



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103582507 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 18

(21) 申请号 201280024504. 6

(22) 申请日 2012. 05. 15

(30) 优先权数据

61/488, 311 2011. 05. 20 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/052415 2012. 05. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/160477 EN 2012. 11. 29

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·W·迪马特奥 M·巴克利

A·J·巴菲莱

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int. Cl.

A61M 16/08(2006. 01)

A61M 39/10(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 02/079685 A1, 2002. 10. 10,

EP 1369141 A1, 2003. 12. 10,

CN 101106243 A, 2008. 01. 16,

CN 1691437 A, 2005. 11. 02,

US 4550957 A, 1985. 11. 05,

WO 2005/028012 A1, 2005. 03. 31,

审查员 王雪莉

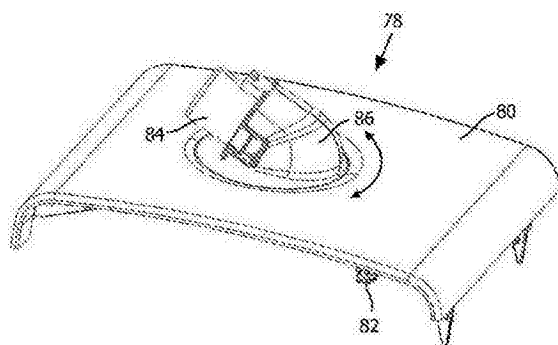
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

旋转电连接器及使用该旋转电连接器的呼吸
气体输送系统

(57) 摘要

一种用于将配件可旋转地且电力地联接至主装置的连接组件,包括壳体部分、可旋转端口组件以及配线组件。所述端口组件的端部被联接至所述配件。所述端口组件包括具有电联接至所述配件的第一连接器端的电连接器构件。所述配线组件具有电配线构件,所述电配线构件具有电联接至电连接器构件的第二连接器端的第一端,以及电联接至电源的第二端。所述配线构件围绕所述端口组件缠绕且被封装在限定在壳体部分和端口组件之间的腔室中。所述端口组件沿相反方向的旋转促使所述电配线构件较紧密或较不紧密地围绕所述端口组件缠绕,而不会促使配线收聚或缠结。



1. 一种连接组件 (78), 所述连接组件用于将电配件部件以可旋转方式联接至主装置并且将电力从所述主装置提供至所述电配件部件, 所述连接组件包括:

壳体部分 (80);

端口组件 (156), 所述端口组件以可旋转方式联接至所述壳体部分, 所述端口组件具有第一端 (124) 和第二端 (126), 所述端口组件的第二端被联接至所述电配件部件, 所述端口组件包括具有第一连接器端 (146) 和第二连接器端 (148) 的电连接器构件 (144), 所述第一连接器端电联接至所述电配件部件, 以及

配线组件 (82), 所述配线组件具有电配线构件, 所述电配线构件具有电联接至所述第二连接器端的第一端和电联接至所述主装置的电源 (76) 的第二端, 其中所述电配线构件的一部分围绕着所述端口组件的第一端被缠绕且被封装在限定在所述壳体部分和所述端口组件之间的腔室 (158) 中, 其中所述壳体部分包括具有底表面 (98) 的凹部 (96), 其中所述端口组件以可旋转方式接收在所述凹部内, 并且其中所述腔室被限定在所述端口组件的基座部分 (128) 和所述凹部的底表面之间, 其中所述端口组件沿第一方向的旋转促使所述电配线构件的所述部分更紧密地围绕所述端口组件的第一端缠绕且所述端口组件沿第二方向的旋转促使所述电配线构件的所述部分较不紧密地围绕所述端口组件的第一端缠绕。

2. 根据权利要求 1 所述的连接组件, 其特征在于, 所述腔室的尺寸被确定为防止所述电配线构件的所述部分在所述端口组件的旋转期间发生收聚或缠结, 所述电配线构件包括具有配线直径的至少一根配线, 并且其中所述腔室的高度在所述配线直径的一倍和两倍之间。

3. 根据权利要求 2 所述的连接组件, 其特征在于, 所述腔室的高度是所述配线直径的 1.5 倍。

4. 根据权利要求 1 所述的连接组件, 其特征在于, 所述配线组件还包括束线构件 (112), 其中所述电配线构件的与所述电配线构件的缠绕部分相分离的第二部分被接收在所述束线构件的细长部分 (114) 中, 并且其中所述束线构件在所述凹部附近被联接至所述壳体部分的内表面。

5. 根据权利要求 4 所述的连接组件, 其特征在于, 所述细长部分被接收在设置在所述壳体部分的内表面上的通道 (106) 中。

6. 根据权利要求 4 所述的连接组件, 其特征在于, 所述束线构件包括联接至所述细长部分的限制部分 (116), 其中所述限制部分被接收在设置在所述凹部的底表面中的孔口中, 并且其中所述限制部分被构造成将所述端口组件的旋转限制至小于 360 度。

7. 根据权利要求 6 所述的连接组件, 其特征在于, 所述限制部分被构造成将所述端口组件的旋转限制至约 180 度。

8. 根据权利要求 6 所述的连接组件, 其特征在于, 所述限制部分包括具有第一接合表面 (119A) 和第二接合表面 (119B) 的限制特征部 (118), 其中所述端口组件包括具有第三接合表面 (139A) 和第四接合表面 (139B) 的半圆形壁 (137), 其中所述第一接合表面被构造成间歇地接合所述第三接合表面, 并且所述第二接合表面被构造成间歇地接合所述第四接合表面, 以将所述端口组件的旋转限制至小于 360 度。

9. 根据权利要求 1 所述的连接组件, 其特征在于, 所述配线组件被构造成将所述端口组件的旋转限制至小于 360 度。

10. 根据权利要求 9 所述的连接组件,其特征在于,所述配线组件包括接收在设置在所述凹部的底表面中的孔口中的限制部分 (116),并且其中所述限制部分被构造成将所述端口组件的旋转限制至小于 360 度。

11. 根据权利要求 10 所述的连接组件,其特征在于,所述限制部分被构造成将所述端口组件的旋转限制至约 180 度。

12. 根据权利要求 10 所述的连接组件,其特征在于,所述限制部分包括具有第一接合表面 (119A) 和第二接合表面 (119B) 的限制特征部 (118),其中所述端口组件包括具有第三接合表面 (139A) 和第四接合表面 (139B) 的半圆形壁 (137),其中所述第一接合表面被构造成间歇地接合所述第三接合表面,并且所述第二接合表面被构造成间歇地接合所述第四接合表面,以将所述端口组件的旋转限制至小于 360 度。

13. 一种具有根据权利要求 1 所述的连接组件的呼吸气体输送系统,其中所述呼吸气体输送系统还包括电配件部件和主装置,其中所述连接组件联接至所述电配件部件且被构造成提供电力至所述电配件部件,所述主装置具有联接至所述连接组件的壳体部分的主壳体。

14. 根据权利要求 13 所述的呼吸气体输送系统,其特征在于,所述电配件部件是加热气体输送管道,其中所述端口组件包括导管构件 (122),其中所述导管构件的第二端被流体地联接至所述加热气体输送管道,并且其中所述导管构件的第一端接收由所述呼吸气体输送系统所产生的呼吸气流。

15. 根据权利要求 14 所述的呼吸气体输送系统,其特征在于,所述导管构件是枢转连接器构件 (84) 的一部分,其中所述端口组件还包括联接至所述枢转连接器构件的罩构件 (86),并且其中所述电连接器构件是所述罩构件的一部分。

