



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111481785 A

(43)申请公布日 2020.08.04

(21)申请号 202010374844.8

(22)申请日 2020.05.07

(71)申请人 孙志华

地址 410008 湖南省长沙市中南大学湘雅
医院

申请人 贺争光

(72)发明人 孙志华 贺争光 陈溪 吴义涛
冯飙 徐霞 董茹

(74)专利代理机构 武汉谦源知识产权代理事务
所(普通合伙) 42251

代理人 尹伟

(51)Int.Cl.

A61M 16/00(2006.01)

A61M 16/20(2006.01)

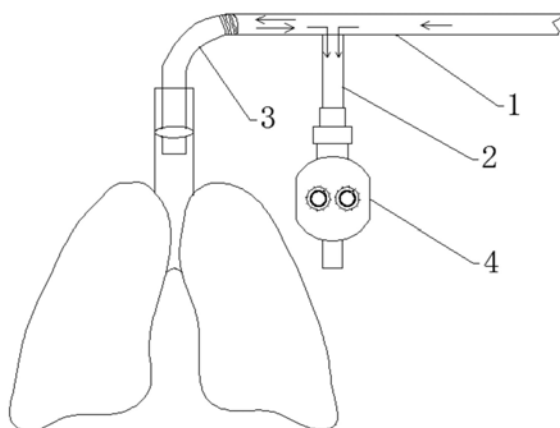
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种恒流式低无效腔呼吸机

(57)摘要

本发明提供一种恒流式低无效腔呼吸机,其包括由进气管和排气管连接而成的三通管,进气管的一端与气管导管连通,另一端与恒流供氧机构的供氧管道连通,进气管靠近气管导管一端的管壁上设有与排气管进口端连通的接口,排气管的出口端连接有呼吸控制机构,呼吸控制机构可按照设定的时间比例循环交替的打开和关闭出口端以向患者肺部通气或由肺部向外排气。优点为,克服了现有的呼吸机存在的因结构复杂、硬件要求高、造价高昂和移动困难等特点而导致难以在临时设立的方舱医院或应急救治中心、病房进行迅速大量配备或灵活转移的不足,其结构简单、便携、造价低且对供氧设备的要求低,同时还可解决现有呼吸机存在的机械无效腔过大和交叉感染的问题。



1. 一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 包括由进气管 (1) 和排气管 (2) 连接而成的三通管, 所述进气管 (1) 的一端与气管导管 (3) 连通, 另一端与恒流供氧机构的供氧管道连通, 所述进气管 (1) 靠近所述气管导管 (3) 的一端的管壁上设有与所述排气管 (2) 进口端连通的接口, 所述排气管 (2) 的出口端连接有呼吸控制机构 (4), 所述呼吸控制机构 (4) 可按照设定的时间比例循环交替的打开和关闭所述出口端以改变气流方向实现向患者肺部通气或由肺部向外排气。

2. 根据权利要求1所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述呼吸控制机构 (4) 包括圆筒状阀壳 (41) 及位于所述阀壳 (41) 内的扇形块状阀芯 (42), 所述阀壳 (41) 上设有进气口 (43) 和出气口 (44), 所述进气口 (43) 与所述排气管 (2) 的出口端连通, 所述阀壳 (41) 外设有伺服电机, 所述伺服电机的转轴 (45) 与所述阀芯 (42) 固定连接并可带动所述阀芯 (42) 在所述阀壳 (41) 内匀速转动以循环交替的打开和关闭所述进气口 (43)。

3. 根据权利要求2所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述进气口 (43) 设置于所述阀壳 (41) 的圆柱侧壁上, 所述阀芯 (42) 的数量共有两个且均在其圆心处与所述伺服电机的转轴 (45) 固定连接, 两个所述阀芯 (42) 在所述阀壳 (41) 的周向上间隔180度, 每个所述阀芯 (42) 的圆心角为45-90度。

4. 根据权利要求2所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述进气口 (43) 设置于所述阀壳 (41) 的圆柱侧壁上, 所述阀芯 (42) 的数量仅为一个且其圆心处与所述伺服电机的转轴 (45) 固定连接, 所述阀芯 (42) 的圆心角为90-180度。

5. 根据权利要求2或3所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述出气口 (44) 设置于所述阀壳 (41) 的圆形端面上, 所述阀芯 (42) 朝向所述阀壳 (41) 圆形端面的扇形壁上开设有圆弧槽 (46) 且所述圆弧槽 (46) 与所述出气口 (44) 对应以保证所述阀壳 (41) 内部空间始终与外界连通。

6. 根据权利要求1所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述呼吸控制机构 (4) 包括方筒状阀壳 (41) 及位于阀壳 (41) 内的封堵片 (47) 和偏心轮 (48), 所述阀壳 (41) 两端分别设有进气口 (43) 和出气口 (44), 所述进气口 (43) 与所述排气管 (2) 的出口端连通, 所述阀壳 (41) 外设有伺服电机且其转轴 (45) 与所述偏心轮 (48) 固定连接, 所述伺服电机匀速转动时, 所述偏心轮 (48) 可带动所述封堵片 (47) 上下移动以循环交替的打开和关闭所述进气口 (43)。

7. 根据权利要求1所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述呼吸控制机构 (4) 包括定时器、电源和电磁阀, 所述定时器与所述电源和电磁阀均电连接且可设定所述电磁阀循环交替的打开和关闭的时间比例。

