



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108472464 B

(45) 授权公告日 2021. 04. 02

(21) 申请号 201680063277.6

(22) 申请日 2016.10.13

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108472464 A

(43) 申请公布日 2018.08.31

(30) 优先权数据
15192426.3 2015.10.30 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.04.27

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/074596 2016.10.13

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/071964 EN 2017.05.04

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·伦茨 T·J·温克

L·范德滕佩尔 M·克莱
L·范戈努戈特恩 N·F·茹瓦
F·H·范黑施 E·范吕滕
J·H·拉莫斯 G·斯皮纳
A·C·登布林克尔
K·P·瓦尔默达姆
S·克鲁伊特瓦根 A·米切尔
D·马修 A·G·R·克贝尔
F·比斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

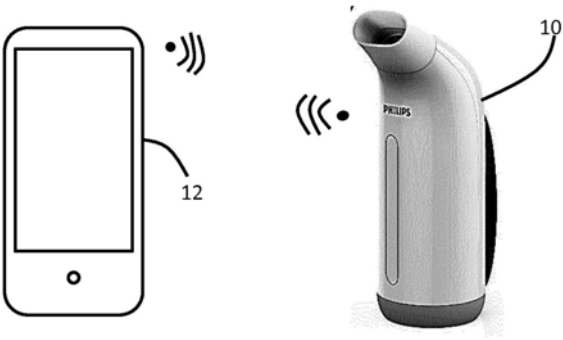
(51) Int.Cl.
A61M 16/00 (2006.01)
A63B 23/18 (2006.01)

审查员 薛然婷

权利要求书2页 说明书22页 附图7页

(54) 发明名称
呼吸训练、监测和/或辅助设备

(57) 摘要
为呼吸训练、监测和/或辅助设备提供各种改进。提供了一种便携式设备,其任选地包括气体筒罐、用于实施压力控制的反馈系统、以及用于向用户指示坚持呼吸练习的视觉输出。所述压力控制可以提供针对吸气和呼气的不同压力的调节。



1. 一种便携式呼吸辅助设备,包括:

壳体,其限定接口器 (106);

处于加压水平的便携式加压气体源 (100),其用于在高于大气压的压力下向用户提供气体;以及

压力控制系统 (102),其用于至少在呼气期间提供压力控制以提供呼气末正压,

其中,所述压力控制系统包括减压器,从而能将所述压力控制到低于所述加压水平的压力,

其中,所述压力控制系统还能控制以在吸气和呼气期间调节不同的压力,并且

其中,所述压力控制系统包括:所述加压气体源 (100) 与所述接口器 (106) 之间的第一阀 (104),所述接口器与到环境空气的通气口之间的第二阀 (116;120),以及用于控制所述第二阀 (116) 以取决于所述第一阀 (104) 是打开还是关闭来调节所述接口器处的压力的压力反馈路径 (108、110、112、114;134)。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中:

所述压力反馈路径是电的并且包括控制器 (110),所述控制器接收两个参考信号 (P_{exh} 、 P_{inh}) 之一以及来自压力传感器 (108) 的信号,其中,所述参考信号取决于所述第一阀 (104) 是打开的还是关闭的,并且所述控制器 (110) 的输出控制所述第二阀 (116)。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中:

所述压力反馈路径是机械的并且包括偏置元件 (126),所述偏置元件受所述第一阀 (104) 的出口处的压力控制并且将所述第二阀 (120) 朝向关闭位置偏置,其中,在有和没有所述偏置元件的偏置的情况下所述第二阀 (120) 朝向所述关闭位置的偏置是能机械调整的。

4. 根据权利要求2或3所述的设备,其中,所述第一阀包括手动操作的用户控制件。

5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的设备,其中,所述便携式加压气体源包括:

便携式气体筒罐;或者

用于储存压缩气体的便携式气体筒罐,以及用于将来自所述筒罐的所述压缩气体与环境空气混合的混合器。

6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述混合器包括涡轮机,所述涡轮机由所述压缩气体提供动力以驱动风扇来吸入环境空气。

7. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述便携式气体筒罐被附接到用于向所述设备的其余部分供应电力的电池。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述电池为可再充电电池。

9. 根据权利要求7或8所述的设备,其中,所述设备还包括在所述壳体第二可再充电电池,其中,所述便携式气体筒罐的所述电池用于对所述第二可再充电电池进行再充电。

10. 根据权利要求1-3中的任一项所述的设备,还包括:

传感器布置,其用于感测用户的呼吸特性;

输出指示器,其用于提供与呼吸指令或练习有关或者与呼吸表现有关并且考虑所感测到的呼吸特性的输出信息。

11. 一种便携式呼吸辅助系统,包括:

根据任一前述权利要求所述的便携式呼吸辅助设备;以及

用于所述便携式呼吸辅助设备的气体供应系统,其包括气体筒罐和电池,所述电池被安装在所述气体筒罐中或者被安装在所述气体筒罐上并由此被连接到所述气体筒罐,以用于向所述便携式呼吸辅助设备提供电力。

12.根据权利要求11所述的系统,其中,所述电池包括可再充电电池,并且所述气体筒罐和所述再充电电池适于从公共对接站进行再充电。

呼吸训练、监测和/或辅助设备

技术领域

[0001] 本发明涉及与监测或辅助患者呼吸有关的装置和方法。

背景技术

[0002] 超过十亿人患有影响患者的肌肉并降低肺功能的呼吸疾病,诸如慢性阻塞性肺病、哮喘、囊性纤维化或神经肌肉障碍。

[0003] 慢性阻塞性肺病(COPD)广义上指代通过增加对通过肺支气管的气流的阻碍而造成不可逆的呼吸障碍的一组状况。COPD通常具有可能存在不同程度的两种组成。第一种是慢性阻塞性支气管炎,其中气道体积减小,表现出气道阻力增加,使得将空气移出肺部变得更加困难。第二种是肺气肿,其中肺泡破裂导致空气滞留在肺部并限制吸入期间的可用空间。

[0004] 主要患有肺气肿的人经历的症状与主要患有慢性支气管炎的患者的症状细节有所不同;然而,这两种疾病都会导致在运动期间呼吸短促以及一般性的障碍。

[0005] 全球有2亿人患有COPD,并且预计到2020年将成为全球死亡和疾病的第三主要原因,这主要是由于其在发展中国家和低收入国家日益流行。

[0006] 慢性阻塞性肺疾病是渐进性的和不可逆的。这是一种会干扰正常呼吸的诊断不足、危及生命的肺病。COPD的主要原因是吸烟。COPD的其他危险因素是室内和室外空气污染、职业性粉尘和化学品。

[0007] COPD患者最常见的症状是呼吸急促,痰液的量和颜色异常,以及慢性咳嗽。呼吸急促或呼吸困难是确诊或未确诊COPD患者的主要抱怨。随着病情逐渐恶化,诸如上楼梯的日常活动会因呼吸急促而变得非常困难。此外,咳嗽和摆脱积聚在肺部的分泌物对于COPD患者来说是一个问题。COPD患者可能非常容易患肺部感染和肺炎,这会导致反复肺部感染的螺旋式下跌以及肺功能的进一步下降。

[0008] 如果症状增加,例如呼吸急促或咳嗽,则患者开始担心其病情正在恶化,尤其是独自生活的患者。焦虑影响其生活质量以及其健康状况并且导致其状况的恶化,因为随着焦虑的增加,患者由于例如害怕单独外出或由于害怕其可能耗尽氧气而变得不太活跃。随着活动度降低,患者的状况恶化,并且住院的风险增加。

[0009] COPD患者的急性加重对其与健康有关的生活质量、肺功能和COPD患者的存活率具有负面影响。当COPD患者急性加重时,在大多数情况下他们都住院。他们接收诸如无创通气(NIV)、药物处置和/或氧气处置的干预以改善其状况。出院时,即使患者的呼吸功能已经得到改善,大多数患者仍是紧张的,并且对于回家感到焦虑。尽管临床判断指示了这一点,但是患者报告其感觉不好。焦虑患有疾病单独在家里会影响患者自身,并且不支持其恢复阶段。

[0010] 目前,COPD患者无法治愈,并且很少有有效的家庭护理解决方案可用于缓解症状。

[0011] 存在许多额外的方式来辅助这样的患者,并且在在本申请中描述了各种这样的措施。

[0012] 人们已经认识到,执行身体和呼吸练习能够帮助稳定COPD症状,并且允许患者能够控制其症状作为疾病自我管理的一部分,也减少焦虑的体验。

[0013] 这在肺康复计划中得到了解决,然而,由于提供这些计划的中心的数量非常有限,以及相关联的成本和歇工时间,这些计划仅适用于数量有限的患者。此外,由于其仅持续很短的时间,因此将这些练习转移到家庭环境并且开始新的健康习惯可能不是效率非常高的。大多数患者快速地恢复常态,并且在大多数情况下为更加消极的生活方式,这促使疾病更快的进展和恶化。因此,尽管应用简单的呼吸技术可以帮助他们更快地从呼吸急促恢复,但COPD患者很可能不会应用它们。

[0014] 举例来说,一次呼吸练习是噤唇呼吸练习。所述练习通过鼻子呼吸约2秒开始。然后,嘴唇噤起来,好像准备吹灭生日蛋糕上的蜡烛。通过噤起嘴唇慢慢地呼气应当需要吸气两到三倍时间。该练习通常被重复若干次。

[0015] 噤唇呼吸技术减慢呼吸速率并且保持气道打开更长的时间,这样肺部就能够摆脱更多陈旧、滞留的空气。其减少了呼吸的工作,增加了患者能够锻炼或执行活动的时间量,并且改善了氧气与二氧化碳的交换。通常,患者能够达到(超过)4cm H₂O(=382Pa)的呼气压力水平,而理想情况下,其应当是8cm H₂O(=785Pa)。后一压力水平能够由呼气末正压(PEEP)或双水平气道正压(BiPAP)设备来提供。

[0016] 另一种呼吸练习是膈膜呼吸练习。这是一种比噤唇呼吸要求更高的练习,并且重要的是,在开始之前,患者要放松并且以良好的位置/姿势来执行练习。因此,在开始练习之前花时间准备是很重要的。为了执行练习,要求患者将一只手放在腰带上方,而另一只手放在胸部上胸骨正上方,以监测腹部和胸部的运动。

[0017] 所有的工作应当由腹部和胸部完成,而肩膀应当或多或少地静止。下一步骤是张开嘴并轻轻叹气,好像有人刚刚告诉你一些令人厌烦的事情。这是释放所有空气。在该呼气步骤期间,上身的肩膀和肌肉应当放松,并且下落。然后,患者应当闭上嘴巴,并暂停数秒钟。在接下来的步骤中,要求患者保持闭上嘴巴,并通过放松腹部肌肉并将其腹部推出而通过鼻子缓慢地吸气。同时,腰部和背部的部分可以感觉像扩大。

[0018] 腹部的移动在吸气之前仅有一秒的极小部分,因为正是这种运动(膈膜的松弛)将空气吸入。当吸入与舒适时一样多的空气时,不抬起胸部或肩膀,要求患者停止并完成吸气。能够通过手或者经由其他方式跟踪腹部以及可能的肩部/胸部的运动来监测这些动作。在感觉舒适的任何时候短暂暂停后之后,要求患者通过打开嘴并通过推进/收缩腹部并如上所述缓慢吸气而通过嘴呼气来重复该运动。

[0019] 诸如上文所描述的那些的呼吸练习的训练辅助突破由缺乏锻炼造成的疾病进展的“恶性循环”。在肺康复期间,患者接受关于疾病的教育,并且进行呼吸练习的训练,并且是身体活跃的。然而,一些患者没有可能(可用性、成本...)加入这样的计划,而另外一些患者则无法将学习转化为长期习惯。

[0020] US 2014/0178844公开了一种能够用在家庭中的呼吸训练系统,并且因此试图解决上述问题中的一些问题。

[0021] 训练呼吸练习的最大问题是坚持,因为练习必须成为日常生活的一部分才能证明有效。此外,紧急时刻应当能提供对呼吸训练的辅助。

[0022] 因此,训练系统应当易于使用、具有交互性,从而有趣或吸引人,给出明确的引导,

但不会引起第三方的注意,进行个性化和优化以适应个体患者需求,并且应当向患者(以及其护理提供者)给出相关的反馈。

[0023] 对于COPD患者——并且在一定程度上也对于哮喘患者——呼吸表现指示状况的严重度。呼吸表现通常在临床实践中通过确定以下呼吸参数中的一些呼吸参数来确定:

[0024] 1、每分通气量(VE)

[0025] 2、呼吸频率(f_R)

[0026] 3、逐呼吸的呼吸时间(T_{TOT})

[0027] 4、吸气时间(T_I)

[0028] 5、呼气时间(T_E)

