



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103068428 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201180039029. 5

A61M 16/20(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 08. 11

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

61/373, 354 2010. 08. 13 US

CN 100512900 C, 2009. 07. 15, 说明书第 3 页第 14 行 - 第 4 页第 17 行、附图 1-5.

US 4592349 A, 1986. 06. 03, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 02. 07

WO 2009/126739 A1, 2009. 10. 15, 全文.

US 5165398 A, 1992. 11. 24, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/053581 2011. 08. 11

US 6257234 B1, 2001. 07. 10, 全文.

EP 1179354 A2, 2002. 02. 13, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/020387 EN 2012. 02. 16

US 6708690 B1, 2004. 03. 23, 全文.

US 2009/0272381 A1, 2009. 11. 05, 全文.

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 朱书华

(72) 发明人 S·加尔德 M·阿希利亚

S·艾哈迈德 M·E·麦迪逊

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

(51) Int. Cl.

A61M 16/00(2006. 01)

A61M 16/08(2006. 01)

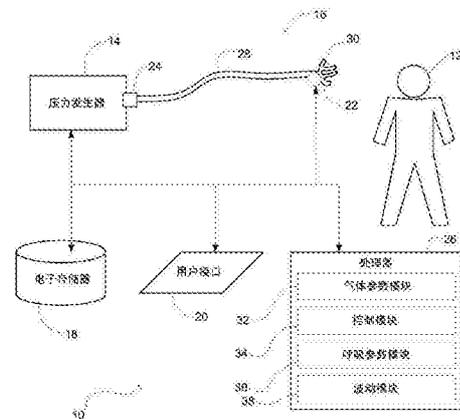
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

向对象的气道提供具有随机波动的可呼吸气体的加压流的系统和方法

(57) 摘要

可呼吸气体的加压流被输送到的对象的气道,以促进对象的呼吸。为了增强可呼吸气体的加压流的有效性,生成在对象的气道处或附近的压力水平的随机波动。这些随机波动模仿所谓的“气泡式 CPAP 系统”中存在的类似振荡。由于这些随机波动旨在维持对象的气道的开放性而不是驱动通气,这些波动往往比驱动通气的压力变化具有更高的频率和 / 或更低的幅度。



CN 103068428 B

1. 一种被配置为向对象 (12) 的气道提供可呼吸气体的加压流的系统 (10), 所述系统 (10) 包括:

压力发生器 (14), 其被配置为产生所述可呼吸气体的加压流, 使得所述可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数为所述对象 (12) 提供治疗益处;

对象接口回路 (16), 其被配置为将所述可呼吸气体的加压流从所述压力发生器 (14) 输送到所述对象 (12) 的气道;

处理器 (26);

能够经由所述处理器运行的波动模块 (38); 以及

压力波动机构 (24、26、38), 其被配置为生成在所述对象 (12) 的气道处或附近的所述可呼吸气体的加压流的压力的随机波动, 其中, 所述压力波动机构包括从包含下列项的组中选择一个: (i) 压力波动阀 (24)、(ii) 所述压力发生器 (14) 的组件以及 (iii) 所述压力波动阀 (24) 和所述压力发生器 (14) 的所述组件,

进一步地, 其中, 所述波动模块 (38) 被配置为 (a) 控制所述随机波动的开始和 / 或结束以及 (b) 限定或设置所述随机波动的频率范围、所述随机波动的平均频率或中值频率、所述随机波动的幅度范围、所述随机波动的平均幅度或中值幅度、发生所述随机波动的压力水平的范围和相对于平均压力水平的最大偏差中的一个或多个。

2. 根据权利要求 1 所述的系统 (10), 其中, 所述压力波动机构 (24、26、38) 还被配置为使得压力的所述随机波动模仿通过使提供给所述对象的气道和 / 或接收自所述对象的气道的气体穿过水容器将导致的压力振荡。

3. 根据权利要求 1 所述的系统 (10), 还包括用户接口 (20), 所述用户接口被配置为接收对所述随机波动的频率范围、所述随机波动的幅度范围和 / 或发生所述波动的压力范围的用户选择。

4. 根据权利要求 1 所述的系统 (10), 其中, 所述压力发生器 (14) 被配置为产生所述可呼吸气体的加压流, 使得所述对象 (12) 的气道处的压力在所述对象吸入过程中的吸气压力水平与所述对象呼出过程中的呼气压力水平之间振荡, 并且其中, 所述压力波动机构 (24、26、38) 被配置为使得所述随机波动被叠加在所述吸气压力水平与所述呼气压力水平之间的压力的振荡之上。

5. 一种被配置为向对象 (12) 的气道提供可呼吸气体的加压流的系统 (10), 所述系统 (10) 包括:

用于产生所述可呼吸气体的加压流以使得所述可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数为所述对象 (12) 提供治疗益处的装置 (14);

用于向所述对象的气道输送所述可呼吸气体的加压流的装置 (16);

处理器 (26);

能够经由所述处理器运行的波动模块 (38); 以及

用于生成在所述对象 (12) 的气道处或附近的所述可呼吸气体的加压流的压力的随机波动的装置 (24、26、38), 其中, 用于生成随机波动的所述装置包括从包含下列项的组中选择一个: (i) 压力波动阀 (24)、(ii) 压力发生器 (14) 的组件以及 (iii) 所述压力波动阀 (24) 和所述压力发生器 (14) 的所述组件,

进一步地, 其中, 所述波动模块 (38) 被配置为 (a) 控制所述随机波动的开始和 / 或结

束以及 (b) 限定或设置所述随机波动的频率范围、所述随机波动的平均频率或中值频率、所述随机波动的幅度范围、所述随机波动的平均幅度或中值幅度、发生所述随机波动的压力水平的范围和相对于平均压力水平的最大偏差中的一个或多个。

6. 根据权利要求 5 所述的系统 (10), 其中, 用于生成随机波动的所述装置 (24、26、38) 还被配置为使得压力的所述随机波动模仿通过使提供给所述对象的气道和 / 或接收自所述对象的气道的气体穿过水容器将导致的压力振荡。

7. 根据权利要求 5 所述的系统 (10), 其中, 用于生成随机波动的所述装置 (24、26、38) 与用于产生所述可呼吸气体的加压流的所述装置 (14) 被一起提供在单个集成设备内。

8. 根据权利要求 5 所述的系统 (10), 还包括用于接收对所述随机波动的频率范围、所述随机波动的幅度范围和 / 或发生所述波动的压力范围的用户选择的装置 (20)。