8. 根据权利要求1所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述呼吸控制机构包括压力传感器、电源、电磁阀和控制器, 所述控制器与所述电源、压力传感器及电磁阀均电连接, 所述压力传感器设置于所述三通管上以实时监测所述三通管内的气体压力, 所述控制器可根据所述压力传感器传递压力信号进行所述电磁阀的开启或关闭。

9. 根据权利要求2至4任一项所述的一种恒流式低无效腔呼吸机, 其特征在于, 所述恒流供氧机构为病房中心供氧吸氧管或带有恒流阀的氧气瓶, 所述进气管 (1) 靠近所述气管导管 (3) 的一端预设用于连接呼末二氧化碳监测仪的连接口, 所述三通管上还设有压力安全阀。

10. 根据权利要求2至4任一项所述的一种恒流式低无效腔呼吸机,其特征在于,所述出气口(44)处设有自力式压力调节阀以实现呼吸末正压通气,所述压力调节阀可调节压力范围为0-25cm水柱。

一种恒流式低无效腔呼吸机

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械领域,具体涉及一种恒流式低无效腔呼吸机。

背景技术

[0002] 目前常用的呼吸机或麻醉机,多由风箱式人工肺加压控制呼吸,虽然功能和通气模式较多,但在物理硬件上要求高、设计常较为复杂,造价高昂且不利于转移使用。目前,由于经济成本高和转移困难,使用程序复杂等原因,在大多数医院,并非所有临床科室病房都配备有呼吸机,以致目前在病房出现危重患者紧急抢救需要辅助呼吸时,在气管插管后仍然多用病房中心供氧吸氧管连接简易呼吸皮球后即手动辅助呼吸,长时间手动辅助呼吸和胸外按压常常是一个十分紧张和消耗体力的工作,手动辅助需要多一个医务人员参与,且此种危急状态下在医护人员体力长期消耗之后通气稳定性和有效性常不能保证;另外,现有的呼吸机或麻醉机在使用时不可避免的会产生明显的机械无效腔,机械无效腔包括喉罩通气管、气管导管、呼吸过滤器、呼吸回路Y型接头等,其中呼吸回路为机械无效腔的主要部分,(以海圣医疗器械生产的规格MGE-1.2小儿麻醉管路为例,经注水检测,其容量检测约为460mL)。在每次呼吸过程中,呼气过程排出的废气(主要为二氧化碳)部分返流至无效腔,吸气过程会重新反复吸入人体,造成二氧化碳蓄积并引起高碳酸血症。例如在小儿患者行腹腔镜手术时,呼吸管理所致的二氧化碳增加与腹腔内二氧化碳吸收相叠加,常可造成严重的二氧化碳蓄积,甚至形成二氧化碳麻醉,部分时候,部分麻醉医师(不同麻醉医师可能有不同方法)甚至不得不间歇性利用简易呼吸球囊进行手动辅助呼吸,通过减小机械无效腔以排出二氧化碳。

[0003] 目前,患者在全身麻醉状态下的呼吸方式分为自主呼吸与机械控制呼吸两种方式。自主呼吸指患者靠自身力量进行呼吸,由于麻醉药的呼吸抑制作用和机械无效腔的存在,会使患者每分钟通气量不足,从而血液中二氧化碳浓度升高,形成高碳酸血症表现为血压升高,心率加快,呼吸频率加快,严重甚至形成二氧化碳麻醉;机械控制呼吸指患者自主呼吸暂停,靠呼吸机来辅助呼吸,由于机械无效腔的存在,呼吸机需提供更大的通气量与气道压力,或更快的呼吸频率来维持有效呼吸,有造成呼吸道和肺损伤的风险。机械无效腔的容量从几十毫升到数百毫升不等。婴幼儿麻醉中每次呼吸往往只有几十毫升气体(潮气量约为7-10mL/kg),当机械无效腔相对过大时,可造成每次吸入气体中有较大比例是自己排出但未经吸收过滤的废气;虽然不致缺氧,但会使血中的二氧化碳升高而带来不良反应。消除机械无效腔,在保留自主呼吸的全身麻醉中可以缓解麻醉药物造成的呼吸抑制,改善呼吸功能,纠正机体酸碱失衡,进而改善生命体征状况;在控制呼吸的全身麻醉中可以减少通气量,降低呼吸道内压力,减慢呼吸频率,减少呼吸系统损伤。患者年龄体重越小,身体状况越差,手术时间越长,或合并腹腔镜手术时,消除或减小机械无效腔的临床意义越大。

[0004] 总的来说,当前使用的机械控制呼吸的呼吸机或麻醉机存在如下不足:结构较为复杂,由风箱式人工肺加压控制呼吸,对物理硬件要求高,造价高昂,转移不便,对供氧设备的要求高,普通氧气瓶以及病房通用的中心供氧吸氧管无法满足其使用要求。且其连接和

通气方式决定了相对较大的机械无效腔。

[0005] 此外,现用麻醉机或呼吸机其整个呼吸系统的气流可能存在与患者气道之间反复交流,呼吸回路可为一次性一用一更换,但麻醉机或呼吸机的呼吸系统却难以做到一用一消毒(消毒耗时长,需专用机器和消毒剂,成本高,目前国内几乎没有医院可以做到一用一消毒)。该简易呼吸机呼吸控制机构位于排气口,且伴随新鲜气体持续流入促使废气持续排除,在多个不同患者之间连续使用时,只需更换T形管(可做为一次性),可以减少交叉感染。