[0029] 6、吸气与呼气时间比率(T_I/T_E)

[0030] 7、分数吸气时间(T_I/T_{TOT})

[0031] 8、咳嗽

[0032] 9、流量估计

[0033] 例如,高 f_R 、低 T_I/T_{TOT} 或低 T_I/T_E 可能指示对象气道的阻塞。

[0034] 此外,由于流量限制导致呼气期间肺部正常排空的延迟(其在练习期间加剧),这导致与呼吸频率(f_R)增加相关的动态过度膨胀。这导致呼吸功增加、呼吸肌负荷增加、以及呼吸不适感增强。

[0035] 如果这些参数中的至少一些参数可以由呼吸训练系统记录以向患者或患者的护理提供者提供临床相关性的信息,则这将是有益的。

[0036] 除了呼吸训练之外,向患者提供帮助的另一种方式是向患者递送氧气。当患者呼吸短促并且需要这样的辅助时(尽管有呼吸训练),存在被设计为提供这样的辅助的各种设备。

[0037] 两种主要设备用于对抗COPD(以及其他)患者的呼吸短促。

[0038] 首先是呼气正压(PEP)设备,其通过在呼气时吹过限制而产生积极反压的效果。例如,在W0 2004/096110中公开了一种嘴唇呼吸设备。限制的压力-流速关系是超线性的,这意味着压力比流速下降得更多,在呼气末倾向于较低的值。尽管PEP可以训练肌肉,但在完全排空前并不能阻止肺部关闭。

[0039] 为了实现对呼吸短促的最佳治疗,呼气末正压(PEEP)需要与足够长的呼气时间相组合。

[0040] 也已经提出,通过限制的吸气,在吸气时产生负压也是有益的。这例如可以在利用这样的设备练习时应用。如上文所提到的,嘴唇呼吸是患者能够自己执行的已知技术,但是限于例如仅产生4cm H₂O压力(=382Pa),而例如8cm H₂O的更佳的(=785Pa)。当然,对象达到的期望压力水平将取决对象的性质,诸如其年龄和以及其呼吸状况。这些设备便宜,并且可以由患者自己自付。

[0041] 由申请人开发的备选方法是这样一种系统(称为“VitaBreath”(商标)),通过该系统,患者在呼气时吹气对抗鼓风机,维持8cm H₂O反压(=785Pa),并且在吸气时递送正压18cm H₂O(=1770Pa)。可以在W0 2013/179173中找到细节。鼓风机通过快速改变旋转速率而在这两个压力水平之间切换。该设备是相对昂贵的,并且因此可能超出患者预算的范围,并且通常仅能够通过医疗保险报销获得。

[0042] COPD患者可能遭受过高的二氧化碳水平和过低的氧气水平两者。氧气的递送是已知的,但是仅严重患者接受利用从每秒1升开始的额外富集氧气流速的医学处置,这需要昂贵的设备。

[0043] 因此,尽管已知正压支持和氧气能够帮助减少COPD症状和其他状况,但是没有小型、轻便、便携式设备可用,其可间歇性使用或者仅在需要时使用以快速减少在正常的日常活动(诸如真空吸尘、爬楼梯等)中的呼吸短促。

[0044] 从以上讨论能够看出,用于提供呼吸训练、监测和/或辅助的现有系统仍然存在若干问题。本发明涉及为这些问题中的至少一些问题提供解决方案的设备和方法。

[0045] US 2015/0283339公开了一种便携式压力支持系统,所述便携式压力支持系统提供末端正压,并使用压力发生器。US 2004/249300公开了一种用于测量呼吸参数并且包括泵的手持设备。WO 99/13931公开了一种用于处置呼吸困难的装置,其具有压力发生器,但是任选地也能连接至远程氧气供应源。

发明内容

[0046] 本发明由权利要求限定。

[0047] 根据依照本发明的一方面的范例,提供了一种便携式呼吸辅助或训练设备,包括:

[0048] 壳体,其限定接口器;

[0049] 传感器布置,其用于感测用户的呼吸特性;

[0050] 输出指示器,其用于提供与呼吸指令或练习有关或者与呼吸表现有关并且考虑所感测到的呼吸特性的输出信息;以及

[0051] 压力控制系统,其用于在呼气期间提供压力控制以提供呼气末正压。

[0052] 该方面提供了一种便携式设备,其能够例如通过指示吸气和/或呼气多久来提供针对呼吸的训练和辅助,但是也提供呼气末压力控制。

[0053] 注意,术语“辅助”被用于指示可以向用户提供输出以引导其进行呼吸。在一些可选范例中,所述辅助可以延伸至针对紧急情况为用户提供气体(即氧气)的源。

[0054] 输出信息例如指示对呼吸练习的坚持,或者提供呼吸训练,或者指示正确的呼吸表现(performance),或者提供咨询性的计时信息。在一个范例中,所述输出信息用于指示用户以特定速率呼吸,例如吸气达特定时间段并且呼气达特定时间段。呼气达特定时间段的指示将考虑用户的参考呼吸模式以及感测到的呼吸特性。所述指示随着时间而演进,以反映用户的表现。

[0055] 参考呼吸模式例如包括呼吸时间和频率,但是也可以考虑流量或压力。

[0056] 在呼气期间的压力控制使得能够在整个呼气循环中保持压力,即使当最终流量很低时。因此,存在末端正压。

[0057] 所述设备还可以包括连接器,所述连机器用于接收便携式加压气体源,用于在高于大气压的压力下向用户提供气体。以这种方式,所述设备也提供气体的供应(例如,空气或具有富氧的空气)。然后,所述设备用作训练辅助和紧急设备两者。

[0058] 所述压力控制系统可以包括在接口器与环境空气之间的能控制的流动限制。通过打开或关闭该限制,控制设备的流通道内并且存在于接口器处的内部压力。

[0059] 所述压力控制系统例如用于在吸气和呼气两者期间提供压力控制,其中,所述压

力控制系统是可控的,以在吸气和呼气期间调节不同的压力。以这种方式,所述设备能够为吸气和呼气并且以适当的压力水平来提供训练和辅助。不同患者的压力水平可能不同,并且所述压力水平可能会随时间而变化,并且会取决于使用情况(训练或帮助)而有所不同。

[0060] 所述压力控制系统可以包括在气体筒罐与接口器之间的第一阀、在接口器与到环境空气的通气口之间的第二阀、以及用于控制所述第二阀阀以根据所述第一阀是打开还是关闭来调节所述接口器处的压力的压力反馈路径。

[0061] 这提供了简单的双阀设计,其能够调节不同的吸气压力和呼气压力。

[0062] 所述输出指示器可以包括光输出设备。这提供了对表现的简单视觉指示,例如以逐渐点亮的一排灯的形式。

[0063] 所述输出指示器可以具有至少两种操作模式,并且所述设备包括:

[0064] 配置传感器,其用于感测所述设备的配置;以及

[0065] 控制器,其用于配置所述设备以根据所述配置传感器的输出来选择所述输出指示器的操作模式。

[0066] 该特征向用户提供输出以提供训练或辅助,但是所述输出可能被禁用或者根据设备的配置而被更改为不同的模式。因此,用户例如可能想要以更离散的方式使用该设备。

[0067] 举例来说,一种模式可以是视觉输出模式,而另一种模式可以是触觉输出模式。所述控制器然后可以用于配置所述设备以根据配置传感器的输出使用视觉输出指示器或触觉输出指示器。以这种方式,用户能够在视觉或触觉反馈之间进行选择。

[0068] 所述配置传感器可以包括:

[0069] 倾斜传感器,其用于确定设备的取向;或者

[0070] 用于感测壳体的折出配置或折入配置的传感器;或者

[0071] 用于感测壳体的延伸配置或缩回配置的传感器。

[0072] 视觉输出指示器例如包括一排LED,其在使用中从用户的视野的底部延伸到用户的鼻子的前面,其中,在一种配置中,所述一排LED在使用中处在用户的脸部前方,而在另一种配置中,所述一排LED在使用中处在用户的嘴下方。

[0073] 所述设备还可以包括:

[0074] 便携式气体筒罐;或者

[0075] 用于存储压缩气体的便携式气体筒罐,以及用于将来自筒罐的压缩气体与环境空气混合的混合器,其中,该混合器任选包括由压缩气体提供动力来驱动风扇的涡轮机。

[0076] 所述混合器可以采取喷射器或风扇以及电动机或风扇和涡轮机的形式,其中,所述风扇被驱动以吸入环境空气。

[0077] 所述便携式气体筒罐例如具有在0.2L与1.0L之间(例如,在0.2L与0.6L之间)的筒。

[0078] 所述传感器布置至少可以包括麦克风。

[0079] 一种系统可以包括如上文所定义的便携式呼吸辅助或训练设备以及用于向用户提供呼吸练习或训练指令的便携式显示设备。

[0080] 当所述设备使用气体筒罐时,其可以被附接到为设的设备其余部分供电的电池。这使得能够确保有足够的电力来操作所述设备,因为每次使用新的筒罐时电池被更换或再充电。

[0081] 所述系统还可以包括对接站,其用于对气体筒罐进行再充电并且也用于当使用可再充电电池时对电池进行再充电。

[0082] 这方面也提供了一种提供呼吸辅助或训练的方法,包括:

[0083] 为用户提供针对呼吸练习或训练的指令;

[0084] 在练习或训练期间感测用户的呼吸特性;

[0085] 提供与呼吸指令或练习有关或者与呼吸表现有关并且考虑所感测到的呼吸特性的输出信息;

[0086] 在第一压力水平下在呼气期间调节压力以提供呼气末正压。

[0087] 这提供了能够通过便携式设备实施的辅助或训练方法,所述便携式设备使得能够提供呼气末正压。

[0088] 所述方法还可以包括,响应于用户控制而在吸气期间向用户提供气体,并且任选地还可以包括将吸气期间的压力调节到不同的第二压力水平。

[0089] 以这种方式,所述设备能够提供用于呼吸支持的加压气体以及提供呼吸训练。

[0090] 这例如用于危急的情况。优选地,用户不必在该模式中开启设备以使用该设备。当设备检测到患者呼吸时,所述设备可以自动开机。一种选择是使用设备内的传感器,将所述传感器置于低功耗状态,并且当达到特定阈值时,所述设备切换到全功率模式。备选地,当通过手持机的气流开始时,可以使用被动致动器来开启。这种自致动也可以延伸到与配对设备的无线连接,以同时共享数据或自动连接,从而避免每次患者的额外动作。

[0091] 呼吸指令可以在便携式显示设备上被提供给用户,并且在便携式呼吸辅助或训练设备上感测所述呼吸特性,其中在所述设备之间具有通信,诸如无线通信。

[0092] 上文所提到的自致动也可以延伸到与配对设备的无线连接,以便同时共享数据或自动连接,从而避免每次患者的额外动作。

[0093] 提供输出信息可以包括:

[0094] 感测所述设备的配置;并且

[0095] 配置所述设备以根据所感测到的配置来设置考虑所感测到的呼吸特性的输出指示器的模式,例如将所述输出指示器设置为视觉输出模式或触觉输出模式。

[0096] 对配置的所述感测可以包括:

[0097] 确定所述设备的取向;或者

[0098] 感测壳体的折出配置或折入配置;或者

[0099] 感测壳体的延伸配置或缩回配置。

[0100] 根据依照本发明的另一方面的范例,提供了一种便携式呼吸辅助或训练设备,包括:

[0101] 壳体,其限定接口器;

[0102] 传感器布置,其用于感测用户的呼吸特性;

[0103] 输出指示器,其用于提供与呼吸指令或练习有关或者与呼吸表现有关并且考虑所感测到的呼吸特性的输出信息;

[0104] 配置传感器,其用于感测所述设备的配置;以及

[0105] 控制器,其用于配置所述设备以根据所述配置传感器的输出来选择所述输出指示器的操作模式。

[0106] 所述设备向用户提供输出以提供训练或辅助,但是根据所述设备的配置可以禁用视觉输出。因此,用户例如可能想要以更离散的方式来使用所述设备。

[0107] 这方面不限于提供呼气末正压的设备。触觉输出指示器可以被用于提供与坚持呼吸练习或训练的有关的信息,其中,所述控制器用于配置设备以根据所述配置传感器的输出来使用视觉输出指示器或触觉输出指示器。以这种方式,所述用户能够在视觉或触觉反馈之间进行选择。

[0108] 所述配置传感器可以包括:

[0109] 倾斜传感器,其用于确定设备的取向;或者

[0110] 用于感测壳体的折出配置或折入配置的传感器;或者

[0111] 用于感测壳体的延伸配置或缩回配置的传感器。

[0112] 存在各种方法将所述设备配置成不同的操作模式。

[0113] 所述视觉输出指示器可以包括一排LED,其在使用中从用户的视野的底部延伸到用户的鼻子的前面。随着灯照亮,其在用户的视野中变得越来越清晰,并成为焦点。在一种配置中,所述一排LED在使用中处在用户的脸部前方,例如,倾斜远离脸部以使得所述设备的端部容易成为用户的焦点,而在另一种配置中,所述一排LED在使用中在用户的嘴下方。

