不那么对准或不对准。

[0743] 在所示的构型中,偏流限制件与第二出口1212a基本上轴向对准。

[0744] 气体入口1221被提供为连接器或弯头1222的一部分或联接至其上,以将呼吸导管300连接至患者接口1200。

[0745] 连接器或弯头1222从气体歧管的前部进入气体歧管1220。替代性地,连接器或弯头1222可以从不同的位置(例如气体歧管1220的侧面或气体歧管的下方)进入气体歧管1220。

[0746] 鼻接口1200包括连接部分1213、1214,用于将头戴具200连接至气体歧管1220和/或接口本体1210。

[0747] 如图31所示,进入流F0沿着相应的流动路径被划分为两个流量气体流F1、F2,每个流量气体流通向相应的出口1211a、1212a和相应鼻孔。

[0748] 如图31所示,第一流量气体流F1的至少一个尺寸D1大于第二流量气体流F2的对应尺寸D2。这同样可以适用于本文所述的其他鼻接口构型。

[0749] 该至少一个尺寸D1包括第一流量气体流F1的侧向尺寸,并且对应尺寸D2包括第二流量气体流F2的侧向尺寸。

[0750] 例如,第一流量气体流F1的直径、截面积和/或体积可以大于第二流量气体流F2的对应直径、截面积和/或体积。

[0751] 在一些构型中,第一流量气体流F1的截面积(在尺寸D1的方向上)与第二流量气体流F2的对应截面积(在尺寸D2的方向上)的比率在约2:1至约5:1之间、可选地在约2:1至约4:1之间、可选地在约2.5:1至约3.5:1之间、可选地为约3:1。

[0752] 在一些构型中,第一流量气体流F1的截面积与第二流量气体流F2的对应截面积的比率为约2:1、2.25:1、2.5:1、2.75:1、3:1、3.25:1、3.5:1、3.75:1、4:1、4.25:1、4.5:1、4.75:1、5:1,或者为这些值中的任两个之间的任何值。

[0753] 仅作为示例,在气体入口1221处或附近的第一流量气体流F1和第二流量气体流F2的组合截面积可以为约 200mm^2 ,第一流量气体流F1的截面积可以为约 150mm^2 并且第二流量气体流F2的截面积可以为约 50mm^2 。

[0754] 虽然上述的第一流量气体流F1的至少一个尺寸D1与第二流量气体流F2的对应尺寸D2的关系是关于图30至图36的构型来描述的,但是相同的关系可以用于图29至图59的任何构型中。

[0755] 这些流量流关系在吸气与呼气之间可能略有不同、和/或可能随着流量发生器递送不同的压力/流量而略有不同。

[0756] 在一些构型中,鼻接口1200被配置为在呼吸周期的吸气阶段中提供较少的不对称性、而在呼吸周期的呼气阶段中提供较多的不对称性,但是被配置用于在整个呼吸周期中提供不对称流量。即,与吸气阶段中相比,在呼气阶段中,流经第一出口1211a和第二出口1211b的气体流的压力差更大。

[0757] 由于流的引导,较多的流被提供至第一出口1211a,而较少的流被提供至第二出口1212a。

[0758] 这样,第一鼻递送元件1211和第一出口1211a被提供有比第二鼻递送元件1212和第二出口1212a更高的压力。

[0759] 这在鼻孔之间产生压力差,从而在患者气道中提供不对称气体流量。

[0760] 由于进入一个鼻孔(与第一出口1211a相关联的第一鼻孔)的流量比进入另一个鼻孔(与第二出口1212a相关联的第二鼻孔)的流量更多,这意味着该另一个鼻孔可以用于呼气。这在图32中以图形方式表示,该图示出了主要的呼气流EF。与第一出口1212a相关联的鼻孔也可以呼气,但来自该鼻孔的呼气流将沿着更长且更曲折的流动路径朝向偏流限制件1240。

[0761] 当流主要进入第一鼻孔并离开另一个鼻孔时,这会冲洗死腔。

[0762] 如本文其他地方描述的,这些鼻接口可以与压力受控疗法(即CPAP、BiPAP)一起使用。鼻接口中的不对称流量是压力差的结果。

[0763] 在使用鼻接口时,如果一个鼻孔被完全阻塞,则在未阻塞的鼻孔处提供压力受控疗法(即CPAP、BiPAP),而无需不对称性。再呼吸的工作可能增加。默认情况下,鼻接口通过不将100%的进入气体引导流向一个鼻孔来提供此功能。

[0764] 在所示的构型中,鼻接口1200具有两个导流器特征。鼻接口1200的不同构型可以具有单一个导流器特征、或这两个导流器特征。

[0765] 第一导流器特征是将气体入口1221定位为比第二出口1212b更靠近第一出口1211a,如上文关于图29描述的。

[0766] 第二导流器特征包括分流器1230,该分流器被配置用于将来自气体入口1221的气体流F0不均匀地分成被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔的第一流量气体流F1和被配置为在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔的第二流量气体流F2。第一流量气体流F1被配置为与沿着第二流量气体流F2递送的气体流量相比,沿着第一流量气体流F1递送更大的气体流量,以在使用中在患者气道处产生不对称气体流量。

[0767] 在一些构型中,鼻接口1200包括:接口本体1210,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封,接口本体1210被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔;以及用于将呼吸气体递送至鼻接口中的气体入口1221,其中,气体入口1221与接口本体1210流体连通,以在使用中将来自气体入口1221的呼吸气体穿过接口本体1210递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔;以及分流器1230,该分流器被配置用于将来自气体入口1221的流量不均匀地分成被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔的第一流量气体流F1和被配置为在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔的第二流量气体流F2,其中,第一流量气体流F1被配置为与沿着第二流量气体流F2递送的气体流量相比,沿着第一流量气体流F1递送更大的气体流量,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0768] 在一些构型中,鼻接口1200包括:接口本体1210,该接口本体包括第一鼻递送元件1211和第二鼻递送元件1212,该第一鼻递送元件包括第一出口1211a、被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔,该第二鼻递送元件包括第二出口1212a、被配置用于将气体递送至患者的第二鼻孔,其中,第一鼻递送元件1211和第二鼻递送元件1212各自被配置用于密封患

者的相应鼻孔;以及用于将呼吸气体递送至鼻接口1200中的气体入口1221,其中,气体入口1221与接口本体1210流体连通,以将来自气体入口1221的呼吸气体递送穿过第一鼻递送元件1211和第二鼻递送元件1212;以及分流器1230,用于将来自气体入口1221的流量不均匀地分成被配置为基本上被提供至第一鼻递送元件1211的第一流量气体流F1和被配置为基本上被提供至第二鼻递送元件1212的第二流量气体流F2,其中,第一流量气体流F1被配置为与沿着第二流量气体流F2递送的气体流量相比,沿着第一流量气体流F1递送更大的气体流量,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0769] 分流器1230可以提供在接口本体1210、气体歧管1220和/或气体入口1221中。气体入口1221可以是弯头/连接器1222的一部分、或者可以是单独的部件。

[0770] 分流器1230可以与这些部件中的一个或多个一体地形成、或者可以单独形成并连接至这些部件中的一个或多个。

[0771] 分流器1230可以是布置成连接至这些部件中的一个或多个的可移除插入件。可移除插入件可以用于将现有的鼻接口转换为不对称的鼻接口。

[0772] 在所示的构型中,分流器1230包括朝向气体入口1221延伸或延伸到气体入口中的壁部分,其中第一流量气体流F1位于壁部分的一侧,并且第二流量气体流F2位于壁部分的相反侧。

[0773] 在一些构型中,分流器1230延伸到气体入口中,并且将气体入口1221分成在分流器1230的所述第一侧的第一流量气体流部分和在分流器1230的相反侧的第二流量气体流部分。

[0774] 如图31至图34以及图35和图36所示,例如,分流器1230可以包括柱形壁,该柱形壁与第一出口1211a对准并且沿背离第一出口1211a(且朝向或进入气体入口1221中)的方向延伸。替代性地,分流器1230可以具有不同的构型。例如,分流器1230可以包括位于第一鼻递送元件1211与第二鼻递送元件1212之间的壁(平面或另一形状)。

[0775] 分流器1230可以是基本上刚性部分,以便在第一流量气体流F1与第二流量气体流F2之间提供基本上恒定的关系。

[0776] 在一些构型中,该鼻接口可以包括导流器,该导流器被配置用于将来自气体入口1221的进入气体与引导至第二流量流F2相比,更多地引导至第一流量流F1。除了分流器1230之外,还可以提供导流器。

[0777] 在一些构型中,导流器可以包括喷嘴,该喷嘴被配置用于加速朝向第一出口1221的流动。

[0778] 如图32所示,本体部分1210设有联接特征1210a,用于与气体歧管1220上的互补联接特征1220a接合。

[0779] 在所示的构型中,联接特征1210a包括向内开放的凹陷,而互补联接特征1220a包括被接纳在该凹陷中的径向向外延伸的凸缘。替代性地,联接特征1210a可以包括径向向内定向的凸缘,而互补联接特征可以包括向外开放的凹陷。

[0780] 在所示的构型中,接口本体1210是鼻垫。

[0781] 鼻垫由一种或多种顺应性材料制成,比如热塑性弹性体、乳胶、乙烯基、硅树脂或聚氨酯。

[0782] 仍然参见图32,在一些构型中,鼻垫的被配置为接触用户面部的内部分1210b比鼻

垫的被配置为不接触用户面部的外部分1210c更柔性。外部分1210c比更柔性或柔韧的内部分1210b更刚性或刚硬。内部分1210b包括第一鼻递送元件1211和第二鼻递送元件1212和/或第一出口1211和第二出口1212。

[0783] 更刚性外部分1210c支撑鼻垫的一般形状。更柔性内部分1210b增强了对患者面部的密封并且还增强了患者舒适度。

[0784] 在所示的构型中,更刚性外部分1210c的至少一部分具有比更柔性内部分1210b更厚的壁。另外或替代性地,更刚性外部分1210c可以包括一个或多个特征以增强其刚度,比如一个或多个肋。

[0785] 鼻垫和鼻接口可以具有美国专利号10,792,451或美国专利申请公开号2020/0046928中概述的任一个或多个特征。那些说明书的内容通过援引以其全文并入本文。

[0786] 图37示出了鼻接口1300的另一示例性构型。

[0787] 在此构型中,分流器1330提供在接口本体1310和气体歧管1320中。

[0788] 分流器包括在接口本体1310中的第一分流器部分1330a和在气体歧管1320中的第二分流器部分1330b。

[0789] 第一分流器部分1330a包括朝向气体入口1321延伸或延伸到气体入口中的壁部分。第二分流器部分1330b包括在气体入口1321中的壁部分。

[0790] 第二分流器部分1330b将气体入口1321分成在第二分流器部分1330b一侧的第一流量气体流部分和在第二分流器部分1330b的相反侧的第二流量气体流部分。

[0791] 第一分流器部分1330a和第二分流器部分1330b被配置为彼此紧密靠近、并且可以彼此接触或至少部分重叠。

[0792] 第一流量气体流F1位于第一分流器部分1330a和第二分流器部分1330b的一侧,而第二流量气体流F2位于第一分流器部分1330a和第二分流器部分1330b的相反侧。

[0793] 第二分流器部分1330b将气体入口1321分成在第二分流器部分1330b一侧的第一流量气体流部分和在第二分流器部分1330b的相反侧的第二流量气体流部分。

[0794] 图38示出了鼻接口1400的另一示例性构型。

[0795] 该构型使用气体入口对准和曲折的流动路径来在患者的整个呼吸周期中在患者鼻气道处产生不对称气体流量。

[0796] 在此构型中,气体入口1421与第一出口1411a或第一出口部分基本上对准。这为第一流量气体流F1到第一出口1411a提供了基本上直接流动路径。

[0797] 分流器1430为第二流量气体流F2到第二出口1412a提供了受限的曲折流动路径(由图38中的附图标记1415附近的箭头指示)。

[0798] 曲折的流动路径增大了流速并因此降低了第二出口1412a处的压力。

[0799] 图39和图40示出了鼻接口1500的另一示例性构型。

[0800] 该构型使用气体入口对准和曲折的流动路径来在患者鼻气道处产生不对称气体流量。在呼吸周期的吸气阶段中,可以在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。另外,这也可以发生在呼吸周期的呼气阶段中。吸气阶段和呼气阶段可以定义呼吸周期。因此,在患者的整个呼吸周期中,鼻接口1100可以在患者的鼻气道处提供不对称流量。

[0801] 在此构型中,气体入口1521与第一出口1511a或第一出口部分基本上对准。这为第一流量气体流F1到第一出口1511a提供了基本上直接流动路径。

[0802] 限制件1530提供在气体气室1515中,该气体气室形成在气体歧管1520与接口本体1510之间。

[0803] 该限制件为到第二流量气体流F2到第二出口1512a提供了受限的曲折流动路径。

[0804] 曲折的流动路径增大了流速并因此降低了第二出口1512a处的压力。

[0805] 图41示出了鼻接口1600的另一示例性构型。

[0806] 在此构型中,气体入口1621从侧面而不是前部进入气体歧管1620。

[0807] 气体入口1621包括外部分1621a、并且进一步包括与接口本体1610流体连通的内部部分1621b,该外部分用于连接至呼吸导管300以向接口本体提供气体源的气体流。

[0808] 气体入口1621的内部分1621b至少部分地与第一出口1611或第一出口部分对准。

[0809] 气体入口1621包括在外部分1621a与内部分1621b之间的方向变化。

[0810] 方向变化可以是任何适合的角度。在一些构型中,方向变化可以在约30度至约100度之间、可选地在约45度至约100度之间、可选地在约60度至约100度之间、并且可选地为约90度。

[0811] 同样,鼻接口1600为第二流量气体流F2提供了受限的曲折流动路径。

[0812] 图42示出了鼻接口1700的另一示例性构型。

[0813] 该构型的分流器1730类似于图37中的分流器。

[0814] 该构型的不同之处在于,气体入口1721不是与第一出口1711a对准,而是更居中地进入鼻接口。即,沿着气体入口中心的轴线相对居中地位于延伸穿过出口1711a、1712a的轴线之间。

[0815] 在一些构型中,气体入口1721位于鼻接口的中心。

[0816] 在图42的构型中,分流器1730可以单独提供流动方向性。

[0817] 图43示出了鼻接口1800的另一示例性构型。

[0818] 在此构型中,气体入口1821与第一出口1811a或第一出口部分偏离、但朝向其成角度。这将气体流与引导至第二出口1812a或第二出口部分相比,更多地引导至第一出口1811a或第一出口部分。

[0819] 由于气体入口1821的成角度,使得延伸穿过气体入口1821的轴线A-A相对于穿过鼻接口1800的中心轴线C-A成非平行角。

[0820] 该角度将取决于进入气体歧管1820中的气体入口1821与第一出口1811a之间的偏离量。

[0821] 在一些构型中,该角度为大于0度且至多约30度、可选地至多约20度、可选地至多约15度、并且可选地至多约10度。

[0822] 成角度气体入口1821构型可以用于气体入口居中定位的鼻接口中、或者用于气体入口与第一出口1811a或第一出口部分偏离的鼻接口中。

[0823] 这种成角度气体入口1821构型可以是鼻接口1800的、将流引向第一出口1811a或第一出口部分的唯一特征。替代性地,鼻接口1800可以具有本文描述的一个或多个其他导流特征,比如分流器。

[0824] 图44示出了鼻接口1800的另一示例性构型。

[0825] 在此构型中,接口本体1910是鼻垫。

[0826] 为了与患者面部恰当地密封、并且为患者提供舒适的体验,鼻垫是柔性的并且被

设计为抵靠患者面部而压缩/变形。鼻垫在定位在面部上并接触面部时可以沿多个方向压缩/变形。

[0827] 鼻垫包括分流器1930。在此构型中,分流器1930被配置为在鼻垫被压缩时移动和/或变形。

[0828] 鼻垫的压缩/变形可以使被引导或分流至患者之间的流的比率或比例变化,这取决于鼻垫中的压缩/挠曲程度。

[0829] 分流的形状可以通过分流器1930的移动和/或变形来改变,从而使第一流量气体流F1与第二流量气体流F2之间的比率改变。

[0830] 分流器1930可以是柔性的、并且可以被配置为在鼻垫压缩/变形时变形。替代性地,分流器1930可以更刚性。

[0831] 在所示的构型中,分流器1930被配置为在鼻垫压缩/变形时(如图44的(b)所示)更多地朝向或气体入口1921移动或移动到气体入口中。与鼻垫的闲置位置(如图44的(a)所示)相比,这可以使流与沿第二流量气体流F2相比,更多地沿着第一流量气体流F1引导。

[0832] 图45和图46示出了鼻垫2010的替代性示例性构型,该鼻垫可以用作本文披露的任何鼻接口中的接口本体。

[0833] 在此构型中,鼻垫2010包括单一出口,用于将气体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。该单一出口包括第一出口部分2011a'和第二出口部分2012a'。鼻垫2010并且由此鼻接口被配置为使得第一流量气体流F1被配置为基本上被递送至第一出口部分2011a',并且第二流量气体流F2被配置为基本上被递送至第二出口部分2012a'。

[0834] 在所示的构型中,鼻垫2010包括具有第一壁部分2030a和第二壁部分2030b的分流器2030。第一壁部分2030a和第二壁部分2030b彼此较接地连接。第一壁部分2030a和第二壁部分2030b的相对角度被配置为在鼻垫2010变形/压缩时改变。

[0835] 分流器2030的变形可以被配置用于在鼻垫2010变形或压缩时维持第一流量气体流F1与第二流量气体流F2之间基本上恒定的比率。替代性地,分流器2030的变形可以被配置用于在鼻垫2010变形或压缩时改变第一流量气体流F1与第二流量气体流F2之间的比率。

[0836] 图47和图48示出了在鼻垫2010被压缩时分流器2030的示例性变形。

[0837] 如这些图中所示,在一些构型中,与第一壁部分2030a和第二壁部分2030b相对的外围壁2030c也可以在鼻垫2010变形/压缩时变形。

[0838] 图49示出了鼻垫2110的替代性示例性构型,该鼻垫可以用作本文披露的任何鼻接口中的接口本体。

[0839] 同样,在此构型中,分流器2130包括第一壁部分2130a和第二壁部分2130b。

[0840] 第一壁部分2130a和第二壁部分2130b在鼻垫2110的松弛状态下彼此重叠。壁部分2130a、2130b的重叠程度在鼻垫2110被压缩时增大。

[0841] 图47至图49的构型可以用于第一和第二鼻递送元件具有相应出口而不是单一出口(其具有第一和第二出口部分)的鼻垫或接口本体中。

[0842] 如上文概述的,本文披露的任何鼻接口都可以使用具有单一出口以将气体递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔的鼻垫。该单一出口包括第一出口部分和第二出口部分。该单一出口在鼻孔之间可以没有明显的鼻中隔分裂,这可以通过没有鼻中隔接触部分而对患者来说更舒适。

[0843] 在这种构型中,导流/分流将发生在出口部分之前。图50示出了这种鼻垫2210、2310、2410的三种示例性构型,其中导流特征或分流器2330、2430由气体歧管部分2220、2320、2420提供。

[0844] 替代性地,导流特征可以由鼻垫提供,例如针对图45至图48的构型描述的。

[0845] 在替代性构型中,鼻垫可以具有鼻中隔接触部分。图51示出了这种鼻垫2510的示例性构型。

[0846] 鼻中隔接触部分2513形成第一出口2511a和第二出口2512a,用于将气体递送至患者的相应鼻孔。

[0847] 鼻中隔接触部分2513可以提供第一流量气体流F1与第二流量气体流F2之间的更大流分开、并且在这些流量流穿过第一出口2511a和第二出口2512a被递送之前减少其的混合。

[0848] 图52示出了替代性示例性鼻垫2610。

[0849] 该构型包括短的第一鼻递送元件2611和第二鼻递送元件2612。例如,这些鼻递送元件比图31的实施例中所示的那些更短。

[0850] 与较长的鼻递送元件相比,通过具有较短的鼻递送元件,第一开口2611a和第二开口2612a可以更大。

[0851] 鼻递送元件2611a、2612a形成定位特征以帮助将鼻递送元件2611a、2612a定位在鼻孔中、并且可以辅助将鼻孔保持张开。

[0852] 图53至图56示出了鼻接口2700的另一示例性构型。

[0853] 在此构型中,导流器包括朝向第一出口2711a成角度的气体入口2721。这将气体流与引导至第二出口2712a或相比,更多地引导至第一出口2711a。

[0854] 气体入口2721包括喷嘴,该喷嘴被配置用于加速朝向第一出口2711a或第一出口部分的流动。

[0855] 在所示的构型中,喷嘴的、靠近气体入口的进口2721a的第一部分具有相对大的截面尺寸D3,并且喷嘴的、远离气体入口的进口2721a(且靠近接口本体2710和/或气体歧管2720中的气体气室2715)的第二部分具有相对小的横向截面尺寸。喷嘴将使气体加速穿过喷嘴朝向第一出口2711a或出口部分。

[0856] 在一些构型中,喷嘴的第二部分处的出口具有在约 15mm^2 至约 150mm^2 之间的截面积。

[0857] 喷嘴可以包括气体入口2721的一部分、或者可以与气体入口联接或流体连通。

[0858] 在所示的构型中,气体入口2721是连接器或弯头2722的一部分。因此,连接器或弯头2722被配置用于将气体流与引导至第二出口2712a相比,更多地引向第一出口2711a。

[0859] 气体入口2721和连接器或弯头2722可以一体地形成、或者可以彼此联接。

[0860] 在所示的构型中,喷嘴充当导流器。在替代性构型中,喷嘴可以与额外的导流器组合提供。例如,喷嘴可以比所示的更短,并且接口本体2710和/或气体歧管2720中的额外导流器可以将来自喷嘴的流量与引导至第二出口2712a或第二出口部分相比,更多地引导至第一出口2711a或第一出口部分。

[0861] 第二流量气体流F2具有比第一流量气体流F1更受限的曲折流动路径。

[0862] 可以在鼻接口2700上的任何适合的位置提供偏流限制件。

[0863] 在一种构型中,偏流限制件2740'提供在接口本体2710/鼻垫中。在另一替代方案中,偏流限制件2740"可以提供在气体歧管2720中。

[0864] 图57至图59示出了患者接口2800的另一示例性构型。

[0865] 在此构型中,分流器2830提供在接口本体2810和气体歧管2820中。

[0866] 该分流器包括在接口本体2810中的第一分流器部分2830a和在气体歧管2820中的第二分流器部分2830b。

[0867] 第一分流器部分2830a包括朝向气体入口2821延伸或延伸到气体入口中的壁部分。第二分流器部分2830b包括气体入口2821的壁部分。

[0868] 第一分流器部分2830a被接纳在气体入口2821的第二分流器部分2830b中。

[0869] 第一分流器部分2830a将来自气体入口的气体流F0分成在第一分流器部分2830a一侧的第一流量气体流部分和在第一分流器部分2830a的相反侧的第二流量气体流部分。

[0870] 第一分流器部分2830a和第二分流器部分2830b被配置为彼此紧密靠近、并且部分重叠。

[0871] 在第一分流器部分2830a的外侧与第二分流器部分的内侧之间设有空隙。该空隙为第二流量气体流F2提供了流动路径,第二流量气体流在受限的曲折路径上行进以被递送至第二出口2812a或第二出口部分。

[0872] 在所示的构型中,偏流限制件2840包括在气体歧管2820前部上的孔2840a阵列。

[0873] 在一些构型中,头戴具200'的系带210'可以与气体歧管2820一体地形成。例如,系带210'可以与气体歧管2820包覆模制成。

[0874] 如上文针对鼻接口100概述的,在鼻接口1100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800的一些构型中,鼻接口被配置为在第一出口或第一出口部分处和第二出口或第二出口部分处实现的患者压力为在使用中在约2cmH2O至约30cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约25cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约20cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约15cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约14cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约13cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约12cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约11cmH2O之间、可选地在使用中在约2cmH2O至约10cmH2O之间。

[0875] 如上文针对鼻接口100概述的,在鼻接口1100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800的一些构型中,第一出口1111a或第一出口部分与第二出口1112a或第二出口部分之间的压力差被配置为提供穿过患者上气道的至少约1升/分钟(1pm)、可选地在约11pm至约51pm之间的不对称流量。

[0876] 由鼻接口100、1100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800提供的不对称流量促进从患者的解剖学死腔中清除CO₂。

[0877] 本文披露的鼻接口100、1100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800被配置用于在使用中将来自气体入口的呼吸气体穿过接口本体同时递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。

[0878] 在一些构型中,在呼气阶段中,随着患者呼气,流可以离开第一和/或第二鼻孔中的一个或两个。然后,随着患者接着吸气,从第一和/或第二鼻孔呼出的气体中的一些可以进入第一和/或第二鼻孔。

[0879] 具有根据本文描述构型的鼻接口100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800的患者接口1可以用于以下方法中：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。

[0880] 包括本文披露类型的鼻接口100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800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。

[0881] 由于患者接口1可以包括本文披露类型的任何鼻接口(或鼻接口部件,比如接口本体2110、2210、2310、2410、2610),因此本文和下文对鼻接口100提及可以替代地视为对任何其他鼻接口1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800的提及。

