



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107041987 B

(45) 授权公告日 2021.08.10

(21) 申请号 201611011208.9

(22) 申请日 2008.08.22

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107041987 A

(43) 申请公布日 2017.08.15

(30) 优先权数据
60/957,383 2007.08.22 US
61/014,312 2007.12.17 US

(62) 分案原申请数据
200880110377.5 2008.08.22

(73) 专利权人 纽约州立大学研究基金会
地址 美国纽约州

(72) 发明人 B·P·弗尔曼 M·S·杜维

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

代理人 朱立鸣

(51) Int.Cl.
A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/12 (2006.01)

(56) 对比文件
DE 102004011907 A1, 2005.10.06
GB 2025239 B, 1983.03.30

审查员 贾慧丹

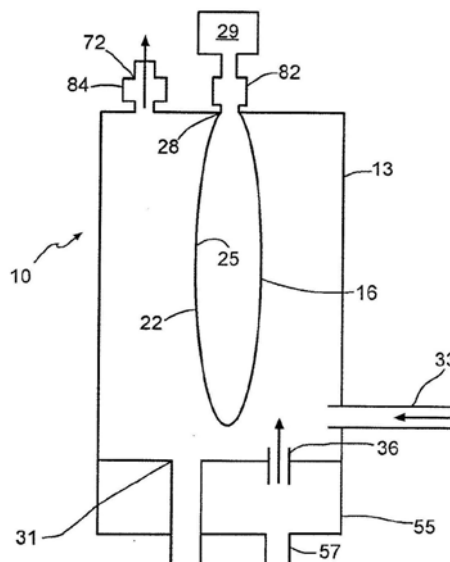
权利要求书1页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

呼吸气体供应和共享系统及其方法

(57) 摘要

一种用来将呼吸机与一个或多个病人隔离的装置、系统和方法,其中,从呼吸机提供给呼吸装置的气体供应状态可驱动呼吸气体提供给一个或多个病人,该呼吸气体具有相同的或不同的提供状态。在一个实施例中,隔离装置可具有外壳和可动分隔件。可动分隔件可连接到外壳。可动分隔件可具有该分隔件的第一侧上的病人侧以及该分隔件的第二侧上的致动侧。隔离装置可包括位于致动侧上的入口压力调节器和/或位于病人侧上的排气压力调节器。这些调节器可改变供应到病人的呼吸气体的供应状态(包括但不限于压力和体积)。



1. 一种病人呼吸隔离装置,包括:

可动分隔件,所述可动分隔件具有所述可动分隔件的第一侧上的致动侧和所述可动分隔件的第二侧上的病人侧;

外壳,所述外壳设置成围绕所述可动分隔件,所述外壳具有适于与呼吸机气动连通的呼吸机孔口,且其中所述外壳和所述可动分隔件相协作,以将所述呼吸机孔口与病人侧隔离;

入口压力调节器,所述入口压力调节器与所述可动分隔件的所述致动侧流体地连通;

控制器回路,所述控制器回路连接到所述入口压力调节器,以控制对所述入口压力调节器的调节;以及

能够控制呼气末正压(“PEEP”)的排气压力调节器,所述排气压力调节器与所述可动分隔件的所述病人侧流体地连通。

2. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,还包括与所述可动分隔件的所述病人侧流体地连通的CO₂洗涤器。

3. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述可动分隔件是柔性袋。

4. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述可动分隔件由弹性材料构成。

5. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述可动分隔件包括波纹管 and 隔膜。

6. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,还包括位置传感器,所述位置传感器能探测所述可动分隔件的位置。

7. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述外壳包括用于从新鲜气体源提供新鲜气体的新鲜气体孔口,其中,所述新鲜气体孔口与所述可动分隔件的所述病人侧流体地连通。

8. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,还包括从所述外壳延伸出来的排气管路,其中,所述排气管路与所述可动分隔件的所述病人侧流体地连通。

9. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述入口压力调节器包括柔性管和卡钳。

10. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述排气压力调节器包括柔性管和卡钳。

11. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述排气压力调节器包括史达林阻力器。

12. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,还包括具有第一端和第二端的绳索,其中,所述第一端连接到所述可动分隔件,而所述第二端连接到所述外壳。

13. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,还包括连接到所述呼吸机孔口的气体流速计,所述气体流速计能够测量流入和/或流出所述外壳的气体体积。

14. 如权利要求1所述的隔离装置,其特征在于,所述外壳还包括与所述可动分隔件的所述病人侧流体地连通的病人孔口,所述病人孔口适于与病人体流体地连通。

15. 如权利要求14所述的隔离装置,其特征在于,还包括连接到所述病人孔口的气体流速计,所述气体流速计能够测量流入和/或流出所述外壳的气体体积。

呼吸气体供应和共享系统及其方法

[0001] 本发明专利申请是国际申请号为PCT/US2008/074103、国际申请日为2008年8月22日、进入中国国家阶段的申请号为200880110377.5、名称为“呼吸气体供应和共享系统及其方法”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交互参照

[0003] 本申请要求对2007年8月22日提交的美国临时专利申请系列号60/957,383和2007年12月17日提交的美国临时专利申请系列号61/014,312的优先权益,本文以参见方式引入它们的内容。

技术领域

[0004] 本发明涉及病人用的呼吸机。本发明可包括一个或多个与病人呼吸机相关联的隔离装置,这些隔离装置可用来对一个或多个病人提供呼吸气体。

背景技术

[0005] 术语“呼吸机”在本文中用来联合地指呼吸机和通风机,包括各种高频呼吸机。在医院里,当病人自己不能呼吸时,他们可能需要呼吸机的帮助。呼吸机是昂贵的机器,因此,医院不想具有数量很多的过多的呼吸机。疾病的流行相对少见,但有可能造成大量伤亡事件。上一世纪中曾有过三次流行性感爆发,据估计每400年中发生32次。在流行病事件中,诸如可由流行性感H5N1的突变种所造成,这已在亚洲的野鸟和家禽中出现,需要呼吸机的病人数量可能超过可供的数量。在流行病的情况下,估计的短缺数量表明为需要30%到200%或更多的呼吸机。在如此短缺期间,医生可能面临不愉快的抉择,停止某一个病人使用呼吸机,而让另一个病人使用,或拒给危急中的新病人以呼吸机的支持。在某些情形中,终止或不能提供呼吸机的使用,哪怕是暂时的,都会使病人延长痊愈的时间,伤害病人或甚至丧失病人生命。

[0006] 单个呼吸机可用来同时支持好几个病人,由此,增加了可被医治的病人数量,但现有技术不能阻止交叉感染。这就是说,当几个病人共享使用现有技术的呼吸机时,一个病人携带的疾病、细菌和病毒就有可能污染其它病人使用的环境和设备,并可直接传递到其它病人。此外,因为还没有提供一种机器可单独地适应每个病人的呼吸需求,例如,个体化的潮气量、峰值压力、氧浓度和呼气末正压(“PEEP”),所以,共享一个呼吸机的现有技术严重地限制了适应每个个别病人单独呼吸支持需求的能力。