[0114] 所述设备还可以包括:

[0115] 气体筒罐,其用于在高于大气压的压力下向用户提供气体;以及

[0116] 压力控制系统,其用于在吸气和呼气期间提供压力控制的,其中,压力控制系统是能控制的以在吸气和呼气期间调节不同的压力。

[0117] 如在第一方面中一样,这使得能够使用单个便携式设备来提供呼吸训练和辅助。

[0118] 一种系统包括如上文所定义的便携式呼吸辅助或训练设备以及用于向用户提供呼吸练习指令的便携式显示设备。

[0119] 该方面也提供了一种提供来自便携式呼吸辅助或训练设备的输出的方法,包括:

[0120] 感测用户的呼吸特性;

[0121] 感测设备的配置;并且

[0122] 配置所述设备以根据所述配置传感器的输出来选择输出指示器的操作模式。

[0123] 所述配置可以包括根据所述配置传感器的输出来使用视觉输出指示器或者使用触觉输出指示器。

[0124] 对配置进行感测可以包括:

[0125] 确定所述设备的取向;或者

[0126] 感测壳体的折出配置或折入配置;或者

[0127] 感测壳体的延伸配置或缩回配置。

[0128] 根据依照本发明的另一方面的范例,提供了一种便携式呼吸辅助设备,包括:

[0129] 壳体,其限定接口器;

[0130] 连接器,其用于接收便携式加压气体源,用于在高于大气压的压力下向用户提供气体;以及

[0131] 压力控制系统,其用于至少在呼气期间提供压力控制以提供呼气末正压。

[0132] 该设备可以像紧急辅助设备一样简单(没有训练功能,不同于上文各方面)。其使便携式设备能够通过提供呼气末正压来提供呼吸辅助。

[0133] 注意,便携式加压气体源是便携式加压气体容器,而不是用于连接到位于远处的气源的管道。

[0134] 所述压力控制系统可以是进一步可控的,以在吸气和呼气期间调节不同的压力。

[0135] 所述压力控制系统例如包括在气体筒罐与接口器之间的第一阀、在接口器与到环境空气的通气口之间的第二阀、以及用于控制所述第二阀以根据所述第一阀是打开还是关闭来调节接口器处的压力的压力反馈路径。

[0136] 这提供了用于控制气体筒罐气体供应的双阀布置以及提供了两种不同压力的反馈调节。

[0137] 在一组范例中,所述压力反馈路径是电的并且包括控制器,所述控制器接收来自压力传感器的信号以及两个参考信号之一,其中,所述参考信号取决于所述第一阀门是打开的还是关闭的,并且所述控制器的输出控制所述第二阀。

[0138] 该电系统很容易实施,但是需要电力。

[0139] 在另一组范例中,所述压力反馈路径是机械的并且包括偏置元件,所述偏置元件由第一阀的出口处的压力控制并且将所述第二阀朝向关闭位置偏置,其中,在有和没有所述偏置元件的偏置的情况下所述第二阀朝向所述关闭位置的偏置是能机械调整的。

[0140] 这提供了纯粹的机械解决方案。

[0141] 所述第一阀可以包括手动操作的用户控件。用户在吸气期间需要辅助时操作所述阀。然后,所述系统自动调节吸气压力以提供吸气正压(使用加压气体源的压力)并且其在呼气期间高于调节的压力。

[0142] 所述设备还可以包括:

[0143] 便携式气体筒罐;或者

[0144] 用于存储压缩气体的便携式气体筒罐,以及用于将来自筒罐的压缩气体与环境空气混合的混合器。

[0145] 所述混合器例如包括由压缩气体提供动力以驱动风扇吸入周围空气的涡轮机。

[0146] 所述便携式气体筒罐可以被附接到电池,例如可再充电电池,其用于向设备的其余部分供电。

[0147] 在该设备中,气体筒罐和电池相组合,从而能够确保气体和电能在充电状态下一同供应。以这种方式,设备的电池耗尽电力的风险被降低。电池可以再充电,从而在补充气体筒罐(在可重复使用的气体筒罐的情况下)时可以对其进行再充电。

[0148] 所述气体筒罐和电池能够以任何方式彼此连接。所述电池可以被安装在气体筒罐的外部或者凹入到空腔中,或者其都可以被附接到共同的框架上。所述电池可以被能移除地附接到筒罐上。

[0149] 所述设备还可以包括壳体第二可再充电电池,其中,便携式气体筒罐的电池用于对第二电池再充电。

[0150] 优选地,被附接到筒罐上的电池的电能应当在使用固定电池的能量之前被消耗。固定电池例如可以在没有加载气体筒罐的情况下使用。

[0151] 所述设备还包括:

[0152] 传感器布置,其用于感测用户的呼吸特性;

[0153] 输出指示器,其用于提供与呼吸指令或练习或者与呼吸表现相关并且考虑所感测

到的呼吸特性的输出信息。

[0154] 该方面也提供了一种提供呼吸辅助的方法,包括:

[0155] 使用被连接到便携式加压气体源的便携式设备在高于大气压的压力下向用户提供气体;并且

[0156] 至少在呼气期间提供压力控制以提供呼气末正压,并且任选地也调节在吸气和呼气期间的不同压力。

[0157] 当用户激活流量阀以从气体筒罐释放气体时,所述压力控制系统可以在吸气期间调节压力。

[0158] 根据依照本发明的另一方面的范例,提供了一种用于便携式呼吸或辅助设备的气体供应系统,包括气体筒罐,以及被连接到气体筒罐的电池,用于向所述便携式呼吸或辅助设备提供动力。

[0159] 所述气体筒罐和电池能够以任何方式彼此连接。电池可以被安装在气体筒罐的外部或者凹入到空腔中,或者其都可以被附接到共同框架上。

[0160] 所述电池可以包括可再充电电池,并且所述气体筒罐和可再充电电池适于从公共对接站进行再充电。

[0161] 该方面也提供用于所述便携式呼吸或辅助设备的气体供应系统的对接站,其包括用于接收气体筒罐的插座或者具有附接的气体筒罐的设备,其中,所述对接站包括通往筒罐的气体递送路径,以及用于对气体供应系统的可再充电电池进行再充电的电连接。

[0162] 充电可以是感应式的或者通过直接电连接。可以提供多个插座,每个插座用于接收相应的气瓶或者具有附接的气瓶的设备。

[0163] 所述对接站可以具有模块化设计,例如,其能够接收氧气浓缩器模块。

[0164] 例如,所述对接站还可以包括氧气浓缩器模块,所述氧气浓缩器模块由对接站电提供动力并且使用气体递送路径的压力来操作变压吸附氧气浓缩循环。

[0165] 该方面也提供了一种便携式呼吸辅助设备,包括:

[0166] 壳体,其限定接口器;

[0167] 连接器;以及

[0168] 如上文所定义的气体供应系统,其被能移除地附接到连接器,用于在高于大气压的压力下向用户提供气体。

[0169] 在该设备中,气体筒罐和电池相组合,从而能够确保气体和电能在充电状态下一同供应。以这种方式,所述设备的电池耗尽电力的风险被降低。电池可能是可再充电的,从而在补充气体筒罐时可以对其进行再充电。

[0170] 该方面也提供了一种提供呼吸辅助的方法,包括:

[0171] 使用共享对接站对电池充电并且补充其中电池被连接至气体筒罐的呼吸辅助设备的气体筒罐。

[0172] 在以上所有方面中,所述传感器布置可以包括麦克风。

[0173] 此外,在所有方面中,可以提供通信系统以用于将传感器布置信号传送到远程(显示)设备,以用于设置和/或监测对呼吸练习或训练的坚持。这为用户提供了便利的系统。通信可能通过无线连接进行。

[0174] 在以上所有方面中,当使用气体筒罐时,其可以具有在0.2L与1.0L之间的体积,例

如在0.2L与0.6L之间。通过与环境空气混合,可以使用小容量筒罐来提供合理长度时间的支持。这使得能够创建小型便携式设备。筒罐的压力例如在10atm(1013250Pa)与20atm(2026500Pa)之间。

[0175] 在设备提供训练功能的上述所有方面中,可以向系统提供输入以用于接收来自外部监测设备(诸如是心率、血压、活动水平、压力水平的监测器)的数据、GPS数据等。这种额外的信息可以被用于改进所提供的训练或辅助。

附图说明

[0176] 现在将参考附图来详细描述本发明的范例,在附图中:

[0177] 图1示出了便携式呼吸辅助或训练设备;

[0178] 图2示出了提供呼吸辅助的方法;

[0179] 图3示出了提供呼吸练习训练的方法;

[0180] 图4示出了便携式呼吸辅助或训练系统;

[0181] 图5示出了处在两种不同配置中的便携式呼吸辅助或训练设备;

[0182] 图6示出了分析音频信号以提取呼吸参数的方法;

[0183] 图7示出了压力控制系统的第一范例;

[0184] 图8示出了针对图7的设备的压力时间曲线图;

[0185] 图9示出了压力控制系统的第二范例;

[0186] 图10示出了针对图9的设备的压力时间曲线图;

[0187] 图11示出了正在对接站进行再充电的三个筒罐;

[0188] 图12示出了筒罐如何插入到对接站中;并且

[0189] 图13示出了如何在便携式设备中更换筒罐。

具体实施方式

[0190] 本发明提供了对呼吸训练、监测和/或辅助设备的各种改进。提供了一种便携式设备,其任选地包括气体筒罐、用于实施压力控制的反馈系统、以及用于向用户指示呼吸练习的坚持以及表现或执行的视觉输出。所述压力控制可以提供对用于吸气和呼气以及针对不同使用情况的不同压力的调节或中其他输入参数,例如,基于表现水平和/或医生建议的随时间的变化。

[0191] 第一方面涉及呼吸训练,并且提供针对家庭使用的系统,其被设计为模块化系统,用于为应用向COPD(或其他)患者建议的呼吸技术提供指导、动机和信心。所述系统用于在呼吸练习的训练期间提供支持和指导。

[0192] 另外,在一些实现方式中,其充当例如在体力活动之后的呼吸短促紧急时刻的介入工具。然后,通过帮助患者更快地恢复其正常或最佳呼吸节奏,这有助于其保持更活跃。所述系统能够根据患者的需要进行扩展和调节,以在疾病的不同阶段期间对其进行优化服务。

[0193] 在图1中示出了所述系统。所述系统包括被用于在练习和应用呼吸技术时支持COPD患者的便携式呼吸辅助设备10,以及提供用户接口的远程显示设备12。显示设备12被示为其上加载了app的智能电话,从而显示设备12与呼吸辅助设备10进行无线通信。所述显

示设备可以连接到托管服务的远程平台以提供扩展的功能和服务。

[0194] 呼吸辅助设备包括如所示的限定接口器的壳体。在壳体内是用于感测用户的呼吸特性的传感器布置。

[0195] 在最基本的实施方式中,使用设备来测量用户的呼吸速率,并且向用户提供反馈,同时额外地提供压力反馈,从而所述系统提供呼气末正压。

[0196] 在更先进的实施方式中,气体筒罐被容纳在壳体的基部中,用于在高于大气压的压力下向用户提供气体,用于在急性事件期间辅助用户。

[0197] 然后,所述压力反馈系统也可以在吸气循环期间发生的气体递送期间提供压力控制。

[0198] 所述用户接口能够用不同的方式实现。显示设备12可以独自使用来进行呼吸练习,并具有升级选项。呼吸辅助设备10也可以单独使用,用于给出关于呼吸练习的反馈,以支持呼吸,并且也在呼气期间提供正压支持(PEEP)。

[0199] 这两种设备可以一起用于提供更多选项,例如以游戏或其他有趣或有吸引力的方式来鼓励练习的正确表现的练习。整个系统也能够提供更精确的数据收集,例如测量流量以及呼吸事件。显示设备上的app能够充当数据收集器以及到远程平台的连接,尽管这能够被集成在呼吸辅助设备10中。

[0200] 所述系统被设计为递送经优化的训练和干预体验。通过收集有关执行、表现和使用频率的数据,能够建立患者病史,帮助监测COPD的状态和进展。

[0201] 为了提供主动呼吸训练,所述系统优选适于测量呼吸相关的参数,诸如呼吸速率/呼吸模式、流量、总呼出体积、获得的压力等,并且确定这些参数中的不规则性和波动。

[0202] 所述设备能够在不同的模式下操作。

[0203] 在训练模式中,能够提供患者应当呼气的时间和/或应当达到的压力的指示,以及是否满足这些目标的指示。例如,所述用户接口也为应用噤唇式呼吸提供指导和支持。一般而言,所述系统能够测量呼吸练习的表现和有效性,并且提供适当的辅导。

