



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 118253003 B

(45) 授权公告日 2025. 07. 11

(21) 申请号 202410444278.1

A61M 16/12 (2006.01)

(22) 申请日 2024.04.12

A61M 16/10 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 118253003 A

(56) 对比文件

US 2021308410 A1, 2021.10.07

US 2023313399 A1, 2023.10.05

(43) 申请公布日 2024.06.28

(73) 专利权人 南京诺令生物科技有限公司

地址 211800 江苏省南京市江北新区探秘

路73号, 树屋十六栋C1-2

审查员 刘芳

(72) 发明人 张煜彦 张望坤 孔祥海 李渊

王飞

(74) 专利代理机构 广州文冠倪律知识产权代理

事务所(普通合伙) 44348

专利代理师 何锦标 张玉颖

(51) Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

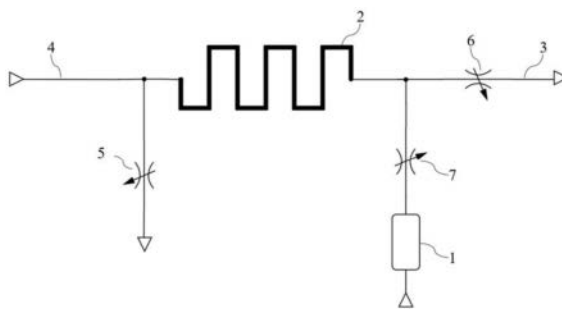
权利要求书3页 说明书14页 附图11页

(54) 发明名称

治疗气体输送装置

(57) 摘要

本发明描述了一种治疗气体输送装置。治疗气体输送装置可包括一个治疗气体源,被配置为产生治疗气体;以及一个气体存储部,连接在治疗气体源的下游,气体存储部被配置为存储来自治疗气体源的至少部分治疗气体,此外,装置还可包括一个气体输出部,连接在气体存储部的下游,气体输出部被配置为按需输出治疗气体,此外,装置还可包括一个与气体存储部相连的补气部,被配置为向气体存储部补充气体,此外,装置还可包括一个与气体存储部相连的压力控制单元,用于稳定气体存储部内部的压力,此外,装置还可以包括一个与气体输出部相连的流量控制单元,用于控制通过气体输出部输送的治疗气体的数量。



1. 一种治疗气体输送装置,包括:
治疗气体源(1),用于产生治疗气体;
连接在治疗气体源(1)下游的气体存储部(2),气体存储部(2)用于存储来自治疗气体源(1)的至少部分治疗气体;
气体输出部,连接在气体存储部(2)的下游,气体输出部被配置为与呼吸装置的吸气支路相连,按需输出治疗气体到呼吸装置的吸气支路中;
与气体存储部(2)连接的补气部(4),补气部(4)用于向气体存储部(2)补充气体;
与气体输出部(3)相连的流量控制单元(6),用于控制通过气体输出部(3)输送的治疗气体的量;以及
与气体存储部(2)连接的压力控制单元(5),用于稳定气体存储部(2)内的压力,保持气体存储部(2)内部的压力高于呼吸装置吸气支路中的压力。
2. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
压力控制单元(5)被配置为将气体存储部(2)内的压力稳定在大于120厘米水柱的预设值。
3. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
当气体输出部(3)下游的患者处于呼气阶段,或者气体输出部(3)输出给患者的治疗气体的流速小于治疗气体源(1)提供的治疗气体的流速时,治疗气体源(1)提供的治疗气体的至少一部分被储存到气体存储部(2)中。
4. 根据权利要求3所述的治疗气体输送装置,其中
当气体输出部(3)向患者输出的治疗气体流量超过治疗气源(1)提供的流量时,气体存储部(2)中储存的治疗气体自发地输出到气体输出部(3)。
5. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
补气部(4)补充的气体包括空气、氮气或治疗气体。
6. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
补气部(4)的入口与动力源连接,确保向气体存储部(2)补充气体的驱动力,其中动力源包括高压气瓶、医院的中央气源或气泵。
7. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
当补气部(4)连接到动力源时,压力控制单元(5)包括背压阀(5a),其中背压阀(5a)配置为
当气体存储部(2)内的压力超过预设值时,通过背压阀(5a)的泄压口释放气体存储部(2)内的气体,以稳定气体存储部(2)内的压力。
8. 根据权利要求7所述的治疗气体输送装置,其中
当连接到补气部(4)的动力源包括高压气瓶或气泵时,压力控制单元(5)包括减压阀(5b)和背压阀(5a)的组合,其中:
减压阀(5b)用于稳定来自动力源的输入压力。
9. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
压力控制单元(5)包括一个阀门部件,该部件同时具有减压功能和背压功能。
10. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中
压力控制单元(5)包括一个第一质量流量控制器,该控制器进一步耦合到补气部(4),

以控制由补气部(4)补充到气体存储部(2)的气体的流速。

11. 根据权利要求10所述的治疗气体输送装置,其中

在第一质量流量控制器和气体存储部(2)之间配置有溢流气路,其中溢流气路包括第二质量流量控制器,该第二质量流量控制器用于控制从气体存储部(2)释放的气体的流速。

12. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中

压力控制单元(5)包括压力传感器和电动控制阀的组合,其中

压力传感器被配置为检测气体存储部(2)中的压力,以及

电动控制阀被配置为根据检测到的压力控制一个开口,以调整通过该开口的气流。

13. 根据权利要求12所述的治疗气体输送装置,其中

电动控制阀包括电磁阀或比例阀。

14. 根据权利要求1的治疗气体输送装置,其中

气体存储部(2)的截面积在 1mm^2 至 4cm^2 之间。

15. 根据权利要求1的治疗气体输送装置,其中

补气部(4)进一步与治疗体气源(1)连接,并配置为向治疗体气源(1)补充气体。

16. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中

治疗气体源(1)包括用于电化学生成一氧化氮(NO)的电化学即时制备装置,以及

补气部(4)进一步配置为向治疗气体源(1)输入吹扫气体,用于吹扫电极和通过电化学生成的一氧化氮,其中净化气体包括空气或氮气。

17. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中

治疗气体源(1)包括用于利用电弧法生成NO的即时制备装置,以及

补气部(4)被配置为向治疗气体源(1)输入反应气体,其中治疗气体源(1)的反应室内部的电极用于通过高压电击生成NO,生成的NO由反应气体的过剩部分带出。

18. 根据权利要求17所述的治疗气体输送装置,其中

反应气体包括空气或含氧氮的气体。

19. 根据权利要求1的治疗气体输送装置,其中

补气部(4)被配置为同时连接气体存储部(2)和治疗气体源(1),并通过动力源将气体输入气体存储部(2)和治疗气体源(1)。

20. 根据权利要求1所述的治疗气体输送装置,其中

补气部(4)包括与气体存储部(2)连接的第一补给部分,以及与治疗气体源(1)连接的第二补给部分,其中第一补给部分和第二补给部分与不同的动力源连接,以分别向气体存储部(2)和治疗气体源(1)输送不同的气体。

21. 根据权利要求20所述的治疗气体输送装置,其中

第一补给部分被配置为将空气输入气体存储部(2);以及

第二补给部分被配置为向治疗气体源(1)输入氮气。

22. 根据权利要求1的治疗气体输送装置,还包括

安装在治疗气体源(1)下游的第二流量控制单元(7),用于控制从治疗气体源(1)输出的治疗气体的流速。

23. 根据权利要求1的治疗气体输送装置,还包括

安装在治疗气体源(1)上游的第二流量控制单元(7),用于控制进入治疗气体源(1)的

气体流量。

24. 根据权利要求1的治疗气体输送装置,其中治疗气体包括NO、CO、H₂S或H₂中的一种或多种。

治疗气体输送装置

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种按需输送治疗气体的治疗气体输送装置。

背景技术

[0002] 吸入疗法是指通过呼吸机等设备向患者提供治疗气体,以达到治疗效果。以一氧化氮(NO)气体为例,近年来发现一氧化氮在人体内起到传递重要信号和调节细胞功能的作用。它有助于促进体内血液循环。一氧化氮可以在没有任何中间机制的情况下迅速扩散通过生物膜,将一个细胞产生的信息传递给周围的细胞。一氧化氮具有多种生物功能,可随时参与电子转移反应和人体的氧化还原过程。直接吸入一氧化氮疗法已被美国食品和药物管理局批准作为新生儿持续性肺动脉高压的治疗方法,事实证明这种疗法可以提高机体的氧合能力,减少危重病人对高风险体外生命支持的需求。控制和适量吸入一氧化氮可有效降低肺动脉高压,改善氧合。目前,一氧化氮吸入疗法已广泛应用于新生儿呼吸内科,也适用于重症监护、心胸外科、呼吸内科、麻醉科等临床医学领域。

[0003] 一氧化氮等治疗气体通常与呼吸机和麻醉机等呼吸设备配合使用。治疗气体被传输到这些设备的吸入管道,然后由患者吸入,进行气体吸入治疗。呼吸跟随治疗气体传输是一种优选的治疗气体传输方法,因为它是根据患者的呼吸流速传输治疗气体(即治疗气体的传输与患者的呼吸模式同步)。与传统的治疗气体输送方法相比,呼吸跟随方法可在整个呼吸过程中保持稳定的吸入治疗气体浓度,并显著降低呼吸模式和参数变化对吸入治疗气体浓度的影响。

[0004] 由于患者呼吸过程中呼吸流速的持续和显著波动,实现呼吸跟踪通常需要在短时间内快速传输特定体积的治疗气体。对于即时产生治疗气体的设备而言,确保瞬时产生的治疗气体与瞬时所需的传输消耗量相匹配具有挑战性,这给即时治疗气体产生设备实现呼吸跟随传输功能带来了巨大挑战。

[0005] 本案所述的治疗气体输送装置可与不同制造商的呼吸机、不同的呼吸机模式,甚至麻醉机和体外膜氧合(ECMO)装置完美兼容。它们还能满足不同人群对治疗气体浓度的准确性和稳定性的需求,包括成人、儿童和新生儿,其潮气量和呼吸频率各不相同,尤其是在高频振荡通气时。

[0006] 现有的一些即时生成装置设计用于实现呼吸跟随传输功能。如PCT专利公布号W02022127902A所公开的,在治疗气体发生装置的下游和治疗气体传输管道的上游放置一个“压力容器”。该压力容器是一个能承受一定压力的大容量储气罐,用于储存产生的多余治疗气体,并依靠罐内累积的治疗气体产生的压力。这样,当需要在短时间内快速输出大量治疗气体时,就可以依靠这种压力从罐内输出储存的治疗气体,补偿即时制剂不能及时产生的那部分消耗。

[0007] 这种基于容器的方式存在一些缺陷,例如当需要从压力容器中输出大流量的治疗气体时,压力容器内部会出现压力波动,从而影响输出治疗气体的流量,最终导致传输的治

疗气体浓度出现偏差。压力容器的容量越大,避免大流量输出时压力波动的效果就越好,这就要求压力容器必须非常大,以确保在一些常规流量需求下不出现上述缺陷。这大大限制了设备的小型化,也限制了即时治疗气体发生装置的适用场景。另一个缺点是,当压力容器的容量很大时,治疗气体会在容器内长期积聚。以NO为例,NO很容易氧化成NO₂,即时制备的NO在大容量压力容器中停留时间过长会导致NO₂含量增加,从而影响输出治疗气体的质量。

发明内容

[0008] 根据本公开的一些实施例,提供了一种用于产生和/或输送治疗气体(例如一氧化氮(NO))的装置。

[0009] 在一个总体方面,治疗气体输送装置可包括配置为产生治疗气体的治疗气体源。治疗气体输送装置还可以包括连接在治疗气体源下游的气体存储部,气体存储部被配置为存储来自治疗气体源的至少部分治疗气体。治疗气体输送装置还可进一步包括一个气体输出部,该部分连接在气体存储部的下游,气体输出部被配置为按需输出治疗气体。此外,治疗气体输送装置还可包括一个与气体存储部相连的补气部,补气部被配置为向气体存储部补充气体。此外,装置还可包括一个压力控制单元,该单元与气体存储部连接,用于稳定气体存储部内部的压力。治疗气体输送装置还可包括一个与气体输出部相连的流量控制单元,用于控制通过气体输出部输送的治疗气体的量。

[0010] 治疗气体输送装置的实施方案可包括以下一个或多个特征。压力控制单元被配置为将气体存储部内部的压力稳定在大于120厘米水柱的预设值。气体输出部被配置为向呼吸装置输送治疗气体,压力控制单元被配置为保持气体存储部内部的压力高于呼吸装置吸气支路中的压力。当气体输出部下游的患者处于呼气阶段,或者气体输出部向患者输出的治疗气体的流速低于治疗气体源提供的治疗气体的流速时,治疗气体源提供的治疗气体的至少一部分被储存到气体存储部中。

[0011] 当气体输出部向患者输出的治疗气体流量超过治疗气体源提供的流量时,气体存储部中存储的治疗气体会自发地输出到气体输出部。

[0012] 补气部补充的气体可以包括空气或治疗气体。补气部的入口与动力源连接,确保向气体存储部补充气体的驱动力,其中动力源可以包括高压气瓶、医院的中央气源或气泵。

[0013] 当补气部与动力源连接时,压力控制单元可以包括背压阀,其中背压阀被配置为:当气体存储部内的压力超过预设值时,通过背压阀的泄压口释放气体存储部内的气体,以稳定气体存储部内的压力。

