

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101636215 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 19

(21) 申请号 200780020504. 8

(22) 申请日 2007. 04. 02

(30) 优先权数据

60/744, 196 2006. 04. 03 US

60/744, 197 2006. 04. 03 US

60/788, 916 2006. 04. 03 US

60/744, 271 2006. 04. 04 US

60/744, 272 2006. 04. 04 US

11/731, 346 2007. 03. 30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 12. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/065802 2007. 04. 02

(87) PCT申请的公布数据

W02007/118054 EN 2007. 10. 18

(73) 专利权人 RIC 投资有限公司

地址 美国特拉华州

(72) 发明人 查尔斯·R·阿特拉斯

彼得·L·布利斯

罗伯特·W·默多克

斯科特·C·海尔普林

(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

(51) Int. Cl.

B01D 53/02 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2002053286 A1, 2002. 05. 09, 说明书 2、
4、33-38、41-46 段, 图 3-7.

US 5988165 A, 1999. 11. 23, 全文.

US 6551384 B1, 2003. 04. 22, 全文.

US 6520176 B1, 2003. 02. 18, 全文.

US 2002096174 A1, 2002. 07. 25, 全文.

审查员 刘辉

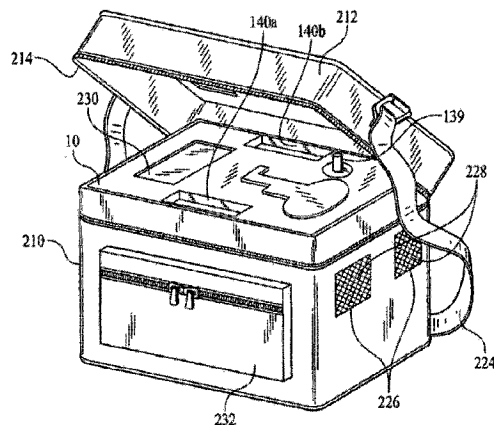
权利要求书 2 页 说明书 38 页 附图 39 页

(54) 发明名称

便携式氧气浓缩器

(57) 摘要

一种便携式氧气浓缩器 (10) 包括: 适合于产生富氧体流量的压力回转吸收系统 (12A、12B) 和适合于把电能供给该压力回转吸收系统的电池 (148)。该氧气浓缩器具有小于大约 10lbs 的总重量, 具有大约 0.91pm 的 100% O₂ 等效气体最大流量, 具有小于大约 800in³ 的总体积以及至少大约 8 小时电池寿命。本发明还使用与这样一种氧气浓缩器结合的液化或者流动装填系统。



1. 一种流动性氧气浓缩器 (10), 包括:

适合于产生富氧气体的流的压力回转吸收系统 (12A、12B);

适合于把电能提供给该压力回转吸收系统的电池 (148), 其中该氧气浓缩器具有小于 101bs 的总重量, 具有 0.9lpm 的 100% O₂ 等效气体最大流量, 具有小于 800in³ 的总体积以及至少 8 小时电池寿命,

其中, 所述富氧气体的氧气纯度在 85-90% 之间, 并且通过增加所述富氧气体的流速弥补所述富氧气体的所述氧气纯度以减少总能量消耗。

2. 如权利要求 1 的浓缩器, 还包括适合于封闭该压力回转吸收系统的运输袋 (210)。

3. 如权利要求 1 的浓缩器, 还包括联接压力回转吸收系统输出端的氧气节约器 (502、512), 其中该氧气节约器适合于控制输送给病人的富氧气体的流, 从而在至少呼吸循环吸气阶段的一部分期间, 富氧气体的丸剂提供到病人。

4. 如权利要求 1 的浓缩器, 还包括可操作地联接到压力回转吸收系统的低温致冷系统 (552), 以便接纳富氧气体的流的至少一部分, 同时该低温致冷系统适合于使用接收的富氧气体来产生液态氧。

5. 如权利要求 4 的浓缩器, 还包括便携式储存“杜瓦”瓶 (554), 而该“杜瓦”瓶适合于联接到低温致冷系统, 并储存液态氧, 用于使用者消耗。

6. 如权利要求 4 的浓缩器, 还包括设置在压力回转吸收系统和低温致冷系统之间的出口端口 (588), 以能够让使用者消耗来自压力回转吸收系统的富氧气体。

7. 如权利要求 6 的浓缩器, 其中出口端口设置成使用者能够消耗来自压力回转吸收系统的富氧气体, 同时富氧气体供应到低温致冷系统。

8. 如权利要求 1 的浓缩器, 还包括可操作地联接到压力回转吸收系统的压缩机 (582), 以便接纳富氧气体的流的至少一部分, 同时该压缩机适合于增加接收的富氧气体的压力。

9. 如权利要求 8 的浓缩器, 其中压缩机为活塞式压缩机, 其中该活塞式压缩机把富氧气体的流的压力增加到至少 1500psi。

10. 如权利要求 8 的浓缩器, 还包括便携式储存容器 (584), 而该容器适合于联接到压缩机, 并储存加压的富氧气体, 用于使用者消耗。

11. 如权利要求 8 的浓缩器, 还包括设置在压力回转吸收系统和压缩机之间的出口端口 (588), 以能够让使用者消耗来自氧气浓缩器的富氧气体。

12. 如权利要求 11 的浓缩器, 其中出口端口设置成使用者能够消耗来自压力回转吸收系统的富氧气体, 同时富氧气体供应到压缩机。

13. 一种氧气浓缩器 (10), 包括:

适合于产生富氧气体的流的压力回转吸收系统 (12A、12B);

适合于把电能供应到压力回转吸收系统的第一电池 (148), 其中比值 R_{ODW} 确定为:

$$R_{ODW} = (\text{O}_2 \text{ 输出} * \text{持续时间}) / \text{总重量},$$

其中 O₂ 输出为 100% 氧气输出, 持续时间是对于一定量电池的氧气浓缩器的工作寿命, 而重量是氧气浓缩器的总重量, 以及用于氧气浓缩器的 R_{ODW} 不小于 0.43(lpm-hr)/lb,

其中, 所述富氧气体的氧气纯度在 85-90% 之间, 并且通过增加所述富氧气体的流速弥补所述富氧气体的所述氧气纯度以减少总能量消耗。

14. 如权利要求 13 的浓缩器, 还包括第二电池, 其中对于包括第一电池和第二电池的

氧气浓缩器的 R_{ODW} 不小于 $0.73(\text{lpm-hr})/\text{lb}$ 。

15. 如权利要求 14 的浓缩器,还包括第三电池,其中对于包括第一电池、第二电池和第三电池的氧气浓缩器的 R_{ODW} 不小于 $0.95(\text{lpm-hr})/\text{lb}$ 。

16. 一种氧气浓缩器 (10),包括:

适合于产生富氧气体的流的压力回转吸收系统 (12A、12B);

适合于把电能提供给压力回转吸收系统的第一电池 (148),其中持续时间与在氧气浓缩器操作期间产生的噪音的比值 R_{DS} 定义为持续时间 / 噪音级,同时对于氧气浓缩器的 R_{DS} 不小于 0.073 持续时间 / 噪音,

其中,所述富氧气体的氧气纯度在 85-90% 之间,并且通过增加所述富氧气体的流速弥补所述富氧气体的所述氧气纯度以减少总能量消耗。

17. 如权利要求 16 的浓缩器,还包括第二电池,其中对于包括第一电池和第二电池的氧气浓缩器的 R_{DS} 不小于 0.145 持续时间 / 噪音。

18. 如权利要求 17 的浓缩器,还包括第三电池,其中对于包括第一电池、第二电池和第三电池的氧气浓缩器的 R_{DS} 不小于 0.218 持续时间 / 噪音。

便携式氧气浓缩器

[0001] 优先权声明

[0002] 根据美国法典第 119(e) 规定,本申请要求于 2006 年 4 月 3 日申请的第 60/788,916 号、2006 年 4 月 3 日申请的第 60/744,164 号、2006 年 4 月 3 日申请的第 60/744,197 号、2006 年 4 月 4 日申请的第 60/744,271 号、2006 年 4 月 4 日申请的第 60/744,272 号美国临时申请的优先权。

技术领域

[0003] 本发明一般来说涉及提供流动性氧气的方法和设备,特别地,本发明涉及对抽入的空气进行浓缩为氧气的便携式设备,以及用于上述设备的方法。

背景技术

[0004] 患肺病的病人常常需要呼吸用氧气来提高他们的舒适性和 / 或生活质量。可把氧气提供病人的固定氧气源是可以获得的,例如在医院或者其他机构中的氧气管道。为了具有一些机动性,可提供纯的和 / 或浓缩氧气筒,病人可例如在拖车上运输或者携带。然而,这种筒体容积有限,并且很大而且还很笨重,限制了病人的机动性。

[0005] 已经设计出对来自环境空气中氧气进行浓缩来提供呼吸用氧气的便携式设备。例如,已知的变压吸附 (“PSA”) 设备把氮气从环境空气中分离,输送可保存在罐中或者直接输送给病人的浓缩氧气流。例如,第 5,531,807 号、第 6,520,176 号以及第 6,764,534 号美国专利中公开了便携式 PSA 氧气浓缩器。因此,用于提供氧气的设备和方法将是有益的。

发明内容

[0006] 因此,本发明的目的是提供一种便携式的氧气浓缩系统,其中该系统包括适合于产生富氧气体流的压力回转吸收系统和适合于向压力回转吸收系统提供电能的电池。该氧气浓缩器具有小于大约 10lbs 的总重量,并具有大约 0.9lpm 的 100% O_2 等效气体最大流量,还具有小于大约 800in³ 的总体积以及至少大约 8 小时电池寿命。

[0007] 本发明的还一个目的是提供一种液化或者流动装填 (transfill) 系统,其中该系统使用较小、轻质和长时间的氧气浓缩器以及低温致冷系统或者联接到这种氧气浓缩器的压缩机。

[0008] 在参考附图对以下描述和附加权利要求书的研究后,本发明的这些及其他特征以及结构相关元件的操作方法与功能、部件组合和制造的经济性将变得更明显,所有附图和权利要求书均构成本说明书的一部分,其中在各个附图中,相似的参考数字表示对应部件。然而,应该清楚地理解的是,附图只用于示出和描述,而不想作为对发明的限制。如在说明书和权利要求书中使用的那样,除非上下文明确规定外,单数形式的“一个”和“该”也包括多个指示物。

附图说明

- [0009] 图 1A 和 1B 分别为根据本发明原理的便携式氧气浓缩器设备第一实施例的顶部和底部透视图；
- [0010] 图 2 为图 1A 和 1B 中设备的分解透视图；
- [0011] 图 3 为图 1A 和 1B 中设备的示意图；
- [0012] 图 4 为适用在图 1A 和 1B 中设备的典型筛床的剖面图；
- [0013] 图 5A、5B 和 5C 分别为适用于图 1A 和 1B 设备中的压缩机的透视图、俯视图和分解图；
- [0014] 图 6A 为沿着图 5A 中直线 6A-6A 的压缩机的顶部剖视图；
- [0015] 图 6B 为沿着图 5B 中直线 6B-6B 的压缩机的侧面剖视图；
- [0016] 图 7 为在图 1A 和 1B 设备中限定空气集管一部分的集管基体的俯视图；
- [0017] 图 8A 和 8B 分别为固定在图 7 中集管基体上的集管帽的仰视图和俯视图；
- [0018] 图 9A 和 9B 为限定图 1A 和 1B 设备中氧气输送集管一部分的集管基体上下侧的透视图；
- [0019] 图 10A-10C 分别为限定图 1A 和 1B 设备一部分的筛床帽的仰视图、侧视图和俯视图；
- [0020] 图 11 为示出了当通道尺寸基于典型平均流率增加时流过该通道空气压降的图象；
- [0021] 图 12 为示出了流量比和氧的纯度之间关系的图象；
- [0022] 图 13 和 14 为示出了能量消耗对纯度的图象；
- [0023] 图 15 为氧气输出和氧的纯度水平之间关系的图象；
- [0024] 图 16 为在不同流速设定值下的本发明便携式氧气浓缩器的各种性能标准的表格；
- [0025] 图 17 示出了用于设定阀门时间的过程的流程图，其中该阀门时间在驱动筛床过程中使用；
- [0026] 图 18 为筛床 / 产物罐压力和阀门时间之间关系的图象；
- [0027] 图 19 为说明在用于本发明设备中压缩机的电机控制的流程图；
- [0028] 图 20 为瞬间容积和目标压力之间关系的图象；
- [0029] 图 21-23 为便携式氧气浓缩器的顶部透视图，其中该便携式氧气浓缩器容纳在各种面板开启或关闭的运输袋中；
- [0030] 图 24-32 示出了用于本发明设备中的接触式屏幕使用者接口；
- [0031] 图 33 为能够显示在使用者接口上的各种报警图谱表格；
- [0032] 图 34 为把本发明便携式氧气浓缩器与现有设备进行比较的图表；
- [0033] 图 35 为示出了在不同流量设定值下本发明设备各种参数的图表；
- [0034] 图 36 为氧气浓缩系统的示意图，其中该系统包括氧气浓缩器和与氧气浓缩器分开的氧气节约装置；
- [0035] 图 37 为氧气浓缩系统的示意图，其中该系统包括氧气浓缩器和设置在运输袋公共腔室中的氧气节约装置；
- [0036] 图 38 为氧气浓缩系统的示意图，其中该系统包括氧气浓缩器和设置在运输袋分隔腔室中的氧气节约装置；

- [0037] 图 39 为使用本发明氧气浓缩系统的气体液化系统的示意图；
[0038] 图 40 为使用本发明氧气浓缩系统的流动装填系统的示意图；
[0039] 图 41 为压缩机和用在压缩机中的噪音减少技术的透视图；
[0040] 图 42 为示出了适用于本发明的电池的放电速率特性的图表；以及
[0041] 图 43 为适用于本发明设备中摇摆 - 活塞式压缩机的俯视图、剖视图；
[0042] 图 44A 和 44B 分别为用在图 5A-6C 压缩机中隔膜的正视图和侧视图；以及
[0043] 图 45 为用于在本发明中使用的压缩机的替代实施例的顶部剖视图。

具体实施方式

[0044] 图 1A-3 示出了根据本发明原理的便携式氧气浓缩器设备 10。通常，设备 10 包括多个筛床或者罐 12A、12B、压缩机 14、在其中限定多个通道 62-68 的下部或者空气集管 16、储罐或者容器 18、一组用于贯穿空气集管 16 内通道 62-68 的一个或多个流径的空气调节阀 20 和上部或者氧气输送集管 102。控制器 22 联接到空气调节阀 20 上，有选择地启闭空气调节阀来控制穿过空气集管 16 以及从而穿过筛床 12 的气流。控制器 22 还联接到输入 / 输出装置 23，例如该装置用于设定工作参数，如设备的氧气流速等。

[0045] 需要注意的是，空气调节阀共同用参考数字 20 表示，并单独表示为阀门 20a_e、20a_s、20b_e、20b_s。同样，筛床共同地用参考数字 12 表示，而单独表示为筛床 12A 和 12B。需要注意的是，示出的控制器 22 经由虚线与设备 10 的各种元件连通，便于说明只示出了在控制器 22 和阀门 20b_s 之间的一个虚线。在实际的装置中，控制器 22 与每个空气调节阀都连通。

[0046] 选择性地，设备 10 可包括一个或多个另外的部件，例如，一个或多个止回阀、过滤器、传感器、电源（未示出）和 / 或其他部件，至少其中一些可联接到控制器 22（和 / 或一个或多个另外的控制器，同样也未示出）上，如下面进一步描述的那些。可以理解的是，术语“气流”、“空气”或者“气体”在这里以一般意义使用，尽管涉及的特殊流体可以是环境空气、加压氮气、浓缩氧气等等。

[0047] A. 筛床

[0048] 下面参见图 4，每个筛床 12A 或者 12B 包括外壳 30，例如为细长空心圆筒形状，包括第一或者空气入口 / 出口端 32 和第二或者氧气入口 / 出口端 34。外壳 30 可以由基本上刚性的材料形成，例如，如烯丙烯腈 - 丁二烯 - 苯乙烯共聚物 (ABS)、聚碳酸酯等等塑料、如铝等等的金属或者复合材料。在典型的实施例中，外壳 30 可具有在大约二和十厘米 (2-10cm) 之间的直径和在大约八和三十厘米 (8-30cm) 之间的长度。尽管示出的外壳 30 具有圆筒形状，然而可以理解的是，该外壳可具有其他期望的形状，例如，这种形状可根据场所、性能和 / 或构造标准来确定。例如，外壳 30 可具有椭圆形、正方形、矩形或者其他规则或者不规则的多边形形状截面（未示出）。

[0049] 外壳 30 至少部分地填充过滤介质或者细筛材料 36，以形成筛床 12A、12B，其中这种装置能够从在压力下输送到筛床中的空气中吸收氮气。为了把细筛材料 36 保持在外壳 30 内，该筛床包括分别邻接外壳第一和第二端部 32、34 中每个的圆盘或者板 38a 和 38b。板 38a 和 38b 互相隔开，以在外壳 30 内的板 3 之间限定期望的容积。例如，该期望容积可以在大约一百五十和六百立方厘米之间 (150-600cm³)，这个容积可填充细筛材料 36。在典型的

实施例中,在每个筛床 12A、12B 内的细筛材料体积大约为四十四立方英寸 (44in³),这在下面进一步解释。

[0050] 板 38 可具有穿过其中的一个或多个开口或者孔 (未示出),以允许气流贯穿该板。例如,该板可由烧结塑料形成,由此在塑性材料内形成小于细筛材料 36 粒径的孔,从而允许气流穿过板。作为选择,板 38 可由穿过其中形成多个洞或者孔的塑料、金属或者复合材料形成。例如,当通过同时模制板和孔洞在制造板时形成孔洞。在另一个替代方案中,板 38 可作为实心板形成,例如从坯料切除、模制等等而形成,而孔洞可例如通过钻、激光切割等等贯穿板形成。

[0051] 通常,筛床 12 被填充成在细筛材料 36 中没有明显的空隙,例如,该细筛材料基本上压在板 38 之间。只包括图 4 中所示部件的最终形成的每个筛床重量在大约 0.251.50 磅之间。

[0052] 在示出的实施例中,下板 38a 基本上是静止的,例如,通过一个或多个配合连接件或者紧固件 (未示出)、粘合剂、声波焊接等等被固定到外壳 30 的第一端 32 上。上板 38b 与第二端 34 邻接,然而在外壳 30 内可以活动。例如,本发明设想通过弹簧或者其他偏压机构 39 来朝向下板 38a 偏压上板 38b,这就对板 38 之间的细筛材料 36 压缩。如果细筛材料 36 从筛床 12A、12B 中陷落或者某种程度上脱离,则上板 38b 朝下板 38a 自动地向下移动,以在期望的压缩状态下保持细筛材料。此压缩阻止细筛材料在其操作变成粉末时移动到设备 10 的其他区域 36,和 / 或可抵消流动产生的力,这种力可导致细筛材料流体化。

[0053] 板 38 的孔隙度在穿过筛床 12 截面基本上是均匀的,例如来保证进入和 / 或离开筛床的流动在穿过第一和第二端 32、34 区域基本上均匀分布。可选择的是,板 38 的孔隙度可以期望方式变化,或者只在板的一部分具有孔。在又一个替代方案中,板 38 可具有实心壁,并可例如以期望的模式穿过其中具有一个或多个开口。

[0054] 筛床材料 36 可包括能够从加压环境空气中吸收氮气的一种或者多种已知的材料,由此允许氧气从筛床 12 中去除或者排出。在这里适合使用的典型筛床材料包括合成沸石、LiX 等等,如 UOP OxySiv 5、5A、OxySiv MDX、Arkema N5、N51 或者 Zeochem Z10-06。所希望的是,在每个筛床 12A、12B 内设置多层细筛材料 36,例如在第一端 32 和第二端 34 之间的各层中设置具有不同特性的细筛材料。

[0055] 例如,由于细筛材料通常吸水,这可导致一些细筛材料降低品质,细筛材料可设置在第一端 32,这能够吸水,同时基本上没有影响它的耐用性和 / 或吸收氮气的能力。在典型的实施例中,第一层 36a 靠近第一端 32 设置,具有的深度尺寸与筛床长度近似相等,即在细筛材料总高度的大约百分之十和三十之间,这种细筛材料例如 OxySiv 材料。第二层 36b 包括高性能吸收材料,例如 OxySiv MDX。第二层 36b 可基本上充满筛床的其余部分。当然,可提供具有期望特性的一个或多个附加层筛床材料 (未示出)。这样,在使用期间,当环境空气进入筛床 12A、12B 第一端 32 时,第一层 36a 充分地吸收在空气中的水气,从而第二层 36b 暴露于相对干燥的空气中,由此基本上减少了使第二层细筛材料被破坏的危险。对于 OxySiv MDX 已经确定的是,在大约 0.5-1.5 磅之间以及优选的是大约一磅每分钟每升细筛材料 (1pm) 的输出制造量提供有效的吸收作用。

[0056] 尽管在图中示出了两个筛床 12A 和 12B,然而可以理解的是,可取决于期望重量、工艺效能等等因素来设置一个或者更多筛床。在第 4,859,217 号美国专利中可发现有关用

于设备 10 中的筛床和 / 或筛床材料的其他信息,其中该专利文件的全部内容在这里通过参照方式明确地引入。

[0057] B. 储气容器和筛床组件

[0058] 回到图 1A、1B 和 2,容器 18 是具有下端或者第一端 94 和上端或者第二端 96 的细长管形外壳 70,其中该下端或者第一端 94 可基本上封闭或者打开,而上端或者第二端 96 也可基本上封闭或者打开(例如如果通过集管或者其他部件盖上的话,如在本说明书其他地方描述那样)。如图所示,外壳 70 具有不规则的沙漏形状,这允许容器 18 嵌套在筛床 12A 和 12B 之间和 / 或靠近筛床 12A 和 12B。这使容器 18 占据的空间最小,有助于减少设备 10 的总尺寸。在示出的典型实施例中,外壳 70 具有延伸在筛床 12A、12B 之间的弧形外壁 71,形成或者限定了用于设备 10 的光洁外表面,这在图 1A 和 1B 中可清楚地看到。外壳 70 由任何适当材料制成。与在这里描述的设备 10 的其他部件类似,这种材料的实例包括例如 ABS、聚碳酸酯等等的塑料,包括例如铝的金属或者复合材料。

[0059] 如图 2 和 10A-10C 所示,本发明设想的是,提供帽 80 以至少部分地封闭外壳 70 的上端 96。例如利用一个或多个连接件、紧固件、粘合剂声波焊接等等,帽 80 可基本上永久地或者可拆卸地固定到筛床 12A、12B 的第二端 34 和 / 或容器 18 的上端 96。如下面进一步解释那样,帽 80 在其中包括一个或多个开口 82、84,用于允许氧气流入筛床 12A、12B 和 / 或容器 18 以及从其中流出。

[0060] 参见图 10A,帽 80 包括放空孔口 81(虚线示出),以在筛床 12A 和 12B 第二端部 34 之间提供直接连通的通道。如下面进一步描述那样,放空孔口 81 保持连续地开启,由此提供了用于氧气由一个筛床到另一个经过的通道,例如,同时该一个筛床装载,而另一个放空。如下面进一步解释的那样,在典型的实施例中,放空孔口 81 具有精确的截面尺寸,例如在大约 0.015-0.35 英寸之间或者大约 0.020 英寸直径,这根据筛床 12A、12B 的一个或多个流动或者其他性能标准来确定。例如,放空孔口 81 尺寸设计成这样,即在大约两个半和十公升每分钟(2.5-10lpm)之间的氧气,例如大约五公升每分钟(5lpm)的氧气,在穿过该放空孔口的大约五平方英寸磅(5psi)压力差下,在任何一个方向流过放空孔口 81。

[0061] 本发明同样设想的是,在放空孔口 81 设置放空阀(未示出),来控制在筛床之间气体的流动。当筛床交替地装载和放空时,这种放空阀具有改变放空孔口流动的作用。

[0062] 做为选择,该放空孔口在筛床 12A 和 12B 之间经由容器 18 延伸。例如,该放空孔口可包括第一通道(未示出)和第二通道(同样未示出),其中第一通道沿着在筛床 12A 和容器 18 之间连通的帽 80 延伸,而第二通道沿着在筛床 12B 和容器 18 之间连通的帽 80 延伸。

[0063] 选择性地,如果外壳 70 下端 94 开启,则帽(未示出)也可用于基本上关闭外壳下端。这种帽如果设置的话,则可基本上永久地或者可拆卸地固定到外壳下端。如下面进一步描述那样,可选择的是,例如当容器 18 安装在空气集管 16 上或者与之邻接时,本发明设想通过空气集管 16 一部分封闭外壳 70 下端 94。

[0064] 在又一个替代方案中,设备 10 可包括多个容器(未示出),其中该容器可设置在设备中的一个或者多个位置,例如放置在有效空间的不同位置,然而使设备的总尺寸最小化。本发明设想的是容器经由一个或多个柔性管(未示出)和 / 或经由氧气输送集管 102 彼此连接,以使氧气输送给容器以及从该容器中抽出。可选择的是,在此替代方案中,可设置一

个或多个阀门来控制进入容器以及从容器排出的氧气流量。

[0065] 可附加或者可替代的是,设备 10 可包括一个或多个柔性容器,例如可在氧气被输送到其中或者从其中排出时膨胀或者收缩的袋或者其他容器。该容器在弹性地膨胀或者更加膨胀以充满设备 10 内的有效空间时,可具有预定形状。选择性地,一个或多个刚性容器可设置成与一个或多个柔性容器(未示出)连通,例如,以节约设备内的空间。在又一个替代方案中,一个或多个容器可设置成空气集管 16 和氧气输送集管 102 中一个或者两者中的一部分,而不是作为单独部件存在。

[0066] C. 气体压缩机

[0067] 回到图 1A、1B 和 2,同时再参考图 5A、5B 和 6,将描述适合于用在本发明中的压缩机 14 的典型实施例。应该理解的是,压缩机 14 可以是能够把环境空气抽入到设备 10 中、并且把该空气压缩成用于输送到筛床中一个或多个期望压力的任何装置。合适的压缩机包括然而并不局限于:铰接柱塞(把杆连接到柱塞上的活塞销)、膜式、摇摆柱塞(固定到连杆上的柱塞)、卷动、线性和回转片压缩机。在图 43 中示出了在本发明中适用的摇摆活塞式压缩机。

[0068] 在图 5A-6B 中所示的实施例中,压缩机 14 为多头装置,它包括电机 40、联接到电机上的凸轮组件 42、联接到凸轮组件上的传动轴或者杆 44 和联接到传动轴上的多个隔膜组件或者头部 46。电机 40 可以是无刷直流电机,例如 Pittman 4413,该电机具有相对轻的重量和较长的使用寿命。杆 44 分别用参考数字 44a、44b 和 44c 表示,同时一起用参考数字 44 表示。同样地,头部 46 单独用参考数字 46a、46b 和 46c 表示,而一起用参考数字 46 表示。

[0069] 电机 40 包括限定中心轴线 43 的输出轴 41。电机 40 可包括基板、框架或者从壳体 47 伸出的其他支撑件 45。如下面进一步解释的那样,支撑件用来保证隔膜组件 46 直接地紧固到电机 40 上,这可减少隔膜组件的振动。例如通过允许电机 40 和头部 46 预先组装,然后作为单个部件安装,从而这种结构还可便于压缩机 14 安装到浓缩器或者其他装置上。

[0070] 如在图 5C 中清楚地看到的那样,输出轴 41 联接到凸轮组件 42 上,从而该输出轴 41 的旋转使曲轴 49 围绕中心轴线 43 旋转。如图 5B 和 6B 所示,曲轴 49 可以是细长的圆筒,在一端具有用于在其中接纳输出轴 41 的孔 51。曲轴 49 例如可通过配合锁和键结构、过盈配合、一套螺钉(未示出)等等紧固到输出轴 41 上。孔 51 可与中心轴线 43 偏离,从而当输出轴 41 通过电机 40 旋转时,曲轴 49 围绕中心轴线偏心地旋转。可以理解的是,可提供把曲轴 49 紧固到输出轴 41 上的其他结构。

[0071] 如在图 5A-6B 清楚地看到的那样,每个隔膜组件 46 包括壳体 48、紧固到壳体限定腔室 52 的隔膜 50 和一组用于允许空气抽入到腔室并且从其中压出的止回阀 54。壳体 48 可包括一个或多个基本上刚性的部分,为隔膜 50 提供支撑结构,并至少部分地限定腔室 52。壳体 48 可由例如 ABS 或者聚碳酸酯的塑料、金属或者复合材料例如通过模制、铸造、切削加工等等制成。

[0072] 每一隔膜组件 46 通常包括具有入口和出口端口 59 的盖 53、具有入口和出口阀 254 的头部 55 和用于把隔膜 50 安装到头部 55 上的保持件 57。如在说明书其他部分中解释的那样,隔膜 50、头部 55 和保持件 57 通常限定腔室 52,其中环境空气可被抽入到该腔室 52,而压缩空气可从腔室 52 中被循环输送。再来参考图 44A 和 44B,隔膜 50 的外沿或者其他周边 61 可紧固在头部 55 和保持件 57 之间,同时允许中心部 63 移动。

[0073] 例如利用过盈配合、一个或多个连接件、紧固件、粘合剂等等(未示出),隔膜 50 基本上永久地或者可拆卸地固定到壳体 48 上,这可在隔膜和壳体之间提供充分空气密封。隔膜 50 可由可在压缩机 14 操作期间重复地挠曲期望距离的柔性或者半刚性材料形成,例如乙烯丙烯二烯系单体(EPDM)或者“BUNA”橡胶(通过对丁二烯聚合而形成的合成橡胶)等等,具有足够柔性、弹性和/或其他适当特性的 VITON 或者液体硅橡胶(LSR)材料。隔膜 50 可包括用于把其联接到相关杆 44 上的支撑件 65。

[0074] 在典型的实施例中,壳体 48 和隔膜 50 可具有正方形或者矩形截面(参见图 6),例如,一个侧边在大约一和三英寸(1-3in)之间。壳体 48 可具有在大约 0.25-1.5 英寸之间的深度,由此提供了限定容积的腔室 52。在典型的实施例中,隔膜组件 46 具有方形截面,其中高度和宽度中每个均为大约两英寸(50mm)。然而,可以理解的是,壳体 48 和隔膜 50 可具有其他横截面形状,例如圆形、椭圆形等等。

[0075] 在图 44A 和 44B 中清楚地看到,隔膜 50 在外沿 61 和中心部 63 之间可包括较厚的外围部 69,该部分可提高隔膜组件的硬度并因此提高效率。例如,当隔膜 50 中心部 63 通过杆 44 朝内或者朝外指向时,提高的硬度可限制外围部 69 的运动,这些将在本说明书其他部分解释。可替代的是,如在图 44B 下部虚线所示以及通过参考数字 69' 表示那样,外围部 69' 厚度与中心部 63 相似乃至小于中心部 63。如在这里所示的那样,外围部 69' 还可以是弧形或者为波状外形,例如来控制隔膜的偏转。

[0076] 隔膜 50 联接到传动轴 44 上,从而当传动轴沿着它的纵轴离开和朝向凸轮组件 42 往复运动时,隔膜 50 可相对于腔室 54 向内或者向外移动。这样,当隔膜 50 分别离开和朝向腔室运动以把空气抽入到该腔室和从腔室中挤出时,腔室 54 的容积可增减。

[0077] 选择性地,如图 6A 所示,壳体 48 可包括限定通道的多个部分,例如入口通道 56_{in} 和出口通道 56_{out}。如在下面进一步解释那样,例如经由壳体 48 底部上的端口 57(未示出),入口和出口通道 56_{in}、56_{out} 与在空气集管 16 中相应的通道 62、64 连通。例如在腔室 52 和入口通道 56_{in} 之间的分隔间,入口止回阀 54_{in} 设置在入口通道 56_{in} 上。入口止回阀 54_{in} 当暴露于腔室 52 内负压力时,即隔膜 50 离开腔室 52 时,该入口止回阀 54_{in} 打开,而当暴露于腔室内正压力时,即隔膜 50 朝向腔室 52 时,关闭。同样地,出口止回阀 54_{out} 设置在出口通道 56_{out},当暴露于腔室 52 内正压力时打开,而当暴露于腔室内负压力时关闭。止回阀 54 可以只是弹簧加载的阀,其中该弹簧加载的阀根据阀门上的压差在一个方向上打开,例如传统的伞型阀门。

[0078] 如图 5C-6B 所示,杆 44 可在相应的隔膜 50 和曲轴 49 之间。杆 44 包括具有毂 71 的第一端部和具有环 73 的第二端部。毂 71 可接纳或者紧固到隔膜 50 的支撑件 65 上,而环 73 可沿着曲轴 49 周围布置。轴承 77 可设置在每个环和曲轴 242 之间。由此,曲轴 49 可在轴承内随意地旋转,使该环以及因此使杆 44 朝向中心轴线 43 和离开中心轴线 43 轴向地移动。此动作导致隔膜 50 从腔室 52 中离开移动以及移动到该腔室 52 内,以对抽入到腔室中的空气进行压缩。

[0079] 更具体地说,在操作期间,电机 40 可连续地或者有选择地启动,以使凸轮组件 42 的凸轮 43 旋转,并由此使传动轴 44 离开和朝向凸轮组件 42 轴向地往复运动。例如,凸轮组件 42 可设计成传动轴 44 具有在大约三和十三毫米(3-13mm)之间的总轴向位移。此往复运动导致隔膜 50 相对于壳体 46 进进出出移动,由此把环境空气经由入口通道 56_{in} 抽入到

