(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 114272480 B
(45)授权公告日 2024.03.08

(21)申请号 202111356917.1
(22)申请日 2017.07.25
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114272480 A
(43)申请公布日 2022.04.05
(30)优先权数据
2016902914 2016.07.25 AU
2016904093 2016.10.11 AU
62/458,862 2017.02.14 US
62/512,445 2017.05.30 US
(62)分案原申请数据
201780058850.9 2017.07.25
(73)专利权人 瑞思迈私人有限公司
地址 澳大利亚新南威尔士州
(72)发明人 B·J·凯尼恩 E·C·舒鲁布 L·霍利
(74)专利代理机构 北京市中伦律师事务所 11410
专利代理师 杨黎峰 张玫
(51)Int.Cl.
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/06(2006.01)
(56)对比文件
CN 102596299 A,2012.07.18
CN 102686888 A,2012.09.19
CN 103352866 A,2013.10.16
CN 103442760 A,2013.12.11
CN 104189979 A,2014.12.10
CN 104271189 A,2015.01.07
DE 102012017176 A1,2014.03.06
US 2003168064 A1,2003.09.11
US 2012152255 A1,2012.06.21
US 2013276789 A1,2013.10.24
US 2014158131 A1,2014.06.12
US 2015157818 A1,2015.06.11
US D589136 S,2009.03.24
审查员 邬仁静

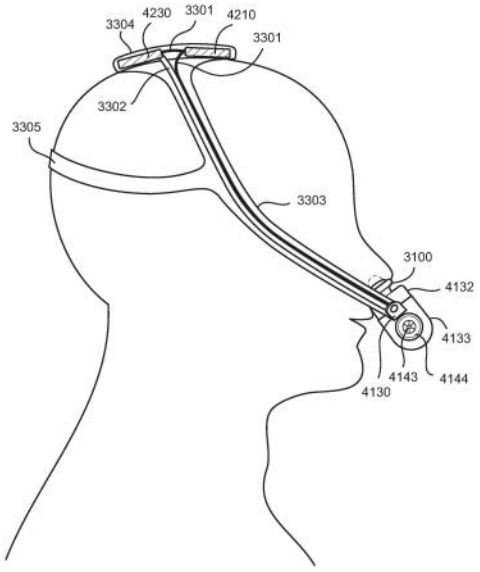
权利要求书5页 说明书45页 附图82页

(54)发明名称

呼吸压力治疗系统

(57)摘要

本技术涉及一种呼吸压力治疗系统,所述呼吸压力治疗系统包括:充气室,所述充气室可加压至高于环境气压的治疗压力;密封形成结构,所述密封形成结构用于与患者气道入口形成密封,以在使用时在患者的整个呼吸循环中使所述充气室压力保持在所述治疗压力;定位和稳定结构,所述定位和稳定结构经构造并设置为提供弹性力以将所述密封形成结构保持在患者头部上的治疗有效位置;鼓风机,经配置以产生空气流并将充气室压力加压至治疗压力,鼓风机具有马达,所述鼓风机连接至所述充气室,从而所述鼓风机悬挂在患者头部,且马达的旋转轴垂直于患者的矢状面;以及电源,所述电源经配置为鼓风机提供电力。



CN 114272480 B

1.一种呼吸压力治疗系统,包括:

充气室,所述充气室能够将治疗压力加压至环境气压以上至少6cmH_2O;

密封形成结构,所述密封形成结构被构造并设置为与患者面部的区域在患者气道入口处或周围形成密封,从而促使处于所述治疗压力下的空气流至少被输送到患者鼻孔入口;所述密封形成结构被构造并设置为在使用时在患者的整个呼吸循环中保持所述充气室中的所述治疗压力;

定位和稳定结构,所述定位和稳定结构被构造并设置为提供弹性力以将密封形成结构保持在患者头部上的治疗有效位置;所述定位和稳定结构包括系带,所述系带的外侧部被构造并设置为在使用时覆盖耳上基点上部的患者头部的区域;所述系带的上部被构造并设置为在使用时覆盖顶骨区域中的患者头部的区域,其中所述定位和稳定结构具有非刚性的解耦部分;

鼓风机,所述鼓风机连接至所述充气室,从而在使用时所述鼓风机悬挂在患者头部,且被配置为产生空气流并将所述充气室加压至所述治疗压力,所述鼓风机包括:

马达,所述马达具有第一端和第二端;

轴,所述轴具有从所述马达的所述第一端延伸的第一轴端和从所述马达的所述第二端延伸的第二轴端;

第一叶轮和第二叶轮,所述第一叶轮和所述第二叶轮串联布置在所述第一轴端和所述第二轴端中的每一者上,从而使得两个第一叶轮和两个第二叶轮由所述马达同时驱动;

第一定子,所述第一定子对应于所述马达的第一端和所述马达的第二端中的每一者,在使用时所述第一定子沿着鼓风机产生的空气流定位在所述第一叶轮的下游和所述第二叶轮的上游;

第二定子,所述第二定子对应于所述马达的第一端和所述马达的第二端中的每一者,在使用时所述第二定子沿着所述鼓风机产生的空气流定位在所述第二叶轮的下游;

端盖,所述端盖的形状和尺寸设计成至少部分包围每个第一叶轮并至少部分限定鼓风机入口;

鼓风机出口,所述鼓风机出口位于每个第二定子的下游;和

流动路径,所述流动路径允许空气流从每个鼓风机入口经过每个第一叶轮,通过每个第一定子,经过每个第二叶轮,通过每个第二定子,并从每个鼓风机出口流出;以及

电源,所述电源被配置成为所述鼓风机提供电力,

每个第一定子还包括第一定子壳体,并且

其中,每个第二叶轮和每个第二定子至少部分地包含在相应的第一定子壳体内,从而使得沿流动路径行进经过所述第二叶轮并通过所述第二定子的空气流也通过所述第一定子壳体。

2.根据权利要求1所述的呼吸压力治疗系统,其中,所述鼓风机悬挂在患者头部,使得所述马达的旋转轴通常垂直于患者的矢状面。

3.根据权利要求1所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一定子包括多个第一定子叶片,以沿径向将空气流从第一叶轮引至第一定子开口,降低来自第一叶轮的空气流的速度并增加来自第一叶轮的空气流的压力。

4.根据权利要求3所述的呼吸压力治疗系统,其中,所述多个第一定子叶片包括第一定

子延长叶片和第一定子短叶片,所述第一定子延长叶片比所述第一定子短叶片进一步径向向内延伸,以及

其中,所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片围绕所述第一定子周向交替。

5.根据权利要求3所述的呼吸压力治疗系统,其中,第一定子延长叶片和第一定子短叶片分别包括相对于相应的第一叶轮的旋转方向向后扫掠的弯曲部分,并且

其中,所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片分别包括从弯曲部分径向向内延伸的直线部分,每个第一定子延长叶片的直线部分向内径向延伸的范围能够比每个第一定子短叶片的直线部分向内径向延伸的范围大。

6.根据权利要求3所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一定子包括在所述多个第一定子叶片下游的第一定子开口,以将空气流引到所述第二叶轮。

7.根据权利要求6所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一定子还包括第一定子上部护罩,以沿轴向将空气流从所述第一叶轮引至所述第一定子开口,相应的第一叶轮定位在所述第一定子上部护罩附近。

8.根据权利要求1所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一定子壳体至少部分地限定相应的鼓风机出口。

9.根据权利要求8所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一定子壳体包括安装结构,以将所述鼓风机连接到所述呼吸压力治疗系统。

10.根据权利要求9所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个安装结构还包括一对围绕每个第一定子壳体的外圆周延伸的安装轨。

11.根据权利要求1所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个端盖被构造为抑制声音和振动。

12.根据权利要求11所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个端盖包括刚性材料,以提供结构完整性,并且刚性较小的弹性可变形材料重叠模塑到所述刚性材料上,以减少噪音和振动。

13.根据权利要求1所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一叶轮和每个第二叶轮包括叶轮轮毂、叶轮护罩和从所述叶轮轮毂径向延伸的叶轮叶片。

14.根据权利要求13所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个叶轮叶片包括仅沿径向延伸的第一叶轮叶片部分和沿径向和轴向延伸的第二叶轮叶片部分。

15.根据权利要求14所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一叶轮和每个第二叶轮的每个叶轮叶片的第一叶轮叶片部分具有等截面并且相对于第二叶轮叶片部分径向向内,

其中,所述第二叶轮叶片部分具有变截面并且相对于所述第一叶轮叶片部分径向向外,并且

其中,所述第一叶轮叶片部分的等截面比所述第二叶轮叶片部分的变截面薄。

16.根据权利要求13所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个叶轮护罩包括仅在径向方向上延伸的第一叶轮护罩部分和在径向和轴向方向上延伸的第二叶轮护罩部分。

17.根据权利要求13所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一叶轮和每个第二叶轮的叶轮叶片在操作期间相对于旋转方向向前扫掠。

18.根据权利要求1所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第二定子还包括顶环、基础环和连接所述顶环和所述基础环的多个第二定子叶片,并且

其中,所述多个第二定子叶片沿径向和轴向将空气流从第二叶轮引至所述鼓风机出口,降低来自所述第二叶轮的空气流的速度,并增加来自所述第二叶轮的空气流的压力。

19.根据权利要求18所述的呼吸压力治疗系统,其中,所述多个第二定子叶片中的每一个在径向方向上具有等深度,并且在圆周方向上从所述顶环到所述基础环具有增加宽度。

20.根据权利要求18所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个顶环包括顶环凹槽,并且每个基础环包括基础环凹槽,所述顶环凹槽和所述基础环凹槽允许柔性印刷电路板组件从中穿过。

21.一种用于呼吸压力治疗系统的鼓风机,所述鼓风机被配置成在高于环境气压至少6cmH_2O的治疗压力下产生空气流,所述鼓风机包括:

马达,所述马达具有第一端和第二端;

轴,所述轴具有从所述马达的所述第一端延伸的第一轴端和从所述马达的所述第二端延伸的第二轴端;

第一叶轮和第二叶轮,所述第一叶轮和第二叶轮串联布置在所述第一轴端和所述第二轴端的每一者上,从而使得两个第一叶轮和两个第二叶轮由所述马达同时驱动;

第一定子,所述第一定子对应于所述马达的所述第一端和所述马达的所述第二端中的每一者,在使用时所述第一定子沿着所述鼓风机产生的空气流定位在所述第一叶轮的下游和所述第二叶轮的上游;

第二定子,所述第二定子对应于所述马达的所述第一端和所述马达的所述第二端中的每一者,在使用时所述第二定子沿着所述鼓风机产生的空气流定位在所述第二叶轮的下游;

端盖,所述端盖的形状和尺寸设计成至少部分包围每个第一叶轮并至少部分限定鼓风机入口;

鼓风机出口,所述鼓风机出口位于每个第二定子的下游;和

流动路径,所述流动路径允许空气流从每个鼓风机入口经过每个第一叶轮,通过每个第一定子,经过每个第二叶轮,通过每个第二定子,并从每个鼓风机出口流出,

其中,每个第一定子还包括第一定子壳体,并且

其中,每个第二叶轮和每个第二定子至少部分地包含在相应的第一定子壳体内,从而使得沿流动路径行进经过所述第二叶轮并通过所述第二定子的空气流也通过所述第一定子壳体。

22.根据权利要求21所述的鼓风机,其中,所述鼓风机悬挂在患者头部,使得所述马达的旋转轴通常垂直于患者的矢状面。

23.根据权利要求21所述的鼓风机,其中,每个第一定子包括多个第一定子叶片,以沿径向将空气流从所述第一叶轮引至第一定子开口,降低来自所述第一叶轮的空气流的速度并增加来自第一叶轮的空气流的压力。

24.根据权利要求23所述的鼓风机,其中,所述多个第一定子叶片包括第一定子延长叶片和第一定子短叶片,所述第一定子延长叶片比所述第一定子短叶片进一步径向向内延伸,以及

其中,所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片围绕所述第一定子周向交替。

25.根据权利要求23所述的鼓风机,其中,所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶

片分别包括相对于相应的第一叶轮的旋转方向向后扫掠的弯曲部分,并且

其中,所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片分别包括从所述弯曲部分径向向内延伸的直线部分,每个第一定子延长叶片的所述直线部分向内径向延伸的范围比每个第一定子短叶片的所述直线部分向内径向延伸的范围大。

26.根据权利要求23所述的鼓风机,其中,每个第一定子包括多个第一定子叶片下游的第一定子开口,以将空气流引到所述第二叶轮。

27.根据权利要求26所述的鼓风机,其中,每个第一定子还包括第一定子上部护罩,以沿轴向将空气流从所述第一叶轮引至所述第一定子开口,相应的第一叶轮定位在所述第一定子上部护罩附近。

28.根据权利要求21所述的鼓风机,其中,每个第一定子壳体至少部分地限定相应的鼓风机出口。

29.根据权利要求28所述的鼓风机,其中,每个第一定子壳体包括安装结构,以将所述鼓风机连接到所述呼吸压力治疗系统。

30.根据权利要求29所述的鼓风机,其中,每个安装结构还包括一对围绕每个第一定子壳体的外圆周延伸的安装轨。

31.根据权利要求21所述的鼓风机,其中,每个端盖被构造为抑制声音和振动。

32.根据权利要求31所述的鼓风机,其中,每个端盖包括刚性材料,以提供结构完整性,并且刚性较小的弹性可变形材料重叠模塑到所述刚性材料上,以减少噪音和振动。

33.根据权利要求21所述的鼓风机,其中,每个第一叶轮和每个第二叶轮包括叶轮轮毂、叶轮护罩和从所述叶轮轮毂径向延伸的叶轮叶片。

34.根据权利要求33所述的鼓风机,其中,每个叶轮叶片包括仅沿径向延伸的第一叶轮叶片部分和沿径向和轴向延伸的第二叶轮叶片部分。

35.根据权利要求34所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一叶轮和每个第二叶轮的每个叶轮叶片的第一叶轮叶片部分具有等截面并且相对于所述第二叶轮叶片部分径向向内,

其中,所述第二叶轮叶片部分具有变截面并且相对于所述第一叶轮叶片部分径向向外,并且

其中,所述第一叶轮叶片部分的等截面比所述第二叶轮叶片部分的变截面薄。

36.根据权利要求33所述的鼓风机,其中,每个叶轮护罩包括仅在径向方向上延伸的第一叶轮护罩部分和在径向和轴向方向上延伸的第二叶轮护罩部分。

37.根据权利要求33所述的呼吸压力治疗系统,其中,每个第一叶轮和每个第二叶轮的叶轮叶片在操作期间相对于旋转方向向前扫掠。

38.根据权利要求21所述的鼓风机,其中,每个第二定子还包括顶环、基础环和连接所述顶环和所述基础环的多个第二定子叶片,并且

其中,所述多个第二定子叶片沿径向和轴向将空气流从第二叶轮引至所述鼓风机出口,降低来自所述第二叶轮的空气流的速度,并增加来自所述第二叶轮的空气流的压力。

39.根据权利要求38所述的鼓风机,其中,所述多个第二定子叶片中的每一个在径向方向上具有等深度,并且在圆周方向上从所述顶环到所述基础环具有增加宽度。

40.根据权利要求38所述的鼓风机,其中,每个顶环包括顶环凹槽,并且每个基础环包

括基础环凹槽,所述顶环凹槽和所述基础环凹槽允许柔性印刷电路板组件从中穿过。

呼吸压力治疗系统

[0001] 本申请是申请号为201780058850.9、申请日为2017年7月25日、发明名称为“呼吸压力治疗系统”的专利申请的分案申请,申请号为201780058850.9的专利申请是申请号为PCT/AU2017/050761的PCT申请的中国国家阶段申请。

[0002] 1相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2016年7月25日提交的澳大利亚临时专利申请号AU 2016902914、2016年10月11日提交的澳大利亚临时专利申请号2016904093、2017年2月14日提交的美国临时专利申请号62/458,862以及2017年5月30日提交的美国临时专利申请号62/512,445的权益,该申请各自的全部内容均以引用的方式并入本文。

2技术背景

[0004] 2.1技术领域

[0005] 本技术涉及与呼吸相关的障碍的检测、诊断、治疗、预防和改善中的一种或多种。本技术还涉及医疗装置或设备及其用途。

[0006] 2.2相关技术描述

[0007] 2.2.1人类呼吸系统及其障碍

[0008] 人体的呼吸系统促进气体交换。鼻和嘴形成患者的气道入口。

[0009] 气道包括一系列分支气管,当分支气管穿透更深入肺部时,其变得更窄、更短且更多。肺部的主要功能是气体交换,允许氧气从吸入的空气进入静脉血并从相反的方向排出二氧化碳。气管分成左主支气管和右主支气管,它们最终再分成末端细支气管。支气管构成传导气道,但是并不参与气体交换。气道的其它分支通向呼吸细支气管,并最终通向肺泡。肺部的肺泡区域为发生气体交换的区域,且称为呼吸区。参见2012年由John B.West,Lippincott Williams&Wilkins出版的《呼吸系统生理学(Respiratory Physiology)》,第9版。

[0010] 一系列呼吸障碍存在。某些障碍可以通过特定事件来表征,例如呼吸中止、呼吸不足和呼吸过度。

[0011] 呼吸障碍的实例包括阻塞性睡眠呼吸中止症(OSA)、潮式呼吸(CSR)、呼吸功能不全、肥胖换气过度综合征(OHS)、慢性阻塞性肺病(COPD)、神经肌肉疾病(NMD)和胸壁障碍。

[0012] 2.2.2治疗

[0013] 已经使用各种疗法来治疗或缓解上述一种或多种呼吸障碍,例如持续气道正压换气(CPAP)、非侵入式换气(NIV)以及侵入式换气(IV)。

[0014] 2.2.3治疗系统

[0015] 这些治疗可以由治疗系统或装置提供。此类系统和装置也可以用于诊断病症而不治疗病症。

[0016] 治疗系统可以包括呼吸压力治疗装置(RPT装置)、空气回路、湿化器、患者接口和数据管理。

[0017] 另一种形式的治疗系统是下颌再定位装置。

[0018] 2.2.3.1患者接口

[0019] 患者接口可用于将呼吸设备接合到其佩戴者,例如通过向气道的入口提供空气流。空气流可以经由面罩提供到患者鼻和/或嘴里、经由管提供到嘴里,或经由气切管提供到患者的气管中。根据待施加的治疗,患者接口可与例如患者面部的区域形成密封,从而促使气体以与环境压力有足够差异的压力(例如,相对于环境压力大约10cmH_2O的正压)进行输送,以实现治疗。对于其它形式的治疗,例如氧气输送,患者接口可以不包括足以将约10cmH_2O的正压的气体输送到向气道的密封。

[0020] 2.2.3.2呼吸压力治疗(RPT)装置

[0021] 呼吸压力治疗(RPT)装置可用于实现上述多种疗法中的一种或多种,例如通过产生空气流输送到患者的气道入口。空气流可以增压。RPT装置的实例包括CPAP装置和呼吸机。

[0022] 空气压力产生器在一系列应用中是已知的,例如工业规模的换气系统。然而,医用的空气压力产生器具有未被更普遍的空气压力产生器满足的特定要求,例如医疗装置的可靠性、尺寸和重量要求。此外,即使被设计用于医疗的装置也可具有关于以下一个或多个的缺点:舒适性、噪音、易用性、功效、尺寸、重量、可制造性、成本和可靠性。

[0023] 某些RPT设备的特殊要求的实例是噪声。

[0024] 现有RPT装置的噪声输出级别表(仅为一样本,在CPAP模式下使用ISO3744中规定的测试方法在10cmH_2O下测量)。

[0025]

RPT装置名称	A加权的声压级dB(A)	年(约)
C系列Tango™	31.9	2007
装有湿化器的C系列Tango™	33.1	2007
S8 Escape™II	30.5	2005
装有H4i™湿化器的S8 Escape™	31.1	2005
S9 AutoSet™	26.5	2010
装有H5i湿化器的S9 AutoSet™	28.6	2010

[0026] 一种已知的用于治疗睡眠呼吸障碍的RPT装置是由瑞思迈有限公司制造的S9睡眠治疗系统。RPT装置的另一个实例是呼吸机。诸如瑞思迈Stellar™系列的成人和儿科换气机的换气机可以为一系列患者提供对侵入性和非侵入性非依赖性换气的支持,用于治疗多种病症,例如但不限于NMD、OHS和COPD。

[0027] 瑞思迈Elisée™150呼吸机和瑞思迈VS III™呼吸机可为适合成人或儿科患者的侵入性和非侵入性依赖性换气提供支持,用于治疗多种疾病。这些呼吸机提供具有单通道或双通道回路的体积和气压换气模式。RPT装置通常包括压力产生器,例如电动鼓风机或压缩气体贮存器,并且被构造成为将空气流供应至患者的气道。在一些情况下,可在正压下将空气流供应到患者的气道。RPT装置的出口经由空气回路连接到诸如上文所述的患者接口。

[0028] 装置的设计者可能提供了可做出的无限数目的选择。设计标准常常发生冲突,这意味着某些设计选择远非常规或不可避免。另外,某些方面的舒适性和功效可能对一个或多个参数方面的小且微妙的改变高度敏感。

[0029] 2.2.3.3湿化器

[0030] 输送没有加湿的空气流可能导致气道干燥。使用具有RPT装置和患者接口的湿化

器会产生加湿气体,使鼻黏膜的干燥最小化并增加患者气道舒适度。此外,在较冷的气候中,通常施加到患者接口中和患者接口周围的面部区域的暖空气比冷空气更舒适。

[0031] 2.2.3.4数据管理

[0032] 可存在许多临床原因来获得确定以呼吸治疗进行处方治疗的患者是否“服从”的数据,例如患者已根据某些“服从规则”使用其RPT装置。CPAP治疗的服从规则的一个实例是为了使患者服从,要求患者使用RPT装置,每晚至少四小时,持续至少21或30个连续天。为了确定患者的服从性,RPT装置的提供者诸如健康护理提供者可手动获得描述使用RPT装置进行患者治疗的数据,计算在预定时间段内的使用并且与服从规则相比较。一旦健康护理提供者已确定患者已根据服从标准使用其RPT装置,健康护理提供者就可以告知患者服从的第三部分。

[0033] 患者治疗存在可得益于治疗数据到第三部分或外部系统的通信的其它方面。

[0034] 通信并管理此类数据的现有方法可能是以下一种或多种:昂贵的、耗时的且容易出错的。

[0035] 2.2.3.5排气口技术

[0036] 一些形式的患者接口系统可以包括排气口以允许冲洗呼出的二氧化碳。排气口可允许气体从患者接口的内部空间(例如充气室)流到患者接口的外部空间,例如到环境中。

3发明内容

[0037] 本技术旨在提供用于诊断、改善、治疗或预防呼吸障碍的医疗装置,其具有改善的舒适性、成本、功效、易用性和可制造性中的一者或多个。

[0038] 本技术的第一方面涉及用于诊断、改善、治疗或预防呼吸障碍的设备。

[0039] 本技术的另一方面涉及用于诊断、改善、治疗或预防呼吸障碍的方法。

[0040] 本技术某些形式的一个方面用于提供改善患者对呼吸治疗的服从性的方法和/或设备。

[0041] 本技术的某些形式的一个方面为一种容易使用的医疗装置,例如由未进行医学训练的个人使用、由具有有限的灵敏度、视力的个人使用或者由使用这种类型的医学装置的经验有限的个人使用。

[0042] 本技术的一种形式的一个方面为可由个人携带(例如在个人家庭周围)的便携式RPT装置。

[0043] 本技术的一种形式的一个方面为可在患者家中清洗(例如在肥皂水中)而不需要专业清洗设备的患者接口。本技术的一种形式的一个方面为可在患者家中清洗(例如在肥皂水中)而不需要专业清洗设备的湿化器罐。

[0044] 本文所述的方法、系统、装置、设备可以提供处理器中的改进的功能,诸如专用计算机、呼吸监测器和/或呼吸治疗设备的处理器。此外,方法、装置、设备可以提供在呼吸病状(包括例如睡眠呼吸紊乱)的自动化管理、监测和/或治疗的技术领域中的改进。

[0045] 本技术的另一方面涉及一种呼吸压力治疗(RPT)系统,所述呼吸压力治疗(RPT)系统包括一种患者接口和一种压力产生器,所述压力产生器在所述患者接口使用时支撑在患者头部上。

[0046] 本技术的另一方面涉及一种压力产生器,所述压力产生器由单个马达和单个轴组

成,所述轴的每个端部分别位于所述马达的相应端部。所述压力产生器还可以包括与所述轴的每个端部相关联的至少一个压缩级,每个压缩级包括一个叶轮和一个定子。

[0047] 本技术的另一方面涉及一种鼓风机,所述鼓风机包括位于每个横向处的一个鼓风机入口和位于所述鼓风机入口之间的至少一个鼓风机出口,所述鼓风机出口环绕鼓风机圆周的至少一部分呈环形延伸。

[0048] 本技术的另一方面涉及一个呼吸压力治疗(RPT)系统,所述呼吸压力治疗(RPT)系统包括:充气室,所述充气室可将治疗压力加压至环境气压以上至少6cmH_2O;密封形成结构,所述密封形成结构经构造并设置为与患者面部的区域在患者气道入口处或周围形成密封,从而促使处于所述治疗压力下的气体流至少被输送到患者鼻孔入口;所述密封形成结构经构造并设置为在使用时在患者的整个呼吸循环中将所述充气室压力保持在所述治疗压力;定位和稳定结构,所述定位和稳定结构经构造并设置为提供弹性力以将密封形成结构保持在患者头部上的治疗有效位置;所述定位和稳定结构包括系带,所述系带的外侧部经构造并设置为在使用时覆盖耳下基点上部的患者头部的区域;所述系带的上部经构造并设置为在使用时覆盖顶骨区域患者头部的区域,所述定位和稳定结构具有非刚性的解耦部分;鼓风机,所述鼓风机经配置以产生气体流并将所述充气室压力加压至治疗压力;所述鼓风机具有马达,所述鼓风机连接至所述充气室,从而在使用时所述鼓风机悬挂在患者头部,且所述马达的旋转轴通常垂直于患者的矢状面;以及电源,所述电源经配置为所述鼓风机提供电力。

[0049] 在实例中,(a)所述密封形成结构可以构造成在使用时其任何部分不会进入患者的口中,(b)所述密封形成结构可以不在患者的气道内部延伸,(c)所述充气室可以在使用时不遮盖患者眼睛,(d)所述鼓风机可以至少部分包含在充气室内,(e)所述充气室可以包括至少一个壳体部分,(e)所述充气室可以包括至少两个壳体部分,所述两个壳体部分至少部分可分离,以允许从所述充气室取下所述鼓风机,(f)至少两个壳体部分可以在一侧以翻盖式布置连接,以允许打开和关闭充气室,(g)所述RPT系统可以包括在至少两个壳体部分之间的密封结构,(h)所述充气室可以包括至少一个附接结构,以附接所述定位和稳定结构,从而在使用时将所述RPT系统固定到患者头部,(i)所述充气室可以包括一个充气室出口,气体流通过所述充气室出口从所述鼓风机至少到达患者鼻孔入口,(j)所述密封形成结构可以连接至所述充气室出口处的所述充气室,(k)所述充气室可以包括一个端口,所述端口经配置连接到压力转换器和补充气体源中的至少一个,(l)所述密封形成结构可以包括:一对鼻喷或鼻枕,各鼻喷或鼻枕都经构造并设置为与患者鼻部的相应鼻孔形成密封。密封形成结构,所述密封形成结构在使用时在患者面部的鼻梁区域或鼻脊区域上形成密封,并且在患者面部的上唇区域上形成密封;或密封形成结构,所述密封形成结构在使用时在患者面部的鼻梁区域或鼻脊区域上形成密封,并且在患者面部的颏区域上形成密封;(m)所述RPT系统可以包括位于气体流中和所述鼓风机下游的所述充气室内的热湿交换器(HME),(n)所述RPT系统可不包括排气口,从而在使用时使患者通过所述鼓风机呼气,呼气与气体流流动方向相反,并且患者的呼气通过所述鼓风机的入口离开所述RPT系统,(o)所述电源可以包括电池,所述电池可以包括至少一个电化电池,(p)所述电池可以由所述定位和稳定结构支撑在邻近顶骨的患者头部的区域,(q)所述电池可以包含在所述定位和稳定结构内,(r)所述RPT系统可以包括至少一个由所述定位和稳定结构支撑的导线,所述至少一个导线

连接所述鼓风机和所述电池之间电连通,(s)所述至少一个导线可以包含在所述定位和稳定结构的侧部内,(t)所述RPT系统可以包括至少一个管,所述管在第一端与所述充气室气动路径流体连通,在第二端与压力转换器气动路径流体连通,所述至少一个管包含在所述定位和稳定结构的外侧部内,(u)所述密封形成结构可以包括弹性可变形材料,所述弹性可变形材料的刚性低于所述充气室,并且所述密封形成结构的一部分可基本上封闭所述充气室和所述鼓风机,同时允许所述鼓风机的至少一个入口保持外露,(v)所述密封形成结构的形状和尺寸可以选择,并且可以选择所述密封形成结构的弹性可变形材料,从而至少部分隔离患者头部免受振动影响并降低所述鼓风机在使用时产生的声音,(w)所述RPT系统可以包括盖子,所述盖子包括弹性可变形材料,所述弹性可变形材料的刚性小于充气室,所述弹性可变形材料基本上封闭所述充气室和所述鼓风机,同时允许所述鼓风机的至少一个入口保持外露,(x)所述盖子的形状和尺寸可以选择,并且可以选择所述盖子的弹性可变形材料至少部分隔离患者头部免受振动影响并降低所述鼓风机在使用时产生的声音,(y)所述RPT系统可以包括控制系统,以在使用时控制所述鼓风机,(z)所述控制系统可以包括一个柔性印刷电路板组件(PCBA),所述PCBA包括微处理器,(aa)所述微处理器可编程为基于感测压力数据、流量估计和自动调整到期压力释放来执行至少一个闭环压力控制,和/或(bb)所述控制系统可以包括驱动电路,以将所述电源与所述鼓风机分开控制。

[0050] 本技术的另一方面涉及一种用于呼吸压力治疗(RPT)系统的鼓风机,所述鼓风机经配置在高于环境气压至少6cmH_2O的治疗压力下产生气体流。鼓风机可以包括:马达,所述马达具有第一端和第二端;轴,所述轴具有从马达的第一端延伸的第一轴端和从马达的第二端延伸的第二轴端;第一叶轮和第二叶轮,所述第一叶轮和第二叶轮串联布置在第一轴端和第二轴端上,从而使得两个第一叶轮和两个第二叶轮由马达同时驱动;第一定子,所述第一定子对应于所述马达的第一端和所述马达的第二端,在使用时所述第一定子沿着所述鼓风机产生的气体流定位在所述第一叶轮的下游和所述第二叶轮的上游;第二定子,所述第二定子对应于所述马达的第一端和所述马达的第二端,在使用时所述第二定子沿着所述鼓风机产生的气体流定位在所述第二叶轮的下游;端盖,所述端盖的形状和尺寸设计成至少部分包围每个第一叶轮并至少部分限定鼓风机入口;鼓风机出口,所述鼓风机出口位于每个第二定子的下游;流动路径,所述流动路径允许气体流从每个鼓风机入口经过每个第一叶轮,经过每个第一定子,经过每个第二叶轮,经过每个第二定子,并从每个鼓风机出口流出。

[0051] 在实例中,(a)每个第一定子可以包括多个第一定子叶片,沿径向方向将气体流从所述第一叶轮引至所述第一定子开口,降低来自所述第一叶轮的气体流速度并增加来自所述第一叶轮的气体流的压力,(b)所述多个第一定子叶片可以包括第一定子延长叶片和第一定子短叶片,所述第一定子延长叶片可比所述第一定子短叶片进一步径向向内延伸,并且所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片可以围绕所述第一定子周向交替,(c)所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片可以包括相对于相应的第一叶轮的旋转方向向后扫掠的曲线段,并且所述第一定子延长叶片和所述第一定子短叶片可分别包括从曲线段径向向内延伸的直线部分,每个第一定子延长叶片的直线部分向内径向延伸的范围可以比每个第一定子短叶片的直线部分向内径向延伸的范围大,(d)每个第一定子可以包括多个第一定子叶片下游的第一定子开口,以将气流引到所述第二叶轮,(e)每个第一定子可以

包括第一定子上部护罩,以沿轴向将气体流从所述第一叶轮引至所述第一定子开口,相应的第一定子叶片叶轮定位在所述第一定子上部护罩附近,(f)每个第一定子可以包括第一定子壳体,并且每个第二叶轮和每个第二定子可至少部分包含在相应的第一定子壳体内,从而使得气体流沿流动路径行进,经过所述第二叶轮,经过所述第二定子并经过所述第一定子壳体,(g)每个第一定子壳体可以至少部分限定相应的鼓风机出口,(h)每个第一定子壳体可以包括安装结构,以将所述鼓风机连接到所述RPT系统,(i)每个安装结构可以包括一对围绕每个第一定子壳体的外圆周延伸的安装轨,(j)每个端盖可以经构造抑制声音和振动,(k)每个端盖可以包括刚性材料,以提供结构完整性,可以包括重叠模塑成为刚性材料的刚性较小的弹性可变形材料,以抑制声音和振动,(l)每个第一叶轮和每个第二叶轮可以包括叶轮轮毂、从叶轮轮毂径向延伸的叶轮叶片以及叶轮护罩,(m)所述每个叶轮叶片可以包括仅沿径向延伸的第一叶轮叶片部分和沿径向和轴向延伸的第二叶轮叶片部分,(n)所述每个第一叶轮和每个第二叶轮的每个叶轮叶片的第一叶轮叶片部分可以具有等截面并且可以相对于所述第二叶轮叶片部分径向向内,所述第二叶轮叶片部分可以具有变截面并且可以相对于所述第一叶轮叶片部分径向向外,并且所述第一叶轮叶片部分的等截面可能比所述第二叶轮叶片部分的变截面薄,(o)每个叶轮护罩可以包括仅在径向方向上延伸的第一叶轮护罩部分和在径向和轴向方向上延伸的第二叶轮护罩部分,(p)每个第一叶轮和每个第二叶轮的所述叶轮叶片可在操作期间相对于旋转方向向前扫掠,(q)每个第二定子可以包括顶环、基础环和连接所述顶环和所述基础环的多个第二定子叶片;所述多个第二定子叶片可沿径向和轴向方向将气体流从所述第二叶轮引至所述鼓风机出口,降低来自所述第二叶轮的气体流速度,并增加来自所述第二叶轮的气体流压力,(r)所述多个第二定子叶片中的每一个可在径向方向上具有等深度,在圆周方向上从所述顶环到所述基础环具有增加宽度,和/或(s)每个顶环可以包括顶环凹槽,并且每个基础环可以包括基础环凹槽,所述顶环凹槽和基础环凹槽可以允许柔性印刷电路板组件(PCBA)从中穿过。

[0052] 本技术的另一方面涉及一种用于呼吸压力治疗(RPT)系统的鼓风机,所述鼓风机经配置在高于环境气压至少6cmH_2O的治疗压力下产生空气流。鼓风机可以包括:马达,所述马达具有第一端和第二端;轴,所述轴具有从马达的第一端延伸的第一轴端和从马达的第二端延伸的第二轴端;第一叶轮和第二叶轮,所述叶轮依次设置在第一轴端和第二轴端,从而使得两个叶轮由所述马达同时驱动;定子,所述定子对应于所述马达的第一端和所述马达的第二端,在使用时所述定子沿着所述鼓风机产生的空气流定位在所述叶轮的下游;鼓风机出口,所述鼓风机出口位于每个定子的下游;壳体,所述壳体分别对应于所述马达的第一端和马达的第二端,每个壳体的形状和尺寸设计成至少部分包围每个叶轮和每个定子并且至少部分限定鼓风机入口,并且每个壳体至少部分限定相应的鼓风机出口,从而使得所述鼓风机出口彼此相邻;以及空气流流动路径,所述空气流流动路径通过每个鼓风机入口,经过每个叶轮,经过每个定子并从每个鼓风机出口流出。

[0053] 在实例中,(a)每个叶轮和每个第二叶轮可以至少部分包含在相应的壳体内,从而使得沿着流动路径行进通过所述叶轮并且通过所述定子的空气流也通过所述壳体,(b)每个壳体可以至少部分限定相应的鼓风机出口,(c)每个壳体可以包括安装结构,以将所述鼓风机连接至所述RPT系统,(d)每个安装结构可以包括一对围绕每个壳体的外圆周延伸的安装轨,(e)每个壳体可以经构造抑制声音和振动,(f)每个壳体可以包括刚性材料,以提供结

构完整性,可以包括重叠模塑成为所述刚性材料的刚性较小的弹性可变形材料,以抑制声音和振,(g)每个叶轮可以包括叶轮轮毂,从所述叶轮轮毂径向延伸的叶轮叶片以及叶轮护罩,(h)每个叶轮叶片可以包括仅沿径向延伸的第一叶轮叶片部分和沿径向和轴向延伸的第二叶轮叶片部分,(i)所述每个第一叶轮和每个第二叶轮的每个叶轮叶片的第一叶轮叶片部分可以具有等截面并且可以相对于所述第二叶轮叶片部分径向向内,(j)所述第二叶轮叶片部分可以具有变截面并且可以相对于所述第一叶轮叶片部分径向向外,(k)所述第一叶轮叶片部分的等截面可能比所述第二叶轮叶片部分的变截面薄,(l)每个叶轮护罩可以包括仅在径向方向上延伸的第一叶轮护罩部分和在径向和轴向方向上延伸的第二叶轮护罩部分,(m)所述每个叶轮的叶轮叶片可在操作期间相对于旋转方向向前扫掠,(n)每个定子可以包括顶环、基础环和连接所述顶环和所述基础环的多个定子叶片,(o)所述多个定子叶片可以沿径向和轴向方向将空气流从所述叶轮流引至所述鼓风机出口,降低来自所述叶轮的空气流速度,并且增加来自所述叶轮的空气流的压力,(p)多个定子叶片中的每一个可在径向方向上具有等深度,在圆周方向上从所述顶环到所述基础环具有增加宽度,和/或(q)每个顶环可以包括顶环凹槽,并且每个基础环可以包括基础环凹槽,所述顶环凹槽和所述基础环凹槽可以允许柔性印刷电路板组件(PCBA)从中穿过。

[0054] 本技术的另一方面涉及一种排气口组件,所述排气口组件用于将气体从充气室排放到大气中。排气口组件包括:底座;至少一个排气口延伸部分,所述排气口延伸部分从所述底座延伸并至少部分限定通道;至少一个排气口,所述排气口从所述通道到大气通过至少一个排气口延伸部分;以及至少一个柔性膜,所述柔性膜连接到所述至少一个排气口延伸部分,所述至少一个柔性膜经配置在关闭位置覆盖至少一个排气口,以防止气体从所述通道排放到大气中,并且至少一个柔性膜经配置在打开位置不覆盖至少一个排气口,以允许气体从所述通道排放到大气中。

[0055] 在实例中,(a)所述至少一个排气口延伸部分可以包括内部排气口表面,每个至少一个排气口穿过所述内部排气口表面到达所述通道,(b)所述至少一个柔性膜可以在所述内部排气口表面处附接到所述至少一个排气口延伸部,(c)所述至少一个排气口延伸部分可以包括外部排气口表面,每个至少一个排气口穿过所述外部排气口表面接触大气,(d)所述至少一个排气口延伸部分可以包括内表面,并且所述排气口延伸部分可以具有由所述内部排气口表面、所述外部排气口表面和所述内表面形成的大致呈三角形的横截面,(e)所述内部排气口表面可以相对于通过所述通道的增压气体流向下倾斜进入所述排气口组件内部,(f)所述至少一个排气口延伸部分可以包括两个径向相对的排气口延伸部分,至少一个柔性膜可以包括两块柔性膜,所述两块柔性膜分别附接到一个对应的径向相对的排气口延伸部分上,并且所述排气口组件可以包括位于两个径向相对的排气口延伸部分之间的分隔器,以形成第一通道和第二通道,(g)所述两块柔性膜可以在打开位置不接触所述分隔器,(h)至少一个柔性膜可以由弹性可变形材料构成,和/或(i)所述至少一个柔性膜可以悬臂到所述至少一个排气口延伸部分。

[0056] 本技术的另一方面涉及一个呼吸压力治疗(RPT)系统,所述呼吸压力治疗(RPT)系统包括至少一个壳体部分,所述壳体部分至少部分限定了可加压至高于环境气压至少6cmH_2O的治疗压力的充气室;密封形成结构,所述密封形成结构经构造并设置为与患者面部的区域在患者气道入口处或周围形成密封,从而促使处于所述治疗压力下的空气流至少

被输送到患者鼻孔入口;所述密封形成结构经构造并设置为在使用时在患者的整个呼吸循环中将所述充气室压力保持在所述治疗压力;定位和稳定结构,所述定位和稳定结构经构造并设置为提供弹性力以将密封形成结构保持在患者头部上的治疗有效位置;所述定位和稳定结构包括系带,所述系带的外侧部经构造并设置为在使用时覆盖耳下基点上部的患者头部的区域;所述系带的上部经构造并设置为在使用时覆盖顶骨区域患者头部的区域,所述定位和稳定结构具有非刚性的解耦部分;鼓风机,所述鼓风机经配置以产生空气流并将所述充气室压力加压至治疗压力;所述鼓风机具有马达,所述鼓风机连接至所述充气室,从而在使用时所述鼓风机悬挂在患者头部,且所述马达的旋转轴通常垂直于患者的矢状面;以及电源,所述电源经配置为所述鼓风机提供电力,其中,至少一个壳体部分包括在前两段的实例中所述的排气口组件。

[0057] 当然,各方面的部分可以形成本发明技术的子方面。另外,子方面和/或方面中的各个方面可以以任何方式进行组合,并且还构成本发明技术的其它方面或子方面。

[0058] 通过考虑以下详述的说明书、摘要、附图和权利要求书中所含的信息,本发明技术的其它特征将变得显而易见。

4附图说明

[0059] 本技术在附图的图形中通过示例而非限制的方式示出,其中相同的参考标号表示类似的元件,包括:

[0060] 4.1处理系统

[0061] 图1示出了一种系统,其包括以鼻枕的方式佩戴患者接口3000的患者1000从RPT装置4000接收正压的空气供应。来自RPT装置4000的空气在湿化器5000中加湿,并沿空气回路4170传送至患者1000。还示出了床伴1100。患者呈仰卧位休息。

[0062] 4.2呼吸系统和面部解剖结构

[0063] 图2示出了包括鼻腔和口腔、喉头、声带、食道、气管、支气管、肺、肺泡囊、心脏和膈的人类呼吸系统的概略图。

[0064] 4.3患者接口

[0065] 图3示出了根据本技术的一种形式的呈鼻罩形式的患者接口。

[0066] 4.4RPT装置

[0067] 图4A示出了根据本技术的一种形式的RPT装置。

[0068] 图4B是根据本技术的一种形式的RPT装置的气动路径的示意图。

[0069] 标示了上游和下游方向。

[0070] 图4C是根据本技术的一种形式的RPT装置的电气组件的示意图。

[0071] 4.5呼吸波形

[0072] 图5示出了人在睡觉时的典型呼吸波形模型。

[0073] 4.6呼吸压力治疗(RPT)系统

[0074] 图6A描绘了根据本技术的一个实例由患者佩戴RPT系统的侧面示意图。

[0075] 图6B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的压力产生特征透视图。

[0076] 图6C描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的压力产生特征的横截面视图。

[0077] 图7A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的透视图。

[0078] 图7B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的呈部分拆卸状态的鼓风机的透视图。

[0079] 图7C描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的呈部分拆卸状态的鼓风机的另一个透视图。

[0080] 图7D描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的呈部分拆卸状态的鼓风机的另一个透视图。

[0081] 图7E描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的横截面视图。

[0082] 图7F描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的分解图。

[0083] 图8A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮透视图。

[0084] 图8B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮透的另一个透视图。

[0085] 图8C描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮的另一个透视图。

[0086] 图8D描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮侧视图。

[0087] 图8E描绘了根据本技术的一个实例通过图8D的线8E截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0088] 图8F描绘了根据本技术的一个实例通过图8D的线8F截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0089] 图8G描绘了根据本技术的一个实例通过图8D的线8G截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0090] 图8H描绘了根据本技术的一个实例通过图8D的线8H截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0091] 图8I描绘了根据本技术的一个实例通过图8D的线8I截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0092] 图8J描绘了根据本技术的一个实例通过图8D的线8J截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0093] 图8K描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮平面图。

[0094] 图8L描绘了根据本技术的一个实例通过图8K的线8L截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0095] 图8M描绘了根据本技术的一个实例通过图8K的线8M截取的RPT系统的鼓风机的叶轮的横截面视图。

[0096] 图9A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第一定子透视图。

[0097] 图9B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第一定子侧视图。

[0098] 图9C描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第一定子平面图。

[0099] 图9D描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第一定子的平面图,其中定子上部护罩以虚线示出。

[0100] 图9E描绘了根据本技术的一个实例通过图9D的线9E-9E截取的RPT系统的鼓风机的第一定子的横截面视图。

[0101] 图9F描绘了根据本技术的一个实例通过图9D的线9F-9F截取的RPT系统的鼓风机的第一定子的横截面视图。

[0102] 图10A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的呈部分拆卸状态的另一个横截面视图。

[0103] 图10B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的呈部分拆卸状态的鼓风机的一端透视图。

[0104] 图10C描绘了根据本技术的一个实例通过图10A的线10C-10C截取的RPT系统的呈部分拆卸状态的鼓风机的一端横截面视图。

[0105] 图10D描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第一定子侧视图。

[0106] 图10E描绘了根据本技术的一个实例通过图10D的线10E-10E截取的RPT系统的鼓风机的第一定子的横截面视图。

[0107] 图11A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第二定子透视图。

[0108] 图11B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第二定子的另一个透视图。

[0109] 图11C描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的第二定子的另一个透视图。

[0110] 图12A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮平面图。

[0111] 图12B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮透视图。

[0112] 图13A描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮平面图。

[0113] 图13B描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的叶轮透视图。

[0114] 图14描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的鼓风机的分解图。

[0115] 图15A描绘了根据本技术的一个实例由患者佩戴RPT系统的前透视图。

[0116] 图15B描绘了根据本技术的一个实例由患者佩戴RPT系统的前透视图。

[0117] 图15C描绘了根据本技术的一个实例由患者佩戴RPT系统的后透视图。

[0118] 图16A描绘了根据本技术的一个实例由患者佩戴RPT系统的前透视图。

[0119] 图16B描绘了根据本技术的一个实例由患者佩戴RPT系统的另一个透视图。

[0120] 图17描绘了根据本技术的一个实例的RPT系统的透视图。

[0121] 图18A描绘了根据本技术的一个实例的排气口组件的侧视图。

[0122] 图18B描绘了根据本技术的一个实例的排气口组件的顶部透视图。

[0123] 图18C描绘了根据本技术的一个实例的排气口组件的横截面透视图。

[0124] 图18D描绘了根据本技术的一个实例的排气口组件的底部透视图。

[0125] 图18E描绘了根据本技术的一个实例的排气口组件的顶视图。

[0126] 图18F描绘了根据本技术的一个实例的处于空档状态的排气口组件的侧剖视图。

[0127] 图18G描绘了根据本技术的一个实例的处于通风状态的排气口组件的侧剖视图。

[0128] 图18H描绘了根据本技术的一个实例的增压气体流通过排气口组件到达患者时的排气口组件的侧剖视图。

[0129] 图19A示出了根据本技术的一种形式的叶轮。

[0130] 图19B示出了图19A中所示的叶轮的横截面视图。

[0131] 图19C示出了图19A中所示的叶轮的等距视图。

[0132] 图19D示出了图19A中所示的叶轮的正视图。

[0133] 图19E示出了图19A中所示的叶轮的正视图,示出了通过图19F-19N截取的横截面。

[0134] 图19F-19N示出了根据本技术的一种形式的叶轮在各种横截面上的平面图,如图19E所示。

[0135] 图19O示出了根据本技术的一种形式的叶轮的正视图。

[0136] 图19P示出了图19O中所示的叶轮的等距视图。

[0137] 图19Q示出了图19O中所示的叶轮的平面图,示出了通过图19R-19S截取的横截面。

[0138] 图19R-19S示出了如图19Q所示的叶轮的横截面。

[0139] 图19T示出了根据本技术的一种形式的叶轮的等距视图。

[0140] 图19U示出了图19T中所示的叶轮的分解图。

[0141] 图19V示出了图19T中所示的叶轮的底部等距视图。

[0142] 图19W示出了图19V中所示的叶轮的分解图。

[0143] 图19X示出了如图19T所示的叶轮的横截面。

[0144] 图19Y示出了根据本技术的一种形式的叶轮的等距视图。

[0145] 图19Z示出了图19Y中所示的叶轮的底部等距视图。

[0146] 图19AA示出了图19Y中所示的叶轮的平面图,示出了通过图19DD-19EE截取的横截面。

[0147] 图19BB示出了图19Y中所示的叶轮的分解图。

[0148] 图19CC示出了图19Y中所示的叶轮的另一个分解图。

[0149] 图19DD-19EE示出了如图19AA所示的叶轮的横截面。

[0150] 图19FF示出了用于RPT装置的鼓风机的横截面,RPT装置包括根据本技术的一种形式的叶轮。

[0151] 图19GG是鼓风机的放大部分,如图19FF所示。

5具体实施方式

[0152] 在更进一步详细描述本发明技术之前,应当理解的是本发明技术并不限于本文所描述的特定实例,本文描述的特定实例可改变。还应当理解的是本公开内容中使用的术语仅是为了描述本文所描述的特定实例的目的,并不意图进行限制。

[0153] 提供与可共享一个或多个共同特点和/或特征的各种实例有关的以下描述。应该理解的是任何一个实例的一个或更多个特征可以与另一个实例或其它实例的一个或多个特征组合。另外,在实例的任一项中,任何单个特征或特征的组合可以组成进一步的实例。

[0154] 5.1治疗

[0155] 在一种形式中,本技术包括治疗呼吸障碍的方法,该方法包括向患者1000的气道的入口施加正压的步骤。

[0156] 在本技术的某些实施例中,经由一个或两个鼻孔向患者的鼻道提供正压的空气供给。

[0157] 在本技术的某些实施例中,限定、限制或阻止口呼吸。

[0158] 5.2治疗系统

[0159] 在一种形式中,本技术包括用于治疗呼吸障碍的仪器或装置。该仪器或装置可包括RPT装置4000,用于经由通往患者接口3000的空气回路4170向患者1000供给加压空气。

[0160] 图6A描绘了本技术的一个实例的患者佩戴的呼吸压力治疗(RPT)系统的示意图。

RPT系统包括:鼓风机4142(图6B),以在大于环境压力的压力条件下向患者提供气体流;密封形成结构3100,以与患者的气道入口形成密封;充气室3200(图6B),支撑鼓风机4142并在治疗期间由鼓风机4142加压;定位和稳定结构3303的系带的外侧部;定位和稳定结构3304的系带上部;定位和稳定结构3305的系带的后部,以在治疗期间将RPT系统固定到患者部位;以及电源4210,以驱动鼓风机和任何其他电气组件。在下面的相应小节中提供了示例性RPT系统的各种组件的细节。

[0161] 根据图6A中描绘的本技术的实例,RPT系统可以是完全独立的,并且患者可以佩戴。换言之,RPT治疗所需的所有组件被组合成一个系统,在使用过程中患者头部可以完全佩戴和支撑该系统。按照惯例,RPT系统包括:由患者佩戴的患者接口3000;通过气体流加压至治疗压力的充气室3200;密封形成结构3100,其与患者的气道入口形成密封,以提供基本上密封的气体流通道;以及定位和稳定结构3300,其在使用期间固定密封形成结构3100和充气室3200。在这种常规系统中,这些组件是患者头部实际支撑的唯一组件。图1中描绘了这些常规系统的一个实例。

[0162] 在常规系统中还提供了呼吸压力治疗(RPT)装置4000,以产生压力大于环境压力的气体流。由于适当治疗所需的压力和流速,RPT装置4000通常体积较大,通常作为单独装置提供,在治疗期间放置在患者附近而不是身上。换言之,由于技术限制,现有技术的RPT装置4000的尺寸和重量相对较大,从而使得这样的大型装置才能产生足够的治疗压力和流速,因此患者在使用过程中无法舒适地佩戴RPT装置。相应地,RPT装置4000通常设置在患者的床头柜或类似结构上,以使RPT装置4000靠近患者。由于患者通常在床上佩戴患者接口3000并且RPT装置4000位于患者附近,因此还包括空气回路4170,以提供从RPT装置4000到患者接口3000的增压气体流。此外,由于常规RPT装置4000位于离患者有一定距离的地方,使得空气回路4170需要将气体流输送至患者,因此RPT装置4000必须足够强大,以解决与将气体流沿空气回路4170引至患者接口3000相关的压力损失。

[0163] 尽管数十年来上述整体布置已经成为呼吸治疗的标准,但是本技术实现了改进,允许患者在治疗期间舒适地佩戴整个RPT系统。下面详细描述的特征解释了如何可以减小各种组件的尺寸和重量以使患者舒适地佩戴,并且在RPT系统用于治疗睡眠呼吸障碍的情况下,睡眠时,患者可将整个系统佩戴在头部上。

[0164] 图6A中描绘的本技术的一个实例是呼吸压力治疗(RPT)系统,包括可增压至高于环境气压至少6cmH_2O的治疗压力的充气室3200。RPT系统还包括密封形成结构3100,密封形成结构经构造并设置为与患者面部的区域在患者气道入口处或周围形成密封,从而促使处于所述治疗压力下的气体流至少被输送到患者鼻孔入口。密封形成结构3100经构造并设置为在使用时在患者的整个呼吸循环中将充气室3200压力保持在所述治疗压力。还可以提供定位和稳定结构3300,定位和稳定结构3300经构造并设置为将密封形成结构保持在患者头部上的治疗有效位置。定位和稳定结构3300可以包括至少一个系带。系带3303的外侧部经构造并设置为在使用时覆盖耳下基点上部的患者头部的区域。系带的上部3304可以经构造并设置为在使用时覆盖顶骨区域患者头部的区域。系带的后部3305可以经构造并设置为在使用时覆盖枕骨区域患者头部的区域。定位和稳定结构3300可以包括非刚性的解耦部分。RPT系统还可以包括鼓风机4142,鼓风机4142经配置产生气体流并将充气室3200加压至治疗压力。鼓风机4142可以连接至充气室3200,从而促使鼓风机4142在使用时由患者头部支

