

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101365510 B

(45) 授权公告日 2012. 01. 11

(21) 申请号 200680052044. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2006. 12. 04

A61M 16/12(2006. 01)

(30) 优先权数据

11/292, 641 2005. 12. 02 US

(56) 对比文件

US 2004/0040437 A1, 2004. 03. 04,

US 5014694 A, 1991. 05. 14,

US 6467478 B1, 2002. 10. 22,

US 5878771 A, 1999. 03. 09,

CN 2571398 Y, 2003. 09. 10,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 07. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/046201 2006. 12. 04

审查员 崔文昊

(87) PCT申请的公布数据

W02007/064986 EN 2007. 06. 07

(73) 专利权人 护理联合 2200 公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 M·S·史密斯 S·哈尔佩林

P·布里斯 G·沃斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 原绍辉 刘华联

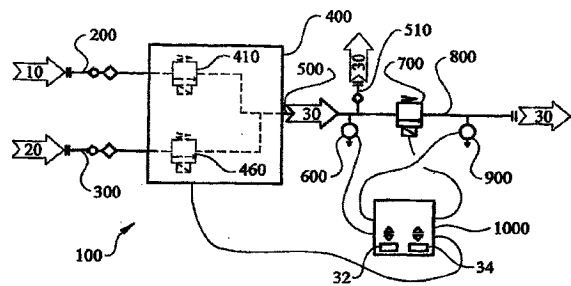
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

具有辅助混合气体出口的气体混合器

(57) 摘要

具有辅助混合气体出口的气体混合器,用于将通常为空气的第一气体和通常为氧气的第二气体进行混合以获得具有一些可控特性的混合气体。该气体混合气可并入到连续正气道压力(CPAP)装置中。该气体混合器控制混合以便产生具有通常为氧气百分比的预定混合物设定值和通常为压力设定值或流速设定值的预定控制值的混合气体。该气体混合器提供适于由诸如喷雾器或正常呼吸恢复袋的辅助设备使用的辅助混合气源。该气体混合器包括第一气体入口通道、第二气体入口通道、气体混合设备、具有辅助混合气体出口的混合气体分配通道、气体传感器、输送传感器、混合气体输送控制阀、混合气体控制通道和控制器。



1. 具有气源压力辅助混合气体出口的气体混合器 (100), 用于以可控的方式将处于第一气源压力下的第一气体 (10) 与处于第二气源压力下的第二气体 (20) 进行混合以产生具有预定混合物设定值 (32) 和预定控制设定值 (34) 的混合气体 (30), 并提供具有第一气源压力的至少百分之五十压力的混合气体 (30) 气源, 以便由至少一设备辅助件选择性使用, 该气体混合器 (100) 包括:

第一气体入口通道 (200), 其具有用于从外部气源接收第一气体 (10) 的第一气体入口端口 (210) 以及第一气体入口通道排放口 (220);

第二气体入口通道 (300), 其具有用于从外部气源接收第二气体 (20) 的第二气体入口端口 (310) 以及第二气体入口通道排放口 (320);

与第一气体入口通道 (200)、第二气体入口通道 (300) 以及混合气体分配通道 (500) 处于流体连通的气体混合设备 (400), 其中所述气体混合设备 (400) 通过第一气体入口通道 (200) 接收第一气体 (10) 以及通过第二气体入口通道 (300) 接收第二气体 (20), 其中所述气体混合设备 (400) 响应于混合控制信号 (1010) 将第一气体 (10) 与第二气体 (20) 进行混合, 从而产生在预定混合物设定值 (32) 和第一气源压力的至少百分之五十的压力下的混合气体 (30), 然后混合气体 (30) 经由混合气体分配通道 (500) 流出气体混合设备 (400), 其中所述混合气体分配通道 (500) 具有辅助混合气体出口 (510), 以便供应在预定混合物设定值 (32) 和第一气源压力的至少百分之五十的压力下的混合气体 (30), 以便由所述设备辅助件使用;

与混合气体分配通道 (500) 处于流体连通用于产生气体信号 (610) 的气体传感器 (600);

与混合气体分配通道 (500) 以及混合气体控制通道 (800) 处于流体连通的混合气体输送控制阀 (700), 其中所述混合气体输送控制阀 (700) 接收在预定混合物设定值 (32) 下的混合气体 (30), 并响应于输送控制信号 (1020) 进行调节, 从而将混合气体 (30) 固定在预定混合物设定值 (32) 和预定控制设定值 (34) 下, 然后混合气体 (30) 经由混合气体控制通道 (800) 流出混合气体输送控制阀 (700);

输送传感器 (900), 与流出混合气体输送控制阀 (700) 后的混合气体 (30) 处于流体连通, 以便产生输送感知信号 (910); 以及

控制器 (1000), 用于将预定混合物设定值 (32) 与气体信号 (610) 进行比较, 并且产生混合控制信号 (1010); 以及用于将预定控制设定值 (34) 与输送感知信号 (910) 进行比较, 并且产生输送控制信号 (1020)。

2. 根据权利要求 1 所述的气体混合器 (100), 其中所述气体混合设备 (400) 包括第一气体控制阀 (410) 和第二气体控制阀 (460)。

3. 根据权利要求 2 所述的气体混合器 (100), 其中所述第一气体控制阀 (410) 是第一气体比例电磁阀 (420) 以及第二气体控制阀 (460) 是第二气体比例电磁阀 (470)。

4. 根据权利要求 3 所述的气体混合器 (100), 其中所述第一气体比例电磁阀 (420) 是双通第一气体比例电磁阀 (430) 以及所述第二气体比例电磁阀 (470) 是双通第二气体比例电磁阀 (480), 其中双通第一气体比例电磁阀 (430) 与第一气体入口通道 (200) 和第一气体控制通道 (1100) 处于流体连通, 这样双通第一气体比例电磁阀 (430) 从第一气体入口通道 (200) 接收第一气体 (10), 响应于混合控制信号 (1010) 进行调节, 并且将经过调节的第

一气体 (10) 排放到与混合气体分配通道 (500) 处于流体连通的第一气体控制通道 (1100), 并且其中双通第二气体比例电磁阀 (480) 与第二气体入口通道 (300) 和第二气体控制通道 (1200) 处于流体连通, 这样双通第二气体比例电磁阀 (480) 从第二气体入口通道 (300) 接收第二气体 (20), 响应于混合控制信号 (1010) 进行调节, 并且将经过调节的第二气体 (20) 排放到与混合气体分配通道 (500) 处于流体连通的第二气体控制通道 (1200), 这样经过调节的第一气体 (10) 与经过调节的第二气体 (20) 在混合气体分配通道 (500) 中进行混合, 以获得预定混合物设定值 (32)。

5. 根据权利要求 3 所述的气体混合器 (100), 其中所述第一气体比例电磁阀 (420) 是双通第一气体比例电磁阀 (430) 以及第二气体比例电磁阀 (470) 是三通第二气体比例电磁阀 (490), 其中双通第一气体比例电磁阀 (430) 与第一气体入口通道 (200) 和第一气体控制通道 (1100) 处于流体连通, 这样只有当预定的混合物设定值 (32) 在预定的高浓度设定值 (36) 时或在预定的高浓度设定值 (36) 以上时, 双通第一气体比例电磁阀 (430) 才从第一气体入口通道 (200) 接收第一气体 (10), 响应于混合控制信号 (1010) 进行调节, 否则双通第一气体比例电磁阀 (430) 完全打开, 并且将第一气体 (10) 排放到与三通第二气体比例电磁阀 (490) 处于流体连通的第一气体控制通道 (1100), 并且其中三通第二气体比例电磁阀 (490) 与第二气体入口通道 (300)、第一气体控制通道 (1100) 以及混合气体分配通道 (500) 处于流体连通, 这样三通第二气体比例电磁阀 (490) 从第二气体入口通道 (300) 接收第二气体 (20) 以及从第一气体控制通道 (1100) 接收第一气体 (10), 响应于混合控制信号 (1010) 进行调节, 并在预定混合物设定值 (32) 下将混合气体 (30) 排放到混合气体分配通道 (500)。

