



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 105530981 B

(45)授权公告日 2018.01.23

(21)申请号 201480048311.3

(22)申请日 2014.09.02

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105530981 A

(43)申请公布日 2016.04.27

(30)优先权数据

61/874,323 2013.09.05 US

61/929,947 2014.01.21 US

14/468,320 2014.08.25 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.03.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/053736 2014.09.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/034834 EN 2015.03.12

(73)专利权人 欧博纳技术有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 R·G·萨尔德赛 R·拉马纳坦

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 赵志刚 赵蓉民

(51)Int.Cl.

A61M 16/20(2006.01)

A61M 16/10(2006.01)

(56)对比文件

US 2011/0079222 A1,2011.04.07,

US 6105572 A,2000.08.22,

CN 101610807 A,2009.12.23,

CN 201320338 Y,2009.10.07,

审查员 魏兰兰

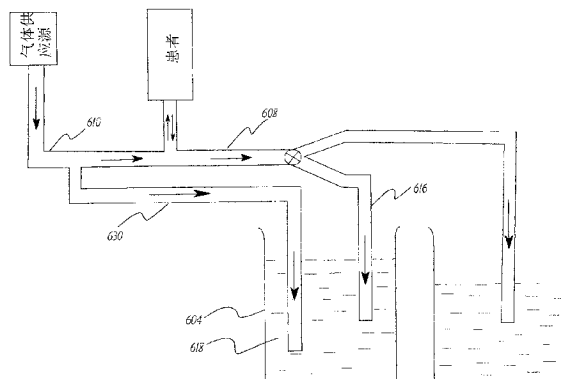
权利要求书3页 说明书13页 附图12页

(54)发明名称

提供呼吸支持的设备

(57)摘要

公开了一种呼吸器或呼吸辅助设备,其使可具有呼吸困难的患者通气,所述装置包括:具有至少三个端口的阀,所述三个端口包括一个入口端口、第一出口端口和第二出口端口,入口端口适于经由被配置为用于气体流动的主导管连接到患者;适于连接到阀的第一出口端口的至少一个峰值吸气压力(PIP)控制导管;适于连接到阀的第二出口端口的至少一个呼气末正压(PEEP)控制导管;以及至少一个控制器,其通信地连接到阀以控制阀的循环速率,从而控制每分钟的呼吸次数,并且控制峰值吸气压力的持续时间,也被称为吸气时间。



1. 一种呼吸器系统,其包括:

加压气体供应源;

流体主体;

包括近侧端部和远侧端部的主导管,所述近侧端部适于连接到所述加压气体供应源,所述主导管适于连接到所述近侧端部和所述远侧端部之间的患者接口;

包括至少三个端口的阀,所述三个端口包括一个入口端口、第一出口端口和第二出口端口,所述入口端口适于连接到所述主导管的所述远侧端部;

其中所述呼吸器系统还包括:

(i) 至少一个峰值呼气压力控制导管,即PIP控制导管,其适于连接到所述阀的所述第一出口端口并且经配置浸入所述流体主体中;

(ii) 至少一个呼气末正压控制导管,即PEEP控制导管,其适于连接到所述阀的所述第二出口端口并且经配置浸入所述流体主体中;以及

(iii) 其中PIP控制导管的浸没长度大于PEEP控制导管的浸没长度;

其中所述阀被配置为在所述第一出口端口和所述第二出口端口之间循环,从而使气流从所述入口端口仅切换到所述第一出口端口以及从所述入口端口仅切换到所述第二出口端口;

其中循环对应于一次呼吸,其包括使所述气流从所述入口端口仅切换到连接到所述第一出口端口的所述PIP控制导管以及从所述入口端口仅切换到连接到所述第二出口端口的所述PEEP控制导管;

其中当所述患者接收PIP时,所述系统被配置为以第一顺序将所述气流从所述患者接口引导至所述阀,通过所述阀引导至所述PIP控制导管,并且当所述患者接收PEEP时,所述系统被配置为以第二顺序将所述气流从所述患者接口引导至所述阀,通过所述阀引导至所述PEEP控制导管;并且

其中 (i) 所述PIP控制导管在所述阀的下游; (ii) 所述阀在气体从所述患者接口到所述PIP控制导管流动的管线中,以及 (iii) 当所述患者接收PIP时,所述阀保持打开。

2. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其还包括包含流体主体的容器,并且所述PIP控制导管和所述PEEP控制导管浸入所述容器中的所述流体主体中。

3. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其还包括至少两个容器,其中第一容器包含流体主体,并且第二容器包含流体主体,并且所述PIP控制导管浸入所述第一容器中的所述流体主体中,并且所述PEEP控制导管浸入所述第二容器中的所述流体主体中。

4. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其中控制器通信地连接到所述阀以控制所述阀的循环速率,从而控制每分钟的呼吸次数,并且控制 (a) 以秒为单位的吸气时间、(b) 吸气时间与呼气时间的比,以及 (c) 吸气时间占循环时间的百分比中的至少一个,从而维持用户所期望的吸气时间与呼气时间的比。

5. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其还包括至少一个安全导管,其适于连接到所述主导管并且经配置浸入流体主体中,其中所述安全导管的浸没长度大于所述PIP控制导管的所述浸没长度。

6. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其中所述阀具有大于1.5的流量系数 C_v 。

7. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其中所述阀是螺线管阀并且所述流体包括水。

8. 根据权利要求1所述的呼吸器系统,其中至少一个成角度的节段连接到所述PIP控制导管和所述PEEP控制导管中的至少一个的末梢。

9. 根据权利要求3所述的呼吸器系统,其中所述第一容器的尺寸和形状类似于所述第二容器的尺寸和形状,并且所述第一容器中的所述PIP控制导管的末梢的位置类似于所述第二容器中的所述PEEP控制导管的末梢的位置。

10. 一种为患者提供呼吸支持的设备,其包括:

包括至少三个端口的阀,所述三个端口包括一个入口端口、第一出口端口和第二出口端口,所述入口端口适于经由被配置为用于气体流动的主导管连接到患者接口;

至少一个峰值吸气压力控制导管,即PIP控制导管,其适于连接到所述阀的所述第一出口端口;

至少一个呼气末正压控制导管,即PEEP控制导管,其适于连接到所述阀的所述第二出口端口;

至少一个控制器,其通信地连接到所述阀以控制所述阀的循环速率,从而控制每分钟的呼吸次数,并且控制(a)以秒为单位的吸气时间、(b)吸气时间与呼气时间的比,以及(c)吸气时间占循环时间的百分比中的至少一个,从而维持用户所期望的吸气时间与呼气时间的比;

其中所述阀被配置为在所述第一出口端口和所述第二出口端口之间循环,从而使气体流从所述入口端口仅切换到所述第一出口端口以及从所述入口端口仅切换到所述第二出口端口;

其中循环对应于一次呼吸,其包括使所述气体流从所述入口端口仅切换到连接到所述第一出口端口的所述PIP控制导管以及从所述入口端口仅切换到连接到所述第二出口端口的所述PEEP控制导管;

其中当所述患者接收PIP时,所述设备被配置为以第一顺序将所述气体流从所述患者接口引导至所述阀,通过所述阀引导至所述PIP控制导管,并且当所述患者接收PEEP时,所述设备被配置为以第二顺序将所述气体流从所述患者接口引导至所述阀,通过所述阀引导至所述PEEP控制导管;并且

其中(i)所述PIP控制导管在所述阀的下游;(ii)所述阀在所述气体从所述患者接口到所述PIP控制导管流动的管线中,以及(iii)当所述患者接收PIP时,所述阀保持打开。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中所述阀是螺线管阀并且具有大于1.5的流量系数Cv。

12. 根据权利要求10所述的设备,其还包括容器,所述容器包含处于室温的水主体,其中所述PIP控制导管和所述PEEP控制导管经配置浸入所述容器中的所述水主体中,并且PIP控制导管的浸没长度大于PEEP控制导管的浸没长度。

13. 根据权利要求10所述的设备,其还包括至少两个容器,其中第一容器包含处于室温的水主体,并且第二容器包含处于室温的水主体,并且所述PIP控制导管浸入所述第一容器中的所述水主体中,并且所述PEEP控制导管浸入所述第二容器中的所述水主体中。

14. 根据权利要求12所述的设备,其还包括至少一个安全导管,其适于连接到所述主导管并且经配置浸入所述容器中的所述水主体中,其中所述安全导管的浸没长度大于所述PIP控制导管的所述浸没长度。

15. 根据权利要求13所述的设备,其还包括至少一个安全导管,其适于连接到所述主导管并且经配置浸入所述第一容器中的所述水主体中,其中所述安全导管的浸没长度大于所述PIP控制导管的所述浸没长度。

提供呼吸支持的设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求以下共同未决的专利申请的较早申请日的权益,即:2013年9月5日提交的美国临时专利申请No.61/874,323、2014年1月21日提交的美国临时专利申请No.61/929,947以及2014年8月25日提交的美国实用专利申请No.14/468,320,并且这些专利申请通过引用被并入本文。

技术领域

[0003] 本文所述的实施例涉及辅助换气并且稳定具有呼吸问题的各个年龄段的患者的肺容量的装置和方法。

背景技术

[0004] 照惯例,使用机械呼吸器(ventilator)为具有呼吸困难的患者提供呼吸辅助。这些装置通常是昂贵的并且大部分人群是不可得到的,尤其是在经济不景气的国家。这些装置还需要大量培训和专业知识来操作和维持。进一步地,这些装置不向用户提供设置安全正压的上限以及改变该安全正压的上限的能力,该安全正压的上限为患者专用的并且与在通气期间使用流体柱以简单和便宜的方式设置的峰值吸气压力水平相当。

[0005] 近年来,人们对比较便宜的呼吸辅助装置的研制的关注日益增加。美国专利No.8,499,759公开了双向阀在压力调整呼吸辅助设备中的使用,其中所述阀放置在两个压力控制管道中间,所述两个压力控制管道以不同长度浸入包含流体的单个容器中。在此类设备中,根据阀的尺寸,产生背压,由此在患者接口处的气体压力可以高于使用控制管道中的一个而不是另一个设置的压力。如果所述装置用在患者上,该背压如果未正确地得以解决则具有重大的治疗和安全隐患。进一步地,当两个压力控制管道位于相同容器中时,在操作中两个管道之间的相互作用可影响患者接口处的压力。

[0006] 非常需要提供一种呼吸辅助设备,该呼吸辅助设备容易且比较便宜制作、操作和维持,并且相对于期望的患者专用吸气压力水平具有简单、可靠和可易于调节的高正压安全特征。

发明内容

[0007] 在医疗职业中通常已知的是,肺容量的稳定和接收通气辅助的患者体内换气的改善可以通过对所产生的正压、呼吸器中的振荡正压的振幅和频率的适当设置和控制实现。本文所述的实施例向用户提供一种设置压力、振荡、振幅和频率并且进一步允许用户设置专用于患者的正压上限以降低对肺的损伤的可能性的装置和方法。另外,本文所述的实施例将患者的平均气道压力维持处于受控水平。装置参数(诸如容器中的流体水平、浸入容器中的流体中的导管的长度)能够变化以控制高压以及低压。这些实施例也具有允许用户选择和调整每分钟的呼吸次数、吸气时间以及吸气时间与呼气时间的比的特征。本文所述的实施例对于成人、儿童和新生儿是有用的。进一步地,该实施例能够在运送患者期间使用并

