



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105169541 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201510696722. X

(22) 申请日 2015. 10. 23

(71) 申请人 北京怡和嘉业医疗科技有限公司  
地址 100041 北京市石景山区古城西街 19 号主楼五层

(72) 发明人 周明钊 马德东 王亚杰 庄志

(74) 专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务  
所(普通合伙) 11481  
代理人 徐丁峰 付伟佳

(51) Int. Cl.  
A61M 16/06(2006. 01)

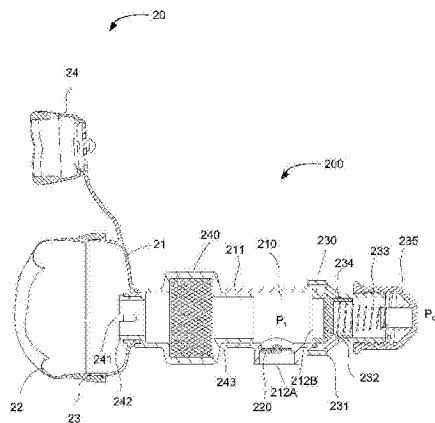
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

通气控制装置和具有该通气控制装置的呼吸面罩设备

(57) 摘要

一种通气控制装置和具有该通气控制装置的呼吸面罩设备。该通气控制装置包括：腔体，其具有输气口；阀组件，其设置在所述输气口处，所述阀组件构造为呼气时保持所述腔体内的压力大于大气压；以及热湿交换器，所述热湿交换器或所述腔体上设置有与所述输气口相连通的面罩通气口，所述面罩通气口用于与呼吸面罩通气的面罩通气口连通，所述热湿交换器与所述输气口连通，以使呼气和吸气都经由所述热湿交换器。该通气控制装置实现了呼气相的正压功能，避免持续正压引起的患者不适；使用时无需连接正压气体供给装置及管路等，从而方便患者移动；外出时无需携带正压气体供给装置。此外，该通气控制装置体积小，方便携带，成本较低。



1. 一种用于呼吸面罩的通气控制装置,其特征在于,包括:  
腔体,其具有输气口;  
阀组件,其设置在所述输气口处,所述阀组件构造为呼气时保持所述腔体内的压力大于大气压;以及  
热湿交换器,所述热湿交换器或所述腔体上设置有与所述输气口相连通的面罩通气口,所述面罩通气口用于与呼吸面罩连通,所述热湿交换器与所述输气口连通,以使呼气和吸气都经由所述热湿交换器。
2. 如权利要求 1 所述的通气控制装置,其特征在于,所述热湿交换器包括:  
壳体;  
疏水膜,其填充在所述壳体内;  
吸水及亲水层,其附着在所述疏水膜的表面。
3. 如权利要求 2 所述的通气控制装置,其特征在于,所述热湿交换器中还包括设置于所述壳体内的过滤组件,用于过滤颗粒和 / 或微生物。
4. 如权利要求 1 所述的通气控制装置,其特征在于,其中  
所述面罩通气口设置在所述热湿交换器上,所述腔体还包括接口,且所述热湿交换器在所述接口处可拆卸地连接至所述腔体,以使所述热湿交换器与所述接口通气;或者  
所述面罩通气口设置在所述腔体上,所述热湿交换器在所述输气口处可拆卸地连接至所述阀组件或所述腔体,以使所述热湿交换器与所述输气口连通;或者  
所述面罩通气口设置在所述腔体上,所述热湿交换器设置在所述腔体内,所述阀组件可拆卸地连接至所述腔体的所述输气口。
5. 如权利要求 1 所述的通气控制装置,其特征在于,所述阀组件具有进气通道和排气通道,所述进气通道和所述排气通道通过所述输气口与所述腔体连通,其中所述阀组件构造为在所述腔体内的压力小于或等于大气压时使所述进气通道导通;且在所述腔体内的压力与大气压之差大于或等于预定值时使所述排气通道导通。
6. 如权利要求 5 所述的通气控制装置,其特征在于,所述阀组件包括:  
第一阀机构,具有关闭所述输气口的第一关闭位置和打开所述输气口的第一开启位置,所述第一阀机构上设置有通孔;以及  
第二阀机构,其设置在所述通孔处,具有关闭所述通孔的第二关闭位置和打开所述通孔的第二开启位置。
7. 如权利要求 6 所述的通气控制装置,其特征在于,所述第一阀机构包括:  
第一阀芯,所述通孔设置在所述第一阀芯上;  
第一偏置构件,顶抵在所述第一阀芯上以给所述第一阀芯提供从所述第一关闭位置到所述第一开启位置的移动阻力。
8. 如权利要求 6 所述的通气控制装置,其特征在于,所述阀组件包括连接在所述输气口处的阀座,所述阀座上设置有出气口,所述第一阀机构设置在所述阀座内。
9. 如权利要求 6 所述的通气控制装置,其特征在于,所述第二阀机构包括由弹性或形态记忆材料制成的阀瓣,所述阀瓣连接至所述第一阀机构。
10. 如权利要求 1 所述的通气控制装置,其特征在于,所述输气口包括进气口和排气口,所述阀组件包括:

进气阀,其设置在所述进气口处,所述进气阀构造为当所述腔体内的压力小于或等于大气压时开启;以及

排气阀,其设置在所述排气口处,所述排气阀构造为当所述腔体内的压力与大气压之差大于或等于预定值时开启。

11. 如权利要求 5 或 10 所述的通气控制装置,其特征在于,所述阀组件包括调节机构,所述调节机构用于调节所述预定值。

12. 如权利要求 1 所述的通气控制装置,其特征在于,所述阀组件与所述输气口配合形成进气口和排气口;所述阀组件构造为在所述腔体内的压力小于或等于大气压时使所述进气口与所述面罩通气口连通,且在所述腔体内的压力大于大气压时使所述排气口与所述面罩通气口连通,其中,所述进气口的横截面积大于所述排气口的横截面积,且所述排气口能够在呼气时保持所述腔体内的压力大于大气压。

13. 如权利要求 12 所述的通气控制装置,其特征在于,所述输气口包括间隔设置的第一输气口和第二输气口,所述阀组件设置在所述第一输气口处;所述腔体内的压力小于或等于大气压时开启所述第一输气口,所述第一输气口和所述第二输气口形成所述进气口;所述腔体内的压力大于大气压时关闭所述第一输气口,所述第二输气口为所述排气口。

14. 一种呼吸面罩设备,其特征在于,包括:

呼吸面罩;以及

如权利要求 1-13 中任一项所述的通气控制装置,所述通气控制装置连接至所述呼吸面罩,并通过所述面罩通气口与所述呼吸面罩通气。

## 通气控制装置和具有该通气控制装置的呼吸面罩设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸面罩技术领域,具体地涉及一种用于呼吸面罩的通气控制装置以及具有这种通气控制装置的呼吸面罩设备。

### 背景技术

[0002] 目前治疗阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合症 (OSAHS) 的方法主要有外科手术、口腔矫正器、持续正压通气 (CPAP) 和呼气终末正压 (positive end-expiratory pressure, PEEP) 治疗。

[0003] 外科手术最常用的方式是悬雍垂腭咽成形术及其改良手术,用于上气道口咽部阻塞 (包括咽部粘膜组织肥厚、咽腔狭小、悬雍垂肥大、软腭过低、扁桃体肥大) 并且呼吸暂停低通气指数 (AHI) < 20 次 / 小时。这种方法由于需动手术,患者接受度低,而且手术组织再长会造成病情反复,而之后无法再次手术。

[0004] 口腔矫正器常用于单纯鼾症及轻度 OSAHS 患者 (AHI < 15 次 / 小时),特别是下颌后缩者,其疗效无法预计,只能试用。

[0005] 持续正压通气技术是将呼吸面罩 110 通过连接管路 120 连接至 CPAP 呼吸机 130,并将该呼吸面罩 110 佩戴至患者的面部。CPAP 呼吸机 130 产生持续的正压气流,从而给患者的上气道提供生理性压力支撑,进而治疗 OSAHS。持续正压通气的缺点在于:持续正压会引起患者不适,部分患者不能接受;连接管路跟呼吸机限制患者夜间活动,依从性低;CPAP 呼吸机不方便携带且成本较高。呼吸面罩在若干不同的情况中用于呼吸紊乱治疗,例如阻塞性睡眠呼吸暂停综合症的治疗等;或在其他情况下用于提供稳定的可吸入气流。

[0006] 因此,需要一种用于呼吸面罩的通气控制装置以及具有该通气控制装置的呼吸面罩设备,以至少部分地解决上文提到的问题。

### 发明内容

[0007] 为了至少部分地解决现有技术中存在的问题,本发明提供一种用于呼吸面罩的通气控制装置以及具有该通气控制装置的呼吸面罩设备。

[0008] 根据本发明的一个方面提供的用于呼吸面罩的通气控制装置,包括:腔体,其具有输气口;阀组件,其设置在所述输气口处,所述阀组件构造为呼气时保持所述腔体内的压力大于大气压;以及热湿交换器,所述热湿交换器或所述腔体上设置有与所述输气口相连通的面罩通气口,所述面罩通气口用于与呼吸面罩连通,所述热湿交换器与所述输气口连通,以使呼气 and 吸气都经由所述热湿交换器。