6. 根据权利要求 3 所述的气体混合器 (100), 其中所述第一气体比例电磁阀 (420) 是三通第一气体比例电磁阀 (440) 以及第二气体比例电磁阀 (470) 是双通第二气体比例电磁阀 (480), 其中双通第二气体比例电磁阀 (480) 与第二气体入口通道 (300) 和第二气体控制通道 (1200) 处于流体连通, 这样只有当预定的混合物设定值 (32) 在预定的高浓度设定值 (36) 时或在预定的高浓度设定值 (36) 以上时, 双通第二气体比例电磁阀 (480) 才从第二气体入口通道 (300) 接收第二气体 (20), 响应于混合控制信号 (1010) 进行调节, 否则双通第二气体比例电磁阀 (480) 完全打开, 并且将第二气体 (20) 排放到与三通第一气体比例电磁阀 (440) 处于流体连通的第二气体控制通道 (1200), 并且其中三通第一气体比例电磁阀 (440) 与第一气体入口通道 (200)、第二气体控制通道 (1200) 以及混合气体分配通道 (500) 处于流体连通, 这样三通第一气体比例电磁阀 (440) 从第一气体入口通道 (200) 接收第一气体 (10) 并且从第二气体控制通道 (1200) 接收第二气体 (20), 响应于混合控制信号 (1010) 进行调节, 并在预定混合物设定值 (32) 下将混合气体 (30) 排放到混合气体分配通道 (500)。

7. 根据权利要求 1 所述的气体混合器 (100), 其中输送传感器 (900) 是压力传感器 (920), 并且预定的控制设定值 (34) 是在混合气体控制通道 (800) 中所希望的可调节的混合气体输送压力。

8. 根据权利要求 1 所述的气体混合器 (100), 其中输送传感器 (900) 是流速传感器 (930), 并且预定的控制设定值 (34) 是在混合气体控制通道 (800) 中所希望的可调节的混合气体流速。

9. 根据权利要求1所述的气体混合器(100),还进一步包括与混合气体控制通道(800)处于流体连通的混合气体排放阀(1600),其中混合气体排放阀(1600)响应于由控制器(1000)通过比较预定的混合气体排放设定值(38)和输送感知信号(910)而产生的排气控制信号(1040)从混合气体控制通道(800)排放混合气体(30)。

10. 根据权利要求1所述的气体混合器(100),还进一步包括与混合气体控制通道(800)处于流体连通的安全阀(1700),其中如果在混合气体控制通道(800)中的混合气体(30)的压力超过预定的混合气体安全设定值(40)时,该安全阀(1700)将混合气体(30)从混合气体控制通道(800)释放。

11. 根据权利要求1所述的气体混合器(100),还进一步包括处于第一气体入口通道(200)中的第一气体止回阀(230),处于第二气体入口通道(300)中的第二气体止回阀(330)以及处于辅助混合气体出口(510)中的辅助混合气体出口止回阀(512)。

12. 根据权利要求4所述的气体混合器(100),还进一步包括第二气体校准通道(1300)、混合气体测量通道(1400)以及校准阀(1500),其中第二气体校准通道(1300)与第二气体入口通道(300)处于流体连通,混合气体测量通道(1400)与混合气体分配通道(500)处于流体连通,以及在由控制器(1000)产生的校准信号(1030)指引的情况下,校准阀(1500)将来自第二气体校准通道(1300)或混合气体测量通道(1400)的气流导引到气体传感器(600)。

## 具有辅助混合气体出口的气体混合器

### 技术领域

[0001] 本发明通常涉及尤其适于气体混和装置的气体混合和控制装置,该气体混和装置特别适于将混合气体供应到连续正气道压力 (CPAP) 医疗装置。

### 背景技术

[0002] 氧气治疗用于治疗遭受各种病痛的患者并有助于各种治疗。这种治疗的最重要方面之一是获得正确的氧气混合物和治疗气体的压力。通常形式的氧气治疗通过使用连续正气道压力 (CPAP) 装置来完成。如氧气治疗领域中的那些技术人员将意识到的那样,在协助 CPAP 治疗中使用需要混合气体的各种其它辅助治疗装置。这种辅助装置包括喷雾器和正常呼吸恢复袋。

[0003] 将医疗压缩空气和氧气混合或混和以获得正确的氧气混合物和治疗压力或混合气体的压力。虽然许多氧气治疗装置具有正确混合装置内的治疗压缩空气和氧气的的能力,但是有一些装置没有上述能力,并且需要连接到外部气体混合器,这样由预先混合的气体来供应装置。并入气体混合能力的装置包括气体混合器。气体混合器是正确混合治疗压缩空气和氧气以获得具有特定氧气百分比和压力的混合气体的装置。希望具有包括辅助混合气体出口的整合气体混合器,其可用于将混合气体供应到没有内装式混合器的设备。并入这种辅助混合气体出口消除了对适于多件设备的外部气体混合器的需求。

[0004] 当前有限数目的商业上可得到的装置并入了辅助混合气体出口,但是这些装置仍具有许多缺陷。首先,据信当前可得到的具有辅助气体出口的气体混合器只能通过治疗出口或辅助出口供应混合气体,但是不能同时使用两个出口来供应混合气体。其次当前可得到的辅助气体出口通常只能以低的流速供应混合气体,因此使得能够由辅助气体出口供应混合气体的辅助设备的种类受到限制。

[0005] 本领域需求能够同时将混合气体供应到治疗出口和辅助气体出口的气体混合器。在使用辅助气体出口过程中进行调节以便不影响流出治疗出口的混合气体的气体混合器是所需的。此外,理想的气体混合器将不会不适当地限制辅助气体出口的气体流出。

### 发明内容

[0006] 在其最常规的构造下,本发明以更新和新颖的方式改进了技术状态,其具有各种更新的能力并克服了现有装置的许多缺陷。在其最常规的意义下,本发明克服了处于常规有效构造的任意构造下的现有技术的缺陷和限制。本发明以更新和新颖的方式证明上述能力并克服现有方法的许多缺陷。

[0007] 本发明是具有辅助混合气体出口的气体混合器。气体混合器以特定的方式混合第一气体和第二气体以获得具有一些可控特性的混合气体。本发明的气体混合器可并入到连续正气道压力 (CPAP) 装置中。在该实施例中,第一气体是常规的医疗压缩空气以及第二气体是氧气。

[0008] 处于第一气源压力下的第一气体进入气体混合器,以及处于第二气源压力的第二

气体进入气体混合器。虽然气体可以是任何气体,以及气源压力可以是任何压力,但是在健康护理业中气体最通常是空气和氧气,以及气源压力最通常在40-66psig。气体混合器控制上述混合以产生混合气体,混合气体具有通常为氧气百分比的预定混合物设定值以及通常为压力设定值或流速设定值的预定控制设定值。

[0009] 气体混合器提供在任一气体的至少百分之五十压力下的辅助混合气源,以便由设备辅助件选择性使用。再次参照健康护理业,使用在气源压力的至少百分之五十压力下的混合气体的至少一设备辅助件是最通常的喷雾器、正常呼吸恢复袋等。

[0010] 气体混合器包括第一气体入口通道、第二气体入口通道、气体混合设备、具有辅助混合气体出口的混合气体分配通道、气体传感器、输送传感器、混合气体输送控制阀、混合气体控制通道以及控制器。

[0011] 第一气体入口通道具有用于从外部气源接收第一气体的第一气体入口端口以及第一气体入口通道排放口。第二气体入口通道具有用于从外部气源接收第二气体的第二气体入口端口以及第二气体入口通道排放口。混合气体分配通道具有辅助混合气体出口,以便在预定混合物设定值以及在第一气源压力的至少百分之五十的压力下供应混合气体,以便由辅助设备件使用。最后,混合气体控制通道具有混合气体控制通道入口和混合气体控制通道排放口。

[0012] 气体混合设备与第一气体入口通道、第二气体入口通道以及混合气体分配通道处于流体连通。气体混合设备通过第一气体入口通道接收第一气体以及通过第二气体入口通道接收第二气体。气体混合设备响应混合控制信号将第一气体与第二气体混合,以产生在预定混合物设定值和第一气源压力的至少百分之五十的压力下的混合气体。

[0013] 预定混合物设定值是在混合气体中所希望的第一气体或第二气体的百分比。然后混合气体通过混合气体分配通道流出气体混合设备。本发明的混合气体分配通道具有辅助混合气体出口,以便在预定混合物设定值以及在第一气源压力的至少百分之五十的压力下供应混合气体,以便由辅助设备件使用。在第一气体和第二气体气源压力的至少百分之五十的压力下供应混合气体同时还经由另一出口在降低压力或流动下供应混合气体的能力是明显进步的。

[0014] 混合气体输送控制阀与混合气体分配通道以及混合气体控制通道处于流体连通。混合气体输送控制阀接收气体混合设备下游的混合气体,因此混合气体在预定的混合物设定值下。混合气体输送控制阀响应输送控制信号进行调节,从而将混合气体固定在除了已经获得的预定混合物设定值之外的预定控制设定值下。当前处于预定混合物设定值和预定控制设定值下的混合气体通过混合气体控制通道流出混合气体输送控制阀。

[0015] 气体传感器与混合气体分配通道处于流体连通。气体传感器产生代表混合气体分配通道中混合气体特性的气体信号。气体传感器通常感知包含于混合气体中的第一气体或第二气体的量。所感知的量优选为包含于混合气体中的第一气体或第二气体的百分比的形式。

