(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 119185051 B
(45)授权公告日 2025.03.28

(21)申请号 202411627615.7

(22)申请日 2024.11.14

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 119185051 A

(43)申请公布日 2024.12.27

(73)专利权人 安徽通灵仿生科技有限公司
地址 230001 安徽省合肥市高新区国家健康大数据中部中心医药产业园C1栋六楼

(72)发明人 解启莲 杨帆 洪锦 黄新洁 崔敏珺

(51)Int.Cl.
A61H 31/00(2006.01)
A61M 16/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 113171287 A,2021.07.27
CN 202211845 U,2012.05.09
CN 116867542 A,2023.10.10
US 2010198118 A1,2010.08.05

审查员 何悦

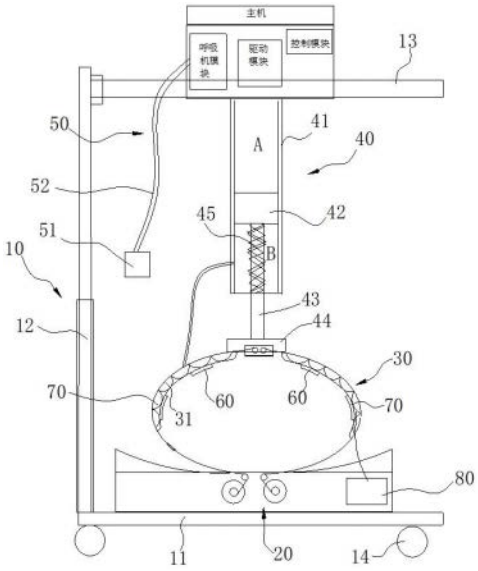
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

心肺复苏设备的气路系统

(57)摘要

本发明是一种气路简单、控制难度小的心肺复苏设备的气路系统,按压单元包括筒芯位于铅垂方向的外套筒和设置在外套筒内腔的活塞,活塞将外套筒的内腔分隔成相互密封的上腔室和下腔室,下腔室与胸带内部设置的囊带相通,上腔室与呼吸单元的气体腔相通,气体腔内的气体进入上腔室内并驱动活塞向下运动带动按压头按压患者胸部的同时,下腔室内的气体进入囊带内包裹住患者胸部;上腔室内的气体返回气体腔内时活塞向上运动,囊带瘪缩,胸带和按压头同时释放患者胸部。将按压单元和呼吸单元的气路集成为一体,呼吸单元的气体腔中的气体一方面作为用于为患者通气的气体,另一方面作为驱动按压单元动作的动力源,因此只需设置一套动力单元,简化气路设置。



CN 119185051 B

1.一种心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:机架(10)的底部设置有背板(20)和胸带(30),机架(10)的顶部设置有按压单元(40)和呼吸单元(50),所述的按压单元(40)包括筒芯位于铅垂方向的外套筒(41)和设置在外套筒(41)内腔的活塞(42),活塞(42)将外套筒(41)的内腔分隔成相互密封的上腔室(A)和下腔室(B),所述的下腔室(B)与胸带(30)内部设置的囊带(31)相通,上腔室(A)与呼吸单元(50)的气体腔相通,活塞(42)的下端通过压杆(43)与按压头(44)相连,气体腔内的气体进入上腔室(A)内并驱动活塞(42)向下运动带动按压头(44)按压患者胸部的同时,下腔室(B)内的气体进入囊带(31)内包裹住患者胸部;上腔室(A)内的气体返回气体腔内时活塞(42)向上运动,囊带(31)中的气体返回下腔室(B)内,胸带(30)和按压头(44)同时释放患者胸部;

外套筒(41)的底部开设有供压杆(43)穿过的通孔,通孔与压杆(43)外壁之间密封配合,位于下腔室(B)内的压杆(43)外周套设有复位弹簧(45),复位弹簧(45)的上端与活塞(42)端面相抵、下端与外套筒(41)筒底相抵,复位弹簧(45)提供弹力驱动活塞(42)向上运动,外套筒(41)的底部还设有缓冲垫;

所述呼吸单元(50)包括存储有空氧混合气体的混合气体腔(51),混合气体腔(51)同时与上腔室(A)和面罩(53)连接,混合气体腔(51)与上腔室(A)之间设置有双向泵送元件,混合气体腔(51)与面罩(53)之间的供气管(52)上设置有吸气阀(54),吸气阀(54)为单向阀,单向阀的导通方向为自混合气体腔(51)向面罩(53)方向,控制混合气体腔(51)内的空氧混合气体与面罩(53)的通断;

呼吸单元(50)还包括气体补偿机构,所述的气体补偿机构包括补偿管(55),补偿管(55)的两端分别与吸气阀(54)两侧的供气管(52)连接,补偿管(55)上设置有微流孔机构(551),微流孔机构(551)允许微量气体从混合气体腔(51)内连续地流向下游供气管(52)中。

2.一种心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:机架(10)的底部设置有背板(20)和胸带(30),机架(10)的顶部设置有按压单元(40)和呼吸单元(50),所述的按压单元(40)包括筒芯位于铅垂方向的外套筒(41)和设置在外套筒(41)内腔的活塞(42),活塞(42)将外套筒(41)的内腔分隔成相互密封的上腔室(A)和下腔室(B),所述的下腔室(B)与胸带(30)内部设置的囊带(31)相通,上腔室(A)与呼吸单元(50)的气体腔相通,活塞(42)的下端通过压杆(43)与按压头(44)相连,气体腔内的气体进入上腔室(A)内并驱动活塞(42)向下运动带动按压头(44)按压患者胸部的同时,下腔室(B)内的气体进入囊带(31)内包裹住患者胸部;上腔室(A)内的气体返回气体腔内时活塞(42)向上运动,囊带(31)中的气体返回下腔室(B)内,胸带(30)和按压头(44)同时释放患者胸部;

外套筒(41)的底部开设有供压杆(43)穿过的通孔,通孔与压杆(43)外壁之间密封配合,位于下腔室(B)内的压杆(43)外周套设有复位弹簧(45),复位弹簧(45)的上端与活塞(42)端面相抵、下端与外套筒(41)筒底相抵,复位弹簧(45)提供弹力驱动活塞(42)向上运动,外套筒(41)的底部还设有缓冲垫;

所述呼吸单元(50)包括存储有空氧混合器(56),上腔室(A)与空氧混合器(56)的空气腔(561)相通,空气腔(561)的空气一部分进入上腔室(A)作为驱动力,另一部分进入空氧混合器(56)的混合腔(562),混合腔(562)与面罩(53)之间的供气管(52)上设置有吸气阀(54),吸气阀(54)为单向阀,单向阀的导通方向为自混合腔(562)向面罩(53)方向,控制混

合腔(562)内的空氧混合气体与面罩(53)的通断;

