



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108014402 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201711258086.8

(22)申请日 2013.04.05

(30)优先权数据

61/620,595 2012.04.05 US

(62)分案原申请数据

201380029082.6 2013.04.05

(71)申请人 费雪派克医疗保健有限公司

地址 新西兰奥克兰

(72)发明人 D·A·贝克 M·D·斯特沃特

P·G·霍金斯 K·P·奥唐内尔

R·W·伯格斯

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 秦振

(51)Int.Cl.

A61M 16/00(2006.01)

A61M 16/06(2006.01)

A61M 16/08(2006.01)

A61M 16/10(2006.01)

A61M 16/16(2006.01)

A61M 16/20(2006.01)

G01N 29/024(2006.01)

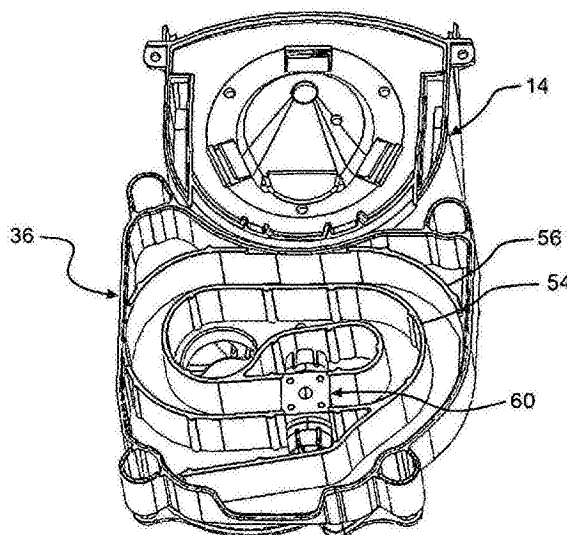
权利要求书1页 说明书24页 附图21页

(54)发明名称

呼吸辅助装置

(57)摘要

一种呼吸辅助装置,该呼吸辅助装置具有:气体入口,被配置成接收气体供应;鼓风机单元,被配置成从该气体的供应产生增压的气体流;增湿单元,被配置成对该增压的气体流进行加热和增湿;以及气体出口,用于该加热并增湿的气体流。用于该气体流的流动路径,该流动路径从该气体入口通过该鼓风机单元和增湿单元至该气体出口延伸穿过该呼吸设备。在该增湿单元之前的流动路径中提供传感器组件。该传感器组件具有超声气体组分传感器系统,该超声气体组分传感器系统用于对该气体流内的一个或多个气体浓度进行感测。



1. 一种呼吸辅助装置,该呼吸辅助装置被配置成提供加热并增湿的气体流,该呼吸辅助装置包括:

气体入口,该气体入口被配置成接收气体供应;

鼓风机单元,该鼓风机单元被配置成从供应的气体产生增压的气体流;

增湿单元,该增湿单元被配置成对该增压的气体流进行加热和增湿;

气体出口,该气体出口用于该加热并增湿的气体流;

用于气体流的流动路径,该流动路径从该气体入口通过该鼓风机单元和增湿单元至该气体出口而穿过呼吸设备;

传感器组件,在该增湿单元之前设置于流动路径中,该传感器组件包括超声气体组分传感器系统,该超声气体组分传感器系统用于对气体流中的一个或多个气体浓度进行感测;和

传感器控制系统,该传感器控制系统与该超声气体组分传感器系统是可操作地连接的,用来感测并生成声速信号,以指示通过该气体流的声速。

2. 根据权利要求1所述的呼吸辅助装置,其中该超声气体组分传感器系统包括发射器和接收器变换器对,该发射器和接收器变换器对被操作用于将错流声脉冲从该发射器通过该气体流传输至该接收器,以用于对在该传感器组件周边的气体流中的声速进行感测。

3. 根据权利要求2所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器变换器对设置成使得这些声脉冲在与该气体流的流动方向大体上垂直的方向上穿过该气体流。

4. 根据权利要求2所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器变换器对包括被配置成用于传输双向声脉冲的一对发射器-接收器变换器。

5. 根据权利要求2所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器相对于该气体流的流动方向彼此对齐,并在该流动路径的对侧彼此相向。

6. 根据权利要求2所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器在该气体流的流动方向上彼此远离地放置。

7. 根据权利要求2所述的呼吸辅助装置,其中该传感器控制系统与该超声气体组分传感器系统的发射器和接收器变换器对是可操作地连接的。

8. 根据权利要求7所述的呼吸辅助装置,其中该传感器控制系统被配置成至少基于指示通过该气体流的声速的信号而生成指示在该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

9. 根据权利要求8所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件进一步包括温度传感器,该温度传感器被配置成对该传感器组件周边的气体流的温度进行检测并生成代表性的温度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成而基于该声速信号和该温度信号生成指示该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

10. 根据权利要求8所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件进一步包括湿度传感器,该湿度传感器被配置成对该传感器组件周边的气体流的湿度进行检测并生成代表性的湿度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成基于该声速信号和该湿度信号而生成指示该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

呼吸辅助装置

[0001] 本申请是发明名称为“呼吸辅助装置”的中国发明专利申请号201380029082.6 (国际申请日2013年4月5日、国际申请号PCT/NZ2013/000059)的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及为治疗目的而向使用者提供加热并增湿的气体流的呼吸辅助装置。具体地但并非排他地,呼吸辅助装置可向需要加热并增湿的气体供应的患者或使用者提供呼吸辅助以用于呼吸疗法,例如呼吸湿化疗法、高流量氧气疗法、气道正压通气(PAP)疗法,包括CPAP疗法、双-PAP疗法、以及OPAP疗法,并且通常用于治疗如阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)、打鼾或慢性阻碍性肺病(COPD)等疾病。

背景技术

[0003] 为治疗目的而向患者提供增湿并加热的气体流的呼吸辅助设备或系统是本技术领域众所周知的。用于提供这类疗法的系统(例如呼吸湿化)通常具有一种结构,其中将气体从气源传送至增湿器室,该气源例如是鼓风机(又称压缩机、辅助呼吸装置、风扇装置、流动发生器或压力发生器)。当气体在增湿器室中的热水上方经过、或穿过加热并增湿的空气时,它们被水蒸气饱和。然后,这些被加热并增湿的气体经由气体导管和使用者接口被递送至该增湿器室下游的使用者或患者。

[0004] 在形式下,这类呼吸辅助系统可以是模块式系统,包括增湿器单元和鼓风机单元,该增湿器单元和鼓风机单元是分立(模块式)的物体。这些模块经由多个连接导管串联,使得气体可从该鼓风机单元被传到增湿器单元。例如,图1示出了使用者1从模块式呼吸辅助系统接收加热并增湿的空气流的示意图。辅助呼吸单元或鼓风机单元2a通过连接器导管10提供增压空气至增湿室4a。使增湿的、加热的、并增压的空气流通过使用者导管3退出增湿室4a,并通过使用者接口5提供给患者或使用者1。

[0005] 在替代形式下,这类呼吸辅助系统可以是集成式系统,其中鼓风机单元和增湿器单元被容纳于同壳体之中。典型的集成式系统由以下各项组成:提供增压气体流的主鼓风机单元或辅助呼吸单元、以及与鼓风机单元配合或与鼓风机单元刚性连接的增湿器单元。例如,该增湿器单元通过滑入式或推动式连接与该鼓风机单元配合,这确保了该增湿器单元被刚性地连接至该主鼓风机单元上并且在其上牢固保持在适当的位置。图2示出了使用者1从集成式呼吸辅助系统6接收加热并增湿的空氣的示意图。除了增湿室4b已经与鼓风机单元集成而形成集成式系统6以外,该系统以与图1所示的模块式系统相同的方式进行操作。

[0006] 图1和图2所示的使用者接口5是覆盖使用者1的鼻子的鼻罩。然而,应该注意,在这些类型的系统中,覆盖口鼻的口罩、全面罩、鼻插管或任何其他合适的使用者接口均可代替所示的鼻罩。还可以使用只覆盖口部的接口或口罩。还有,导管的患者或使用者端可以连接至气管造口术接头或气管内插管。

[0007] US 7,111,624包括集成式系统的详细说明。在使用中,将‘滑入式’水室与鼓风机

单元连接。这种设计的变体是滑入式或夹卡式设计,其中该室在使用中被封闭在该集成式单元的一部分之内。在W02004/112873中示出了这类设计的实例,描述了鼓风机或流动发生器50以及相关联的增湿器150。

[0008] 对于这些集成式系统,最常见的操作形式如下:通过鼓风机将空气通过入口抽入围绕并封闭至少该系统的鼓风机部分的外壳。鼓风机将来自流动发生器出口的空气流增压,并将其送入增湿器室。空气流在增湿器室中被加热并增湿,并且通过出口退出增湿器室。将软管或导管直接或间接地与增湿器出口连接,增湿的气体通过该导管传送给使用者。这在图2中示意性地示出。

[0009] 在模块式系统和集成式系统二者中,由该鼓风机单元提供的这些气体一般来源于周围的大气。然而,这些系统的某些形式可被配置成使得补充气体可以与大气空气混合用于特殊疗法。在这类系统中,供应补充气体的气体导管通常直接与增湿器室连接或位于鼓风机单元的高压(气流出口)侧,或可替代地与鼓风机单元的入口侧连接,如在W0 2007/004898中所描述的。这种类型的呼吸辅助系统总体上用于患者或使用者需要氧气治疗的情况下,而氧气是由中央气体源供应的。来自于气体源的氧气与大气空气混合,用以在向患者传送之前提高氧分数。这类系统使得氧疗法可与高流量湿化疗法联合使用,用于治疗如COPD等疾病。在这类疗法中,重要的是,将要向患者递送的氧分数应是已知的并可控制的。目前,将要向患者递送的氧分数通常是基于印刷的查阅表进行手动计算或推算,该查阅表列出了不同的根据由中央气源供应的氧气流速范围以及由鼓风机单元生成的流速范围而预先计算的氧分数。

[0010] 在本说明书中参考了专利说明书、其他外部文件、或其他信息来源,这通常是为了提供用于讨论本发明的特征的背景。除非另有特别说明,对这些外部文件的参考不应该解释为承认在任何管辖权内的这些文件或这些信息源是现有技术、或形成本技术的公知常识的一部分。

[0011] 本发明的目的是提供呼吸辅助装置,该装置具有改进的气体组分感测能力,或至少为公众提供有用的选择。

发明内容

[0012] 在第一方面中,本发明广义地在于呼吸辅助装置,该呼吸辅助装置被配置成提供加热并增湿的气体流,该呼吸辅助装置包括:气体入口,被配置成接收气体供应;鼓风机单元,被配置成从该气体的供应产生增压的气体流;增湿单元,被配置成对该增压的气体流进行加热和增湿;气体出口,用于该加热并增湿的气体流;用于该气体流的流动路径,该流动路径从该气体入口通过该鼓风机单元和增湿单元至该气体出口穿过该呼吸设备;传感器组件,提供在该增湿单元之前的流动路径中,该传感器组件包括超声气体组分传感器系统,该超声气体组分传感器系统用于对该气体流中的一个或多个气体浓度进行感测。

[0013] 优选地,该超声气体组分传感器系统可包括发射器和接收器变换器对,可操作该变换器对以用于将错流声脉冲从发射器通过该气体流传输至接收器,用于对在该传感器组件周边的气体流中的声速进行感测。

[0014] 在形式下,该发射器和接收器变换器对可被设置成使得声脉冲以大体上垂直于该气体流的流动方向的方向穿过错流中的气体流。

[0015] 在另一种形式下,可以这样设置该发射器和接收器变换器对,以使得这些声脉冲在相对于该气体流的流动方向成角但不垂直的方向上穿过错流中的气体流。

[0016] 在形式下,该发射器和接收器变换器对可包括被配置成是发射器的变换器,以及被配置成是接收器的变换器,以用于传输单向声脉冲。

[0017] 在另一种形式下,该发射器和接收器变换器对可以包括被配置成用于传输双向声脉冲的一对发射器-接收器变换器。

[0018] 在形式下,该发射器和接收器相对于该气体流的流动方向彼此对齐,并在该流动路径的相对侧上彼此相向。

[0019] 在另一种形式下,该发射器和接收器在气体流的流动方向上可彼此远离地放置。

[0020] 优选地,这些声脉冲可具有声束路径,该声束路径在该发射器与接收器之间是直达的。可替代地,这些声脉冲可具有声束路径,该声束路径在该发射器与接收器之间是迂回的并经过一次或多次反射。

[0021] 在另一种形式下,该发射器和接收器变换器对被配置成处于传输错流声脉冲并接收回声返回脉冲的单发射器-接收器的形式。

[0022] 在另一种形式下,该超声气体组分传感器系统可包括发射器和接收器变换器对,该变换器对被操作用于将沿流声脉冲从发射器通过该气体流传输至接收器,用于对在该传感器组件周边的气体流中的声速进行感测。

[0023] 优选地,该呼吸辅助装置可进一步包括传感器控制系统,该传感器控制系统与该超声气体组分传感器系统的发射器和接收器变换器对是可操作地连接的,并且该传感器控制系统被配置成对该变换器对进行操作,用来感测并生成指示通过该气体流的声速的声速信号。

[0024] 优选地,该传感器控制系统被配置成生成指示在气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号,这个或这些气体浓度信号至少基于指示通过该气体流的声速的信号。

[0025] 在形式下,该传感器组件可进一步包括温度传感器,该温度传感器被配置成对传感器组件周边的气体流的温度进行检测并生成代表性温度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成生成指示在该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号,这个或这些气体浓度信号基于声速信号和温度信号。

[0026] 在另一种形式下,该传感器组件可进一步包括湿度传感器,该湿度传感器被配置成对传感器组件周边的气体流的湿度进行检测并生成代表性的湿度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成生成指示该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号,这个或这些气体浓度信号基于该声速信号和该湿度信号。举例而言,该湿度传感器可以是相对湿度传感器或绝对湿度传感器。

[0027] 在另一种形式下,该传感器组件可包括温度传感器和湿度传感器两者,用于对在传感器组件周边的气体流的温度和湿度进行检测,并分别生成代表性的温度和湿度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成基于声速信号、温度信号和湿度信号来生成指示该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

[0028] 优选地,该传感器控制系统可被配置成对温度信号进行温度校正,用于对由呼吸设备内的热量引起的影响温度传感器的任何预测的温度感测误差进行补偿。

[0029] 优选地,该传感器组件可进一步包括流速传感器,该流速传感器被配置成对在传

感器组件周边的气体流的流速进行感测、并生成代表性的流速信号；并且该系统可进一步包括：电机速度传感器，该电机速度传感器被配置成对鼓风机单元的电机速度进行感测并生成代表性的电机速度信号，并且其中，该传感器控制系统至少基于流速信号和/或电机速度信号对温度校正进行计算。

[0030] 在形式下，该传感器控制系统可被配置成生成表示气体流中的氧气浓度的气体浓度信号。

[0031] 在另一种形式下，该传感器控制系统可被配置成生成表示气体流中的二氧化碳浓度的气体浓度信号。

[0032] 优选地，该传感器组件是可释放地安装在流动路径内的。

[0033] 优选地，该流动路径可被成型或配置成促进该气体流在流动路径的至少一段或一部分中的稳定流动。

[0034] 优选地，该流动路径可被成型或配置成促进在包括该传感器组件的流动路径的一段或一部分中的稳定流动。

[0035] 优选地，该流动路径可包括在该气体入口处或朝向该气体入口的一个或多个流动引导器。更优选地，各流动引导器能以弓形翅片的形式存在。

[0036] 在形式下，该流动路径可包括至少一个螺旋部分或段，用于促进气体流的稳定流动。优选地，该流动路径可包括入口段，该入口段在气体入口与鼓风机单元之间延伸，并且该入口段包括至少一个螺旋部分。

[0037] 优选地，该传感器组件可位于流动路径的螺旋部分中。更优选地，该螺旋部分包括一个或多个大体上平直的段，并且该传感器组件被放置在这些平直的段中的一个中。

[0038] 优选地，该传感器组件可包括传感器壳体，该传感器壳体包括主体，该主体是中空的并被周边的壁所限定，这些周边壁在第一开口端与第二开口端之间延伸，由此在这些壁之间的主体中限定了感测通道，通过该感测通道，该气体流可在该主体的第一端与第二端之间延伸的流动轴线的方向上进行流动，并且其中该发射器和接收器变换器对位于该感测通道的相对壁或相对侧上。更优选地，该传感器壳体可包括：主体，该主体包括两个分隔开的侧壁、在这两个侧壁之间延伸的上壁和下壁，从而沿着该主体在其第一端与第二端之间限定该感测通道；以及位于主体的相对壁上的一对变换器安装组件，这对变换器安装组件每个被配置成接收并保持该变换器对各自的变换器，这样使得它们横跨该主体的感测通道对齐并彼此相对。

[0039] 优选地，该鼓风机单元可被操作，用于在气体出口生成气体流，其流速可高达每分钟100升。

[0040] 在形式下，该气体入口可被配置成接收气体供应，该气体包括大气空气与来自于氧源的纯氧的混合物。在另一种形式下，该气体入口可被配置成接收气体供应，该气体包括大气空气与来自于二氧化碳供应的二氧化碳的混合物。

[0041] 优选地，该流动路径是在该装置的总体流动路径中。

[0042] 在第二方面中，本发明广义地在于用于同轴(in-line)流动路径的传感器组件，该传感器组件用于对在呼吸辅助装置中的气体流进行感测，该传感器组件包括：传感器壳体，该传感器壳体包括主体，该主体是中空的并被周边的壁所限定，这些周边壁在第一开口端与第二开口端之间延伸，由此在这些壁之间的主体中限定了感测通道，通过该感测通道，该

气体流可在该主体的第一端与第二端之间延伸的流动轴线的方向上进行流动;超声气体组分传感器系统,该超声气体组分传感器系统被安装在该传感器壳体中,用于对在该感测通道中流动的气体流内的一个或多个气体浓度进行感测;温度传感器,该温度传感器被安装在该传感器壳体中,用于对在该感测通道中流动的气体流的温度进行感测;以及流速传感器,该流速传感器被安装在该传感器壳体中,用于对在该发送通道中流动的气体流的流速进行感测。

[0043] 优选地,该传感器壳体可被配置成可释放地接合在呼吸辅助装置的流动路径中的补充保持孔内。

[0044] 优选地,该超声气体组分传感器系统可包括发射器和接收器变换器对,该变换器对被操作用于将声脉冲从该发射器通过该气体流传输至该接收器,其方向大体上垂直于流经该感测通道的气体流的流动轴线。

[0045] 优选地,该发射器和接收器变换器对可被放置在感测通道的相对壁或相对侧上。

[0046] 优选地,该传感器壳体的主体可包括两个分隔开的侧壁、以及在侧壁之间延伸的上壁和下壁,从而沿着该主体在其第一端与第二端之间限定该感测通道;以及位于主体的相对壁上的一对变换器安装组件,这对变换器安装组件每个被配置成接收并保持该变换器对各自的变换器,这样使得它们横跨该主体的感测通道对齐并彼此相对。

[0047] 优选地,这对变换器安装组件可位于该主体的相对侧壁上,并且其中各变换器安装组件包括接收并保持变换器对中的各个变换器于其中的一个保持腔。

[0048] 优选地,各变换器安装组件可包括从该主体的各侧壁延伸的圆柱形的基座部分,以及至少一对从该基座部分延伸的对置的夹子,并且该基座部分和夹子一起限定了该保持腔。