且可以用在不能使用机械呼吸器的设施中。本文所述的若干实施例也能够转换成气泡式持续正压通气 (CPAP) 系统。

[0008] 在一个实施例中,提供一种呼吸器系统,其具有加压气体供应源、填充有流体的两个容器,以及带有两个端部(近侧端部和远侧端部)的主导管。近侧端部连接到加压气体供应源。主导管适于连接到近侧端部和远侧端部之间的患者接口。在远侧端部处,峰值吸气压力控制导管连接并且浸入第一容器中的流体主体中。呼气末正压控制导管也连接到导管的远侧端部并且浸入第二容器中的流体主体中。双通阀(也被称为双向阀)连接在吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管之间,其中阀的打开和关闭速率能够被控制。此外,至少一个安全导管在近侧端部附近连接到主导管并且以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流体柱中。浸没长度是从流体表面的顶部到压力控制导管的末梢所测量的竖直距离。至少一个安全导管被浸没的深度由用户控制。在一些实施例中,导管具有简单的标记,例如以厘米 (cm) 水为单位,以帮助用户设置高压(峰值吸气压力)、低压(呼气末正压)和高压极限(爆脱)。在另一些实施例中,浸没长度通过改变水柱高度或通过改变导管的位置或同时采用这两种方式来调节以递送高压和低压。在某些实施例中,作为安全特征,当呼吸器系统连接到患者时,呼吸器系统的默认位置将一直递送较低压力作为CPAP。

[0009] 双容器的使用在不使患者与呼吸支持分离的情况下允许用户隔离一个容器或导管并且利用一个容器或导管修复任何问题。另外,双容器的使用防止在一个容器中产生的气泡影响放置在另一个容器中的导管中的液柱水平和压力。在一些实施例中,双向阀或三向阀允许用户设置每分钟从4次到60次的呼吸速率,其被称为常规机械呼吸,以及每分钟60次到900次范围内的频率,其被称为高频范围。在另一些实施例中,当调节循环频率时,控制器允许用户控制吸气与呼气比或使其固定为循环时间的百分比以维持期望的吸气时间与呼气时间的比。用在实施例中的阀包括但不限于螺线管阀、气动阀和太阳能阀。

[0010] 在另一个实施例中,提供一种呼吸器系统,其具有加压气体供应源、填充有流体的两个容器以及带有两个端部(近侧端部和远侧端部)的主导管。近侧端部连接到加压气体供应源。主导管适于连接到在近侧端部和远侧端部之间的患者接口。另外提供具有一个入口端口和两个出口端口的三通阀(也被称为三向阀)。主导管的远侧端部连接到阀的入口端口。阀的第一出口端口连接到浸入第一容器中的流体主体中的峰值吸气压力控制导管。阀的第二出口端口连接到浸入第二容器中的流体主体中的呼气末正压控制导管。在操作中,阀可替代地将入口端口连接到第一出口端口和第二出口端口,即进入入口端口的气体在一段时间内穿过第一出口端口,并且然后进入入口端口的气体在另一时间段内穿过第二出口端口,从而完成气体穿过第一出口端口和第二出口端口的通道循环。该循环然后重复。通信地连接到阀的控制器控制每单位时间的循环次数,例如,每分钟的循环次数。此外,至少一个安全导管在近侧端部附近连接到主导管并且以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流体主体中。

[0011] 在一些实施例中,两个容器具有相同尺寸,并且峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管的末梢被定位在两个容器中的每个内的相同位置处。该位置由控制导管的末梢距容器的底部内表面的竖直距离来确定。在该实施例中,峰值吸气压力和呼气末正压由用户通过改变两个容器中的流体水平来设置。

[0012] 在另一个实施例中,第一容器中的流体水平大于第二容器中的流体水平,使得峰

值吸气压力控制导管的浸没长度大于呼气末正压控制导管的浸没长度。

[0013] 在某些实施例中,所使用的流体是水。在另一些实施例中,峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管基本上为圆形,其具有在大约0.5cm至2cm之间的内径,并且它们在容器内部的浸没长度在大约2cm至50cm的范围内。

附图说明

[0014] 图1描绘呼吸器系统,其利用浸入第一容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入第二容器中的流体中的呼气末正压控制导管;位于峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管之间的一个双通阀;以及第一容器中的流体柱的高度大于第二容器中的流体柱的高度。基于阀打开和关闭的持续时间,能够以固定或可变的吸气时间与呼气时间的比递送低频率以及高频率呼吸支持。

[0015] 图2描绘呼吸器系统,其利用浸入第一容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入第二容器中的流体中的呼气末正压控制导管;位于峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管之间的一个双通阀;以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流体中的一个高压安全导管;并且第一容器中的流体柱的高度大于第二容器中的流体柱的高度。

[0016] 图3描绘如图1所示的呼吸器系统,其中成角度的部分被添加至峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管。

[0017] 图4描绘图2所示的呼吸器系统,其中成角度的部分被添加至峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管,并且一个高压安全导管以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流体中。

[0018] 图5描绘呼吸器系统,其利用浸入第一容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入第二容器中的流体中的呼气末正压控制导管;连接到峰值吸气压力控制导管、呼气末正压控制导管和主导管的一个三通阀;并且第一容器中的流体柱的高度大于第二容器中的流体柱的高度。

[0019] 图6描绘呼吸器系统,其利用浸入第一容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入第二容器中的流体中的呼气末正压控制导管;连接到峰值吸气压力控制导管、呼气末正压控制导管和主导管的一个三通阀;以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流体中的一个高压安全导管;并且第一容器中的流体柱的高度大于第二容器中的流体柱的高度。

[0020] 图7描绘如图5所示的呼吸器系统,其中成角度的部分被添加至峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管。

[0021] 图8描绘如图6所示的呼吸器系统,其中成角度的部分被添加至峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管,并且一个高压安全导管以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流体中。

[0022] 图9描绘呼吸器系统,其利用浸入第一容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入第二容器中的流体中的呼气末正压控制导管;位于峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管之间的为双通阀的第一阀;位于峰值吸气压力控制导管和双通阀之间的为开闭式截止阀的第二阀;以大于峰值吸气压力控制导管的浸没长度的深度浸入第一容器中的流

体中的一个高压安全导管;并且第一容器中的流体柱的高度大于第二容器中的流体柱的高度。

[0023] 图10描绘利用使峰值吸气压力控制导管与高压安全导管互连的连接器的呼吸器系统。

[0024] 图11描绘呼吸器系统,其利用浸入容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入相同容器中的流体中的呼气末正压控制导管;连接到峰值吸气压力控制导管、呼气末正压控制导管和主导管的一个三通阀;通信地连接到阀的控制器;并且峰值吸气压力控制导管的浸没长度大于呼气末正压控制导管的浸没长度。

[0025] 图12描绘呼吸器系统,其利用浸入容器中的流体中的峰值吸气压力控制导管;浸入相同容器中的流体中的呼气末正压控制导管;位于呼气末正压控制导管上的一个双通阀;位于峰值吸气压力控制导管上的一个双通阀;通信地连接到两个阀的控制器;并且峰值吸气压力控制导管的浸没长度大于呼气末正压控制导管的浸没长度。

具体实施方式

[0026] 本文所描述的实施例向用户提供一种设置高压和低压、振荡、振幅和频率并且进一步允许用户设置专用于患者的正压上限以降低对肺的损伤的可能性的装置和方法。装置参数(诸如容器中的流体水平、浸入容器中的流体中的导管长)能够变化以控制压力。这些实施例也具有允许用户选择和调整每分钟呼吸次数、吸气时间以及吸气时间与呼气时间的比的特征。本文所描述的实施例对于各个年龄段的患者(包括成人、儿童和新生儿)都是有用的。进一步地,该实施例能够在运送各个年龄段的患者期间使用并且能够用在不能使用机械呼吸器的设施中。在操作中,加压气体从气体供应源释放到在图1至图12中公开的呼吸器系统的主导管中,并且将气体被递送至患者。

[0027] 图1图示说明一种患者通气系统100,其具有加压气体供应源102、填充有流体的两个容器104和106,以及带有两个端部(近侧端部110和远侧端部112)的主导管108。近侧端部110连接到加压气体供应源102。导管108适于连接到近侧端部110和远侧端部112之间的患者接口114。在远侧端部112处,至少一个峰值吸气压力(PIP)控制导管116连接并且浸入第一容器104中的流体118主体中。至少一个呼气末正压(PEEP)控制导管120也连接到导管的远侧端部112并且浸入第二容器106中的流体122主体中。双通阀124连接在吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管之间。阀124从打开位置循环到关闭位置并且循环回到打开位置,并且阀的循环速率能够由通信地连接到该阀的控制器(未示出)控制。阀124的故障模式是打开位置,由此将气流引导至呼气末正压(PEEP)控制导管120,并且将在患者接口114处的压力保持为较低或基线水平。

[0028] 在一个实施例中,两个容器104和106具有从容器的底部内表面到容器的顶部开口测量的相同高度,并且峰值吸气压力控制导管116和呼气末正压控制导管120的远侧端部(末梢)分别距两个容器104和106的底部内表面的竖直距离相同。第一容器104中的流体水平大于第二容器106中的流体水平,由此峰值吸气压力控制导管116的浸没长度大于呼气末正压控制导管120的浸没长度,所述浸没长度为从流体表面的顶部到压力控制导管的末梢测量的竖直距离。在另一实施例中,容器104的高度大于容器106的高度。在又一实施例中,容器104中的流体水平与容器106中的流体水平大约相同。流体可以包括呈现宽范围的密

度、质量和粘度的任何数量的合适流体或液体,包括但不限于水,或者添加了醋以降低水的细菌污染的可能性的水。

[0029] 在某些实施例中,两个容器在形状和尺寸上是相同的,并且导管在容器中被预先定位在相同位置处。具有带相同定位的PIP控制导管和PEEP控制导管的相同容器的优点是易于制造和操作。在另一些实施例中,两个容器在形状和尺寸上是相似的,并且导管在容器中被预先定位在相似位置处。在某些实施例中,峰值吸气压力控制导管和呼气末正压控制导管基本上为圆形,其具有在大约0.5cm至3cm之间的内径,并且容器内部的浸没长度在大约2cm至50cm的范围内。PIP控制导管和PEEP控制导管的浸没竖直长度能够被测量为从流体表面到导管的远侧端部的竖直距离。在所有实施例中,PIP控制导管和PEEP控制导管的浸没竖直长度能够通过添加或去除流体以调节流体水平、通过上下滑动导管以调节导管位置或同时采用这两者而被调节到任何值。

[0030] 在PIP控制导管和PEEP控制导管的一些实施例中,导管的直径为大约0.5cm至2cm。在另一些实施例中,可以使用一个以上PIP控制导管和一个以上PEEP控制导管。在又一些实施例中,PIP控制导管和PEEP控制导管可各自具有基本上相似的长度和直径或不同的长度和直径。主导管、PIP控制导管和PEEP控制导管的长度和横截面形状优选地为短的并且在形状上基本上为圆形或略微为椭圆形。然而,在不脱离本公开的精神的情况下,导管中的任何一个或所有能够具有任何长度或横截面形状,包括但不限于正方形、矩形、三角形等。

[0031] 气体供应源向呼吸器系统(包括向主导管、患者导管、PIP控制导管和PEEP控制导管)提供医用级加压气体。由气体供应源递送的气体可包括大气气体或合适气体的任何组合、混合物或共混物,包括但不限于大气空气、氧气、氮气、氦气或它们的组合。气体供应源可包括气体压缩机、加压气体的容器、预加压气体的基本上便携式容器、气体管线连接装置(诸如存在于医院的)或加压气体的任何其他合适的供应源或它们的组合。气体供应源优选地经控制或配置以具有能够由用户控制并且根据每个患者的个体需求调节的可变气体流率。患者通气系统或气体供应源也可以包括一个或更多个流量控制装置(未示出),包括但不限于机械阀、电子控制的机械阀、转子流速计、压力调节器、流量换能器或它们的组合。本领域中常使用的气体流率通常在大约2升/分钟(L/min)至大约15L/min的范围内。然而,这些实施例允许由用户设置的任何气体流率。例如,体格较大的患者可能需要较大的气流。增加的流率可导致较高压力的递送;然而,通过将安全导管的高压吹出水平设置为安全水平,人们能够避免将过高压力无意递送至患者。

