



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102186525 B

(45) 授权公告日 2016.02.03

(21) 申请号 200980140836.9

(22) 申请日 2009.10.09

(30) 优先权数据

61/106,306 2008.10.17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.04.14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/054454 2009.10.09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/044038 EN 2010.04.22

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 W·K·达夫 W·A·特鲁什切尔

M·C·马德麦 C·L·尼达姆

C·W·麦克丹尼尔 L·米洛耶维奇

R·齐普罗斯基

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

(51) Int. Cl.

A61M 16/00(2006.01)

A61M 16/08(2006.01)

A61M 16/20(2006.01)

(56) 对比文件

US 2007/02212224 A1, 2007.09.27, 说明书
第[0042]-[65]段, 附图3.

US 2004/0173212 A1, 2004.09.09, 全文.

US 6920875 B1, 2005.07.26, 全文.

US 2006/0084877 A1, 2006.04.20, 全文.

W0 2007/140512 A1, 2007.12.13, 全文.

US 2008/0142011 A1, 2008.06.19, 全文.

审查员 王玮

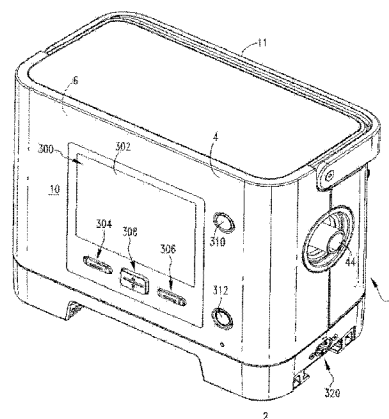
权利要求书2页 说明书19页 附图14页

(54) 发明名称

医疗通气机中的体积控制

(57) 摘要

一种通气机(2),其小巧、轻便且便携,仍然能够迅速适应工作于多种不同模式和配置下,以为患者递送多种治疗。使用具有多个传感器的停靠系统(100)和若干停靠块(102)来重新配置通气机(2),使其作为单支(150)或双支通气机工作,传感器被构造成监测气体流的若干参数。在单支(150)配置中,可以靠近患者(170)提供主动或被动排气组件(152)。即使在单支配置中,通气机(2)也能够工作在体积或压力支持模式。此外,电源控制机构(26)控制从交流电源(402)、铅酸电池(406)、内部可再充电电池组(410)和可拆卸电池组(412)向通气机(2)供电。



1. 一种通气机 (2), 包括 :

- (a) 具有内部和外部的外壳 (4) ;
- (b) 从所述外壳的所述外部延伸到所述内部的进入口 (30) ;
- (c) 设置在所述外壳之内并且被构造成产生气体流的流量发生器 (36) ;
- (d) 适于从所述外壳释放所述气体流的排出口 (44) ;
- (e) 患者回路, 包括 :
 - (1) 患者接口 (146) ; 以及

(2) 被动呼气装置 (152), 其适于将排出气体流从所述患者回路提供给环境空气, 其中, 所述患者回路与所述排出口流体相通, 并且被构造成在通气循环的吸气阶段期间将所述气体流的预定吸入体积递送到患者的气道 ; 以及

(f) 控制器 (98), 其操作性耦合到所述流量发生器, 并且适于考虑到在吸气期间从所述被动呼气装置损失的排出气体流来选择性地控制递送给该患者的所述气体流的吸入体积, 以便在所述通气循环的所述吸气阶段期间将所述气体流的所述预定吸入体积递送到所述患者的气道,

其中, 所述通气机是便携的, 并且其中, 所述通气机提供体积控制通气治疗同时允许所述患者从一个位置移动到另一个位置。

2. 如权利要求 1 所述的通气机, 其中, 所述患者回路是包括单一导管的单支回路, 其中, 所述单一导管使所述排出口与所述患者接口互相连接, 并且其中, 在所述单一导管的至少一部分内传送呼出气体和所述气体流的所述吸入体积二者。

3. 如权利要求 2 所述的通气机, 其中, 所述被动呼气装置是 :

(a) 被动排气阀, 并且其中, 邻近所述患者接口将所述被动排气阀耦合到所述单一导管 ; 或者

(b) 孔口, 其中, 所述呼出气体包含二氧化碳, 并且其中, 将所述孔口被构造成从所述患者回路冲洗出所述二氧化碳。

4. 如权利要求 1 所述的通气机, 其中, 所述控制器适于检测所述患者回路中是否出现所述气体流的泄漏, 并且其中, 作为对检测到所述泄漏的响应, 所述控制器选择性地调节所述流量发生器, 以使得所述气体流具有在所述通气循环的所述吸气阶段期间递送给所述患者的所述吸入体积。

5. 如权利要求 1 所述的通气机, 还包括邻近所述被动呼气装置与所述患者回路流体相通的传感器, 其中, 在所述通气循环的呼气阶段期间所述患者呼出的呼出气体具有一潮气量, 其中, 将所述传感器的输出提供给所述控制器, 并且其中, 所述控制器基于所述传感器的所述输出确定潮气量。

6. 如权利要求 5 所述的通气机, 其中, 作为对确定所述潮气量的响应, 所述控制器选择性地调节所述流量发生器以生成具有期望吸入体积的气体流, 在下一个通气循环的吸气阶段期间将该气体流递送给所述患者。

7. 如权利要求 1 所述的通气机, 其中, 所述患者接口是 (a) 无创患者接口装置, 或 (b) 有创患者接口装置。

8. 如权利要求 1 所述的通气机, 其中, 所述通气机的重量小于 5 千克。

9. 如权利要求 1 所述的通气机, 其中, 所述控制器适于使用不同补偿技术解决已知 / 有

意的泄漏和未知 / 无意的泄漏。

10. 如权利要求 1 所述的通气机, 其中:

所述控制器适于在多种不同模式中选择性地操作所述通气机, 其中, 所述模式包括用于给所述患者提供压力支持通气治疗的第一模式以及用于给所述患者提供体积控制通气治疗的第二模式。

11. 如权利要求 10 所述的通气机, 还包括包含被动呼气装置的第一患者回路和包含主动呼气装置的第二患者回路, 其中, 所述通气循环包括呼气阶段, 并且其中, 将所述通气机的所述排出口构造成选择性地进行下列之一: 连接到所述第一患者回路以在所述通气循环的所述呼气阶段相期间提供被动呼气和连接到所述第二患者回路以在所述通气循环的所述呼气阶段期间提供主动呼气。

12. 如权利要求 10 所述的通气机, 还包括:

可电连接到交流 (AC) 电源的第一电源连接 (404);

可电连接到铅酸电池的第二电源连接 (408);

设置于所述外壳的所述内部中的内部可再充电电池组 (410);

可移除地耦合到所述外壳的所述外部的可拆卸电池组 (412); 以及

功率控制机构 (26), 其被构造成控制从所述交流电源、所述铅酸电池、所述内部可再充电电池组以及所述可拆卸电池组中的对应的至少一个向所述通气机 (2) 供电。

医疗通气机中的体积控制

[0001] 本专利申请根据 35U. S. C. § 119(e) 要求享有 2008 年 10 月 17 日提交的美国临时申请 No. 61/106306 的优先权,在此通过引用将其内容并入本文。

[0002] 本发明总体上涉及医疗通气机,更具体而言,涉及一种相对小巧、轻便且便携但仍能够迅速而容易地适应在多种不同模式和配置下工作以向患者递送多种通气治疗的医疗通气机。本发明还涉及操作和保养这种通气机的方法。

[0003] 医疗通气机是一种被构造成向患者的气道递送诸如空气、氧气或其组合的气体以增强或替代患者的自身呼吸活动的机器。通常知道根据患者的具体通气治疗需要以特定模式操作常规医疗通气机。

[0004] 在基本没有患者自主呼吸活动的生命维持状况下,通常提供受控模式的通气,其中通气机承担起为患者通气的全部责任。在这种通气模式下,在通气周期的每个吸气阶段期间向患者提供受控体积的气体,通常基于时间确定通气机的触发点(即,从通气周期的呼气阶段过渡到吸气阶段)和循环点(即,从通气周期的吸气阶段过渡到呼气阶段)。

[0005] 传统上,用于生命维持状况中的通气机采用所谓的双支患者回路,该患者回路具有用于向患者输送气体的吸气支和用于从患者向排气组件输送气体的呼气支。排气组件包括选择性可控阀或类似机构,用于主动控制已在通气周期的呼气阶段期间从患者呼出的气体释放到大气中。这种配置通常被称为“主动排气”或“主动呼气”配置。典型地,上述受控体积生命维持通气是有创的,意味着用于将患者回路接口连接到用户气道的患者接口(例如,但不限于气管切开术导管、气管内导管等)是直接插入患者气道中的并被构造成在那里保持更长时间。

[0006] 在非生命维持状况下,患者表现出一定程度的自主呼吸活动,通常提供辅助模式或支持模式的通气,其中通气机通常通过向患者气道提供预定压力来增强或辅助患者自身的呼吸活动。在这种通气模式下,气体流的压力是受控的。例如,在双水平无创通气中,在每个通气周期的吸气阶段期间向患者递送吸气正气道压力(IPAP),在每个通气周期的呼气阶段期间向患者递送呼气正气道压力(EPAP),其通常低于 IPAP 水平。

[0007] 适用于非生命维持状况下的一些通气机采用所谓的单支患者回路;单支患者回路仅有一支,用于向患者和从患者输送气体。传统上,这样的单支回路采用被动呼气装置,常常为支和/或患者接口中的孔或排气口的形式,以允许患者呼出的气体被动地排到大气。这种配置通常被称为“被动排气”或“被动呼气”配置。

[0008] 此外,与通常与体积控制通气相关联的上述有创患者接口不同的是,用于压力支持通气治疗的患者回路通常是无创的。由患者临时采用,例如,但不限于,鼻面具、口鼻面具、全面部面具或鼻插管在需要时从通气机接收加压气体。

[0009] 鉴于上述情况,要认识到,通气机和相关通气机硬件,以及采用其为患者施予通气治疗的相关方法在传统上对于体积控制通气工作模式和压力支持工作模式已经显著不同了。此外,用于这两种模式之一(例如压力支持)的已知通气机、通气机硬件和/或相关方法常常与用于另一种模式(例如体积控制)的通气机、通气机硬件和/或相关方法不兼容。

[0010] 因此,本发明的目的是提供一种克服常规通气机缺点的通气机。根据本发明的一

个实施例,通过提供这样一种通气机实现这一目的,该通气机包括外壳、进出口、构造成产生气体流的流量发生器以及构造成从外壳释放气体流的排出口。通气机能够在多种不同模式下工作。此外,通气机包括停靠系统和若干停靠块,停靠系统具有构造成监测气体流的若干参数的多个传感器。每个停靠块包括可移除路由元件,该可移除路由元件被构造成选择性地耦合到通气机的外壳,以便将传感器配置成在多种不同预定配置中对应于通气机的期望的一种工作模式的一个。紧固机构将可移除路由元件紧固到通气机的外壳。

[0011] 在另一实施例中,这个目的是通过提供这样一种通气机实现的,该通气机包括具有内部和外部的外壳、从外壳的外部延伸到内部的进出口、设置于外壳之内并产生气体流的流量发生器、适于从外壳释放气体流的排出口。包括患者接口和被动呼气装置的患者回路 with 排出口流体相通以向患者气道递送气体流。控制器设置于外壳中并操作性耦合到流量发生器。控制器控制气体流的吸入体积,其中当患者在通气周期的呼气阶段期间呼出呼出气体时,被动呼气装置向大气释放至少一部分呼出气体。

[0012] 在又一实施例中,这个目的是通过提供这样一种通气机实现的,该通气机包括具有内部和外部的外壳、从外壳外部延伸到内部的进出口、设置于外壳之内产生气体流的流量发生器、以及适于在通气周期的吸气阶段期间从外壳向患者气道释放气体流的排出口。设置于外壳中的控制器在多种不同模式之间操作通气机,其中这些模式包括用于向患者提供压力支持通气治疗的第一模式以及用于向患者提供体积控制通气治疗的第二模式。

[0013] 在又一实施例中,这个目的是通过提供这样一种通气机实现的,该通气机包括具有内部和外部的外壳、从外壳外部延伸到内部的进出口、设置于外壳之内产生气体流的流量发生器、以及用于从外壳释放气体流的排出口。通气机还包括入口气流组件,入口气流组件具有在进出口处或附近选择性地耦合到通气机的外壳的盖子构件。盖子构件具有第一侧、与第一侧相对设置的第二侧以及延伸通过盖子构件的入口孔。入口孔向通气机的进出口提供气体。若干过滤构件设置于盖子构件第一侧和通气机的外壳之间。此外,紧固机构将盖子构件附接到通气机的外壳,由此相对于外壳固定盖子构件和所述若干过滤构件。可以从外壳移除入口气流组件,无需拆解通气机的其余部分。

[0014] 在另一实施例中,通过提供这样一种通气机实现这个目的,该通气机具有外壳,外壳提供可电连接到交流 (AC) 电源的第一电源连接。通气机包括可电连接到铅酸电池的第二电源连接。所述外壳的内部中还设置了内部可再充电电池组。最后,将可拆卸电池组可移除地耦合到外壳的外部。电源控制机构控制从交流电源、铅酸电池、内部可再充电电池组和可拆卸电池组中对应的至少一个向所述通气机供电。

[0015] 参考附图,考虑以下描述和所附权利要求,本发明的这些和其他目的、特征和特性,以及结构和部分的组合的相关元件的功能和操作方法和制造的经济性将变得更加显而易见,所有附图形成本说明书的一部分,其中在各图中类似的附图标记表示对应的部分。不过,显然可以理解,附图仅是为了例示和描述的目的,并非意在作为对本发明的限制。说明书和权利要求中使用的,单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数引用,除非上下文另行做出了详细说明。

[0016] 图 1 是根据本发明实施例的医疗通气机的正面透视图;

[0017] 图 2 是图 1 的医疗通气机的后视图;

[0018] 图 3 是图 1 的医疗通气机的部分分解的后部透视图,示出了可拆卸电池组和用于

其的停靠系统；

[0019] 图 4 是布置成被动呼气且无邻近压力传感配置的医疗通气机以及用于其的部件的示意图；

[0020] 图 5 是图 4 的医疗通气机的修改示意图，以示出布置成被动呼气且有邻近压力传感配置的医疗通气机以及用于其的部件；

[0021] 图 6 是图 5 的医疗通气机的修改示意图，以示出布置成主动呼气配置的医疗通气机以及用于其的部件；

[0022] 图 7A 是图 3 的停靠系统的停靠块的透视图；

[0023] 图 7B 是沿图 7A 的线 7B-7B 的截面图；

[0024] 图 8 是用于医疗通气机的停靠系统的另一停靠块的透视图；

[0025] 图 9 是用于医疗通气机的停靠系统的另一停靠块的等距视图；

[0026] 图 10 是医疗通气机背面以及用于其的进口气流组件的部分分解的等距视图；

[0027] 图 11 是图 10 的进口气流组件的分解等距视图，也示出了医疗通气机的流量发生器；

[0028] 图 12 是用于医疗通气机的电源系统的示意图；

[0029] 图 13 是图 3 的可拆卸电池组的等距视图；

[0030] 图 14 是沿图 3 的线 14-14 的截面图；以及

[0031] 图 15 是向医疗通气机供电的方法的流程图。

[0032] 这里使用的方向短语，例如，但不限于，顶部、底部、左、右、上、下、前、后及其衍生短语，涉及到的是附图中所示元件的取向，并不对权利要求形成限制，除非其中明确指出。

[0033] 如这里所用的，术语“患者接口”是指用于在通气机和患者气道之间建立流体通路的任何已知或适当机构，并且明确包括，但不限于，无创患者接口，例如面具、鼻管、鼻 / 口面具的组合和可移除口件，以及有创患者接口，例如气管套管和气管内导管，以及增湿器、喷雾器和仪表剂量吸入器，其可以是有创或无创的。

[0034] 如这里所用的，术语“模式”是指操作通气机以向患者提供特定类型通气治疗（例如，但不限于，压力支持通气治疗；体积控制通气治疗）的方式。

[0035] 如这里所用的，术语“探头”是指与传感器（例如，但不限于，机器流量传感器、邻近压力传感器、监测流量传感器）通信且被构造成向传感器转发关于参数（例如，但不限于，压力）的信息的任何已知或适当感测元件（例如，但不限于，导管）。