[0009] 优选地,所述热湿交换器包括:壳体;疏水膜,其填充在所述壳体内;吸水及亲水层,其附着在所述疏水膜的表面。

[0010] 优选地,所述热湿交换器中还包括设置于所述壳体内的过滤组件,用于过滤颗粒和 / 或微生物。

[0011] 优选地,其中所述面罩通气口设置在所述热湿交换器上,所述腔体还包括接口,且

所述热湿交换器在所述接口处可拆卸地连接至所述腔体,以使所述热湿交换器与所述接口通气;或者所述面罩通气口设置在所述腔体上,所述热湿交换器在所述输气口处可拆卸地连接至所述阀组件或所述腔体,以使所述热湿交换器与所述输气口连通;或者所述面罩通气口设置在所述腔体上,所述热湿交换器设置在所述腔体内,所述阀组件可拆卸地连接至所述腔体的所述输气口。

[0012] 优选地,所述阀组件具有进气通道和排气通道,所述进气通道和所述排气通道通过所述输气口与所述腔体连通,其中所述阀组件构造为在所述腔体内的压力小于或等于大气压时使所述进气通道导通;且在所述腔体内的压力与大气压之差大于或等于预定值时使所述排气通道导通。

[0013] 优选地,所述阀组件包括:第一阀机构,具有关闭所述输气口的第一关闭位置和打开所述输气口的第一开启位置,所述第一阀机构上设置有通孔;以及第二阀机构,其设置在所述通孔处,具有关闭所述通孔的第二关闭位置和打开所述通孔的第二开启位置。

[0014] 优选地,所述第一阀机构包括:第一阀芯,所述通孔设置在所述第一阀芯上;第一偏置构件,顶抵在所述第一阀芯上以给所述第一阀芯提供从所述第一关闭位置到所述第一开启位置的移动阻力。

[0015] 优选地,所述阀组件包括连接在所述输气口处的阀座,所述阀座上设置有出气口,所述第一阀机构设置在所述阀座内。

[0016] 优选地,所述第二阀机构包括由弹性或形态记忆材料制成的阀瓣,所述阀瓣连接至所述第一阀机构。

[0017] 优选地,所述输气口包括进气口和排气口,所述阀组件包括:进气阀,其设置在所述进气口处,所述进气阀构造为当所述腔体内的压力小于或等于大气压时开启;以及排气阀,其设置在所述排气口处,所述排气阀构造为当所述腔体内的压力与大气压之差大于或等于预定值时开启。

[0018] 优选地,所述阀组件包括调节机构,所述调节机构用于调节所述预定值。

[0019] 优选地,所述阀组件与所述输气口配合形成进气口和排气口;所述阀组件构造为在所述腔体内的压力小于或等于大气压时使所述进气口与所述面罩通气口连通,且在所述腔体内的压力大于大气压时使所述排气口与所述面罩通气口连通,其中,所述进气口的横截面积大于所述排气口的横截面积,且所述排气口的横截面积设置为呼气时保持所述腔体内的压力大于大气压。

[0020] 优选地,所述输气口包括间隔设置的第一输气口和第二输气口,所述阀组件设置在所述第一输气口处;所述腔体内的压力小于或等于大气压时开启所述第一输气口,所述第一输气口和所述第二输气口形成所述进气口;所述腔体内的压力大于大气压时关闭所述第一输气口,所述第二输气口为所述排气口。

[0021] 根据本发明的另一个方面提供的呼吸面罩设备,包括:呼吸面罩;以及如上所述的任一种通气控制装置,所述通气控制装置连接至所述呼吸面罩,并通过所述面罩通气口与所述呼吸面罩通气。

[0022] 本发明提供的通气控制装置实现了呼气相的正压功能,避免持续正压引起的患者不适;使用时无需连接正压气体供给装置(例如 CPAP 呼吸机)及管路等,从而方便患者移动;外出时无需携带正压气体供给装置,患者可以随时佩戴具有该通气控制装置的呼吸面

罩进行治疗。该通气控制装置还增加了热湿交换器,利用呼出气体内的水分和热量对吸入气体进行加热湿化,使水分和热量被循环利用,避免温化和湿化不足带来的呼吸道内粘液纤毛运转系统变慢、分泌物聚集、分泌物变粘稠、细菌定植的危险,提高肺顺应性和病人舒适度。

[0023] 此外,这种类型的热湿交换器结构小巧、使用简便、成本较低,因此可以做成一次性消耗品,没有滋生细菌的危险和清洗消毒的麻烦;也没有电和热的危险,可在一定程度上避免湿化不足或湿化过度。

[0024] 在发明内容中引入了一系列简化形式的概念,这将在具体实施方式部分中进一步详细说明。本发明内容部分并不意味着要试图限定出所要求保护的技术方案的关键特征和必要技术特征,更不意味着试图确定所要求保护的技术方案的保护范围。

[0025] 以下结合附图,详细说明本发明的优点和特征。

## 附图说明

[0026] 本发明的下列附图在此作为本发明的一部分用于理解本发明。附图中示出了本发明的实施方式及其描述,用来解释本发明的原理。在附图中,

[0027] 图 1 为现有的持续正压通气系统的示意图;

[0028] 图 2A 为具有根据本发明一个实施例的通气控制装置的呼吸面罩的立体图;

[0029] 图 2B 为图 2A 中的通气控制装置和呼吸面罩的全剖视图;

[0030] 图 3 为根据本发明第一实施例的腔体和阀组件的剖视图;

[0031] 图 4 为具有根据本发明第二实施例的通气控制装置的呼吸面罩的剖视图;

[0032] 图 5 为具有根据本发明第三实施例的通气控制装置的呼吸面罩的剖视图;

[0033] 图 6 为根据本发明第四实施例的腔体和阀组件的剖视图;

[0034] 图 7A 为根据本发明第五实施例的腔体和阀组件的剖视图;以及

[0035] 图 7B 为根据本发明第六实施例的腔体和阀组件的剖视图。

[0036] 110、呼吸面罩;120、连接管路;130、CPAP 呼吸机;20、呼吸面罩;21、面罩主体;22、衬垫组件;23、支撑部分;24、前额支撑件;200、通气控制装置;210、腔体;211、接口;212A、第一输气口;212B、第二输气口;220、进气阀;221、连接件;230、排气阀;231、排气阀座;232、排气阀芯;233、排气阀偏置构件;234、出气口;240、热湿交换器;241、面罩通气口;242、连接结构;243、接口;310、腔体;312A、第一输气口;312B、第二输气口;320、阀组件;400、通气控制装置;410、腔体;411、面罩通气口;412、输气口;413、连接结构;420、阀组件;421、阀座;421A、出气口;421B、固定件;421C、可移动件;422、第一阀机构;422A、第一阀芯;422B、通孔;422C、第一偏置构件;423、第二阀机构;440、热湿交换器;510、腔体;511、面罩通气口;512、输气口;520、阀组件;540、热湿交换器;610、腔体;612、输气口;613、腔体的延伸壁;620、阀组件;621、第一阀机构;622、第二阀机构;623、通孔;710、腔体;712、输气口;720、阀组件;721、阀座;721B、固定件;721C、可移动件;722、第一阀机构;722A、第一阀芯;722B、通孔;722C、第一偏置构件;723、第二阀机构;723A 第二阀芯;723B、第二偏置构件;723C、密封件。

## 具体实施方式

[0037] 在下文的描述中,提供了大量的细节以便能够彻底地理解本发明。然而,本领域技术人员可以了解,如下描述仅示例性地示出了本发明的优选实施例,本发明可以无需一个或多个这样的细节而得以实施。此外,为了避免与本发明发生混淆,对于本领域公知的一些技术特征未进行详细描述。

[0038] 根据本发明的一个方面,提供一种用于呼吸面罩的通气控制装置(以下简称通气控制装置)。为了能够准确、完整地理解该通气控制装置,本文将首先对采用该通气控制装置的呼吸面罩进行简单描述。可以理解的是,附图中所示出的口鼻罩型呼吸面罩仅为示例性的,本文提供的通气控制装置并不限于仅应用至该口鼻罩型呼吸面罩,其还可以应用至鼻罩型、全脸罩型或鼻塞型等形式的呼吸面罩。

[0039] 如图 2A 的立体图和图 2B 的剖视图所示,呼吸面罩 20 包括面罩主体 21、衬垫组件 22 和前额支撑件 24。在未示出的其它实施例中,呼吸面罩 20 可能会不包括其中的一个或两个部件,例如鼻塞型呼吸面罩不包括前额支撑件 24。