撑。鼓风机4142可以在使用时相对于患者头部设置,从而使得马达4145的旋转轴垂直于患者的矢状面。RPT系统中还可以包括为鼓风机4142提供电力的电源4210。可设置充气室3200、密封形成结构3100和鼓风机4142,以避免在使用时延伸超出患者的颏隆凸。

[0165] 图15A-15C和16A-16B描绘了本技术的RPT系统的其他实例。图17描绘了单独的RPT系统,即未被患者佩戴且无定位和稳定结构3300。这些实例包括上文描述的以及在下文更详细描述的主要组件,尤其包括密封形成结构3100、充气室、定位和稳定结构3300、鼓风机4142(未在这些视图中示出)、排气口组件3400、电源4210和中央控制器4230。下文将更详细地描述这些实例。

[0166] 5.3患者接口

[0167] 根据本技术的一个方面的非侵入式患者接口3000包括以下功能方面:密封形成结构3100、充气室3200、定位和稳定结构3300、排气口或排气口组件3400以及前额支架3700。在一些形式中,可通过一个或多个物理组件来提供功能方面。在一些形式中,一个实体组件可提供一个或多个功能方面。在使用时,密封形成结构3100设置成围绕患者气道的入口,以便促进正压空气供应给气道。

[0168] 对气道的压力,患者接口可能不适合呼吸压力治疗。

[0169] 根据本技术的一些形式的患者接口3000可以经构造并设置为能够提供相对于环境压力的至少6,10或20cmH_2O的正压空气供应。

[0170] 如前一小节所述,本技术的RPT系统可以被理解成包括传统患者接口3000的多个基本元件,下文中将更详细地描述,例如,密封形成结构3100、充气室3200以及定位和稳定结构3300。本技术的示例性RPT系统通过将鼓风机4142直接添加到患者接口3000来改进传统的患者接口3000,例如直接在充气室3200上添加,以提供增压气体流。因此,鼓风机4142可以被理解成通过患者接口悬挂或支撑在患者头部。电源4210还可以直接提供给患者接口3000,例如,直接在定位和稳定结构3300上提供,以根据需要向鼓风机4142和任何其他组件提供电力。通过将鼓风机4142和电源4210布置在患者接口3000上,消除了对空气回路4170和从患者延伸的任何其他电线或连接的需要。因此,可以减少或消除对患者接口3000的不良影响和作用力,例如由空气回路4170引起的管阻力。

[0171] 5.3.1密封形成结构

[0172] 在本技术的一种形式中,密封形成结构3100提供目标密封形成区域,并可另外提供缓冲功能。目标密封形成区域是密封形成结构3100上可能发生密封的区域。受一系列因素影响,包括例如患者接口放置在面部的位置、定位和稳定结构的张力以及患者面部的形状,实际发生密封的区域—实际密封表面—在给定的治疗期间可能因每天患者不同而发生变化。

[0173] 在本技术的某些形式中,密封形成结构3100由生物相容性材料构成而成,例如硅橡胶。

[0174] 根据本技术的密封形成结构3100可由诸如硅树脂等柔软的、柔韧的和弹性材料构造而成。

[0175] 在本技术的另一种形式中,RPT系统仅通过密封形成结构3100与患者气道入口的密封接合而支撑在患者头部。例如,密封形成结构3100可以包括插入患者鼻孔中的尖头或鼻插入件,并且尖头或鼻插入件的形状和尺寸经设计提供具有足够刚性的连接,以允许RPT

系统仅由该连接支撑。因此,下文所述的定位和稳定结构3300特征可以从RPT系统中完全消除,或者至少可以进一步简化定位和稳定结构3300。

[0176] 本技术的密封形成结构3100可以包括硅胶垫子,硅胶垫子包围鼓风机4142并连接到充气室3200,从而使得在使用时鼓风机4142由定位和稳定结构3300和密封形成结构3100支撑。换言之,密封形成结构3100可以经配置通过提供用于支撑和与患者面部接合的位置来悬挂RPT系统。因此,密封形成结构3100还可以将鼓风机4142产生的振动与患者的面部隔离。

[0177] 本技术的密封形成结构3100可以经构造使其任何部分在使用时都不会进入患者口腔。而且,本技术的密封形成结构3100可以经构造使其不延伸到患者气道的内部。如上所述,本技术的密封形成结构3100可以包括一对鼻喷或鼻枕,各鼻喷或鼻枕都经构造并设置为与患者鼻部的相应鼻孔形成密封。本技术的密封形成结构3100可以在使用时在患者面部的鼻梁区域或鼻脊区域上形成密封,并且在患者面部的上唇区域上形成密封。本技术的密封形成结构3100可以在使用时在患者面部的鼻梁区域或鼻脊区域上形成密封,并且在患者面部的颏区域上形成密封。

[0178] 本技术的密封形成结构3100可以包括弹性可变形材料,弹性可变形材料的刚性低于充气室3200。例如,弹性可变形材料可以是液体硅橡胶(LSR)或压模硅橡胶(CMSR)等硅橡胶。密封形成结构3100的一部分可基本上封闭充气室3200和鼓风机4142,同时至少允许鼓风机4142的入口4143保持外露。密封形成结构3100的形状和尺寸可以经设计至少部分地隔离患者头部免受振动影响并降低鼓风机4142在使用时产生的声音。可以选择密封形成结构3100的弹性可变形材料,以在使用时至少部分地隔离患者头部免受振动影响并降低鼓风机4142在使用时产生的声音。

[0179] 密封形成结构3100的弹性可变形性可以帮助RPT系统吸收较重组件(例如鼓风机4142)的运动,以允许RPT系统在使用时保持在适当位置。否则,如果密封形成结构3100与患者头部的接口太硬,则患者的运动可能会破坏连接。此外,如果鼓风机4142的马达4145能够高速旋转(例如50000rpm～80000rpm)和/或控制系统在治疗过程中频繁改变转速,则用具有隔振和/或减振特性的材料构造密封形成结构3100可能是有利的,因为其可以使得与速度变化相关联的扭矩带动RPT系统相对于患者头部移动。因此,材料的减振特性可有助于将患者的头部与传递到患者头部的破坏力隔离。另外,降低鼓风机的惯性,例如减小叶轮的直径,可以进一步改善密封形成结构3100的性能。

[0180] 可替代地,RPT系统可以包括由弹性可变形材料构成的盖子,该弹性可变形材料的刚性低于充气室3200。盖可基本上封闭充气室3200和鼓风机4142,同时至少允许鼓风机4142的入口4143保持外露。盖的形状和尺寸可以经设计至少部分地隔离患者头部免受振动影响并降低鼓风机4142在使用时产生的声音。可以选择盖的弹性可变形材料,以在使用时至少部分地隔离患者头部免受振动影响并降低鼓风机4142在使用时产生的声音。在该替代方案中,密封形成结构3100可以包括上述特征,但可以是与盖分离的组件。这种构造可以有助于对针对预期功能对密封形成结构3100的材料、形状和尺寸进行优化,同时允许针对预期功能对盖的材料、形状和尺寸进行优化。

[0181] 图15A-15C、16A-16B和17中示出的实例包括密封形成结构3100。这些实例中的密封形成结构3100采用鼻枕形式,每个鼻枕与对应的鼻孔形成单独的密封。然而,设想了其他

变化,例如鼻垫,其向患者的鼻孔但不向嘴提供增压气体流;鼻托垫,其向患者的鼻孔但不向嘴提供增压气体流且在患者的鼻底提供密封且没有延伸到鼻梁的上方或患者鼻尖上;一个带有单一开口的全脸垫,其为患者的鼻孔和嘴提供增压气体流;或者口鼻垫,其包括单独的开口,以分别为患者的鼻子和嘴提供增压气体流。

[0182] 在图15A-15C、16A-16B和17示出的实例中,密封形成结构3100连接到上壳体部分4132处的充气室3200。连接可以是永久性的(即在不损坏一个或两个组件的情况下密封形成结构3100无法与上壳体部分4132分离),或者密封形成结构3100可以是可拆卸的,以方便清洁或者更换。密封形成结构3100可以由诸如液体硅橡胶等柔性材料制成,并且可以在永久连接变化中重叠模塑到上壳体部分4132。可替代地,可以通过将密封形成结构3100模塑到上壳体部分4132上来形成永久连接,从而形成机械式联锁。在可拆卸连接实例中,上壳体部分4132和密封形成结构3100可以包括形成机械式联锁的结构,该机械式联锁可以通过使上壳体部分4132和/或密封形成结构3100变形而分离。

[0183] 5.3.2充气室

[0184] 示例性RPT系统的充气室3200可以由至少一个壳体部分形成。在图6A-6C示出的实例中,上壳体部分4132和下壳体部分4133形成充气室3200。同样在该实例中,充气室3200内可以至少部分包括鼓风机4142,从而使得操作鼓风机4142时,鼓风机4142产生的气体流对充气室3200进行增压。上壳体部分4132还可以包括充气室出口4131。在使用时,由鼓风机4142产生的气体流可以经由充气室出口4131通过充气室3200至少到达患者鼻孔入口。通过密封形成结构3100提供与面部的实际接触。在使用时,密封形成结构3100可以连接到至少充气室出口4131的整个周边并在此延伸。在一些形式中,充气室3200和密封形成结构3100由单一均质材料形成。

[0185] 上壳体部分4132和下壳体部分4133可以至少部分分离,以允许从充气室3200拆除鼓风机4142。例如,壳体部分可以在一侧以翻盖式布置连接,以允许打开和关闭充气室3200,从而可以拆除鼓风机4142。因此,有益的是,用户可以根据自身的偏好从多个患者接口中选择与鼓风机4142一起使用。

[0186] 根据本技术的某种形式,套件可以包括鼓风机4142和以下之一:多个充气室3200,其经配置接收鼓风机4142,和/或多个定位和稳定结构3300。该套件可以包括电源等其他组件,以允许用户根据自身的偏好配置和/或组装RPT系统以供使用。

[0187] 充气室3200的壳体部分还可以包括至少一个密封结构,以密封上壳体部分4132和下壳体部分4133连接部分和/或沿着上述翻盖式布置中的分离线密封。

[0188] 在本技术的另一个实例中,整个充气室3200(例如,在上壳体部分4132和下壳体部分4133之间)可以由硅树脂等弹性可变形材料构成。根据该实例的充气室3200可以包括两个单独的组件,即上壳体部分4132和下壳体部分4133,两者连接在一起以形成充气室3200,或充气室3200可以包括单个结构,例如,其中上壳体部分4132和下壳体部分4133由单一均质材料构成。

[0189] 在本技术的某些形式中,充气室3200至少部分由透明材料构成,例如透明的聚碳酸酯。透明材料的使用可以减少患者接口的突出,并且有助于改善对治疗的依从性。透明材料的使用可以帮助临床医生观察患者接口的定位和作用机制。

[0190] 在本技术的某些形式中,充气室3200至少部分由半透明材料构成。半透明材料的

使用可以减少患者接口的突出,并且有助于改善对治疗的依从性。

[0191] 在一种形式中,充气室3200可以包括由诸如硅树脂等柔软阻尼材料构成的下壳体部分4133以及由诸如聚碳酸酯等刚性材料构成的上壳体部分4132。可替代地,图6D和6E描绘了不包括上壳体部分4132的变形,从而使得直接将密封形成结构3100连接到下壳体部分4133,因此减少充气室3200内的死角。

[0192] 另外,图6E示出了热湿交换器(HME)6000,其位于下壳体部分4133内并由HME保持结构4135支撑。

[0193] 充气室3200还可包括至少一个附接结构4130,以附接定位和稳定结构3300,从而在使用时将RPT系统固定到患者头部。图6A-6C中描绘的实例示出了附接结构4130,其与下壳体部分4133作为均质材料形成整体。附接结构4130还可以是附接到充气室3200的壳体部分之一的单独组件。附接结构4130可以通过相应附接结构4130通过定位和稳定结构的夹片或者环带与定位和稳定结构3300连接。

[0194] 本技术的RPT系统还可包括热湿交换器(HME),其从患者呼出的气体中吸收热量和湿气。在治疗期间由HME吸收的热量和湿气可以被转移到由鼓风机4142产生的气体流,以在气体流到达患者气道之前加湿气体流。为RPT系统提供HME可以消除对常规动力加湿的需要。根据图6A-6C中描绘的实例,HME可以位于充气室3200内,从而使HME位于气体流中并位于鼓风机4142的下游。如图6B所示,HME保持结构4135设置在下壳体部分4133上,以将HME保持在充气室3200内,但是HME保持结构4135也可以设置在上壳体部分4132上,可以是HME的一部分也可以是单独的一部分。如下文所述,可在充气室3200和鼓风机4142的下游提供HME,由于RPT系统可能没有排气口,从而患者的呼气沿相同的路径行进,但与鼓风机4142产生的气体流的流动方向相反,以此来进行治疗。因此,吸入和呼出的气体流都将通过HME。

[0195] 本技术的HME可以由泡沫材料或纸质材料制成。还设想了其他多孔材料。因此,HME也可以用作过滤器。

[0196] 图15A-15C、16A-16B和17中示出的实例充气室3200,其可以由上壳体部分4132和下壳体部分4133构成。图6A-6C示出的实例中,上壳体部分4132和下壳体部分4133是单独组件,两者可以连接在一起以形成充气室3200并允许接近其中的组件。然而,在图15A-15C、16A-16B和17示出的实例中,上壳体部分4132和下壳体部分4133是形成充气室3200的单个整体组件。

[0197] 在图16A-16B和17示出的实例中,上壳体部分4132包括排气口组件3400,下文将对其进行更详细地描述。排气口组件3400允许气体排放到大气中,以排出患者呼出的CO2,从而防止不希望的CO2再呼吸。图15A-15C示出的实例中不包括排气口组件3400。

[0198] 5.3.3定位和稳定结构

[0199] 本技术的患者接口3000的密封形成结构3100可在使用时通过定位和稳定结构3300而保持在密封位置处,例如当RPT装置运行时和/或不运行时。

[0200] 在本技术的一种形式中,提供定位和稳定结构3300,其以与由患者在睡觉时佩戴一致的方式构造。

[0201] 在本技术的一种形式中,定位和稳定结构3300设置有解耦部分,该解耦部分位于定位和稳定结构3300的前部与定位和稳定结构3300的后部之间。解耦部分不抗压,并且可以是柔性或松软的带子等。解耦部分经构造并设置为使得当患者头部躺在枕头上时,解耦

部分的存在防止后部上的力沿定位和稳定结构3300传递并破坏密封。

[0202] 在本技术的一种形式中,定位和稳定结构3300包括由织物患者接触层、泡沫内层和织物外层的层压材料构造而成的带子。

[0203] 在本技术的某些形式中,定位和稳定结构3300包括带子,其为可延长的,例如可弹性延长的。

[0204] 在一些形式中,定位和稳定结构3300可以经配置允许或支持至少一种电力和/或信号传输。例如,定位和稳定结构3300可以包括或支撑在其上的导电部分,该导电部分经配置为其提供电连通。

[0205] 在图6A中描绘的RPT系统的实例中,定位和稳定结构3300可以包括由定位和稳定结构3300支撑的至少一个导线3301。导线3301可以在鼓风机4142和电源4210(例如电池)之间提供电连通,例如用于电源和/或信号。导线3301可以包含在定位和稳定结构3300的外侧部3303内,例如,一根或者多根通过患者耳下基点上方或下方的系带。导线3301可以包括相对较薄的横截面,以保持较小的侧面并且不会导致患者不舒服。导线3301可以经构造使其刚度小于支撑定位和稳定结构3300的刚度,从而不会显著地防止定位和稳定结构与患者面部相贴合。在一个实例中,导线3301可以是挠性印制电路(FPC)的形式。这种构造可以有利于允许患者在使用RPT系统接受呼吸治疗的同时在夜晚舒适地睡觉。

[0206] 例如,导线3301的厚度可以小于3毫米。导线3301的厚度可为0.5毫米、0.2毫米或0.1毫米,允许外侧部3303具有弹性和/或薄度,从而使其容易贴合患者的面部或头部轮廓而不会导致不舒服。导线3301可以由外侧部3303覆盖,例如通过硅树脂、泡沫或织物材料封装或覆盖。电源4210可以提供到定位和稳定结构3300的上部3304,从而使导线3301通过系带3303的外侧部从电源4210传递到鼓风机4142。当然,除了导电部分之外,导线3301可以包括一个或多个层(例如,用于绝缘和/或进一步屏蔽),例如FPC中的聚酯层。

[0207] 定位和稳定结构3300还可包括至少一个管3302,其在第一端经由端口4134与充气室3200流体连通,并且在第二端处与压力转换器流体连通。管3302可以包含在定位和稳定结构3300的外侧部3303内,例如,一根或者多根通过患者耳下基点上方或下方的系带。

[0208] 定位和稳定结构3300还可以包括刚性臂,以增加在附接结构4130处连接到充气室3200的侧向系带的刚性。由于整个RPT系统可以支撑在患者头部,因此定位和稳定结构3300的相对柔软且柔性的材料可能刚性不足,无法在使用时支撑RPT系统,特别是鼓风机4142、充气室3200和密封形成结构3100。通过将刚性臂添加到定位和稳定结构3300的侧向系带上,RPT系统的重量可以在所需位置得到更充分的支撑,并且只有特殊外力才能破坏与患者气道的密封接合。刚性臂还可以至少部分地覆盖导线3301,例如在导线3301的一侧上或包围导线。

[0209] 此外,定位和稳定结构3300的至少一个系带的长度可调节,以允许患者设定由定位和稳定结构3300产生的张力。因此,患者可以确保RPT系统,特别是定位和稳定结构3300,在保持适当密封和理想位置的同时,舒适地贴合。

[0210] 图15A-15C和16A-16B示出的实例包括定位和稳定结构3300。这些实例的定位和稳定结构3300可以包括沿患者头部的相应侧面穿过的外侧部3303。外侧部3303可以在患者的耳朵上方通过。外侧部3303可以在患者的眼睛下方通过。这些实例的定位和稳定结构3300可以包括可调节的后部3305。例如,后部3305可以包括tab 3306,tab 3306形成钩环连接,

以将后部3305固定在期望长度。后部3305可以包括钩环材料中的一种,并且tab 3306可以包括钩环材料中的另一种。还可以提供调节机构3308,以允许调节上部3304,从而适应不同尺寸和形状的患者头部。

[0211] 图15A-15C和16A-16B示出的实例中的定位和稳定结构3300还可以包括一根或者多根导线3301,其可以从电源4210向鼓风机4142提供电力。另外,导线3301可以从中央控制器4230向鼓风机4142提供控制信号。另外,如果包括一个或多个传感器,例如充气室3200内的压力传感器,则一个或多个传感器可以经由导线3301将信号传送到中央控制器4230。导线3301可以通过一个或多个保持器3307固定到外侧部3303和/或上部3304。另外,中央控制器4230可以用一个或多个保持器4231固定到定位和稳定结构3300,例如固定在外侧部3303或上部3304处。而且,电源4210可以利用一个或多个保持器(未示出)固定到定位和稳定结构3300,例如固定在外侧部3303或上部3304处。电源4210和/或中央控制器4230可包含与定位和稳定结构3300相连的壳体,如通过保持器、粘合剂或重叠模塑等其他方法。

[0212] 5.3.4排气口

[0213] 在一种形式中,患者接口3000包括为允许冲洗呼出的气体例如二氧化碳而构造和布置的排气口或排气口组件3400。

[0214] 在某些形式中,排气口或排气口组件3400经配置允许从充气室3200的内部到环境的连续换气流量,同时充气室内的压力相对于环境压力是正的。排气口或排气口组件3400经构造使得换气流量的大小足以减少患者呼出的CO2的再呼吸,同时在使用时保持充气室内的治疗压力。

[0215] 根据本技术的排气口或排气口组件3400的一种形式包含多个孔,例如,约20到约80个孔,或约40到约60个孔,或约45到约55个孔。

[0216] 排气口或排气口组件3400可位于充气室3200中。可替代地,排气口或排气口组件3400位于解耦结构例如旋轴中。

[0217] 图6A-6C中描绘的示例性RPT系统可以不包括排气口,例如,充气室3200可以没有排气口。因此,在使用时,患者只能通过鼓风机4142呼气,其方向与鼓风机4142产生的气体流的方向相反,以此来进行治疗,例如当鼓风机4142继续运转时,患者的呼气通过鼓风机入口4143离开RPT系统。因此,呼出气流将穿过鼓风机4142排放到大气中。此外,在患者呼气期间,由于患者呼气的流量超过鼓风机4142产生的气体流,因此通过鼓风机4142的行进整个气体流可以反向流动。为了便于通过鼓风机4142和鼓风机入口4143排气,鼓风机4142可以布置在充气室出口4131和密封形成结构3100附近,从而使得鼓风机4142靠近患者。在这种情况下,鼓风机4142应该足够接近,以允许在患者开始吸气之前有足够的呼气离开RPT系统。此外,RPT系统可以经配置允许通过鼓风机入口4143以最小的气动阻力呼出。

[0218] 通过将鼓风机4142布置在患者附近并且仅允许通过鼓风机4142和鼓风机入口4143排出呼气,由于不必考虑换气流量,因此需要由鼓风机4142产生的总流速降低。换言之,在患者吸气过程中不存在需要由鼓风机4142产生的气体流驱动的排气口泄漏。由于压力损失和泄漏的减少,这种布置还可以通过缩短鼓风机4142和患者之间的流动路径的长度,即通过充气室来提高鼓风机4142的效率。

[0219] 在另一个替代方案中,RPT系统可以通过电子致动排气口或气动排气口排气,以通过减少不必要的排气泄漏和缩短流动路径的长度来提高RPT系统(例如鼓风机4142)的效

率。电子致动排气口的合适实例可以在PCT专利申请公开号WO 2013040198中找到。

[0220] 如上所述,图16A-16B和17中示出的实例的上壳体部分4132可以包括排气口组件3400。排气口组件3400可以简单地包括穿过上壳体部分4132的一个或多个侧面的多个孔,不论患者的呼吸阶段和/或鼓风机4142的操作状态,这些孔始终处于打开状态。换言之,排气口组件3400连续地允许气体离开充气室3200。可替代地,排气口组件3400可以促进选择性排气,例如,基于患者呼吸的阶段和/或鼓风机4142的操作。

[0221] 图18A-18H中示出的排气口组件3400提供这种选择性排气。排气口组件3400可以包括底座3404。底座3404可以以永久或可拆卸的方式(例如,为便于更换或清洁)附接到上壳体部分4132,或者上壳体部分4132可以形成底座3404。

[0222] 底座3404可以包括从底座3404延伸的排气口延伸部分3403。在所描绘的实例中,包括两个排气口延伸部分3403,分别布置在底座3404的每个侧面上。每个排气口延伸部分3403可以包括外部排气口表面3401,其面向或靠近大气或背向充气室3200。每个排气口延伸部分3403还包括充气室面向充气室3200或与充气室3200相邻的内部排气口表面3407。每个排气口延伸部分3403还可以包括内表面3408。在横截面中,排气口延伸部分3403可以具有大致呈三角形的形状,其中外部排气口表面3401、内部排气口表面3407和内表面3408形成三角形的三条边。然而,应当理解,这些表面中的每一个可以是平面或者弯曲面(凸面或凹面)。每个排气口延伸部分3403可以包括在内部排气口表面3407和外部排气口表面3401之间通过的一个或多个排气口3402。排气口3402可沿穿过排气口延伸部分3403的线性路径或非线性路径。排气口3402允许气体在排气过程中通过排气口进入大气,如下所述。

[0223] 排气口组件3400还可以包括分隔器3406,分隔器3406将排气口组件3400分成两部分。另外,柔性膜或翼片3405可以附接到每个排气口延伸部分3403,其可以在吸气阶段期间覆盖排气口3402,以防止增压气体流被排放到大气中,从而降低充气室3200内的压力。柔性膜3405可以相对较薄并且可以由于空气压力而发生弹性变形。柔性膜3405可以由液体硅橡胶等弹性可变形材料形成。柔性膜3405可以通过粘合剂或通过重叠模塑永久地附接到排气口延伸部分3403的内部排气口表面3407。柔性膜3405可悬臂式安装在排气口延伸部分3403的内部排气口表面3407上,以允许柔性膜3405覆盖排气口3402。

[0224] 另外,内部排气口表面3407向鼓风机4142的增压气体流流动方向倾斜,从而使其偏向关闭位置。然而,由于其与排气口延伸部分3403的内部排气口表面3407的悬臂附接,患者呼出的流量相对较低,可迫使柔性膜3405进入打开排气口3402通向大气的位置。

[0225] 在所描绘的实例中,分隔器3406示出为矩形棱镜。然而,分隔器3406可具有面对对应的排气口延伸部分3403的倾斜或弯曲边。

[0226] 另外,在所描绘的实例中,柔性膜3405在分隔器3406的纵向上进行尺寸标注,从而使得它们基本上覆盖了分隔器和排气口延伸部分3403之间的所有通道。应当理解,在替代实例中,在分隔器的纵向方向上柔性膜3405可以不在通道的整个宽度上延伸。

[0227] 此外,在所描绘的实例中的柔性膜3405示出为实心连续的翼片。然而,柔性膜3405可以包括一个或多个孔,以允许调节其允许的流量。

[0228] 另外,用于向鼓风机4142提供电力和/或控制鼓风机4142的柔性印刷电路板和/或导线可以通过分隔器3406。

[0229] 图18F-18H描绘了排气口组件3400的操作。尽管没有示出其他RPT系统组件,但是

应该理解,如上所述,在使用时,排气口组件3400将提供给上壳体部分4132。在每个视图中,应该理解的是,鼓风机4142位于排气口组件3400的上方,并且当产生增压气体流时,增压气体流将向下流经排气口组件3400流向排气口组件3400对面的患者。

[0230] 图18F示出了处于空档状态的排气口组件3400,其中没有空气流量。因此,柔性膜3405处于未变形状态。示出的柔性膜3405覆盖排气口3402,从而使得空气不能从充气室3200进入大气,反之亦然。然而,柔性膜3405可以附接到排气口延伸部分3403,使得在未变形状态下,柔性膜3405和内部排气口表面3407之间存在微小间隙,从而允许少量气体流通过排气口3402。另外,柔性膜3405的尺寸可以设计成使其不会在未变形状态下与分隔器3406接合,如图18F所示,以允许空气流在分隔器3406和柔性膜3405之间通过。可替代地,柔性膜3405的尺寸可以设计成使柔性膜3405在未变形状态下与分隔器3406接合,以防止空气流量在分隔器3406和柔性膜3405之间通过。

[0231] 图18G示出了排气期间的排气口组件3400,例如在患者呼气时。图18G示出了来自患者方向的换气流量3409,以使柔性膜3405移位和/或变形,使得内部排气口表面3407暴露,并且排气口3402被柔性膜3405打开或未被柔性膜阻挡。换气流量3409可以通过患者呼气的力产生。通过将柔性膜3405从排气口3402外的内部排气口表面3407悬臂移动,使柔性膜3405覆盖排气口3402,换气流量3409的力将移动和/或使柔性膜3405变形,从而打开排气口3402,使换气流量3409可以排到大气中。可以选择柔性膜3405的厚度和材料,以使柔性膜易于变形,即使在与来自鼓风机4142反向流动的气流相反的情况下,足以因患者的呼气而发生移位和/或变形。另外,柔性膜3405的尺寸可以设计成使其在呼气期间不与分隔器3406接合,如图18G所示,以允许空气流在分隔器3406和柔性膜3405之间通过。可替代地,柔性膜3405的尺寸可以设计成使柔性膜3405在通过呼气发生变形时与分隔器3406接合,以防止空气流量在分隔器3406和柔性膜3405之间通过并且确保呼气的全部力量用于将气体流排到大气中,例如呼出CO2。

[0232] 图18H示出了吸气期间的排气口组件3400。在该视图中,来自鼓风机4142的增压气体流3410将柔性膜3405推入到仅靠内部排气口表面的位置,该位置封闭排气口3402,使得增压气体流3410被引至患者进行吸入,而不会在大气中损失。还应该理解的是,柔性膜3405不仅可以在吸气过程中占据该位置,而且可以在鼓风机4142产增压气体流3410并且患者不呼气时的任何时刻占据该位置。可以选择柔性膜3405的材料和尺寸(例如厚度),使来自鼓风机4142的增压气体流3410足以使柔性膜3405发生移位和/或变形到达关闭排气口3402的位置,从而打开分隔器3406和排气口延伸部分3403之间的通道并允许增压气体流3410到达患者。另外,内部排气口表面3407的角度可以使其相对于增压气体流3410的方向向内或向下倾斜进入排气口组件3400的内部。

[0233] 图18A-18H中示出的排气口组件3400的有利之处在于其允许根据患者呼吸的相位和/或鼓风机4142的操作选择性地打开或关闭排气口3402,并且排气口组件通过相同的方式被动作用。换言之,不需要可单独的致动组件来打开和关闭排气口,因此降低了复杂性。而且,本技术的排气口组件3400允许通过简单地用水冲洗排气口组件3400来进行清洁。柔性膜3405可以充分变形,以使水发生移位并允许整体清洁。此外,由于没有额外复杂的致动组件,水可以容易地通过排气口组件3400进行冲洗,而不会对排气口组件3400造成损坏。

[0234] 排气口组件3400还可以在外部排气口表面3401处包括扩散器材料,以扩散从排气

口3402传递到大气中的气体流,从而减少噪音和喷射。

[0235] 还设想了将其他排气口布置可用于本技术。例如,美国专利申请公开号US2014/0305431A1的图33-35中公开的排气口布置也可以包括到本技术的RPT系统中。

[0236] 5.3.5连接端口

[0237] 在一种形式中,患者接口3000包括用于连接到空气回路4170的连接端口3600。

[0238] 5.3.6前额支架

[0239] 在一种形式中,患者接口3000包括前额支架3700。图6A-6C中描绘的本技术的实例不包括前额支架。尽管在图6A-6C所示的实例中未示出前额支架,但是前额支架可以包括到RPT系统中,例如,作为从其延伸的充气室3200的一部分。可以添加前额支架,以通过添加另一个单独的接触点来增强RPT系统在使用时在患者头部的稳定性。

[0240] 5.3.7反窒息阀

[0241] 在一种形式中,患者接口3000包括反窒息阀。

[0242] 5.3.8端口

[0243] 在本技术的一种形式中,患者接口3000包括一个或多个端口,其允许进入充气室3200内的体积。在一种形式中,这使得临床医生可以提供补充氧。在一种形式中,这使得可以直接测量充气室3200内的气体的性质,比如压力。

[0244] 充气室3200还可以包括端口4134,端口4134经配置连接到压力转换器和补充气体源中的至少一个。如下文更详细的描述,压力转换器可以提供关于在操作期间充气室内条件的数据,所述数据可以由控制系统用于控制鼓风机4142。补充气体源可以为患者提供补充氧气,例如,根据临床医生的规定提供。

[0245] 5.4RPT装置

[0246] 根据本技术一个方面的RPT装置4000包括机械、气动组件和/或电气组件,并经配置以执行一个或多个算法。RPT装置4000可以经配置产生用于输送到患者气道的空气流,例如用于治疗本文件中其他地方描述的一种或多种呼吸病状。

[0247] 在一种形式中,RPT装置4000经构造并设置为能够在-20升/分钟至+150升/分钟的范围内输送空气流,同时保持至少6cmH_2O的正压,或者至少10cmH_2O的正压,或至少20cmH_2O的正压。在另一种形式中,RPT装置4000经构造并设置为能够在-60升/分钟至+80升/分钟的范围内输送空气流,同时保持至少6cmH_2O的正压,或者至少10cmH_2O的正压,或至少20cmH_2O的正压。

[0248] RPT装置4000的气动路径可包括空气路径一个或多个空气路径物件,例如入口空气过滤器4112、入口消音器4122、能够正压供给空气的压力产生器4140(例如,鼓风机4142)、出口消音器4124、以及一个或多个转换器4270,比如压力传感器4272和流速传感器4274。

[0249] 一个或多个空气路径物件可设置于可拆卸的单独结构内,可拆卸的单独结构将称为气动块4020。气动块4020可设置于外部壳体4010内。在一种形式中,气动块4020由底盘4016支撑,或构成其一部分。

[0250] RPT装置4000可具有电源4210、一个或多个输入装置4220、中央控制器4230、治疗装置控制器4240、压力产生器4140、一个或多个保护电路4250、存储器4260、转换器4270、数据通信接口4280以及一个或多个输出装置4290。电气组件4200可安装在单个印刷电路板组

件(PCBA)4202上。在一种可选形式中,RPT装置4000可包括多于一个PCBA 4202。

[0251] 5.4.1RPT装置的机械和气动组件

[0252] RPT装置可在整体单元中包括一个或多个以下组件。在一种可选形式中,一个或多个以下组件可设置为各自分离的单元。RPT装置可以包括一个或多个气动组件4100。

[0253] 根据本技术的一种形式的RPT装置可以包括一个或多个空气过滤器4110,和/或一个或多个消音器4120。

[0254] 5.4.1.1压力产生器

[0255] 在本技术的一种形式中,用于产生正压的空气流或空气供给的压力产生器4140为可控鼓风机4142。例如,鼓风机4142可以包括无刷DC马达4145,其具有一个或多个封装在蜗壳中的叶轮。在另一个实例中,鼓风机4142可以包括无刷DC马达4145,其具有一个或多个封装在壳体中的叶轮和定子叶片。鼓风机能够,例如以高达约120升/分钟的速率,并以约4cmH_2O至约20cmH_2O范围内的正压或高达约30cmH_2O的其它形式输送空气供给。鼓风机可如以下专利或专利申请中任何一个所述,这些专利或专利申请通过引用全文的方式并入本文中:美国专利第7,866,944号;美国专利第8,638,014号;美国专利第8,636,479号;以及PCT专利申请公开号WO2013/020167。

[0256] 压力产生器4140在治疗装置控制器4240的控制下。

[0257] 换言之,压力产生器4140可为活塞驱动泵、与高压源相连的压力调节器(例如,压缩空气贮存器)或风箱。

[0258] 5.4.1.1.1本技术的鼓风机4142

[0259] 本技术的鼓风机4142可以包括平行流动路径中的多组多级小直径叶轮。平行级布置可允许鼓风机4142产生足够的流速,同时减小鼓风机4142的尺寸并减少其产生的噪音。如图7A-7F所示,示例性鼓风机4142包括两组第一压缩级4136和第二压缩级4137,其中每组平行布置在马达4145的每一侧。换言之,鼓风机4142可以包括相对于马达4145的轴向方向两对处于基本镜像配置中的级。尽管示出的示例性鼓风机4142具有在每侧上串联布置的两个级,但是可以设想在鼓风机4142的每侧上可以仅存在一个级。可替代地,可以在鼓风机的每一侧提供两个以上的压缩级。在更进一步的替代方案中,可以存在不对称压缩级,例如,鼓风机4142的一侧上存在一级和鼓风机4142的另一侧上存在两级。由于任何给定级的定子和叶轮可以与另一级的定子和叶轮不同,因此级本身也可以是不对称的。

[0260] 鼓风机4142可以在呼吸压力治疗(RPT)系统中使用,并且可以经配置产生高于环境气压至少6cmH_2O的治疗压力下的空气流。图6A至图14中公开的示例性鼓风机4142和RPT系统可以用于治疗睡眠呼吸障碍,例如睡眠呼吸中止症,并且还可以用于治疗COPD等不一定与睡眠有关的其他呼吸问题。鼓风机4142可以包括具有第一端和第二端的马达4145(以简化的轮廓形式示出)。鼓风机4142也可具有一般圆柱形状。另外,第一叶轮4150和第二叶轮4160可以串联布置在轴4146上,使得两个第一叶轮4150和两个第二叶轮4160同时由马达4145驱动。

[0261] 由于在马达4145的任一端的每组叶轮经配置在彼此相反的方向上产生气体流且同时由相同的轴驱动,每个相对的叶轮4150和4160可以包括镜像几何体。因此,例如,位于马达4145的轴4146的第一端的叶轮4150和4160可各自包括前掠叶片,并且位于马达4145的轴4146的第二端或相对端的叶轮4150和4160可以具有一个不同的(镜像)几何体。换言之,

由于当马达4145工作时轴4146的两端将沿相同方向旋转,因此轴的每个相应端部的叶轮4150和4160可相对于轴4146的旋转方向向前扫掠,从而鼓风机4142的两侧产生相同方向的气体流。

[0262] 鼓风机4142还可以包括对应于马达4145的第一端和马达4145的第二端的第一定子4180。第一定子4180可以在使用时沿着鼓风机产生的空气流定位在第一叶轮4150的下游和第二叶轮4160的上游。鼓风机4142还可以包括对应于马达4145的第一端和马达4145的第二端的第二定子4190,在使用时第二定子4190沿着鼓风机4142产生的空气流定位在第二叶轮4160的下游。

[0263] 鼓风机4142还可以包括端盖4144,端盖4144的形状和尺寸设计成至少部分地包围每个第一叶轮4150。每个端盖4144还可以在鼓风机4142的每侧至少部分地限定鼓风机入口4143。鼓风机4142还可以包括定位于每个第二定子下游的鼓风机出口4141,例如在轴向上位于或朝向鼓风机4142的中心。从每个鼓风机入口4143、通过每个第一叶轮4150、通过每个第一定子4180、通过每个第二叶轮4160、通过每个第二定子4190和从每个鼓风机出口4141流出的空气流的流动路径4138可通过风机4142限定。鼓风机出口4141可以环绕鼓风机4142的整个圆周或部分圆周延伸。

[0264] 图7A描绘了根据本技术的鼓风机4142的实例,所述鼓风机与壳体部分4132、4133分开。例如,第一定子4180的第一定子壳体4184外部的安装轨是明显的。另外,鼓风机出口4141以及第二定子4190通向鼓风机出口4141的部分是明显的。图7A还描绘了鼓风机4142的其他组件,包括端盖4144,其限定鼓风机入口4143并部分地包围第一叶轮4150。如图7A所示,鼓风机4142是镜像或对称结构,使得鼓风机4142的每一半可以包括相同的(镜像)组件。

[0265] 因此,鼓风机4142可以包括两组入口和出口。换言之,相对于鼓风机4142的轴向,位于鼓风机4142的相对端处或朝向鼓风机4142的相对端的一组入口4143(例如两个入口),以及相对于鼓风机4142的中心或朝向鼓风机4142的中心的一组出口4141(例如,两个出口)。

[0266] 图7B描绘了示例性鼓风机4142与图7A的类似视图,但端盖4144被拆下,以描绘第一叶轮4150。另外,第一定子4180的第一定子叶片4186和4187的部分也是明显的。如下文更详细的描述,在第一压缩级期间,通过旋转第一叶轮4150产生的气体流在由端盖4144限定的体积内通过,然后通过第一定子叶片4186和4187到达第二叶轮4160,进行第二级压缩。

[0267] 图7C描绘了具有端盖4144和第一叶轮4150的示例性鼓风机4142的另一视图,从而使得第一定子4180的第一定子上部护罩4182A是明显的。另外,第一定子叶片4186和4187的很大一部分也是明显的。在第一压缩级4136期间,通过旋转第一叶轮4150产生的气体流在第一定子上部护罩4182A下方和第一定子叶片4186和4187之间通过,然后到达第二叶轮4160,以进行第二压缩级4137。

[0268] 图7D描绘了示例性鼓风机4142的另一视图,其中第一定子4180被拆除。在该视图中,第二叶轮4160和第二定子4190(包括第二定子叶片4191)更加完全明显。下文将更详细地描述这些单独组件的特征。

[0269] 图7E描绘了示例性鼓风机4142的横截面视图,如图7A所示,其中横截面沿着包含马达4145的旋转轴线的平面切割。在该视图中,可以看到气体从鼓风机入口4143经过两个压缩阶段并从鼓风机出口4141流出的流动路径部分。

[0270] 图7F描绘了示例性鼓风机4142的分解图。

[0271] 5.4.1.1.1.1压缩级4136和4137

[0272] 在一个示例性构造中,对应于两个叶轮—定子对的每对压缩级4136和4137可以在马达4145以例如65000转/分钟运转的情况下以约高达40升/分钟的速度输送流量。因此,在鼓风机4142的每一侧上并联组合压缩级4136和4137能够在约10或15cmH_2O的治疗压力下以约80升/分钟的速度输送。在这个实例中,马达4145的外径和长度分别为13毫米和37毫米,鼓风机4142的外径和长度分别为18毫米和46毫米。还设想可以将额外的叶轮串联添加到单独的压缩级,以产生更高的压力。

[0273] 5.4.1.1.1.2马达4145

[0274] 鼓风机4142可以包括单个无刷DC电机形式的马达4145。马达4145可以包括轴4146,轴4146在轴向方向上从每个端部突出,以在每侧驱动相应的叶轮。由于轴4146的端部在鼓风机4142的运行过程中将在相同方向上旋转,应当理解,叶轮和定子的形状可以是镜像的,但在鼓风机4142的相对侧上相同。本技术的马达4145能够从最小约5000转/分钟或约10000转/分钟至最大约50000转/分钟至约80000转/分钟的工作速度下运转,产生从约0.5mN-m至约1mN-m的最大扭矩和约3W至6W的最大功率。虽然所描绘的实例包括一台马达,所述马达在鼓风机4142的每一侧上驱动两组压缩级4136和4137,但是可以设想鼓风机4142可包括两台马达4145,其中每个马达驱动单组压缩级4136和4137。

[0275] 5.4.1.1.1.3叶轮4150和4160

[0276] 图8A-8L中示出了示例性的第一叶轮4150,但是应当理解,每个第二叶轮4160可以与对应的第一叶轮4150相同。可替代地,每个第一叶轮4150和每个第二叶轮4160可区别设计,以根据各自在流动路径4138中的相对位置来优化产生的流速和压力。无论设计不同还是相同,每个第一叶轮4150和每个第二叶轮4160都可以包括叶轮轮毂4153、从叶轮轮毂4153径向延伸的叶轮叶片4151和叶轮护罩4152。叶轮轮毂4153是叶轮4150的一部分,将叶轮4150连接到轴4146的对应端。

[0277] 叶轮叶片4151在叶轮4150旋转期间径向向外引导气体流。叶轮叶片4151可各自具有仅在径向方向上延伸的第一叶轮叶片部分4154和在径向、切向和轴向方向(或仅在径向和轴向方向上)延伸的第二叶轮叶片部分4155。第一叶轮叶片部分4154可以具有等截面,并且第一叶轮叶片部分4154可以相对于第二叶轮叶片部分4155径向向内设置。第二叶轮叶片部分4155可以具有变截面,并且可以相对于第一叶轮叶片部分4154径向向外设置。第一叶轮叶片部分4154的等截面也可以在任何点处比第二叶轮叶片部分4155的变截面薄。第二叶轮叶片部分4155的变截面可以从第一叶轮叶片部分4154径向向外增加厚度,然后进一步径向向外减小厚度。

[0278] 每个第一叶轮4150和每个第二叶轮4160的叶轮叶片4151可以在操作期间相对于旋转方向4139向前扫掠或弯曲。可替代地,每个第一叶轮4150和每个第二叶轮4160的叶轮叶片4151可以在操作期间相对于旋转方向4139向前扫掠或弯曲。

[0279] 叶轮护罩4152防止进入的气体流沿轴向方向流经叶轮叶片4151,从而使得叶轮叶片4151重新径向引导气体流,同时切向旋转气体流。每个叶轮护罩4152可以包括仅在径向方向上延伸的第一叶轮护罩部分4156和在径向和轴向方向上延伸的第二叶轮护罩部分4157。叶轮护罩4152还可以包括切口,以允许叶轮在开模方向上模塑。

[0280] 图8A至8M中示出的叶轮4150的第一叶轮叶片部分4154可以是直的,以将其横截面积最大化,从而将鼓风机入口4143处的入口损失降至最低。实际上,如图7A所示,第一叶轮叶片部分4154通过鼓风机入口4143暴露,以吸入空气。此外,第二叶轮叶片部分4155的前曲率可以通过相对较高的切向速度产生压力。另外,沿轴向方向从叶轮4150流出的轴向发展可以促使气体流在轴向方向上行进,从而有利于增加定子4180和4190可以转换成额外压力的轴向速度。附加轴向发展的概念可以被理解为,气流在叶轮4150上工作的时间越长(例如,通过离心效应),定子4180和4190越能将增加的气流速度转化为压力。附加轴向发展还意味着空气流量在叶轮4150上工作的时间越长,(因此通过离心效应产生的压力越多)。

[0281] 图12A和12B描绘了根据本技术的第一叶轮4150的另一实例。所述第一叶轮4150与上述第一叶轮4150的相似之处在于,其包括相同的基本结构组件,例如,第一叶轮叶片4151、第一叶轮护罩4152和第一叶轮轮毂4153。然而,在图12A和12B的实例中,第一叶轮叶片4151和第一叶轮护罩4152的形状不同。例如,第一叶轮叶片4151的横截面在第一叶轮叶片部分4154和第二叶轮叶片部分4155之间在径向方向上的厚度没有变化。另外,在图12A和12B的实例中,第二叶轮叶片部分4155的曲率更加陡峭。此外,在图12A和12B的实例中,第二叶轮叶片部分4155不沿轴向延伸。类似地,在图12A和12B的实例中,第一叶轮护罩4152不沿轴向从第一叶轮轮毂4153延伸。换言之,第一叶轮护罩4152通常是平的,至少在与第一叶轮叶片4151相对的一侧是平的。图12A和12B的叶轮4150的叶轮叶片4151可以在操作期间相对于旋转方向4139向前扫掠或弯曲。可替代地,图12A和12B的叶轮4150的叶轮叶片4151可以在操作期间相对于旋转方向4139后扫掠或弯曲。

[0282] 除了第一叶轮叶片4151的形状之外,图13A和13B中描绘的示例性第一叶轮4150与图12A和12B中描绘的第一叶轮4150类似。在图13A和13B的示例性第一叶轮4150中,第一叶轮叶片4151在径向方向上具有连续且不太陡峭的曲率。然而,与图12A和12B的第一叶轮4150以及图13A和13B的第一叶轮4150类似,第一叶轮叶片4151的横截面的厚度在径向方向上一致。图13A和13B的叶轮4150的叶轮叶片4151可以在操作期间相对于旋转方向4139向前扫掠或弯曲。可替代地,图13A和13B的叶轮4150的叶轮叶片4151可以在操作期间相对于旋转方向4139向后扫掠或弯曲。如上所述,图12A和12B或图13A和13B中描绘的任一个第一叶轮4150都可以在第一压缩级4136和第二压缩级4137中使用。换言之,两个压缩级4136和4137包括用于第一叶轮4150和第二叶轮4160的相同叶轮。可替代地,可以在第一压缩级4136或者第二压缩级4137中采用不同的叶轮设计。

[0283] 图12A和12B中所示的叶轮4150的第一叶轮叶片部分4154可以是直的,以将其横截面积最大化,从而将鼓风机入口4143处的入口损失降至最低。实际上,如图7A所示,第一叶轮叶片部分4154通过鼓风机入口4143暴露,以吸入空气。此外,第二叶轮叶片部分4155的前曲率可以通过相对较高的切向速度产生压力。

[0284] 5.4.1.1.1.4叶轮500

[0285] 图19A-19EE中示出了根据本技术的叶轮的实例。叶轮可适用于离心式鼓风机,例如本说明书中其他地方所述的离心式鼓风机。

[0286] 叶轮500可以包括一个或多个以下组件:

[0287] • 一组叶轮叶片510,每个叶轮叶片510包括前缘511和后缘512;

[0288] • 第一护罩和/或第二护罩,例如顶部护罩520和/或底部护罩525,至少部分地限

定经过叶轮的气体流通道540;

[0289] • 轮毂530,用于将叶轮耦合到马达上,轮毂530可通过与马达的转子或马达轴的过盈配合来保持,但也可以采用任何数量的其他已知保持机构。

[0290] 在叶轮500包括第一护罩和第二护罩的情况下,第一护罩和第二护罩可以经布置成使第一护罩和第二护罩之间的轴向距离通常可以在径向方向上朝向叶轮的外部减小。

[0291] 图19A至19N示出了根据本技术的一个实例的叶轮500。如图所示,叶轮500包括多个叶轮叶片510,这些叶轮叶片510位于第一或顶部护罩520和第二或底部护罩525之间并与第一或顶部护罩520和第二或底部护罩525相连接。在示出的实例中,底部护罩525延伸到轮毂530,适于接收马达转子。

[0292] 在示出的实例中,顶部护罩520基本上呈非平面。例如,顶部护罩520可以相对于叶轮的轴向在径向方向上逐渐变窄,例如,顶部护罩520可以包括截头圆锥形状。顶部护罩520包括限定顶部护罩直径D的外缘和限定中心开口的内缘,所述中心开口提供叶轮入口522。叶轮入口壁521沿内缘延伸,以限定叶轮入口522的外围。入口壁521的自由端部分提供叶轮入口522的前缘523。在这种布置中,顶部护罩520延伸到叶轮的外围,因此顶部护罩的直径D与叶轮的直径相同。然而,在其他布置中,顶部护罩520可以不延伸到叶轮的外围,例如仅覆盖叶轮叶片的一部分。

[0293] 在示出的实例中,底部护罩525基本上呈平面。如图所示,底部护罩525的外缘限定的直径与由顶部护罩520的外缘限定的直径D基本相似(例如相同)。在一个实例中,叶轮的直径D小于约50毫米。

[0294] 顶部护罩520和底部护罩525通过叶轮配合限定两者之间的气体流通道540。气体流通道540在叶轮的内部从叶轮入口522延伸到叶轮外部的叶轮出口524。气体流通道540可以包括多个通道,每个通道至少部分地由顶部护罩520和底部护罩525和叶轮叶片510限定。

[0295] 在示出的实例中,限定在顶部护罩520和底部护罩525之间的气体流通道540经构造将从叶轮入口522到叶轮出口524(即,在气流方向的正常方向上)的间隔变窄,即,顶部护罩520和底部护罩525之间的间距或距离从叶轮入口到叶轮出口减小或逐渐变窄。

[0296] 也就是说,顶部护罩520和底部护罩525经构造使得气体流通道在轴向方向上在叶轮的外部比在叶轮的内部部分更窄,即在顶部护罩520和底部护罩525之间的轴向距离通常可以在径向方向上朝向叶轮的外部减小。例如,图19B示出了顶部护罩520和底部护罩525之间的示例性轴向距离d1和d2,其中沿叶轮内部的d1大于沿叶轮外部的d2,轴向距离在径向上从d1逐渐减小到d2。另外,顶部护罩520和底部护罩525经构造使得两者在叶轮出口处的轴向距离(即d2)小于入口处的径向尺寸。

[0297] 因此,根据本技术的一个实例的叶轮可以包括气体流通道540,所述气体流通道540包括多个通道,每个通道的高度经构造沿着通过其中的空气流量方向减小。

[0298] 5.4.1.1.1.4.1叶轮入口

[0299] 根据本技术的叶轮可以包括相对较大的叶轮入口尺寸,其与叶轮直径(D)成比例。在一种形式中,叶轮入口522可以由顶部护罩520的外围限定,例如在图19B中,其中顶部护罩520的入口壁521在横截面中示出。

[0300] 通常,在保持其他尺寸(例如,叶轮直径)的同时增加离心式鼓风机中叶轮入口的尺寸可能是不利的,因为所述增加可以减小叶轮的有效直径,从而将离心能传递给流经鼓

风机的空气。换言之,叶轮入口的增大可能导致鼓风机产生的压力不足。

[0301] 然而,对于诸如在RPT装置中的应用,出于对美观因素和方便在床边放置RPT装置的考虑,设计小尺寸装置较为可取。因此,设计人员希望减小叶轮的尺寸。然而,随着叶轮直径减小,通过叶轮的空气流量速度增加,对叶轮的噪声和效率造成不利影响,例如由于空气速度的增加而引起的空气动力学行为发生变化。

[0302] 如其他地方所述,RPT装置可以相对独特,因为其尺寸较小且产生的噪音较少,优选适用于在床边/夜间/睡眠时间使用,同时需要产生足够的压力和流速用于呼吸治疗。对于在小型、可能是便携式RPT装置中使用,发现叶轮直径的减小可能伴随着叶轮入口直径的相对增大。

[0303] 在一种形式中,直径D小于50毫米的叶轮可以包括叶轮入口522,其中叶轮入口522的直径(如图19A示出的d入口)至少为叶轮直径D的50%。在一个实例中,叶轮可以包括40毫米的直径D,叶轮入口直径d为20毫米、22毫米或24毫米。

[0304] 根据本技术的另一方面,叶轮入口壁521或叶轮入口522的外围可以包括相对大的半径,以改善叶轮和/或鼓风机的整体性能。由于空气流量仍然附着在入口壁521上,因此面对进入叶轮的空气流量的部分的半径增大可以有助于提高效率。

[0305] 在一种形式中,叶轮入口522的外围的前缘,例如顶部护罩520的入口壁521的自由端部分的前缘523(如图19B中可最清楚地看出),包括半径至少为0.5毫米的横断面形状。在另一种形式中,第一或顶部护罩520的前缘半径大于第一护罩520主体的最大厚度的70%,例如大于85%、100%或115%。在另一种形式中,第一或顶部护罩520的前缘523的半径大于第一护罩520的主体的最大厚度。在另一种形式中,第一或顶部护罩520的前缘包括横断面形状,其半径为叶轮直径D的至少1%。在使用时,例如为了减少噪音和提高效率,防止在叶轮入口522处进入叶轮的空气流量在半径处或周围处分离。

[0306] 5.4.1.1.1.4.2叶轮叶片

[0307] 叶轮500可以包括多个叶轮叶片510。在示出的实例中,叶轮包括11个叶片510。然而,应该理解的是,叶轮可以包括其他合适数量的叶片,例如3个或更多个叶片,例如5～20个叶片,例如7个叶片、11个叶片、13个叶片等。

[0308] 每个叶轮叶片510从轮毂530朝向叶轮的外缘延伸。每个叶轮叶片可以连接至顶部护罩520和底部护罩525。每个叶轮叶片包括前缘511和后缘512。应当注意的是,术语“前缘”和“后缘”应理解为类似于其在航空领域的用途,指的是翼的一部分,而不是“缘”的狭义几何意义。