[0032] 热与湿气交换器(未示出)也能够被包括在患者通气系统中,以控制递送至患者接口的温度和湿度。递送导管中的持续气流也防止患者再呼吸从肺呼出的气体。

[0033] 参照图1,患者接口114能够为侵入式的或非侵入式的,包括但不限于面罩或鼻罩、鼻塞、鼻套管、放置在鼻骨或鼻咽(naso-pharynx)中的(一个或多个)短管、气管内管、气管造口管或它们的组合。双通阀124可包括机械阀或机电阀。双通阀124可以是电控制或机械控制的,使得用户能够设置通气速率和吸气时间或吸气时间与呼气时间的比。双通阀124优选地为“常开的”,使得在发生故障的情况下,所述阀将保持打开并且患者将经受较低或基线压力。当双通阀124打开时,气体流经PEEP控制导管120,该PEEP控制导管120设置在容器106中,其中流体水平低于具有PIP控制导管116的容器104,从而控制回路中的呼气末正压。当双通阀124关闭时,加压回路中的气体流经PIP控制导管116,该PIP控制导管116设置在容

器104中,其中流体水平高于具有PEEP控制导管120的容器106,从而将压力升高到峰值吸气压力并且将“强制呼吸”递送至患者。阀124然后能够被再次打开以允许患者呼气,并且可以重复该过程。以这种方式,患者能够接收峰值吸气压力和呼气末正压(Bi-PAP通气)或间歇性正压通气(IPPV)。在一些实施例中,任何数量的阀、PIP控制导管和PEEP控制导管能够用于提供不同水平的高压和低压。

[0034] 图2图示说明类似于图1的呼吸器系统,但另外具有至少一个安全导管230。安全导管230在主导管208的近侧端部210附近连接到主导管208。安全导管230以大于峰值吸气压力控制导管216的浸没长度的深度浸入第一容器204中的流体218主体中。安全导管允许相对于设置的PIP压力设置安全压力的极限。例如,在一些实施例中,所使用的流体是水,并且如果用户想要肺可经受的最大压力不比设置的PIP压力大5cm水,则浸没的安全导管230和浸没的PIP控制导管216的末梢之间的竖直距离的差能够被设置为5cm。

[0035] 图3图示说明类似于图1所图示说明的患者呼吸器系统,其利用第一容器304中的PIP控制导管316和第二容器306中的PEEP控制导管320。导管316和320浸入流体中并且经配置以调整接收Bi-PAP或IPPV的患者的气道压力。图3所图示说明的实施例还包括分别连接到PIP控制导管和PEEP控制导管的远侧端部的两个成角度的节段332和334。成角度的节段的角度可以在0度和180度之间变化成竖直的,以控制叠加在用于吸气循环或呼气循环两者的气道压力波形顶部上的气道压力振荡的振幅和频率。在一些实施例中,成角度的节段的成角度的臂具有2cm和10cm之间的长度。在另一些实施例中,可以使用两个以上成角度的节段。在一个实施例中,两个或更多个成角度的节段的角度可以基本上相似。在另一些实施例中,两个或更多个成角度的节段的角度可以不同。在一个实施例中,成角度的节段的直径与PIP控制导管和PEEP控制导管的直径相同。在另一个实施例中,成角度的节段的直径与PIP控制导管和PEEP控制导管的直径不同。PIP控制导管和PEEP控制导管的浸没的竖直长度能够被测量为从流体表面到成角度的节段的肘部的竖直距离。

[0036] 图4图示说明类似于图3的呼吸器系统,但另外具有至少一个安全导管430。安全导管430在主导管408的近侧端部410附近连接到主导管408。安全导管430以大于峰值吸气压力控制导管416的浸没长度的深度浸入第一容器404中的流体418主体中。

[0037] 图5图示说明患者呼吸器系统500,其具有加压气体供应源502、填充有流体的两个容器504和506,以及带有两个端部(近侧端部510和远侧端部512)的主导管508。近侧端部510连接到加压气体供应源502。主导管508适于连接到近侧端部510和远侧端部512之间的患者接口。三通(也称为三向)阀525设有一个入口端口和两个出口端口。远侧端部512连接到三通阀525的入口端口。阀525的第一出口端口连接到浸入第一容器504中的流体518主体中的至少一个峰值吸气压力(PIP)控制导管516。阀525的第二出口端口连接到浸入第二容器506中的流体522主体中的至少一个呼气末正压(PEEP)控制导管520。在一个实施例中,两个容器504和506具有从容器的底部内表面到容器的顶部开口测量的相同高度,并且峰值吸气压力控制导管516和呼气末正压控制导管520的远侧端部(末梢)分别距两个容器504和506的底部内表面的竖直距离相同。第一容器504中的流体水平大于第二容器506中的流体水平,由此峰值吸气压力控制导管516的浸没竖直长度大于呼气末正压控制导管520的浸没竖直长度,所述浸没竖直长度是从流体表面的顶部到压力控制导管的末梢测量的。在另一些实施例中,容器504的高度大于容器506的高度。在又一个实施例中,容器504中的流体水

平与容器506中的流体水平大约相同。

[0038] 阀525在第一出口端口和第二出口端口之间循环,从而使气流从入口端口到第一出口端口以及从入口端口到第二出口端口连续切换。每个循环对应于一次呼吸。在操作中,当气体从阀525的入口端口流到第一出口端口时,气体流经PIP控制导管516,该PIP控制导管516设置在容器504中,其中流体水平大于具有PEEP控制导管520的容器506,从而控制回路中的PIP。当气体从阀525的入口端口流到第二出口端口时,加压回路中的气体流经PEEP控制导管520,该PEEP控制导管520设置在容器506中,其中液体水平低于具有PIP控制导管516的容器504,从而将压力降低到PEEP并且允许患者呼气。阀525然后能够循环回到第一出口端口以允许患者接收PIP,并且可以重复该循环。以这种方式,患者能够接收峰值吸气压力和呼气末正压(Bi-PAP通气)或间歇性正压通气(IPPV)。

[0039] 在一个实施例中,使用通信地连接到阀的控制器(未示出)控制所述阀525的循环速率(以每分钟循环数测量)。在另一个实施例中,控制器允许用户设置时间T1(吸气时间)以及时间T2(呼气时间),在时间T1期间气体从入口端口流到第一出口端口,在时间T2期间气体从入口端口流到第二出口端口。在一个实施例中,T1被设置为以秒为单位的时间。在另一个实施例中,T1或T2能够被设置为循环时间的分数或被设置为T1和T2的比,使得T1和T2的总和等于一个循环的时间。因为PIP控制导管连接到第一出口端口并且PEEP控制导管连接到第二出口端口,T1为循环或呼吸的吸气时间并且T2为循环或呼吸的呼气时间。在一个实施例中,呼气时间T2被设置为大于吸气时间T1,并且比 $T2/T1$ 大于1。吸气时间和呼气时间的比可以描绘为 $T1:T2$,并且所述比被示为 $1:N$,其中在一个实施例中,N为大于1的数。在另一个实施例中,控制器不允许N的值小于1。在另一个实施例中,每分钟呼吸数(bpm)和以秒为单位的吸气时间T1由用户设置,并且控制器使用公式 $T2 = (60/\text{bpm}) - T1$ 计算以秒为单位的呼气时间T2。在又一个实施例中,如果计算的以秒为单位的呼气时间T2小于由用户设置的以秒为单位的吸气时间T1,控制器设置 $T1 = T2 = 30/\text{bpm}$ 。在另一个实施例中,控制器允许用户控制吸气时间T1与呼气时间T2的比,并且使T1固定为循环时间的百分比以保持期望的吸气时间与呼气时间的比。例如,如果T1被设置为循环时间的33%,则T2将为循环时间的67%,从而给出 $T1:T2$ 比为 $1:2$ 。在另一个实施例中,控制器与阀整合,其中控制逻辑部件被嵌入阀中。在一个实施例中,阀525的故障模式是至第二出口端口的打开位置,由此将气流引导至PEEP控制导管520,并且呼吸器系统中的压力保持处于基线,即较低水平。在另一个实施例中,如果控制器将阀525的循环速率设置为零,则阀保持处于至第二出口端口的打开位置,由此将气流引导至PEEP控制导管520,并且呼吸器系统中的压力保持处于基线,即较低水平。在另一个实施例中,如果至阀525的动力被关闭,阀保持处于至第二出口端口的打开位置,由此将气流引导至PEEP控制导管520,并且呼吸器系统中的压力保持处于基线,即较低水平。因此,该设备能够通过简单地关闭至阀的动力或将阀的循环速率设置为零来从Bi-PAP通气转换到气泡式CPAP。

[0040] 图6图示说明类似于图5的呼吸器系统,但另外具有至少一个安全导管630。安全导管630在主导管608的近侧端部610附近连接到主导管608。安全导管630以大于峰值吸气压力控制导管616的浸没长度的深度浸入第一容器604中的流体618主体中。安全导管允许相对于设置的PIP压力设置安全压力的极限。例如,在一些实施例中,所使用的流体是水,并且如果用户想要肺可经受的峰值压力不比设置的PIP压力大5cm水,则浸没的安全导管630和

浸没的PIP控制导管616的末梢之间的竖直距离的差能够被设置为5cm。

[0041] 图7图示说明类似于图5所图示说明的患者呼吸器系统,其利用第一容器704中的PIP控制导管716和第二容器706中的PEEP控制导管720。导管716和720浸入流体中并且经配置以调整接收Bi-PAP或IPPV的患者的气道压力。图7所图示说明的实施例还包括分别连接到PIP控制导管和PEEP控制导管的远侧端部的两个成角度的节段732和734。成角度的节段的角度可以在0度和180度之间变化到竖直,以针对吸气或呼气循环两者修正叠加在气道压力波形的顶部上的气道压力振荡的振幅和频率。在一些实施例中,成角度的节段的成角度的臂具有2cm和10cm之间的长度。在一些实施例中,可以使用两个以上成角度的节段。在另一些实施例中,两个或更多个成角度的节段的角度可以基本上相似。在又一些实施例中,两个或更多个成角度的节段的角度可以不同。

[0042] 图8图示说明类似于图7的呼吸器系统,但另外具有至少一个安全导管830。安全导管830在主导管808的近侧端部810附近连接到主导管808。安全导管830以大于峰值吸气压力控制导管816的浸没长度的深度浸入第一容器804中的流体818主体中。

[0043] 图9图示说明类似于图2中的呼吸器系统,但具有第二阀926作为附加安全措施。第二阀926被提供在峰值吸气压力控制导管916和双通阀924之间,其中第二阀926是开关式截止阀,其能够使阀924和呼气末正压控制导管920与主导管908隔离,并且由此与呼吸器气流回路的剩余部分隔离。如果阀924存在严重故障,则阀924的隔离可以是必要的。截止阀926的关闭也允许用户将呼吸器系统用作气泡式CPAP系统。

[0044] 除了图2、图4和图6所图示说明的安全导管之外,一些实施例能够包括附加的安全特征(未示出),诸如高压“爆脱”阀或“爆开”阀以保护患者以免接收大于预定阈值的气道压力,从而在患者回路在患者和通过流体容器离开所述系统的气体之间堵塞的偶然事件中降低高压到达患者的可能性。当安全导管诸如图2中的导管230存在于呼吸器系统中时,爆脱阀提供第二水平的保护。爆脱阀的压力水平设置将通常高于安全导管的吹出压力设置。然而,需注意,爆脱安全阀通常预设置为特定值并且不向用户提供安全导管所提供的柔韧性,这允许相对于设置的PIP压力设置安全压力的极限。

[0045] 在图10所示的实施例中,其图示说明类似于图2所示的呼吸器系统,安全导管230使用连接器233与PIP控制导管216互连,由此用户能够通过滑动连接器或以连接器的递增步幅来调节PIP控制导管216的末梢和安全导管230的末梢之间的竖直间距,从而在呼吸器系统的压力波动的情况下针对加压气体的吹出提供所测量的流体柱高度高于PIP压力的安全性。在某些实施例中,流体是水,并且用户能够相对于PIP控制导管216的末梢调节安全导管230的末梢,使得高压极限(爆脱)在高于PIP压力的0cm至约15cm水柱的范围内。在图10所示的实施例中,流体218在容器204中的水平与流体222在容器206中的水平大约相同,但流体在两个容器中的水平也可以不同,如之前所述的实施例中所示。在图10所示的某些实施例中,峰值吸气压力控制导管216和呼气末正压控制导管220的远侧端部(末梢)分别距两个容器204和206的底部内表面的竖直距离不同。