[0040] 面罩主体 21 上设置有面罩通孔(未标示出)。衬垫组件 22 安装在面罩主体 21 上。面罩主体 21 和衬垫组件 22 共同形成空腔。衬垫组件 22 可以固定地连接或可拆卸地连接到面罩主体 21。在使用时,面罩主体 21 和衬垫组件 22 将与患者的脸部(包括脸颊、鼻梁、嘴巴上下部等)接触,形成密封,以使该空腔与患者的鼻腔或者口鼻腔连通。面罩主体 21 可以由刚性材料制成,或者也可以由柔性材料制成。衬垫组件 22 优选地由柔性材料制成。衬垫组件 22 可以是气囊,也可以是膜结构。膜结构可以是单层或分离的双层。衬垫组件 22 也可包括粘合物(例如不干胶等),以提升病人感受和密封效果。面罩主体 21 和衬垫组件 22 的从正面看的形状不限于图中所示的大体三角形,还可以为梨形、梯形等等。面罩主体 21 和衬垫组件 22 还可以采用与口鼻部形状相适配的形状等等。在鼻塞型呼吸面罩中,衬垫组件 22 也可以设计成与鼻孔口密封的锥形膜形状的鼻塞,此结构同样可具有单层或分离的双层膜结构。在口鼻型呼吸面罩中,还可以将鼻塞与口部罩型设计相结合。衬垫组件 22 包括支撑部分 23。支撑部分 23 可设计成皱褶、波纹管、局部减薄、弯折、弧形等结构,以实现此呼吸面罩 20 与脸部更好的贴合,甚至实现衬垫组件 22 的软垫部分与面罩主体 21 间悬浮,从而可自适应衬垫与脸部的贴合角度,并利用腔内气体压力辅助密封。作为一个实例,支撑部分 23 采用气囊或凝胶,可具有自适应脸型的功能。

[0041] 此外,该呼吸面罩 20 还包含用于连接固定组件的固定件,例如卡扣、绑带环等。固定件可以作为单独零件连接于面罩主体 21 上,也可与面罩主体 21 一体形成。固定组件用于把呼吸面罩 20 固定在患者面部的适当位置,可以是现有的各种头带。头带上可以有与面罩主体 21 连接的结构,比如扣、带魔术贴的绑带。头带的材料可以采用编织物、弹性体等(其中弹性体可以是泡沫、硅胶等),也可以采用编织物和弹性体复合的多层结构,以提高其弹性、透气性及人体顺应性。头带的形状可做成 Y 字形、工字形等各种形态,同时可加入某些方向相对刚性而另外某些方向柔性的零件,以更好固定该呼吸面罩 20。固定组件也可以是直接固定于脸部、鼻子外部或鼻腔内的结构,比如可以是粘合物(例如不干胶等)的固定结构。

[0042] 前额支撑件 24 在使用时抵靠在患者的额头上。前额支撑件 24 与面罩主体 21 之间的连接可以是固定式的或可分拆式的,分拆式的实施例例如是通过扣位。前额支撑件 24 包含柔软的额头接触部。该前额支撑件 24 还可以具有调整装置,以调整与额头距离,保证

适应不同面型。

[0043] 上述刚性材料可以是塑料、合金等,柔性材料可以是硅胶、凝胶、泡沫、气囊、纺织品等,此材料定义也适用于后续各部分内容。

[0044] 呼吸面罩 20 所包含的各个部件都可以采用本领域已知的构造,因此这里不再进一步详细描述。

[0045] 下面将结合附图对本发明提供的通气控制装置的多个优选实施例进行详细描述。参见图 2A-2B,通气控制装置 200 包括腔体 210、阀组件(包括 220 和 230)和热湿交换器(HME)240。

[0046] 腔体 210 具有输气口。虽然图中示出的腔体 210 大体上呈圆柱形,但是在未示出的其他实施例中,腔体 210 还可以具有其他任意形状,只要能够形成可以与呼吸面罩 20 进行通气的密封空间即可。腔体 210 的体积不限,以佩戴舒适为佳。腔体 210 可以由柔性材料或刚性材料制成。

[0047] 输气口用于腔体 210 与大气之间的气体交换,包括患者的吸气和患者的呼气,均通过该输气口来完成。在图 2A-2B 的实施例中,腔体 210 上设置两个输气口,即第一输气口 212A 和第二输气口 212B。其中,第一输气口 212A 用作进气口,而第二输气口 212B 用作出气口。在未示出的其他实施例中,输气口的数量可以为一个或更多个。在设置一个或多个输气口的情况下,也可以通过阀组件的设置使这些输气口的全部或部分既用作进气口又用作出气口。后文还将介绍设置一个和多个输气口的实施例。

[0048] 阀组件构造为呼气时保持腔体 210 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$ 。在图 2A-2B 的实施例中,阀组件可以包括设置在第一输气口 212A 处的进气阀 220 和设置在第二输气口 212B 处的排气阀 230。当腔体 210 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时,可以令进气阀 220 开启,气体从第一输气口 212A 进入腔体 210 内。当腔体 210 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$  时,可以令进气阀 220 关闭,令排气阀 230 在一定情况下开启。例如在腔体 210 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差大于预定值时令排气阀 230 开启,以使气体从第二输气口 212B 排出腔体 210。这样可以保持腔体 210 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$ 。此外,如图 3 所示,还可以将第二输气口 312B 的开口面积设置得较小,使气体的排出速率小于患者的呼气速率,以在呼气时形成呼气正压。而阀组件 320 与图 2 中的进气阀 220 相同或相似。吸气时,阀组件 320 开启第一输气口 312A,第二输气口 312B 还能起到辅助进气的作用。这样,可以实现吸气时无阻力或小阻力。相关病理研究成果表明,OSAHS 患者在吸气时气道没有阻塞,只在呼气时有阻塞。本发明采用呼气正压来防止上呼吸道塌陷,进而对 OSAHS 起到治疗作用。

[0049] 在一个实施例中,进气阀 220 包括由弹性材料或形态记忆材料制成的阀瓣。阀瓣在腔体 210 内连接在第一输气口 212A 处,例如直接连接在腔体 210 的壁上或者通过中间部件(例如图 2 中的连接件 221)连接到腔体 210 上。进气阀 220 可以单向开启,即当腔体 210 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时,进气阀 220 向腔体 210 内侧开启,空气通过第一输气口 212A 进入腔体 210 内。当然,进气阀还可以具有其他设置方式,只要能够在腔体 210 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时开启第一输气口 212A 即可。进气阀 220 与第一输气口 212A 之间的密封可以采用多种形式的设计,进气阀 220 与第一输气口 212A 之间的密封配合包括线和平面配合、平面和平面配合、线和圆柱面配合、圆柱面和圆柱面配合、线和球面配合、球面和球面配合、线和圆锥面配合、圆锥面和圆锥面配合等等形状。密封配合部分的材质可为



刚性、柔性的灵活组合。上述密封配合部分的形状和材质也可应用到下述的各种阀门中。

[0050] 在一个实施例中,排气阀 230 还可以包括排气阀座 231、排气阀芯 232 和排气阀偏置构件 233。排气阀座 231 连接至第二输气口 212B,且排气阀座 231 上设置有出气口 234。排气阀芯 232 在其关闭位置和其开启位置之间可移动地设置在排气阀座 231 内。所述移动包括平移和旋转。图 2B 示出了平移移动的实施例。排气阀芯 232 在其关闭位置时能够关闭第二输气口 212B,且在其开启位置时能够使第二输气口 212B 与出气口 234 流体连通,以形成排气通道。排气阀偏置构件 233 逆着排气方向对排气阀芯 232 施加偏置力。也就是说,当呼气时,需要克服排气阀偏置构件 233 产生的阻力使排气阀芯 232 从其关闭位置移动至其开启位置,才能够使呼出的气体排出。排气阀偏置构件 233 可以设置在排气阀芯 232 的背离腔体 210 的一侧,并在排气阀芯 232 处于关闭位置时就对其施加压力。呼气时需要克服该压力使排气阀芯 232 移动到关闭位置。在该移动过程中,排气阀偏置构件 233 施加的压力增大。在未示出的其他实施例中,排气阀偏置构件可以设置在排气阀芯 232 的面向腔体 210 的一侧,并在排气阀芯 232 处于关闭位置时就对其施加拉力。呼气时需要克服该拉力使排气阀芯 232 移动到关闭位置。在该移动过程中,排气阀偏置构件 233 施加的拉力增大。排气阀偏置构件 233 可以为弹簧或其他弹性体等,还可以由形态记忆材料制成,形态记忆材料例如是具有形态记忆性能的合金或塑料等。此外,排气阀 230 也可以采用类似于进气阀 220 的结构。

[0051] 热湿交换器 240 用于对吸入的气体进行温化和湿化,以减少呼吸道失水。热湿交换器 240 为被动湿化型,即当气体呼出时,将呼出气体内的水分和热量保留下来,以对吸入气体进行加热湿化,使水分和热量被循环利用。这种类型的热湿交换器 240 结构小巧、使用简便、成本较低,因此可以做成一次性消耗品,没有滋生细菌的危险和清洗消毒的麻烦;也没有电和热的危险,可在一定程度上避免湿化不足或湿化过度。热湿交换器 240 或腔体 210 上设置有用于与呼吸面罩 20 通气的面罩通气口。热湿交换器 240 与腔体 210 连通,以使呼气 and 吸气都经由该热湿交换器 240。在图 2A-2B 所示的实施例中,面罩通气口 241 设置在热湿交换器 240 上。面罩通气口 241 用于与呼吸面罩 20 通气。面罩通气口 241 例如连接至呼吸面罩 20 的面罩通孔。在其他实施例中,可以在面罩通气口 241 处设置连接结构 242。该连接结构 242 用于将通气控制装置 200 可拆卸地连接至呼吸面罩 20。连接结构 242 例如可以为卡扣连接结构、螺纹连接结构或弹性体抱紧连接结构等。这样,可以随时更换通气控制装置 200,并且可以将该通气控制装置 200 设计成可以直接应用于现有的 CPAP 呼吸面罩,以降低患者的使用成本。另外,腔体 210 还包括接口 211。热湿交换器 240 在该接口 211 处可拆卸地连接至腔体 210,以与热湿交换器 240 与接口 211 通气。热湿交换器 240 上可以设置与接口 211 相匹配的接口 243,使热湿交换器 240 和腔体 210 可拆卸地连接。接口可以采用多种形式的,例如包括锥形轴孔压紧固定形式、卡扣形式、螺纹连接形式或弹性体抱紧形式等。热湿交换器 240 和腔体 210 也可以制作成一体不可拆分的。在后文的实施例中,还将介绍面罩通气口设置在腔体 210 上的实施例。