腔室 52 中,并经由出口通道 56_{out} 从该腔室中挤出压缩空气。隔膜 50 中心的位移可与传动轴 44 的位移一一对应。传动轴 44 可改变腔室 52 容积,例如超过和低于它的松驰容积(当隔膜 50 充分地松驰或者未经受任何力时)的大约百分之八十和九十五(80-95%)。

[0080] 在典型的实施例中,例如基于凸轮 43 或者凸轮组件 42 结构,对于隔膜组件 46a-46c 中每一个,传动轴 44 的往复运动及时以预定模式交错(staggered)或者偏置(offset)。这样,通过每个头部 46,压缩空气顺序地产生。这样可以使由压缩机 14 产生的振动或者噪音量最小化,例如,从而其中一个隔膜组件的振动或者运动至少部分地抵消其它隔膜组件的振动或者运动。

[0081] 此外,当隔膜组件相对于凸轮组件 42 对称地布置时,可彼此成角度偏离例如一百二十度(120°),这也可使在压缩机 14 操作期间形成的振动抵消或者最小化。比较起来,在替换的实施例中,两个隔膜组件(未示出)可以限定轴线的直线结构设置在凸轮组件相对侧上,不过此结构可增强沿着轴线的振动。当头部数目增加时,动态的峰值-峰值压力振荡减少,这由于减少了的压力脉动而在降低噪音和减少振动上是有益的。

[0082] 可替代的是,可设置三个(3)以上的头部,但这会增加成本和/或设备 10 操作的复杂性。为了使振动最小化,所希望的是,设置奇数的隔膜组件(例如三、五、七等等),例如以对称的辐条结构,在任何隔膜组件之间不形成直线,这可至少部分地抵消在各个头部之间的振动。

[0083] 如在图 5C 和 6B 中清楚地看到,杆 44 可轴向地堆叠在曲轴 49 上,同时隔膜组件 46 在彼此内面共面。为了适应此结构,至少一些杆可包括在环和毂之间的分支。例如,中心杆可在平面内基本上垂直延伸到中心轴线 43,下部杆可包括一个分支从而该下部杆联接到平面下面的曲轴 49 上,而上部杆可包括分支,从而该上部杆联接到平面上面的曲轴 49 上。在此结构中,每个毂可布置在平面内,允许该毂连接到相应的隔膜 50 上。

[0084] 此结构的一个优点是,它可使隔膜组件和因此整个压缩机的覆盖区最小化。例如,头部 46 可直接地安装到电机 40 上的支撑件 45 上。支撑件 45 可从电机向外延伸,以提供口缘或者其他结构,例如,利用如螺栓、螺钉、铆钉等等的紧固件粘合剂或者其他结合物、卡销或者其他配合连接件等等,头部 46 上缘可安装在上述口缘或者其他结构上。当头部 46 直接地安装到电机 40 上时,头部可相对靠近中心轴线 43 定位。

[0085] 图 43 所示的摇摆活塞式压缩机 400 在许多方面与图 5A-6B 示出的隔膜式压缩机类似,不同的是,隔膜 50 被活塞 402 替换。每个活塞包括活塞碗密封件 404,以在活塞 402 的腔室 52 和相对侧之间保持气密密封。

[0086] 在图 45 中示出了适用于本发明便携式氧浓缩设备的压缩机替代结构。在此替代方案中,与电机 40 相似,电机(未示出)包括限定中心轴线 341 的输出轴。曲轴 342 偏心地联接到输出轴上,而转子 345 围绕曲轴(例如在转子 345 和曲轴 342 之间的一个或多个轴承内,未示出)布置。例如在这里公开的那些,多个头部 346 可围绕中心轴线 341 布置,而杆 344 可从头部 346 延伸到转子 345 上。由此,当曲轴 342 围绕中心轴线 341 旋转时,转子 345 可围绕该中心轴线摇摆,与前面实施例相似,从而使杆 344 朝向和离开中心轴线 341 移动,以对头部 346 内的空气压缩。

[0087] 然而,由于转子 345 需要一定空间,因此在图 45 中所示的结构可比图 5A-6B 中的结构具有较大覆盖区。由此,此结构可在安装面上需要更大空间,例如在氧气浓缩器的空气

集管上。然而,此结构可允许电机支撑在头部之间较低位置,这可减少压缩机的高度,在一些应用场合中是有益的。

[0088] 在图 5A-6B 以及在图 45 中示出的实施例中,杆的往复运动对于每个头部是及时交错或者偏置的,在三个头部围绕中心轴线基本上均匀分布情况下,该头部可以有大约一百二十度(120°)的相位差。这样,压缩空气可由每一头部顺序地产生。此外,由于头部有角度地彼此偏离,因此此结构可使在压缩机操作期间形成的振动抵消或者最小化,如在说明书其他部分描述的那样。

[0089] D. 空气和氧气集管

[0090] 参见图 1B、2 和 7-8B,下部或者空气集管 16 通常包括一个或多个基本上平面的结构,其中该结构在其中限定多个通道 62-68。通常,空气集管 16 被密封,从而通道 62-68 除了在开口 72-79、86-90 以外基本上是气密的。如在下面进一步说明的那样,开口 72-79、86-90 可以允许例如压缩机 14、筛床 18 和调节阀 20 的其他部件与通道 62-68 连通,用于使空气以期望方式贯穿空气集管 16 流动。选择性地,空气集管 16 可包括一个或多个孔、坑等等,用于接纳安装件、连接件和 / 或紧固件(未示出),例如用于把设备 10 的部件固定到空气集管 16 上,这些设备 10 部件例如是筛床 12A、12B、压缩机 14、容器 18 和 / 或空气调节阀 20。

[0091] 在典型的实施例中,空气集管 16 基本上是刚性的,例如从而形成或者增强设备 10 的结构完整性。在一个实施例中,空气集管 16 限定用于设备 10 的一个或多个外部结构面,例如设备的下部或者底面,从而消除了对另外下部外层的需求。空气集管 16 可以由任何工业等级的材料形成,例如,如烯丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚物(ABS)、聚碳酸酯等等的塑料;如铝等等的金属或者复合材料。空气集管 16 可通过注射模塑、铸造、切削加工等等形成。

[0092] 在典型的实施例中,空气集管 16 由相对轻质的塑性材料制成,例如,这样空气集管重量不超过大约 0.25-4.0 磅。可替代的是,空气集管 16 的全部或者一个或多个部分可由弹性的半刚性或者柔性材料制成,例如,以提高设备 10 的耐用性和 / 或抗冲击性。

[0093] 在示出的实施例中,空气集管 16 包括(a)集管基体 58,在其中包括至少部分地限定通道 62-68 的多个沟道,以及(b)与集管基体 58 配合以基本上封闭沟道,从而进一步限定通道。可以理解的是,代替集管基体和集管帽,空气集管 16 可由一个或多个部件形成,这些部件一起配合或者操作来限定在这里描述的通道 62-68。

[0094] 在图 7 中清楚地看到,集管基体 58 包括至少部分地限定一个或多个压缩器进口通道 62、压缩器出口通道 64、筛床通道 66a、66b 以及排气通道 68 的沟道。集管基体 58 可省略不必要限定通道 62-68 和 / 或安装面的部分,例如以在没有基本上影响它的结构完整性情况下减少集管总重量。可替代的是,集管基体 58 可具有基本上连续的底壁,例如,这可以是基本上光滑的,和 / 或可包括设备 10 可设置在其上的支腿或者其他部件(未示出)。

[0095] 此外或者可替代的是,集管基体 58 可包括侧壁 59 的至少一部分,例如,该部分可限定设备 10 的另一个外部结构面。在又一个替代方案中,如图 2 所示,侧壁 159 可以是集管帽 60 而不是集管基体 58 的一部分。在又一个替代方案中,空气集管 16 可以是相对扁平的(而不是“L”形状),而侧壁(59、159)可以是被连接或者固定到空气集管 16 或者氧气集管 102 上的单独的部件(未示出)。

[0096] 参见图 8A 和 8B, 集管帽 60 包括一个或多个与在集管基体 58 上沟道配合的沟道, 以进一步限定通道 62-68, 例如压缩器进口通道 62、压缩器出口通道 64、筛床通道 66 以及排气通道 68。可替代的是, 集管帽 60 中的沟道比在集管基体 58 中的沟道略微地大或者小, 从而沟道壁交叠, 这可增强在集管帽 60 和集管基体之间的连接。在另一个替代方案中, 集管帽 60 具有抵靠集管基体 58 沟道壁和 / 或其他部件而配合的基本上光滑的下部表面, 以进一步限定通道 62-68。

[0097] 集管帽 60 可利用一个或多个连接件固定到集管基体 58 上, 例如, 这些连接件为如舌片和对应槽配合的擒纵机构, 或者如螺钉、铆钉螺栓等等的紧固件。此外或者替代的是, 例如沿着集管基体 58 和集管帽之间的一个或多个接触面, 集管帽 60 可利用粘合剂、声波焊接等等固定到集管基体 58 上。

[0098] 继续参考图 8A 和 8B, 集管帽 60 包括与通道 62-68 连通的多个开口 72-79、86-90。例如, 集管帽 60 包括与压缩器进口通道 62 连通的进气口 79。入口端口 79 联接到延伸到设备 10 外表面上入口开口 160a、160b (在图 8A 或者 8B 中未示出, 参见图 2) 的管状物或者其他空心结构 (未示出), 例如, 以允许环境空气被抽入到设备中。选择性地, 如图 3 所示, 进入空气过滤器 162 可设置在入口端口 79 前面的管线上, 以在环境空气进入压缩机 14 前从该被抽入到入口开口 160a、160b 中的环境空气中去除灰尘或者其他颗粒。

[0099] 集管帽 60 包括多对与压缩机 14 连通的开口 72、74。在示出的实施例中, 集管帽 60 包括与压缩机 14 三个隔膜组件 46 上端口 57 (未示出, 参见图 2) 对应的三对开口 72、74。每对开口 72、74 隔开与在隔膜组件 46 上端口 57 跨度相似的预定距离。开口 72、74 和端口 57 中一个或者两者可包括突起或者其他延伸部以便于在隔膜组件 46 和集管帽 60 之间充分气密连接。端口 57 例如通过一个或多个过盈配合、配合螺纹、配合擒纵机构、粘合剂等等连接到开口 72、74。

[0100] 当压缩机 14 安装到空气集管 16 上或者与之相邻时, 隔膜组件 46 的入口通道 56_{in} 与开口 72 以及因此与压缩器入口通道 62 连通。在使用期间, 当每个隔膜组件 46 依次经由入口通道 56_{in} 吸入外界空气时, 空气可穿过相应的开口 72、压缩器入口通道 62 和入口端口 79 被抽入。同样地, 隔膜组件 46 的出口通道 56_{out} 与开口 74 连通, 并因此与压缩器出口通道 64 连通。在使用期间, 当隔膜组件 46 中的每一个均从出口通道 56_{out} 向外输送压缩空气时, 该压缩空气进入相应的开口 74 并进入到空气集管 16 的压缩器出口通道 64。

[0101] 继续参考图 8A 和 8B, 集管帽 60 还包括彼此相邻的多个空气调节阀开口 86、88, 这些开口覆盖压缩器出口通道 64、筛床通道 66 和 / 或排气通道 68。这样, 当集管帽 60 固定到集管基体 58 上时, 空气调节阀开口 86、88 与相应的通道 64-68 连通。具体地说, 供应阀入口开口 86_{in} 与压缩器出口通道 64 连通, 同时排气阀入口开口 88_{in} 与相应的筛床通道 66 连通。供应阀出口开口 86_{out} 与相应的筛床通道 66 连通, 同时排气阀出口开口 88_{out} 与排气通道 68 连通。

[0102] 集管帽 60 包括与筛床通道 66 增大部分连通的筛床开口 90a 和 90b。这样, 当筛床安装到空气集管 16 或者与之相邻时, 筛床开口 90a、90b 与相应的筛床 12 第一端部 32 连通。此外, 如在图 8B 中清楚地看到, 集管帽 60 还包括与排气通道 68 连通的一个或多个排气开口 92。

[0103] 如在下面进一步解释的那样, 选择性地, 管状物、喷嘴或者其他装置 (未示出) 可

联接到排气开口 92 上,以从筛床 12 引导排气(通常是浓缩氮气)。在一个实施例中,排气朝向设备 10 内控制器 22 或者其他电子仪器引导,例如,用于冷却该电子仪器。利用具有增加含氮量的空气作为内部电子仪器冷却流体,可提供设备的安全措施,即如果电子仪器经常过热或者短路则可减少火灾危险。由于一些氧气已经从排气中去除,因此排气很少会支撑火力。此外,利用引导到设备 10 内部的排气,如果容器 18 或者筛床 12 日益形成与设备 10 内部连通的渗漏,则产生的气体混合物将比环境空气有较少氧气(体积百分比)。

[0104] 如下面进一步描述的那样,空气调节阀 20 可以安装到阀门开口 86、88 上方的集管帽 60 上。空气调节阀有选择地启闭,以提供例如从压缩器出口通道 64 到筛床通道 66 和 / 或从筛床通道 66 到排气通道 68 的流径。例如,再来参见图 3,当供应空气调节阀 20_{a_s} 开启时,限定了这样的流径,即贯穿开口 72、压缩机通道 62、供应入口开口 86_{in} 、空气调节阀 20_{a_s} 、供应出口开口 86_{out} 和筛床通道 66a,从压缩机 14 到筛床 12a。当排气调节阀 20_{b_e} 开启时,限定了这样的流径,即来自筛床 12B,穿过筛床通道 66b、排气入口开口 88_{in} 、空气调节阀 20_{b_e} 、排气出口开口 88_{out} 、排气通道 68 和出口排气开口 92。

[0105] 空气集管 16 消除了对多个管状物和阀门的需要,而这些对于把空气输送到筛床 12 或者从筛床 12 输送空气而是必要的。由于这些单独的管状物和阀门被去掉,而用包括不超过四个空气调节阀 20 的简单集管替换,因此空气集管 16 减少了设备 10 的总尺寸、重量和 / 或成本,而这是有用的,特别是为了使设备 10 方便、易于使用和 / 或便宜。

[0106] 可替代的是,如果两个三向阀或者一个四向阀以类似方式使用的话,也可实现相同目的。

[0107] 此外,空气集管 16 可便于改进,例如,以减少压力损失和 / 或减弱噪音。例如,为了使设备需要的能量最小化,当压缩空气穿过这些通道时,通道 62-68 的尺寸和 / 或形状可设计成减少损失。已经发现的是,如果压力损失增加一磅每平方英寸 (psi),它可以增加设备 10 的能量消耗差不多百分之十 (10%) 或更多。图 11 示出了可在三个典型平均流率,即二十四 (24)、三十 (30) 和五十 (50) 公升每分钟 (lpm) 期间出现的压力损失。当通道 62-68 的平均流动直径增加时,压降明显减少。这样,对于通道 62-68 所希望的是具有至少大约 0.25 英寸直径或者其他等效截面的尺寸。此外,空气集管 16 便于提供在贯穿设备移动空气流径内的障体或者其他声音衰减装置或者材料。例如,一个或多个障体、文氏管、流体修正器等(未示出)可直接模制到集管基体 58 的沟道上,以吸收声波或者减少通过气流产生的噪音。可替代的是,这种部件可在集管帽 60 固定到集管基体 58 前插入或者安装在沟道内。在又一个替代方案中,空气集管 16 可允许流量调节阀直接地安装在一个或更多通道 62-68 内。

[0108] 回到图 1A-3,空气调节阀 20 可安装或者固定到空气集管 16 上,例如安装或者固定到集管帽 60 上。在示出的实施例中,例如,利用一个或多个连接件、紧固件、粘合剂等等,四个“双向”空气调节阀 20 安装到集管帽 60 上。如下面进一步解释那样,四个空气调节阀 20 允许每个筛床 12A、12B 独立于另一个加压和 / 或排气,选择性地具有与该加压循环交叠的能力。

[0109] 可用于每个阀门 20 的典型的双向阀是 SMC DXT 阀门,可从印地安那州印第安纳波利斯的美洲 SMC 公司买到。此阀门是相对小的塑料导阀控制的隔膜阀。由于具有较大的隔膜区域,因此它具有非常小的操作压力,这对于在使用期间提供设备 10 的操作压力是特别

有用的。阀门可设置为“常开”。当压力贯穿导阀作用到隔膜上部时,该隔膜可被向下压在阀座上,截断流动。可使用常开或者常闭引导电磁阀。由于该隔膜阀本身是常开的,利用常开电磁阀可形成常闭的总体操作,需要使用电能来开启阀门。

[0110] 可替代的是,空气调节阀 20 可用两个“三向”阀门代替,该阀门可在空气集管 16 中的开口和 / 或通道中需要一些微小变化。然而,这种阀门可能更昂贵、操作更复杂,和 / 或可能使导阀需要比在设备 10 使用期间遇到压力更大。在又一个替代方案中,可提供一个或多个其他多个定位阀门,而不是四个双向阀。

[0111] 回到图 2,在其中示出的四个空气调节阀设置在单个阀门集管 21 上,例如铝集管,而端口可以是分开或者作为阀门集管一部分设置的螺纹入口和出口端口。在把空气调节阀 20 组装到阀门集管 21 上时,阀门集管安装在开口 86、88 上面的空气集管 16 上。可替代的是,单独的空气调节阀可直接地安装到空气集管 16 上,例如,以避免对阀门集管 21 或者任何其他配件和 / 或管状物的需要,这进一步减少了设备 10 的总尺寸和 / 或重量。

[0112] 回到图 1A、1B 和 2,再参见图 9A-9B,设置上部或者氧气输送集管 102,用于把存储在容器 18 中的氧气输送到设备 10 的使用者。与空气集管 16 相似,氧气输送集管 102 提供足够的结构完整性,以为设备 10 提供外部结构面,例如,从而消除了对设备单独或者上部外层的需要。如上所述,氧气输送集管 102 可利用相似材料和 / 或方法制造和组装到空气集管 16 上。

[0113] 选择性地,如图 9B 所示,例如,在氧气输送集管的下部表面上,氧气输送集管 102 包括一个或多个肋线或者其他增强结构 103。该增强结构可以期望模式直接地模制或者形成在氧气输送集管 102 上,或者固定到该氧气输送集管上,例如,覆盖筛床 12 上。这种增强结构可以使氧气输送集管 102 增强,例如,阻拦筛床 12A、12B 内的偏压机构和 / 或抵抗筛床内空气的压力,这可施加一个相对于供养集管 102 而向上的力。

[0114] 在图 2 示出的实施例中,氧气输送集管 102 包括至少部分地限定一个或多个氧气输送通道 108、109 的集管基体 104 和进一步限定氧气输送通道 108、109 的集管帽 106。如下面进一步解释那样,氧气输送通道 108、109 在集管基体 104 内彼此相邻布置,并包括多个开口 126-138,这些开口连通到与把氧气输送到设备 10 使用者有关的其他部件。集管基体 104 还包括一个或多个电池开口 140a 和 140b 和 / 或接口窗口 142,这些可模制或者形成在其中。接口窗口 142 允许接近使用者接口 144,例如如果使用者接口是接触式屏幕显示器 230 时,这是必需的。

[0115] 选择性地,如图 2 所示,氧气输送集管 102 的集管基体 104 可包括侧板 159 的至少一部分。侧板 159 可以与空气集管 16 上的侧板 59 邻接、互锁、或者配合。侧板 59 和 159 提供用于设备 10 的具有充分刚性的外部结构壁。这样,侧板 59 和 159、集管 16 和 102、筛床 12A 和 12B 和 / 或容器 18 组合提供了必要的结构框架,以支撑设备 10 和它的内部部件。可替代的是,侧板 59、159 中一个或者两者可作为分离的板(未示出)设置,其中该分离板连接或者固定到空气集管 16 和 / 或氧气输送集管 102 上。

[0116] 回到图 2,侧板 159 可包括一个或多个与设备 10 内部连通的入口开口 160a、160b。如在这里所示的那样,侧板 159 包括彼此相邻的两个入口开口或者栅隔 160a 和 160b。入口开口 160a、160b 以任何期望阵列设置,例如以矩形、正方形、圆形或者其他结构。在典型的实施例中,入口开口 160a 和 160b 中的每一个均具有在大约一个和两个英寸(25-50mm)之

间的高度和 / 或宽度。入口开口 160a 和 160b 包括相对小的孔,例如,在大约 0.025-0.15 英寸 (0.6-4mm) 之间直径,允许空气顺利地贯穿入口开口,然而阻止较大物体从其中经过。

[0117] 例如,第一入口开口 160a 可提供用于把空气抽入到压缩机 14 中的入口,例如,如上所述经由与空气集管 16 进气端口 79 连通管道等等 (未示出)。第二入口开口 160b 可提供用于将要抽入到设备 10 内部的环境空气的通气入口,例如,以辅助冷却内部电子仪器和 / 或筛床。进口风扇 164 可与第二入口开口 160b 相邻安装,例如,以在常量或者变化速度和 / 或体积把环境空气抽入到设备 10 内部。

[0118] 选择性地,设备 10 可在筛床 12A、12B 和 / 或容器 18 (未示出) 之间包括一个或多个间隙,例如垂直间隔,以允许空气从设备内部排出。例如,所希望的是,使设备 10 内部空气 (特别是来自排气开口 92 的排出气体) 在相对端由入口开口 160a、160b 从设备中排出,以避免抽取的富含氮气的空气返回到筛床 12A、12B,这将降低设备效率以及可能降低设备的有效性。可替代的是,一个或多个出口开口 (未示出) 可设置在设备上,例如设置在空气集管 16、氧气输送集管 102 和 / 或一个或多个侧板 (未示出) 上,以允许空气从设备 10 内部以期望方式排出。

[0119] E. 氧气输送部件

[0120] 回到图 2 和 3,设备 10 包括与从容器 18 到使用者输送氧气相关的一个或多个部件。例如利用与在这里描述的用于固定设备 10 其他部件的方法,这些部件固定或者安装或者邻接到氧气输送集管 102。

[0121] 例如,一对止回阀 110a、110b 可设置在覆盖在帽 80 开口 82 的集管基体 104 上。止回阀 110a 和 110b 可以与如上所述止回阀 54 相似,只是压力启动阀门。当氧气输送集管 102 安装在筛床 12A、12B 上或者与之邻接时,容器 18、止回阀 110a、110b 提供从筛床 12A、12B 到氧气输送通道 108 的单向流径。氧气输送通道 108 经由开口 112 直接和连续地与容器 18 连通。

[0122] 压力传感器 114 可设置在容器 18 内或者与氧气输送通道 108 连通。压力传感器 114 可以探测容器 18 内的绝对压力,并且因此探测氧气输送通道 108 内的绝对压力。此外,由于止回阀 110a 和 110b 的存在,压力传感器 114 提供筛床 12 内最大压力的读数。具体地说,由于止回阀 110a 和 110b 允许氧气从筛床到容器 18 和氧气输送通道 108 的单向流动,因此,只要在任何一个筛床上压力超出容器 18 中的压力,相应的止回阀 110a 或者 110b 就开启。一旦任何一个筛床内压力变成等于或者小于容器 18 中压力,相应的止回阀就关闭。

[0123] 本发明还设想提供氧气输送阀 116、氧气传感器 118、一个或多个压力传感器 120、122,而一个或多个空气过滤器 124 可成一条线设置在例如安装在氧气输送集管 102 上的氧气输送通道 108、109 中。例如,再来参考图 9A 和 9B,集管基体 104 可包括氧气调节阀开口 126、压力传感器开口 128、138、氧气传感器开口 130、132 和出口开口 134、136,用于与这些部件连通。氧气输送阀 116 可安装到氧气输送集管 102 上,例如在氧气调节阀开口 126 下面,用于控制氧气输送通道 108 和 109 之间氧气流量,并因此控制从容器 18 离开设备 10 到使用者的氧气流量。氧气输送阀可以是联接到控制器 22 的有选择地启闭的电磁阀。可用于氧气输送阀 116 的典型阀门是 Hargraves 技术型 45M,其中它具有相对较大的孔口尺寸,从而使穿过氧气输送阀的可能流量最大化。可替代的是,它还可以使用帕克电子气动 V 正方形 (Parker Pneutronics V Squared) 或者系列 11 的阀门。

[0124] 当氧气输送阀 116 开启时,氧气从氧气输送通道 108,贯穿氧气调节阀开口 126a、126b、氧气输送阀 116、氧气调节阀开口 126c,流到氧气输送通道 109。如下面进一步解释那样,氧气输送阀 116 可以期望频率开启期望的持续时间,这可通过控制器 22 来改变,从而提供脉冲输出。可替代的是,控制器 22 可保持氧气输送阀 116 打开,以提供连续的输送,而不是脉冲输出。在此替代方案中,控制器 22 可节制氧气输送阀 116,以调节到使用者的容积流率。

[0125] 在示出的实施例中,压力传感器 120 安装到氧气输送集管 102 上和 / 或安装在其下面,从而压力传感器端口联接或者与压力传感器开口 128 连通。这样,压力传感器 120 端口测量在氧气输送通道 108、109 之间以及因此穿过氧气输送阀 116 的压力差。选择性地,压力传感器 120 可用来获得容器压力,而压力传感器 114 可去掉。例如,当氧气输送阀 116 关闭时,氧气输送阀的压力上游基本上与容器 18 内压力对应。

[0126] 压力传感器 120 可联接到控制器 22 上,例如,以提供由控制器处理的信号,从而确定穿过氧气输送阀的压力差。控制器 22 可使用此压力差来确定从设备 10 输送氧气的流速或者输送氧气的其他参数。如下面进一步描述那样,控制器 22 可基于产生的流速来改变氧气输送阀 116 开启的频率和 / 或持续时间,例如,基于一个或多个反馈参数。

[0127] 氧气传感器 118 还可安装在氧气输送集管 102 上和 / 或安装在其下面,从而在氧气传感器 118 上的端口与氧气传感器开口 130、132 连通。氧气传感器 118 测量经过穿过其中氧气的纯度。这种装置的实例是测量穿过氧气传感器气体的声速的超声波传感器,如堪萨斯州 Shawnee Douglas Scientific 制造的那些。可替代的是,氧气传感器 118 可以是陶瓷或者侧流传感器。超声波传感器可以使用比陶瓷传感器少的电能,例如大约五十毫瓦 (50mW) 对一瓦 (1W),但更便宜。

[0128] 氧气传感器 118 联接到控制器 22 上,并产生与纯度成正比的电信号。如下面进一步描述那样,这些信号由控制器 22 处理,并用于改变设备 10 的操作。由于氧气传感器 118 的精度可受通过其中的气流影响,因此,所希望的是,例如当氧气输送阀 116 关闭时,对在无流动条件期间纯度信号采样。

[0129] 压力传感器 122 安装到氧气集管 102 上和 / 或安装在其下面,从而压力传感器 122 端口与压力传感器开口 138 连通。压力传感器 122 可以是能够测量绝对压力的压阻压力传感器。可以使用的典型的传感器包括 Honeywell Microswitch 24PC01SMT 传感器、Sensym SX01、Motorola MOX 或者由 AllSensors 制造的其它传感器。由于压力传感器 122 可暴露于设备 10 的完全系统压力下,因此所希望的是,压力传感器 122 的过压力等级超出完全系统压力例如至少为大约十五平方英寸磅 (15psi)。

[0130] 压力传感器 122 联接到控制器 22 上,以便提供与探测压力成正比的信号。由于压力传感器 122 可能不具有零基准,来自压力传感器 122 的压力信号可在设备操作期间漂移。为了使由压力传感器 122 带来的任何漂移或者其他错误最小化,一个小阀门 (未示出) 可联接到压力传感器 122 上,以当氧气输送阀 116 开启以及输送氧气时周期性地通气或者使压力传感器置零。

[0131] 可替代的是,相对小的孔口 (例如大约 0.010 英寸直径) 可设置在氧气输送阀 116 (例如常开端口) 和压力传感器 122 之间的管线上。在脉冲如一百毫秒 (100ms) 期间,此孔口可以足够小,而不会对来自压力传感器 122 的压力信号产生负面影响,同时可以足

够大以便压力传感器放气置零。在第 2003/0150455 号美国公开申请文件中可发现有关使用这样一个孔口的其他信息,其中该申请文件的全部公开内容在这里通过参照方式明确地引入。在另一个替代方案中,控制器 22 执行过滤算法,以识别使用者呼吸的开始。

[0132] 集管基体 104 可包括与氧气传感器开口 132 和压力传感器开口 138 连通的凹口 133。盖或者其他元件(未示出)可固定在凹口 133 上面或者覆盖在凹口 133 上,例如,以提供由凹口限定的基本上气密的通道。这样,压力传感器 122 可测量凹口 133 内氧气的绝对压力。如下面进一步解释那样,此压力读数可用来例如基于凹口 133 内最终压降来探测使用者开始吸气的开始,这可触发把氧气脉冲输送到使用者。

[0133] 空气过滤器 124 可安装或者邻接在氧气输送集管 102 上,并可包括任何传统的过滤介质,用于从输送给使用者的氧气中去除不希望的颗粒。在图 9A 中清楚地看到,氧气输送集管 102 可包括凹口 137,其中形状设计成用于在其中接纳空气过滤器 124。空气过滤器 124 可通过过盈配合由一个或多个连接件、粘合剂等等紧固在凹口 137 内。

[0134] 凹口 137(在图 9A 中示出)经由出口开口 136 与沟道 135(在图 9B 中示出)连通。在示出的实施例中,沟道 135 在形成在集管基体 104 并穿过其中的出口开口 134、136 之间延伸。盖或者其他元件(未示出)可固定在沟道 135 上面或者覆盖在沟道 135 上,例如,以提供由沟道限定的基本上气密的通道。这样,从氧气传感器 118 中输送的氧气可穿过出口开口 134 离开凹口 133,沿着沟道 135 经过,并贯穿出口开口 136 进入凹口 137。氧气然后可穿过空气过滤器 124 并且输送给使用者。

[0135] 选择性地,套管钩 139 或者其他装置安装在凹口 137 的氧气输送集管 102 上面。套管钩 139 利用任何常规方法,例如通过配合螺纹、一个或多个擒纵机构或者其他连接件、粘合剂等等(也未示出),固定到氧气输送集管 102 上。该套管钩可包括例如挠性软管等等(也未示出)的套管可固定到其中的管嘴或者其他的连接件,用于把氧气输送到使用者,这在现有技术中是已知的。套管钩可与空气过滤器 124 分离,或者该套管钩和空气过滤器 124 可以是一起固定到凹口 137 上面的氧气输送集管 102 上的单个组件。

[0136] 可以理解的是,可设置其他结构和/或部件而不是氧气输送集管 102 和如上所述固定到那里的部件,用于把氧气输送到使用者。此外,尽管例如氧气输送阀 116、压力传感器(120、122)、氧气传感器 118 和空气过滤器 124 的部件以特定顺序(相对于贯穿氧气输送集管 102 流动的氧气)描述,然而如果期望的话,这些部件的顺序可以改变。

[0137] 回到图 2,控制器 22 可包括控制设备 10 操作一个或多个方面的一个或多个硬件部件和/或软件模块。控制器 22 可联接到设备 10 的一个或多个部件上,例如,压缩机 14、空气调节阀 20、氧气输送阀 116、压力传感器(114、120、122)和/或氧气传感器 118。这些部件可通过能够在控制器 22 和部件之间接纳和/或传递信号的一个或多个电线或者其他电导线(为简单起见未示出)联接起来。

[0138] 控制器 22 还可联接到使用者接口 144,其中该使用者接口 144 可包括一个或多个显示器和/或输入装置。在图 2 示出的实施例中,使用者接口 144 为安装在氧气输送集管 102 中接口窗口 142 内或者以下的触摸屏显示器。如下面更充分解释那样,使用者接口 144 显示与设备 10 操作有关的参数信息,和/或允许使用者改变这些参数,例如开关设备,改变剂量设定或者期望流速等等。尽管示出了单个使用者接口 144,然而可以理解的是,该使用者接口可包括多个显示器和/或输入装置,例如接通/停止开关、刻度盘、按钮等等(未示

出)。与其他部件类似,使用者接口 144 可通过一个或多个电线或者其他的电导线(为简单起见未示出)联接到控制器 22。

[0139] 为简单起见,在图 2 中示出的控制器 22 包括单个电路板,而该单个电路板在其中包括多个电气部件。这些部件可包括安装在电路板上的一个或多个处理器、存储器、开关、风扇、电池充电器等等(未示出)。可以理解的是,控制器 22 作为控制设备 10 操作的不同方面的多个子控制器来设置。例如,第一子控制器可控制压缩机 14 电机 40 和空气调节阀 20 的操作,而第二子控制器可控制氧气输送阀 116 和 / 或使用者接口 144 的操作。例如第一子控制器的控制器 22 控制压缩机 14 的操作,并包括无刷直流电机控制器,如 Motorola ON MC33035 系列、Texas Instruments DSP TMS 320LF240 和 / 或 MSP 430 F449IPZ 中之一。这种控制器可在电机 40 中利用霍尔传感器(未示出),以对换向计时。可替代的是,可使用无传感器的控制器,这种控制器允许经由后 -EMF 测量来换向记时,即电机电枢的位置可通过对电机线圈的后 EMF 测量而确定。此替代方案更省钱,因为去除了电机中传感器,同时连接电机的电线也可简化。例如,Fairchild 可具有适合于在控制器 22 中使用的专用集成电路。可替代的是,可使用包括无集成传感器控制外围设备的 Texas Instruments DSP TMS 320LF240 或者 MSP 430 F449IPZ 微处理器。