[0049] 优选地,该主体的各侧壁可包括变换器孔,该变换器孔与其相关联的变换器安装组件共对齐,并且通过该变换器孔,该变换器的前操作面可延伸到达该感测通道。

[0050] 优选地,该变换器安装组件可被配置成将其各自的变换器放置成使得这些变换器的操作面与传感器壳体的主体的各自的壁的内表面是大体上相齐平的。

[0051] 本发明的第二方面可具有本发明的第一方面所述的传感器组件的任何一个或多个特征。

[0052] 在本说明书和权利要求书中所用的短语“稳定流动”是指,除非上下文另有所指,无论是层流还是湍流的一类气体流,其促进或导致被测定或感测的气流的特性或特征在指定条件下是大体上不随时间改变的,在这些条件范围内,这些特性或特征被测定或感测。

[0053] 在本说明书和权利要求书中所用的短语“错流束”或“错流”是指,除非上下文另有所指,在横跨或横穿主要气体流动路径方向或与沿着该主要气体流动路径的方向相反的轴线方向上的声束路径中进行传输的超声脉冲或束。例如,可将错流束横跨气体流动路径传输,其方向大体上垂直于该主要气体流动路径方向或轴线,虽然该术语还可包括其他错流角。

[0054] 在本说明书和权利要求书中所用的短语“沿流束”或“沿流”是指,除非上下文另有所指,在声束路径中传输的超声脉冲或束,无论是平行还是一致,该声束路径与该主要气体流动路径方向或轴线是大体上对齐的,无论是否在与气体流动方向相同或相反的方向上进行传输。

[0055] 如本说明书和权利要求书中所使用的术语“包括(comprising)”表示“至少部分由……组成”。当解释说明本说明书和权利要求书中包括术语“包括(comprising)”的每一陈述时,也可呈现不同于以该术语开始的那个或那些特征的特征。相关的术语如“包括”(comprise)和“包括”(comprises)将以同样的方式解释说明。

[0056] 数值范围

[0057] 在此的意图是提及在此披露的数字范围(例如,1至10)同样结合了对于在该范围内的所有的有理数(例如,1、1.1、2、3、3.9、4、5、6、6.5、7、8、9以及10)以及还有在该范围的任何有理数范围(例如,2至8、1.5至5.5以及3.1至4.7)的提及,并且因此在此明确披露的所有范围的所有子范围均在此明确地进行了披露。这些仅是特定地预期的实例,并且在最低值与最高值之间的数值的所有可能组合被认为是以类似的方式在本申请中清楚地指出。

[0058] 如在此所使用,术语和“和/或”是指“和”或“或”,或二者都有。

[0059] 如在此使用的名词之后的“(类)”是指该名词的复数和/或单数形式。

[0060] 本发明在于前述内容、并且还设想了多种结构,下文仅给出这些结构的实例。

附图说明

[0061] 仅通过举例方式并且参照这些附图来说明本发明的优选实施例,其中:

[0062] 图1示出了已知形式的呼吸辅助装置的示意图,该呼吸辅助装置具有模块式配置鼓风机单元,该鼓风机单元与增湿器单元相连接;

[0063] 图2是另一种已知形式的呼吸辅助装置的示意图,在该呼吸辅助装置中,该鼓风机单元和增湿器单元被集成在单一的主要壳体中;

[0064] 图3示出了根据本发明的实施例的呼吸辅助装置的主要壳体的透视图;

[0065] 图4示出了图3的呼吸辅助装置的侧视图;

[0066] 图5示出了在图4中的呼吸辅助装置在方向A上的前视图;

[0067] 图6示出了在图4中的呼吸辅助装置在方向B上的后视图;

[0068] 图7示出了图3的呼吸辅助装置的底部视图;

[0069] 图8示出了图3的呼吸辅助装置的平面图;

[0070] 图9示出了图3所示的呼吸辅助装置的透视图,该呼吸辅助装置的主要壳体的上部被移走并暴露电子控制电路和鼓风机单元隔室;

[0071] 图10示出了图9所示的呼吸辅助装置的透视图,该呼吸辅助装置的电子控制电路、外鼓风机单元外壳以及其他部件被移走并暴露电机和叶轮的内鼓风机外壳的上侧面;

[0072] 图10A示出了图3所示的呼吸辅助装置的透视图,该呼吸辅助装置的主要壳体的下部和基座隔室被移走并暴露主要外鼓风机单元外壳和内鼓风机外壳的底面;

[0073] 图11示出了图10所示的呼吸辅助装置的透视图,该呼吸辅助装置的内鼓风机外壳和增湿室入口连接头被移走并暴露该主要壳体基座隔室的上侧面;

[0074] 图12示出了图11所示的呼吸辅助装置的透视图,该呼吸辅助装置的主要壳体的下部被移走并暴露该基座隔室和增湿器单元隔室;

[0075] 图13示出了图12的呼吸辅助装置的平面图;

[0076] 图14示出了图12所示的呼吸辅助装置的C方向上的后端视图;

[0077] 图15示出了图12所示的呼吸辅助装置的底部视图,显示了传感器组件以及具有螺

旋流动路径的气体流的流动路径的入口段的第一实施例；

[0078] 图16示出了图12所示的呼吸辅助装置的底面的透视图；

[0079] 图17示出了图12所示的呼吸辅助装置的底面的近视透视图，特别是气体流的流动路径的入口段和传感器组件的部分；

[0080] 图18A示出了图12所示的呼吸装置的底部视图，显示了传感器组件以及具有直达流动路径的气体流的流动路径的入口段的第二实施例；

[0081] 图18B示出了图18A所示的呼吸辅助装置的后端视图，该呼吸辅助装置具有直达入口流动路径；

[0082] 图18C示出了图18A所示的呼吸装置的底面的透视图；

[0083] 图19示出了根据本发明的实施例的传感器组件的壳体的透视图；

[0084] 图20示出了图19所示的传感器组件壳体的透视图，其中这些传感器的安排是被安装在壳体上；

[0085] 图21示出了图19所示的传感器组件的壳体的底部视图；

[0086] 图22示出了图19所示的传感器组件的壳体的顶面的平面图；

[0087] 图23示出了图19所示的传感器组件的壳体的侧视图；

[0088] 图24示出了图19所示的传感器组件的壳体的端视图；

[0089] 图25示出了根据本发明的实施例的呼吸辅助装置的传感器控制系统的框图；

[0090] 图26A-26E示出了用于使用错流束的传感器组件的多种超声变换器配置的示意图；并且

[0091] 图27A-27C示出了用于使用沿流束的传感器组件的多种超声变换器的配置的示意图。

具体实施方式

[0092] 概述

[0093] 本发明主要涉及传感器组件以及相关联的传感器控制电路，用于对呼吸辅助装置中的气体流的多种流动特征进行感测。举例而言，将参照集成式系统式的呼吸辅助装置对传感器组件和传感器控制系统的实施例进行描述，其中鼓风机单元与增湿单元集成在单一壳体中。然而，应了解该传感器组件以及相关联的传感器控制系统可在模块式的呼吸辅助装置系统中实现，其中增湿单元与鼓风机单元是单立的。

[0094] 另外，将要描述的实施例是关于呼吸辅助装置的，该呼吸辅助装置尤其是用于高流量增湿和氧疗法，其中气体流被认为是大气空气与补充氧气(O₂)共混的二元气体混合物，由此向终端使用者递送的气体流的氧分数相对于大气空气有所增加。在本领域中，将大气气体补充进入另一种气体或与其共混，被称为‘加气’，并且通常被用于使如氧气或氮气等特定气体的浓度相对于其在大气空气中的浓度而发生改变。

[0095] 应了解该传感器组件和传感电路可替代地其他呼吸辅助装置中实现，这些呼吸辅助装置尤其是被配置或控制用于在如PAP疗法等其他呼吸疗法中使用，无论这类系统是只递送大气空气的增压气体流还是递送加入如氧气或氮气等另一种特定气体的大气空气。应了解，当该传感器组件和传感器控制系统主要被配置成对包括加入氧气的大气气体的二元气体混合物的氧分数进行感测，该传感器组件和传感器控制系统还可被配置成或被适配

成对包括其他加入空气共混物或二元气体混合物的气体流的特征进行感测,该二元气体混合物例如是加入由氮气供应而来的氮气(N₂)的大气空气或加入由二氧化碳供应而来的二氧化碳(CO₂)或加入其他任何合适的补充气体的大气空气、或加入氧气或任何其他合适的二元气体混合物的氦气。

[0096] 用于高流量增湿和氧疗法的集成式呼吸辅助装置

[0097] 参见图3,显示了根据本发明的实施例的集成式呼吸辅助装置10(呼吸设备)的主要壳体。该呼吸设备10包括鼓风机单元,该鼓风机单元生成增压的或高流量的气体流,随后增湿单元对该气流以前面所述的方式进行加热和增湿。尽管未在图3中示出,由呼吸设备10生成的气体流通常通过患者接口被递送至患者,该患者接口通常包括一根传送软导管或管,该导管或管的一端与呼吸设备10的气体出口12相连接,另一端与使用者接口相连接,该使用者接口通常是一根鼻插管,或者可替代地是鼻罩、全面罩、气管造口术接头、或任何其他合适的接口。

[0098] 在本实施例中,该呼吸设备10例如具有如前所述类型的增湿单元15,参见图2。该增湿单元15包括被安装在增湿单元隔室中的增湿水室17和加热板19,该增湿单元隔室通常由14表示,位于该主要壳体的前端11处或朝向其。参见图3和图5,该增湿室17具有进气口16和出气口18,用于在安装时将腔室接入呼吸设备的流动路径中。例如,该进气口16被接入鼓风机单元之后的流动路径中,由此该增湿室17通过该入口从位于该主要壳体的后端13处或朝向其的鼓风机单元接收增压的或高流量的气体流。一旦被加热和增湿,该气体流通过其出气口18退出该增湿室,该出气口与该呼吸设备10的气体出口12流体连接。

[0099] 参见图6,在该主要壳体的后端13处显示有该呼吸设备10的气体入口组件20。在本实施例中,该气体入口组件20包括一个或多个大气空气进气口22(由此外界的大气空气由该鼓风机单元被抽入该设备),以及补充气体连接入口24,该补充气体连接入口与补充气体的中央气体供应相连接,该补充气体,如氧气流等,用于与大气空气共混来增加氧分数。如以下进一步详细描述,该空气与氧气的二元气体混合物被鼓风机单元抽吸或吸入、并增压进入具有所需流速的气体流,用于后续递送进入该增湿单元,在增湿单元中该气体流在经由患者接口被递送至终端使用者之前被加热和增湿来完成呼吸循环。

[0100] 参见图3,在本实施例中,该呼吸设备10的主要壳体是两部分结构,该两部分结构包括下壳体部26,该下壳体部可释放地联接或装配在上壳体部28上,并且在组装时,该上、下壳体部一起形成整个主要壳体或封闭该鼓风机单元的外壳并提供用于接收增湿室的增湿单元隔室。然而,应了解,包括两个以上部分的多部分壳体结构或单一集成式主要壳体是可以互相替代使用的。在本实施例中,这些壳体部分可由塑料模制,但应了解,如果需要,该壳体的一个或多个部件或部分也可以由其他材料形成。

[0101] 参见图7,显示了下壳体部26的主要基座或底面部分26a。参见图8,使用者控制接口30被提供在上壳体部28的主要上部28a上,并且可包括用于控制该呼吸设备10的使用者控制器和/或使用者的显示器。

[0102] 参见图9,显示该呼吸设备10的上壳体部28被移走并暴露鼓风机单元隔室的主要或外鼓风机单元外壳32,在本实施例中,该鼓风机单元隔室被封装并朝向主要壳体的后端13定位。在图9还可见印刷电路板31,该印刷电路板包括呼吸设备10的控制系统电子设备,并沿着鼓风机单元外壳32进行安装。连接头和/或导管23和25也更清楚地显示,将增湿室17

的入口16和出口18分别与鼓风机单元和气体出口12流体连接。图10示出了内鼓风机外壳34,该内鼓风机外壳封装该鼓风机单元的电机和叶轮。该鼓风机单元的气体出口通常由35指示。该内鼓风机壳体34被安装或封装在主鼓风机单元外壳32内,如图9所示。

[0103] 参见图10A,可更清楚地看到该鼓风机单元的气体出口35。该鼓风机单元还具有中央气体入口孔或端口37,由此通过鼓风机单元的叶轮旋转抽入气体。在本实施例中,鼓风机单元的进气口37与气体入口组件20通过流动路径进行流体连接。

[0104] 参见图11,基座隔室36位于鼓风机单元的下方,位于该主要壳体的后端13处或朝向其。在本实施例中,该基座隔室36被安装至下壳体部26上或在其内部。该基座隔室36包括出气口或孔38,该出气口或孔位于该基座隔室的上部或盖36a中,与鼓风机单元的进气口37通过导管和/或接头进行流体连接,这样在操作中可使气体流在进入气体入口组件20之后从基座隔室36流入该鼓风机单元。图12更清楚地示出了基座隔室36,视图中省略了主要壳体的下壳体部26。在图12中还可以更清楚地看到增湿单元隔室14。

[0105] 气体流的流动路径

[0106] 在操作中,通过该呼吸设备10,气体流动或气体流从气体入口组件20经由流动路径向气体出口12输送。在本实施例中,该流动路径开始于该气体入口组件20,此处气体流,如与补充氧气共混的大气空气,进入呼吸设备10并在进入上述鼓风机单元隔室之前被引导或输送通过在基座隔室36中的流动路径的入口段。一旦流出流动路径的入口段,气体流进入鼓风机单元,在此处对气体进行增压或加速,形成具有可控流速的高流量气体流,这通常是高流量的,用于高流量增湿疗法。在这类应用中,流速的范围可从约1L/min至约100L/分钟,更优选地是从约2L/分钟到约60L/分钟。该流动路径流出鼓风机单元,进入流体连接的(例如经由导管和/或接头和/或端口)增湿单元,在其中气体流被加热和增湿。该流动路径终止,气体流从增湿单元的出口18被输送到呼吸设备10的气体出口12。

[0107] 应了解,气体流的流动路径的某些部分或段可以是完全封闭的,例如在增湿单元之后的流动路径。另外,该流动路径还可以在增湿单元与鼓风机单元之间被封闭,并且鼓风机单元之前的流动路径的入口段还可选地大体上沿着气体入口组件20之后的重要部分被封闭。应了解,用于输送气体流的流动路径可由导管、端口和/或接头来限定,这些导管、端口和/或接头可将如鼓风机单元等的不同部件与增湿单元流体连接,和/或通常通过呼吸设备内的壳体以及外壳的形成来限定,该呼吸设备可配置有封闭的通道或通路,例如由内壁或内表面形成,用于引导气体流通过呼吸设备。

[0108] 螺旋入口流动路径—第一实施例

[0109] 图14示出了在基座隔室36的后部形成的入口孔58。该入口孔58位于气体入口组件20的后面。参见图15,将对气体流的流动路径的入口段的第一实施例进行描述。该气体流的流动路径的入口段位于主要壳体的基座隔室36中,并且在进入上述鼓风机单元的进气口37之前从呼吸设备10的后部的气体入口组件20向基座隔室的出气口38延伸。如在图15中所示的,所示的该流动路径的入口段通常遵循箭头XX所示的路径。

[0110] 在本实施例中,该流动路径的入口段的至少一部分的被成型或配置以促进稳定的空气流到达出气口38并通过出气口38进入鼓风机单元隔室。该稳定的空气流有助于降低噪音并使由在流动路径的传感器区中的传感器组件所测定的被感测气体的特征的准确性增加。在本实施例中,通过螺旋形的或提供螺旋形进程或路径的流动路径的入口段的至少一

部分生成或提供该稳定流。例如,如在图15中所示的,由箭头XX所指示的至少一部分流动路径处于逐渐收紧的路径的形式。短语“螺旋形的”或“螺旋的”用于特指任何形式的从起始点至终点持续并逐渐在其上盘旋的、具有一个或多个转弯的流动路径。它用于覆盖任何一致的或不一致的螺旋路径,不论是否是相对于中心点或轴持续或逐渐收紧半径减小的曲线,其中半径减小的比率可以是不变的或可变的,或是任何形状的螺旋路径,如图14所示,其中该流动路径在其自身上盘旋(即具有至少一个转弯),这样使得该路径朝向位于最外侧转弯内的参考点进行螺旋,无论该参考点是否位于中心。

[0111] 该流动路径的螺旋部分可形成流动路径的整个入口段的大部分,或可替代地根据设计需求形成流动路径的入口段的一小部分。在本实施例中,该流动路径的螺旋部分从42指示的部分周围开始,并在44指示的部分周围处的刚好内螺旋转弯之后终止。该流动路径的入口段从入口区开始,其开始段或部分通常由46所示,在螺旋部分的起点42之前,并且随后在螺旋部分的终点44之后的通常由48所示的终止段或部分结束。在本实施例中,流动路径的入口段的终止部分的形式是逐渐扩大的流动路径,其向较大的过渡区48开口,鼓风机单元的出气口38位于该过渡区中。该过渡区48包括大体上弯曲的周围壁,该周围壁与至少一部分圆周(或另外在平面视图中观察时是弯曲或凹入的形状)可以是大体上相符的。在图15中,过渡区的周向的周围壁段被限定在过渡区48中的中心点Y周围的50与52之间。在过渡区中的壁的形状被配置成在气体流流出流动路径的入口段并进入鼓风机单元时持续促进气体流的稳定流动。

[0112] 如前所述的,在呼吸设备10内的流动路径可以由呼吸设备的导管或管或壳体或外壳的组合而形成,包括可将流动路径的不同段进行流连接的连接头、端口和/或其他联轴器。在本实施例中,该流动路径的入口段是由两个共延伸壁54和56大体上限定的,这两个壁彼此分开并被封闭在基座隔室内,通过将上壁与下壁或上表面与下表面,如基座隔室的上盖36a与主要壳体的下壳体部26的基座或底面部分26a,平行延伸而形成一根封闭的导管、通路或通道(见图7)。如在本实施例中所示的,壁54和56是竖直的,并相对于大体上水平封闭的下壳体部26的基座隔室和底面部分26a的上盖36a大体上直立地或垂直地延伸。应了解,由共延伸壁54和56所限定的流动路径可替代地可从上方和/或从下方由一个或多个平板或元件进行封闭。在本实施例中,至少在入口段的螺旋部分内的流动路径具有大体上矩形或方形的横截面形状,尽管应了解这不是必需的。在替代性的实施例中,该流动路径可被配置成具有任何其他所需的截面形状,包括圆形的、椭圆形的或其他形状,并且该形状沿着流动路径的长度方向可以是一致的或可以在两种或更多形状和/或大小之间进行变化。还应了解,流动路径的入口段,尤其是入口段的螺旋部分,可以由刚性形状的导管或其形成的管形成,以延伸形成所需的螺旋形状。

[0113] 在本实施例中的流动路径的入口段的螺旋部分的横截面积沿着螺旋部分的长度方向是大体上一致的,尽管在替代性的实施例中,该横截面积沿着螺旋部分的长度方向可以是不一致的。特别是,在本实施例中的入口段的整个螺旋部分中,在共延伸壁54和56之间的宽度(W)大体上是不变的,但是如果需要,在替代性实施例中,该宽度可沿着螺旋部分的长度方向进行变化。参见图17,这些壁的高度(H)还优选地沿着流动路径的入口段的至少螺旋部分是不变的,但如果需要,在其他实施例中可被配置成是变化的。

[0114] 在本实施例中,该流动路径的整个入口段在基座隔室36中大体上是在相同的平面

上进行延伸,这样使得入口段内的流动路径没有垂直偏差或位移,并且至少在入口段的螺旋部分内,直至流动路径过渡到出气口38,流动路径垂直延伸直至进入基座隔室36上方的鼓风机单元外壳32。