[0204] 在所述系统被用于克服(例如,由体力活动所引起的)呼吸短促的模式中,所述系统能够提供初始呼吸速率范围的评估(例如,红色针对非常快的呼吸)。尺度可以取决于先前的使用,从而将所述系统实施为自学习系统。

[0205] 针对呼气时间的指示可以缓慢地增加,以减慢患者的呼吸。

[0206] 所述系统能够被配置为适合个体患者的需求和患者简档。其能够存储与接口的使用有关的所有数据,并且能够连接到其能够将数据转发到的平台以供进一步处理并反馈给其他方。

[0207] 所述系统的第一功能是利用呼吸辅助设备来提供呼吸引导,并且在存在急性呼吸短促的时刻提供帮助:

[0208] 在体力活动期间,COPD患者经历呼吸短促。为了恢复其正常的呼吸节奏,其使用呼吸辅助设备。所述呼吸辅助设备首先测量呼吸速率并将其与“正常”或“优选”设置进行比较。取决于严重性或者针对该特定用户所收集的可能的先前数据,即,与“正常”设置的差异,来预测减慢呼吸的速率。

[0209] 该信息被用于设置呼吸应当从一次呼吸到另一次呼吸减慢多少,例如,延长5%,以及何时停止引导,例如五或十次重复的“正常”呼吸。

[0210] 所述呼吸辅助设备可以通过提供诸如低音量但高音调的声音、红灯或快速振动的指示来向用户指示呼吸太快。该信号会随着呼吸减慢而变化,分别变为较低的音调、黄-绿灯或较慢的振动。一旦正常呼吸模式恢复,所述信号将消失。任选地,除了这种定性指示外,能够在呼吸辅助设备工具或显示设备上实施更定量的指导。

[0211] 系统可以在多次呼吸后或者在检测到不规则、波动或噪音的情况下要求用户咳嗽。

[0212] 图2示出了事件的序列。阴影框的左栏涉及与患者有关的动作或事件,而非阴影框的右栏涉及与呼吸辅助设备(或显示设备)有关的动作或事件。

[0213] 在步骤20中,患者进行体力活动。在步骤22中,患者经历呼吸短促并决定使用呼吸辅助设备10。然后,在步骤24中,呼吸辅助设备10测量呼吸速率,将其与正常速率(针对该特定患者)进行比较,并确定呼吸的适当减慢速率。然后,如由箭头26所示的,向患者指示所需的呼吸速率。在步骤27中,患者根据呼吸辅助设备10的指导而减慢其呼吸。在步骤28中,监测患者的呼吸速率以测量改善。

[0214] 在一个版本中,呼吸辅助设备10也能够递送正压呼吸支持。例如,这可能伴随着指导减慢呼吸速率(箭头26)。正压呼吸支持例如可以逐渐增加,因为在紧急情况下,可能会经历作为额外负担的额外压力。

[0215] 举例来说,呼吸速率指令可以初始地减小,并且在特定时刻压力增加以达到优化的效果。

[0216] 另外,收集关于患者表现的数据以反馈给患者或护理提供者。

[0217] 注意,可以由如上文所解释的呼吸辅助设备或者由显示设备或者这两者来转发针对患者的指令。

[0218] 所述系统的第二功能是提供呼吸练习训练。

[0219] 图3示出了事件的序列。左栏再次涉及与患者有关的动作或事件,而右栏涉及与呼吸辅助设备(或显示设备)有关的动作或事件。

[0220] 在步骤30中,在显示设备12中启动app,并建立基本参数,诸如背景噪声、正常呼吸速率等。能够使用各种不同的传感器来测量呼吸参数(诸如吸气和呼气时间、流量等),所述传感器诸如是流量计、可能被附着到胸部的麦克风、被附着到腹部的加速度计、手腕上的智能手表中的加速度计,其中智能手表请求患者将手放在腹部等。

[0221] 练习的目标是实现长的呼气时间。这或者是取决于患者状态的预设时间,例如,4-10秒,或者是相对于基本参数和预设因子而建立的时间,例如,2倍或3倍长。所述练习被重复若干次,例如,5-10次,这取决于医生(或治疗师)推荐的设置或经验值。

[0222] 在步骤32中,所述显示设备向用户指示要遵循的指令。所述练习从提供给患者的吸气的请求开始。患者在步骤34中吸气。然后,在步骤36中,向用户指示患者必须通过呼气达到预设的时间量的目标。在步骤38所示的呼气期间,指示器向目标前进以向患者示出进展。这能够用相当简单技术的可视化来实现,例如,朝着目标线移动的线条或者朝着标记时间移动的手表的第二指示器。其也能够使用游戏类型的方法以更有趣的方式进行可视化,例如,将气球充气至特定尺寸,用每秒呼气熄灭一支蜡烛而吹灭蛋糕上的蜡烛或在目标线上推进球等。

[0223] 步骤40是朝向目标的进展的显示。

[0224] 单独利用呼吸辅助设备10的呼吸练习可以以类似的方式实施,其中,关于呼气持续时间的指示直接来自工具,例如,通过声音、视觉或触觉指示。

[0225] 在步骤42中,如果达到了目标,则如到指令步骤32的反馈循环所示的,开始下一吸气呼气流。如果未达到目标,则开始下一吸气呼气流,但是可能分配更多时间用于吸气。如果重复错过目标,则这可能会被使用。此外,仅给出针对吸气的更多时间,而针对呼气的的时间(以前未满足)可能保持不变。其他事件也可能被检测到,诸如咳嗽,在这种情况下,可设置一段时间以使患者恢复或者可能完全中断练习。

[0226] 在步骤44中可能存在对用户的进一步的指令,诸如调查问卷以确定患者如何感觉或察觉练习。备选地,步骤44可以涉及另一种类型的呼吸练习。例如,如果开始噘唇呼吸,则这可以跟随有以类似方式完成的横膈膜呼吸,但是记录不同的参数。呼气时间可以被调节,因为这是更难的练习。

[0227] 取决于患者的状态以及疾病进展,能够扩展用户接口。例如,可以提供扩展的练习组合,例如以包括利用额外的设备或视频分析来跟踪腹部以及可能的胸部和肩部移动的横膈膜呼吸。可以提供不同级别的数据分析和反馈以及服务,例如,以获得额外的信息和辅导,并且直接反馈给医生。所述系统也可以实施从额外的设备收集数据。

[0228] 所收集的传感器数据可以在呼吸练习的情况下(由医生,离线地)进行评估。取决于呼吸练习的类型,呼吸参数会显著不同,例如,对于COPD患者,横膈膜呼吸比噘唇呼吸更难以做好,并且不会开始咳嗽。

[0229] 可以使用不同的设置,例如可以在没有目标呼气持续时间或初始预设时间的情况下执行噘唇呼吸,以在没有指导的情况下监测总体表现。

[0230] 此外,基于数据输入,所述练习设置能够在一次会话期间或者从会话到会话动态地调节。因此,并非仅仅指导,智能的解决方案是可能的。例如,如果发生大量咳嗽,则必须停止练习。如果反复练习不能很好地进行或者轻松地执行,则可以调节设置。

[0231] 因此,在系统控制中存在的反馈回路是练习(游戏)控制单元的一部分。对于没有数据收集的,呼吸练习设置将必须手动地设置,例如,与护理提供者讨论。通过对传感器数据的收集,这能够基于所记录的数据自动进行,这使得使用起来更加方便,并且也为医生提供了大量测试数据。

[0232] 以这种方式,可以使用对传感器数据(例如,声音)的分析加上可能的其他输入数据以智能方式来设置呼吸练习,从而能够获得医学相关的数据,其并非真正以任何其他直接方式获得。

[0233] 如上文所提到的,所述系统能够在呼气 and 吸气期间提供末端正压支持(BiPAP)。

[0234] 图4示出了一般的系统。

[0235] 其包括具有充气单元50和充氧单元52的填充站。其可以一个堆叠在另一个之上(以任意次序)或并排堆叠。呼吸辅助设备10包括用于罐装空气或富含氧气的罐装空气的筒罐54。其可能是几乎纯氧,然后与周围空气混合。

[0236] 所述填充站可以包括充电。空气或富氧空气被提供给患者,例如最大氧气浓度为约40%。纯氧不被提供给患者。如果来自筒罐的是几乎纯氧,则与环境空气混合。

[0237] 呼吸辅助设备10的主头部56提供对呼吸参数的感测以及将正压受控地递送至患者。也示出了具有药物(RDD)的可选模块58,使得所述设备以与吸入器类似的方式起作用。

各部分能够是模块化的,从而可以采用各单元的不同组合。因此,如在图4中所示的,或者经由不与远程设备数据连接的简单的工具,或者作为也收集数据并与app连接的智能工具,来使用所述模块。患者因此可以构建开始于呼吸辅助设备或显示设备app的模块化系统,并且也可以决定扩展或升级到具有控制器模块的正压BiPAP设备。

[0238] 所述系统包括用于在吸气和呼气期间提供压力控制的压力控制系统,其中,所述压力控制系统是能控制的以在吸气和呼气期间调节不同的压力。下面进一步描述合适的压力控制系统的一些范例。

[0239] 整个系统能够扩展到与将数据递送到app或平台的额外的数据源相连接。这些额外的设备例如包括监测设备和模态,例如,心率、血压、活动、压力、问卷、GPS数据(位置、方向、速度和距离)等。

[0240] 所述设备可以实施电子日记并提供基于网络的信息,诸如天气状况和空气质量。

[0241] 如上所概述的,额外的设备例如可以支持额外的呼吸练习,诸如横膈膜呼吸。此外,能够使用额外的数据来扩展能够用于监测的信息,从而允许更好地了解患者的状态,并且因此提供更好的反馈和辅导。

[0242] 在呼吸辅助设备中所使用的感测可以提供数据,然后能够分析所述数据以提取关于在呼吸练习期间的表现(和表现的进展)以及有效性以及坚持练习的信息。记录用于训练或干预的设备的使用的历史。

[0243] 基于该数据,收集关于个体患者情况的情报,从而能够调节触发器、应用设置、辅导选项以及所呈现的信息。此外,针对疾病自我管理和疾病进展状况来识别长期变化。

[0244] 由系统所收集的信息的特定部分能够被提供给第三方,包括系统提供者、亲属和朋友(即,社会群体的用户)、任何非正式或正式的护理提供者、保险提供者和健康护理提供者(例如,医生或护士)。

[0245] 例如,坚持信息可以由保险公司或护理提供者所使用。交换的信息包括不仅呼吸辅助设备本身而且可以是由患者所使用的任何其他监测设备的传感器数据。

[0246] 如上文所提到的,所述系统在一些实施方式中能够递送正压力。目前,PEEP设备在呼气期间提供正压,但是没有指导患者呼气多久。

[0247] 另一范例涉及由一系列光源组成的视觉接口,所述光源诸如是能够被编程为以特定颜色点亮的LED。

[0248] 在图5中示出了呼吸辅助设备10,其中一排LED 60平行于设备的细长轴延伸,用作对患者的输出接口。所述呼吸辅助设备被设计成在使用中略微向上指向,使得接口60进入患者的视线并且其末端聚焦。患者呼气越长,在呼气期间越多和/或越远的LED点亮(例如,以白色或黄色)。最大时间利用不同的LED颜色(例如,绿色)来标记,并且患者被鼓动尝试通过呼气更长来改善他的先前结果,直到达到预设的最佳时间。最后一个LED可以用另一种颜色(例如,红色或紫色)来表示患者正在对其过度使用。

[0249] 如果在延长时间没有测量到呼气,例如超过10秒,则显示器将被重置。如以上范例,数据可以被收集并且被发送到显示设备12上的app。

[0250] 在显示设备12上运行的app可以具有与呼吸辅助设备上的LED阵列基本相同的视觉显示器。可以向app上的显示馈送来自呼吸辅助设备的数据,但是备选地也可以馈送对靠近app的患者的呼气的声音分析。

[0251] 为了确定呼气,从而呼气可以被计时,在弹簧操作阀(用于阈值PEP设备)上提供电接触开关,或者可以使用接口器中的压力传感器,在任一种情况下,都可以检测在足够高的压力下的呼气。控制器测量信号并控制LED的可编程条带。

[0252] 该方法提供了视觉接口。在公共场合,患者可能想要使用呼吸辅助设备10而不将视觉接口灯打开,并且尽可能离散地使用该设备。此外,一些用户可能发现关闭LED可能因此失去聚焦(取决于患者的视力)对于视觉显示而言是不方便的。视觉接口被设计成当失焦时仍然可以被解释。然而,一些患者可能更喜欢备选的反馈机制。