[0140] 第一子控制器(或者控制器 22 的其他部件)可控制电机速度,并且因此控制通过隔膜组件 46 输送的压缩空气压力和 / 或流速。控制器 22 还可控制空气调节阀 20 的开关顺序,例如,以例如在下面进一步描述的典型方法的期望方式对筛床 12 填充和排空。

[0141] 第二子控制器(或者控制器 22 的其他部件)可控制氧气输送阀 116,例如基于来源于压力传感器 122 的压力信号从容器 18 把氧气输送到使用者。第二子控制器还可接收来自使用者的输入指令和 / 或在使用者接口 144 上的显示信息。此外,如下所述,控制器 22 的子控制器或者其他部件可以期望方式共享信息。这样,控制器 22 可包括一个或多个部件,其中这些部件的功能性可与其他部件互换,而控制器不应该被限制在在这里描述的特定实例上。

[0142] 此外,设备 10 可包括一个或多个联接到控制器 22、压缩机 14、空气调节阀 20 和 / 或氧气输送阀 116 的电源。例如,如图 2 所示,一对电池 148 设置为安装或者紧固到空气集管 16 上,例如沿着侧壁 59、159 和筛床 12 之间的敞开侧。空气集管 16 可包括一个或多个接纳在电池 148 中的安装件 149 上,例如,以使电池垂直地稳定和 / 或紧固在设备 10 内。此外或者替代的是,其他系带或者支撑件(未示出)也可用来把电池 148 紧固在设备内。

[0143] 在典型的实施例中,电池 148 是可充电电池,例如十一(11)伏标称 3 系列锂离子电池、4 系列锂离子电池(例如从 Inspired Energy 公司买到的那些,如 Par No. NL2024)。对于 3 系列电池包,标准一磅(1b)包可具有三(3)安培电流限制,而一又二分之一磅(1.51b)包可具有六(6)安培最大电流。有关可使用的 Inspired Energy 电池的另外信息可在 www.inspired-energy.com 中找到。电池的其他来源可包括 Molien Energy(www.molienenergy.com)、GP Batteries(www.gpbatteries.com)、Micro-Power(www.micro-power.com) 和 Buchmann(www.buchmann.ca)。

[0144] 控制器 22 控制电源从在设备 10 内电池 148 到其他部件的分布。例如,控制器 22 可从其中一个电池中提取能量,直到它的电能减少为预定水平,于是控制器可自动地切换到另一个电池。在替代方案中,本发明设想控制器 22 使两个电池同样地放电。选择性地,设备 10

可包括适配器,以便外部电源可用于给设备提供电能,外部电源例如为传统的交流电源,如壁装电源插座,或者为便携式交流或者直流电源,如汽车点火器插座、太阳电池板装置等等(未示出)。转换这种外部电能所必需从而设备 10 使用的任何转换器或者其他部件(也未示出)可设置在设备内,设置在把设备连接到外部电源的电缆或者在该外部设备本身中。

[0145] 选择性地,控制器 22 可把一些电能从外部电源引回到电池 148,以传统的方式对它们重新充电。例如自动地或者在经由使用者接口 144 启动后,控制器还可显示设备电能的状态,如电池 148 的电能水平、设备 10 是否连接到外部电源等等。控制器 22 可包括用于执行一个或多个这些功能的一个或多个专用部件。可含在控制器 22 中的典型电池管理集成电路(“IC”)是 Maxim MAX 1773 型,该电路设计成用于双电池系统(更多信息例如参见 www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/2374)。另一种是 LinearLTC 1760,它也为双电池系统设计,并把相似的选择器功能与充电结合(更多信息例如参见 WWW.linear.com/prod/dataheet.html?datasheet=989)。

[0146] F. 组件

[0147] 回到图 1A-3,为了组装设备 10,空气集管 16 和氧气集管 102 的部件可如上所述制造和组装。例如,利用一个或多个配合擒纵机构、连接件、紧固件、过盈配合、粘合剂等等(未示出),例如,集管基体 58、104、集管帽 60、106 和 / 或其他帽或者盖(未示出)可模制或者用其他方法制造,而集管帽 60、106 和 / 或其他帽或者盖(未示出)可固定到集管基体 58、104 上。同样,筛床 12、容器 18 和压缩机 20 可例如如上所述制造和 / 或组装。

[0148] 同样如上所述,空气调节阀 16、筛床 12、容器 18 和压缩机 20 可安装到空气集管 16 上,例如安装到集管帽 60 上。同样地,氧气输送阀 116、压力传感器 120、122、氧气传感器 118、空气过滤器 124 和 / 或其他部件可安装到氧气输送集管 102 上。例如,在筛床和容器固定到空气集管 16 上前后,氧气输送集管 102 可固定到筛床 12 和容器 18 上。组件的顺序是不重要的,而可变化,以便于期望的生产设施和 / 或工艺规程。

[0149] 同时或者单独地,侧壁 59、159 可彼此固定,或者如果侧壁 59、159 是一个或多个单独的板(未示出),则它们可固定到空气集管 16 和氧气输送集管 102 上和 / 或固定在其间。形成的结构可设置成设备 10 的结构框架,其中该结构框架可消除对额外支撑件或者结构或者装饰外皮的需要。

[0150] 设置在电路板上的控制器 22 安装在结构框架内,同时任何电线或者其他导线连接在控制器和联接到那里的其他部件之间。在典型的实施例中,控制器 22(或者至少一个子控制器)安装在空气集管 16 上,例如垂直地邻接排气开口 92。这样,从空气集管排出的气体,例如浓缩氮气可穿过或者朝向控制器被引导,用于冷却它的部件。支架或者其他支撑件(未示出)可安装在集管帽 60 和电路板上,和 / 或控制器 22 的其他部件可通过支架或者支撑件以传统方式紧固。

[0151] 电池 148 在任何时候插入到设备 10 中,例如在不再需要访问内部后。在集管 16、102 之间的侧区可保持基本上开启状态(除了由电池 148 覆盖的一些区域),例如,以在设备部件组装和 / 或测试期间。选择性地,相对薄和 / 或轻型外层或者其他结构(未示出)可设置在每一个敞开侧区,以基本上封闭设备 10 内部,例如,以限制访问和 / 或保护在其中的部件,或者减少噪声传播和声级。

[0152] G. 设备的操作

[0153] 回到图 3,下面将描述设备 10 的基本操作。通常,设备的操作具有两个方面,通过在筛床内吸收作用对来自环境空气的氧气浓缩,并把浓缩氧气由容器输送到使用者,每个方面描述如下。设备的每个方面可独立于另一个操作,或者它们可基于一个或多个相关参数相互关联。

[0154] 设备可利用一个或多个可选择方法操作,例如如下所述那些,以提高设备效率或者其他性能特征。例如,基于压力的测量和 / 或氧气纯度,设备的操作条件可进行调节,以增加氧气纯度和 / 或浓度、输出流速和 / 或压力,减少能量消耗等等。

[0155] 在典型的实施例中,设备 10 具有输送达到大约 0.9 或者 1.2 公升每分钟 (1pm) 纯氧等效物的能力。如在这里使用的那样,使用基本上对应于每单位时间输送纯 (100%) 氧气量的等效流速。由于设备 10 通过吸收作用从环境空气浓缩氧气,因此设备不产生输送到使用者的纯氧。相反,从储存在容器 18 中的筛床 12 中排放的气体具有大约百分之九十五 (95.4%) 的最高氧气浓度,其余的气体为氩气及其他微量气体 (大约 4.6%)。

[0156] 在给定的流速,通过设备 10 输送的浓缩氧气实际量小于用于纯氧的。这样,浓缩氧气比纯氧具有较差的治疗价值。为了弥补这个不足,同时提供等效体积氧气,浓缩氧气的流速必须比用于纯氧的高。输送浓缩氧气与等效纯氧的比值用以下公式 (1) 表示:

[0157] 比值 = $(100\% - 21\%) / (\text{实际的纯度} - 21\%)$, (1)

[0158] 并如图 12 所示。例如,1.051pm 88% 浓缩氧气可基本上相当于 0.91pm 纯氧,而 1.41pm 88% 浓缩氧气可基本上相当于 1.21pm 纯氧。

[0159] 测试表明,通过增加流速弥补纯度可减少设备 10 的总能量消耗。例如,图 13 和 14 示出了能量消耗和通过设备 10 输出氧气纯度之间的关系。更具体地说,图 13 示出了在不同级别氧气纯度下通过设备消耗总功率之间的关系,而图 14 示出了在不同级别氧气纯度下仅仅由压缩机 14 消耗能量之间的关系。曲线 181、182 和 183 表示在各种流量设置下总能量与氧气纯度的关系。曲线 181 对应于流量设置 2,这相当于每分钟 400 立方厘米 (cc) 氧气,曲线 182 对应于流量设置 3,这相当于 600cc/min,而曲线 183 对应于流量设置 4.5,这相当于 900cc/min。曲线 184、185、和 186 表示在各种流量设置下总能量与氧气纯度之间的关系。曲线 184 对应于流量设置 2 (300cc/min),曲线 185 对应于流量设置 3 (600cc/min),而曲线 186 对应于流量设置 4.5 (900cc/min)。

[0160] 从图 13 和 14 的观察可以理解,当氧气纯度增加时,制造氧气需要的能量按指数增加。在一些点,折合能量消耗,产生较高纯度氧气变得太“昂贵”。同样地,当氧气纯度从大约 87-90% 减少时,获得相对少的能量消耗。也就是说,氧气纯度进一步降低在 87-90% 以下在能量消耗即比较久的电池持续时间方面不能提供更多好处。换言之,对于氧气纯度超出 87-90% 降低,则在能量消耗方面有减小的边际收益。本发明人确定,当氧气纯度和能量消耗对抗值平衡时,在大约 85-90% 之间的氧气纯度导致所希望的效率,其中对于通过设备 10 输送的气体,88% 被认为是典型的目标氧气纯度。

[0161] 图 15 示出了在产生氧气量和氧气纯度之间的关系。曲线 187 表示在纯度水平范围产生的等效的 100% 氧气或者氧气分子。从此图中可以理解的是,当氧气纯度增加时,例如超过 90-91%,设备 10 产生较少氧气分子。同样地,当纯度减少时,例如在 87-88% 以下,则很少产生另外的氧气分子。换言之,对于氧气纯度在 87-88% 以下,则产生氧气面有减小的边际收益。这样,本发明人认为,在氧气纯度方面理想的“最佳范围”在 85-90%。

[0162] 图 16 为用于产生图 13-15 中曲线的数据表。还应该注意的是,在压缩机没有操作

而冷却风扇（入口风扇 164）操作情况下系统使用的伏特和安培是：对于 5.6W 总功率， $V = 18.1V$ ， $A = 0.31A$ 。在压缩机或者冷却风扇没有操作情况下，系统使用的伏特和安培是：对于 2.5W 总功率， $V = 18.1V$ ， $A = 0.14A$ 。这样，单独的风扇使用大约 3.1W 功率。

[0163] 1. 驱动筛床

[0164] 通常，为了产生可存储在容器 18 和 / 或直接地输送到使用者的浓缩氧气，设备 10 这样操作，即筛床 12 交替地“装载”和“排空”。当筛床正在装载或者加压时，压缩的环境空气从压缩机中输送到筛床的空气入口 / 出口端，当筛床被加压时使筛床材料吸收氮气多于氧气。当氮气基本上通过筛床材料吸收时，氧气贯穿筛床的氧气入口出口端 34 逸出，可存储在容器和 / 或输送给使用者。

[0165] 一旦筛床内压力达到预定极限（或者在预定时间后），筛床然后被排空或者排气，即空气入口 / 出口端 32 暴露于环境压力。这导致筛床内压缩氮气穿过空气入口 / 出口端 32 逸出，例如，穿过空气集管 16 并从排气开口 92 排出。选择性地，例如，如果装载筛床内的压力大于排空筛床内的压力，其中这可在排空后期出现，则当筛床 12A 正在排空时，从另一个筛床 12B（它可能正在同时装载）逸出的氧气可穿过排空孔口 81，进入到排空筛床 12A、12B 的氧气入口 / 出口端 34。此外或者替代的是，例如当筛床和容器的相对压力使止回阀 110 开启时，除了或者不穿过排空孔口 81，氧气可穿过在筛床之间的止回阀 110。氧气输送到正排空筛床氧气入口 / 出口端 34 可在筛床再次装载前辅助浓缩氮气从该筛床排出。

[0166] 排空孔口 81 的尺寸选择成在装载和排空筛床 12 之间存在预定的氧气流速。通常所希望的是，通过提供具有基本上对称的几何形状的排空孔口，穿过排空孔口的流量在两个方向上相同，从而两个筛床 12A 和 12B 同样地排空。在典型的实施例中，排空孔口 81 可具有大约 0.02 英寸 (0.5mm) 的直径或者其他等效的截面尺寸，从而在穿过排空孔口大约五平方英寸磅 (5psi) 压力差下，大约 2.6lpm 可从其中穿过。由于实际流量基于装载和排空筛床 12 之间的压力差，而这种压力差基于设备各种状态而动态地改变，因此在设备操作期间，此排空孔口 81 的能力可能与筛床之间流动的氧气实际体积不对应。

[0167] 在以下表 1 示出的典型实施例中，设备 10 利用以下过程操作，即该过程包括分别表示空气调节阀 20 启闭状态的四个 (4) 状态“1”和“0”。

[0168]

状态	时间	描述	阀 20a _s	阀 20a _e	阀 20b _s	阀 20b _e
1	加压时间 -6 秒	加压 12A 排放 12B	1	0	0	1
2	交叠时间 -2 秒	对 12A 和 12B 两者 加压	1	0	1	0
3	加压时间 -6 秒	加压 12B 排放 12A	0	1	1	0
4	交叠时间	对 12A 和 12B 两者	1	0	1	0
	0.2 秒	加压				

[0169] 在状态 1 期间,筛床 12A 被装载而筛床 12B 被排空。如在表中示出那样,供气调节阀 20a_s 和排气调节阀 20b_e 开启,而供气调节阀 20b_s 和排气调节阀 20a_e 关闭。再来参见图 7,利用此阀门设计,筛床 12A 经由压缩器出口通道 64 和筛床通道 66a 与压缩机 14 连通,而筛床 12B 经由筛床通道 66b 和排气通道 68 与排气开口 92 连通。在状态 1 结尾,当筛床 12A 内压力超过筛床 12B 内压力时,排空孔口 81 提供较低的氧气流,以冲洗来自筛床 12B 的其余氮气。状态 3 是状态 1 的镜像,即筛床 12B 被装载而筛床 12A 被排空。

[0170] 如本说明书其他部分进一步描述那样,状态 1 和 3 的持续时间(加压时间)可基于一个或多个参数来设定,这些参数例如排空孔口 81 尺寸、离开筛床 12 氧气的纯度、容器 18 内压力等等。例如,在状态 1 期间如果加压时间太长,在筛床 12B(正在排空)中全部剩余氮气可排空,而穿过排空孔口 81 来自筛床 12A(正在装载)进入筛床 12B 的氧气可从排气开口 92 逸出,浪费了氧气。如果加压时间太短,则在排空循环结尾,氮气可留在筛床 12B 中,这可在筛床 12B 随后装载时降低筛床 12B 的效率。这样,所希望的是,把排空孔口 81 的尺寸固定到非常非常严格的流量容许量,同时在严格控制下制造筛床 12,从而在制造期间和/或在制造后,在不必调节加压时间情况下,筛床在容限内是稳定的。

[0171] 在状态 2 期间,供气调节阀 20b_s 开启,而排气调节阀 20a_e 关闭。这允许来自筛床 12A 的增压空气穿过排空孔口 81 流入筛床 12B。一般地,状态 2 比状态 1 和 3 相对短,例如,从而在筛床 12A 内浓缩氮气开始进入筛床 12B 前增压空气进入筛床 12B。状态 2 可降低必须在状态 3 前从压缩机 14 中释放的压缩空气量,这可提高设备 10 的总效率。同样地,在状态 4 期间,供气调节阀 20a_s 开启,而排气调节阀 20b_e 关闭。这样,在状态 4 期间,在筛床 12A 装载前,压缩空气从筛床 12B 流到筛床 12A(当状态 1 重复时)。

[0172] 在上面表 1 示出的实施例,状态 2 和 4 的持续时间(交叠时间)比状态 1 和 3 持续时间(加压时间)明显短。例如,状态 2 和 4 的持续时间(交叠时间)不超过大约 1.5 秒或者不超过大约 0.6 秒,而状态 1 和 3 的持续时间(加压时间)可至少为大约四(4)秒或者至少大约五(5)秒。

[0173] 例如,当使用者需要时(例如剂量设定和/或呼吸速率),选择性地,持续时间可改变和/或其他参数保证该改变。可替代的是,当控制器 22 开始编程和/或随后运行时,持续时间(加压时间和交叠时间)可被固定。在两种情况下,时间或者时间常量可存储在与控制器 22 连接的闪型存储器或者其他存储器中。如果期望的话,例如经由在最初制造期间、在随后的运行环境和/或在使用期间时间,经由串联,时间常量可调节,而新的数值可储存在存储器内。

[0174] 例如,所希望的是,当容器 18 内的压力(“容器压力”或者 Pres)增加时,减少状态 1 和 3 持续时间(加压时间)。当容器压力增加时,较高的压力可驱动穿过排空孔口 18 的更多气体,减少了需要从装载中筛床 12A、12B 排放排气需要的时间量。可形成公式来根据容器压力确定最佳的时间(加压时间)。例如,该公式可基于线性关系估计:

[0175] 加压时间 = k*Pres (2)

[0176] 其中 k 为常量,可在理论上或者凭经验确定。可替代的是,可例如基于经验性测试得到更复杂的公式。状态 2 和 4 的持续时间(交叠时间)也可在制造期间或者运行期间固定或者调节,和/或如果期望的话,以类似方式在设备 10 操作期间呈动态。

[0177] 选择性地,一个或多个止回阀(未示出)可设置在排气管线(例如,在空气集管 16

的排气通道 68 内或者联接到排气开口 92)。当设备 10 没有工作时,并经受变化的大气压力和 / 或温度时,这种止回阀可阻止筛床 12 “呼吸”。例如,如果 SMC DXT 阀门为排气调节阀 20e 控制,则它们可作为止回阀。然而在没有导向压力情况下,排气调节阀 20e 可能渗漏。相对小的弹簧(未示出)可添加到这些阀门上,以阻止这种渗漏。

[0178] 可替代的是,一个或多个阀门(未示出)可与排空孔口 81 平行或者代替排空孔口 81 设置,即在筛床 12 的氧气入口 / 出口端 34 之间延伸的管线上。在此替代方案中,设备 10 可利用与如上所述那些相似的四个(4)状态循环操作。然而,在重叠时间期间或者在压力循环结尾,并联的阀门可开启,以主动地控制筛床 12 的加压或者排空。

[0179] 以下参考图 17-20 来论述根据本发明原理的用于确定目标压力和阀定时即装载 / 排空循环持续时间的技术。如在下面使用的那样,“阀门时间”是指在装载循环或者排空循环期间。本发明设定阀定时,以便得到本发明的有益特征,即轻型、高输出、长电池寿命、流动的氧气浓缩器。阀门时间在不同的氧气生产水平时凭经验最佳化。在筛床中较高压力产生较短的理想阀门时间。可以认为,这是由于较高的压力产生穿过排空孔口的较高流量,这使排气床排空更快。

[0180] 如在图 17 所示那样,在步骤 290 通过首先确定成品罐 / 容器 18 压力来确定阀门时间,而其中的压力根据压力传感器 114 输出确定。应该注意,由于基本上相同,因此使用罐 / 容器 18 来代替筛床压力。当然也可使用筛床压力。在步骤 292 中,阀门时间(ms)根据在图 18 中如曲线 294 所图示的阀门时间和压力之间的关系确定。限定阀门时间并与曲线 294 对应的公式如下定义:

$$[0181] \quad \text{阀门时间 (ms)} = 9000 - \text{压力} \times 300 \quad (3)$$

[0182] 在步骤 296 中,在步骤 232 计算的阀门时间被低通过滤,以使其数值稳定一段时间,同时在步骤 298 中设置阀门时间。对阀门时间低通过滤的目的是阻止其变化太突然,否则可能导致不稳定和不良的系统性能。这样,装载时间和排空时间根据在步骤 298 确定的阀门时间设定。

[0183] 在每个床循环之间,当两个加压阀开启并且两个排气阀关闭时,有较短(400ms)的时间。这允许仍然没有耗尽氧气的增压空气从完成加压循环的床输送到刚开始循环的床,减弱了需要的压缩机气流以及因此减小了能量。目前,这个时间是固定的,然而它可相对于系统压力略微地调节,用于获得最佳性能。

[0184] 由于筛床因种种原因可失去平衡,例如,排空孔口非对称、不同的筛元件、处理阀性能等等,同时由于这可损害系统性能,本发明设想的是监控在每个筛床中峰值产物罐压力以及跟踪这些最高压力的峰值比值。由于在每个阶段,平均成品罐压力可能不会表现出筛床压力,因此在本发明的典型实施例中,选择峰值成品罐压力。在每个阶段期间第一部分,成品罐压力更多受前面床而不是当前那个的压力影响。

[0185] 在传统的浓缩器中,成品罐压力用作触发参数,以代替时间使循环切换。这弥补了在筛床中的差值。由于本发明具有变化的浓缩器输出,因此这在本发明的便携式氧气浓缩器中不起作用。在本发明中,阀门时间需要调节,例如,当压力较高时使该时间较短。如果压力用来切换床阶段,则本发明将不可能使用压力控制压缩机电动机电压。例如,电机转速将降低,同时阀门时间变成获得目标压力所必需的数值。

[0186] 本发明设想利用比例积分控制环路来调节阀门时间,以使峰值比值趋向单一(1)。

如果第一筛床在比第二筛床较高峰值压力下运行,则第一筛床的阀门时间缩短,以使峰值压力靠近。

[0187] 2. 把氧气输送到使用者

[0188] 浓缩氧气存储在容器 18 中,同时筛床 12A、12B 把氧气与环境空气隔离,借此,设备 10 可能用来把浓缩氧气输送到使用者。如上所述,控制器 22 可联接到氧气输送阀 116 上,用于开启和关闭氧气输送阀,以把氧气从容器 18 输送到设备 10 的使用者。

[0189] 在典型的实施例中,控制器 22 可周期性地开启氧气输送阀 116,用于预定“脉冲”。在脉冲输送期间,氧气“丸剂”输送给使用者,也就是说,氧气输送阀 116 开启预定的脉冲持续时间,而此后关闭,直到下一个丸剂被输送。可替代的是,控制器 22 可开启氧气输送阀 116,用于连续输送,例如,节流氧气输送阀,以调节输送给使用者的流速。在又一个替代方案中,控制器 22 可周期性地开启以及节流氧气输送阀 116 预定时间,以改变输送的丸剂量。

[0190] 在一个实施例中,在控制器探测一个事件后,例如探测使用者开始吸气时,控制器 22 可开启氧气输送阀 116。当该事件被探测后,氧气输送阀 116 可开启预定的脉冲持续时间。在此实施例中,脉冲频率或者间距(在氧气输送阀连续开启之间的时间)可由使用者呼吸频率(或者其他事件间距)决定并与之对应。输送给使用者的总体氧气流速因此基于脉冲持续时间和脉冲频率。

[0191] 选择性地,控制器 22 可延迟开启氧气输送阀 116 预定时间,或者延迟在使用者开始吸气后延迟,例如,以使输送给使用者的氧气量最大化。例如,此延迟可用来使在吸气的“功能”部分期间的供氧最大化。吸气的功能部分是其中吸入大部分氧气通过肺吸收到血流的部分,而不是只用于充填例如肺内的解剖死腔。已经发现的是,吸气的功能部分可以是大约每次呼吸的上半部分和/或第一个六百毫秒(600ms)。这样,在探测吸气后预定延迟可以在大约二十和一百五十毫秒(20-150ms)之间。

[0192] 这样,这对于探测早期吸气起始以及开始迅速地输送氧气以在吸气功能部分期间输送氧气特别有用。使用者通过他们的鼻子呼吸可产生相对强的压降,例如在管内大约一厘米水(1cmH₂O)的压降。然而,如果使用者通过他们的口腔呼吸,则他们可产生在 0.1 厘米水(0.1cmH₂O)的压降。

[0193] 例如,假定五伏特(5V)的激励电压,压力传感器 122 的输出敏感度可以是大约 320 μ V/cmH₂O。因此为 0.1V 的压降(例如来自通过口腔的吸气)。如果控制器 22 包括具有一千增益的放大器(未示出),该放大器将形成大约三十二毫伏(32mV)的放大信号,这可在十(10)比特五伏特(5V)模数(A/D)转换器中提供六次计数。

[0194] 如上面解释的那样,压力传感器 122 可出现漂移问题,这使控制器 22 识别吸气开始以及开启氧气输送阀 116 困难。一个解决方案是当设备 10 关闭时,重新设定压力传感器 122 或者对其置零。然而,该压力传感器可以是热敏的,从而该压力传感器可形成大于触发电平的漂移。如上所述,可替代的是,小阀门(未示出)可联接到压力传感器 122 上,其中该小阀门可周期性地开启,以例如在氧气输送阀 116 开启并且输送氧气时对压力传感器重新设置或者置零。

[0195] 在更进一步的替代方案中,同样如上所述,相对小的孔口可设置在压力传感器 122 和氧气输送阀 116 之间,这在氧气输送期间,例如在脉冲象一百毫秒(100ms)那样短的期间,可允许压力传感器重新设置或者置零。在再一个替代方案中,控制器 22 包括对来自压

力传感器 122 信号过滤的硬件和 / 或软件, 以确定使用者开始吸气的的时间。在此替代方案中, 控制器 22 需要足够地敏感, 以例如当使用者使用不同的呼吸技术时正确地触发氧气输送阀 116。例如, 一些使用者习惯皱起嘴唇呼吸, 例如通过他们的鼻子吸气并通过皱起嘴唇呼出。在呼吸技术期间, 控制器 22 不会探测将表示吸气即将开始的呼气信号。

[0196] 也可使用滤除算法, 以区别吸气开始和呼气的递减速度, 这可能误导控制器在呼气长期间内触发氧气输送 (这是浪费的)。此外或者替代的是, 控制器 22 的滤除算法需要在长呼吸期间“挡住”, 例如, 以避免在相对长的单个吸气期间输送多个脉冲。例如, 如果控制器设计成在它探测预定阈值以下压降时开启氧气输送阀 116, 则它可在单个吸气期间开启该氧气输送阀两次 (这也是浪费的)。在此情况下, 在吸气后滤除算法时间被感测例如至少大约 1.5 秒。

[0197] 可替代的是, 控制器 22 可在固定的也就是说不依赖于使用者呼吸频率或者可动态地调节的脉冲频率开启氧气输送阀。例如, 该控制器可基于监控两个或更多前面呼吸的平均或者瞬时间隔或者频率, 预期吸气而开启氧气输送阀 116。在又一个替代方案中, 控制器可基于这些参数组合来启闭氧气输送阀 116, 例如基于使用者的呼吸频率, 然而如果最小的预定频率没有遇到, 则开启氧气输送阀。

[0198] 对于脉冲输送, 该脉冲持续时间可基于由使用者选择的剂量设定值。通过这种方式, 在给定的特定剂量设定值下, 每当氧气输送阀 116 开启时, 基本上相同的氧气量可输送给使用者。该剂量设定值可以是使用者选择的定量或者定性的设定值。定性的剂量设定可涉及刻度盘或者一个或多个按钮 (例如在使用者接口 144 上), 这种刻度盘或者一个或多个按钮允许使用者在从一到十 (1-10) 或者从最小值到最大值之间的范围选择的刻度尺上。控制器 22 可把定性设定值与期望流速或者丸剂尺寸相关联, 例如与设备 10 最大流量容量相关联。

[0199] 例如, 该设置值可与设备 10 可供应浓缩氧气范围内的点对应, 例如在设备最大容量的零和百分之一百之间 (0-100%)。例如, 对于设备 10 可使用例如在大约六和十六每分钟升之间 (6-16lpm) 的最大流速 (或纯氧等效流速)。可替代的是, 可使用例如在大约十和一百五十毫升 (10-150ml) 之间或者在大约十和八十毫升 (10-80ml) 之间的最大丸剂体积。

[0200] 定量的设定可允许使用者选择期望流速 (例如用 lpm 表示), 这可以是实际的浓缩氧气流速或者等效的纯氧流速, 或者期望的丸剂体积 (例如毫升)。可选择的流速或者体积也可通过设备 10 的容量限制, 这与定性设置类似。有关利用基于体积的剂量设置系统而不是推断连续流动当量值的另外信息可在 P. L. Bliss、R. W. McCoy 和 A. B. Adams 的 Characteristics of Demand Oxygen Delivery Systems: Maximum Output and Setting Recommendations (需求氧气输送系统的特点: 最大输出和设置推荐) 中找到, 呼吸护理 2004 年第 49 (2) 期第 160-165 页, 其中该文章的全部内容在这里通过参照方式引入。

[0201] 当剂量设置值增加时, 脉冲持续时间也增加, 例如从大约五十到五百毫秒 (50-500ms), 以在每个脉冲期间输送预定的丸剂。如果使用者的呼吸频率保持基本上恒定, 则该脉冲频率也可保持基本上恒定, 从而使输送给使用者的总体流速增加。然而, 在实际使用期间, 使用者的呼吸频率例如可基于活动程度、环境条件等等改变。例如, 对于肺病患者的呼吸频率可从大约十三到四十 (13-40) 呼吸每分钟变化, 或者从大约十八到三十 (18-30) 呼吸每分钟变化。因此, 设备 10 能够把这些频率的脉冲输送到使用者。

[0202] 由于例如设备 10 的便携式浓缩器具有相对小的尺寸,可出现剂量设置值和使用者的呼吸频率超过设备容量的情况。这样,对于任何给定的剂量设置值,也就是说每次呼吸的特定体积(例如 ml),该设备可具有最大呼吸频率,在此最大呼吸频率下,设备可在期望的剂量设置值输送氧气。

[0203] 如果对于特定的剂量设置值,超过最大呼吸频率,则设备可以一个或者多个方式响应。例如,设备 10 可包括警告使用者这样一个事件出现时间的警报器,举例来说视觉和/或音频的警报器。这可警告使用者以及如果必要的话,该使用者可通过休息等使其呼吸频率放慢。

[0204] 此外或者可替代的是,设备 10 可改变输送参数,以把输送量保持在设备最大流速容量附近,例如大约 900ml/min 或者大约 1,200ml/min。为此,在给定的使用者呼吸频率下,控制器 22 计算可输送的丸剂大小(例如通过呼吸频率把最大流速分割或者利用查找表格)并因此调节脉冲持续时间(和/或节流氧气输送阀 116)。例如,假定在预定时间,例如最近三十秒(30sec),控制器 22 探测使用者具有大约二十三(23)次呼吸每分钟的呼吸频率,同时剂量设置值为输送四十毫升(40ml)每次呼吸,则产生的流速 920ml/min 将设备超过 900ml/min 的能力。因此,控制器 22 可减少脉冲持续时间,以例如通过减少脉冲持续时间至少大约(1900/920)或者大约百分之二(2%)而把流速减少到等于或低于 900ml/min。

[0205] 当选择用于脉冲输送的体积流速时,也可同时考虑一个或多个附加因素。例如,较高的流量在插管内可能形成较大回压,使流量控制更困难,特别是在如便携式氧气浓缩器的相对低的压力系统中,这与这里描述的设备 10 类似。

[0206] 选择性地,设备 10 可以使效率最大化的方式操作,例如,以减少能量消耗并延长设备电池寿命。这可增强使用者的机动性,例如,允许他们较长时间内保持不依赖于外部电源。

[0207] 可与几个变量有关,以确定操作设备 10 需要多少能量。自变量是速度或者压缩机 14 功率,这可消耗设备使用功率的差不多百分之多九十五(95%)。压缩机的速度可通过控制器 22 控制,并基本上是电池 148 功率的脉冲宽度调制(“PWM”),也就是说,功率需要越多,PWM 工作循环就越高。

[0208] 可使用电机 40 的闭环速度或者扭矩控制,然而可能不是必需的。在过程循环期间,当压力增加时,由于较高的转矩要求,压缩机 14 电机速度可减少。这可导致需要的总能量均匀,使电流峰值最小化。

[0209] 在过程循环期间,当筛床进给阀开启而筛床/成品罐压力向目标压力增加时,电机没有控制到固定速度。相反,电机转速被允许降低,然而,设置给电机的电流/功率受限制。通过限制电机的电流/功率,这使电池消耗即电池寿命最大化。由于电池放电电流降低,并因此电池工作时间增强/最大化,所以如此。

[0210] PWM 可表达为从零到百分之一百(0-100%)的百分比,零对应于压缩机 14 关闭,而百分之一百对应于压缩机在它的最大速度下操作。在实践中,存在可达到的最小值,在最小值以下压缩机 14 可能不运转,因此,真实的范围可以是大约四十到百分之一百(40-100%)。在这里的公式假定关系是线性的,这就提供了充分近似法。可替代的是,根据理论和经验计算可推导出更详细的公式,例如,可利用控制器 22 内存储器的非线性方程或者查找表格来实现。

[0211] PWM 可通过监控容器压力（容器 18 内压力）和以及控制压缩机的电机 40 来保持目标容器压力。例如，控制器 22 可联接到容器内的压力传感器 114 上，以监控该容器压力，而控制器可因此调节电机的 PWM。该目标容器压力可以是不变的，例如在制造或者运行期间设置，或者可以是动态的，例如，被改变以保持目标氧气纯度和 / 或其他参数，如在本说明书其他地方进一步描述的那样。可替代的是，可监控多个变量，可对电机 40 进行控制以在选定的目标保持多个变量。