[0014] 当与补气部连接的动力源可以包括高压气瓶或气泵时,压力控制单元可以包括减压阀和背压阀的组合,其中:减压阀被配置为稳定来自动力源的输入压力。

[0015] 压力控制单元可以包括一个同时提供减压功能和背压功能的阀门部件。压力控制单元可以包括一个第一质量流量控制器,该控制器进一步耦合到补气部,以控制由补气部补充到气体存储部的气体流量。在第一质量流量控制器和气体存储部之间配置有泄压气路,其中泄压气路可包括第二质量流量控制器,该第二质量流量控制器配置用于控制从气体存储部释放的气体的流速,从而稳定气体存储部内部的压力。

[0016] 压力控制单元可以包括压力传感器和电动控制阀的组合,其中:压力传感器被配置为检测气体存储部中的压力,电动控制阀被配置为根据检测到的压力控制开口,以调整

通过开口的气流。电动控制阀可包括电磁阀或比例阀。

[0017] 气体存储部的横截面积在 1mm^2 至 4cm^2 (含) 之间。补气部进一步与治疗气体源连接, 并配置为向治疗气体源补充气体。治疗气体源可以包括用于电化学生成一氧化氮 (NO) 的电化学即时制备装置, 补气部进一步配置为向治疗气体源输入吹扫气体, 用于吹扫电极和通过电化学生成的NO, 其中吹扫气体可以包括空气或氮气。

[0018] 治疗气体源可包括用于利用电弧法生成NO的即时制备装置, 补气部被配置为向治疗气体源输入反应气体, 其中治疗气体源的反应室内部的电极用于通过高压电击生成NO, 生成的NO由反应气体的过剩部分带出。

[0019] 反应气体可包括空气或含氧氮的气体。补气部被配置为同时连接气体存储部和治疗气体源, 并通过动力向气体存储部和治疗气体源输入气体。补气部可以包括与气体存储部连接的第一补气部和与治疗气源连接的第二补气部, 其中第一补气部和第二补气部与不同的动力源连接, 分别向气体存储部和治疗气源输送不同的气体。

[0020] 第一补气部被配置为将空气输入气体存储部; 第二补气部被配置为将氮气输入治疗气体源。

[0021] 治疗气体输送装置可进一步包括: 安装在治疗气体源下游的第二流量控制单元, 以控制从治疗气体源输出的治疗气体的流速。治疗气体输送装置可进一步包括: 安装在治疗气体源上游的第二流量控制装置, 用于控制进入治疗气体源的气体的流速。

[0022] 应当理解的是, 上述一般描述和以下详细描述仅是示例和解释性的, 并不限制本发明的权利要求的实施例。

[0023] 附图构成本说明书的一部分。附图说明了本发明的几个实施例, 并与描述一起用于解释附带权利要求书中所述的某些公开实施例的原理。

附图说明

[0024] 图1是根据本公开第一实施例的治疗气体输送装置的示意图。

[0025] 图2是根据本公开第二实施例的治疗气体输送装置的示意图。

[0026] 图3是根据本公开第三实施例的治疗气体输送装置的示意图。

[0027] 图4是根据本公开第四实施例的治疗气体输送装置的示意图。

[0028] 图5是根据本公开第五实施例的治疗气体输送装置的示意图。

[0029] 图6是根据本公开的一些实施例的电化学即时制备装置的示意图。

[0030] 图7是根据本公开的一些实施例的电弧法即时制备装置的示意图。

[0031] 图8是根据本公开第一实施例的呼吸装置中一氧化氮 (NO) 供给模块的示意图。

[0032] 图9是根据本公开第二实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0033] 图10是根据本公开第二实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0034] 图11是根据本公开第三实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0035] 图12是根据本公开第四实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0036] 图13是根据本公开第五实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0037] 图14是根据本公开第六实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0038] 图15是根据本公开第七实施例的呼吸装置中的NO供给模块的示意图。

[0039] 图16是根据本公开的一些实施例, 通过安装槽安装在呼吸装置中的NO供给模块的

示意图。

[0040] 图17是根据本公开的一些实施例的NO制备和传输系统的示意图。

[0041] 应当认识到,部分或所有附图是用于说明目的的示意性表示。

具体实施方式

[0042] 现在将详细介绍已公开的实施例。除非另有定义,技术或科学术语具有本领域普通技术人员通常理解的含义。对所公开的实施例进行了足够详细的描述,以使本领域技术人员能够实施所公开的实施例。应当理解的是,可以使用其他实施例,也可以在不脱离所公开实施例范围的情况下进行更改。因此,材料、方法和示例仅为说明性的,并不具有必然的限制性。

[0043] 图1是根据本公开第一实施例的治疗气体输送装置的示意图。如图所示,治疗气体输送装置包括治疗气体源1、气体存储部2、气体输出部3、补气部4、压力控制单元5和流量控制单元6。

[0044] 治疗气体源1用于即时产生治疗气体,如NO、CO、H₂S、H₂等。

[0045] 气体存储部2连接在治疗气体源1的下游,用于储存治疗气体源1提供的治疗气体。

[0046] 气体输出部3连接在治疗气体源1的下游,可将治疗气体传输给患者。

[0047] 补气部4与气体存储部2相连,通过该部分可向气体存储部2补充气体。

[0048] 压力控制单元5与气体存储部2连接,用于将气体存储部2内的压力稳定在预设值上。在一些实施例中,预设值一般大于120厘米水柱。通过将气体存储部2内部的压力稳定在预设值,可确保气体存储部2内部的压力高于呼吸机吸气支路的压力,从而使气体存储部2内部的治疗气体自发地输出到呼吸机管道。预设压力值越高,治疗气体输送装置所能达到的最大流量就越大,从而改善呼吸跟随效果。然而,压力值的增加也提高了对设备可靠性的要求。

[0049] 流量控制单元6位于气体输出部3上或其上游,其配置用于控制输送给患者的治疗气体的数量或流速。

[0050] 当气体输出部3下游的患者处于呼气阶段或气体输出部3传输到患者端的气体量少于治疗气体源1提供的量时,多余的治疗气体进入气体存储部2,气体存储部2存储全部或部分多余的治疗气体。

[0051] 当气体输出部3传输到患者端的气体量超过治疗气体源1提供的气体量时,气体存储部2中存储的治疗气体自发转移到气体输出部3。由补气部4补充到气体存储部2的气体可以是空气或治疗气体等。补气部4的入口可以连接到一个动力源,提供足够的驱动力将气体补充到气体存储部2。例如,动力源可以是高压气瓶、医院的中央气源或气泵。

[0052] 压力控制单元5有多种实现方式。如图1所示的第一种实施方式,当补气部4连接到稳定可控的动力源时,压力控制单元5可以是一个背压阀。当新的治疗气体进入气体存储部2,导致气体存储部2内的气体压力超过预设值时,气体将通过背压阀的泄压口从气体存储部2向外排出,以保持气体存储部2内的压力稳定。

[0053] 如图2所示的第二个实施例,当与补气部4连接的动力源是高压气瓶或气泵时,压力控制单元5可以包括减压阀5b和背压阀5a。减压阀5b可降低和稳定动力源输入的压力。当气体存储部2内的气体压力超过预设值时,气体通过背压阀5a的泄压口从气体存储部2向外

排出,以保持气体存储部2内的压力稳定。

[0054] 如图3所示的第三个实施例,某些阀门装置/组件可能同时具有减压和背压功能。因此,可以在气体存储部2上安装这样的阀门部件5c,达到与第二种实施方式中的减压阀5b和背压阀5a相同的效果。

[0055] 除了上述机械阀门形式外,压力控制单元还可以采用质量流量控制器(MFC)等形式。例如,可在补气部4上设置第一质量流量控制器,以控制补充到气体存储部2的气体的质量流量。在第一质量流量控制器和气体存储部2之间可以配置一个泄压空气通路,在泄压空气通路上布置一个第二质量流量控制器,以控制排出气体的质量流量,从而达到在气体存储部2内保持稳定压力的效果。

[0056] 在一些实施例中,压力控制单元5还可以是压力传感器和电动控制阀的组合,如电磁阀、比例阀等。压力传感器用于检测气体存储部2的压力,电控阀根据检测到的压力值调节开度,控制通过气流的大小。例如,如果检测到压力较低,则通过的气流会减少。压力传感器也可以设置在气体存储部2的下游,但由于电动控制阀进行流量调节,在检测压力变化时可能会出现延迟,不利于压力控制。

[0057] 在一些实施例中,压力控制单元5可以安装在补气部4上,也可以安装在气体存储部2上。一般不建议将压力控制单元5安装在气体输出部3附近,因为当过量的治疗气体被引入气体存储部2时,压力控制单元5会从气体存储部2排出一些旧气体,为新引入的治疗气体腾出空间。如果压力控制单元5的位置太靠近气体输出部3,就会减少气体储存部2可用于储存治疗气体的实际容积。为了最大限度地增加气体存储部2的可用容积并缩小气体存储部2的尺寸,优选将压力控制单元5安装在补气部4上。

[0058] 在一些实施例中,气体存储部2的截面积 S 为 1mm^2 至 4cm^2 (包括 4cm^2)。接近或低于下限的截面积 S 会导致空气阻力增大,难以达到快速输气的效果。如果截面积 S 接近或超过上限,则会加剧治疗气体与补充气体在界面处的扩散和混合,影响输出治疗气体的浓度,降低所产生的治疗气体的利用率。

[0059] 如图4所示的第四实施例,补气部4还可以与治疗气体源1连接,为治疗气体源1补充气体。

[0060] 在一些实施例中,当治疗气体源1为电化学即时制备装置,用于电化学生成 NO 时,补气部4可以输入吹扫气体(空气、氮气等),用于吹扫电极和通过电化学生成的 NO 气体。

[0061] 图6展示了一个电化学即时制备装置示例。如图所示,示例电化学即时制备装置包括反应室11,反应室具有气体区和液体区。液体区域用于容纳反应介质12,气体区域用于容纳包括 NO 在内的产物气体。电极13与反应介质12接触,通过向电极13施加预定的电流或电压,可在反应室11内产生 NO 气体。吹扫气体入口14用于向反应介质12中引入吹扫气体,以扫除反应介质12中产生的 NO 气体,吹扫气体可以是空气、氮气等。此外,反应介质12还可包括缓冲溶液、亚硝酸盐离子源和催化剂,其中催化剂包括金属配位络合物,亚硝酸盐离子源包括一种或多种亚硝酸盐。例如,反应介质12的组成可以参考2022年4月12日公开的中国专利公开号CN114318357A中公开的内容,该专利公开了一种实现 NO 高浓度输出的电解液,以及相应的电解槽和电解方法。中国专利公开号CN114318357A的内容作为参考并入本申请。产生 NO 的电化学即时制备装置的一个实施例可以参考2020年2月21日公开的中国专利公开号为CN110831640A中公开的内容,该专利公开了一种用于气体输送装置的一氧化氮产生系

统。中国专利公开号CN110831640A的内容也作为参考并入本申请中。

[0062] 在某些实施例中,当治疗气体源1是使用电弧法生成NO的即时制备装置时,补气部4可以输入反应气体(空气、含氧氮气体等)。图7举例说明了使用电弧法的即时制备装置。如图7所示,使用电弧法的即时制备设备可包括一个反应室21,其中包含一个或多个电极22。治疗气体源1反应室21内的电极通过高压电击产生NO,产生的NO由过量的反应气体带出。即时制备装置还可包括一个反应气体入口23,用于将反应气体引入反应室21。反应气体可以是空气。电极22被配置为使用高压电路从反应气体中生成产品气体,产品气体中含有所需量的NO。

[0063] 回看图4,补气部4可以同时连接到气体储存部2和治疗气体源1,通过动力源向气体储存部2和治疗气体源1输入相同的气体(如空气)。或者,也可以设置两个补气部4,每个补气部4分别与气体储存部2和治疗气体源1相连,两个补气部4分别与不同的动力源相连,以输送不同的气体,例如向气体储存部2输入空气,向治疗气体源1输入氮气。

[0064] 此外,还可以在治疗气体源1的下游安装流量控制装置7,以控制治疗气体源1输出的治疗气体的流量。

[0065] 流量控制单元7也可以安装在治疗气体源1的上游,如图5所示的第五实施例,以控制进入治疗气体源1的气体流速。

[0066] 上述治疗气体输送装置如图1-7所示。与现有的一氧化氮生成和输送系统及方法有多方面的区别。例如,中国专利公开号CN110573454B描述了一种产生NO的系统和方法(例如,说明书第[0227]段和图19-25)。CN110573454B中提到的结构包括缓冲罐、活塞、隔膜和隔膜驱动器,形成一个临时储存器,NO气体通过这些结构输出。CN110573454B中公开的解决方案需要一定体积的缓冲罐来存储NO气体,这对装置的小型化造成了限制。此外,一氧化氮气体的输出依赖于活塞和隔膜等机械结构,而这些结构在运行过程中会产生摩擦和磨损。活塞和隔膜的动作需要通过信号传输来控制,这对系统运行的即时性和可靠性提出了挑战。

[0067] CN110573454B的上述局限性通过本公开所述的技术方案得以解决。例如,驱动气体储存部2输出NO气体的动力源是气体储存部2内的稳定压力。驱动NO气体输出的介质是通过补气部4充入气体储存部2的补充气体(补充气体与气体储存部2内NO气体之间的界面可近似视为活塞)。在气体储存部2内的NO气体输出过程中,不需要信号传输或其他形式的控制。输出可通过压力依赖瞬时实现。此外,在输出过程中使用补充气体作为介质可消除摩擦和磨损。