呼吸单元(50)还包括气体补偿机构,所述的气体补偿机构包括补偿管(55),补偿管(55)的两端分别与吸气阀(54)两侧的供气管(52)连接,补偿管(55)上设置有微流孔机构(551),微流孔机构(551)允许微量气体从混合腔(562)内连续地流向下游供气管(52)中。

3.根据权利要求1或2所述的心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:微流孔机构(551)在按压时段和通气时段均连续地流向下游供气管(52)提供微量气体。

4.根据权利要求1或2所述的心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:临近面罩(53)的供气管(52)上连接有排气管(57),排气管(57)上设置有排气阀(571),呼吸时,从补偿管(55)流入的混合气体与面罩(53)排出的呼出气体从排气管(57)排至外界环境。

5.根据权利要求1或2所述的心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:所述的胸带(30)包括绑带(32),绑带(32)内设置有囊带(31),绑带(32)内表面设置有多个除颤电极(60)和ECG电极(70),下腔室(B)内的气体进入囊带(31)内包裹住患者胸部的同时,囊带(31)压紧除颤电极(60)和ECG电极(70)紧贴患者皮肤。

6.根据权利要求1或2所述的心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:所述的背板(20)的上板面为与人体适配的凹槽状,控制单元(80)设置在背板(20)上,所述的控制单元(80)包括PCB板、操作面板、显示器。

7.根据权利要求1或2所述的心肺复苏设备的气路系统,其特征在于:所述的机架(10)包括底板(11)、立柱(12)、顶框(13),底板(11)的角部位置设置有万向轮(14),顶框(13)上设置有十字滑轨,驱动单元驱动按压单元(40)和呼吸单元(50)在十字滑轨上移动至胸带(30)正上方,立柱(12)为多节伸缩杆结构,最上方的一节杆上也设置有滑轨,滑轨的长度方向位于铅垂方向。

心肺复苏设备的气路系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体涉及一种心肺复苏设备的气路系统。

背景技术

[0002] 心肺复苏急救操作,能够挽救心脏骤停的病人,根据2015AHA心肺复苏指南指导,指南给出的建议是尽早进行心肺复苏急救操作(胸部按压和人工呼吸),同时获取附近的AED(体外自动除颤仪),尽量减少按压中断;当获取到AED后尽早的给患者进行心电分析并除颤操作。心脏骤停一旦发生,如得不到及时地抢救复苏,4～6min后会造成患者脑和其他遇险人员重要器官组织的不可逆的损害,因此心脏骤停后的心肺复苏必须在现场立即进行,为进一步抢救直至挽回心脏骤停伤病员的生命而赢得最宝贵的时间。

[0003] 目前市场上也出现了相应的心脏骤停急救设备,但大部分设备都是独立工作的,例如心肺复苏机、AED除颤仪、呼吸机、监护仪等;将设备一起使用,设备之间难以协同工作,设备的操作还是过于繁琐,心肺复苏的质量不高,救治成功率和人手按压救治成功率相差无几。因此行业内都在探索能够将按压、通气、除颤、监护功能集成在一起的集成产品,在这类的集成产品中心肺复苏按压动作需要一套动力机构来驱动,呼吸机的呼吸辅助也需要一套动力来驱动,如何在集成的前提下,优化气路,减小集成产品的体积以及减小控制、操作的难度是行业内的一大难题。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种气路简单、控制难度小的心肺复苏设备的气路系统。

[0005] 为了实现上述目的,本发明采用的技术方案作为:一种心肺复苏设备的气路系统,机架的底部设置有背板和胸带,机架的顶部设置有按压单元和呼吸单元,所述的按压单元包括筒芯位于铅垂方向的外套筒和设置在外套筒内腔的活塞,活塞将外套筒的内腔分隔成相互密封的上腔室和下腔室,所述的下腔室与胸带内部设置的囊带相通,上腔室与呼吸单元的气体腔相通,活塞的下端通过压杆与按压头相连,气体腔内的气体进入上腔室内并驱动活塞向下运动带动按压头按压患者胸部的同时,下腔室内的气体进入囊带内包裹住患者胸部;上腔室内的气体返回气体腔内时活塞向上运动,囊带中的气体返回下腔室内,胸带和按压头同时释放患者胸部。

[0006] 外套筒的底部开设有供压杆穿过的通孔,通孔与压杆外壁之间密封配合,位于下腔室内的压杆外周套设有复位弹簧,复位弹簧的上端与活塞端面相抵、下端与外套筒筒底相抵,复位弹簧提供弹力驱动活塞向上运动,外套筒的底部还设有缓冲垫。

[0007] 所述呼吸单元包括存储有空氧混合气体的混合气体腔,混合气体腔同时与上腔室和面罩连接,混合气体腔与上腔室之间设置有双向泵送元件,混合气体腔与面罩之间的供气管上设置有吸气阀,吸气阀为单向阀,单向阀的导通方向为自混合气体腔向面罩方向,控制混合气体腔内的空氧混合气体与面罩的通断。呼吸单元还包括气体补偿机构,所述的气体补偿机构包括补偿管,补偿管的两端分别与吸气阀两侧的供气管连接,补偿管上设置有

微流孔机构,微流孔机构允许微量气体从混合气体腔内连续地流向下游供气管中。

[0008] 所述呼吸单元包括存储有空氧混合器,上腔室与空氧混合器的空气腔相通,空气腔的空气一部分进入上腔室作为驱动力,另一部分进入空氧混合器的混合腔,混合腔与面罩之间的供气管上设置有吸气阀,吸气阀为单向阀,单向阀的导通方向为自混合腔向面罩方向,控制混合腔内的空氧混合气体与面罩的通断。呼吸单元还包括气体补偿机构,所述的气体补偿机构包括补偿管,补偿管的两端分别与吸气阀两侧的供气管连接,补偿管上设置有微流孔机构,微流孔机构允许微量气体从混合腔内连续地流向下游供气管中。

[0009] 微流孔机构在整个心肺复苏阶段连续地流向下游供气管提供微量气体。

[0010] 临近面罩的供气管上连接有排气管,排气管上设置有排气阀,呼吸时,从补偿管流入的混合气体与面罩排出的呼出气体从排气管排至外界环境。

[0011] 所述的胸带包括绑带,绑带内设置有囊带,绑带内表面设置有多个除颤电极和ECG电极,下腔室内的气体进入囊带内包裹住患者胸部的同时,囊带压紧除颤电极和ECG电极紧贴患者皮肤。

[0012] 所述的背板的上板面为与人体适配的凹槽状,控制单元设置在背板上,所述的控制单元包括PCB板、操作面板、显示器。

[0013] 所述的机架包括底板、立柱、顶框,底板的角部位置设置有万向轮,顶框上设置有十字滑轨,驱动单元驱动按压单元和呼吸单元在十字滑轨上移动至胸带正上方,立柱为多节伸缩杆结构,最上方的一节杆上也设置有滑轨,滑轨的长度方向位于铅垂方向。