旋转电连接器及使用该旋转电连接器的呼吸气体输送系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请依据 35U. S. C § 119(e) 要求 2011 年 5 月 20 日提交的美国临时申请 No. 61/488311 的优先权权益, 该专利申请的内容在这里被引用作为参考。

发明领域

[0003] 本发明涉及电部件连接器, 并且, 特别涉及一种可旋转连接组件, 所述连接组件包括既为电配件部件提供电力又允许所述连接部件旋转的出口。所述连接组件可被用在这些装置中, 所述装置例如而不限于用于提供呼吸治疗方案的气体输送系统(诸如非侵入式通气机和压力支持系统)。

背景技术

[0004] 存在许多需要或希望将呼吸气流非侵入地、即在不需要对患者实施插管或通过外科手术将导管插入患者的食道中的情况下输送到患者的气道中的情形。例如, 已知使用称为非侵入式通气的技术使患者换气。还已知的是, 输送气道正压(PAP) 治疗方案以治疗某些医学失调症, 特别是阻塞型睡眠呼吸暂停综合症(OSA)。已知的 PAP 治疗方案包括持续气道正压(CPAP) 和可变气道压力, 在所述持续气道正压(CPAP) 中持续的正压被提供至患者气道, 以夹板似地打开(splint open)患者气道, 在所述可变气道压力中被提供至患者气道的压力随着患者的呼吸循环而变化。这种治疗方案典型性地在夜晚患者睡觉期间被提供给患者。

[0005] 如刚才所述的非侵入式通气和压力支持治疗方案涉及将包括面罩部件的患者界面装置放置在患者的面部上, 所述面罩部件具有柔软的、挠性的衬垫。面罩部件可以是但不限于覆盖患者的鼻子的鼻罩、具有被接收在患者的鼻孔内的鼻插的鼻垫、覆盖鼻子和嘴的鼻 / 口罩或覆盖患者的面部的全面罩。这种患者界面装置还可以使用其他患者接触部件, 诸如前额支撑件、脸颊垫和下巴垫。所述患者界面装置被连接至气体输送管道或导管, 并且使通气机或压力支持装置与患者的气道接界, 使得呼吸气流能够被从压力 / 流产生装置输送到患者的气道。已知的是, 通过具有适于配合在患者的头部上 / 围绕患者的头部配合的一条或多条带的头盔来将这种装置保持在佩戴者的面部上。

[0006] 加湿器通常被设置在呼吸治疗系统的气流产生部分和用户界面之间, 或者与呼吸治疗系统的气流产生部分和用户界面成为整体, 以湿润所产生的否则相对干燥的压缩空气。在加湿器中, 在呼吸气体通过水的表面期间, 所述水被允许蒸发以在存贮器中产生水蒸气。所述存贮器中增加的水蒸气提高了为被输送至用户的气体提供更高湿度的能力。气流湿度的这种提高通常伴随着气流温度的提高。当围绕呼吸治疗系统的周围温度低于所述气流温度时, 冷凝能够在所述患者呼吸回路内形成。

[0007] 现在公知的是加热所述患者呼吸回路以减少在所述患者呼吸回路上和 / 或在所述患者呼吸回路内形成冷凝。为了提高所述患者呼吸回路的流动性, 位于所述呼吸调节器的出口处的枢转端口经常被使用。当通过允许所述枢转端口旋转而不使配线收聚(pinch)

和缠绕来减轻配线管理事务的时候,所述枢转端口必须为所述患者呼吸回路的加热机构提供电力。然而,当前的枢转端口解决方案需要多个零件和 / 或困难和 / 或冗长的组装过程。

发明内容

[0008] 相应地,本发明的一个目的是提供克服传统出口的缺点的用于装置例如呼吸气体输送系统的出口。根据本发明的一个实施例,这个目的是通过提供简单且成本有效的可旋转连接组件来实现的,所述可旋转连接组件包括既为连接部件例如加热管道提供电力又允许所述连接部件旋转而不会使配线收聚或缠结的出口。

[0009] 在一个实施例中,提供一种连接组件,其用于将电配件部件,例如加热气体输送管道,旋转地联接至主装置,例如呼吸气体输送系统(诸如 CPAP 机器或非侵入式通气系统),且用于从所述主装置提供电力至所述配件部件。所述连接组件包括壳体部分(诸如形成所述主装置的所述主壳体的一部分的枢转盖),旋转地联接至所述壳体部分的端口组件,以及配线组件。所述端口组件具有第一端和第二端,所述端口组件的所述第二端被联接至所述配件部件,所述端口组件包括具有第一连接器端和第二连接器端的电连接器构件,所述第一连接器端电联接至所述配件部件。所述配线组件具有电配线构件,所述电配线构件具有电联接至所述第二连接器端的第一端和电联接至所述主装置的电源的第二端。所述电配线构件的一部分被缠绕在所述端口组件的所述第一端上,并且被封装在限定于所述壳体部分和所述端口组件之间的腔室中,其中所述端口组件沿第一方向的旋转促使所述电配线构件的所述部分更为紧密地缠绕在所述端口组件的所述第一端,并且所述端口组件沿第二方向的旋转促使所述电配线构件的所述部分较不紧密地缠绕在所述端口组件的所述第一端。

[0010] 在参考附图理解接下来的描述以及所附权利要求之后,本发明的这些及其它目标、特征以及特性,以及结构相关元件和零件组合的操作方法和功能性以及制造的经济性将会变得更加清楚,所有这些内容形成了本说明书的一部分,其中类似的附图标记代表各个附图中对应的部件。然而可以清楚理解的是,附图仅仅用于解释和描述的目的并且并非作为对本发明界限的限定。

附图说明

[0011] 图 1 是根据本发明的一个特定的、非限制性实施例的压力支持系统的示意性图解;

[0012] 图 2 和 3 分别是根据本发明的示例性实施例的连接组件的顶部和底部轴测图,所述连接组件形成图 1 中的所述压力支持系统的一部分;

[0013] 图 4 和 5 分别是形成图 2 和 3 中的所述连接组件的一部分的壳体盖构件的顶部和底部轴测图;

[0014] 图 6 和 7 分别是形成图 2 和 3 中的所述连接组件的一部分的配线组件的顶部和底部平面图;

[0015] 图 8、9、10、11 和 12 分别是形成图 2 和 3 中的所述连接组件的一部分的枢转连接器构件的顶部平面图、底部平面图、后部轴测图、侧部正视图和后部正视图;

[0016] 图 13、14 和 15 分别是形成图 2 和 3 中的所述连接组件的一部分的枢转罩组件的前部轴测图、后部轴测图和底部平面图;

[0017] 图 16 和图 17 分别是形成图 2 和 3 中的所述连接组件的一部分的枢转组件的后部轴测图和底部平面图；

[0018] 图 18 是图 2 和 3 中的所述连接组件的剖面图；以及

[0019] 图 19 是示出图 2 和 3 中的所述连接组件的选定部分的示意性图解。

具体实施方式

[0020] 除非另有明确说明，用在本文中的单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数含义。用在本文中的两个或更多部分或部件“联接”的陈述是指这些部分直接或间接（诸如通过一个或多个中间部分或部件）结合在一起或一起操作，只要出现连结。用在本文中的“直接联接”是指两个元件相互直接接触。用在本文中的“固定地联接”或“固定”是指将两个部件联接以像一个那样移动，而保持相对于彼此的恒定定向。