[0046] 一些实施例能够包括低压“爆开”阀或单向阀(未示出)以保护患者以免接收低于预定阈值的气道压力,例如亚大气压力。以这种方式,单向阀能够帮助防止肺萎陷,帮助防止患者吸入流体,并且帮助防止患者再呼吸呼出的气体。也能够向单向阀供应浓度受控的新鲜气体(未示出)。

[0047] 图11图示说明患者呼吸器系统,其具有加压气体供应源502、填充有流体的容器505,以及带有两个端部(近侧端部510和远侧端部512)的主导管508。近侧端部510连接到加压气体供应源502。主导管508适于连接到近侧端部510和远侧端部512之间的患者接口。三通(也称为三向)阀525设有一个入口端口和两个出口端口。远侧端部512连接到三通阀525的入口端口。阀525的第一出口端口连接到浸入容器505中的流体523主体中的至少一个峰值吸气压力(PIP)控制导管517。阀525的第二出口端口连接到浸入容器505中的流体523主体中的至少一个呼气末正压(PEEP)控制导管521。PIP控制导管517的浸没竖直长度大于PEEP控制导管521的浸没竖直长度,所述浸没竖直长度是从流体表面的顶部到压力控制导管的末梢测量的。阀525在第一出口端口和第二出口端口之间循环,从而使气流从入口端口到第一出口端口以及从入口端口到第二出口端口连续切换。每个循环对应于一次呼吸。在一个实施例中,使用通信地连接到阀525的控制器515控制所述阀525的循环速率(以每分钟循环数测量)。在另一个实施例中,控制器515允许用户设置时间T1以及时间T2,在时间T1期间气体从入口端口流到第一出口端口,在时间T2期间气体从入口端口流到第二出口端口。在一个实施例中,T1被设置为以秒为单位的时间。在另一个实施例中,T1或T2能够被设置为循环时间的分数或被设置为T1和T2的比,使得T1和T2的总和等于一个循环的时间。因为PIP控制导管连接到第一出口端口并且PEEP控制导管连接到第二出口端口,T1为呼吸的吸气时间并且T2为呼吸的呼气时间。在一个实施例中,呼气时间T2被设置为大于吸气时间T1。在另一个实施例中,每分钟呼吸数(bpm)和以秒为单位的吸气时间T1由用户设置,并且控制器使用公式 $T2 = (60/\text{bpm}) - T1$ 计算以秒为单位的呼气时间T2。在又一个实施例中,如果计算的以秒为单位的呼气时间T2小于由用户设置的以秒为单位的吸气时间T1,则控制器515设置 $T1 = T2 = 30/\text{bpm}$ 。在另一个实施例中,控制器515允许用户控制吸气时间T1与呼气时间T2的比,或者使T1固定为循环时间的百分比以保持期望的吸气时间与呼气时间的比。在另一个实施例中,控制器515与阀整合,其中控制逻辑部件被嵌入阀中。在一个实施例中,阀525的故障模式是至第二出口端口的打开位置,由此将气流引导至PEEP控制导管520,并且呼吸器系统中的压力保持处于基线,即较低水平。在另一个实施例中,如果控制器515将阀525的循环速率设置为零,则阀保持处于至第二出口端口的打开位置,由此将气流引导至PEEP控制导管520,并且呼吸器系统中的压力保持处于基线,即较低水平。在另一个实施例中,如果至阀525或控制器515的动力被关闭,阀保持处于至第二出口端口的打开位置,由此将气流引导至PEEP控制导管520,并且呼吸器系统中的压力保持处于基线,即较低水平。

[0048] 图12图示说明患者通气系统,其具有加压气体供应源102、填充有流体的容器105,以及带有两个端部(近侧端部110和远侧端部112)的主导管108。近侧端部110连接到加压气体供应源102。导管108适于连接到近侧端部110和远侧端部112之间的患者接口114。在远侧端部112处,至少一个峰值吸气压力(PIP)控制导管117连接并且浸入容器105中的流体123主体中。至少一个呼气末正压(PEEP)控制导管121也连接到导管的远侧端部112并且浸入容器105中的流体123主体中。PIP控制导管117的浸没长度大于PEEP控制导管121的浸没长度。双通阀109放置在PIP控制导管117上并且位于PIP控制导管117和主导管的远侧端部112之间。另一个双通阀125放置在PEEP控制导管121上并且位于PEEP控制导管121和主导管的远侧端部112之间。阀109和125从打开位置循环到关闭位置并且循环回到打开位置,并且阀的循环速率能够由通信地连接到阀109和125的控制器115控制。阀109和125由控制器115控

制,使得当阀109打开时,阀125关闭,并且当阀109关闭时,阀125打开。

[0049] 在操作中,当双通阀125打开并且双通阀109关闭时,气体流经PEEP控制导管121,由此控制回路中的PEEP。当双通阀125关闭并且双通阀109打开时,加压回路中的气体流经PIP控制导管117,从而使压力升高到峰值呼气压力。阀125然后能够被再次打开并且阀109关闭以允许患者呼气,并且可以重复该过程。以这种方式,患者能够接收峰值吸气压力和呼气末正压(Bi-PAP通气)或间歇性正压通气(IPPV)。

[0050] 更多实施例涉及使用前述组合中的一个或多个来辅助受试者(例如,成人、儿童、婴儿或另一哺乳动物)呼吸的方法。通过一些途径,识别或选择具有呼吸问题的受试者,并且将所述受试者连接到本文所述装置中的一个或多个。在一些实施例中,受试者通过鼻塞被附接到所述装置,并且在另一些实施例中,受试者通过面罩或鼻罩、放置在鼻咽中的(一个或多个)管、气管内管、气管造口管或它们的组合被附接到所述装置。一旦受试者和装置被连接,发起气流。用于婴儿的优选气流为大约1L/min至10L/min,而成人可需要大约1L/min至30L/min的气流,并且体格大的哺乳动物可需要1L/min至100L/min或更多。任选地,循环压力的频率、振幅或递送的气体的体积被监测,以便调节用于特定受试者的呼吸辅助。在一些实施例中,针对受试者的独特需求,能够选择具有特定浸没长度的峰值吸气压力导管、浸没长度的呼气末正压导管、直径和横截面面积的PIP和PEEP控制导管或特定流体的装置。即,在一些实施例中,选择或识别需要呼吸辅助的患者,并且根据受试者的年龄、尺寸或治疗需求选择或识别如本文所述的呼吸辅助装置。

[0051] 一些实施例包括用于通过提供本文所述装置或设备中的任何一个,将来自气体供应源的气体释放到所述设备中并且将气体递送至受试者来向受试者提供具有振荡的呼气末正压的持续气道正压的方法。其他实施例包括用于通过提供本文所述呼吸辅助装置或设备中的任何一个,相对于竖直轴线调节导管的远侧端部的角度并且将来自气体供应源的气体释放到所述设备中以将气体递送至受试者来增加递送至受试者的气体体积的方法。在一些实施例中,导管的远侧端部被调节到大于或等于大约91度至170度之间的角度。在另一些实施例中,导管的远侧端部相对于竖直轴线被调节到大约135度的角度。

[0052] 示例1

[0053] 该示例描述所使用的呼吸器系统和被执行用于测试图1所述的系统的实验。由宾夕法尼亚州匹兹堡市的Ingmar Medical (www.ingarmed.com) 制造的肺机器连接在呼吸器系统的患者接口处。由密歇根州威克瑟姆的MAC Valves公司 (www.macvalves.com) 制造的双通(双向)螺线管阀用在所述系统中。使用由加利福尼亚州桑尼维尔市的IDEC公司 (us.idec.com) 制造的电子计时器控制阀的开闭循环。在测试中使用压缩空气和空气/氧气混合物。所使用的管件是在医院设置中与常规呼吸器系统一起使用的标准10mm管件。容器中的流体为处于室温的水。在患者接口处的压力使用由威斯康辛州麦迪逊市的生活设计系统公司(Life Design Systems, Inc.) 制造的压力计测量。压力计具有以1cm水增量的-20cm水至+80cm水的范围。对以0.5L/min增量从0.5L/min至5L/min以及以1L/min增量从5L/min至15L/min的气体流率运行测试。使用由宾夕法尼亚州北安普敦市的Precision Medical (www.precisionmedical.com) 制造的流量计设置气体流率。PIP控制导管的浸没长度从10cm水变化到30cm水,并且PEEP控制导管的浸没长度从2cm水变化到10cm水。从每分钟1个循环到每分钟60个循环完成阀的循环。每个循环对应于呼吸,并且因此从每分钟1次呼吸到

每分钟60次呼吸进行测试。

[0054] 阀对气体流动提供阻力,从而导致压力损失。由于阀的阻力所致的压力损失随着气体流率增加而增加。在15L/min的气体流率下,在阀中观察到高达4cm水的压力损失,从而导致背压,由此在患者接口处的所观察到的PEEP为大约4cm水,其高于由第二容器中的PEEP控制导管设置的PEEP。因为PIP控制导管在从患者接口到PIP控制导管的流动管线中不具有阀,所以PIP设置不经历来自阀的背压。因此,根据气体的流率,必须对PEEP控制导管作出解决阀的背压的校正。当背压为4cm水时,对第二容器中的PEEP控制导管的浸没长度作出4cm的校正,使得实际浸没长度为4cm,其小于患者接口处的所需PEEP。因此,如果患者接口处的所需PEEP为10cm水并且背压为4cm水,则PEEP控制导管的浸没长度为6cm。

[0055] 为了比较,也使用包含水的单个容器进行测试,其中PIP控制导管和PEEP控制导管两者浸入一个相同的容器中,如美国专利No.8,499,759中所公开的。当PIP控制导管和PEEP控制导管在相同容器中时,来自一个导管的气泡对来自另一个导管的所观察到的压力具有影响。该影响在较高气体流率下更显著,而当容器的直径增加时为较不显著。发现,所有其他条件保持相同,与控制导管在相同容器中(如美国专利No.8,499,759中)时所观察到的压力相比较,两个控制导管在不同容器中(如图1中)时在患者接口处所观察到的压力更接近由控制导管设置的压力。进一步地,据发现,对于给定的气体流率,无论两个控制导管是放置在一个容器中还是放置在两个分开的容器中,解决PEEP控制导管中的背压的校正是相似的。

[0056] 示例2

[0057] 示例1中的系统经修改以包括如图2所示的安全导管。在高于PIP压力的3cm水的压力下设置安全导管。主导管在远侧端部处被有意地挤压以模拟该导管的堵塞,并且当患者接口处的压力达到高于PIP压力的3cm水时,安全导管释放压力积聚。在不同压力水平下成功地重复该测试。

[0058] 示例3

[0059] 该示例描述所使用的呼吸器系统和被执行用于测试图5所述的系统的实验。由宾夕法尼亚州匹兹堡市的Ingmar Medical (www.ingmarmed.com) 制造的肺机器连接在呼吸器系统的患者接口处。由密歇根州威克瑟姆的MAC Valves公司 (www.macvalves.com) 制造的三通(三向)螺线管阀用在所述系统中。三通阀的尺寸与用在示例1中的双通(双向)阀的尺寸相同。使用由加利福尼亚州桑尼维尔市的IDEC公司 (us.idec.com) 制造的电子计时器控制阀的循环。在测试中使用压缩空气和空气/氧气混合物。所使用的管件是在医院设置中与常规呼吸器系统一起使用的标准10mm管件。容器中的流体为处于室温的水。在患者接口处的压力使用由威斯康辛州麦迪逊市的生活设计系统公司(Life Design Systems, Inc.) 制造的压力计测量。压力计具有以1cm水增量的-20cm水至+80cm水的范围。对以0.5L/min增量从0.5L/min至5L/min以及以1L/min增量从5L/min至15L/min的气流速率运行测试。使用由宾夕法尼亚州北安普敦市的Precision Medical (www.precisionmedical.com) 制造的流量计设置气体流率。PIP控制导管的浸没长度从10cm水变化到30cm水,并且PEEP控制导管的浸没长度从2cm水变化到10cm水。从每分钟1个循环到每分钟60个循环完成阀的循环。每个循环对应于一次呼吸,并且因此从每分钟1次呼吸到每分钟60次呼吸进行测试。