[0212] 例如，可基于剂量设置使和使用者呼吸频率来选择目标容器压力。在典型的实施例中，目标容器压力在大约五和十五平方英寸磅（5-15psi）之间或者在大约六和十二平方英寸磅（6-12psi）之间。可选择的是，如下面进一步解释那样，目标压力可基于其他参数调节，例如氧气纯度。

[0213] 使用者呼吸频率可通过控制器 22 例如基于来自压力传感器 122 的压力读数确定。当使用者吸气（例如从图 9A 和 9B 所示的切口 133、137 和沟道 135 抽取氧气）时，压力传感器可探测压力减少。控制器 22 可监控压力传感器 122 探测压力减少时的频率，以确定呼吸频率。此外，控制器还可使用通过压力传感器 120 探测的压力差。

[0214] 当剂量设置值增加时，使用者呼吸频率增加，和 / 或电池电压下降，产品容器压力可倾向于下降。为了弥补此压降，PWM 可增加。这样，可选择目标容器压力，同时控制器 22 可实现控制环路，以保持此目标容器压力。

[0215] 图 19 示出了设备 10 控制压缩机 14 中电机 40 速度的过程的实例。本发明控制电机 40 的速度以便在成品罐或者容器 18 中保持平均目标压力。应该注意的是，电机转速没有被感测或者确定，如果完全监控的话，只为提供信息目的而进行。还应该注意的是，电机转速本身没有被控制。相反，在图 19 中示出的过程用来调节为电机提供的电压，这可能改变或者可能不改变电机转速，例如视电机经受的转矩而定。

[0216] 在步骤 300 中，需氧量（分钟体积）由脉冲或者剂量设置值和平均病人呼吸频率来确定。在步骤 302 中，根据在此步骤中给出的关系，分钟体积用来计算目标成品罐压力（目标压力）。在分钟体积和目标压力之间的关系在图 20 中以曲线 303 图示出。较高的目标压力需要较高的氧气产物。该目标压力已经凭经验确定成足够高，带有一些安全系数，来在分钟体积范围内产生氧气。

[0217] 该目标压力通过产品输出纯度更进一步慢慢地修改（在整个工作时间）。此修改系数称为“O₂ 因子”。参见图 19 中步骤 304。O₂ 因子具有 1 的最小值，以便最初默认目标压力值不能减少（如避免纯度传感器漂移）。然而在步骤 302 中，如果纯度不断地在标准纯度以下运行较长时间，例如 88%，则压力可增加一个增加的 O₂ 因子。这样做例如以允许由于水负荷导致筛床长期老化。如在步骤 306 中所示那样，比例积分控制环路用来基于平均的时间来保持在成品罐中此目标压力。压缩机电机加速（如在步骤 308 中所表示那样，通过低通滤波器慢慢地），以形成较高的成品罐压力，并如果压力比目标高时减速。如在步骤 310 中所示那样，PWM 用来控制速度，其中该速度电机看作为变化电压。

[0218] 由于在 PWM 上有低通滤波器，在整个筛床循环，提供到电机的电能保持相对固定。因此，当筛床压力在循环中提高时，由于压力负荷（转矩）增加，压缩机被允许减慢。此依次导致在需用功率方面波动比如果固定速度（rpm）作为目标时少。较高的电能将是工作激烈的结果，以在增加的压力负荷下保持固定的 rpm。产生的较低的电波动意味着较低的峰

值电池电流,这导致电池寿命(持续时间)增加。

[0219] 计算 PWM 以保持成品罐压力,其中该 PWM 被通过对系统电压改变而进行修改。这样,如果 PWM 与在负荷(-13 伏特)时的电池一起正确地设置,同时 AC 外部电源(18V)接上,则电机转速保持基本上相同,只有轻微跳越。

[0220] 本发明设想然而不需要利用通过氧气传感器 118 监控的氧气纯度来控制电机的速度。氧气纯度的变化可受筛床 12 内筛床材料状态、被抽进设备 10 内填充筛床的环境空气温度和/或湿度等等的的影响。控制器 22 可具有存储在存储器中设定的目标氧气纯度,该氧气纯度在大约 85-93%之间,例如 88%,并可监控由氧气传感器 118 探测的纯度。如果氧气纯度降低到目标氧气纯度以下,则控制器 22 可增加该目标容器压力,以补偿和提高氧气纯度。这可触发控制器基于控制器使用的控制环路来增加 PWM,以维持新的目标容器压力。

[0221] 这样,控制器 22 可修改 PWM,也就是说压缩机 14 的电机 40 的速度,以把容器维持在它的目标压力附近,其中该控制器可基于控制器监控的参数来修改目标压力。

[0222] 最大氧气生产速率取决于压缩机 14 的速度,而压缩机 14 速度又取决于来自电池 148 的输入电压。为了有效地操作,对于设备 10 所希望的是,正当电池开始耗尽电能时,在或者接近目标参数操作。对于 4S4P 锂电池,在电池负荷最后的电压可以是大约十一伏特(11)。当此电池是新电池时(或者当设备 10 连接到外部电源)比较起来,该电压大约为 16.8 伏特。当电池 148 充足电时,为了阻止过剩氧气产生,所希望的是,对于压缩机 14 强加最大速度,例如不超过大约 2,500rpm。可替代的是,控制器 22 可允许此最大速度偶尔超过预定安全限度,以减少对压缩机 14 破坏的危险。

[0223] 举例来说,对于输出每次呼吸六十毫升(60ml)的设备来说,可使用大约每分钟八升(8lpm 或者大约 133ml/s)的典型流速。88%氧气的等效体积大约是七十毫升(70ml),而脉冲持续时间将为大约 0.53 秒。如果设备能够产生到大约 1200ml/min,则在最大剂量设置的最大呼吸频率将是大约每分钟十七(17)次呼吸。假定 1:2 的 I:E 比值,同时使用者每一次呼吸的第一个百分之五十(50%)是功能性的(以及不是充填死腔),则最少有效时间将是 0.60 秒。在较高的呼吸频率下,由于最大生产速率,最大脉量(和脉冲持续时间)将较低。

[0224] 由于设备 10 可在相对较低压力下操作,例如在大约五和十二平方英寸磅(5-12psi)之间,则穿过设备内任何控制通道的流动将没有声音。因此,例如,如果由于使用者连接的插管或者套管导致设备 10 的回压变化,则可导致在输送给使用者氧气的流速上发生变化。在每分钟八升(8lpm),插管的阻力可在大约 0.7 和二平方英寸磅(0.7-2psi)之间,例如对于 Hudson 插管或者 TT0 导管差不多是这样。此增加的回压可使输送给使用者氧气的流速减少差不多百分之二十五(25%)。

[0225] 为了允许在容器压力和下游压力(经由插管从容器 18 到使用者的压力)两者变化,可使用以下算法。阀门“接通时间”可调节,以维持固定的脉量(通过选择剂量设置值而设置)。容器压力可在氧气输送阀 166 关闭期间测量,而例如在氧气输送阀 116 开启时,可使用压力传感器 120 来测量穿过氧气输送阀 116 的压力。

[0226] 阀门接通时间或者脉冲持续时间(在表 2 中输送时间)可作为剂量设置值系数来设置,其中通过氧气纯度调节,以得到实际体积、容器压力和穿过氧气输送阀 116 的压降。在表 2 中示出了可用于这些计算的公式,包括可能用来操作设备 10 的典型控制参数。

[0227]

参数	类型	单位	范围	初始数值	定义
加压时间	计算	秒 (sec)	4-12	6	压力产物 PsiF x 加压时间增益 + 加压时间补偿。此参数可由目标压力而不是测量压力来计算。越短时间产生越低压力。
加压时间增益	设定	sec/psi	0-(-.6)	-0.3	
加压时间补偿	设定	sec	0-20	9	
交叠时间	设定	sec	0-2	0.2	
容器压力	测量	PSI	0-15	8	从经过容器中传感器 114 产物测量,其中氧气输送阀 116 关闭。
产物压力	计算	PSI	0-15	8	控制器 22 可包括时间常数大约为三十秒 (30sec) 的低通过滤器,以过滤掉呼吸和循环变量。
阀压力 Psi	测量	PSI	0-15		在氧气输送阀 116 打开情况下,利用传感器 114 对经过的产物测量。在氧气输送阀 116 打开后,测量值可延迟,例如至少 100ms 以避免人为现象。
阀压力 PsiF	计算	PSI	0-15	7	控制器 22 可包括例如时间常数大约为 100ms 的低通过滤器,以过滤掉噪音。
O ₂ 百分比	测量		21-96		从氧气传感器 118 测量
O ₂ 百分比 F	计算		21-96	80	控制器可包括例如时间常数大约为三十秒的低通过滤器,以消除掉循环变量。
O ₂ 目标百分比	设定		75-92		控制算法目标 O ₂ 百分比 (分辨率 .01)
脉冲体积 ml	设定	ml	10-60		由患者设定,100% O ₂ 气体等效剂量
实际脉冲体积 ml	计算	ml	11-80		实际输送体积 = 79/(O ₂ 目标百分比 - 21) x 脉冲体积,可用 O ₂ 百分比而不是目标值;但是稳定性差,因为%下降时体积将增加,随之而来的是可导致%进一步减少

[0228]

呼吸时间 Sec	测量	sec	1-5		在最后两次呼吸之间测量
呼吸时间 SecF	计算	sec	1.5-5	3	低通过滤 5-10 次呼吸
产物体积	计算	ml/min	0-1500		脉冲体积 x 60/ 呼吸时间 F
目标产物压力 Psi	计算	PSI	3-12		(目标产物压力增益 x 产物体积 + 目标压力产物补偿)x O ₂ 因子
目标产物压力增益	设定	PSI/m L/min	0-.03	0.01	
目标压力产物补偿	设定	PSI	0-12	3	
O ₂ 因子	计算	无	.5-1.5	1	O ₂ 因子 (旧值)x (O ₂ 目标百分比 -O ₂ 百分比 F)x O ₂ 因子增益
O ₂ 因子增益	设定	无			取决于多长时间更新,然而应该在 1-20 分钟逐渐变化
电机 Pwm	计算		最小 -100		电机 Pwm (旧值)x (产物压力 Psi F- 目标产物压力 Psi)x 电机 Pwm 增益。闭环控制以
					获得目标产物压力
最小电机 Pwm	设定		0-50	50	最小和启动 PWM 值,以避免非旋转抽吸
电机 Pwm 增益	设定				设定电机控制如何迅速变化 - 取决于多长时间更新 - 控制可略微迅速变化,因为产物压力已经过滤。
输送时间	计算	Msec	100-700		(实际脉冲体积 x 阀压力 F" 0.5x 输送时间增益)/(产物压力 +14.2)。保持输送阀打开的时间 - 需要更多的经验确认。
输送时间增益	设定	无	50-200	100	

[0229] 表 2

[0230] 在替代实施例中,阀门(未示出)与压力调节器类似。它代替控制下游的表压力,控制穿过位于具有输送阀的下游管内孔口的压降。通过这种方式,不管下游压力如何,均可输送相同流速,而在选定脉冲持续时间产生的体积基本上是恒定的。

[0231] 当使用者例如通过下压接通/停机开关或者下压例如在使用者接口 144 的触摸屏上“按钮”时决定关掉或者关闭设备 10 时,对于设备所希望的是,自动地完成程序,以保护设备。例如,如果关机后增压空气保持筛床 12 中,则空气的水可凝结或者由筛床材料吸收,这会破坏筛床材料。还所希望的是,把筛床 12 与大气条件基本上隔离,例如,当设备 10 遇到变化的大气压力和/或温度时阻止筛床“呼吸”。任何这种呼吸均可把空气引入筛床或者

从筛床排出空气,这样会把水气引入筛床材料。

[0232] 当设备 10 正在关闭时,氧气输送阀 116 可关闭,以中断从容器 18 的供氧。供气调节阀 20s 可自动地关闭(当电能截断时主动地或者作为默认),例如,同时排气调节阀 20e 开启。在第一预定时间后,例如在大约一百和三百毫秒(100-300ms)之间,压缩机 14 可关闭。在关闭供气调节阀 20s 后,暂时地关闭压缩机 14 操作可留下集管 16 内的剩余压力,这可在长时间内增强对调节阀 20s 关闭的保持。此压力可随着时间慢慢地漏泄。

[0233] 在第二预定时间后,例如在大约九和十二秒(9-12sec)之间,允许任何增压空气从筛床 12 排放,该排气调节阀 20e 可关闭(当电能截断时主动地或者作为默认)。运送袋

[0234] H. 运输袋

[0235] 在图 1A 和 1B 中清楚地示出了设备 10 的总体外观。底部外表面由空气集管 16 限定,相对顶部外表面由氧气集管 102 限定,一个端部的外表面由侧板 59、159 限定,相对的其他端部外表面由筛床 12 和容器 18 限定,一个侧部外表面由板 200 限定,而相对的其他侧部外表面由板 202 限定。在典型的实施例中,板 200 和 202 是相对薄的片材,例如塑料或者金属。它们的主要作用是封闭设备的内部容积。然而,它们均可提供用于装置的结构支撑。本发明还设想这些板可完全省略。

[0236] 可以理解的是,通过上述部件呈现的设备的外观在美学上没有令人喜欢,为设备几乎没有提供保护,并对减少由设备产生的声音没有帮助。为了实现这些以及其他功能,本发明设想提供一种运输袋 210 来装设备 10。该运输袋 210 消除了对传统便携式氧气浓缩器典型的外部塑料封闭体的需要,减轻了重量。

[0237] 在图 21-23 中示出了适合于此目的运输袋 210 的实例。袋 210 由轻型材料制成,例如具有 PVC 涂层的聚酯,其中该袋 210 的形状大概与设备 10 的形状对应,并完全封装设备。材料或者材料组合选择成耐用、轻质、防锈、耐水或者其任何结合。

[0238] 本发明设想的是,设备 10 和袋 210 紧固一起,以便设备容易从后面拆开。例如,螺钉、螺栓或者其他紧固件可用于把该袋结合到氧气储存设备。这允许技术人员例如从设备拆开袋,然而对于使用者将很难从袋中移开设备,以及阻止设备意外地降落或者从袋中滑出。以这种方法,袋成为整个氧气储存设备的不可分割部分。

[0239] 袋 210 具有大概的矩形形状,以与设备 10 的形状匹配。然而,没有要求袋的形状与其容纳的浓缩器形状匹配。袋 210 包括顶板或者舌 212,这种顶板或者舌 212 可至少部分地与袋其余部分分离,以允许进入袋内部。在示出的实施例中,拉链 214 设置在袋周边一部分,以如图 23 所示允许顶板 212 开启,或者如在图 21 和 22 所示那样关闭。通过此进入,设备可放置到袋中以及从其中移开。本发明设想在拉链 214 上设置锁具,以便顶板不能擅自地开启。

[0240] 顶板 212 包括当其关闭时覆盖触摸屏显示器 230 的透明板 216。此透明板具有足够的柔性,从而使用者可通过此板操作触摸屏用户接口。透明板 216 由耐水、耐用材料制造,从而它可在不阻碍它的使用情况下有效地保护触摸屏。顶板还包括插管倒沟入口 218,以便插管倒沟 139 贯穿袋壁。在典型的实施例中,例如氯丁橡胶的柔性材料设置在插管倒沟入口 218 周围,以阻止水进入,并允许在插管倒沟贯穿袋壁位置存在柔性。

[0241] 为了接近电池开口 140a 和 / 或 140b,电池槽 220 也设置在顶板 212 上。电池槽舌 222 覆盖电池槽 220 上,并经由紧固机构保持在闭合位置,其中这种紧固机构例如为钩和环

紧固件、拉链、咬合件等。移动电池槽舌 222 可允许进入电池槽 220, 以便电池可设置在电池槽中或者从其中移开。尽管在袋 200 中只示出了一个电池槽 220 和电池槽舌 222, 然而可以理解的是, 第二电池开口也可以进入并通过类似系统覆盖。然而, 如果只设置一个电池槽, 则第二电池开口可借助于敞开顶板 212 进入, 如图 23 所示那样。

[0242] 袋 210 的端壁包括一个或多个入口切口 226, 当设备 10 位于袋内时, 该入口切口 226 覆盖入口开口 160a、160b 上。格网或者其他网屏 228 设置在入口切口 226 上, 以阻止较大物质进入入口开口 160a、160b。

[0243] 在典型的实施例中, 在袋内部或者外部或者在两者, 过滤器容纳穴也设置在入口切口 226 上面, 用于保持在入口开口 160a、160b 上面放置的抛弃式过滤器。在又一个实施例中, 该袋设计成到达入口开口 160a、160b 的空气流径是弯路, 并在向下方向敞开, 以阻止水进入到袋内部。

[0244] 本发明还设想的是, 袋 200 包括可固定到袋上或者可从该袋上拆卸的携带把手或者系带 224。该袋还包括孔 232。孔、把手或者系带的数目、大小、位置和结构可以任何方式变化, 以适合使用者的需要, 这些需要包括设置内部孔穴或者凹口。

[0245] 减震器或者其他隔离物可设置在该运输袋壁的一个或多个内表面上。选择性地, 袋 200 可包括衬垫或者其他吸声材料, 以有助于使袋外部声音最小化。换句话说, 该袋本身可由减音材料制成或者装有减音材料, 或者可在关键位置包括声音衰减材料, 以使声级保持在最小水平。此外, 泡沫垫或者其他支撑 / 减震材料可设置在袋内部的底部上或者在袋其他位置上, 以支撑设备 10。在典型的实施例中, 相对高密度的泡沫垫可设置在袋的每个下角落上, 用于保护设备 10, 而在其他地方使用较低密度的泡沫材料, 以使重量最小化。此外, 该袋的底部可带有高强度、不透水材料, 例如橡胶, 以保护袋底部, 而该底部可料到要经受最大的磨损。

[0246] I. 触摸屏用户接口

[0247] 图 24-32 示出了在设备 10 使用期间设置在用户接口 144 上的显示信息, 也就是说视觉信息。更具体地说, 这些图示出了设置在触摸屏 230 上的信息。当装置关闭时, 显示器为空白。如图 24 所示, 当一旦触摸屏 230 被触摸, 则出现接通 / 关闭图标 240。激活该设备需要触摸接通 / 关闭图标 240, 使该系统进入到激活状态。触摸触摸屏其他位置不会启动设备。这样, 激活该装置需要在触摸屏上两次触摸, 其中第二次触摸在触摸屏的特定位置上。本发明的此“双触摸”特征阻止了设备的不需要或者非故意的激活。

[0248] 一旦激活, 该系统可显示预定信息, 例如公司徽号、广告、用户指令、诊断信息、误差信息、用法信息等等。图 25 示出了在启动时可设置在触摸屏上的信息。如图 25 所示, 触摸屏 230 包括表示目前设备运行软件版本的字段 242、表示设备已经使用小时数目的字段 246 以及表示任何误差码的字段 248, 其中该误差在诊断过程期间被探测, 而该诊断过程在较早前和 / 或在装置启动期间已经进行。

[0249] 图 26 示出了在设备 10 打开后设置在典型触摸屏 230 上的信息。如此图所示, 触摸屏 230 包括接通 / 关闭图标 240、脉冲剂量或者流量设置指示 250 (在示出实施例中为数字“1”) 以及电池图标 252。可以理解的是, 流量设置指示 250 的尺寸相对较大, 也就是说足够大以占据整个触摸屏的 20-80%。这能够让使用者容易在视觉上识别流量设置值。在本发明的典型实施例中, 流量设置图标的实际高度至少是二分之一英寸而实际的宽度至少

是四分之一英寸。在典型的实施例中，高度至少为 1.25 英寸，而每个数字的宽度是二分之一英寸或者更大。此外，在典型的实施例中，电池图标 252 至少为 1/2 英寸宽和至少 3/4 英寸高。

[0250] 电池图标 252 是实心的电池形状图象，这表示原电池被插入电池开口 140a 中，同时该电池充满电。将理解的是，如果二次电池被插入二次电池开口 140b 中，则第二电池图标显示在触摸屏 230 的另一侧上（例如参见图 28）。这能够让使用者迅速和方便地确定什么电池插入到电池开口中以及在每个电池中剩余的寿命。

[0251] 图 27 示出了以呈现在电池中剩余能量（或者用掉）形式的电池图标 252。在此实施例中，电池图标具有右字段 260 和左字段 262。这些字段用来提供关于电池的更详细信息。例如，在这个实施例中，右字段 260 表示充电量（例如在示出实施例中为 75%），而左字段 262 表示电池是否在充电。在示出的实施例中，直条以一些方式卷动或者活动，以表示正在进行电池充电。在触摸屏 230 还显示交流电源图标 266，以表明设备连接到交流电源上

[0252] 图 28 示出了表明由电池图标 252a 和 252b 指示那样的两个电池插入到电池开口的典型显示图象。从此显示图象中可以理解的是，在电池开口 140b 中的二次电池是充足电的（左电池图标 252b），而在电池开口 140a 中的原电池几乎放空（右电池图标 252a）并且正在充电。触摸屏 230 还包括直流电源图标 270，这表示设备是否连接到直流电源上，例如经由汽车适配器供应的那种。

[0253] 为了改变流量设置值，使用者必须首先按压流量设置指示图标 250。在很短时间后，例如 2-6 秒，流量设置值改变图标 272 和 / 或 274 显示，在图 29 和 30 中示出了其中的实例。注意在图 29 中只示出了一个流量设置值改变图标，由于“1”是最小的流量设置值，从而流量设置值只得增加，而不降低。驱动流量设置值改变图标将使设备对输出流量改变。新的流量设置值被显示。流量设置值改变图标将保持在屏幕上一个较短时间，例如 2-6 秒，或者直到流量设置值指示图标 250 被再次按压。

[0254] 如上所述，设备 10 包括如果监视变量超过阈值时进行音响报警或者其他警报的能力。图 31 和 32 示出了当探测到报警状态时触摸屏 230 外观的实例。在探测到报警出现时，表示警报特性的报警图标显示在触摸屏上。注意流量设置值指示图标 250 的尺寸已经减小，以较好地示出报警图标。在示出的实施例中，报警状态没有探测到使用者呼吸。这例如可在使用者停止利用装置时出现。

[0255] 还设置了如果报警状态导致声音报警的声音报警图标 278。声音报警图标 278 用来通过仅仅触摸那个图标而把声音报警打开或者关闭。在图 31 中，声音报警打开，而在图 32 中，声音报警停止。

[0256] 图 33 为示出了设置在触摸屏 230 上的报警图标的图表。以下是在此图表中列出的每个报警条件的简要讨论。

[0257] 没有呼吸报警 - 当 30 秒或更多的时间里没有探测到呼吸时，此报警出现。一旦呼吸被探测到，此报警将停止。如果在大约 5 分钟后没有探测到呼吸，则该单元将关闭以节约能源。

[0258] 氧浓度报警 - 当设备 10 没有输送规定氧气浓度时此报警出现。

[0259] 高呼吸速率报警 - 此报警通知使用者呼吸速率开始超过设备能力。当呼吸速率减少时该报警本身将重新设定。

[0260] 技术故障 / 一般故障报警 – 当此报警出现时装置关闭。当电池用完或者装置具有一般故障以及单元不再正确地操作时出现此报警。

[0261] 声音报警图标 – 当声音报警出现时此图标出现。按压此图标来停止声音报警。

[0262] 报警停止图标 – 当使用者按压声音报警图标以停止声音报警时出现此图标。

[0263] 电池低位报警 – 当电池寿命剩余大约 17 分钟时电池图标闪烁。

[0264] 电池耗尽报警 – 表示电池寿命剩余大约 2 分钟。

[0265] 可以理解的是,本发明不想局限于图中示出和 / 或在这里描述的图标和字段。其他信息也可以实际上的任何形式设置,包括动画和声音。此外,可设置信息组合。通过利用单个触摸屏显示来设置大量的功能,本发明避免了对单独或者专用输入 / 输出装置的需要。例如,随动装置一般地用于传统的氧气浓缩器,并可在本发明中被淘汰,本发明赞成利用触摸屏 230,以实现它们功能中的每一个:接通 / 停机开关、流量设置值按钮、流量设置值指示(流量计或者数字指示器)、操作状态报警 LEDs 以及电力和 / 或电池指示器。

[0266] 本发明还设想在触摸屏 230 上提供隐藏图标,这些图标可激活,以获取一些功能,其中这些功能只应当通过具有授权操作的某人执行,如技术人员。例如,没有通过任何图标表示的触摸屏 230 一部分可在启动期间变成有效。按压那部分屏幕提供了服务 / 设置菜单的入口,这允许使用者执行高级特征,例如校准氧气传感器。

[0267] J. 性能比较

[0268] 设备 10 具有几个特征,对于给定尺寸、规格、重量和声级,能够使其比传统的便携式氧气浓缩器从而 AirSep Lifestyle 和肌收缩原浓缩器提供更好的氧气输出方面性能。例如,设备 10 包括高输出、高效率的 3 头径向空气压缩机 / 电机,在典型的实施例,重量只有 516 克 (1.141bs)。此外,对于设备的其他特征,选择集成、轻质部件。在典型实施例中的筛床中小罐具有 0.020 英寸壁厚。此外,通过提供具有集成气体流路的空气集管和氧气输送集管,并使这些集管限定用于其他部件的结构支撑,部件的总数、复杂性、尺寸和重量最小化。

[0269] 通过利用触摸屏代替传统分离的使用者控制件,使尺寸和重量最小化。此外,运输袋 200 促进了减轻重量和噪音。PSA 过程对于最低电能 / 最高氧气输出是最佳的(即(a)氧气浓度减小为 88%;(b) 改变循环期限峰值压力恰好到 12psig)。通过利用两个内部电池还允许设备 10 具有相对较大的便携式电源。

[0270] 这些设计优化的结果是本发明的便携式氧气浓缩器具有超出传统便携式氧气浓缩器以外的性能。图 34 为列举了本发明特征的表格,其中与目前宣传的作为便携式氧气浓缩器的四个其他传统装置相比不同,本发明使用两个电池。

[0271] 可从图 34 示出图表中推导出的一个重要参数是氧气产量和电池寿命与单元总重量的比值。此参数如下确定:

[0272] $R_{ODW} = (O_2 \text{ 输出} * \text{持续时间}) / \text{总重量}$ (4)

[0273] 其中 O_2 输出是 100% 氧气输出,这由公式 (1) 和 / 或图 12 中表格中确定,持续时间是对于给定量电池的设备的工作寿命,而重量是包括所有部件的单元总重量。以下表 3 提供对于使用 1、2 或者 3 个电池(每个重量 1.51bs)和现有便携式氧气浓缩器的本发明设备的 RODW。

[0274]

	100%等效 O ₂ 输出 (lpm)	持续时间 (hours)	重量 (lbs)	R _{ODW} (lpm-hr)/lb
本发明 (1 节电池)	0.9	4	8.3	0.43
本发明 (2 节电池)	0.9	8	9.8	0.73
本发明 (3 节电池)	0.9	12	11.3	0.95
Inogen	0.65	3	9.7	0.20
AirSep LifeStyle	0.6	0.83	9.8	0.05
AirSep FreeStyle	0.36	2.5	4.4	0.20
AirSep FreeStyle/ 电池条	0.36	6.0	6.2	0.35
SeQual	2.65	2.0	17.4	0.30

[0275] 表 3

[0276] 对于 Inogen、AirSep LifeStyle 和 Airsep Freestyle 装置,根据装置操作的测量值和 / 或转变为 100%氧气等效物的类似装置来估算 O₂ 输出,这些都在图 34 中示出。例如对于 Sequal 装置,使用来自公式 (1) 和 / 或图 12 示出的图表的校正系数,氧气输出必须转换为 100%氧气等效值。更具体地说,SeQual 装置在 91%氧气纯度具有 3.0lpm 的输出。把这个数值转换为 100%纯度等效值可以如下完成:3.0/1.13(1.13 是使用 91%纯度级别从图 12 中选择的),以形成 2.65lpm 的 100%纯度等效值。

[0277] 从表 3 中可以理解的是,本发明的设备具有比现有装置更大的 RoDw。这意味着与其他便携式氧气浓缩器相比,本发明设备在实际产量上以及产生氧气能力上非常有效率。对于每磅设备,本发明的氧气浓缩器比现有装置提供长时间的较高的氧气流量。

[0278] K. 声音与电池寿命比

[0279] 图 35 为示出了各种的性能标准,这些性能标准用于在不同的脉冲设置值下使用两个电池的设备 10。从观察此图可以理解的是,本发明的设备具有较长的工作寿命,并以相对较低的声级实现这个目的。例如,本发明的装置在小于 50 分贝噪声级下持续至少 10 小时。此图表还清楚地显示在脉冲设置值和设备性能之间的关系,设备性能例如氧气的分钟体积、氧气浓度、在呼吸期间的气体丸剂尺寸、声音、功率和电池寿命。在此图表中,“最大”电池工作时间是电池的理论最大值,而“标称”电池工作时间是可在以下正常操作条件下通常得到的典型或者公开的工作时间。

[0280] 为了更好地理解在本发明中工作寿命(持续时间)和声音组合是如何优越于现有装置的,研究规定持续时间/声级的持续时间与声音比值(RDS)。以下表 4 汇总了本发明和现有便携式氧气浓缩器的 RDS。

[0281]

	持续时间 (小时)	声音 (dB)	RDS (持续时间 / 声音)
本发明 (1 节电池)	4	55	0.073
本发明 (2 节电池)	8	55	0.145
本发明 (3 节电池)	12	55	0.218
Inogen	3	35.2	0.085
AirSep LifeStyle	0.93	55	0.017
AirSep FreeStyle	2.5	55	0.045
AirSep FreeStyle (w/ 电池包)	6	55	0.090
SeQual	1.41	48	0.024

[0282] 表 4

[0283] 可以理解的是,使用两个电池的本发明提供了比现有装置明显高的持续时间与声音比。

[0284] L. 重量最佳化

[0285] 显然,电池的尺寸对便携式氧气浓缩器总重量和操作持续时间有影响。添加到设备上电池尺寸越大,单元操作就越长,而这是所希望的特征。然而,把电池添加到设备上将使其更重,这又不是所希望的特征。本发明的便携式氧气浓缩器具有使用一个或者两个电池操作的能力,允许使用者确定对于期望的操作时间而添加多少重量。

[0286] 在典型的实施例中,每个电池的重量大约是 1.5lbs。没有任何电池的设备的重量大约是 7.8lb。在设备使用一个电池的情况下,便携式氧气浓缩器的总重量大约是 8.3lb。因此可以理解的是,使用一个电池,单独电池的重量大约是设备总重量的 17.6%。

[0287] 在设备使用两个电池的情况下,便携式氧气浓缩器的总重量大约是 9.8lbs。因此,可以理解的是,使用两个电池,电池单独重量大约是设备总重量的 30.6%。下面的表 5 汇总了上面提供的信息,此外还示出另外的 1.5lb 电池包如何对设备重量有影响。

[0288]

电池 数量	电池总重量 (lbs)	带有电池设备 的总重量 (lbs)	电池总重量 百分比 (%)	所有非电池元件的总 重量百分比 (%)
0	0	6.8	0.0	100.0
1	1.5	8.3	17.6	82.4
2	3.0	9.8	30.6	69.4
3	4.5	11.3	39.8	60.2
4	6.0	12.8	46.8	53.2

[0289] 表 5

[0290] 从观察表 5 中可以理解的是,本发明的便携式氧气浓缩器对于至少八小时的持续时间能够提供比较高的氧气输出 (0.90lpm),同时总电池重量只是系统总重量的 30.6%。

[0291] 在传统的便携式氧气浓缩器中,压缩机的重量一般地占系统总重量的相对较大百分比。如上所述的压缩机以相对小的重量提供高的输出。下面表 6 示出了压缩机重量如何对系统总重量有影响。

[0292]

电池数量	压缩机重量 (lbs)	带有电池设备的总重量 (lbs)	压缩机重量百分比 (%)	所有非压缩机元件的百分比 (%)
0	1. 14	6. 8	16. 8	83. 2
1	1. 14	8. 3	13. 8	86. 2
2	1. 14	9. 8	11. 6	88. 4
3	1. 14	11. 3	10. 1	89. 9
4	1. 14	12. 8	8. 9	91. 1

[0293] 表 6

[0294] M. 氧气节约装置

[0295] 在如上所述的实施例中,单个内腔插管用来把气体流输送到使用者。该插管用来感测在压力和 / 或流量上的变化,以便装置可探测氧气丸剂输送的时间。根据压力传感器 122 测量的压力,控制器 22 使氧气输送阀 116 控制气体流量,以便它只在呼吸周期吸气阶段期间输送给病人。这是一个装在设备 10 中的电子节约器。

[0296] 本发明还设想的是,电子压力传感器和电子阀可由单个内腔气动氧气节约装置代替。气动的氧气节约装置具有的优点是,它不需要电能以使气体流只在吸气期间输送,这样节约了电池寿命。气动适用于本发明的氧气节约装置的实例在第 5,881,725 号、第 6,484,721 号、第 6,568,391 号和第 6,752,152 号美国专利中公开,每个或者所有文件的内容在这里通过参照引入。

[0297] 本发明设想的是,对于气动氧气节约装置,双内腔插管系统可用于替换如上所述单一内腔系统。在双内腔气动系统中,在插管中的一个内腔用来把气体输送到病人,而另一个内腔与例如鼻孔的气道流体连通,以感测使用者的气流和 / 或压力。流量和 / 或压力传感器联接到插管的另一端。在此实施例中,在设备 10 上可能需要第二个尖形物或者倒钩,而流量传感器、压力传感器或者两者可联接到第二个倒钩上。