[0021] 用在本文中的词语“单一的”是指部件作为单件或单元而产生。即包括分开产生然后联接在一起作为一个单元的多个件的部件并不是“单一的”部件或主体。用在本文中的两个或更多部分或部件相互“接合”的陈述是指这些部分直接或者通过一个或多个中间部分或部件相互施加力。用在本文中的术语“多个”是指一个或大于一个的整数（诸如复数个）。

[0022] 除非另有明确说明，用在本文中的方向性短语，例如但不限于，顶部的、底部的、左边的、右边的、上部的、下部的、前面的、后面的以及它们的派生词涉及在图中示出的元件的定向，且并不是对权利要求书的限制。

[0023] 图 1 是根据本发明的一个特定的、非限制性实施例的压力支持系统 50 的示意性图解。参照图 1，压力支持系统 50 包括气流产生器 52，例如被用在传统的 CPAP 或双水平（bi-level）压力支撑装置中的鼓风机，所述气流产生器 52 接收总体由箭头 C 所示的来自任何合适气源（诸如氧气或空气的加压罐、大气环境或它们的组合）的呼吸气体。气流产生器 52 产生呼吸气流，例如空气、氧气或它们的组合，用于以相对更高和更低的压力，即通常等于或大于环境大气压力，输送至患者 54 的气道。

[0024] 在示例性实施例中，气流产生器 52 能够提供压力在 3-30cmH₂O 范围内的呼吸气流。总体用箭头 D 表示的来自气流产生器 52 处的所述加压呼吸气流通过输送导管 56 被输送至任何已知构造的呼吸面罩或患者界面 58，所述呼吸面罩或患者界面 58 典型地由患者 54 佩戴或以其它方式附接至患者 54，以将呼吸气流连通至患者 54 的气道。输送导管 56 和患者界面装置 58 通常被整体地称作患者回路。

[0025] 图 1 中所示的压力支持系统 50 就是所公知的单-肢系统，意思是所述患者回路仅包括将患者 54 连接至压力支持系统 50 的输送导管 56。这样，排气孔 57 被设置在输送导管 56 中，用于如箭头 E 所示地从系统中排出呼出气体。应该注意的是，除了输送导管 56 之外或作为输送导管 56 的替代，排气孔 57 能够被设置在其他位置，例如在患者界面装置 58 中。还应该被理解的是，排气孔 57 可以根据所需要的方式而具有多样的配置，在所述方式中气体将从压力支持系统 50 中被排出。

[0026] 本发明还构思压力支持系统 50 能够是具有输送导管和连接至患者 54 的排气导管的二-肢系统。在二-肢系统中（也被称为双-肢系统），所述排气导管从患者 54 处携带排气，并且包括位于远离患者 54 的端部处的排气阀。这种实施例中的排气阀典型地被主动控

制,以在系统中维持所需的水平或压力,这就是公知的呼气末正压(PEEP)。

[0027] 此外,在图 1 中所示的图示示例性实施例中,患者界面 58 是鼻 / 口面罩。然而,需要被理解的是,患者界面 58 能包括鼻罩、鼻枕、呼吸管、气管内导管或任何其它提供适合的气流连通功能的装置。同样地,出于本发明的目的,术语“患者界面”能够包括输送导管 56 和将加压呼吸气体的气源连接至患者 54 的任何其它结构。

[0028] 在图示的实施例中,压力支持系统 50 包括设置在输送导管 56 中的阀 60 形式的压力控制器。阀 60 控制被输送至患者 54 的来自气流产生器 52 处的呼吸气流的压力。出于本发明的目的,气流产生器 52 和阀 60 被整体称作压力产生系统,因为它们共同起到控制输送至患者 54 处的压力和 / 或气流的作用。然而,应该显而易见的是,用于控制输送至患者 54 处的气体压力的其它技术,例如改变气流产生器 52 的鼓风机速度的技术,不管是单独地或与压力控制阀相组合,都是本发明所构思的。因此,根据用于控制输送至患者 54 处的呼吸气流的压力的技术,阀 60 是可选的。如果阀 60 被除去,那么压力产生系统就与气流产生器 52 单独对应,并且患者回路中的气体压力将例如通过控制气流产生器 52 的马达速度被控制。

[0029] 压力支持系统 50 还包括测量输送导管 56 中的呼吸气体的流速的流量传感器 62。在图 1 所示的特定实施例中,流量传感器 62 被设置成与输送导管 56 成直线,最优选的是位于阀 60 的下游。流量传感器 62 产生流量信号 $Q_{测得的}$,所述流量信号被提供给控制器 64 且被控制器 64 用来确定患者 54 处的气流速度 ($Q_{患者}$)。

[0030] 基于 $Q_{测得的}$ 来计算 $Q_{患者}$ 的技术是公知的,并且考虑了所述患者回路中的压力下降、来自系统的已知的泄漏(即如在图 1 中箭头 E 所示的气体从所述回路有意地排放)以及来自系统的未知的泄漏(在所述面罩 / 患者界面处的这种泄漏)。本发明构思使用用于计算泄漏流量 $Q_{泄漏}$ 的任何已知或之后开发的技术,并且在根据 $Q_{测得的}$ 计算 $Q_{患者}$ 的过程中使用该确定。这种技术的例子由美国专利 No. 5, 148, 802、5, 313, 937、5, 433, 193、5, 632, 269、5, 803, 065、6, 029, 664、6, 539, 940、6, 626, 175 和 7, 011, 091 所教导,这些专利中的每一个的内容在本发明中被引用作为参考。

[0031] 当然,用于测量患者呼吸流量的其他技术为本发明所构思,例如而不限于直接在患者 54 处测量流量,或者在沿着输送导管 56 的其他位置处测量流量,根据气流产生器 52 的操作来测量患者流量,以及使用阀 60 上游的流量传感器来测量患者流量。

[0032] 控制器 64 包括处理部分和存储部分,所述处理部分例如可以是微处理器、微控制器或一些其他适合的处理装置,所述存储部分可以在所述处理部分内部或者操作性地联接至所述处理部分,且所述存储部分为数据和可由所述处理部分执行来控制压力支持系统 50 的操作的软件提供存储介质。输入 / 输出装置 66 被提供用于设置压力支持系统 50 所使用的不同参数,以及用于向用户,例如临床医生或护理人员显示并输出信息和数据。

[0033] 在图示的实施例中,压力支持系统 50 还包括设置在压力支持系统 50 的主壳体 69 中的加湿器 68。可选地,加湿器 68 可独立于主壳体 69 且位于主壳体 69 的外部。加湿器 68 通过在所供给的气体中提供湿气来进一步提高舒适度。在示例性实施例中,加湿器 68 是越过类型(passover type)的加湿器。全部内容在本发明中通过引用结合于此的美国专利申请公开 No. 2007/0169776 公开了适于在本发明中使用的示例性加湿器装置。具有可选设计的加湿器装置也可被使用。

[0034] 压力支持系统 50 还包括患者回路加热设备 70, 在图示实施例中所述加热设备包含操作性地联接至加热线圈 74 的加热控制单元 72 (设置在主壳体 69 中)。加热线圈 74 被定位在接近患者回路的输送导管 65 处或定位在所述输送导管 65 内, 并且所述加热线圈 74 被构造成在加热控制单元 72 的控制下加热患者回路。加热控制单元 72 被操作性地联接至控制器 64 且由所述控制器 64 所控制。包括加热控制单元 72 和加热线圈 74 的所述患者回路加热设备 70 只是适合的加热设备的一个实例, 并且将要被理解的是其他加热设备可在本发明中使用。压力支持系统 50 还包括适合的电源 76, 该电源用于向需要其的压力支持系统 50 的部件供给电力。输送导管 56 和加热线圈 74 通过本发明的连接组件 78 被物理地且电力地连接至主壳体 69, 所述连接组件 78 在下文中被更为详细地进行描述。

