(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107261271 B
(45)授权公告日 2020.11.10

(21)申请号 201710403961.0

(22)申请日 2009.02.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107261271 A

(43)申请公布日 2017.10.20

(30)优先权数据
61/024,993 2008.01.31 US

(62)分案原申请数据
200910126785.6 2009.02.01

(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

(72)发明人 巴顿·约翰·凯尼恩
勒妮·弗朗西斯·多尔蒂
恩里科·布兰比拉
菲利普·罗德尼·夸克

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225
代理人 黄威 李奕伯

(51)Int.Cl.
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/06(2006.01)
A61M 16/08(2006.01)
F04D 29/42(2006.01)

(56)对比文件
WO 2007/048206 A1,2007.05.03
CN 1805766 A,2006.07.19
CN 1859940 A,2006.11.08

审查员 贾慧丹

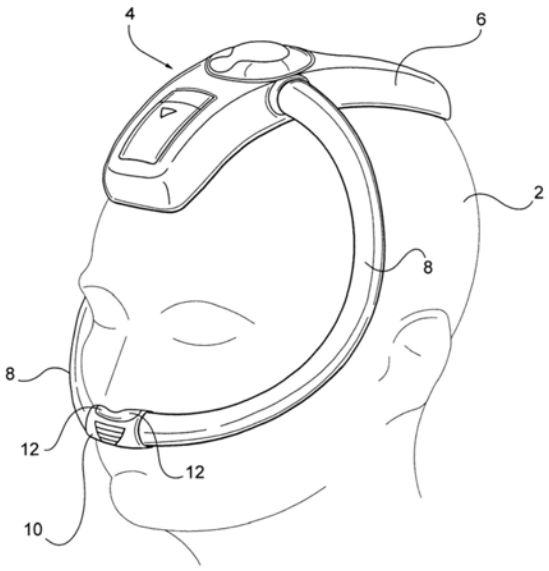
权利要求书2页 说明书8页 附图15页

(54)发明名称

呼吸装置

(57)摘要

本发明涉及一种呼吸装置。产生加压可呼吸气流的流体发生器包括:圆柱形壳体;支撑在壳体中的马达,马达具有包括第一端和与第一端相对的第二端的轴杆,所述轴杆与所述马达的轴线大致重合;第一叶轮,其连接到所述轴杆的第一端;第二叶轮,其连接到所述轴杆的第二端;以及定子,其从所述第一叶轮折返朝向所述马达轴线引导空气流,其中,所述壳体包括邻近所述轴杆的第一端的入口以及位于所述第一和第二叶轮之间的至少一个出口,并且入口轴线与所述马达轴线大致重合,所述至少一个出口具有与所述圆柱形壳体的周边大致相切的出口轴线。本发明还涉及一种向患者输送加压可呼吸气流的装置,包括流体发生器、外壳、电源、至少一个输送管路以及患者接口。



CN 107261271 B

1.一种产生加压可呼吸气流的流体发生器,包括:

壳体;

马达,其支撑在所述壳体中并且具有从所述马达的相对侧延伸的轴杆,所述轴杆与所述马达的轴线大致重合;

第一叶轮,其连接到所述轴杆的第一端;

第二叶轮,其连接到所述轴杆的与所述第一端相对的第二端;以及

定子,其从所述第一叶轮折返朝向所述马达轴线引导可呼吸气流,并且

其中,所述壳体包括入口和至少一个出口,所述入口邻近所述轴杆的所述第一端并且具有与所述马达轴线大致重合的入口轴线,所述至少一个出口位于所述第一和第二叶轮之间,所述至少一个出口具有与圆柱形壳体的周边大致相切的出口轴线,

其中所述可呼吸气流在相同的轴向上进入所述第一叶轮和所述第二叶轮,并且

其中从所述第二叶轮到所述至少一个出口的所述可呼吸气流沿着朝向所述第一叶轮的方向。

2.根据权利要求1所述的流体发生器,其中所述壳体包括上部、中间部以及下部,并且其中所述入口设置在所述上部中。

3.根据权利要求2所述的流体发生器,其中所述定子由所述壳体的所述中间部支撑,而所述马达由所述定子支撑。

4.根据权利要求3所述的流体发生器,进一步包括位于所述壳体的所述上部和所述下部之间和/或位于所述马达和所述定子之间的噪声和/或振动衰减材料。

5.根据权利要求1所述的流体发生器,其中所述定子、所述第一叶轮和第二叶轮包括叶片。

6.根据权利要求5所述的流体发生器,其中所述定子的叶片是弯曲的,并且其中所述第一叶轮的叶片和第二叶轮的叶片是弯曲的或直的。

7.根据权利要求6所述的流体发生器,其中所述第一叶轮的叶片和第二叶轮的叶片具有变化的高度,并且所述第一叶轮的叶片在所述第一叶轮的周缘处的高度为不阻塞可呼吸气流(F)的最小高度。

8.根据权利要求1所述的流体发生器,其中所述马达是无刷电动机或轴隙马达。

9.根据权利要求1所述的流体发生器,进一步包括连接到所述第一叶轮和第二叶轮中的至少一个上的磁铁。

10.根据权利要求1所述的流体发生器,其中所述流体发生器被配置为产生40l/min至60l/min的流速。

11.根据权利要求1所述的流体发生器,其中所述流体发生器被配置为产生2cm H_2O至12cm H_2O的压力。

12.根据权利要求1所述的流体发生器,其中所述至少一个出口包括两个出口。

13.一种向患者输送加压可呼吸气流的装置,包括:

根据权利要求1至12中任一项所述的流体发生器;

容纳所述流体发生器的外壳,其中所述外壳被配置为接合患者身体的一部分;

用于所述流体发生器的电源;

传送加压可呼吸气流的至少一个输送管路;以及

患者接口，其接收来自所述至少一个输送管路的加压可呼吸气流并将所述气流输送到患者的气道。

14.根据权利要求13所述的装置，其中所述外壳具有在外壳的前后方向上的曲率和在横向上的曲率。

15.根据权利要求13所述的装置，其中所述外壳被配置为接收适于环绕患者的手臂或胸的绑带。

16.根据权利要求13所述的装置，其中所述外壳被配置为接合患者头顶。

17.根据权利要求13所述的装置，其中所述电源包括可再充电的电池，所述可再充电的电池包括至少一个柔性电池组电池。

18.根据权利要求13所述的装置，进一步包括控制所述电源的控制器。

呼吸装置

[0001] 本申请是申请号为201410466771.X,申请日为2009年2月1日,发明名称为“呼吸装置”的发明专利申请的分案申请,申请号为201410466771.X的发明专利申请是申请号为200910126785.6,申请日为2009年2月1日,发明名称为“呼吸装置”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求于2008年1月31日提交的美国申请61/024,993的优先权,其全部内容通过引用合并于此。

[0004] 引用合并

[0005] WO 2008/028247 A1的全部内容通过引用合并于此。

技术领域

[0006] 本发明涉及一种向患者输送加压可呼吸气流的呼吸装置。

背景技术

[0007] 阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)是一种睡眠呼吸障碍(SBD)。对于那些患有OSA的人来说,当他们睡觉时,在他们咽喉和气道中的柔软组织放松和塌陷,因而阻挡住气道并阻止气流到达肺部。这种呼吸停止,即呼吸暂停,可以持续长达一分钟直到血氧水平达到临界点,在临界点时患者被唤醒并且他们的气道重新打开。大多数OSA经历者并不记得这些唤醒过程,但是每次唤醒都让患者的心脏额外疲劳并破坏了他们的睡眠质量。

[0008] OSA的治疗可以包括持续气道正压(CPAP)。CPAP涉及戴有向到患者的气道输送正压的护鼻或面罩的患者。护鼻或面罩起到了气动夹板的作用,并保持患者的气道打开以防止呼吸暂停。

[0009] 用于CPAP疗法的典型呼吸装置包括流体发生器,流体发生器包括例如向患者接口产生加压可呼吸气流如空气的鼓风机,患者接口被配置为以与患者的面部密封接合的方式由患者配戴。例如,患者接口可以是鼻罩、全面罩或鼻枕。流体发生器和患者接口可以由将气流输送到患者接口的管子相连接。

[0010] 用于CPAP疗法的典型呼吸装置具有几个缺点。患者接口和管子往往是笨重的,并且管子可能会很长,例如大约2m至3m长。用于保持患者接口与患者面部接触的头带也可能太过笨重和/或复杂以至于难以正确地穿戴和/或进行调整。这些因素会使得患者不愿意开始CPAP疗法。这些因素也会使得患者很难找到舒适的睡眠位置。患者在睡眠过程中会改变位置,而管子会向患者接口施加力即管拉力,该力会破坏患者接口和患者面部之间的密封。这会导致患者接口中出现泄漏,其会降低疗效。从患者接口的泄漏还会刺激到患者或患者的睡眠同伴,因而进一步损害患者的睡眠质量。

[0011] 使用典型CPAP装置用于治疗的患者还会发现带着装置外出很难。流体发生器、管子和面罩可能难以打包在行李箱中,并且也会占用行李箱中的许多空间。患者还会发现离家使用装置是很困难的,这是由于流体发生器典型地包括电源线,电源线必须接入到例如

AC墙壁插座的电源上,而电源在患者访问的地点有可能是不可使用或无法获得的。

发明内容

[0012] 一个方案涉及通过将CPAP系统的全部或大部分部件合并成单个可佩戴设备的设备来增强治疗输送。例如,面罩和流体发生器可以被整合到患者佩戴的面罩系统中。流体发生器可以被合并到配置为支撑面罩的头带中。与现有CPAP系统相比这个方案提供了若干优势。

[0013] 另一方案涉及提供一种精简了的CPAP系统,例如通过去掉流体发生器电源电缆和/或空气输送管。根据这个方案,增加了患者的移动自由,包括在睡眠期间。去除管子会使泄漏减少,这是由于减少了患者接口处的不稳定力。

[0014] 由于低功率要求的结果,又一方案涉及减小流体发生器鼓风机组件中马达的尺寸,由于减少或消除了空气输送管中的气流的压头流失,减少马达的尺寸是可能的。

[0015] 进一步的方案涉及一种不太显眼且更直观地让患者使用的CPAP系统。CPAP系统可以是量身(anthropometrically)设计的,从而以患者容易和便于理解的方式接合佩戴者的头部和面部。

[0016] 更进一步的方案涉及便携式CPAP系统,其可以让患者离家时使用。CPAP系统可以被配置为包含其自己的电源,例如电池或电池组。CPAP系统还可以被配置为可被安装在对接台(docking station)中以重新充电。

[0017] 再一方案涉及一种与独立流体发生器相比尺寸减小了的流体发生器。所述流体发生器可以被合并在配置为与患者头部接合的壳体中。这种流体发生器可以依靠可重复充电的电源如电池或电池组在患者的整个睡眠周期中运行。比独立流体发生器相比,所述流体发生器还可以产生更少的噪音并且效率更高。