9. 根据权利要求 5 所述的系统 (10), 其中, 用于产生所述可呼吸气体的加压流的所述装置 (14) 使得所述对象 (12) 的气道处的压力在所述对象吸入过程中的吸气压力水平与所述对象呼出过程中的呼气压力水平之间振荡, 并且其中, 用于生成随机波动的所述装置 (24、26、38) 被配置为使得所述随机波动被叠加在所述吸气压力水平与所述呼气压力水平之间的压力的振荡之上。

## 向对象的气道提供具有随机波动的可呼吸气体的加压流的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及在接收可呼吸气体的加压流的对象的气道处或附近生成压力的随机波动,该随机波动模仿与气泡式持续气道正压疗法(“气泡式 CPAP”)相关联的压力振荡。

### 背景技术

[0002] 用于气泡式 CPAP 的常规系统是众所周知的。此类系统被用于治疗例如新生儿患者的急性呼吸窘迫综合征。在这些系统中,通过穿过包括套管或气管内管的呼吸回路向患者的气道输送可呼吸气体的加压流并将呼吸回路的呼气分支浸没在水容器中,来实现患者的气道处的治疗压力水平。随着穿过呼气分支的气流在水(或其它流体)中产生气泡,生成压力振荡,压力振荡被耦合返回到患者的气道。已被发现这些相对较小的随机振荡在病人呼吸时保持气道的开放性方面是有治疗益处的。

### 发明内容

[0003] 本发明的一个方面涉及一种被配置为向对象的气道提供可呼吸气体的加压流的系统。在一个实施例中,该系统包含压力发生器、对象接口回路和压力波动机构。该压力发生器被配置为产生可呼吸气体的加压流,使得可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数为对象提供治疗益处。该对象接口回路被配置为将可呼吸气体的加压流从压力发生器输送到对象的气道。该压力波动机构被配置为生成在对象的气道处或附近的可呼吸气体的加压流的压力的随机波动。

[0004] 本发明的另一个方面涉及一种向对象的气道提供可呼吸气体的加压流的方法。在一个实施例中,所述方法包括:产生可呼吸气体的加压流,使得可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数为对象提供治疗益处;向对象的气道提供可呼吸气体的加压流;以及操作压力波动机构,所述压力波动机构被配置为生成在对象的气道处或附近的可呼吸气体的加压流的压力的随机波动。

[0005] 本发明的再一个方面涉及一种被配置为向对象的气道提供可呼吸气体的加压流的系统。在一个实施例中,该系统包括:用于产生可呼吸气体的加压流以使得可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数为对象提供治疗益处的装置;用于向对象的气道提供可呼吸气体的加压流的装置;以及用于生成在对象的气道处或附近的可呼吸气体的加压流的压力的随机波动的装置。

[0006] 在考虑以下参照附图所进行的描述和所附权利要求的情况下,本发明的这些和其它目的、特征和特性以及相关结构元件的操作方法和功能及部件组合和制造经济性将变得更加明显,所有附图形成了本说明书的一部分,其中在各个附图中类似的附图标记指示相应的部件。在本发明的一个实施例中,在此示出的结构部件是按比例绘制的。但是,应该清楚地理解附图仅用于图示和描述的目的而不是本发明的限制。此外,应该理解的是,在本文任一实施例中示出或描述的结构特征也可以用在其他实施例中。但是,应该清楚地理解附

图仅用于图示和描述的目的而不意欲限定本发明的界限。正如在说明书和权利要求中所用,单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数个指代物,除非上下文清楚地指出其他含义。

### 附图说明

[0007] 图 1 示出了根据本发明的一个或多个实施例的、被配置为向对象的气道输送可呼吸气体的加压流的系统。

[0008] 图 2 示出了由气泡式 CPAP 系统产生的可呼吸气体的加压流的压力随时间变化的曲线图。

[0009] 图 3 示出了由根据本发明的一个或多个实施例的压力治疗系统产生的可呼吸气体的加压流的压力随时间变化的曲线图。

[0010] 图 4 示出了由根据本发明的一个或多个实施例的压力治疗系统产生的可呼吸气体的加压流的压力随时间变化的曲线图。

[0011] 图 5 示出了根据本发明的一个或多个实施例被配置为向对象的气道输送可呼吸气体的加压流的系统。

[0012] 图 6 示出了根据本发明的一个或多个实施例的压力波动阀。

[0013] 图 7 示出了根据本发明的一个或多个实施例的压力波动阀。

[0014] 图 8 示出了根据本发明的一个或多个实施例的向对象的气道输送可呼吸气体的加压流的方法。

### 具体实施方式

[0015] 图 1 示出了被配置为向对象 12 的气道输送可呼吸气体的加压流的系统 10。系统 10 向对象 12 的气道提供可呼吸气体的加压流,使得可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数为对象 12 提供治疗益处。在一个实施例中,系统 10 被配置为使得可呼吸气体的加压流支持对象 12 的气道以允许对象 12 呼吸。在一个实施例中,系统 10 被配置为使得由可呼吸气体的加压流机械地辅助对象 12 的呼吸。为了提高促进对象 12 的呼吸的有效性,系统 10 被配置为用压力的随机波动改变对象 12 的气道处或附近的压力水平。这些随机波动模仿存在于所谓的“气泡式 CPAP 系统”中的类似振荡。由于这些随机波动意欲保持对象 12 的气道的开放性而不是对通气进行驱动,这些波动往往比驱动通气的压力变化具有更高的频率和 / 或更低的幅度。振荡的幅度(或平均值或中值幅度)可能小于大约 2 厘米 H<sub>2</sub>O。在一个实施例中,系统 10 可以包括压力发生器 14、对象接口回路 16、电子存储器 18、用户接口 20、一个或多个近端或远端传感器 22、压力波动阀 24、处理器 26 和 / 或其他组件。

[0016] 压力发生器 14 被配置为产生用于输送到对象 12 的气道的可呼吸气体的加压流。压力发生器 14 被配置为控制可呼吸气体的加压流的一个或多个参数以便为对象 12 提供治疗益处。所述一个或多个参数可以包括下列中的一个或多个:压力、流速、气体组分、温度、湿度、加速度、速度、声学性质和 / 或其他参数。可呼吸气体的加压流的压力和 / 或流速由被配置用于加压和 / 或控制气体的释放的一个或多个组件来控制。例如,压力发生器 14 可以包括压力控制阀、波纹管、鼓风机、叶轮和 / 或对气体加压的其它组件。为了控制气体的释放,压力发生器 14 可以包括一个或多个阀。压力发生器 14 为产生可呼吸气体的加压流而使用的气体是从一个或多个气体源获得的。所述一个或多个气体源可以包括鼓风机或压