[0035] 在本发明图示的、非限制性的实施例中, 压力支持系统 50 必要地起到 CPAP 压力支持系统的作用, 并且因此包括在这种系统中所有必要的性能, 以向患者 54 提供合适的 CPAP 压力水平。这包括通过输入命令、信号、指令或其他信息来接收必要的参数, 以提供合适的 CPAP 压力, 例如最大和最小 CPAP 压力设置。需要被理解的是, 这只是示例性的, 且其他压力支持方法理论, 包括而不限于 BiPAP 自动 SV、AVAPS、自动 CPAP 和 BiPAP 自动, 都在本发明的范围内。

[0036] 图 2 和 3 分别是根据本发明的示例性实施例的连接组件 78 的顶部和底部轴测图。所述连接组件 78 包括以下四个主要部件: (i) 壳体盖构件 80, (ii) 配线组件 82, (iii) 枢转连接器构件 84, 以及 (iv) 枢转罩组件 86。那四个部件中的每一个将首先在下文中进行详细描述, 接着是对连接组件 78 的组装和操作的讨论。

[0037] 图 4 和 5 分别是壳体盖构件 80 的顶部和底部轴测图。壳体盖构件 80 包括顶表面 88、底表面 90、第一侧面 92 和第二侧面 94。在图示的实施例中, 壳体盖构件 80 被构造成以这样的方式联接至主壳体 69 (以形成它的一部分), 所述方式允许壳体盖构件 80 (通过多个销 (未示出)) 绕着第一侧面 92 枢转以提供进入主壳体 69 的内部通道。顶表面 88 包括具有底表面 98 的圆形中心凹部 96。穿过壳体盖构件 80 延伸的第一圆形接收孔口 100 设置在中心凹部 96 的中心处。围绕孔口 100 的指状件 102 被设置在底表面 90 上。此外, 穿过壳体盖构件 80 延伸的第二、独特形状的接收孔口 104 (参见下文中的描述) 被设置在中心凹部 96 的外部边缘处。通道 106 设置在底表面 90 上, 并且从孔口 104 处延伸至柱状构件 108。

[0038] 图 6 和 7 分别是配线组件 82 的顶部和底部平面图。在示例性实施例中, 配线组件 82 包括接收且保持在配线管理束线构件 112 中的带状线缆 110。在可选实施例中, 其他电配线构件, 例如一根或多根单线或柔性电路, 可以代替带状线缆 110。带状线缆 110 包括第一端 111 和第二端 113。如图 6 和 7 中可见的, 束线构件 112 包括细长部分 114 和联接至细长部分 114 的第一端的大体弓形的部分 116。大体弓形的部分 116 被尺寸设置且成形成被接收并保持在壳体盖构件 80 的接收孔口 104 中。当如此接收时, 弓形部分 116 的下侧结束于 (complete) 中心凹部 96 (图 3 和 4) 的底表面 98。此外, 弓形部分 116 包括旋转限制特征部 118。在图示的实施例中, 旋转限制特征部 118 包含具有设置在弓形部分 116 的端部处的接合表面 119A 和 119B 的接合构件。电连接器 120 设置在细长部分 114 的与弓形部分 116 相反的端部。这些元件的功能在下文中进行描述。

[0039] 图 8、9、10、11 和 12 分别是枢转连接器构件 84 的顶部平面图、底部平面图、后部轴测图、侧部正视图和后部正视图。枢转连接器构件 84 包括导管构件 122, 所述导管构件 122

具有第一端 124 和第二端 126, 所述第一端 124 被构造成联接至输送导管 56 位于主壳体 69 内部的部分, 所述第二端 126 被构造成联接至输送导管 56 位于主壳体 69 外部的部分 (诸如加热管道)。在示例性实施例中, 导管构件 122 是弯头导管形式的, 但是其他形状也是可能的。枢转连接器构件 84 还包括圆形基座构件 128, 导管构件 122 穿过所述圆形基座构件 128 延伸。狭槽 130 设置在圆形基座构件 128 上。导管构件 122 的顶端包括由壁 134 和 136 形成的通道 132, 其中壁 134 包括切口 138。同时, 导管构件 122 的每一侧都包括附接至壁 134 的突出壁构件 140A、140B。此外, 具有第一和第二端接合表面 139A、139B 的半圆形壁 137 设置在第一端 124 上, 位于基座构件 128 下方且邻近基座构件 128。这些部件的功能将在下文中进行描述。

[0040] 图 13、14 和 15 分别是枢转罩组件 86 的前部轴测图、后部轴测图和底部平面图。枢转罩组件 86 包括容置并支撑内部连接器组件 144 的罩构件 142。连接器组件 144 包括通过配线 150 相连接的第一电连接器端 146 和第二电连接器端 148。罩构件 142 还包括位于其顶端的内部凸缘 152 和设置在其任一侧上的凹部 154。

[0041] 如图 16 和 17 中所示, 连接组件 78 的组装从将枢转罩组件 86 连接至枢转连接器构件 84 以形成枢转端口组件 156 开始。特别地, 枢转罩组件 86 通过将凸缘 152 插入通道 132 中且通过将壁构件 140A、140B 插入到相应的凹部 154 中而被联接至枢转连接器构件 84。在示例性实施例中, 所述两部分通过卡合连接而被彼此固定。此外, 如图 15 中可见, 第二电连接器端 148 被定位在狭槽 130 中。

[0042] 接下来, 配线组件 82 的带状线缆 110 的第一端 111 被物理地且电力地联接至第二电连接器端 148。然后, 配线组件 82 的包括束线构件 112 的所述部分被插入通过孔口 104 且导管构件 122 的第一端 124 被插入通过接收孔口 100, 在其中所述第一端被指状件 102 所夹紧并保持。如连接组件 78 的剖面图图 18 所示, 当这些组装完成时, 将在枢转连接器构件 84 的基座构件 128 和中心凹部 96 的底表面 98 之间产生腔室 158 (在下文中进行详细描述), 带状线缆 110 的自由的、缠绕的端部位于所述腔室中。在示例性实施例中, 带状线缆 110 然后通过旋转枢转端口组件 156 而沿顺时针方向围绕导管构件 122 的第一端部 124 缠绕一整圈。如图 3 所示, 束线构件 112 的细长部分 114 然后被插入通道 106 中且弓形部分 116 被卡入孔口 104 中, 以将配线组件 82 在壳体盖构件 80 的底部中固定到位。同样地, 如图 3 中可见, 电连接器 120 通过将柱状构件 80 插入到设置在电连接器 120 中的狭槽中而被联接至柱状构件 108。

[0043] 电连接器 120 通过使用一根或多根配线而电联接至主壳体 69 中的加热控制单元 72。此外, 第一电连接器端 146 被连接至加热线圈 74, 使得其能够在加热控制单元 72 的控制下被选择性地供电以为输送导管 56 提供适合的加热程度。

[0044] 当以这种方式组装时, 枢转端口组件 156 相对于连接组件 78 中的配线组件 82 的定位如图 19 中所示, 其中连接组件 78 的其它部分出于图示的目的已被省略。如图 19 中可见的, 弓形部分 116 的包括旋转限制特征部 118 的所述部分被定位在接近狭槽 130 的位置处。这样, 如图 2 和 19 中的箭头所示, 枢转端口组件 156 能够在壳体盖构件的中心凹部 96 中旋转。此外, 这种旋转的程度受到旋转限制特征部 118 的限制。更为具体地, 枢转端口组件 156 能够沿第一方向旋转, 直到这样的旋转被接合于接合表面 119A 的接合表面 139A 所阻止, 并且能够沿第二、相反方向旋转, 直到这样的旋转被接合于接合表面 119B 的接合表