[0018] 根据示范实施例,产生加压可呼吸气流的流体发生器包括圆柱形壳体和支撑在壳体中的马达。马达具有包括第一端和与第一端相对的第二端的轴杆。轴杆与马达的轴线大致重合。第一叶轮连在轴杆的第一端而第二叶轮连在轴杆的第二端。定子将气流从第一叶轮引导向马达轴线。壳体包括邻近轴杆的第一端的入口以及位于第一和第二叶轮之间的至少一个出口,并且入口轴线与马达轴线大致重合。至少一个出口具有与马达轴线大致相切的出口轴线。

[0019] 根据进一步的示范实施例,向患者输送加压可呼吸气流的装置包括例如如上所述的流体发生器和容纳流体发生器的外壳。外壳被配置为接合患者身体的一部分。所述装置进一步包括用于流体发生器的电源;传送加压可呼吸气流的至少一个输送管路;以及患者接口,其接收来自至少一个输送管路的加压可呼吸气流并将所述气流输送到患者的气道。

[0020] 通过结合附图和下述详细说明,本发明的其它方案、特征和优势将会变得清楚,附图是本公开的一部分,并且其通过示例的方式阐明了本发明的原理。

附图说明

[0021] 附图有助于对此处描述的各个实施例的理解。在附图中:

[0022] 图1示意性地示出了根据一个示范实施例的呼吸装置;

[0023] 图2示意性地示出了根据另一个示范实施例的呼吸装置;

[0024] 图3示意性地示出了根据示范实施例的呼吸装置的流体发生器壳体或外壳；

[0025] 图4示意性地示出了根据示范实施例的呼吸装置的流体发生器的鼓风机组件；

[0026] 图5示意性地示出了图4的鼓风机组件的侧视图；

[0027] 图6示意性地示出了图4的鼓风机组件相反侧的侧视图；

[0028] 图7示意性地示出了图4的鼓风机组件的正视图；

[0029] 图8示意性地示出了图4的鼓风机组件的仰视图；

[0030] 图9a示意性地示出了图4的鼓风机组件的立体图；

[0031] 图9b示意性地示出了图9a的鼓风机组件的分解组件视图；

[0032] 图10示意性地示出了图4的鼓风机组件的横截面；

[0033] 图11示意性地示出了图4的鼓风机组件的横截面；

[0034] 图12示意性地示出了图4的鼓风机组件的第一叶轮的横截面；

[0035] 图13示意性地示出了图12的第一叶轮的立体图；

[0036] 图14示意性地示出了图4的鼓风机组件的定子；

[0037] 图15示意性地示出了图4的鼓风机组件的第二叶轮；

[0038] 图16示意性地示出了根据另一个示范实施例的呼吸装置；

[0039] 图17示意性地示出了根据另一个示范实施例的呼吸装置；

[0040] 图18示意性地示出了根据另一个示范实施例的流体发生器；

[0041] 图19和图20示意性地示出了合并有图17的流体发生器的呼吸装置；以及

[0042] 图21示意性地描述了根据另一个示范实施例的呼吸装置。

具体实施方式

[0043] 提供的下述说明是关于享有共同特性和特征的几个实施例的。应当理解的是，任一实施例的一个或多个特征可以与其它实施例的一个或多个特征相组合。另外，任意实施例中的任何单个的特征或特征的组合可以组成另外的实施例。

[0044] 呼吸装置的第一实施例

[0045] 参见图1，呼吸装置用于向患者2输送加压可呼吸气流，例如以治疗诸如OSA的SBD，该呼吸装置包括产生加压可呼吸气流的流体发生器4。流体发生器4容纳在量身配置为接合患者2的头部的流体发生器壳体或外壳6中。如图1中所示，流体发生器壳体6被配置为接合患者头顶，以允许患者侧睡而不会干扰流体发生器壳体6的定位。如图1中所示，流体发生器壳体可以具有在壳体的前后方向上的曲率以及在横向上即从患者头部的一侧到另一侧的方向上的曲率。

[0046] 流体发生器4通过输送管或管路8输送加压可呼吸气流，输送管或管路8与流体发生器壳体6连接，用于接收加压可呼吸气流。加压可呼吸气流由输送管路8输送到与患者2的鼻通路接触的患者接口10，其中输送管路8从流体发生器壳体6沿患者2面部的两侧延伸。如图1中所示，患者接口10可以支撑与患者鼻子的鼻孔密封接触的鼻枕或鼻叉12。然而，应当理解的是，输送管路8可以将加压可呼吸气流输送到仅覆盖患者鼻子的鼻罩。作为另一个示例，输送管路8可以与覆盖患者鼻子和口的全面部面罩连接。作为更进一步的示例，输送管路8可以与患者接口连接，该患者接口包括口覆盖部，口覆盖部具有从口覆盖部延伸的用于与患者鼻子密封接合的鼻枕或鼻叉。还应当理解的是，患者接口可以包括与患者的鼻子非

密封地接合的鼻套管。

[0047] 管路8可以由例如硅橡胶的柔软材料形成，以便隔离流体发生器4的振动。管路8还可以通过配置为隔离振动的连接器而与流体发生器连接，该连接器例如是柔软的环管或波纹管式连接器。管路8还可以是如公开号为2008/0060649A1的美国专利申请中所公开的管路，其全部内容通过引用合并于此。

[0048] 呼吸装置的第二实施例

[0049] 参见图2，根据另一个示范实施例的呼吸装置包括设置在输送管路8上的绑带连接部14。绑带或头带系统可以与绑带连接部连接以为呼吸装置提供到患者头部的辅助固定。如图2中所示，流体发生器壳体6可以被配置为朝向患者2的头后部延伸，但在患者2的头部不会向前延伸到像图1的示范实施例的流体发生器壳体6那么远。

[0050] 参见图3，流体发生器壳体6可以被配置为支撑稳压器16、马达控制器18和电源20。电源20可以包括一个电池或多个电池。例如，一个或多个电池可以被配置为锂聚合物电池，锂聚合物电池的体积比能量约为250Wh/l至530Wh/l，例如约为270Wh/l至400Wh/l，作为另一个示例约为330Wh/l，而锂聚合物电池的质量比能量约为150Wh/kg至200Wh/kg，例如约为155Wh/kg至175Wh/kg，作为另一个示例约为163Wh/kg。这种电池可以具有例如112cm^2电池体积和225g重量。锂聚合物电池可以包括32个锂聚合物电池组电池，其可以向流体发生器4的鼓风机组件的电动马达提供近8小时的电力，从而产生压力在约2cm H_20至12cm H_20范围内，例如约6cm H_20，流量约40l/min至60l/min例如50l/min的气流。电池组电池是柔性的，因而可以被弯曲从而插入壳体6中，而壳体6可以被弯曲以匹配患者头顶的形状。

[0051] 锂聚合物电池的寿命周期可以近似500次充电。流体发生器壳体4可以设置有对接台，对接台被配置为当壳体4被放置在台子中时对电池进行充电。

[0052] 流体发生器和鼓风机组件

[0053] 参见图4和图5，流体发生器4包括鼓风机组件22。鼓风机组件22包括鼓风机组件上壳体24和鼓风机组件下壳体34。鼓风机组件入口26设置在上壳体24中。应当理解的是，使用术语“上”和“下”是指图中所示的鼓风机组件壳体的定向，并且没必要指出鼓风机组件的任何必要定向。如图4至图9b中所示，鼓风机组件22包括在下壳体34的相对侧上的第一出口28和第二出口30。电连接器32设置在上壳体24和下壳体34之间从而为电动马达44(图10)提供电力。

[0054] 参见图10，鼓风机组件22包括上壳体24、下壳体34以及上壳体24和下壳体34之间的中间壳体40。定子38被支撑在中间壳体40上。电动马达44由定子38支撑。

[0055] 电动马达44包括从电动马达44的相对侧延伸的轴杆45。轴杆45可以与马达44的轴线大致重合。第一叶轮36连接到轴杆45上，当电动马达44动作时第一叶轮36与轴杆一起旋转。第二叶轮42连接到轴杆45的相对侧上进而连接到马达的相对侧上，当电动马达44动作时第二叶轮42与轴杆45一起旋转。马达44可以选自各种不同的市场上可买到的马达，例如选用由瑞士的Maxon Motor提供的马达。

[0056] 当电动马达44动作时，轴杆45旋转，并且引起第一叶轮36和第二叶轮42的旋转。如图10和图11中所示，叶轮36、42的旋转使得空气流F进入鼓风机组件22的入口26。气流通过入口26进入上壳体24并围绕第一叶轮36继续前进，并被迫使向下流向定子38。然后，气流围绕定子38流动，并被迫使向下穿过第二壳体40的中部流向第二叶轮42。第二叶轮42迫使气

流向上流过中间壳体40的外周返回，并通过第一出口28和第二出口30流出。

[0057] 鼓风机组件22的入口26具有与电动马达44的轴线大致重合的轴线。第一出口28的轴线和第二出口30的轴线与壳体24、34的周边大致相切，并且与鼓风机组件22和/或马达44的轴线大致垂直。如图10和图11中所示，使用轴向重合的入口、切向的出口28、30和两个叶轮36、42提供了一个自折返的流路，这利用到了在鼓风机组件中通常不会用到的死空间，从而减小了鼓风机组件22的整体尺寸。鼓风机组件22减小的尺寸提供了沿流路的更小的间隙和孔口，这减少或消除了紊流和噪声，并使鼓风机组件22的气流F具有低的流体雷诺数(flow Reynolds number)。鼓风机组件22可以适合于，使得气流F的路径从其轴线与电动马达44的轴线大致平行和/或重合的入口26沿第一截面延伸。然后第一叶轮36将气流F沿第二截面相对于电动马达44的轴线径向向外引导。然后气流F从第一叶轮36的外周边在大致轴向上且与当气流沿第一截面进入入口26时的最初方向大致平行和大致相同的方向上沿第三截面延伸。然后气流F沿第四截面沿定子38径向向内延伸。因此，气流F被自折返至少一次，例如从沿第二截面围绕第一叶轮36的周边的径向向外方向到沿第四截面径向向内方向。

[0058] 气流F沿定子38径向向内大致延伸到马达44的外周边。然后气流F沿第五截面延伸，第五截面相对于马达44的轴线大致轴向延伸并且沿马达在与第一截面大致相同的方向上延伸。气流F的第五截面可以限定在马达44和中间壳体40的内周边之间。然后气流F沿第六截面延伸，并且第二叶轮42将气流F相对于马达44的轴线径向向外引导。因此，气流F被自折返至少一次，并且可能是第二次，即从沿定子38和沿第四截面径向向内方向到沿第二叶轮42和第六截面径向向外方向。在第二叶轮42的外周端处，气流F沿第七截面大致轴向向上延伸到第一和/或第二出口28、30。因而气流F被自折返至少一次，并且可能是第三次。流路F可以是迂回曲折的。应理解的是，对气流F的说明涉及图10和图11所示的横截面视图。如图所示，气流F可以是大致径向对称的。