[0016] 输送传感器与其流出混合气体输送控制阀后的混合气体处于流体连通以便产生输送感知信号。在该点,混合气体已经处于希望的混合状态下,并且输送传感器感知压力或流速。

[0017] 最后,控制器(a)将预定混合物设定值与气体信号进行比较,并且产生混合控制

信号；以及 (b) 将预定控制设定值与输送感知信号进行比较，并且产生输送控制信号。换言之，控制器接收使用者输入，或者预先设定的预定混合物设定值以及自气体传感器的气体信号，比较上述信号，并且产生调节气体混合设备的修正信号或者混合控制信号以确保混合气体分配通道中的混合气体基本等于由预定混合物设定值代表的混合物的量。此外，控制器接收使用者输入，或者预先设定的预定混合物设定值以及自输送传感器的输送感知信号，比较上述信号，并且产生修正信号或者输送控制信号。输送控制信号调节混合气体输送控制阀以确保混合气体控制通道中的混合气体的特性（具体压力或流速）基本等于由预定控制设定值代表的特定（具体压力或流速）。

[0018] 本发明还可并入用于控制由气体传感器 600 感知哪一种气体 10, 20, 30 的校准阀 1500；与混合气体控制通道 800 处于流体连通的混合气体排放阀 1600；与混合气体控制通道 800 处于流体连通的安全阀 1700；以及各种入口和出口止回阀。

[0019] 如参照伴随附图对优选实施例进行的如下详细描述，各种优选实施例的这些变化、变型、替换和变更可单独使用或与相互结合使用，如本领域的那些技术人员将更容易明了的那样。

#### 附图说明

[0020] 现在参照附图进行说明，但并不作为对本发明的范围（本发明的范围由权利要求进行限定的限制，其中：

[0021] 图 1 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0022] 图 2 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0023] 图 3 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0024] 图 4 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0025] 图 5 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0026] 图 6 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0027] 图 7 是未按比例绘制的本发明的示意图；

[0028] 图 8 是未按比例绘制的本发明的高位透视图；

[0029] 图 9 是未按比例绘制的图 8 实施例的一些组件的分解组装图；

[0030] 图 10 是未按比例绘制的图 8 实施例的一些组件的分解组装图；

[0031] 图 11 是未按比例绘制的本发明的顶部平面视图；

[0032] 图 12 是未按比例绘制的沿图 11 剖面线 12-12 所取的本发明的断面视图；

[0033] 图 13 是未按比例绘制的沿图 11 剖面线 13-13 所取的本发明的断面视图；

[0034] 图 14 是未按比例绘制的沿图 11 剖面线 14-14 所取的本发明的断面视图；以及

[0035] 图 15 是未按比例绘制的沿图 11 剖面线 15-15 所取的本发明的断面视图。

[0036] 本发明的详细描述

[0037] 本发明的具有辅助混合气体出口的气体混合器 100 使得本领域的技术状态得到明显改进。该设备的优选实施例通过以独特和新颖方式设置元件的更新和新颖配置来实现上述，并且其证实其实现现有技术不能得到但是优选和希望的性能。结合附图所做的下述详细说明意旨仅仅作为本发明当前优选实施例的描述，但并不代表其中构建或利用本发明的唯一形式。下述描述提出关于所示实施例实现本发明的设计、功能、装置和方法。但是可

以理解,可由不同实施例实现的相同或等价功能和特征也意旨涵盖在本发明的精神和范围内。

[0038] 通常参照图 1 至 15,本发明是具有辅助混合气体出口的气体混合器 100,以便以特定方式混合第一气体 10 和第二气体 20 以获得具有一些可控特性的混合气体 30。处于第一气源压力下的第一气体 10 进入气体混合器 100,以及处于第二气源压力下的第二气体 20 进入气体混合器 100。虽然气体 10,20 可以是任何气体,以及气源压力可以是任何压力,但是在健康护理业中气体 10,20 最通常是空气和氧气,以及气源压力最通常在 40-66psig(2.75-4.55bar)。气体混合器 100 控制上述混合以产生具有预定混合物设定值 32 以及预定控制设定值 34 的混合气体 30。此外,气体混合器 100 提供在任一气体的至少百分之五十压力下的辅助混合气体 30 气源,以便由至少一设备辅助件选择性使用。再次参照健康护理业,使用在气源压力的至少百分之五十压力下的混合气体 30 的至少一设备辅助件是最通常的喷雾器、正常呼吸恢复袋等。

[0039] 参照图 1,气体混合器 100 包括第一气体入口通道 200、第二气体入口通道 300、气体混合设备 400、具有辅助混合气体出口 510 的混合气体分配通道 500、气体传感器 600、输送传感器 900、混合气体输送控制阀 700、混合气体控制通道 800 以及控制器 1000。将首先简要论述这些元件中的每一元件,以提供各元件之间的流体连通以及气体混合器 100 如何作用的概况。

[0040] 首先,参照通道 200,300,500,800,如图 2 中所示,第一气体入口通道 200 具有用于从外部气源接收第一气体 10 的第一气体入口端口 210 以及第一气体入口通道排放口 220。类似的,第二气体入口通道 300 具有用于从外部气源接收第二气体 20 的第二气体入口端口 310 以及第二气体入口通道排放口 320。此外,混合气体分配通道 500 具有辅助混合气体出口 510,以便在预定混合物设定值 32 以及在第一气源压力的至少百分之五十的压力下供应混合气体 30,以便由辅助设备件使用。混合气体控制通道 500 还具有混合气体控制通道入口 520 和混合气体控制通道排放口 530。最后,混合气体控制通道 800 具有混合气体控制通道入口 810 和混合气体控制通道排放口 820。

[0041] 接着,继续参照图 2,气体混合设备 400 与第一气体入口通道 200、第二气体入口通道 300 以及混合气体分配通道 500 处于流体连通。气体混合设备 400 通过第一气体入口通道 200 接收第一气体 10 以及通过第二气体入口通道 300 接收第二气体 20。气体混合设备 400 响应混合控制信号 1010 将第一气体 10 与第二气体 20 混合,以产生在预定混合物设定值 32 和第一气源压力的至少百分之五十的压力下的混合气体 30,如图 3 所示。预定混合物设定值 32 是在混合气体 30 中所希望的第一气体 10 或第二气体 20 的百分比。然后混合气体 30 通过混合气体分配通道 500 流出气体混合设备 400。本发明的混合气体分配通道 500 具有辅助混合气体出口 510,以便在预定混合物设定值 32 以及在第一气源压力的至少百分之五十的压力下供应混合气体 30,以便由辅助设备件使用。在第一气体 10 和第二气体 20 气源压力的至少百分之五十的压力下供应混合气体 30 同时还经由另一出口在降低压力或流动下供应混合气体 30 的能力是明显进步的。

[0042] 再次参照图 2,混合气体输送控制阀 700 与混合气体分配通道 500 以及混合气体控制通道 800 处于流体连通。混合气体输送控制阀 700 接收气体混合设备 400 下游的混合气体 30,因此混合气体 30 在预定的混合物设定值 32 下。混合气体输送控制阀 700 响应输送



控制信号 1020 进行调节,从而将混合气体 30 固定在除了已经获得的预定混合物设定值 32 之外的预定控制设定值 34 下。当前处于预定混合物设定值 32 和预定控制设定值 34 下的混合气体 30 通过混合气体控制通道 800 流出混合气体输送控制阀 700。

[0043] 现在再次参照附图 3,关于传感器 600,900,气体传感器 600 与混合气体分配通道 500 处于流体连通。气体传感器 600 产生代表混合气体分配通道 500 中混合气体 30 特性的气体信号 610。气体传感器 600 通常感知包含于混合气体 30 中的第一气体 10 或第二气体 20 的量。所感知的量优选为包含于混合气体 30 中的第一气体 10 或第二气体 20 的百分比的形式。例如,在健康护理业中,如果第一气体 10 是压缩空气以及第二气体 20 基本是纯氧,那么通常希望其感知混合气体 30 中的氧气量,通常表示为混合气体 30 中的氧气百分比。

[0044] 输送传感器 900 与其流出混合气体输送控制阀 700 后以便产生输送感知信号 910 的混合气体 30 处于流体连通。在该点,混合气体 30 已经处于希望的混合状态下,并且输送传感器 900 感知压力或流速。这样,输送传感器可以是压力传感器 920 或流速传感器 930。此外,输送传感器 900 并不限制在本发明的位置,并且可与恰好位于气体混合器 100 下游的混合气体 30 处于流体连通。例如,再次参照健康护理的例子,在连续正气道压力 (CPAP) 装置中使用本发明的实施例中,混合气体 30 优选由位于使用者面罩附近的压力传感器 920 或流速传感器 930 测量。在多数实施例中,压力传感器 920 感知水面下 250 厘米的压力,并且流量传感器 930 感知小于每分钟 20 升的流速。