[0068] 综上所述,本文所述的治疗气体输送装置至少具有以下技术优势。首先,它能够以足够小的设备尺寸实现跟随呼吸气体输出。小型化和轻量化的设计大大减少了治疗装置所带来的限制,便于与其他治疗装置进行整合。

[0069] 此外,由于气体储存部2的尺寸较小,长时间积聚的NO₂气体极少,这反过来又将气体储存部2内产生的NO₂气体降至最低。

[0070] 此外,本文所述的治疗气体输送装置不需要复杂的电磁元件或用于控制协调的信号传输,消除了易损件的存在。这方面有助于提高设备的高可靠性和即时性。

[0071] 另一个显著优点是有效利用该装置产生的治疗气体。与背景技术和中国专利公开号CN110573454B中提到的“储气罐”技术相比,本公开所述装置在输出治疗气体时的上升时

间更短。在使用储气罐的系统中,初始阶段需要将氮氧化物气体与空气混合,直到达到均匀混合,然后才能稳定输出的氮氧化物浓度。相比之下,本文所述设备使用的是直径和体积较小的基于气体储存部2的系统。这种设计允许在引入NO气体时快速排出气体储存部2内的原始气体,从而在一到两个呼吸周期内快速调整到所需的NO浓度。这使得浓度上升期更短,响应速度更快,突出了所述治疗气体输送装置的效率和响应能力。

[0072] 图1-7中描述的治疗气体输送装置可作为一氧化氮(NO)供给模块集成到呼吸设备或系统中。以下描述说明了一个呼吸设备示例(图8-16)和一个系统示例(图17)。

[0073] 带一氧化氮(NO)供给模块的呼吸装置

[0074] 如背景部分所述,呼吸跟随治疗气体输出要求能够根据呼吸机和麻醉机等设备的呼吸速率、流量和压力快速注入一定流速的治疗气体。在某些情况下,流量可能需要在短时间内达到120L/min以上。

[0075] 为了实现呼吸跟随传输,可以在治疗气体输入管道的上游配置一个具有一定压力和容量的气体存储容器。该储气容器在适当的时候储存治疗气体,当吸入流量在短时间内快速增加时,释放储存的治疗气体,弥补治疗气体装置瞬间制备和传输流量的不足。

[0076] 实现呼吸跟随传输功能的现有NO治疗设备通常具有较大的体积和重量。当与呼吸机等呼吸设备一起使用时,一氧化氮治疗设备需要自己的专用空间。这在重症监护室等空间非常有限的环境中非常不利。当独立使用时,现有NO治疗设备的体积和重量限制也使其难以应用于需要便携性的场合,如家庭使用或户外环境。

[0077] 为了解决现有解决方案的技术难题,可以采用图1-7所述的治疗气体输送装置,作为呼吸设备中的一氧化氮(NO)供给模块。

[0078] 图8展示了一氧化氮供给模块的第一个实施例。如图所示,NO供给模块可包括外壳1000。外壳1000内可以包括一个反应室81,该反应室81具有一个入口810和一个出口811。反应室81可进一步包括电极812。入口810允许反应气流(通常是空气)进入,电极812使反应气流通过反应室81生成一氧化氮产物气体,出口811释放含有产物气体的气流。

[0079] 外壳1000内可进一步包括位于出口811下游的气体存储部82。气体存储部82被配置为在特定时间存储来自出口811的至少部分产品气体。外壳1000内还可进一步包括位于出口811下游的气体传输部83。气体传输部83被配置为将包含产物气体的气流导出外壳1000外。

[0080] 外壳1000可进一步包括与气体存储部82相连的动力源84,以保持气体存储部82内部气体压力的稳定。

[0081] 当气体传输部83输出到外壳1000外的流量小于出口811向气体传输部83供应的流量时,多余的气体被导入气体存储部82以存储至少部分多余的气体。当需要由气体传输部83输出到外壳1000外的流量超过出口811提供给气体传输部83的流量时,存储在气体存储部82内的气体被导入气体传输部83。

[0082] 此外,外壳1000还可以设计为可拆卸组件,与呼吸装置2000结合在一起。

[0083] 外壳1000可以配备一个气体传输接口1001,该接口与气体传输部83相连。呼吸装置2000可具有与气体传输接口1001兼容连接的接口,并与呼吸装置2000的吸气支路2001相连。

[0084] 在图8所示的NO供给模块的第一实施例中,外壳1000配备有进气接口1002。呼吸装

置2000具有与进气接口1002兼容连接的接口,该接口与呼吸装置2000的内部气道相连。反应室81的进气口810与进气口接口1002相连,通过呼吸装置2000的内部气道向反应室81供应反应气流。气体存储部82也与进气接口1002相连,通过呼吸装置2000的内部气道接收气体,其中进气接口1002充当动力源84。

[0085] 此外,图8中的动力源84还包括压力控制装置85,用于保持气体存储部82内部气体压力的稳定。压力控制装置85可以是具有泄压功能的减压阀(有效地将背压阀和减压阀的功能集于一身),也可以是减压阀和背压阀的组合,如中国专利公开号CN2023106604381的图4所示,还可以是一组相互配合的质量流量控制器,如中国专利公开号CN2023106604381的图9所示。

[0086] 图9是根据本公开第二实施例的呼吸装置中N₂O供给模块的示意图。在图9所示的第二实施例中,外壳1000上还设有进气接口1002。呼吸装置(图9中未示出,参见图8中的2000)具有与进气接口1002兼容连接的接口,该接口与呼吸装置的内部气道相连。反应室81的进气口810与进气口接口1002相连,进气接口1002通过呼吸装置的内部气道向反应室81提供反应气流。动力源84包括位于外壳1000内的气泵840。该气泵840与气体存储部82连接,用于向气体存储部82供气。此外,还包括一个压力控制装置85,它可以使用与第一实施例相同的压力控制装置(如图8所示)。

[0087] 图10是根据本公开第三实施例的呼吸装置中N₂O供给模块的示意图。在图10所示的第三实施例中,外壳1000上设有进气接口1002。呼吸装置(图9中未显示,见图8中的2000)具有与进气接口1002匹配和连接的接口,该接口与呼吸装置的内部气道相连。反应腔81的进气口810与进气接口1002相连,进气接口1002通过呼吸装置的内部气道向反应腔81提供反应气流。

[0088] 此外,图10中的外壳1000还具有供气接口1003。呼吸装置上设有与供气接口1003相匹配和连接的接口,该接口与呼吸装置的内部气道相连。气体存储部82与供气接口1003相连,供气接口1003通过呼吸装置的内部气道向气体存储部82供气,并作为动力源84。此外,还可包括第一和第二实施例中的压力控制装置85。

[0089] 图11是根据本公开第四实施例的呼吸装置中的N₂O供给模块的示意图。在图11所示的第四实施例中,外壳1000没有进气接口(例如图8-10中的1002)或供气接口(例如图8-10中的1003)。在外壳1000内,有一个第一气体泵8100,反应室81的入口810与该第一气体泵8100相连,第一气体泵8100向反应室81提供反应气流。动力源84包括位于外壳1000内的第二气体泵840。该第二气体泵840与气体存储部82相连,该泵用于向气体存储部82供应气体。此外,还包括前述实施例中的压力控制装置85。

[0090] 图12是根据本公开第五实施例的呼吸装置中的N₂O供给模块的示意图。在图12所示的第五实施例中,外壳1000不具有进气接口(例如图8-10中的1002)或供气接口(例如图8-10中的1003)。外壳1000内部有第二气体泵8100,反应室81的进气口810与该第二气体泵8100相连,该第二气体泵8100向反应室81提供反应气流。气体存储部82也与第二气体泵8100相连,第二气体泵8100向气体存储部82供应气体,从而充当动力源84。此外,还包括前述实施例中的压力控制装置85。

[0091] 图13是根据本公开第六实施例的呼吸装置中的N₂O供给模块的示意图。在图13所示的第六实施例中,外壳1000没有进气接口1002。外壳1000内部有一个气泵8100,反应室81的

入口810与该气泵8100相连,气泵8100向反应室81提供反应气流。外壳1000上装有供气接口1003。呼吸装置(图9中未显示,见图8中的2000)的接口与供气接口1003相匹配和连接,该接口与呼吸装置的内部气道相连。气体存储部82与供气接口1003相连,供气接口1003通过呼吸装置的内部气道向气体存储部82供气,从而充当动力源84。此外,还包括前述实施例中的压力控制装置85。

[0092] 在本公开所述的实施例中,气体存储部82可包括至少一个气体存储通道820。气体存储通道820可以具有足够小的截面积,以最大限度地减少气体之间的弥散现象(即减少存储在气体存储通道820中的一氧化氮气体与动力源输入的空气之间的界面的扩散)气体存储通道820的截面积 S 可在 $1\text{mm}^2 \leq S \leq 4\text{cm}^2$ 的范围内配置。

[0093] 除了前述实施例中提到的动力源84的各种形式外,还可以以其他方式实现。例如,动力源84可以采用活塞缸的形式,气体存储部82集成在活塞缸中。通过驱动活塞杆来改变气体存储部82的空间容积,从而实现对气体存储部82压力的控制。与前面实施例中提到的其他形式相比,这种活塞缸结构有一些缺点:1) 体积影响--模块壳体的内部空间有限,活塞缸的形式可能会造成模块整体体积的增加;2) 可靠性--活塞缸的活塞杆需要频繁重复驱动动作,对其可靠性提出了挑战;3) 延迟--驱动活塞杆的时机需要通过信号反馈来控制,容易造成延迟,导致气体存储部82的内部压力与所需压力不匹配,影响一氧化氮的输出精度;4) 噪音;5) 功耗。

[0094] 作为另一个例子,动力源84可以采用气囊的形式。在这种情况下,气体存储部82是一个能够伸缩的气袋结构,恢复气袋结构变形的力作为动力源。这种方法也有一定的缺点,例如气袋反复变形会产生疲劳和磨损,导致使用寿命有限。

[0095] 在本公开中说明的N0供给模块的实施例中,第一流量控制装置86(如图8所示的示例,但适用于所有描述的实施例)安装在与反应室81的入口810连接的上游管道上,以控制进入反应室81的反应气体的流量。在某些实施例中,第一流量控制装置86可以是质量流量控制器(MFC)。

[0096] 此外,在气体传输部83上还可以安装第二流量控制装置87(如图8所示,但适用于所有所述实施例),用于控制流出气流的流速。第二流量控制装置87也可以是质量流量控制器(MFC)。

[0097] 以图8所示的实施例为例(适用于所有描述的实施例),可在气体传输部83上安装过滤装置88,以过滤产品气体中的 NO_2 。过滤装置88与气体传输部83可拆卸连接。过滤装置88有一个入口和一个出口,分别与气体传输部83相连。

[0098] 以图8所示的实施例为例(适用于所有描述的实施例),过滤装置88位于外壳1000的外部。例如在外壳1000上设置了用于插入过滤装置88的入口和出口的接口,外壳1000的内部接口与气体传输部83相连。另外,过滤装置88也可以安装在外壳1000的内侧,靠近外壳1000的壁,在外壳1000上过滤装置88的相应位置设置一个可拆卸的操作窗口。过滤装置88是一种消耗品,随着使用时间的延长,其过滤材料(如生石灰等)可能需要定期更换。将过滤装置88放置在外壳1000的外部或靠近外壳1000的壁上便于更换。过滤装置88最好安装在第二流量控制装置87的上游。将其安装在上游有助于确保呼吸跟随的有效性,因为过滤装置88有一个装满过滤材料的过滤室。如果将过滤装置88安装在第二流量控制装置87的下游,则通过第二流量控制装置87并经过过滤室的治疗气体输出的流速和及时性可能会受到影

响,从而影响呼吸跟随的效果。

[0099] 以图8所示的实施例为例(适用于所有描述的实施例),在气体传输部83上安装检测支路89,其一端与气体传输部83连接,另一端向环境开放。检测支路89用于测量气体传输部83中的一氧化氮浓度。此外,检测支路89还包括一个气阻890和一个一氧化氮传感器891,从靠近气体传输部83到远离气体传输部83依次排列。气阻的设置可以防止大量气体通过检测支路89逸散到环境中,只允许少量气体通过检测支路89到达传感器。

[0100] 在一些实施例中,图8所示示例中的检测支路89位于第二流量控制装置87的上游和过滤装置88的下游。理想情况下,检测支路89尽可能靠近第二流量控制装置87的上游,以确保监测到的NO浓度尽可能接近实际输出浓度。如果将检测支路89置于第二流量控制装置87的下游,治疗气体将很难进入检测支路89,很可能导致无法检测到治疗气体的浓度。将检测支路89置于过滤装置88的上游会导致实际输出的NO浓度降低。

[0101] 在一些实施例中,图8-13所示的NO供应模块可进一步包括采样检测单元3000,该单元包括位于外壳1000内的检测气体通路3100和位于外壳1000外的采样气体通路3200。检测气体通路3100与采样气体通路3200相连。

[0102] 以图8所示的实施例为例(适用于所有所述实施例),采样气体通路3200的一端与呼吸装置2000的吸气支路2001连接,另一端通过水阱3201与外壳1000内的检测气体通路3100连接。水阱3201主要用于过滤采样气体中的水分,以防止损坏下游传感器或影响检测结果。水阱3201需要定期拆卸,因此位于外壳1000的外部,外壳1000上设有安装水阱3201的安装座。