[0059] 出口28、30可以是椭圆形的或卵形的。使用椭圆形或卵形的出口可以使出口的大小减小或最小化，并且能够使鼓风机组件22的轴向尺寸即高度减小或最小化。使用椭圆形或卵形的出口提供了足够的横截面面积以允许气流离开鼓风机组件，并且还降低了鼓风机组件中的尖角。如图所示，例如在图4、图8、图9a和图9b中，具有对称地设置在鼓风机组件22上的两个出口28、30。对于给定的轴向高度，使用两个对称的出口与单一出口相比提供了更大的出口气流面积，并且降低了传导噪声。应理解的是，可以设置两个以上的出口。还应理解的是，这些出口可以是360°旋转对称的。

[0060] 参见图12，第一叶轮36包括第一叶轮盘46。马达安装部48被配置为用于将第一叶轮36安装到电动马达轴杆45上。如图13中所示，马达安装部48包括配置为安装电动马达轴杆45的孔口50。在第一叶轮盘46上设置多个叶片52以当第一叶轮36旋转时生成气流F。如图10和图11中所示，叶片52将气流沿径向引导到第一叶轮36的周围。第一叶轮36生成的气流F最初是在电动马达44的轴向方向上。

[0061] 如图13中所示，第一叶轮36的叶片52大致是直的。然而，应当理解的是，叶片52可以是弯曲的。又如图13中所示，叶片52可以具有变化的高度。叶片的高度可以在第一叶轮盘46的中心处最大，而在第一叶轮盘46的外周或周边处最小。叶片52的高度可以与第一叶轮盘46的直径有关，以便提供期望的流量。叶片52的高度可以根据第一叶轮盘46的所选直径

来优化，以便进一步减小鼓风机组件22的整体尺寸。叶片52可以被配置为，叶片52在其末梢处(即在盘46的周缘处)的高度是不会阻塞气流F的最小高度。“阻塞”涉及到盘46在周缘即叶片52的外缘处的圆柱形表面以及叶轮52在盘46的周缘处的轴向高度。换句话说，“阻塞”涉及到一柱面，该柱面的直径等于盘46的外径并且其轴向尺寸(高度)等于叶片52在盘46的外周的高度。叶片52的高度越低，雷诺数就越低，因此紊流噪声就越低。

[0062] 参见图14，定子38包括定子盘54和将定子38安装到电动马达44上的马达安装部56。定子盘54上设置多个叶片58。如图14中所示，叶片58是弯曲的以将从第一叶轮36输送的气流F折返朝向鼓风机组件的中心，即折返朝向电动马达44。然后，如图10和图11中所示，叶片58引导气流F在电动马达44的轴线方向上朝着第二叶轮42穿过中间壳体40。

[0063] 参见图15，第二叶轮42包括第二叶轮盘60和配置为将第二叶轮42连接到电动马达44的轴杆45上的马达安装部62。如图10和图11中所示，在第二叶轮盘60上设置多个叶片64，用于将气流F引导到中间壳体40周围并从第一出口28和第二出口30流出。通过将气流F折返朝向电动马达44，以及在第二叶轮42将气流F沿径向向外折返之前通过沿电动马达44的周边沿轴向引导气流，气流F使马达44冷却并且其通过经过马达44而被加热。可以以与第一叶轮盘46的叶片52相似的方式来配置第二叶轮盘62的叶片64。如图9b、图10和图11所示，叶片64的内端限定的直径大于马达44的直径。这使得叶片64能至少部分地位于与马达44的下部分相同的轴向位置上，这减小了鼓风机组件22的轴向高度。

[0064] 鼓风机组件的宽度可以约为45mm至60mm，例如约为50mm至55mm，作为另一个实施例约为52mm，高度可以约为20mm至30mm，例如约为23mm至27mm，作为另一个实施例约为25mm。马达的宽度可以约为15mm至25mm，例如约为17mm至23mm，作为另一个实施例约为20mm，高度可以约为15mm至20mm，例如约为17mm。马达可以是无刷式的并且能输送大约1W至5W的轴功率，例如约3W。马达的重量可以约为10g至20g，例如约为13g至17g，作为另一个实施例约为15g。鼓风机组件可以提供压力约为2cm H_2O至12cm H_2O，例如约为4cm H_2O至8cm H_2O，作为另一个实施例约6cm H_2O，流量约为40l/min至60l/min，例如约45l/min至55l/min，作为另一个实施例约为50l/min的气流。应当理解的是，这些流量和压力范围是示例，并且流体发生器可以按比例来提供除了此处所提供的示例以外的流量和压力范围。

[0065] 鼓风机组件的壳体可以被配置为抑制由马达44所产生的噪声。例如，可以在上壳体24和下壳体34之间设置凝胶层，和/或可以在定子38和马达44之间设置凝胶层来衰减振动和/或由马达44所产生的噪声。

[0066] 可以对鼓风机组件所做的其它改进包括：为壳体24、34而不是马达44设置支承部分(bearing)，正如公开号为2008/0304986A1的美国专利申请中公开的，其全部内容通过引用合并于此，为叶轮增加磁铁，和/或将马达配置为轴隙马达，例如在WO 2007/134405A1中所公开的，其全部内容通过引用合并于此。

[0067] 还应当理解的是，在此处所讨论的示范实施例中可以使用其它流体发生器和鼓风机组件。例如可以使用于2007年4月27日提交的申请号为29/274,504,29/274,505和29/274,506的美国申请以及WO 2007/048206A1中所公开的流体发生器和鼓风机组件，这些申请的全部内容通过引用合并于此。作为另一个示例，可以使用于2007年4月27日提交的申请号为29/274,504,29/274,505和29/274,506的美国申请以及WO 2007/048205A1中所公开的流体发生器和鼓风机组件，这些申请的全部内容通过引用合并于此。

[0068] 呼吸装置的第三实施例

[0069] 参见图16，根据另一个示范实施例的呼吸装置包括设置在流体发生器壳体6中的流体发生器4，流体发生器壳体6被配置为接合患者头部，例如患者的头顶。流体发生器4被配置为将加压可呼吸气流输送到输送管路8，输送管路8被配置为从流体发生器沿患者的面部两侧延伸到患者接口10。患者接口可以包括鼻枕或鼻叉、鼻罩、全面部面罩或套管。

[0070] 通过电源和控制器66向流体发生器4提供电力，电源和控制器66由电连接器68如电缆与流体发生器4连接。电源/控制器66可以被配置为对接在电池充电器中，或可以包括允许从电压源对电源和控制器充电的附件，电压源例如可以是通用的家用120伏特交流电插座或12伏特汽车电池充电插座。流体发生器和鼓风机组件的其它构造和特征可以分别对应于前述和以下实施例中所示的和讨论的流体发生器和鼓风机组件。

[0071] 呼吸装置的第四实施例

[0072] 参见图17，根据另一个示范实施例的呼吸装置可以包括头带80，头带80可以采取例如无边便帽(skull cap)的形式。可以设置一对耳覆盖部82以及头覆盖部88。可以在耳覆盖部82和头覆盖部88之间设置头环绕带90。可以在耳覆盖部82上设置一对绑带例如下颚绑带84、86以将头带80固定在患者上。

[0073] 流体发生器可以设置在头带80中，例如在头覆盖部88中。电源(例如，一个电池或多个电池，包括柔性电池组电池)和控制电子设备(例如，稳压器和/或马达控制器)也可以设置在头带80中，例如设置在头覆盖部88或耳覆盖部82中。流体发生器、电源和控制电子设备可以置于泡沫或其它缓冲材料内以改善头带的舒适性。电池组电池可以分布在头带80周围以将电源的重量分散在整个头带上以改善舒适性，减少或最小化装置的重量，并且增加或最大化装置的稳定性。

[0074] 呼吸装置的第五实施例

[0075] 参见图18至图20，根据另一个示范实施例的呼吸装置包括具有流体发生器壳体或外壳6的流体发生器4。流体发生器4可以包括如前所述的鼓风机组件。如图18中所示，流体发生器壳体6包括配置为安装带子或绑带72的槽70。带子或绑带72可以被配置为环绕患者的胸或手臂从而将流体发生器4支撑在与患者头部隔开的位置上。输送管或管路74被配置为在第一端与流体发生器4连接而在第二端与患者接口10连接。输送管或管路74可以是可伸缩式管或管路，其是柔性的和可伸缩的，以适应患者头部的运动进而适应患者接口10的运动。这种可伸缩式管在申请日为2008年9月17日、申请号为12/211,896的美国申请中已公开，其全部内容通过引用合并于此。患者接口可以通过头带系统76保持与患者的面部接触。

[0076] 如图19中所示，带子或绑带92可以被配置为与流体发生器外壳6一体地形成。可选择地，带子或绑带92可以单独形成并且穿过流体发生器外壳6中的槽70。呼吸装置可以分割为相应的元件。例如，电源(例如，电池组电池或电池组(pack))和控制电子设备(例如，稳压器和/或马达控制器)可以位于流体发生器外壳6的左侧和/或右侧，并且通过诸如电缆的柔性接头连接。这允许更多适合患者的定制。

[0077] 如图19和图20中所示，鼓风机组件壳体与图4至图16中所公开的壳体的区别可以在于，鼓风机组件壳体可以包括与鼓风机组件入口相切的单个出口。然而应当理解的是，图18至图20所示的示范实施例可以设置有一对出口和一对输送管或管路，输送管或管路可以将加压可呼吸气流输送到具有两个入口的患者接口，例如，在患者接口的每一侧上各有一

个入口。例如,在转让给ResMed Ltd.的WO 2005/063328 A1中公开了这种患者接口。

[0078] 流体发生器壳体6可以被配置为支撑鼓风机组件22、诸如电池或电池组的电源20以及用于操作鼓风机组件的电动马达的控制电路。

[0079] 参见图21,图18至图20的示范实施例的变型可以包括围绕空气输送管74的同轴的进气管78。如果流体发生器被挂在了患者的床上用品如睡衣裤下方,则同轴的进气管可以放置在患者的床上用品以外,从而将新鲜空气引入流体发生器中。

[0080] 在上述的示范实施例中,可以使用开关来打开或关闭流体发生器。还应当理解的是,可以使用ResMed的SMART START®控制器来打开流体发生器。

[0081] 呼吸装置声级

[0082] 此处所公开的呼吸装置的示范实施例可以被配置为,使得声级足够小以允许患者睡眠。一般来说,典型的流体发生器通常被配置为,基于在设备的前方1米远处的测试,所发出的声功率约为25dB。但是,此处所公开的呼吸装置的示范实施例配置为放置在用户的身体上,例如,在头部、手臂、胸上。流体发生器接近用户可能导致用户感受到增加的声级,例如增加达大约10dB(A)。另外,此处所公开的示范实施例可以包括在流体发生器的鼓风机组件周围的少量隔音物质(insulation),这会进一步增加用户感受到的声级,例如增加达大约另一个10dB(A)。作为对照,不包括隔音物质的流体发生器当其运行在10cm H_2O空气压力下时发出约52dB(A)声功率,诸如公开号为2008/0304986 A1的美国专利申请中公开的流体发生器,其全部内容通过引用合并于此。