[0060] 类似于在示例1中观察到的背压,在15L/min的气体流率下,在阀中观察到高达4cm

水的背压。但不像针对示例1的图1中的系统观察到的性能,其中在患者接口处的PEEP受背压影响,但在患者接口处的PIP不受背压影响,三通阀导致类似地影响如在患者接口处观察到的PIP和PEEP两者的背压。PIP控制导管和PEEP控制导管两者具有在从患者接口到相应的控制导管的流动管线中的三通阀,由此必须对PEEP控制导管和PIP控制导管两者作出解决阀的背压的校正。对于给定的气体流率,对于PIP控制导管和PEEP控制导管两者,校正是相似的。当背压为4cm水时,对PEEP控制导管的浸没长度作出4cm的校正,使得PEEP控制导管的实际浸没长度为4cm,其小于患者接口处的所需PEEP。并且类似地对PIP控制导管的浸没长度作出4cm的校正,使得PIP控制导管的实际浸没长度为4cm,其小于患者接口处的所需PIP。因此,如果患者接口处的所需PEEP为10cm水,则患者接口处的所需PIP为30cm水,并且背压为4cm水,则PEEP控制导管的浸没长度为6cm,并且PIP控制导管的浸没长度为26cm。制作示出以L/min为单位的气体流率和以cm水为单位的校正之间的关系的图表。

[0061] 来自阀的背压主要是由于对气体流动产生阻力的阀的尺寸(例如,气体穿过的阀孔口的直径、入口通路和出口通路以及阀端口的直径)所致。孔口尺寸越小,例如直径越小,则阻力越高。为了最小化背压和对PIP控制导管和PEEP控制导管的浸没长度的所得的校正,孔口的尺寸、内部通路的尺寸、端口的尺寸优选地与呼吸器管件的尺寸相同或相似。阀中的压力损失能够使用阀的流量系数(Cv)来计算。计算方法通常是已知的。压力损失随着Cv值增加而降低。气体是可压缩流体,并且Cv值和气体的压力损失取决于气体的温度和压力。呼吸器系统中的气体压力略微高于大气压力(高于大气压力2cm至50cm水),并且呼吸器系统中的气体温度可以保持略微高于室温并且可以高达40摄氏度。对于呼吸器系统中通常普遍的气体压力和温度,阀的流量系数Cv优选地大于大约1.5并且更优选地大于大约2。

[0062] 示例4

[0063] 虽然使用示例3的阀、计时器和管件系统进行测试,但使用包含水的单个容器,其中PIP控制导管和PEEP控制导管两者浸入水中,如图11所示。测试参数(诸如气体流率、PIP控制导管和PEEP控制导管的浸没长度、阀的循环速率)与示例3中的那些相同。当PIP控制导管和PEEP控制导管在相同容器中时,来自一个导管的气泡对来自另一个导管的所观察到的压力具有影响。该影响在较高气体流率下更显著,而当容器的直径增加时较不显著。发现,所有其他条件保持相同,与当控制导管在相同容器中时所观察到的压力相比较,两个控制导管在不同容器中时在患者接口处所观察到的压力更接近由控制导管设置的压力。当示例3中的背压与示例4中的背压相比较时,发现,对于给定的气体流率,针对PIP控制导管和PEEP控制导管两者解决背压的校正是相似的,而不管无论两个控制导管是放置在一个容器中还是放置在两个分开的容器中。

[0064] 示例5

[0065] 该示例描述所使用的呼吸器系统和使用图12中所示的系统执行的测试,其中两个双通阀用于确定两个双通阀是否将复制所述系统和示例4中进行的测试,在示例4中,使用单个三通阀。两个由密歇根州威克瑟姆的MAC Valves公司制造的双通螺线管阀用在所述系统中。第一双通螺线管阀放置在PIP控制导管上并且位于PIP控制导管和主导管的远侧端部之间。第二双通螺线管阀放置在PEEP控制导管上并且位于PEEP控制导管和主导管的远侧端部之间。测试参数与示例3和示例4中的那些相同。两个阀经控制,使得当第一阀打开时,第二阀关闭,并且当第一阀关闭时,第二阀打开。两个双通阀是相同的并且它们的尺寸(包括

阀孔口和端口直径)与用在示例4中的三通阀的尺寸相同。示例5中的系统的所观察到的性能类似于示例4中的系统的性能。不像在示例1中(其中使用单个双通阀并且针对PEEP控制导管的解决背压的校正大于零,并且针对PIP控制导管的解决背压的校正大于零),在示例5中,发现针对PIP控制导管和PEEP控制导管两者的背压校正大于零并且相似。

[0066] 因此,描述了用于提供呼吸支持的医疗和商业可用的方法和设备。应当理解,虽然针对患者进行描述,但该方法和设备能够由健康的哺乳动物使用以增强呼吸。应当理解,已知的结构、装置和操作已在框图形式中示出或未详细地示出,以便避免模糊对该描述的理解。在认为适当的情况下,在附图中重复附图标号或附图标号的末端部分,以指示可任选地具有相似特性的对应或类似的元件。所描述的特定实施例并非提供用于限制本发明,而是图示说明本发明。进一步地,如随附权利要求书所反映的,发明性方面可在于小于单个公开的实施例的所有特征。在另一种情形下,发明性方面可包括本文所述的实施例的组合或小于实施例的组合中所述的所有方面的组合。因此,随附权利要求书由此明确地并入该具体实施方式中,其中每个权利要求本身充当本发明的独立实施例。