[0007] 现有的介绍中还没有描述过使用再呼吸回路来允许两个或多个病人无菌地共享呼吸机。美国专利No.6,675,799(“’799专利”)描述了一种再呼吸装置,用来使单个病人与他/她的呼吸机、照料者和环境隔离开。然而, ’799专利没有公开如何使用单个呼吸机同时使一个以上病人呼吸。 ’799专利也没有表述: (1) 如何用共享呼吸机来将病人潮气量减少到低于提供给装置体积; (2) 如何将峰值气道压力限制到低于共享呼吸机的设定值; (3) 如何使共享一个呼吸机的多个病人的氧浓度个性化; (4) 如何将PEEP增加到高于共享呼吸机的设定值; 或 (5) 如何在几个病人共享一个呼吸机时保存氧气量, 在共享呼吸机期间, 所有这

些对于病人设置的个性化可以是关键的。相比之下,根据本发明的隔离装置具有改变呼吸气体供应状态的能力,由此,可使得使用由几个病人共享的呼吸机的病人所接受的呼吸气体的特性个性化。该能力可改变使用一次性装置对病人提供呼吸气体的条件,这种能力使得呼吸机不昂贵,也不复杂,能够向病人提供具有更好规定的压力、体积和氧浓度特征的呼吸气体。

[0008] 此外,通过使用压缩空气源在病人气道中增加压力来机械地使病人肺部换气,由此来操作呼吸机。一般地,呼吸机需要压缩空气和压缩氧气,根据病人需要来改变两者比例。像那些为防备流行病而储存的设备一样,廉价呼吸机可能不能有效地利用供应的气体。该种不足对于压缩空气来说就无关紧要,因为在医院里机械压缩机可用来就地产生连续供应的压缩空气,即使在疾病流行期间,也不会考虑压缩空气的短缺。然而,压缩氧气通常由远处的气体供应商产生,通常以压缩氧气瓶或液态氧提供给医院。在疾病流行中,要考虑压缩氧和液态氧的短缺。氧气浓缩器可用来为自发呼吸病人产生氧气,但由于大部分呼吸机需要高于通常氧气浓缩器产生的压力的压缩气体流入流,所以氧气浓缩器无法与大部分呼吸机一起使用。因此,有利的是要有一系统,该系统通过仅使用压缩空气来使肺扩张和使用有效的再呼吸装置来提供氧气给病人,来减少机械呼吸所需的氧气量。以前还没有装置描述过使用廉价的呼吸机来对付预期的压缩氧的短缺时或更先进的呼吸机缺少期间储存可供的氧气。使用再呼吸装置来保存氧气有助于满足这些需要。

[0009] 在大量伤亡事件期间,配置一次性的隔离装置来储存氧气,并将便宜的、不复杂的、费氧的呼吸机转换为可供的、尚还较复杂的、储存氧气的隔离呼吸机,这样可救助生命。这一点不为'799专利所预见到。

发明内容

[0010] 本发明可实施为一种用于将呼吸机与一个或多个病人隔离的装置。如此装置可具有外壳和可动分隔件。可动分隔件可连接到外壳,并具有该分隔件的病人侧和分隔件的致动侧。呼吸机可在分隔件致动侧连接到外壳上,以使呼吸机可移动该分隔件。隔离装置可包括位于致动侧上的入口压力调节器和/或位于病人侧上的出口压力调节器。这些调节器可改变供应到病人的呼吸气体的供应状态(包括但不限于压力和体积)。

[0011] 本发明可实施为一种包括呼吸机和两个或多个隔离装置的系统,隔离装置可类似于以上所述的装置。如此的系统可用来使用一个呼吸机向一个以上病人提供呼吸气体。在该实施例的系统中,入口压力调节器和/或出口压力调节器可用来根据病人需要使提供给每个病人的呼吸气体的供应状态变得个性化。

[0012] 本发明可实施为一种使用呼吸机的方法,该方法借助于一个呼吸机和至少两个隔离装置来向至少两个病人提供呼吸气体。隔离装置可类似于以上所述的装置,并可包括入口和/或出口压力调节器,用来根据病人需要使提供给每个病人的呼吸气体的供应状态变得个性化。

[0013] 本发明可实施为一种提高呼吸机性能的方法。该实施例的方法可使用呼吸机和类似于上述的隔离装置,隔离装置包括入口压力调节器和/或出口压力调节器来修正提供给病人的呼吸气体的供应状态。

附图说明

[0014] 为了更完整地理解本发明的特征和目的,可参照附图和其后的描述。简要地,附图中:

[0015] 图1是根据本发明的装置的示意图;

[0016] 图2是根据本发明实施例的系统的示意图;

[0017] 图3是显示根据本发明另一实施例的系统的示意图;

[0018] 图4是显示图2实施例细节的示意图;

[0019] 图5是一种类型入口压力调节器的示意图;

[0020] 图6是根据本发明实施例的装置的示意图,显示压力测量点;

[0021] 图7A是显示为关闭(闭塞)结构的史达林(Starling)阻力器的示意图;

[0022] 图7B是显示为打开结构的Starling阻力器的示意图;

[0023] 图8是根据本发明另一实施例的具有气动转速计的装置的示意图;

[0024] 图9是根据本发明另一实施例的使用波纹管的装置的示意图;

[0025] 图10根据本发明另一实施例的呼吸路径和外壳部分的细节,显示PEEP阀的一个替代位置;

[0026] 图11是显示根据本发明方法的流程图;以及

[0027] 图12是显示根据本发明另一实施例的方法的流程图。

具体实施方式

[0028] 本发明可实施为隔离一个或多个病人之间的呼吸机的装置。图1示出根据本发明的隔离装置10。该隔离装置10可具有围绕可动分隔件16设置的外壳13。可动分隔件16可连接到外壳13并可具有可动分隔件16的病人侧22和可动分隔件16的致动侧25。可动分隔件16可呈柔性袋的形式。隔离装置10可包括与致动侧25流体连通的入口压力调节器82。入口压力调节器82可调节致动侧25上允许的呼吸气体压力。入口压力调节器82还可将致动侧25上的压力限制到要求的最大值(“峰值压力”)。隔离装置10可包括与可动分隔件16的病人侧22流体连通的出口压力调节器84。出口压力调节器84可在呼气过程中调节病人侧22上外壳13内的压力,并可用来产生在病人侧22上的PEEP,例如,通过限制从病人侧22上的外壳13流出的气体,PEEP不同于呼吸机的压力,因此,保持比呼吸机上设定的压力高的呼气末正压。

[0029] 外壳13还可具有与致动侧25流体连通的呼吸机孔口28,其适于与呼吸机29气动地连通。外壳13还可具有与病人侧22流体连通的病人吸入孔口31,其适于与病人气动地连通。外壳13可具有与病人侧22流体连通的偏置入流孔口33,其适于与新鲜吸入气体80的源头气动地连通。外壳13可具有与病人侧22流体连通的呼气返回孔口36。隔离装置10还可包括与病人侧22流体连通的CO₂洗涤器55,以在再呼吸过程中降低返回到病人的气体内CO₂的水平。如此一个洗涤器55可定位成使流出外壳13的呼吸气体在吸气时流过洗涤器55流入病人,和/或使从病人流出的呼吸气体在呼气时流过洗涤器55到外壳13。图4示出一个借助于呼气管路96连接到“病人1”的洗涤器55,和另一个借助于吸气管路98连接到“病人2”的洗涤器55。