[0036] 如这里所用的，术语“接口机构”是指用于将通气机连接到附件（例如，但不限于，氧混合器、增湿器、脉搏氧饱和度仪）、装置（例如，但不限于，打印机）或通信或存储装置（例如，但不限于，因特网、硬盘、CD 或其他适当存储介质；计算机）的任何已知或适当装置（例如，但不限于，连接器、插座或插头）。

[0037] 如这里所用的，术语“紧固件”和“紧固机构”是指用于将一个部件固定到另一个部件的任何已知或适当固定机构，并且明确地包括，但不限于，铆钉、螺钉、螺栓、螺栓与垫圈和 / 或螺母的组合以及一体固定机构，例如，但不限于，模制的舌片和弹性突起，其从一个部分延伸并与另一个部分咬合，以将两个部分固定在一起。

[0038] 如这里所用的，两个或更多部分“耦合”在一起这种表述应当表示这些部分直接接合在一起，或通过一个或多个中间部分接合在一起。

[0039] 如这里所用的,术语“数量”应当表示一或大于一的整数(即,复数)。

[0040] A. 系统架构

[0041] 图1示出了根据本发明实施例的医疗通气机2的说明性实施例。如下文中将更详细描述,可以选择性配置医疗通气机2(这里有时简称为“通气机”)以在多种不同模式下工作,如本文定义的,以向患者170提供通气治疗(在图4、5和6中以简化形式示出)。应当理解,这里仅仅出于说明目的显示和描述了通气机2,可以在具有各种其他能力和工作模式的其他类型通气机(未示出)中实施这里所述的特征和方法。

[0042] 通气机2包括外壳4,外壳4具有内部6和具有外表面10的外部8。在示范性实施例中,通气机2被设计成便携式的,并且因此,包括把手11,把手11枢轴耦合到外壳顶部,以便于携带或移动通气机。图1中以收起状态示出的把手11在图3中还在虚线图中以直立位置示出。

[0043] 在图1的范例中,通气机2包括用户接口300,其设置于通气机外壳4前面的外表面10上。除了这些特征之外,用户接口300包括屏幕或显示器302,其被构造成显示与通气机和/或患者170相关的若干参数(例如,但不限于,压力、体积、流速)(图4、5和6)。用户接口300还包括多个输入构件304、306、308、310和312,用户可以操作这些构件,例如以便控制通气机的工作和/或在屏幕302上显示的参数(未明确示出)间导航。例如,但不作为限制,在一个非限制性范例实施例中,输入构件310包括开/关按钮,并且输入构件312包括模式按钮,用于在通气机2的各种工作模式之间,或在用户接口300的屏幕302上可看到的各种显示之间进行切换。类似地,输入构件304、306和308可以包括,例如,但不限于,用户可用于通过用户接口在通气机各种特征中导航、选择和/或程序控制的按钮。

[0044] 不过,要认识到,用户接口300的特定布置并非意味着要成为本发明的限制性方面。具体而言,应该理解通气机2可以具有除这里所示和所述之外的任何适当配置的任何已知或适当替换用户接口。例如,本发明预期提供拨号盘、旋钮、触摸板、滚动球、鼠标或其他输入装置,作为输入构件304、306、308、310和312的补充或替代。而且,显示器203可以配置成触屏显示器,使其充当输入装置,作为输入构件304、306、308、310和312的补充或替代。而且,本发明还预期通过远程控制来操作通气机2,以便可以取消输入构件304、306、308、310和312。

[0045] 通气机2优选还具有这里定义的多种不同接口机构320、322、324、326、328和330。例如,但不作为限制,通气机2可以包括插座320,例如,图1所示范例中朝向通气机外壳4底部设置的插座。在本发明的一个非限制性实施例中,这样的插座320可以适于将通气机2电子连接到电源(例如,参见图12示意性示出并在下文中更详细描述的交流(AC)电源402和铅酸电池电源406)。在本发明的范围之内,可以提供任何已知或适当类型、数量和/或配置的接口机构,例如,但不限于,图2和3所示的五个额外接口机构322、324、326、328和330。

[0046] 还要认识到,可以将这样的接口机构(例如,但不限于插座、连接器)用于任何已知或适当目的,例如,但不限于,将通气机2连接到因特网(例如通过以太网),连接到例如但不限于打印机(未示出)或计算机(未示出)的分立装置或连接到任何适当的通气机附件,例如,辅助医疗装置,比如,脉搏氧饱和度仪或二氧化碳监测器或备用气体源(例如,参见图4、5和6示意性示出并在下文描述的可选氧源31)。

[0047] 图 4、5 和 6 分别以简化形式示出了通气机 2 的三种说明性范例配置。具体而言，图 4 示出了配置成提供无邻近压力传感的被动呼气的通气机的部件。图 5 示出了配置成提供具有邻近压力传感的被动呼气的通气机的部件。此外，图 6 示出了配置成提供主动呼气的通气机的部件。

[0048] 更具体而言，如图 4 中示意性示出的，通气机 2 包括流量发生器 36，其被构造成例如从通过进入口 30 进入通气机外壳 4 的空气 38'（环境大气）和 / 或空气 38' 与适当补充气体（例如氧气）的混合物，来产生气体流 38。可以从图 4、5 和 6 中以简化形式示出的上述通气机附件之一，例如氧源 31 提供补充氧气。在本发明的一个非限制性实施例中，可选的氧源 31 包括经由前述接口机构之一一连接到通气机 2 的低流量（例如，但不限于大约 0-50psi 和大约 15 升每分钟（LPM））氧混合器，接口机构例如但不限于接口机构 328，在示意性示出且在这里描述的范例中，其是一种快速连接阀门配件。

[0049] 在图示的示范性实施例中，通气机 2 还包括用于过滤进入通气机外壳 4 的环境空气 38' 的空气输入过滤器 32。如下文中将要更详细论述的，优选在环境空气 38' 和 / 或来自可选补充氧源 31 的气体到达流量发生器 36 之前，引导其通过入口气流组件 200。范例流量发生器 36 是微型涡轮机，其包括具有叶轮设计（图 11 中部分示出）的无刷直流（DC）电动机（未示出），用于产生通气机 2 需要的期望压力和气体流 38。在一个非限制性实施例中，微型涡轮机 36 可以在大约 3000-42000 转 / 分（rpm）的速度工作。不过，要认识到，流量发生器 36 可以是被构造成以大于环境大气的压力产生气体流 38 的任何已知或适当装置，例如但不限于，压缩机、风扇、叶轮、鼓风机、活塞或风箱。

[0050] 继续参考图 4，离开流量发生器 36 的气体流 38 通过可选的流筛板（过滤器）40，流筛板与设置于外壳 4 中的第一流元件 42 流体相通。因为第一流元件 42 设置于通气机之内，所以这里也将其称为机器流元件 42。邻近流量发生器 36 出口放置的机器流元件 42 可以例如是，但不限于，机械元件，例如孔口或阀。机器流元件 42 被设计成在气体流 38 通过它时产生压降。不过，要理解，可以采用任何已知或适当的备选数量和 / 或配置的流元件为通气机 2 提供任何适当的气体流 38，而不脱离本发明的范围。

[0051] 与机器流元件 42 串联地提供第一（机器）流量传感器 46，以便基于机器流元件两端的压降测量气流 38 的流速。此外，还提供第二流量传感器 50（在这里所示和所述的范例中为差压传感器）以经由回路 52 和 54 测量机器流元件 42 两端的压降来测量气体 38 的流速。于是，第二流量传感器 50 在第一流量传感器 46 进行监测的前提下，以冗余方式监测气体 38 的体积流量。在这里还将第二流量传感器 50 称为监测流量传感器 50。要认识到，通气机 2 之内的流量传感器 46 和 50 和其他传感器可以配置和重新配置成与通气机各种工作模式对应的多种不同配置，如下文将结合图 5 和 6 的范例所描述的。还可以理解仅通气机不必具有两个流量传感器。此外，本发明甚至还预期消除一个或两个流量传感器，以便利用其他技术，例如基于提供给流量发生器的功率、流量发生器的速度等的技术，来测量流速或表示流速的参数。

[0052] 控制机器压力传感器 86 操作性耦合到内部导管 143，内部导管从流量发生器 36，通过排出口 44 向外部导管 144 供应气体流 38，该气体流 38 最后到达患者接口 146。范例控制机器压力传感器 86 通过自动归零阀 87 连接到内部导管 143。传感器 86 为静态压力传感器，用于监测通气机 2 的排出口 44 处或附近的压力。此外，监测机器压力传感器 88 操作

性耦合到内部导管 143。监测机器压力传感器 88 也是静态压力传感器,用于以冗余方式监测排出口 44 处或附近的压力。适用于通气机 2 的其他传感器包括,但不限于,温度传感器 51 和 53 以及气压传感器 55,温度传感器 51 和 53 操作性耦合到内部导管 143,并用于监测离开流量发生器 36 的气体流 38 的温度,气压传感器 55 用于测量气压,例如,以允许计算出的体积流量的高度调节。

[0053] 尽管在图 4 的范例中所示的无邻近压力传感配置的被动呼气中未采用,但通气机 2 还包括主动呼气控制组件 90,在例如如图 6 所示将通气机配置成主动呼气配置模式时采用主动呼气控制组件 90。最后,通气机 2 包括图 4、5 和 6 中示意性示出的控制器 98。控制器 98 电子连接到前述部件中的每个并适于与其通信,以便选择性地控制通气机。

[0054] 在图 4 的范例中,通气机 2 具有单一外部导管 144,其将通气机的排出口 44 和患者接口 146 互连起来。因此,通气机 2 的患者回路 150 是单支回路,其中单一外部导管 144 既从排出口 44 向患者接口 146 并最终向患者 170 的气道 160 递送气体流 38(在图 4、5 和 6 中以简化形式部分示出),又输送在通气周期的呼气阶段期间由患者 170 呼出的呼出气体 38"。图 4 的单支患者回路 150 包括用于向大气排放(即释放)呼出气体 38"的被动呼气装置 152(例如,但不限于阀、孔口、端口或其他排出装置)。

[0055] 尽管为了说明简单,这里描述的范例中示出的患者接口 146 是无创面具 146,但要认识到,这里定义的任何已知或适当的备选患者接口都可以以任何适当配置用于患者回路 150(图 4)、150'(图 5)、150"(图 6)。还要认识到,被动呼气装置 152 可以耦合到患者回路 150、患者接口 146 或两者。

[0056] 现在参考图 5,通气机 2 的部件被示意性示为配置成提供有邻近压力传感的被动呼气。在这种配置中,通气机部件和预定传感器配置与前面结合图 4 描述的无邻近压力配置的被动呼气大致相同。不过,此外,提供于外壳 4 中的邻近压力传感器 48 被配置成经由探头 57(例如导管)与单支患者回路 150"的单一外部导管 144'流体相通,如这里定义的,探头靠近连接到回路 156 的邻近患者接口 146 设置。

[0057] 图 6 示出了主动呼气配置中的通气机 2 和用于其的部件的示意图。在这样的配置中,通气机 2 包括与排出口 44 流体相通的备用单支患者回路 150"。具体而言,除了外部导管 144"之外,单支患者回路 150"还包括邻近流元件 154 和主动呼气装置 156(例如,但不限于阀)。邻近流元件 154 是位于患者回路中大致靠近患者接口 146"的机械元件,被设计成在气体流 38 和 / 或呼出气体 38"通过它时产生压降。

[0058] 在示例性实施例中,主动呼气装置 156 是设置于单支患者回路 150"中的比例受控减压阀并且被构造成提供低阻力,使得在通气周期的呼气阶段期间能够进行呼出气体 38"的二氧化碳冲洗。要认识到,主动呼气装置 156 可以耦合到患者回路 150"、患者接口 146"或两者。主动呼气装置 156 被构造成提供最小的呼气阻力,以便在治疗失败(例如,但不限于通气机故障)的情况下符合防窒息的要求。具体而言,主动呼气装置 156 包括防窒息装置 158(图 6 中以简化形式示出)以满足这样的要求。在一个非限制性实施例中,防窒息装置是挡板阀 158,由例如,但不限于橡胶或另一种适当材料制成,被构造成在通气机 2 故障或局部故障的情况下发生偏转,以显露出主动呼气装置 156 的对应孔径(未明确示出)。这样的孔径与大气流体相通。因此,挡板阀 158 确保患者 170 至少能够在通气机 2 发生这种故障的情况下有可能吸入环境空气。

[0059] 在图 6 的范例中,控制器 98 操作性耦合到主动呼气控制组件 90,并因此操作性耦合到主动呼气装置 156。主动呼气控制组件 90 是压力单元,其调节主动呼气装置 156 的隔膜 157(图 6 中以简化形式示出),以便在通气周期的呼气阶段期间于患者 170 呼气时控制偏压流。范例的主动呼气控制组件 90 包括倾泄阀 91 和比例阀 92,倾泄阀 91 被构造成迅速减小来自隔膜 157 的导向压力 (pilot pressure),从而允许其在患者开始呼气时完全打开,比例阀 92 与提供于两个阀 91、92 之间的孔口 93 结合,控制偏压流。

[0060] 可以认识到,通气机 2 是一种能够工作在单支或双支配置下并能够提供压力支持治疗或体积控制治疗两者的小巧、轻便、多功能通气机。此外,可以在非侵入系统中递送压力支持治疗或基于体积的治疗,非侵入系统例如是具有有意气体泄露,例如通过呼气阀的气体泄露的单支系统。

[0061] 下面的表 1 列出了针对本发明的通气机的示范性实施例的技术规格。

[0062]

表 1	
技术规格	值
重量	
尺寸	4.5" x 6.88" x 9.5"
通气模式	A/C, SIMV, CPAP, S, S/T, T, PC, Flex
潮气量 (ml)	50-2000

[0063]

速率 (bpm)	0-60
峰值流量 (lpm)	3-150
I-时间 (秒)	0.2-5.0
体积触发灵敏度 (cmH ₂ O 压力, 流量)	
E-周期 (% 峰值流量)	
压力支持 (cmH ₂ O)	0-50
上升时间 (秒)	0.1-0.6
EPAP/PEEP (cmH ₂ O)	4-46
内部电池运行时间 (小时)	4.0
可拆卸电池运行时间 (小时)	4.0
内部电池充电时间	8 小时或更少

[0064] B. 停靠 (porting) 系统

[0065] 要认识到,公开的通气机可以在多种不同工作模式下工作,包括,但不限于,用于向患者 170 提供压力支持通气治疗的第一模式以及用于向患者提供体积控制通气治疗的第二模式。此外,在这些模式之内,通气机 2 能够具有任何适当的呼气配置,例如,但不限于前述图 4 的无邻近压力传感配置的被动呼气、图 5 的有邻近压力传感配置的被动呼气以及图 6 的主动呼气配置。

[0066] 将通气机 2 从这些模式和 / 或配置之一切换到另一种需要更换和 / 或重新配置通气机 2 的特定特征,例如,但不限于传感器和 / 或患者回路。传统上,对于常规通气机而言,这曾经是一种耗费时间的尝试,需要对通气机进行大量的拆解和 / 或操控,或一起使用不同的通气机。这是因为,在本发明的通气机 2 之前,所有前述工作模式和配置不能在单一的通气机装置中使用。现在将要论述,公开的通气机克服这些缺点的一种方式是一种具有多个可互换停靠块 102 (图 3、7A 和 7B)、102' (图 8) 和 102'' (图 9) 的停靠系统 100,从而能够迅速而容易地将通气机 2 配置和 / 或重新配置成期望的模式。

[0067] 具体而言,停靠系统 100 包括前述传感器 (例如,但不限于机器流量传感器 46、邻近压力传感器 48、监测流量传感器 50) 和多个用于其的探头 (例如,但不限于,导管)。例如,示范性的机器流量传感器 46 包括第一机器流量探头 52 和第二机器流量探头 54,邻近压力传感器 48 包括至少一个邻近压力探头 56,并且监测流量传感器 50 包括第一监测流量探头 60 和第二监测流量探头 62。可以在通气机外壳 4 的外表面 10 上的一个公共位置触及到探头 52、54、56、60、62。每个停靠块 102 (图 3、4、7A 和 7B)、102' (图 5 和 8) 和 102'' (图 6 和 9) 包括可移除路由元件 103 (图 3、4、7A 和 7B)、103' (图 5) 和 103'' (图 6),其被构造造成选择性地在前述公共位置处或附近耦合到通气机外壳 4,以便配置探头 52、54、56、57、58、59、60、62、63 和 65 (全部在图 6 中示出) 并从而配置对应的传感器 46、48、50,无需拆解通气机 2。参考图 3 将进一步理解本发明的这个方面,其中停靠块 102 的可移除路由元件 103 被示出为从通气机外壳 4 分解开。