缩机、罐或箱、杜瓦瓶、壁式气体源(wall gas source)、环境大气和 / 或其它气体源中的一个或多个。

[0017] 在一个实施例中,压力发生器 14 被配置为从多个气体源获取用于产生可呼吸气体的加压流的气体。在该实施例中,从不同气体源获得的气体的相对浓度可被控制用于得到治疗效果。例如,来自环境大气的气体可以与纯氧气以特定比例使用以控制增加可呼吸气体的加压流的氧气浓度。

[0018] 压力发生器 14 可以被配置为根据一个或多个模式生成可呼吸气体的加压流。这种模式的一个非限制性示例是持续气道正压通气(CPAP)。CPAP 已经使用了多年,并且已被证明有利于促进均匀呼吸。用于产生可呼吸气体的加压流的另一种模式是双水平正气压通气(BiPAP®)。在BiPAP®中,两个正气压水平(吸气水平和呼气水平)被提供给对象。一般情况下,对压力的吸气和呼气压力水平的时序(timing)进行控制,使得在吸入过程中正气压的吸气压力水平被输送给对象 12,并且在呼出过程中呼气压力水平被输送给对象 12。基于指示用户当前是在吸气还是在呼气的参数检测,协调吸气和呼气压力水平的时序以与对象 12 的呼吸相符。

[0019] 在一个实施例中,压力发生器 14 被配置为以机械通气模式生成可呼吸气体的加压流。与设计为在自主呼吸期间支持对象 12 的气道的气道正压治疗模式(如 CPAP 和 BiPAP(R))不同,机械通气模式被设计为对对象 12 进行机械地通气。在该实施例中,控制可呼吸气体的加压流的压力,以使得对象 12 随着压力上升和下降(例如,在吸气水平和呼气水平之间变化)而吸气和呼气。

[0020] 应该理解的是,上面所讨论的模式并不意图进行限制。在一个实施例中,压力发生器 14 可以被配置为以向对象 12 提供无创通气或有创通气的模式生成可呼吸气体的加压流。

[0021] 对象接口回路 16 被配置为将来自压力发生器 14 的可呼吸气体的加压流输送到对象 12 的气道。在一个实施例中,对象接口回路 16 包括导管 28、接口器具 30 和 / 或其它组件。导管 28 传送可呼吸气体的加压流至接口器具 30,而接口器具 30 输送可呼吸气体的加压流至对象 12 的气道。在一个实施例中,导管 28 是由柔性管形成的。导管 28 可以相对于环境大气密封,或者导管 28 可以包括一个或多个泄漏件(例如,泄漏阀),导管 28 内的流体通过所述泄漏件与环境大气连通。接口器具 28 的一些示例可以包括:例如,鼻插管、气管内导管、气管切开管、鼻罩、鼻 / 口罩、全面罩、总面罩或连通气流与对象的气道的其他接口器具。本发明并不限于这些实施例,并且预期使用任何对象接口来输送可呼吸气体的加压流至对象 12。

[0022] 应该理解的是,在图 1 中将对象接口回路 16 显示为单支回路并不意欲进行限制。本公开的范围包括这样的实施例,其中对象接口回路 16 包括连通管道 28 和 / 或接口器具 30 的第二线路。该第二线路可以被配置为排出从对象 12 的气道呼出的气体。这些实施例中的一些在下面详细阐述。

[0023] 在一个实施例中,电子存储器 18 包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储器 18 的电子存储介质可以包括一体地(即基本上不可移除地)提供给系统 10 的系统存储器和 / 或通过例如端口(例如,USB 端口,火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移除地连接到系统 10 的可移动存储器中的一个或两者。电子存储器 18 可以包括光学可读

存储介质(例如光盘等)、磁可读存储介质(例如磁带、磁性硬盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质(例如 EEPROM、RAM 等)、固态存储介质(例如闪存驱动器等)和 / 或其他电子可读存储介质中的一个或多个。电子存储器 18 可以存储软件算法、由处理器 26 确定的信息、经由用户接口 20 接收的信息和 / 或使系统 10 能够正常运行的其他信息。电子存储器 18 可以(全部或部分)是系统 10 内的独立组件,或者电子存储器 18 可以(全部或部分)与系统 10 的一个或多个其他组件(例如压力发生器 14、用户接口 20、处理器 26 等)一体地提供。

[0024] 用户接口 20 被配置为在系统 10 和对象 12 之间提供接口,通过该接口用户(例如,对象 12、护理者、治疗决策者、研究者等)可以为系统 10 提供信息和接收来自系统 10 的信息。这使得数据、结果和 / 或指令以及任何其他可通信项目(统称为“信息”)能够在用户与压力发生器 14、电子存储器 18、压力波动阀 24 和 / 或处理器 26 中的一个或多个之间进行通信。适用于包含在用户接口 20 中的接口设备的示例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、可听报警、打印机和 / 或其他接口设备。在一个实施例中,用户接口 20 包括多个独立的接口。在一个实施例中,用户接口 20 包括与压力发生器 14 一体地提供的至少一个接口和与压力波动阀 24 关联的独立接口。

[0025] 应该理解的是,本发明也预期硬连线的或无线的其他通信技术作为用户接口 18。例如,本发明预期用户接口 20 可以与由电子存储器 18 提供的可移动存储器接口集成在一起。在此示例中,信息可以从可移动存储器(例如智能卡、闪存驱动器、可移动磁盘等)被加载到系统 10 中,使得(一个或多个)用户能够定制系统 10 的实施方式。适用于系统 10 的作为用户接口 20 的其他示例性输入设备和技术包括但不限于 RS-232 端口、RF 链路、IR 链路、调制解调器(电话、电缆或其他)。简言之,本发明预期用于与系统 10 交换信息的任何技术作为用户接口 20。

[0026] 传感器 22 被配置为生成一个或多个输出信号,所述输出信号传达与对象 12 呼吸的气体的一个或多个气体参数相关的信息。所述一个或多个参数可以包括下列中的一个或多个:例如,流速、体积、压力、成分(例如,一种或多种组分的浓度)、湿度、温度、加速度、速度、声学性质、表示呼吸的参数的变化和 / 或其它气体参数。尽管图 1 示出位于接口器具 30 处或附近的传感器 22,但这并不意欲进行限制。传感器 22 可以包括监测接口器具 30、管道 28、压力发生器 14 之内和 / 或在可呼吸气体的加压流的产生处与对象 12 的气道之间的其他地方的气体参数的一个或多个传感器。