[0298] 本发明还设想的是,氧气节约功能可以单独的氧气节约装置设置,不固定在氧气浓缩系统 10 中,该装置可以是电子或者气动的。换句话说,电子或者气动的氧气节约器可设置在设备 10 外部或者与之分开的位置。在图 36 中,示出的氧气浓缩系统 500 包括容纳在罩内的氧气浓缩器 10 和电子或者气动的氧气节约器 502,其中该氧气节约器与氧气浓缩器罩物理隔开。氧气节约器可包括紧固件、系带、卡环或者其他装置,以使氧气节约器能够固定到使用者身上、袋 210 上以及或者成为袋一部分,例如运输系带 224。在此示出的典型实施例中,一段插管 504 把氧气节约器 502 与氧气浓缩系统 500 隔离。另一个插管 506 把来自氧气节约器 502 的气体连通到使用者(未示出)。如果期望的话,氧气浓缩系统 10 可设置在运输袋 210 中。用于本发明氧气浓缩系统的这个结构避免了设备 10 的额外重量、复杂性和能量消耗。

[0299] 当期望时,单独的氧气节约器还可以是固定在设备 10 上的模制装置和 / 或运输箱 210。图 37 示出了氧气浓缩系统 510,其中氧气节约器 512 有选择地固定到设备 10 上。例如,氧气节约器 512 包括用于接纳倒钩 139 的凹穴,可设置一个机构把氧气节约器结合到设备 10 上,从而它们可互相隔离。在示出的实施例中,运输袋 514 设置成把氧气浓缩系统 510 和氧气节约器 512 两者封装起来,其中插管 516 从袋中伸出。

[0300] 图 38 示出了氧气浓缩系统 520,其中氧气节约器 522 有选择地固定到设备 10 上,并容纳在还装有设备 10 的运输袋 524 中。在该实施例中,运输袋 524 包括容纳设备 10 的

第一腔室 526 和容纳氧气节约器 522 的第二腔室或者口袋 528。如果不需要氧气节约器 522 的话,这可让使用者把口袋 528 放空或者用于其他目的。设置应急接头插管 530 或者其他气动连接件,以把氧气浓缩系统的出口与氧气节约器入口连接。设置输送插管 532 以把来自氧气节约器 522 的富氧气体连通到使用者。在液化或者转运充填系统中的使用

[0301] N. 在液化或者流动装填系统中使用

[0302] 本发明设想把设备 10 作为其他类型氧气产生 / 输送系统的一部分或者与之结合。例如,设备 10 可用于液化系统,该系统产生用于使用者消耗的液态氧。如图 39 所示,典型的液化系统 550 包括氧气浓缩器 10,其中该氧气浓缩器 10 提供用于液化到低温致冷系统 552 的气体,这使气体温度等级降低,导致氧气从气体改变到液体。液态氧可保存在容易被使用者运输的储存容器 554 中,这种容器一般称为“杜瓦”(dewer)。使用者可如箭头 556 所示从储存容器中或者由箭头 558 所示从氧气浓缩器输出端呼吸气态氧,或者两者都有。这能够让使用者具有用于运输和消耗的一定量的液态氧。

[0303] 可设置选择性的阀,来控制富氧气体流动到使用者或者低温致冷系统 552,以便气体输送给使用者或者低温致冷系统 552 或者同时输送给两者。此外,内部“杜瓦”可设置在液化系统中,以即使当便携式“杜瓦”不固定到系统时也使该系统产生液态氧。当便携式“杜瓦”连接到液化系统时,来自内部“杜瓦”的液态氧可设置到该便携式“杜瓦”上。适用于本发明的液化系统的实例在第 5,893,275 号、第 5,979,440 号、第 6,212,904 号、第 6,314,957 号、第 6,651,653 号、第 6,681,764 号和第 6,698,423 号美国专利中进行了描述,这些文件中内容在这里通过参照方式明确引入。

[0304] 例如压缩机、筛床等设备 10 的特征以及操作可结合到液化系统中,从而氧气浓缩器和例如制冷系统的液化系统的部件组合成公共装置。由于本发明的设备 10 提供具有相对高的氧气流量输出量和长时间电池寿命的轻质浓缩器,在液化系统中设备 10 的包含物提供一种这样的液化系统,其中该系统能够通过使用者流动也就是说运输,并在没有交流电源情况下操作。本发明还设想的是,设备 10 可与液化系统其余部分分离。这能够使液化系统的每个部件更容易分别运送。

[0305] 设备 10 还可以用于流动装填系统 580,其中在图 40 中大略地示出了该系统。流动装填系统是压缩例如浓缩氧气的系统,并把压缩气体提供到储存容器中,例如便携式氧气瓶。在典型的流动装填系统中,来自氧气浓缩器 10 的氧气供应到例如活塞式压缩机的压缩机 582 中,在这里它被压缩到比较高的压力,例如该压力从 1500 到 3500psi。压缩气体提供能够由使用者携带或者运输的便携式储存容器 584。如箭头 588 指示那样,该使用者可呼吸来自储存容器 584 或者来自氧气浓缩器(设备 10)的气态氧,或者如箭头 588 所指示那样呼吸来自氧气浓缩器(设备 10)的气态氧,或者两者均可。这能够让使用者具有一定量的高压氧用于运输和消耗。

[0306] 可设置选择性的阀以控制流向使用者或者压缩机 582 的富氧的气体流,以便该气体输送到使用者或者压缩机或者同时输送给两者。此外,内部储存容器可设置在流动装填系统中,以即使当该便携式储存容器不固定到系统中时使系统产生高压的富氧的气体。当该便携式储存容器连接到流动装填时,来自内部储存容器的富氧的高压气体可供应到便携式储存容器中。在第 5,071,453 号、第 5,354,361 号、第 5,858,062 号、第 5,988,165 号、第 6,302,107 号、第 6,446,630 号、第 6,889,726 号、第 6,904,913 号和第 6,923,180 号以及第

02473650247365A2 号欧洲专利申请中描述了用于本发明的流动装填系统的实例,这些文件中内容在这里通过参照方式明确引入。

[0307] 例如压缩机、筛床等设备 10 的特征以及操作可结合到流动装填系统中,从而氧气浓缩器和例如高压压缩机的流动装填系统的部件组合成公共装置。由于本发明的设备 10 提供具有相对高的氧气流量输出量和长时间电池寿命的轻质浓缩器,在流动装填系统中设备 10 的包含物提供一种这样的流动装填系统,其中该系统能够通过使用者流动也就是说运输,并在没有交流电源情况下操作。本发明还设想的是,设备 10 可与流动装填系统其余部分分离。这能够使流动装填系统的每个部件更容易分别运送。

[0308] O. 噪音减弱

[0309] 为了使设备 10 尽可能平静,本发明设想用于减少设备产生声音的若干技术。声音可从便携式氧气浓缩器不同部分产生。一个这种来源是气体流入到设备以及在设备作为流动。为了遏止由于此流动产生的噪音,本发明设想在通道 62-68 中提供声障。这种声障的实例包括从通道壁延伸到通道中的突起或者倾斜突出物。

[0310] 声音另一个来源是压缩机 14。来自压缩机的声音被认为来自与压缩机部件运动有关的声音以及通过压缩机操作引起振动而导致的。为了遏止由于压缩机部件运动导致的声音,本发明设想在压缩机入口或者其附近提供一种消声器。在入口的消声器阻止或者减弱压缩机内产生的噪音回到入口通道并从压缩器入口流经发出。

[0311] 如图 41 所示,本发明还设想提供一种覆盖或者放在压缩机至少一部分的压缩机套 350。在示出的实施例中,压缩机套 350 包括多个板 352,在图 41 中只示出了和 / 或见到其中一个。板 352 设置在压缩机 14 上,从而每个板布置在每个压缩机端盖 46 之间并覆盖凸轮组件 42,其中在图 5A 中示出了凸轮组件 42。板 352 由吸音材料制成,并使用一些技术直接地或者间接地固定到压缩机上。在示出的实施例中,板只覆盖压缩机端盖之间的区域,以阻止热积聚。然而,可以理解的是,板尺寸、形状和位置可改变。例如,本发明设想提供在整个压缩机周围设置压缩机套 350。

[0312] 在示出的实施例中,压缩机 14 直接安装到空气集管 16 上。压缩机直接安装到集管上可把振动从压缩机传递给集管,这可导致噪音产生。为了阻止这种振动传递,本发明设想在压缩机 14 和固定压缩机的集管(在图 37 中未示出)之间设置隔离器 360。在典型的实施例中,隔离器 360 由例如橡胶的柔性管限定,设置在每个压缩机端盖入口和出口。在压缩机 14 操作期间发生在压缩机的振动通过隔离器 360 被阻止传递到集管。

[0313] P. 电池寿命最佳化

[0314] 在本发明典型的实施例中,便携式氧气浓缩器在蓄电池中使用锂离子电池,一起称为蓄电池包,向系统的各种部件提供电能。锂离子电池具有已知的放电速率特征,在图 42 中示出了其中的实例。X 轴是 mA-hr 或者 mili-ampere X 小时。在 0mA-hr,锂离子电池剩余 100% 电能,而在 2100mA-hr,电池剩余 0 电能。在此图中的每条直线 370、372、374 和 376 在不同的放电电流电压如何随着时间减小(逐渐大的 mA-hr)。在此图表中,产生的电流从 0.42-4.2A 改变 10 倍。产生的电流越大,用于消耗相同能量的电压就越低(mA-hr)。

[0315] 在本发明的设备 10 中,在筛床加压期间,从电池包产生的电流被限制在大约 4 安培或者更少。然而,电池包具有在 8 安培放电的能力。通过把峰止电流限制到 4A,结果是通过把产生的电流限制到最大电流的一半而将避免在直线 370 操作,而替代的是,在直线 372

操作。如图 42 所示,直线 372、374 或者 376 相对类似,从而当设备在该电流范围操作时在运行时间上有最小的减少。只有当电流增加到直线 370 时,出现工作时间显著减少。

[0316] 本发明的设备把 PSA 过程和电机最大电流与在锂离子电池中所固有的放电特性匹配,以便该设备从电池包中“挤出”全部能量,从而实际的运行时间接近最大的理论运行时间。此外,当两个蓄电池(电池)用于电池包时,从每个电池产生的电流进一步限制,从而每个电池以甚至更低的当前直线操作,例如直线 374 或者 376。

[0317] 尽管为了说明的目的根据目前认为是最实用和优选的实施例已经详细描述了发明,然而应该理解的是,这种详细只是为了该目的和发明不局限于公开的实施例,而相反,是用来覆盖在附加权利要求书精神和范围内的各种改型和等同方案。例如,应该理解的是,本发明设想,在可能的程度上,任何实施例的一个或多个特征可与任何其他实施例的一个或多个特征结合。

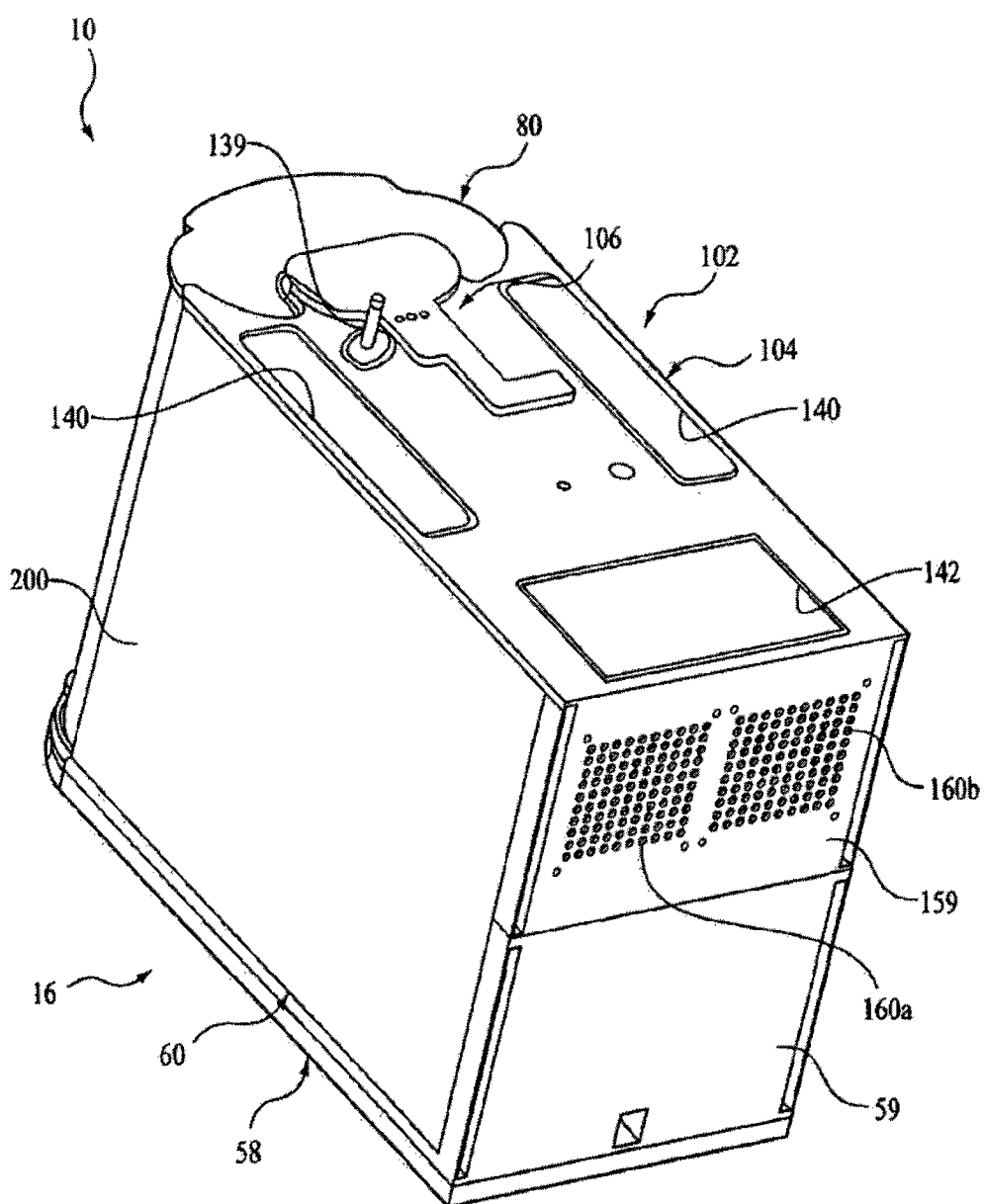


图 1A

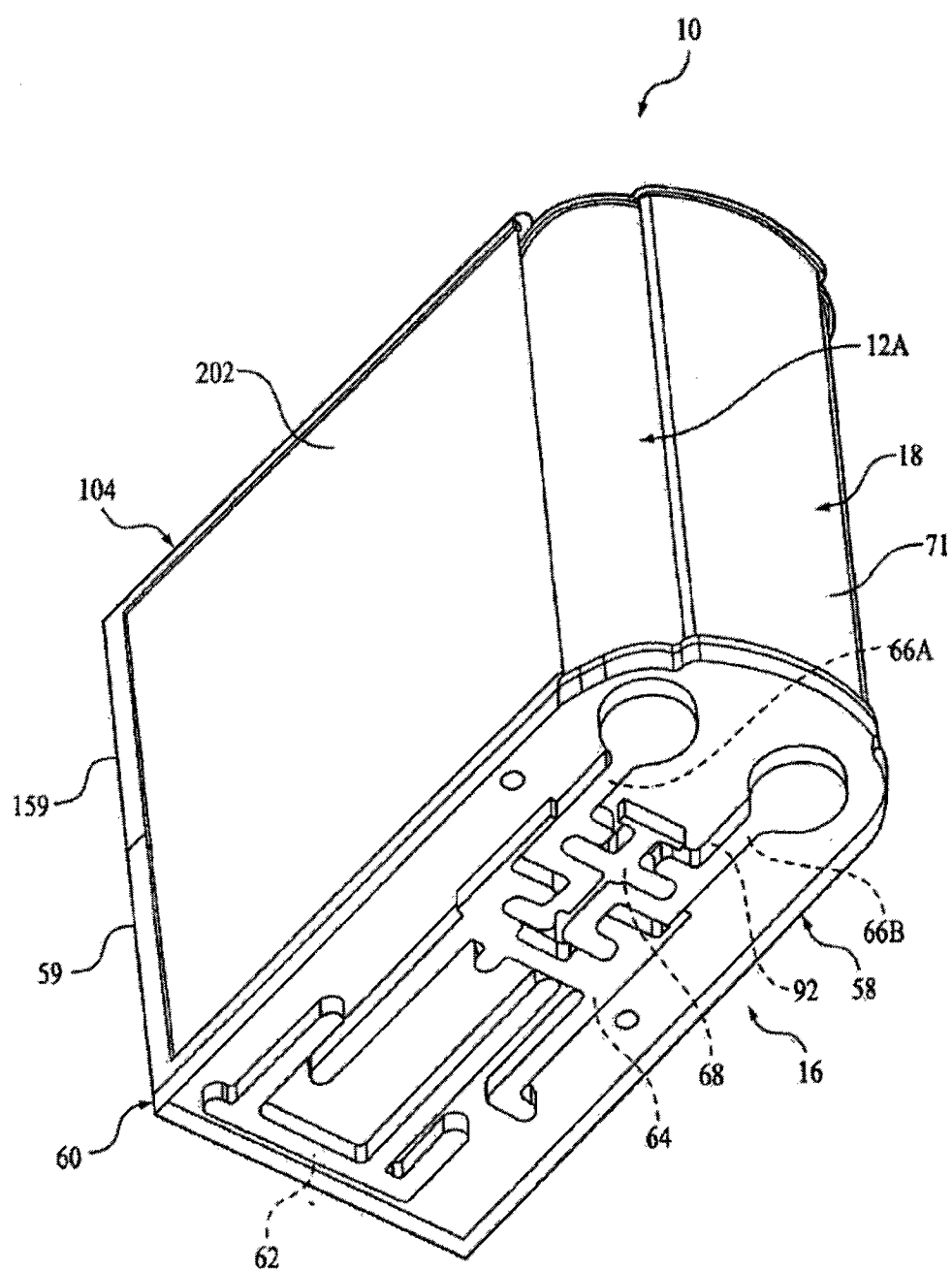
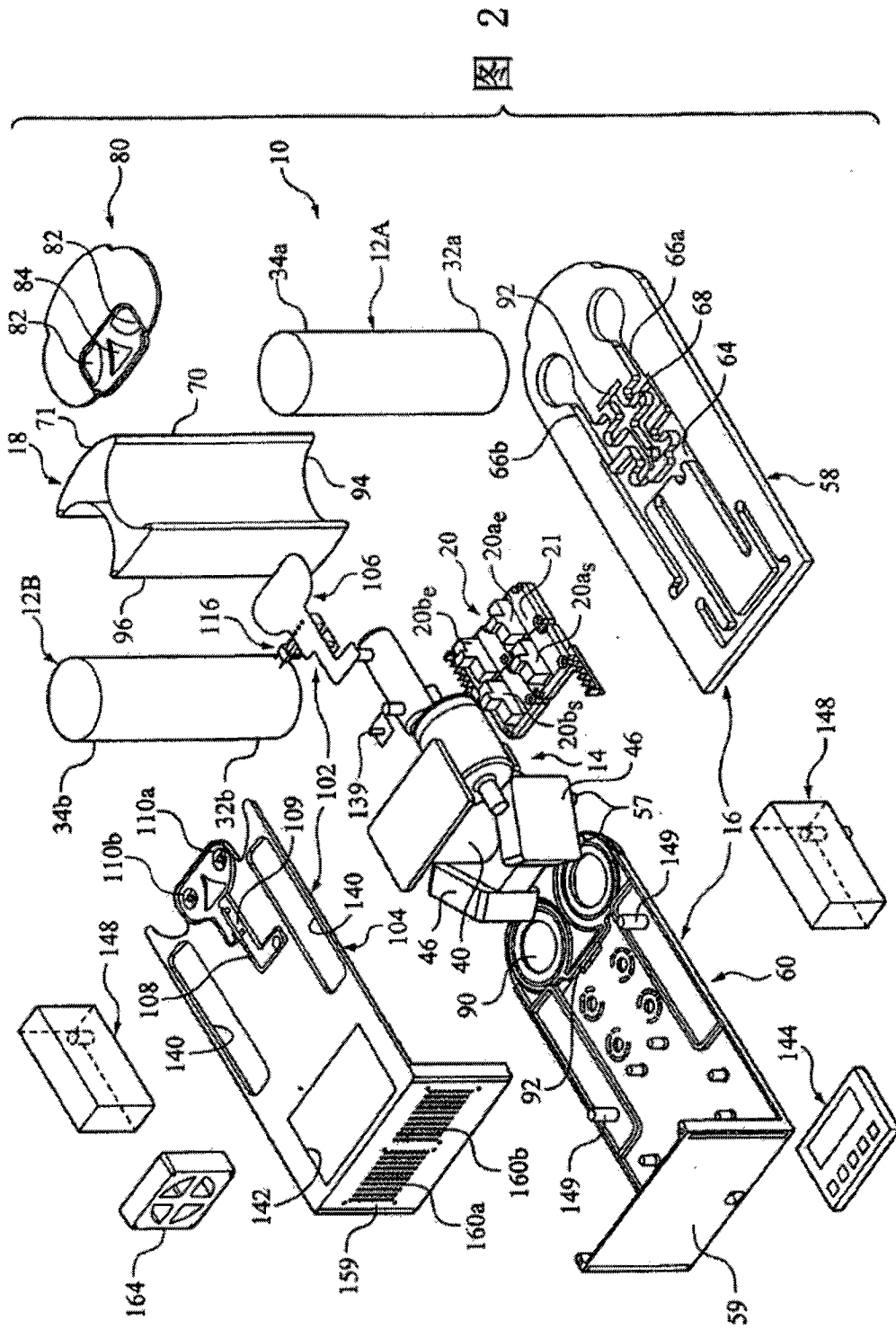
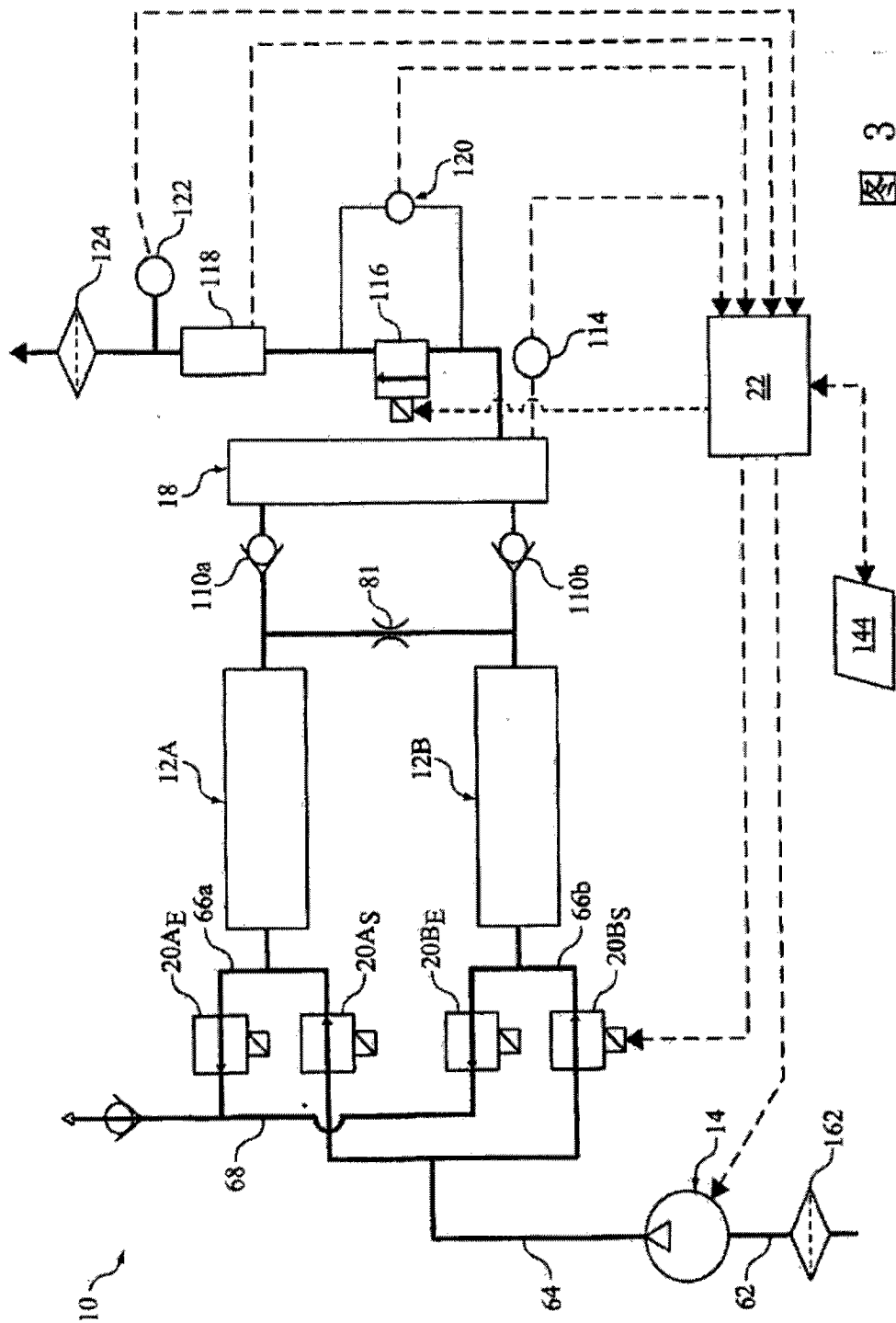