[0014] 上述方案至少具备以下几点有益效果:

[0015] 1、将按压、通气、除颤和监护功能集成为一体式结构,不同功能之间协同工作,大大提高了设备的效率,提高了操作的便捷性。

[0016] 2、将按压单元和呼吸单元的气路集成为一体,呼吸单元的气体腔中的气体一方面作为用于为患者通气的原料,另一方面作为驱动按压单元动作的动力源,因此只需要设置一套动力单元,简化气路设置,减小控制难度。

[0017] 3、呼吸系统中设置补偿气路,对整个系统中的气体泄漏进行补偿,维持气压的稳定性,保证辅助呼吸的有效性。

[0018] 4、补偿气路中的微流孔机构有持续的微量气体向下游流动,因此能够提供恒定的PEEP(呼气末正压),模拟正常在呼气末声门关闭状态,以维持功能残气量及防止肺泡萎陷。

[0019] 5、将前后按压和圆周收缩结合在一起,按压单元在对患者胸部进行按压的同时向囊带内充气,囊带紧紧包裹着患者胸部,从而提供更高的胸内压变化、更大的血流量和更高的自主循环恢复率。

[0020] 6、囊带的充放气不需要设置额外的充放气机构和控制单元,它与按压头的动作是联动且同步的,减小了控制系统的复杂性。

[0021] 7、控制单元能够根据位置传感器发送的实时位置信号,实时调整按压头的位置,从而保证按压头始终都是位于定位块的正上方,始终保证按压位置正确,从而保证心肺复苏的效果。

附图说明

[0022] 图1为心肺复苏设备的气路系统在非按压时段的整体结构示意图;

[0023] 图2为心肺复苏设备的气路系统在按压时段的整体结构示意图；

[0024] 图3为实施例1中气路系统在按压时段的示意图；

[0025] 图4为实施例1中气路系统在吸气时段的示意图；

[0026] 图5为实施例1中气路系统在呼吸时段的示意图；

[0027] 图6为实施例2中气路系统在按压时段的示意图；

[0028] 图7为实施例2中气路系统在吸气时段的示意图；

[0029] 图8为实施例2中气路系统在呼吸时段的示意图。

具体实施方式

[0030] 下面结合图1-图8对本发明做进一步详细论述。

[0031] 如图1、图2所示，一种心肺复苏设备的气路系统，机架10的底部设置有背板20和胸带30，机架10的顶部设置有按压单元40和呼吸单元50，所述的按压单元40包括筒芯位于铅垂方向的外套筒41和设置在外套筒41内腔的活塞42，活塞42将外套筒41的内腔分隔成相互密封的上腔室A和下腔室B，所述的下腔室B与胸带30内部设置的囊带31相通，上腔室A与呼吸单元50的气体腔相通，活塞42的下端通过压杆43与按压头44相连，气体腔内的气体进入上腔室A内并驱动活塞42向下运动带动按压头44按压患者胸部的同时，下腔室B内的气体进入囊带31内包裹住患者胸部；上腔室A内的气体返回气体腔内时活塞42向上运动，囊带31中的气体返回下腔室B内，胸带30和按压头44同时释放患者胸部。

[0032] 上述方案中，呼吸单元50的气体腔中的气体一方面作为用于为患者通气的原料，另一方面作为驱动按压单元40动作的动力源，因此只需要设置一套动力单元，简化气路设置。

[0033] 外套筒41的下腔室B内原本是充有气体的，当气体腔内的气体进入上腔室A内并驱动活塞42向下运动时，按压头44按压胸部实施心肺复苏，与此同时下腔室B的体积减小，气下腔室B体进入囊带31内对囊带31进行充气使之膨胀，胸带30收紧压缩胸部，参阅图1；当上腔室A返回至气体腔时，活塞42向上运动时，按压头44离开患者胸部，此时下腔室B的体积增大产生负压，囊带31内的气体返回至下腔室B中，囊带31放气瘪缩，释放对患者胸部的束缚，参阅图2。也就是说，囊带31的膨胀动作是和按压头44的按压动作是同步的，按压头44下降至最低点时，囊带31的包裹力也最大，因此能够提高患者胸内压差，增加心肺复苏的效果。而且囊带31的充放气不需要设置额外的充放气机构和控制单元，它与按压头44的动作是联动且同步的，减小了控制系统的复杂性。

[0034] 上腔室A和下腔室B之间相互密封，当下腔室B内充有气体以后，气体的量就确定了，活塞42下行的距离与囊带31充满气体(囊带31对患者胸部的压力的对应关系就确定了，保证了心肺复苏的效果。

[0035] 具体的，外套筒41的底部开设有供压杆43穿过的通孔，通孔与压杆43外壁之间密封配合防止气体泄漏，影响心肺复苏的效果。位于下腔室B内的压杆43外周套设有复位弹簧45，复位弹簧45的上端与活塞42端面相抵、下端与外套筒41筒底相抵，复位弹簧45提供弹力驱动活塞42向上运动，当上腔室A内的气体排出时，复位弹簧45的弹力保证活塞42能够快速地复位，提高心肺复苏的有效性。外套筒41的底部还设有缓冲垫，当按压头44复位时能够减轻按压头44与外套筒41的底部的撞击噪声，同时也保护两者的结构免受损伤。

实施例1

[0036] 参阅图3-图5所示,所述呼吸单元50包括存储有空氧混合气体的混合气体腔51,混合气体腔51同时与上腔室A和面罩53连接,混合气体腔51与上腔室A之间设置有双向泵送元件,混合气体腔51与面罩53之间的供气管52上设置有吸气阀54,吸气阀54为单向阀,单向阀的导通方向为自混合气体腔51向面罩53方向,控制混合气体腔51内的空氧混合气体与面罩53的通断。在该实施例中,可以不需要设置空压机和空氧混合器,而是直接用已经存储有空氧混合后的混合气体的混合气体腔51,这里的混合气体腔51可以是一个类似于储气罐的容器,混合气体可以直接作为患者的呼吸气体使用,同时也可以作为驱动按压单元40的驱动气体使用。为了提高混合气体的利用效率,混合气体腔51和按压单元40是通过双向泵单元实现气体的循环利用。这里为了保证混合气体腔51内的气压稳定,可能需要定期的为混合气体腔51进行补气。但是整个设备对气路的控制相对较为简单,而且同一混合气体腔51可以与不同的心肺复苏设备联合使用。

实施例2

[0037] 参阅图6-图8所示,所述呼吸单元50包括存储有空氧混合器56,上腔室A与空氧混合器56的空气腔561相通,空气腔561的空气一部分进入上腔室A室作为驱动力,另一部分进入空氧混合器56的混合腔562。在该实施例中,用于驱动按压单元40的动力是空气,为了节省一个空压机,把上腔室A与空氧混合器56的空气腔561相通,从而实现空气腔561的双重作用。当需要为患者供气的时候,再向空氧混合器56的氧气腔供气。