[0045] 最后,控制器 1000 (a) 将预定混合物设定值 32 与气体信号 610 进行比较,并且产生混合控制信号 1010 ;以及 (b 将预定控制设定值 34 与输送感知信号 910 进行比较,并且产生输送控制信号 1020。换言之,关于混合控制信号 1010,控制器 1000 接收使用者输入,或者预先设定的预定混合物设定值 32 以及自气体传感器 600 的气体信号 610,比较上述信号,并且产生调节气体混合设备 400 的修正信号或者混合控制信号 1010 以确保混合气体分配通道 500 中的混合气体 30 基本等于由预定混合物设定值 32 代表的混合物的量。此外,关于混合控制信号 1020,控制器 1000 接收使用者输入,或者预先设定的预定混合物设定值 34 以及自输送传感器 900 的输送感知信号 910,比较上述信号,并且产生修正信号或者输送控制信号 1020,输送控制信号 1020 调节混合气体输送控制阀 700 以确保混合气体控制通道 800 中的混合气体 30 的特性 (具体压力或流速) 基本等于由预定控制设定值 34 代表的特定 (具体压力或流速)。

[0046] 气体混合设备 400 可以是任意数目的流动控制产品,上述产品可精确控制流经设备 400 的气体量并且将第一气体 10 和第二气体 20 以具有最大压降的方式混合,从而确保混合气体分配通道 500 中的混合气体 30 在第一气体 10 气源压力的至少百分之五十的压力下。在一个实施例中,参见图 1,气体混合设备 400 包括第一气体控制阀 410 和第二气体控制阀 460。在此使用的术语“控制阀”意味着能够响应相关的控制信号来调节或仅仅导引流动 (如由控制信号指引的那样的阀或兼容的动作装置。在优选实施例中,参见图 2,第一气体控制阀 410 是第一气体比例的电磁阀 420 以及第二气体控制阀 460 是第二气体比例的电磁阀 470。在此术语“比例的电磁阀”意味着能够在完全打开和完全关闭的范围内进行调节的电磁阀。

[0047] 在一特定实施例中,参见图 3 和图 4,第一气体比例电磁阀 420 是双通第一气体比例电磁阀 430 以及第二气体比例电磁阀 470 是双通第二气体比例电磁阀 480。在此,双通

第一气体比例电磁阀 430 与第一气体入口通道 200 和第一气体控制通道 1100 处于流体连通,这样双通第一气体比例电磁阀 430 从第一气体入口通道 200 接收第一气体 10, 响应于混合控制信号 1010 进行调节, 并且将经过调节的第一气体 10 排放到与混合气体分配通道 500 处于流体连通的第一气体控制通道 1100。类似的, 双通第二气体比例电磁阀 480 与第二气体入口通道 300 和第二气体控制通道 1200 处于流体连通, 这样双通第二气体比例电磁阀 480 从第二气体入口通道 300 接收第二气体 20, 响应于混合控制信号 1010 进行调节, 并且将经过调节的第二气体 20 排放到与混合气体分配通道 500 处于流体连通的第二气体控制通道 1200。双通第一气体比例电磁阀 430 与双通第二气体比例电磁阀 480 共同工作, 如由混合控制信号 1010 指引的那样, 这样混合气体分配通道 500 中的经过调节的第一气体 10 和经过调节的第二气体 20 的混合物处于预定的混合物设定值 32 下。

[0048] 在并入所示 CPAP 应用例子中的该实施例中, 当混合气体 30 以大约 7 升 / 分钟流出辅助混合气体出口 510 以及混合气体 30 以大约 8 升 / 分钟流出混合气体控制通道 800 时, 预定的控制设定值 34 通常为大约 5 厘米水柱和大约 10 厘米水柱之间的优选治疗压力, 其中第一气体 10- 压缩空气的气源压力大约为 50psig (3.45bar), 以及第二气体 20- 氧气的气源压力大约为 50psig。当从辅助混合气体出口 510 流出的混合气体 30 增加到 15 升 / 分钟时, 气体 10, 20 的气源压力降低到大约 41psig。较高的流速在混合气体分配通道 500 中产生大约 21psig 的压力, 而较低的流速在混合气体分配通道 500 中产生大约 42psig 的压力。这样, 混合气体通道 500 中的混合气体 30 处于预定的混合物设定值 32 和最低气源压力的至少百分之五十的压力下。类似的, 在上述的 CPAP 应用例子中, 预定的控制设定值 34 通常是小于 20 升每分钟的优选治疗流速。

[0049] 在图 5 中所示的可选择实施例中, 第一气体比例电磁阀 420 是双通第一气体比例电磁阀 430 以及第二气体比例电磁阀 470 是三通第二气体比例电磁阀 490。在此, 双通第一气体比例电磁阀 430 与第一气体入口通道 200 和第一气体控制通道 1100 处于流体连通, 这样只有当预定的混合物设定值 32 在预定的高浓度设定值 36 时或在预定的高浓度设定值 36 以上时, 双通第一气体比例电磁阀 430 才从第一气体入口通道 200 接收第一气体 10, 响应于混合控制信号 1010 进行调节。当预定的混合物设定值 32 低于预定的高浓度设定值 36 时, 双通第一气体比例电磁阀 430 完全打开。在该实施例中, 气体从双通第一气体比例电磁阀 430 排放到与三通第二气体比例电磁阀 490 处于流体连通的第一气体控制通道 1100。因此, 三通第二气体比例电磁阀 490 与第二气体入口通道 300、第一气体控制通道 1100 以及混合气体分配通道 500 处于流体连通, 这样三通第二气体比例电磁阀 490 从第二气体入口通道 300 接收第二气体 20 以及从第一气体控制通道 1100 接收第一气体 10。三通第二气体比例电磁阀 490 响应于混合控制信号 1010 进行调节, 并在预定混合物设定值 32 下将混合气体 30 排放到混合气体分配通道 500。

[0050] 在该实施例中, 预定的高浓度设定值 36 实质上可为任意浓度的第一气体 10 或第二气体 20。再次参照健康护理的例子, 其中第一气体 10 是压缩空气以及第二气体 20 是氧气, 混合气体 30 的预定高浓度设定值 36 是基本百分之六十的氧气。选择该值, 原因在于假定每一气体 10, 20 的气源压力相同以及每一阀 410, 460 的节流面积相同时给予相同的体积转移, 那么具有 21% 氧气的压缩空气与具有 100% 氧气的氧气将以相同的份数进行混合。在此, 在第一气体 10 和第二气体 20 的氧气百分比的差异大约为 80%。这样, 由于双通第一

气体比例电磁阀 430 完全打开,三通第二气体比例电磁阀 490 可进行调节,以产生具有 21% 值大约 60% 体积之间的氧气浓度的混合气体 30。那么,如果希望氧气浓度高于 60%,双通第一气体比例电磁阀 430 开始关闭,或节流供应到三通第二气体比例电磁阀 490 的第二气体 20,也就是压缩空气的量。

[0051] 本领域的技术人员将会认识到与前述图 5 所述实施例相反的实施例也执行同样的功能。在该相反的实施例中,参见图 6,第一气体比例电磁阀 420 是三通第一气体比例电磁阀 440 以及第二气体比例电磁阀 470 是双通第二气体比例电磁阀 480。双通第二气体比例电磁阀 480 与第二气体入口通道 300 和第二气体控制通道 1200 处于流体连通。这样只有当预定的混合物设定值 32 在预定的高浓度设定值 36 时或在预定的高浓度设定值 36 以上时,双通第二气体比例电磁阀 480 才从第二气体入口通道 300 接收第二气体 20,响应于混合控制信号 1010 进行调节,否则双通第二气体比例电磁阀 480 完全打开,并且将第二气体 20 排放到与第二气体控制通道 1200。第二气体控制通道 1200 与三通第一气体比例电磁阀 440 处于流体连通。三通第一气体比例电磁阀 440 与第一气体入口通道 200、第二气体控制通道 1200 以及混合气体分配通道 500 处于流体连通。三通第一气体比例电磁阀 440 从第一气体入口通道 200 接收第一气体 10 并且从第二气体控制通道 1200 接收第二气体 20。三通第一气体比例电磁阀 440 响应于混合控制信号 1010 进行调节,并在预定混合物设定值 32 下将混合气体 30 排放到混合气体分配通道 500。