[0115] 在本实施例中,单个螺旋部分大体上位于流动路径的过渡区之前,在此处它进入鼓风机单元隔室32。然而,在替代性的实施例中,应了解,该流动路径可包括两个或多个单独的螺旋部分,串联位于流动路径中。如果有多个螺旋部分,它们可全部位于鼓风机单元之前,或在鼓风机单元之后、增湿器单元之前的流动路径中,或可替代地,各区域中可以提供至少一个螺旋部分。在优选实施例中,优选地在流动路径进入增湿单元之前,更优选地,在流动路径进入鼓风机单元之前,或流动路径的其他任何段(其中促进稳定流对降低噪音或气体流特征感测的准确性是有利的)提供这个或这些螺旋部。

[0116] 传感器组件

[0117] 参见图15-17,该呼吸设备10包括传感器组件60,该传感器组件同轴地定位或位于增湿单元之前的流动路径中,用于对气体流的不同特征或参数进行感测。在本实施例中,该传感器组件60提供于流动路径的入口段的传感器区中,优选地是当气体流具有稳定流动特征时位于流动路径的入口段的螺旋部分内。该传感器组件60包括传感器壳体,如图16和图17所示,该传感器壳体被配置或安排成接收并保持一个或多个传感器或传感器部件或传感器布置,用于对在流动路径中流动的气体流的一个或多个特性进行检测或感测。为了清楚起见,图16和图17示出了不带有任何传感器的传感器组件60的壳体。参见图19-24,将对该壳体和传感器进一步进行详细解释。

[0118] 在本实施例中,该传感器壳体是模块式部件,被可释放地固定、安装、接合、保持或安放在流动路径中,这样使其可在需要的时候被移走用于更换、维护或维修。在本实施例中,在入口段中的流动路径的壁56和54在该流动路径的大体上平直的段61内是不连续的,由此提供接收或安装槽、孔、凹处或间隙,在其中传感器组件60的传感器壳体可被接收并保持。当安装时,传感器组件的壳体与由不连续的壁54和56提供的保持间隙进行桥接,由此完成了该流动路径。利用这种结构,该传感器组件60被配置成对在呼吸设备的主流动路径的整体流中的气体流的一个或多个特性进行感测。换言之,相对于穿过呼吸设备的整体或主流动路径,该传感器组件60不位于分离的腔室或第二流动路径中。

[0119] 在本实施例中,该传感器壳体被配置成经由摩擦配合被接受并保持在流动路径的安装孔内。然而,应了解,可替代地使用其他任何可释放的安装配置或保持系统,包括夹紧系统、封锁系统、扣合、或其他任何可释放配置。

[0120] 该传感器组件60可被配置成或被适配成安装一个或多个传感器,用于对在流动路径中的气体流的一个或多个特性进行感测。应了解,任何合适的传感器都可被安装在传感器壳体中。在本实施例中,该传感器组件至少包括气体组分传感器,该气体组分传感器用于对气体流内的或多种气体的气体组分或浓度进行感测或测定。在本实施例中,该气体组分传感器处于超声气体组分传感器系统的形式,该系统采用超声或声波用于确定气体浓度。特别是,该超声气体组分传感器利用二元气体进行感测或分析,用于确定二元气体混合物中的两种气体的相对气体浓度。在本实施例中,该气体组分传感器被配置成对整体气体流中的氧分数进行检测,该气体流由加入了补充氧气的大气空气组成,基本上是氮气(N₂)和氧气(O₂)的二元气体混合物。还应了解,该超声气体浓度传感器可被配置成对其他增加气

体的气体浓度进行检测,该增加气体与气体流中的大气空气混合,包括氮气(N₂)和二氧化碳(CO₂),或任何比例的其他两种气体。例如,该超声气体浓度传感器可被配置成对二氧化碳(CO₂)进行检测并向患者递送可控二氧化碳水平来控制患者的呼吸方式。通过对患者的二氧化碳水平进行调节,可控制患者的潮式呼吸。对患者的呼吸方式进行控制可用于某些场合中,如用于运动员训练来模拟高原条件。

[0121] 如前所述,在本实施例中,该呼吸设备10包括气体入口组件20,该气体入口组件被配置成接收周围环境大气空气和补充气体,如从氧源管路或气瓶中得到的氧气。然而,应了解,空气供给不一定需要是周围环境的,并且可从空气供应管路或气瓶向气体入口组件供应空气。另外,应了解,该呼吸设备10不一定需要接收空气供应。该呼吸设备10可被配置成接收任何两种或多种合适的气体供应,这些气体用于共混并随后经由患者接口被递送至终端使用者。可通过任何合适的方式,包括从中央气体供应管路、气瓶或其他,向呼吸设备的气体入口组件提供气体。

[0122] 在本实施例中,该传感器组件60还包括温度传感器,该温度传感器被配置成对气体流的温度进行测定,以及流速传感器,该流速传感器被配置成对在流动路径中的气体流的流速进行感测。

[0123] 直达入口流动路径-第二实施例

[0124] 参见图18A-18C,将对在基座隔室36中的气体流的流动路径的入口段的第二实施例进行描述。相对于参照图14-17所描述的螺旋入口流动路径的第一实施例,附图中的类似的参考数字代表类似的部件。在第二实施例中,流动路径的入口段是位于基座隔室36的入口孔58与出气口38之间的较短的、更直接的流动路径。这个较短的、更直接的流动路径使气体在基座隔室中的停留时间减少,这减少了由周围的电子部件引起的气体加热。

[0125] 在本实施例中,该入口流动路径可由在入口孔58与出气口38之间延伸的三个主要区或区域来限定。这三个区域是入口区39、传感器区41以及过渡区43。

[0126] 参见图18A,该入口区或区域39在入口孔58与传感器区41之前的过渡线EE之间进行延伸。在本实施例中,该入口流动路径的入口区39被限定在两个壁45和47之间,这两个壁从入口孔58处或朝向其延伸并穿过该传感器组件60。在本实施例中,从入口孔58、朝向过渡线EE、进入传感器区41,入口区39的横截面积逐渐缩小或减小,由此入口区中壁的轮廓是漏斗样构型。例如,侧壁45和47在入口孔58处,相对于它们在过渡线EE处或朝向过渡线EE的彼此之间的位移,彼此之间具有较大的位移。换言之,从入口孔58到过渡线EE,在侧壁45和47之间的距离或位移减少了,这样入口区39在入口孔58处的开始部开口较大,并且流动路径朝向传感器区41之前的过渡线EE是逐渐缩窄的。入口区的这种漏斗样构型形成了加速的气体流流动,这促进了在随后的传感器区中的更稳定的气体流动。

[0127] 可选择地,该入口区39可提供有一个或多个流动引导器49。在本实施例中,该入口区39包括弯曲,其中不存在直接从气体入口组件至传感器区的平直的流动路径,并且这可在入口流动路径的一个或多个区域中生成横跨入口流动路径的非一致流动或速度梯度。为了对其进行抵消,入口区39提供有多个流动引导器49,这些流动引导器是弓形的或弯曲的翅片的形式(在图18C可更清楚地看到),这些引导器被配置成或提供有轮廓或形状,有助于促进一致的空气流动进入传感器区41,不会偏流流向流动路径的任何特定墙。应了解,流动引导器49的数量和形状或轮廓可以各不相同,有助于引导空气流以所需的角度的角度进入传感器

区41,但是优选地,整体流是被配置成以相对于过渡线EE或该传感器组件60的前部开口大体上垂直的方向进入该传感器区。在本实施例中,翅片49有助于使稳定流穿过传感器区41。参见图18B,该翅片49还可用作干预防护或保护防护,用来防止使用者接触可能包含敏感的或校准的传感器部件的传感器组件60。在本实施例中,该翅片49是一体形成的,并从基座隔室36的上盖36a下垂进入入口区,尽管应了解,该翅片可替代地是一体形成或贴附的,这样使得它们可从下壳体部26的基座或底面部分26a向上延伸进入入口区。还应了解,该翅片不一定需要垂直定向,但可替代地可以是水平定向的,这样使得它们可以从入口流动路径的入口区的侧壁进行延伸,或以任何合适的角度或复合角度进行取向。

[0128] 该传感器区41限定在入口区的端部的临近过渡线EE的部位至过渡区43的开始处临近过渡线FF的部位之间的。该传感器区包括模块式的可移走的传感器组件60,其类型参看图15-17如前所述,并且与总体流动路径同轴地定位,用于对气体流的不同特性或参数进行感测。如所示的,侧壁45和47的终止部分延伸进入传感器组件60的前部开口侧,并且过渡区43的环壁51的终止部分延伸进入传感器组件60的相对的后部出口侧。以与参看图15-17所述的实施例相似的方式,将该传感器组件60可释放地保持在保持间隙中,该保持间隙是在侧壁45和47的终止部与环壁51之间提供或形成的。

[0129] 该过渡区43由大体上弯曲的周围壁或环壁51所限定,该周围壁或环壁与至少大部分圆周(或另外在平面视图中是弯曲或凹入的形状)是大体上相符的。在本实施例中,该环壁51可围绕中心点53进行周向延伸。进入过渡区43的开口是由相对于中心点53向外延伸的环壁的终止部分所限定的,用于与传感器组件60的出口侧相接合。如所示的,该大体上圆形的或球形的过渡区43包括用于通过出气口38的空气流的出气口,位于基座隔室36的上盖36a中。

[0130] 至于参看图14-17所描述的螺旋入口流动路径的实施例,图18A-18C所示的较短的直接入口流动路径还可从上方和下方通过水平延伸的上壁和下壁或上表面和下表面而被封闭,形成封闭的通路或空气流通道。该流动路径主要由共同延伸的侧壁45和47和环壁51所限定,并且这些侧壁从上方和下方被封闭,例如被基座隔室的上盖36a和主要壳体的下壳体部26的基座或底面部分26a所封闭(见图7)。如在本实施例中所示的,这些侧壁45、47和51是竖直的,并相对于大体上水平封闭的下壳体部26的基座隔室和底面部分26a的上盖36a是大体上直立的或垂直的。

[0131] 传感器壳体 and 定位

[0132] 在上述实施例中,传感器组件60位于传感器区中,其流动路径的入口段在鼓风机单元之前。然而,该传感器组件还可替代地位于传感器区中,位于在增湿单元之前的流动路径的任何其他合适的部分中。特别是,该流动路径的传感器区可位于增湿单元上游(即之前)的流动路径中,包括在鼓风机单元的之前或之后。

[0133] 下面将对该传感器组件60的传感器壳体和传感器进行进一步的详细描述。该传感器组件可用于螺旋的或直接入口流动路径的实施例,参看图14-18C进行描述。参看图19-23,该传感器组件60包括传感器壳体62,一个或多个传感器安装在该传感器壳体上,用于对在总体流动路径中的气体流的不同特性进行测定。在本实施例中,该传感器壳体62包括中央主体63,该中央主体在第一端74与第二端76之间进行延伸。该主体63是中空的,并且在两端都具有开口,这样使得它提供通道或感测通道86,用于使气体流从主体63的第一端74流

向第二端76。特别是,该气体流总体上是在如图20所示的流动轴线110的方向上流动,是从主体63的第一端74向第二端76进行延伸。

[0134] 在本实施例中,该主体63是在第一端74与第二端76之间由两个彼此分隔开的垂直侧壁64和66形成的,并且上壁68和下壁70在垂直延伸的侧壁64和66之间水平延伸,并且其中这些壁共同形成并限定了感测通道。该主体在两端74和76处是开放的,在使用中与流动路径的方向对齐,这样使得气体流穿过由侧壁、上壁和下壁的内表面所限定的主体的中空的内腔。在本实施例中,在侧壁64和66之间的宽度W和在上壁和下壁68和70之间的高度(H)与紧密围绕着该传感器组件的任一侧的流动路径的部分或段的截面尺寸是大体上相应的。

[0135] 传感器的安装

[0136] 温度和流速传感器

[0137] 参见图19、20和22,这个传感器组件的实施例提供有安装孔78和80,用于接收并保持温度传感器82和流速传感器84。例如,在传感器壳体的主体的上壁68中提供温度传感器安装孔78,并将其配置成接收并保持温度传感器。类似地,在传感器壳体62的主体63的上壁68中提供单独的流速传感器安装孔80,并将其成型或配置成接收并保持流速传感器。这些传感器82和84可以通过摩擦配合、扣合或任何其他联接或固定结构被保持在其各自的安装孔78和80内。该温度传感器还可选地提供有红外线辐射屏蔽部件。

[0138] 参见图20,温度传感器82和流速传感器84的安装使其从主体63的上壁68下垂进入感测通道86。优选地,温度传感器82和流速传感器84大体上向中心悬垂在主体的端部74和76之间。传感器82和84不一定需要从上壁悬垂,并不一定需要垂直取向。在其他实施例中,传感器82和84可被安装或固定在传感器壳体的主体63的任一上壁、下壁或侧壁上。而且,传感器82和84从其支持或安装壁上进入感测通道的取向可以是垂直的、水平的、或任何其他合适的角度。传感器82和84不一定必须相对于其支持壁向中心地定位,但可以在感测通道内定位于任何合适的位置,中心或其他位置。传感器82和84还可以从相同的或不同的支持壁延伸。

[0139] 在本实施例中,温度传感器82可以是单片的、数字的、IC的温度发射器,但任何可替代类型的温度传感器,无论是模拟的还是数字的,都可以使用。在本实施例中,温度传感器82是硅带隙温度发射器。

[0140] 在本实施例中,流速传感器84包括热线风速计(HWA)流量检测器。在形式下,流速传感器84是定电阻HWA,其中检测器包括位于感测通道中的一个温度可控的加热珠热敏电阻,并且由此可基于将珠维持在预设温度所需的能量(电流)来确定流速。预设温度优选地被配置成设在水平上,该水平在02测量的背景下不会明显地改变在感测通道内流动的气体流的当前温度。应了解,在其他形式中,该流速传感器84可包括恒流HWA,其中通过加热珠的电阻的变化来确定流速。应了解,如果需要,可以使用任何合适形式的流速传感器或检测器。

[0141] 超声气体组分传感器系统

[0142] 在本实施例中,该超声气体组分传感器实现并被配置成使用基于超声能量的非侵入错流束、脉冲或波的二元气体分析,对相对气体流中的二元气体混合物的相对气体浓度进行感测,如下进行进一步的详细描述。

[0143] 该传感器壳体包括通常由90和92表示的变换器安装组件,用于接收并保持超声气体组分传感器系统的超声变换器部件。在本实施例中,变换器安装组件90和92提供于主体63的相对侧上,这样使得它们可将一对变换器支持或安装在感测通道86的相对侧上。这些变换器与感测通道86对齐,并横跨该感测通道彼此面对。将变换器安装组件90和92安装或固定在主体的各个侧壁64和66上。各变换器安装组件或构造被配置成提供保持腔90a和92a,其大小和形状使其可接收并保持气体组分传感器系统的、具有互补的大小和形状的变换器部件。在本实施例中,接收腔90a和92a是大体上圆柱形的,并且与通过主体的各侧壁64和66上提供的圆形变换器孔是对齐或共轴的。图19示出了侧壁66的变换器孔66a,并且侧壁64相似地具有相应的变换器孔,尽管不能看到。应了解,在替代性的实施例中,这个变换器对可被安装在主体的上壁68和下壁70上,将余下的温度和流速传感器82和84安装为从各侧壁64和66延伸进入感测通道。

[0144] 参见图23和24,在本实施例中,变换器安装组件90和92各具有被固定或安装在主体63的各侧壁64和66的各外表面的一端的圆柱形的基座部分90b和92b,并且在另一端提供有至少一对从圆柱形的基座部分延伸的相对的夹子或夹紧部分或指状物90c和92c。该圆柱形的基座部分与延伸夹子组合共同限定了保持腔90a和92a,变换器部件被稳固地接受并保持在保持腔中。在本实施例中,各变换器安装组件提供有圆形阵列的夹子或夹紧部分90c和92c,这些夹子或夹紧部分有间隙地排列在该圆柱形的基座部分90b和92b的整个圆周周围。在本实施例中,提供形成了三个相反对的六个夹紧部分90c和92c,但应了解,夹紧部分对的数量可根据需要是不同的。

[0145] 该夹紧部分90c和92c可以是弹性软性的,这样它们可以相对于它们各自的接收腔90a和92a的轴线而微向外折,该轴线分别由90d和92d所指示。当夹紧部分90c和92c向远离其各自的圆柱形的基座部分90b和92b的方向延伸时,还可被配置成在朝向其各自的腔室轴线90d和92d的方向上逐渐变细。这样使得当圆柱形的保持腔从基座部分90b和92b向远离方向延伸时,其直径减小或逐渐变细。如图24所示,当各夹紧部分90c和92c沿着其长度方向远离其相关联的圆柱形的基座部分90b和92b延伸时,各夹紧部分90c和92c是大体上弓形的或凹形的,由此它与圆柱体的圆周部分相符合。参见图23,举例而言,各夹紧部分在位于圆柱形的基座部分90b上的第一端94与对变换器接收腔90a的端部进行限定的第二端或终止端96之间延伸。在本实施例中,朝向各夹紧部分的终止端96的内表面提供有脊部或肩部97,该脊部或肩部延伸进入保持腔,并被配置成作为中止或抓握结构来将变换器部件固定在其保持腔内。

[0146] 当将通常是圆柱形的变换器部件安装在其各自的变换器安装组件90和92内时,夹紧部分90c和92c在部分插入的变换器部件上轻微向外折曲,并随后在这些腔室内完全接合后这些变换器回复其静置状态,由此将变换器牢固地抓握或保持在其各自的保持腔内。

[0147] 应了解,如果需要,可替代地使用其他变换器安装组件将变换器元件接收并保持在传感器壳体内。优选地,变换器安装组件被配置成使得变换器部件可释放地被固定,这样可将变换器从传感器壳体上移走,用于在需要时进行更换或维修。

[0148] 在本实施例中,主体63和变换器安装组件是由合适的材料彼此一体形成的,该材料如塑料。然而,应了解,传感器壳体的部分可分别形成,并且然后被固定或连接在一起。

[0149] 参见图20,示出了变换器100和102,被安装在传感器壳体上的、它们各自的变换器

安装组件90和92内。在本实施例中,变换器和变换器安装组件被配置成互相配合,这样使得变换器的前表面延伸进入主体63的侧壁64和66中的、它们各自的变换器孔,由此它们与侧壁的剩余的内表面相齐平。例如,参见图20,示出了变换器102的前表面102b与侧壁66的内表面66b是大体上齐平的。针对相对的变换器部件100提供相同的构造。

[0150] 如所示的,该构造提供一对变换器100和102,这对变换器面向彼此并与主体63的感测通道86的相对侧相对齐,由此超声波在大体上垂直于气体流的方向或流动轴线110上进行传输,该气体流从主体的第一端74通过通道86向第二端76进行传送。

[0151] 变换器对100和102之间的距离(例如在图19中由W所指示的)限制了声束路径长度,将该距离选择为足够大来提供所希望的敏感度,但足够短来避免相位反折引起的模糊。例如,将变换器之间的距离选择为足够大来增加敏感性,但基于用于所感测到的气体组分和温度的范围所希望的总相移来对其进行限制。

[0152] 传感器控制系统和电路

[0153] 参见图20,变换器100和102的电端线或连接头100a和102a从传感器壳体的主体63的侧面向外突出,并且可从主体63的上壁68的外表面上接触到温度和流速传感器82和84的电端线82a和84a。柔性导线套管(wiring loom)或带112可延伸穿过传感器壳体的侧面和上表面,用以向传感器的电端线提供接线连接。接线112向被配置用于控制传感器的传感器控制系统和呼吸设备10的电路延伸,下面将进行进一步的详细描述。