[0309] 例如,“前缘”可以指叶轮叶片的一部分,其通常首先接触进入叶轮的空气。类似地,“后缘”可以指叶轮叶片的一部分,其在离开叶轮时通常最后接触空气。

[0310] 在示出的实例中,叶轮叶片510夹在顶部护罩520和底部护罩525之间。如图所示,每个叶片510与顶部护罩520重叠,从而使得沿叶片外部的第一边缘515与顶部护罩520接触,且沿叶片内部的前缘511通过叶轮入口522暴露,也就是说,前缘511在入口壁521和轮毂530之间延伸,限定入口522进入叶轮。每个叶片510与底部护罩525重叠,从而使得第二边缘517沿其整个长度与底部护罩525和轮毂530接触。后缘512通过顶部护罩520和底部护罩525的外端之间的叶轮出口524暴露。

[0311] 在示出的实例中,每个叶片510延伸到顶部护罩520和底部护罩525的外缘,例如,

叶片510未延伸超过顶部护罩520和底部护罩525。在替代实例中,叶片510可以延伸超出或者不超出顶部护罩520和底部护罩525的外缘。

[0312] 根据本技术的一个方面,叶轮叶片510的前缘511和/或后缘512可以非常薄,从而减少在叶轮的入口和出口处的扰动和噪音。在一个实例中,叶轮叶片510的前缘511和/或后缘512的厚度可以小于约0.2毫米,例如,小于约0.1毫米,例如在其最薄部分测量,或在其最外侧部分(即最下游部分)测量。此外,对于RPT装置而言,一些叶轮设计可能使前缘(和/或后缘)尺寸看似较小的减小可以对叶轮的空气流量和RPT装置的效率产生积极影响。

[0313] 在一个实例中,每个叶片510的横截面厚度可以是可变的或逐渐缩小的,例如,在平面图中沿其长度的至少一部分。例如,如图19K-19N所示,每个叶片510的外部可以包括朝向后缘512逐渐变小的横截面厚度。

[0314] 而且,如图19K-19N所示,每个叶片510可以是弯曲的和/或提供弯曲的外表面,例如,在平面图中沿其长度的至少一部分。例如,如图19K-19N所示,每个叶片510的外部可沿其长度向后缘512提供弯曲表面519,例如,以提供平滑的空气流动通道来减少扰动,并因此降低噪音。

[0315] 此外,如图19K-19N所示,相邻叶片510之间限定的气体流通道的结构可以扩大,例如,在平面图中沿其长度的至少一部分。例如,如图19K-19N所示,在相邻叶片510之间限定的气体流通道经构造朝向后缘512扩大,例如,以增加压力。

[0316] 如图19C、19P所示或图19K-19N所示的横截面,叶轮叶片510可以是倾斜的。例如,每个叶片510的前缘511可相对于轮毂530或马达的轴倾斜,例如,倾斜角度大于45度。

[0317] 在图19A-19N的实例中,后缘512基本上平行于轮毂530的轴线延伸。

[0318] 在一些形式中,如图19O-19S所示,叶轮叶片510可以包括一个或多个锯齿,例如,前缘511和/或后缘512可以包括沿前缘511和/或后缘512布置的一个或多个锯齿。前缘和/或后缘锯齿的潜在合适布置的一些实例可以在PCT专利申请公开号WO 2016/201516中找到,该申请的全部内容以引用方式并入本文。

[0319] 5.4.1.1.1.4.3叶轮结构

[0320] 许多现有技术的叶轮,特别是在呼吸压力治疗装置领域,都是通过注塑成型聚合物材料制造的。典型的原因可能包括(但不限于):

[0321] • 每个零件的成本低,特别是随着产量的增加;

[0322] • 注塑成型表面光滑,可以将产生的扰动降至最低;

[0323] • 模塑零件的高重复性,因此确保了一致性和质量控制;和

[0324] • 所使用的塑料密度低(和相对高的刚度和强度),有助于最大限度地减少质量和转动惯量,从而可以更容易地实现快速加速和减速。

[0325] 由于采用了注射成型,特定的叶轮几何结构可能非常难以实现,或者仅仅使用注射成型根本不可能实现。例如,采用弯曲和扫掠叶片以及顶部和底部护罩的叶轮可能非常难以使用注射成型工艺制造。也就是说,一旦组件注塑成型,由于工具和组件会交织在一起,因此无法从成型工具中提取组件。

[0326] 在另一个实例中,注塑成型的塑料组件可能需要最小的壁厚,从而使得注入的熔融塑料能够在模具内充分流动且不需要过大的压力。

[0327] 在一些实例中,可以通过采用替代的制造方法或构造制造包括本文所述的一个或

多个方面的叶轮,同时克服先前与所述方法相关的一些缺点。

[0328] 增材制造

[0329] 在一个方面,根据本技术的叶轮可以通过增材技术(有时称为“三维(3D)印刷”)生产,可以使用钛、铝或不锈钢等金属材料。

[0330] 在许多应用中,即使在RPT装置的一些实例中,由于转动惯量增加,金属叶轮的缺点可能比聚合物叶轮的缺点多。如前所述,由于加速或减速叶轮所需的扭矩增加,因此叶轮的较高转动惯量可能需要提高驱动叶轮的马达的性能。反过来,马达的尺寸可以增加,因此对电源和/或电池的要求可以相应增加。

[0331] 然而,对于相对小的叶轮,可以改善其中的部分问题,由此提高了使用金属材料的可行性。随着叶轮直径的减小,相应的转动惯量随着直径减小4倍而减小,$I \approx mr^2$,其中I指的是转动惯量,m指的是叶轮的质量,r指的是叶轮的半径。

[0332] 因此,有利的是,发现对于本申请和尺寸,使用金属材料的增材制造技术可能尤其适合,从而可以实现如本文所述的高效几何形状。

[0333] 在一些实例中,可以选择与转子(例如马达轴)具有相同/相似膨胀系数的材料(例如金属材料)(例如轴和叶轮可以包括相同的金属或金属材料),这样,如果叶轮压入配合到转子上,在两个连接的旋转组件之间会均匀发生任何热膨胀。尽管温度变化且马达内部的温度变化可能比环境空气中的温度变化更大,但是这可能有助于保持过盈配合的完整性。

[0334] 多部件结构

[0335] 根据本技术的一个方面,如图19T-19EE所示,叶轮500可以包括多个部分。

[0336] 在一些形式中,一个部分可以包括与另一部分不同的材料。例如,第一部分可以包括可变形的弹性材料,而第二部分则可以包括刚性材料。在一个实例中,刚性材料可以是塑料材料,弹性材料可以是硅树脂材料等高弹性材料。

[0337] 在图19Y-19EE示出的实例中,第一模塑零件或部分,即第一叶轮部分500-1,可以经构造并设置为联接到第二模塑零件或部分,即第二叶轮部分500-2,以制造叶轮500。第一叶轮部分500-1可以包括可变形的弹性材料(例如硅树脂等高弹性材料),其可以与包括刚性材料(例如刚性塑料)的第二叶轮部分500-2联接。例如,制造过程可以首先产生(例如模制)第二叶轮部分500-2,第一叶轮部分500-1可以在其上重叠模塑。也可以采用非重叠模塑的其他连接形式,包括化学结合或者机械结合。

[0338] 如图所示,第一叶轮部分500-1包括多个叶轮叶片510、顶部护罩520的一部分(即顶部护罩的内部或第一部分520-1,其包括限定叶轮入口522外围的入口壁521)以及底部护罩525的一部分(即底部护罩的外部或第一部分525-1)。第二叶轮部分500-2包括顶部护罩520的一部分(即顶部护罩的外部或第二部分520-2)、经构造成于联接至转子的轮毂530、底部护罩525的一部分(即底部护罩的内部或第二部分525-2)以及内部叶片部分513。内部叶片部分513适于在叶轮叶片510内提供的相应开口514中接收,例如,提高叶轮叶片510的刚度。

[0339] 当第一叶轮部分500-1重叠模塑到第二叶轮部分500-2以产生叶轮500时,内部部分520-1和外部部分520-2配合以形成顶部护罩520;外部部分525-1和内部部分525-2配合形成底部护罩525,并且内部叶片部分513增加了叶轮叶片510的内部刚性,即内部叶片部分513将刚性材料添加到叶轮叶片510。在这种设置中,叶轮叶片510及其前缘511和后缘512包

括弹性材料(例如硅树脂),并且轮毂530包括用于联接到转子的刚性材料。

[0340] 通过这种结构,可以生产具有本文所述的期望的、有利的空气动力学特征的叶轮,且所述叶轮可以注塑成型。换言之,由于第一叶轮部分500-1(例如,包括硅树脂)能够弹性变形以允许移除注塑工具,因此使用这种结构,制造商能够取出注射成型工具的"芯"。进一步有利的是,第一叶轮部分500-1的这种材料(例如硅树脂)可以允许制造比塑料更薄的壁部分,从而能够制造如上所述的薄叶轮叶片前缘511和/或后缘512。

[0341] 另外,战略性地使用这种可变形的弹性材料,而不是完全由可变形的弹性材料构造叶轮,可能有助于制造叶轮,所述叶轮的整体结构完整性足以保证耐久性并限制运行中产生的变形。

[0342] 在其他形式中,叶轮可以包括多个部分,每个部分不一定包括与彼此不同的材料。

[0343] 在图19T-19X示出的实例中,第一叶轮部分500-1和第二叶轮部分500-2可以单独模制和组装或者紧固在一起。在一个实例中,第一和第二部分可各自包括刚性材料(例如PEEK等刚性塑料,也称为聚醚醚酮)。在另一个实例中,第一部分可以包括可变形的弹性材料(例如硅树脂等高弹性材料),第二部分可以包括刚性材料(例如刚性塑料)。例如,第一部分500-1(即第一模塑零件或部分)可以包括顶部护罩520、叶轮叶片510和第一紧固部分550。第二部分500-2(即第二模塑零件或部分)可以包括轮毂530、底部护罩525和第二紧固部分555。通过将第一紧固部分550装配到第二紧固部分555,将第一叶轮部分500-1和第二叶轮部分500-2固定在一起。

[0344] 在示出的实例中,第一紧固部分550包括轮毂部分550-1和围绕轮毂部分550-1周边间隔开的径向延伸的突出部分550-2(例如参见图19W)。第二紧固部分555包括围绕轮毂530的环形槽555-1,其适于在组装时接收第一紧固部分550的轮毂部分550-1,并且第二紧固部分555包括径向延伸槽555-2,其适于在组装时接收第一紧固部分550的对应突出部分550-2,例如以防止相对转动。然而,应该理解的是,第一紧固部分550和第二紧固部分555可以包括其他紧固构造,以紧固、互锁或以其他方式连接第一和第二叶轮部分。

[0345] 500-1和500-2两个部分可以紧固或固定在一起,以产生叶轮500,例如通过卡扣接合、胶合、焊接或任何数量的其他适当方法。更进一步地,在一些形式中,500-1和500-2两个部分可以设置成使得组装的叶轮500联接到马达上(例如经由马达轴),由此进一步加强叶轮500的部分之间的结合。例如,当叶轮500的轮毂530联接到转子或马达轴(例如通过压入配合)时,500-1和500-2两个部分之间的紧固(例如滑入配合)可以通过这种轮毂连接来辅助和紧固,例如,可以通过轮毂与转子的压入配合连接来实现滑入配合紧固。

[0346] 当然可以理解,这不限于由两部分组成的叶轮,任何数量的部分可以组装在一起产生叶轮。

[0347] 5.4.1.1.1.4.4示例性鼓风机

[0348] 图19FF示出了根据本技术的一个方面的用于RPT装置的鼓风机600,其包括叶轮500。在示出的实例中,鼓风机600包括两级设计,所述两级设计经构造和配置用于产生正压空气流或空气供应,例如,在4-30cmH2O范围内。在一个实例中,RPT装置经配置从出口输送空气流,以在4-30cmH_2O之间的压力条件下以小于50dB(A)的总声能级传输给患者,从而减少对患者高质量睡眠的干扰。然而,在替代实例中,鼓风机可以包括单级设计、三级设计或四级或更多级设计。

[0349] 如图所示,鼓风机600包括壳体610,壳体610包括轴向进风口(鼓风机入口)612和轴向出风口(鼓风机出口)614,其中两个级之间设置有相应的叶轮500,即第一叶轮500,其位于马达620的一侧;第二叶轮500,其位于电动机620的另一侧。马达620包括转子625,叶轮500与转子625连接。叶轮500经配置由转子625旋转,以从入口612向出口614输送空气流。然而,也存在其他合适的叶轮设置。每个叶轮500后都设置有一组定子叶片,其结构和配置可将空气流量引导至下一级或出口。

[0350] 在一个实例中,壳体610可以包括多个壳体部分(例如第一壳体部分包括入口612;第二壳体部分包括出口614,以及彼此连接的中间壳体部分(例如提供定子叶片以引导空气流量的固定组件)),以形成基本上密封的结构。

[0351] 鼓风机的其他实例和细节在PCT专利申请公开号WO2013/020167中描述,该申请的全部内容以引用方式并入本文。

[0352] 根据本技术的一个方面,与每个叶轮500相邻的壳体610的一部分可以包括半径,所述半径基本上对应于叶轮500的叶轮入口壁521前缘523处的半径。例如,如图19GG中可最清楚地看出,邻近鼓风机入口612外围的壳体610的一部分包括一般弯曲表面,例如,凹面615,与一般弯曲表面间隔开并邻近;例如,凸面527,设置在叶轮入口壁521的前缘523处。在一个实例中,壳体610的这种一般凹面615包括半径,所述半径基本上对应于设置在叶轮入口壁521的前缘523处一般凸面527的半径。

[0353] 基本上对应的半径、在壳体610的表面615、527和叶轮500之间形成的弯曲通道650的构造以及在切线一般向下(即,接近于图19GG中的短箭头A1)的点处终止的弯曲通道650有助于再循环流(图19GG中的长箭头A2所示)平稳进入叶轮入口522。换言之,由壳体610的相应弯曲表面615和527与叶轮500形成的弯曲通道650以平稳的方式引导再循环流进入叶轮入口522。

[0354] 5.4.1.1.1.5定子4180和4190

[0355] 与叶轮4150和4160类似,鼓风机4142可以包括对应于每个叶轮的多个定子。图9A-9F和图10A-10E描绘了与第一叶轮4150相对应的示例性第一定子4180的特征,所述第一叶轮4150和第一定子4180共同构成第一压缩级4136。第一定子4180可以包括多个第一定子叶片4187和4188,以将空气流从第一叶轮4150引至径向方向上的第一定子开口4186,降低来自第一叶轮4150的空气流的速度并增加来自第一叶轮4150的空气流的压力。

[0356] 第一定子叶片4187和4188可以区分为第一定子延长叶片4187和第一定子短叶片4188。如图9D、10C和10E所示,第一定子延长叶片4187径向向内延伸的范围比第一定子短叶片4188径向向内延伸的范围大。还可以看到第一定子延长叶片4187和第一定子短叶片4188围绕第一定子4180周向交替。第一定子延长叶片4187和第一定子短叶片4188可各自包括弯曲部分4181,其可相对于对应的第一叶轮4150的旋转方向4139向后扫掠或弯曲。可替代地,弯曲部分4181可以相对于相应的第一叶轮4150的旋转方向4139向前扫掠或弯曲。每个第一定子延长叶片4187的弯曲部分4181和每个第一定子短叶片4188的弯曲部分可以是相同的形状,或者弯曲部分4181可以是不同的形状,从而使得不同形状的弯曲部分4181在第一定子4180的周围圆周交替。第一定子延长叶片4187和第一定子短叶片4188可以分别包括从弯曲部分4181径向向内延伸的直线部分4185。每个第一定子延长叶片4187的直线部分向内径向延伸的范围可以比每个第一定子短叶片4188的直线部分4185向内径向延伸的范围大,如

图9D、10C和10E所示。第一定子延长叶片4187的径向向内端部可以距轴4146的旋转轴约1.8毫米。第一定子短叶片4188的径向向内端部可以距轴4146的旋转轴约4.5毫米。第一定子叶片4187和4188的半径,即弯曲部分最外点的半径可以是9.5毫米。第一定子4180还可以包括轴开口4189,轴4146穿过轴开口4189以到达第一叶轮4150。

[0357] 每个第一定子4180还可以包括第一定子开口4186,第一定子开口4186位于第一定子叶片4187和4188的下游,以将空气流引至第二叶轮4160。第一定子开口4186也可以至少部分地由第一定子下部护罩4182B限定。第一定子下部护罩4182B可以通过将气体流径向引导通过第一定子叶片4187然后通过第一定子开口4186防止来自第一叶轮4150的气体流沿轴向直接通向第二叶轮4160。每个第一定子4180还可以包括第一定子上部护罩4182A,以通过防止气体流轴向流回到第一叶轮护罩4152的下侧将空气流沿轴向从第一叶轮4150引至第一定子开口4186。相应的第一叶轮4150也可以定位在第一定子上部护罩4182A附近。

[0358] 每个第一定子4180还可以包括第一定子壳体4184,其至少部分地限定流动路径4138。每个第二叶轮4160和每个第二定子4190可以至少部分地包含在对应的第一定子壳体4184内,从而使得沿流动路径4138行进通过第二叶轮4160并且通过第二定子4190的空气流也通过第一定子壳体4184。换言之,第二压缩级4137可以位于第一定子壳体4184内。因此,每个第一定子壳体4184可以至少部分地限定相应的鼓风机出口4141。

[0359] 此外,每个第一定子壳体4184可以包括安装结构4183,以将鼓风机4142连接至RPT系统。在所描绘的实例中,每个安装结构4183呈围绕每个第一定子壳体4184外圆周长延伸的一对安装轨的形式。如上所述,下壳体部分4133可以是翻盖形式,其包围鼓风机4142,从而便于将安装轨附接到充气室3200,如图6B所示。

[0360] 如上所述,每个第二压缩级4137可以包含在对应的第一定子壳体4184内,并且每个所述第二压缩级4137可以包括第二叶轮4160(如上所述)和第二定子4190。第二定子4190可以包括顶环4192、基础环4194和位于顶环4192和基础环4194之间的多个第二定子叶片4191。第二定子叶片4191可以沿径向和轴向将空气流从第二叶轮4160引至鼓风机出口4141,降低来自第二叶轮4160的空气流的速度,并增加来自第二叶轮4160的空气流的压力。如图11A和11B所示,每个第二定子叶片可以在径向方向上具有等深度D并且在从顶环4192到基础环4194的圆周方向上具有增加宽度W。

[0361] 顶环4192还可以包括顶环凹槽4195,基础环4194包括基础环凹槽4196。顶环凹槽4195和基础环凹槽4196允许柔性印刷电路板组件(PCBA)从中穿过,以向马达4145提供电力和控制信号。如图6B、7E和10A所示,马达4145也至少部分地包含在第二定子4190内。因此,马达4145可以部分地限定流动路径4138的内边界。

[0362] 第二定子4190还可以至少部分地限定鼓风机出口4141。如图11A-11C所示,第二定子出口挡边4193将相应的第二定子叶片4191连接到基础环4194。因此,一旦气体流已经通过第二定子叶片4191,则空气流从鼓风机4142流出并通过鼓风机出口4141和第二定子出口挡边4193流入充气室3200。如图6B所示,例如,鼓风机出口4141可以在轴向方向上位于鼓风机4142的中心附近。

[0363] 5.4.1.1.1.6端盖4144

[0364] 在鼓风机4142的每个轴端,还可提供端盖4144,以封闭第一压缩级4136,包括第一叶轮4150和第一定子4180的至少一部分。端盖4144可以在鼓风机4142的每个轴端至少部分

地限定鼓风机入口4143。换言之,第一压缩级4136的空气流可以通过由端盖4144限定的鼓风机入口4143吸入。每个端盖4144可以经构造减少噪音和/或振动。每个端盖4144可以由刚性材料形成,以提供结构完整性,并且刚性较小的弹性可变形材料重叠模塑到刚性材料上,以减少噪音和/或振动。鼓风机4142的其他壳体结构,例如第一定子壳体4184,也可以由类似的结构形成,以减少噪音和振动,原因在于这些结构是鼓风机4142的最外部组件。端盖4144还可以与鼓风机4142的壳体结构(例如第一定子壳体4184)集成在均质材料中或者与充气室3200的壳体结构(例如下壳体部分4133)集成。可替代地,端盖4144可以安装到下壳体部分4133,从而将其与鼓风机4142隔离。可在端盖4144和其他鼓风机组件之间提供膜或其他柔性结构,以吸收噪音和振动。

[0365] 可替代地,对于上述被动噪声抑制措施,也可以将主动噪声消除功能包含到鼓风机4142或充气室3200的其他位置,例如将麦克风包含在RPT装置中。

[0366] 5.4.1.1.1.7单级压力产生器

[0367] 图14描绘了根据本技术的鼓风机4142的另一实例,其包括在马达4145每侧的单级压缩。马达4145可具有从其每个端部伸出的单轴4146,以驱动相应的叶轮4160。每个叶轮4160可以与马达4145每侧的定子4190相关联。鼓风机4142的每侧还可以具有壳体4148,其具有鼓风机入口4143和安装结构4183,以将鼓风机4142固定到充气室3200。每个壳体4148可以包围相应的叶轮4160和相应的定子4190。本实例的叶轮4160和定子4190可以包括描述的关于以上实例的任何特征。虽然本实例中的马达4145可能需要以更高的速度运行,以产生与上述双级实例相当的流速和压力,但这种单级变化可以提供更轻量、紧凑的设计,从而对患者而言不那么突兀但更轻便。

[0368] 5.4.1.2转换器

[0369] 转换器可设于RPT装置内部,或RPT装置外部。外部转换器可设置于例如空气回路如患者接口上或构成其一部分。外部转换器可以是非接触传感器的形式,比如传输或传递数据至RPT装置的多普勒雷达运动传感器。

[0370] 在本技术的一种形式中,一个或多个转换器4270设置在压力产生器4140上游和/或下游,例如上述列出的一个或者多个。一个或多个转换器4270可经配置并布置以产生表示空气流动特性的信号,例如在该点处的流量、压力或温度等特性。

[0371] 5.4.1.2.1流量传感器

[0372] 根据本技术的流量传感器4274可基于压差转换器,例如来自SENSIRION的SDP600系列压差转换器。

[0373] 5.4.1.2.2压力传感器

[0374] 根据本技术的压力传感器4272与气动路径流体连通设置。合适的压力传感器的例子是来自HONEYWELL ASDX系列的转换器。可选的合适的压力传感器为来自GENERAL ELECTRIC的NPA系列的转换器。

[0375] 5.4.1.2.3马达转速转换器

[0376] 在本技术的一种形式中,马达转速转换器4276用于确定马达4145和/或鼓风机4142的转动速度。

[0377] 5.4.2RPT装置电气组件

[0378] 5.4.2.1电源

[0379] 电源4210可设置在RPT装置4000的外部壳体4010的内部或外部。

[0380] 在图6A-6C示出的示例性RPT系统中,电源4210可以是具有至少一个电化电池的形式。电池形式的电源4210可以由定位和稳定结构3300支撑在患者头部与顶骨相邻的区域上。电池形式的电源4210也可以包含在定位和稳定结构3300内。换言之,电池形式的电源4210可以至少部分地被定位和稳定结构3300的材料包围。如果电池形式的电源4210由定位和稳定结构3300完全包围,则定位和稳定结构3300可以包括开口,以提供电源4210的接入途径,并且开口可以用钩子、钩环紧固件、按钮、按扣等闭合。

[0381] 在电池形式的电源4210的实例中,电池可以设置为大致符合患者头部的相应部分的形状。通过电池的形状设计,电源4210可以保持相对低的横截面,从而将对患者的突兀性降至最低。定位和稳定结构3300还可以包括用于电源4210的附加功能的安装点,例如补充电池。

[0382] 5.4.2.2输入装置

[0383] 在本技术的一种形式中,RPT装置4000包括形式为按钮、开关或转度盘的一个或多个输入装置4220,以允许人员与装置进交互。按钮、开关或转度盘可以为经由触摸屏幕存取的实体装置或者软件装置。在一种形式中,按钮、开关或转度盘可以实体连接到外部壳体4010,或者在另一种形式中,按钮、开关或转度盘可以与接收器无线通信,接收器与中央控制器4230电连接。

[0384] 在图6A-6C描绘的本技术的实例中,可以将一个或多个输入装置4220(如上述)设置到充气室的上壳体部分4132或者下壳体部分4133,或者设置到定位和稳定结构3300。

[0385] 5.4.2.3中央控制器

[0386] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230为一个或多个适于控制RPT装置4000的处理器。

[0387] 在本技术的一些形式中,中央控制器4230经配置以实施本文所述的一种或多种方法,比如一种或多种表示为计算机程序的算法,计算机程序存储在非暂时性计算机可读存储介质比如存储器4260中。在本技术的一些形式中,中央控制器4230可与RPT装置4000集成。然而,在本技术的一些形式中,一些方法可通过远程定位装置来执行。例如,远程定位装置可通过对比如来自本文所述的任何传感器的存储数据进行分析来确定呼吸机的控制设置或检测呼吸相关事件。

[0388] 在图6A-6C示出的示例中,RPT系统可以包括控制鼓风机4142的控制系统,并且控制系统可以包括本节前面段落中描述的一个或多个特征。控制系统可以包括柔性印刷电路板组件(PCBA),其包括微处理器,例如上文中描述的微处理器。微处理器可编程为基于感测压力数据、流量估计和自动调整到期压力释放来执行至少一个闭环压力控制。控制系统也可以是驱动电路,以分开控制电源4210与鼓风机4142。

[0389] 5.4.2.4存储器

[0390] 根据本技术的一种形式,RPT装置4000包括存储器4260,例如非易失性存储器。在一些形式中,存储器4260可包括电池供电的静态RAM。在一些形式中,存储器4260可包括易失性RAM。

[0391] 存储器4260可设置在PCBA 4202上。存储器4260可以是EEPROM或NAND闪存的形式。

[0392] 另外地或可替代地,RPT装置4000包括可拆卸形式的存储器4260,例如按照安全数

字(SD)标准制造的存储卡。

[0393] 在本技术的一种形式中,存储器4260用作非暂时性计算机可读存储介质,其上存储表示本文所述的一种或多种方法的计算机程序指令,比如一个或多个算法。

[0394] 5.4.2.5数据通信系统

[0395] 在本技术的一种形式中,提供数据通信接口4280,其与中央控制器4230相连。数据通信接口4280可连接到远程外部通信网络4282和/或本地外部通信网络4284。远程外部通信网络4282可连接到远程外部装置4286。本地外部通信网络4284可连接到本地外部装置4288。

[0396] 在一种形式中,数据通信接口4280为中央控制器4230的一部分。在另一种形式中,数据通信接口4280与中央控制器4230分离,并可包括集成电路或处理器。

[0397] 在一种形式中,远程外部通信网络4282为因特网。数据通信接口4280可使用有线通信(例如,经由以太网或光纤)或无线协议(例如,CDMA、GSM、LTE)连接到因特网。

[0398] 在一种形式中,本地外部通信网络4284利用一种或多种通信标准,例如蓝牙或消费者红外协议。

[0399] 在一种形式中,远程外部装置4286可以为一台或多台计算机,例如网络计算机的群集。在一种形式中,远程外部装置4286可以为虚拟计算机,而非实体计算机。在任一情况下,此远程外部装置4286可以由适当授权人员(例如临床医生)进行存取。

[0400] 本地外部装置4288可以为个人计算机、移动电话、平板或远程控制装置。

[0401] 5.4.3RPT装置算法

[0402] 如上所述,在本技术的一些形式中,中央控制器4230经配置以实施一种或多种表示为计算机程序的算法,计算机程序存储在非暂时性计算机可读存储介质比如存储器4260中。所述算法通常分为称为模块的组。

[0403] 5.4.4氧输送

[0404] 在本技术的一种形式中,将补充氧4001输送至气动路径中的一个或多个点,比如气动块4020的上游处,进而输送至空气回路4170和/或患者接口3000。

[0405] 5.5词汇表

[0406] 为了实现本发明技术公开的目的,在本发明技术的某些形式中可应用下列定义中的一个或多个。本发明技术的其它形式中,可应用另选的定义。

[0407] 5.5.1通则

[0408] 空气:在本技术的某些形式中,空气可以被认为意指大气空气,并且在本技术的其它形式中,空气可以被认为是指可呼吸气体的一些其它组合,例如富含氧气的大气空气。

[0409] 环境:在本发明技术的某些形式中,术语环境可具有以下含义(i)治疗系统或患者的外部,和(ii)直接围绕治疗系统或患者。

[0410] 例如,相对于湿化器的环境湿度可以是直接围绕湿化器的空气的湿度,例如患者睡觉的房间内的湿度。这种环境湿度可以与患者睡觉的房间外部的湿度不同。

[0411] 在另一实例中,环境压力可以是直接围绕身体或在身体外部的压力。

[0412] 在某些形式中,环境(例如,声学)噪声可以被认为是除了例如由RPT装置产生或从面罩或患者接口产生的噪声外的患者所处的房间中的背景噪声水平。环境噪声可以由房间外的声源产生。

[0413] 自动气道正压换气(APAP)治疗:其中治疗压力在最小限度和最大限度之间是可自动调节的CPAP治疗,例如随每次呼吸而不同,这取决于是否存在SBD事件的指示。

[0414] 持续气道正压换气(CPAP)治疗:其中在患者的呼吸循环的整个过程中治疗压力可以是近似恒定的呼吸压力治疗。在一些形式中,气道入口处的压力在呼气期间将略微更高,并且在吸气期间略微更低。在一些形式中,压力将在患者的不同呼吸周期之间变化,例如,响应于检测到部分上气道阻塞的指示而增大,以及在缺乏部分上气道阻塞的指示而减小。

[0415] 流量:每单位时间输送的空气体积(或质量)。流量可以是指即时的量。在一些情况下,对流量的参考将是对标量的参考,即仅具有数量的量。在其它情况下,对流量的参考将是对向量的参考,即具有数量和方向两者的量。流量可以符号Q给出。'流量'有时简单地缩写成'流'或者'空气流'。

[0416] 湿化器:湿化器被认为是指构造和设置的湿化装置,或者配置有物理结构,以能够向空气流提供治疗有益量的水(H_2O)蒸气,从而改善患者的医疗呼吸状况。

[0417] 泄漏:单词泄漏将被认为是非期望的空气流量。在一个实例中,可由于面罩和患者面部之间的不完全密封而发生泄漏。在另一实例中,泄漏可发生在到周围环境的回转弯管中。

[0418] 患者:人,不论他们是否患有呼吸道疾病。

[0419] 压力:每单位面积的力。压力可以在单位(包括cmH_2O、$g\text{-}f/cm^2$和百帕斯卡)的范围内测量。$1cmH_2O$等于$1g\text{-}f/cm^2$且为约0.98百帕斯卡。在本说明书中,除非另有说明,否则压力以cmH2O为单位给出。

[0420] 呼吸压力治疗(RPT):在治疗压力下向气道的入口应用空气供应,该治疗压力通常相对于大气压是正的。

[0421] 5.5.1.1材料

[0422] 硅树脂或硅树脂弹性体:合成橡胶。在本说明书中,对硅树脂的参考是指液体硅橡胶(LSR)或压模硅橡胶(CMSR)。可商购的LSR的一种形式是SILASTIC(包括在此商标下出售的产品范围中),其由道康宁公司(Dow Corning)制造。LSR的另一制造商是瓦克集团(Wacker)。除非另有相反的规定,否则LSR的示例性形式具有如使用ASTM D2240所测量的约35至约45范围内的肖氏A(或类型A)压痕硬度。

[0423] 聚碳酸酯:双酚A碳酸酯的热塑性聚合物。

[0424] 5.5.1.2机械特性

[0425] 回弹性:材料在弹性变形时吸收能量并在放空时释放能量的能力。

[0426] '有回弹力的':当放空时将基本上释放所有的能量。包括某些硅胶和热塑性弹性体。

[0427] 硬度:材料自身抵抗变形的能力(例如,通过杨氏模量所述的,或者对标准样品大小测量的压痕硬度标度)。

[0428] • '软'材料可以包括硅胶或热塑性弹性体(TPE),并且可以例如在指压下容易变形。

[0429] • '硬'材料可以包括聚碳酸酯、聚丙烯、钢或铝,并且可以例如在指压下不容易变形。

[0430] 结构或组件的硬度(或刚度):结构或组件抵抗响应于所施加的负荷的变形的能

力。负荷可以是力或矩,例如压缩、拉伸、弯曲或扭转。结构或组件在不同方向上可以提供不同的抗力。

[0431] '松软'结构或组件:当在相对短的时间段诸如1秒内使其支撑自身重量时将改变形状例如弯曲的结构或组件。

[0432] '刚性'结构或组件:当经历在使用时通常碰到的负荷时基本上将不改变形状的结构或组件。此使用的一个实例可以将患者接口设置并维持为与患者气道的入口呈密封关系,例如在约20至30cmH_2O压力的负荷下。

[0433] 作为一个实例,I形梁可以在第一方向中与第二个正交方向相比包括不同的弯曲硬度(对弯曲负荷的阻力)。在另一个实例中,结构或组件在第一方向上是松软的并且在第二方向上是刚性的。

[0434] 5.5.2呼吸循环

[0435] 呼吸中止:根据一些定义,当气流下降到预定阈值以下持续一段时间(例如10秒)时,呼吸中止被说成已经发生。尽管患者努力,但是当气道的一些阻塞使得空气不能流动时,呼吸中止将被说成已经发生。尽管气道是开放的,但是当检测到由于减少呼吸努力或不存在呼吸努力导致的呼吸中止时,中枢性呼吸中止将被说成已经发生。当呼吸努力的减少或不存在与阻塞气道一致时混合性呼吸中止发生。

[0436] 呼吸周期的呼气部分:从呼气流开始到吸气流开始的时间周期。

[0437] 呼吸周期的吸气部分:从吸气流开始到呼气流开始的时间周期将被认为是呼吸循环的吸气部分。

[0438] 5.5.3解剖结构

[0439] 5.5.3.1面部的解剖结构

[0440] 鼻孔(鼻眼):形成鼻腔入口的近似椭圆形的孔。鼻孔的单数形是鼻孔(鼻眼)。鼻孔由鼻中隔分隔开。

[0441] 耳下基点:耳廓附接到面部皮肤的最低点。

[0442] 耳上基点:耳廓附接到面部皮肤的最高点。

[0443] 矢状面:从前部(前面)到后部(后面)经过的将身体分为右半部和左半部的垂直平面。

[0444] 5.5.3.2头骨的解剖结构

[0445] 枕骨:枕骨位于颅骨的后部和下部。它包括椭圆形的孔(枕骨大孔),颅腔通过该孔与椎管连通。枕骨大孔后面的弯曲板是枕鳞。

[0446] 顶骨:顶骨是当接合在一起时形成颅骨的顶盖和两侧的骨骼。

[0447] 5.5.3.3呼吸系统的解剖结构

[0448] 鼻腔:鼻腔(或鼻窝)是面部中间的鼻部上面和后面较大的充满空气的空间。鼻腔由称为鼻中隔的垂直翅分成两部分。在鼻腔的侧面有三个水平分支,其称为鼻甲(单数为"鼻甲")或鼻甲。鼻腔的前面是鼻部,而背面经由内鼻孔结合到鼻咽中。

[0449] 5.5.4患者接口

[0450] 反窒息阀(AAV):通过以故障安全方式向大气开放,降低了患者过度的CO_2再呼吸的风险的面罩系统的组件或子组件。

[0451] 头带:头带将被认为意指为一种形式的经设计用于头部上的定位和稳定结构。例

如,头带可以包括一个或多个支撑杆、系带和加强杆的集合,其构造成将患者接口定位并保持在患者面部上用于输送呼吸治疗的位置。一些系带由柔软的、柔韧的、有弹性的材料形成,比如泡沫和织物的层压复合材料。

[0452] 膜:膜将被认为意指典型地薄的元件,其优选地基本上不具有抗弯曲性,但是具有抗拉伸性。

[0453] 充气室:面罩充气室将被认为意指具有包围一定体积空间的壁的患者接口的一部分,该体积在使用时具有在其中增压至超过大气压力的空气。壳体可以形成面罩充气室的壁的一部分。

[0454] 密封:可以是指示结构的名词形式(“密封件”)或指示作用的动词形式(“要密封”)。两个元件可以被构造和/或排列来密封在它们之间或实现它们之间的“密封”而无需单独的“密封”元件本身。

[0455] 加强件:加强件将被认为意指设计成在至少一个方向上增加另一个组件的抗弯曲性的结构性组件。

[0456] 支撑物:支撑物将被认为意指设计成在至少一个方向上增加另一个组件的抗压缩性的结构性组件。

[0457] 系带(名词):设计来抵抗张力的结构。

[0458] 排气口:(名词):允许从面罩内部或导管到环境空气的空气流动例如以允许有效冲洗呼出气体的结构。例如,临床上有效的冲洗可以涉及每分钟约10升至约每分钟约100升的流速,这取决于面罩设计和治疗压力。

[0459] 5.6其它说明

[0460] 本专利文件的公开的一部分包含受版权保护的材料。因为它出现在专利局的专利文件或记录中,所以版权所有者不反对任何人对本专利文件或专利公开的副本进行复制,但在其它方面却保留所有的版权权利。

[0461] 除非上下文中明确说明并且提供数值范围的情况下,否则应当理解,在该范围的上限与下限之间的每个中间值,到下限单位的十分之一,以及在所述范围内的任何其它所述值或中间值均广泛地包含在本发明技术内。这些中间范围的上限和下限可独立地包括在中间范围内,也包括在本发明技术范围内,但受制于所述范围内的任何明确排除的界限。在所述范围包括该界限中的一个或两个时,排出那些所包括的限制的界限中的一个或两个的范围也包括在本发明技术内。

[0462] 此外,在本发明技术所述的一个值或多个值作为本发明技术的部分的一部分进行实施的情况下,应理解的是,此类值可以是近似的,除非另外说明,并且此类值可以实用的技术实施可允许或需要其的程度用于任何适当的有效数位。

[0463] 除非另有定义,本文所使用的所有技术和科技术语具有与本发明技术所属领域的普通技术人员通常所理解的相同的含义。尽管任何与本发明所描述的方法和材料相似或等同的方法和材料也可用于本发明技术的实践或测试中,但本文描述了有限数量的示例性方法和材料。

[0464] 当特定材料被认为是优选地用于构造组件时,具有类似性质的明显替代材料作为其替代物。另外,除非相反规定,否则本文所述的任何和全部组件均被理解为能够被制造且因而可以一起或分开制造。

[0465] 必须注意的是,除非上下文另有明确规定,否则如本文和在所附权利要求书中所使用,单数形式“一个”和“所述”包括其复数等效物。

[0466] 本文提及的全部出版物均通过引用并入,以公开并且描述作为那些出版物的主题的方法和/或材料。本文所讨论的出版物仅提供用于先于本申请的申请日的公开内容。本文均不能被解释为凭借在先发明承认本发明技术无权早于此类出版物。另外,所提供的出版日期可能不同于实际出版日期,出版日期可能需要进行独立地确认。

[0467] 术语“包括”和“包含”应被解释为以非排他方式所参考的元件、部件或步骤可以与其它未明确参考的元件、部件或步骤一起呈现、一起使用或结合。

[0468] 详细描述中使用的主标题仅为了便于读者参考而包括在内,而不应用于限制见于整个公开或权利要求书中的发明主题。主题标题不应用来解释权利要求书的范围或权利要求书限制。

[0469] 尽管已经参考具体实施方式对本发明技术进行描述,但是应当理解的是,这些实例仅说明本发明技术的原理和应用。在一些实例中,专有名词术语和符号可以暗含实践本发明技术所不需要的具体细节。例如,尽管可以使用术语“第一”和“第二”,但是除非另有规定,否则它们并非旨在指示任何顺序,而是可以用来区分不同元件。另外,尽管可以一定顺序来描述或说明方法中的过程步骤,但是此顺序是不需要的。本领域技术人员将认识到,此顺序可以被修改,和/或顺序的其方面可以同时或甚至同步进行。

[0470] 因此,应当理解的是,可以对示例性实例作出多种修改且可以设计出其它布置,而不脱离本发明技术的精神和范围。

[0471] 5.7参考符号列表

[0472]

平面曲线	301D
表面	302D
叶轮	500
第一叶轮部分	500-1
第二叶轮部分	500-2
叶轮叶片	510
叶轮叶片前缘	511
叶轮叶片后缘	512
内部叶片部分	513
开口	514
第一边缘	515
第二边缘	517
弯曲表面	519
顶部护罩	520
顶部护罩第一部分	520-1
顶部护罩第二部分	520-2
入口壁	521
叶轮入口	522
前缘	523
叶轮出口	524
底部护罩	525
底部护罩第一部分	525-1

底部护罩第二部分	525-2
弯曲表面	527
轮毂	530
气体流通道	540
第一紧固部分	550
轮毂部分	550-1
突出	550-2
第二紧固部分	555
环形槽	555-1
槽	555-2
鼓风机	600
壳体	610
鼓风机入口	612
鼓风机出口	614
弯曲表面	615
马达	620
转子	625
通道	650
患者	1000
睡眠患者	1000
床伴	1100
压头箱	2000
接地电极 ISOG	2010
呼吸感应体积描记图	2040
呼吸感应体积描记图	2045
口鼻插管	2050
身体位置传感器	2060
患者接口	3000
密封形成结构	3100
充气室	3200
周长	3210
边缘	3220
定位和稳定结构	3300
导线	3301
管	3302
系带的外侧部	3303
系带的上部	3304

[0473]

系带的后部	3305
tab	3306
导线保持器	3307
调节机构	3308
排气口组件	3400
外部排气口表面	3401
排气口	3402
排气口延伸部分	3403
底座	3404
柔性膜	3405
分隔器	3406
内部排气口表面	3407
内表面	3408
换气流量	3409
增压流	3410
连接端口	3600
前额支架	3700
RPT 装置	4000
补充氧	4001
外部壳体	4010
上部	4012
下部	4014
面板	4015
底盘	4016
手柄	4018
气动块	4020
气动组件	4100
空气过滤器	4110
入口空气过滤器	4112
出口空气过滤器	4114
消音器	4120
入口消音器	4122
出口消音器	4124
附接结构	4130
充气室出口	4131
上壳体部分	4132
下壳体部分	4133

[0474]

[0475]

压力端口	4134
热湿交换器（HME）保持结构	4135
第一压缩级	4136
第二压缩级	4137
流动路径	4138
旋转方向	4139
压力产生器	4140
鼓风机出口	4141
鼓风机	4142
鼓风机入口	4143
端盖	4144
马达	4145
轴	4146
壳体	4148
第一叶轮	4150
第一叶轮叶片	4151
第一叶轮护罩	4152
第一叶轮轮毂	4153
第一叶轮叶片部分	4154
第二叶轮叶片部分	4155
第一叶轮护罩部分	4156
第二叶轮护罩部分	4157
第二叶轮	4160
空气回路	4170
加热空气回路	4171
第一定子	4180
弯曲部分	4181
第一定子上部护罩	4182A
第一定子下部护罩	4182B
安装结构	4183
第一定子壳体	4184
直线部分	4185
第一定子开口	4186
第一定子延长叶片	4187
第一定子短叶片	4188
轴开口	4189
第二定子	4190

[0476]

第二定子叶片	4191
顶环	4192
第二定子出口挡边	4193
基础环	4194
顶环凹槽	4195
基础环凹槽	4196
电气组件	4200
印刷电路组件	4202
电源	4210
输入装置	4220
中央控制器	4230
保持器	4231
时钟	4232
治疗装置控制器	4240
保护电路	4250
存储器	4260
转换器	4270
压力传感器	4272
流速传感器	4274
马达转速转换器	4276
数据通讯接口	4280
远程外部通信网络	4282
本地外部通信网络	4284
远程外部装置	4286
本地外部装置	4288
输出装置	4290
显示驱动器	4292
显示器	4294
方法	4500
步骤	4520
步骤	4530
步骤	4540
步骤	4550
步骤	4560
湿化器	5000
湿化器入口	5002
湿化器出口	5004

[0477]

湿化器底座	5006
水贮存器	5110
湿化器贮存器	5110
导气部	5120
湿化器贮存器底座	5130
锁定杆	5135
水位指示器	5150
湿化器转换器	5210
压力转换器	5212
空气流量转换器	5214
温度转换器	5216
湿度传感器	5218
加热元件	5240
湿化器控制器	5250
中央湿化器控制器	5251
加热元件控制器	5252
空气回路控制器	5254
监控装置	7100

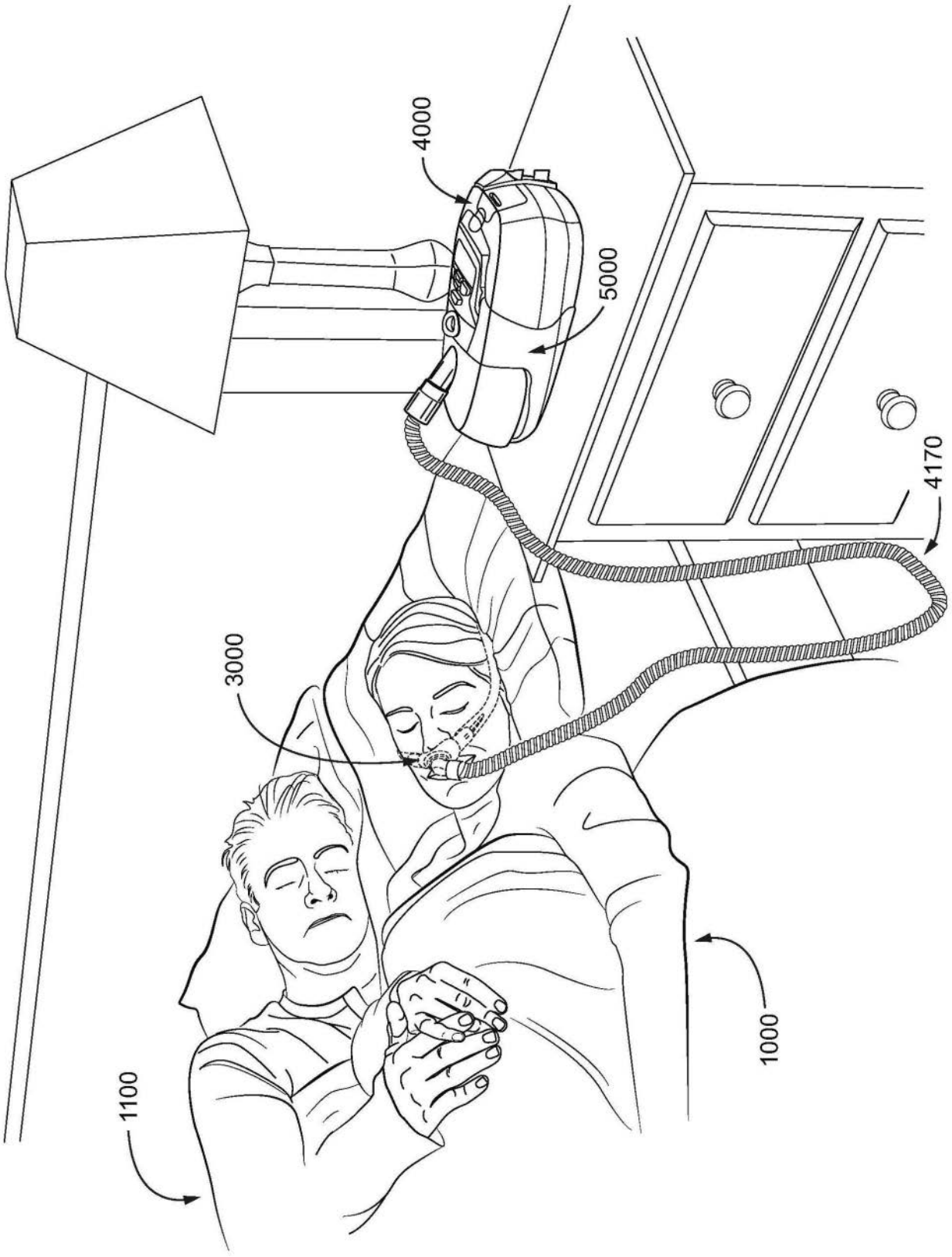


图1

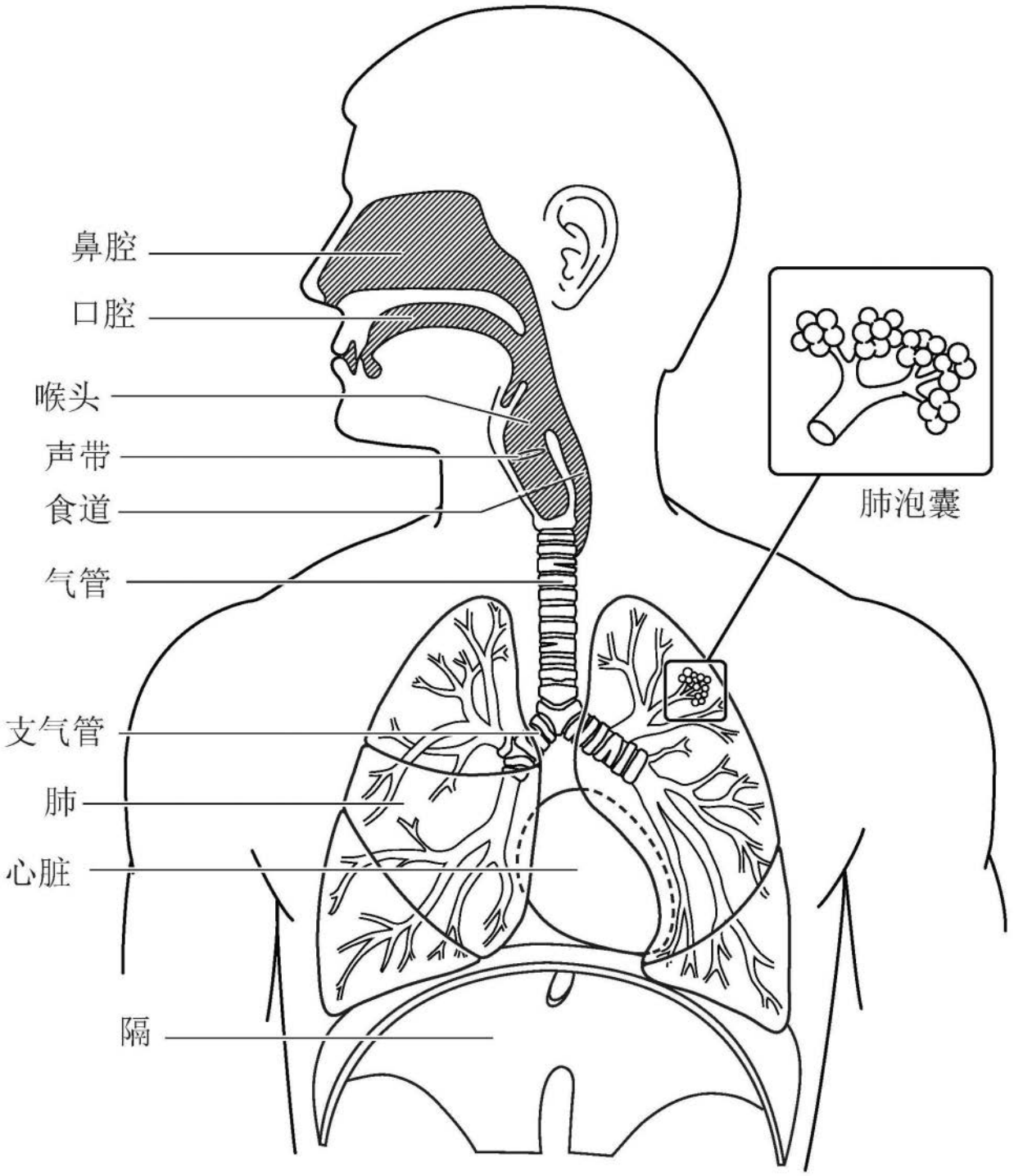


图2

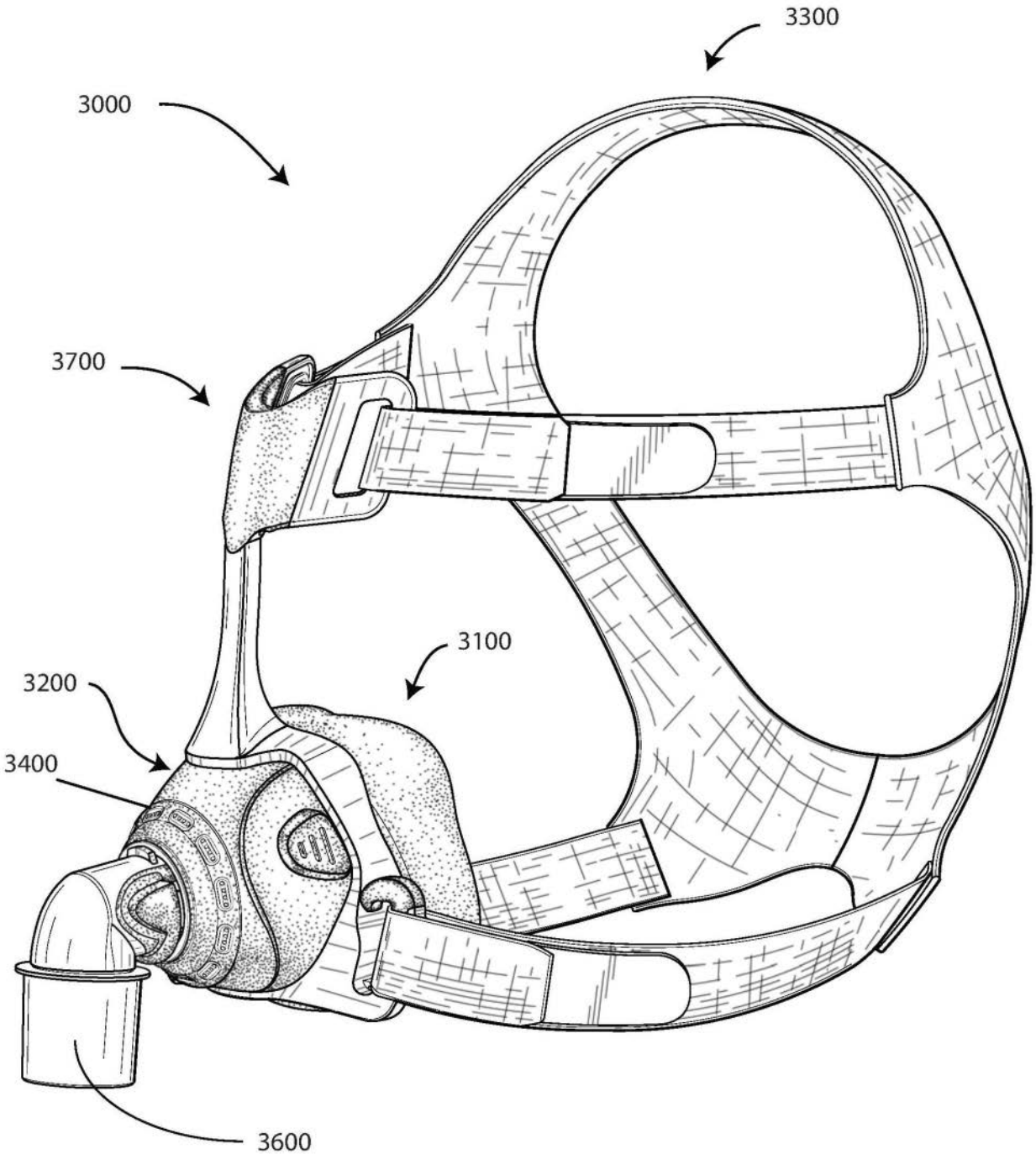


图3

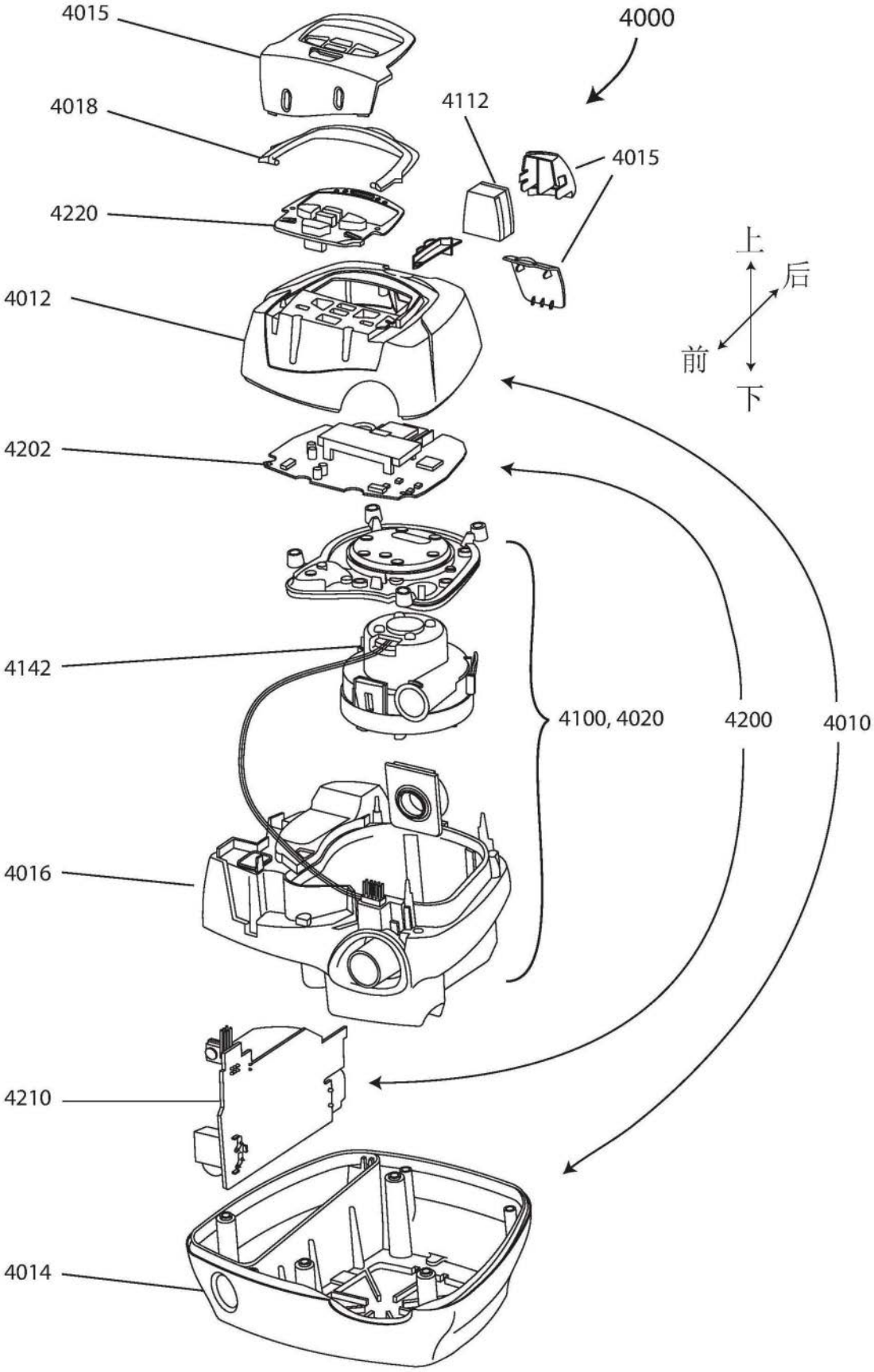

4015
4000
4018
4112
4015
4220
上
后
前
下
4012
4202
4142
4100, 4020
4200
4010
4016
4210
4014