图 1B





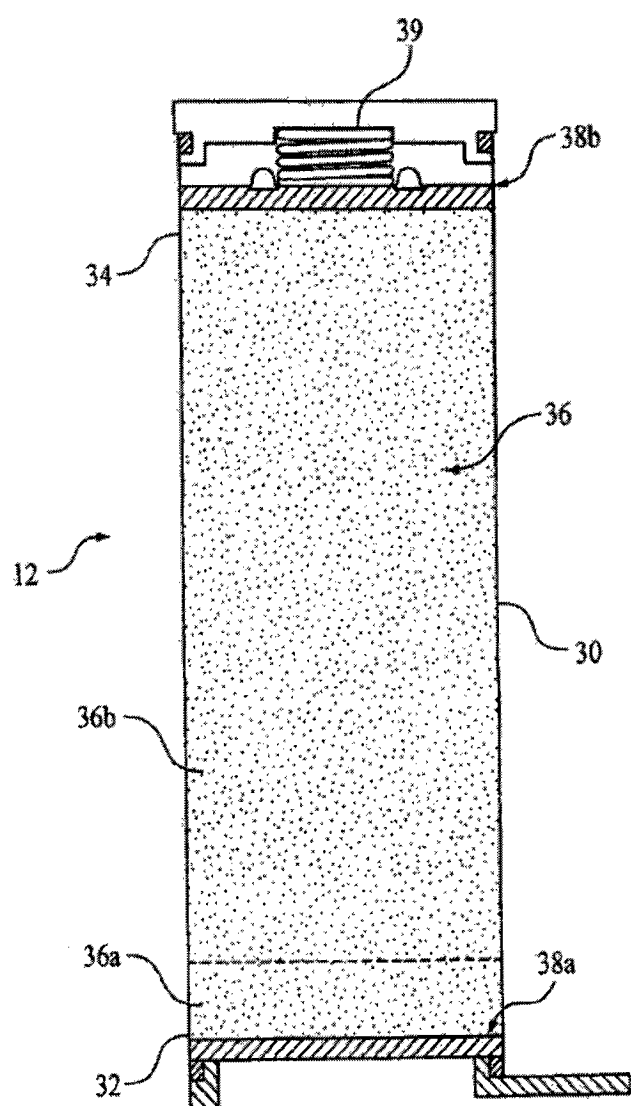


图 4

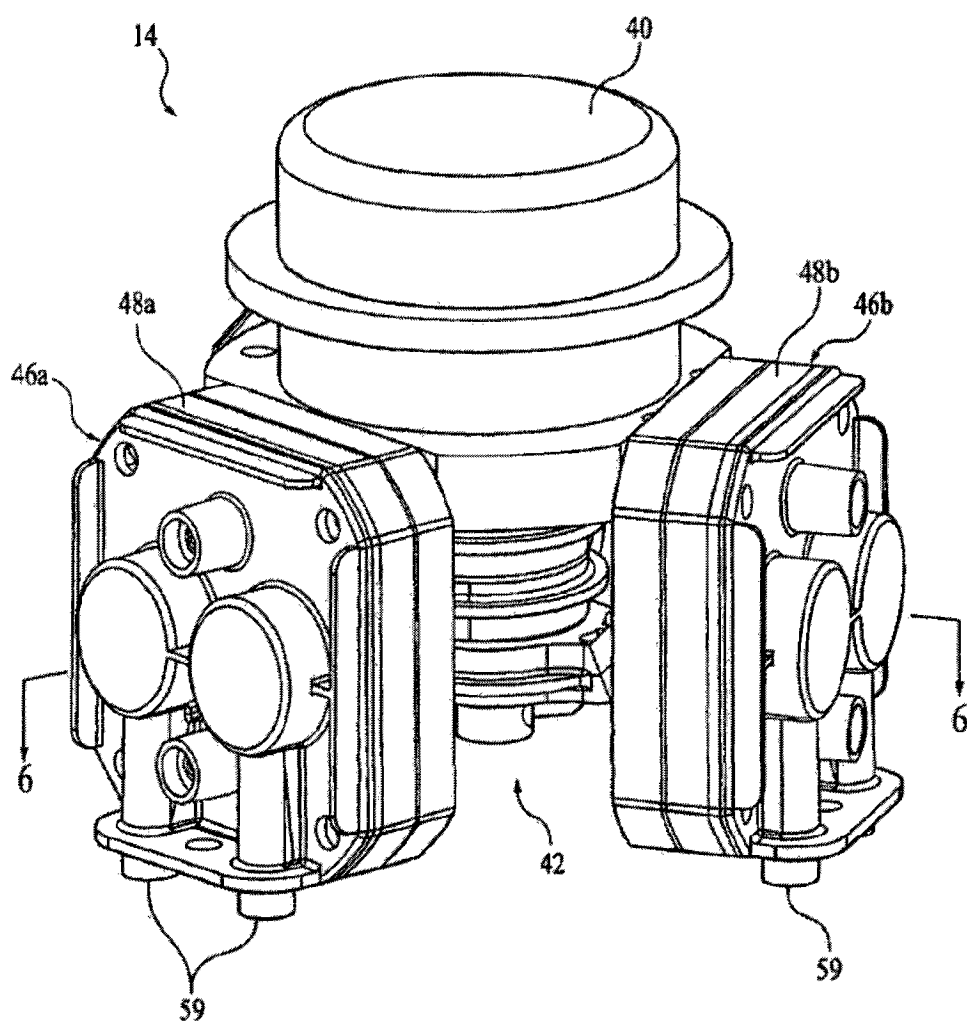


图 5A

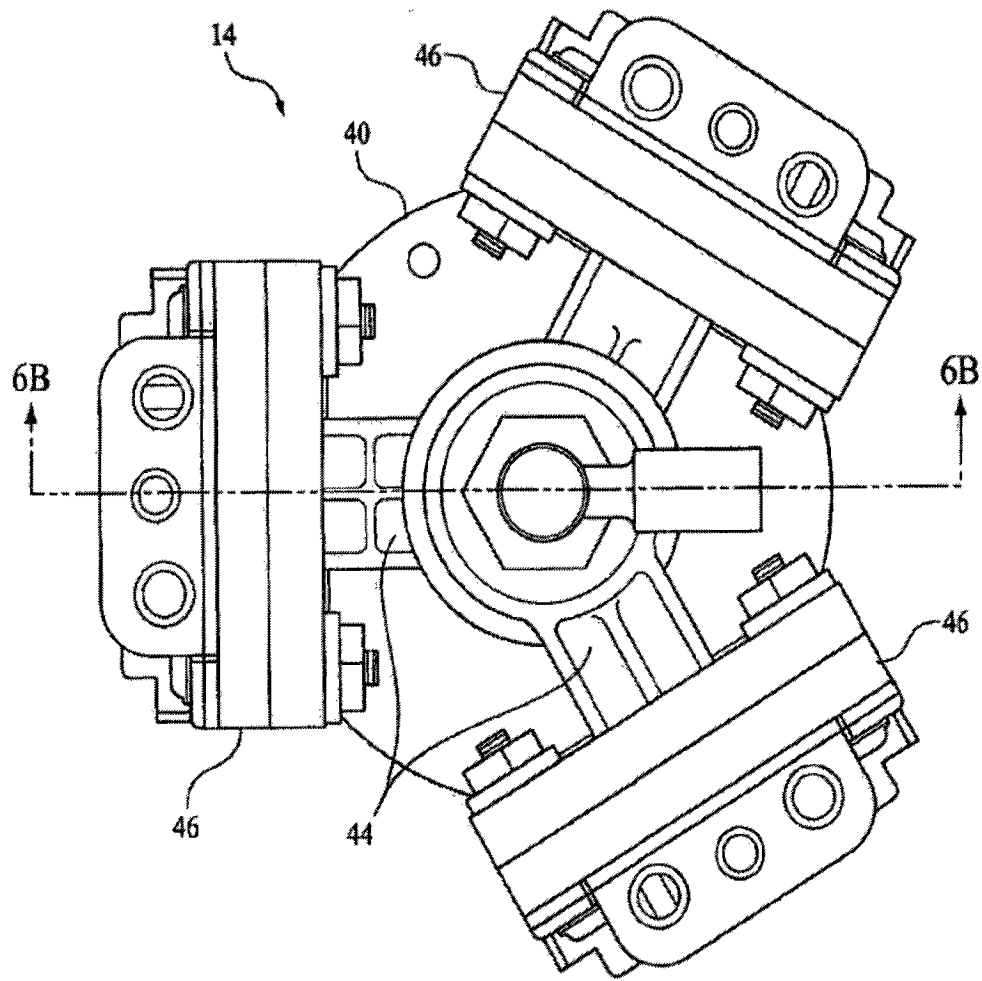


图 5B

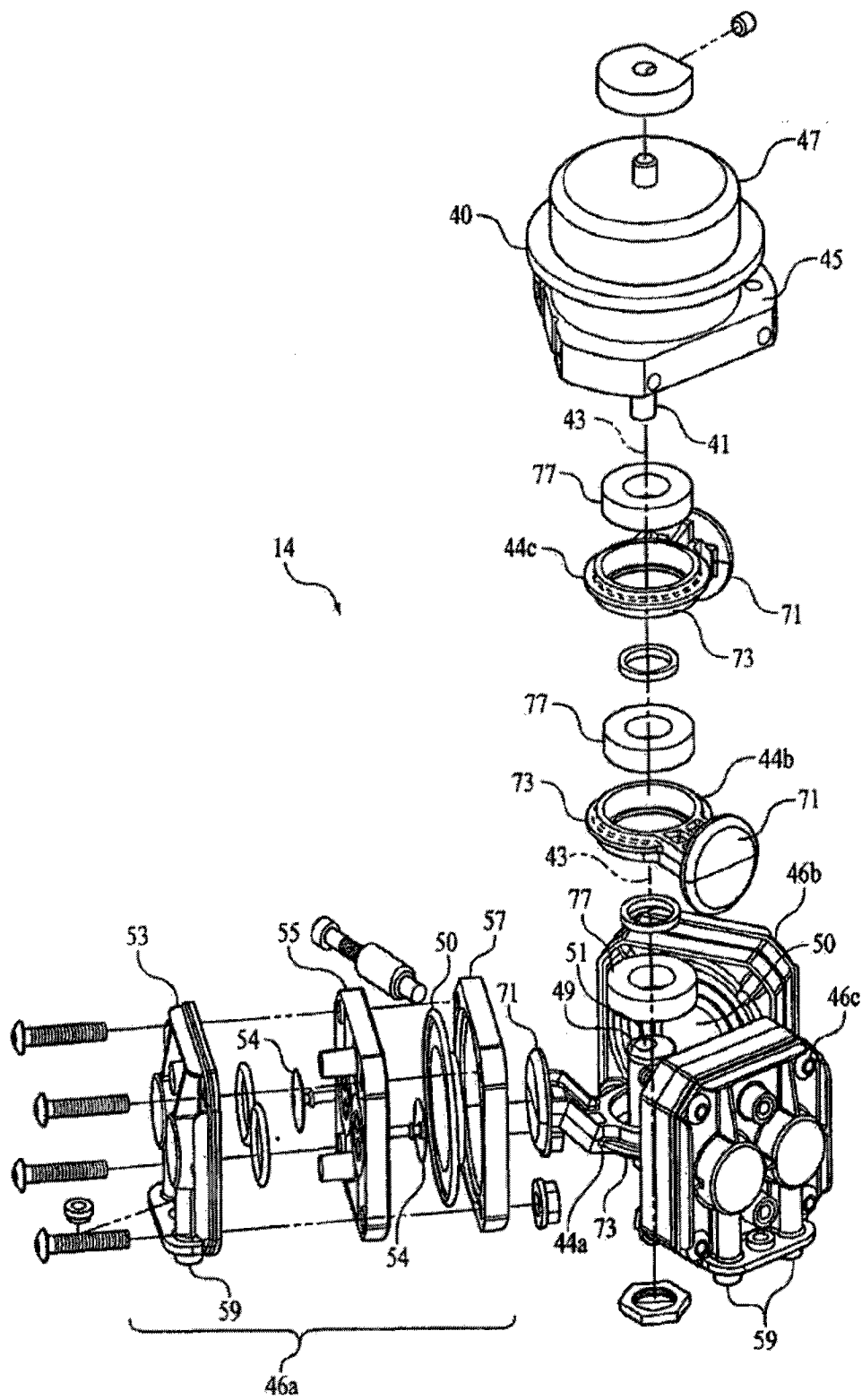


图 5C

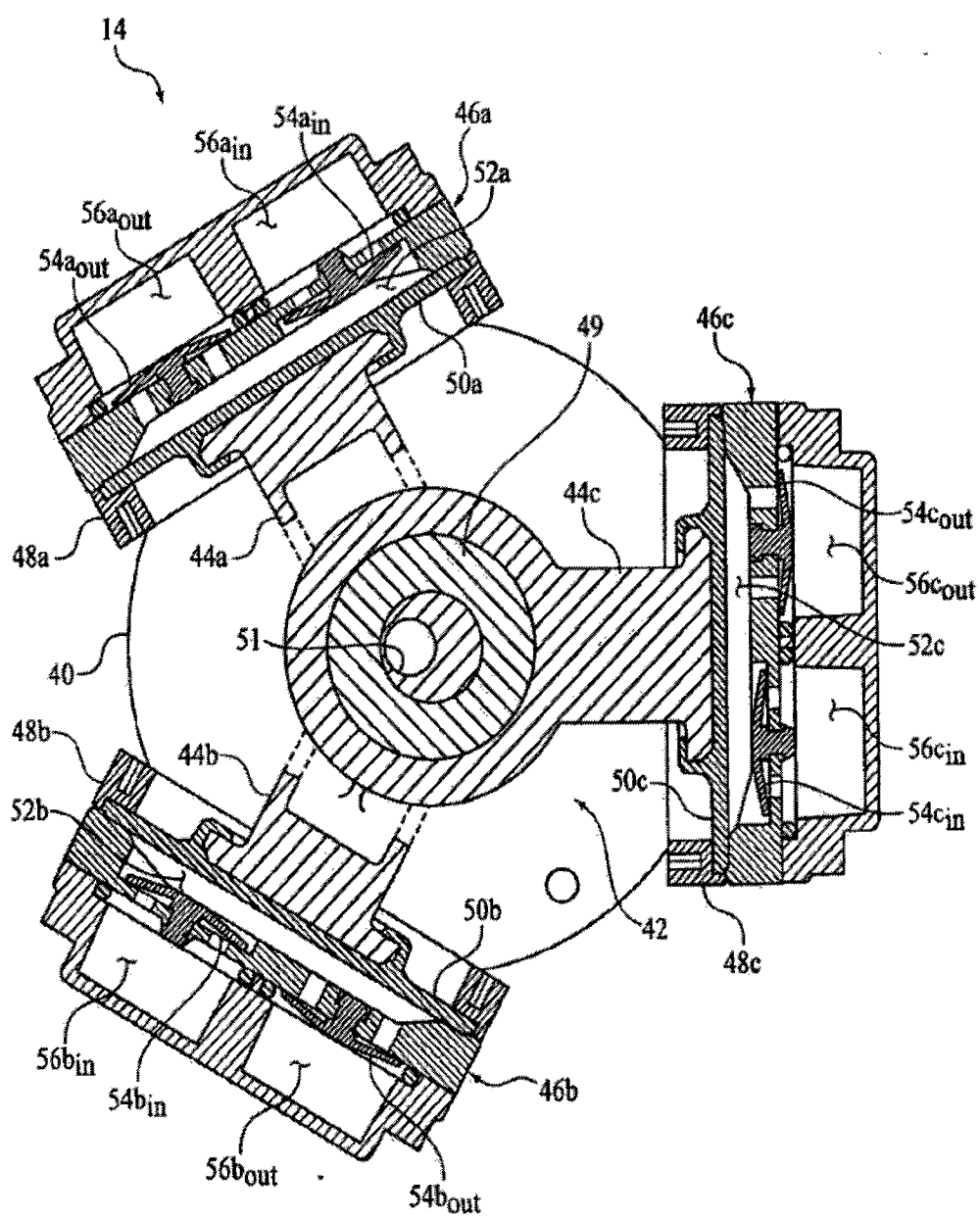


图 6A

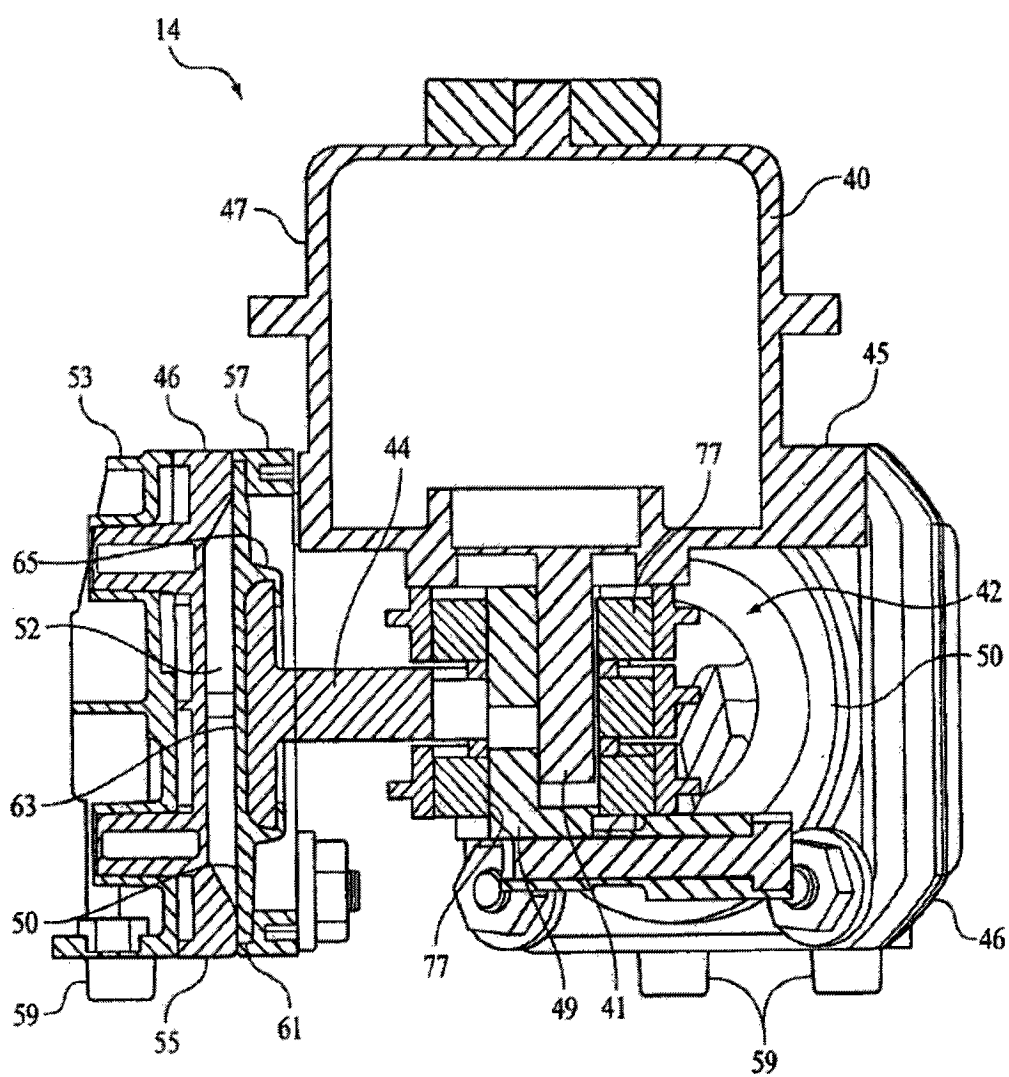


图 6B

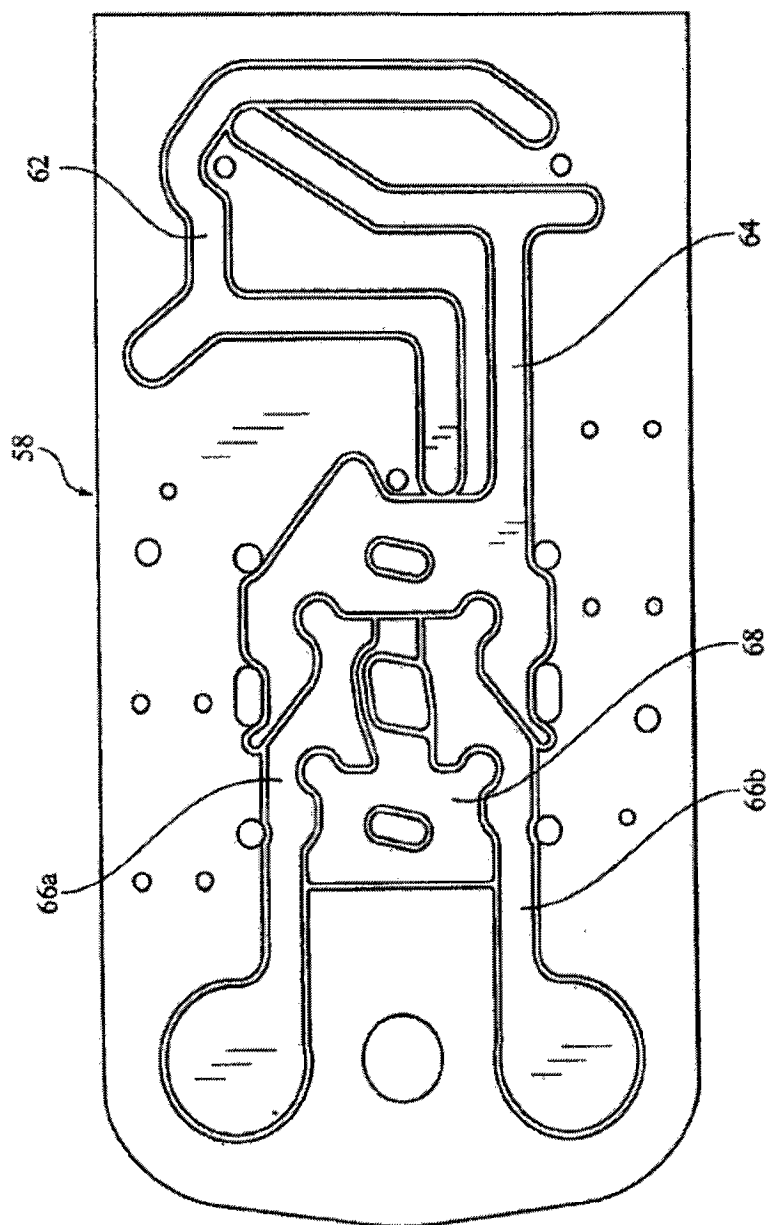


图 7

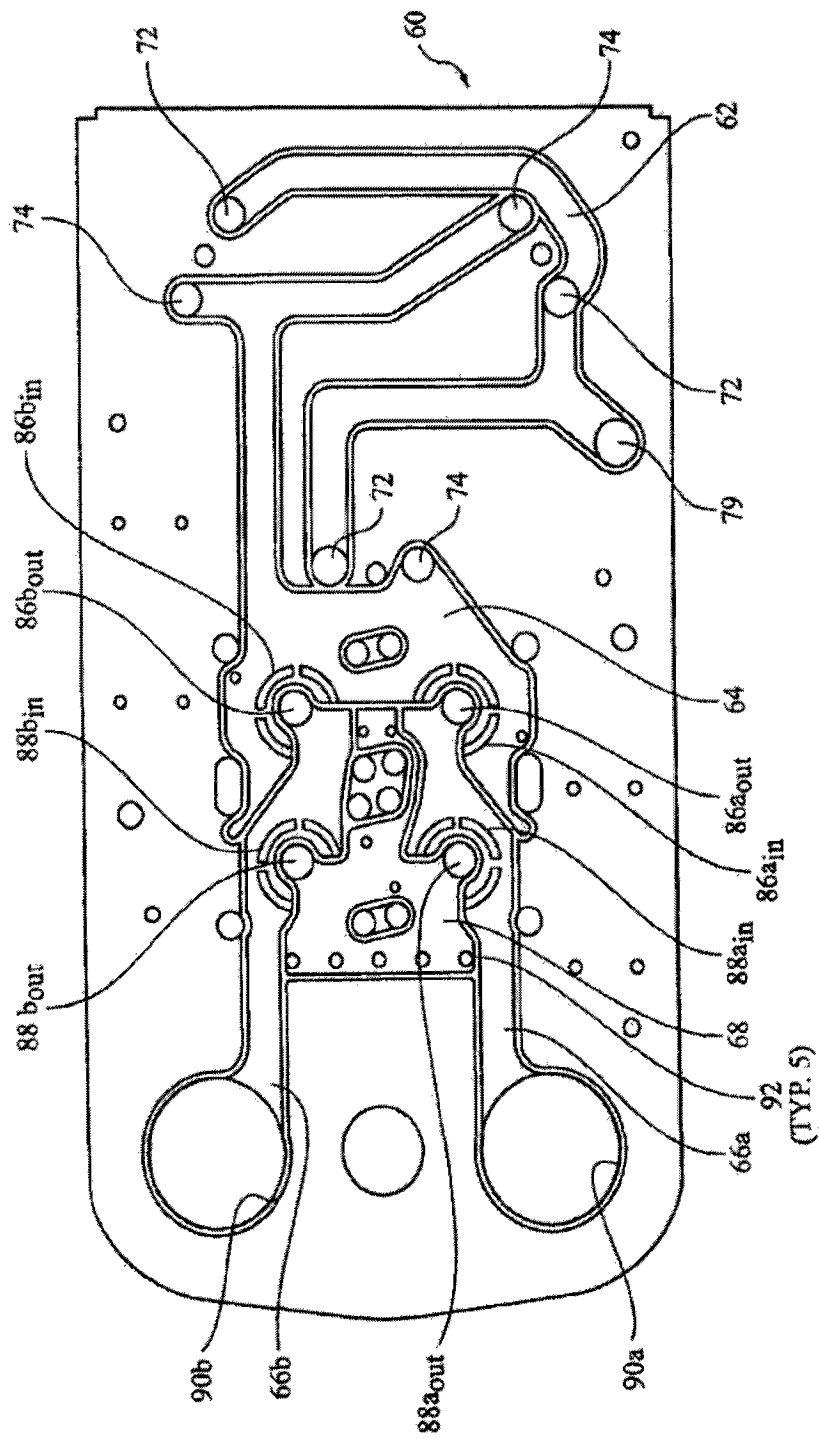


图 8A

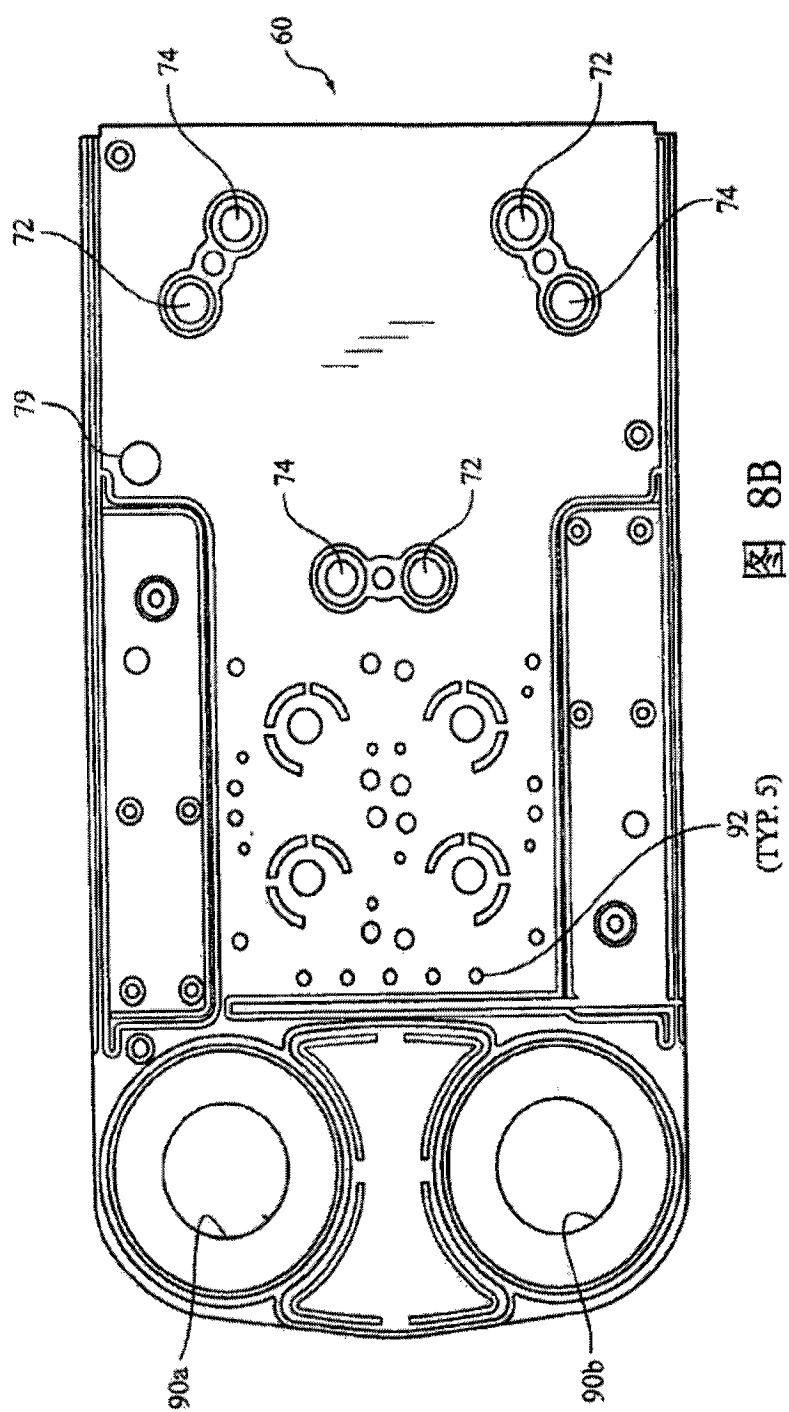


图 8B

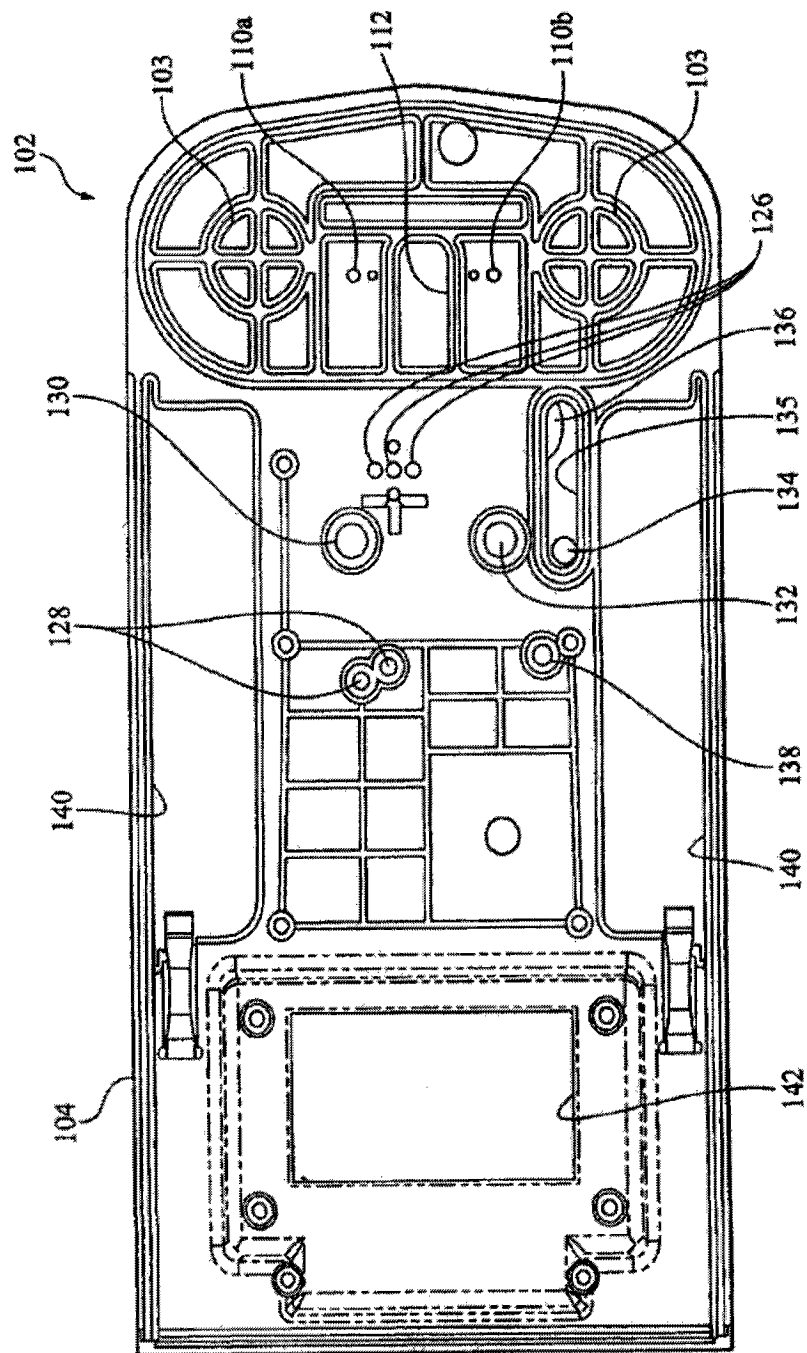
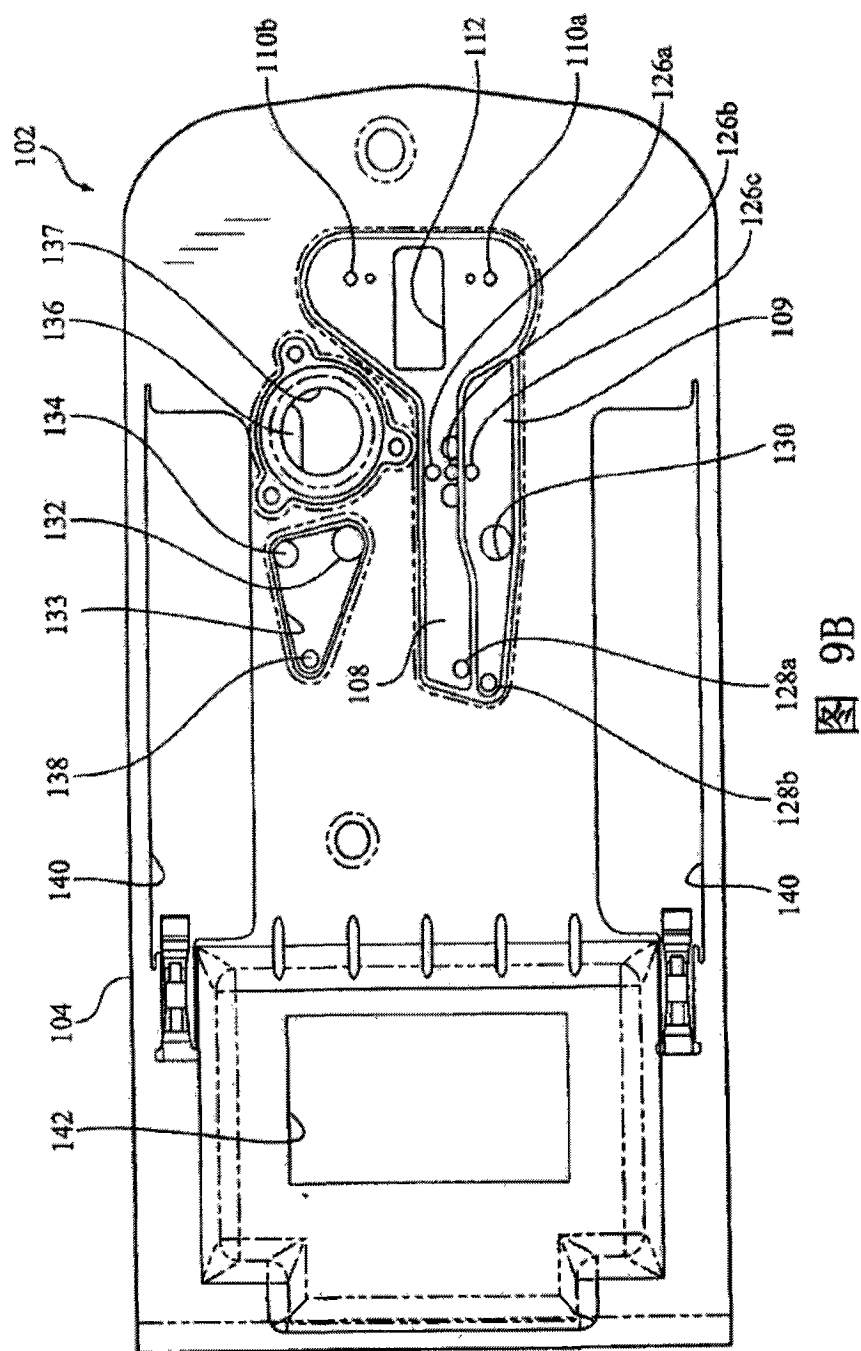