面 139B 所阻止。在图示的、非限制性实施例中,这样的布置允许枢转端口组件 156 旋转超过约 180 度,但是根据接合表面 139A 和 139B 的位置(即半圆形壁 137 的弓形长度),小于 360 度的其它旋转范围也是可能的(例如,在约 20 度到约 270 度之间)。

[0045] 当枢转端口组件 156 如刚才所述的那样旋转时,位于腔室 158 内的带状线缆 110 的自由端将被促使围绕着导管构件 122 的第一端 124 缠绕得更紧或更松,而不允许带状线缆在腔室 158 内收聚或缠结。在这种方式中,腔室 158 的半径尺寸和高度是重要的且应该进行选择以适当地封装带状线缆 110 并防止发生这种收聚和缠结(即,如果腔室 158 过大,那么带状线缆会能够发生收聚和缠结)。在示例性实施例中,腔室 158 的高度是被封装的单独配线元件的直径的一至二倍,而 1.5 倍是一个特定实施例。

[0046] 因此,连接组件 78 提供了简单且成本有效的机构,加热管道通过所述机构以允许加热管道相对于压力支持系统 50 具有一些旋转程度的方式电连接至压力支持系统 50。此外,本发明中的机构并非限于使用作为加热管道的端口,而是替代地会被用于其他类型的配件部件的可旋转连接端口,所述配件部件需要以可旋转的方式电连接至压力支持系统 50,例如而限于装载联接到附接至面罩的部件的电线的管道,所述部件例如是传感器。同样地,连接组件 78 的使用不限于呼吸气体输送系统,但是替代地会被用在必须将电配件部件可旋转地且电力地连接至主装置或系统的其它应用中。

[0047] 从前文中可以意识到的是,本发明提供了例如用于呼吸治疗系统的简单且成本有效的排出口,所述呼吸治疗系统既为连接装置例如加热管道提供电力,又允许所述连接装置旋转。

[0048] 在权利要求书中,置于括号内的任何附图标记不应理解为对权利要求进行限制。词语“包括”或“包含”并不排除列于权利要求中的元件或步骤之外的其它元件或步骤的存在。在列出几种部件的装置权利要求中,这些部件中的几个可用一种硬件或相同的硬件来实施。出现在元件前面的词语“一个”和“一”并不排除多个这些元件的存在。在列出几种部件的任何装置权利要求中,这些部件中的几个可用一种硬件或相同的硬件来实施。在相互不同的从属权利要求中描述某些元件并不表明这些元件不能够结合起来使用。

[0049] 虽然出于图示的目的在目前认为最实用和最优选的实施例基础上对本发明进行了详细描述,但将会理解,这些细节仅仅是为了该目的,且本发明并不限于所公开的这些实施例,而是相反,本发明旨在涵盖在所附的权利要求的精神和范围内的变化和等同布置。例如,将会理解,本发明构思出,在可能的范围内,任何实施例的一个或多个特征能够与任何其它实施例的一个或多个特征结合。