图4A

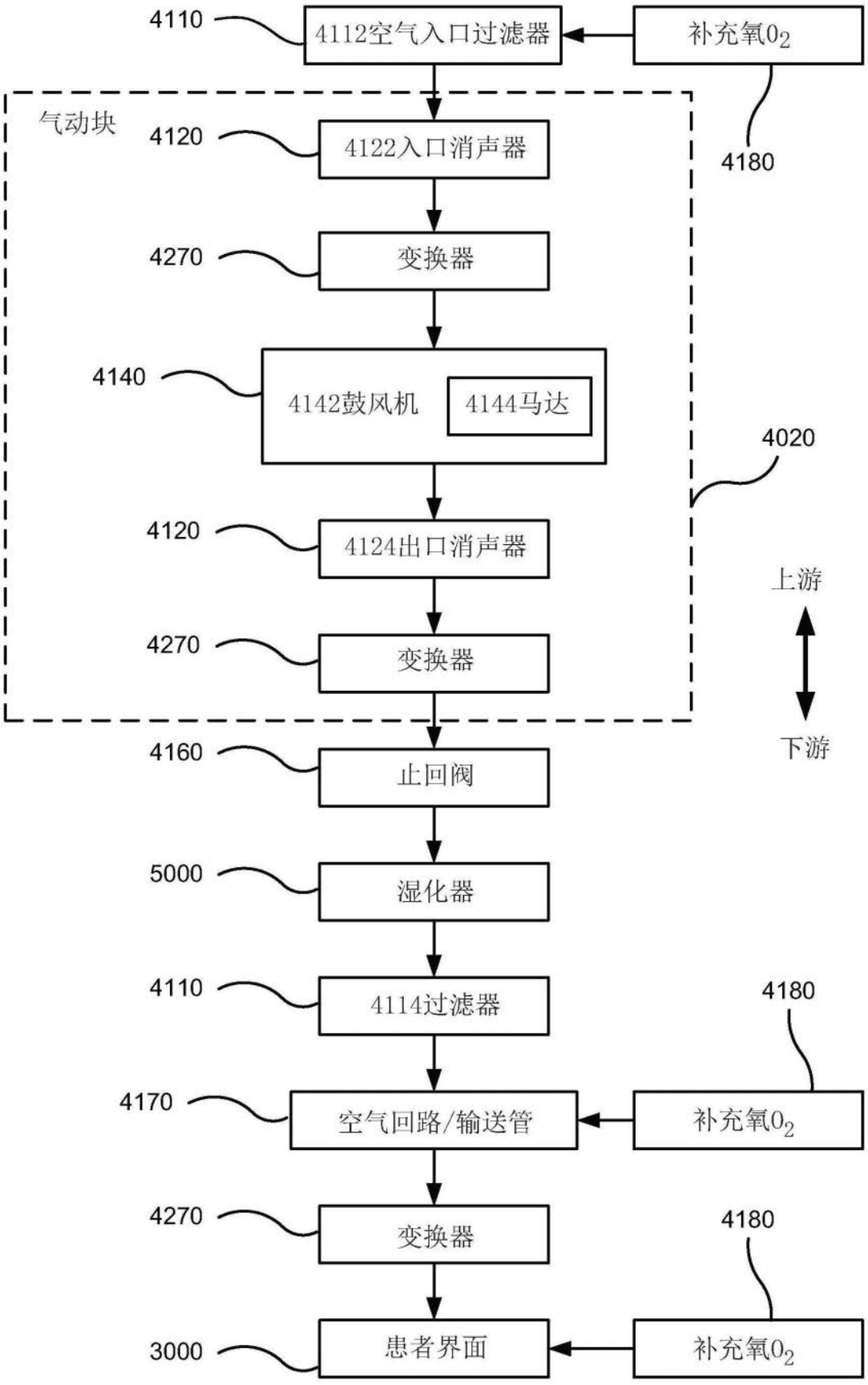

4110
4112空气入口过滤器
补充氧0_2
4180
气动块
4120
4122入口消声器
4270
变换器
4140
4142鼓风机
4144马达
4020
4120
4124出口消声器
上游
4270
变换器
下游
4160
止回阀
5000
湿化器
4110
4114过滤器
4180
4170
空气回路/输送管
补充氧0_2
4270
变换器
4180
3000
患者界面
补充氧0_2

图4B

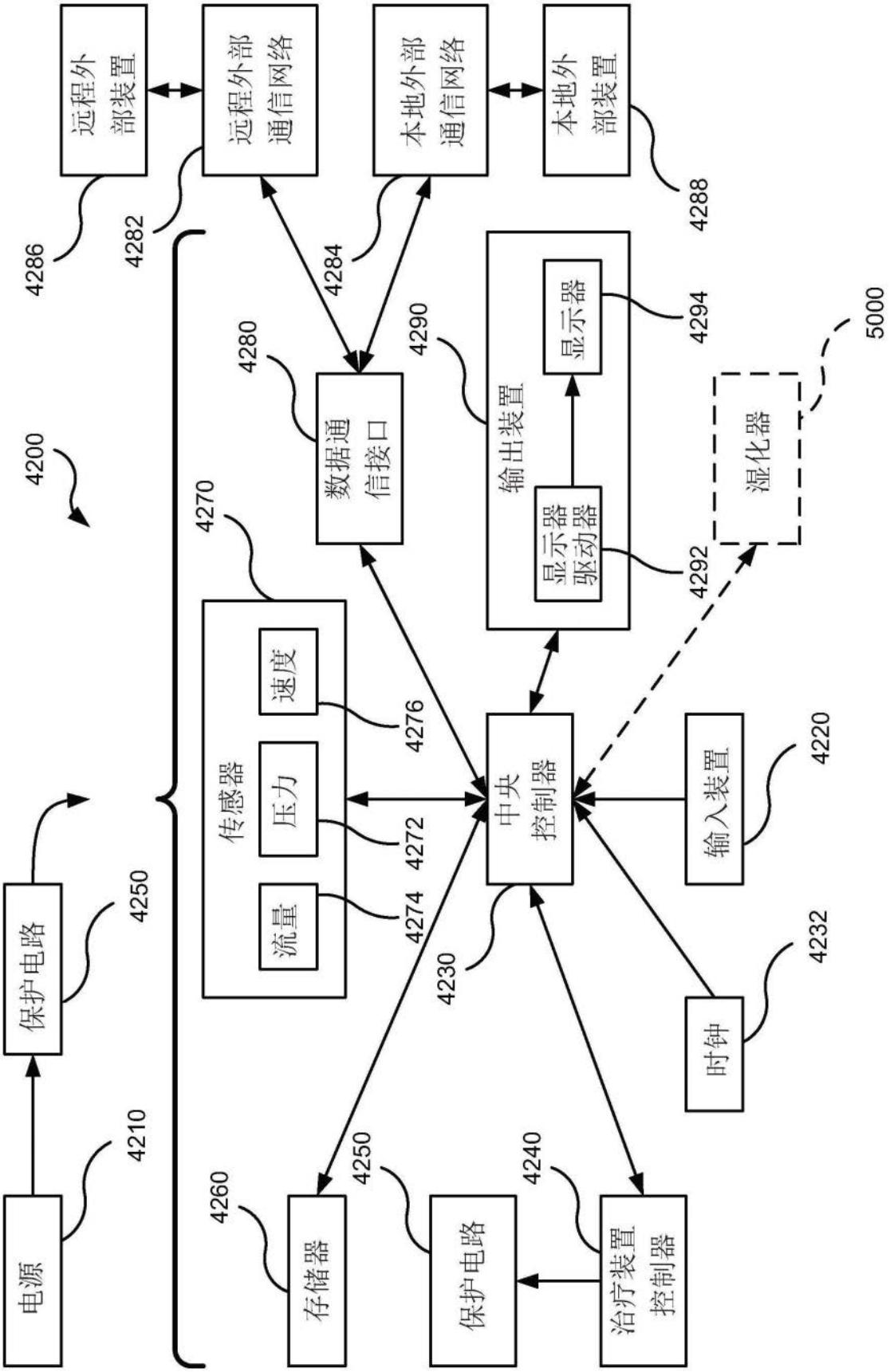

远程外部装置
远程外部通信网络
本地外部通信网络
本地外部装置
4286
4282
4284
4288
4200
4280
数据通信接口
4290
输出装置
显示器
4294
5000
4270
显示器驱动器
4292
湿化器
传感器
速度
压力
流量
4276
4272
4274
中央控制器
输入装置
4220
保护电路
4250
4230
4232
时钟
电源
4210
存储器
4260
保护电路
4250
治疗装置控制器
4240

图4C

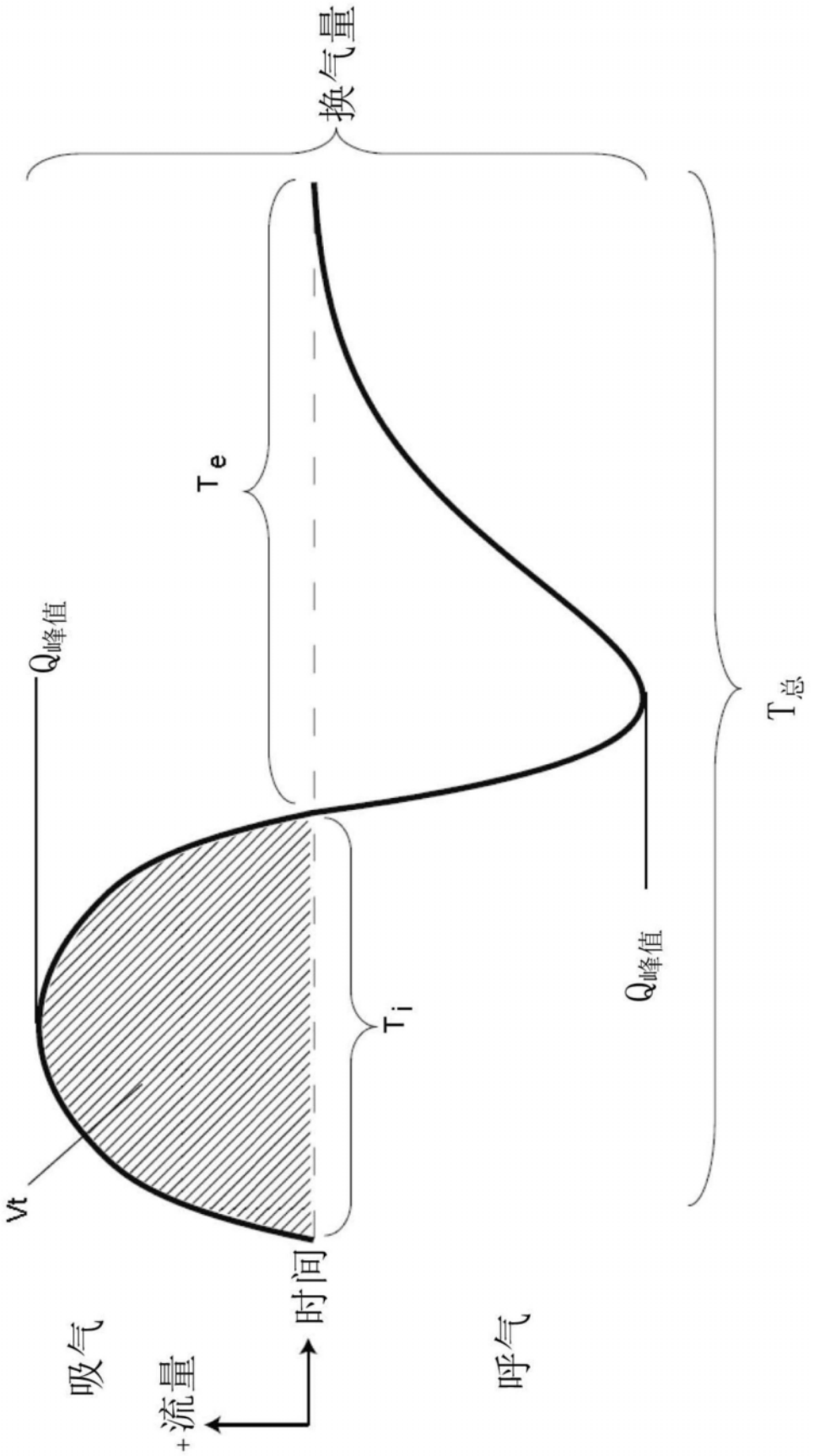


图5

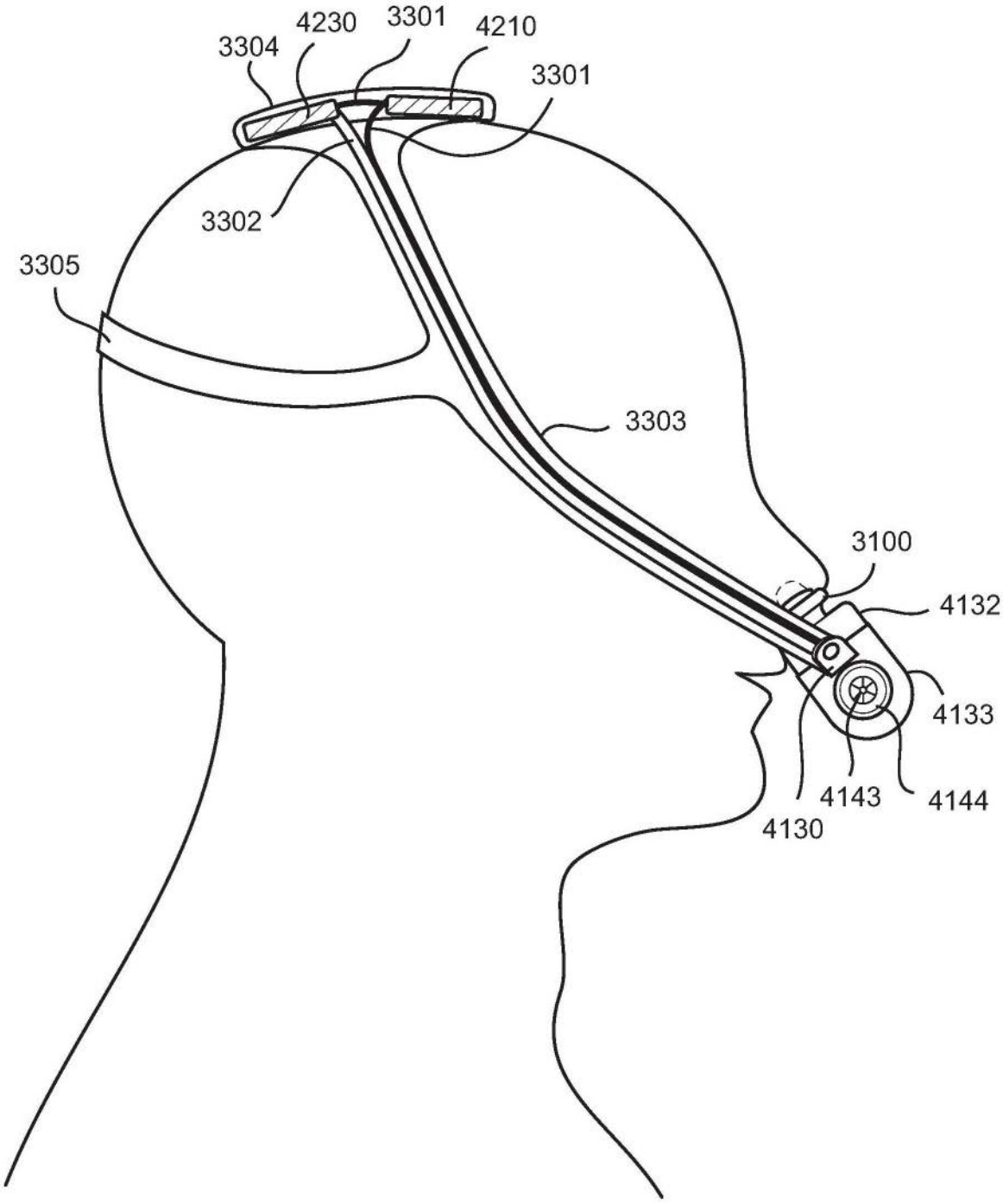

3304
4230
3301
4210
3301
3302
3305
3303
3100
4132
4133
4143
4144
4130

图6A

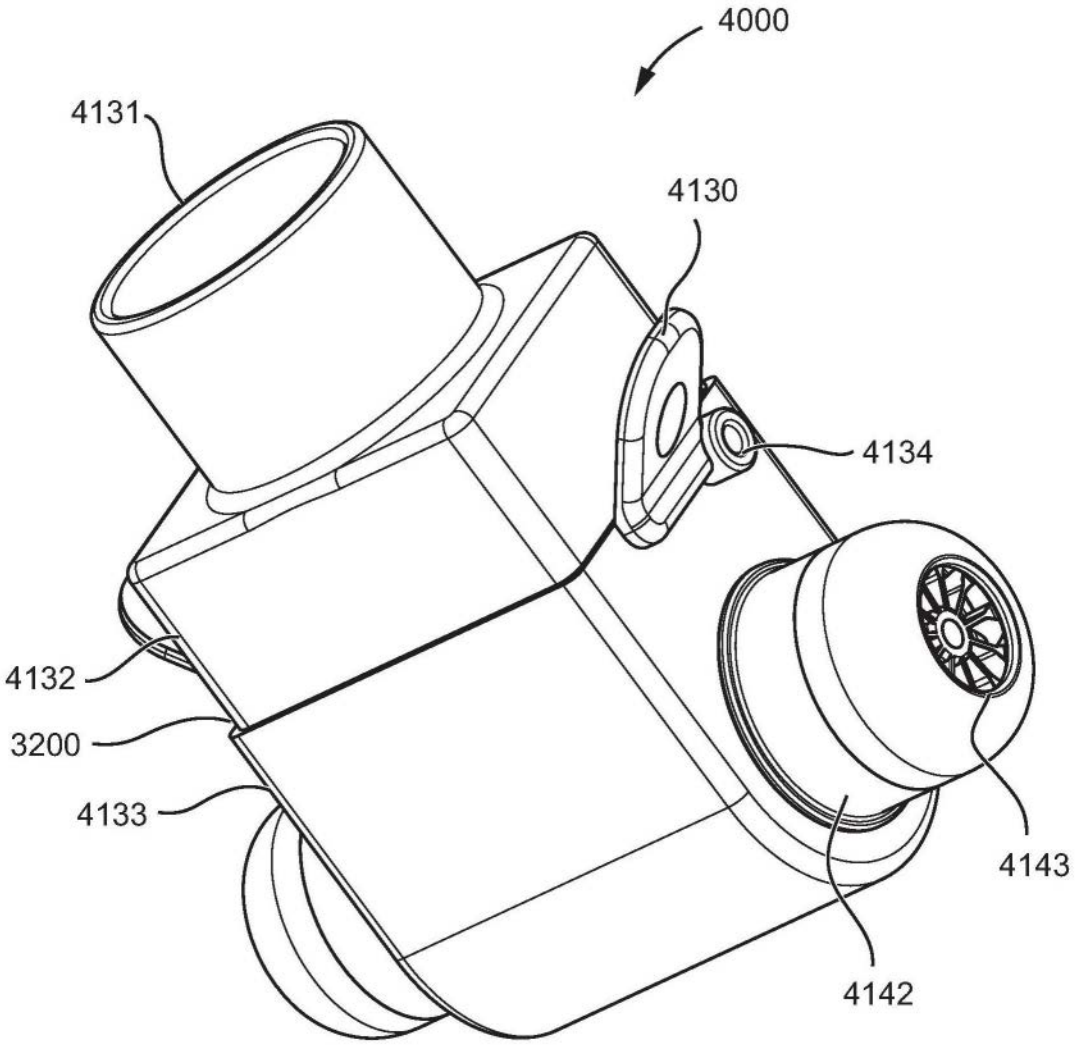


图6B

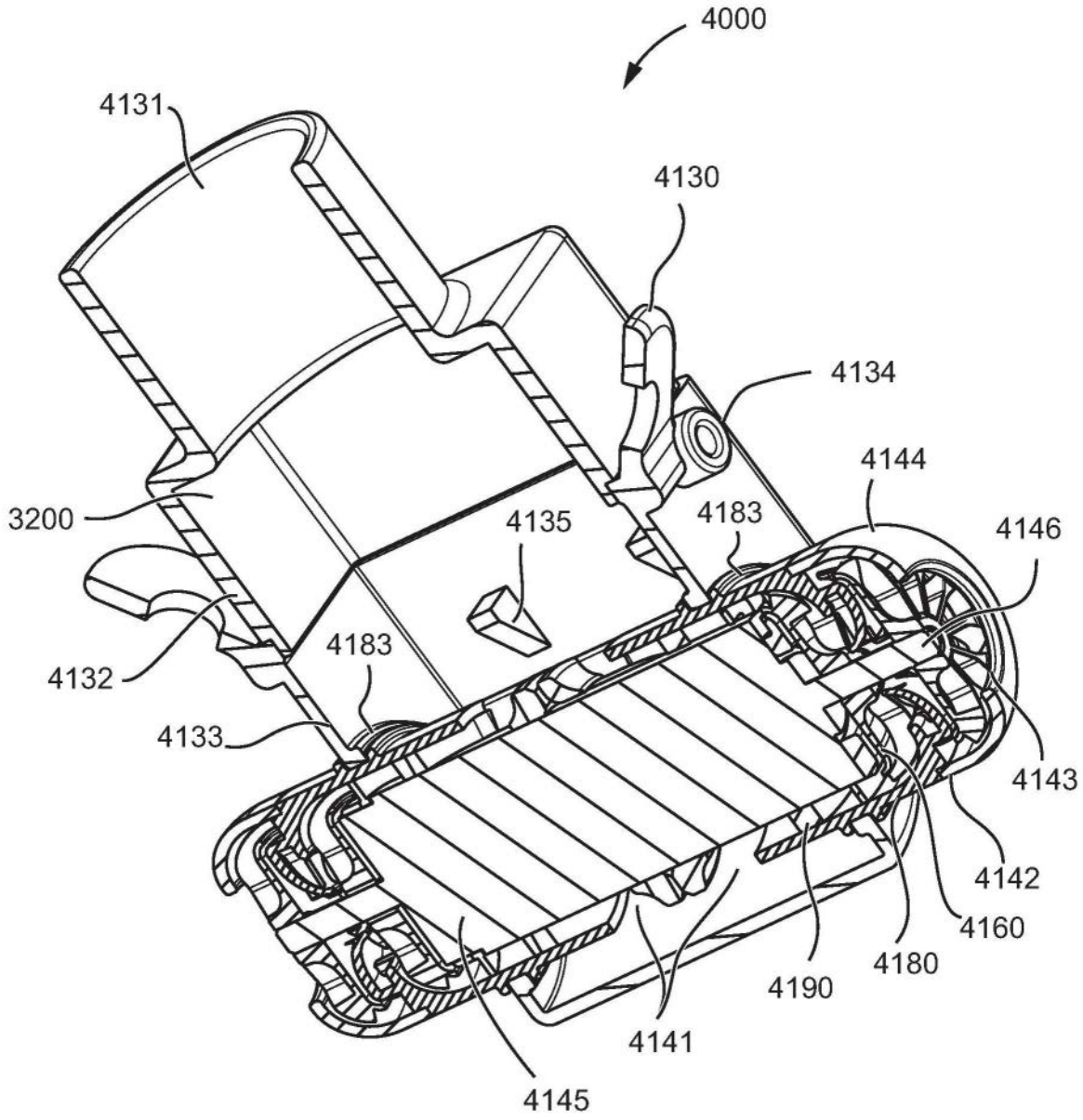

4000
4131
4130
4134
4144
3200
4135
4183
4146
4183
4132
4133
4143
4142
4160
4180
4190
4141
4145

图6C

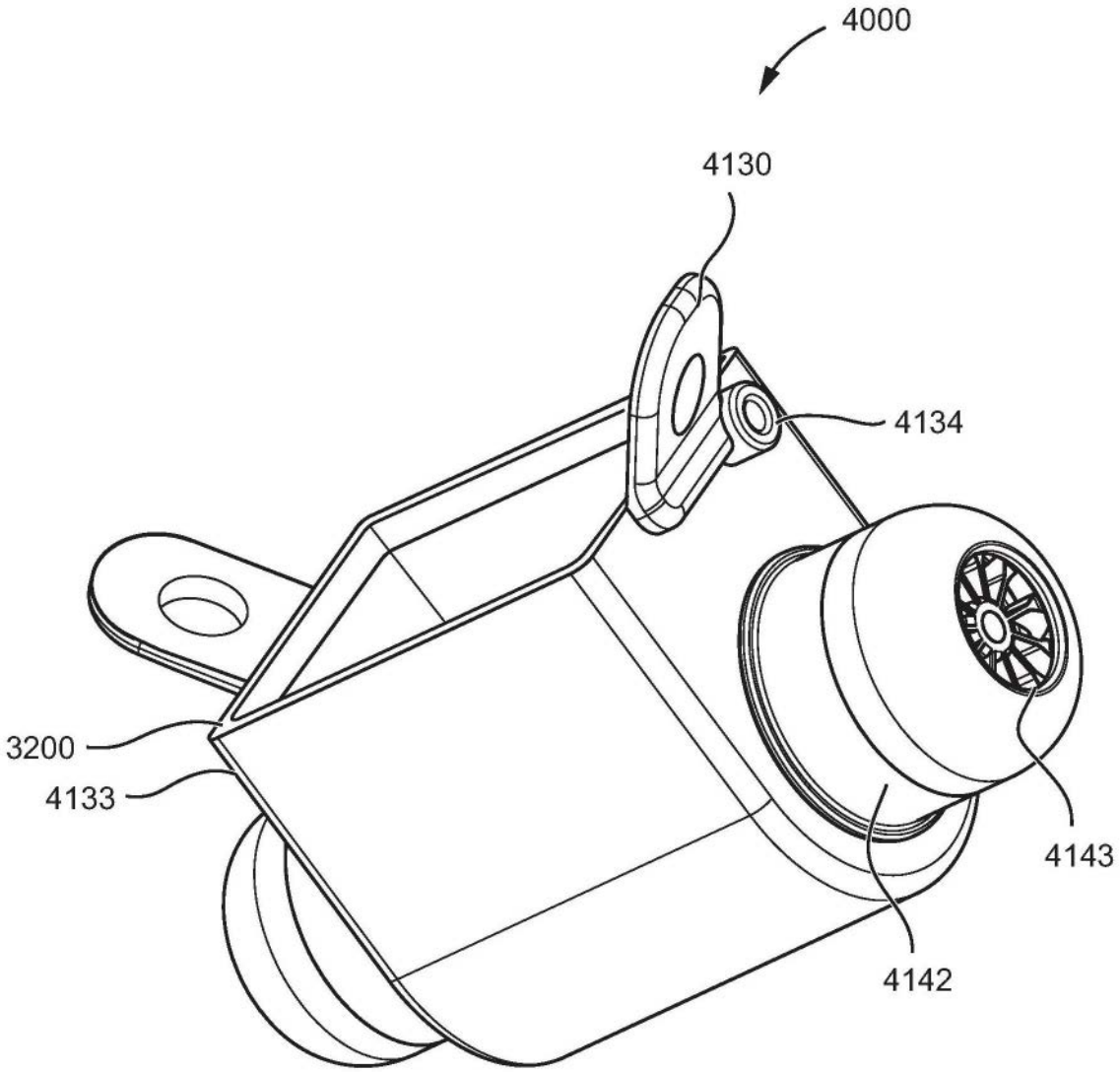


图6D

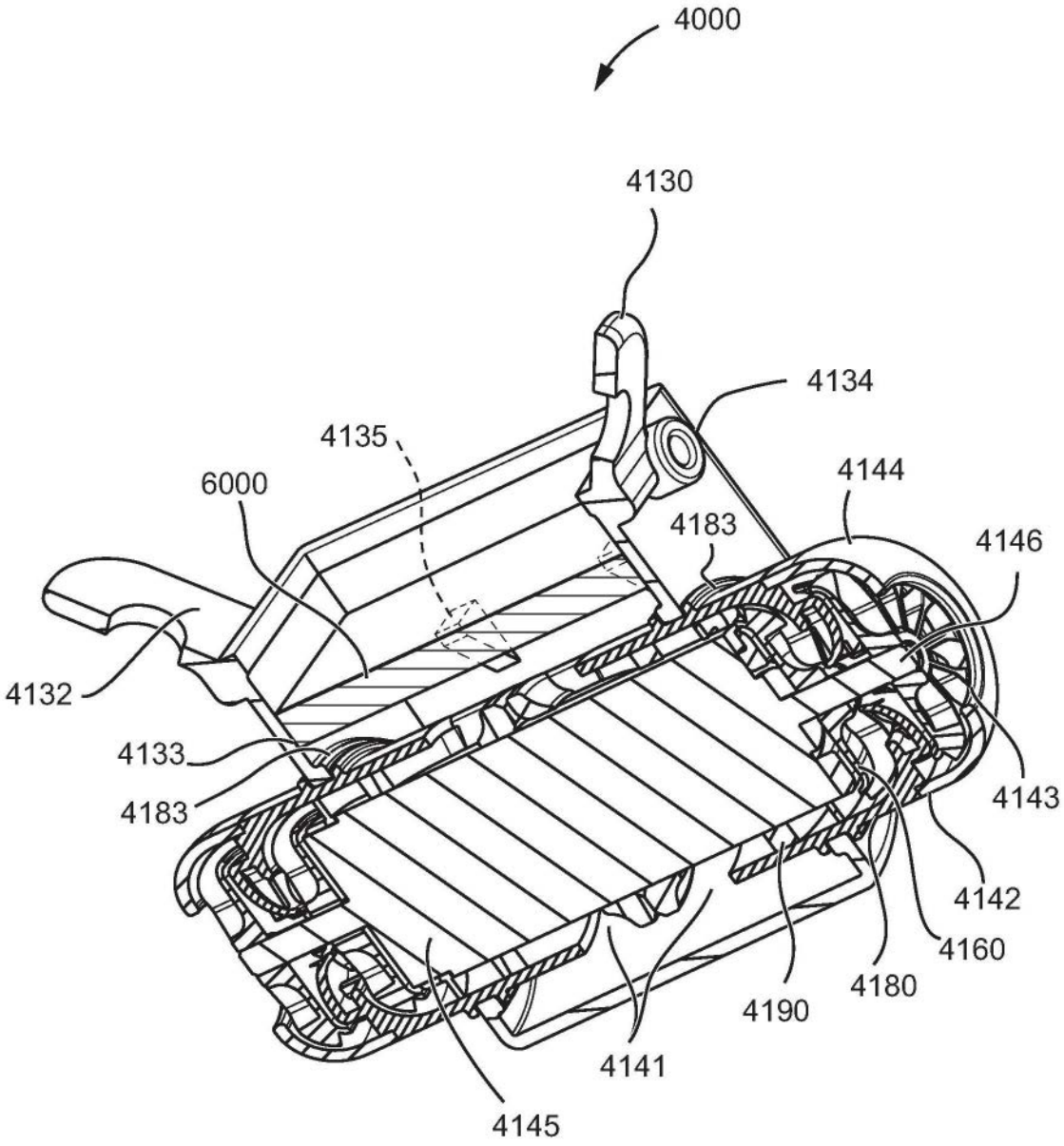

4000
4130
4134
4135
6000
4144
4183
4146
4132
4133
4183
4143
4142
4160
4180
4190
4141
4145

图6E

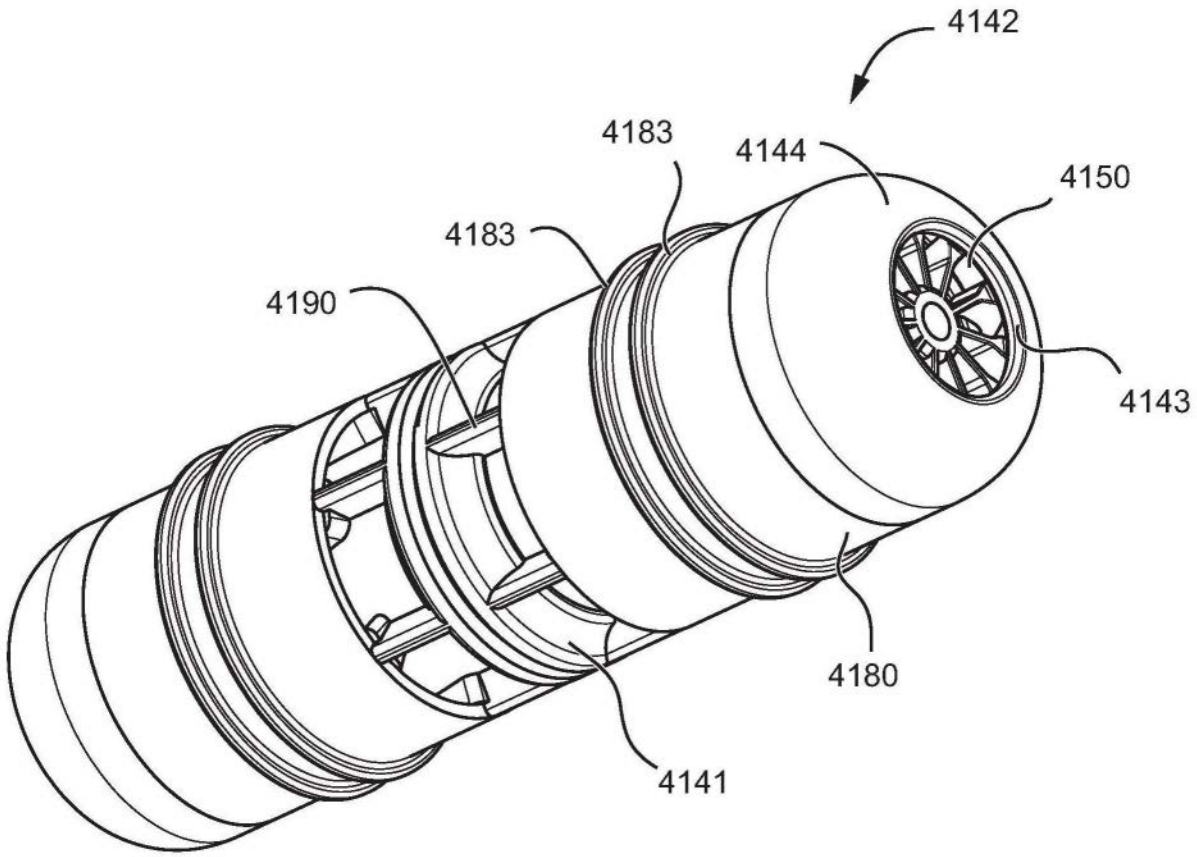


图7A

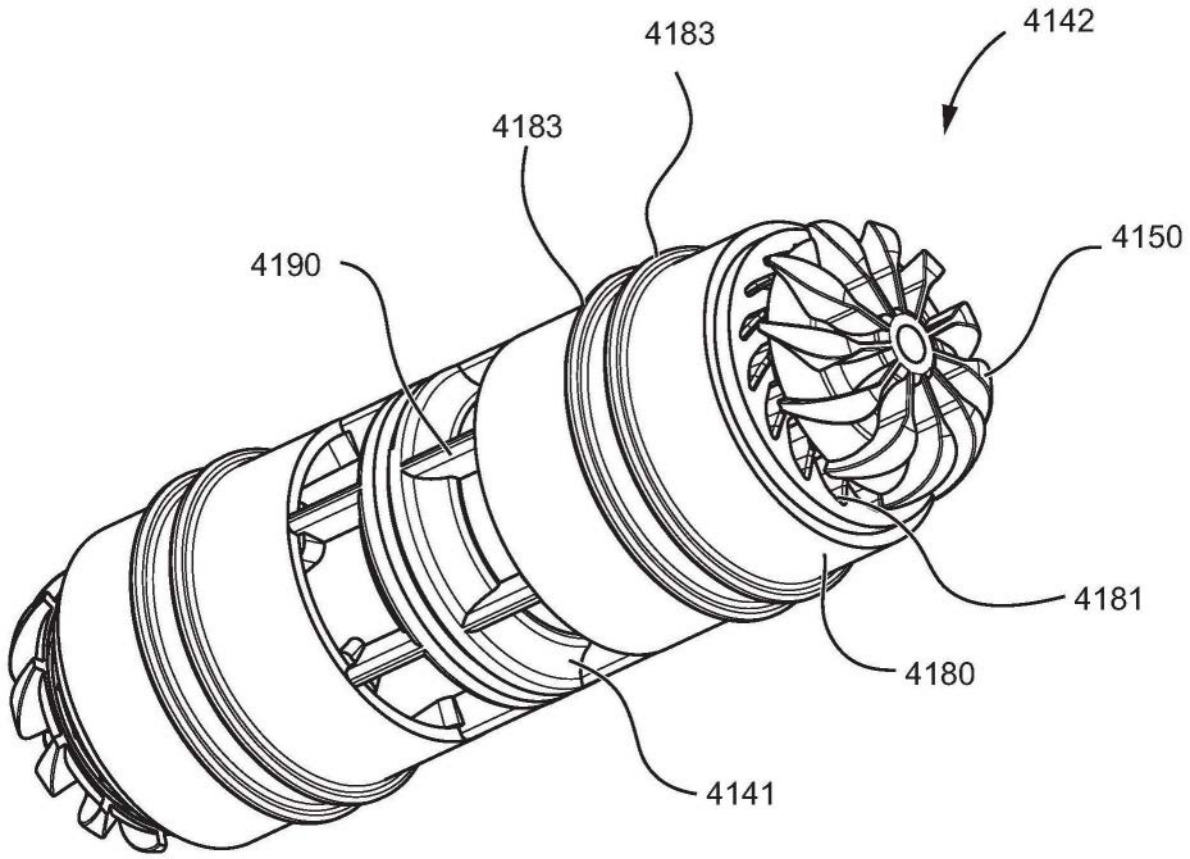


图7B

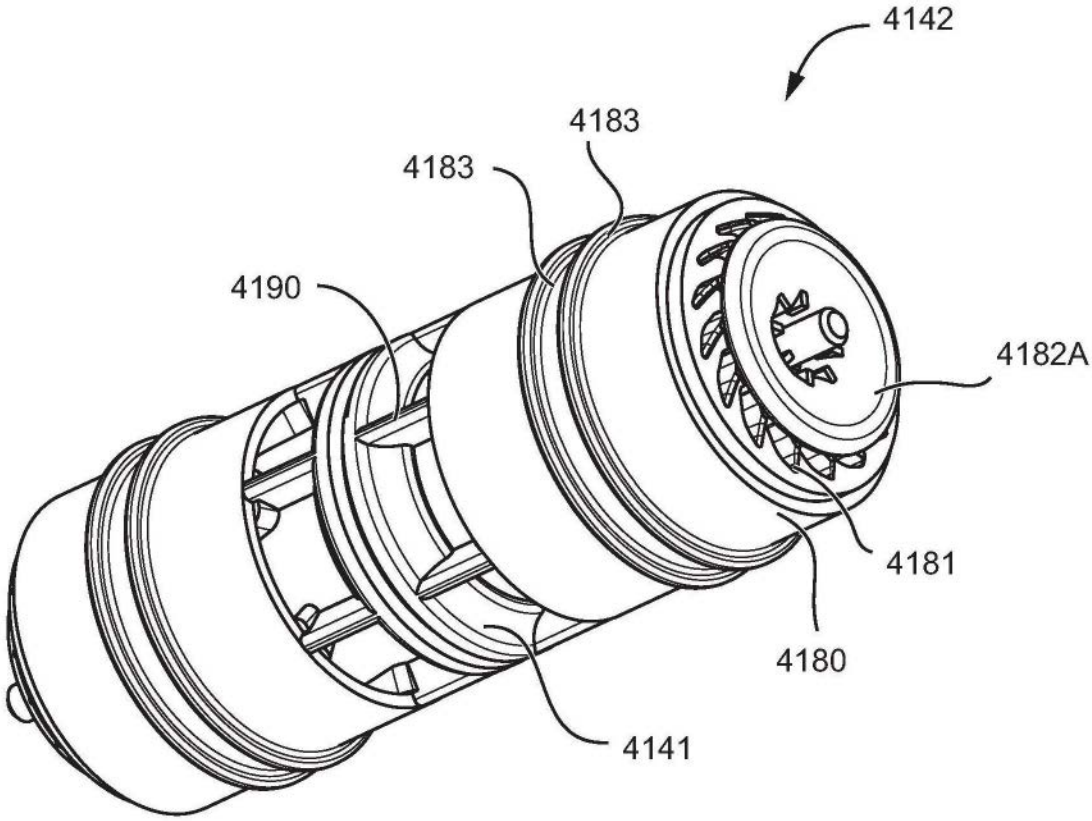


图7C

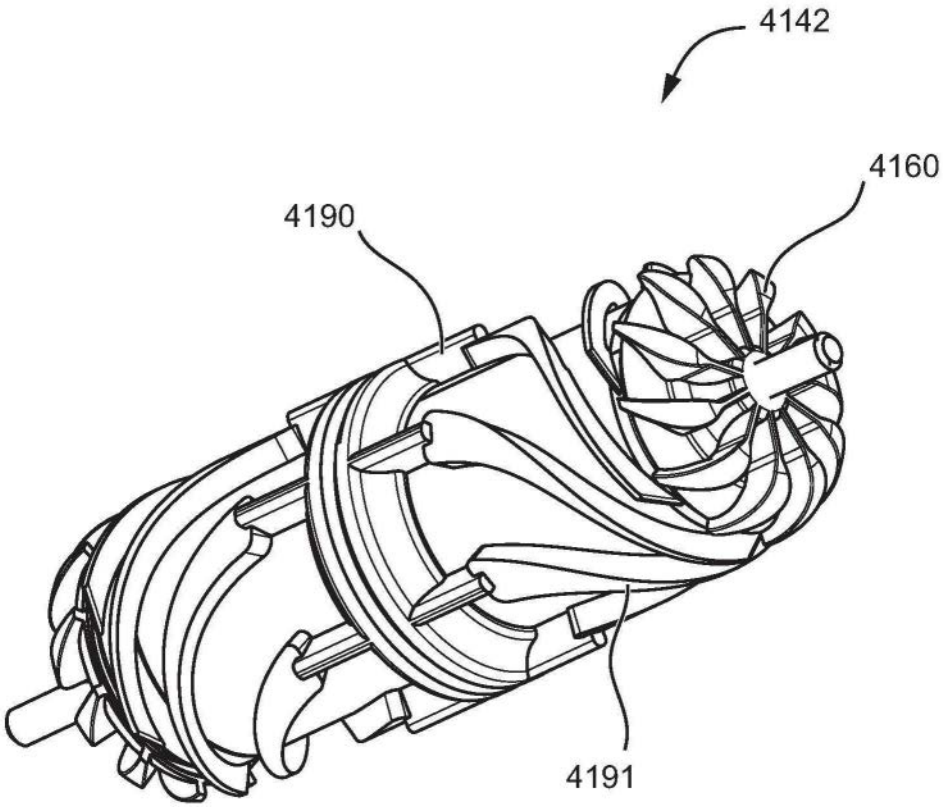


图7D

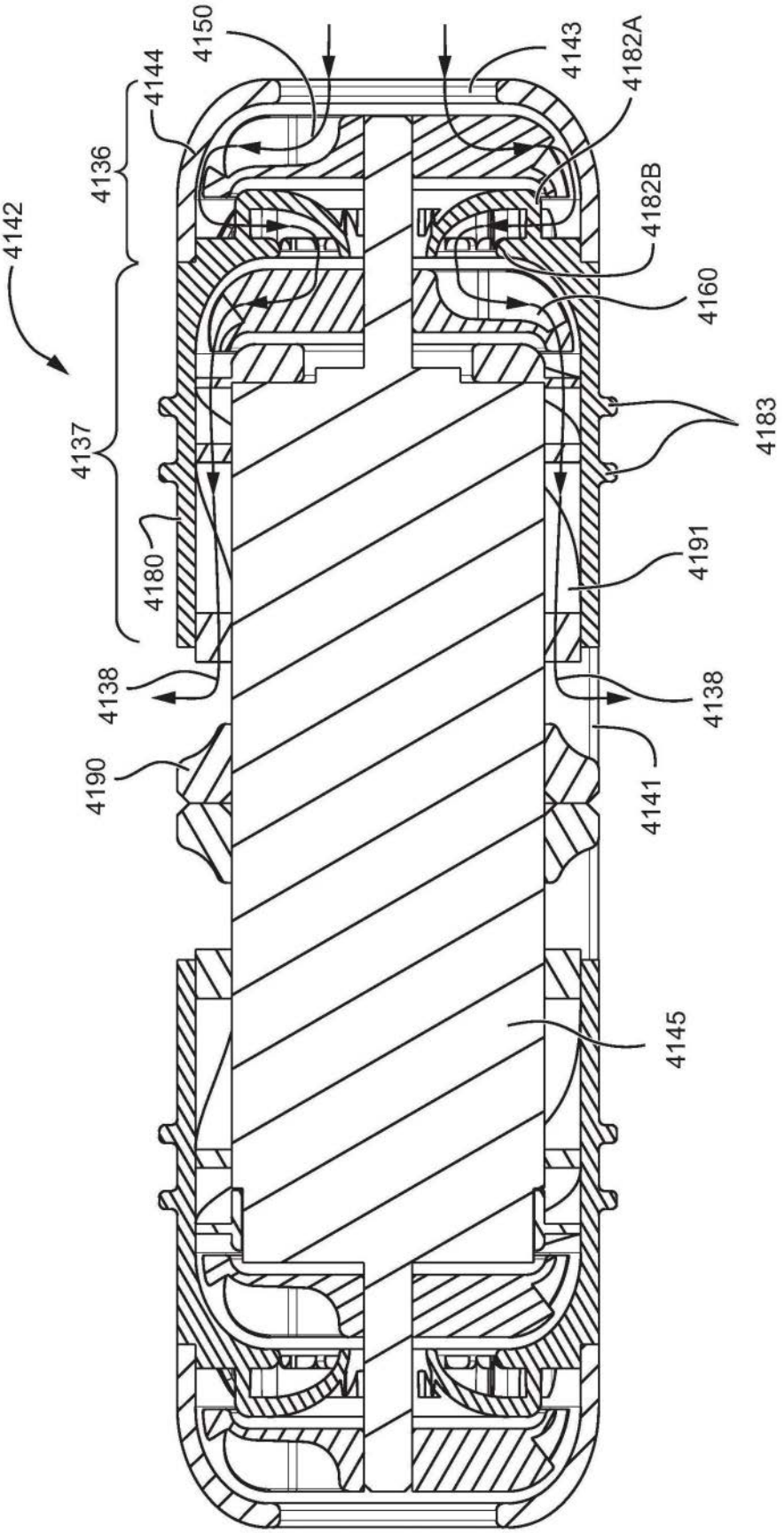

4150
4143
4182A
4144
4136
4182B
4142
4160
4183
4137
4180
4191
4138
4138
4190
4141
4145

图7E

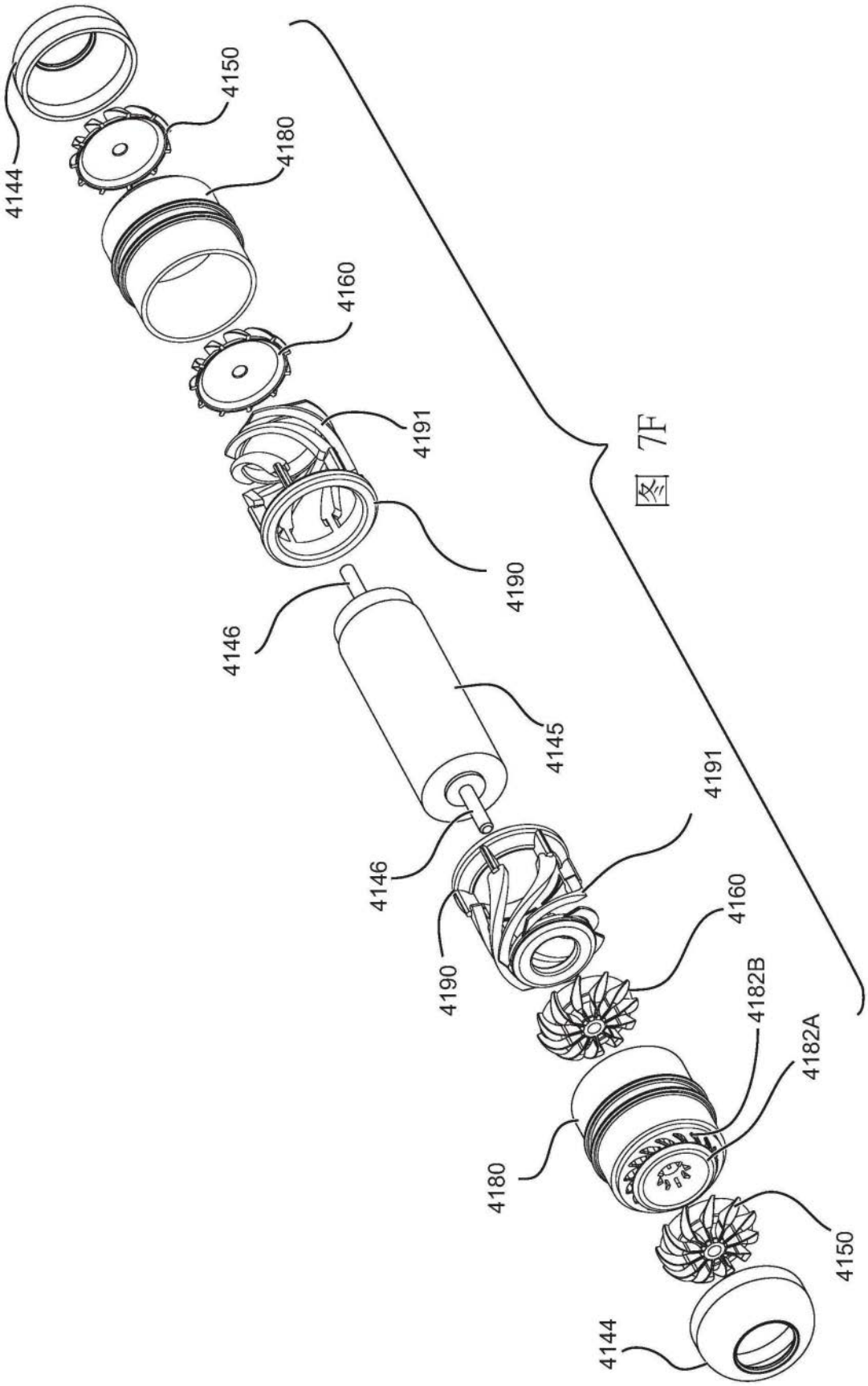

4144
4150
4180
4160
4191
4190
4146
4145
4146
4191
4190
4160
4182B
4182A
4180
4150
4144
图 7F