[0027] 压力波动阀 24 被配置为生成在对象 12 的气道处或附近的可呼吸气体的加压流的压力的随机波动。压力波动阀 24 被配置为使得该随机波动模仿将存在于气泡式 CPAP 系统中的压力振荡。也就是说,如果可呼吸气体的加压流穿过水容器,由水容器造成的压力振荡将与压力波动阀 24 造成的压力的随机波动在频率、幅度、时序和 / 或随机性方面类似。如本文所用,“随机”是指压力波动的非确定性(non-ditherministic)性质。这意味着波动的一个或多个参数(例如频率、个别时序、幅度、方向等)是随机的、伪随机的、有概率的和 / 或其他非确定性的。

[0028] 通过例示的方式,图 2 包括在常规气泡式 CPAP 系统中的对象的气道处或附近的压力的曲线图。如在图 2 中可以看出,传递可呼吸气体的加压流通过对象下游的水容器将导致由与常规气泡式 CPAP 系统相关联的压力发生器提供的平均或中值压力水平附近的压力

振荡。

[0029] 图 3 示出在实现类似于或等同于压力波动阀 24 (图 1 和图 5-8 中所示,并在本文中描述)的压力波动阀的系统中的对象的气道处或附近的压力的曲线图。如在图 3 中可以看出,该压力波动阀导致模仿气泡式 CPAP 系统的压力振荡的随机波动。为了模仿气泡 CPAP 系统的振荡,波动是随机的(例如,随机或伪随机的)并且具有类似于气泡 CPAP 系统的振荡的幅度。另外,随机波动的频率类似于在气泡式 CPAP 系统中发现的振荡频率。

[0030] 图 4 示出在实现类似于或等同于压力波动阀 24 (图 1 和图 5-8 中所示,并在本文中描述)的压力波动阀的系统中在对象的气道处或附近的压力的曲线图。在图 4 所示的实施例中,以双水平治疗模式(例如 BiPAP®)将可呼吸气体的加压流输送给对象。因此,产生可呼吸气体的加压流,使得对象的气道处的压力在吸入过程中的吸气压力水平和呼出过程中的呼气压力水平之间振荡。在该实施例中,压力波动阀被配置为使得随机波动被叠加在吸气压力水平和呼气压力水平之间的振荡之上。

[0031] 返回图 1,本公开的范围预期能够在对象 12 的气道处或附近生成压力波动的任何机械元件作为压力波动阀 24。波动的随机性质可以由压力波动阀 24 的机械结构引起,和/或可以通过以随机方式控制压力波动阀 24 而引起。压力波动阀 24 的一些具体但非限制的实施例描述如下。

[0032] 在一个实施例中,随机波动的一个或多个参数可由用户配置。例如,用户接口 20 可以包括被配置为接收用户选择的接口,该用户选择用于配置一个或多个参数。所述一个或多个参数可以包括随机波动的频率范围、随机波动的平均频率或中值频率、随机波动的幅度范围、随机波动的平均幅度或中值幅度、发生随机波动的压力水平的范围、相对于平均压力水平的最大偏差和/或其他参数。

[0033] 在一个实施例中,压力波动阀 24 与压力发生器 14、导管 28 和/或接口器具 30 中的一个或多个一体地包括在公共设备内。在一个实施例中,压力波动阀 24 是独立组件,其选择性地插入到系统 10 中(例如,压力发生器 14 与导管 28 之间、管道 28 内、导管 28 和接口器具 30 之间、接口器具 30 内、接口器具 30 下游和/或系统 10 中的其他位置处)。在压力波动阀 24 与压力发生器 14 一体地包括在公共设备内的实施例中,压力波动阀 24 可以是压力发生器 14 中对可呼吸气体的加压流进行加压的一个组件(例如,单独存在或与压力发生器 14 的其它组件结合)。

[0034] 将压力波动阀 24 与其它组件一体地提供到系统 10 中,或作为独立组件提供到系统 10 中,可以提供优于现有气泡式 CPAP 系统的各种增强。例如,系统 10 可以是全功能通气和/或气道正压通气治疗系统(例如,包括压力发生器 14、传感器 22 和/或处理器 26)。此类系统往往比常规气泡式 CPAP 系统精细和/或复杂得多。例如,系统 10 是可配置的以便在比常规气泡 CPAP 系统更广泛的治疗模式(如气道正压通气治疗、机械通气和/或其他模式)和/或压力设定下工作。系统 10 可以提供对象 12 的呼吸参数(例如,呼吸速率、压力、二氧化碳测定量、潮气量,  $FiO_2$  等)的电子监测(例如,基于由传感器 22 产生的输出信号)。这是比通过常规气泡式 CPAP 系统能够完成的更精确和更全面的监测。基于该监测,可以实现在常规 CPAP 式系统没有实现的治疗模式、报警和/或截止。此外,此类呼吸参数的监测可以在护理者或治疗决策者在确定治疗的有效性和/或修改治疗方法时实施,而这些信息在实施常规 CPAP 系统的情况下不可能得到。系统 10 可以被配置为响应于监测的参数将可

呼吸气体的加压流中的富氧气体输送到对象 12。

[0035] 在系统 10 中,处理器 26 被配置为提供信息处理能力。因此,处理器 26 可以包括下列中的一个或多个:数字处理器、模拟处理器、设计用于处理信息的数字电路、设计用于处理信息的模拟电路、状态机和 / 或用于以电子方式处理信息的其他机构。虽然处理器 26 在图 1 中显示为单一的实体,但这仅供说明之用。在一些实施方式中,处理器 26 可以包括多个处理单元。这些处理单元可以实际位于同一设备内,或者处理器 26 可以代表多个协调操作的设备的处理功能。例如,在一个实施例中,归属于处理器 26 的某些功能由包含在具有压力发生器 14 的设备中的一个或多个组件提供,而归属于处理器 26 的其他功能由包含在具有压力波动阀 24 的独立设备中的一个或多个组件提供。

[0036] 如图 1 所示,处理器 26 可以被配置为运行一个或多个计算机程序模块。该一个或多个计算机程序模块可以包括气体参数模块 32、控制模块 34、呼吸参数模块 36、波动模块 38 和 / 或其他模块中的一个或多个。处理器 26 可以被配置为通过软件;硬件;固件;软件、硬件和 / 或固件的一些组合;和 / 或用于在处理器 26 上配置处理能力的其他机构来运行模块 32、34、36 和 / 或 38。