[0253] 因此,在一个方面中,所述便携式呼吸辅助或训练设备在壳体上具有视觉输出指示器,用于显示与坚持呼吸练习或训练有关的信息。配置传感器被用于感测设备的配置,并且然后控制器对所述设备进行配置以根据配置传感器的输出来使用所述视觉输出指示器。

[0254] 以这种方式,如果用户想要更多隐私,则可以禁用视觉输出指示器。然后,可能存在触觉输出指示器,用于提供与坚持呼吸练习或训练有关的信息,其可以替代地使用。

[0255] 在第一变型中,所述设备被设计成识别其何时围绕穿过嘴的水平轴旋转超过180度。倾斜传感器被用于确定设备的取向,使得在设备指向下的离散位置中时,关闭所述视觉显示器的灯,并且患者体验触觉反馈。这能够通过设备内操作小型电动机以已知方式生成振动来实现。因此,在触觉反馈模式(诸如振动)和视觉反馈模式之间存在自动选择。

[0256] 在图5中,左图示出了触觉模式下的呼吸辅助设备,右图示出了处于视觉反馈模式下的设备。

[0257] 在第二变型中,输出接口60处在呼吸辅助设备主体的能滑出的一部分中,使得所述设备延伸并且显示器的较大部分处于焦点中。当显示器处于延伸位置中时,视觉接口仅在通过开关/电触点激活显示器的情况下点亮。

[0258] 在第三变型中,所述显示器可以至少部分地处在呼吸辅助设备的能折叠部分上。再次地,视觉接口仅在显示器被开关激活的情况下点亮,所述开关检测显示器何时处在最大展开的位置中。在该变型中,所述视觉接口能够在柔性显示器上,在呼吸辅助设备的两个部分上的各一半,所述两个部分亦即把持在手中的固体部分以及旋转或铺开部分。

[0259] 接口器可以被设计成使得其在旋转180度时是对称的,或者其能够被设计成相对于设备旋转。

[0260] 因此,用于检测旋转的倾斜传感器或者在展开或延伸所述设备时被激活的开关被用于激活视觉显示,或者在视觉与反馈触觉反馈之间进行选择。

[0261] 如上文所提到的,可以使用各种参数作为呼吸表现的指示器。如上文所解释的,被实施为在移动设备上提供的指令的呼吸练习非常适合于缓解焦虑和呼吸短促。当仅使用移动设备(而不是如上文所解释的完全感测呼吸辅助设备)时,用户不清楚这样的练习在多大程度上是有效的,并且也不知道这些设备帮助监测呼吸状况(COPD或哮喘)的中长期进展。这样的监测需要测量呼吸参数中的至少一些呼吸参数,然后,这通常需要访问临床医生。因此,患者常常没有动力继续练习,因为其无法看到短期效果。

[0262] 通过如上文所解释地随时间跟踪呼吸参数,建立呼吸状况的进展。这减少了访问临床医生的需要,并且随着测量这些参数的实例的数量增加而提高了准确度。

[0263] 除了流量之外,以上介绍中所列出的呼吸参数均能够在用户朝向麦克风呼吸时从麦克风音频信号中导出。因此,可以通过分析音频信号并提取呼吸参数来扩展移动设备上

的呼吸练习应用。能够对患者给出直接反馈,并且提供关于呼吸状况进展的临床相关报告。

[0264] 类似地,麦克风可以被用作参数传感器,作为呼吸辅助设备10的一部分。

[0265] 图6示出了一种利用麦克风提供用户反馈的方法。

[0266] 所述呼吸练习应用在步骤72中分析音频信号70并将其转换为音频事件流,诸如在呼吸74中喘不上气76、呼吸暂停78以及咳嗽80。

[0267] 这些事件控制呼吸练习逻辑84,通过用户接口82(例如,显示设备12)引导用户,并且例如以上文所解释的基于游戏的方式来控制练习。

[0268] 并行地,由呼吸监测器来分析所述音频事件,在步骤88中提取呼吸参数,并且在步骤90中将其存储在报告中。

[0269] 音频信号70是拾取用户的呼吸的麦克风的输出。呼吸练习例程和呼吸监测例程两者都使用音频事件进行进一步分析。呼吸练习使用音频信号进行直接实时反馈,而呼吸监测器记录短期和长期的整体表现。相关信息例如可以是每次练习会话的咳嗽次数、练习重复的次数、执行地好的重复的次数、在练习会话期间和多次锻炼会话的趋势。

[0270] 另外,关于音频事件的额外提示86从呼吸练习控制逻辑84被发送到呼吸参数提取功能88。例如,呼气事件能够是由于呼吸练习所指示的噤唇呼吸造成的,并且这暗示能够被呼吸监测例程用于开始提取呼吸参数,诸如在紧接噤唇呼吸之后的 f_R 的增加。

[0271] 将所提取出的呼吸参数放置在呼吸报告的上下文中,然后,将其存储以导出趋势或者与临床医生共享。

[0272] 如上文所论述的,提供吸气正压是缓解呼吸短促的一种方法,并且上文所描述的训练和监测系统的一些实现方式提供了这种功能。

[0273] 该方面涉及一种以低成本、小型、轻便的便携式设备中在吸气期间偶尔产生正压的额外益处的方式,同时维持具有呼气正压的最重要的效果。

[0274] 额外地,随后能够提供氧气富集,这尤其有助于锻炼所引起的去饱和作用以及所导致的呼吸短促。这是特别常见的。呼气末正压(PEEP)与偶尔的吸气正压(PIP)的组合增加了潮气量,并减少了急性呼吸困难期间的呼吸功,并降低了相关的焦虑。

[0275] 呼吸短促的发作通常仅持续数分钟,并且通常经历这种情况的患者没有紧急缓解这种情况的手段,即使他们知道这种情况即将发生,这会导致恐慌。反过来也是如此:恐慌可能导致呼吸短促,从而形成恶性循环。

[0276] 吸入药物的响应常常不足够快。训练肺部、嘴唇和心理技术可能有助于使用上述系统,但这需要大量训练,并且在发生急性事件时可能会被遗忘。这样的事件的持续时间很短,导致人们认识到在这样的事件期间的呼吸次数相当有限,并且相当多的呼吸会从填充加压气体的筒罐中供给正压。

[0277] 如参考图4所解释的,气体可以是空气、富氧空气或者高浓缩氧气(然后其与周围空气混合)。

[0278] 图7示意性示出了用于从小型便携式筒罐递送正压空气的设备的第一范例的功能部分。

[0279] 所述设备包括小型加压气瓶形式的筒罐100。在最大压力例如10atm(1013250Pa)处通常具有0.2-0.6L的压缩气体体积。来自气瓶的输出被连接到压力控制设备102。在压缩空气或富氧空气筒罐的情况下,包括减压器,从而能将压力控制到低于加压水平的压力水

平。在富氧筒罐的情况下,提供喷射器105(或者减压器102或者代替它),其用于将氧气与环境空气混合。

[0280] 来自压力控制设备102的出口穿过诸如手柄操作阀的用户控制阀104。例如,所述压力控制设备被用于将高筒罐压力安全地降低至接近环境大气压力。

[0281] 阀104可以是用于加压氧气罐的类型,但是具有额外的特征:在移动杆时,其也激活下文所描述的反馈控制系统的变化。

[0282] 来自阀104的出口通到接口器106(如果需要喷射器105则注入环境空气)。接口器附近的管中的压力由压力传感器108来监测,压力传感器108生成被提供给控制器的第一端子的压力传感器信号,在该范例中,所述控制器被示出为差分放大器110。使用放大器电路提供了简单的低成本电路。控制器可以替代地被实施为诸如数字信号处理器的处理器,其在模数转换器端口处接收输入信号。吸气压力 p_{inh} 和呼气压力 p_{exh} 的设置然后可以被动态地调节,即使是每次呼吸,这取决于对练习或干预期间的患者的呼吸模式的分析。

[0283] 所述控制器电路的另一端子接收两个可能的参考信号中的一个。当手柄104被打开时生成第一较高电压信号112,并且其对应于例如18cm H₂O(=1770Pa)的吸气压力。在手柄被关闭时,第二信号114被用作参考,并且其对应于例如8cm H₂O(=785Pa)的呼气压力。当手柄由于二极管或其他电路布置而被打开时,较高的电压信号替代较低的电压信号。

[0284] 所述控制器通过控制被耦合在接口器与外部之间的电子操作阀116来生成控制信号以实施反馈控制,该反馈控制将靠近接口器的压力设置为参考水平。

[0285] 阀116起到通过其吹气的限制的作用。所述阀能控制到不同的设置,例如随着控制电压的增加而逐渐打开。

[0286] 所述设备能够在吸气阶段提供偶尔的吸气正压(PIP),同时保持PEEP水平(例如,4-30cm H₂O=392-2940Pa)。

[0287] PEEP和PIP压力设置能够是自适应的而非固定的。其能够由患者根据其要求和舒适水平来手动地控制和调节。备选地,如果额外的传感器被集成在设备中,则其可以根据所检测到的呼吸速率、呼吸阶段、呼吸变异性等自动地适应。此外,这些监测到的参数可以被无线地发送到中间应用或用户接口以与护理提供者或临床医生共享。

[0288] 所述设备例如能分成两个独立模块以仅提供呼气支持(PEEP)或PEEP与PIP的组合。

[0289] 例如,当压力被设置为诸如4-5cm H₂O(392-491Pa)的最低水平时,可以将仅支持PEEP功能的设备用作训练设备,作为噉唇呼吸(PLB)的替代。

[0290] 所述筒罐可以是小型加压气瓶,例如小于1L,小于0.6L,并且可能小至0.2L,其能够单独携带并且可以在需要时连接到PEEP单元。

[0291] 所述系统能够在呼气时提供优选的反压,诸如8cm H₂O(=785Pa);在吸气时无压或负压,并且在患者的作用下,在吸气期间提供稳定的较高压力,诸如18cm H₂O(=1770Pa)。

[0292] 喷射器或混合器不仅可以用于富氧气,而且也可以用于所有其他类型的压缩气体,例如以便能够通过吸入环境空气来递送最大数量的呼吸。

[0293] 在使用所述系统时,患者在呼气时将递送吸管的前端处的接口器106送入口中。在达到所需的压力水平(p_{exh})时,压力传感器108给出足够高的电压以打开电子阀116,从而

保持压力。对于差分放大器的范例,通过设置放大器110的增益水平以及阀的压力-流特性,可以为不能够达到最佳压力的患者提供舒适的效果,但是必须能够呼气。

[0294] 在吸气时,患者可以选择做两种动作中的任一动作:

[0295] (i) 张开嘴巴吸一大口气,也具有使吸管中的压力降到零的效果,并且电子阀关闭到其最小开度。

[0296] (ii) 每隔一小段时间,患者可以对按压用户操作阀104的手柄进行计时,同时保持接口器与嘴唇紧密接合。空气流入吸管,同时给出电子信号以将吸管中的压力维持在较高的水平(p_{inh})。

[0297] 图8中示出了典型的压力-时间曲线图。小峰值120是呼气压力峰值,并且大峰值122是在患者吸气时施加手柄时。

[0298] 在接口器吸管中可能存在额外的阀,使得用户也通过吸管吸气,并且在吸气时具有(轻微)负压。这具有额外的优点,即,患者所需的协调较少。

[0299] 用户操作阀104也可以由机器操作阀代替,例如每预定次数的呼吸打开一次,进一步减少患者所需的协调。

[0300] 所述系统可以利用其他传感器,例如生理参数,诸如呼吸速率、呼吸速率变化性、 SpO_2 、 pCO_2 、活动率等,可以从任何可穿戴设备获得。然后,能够将这些传感器信号反馈给所述设备以优化压力支持或呼吸阶段中的氧气含量。

[0301] 图7的系统具有电子控制阀116。备选的更简单的设计可以是纯机械的,由相同的加压气体驱动。电子设计的缺点在于需要来自电池的额外电力,从而要求(更多)定期的再充电更换或对电池的检查。

[0302] 图9示出了机械实施方式。无源阻抗PEP阀是已知的,其特征在于:施加在患者身上的反压基本上与呼气流速无关。这是通过将弹簧加载到设置水平来实现的,使得流动受到阻碍低于该压力并且容易在该压力以上流动。被动吸气肌肉训练器(IMT)阀也是已知的,其在吸气时施加负压。

[0303] 图9示出了一种系统设计,所述系统设计通过利用来自加压气体筒罐100的压力而使用气动而不是电子设计在吸入时能够提供更高的压力。这避免了使用电子件并且也消除了单独压力传感器的需要,并且也更具有故障保护。

[0304] 图9示出了相同的筒罐100、用户控制阀104(其可以再次是自动化的)和减压器102。在该设计中,所述用户控制阀位于减压器102的气体筒罐侧。

[0305] 主阀部分120具有设置第一板124的位置的第一螺钉122。存在第二板125,在第一板与第二板之间具有波纹管布置126。弹簧127靠靠在第二板125上,而弹簧127的另一端抵靠着空气阀128来偏置。