[0052] 在一个优选实施例中,热湿交换器 240 包括壳体、疏水膜和吸水及亲水层。疏水膜填充在壳体内。疏水膜在壳体内可以呈折叠状。吸水及亲水层附着在疏水膜的表面。疏水膜的材质可以为聚偏氟乙烯 (PVDF)、聚氨酯 (PUR)、聚酯 (PES)、聚乳酸 (PLA)、聚己酸内酯 (PCL)、聚丙烯 (PP)、聚酯 (PES) 中的一种或多种。吸水及亲水层可以由吸水材料和亲水材

料制成。吸水材料可以为各种天然或改进高分子累吸水性树脂和 / 或人工合成吸水性树脂。亲水性材料含有亲水性基团, 这些基团比如:  $-COOH$ 、 $-SO_3H$ 、 $-OH$ 、等等, 这些基团有极性, 可与水相吸。

[0053] 在一个优选实施例中, 热湿交换器 240 中还设置有过滤组件, 用于过滤颗粒和 / 或微生物。作为示例, 过滤组件可以包括 PM2.5 过滤网、PM10 过滤网和 / 或活性炭过滤组件。PM2.5 过滤网、PM10 过滤网和活性炭过滤组件都可以是市场上可买到的。作为示例, 过滤组件可以包括醋酸乙烯树脂粘合硼硅酸盐超细玻璃纤维, 其具有抗普通细菌和病毒、炭疽杆菌、肺结核、HBV 病毒和 HCV 病毒的特性。作为示例, 过滤组件可以包括聚合物纳米纤维过滤层, 其中聚合物纳米纤维过滤层还可以包括杀菌物质 (例如银)。过滤组件可以设置在热湿交换器 240 的壳体内。

[0054] 在另一组实施例中, 面罩通气口可以设置在腔体上。如图 4 所示, 腔体 410 上设置有面罩通气口 411, 腔体 410 上还设置有输气口 412。虽然图中示出的腔体 410 大体上呈圆柱形, 但是在未示出的其他实施例中, 腔体 410 还可以具有其他任意形状, 只要能够形成可以与呼吸面罩进行通气的密封空间即可。腔体 410 的体积不限, 以佩戴舒适为佳。腔体 410 可以由柔性材料或刚性材料制成。该腔体 410 甚至可以与呼吸面罩 20 的面罩主体 21 形成的空腔成一体, 例如采用模制工艺使腔体 410 与面罩主体 21 一体成型。作为示例, 腔体 410 与空腔可以形成为两个可以明显区分并连通的腔。作为示例, 腔体 410 也可以做成空腔的一部分, 也就是说, 针对图 4 所示的实施例, 可以利用呼吸面罩的空腔的一部分作为腔体 410, 将输气口 412 直接形成在面罩主体 21 上。优选地, 面罩通气口 411 处设置有连接结构 413, 该连接结构 413 用于将通气控制装置 400 可拆卸地连接至呼吸面罩 20。连接结构 413 例如可以为卡扣连接结构、螺纹连接结构或弹性体抱紧连接结构等。这样, 可以随时更换通气控制装置 400, 并且可以将该通气控制装置 400 设计成可以直接应用于现有的 CPAP 呼吸面罩, 以降低患者的使用成本。另外, 热湿交换器 440 在输气口 412 处可以可拆卸地连接至阀组件 420 或腔体 410, 以使热湿交换器 440 与输气口 412 连通。作为示例, 腔体 410 可以包括将热湿交换器 440 可拆卸地连接至腔体 410 的接口。作为示例, 阀组件 420 上可以包括这样的接口。接口的结构可以采用锥形轴孔压紧固定、螺纹连接、插接、弹性体抱紧连接或卡扣连接等等, 只要能使热湿交换器 440 与输气口 412 连通即可。热湿交换器 440 与腔体 410 或者与阀组件 420 也可以制作成一体不可拆分的。

[0055] 对于进气阀和排气阀组合在一起的阀组件, 热湿交换器 440 可以通过连接至腔体 410 或连接至阀组件 420 而设置在输气口 412 处, 如图 4 所示。由于热湿交换器 440 与输气口 412 连通, 经输气口 412 排出的气体中的水分和热量在经过热湿交换器 440 时被保留下来。呼气时, 气体首先经过热湿交换器 440, 被保留下来的水分和热量湿化和温化后经过输气口 412 进入腔体 410, 最终到达呼吸面罩 20。类似于图 2A-2B 所示地, 热湿交换器 440 也可以设置在腔体 420 与呼吸面罩 20 之间。

[0056] 在另一个实施例中, 如图 5 所示, 可以将热湿交换器 540 设置在腔体 510 内。热湿交换器 540 可以可拆卸地设置在腔体 510 内, 也可以与腔体 510 制作成一件式构件。面罩通气口 511 设置在腔体 510 上。优选地, 阀组件 520 采用可拆卸的方式连接至腔体 510 的输气口 512。这样, 在腔体 510 能够可拆卸地连接至呼吸面罩 20 的实施例中, 可以定期地将腔体 510 拆卸下来, 以便整体地清洗或更换腔体 510 和里面的热湿交换器 540。返回参见

图 2A-2B 以及图 3, 对于进气口与排气口分开设置的实施例, 优选地, 将热湿交换器设置在腔体与呼吸面罩之间, 并且使热湿交换器可拆卸地连接至腔体和呼吸面罩; 或者将热湿交换器设置在腔体内, 并且使腔体可拆卸地连接至呼吸面罩和阀组件。这样可以定期地将热湿交换器拆卸下来清洗或更换。

[0057] 下面将结合附图对阀组件和腔体的多个实施例进行详细描述。可以理解, 下述的腔体和阀组件可以与上述的任一种热湿交换器相结合。

[0058] 在一组实施例中, 参见图 4, 阀组件 420 设置在输气口 412 处, 以控制输气口 412 的气体流通。该阀组件 420 具有进气通道和排气通道。进气通道和排气通道均通过输气口 412 与腔体 410 连通。阀组件 420 构造为在腔体 410 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时使进气通道导通; 且在腔体 410 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  大于或等于预定值时使排气通道导通。也就是说, 进气通道只有在腔体 410 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时才导通, 一旦腔体 410 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$  立即关断。同样地, 排气通道只有在腔体 410 与大气压之差  $\Delta P$  大于或等于预定值时才导通, 一旦腔体 410 与大气压之差  $\Delta P$  小于预定值立即关断。当患者吸气时, 腔体 410 内的气压  $P_1$  降低, 低于大气压  $P_0$ , 进气通道导通, 此时排气通道截止, 对应患者的吸气相。当患者呼气时, 腔体 410 内的气压  $P_1$  增大, 高于大气压  $P_0$ 。当腔体 410 内的气压  $P_1$  增大到与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  高于某一预定值时, 排气通道导通, 此时进气通道关断, 对应患者的呼气相。

[0059] 在一个实施例中, 阀组件 420 包括第一阀机构 422 和第二阀机构 423。如图 4 所示, 第一阀机构 422 设置在输气口 412 处。第一阀机构 422 具有关闭输气口 412 的第一关闭位置和打开输气口 412 的第一开启位置。在第一阀机构 422 上设置有通孔 422B。第二阀机构 423 设置在通孔 422B 处。第二阀机构 223 具有关闭通孔 422B 的第二关闭位置和打开通孔 422B 的第二开启位置。通过两个阀机构的相互配合, 可以利用患者的进气气流和呼气气流自动地控制它们的开启和关闭, 进而实现吸气无阻力或小阻力和呼气正压。

[0060] 在一个实施例中, 一方面, 第一阀机构 422 和第二阀机构 423 可以相互协作, 在原始位置和通气位置之间可移动。原始位置是指未由于呼吸作用对第一阀机构 422 和第二阀机构 423 施加外力的状态。此时第一阀机构 422 和第二阀机构 423 均处于各自的关闭位置。第一阀机构 422 和第二阀机构 423 处于该原始位置时, 输气口 412 关闭。腔体 410 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  大于或等于该预定值时, 第二阀机构 423 跟随第一阀机构 422 一起移动, 移动至通气位置 (向右移动)。此时第一阀机构 422 处于第一开启位置, 而第二阀机构 423 处于第二关闭位置。输气口 412 开启, 形成排气通道。在该实施例中, 第二阀机构 423 可以设置在第一阀机构 222 上。这样, 呼气时, 腔体 410 内的压力  $P_1$  不断增大。当腔体 410 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  小于预定值时, 第一阀机构 422 和第二阀机构 423 始终处于原始位置, 输气口 412 关闭。一旦腔体 410 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  大于或等于该预定值, 第二阀机构 423 跟随第一阀机构 422 移动至通气位置, 以形成排气通道, 并且还能够能够在腔体 410 内保持正压。