图7F

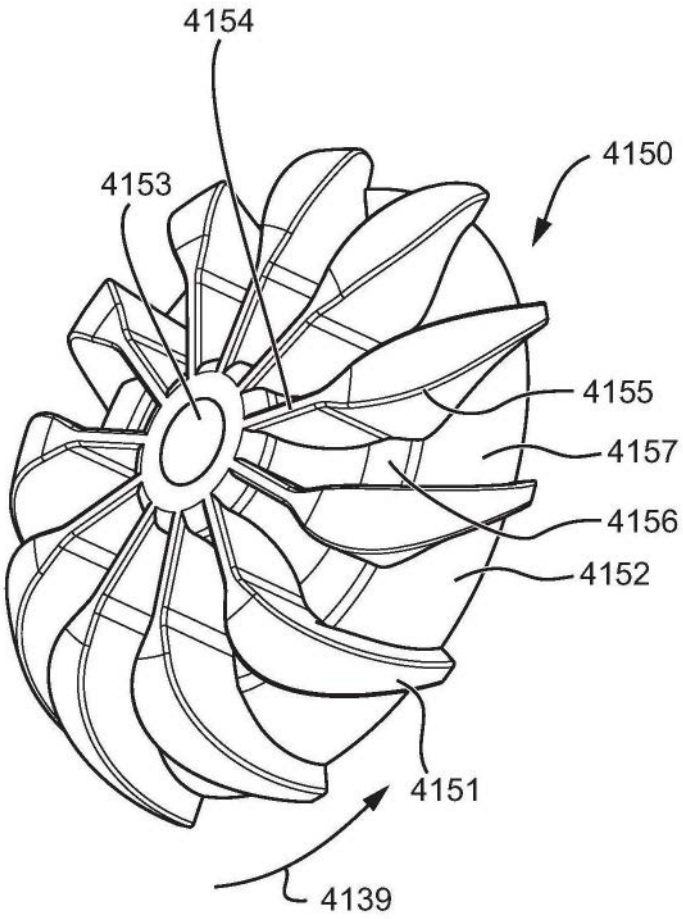


图8A

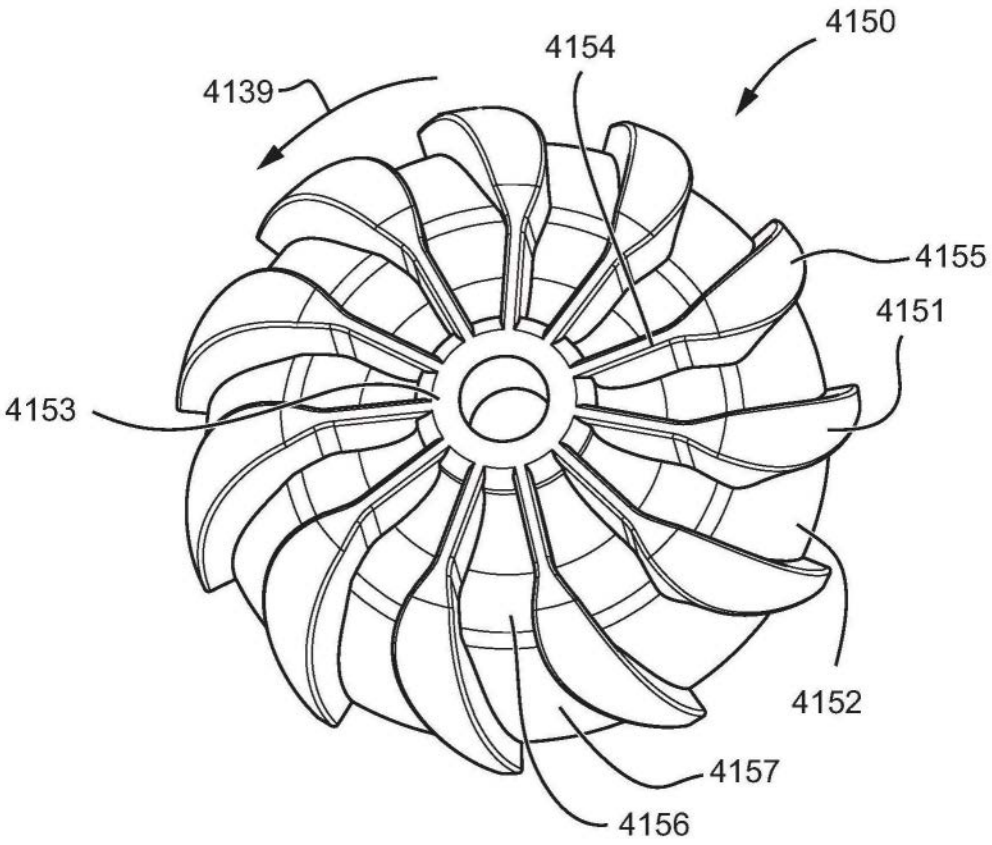

4150
4154
4139
4155
4151
4153
4152
4157
4156

图8B

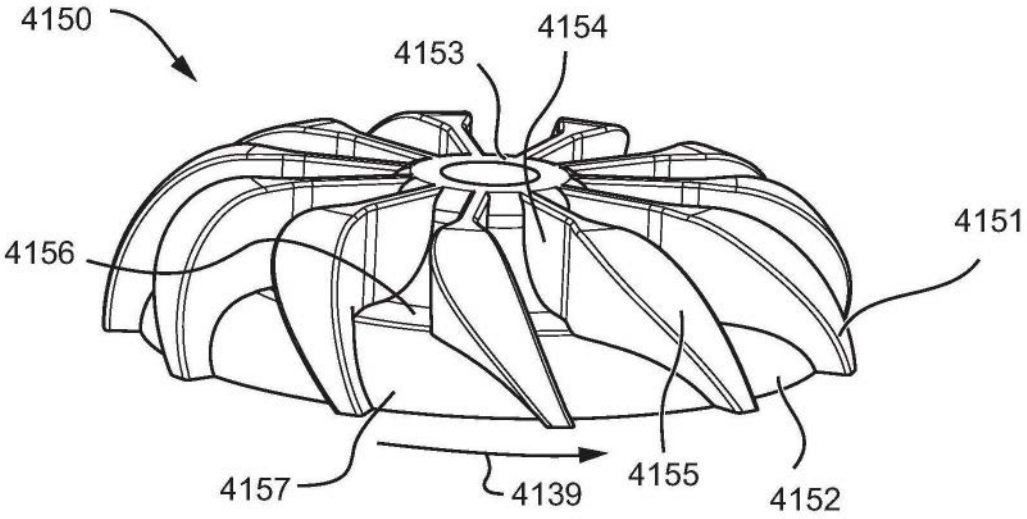

4150
4153
4154
4151
4156
4157
4139
4155
4152

图8C

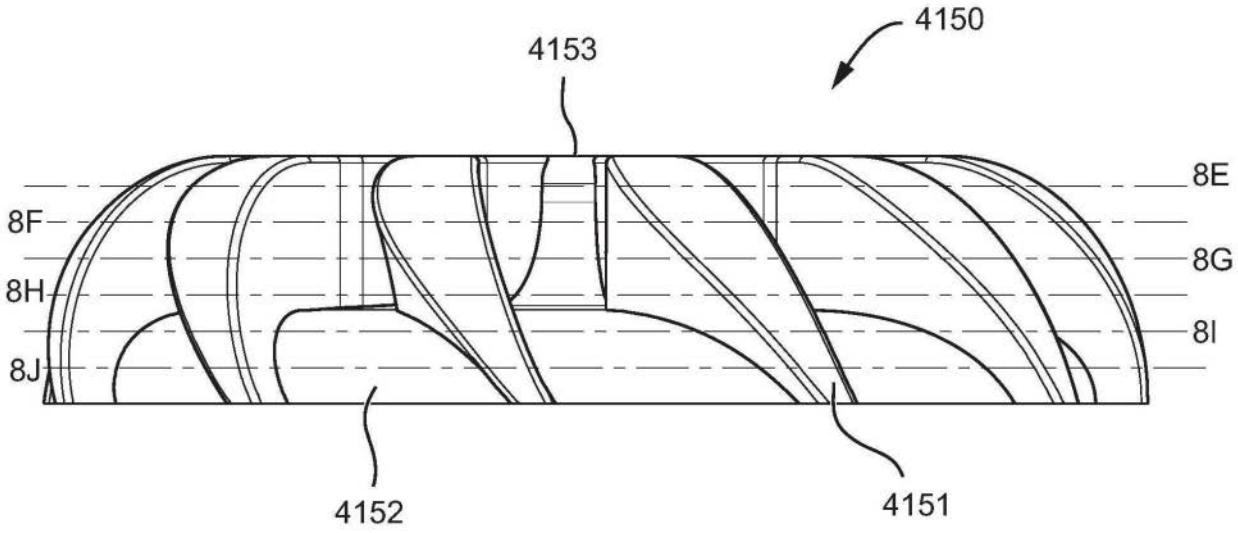


图8D

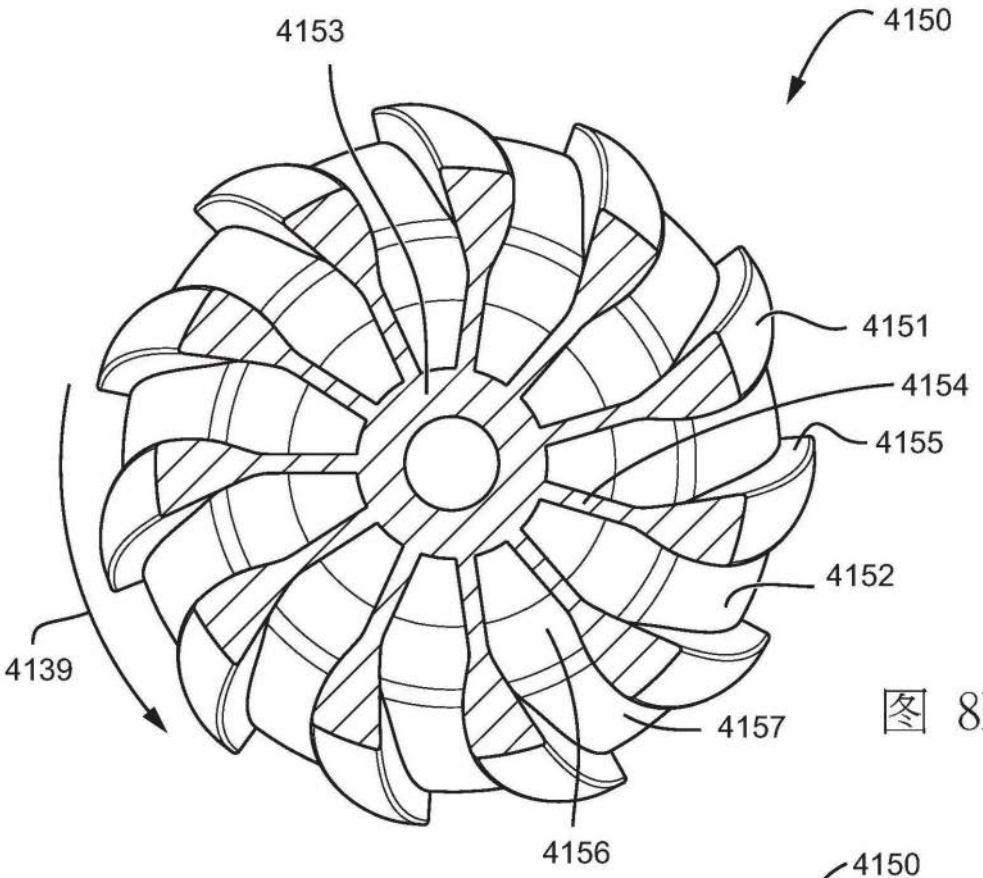

4153
4150
4151
4154
4155
4152
4139
4157
4156

图 8E

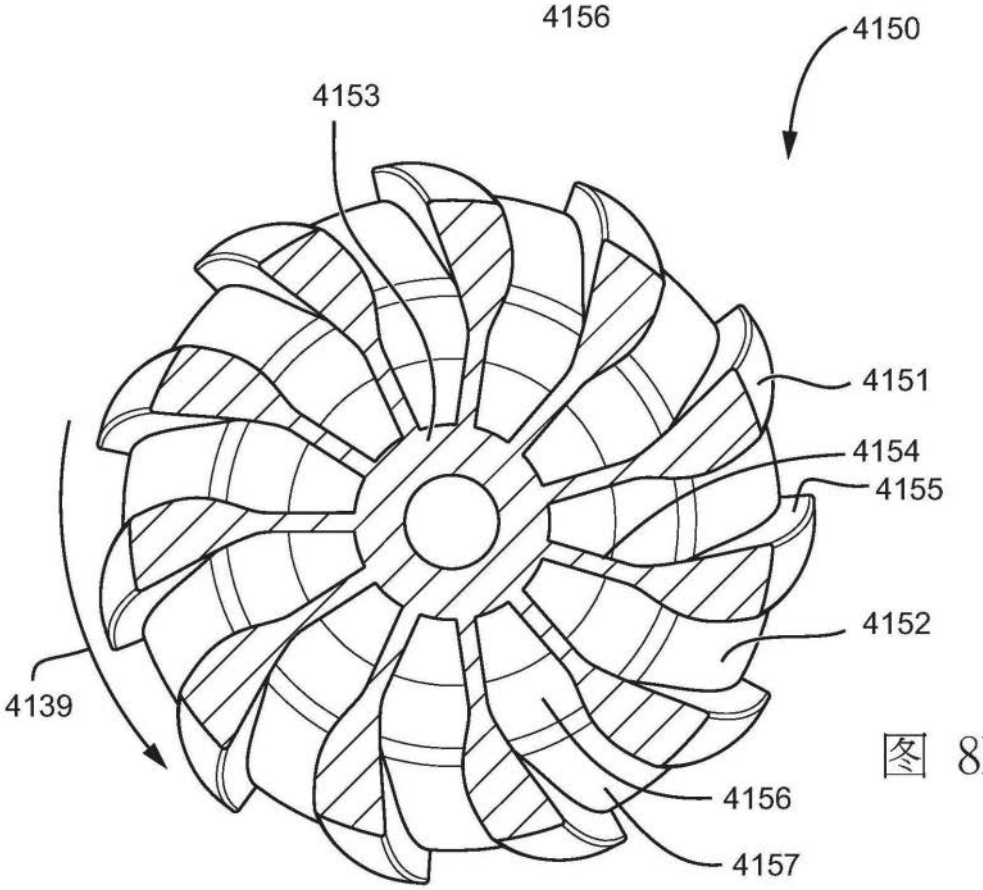

4150
4153
4151
4154
4155
4152
4139
4156
4157

图 8F

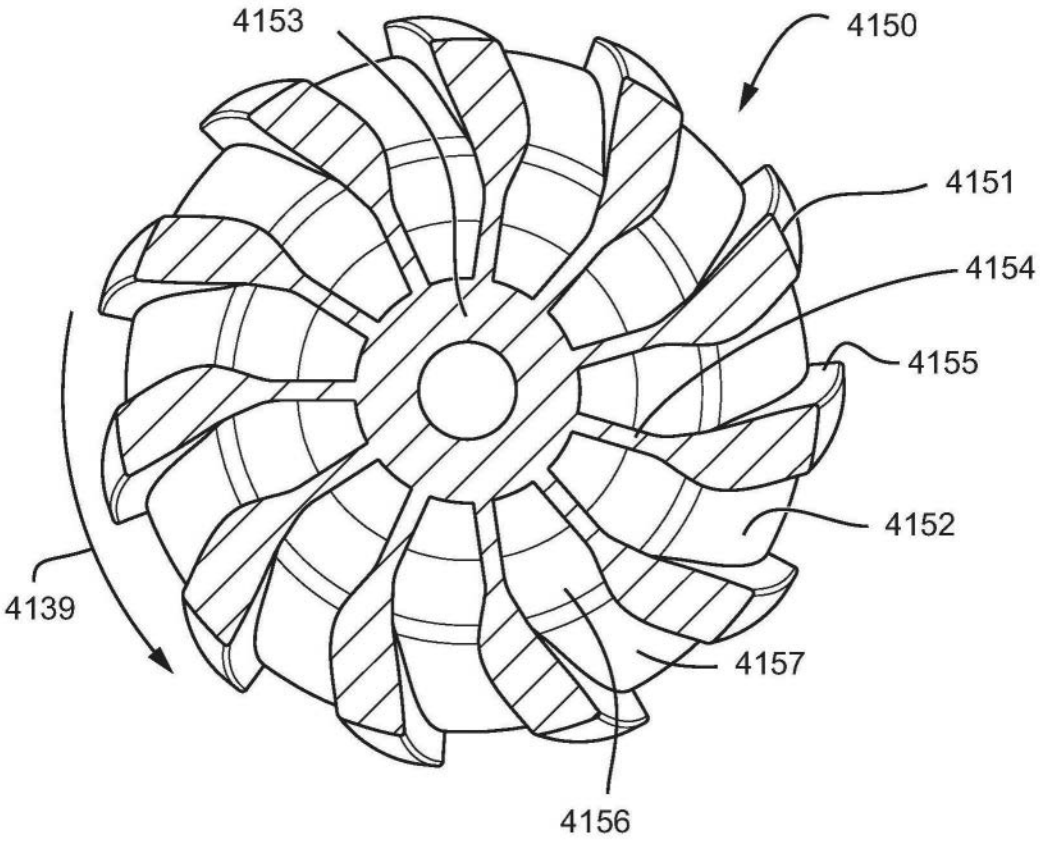


图8G

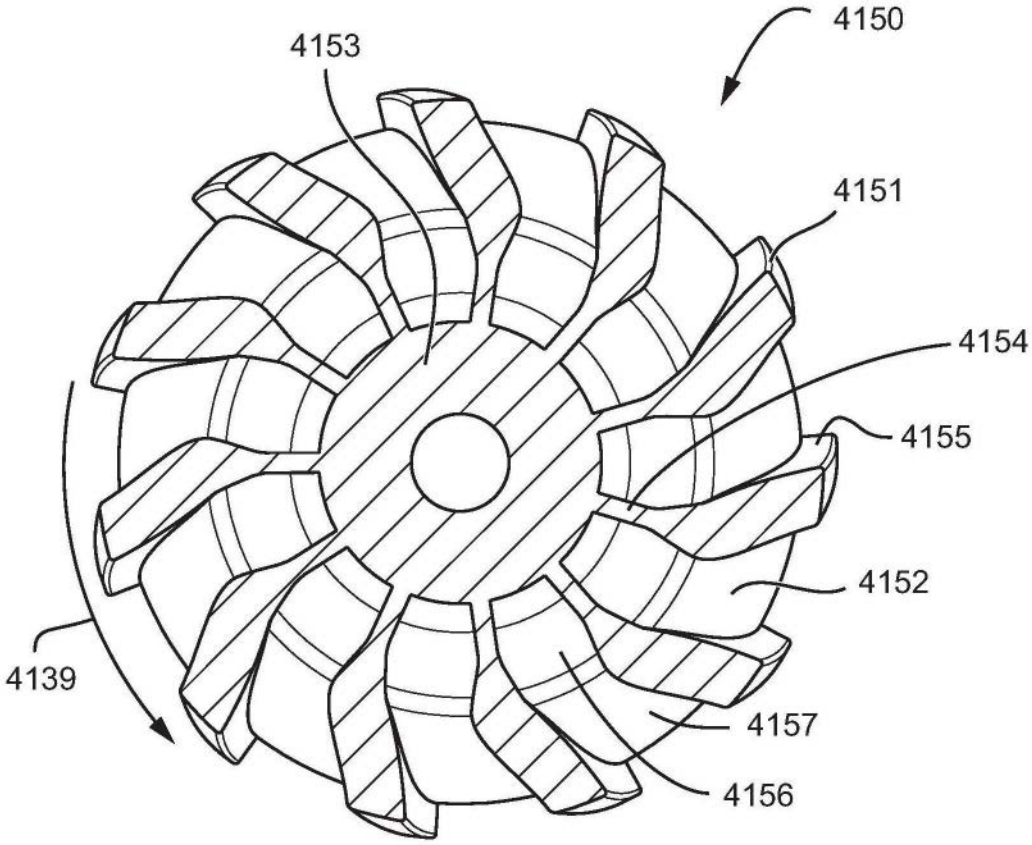


图8H

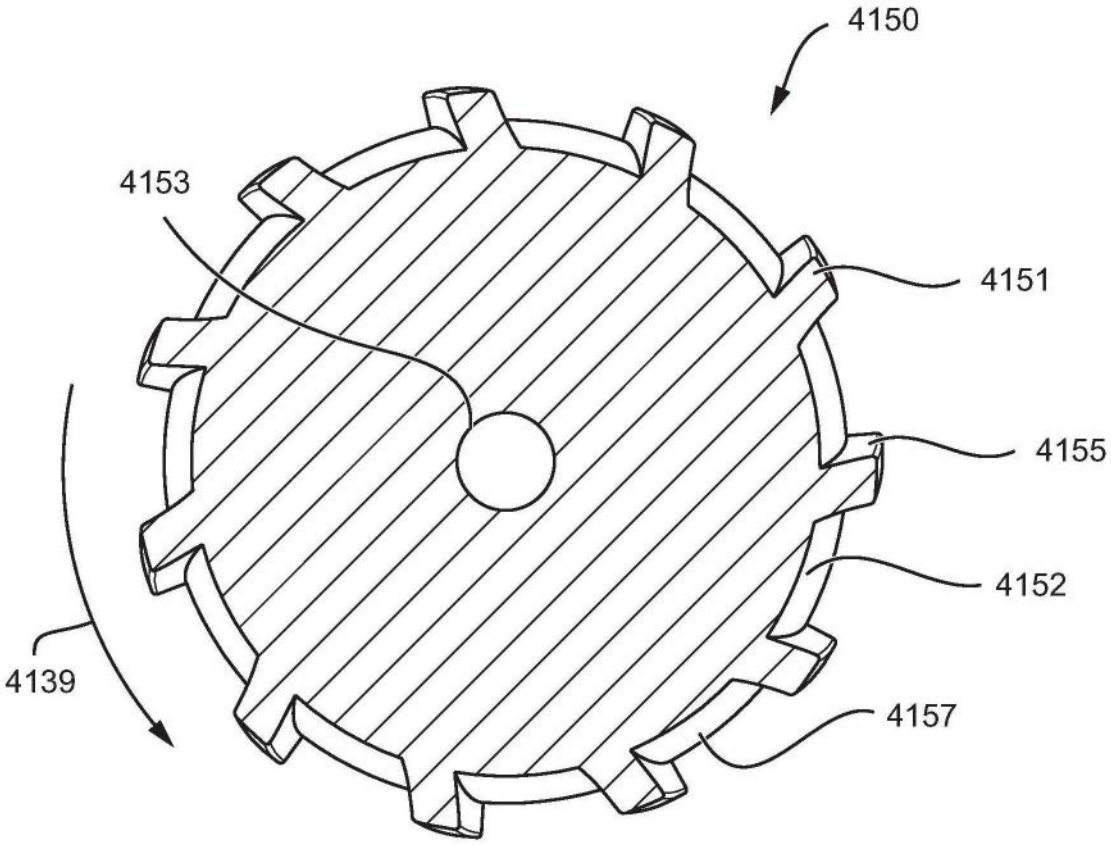


图8I

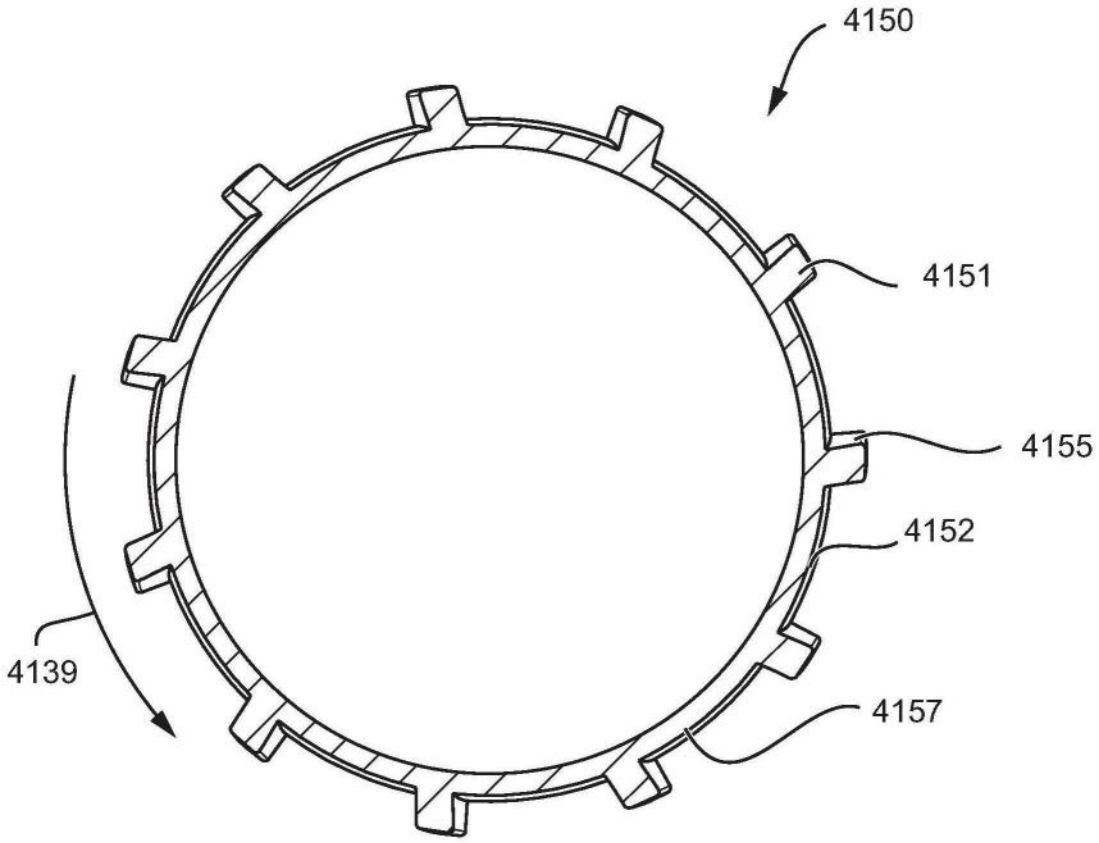


图8J

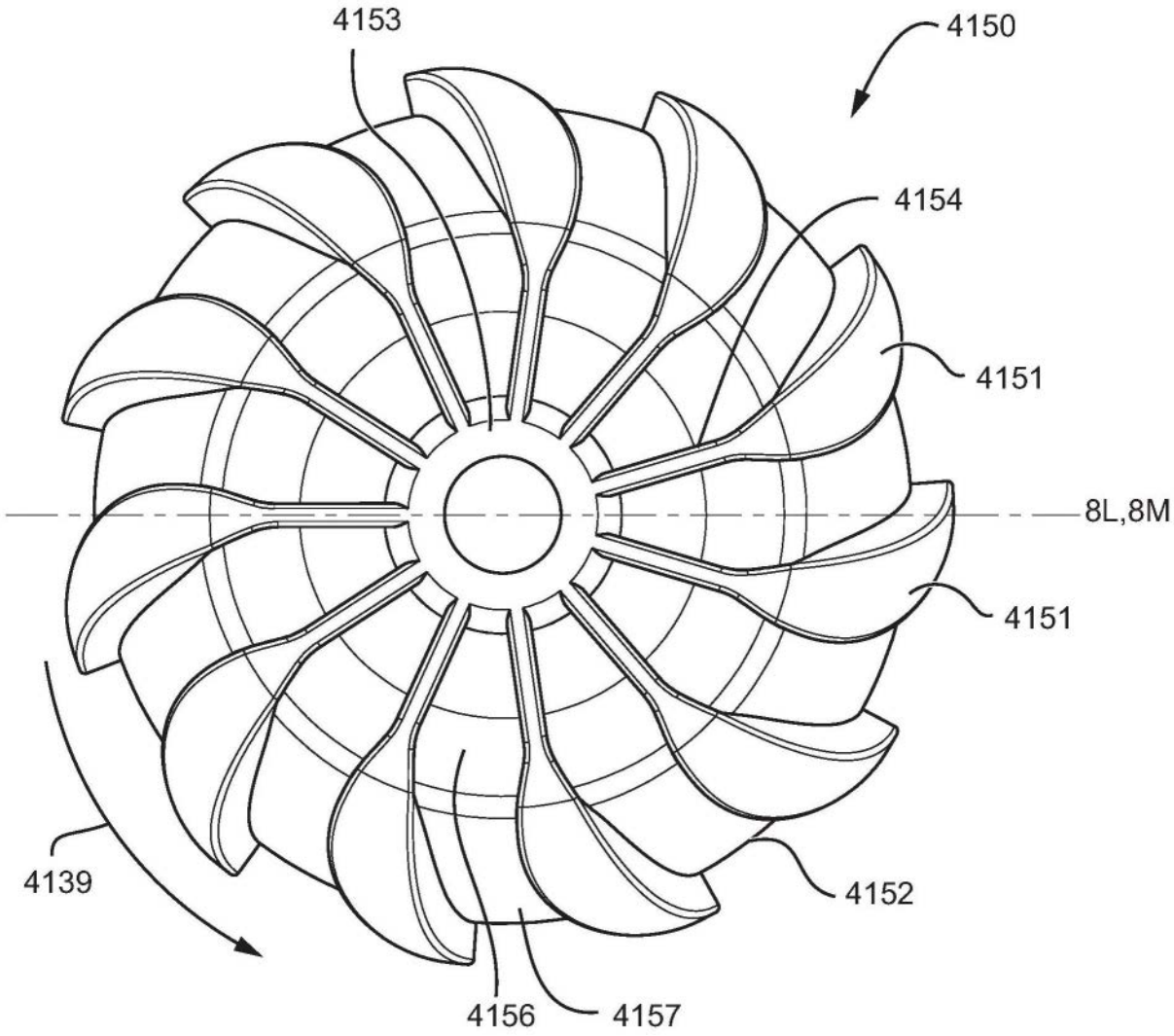


图8K

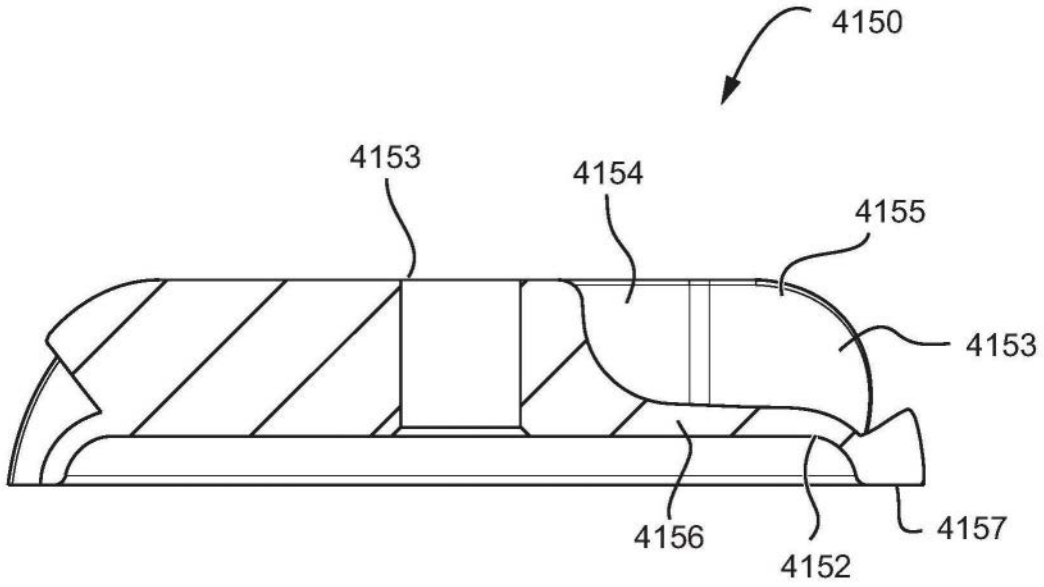

4150
4153
4154
4155
4153
4156
4152
4157

图8L

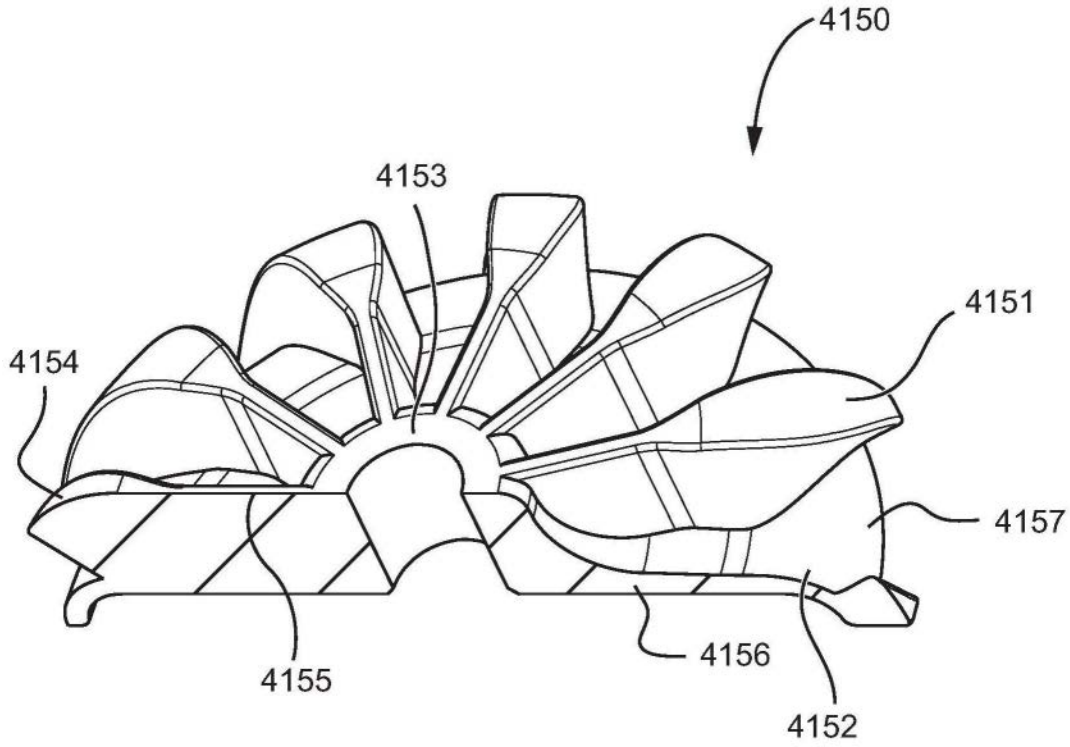

4150
4153
4151
4154
4157
4155
4156
4152

图8M

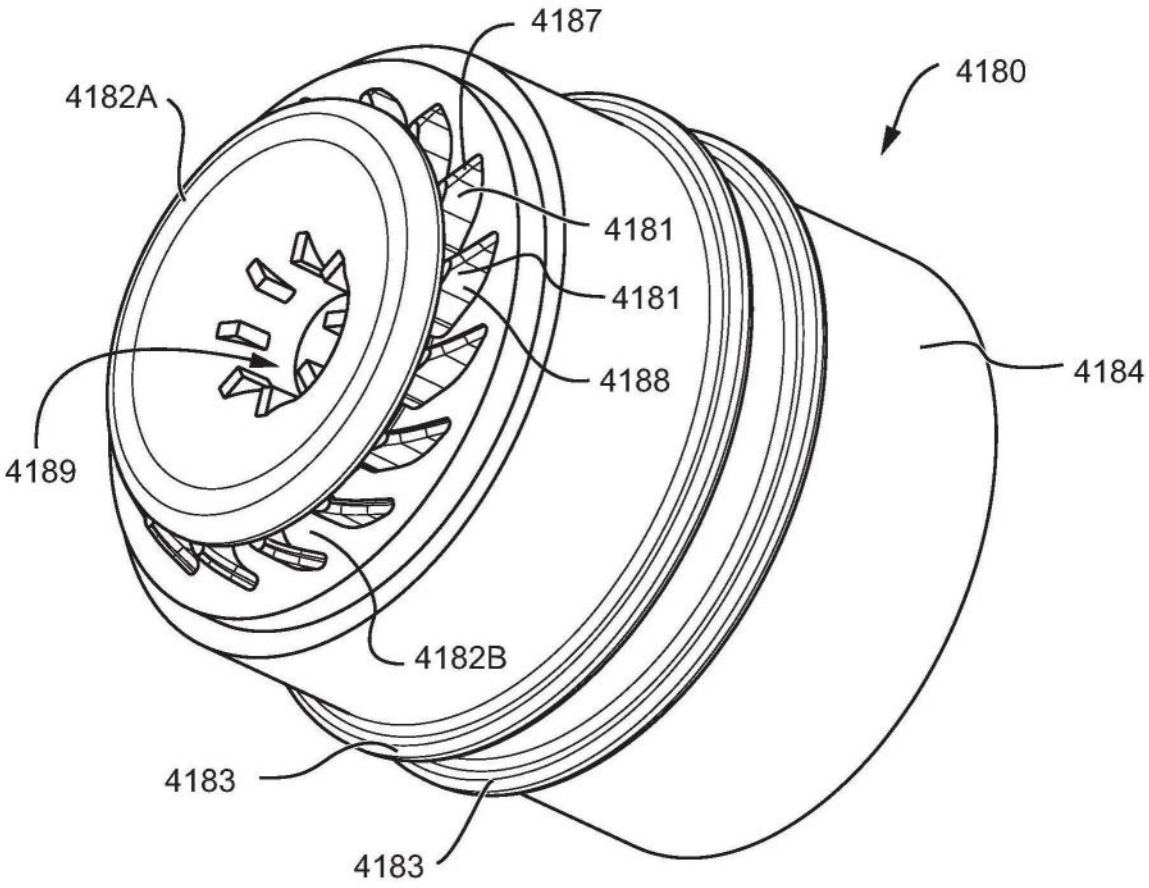


图9A

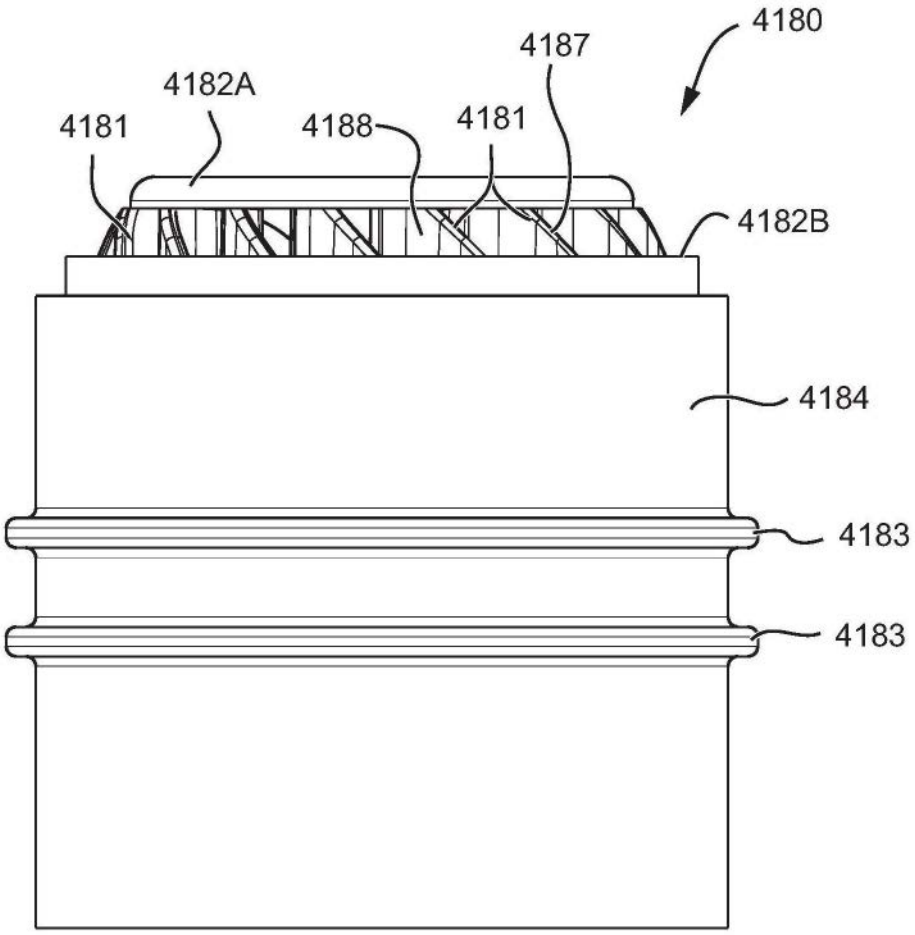


图9B

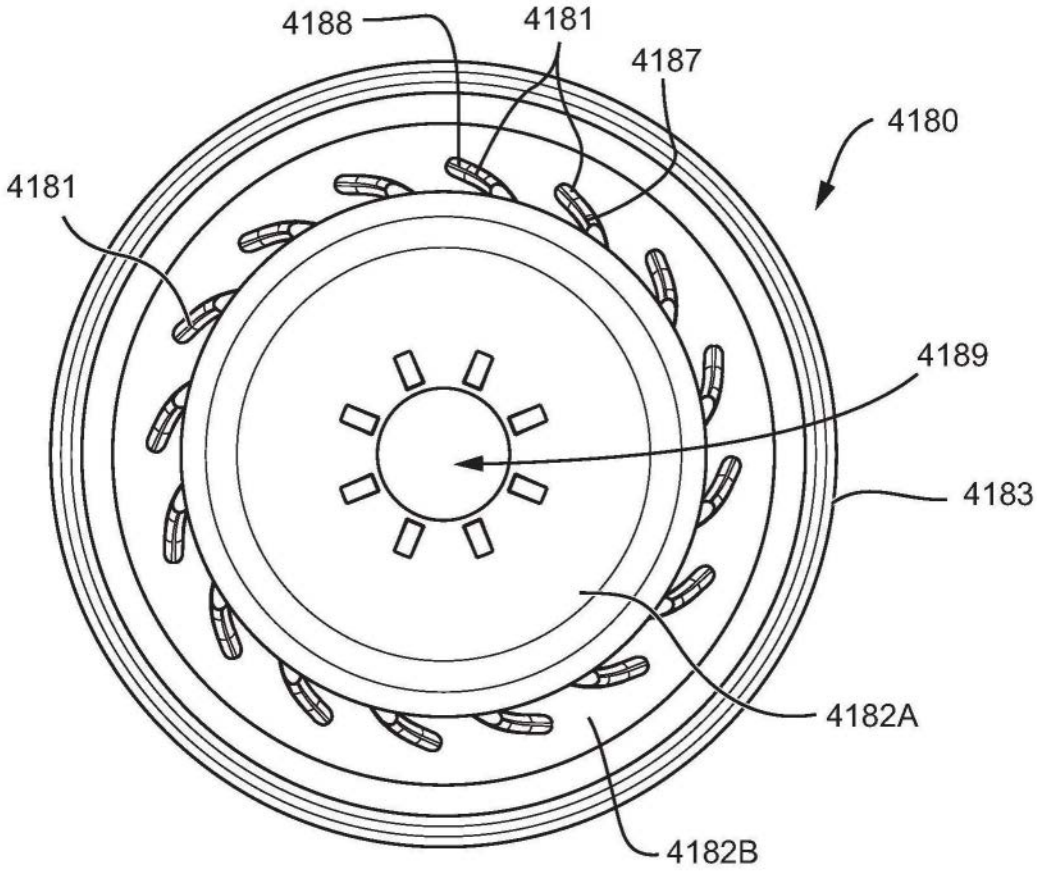


图9C

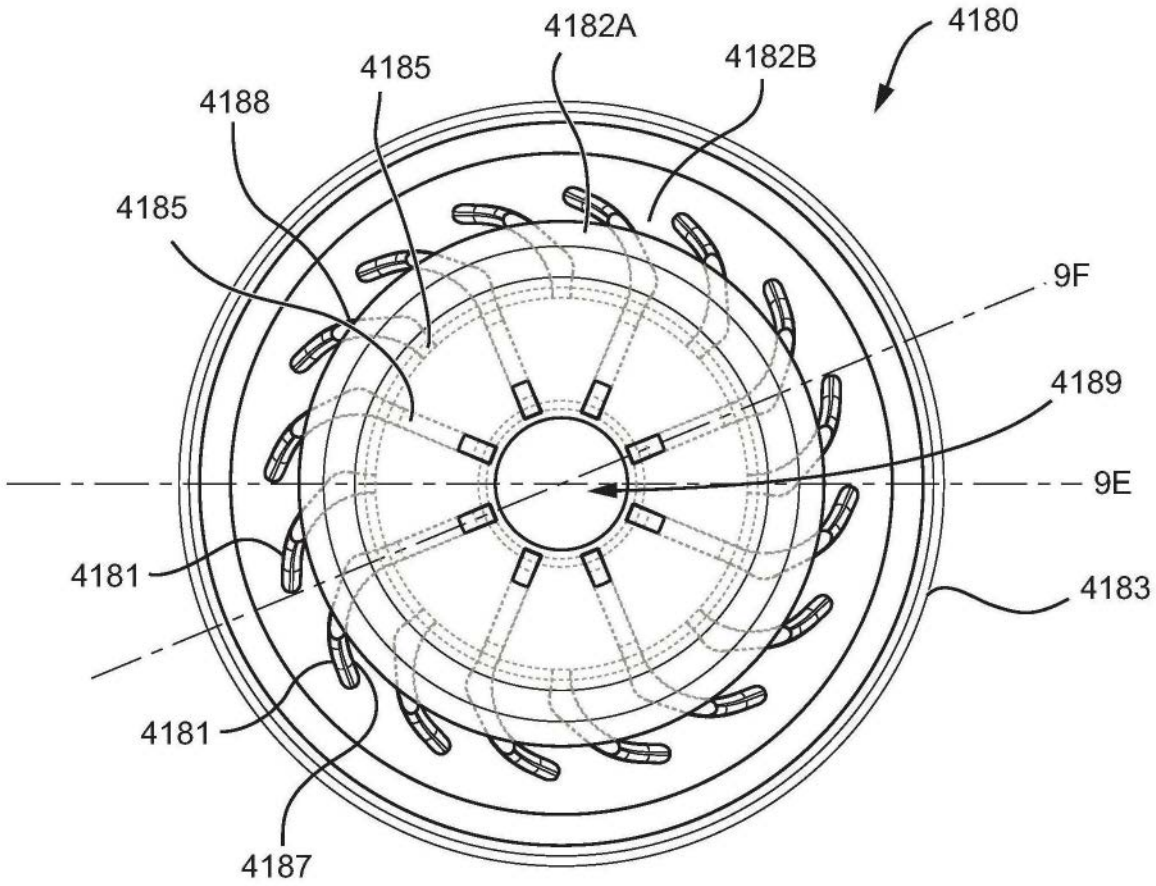

4180
4182A
4182B
4185
4188
4185
9F
4189
9E
4181
4183
4181
4187

图9D

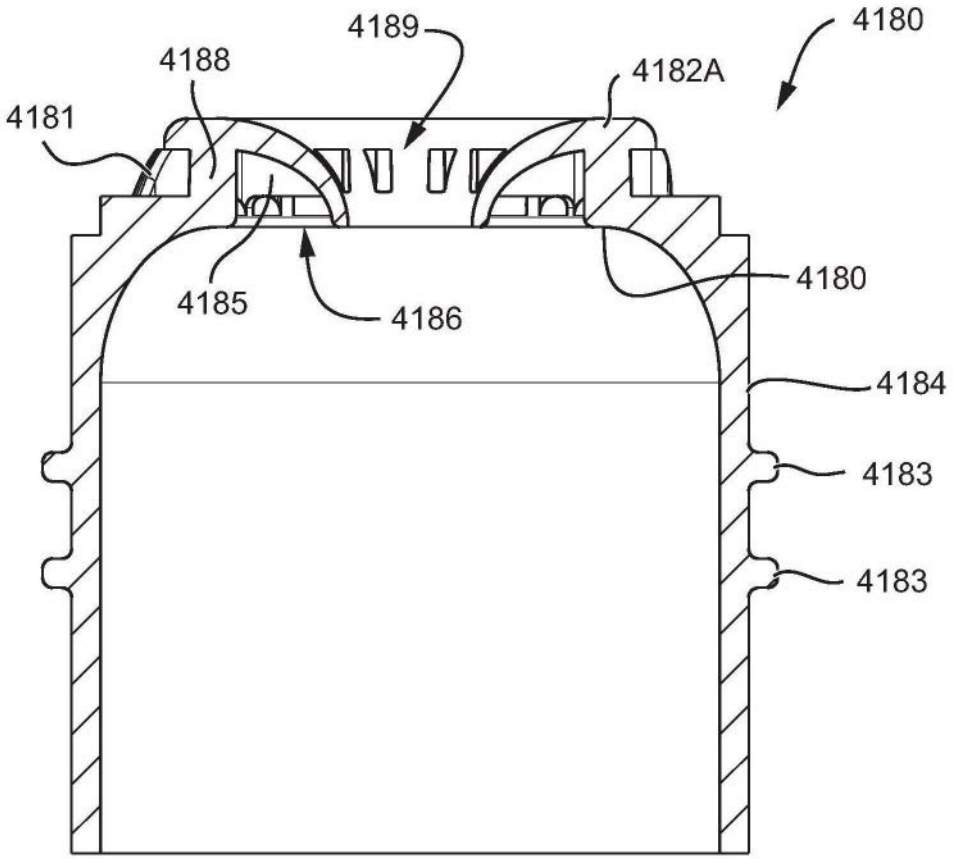


图9E

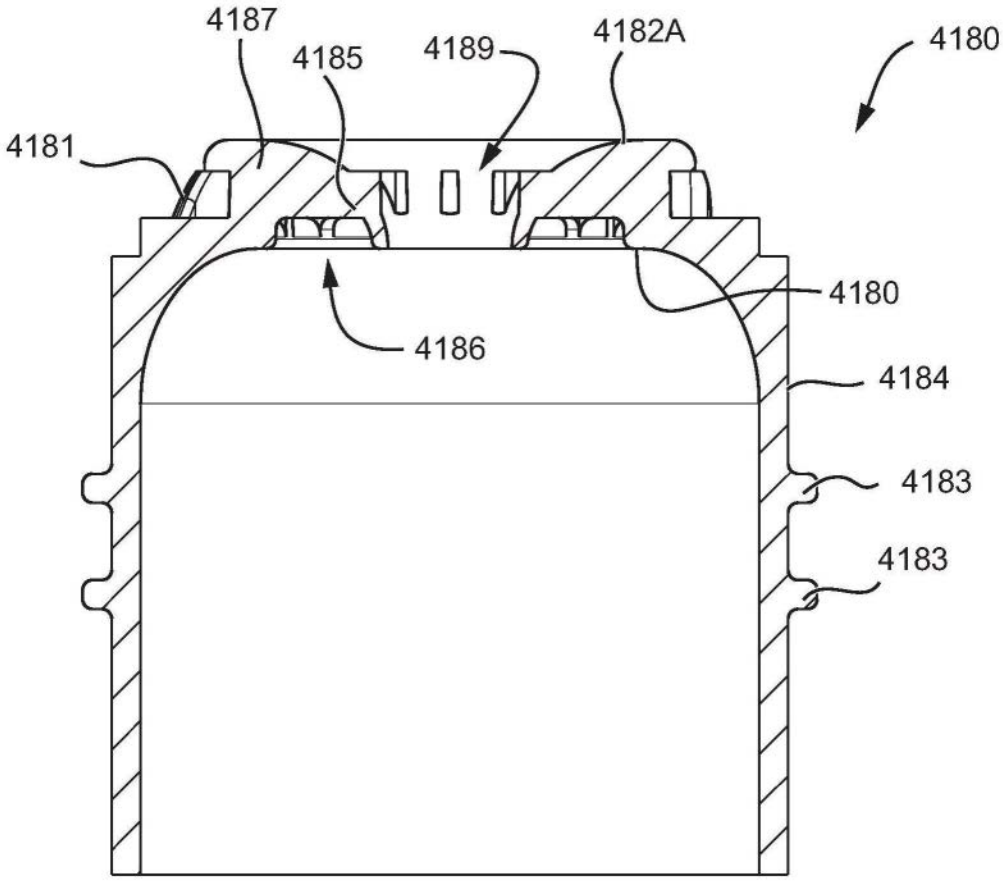


图9F

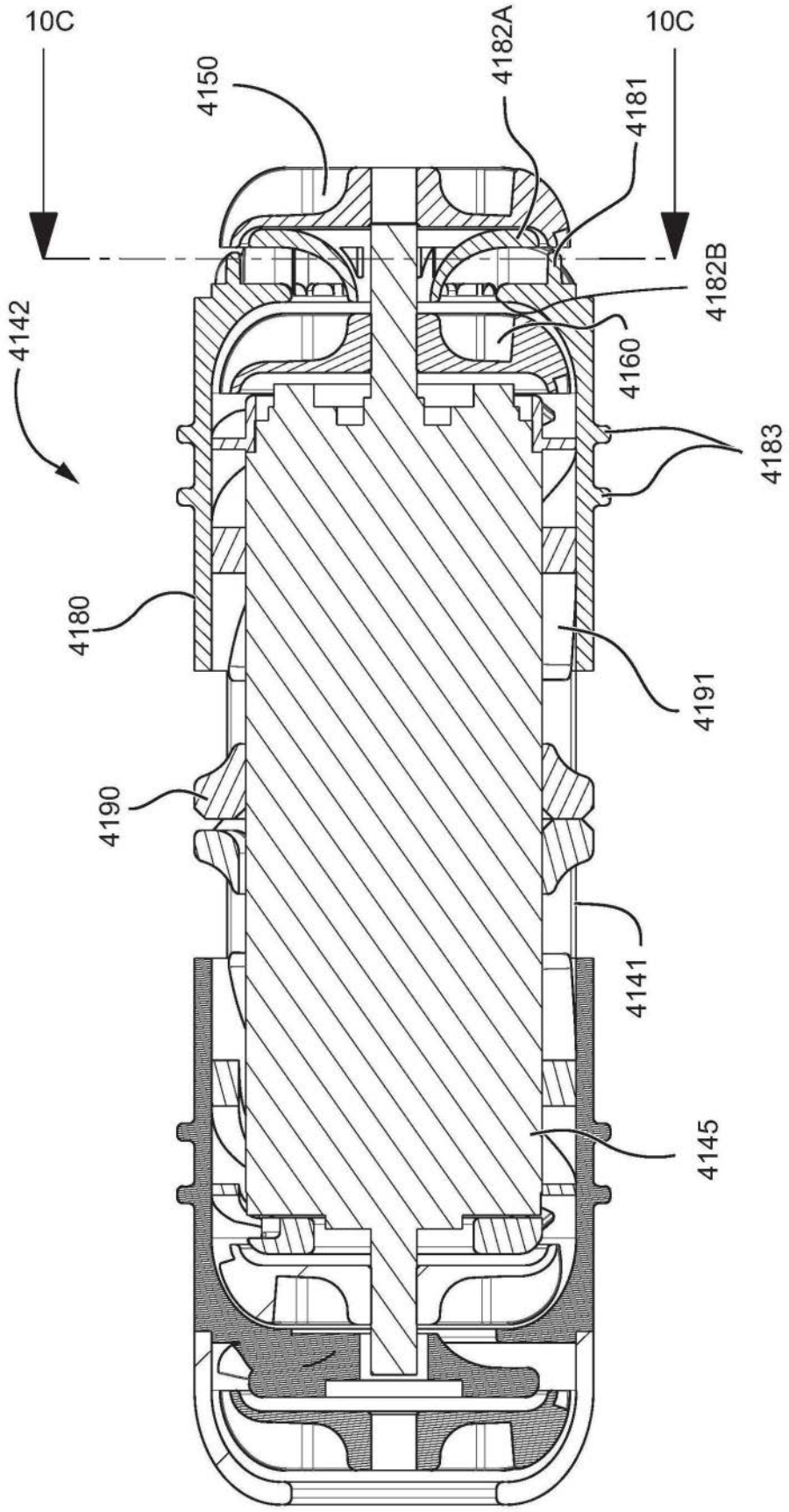

10C
10C
4150
4182A
4181
4182B
4142
4160
4183
4180
4191
4190
4141
4145

图10A

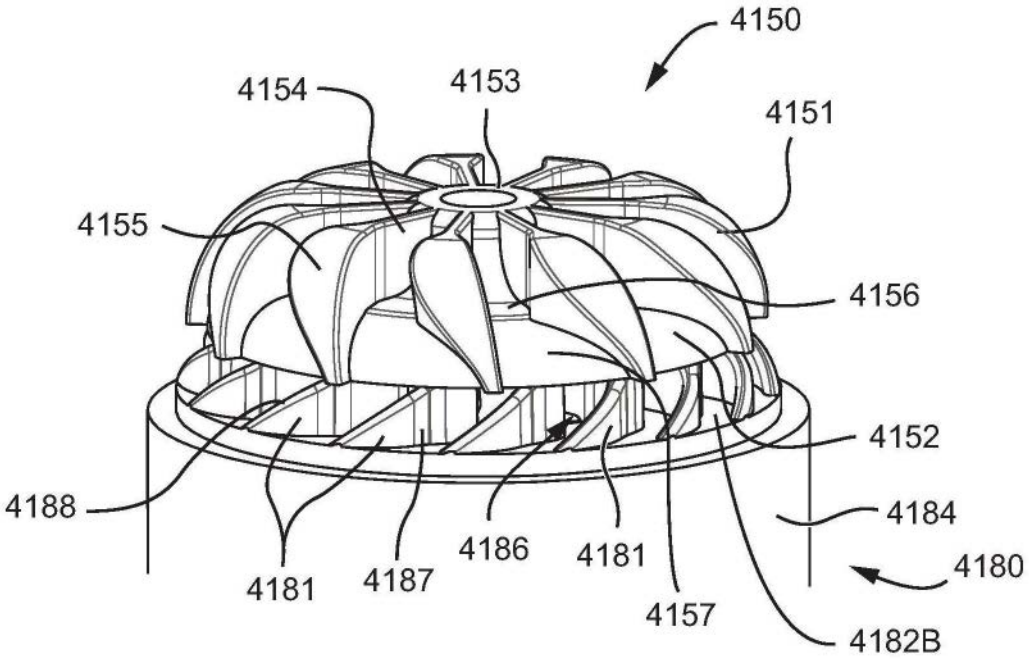

4150
4154