[0037] 应当理解的是,虽然模块 32、34、36 和 38 在图中 1 示出为共同位于单个处理单元内,但在处理器 26 包括多个处理单元的实施方式中,模块 32、34、36 和 / 或 38 中的一个或多个可以在远离其他模块的位置处。下面描述的由不同的模块 32、34、36 和 / 或 38 提供的功能的描述是为了说明的目的,并且不意图限制,因为任何模块 32、34、36 和 / 或 38 都可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如,模块 32、34、36 和 / 或 38 中的一个或多个可以被消除,并且其功能中的一些或全部可由模块 32、34、36 和 / 或 38 中的其他模块提供。作为另一个示例,处理器 26 可以被配置为运行一个或多个额外模块,所述额外模块可以执行归属于模块 32、34、36 和 / 或 38 之一的部分或全部功能。

[0038] 气体参数模块 32 被配置为确定与导管 28 和 / 或接口器具 30 内的气体(例如可呼吸气体的加压流)的一个或多个气体参数相关的信息。基于传感器 22 的输出信号确定所述一个或多个气体参数。所述一个或多个气体参数可以包括下列中的一个或多个:压力、流速、峰值流量、成分、湿度、温度、加速度、速度、耗散的热能(例如在质量流量计等中)和 / 或其它气体参数。由气体参数模块 32 确定的(一个或多个)参数可以被呈现给用户(例如,通过用户接口 20),和 / 或用作报警触发参数,用作关断器和 / 或用于其他功能的触发参数。

[0039] 控制模块 34 被配置为控制压力发生器 14。控制压力发生器 14 包括调节可呼吸气体的加压流的一个或多个参数。控制模块 34 可以控制压力发生器 14,以便按照治疗模式调节可呼吸气体的加压流的所述一个或多个参数,以减轻被输送到对象 12 的多余压力或流量,和 / 或出于其他原因进行调节。

[0040] 呼吸参数模块 36 被配置为确定对象 12 的呼吸的一个或多个呼吸参数。呼吸参数模块 36 可以基于由气体参数模块 32 确定的和 / 或从由传感器 22 输出的信号产生的一个或多个气体参数确定所述一个或多个呼吸参数。例如,所述一个或多个呼吸参数可以包括下列中的一个或多个:呼吸速率、吸气流速、吸气周期、呼气流速、呼气周期、潮气量、呼吸速率、呼吸周期、峰值流量、流量曲线形状、压力曲线形状、呼气至吸气的过渡、吸气至呼气的过渡、吸入氧含量和 / 或其它呼吸参数。由呼吸参数模块 36 确定的(一个或多个)参数可以用作警报、用作关断器和 / 或其他功能的触发参数。

[0041] 波动模块 38 被配置为控制压力波动阀 24 的操作。控制压力波动阀 24 的操作可以包括开始和 / 或结束随机波动、控制压力波动阀 24 的操作以便限定或设置下列中的一个或多个:随机波动的频率范围、随机波动的平均频率或中值频率、随机波动的幅度范围、随机波动的平均幅度或中值幅度、发生随机波动的压力水平的范围、相对于平均压力水平的最大偏差和 / 或其他参数。在一个实施例中,波动模块 38 根据用户的选择(例如,通过用户接口 20 所接收到的)来控制压力波动阀 24 的操作。

[0042] 图 5 示出了系统 10 的一个实施例,其包括由包含在对象接口回路 16 中的排气导管 40 形成的排气分支。排气导管 40 被配置为接收从导管 28 和 / 或接口器具 30 排出的气体,包括已经由对象 12 呼出到接口器具 30 中的气体。在图 5 所示的实施例中,排气导管 40 将气体传送到压力发生器 14。然而,这并不意欲进行限制。排气导管 40 可以将气体排放到单独的设备和 / 或大气环境中而不使气体返回到压力发生器 14。

[0043] 在图 5 的实施例中,压力波动阀 24 被设置在系统 10 中以接收排气导管 40 内的气体。通过干扰穿过排气导管 40 的气流,压力波动阀 24 有效地改变接口器具 30 内的压力水平,从而导致对象 12 的气道处或附近的压力的随机波动。此配置与图 1 所示的配置之间的主要差别在于压力波动阀 24 是在对象 12 的“下游”而不是“上游”。应该理解的是,图 5 中示出的双分支系统中位于对象 12 下游的压力波动阀 24 的描述并不意欲进行限制。在双分支系统中,压力波动阀 24 仍然可以位于对象 12 的上游(如图 1 的单分支系统中所示),这并不偏离本公开的范围。另外,压力波动阀 24 被设置在排气导管 40 和对象 12 之间的描述并不意欲进行限制。压力波动阀 24 可以被设置在排气分支中在接口器具 30 上的排气口处,在接口器具 30 和排气导管 40 之间,在排气管 40 内,和 / 或在压力发生器 14 内部。

[0044] 返回参照图 1,在一个实施例中,通过压力发生器 14 的组件而不是压力波动阀 24 生成和 / 或增强压力的随机波动。例如,与压力发生器 14 关联的鼓风机或波纹管可以被控制以生成或增强压力的随机波动。

[0045] 为了实现鼓风机或波纹管(或压力发生器 14 的其他组件)的这种控制,波动模块 38 被配置用于将随机波动引入到压力发生器 14 的操作中,这会导致可呼吸气体压力发生器 14 的加压流经历压力的随机波动。波动模块 38 可以将波动引入到例如与压力发生器 14 关联的鼓风机的速度、提供给与压力发生器 14 关联的马达的电流,和 / 或可以将波动引入到压力发生器 14 的操作的其他方面。可以由波动模块以随机或伪随机方式确定波动的参数。例如,可以随机或伪随机地确定波动的幅度、方向、频率、时序和 / 或其他参数。可以从用户选择来得到这些量值的界限、限制或其他约束。

[0046] 图 6 示出了压力波动阀 24 的一个实施例。在图 6 所示的实施例中,压力波动阀 24 包括导管 42、隔膜 44、马达 46 和 / 或其它组件。

[0047] 导管 42 包括第一端 48 和第二端 50。导管 42 在第一端 48 和第二端 50 之间形成流动路径。在使用过程中,压力波动阀 24 被安装在这样的系统内,该系统被配置为向对象的气道提供可呼吸气体的加压流,使得可呼吸气体的加压流穿过第一端 48 和第二端 50 之间的流动路径(例如从对象的上游或下游)。

[0048] 隔膜 44 被形成为具有第一表面 52 和第二表面 54 的薄构件。隔膜 44 在隔膜 44 与马达 46 的界面处被可枢转地安装到导管 42 的内表面。第一表面 52 和 / 或第二表面 54 的形状对应于导管 42 的内截面,使得当隔膜 44 围绕与马达 46 的枢转接合部旋转时,第一