[0068] 停靠系统 100 的紧固机构 116 被构造造成将可移除路由元件 103 紧固到外壳 4,如图 2 所示。也在图 3 中示出的范例紧固机构 116 是单一紧固件 118,其被构造造成延伸通过可移除路由元件 103 的孔 119。如图 3 所示,也如图 7A 和 7B 所示,可移除路由元件 103 包括第一侧 120、设置于第一侧相对面的第二侧 122、第一和第二相对端 124 和 126 以及多个通路 104、106、108、110 和 112 (图 7B;也参见图 4 中示意性示出的通路 104、106、108、110、112 和 114),其从第一侧 120 向第二侧 122 延伸。如这里所用,术语“通路”是指延伸通过对象的至少一部分的任何已知或适当的孔、通道、导管或路径,并且明确地包括活动通路和非活动通路 (即闭合通路),活动通路被构造造成允许流体 (例如气体) 从其通过,而非活动通路被构造造成阻挡流体 (例如,气体) 从其中通过。在将选定停靠块 (例如 102) 的可移除路由元件 103 耦合到通气机外壳 4 时,其通路 104、106、108、110、112 和 / 或 114 与探头 52、54、56、60、62 和 / 或 63 合作,以便确定与通气机的选定工作模式对应的期望的预定传感器配置。

[0069] 为了公开的经济性,将仅详细描述停靠块 102 的一个的工作。不过,要认识到,基本以相同方式使用停靠系统 100 的其他可互换停靠块 (例如,但不限于停靠块 102' 和 102'')。再次参考图 3,通气机外壳 4 的外表面 10 包括凹槽 64,凹槽 64 被构造造成接收停靠块 102 的可移除路由元件 103。于是,如图 2 所示,在将可移除路由元件 103 正确插入凹

槽 64 中时,可移除路由元件 103 的第二侧 122 基本与通气机外壳 4 的与凹槽 64 相邻的外表面平齐。因此,本发明的可互换停靠块设计不会产生从通气机外壳 4 向外延伸的不期望的突起。

[0070] 在图 3 的范例中,凹槽 64 包括第一和第二孔径 66 和 68,其被构造成分别接收第一和第二突起 132 和 134,第一和第二突起 132 和 134 从可移除路由元件 103(图 3,7A 和 7B)的第一侧向外延伸。如图 7A 和图 7B 的截面图所示,突起 132 和 134 优选分别包括密封垫 136 和 140。密封垫 136 和 140(还参见 O 形环密封垫 138 和 142)可以由任何已知或适当材料制成,例如,但不限于硅酮橡胶,并被构造成分别设置在突起 132、134、137 和 141 的对应部分上(在图 7B 中最佳示出),以便阻挡气体流 38(图 4,5 和 6)从可移除路由元件 103 和通气机外壳 4 之间意外泄露。图 7A 和 7B 的范例中的可移除路由元件 103 包括分别从突起 132 和 134 向外延伸的接头 137 和 141,并且密封垫包括分别设置于突起 132 和 134 的对应沟槽中的细长密封垫 136 和 140,以及分别设置于接头 137 和 141 的对应沟槽中的 O 形环密封垫 138 和 142。

[0071] 可移除路由元件 103 还包括设置于可移除路由元件 103 的第一和第二端 124 和 126 之间,在其第二侧 122 或附近的指状舌片(finger tap)130。指状舌片 130 被构造成便于从通气机外壳的凹槽 64 移除可移除路由元件 103,例如,在希望用不同的可移除路由元件 103'(图 5 和 8)或 103''(图 6 和 9)替换它以便改变通气机 2 的传感器配置以在不同模式下工作时。不过,将要认识到,除示范性指状舌片 130 之外,可以以任何适当布置采用任何适当备选机构,以便于移除可移除路由元件 103。还要认识到,可移除路由元件 103 可以具有任何已知或适当备选配置,而不脱离本发明的范围。

[0072] 例如,图 8 和 9 分别示出了根据本发明的不同停靠块 102' 和 102'' 的两个非限制性的说明性实施例。如将要论述的,图 8 的停靠块 102' 包括可移除路由元件 103',其被构造成建立图 5 中示意性示出的预定传感器配置,并且图 9 的停靠块 102'' 包括可移除路由元件 103'',其被构造成建立图 6 示意性示出的预定传感器配置。具体而言,类似于图 3、4、7A 和 7B 的停靠块 102,停靠块 102' 的可移除路由元件 103' 具有分别带有第一和第二接头 137' 和 141' 的第一和第二突起 132' 和 134'。

[0073] 尽管在图 8 中未示出它们,也预期使可移除路由元件 103' 包括密封垫,如前文参考图 7A 和 7B 论述的那些。如下文中将要论述的,可移除路由元件 103' 的主要不同之处在于其通路的构造(例如,参见图 5 示意性示出的通路 104'、106'、108'、110'、112' 和 114')。一条通路 108' 被构造成将邻近流量传感器 48 连接到患者回路 150',如图 5 所示。如图所示,这条通路 108' 延伸通过端口 109',其从可移除路由元件 103' 的外表面向外延伸。

[0074] 如将要参考图 6 论述的,图 9 的可移除路由元件 103'' 的通路 104''、106''、108''、110''、112'' 和 114''(图 6 中示意性示出)与可移除路由元件 103'(图 5 和 8)和可移除路由元件 103(图 3、4、7A 和 7B)的那些通路不同,并且由此被构造成建立图 6 示意性示出的传感器配置。具体而言,如图 9 所示,可移除路由元件 103'' 包括第一和第二突起 132'' 和 134''。第一突起 132'' 包括一单独的接头 137'',而第二突起 134'' 包括三个接头 141''、145'' 和 147''。在示范性实施例中,突起 132'' 和 134'' 和接头 141''、145'' 和 147'' 包括适当的密封垫(为说明简单起见,图 9 中未示出),例如前文参考图 7A 和 7B 所述

的那些。可移除路由元件 103'' 的第一、第二和第三通路 104''、106'' 和 108'' 分别延伸通过可移除路由元件 103'' 的对应第一、第二和第三端口 105''、107'' 和 111''，以提供期望的探头 / 传感器连接。

[0075] 除了停靠系统 100 的停靠块 102 (图 3、4、7A 和 7B)、102' (图 5 和 8) 和 102'' (图 6 和 9) 可以包括除这里所示和所述的三种配置之外的任何适当配置之外,要认识到,它们也可以由任何适当的材料并通过任何适当的工艺或方法制造。在一个非限制性范例中,可互换停靠块 102、102'、102'' 是单件模制的塑料部件,因此制造起来相对容易且廉价。

[0076] 再次参考图 4,现在将论述用于无邻近压力传感配置的被动呼气的传感器(例如,但不限于机器流量传感器 46、邻近压力传感器 48 和监测流量传感器 50)的预定配置,尤其是使用可移除路由元件 103 来建立这种配置。具体而言,在工作时,在做出决定,以根据特定模式和 / 或呼气配置操作通气机 2 时,选择与该模式和 / 或配置对应的患者回路(例如,但不限于,单支患者回路 150)并将其耦合到通气机 2 的排出口 44。备选地,可以根据需要配置或重新配置患者回路 150,例如,通过用另一个呼气装置(例如不同的被动呼气装置;例如图 6 中所示的主动呼气装置 156)替换呼气装置(例如,被动呼气装置 152)和 / 或通过附接或更改患者接口 146。换言之,患者回路 150 的单一外侧导管 144 可以保持附接于通气机 2 的排出口 44,呼气装置 156 和 / 或患者接口 146 例如通过一个或多个快速改变配件(例如,但不限于滑动配件)(未明确示出)选择性地耦合到导管 144。于是,整体上既可以被移除又可以被更换或互换的患者回路,以及可以选择性地部分配置和 / 或重新配置的患者回路都在本发明的范围之内。

[0077] 在选择或配置患者回路 150 (图 4)、150' (图 5) 或 150'' (图 6) 之后,然后选择对应的停靠块 102 (图 3、4、7A 和 7B)、102' (图 5 和 8) 或 102'' (图 6 和 9) 并将其附接于通气机外壳 4 (图 2 中最佳示出)。如前所述,为了建立各种预定传感器配置,每个可移除路由元件 103 (图 3、4、7A、7B)、103' (图 5 和 8) 和 103'' (图 6 和 9) 具有不同的通路布置,这些通路被构造成选择性地以预定方式与传感器探头合作。具体而言,在图 4 的范例中,可移除路由元件 103 包括第一、第二、第三、第四和第五活动通路 104、106、108、110 和 112,以及一个非活动通路 114。第一活动通路 104 与第二活动通路 106 合作以便将第一机器流量探头 52 连接到第一监测流量探头 60。第三活动通路例如经由单一邻近压力探头 56 将邻近压力传感器 48 连接到环境大气。第四和第五活动通路 110、112 彼此合作以将第二机器流量探头 54 连接到第二监测流量探头 62,如图所示。最后,因为在图 4 的无邻近压力传感配置的被动通气中不使用主动呼气控制组件 90,所以主动呼气控制探头 63 连接到非活动(阻塞的)通路 114。

[0078] 因此,要认识到,仅仅通过将合适的可互换停靠块(例如,但不限于 102)附接到通气机外壳 4,就可以将所有传感器配置成与选定的通气机 2 的工作模式对应的期望的预定配置。不过,要认识到,停靠块 102 (图 3、4、7A 和 7B)、102' (图 5 和 8) 和 102'' (图 6 和 9) 的可移除路由元件 103 (图 3、4、7A 和 7B)、103' (图 5 和 8) 和 103'' (图 6 和 9) 的通路的确切布置并非意在成为本发明的限制方面。本发明的停靠系统能够通过简单地更换停靠块 102 (图 3、4、7A 和 7B)、102' (图 5 和 8)、102'' (图 6 和 9),即无需增加或移除其他感测元件,迅速而容易地重新配置同样的通气机传感器。

[0079] 如图 5 所示且如前所述,对于有邻近压力传感配置的被动呼气和参考图 4 论述的

无邻近压力传感配置的被动呼气,基本类似地布置通气机 2 的部件。主要区别是包括第二邻近压力探头 57,其与患者回路 150' 的靠近患者接口 146 的外部导管 144 流体相通。第二可互换停靠块 102' 的可移除路由元件停靠块 103' 被构造成容纳这个邻近压力探头 57。具体而言,类似于可移除路由元件 103,可移除路由元件 103' 包括第一、第二、第三、第四和第五活动通路 104'、106'、108'、110' 和 112',以及一个非活动通路 114'。第一和第二活动通路 104' 和 106' 合作以便将第一机器流量探头 52 连接到第一监测流量探头 60。不过,与可移除路由元件 103 的第三通路 108 不同的是,第三通路 108 将邻近压力探头 56 连接到大气,而可移除路由元件 103' 的第三通路 108' 将第一邻近压力探头 56 连接到第二邻近压力探头 57,如图所示。第四和第五活动通路 110' 和 112' 连接第二机器流量探头 54 和第二监测流量探头 62,并且主动呼气探头 63 连接到非活动通路 114'。

[0080] 现在参考图 6,在将通气机 2 及其部件配置用于主动呼气时,单支患者回路 150'' 还包括前述邻近流元件 154 和主动呼气装置 156。因此,需要若干额外的探头以及主动呼气装置探头 65,该额外的探头例如,但不限于第三和第四邻近压力探头 58 和 59。通过可互换停靠块 102'' 的第三可移除路由元件 103'',具体地通过其第一、第二、第三和第四活动通路 104''、106''、108'' 和 110'' 以及第一和第二非活动通路 112'' 和 114'',确定这些和其他探头的配置。

[0081] 第一活动通路 104'' 将第一监测流量探头 60 连接到第二邻近压力探头 57,第二活动通路 106'' 将第一邻近压力探头 56 连接到第四邻近压力探头 59,第三活动通路 108'' 将第二监测流量探头 62 连接到第三邻近压力探头 58。通过这种方式,邻近压力探头 57 和 58 与传感器 50 通信,以监测邻近流元件 154 的相对侧上的气体流 38、38''。第四活动通路 110'' 将第一主动呼气控制探头 63 连接到主动呼气装置探头 65。于是,在这种配置中,经由控制器 98 主动采用主动呼气控制组件 90 来监测和控制主动呼气装置 156。在这种配置中不需要机器流量传感器 46 以及第一和第二机器流量探头 52、54,因此,将它们分别耦合到第一和第二非活动通路 112'' 和 114''。

[0082] 鉴于上述情况,要认识到,本发明能够迅速而容易地配置或重新配置单一通气机 2 以提供各种类型的通气治疗,无需拆解或更换通气机。。尤其独特的是通气机 2 能够使用前述被动呼气装置 152(例如,但不限于被动呼气阀、孔口)向患者 170 提供体积控制通气治疗(也称为体积通气)。以前认为使用这种组合的有效患者通气基本是不可能的。

[0083] 具体而言,在为患者精确维持气体 38 的期望的吸入体积至关重要时(在体积控制、生命维持状况下常常是这种情况),允许气体 38'' 被动逃逸到大气中有些违反直觉。因此,已知的体积控制(即生命维持)通气系统(未示出)常规上需要主动呼气装置,其充当双支患者回路的一部分(即,患者回路包括至少两个外部导管,一个用于通气周期的吸气阶段期间患者吸气,一个用于通气周期的呼气阶段中患者呼气)。这往往会导致通气机设计比期望的更大更复杂。这样一来,通气机通常不适用于在医院、指定护理中心或其他设施(在那里可以由医生、医疗专家或受过训练的人员密切监测和维护通气机)之外。

[0084] 本发明的通气机能够使用被动呼气提供体积控制通气治疗,这通过提供单个大体移动的轻便通气机 2 克服了这些和其他缺点,使得患者能够相对容易地从一个位置移动到另一个位置,同时继续接受适当的通气治疗。因此,公开的通气机给患者带来了保持相对灵活生活方式的机会。

[0085] 更具体而言,如前所述并参考例如图 5,范例通气机的患者回路 150' 优选是包括单一外部导管 144' 的单支回路 150',其中单支回路可以包括选择性地在其排出口 44 处可连接到通气机 2 的独立、完整的组件,或者可选择性地配置为具有可选择性连接到单一导管 144' 的诸如患者接口 146 和被动呼气装置 152 的部件。在任何事件中,单一导管 144' 互连通气机 2 的排出口 44 和患者接口 146。被动呼气装置 152 耦合到靠近患者接口 146 的单一导管 144' 处。当工作在受控体积(体积通气)模式下时,操作性耦合到流量发生器 36 的通气机 2 的控制器 98 适于选择性地控制流量发生器 36 以产生具有吸入体积(也称为吸入潮气量)的气体流 38。本发明还预期提供这样的体积通气,其中提供在预定吸气时间内的吸气流量曲线。

[0086] 单支患者回路 150' 在通气周期的吸气阶段期间向患者 170 的气道 160 递送具有吸入体积的气体流 38。在这里所示和所述的范例中,吸入体积的气体流 38 和呼出气体 38" 都是在单支患者回路 150' 的单一导管 144' 之内输送的。要认识到,被动呼气装置 152 的一项功能是将患者呼出的呼出气体 38" 中所含的二氧化碳冲洗到大气中。随后,可以在下一通气周期的吸气阶段期间向患者递送新鲜吸入体积的气体流 38。

[0087] 要认识到,为患者指定的特定吸入体积或体积通气取决于多种不同因素,包括,但不限于,患者罹患的疾病类型以及疾病的进展阶段。在一个非限制性实施例中,通气机 2,尤其是用于其的控制器 98,适于根据需要选择性地调节流量发生器 36,使气体流 38 具有期望的吸入体积,在通气周期的吸入阶段期间将气体流递送给患者。可以自动这样做。备选地,可以使用上述用户接口 300,由患者自己或优选由医生或护理人员对通气机 2 进行编程控制。在通气周期的呼气阶段期间,由被动呼气装置 152 将由患者 170 呼出的呼出气体 38" 的至少一部分释放到大气中。因此,除了其他优点之外,通气机 2 使用被动通气提供了有效的体积控制通气治疗,从而使得既不需要上述双支患者回路(未示出),也不需要已知体积控制通气系统的主动呼气装置(未示出)。