[0061] 另一方面, 第二阀机构 423 自身的开启和关闭动作能够在患者吸气时形成进气通道。具体地, 吸气时, 腔体 410 内的压力  $P_1$  不断减小。第一阀机构 422 处于关闭输气口 412 的第一关闭位置。当腔体 410 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时, 第二阀机构 423 开启通孔 422B, 以形成进气通道。吸气转为呼气时, 腔体 410 内的压力  $P_1$  增大, 当压力  $P_1$  大于大气

压  $P_0$ , 第二阀机构 423 就会关闭通孔 422B 并重复上述过程。由于吸气时腔体 410 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  达不到上述预定值, 因此第一阀机构 422 保持在原始位置。第一阀机构 422 和第二阀机构 423 有多种实施方式, 本发明将结合附图对一些优选实施方式进行描述。热湿交换器 440 连接至阀组件 420, 并与输气口连通。如上所述地, 热湿交换器 440 也可以设置在腔体 410 内、或者设置在腔体 410 与呼吸面罩 20 之间。

[0062] 阀组件 420 还可以包括阀座 421。阀座 421 连接在输气口 412 处。热湿交换器 440 可以连接至阀组件 420 的阀座 421。第一阀机构 422 和第二阀机构 423 可以均设置在阀座 421 内。阀座 421 上设置有出气口 421A。热湿交换器 440 通过该出气口 421A 与输气口 412 连通。出气口 421A 可以设置在阀座 421 的远端, 也可以设置在阀座 421 的侧壁上。本文所述的近端和远端是相对于佩戴该呼吸面罩的患者而言的, 靠近患者的一端称为近端, 反之称为远端。

[0063] 在图 4 所示的实施例中, 第一阀机构 422 可以包括第一阀芯 422A 和第一偏置构件 422C。第一阀芯 422A 能够在第一关闭位置和第一开启位置之间可移动。通孔 422B 设置在第一阀芯 422A 上。第二阀机构 423 在通孔 422B 处设置在第一阀芯 422A 上。呼气时腔体 410 内的压力  $P_1$  增大, 当增大到  $P_0 + \Delta P$  时, 使得本来关闭输气口 412 的第一阀芯 422A 和第二阀机构 423 一起向右移动, 输气口 412 打开, 输气口 412 与出气口 421A 连通, 形成排气通道。压力差  $\Delta P$  可以由第一偏置构件 422C 来提供。第一偏置构件 422C 抵顶在第一阀芯 422A 上, 以给第一阀芯 422A 提供从第一关闭位置到第一开启位置的移动阻力。第一偏置构件 422C 在图中所示的原始位置就对第一阀芯 422A 施加移动阻力, 以形成呼气正压。第二阀机构 423 可以是单向阀。第二阀机构 423 可以包括由弹性材料或形态记忆材料制成的阀瓣。作为示例, 阀瓣从靠近腔体 410 的一侧连接至第一阀机构 422。可以理解的是, 第一阀机构 422 也可以采用类似于与第二阀机构 423 的单向阀结构。具体地, 第一阀机构 422 可以包括由弹性材料或形态记忆材料制成的阀瓣, 该阀瓣在背离腔体 410 的一侧连接至腔体 410。同样地, 第二阀机构 423 也可以采用与上述第一阀机构 422 类似的构造, 即包括阀芯和偏置构件, 后文还将参照图 7 对具有这种结构的第二阀机构进行详细描述。

[0064] 在一个优选实施例中, 阀组件还可以包括调节机构, 用于调节上述预定值。作为示例, 如图 4 所示, 阀座 421 可以包括固定件 421B 和可移动件 421C。可移动件 421C 可移动地连接至固定件 421B, 并通过定位结构相对于固定件 421B 定位可移动件 421C 的位置。定位结构可以是设置在固定件 421B 和可移动件 421C 上的相互匹配的螺纹。在未示出的其他实施例中, 定位结构可以卡扣、固定销等等。第一偏置构件 422C 的一端可以连接或抵靠至第一阀芯 422A, 而另一端可以连接或抵靠至可移动件 421C。这样通过调节可移动件 421C 相对于固定件 421B 的位置, 就能够调节第一偏置构件 422C 的偏置力, 进而调节预定值。另外, 还可以将可移动件 421C 移除, 通过更换提供不同偏置力的第一偏置构件 422C 来调节预定值。另外, 需要说明的是, 当存在可移动件 421C 的情况下, 出气口 421A 可以设置在可移动件 421C 上。热湿交换器 440 连通至出气口 421A。

[0065] 类似地, 上述调节机构也可以增加到图 2A-2B、图 5 所示的实施例以及下述可能的实施例中。其原理与图 4 大致相同, 这里不再详细描述。在未示出的其他实施例中, 还可以采用其他方式来调节所述预定值。

[0066] 进一步优选地, 通气控制装置上设置有指示构件 (未示出), 用于指示调节后的预

定值。该指示构件可以是机械标识,例如刻度、颜色标识等。作为示例,机械标识可以设置在排气阀座 331 上。排气阀盖 350 调节到不同的位置会露出不同的刻度或颜色,以指示调节后的第一预定值。

[0067] 在另一实施例中,如图 6 所示,阀组件 620 可以包括第一阀机构 621 和第二阀机构 622。第一阀机构 621 设置在腔体 610 的输气口 612 处,且第一阀机构 621 具有关闭输气口 612 的第一关闭位置和打开输气口 612 的第一开启位置。第一阀机构 621 上设置有通孔 623。第二阀机构 622 设置在通孔 623 处。第二阀机构 622 具有关闭通孔 623 的第二关闭位置和打开通孔 623 的第二开启位置。一方面,第一阀机构 621 和第二阀机构 622 相互协作,在原始位置和通气位置之间可移动。第一阀机构 621 和第二阀机构 622 处于该原始位置时,输气口 612 关闭。当腔体 610 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时,第一阀机构 621 和第二阀机构 622 一起移动至通气位置,输气口 612 开启,形成进气通道。第二阀机构 622 可以设置在第一阀机构 621 上。在图 6 所示的实施例中,当腔体 610 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时,第一阀机构 621 和第二阀机构 622 向左移动,第一阀机构 621 与输气口 612 之间产生缝隙,输气口 612 开启,以形成进气通道,对应患者的吸气相。另一方面,第二阀机构 622 自身的开启和关闭还能够在患者呼气时形成排气通道。当腔体 610 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$ ,第一阀机构 621 处于关闭输气口 612 的第一关闭位置。作为示例,第一阀机构 621 可以设置在腔体 610 的内部。这样,当腔体 610 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$ ,输气口 611 的边缘壁可以限制第一阀机构 621 向右移动,使第一阀机构 621 保持在原始位置。第一阀机构 621 也可以通过其他部件在腔体 610 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$  时限制其处于第一关闭位置。当患者由吸气相转为呼气相后,腔体 610 内的压力  $P_1$  逐渐增大,由于腔体 610 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$ ,因此第一阀机构 621 保持在其第一关闭位置。而当腔体 610 内的压力  $P_1$  增大到与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  大于或等于该预定值时,第二阀机构 622 开启通孔 623,以形成排气通道。当腔体 610 内的压力  $P_1$  与大气压  $P_0$  之差  $\Delta P$  小于该预定值时,第二阀机构 622 则处于关闭通孔 623 的状态。热湿交换器可以连接在腔体 610 与呼吸面罩之间,也可以在输气口 612 处连接至腔体 610,例如连接在腔体 610 的延伸壁 613 上。

[0068] 在又一实施例中,参见图 7A,阀组件 720 包括阀座 721、第一阀机构 722 和第二阀机构 723。第一阀机构 722 上设置有通孔 722B。第一阀机构 722 和第二阀机构 723 分别在各自的开启位置和关闭位置之间可移动地。第一阀机构 722 主要设置在阀座 721 内,而第二阀机构 723 主要设置在腔体内。第一阀机构 722 和第二阀机构 723 均通过偏置构件来控制。第一阀机构 722 可以包括第一阀芯 722A 和第一偏置构件 722C。通孔 722B 设置在第一阀芯 722A 上。第一偏置构件 722C 抵顶在第一阀芯 722A 上,以给第一阀芯 722A 提供从第一关闭位置到第一开启位置的移动阻力。第二阀机构 723 可以包括第二阀芯 723A 和第二偏置构件 723B。第二阀芯 723A 具有关闭第一阀芯 722A 上的通孔 722B 的第二关闭位置和打开通孔 722B 的第二开启位置。第二偏置构件 723B 抵顶在第二阀芯 723A 上以给第二阀芯 723A 提供从第二关闭位置到第二开启位置的移动阻力。第二偏置构件 723B 可以设置在第二阀芯 723A 的面向腔体 710 的一侧,并在第二阀芯 723A 从其关闭位置向其开启位置移动(即向左)时对其施加压力。在未示出的其他实施例中,第二偏置构件可以设置在第二阀芯的背离腔体 710 的一侧,并在第二阀芯 723A 从其关闭位置向其开启位置移动(即向左)时对其施加拉力。第一偏置构件 722C 和第二偏置构件 723B 可以为弹簧或其他弹性体