[0038] 无论是实施例1还是实施例2中,按压单元40的驱动方式都是气动,与电动驱动方式相比,气动方式不需要复杂的电气元件和控制系统,又能够与呼吸单元50的气路相集成,降低了成本。

[0039] 在整个呼吸单元50中,组件众多,各类阀组件、气管、面罩以及管连接器不可避免的会发生少量的气体泄漏,造成呼气末正压不足或不稳定,因此呼吸单元50还包括气体补偿机构,所述的气体补偿机构包括补偿管55,补偿管55的两端分别与吸气阀54两侧的供气管52连接,补偿管55上设置有微流孔机构551,微流孔机构551允许微量气体从混合气体腔51/混合腔562内连续地流向下游供气管52中。在吸气阶段,吸气阀54打开,呼气阀关闭,来自混合气体腔51/混合腔562内的混合气体一大部分经过吸气阀54向下游的供气管52流动,另外还有一小部分的混合气体经补偿管55的微流孔向下游的供气管52流动,这两股混合气体在供气管52内混合后一起进入面罩供患者吸气,以维持通气压力和潮气量的稳定性。在呼气阶段,吸气阀54关闭,呼气阀打开,混合气体无法经过吸气阀54向下游的供气管52流动,但是补偿管55的微流孔仍然有一小部分的混合气体通过并向下游流动,这部分的气体与从患者处流出的呼出空气流一起入排出外界环境。

[0040] 需要说明的是微流孔机构551的设置还有另一个作用,正常人在呼气末由于声门关闭,也维持一定的正压,称为生理性PEEP(呼气末正压),一般在1-3厘米水柱之间,主要是为了维持功能残气量及防止肺泡萎陷,微流孔机构551有持续的微量气体向下游流动,因此能够提供恒定的PEEP(呼气末正压)。所以微流孔机构551在整个心肺复苏阶段连续地流向下游供气管52提供微量气体。这里的整个心肺复苏阶段,既包括按压阶段,也包括通气阶段,这样才能保证生理性PEEP(呼气末正压)。

[0041] 进一步的,临近面罩53的供气管52上连接有排气管57,排气管57上设置有排气阀

571,呼气时,从补偿管55流入的混合气体与面罩53排出的呼出气体从排气管57排至外界环境,吸气阶段排气阀571关闭。

[0042] 在心肺复苏阶段,按压和通气通常是在不同时间段交替进行的,一般来说按压和通气的比例通常为30:2,即按压30次后进行2次通气呼吸。

[0043] 图3为实施例1中气路系统在按压时段的示意图,混合气体腔51和上腔室A之间通过双向泵机构实现气体循环的,此时仍然会有微量的混合气体通过微流孔机构551以维持生理性PEEP。

[0044] 图4为实施例1中气路系统在吸气时段的示意图,此时吸气阀54打开,混合气体腔51的混合气体一大部分经过吸气阀54向下游的供气管52流动,另外还有一小部分的混合气体经补偿管55的微流孔向下游的供气管52流动,这两股混合气体在供气管52内混合后一起进入面罩供患者吸气,以维持通气压力和潮气量的稳定性。

[0045] 图5为实施例1中气路系统在呼吸时段的示意图,此时吸气阀54关闭,呼气阀打开,混合气体无法经过吸气阀54向下游的供气管52流动,但是补偿管55的微流孔机构551仍然有一小部分的混合气体通过并向下游流动,这部分的气体与从患者处流出的呼出空气流一起入排出外界环境。

[0046] 图6为实施例2中气路系统在按压时段的示意图,此时同时向空氧混合器56按一定比例供氧气和空气,利用空气压缩机向空氧混合器56的空气腔561内供空气,大部分的空气直接进入上腔室A内驱动活塞42向下运动,只有一小部分的空气通过比例阀进入混合腔562,此时仍然会有微量的混合气体通过微流孔机构551以维持生理性PEEP。

[0047] 图7为实施例2中气路系统在吸气时段的示意图,空气腔561与上腔室A之间的通路断开,同时向空氧混合器56按一定比例供氧气和空气,混合腔562腔内形成混合气体,吸气阀54打开,混合腔562的混合气体一大部分经过吸气阀54向下游的供气管52流动,另外还有一小部分的混合气体经补偿管55的微流孔向下游的供气管52流动,这两股混合气体在供气管52内混合后一起进入面罩供患者吸气,以维持通气压力和潮气量的稳定性。

[0048] 图8为实施例2中气路系统在呼吸时段的示意图,此时吸气阀54关闭,呼气阀打开,混合气体无法经过吸气阀54向下游的供气管52流动,但是补偿管55的微流孔仍然有一小部分的混合气体通过并向下游流动,这部分的气体与从患者处流出的呼出空气流一起入排出外界环境。

[0049] 进一步的,所述的胸带30包括绑带32,绑带32内设置有囊带31,绑带32内表面设置有多个除颤电极60和ECG电极70,下腔室B内的气体进入囊带31内包裹住患者胸部的同时,囊带31压紧除颤电极60和ECG电极70紧贴患者皮肤。胸带30内设置囊带31,将前后按压和圆周收缩结合在一起,即按压单元40在对患者胸部进行按压的同时向囊带31内充气,囊带31紧紧包裹着患者胸部,从而提供更高的胸内压变化、更大的血流量和更高的自主循环恢复率。同时胸带30内设囊带31的结构方式,还具备一个显著的有益效果,那就是在调整完胸带30松紧程度之后,在后续心肺复苏的整个过程中,不需要再次调整胸带的松紧程度,而是通过对囊带31进行充放气来实现对胸部的收紧压缩和压力释放。在按压单元40对胸部进行按压操作的同时,对囊带31充气,胸部受到收紧压缩与按压单元40的按压同步;在按压操作撤除的同时,囊带31放气,此时胸部不再受到任何束缚,增大了胸内压的变化,提高了心肺复苏的效果。

[0050] 现有技术中,由于技术的限制除颤操作和按压操作是不同步的,这是因为在采用人工按压的时候,为了防止操作人员触电,只能在非按压期间进行除颤操作。但是研究证明,在对胸部进行按压并呼气的阶段,此时胸阻抗较低,在此时施加除颤电击的效果最好,成功率最高。因此本发明的另一个要点就是将除颤电极60和ECG电极70设置在胸带30的内表面,在对胸部进行按压的时候,胸带30紧紧的包裹住胸部,除颤电极60与皮肤紧密贴合无相对滑动,除颤电极60施加除颤操作,提高除颤的成功率。此外ECG电极实时监测患者心电信号,呼吸单元50在适当时机为患者通气。

[0051] 本发明将按压、通气、除颤和监护功能集成为一体式结构,不同功能之间协同工作,大大提高了设备的效率,提高了操作的便捷性。

[0052] 所述的背板20的上板面为与人体适配的凹槽状,凹槽包括与人体背部想吻合的区域、托撑头部与背部呈适宜角度的区域以及托撑颈部的区域等,控制单元80设置在背板20上便于操作和观察,所述的控制单元80包括PCB板、操作面板、显示器。