表面 52 和 / 或第二表面 54 至少部分地阻挡气体流过导管 42。然而,由于隔膜 44 的薄型化,当隔膜 44 的第一表面 52 和第二表面 54 面对导管 42 的侧壁时,允许气体相对不受阻碍地流过导管 42。在一个实施例中,隔膜 44 由弹性柔软材料形成。在一个实施例中,隔膜 44 的柔韧性可以通过流经隔膜 44 的电流来控制。

[0049] 马达 46 被配置为使隔膜 44 在导管 42 内旋转。这促使隔膜 44 干扰穿过导管 42 的气流,以此方式导致对象的气道处或附近的压力的随机波动。更具体地,随着隔膜 44 在导管 42 内旋转,第一表面 52 和 / 或第二表面 54 阻挡更多或更少的气体(取决于其位置),由此引起随机波动。应该理解的是,隔膜 44 的“旋转”不一定是围绕轴线的完全旋转。相反,隔膜 44 的“旋转”可以指代在不同旋转方向的来回振荡。

[0050] 在一个实施例中,隔膜 44 的柔韧性促成波动的随机性质,因为隔膜 44 被穿过导管 42 的气体的流动弯曲。在一个实施例中,导管 42 内的隔膜 44 的旋转的一个或多个方面是随机的,这促成波动的随机性质。例如,隔膜 44 的旋转轴线、旋转速率、旋转加速度、旋转方向改变时所处的位置和 / 或隔膜 44 的旋转的其它方面可以被随机地改变(例如,通过马达 46 的控制和 / 或结构)。

[0051] 图 7 示出压力波动阀 24 的一个实施例。在图 7 所示的实施例中,压力波动阀 24 包括导管 56、波纹管 58、马达 60 和 / 或其它组件。

[0052] 导管 56 包括第一端 62 和第二端 64。导管 56 在第一端 62 和第二端 64 之间形成流动路径。在使用过程中,压力波动阀 24 被安装在一系统中,该系统被配置为向对象的气道提供可呼吸气体的加压流,使得可呼吸气体的加压流穿过第一端 62 和第二端 64 之间的流动路径(例如从对象的上游或下游)。

[0053] 波纹管 58 被配置为从输出端 66 输出气体。波纹管 58 被扩张和收缩以通过与输出端 66 相反的波纹管 58 的端部沿轴 68 的纵向运动(通过图中未示出的输入端)吸入并(通过输出端 66)输出气体。进入导管 56 的气体通过输出端 66 的输出往往干扰通过导管 56 的气体的流动,由此引起对象的气道处或附近的压力的波动。

[0054] 马达 60 被配置为驱动与输出端 66 相对的波纹管 58 的端部沿轴 68 往复运动。在一个实施例中,马达 60 包括拾音线圈,该拾音线圈产生磁场,该磁场提供动力来驱动波纹管 58 的端部沿轴 68 往复运动。波纹管 58 的不精确性质和 / 或从波纹管 58 输出的气体与导管 56 中的气体的相互作用可能导致对象的气道处或附近由压力波动阀 24 引起的压力波动是随机的。在一个实施例中,提供给驱动马达 60 的电流是随机变化的或伪随机变化的。这可能促成对象的气道处或附近的压力波动的随机性。

[0055] 图 8 示出向对象的气道提供可呼吸气体的加压流的方法 70。下面展示的方法 70 的操作是说明性的。在一些实施例中,可以在具有一个或多个未描述的额外操作和 / 或不具有一个或多个已讨论的操作的情况下完成方法 70。此外,在图 8 中示出并在下面描述的方法 70 的操作的顺序并不意欲进行限制。

[0056] 在操作 72 中,产生可呼吸气体的加压流。控制可呼吸气体的加压流的一个或多个气体参数以向对象提供治疗益处。在一个实施例中,由类似于或等同于压力发生器 14 (如图 1 所示和上面所述)的压力发生器来执行操作 72。

[0057] 在操作 74 中,输送可呼吸气体的加压流至对象的气道。在一个实施例中,由类似于或等同于对象接口回路 16 (如图 1 所示和上面所述)的对象接口回路来执行操作 74。

[0058] 在操作 76 中,操作压力波动阀和 / 或压力发生器以生成在对象的气道处或附近的可呼吸气体的加压流的压力的随机波动。该压力波动阀可以类似于或等同于压力波动阀 24 (如图 1 和 5-7 所示和上面所述)。

[0059] 在操作 78 中,接收随机波动的一个或多个参数的用户选择。所述一个或多个参数可以包括下列中的一个或多个:例如,随机波动的频率范围、随机波动的平均频率或中值频率、随机波动的幅度的范围、随机波动的平均幅度或中值幅度、发生随机波动的压力水平的范围、相对于平均压力水平的最大偏差和 / 或其他参数。在一个实施例中,由类似于或等同于用户接口 20 (如图 1 所示和上面所述)的用户接口执行操作 78。

[0060] 在操作 80 中,根据接收到的用户选择来调节压力波动阀和 / 或压力发生器的操作。在一个实施例中,由类似于或等同于波动模块 38 (如图 1 所示和上面所述)的波动模块执行操作 80。

[0061] 虽然为了图示说明的目的基于目前被认为是最实用和优选的实施例详细描述了本发明,但是应该理解的是,此类细节仅用于该目的,并且本发明并不限于公开的实施例,而是相反意欲覆盖在所附的权利要求书的精神和范围之内的修改和等效布置。例如,应当理解,本发明设想的是,在可能的范围内,任何实施例中的一个或多个特征可以与任何其他实施例中的一个或多个特征相结合。