图 9A



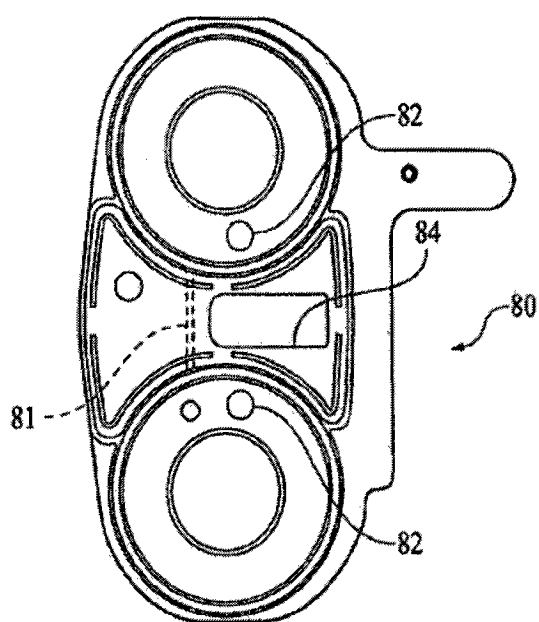


图 10A

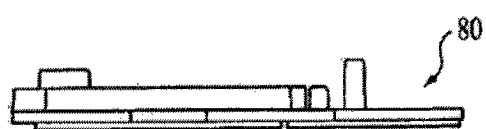


图 10B

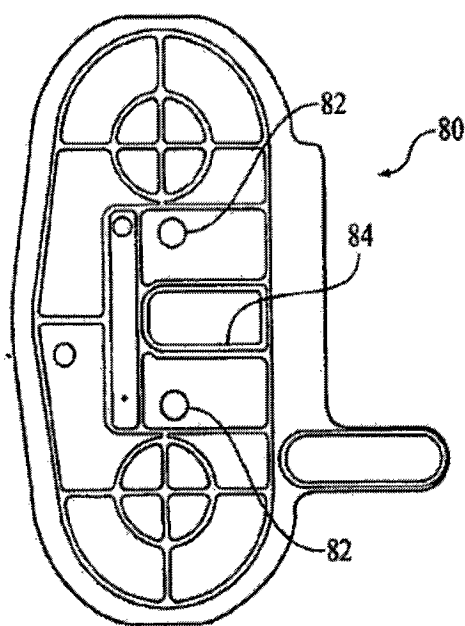


图 10C

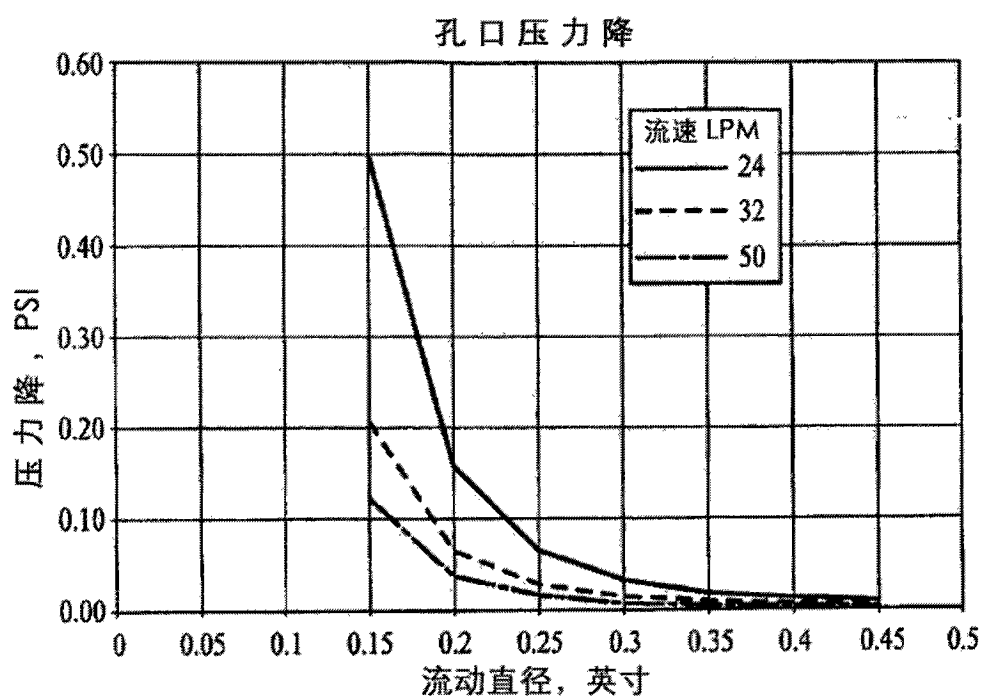


图 11

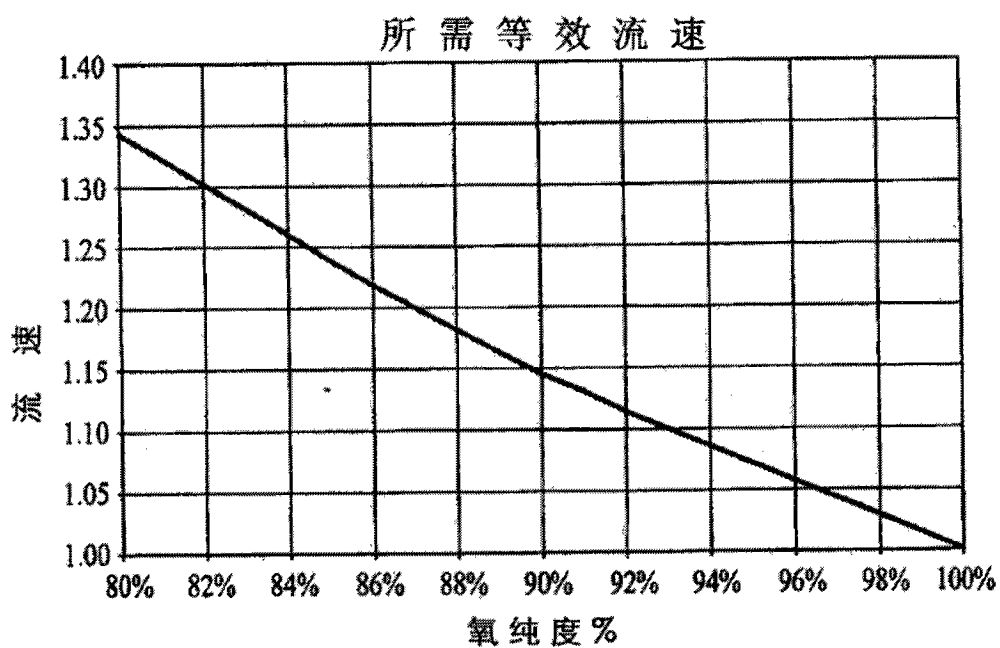


图 12

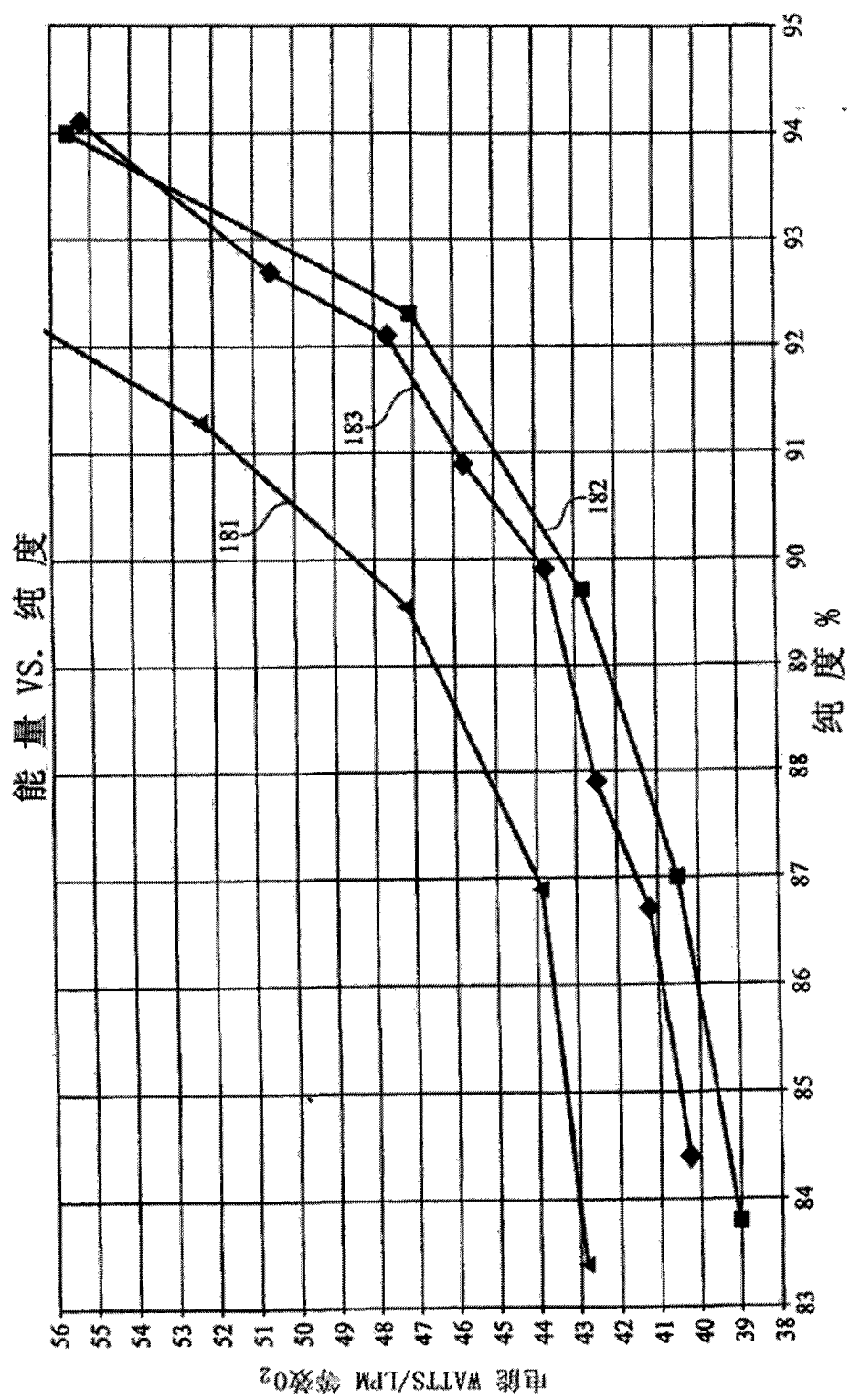


图13

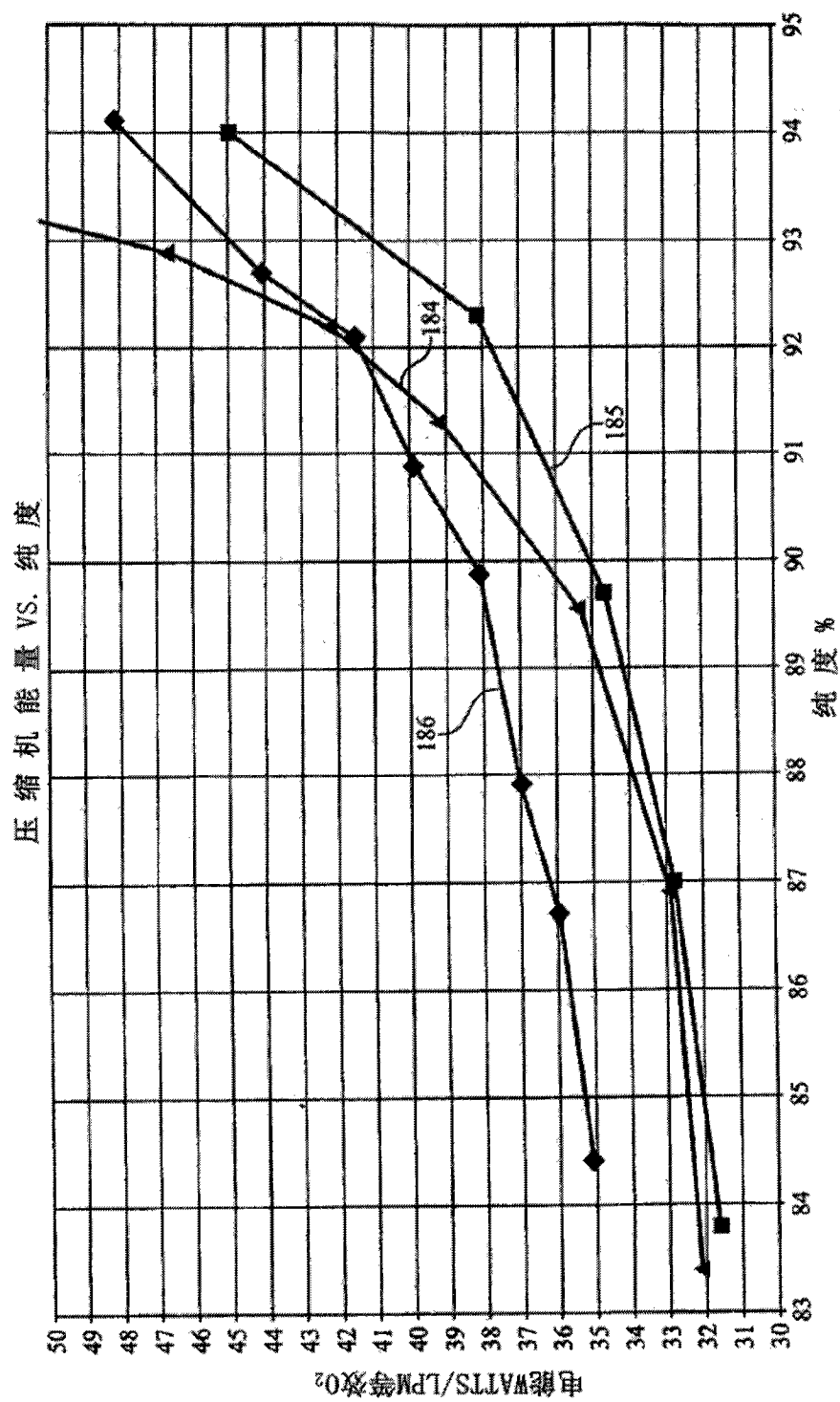


图14

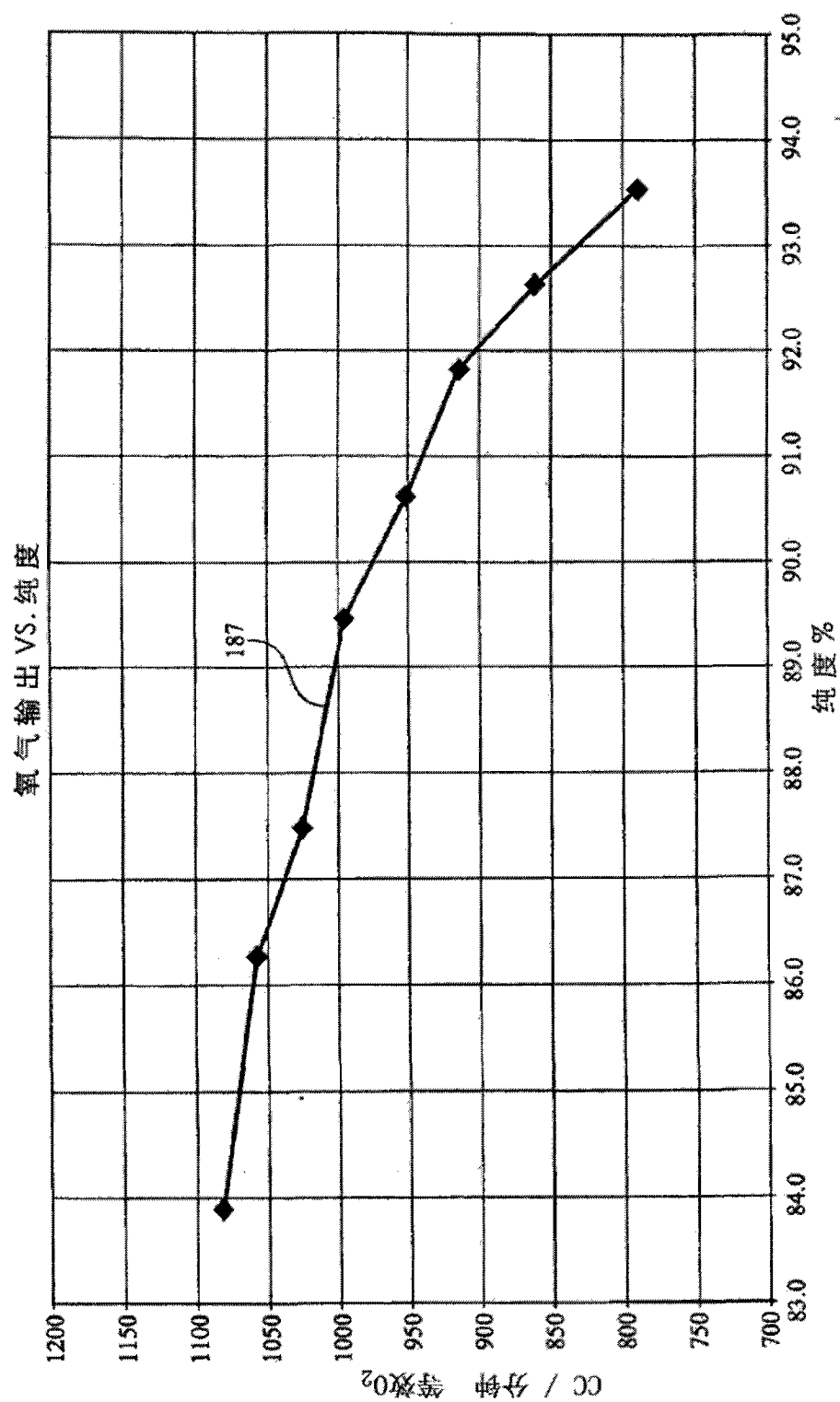


图15

设置 4.5											全部	仅压缩机
时间	伺服MEX	气压表	附近的O ₂ %	V	A	阀门增益	脉冲ML	总 MV	MV O ₂	WATTS	W/LPM	W/LPM
8:41	84.4	1011	83.9	18.1	2.44	1025	68	1360	1083	44.2	40.3	35.1
8:28	86.7	1010	86.3	18.1	2.43	975	64	1280	1058	44.0	41.2	35.9
8:09	87.9	1010	87.5	18.1	2.43	925	61	1220	1026	44.0	42.5	37.0
7:51	89.9	1010	89.5	18.1	2.35	875	57.5	1150	996	42.5	43.8	38.1
7:26	90.9	1008	90.6	18.1	2.37	825	54	1080	952	42.9	45.8	39.9
6:51	92.1	1008	91.8	18.1	2.35	775	51	1020	914	42.5	47.7	41.6
4:40	92.7	1006	92.6	18.1	2.51	725	47.5	950	861	45.4	50.6	44.1
9:15	94.1	1011	93.5	18.1	2.39	650	43	860	790	43.3	55.2	48.1
平均能量										43.6		

设置 3											全部	仅压缩机
时间	伺服MEX	气压表	附近的O ₂ %	V	A	阀门增益	脉冲ML	总 MV	MV O ₂	WATTS	W/LPM	W/LPM
10:34	83.8	1012	83.2	18.1	1.63	1075	48	960	756	29.5	39.0	31.6
10:18	87	1012	86.4	18.1	1.65	975	44	880	728	29.9	40.5	32.8
10:01	89.7	1012	89.1	18.1	1.63	875	40	800	689	29.5	42.8	34.7
9:45	92.3	1012	91.7	18.1	1.63	775	35	700	626	29.5	47.1	38.2
9:30	94	1012	93.3	18.1	1.61	650	29	580	531	29.1	55.5	45.0
平均能量										29.5		

设置 2											全部	仅压缩机
时间	伺服MEX	气压表	附近的O ₂ %	V	A	阀门增益	脉冲ML	总 MV	MV O ₂	WATTS	W/LPM	W/LPM
10:29	83.4	1019	82.3	18.1	1.25	1100	33	660	521	22.6	42.3	32.1
10:12	86.9	1019	85.7	18.1	1.24	1000	30.5	610	509	22.4	43.3	32.9
9:55	89.55	1019	88.3	18.1	1.25	900	27.3	546	474	22.6	47.3	35.4
9:12	91.3	1018	90.1	18.1	1.22	800	24	480	427	22.1	52.3	39.2
8:26	92.2	1017	91.1	18.1	1.27	725	22	440	397	23.0	56.3	42.2
6:20	92.9	1020	91.5	18.1	1.2	650	19.7	394	359	21.7	62.3	46.7
6:53	93.3	1020	91.9	18.1		575	17.6	352	322	22.4	69.3	52.0
平均能量										22.4		

图 16

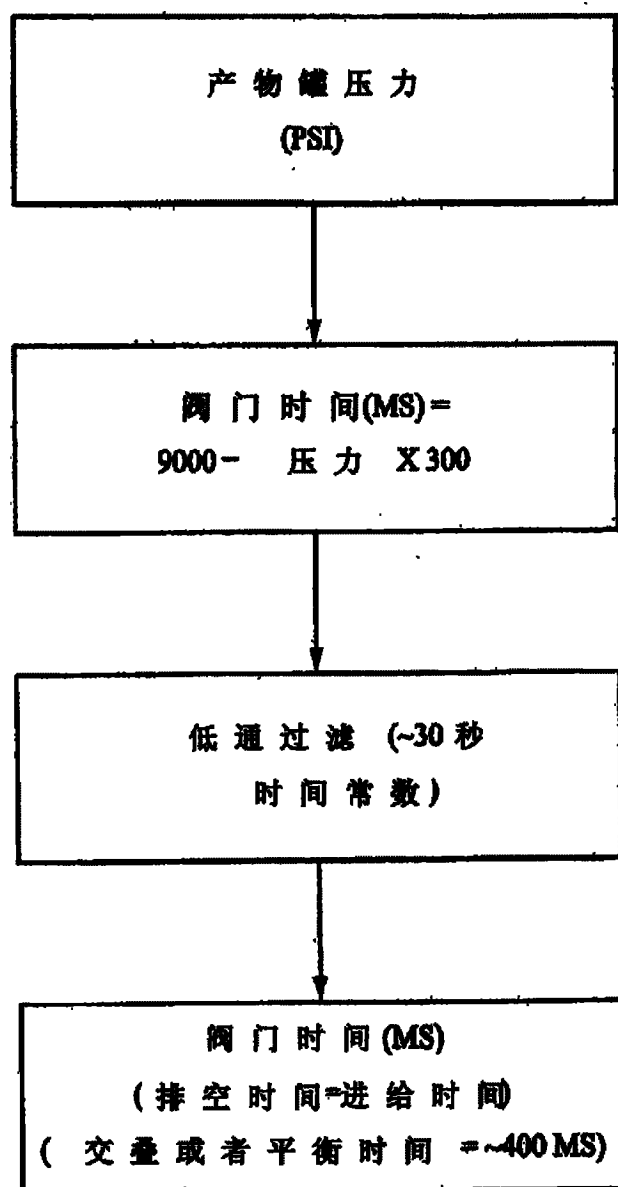


图 17

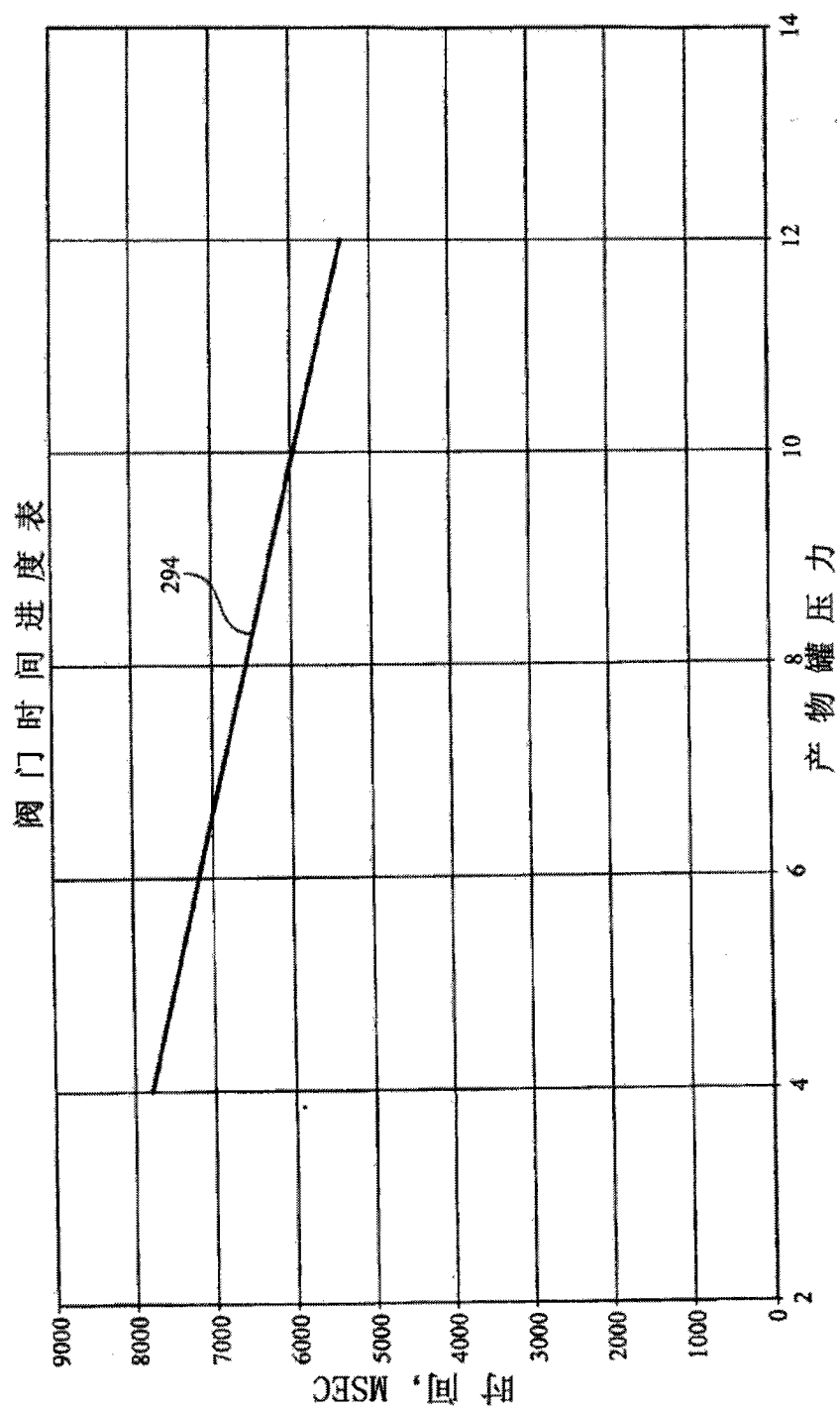
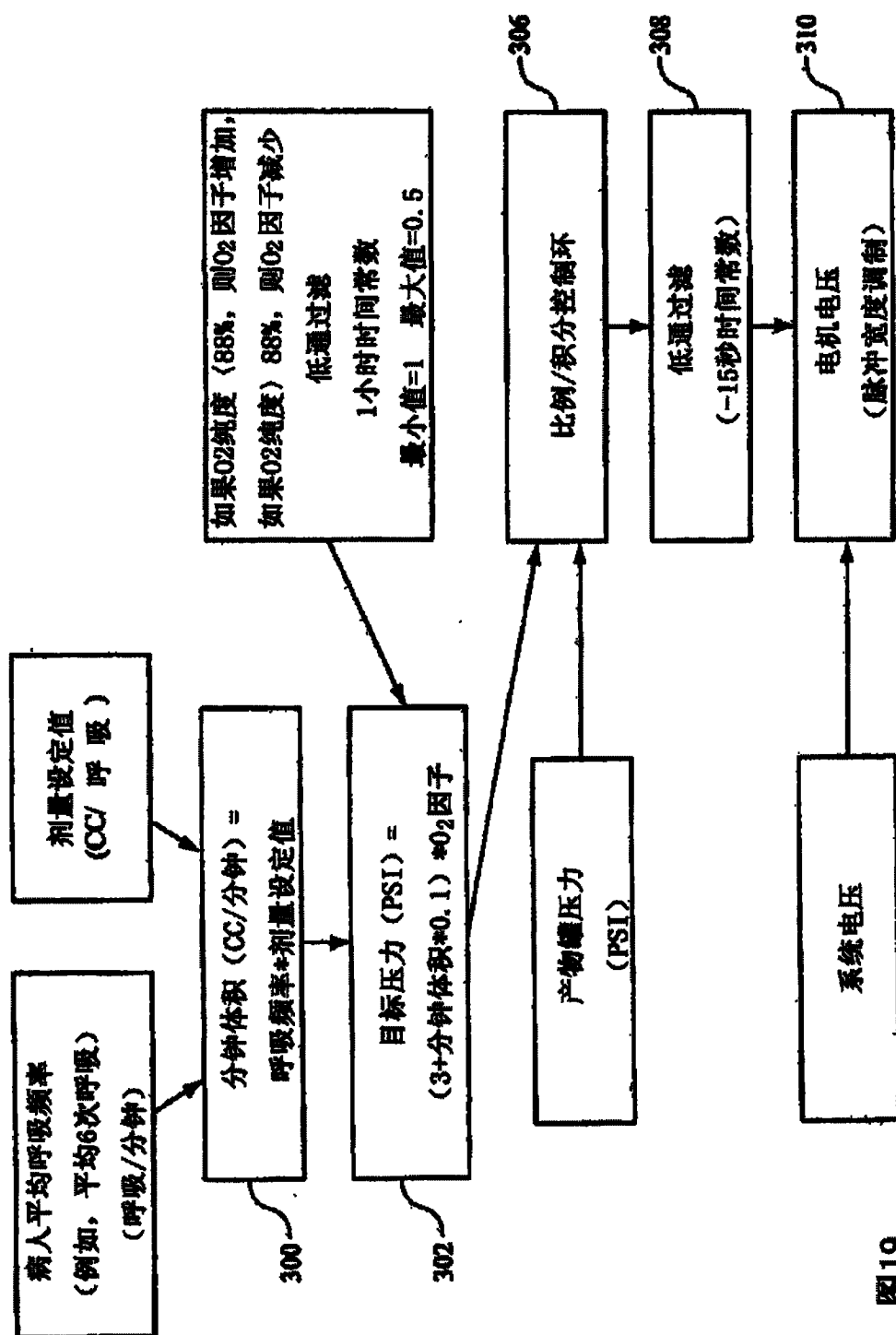
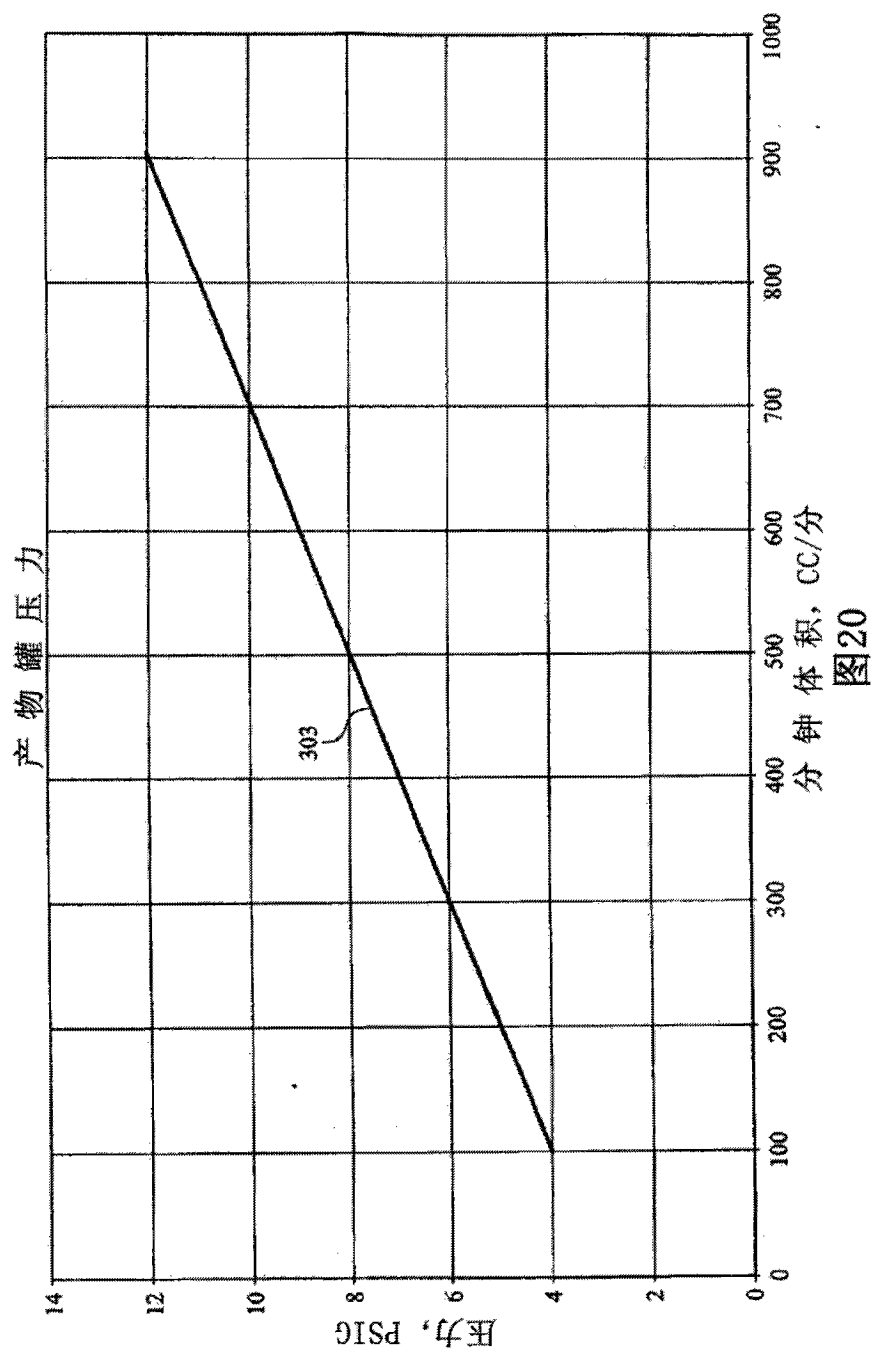