[0006] 对于该简易呼吸机可实现的理论基础在于,常用的恒流供氧设备低压系统氧气压最大可达0.5KPa,足以促使肺复张,如目前临床所用间歇给氧式呼吸机即为利用氧气自身压力实现吸气。当停止供氧时,肺部气体借助其弹性回缩力自动排气塌陷即完全可实现呼气,如人工呼吸时常常只需往患者肺部吹气而无需吸出废气。

发明内容

[0007] 本发明提供一种恒流式低无效腔呼吸机,其作为一种恒流式控制性通气设备,目的是克服现有的风箱式人工肺加压控制呼吸的呼吸机存在的诸多不足,其结构简单、便携、造价低且对供氧设备的要求低,尤其是可极大限度的降低机械无效腔,避免机械无效腔相对过大带来的一系列问题。

[0008] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下:一种恒流式低无效腔呼吸机,其包括由进气管和排气管连接而成的三通管(又称T形管),所述进气管的一端与气管导管连通,另一端与恒流供氧机构的供氧管道连通,所述进气管靠近所述气管导管的一端的管壁上设有与所述排气管进口端连通的接口,所述排气管的出口端连接有呼吸控制机构,所述呼吸控制机构可按照设定的时间比例循环交替的打开和关闭所述出口端以改变气流方向实现向患者肺部通气或由肺部向外排气。。

[0009] 在上述技术方案的基础上,本发明还可以做如下替代方案。

[0010] 进一步,所述呼吸控制机构包括圆筒状阀壳及位于所述阀壳内的扇形块状阀芯,所述阀壳上设有进气口和出气口,所述进气口与所述排气管的出口端连通,所述阀壳外设有伺服电机,所述伺服电机的转轴与所述阀芯固定连接并可带动所述阀芯在所述阀壳内匀速转动以循环交替的打开和关闭所述进气口。实质上呼吸控制机构就是一个电动阀。

[0011] 采用上述进一步结构改进的好处为,结构简单,成本低,故障率低,易维护,通过控制匀速转动的伺服电机的转速可以连续调节出适合患者的呼吸频次,同时扇形块的圆心角的角度不同时,每次呼吸的呼吸比也不同(也即循环交替的打开和关闭所述出口端的时间比例由单个阀芯的圆心角决定),本发明的每个呼吸机可配套设计多个上述的呼吸控制机构(电动阀),每个电动阀对应有一个特定圆心角角度的扇形块状阀芯,根据病患实际情况在使用时选用合适的电动阀连接于排气管的出口。

[0012] 进一步,所述进气口设置于所述阀壳的圆柱侧壁上,所述阀芯的数量共有两个且均在其圆心处与所述伺服电机的转轴固定连接,两个所述阀芯在所述阀壳的周向上间隔180度,每个所述阀芯的圆心角为45-90度。

[0013] 采用上述进一步结构改进的好处为,结构简单,且转动时不存在偏心振动问题,伺服电机每转动一圈则患者呼吸两次;阀芯的圆心角优选为45、60或90度,其对应的呼吸比依次为3:1、2:1和1:1。

[0014] 进一步,所述进气口设置于所述阀壳的圆柱侧壁上,所述阀芯的数量仅为一个且其圆心处与所述伺服电机的转轴固定连接,所述阀芯的圆心角为90-180度。

[0015] 采用上述进一步结构改进的好处为,结构更加简单,但存在偏心振动问题,故阀芯的材质优选使用质量较轻的材料;上述阀芯的圆心角优选为90、120和180,对应的呼吸比依次为3:1、2:1和1:1。。

[0016] 进一步,所述出气口设置于所述阀壳的圆形端面上,所述阀芯朝向所述阀壳圆形端面的扇形壁上开设有圆弧槽且所述圆弧槽与所述出气口对应以保证所述阀壳内部空间始终与外界连通。

[0017] 采用上述进一步结构改进的好处为,阀芯转动时永远不会堵塞出气口,故出气口可一直与阀壳内部空间连通,保证有通畅的排气效果。

[0018] 进一步,所述呼吸控制机构包括方筒状阀壳及位于阀壳内的封堵片和偏心轮,所述阀壳两端分别设有进气口和出气口,所述进气口与所述排气管的出口端连通,所述阀壳外设有伺服电机且其转轴与所述偏心轮固定连接,所述伺服电机匀速转动时,所述偏心轮可带动所述封堵片上下移动以循环交替的打开和关闭所述进气口。

[0019] 采用上述进一步结构改进的好处为,提供了又一种可行的交替关闭和打开进气口的结构,同时其结构也较为简单。

[0020] 进一步,所述呼吸控制机构包括定时器、电源和电磁阀,所述定时器与所述电源和电磁阀均电连接且可设定所述电磁阀循环交替的打开和关闭的时间比例。

[0021] 采用上述进一步结构改进的好处为,定时器可分别设定电磁阀打开的时间和关闭的时间并一直维持设定的时间比例循环交替的打开和关闭,其可连续调节,也即呼吸实现了连续调节,适用性更好,一个呼吸机不用配套设计多个呼吸控制机构,在使用时不用对呼吸控制机构进行拆装。