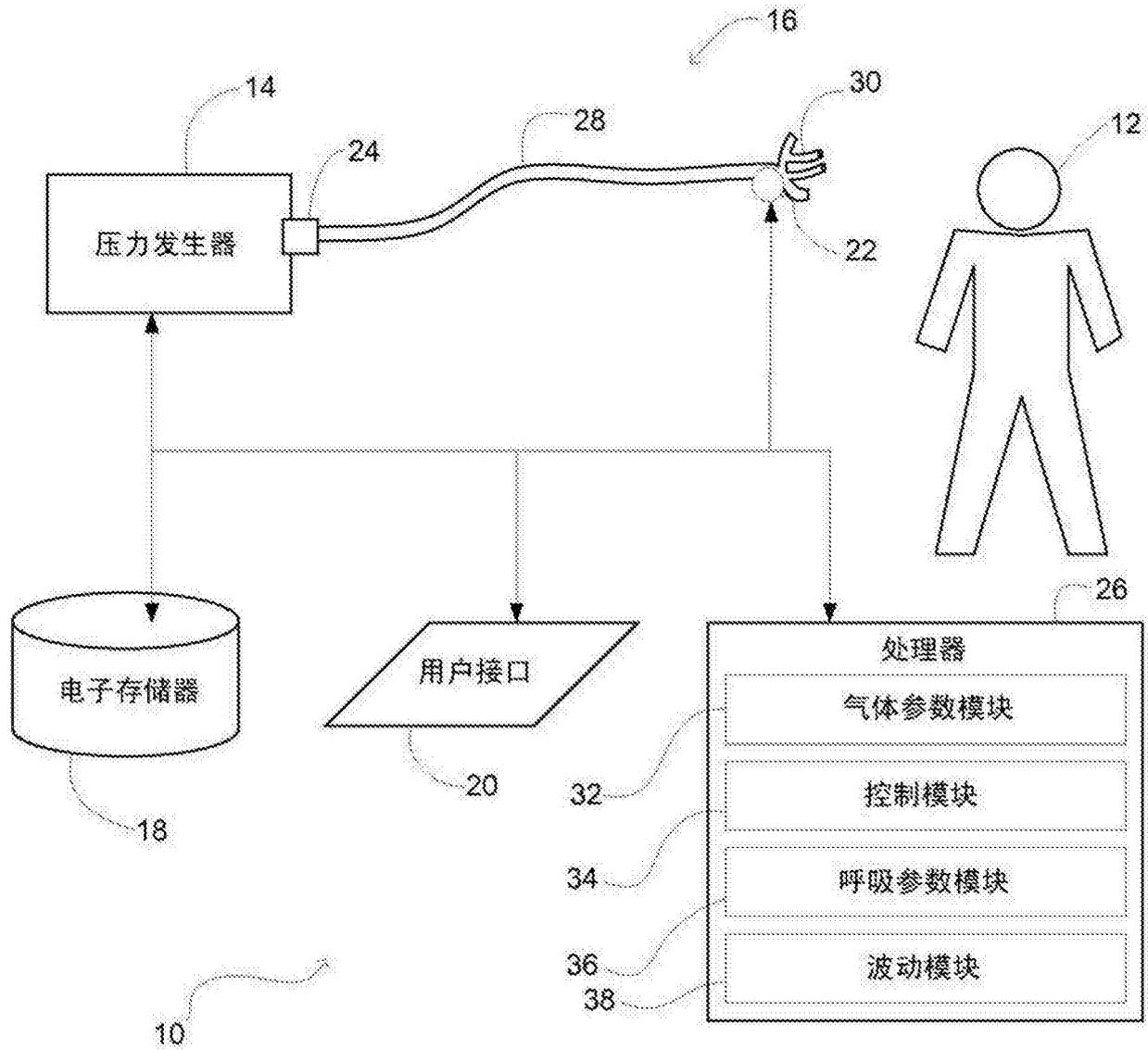


图 1

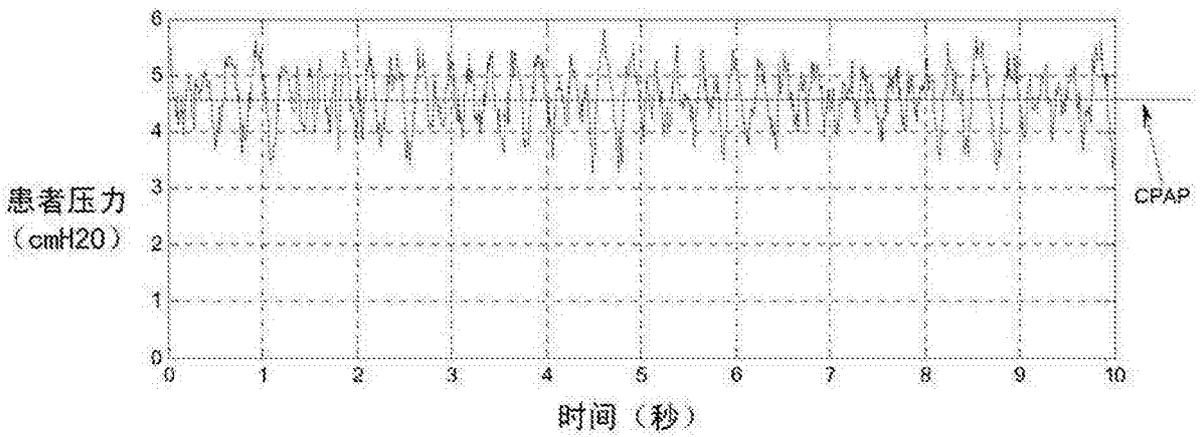


图 2

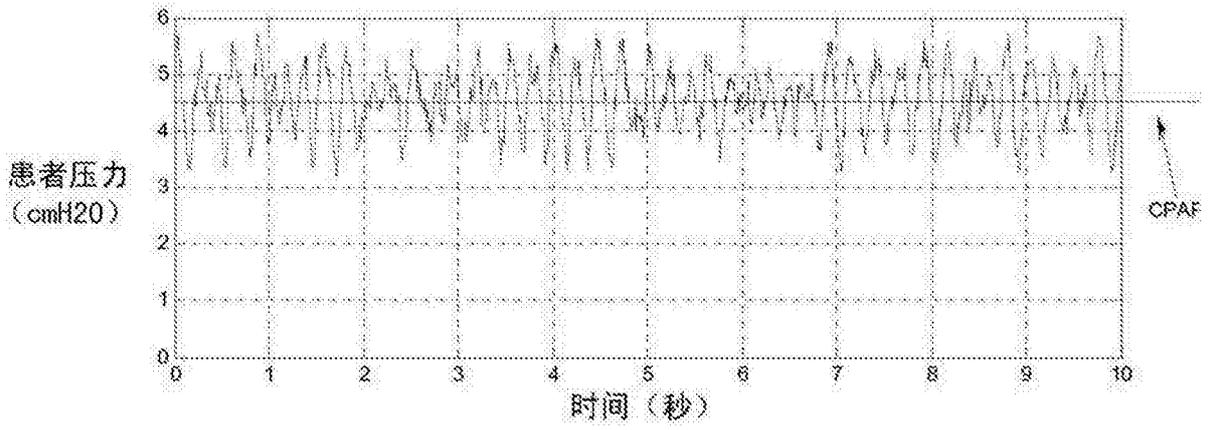


图 3