[0052] 本发明还可并入用于控制由气体传感器 600 感知哪一种气体 10,20,30 的校准阀 1500,如图 5 和 7 所示。并入校准阀 1500 使得气体混合器 100 能够校验气体传感器 600 是否正确运行。例如,在一个上述的健康护理的例子中,气体传感器 600 是氧气传感器。在此,气体混合器 100 连接到 100% 的氧气源。因此,通过经由校准阀 1500 将 100% 氧气导引到气体传感器 600,气体混合器 100 可对气体传感器 600 进行检测,以观察其是否产生了 100% 氧气的读数。校准阀 1500 是最通常的三向两位的电磁阀。换言之,校准阀 1500 具有两个输入和一个输出,并且该阀仅仅指引哪一输入被阻断以及哪一输入自由流动到输出。

[0053] 该实施例并入第二气体校准通道 1300、混合气体测量通道 1400 以及校准阀 1500。第二气体校准通道 1300 与第二气体入口通道 300 处于流体连通。混合气体测量通道 1400 与混合气体分配通道 500 处于流体连通。在由控制器 1000 产生的校准信号 1030 指引的情况下,校准阀 1500 将来自第二气体校准通道 1300 或混合气体测量通道 1400 的气流导引到气体传感器 600。控制器 1000 可在产生任意数目事件时产生校准信号。例如,在气体混合器 100 每一运行开始时或特定的运行阶段其可以是运行的小时数、循环周期等之后,控制器 1000 可产生校准信号 1030 并且因而检测气体传感器 600。此外,如果由气体传感器 600 产生的气体信号 610 没有正确识别第二气体 20,控制器 1000 可防止气体混合器 100 运行。

[0054] 本发明还可并入与混合气体控制通道 800 处于流体连通的混合气体排放阀 1600,如图 7 所示。混合气体排放阀 1600 响应于由控制器 1000 产生的排气控制信号 1040 从混合气体控制通道 800 排放混合气体 30。通过比较预定的混合气体排放设定值 38 和输送感知信号 910 产生排气控制信号 1040。预定的混合气体排放设定值 38 基本是过压安全设置。再次参照 CPAP 应用的例子,预定的混合气体排放设定值 38 通常是大约 12 厘米水柱。在一个实施例中,混合气体排放阀 1600 是双向电磁阀,当输送传感器 900 感知在混合气体控制通道 800 中的压力大于预定的混合气体排放设定值 38 时,该电磁阀完全打开,从而将混合

气体 30 从混合气体控制通道 800 排放,并且当在混合气体控制通道 800 中的压力降低小于预定的混合气体排放设定值 38 时,该阀完全关闭。

[0055] 本发明还可并入与混合气体控制通道 800 处于流体连通的安全阀 1700。如果在混合气体控制通道 800 中的混合气体 30 的压力超过预定的混合气体安全设定值 40 时,该安全阀 1700 将混合气体 30 从混合气体控制通道 800 释放。预定的混合气体安全设定值 40 通常明显高于预定的混合气体排放设定值 38。实际上,在该部分中使用的 CPAP 应用的例子中,预定的混合气体安全设定值 40 大约为 210 厘米水柱。在该实施例中,安全阀 1700 是自动机械安全阀。

[0056] 如本领域技术人员将意识到的那样,气体混合器 100 的各种入口和出口可并入止回阀,以限制气体流动到特定方向。这种止回阀可与各种入口和出口处于流体连通,并且在气体混合器 100 的外部,或者止回阀可以是气体混合器 100 的一部分。因此,在如图 7 所示的实施例中,气体混合器 100 包括处于第一气体入口通道 200 中的第一气体止回阀 230、处于第二气体入口通道 300 中的第二气体止回阀 330 以及处于辅助混合气体出口 510 中的辅助混合气体出口止回阀 512。此外,如本领域技术人员将意识到的那样,各种过滤器可并入到气体混合器 100 中,诸如还由图 7 所示的第一气体过滤器 240 以及第二气体过滤器 340。过滤器 240,340 通常是 5-50 微米的过滤器,并且可并入脱水器,并且当第一气体 10 为压缩空气时,过滤器具体位于气体混合器 100 的第一气体 10 的那一侧上。

[0057] 在图 8-15 中示出一个特定实施例。这些附图通常相应于图 7 的示意图。如图 8 所示的气体混合器 100 示出该实施例的各种阀的位置,上述阀也就是第一气体控制阀 410、第二气体控制阀 460、混合气体输送控制阀 700、校准阀 1500 以及混合气体排放阀 1600。在图 8 中还可看到辅助混合气体出口 510。在图 9 中示出图 8 的气体混合器 100 的组装视图。如图 9 和 13 所示,混合气体控制通道 800 并且因而混合气体控制通道出口 820 (其通常被认为是用于为患者服务的出口)从底部离开气体混合器 100。在图 10 中最佳示出两个入口接头,也就是第一气体入口端口 210 和第二气体入口端口 310,以及气体传感器 600。

[0058] 通过参照图 11 的顶部平面视图以及图 12-15 的相关断面图最佳最佳示出该实施例的气体通道。例如,通过观察图 11 中的第一气体入口端口 210 以及参照沿着图 11 中剖面线 14-14 所取的图 14 的断面图,可以看到第一气体 10 的流动路线。在图 11-15 中看不到但是在图 18 和图 10 中示出,第一气体 10 进入第一气体入口端口 210 然后导引通过第一气体过滤器 240。然后第一气体 10 输送到包含第一气体止回阀 230 的腔 (为了清楚起见未示出),并且流出气体混合器 100 的主体并进入到第一气体控制阀 410,如图 14 和 15 示意示出那样。之后如图 15 中所示,第一气体 10 经由第一气体控制通道 1100 向回导引到气体混合器 100 的主体内,该第一气体控制通道 1100 连接到混合气体分配通道 500。如图 11 所示,混合气体分配通道 500 延伸气体混合器 100 的基本整个长度,并且具有在通道 500 的中间切断的剖面线 15-15,该断面在图 15 中示出。

[0059] 通过首先参照图 11 还可以看到第二气体 20 的流动路线。第二气体 20 经由第二气体入口端口 310 进入气体混合器 100,并且流动通过第二气体入口通道 300,该通道 300 连接到包含第二气体止回阀 330 的腔 (为了清楚起见未示出)。虽然剖面线没有切过第二气体入口通道 300,但是由于剖面线 14-14 已经切过第一气体入口通道 200,路线除了第二气体入口通道 300 不包含如在第一气体入口通道 200 中所看到的较大脱水器过滤器之外基

本是相同的,原因在于在该配置中,第二气体 20 是预先过滤的氧气。类似于第一气体 10 的路线,第二气体 20 从顶部离开气体混合器 100 的主体以进入第二气体控制阀 460,如图 8 所示。如图 15 所示,之后第二气体 20 通过第二气体控制通道 1200 返回气体混合器 100 的主体,该第二气体控制通道 1200 连接到混合气体控制通道 500。

[0060] 然后混合气体 30 沿着混合气体分配通道 500 行进直到其达到图 11 的剖面线 13-13 的位置。如图 13 所示,剖面线 13-13 是混合气体输送阀 700 连接到混合气体分配通道 500 的位置。还如图 13 所示,混合气体 30 流出气体混合器 100 的主体,行进通过混合气体输送阀 700,并且经由混合气体控制通道 800 返回到气体混合器 100 的主体。目前在预定混合物设定值 32 和预定控制设定值下的混合气体 30 从底部离开气体混合器 100。

[0061] 再次参照图 11,混合气体分配通道 500 延伸到剖面线 13-13 之外并到达辅助混合气体出口 510,如完全在图 9 中所示以及在图 15 中示意示出的那样。沿着混合气体 30 的路线,即沿着混合气体分配通道 500 到达在剖面线 13-13 处的混合气体输送控制阀 700,混合气体 30 经过剖面线 12-12,剖面线 12-12 是校准阀 1500 与混合气体分配通道 500 连通的位置。校准阀 1500 经由混合气体测量通道 1400 从混合气体分配通道 500 吸引混合气体 30,并且经由第二气体校准通道 1300 从第二气体入口通道 300 吸引第二气体 20,如图 12 所示。然后从校准阀 1500 的排放气体输送到气体传感器 600。

[0062] 此外如图 13 所示,混合气体 30 经过混合气体排放阀 1600 的沿着流出混合气体控制通道 800 路径的位置。在图 8 中看出混合气体排放阀 1600 位于气体混合器 100 的前部上,并且如图 13 所示连接到混合气体控制通道 800。

[0063] 在此公开的优选实施例的各种变更、变型和变化是对于本领域的技术人员而言是明了的,并且它们都是在本发明精神和范围内可预见和预期的。例如,虽然详细描述了具体实施例,但是对于本领域的技术人员而言应该理解可对前述的实施例和变化进行改型以并入各种类型的替代和 / 或另外的或可选择的材料、相对的元素配置以及尺寸构造。因此,虽然在此仅仅描述了本发明的几种变化,但是可以理解这种另外改型和变化及其等同物的实践落在本发明的精神和范围内,本发明的精神和范围由下面的权利要求进行限定。