[0022] 进一步,所述呼吸控制机构包括压力传感器、电源、电磁阀和控制器,所述控制器与所述电源、压力传感器及电磁阀均电连接,所述压力传感器设置于所述三通管上以实时监测所述三通管内的气体压力,所述控制器可根据所述压力传感器传递压力信号进行所述电磁阀的开启或关闭。

[0023] 采用上述进一步结构改进的好处为,实现了呼吸机构根据压力值进行开启或关闭的操作,安全性相对而言更有保障。其开启及关闭的时间比例与电磁阀设定的开启及关闭的压力临界值、供氧的流速及进气管、排气管的管径均有一定关联,其中关联最大的为进气管和排气管的管径比,开启及关闭的时间比例接近上述管径比。此外,根据压力信号控制启闭时,电磁阀还可以由可控制开度的电动阀替代。

[0024] 进一步,所述恒流供氧机构为病房中心供氧带有流量计的吸氧管或带有恒流阀的氧气瓶。

[0025] 采用病房中心供氧吸氧管的好处是易获得,医院病房大都配套有流量计控制的加湿吸氧管,直接接上本发明提供的呼吸机即可使用,成本低;使用带有恒流阀的氧气瓶的好处是,便于携带,适用于医院以外条件不足的情况使用,特别是医院外的急救,但因此呼吸机耗氧较大,不推荐转移过程中作为控制呼吸长时间使用。

[0026] 进一步,所述进气管靠近所述气管导管的一端预设有用连接呼末二氧化碳监测仪的连接口,所述三通管上还设有压力安全阀。

[0027] 采用上述进一步结构改进的好处为,设置呼末二氧化碳监测仪进行呼吸监测和压力安全阀防止气压伤,安全性更好。

[0028] 进一步,但本设计所述建议呼吸机其T型呼吸管可做为一次性(一用一换),其控制呼吸的机构位置位于排气通道。

[0029] 采用上述进一步结构改进的好处为,在联合其恒流供氧模式情况下,使患者排的废气几无返流,可减少多个患者连续使用时的交叉感染。

[0030] 进一步,所述出气口处设有自力式压力调节阀以实现呼吸末正压通气。

[0031] 采用上述进一步结构改进的好处为,实现呼气终末正压(PEEP),即在应用呼吸机时,于呼气末期在呼吸道保持一定正压,避免肺泡早期闭合,使一部分因渗出、肺不张等原因失去通气功能的肺泡扩张,使减少的功能残气量增加,达到提高血氧的目的。

[0032] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0033] 克服了现有的风箱式人工肺加压控制呼吸的呼吸机存在的结构复杂、硬件要求高、造价高昂、移动困难以致需要大量使用时难以在临时设立的方舱医院或急救中心进行迅速配备或转移的不足,本发明提供的低无效腔呼吸机,结构简单、便携、造价低且对供氧设备的要求低,同时还可极大限度的降低无效腔,能有效避免机械无效腔相对过大带来的一系列问题;此外还可减少交叉感染。

附图说明

[0034] 图1为本发明提供一种恒流式低无效腔呼吸机的结构示意图;

[0035] 图2为当图1所示呼吸机的呼吸控制机构具有双扇形阀芯时的示意图;

[0036] 图3为当图1所示呼吸机的呼吸控制机构具有单扇形阀芯时的示意图;

[0037] 图4为图2或图3所示的呼吸控制机构中扇形阀芯的轴测图;

[0038] 图5为当图1所示呼吸机的呼吸控制机构具有偏心轮时的示意图;

[0039] 图6为当图1所示的呼吸机的呼吸控制机构包括电磁阀及定时器时的示意图。

[0040] 附图中,各标号所代表的部件列表如下:

[0041] 1.进气管;2.排气管;3.气管导管;4.呼吸控制机构;41.阀壳;42.阀芯;43.进气口;44.出气口;45.转轴;46.圆弧槽;47.封堵片;48.偏心轮;49.限位光杆;50.弹簧;51.第一调节旋钮;52.第二调节旋钮。

具体实施方式

[0042] 以下结合附图及具体实施例对本发明的原理和特征进行描述,所举实例只用于解释本发明,并非用于限定本发明的范围。

[0043] 在本发明的描述中,若用到“上”、“下”、“左”、“右”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示方位的术语,其指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0044] 如图1至6所示,本发明提供一种恒流式低无效腔呼吸机,其包括由进气管1和排气管2连接而成的三通管,所述进气管1的一端与气管导管3连通,另一端与恒流供氧机构的供氧管道连通,所述进气管1靠近所述气管导管3的一端的管壁上设有与所述排气管2进口端

连通的接口,所述排气管2的出口端连接有呼吸控制机构4,所述呼吸控制机构4可按照设定的时间比例循环交替的打开和关闭所述出口端以向患者肺部通气或由肺部向外排气。进气管可设置多个不同型号入口以便可以直接接上不同的供氧设备,进气管靠近气管导管的一端通常设置为统一型号。

[0045] 需要说明的是,循环交替的打开和关闭所述出口端的时间比例也即是常说的呼吸比,本发明提供的低无效腔呼吸机主要用于实现对患者的机械控制呼吸而非自主呼吸。当排气道持续打开时,亦可用于自主呼吸时恒流吸氧和促使二氧化碳排除作用,但不做主要用途。