[0154] 参见图25,将对经由接线112与传感器部件100、102、84和82相连接的传感器控制系统150的实例进行举例说明。应了解,该电子传感器控制系统150可在软件或硬件中启用,包括在任何可编程设备上启用,这些可编程设备例如微处理器、微控制器、数字信号处理器或类似器件,并且如应了解的可具有存储器和相关联的输入和输出电路。应了解,传感器控制系统150的不同模块可各不相同或进一步分开或集成,并且图25只是对传感器控制系统的常规功能进行举例说明。传感器控制系统150可与呼吸设备的主控制系统集成,或可以是分离的、与主控制器或控制系统相联通的子系统。将对传感器控制系统150进行描述,参照传感器的特定布置或构造,这些传感器被布置而用于确定气体组分或在二元气体混合物中的气体的相对浓度,该二元气体混合物如大体上相当于氮气/氧气混合物的空气/氧气混合物。然而,应了解,该传感器控制系统可被适配成提供信息来指示在该气体流内的其他气体浓度。

[0155] 流速模块

[0156] 该流速传感器84被配置成对流速进行感测,例如流经传感器壳体的感测通道86的气体流110的每分钟升数,并生成代表性的流速信号152,该信号可被传感器控制系统150的流速模块154所接收并处理。在鼓风机单元里还优选地提供电机速度传感器120,用于对电机速度进行感测,例如鼓风机单元电机的每分钟转数(rpm)。电机速度传感器120生成代表性的电机速度信号156,电机速度模块158接收并处理该信号。

[0157] 温度模块

[0158] 温度模块160被配置成接收并处理温度信号162,该温度信号是由温度传感器82生成的,表示流经传感器壳体的感测通道86的气体流的温度。在本实施例中,温度传感器82被配置成对在变换器100和102之间的声束路径周围的气体流的温度进行感测。

[0159] 可选地,温度模块160被配置成对温度信号162进行温度补偿,用来对由温度传感

器82生成的可能的误差或偏差进行补偿。特别是,当传感器组件60位于鼓风机单元隔室和其他电子电路的下方,由电路和电机而来的热量可根据操作条件来影响由温度传感器82感测的温度。例如,由于在传感器组件之上的热量,温度信号162可指示气体流温度,该温度高于其真实温度。为了在特定操作条件中对这种可能的误差进行补偿,温度模块160被配置成基于下面的公式来运用温度补偿系数或校正: $T_{校正}=T_{传感器}+\Delta T$,其中:

[0160] $T_{校正}$ 是补偿后的校正温度,

[0161] $T_{传感器}$ 是由温度传感器82所感测的温度,由信号162来表示,并且

[0162] ΔT 是根据呼吸设备的当前操作条件而计算或预测的温度误差。

[0163] 温度误差(ΔT)随呼吸设备10的操作条件而变化。在本实施例中,根据呼吸设备中的气体流的当前流速152与当前电机速度156的系统条件的比例关系,对温度误差进行计算。通常地,流速增加具有冷却效应,而电机速度增加导致由较高的电力使用而引起的呼吸设备的壳体内部的热量增加。在操作中,温度模块被配置成持续或周期性地根据当前系统操作条件,并且尤其是当前流速152和电机速度156而对温度误差 ΔT 进行计算。然后将更新的温度误差 ΔT 用于引入的感测到的温度,即来自该温度传感器的 $T_{传感器}$ 162以生成校正温度 $T_{校正}$ 。

[0164] 在实施例中, $\Delta T=\alpha \times (\text{电机速度}/\text{流速})$,其中 α 是常数。然而,应了解, ΔT 可替代地可根据查阅表或其他算法进行计算,该种计算考虑了与呼吸设备的操作相关的、以及对可能发生在温度传感器82周边的温度变化具有影响的一个或多个其他操作条件或系统变量。在一些实施例中, ΔT 可与对温度变化具有影响的时间相关效应结合,该温度变化如在长期运转期间在呼吸设备内的蓄热。例如, ΔT 还可表示为积分微分方程,来表达时变效应,如由呼吸设备的一个或多个部分的热容所引起的时变效应。

[0165] 气体组分模块

[0166] 该气体组分传感器系统被配置成超声二元气体感测系统。如所述的,在本实施例中,该气体组分感测系统包括一对超声变换器部件100和102,将其提供于该传感器壳体的感测通道的相对侧上。变换器部件100中的一个被配置成为超声发射器,用于将通过通道的单向超声或声束波或脉冲传输至其他超声变换器,其方向是大体上垂直于通过感测通道的气体流的方向,其他超声变换器被配置成作为超声接收器来接受在该通道的另外一侧上传输的超声波或脉冲。在本实施例中,变换器部件100和102可以是压电陶瓷变换器元件,通常在窄带宽处操作,或者是其他任何合适的可操作的超声变换器元件。在本实施例中,这些变换器元件是在频率接近25kHz下操作的,尽管这可根据需要而有所不同。在优选的方式中,将操作频率选择为高于人可听到的声谱以使得气体组分感测对于使用者是静音的,和/或是在足够高的频率来降低或最小化噪声源的干扰。

[0167] 由气体组分模块174的驱动器170和接收器172电路分别对超声发射器100和接收器102进行控制。特别是,该驱动器电路170向该超声变换器提供控制激励信号176来驱动其传输超声能量的脉冲。超声接收器102对脉冲进行感测,并生成代表性的接收信号178,其接收器电路172对该信号进行接收和处理。同时在本实施例中应用了脉冲系统,在替代性实施例中可使用持续波或静止波方法。

[0168] 基于对通过气体样品的声脉冲的速度进行感测来进行使用超声的二元气体分析,在这种情况下,气体样品是流经传感器壳体的感测通道86的气体流的整体或主要流。声速

是气体平均分子量和温度的函数。在这个配置中,气体组分模块174从温度模块160接收温度信号164,表示在超声变换器之间的声束路径之间流动的气体的显示温度。知道了感测到的声速以及感测到的温度,可以确定或计算气体流中的气体组分。特别是,可使用对通过该感测通道的声速的测定来参照经验关系、标准算法或以查阅表的形式储存的数据对两种已知气体的比率进行推导,如在本领域中已知的超声二元气体分析。应了解,可替代地,如果不使用温度传感器,可在二元气体分析的计算中采用对在超声变换器的声束路径中的气体流的温度的估算值。在这类替代性实施例,可以对气体流的温度进行调节或控制使其置于窄温度带中,使之能够使用在声束路径中的气体流的温度的估算值。

[0169] 在一些实施例中,呼吸设备还可以提供有湿度传感器,该湿度传感器位于流动路径中,并且被配置成生成表示流经该传感器组件的气体流的湿度的湿度信号。在这类实施例中,可通过感测到的声速以及感测到的温度和/或感测到的湿度来确定气体组分。该湿度传感器可以是相对湿度传感器或绝对湿度传感器。在一些实施例中,可根据感测到的声速和感测到的湿度来确定气体组分,无需使用温度传感器。

[0170] 还可使用该气体组分感测系统来对在气体组分中的任何两种已知的气体的各自的比例进行测定。在本实施例中,该气体组分模块被配置成确定在空气与补充氧气的混合物中的相对气体浓度,这与氮气/氧气混合物是大体上相等的。在这种二元气体混合物中,通过监测声速并考虑温度,可以确定气体的平均分子量,并且由此可以确定两种气体的相对浓度。从这个比例中,可以提取气体流的氧分数或氮分数。

[0171] 在本实施例中,气体组分模块124包括分析仪或控制器180,该分析仪或控制器180被配置成使用控制信号171和173通过其各自的驱动器170和接收器172电路来对超声变换器100和102进行操作。分析仪180还可被配置成从温度模块160接收并处理经过校正的温度信号164。在操作中,分析仪180被配置成周期性地以所希望的频率对通过该感测通道的单向超声或声脉冲进行传输,来确定声脉冲的声速。然后使用声速的测定值,用所知道的来自于温度模块160的温度来确定气体组分。能以任何所希望的方式来确定声脉冲的速度,包括使用定时电路直接地或间接地经由相位检测来确定从发射器100经过通道至接收器102的声脉冲的通过时间。应了解,如果使用合适的信号处理,可以追踪相位来使“反折”效应最小化。在变换器元件100和102之间的距离是已知的,并且相当于在传感器壳体的侧壁64和66之间的宽度(在图19中的W),并且因此可根据通过时间以及在变换器之间的距离(对应于声束路径长度)来确定声速。特别是,该分析仪可以是预定程序的,并用表示变换器之间的距离的数据和/或可用于经由声速感测来确定气体组分的任何其他通用的或设备专用的特性来对其进行校准。这种校准可考虑在变换器元件100和102之间的距离的变化,这种变化是温度的函数。例如,当温度改变时,传感器壳体的侧壁64和66之间的距离可以增加或减小。

[0172] 可选地,可用使用者可选择的或预定编程的比例系数或在确定氧分数时的氩占比的校正系数来对该气体组分传感器模块进行配置,当从使用变压吸附技术的市售的氧浓缩器向呼吸设备提供氧气时优选使用该气体组分传感器模块。例如,使用者可激活该控制系统以使用氩气比例或校正系数对感测到的氧分数进行修正以去除任何氩气组分,从而产生计算的氧分数。

[0173] 传感器控制系统150可输出表示由该传感器组件或其他传感器感测到的不同特性的数据或信号。例如,从模块154、158和160输出的信号或数据182、184和186可表示感测到

的流速182、电机速度184和温度186。同样地,该气体组分模块被配置成生成表示由该超声气体组分感测系统感测的气体组分的一个或多个输出信号或数据188。在本实施例中,输出信号188可表示在该气体流中的氧分数或氧气(O₂)浓度。可替代地,该信号或附加信号可表示氮气(N₂)浓度或分数。还应理解,可以对该系统进行改进来提供表示在气体流中的其他气体的浓度的信号,其他气体包括但不限于例如二氧化碳(CO₂)。

[0174] 这个或这些气体浓度输出信号188然后可被该呼吸设备的主控制器接收和处理。例如,该主控制器可被配置成基于氧气信号188在该呼吸设备的输出显示器上显示感测到的氧气读数。在实施例中,使用者控制接口30(见图8)可被配置成显示由超声气体组分传感器系统所感测的气体浓度的读数,如氧气浓度或其他一个或多个气体浓度水平。

[0175] 在一些实施例中,该主控制器被配置成确定一个或多个气体浓度水平,例如氧气浓度是否一直在由最大和/或最小阈值所限定的使用者限定范围之内。例如,在这类实施例中,该主控制器可被配置成基于向使用者限定的或选择的气体浓度水平阈值来对感测到的气体浓度输出信号188水平进行比较。如果感测到的水平低于最小阈值、或高于最大阈值或另外在使用者限定的范围之外,该主控制器可触发或激活被合并到该设备中的警报,该警报可以是可听的、可视的、可触知的或其组合。该主控制器可选地还可以关闭该设备或触发适于各自的触发式警报的任何其他适合的操作功能。

[0176] 在一些实施例中,呼吸设备10包括消毒系统和/或清洁模式,其类型如在WO 2007/069922中所述的,其内容通过引用而结合。这类消毒系统采用热力消毒,通过将加热的干燥气体循环通过气体流动路径的部分到达使用者接口而进行。在这类实施例中,该主控制器被配置成在进入任何消毒系统或清洁模式之前基于感测到的氧气信号188确定气体流动路径中的氧气浓度水平是否低于预设的氧气浓度水平。例如,该主控制器可被配置成防止启动任何清洁模式,直至感测到的氧分数在安全范围之内,优选地是低于大约30%,来最小化火灾隐患。

[0177] 氧气信号188可另外被用于自动控制鼓风机单元的电机速度来改变气体流的流速,由此将氧分数改变或修改至所希望的水平,或停止可能使氧分数移出预设的上阈值或下阈值的设备的操作。可替代地,呼吸设备的使用者可对来自于与呼吸设备连接的中央气体源的氧源的流速进行手动控制,由此可基于显示的氧气读数的实时反馈来改变氧分数,无需基于印刷的查阅表来估计氧分数。在一些实施例中,该呼吸设备可具有值,该值可以对来自于与中央气体源的氧源的流速进行自动改变或修改,由此来改变氧分数。该主控制器可接收氧气信号188,并相应地调节氧气值直至氧气信号188达到预定值,这与所希望的氧分数是对应的。

[0178] 替代的超声气体组分传感器系统的配置

[0179] 参见图26A-26E,将针对气体组分感测系统对该超声变换器的不同的替代配置进行描述,该气体组分感测系统用于通过传输和接收错流超声波束或脉冲来对通过气体流的声速进行感测。相似的参照号表示相似的部件。

[0180] 参见图26A,参照图19-25对上述实施例的变换器配置200进行示意性地图示。如所示的,该变换器配置提供了布置,其中有一对变换器202和204,该对变换器202和204彼此相对地放置在感测通道206的相对侧上,其中一般由208指示空气流动路径方向。在这个配置200中,各变换器202、204由专用的发射器或接收器来驱动,这样使得超声脉冲210从该发射

器至该接收器变换器单向传输通过该空气流动路径。如所示的,该变换器对是相对空气流动路径方向208而对齐的(即不是置于彼此的上游或下游),并且被配置成对与空气流动路径方向大体上垂直的错流脉冲进行传输。

[0181] 参见图26B,对替代的变换器配置220进行了图示说明,其中在感测通道的相对侧上提供彼此相对的一对变换器222和224,但是其中各传感器可作为发射器和接收器两者来进行操作,即是超声发射器-接收器或收发器。在这个配置中,可在变换器对222和224之间发送双向超声脉冲226。例如,可在变换器之间向后和向前交替或以任何其他顺序或方式来发送脉冲。再次,该变换器对是相对空气流动路径方向而对齐的,并且被配置成对与空气流动路径方向大体上垂直的错流脉冲进行传输。

[0182] 参见图26C,对替代的回声变换器配置230进行了图示说明,其中该发射器和接收器变换器对是以单一超声发射器-接收器变换器232的形式来提供的,将其提供于感测通道的一侧,并将其配置成将错流声脉冲236传输通过感测通道206并接收从该感测通道的相对侧反射回来的反射脉冲或回声。

[0183] 参见图26D,对替代的变换器配置240进行了图示说明,其中发射器变换器242和发射器接收器244相对于空气流动路径方向(即彼此的上游)彼此远离地放置,并被放置在该感测通道的相对侧。在图26D中,该接收器在该发射器的上游,尽管可以采用相反的配置。利用这种布置,发射器242可将直错流脉冲传输通过感测通道206至接收器244,如波束246所示的,或者可通过由波束248所指示的包括至少两次反射的反射路径来生成较长的间接路径长度。如所示的,利用这种放置配置,这些声脉冲具有错流方向,该错流方向是有角度地穿过,而不是大体上垂直于空气流动路径方向208。还应理解,当显示是单向配置时,变换器242和244可以可替代地是超声发射器-接收器,使得可在变换器之间向后和向前(即相对于空气流的上游和下游两个方向)传输双向波束脉冲。

[0184] 参见图26E,对替代的变换器配置250进行了图示说明,这是图26D的配置的修改,其中再将发射器252和接收器254彼此远离地放置在空气流动方向208上,但其中它们位于该感测通道的相同侧,这样使得被传输的错流脉冲256可包括来自于感测通道206的相对侧的至少一次反射(或在较长的路径长度中的多次反射)。另外,应用与参照图26D的描述相同的替代性选项,这些选项包括双向操作以及切换发射器和接收器的位置。

[0185] 参见图27A-27C,将针对气体组分感测系统对该超声变换器的不同的替代配置进行描述,该气体组分感测系统用于通过传输和接收沿流超声波束或脉冲来对通过气体流的声速进行感测。相似的参照号表示相似的部件。

[0186] 参照图27A,对替代的变换器配置260进行了图示说明,其中有一对变换器262和264,该对变换器262和264彼此相对地放置在感测通道206的相对端上,一般由208指示空气流动路径方向或轴线。在这个配置中260中,各传感器262、264由专用的发射器或接收器来驱动,这样使得可在发射器与接收器之间的声束路径中单向传输沿流超声脉冲266,发射器和接收器与感测通道206中的气体流动路径轴线208是大体上对齐的或是平行的。在所示的实施例中,该发射器在该接收器的上游,但应了解,可以使用相反的布置。利用这种配置,在感测通道中放置流速传感器,来提供指示感测通道中的气体流的流速的流速信号。应了解,能以与前述的实施例相似的方式来得到或确定在感测通道中的声速,并且在信号处理中利用该流速信号来除去或补偿声音信号的计算速度中的气体流速。

[0187] 参见图27B,对替代的变换器配置270进行了图示说明,其中在与图27A中相似的感测通道的相对端彼此相对地提供一对变换器272和274,但是其中各变换器可作为发射器和接收器两者来进行操作,即是超声发射器-接收器或收发器。在这个配置中,可在变换器对272和274之间发送双向沿流超声脉冲276。例如,可在变换器之间向后和向前交替或以任何其他顺序或方式来发送脉冲。再有,该变换器对与空气流动路径轴线208对齐,并被配置成在声束路径或大体上与感测通道206中的空气流动路径轴线208大体上对齐或平行的路径中对错流脉冲进行传输。利用这种配置,不需要提供单独的流速传感器,因为可由对所传输的和接收的声脉冲的处理直接得到或确定声速信号的流速组分。

[0188] 参见图27C,对替代的回声变换器配置280进行图示说明,其中该发射器和接收器变换器对是以单一超声发射器-接收器变换器282的形式来提供的,被提供在感测通道的一端(不论是在开始处还是在末端),并且被配置成在与空气流动轴线208大体上对齐或平行的声束路径中沿着感测通道206对沿流声脉冲286进行传输并接收从该感测通道的相对端反射回来的反射脉冲或回声。在所示的实施例中,显示发射器-接收器282位于通道的末端,但它可替代地可以位于该通道的开始处。与图27A的配置相似,在感测通道中提供流速传感器,该流速传感器可计算声速从而对空气流速组分进行补偿。

[0189] 利用图26B-26E和27A-27C的可替代的配置,应了解,该驱动器和接收器电路以及信号处理可相应地被适配成对感测通道中的声速进行感测,这随后可进一步如前所述的用于确定气体组分。

[0190] 优选特征:

[0191] 1.呼吸辅助装置,该呼吸辅助装置被配置成提供加热并增湿的气体流,该呼吸辅助装置包括:气体入口,被配置成接收气体供应;鼓风机单元,被配置成从该气体的供应产生增压的气体流;增湿单元,被配置成对该增压的气体流进行加热和增湿;气体出口,用于该加热并增湿的气体流;用于该气体流的流动路径,该流动路径从该气体入口通过该鼓风机单元和增湿单元至该气体出口穿过该呼吸设备;以及传感器组件,提供在该增湿单元之前的流动路径中,该传感器组件包括超声气体组分传感器系统,该超声气体组分传感器系统用于对该气体流中的一个或多个气体浓度进行感测。

[0192] 2.根据第1段所述的呼吸辅助装置,其中该超声气体组分传感器系统包括发射器和接收器变换器对,该变换器被操作用于将错流声脉冲从该发射器通过该气体流传输至该接收器,以用于对在该传感器组件周边的气体流中的声速进行感测。

[0193] 3.根据第2段所述的呼吸辅助装置,其中这样设置该发射器和接收器变换器对,以使得这些声脉冲在与该气体流的流动方向大体上垂直的方向上穿过该气体流。

[0194] 4.根据第2段所述的呼吸辅助装置,其中这样设置该发射器和接收器变换器对,以使得这些声脉冲在相对于该气体流的流动方向成角但不垂直的方向上穿过错流中的气体流。

[0195] 5.根据第2-4段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器变换器对包括被配置成是发射器的变换器,以及被配置成是接收器的变换器,以用于传输单向声脉冲。

[0196] 6.根据第2-4段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器变换器对包括被配置成用于传输双向声脉冲的一对发射器-接收器变换器。

[0197] 7. 根据第5段或第6段所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器相对于该气体流的流动方向彼此对齐,并在该流动路径的相对侧彼此相向。

[0198] 8. 根据第5段或第6段所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器彼此远离地放置在该气体流的流动方向上。