等,还可以由形态记忆材料,比如具有形态记忆性能的合金或塑料等。在该实施例中,呼气时,第二阀芯 723A 和第一阀芯 722A 一起向右移动,即朝向它们的通气位置移动。此时呼气产生的内外气压差  $\Delta P$  要克服第一偏置构件 722C 和第二偏置构件 723B 产生的移动阻力的合力。由于第二偏置构件 723B 产生的偏置力仅用于实现腔体 710 内的压力  $P_1$  等于或以小于大气压  $P_0$  就开启,因此第二偏置构件 723B 产生的第二偏置力设置得较小,第二偏置力小于第一偏置构件 722C 产生的第一偏置力。热湿交换器可以连接在腔体 710 与呼吸面罩之间,也可以在输气口 712 处连接至腔体 710 或连接至阀组件 720。

[0069] 在上述实施例中,第一阀机构 722 和第二阀机构 723 与输气口 712 之间的密封可以由两者之一来实现,或者由它们共同实现。例如,可以在第一阀机构 722 和第二阀机构 723 中的至少一个上设置密封圈或密封垫等。如图 7A 所示,可以在第一阀机构 722 的第一阀芯 722A 上设置密封件。如图 7B 所示,可以在第二阀机构 723 的第二阀芯 723A 上设置密封件 723C。另外,还可以在第二阀芯 723A 上都设置密封件。在上述实施例的基础上,可以在阀座 721 上设置有限位件(未示出),例如挡块、凸起等。限位件用于限制第一阀芯 722A 仅在原始位置和通气位置之间移动,以避免患者呼气时第一阀芯 722A 的剧烈震动导致噪音过大。

[0070] 此外,还可以在阀组件中增加调节机构,用于调节使排气通道开启的气压差,即调节上述预定值。类似于图 4 所示的实施例,阀座 721 可以包括固定件 721B 和可移动件 721C,参见图 7A。第一偏置构件 722C 的一端连接或抵靠第一阀芯 722A 且另一端连接或抵靠可移动件 721C。可移动件 721C 可移动地连接至固定件 721B,以调节第一偏置构件 722C 的第一偏置力。此外,该调节机构还包括定位结构,其用于相对于固定件 721B 定位可移动件 721C 的位置。或者,可以通过更换不同的第一偏置构件 722C 来提供不同的偏置力,进而调节上述预定值。

[0071] 在再一实施例中,返回参见图 3,阀组件 320 可以与输气口配合形成进气口和排气口。阀组件 320 构造为在腔体 310 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时(也就是患者吸气时),使进气口与面罩通气口连通,且在腔体 310 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$  时(也就是患者呼气时),使排气口与面罩通气口连通。在图 3 的实施例中,输气口包括间隔设置的第一输气口 312A 和第二输气口 312B。阀组件 320 仅设置在第一输气口 312A 处,用于控制第一输气口 312A 的气体流通。当腔体 310 内的压力  $P_1$  小于或等于大气压  $P_0$  时,可以令阀组件 320 开启。第一输气口 312A 和第二输气口 312B 形成进气口。气体从第一输气口 312A 和第二输气口 312B 进入腔体 310 内。当腔体 310 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$  时,可以令阀组件 320 关闭。第二输气口 312B 形成排气口,气体仅从第二输气口 312B 排出腔体 310。这样来控制进气口和排气口具有不同的横截面积。进气口的横截面积  $S_1$  大于排气口的横截面积  $S_2$ 。排气口的横截面积  $S_2$  设置为呼气时保持腔体 310 内的压力  $P_1$  大于大气压  $P_0$ ,例如可以将第二输气口 312B 的开口面积设置得较小,使气体的排出速率小于患者的呼气速率。吸气时,第二输气口 312B 还能起到辅助进气的作用。在此实施例中,热湿交换器优选地连接在腔体 310 与呼吸面罩之间。

[0072] 本发明还提供一种呼吸面罩设备。该呼吸面罩设备包括上文所述的任一种呼吸面罩以及上文所述的任一种通气控制装置。通气控制装置连接至呼吸面罩,并通过面罩通气口与呼吸面罩通气。对于它们所包含的各个部件、结构可以参照上文相应部分的描述。

[0073] 本发明提供的通气控制装置实现了呼气相的正压功能,避免持续正压引起的患者不适;使用时无需连接正压气体供给装置(例如 CPAP 呼吸机)及管路等,从而方便患者移动;外出时无需携带正压气体供给装置,患者可以随时佩戴具有该通气控制装置的呼吸面罩进行治疗。该通气控制装置还增加了热湿交换器,利用呼出气体内的水分和热量对吸入气体进行加热湿化,使水分和热量被循环利用,避免温化和湿化不足带来的呼吸道内粘液纤毛运转系统变慢、分泌物聚集、分泌物变粘稠、细菌定植的危险,提高肺顺应性和病人舒适度。此外,这种类型的热湿交换器结构小巧、使用简便、成本较低,因此可以做成一次性消耗品,没有滋生细菌的危险和清洗消毒的麻烦;也没有电和热的危险,可在一定程度上避免湿化不足或湿化过度。

[0074] 本发明已经通过上述实施例进行了说明,但应当理解的是,上述实施例只是用于举例和说明的目的,而非意在将本发明限制于所描述的实施例范围内。此外本领域技术人员可以理解的是,本发明并不局限于上述实施例,根据本发明的教导还可以做出更多种的变型和修改,这些变型和修改均落在本发明所要求保护的范围内。本发明的保护范围由附属的权利要求书及其等效范围所界定。