[0088] 通气机 2 的控制器 98 优选适于也提供泄露补偿。例如但不作为限制,控制器 98 可以适于执行适当的泄露补偿例程,以便检测患者回路 150' 中的泄露,并响应于泄露检测,对通气机 2 的工作做出适当调节。适当泄露补偿例程的一个非限制性范例是可从本发明的受让人买到的 Autotrack[®] 软件程序。在美国专利 No. 5148802 ;5313937 ;5433193 ;5632269 ;5803065 ;6029664 ;6626175 ;6360741 ;6920875 ;6948497 和 7100607 中提供了泄露估计/补偿技术的范例,在此通过引用将其内容并入本文。

[0089] 备选地,本发明预期提供具有已知的泄露速率与压力关系的已知/有意泄露或固定泄露装置或排气口。可以使用这种关系针对任何给定压力确定泄露速率。

[0090] 此外,本发明预期为未知(非有意)泄露提供泄露补偿,未知泄露例如是因为患者到通气机回路接口造成的泄露、在套囊(cuff)、口、面具等处的泄露。使用与已知泄露不同的程控响应补偿未知/非有意泄露,已知泄露即分配到已知或固定(有意)泄露装置的泄露。这种不同的程控响应可以包括(不限于)泄露极限、假设的压力与泄露关系、以及独立的且与用于对已知或有意泄露建模的关系不同的单一或多个时间常数。可以使用这种程控响应调节来自通气机的流,以确保在患者中的特定预计生理或使用情况改变时患者接收到规定的潮气量到通气机回路。

[0091] 通常,响应于检测或估计气体流 38 的泄露(有意、非有意或兼有),控制器 98 适于

选择性地调节流量发生器 36, 使气体流具有期望的吸入体积, 其中在通气周期的吸入阶段期间将气体流递送给患者。

[0092] 通气周期的呼气阶段具有一潮气量。可以与患者回路 (例如, 参见图 5 的患者回路 150') 流体相通并靠近被动呼气装置 152 地使用至少一些上述传感器, 例如邻近传感器 48, 以确定呼出气体 38'' 的潮气量。响应于确定潮气量, 通气机控制器 98 选择性地调节流量发生器 36 以产生具有期望吸入体积的气体流 38, 该气体流 38 要在下一通气周期的吸气阶段期间被递送给患者 170。

[0093] 除了其他优点之外, 通气机 2 的适应性使得能够在患者疾病的整个发展过程中采用同一通气机。例如, 在一种非限制性环境中, 患者 170 可能会从一开始仅需要断续压力支持通气治疗的状况进展到最终需要基本恒定体积控制通气治疗的状况。这种进展可以在很长时间内较慢地发生。因此, 可能在整个疾病进展过程中都需要通气治疗的组合。公开的通气机非常适于适应这样的情况并满足这样的患者的通气需求, 不论那些需求可能是什么以及它们怎么变化。

[0094] 具体而言, 在一个非限制性实施例, 通气机控制器 98 适于在体积控制和压力支持模式之间选择性地切换通气机 2。此外, 如有必要, 可以相对迅速并容易地更换 (即替换) 或重新配置患者回路 (例如 150 (图 4)、150' (图 5) 或 150'' (图 6)), 以提供例如图 4 和 5 所示的被动呼气或例如图 6 所示的主动呼气。此外, 根据需要, 可以选择性地采用各种患者接口 146, 无需大幅度调整或替换通气机 2。

[0095] C. 入口气流组件

[0096] 图 10 示出了用于通气机 2 的入口气流组件 200。除了其他优点之外, 入口气流组件 200 是模块化设计的, 并且可以选择性地从通气机外壳 4 移除, 无需拆解通气机 2 的其余部分。因此, 可以相对迅速、容易而廉价地维护通气机的其余部分。例如, 可以迅速而有效地对通气机 2 进行消毒和 / 或杀菌。如将要论述的, 可以通过用新的入口气流组件 200 (例如以替换套件形式的) 替换整个用过的入口气流组件 200 来这样做, 或者可以去除入口气流组件 200, 并可以使用任何适当的经批准的消毒或杀菌流程对其至少一些部件 (例如, 但不限于盖子构件 202, 如下文所论述的), 同时可以替换组件 200 的其他部件 (例如, 但不限于, 下文所述的过滤构件 250 和 / 或过滤构件 260)。

[0097] 非常希望能够迅速而容易更换过滤构件 250 和 260, 因为这样的构件 (其可以包括任何已知或适当的垫圈、挡板、噪声衰减装置和 / 或过滤介质) 通常由例如, 但不限于, 开口泡沫塑料的材料制成, 这种材料可能会不利地收集并保持碎屑、微生物和细菌。这样一来, 必须对构件 250 和 260 进行替换或适当消毒, 以便适当地对通气机 2 杀菌。没有所公开的模块化入口气流组件 200, 就必须拆解通气机 2 的大部分, 或用新通气机完全替换它, 以便实现必需的杀菌水平。不利的是, 拆解通气机耗时很长, 不是普通患者和 / 或护理人员的适当选择。其还需要更大量的停机时间, 在此期间通气机不能工作。唯一的其他选择是完全替换通气机, 成本过高几乎无法实现, 并可能出现的问题, 例如缺少适当的替换通气机或接收替换件、重新配置替换件等过程中有延迟。

[0098] 公开的入口气流组件 200 通过提供包括盖子构件 202 的可移除模块化组件克服了这些和其他缺点, 该模块化组件被构造成在通气机的进风口 42 (图 10) 处或附近选择性地耦合到通气机的外壳 4。盖子构件 202 具有第一和第二相对侧 204 和 206 以及入口孔 208,

入口孔 208 被构造成向进入口 42 提供气体（在图 10 和 11 中由附图标记 38' 大体表示）。这里公开和描述的入口气流组件 200 包括两个上述过滤构件 250 和 260。不过，要认识到，可以采用任何备选数量和 / 或配置的过滤构件而不脱离本发明的范围。

[0099] 入口气流组件 200 优选包括紧固机构 270，例如，但不限于，图 10 的范例中所示的四个螺钉 272。紧固机构 270 被构造成将盖子构件 202 紧固到通气机外壳 4，由此相对于其固定盖子构件 202 和过滤构件 250 和 260。紧固机构 270 还能够例如通过简单地松开和 / 或去除螺钉 272 来相对迅速并容易地去除和 / 或替换入口气流组件 200 或其部分。当然，本发明预期用于紧固机构 270 的其他配置。例如，可以使用搭扣套件、舌槽接合、摩擦套件、带槽装置或任何其他适当紧固技术将盖子构件 202 耦合到通气机外壳 4。

[0100] 如图 10 所示，通气机外壳 4 的外表面 10 包括凹窝 29，其从外表面向内延伸以接收入口气流组件 200。在入口气流组件 200，尤其是用于其的盖子构件 202 设置于凹窝 29 之内时，盖子构件的第二侧 206 基本和通气机外壳 4 的与凹窝相邻的外表面 10 平齐。参考图 2 和 3 可以理解将入口气流组件附接于通气机外壳时的其平齐属性，图 2 和 3 示出了完全安装在通气机外壳上的入口气流组件。

[0101] 如上文先前论述的，由于具有基本平齐的停靠块 102，入口气流组件 200 的平齐设计克服了通常与从通气机外壳 4 向外延伸的突起相关的缺点。换言之，通气机 2 的可移除入口气流组件 200 和（就此而论）其他可移除或以其他方式可拆卸的特征（例如，但不限于下文论述的停靠块 102、可拆卸电池组 412）不会不期望地妨碍通气机的总体形式因素（即，通气机外壳 4 的外表面 10 的总体形状）。

[0102] 如图 11 中最佳示出的，入口气流组件 200 的盖子构件 202 包括多个壁 210 和 212，其从盖子构件的第一侧 204 向外基本垂直地延伸。因此，在盖子构件 202 设置于凹窝 29 之内时（图 2 和 3），盖子构件的壁 210 和 212 被构造成延伸到凹窝 29 中（图 10），以便向通气机 2 的进入口 42 引导气体 38'。具体而言，壁 210 和 212 形成入口气流路径 214，其从盖子构件 202 的入口孔 208 向通气机 2 的进入口 42 延伸。

[0103] 图 11 中所示范例中的盖子构件 202 大致是矩形形状，并且包括四个外周边缘 222、224、226、228 和四个角 230、232、234 和 236。范例紧固机构 270 的四个螺钉 272 中的每个延伸通过角 230、232、234 和 236 的对应一个，如图 10 的分解视图所示。不过，将要认识到，可以采用任何备选数量和 / 或配置的任何已知或适当备选紧固机构，而不脱离本发明的范围。

[0104] 范例盖子构件 202 的壁 210 和 212 包括靠近外周边缘 222、224、226 和 228 设置的外壁 210 以及从外壁 210 向内隔开的内壁 212，如图所示。内壁 212 还在通气机 2（图 10）的进入口 42（图 10）的至少一部分周围延伸。于是，入口气流路径 214 设置于盖子构件 202 的外壁 210 和内壁 212 之间。盖子构件 202 还包括管 240（部分示出）（还在图 2、3 和 10 中示出），其从盖子构件 202 的第一侧 204 在其入口孔 208 处或附近向内延伸，以便将气体 38' 引导到入口气流路径 214 中。范例管 240 还包括多个气窗 242，以根据需要进一步引导和控制入口气体 38'。

[0105] 入口气流组件 200 的若干过滤构件 250 和 260 中的至少一个是过滤器元件，其被构造成设置于入口气流路径 214 中、盖子构件 202 的壁 210 和 212 之间。于是，气体 38' 流动通过过滤器元件 260，如图 11 中的虚线图所示。如前所述，过滤器元件 260 可以由任何已

知或适当的过滤介质制成,例如,但不限于,泡沫(例如,但不限于,开口泡沫塑料)。范例过滤器元件 260 包括延伸通过其的多个狭缝 216、218 和 220。如图 11 中的虚线图所示,在过滤器元件 260 设置于组装的位置时,盖子构件 202 的壁 210 和 212 的部分延伸通过过滤器元件 260 的对应狭缝 216、218 和 220。通过这种方式,相对于盖子构件 202 保持过滤器元件 260 的位置。不过,应当指出,过滤器元件 260 还优选从盖子构件 202 选择性地可拆卸,例如,以便被替换或适当消毒,如前所述。

[0106] 如前所述,入口气流组件 200 包括第一和第二过滤构件 250 和 260。第一过滤构件 250 与通气机外壳 4 相邻设置,第二过滤构件 260 设置于第一过滤构件 250 和盖子构件 202 的第一侧 204 之间。第一和第二过滤构件 250 和 260 分别具有第一和第二厚度 252 和 262,其中第二过滤构件 260 的第二厚度 262 大于第一过滤构件 250 的第一厚度 252。不过,将要认识到,各种其他过滤构件实施例(未示出)在本发明的范围之内。范例第一过滤构件 250 优选至少部分充当垫圈,用于阻挡气体 38' 不希望地从盖子构件 202 和通气机外壳 4 之间泄露。第一过滤构件 250 还包括孔 254,其被构造成在过滤器构件 250 覆盖盖子构件 202 的第一侧 204 时,在通气机 2 的入口 42 之内(具体地)与流量发生器 36(图 11 中以简化形式示出)对齐。

[0107] 因此,在本发明的一个非限制性实施例中,公开的入口气流组件的示范性实施例可以包括包含新的(即替换)盖子构件 202 和适当的过滤构件(例如,但不限于,第一和第二过滤构件 250 和 260)的套件,从而能够迅速、容易和廉价地对通气机 2 进行杀菌或以其他方式维护,而无需对通气机进行大范围拆解和/或替换。

[0108] D. 电源优先化和可拆卸电池组

[0109] 图 12 示出了根据本发明原理的通气机 2 和用于其的各种电源的示意表示。要认识到,为了说明简单起见,图 12 中未示出通气机 2 的内部部件及其细节。可采用现在将要描述的各种电源向通气机的任何已知或适当的部件和/或其若干附件(例如,但不限于,加湿器、氧混合器、脉搏氧饱和度仪、二氧化碳监测器)供电。

[0110] 在这里所示和所述的范例中,通过以下四种电源向通气机 2 供电:

[0111] 1) 交流(AC)电源 402(图 12 中以简化形式示意性示出),可以使用第一电源连接 404(例如,但不限于,电源线)将其电连接到通气机 2,

[0112] 2) 铅酸电池 406,例如,但不限于,12V DC 车用电池或 24V DC 的卡车电池,可以使用第二电源连接 408(例如,但不限于,电池连接器)将其电连接到通气机 2,

[0113] 3) 设置于通气机外壳 4 的内部 6 之内的内部电池组 410(图 12 中的隐藏线图中以简化形式示出),以及

[0114] 4) 可拆卸电池组 412(在图 12 的虚线图中以简化形式示出)。如将要论述的,可拆卸电池组 412 可移除地耦合到通气机外壳 4 的外表面 10。

[0115] 四个电源 402、406、410 和 412 中的每个都电连接到电源控制机构 26(在图 12 中的隐藏线图中以简化形式示出),其适于根据预定级别从电源 402、406、410 和 412 选择性地向通气机 2 供电,下文会更详细描述。

[0116] 电源 402、406、410 和 412 以及用于采用其为通气机 2 供电的级别给已知通气机带来很大改进,已知通气机最多被构造成使用三个电源,即交流电源、铅酸电池或内部可再充当电池组之一来工作。这样的通气机(未示出)不能进一步包括本发明的可拆卸电池组

412。如下文将要论述的,除了其他优点之外,可拆卸电池组 412 改善了通气机的便携性,由此改善了患者在接收通气治疗的同时能够走动并保持其生活方式的能力。

[0117] 要认识到,通气机 2 适于可电连接到任何已知或适当的交流电源 402,例如但不限于 110V 交流电源或 220V 交流电源。交流电源 402 和通气机 2 之间的电连接可以通过任何已知或适当的电源连接 404 实现。类似地,要认识到,示范性铅酸电池 406 还可以备选地包括任何适当电压和 / 或化学性质的任何已知或适当的电池,而不脱离本发明的范围。铅酸电池 406 也可以使用任何已知或适当的电源连接 408 电连接到通气机 2。

[0118] 还要认识到,内部电池组 410 和可拆卸电池组 412 优选是可再充电的。根据本发明的一个非限制性实施例,这些电池组 410 和 412 中的每个包括若干锂离子电池(例如,参见图 14 的截面图中所示的可拆卸电池组 412 的锂离子电池 424),如图 12 中以简化形式所示的,范例电源控制机构 26 还包括充电器 28。因此,在通气机 2 电连接到交流电源 402 或铅酸电池 406 且内部电池组 410 未充满电时,电源 402 和 / 或 406 给充电器 28 供电以为电池组 410 充电。如将要论述的,如果可拆卸电池组未充满电,充电器 28 还可以适于为可拆卸电池组 412 充电。

[0119] 可拆卸电池组 412 仅在一个预定取向上可连接到通气机外壳 4,并且在其设置成这种取向时,它不会不期望地从通气机外壳 4 的外表面 10 突出。通过让患者或护理人员对如何正确插入可拆卸电池组非常清楚,有利地简化了采用可拆卸电池组 412 为通气机供电的过程。此外,一旦以适当取向插入,可拆卸电池组 412 就不会从通气机外壳的外表面突出这一事实,有利地为通气机外壳提供了大致统一的形式因素(即,通气机外壳 4 的外表面 10 的总体形状),由此消除了通常与突出相关联的缺点。例如,但不作为限制,通过与外壳 4 的其余部分基本平齐,避免了外壳 4 的突起无意中碰撞周围物体,并且通气机 2 较不笨拙和 / 或较不难以握持和 / 或搬运,因为其具有相对统一的形状(参见图 1,2 和 3)和关联的重量分布。参考图 2 和 14 可以进一步理解可拆卸电池组 412 的平齐属性,并且参考图 14 的截面图可以进一步理解可拆卸电池组 412 的唯一单取向方面。