[0199] 9. 根据第8段所述的呼吸辅助装置,其中这些声脉冲具有声束路径,该声束路径在该发射器与接收器之间是直达的。

[0200] 10. 根据第8段所述的呼吸辅助装置,其中这些声脉冲具有声束路径,该声束路径在该发射器与接收器之间是迂回的并经过一次或多次反射。

[0201] 11. 根据第2-4段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该发射器和接收器变换器对处于被配置成传输错流声脉冲并接收回声返回脉冲的单发射器-接收器的形式。

[0202] 12. 根据第2段所述的呼吸辅助装置,其中该超声气体组分传感器系统包括发射器和接收器变换器对,该变换器被操作用于将沿流声脉冲该从发射器通过该气体流传输至该接收器,以用于对在该传感器组件周边的气体流中的声速进行感测。

[0203] 13. 根据第2-12段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,该呼吸辅助装置进一步包括传感器控制系统,该传感器控制系统与该超声气体组分传感器系统的发射器和接收器变换器对是可操作地连接的,并且该传感器控制系统被配置成对该变换器对进行操作,用来感测并生成指示通过该气体流的声速的声速信号。

[0204] 14. 根据第13段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器控制系统被配置成至少基于指示通过该气体流的声速的信号而生成指示在该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

[0205] 15. 根据第13段或第14段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件进一步包括温度传感器,该温度传感器被配置成对该传感器组件周边的气体流的温度进行检测并生成代表性的温度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成基于该声速信号和该温度信号而生成指示该气体流内的气体浓度一个或多个气体浓度信号。

[0206] 16. 根据第13段或第14段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件进一步包括湿度传感器,该湿度传感器被配置成对该传感器组件周边的气体流的湿度进行检测并生成代表性的湿度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成基于该声速信号和该湿度信号而生成指示该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

[0207] 17. 根据第13段或第14段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件进一步包括温度传感器和湿度传感器,该温度传感器被配置成对在该传感器组件周边的气体流的温度进行测定、并生成代表性的温度信号,该湿度传感器被配置成对该传感器组件的周边的气体流的湿度进行测定、并生成代表性的湿度信号,并且其中该传感器控制系统被配置成基于声速信号、温度信号和湿度信号来生成指示该气体流内的气体浓度的一个或多个气体浓度信号。

[0208] 18. 根据第15段或第17段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器控制系统被配置成对温度信号进行温度校正,用于对由呼吸设备内的热量引起的影响温度传感器的任何预测温度感测误差进行补偿。

[0209] 19. 根据第18段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件进一步包括流速传感器,该流速传感器被配置成对在传感器组件周边的气体流的流速进行感测、并生成代表性的流

速信号;并且该系统进一步包括:提供电机速度传感器,该电机速度传感器被配置成对鼓风机单元的电机速度进行感测并生成代表性的电机速度信号,并且其中,该传感器控制系统至少基于该流速信号和/或电机速度信号对温度校正进行计算。

[0210] 20.根据第13-19段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器控制系统被配置成生成表示该气体流中的氧气浓度的气体浓度信号。

[0211] 21.根据第13-19段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器控制系统被配置成生成表示该气体流中的二氧化碳浓度的气体浓度信号。

[0212] 22.根据第1-21段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件是可拆卸地安装在该流动路径内的。

[0213] 23.根据第1-22段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该流动路径被成型或被配置成促进该流动路径的至少一节或一部分中的气体流的稳定流动。

[0214] 24.根据第23段所述的呼吸辅助装置,其中该流动路径被成型或被配置成促进在包括该传感器组件的流动路径的一段或一部分中的稳定流动。

[0215] 25.根据第23段或第24段所述的呼吸辅助装置,其中该流动路径包括位于该气体入口处或朝向其的一个或多个流动引导器。

[0216] 26.根据第25段所述的呼吸辅助装置,其中各流动引导器能以弓形翅片的形式存在。

[0217] 27.根据第23-26段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该流动路径包括至少一个螺旋部分或段来促进该气体流的稳定流动。

[0218] 28.根据第27段所述的呼吸辅助装置,其中该流动路径包括入口段,该入口段在该气体入口与该鼓风机单元之间延伸,并且该入口段包括至少一个螺旋部分。

[0219] 29.根据第27段或第28段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件位于该流动路径的螺旋部分中。

[0220] 30.根据第29段所述的呼吸辅助装置,其中该螺旋部分包括一个或多个大体上平直的段,并且该传感器组件被放置在其中一个平直的段中。

[0221] 31.根据第2-30段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器组件包括传感器壳体,该传感器壳体包括主体,该主体是中空的并被周边的壁所限定,这些周边壁在第一开口端与第二开口端之间延伸,由此在这些壁之间的主体中限定了感测通道,通过该感测通道,该气体流可在该主体的第一端与第二端之间延伸的流动轴线的方向上进行流动,并且其中该发射器和接收器变换器对位于该感测通道的相对壁或相对侧上。

[0222] 32.根据第31段所述的呼吸辅助装置,其中该传感器壳体包括:主体,该主体包括两个分隔开的侧壁,在这两个侧壁之间延伸的上壁和下壁,从而沿着该主体在其第一端与第二端之间限定该感测通道;以及位于该主体的相对壁上的一对变换器安装组件,这对变换器安装组件每个被配置成接收并保持该变换器对各自的变换器,这样使得它们横跨该主体的感测通道对齐并彼此相对。

[0223] 33.根据第1-32段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该鼓风机单元可被操作来在该气体出口生成流速高达100升/分钟的气体流。

[0224] 34.根据第1-33段中的任何一段所述的呼吸辅助装置,其中该气体入口被配置成接收气体供应,该气体包括大气空气和来自于氧源的纯氧的混合物。

[0225] 35. 根据第1-33段中的任何一段所述的呼吸辅助装置, 其中该气体入口被配置成接收气体供应, 该气体包括大气空气和来自于二氧化碳源的二氧化碳的混合物。

[0226] 36. 根据第1-35段中的任何一段所述的呼吸辅助装置, 其中该流动路径是在该装置的总体流动路径中的。

[0227] 37. 用于同轴流动路径的传感器组件, 该传感器组件用于对在呼吸辅助装置中的气体流进行感测, 该传感器组件包括: 传感器壳体, 该传感器壳体包括主体, 该主体是中空的并被周边的壁所限定, 这些周边壁在第一开口端与第二开口端之间延伸, 由此在这些壁之间的主体中限定了感测通道, 通过该感测通道, 该气体流可在该主体的第一端与第二端之间延伸的流动轴线的方向上进行流动; 超声气体组分传感器系统, 该超声气体组分传感器系统被安装在该传感器壳体中, 用于对在该感测通道中流动的气体流内的一个或多个气体浓度进行感测; 温度传感器, 该温度传感器被安装在该传感器壳体中, 用于对在该感测通道中流动的气体流的温度进行感测; 以及流速传感器, 该流速传感器被安装在该传感器壳体中, 用于对在该发送通道中流动的气体流的流速进行感测。

[0228] 38. 根据第37段所述的传感器组件, 其中该传感器壳体被配置成是可释放地接合在该呼吸辅助装置的流动路径的补充保持孔中的。

[0229] 39. 根据第37段或第38段所述的传感器组件, 其中该超声气体组分传感器系统包括发射器和接收器变换器对, 该变换器对被操作用于将声脉冲从该发射器通过该气体流传输至该接收器, 其方向大体上垂直于流经该感测通道的气体流的流动轴线。

[0230] 40. 根据第39段所述的传感器组件, 其中该发射器和接收器变换器对位于该感测通道的相对壁或相对侧上。

[0231] 41. 根据第39段或第40段所述的传感器组件, 其中该传感器壳体的主体包括两个分隔开的侧壁、以及在这两个侧壁之间延伸的上壁和下壁, 从而沿着该主体在其第一端与第二端之间限定该感测通道; 以及位于该主体的相对壁上的一对变换器安装组件, 这对变换器安装组件每个被配置成接收并保持该变换器对各自的变换器, 这样使得它们横跨该主体的感测通道对齐并彼此相对。

[0232] 42. 根据第41段所述的传感器组件, 其中这对变换器安装组件位于该主体的相对侧壁上, 并且其中各变换器安装组件包括接收并保持变换器对中的各个变换器于其中的一个保持腔。

[0233] 43. 根据第42段所述的传感器组件, 其中各变换器安装组件包括从该主体的各侧壁延伸的圆柱形的基座部分, 以及至少一对从该基座部分延伸的对置的夹子, 该基座部分和夹子一起限定了该保持腔。

[0234] 44. 根据第43段所述的传感器组件, 其中该主体的各侧壁包括变换器孔, 该变换器孔与其相关联的变换器安装组件共对齐, 并且通过该变换器孔, 该变换器的前操作面可延伸到达该感测通道。

[0235] 45. 根据第44段所述的传感器组件, 其中该变换器安装组件被配置成将其各自的变换器放置成使得这些变换器的操作面与该传感器壳体的主体的各自的壁的内表面是大体上相齐平的。

[0236] 本发明的以上描述包括本发明的优选形式。可以在不偏离如由所附权利要求书限定的本发明的范围的情况下对本发明做出修改。

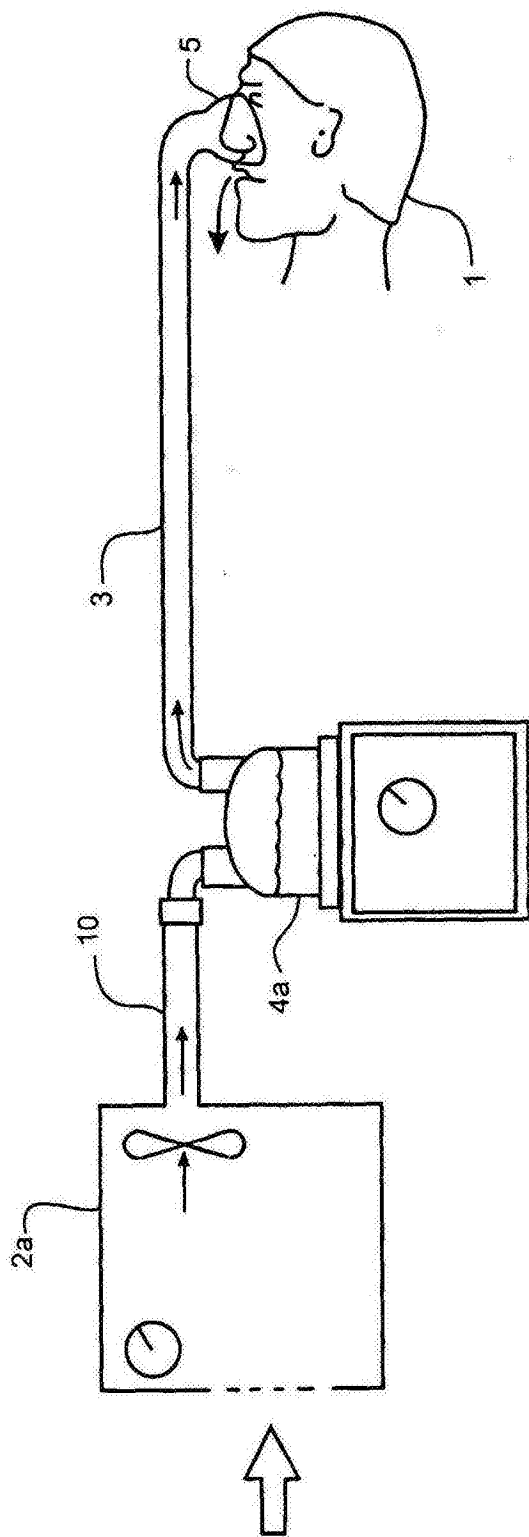


图1 (现有技术)

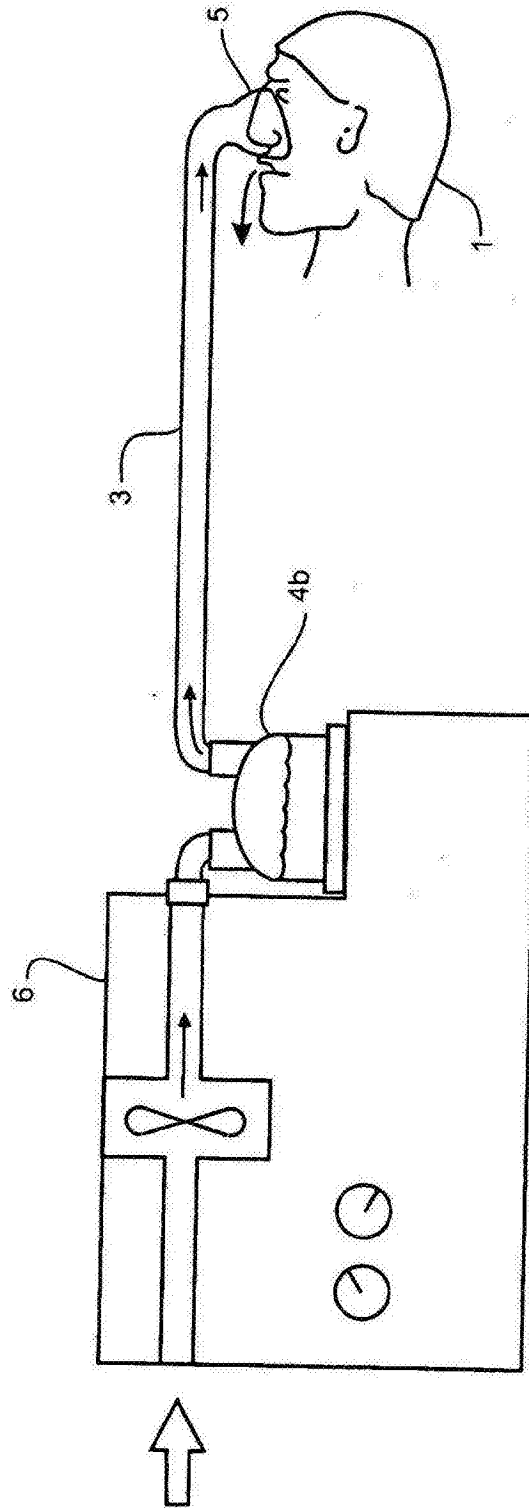


图2(现有技术)