[0306] 第一螺钉122和第一板124设置PEP正压。第一螺钉122是中空的并且第二螺钉130穿过它,在其端部有止动件132。通过相对于第一螺钉122转动第二螺钉130,可以设置在吸气压力与呼气压力之间的差值。在第一板124与止动件132之间存在波纹管,该波纹管搁置在第一板上并且终止于第二板125,第二板125能够在第二螺钉上滑动。波纹管借助于柔性管被连接到压力连通线134。如果压力高,则第二板125搁置在止动件132上。如果没有压力,则第二板125搁置在第一板124附近。

[0307] 当第二板125朝向止动件132被偏置时,阀128被更紧密地关闭。这发生于用户控制

阀被关闭时。当第二板125朝向第一板124被偏置时,所述阀被部分地打开。这发生于用户控制阀被打开并且为吸气提供增加的正压时。在手柄被关闭的情况下,所述阀保持较低的内部压力(由患者生成),其中波纹管形成压力反馈路径。

[0308] 通过将减压器102放置在用户操作阀的下游,较高的压力可用于切换到较高的吸气压力,这需要工作/功率来快速地压缩弹簧。

[0309] 在减压器102与接口器106之间可以设计小的故意泄漏,既可以释放高压并且因此允许弹簧恢复到其扩展形状以达到呼气压力,并帮助患者达到所需的呼气压力,因为这给出了小的并发气流。

[0310] 这备选地能够通过使患者按下的手柄作为阀门来实现,如果患者没有按下手柄,则阀门向接口器敞开,并且如果手柄被按下则关闭阀门。这防止了在吸气期间来自高压储存器的空气泄漏(如果这是不希望的)。

[0311] 存在备选设计。例如,可能有两个弹簧压在空气阀上。第一个弹簧可以设置PEP压力,另一个弹簧通过附接到PEP/PIP阀的壳体端壁的波纹管来加载(或者不加载)。波纹管126可以由具有压力相关的位置的活塞和缸体来替代。

[0312] 在该设计中,压力反馈路径是机械的并且通常包括偏置元件126,其由第一用户操作阀104的出口处的压力控制,并且将第二阀128朝向关闭位置偏置。通过两个螺钉调节器130、132机械地调节在有或没有偏置元件的偏置的情况下第二阀到关闭位置的偏置。

[0313] 在图10中示出了典型的压力-时间曲线图。小峰值140是呼气压力峰值,而大峰值142是在患者吸气时施加手柄时。

[0314] 所述减压器可以采用喷射器的形式(利用文丘里效应),或者其可以是由涡轮机驱动的风扇,而涡轮机本身由加压气体为动力。这也是纯粹的气动解决方案,避免了由电动机驱动的通气器。这是有利的,因为压缩气体相对于接口器中的压力的压力比非常高。

[0315] 存在备选的机械实施方式。

[0316] 例如,第一阀是用户操作阀。

[0317] 当第一阀被关闭时,第二阀以一种方式来偏置,仅提供8cm H₂O(=785Pa)的反压力。

[0318] 第三阀与第二阀平行。其被设置在更高的压力下,诸如18cm H₂O(=1770Pa),以设置吸气压力。所述第三阀不需要相对于第一阀进一步偏置。

[0319] 所述第三阀总是在给定的压力下打开。然后这仅需要偏置第二阀以在例如8cm H₂O(=785Pa)处打开,或者保持关闭。因此,可以使用一组三个更简单的阀来代替图9的两个阀,其中,由于双向偏置构造而使得一个更复杂。

[0320] 以上系统至少实现PEP(呼气正压),并且在更扩展的范例中,也可以在多次吸气期间支持吸气正压(PIP)。根据患者的类型和/或疾病的进展情况,所述系统适用于预先填充了压缩气体的小型筒罐,所述压缩气体可以是空气、富氧空气或纯氧气。

[0321] 如果罐的使用太重而不能大量购买(例如,每周多于几个),则希望患者可以在家中对这些罐再填充。

[0322] 现有的氧气源和压缩器容量大(大约一或数升/秒)、体积庞大并且因此价格昂贵,患者仅能通过处方方式购买这样的设备并报销。

[0323] 还希望患者仅能够购买空气压缩站,这可能在疾病的早期阶段就足够了(仅通

气),并且之后,在需要额外的氧气来从危机中恢复过来时购买氧气源,具有氧气源可以带来安慰的感觉以防止焦虑。

[0324] 在疾病的早期阶段,COPD患者仅需要流速为每秒1升持续数秒到数分钟的氧气或压缩空气。该流速和总体积能够由压缩气体的小筒罐递送,优选与周围空气混合。如果在每周数次危机中仅使用其中的一些,则可以购买这些筒罐。在大量使用时,则希望能够在家中对这些筒罐进行填充,例如在夜晚期间。

[0325] 图11示出了被加载到填充站150中的三个筒罐100,用于仅再填充压缩空气或氧气或富氧空气。因此,填充器类似于在图4中所示的填充器,但是能够对多个筒罐进行再填充。填充器150包含用于递送约10atm(1013250Pa)的加压气体的小型压缩器。气体能够是通过过滤器的空气,其通过在填充器周围的狭缝进入以便于产生。

[0326] 为了将填充器链接到瓶子上,可以使用螺钉连接,例如四分之一圈连接,以允许在金属筒罐100与橡胶垫圈之间保持特定的压力,并且与卡口型端部锁定件相组合以防止意外旋下。

[0327] 如图所示,许多瓶子可以夹在填充器中以接收压缩气体。取代将瓶子加载到填充器,可以将带有连接筒罐的设备加载到填充器。

[0328] 当然,三仅仅是范例。可以提供连接到填充器150的小型氧气浓缩器,如在图12中的152所示意性示出的。该氧气浓缩器不需要其自己的电源,因为能够通过填充器的插头来供电。其不必包含过滤器,因为其可以通过连通线路从填充器接收经过滤的空气。

[0329] 其也不必包含其自己的空气压缩器,因为小型压缩器的10atm(1013250Pa)输出压力足以驱动变压吸附(PSA)氧气浓缩循环。其通过另一条连通线路向填充器递送富氧气体。通过氧气浓缩器周围的狭缝排出过量的氮气。

[0330] 在30毫升/分钟的流速下,需要66分钟将2升的筒罐填充10bar的气体。能够在200分钟内填充三瓶,大约需要三个半小时。然后,有剩余容量给另一批瓶子进行填充,给较大的瓶子填充(例如0.6升),或者具有更有限的填充功率仅为10毫升/分钟,花费约10小时完成三瓶0.2升的填充。

[0331] 在两个模块150、152之间的气体(以及如果需要的话,电气)连通线路能够被集成中空金属管的形式。气体压缩器模块和氧气浓缩器模块集成到一个整体块也是可能的。

[0332] 如所示的,所述填充器可以用于接收一个或多个筒罐,但是其也可以包括用于接收完整设备的一个或多个端口,从而用户不需要移除气体筒罐来实现对其进行补充。

[0333] 然后,患者可以填充气体筒罐,被附接到气体筒罐的电池,但是也可以是所述设备的固定电池(整晚通过插入在整个设备中),其中气体筒罐仍然保持在其中,插入到填充器的端口之一中。

[0334] 所述设备的固定电池例如使得所述设备能够用于监测呼吸,而不需要气体筒罐在位。所述设备因此在壳体内包括第二可再充电电池。如果仅有气体筒罐及其附接的电池被插入到填充器中,则便携式气体筒罐的电池可用于对第二电池再充电。如果整个设备被插入,则可以对第二电池直接充电。当使用所述设备时,电力可以优先从气体筒罐电池中汲取。

[0335] 筒罐的流体端口例如能够通过设备的壳体中的孔进入,并且充电可以是感应地穿过设备的塑料壳体。

[0336] 填充站可以采用模块化设计,其中能够稍后购买和附接氧气模块。氧气浓缩器单元可以具有简单的点击连接,不需要其自己的内部或外部电源,也不需要其自己的压缩机。因此,填充站的氧气浓缩器模块可以由对接站供电,并且使用气体递送路径的压力来操作变压吸附氧气浓缩循环。

[0337] 图13示出了从设备清空耗尽的筒罐100并装载新筒罐。

[0338] 可以采取的措施来防止滥用所提供的罐,或者防止在设备中使用错误的筒罐:这可以采取被密锁(key)填充器150的筒罐的物理添加物的形式。该密锁可以编码与罐的类型(加压的、富氧的或几乎纯净氧气)相关的信息。为了安全起见,这种密锁将防止使用复制或低质量的替换筒罐。其也可以包含保质期以防止筒罐被过度使用。

[0339] 密锁可以采用罐子上的印制图像的形式;当筒罐被插入时,这能够通过小型光学阅读器来读取。当然,也可以替代地使用条形码、QR码。如果仅必须识别一种图案,则光学阅读器会是非常基础的。密锁也可以采用RFID式阅读器的形式,每个筒罐具有RFID贴纸;这将允许处方或患者信息被嵌入,并且然后也防止在不适合的情况下共享筒罐,诸如在额外的氧气或将来的特定疗法类型的情况下,诸如包含RDD(呼吸药物递送)模块。密锁可能是纯机械的。

[0340] 从以上描述中将清楚地看出,在至少一些范例中,呼吸辅助设备包括需要电池电力的电子电路,需要将电池加载到设备中,或者将设备放置在充电单元上,同时定期检查剩余的电力水平。

[0341] 现在将描述一种确保患者始终具有可用于设备的充足电能的选项,而不必担心它,甚至不知道细节。该方面基于为气体筒罐提供安装在其中或其上的电池。电池和气体筒罐因此形成单个模块并且两个部分不由用户分开。在可再充电电池的情况下,其也可以在填充站处进行充电,以使得可再充电电池被插入治疗设备中。

[0342] 因此,提供了用于便携式呼吸或辅助设备的气体供应系统,其包括气体筒罐和被连接到该筒罐的电池,用于向设备的其余部分提供电力。如果使用可再充电电池,则气体筒罐和可再充电电池适于从公共对接站再填充。针对便携式呼吸或辅助设备的气体供应系统的对接站然后包括用于接收气体筒罐的插座,其中,对接站包括到筒罐的气体递送路径以及用于提供电连接至气体供应系统的电池的电连接。

[0343] 电力可用于传感器和电子件,并且如果用于将环境空气与解压缩气体混合使用,则还可以为风扇提供动力。

[0344] 如果筒罐是针对一次性使用购买的(因此不需要填充功能),则电池将一次性使用。在这种情况下,在筒罐与设备的其余部分之间存在电连接。

[0345] 如果筒罐要补充,则可以使用可充电电池。重量可能仅几克或几十克。这足以提供足够的电能(几瓦时)。

[0346] 填充器150然后不仅包含用于气体到(一个或多个)气体筒罐的气体压缩机和连通线路,而且也包括具有到该气体筒罐和电池的电连通线路的电池填充器。这些能够被集成到一个连接中。

[0347] 所述筒罐由金属制成以可靠地承受气体压力和多次填充。由于这会造成安全性和可靠性问题,不希望的放电会引起短路发生,所以最好用非导电覆盖物或涂层来覆盖筒罐。应当仅存在微型电极,优选是埋在非导电覆盖物的孔中,可用于通过填充器和治疗设备接

触电池。

[0348] 集成连通线路的一种方式提供导管，气体通过该导管进入筒罐中。所述连接可以是弹簧偏置的，从而仅当按压该管时才建立电接触。弹簧能够是不导电的，或者搁置在非导电板上。类似地，仅当弹性金属膜压在电极上时，才接触底部电极。

[0349] 筒罐中/上的电池可以通过使用金属筒罐外部的线圈来感应地充电和/或放电。

[0350] 为了确保设备正常工作，治疗设备上的彩色编码的灯可以被用于以任何组合表示电力被连接以及足够的气压。为了确保正常运行，筒罐可以具有其充电状态的低功率指示器，例如，无源液晶显示器，充足气体压力的指示器（例如，彩色编码的机械压力计），或者在按下按钮应点亮的灯。

[0351] 以上包括气体筒罐的设备的范例通常用于危机情况。优选地，用户不必在该模式中开启设备以使用它。当设备检测到患者呼吸时，可能因此会自动开机。一种选择是使用设备内的传感器，使其处于低功率状态，并且当达到特定阈值时，所述设备切换到全功率模式。备选地，当通过手持机的气流开始时，可以使用被动致动器来开启。这种自执行也可以扩展到与配对设备的无线连接，以同时共享数据或自动连接，从而避免每次患者的额外行动。