4153
4151
4155
4156
4152
4188
4184
4186
4181
4180
4181
4187
4157
4182B

图10B

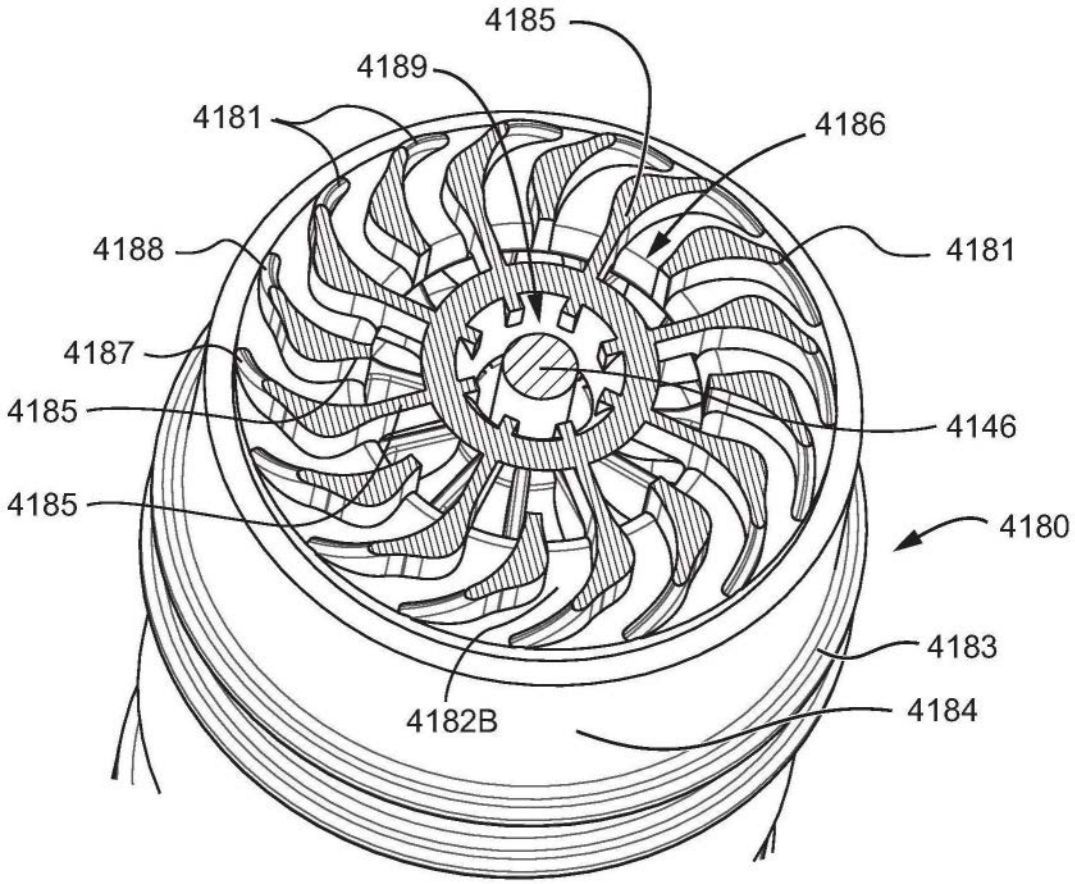

4185
4189
4181
4186
4188
4181
4187
4185
4146
4185
4180
4183
4182B
4184

图10C

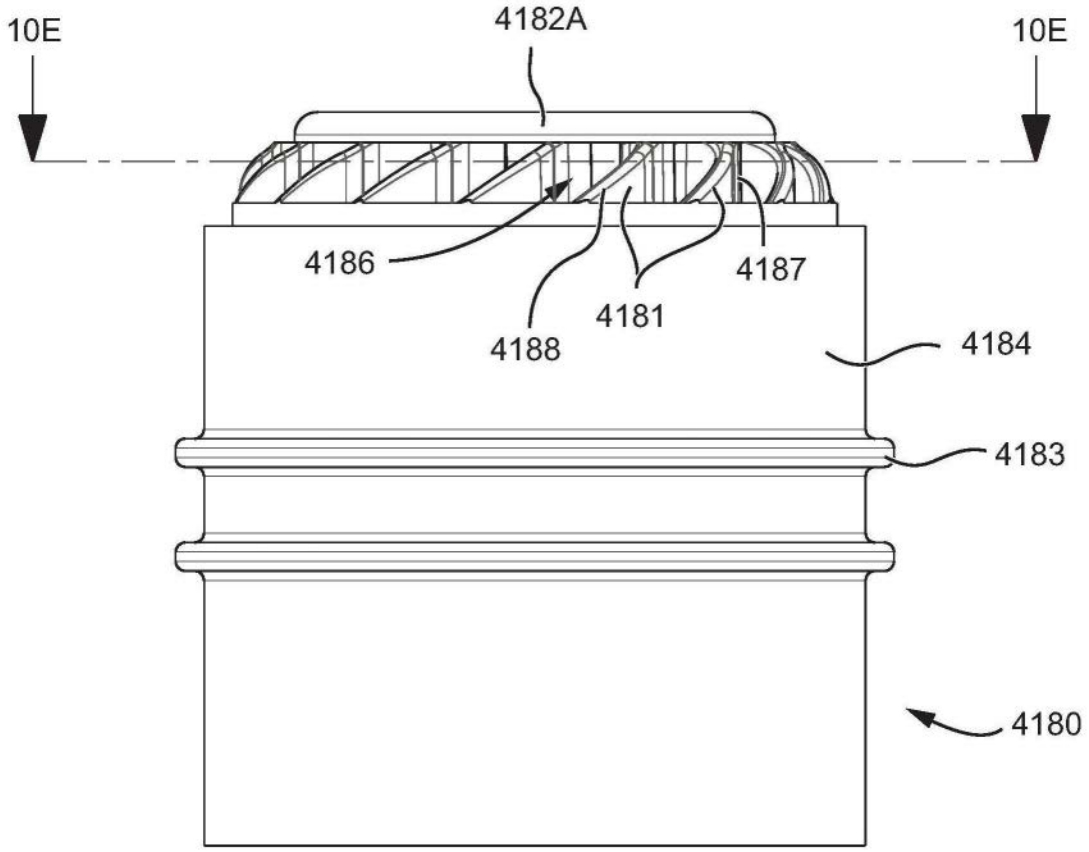


图10D

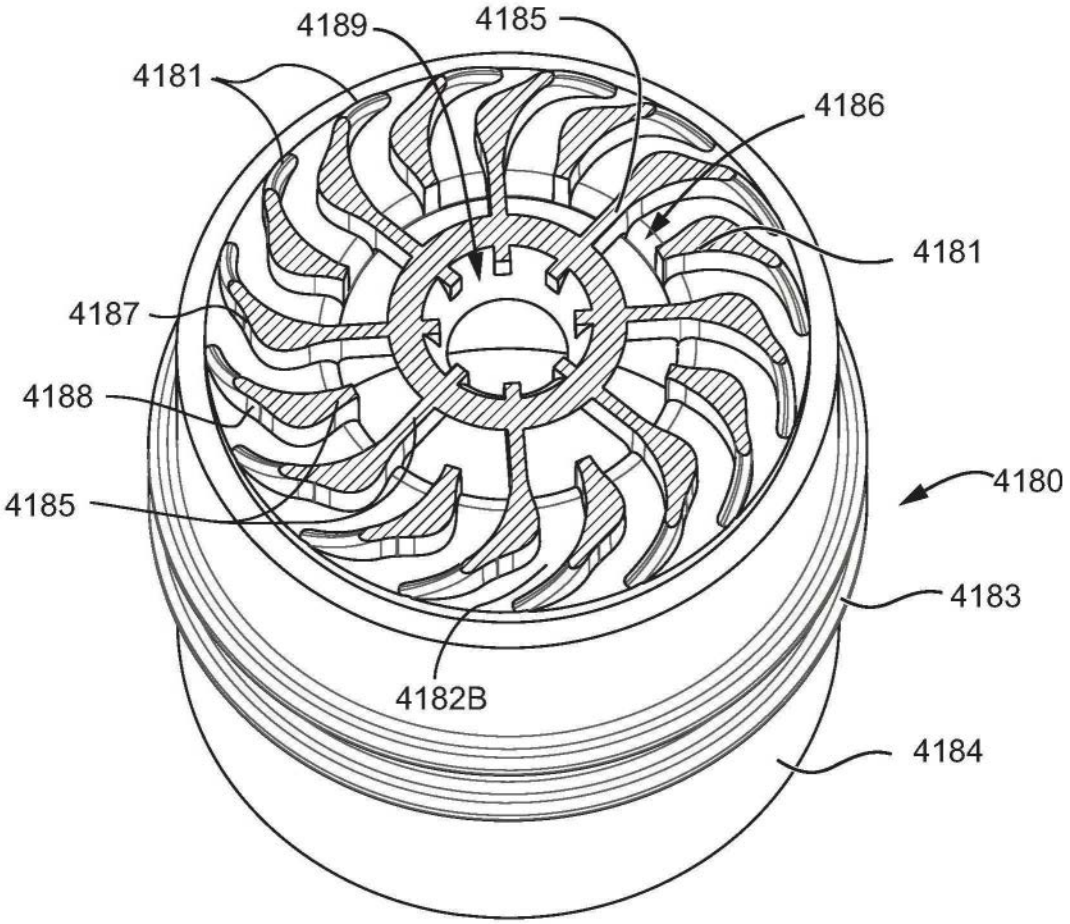


图10E

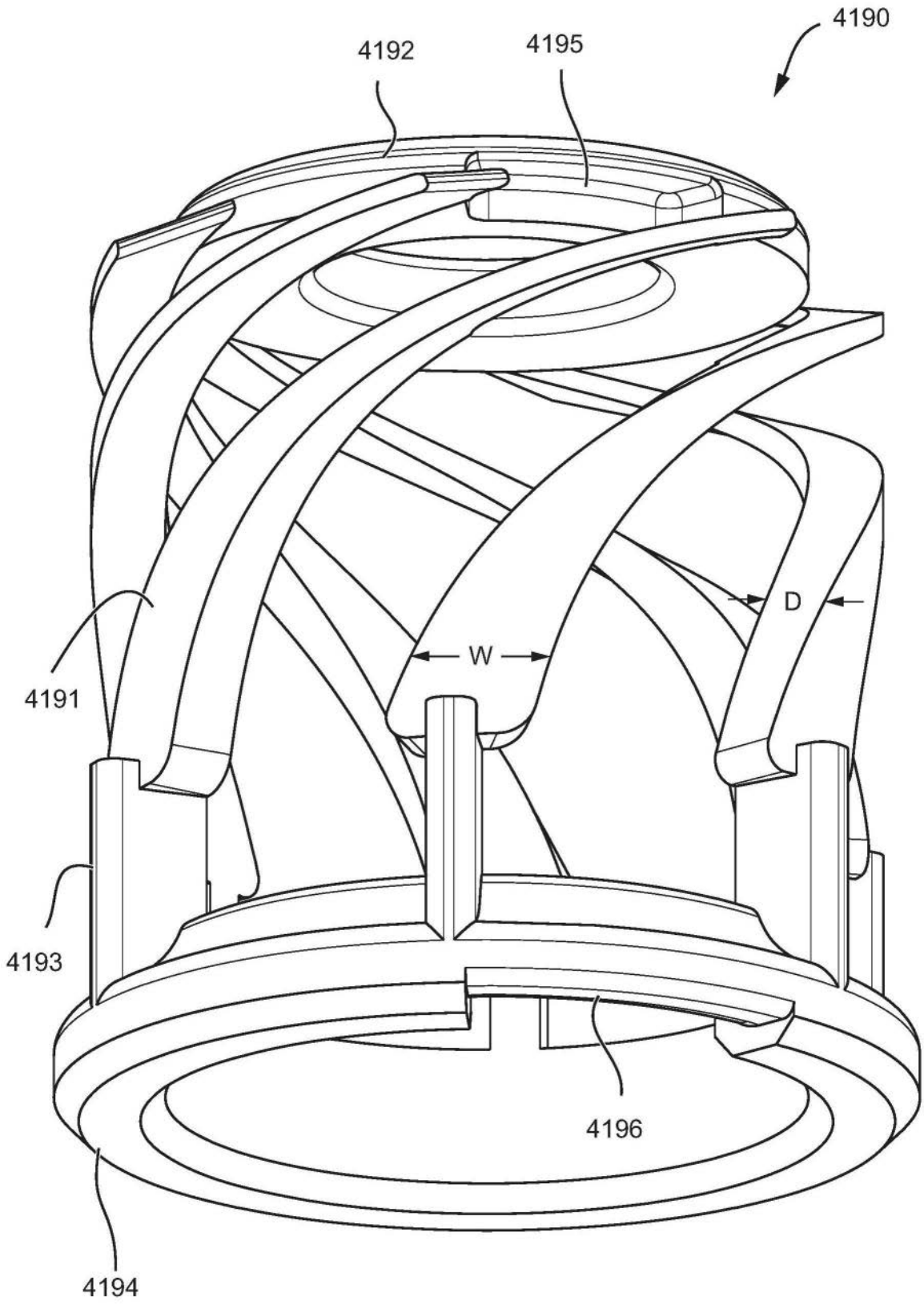


图11A

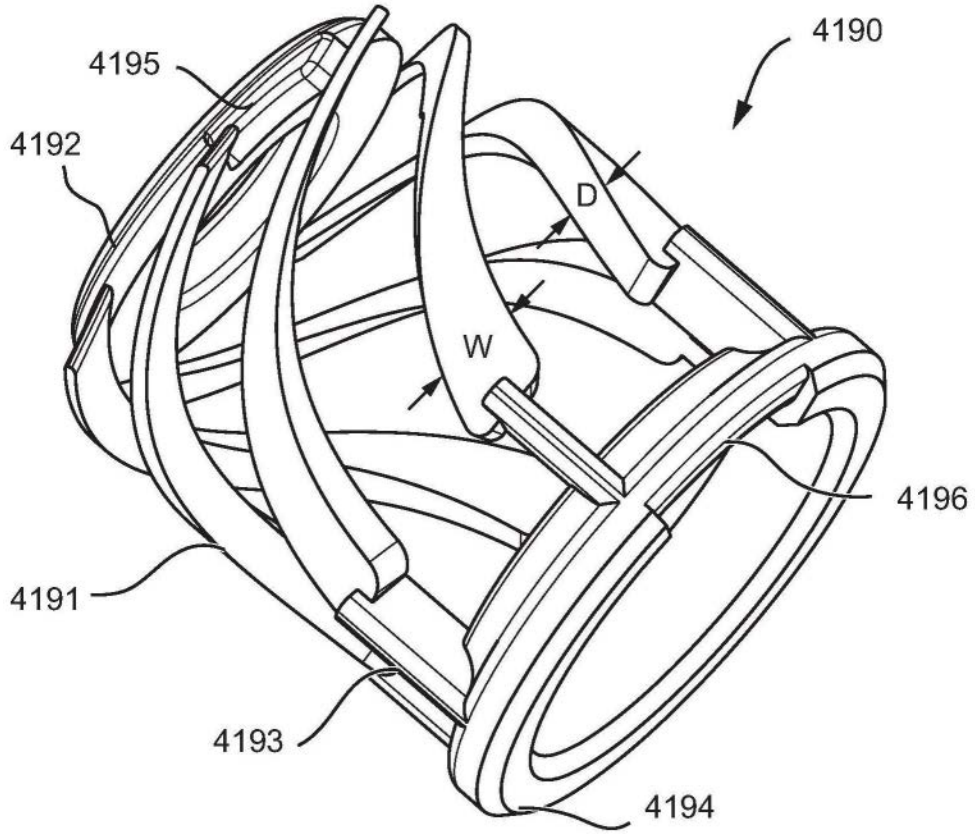


图11B

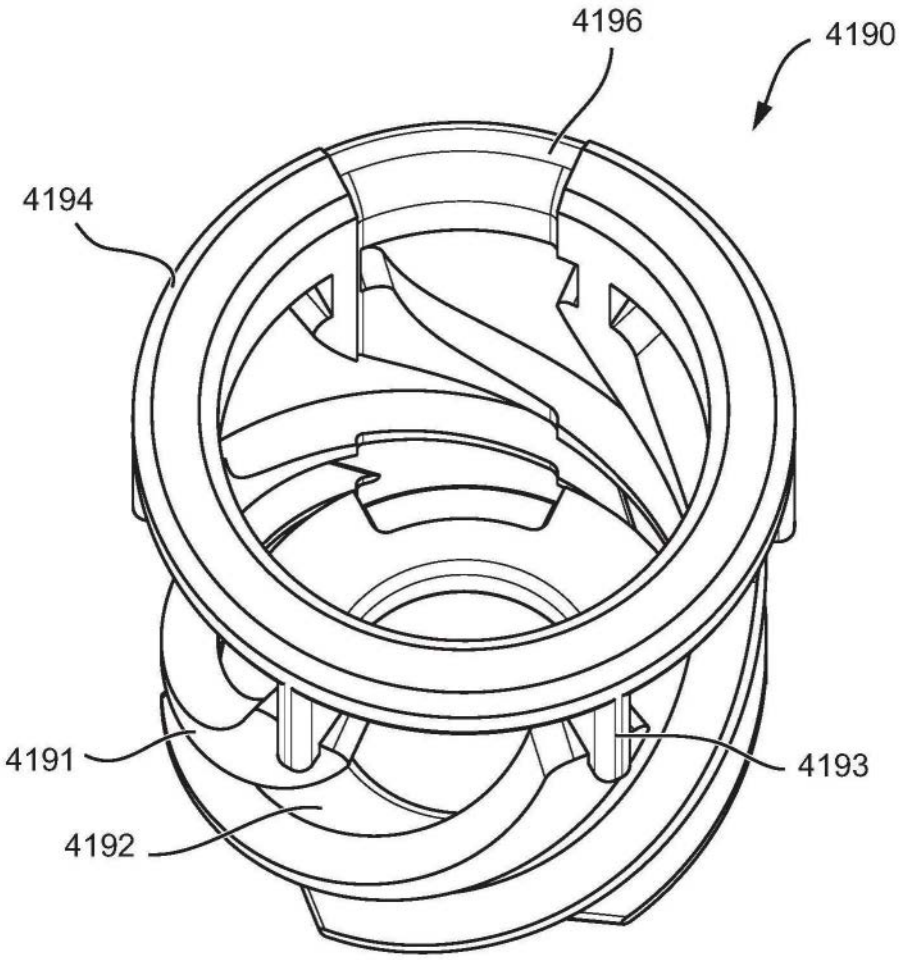


图11C

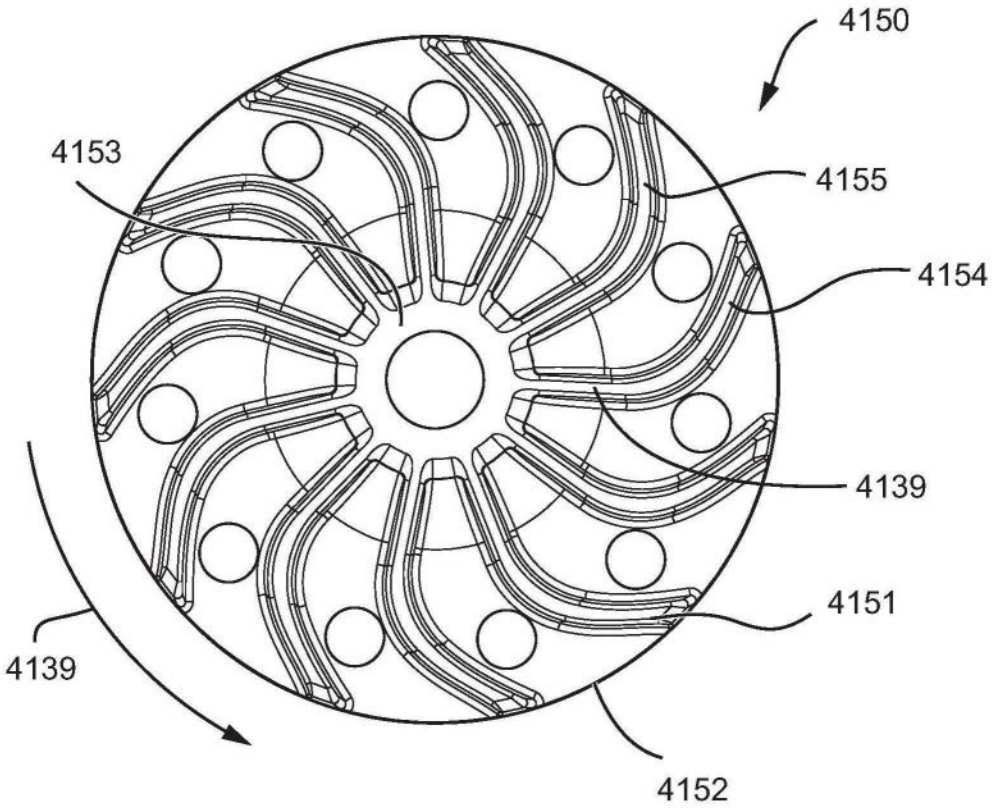


图12A

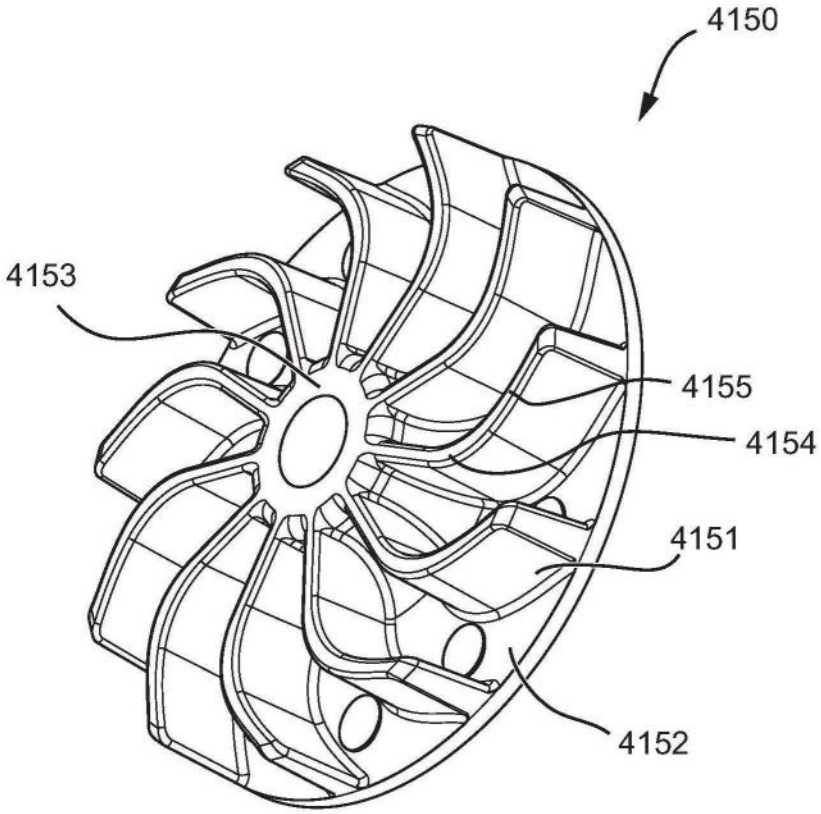


图12B

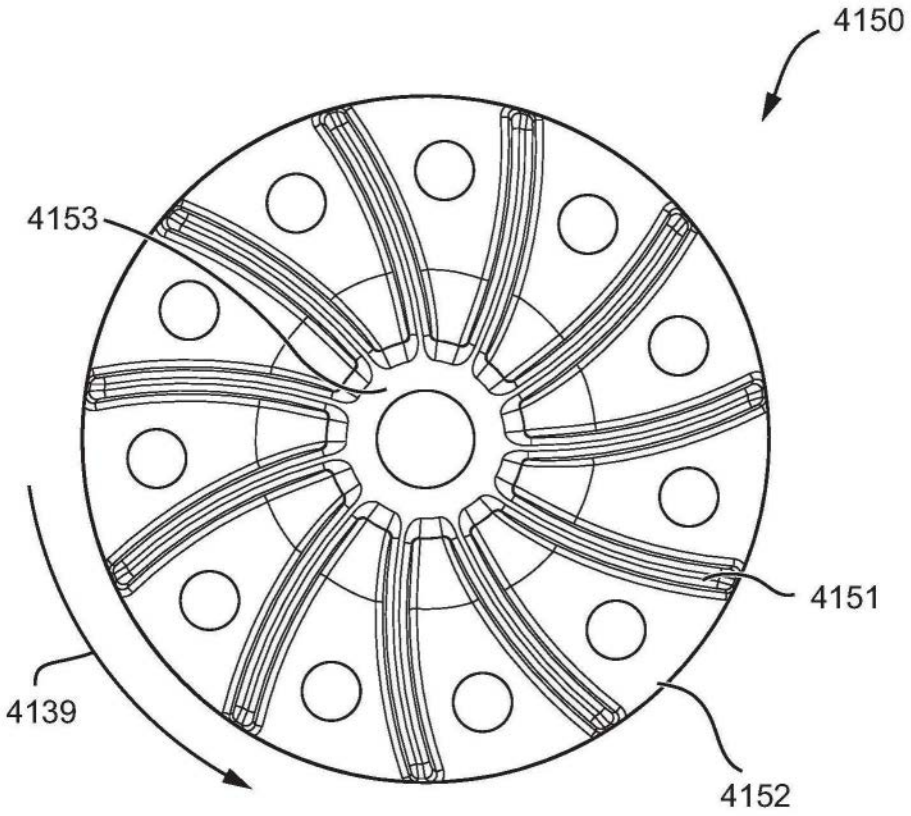


图13A

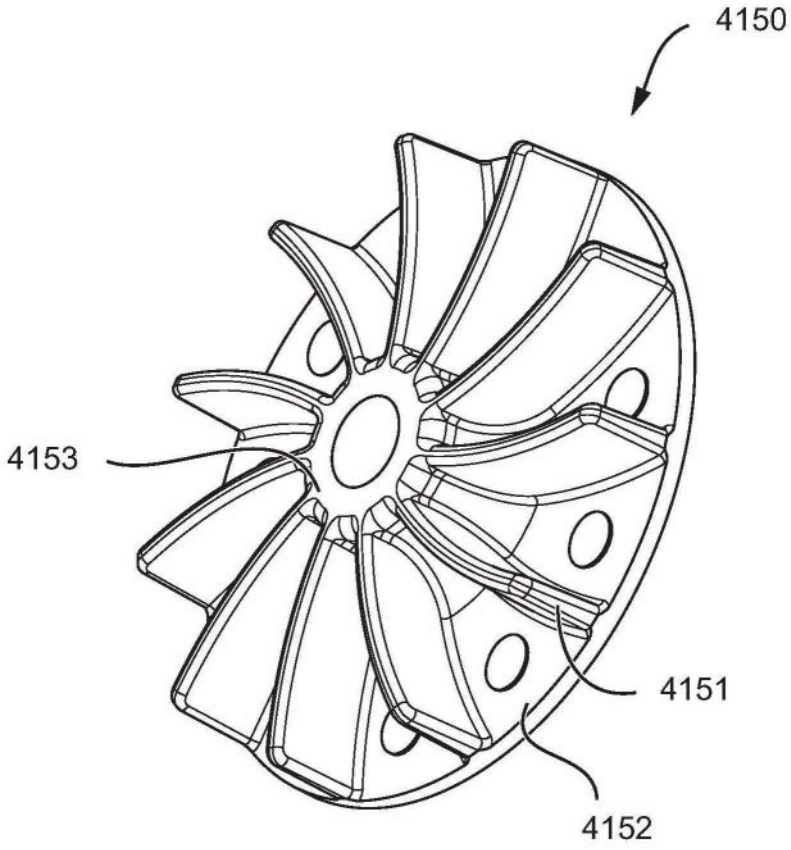


图13B

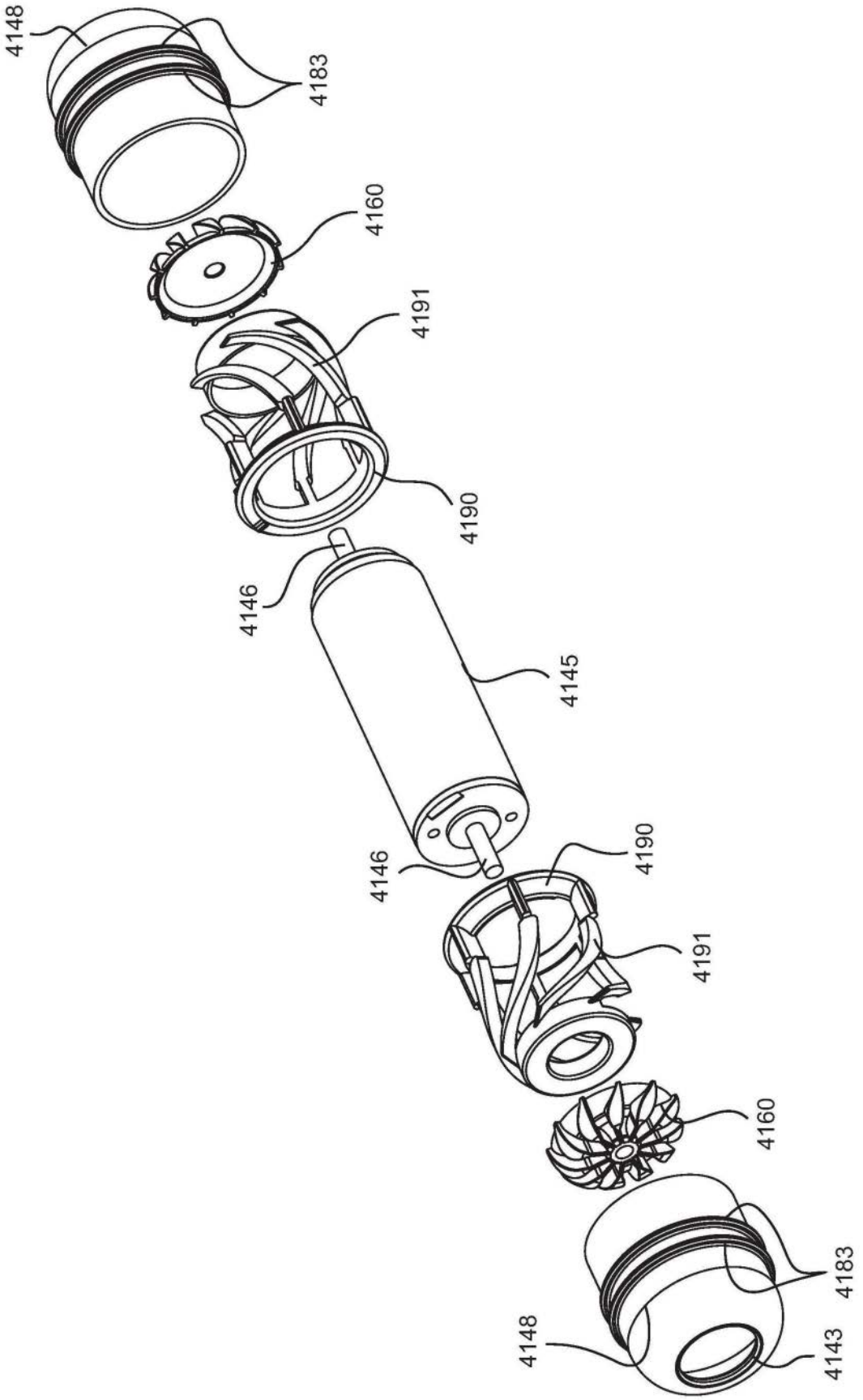

4148
4183
4160
4191
4190
4146
4145
4146
4190
4191
4160
4183
4148
4143

图14

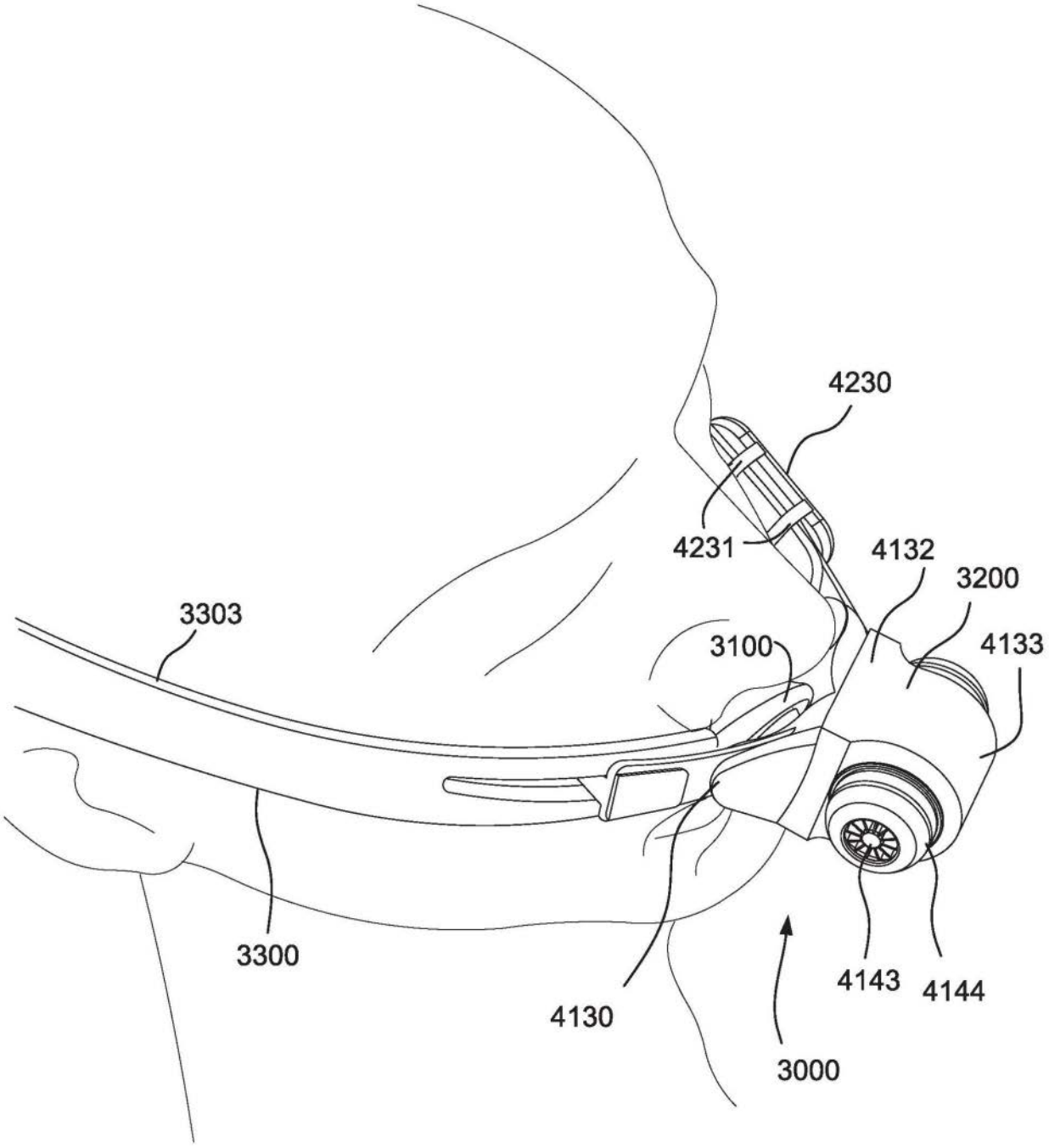


图15A

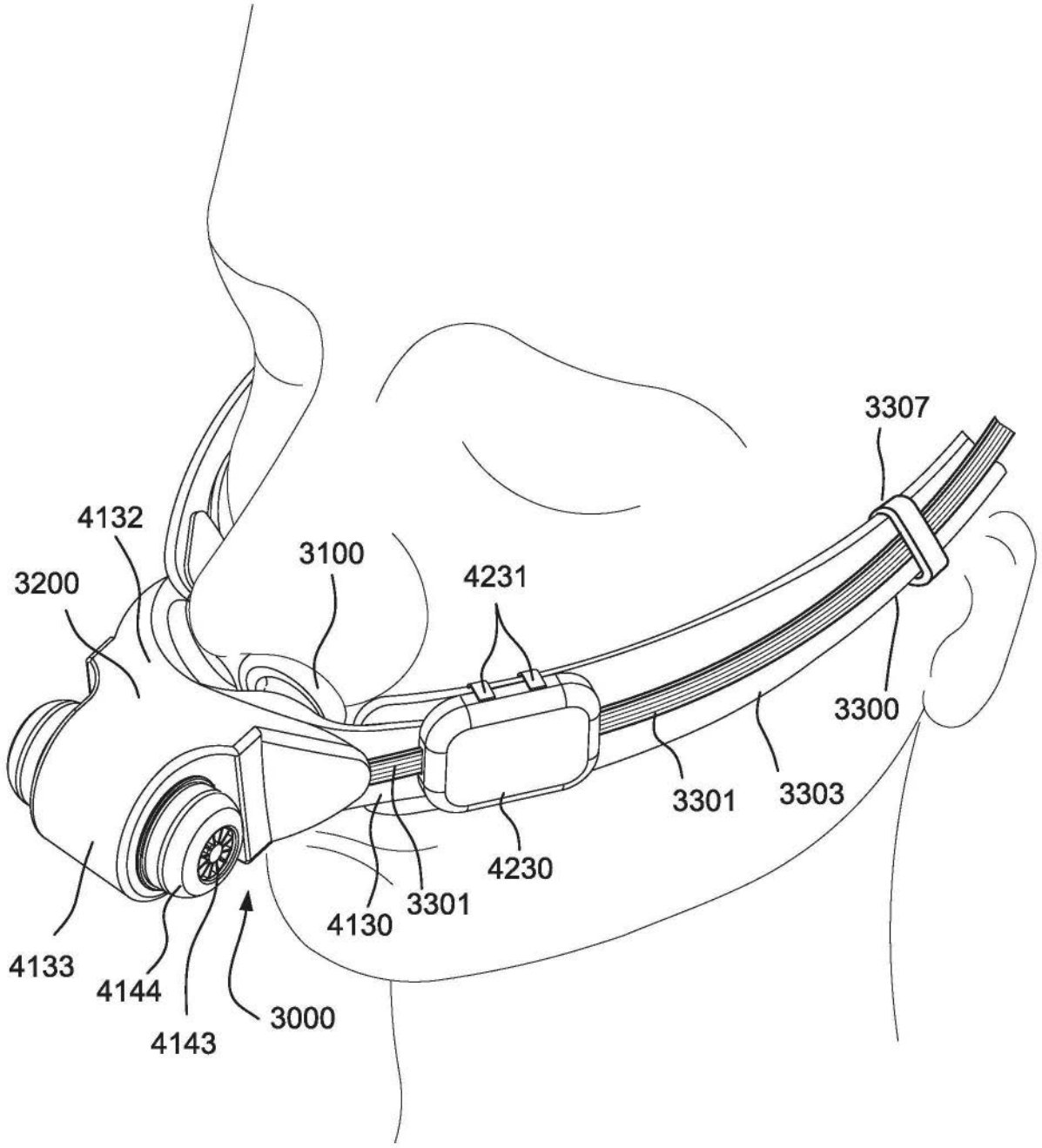

3307
4132
3100
3200
4231
3300
3301
3303
4230
3301
4130
4133
4144
4143
3000

图15B

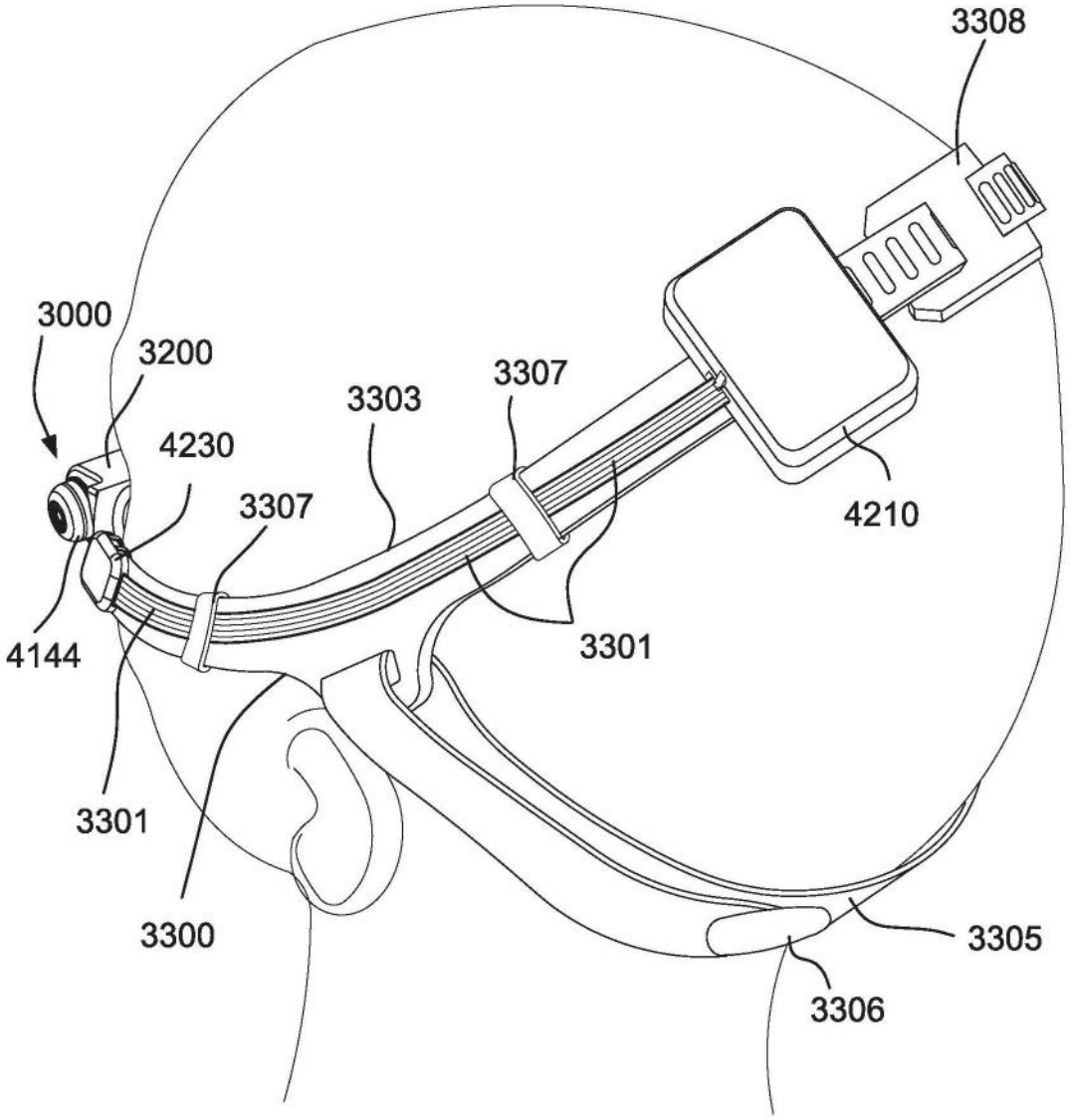

3308
3000
3200
3303
3307
4230
3307
4210
4144
3301
3301
3300
3305
3306

图15C

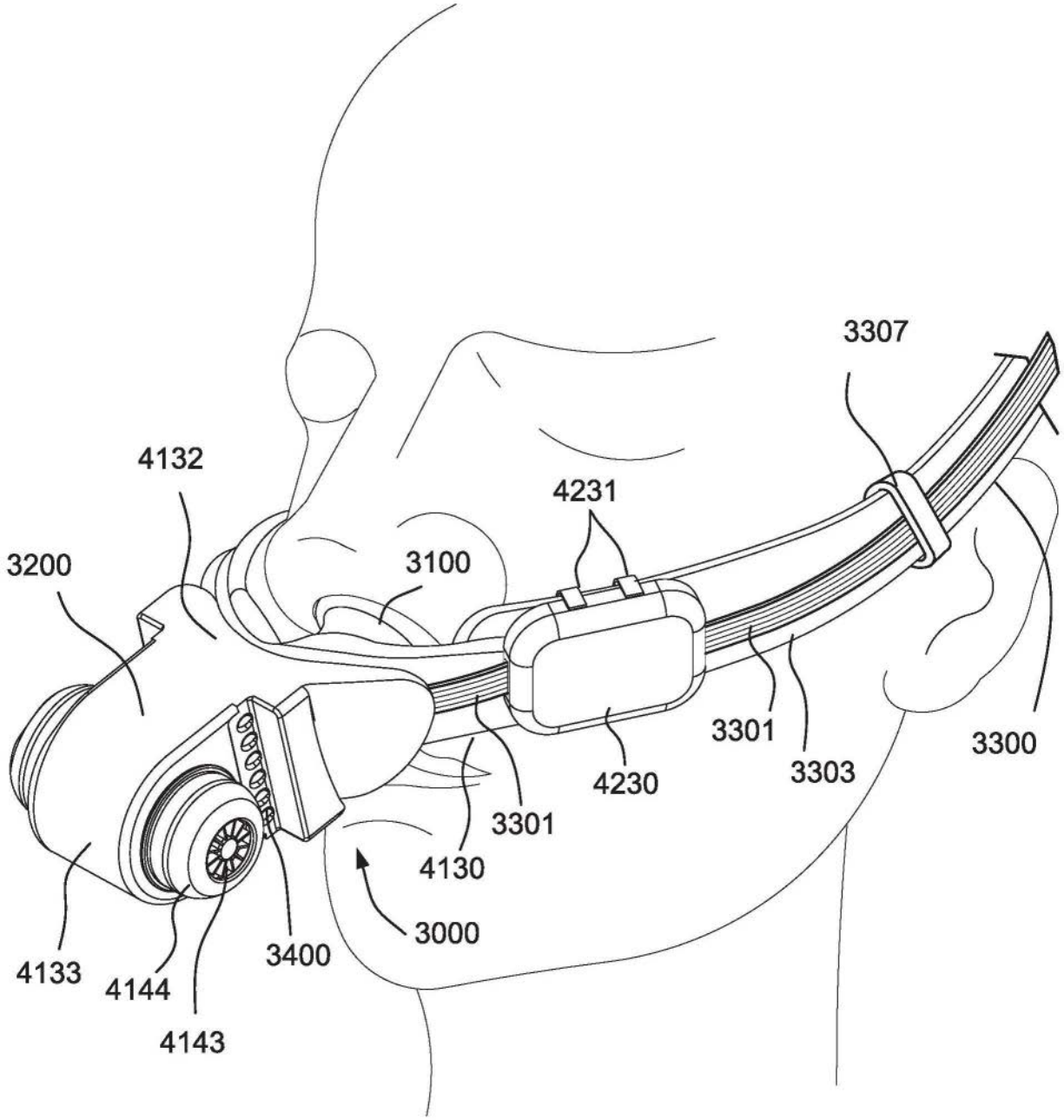

3307
4132
4231
3200
3100
3301
3303
3300
4230
3301
4130
3000
4133
4144
4143
3400

图16A

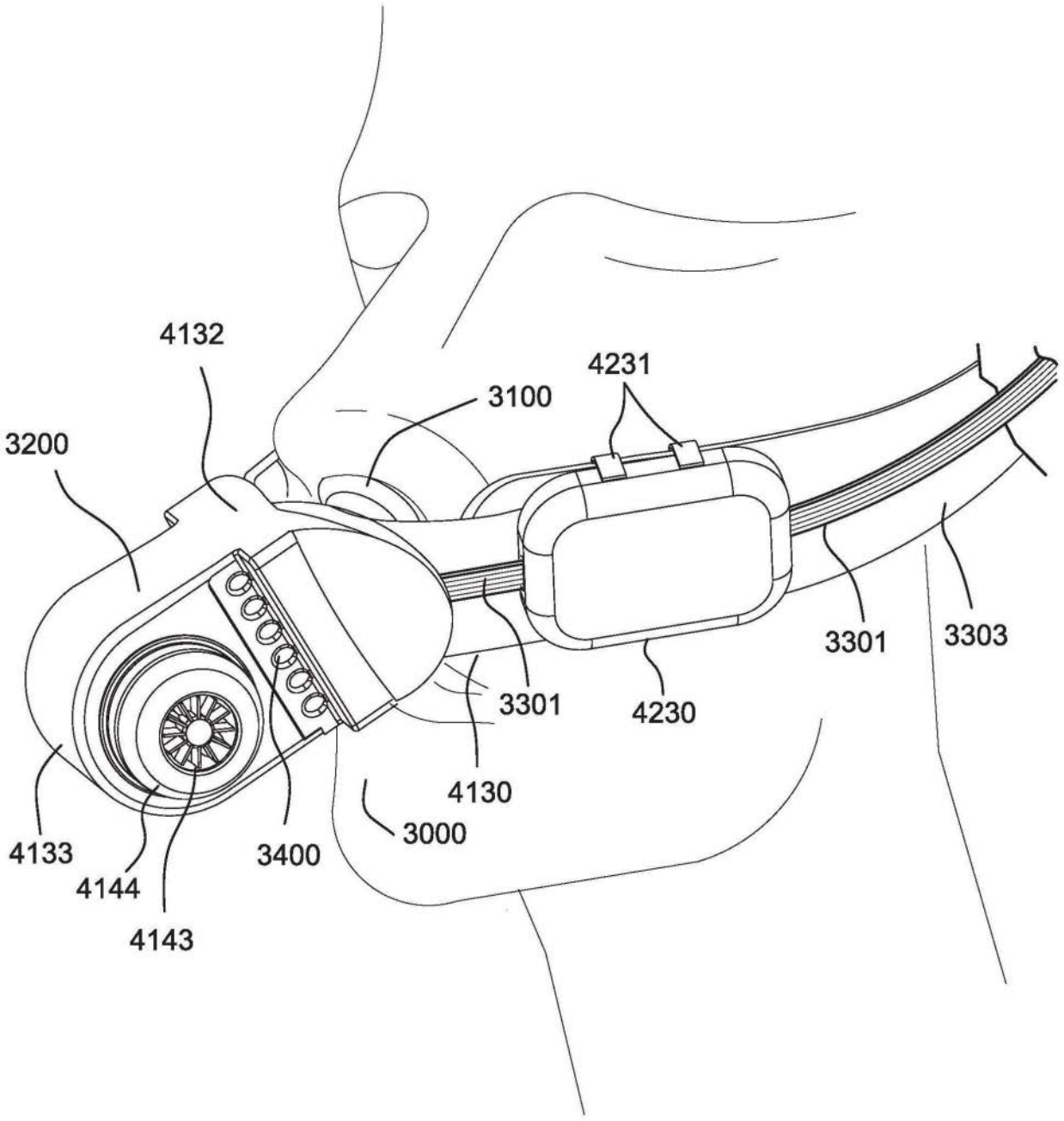

4132
3100
4231
3200
3301
3303
3301
4230
4130
3000
4133
4144
4143
3400

图16B

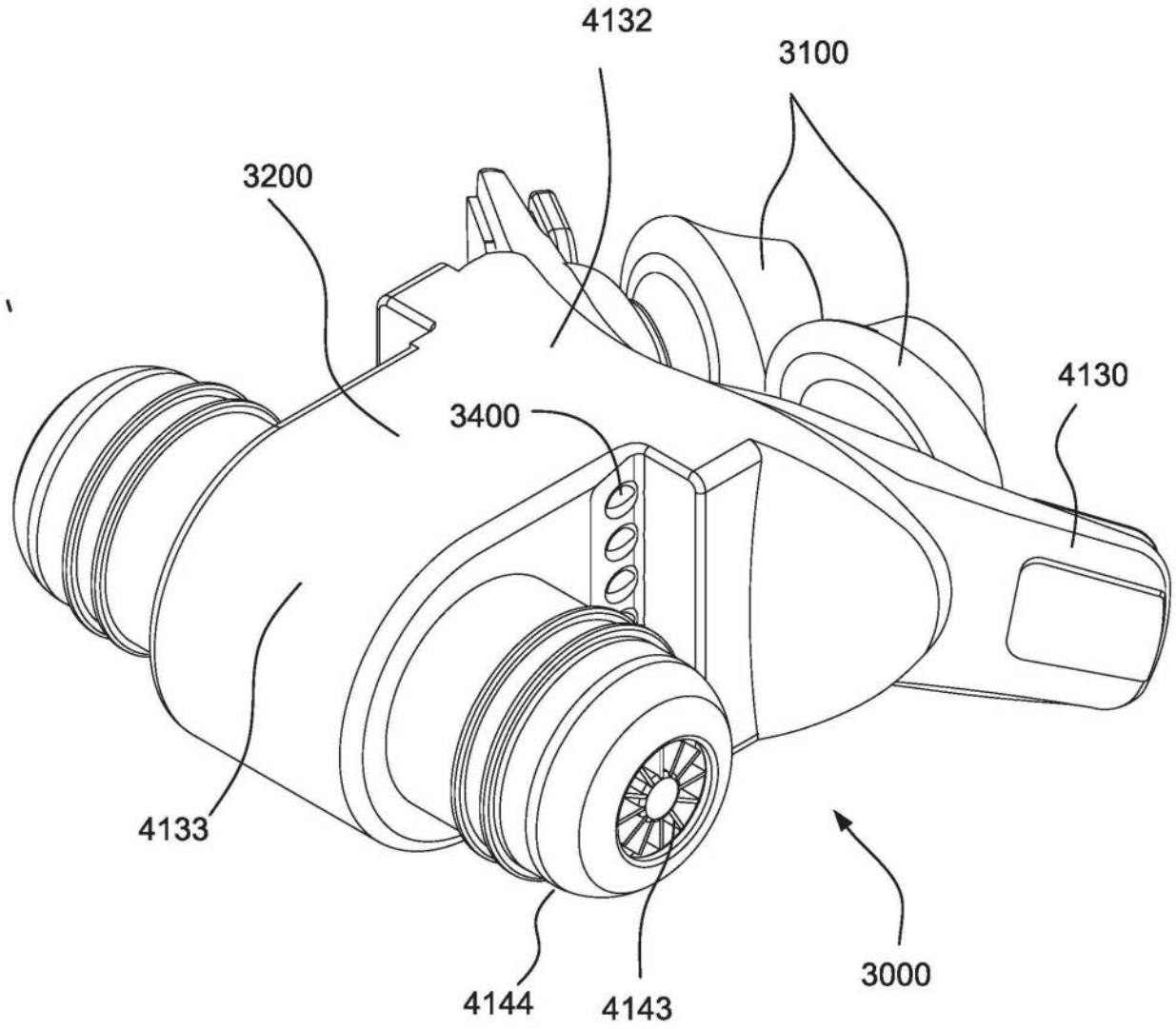

4132
3100
3200
4130
3400
4133
4144
4143
3000

图17

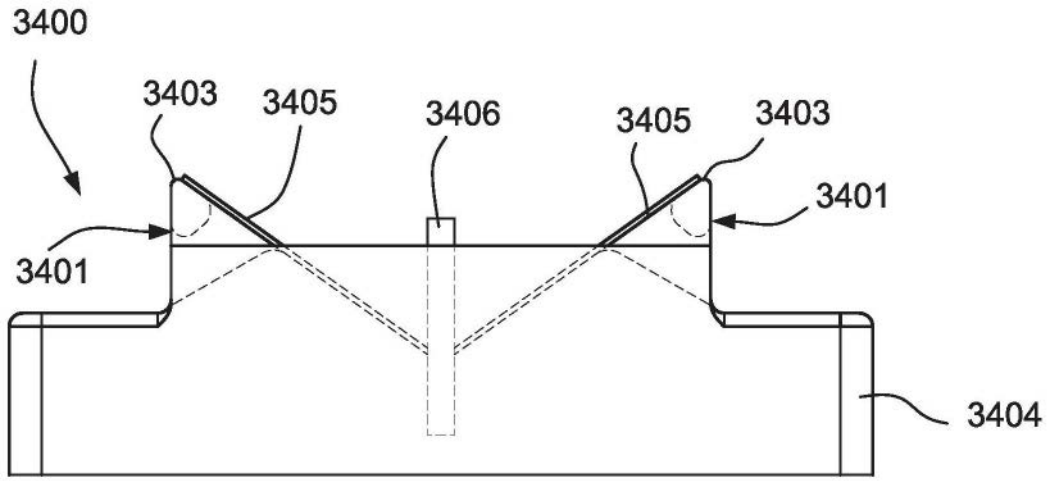