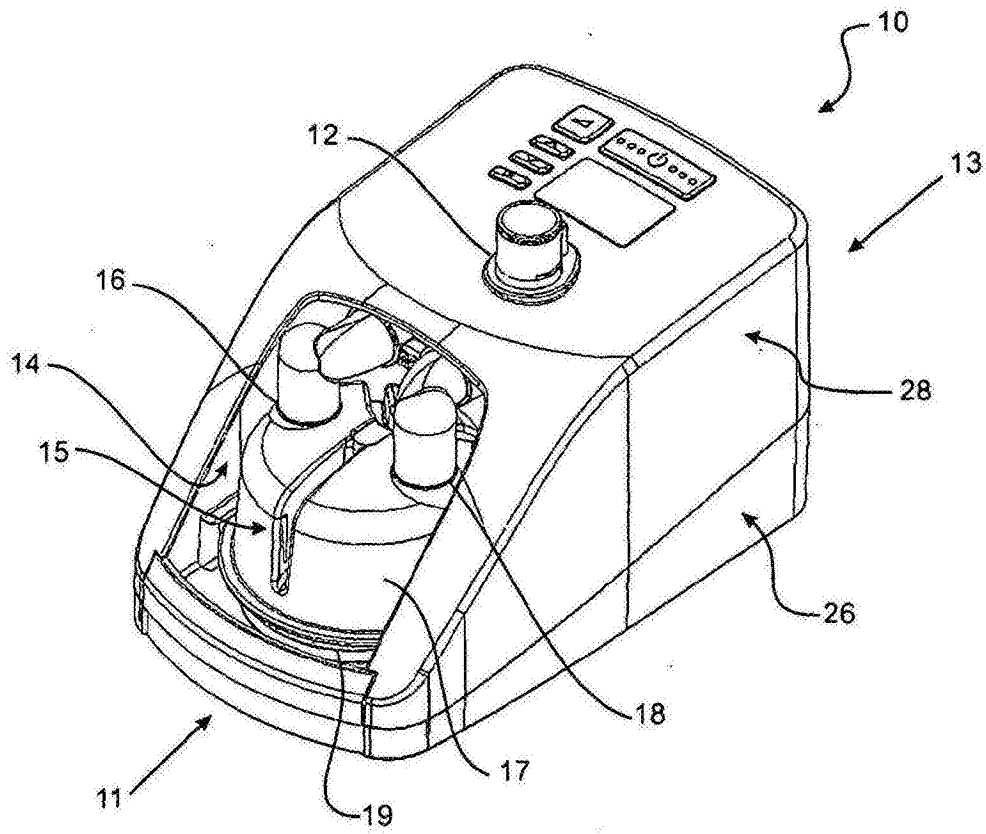


图3

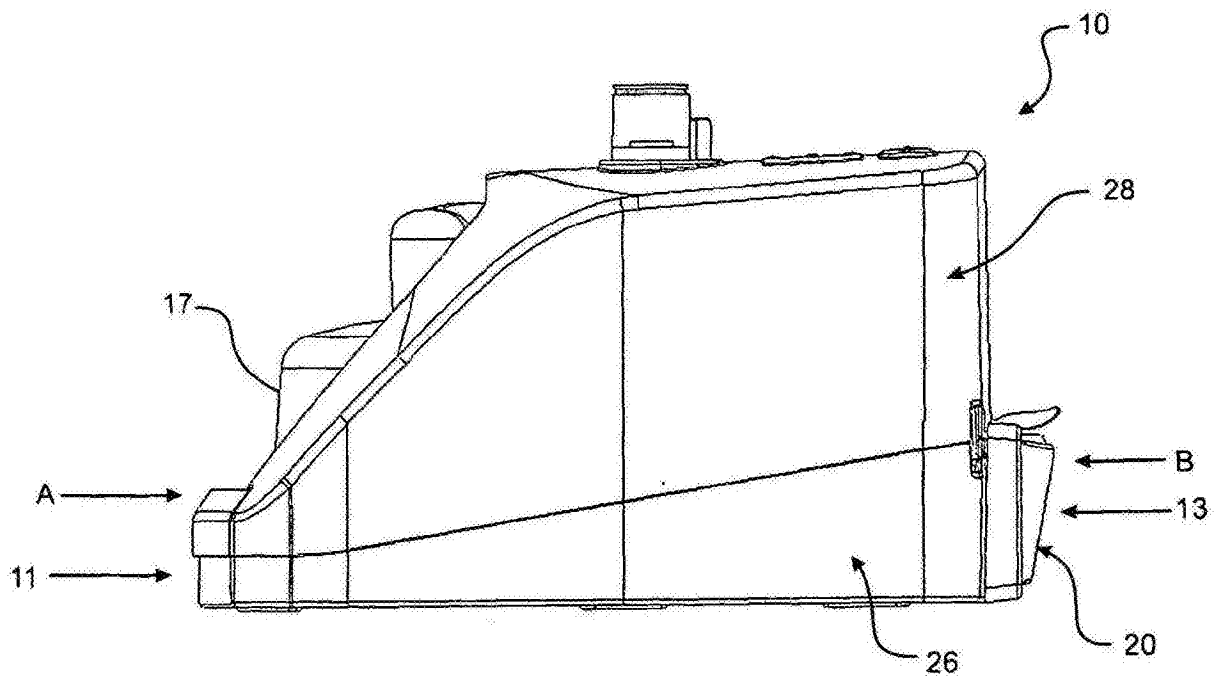


图4

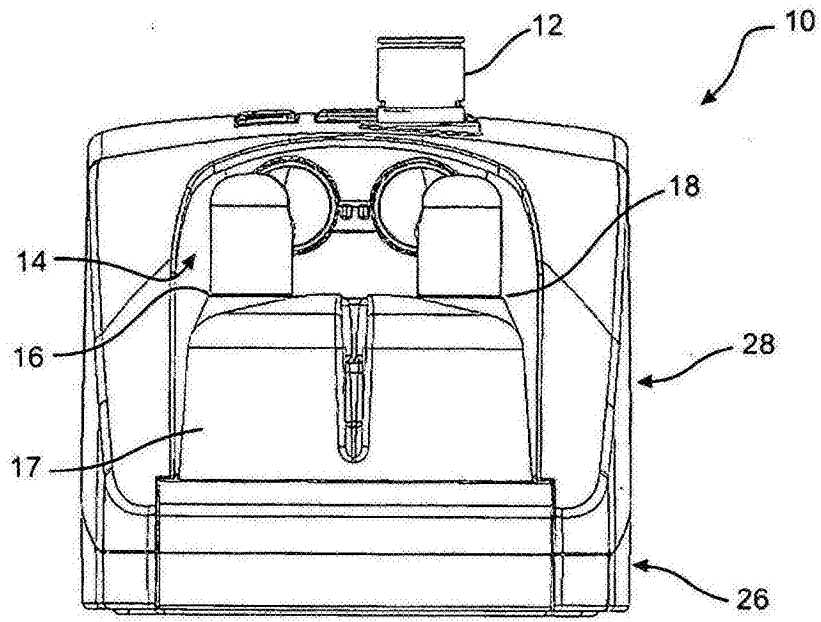


图5

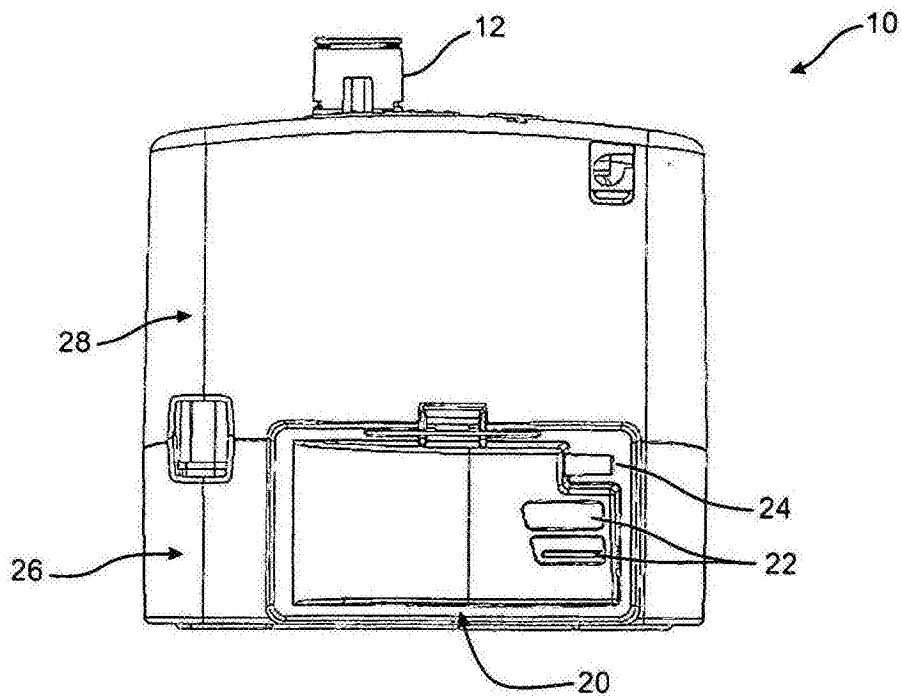


图6

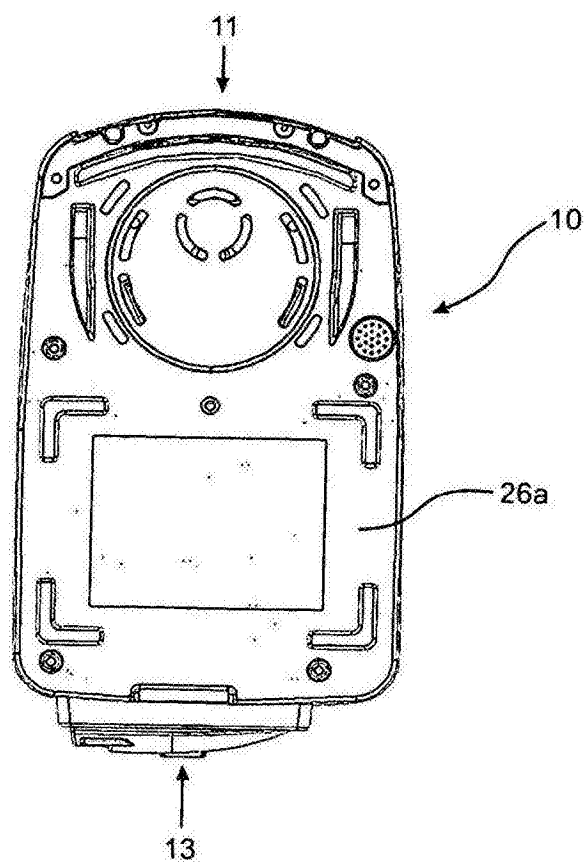


图7

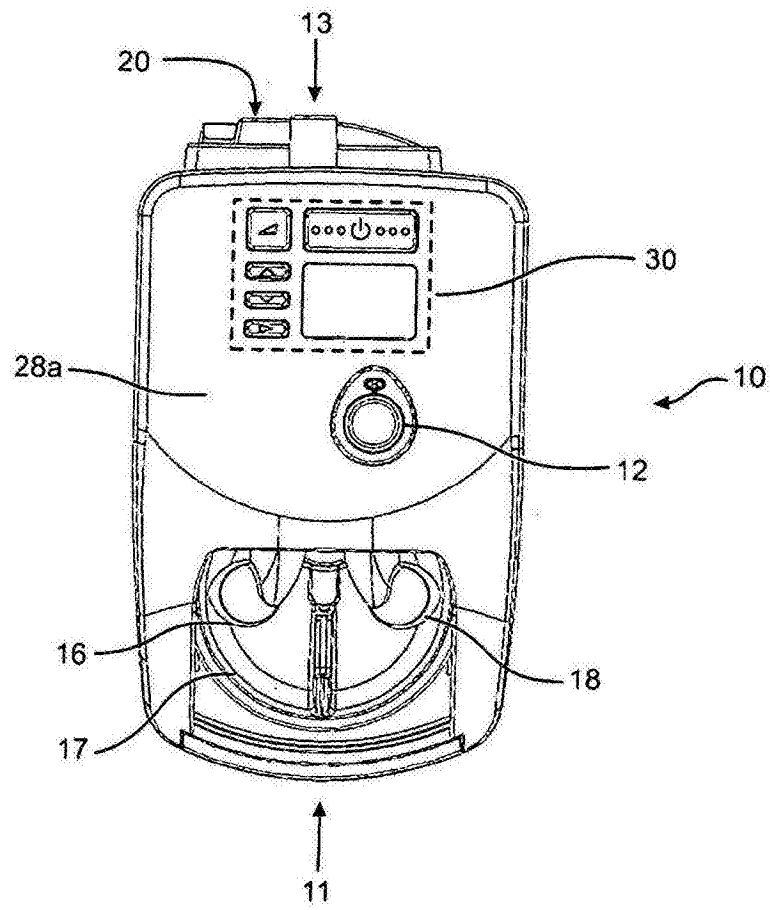


图8

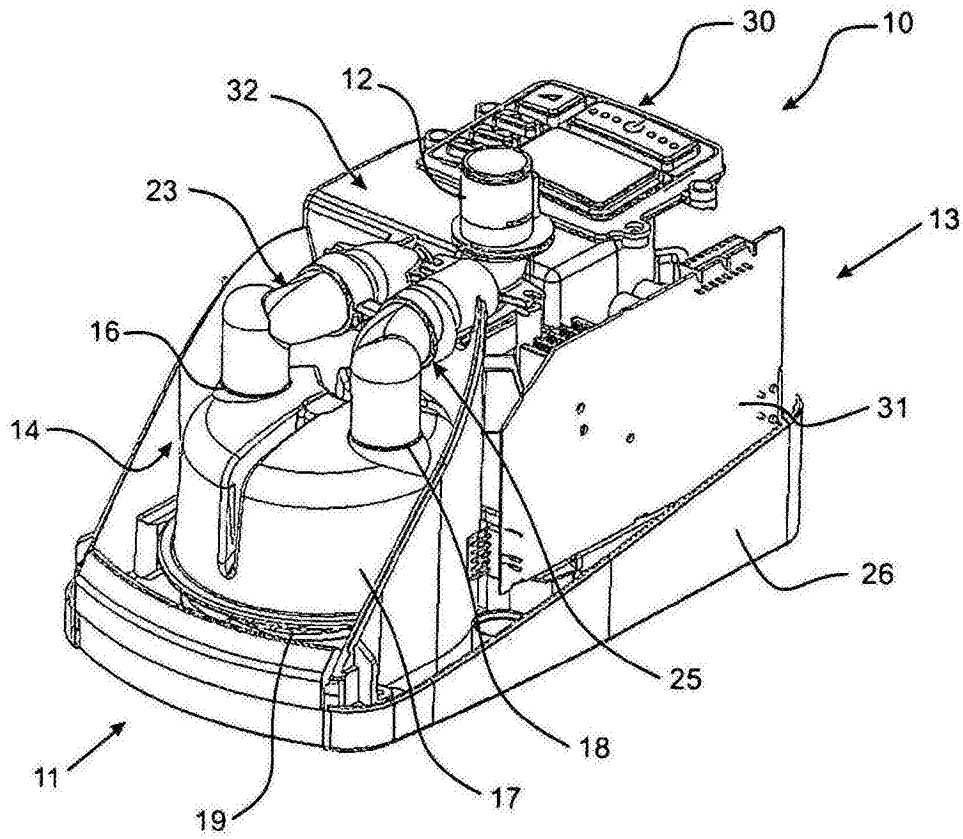


图9

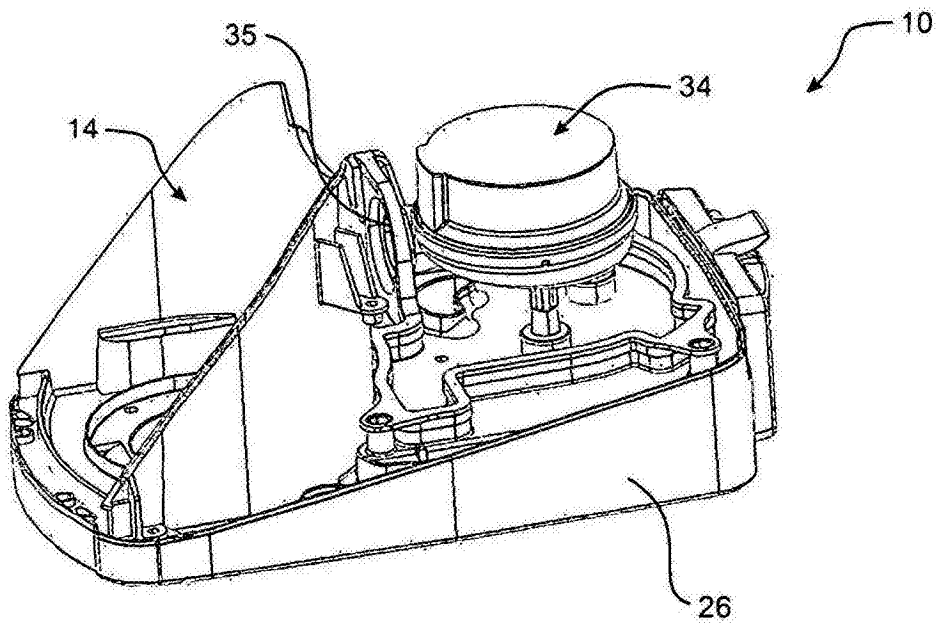


图10

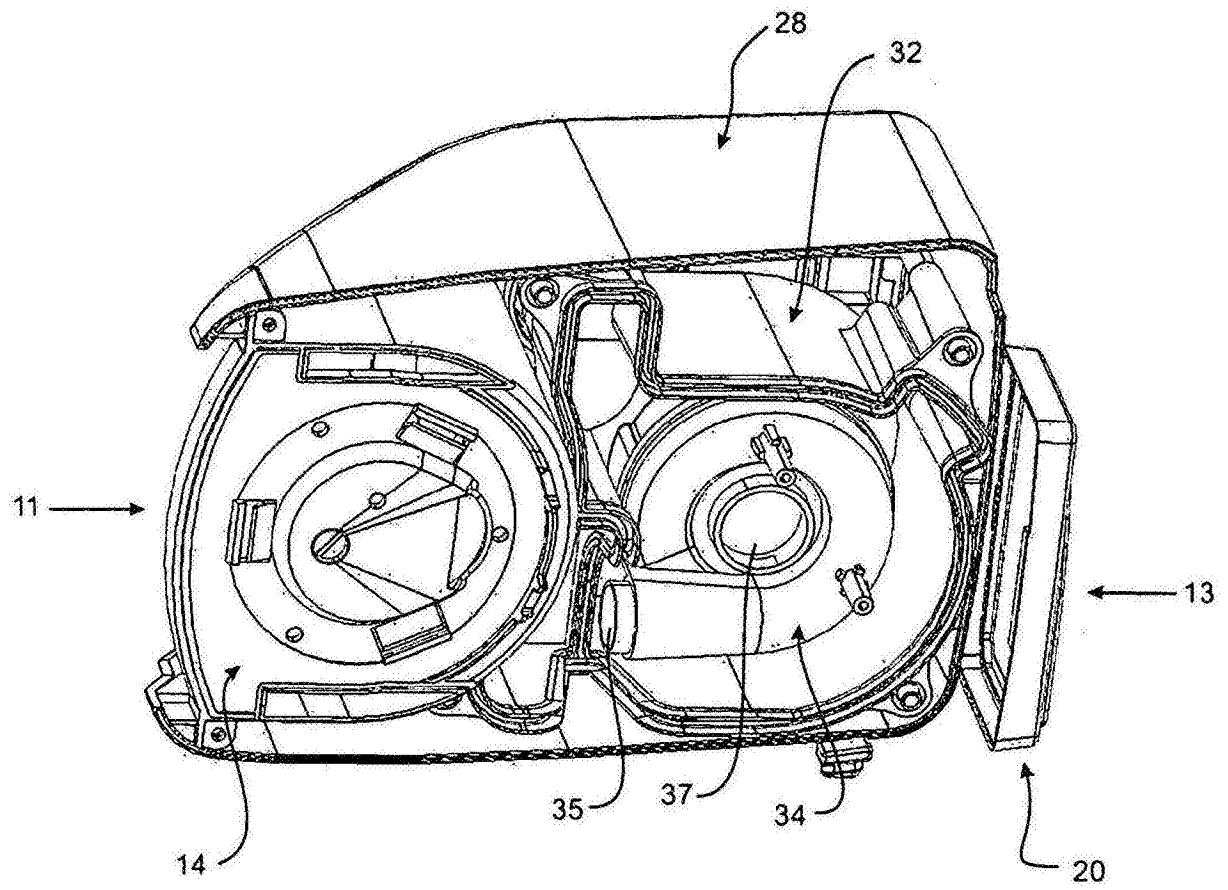


图10A

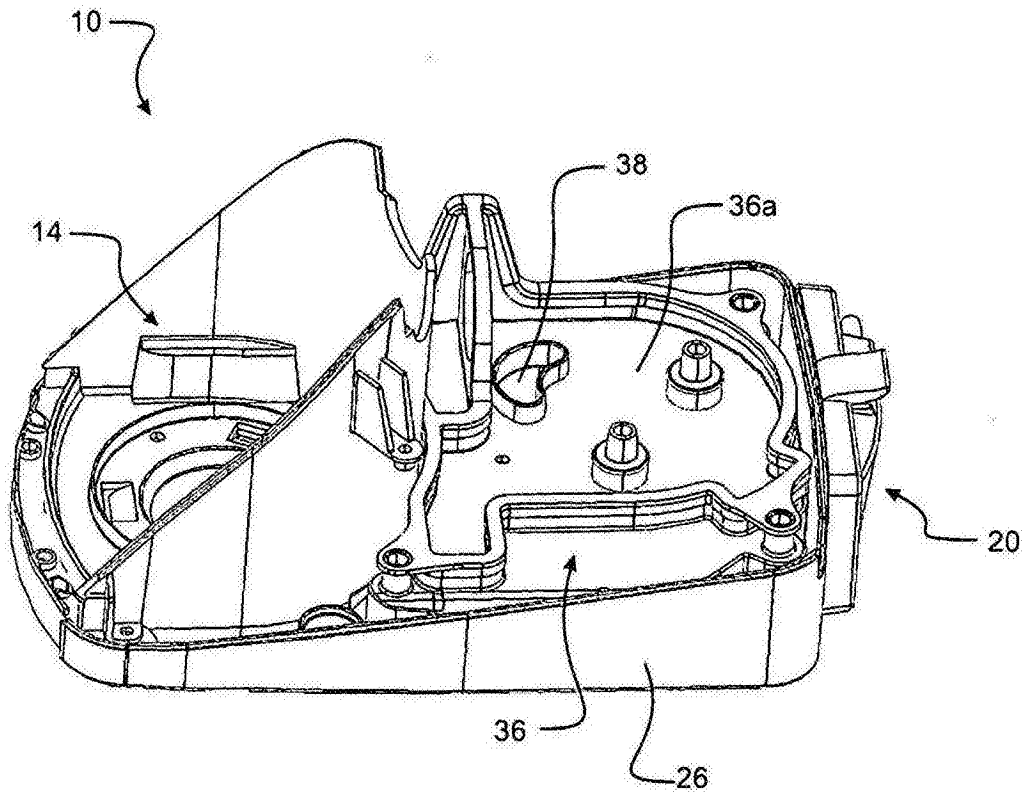


图11

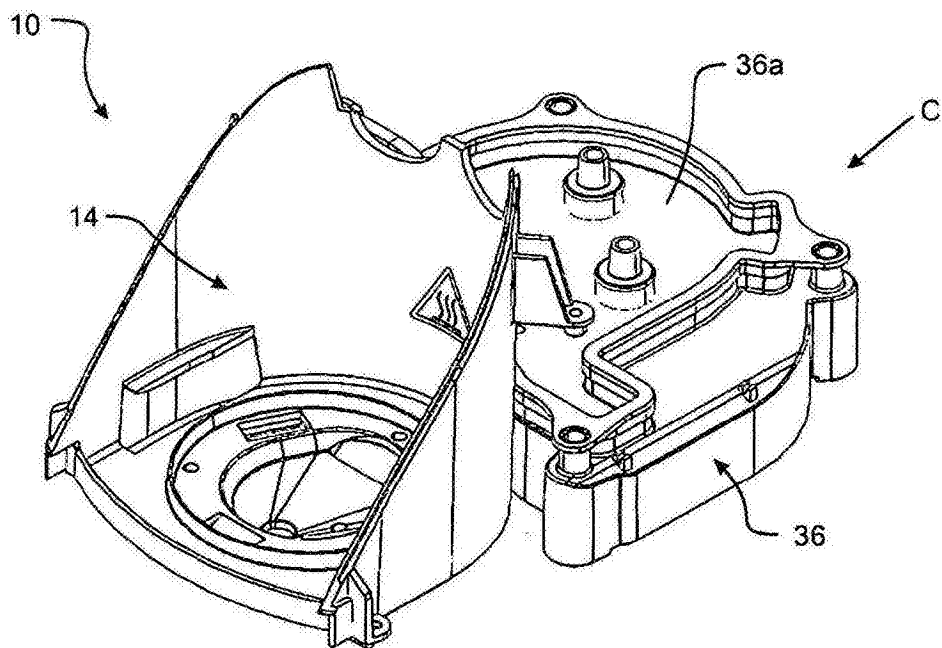


图12

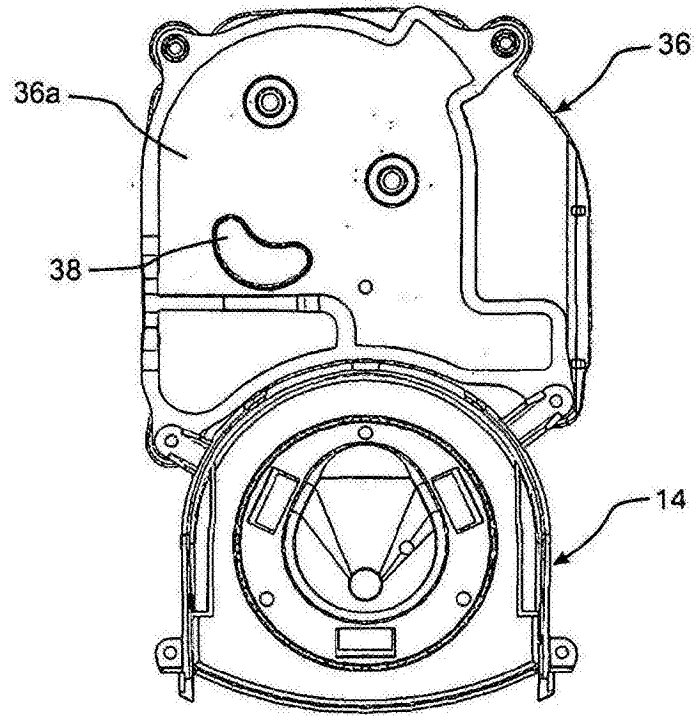