[0120] 更具体而言,如图 3、13 和 14 所示,可拆卸电池组 412 包括封套 414,封套 414 具有第一端 416、与第一端 416 相对并远离第一端 416 的第二端 418、第一侧 420 和第二侧 422。如图 2 和 14 所示,仅在可拆卸电池组 412 以预定取向设置于由通气机外壳 4 界定的腔 12 之内时,封套 414 的第二侧 422 才与通气机外壳的和腔相邻的外表面 10 基本平齐,如上所述。

[0121] 若干电池 424(在图 14 的截面图中示出了四个),例如,但不限于,上述锂离子电池,被封套 414 包封,并且电连接到电池 424 的电连接器 426 从封套 414 的第一侧 420 向外延伸,如图 13 和 14 所示。可拆卸电池组 412 的电连接器 426 被构造成电连接到设置于通气机外壳 4 的腔 12 之内的对应电连接器 20,如图 14 所示。

[0122] 在以正确取向将可拆卸电池组 412 插入通气机外壳 4 的腔 12 中时,电连接器 426 基本自动与通气机的对应电连接器 20 对齐。不过,将要认识到,可以采用任何已知或适当的备选数量和 / 或配置的电连接器,而不脱离本发明的范围。还要认识到,尽管预期可拆卸电池组 412 的电池 424(图 14)和内部可再充电电池 410(图 12)是锂离子电池,但可以采用任何已知或适当的备选数量、配置和 / 或类型的电池。

[0123] 封套 414 还包括至少一个紧固机构,在这里示出和描述的范例中包括分别从电池

组封套 414 的第一和第二端 416 和 418 向外延伸的第一和第二突起 428 和 430。如图 14 所示,突起 428 和 430 被构造成分别在通气机外壳 4 中的腔 12 的相对端 14 和 16 处与对应凹槽 22 和 24 咬合,以便将封套 414 可移除地耦合到外壳。更具体而言,在以合适取向将可拆卸电池组 412 插入腔 12 中时,第一突起 428 与腔 12 的第一端 14 的对应凹槽 22 咬合。然后枢轴旋转(例如,相对于图 14 的逆时针方向)可拆卸电池组 412,直到第二突起 430 与腔 12 的第二端 16 的凹槽 24 咬合。通过这种方式,可拆卸电池组 412 搭扣到期望的预定取向中,并被固定在通气机外壳 4 的腔 12 之内。

[0124] 在示范性实施例中,可拆卸电池组 412 还包括设置于电池组封套 414 的第二侧 422 上的释放机构 432(图 2,3 和 14),使得可以从通气机外壳 4 的外部 8 触及到它。如图 14 的截面图最佳示出的,上述第一和第二突起 428 和 430 中的至少一个可移动地耦合到释放机构 432,以便使得释放机构的移动导致这种突起 428 和 / 或 430 的对应移动,以脱离通气机外壳 4 的腔 12 的对应凹槽 22 和 24,并卸下可拆卸电池组 412,以将其从那里取出。

[0125] 继续参考图 14,将认识到,通气机 2 的外壳 4 的腔 12 具有第一形状,并且可拆卸电池组封套 414 的第一侧 420 具有对应的第二形状。于是,在以预定取向将可拆卸电池组 412 插入腔 12 中时,如图 14 所示,电池封套 414 的第二形状与通气机外壳 4 的腔 12 的第一形状对应,以便将可拆卸电池组 412 嵌套在腔内。图 14 的范例并不是要以任何方式限制本发明的范围,在该范例中,通气机外壳 4 的腔 12 的第二端具有拱形部分 18,并且可拆卸电池组封套 414 的第二端 418 具有对应的拱形部分 419。对应的拱形部分 18 和 419 便于以合适取向将电池组 412 插入腔 12 中。实际上,基本不可能沿任何其他方向将可拆卸电池组 412 不正确地插入腔 12 中。这有利地消除了患者或护理人员不正确附接可拆卸电池组 412 的可能性,不正确附接可能导致通气机无法从可拆卸电池组 412 接收电力。

[0126] 如图 13 所示,本发明预期为可拆卸电池组 412 提供充电指示器 434,其被构造成表示设置于封套 414 之内的若干电池 424(图 14)的实测容量。如这里所用的,术语“实测容量”是指例如与充满电的电池组相比电池组 412 的剩余电力,充满电的电池组处于其最高容量。图 13 的范例中的充电指示器包括多个发光二极管(LED)435,其电连接到可拆卸电池组 412 的电池 424(图 14)。LED 435 排成一线,充电指示器 434 被设计成点亮若干 LED 435(即线的一部分),表示可拆卸电池组 412 的实测容量。

[0127] 要认识到,可以以任何适当数量和 / 或配置采用除 LED 435 之外的任何已知或适当的备选类型的变化指示器,而不脱离本发明的范围。还要认识到,尽管可以通过任何已知或适当的方式(例如,但不限于,自动地)提供指示(例如,点亮若干 LED),但图 13 的充电指示器 434 包括弹性舌片 436,可以按下弹性舌片以在电池 424(图 14)和 LED 435 之间形成完整的回路(未明确示出),以便“测试”电池组 412(即,点亮对应数量的 LED435)。

[0128] 还要认识到,可拆卸电池组 412 可以包括任何已知或适当的额外标记。例如,在图 13 中说明性示出的非限制性实施例中,电池组 412 包括指示器 437 和 438,其可以包括,例如,但不限于,充电灯(例如 LED)437 和另一个灯(例如 LED)438,充电灯可以适于在对可拆卸电池组 412 充电时闪烁,而另一个灯可以适于在到达可拆卸电池组的预定阈值容量(例如,在需要替换或转换到另一电源之前的最低可接受容量;最大容量)时发光。

[0129] 图 15 示出了根据本发明实施例,依照四个上述电源 402、406、410 和 412(图 12)的预定级别操作通气机 2 的方法 450。具体而言,在第一步骤 452,判断第一电源连接(例

如图 12 的交流电源连接器 404) 是否电连接到交流电源 402。如果是这样的话,电源控制机构 26(图 12 中以简化形式示出)使得从交流电源 402 向通气机 2 供电。在使用交流电源 402 操作通气机时,在步骤 456 判断内部可再充电电池组 410 或可拆卸电池组 412(图 2,3,10 和 12-14) 的任一个是否充满电。如果未充满,则在步骤 458,充电器 28 对合适的电池组 410 和 / 或 412 充电。如果电池组 410 和 412 都已充满电,或者在步骤 458 对它们充满电之后,在步骤 452 重复该方法,以判断交流电源连接器 404 是否电连接到交流电源 402 的步骤重新开始。

[0130] 如果在步骤 452 确定通气机 2 的交流电源连接器 404 未电连接到交流电源 402,那么方法前进到步骤 460,在此判断第二电源连接(例如,图 12 的铅酸电池连接器 408)是否电连接到铅酸电池 406。如果是这样的话,该方法继续到步骤 462,该步骤是可选的。具体而言,如有必要,在步骤 462,将来自铅酸电池 406 的电压转换成通气机 2 的合适的直流(DC)需求。然后,在步骤 464,电源控制机构 26 使得从铅酸电池 406 向通气机供电。同时,电源控制机构 26 继续评估通气机 2,尤其是交流电源连接器 404 是否已经连接到交流电源 402。在通气机 2 工作期间一直都是这样的。换言之,四个电源 402、406、410 和 412(全都在图 12 中示出)具有预定级别,其中交流电源 402 优选是优先的,接着是铅酸电池 406,然后是可拆卸电池组 412,最后是内部可再充电电池组 410。

[0131] 继续参考根据图 15 的范例的方法 450,如果在步骤 460 确定通气机 2 的铅酸电池连接器 408 未连接到铅酸电池 406,那么在步骤 466 判断可拆卸电池组 412 是否电连接到通气机 2。如果该问询的答案为“是”,那么在步骤 468,评估可拆卸电池组 412 的实测容量,并且如果其超过预定阈值(例如,但不限于,大于可拆卸电池组 412 的最大容量的 10%),那么该方法前进到步骤 470。在步骤 470,使用可拆卸电池组 412 向通气机供电。不过,如果在步骤 466 确定可拆卸电池组 412 未电连接到通气机,或在步骤 468 确定可拆卸电池组 412 的实测容量小于预定阈值,然后该方法前进到步骤 472。

[0132] 在步骤 472,评估内部可再充电电池组 410 的实测容量,并且如果其超过预定阈值(例如,但不限于,大于内部可再充电电池组 410 的最大容量的 10%),则方法前进到步骤 474。或者,如果内部可再充电电池组 410 的实测容量不大于预定阈值,那么该方法前进到步骤 476。在步骤 474,使用内部可再充电电池组 410 向通气机 2 供电以操作通气机,而在步骤 476,基于预定共享方式从可拆卸电池组 412 和内部可再充电电池组 410 为通气机供电。

[0133] 更具体而言,步骤 476 一般发生在内部可再充电电池组 410 和可拆卸电池组 412 的实测容量都小于其相应最大容量的 10% 的时候。在这种情况下,将根据如下规则由两个电池组 410 和 412 分担对通气机的电力供应:容量较大的电池组应提供更大电流,使得电池组 410 和 412 基本同时到达零百分比容量。根据一个非限制性范例,内部可再充电电池组 410 和可拆卸电池组 412 一起为通气机 2 提供充足电力,以在正常工作状态下工作至少四个小时。不过,将要认识到持续时间小于或大于四个小时的电池组也在本发明的范围之内。

[0134] 因此,将要认识到,根据公开的方法 450,假设电源 402、406、410 和 412 中的至少一个保持电连接并在预定规格之内(例如,但不限于实测容量),四个电源 402、406、410 和 412 中的任一个的电连接或断开连接将不会导致对通气机 2 供电的任何中断。还要认识到可拆卸电池组 412 提供相对轻便的机构,用于基本无限制地向通气机 2 供电。例如,可以采

用多个可拆卸电池组 412(仅示出了一个),其中,在可拆卸电池组之一电连接到通气机时,使用任何已知或适当的充电器或电池充电装置(未示出)对其他电池组充电。在电连接到通气机的可拆卸电池组 412 放电到预定阈值容量时,可以利用已充电的替换可拆卸电池组之一迅速而容易地替换它。在更换可拆卸电池组(即,用已充电的电池组替换已放电的电池组)期间,内部电池组 410 将向通气机提供必要电力,以避免电力的意外中断。

[0135] 因此,本发明的通气机 2 提供了一种紧凑而结实的单元,由于其具有模块化设计,所以是便携的,以便于患者移动,从而尽可能地保持患者的生活方式。于是,根据本发明,能够在多种模式下操作单一一个便携式通气机 2,以向患者提供多种不同通气治疗。除了其他益处和优点之外,通气机还包括用户友好的用户接口 300,能够记录、传输和报告临床数据,能够选择性地连接到多种附件(例如,但不限于,增湿器、氧混合器、脉搏氧饱和度仪、二氧化碳监测器)和装置(例如,但不限于,因特网、打印机、计算机)。通气机还具有若干方便和有成本效益的特征,例如,但不限于,用于迅速和容易地配置通气机以工作在期望模式中的停靠系统 100、可拆卸电池组 412 和四个电源、以及模块化入口气流组件 200,其中,可以选择性地从通气机 2 移除入口气流组件 200 以维护(例如杀菌)通气机的其余部分,而无需实质性拆解或更换通气机。

[0136] 尽管已经基于当前认为最现实且优选的实施例出于说明目的详细描述了本发明,但要理解,这种细节仅仅是为了该目的,本发明不限于公开的实施例,而是相反,意在覆盖在所附权利要求的精神和范围之内的修改和等同布置。例如,要理解本发明预期在可能的程度上可以将任何实施例的一个或多个特征与任何其他实施例的一个或多个特征组合。