[0882] 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的患者接口1。

[0883] 图22示出了示例性呼吸疗法设备1100。

[0884] 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)。

[0885] 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以产生用于递送至患者的气体流(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)。

[0886] 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。

[0887] 控制器1013可以被实现为纯硬件控制器、在控制器硬件上运行的软件方案、或在装置的其他非专用控制器硬件上可操作的软件。替代性地,该控制器可以被实现为前述实现示例的任何数量的组合。

[0888] 在各种形式中,控制器1013可以包括处理器和存储器。

[0889] 将理解,可以由控制器1013或作为装置的操作方法的一部分自主地、自动地或动态地实施各种检测、操作、感测、比较、启用或禁用、触发、脉冲、监测、接收、确定和这种类似步骤。例如,这些步骤或这些步骤中的各个步骤可以由控制器独立于任何其他输入或控制信号来执行,无论该控制器是硬件、硬件和软件还是内部或外部系统实现方式。作为进一步示例,这些步骤可以响应于一个或多个前驱步骤或前提而自动地执行。

[0890] 在方法或控制步骤或结构元件被描述为与另一方法或控制步骤或结构元件相关联的情况下,这将总体上被理解为指示两个特征之间的关系。特别地,关于方法或控制步骤,这可以指示与方法或控制步骤的先行、依赖、后续或总体连接的关系。关于结构元件,这可以指示结构元件之间的功能关联,比如用于提供特定结果或者连接或协同作用的工作关系。替代性地,关于结构元件,这可以指示两个结构元件之间的直接物理关系。在适当的情况下,与此类元件或步骤相关的术语“相关联”的进一步含义应从周围背景进行理解。

[0891] 呼吸管16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。呼吸管16的另一端联接至具有气体歧管120和鼻叉111、112的鼻接口100。与鼻接口100的连接可以是与鼻接口的直接连接,或者可以经由呼吸导管300和可选地过滤器500来连接。

[0892] 由呼吸疗法设备1100生成的气体流可以被增湿,并且经由呼吸管16穿过鼻接口100被递送至患者。呼吸管16可以具有加热器,以加热流到患者的气体流。例如,呼吸管16可以具有加热丝16a,以加热流到患者的气体流。加热丝16a可以受控制器1013的控制。呼吸管16a、呼吸导管300(在提供时)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、呼吸管16、呼吸导管300(在提供时)、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。

[0893] 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)可以对气体流增湿和/或将气体流加热到适当的水平,等等。气体流穿过呼吸管16、呼吸导管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16中的加热元件16a,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、氮氧混合气、氮气、一氧化氮、二氧化碳、氩气、氦气、甲烷、六氟化硫、及它们的组合,和/或补充气体可以包含雾化药物。

[0894] 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)可以放置在呼吸管16、呼吸导管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16或者与呼吸疗法设备1100相关联的附件或外围设备。另外或替代性地,发射器和/或接收器1015可以将数据递送至远程服务器或实现对设备1100的远程控制。

[0895] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000包括:呼吸气体的气体源1011,该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管16;以及鼻接口。

[0896] 在呼吸疗法系统1000的一些构型中,鼻接口100包括本文概述的、与呼吸管16流体连通以将压力受控的呼吸气体递送至患者的任何一个或多个特征。

[0897] 在呼吸疗法系统1000的一些构型中,鼻接口100具有气体入口121,该气体入口与呼吸管16流体连通以将呼吸气体递送至患者,该鼻接口包括第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112,其中第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112各自被配置用于密封患者的相应鼻孔,其中鼻接口100被配置为在气体从气体入口121递送至第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112两者时在第一鼻递送元件111与第二鼻递送元件112之间产生压力差,使得第一鼻递送元件111处的压力高于第二鼻递送元件112处的压力。

[0898] 在呼吸疗法系统的一些构型中,在呼吸疗法系统中使用的鼻接口1100包括接口本

体1110,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封。接口本体1110被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔。鼻接口1100包括用于将呼吸气体递送至鼻接口1100中的气体入口1121。气体入口1121与接口本体1110流体连通以在使用中将来自气体入口1121的呼吸气体穿过接口本体1110递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。鼻接口1100被配置用于接收来自气体入口1121的进入气体F0并从进入气体F0提供被配置为在使用中基本上被提供至患者的第一鼻孔的第一流量气体流F1和被配置为在使用中基本上被提供至患者的第二鼻孔的第二流量气体流F2。鼻接口1100被配置用于将进入气体与引导至第二流量气体流F2相比更多地引导至第一流量气体流F1,以在患者的整个呼吸周期中在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0899] 在该呼吸疗法系统的一些构型中,在该呼吸疗法系统中使用的鼻接口1100包括接口本体1110,该接口本体被配置为与患者的鼻气道基本上形成密封,接口本体1110被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔和患者的第二鼻孔。鼻接口1100包括用于将呼吸气体递送至该鼻接口中的气体入口1121,其中,气体入口1121与接口本体1110流体连通,以在使用中将来自气体入口1121的呼吸气体穿过接口本体1110递送至患者的第一鼻孔和第二鼻孔。鼻接口1100被配置为在使用中在患者的第一鼻孔处提供较大的动态压力、并且在使用中在患者的第二鼻孔处提供较小的动态压力,以在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0900] 在呼吸周期的吸气阶段中,可以在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。另外,这也可以发生在呼吸周期的呼气阶段中。吸气阶段和呼气阶段可以定义呼吸周期。因此,在患者的整个呼吸周期中,鼻接口1100可以在患者的鼻气道处提供不对称流量。

[0901] 在一些构型中,接口本体1100包括被配置用于将气体递送至患者的第一鼻孔的第一出口1111a或第一出口部分、并且包括被配置用于将气体递送至患者的第二鼻孔的第二出口1112a或第二出口部分,并且其中,鼻接口1100被配置用于在气体从气体入口1121递送至第一出口1111a或第一出口部分和第二出口1112a或第二出口部分两者时在第一出口1111a或第一出口部分与第二出口1112a或第二出口部分之间产生压力差,使得第一出口1111a或第一出口部分处的压力高于第二出口1112a或第二出口部分处的压力。

[0902] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000包括呼吸导管300,用于接收来自呼吸管16的压力受控的呼吸气体,其中,呼吸导管300与呼吸管16和鼻接口100、1100的气体入口1121流体连通。

[0903] 在一些构型中,呼吸疗法系统1000包括呼吸气体过滤器500。

[0904] 在一些构型中,呼吸气体过滤器500位于经加热的呼吸管16与呼吸导管300之间。在额外的或替代性构型中,例如如图17的(b)所示,呼吸气体过滤器500'可以位于气体歧管120与偏流限制件140之间。例如,在图18的构型中,呼吸气体过滤器500'可以位于呼吸气体导管160与偏流限制件140之间。

[0905] 在一些构型中,该呼吸疗法系统进一步包括增湿器1012,该增湿器被配置用于在所述压力受控的呼吸气体被递送至鼻接口100、1100之前对其进行增湿。

[0906] 在一些构型中,呼吸管16是经加热的呼吸管、并且被配置用于接收来自增湿器1012的压力受控的呼吸气体。

[0907] 在一些构型中,离开第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112、或离开鼻接口1100以递送至患者鼻气道的气体流的温度可以在约31°C至约41°C之间、可选地高于约31°C

且至多约41℃、可选地在约36℃至约39℃之间、可选地为约37℃。例如,温度可以为约31℃、约32℃、约33℃、约34℃、约35℃、约36℃、约37℃、约38℃、约39℃、约40℃或约41℃,或者可以为这些值中的任两个之间的任何值。

[0908] 呼吸疗法系统可以具有在PCT公开号W0 2021/048744、和美国临时申请号62/897,899和63/025,151、和/或PCT公开号W0 2021/049954、以及美国临时申请号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。

[0909] 呼吸疗法系统1000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、或本文所披露的任何其他鼻接口描述的任一个或多个特征和/或功能。

[0910] 在一些构型中,鼻接口100、患者接口1和/或呼吸疗法系统1000可以用于向患者提供呼吸支持的方法中。

[0911] 在一些构型中,该用于向患者提供呼吸支持的方法包括:

[0912] 提供呼吸疗法系统1000,该呼吸疗法系统包括:

[0913] 呼吸气体的气体源1011,该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;

[0914] 用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管16;以及

[0915] 鼻接口100,该鼻接口具有气体入口121,该气体入口与呼吸管16流体连通以将呼吸气体递送至患者,鼻接口100包括第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112;

[0916] 用第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个来密封患者的相应鼻孔;

[0917] 操作呼吸疗法设备1000以向鼻接口100提供气体流;以及从呼吸疗法设备1000穿过第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112在患者鼻孔处递送不对称气体流量。

[0918] 在一些构型中,鼻递送元件111、112经由气体流动通道125与气体入口121流体连通,其中,第一鼻递送元件111靠近气体入口121,并且第二鼻递送元件112远离气体入口121,并且其中,该鼻接口包括旁路限制件130,该旁路限制件提供气体流动通道125的一部分的截面积 A_2 ,其中,第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112中的每一个包括内截面积 A_3 、 A_4 ,其中,这些内截面积一起提供了鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 ,并且其中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 是鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的大于0倍至约1.5倍。

[0919] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍、可选地至多为约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供4cmH₂O的压力,使得201pm的偏流量穿过偏流限制件140。

[0920] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1倍、可选地至多为约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供8cmH₂O的压力,使得321pm的偏流量穿过偏流限制件140。

[0921] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供4cmH₂O的压力,使得201pm的偏流量穿过偏流限制件140;或者其中,该方法包括:向气体入口121提供8cmH₂O的压力,使得321pm的偏流量穿过偏流限制件140;或者其中,该方法包括:向气体入口121提供12cmH₂O的压力,使得411pm的偏流量穿过偏流限制件140;或者其中,该方法包括:向气体入口121提供16cmH₂O的压力,使得481pm的偏流量穿过偏流限制件140;或者其中,该方法包括:向气体入口121提供20cmH₂O的压力,使得531pm的偏流量穿过偏流限制件

140。

[0922] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供8cmH2O的压力,使得321pm或更大的偏流量穿过偏流限制件140。

[0923] 在一些构型中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约1/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供8cmH2O的压力,使得321pm或更大的偏流量穿过偏流限制件140,或者其中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/5倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供12cmH2O的压力,使得411pm或更大的偏流量穿过偏流限制件140,或者其中,气体流动通道125的这部分的截面积 A_2 至多为鼻递送元件111、112的组合截面积 A_3+A_4 的约2/3倍,并且其中,该方法包括:向气体入口121提供16cmH2O的压力,使得481pm或更大的偏流量穿过偏流限制件140。

[0924] 在一些构型中,离开第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112的气体流的温度在约31°C至约41°C之间、可选地高于31°C且至多约41°C、可选地在约36°C至约39°C之间、可选地为约37°C。

[0925] 在一些构型中,该用于向患者提供呼吸支持的方法包括:

[0926] 提供呼吸疗法系统1000,该呼吸疗法系统包括:

[0927] 呼吸气体的气体源1011,该气体源被配置用于提供压力受控的呼吸气体;

[0928] 用于接收该压力受控的呼吸气体的呼吸管16;以及

[0929] 鼻接口1100,该鼻接口与呼吸管16流体连通以将呼吸气体递送至患者;

[0930] 用该1100鼻接口密封患者的鼻气道;

[0931] 操作呼吸疗法设备1000以向鼻接口1100提供气体流;以及在鼻接口的气体入口1221处接收进入气体并且在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。

[0932] 在呼吸周期的吸气阶段中,可以在患者的鼻气道处产生不对称气体流量。另外,这也可以发生在呼吸周期的呼气阶段中。吸气阶段和呼气阶段可以定义呼吸周期。因此,在患者的整个呼吸周期中,鼻接口1100可以在患者的鼻气道处提供不对称流量。

[0933] 该鼻接口可以是本文披露的任一个鼻接口1100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800。

[0934] 在一些构型中,该系统被配置用于将气体以至多100%的相对湿度递送穿过鼻接口100、1100。

[0935] 在一些构型中,该系统被配置用于将气体以在约14mg/l至约34mg/l之间的绝对湿度递送穿过鼻接口100、1100。

[0936] 在一些构型中,离开第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112和/或离开鼻接口1100以递送至患者鼻孔的气体流的温度在约16°C至约32°C之间。

[0937] 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100、1100。在一些构型中,该系统被配置用于将气体以至多约44mg/l的绝对湿度递送穿过鼻接口100。

[0938] 在一些构型中,该系统被配置用于将气体以至多约54mg/l的绝对湿度递送穿过鼻接口100、1100。

[0939] 在一些构型中,离开第一鼻递送元件111和第二鼻递送元件112和/或离开鼻接口1100以递送至患者鼻孔的气体流的温度至多约41℃。

[0940] 在该方法中使用的患者接口1和鼻接口100、1100可以具有本文针对鼻接口100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800描述的任一个或多个特征和/或功能。

[0941] 在该方法中使用的呼吸疗法系统1000可以具有本文针对呼吸疗法系统1000描述的任一个或多个特征和/或功能。

[0942] 在使用本披露的患者接口1和鼻接口100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800进行CPAP式疗法时,与高流量疗法相比,CPAP式疗法可以提供以下中的一项或多项:更安静的疗法、增加的疗法压力、呼吸速率的容易检测、鼻接口移除和/或泄漏(由于压力控制)。

[0943] 本文披露的鼻接口100、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700、1800、1900、2000、2500、2700、2800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。

[0944] 尽管已经就特定实施例对本披露进行了描述,但是对本领域普通技术人员来说显而易见的其他实施例也在本披露的范围之内。因此,在不偏离本披露的实质和范围的前提下,可以作出各种变化和修改。例如,可以根据需要重新定位各种部件。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,本披露的范围旨在仅由所附权利要求限定。