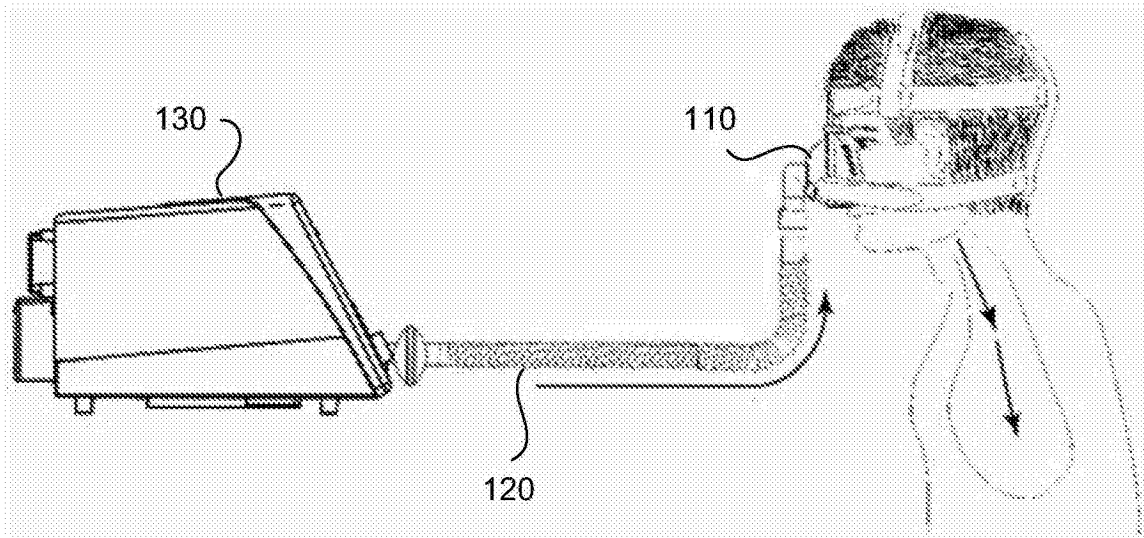


图 1

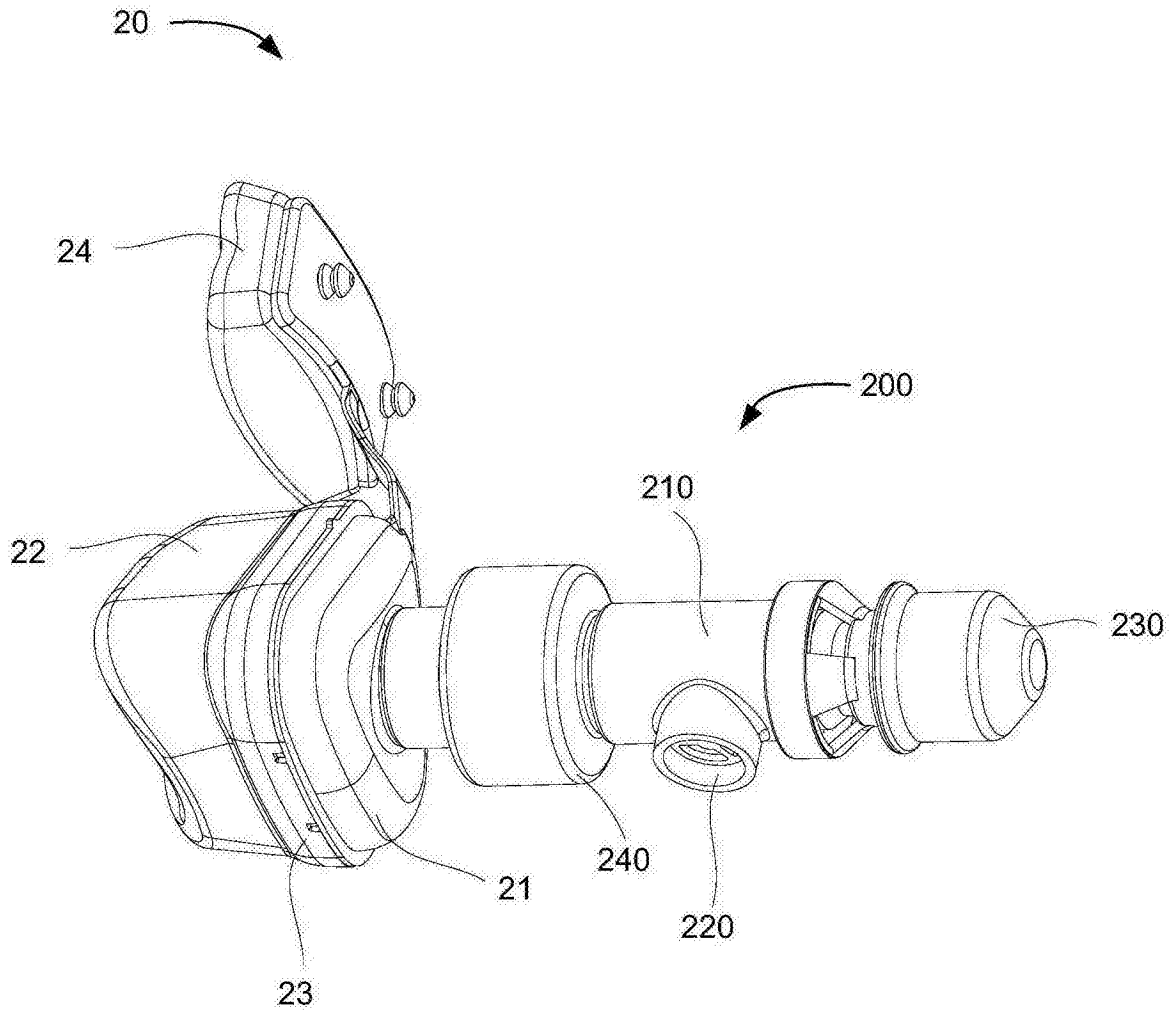


图 2A



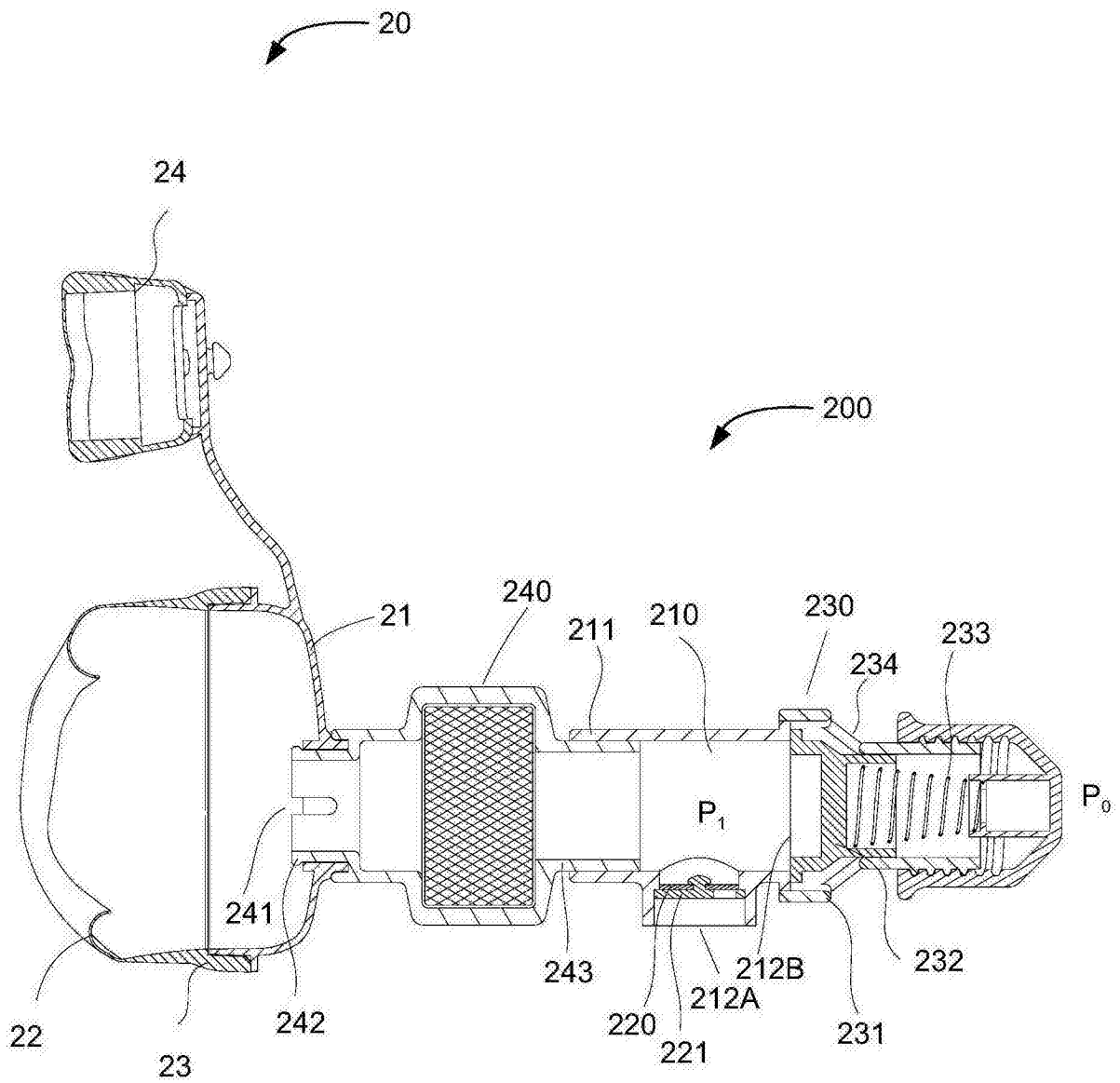


图 2B

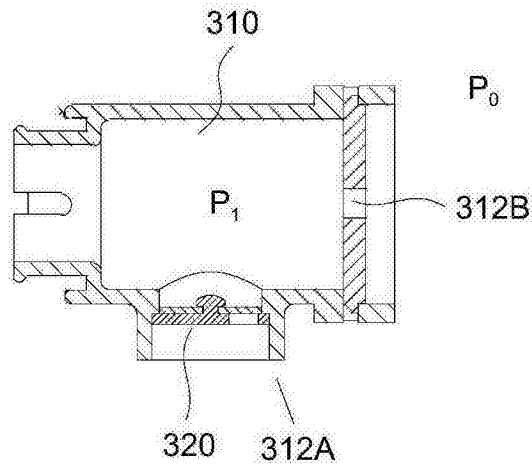


图 3

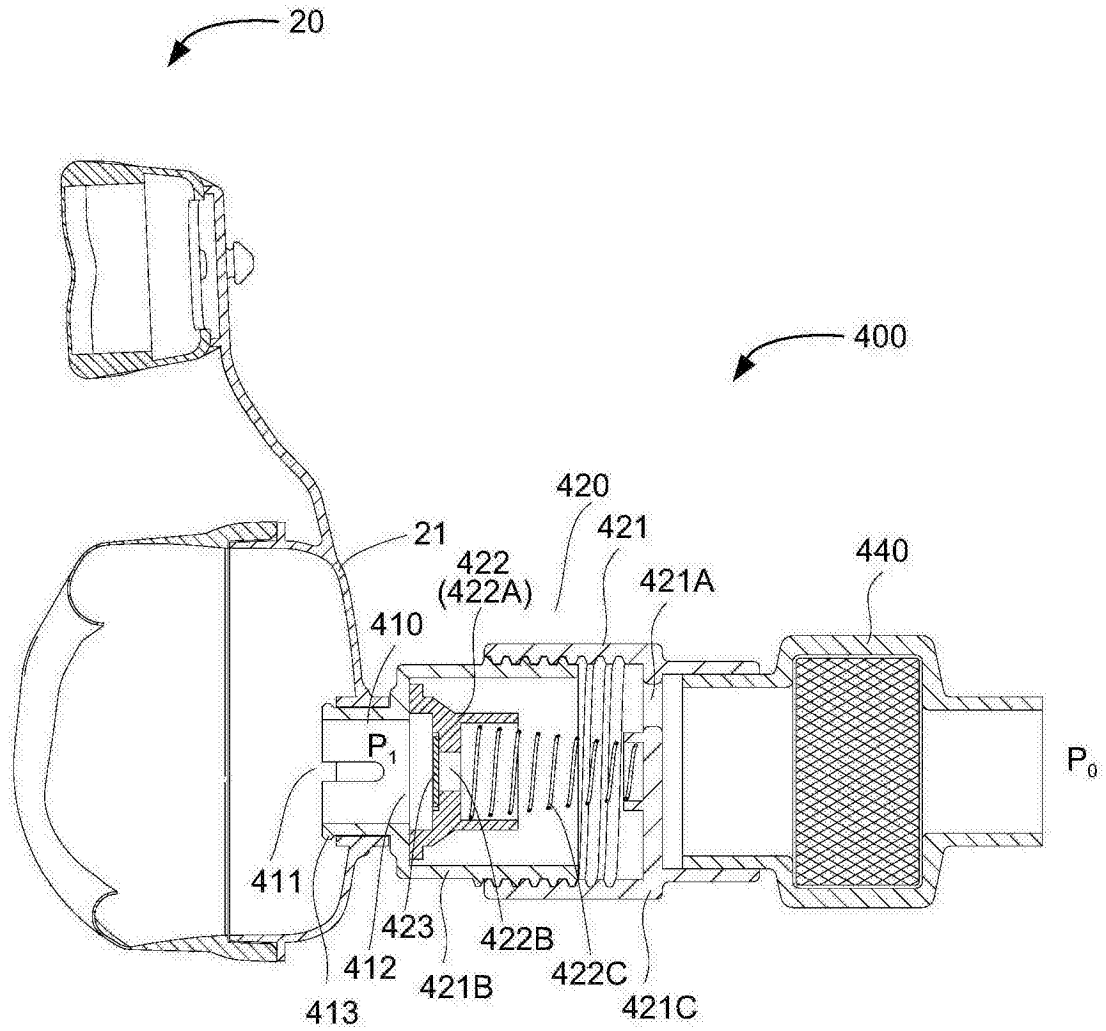