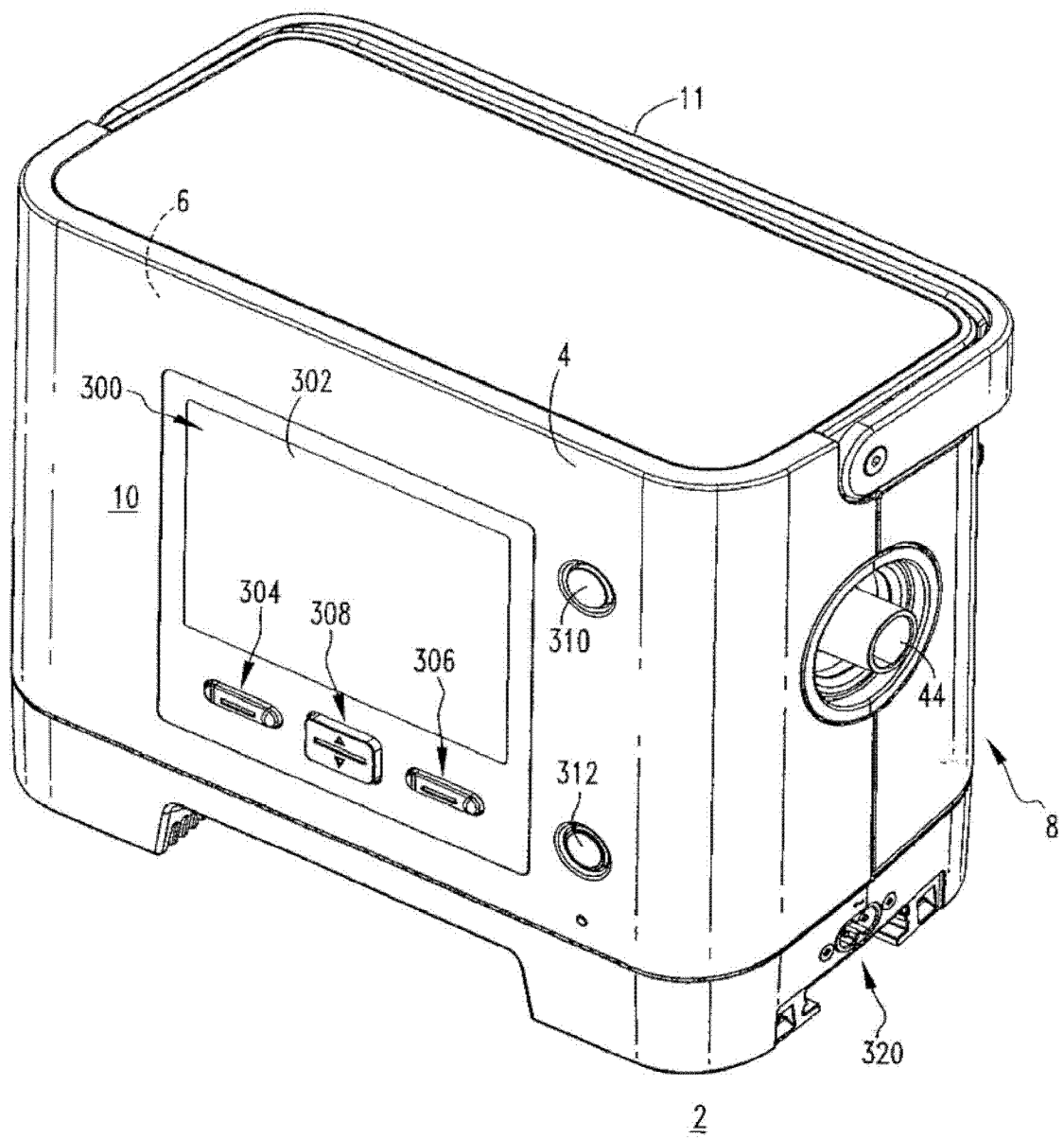


图 1

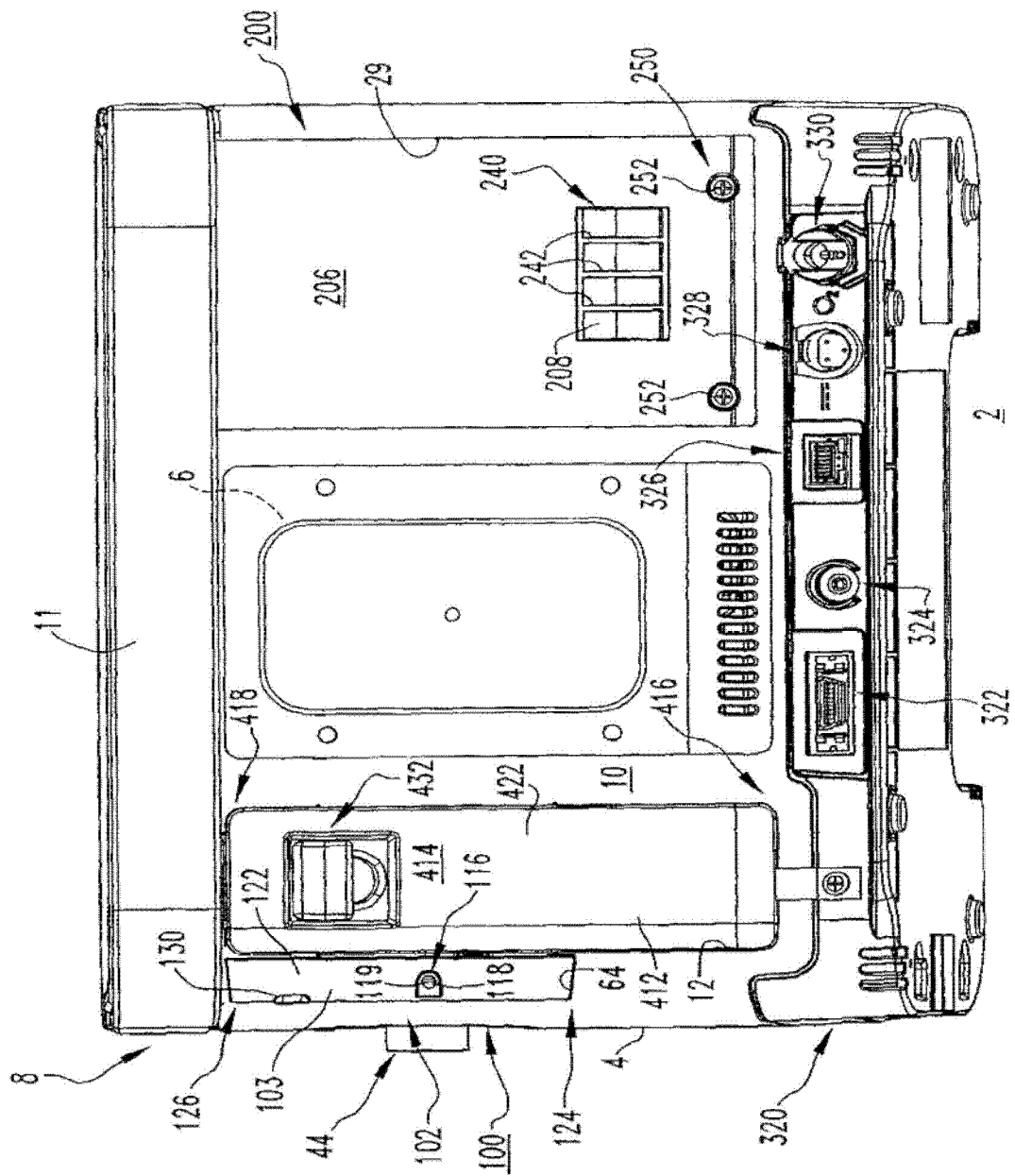


图 2

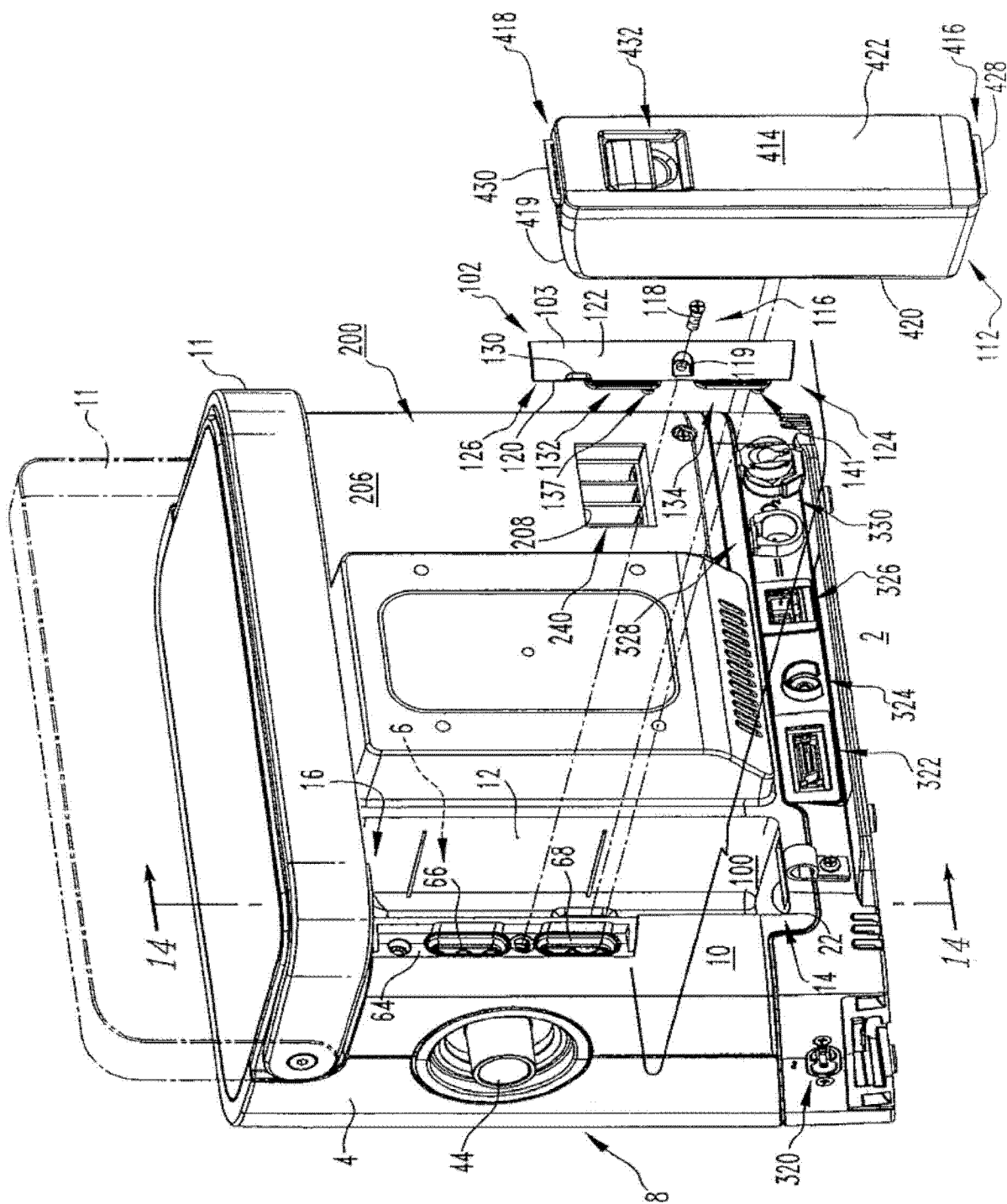


图 3

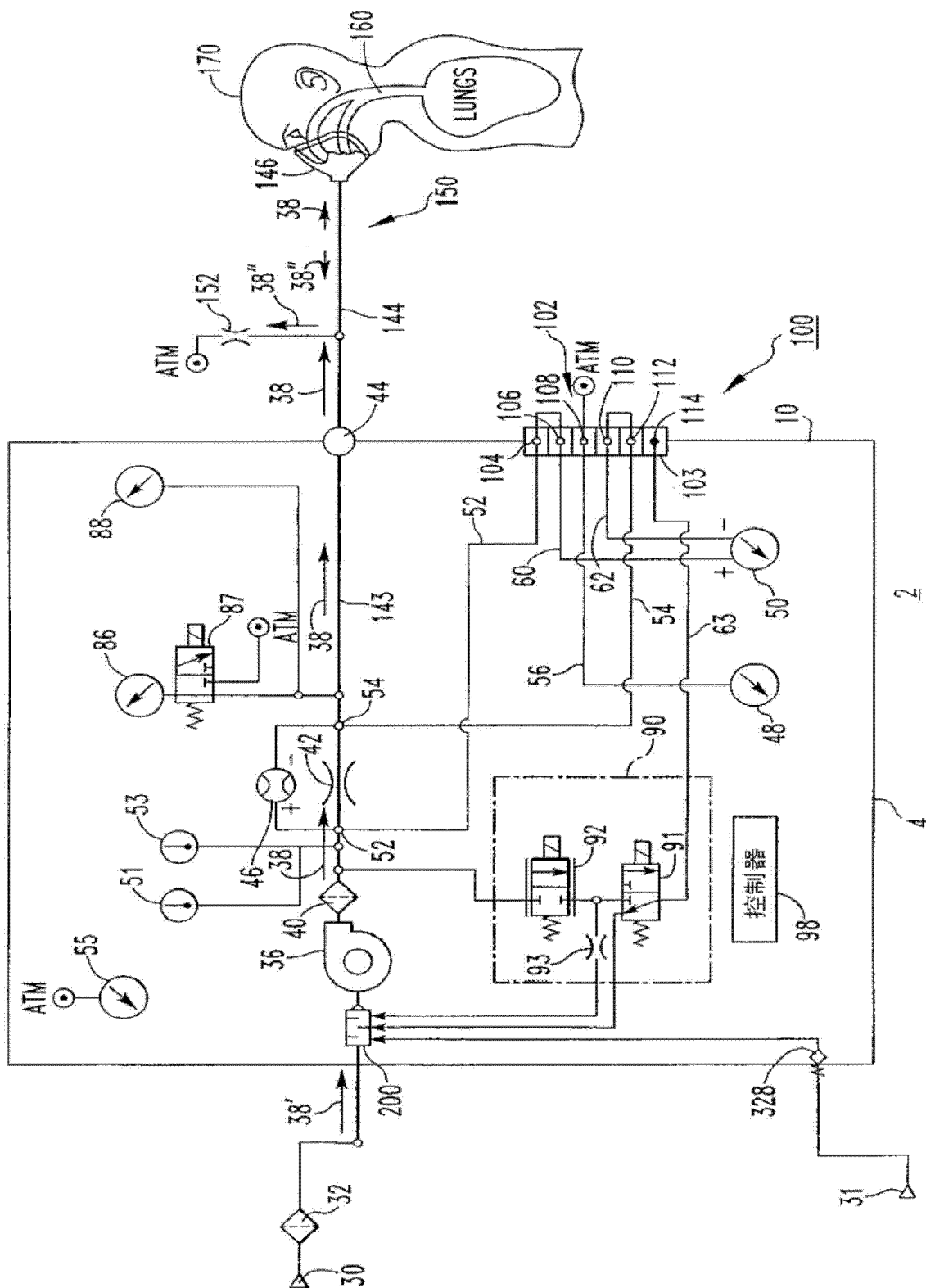


图 4

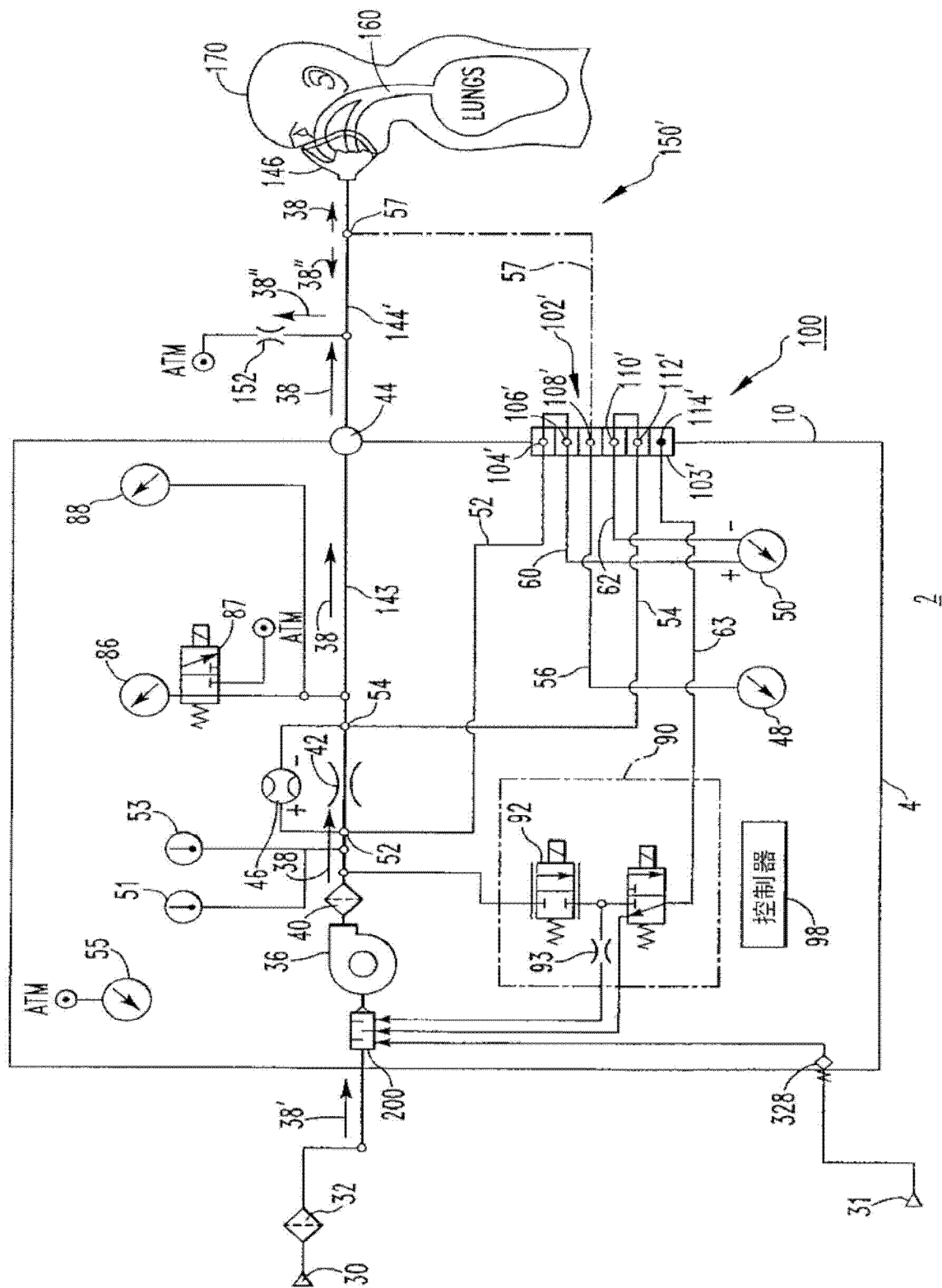


图 5

