



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108465145 B

(45) 授权公告日 2021. 07. 27

(21) 申请号 201810180615.5
(22) 申请日 2012.09.26
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 108465145 A
(43) 申请公布日 2018.08.31
(30) 优先权数据
 61/539,258 2011.09.26 US
 13/613,958 2012.09.13 US
 13/624,167 2012.09.21 US
(62) 分案原申请数据
 201210363250.2 2012.09.26
(73) 专利权人 瑞思迈巴黎股份有限公司
 地址 法国穆瓦西-克拉马耶尔
(72) 发明人 肯尼思·泰勒
 西蒙·罗伯特·科克

乔纳森·休·托马斯 伊娃·NG
本杰明·约翰·历文斯
恩里科·布拉姆比拉
弗兰克·范·雷格特伦
菲利普·奥古斯特·查尔威纳克
兹吉斯拉夫·安东尼·齐奥尔科夫
斯
亚瑟·健-伟·伊
杰弗里·克鲁伯林 大卫·克勒索

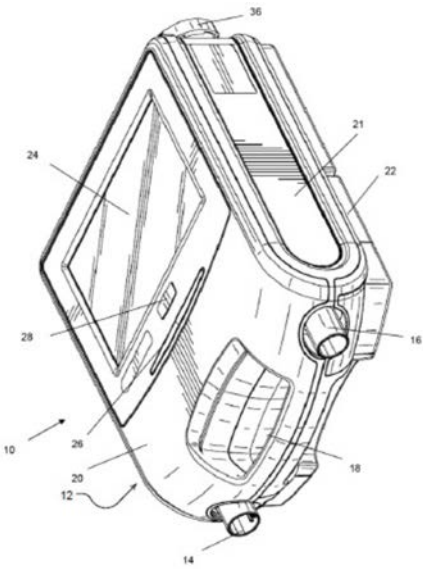
(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
 有限公司 44224
 代理人 何冲 黄隶凡

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

审查员 贾慧丹
权利要求书2页 说明书15页 附图31页

(54) 发明名称
 呼吸机装置及应用

(57) 摘要
 一种用于向患者提供可呼吸气体流的呼吸
 治疗装置,该装置包括可呼吸气体排气口、外部
 空气进气口和气动块模块,其中所述气动块模块
 包括:蜗壳组件,其包括进气通道、用于鼓风机的
 座和排气通道;鼓风机,其安装在所述座上,以使
 得所述鼓风机的叶轮处于连接进气通道与排气
 通道的气流通道上;罩,其封装有蜗壳组件,其中
 所述罩内的空气通道连接蜗壳组件上的空气端
 口;其中,所述蜗壳组件的进气通道与外部空气
 进气口流体连通,且所述蜗壳组件的排气通道与
 空气排气口流体连通。



1. 一种用于插入在呼吸治疗装置内的气体路径模块,该气体路径模块适于接合在呼吸治疗装置的底盘的分离室的气体端口接口内,该气体路径模块包括:

多个气体路径通道,适于与呼出气流连通;以及

气体端口接口,该气体端口接口包括与多个气体路径通道连通的多个气体端口;

其中,所述气体路径模块的所述气体端口接口包括以下各项中的两项以上:(a)用于呼气气压检测的端口,(b)用于呼吸末正压空气供给的端口,以及(c)一组用于通过所述气体路径模块的一个或多个气体路径通道进行呼气气流检测的端口;

其中,所述气体路径模块具有第一侧,所述第一侧包括呼出气体进气端口和气体出气端口,所述呼出气体进气端口适于连接至患者回路的管道,

其中,在使用时,所述呼出气体进气端口在所述第一侧从所述患者回路的所述管道接收所述呼出气流,并且所述气体出气端口在所述第一侧从所述呼吸治疗装置排出(a)来自呼吸末正压鼓风机的呼吸末正压供气和(b)来自所述患者回路的所述管道的呼出气流中的一种。

2. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块进一步包括流量元件,所述多个气体路径通道中的气体路径通道用于经所述流量元件输送所述呼出气流,以测量穿过所述流量元件的压力差。

3. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块的所述多个气体路径通道中的其中一个气体路径通道包括呼吸末正压供给通道。

4. 根据权利要求3所述的气体路径模块,其特征在于,所述呼吸末正压供给通道包括薄膜。

5. 根据权利要求4所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块进一步包括用于对所述薄膜进行操作的可移除盖。

6. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块的所述多个气体路径通道中的其中一个气体路径通道包括用于压力检测的呼气压力路径通道。

7. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块的所述气体端口接口包括空端口。

8. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块的所述多个气体路径通道中的其中一个气体路径通道包括呼气压力检测进气端口。

9. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,所述气体路径模块的所述呼出气体进气端口配置为从所述分离室延伸到所述呼吸治疗装置的外壳的外部。

10. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,从所述气体出气端口排出所述呼吸治疗装置的气体是来自所述患者回路的所述管道的所述呼气气流。

11. 根据权利要求10所述的气体路径模块,其特征在于,所述用于呼气气压检测的端口在所述用于呼吸末正压空气供给的端口和所述一组用于呼气气流检测的端口之间位于所述气体路径模块的所述气体端口接口上。

12. 根据权利要求1所述的气体路径模块,其特征在于,从所述气体出气端口排出所述呼吸治疗装置的气体是来自呼吸末正压鼓风机的所述呼吸末正压供气。

13. 一种呼吸治疗装置,用于向患者提供可呼吸气体流,所述呼吸治疗装置包括用于提供所述可呼吸气体流的鼓风机、底盘、以及根据权利要求1到8中任一项所述的气体路径模

块,其中,所述底盘包括用于接收所述气体路径模块的分离室。

14.根据权利要求13所述的呼吸治疗装置,其特征在于,所述呼吸治疗装置是呼吸机。

15.根据权利要求14所述的呼吸治疗装置,其特征在于,所述分离室与所述呼吸治疗装置的其他操作部件是分离的。

16.根据权利要求14所述的呼吸治疗装置,其特征在于,所述底盘设有一个或多个壁,以形成所述分离室。

17.根据权利要求14所述的呼吸治疗装置,其特征在于,所述呼吸治疗装置还包括用于所述分离室的外部进入舱口。

18.一种呼吸治疗系统,包括患者接口装置和根据权利要求1所述的用于插入在呼吸治疗装置内的气体路径模块,其中,向所述患者接口装置输送可呼吸气体流。

19.根据权利要求18所述的呼吸治疗系统,其特征在于,所述可呼吸气体流通过吸入气体导管被输送至所述患者接口装置。

20.根据权利要求18所述的呼吸治疗系统,其特征在于,所述呼吸治疗系统包括双臂呼吸系统。

呼吸机装置及应用

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2012年9月13日提交的申请号为13/613,958的美国专利申请、2012年9月21日提交的申请号为13/624,167的美国专利申请、以及2011年9月26日提交的申请号为61/539,258的美国临时专利申请的在先权益,以上三者的公开内容在此以引用的方式并入本申请。

技术领域

[0003] 本技术涉及呼吸机和其它向患者提供呼吸辅助的呼吸治疗装置。

背景技术

[0004] 呼吸机通过向肺部机械地泵入空气和排出空气帮助患者呼吸。呼吸机可用于替代或补充患者用于使肺膨胀和塌缩的肌肉作用。

[0005] 呼吸机可在患者呼吸周期中的适当时刻向患者提供治疗压力下的清洁可呼吸气体(通常为空气,带有或不带有补充性氧气)。可同步改变压力,以使吸气时压力较大,而呼气时压力较小。治疗压力也称为呼吸压力。

[0006] 呼吸机通常包括气流发生器、进气过滤器、面罩、连接气流发生器与面罩的空气输送管道、各种传感器和微机控制器。可选择地,气管切开插管也可替代面罩作为患者接口。气流发生器可包括伺服控制电机、螺旋管和形成鼓风机的叶轮。在一些例子中,可使用电机用制动器,以更快地减小鼓风机速率,从而克服电机和叶轮的惯性。所述制动器可使鼓风机克服惯性影响,更迅速地到达与呼气同步实现的较低压状态。在一些例子中,气流发生器还可包括阀,该阀能将所产生的气体排放至大气中,作为一种控制电机速度的替代方式的装置,改变输送至患者的压力。传感器测量(除其它参数外,还包括)电机速度、质量流量和排气压力,例如具有压力转换器或类似物。所述装置可选择地包括位于空气输送管道路径上的加湿器和/或加热元件。所述控制器可具有数据存储功能,其带有或不带有集成式数据检索和显示功能。

[0007] 呼吸机还控制计时和泵入患者的呼吸压力,并监控患者的呼吸。控制和监控患者的方法通常包括容量循环方法和压力循环方法。所述容量循环方法除其它技术外,还包括压力调节容量控制(Pressure-Regulated Volume Control, PRVC)、容量通气(Volume Ventilation, VV)、以及容量控制持续强制通气(Volume Controlled Continuous Mandatory Ventilation, VC-CMV)技术。压力循环方法除其它技术外,还可涉及辅助控制(Assist Control, AC)、同步间断强制通气(Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation, SIMV)、控制机械式通气(Controlled Mechanical Ventilation, CMV)、压力支撑通气(Pressure Support Ventilation, PSV)、持续正压气道(Continuous Positive Airway Pressure, CPAP)或呼吸末正压(Positive End Expiratory Pressure, PEEP)技术。

[0008] 呼吸机向患有影响呼吸所需肌肉的疾病的患者提供呼吸辅助,所述疾病例如肌营养不良(muscular dystrophies)、小儿麻痹症、肌萎缩性侧束硬化症(amyotrophic

lateral sclerosis,ALS) 和格林-巴利综合征 (Guillain-Barre syndrome)。呼吸机可用于治疗由肺部、神经肌肉或肌骨胳疾病以及呼吸控制疾病所导致的呼吸不足或呼吸衰竭等症状。呼吸机还可用于与睡眠呼吸紊乱 (sleep disordered breathing,SDB) (包括轻微阻塞性睡眠呼吸暂停 (obstructive sleep apnea,OSA))、过敏性上呼吸道阻塞或上呼吸道早期病毒感染相关症状的治疗。呼吸机还可用于向外科手术中被镇静的患者或遭受严重创伤、例如高位脊椎损伤和头部创伤的患者提供呼吸辅助。另外,呼吸机还可设置为扩展患者肺部的无功能性区域,例如塌陷肺泡。

[0009] 传统的呼吸机属于复杂的机械设备,需要受过严格训练的人员来操作和维修。在呼吸机的外壳内,具有若干不同软管来连接机械电动阀和用于传感器,用于控制和测量通气参数。所述软管通常独立连接至呼吸机外壳内的不同端口和装置。

发明内容

[0010] 本技术一些实施例的一个方面是,提供一种用于呼吸机或其他呼吸治疗器械的装置,以下统称呼吸机。本技术一些实施例的另一个方面是,提供较低复杂程度的机械式呼吸机。本技术特定实施例的另一方面是,提供一种将空气通道合并并在呼吸机内的气动块模块。该气动块模块可包括蜗壳组件,其包括用于呼吸机的鼓风机和气道。

[0011] 本技术可具体体现为一种用于向患者提供可呼吸气体气流的呼吸治疗装置,其包括可呼吸空气排气口、外部空气进气口和气动块模块,其中所述气动块模块包括:蜗壳组件,其包括进气通道、用于鼓风机的座和排气通道;鼓风机,其安装在所述座上,以使鼓风机的叶轮位于连接进气通道与排气通道的气流通道上;所述罩将所述蜗壳组件封装起来,其中位于罩内的空气通道与蜗壳组件上的空气端口相连通,且其中所述蜗壳组件的进气通道与外部进气口流体连通,而蜗壳组件的排气通道与排气口流体连通。所述呼吸治疗装置可以为呼吸机。

[0012] 所述蜗壳组件可以为模塑硬质塑料部件,而所述罩可以为金属的,具有下部和顶盖。该罩可具有位于外部进气口与蜗壳组件的进气通道之间的空气通道。罩内的该空气通道可形成于罩的底板与底板盖之间。

[0013] 可移动进气过滤器组件可以与外部进气口对齐,其中该可移动进气过滤器组件固定在具有进气口的罩内,且该罩与进气过滤器组件都可从外壳上移除。

[0014] 可形变接头可夹在蜗壳组件与印刷电路板之间,其中,当印刷电路板坐落在蜗壳组件上时,印刷电路板上的压力传感器通过该接头与端口对齐,且接头上的端口对着蜗壳组件上的空气通道打开。

[0015] 本技术的一些实施例可涉及用于呼吸治疗装置的气体路径模块的连接器。该连接器可包括具有多个气动通道的连接器主体。所述连接器还可包括第一和第二端口接头。所述第一和第二端口接头可设置在连接器上,用于在连接器主体的呼吸机连接端连接至呼吸治疗装置。所述连接器还可包括第一和第二导管。该第一和第二导管可与连接器主体一体式集成,且可用作分别连接至第一和第二端口接头的气动通道。所述连接器可进一步包括连接器主体的对齐突起。该对齐突起可用于将第一和第二端口接头的方位限制为与呼吸治疗装置仅有一种连接形态。

[0016] 在一些例子中,所述对齐突起可包括用于插入在呼吸治疗装置的外壳通道内的连

接环。所述对齐突起可包括圆柱形室。第一端口接头可形成在圆柱形室内部的偏置位置。第二端口接头可形成在圆柱形室的外部。可选择地,第一端口接头可包括用于来自呼吸面罩的呼气压力的气通道。第二端口接头可包括用于近侧阀的PEEP控制气通道。在一些例子中,对齐突起的连接环可包括刻通道圆柱体。该刻通道圆柱体的表面可设置为与呼吸治疗装置的外壳外部表面对齐。可选择地,连接器主体可包括弯曲,以形成连接器的气动通道方向的角度。

[0017] 本发明的有些实施例可包括用于维持呼吸机的操作的方法。该方法可包括将气动块从呼吸机外壳的室内移除。所述呼吸机可位于患者环境内。所述气动块可包括以下各项中的任何一项或多项:罩、蜗壳组件、鼓风机和空气通道、传感器和/或综合校准记录(integrated calibration record)。所述方法可进一步包括将气动块插入到呼吸机外壳的所述室中,并测试位于患者环境内的呼吸机操作。

[0018] 在有些情形下,所述插入可包括使被移除的气动块返回所述呼吸机外壳,以供维修后的呼吸机操作使用。呼吸机的所述测试操作可在所述气动块已返回的情况下进行。选择性地,所述方法可包括用呼吸机外壳中的第二气动块来代替被移除的气动块。呼吸机的所述测试操作可在具有所述第二气动块的情况下进行。

[0019] 在有些情形下,所述方法可包括对被移除出来的气动块进行维修,以供再次使用。对被移除的气动块所进行的维修可包括清洁所述气动块。对被移除的气动块所进行的维修可包括对气动块的一个或多个部件进行校准操作,例如将校准数据存储在气动块的校准记录中。所述维修可在患者环境内进行。所述维修可在远离患者环境时进行,与此同时呼吸机在患者环境内处于可操作状态。在有些情形下,所述方法可包括在所述插入步骤之前预先校准将被插入的气动块。

[0020] 本发明的有些实施例包括用于可移除地插入到呼吸机外壳内的气动块装置。该气动块装置可包括:包含空气通道的罩,蜗壳组件,以及与蜗壳组件相连的鼓风机。所述罩可包围着所述蜗壳组件。所述罩的空气通道可连接蜗壳组件上的多个空气端口。所述气动块装置还可包括综合校准记录。

[0021] 本技术的更多实施例和特征将通过以下详细公开以及摘要、附图和权利要求书得以清晰呈现。

附图说明

[0022] 将结合以下附图描述本技术的例子,其中:

[0023] 图1为根据本发明所公开技术的一个例子的呼吸机装置的透视图;

[0024] 图2为图1的呼吸机装置的前视图;

[0025] 图3为图1的呼吸机装置的后视图;

[0026] 图4为图1的呼吸机装置的仰视图;

[0027] 图5a和5b为根据本发明所公开技术一个例子的底盘的俯视图和仰视图;

[0028] 图6a和6b为根据本发明所公开技术一个例子的下部外壳的俯视图和仰视图;

[0029] 图7a和7b为根据本发明所公开技术一个例子的上部外壳的俯视图和仰视图;

[0030] 图8为根据本发明所公开技术一个例子的呼吸机装置外壳内部的示意图;

[0031] 图9a到9c分别为根据本发明所公开技术一个例子的过滤器组件的透视图、前视图

和后视图；

[0032] 图10a到10d分别为根据本发明所公开技术一个例子的进气过滤器的前视透视图、后视图、前视图和后视透视图；

[0033] 图11a和11b展示了根据图9a到9c的过滤器组件向根据本发明所公开技术一个例子的呼吸机外壳内的插入；

[0034] 图12为根据所公开技术一个例子的气动块模块内部的示意图；

[0035] 图13为气动块模块的分解透视图，其中具有蜗壳组件的部件；

[0036] 图14和15为蜗壳组件的俯视图和仰视图；

[0037] 图16a和16b为根据本发明所公开技术一个例子的主密封件的俯视透视图和仰视透视图；

[0038] 图17a到17c为根据本发明所公开技术一个例子的传感器密封件的俯视图、侧视图和仰视图；

[0039] 图18a到18d为根据本发明所公开技术一个例子的呼气密封件的俯视图、俯视透视图、侧视图和前视图；

[0040] 图19a到19d分别为根据本发明所公开技术一个例子的呼气阀的前视透视图、前视图、后视图和后视透视图；

[0041] 图20a到20c展示了根据本发明所公开技术的一个例子的、图19a到19d的呼气阀是如何连结至呼吸机的；

[0042] 图21a到21d分别为根据本发明跟公开一个例子的呼气适配器的前视透视图、前视图、后视图和后视透视图；

[0043] 图22a到22c展示了根据本发明所公开一个例子的、图21a到21d的呼气适配器是如何连结至呼吸机；

[0044] 图23展示了适于与本技术的呼吸机中的呼气适配器连接的导管连接器；

[0045] 图24展示了从呼吸机上解除连结的图23的连接器的；

[0046] 图25和26分别为图23的连接器的俯视图和仰视图；

[0047] 图27和28分别为图23的连接器的左视图和右视图；

[0048] 图29和30分别为图23的连接器的倾斜俯视图和倾斜仰视图。

具体实施方式

[0049] 呼吸机外壳——12

[0050] 图1到4展示了呼吸机10，其包括外壳12、呼气进气端口14和吸气排气端口16。所述端口14和16可连接至可插入患者气管的软管（未图示）、连接至装在患者鼻上或口上或同时覆盖二者的面罩或鼻罩，或以除此外其它方式连接至患者，以辅助进行呼吸。用于呼吸机的外壳可以为便携式，且包括用于搬运呼吸机的手柄18。所述外壳可具有上部外壳罩20、底盘21和下部外壳罩22，三者接合在一起，以形成呼吸机的外表面。然而，应当理解，所述外壳可具有其它形态，例如，仅由上部罩和下部罩两个零部件组成，或可具有三个以上的零部件。

[0051] 图5a和5b中的底盘21可为呼吸机组件提供结构框架。底盘21可包括进气过滤器支撑件176和进气密封件支撑件178，这两个支撑件分别适于容纳以下详述的进气过滤器组件36和进气密封件38。进气密封件38还用于接合至到气动块模块56的进气口。优选地，进气密