[0046] 一般病房吸氧管都带有加湿器的流量计,氧流量大小设定:依据患者体重或实际情况得出患者所需每分钟通气量,设定吸呼比,则所需恒流氧气流量应调至=每分钟通气量(MV)×(吸气时间+呼气时间)/吸气时间。即当某一患者所需每分钟通气量为3L,设置吸呼比为1:2时,呼吸次数设定为6-40次/分范围内,其所需恒流新鲜气体流量为 $3L \times (1+2) / 1 = 9L$ 。故该通气方式对新鲜气体消耗较大,同时由于新鲜气体的持续流入,最大限度的减少了二氧化碳的重吸收,故T形排气管距气管导管距离越近机械无效腔越小。在每分钟通气量恒定的情况下,所设置每分钟呼吸次数越小,对应的潮气量越大,反之则越小。实际潮气量=每分钟通气量/呼吸次数。

[0047] 当连接麻醉机上使用时,主要为体重较低的小儿使用(其实在手术中的意义比较重大),其无效腔低,可有效排出麻醉手术过程的二氧化碳;使用时,可将麻醉机打为手动状态,新鲜气体可选择为纯氧或氧气与空气的混合气,亦可带一定浓度的吸入性麻醉气体,将麻醉机呼吸回路接上述简易呼吸机后与气管导管相连实现控制呼吸。由于麻醉机所提供的新鲜气体流量、氧浓度、及麻醉气体比例均较为精准,故该种方式应对新生儿甚至低体重儿麻醉中避免二氧化碳蓄积的意义尤为重大。新鲜气体中含麻醉气体时,其简易呼吸机出口应接有废气回收装置或负压吸引装置以避免空气污染。

[0048] 在本发明的一个实施例中,如图2和4所示,所述呼吸控制机构4包括圆筒状阀壳41及位于所述阀壳41内的扇形块状阀芯42,所述阀壳41上设有进气口43和出气口44,所述进气口43与所述排气管2的出口端连通,所述阀壳41外设有伺服电机,所述伺服电机的转轴45与所述阀芯42固定连接并可带动所述阀芯42在所述阀壳41内匀速转动以循环交替的打开和关闭所述进气口43。所述进气口43设置于所述阀壳41的圆柱侧壁上,所述阀芯42的数量共有两个且均在其圆心处与所述伺服电机的转轴45固定连接,两个所述阀芯42在所述阀壳41的周向上间隔180度,每个所述阀芯42的圆心角为45-90度。

[0049] 需要说明的是,在上述实施例中,伺服电机是与电源连接的,其有控制开关和调节伺服电机转速的单元,伺服电机带动阀芯匀速转动,当阀芯的每个扇形块对应的圆心角为60度时,伺服电机转动一圈呼吸两次,每次呼吸的呼吸比为2:1;每个呼吸机配套多个呼吸控制机构,至少涵盖的呼吸比为1:1,2:1和3:1,更优选的是也涵盖1.2:1,1.5:1,1.8:1和2.5:1等,以便根据不同的病患选用不同的呼吸控制机构,进气口与排气管的出口端采用可拆卸连接。

[0050] 在本发明的又一个实施例中,如图3和4所示,所述进气口43设置于所述阀壳41的圆柱侧壁上,所述阀芯42的数量仅为一个且其圆心处与所述伺服电机的转轴45固定连接,所述阀芯42的圆心角为90-180度。

[0051] 可以理解的是, 阀壳内阀芯的数量除了上述的一个、两个的情形外, 还可以设置成三个或更多, 这样电机转动一圈, 患者完成的呼吸次数也对应为三次或更多。

[0052] 在上述两个实施例中, 所述出气口44设置于所述阀壳41的圆形端面上, 所述阀芯42朝向所述阀壳41圆形端面的扇形壁上开设有圆弧槽46且所述圆弧槽46与所述出气口44对应以保证所述阀壳41内部空间始终与外界连通。

[0053] 需要说明的是, 实现出气口始终与阀壳内部空间连通的方式还有其他可选结构并不局限于上述实施例, 任何本领域技术人员可想到的实施方式均应纳入本发明的保护范围之内, 比如可将出气口设置于阀壳圆形端面的中心, 阀壳的两个圆形端面一个供转轴插入, 另一个就设所述出气口, 阀芯从圆心处向外缘逐渐变厚。

[0054] 在本发明另一个可实施例中, 如图5所示, 所述呼吸控制机构4包括方筒状阀壳41及位于阀壳41内的封堵片47和偏心轮48, 所述阀壳41两端分别设有进气口43和出气口44, 所述进气口43与所述排气管2的出口端连通, 所述阀壳41外设有伺服电机且其转轴45与所述偏心轮48固定连接, 所述伺服电机匀速转动时, 所述偏心轮48可带动所述封堵片47上下移动以循环交替的打开和关闭所述进气口43。

[0055] 需要说明的是, 如图5所示, 封堵片47可以在两侧通过限位光杆49进行限位, 封堵片上设供限位光杆穿过的滑孔, 限位光杆的上端套设弹簧50, 偏心轮转离封堵片47时, 弹簧将封堵片推离进气口43, 也即打开进气口。偏心轮对应的圆心角也在90-180度内; 与上述的其它实施方式一样, 每个呼吸机也配套多个呼吸控制机构, 使用时根据实际需要选用具有合适呼吸比的呼吸控制机构与排气管的出气端连接。