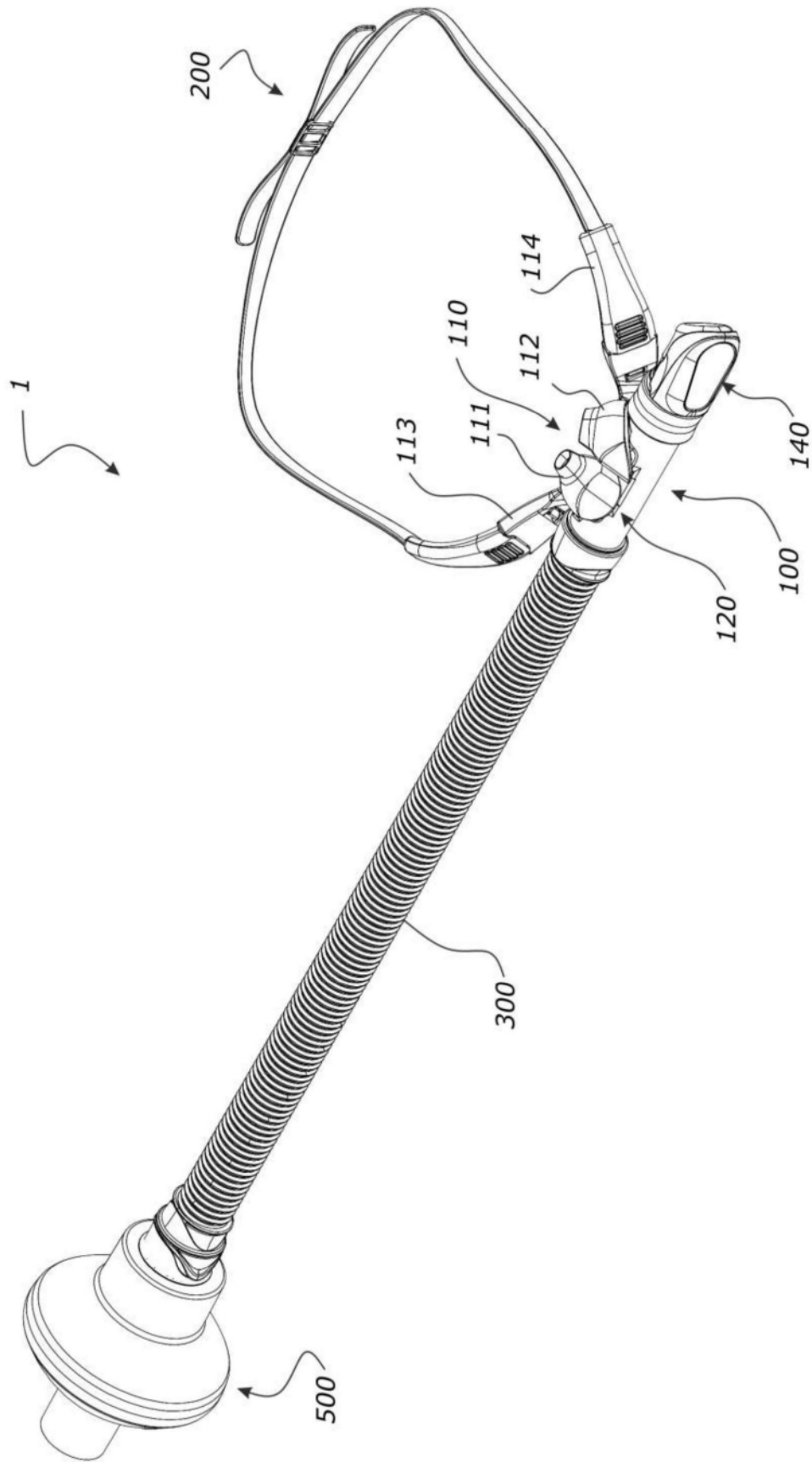


图1

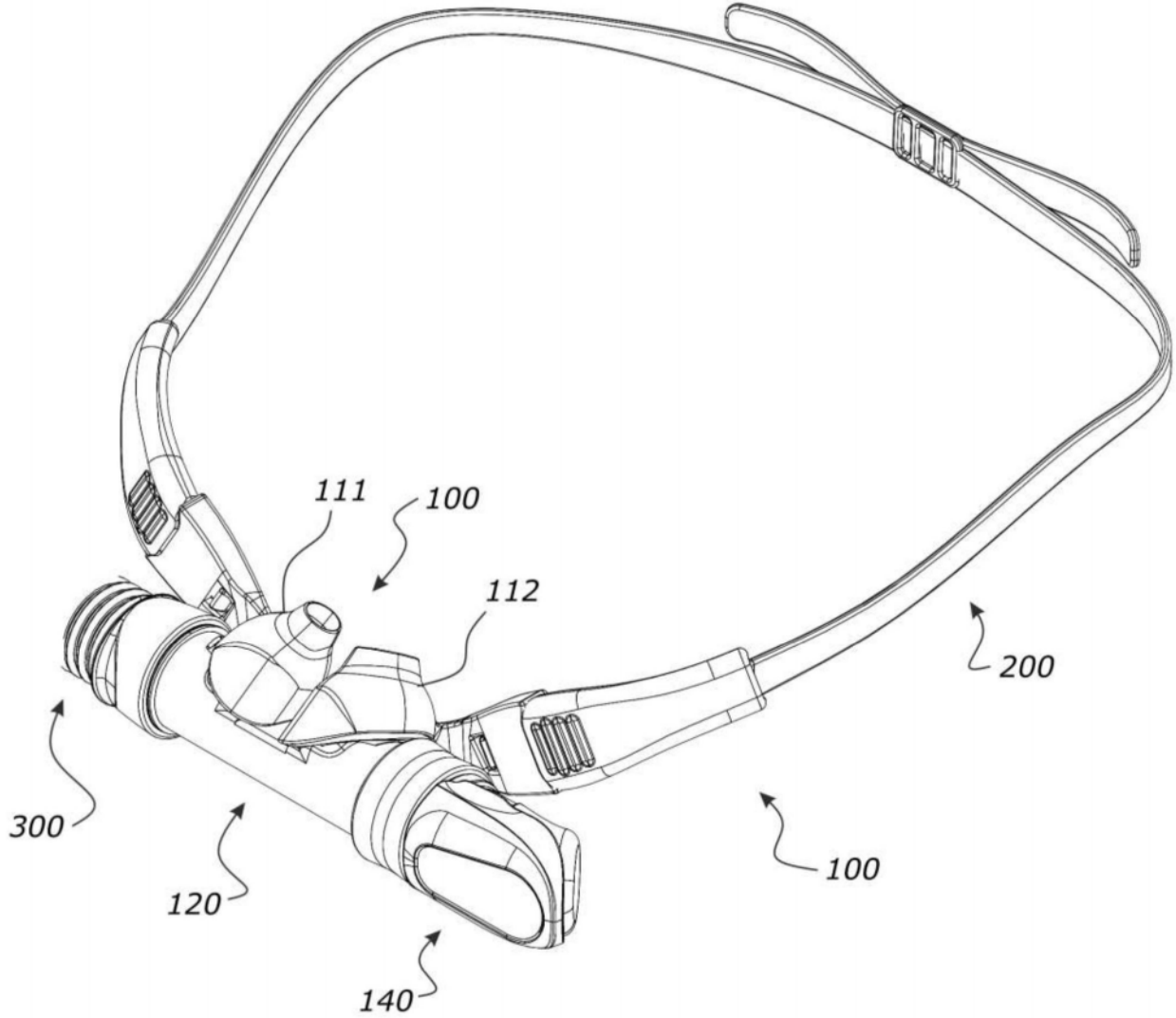


图2

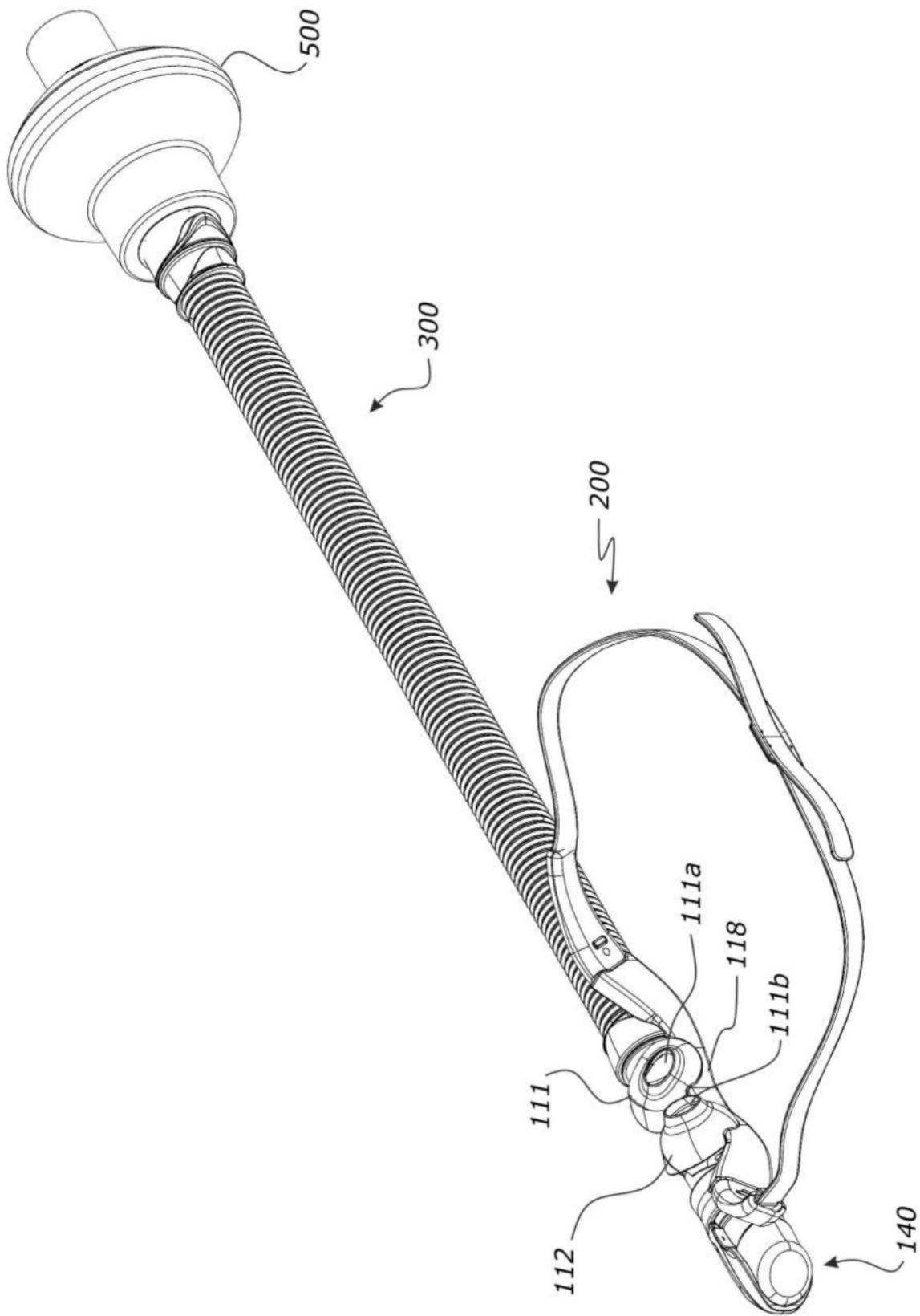


图3

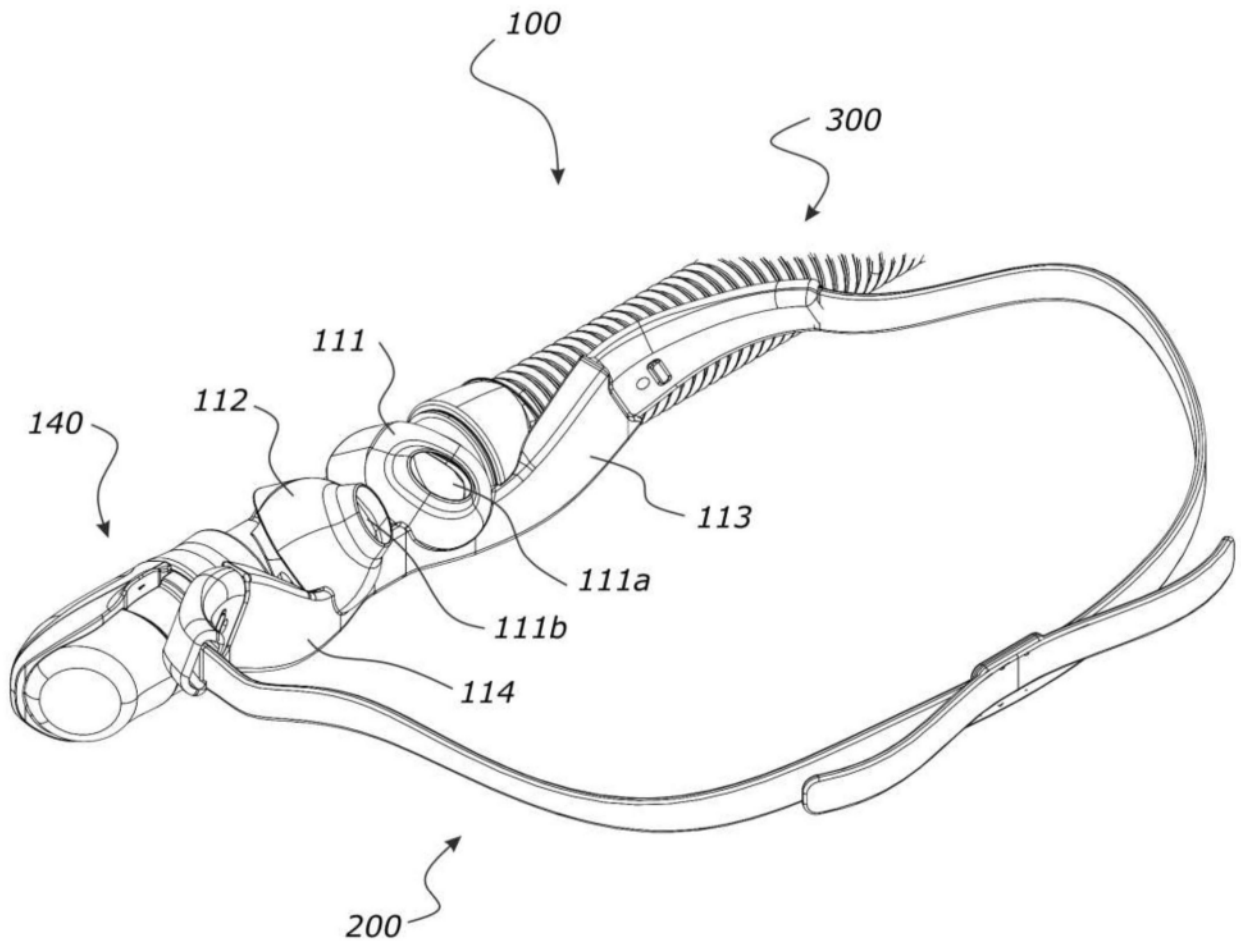


图4

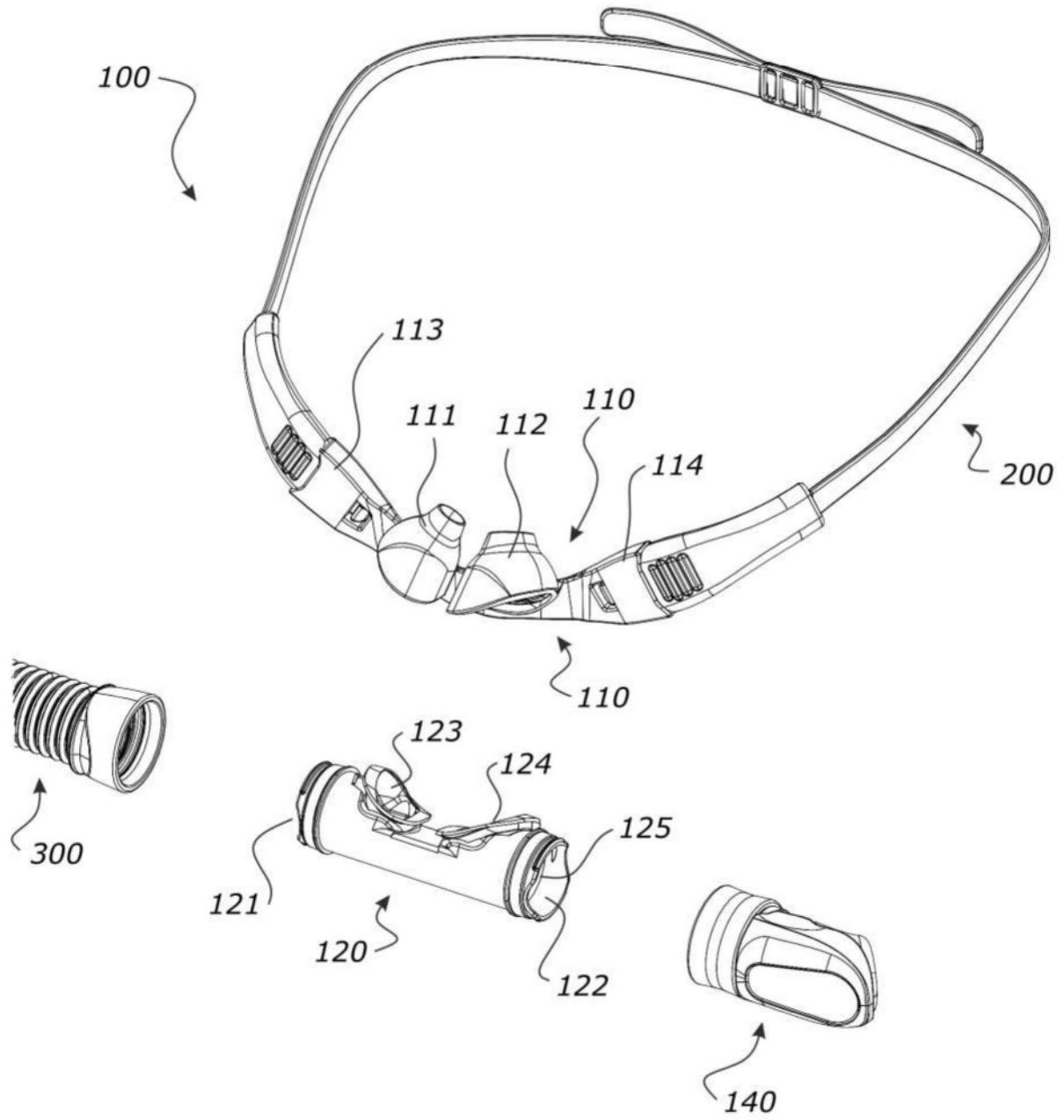


图5

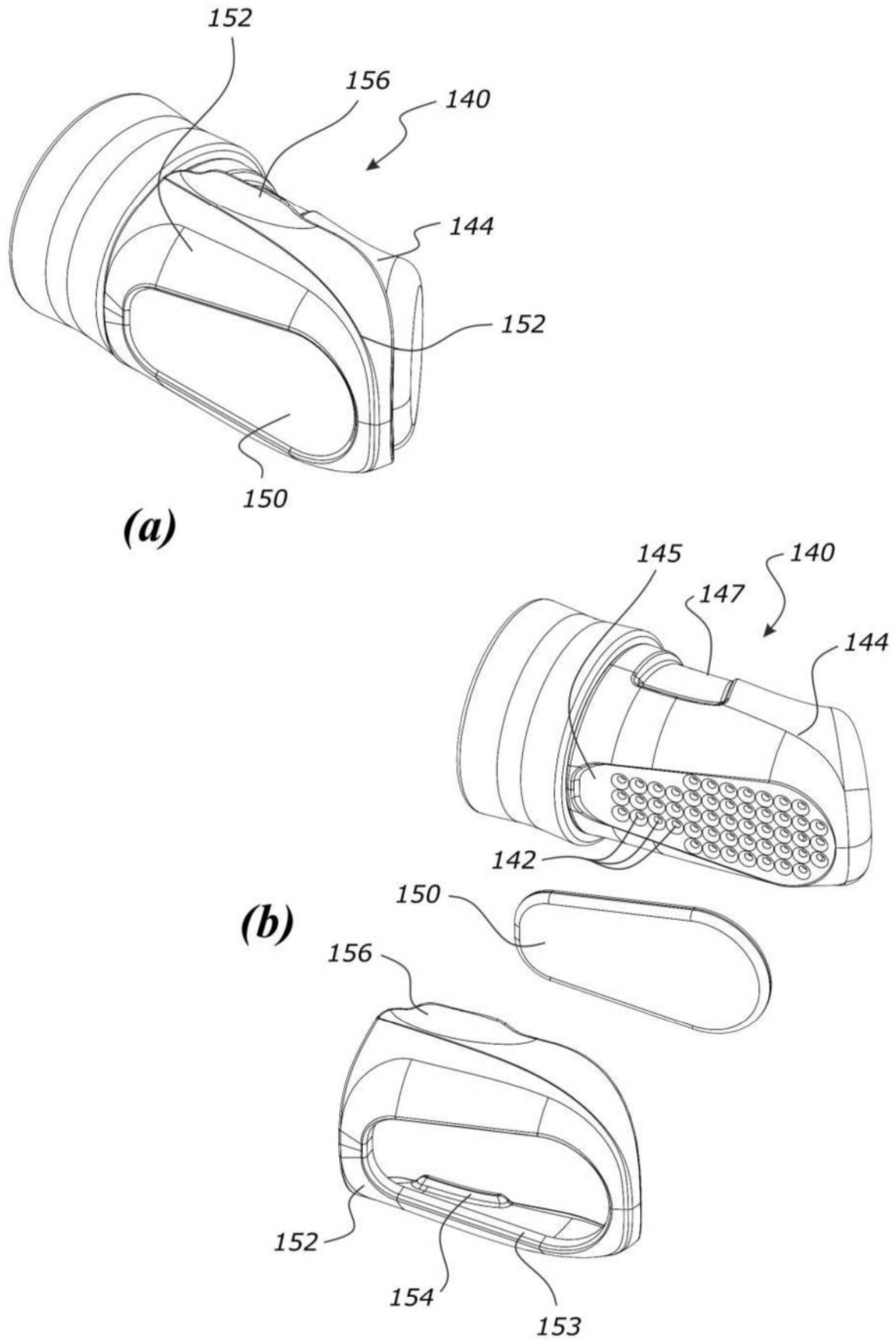


图6

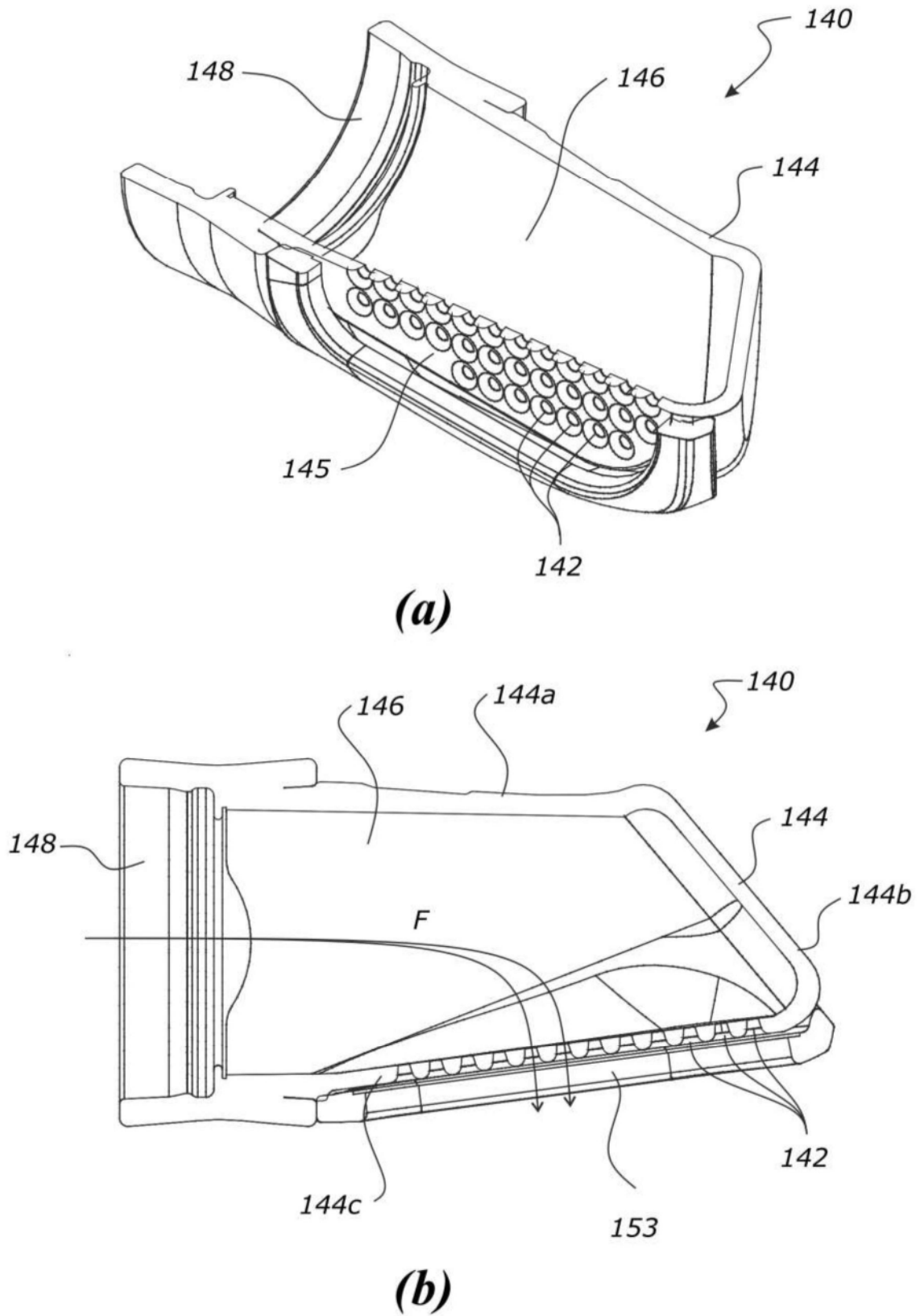


图7

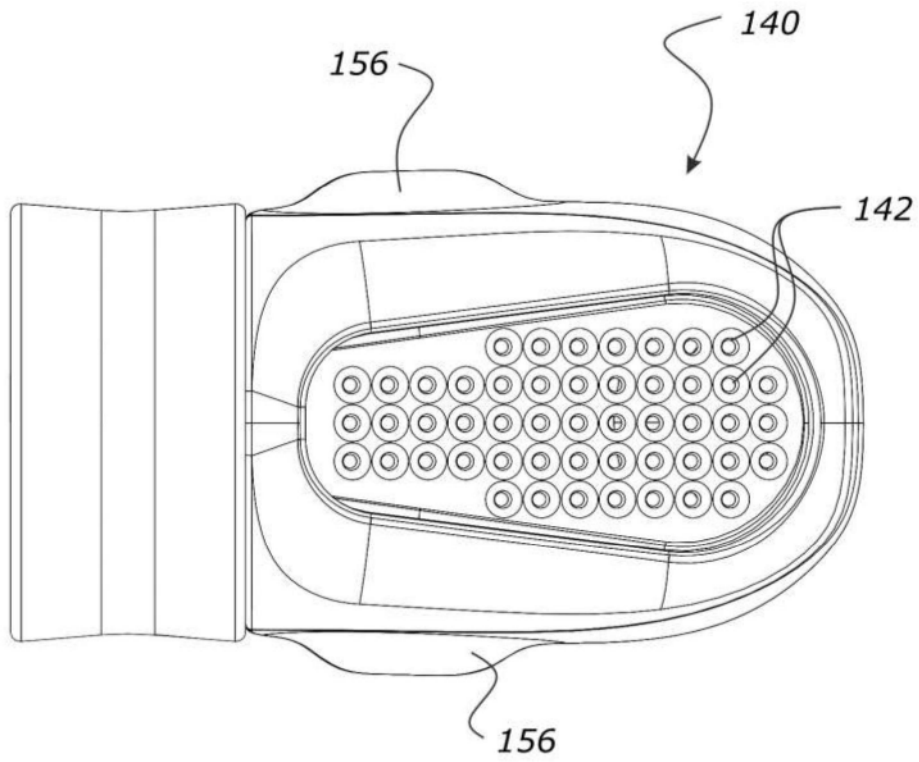


图8

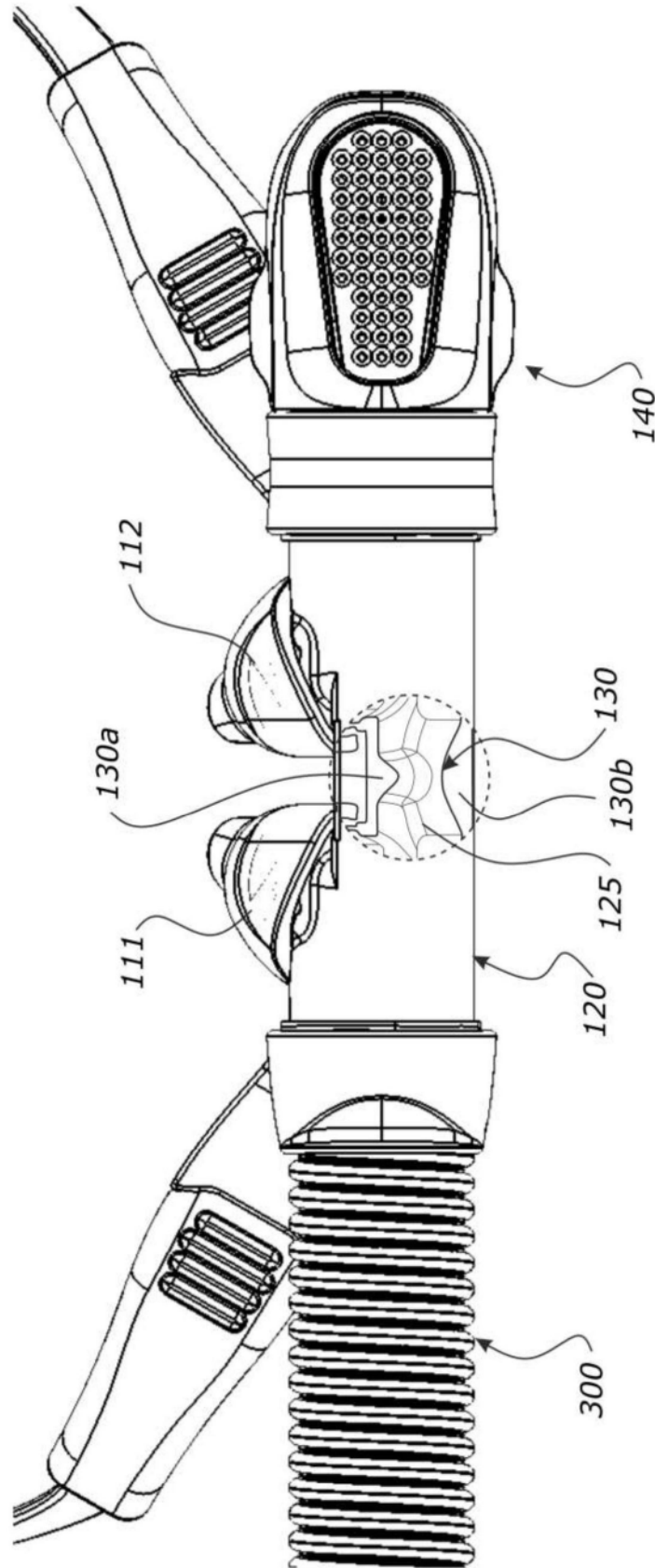


图9

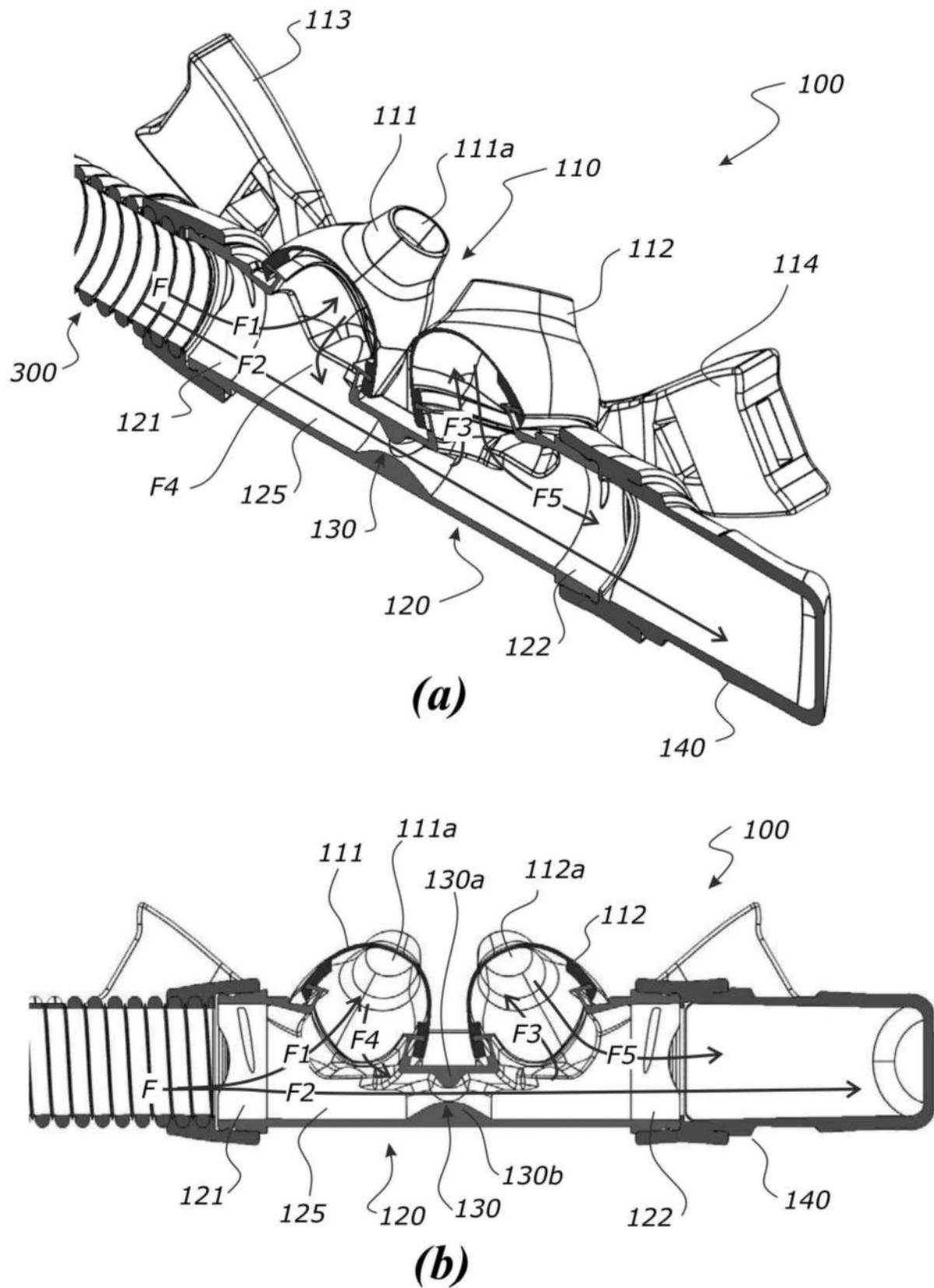