封件38由柔顺材料、例如硅胶制成,所述进气密封件可包覆在气动块模块56的进气口上。

[0052] 底盘21还可包括气动块座,气动块模块56位于该气动块座内,用于对齐的解除以及外壳内的气动块模块56的组装。底盘21还可包括一部分手柄18。

[0053] 底盘21的后端可包括位于后端板上的、用于各种连接件和开关的一系列接口。例如,用于电连接器、开关、数据连接和氧气连接的接口。

[0054] 底盘21还提供若干接口,用于定位和保持呼吸机10的部件,例如冷却扇68、PCB86和呼气部分31的部件。例如,底盘21的呼气部分31包括呼吸末正压(PEEP)供给端口172、传感器过滤器接口168和呼出气流传感器接口170,如图5a所示。所述PEEP供给端口172可通过软管连接至PEEP电阀140的端口,以提供从PEEP鼓风机124到呼气接口模块200的气动连接,该连接是在呼气时控制PEEP所需要的。可替代传感器过滤器可插入传感器过滤器接口168内,以保护位于主PCB上的传感器免受呼出气体的玷污。呼出气流传感器可位于呼出气流传感器接口170(如图5a所示)内,以测量呼出气体的流速。呼气部分31用于容纳呼气密封件70,该呼气密封件70适于保持和密封呼气传感器过滤器和呼气流量传感器,并提供如以下详述的至PEEP供给端口172的连接。

[0055] 呼吸机10的呼气部分31设置为允许插入用于容纳来自患者的呼出气体的呼气接口模块,例如呼出气体进气端口14。不同的呼气接口模块包括呼气阀200和呼气适配器202(分别见图19a到19d和图21a到21d)。

[0056] 从图6a到6b中可见,下部外壳罩22包括电池舱60,用于置入和连接可移除式电池(未图示),并提供电池连接器接口62。可移除式电池盖52设置在外底部表面上,以允许进行插入和移除电池的操作。如图4所示,在外底部表面上还设置有可移除呼气盖48、用于容纳氧气传感器盖54的氧气传感器盖座54S(如图5a所示)以及能实现部件加热通气的格板44。下部外壳还可包括防滑脚或抓握表面、或一个或多个防滑或抓握脚53,例如位于外底部表面的热塑性聚氨酯(TPU)脚,以防止呼吸机10在光滑表面上滑倒。防滑脚或抓握脚53还可升高呼吸机10的位置,以防止洒落的水积存在呼吸机的底部。手柄18的一部分也设置在下部外壳罩22内。

[0057] 从图7a和7b中可见,上部外壳罩20提供了呼吸机10的顶部面和用于容纳用户界面显示设备24的接口。如图1所示,所述外壳可包括由计算机或处理器驱动的用户界面显示设备24、例如液晶显示(LCD),其适于接收计算机用的触摸输入。所述显示设备可与外壳的顶部表面平齐,以在使用呼吸机时容易观察。邻接所述显示设备可设置告警指示光条26、例如发光二极管(LED)光条,以及用于解除听觉或视觉告警的按钮28。然而,应当清楚,也可使用其它已知的用户界面系统,例如屏幕、按钮、拨号盘、键盘或其组合。底盘21、下部外壳罩22和上部外壳罩20可包括多个螺钉座174,其可接合在一起,用于呼吸机外壳12的完整组装。底盘21组装在上部外壳罩20与下部外壳罩22之间。螺钉座174可通过设置长度各异的螺钉座174,以接合至另一外壳部件上特定的互补螺钉座174,以协助简化组装。

[0058] 图2展示了包括呼出气体路径模块的呼吸机10,所述呼出气体路径模块适于可移除地插入在器械的呼气部分内。在该例中,呼气部分可以为器械的一个室,以下将结合附图详细叙述。该室包括多个特定的固定接口形态(例如,模塑结构)的气体端口连接件,以使不同的气体路径模块使用匹配的气体端口接口插入在所述室内。如以下将详述的,每个呼出气体路径模块可具有数个具有不同功能的内部结构性气流通道的或气体通路,取决于模块的

目的,可不使用软管而实现上述设置。模块的通路通到模块的固定气体端口接口,该接口用于与呼气部分室的气体端口接口结构、例如密封件相接合。这样,所述模块可轻松插入呼气部分,以与呼气部分的气体端口接口相接合,从而使呼吸压力器械可与所插入模块一起输送不同的疗法协议。在这一点上,模块的气体端口接口具有标准形态(尺寸和位置),以允许每个不同模块简单插入呼气部分室的互补气体端口接口内,取决于呼吸治疗器械的理想功能。模块结构和室结构以及其固定的互补气体端口接口允许模块能被塞入或安装在室内,以使得多个气体连接件可大致同时安装在一起,而不是单独塞在为每个气体端口设置的软管内。这种用于多个气体端口的互补固定结构接口帮助简化组装。由于模块结构将仅适于室结构内的一个对齐位置,因此组装可更迅速地完成。因此,可避免发生不准确的气体连接、例如软管连接至错误的端口。

[0059] 在图2中,呼出气体路径模块为位于呼气部分31内的可连接式呼气阀200。图19a-19d 和 20a-20c 详细展示了该呼气阀,其包括呼出气体输出端口240。可选择地,所述呼出气体路径模块可以为呼气适配器202(图2中未展示,图21a-21d 和22a-22c 中详细进行了展示),其也装配在呼气部分31内。呼气适配器202包括呼吸末正压(PEEP)控制端口246,其可位于外壳12前方,并靠近适配器压力排出端口244。当呼吸机处于PEEP操作模式下时,所述PEEP控制端口可与适配器压力排出端口244一起使用。

[0060] 如图3所示,外壳12的后端可包括过滤器组件36(在图9a-9c、10a-10d 和11a-11b 中详细展示)。要泵入患者肺部的空气被吸入与过滤器组件相关的空气进气口。空气穿过过滤器中的可渗透过滤器薄膜,进入通向患者的空气通道。

[0061] 外壳后端可包括数据连接器47,用于与例如计算机网络、告警系统、脉搏血氧计(例如 spO_2)和数字记录媒介等数字设备进行通信。在外壳的后端还可设置有电动连接器49和开关51。输入格板44-I提供空气入口,用于冷却各零部件,并使内部零件(例如,鼓风机电机和CPU)运转所产生的热量消散。可由外壳内的冷却扇68驱使热空气穿过内部零件而移动,所述冷却扇68可靠近热空气输出格板44-0(参见图4中的外壳底部)。另外,氧气(O_2)进气端口46可位于外壳后端,其可与氧气源相连。

[0062] 图4展示了呼吸机外壳的底面。可移除式呼气盖48用作外部进入舱口,提供对外壳的呼气部分或部段的室的保护,以及进入该室的入口。移除呼气盖48,可对任何插入的呼出气体路径模块以及呼出空气进气端口14进行操作。还能简便地移除和更换例如呼气阀或呼气适配器等呼出气体路径模块。呼气盖48可紧固在外壳上,以减少闩锁盘50L留下的过大间隙,该间隙可能会挂到手指。可选择地,在一些实施例中,闩锁盘可用于上锁以避免闩锁打开。可操作可选的闩锁解除按钮50R,以解开呼气盖。可按下解除按钮50R,以将呼气盖48解锁。本领域技术人员将理解,也可使用可移除式将呼气盖48紧固和接合至外壳的替代性方式。呼吸机外壳的底部也可具有用于可更换式电池的可移除电池盖52以及氧气传感器盖48,该氧气传感器盖48可被移除,以对氧气传感器64进行操作。

[0063] 图5a展示了底盘21的结构,其可按照图8所示的外壳内部示意图组织建构,所述图5a示出了当安装在罩内时、呼吸机的多个部件的位置。至少从图8和图5a中清楚可见,外壳的内部设置有一个或多个分隔物或壁,以形成各种室,为以用在功能性分室区域的部件提供分离部段,例如吸气部分或呼气部分、氧气传感器室等。这种分为分离区域的专用室可使器械的组装和器械变得简单,还提供了一种分离部件,以在仅需操作一些部件时阻止对另

一些部件进行操作的方法。

[0064] 例如,气动块模块56(图5a中未展示)包括一个或多个用于产生治疗压力的鼓风机,所述气动块模块56的软管和空气通道可从外壳内的气动块模块座58(参见图5a)上简便地移除和更换。所述气动块模块56可插入底盘21组件上的这种模塑座,且可搁置于减震器或弹性材料支撑件上,以保护该模块以及/或减小声振动。所述座的壁顺应气动块外周的形状,该壁可与所述块对齐,并将该块固定在其特定的组装位置。如图8所示,气动块模块的坐落方式使得其空气通道与空气进气口34、吸气排气端口16和氧气供给路径43处与空气过滤器组件36对齐。箭头示意了穿过呼吸机10的空气流35的路径以及氧气流45的路径。空气流35从空气进气口34进入,流经过滤器组件36和进气密封件38,进入气动块模块56的进气消音器39。可选择地,可在氧气进气端口46上连接氧气源,使氧气流45直接经氧气供给路径43和氧气密封件进入气动块模块56,并在气动块模块56中与进气消音器39内的进入空气流35相混合。在气动块模块56内,空气流35被主鼓风机104加压,以下将详细进行叙述。加压空气/氧气流35、45经排气消音器84从气动块模块56中排出,经主密封件122进入吸气部分33内,接着从吸气排气端口16中排出,经空气输送管道(未图示)送入患者接口(未图示)。

[0065] 氧气传感器64可位于吸气部分33的氧气传感器室内,用于测量输送至患者的氧气量。氧气传感器64可安装在外壳12上,以方便更换,并邻接吸气排气端口16。氧气传感器检测泵送至患者的空气中的含氧量。来自氧气传感器的数据可用于触发与氧浓度相关的告警,并为微处理器提供数据,以在用户界面上显示氧浓度。可通过调节向患者供给的空气和氧气的已知量而控制所供给的氧气量。然而,氧气传感器也可选择性地用于调节将要经过氧气进气端口46供给的补充性氧气的量。

[0066] 位于外壳底部的氧气传感器盖54(图4所示)可被移除,以对外壳的氧气传感器室内的氧气传感器进行操作。该氧气传感器位于外壳内的一个座上,邻接吸气排气端口16。流经吸气排气端口16的一部分气体由氧气传感器检测到。该传感器产生表征气体中的含氧量的数据信号。数据通过线路传输至数据连接器,该连接器将数据送至处理器。处理器分析数据,以确定向泵送至患者的空气中所添加的补充性氧气的量,氧气源可以为低压氧气源或高压氧气源。对于高压氧气源,在氧气供给路径43内可具有氧气调节器(未图示),用于在氧气进入进气消音器39之前降低来自高压氧气源的压力。氧气进气端口46可适于连接至多个不同的氧气连接适配器,以使不同场合使用的各种类型的氧气接头进行连接,包括但不限于公或母直径指数安全系统(DISS)、套索引系统(SIS)、国家标准技术研究所(NIST)和法国标准化协会(AFNOR)。

[0067] 在替代性设置(未图示)中,可在主鼓风机104后设置高压氧气源,例如在排气消音器84内,在此处其与加压空气源混合。在一些例子中,高压氧气可用于为送至患者的气流提供压力源。

[0068] 尽管气动块模块56以矩形形状示意,然而,应当理解,所述气动块模块56可具有任意形状,包括匹配外壳内的座的、并将气动块模块56非恰当插入外壳的可能性降低到最小的任意非对称形状。

[0069] 主印刷电路板(PCB)或PCB86(图8所示)可组装并安装在底盘21上、位于底盘21与下部外壳罩22之间。主板的电子元件可包括处理器、电连接器和数据连接器,所述电连接器用于输送来自气动块模块56的数据信号,例如电能信号,所述数据连接器用于鼓风机,该鼓

风机向吸气排气端口16提供加压空气。关于这一点,电连接器提供电能,并在气动块模块56上的PCB的电子元件与外壳内的主PCB上的电子元件之间提供信号路径。主板的电子元件还可包括用于任意传感器、例如氧气传感器的数据与电能连接器。外壳内的电子元件可控制显示设备图像的产生、扬声器61的声音信号(例如产生可听见的警报)、检测来自压力和氧气传感器的信号以及控制鼓风机的旋转速度。

[0070] 如前所述,底盘21可包括气动块安装座58,其可适应气动块模块56的外周。底盘21还可设置用于进气过滤器组件36的过滤器座和/或室(示意为进气过滤器支撑件176),以及其它用于低压氧气连接器组件、冷却扇68和可形变呼气密封件70的安装座,以下将结合附图18a-18d 对此详细叙述。底盘21还可包括嵌入式或一体式集成的空气通道和端口,这些空气通道和端口可模塑在底盘结构内,以在底盘的各部段或室之间输送空气。例如,已知压力的控制可经底盘通道从气动块模块送至PEEP空气供给源。

[0071] 过滤器组件36

[0072] 图9a为过滤器组件36的透视图,图9b和9c分别为过滤器组件36的前视图和后视图。过滤器组件36包括进气过滤器外壳32,适于将进气过滤器37(见图10a) 容纳在其中。从图 9b可见,用于呼吸机10的空气进气口34形成在进气过滤器外壳32的前端。空气进气口34包括格板或格栅,用于防止大颗粒进入过滤器组件36。优选地,格栅74向下倾斜一定角度,以大致防止或减少水进入呼吸机。向下倾斜的格栅构造为引导水流走、而不进入进气过滤器组件36。格栅74还防止物体或手指插入过滤器组件36。

[0073] 外壳凸起76从空气进气口34的外表面延伸出,且其构造为防止物体彻底阻塞空气进气口34。外壳凸起76的相反表面在过滤器外壳盖32C内形成有锥形体76a(如图9c所示),该锥形体76a适于容纳相应的过滤器凸起92。轴环72围绕空气进气口34,并提供锁机构,例如卡栓、螺纹或螺钉锁定机构,以将过滤器组件36紧固至呼吸机外壳12上,如以下所详细叙述的。

[0074] 进气过滤器外壳32可以为圆柱形部分82的形式,其用于容纳进气过滤器37。所述圆柱形部分82优选地具有沿圆柱形部分82的长度大致恒定的直径,该直径约为20到 60mm,更优选地为约30到40mm、例如34mm、35mm或36mm。圆柱形部分的长度可提供消音功能,以降低经进气口传回的噪音。圆柱形部分的长度优选地为约30到100mm、更优选地为50到80mm或60到70mm、例如60mm、61mm、62mm或64mm。然而,应当理解,圆柱形部分82可具有其它尺寸。

[0075] 图10a到10d展示了根据另一示范实施例的进气过滤器37。该进气过滤器37包括过滤笼88,该过滤笼88具有连接至其的多孔过滤材料90。所述过滤笼88为过滤材料90提供结构性支撑件,且包括尖端88t和基座端88b。进气过滤器37可具有截头锥形形状,以在为进入气体在呼吸机外壳外部上提供相对小开口的同时使过滤面积最大化。过滤材料90可通过以下方式固定至过滤笼88:将所述笼超模压到过滤材料上。尽管如此,可使用其它将过滤材料90接合或固定至过滤笼的方法。

[0076] 可选择地,多孔过滤材料90可设置为褶形或无褶形,且可形成截头锥形进气过滤器 37的侧壁。过滤材料90过滤流经空气进气口34的空气,以在空气经呼吸机10被泵入、最终送至患者之前移除空气中的灰尘和其它颗粒。过滤材料可选择地具有至少为10微米 (μm) 的过滤截止水平,例如为8 μm 、7 μm 或6 μm 。包括过滤材料90的进气过滤器37 部分在进气过滤器的尖端88t优选地具有约为10到30毫米(mm)的直径,更优选地为15 到20mm,例如17到

19mm或18mm,在进气过滤器的基座端88b具有约为20到25mm的直径,更优选地约为25到35mm,例如30mm、31mm或32mm。

[0077] 为组装过滤器组件36,将进气过滤器37插入进气过滤器外壳32的圆柱形部分82的开口或内端,且所述进气过滤器37可具有接口配件。进气过滤器37基座端88b上的过滤凸缘94形成了抵靠圆柱形部分82开口或内端的外缘的停止器,以提供准确程度的插入。为准确地使进气过滤器外壳32内的进气过滤器37对齐,进气过滤器37尖端88t的过滤器凸起92被容纳在过滤器外壳盖32C内的锥形体76a内。

[0078] 过滤器笼88和进气过滤器外壳32可由塑料材料、例如聚碳酸酯或聚丙烯制成,且可通过模塑制成。过滤材料90可以为低敏感性空气过滤材料,例如针织和热粘结的聚酯纤维,可选择地,过滤材料可以为例如泡沫、纸、聚酯、织物、非织物、褶皱物和非褶皱物等。

[0079] 如图11a和11b所示,过滤器组件36构建为能够可移除地插入呼吸机10外壳12的底盘21的吸气部分室内,以实现进气过滤器37的简便更换和检查。因此,进气过滤器37可插入底盘的过滤器室FC内并从中移除。进气过滤器外壳32的轴环72可包括一个或多个凸柄或凸针78,以与外壳12后端的进气开口80相接合。呼吸机后端的该进气开口80包括一个或多个相应的凹痕或通道80a,在其中可接合所述盖的一个或多个凸柄或凸针。其它的可移除式紧固机构、例如螺纹扣件、螺钉、卡扣等,都可用于将过滤器组件36可移除地接合至呼吸机外壳12上。

[0080] 为将过滤器组件36插入并固定在呼吸机外壳12内,将过滤器组件36插入呼吸机外壳12的进气开口80中,旋转轴环(优选地为手动式旋转),以将过滤器组件36的凸柄或凸针78接合至呼吸机外壳12的凹痕或通道80a,从而将过滤器组件36牢固地锁在呼吸机外壳12上,如图11a和11b所示。

[0081] 为移除过滤器组件36,反向旋转轴环72,将凸柄或凸针78从通道80a上拆下,以从呼吸机外壳12的过滤器室中拉出过滤器组件36。因此,过滤器组件36可整体进行更换,以更换进气空气路径,例如,在多个患者使用时。替代性地,当清洁或维修呼吸机时,可仅更换进气过滤器37。

[0082] 气动块模块56

[0083] 如图13、14和15所示,气动块模块56可包括大致硬质的外罩,且其可由导热性材料制成,以进行良好的导热。例如,其可由铝合金、镁或其它适于为模块提供结构性支撑件并具有导热性的适当材料制成。所示外罩可由金属制成,例如印模压铸的铝。该外壳可包括多部分,例如三部分:主底盘184、底盖186和上盖182。硬质外罩为空气路径或通道、鼓风机、电子元件或气动块模块56的其它部件提供结构性外壳。密封件可接合至一个或多个罩部件上,以形成围绕气动块模块56外周的气密性密封。例如,底盖186可包括围绕其边缘的包覆式硅胶密封件。气动块模块包含了呼吸机10的空气通道的大部分,且可进行更换,以简便维修。

[0084] 图12为气动块模块56的内部部件示意图。气动块模块56包括带蜗壳组件108的主鼓风机104、进气止逆阀组件114、可选性氧气进气端口144、呼吸末正压(PEEP)鼓风机或PEEP鼓风机124、排气消音器84、安全阀85、压力传感器128、流量传感器130和流量元件132和PEEP压力传感器142。蜗壳组件108形成空气路径的大部分,并执行气动块模块56的一些关键功能。

[0085] 主底盘184的侧壁包括用于电连接器的电线、呼气压力或PEEP软管188、以及用于与氧气供应相关的空气通道的开口。可设置可形变塑料套环,以扣入所述罩侧壁的开口中,以保护连接电线,避免金属开口上可能具有的尖锐边缘,并在主底盘184的内外部之间提供密封。

[0086] 图13为气动块模块56的分解图以及其中的部件。底盖186密封接合至主底盘184,形成气动块模块56的下部外表面。主底盘184可包括电阀接口118,以支撑连通并控制止逆阀组件114的压力释放电阀116和流量控制电阀120。