[0064] 工业实用性

[0065] 具有辅助混合气体出口的气体混合器满足长期需求连续正气道压力 (CPAP) 装置气体混合器的要求,该气体混合器能够将混合气体供应到外部的不具有 CPAP 的设备。并入辅助混合气源出口可省去通常需要诸如喷雾器、正常呼吸恢复袋的辅助设备的外部气体混合器,上述出口能够在相对高流速和明显大于最终控制混合气体压力的压力下将混合气体供应到辅助设备。

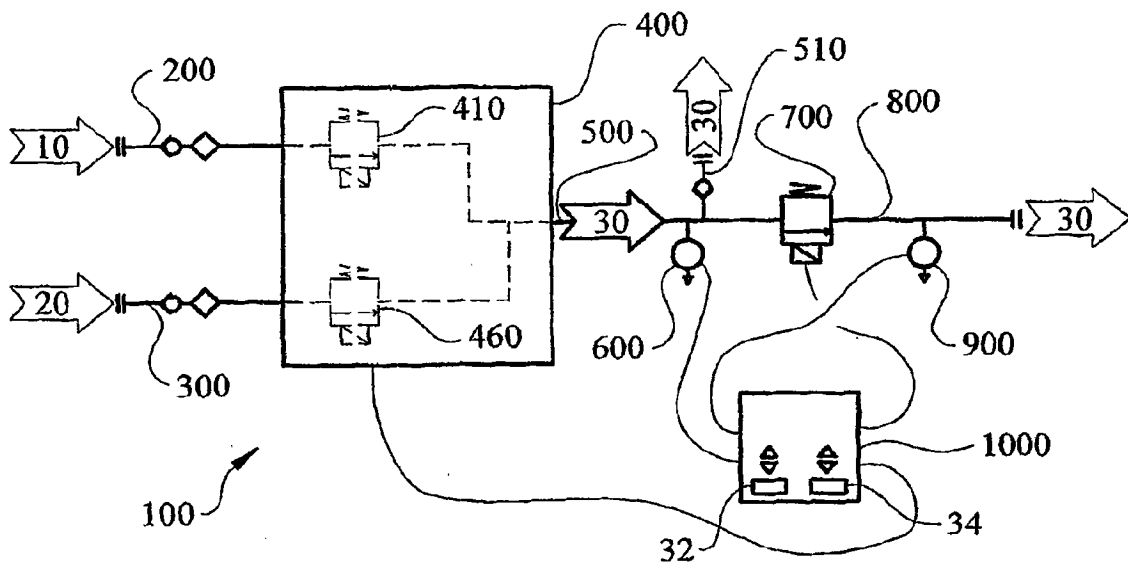


图 1

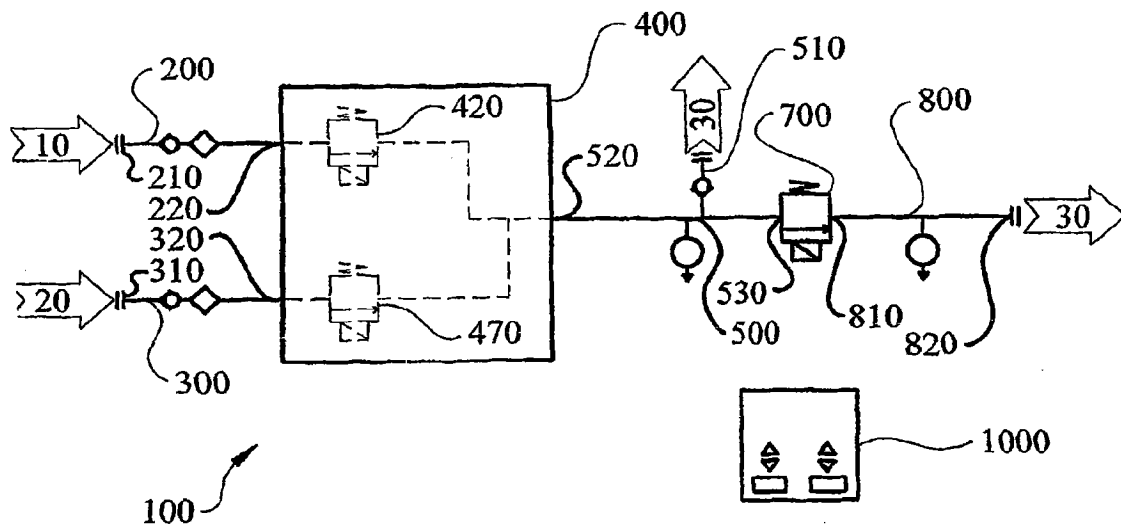