[0103] 在一些实施例中,检测气体通路3100的一端与水阱3201相连,另一端向环境开放。检测气体通路3100配备有采样气体泵3101和传感器单元3102。采样气体泵3101提供采样动力,传感器单元3102可包括一氧化氮传感器、二氧化氮传感器、氧气传感器等传感器,用于检测患者即将吸入的气体中的NO、NO₂、O₂等成分。

[0104] 如图14和图15所示,在NO供给模块中,采样检测单元3000是可选的,图8所示的实施例中包括采样检测单元3000。图14和图15所示的实施例中,不包括采样检测单元3000。在一些实施例中,采样检测单元(如图8所示的3000)可以是与呼吸装置(如图8所示的2000)装配在一起的独立模块。

[0105] 在某些实施例中,图8-13中的外壳1000内可以配备风扇(见图8所示的4000)。以图8所示的实施例为例(适用于所有描述的实施例),风扇4000位于外壳1000的内壁上,在外壳1000上风扇4000的位置处设有通风孔。风扇4000也可以放置在外壳1000的外部,其主要功能是促进冷却和通风。

[0106] 作为示例,检测支路89与环境相连的一端与风扇4000相连,从而与外壳1000的外部环境相连。同样,采样检测单元3000的检测气体通路3100与环境相连的一端也与风扇4000相连,从而与外壳1000的外部环境相连。通过检测支路89逸散到环境中的气体可能包括产物气体一氧化氮,一氧化氮很容易氧化成有毒的二氧化氮。如果它在外壳1000内积聚,就会造成安全隐患,因此与风扇4000连接,可以尽快将其排出到外部环境中。同样,采样检测单元3000的检测气体通路3100中一定量的一氧化氮和二氧化氮也会通过风扇4000尽快排出到外部环境中。此外,风扇4000在排出这些气体之前会将其分散,防止NO、NO₂和其他废气的积聚。在某些实施例中,风扇4000在NO供给模块中是可选的(参见图14中不包括风扇的

实施例)。

[0107] 在一些实施例中,当压力控制装置85是具有泄压功能的减压阀时,其泄压口也可以通过管道与风机4000相连。溢流口也可以直接与环境相连。另外,溢流口也可以通过管道连接到过滤装置88的入口。

[0108] 图16是根据本公开的一些实施例可通过安装槽2002安装到呼吸设备2000上的便携式NO供给装置的示意图。其中外壳1000设计为便于携带。安装槽2002设计用于将便携式NO供给装置安装到呼吸设备2000上。

[0109] 一种一氧化氮(NO)制备和传输系统

[0110] 图17示出了根据本公开的一些实施例的一氧化氮制备和传输系统的示意图。如图所示,一氧化氮制备和传输系统可包括用于向系统供气的进气单元和位于进气单元下游的反应室171。反应室可包括入口1710、出口1711和电极1712。进气口1710连接进气单元以接收反应气流(例如空气),电极1712使反应气流通过反应室171以生成一氧化氮产品气体。出口1711释放含有产物气体的气流。

[0111] 如图17所示,NO制备和传输系统可以进一步包括一个用于将含有产品气体的气流导出系统的传输单元,该传输单元包括一个气体存储部172、一个气体传输部173、一个补气部174和一个压力控制单元175。如图17所示,气体储存部172位于出口1711的下游,用于在特定时间储存至少一部分来自出口1711的产物气体。气体传输部173也位于出口1711的下游,用于将含有产物气体的气流导出系统。补气部174一端连接进气单元,另一端连接气体储存部172,用于向气体储存部172补充气体。压力控制单元175与气体储存部172连接,用于将气体储存部172内的压力保持在预设值。补气部174的一端也可与独立的进气单元相连,以实现补充气体功能。

[0112] 在一些实施例中,进气单元可包括一个或多个组件。例如,进气单元可包括进气过滤器,用于过滤空气中的微粒、挥发性有机化合物等,以防止损坏设备的内部组件(如气泵)或被患者吸入。在进气过滤器的下游,进气单元可进一步包括一个气泵(可以是隔膜泵或其他类型的增压泵)。该泵将空气从环境中抽入设备,为反应室171中生成NO提供空气气源,同时也为系统提供加压气源。

[0113] 在气泵的下游,进气单元可进一步包括一个气体容器,其目的是减少气泵产生的脉动气流的波动,稳定空气流量和进气单元产生的压力。

[0114] 虽然气泵提供了加压气源,但它也可能产生水。如果水进入系统,可能会影响电弧反应室171中NO治疗气体的产生,并可能影响系统过滤器吸收NO₂。为了解决这个问题,可以增加一个空气除湿装置。该除湿装置可安装在气泵的上游,但通过气泵后可能会再次产生水。除湿装置可以设置在气体容器的下游,但下游可能已经形成液态水,需要对液态水进行处理,成本较高。因此,除湿装置最好位于气泵和气体容器之间,以快速降低压缩气源的湿度。这种除湿方法可以是Nafion管或其他过滤水或水蒸气的方法。

[0115] 在一些实施例中,进气单元还可以包括一个背压阀,以防止进气单元压力过高时管道爆裂,还可以增加一个压力传感器来检测进气单元的压力。如果压力过高,可以停止或减少抽气。

[0116] 在一些实施例中,当气体传输部173向系统外输出的流量小于出口1711向气体传输部173提供的流量时,多余的气体进入气体存储部172,其中至少存储一部分多余的气体。

反之,当需要由气体传输部173向系统外输出的流量超过出口1711向气体传输部173提供的流量时,储存在气体存储部172内的气体被导向气体传输部173。

[0117] 此外,压力控制单元175可以是一个具有泄压功能的减压阀(有效地将背压阀功能和减压阀功能整合为一个单元),也可以是减压阀和背压阀的组合(如中国专利CN2023106604381的图4所示),还可以是一组相互配合的质量流量控制器(如中国专利CN2023106604381的图9所示)。

[0118] 在一些实施例中,气体存储部172包括至少一个气体存储通道1720。气体存储通道1720具有足够小的横截面积,以最大限度地减少气体之间的弥散(即减少存储在气体存储通道1720中的一氧化氮气体与从动力源输入的空气相遇的界面处的分散)。气体存储通道1720的横截面积小于20平方厘米,最好小于4平方厘米,更理想的是小于1平方厘米。此外,为了充分利用气体存储部172的储气空间,并最大限度地减少其所占的整体空间,气体存储部172中用于输入/输出一氧化氮气体的端口位于气体存储通道1720的一端,而用于连接动力源174的端口位于气体存储通道1720的另一端。

[0119] 在一些实施例中,进气单元通过装有第一流量控制装置176的管道与反应室171的入口1710相连,第一流量控制装置176用于调节进入反应室171的反应气体的流量。第一流量控制装置176也可以设置在反应室171出口1711的下游。第一流量控制装置176可以是质量流量控制器(MFC)。

[0120] 在一些实施例中,NO制备和传输系统还可进一步包括第二流量控制装置177,该装置位于气体传输部3上,用于调节流出气流的流速。第二流量控制装置177也可以是质量流量控制器(MFC)。

[0121] 在某些实施例中,NO制备和传输系统可进一步包括一个过滤装置178,设置在气体传输部173上,用于过滤产物气体中的二氧化氮。过滤装置178可以可拆卸地连接到气体传输部173。过滤装置178可以包括一个入口和一个出口,每个入口和出口都与气体传输部173相连。此外,输送系统还可包括一个位于气体传输部173上的检测支路179。检测支路179的一端与气体传输部173相连,另一端向环境开放,可以测量气体传输部173中的一氧化氮浓度。检测支路179可以包括一个气阻1790和一个一氧化氮传感器1791,从气体传输部173由近到远依次排列。气阻旨在防止大量气体通过检测支路179逸出到环境中,只允许少量气体通过检测支路179到达传感器。

[0122] 在某些实施例中,图17中的NO制备和传输系统可进一步包括采样检测单元3000,该单元可包括检测气体通路3100和采样气体通路3200。检测气体通路3100与取样气体通路3200相连。采样气体通路3200的一端与呼吸装置2000的吸气支路2001相连,另一端通过水阱3201与检测气体通路3100相连。水阱3201的作用是过滤采样气体中的水分,以防止损坏下游传感器或影响检测结果。

[0123] 在某些实施例中,检测气体通路3100的一端连接到水阱3201,另一端通向环境。检测气体通路3100配备有采样气泵3101和传感器装置3102。采样气泵3101为采样提供动力,而传感器单元3102可以包括一氧化氮传感器、二氧化氮传感器、氧气传感器等传感器,用于检测患者即将吸入的气体中的NO、NO₂、O₂等。

[0124] 在某些实施例中,图17中的过滤装置178可以容纳多个独立的过滤室,以实现不同的过滤功能。例如,一个过滤室装有氧化钙过滤剂,与气体传输部173相连,用于去除气体中

的二氧化氮。另一个过滤室装有高锰酸钾滤剂,用于去除废气,其出口与环境相连。

[0125] 当压力控制单元175是一个具有溢流功能的减压阀时,其溢流口也可以通过管道连接到用于去除废气的过滤装置178室。这种设置可防止产物气体从溢流口通过过滤装置178排出时,未经处理的气体直接释放到环境中。

[0126] 在一些实施例中,在气体传输部173上,过滤装置178的上游安装了一个截止阀。当过滤装置178的使用寿命到期时,不需要关闭系统进行更换。过滤装置178可以直接拆卸和更换,在拆卸过滤装置178时,截止阀会立即关闭,以保持设备内部压力的稳定。当重新插入新的过滤装置178时,截止阀由过滤装置178打开,以重新连接气体传输部173和过滤装置178,使NO治疗气体正常输出。该截止阀也可以是电磁阀。

[0127] 在一些实施例中,图17中的NO制备和传输系统可进一步包括泄压装置。泄压装置可包括泄压管道。该管道的一端可以连接在气体存储部172和压力控制单元175之间,或者连接在气体存储部172和截止阀之间,或者连接在过滤装置178和流量控制装置—176之间。例如,可以在泄压管道上安装一个电磁阀。当设备停止输出NO时,打开该电磁阀可将NO迅速排出系统,防止NO在系统中停留时间过长而氧化成NO₂。这还有助于平衡系统的内外压力,延长设备的使用寿命。另一种方法是在停止NO输出后打开电磁阀并同时停止电弧,利用进气单元中的空气将系统中的NO气体排出。当停止NO输出时,系统内的气体通道含有空气。泄压管道的另一端可连接到用于清除废气的过滤装置178的腔室。

[0128] 综上所述,与现有解决方案相比,图17中的NO制备和传输系统至少具有以下技术优势:

[0129] 1) 内部集成气源,不依赖于外部气源,使设备具有多种使用场景,方便设备连接、搬运或转运情况下的使用;

[0130] 2) 内部集成气源可处理输入空气的湿度,降低湿度对电弧反应室氮氧化物生成效率的影响;

[0131] 3) 内部集成气源可处理输入空气的湿度,减少水蒸气进入电弧反应室后产生更多杂质气体;

[0132] 4) 内部集成气源可处理输入空气的湿度,减少水蒸气在系统内凝结的可能性,防止NO₂溶于水后形成的酸性液体对系统的腐蚀;

[0133] 5) 内部集成气源可处理输入空气的湿度,减少水蒸气进入过滤器后对过滤材料过滤杂质气体效果的影响;

[0134] 6) 设备停机后释放系统内压,平衡内外压力,延长设备使用寿命;

[0135] 7) 在停止治疗后对设备进行吹扫,确保设备内部气体通路充满空气,防止NO留在系统中氧化成NO₂,影响患者的后续治疗;

[0136] 8) 使用截止阀可以在不停止设备、不减压、不泄漏NO治疗气体的情况下更换过滤器,从而减少因更换过滤器而中断治疗的时间。

[0137] 在实际应用中,本文所述的治疗气体输送装置可用于向呼吸机中输送NO治疗气体。气体在患者吸入前进行混合。例如,一名潮气量为500毫升的患者需要吸入浓度为10ppm的NO,当患者吸入的NO气体与呼吸机空气的混合比例为1:9时,治疗气体输送装置需要释放50毫升浓度为100ppm的NO气体。治疗气体输送装置内的约35毫升气体存储部在保持0.5bar内部压力的情况下可以实现这一目标,或者,气体存储部的压力保持在1bar时,约25毫升的

储气容积也可实现这一目标。呼吸机吸气支路的压力相对较低,忽略不计。这种情况凸显了该装置小巧轻便的特点,大大提高了它与呼吸机和其他医疗设备的兼容性。

[0138] 如果上述示例中的混合比过高,这可能会不良地稀释呼吸机的氧气。另一方面,较低的混合比会导致释放出较少的NO气体,从而允许较小的气体储存容积,但必须从设备中获得较高浓度的NO气体。这就要求采用更复杂的生产方法,尤其是在使用电弧技术的情况下,会增加二氧化氮的产生。因此,在治疗气体输送装置中,NO气体与空气的混合有一个最佳范围。

[0139] 另一个关键点是气体储存部的压力和容积之间的关系:压力越高,所需容积越小,但对系统的密封性和可靠性的要求也越高。

[0140] 此外,患者的潮气量会直接影响储气部所需的大小。有些人的潮气量可能超过1000毫升,甚至1500毫升。在优选的实施方案中,气体存储部的体积设计为小于患者的潮气量。调整混合比、气体存储部压力和NO浓度有助于最大限度地减少气体存储部所需的容积。