[0087] 主密封件122(见图16a-16b所示)接合至主底盘184,该主密封件122具有表面190,以进行主底盘184与蜗壳组件108(上部蜗壳110和下部蜗壳112)之间的多重密封,同时还为主鼓风机104提供悬置和/或隔振。表面190上可具有密封狭缝,以容纳蜗壳组件108、气动块主底盘184与主密封件122之间的公差波动,并确保密封区域不变形。密封件198和192一起为主鼓风机的低压进气侧与主鼓风机的高压排气侧之间提供密封。空气流35和氧气流45(如果存在)在低压进气侧内混合。密封的进气室形成于主密封件与位于底盖186上的密封件之间。从图16a和16b中可见,主密封件122还可提供一个或多个以下密封特征:使用密封件192为安全阀提供到大气的安全阀密封接口,所述密封件192位于安全阀85与下部或底盖186上的孔之间;以及为蜗壳排气口134提供蜗壳排气密封接口194。主密封件122还可设置蜗壳套环196,用于连接至蜗壳组件108上的后端蜗壳支撑件152,以帮助制成气动块模块56内的蜗壳。

[0088] 止逆阀组件114包括薄膜NRVM,其使用夹环固定在NRV室内。止逆阀组件114组装在下部蜗壳112上,并邻接主鼓风机104的进气口,以控制鼓风机进气口处的流量水平。止逆阀可包括申请日为2011年3月25日、申请号为PCT/AU2011/000341的PCT专利申请中描述的止逆阀系统,在此以引用的方式并入该专利的全部内容。

[0089] 主鼓风机104通过涡轮组件进行固定和密封。可使用能提供通气所需的压力和气流的任何形式的鼓风机,例如单阶鼓风机或多阶鼓风机。可使用申请日为2010年10月29日、申请号为PCT/EP2010/066498、公布号为W0 2011/051462的PCT申请所描述的鼓风机,且在此以引用方式并入该申请的全部内容。鼓风机悬置件106设置在主鼓风机上方,以为主鼓风机104提供隔振和/或支撑。鼓风机悬置件106还可用作热通道,以协助从主鼓风机导热至顶盖182。在该例中,鼓风机悬置件可由导热性弹性体制成。顶盖182可由热传导材料制成,以协助热量从主鼓风机104释放。

[0090] PEEP鼓风机124包括PEEP叶轮127和PEEP蜗壳125,用于在呼气时按需对呼气阀200(以下将参照图21a-21d和22a-22c进行叙述)提供压力源,当位于呼气部分31间隔内时。PEEP鼓风机124由PEEP悬置件126支撑。该PEEP悬置件可由柔顺材料制成,以提供隔振,并实现围绕PEEP鼓风机124的冷却,例如,该PEEP悬置件126可由硅胶、优选地为模塑硅胶制成。PEEP电阀140控制从PEEP鼓风机124到呼气部分31的压力供应。PEEP压力软管128连接在PEEP电阀140与PEEP供给端口172(如图5a所示),位于呼气部分31,以提供PEEP压力源。

[0091] 传感器PCB包括传感器、例如压力和/或流量传感器,通过传感器密封件136连接至上部蜗壳110,以在气流从蜗壳排气口134排出时为气流提供传感器信号、例如压力和/或流量信号。

[0092] 从图14和15中可见,蜗壳组件108可由一个或多个模塑部件组装而成,例如接合在

一起的上部蜗壳110部分和下部蜗壳112部分。蜗壳组件108可包括多个接口,以简便地组装气动块模块56内所需的各种气动连接件。从视图上部可见,蜗壳包括主鼓风机蜗壳 158,其适于容纳主鼓风机104,并提供围绕主鼓风机104(未图示)的蜗壳区域,以及主鼓风机104与蜗壳排气口134之间的主空气路径。所述蜗壳还可包括PEEP鼓风机支撑件 162、PEEP电阀支撑件160、压力传感器端口154、流量传感器端口156和蜗壳排气口 134。蜗壳排气口134可包括流量元件132(图14中未示意),以协助测量从蜗壳组件108 中排出的流量。呼出气流流经流量元件132,以测量穿过流量元件132的压力差。

[0093] 从图15中可见,所述蜗壳可包括止逆阀(NRV)室146,其适于容纳止逆阀组件 114(图15中未示意)。NRV压力接头软管148用于将压力传导至NRV室146。蜗壳内还可具有出气消音器84和安全阀支撑件150。

[0094] 蜗壳组件108使用例如后端蜗壳支撑件152的支撑件组装至气动块模块56的底盘上。传感器PCB166可通过一个或多个PCB螺钉座164连接至蜗壳组件108。

[0095] 空气从进气消音器经NRV室146流经蜗壳组件108,穿过NRV薄膜(图13中的“NRVM”)进入主鼓风机。离开主鼓风机,空气穿过蜗壳向下进入蜗壳内的出气消音器。安全阀85位于出气消音器84内的安全阀支撑件150上。空气接着穿过流量元件132,从蜗壳排气口143中排出。

[0096] 图17a到17c展示了传感器密封件136的一个实施例。传感器密封件136用于连接在蜗壳组件108上的部件之间,例如传感器端口与电阀端口之间,或连接至传感器PCB166的一体式传感器。传感器密封件136由例如硅胶的柔性材料制成,并在PCB上的传感器与蜗壳组件108上的部件之间提供密封连接,以及从PEEP鼓风机124到PEEP电阀140之间的密封。传感器密封件136还可用于将传感器PCB166安装至蜗壳组件108上。传感器密封件 136还可保护传感器PCB166免受冲击和振动。

[0097] 通过将具有多个传感器的传感器PCB装入具有多个端口密封件的传感器密封件136 上,便捷地形成了压力传感器与蜗壳组件上的空气通道之间的可靠连接。进一步地,传感器 PCB166和其上设置的压力传感器可在传感器密封件136上形成独特的安装方位,以使压力传感器非恰当连接至涡轮组件108的空气通道的风险降低到最小。

[0098] 传感器密封件136包括图17a所示的第一侧部136a,其用于与压力传感器端口154、流量传感器端口156和蜗壳上PEEP电阀支撑件160内的PEEP电阀140相接合。如图17c 所示,第二侧部136b用于与位于传感器PCB166上的传感器相接合。第一侧部136a包括两个流量元件支路端口214、进入端口和排出端口,其连接至蜗壳上的流量传感器端口156。两个流量元件支路端口214在传感器密封件136的第二侧部136b处连接至传感器PCB166 上的流量元件,以允许待测的排出气流支路通过,从而为排出气流提供流量信号。

[0099] 第一侧部136a还包括排气压力端口210和吸气/呼气压力端口204,与蜗壳中的压力传感器端口154相接合。第二侧部136b提供排气压力传感器密封件206和吸气/呼气压力传感器密封件212,其与压力传感器和位于传感器PCB166上的吸气/呼气压力传感器气动接合,以分别对排出气流和呼出气流进行压力测量。传感器PCB可通过扣件、例如螺钉紧固至蜗壳组件108。

[0100] PEEP电阀端口216也位于传感器密封件136的另一侧面136a上,且用于与位于蜗壳上PEEP电阀支撑件160内的PEEP电阀140相接合。传感器密封件的第二侧部136b包括 PEEP

压力端口208,用于连接至PEEP鼓风机124的排气口,从而在使用中,PEEP压力端口208用于提供到PEEP电阀140的PEEP压力供应,以控制呼气阀200。

[0101] 通过将空气通道的大部分和气动连接件纳入气动块模块56的罩内,使暴露在罩外部的空气软管的数量最小化。将气动连接件容纳在罩内,降低了软管断开连接、泄漏或错误连接至空气通道的风险。另外,将气动连接件容纳在气动块的罩内部,降低了外壳内部件的复杂性,因为气动连接件的复杂性可集中在气动块模块56上。

[0102] 要更换呼吸机10内的全部空气通道,将过滤器组件36、进气密封件38、气动块模块56、吸气排气端口16和呼气部分31的部件断开连接,并/或从外壳上拔下并更换。在呼气部分31,可更换一个或多个以下部件:呼气阀200、呼气适配器202、呼气密封件70、传感器过滤器和流量元件。无需断开连接再重新连接多个软管,以使得气动连接件位于呼吸机内,因为这种气动连接件的大多数都形成在可更换气动块模块56内。为更换空气路径,将新过滤器组件36插入在过滤器支撑件176内,将新的进气密封件38连接至进气密封件支撑件178。

[0103] 新气动块模块56连接至外壳12,并在气动块模块进气口处连接至进气密封件38,在气动块模块排气口出连接至新的吸气排气端口16。新的呼气密封件70(参见图18a-18d),传感器过滤器、流量元件和呼气阀200或呼气适配器202可插入呼气部分31。通过将气动块模块插入外壳内,形成了数个空气通道连接件。几乎无需在将模块放置在外壳内之后再形成附加的空气通道。例如,PEEP压力软管188连接至呼气部分31。将空气通道合并至气动块模块避免了传统呼吸机内复杂的软管和其它空气通道。

[0104] 呼气部分31

[0105] 呼气部分31适于容纳来自患者的呼出气体55。该呼气部分可设置为用于容纳可移除呼气接口模块的室,例如呼气阀200或呼气适配器202,其可用于各种目的的气体跟踪。如上所述,底盘21包括一些用于容纳传感器过滤器和呼气流量传感器的接口。用于呼气接口室的呼气盖48为与外壳12分开的部件。

[0106] 图18a和18d展示了示例性密封件70。呼气密封件70适于插入呼气部分31的室内,并形成外壳12的底盘的气体端口接口与呼气气体路径模块之间的密封接口。在该例中,气体路径模块可插入呼气部分31中,形成与密封件和室的气体端口接口匹配的密封接口。可选的凸耳218可设置在呼气密封件70上,以通过拉动凸耳218而拉出呼气密封件70,从而协助移除呼气密封件70。优选地,呼气密封件70具有不规则或独特的外部形状,以协助进行恰当的对齐,以插入呼气部分31中。可选地,在呼气密封件70与底盘21之间、呼气部分31内可形成有孔226,以形成对齐特征,用于呼气接口模块(例如,呼气阀200或呼气适配器202)的插入。

[0107] 呼气密封件70可提供多个密封气动通道,例如PEEP供给通道220、呼气压力传感器通道222和一对呼气流量传感器通道224。PEEP供给通道220用于在底盘21上的呼气部分31上形成的PEEP供给端口172与呼气接口模块(例如,呼气阀200或呼气适配器202)上的PEEP供给端口之间进行连接。PEEP供给通道提供用于PEEP气流的路径。通过使呼气接口模块坐落在呼气密封件70上的其独特对齐位置,用于模块的空气通道与呼吸机的空气通道、传感器和过滤器适当对齐。

[0108] 呼出气流传感器和用于压力传感器的传感器过滤器坐落在底盘的呼气部分室内。关于这一点,图5a展示了呼出气流传感器接口170和底盘21上的传感器过滤器接口168。呼

气密封件70坐落在气流传感器和传感器过滤器上方。呼气压力传感器通道222形成位于传感器过滤器与呼气接口模块的压力端口之间的通道。一对呼出气流传感器通道224提供位于流量元件之间的支路,该流量元件位于呼气接口模块内部,用于测量呼出气流流速。这对呼出气流传感器通道224连接在流量传感器与呼气接口模块上的气流端口之间。因此,通道222、224提供了将呼气接口模块(例如,呼气阀200)的空气通道与外壳12上的传感器相连的管道。

[0109] 图19a到19d和图20a到20c展示了一例呼气阀200,其适于用作坐落于呼气室内的呼气密封件上的呼气接口模块上。图21d和图22a到22c展示了一例呼气适配器202,其替代性地适于坐落在呼气室内的呼气密封件上。

[0110] 呼气阀200、如图19a到19d所示,可包括呼出气体进气口238,其适于连接至空气输送管道(未图示),以接收由患者呼出的气体。呼出气体经过呼气阀200、通过呼出气体排气端口240排放至大气中。呼气阀200可包括至少一个对齐凸耳228,以协助进行正确对齐,并将呼气阀固定至呼气密封件70。当呼气密封件插入在底盘21内时,对齐凸耳228可容纳在形成于底盘21与呼气密封件70之间的孔226中。

[0111] 呼气阀200包括PEEP压力端口232、压力传感器端口234和一对流量传感器端口230,当呼气阀200位于呼气密封件70上时,这些端口与PEEP供给通道220、呼气压力传感器通道、以及呼气密封件70上的呼气流量传感器通道对齐。呼气流量元件236可位于排出气体进气口238内,位于呼气气流路径上或一对流量传感器端口230之间,并位于呼气阀内。流量传感器端口230允许流量传感器检测来自患者的呼出气体流速。类似地,与呼气阀内部通道相连的压力传感器端口234允许压力传感器检测呼出气体的压力。PEEP压力端口232用于接收来自PEEP鼓风机124的加压气体,并使呼气阀内的气体分支,该分支气流用于控制位于呼气阀200的可移除盖242内的PEEP薄膜。

[0112] 呼气阀200可插入呼气室中,以使得呼吸机可用作双歧呼吸系统,即,使用单独的吸入和呼出气体输送管道。在该例中,由呼吸机10产生的吸入气体源经连接至吸气排气端口16的吸入气体管道送至患者接口设备。患者呼出气体经呼出气体管道送回至呼吸机10的呼气部分31。呼气阀200与PEEP鼓风机124一起适于在呼气时调节呼吸末正压。

[0113] 图20a到20c示意了呼气阀200向呼吸机10的呼气部分31的插入,以及呼气盖48的插入,以将呼气阀200固定在呼吸机10的呼气部分31的室内。

[0114] 图21a到21d展示了适于放置在呼吸机10的呼气部分31的室内的呼气密封件70的呼气适配器202的一个例子。该呼气适配器具有与呼气阀200互补的接口形态,以协助插入在同一室内,并使用同样的密封件,尽管其部分出于不同的气体跟踪目的。呼气适配器也可包括至少一个对齐凸耳228,以协助进行正确对齐,并将呼气适配器202固定至呼气密封件70上。当呼气密封件插入在底盘21内时,所述对齐凸耳228可容纳在底盘21与呼气密封件70之间的孔226内。

[0115] 呼气适配器202包括PEEP压力端口232和压力传感器端口234,类似于呼气阀200。然而,呼气适配器不包括近端呼气阀(未图示)中设置的、用于控制PEEP压力的PEEP薄膜。PEEP压力端口232通过连接至适配器PEEP控制端口246的软管将PEEP压力从PEEP鼓风机124送至近端呼气阀。通过经连接至适配器压力进气端口244的另一小软管输送呼出气体,从而进行压力测量,并将呼出气体送至压力传感器端口234,以测量压力传感器处的压力,所述

适配器压力进气端口244连接在呼气适配器202内。

[0116] 在该实施例中,由于无需进行呼出气流测量,因此,不具有经呼气适配器内的流量元件输送的呼出气流。因此,端口248可以为能用于将呼气适配器202固定在其密封位置上并与呼气密封件70对齐的空端口(例如,无连接通道)。

[0117] 将呼气适配器插入在呼气室中,允许呼吸机用作具有近端呼气阀的单肢呼吸系统。在这样的系统中,吸气导管以与上述呼气阀类似的方式连接至吸气排气端口16。然而,由于近端呼气阀靠近患者连接,因此不存在呼出气体导管。近端呼气阀在靠近患者处释放大多数呼出气体55。

[0118] 如图23到30所示,气动连接器3200可适于用作用于呼吸机的呼气适配器202的端口的可移除连接件,以及用于患者回路或患者接口的导管。这样的连接器可具有这样一种形态,以确保其仅以一种方式与适配器202多个端口连接、从而避免所述多个端口与患者回路的导管之间产生错误连接。

[0119] 例如,如图所示,连接器2300可具有呼吸机连接端2301和患者回路端2303。连接器2300的呼吸机连接端2301可包括第一和第二端口接头2302-1和2302-2,用作从例如具有近侧阀的单一患者回路到呼吸机的气动接口。这些端口将包括第一和第二气体通道2302-1-GC和2302-2-GC。连接器2300的第一端口接头2302-1可用于仅与呼气适配器202的适配器压力进气端口244相接合,所述适配器压力进气端口244检测患者压力。连接器2300的第二端口接头2302-2可用于仅与呼气适配器的PEEP控制端口246相接合,该PEEP控制端口246用于控制PEEP压力。连接器2300的呼吸机连接端2301与呼吸机10的呼气适配器202之间的连接可以为例如通过端口处的接口配件而实现。

[0120] 所述连接器还可包括对齐突起,例如连接环2304,以将端口和端口接头正确对齐。关于这一点,所述对齐突起可设置为用于插入、例如接口卡入呼吸机上的某结构,例如呼吸机外壳上的容纳通道RC。该集体结构可用于允许仅在一个方位上的插入。例如,连接环2304可具有用于插入在呼气部分31的容纳通道RC内的大小和形态(从图22c中清楚可见)。这样一种插入使得端口与端口接头能准确对齐和密封。关于这一点,第一端口接头自身可以为圆柱形的,且可位于连接环的内部圆柱形室2344的更大圆周之局部内(从图26中清晰可见),且如图26所示,该第一端口接头可位于偏离所述连接环的中心的位置(或者说位于偏离所述圆柱形室的中心轴的位置)。在该实施例中,内部圆柱形室2344自身不用作用于呼气处理系统的压力或气体的气体通道。第二端口接头还可以为圆柱形的,并可位于连接环的圆周外部,或圆柱形室的外部。以这种方式,用于多个管道的单一连接器可设置为仅在一个对齐方位上连接,以仅允许多个端口(两个或多个)的准确连接。

[0121] 连接器的患者回路端2303可具有位于准确方位的集成管道,例如患者回路的柔性软管,其可包括患者接口(未图示)。例如,在所示实施例中,管道可附着在连接器上,或可与连接器一体形成。一个或多个管道可通向或连接至近侧阀(未图示)。这种软管可为患者压力信号(例如,患者面罩(未图示))提供气动管道,以及从呼吸机至近侧阀的气动控制压力。在所述实施例中,呼气管道2306经连接器的第一端口气体通道2302-1-GC通向适配器压力进气端口244,而PEEP控制回路2308经连接器的第二端口气体通道2302-2-GC通向PEEP控制端口246。如在此所示的,连接器可用作双连结,其中每个端口连接都具有相同的大小和形状。例如,第一端口接头2302-1和第二端口接头2302-1的两个接触点可具有相同的直径

和形状。例如,其同时可具有相同的圆柱形接头和气体通道尺寸。另外,连接器的结构形态、包括对齐特征,作为整体将防止出现关于何端口接头连接至何适呼气适配器端口的混淆。在这种情形下,患者接口和管道2308、2306相对端的近侧阀不与管道2308、2306 一体式或相联结,尽管其可以这样,在相对端也可具有多端口连接器设置,以确保管道准确地连结至患者接口的端口和近侧阀(例如,仅在对齐方位)。

[0122] 一般地,连接器2300可由弹性材料制成。弹性材料可协助提供与呼吸机和呼气适配器的密封连接。连接器也可设计为与匹配呼吸机外壳的形状和样式,以使接合的组件尽量融为一体。例如,连接环2304可以为在其一个曲端CE倒角的圆柱体结构,当其正确插入时,具有一个顺应(例如,表面近似平齐)呼吸机外壳轮廓的外表面的表面。类似地,可具有连接器弯曲CB,以将管道保持在靠近外壳的位置。关于这一点,该弯曲可用作以一定角度(例如45度弯曲、90度弯曲等)进入连接器的气体通道。

[0123] 在说明书中,“包括(comprising)”一词应当理解为其“开放式”涵义,即,意为“包括”,但不限于其“狭义”,即“仅由……构成”。相应的词汇“comprise、comprised 和 comprises”都具有相应的含义。