[0030] 图2示出本发明还可实施为呼吸气体的共享系统15。在如此的系统15中,设置呼吸机29和至少两个隔离装置12。呼吸机29可借助于呼吸路径42连接到每个隔离装置12的入口

16.隔离装置12可以是本技术领域内公知的许多类型的装置,例如,在'799专利中揭示的类型,或以上所述的类型。图3示意地示出呼吸气体共享系统17的另一实施例,其中,示出了四个隔离装置12。一个病人可与一个隔离装置12相关联。

[0031] 图4示出根据本发明另一实施例的呼吸气体供应系统20。该图中的系统20显示有通过单个呼吸机29进行呼吸的两个病人,他们使用两个功能上类似于如上所述的隔离装置40。每个外壳13可由一个以上构件制成,例如,外壳13在病人侧22上的部分可以是一件,而在致动侧25上的部分可以是另一件。外壳13在病人侧22上的部分可从新鲜气体源80吸收新鲜气体。新鲜气体流可由新鲜气体控制器78控制,新鲜气体可由处理机99进行变换。处理机99例如可以是蒸发器、喷雾器、搅拌器、混合器、增湿器,或这些装置的任何组合。图4示出病人可连接到再呼吸回路中,该再呼吸回路可包括止回阀66、63和CO₂洗涤器55。

[0032] 在操作中,呼吸机29可设定成提供:(1)峰值压力和要求的呼气末正压(“压力模式”);或(2)要求的潮气量和呼气末正压(“潮气量模式”)。在压力模式操作中,隔离装置40可设置有呼吸机29的峰值压力和呼气末正压,而病人将得到由其胸腔容积确定的潮气量。如果在压力模式中有一个以上隔离装置40(因此,一个以上病人)连接到呼吸机29,则任何特殊的病人将接受到由该病人胸腔容积确定的潮气量。然而,在如此一情形中,供应到病人体内的潮气量对于该病人可能是不合适的;例如,峰值应力可能对于特殊病人造成过低的潮气量,因此对病人提供不足够的氧气,或从病人体内除去不足够的二氧化碳。为了避免这种情形,可选择峰值压力使得能让进行呼吸的最艰难的病人也能足够地呼吸,但假定该峰值应力不超过某些安全的上限(例如,35至50厘米水柱高)。

[0033] 提供给特殊隔离装置10的峰值压力可使用入口压力调节器82(图1)减小到低于呼吸机29的峰值压力,该调节器82可部分地或完全地阻塞呼吸路径42,该路径42将呼吸机29连接到隔离装置10。图5示出一个如此的入口压力调节器82,其使用呼吸机路径阻塞卡钳86来作用于柔性管88上。可调整的信号例如可通过压力传感器87被提供到入口压力调节器82。通过其后的信号可启动再次打开该入口压力调节器82,例如,响应于呼吸机29的压力下降到低于隔离装置10的压力来作这样的启动,例如,这可通过下游压力传感器45进行测量。如果入口压力调节器82已经关闭管子88,则呼吸机29内如此的压力下降(低于隔离装置40的压力)可在预设的呼吸机29呼气循环启动时发生。

[0034] 在本发明的系统20中,呼吸机29可用作为一个定时装置来设定呼吸循环,并通过隔离装置40来对一个或多个病人肺部的机械呼吸提供动力。为此原因,呼吸机29不需是昂贵的、先进的装置,因为隔离装置40可控制专用于病人的参数,例如,病人潮气量、峰值气道压力和PEEP。因此,应该理解到,呼吸机29尤其可以是机械式呼吸机、诸如安布(ambu)袋之类的手工呼吸机,或连续气道正压(“CPAP”)装置,其仅提供恒定的气道正压。

[0035] 呼吸机29(尤其是不贵的型号)可使用大量气体来执行呼吸功能。此外,这些装置可能是“漏的”,由于泄漏或其它不足而使提供给呼吸机的一定量气体可能失去,因此,不能完全地提供给病人。当用补充以氧气的气体供应给呼吸机时,泄漏可造成该补充的氧气不能有效地使用,所述补充氧气是短期供应的气源。在本发明的系统20中,呼吸机29可使用来自压缩机的室内空气来移动隔离装置40中的分隔件16。这可降低对用压缩空气和压缩氧气来提供给可能不有效的呼吸机29的需求,这是使用呼吸机29直接让病人呼吸而不利用隔离装置40时所要求的。当使用呼吸机29中的压缩空气来移动隔离装置40中分隔件16时,通过

直接向每个隔离装置40提供补充的氧气,可满足每个病人的氧气需求,氧气在隔离装置40内可以更有效地被使用。新鲜气体源80可包括一种系统,该系统可从液态氧气瓶、压缩气体瓶或氧气浓缩器中供应氧气。对于各个隔离装置40,可独立地选择新鲜气体流量。可选择新鲜气体流量来完成对肺部的供气,达到最佳的峰值压力,而使呼吸机路径阻塞卡钳86关闭。为了这样做,当呼吸机29可用来向病人提供吸气气体,阻塞卡钳86可保持打开,而当呼吸机29达到预定压力时,例如,达到其峰值压力,阻塞卡钳86可被关闭,新鲜气体流则可用来将潮气量增大到高于呼吸机29所推进的体积。

[0036] 处理机99例如可以是搅拌器来混合氧气和空气,使供应到病人侧22上的隔离装置40部分的气体中氧浓度个性化。再呼吸回路可用来更加完全地利用进入病人侧22上的隔离装置40部分的新鲜气体。使用再呼吸回路,该系统20就可使用低的新鲜气体流量,这可将氧气的使用量降低到其它情况下所要求量的一小部分。

[0037] 为了控制呼气末正压,通向入口压力调节器82的信号也可被用来控制排出压力调节器84(见图1和6),以阻塞气体排出管路72(见图1和2),并在吸气过程中防止气体从病人侧22上的隔离装置10、40部分排出。或者,可使用史达林(Starling)阻力器来调节从病人侧22上的隔离装置10、40部分释放出的气体,如此一个Starling阻力器可以被连接起来,以使隔离装置10、40内的压力必须超过呼吸机回路内的压力,以便使排出的气体离开病人侧22上的隔离装置10、40部分。图7A和7B示出如此一个Starling阻力器46,分别处于关闭结构和打开结构,其中,从阻力器入口47到阻力器出口48的气体流动受控制管路49内压力控制。在使用中,Starling阻力器46的阻力器入口47可连接到病人侧22上的隔离装置10、40部分,而阻力器出口48可连接到排气管路72,控制管路49可连接到呼吸机路径42,介于外壳13和入口压力调节器82之间。手动调节的PEEP阀89位于Starling阻力器或卡钳之前或之后,当有必要修改病人的PEEP来超过呼吸机29的设定值时,该阀89则可用来将PEEP向上调节到高于呼吸机29的设定值。这样做可有附加的好处:在下一吸气之前,可促进对致动侧25上的隔离装置10、40的部分进行清空,确保所供应的潮气量的一致性。在图10所示的替代的实施例中,PEEP阀可以位于呼吸机路径42内。