图 2

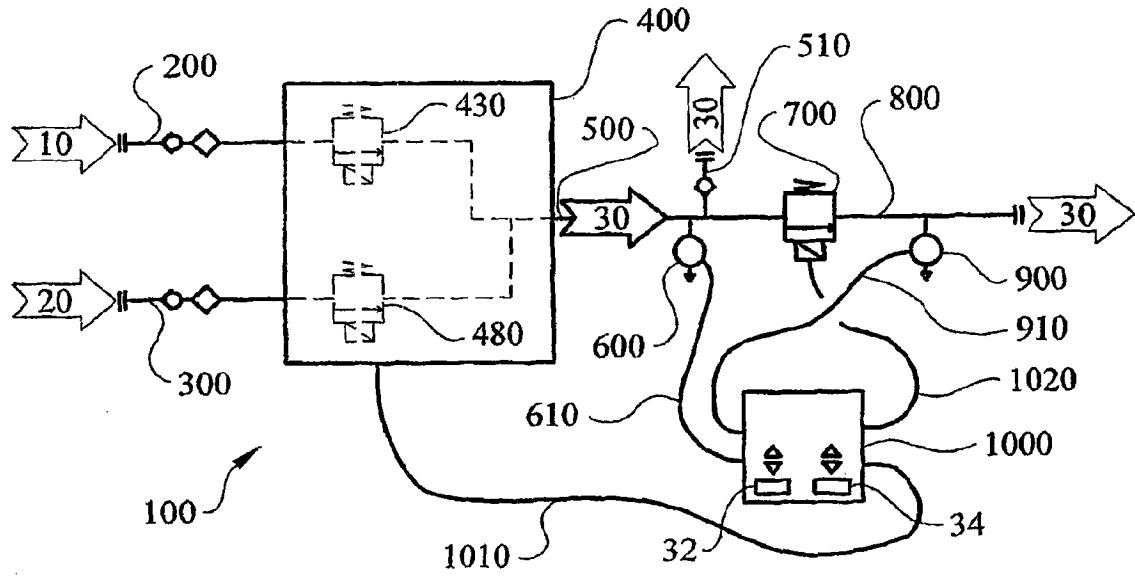


图 3

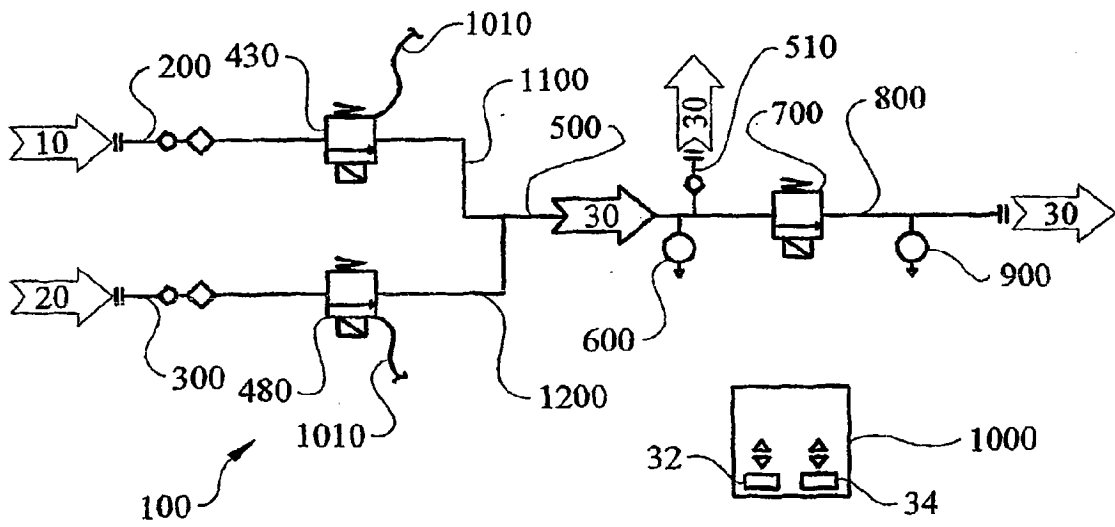


图 4

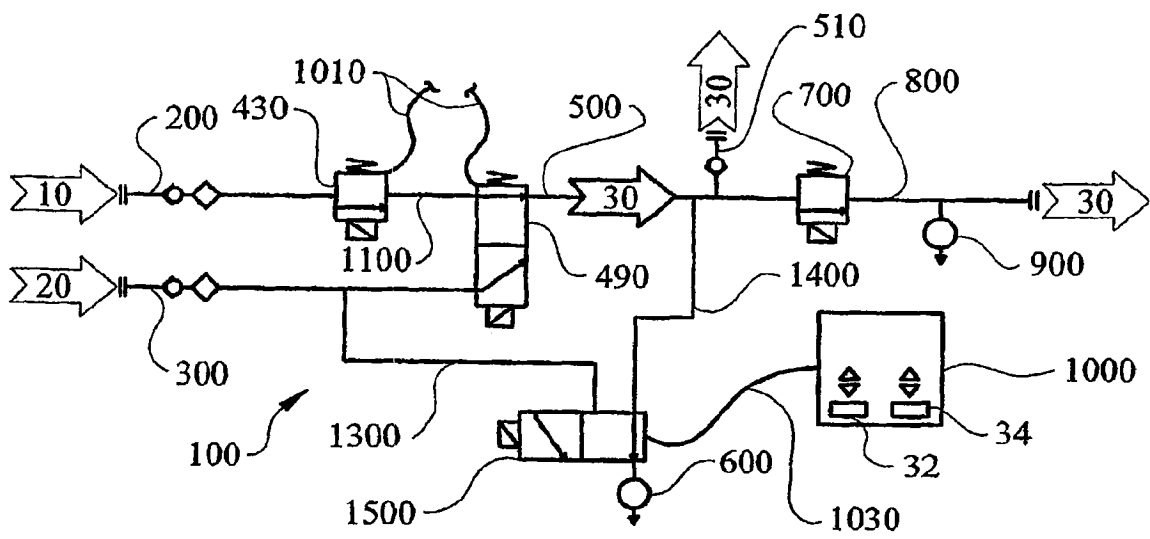


图 5

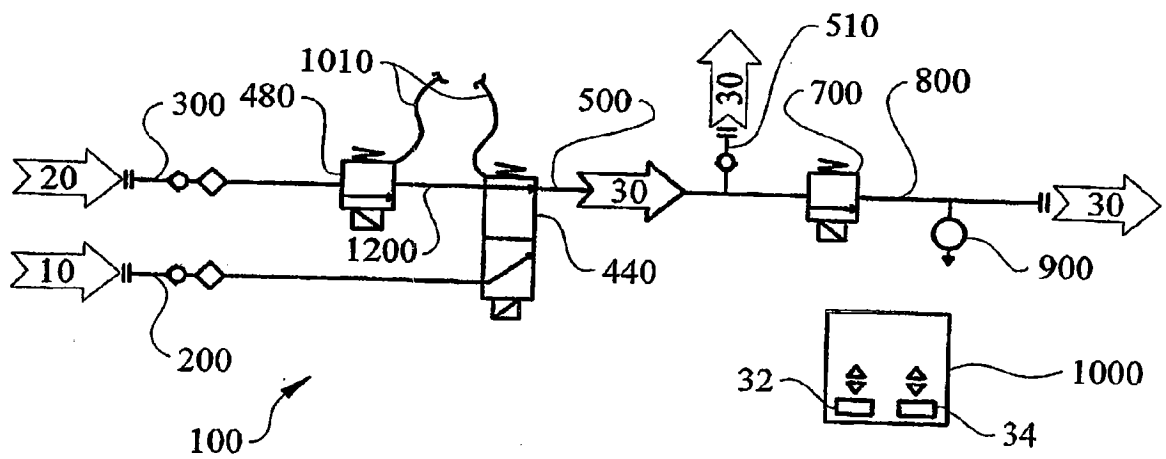


图 6



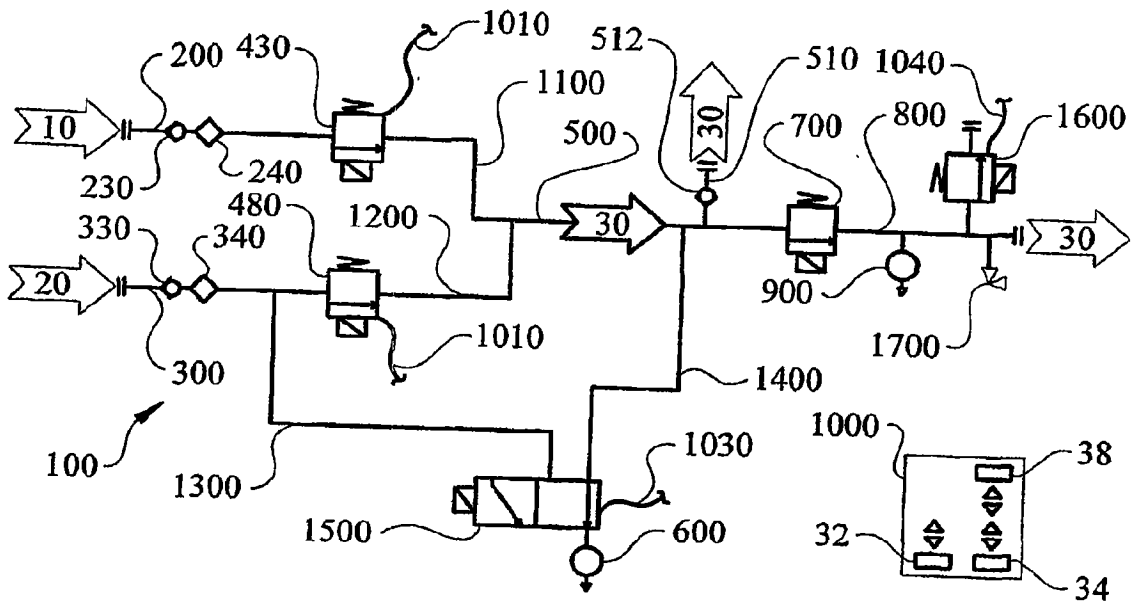