3400
3403
3405
3406
3405
3403
3401
3401
3404

图18A

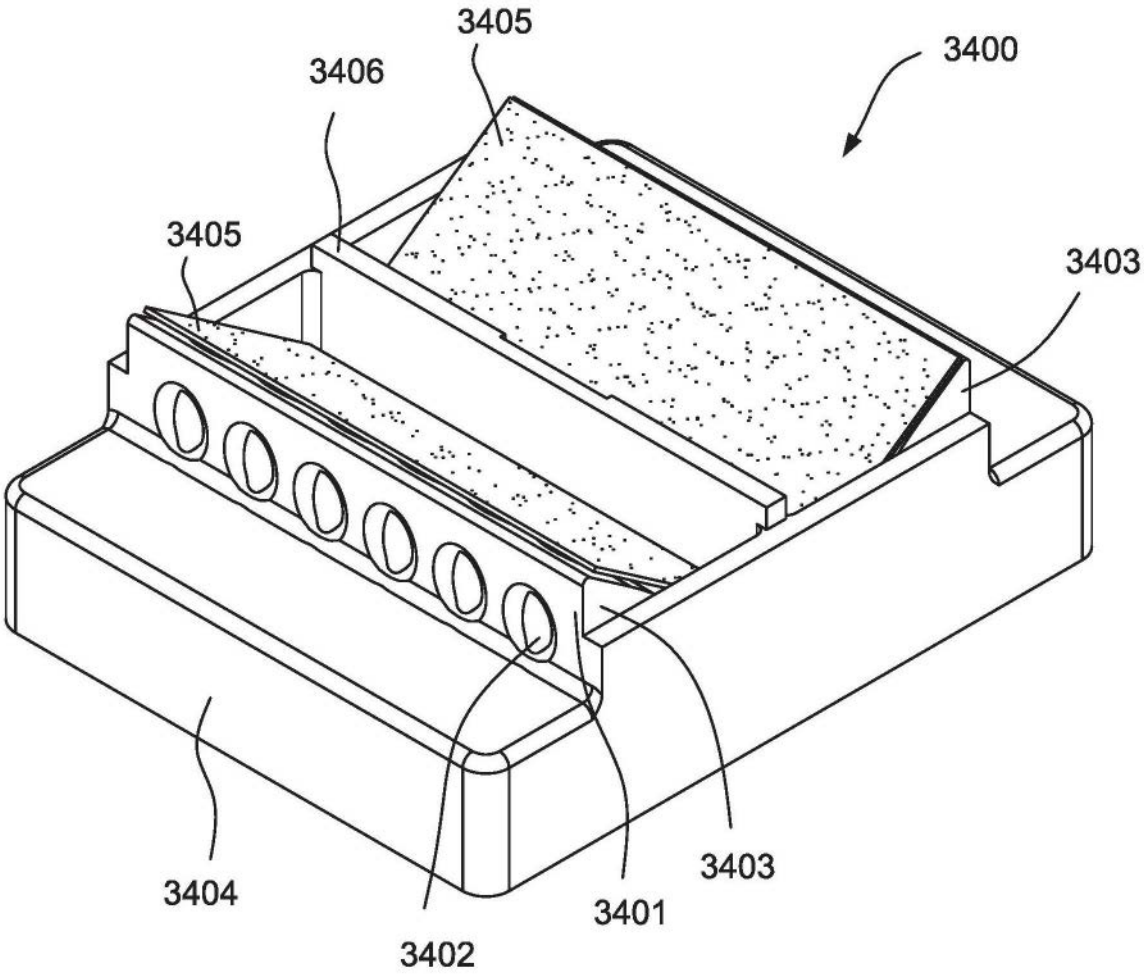


图18B

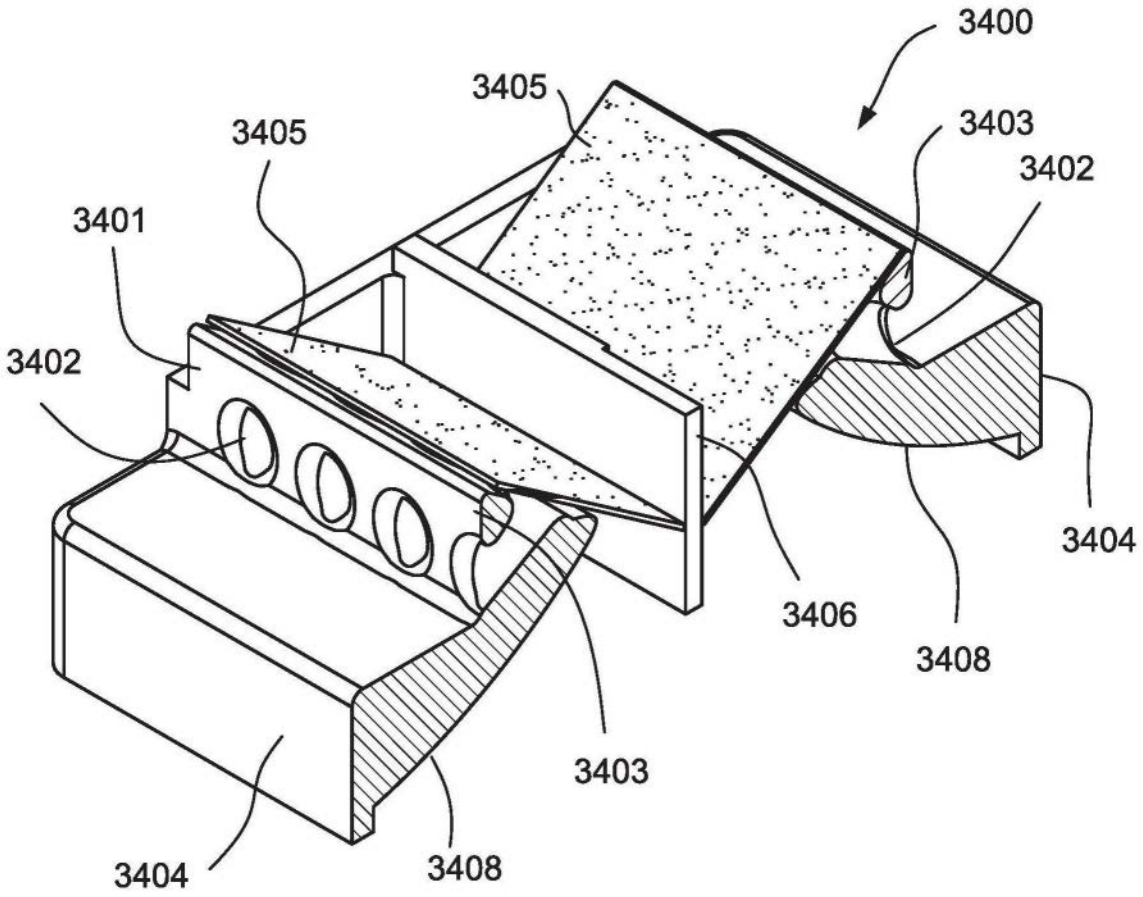

3400
3405
3405
3403
3402
3401
3402
3404
3406
3408
3403
3404
3408

图18C

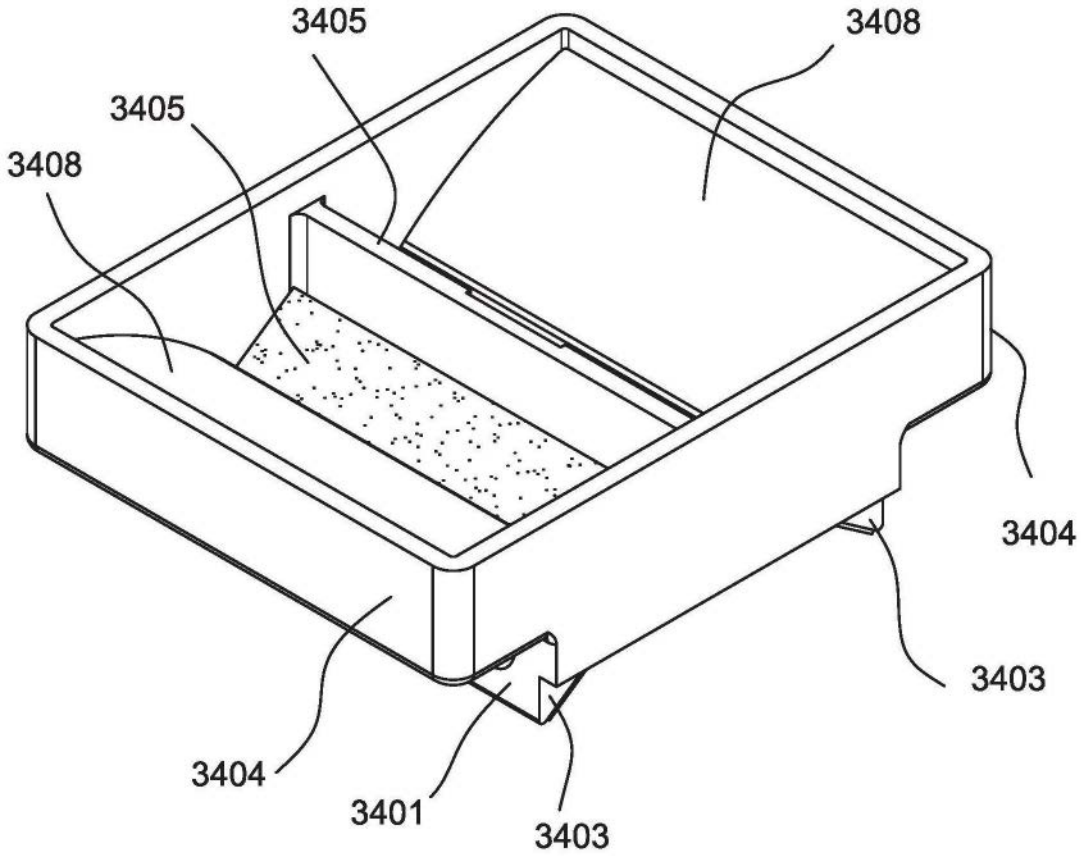


图18D

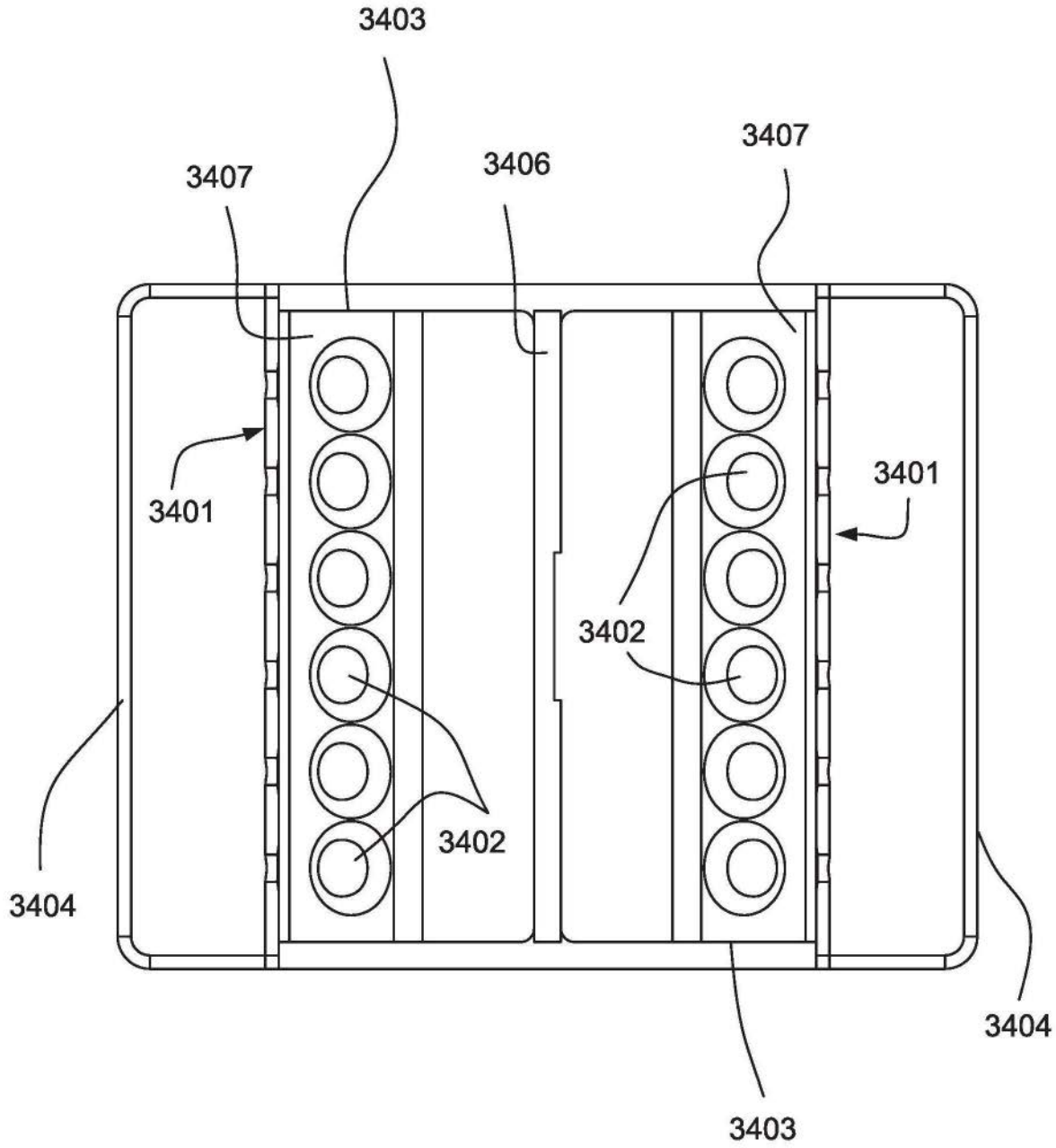


图18E

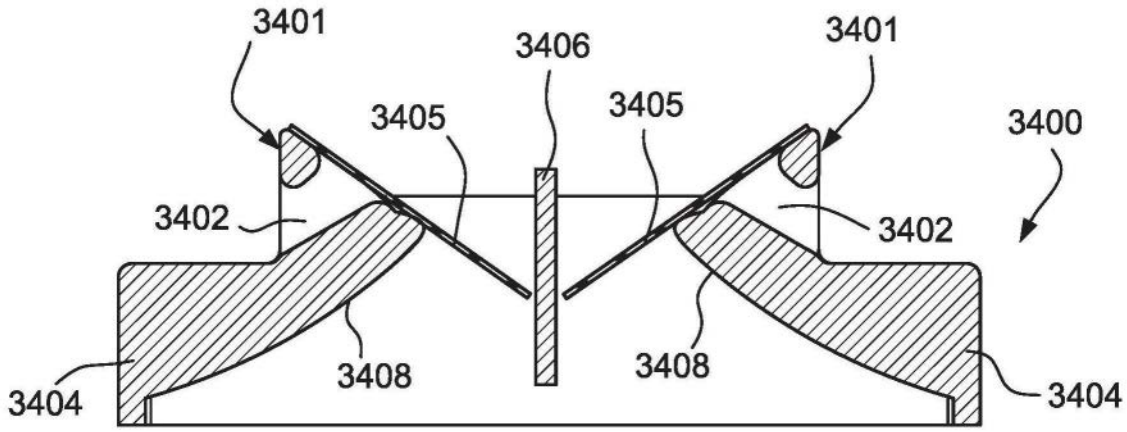

3401
3406
3401
3405
3405
3400
3402
3402
3408
3408
3404
3404

图18F

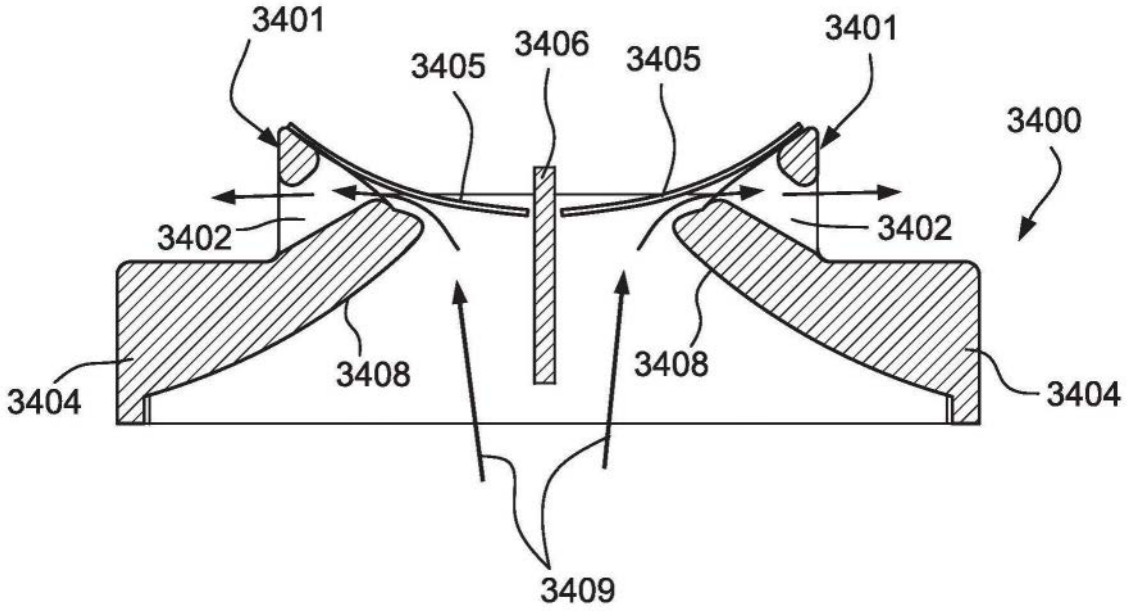

3401
3405
3406
3405
3401
3400
3402
3402
3408
3408
3404
3404
3409

图18G

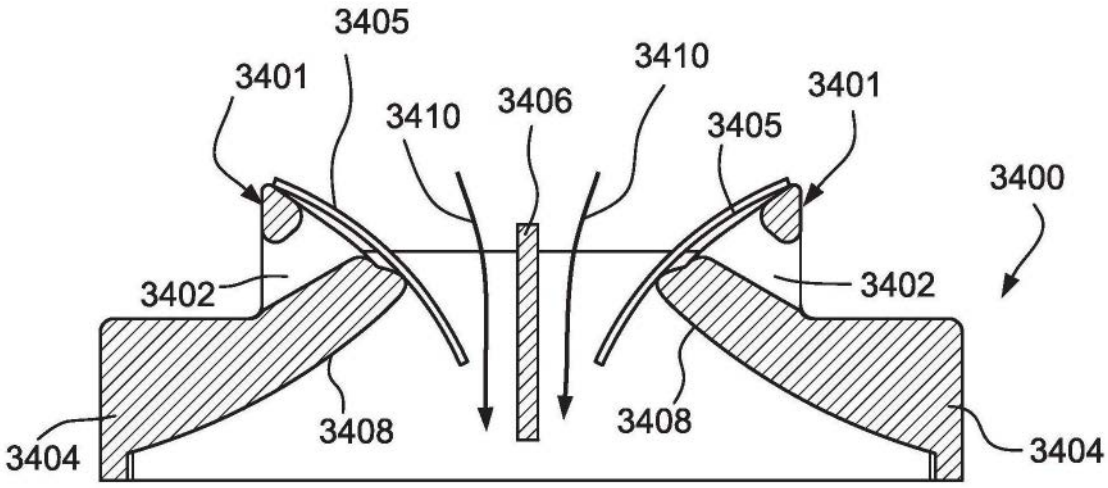

3405
3401
3410
3406
3410
3405
3401
3400
3402
3402
3408
3408
3404
3404

图18H

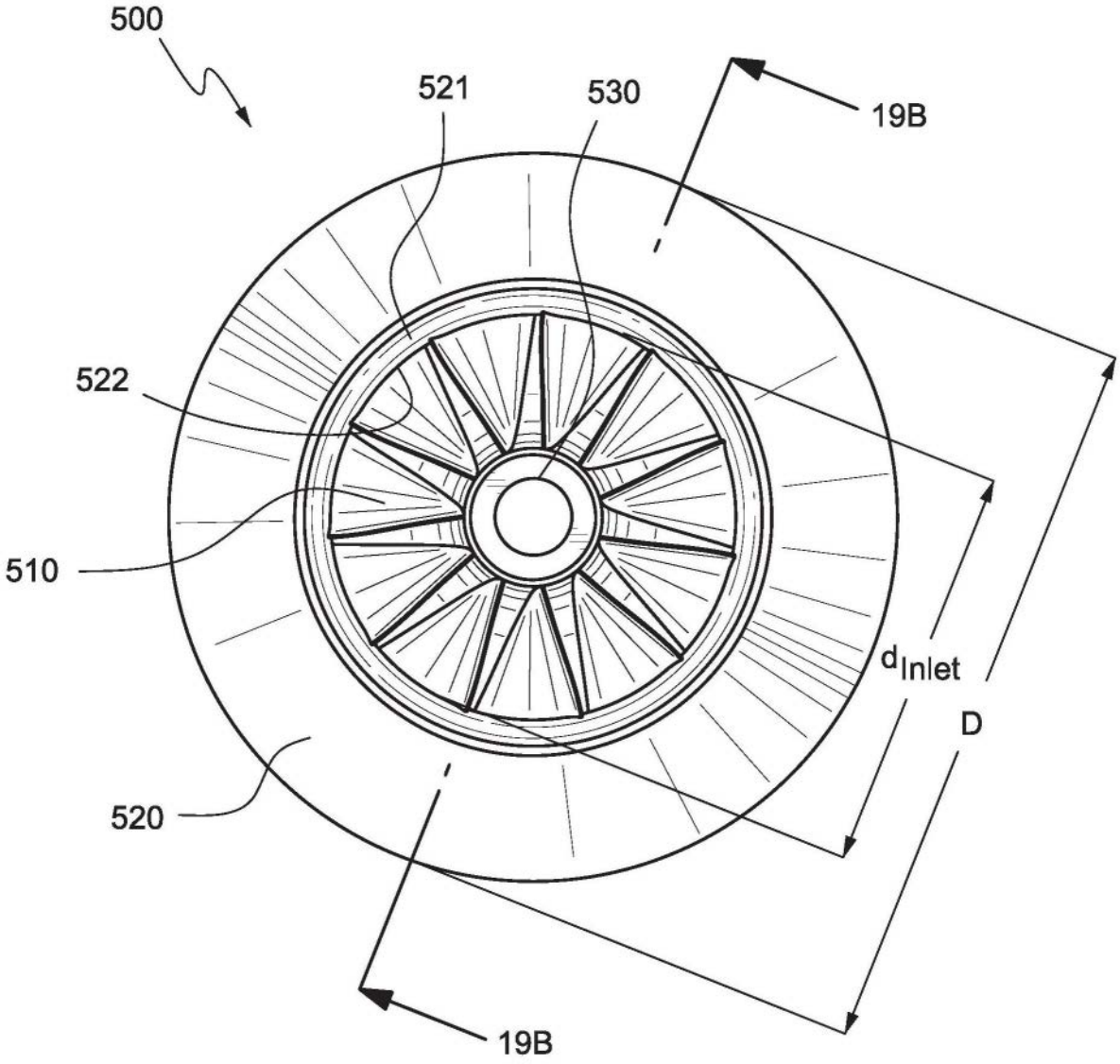

500
521
530
19B
522
510
d_{Inlet}
D
520
19B

图19A

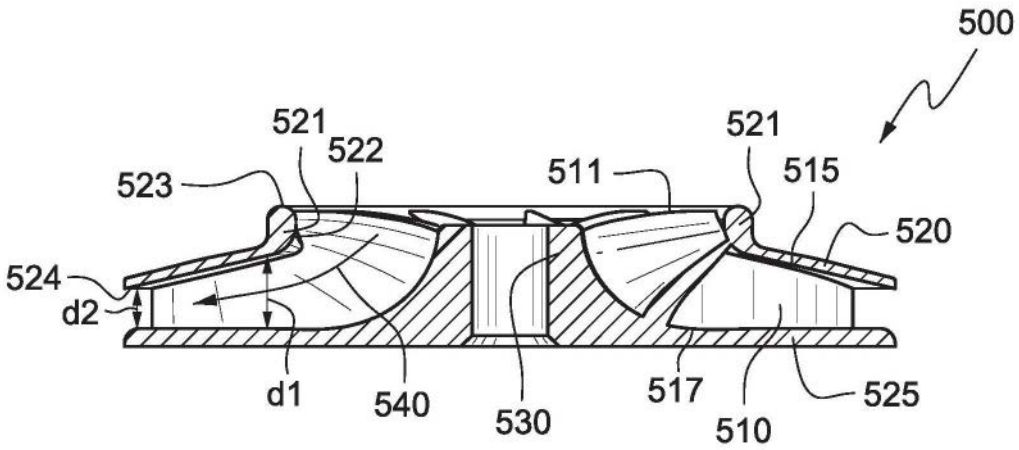

500
521
522
523
511
521
515
520
524
d2
d1
540
530
517
510
525

图19B

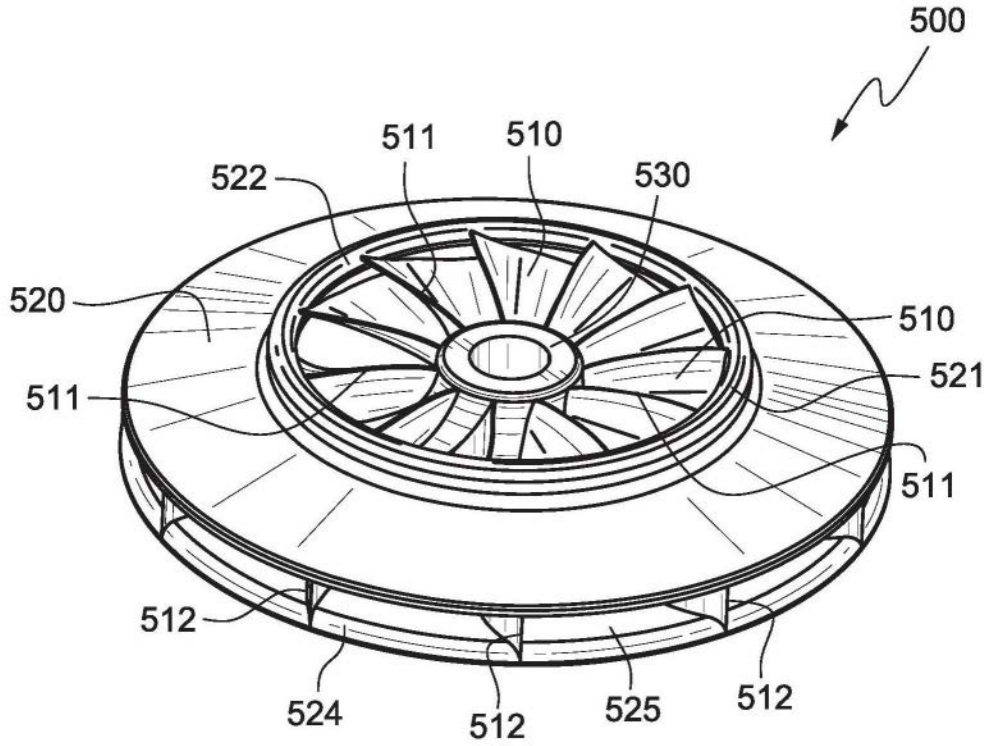

500
511
510
522
530
520
510
521
511
511
512
524
512
525
512

图19C

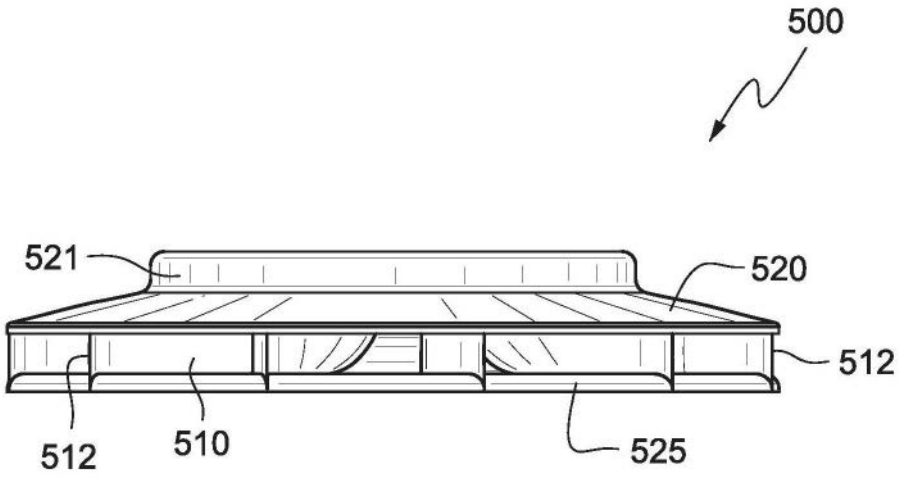

500
521
520
512
512
510
525

图19D

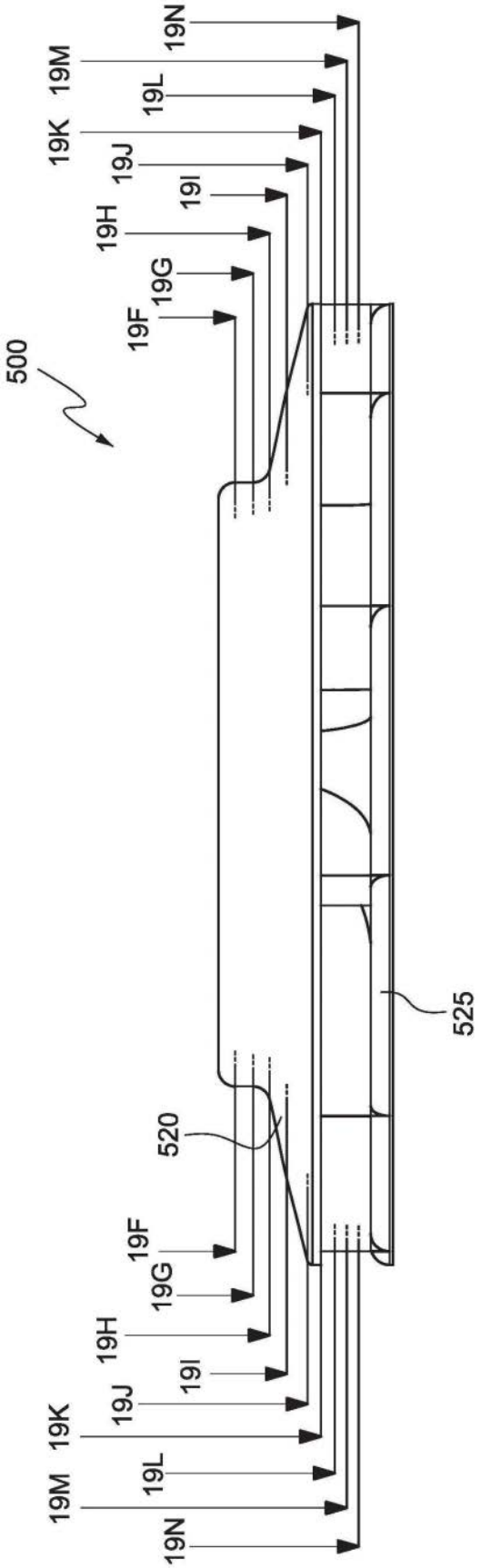

19N
19M
19L
19K
19J
19I
19H
19G
19F
500
525
520
19F
19G
19H
19I
19J
19K
19L
19M
19N

图19E

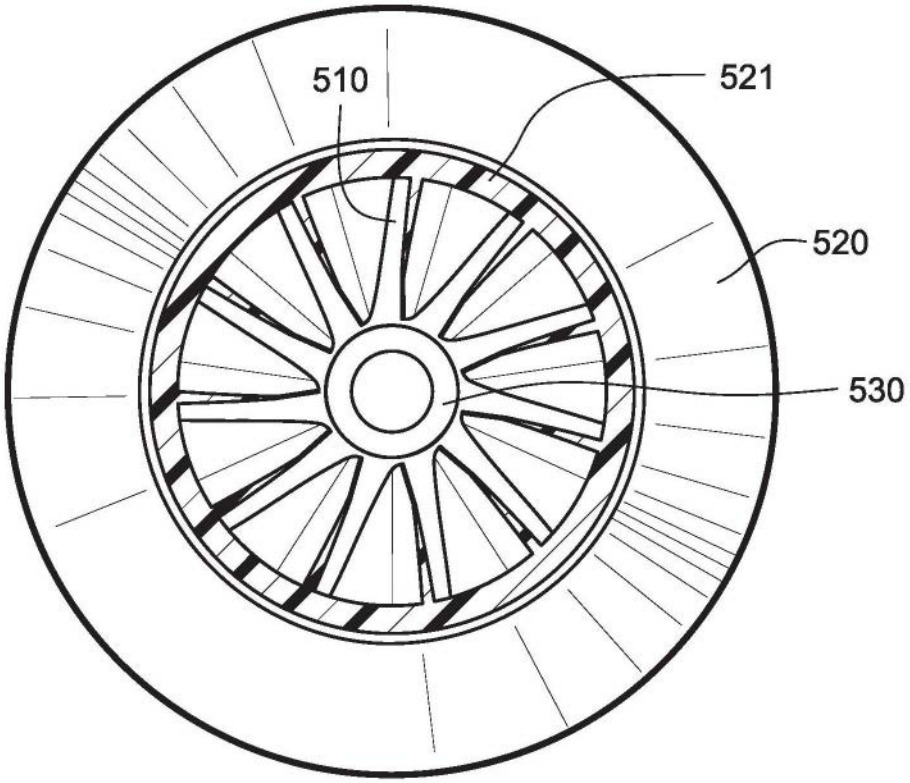


图19F

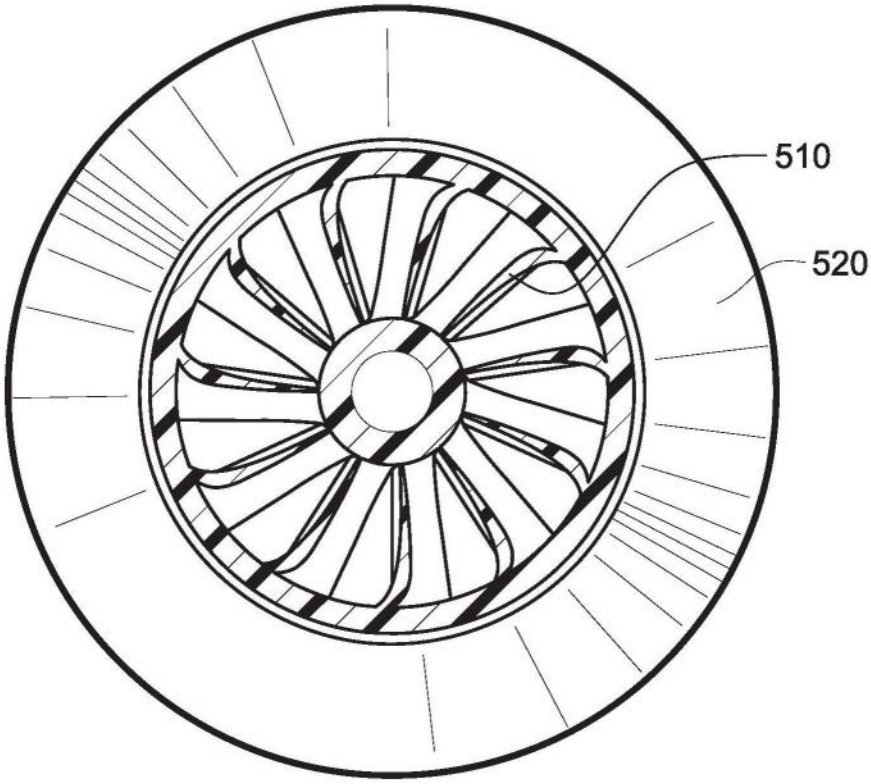


图19G

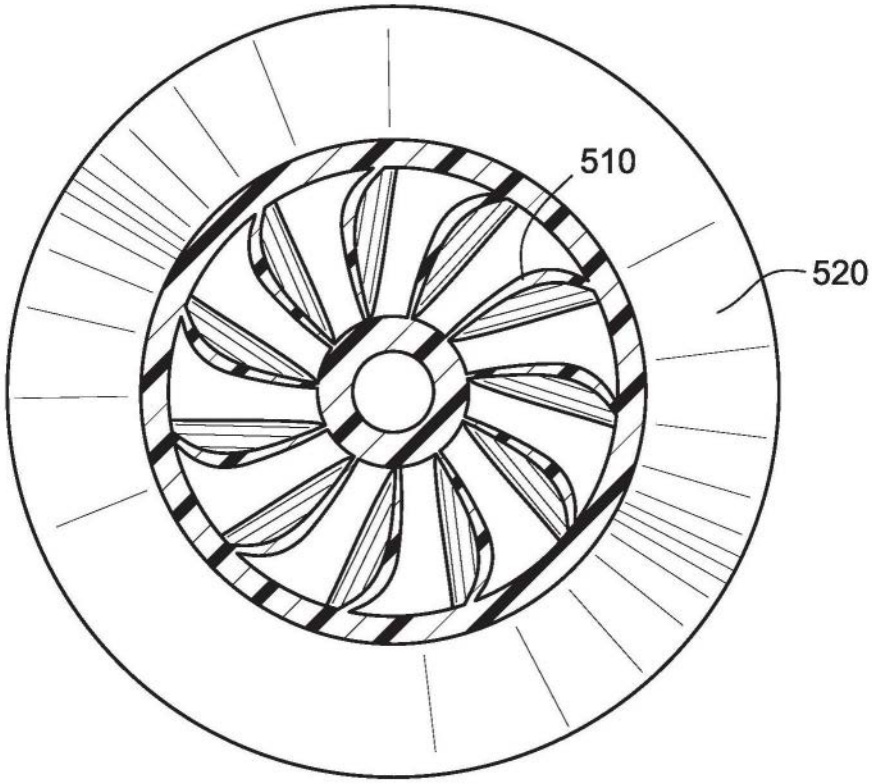


图19H

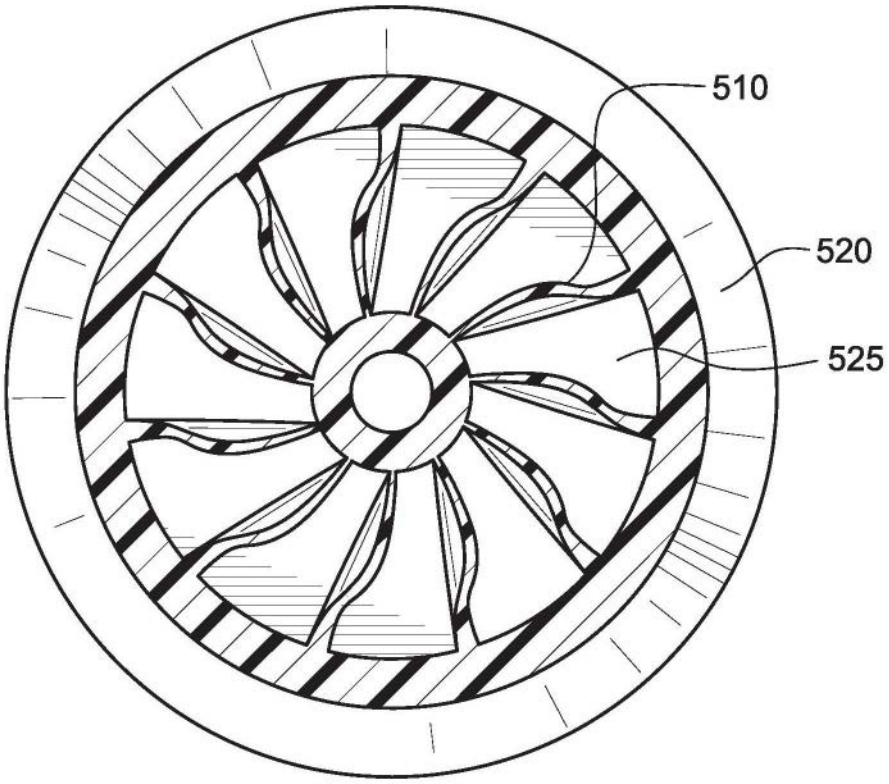


图19I