[0083] 此处所公开的呼吸装置的示范实施例可以包括在头带、面罩、鼓风机组件和/或流体发生器外壳、和/或消声器内的隔音材料以降低所发出的声功率。例如,头带可以被配置为使所发出的声功率减少约5dB(A)至10dB(A)。当呼吸装置提供约10cm H_2O的流量时,此处所公开的呼吸装置的示范实施例发出的声功率可以在约10dB(A)至100dB(A)之间,例如约为10dB(A)至65dB(A),作为另一个实施例约为10dB(A)至50dB(A),作为进一步的实施例约为20dB(A)至40dB(A),以及作为更进一步的实施例约小于25dB(A)。

[0084] 在此说明书中,单词“包括”应理解为其“开放”含义,也就是说,“包括”的意思,因而不限于其“封闭”含义,也就是“仅包括”的意思。

[0085] 术语“空气”可被认为包括可呼吸气体,例如带有补充氧气的空气。公认的还有,此处描述的鼓风机可以设计成除了泵送空气,还可以泵送液体。

[0086] 尽管已经结合在目前看来是最实用且最优选的实施例描述了本发明,但应当理解的是,本发明不限于已公开的实施例,而是正好相反,本发明旨在覆盖包括在本发明精神和范围之内的各种改进和等同布局。上述的各种实施例还可以结合其他实施例来实施,例如,可以将一个实施例的方案与另一个实施例的方案结合以形成其它实施例。此外,任何已给出的组件的每个独立特征或部件可以组成另外的实施例。

[0087] 此外,任何已给出的组件的每个单个部件,任何已给出的组件的单个部件的一个或多个部分,以及一个或多个实施例中的部件的各种组合可以包括一个或多个装饰性的设计特征。另外,尽管本发明对患有OSA的患者具有特定应用,但应当理解的是,患有其它疾病(例如,充血性心力衰竭、糖尿病、肥胖症、中风、肥胖手术等)的患者也可以从上述教导中获益。而且,上述教导在非医学应用中对患者和非患者具有同样的实用性。