[0124] 还应当理解的是,在此所引用的现有技术除非另有所指,都含有该现有技术被本发明所涉及的本领域技术人员普遍知道之意。

[0125] 尽管结合多个实施例对本技术进行了描述,然而,应当理解的是,本技术并不限于所公开的实施例,而是意在涵盖本技术的精神和范围内的各种修正例和等同设置。另外,上述的各种实施例可与其它例子一起试试,例如,一个实施例的一个或多个方面可与另一例的一个或多个方面相接合,以得出其它例子。进一步地,任何给定组件的每个独立特征或部件可构成一个附加例。并且,尽管本技术对侵入性和非侵入性通气具有特定应用,然而应当理解的是,遭受各种与呼吸有关的症状或疾病(例如,充血性心脏衰竭、糖尿病、病态肥胖、中风、减肥外科手术灯)都可得益于上述教导。另外,上述教导对患者和非医疗应用的非患者都具有适用性。

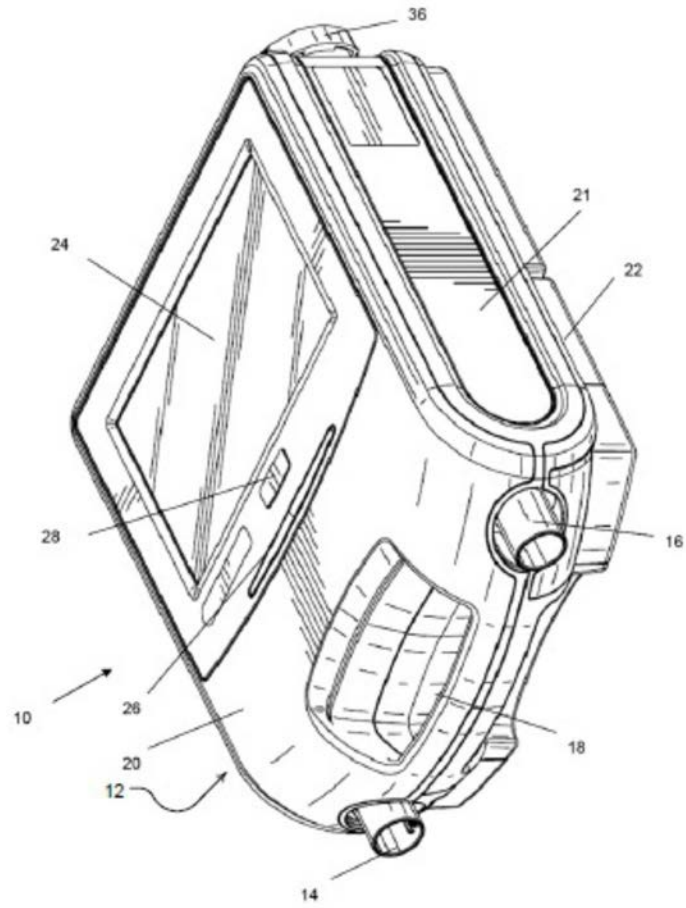


图1

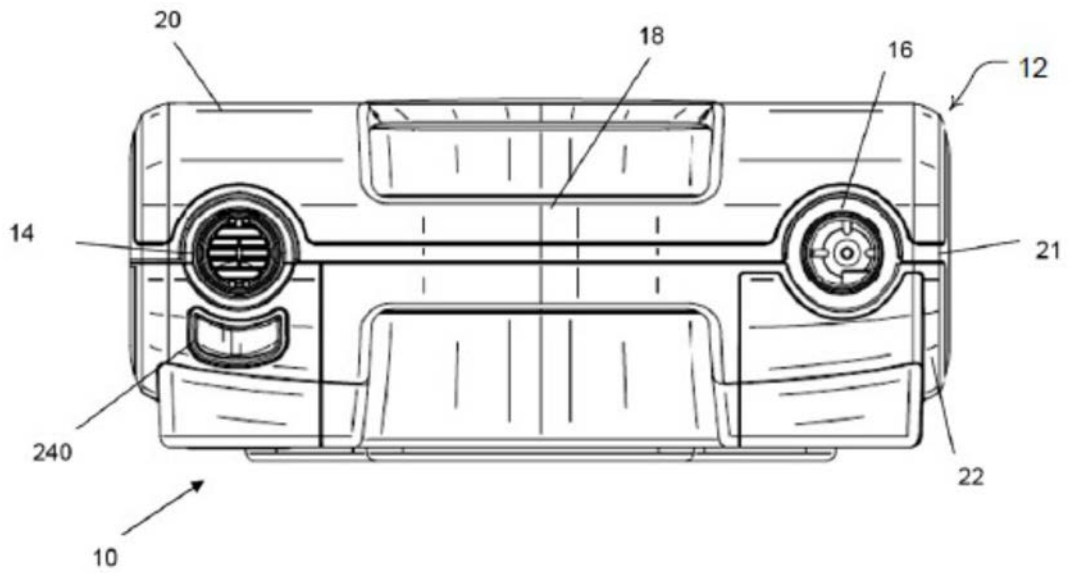


图2

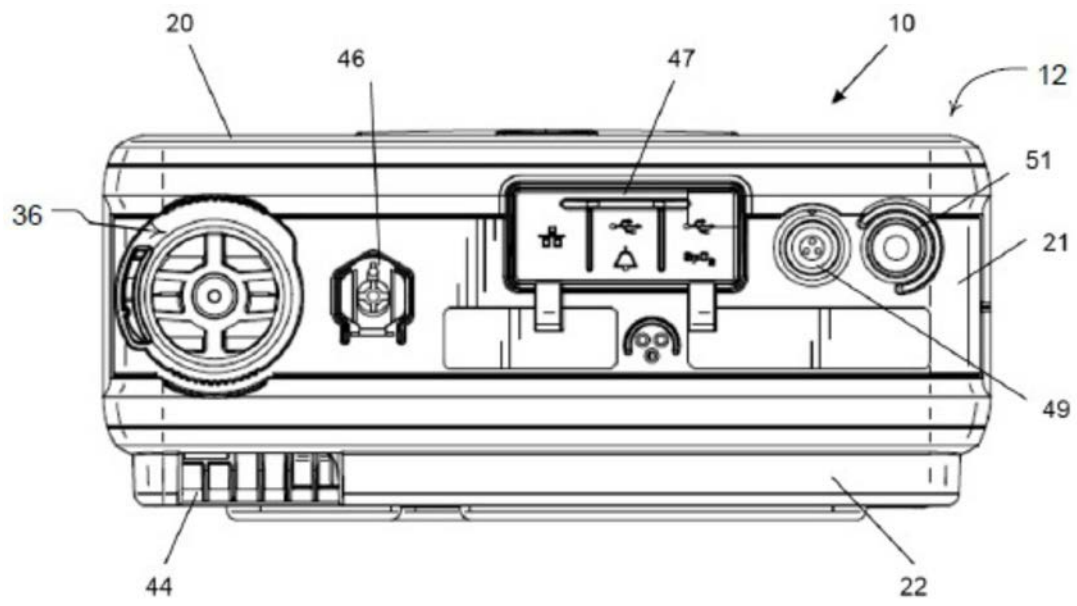


图3

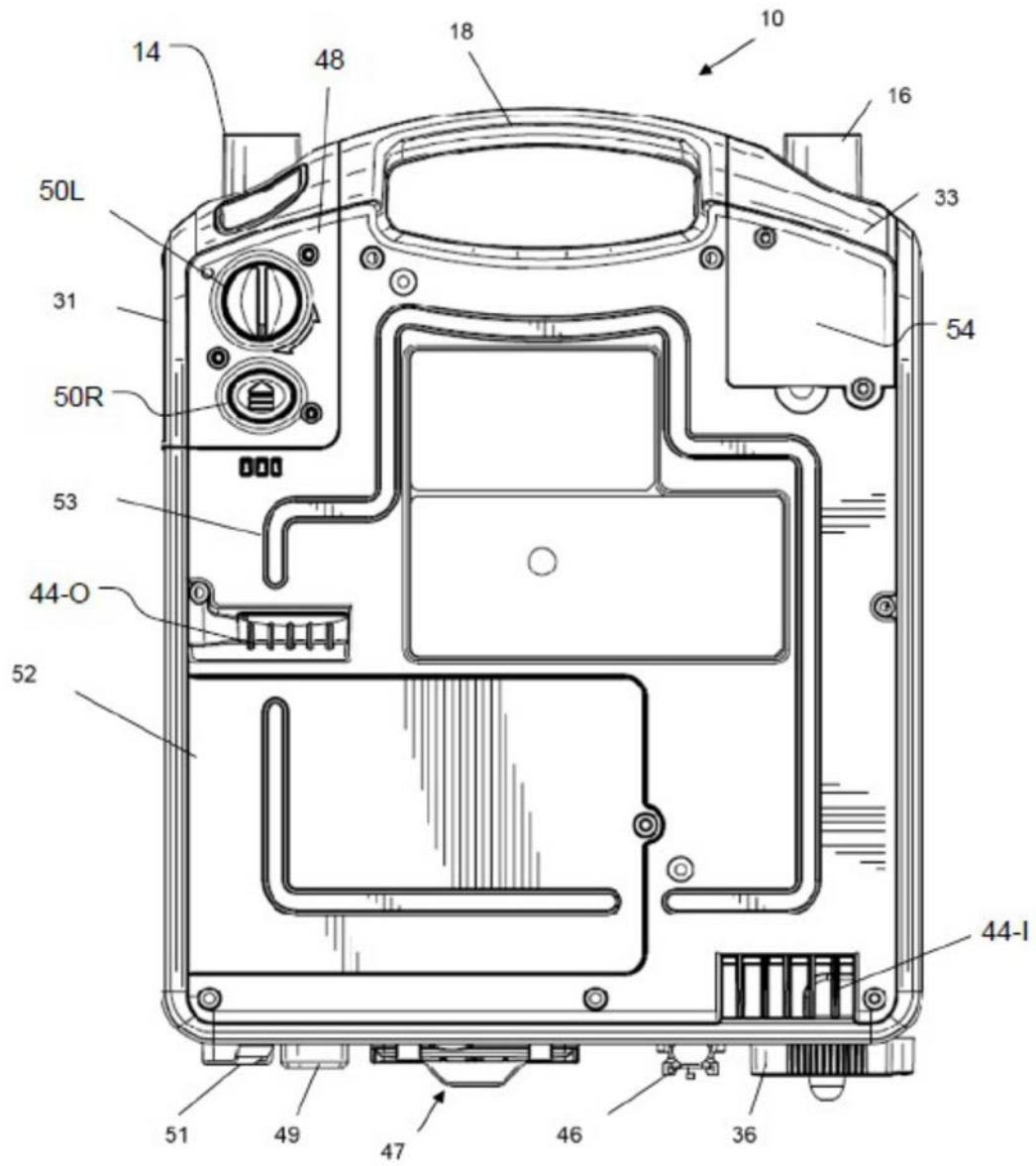


图4

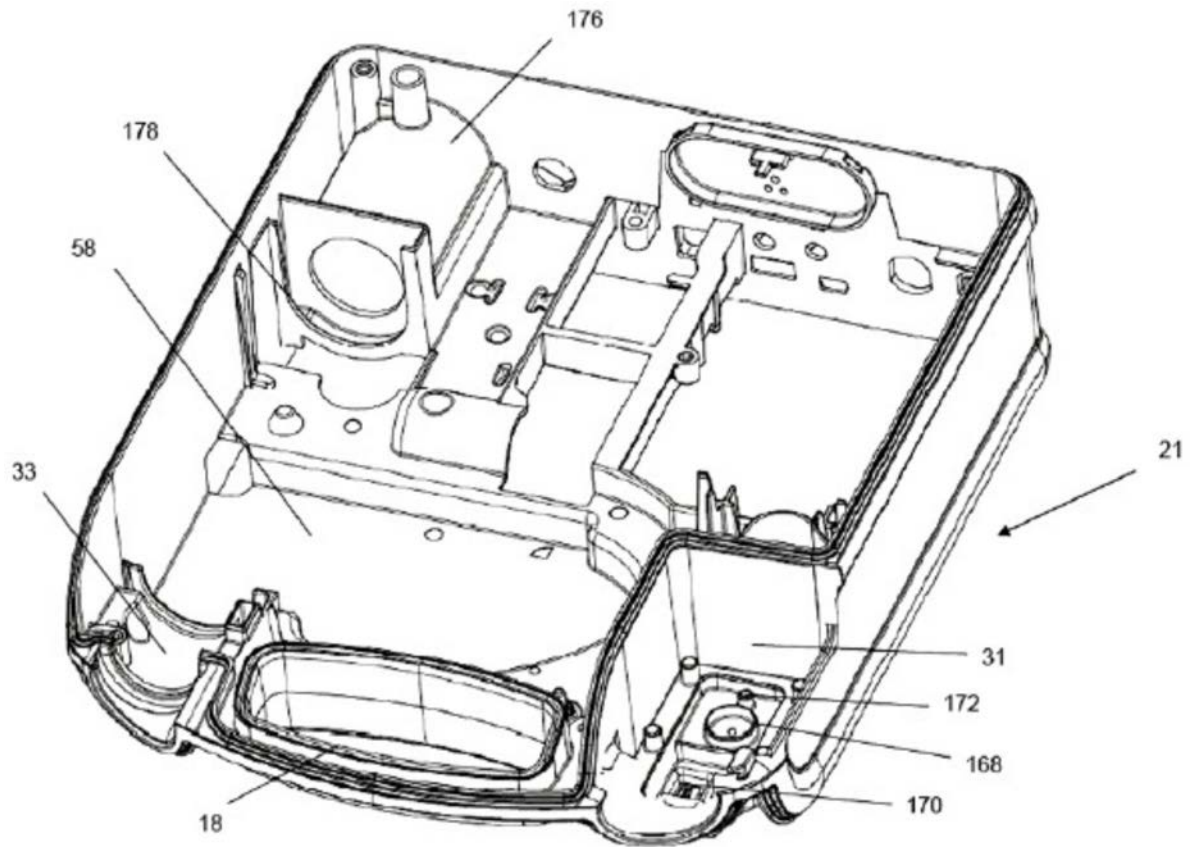