[0056] 在本发明的一个优选实施例中, 如图6所示, 所述呼吸控制机构4包括定时器、电源和电磁阀, 所述定时器与所述电源和电磁阀均电连接且可设定所述电磁阀循环交替的打开和关闭的时间比例控制呼吸比和时间长短以控制呼吸次数。

[0057] 需要说明的是, 在图6中, 定时器、电源及电磁阀均封装于一壳体中, 壳体具有位于上端的进气口和位于下端的出气口, 定时器具有第一调节旋钮51和第二调节旋钮52, 其中第一调节旋钮调节的是电磁阀循环交替打开和关闭时每次打开状态的时间长度, 第二调节旋钮调节的是电磁阀循环交替打开和关闭时每次关闭的时间长度。上述结构的呼吸控制机构的结构原理类似于市售的微喷浇花定时器(双拨码电磁阀定时器或定时灌溉控制器), 电磁阀打开持续时间即相于单次浇水时间, 电磁阀关闭持续时间即相当于两次自动浇水之间的间隔时间, 现有的定时灌溉控制器可实现自动循环浇水, 即设定要浇水时间和两次浇水之间的间隔时间后自动循环运行。在本发明的一个可能的实施例中, 第一调节旋钮可调节的时间范围为1.5-2.5s, 第二调节旋钮可调节的时间范围为0.5-1.5s; 比如当第一调节旋钮和第二调节旋钮均调节至1.5s时, 其对应的每分钟的呼吸次数为20次, 呼吸比为1:1; 再比如, 当第一调节旋钮调节至2s, 第二调节旋钮调节至1s时, 其对应的每分钟的呼吸次数也为20次, 但呼吸比为2:1。

[0058] 在本发明的另一个实施例中, 所述呼吸控制机构包括压力传感器、电源、电磁阀和控制器, 所述控制器与所述电源、压力传感器及电磁阀均电连接, 所述压力传感器设置于所述三通管上以实时监测所述三通管内的气体压力, 所述控制器可根据所述压力传感器传递压力信号进行所述电磁阀的开启或关闭。

[0059] 需要说明的是, 控制器可以为PLC或单片机, 其可预设一个开启压力值和一个关闭

压力值,前者大于后者,压力传感器传递给控制器的压力信号表面压力值高于开启压力值时,控制器控制电磁阀打开,随后当压力下降至小于关闭压力值时,控制器再控制电磁阀关闭,如此循环往复,实现呼吸控制。其优点是,可通过调节通气速度,来对呼吸频率进行微调。