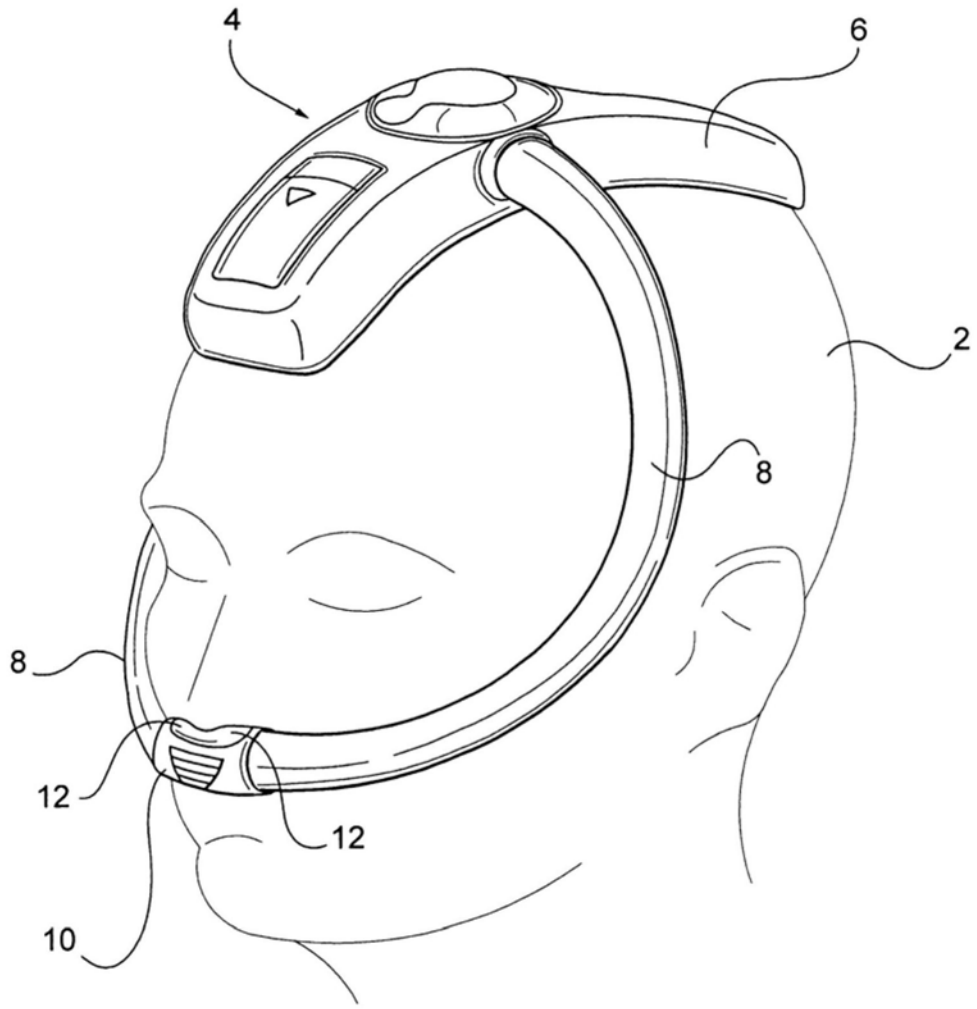


图1

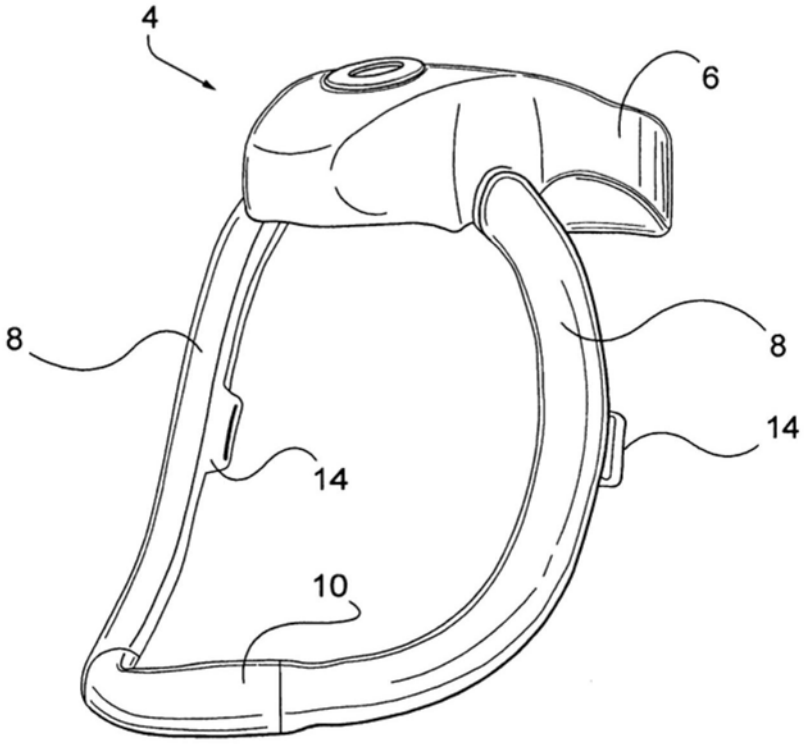


图2

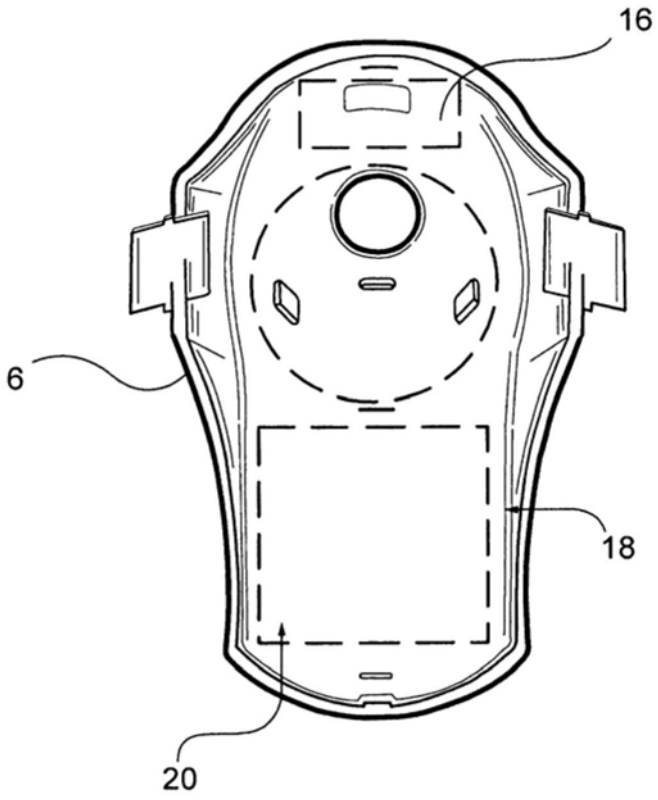


图3

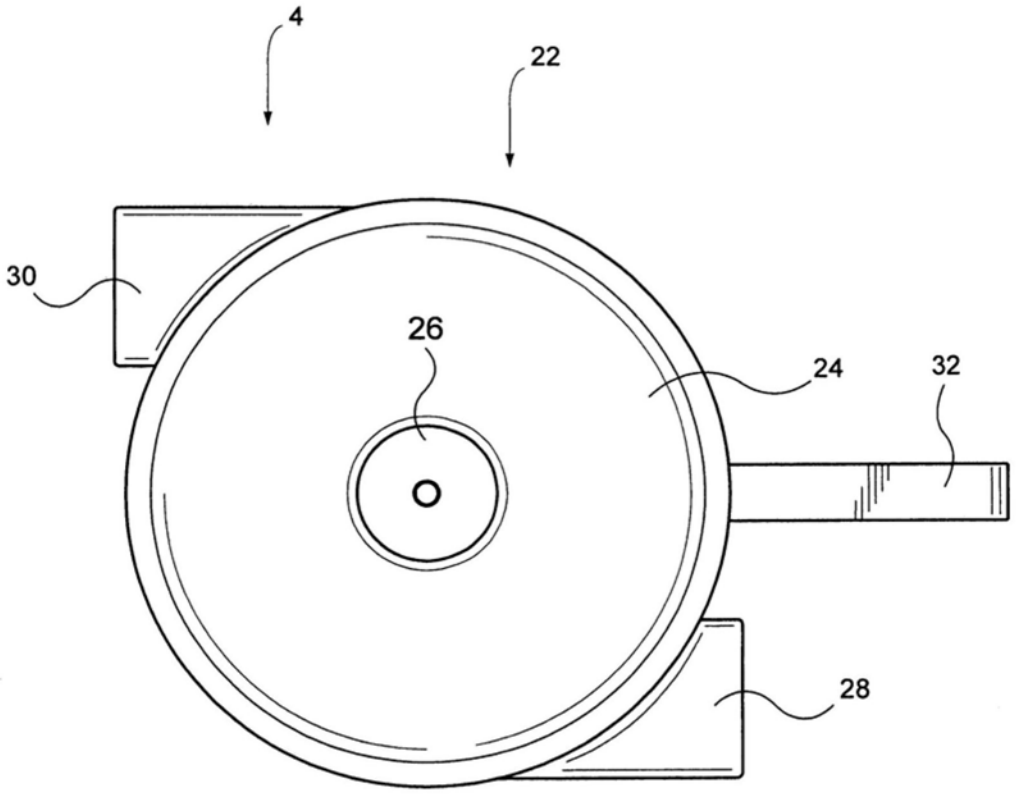


图4

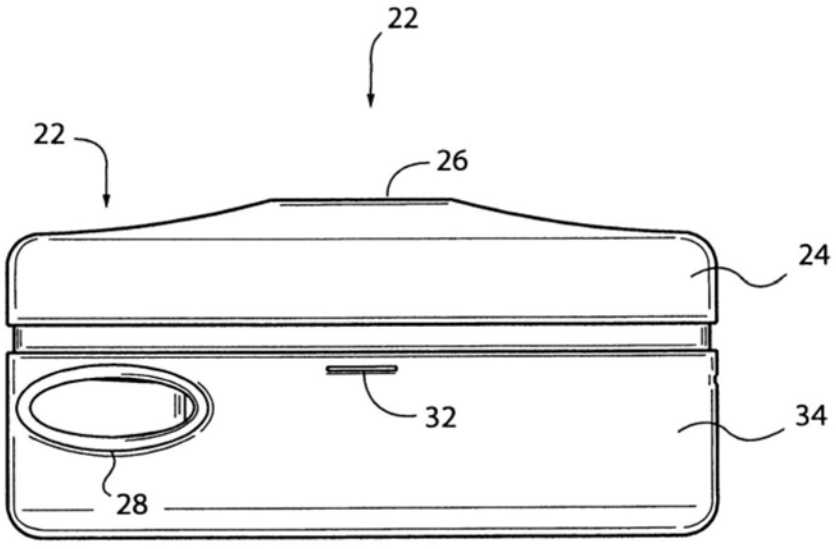


图5

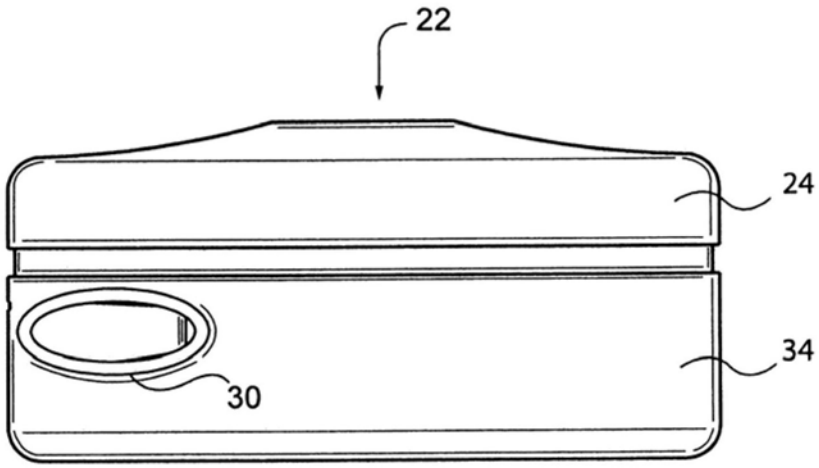