[0038] 在图6所示实施例中,分隔件16在病人侧22上的压力(P3)和分隔件16在致动侧25上的压力(P2)之间的具体压差可以进行测量,然后,可使用阈值来触发事件,通过阻塞呼吸机路径42来减少从呼吸机29到隔离装置50的气体流入流,由此,设定病人的潮气量和呼气末正压。如此的压差例如可用位置偏置器来造成,例如用具有两端的绳索34,其中,第一端连接到可动分隔件16,而第二端连接到外壳13。除了形成横贯分隔件的压差之外,位置偏置器可形成回复力,以将可动分隔件16返回到其静止形状和位置。在另一实例中,横贯可动分隔件16的压差和该回复力可由可动分隔件16或其附件的弹性来产生,例如,如果可动分隔件16是由包括诸如乳胶那样的弹性材料的一种材料制成的话。横贯可动分隔件16的压差可用来控制新鲜气体控制器78或入口压力调节器82。由如此的回复力产生的压差通常正比于可动分隔件16的位移程度,因此,它是潮气量的一种合适指示。伴随呼吸机流出流循环的启动而其后产生的呼吸机29内的压降(P1),可产生横贯入口压力调节器82的压差,其可用来作为再次打开入口压力调节器82的信号。

[0039] 空气泄漏可能在病人身上发生,或可能在气道连接处发生,例如,在气管内管子周围发生。在呼吸通道42被阻塞时,病人侧22上的压力P3可用来探测和响应于病人侧22上或

病人连接处周围的空气泄漏。当使用再呼吸回路时,空气泄漏可产生对补偿的新鲜气体流的需求,以防止病人侧22上压力损失。可对病人侧22上压力P3进行检测并与理想值比较。当压力P3小于理想值而呼吸路径42被阻塞时,可指示出空气的泄漏,并通过向新鲜气体流入流控制器78发送信号,可增加新鲜气体流动。该机理形成一种新的机械呼吸模式,它可以最佳地表述为“泄漏补偿、压力调节、体积控制”。

[0040] 可对分隔件16在病人侧22的压力P3进行检测并与呼吸机29的压力P1比较,以借助于排气压力调节器84来控制阻塞和再打开排气通道的定时,排气压力调节器84可包括例如Starling阻力器。例如,如果排气压力调节器84处于阻塞状态,则在P3小于或等于压力P1之后,测量到一过渡变化,其中,压力P3变为大于压力P1,然后,可指示出呼吸机的呼气循环,可将致动信号送到排气压力调节器84而致使排气压力调节器84打开。

[0041] 包括新鲜气体流入流和/或呼吸机断开报警在内的其它功能可由压力P1、P2和P3触发,或根据这些压力彼此关系进行触发。例如,如果在压力应高于或低于0psig的时间段中,P1、P2或P3中的任何一个压力保持在0psig,则会响起报警以指示呼吸机可断开或关闭。当使用位置偏置器34时,可使用应变片来触发这些功能,应变片是基于位置偏置器34的绳索内的拉力而不是根据压力差来触发功能的。图10示出呼吸路径42和外壳13,显示这样一个实例,其中,可定位压力传感器87、43、41来分别测量P1、P3以及P2和P3之间差。

[0042] 图8示出本发明的具有气体流速计85的隔离装置90。该气体流速计85可与致动侧23气体地连通,并可连接在入口压力调节器82和呼吸机29之间。在如此一个实施例中,气体流速计85可在吸气过程中测量潮气量,在要求的潮气量已经提供后,该气体流速计85可致使入口压力调节器82阻塞该“路径”。控制器回路44可连接到气体流速计85和入口压力调节器82,以便使用来自气体流速计85的信号来控制对入口压力调节器82的调节。气体流速计85还可放置在病人吸气孔口31和病人侧22之间,或放置在病人和病人呼气管路中的CO₂洗涤器55之间。如此的气体流速计85可用于测量病人吸气和呼气潮气量。吸气和呼气的潮气量之差可指示出系统内的泄漏和/或可用来控制新鲜气体控制器78以调整新鲜气体的流入流。

[0043] 在图9中,示出本发明的还有另一实施例。在该实施例的隔离装置30中,可动分隔件16显示为隔膜23和波纹管24。位置指示器26可设置在隔膜23上,该位置指示器可用来产生触发信号,以打开或关闭入口压力调节器82、排气压力调节器84、用于新鲜气体流入流的新鲜气体控制器78,和/或呼吸机断开的报警器。该位置指示器26可以是安装在绳索上或可动分隔件16和外壳13之间的应变片。或者,图9示出该位置指示器26可以是光学的或磁性的指令器,其具有附连到可动分隔件16的发射器92和能够探测发射器92位置的接收器94。

[0044] 本发明还可实施为一种在至少两个病人之间共享单个呼吸机的方法。图11示出如此一个方法。根据本发明的方法可包括如下步骤:提供呼吸机的步骤100,提供第一隔离装置的步骤110,提供第二隔离装置的步骤120,利用呼吸机来驱动每个第一和第二隔离装置内呼吸循环的步骤130,以及利用第一隔离装置向第一病人的肺提供机械呼吸和利用第二隔离装置向第二病人的肺提供机械呼吸的步骤140。第一和第二隔离装置可以是本行业内公知的许多种类型的装置,例如,’799专利中揭示的类型,或如上所述的类型。第一和第二隔离装置各可以装备或不装备入口压力调节器和/或排气压力调节器。入口和/或排气压力调节器可用来根据呼吸机提供气体来驱动呼吸循环的状态来修正供应状态,例如,提供到

病人肺以作机械呼吸之用气体的压力和体积。

[0045] 图12示出与本发明实施例相一致的用来改变呼吸机特性的方法。根据本发明的方法可包括如下步骤：提供呼吸机的步骤200，提供包括入口压力调节器和排气压力调节器的隔离装置的步骤210，利用呼吸机来驱动隔离装置的步骤220，利用隔离装置向病人的肺提供机械呼吸的步骤230。入口压力调节器和/或排气压力调节器可根据呼吸机提供气体来驱动呼吸循环的特性来修正供应状态，例如，提供到病人肺以作机械呼吸之用气体的压力和体积。

[0046] 现将认识到，本发明提供了一种可让一个或多个病人无菌地使用单个呼吸机进行呼吸的系统和方法。此外，还将认识到，通过提供可个性化地调节潮气量、氧气份额和PEEP的隔离装置，则可使用廉价的呼吸机来使一个或多个病人进行呼吸。该系统还可使呼吸机与感染病人隔离，以减小清理和部署该呼吸机的呼吸医务工作者受感染的危险。该系统还可允许减少所用的氧气量，在氧气供应短缺时，例如，在大量伤亡事件中，减少氧气量是有帮助的。