[0053] 进一步的,所述的机架10包括底板11、立柱12、顶框13,底板11的角部位置设置有万向轮14,顶框13上设置有十字滑轨,驱动单元驱动按压单元40和呼吸单元50在十字滑轨上移动至胸带30正上方,立柱12为多节伸缩杆结构,最上方的一节杆上也设置有滑轨,滑轨的长度方向位于铅垂方向。十字滑轨是由两组相互垂直的滑轨组成,可以实现二维平面内的精确定位和移动,因此在位置传感器的辅助下,按压单元40可以在水平面内精确地移动到正确按压位置的正上方;立柱12为多节伸缩杆结构,能够适用于救护车、地面以及床边等多种场景中;立柱12最上方一节杆上设置有铅垂方向的滑轨,顶框13可以沿着滑轨上下要运动调节按压单元40到底板11之间的距离;底板11的脚步位置处还设置有万向轮14便于整个设备的移动。

[0054] 针对不同体型的患者进行心肺复苏时,按压深度并不相同,而按压深度是确保心肺复苏有效的关键因素之一。对于按压深度而言,一般来说成年人为5-6cm,儿童为2-5cm,婴儿为2-4cm,老年人为5cm以上。由此可见,针对不同类型和体型的患者进行心肺复苏时,需要根据患者的具体情况来确定按压深度。本发明中,除了需要考虑胸带30的长度、除颤电极60的位置以外,还需要考虑囊带31的充气量的问题,如果囊带31内需要充入较多的气体,则说明活塞42的位移量要较大,在同样按压深度的情况下,那么按压单元40距离患者胸部的初始距离就要设置的大一些,即需要上调顶框13的高度;如果囊带31内需要充入较少的气体,则说明活塞42的位移量要较小,在同样按压深度的情况下,那么按压单元40距离患者胸部的初始距离就要设置的小一些,即需要下调顶框13的高度。因此需要合理的控制多方因素,才能保证心肺复苏的有效性。

[0055] 需要说明的是,上述对本申请的一些实施例进行了描述。其它实施例在所附权利要求书的范围内。在一些情况下,在权利要求书中记载的方案或步骤可以按照不同于上述实施例中的顺序来执行并且仍然可以实现期望的结果。另外,在附图中描绘的过程不一定要求示出的特定顺序或者连续顺序才能实现期望的结果。在某些实施方式中,多任务处理和并行处理也是可以的或者可能是有利。

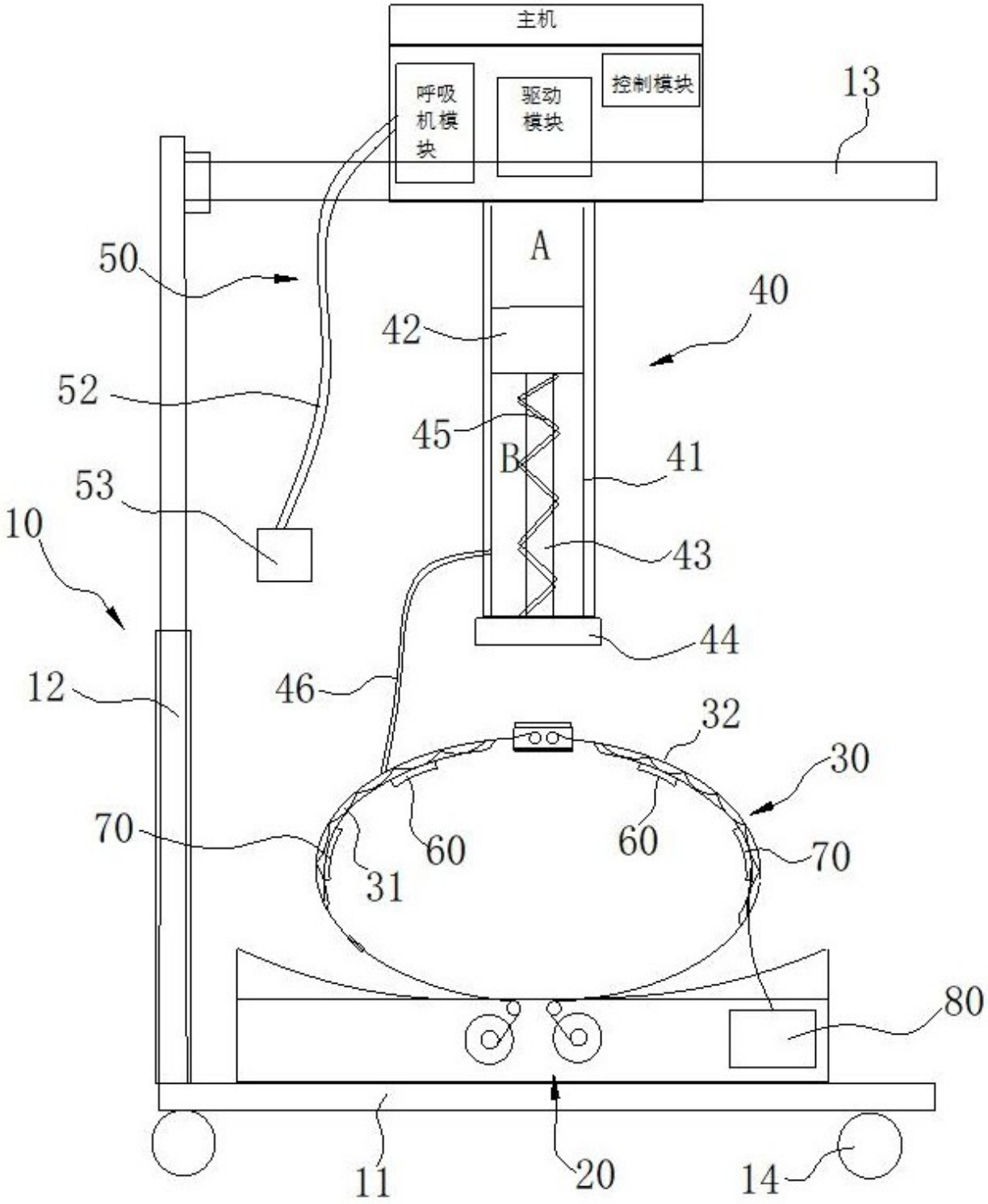

主机
呼吸机模块
驱动模块
控制模块
13
A
50
40
42
52
45
B
41
53
10
43
44
12
46
32
30
70
60
60
70
31
80
11
20
14