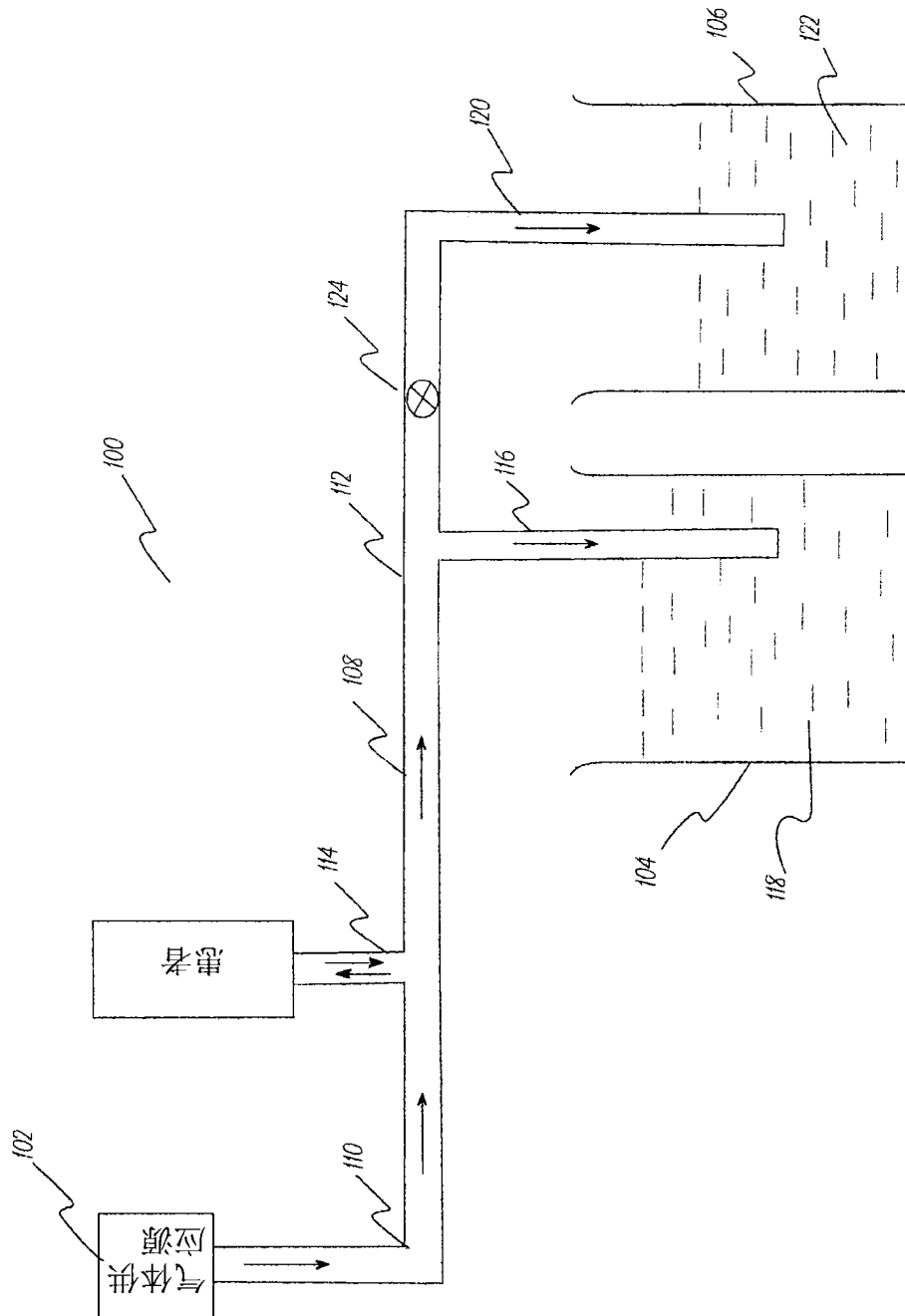


图1

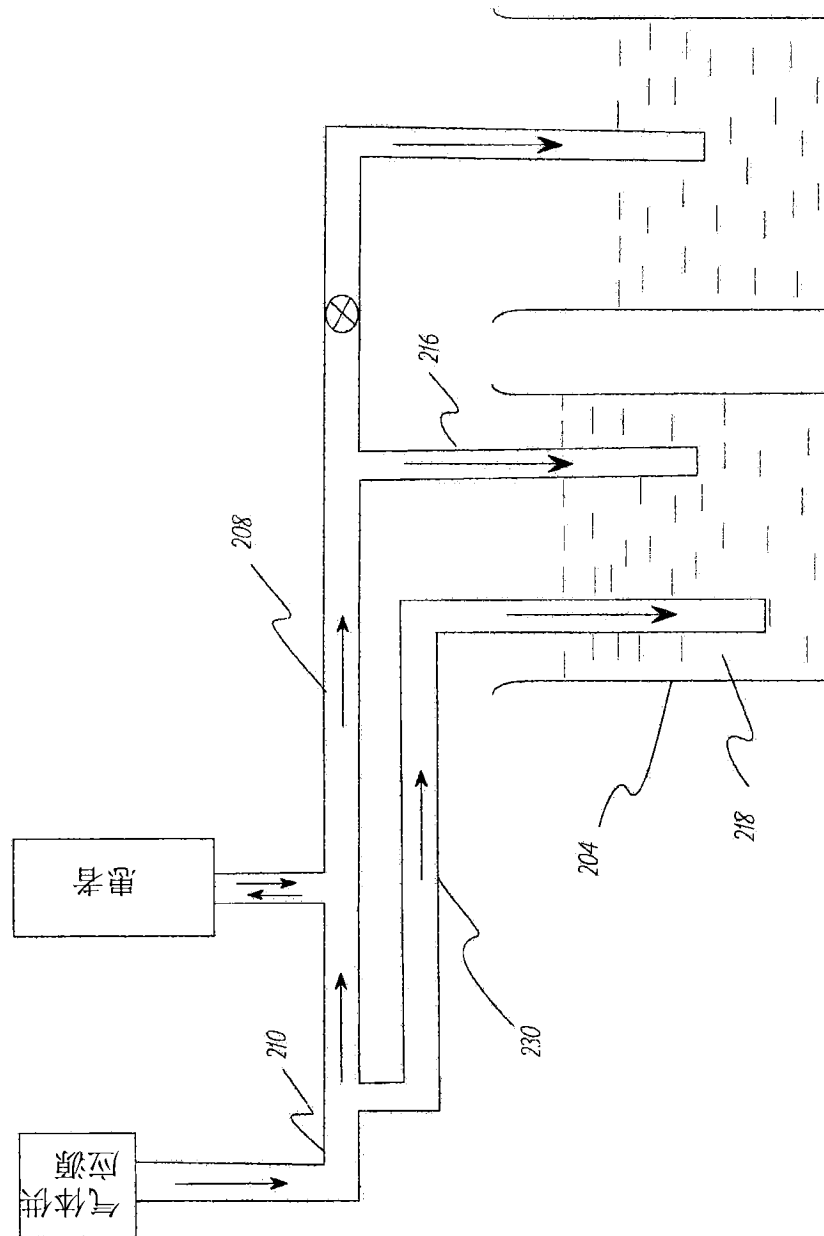


图2

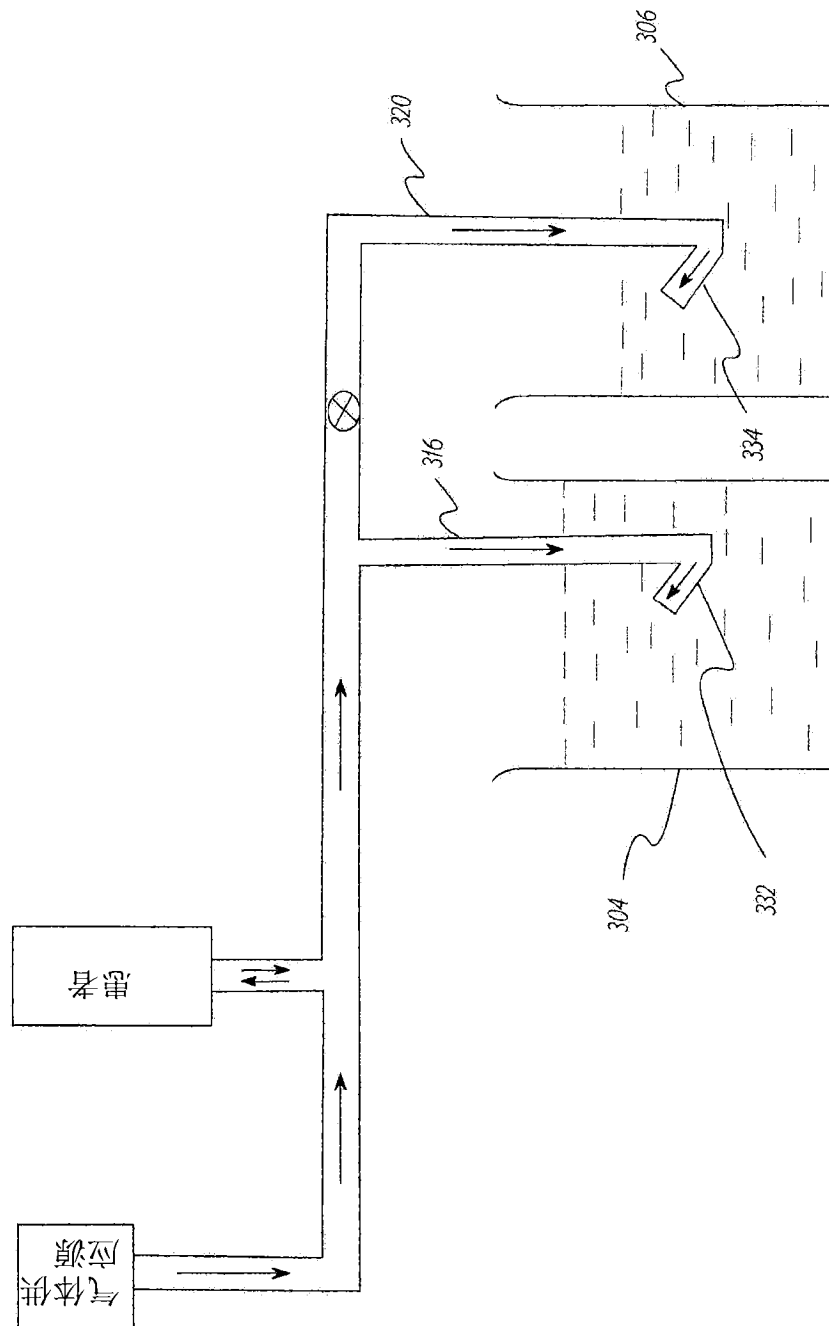


图3

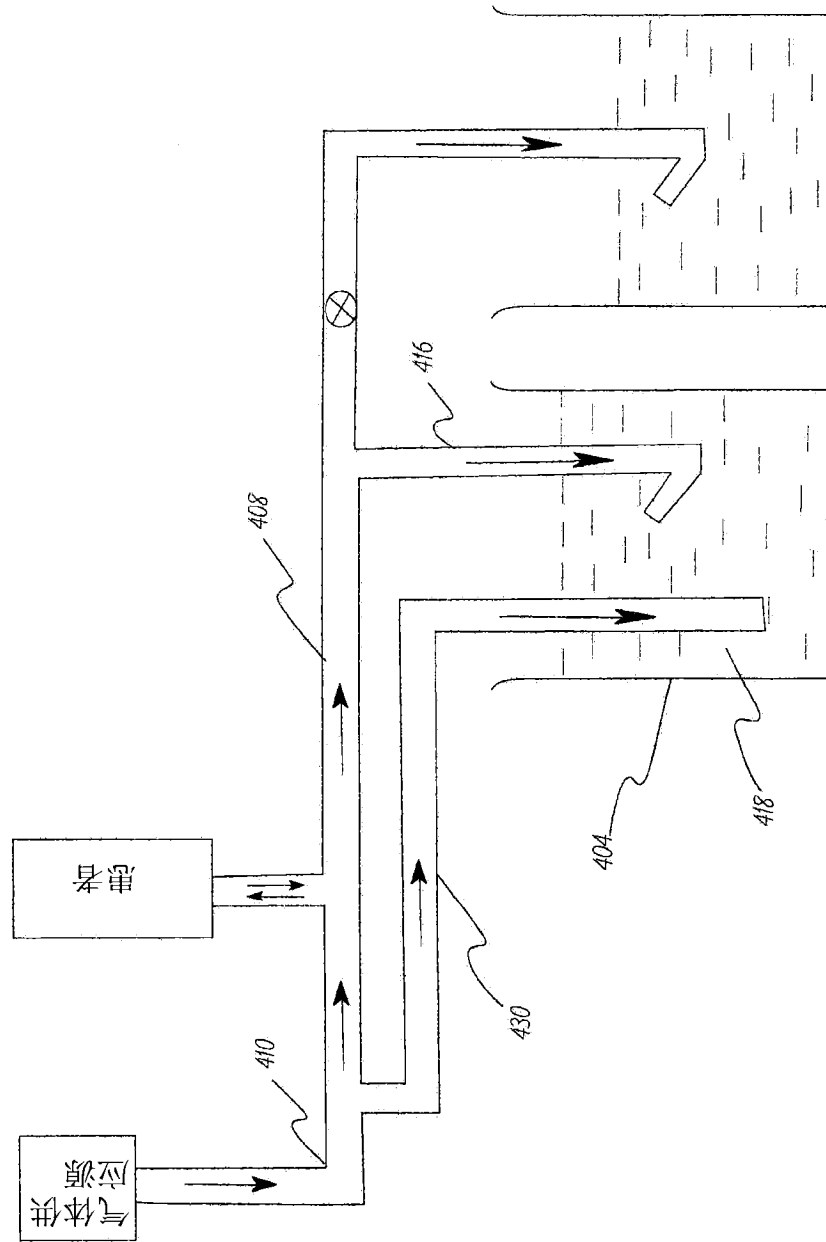


图4