[0060] 在上述各实施例中,所述恒流供氧机构可以为病房中心带有流量计的供氧吸氧管或带有恒流阀的氧气瓶。

[0061] 在上述各实施例中,所述进气管1靠近所述气管导管3的一端可预设有助于连接呼吸末二氧化碳监测仪的连接口,所述三通管上还可设有压力安全阀。

[0062] 在上述各实施例中,所述出气口44处设有自力式压力调节阀以实现呼吸末正压通气(PEEP),自力式压力调节阀的压力范围在0-20cm H₂O内可调。

[0063] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

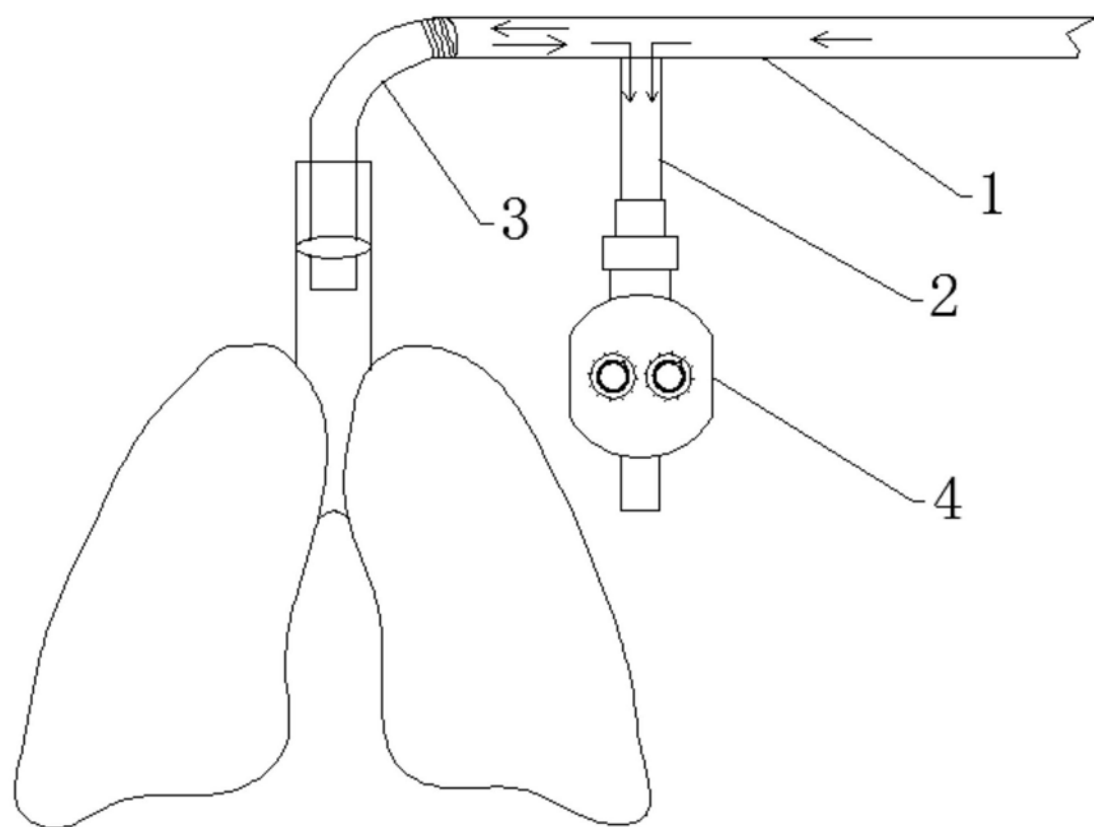


图1

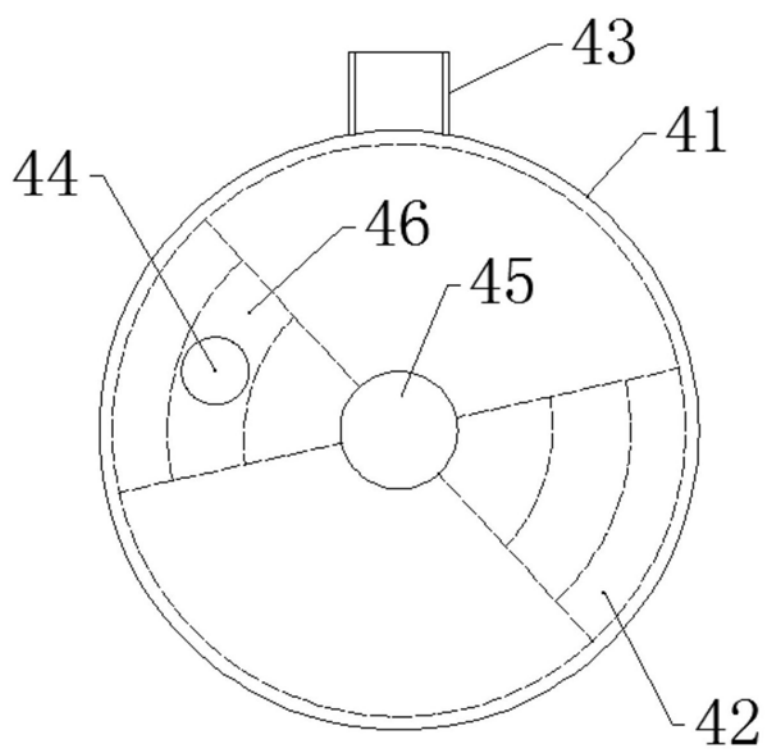


图2

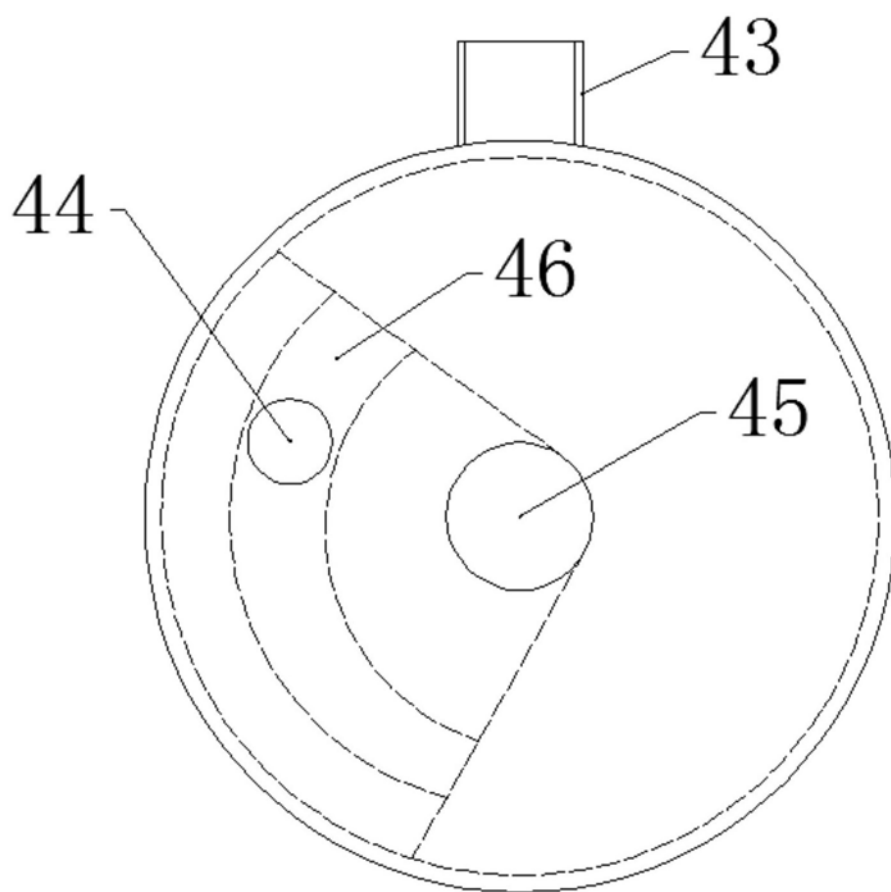


图3

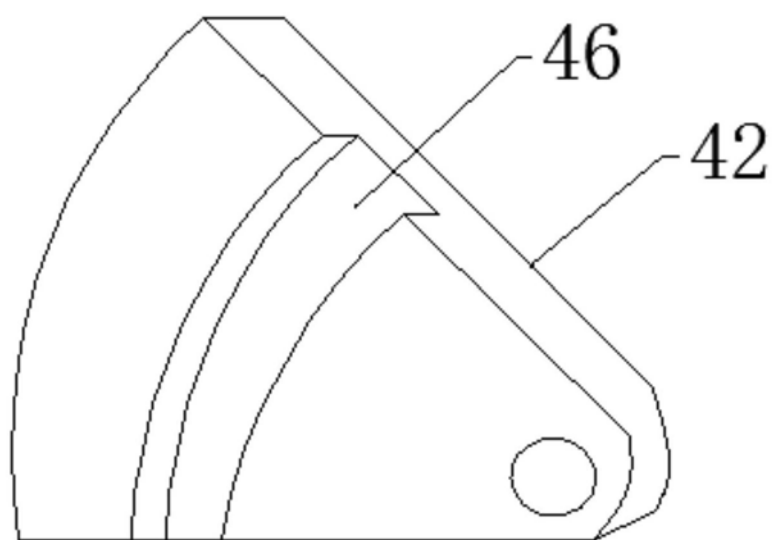


图4

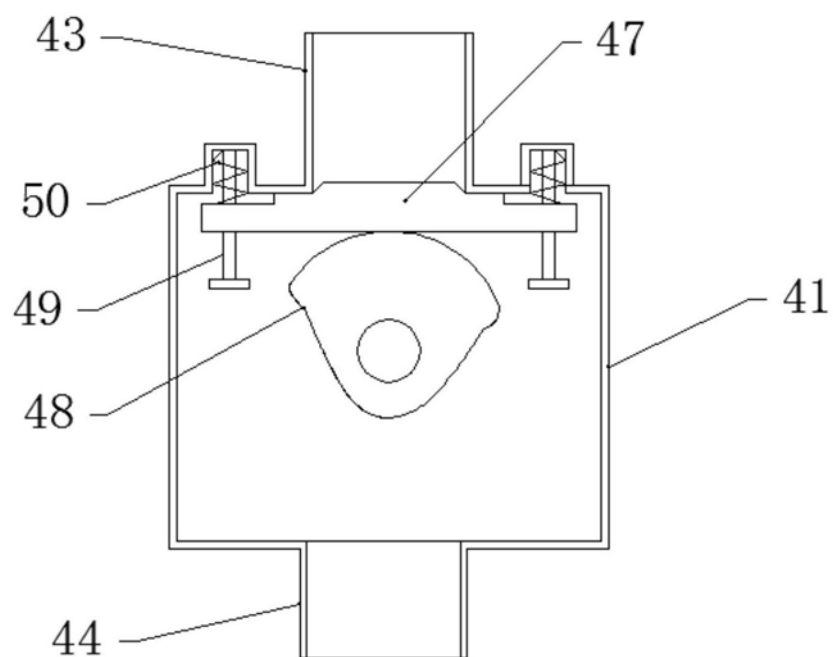


图5

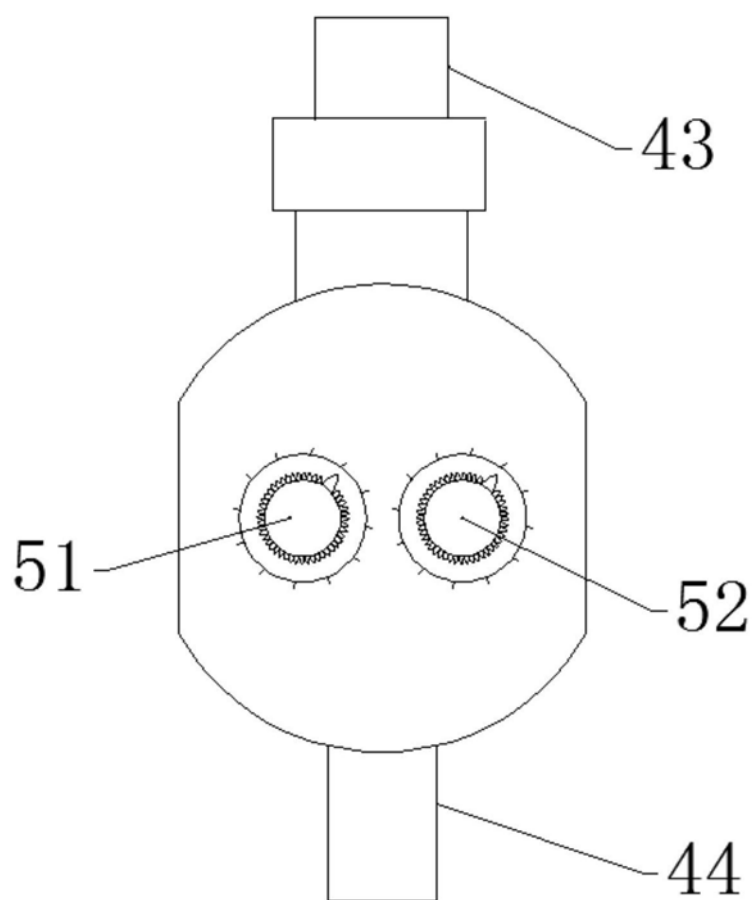


图6