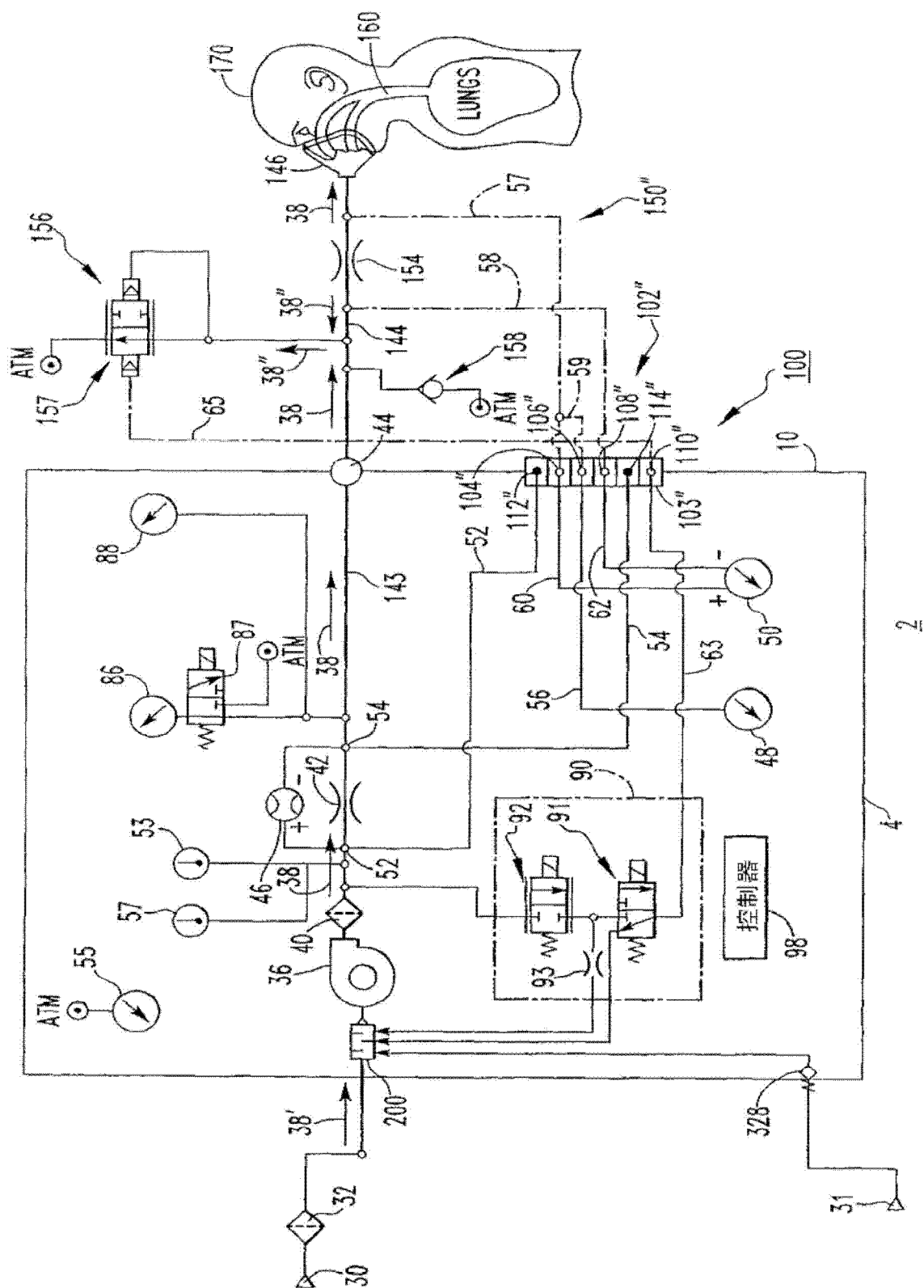


图 6

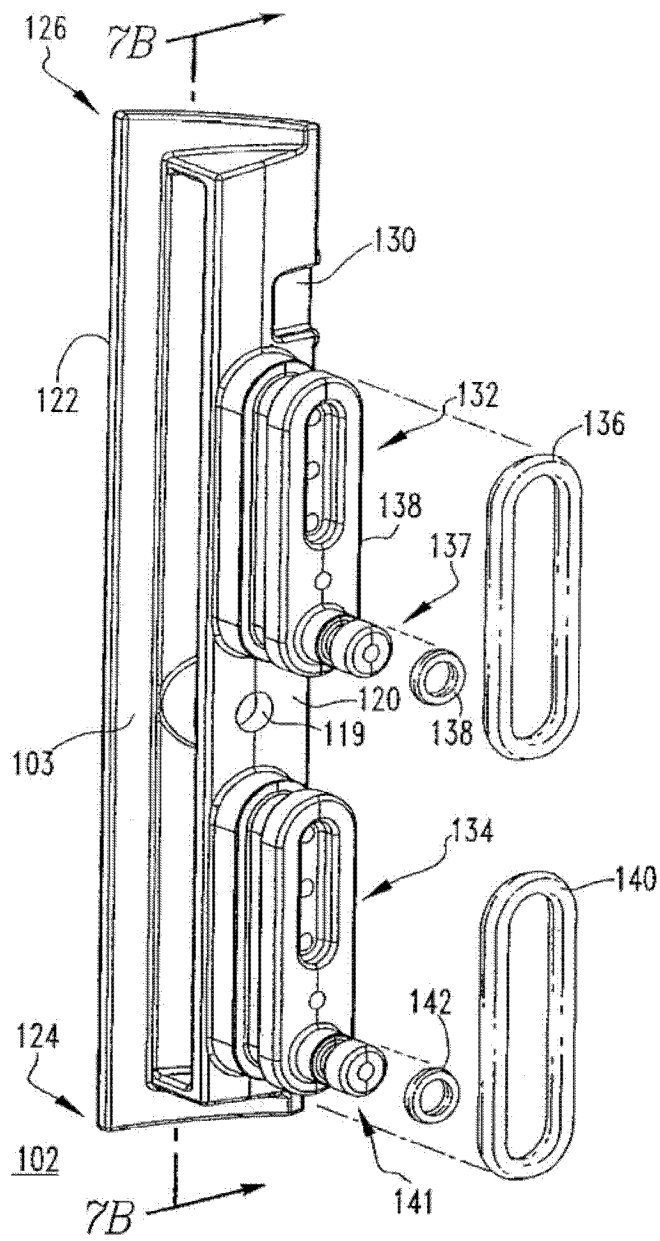


图 7A

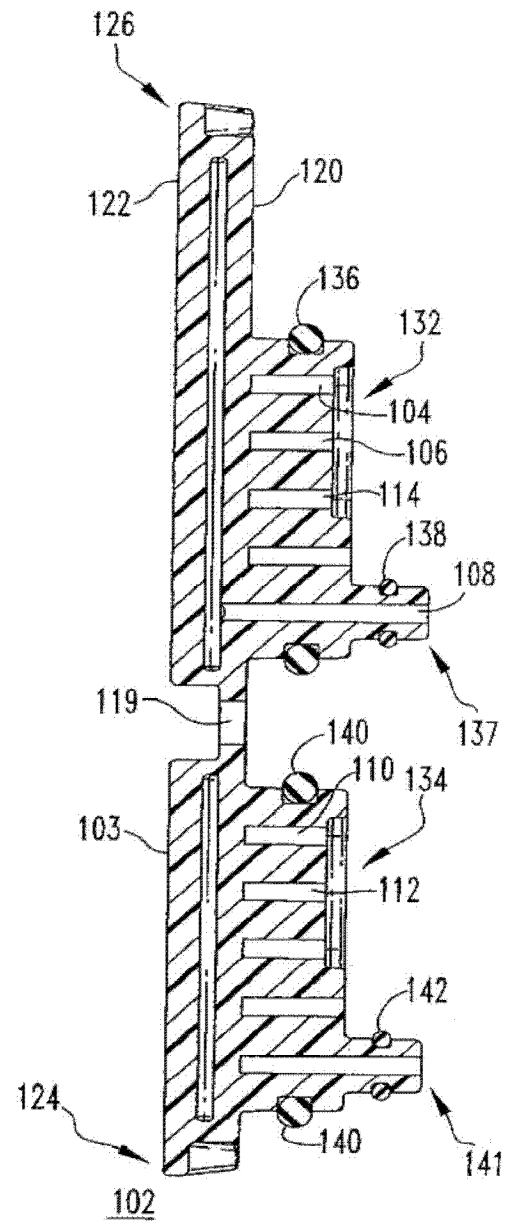


图 7B

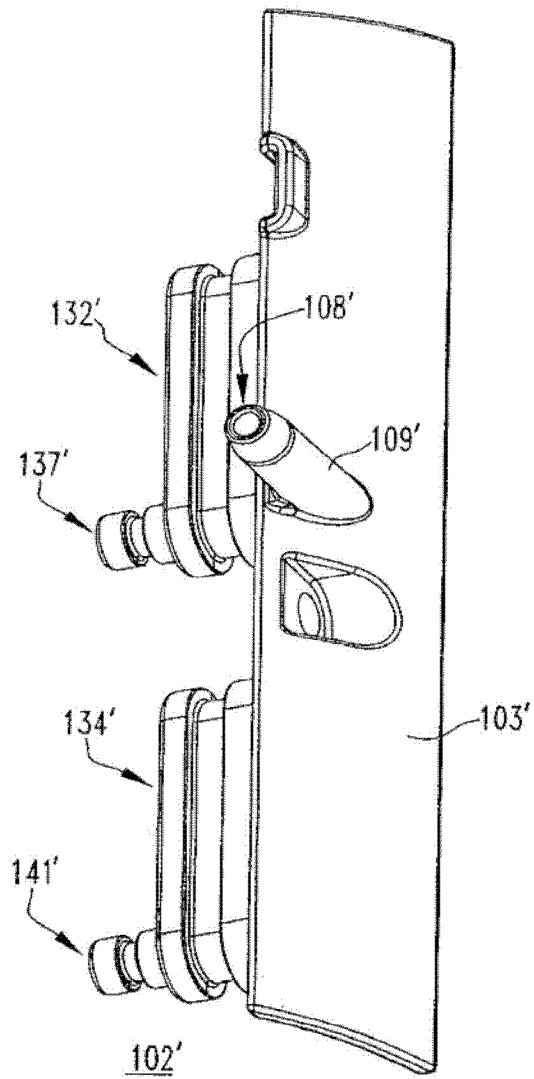


图 8

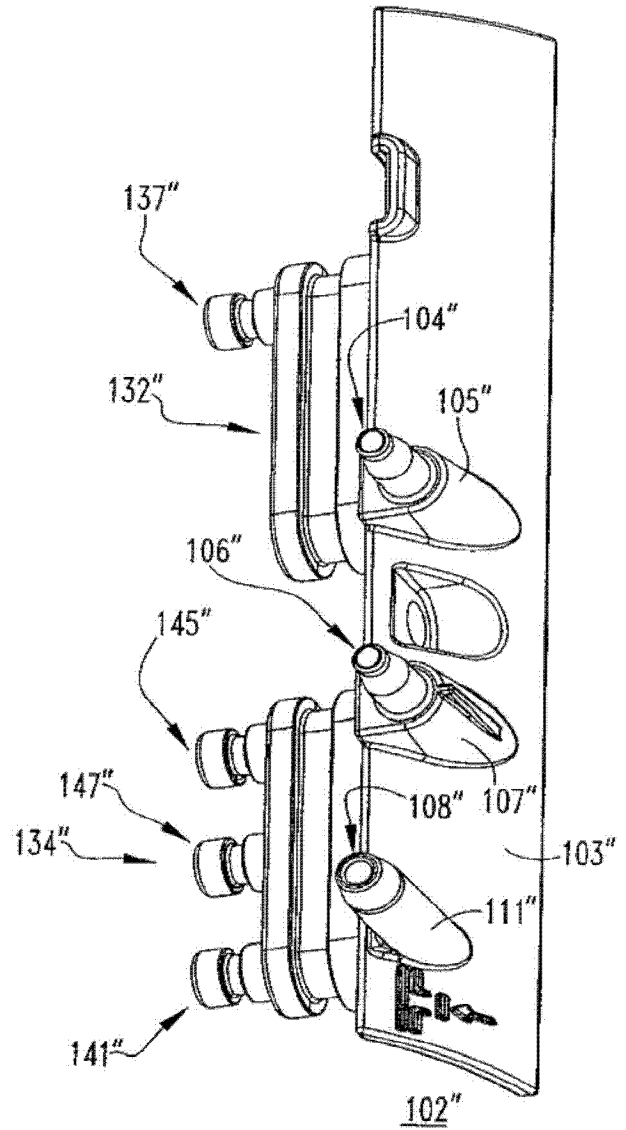


图 9

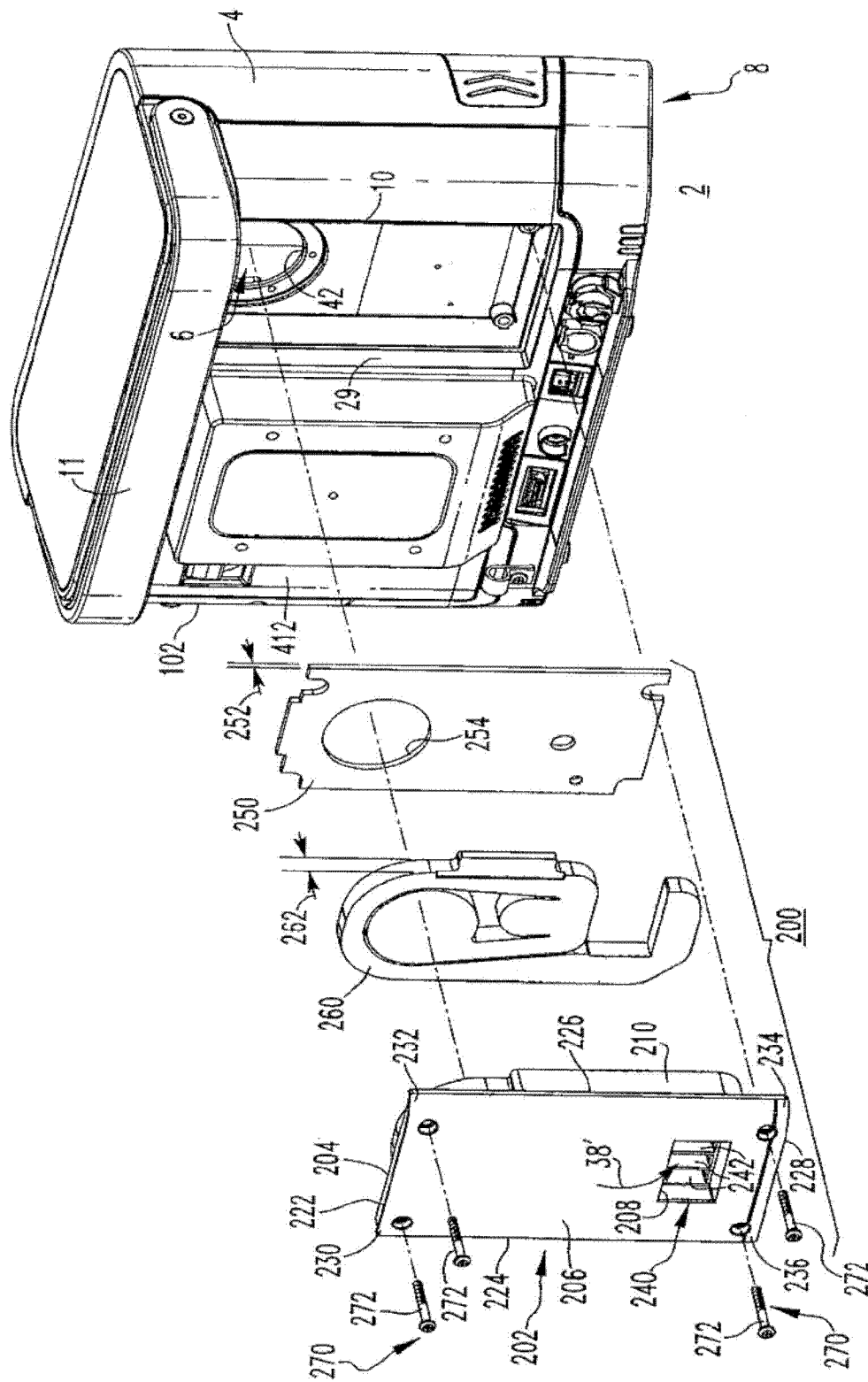