[0352] 请注意，术语“便携式”当描述设备时意味着整个设备是便携式的——而不是便携式部件和远程固定部件。

[0353] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求，本领域技术人员在实践要求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中，词语“包括”不排除其他元件或步骤，并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。在相互不同的从属权利要求中列举特定措施这一事实并不表示这些措施的组合不能被有利地使用。权利要求中的任何参考符号不应当被解释为限制范围。

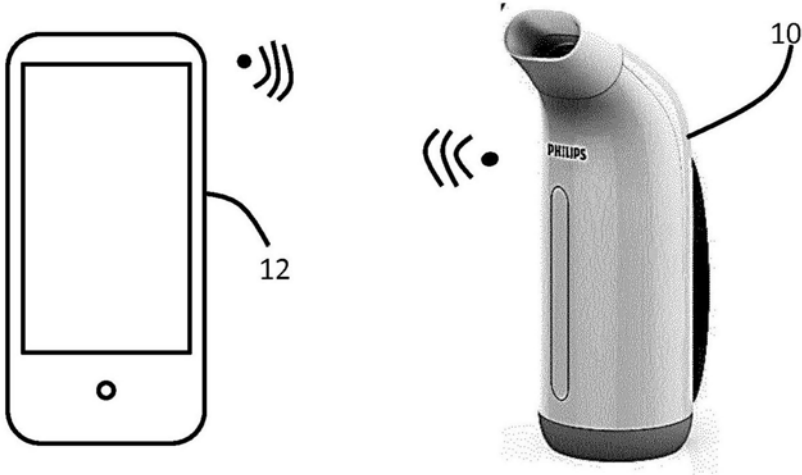


图1

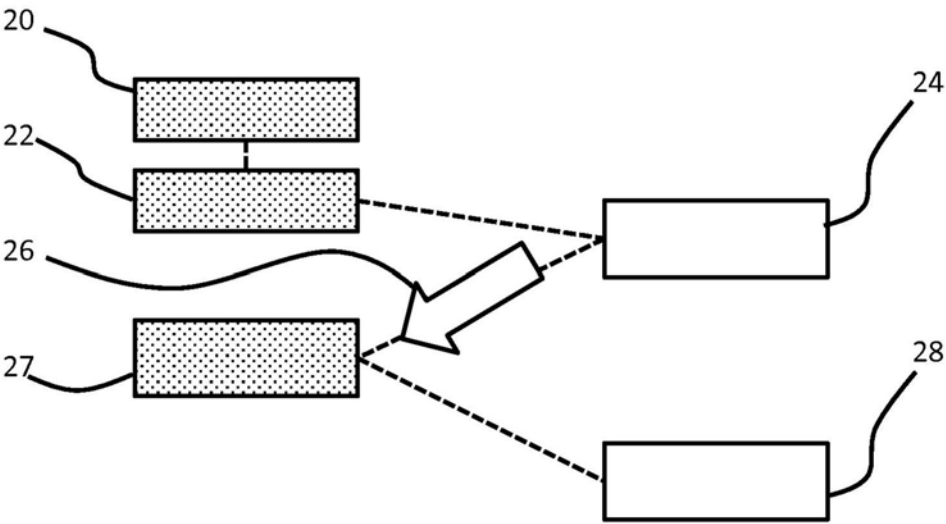


图2

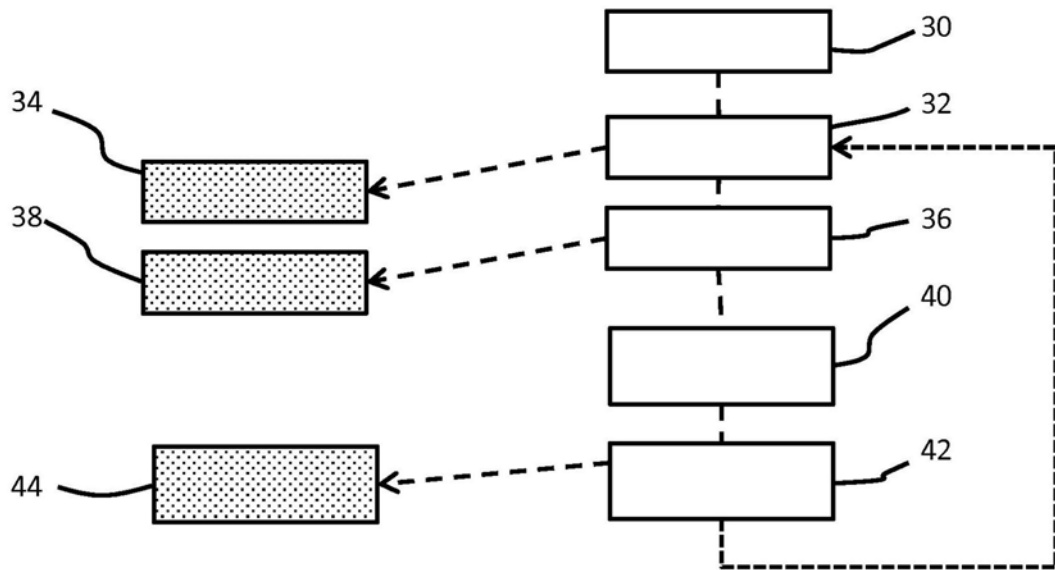


图3

