



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103813824 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201280044556. X

(22) 申请日 2012. 09. 05

(30) 优先权数据

61/533, 912 2011. 09. 13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/054568 2012. 09. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/038299 EN 2013. 03. 21

(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 D·A·惠彻

(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 16/10(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101932831 A, 2010. 12. 29,

US 2008/0115787 A1, 2008. 05. 22,

US 5340381 A, 1994. 08. 23,

US 2006/0230929 A1, 2006. 10. 19,

US 4349357 , 1982. 09. 14,

CN 2344033 Y, 1999. 10. 20,

审查员 胡亚婷

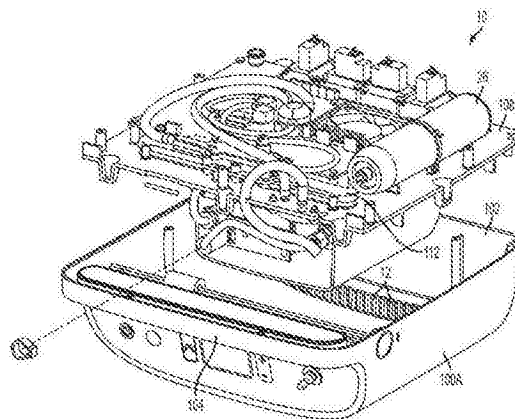
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54) 发明名称

氧气浓缩器供应管路超压保护

(57) 摘要

一种便携式氧气浓缩器(10)包括:用于存储富含氧气的气体的存储器(26)以及用于将富含氧气的气体从存储器运送到受治疗者的运送管路(41)。氧气运送阀(36)通过运送管路而与存储器相通。传感器(48)与流过运送管路的气体相通并且产生与受治疗者呼吸特征有关的信号。控制器(21)在第一模式和第二模式下操作,其中第一模式下控制器打开氧气运送阀用于将气体连续地运送到受治疗者,第二模式下控制器对传感器的信号作出响应而选择性地打开以及关闭氧气运送阀从而以脉冲持续时间运送气体。泄压阀(46)与运送管路相关联并且对运送管路中的压力超过预定阈值作出响应而打开以降低运送管路中的压力。



1. 一种便携式氧气浓缩器(10),包括:

存储器(26),其被配置成存储富含氧气的气体;

运送管路(41),其被配置成将富含氧气的气体从所述存储器运送到受治疗者;

氧气运送阀(36),其通过所述运送管路与所述存储器相通;

压力传感器(48),其与流过所述运送管路的富含氧气的气体流体相通并且被配置成产生输出信号,所述输出信号传达有关受治疗者呼吸特征的信息;

控制器(21),其被配置成:

1)在第一模式下操作,其中所述控制器打开所述氧气运送阀,用于将富含氧气的气体通过所述运送管路连续地运送到受治疗者;以及

2)在第二模式下操作,其中所述控制器对所述压力传感器的输出信号作出响应而选择性地打开以及关闭所述氧气运送阀,从而将富含氧气的气体以脉冲方式运送到受治疗者;以及

泄压阀(46),其与所述运送管路相关联并且被配置成对所述运送管路中的压力超过预定阈值作出响应而打开并将富含氧气的气体排出到所述运送管路之外以降低所述运送管路中的压力;

所述预定阈值等于或者小于压力传感器的操作耐受压力。

2. 如权利要求1所述的便携式氧气浓缩器,所述便携式氧气浓缩器进一步包括与所述运送管路相关联的套管倒钩部,并且其中所述泄压阀连接到所述套管倒钩部。

3. 如权利要求1所述的便携式氧气浓缩器,其中所述泄压阀包括提动阀芯和弹簧,所述泄压阀被配置成对所述运送管路中的压力超所述过预定阈值作出响应而机械地打开。

4. 如权利要求1所述的便携式氧气浓缩器,所述便携式氧气浓缩器进一步包括与所述运送管路相关联的套管倒钩部,其中所述泄压阀于所述套管倒钩部与所述压力传感器之间连接到所述运送管路。

5. 一种便携式氧气浓缩器,包括:

用于存储的装置(26),其用于存储富含氧气的气体;

用于运送的装置(41),其用于将富含氧气的气体从存储器运送到受治疗者;

氧气阀装置(36),其用于允许或者阻止富含氧气的气体流过运送管路;

用于产生输出信号的压力传感器(48),所述输出信号传达有关受治疗者呼吸特征的信息;

用于控制的装置(21),其(a)在第一模式下和(b)在第二模式下操作,在第一模式下,控制器打开氧气运送阀用于将富含氧气的气体连续地运送到受治疗者,在第二模式下,控制器对压力传感器的输出信号作出响应而选择性地打开以及关闭氧气运送阀以将富含氧气的气体以脉冲方式运送到受治疗者;以及

泄压阀装置(46),其用于对所述运送管路中的压力超过预定阈值作出响应而通过将富含氧气的气体排出到所述运送管路之外来降低所述运送管路中的压力;

其中,所述预定阈值等于或者小于压力传感器的操作耐受压力。

6. 如权利要求5所述的便携式氧气浓缩器,所述便携式氧气浓缩器进一步包括用于连接到套管的装置,并且其中所述泄压阀装置连接到所述用于连接到套管的装置。

7. 如权利要求5所述的便携式氧气浓缩器,其中所述泄压阀装置包括提动阀芯和弹簧,

所述泄压阀装置被配置成对所述运送管路中压力超过所述预定阈值作出响应而机械地打开。

8. 如权利要求5所述的便携式氧气浓缩器,所述便携式氧气浓缩器进一步包括用于连接到套管的装置,其中所述泄压阀装置于所述用于连接到套管的装置与所述压力传感器之间连接到所述运送管路。

氧气浓缩器供应管路超压保护

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请根据35U.S.C. §119(e)要求享有2011年9月13日提交的美国临时申请No. 61/533,912的优先权,该申请的内容通过参考而被结合在此。

技术领域

[0003] 本发明涉及氧气浓缩器中使用的氧气供应管路中的压力释放。

背景技术

[0004] 氧气浓缩器被用于提供补充氧气,从而提高受治疗者的舒适度和/或生命质量。氧气浓缩器可以是固定的并且可包括医院或者向受治疗者提供氧气的其它设施中的氧气管路。氧气浓缩器还可以是便携的,用于向走动的受治疗者提供氧气,同时离开固定的系统。

[0005] 氧气浓缩器通常包括压力传感器,其能够探测出套管管路上由于受治疗者吸气而引起的真空水平,从而确定出受治疗者吸气的开始。吸气的探测被用于触发浓缩器的供应管路/回路从而在脉冲运送模式期间运送氧气团(bolus),其中氧气以脉冲持续时间运送到受治疗者。对于还具有连续的运送模式的浓缩器(其中氧气连续地运送到受治疗者),压力传感器在连续运送模式期间会暴露于氧气浓缩器的全系统压力下。具有连续运送模式和脉冲运送模式的较高输出浓缩器会具有压力超过特定阈值的运送管路。然而,一般的压力传感器并未配置成能够允许连续地暴露于阈值之上的压力。这样就限制了供应管路的气动回路可以被设置用于实施脉冲和连续气流运送模式的浓缩器。