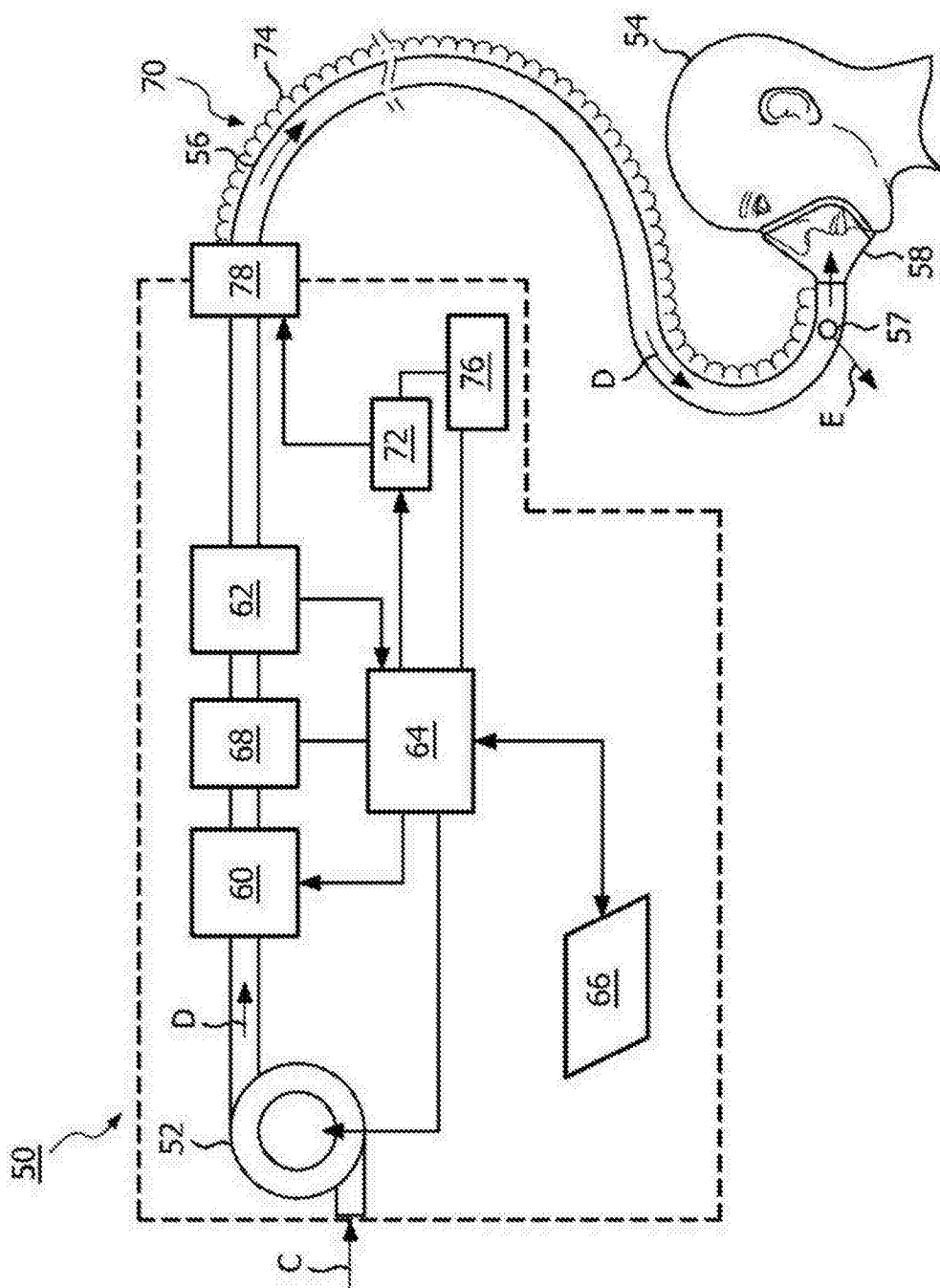


图 1

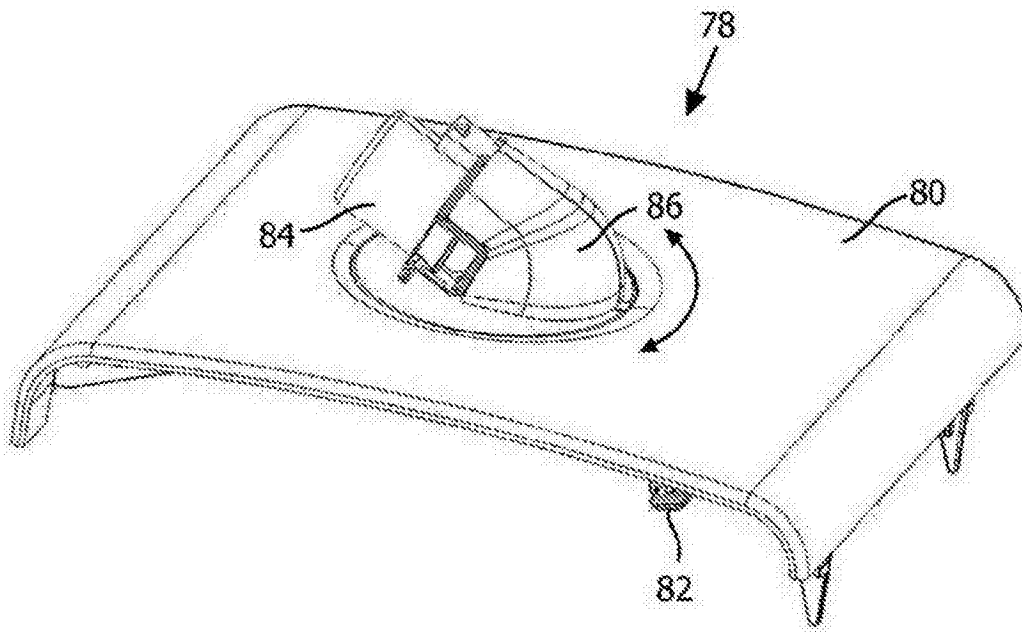


图 2

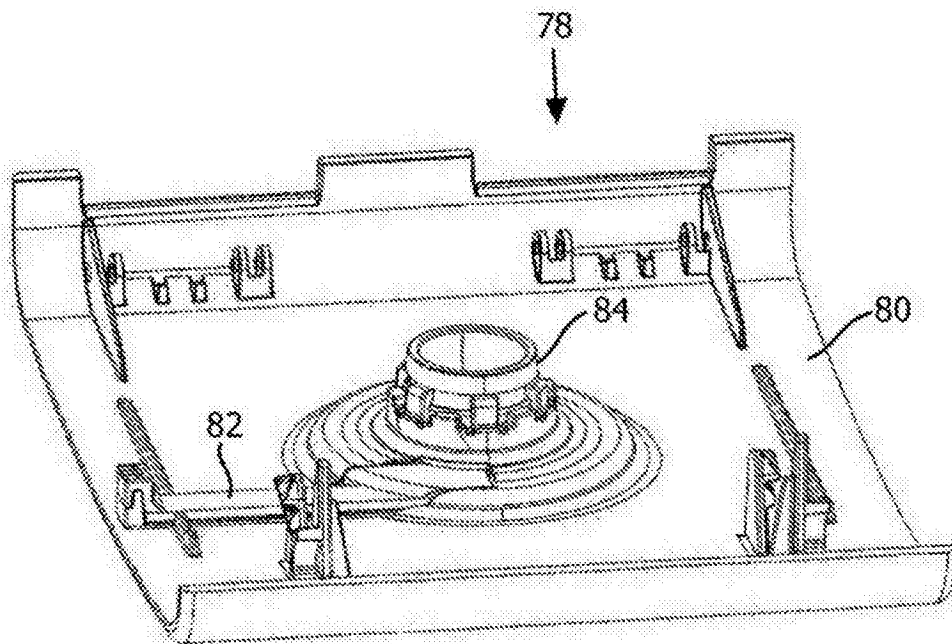


图 3

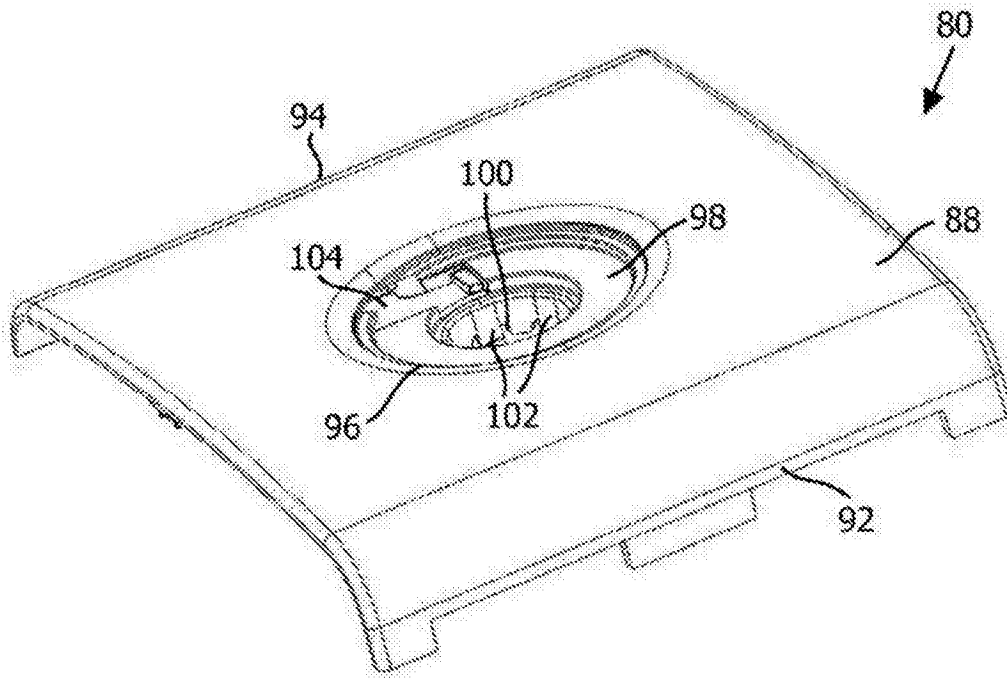


图 4

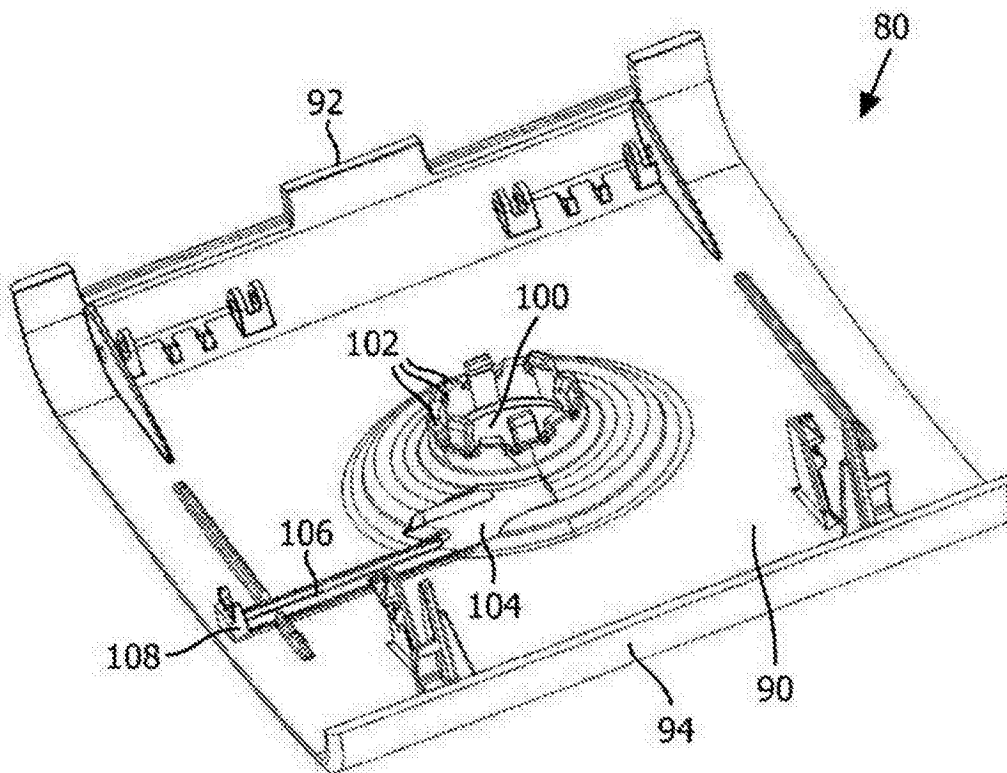


图 5