图13

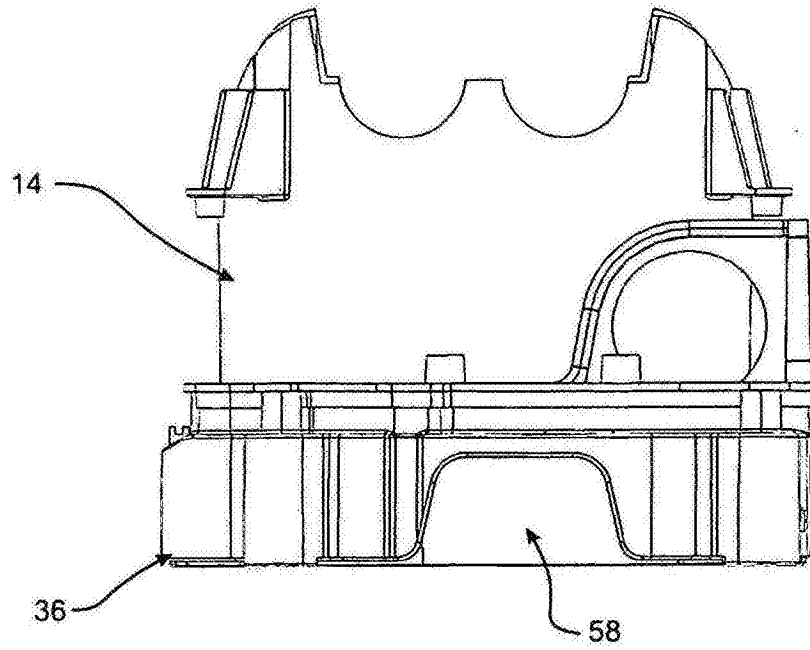


图14

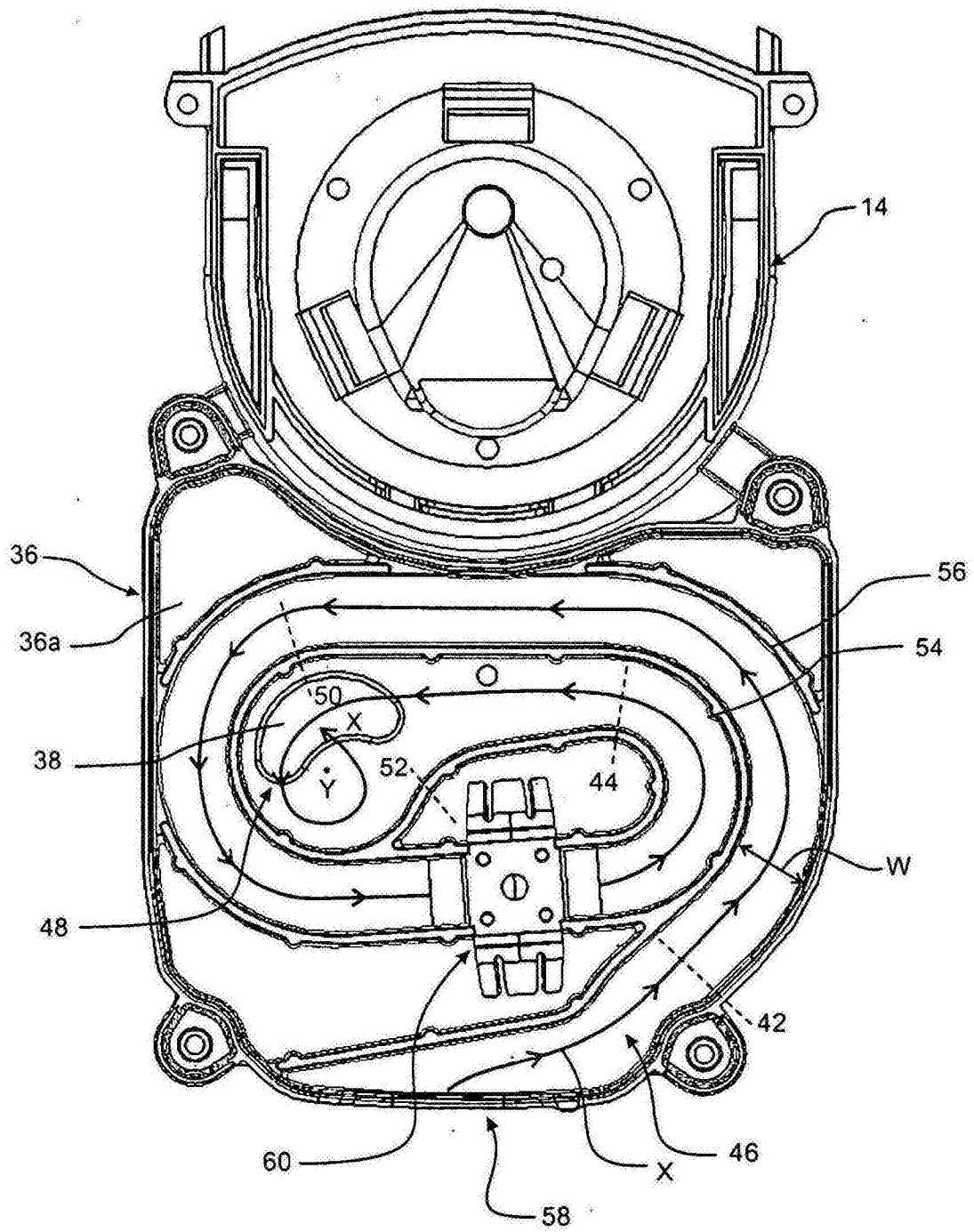


图15

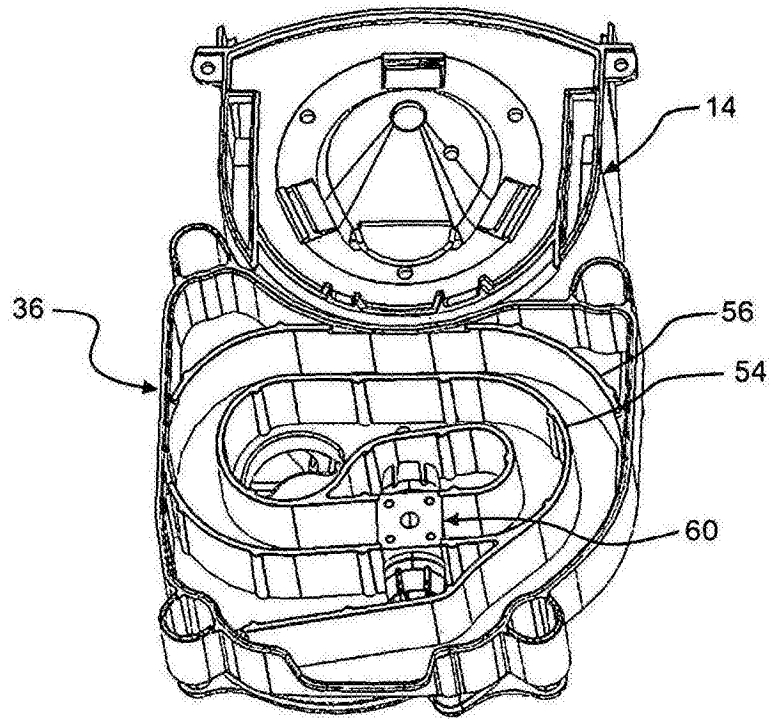


图16

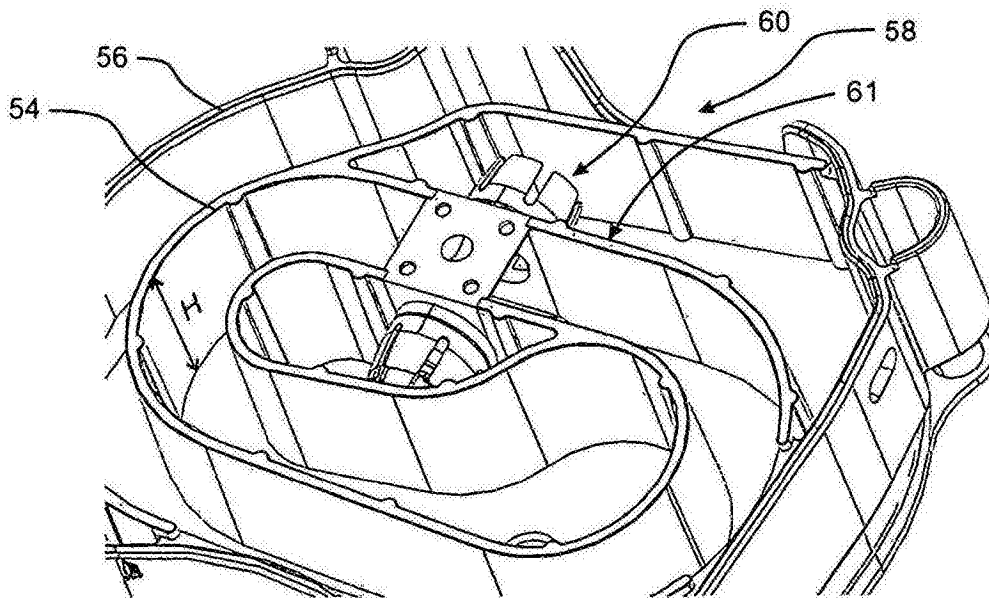


图17

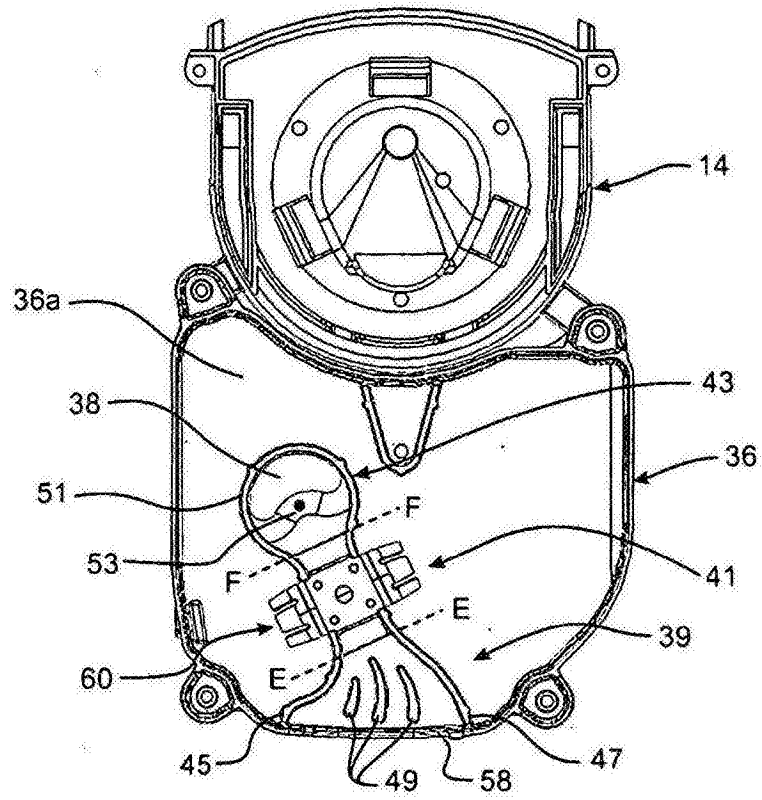


图18A

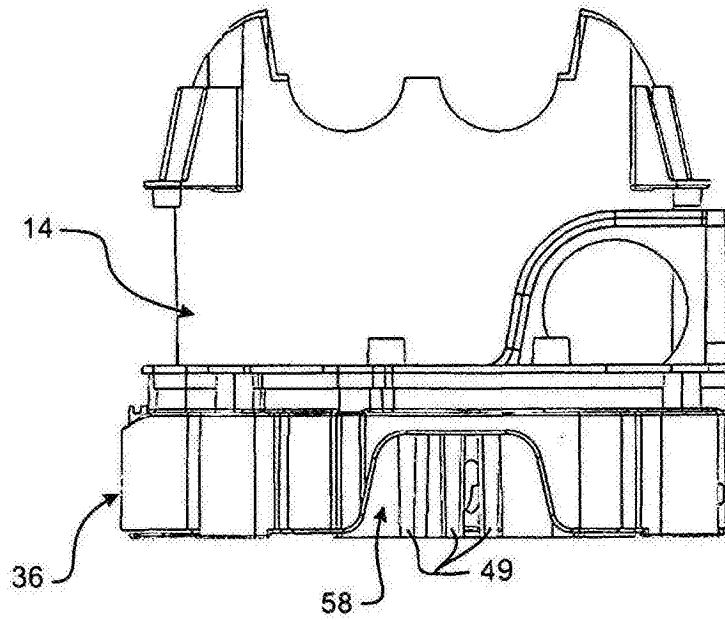


图18B

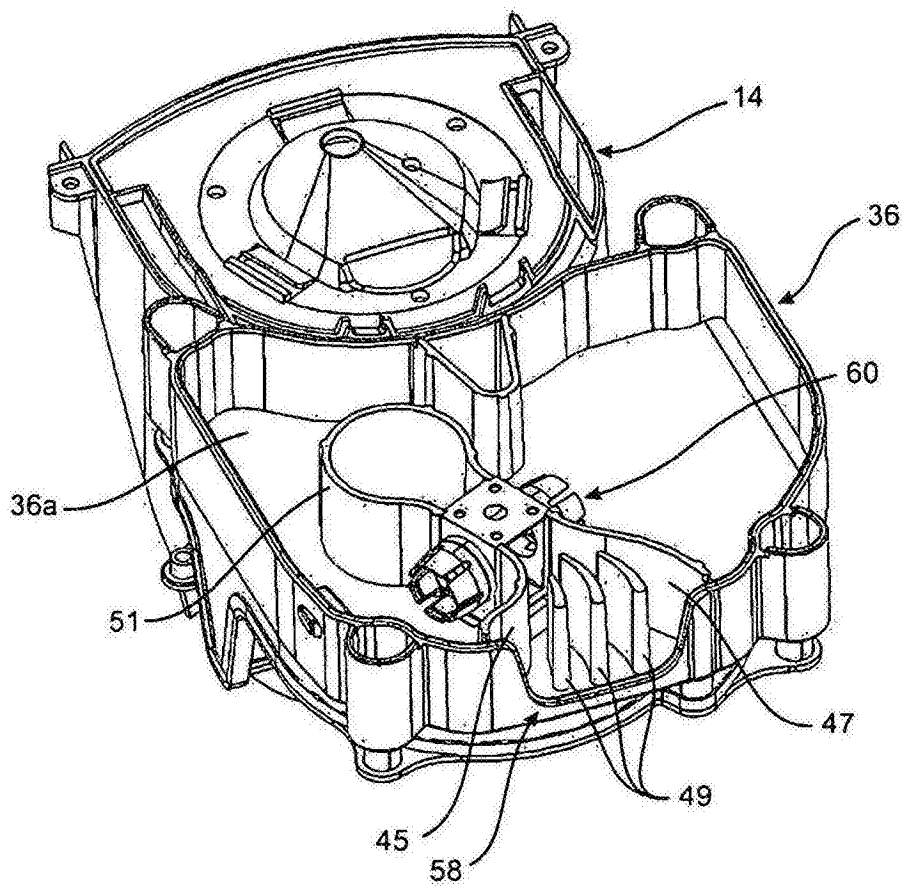


图18C

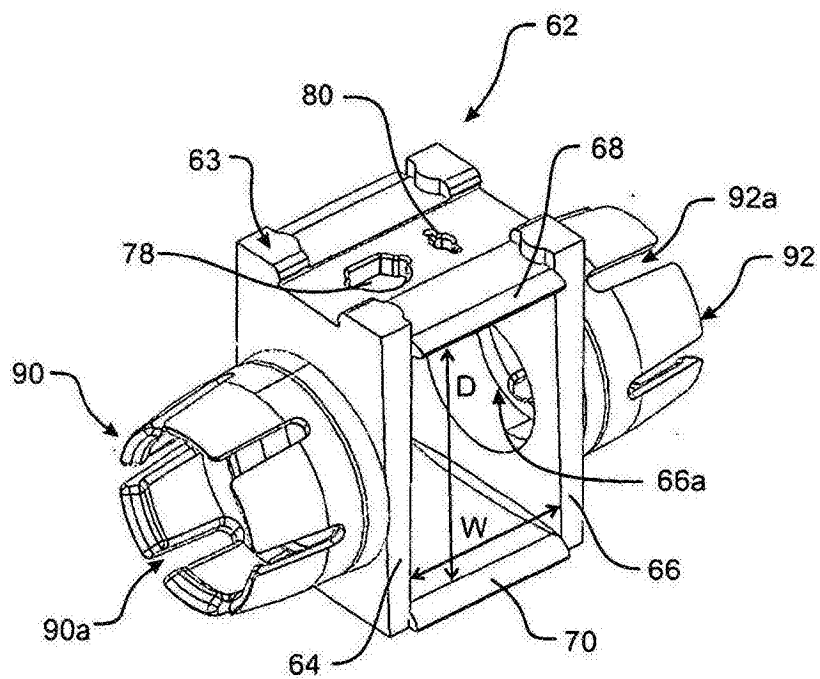


图19

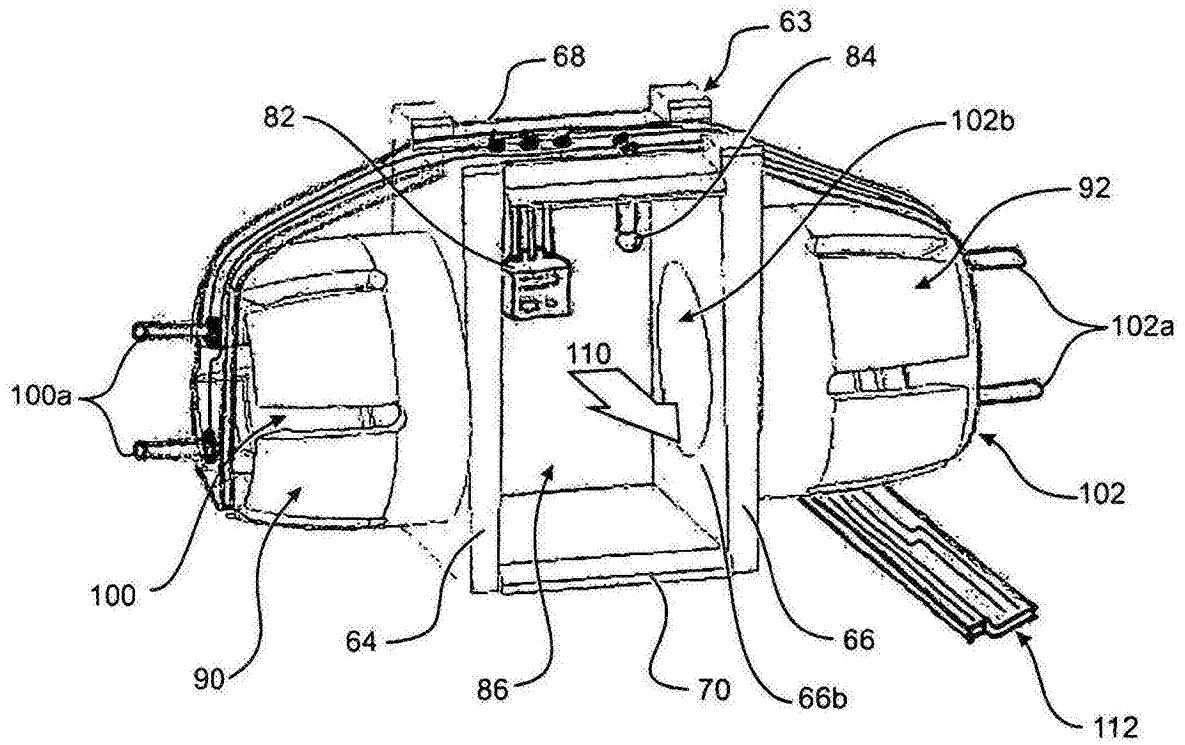


图20

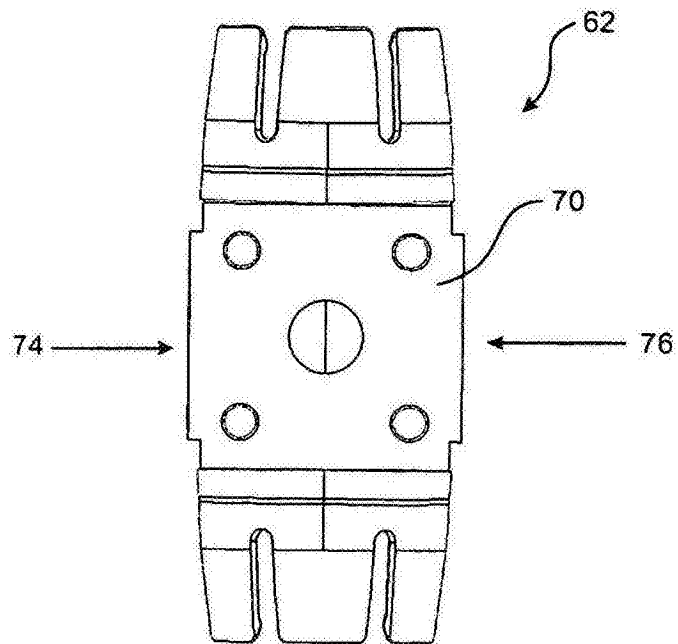


图21

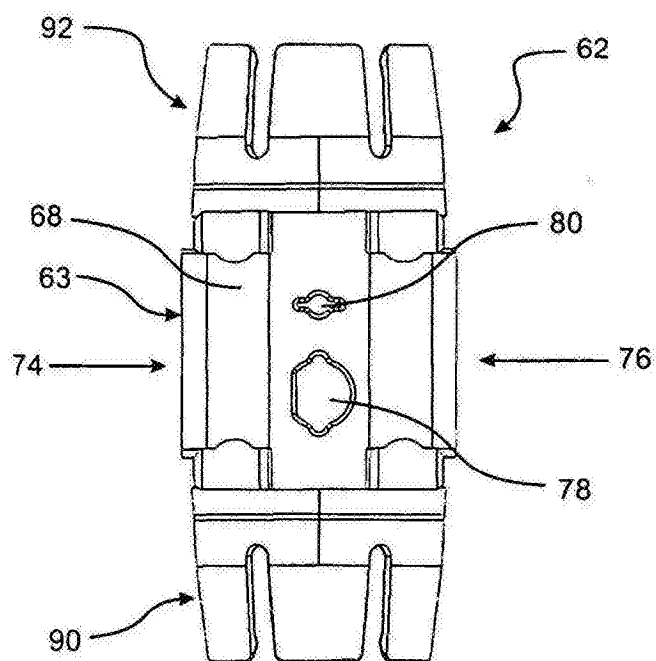