[0047] 尽管本发明参照一个或多个特殊实施例进行了描述，但应该理解到，也可作出本发明其它的实施例，而不会脱离本发明的精神和范围。

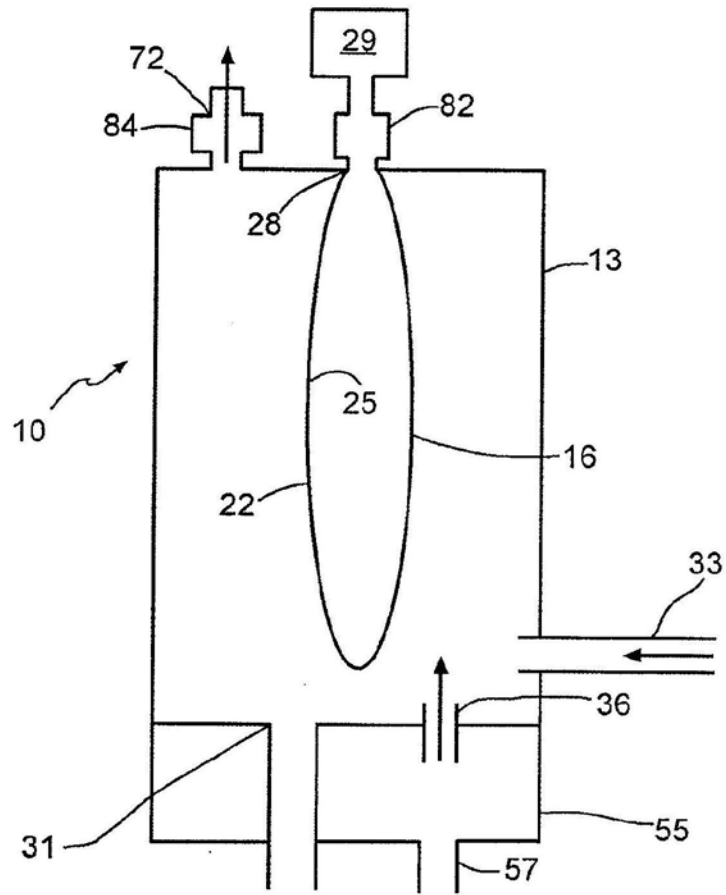


图1

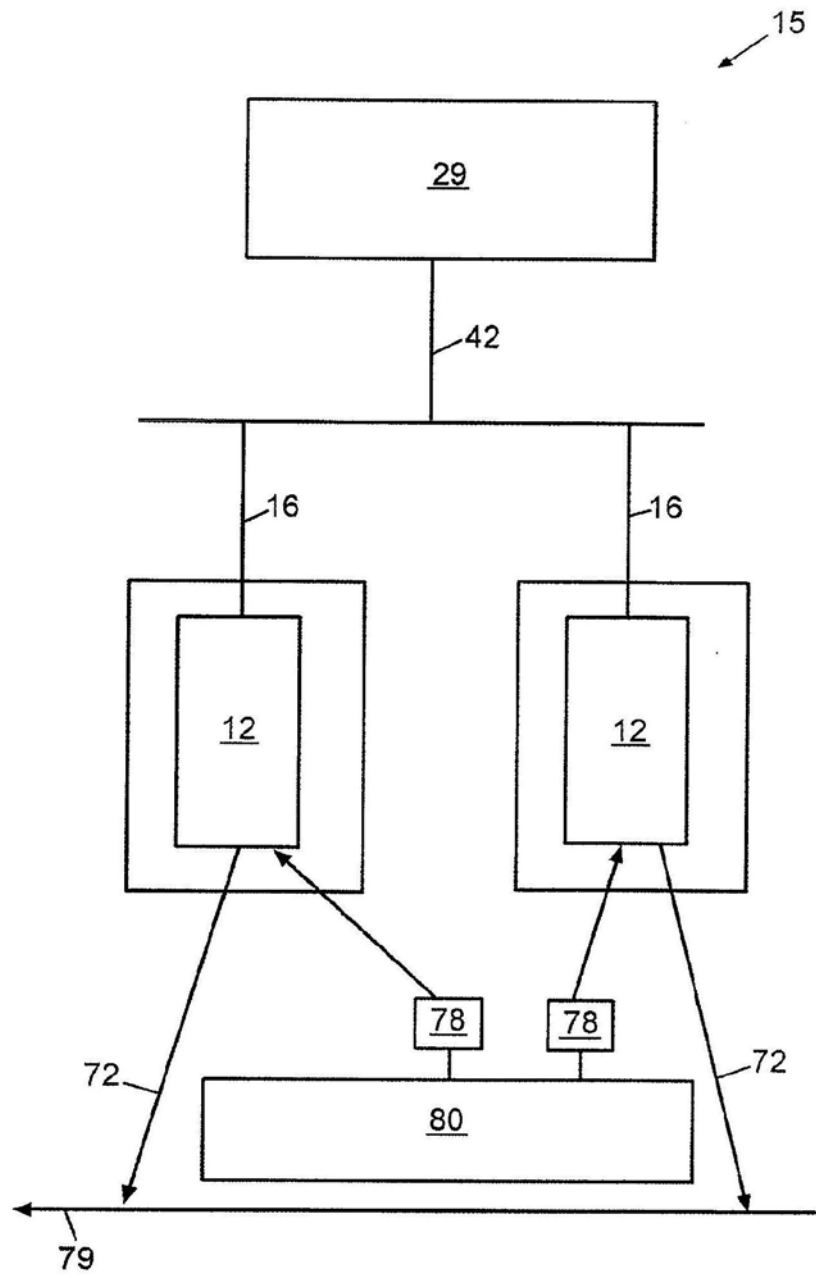


图2