图5a

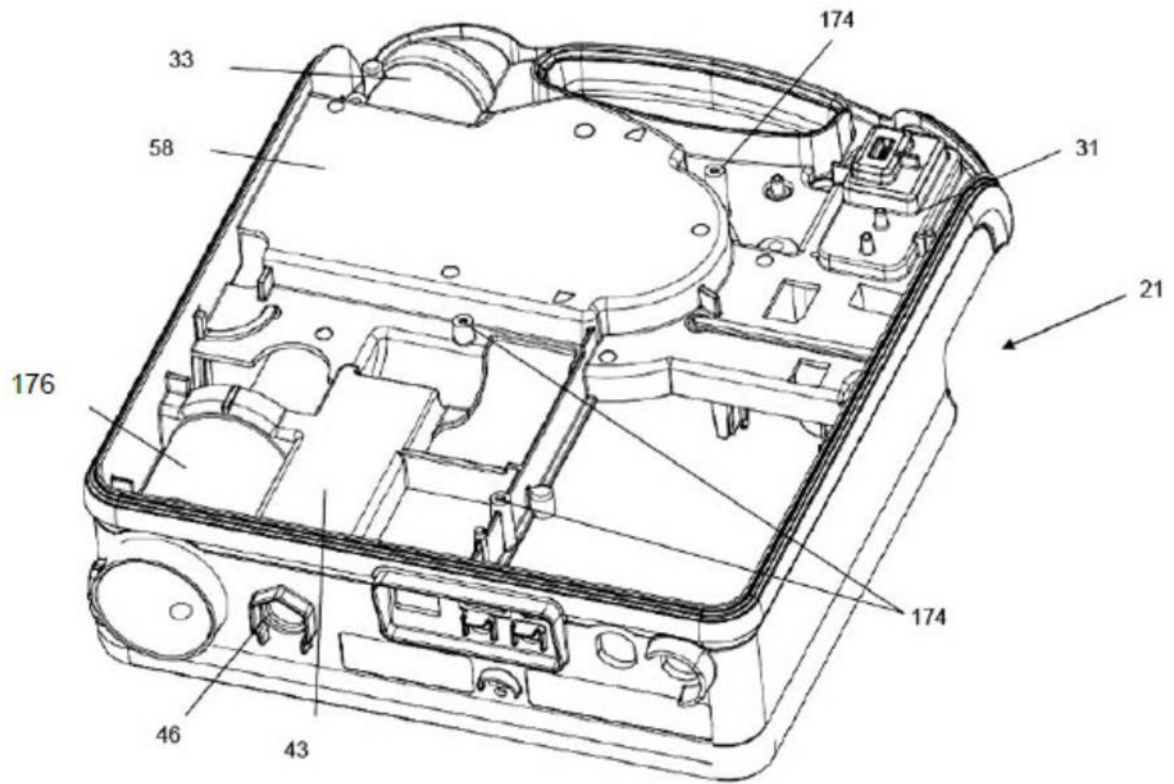


图5b

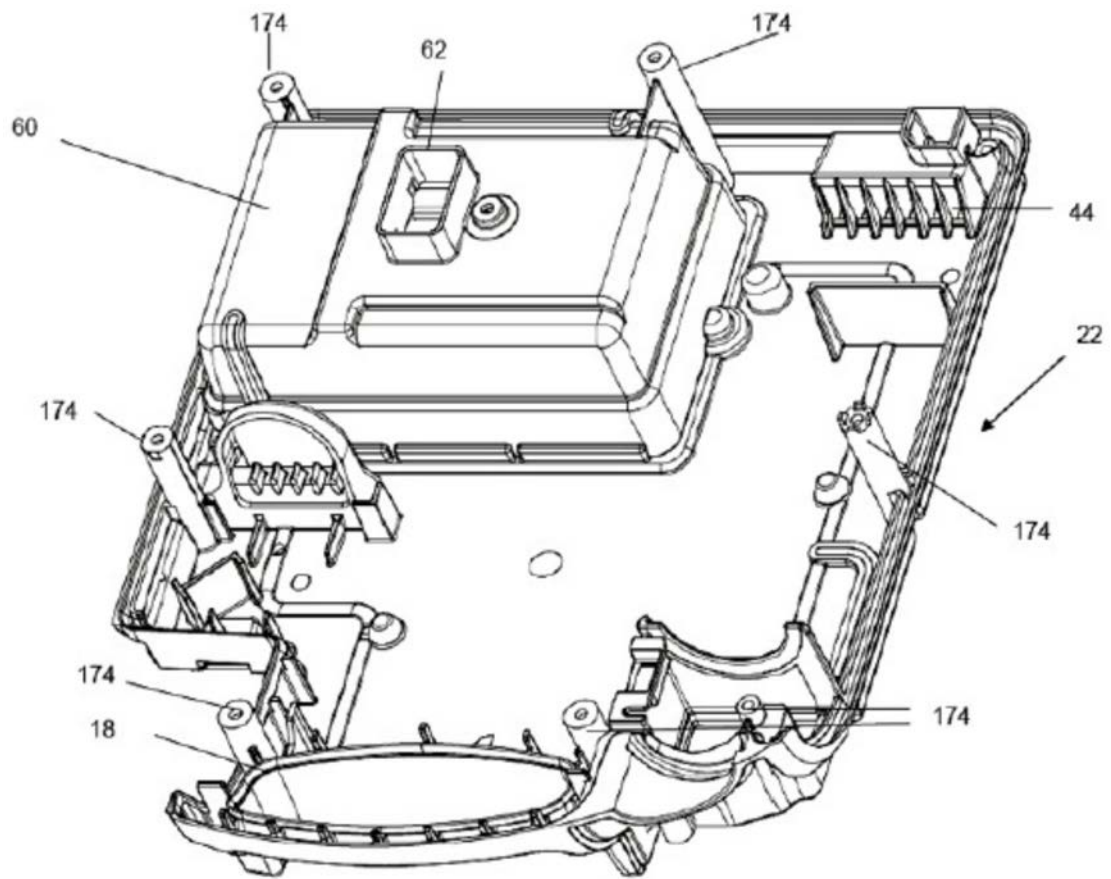


图6a

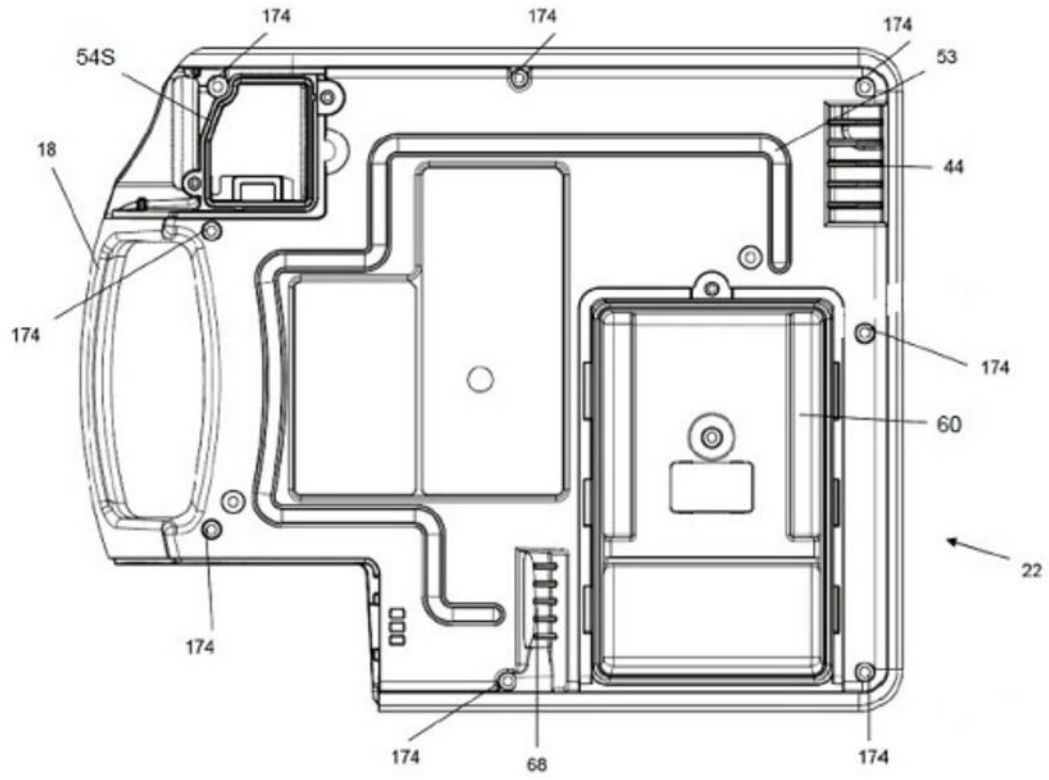


图6b

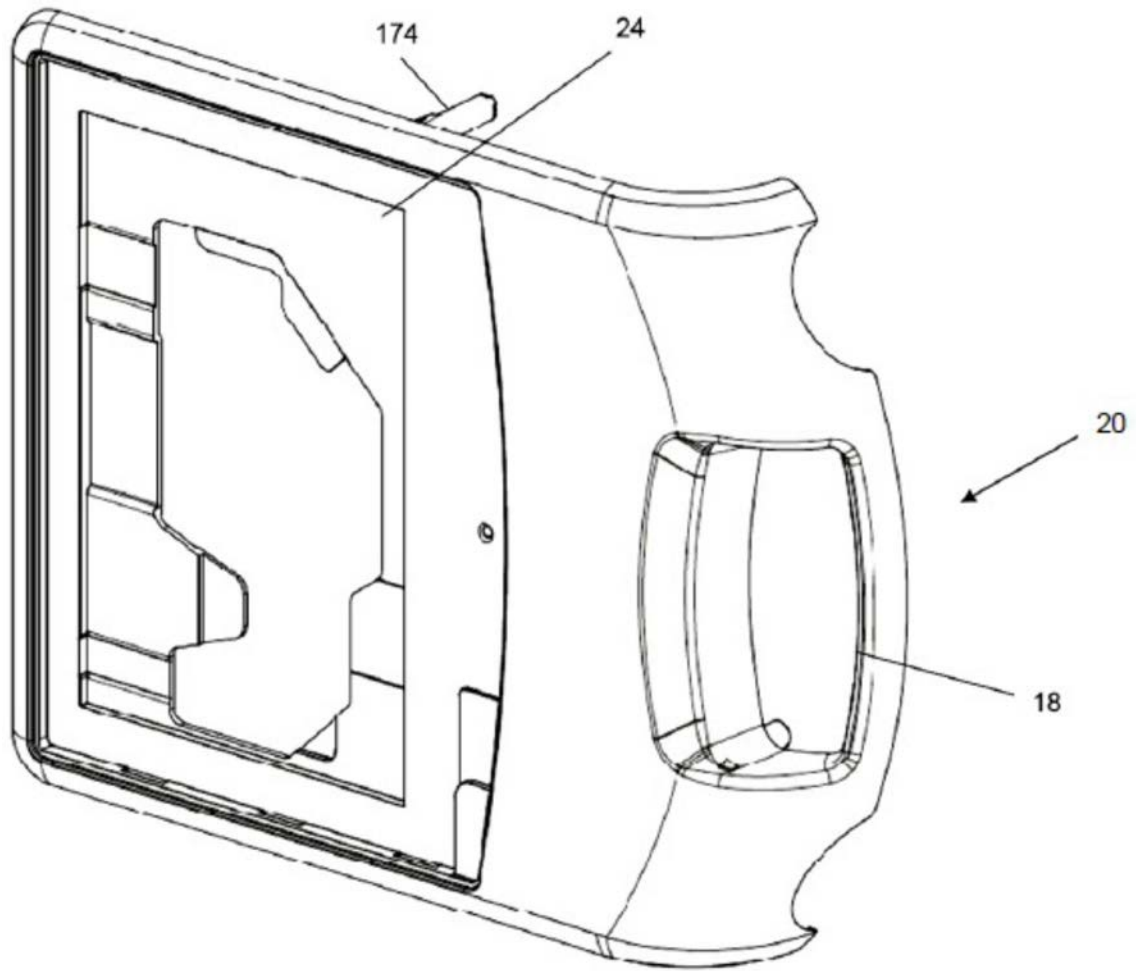


图7a

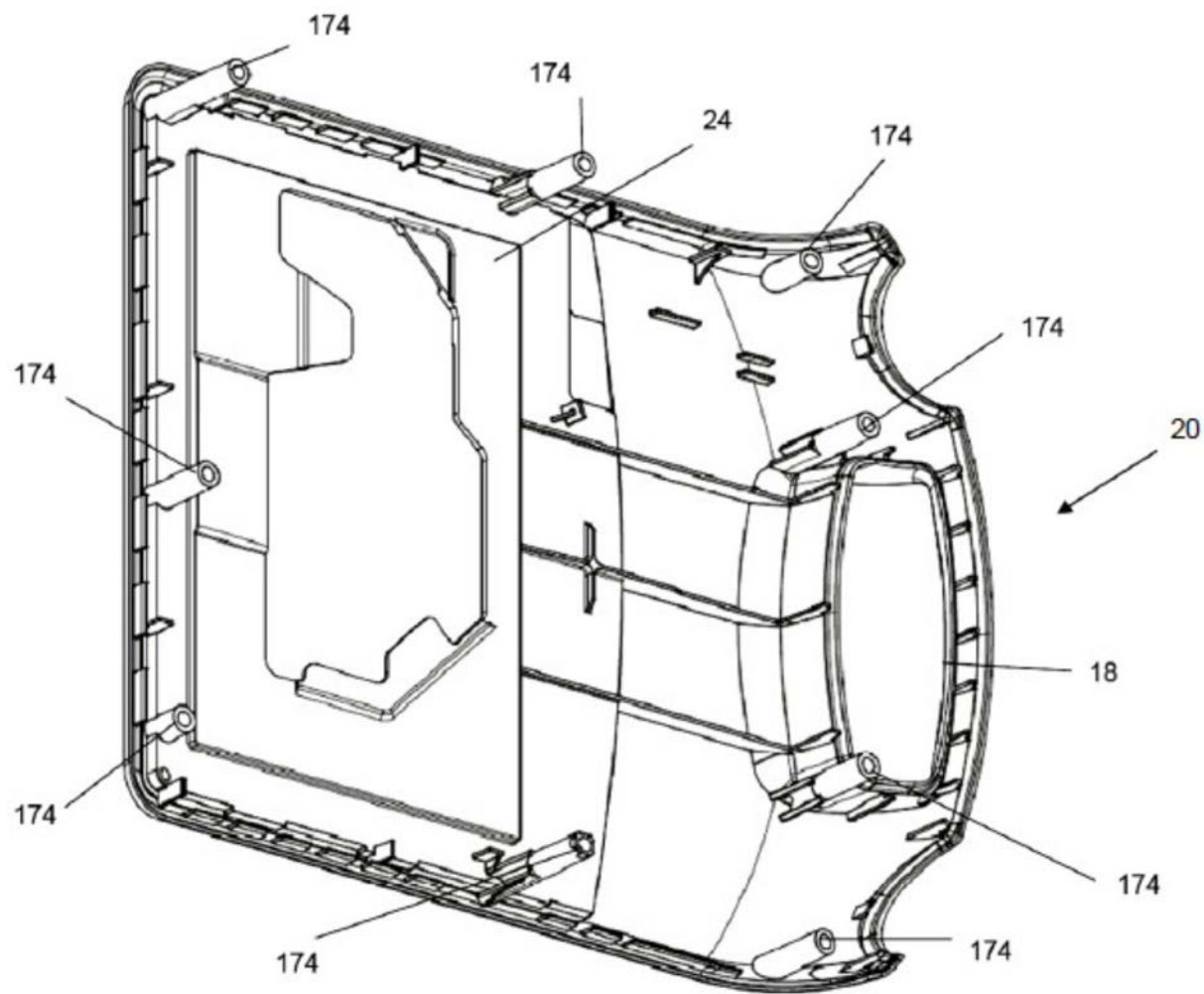


图7b

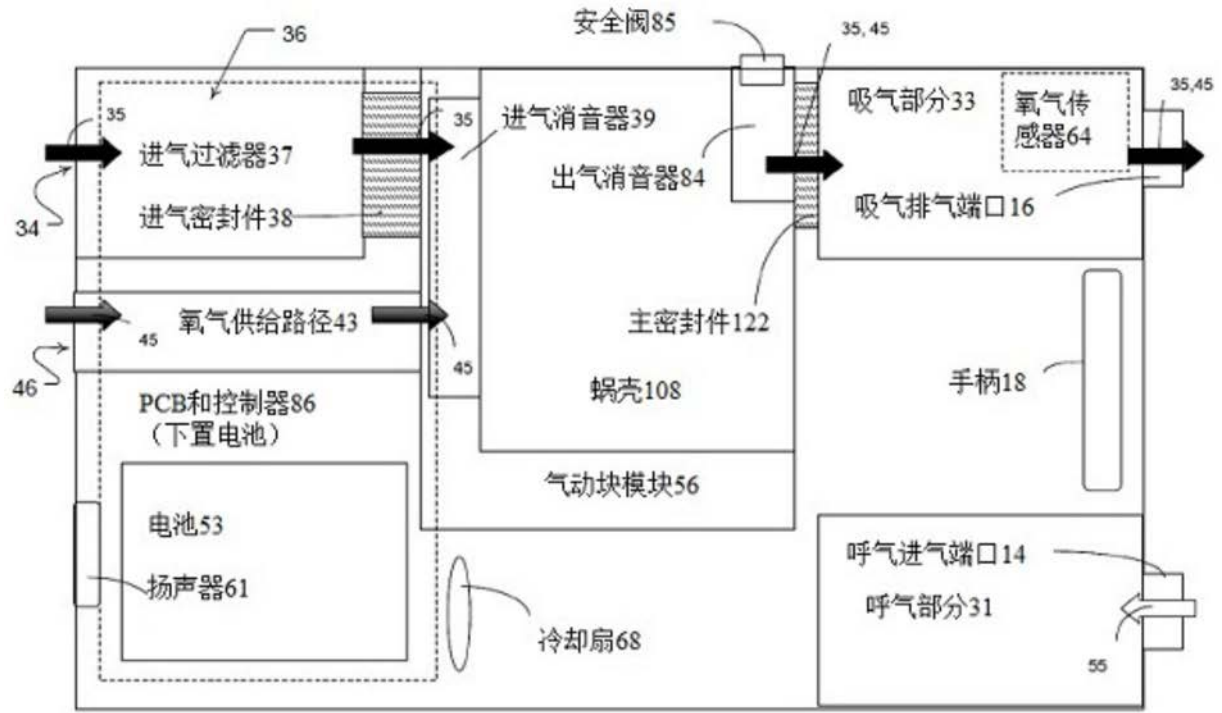


图8

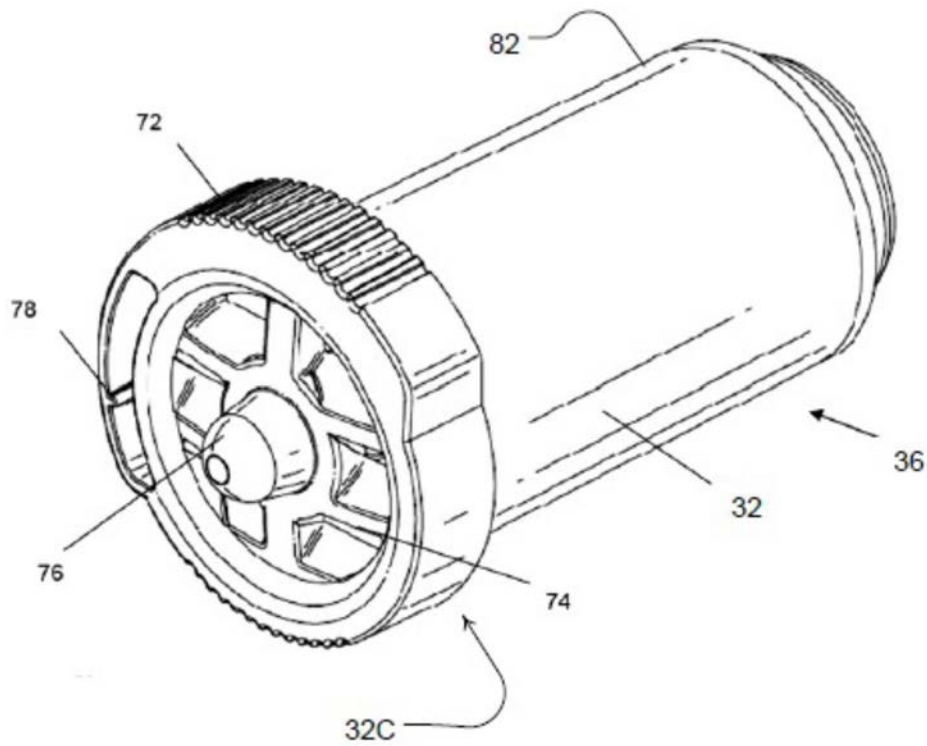


图9a

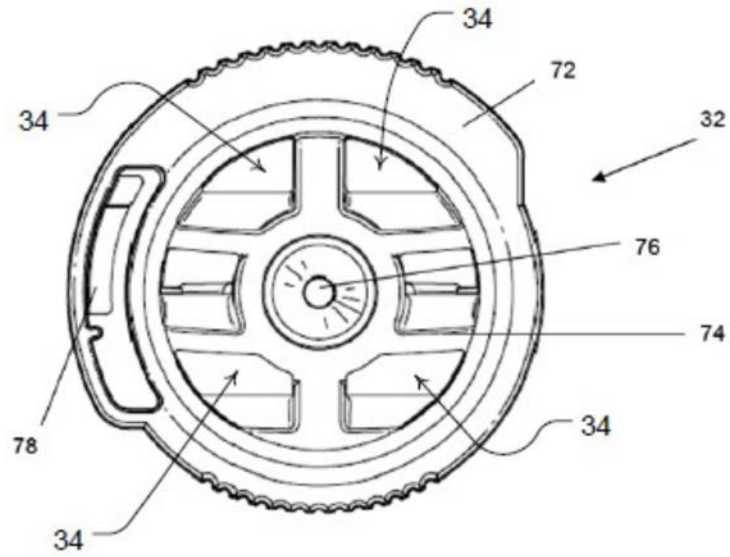


图9b

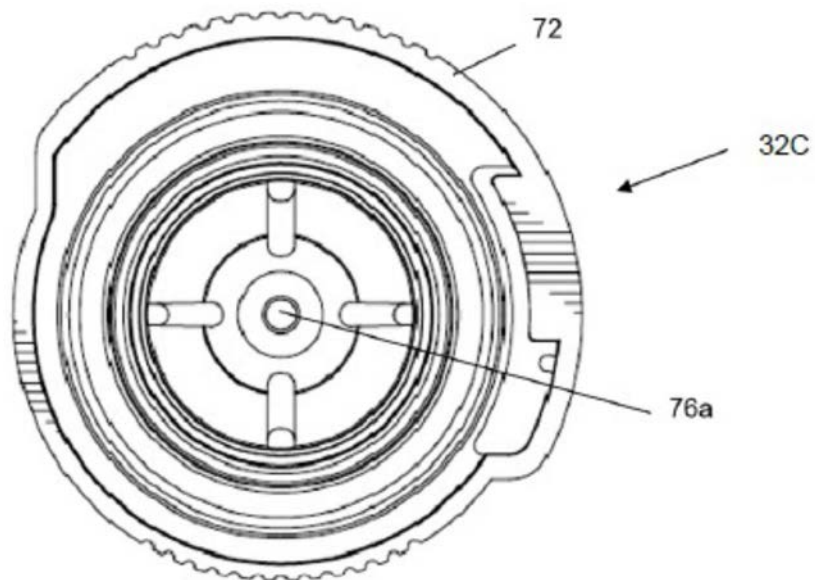


图9c

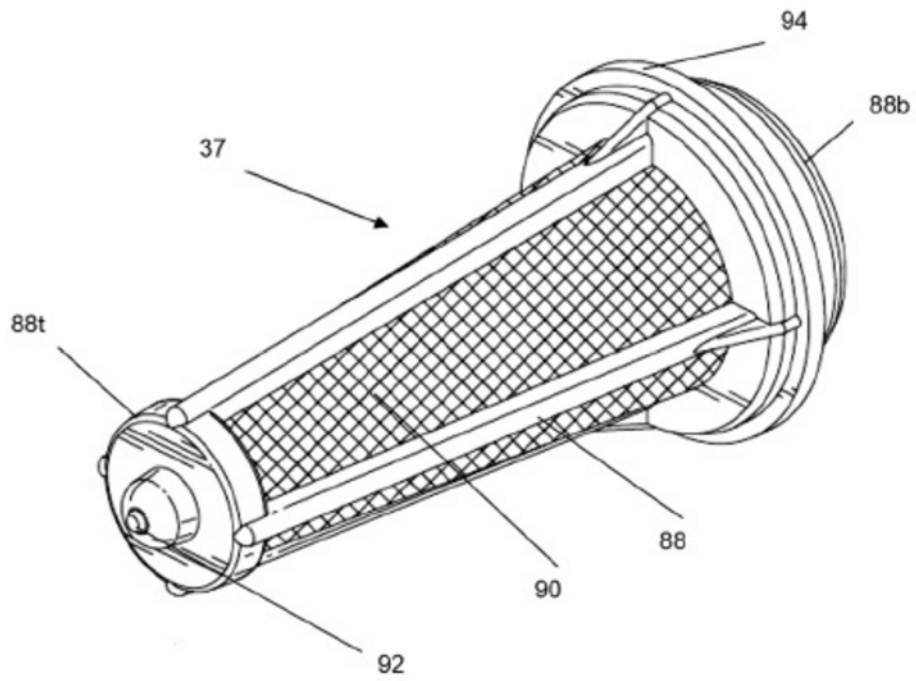


图10a

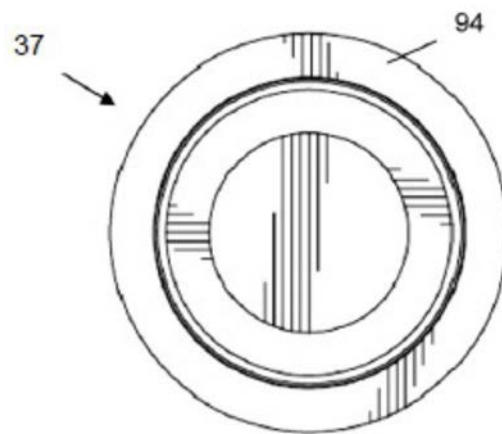


图10b

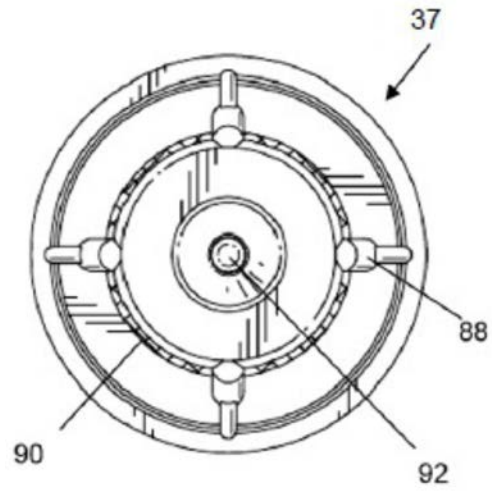


图10c