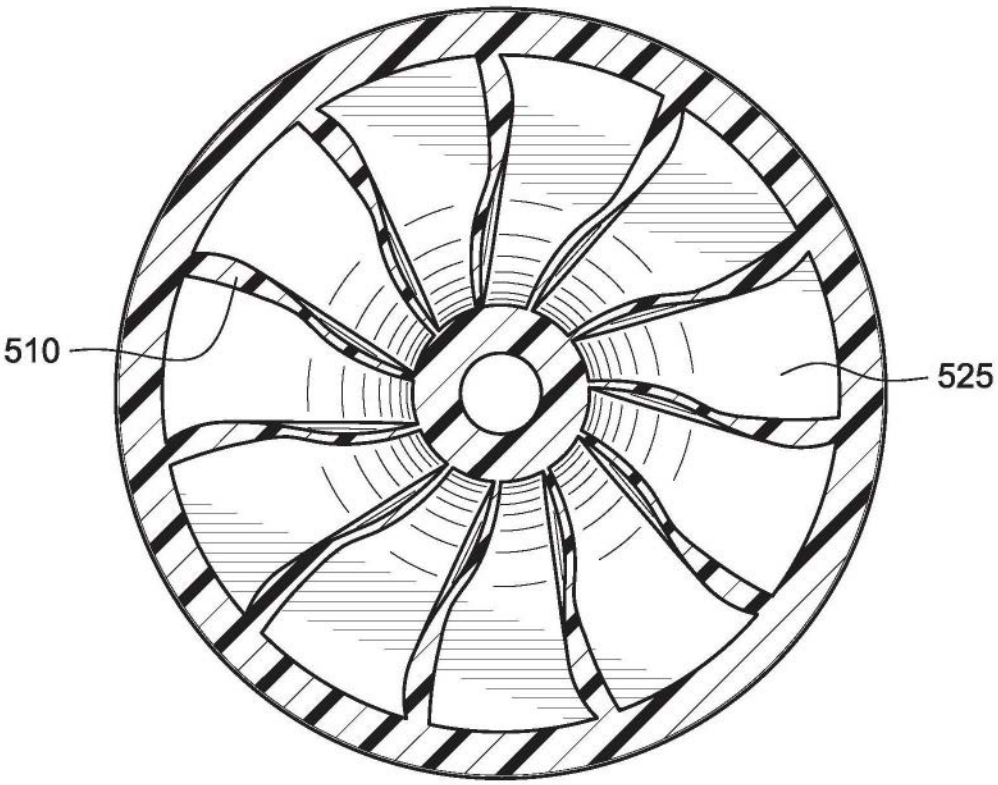


图19J

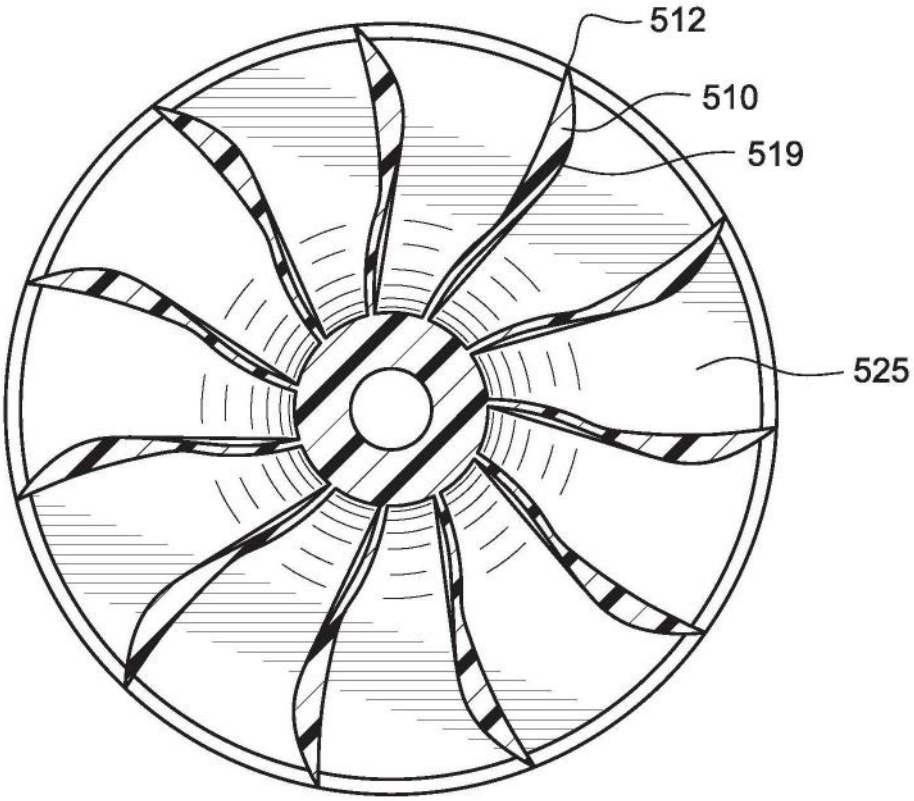


图19K

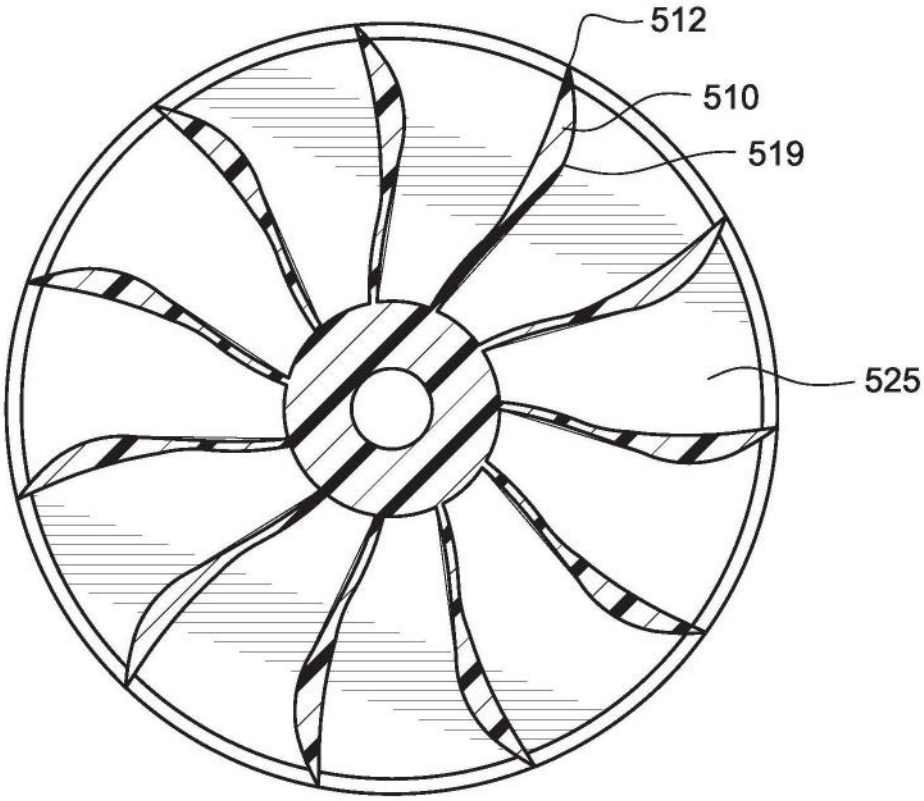


图19L

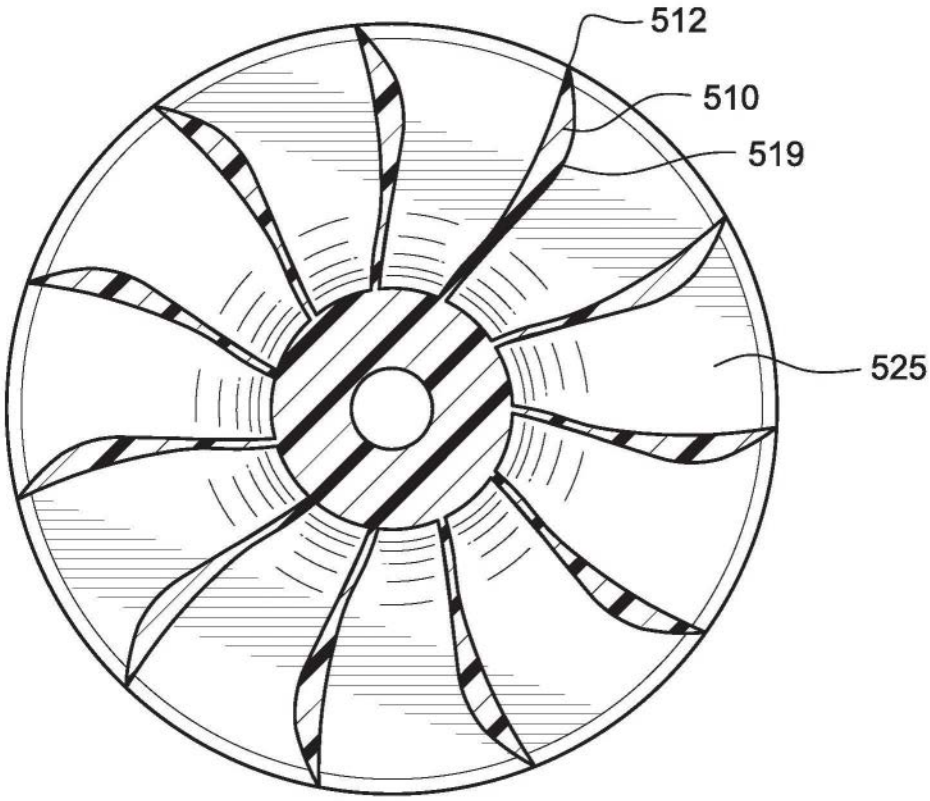


图19M

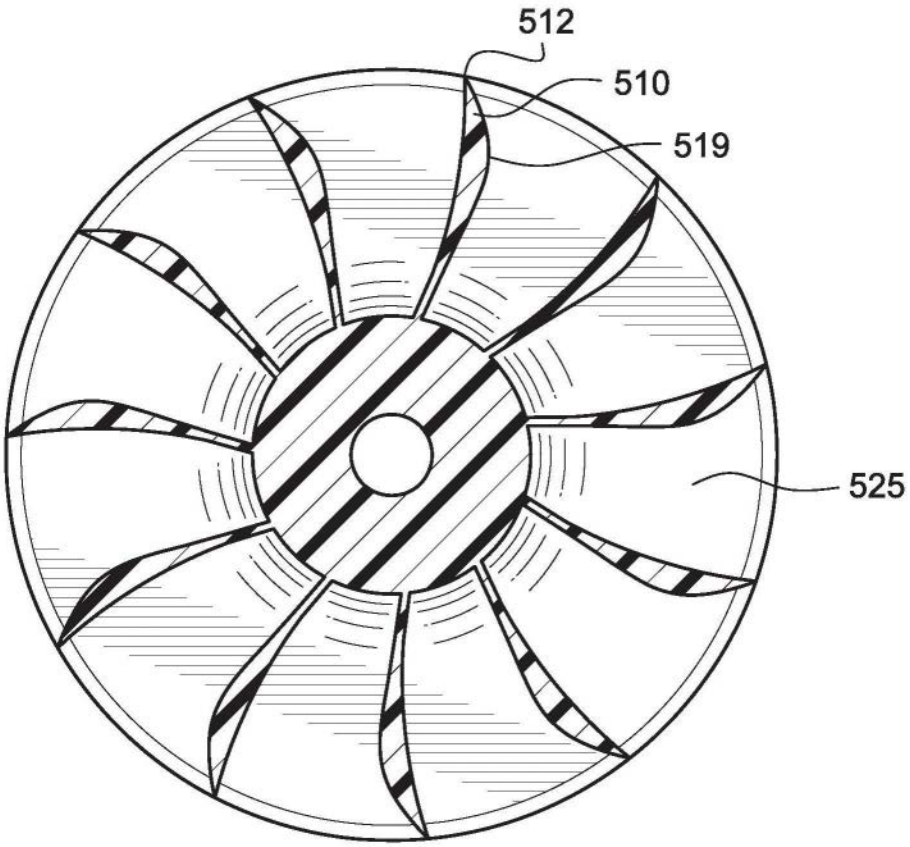


图19N

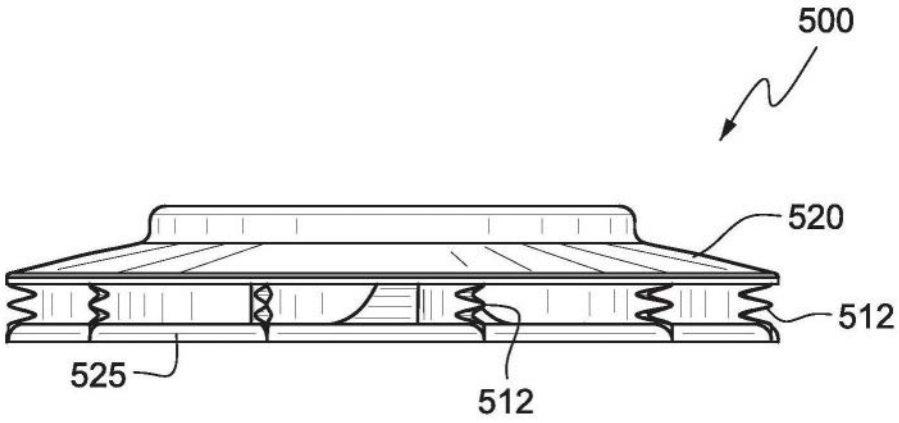


图190

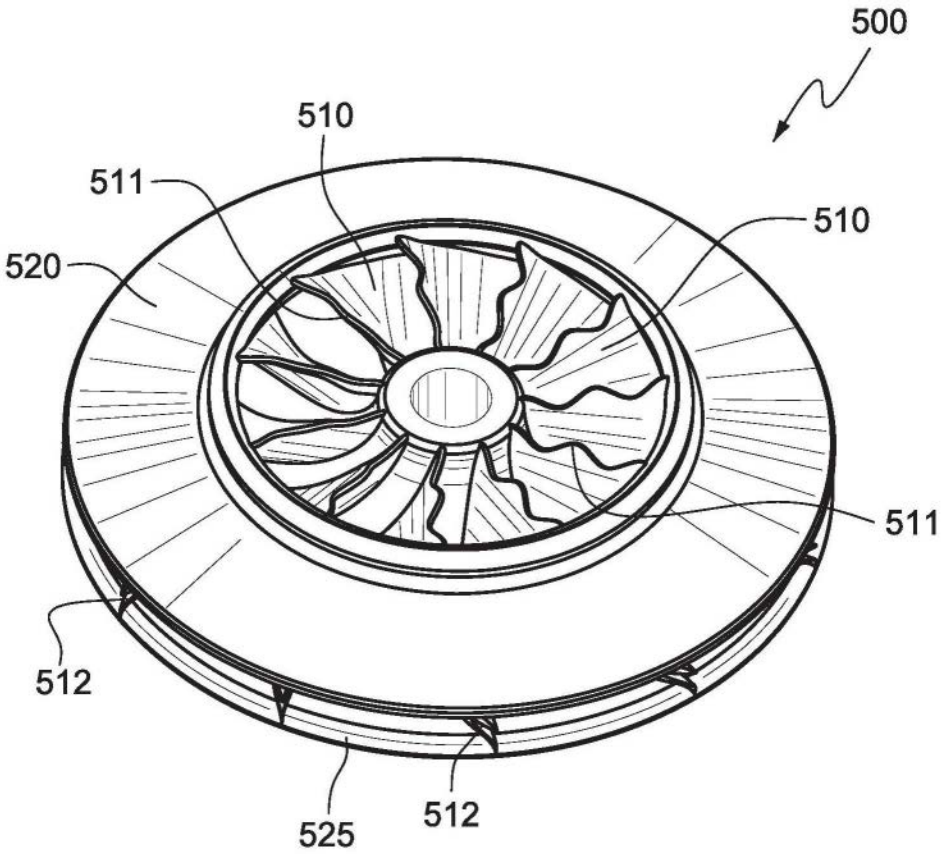


图19P

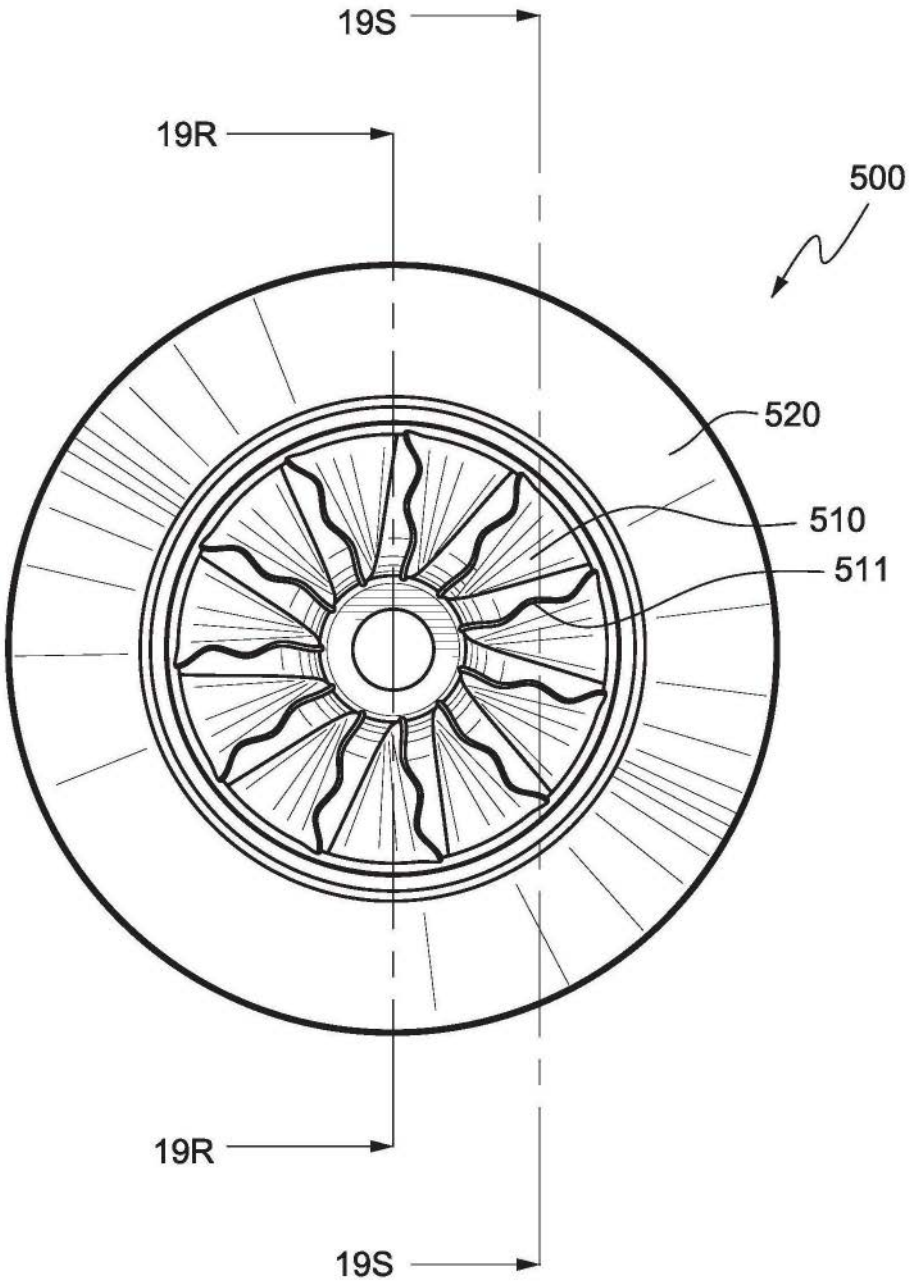


图19Q

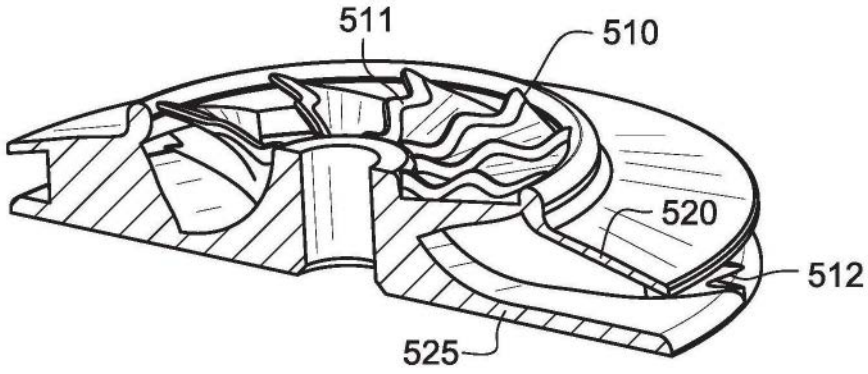


图19R

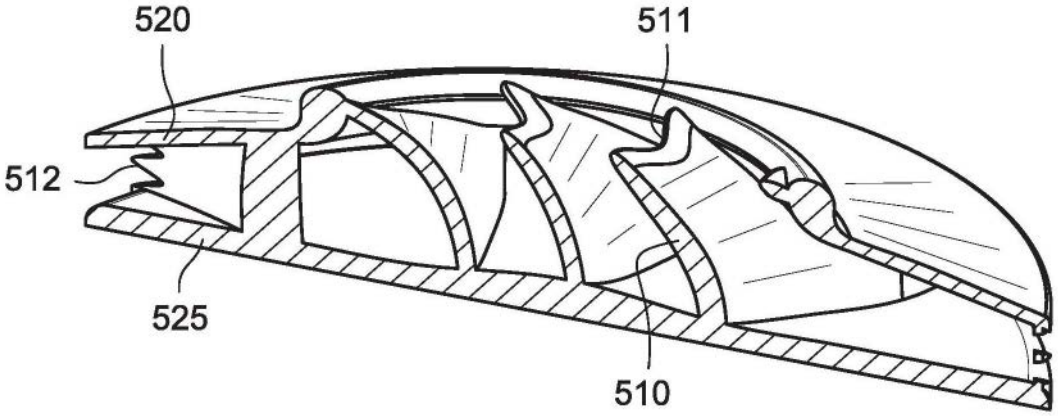


图19S

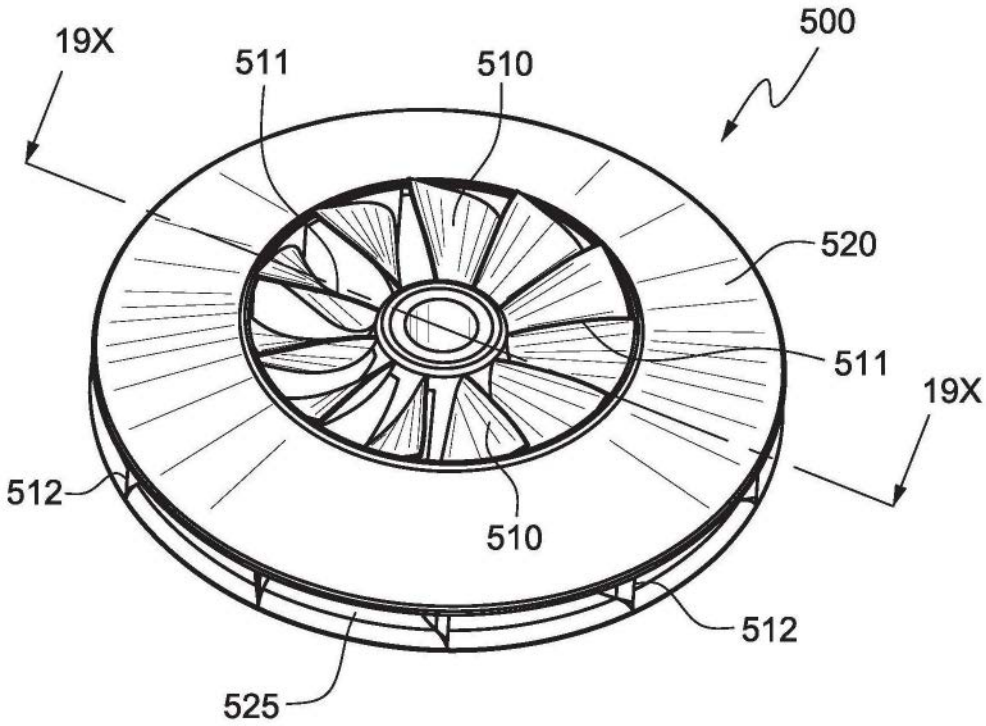


图19T

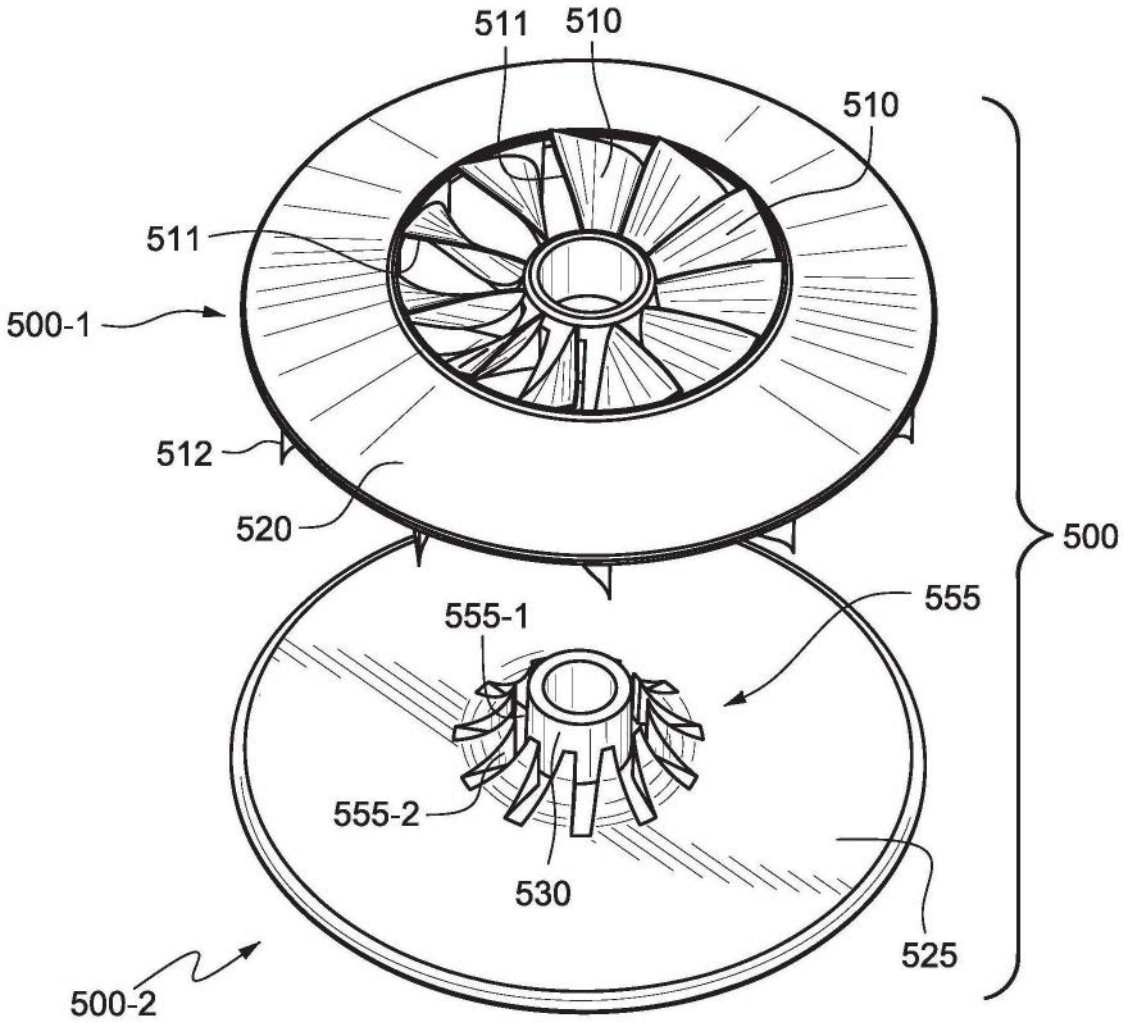


图19U

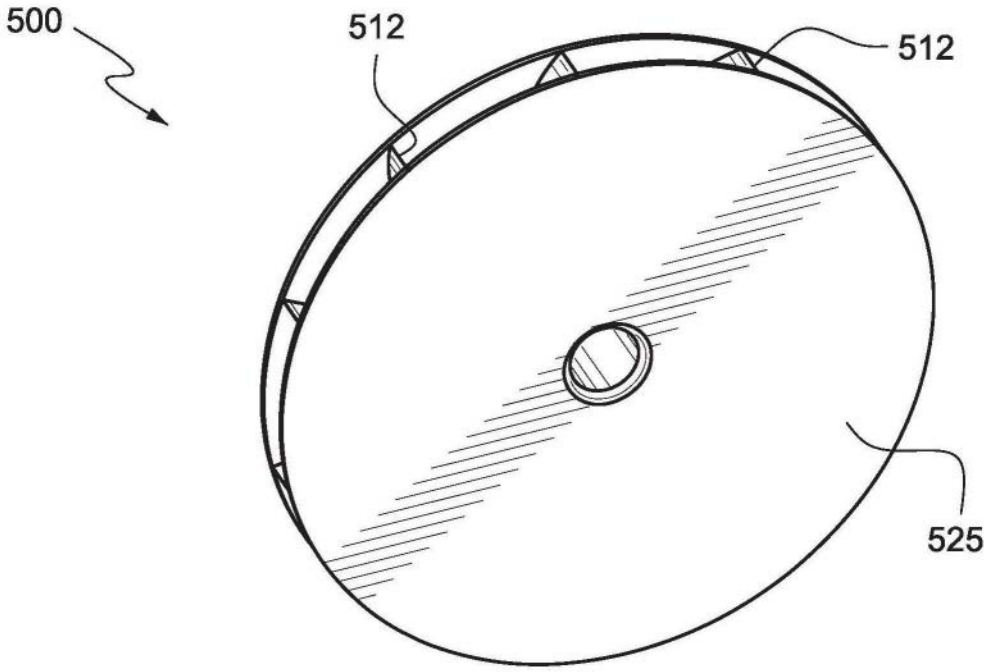


图19V

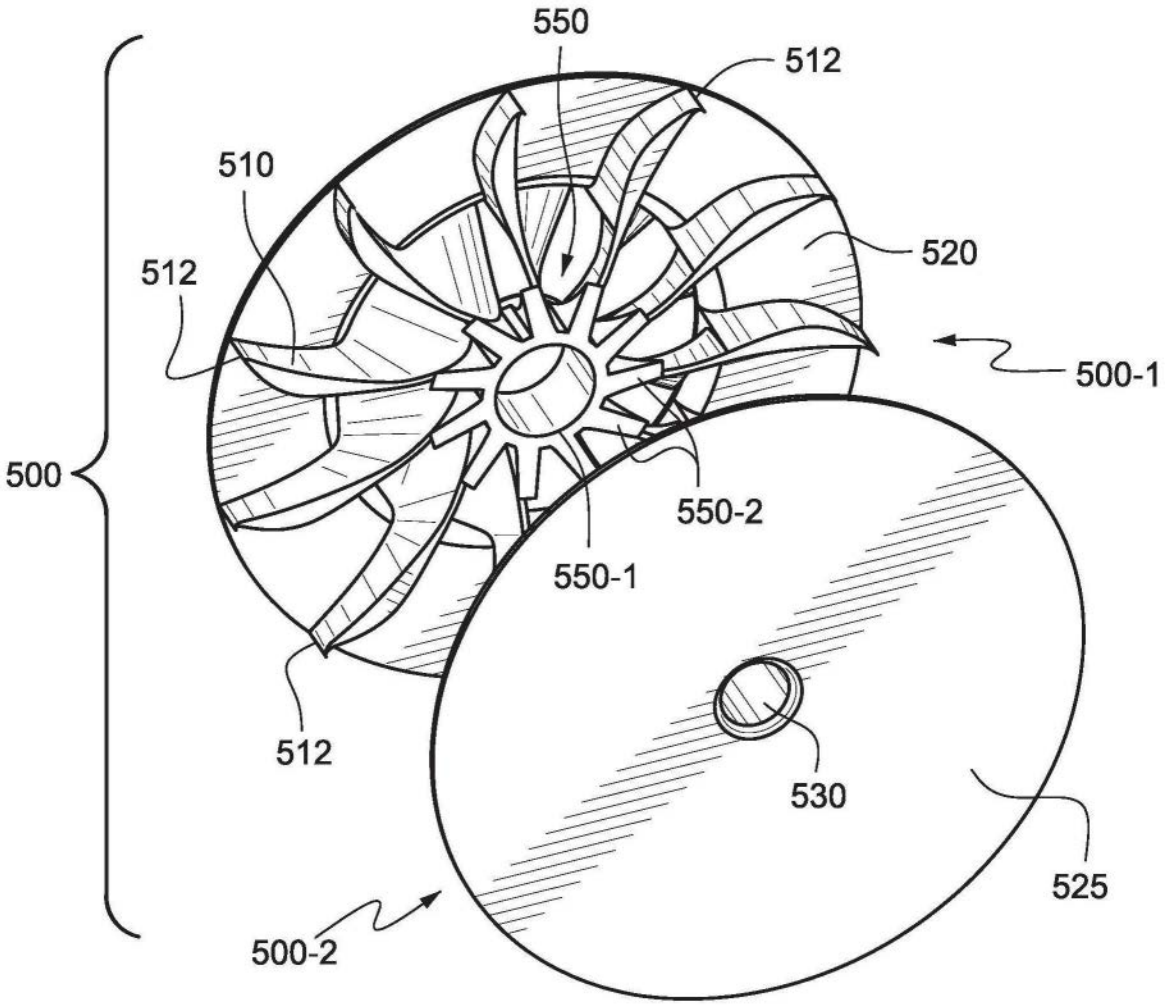


图19W

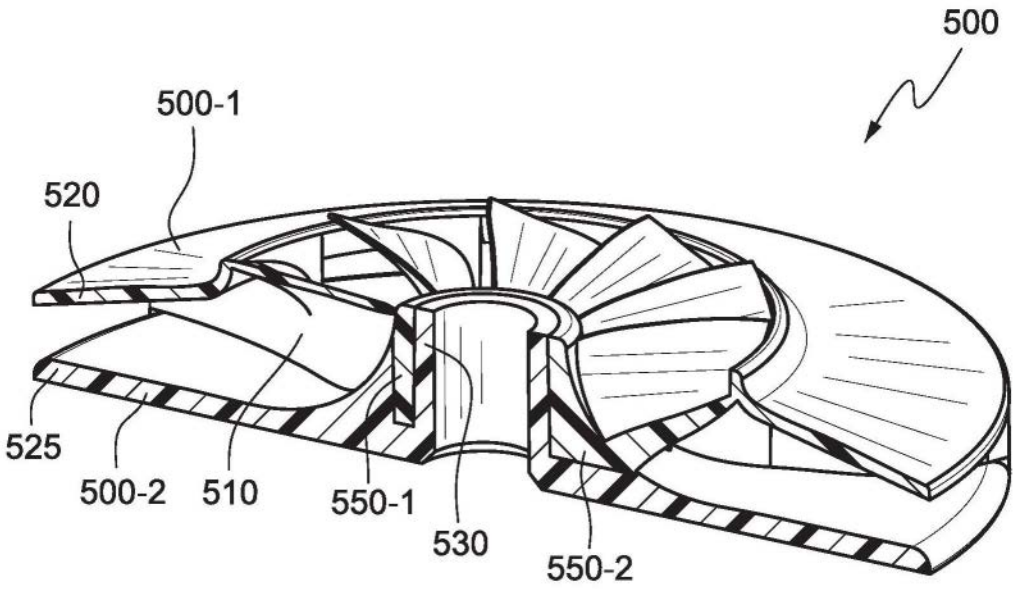

500
500-1
520
525
500-2
510
550-1
530
550-2

图19X

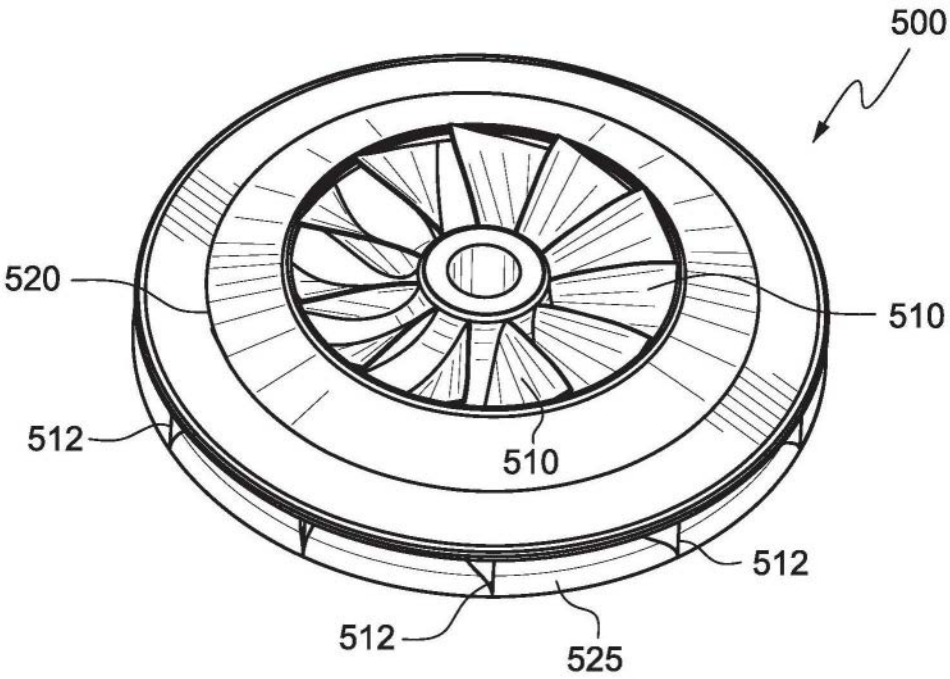

500
520
510
512
510
512
512
525

图19Y

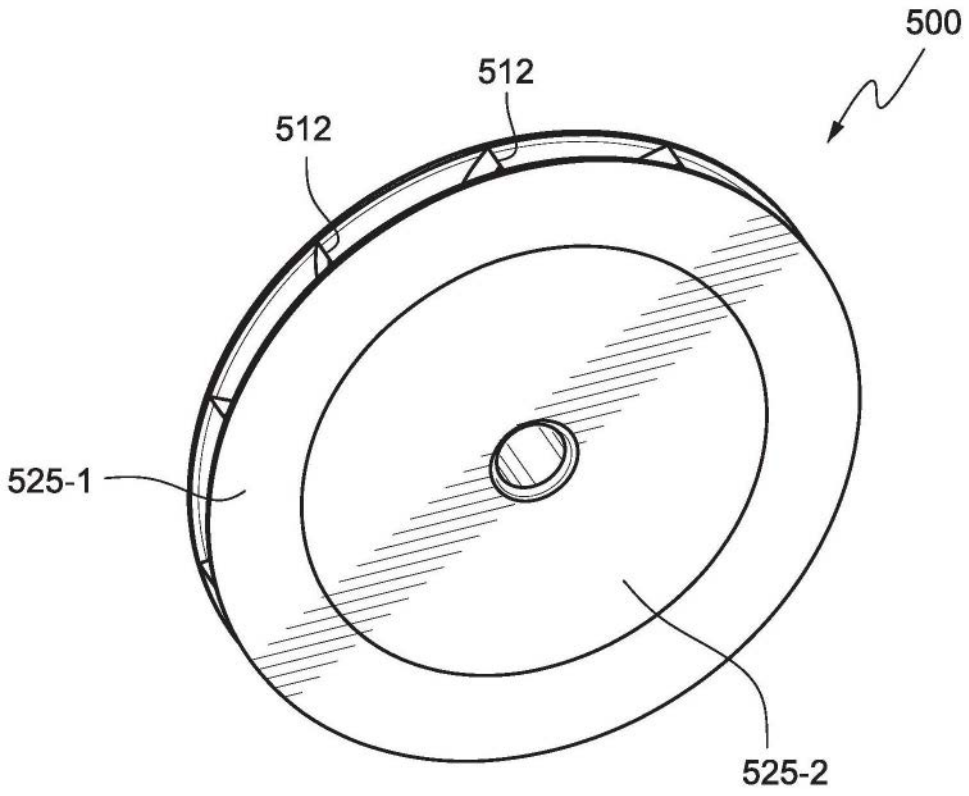


图19Z

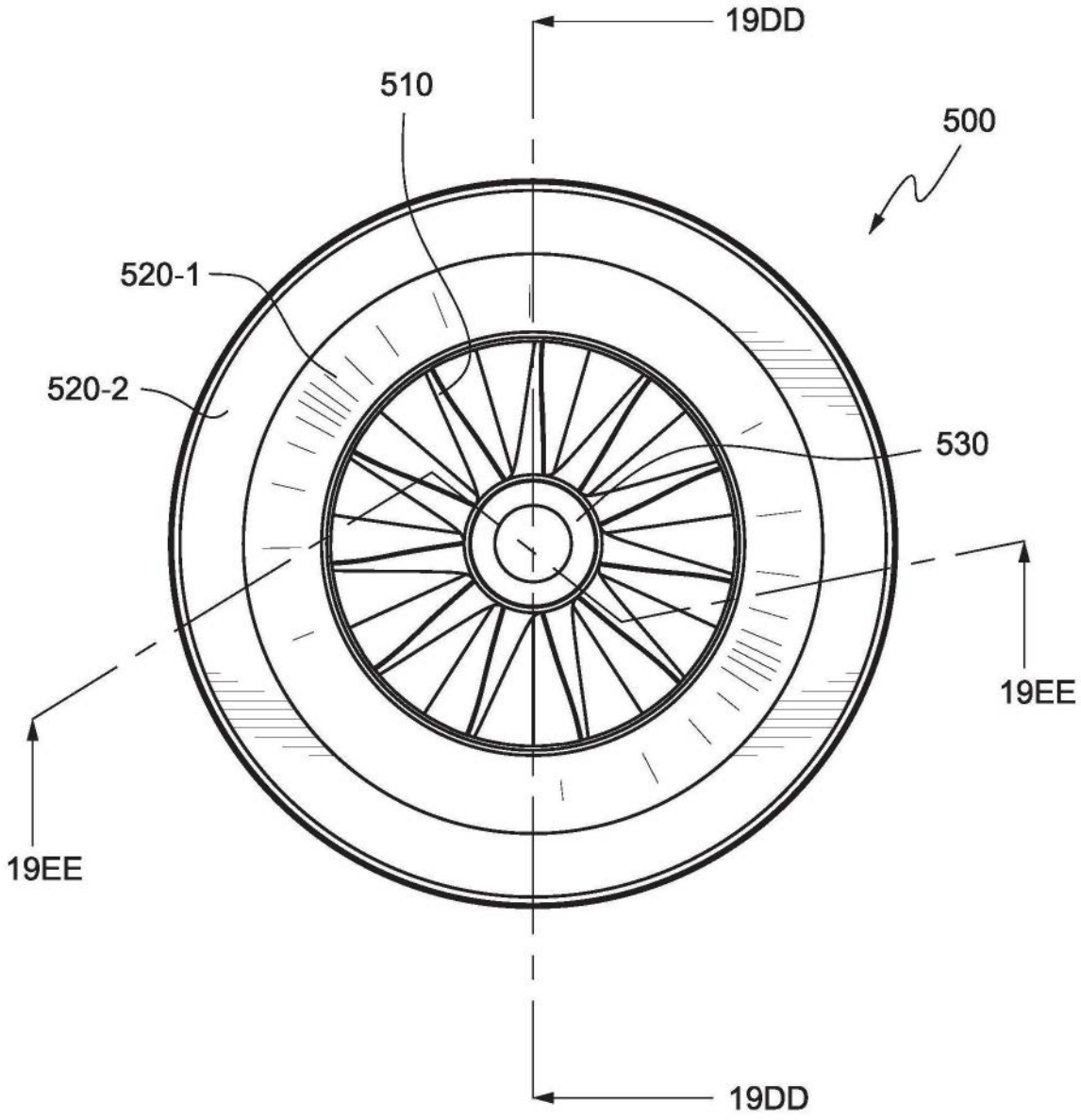


图19AA

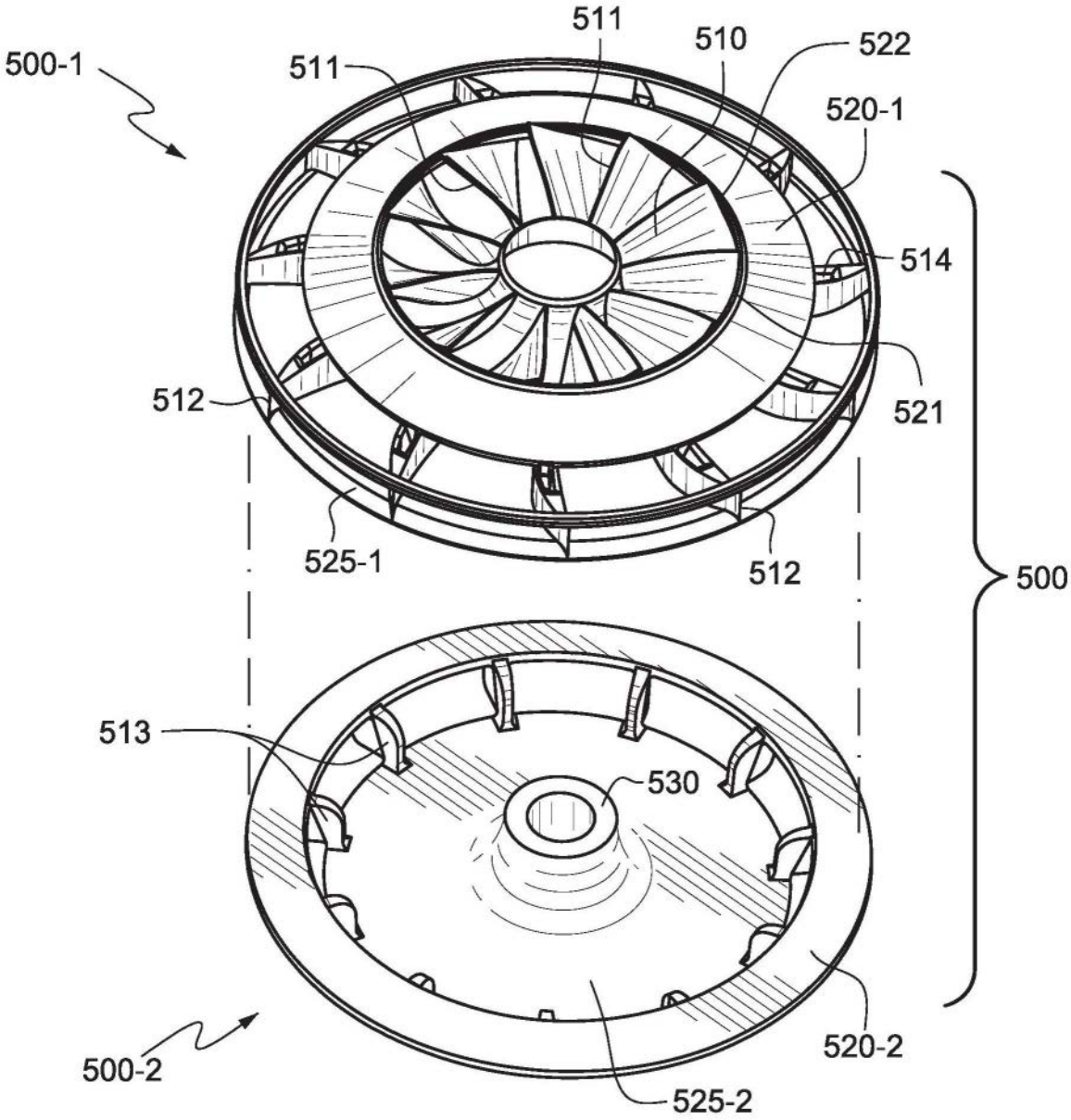

500-1
511
511
510
522
520-1
514
521
512
525-1
512
500
513
530
520-2
500-2
525-2

图19BB

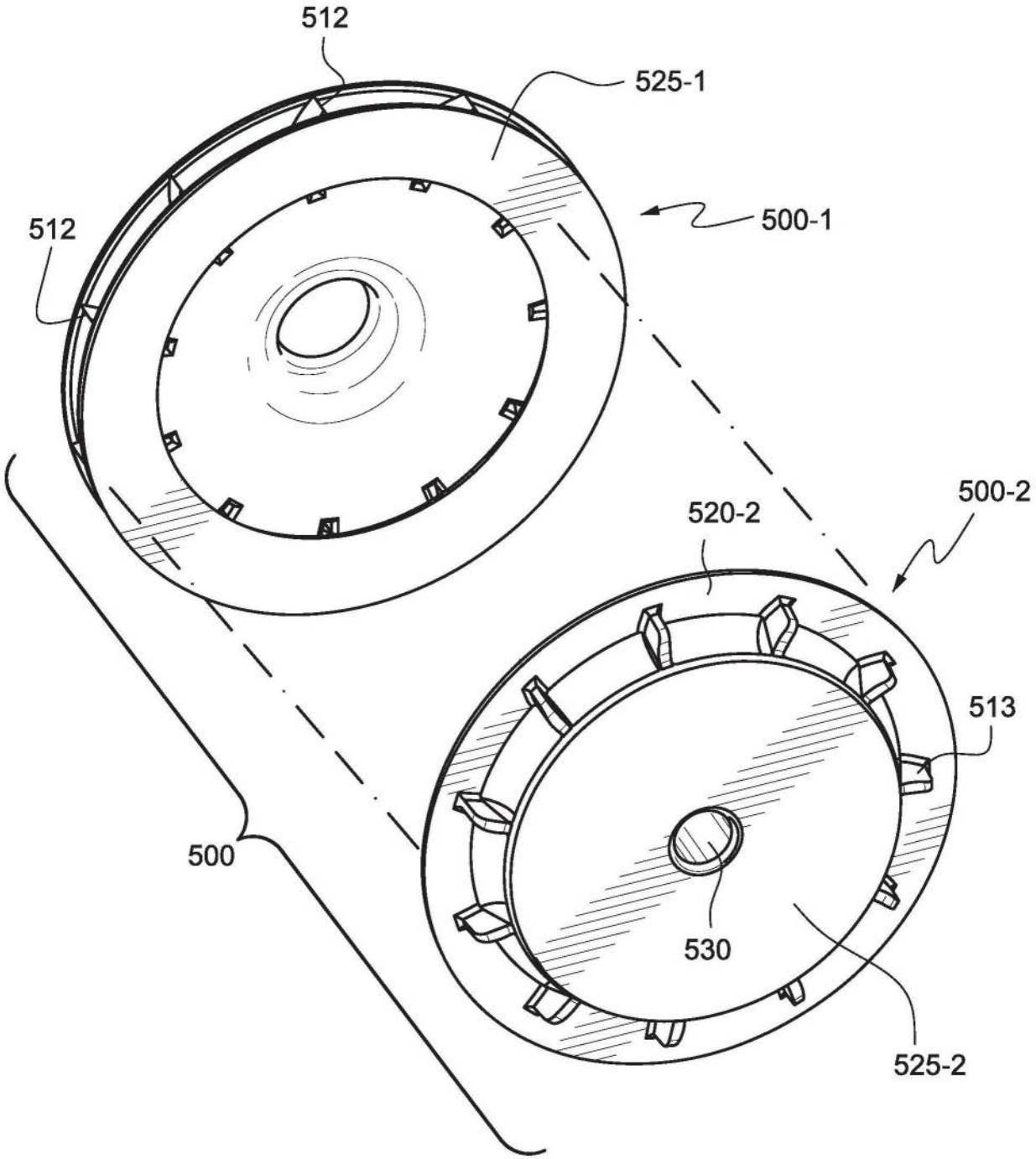


图19CC

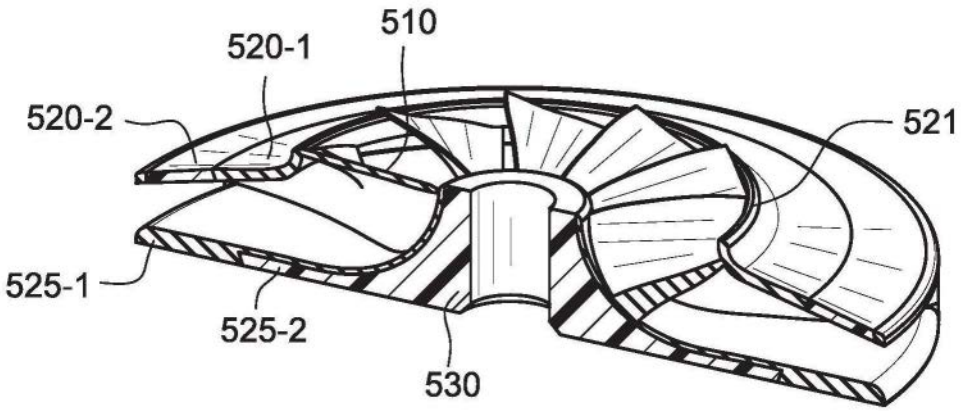

510
520-1
520-2
521
525-1
525-2
530

图19DD

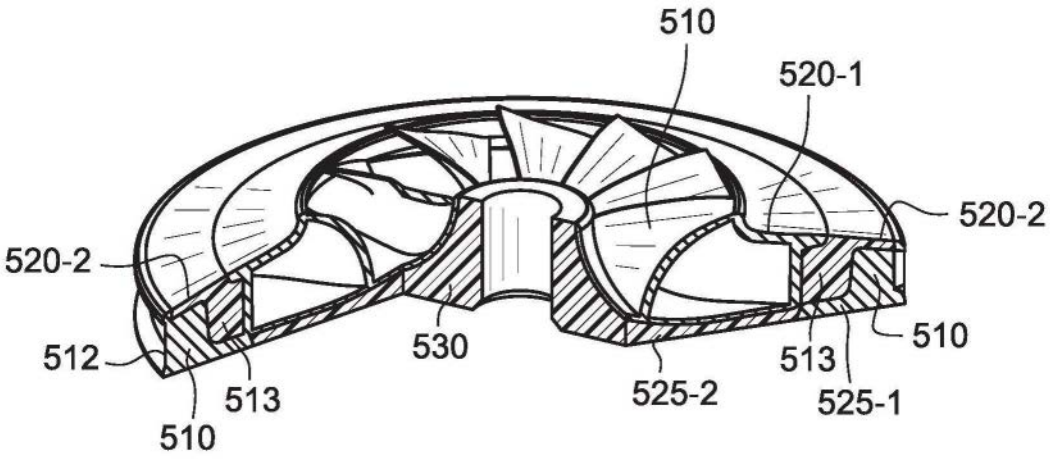

510
520-1
520-2
520-2
512
513
510
530
525-2
513
510
525-1

图19EE

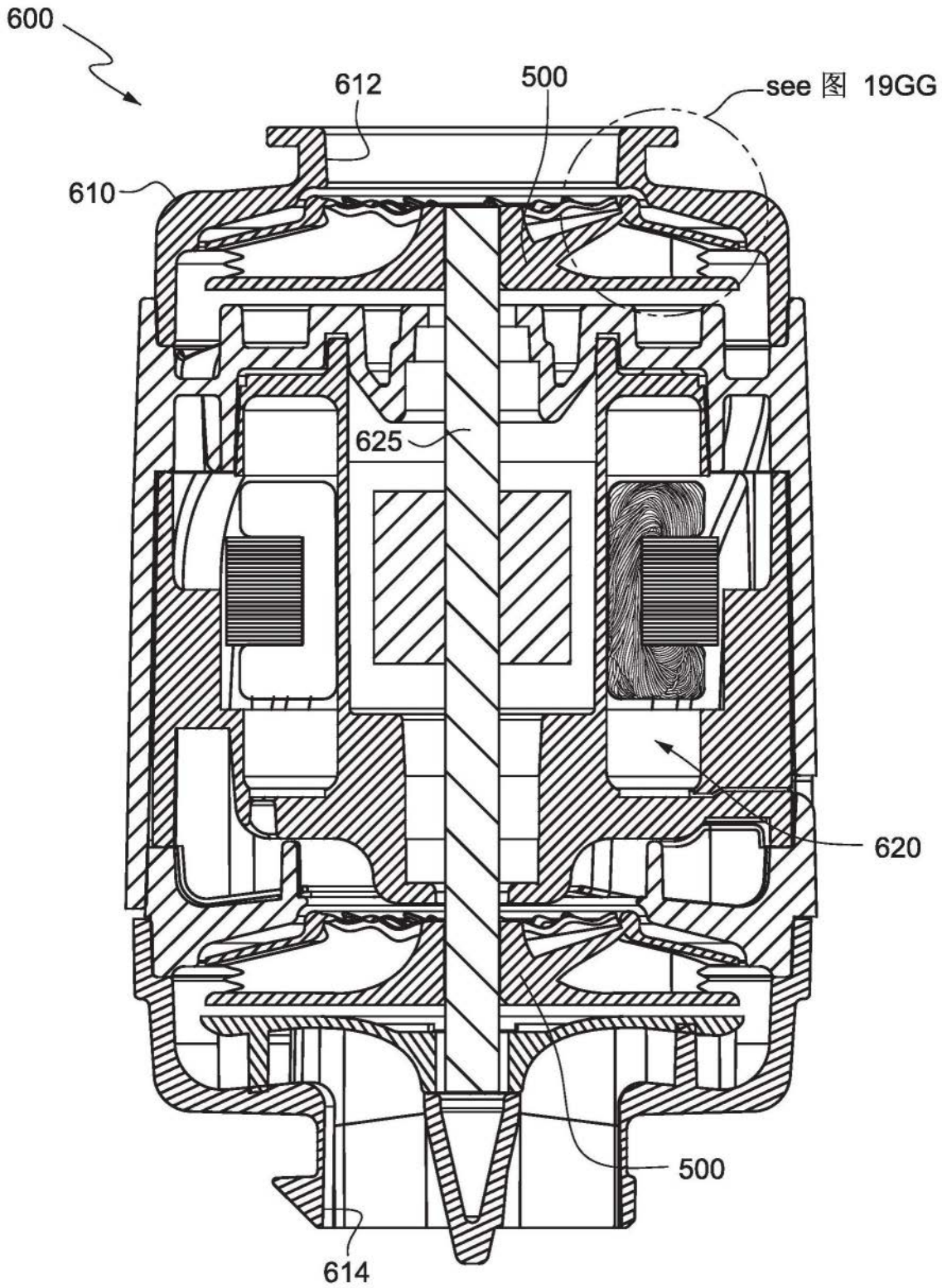


图19FF

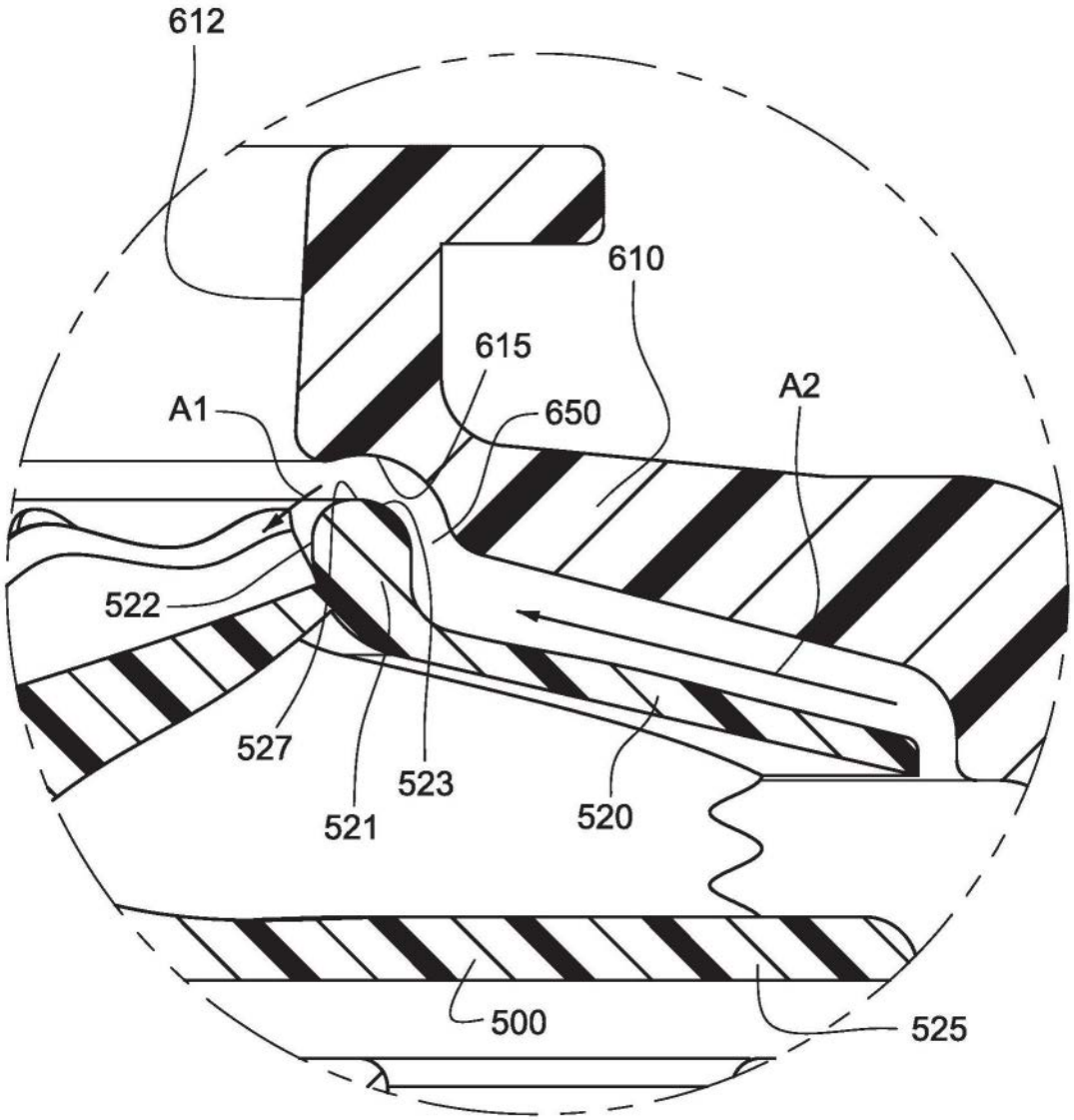


图19GG