图10

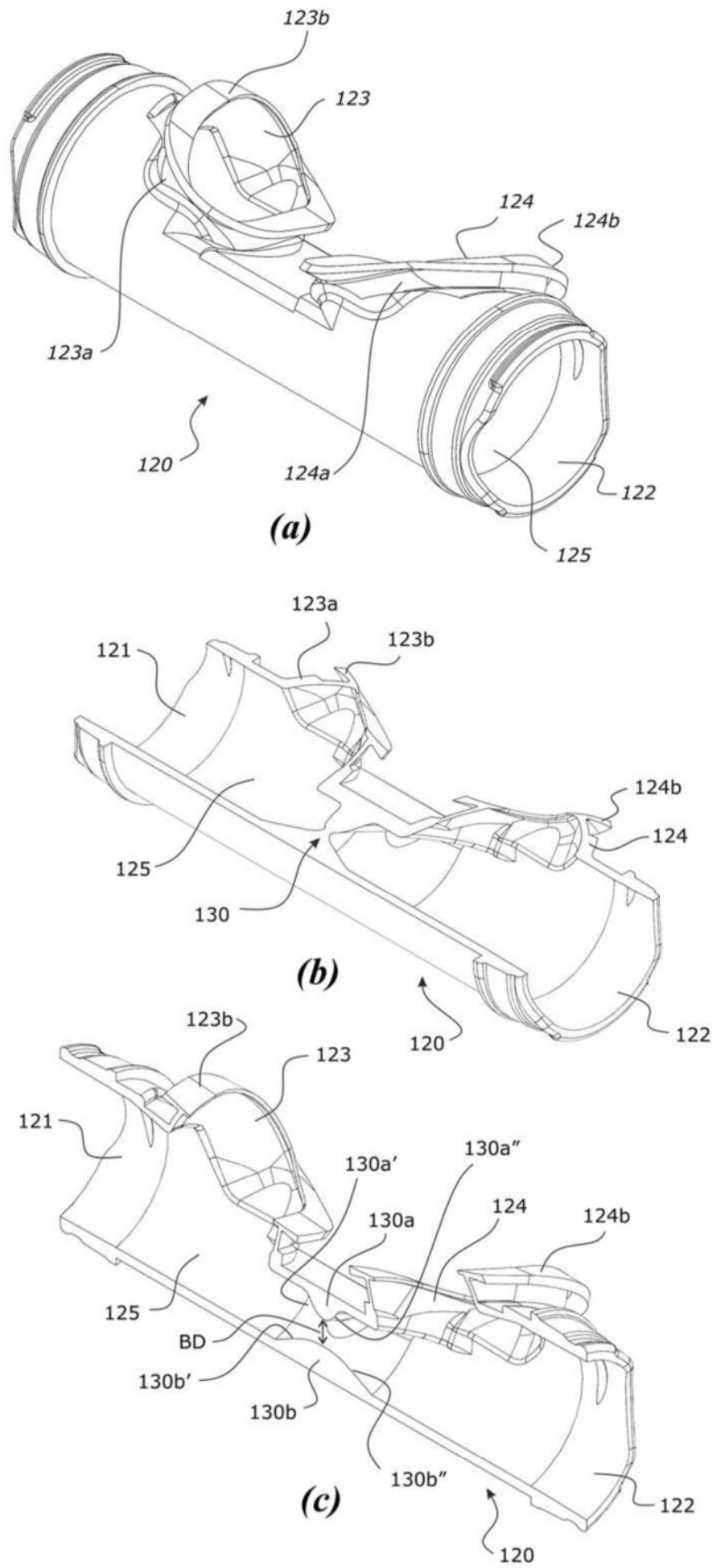


图11

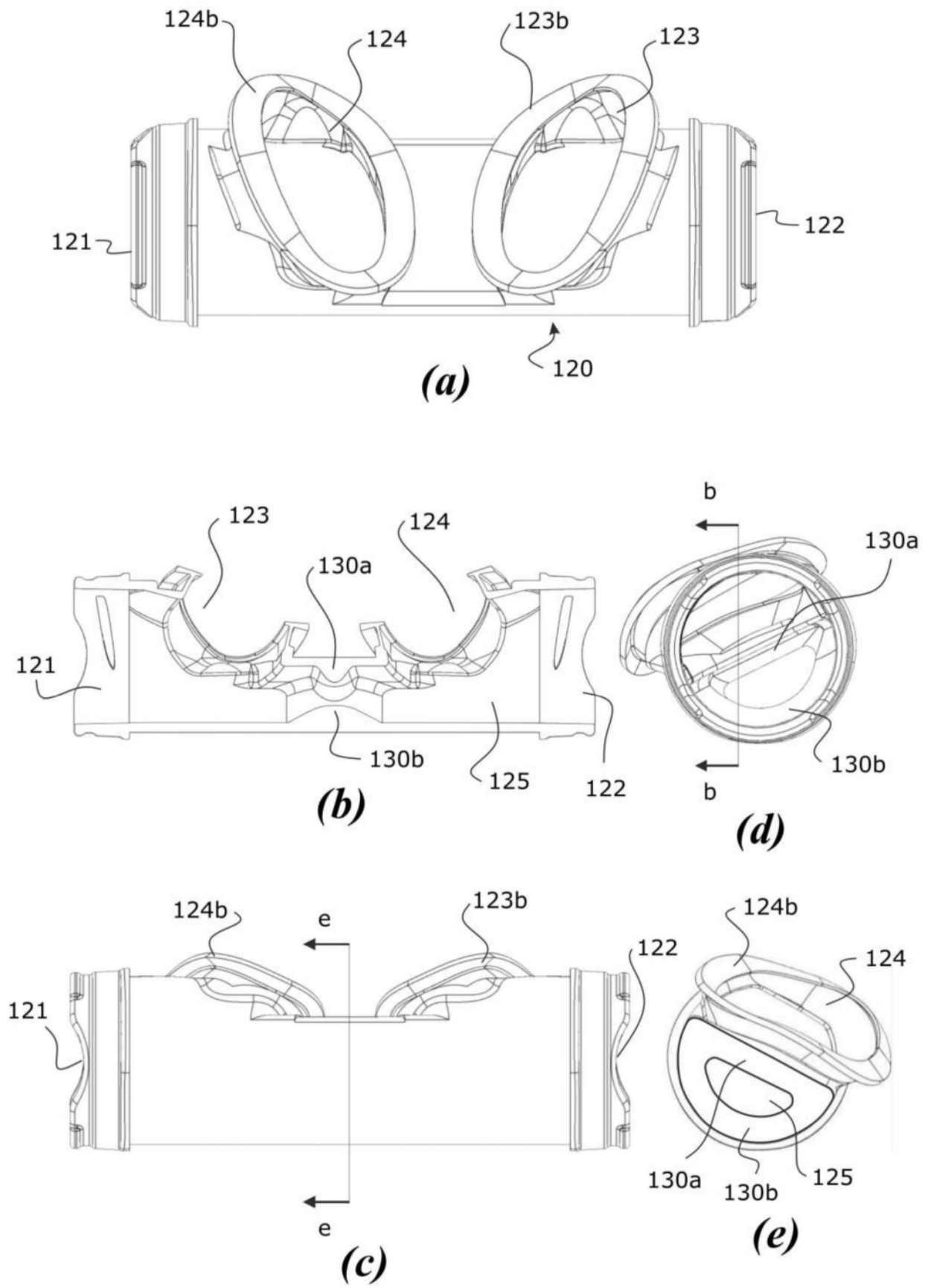


图12

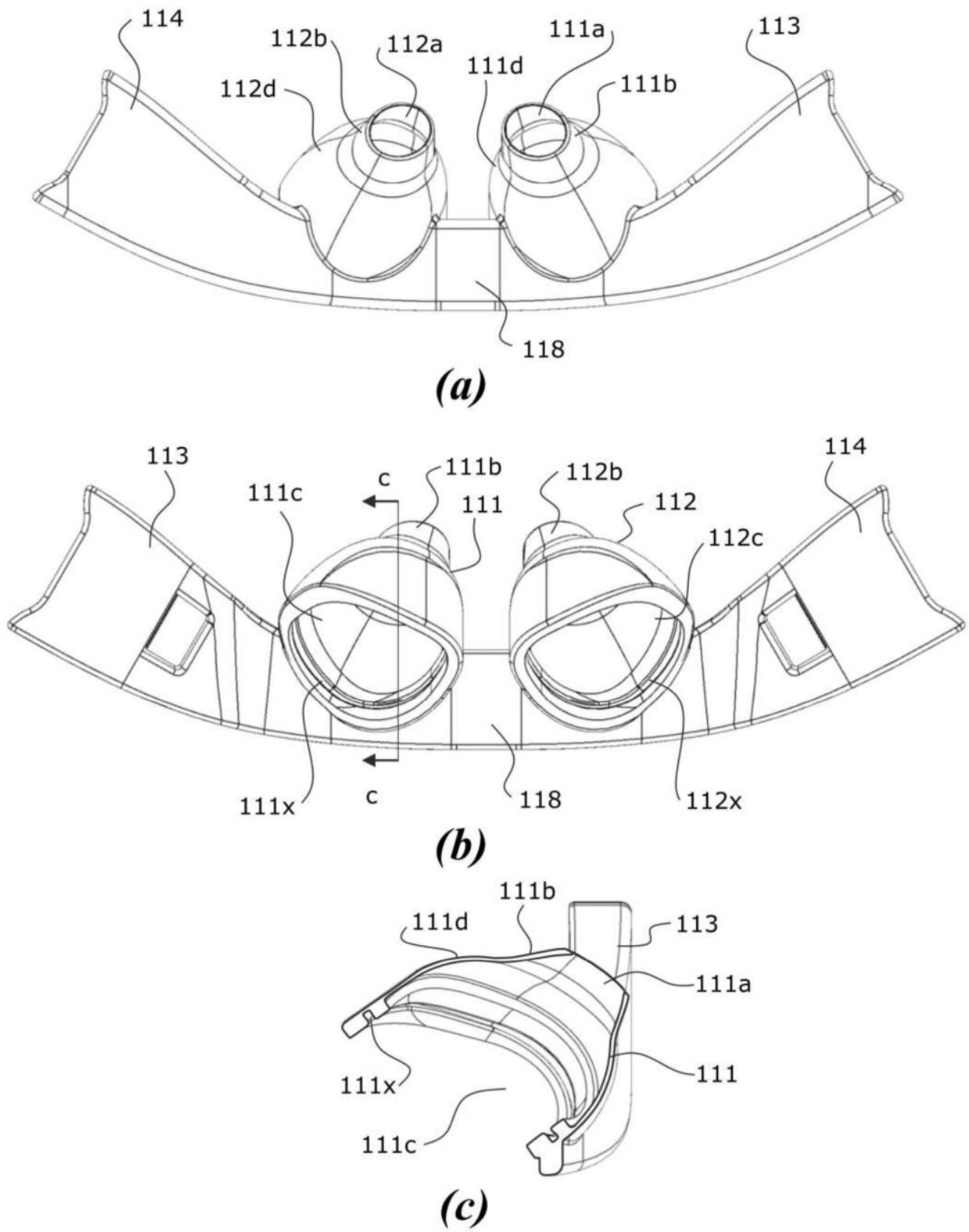


图13

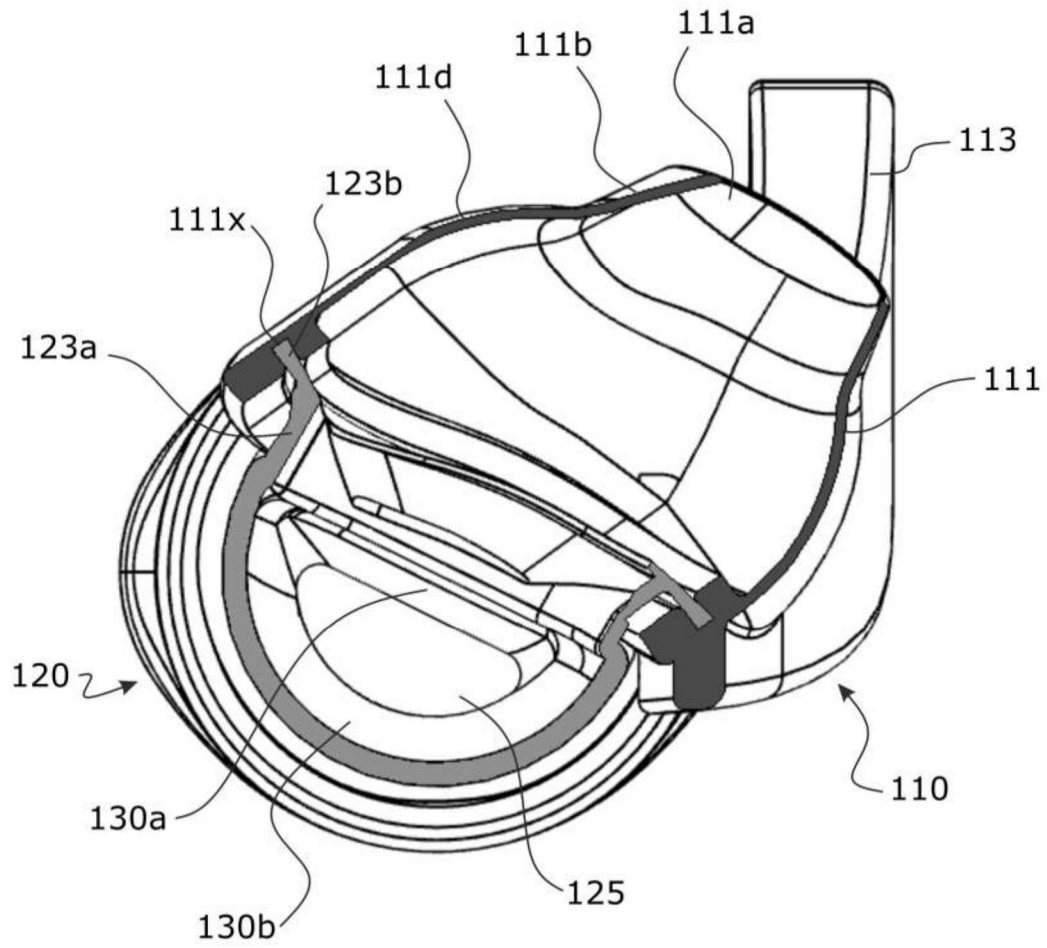


图14

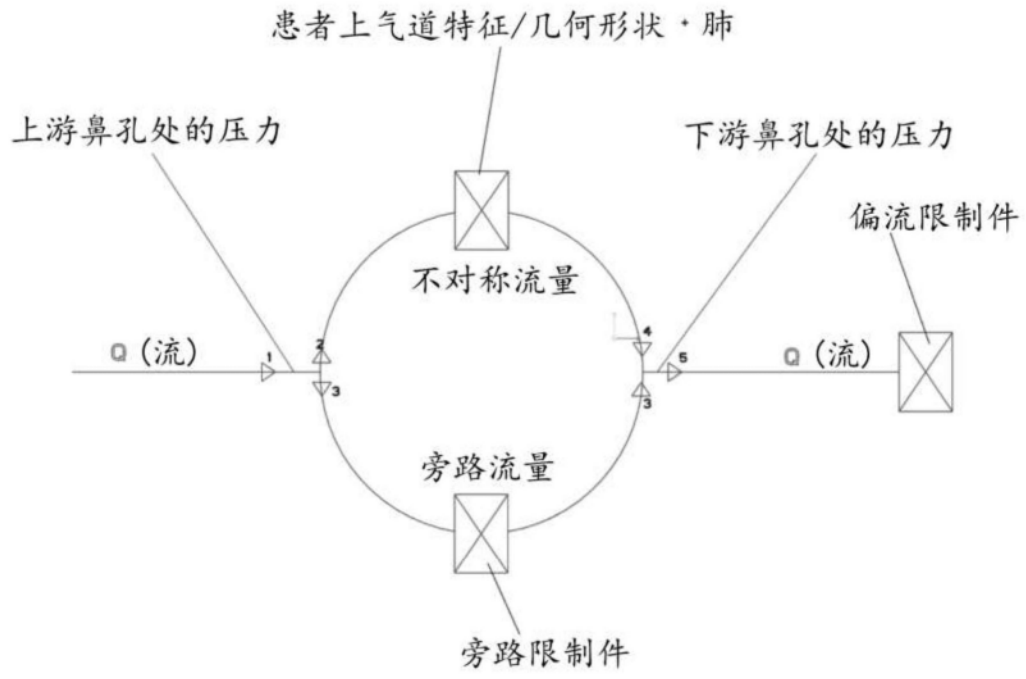
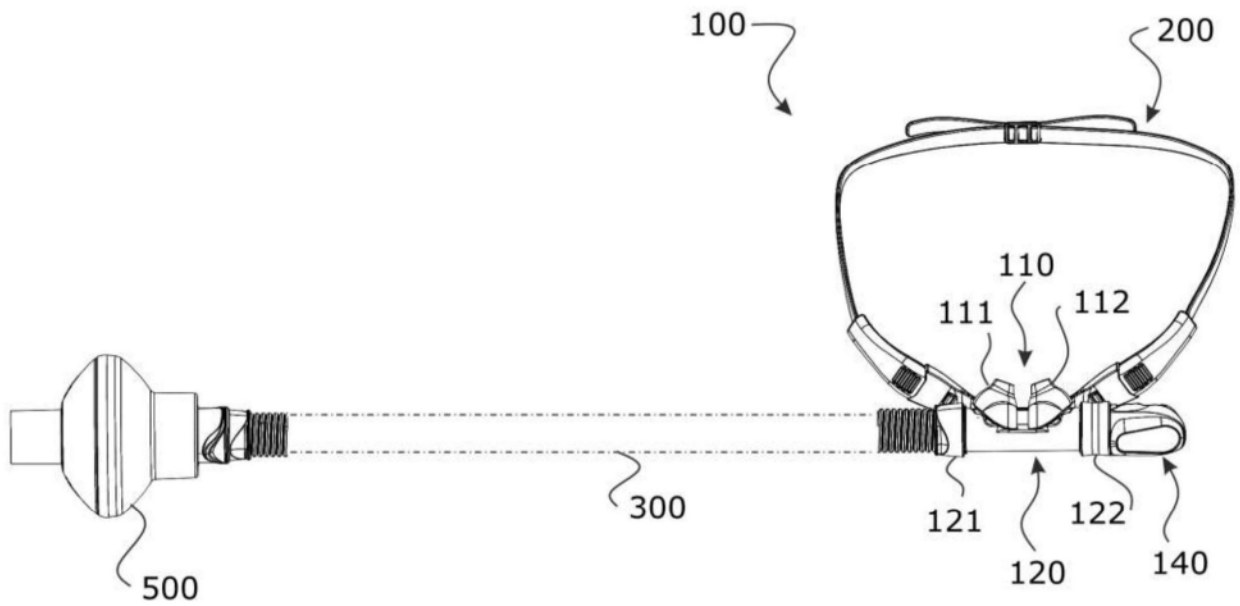
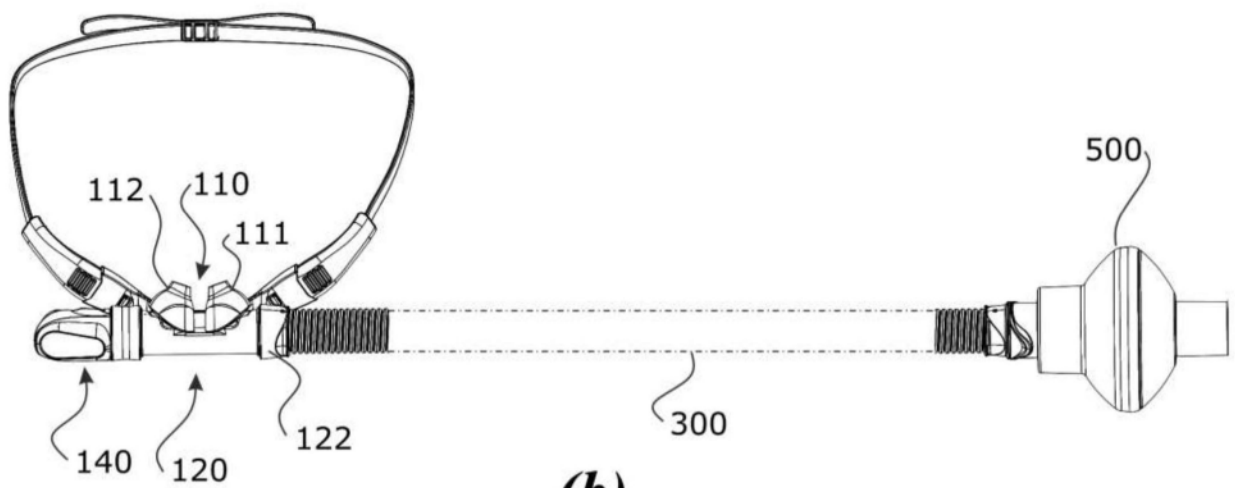


图15

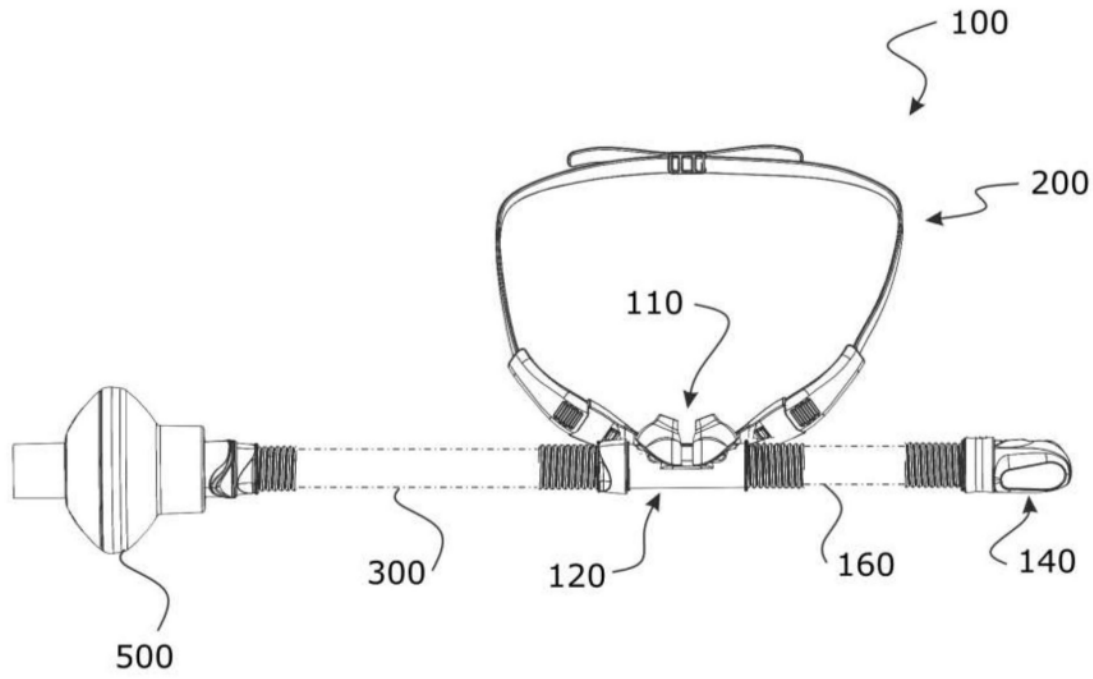


(a)

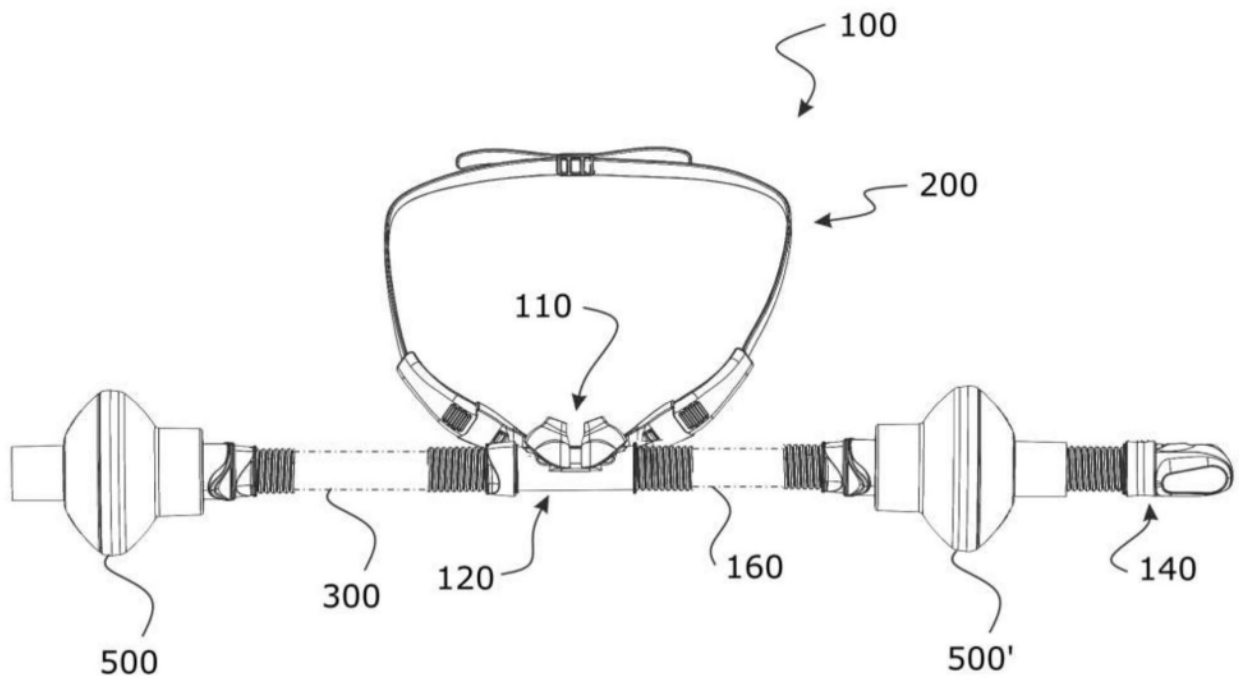


(b)

图16



(a)