[0141] 经验测试表明,在最有效的模型中,气体储存部的体积应小于1500毫升;理想情况下小于1200毫升;更理想情况下小于1000毫升;更理想情况下小于800毫升。在某些情况下,200毫升以内的容积就足够了。气体存储部的截面积最好在1平方毫米到4平方厘米(含)之间;最好在2平方厘米(含)以内。

[0142] 上述说明只是为了举例说明。它们并非详尽无遗,也不限于所公开的精确形式或实施例。通过考虑所公开实施例的说明书和实践,对实施例的修改和调整将是显而易见的。例如,所描述的实施方案包括硬件,但符合本公开内容的系统和方法可以通过硬件和软件来实现。此外,虽然某些组件被描述为彼此相连,但这些组件可以彼此集成或以任何合适的方式分布。

[0143] 此外,虽然本文已经描述了说明性的实施例,但其范围包括基于本公开内容的具有等效元素、修改、遗漏、组合(例如,跨各种实施例的方面)、调整或改变的任何和所有实施例。此外,可以以任何方式修改所公开方法的步骤,包括重新排列步骤或插入或删除步骤。

[0144] 本公开的特征和优点从详细说明中显而易见。此外,由于研究本公开内容很容易产生许多修改和变化,因此不希望将本公开内容限制在所说明和描述的确切结构和操作中,因此,可以采用所有适当的修改和等同物,均在本公开内容的范围之内。

[0145] 可以理解的是,上述实施例可以通过硬件、软件(程序代码)或硬件和软件的组合来实现。如果通过软件实现,则可以存储在上述计算机可读介质中。软件由处理器执行时,至少可以执行所公开方法的部分步骤。

[0146] 在前述说明书中,已经参照许多具体细节描述了本发明的实施方案,这些细节可以因实施方案的不同而不同。可以对所描述的实施例进行某些调整和修改。对于本领域的技术人员来说,考虑到本文公开的说明书和实践,其他实施例也是显而易见的。本说明书和示例仅供参考,本公开的真正范围和精神由以下权利要求书指明。此外,图中所示的步骤顺序仅用于说明目的,并不意味着任何给定的操作方法必须执行所有步骤,也不限于任何特定的步骤顺序。因此,本领域技术人员可以理解,在实施相同方法时,这些步骤可以以不同的顺序执行。此外,图中所示的装置仅为说明性的,给定的装置或系统可以包括这些装置的组件或模块的不同组合。