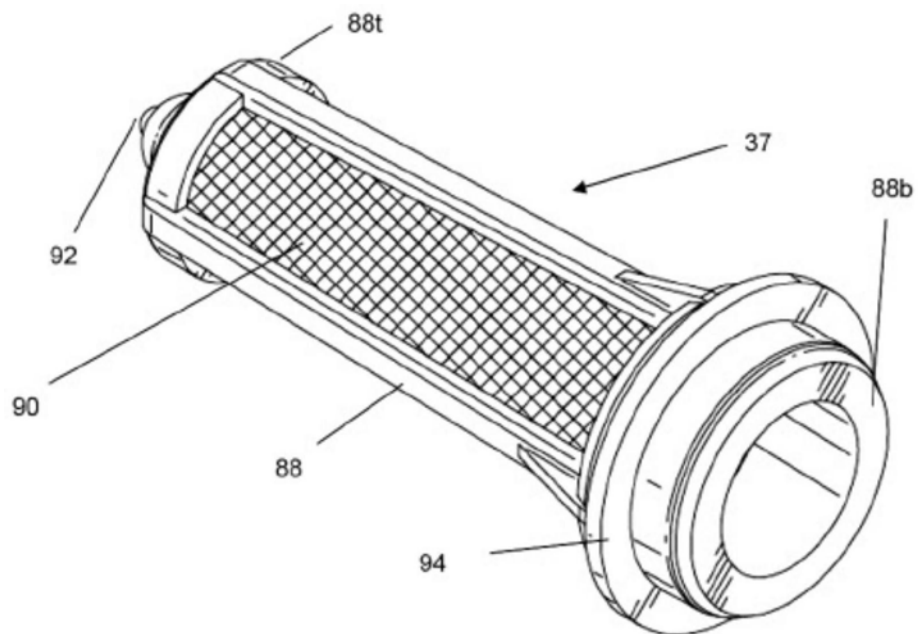


图10d

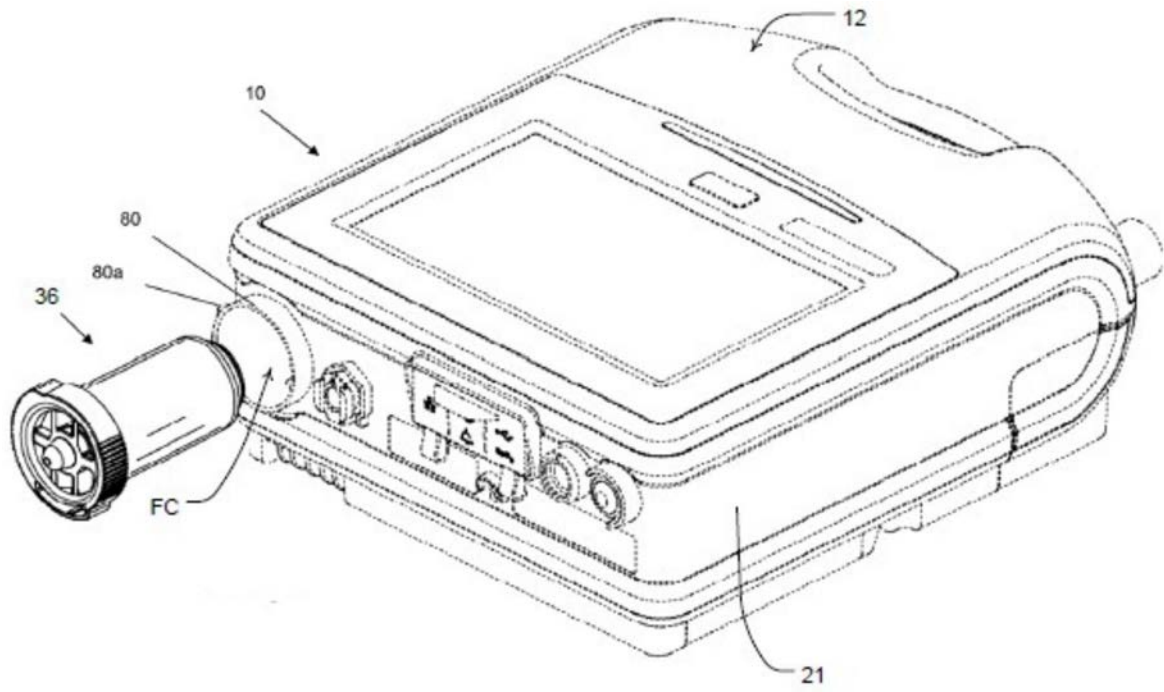


图11a

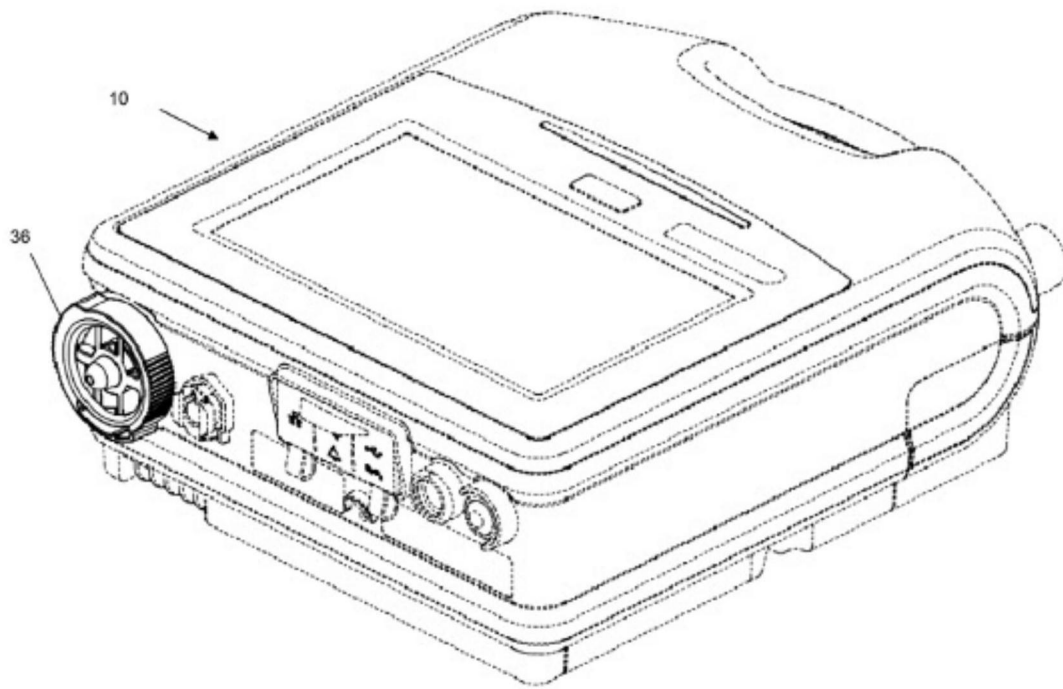


图11b

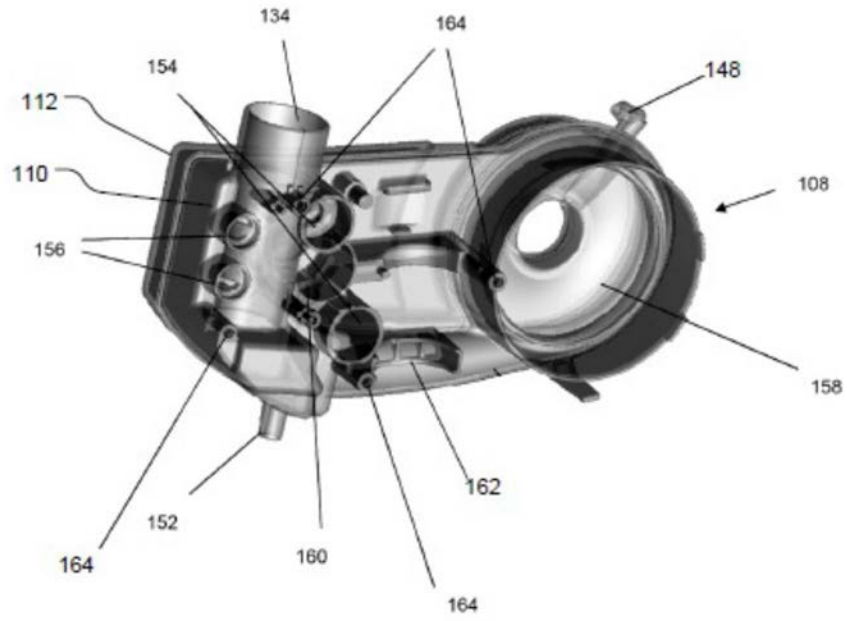


图14

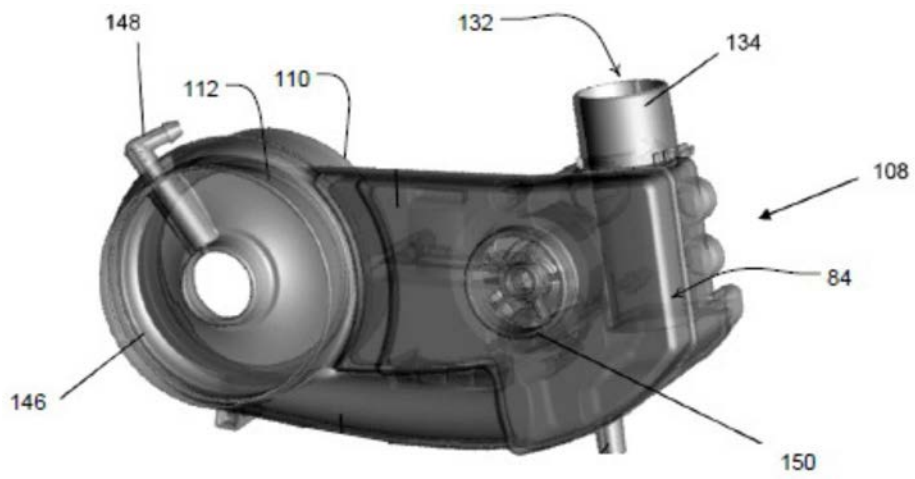


图15

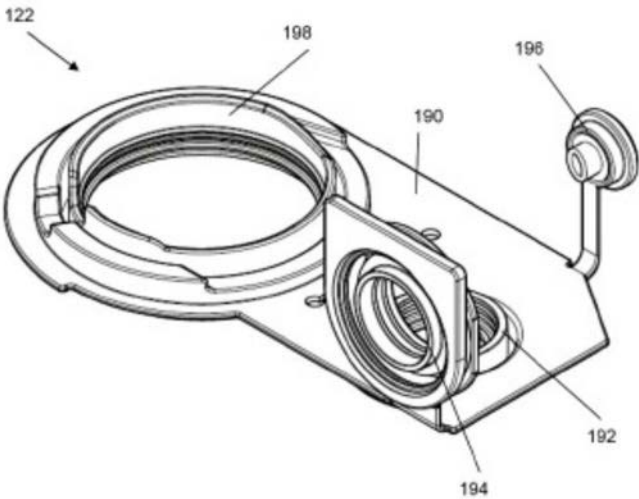


图16a

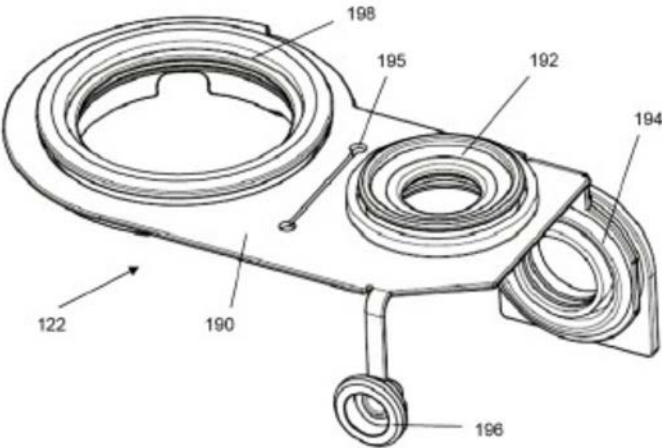


图16b

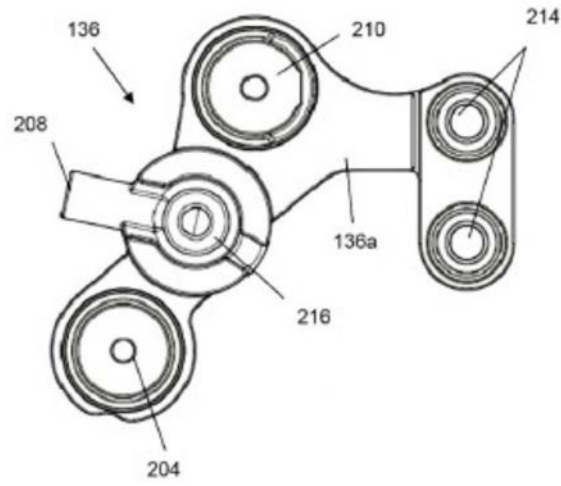


图17a

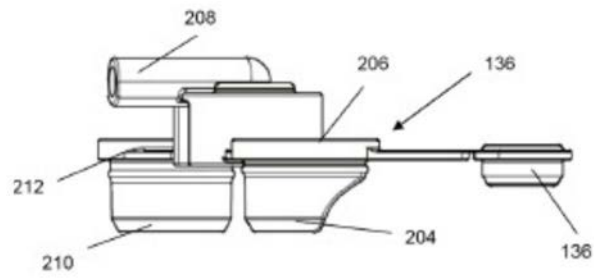


图17b

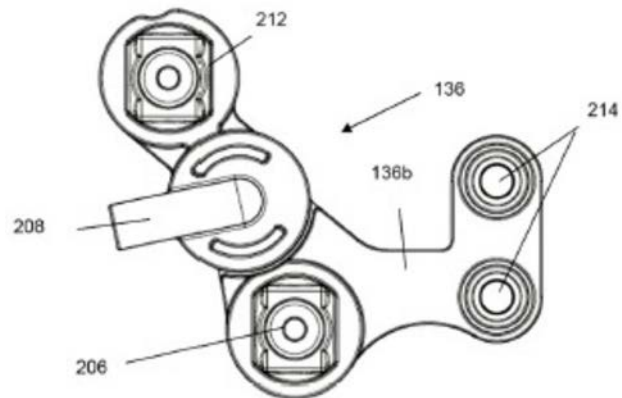


图17c

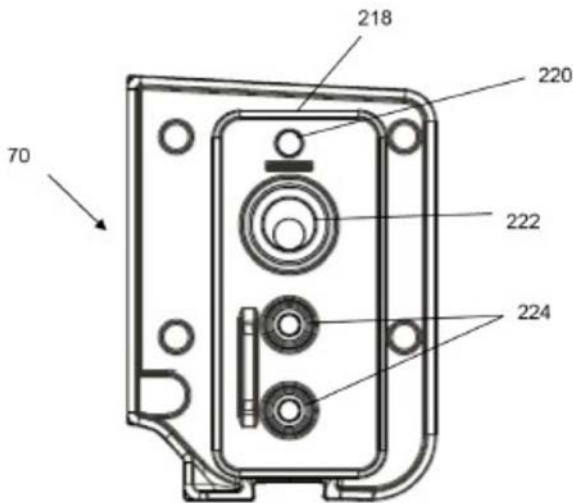


图18a

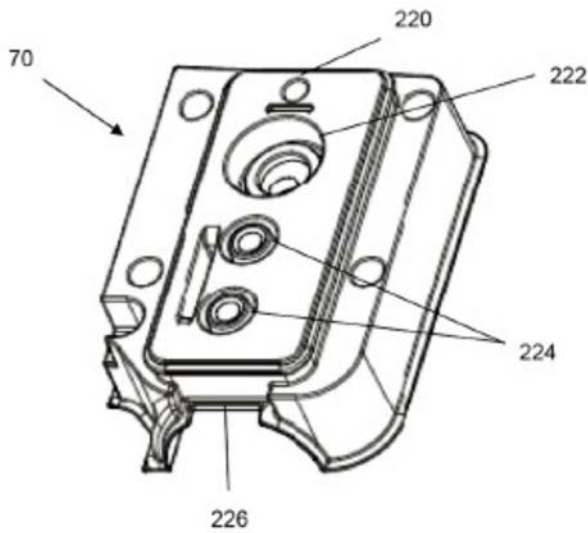