图18



61图



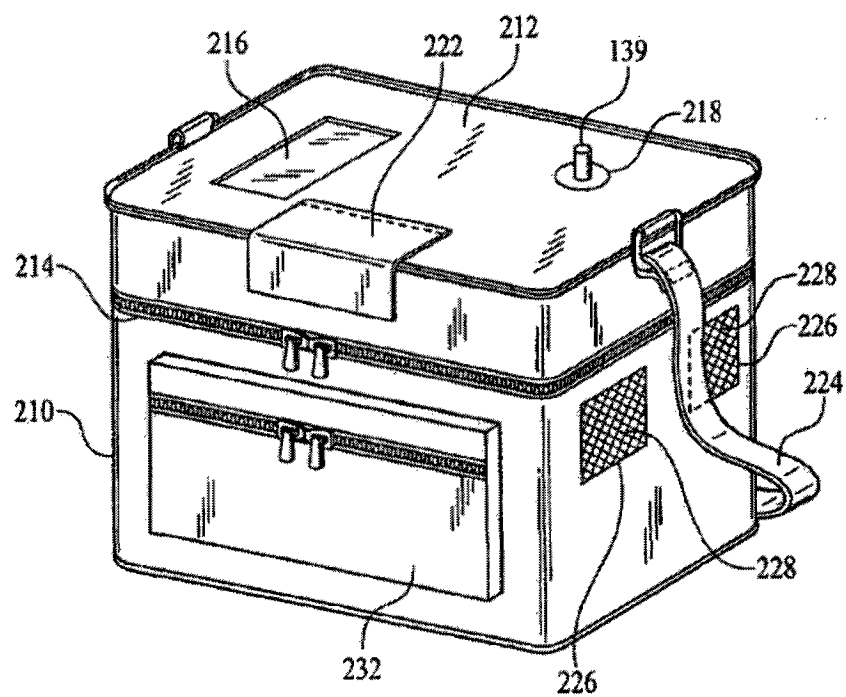


图 21

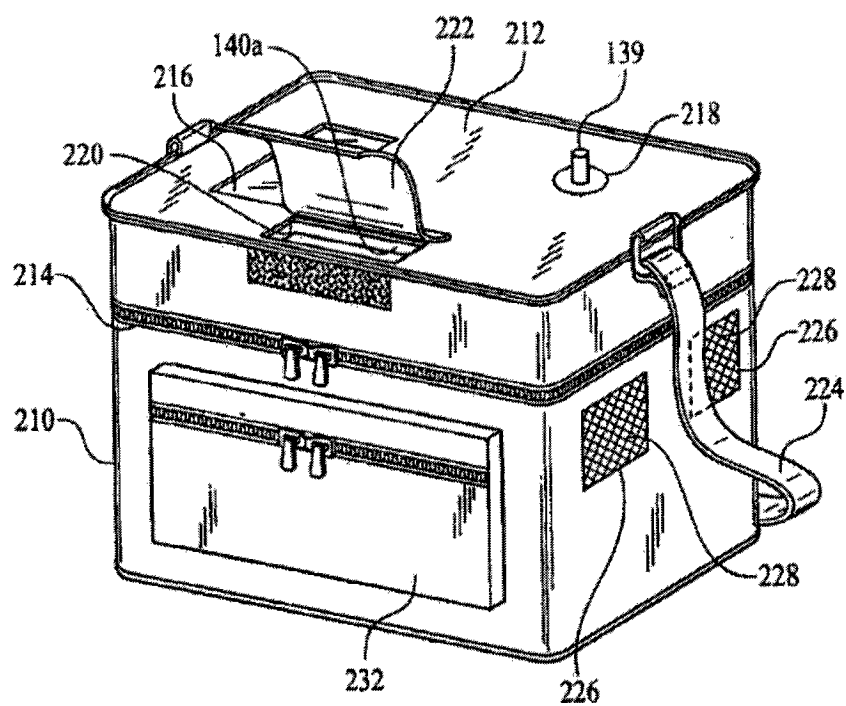


图 22

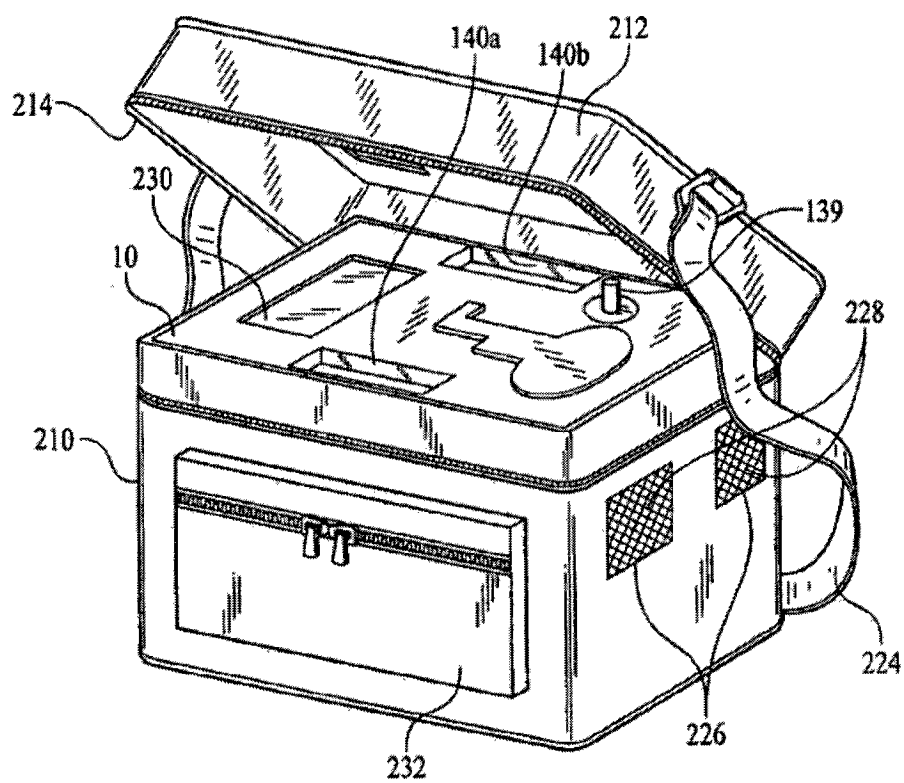


图 23

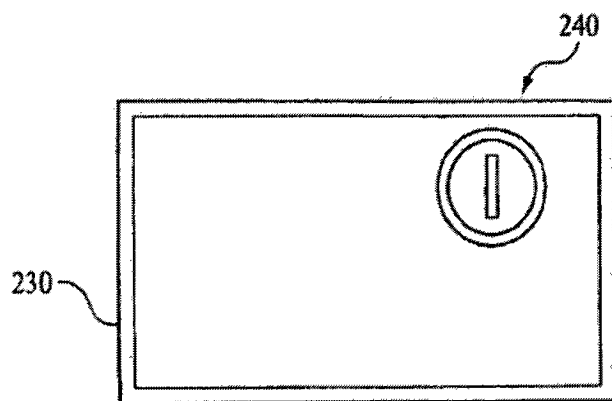


图 24

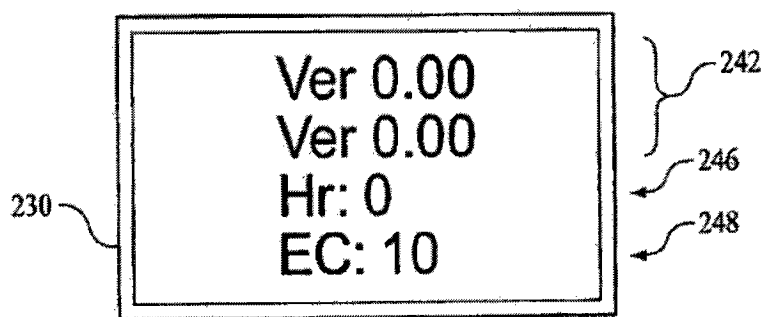


图 25

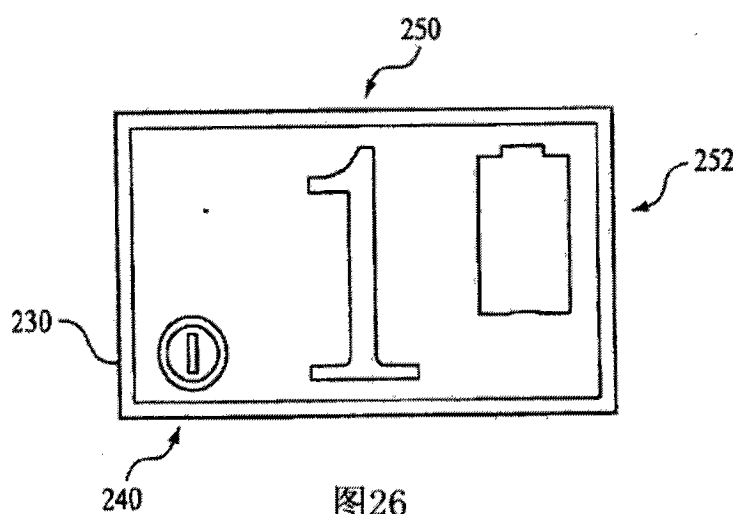


图26

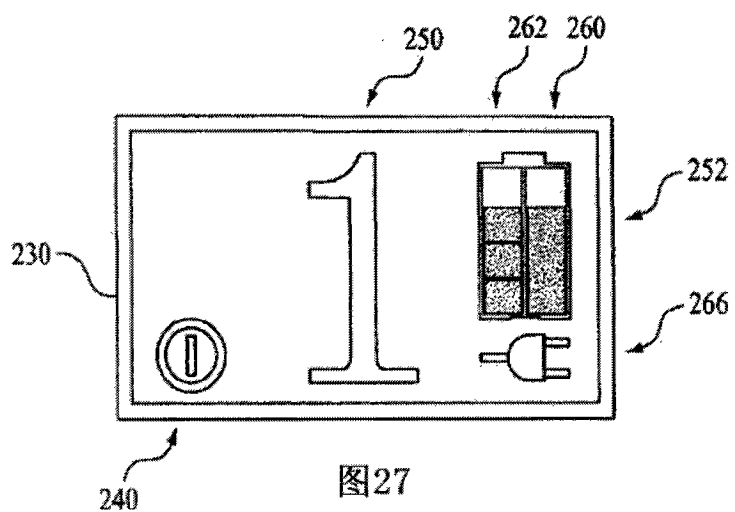
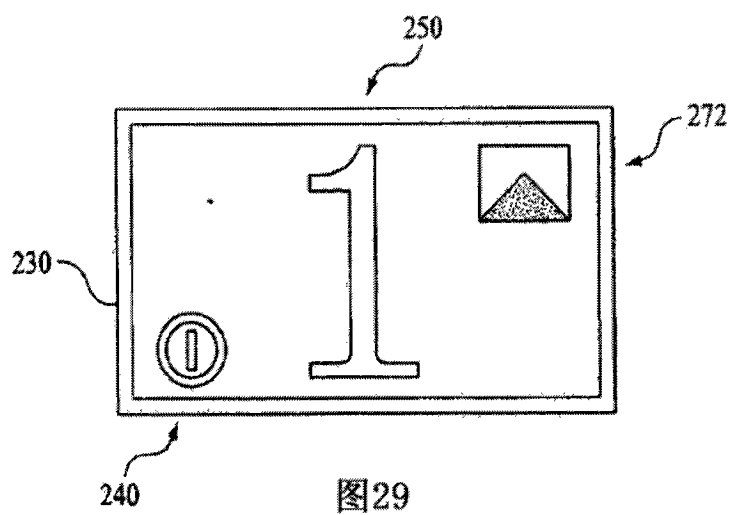
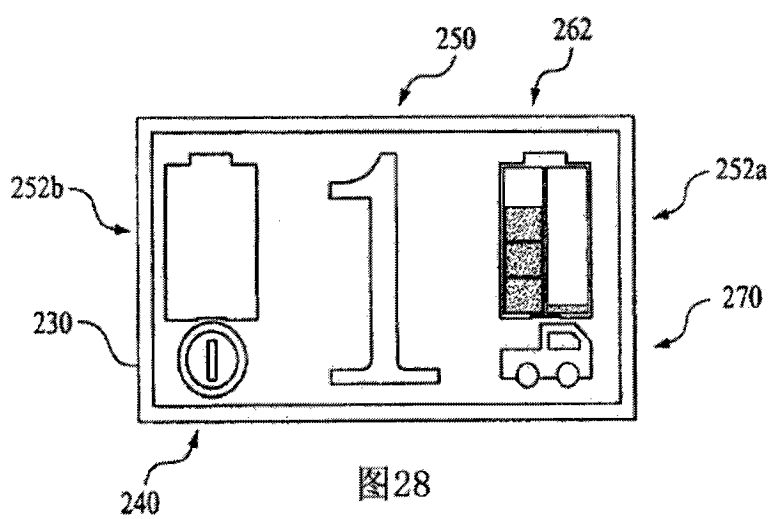
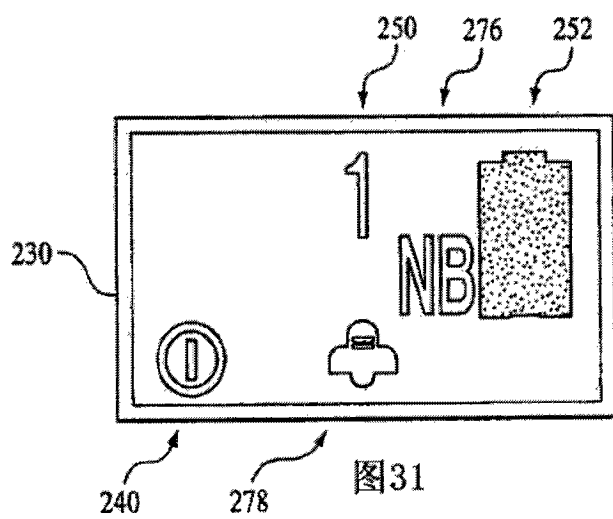
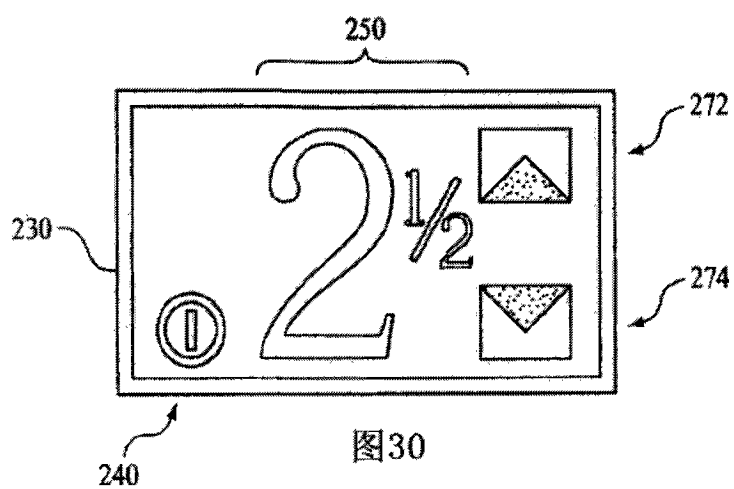


图27





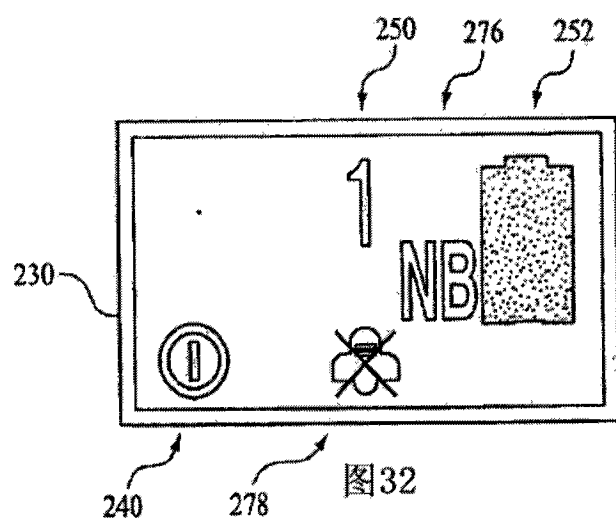


图 标	名 称
NB	无呼吸报警
O2	氧浓度报警
HR	高速呼吸报警
TF	技术故障/一般故障报警
	声音报警图标
	报警停止图标
 (FLASHING)	电池低位报警
 (FLASHING)	电池耗尽报警

图 33

	AirSep Lifestyle	Inogen	SeQual	AirSep Freestyle	本发明
运行时间-设定 2@20呼吸每分钟	50分钟	3小时	1小时 (大约)	2.5小时 (6小时 w/ 电池条)	8小时
最大流量@100% 等效O ₂	0.6 lpm est. (根据测试)	0.65 lpm (根据转换 90%O ₂ 的0.75 lpm)	2.65 lpm (根据转 换为90%O ₂ 的 0.75 lpm)	0.36 (根据Lifestyle 3vs. 5的最大稳定 估计)	0.90 lpm
重量	9.8 lbs	9.7 lbs	17.4 lbs	4.4 lbs (6.2 lbs w/ 电池条)	9.8 - 10 lbs
噪音	小于 55 dB	35.2 dB	48 dB	小于 55 dB	57 dB 或更低
总尺寸	5.5 x 7.25 x 16.31 英寸 (650 in ³)	11.62 x 6.00 x 12.39 英寸 (863 in ³)	19.3 x 12.3 x 7.1 英寸 (1,685 in ³)	8.6 x 6.1 x 3.6 英寸 (188 in ³)	12 x 6 x 8.5 英寸 (612 in ³)
压缩机寿命	未知	未知	未知	未知	6000 小时

图34

设定	分钟体积 ml O ₂ /min	O ₂ 浓度		丸 剂 ml/呼吸	噪 音 最大 dB(A)	功率 Watts	电池工作时间	
		%最小	%最大				最大 (小时)	标称 (小时)
1 脉冲	200	86.0	93.0	11.8	48	16.8	13.80	10.7
2 脉冲	400	86.0	93.0	23.6	50	22.5	10.20	8.0
3 脉冲	600	86.0	93.0	35.4	52	30.0	7.80	6.0
4 脉冲	800	86.0	93.0	47.2	57	38.3	6.00	4.7
5 脉冲	900	86.0	93.0	59	57	45.0	5.10	4.0
6 脉冲	900	86.0	93.0	70.8	57	45.0	5.10	4.0

图35

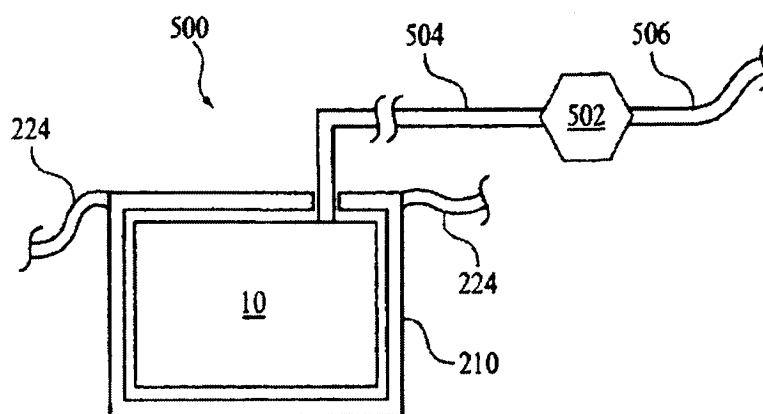


图 36

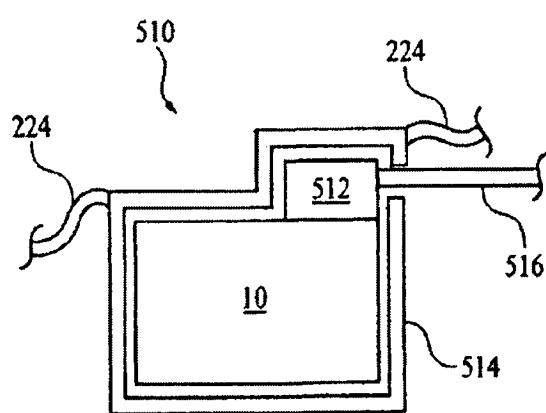


图 37

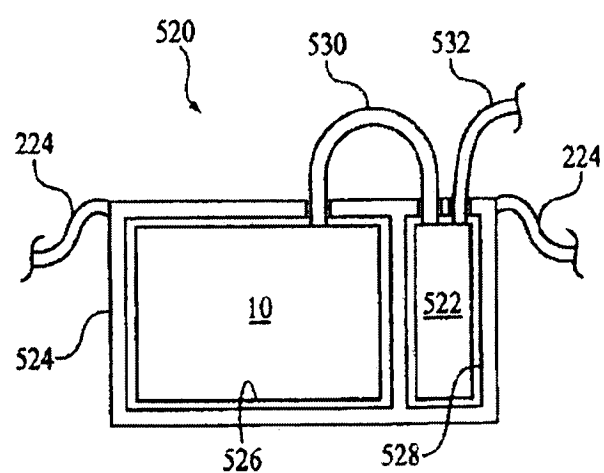


图 38

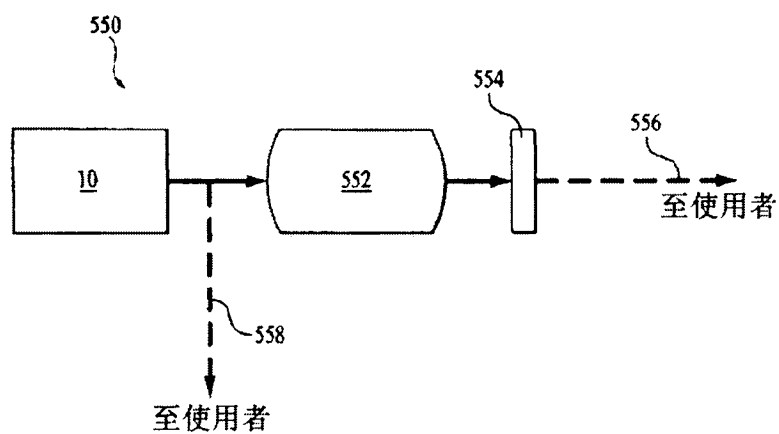


图 39

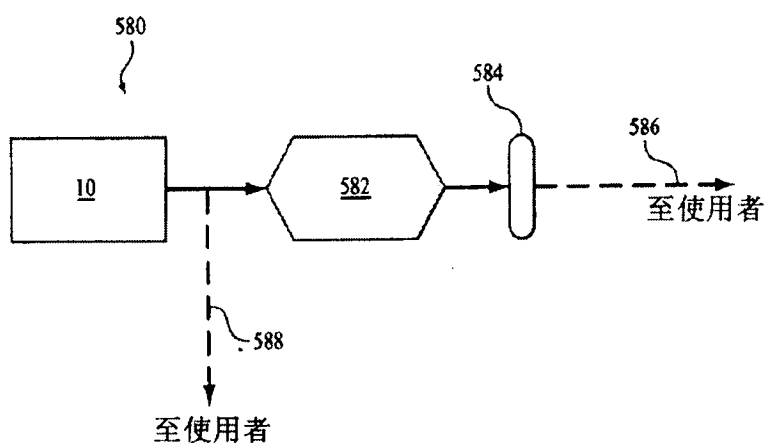


图 40

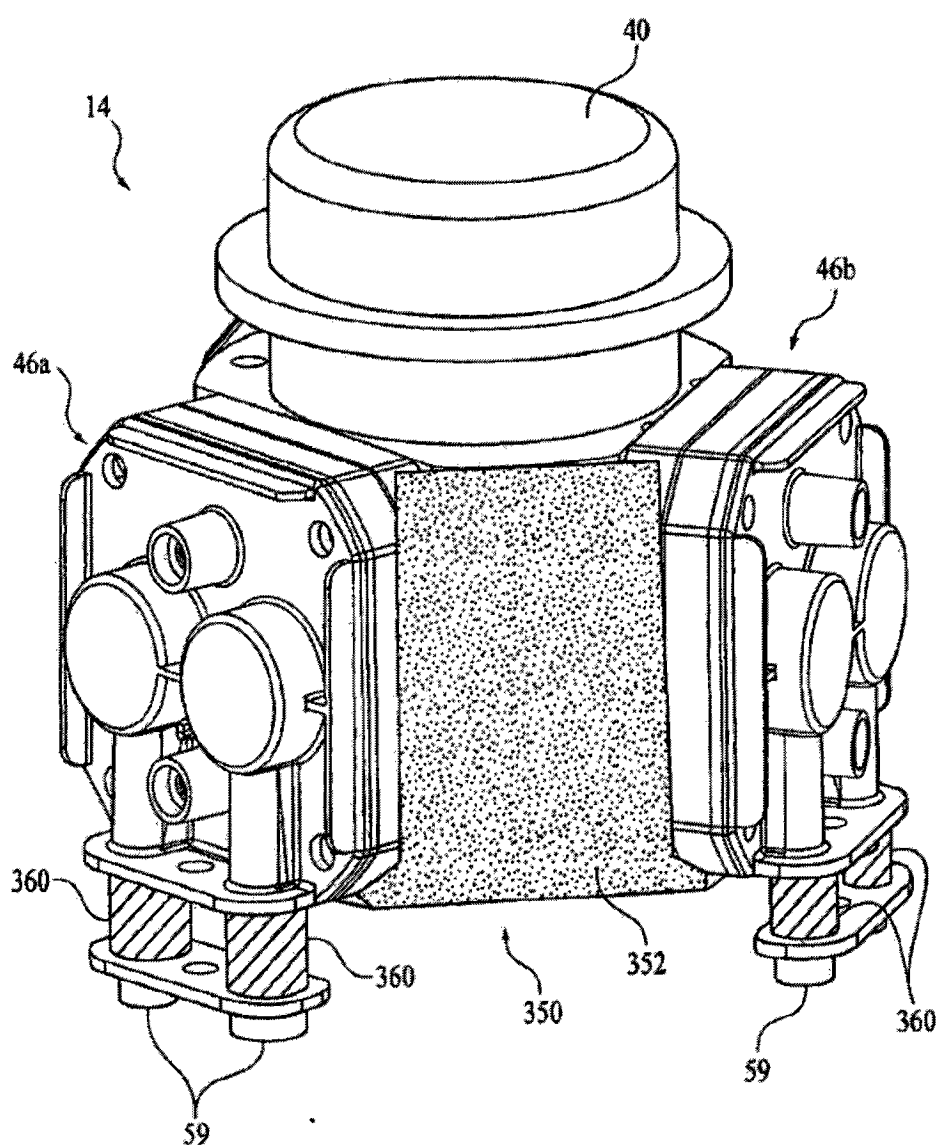


图 41

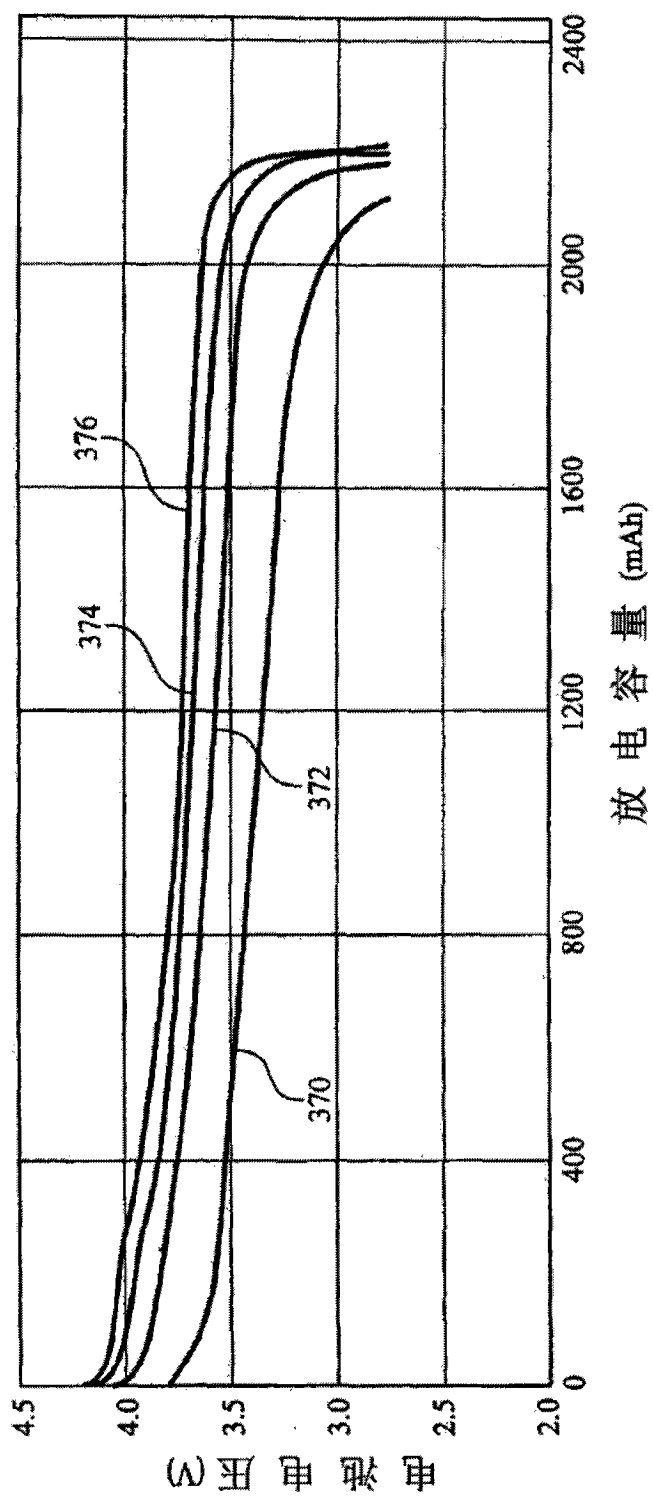


图42

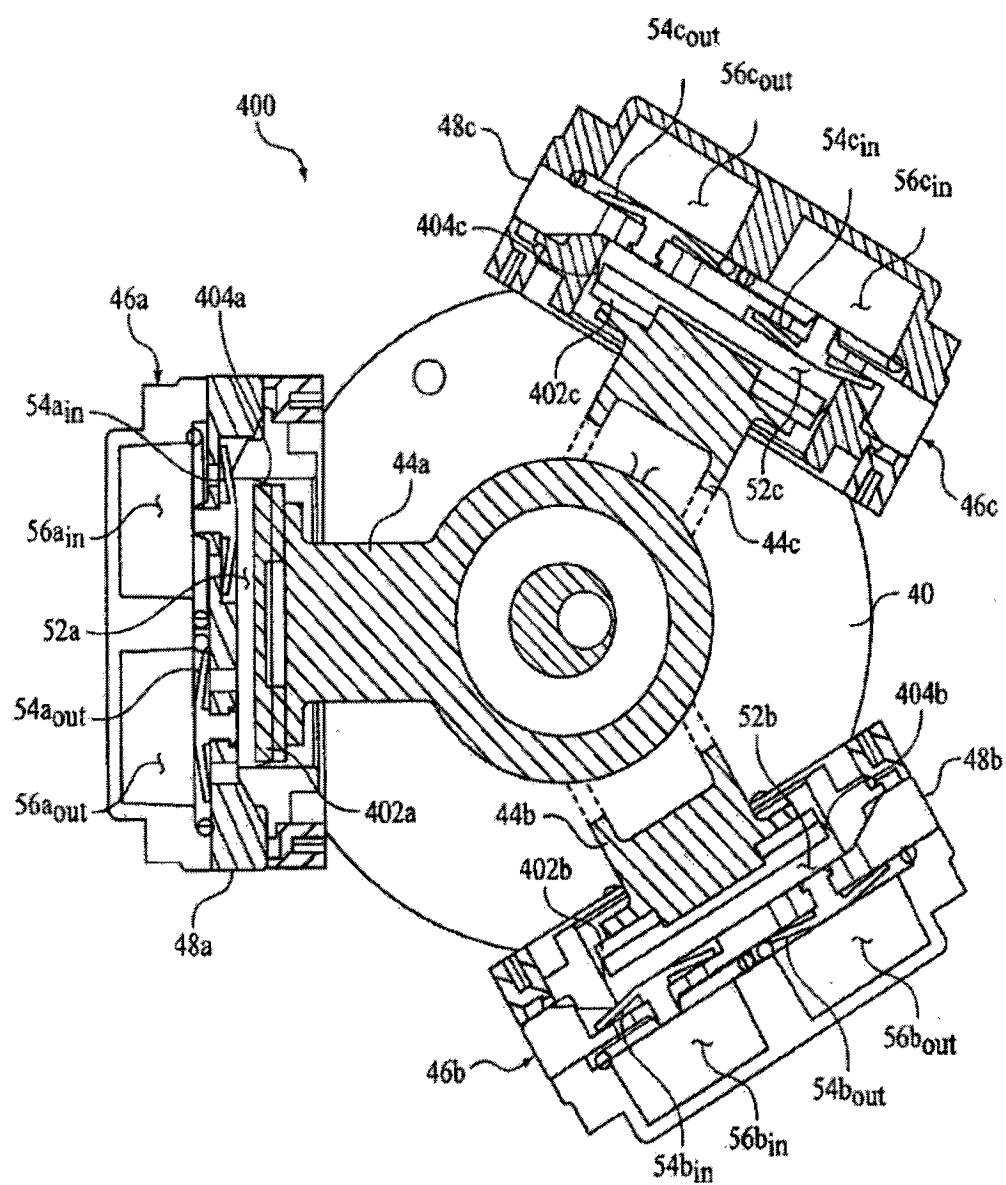


图 43

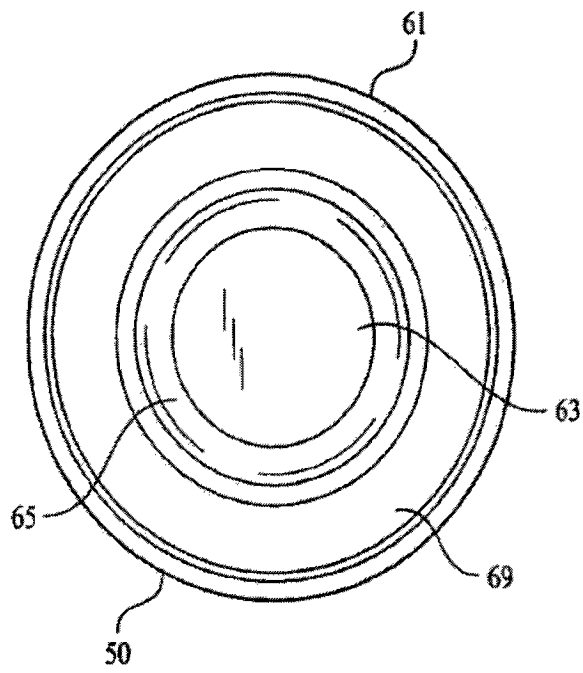


图 44A

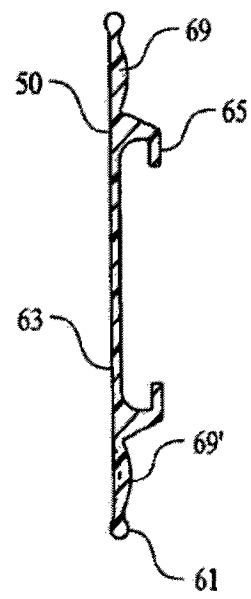


图 44B

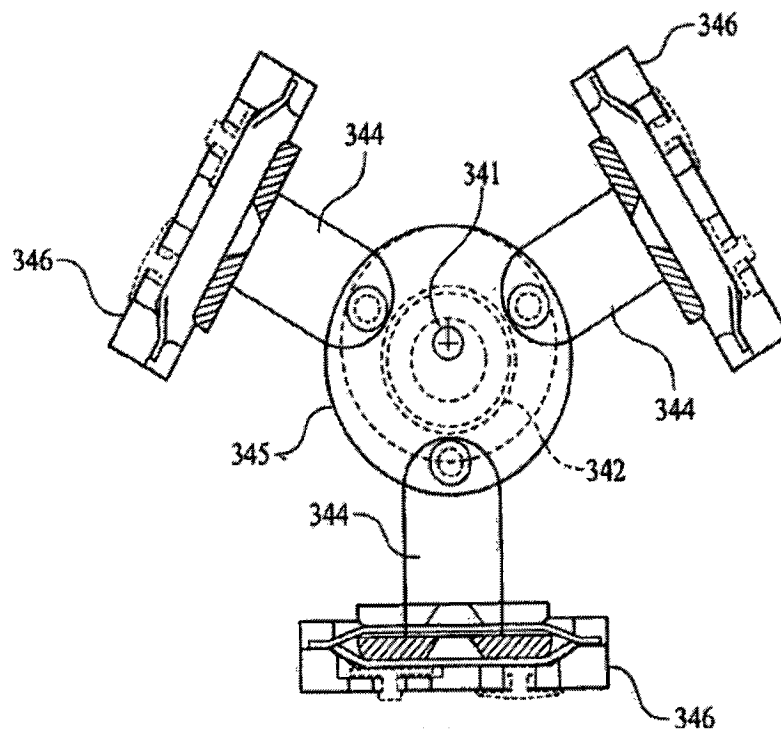


图 45