发明内容

[0006] 由此,本发明的一个或多个实施例的一个方面提供了一种便携式氧气浓缩器,包括被配置成存储富含氧气的气体的存储器以及被配置成将富含氧气的气体从存储器运送到受治疗者的运送管路。浓缩器还包括通过运送管路而与存储器相通的氧气运送阀以及传感器,该传感器与流过运送管路的气体流体相通并且被配置成产生输出信号,该信号传达有关受治疗者呼吸特征的信息。浓缩器还包括控制器,其被配置成在1)第一模式下操作,其中控制器打开氧气运送阀,用于将气体通过运送管路连续地运送到受治疗者;以及在2)第二模式下操作,其中控制器对传感器的输出信号作出响应而选择性地打开以及关闭氧气运送阀,从而将气体以脉冲持续时间运送到受治疗者。浓缩器还包括泄压阀,其与运送管路相关联并且被配置成对运送管路中的压力超过预定阈值作出响应而打开以降低运送管路中的压力。

[0007] 本发明的一个或多个实施例的另一个方面提供了一种浓缩氧气的方法,该方法包括提供便携式设备,该设备包括:被配置成存储富含氧气的气体的存储器;被配置成将富含氧气的气体从存储器运送到受治疗者的运送管路;通过运送管路与存储器相通的氧气运送阀;与流过运送管路的气体流体相通的传感器;用于控制氧气运送阀的操作的控制器;以及与运送管路相关联的泄压阀。该方法还包括通过传感器产生传达有关受治疗者呼吸特征的

信息的输出信号以及通过控制器在a)第一模式下操作,其中控制器打开氧气运送阀,用于将气体连续地运送到受治疗者;以及在b)第二模式下操作,其中控制器对传感器的输出信号作出响应而选择性地打开以及关闭氧气运送阀,从而将气体以脉冲持续时间运送到受治疗者。该方法还包括对运送管路中的压力超过预定阈值作出响应而打开泄压阀,以降低运送管路中的压力。

[0008] 本发明的一个或多个实施例的另一个方面提供了一种便携式氧气浓缩器,该浓缩器包括用于存储富含氧气的气体的装置以及用于将富含氧气的气体从存储器运送到受治疗者的装置。该浓缩器还包括用于允许或者阻止富含氧气的气体流过运送管路的氧气阀装置以及用于产生输出信号的装置,该信号传达与受治疗者呼吸特征相关的信息。输出信号的产生由传感器提供。浓缩器还包括用于控制在(a)第一模式下和(b)第二模式下操作的装置,在第一模式下,控制器打开氧气运送阀用于将气体连续地运送到受治疗者,在第二模式下,控制器对传感器的输出信号作出响应而选择性地打开以及关闭氧气运送阀,从而将气体以脉冲持续时间运送到受治疗者。浓缩器还包括泄压阀装置,用于对运送管路中的压力超过预定阈值作出响应而降低运送管路中的压力。

[0009] 在参考附图理解接下来的描述以及附加权利要求之后,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说明书的一部分,其中各个附图中类似的附图标记代表对应的部件。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本发明界限的限定。

附图说明

[0010] 图1a是便携式氧气浓缩器的外壳元件以及支撑便携式氧气浓缩器的部件的支撑元件的一个侧面的透视图;

[0011] 图1b是根据本发明实施例的便携式氧气浓缩器的外壳元件和支撑元件的另一个透视图;

[0012] 图2示意性地显示了根据本发明实施例的便携式氧气浓缩器;

[0013] 图3是便携式氧气浓缩器的套管和泄压阀的实施例的截面图;以及

[0014] 图4是便携式氧气浓缩器的泄压阀的实施例的截面图。

具体实施方式

[0015] 如在此所使用,单数形式的“一”、“一个”和“该”也包括复数个指代物,除非行文中清楚地表达出相反的意思。如在此所使用,两个或多个零件或部件进行“连接”的表达方式指的是零件相结合或者共同地操作,无论直接地还是间接地,即通过一个或多个中间零件或部件,只要发生联系。如在此所使用,“直接地连接”指的是两个元件直接地彼此接触。如在此所使用,“固定地连接”或者“固定的”指的是两个部件进行连接,从而作为一体进行移动,同时相对彼此保持恒定的定向。

[0016] 如在此所使用,术语“单一的”指的是部件被生成为单一件或单元。也就是说,包括单独生成以及随后连接到一起的小件的部件并非“单一的”部件或者主体。如在此所使用,两个或多个零件或部件彼此“接合”应当指的是零件向着彼此施加作用力,无论是直接地还

是通过一个或多个中间零件或部件。如在此所使用,术语“数量”指的是一个或者大于一个(即多个)的整数。

[0017] 在此使用的方向性用语,如(例如且非限制性)顶、底、左、右、上、下、前、后以及它们的派生词涉及到附图中所示元件的定向并且没有对权利要求产生限制,除非在权利要求中明确地表述。

[0018] 图1a和1b显示了便携式氧气浓缩器10的实施例,该浓缩器具有由两个配合的外壳元件100A、100B所形成的外壳100,外壳元件100A、100B彼此相互协同作用以在其中限定出中空内部102。外壳100的中空内部102可容纳支撑元件108,该支撑元件支撑便携式氧气浓缩器10的部件。便携式氧气浓缩器10可包括承载手柄104,该手柄连接到至少一个壁从而使得便携式氧气浓缩器10能够被运输。

[0019] 外壳100可包括一个或多个进气开口12,该开口与便携式氧气浓缩器10的内部102相通。进气开口12被配置成允许空气容易地通过进气开口12,但是阻止大型物体通过。

[0020] 如图1a和1b所示,便携式氧气浓缩器10可包括支撑元件(中央底架或框架)108。便携式氧气浓缩器10的空气歧管110和氧气运送歧管112整体地形成或者整体地模制在支撑元件108上。歧管110、112可包含通路或通道,用于空气或者氧气流经浓缩器,下面进一步详细描述。具有整体地形成的空气歧管和氧气运送歧管的示例性中央底架或框架的其它信息可以在2011年9月13日提交的美国临时专利申请no.61/533,962中知晓,该申请的整个说明书通过参考而被明确地结合在此。

[0021] 歧管110、112可基本上刚性,例如由此提供了或者加强了设备10的结构完整性。空气歧管可由任一工程级材料(例如塑料,如ABS、聚碳酸酯以及类似物;金属,如铝以及类似物;或者复合材料)形成。空气歧管可通过注射成型、铸造、机加工以及类似工艺制成。

[0022] 图2是具有氧气发生系统11和氧气运送系统13的便携式氧气浓缩器10的实施例的示意性表示。空气可以通过浓缩器10的开口12而从空气供应源120(例如环境空气)进入到浓缩器10中。开口12可以是单个开口或者可以是多个开口。氧气发生系统11包括进气过滤器14,该过滤器在管线中设置在进气口12与压缩机16之间,从而将从环境空气吸入到进气口12中的灰尘或其它颗粒在进入压缩机16之前将它们去除。过滤后的空气可以通过压缩机通道15而从过滤器14通到压缩机16的开口24。压缩机16被配置成将空气压缩或者加压至期望的压力水平。在部分实施例中,浓缩器10会发出高水平的噪音,这主要是由进气开口引起的,所述进气开口可以是将空气从空气供应源(例如环境空气)接收进来用于被压缩机16加压的任一进气口或开口。