图6

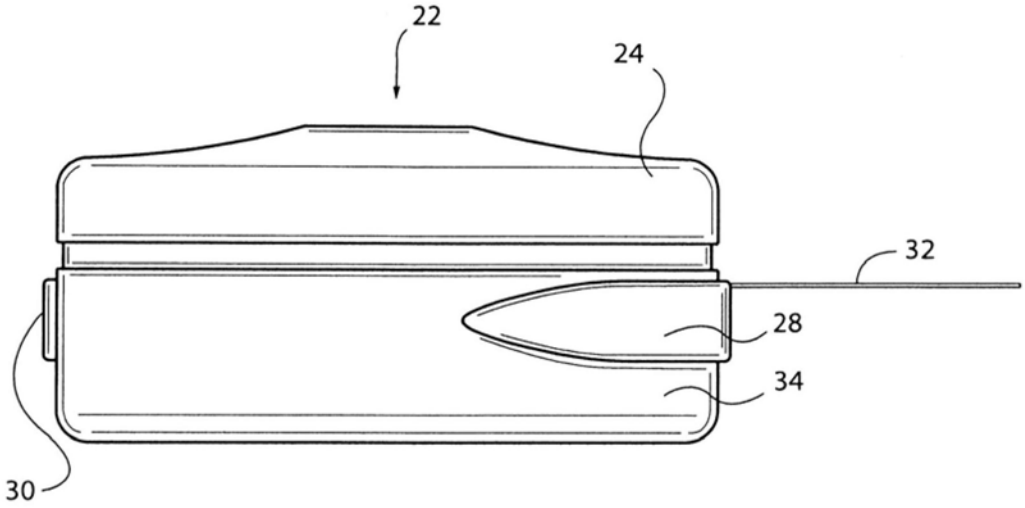


图7

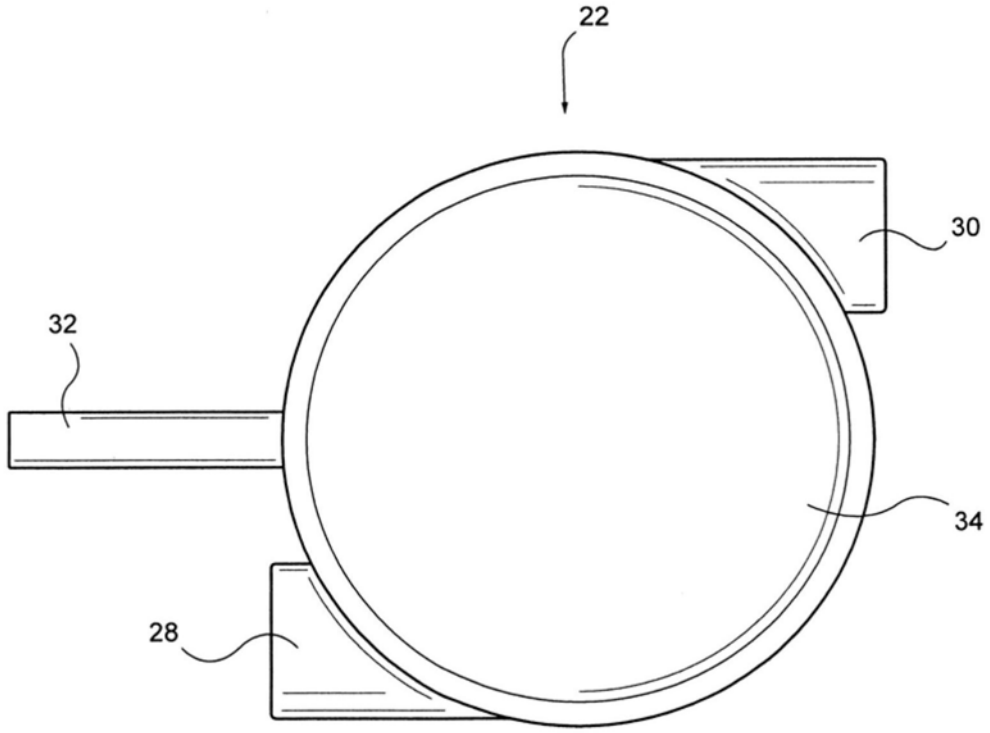


图8

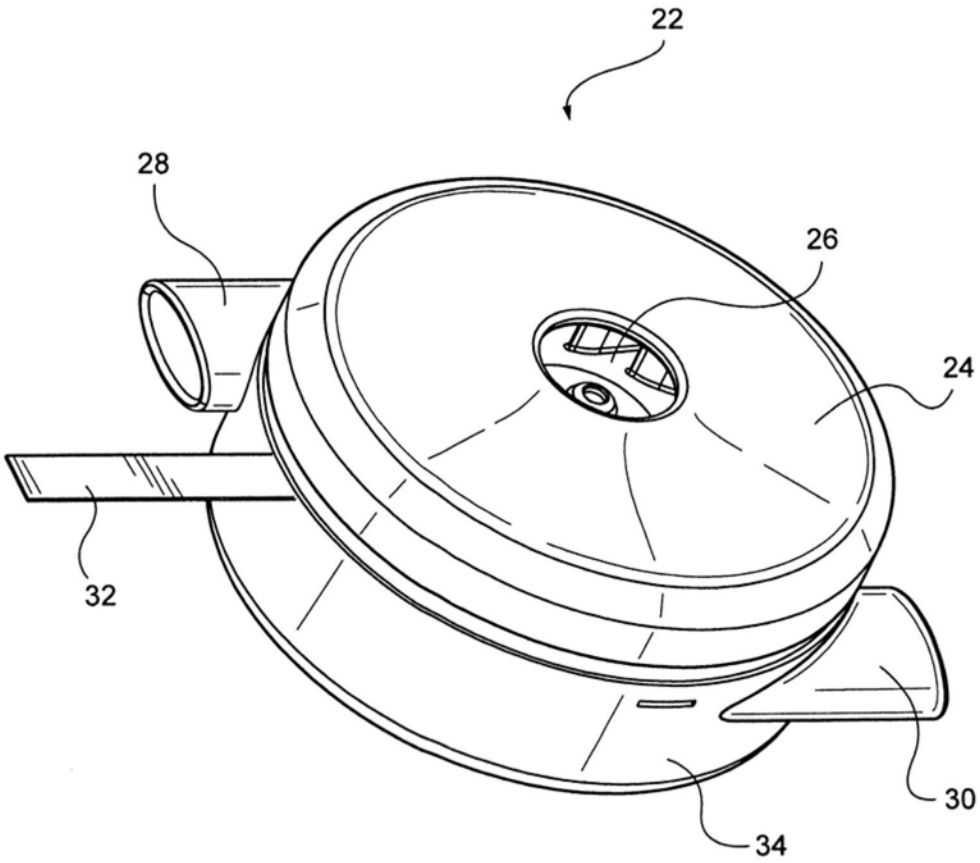


图9a

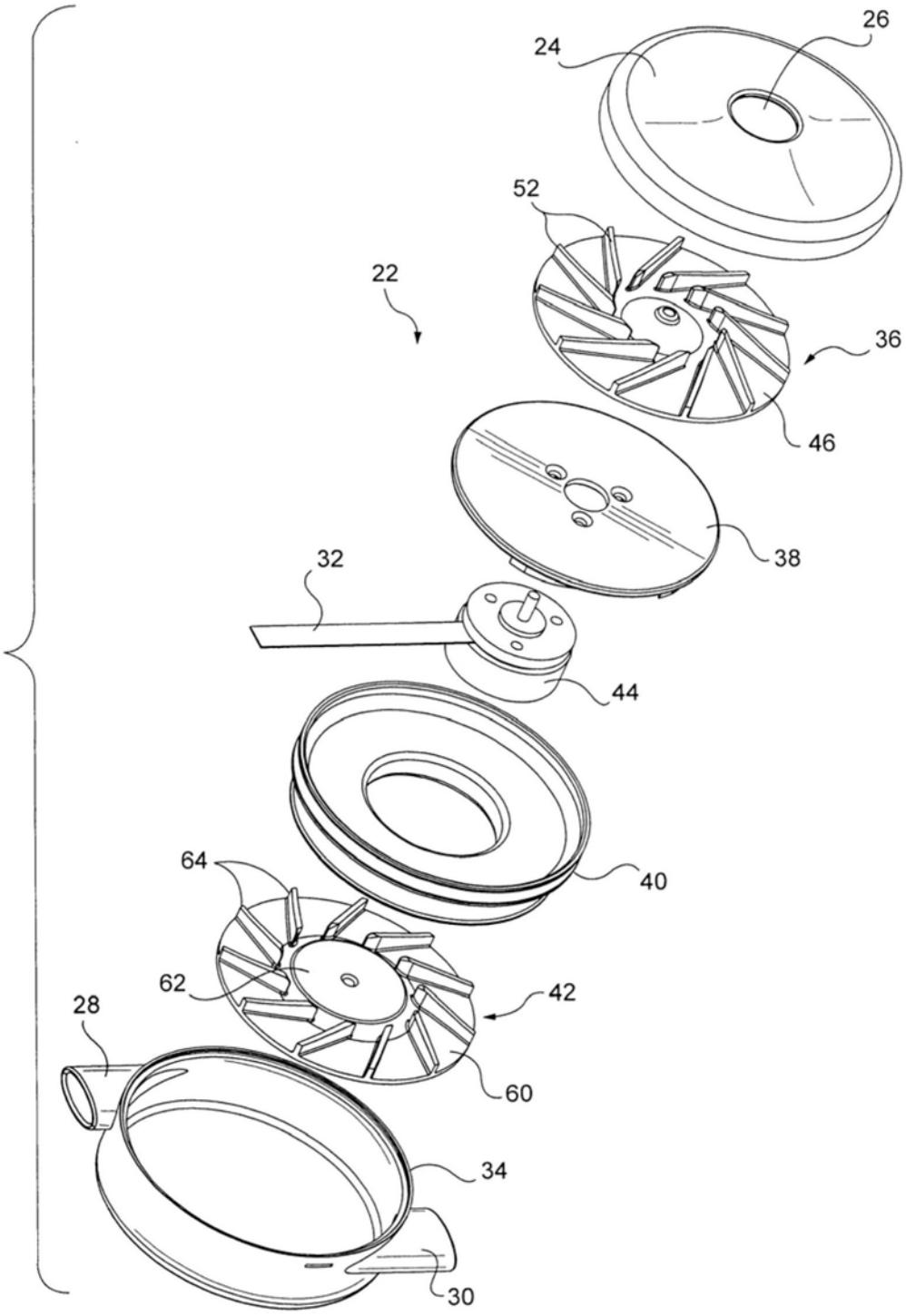


图9b

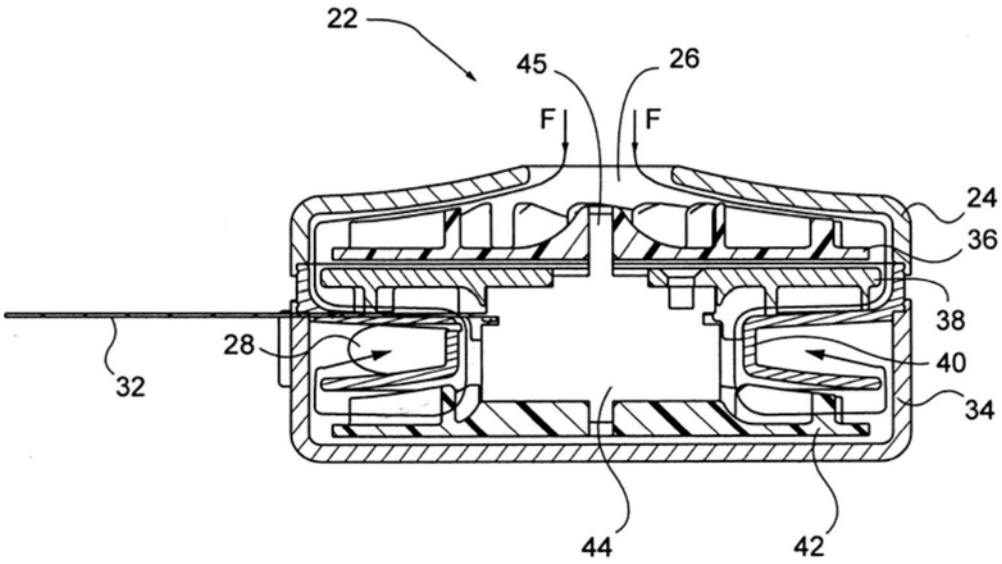


图10