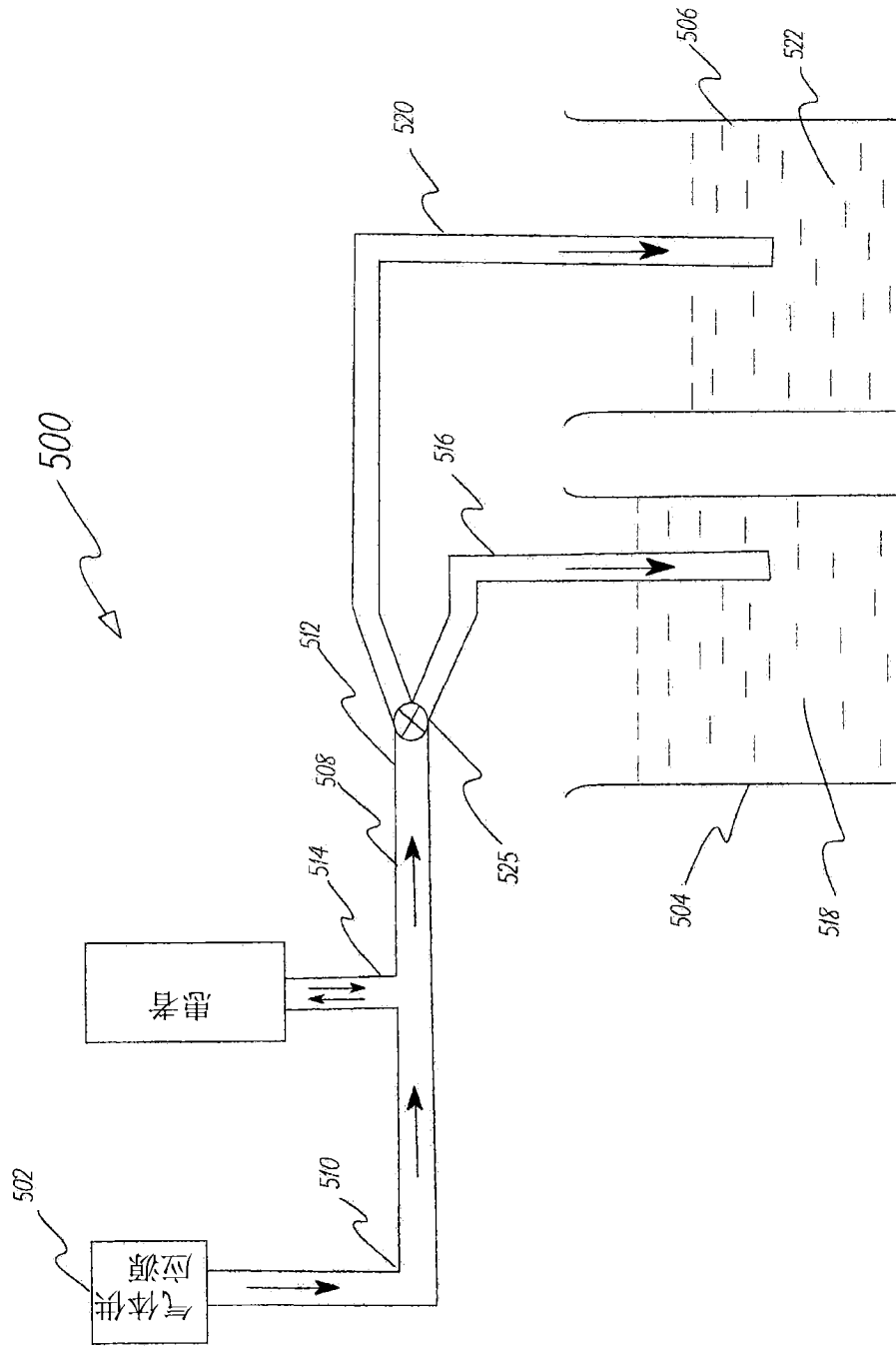


图5

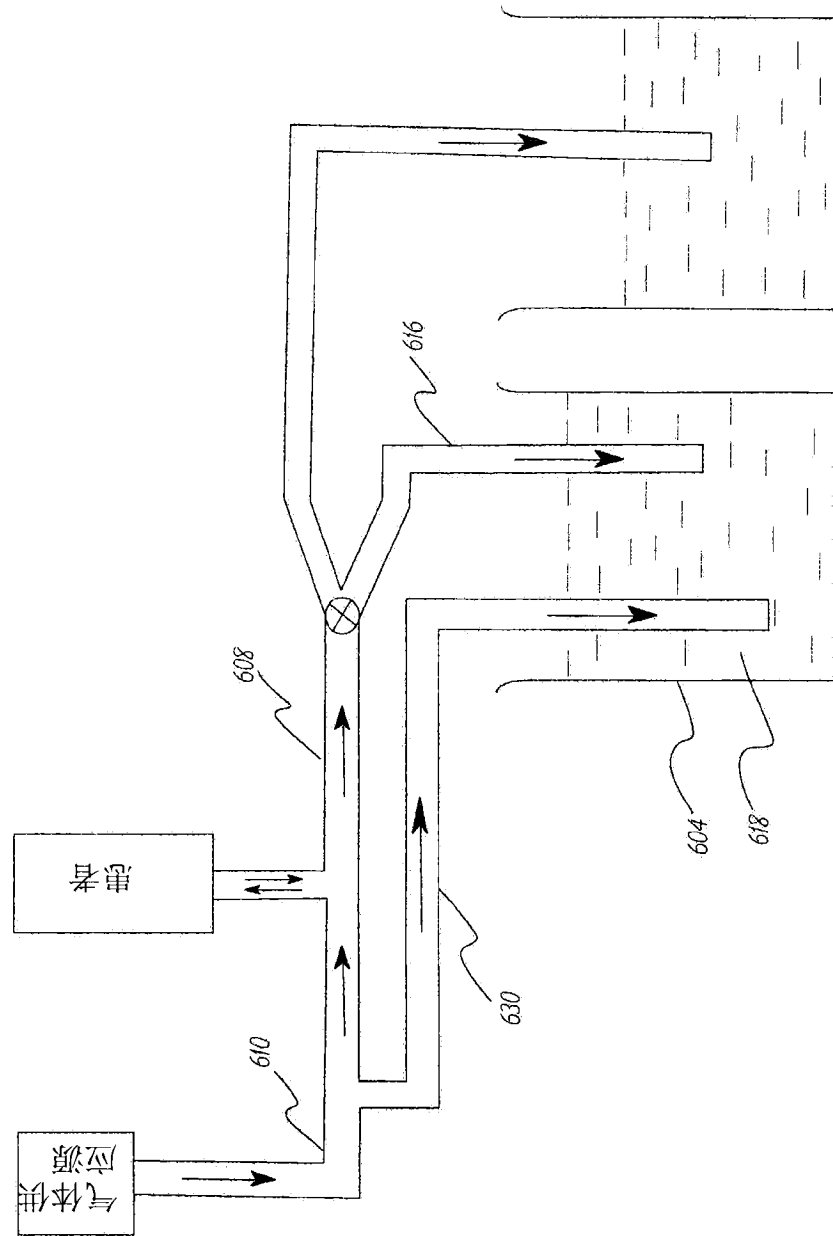


图6

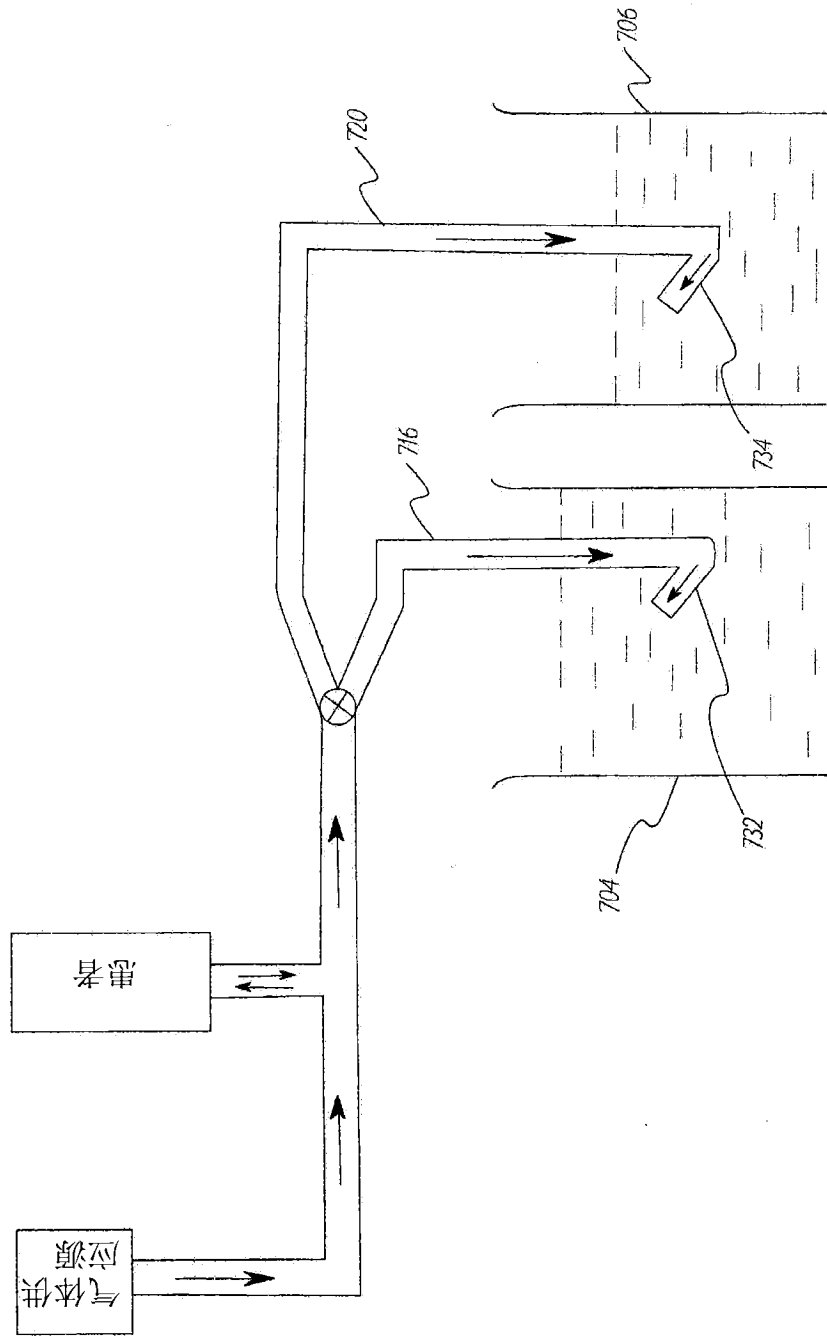


图7

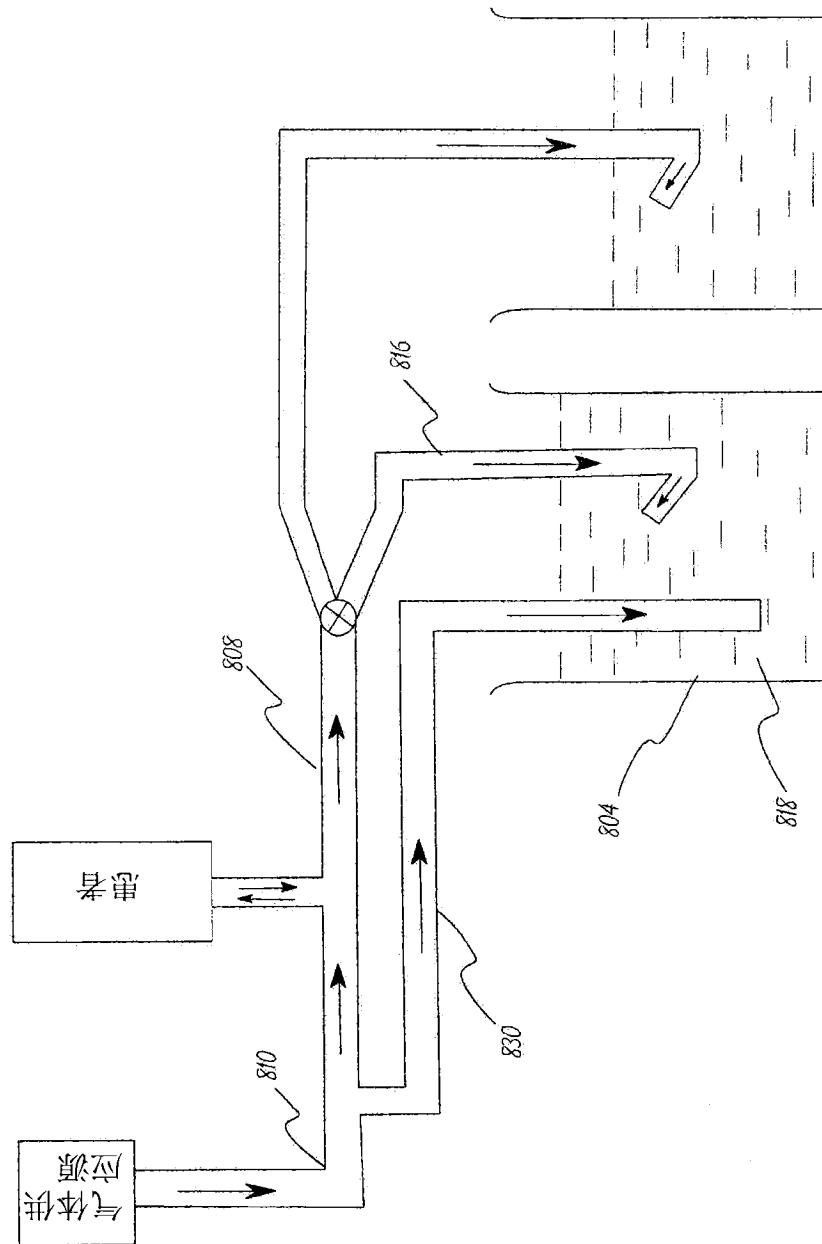


图8