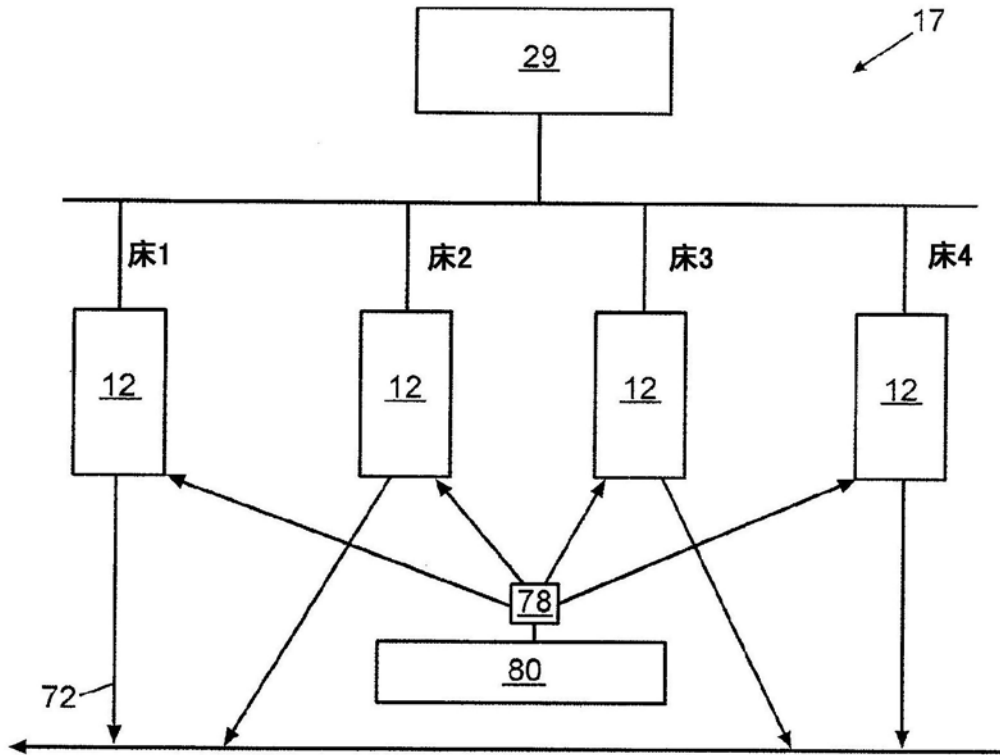


图3

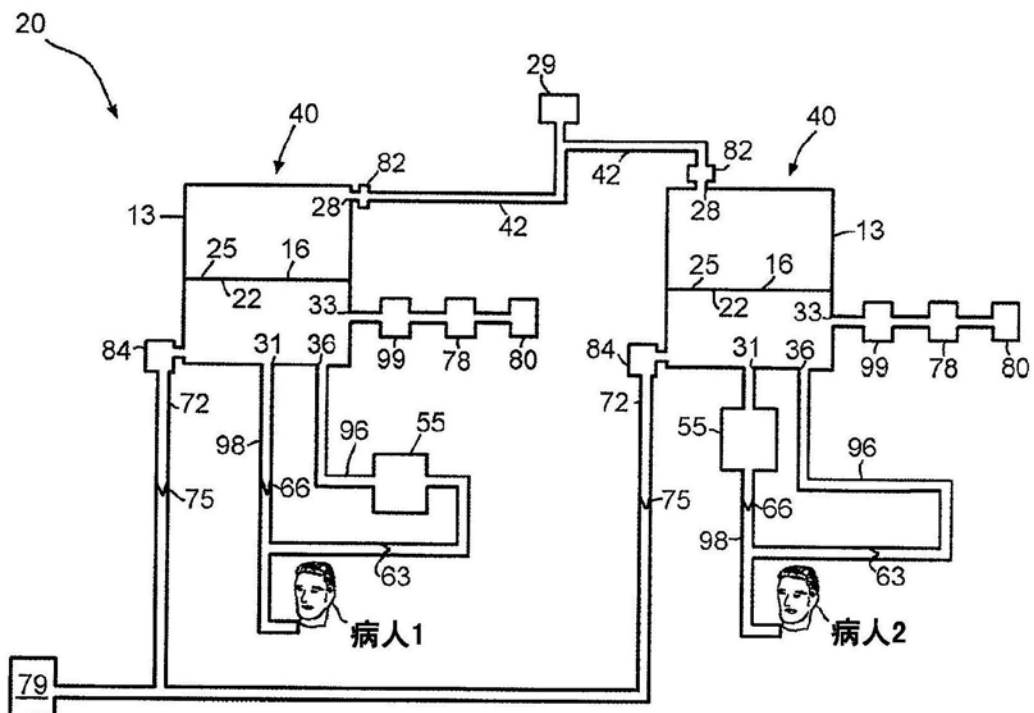


图4

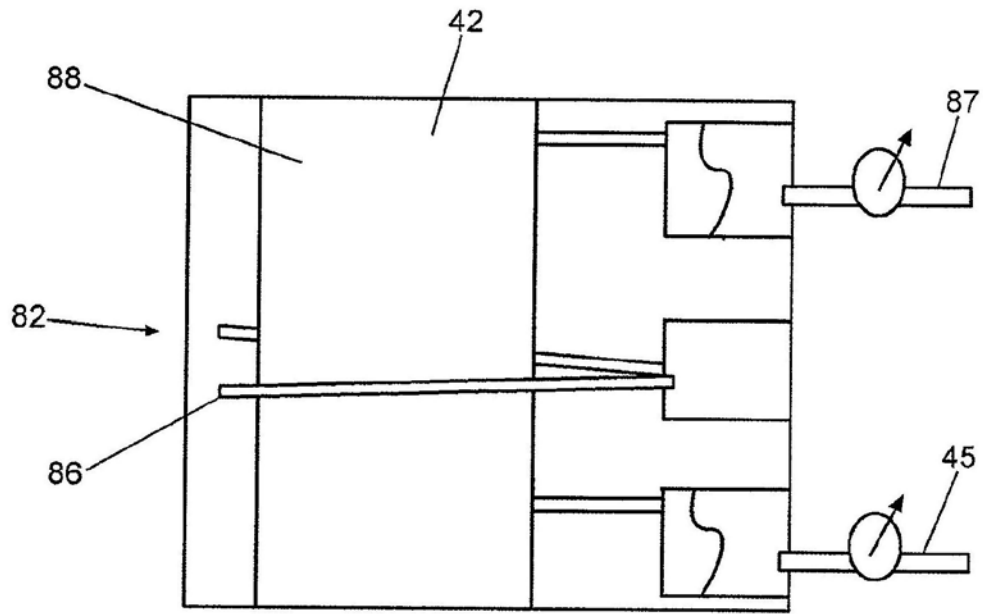


图5

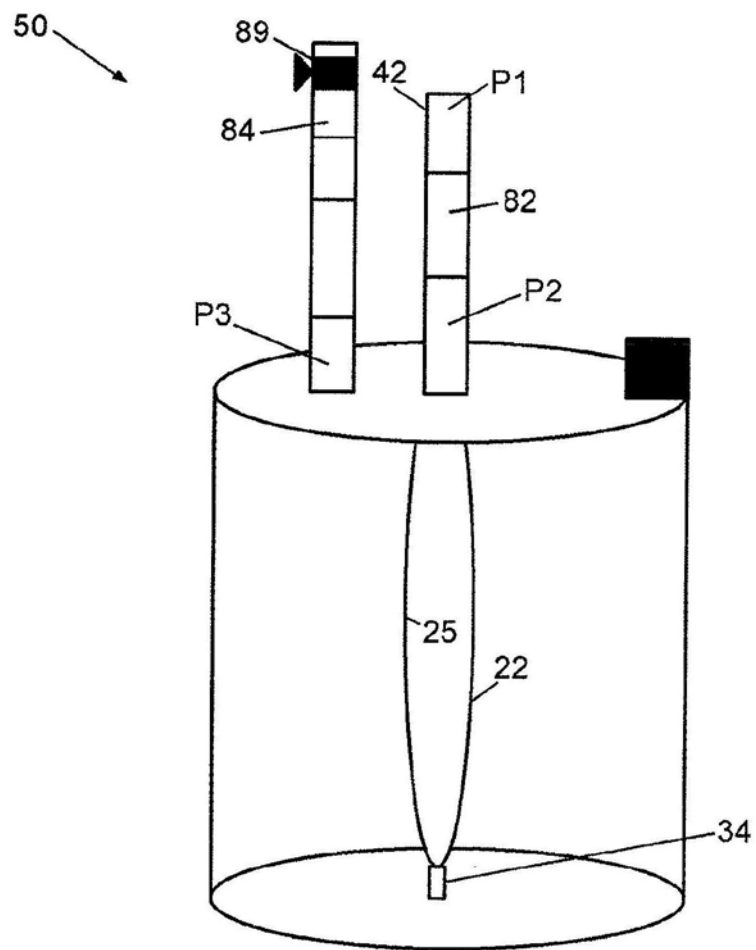