图 22

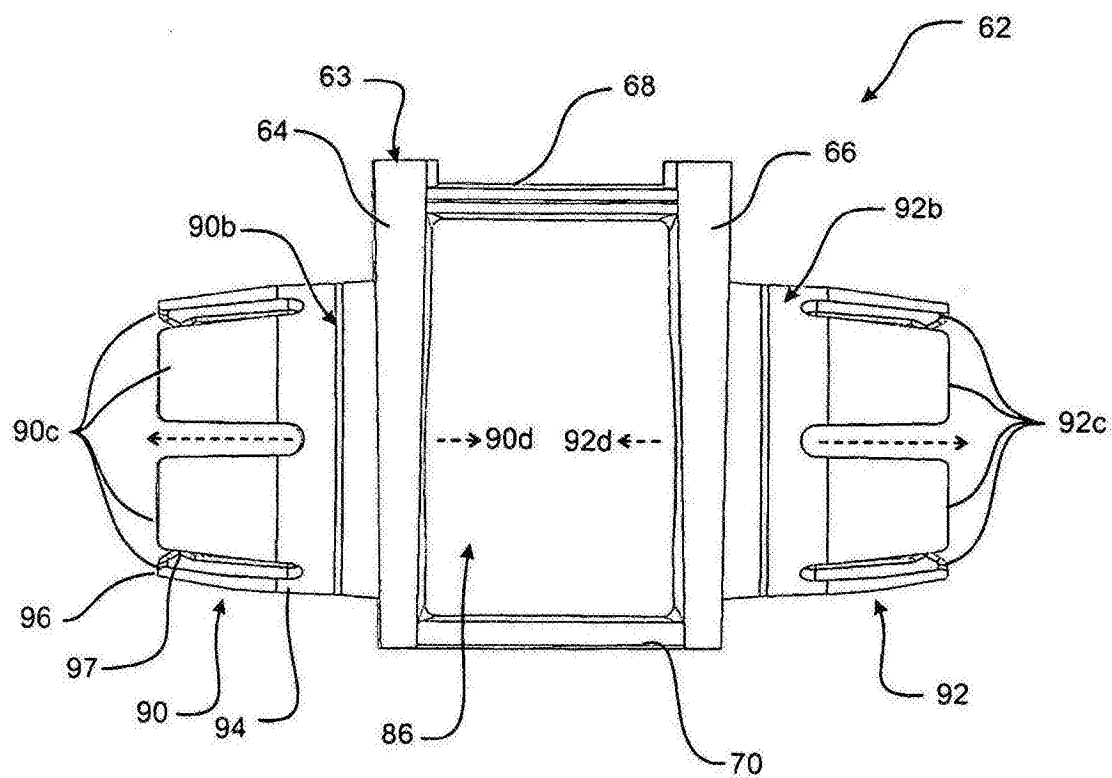


图 23

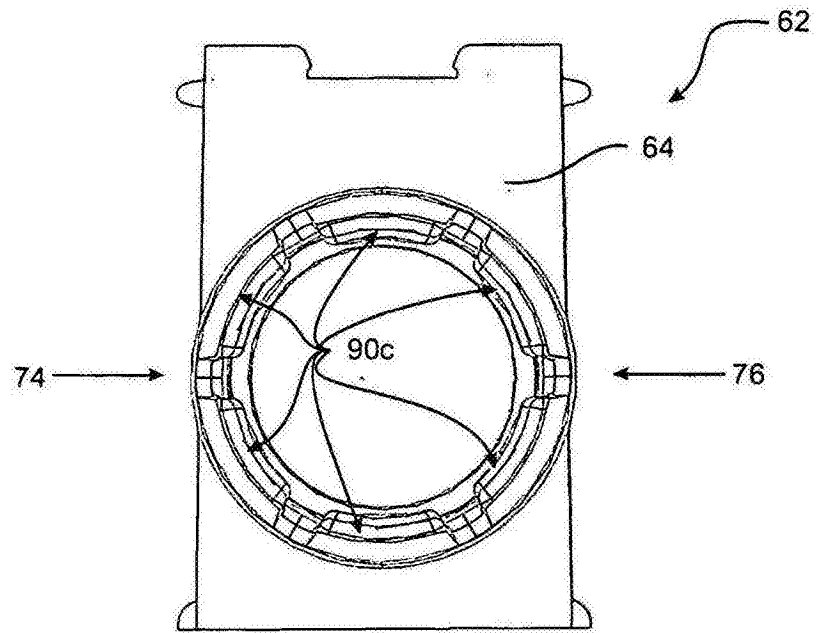


图24

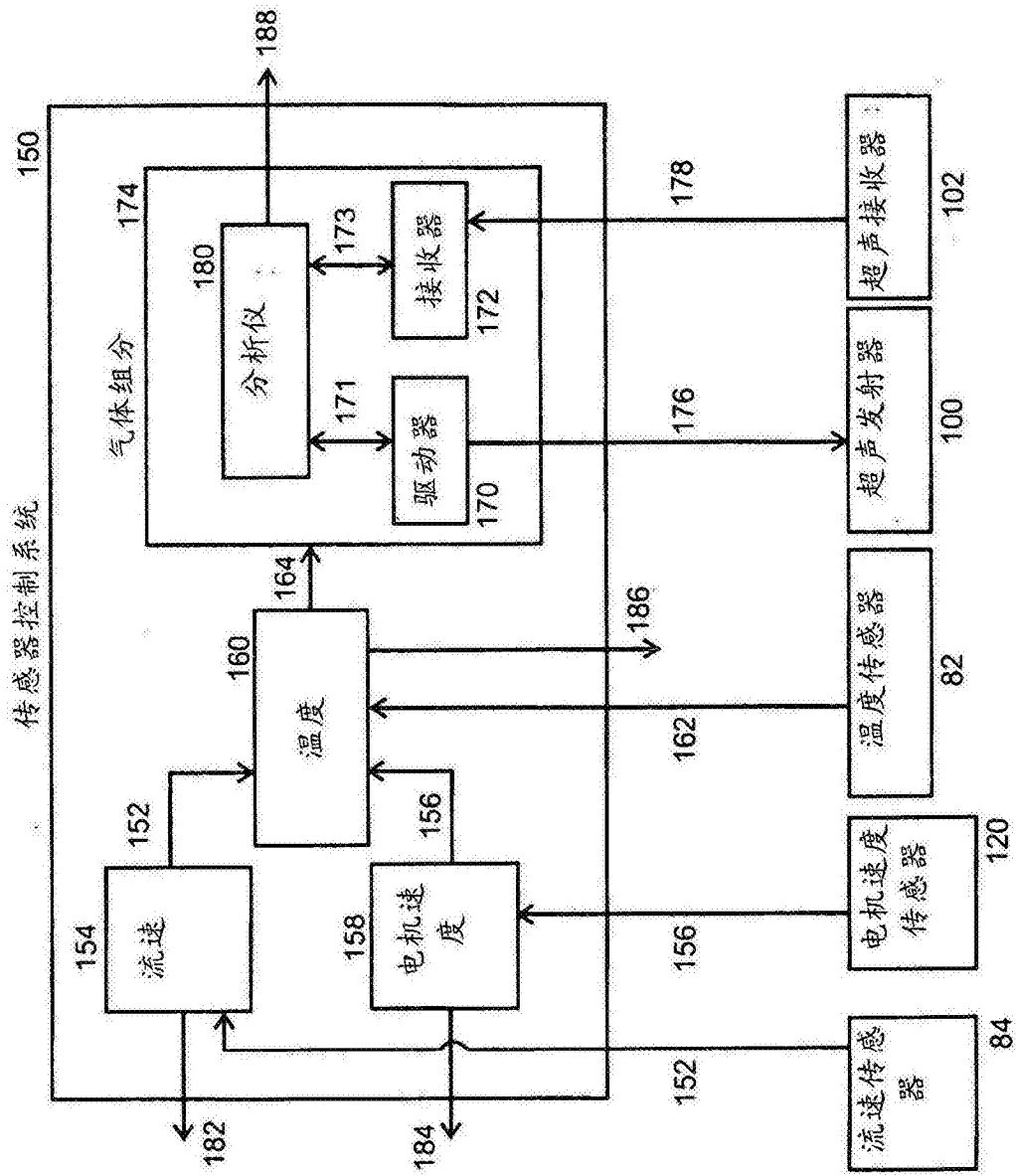


图25

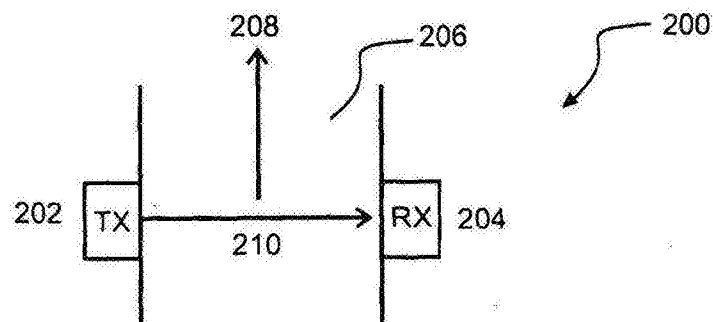


图26A

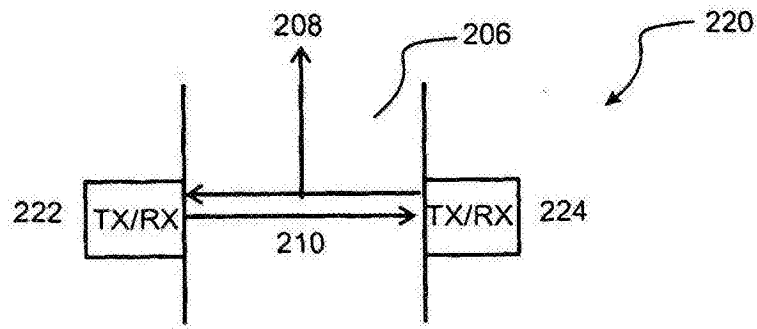


图26B

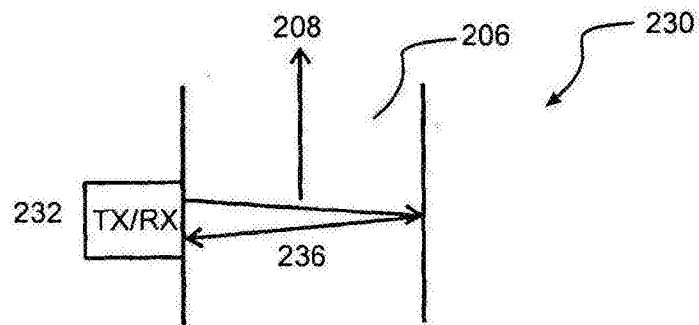


图26C

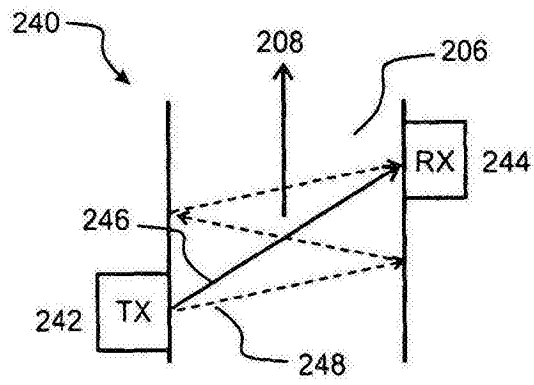


图26D

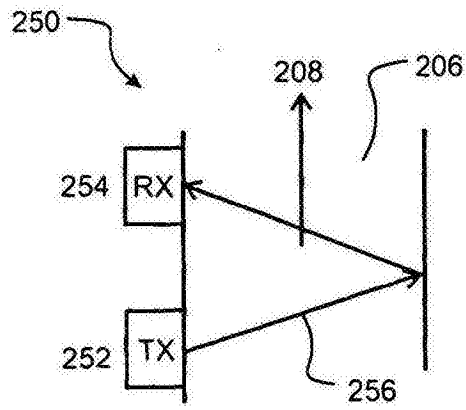


图26E

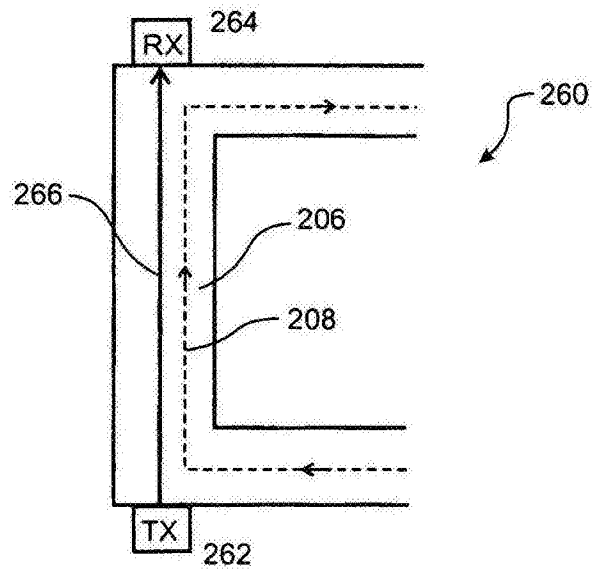


图27A

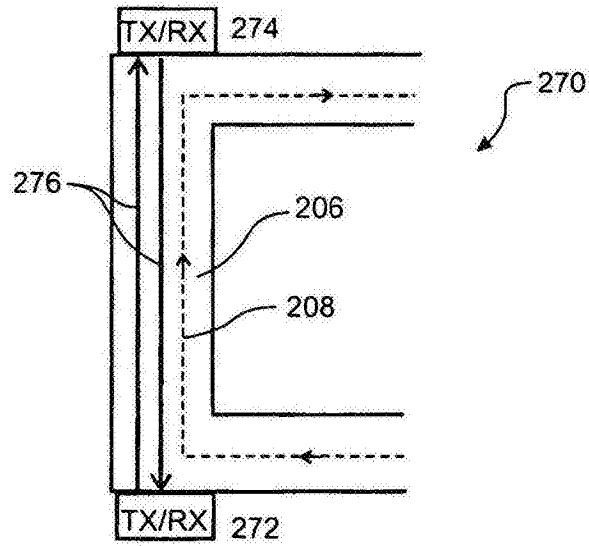


图27B

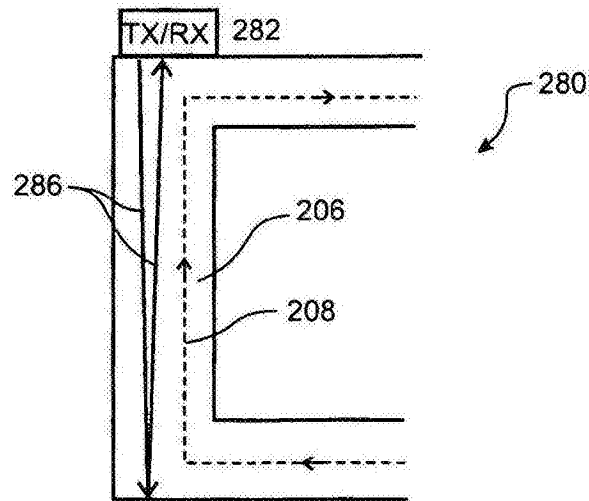


图27C