图 10

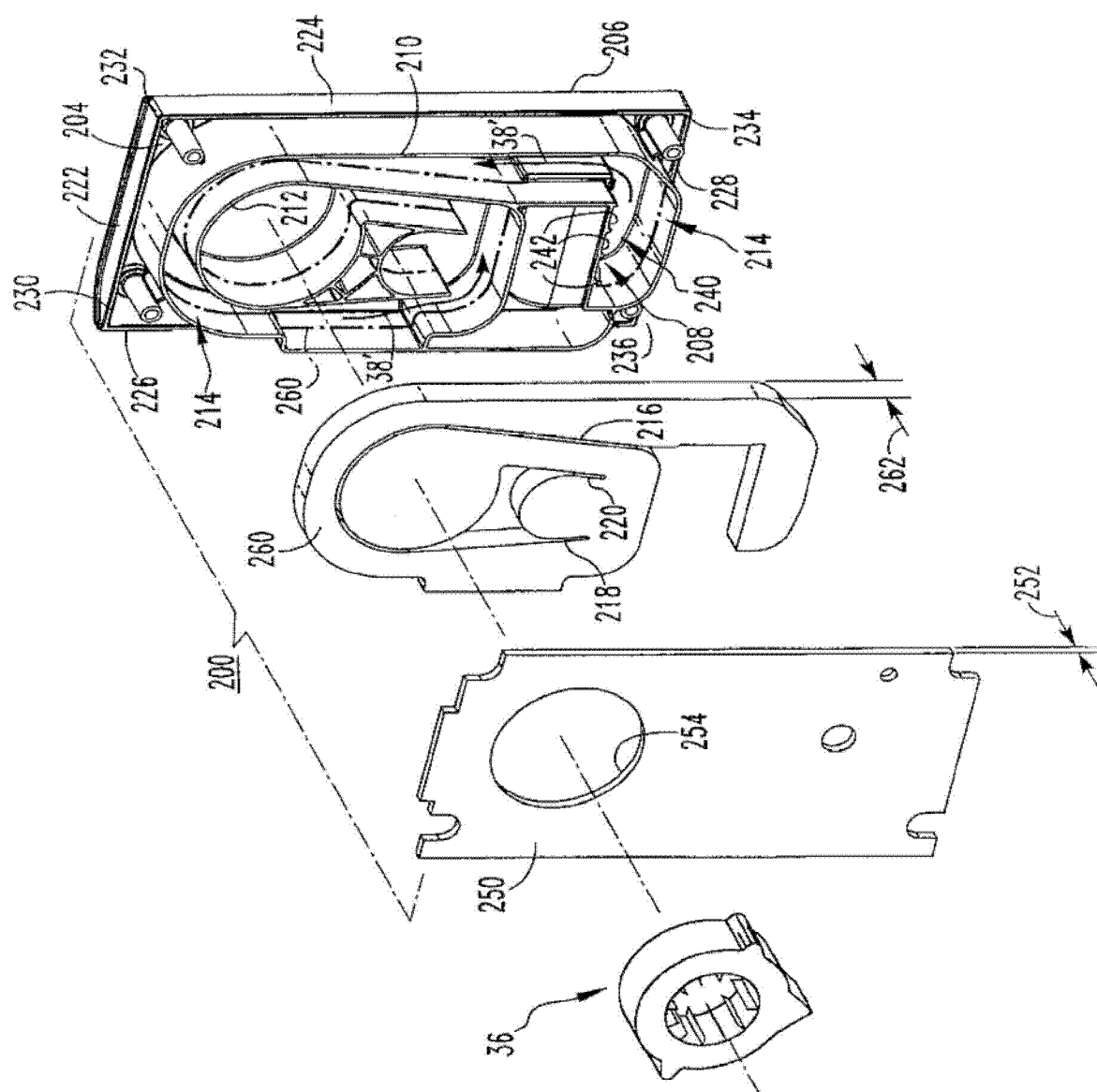


图 11

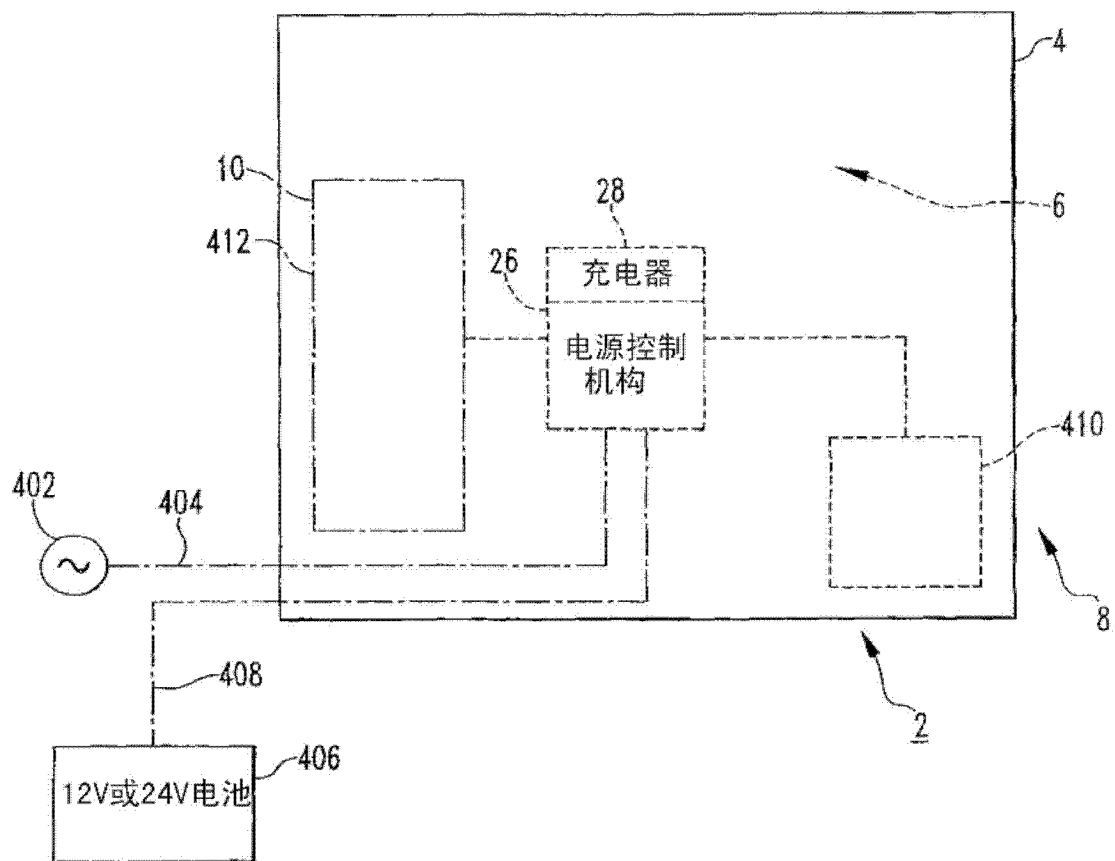


图 12

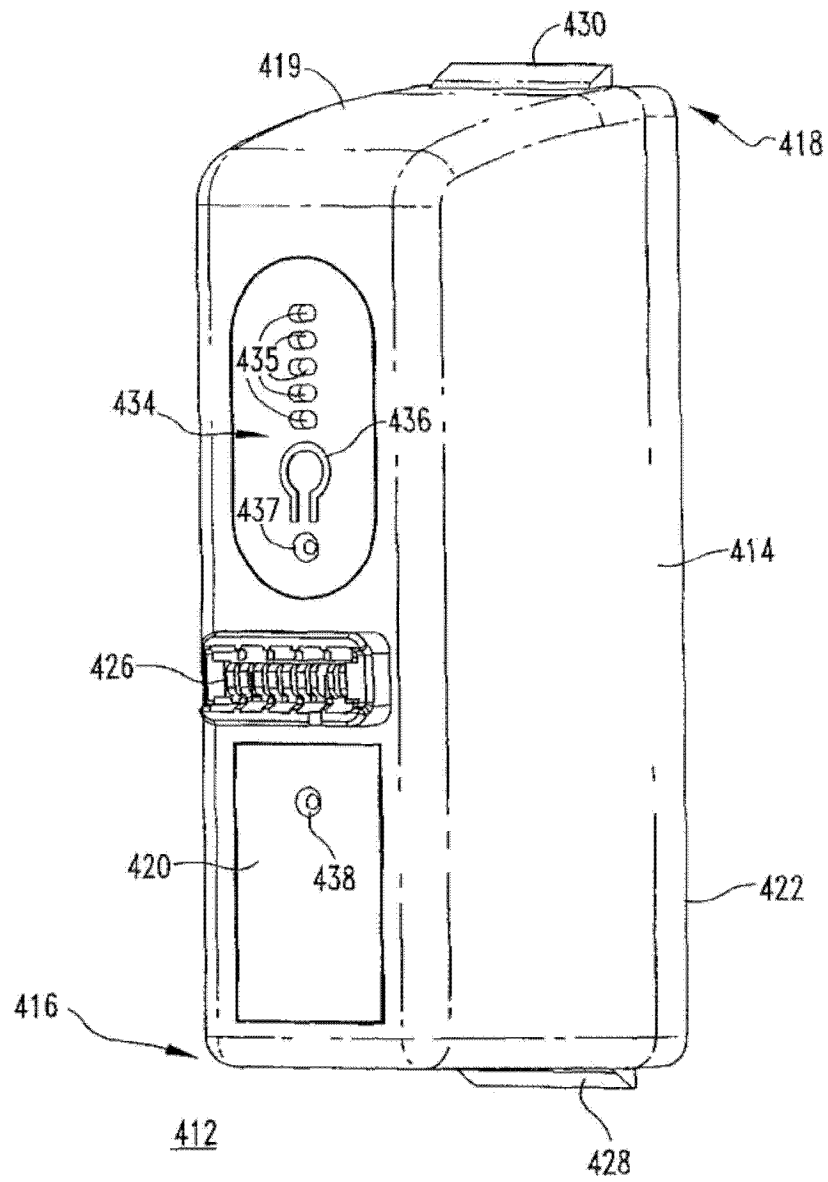


图 13

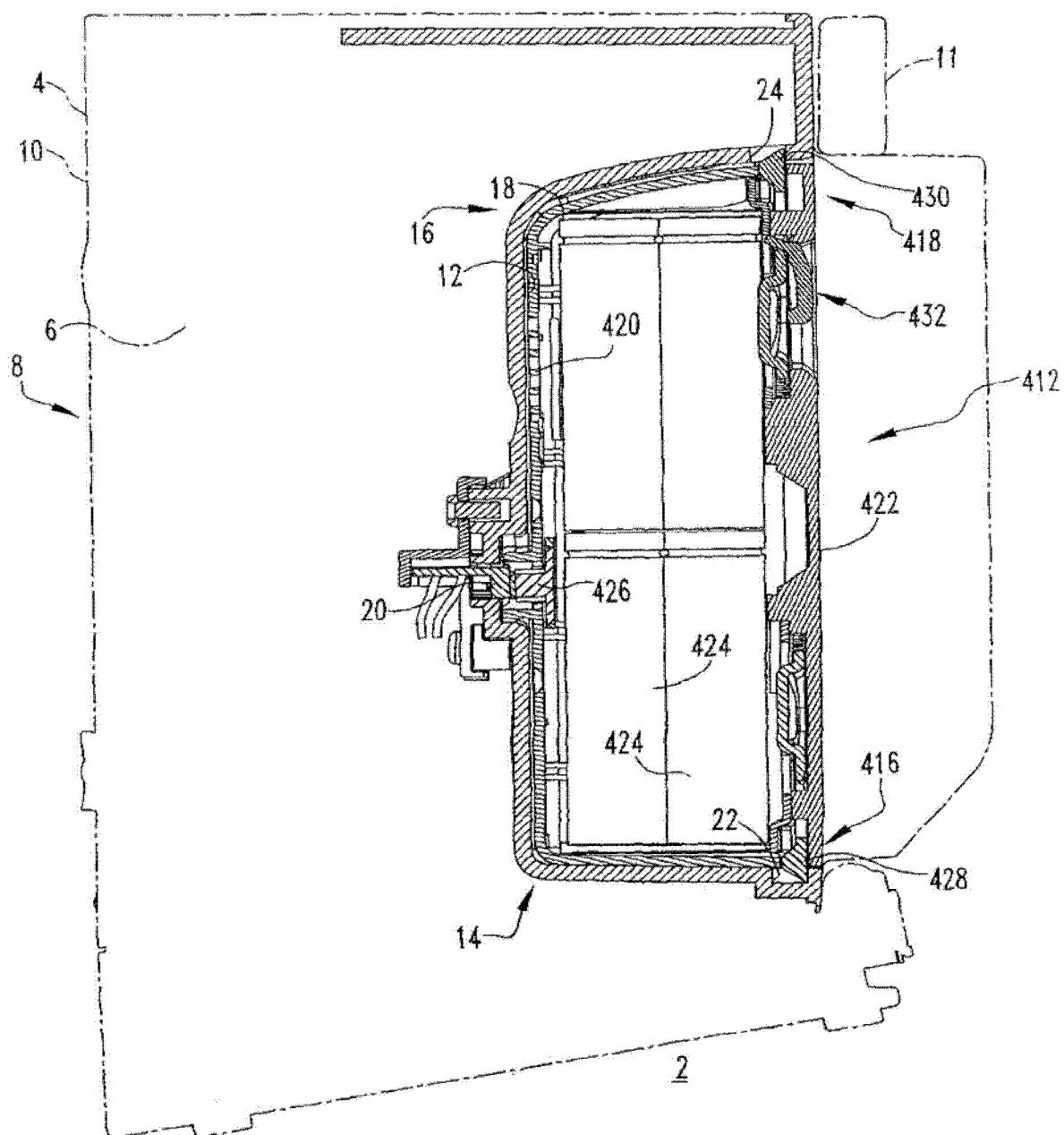


图 14

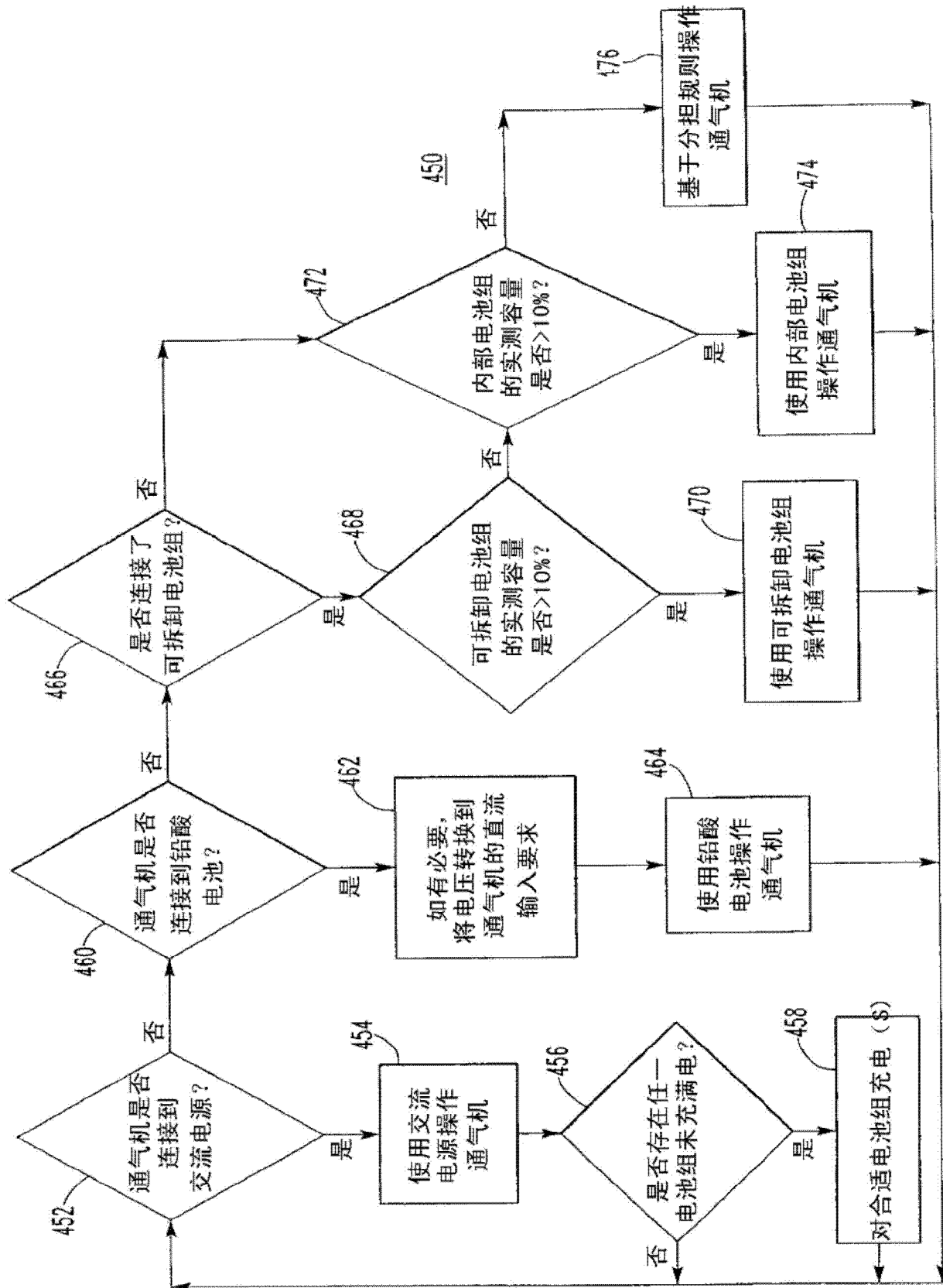


图 15