图6

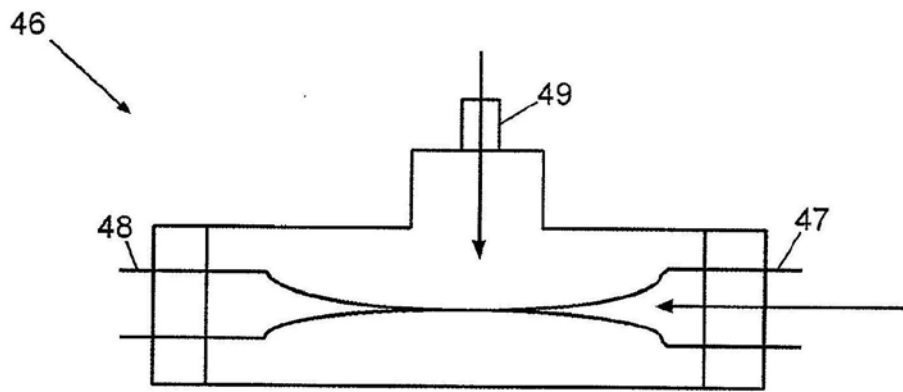


图7A

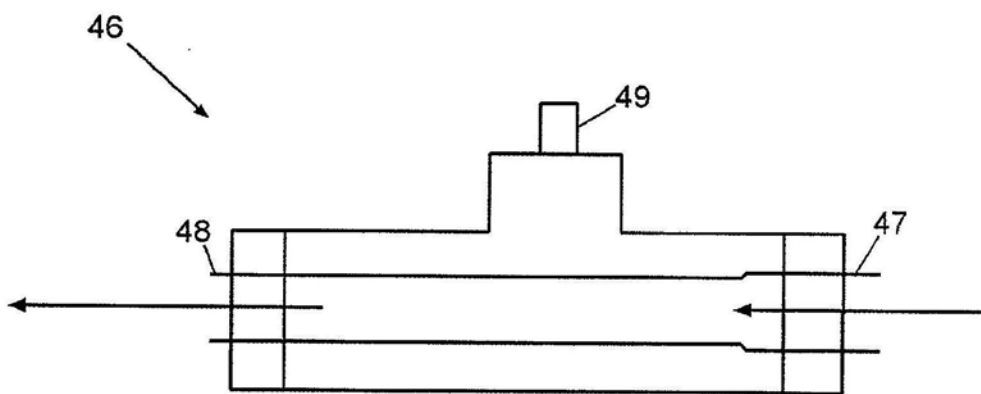


图7B

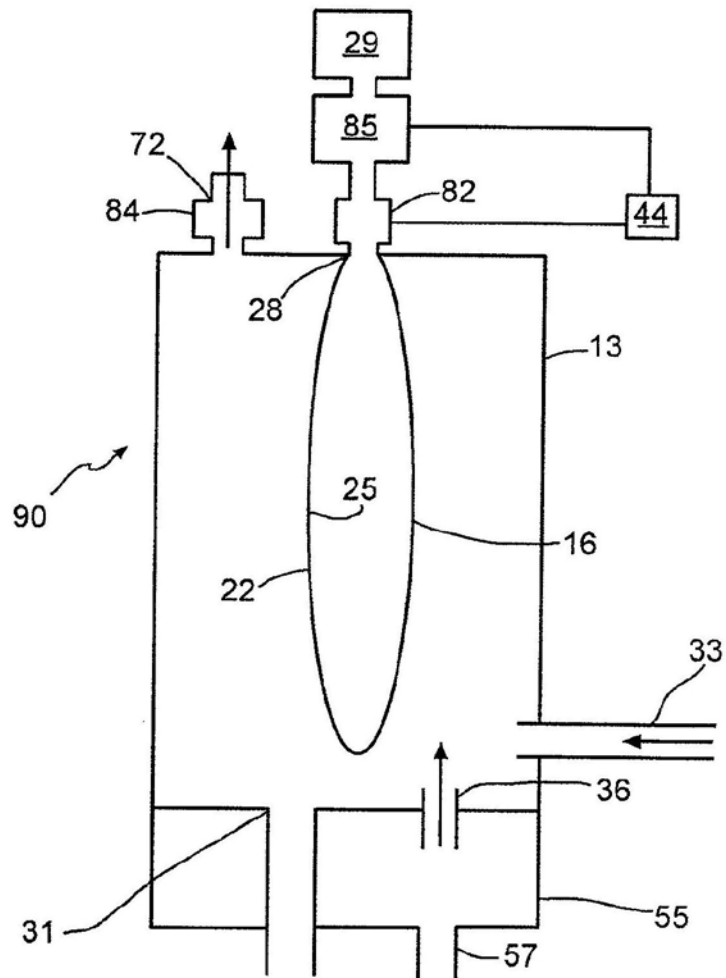


图8