[0023] 可以设置进气开口限流器(未示出)来动态地改变进气开口的尺寸或者形状或者其它特性(其对于所有输入/输出设置都是成比例的),从而使得特定设置下的噪音输出达到最低,该限流器在2011年9月13日提交的美国临时专利申请no.61/533,864中进行了描述,该申请的整个说明书整体结合在此。在一个实施例中,进气开口可形成在空气过滤器14的外壳上以及进气开口限流器可以相对于进气开口枢转从而改变进气开口的特性,从而使得空气能够通过并且使得进气开口输出的声音水平降到最低。

[0024] 再次参考图2,氧气发生系统11包括隔膜阀20。尽管这个实施例中显示了4个隔膜阀(20A、20B、20C、和20D),但是应当理解的是,隔膜阀的数目在其它实施例中可以改变。控制器21可以连接到空气控制阀20,用于选择性地打开以及关闭空气控制阀20,从而控制通

过的气流,以及由此通过筛床通道19A、19B到达筛床通道18A、18B。筛床通道19A、19B可以至少部分地由空气歧管110中的通路所限定。

[0025] 空气控制阀20可以选择性地打开和关闭,从而提供流路,例如从压缩机16通过压缩机出气通道17到达筛床18A、18B和/或从筛床18A、18B通过排气通道23A、23B到达排气端口22A、22B。由此,当供应空气控制阀20B打开的时候,可限定从压缩机16、通过压缩机通道17、通过空气控制阀20B、通过筛床通路19A、并进入到筛床18A中的流路。当排气空气控制阀20D打开的时候,可限定从筛床18B、通过筛床通路19B、通过空气控制阀20D、通过排气通道23B、并排出到排气开口22A、22B之外的流路。

[0026] 针对每个阀20,可以使用的示例性双通阀为SMC DXT阀,该阀可以从SMC Corporation of America, of Indianapolis, Ind. 获得。该阀可以设置成“常开”。当压力通过导向阀施加到隔膜的顶侧时,隔膜被下压到阀座上,切断气流。可以使用常开或者常闭的导向电磁阀。由于隔膜阀自身是常开的,因此使用常开的电磁阀会产生常闭的整体操作,这需要应用电力来打开阀。

[0027] 在图2所示的实施例中,氧气发生系统11包括包含有分子筛材料的至少一个筛床18A、18B(这个实施例中显示有两个),筛床被配置成将受压空气分离成浓缩的气体组分用于运送到受治疗者。筛床18A、18B可包括第一端口39A、39B和第二端口43A、43B,所述第一端口分别地被配置成接收空气以及运输氮气,所述第二端口分别地被配置成将氧气运输到筛床18A、18B之外。筛材料可包括一种或多种已知材料,所述材料能够从受压的环境空气中吸附氮气,由此允许氧气逸出或者以其它方式从筛床18A、18B中排出。可以使用的示意性筛材料包括合成沸石、LiX、以及类似物,例如UOP Oxysiv5,5A, Oxysiv MDX, 或者Zeochem Z10-06。尽管图2中显示了两个筛床18A、18B,但是可以理解的是,可以根据期望的重量、性能效率、以及类似的而设置一个或多个筛床。

[0028] 筛床18A、18B可被清空(purge)或者排气,即一旦筛床18A、18B中的压力达到预定极限(或者预定时间以后),第一端部39A、39B就被暴露于环境压力。这会导致筛床18A、18B中的压缩氮气通过第一端部39A、39B逸出以及离开排气端口22A、22B。可选地,随着筛床18A、18B被清空,从其它筛床18A、18B(可以同时被填充)逸出的氧气会通过清空孔口30进入到清空中的筛床18A、18B的第二端口43A、43B中,例如如果正填充的筛床中的压力大于正清空的筛床中的压力的话,而这会在趋向清空结束时发生。附加地或者替换性地,在通过清空孔口30之余或者代替通过清空孔口30,氧气可以通过位于筛床18A、18B之间的止回阀28A、28B,例如当筛床18A、18B与存储器26的相对压力导致止回阀28A、28B打开的时候。

[0029] 氧气发生系统11被配置成操作筛床18A、18B,从而使得它们替换性地“填充”和“清空”,从而产生浓缩氧气。当筛床18A或18B被填充或施压的时候,压缩的环境空气从压缩机16运送到筛床18A或18B的第一端部39A、39B中,从而由于筛床18A或18B被施压而导致筛材料吸附比氧气更多的氮气。当氮气基本上被筛材料所吸附时,氧气通过筛床18A或18B的第二端部43A、43B逸出,在此它可被存储在存储器26中和/或被运送到受治疗者。

[0030] 排气端口22A、22B可被配置成将废气(基本上是浓缩氮气)从筛床18A、18B排出。在一个实施例中,废气可被引导到浓缩器10中的控制器21或者其它电子设备,用于冷却电子设备。

[0031] 如图2中进一步显示,清空孔口30可被设置在筛床18A、18B之间。清空孔口30可保

持连续打开,由此为氧气提供了通路以从一个筛床18A、18B通到另一个,例如在一个筛床18A、18B被填充以及另一个被清空时。清空孔口30可具有精确限定的横截面尺寸,这可以基于筛床18A、18B的一个或多个流量或其它性能标准。例如,清空孔口30的尺寸被选择出来允许填充以及清空的筛床18A、18B之间的预定氧气流速。通常期望的是,经过清空孔口30的流量在两个方向上都是相等的,从而使得两个筛床18A、18B都可以同样地清空,例如通过提供具有基本对称几何形状的清空孔口30。

[0032] 氧气发生系统11还可包括筛床18A、18B之间的氧气侧平衡阀32,该阀被配置成平衡筛床18A和筛床18B中的床压,从而使效率达到最大(例如降低能耗)。在筛床18A、18B的压力循环期间,筛床18A中的压力可高于筛床18B中的压力,指示出筛床没有平衡。在这种情况下,平衡阀32进行操作(打开),从而从筛床18A中释放部分压力以及向筛床18B提供该压力,例如在压缩机16从筛床18A切换到筛床18B从而将压缩空气供应到筛床18B之前。当压缩机开始将压缩空气供应到筛床18B的时候,将部分压力从筛床18A传递到筛床18B能够允许筛床18B处于一定的中间压力(而不是处于零压力)。

[0033] 如上所述,止回阀28A、28B可以打开,使得氧气能够穿过。止回阀28A、28B可以简单地是压力致动阀,其提供了从氧气发生系统11的筛床18A、18B经过氧气运送通道27A、27B而进入到氧气运送系统13的存储器26的单向流路。氧气运送通道27A、27B可以至少部分地由氧气歧管112中的通路所限定。由于止回阀28A、28B允许氧气从筛床18A、28B到存储器26以及氧气运送通道27A、28B中的单向流动,因此无论何时任一筛床18A、18B中的压力超过存储器26中的压力,各个止回阀27A、27B都会打开。一旦任一筛床18A、18B中的压力变得等于或者小于存储器26中的压力,则各个止回阀28A、28B都会关闭。