(b)

图17

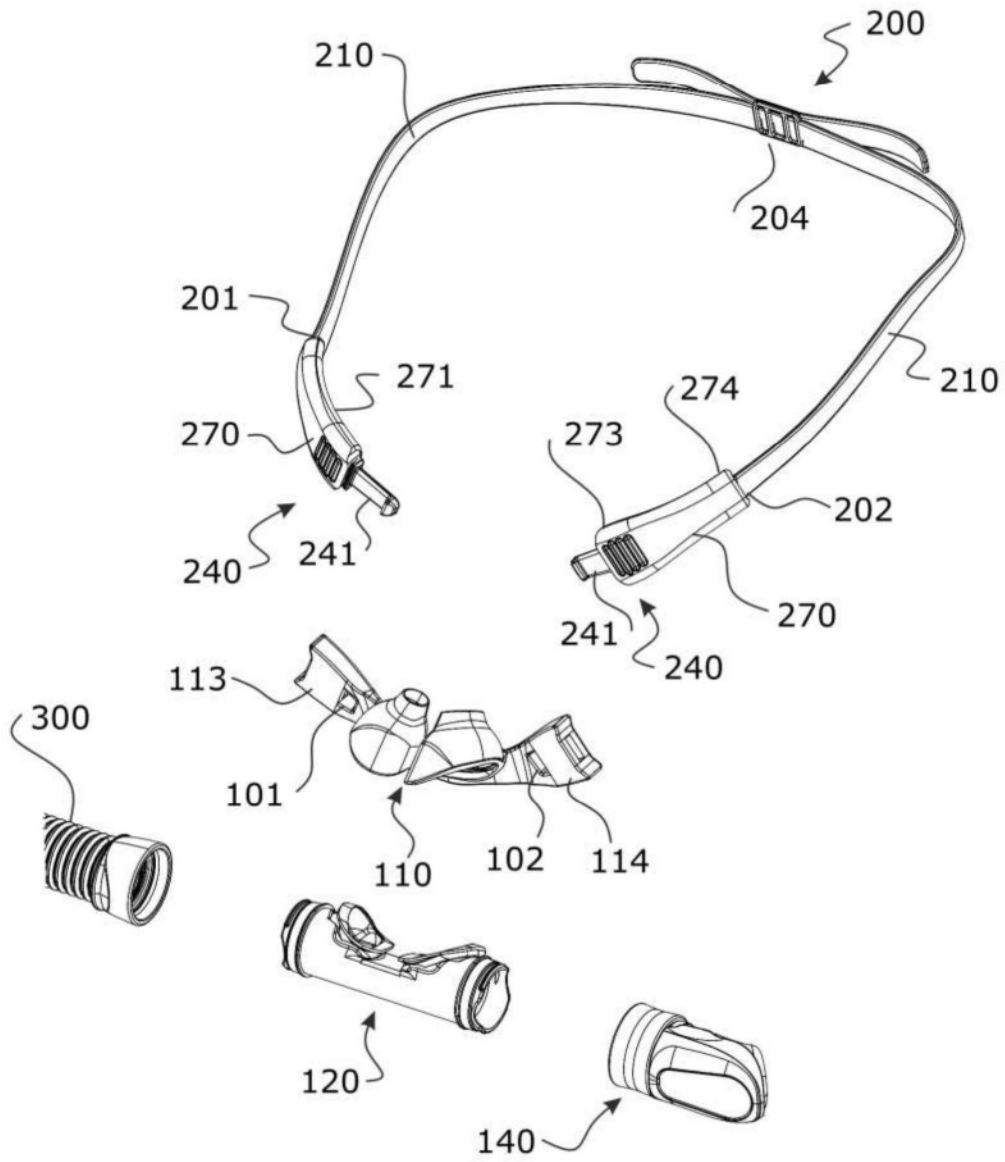


图18

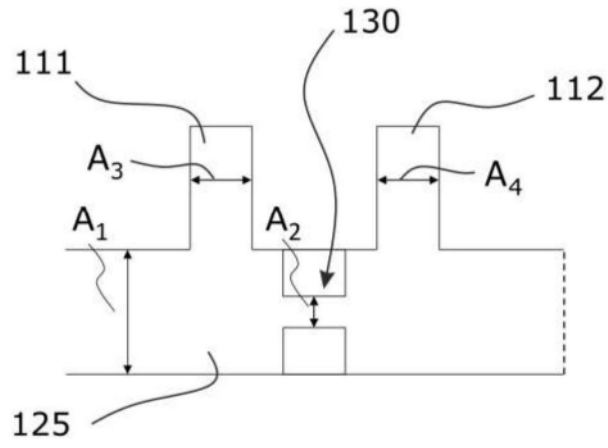


图19

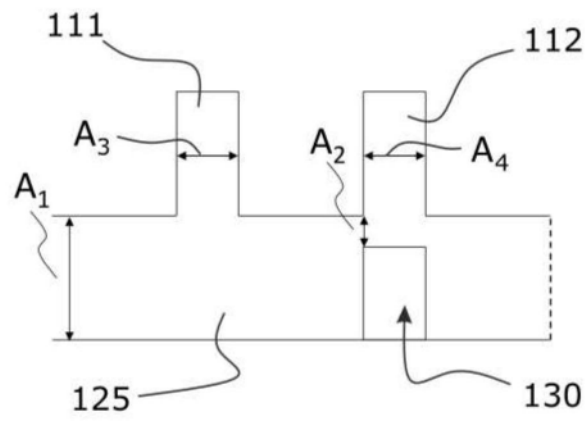


图20

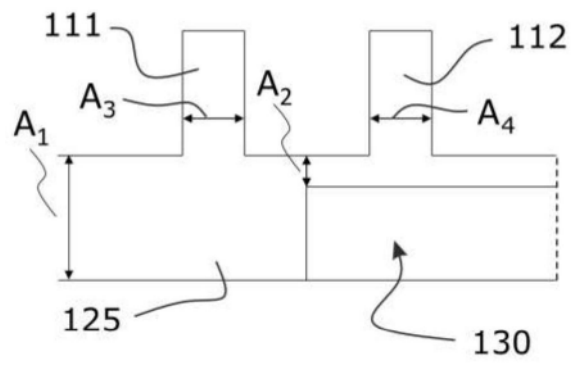


图21

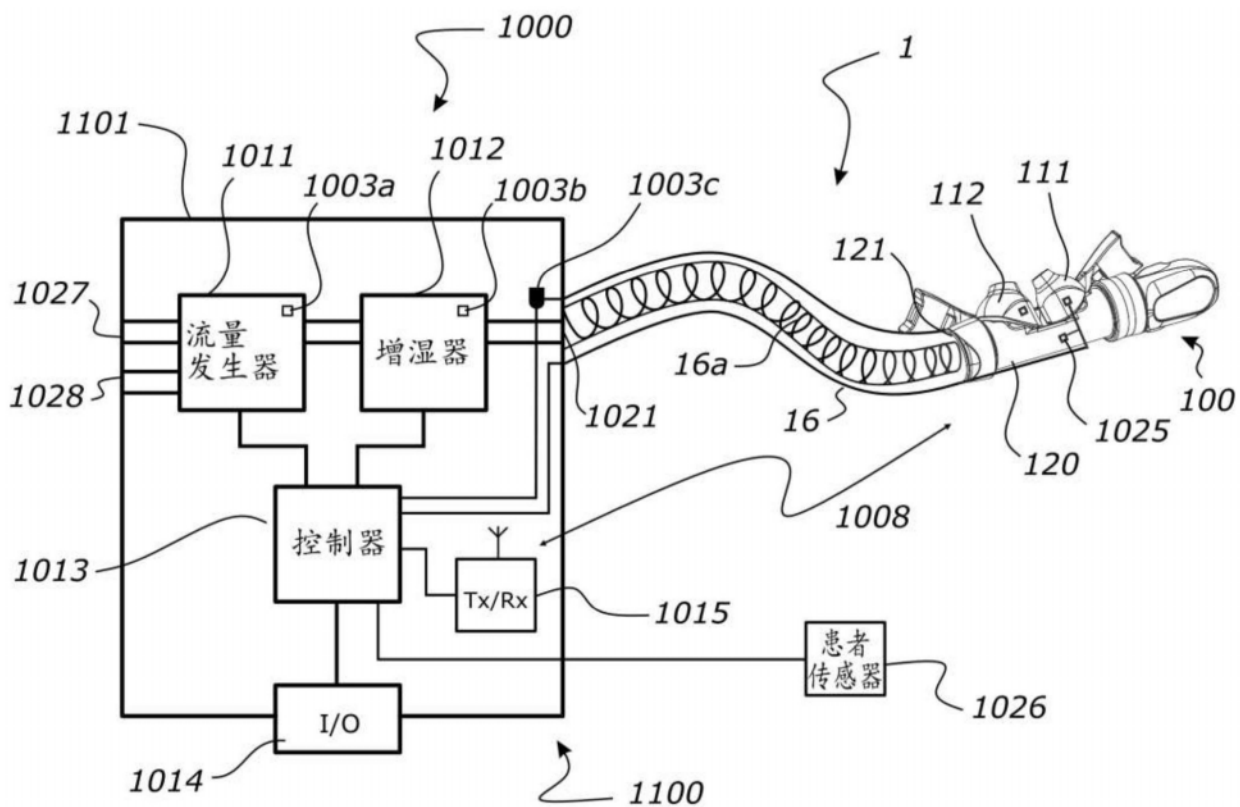


图22

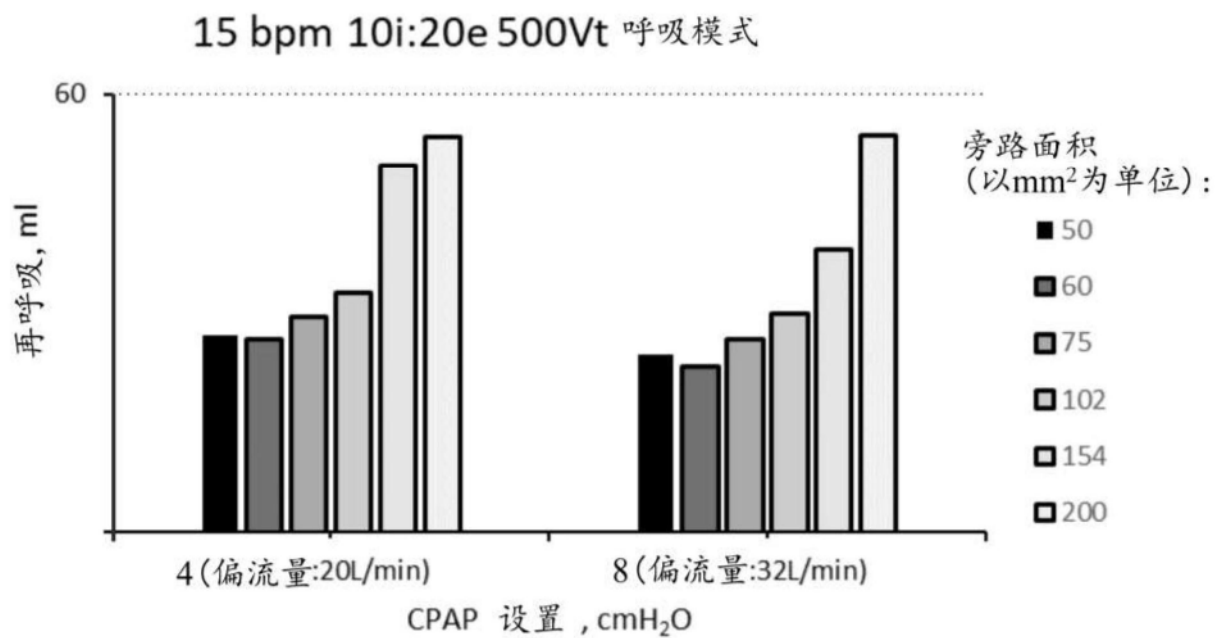


图23

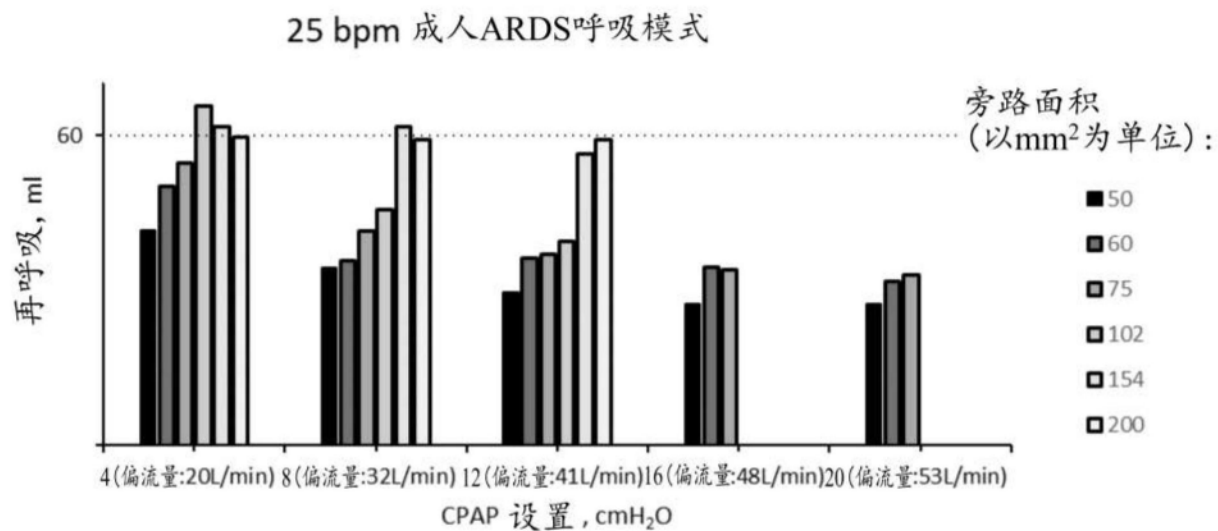


图24

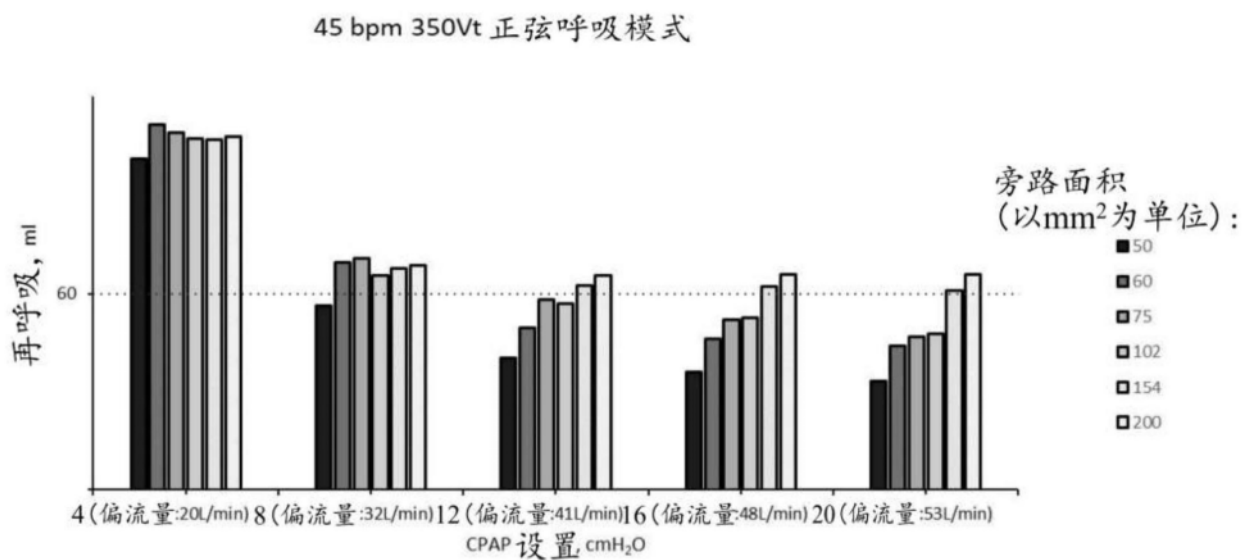


图25

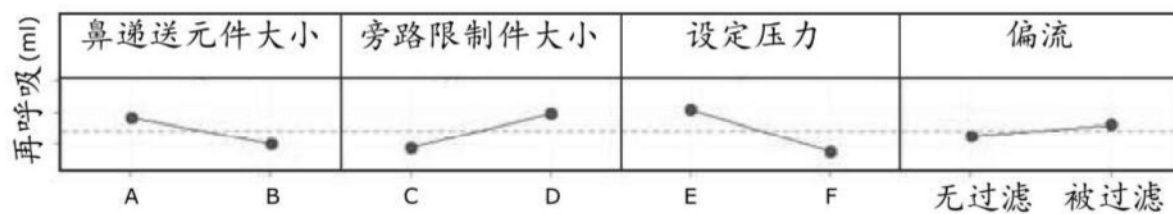


图26

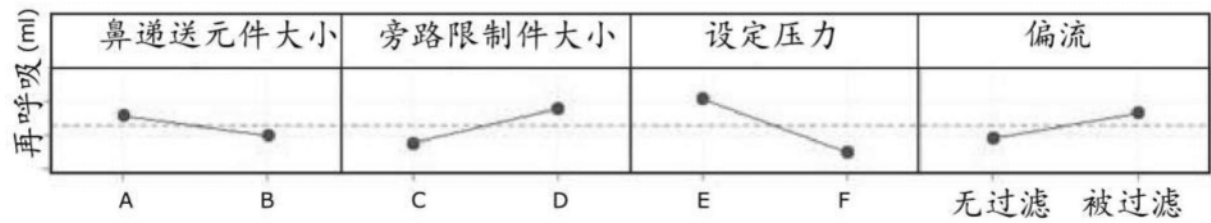


图27