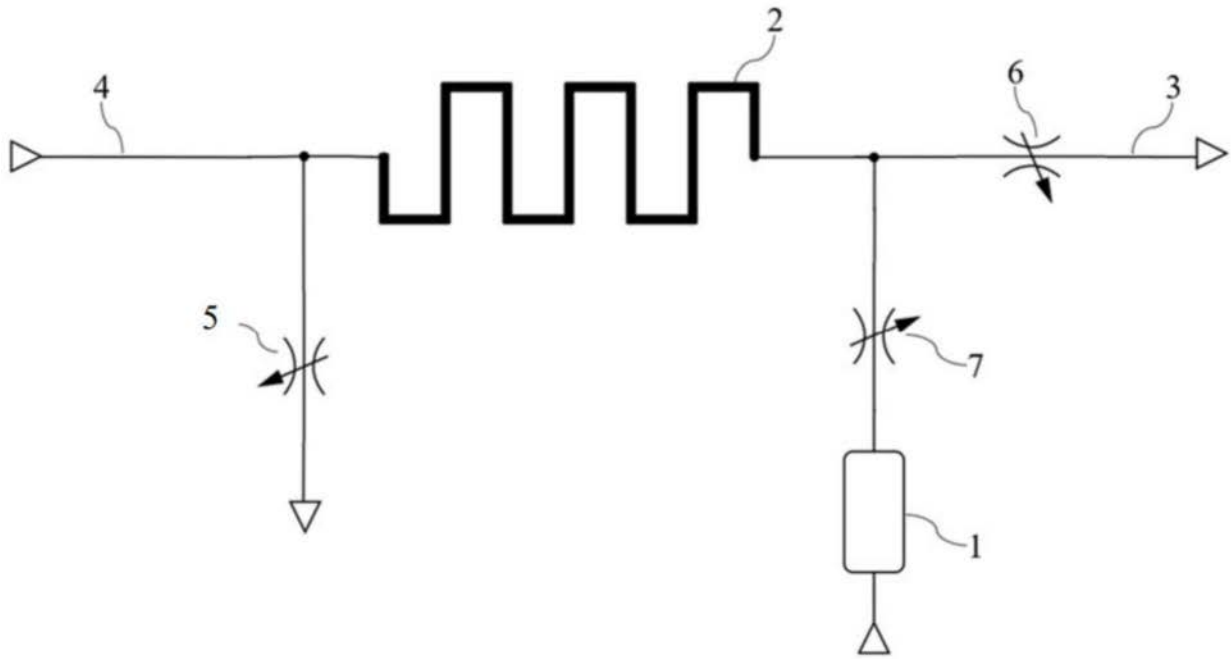


图1

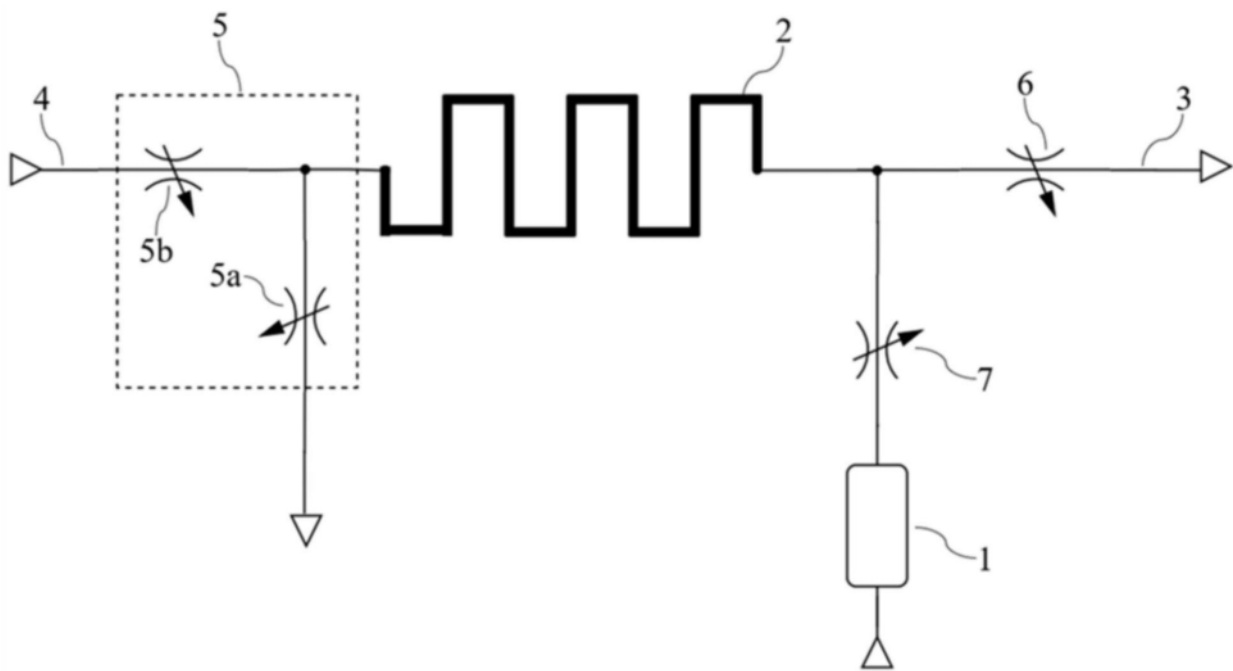


图2

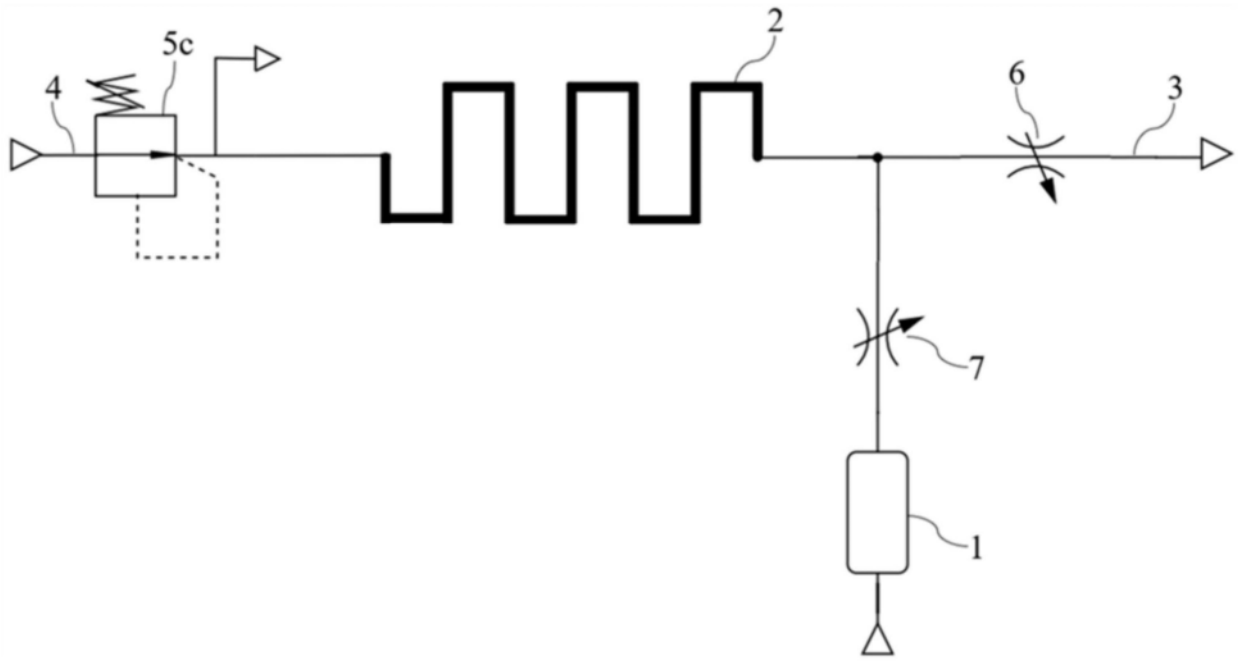


图3

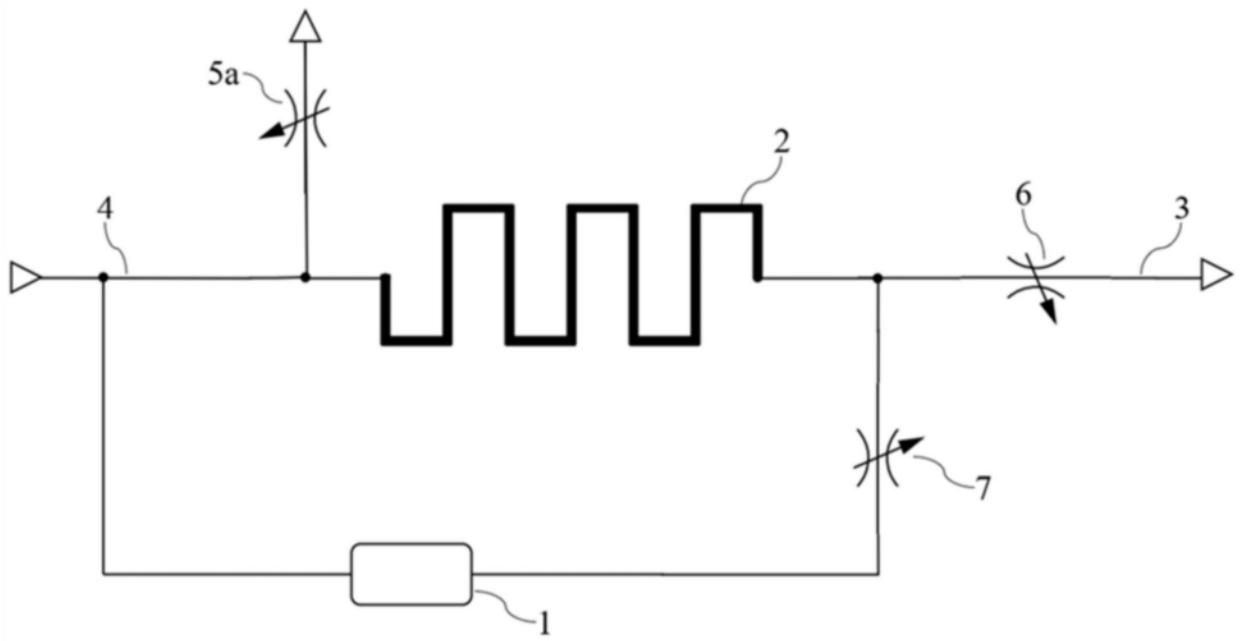


图4

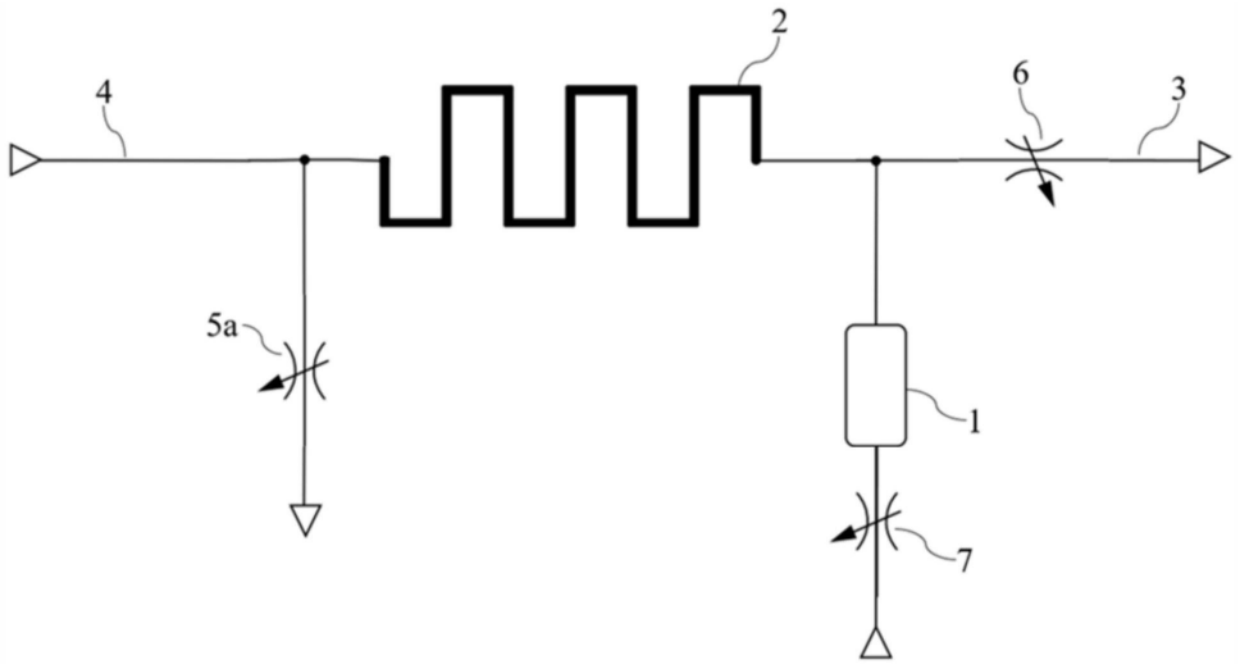


图5

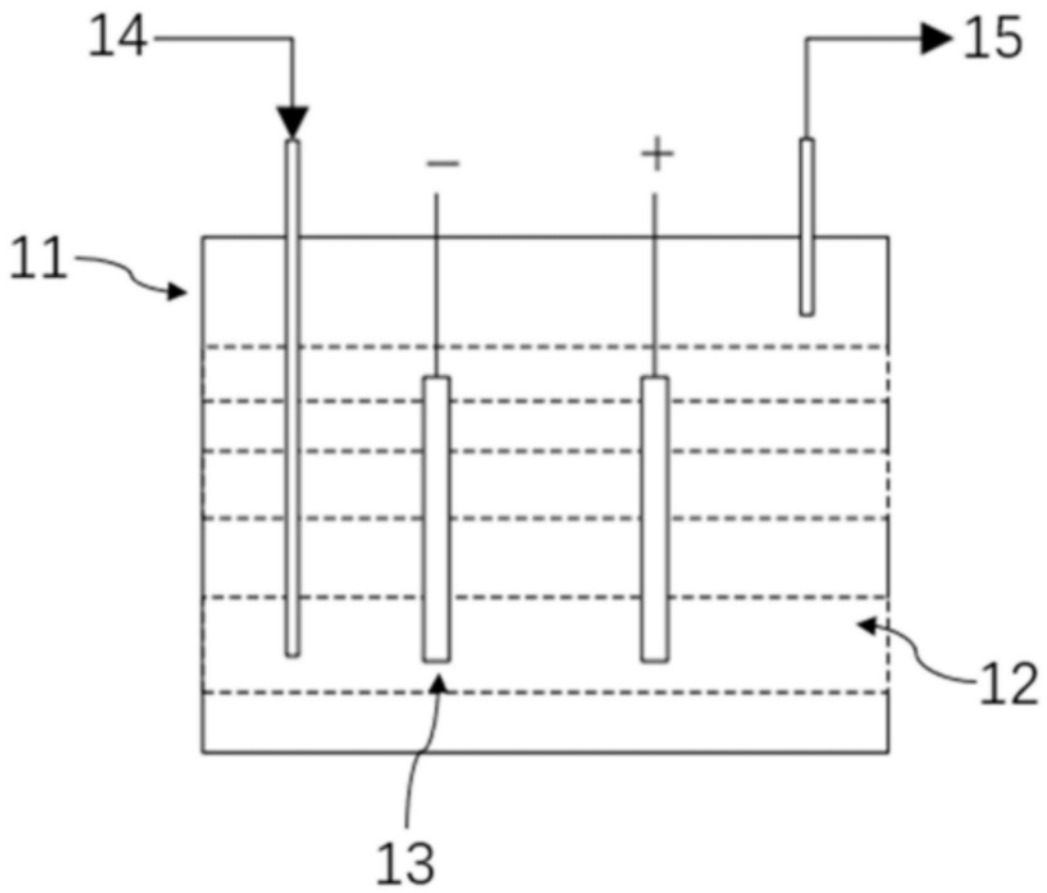