[0034] 氧气运送系统13包括存储富含氧气的气体的存储器26以及连接到受治疗者接口(例如套管)从而将氧气运送到受治疗者的连接部34(例如套管倒钩部)。在替换性实施例中,浓缩器10可包括多个存储器(未示出),其可被设置在浓缩器10中的一个或多个位置。浓缩器10还可包括一个或多个柔性存储器,例如袋子或者当氧气运送到它们之中或者运送到它们之外的时候能够膨胀或者收缩的其它容器。存储器在它们膨胀时可具有预定形状或者可更弹性地膨胀以填充浓缩器10内的可用空间。可选地,可以设置一个或多个刚性存储器,所述刚性存储器与一个或多个柔性存储器(未示出)相通,例如保护浓缩器10内部的空间。

[0035] 在一个实施例中,氧气运送系统13包括运送或供应管路41,该管路具有比例氧气运送阀36、流量传感器38、局部压力传感器37、氧气气体温度传感器47、压力传感器40、氧气传感器42、过滤器44、泄压阀46、以及与之联系的压力传感器48。运送管路41还可包括外部套管管路(未示出),该管路被配置成连接到套管从而将氧气运送到受治疗者。这些部件可以是2011年9月13日提交的美国临时申请no.61/533,871中描述的同一种类型,该申请整体结合在此。在这个实施例中,运送管路41被用于在连续模式和脉冲运送模式期间将氧气运送到受治疗者。

[0036] 氧气运送阀36可被配置成控制经过氧气运送通路或管路41从存储器26流出浓缩器10而到达受治疗者的氧气流量。氧气运送阀36可以是连接到控制器21的电磁阀,其可以选择性地打开和关闭。可以用于氧气运送阀36的示例性阀是Hargraves Tehnology Model45M,其具有相对较大的孔口尺寸,由此使得经过氧气运送阀36的可能流量达到最大。替换性地,还可以使用Parker Pneutronics V Squared or Series11阀。控制器21可被配

置成根据从传感器接收到的输入来控制比例氧气运送阀36何时完全打开、完全关闭、或者部分打开以及阀36打开的程度。当氧气运送阀36打开的时候,氧气会流经氧气运送通路41以及通过氧气运送阀36流到受治疗者。氧气运送阀36可以以期望的频率按照期望的持续时间打开,这可以通过控制器21改变,由此提供脉冲运送。替换性地,控制器21可保持氧气运送阀36打开从而提供连续运送而非脉冲运送。在这个替换性方案中,控制器21可以是节流氧气运送阀36,用于调节运送到受治疗者的体积流速。

[0037] 压力传感器40可以连接到处理器23,例如以便提供可被处理器23处理的信号,用于确定出穿过氧气运送阀36的压力差。控制器21可使用这个压力差来确定出从便携式氧气浓缩器10运送的氧气的流速或者被运送的氧气的其它参数。控制器21可以根据所得到的流速(例如根据一个或多个反馈参数),从而改变氧气运送阀36打开的频率和/或持续时间。

[0038] 流量传感器38也可连接到处理器23并且被配置成测量流经运送管路41的氧气的瞬时质量流量以及将反馈提供给比例氧气运送阀36。在一个实施例中,流量传感器38是质量流量传感器。使用具有借助质量流量传感器38进行闭环(反馈)控制的压电比例阀36允许便携式氧气浓缩器10以连续流量或者脉冲流量波形来运送氧气。这种设置还允许便携式氧气浓缩器10使用单个运送阀36或者回路来运送连续流量以及具有动态可控流量及运送时间的脉冲流量波形。

[0039] 氧气气体温度传感器47被配置成测量流经运送管路41的氧气的温度,同时局部压力传感器37被配置成测量局部环境压力。

[0040] 测量出的氧气温度以及测量出的局部环境压力被发送到处理器23。处理器23被配置成使用这个来自于温度传感器47的氧气温度测量值以及来自于局部压力传感器37的局部环境压力测量值连同从流量传感器38获得的质量流速测量值来获得体积流速测量值。氧气气体温度传感器47和局部压力传感器37可被定位在流量传感器38的上游。在另一个实施例中,氧气气体温度传感器47和局部压力传感器37可被定位在流量传感器38的下游(仍然在附近)。

[0041] 氧气传感器42可被连接到处理器23以及可产生与纯度成比例的电信号,该信号可被控制器21处理并且被用于改变浓缩器10的操作。由于氧气传感器42的精度会受到流过传感器的气流的影响,因此希望在没有流动状态期间对纯度信号进行取样,例如在比例氧气运送阀36关闭的时候。

[0042] 便携式氧气浓缩器10的处理器23可被配置成从便携式氧气浓缩器10的一个或多个感测部件接收信号,例如流量传感器38,压力传感器40,氧气传感器42和/或压力传感器48,从而根据接收到的信号确定出在预定时间段内运送管路中富含氧气的气体的流量,在预定时间段内运送管路中富含氧气的气体的体积,或者两者均被确定出。

[0043] 空气过滤器44可包括用于将不期望的颗粒从运送到受治疗者的氧气中移除的任一传统的过滤介质。空气过滤器44可被设置在泄压阀46和压力传感器48的下游或上游。

[0044] 泄压阀46被配置成当氧气供应到受治疗者的时候对运送管路41中的压力超过预定阈值做出响应而释放压力(打开),以降低运送管路41中的压力。尽管如图2所示泄压阀46定位在套管倒钩部34与空气过滤器41之间,但是可以理解的是,泄压阀46可被定位在运送管路41上的任意位置,只要泄压阀36与流经运送管路41的气体相通。例如,泄压阀36可被连接到通往套管倒钩部34的内部管道,可被连接到套管倒钩部34(如图3中所示),或者可被连

接到外部套管管路。

[0045] 在图3中所示的实施例中,泄压阀46可被定位在套管倒钩部34中。套管倒钩部34可包括连接部72,其被配置成连接到外部套管管路或者使氧气与受治疗者相通的任意其它导管。套管倒钩部34还可包括浓缩器部74,其被配置成被连接到浓缩器10。通道70设置在套管倒钩部34中,使得氧气能够流动穿过。泄压阀46可与流经通道70的氧气相通。

[0046] 图4显示了泄压阀46的实施例,该泄压阀采用常闭机械提升阀的形式。泄压阀46可处在关闭位置和打开位置,其中关闭位置氧气被阻止流动经过而打开位置氧气被允许流动经过。泄压阀46可包括具有用于氧气流到阀36内的开口82的外壳81,设置在外壳81内部的弹簧78,用于关闭和打开阀36的提动阀芯84,连接到提动阀芯84的阀杆86,以及在阀处于关闭位置的时候接触提动阀芯84的阀座86。泄压阀46还可包括出口(未示出)用于氧气流动经过,以便在阀46处于打开位置的时候能够降低运送管路41内部的压力。弹簧78可通常将提动阀芯84推到靠着阀座76的关闭位置,从而密封外壳81的开口82,防止氧气流动到阀46中。

[0047] 氧气的压力会推动提动阀芯84远离阀座76,由此使阀46移动到打开位置。也就是说,弹簧78被配置成对抗提动阀芯84在方向A的运动,同时氧气的压力会在方向A上推动提动阀芯84。阀座76可由弹性材料制成,使得提动阀芯84能够与阀座76形成密封,从而防止氧气流到其中。弹簧的特性(例如弹簧弹力和/或弹性)可以根据阀46打开情况下的期望预定阈值压力而进行改变。也就是说,当运送管路41中的压力超过阈值时阀46打开的期望预定阈值会与弹簧弹力相关联。弹簧弹力根据胡克定律而改变。