图18b

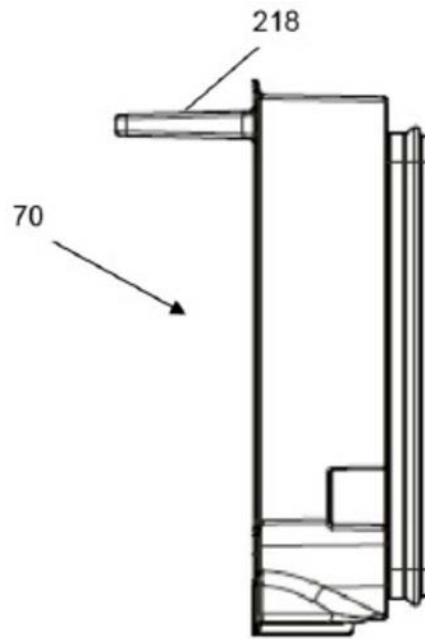


图18c

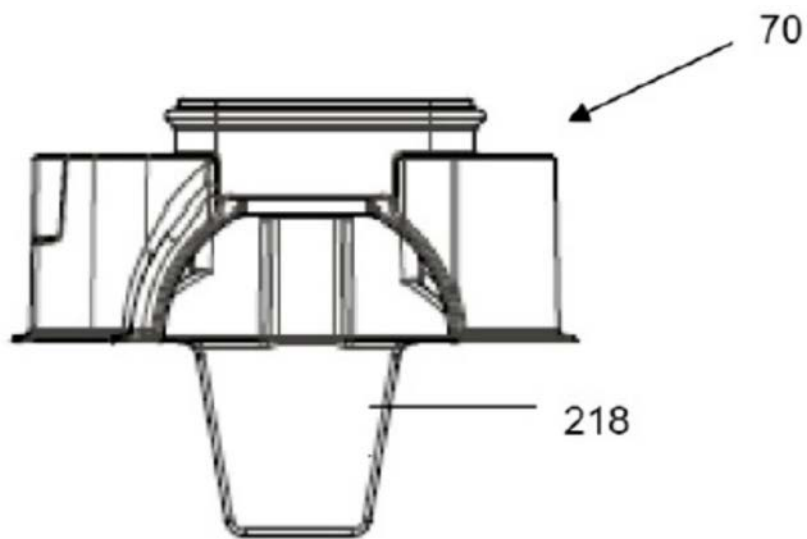


图18d

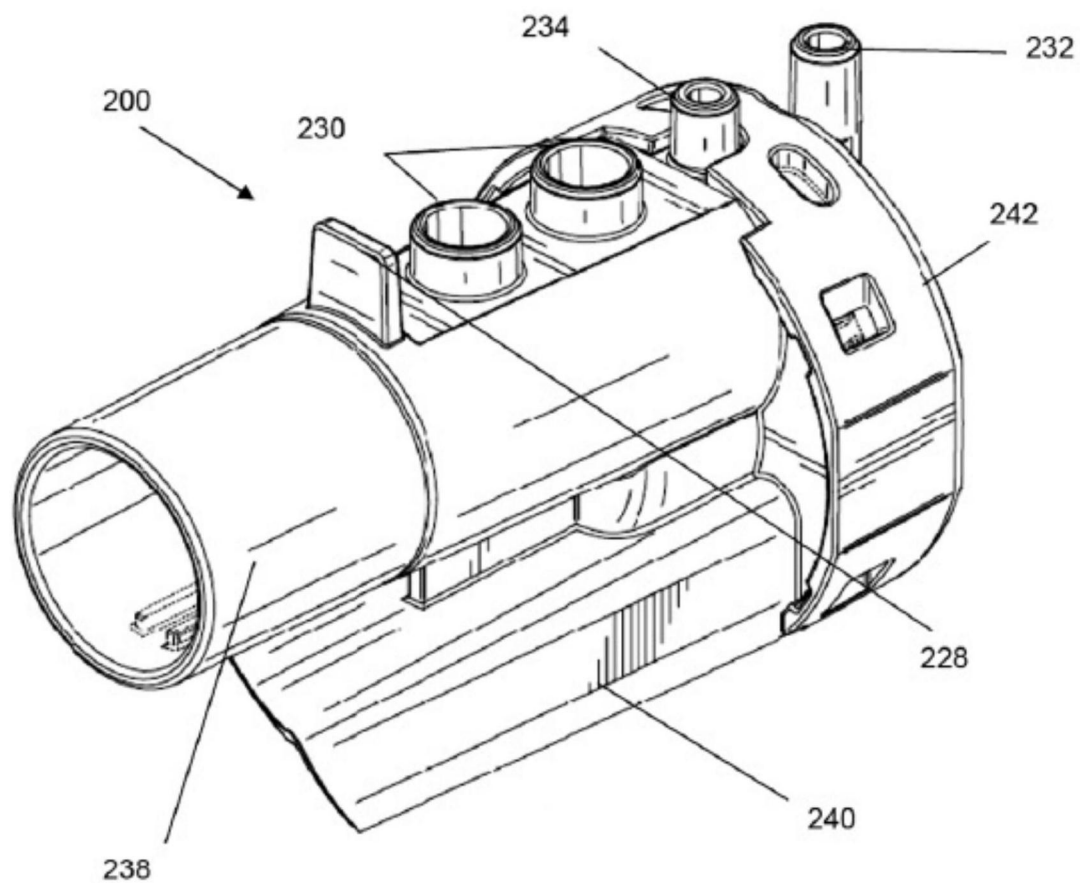


图19a

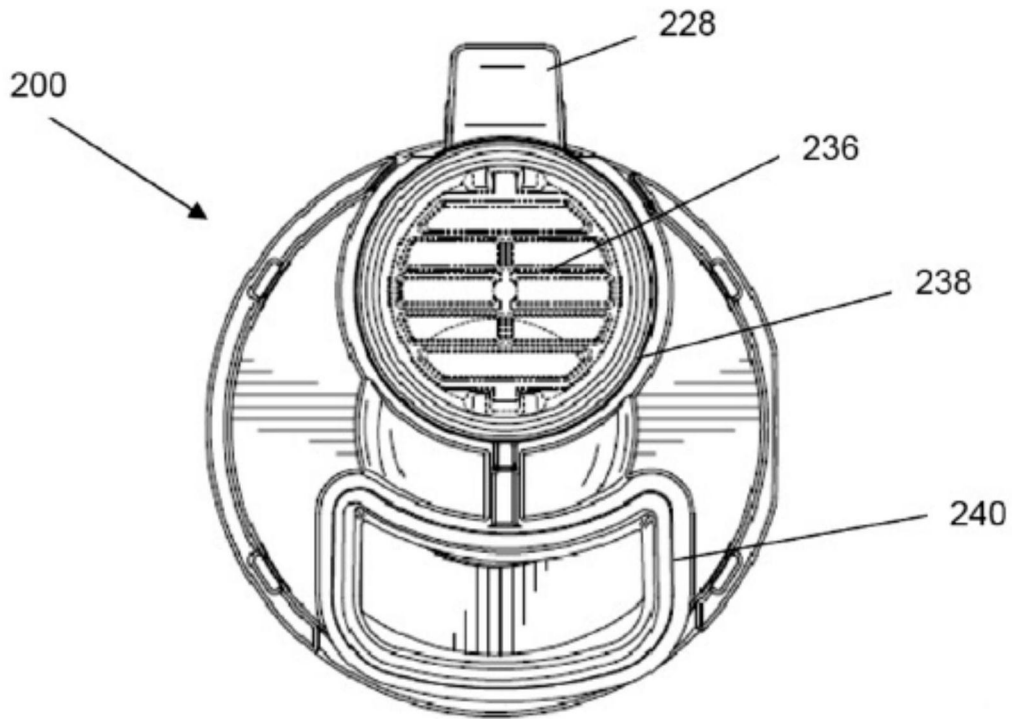


图19b

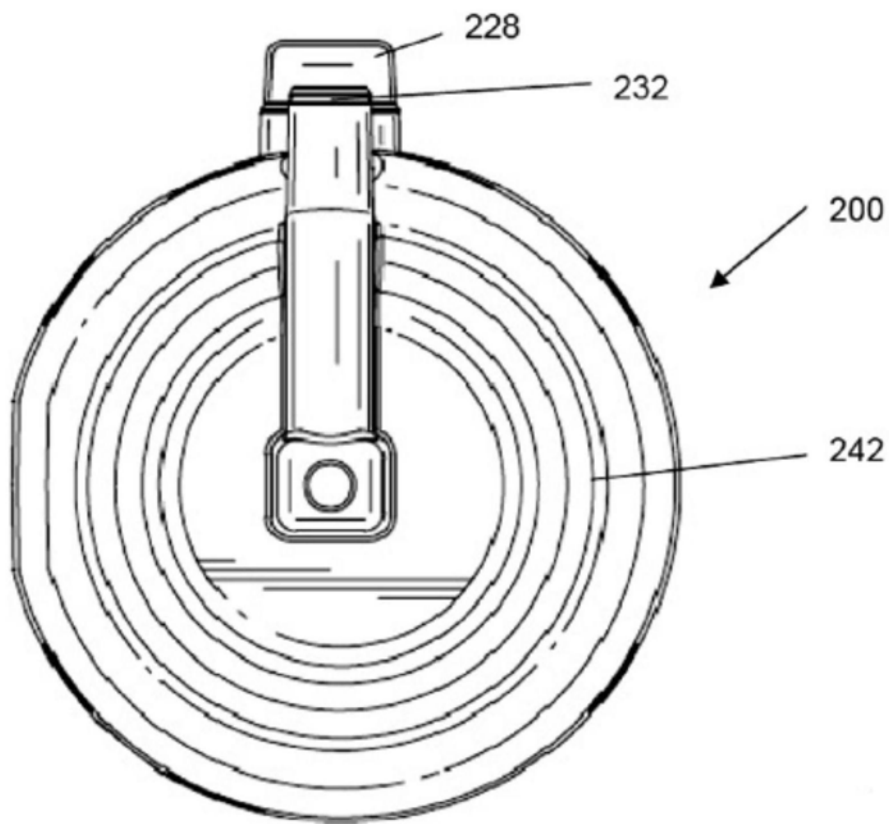


图19c

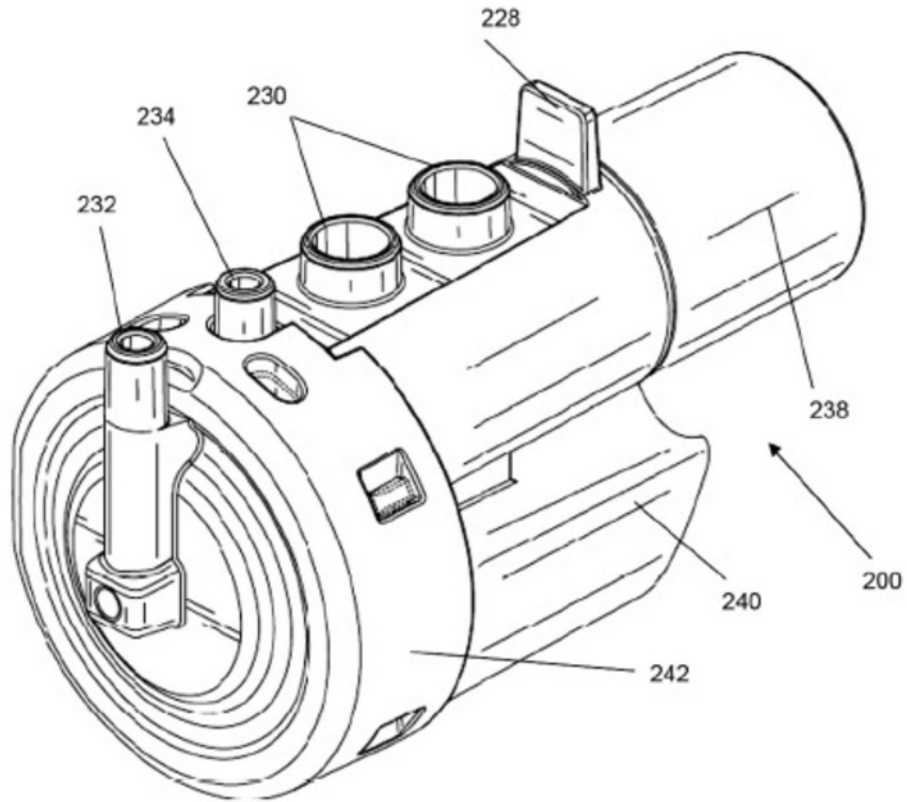


图19d

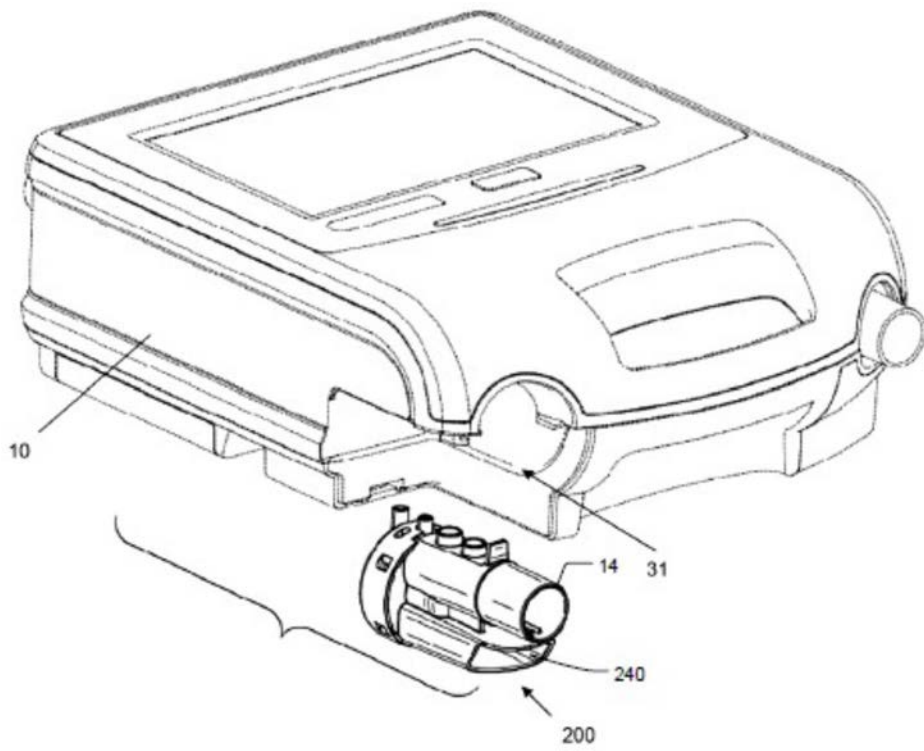


图20a

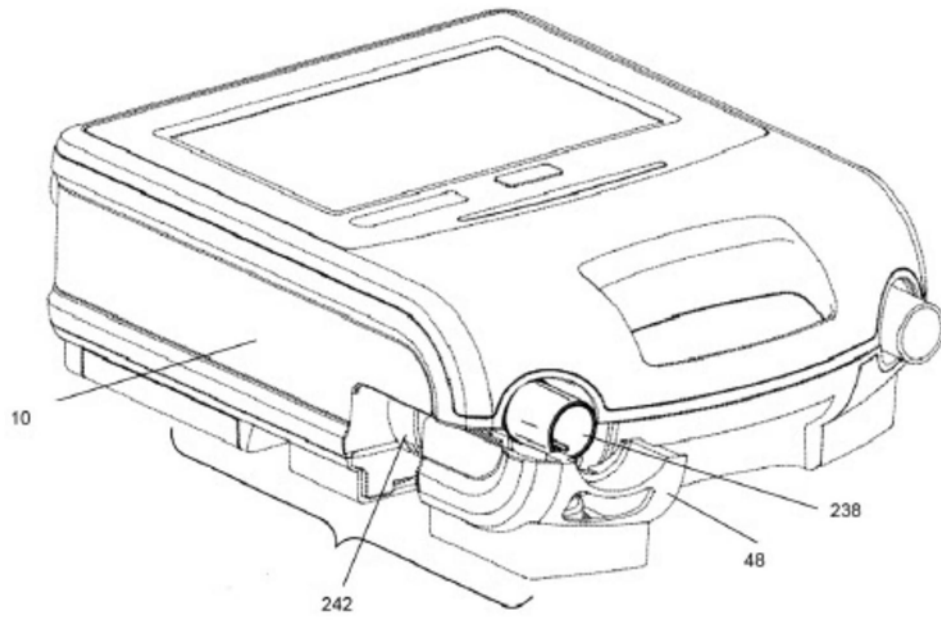


图20b

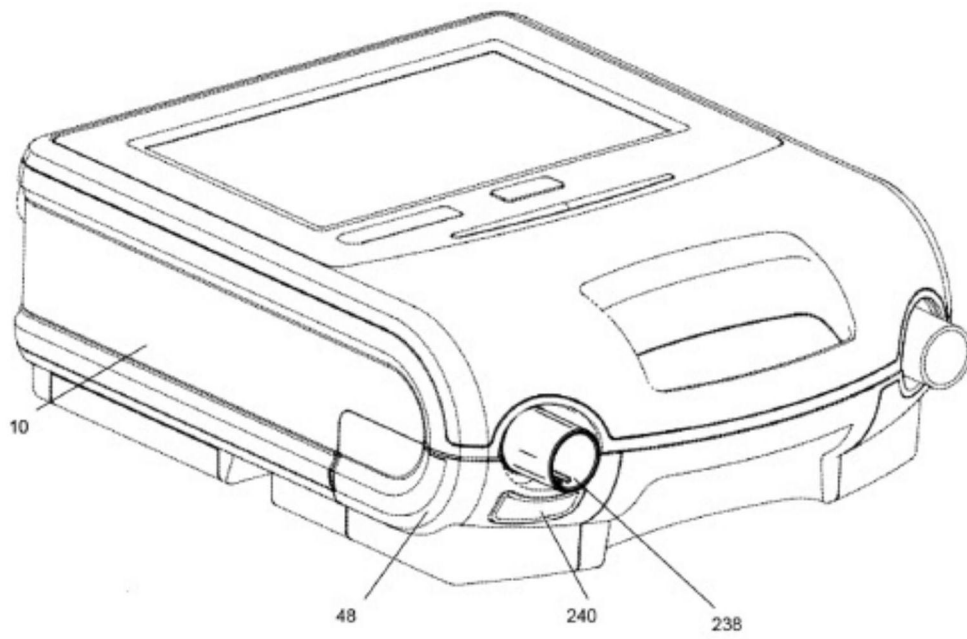


图20c

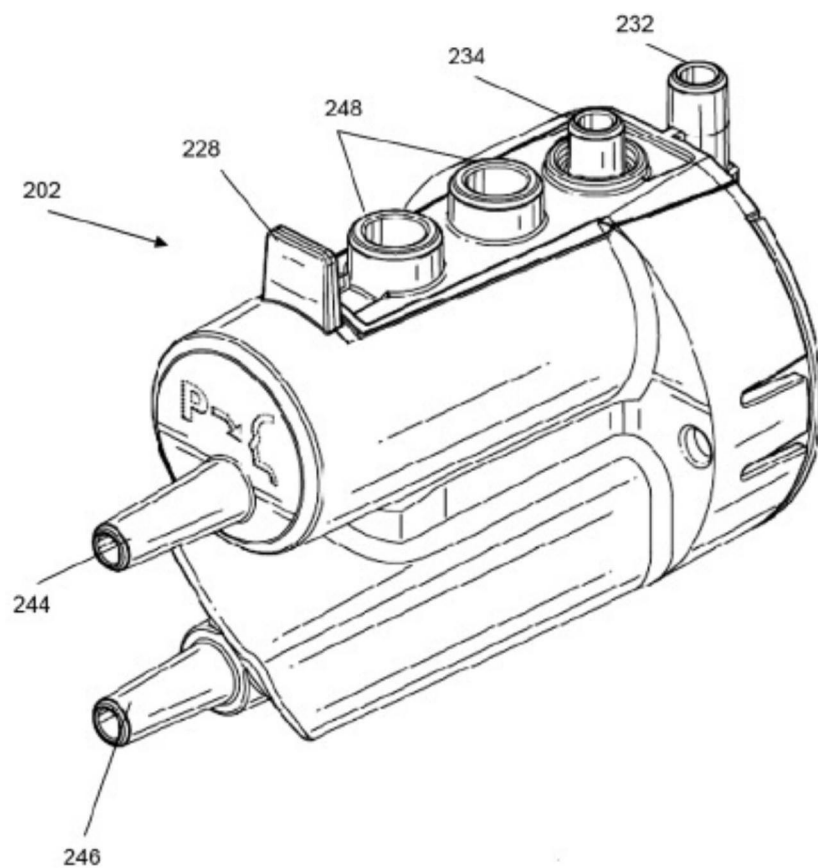


图21a

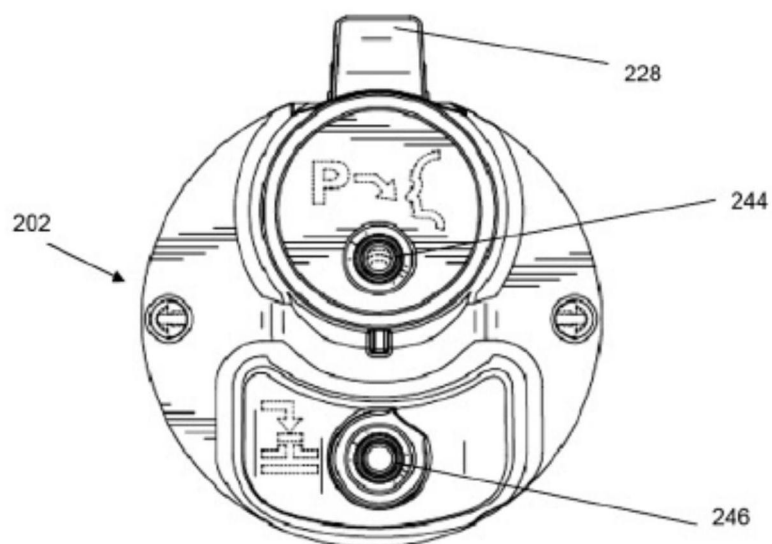


图21b

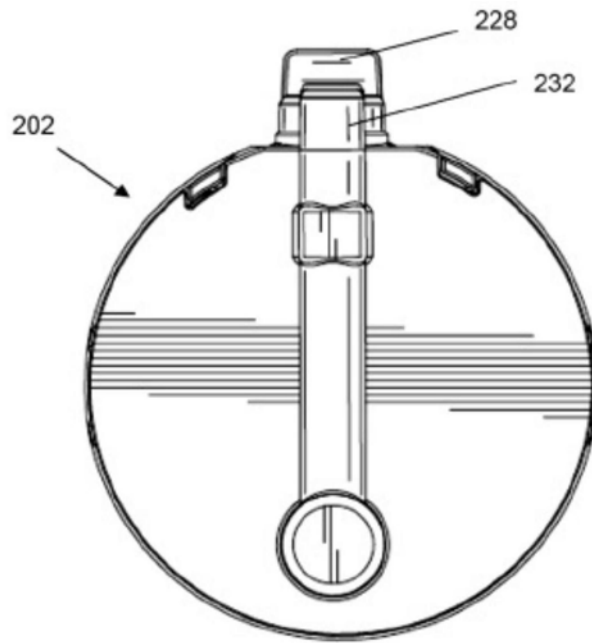