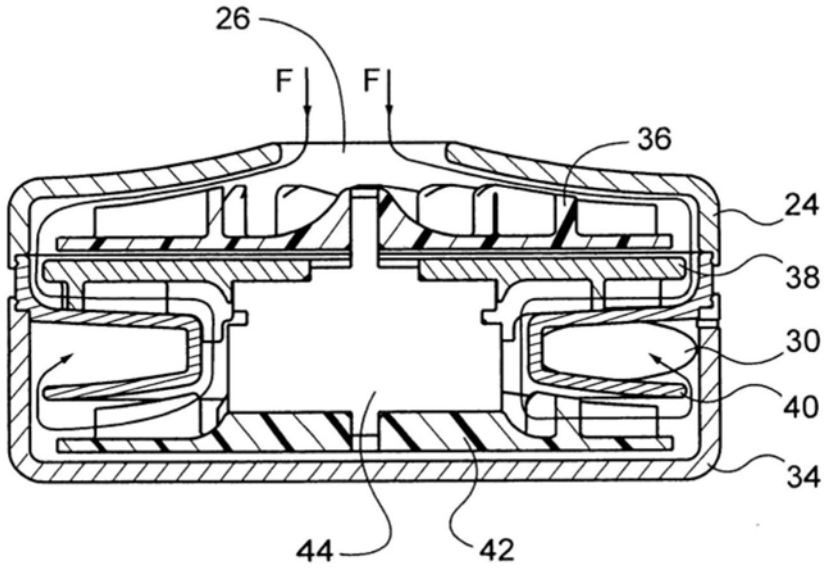


图11

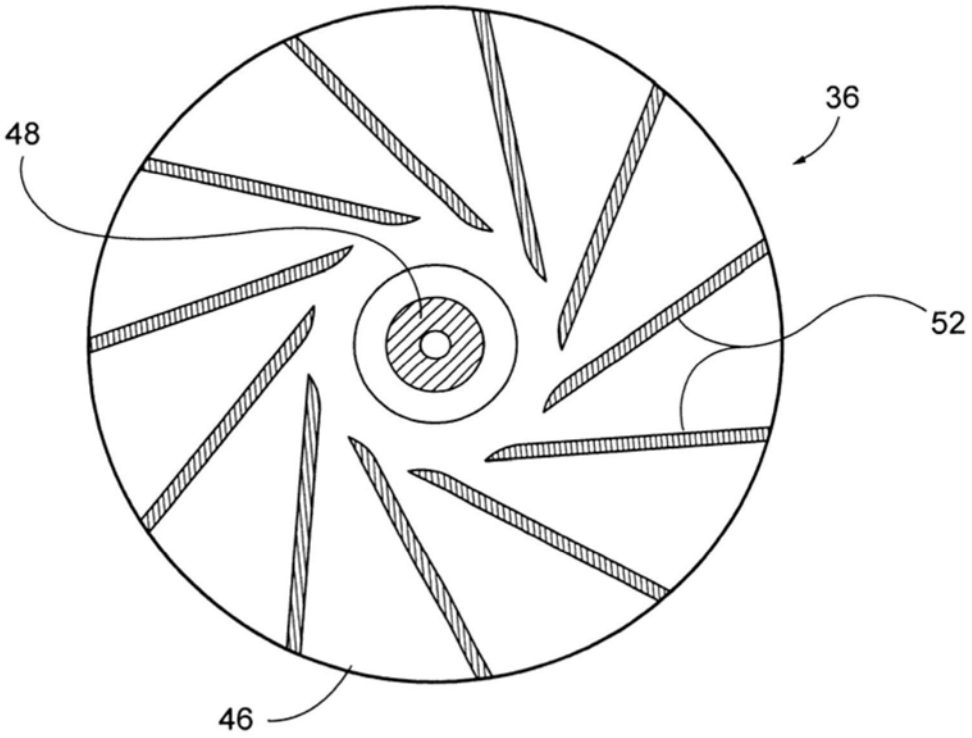


图12

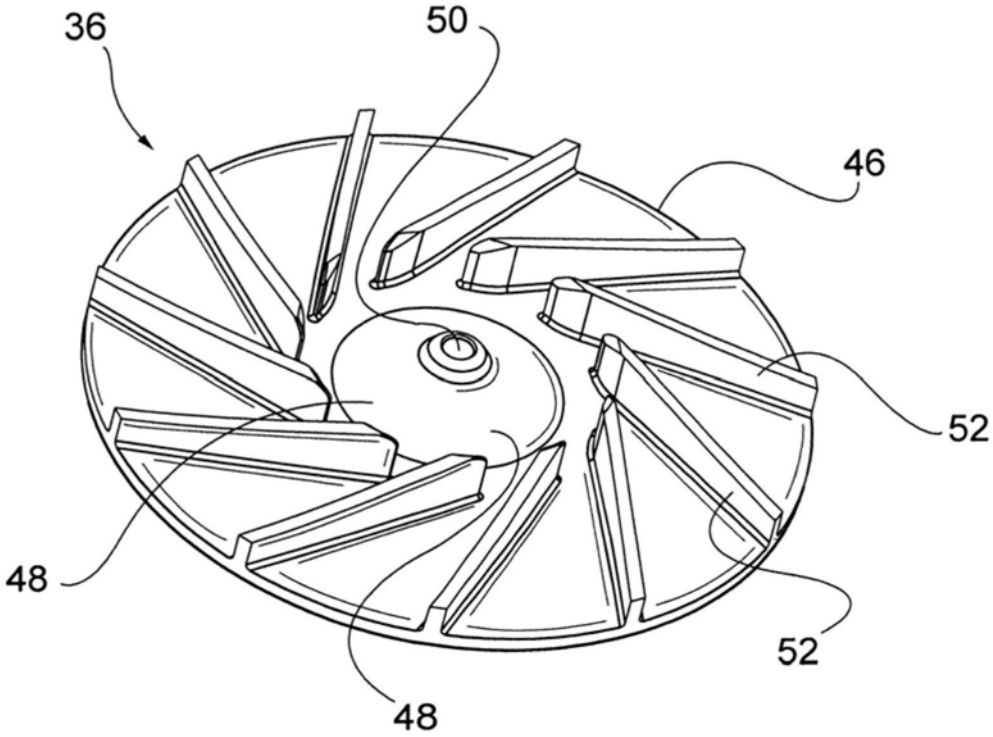


图13

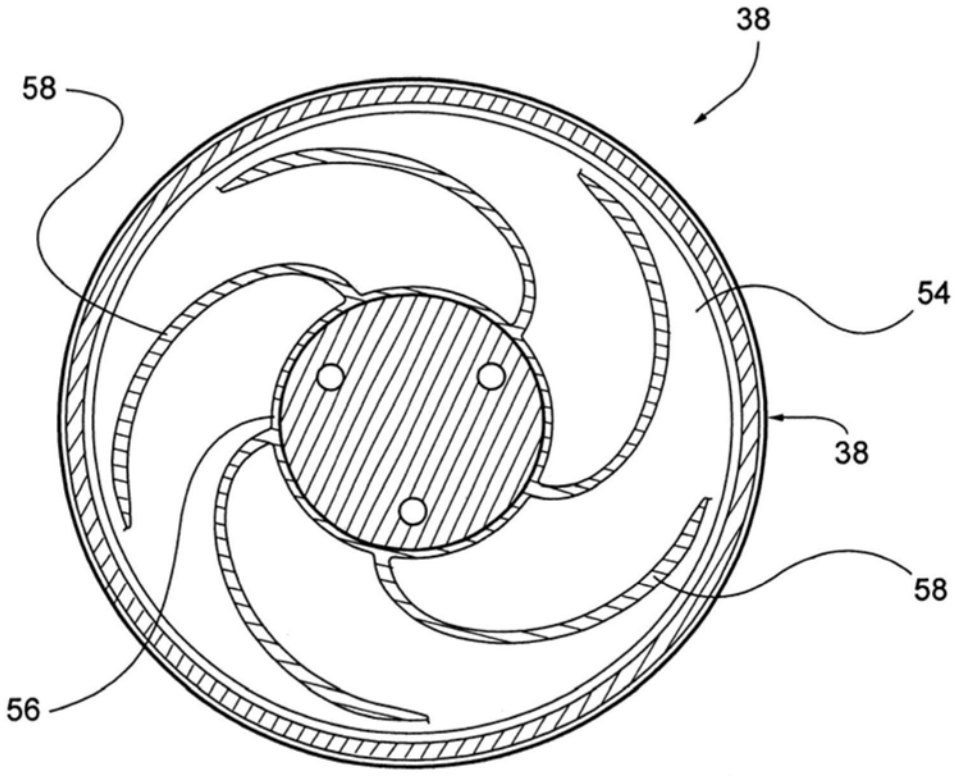


图14

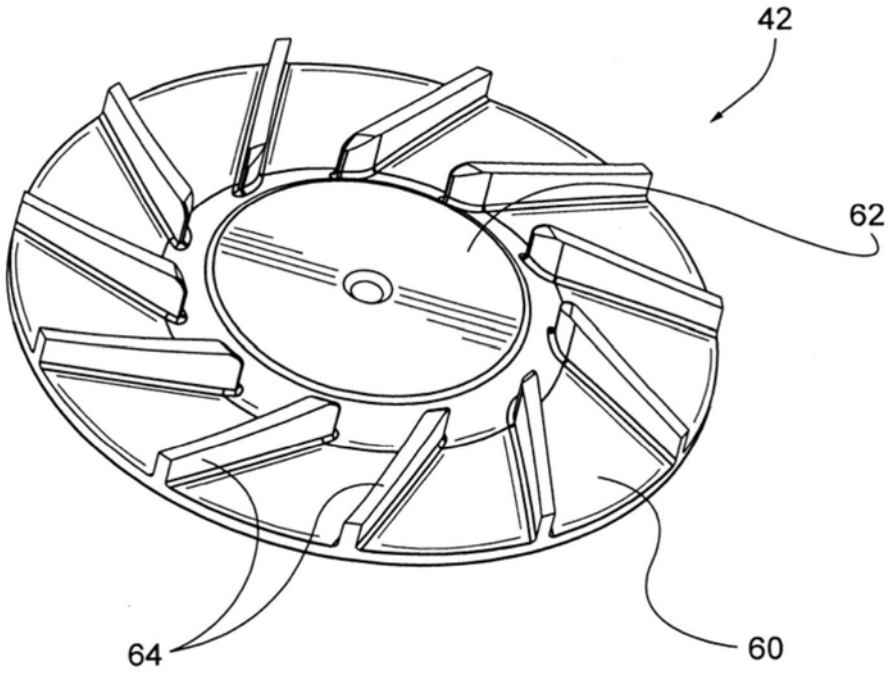


图15

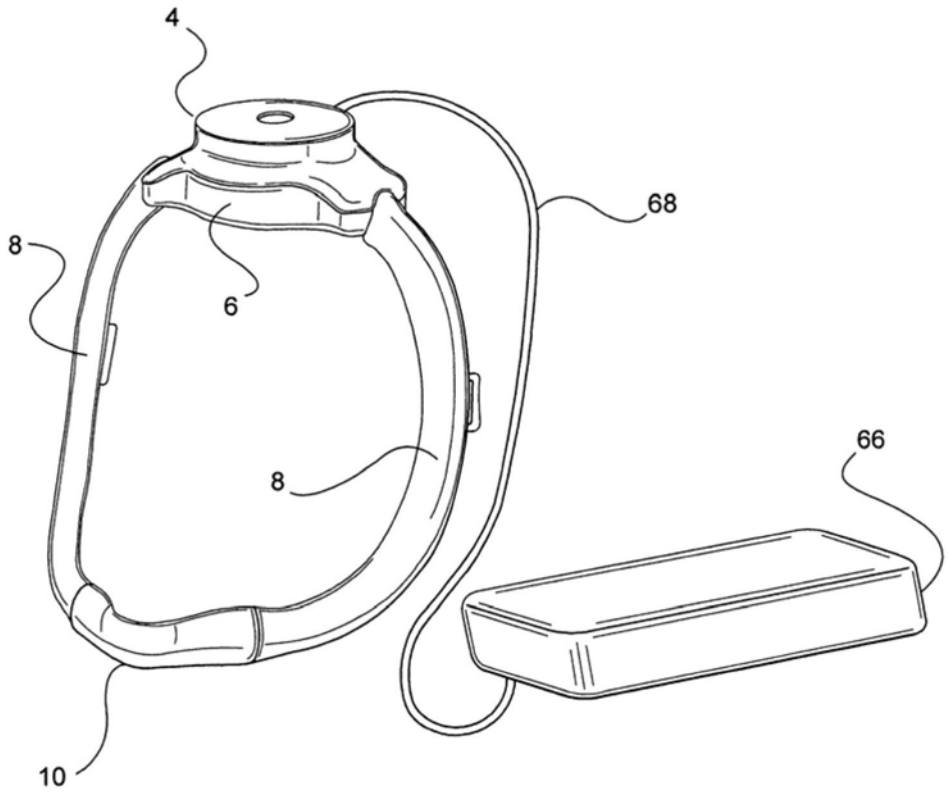