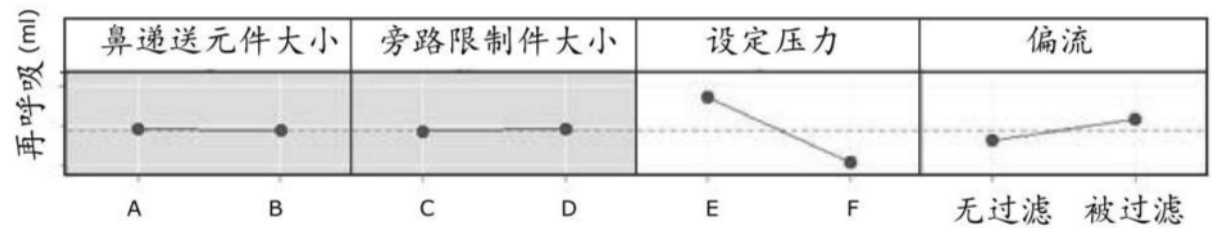


图28

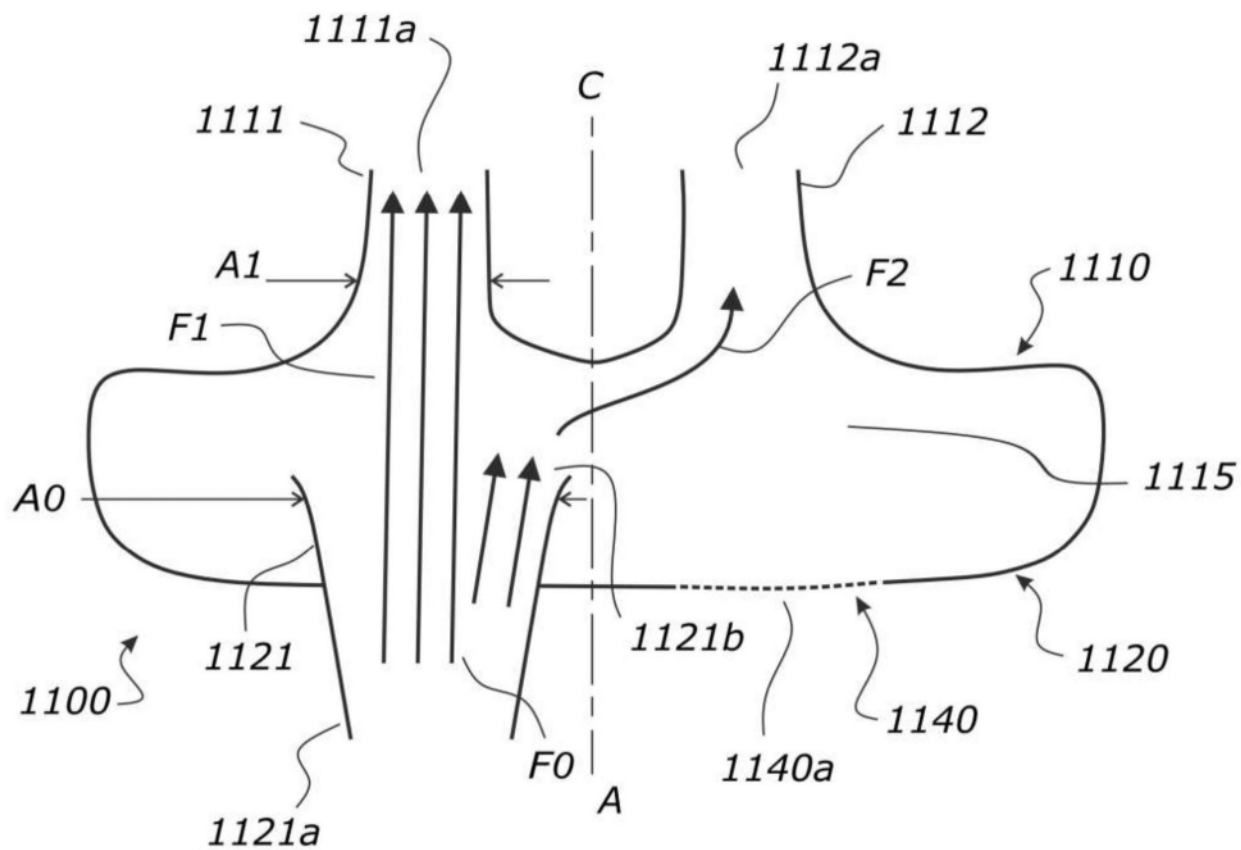


图29

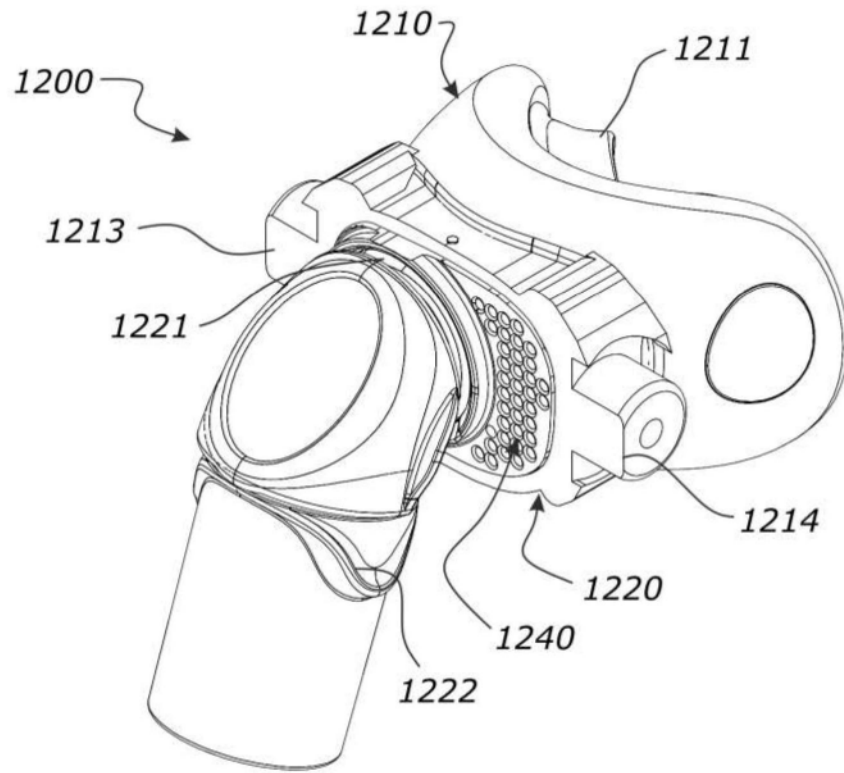


图30

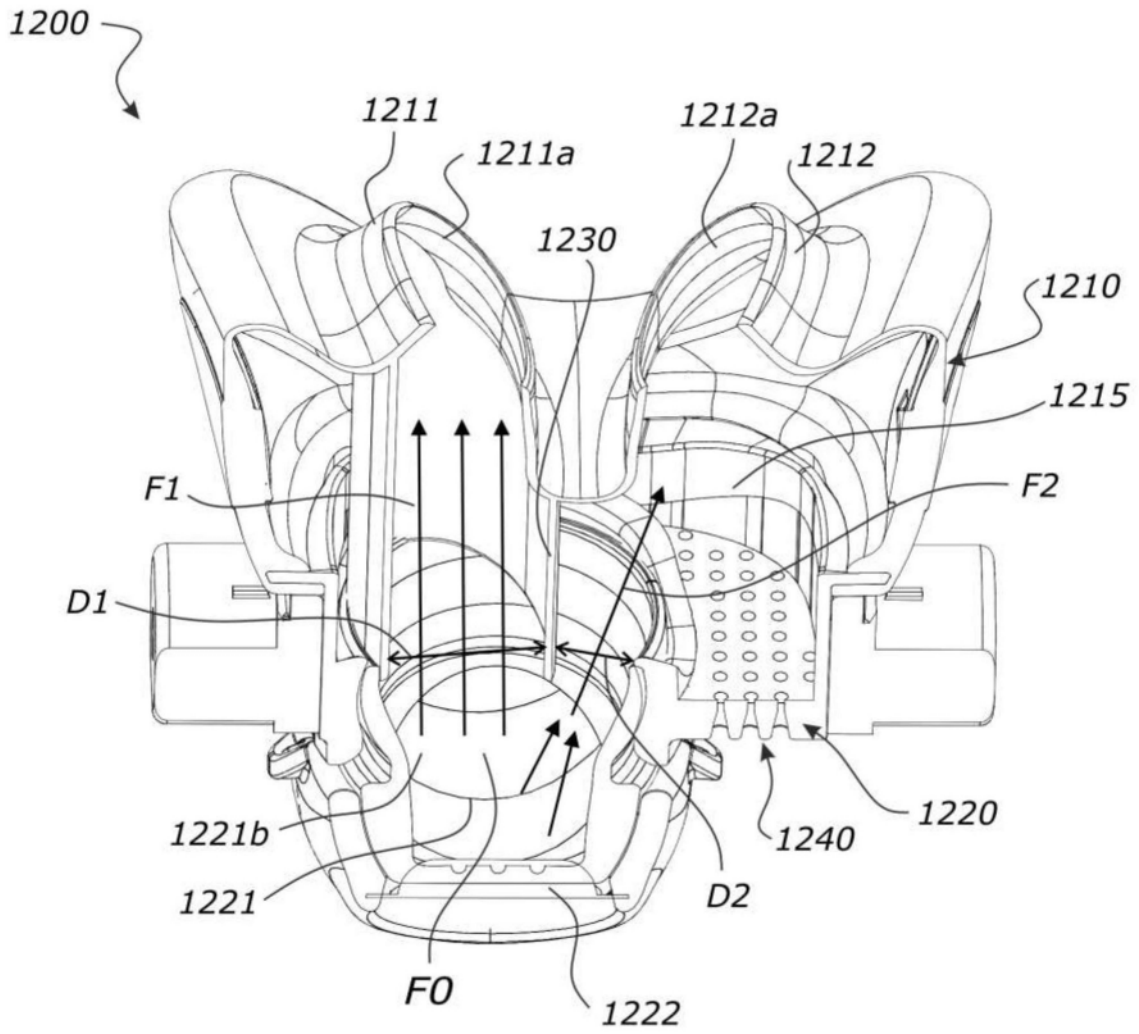


图31

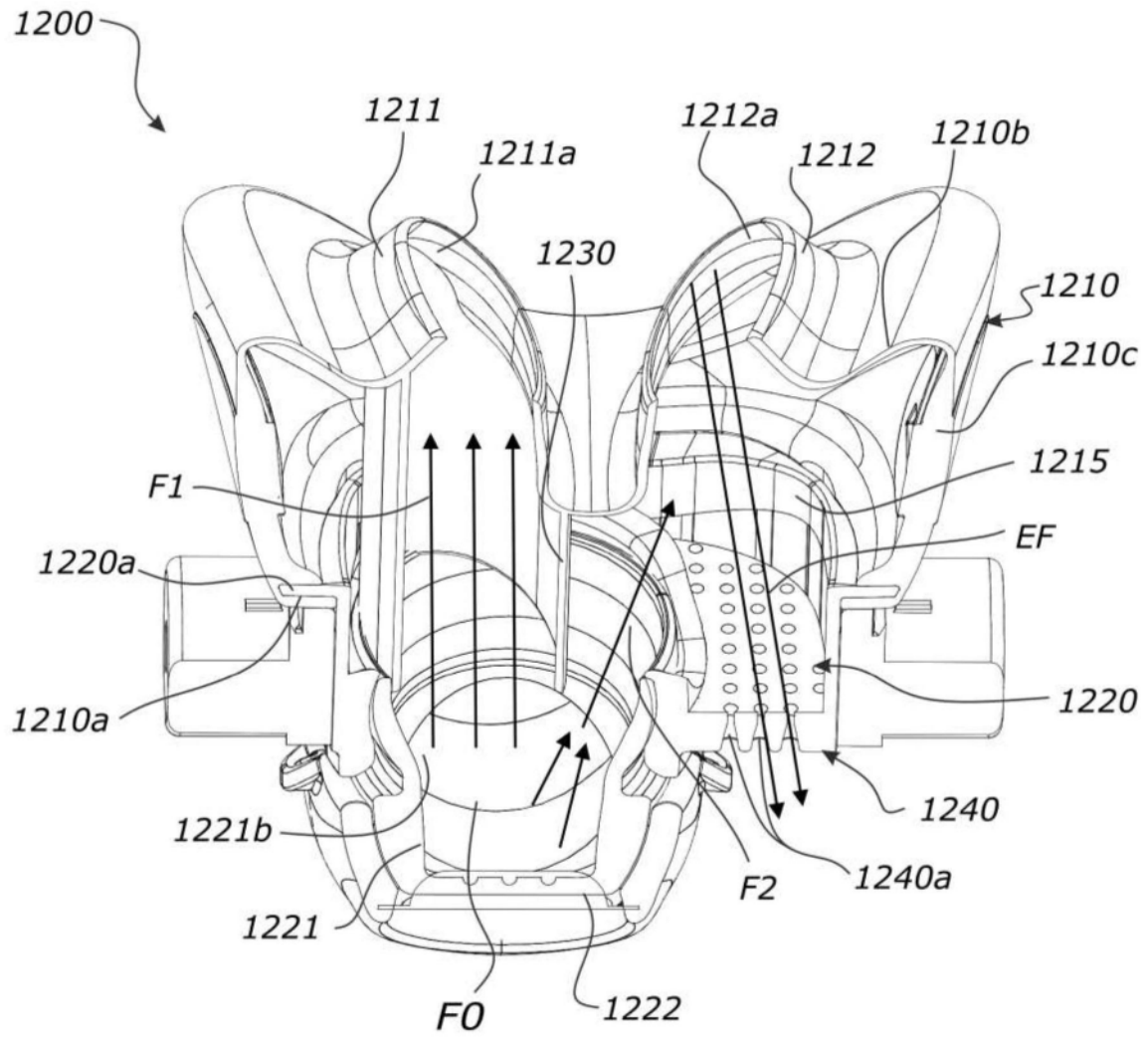


图32

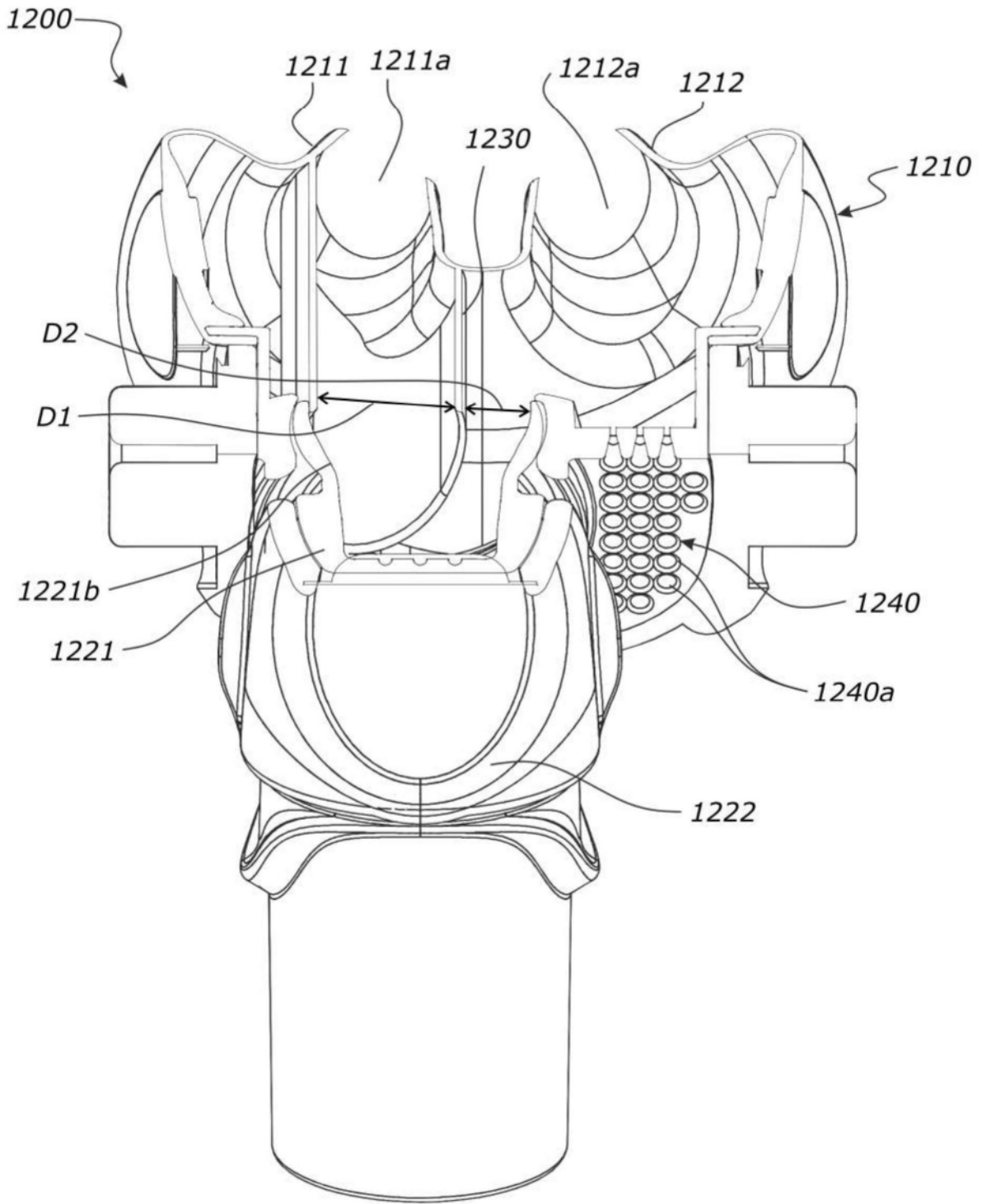


图33

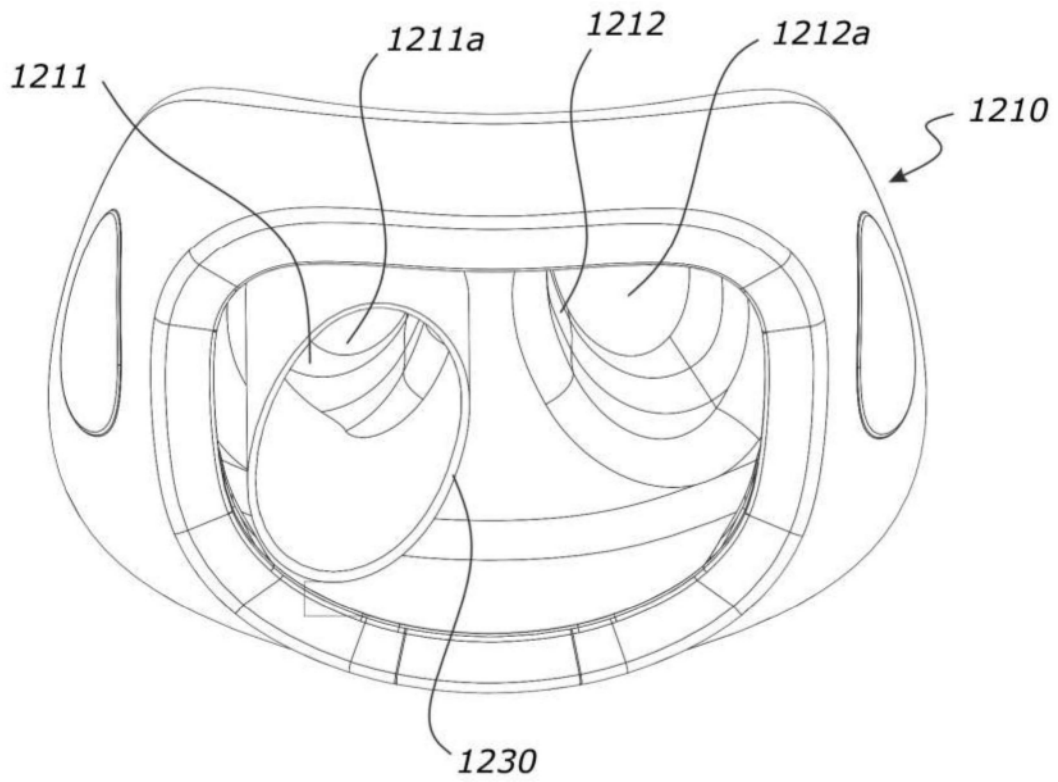


图35

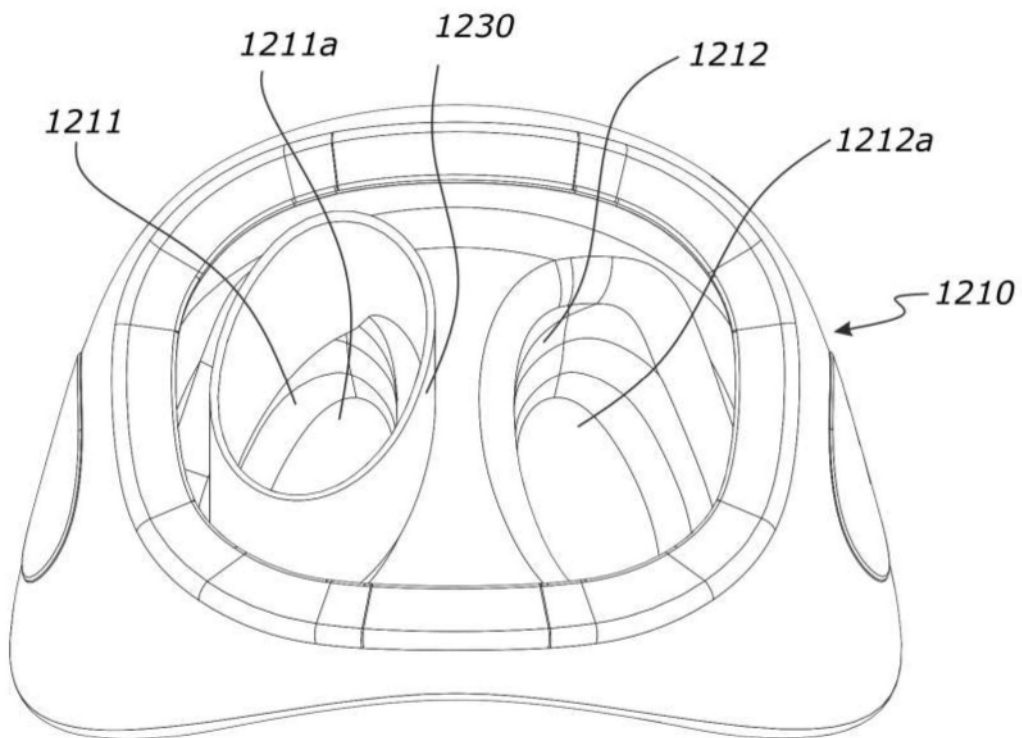


图36

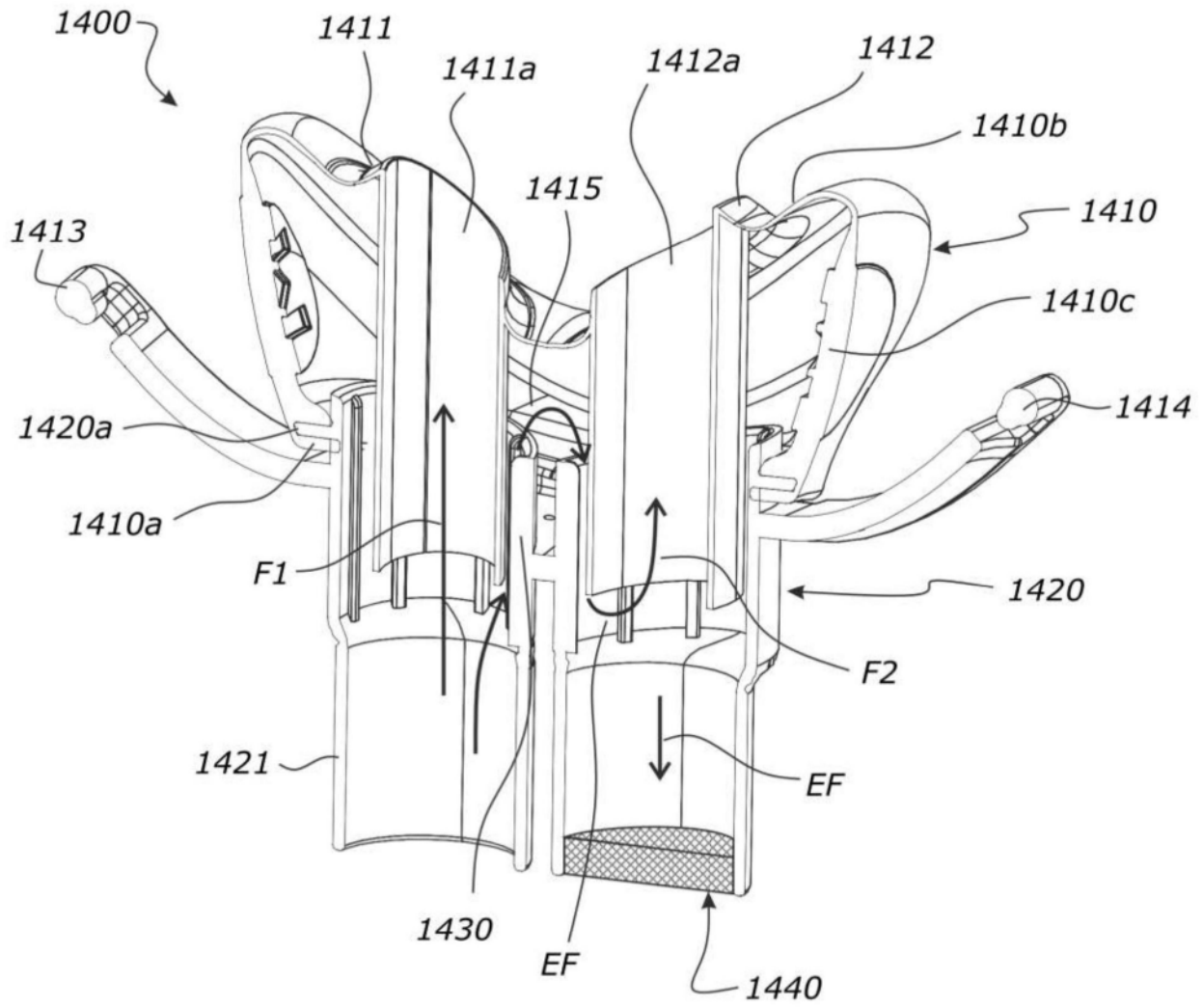


图38

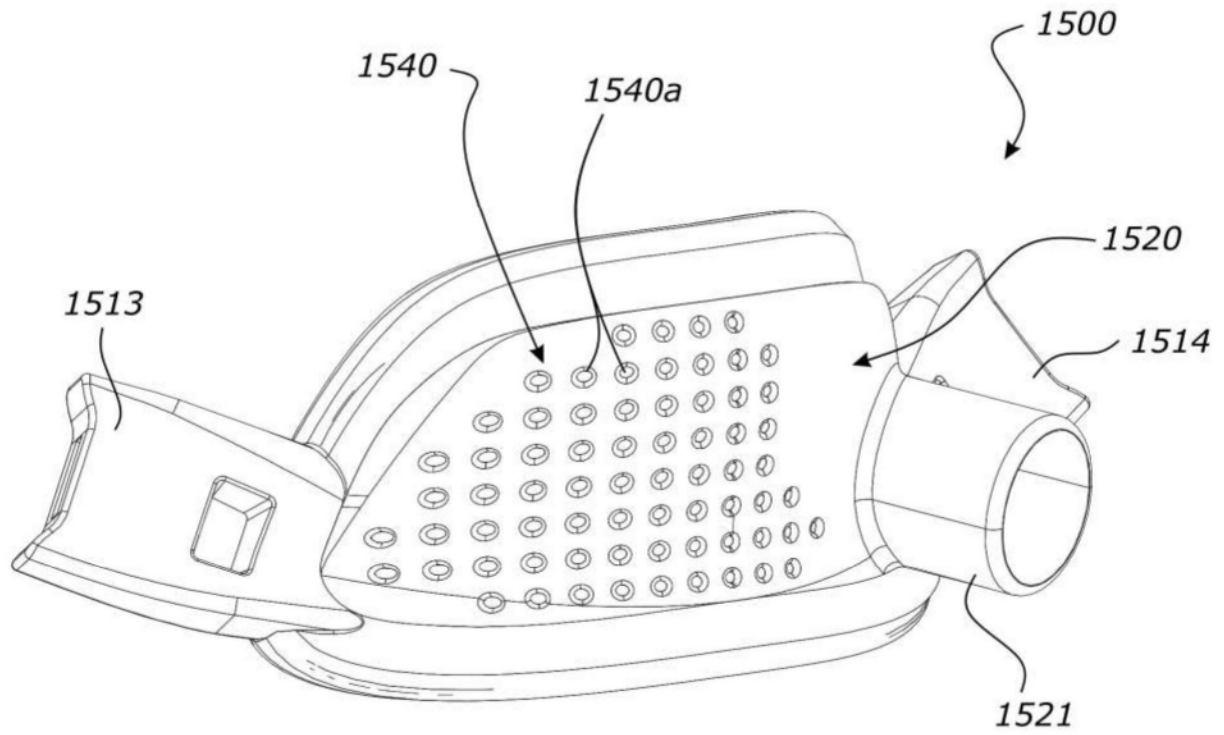


图39

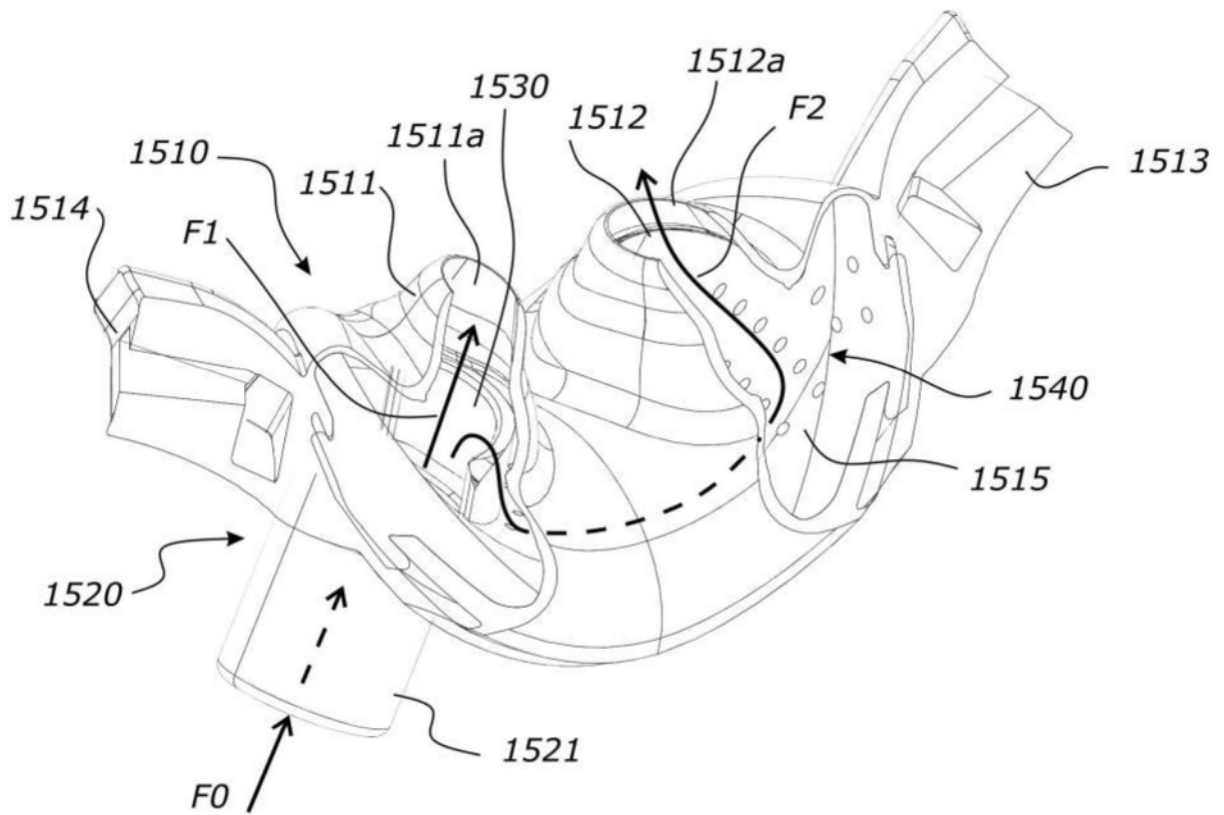


图40