图 1

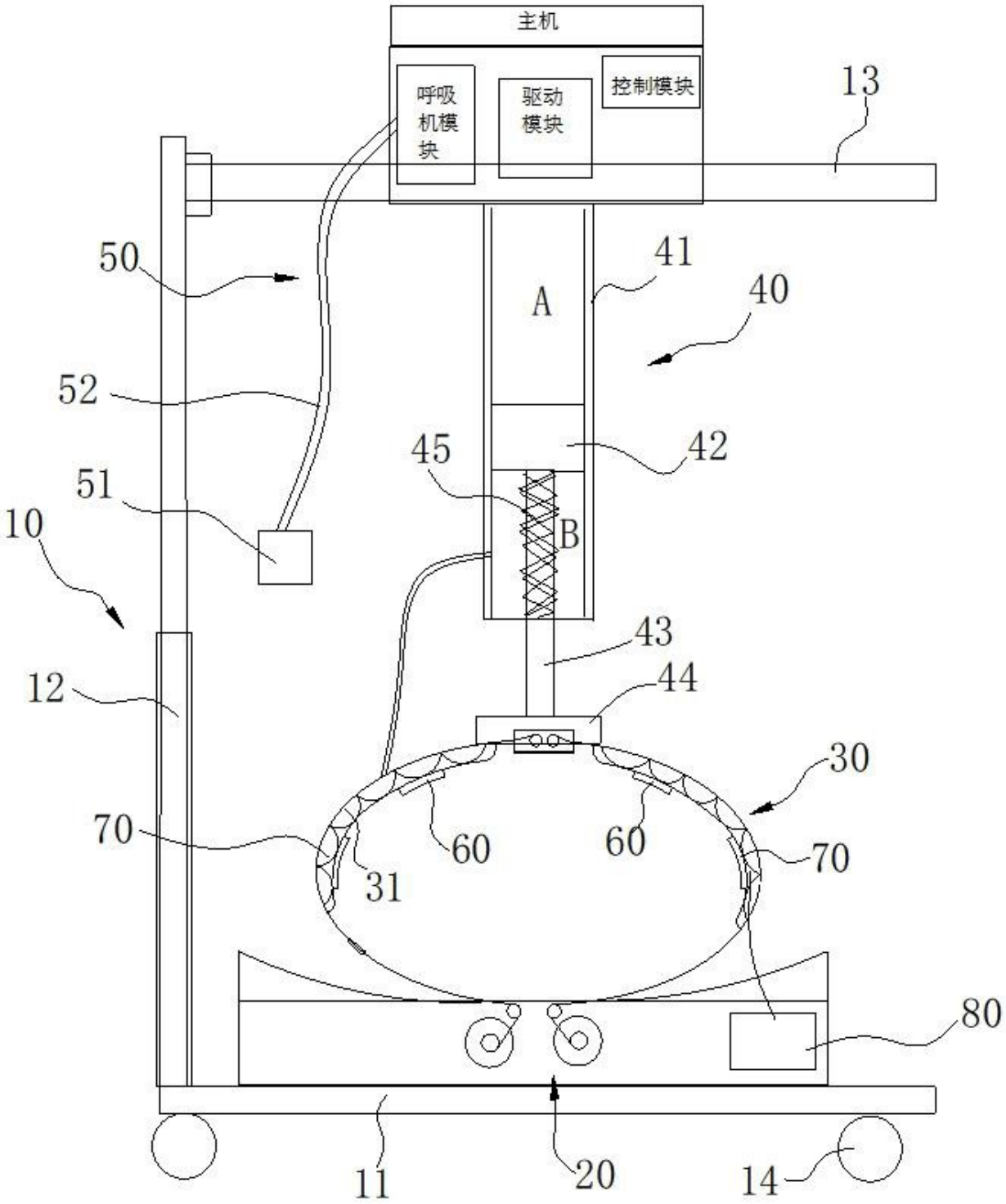

主机
呼吸机模块
驱动模块
控制模块
13
50
41
A
40
52
45
42
51
B
10
43
12
44
30
70
60
60
70
31
80
11
20
14