[0048] 可以理解的是,泄压阀46在其它实施例中可具有其它配置或者采用其它形式。泄压阀46可以是机械阀,但是在某些实施例中也可以是由控制器21操作的电子阀。例如,泄压阀46可以是常闭导向电磁阀,其被配置成当控制器21确定出运送管路41中的压力处于某一阈值之上或者等于某一阈值的时候通过控制器21打开。然而应当理解的是,这些示例并非为了限制以及泄压阀46在其它实施例中可具有其它设置。

[0049] 再次参考图2,压力传感器48可与流经运送管路41的气体以流体方式相通,并且可以在脉冲运送模式期间使用。传感器48可被配置成产生输出信号,该信号传达与受治疗者呼吸特征相关的信息。例如,压力传感器48可被配置成感测运送管路41中的压力,从而使得受治疗者的吸气能够被探测到。受治疗者呼吸率可由控制器21所确定,例如基于压力传感器48的压力读数。压力传感器48可以探测到受治疗者吸气时压力的降低。

[0050] 控制器21可以监测压力传感器48探测到压力降低的频率,从而确定呼吸率。此外,控制器21还可以使用压力传感器48探测到的压力差。压力传感器122可以测量运送管路41中氧气的绝对压力。这个压力读数可被用于探测出受治疗者何时开始吸气,例如根据运送管路41中导致的压力下降,这会触发将氧气脉冲运送到受治疗者,下面进一步详细描述。由于压力传感器48可以暴露于浓缩器10的全系统压力,因此期望压力传感器48的超压额定值超过全系统压力。

[0051] 压力传感器48可以是能够测量绝对压力的压电电阻压力传感器。可以使用的示例性传感器包括Honeywell Microswitch 24PC01SMT Transducer, Sensym SX01, Motorola MOX, 或者All Sensors制造的其它传感器。由于压力传感器48可被暴露在浓缩器10的全系统压力,因此期望压力传感器48的超压额定值超过全系统压力。

[0052] 控制器21可包括一个或多个硬件部件和/或软件模块,用于控制便携式氧气浓缩

器10的操作的一个或多个方面。控制器21可连接到便携式氧气浓缩器10的一个或多个部件,例如压缩机16,空气控制阀20,和/或氧气运送阀36。控制器21还可连接到氧气浓缩器10的一个或多个部件,例如传感器,阀,或者其它部件。部件可以通过一个或多个导线或者能够在控制器21和部件之间接收和/或传输信号的其它电引线连接。

[0053] 控制器21还可连接到受治疗者接口(未示出),该接口可包括一个或多个显示器和/或输入装置。受治疗者接口可以是安装到便携式氧气浓缩器10的触摸屏显示器。受治疗者接口可以显示与便携式氧气浓缩器10的操作有关的参数的信息和/或允许受治疗者改变这些参数,例如打开以及关闭便携式氧气浓缩器10,改变剂量设定或者期望的流速等等。便携式氧气浓缩器10可包括多个显示器和/或输入装置,例如通/断开关,转盘,按钮以及类似物(未示出)。受治疗者接口可以通过一个或多个导线和/或其它电引线(为了简略而没有示出)而连接到控制器21,与其它部件类似。

[0054] 控制器21可包括单个电路板,该电路板上包括多个电子部件。这些部件可包括安装到电路板的一个或多个处理器23,内存,开关,风扇,电池充电器,以及类似部件(未示出)。可以理解的是,控制器21可以设置为控制便携式氧气浓缩器10的操作的不同方面的多个子控制器。例如,第一子控制器可以控制压缩机16的操作以及空气控制阀20打开和关闭的顺序,例如以期望的方式填充以及清空筛床12。便携式氧气浓缩器10中包含的示例性第一子控制器的其它信息能够在美国专利no.7,794,522中找到,该专利通过参考而被明确结合在此。

[0055] 在图2中所示的实施例中,氧气运送系统13包括运送管路14,该管路能够以脉冲方式或者连续方式选择性地运送氧气。由此,浓缩器10包括第一模式或者连续模式(其中控制器21打开氧气运送阀36用于氧气通过运送管路41连续地运送到受治疗者)以及第二模式或者脉冲运送模式(其中控制器21对压力传感器48的输出信号做出响应而选择性地打开以及关闭阀36从而将氧气通过运送管路41以脉冲持续时间运送到受治疗者)。

[0056] 控制器21可以在控制器21探测到事件(例如通过压力传感器48探测到受治疗者何时开始吸气)之后打开氧气运送阀36。当探测到事件的时候,氧气运送阀36可被打开预定的脉冲持续时间。在这个实施例中,脉冲频率或者间隔(氧气运送阀36的连续打开之间的时间)可以被受治疗者的呼吸率(或者其它事件间隔)所控制并且与之相一致。被运送到受治疗者的整体流速由此依赖于脉冲持续时间以及脉冲频率。

[0057] 可选地,控制器21可以延迟打开氧气运送阀36预定时间或者在通过压力传感器48探测到受治疗者吸气之后延迟,例如从而使得运送到受治疗者的氧气达到最大。例如,这个延迟可被用于在吸气的“功能”部分期间使得氧气运送达到最大。吸气的功能部分是吸入的大部分氧气被通过肺部吸收到血管中,而不是简单地用于填充解剖学死区,例如肺部之内。已经发现,吸气的功能部分大约是每次呼吸的前半段和/或前600毫秒(600ms)。由此,早期探测到吸气开始以及快速地开始运送氧气从而在吸气的功能部分期间运送氧气是特别有用的。

[0058] 在一个实施例中,控制器21可包括硬件和/或软件,其可以过滤压力传感器48的信号,从而确定出受治疗者开始吸气的的时间。在这个替换性方案中,控制器21需要充分地敏感,从而适当地触发氧气运送阀36,例如当受治疗者采用不同呼吸技术的时候。在一个实施例中,控制器21可以以固定的脉冲频率打开,也就是说与受治疗者的呼吸率无关,或者可以

是动态地进行调节。例如,控制器21可以在吸气的预期时打开氧气运送阀36,例如根据监测到两个或多个先前呼吸的平均或瞬时间隔或频率。在另一个替换性方案中,控制器21可以根据这些参数的组合而打开和关闭氧气运送阀36。

[0059] 受治疗者呼吸率可以通过控制器21确定,例如根据压力传感器48的压力读数。压力传感器48可探测到受治疗者吸气时压力的降低。控制器21可以对压力传感器48探测压力降低的频率进行监测,从而确定出呼吸率。此外,控制器21还可以使用压力传感器40探测到的压力差。

[0060] 对于脉冲运送,脉冲持续时间可以依赖于受治疗者所选择的剂量设定。由此,在给定具体的剂量设定时,每次氧气运送阀36打开都会有大致相同体积的氧气被运送到受治疗者。剂量设定可以是受治疗者选择的或者是预先确定的。在一个实施例中,剂量设定可包括定量和/或定性设定。控制器21可以使受治疗者所选择的定性设定与期望的流速或者气团尺寸相关联,例如涉及到设备10的最大流量。设定可以对应于设备10可供应浓缩氧气的范围内的点。例如,可以使用设备10的最大流速(或者纯氧的等同流速)。