图 7

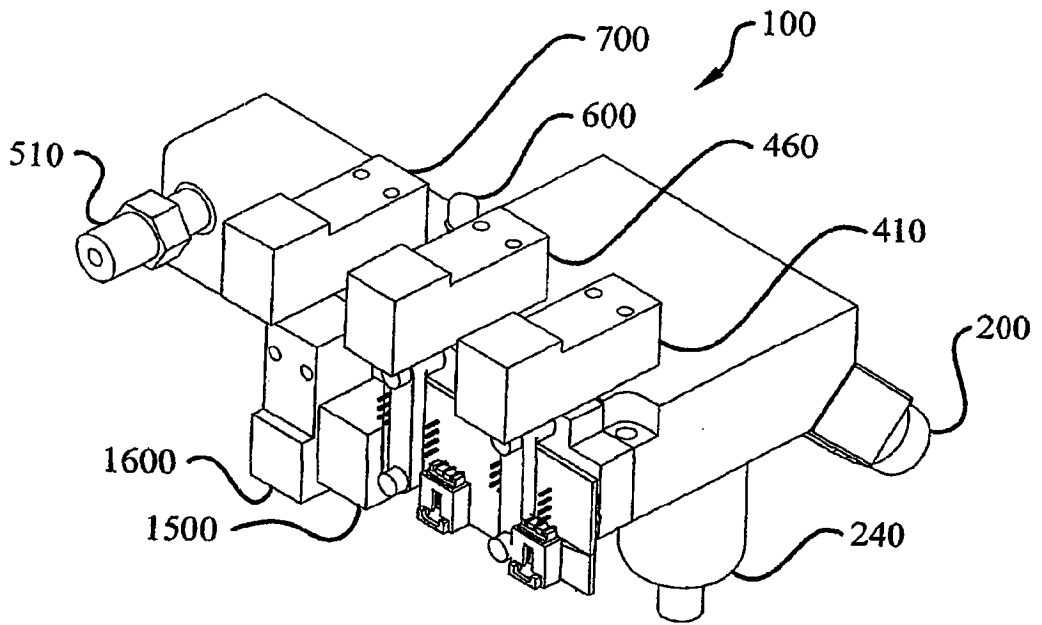


图 8

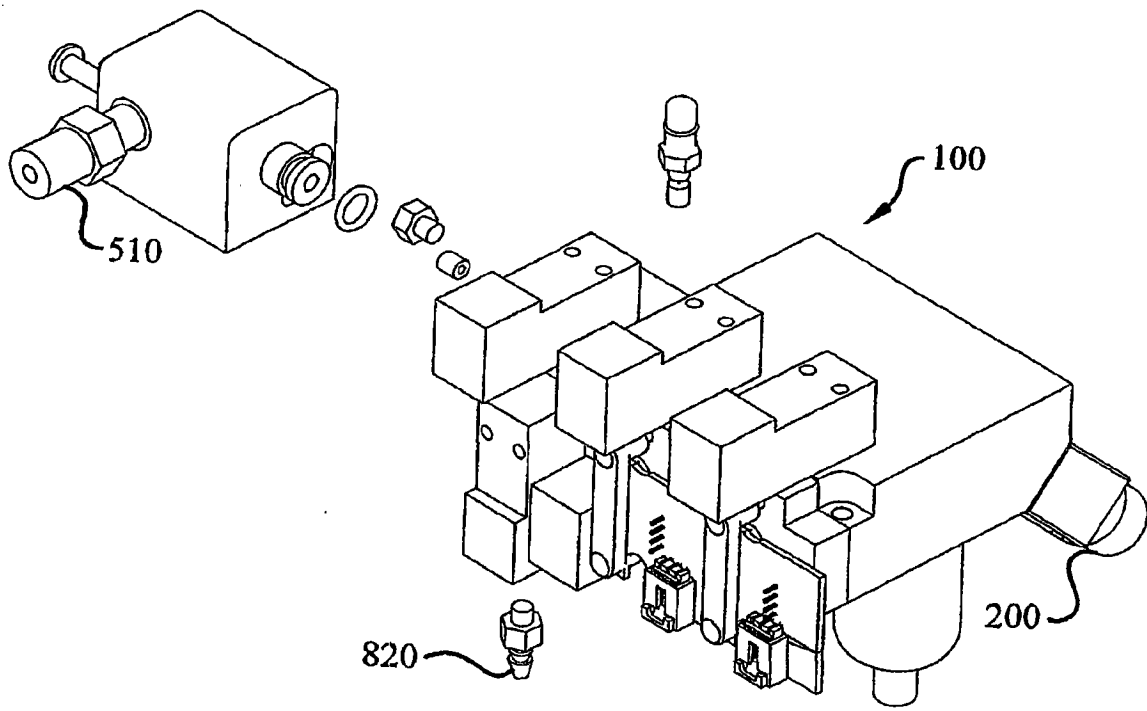


图 9

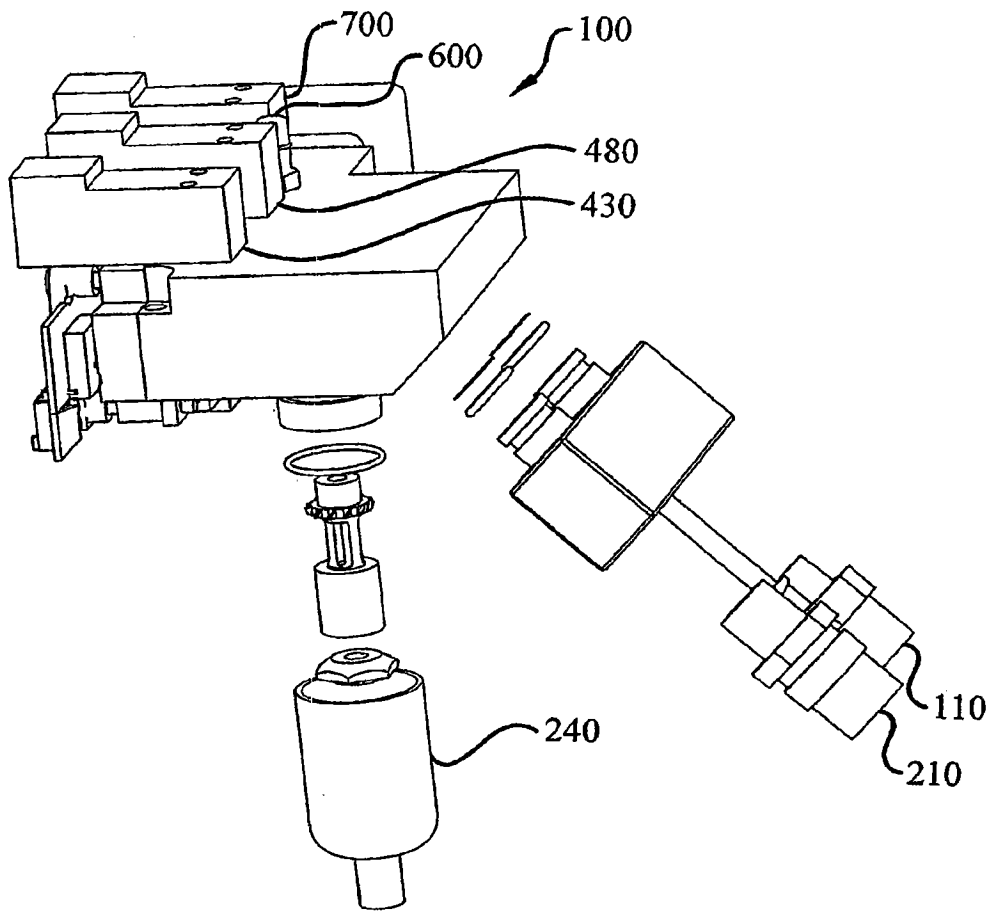


图 10

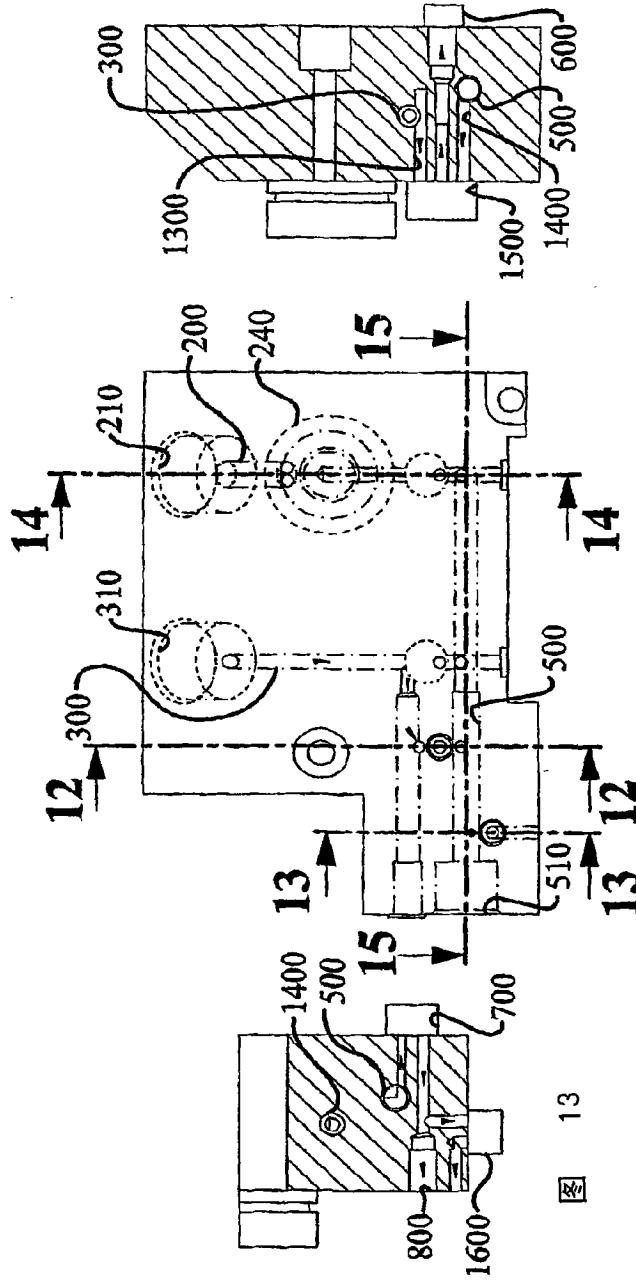


图 12

图 11

图 13

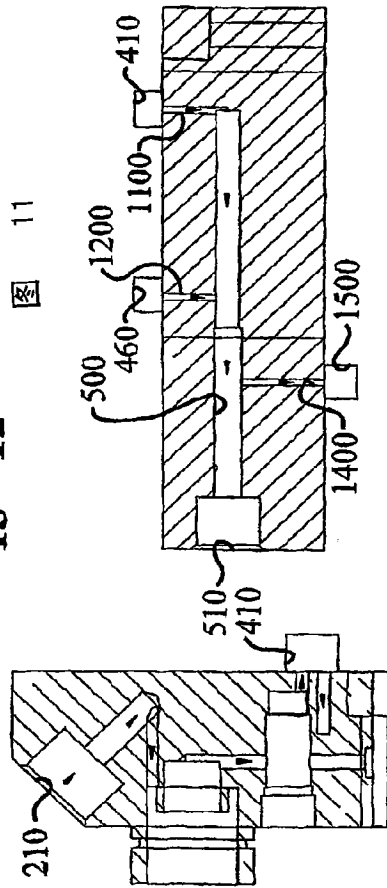


图 15

图 14