图16

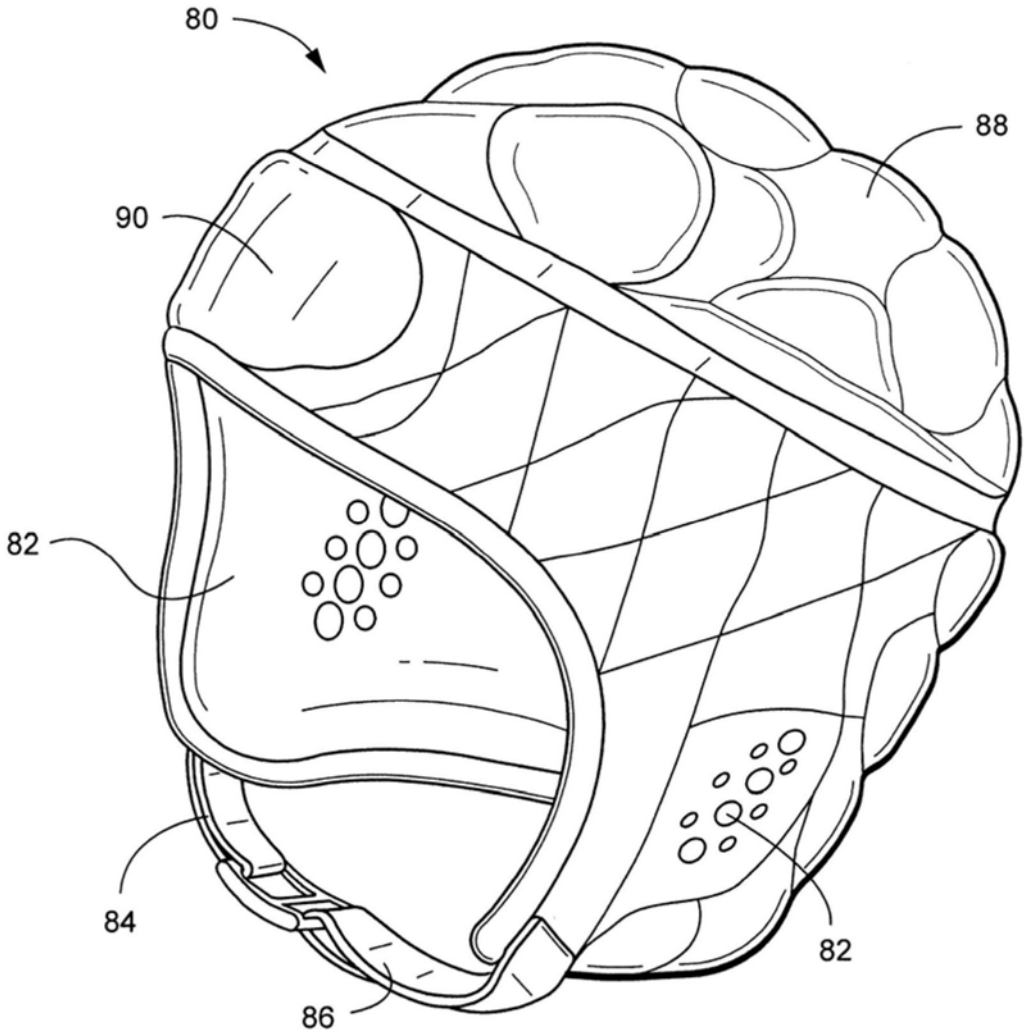


图17

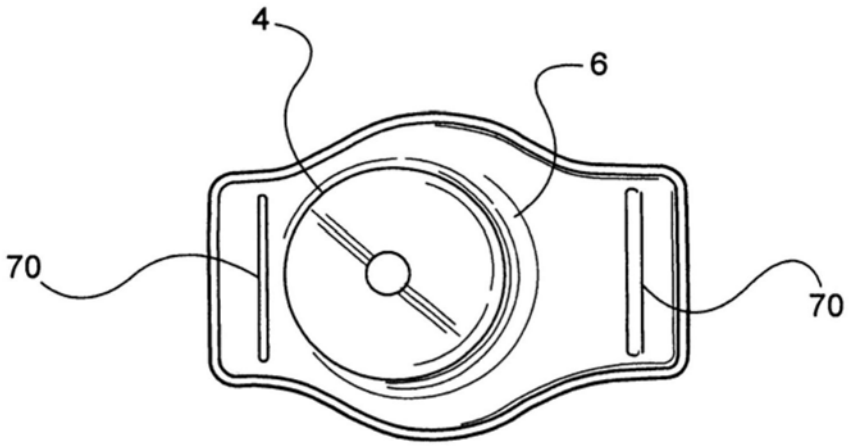


图18

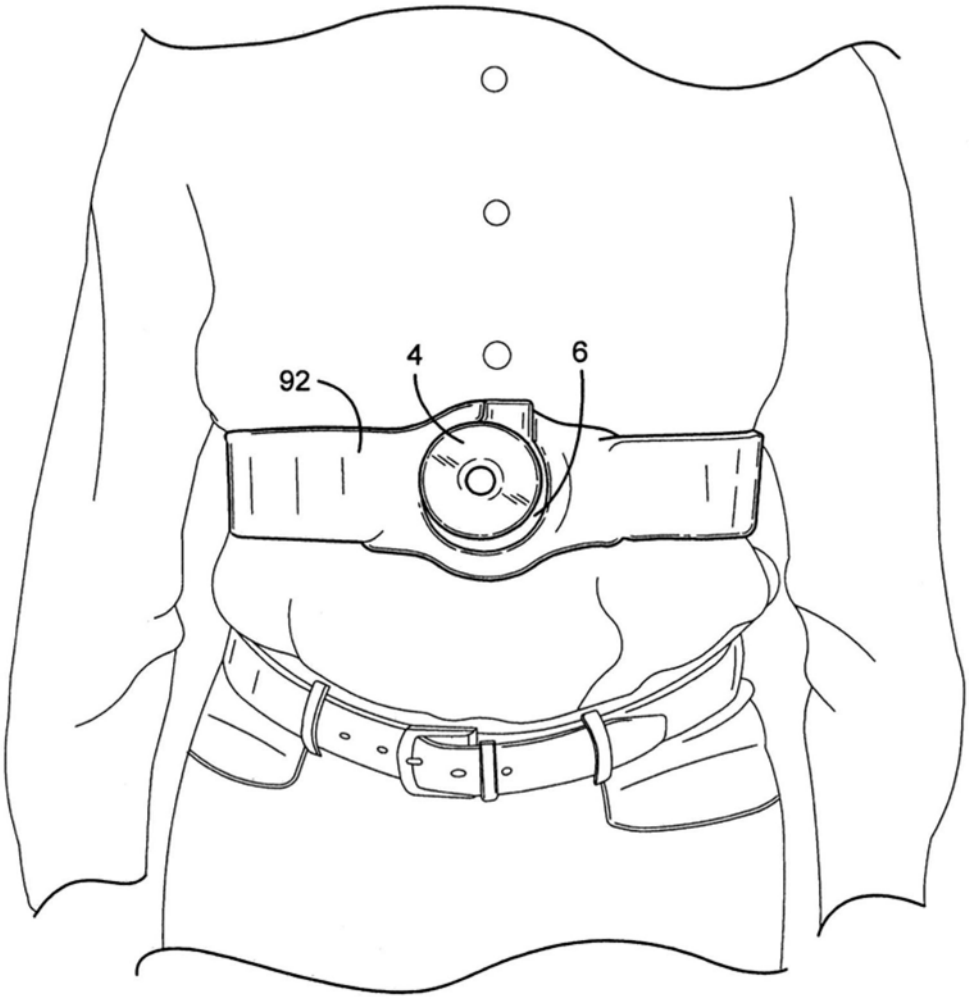


图19

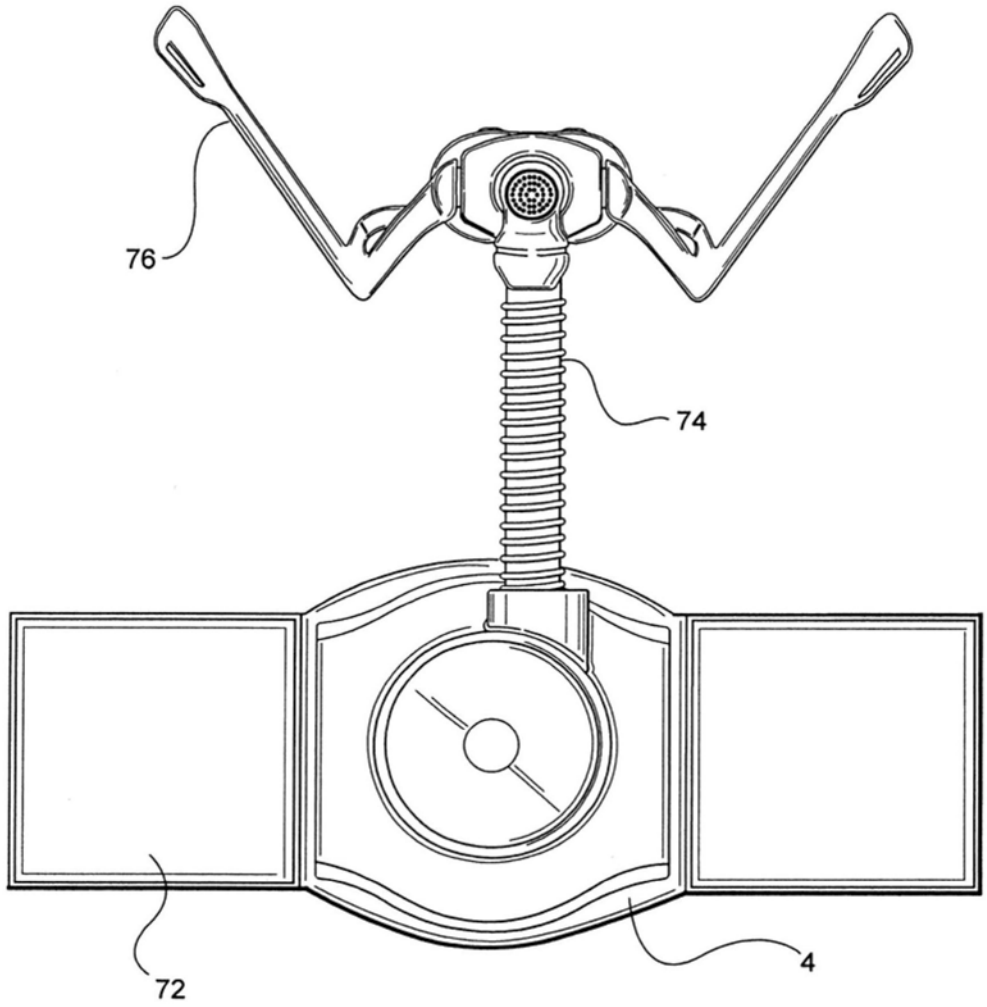


图20

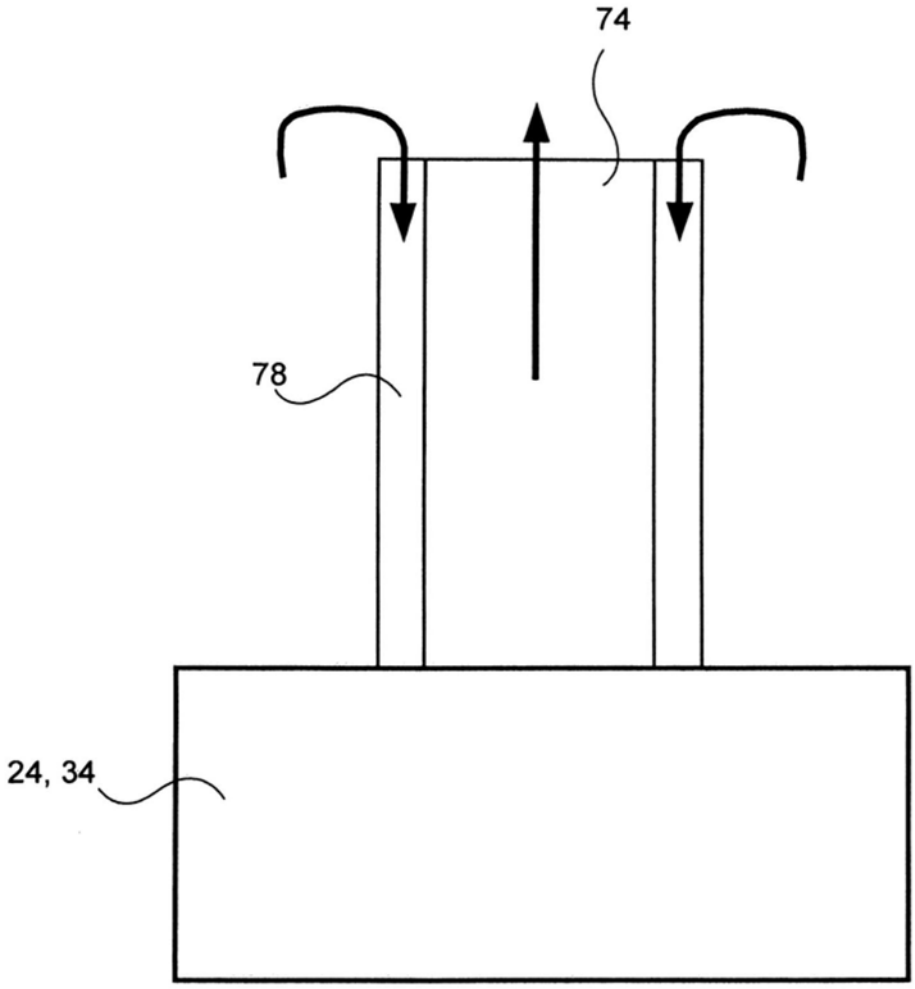


图21