图6

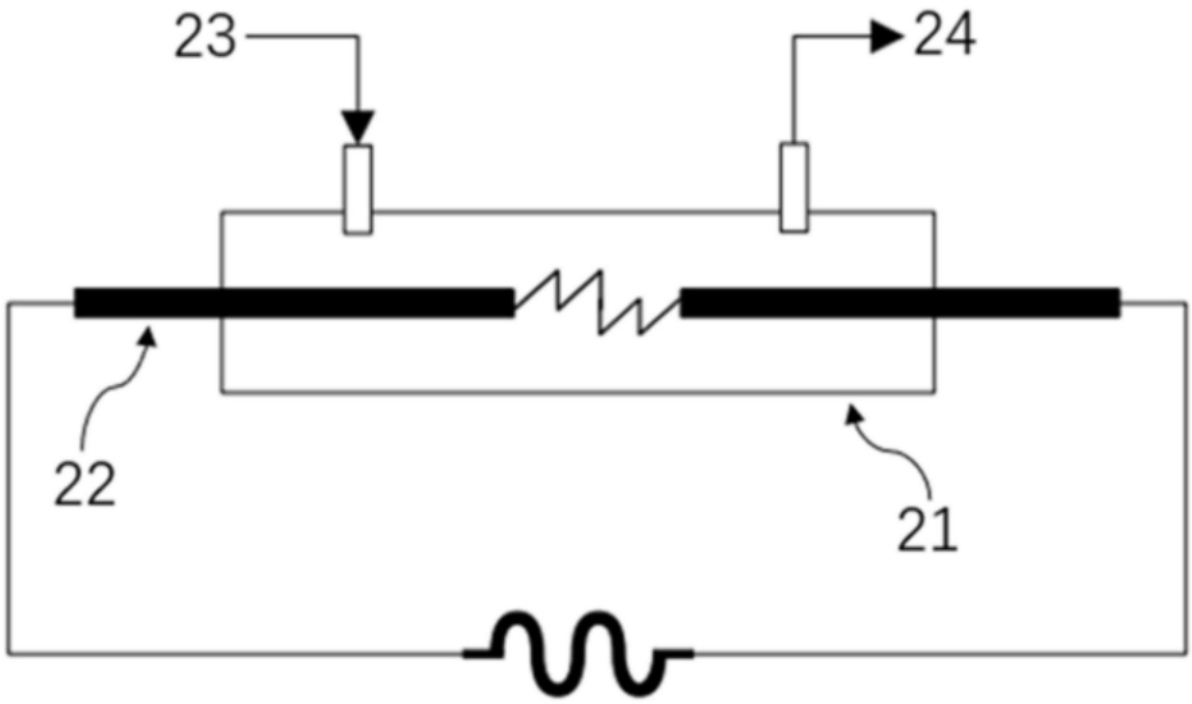


图7

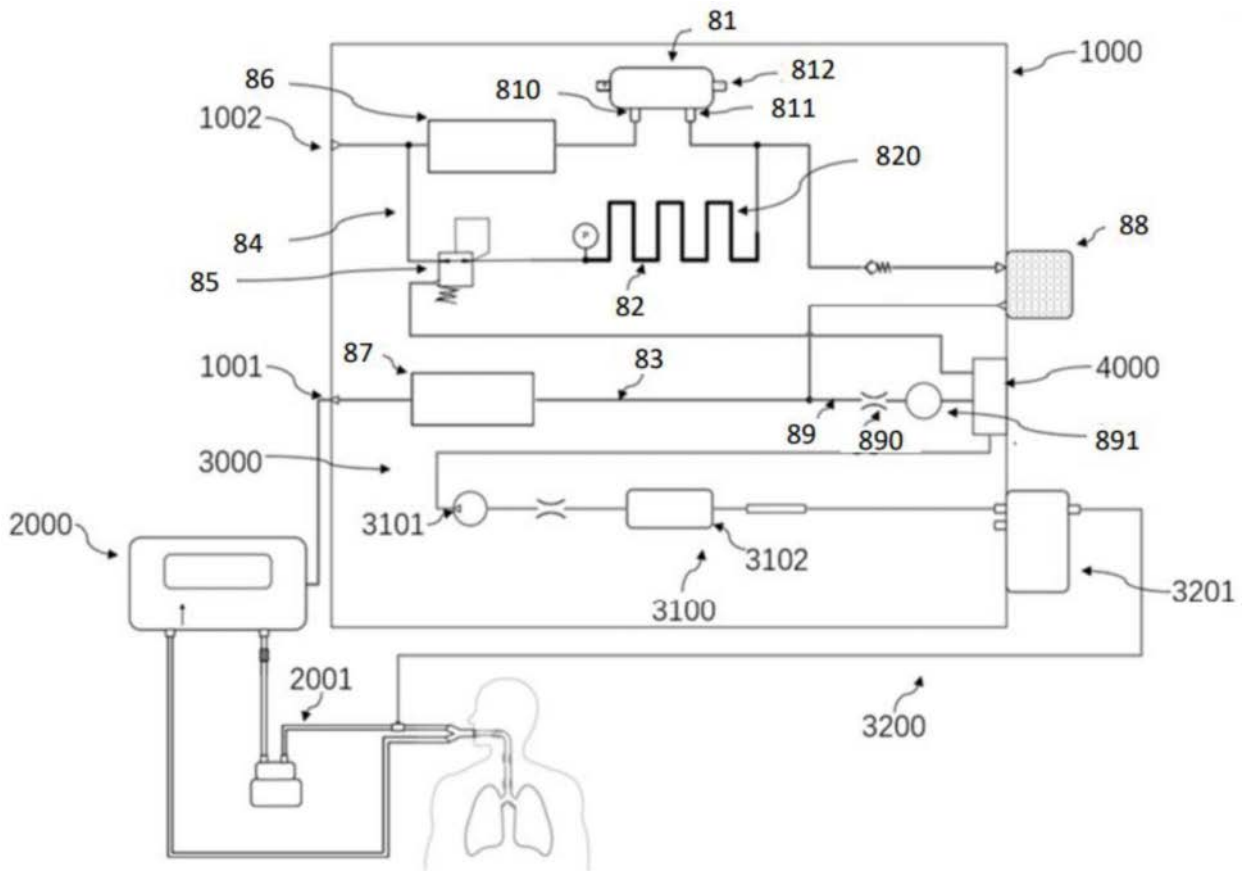


图8

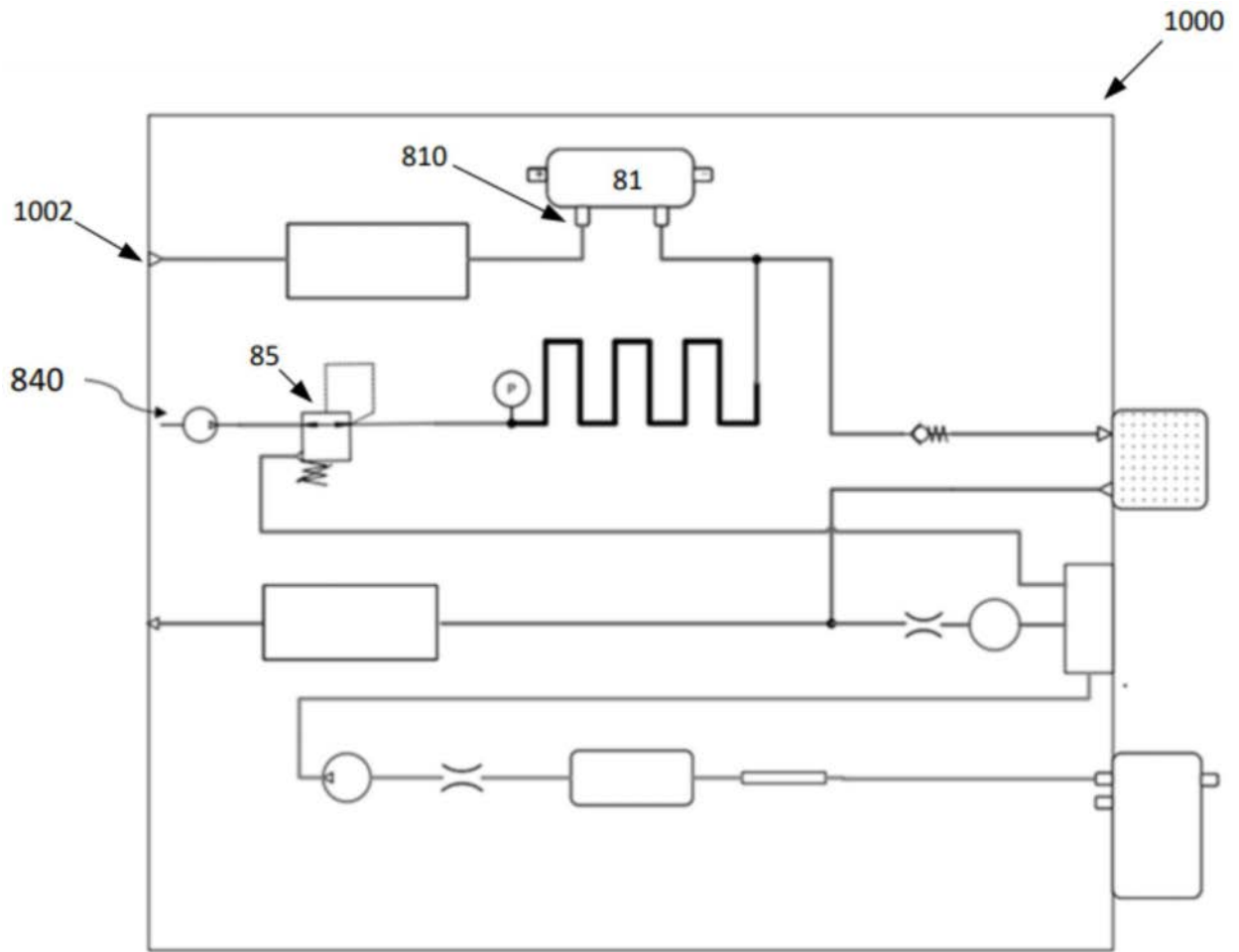


图9

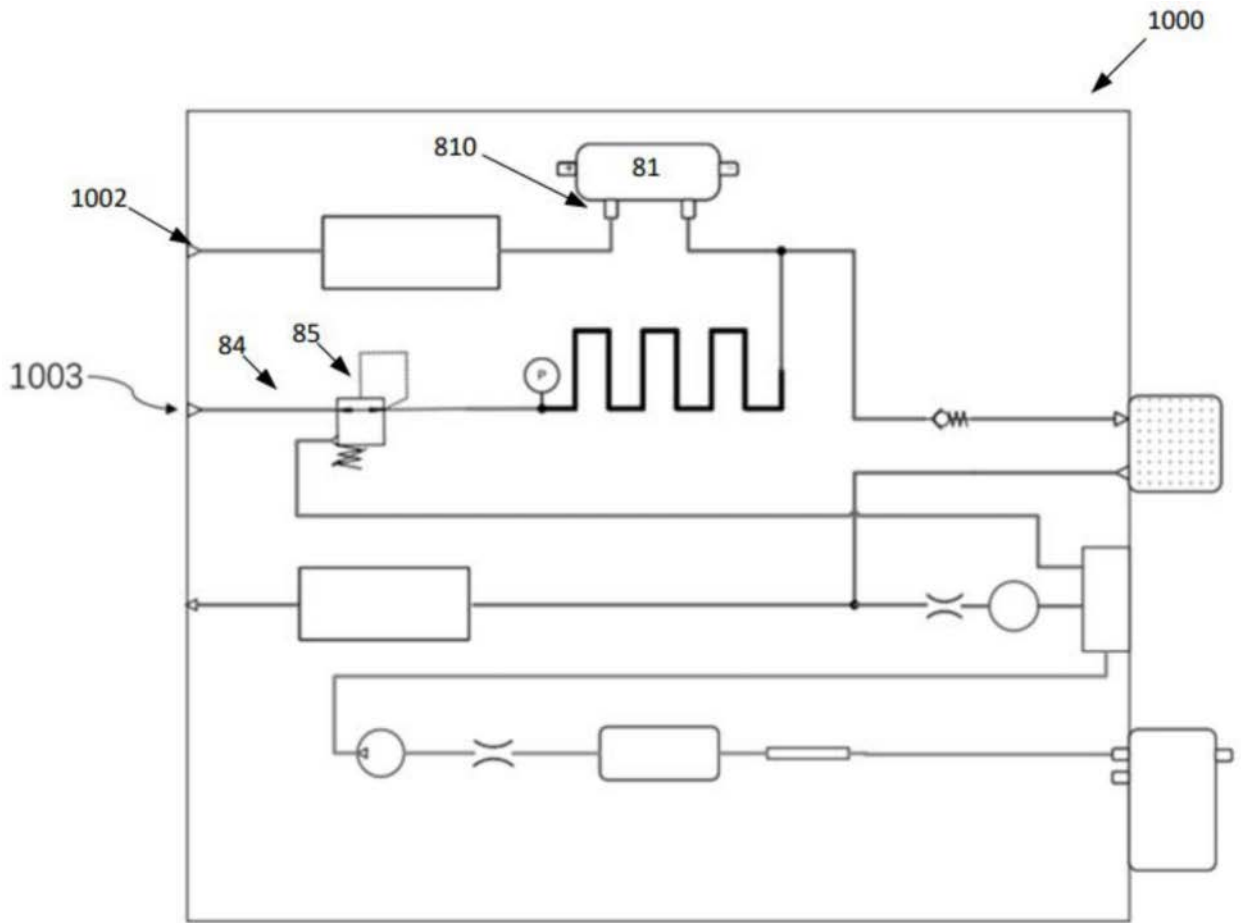


图10

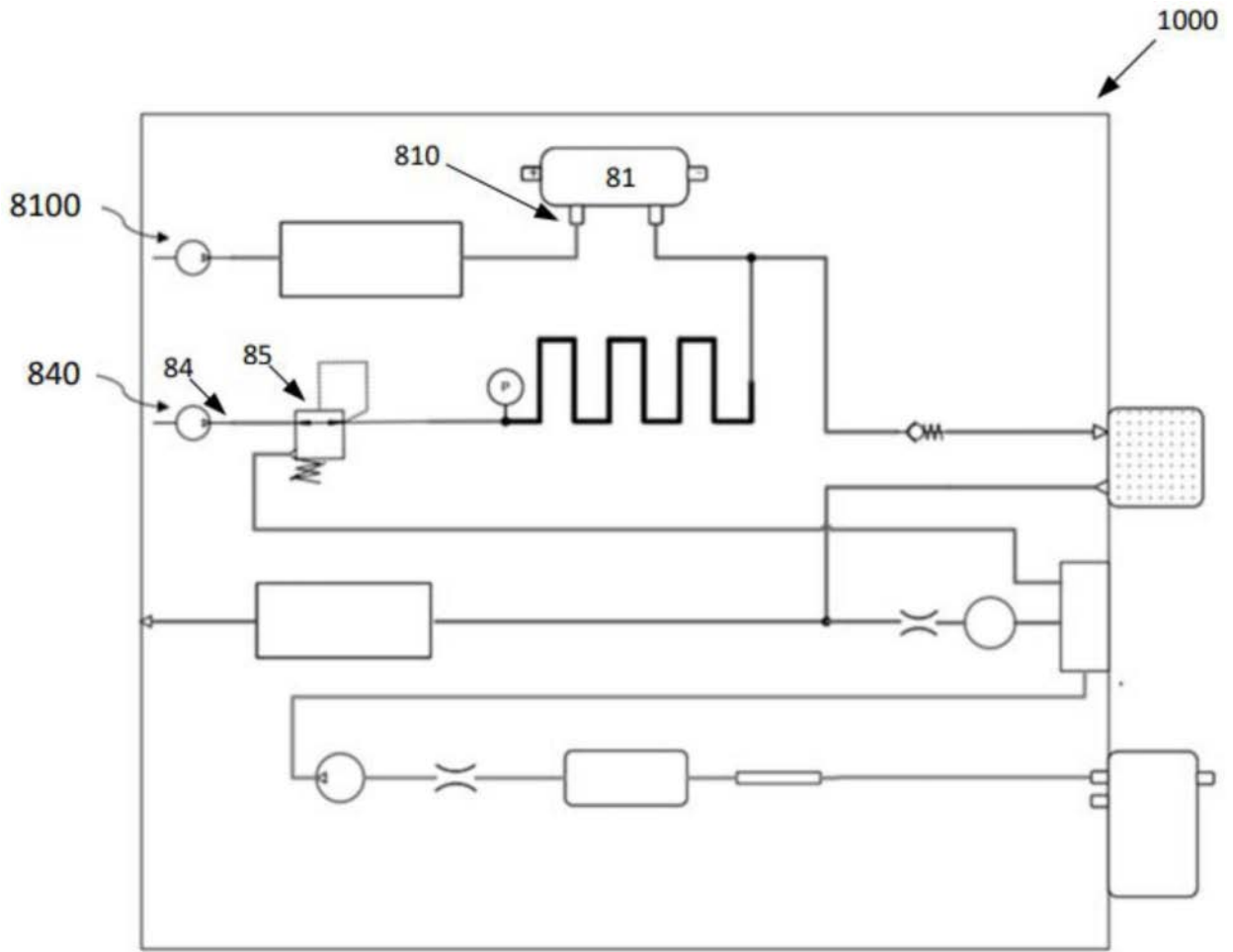


图11