图 2

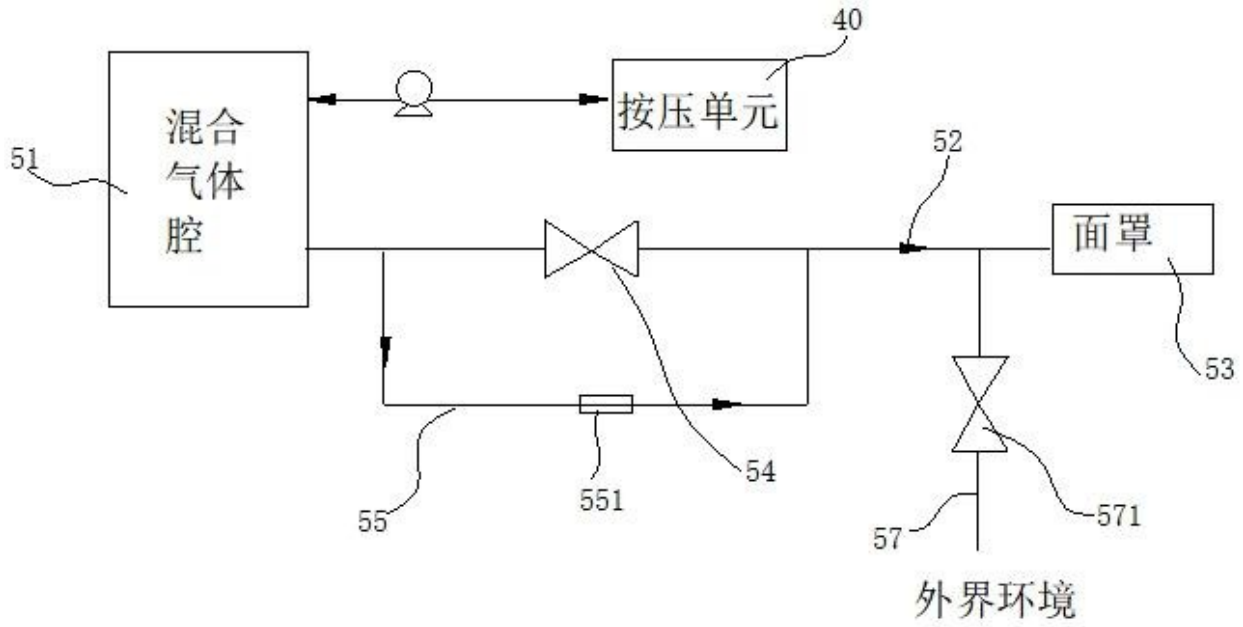

40
按压单元
51
混合
气体
腔
52
面罩
53
54
55
551
57
571
外界环境

图 3

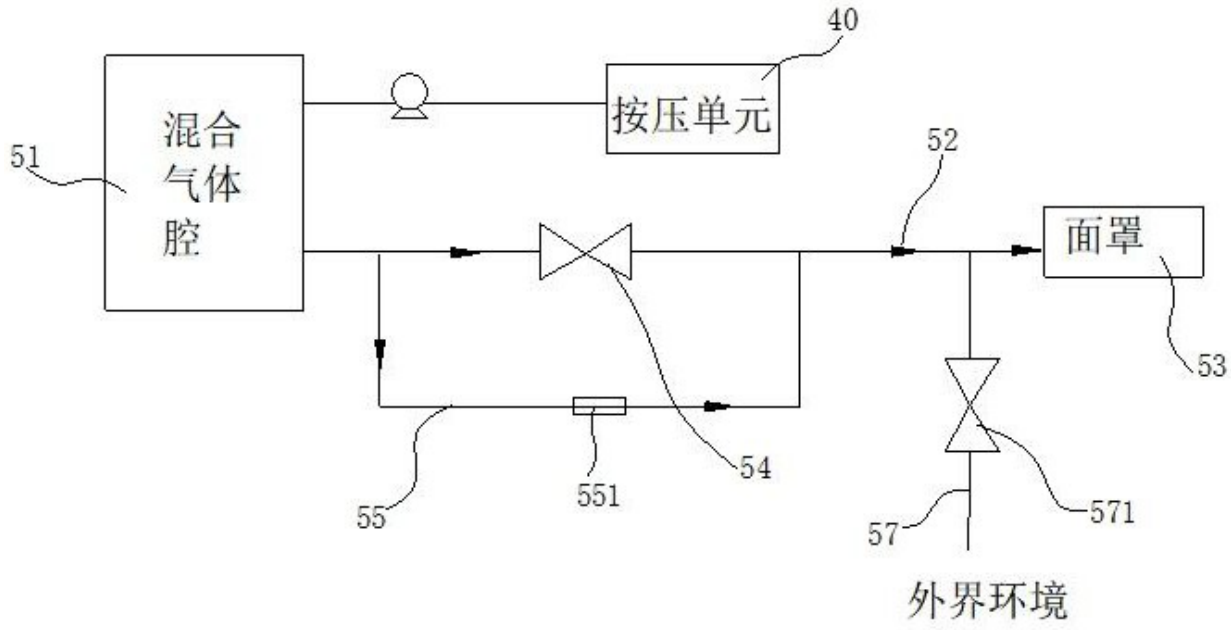

40
按压单元
51
混合
气体
腔
52
面罩
53
54
55
551
57
571
外界环境

图 4

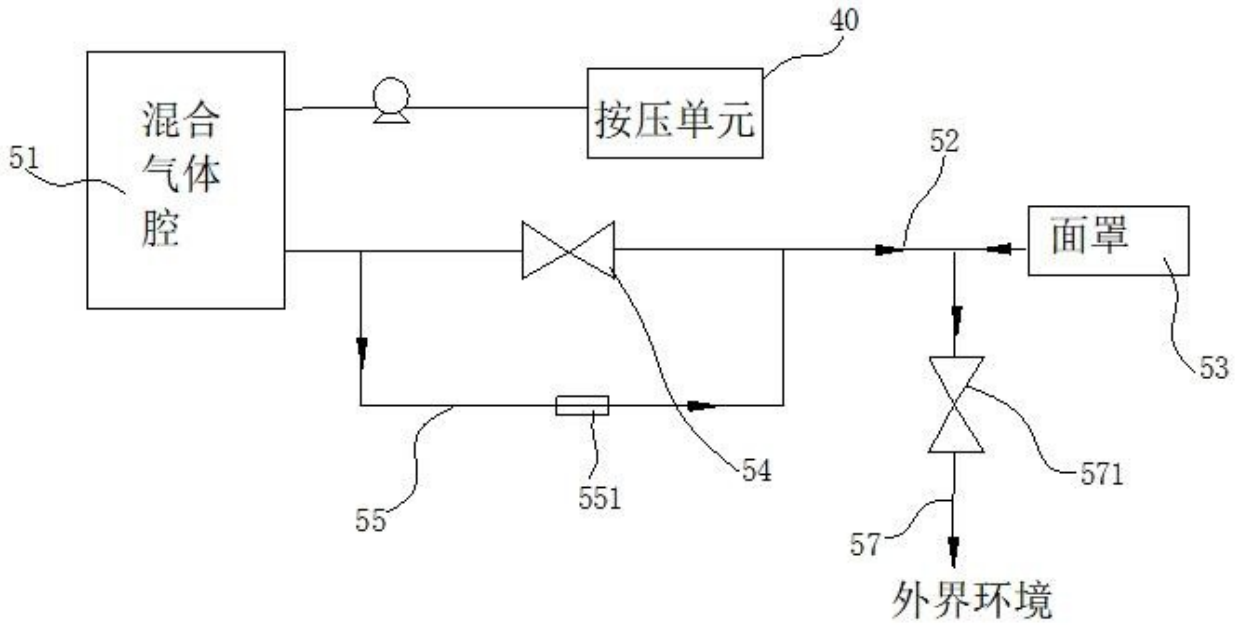

混合
气体
腔
51
40
按压单元
52
面罩
53
54
55
551
571
57
外界环境

图 5

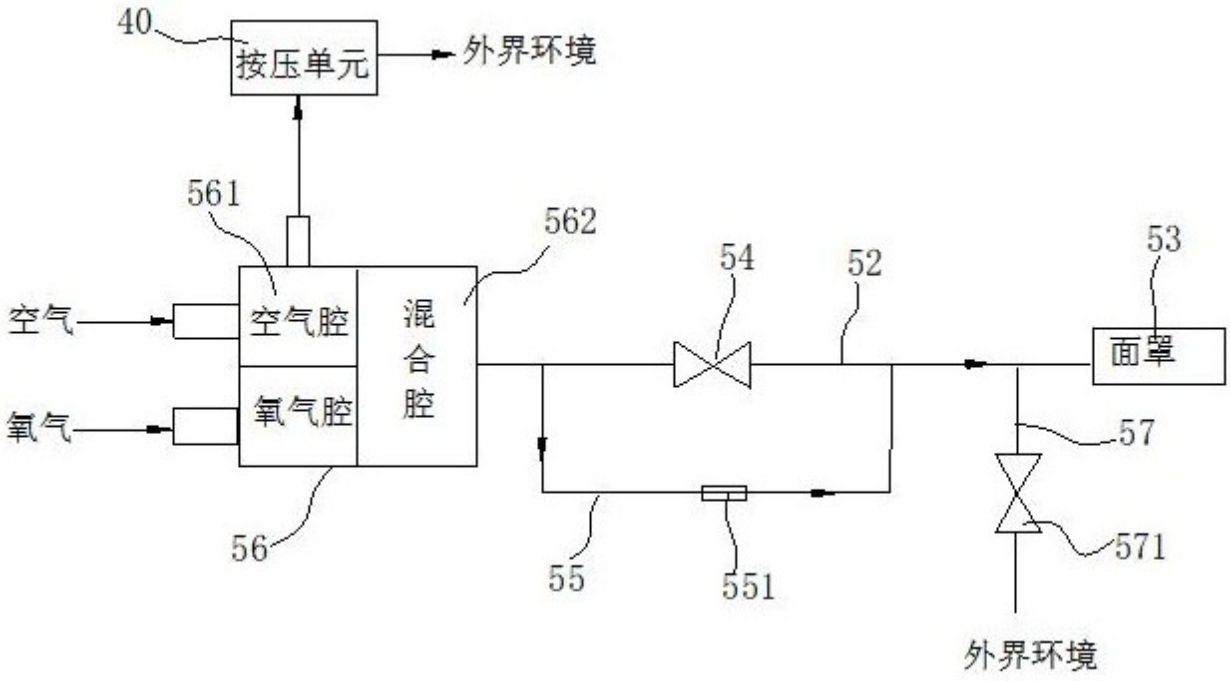