[0061] 替换性地,可以使用最大的气团体积。定量设定可允许受治疗者选择期望的流速,这可以是实际的浓缩氧气流速或者等同的纯氧流速,或者期望的气团体积。可供选择的流速或者体积还可被设备10的容积所限定,类似于定性设定。随着剂量设定增加,脉冲持续时间会增加从而在每次脉冲期间运送预定的气团。如果受治疗者的呼吸率保持大致恒定,那么脉冲频率同样保持基本恒定,由此增加了运送到受治疗者的整体流速。流速还可依赖于受治疗者在连续运送期间所选择的设定。

[0062] 如上面所提到,压力传感器48可被配置从而探测出由于受治疗者吸气从而在套管管路43上所引起的氧气压力下降或降低或者真空水平,从而确定吸气开始,以用于脉冲运送模式。在一个实施例中,压力传感器48可被校准从而探测到例如1英寸H₂O量级的真空水平。压力传感器48可以暴露于设备10的全系统压力。在便携式氧气浓缩器10产生较低输出的实施例中,例如具有小于1升/分钟(LPM)的最大输出,浓缩器10的存储器26中的压力可以小于特定阈值(例如12psig)。由此,压力传感器48可以暴露于小于阈值(例如12psig)的压力,其中压力的实际水平依赖于运送阀36下游限制的大小以及当运送阀36打开的时候所导致的运送管路41上的背压。

[0063] 在氧气浓缩器10具有较高输出(例如具有超过1LPM最大输出)的实施例中,浓缩器10的存储器26中的压力可超过阈值(例如12psig),实际水平依赖于所实施的PSA(变压吸收)过程的时机参数。也就是说,当浓缩器10在连续模式下操作的时候,运送管路41内的压力会超过压力传感器48的操作极限。由此,当浓缩器处于连续模式的时候,泄压阀46可被配置成对运送管路41中的压力超过预定阈值做出响应而打开以降低运送管路41中的压力。预定阈值可以等于或者小于压力传感器48的操作耐受压力。例如,在一个实施例中,压力传感器48可具有10psig的耐受压力。在这个实施例中,预定阈值可被设定到6psig,从而提供容差余量。也就是说在这个实施例中,泄压阀46被配置成当压力等于或者超过6psig的时候打开。由此,泄压阀46可以降低运送管路41中的压力,从而使得压力处于压力传感器48的操作耐受压力之下,从而保护压力传感器48的电子设备。

[0064] 在氧气经由运送管路14脉冲运送到受治疗者期间,控制器21可以根据浓缩器10的剂量设定以及压力传感器48产生的输出信号而打开以及关闭运送阀36,该信号指示受治疗

者的呼吸特征。泄压阀48可以在脉冲运送模式期间常闭。在氧气通过运送管路41连续运送到受治疗者的时候,控制器21可将运送阀36保持在打开位置从而以预定流速将氧气运送到受治疗者。压力传感器48可连续地暴露于压力,该压力可以等于存储器26内的压力水平或者在该压力水平附近。此外,在部分情况下,例如当外部套管管路扭结或者不知为何过度受限的时候,运送管路41中的压力会增加。由此,泄压阀46会打开,从而降低运送管路41中的压力,从而保护压力传感器48。

[0065] 在图3中所示的泄压阀的实施例中,压力可以在方向A上抵抗弹簧78的弹力而向上推动提动阀芯84以及推离阀座76,由此使得氧气能够流经开口82以及进入到泄压阀46中,该泄压阀46随后将氧气输出到环境空气。在压力已经充分降低的时候,弹簧78会往回偏压提动阀芯84抵靠阀座76,从而关闭阀46。由此,当运送管路41中的压力超过预定阈值的时候,泄压阀46可被用于保护压力传感器48。

[0066] 便携式氧气浓缩器10可包括连接到控制器21、处理器23、压缩机16、空气控制阀20、和/或氧气运送阀36的一个或多个电源。例如,可以设置一对电池(未示出),该电池可被安装或者以其它方式固定到便携式氧气浓缩器10。可以使用底座、条带、或者支架(未示出)来将电池紧固到便携式氧气浓缩器10。可以包含在便携式氧气浓缩器10中的示例性电池的附加信息可以在美国专利No. 7,794522中知晓,该专利的整个公开内容通过引用而被明确地结合在此。控制器21可控制从电池到便携式氧气浓缩器10中其它部件的动力分配。例如,控制器21可以将电力从一个电池输出,直到它的电力降低到预定水平,于是控制器21可自动地切换到其它电池。

[0067] 可选地,便携式氧气浓缩器10可包括适配器,从而使得外部电力源,例如传统AC电力源(如壁式插座)、或者便携式AC或DC电力源(例如汽车点烟器插座、太阳面板装置)、以及类似物(未示出)。对于转换这种外部电能从而使得它可以被便携式氧气浓缩器10所使用而言必需的任意转换器或者其它部件(同样没有示出)可以设置在便携式氧气浓缩器10中,可以设置在将便携式氧气浓缩器10连接到外部电力源的电缆中,或者设置在外装置自身中。

[0068] 可以理解的是,在此描述的任一通道都可以是导管、管道、或者能够使空气或者其它流体流过的其它结构的任意类型及其组合。在部分实施例中,通路可以置入到支撑元件108、空气歧管110、或者运送歧管112中,这些部件在2011年9月13日提交的美国临时专利申请no. 61/533,874中有所描述,该申请整体结合在此。

[0069] 应当理解的是,所述便携式氧气浓缩器10的实施例并非为了限制。便携式氧气浓缩器10可包括一个或多个附加部件,例如一个或多个止回阀、过滤器、传感器、电力源(未示出),和/或其它部件,他们中的至少部分可以连接到控制器21(和/或一个或多个附加控制器,同样没有示出),如下面进一步所述。可以理解的是,术语“气流”、“空气”或者“气体”被普遍地在此使用,尽管所涉及的特定流体可以是环境空气、受压氮气、浓缩氧气以及类似物。

[0070] 在权利要求中,括号内的任何附图标记都不应被解释为限定权利要求。术语“包括”或“包含”并没有排除权利要求所列明之外的元件或步骤的存在。在列举多个元件的装置权利要求中,这些元件中的多个可被实施为一个以及相同的硬件项目。元件前面的词语“一”或“一个”并没有排除多个这种元件的存在。在列举多个元件的任意装置权利要求中,

这些元件中的多个可被实施为一个以及相同的硬件项目。相互不同的从属权利要求中引用的特定元件并不表示这些元件不能组合使用。

[0071] 尽管本发明基于当前被认为是最实际和优选的实施例而详细描述用于解释目的，但是可以理解的是这种细节仅仅用于该目的并且本发明没有局限于所公开的实施例，而是相反地旨在覆盖落入所附权利要求精神和范围内的修改和等同配置。例如，可以理解的是，本发明考虑到在某种程度上，任意实施例的一个或多个特征能够与任意其它实施例的一个或多个特征进行组合。