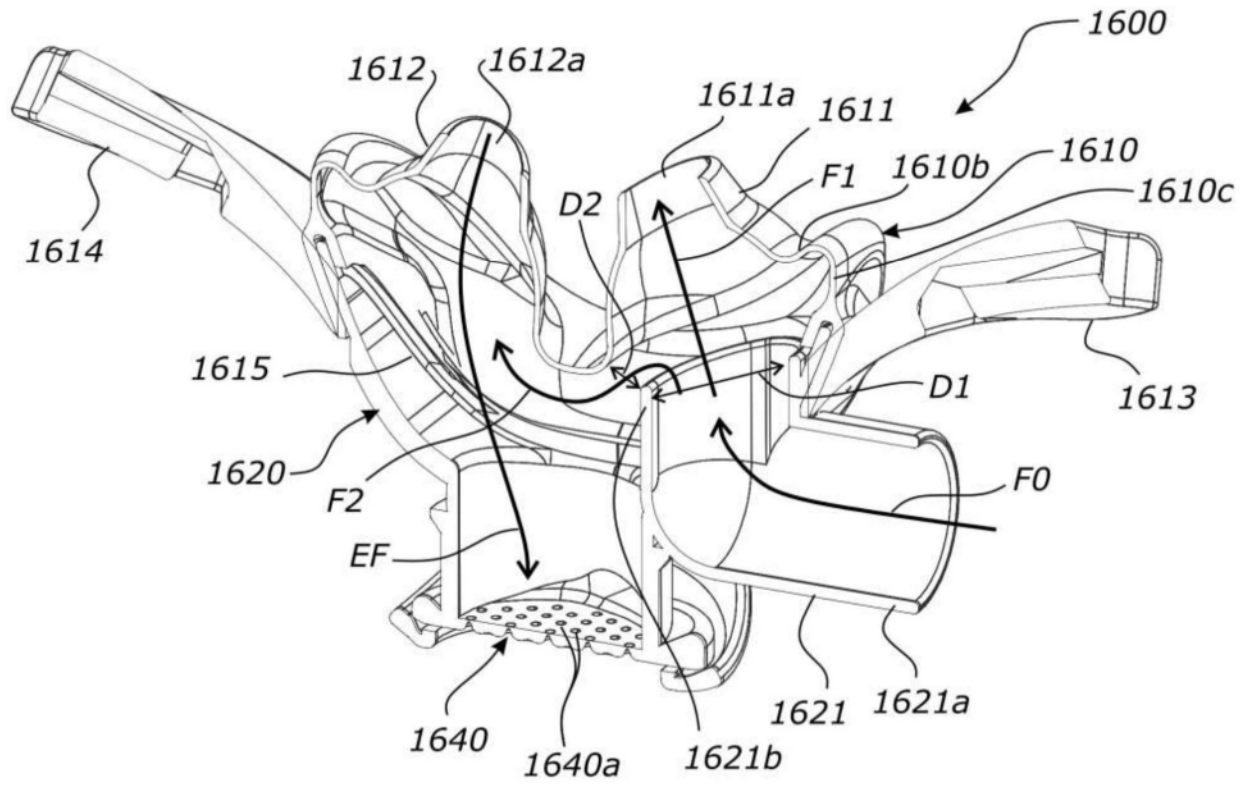


图41

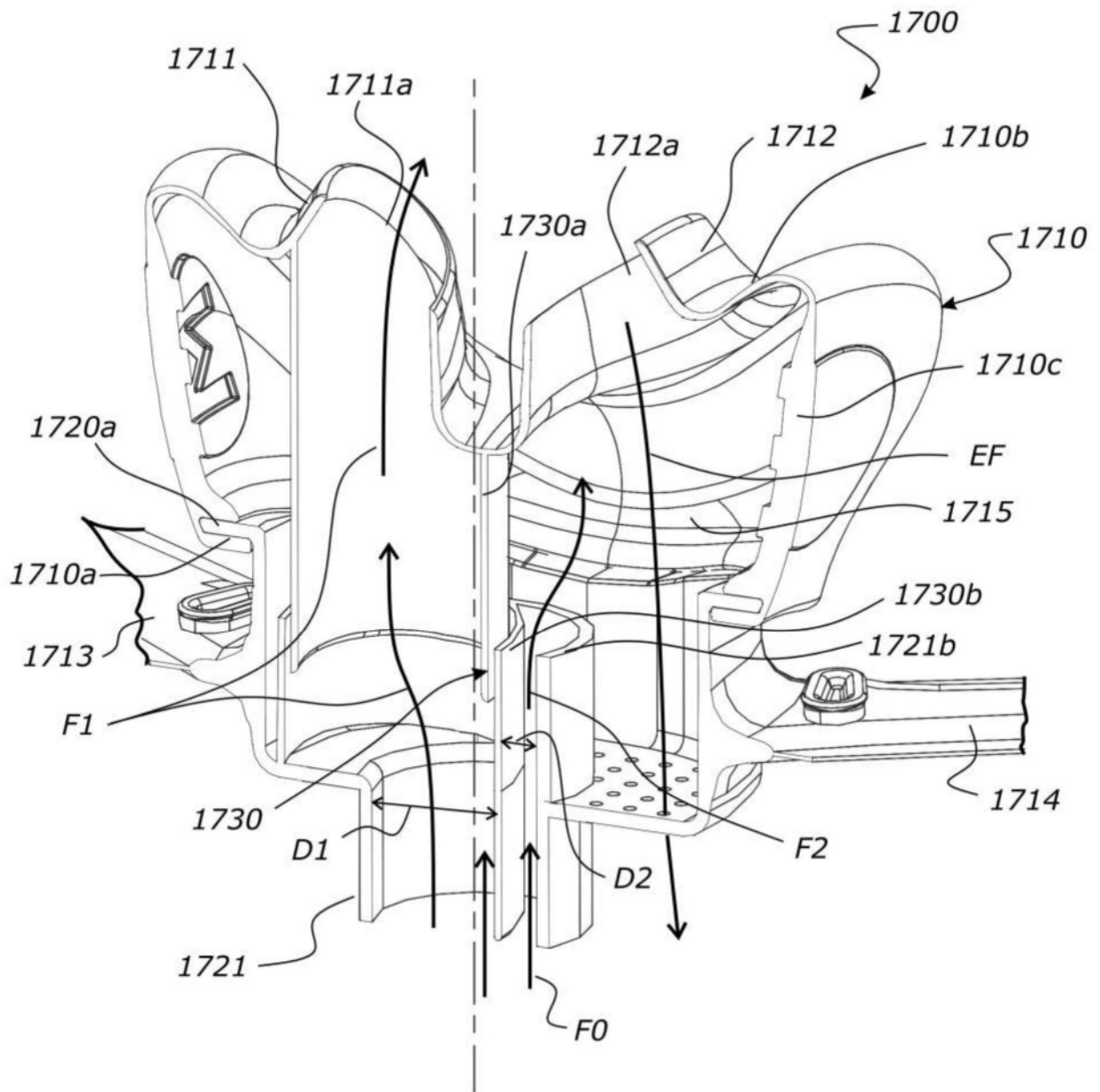


图42

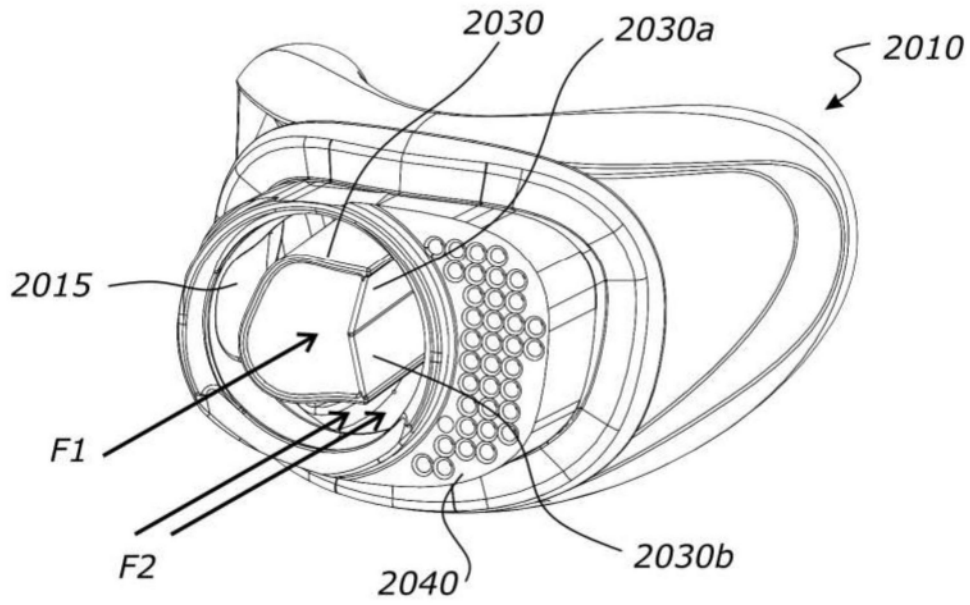


图45

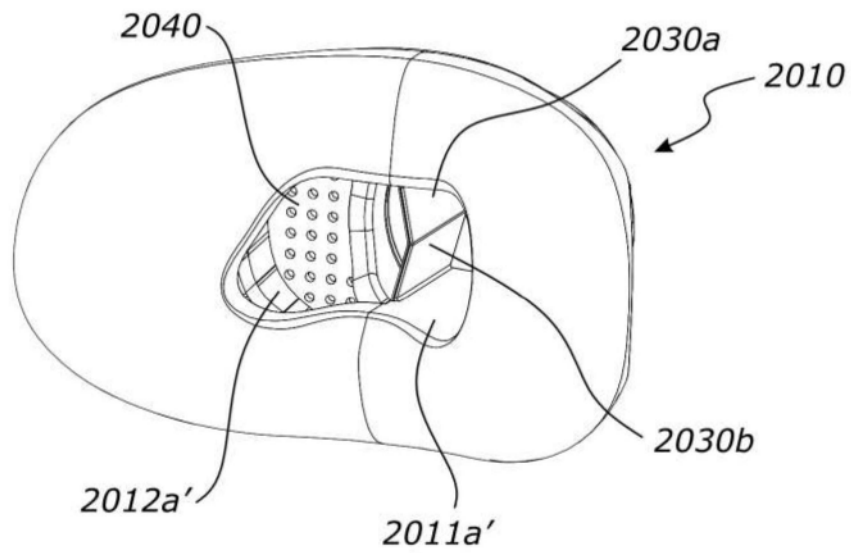


图46

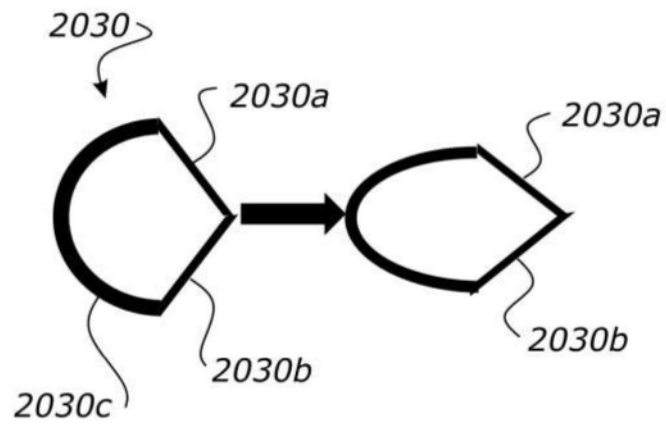


图47

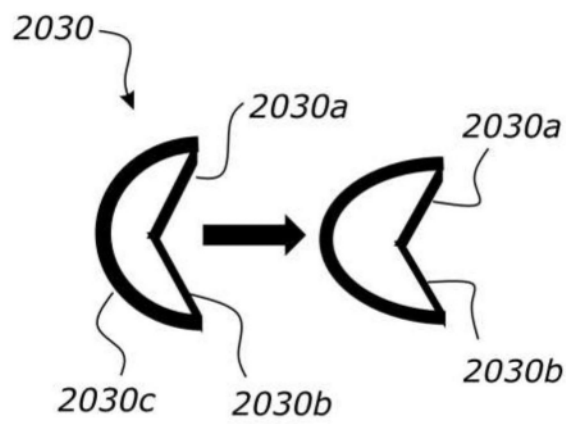


图48

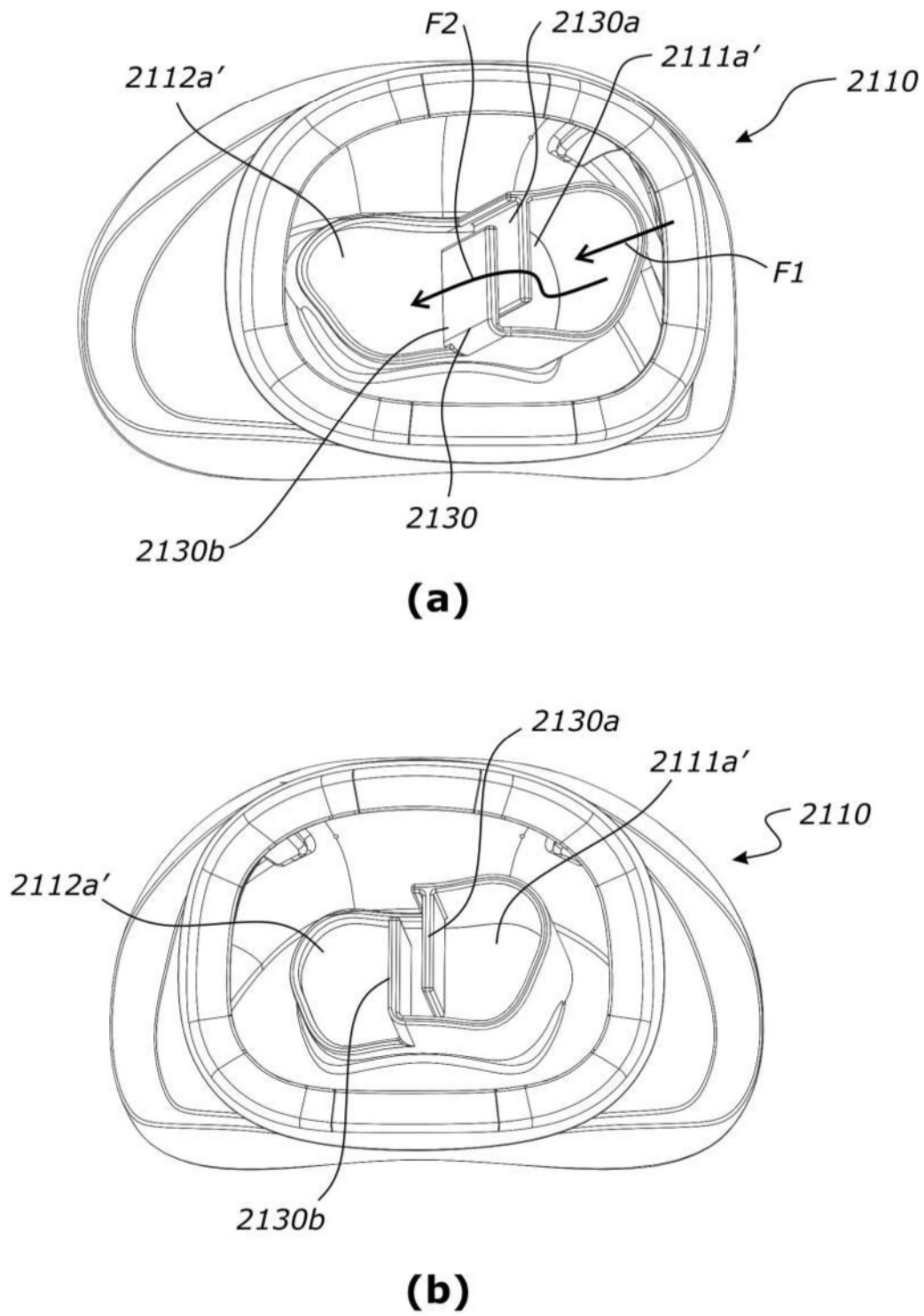


图49

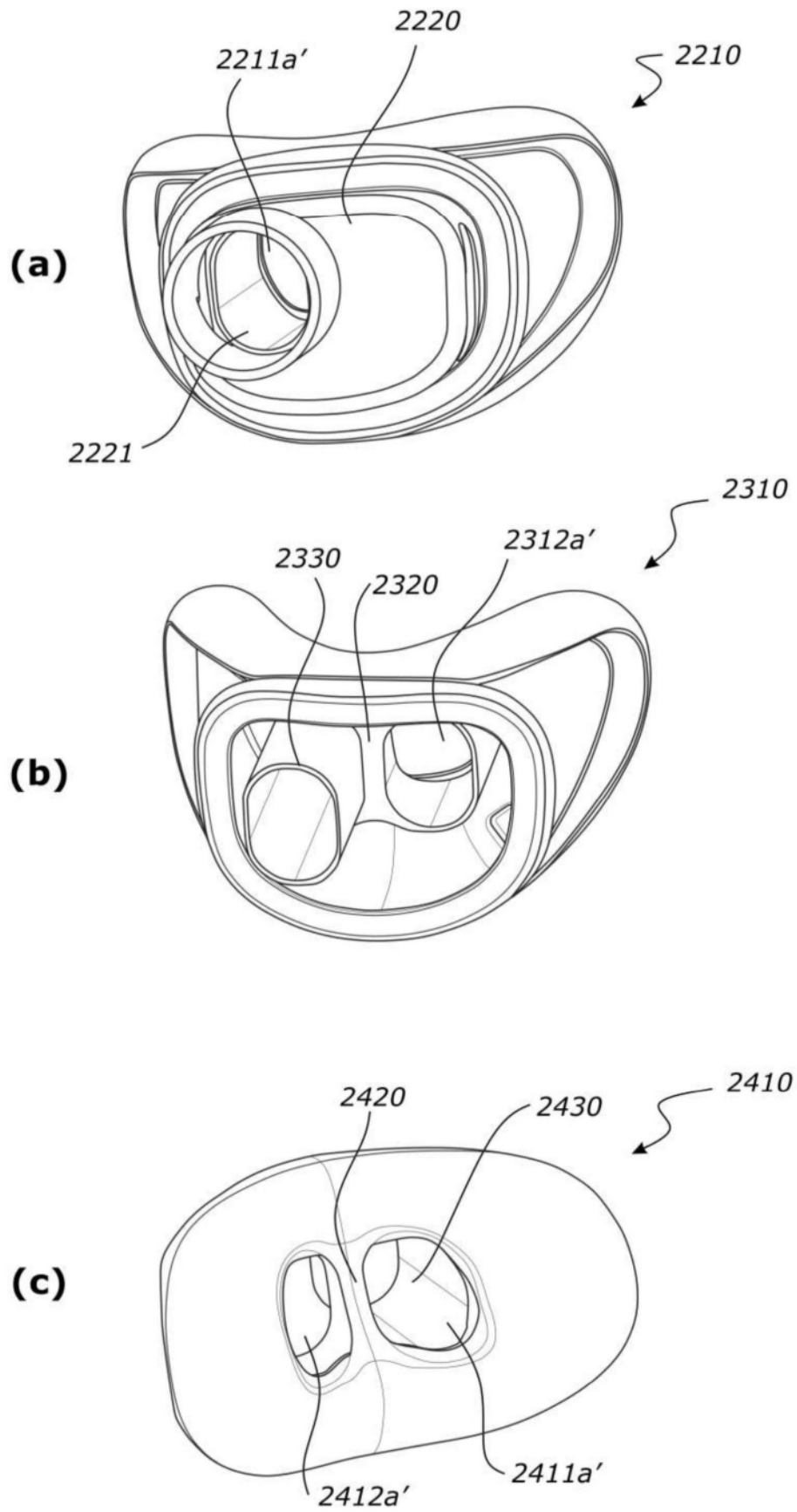


图50

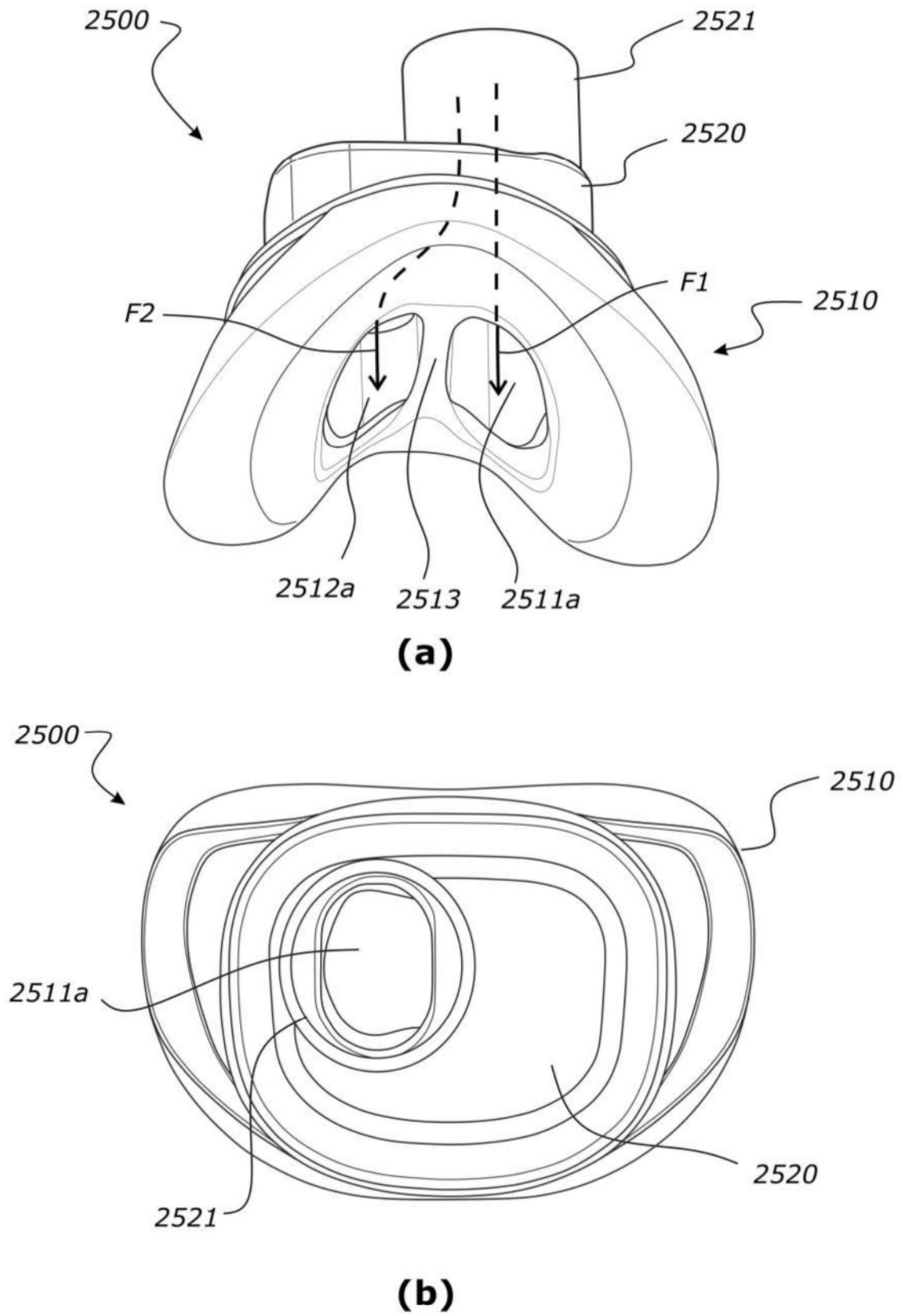


图51

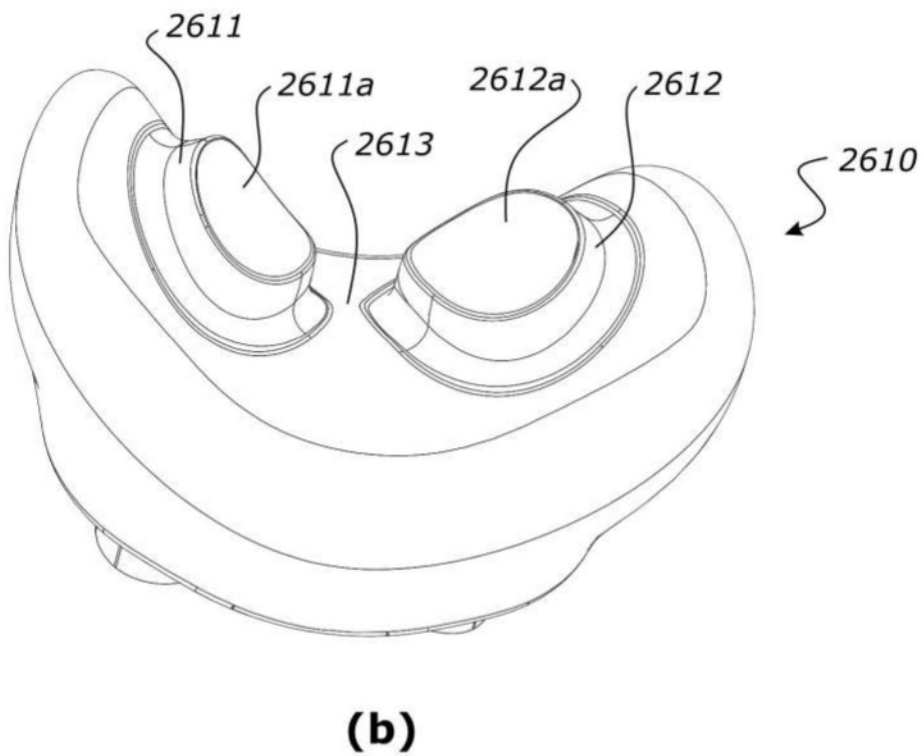
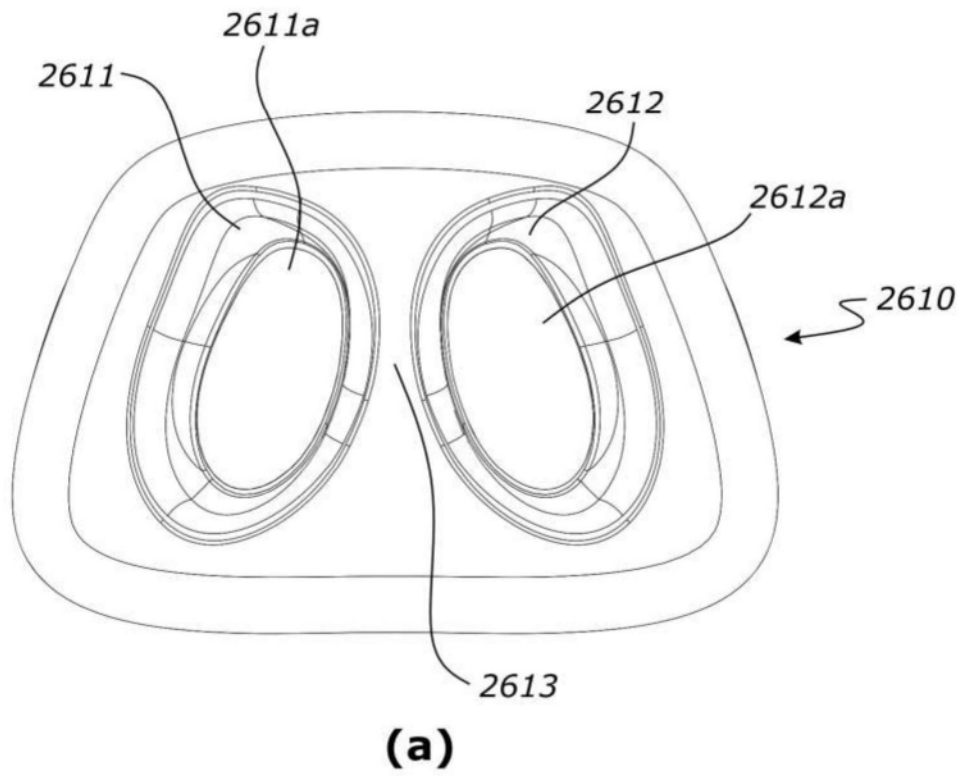