40
按压单元
外界环境
561
562
空气
空气腔
混
合
腔
氧气
氧气腔
54
52
53
面罩
57
56
55
551
571
外界环境

图 6

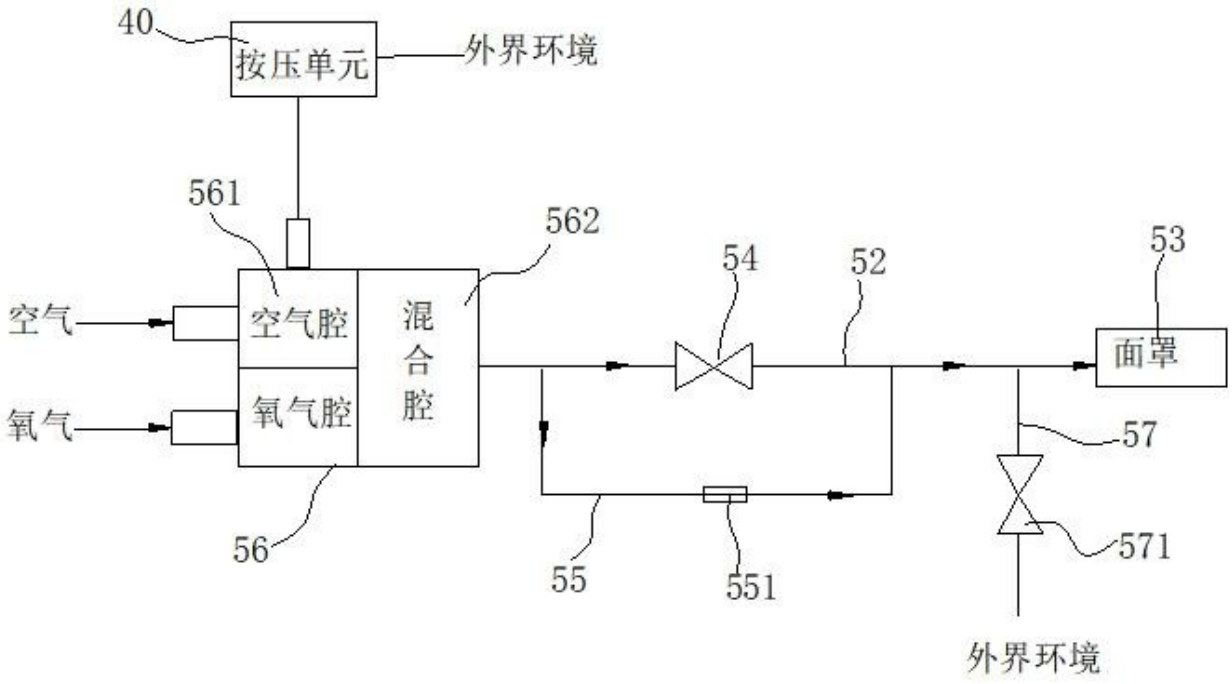

40
按压单元
外界环境
561
562
54
52
53
空气
空气腔
混合腔
面罩
氧气
氧气腔
57
56
55
551
571
外界环境

图 7

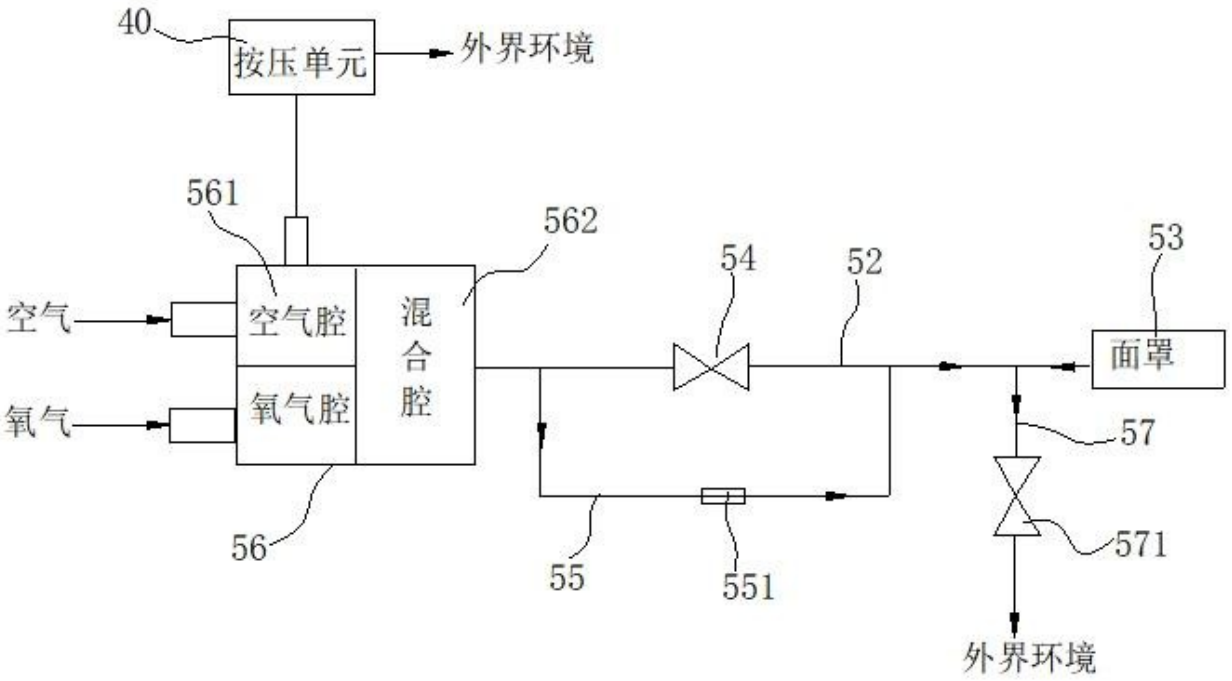

40
按压单元
外界环境
561
562
54
52
53
空气
空气腔
混合腔
面罩
氧气
氧气腔
57
56
55
551
571
外界环境

图 8