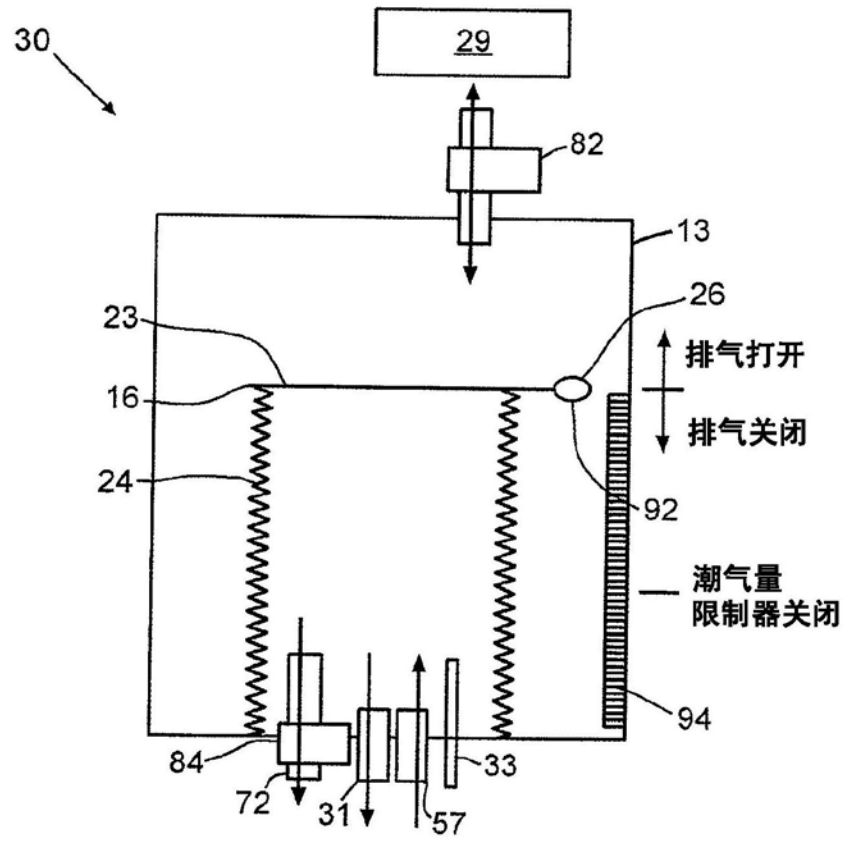


图9

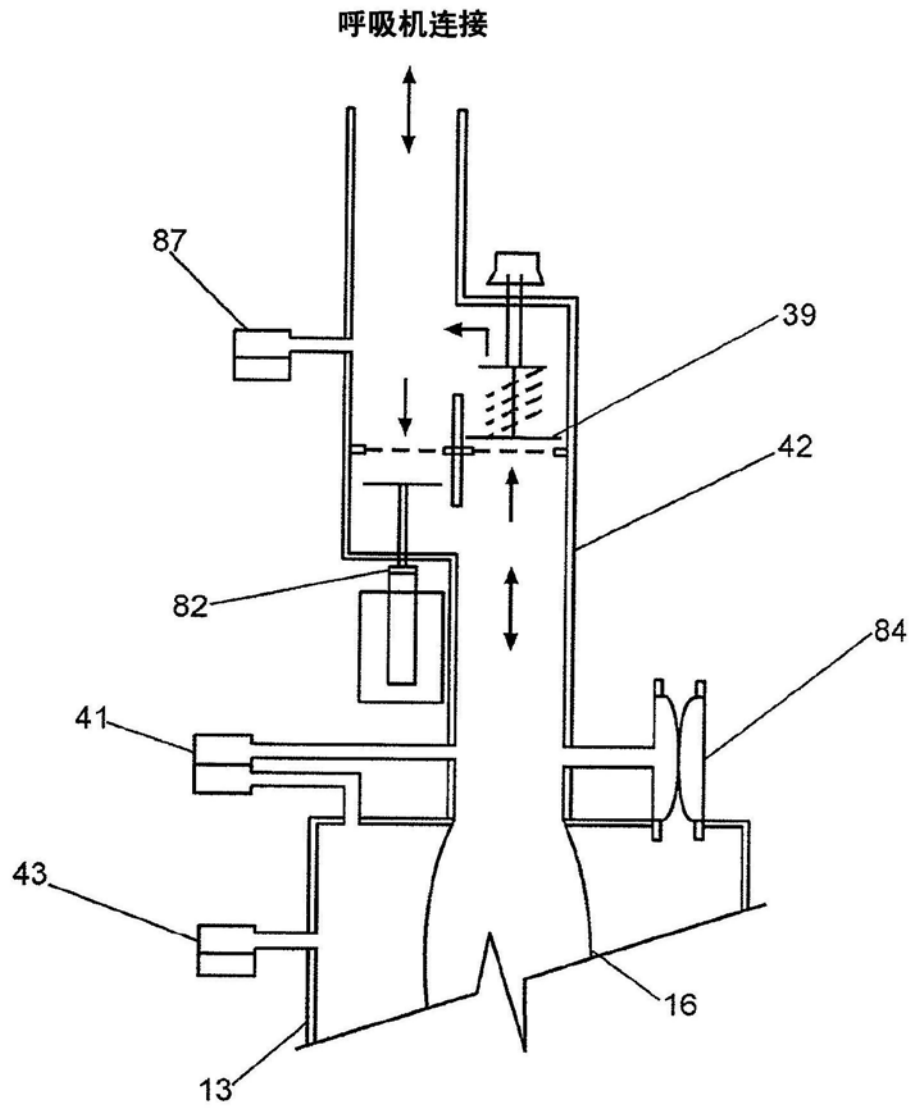


图10

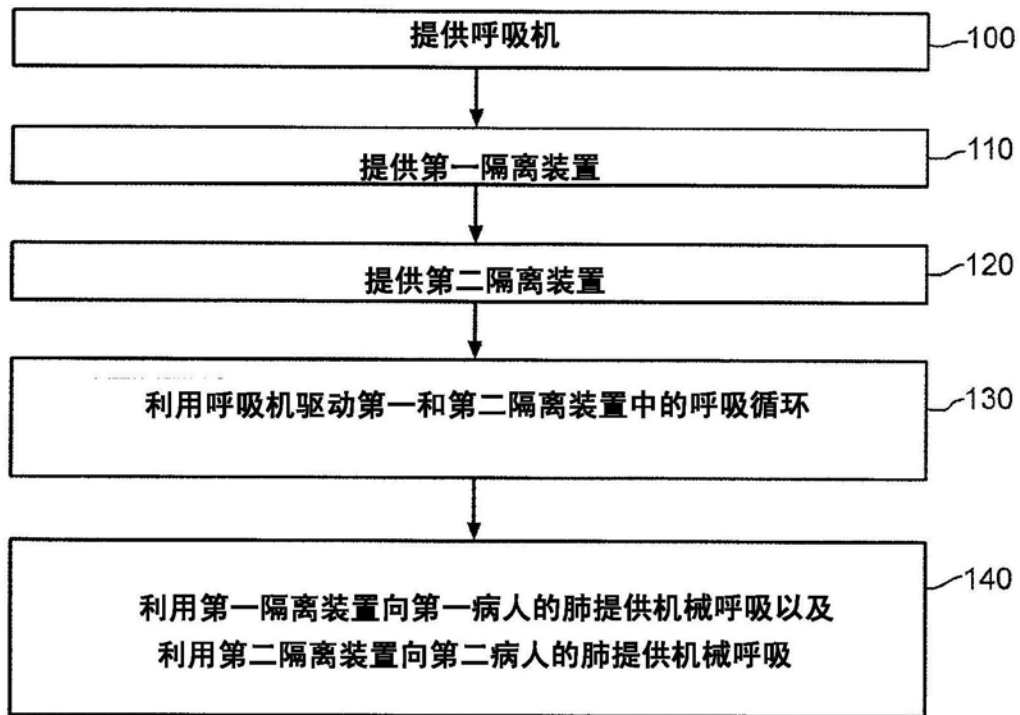


图11

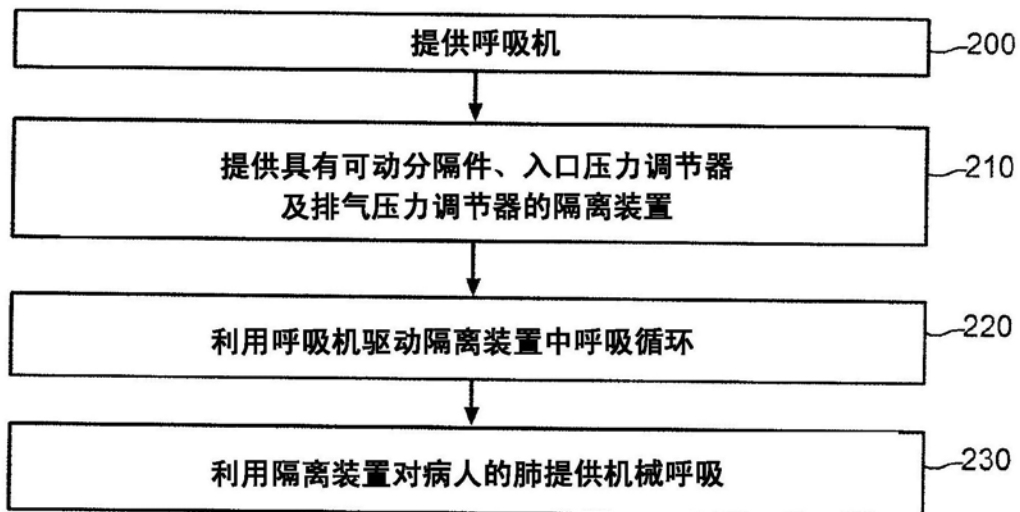


图12