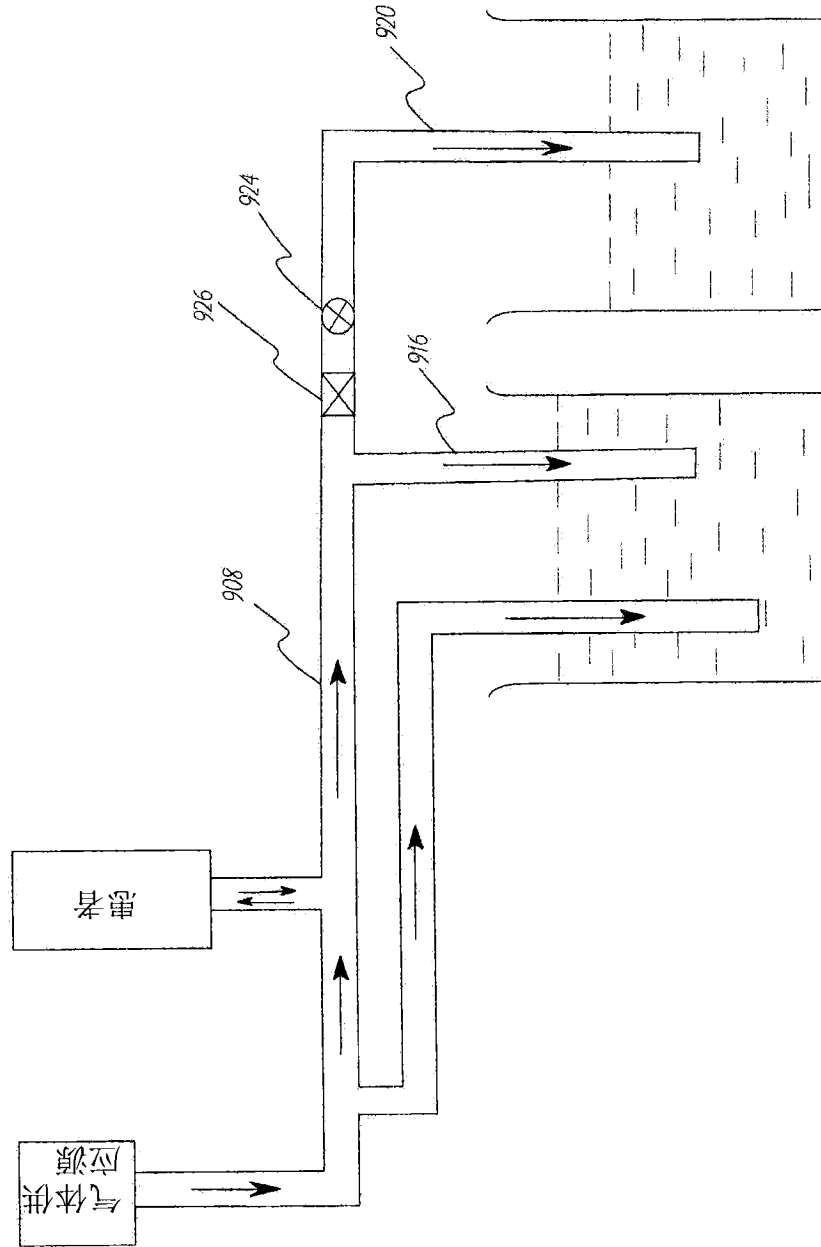


图9

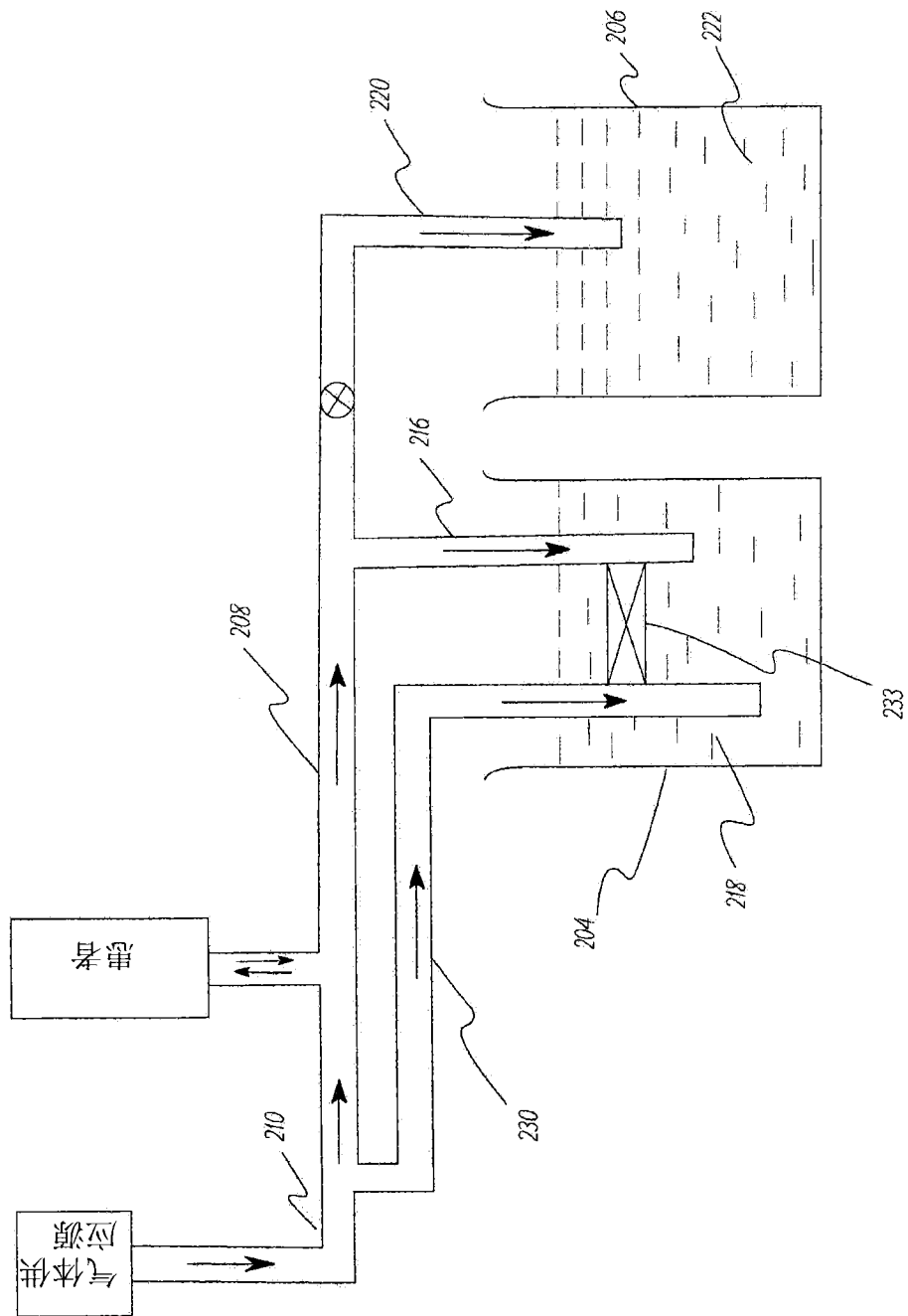


图10

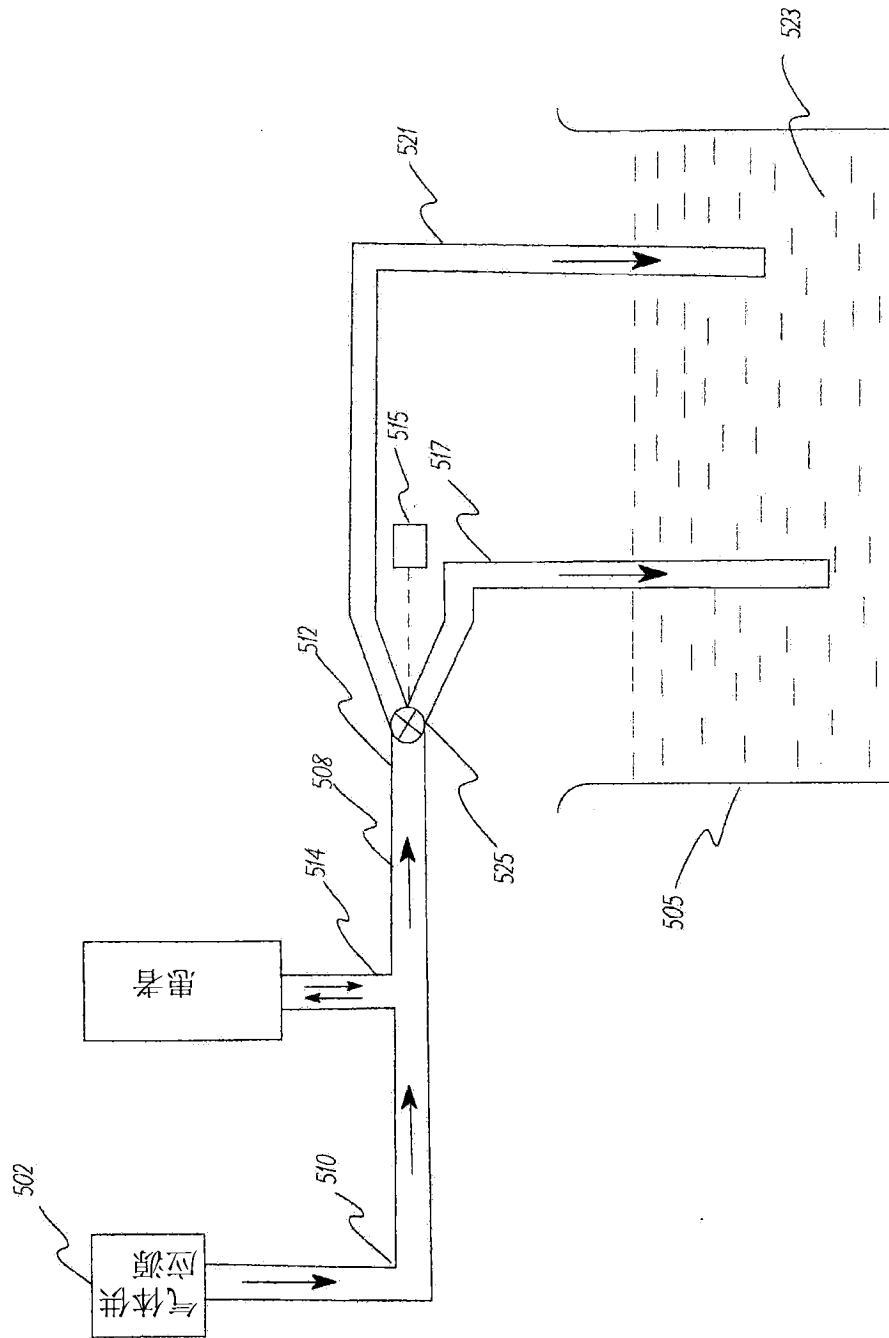


图11

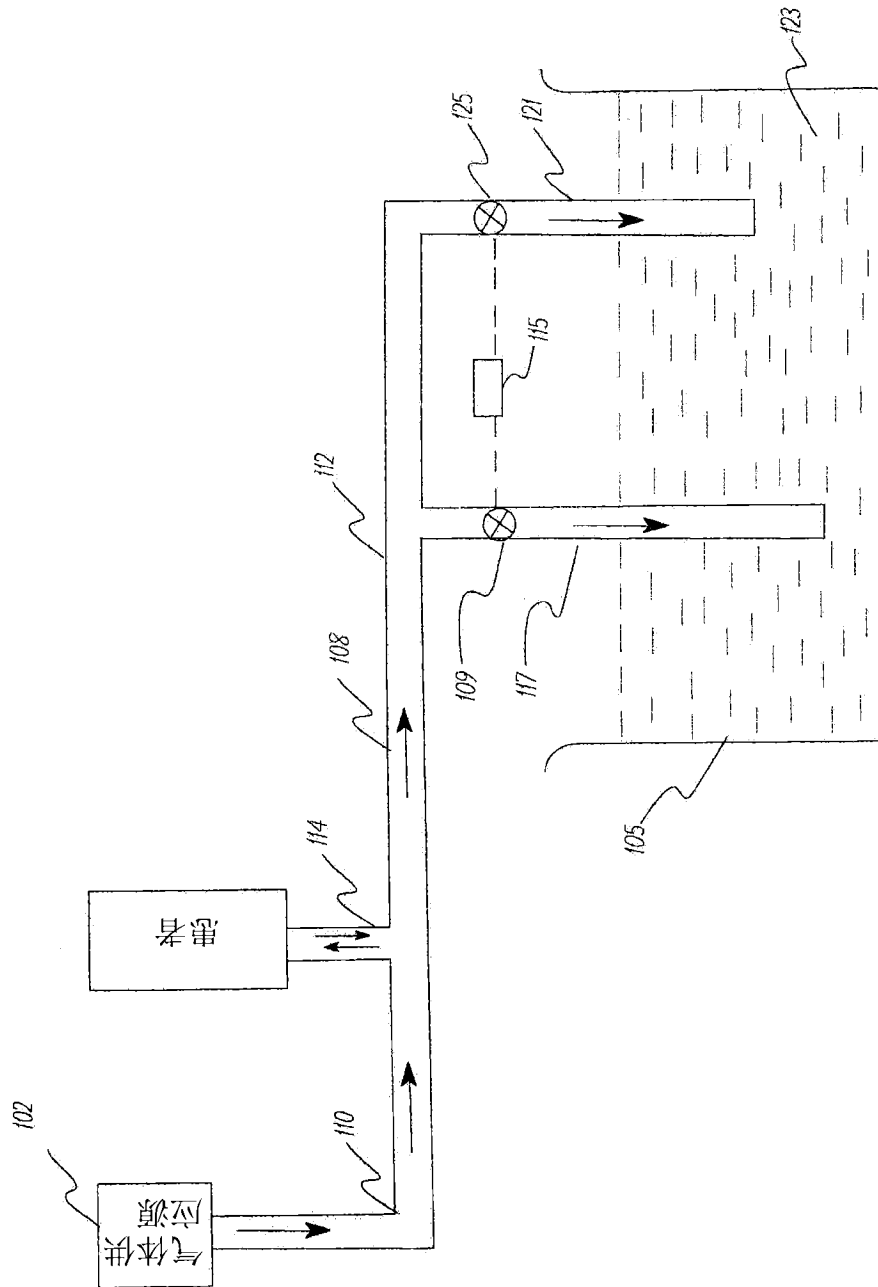


图12