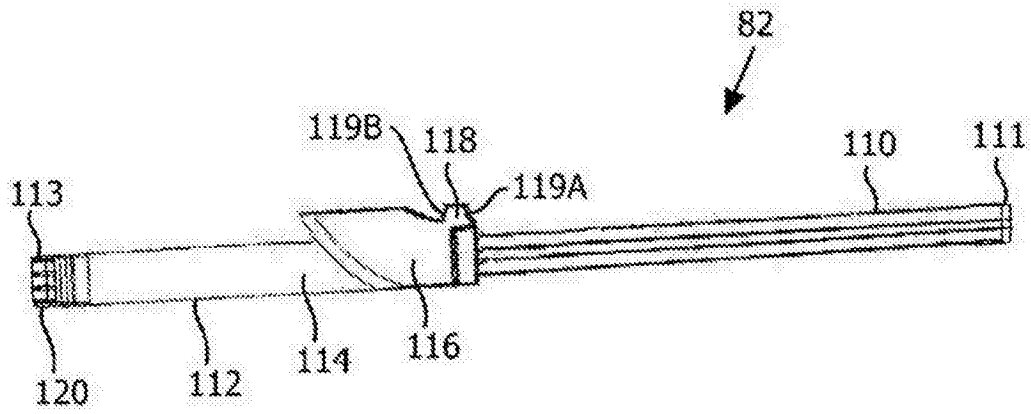


图 6

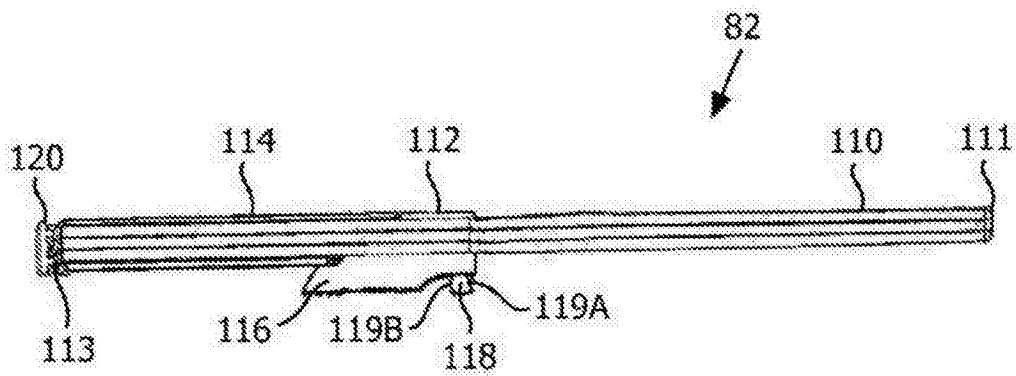


图 7

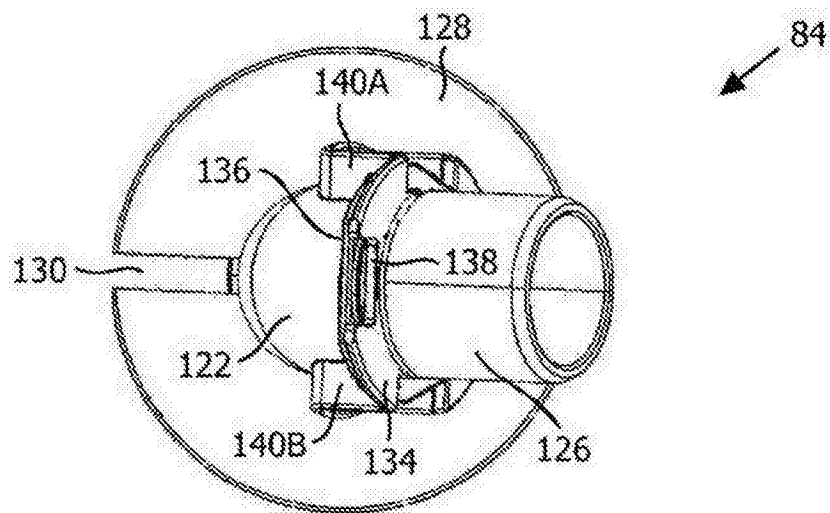


图 8

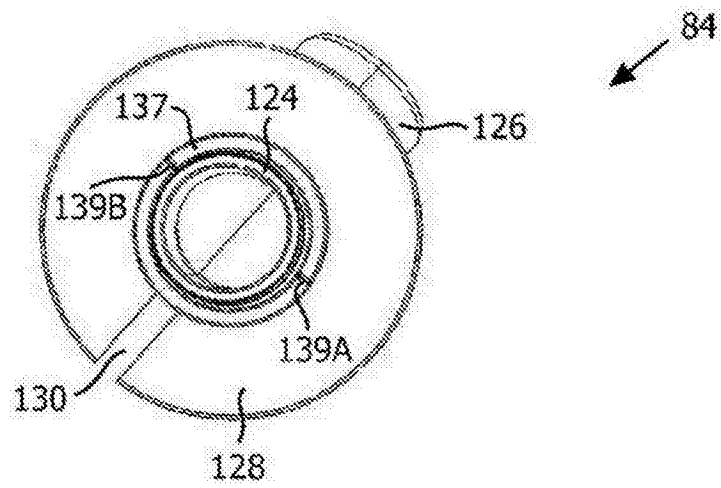


图 9

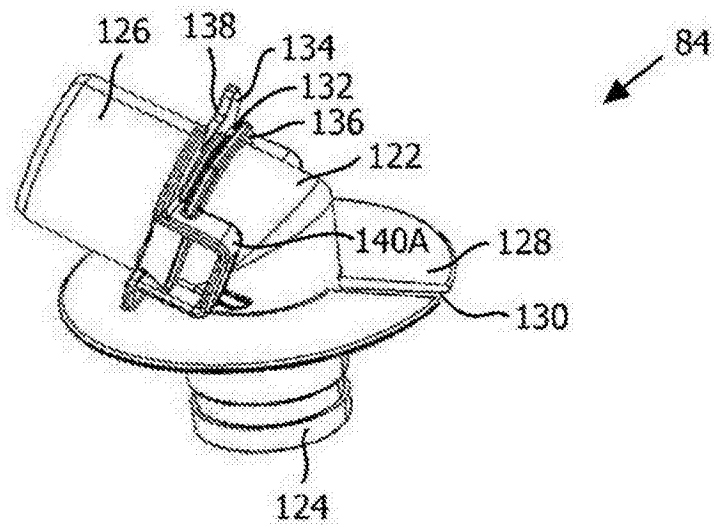


图 10