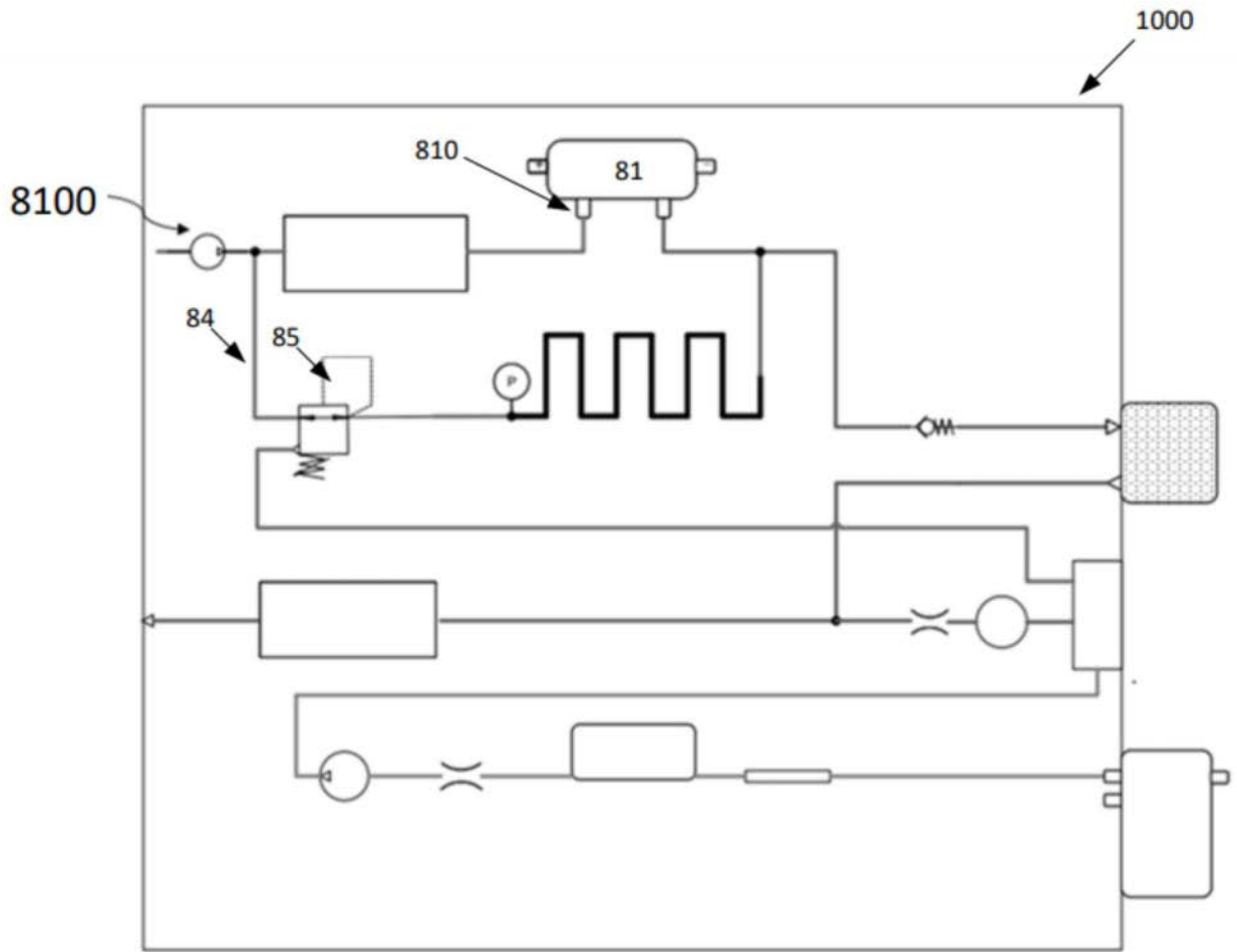


图12

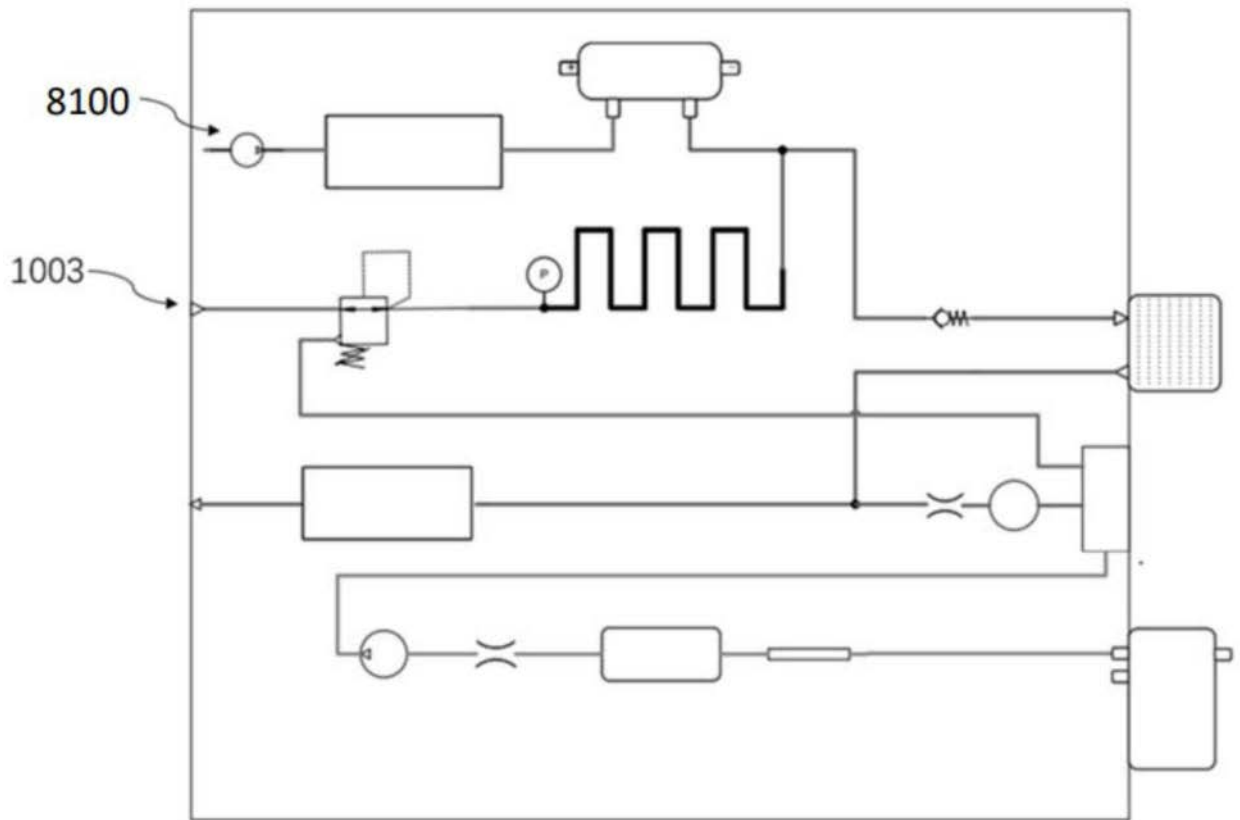


图13

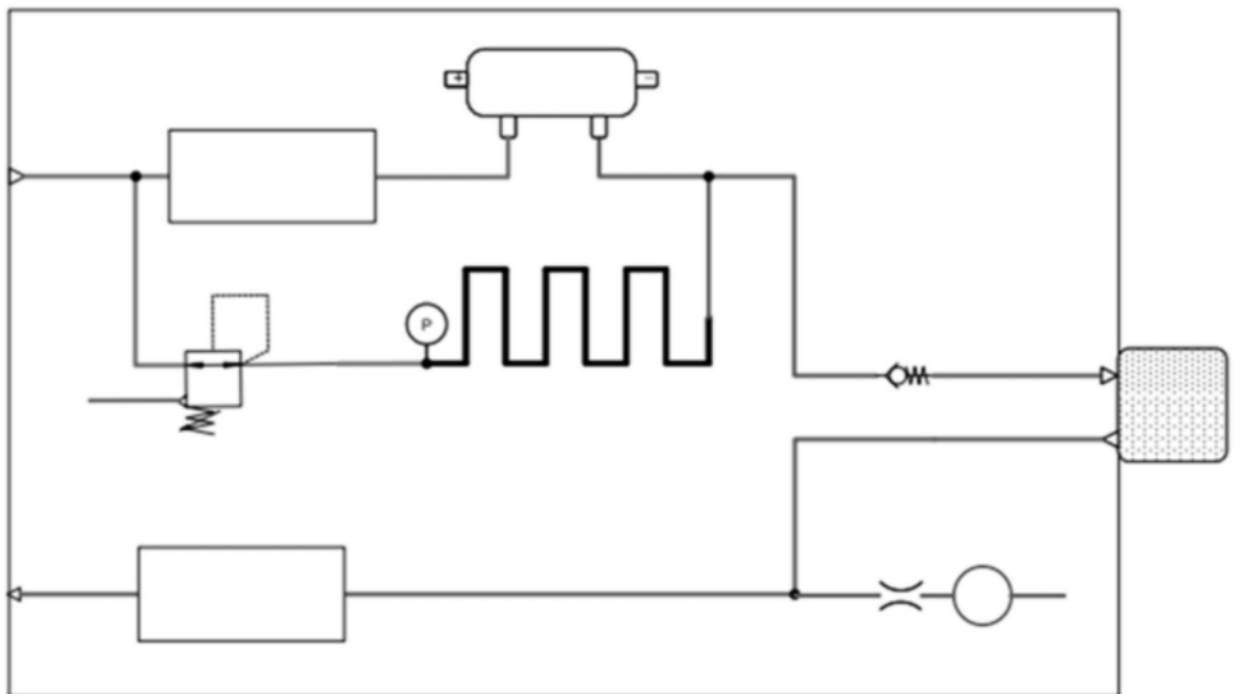


图14

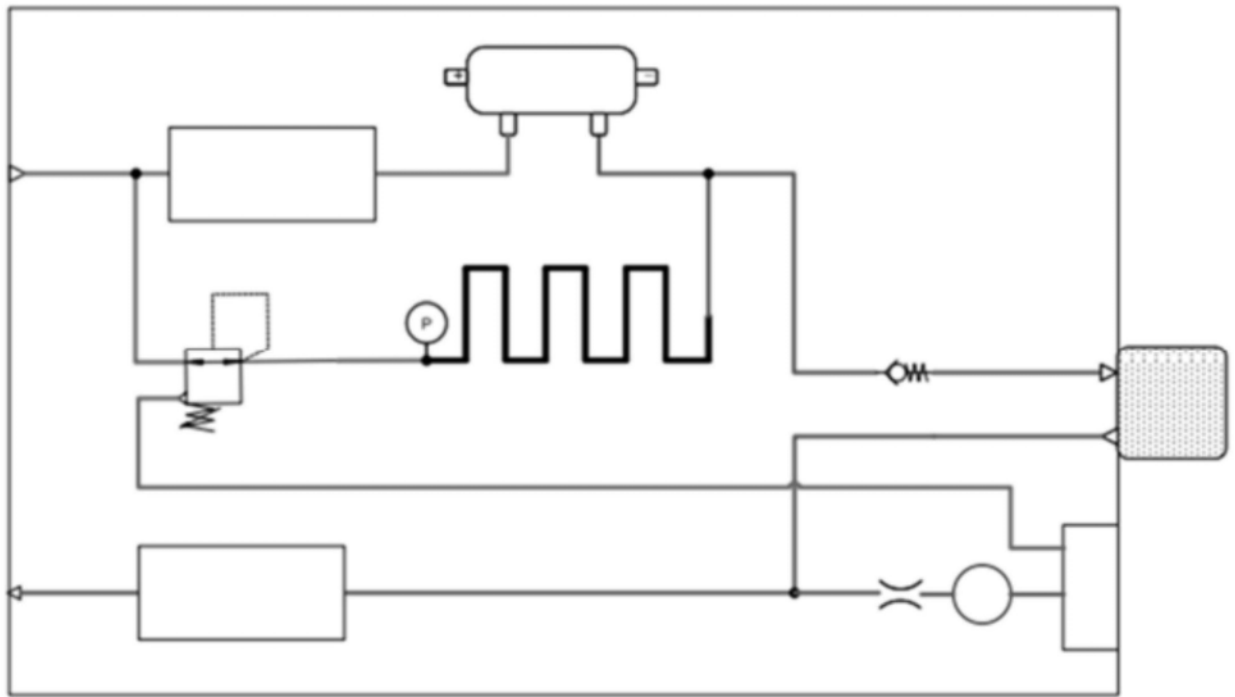


图15

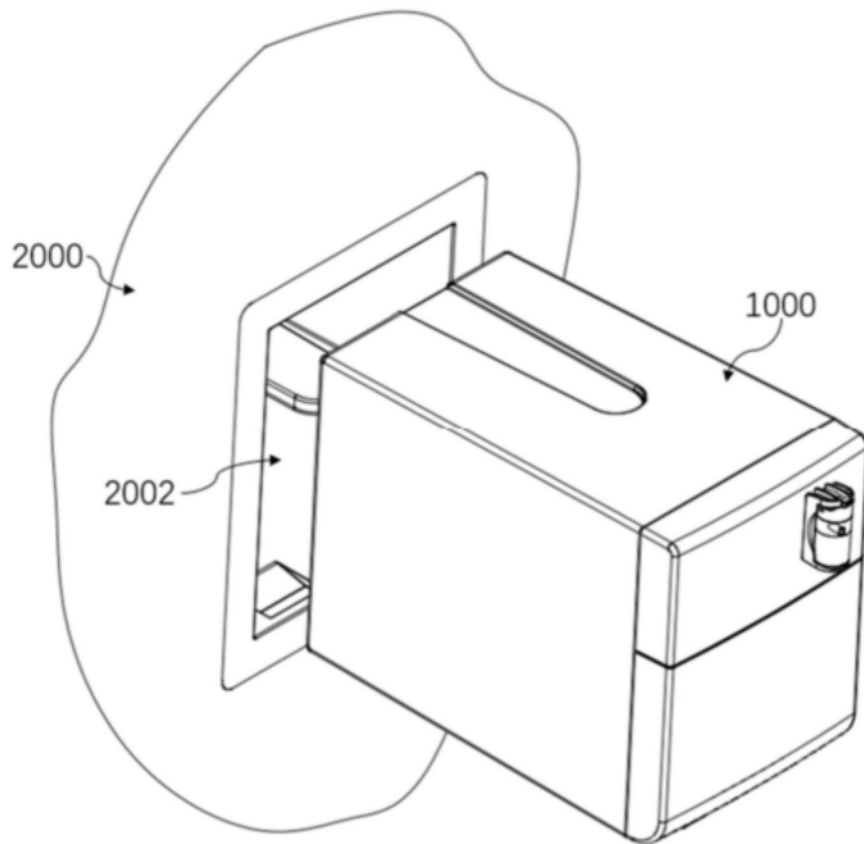


图16

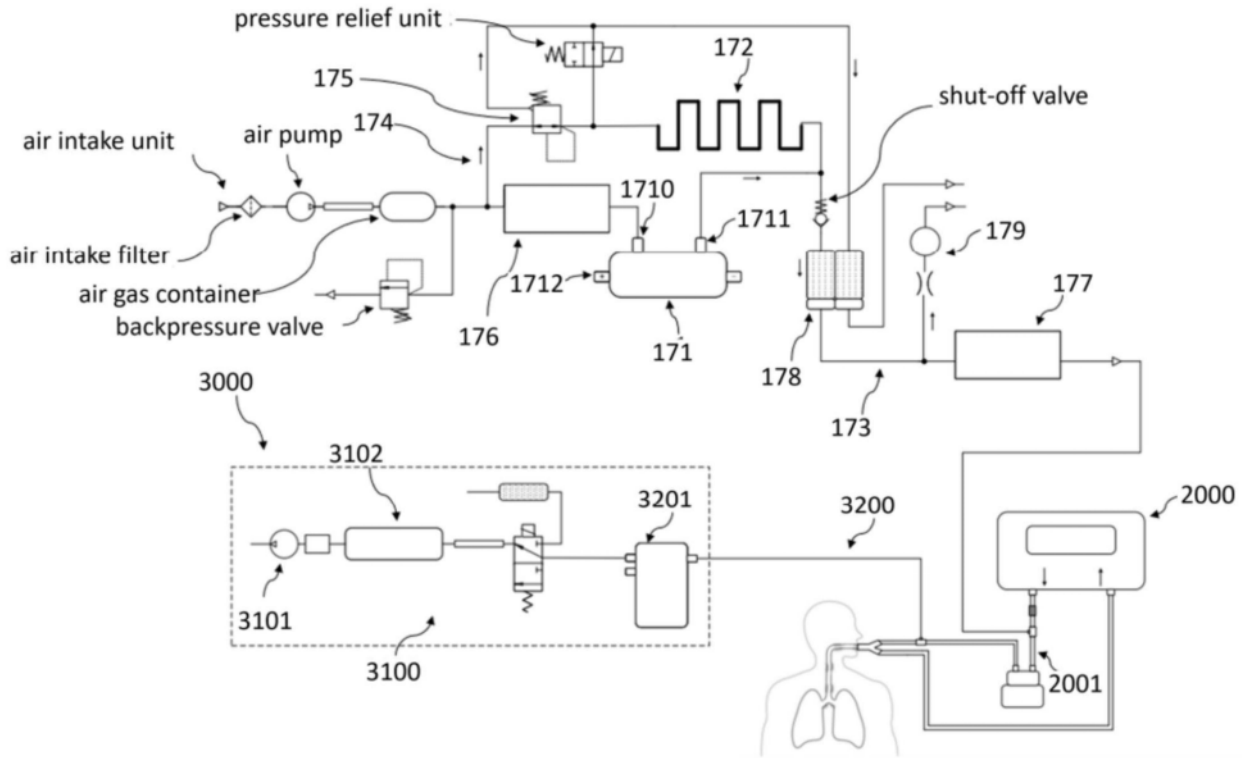


图17