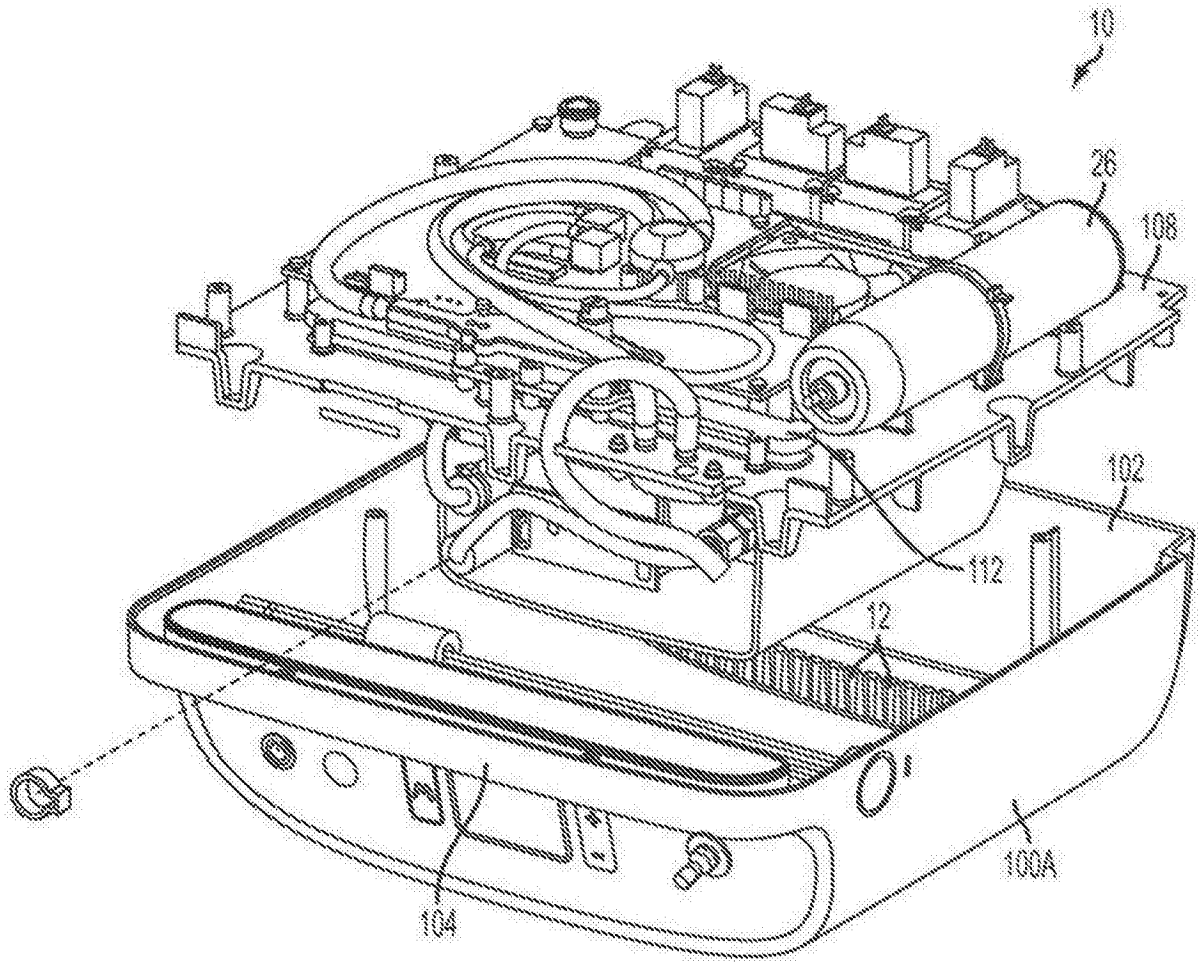


图1a

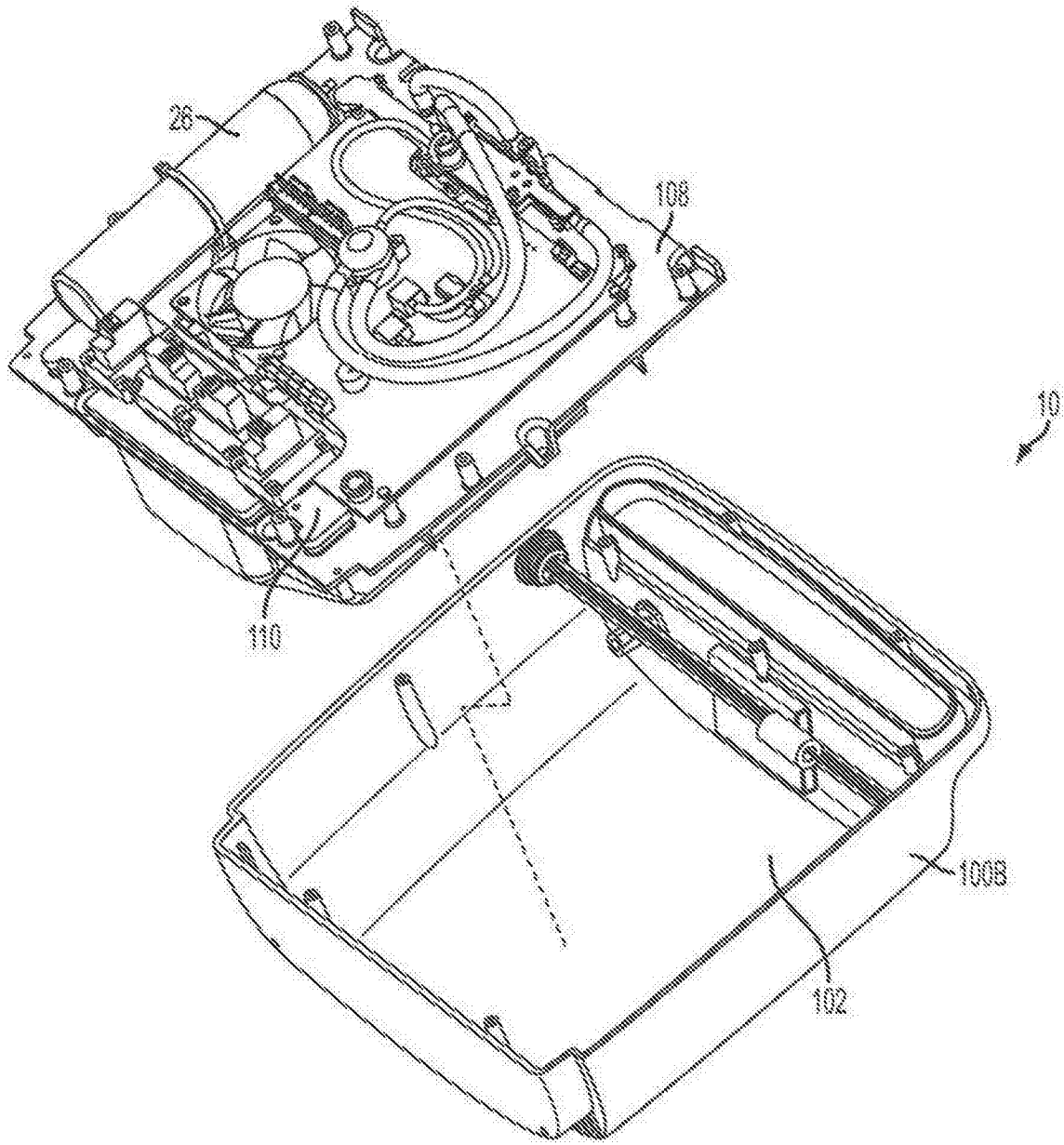


图1b

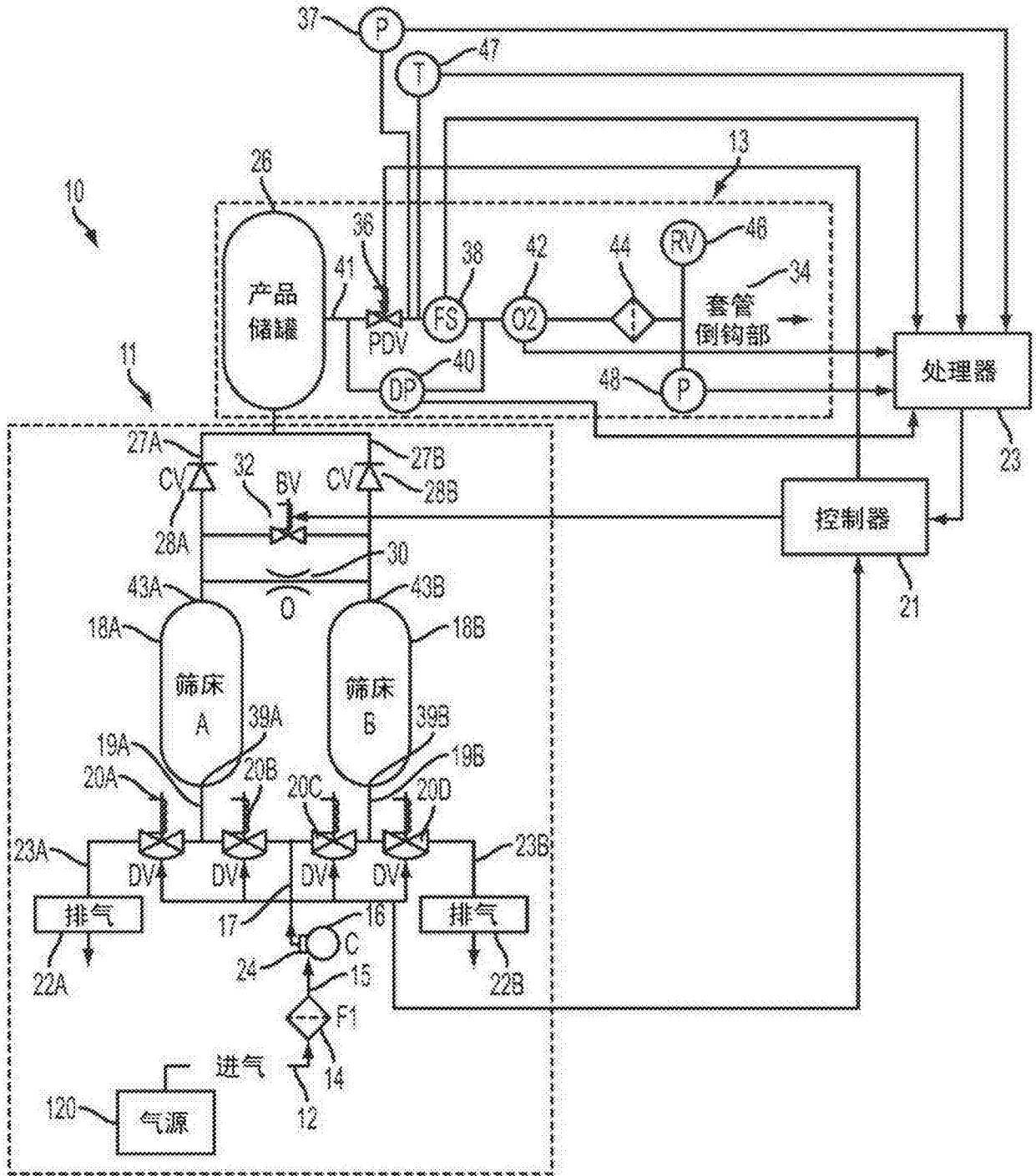