图21c

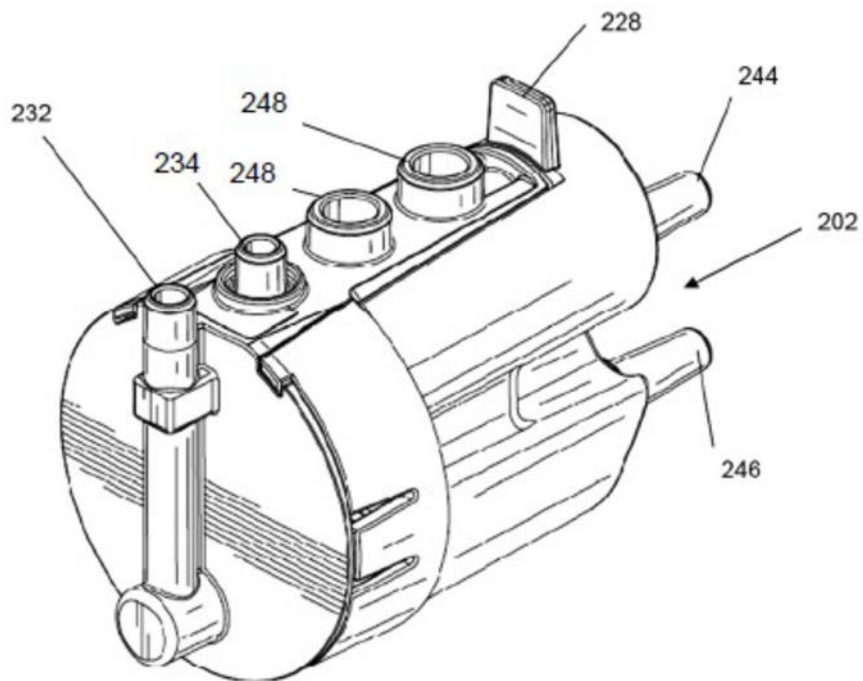


图21d

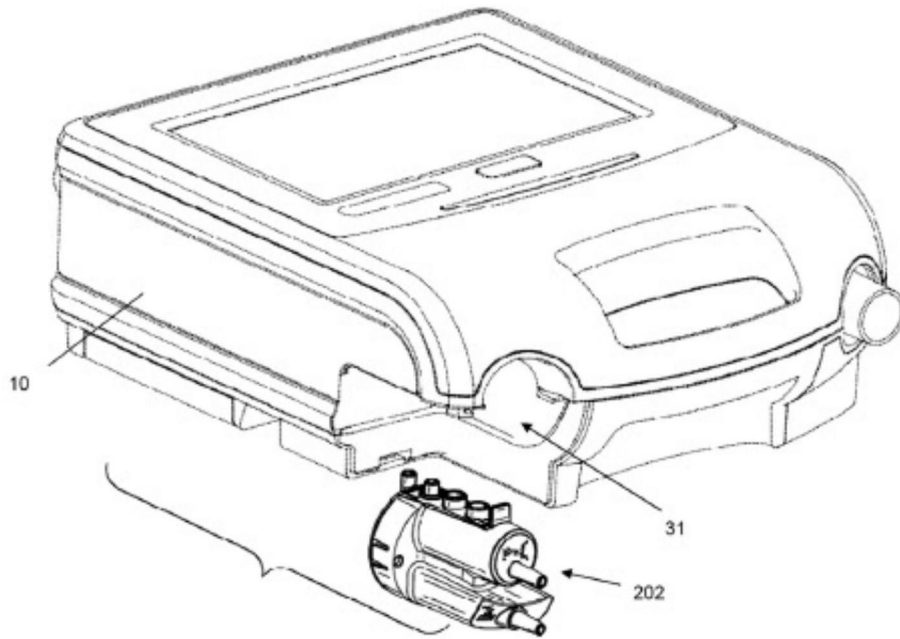


图22a

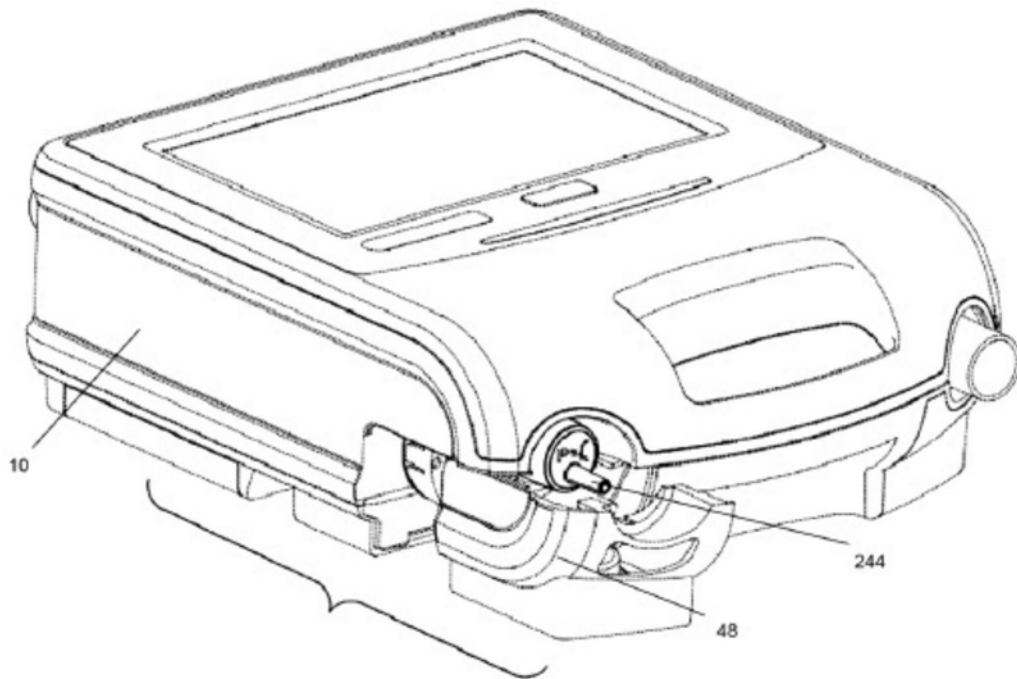


图22b

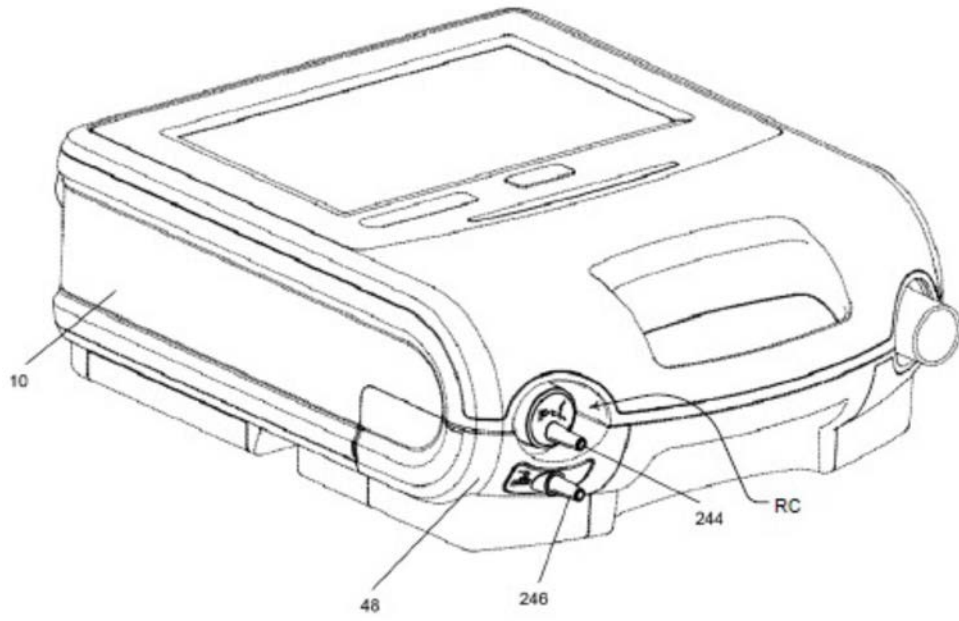


图22c

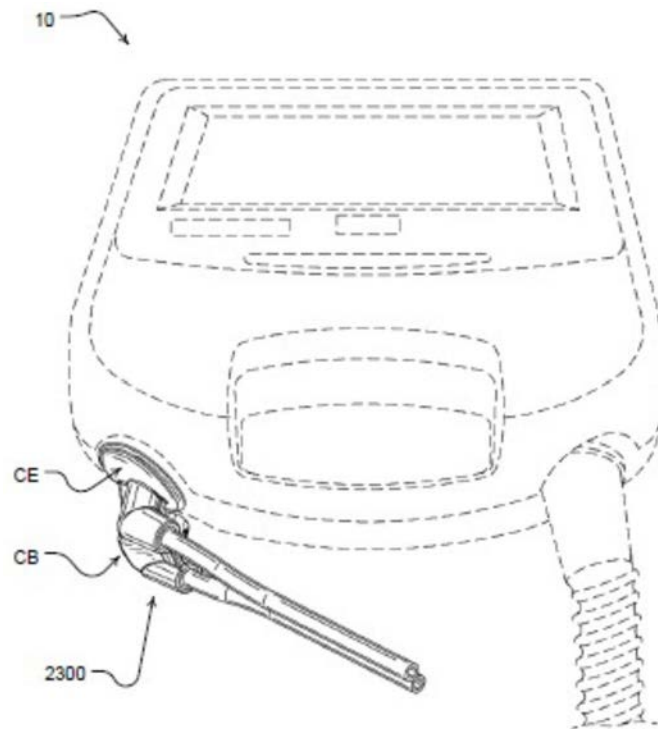


图23

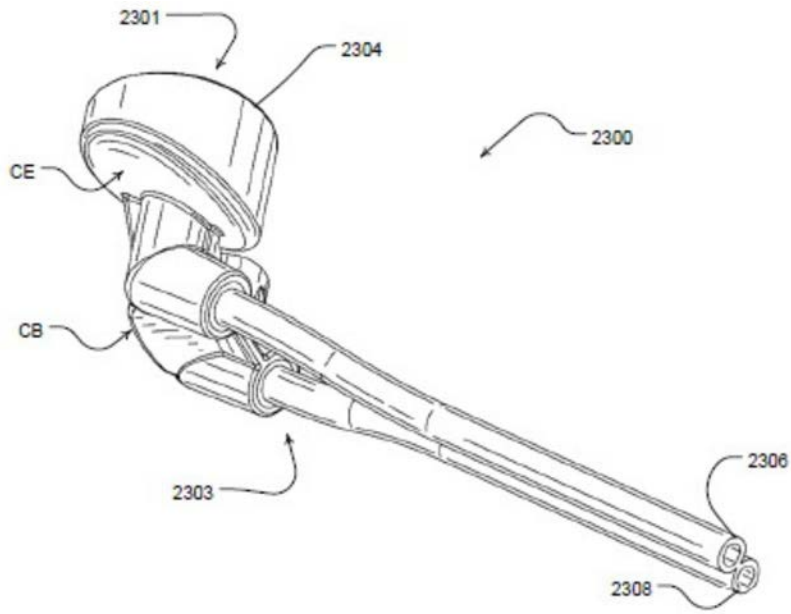


图24

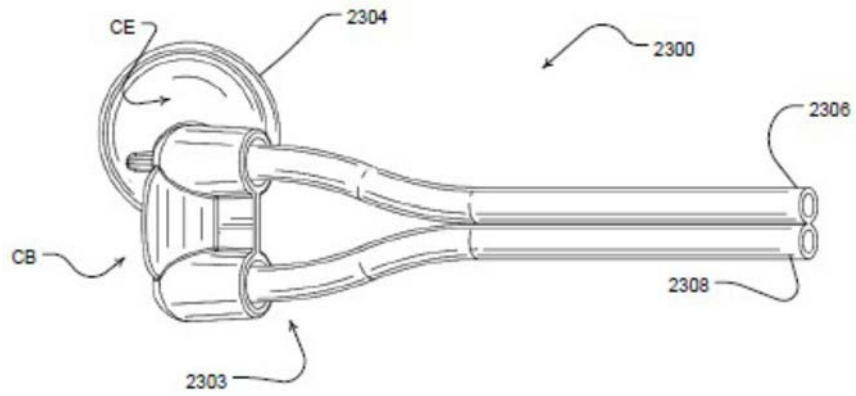


图25

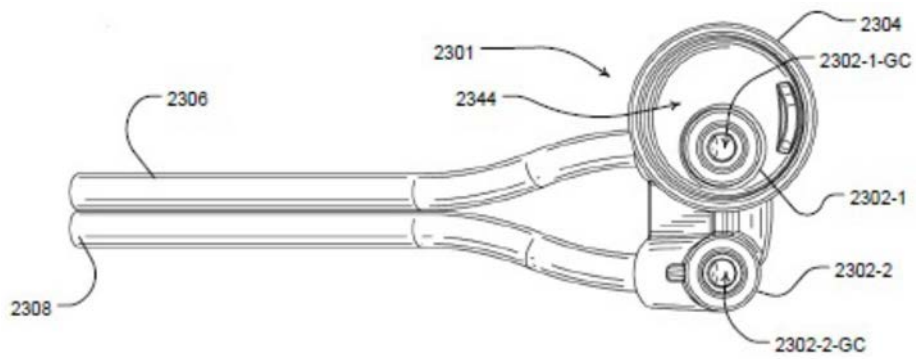


图26

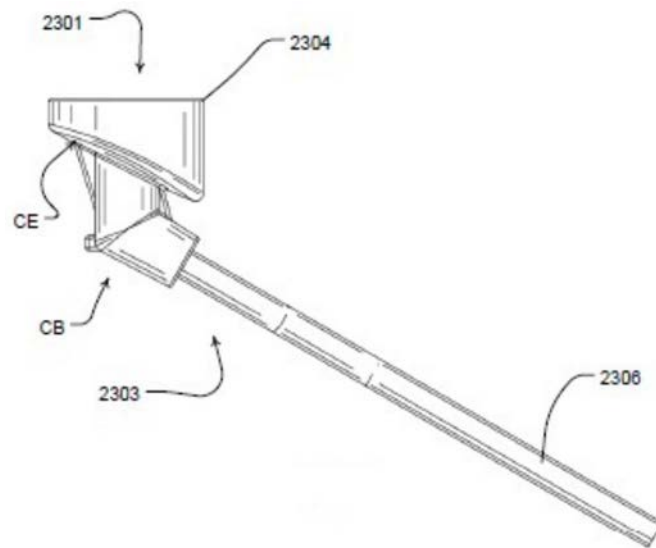


图27

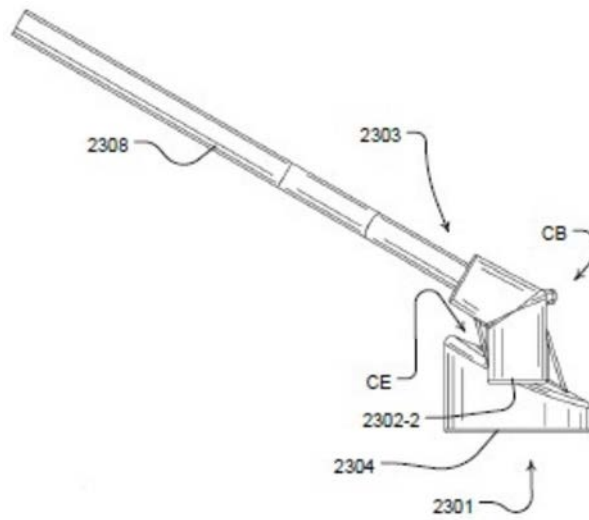


图28

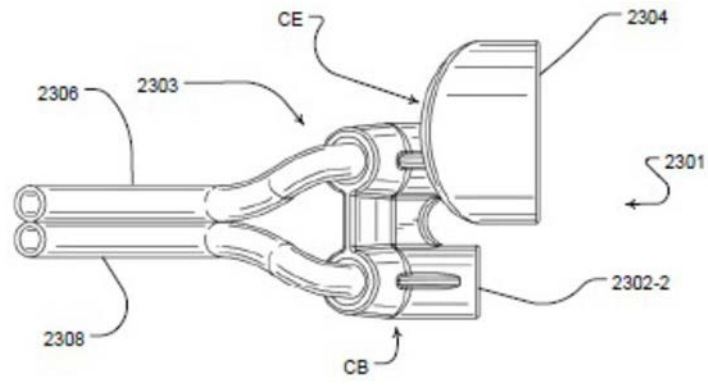


图29

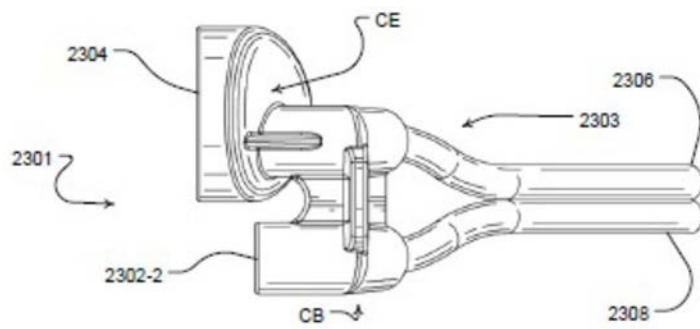


图30