图 4

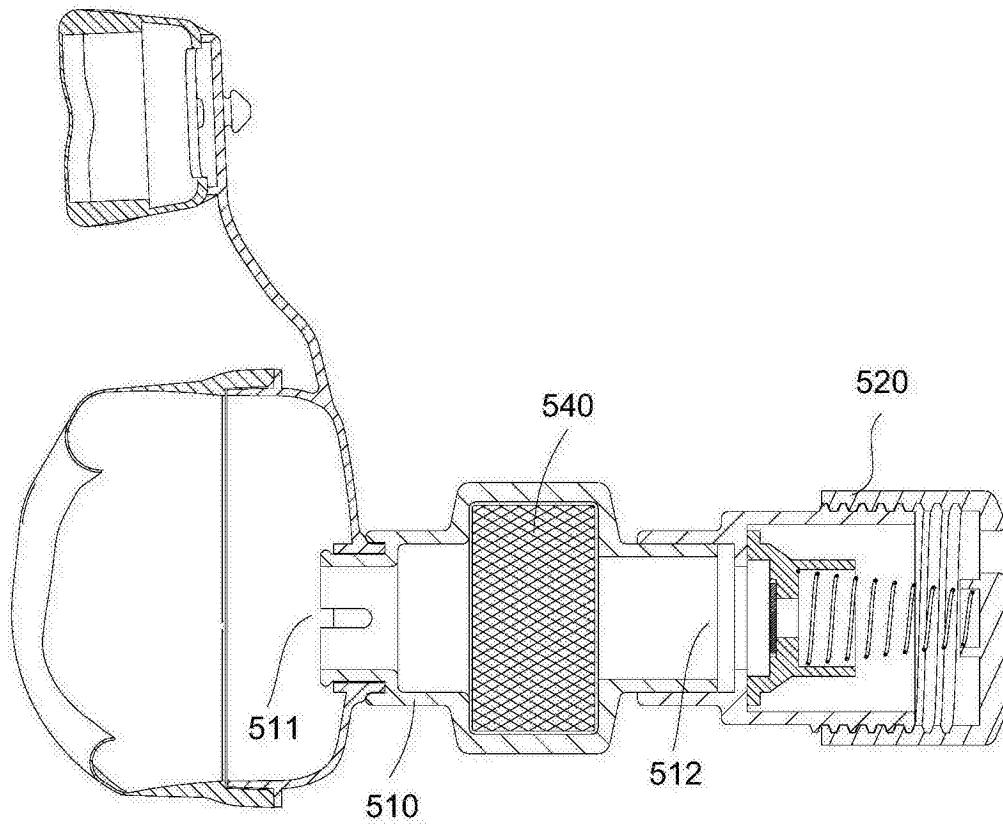


图 5

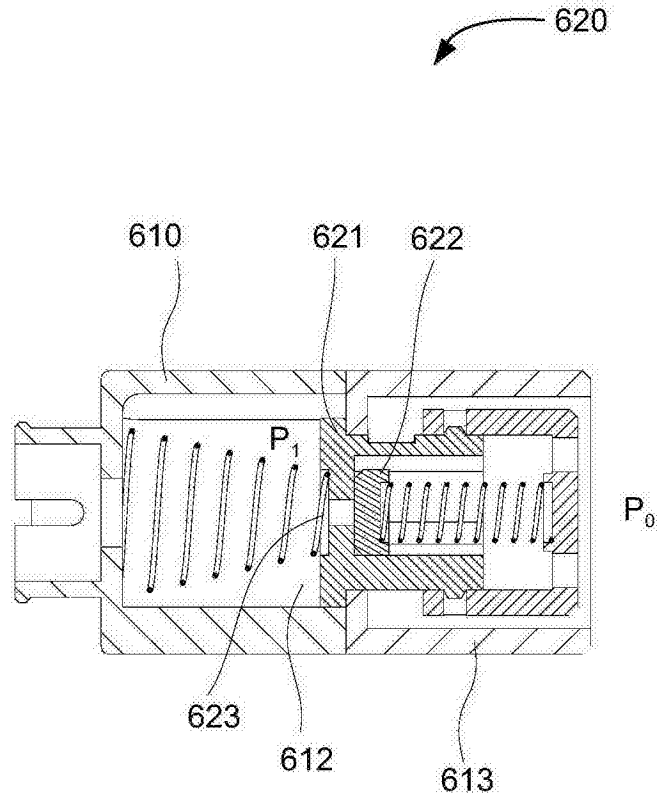


图 6

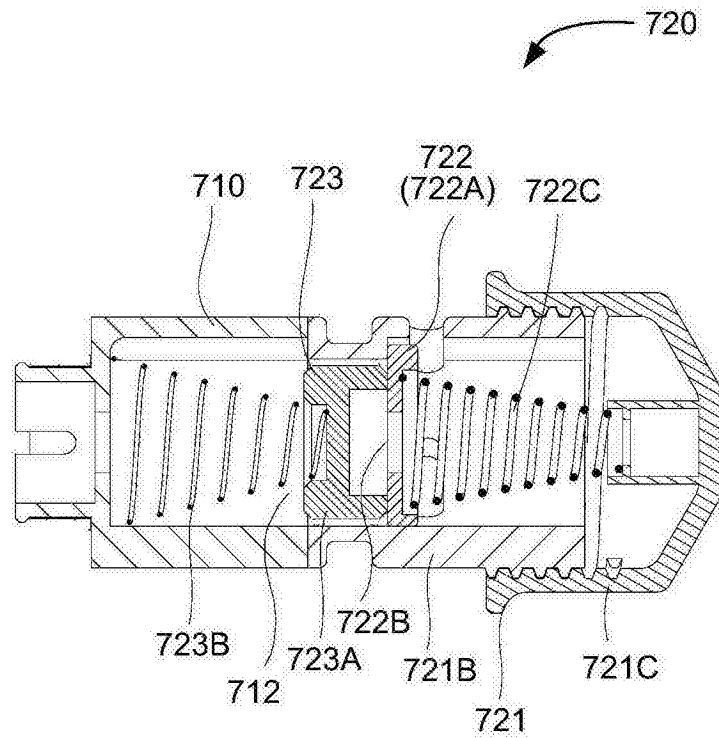


图 7A

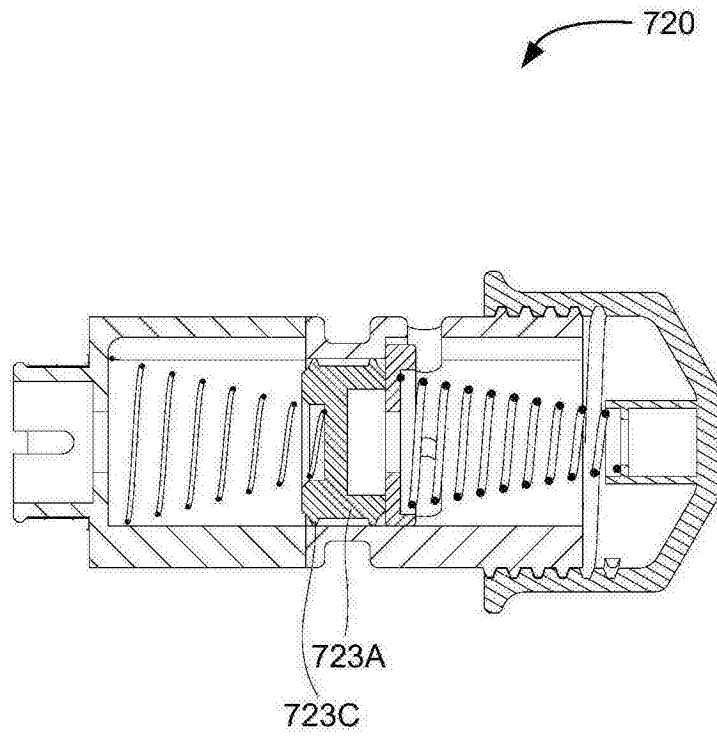


图 7B