图2

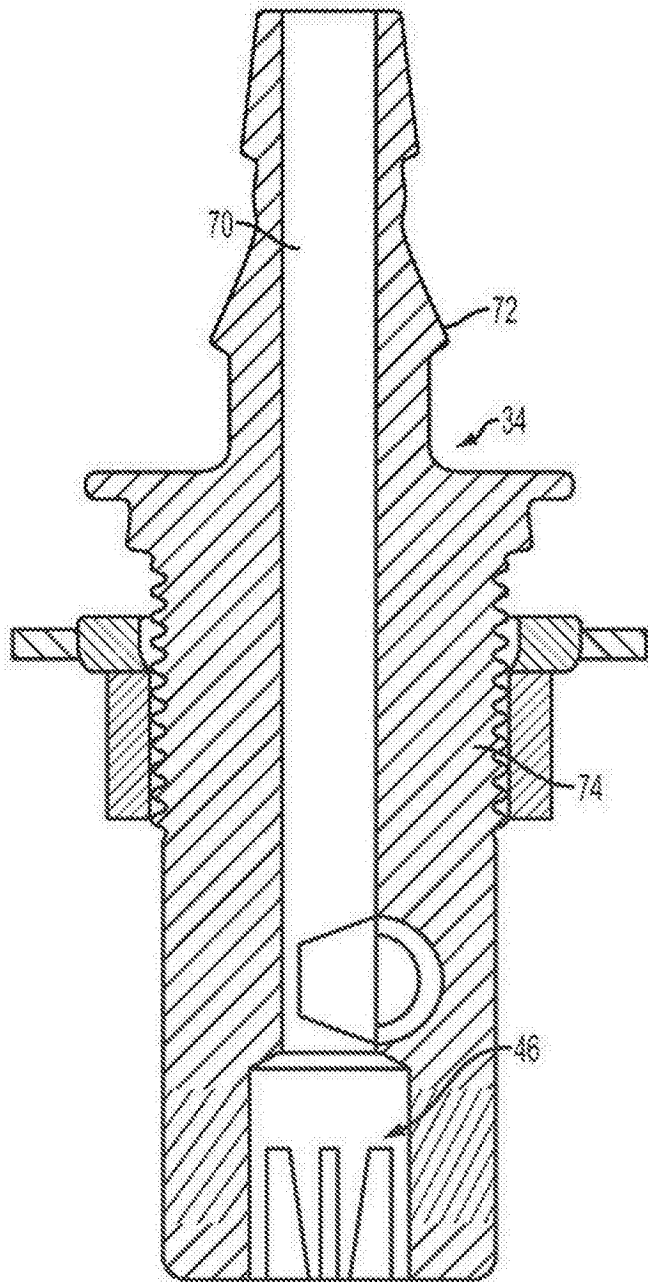


图3

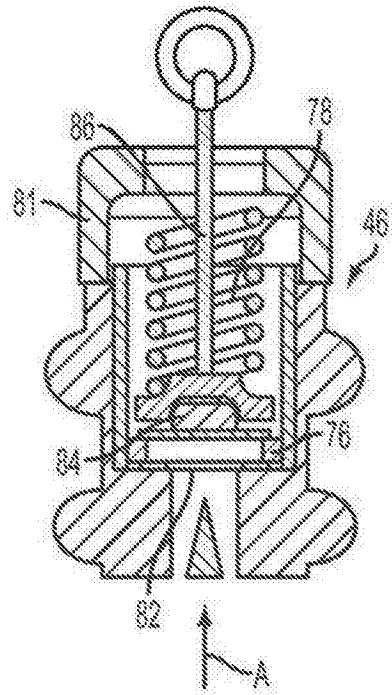


图4