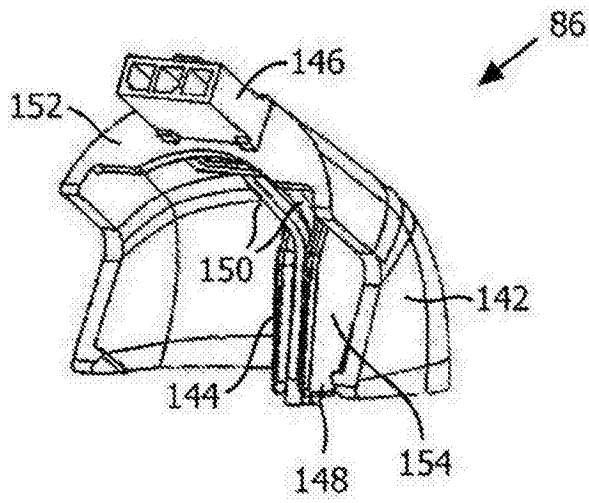


图 13

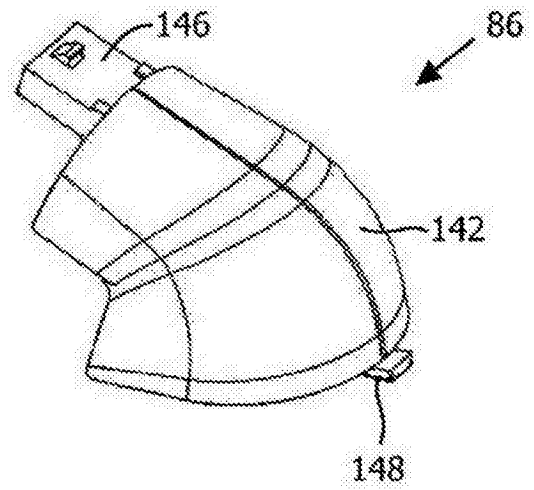


图 14

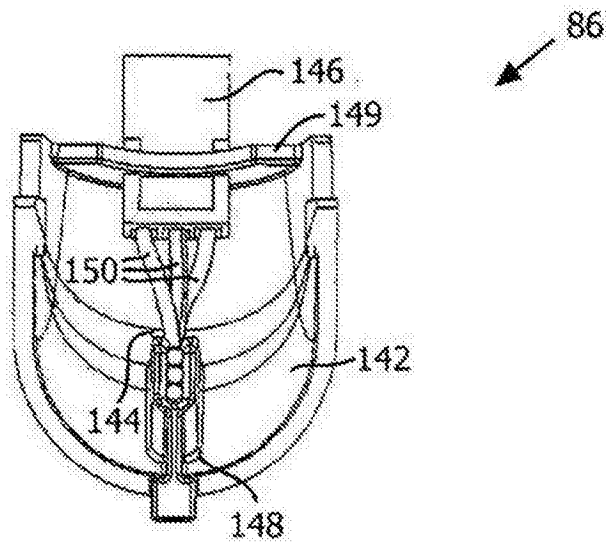


图 15

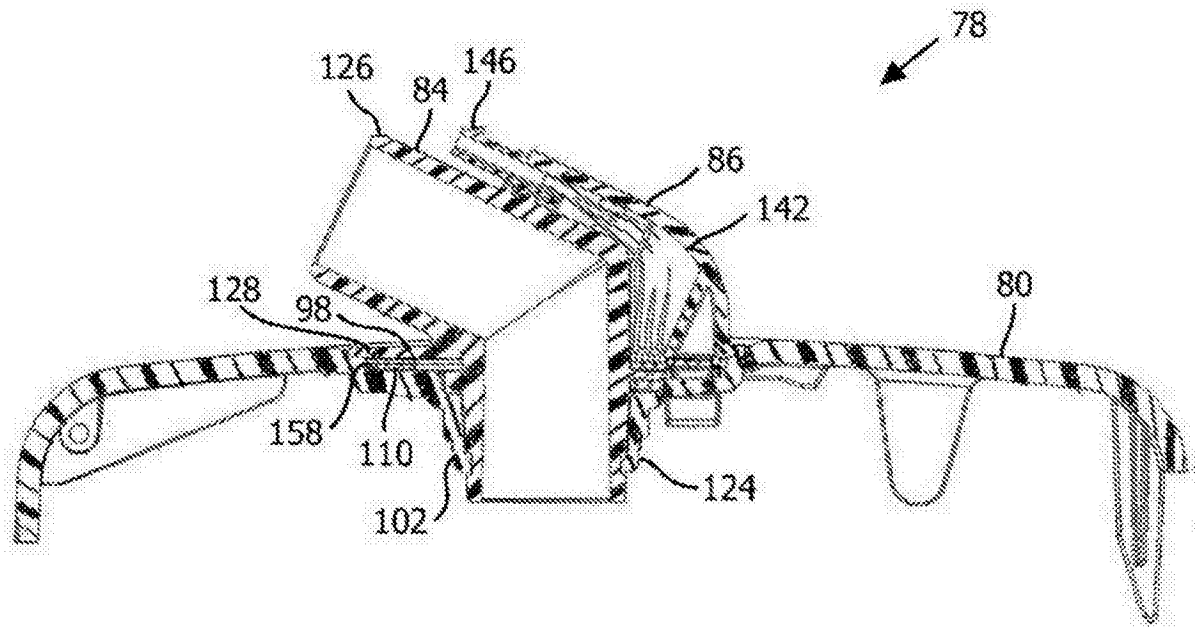


图 18

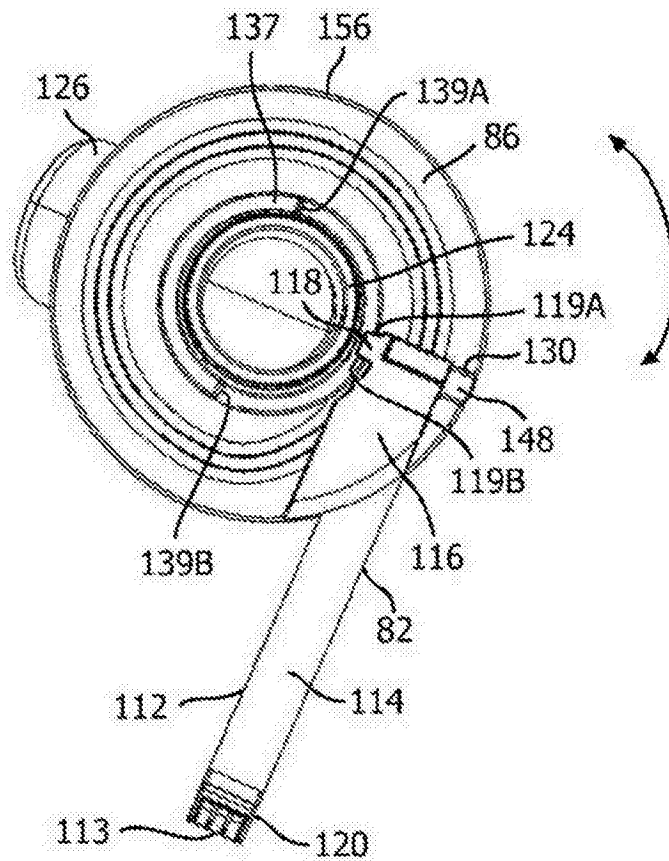


图 19