图52

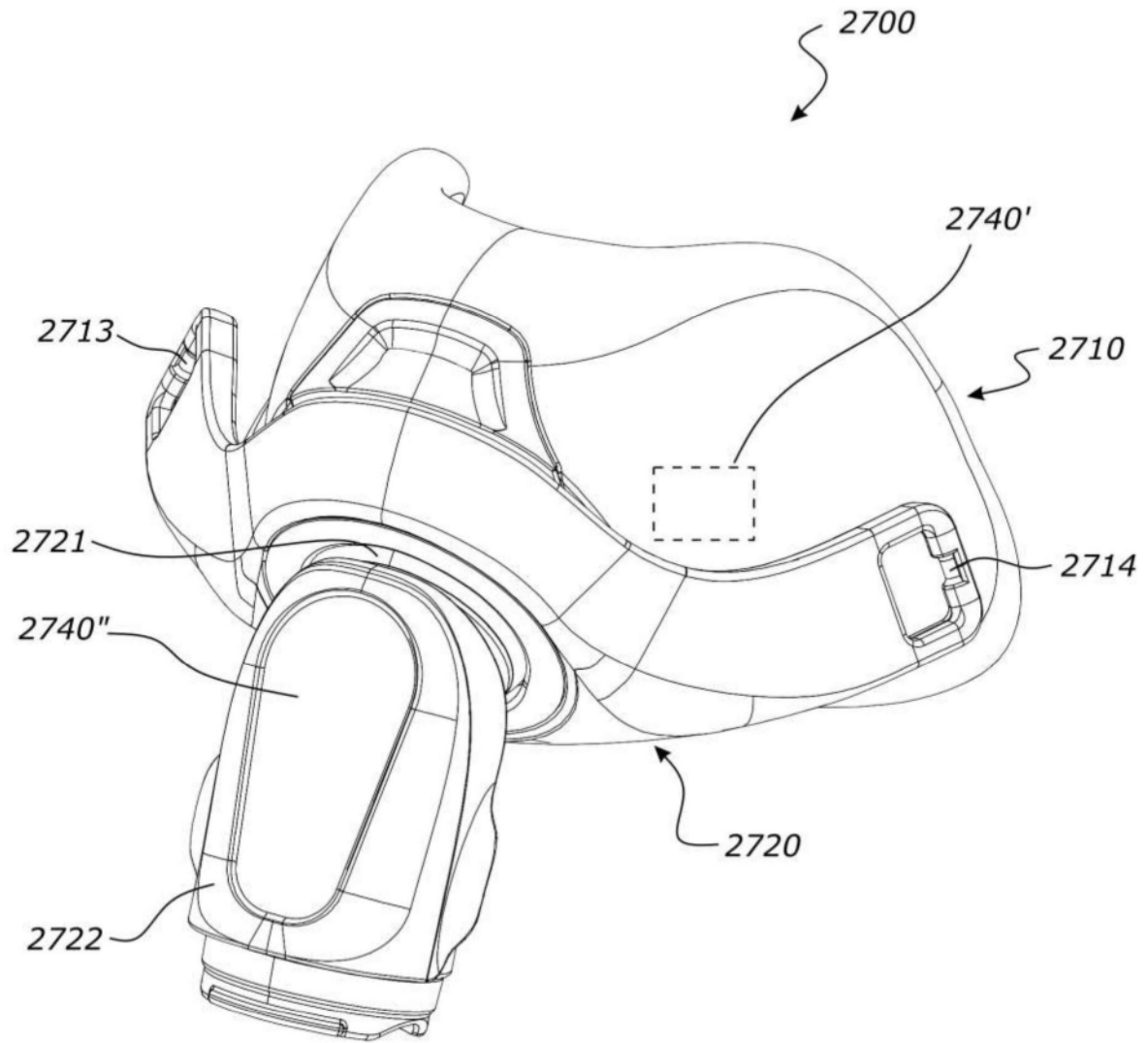


图53

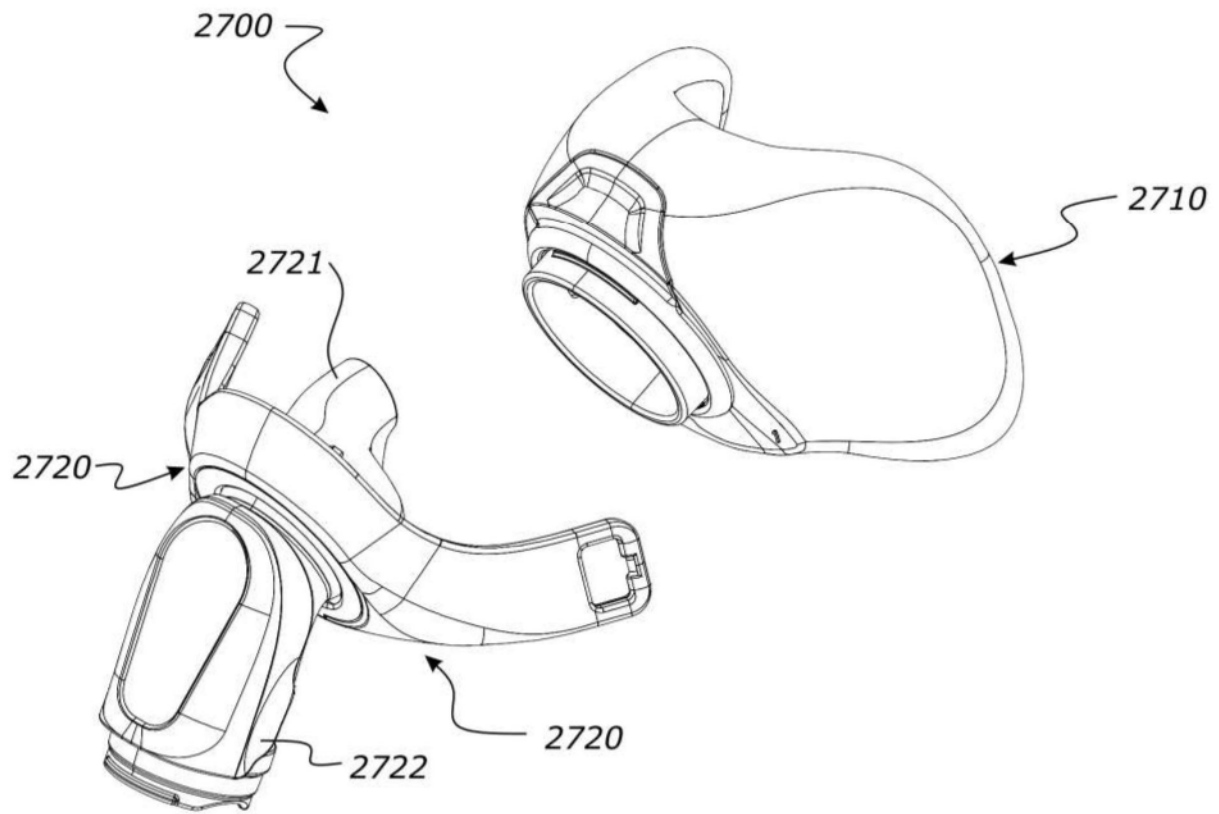


图54

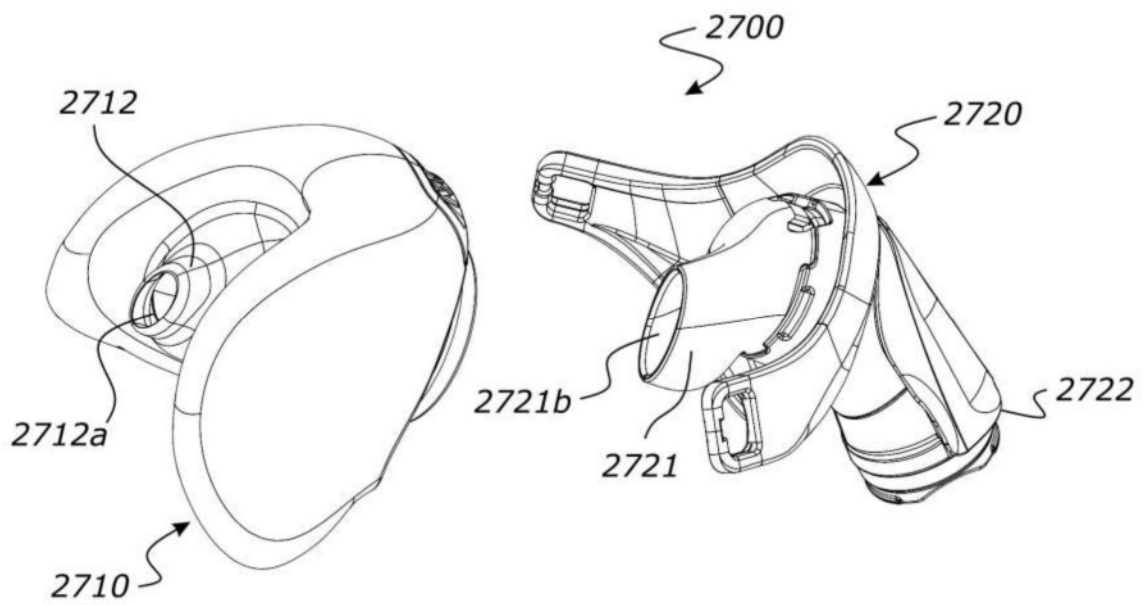


图55

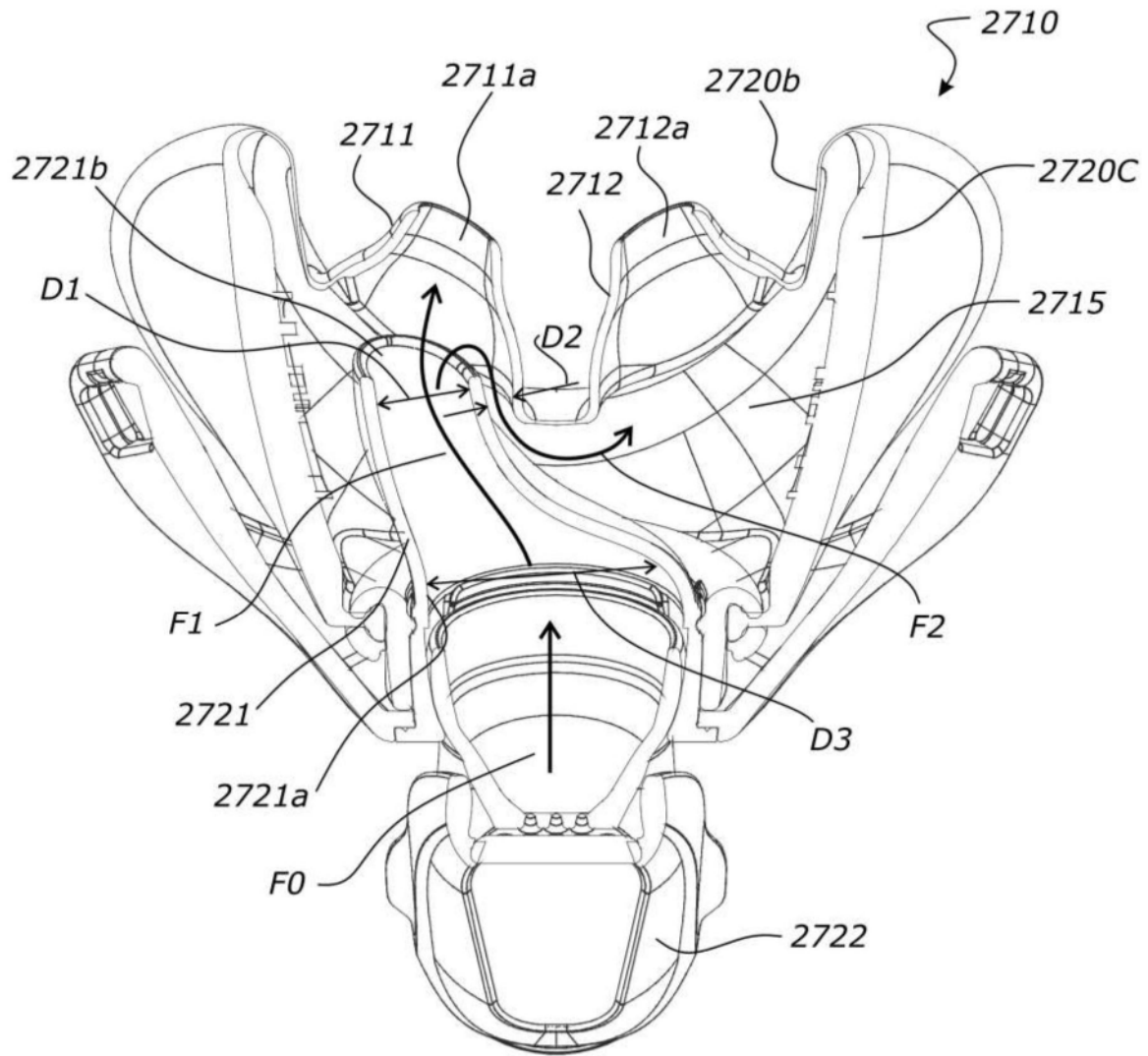


图56

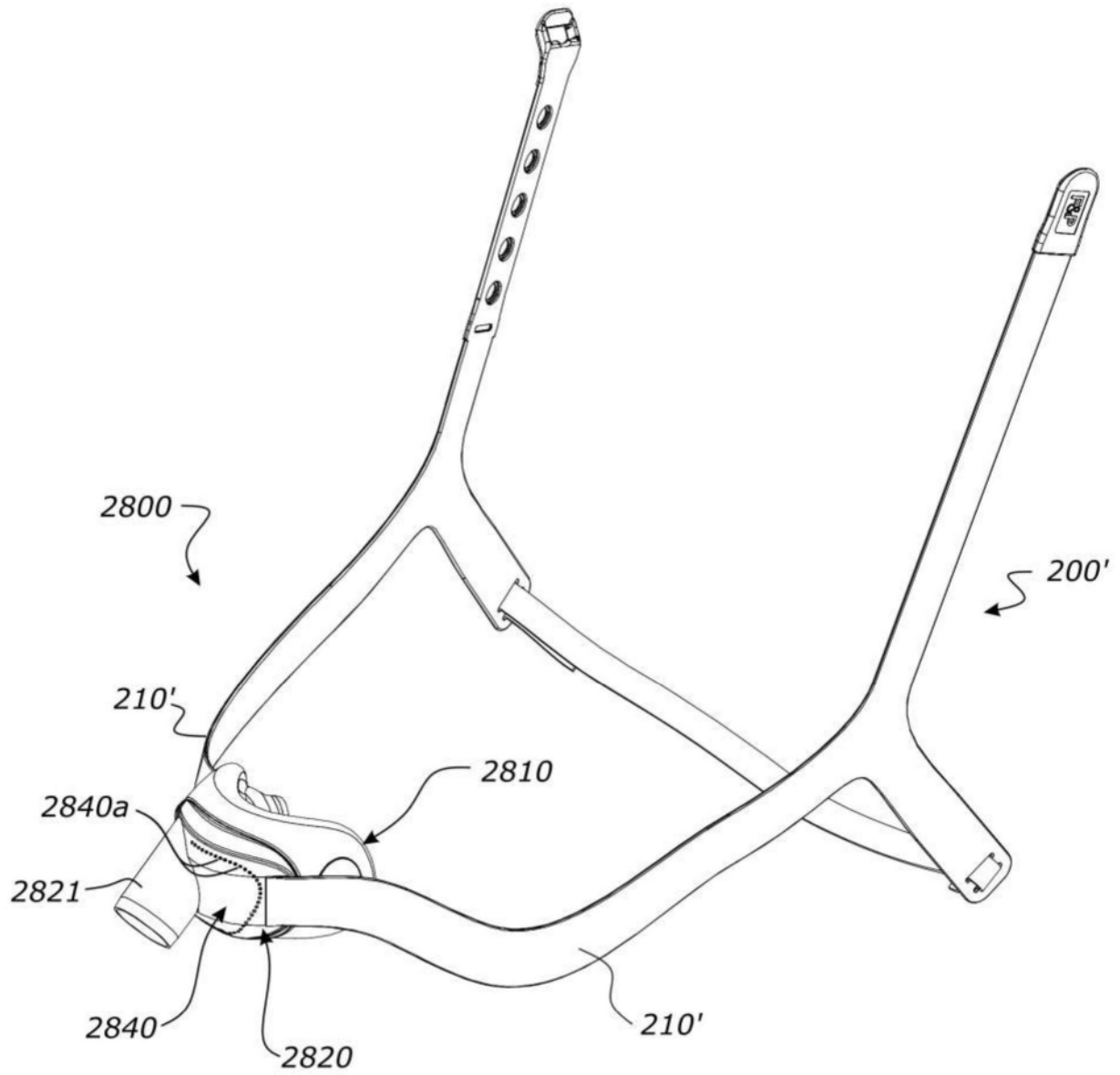


图57

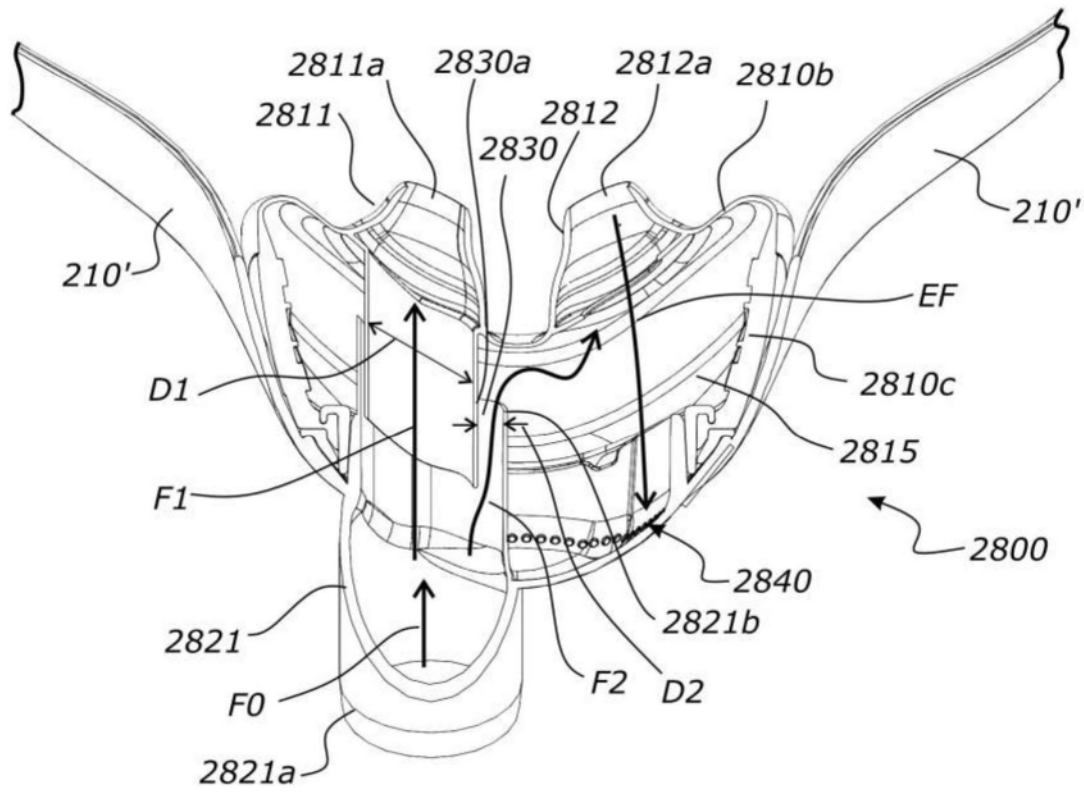


图58

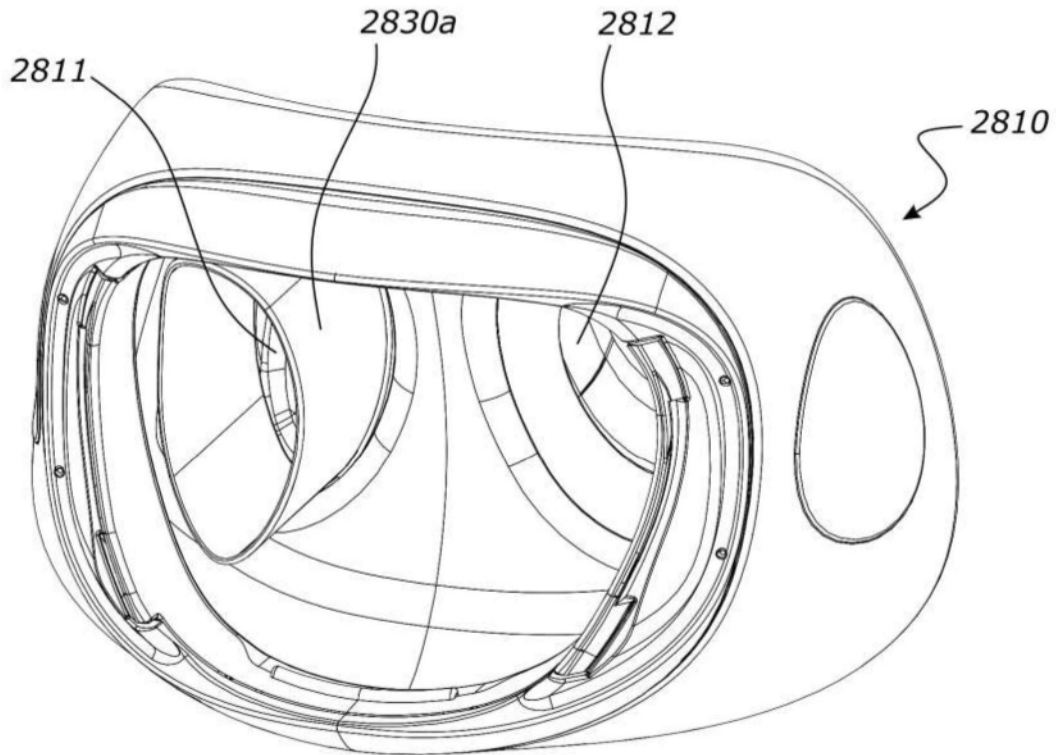


图59