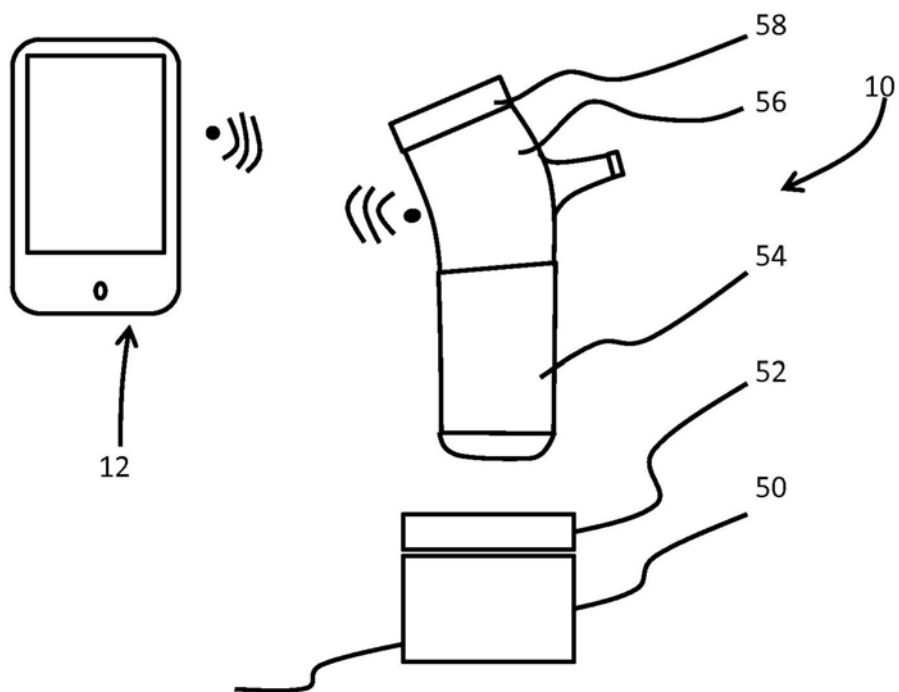


图4

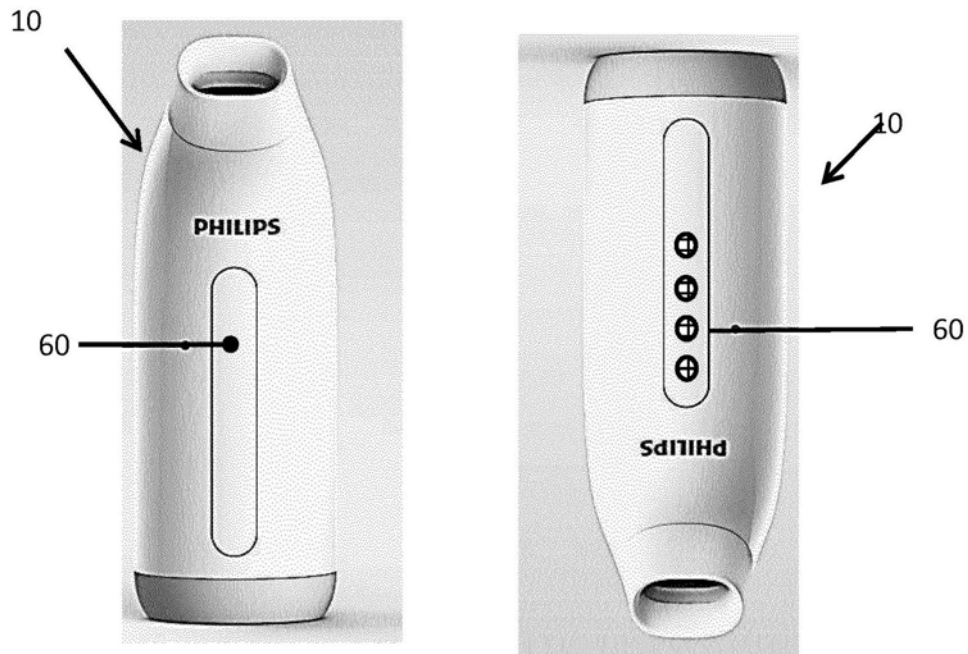


图5

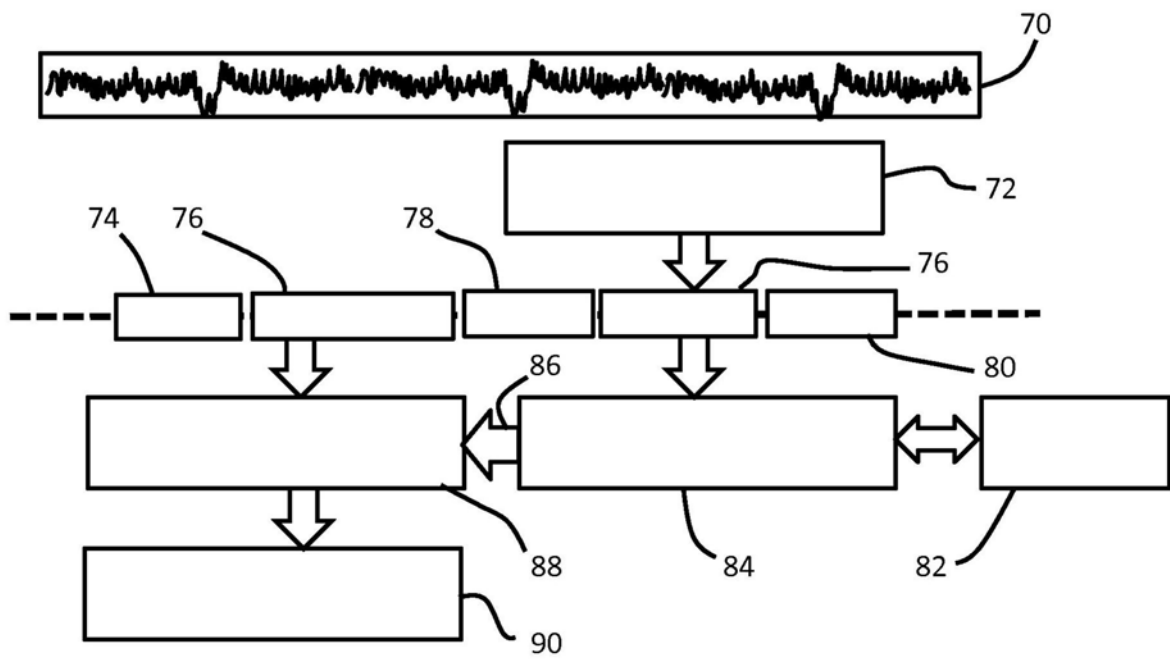


图6

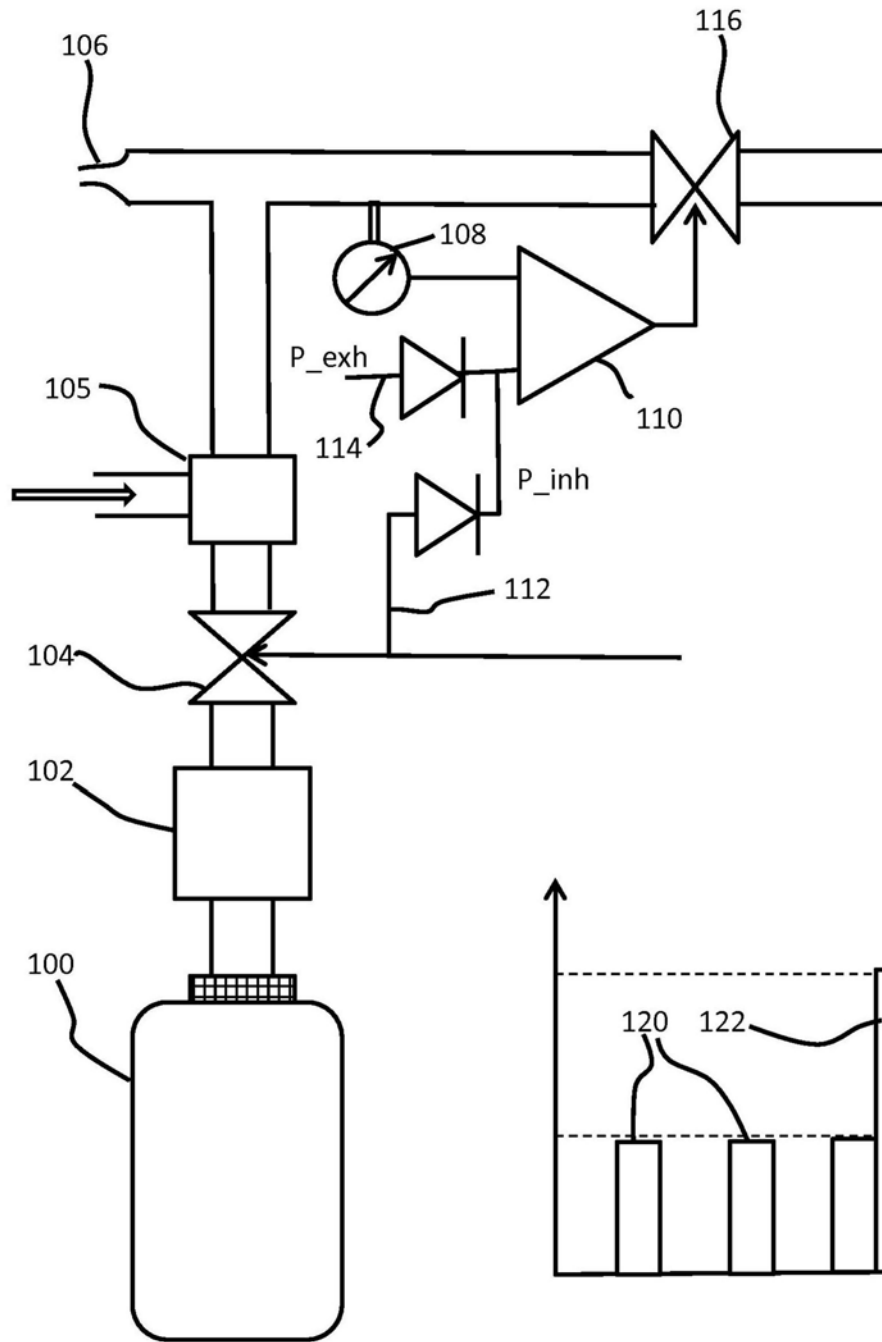


图7

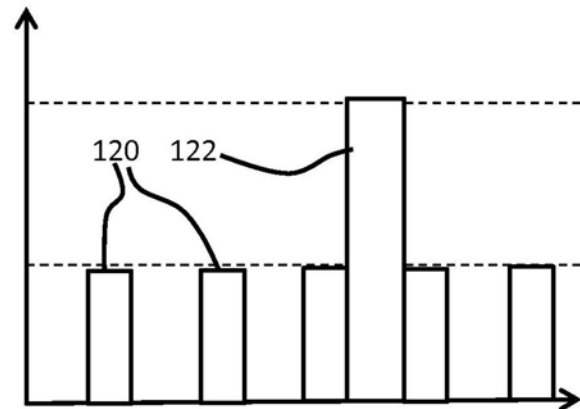


图8

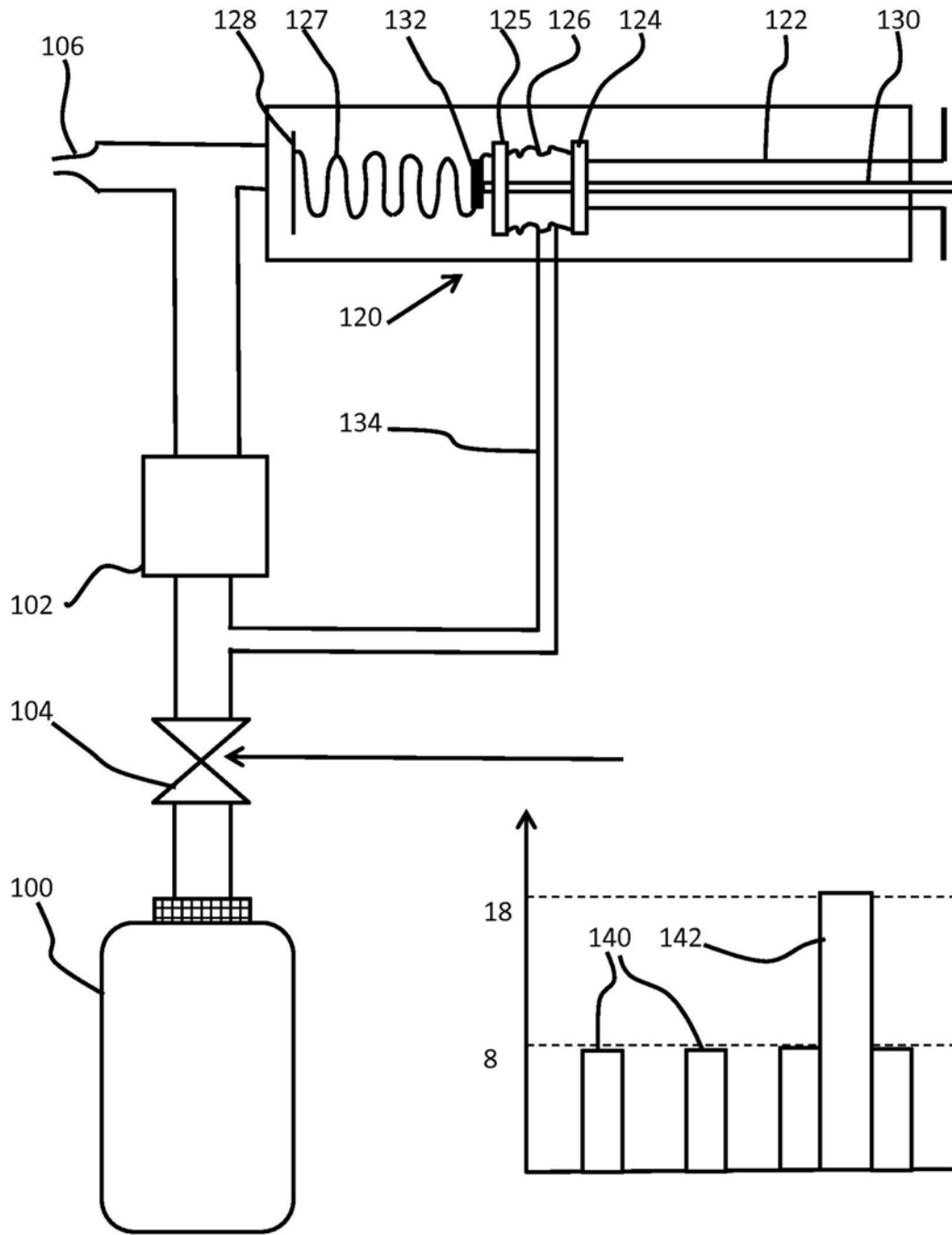


图9

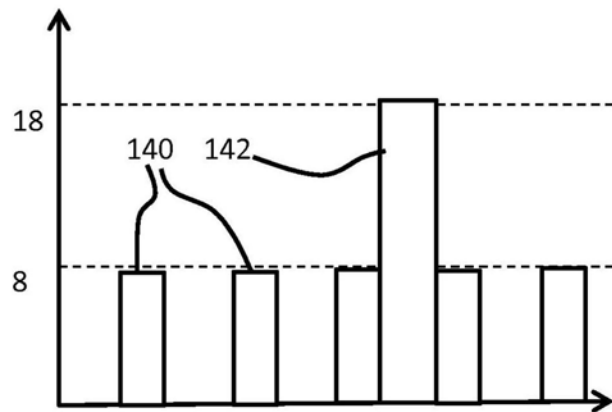


图10

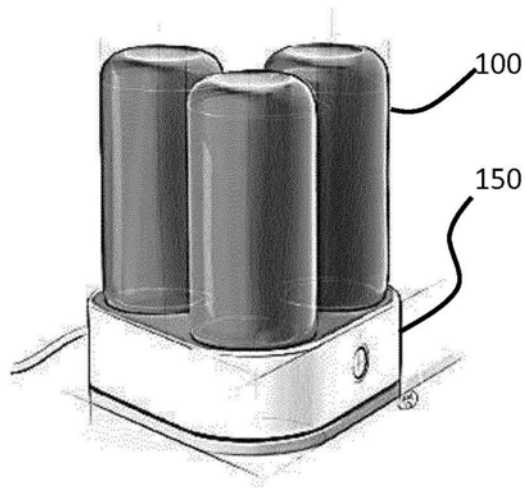


图11

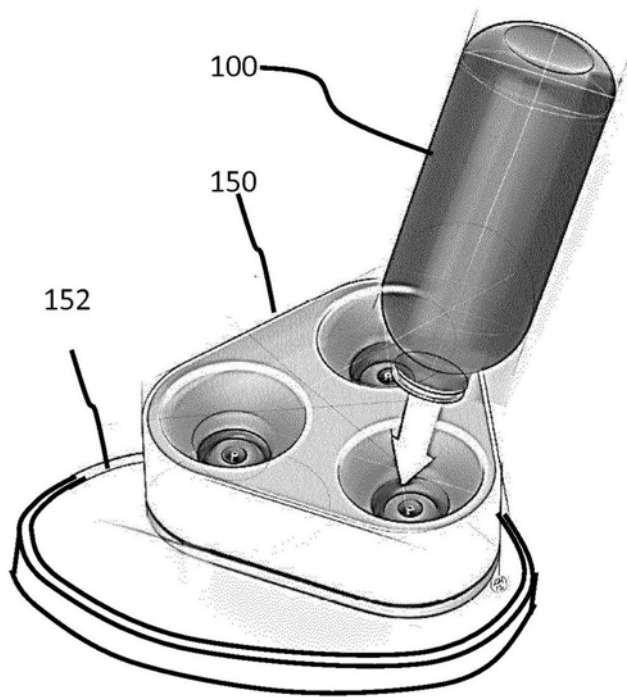


图12

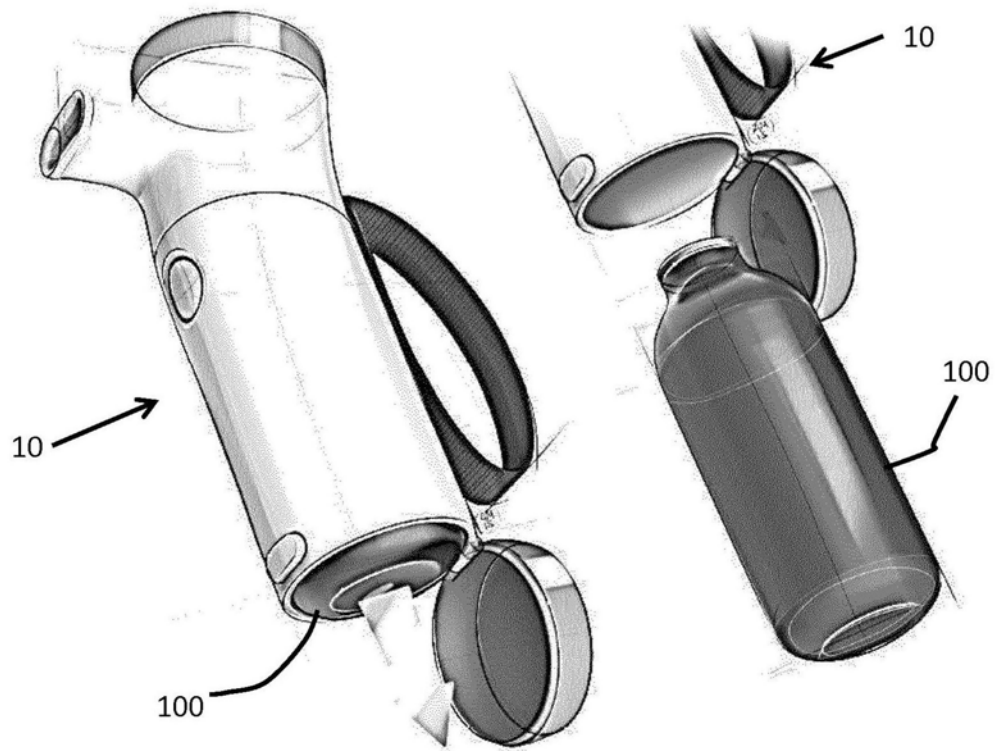


图13