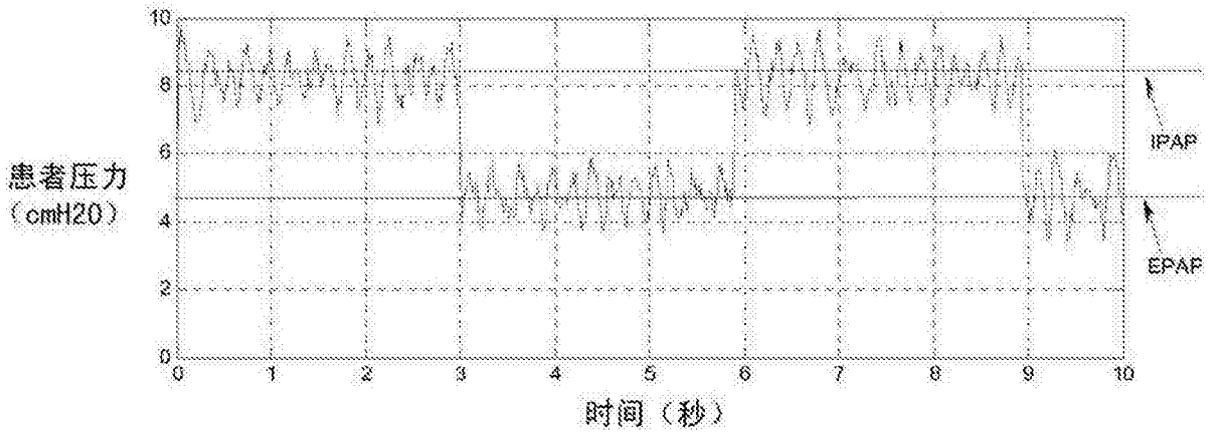


图 4

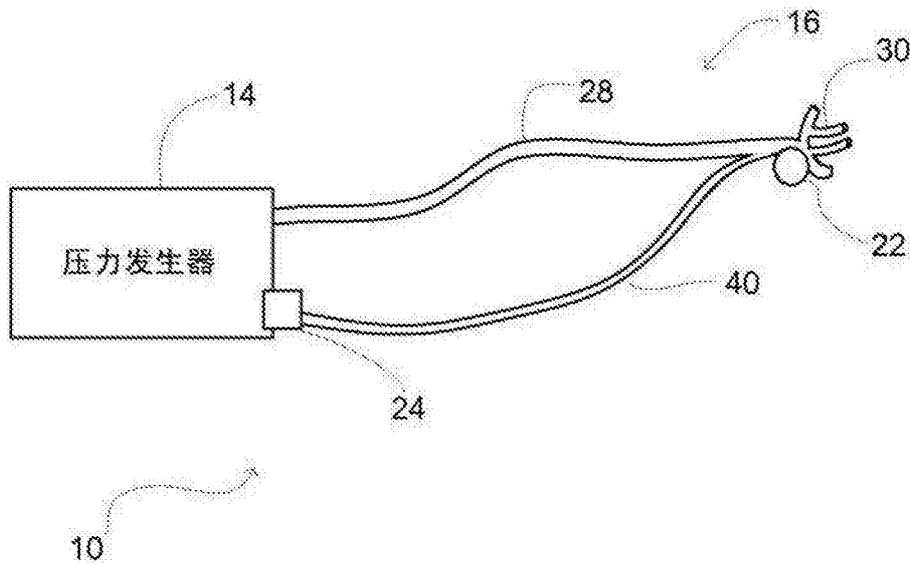


图 5

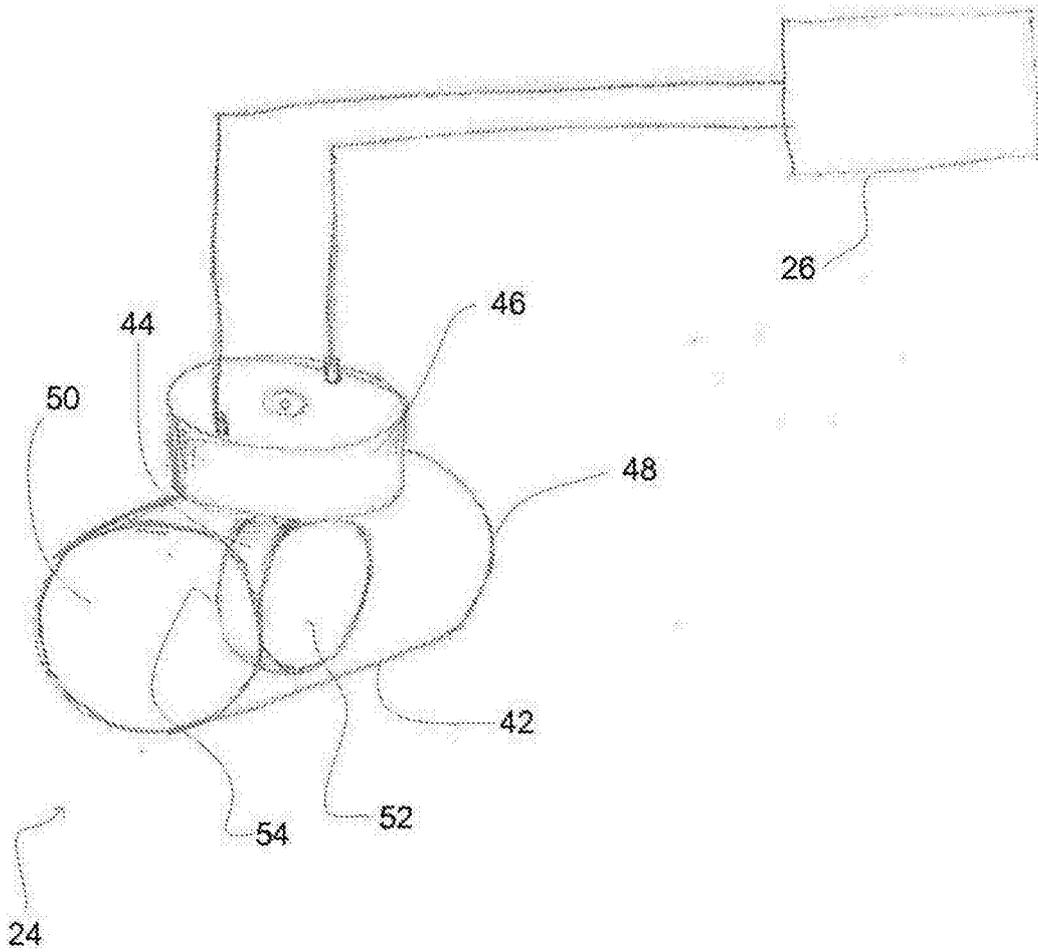


图 6

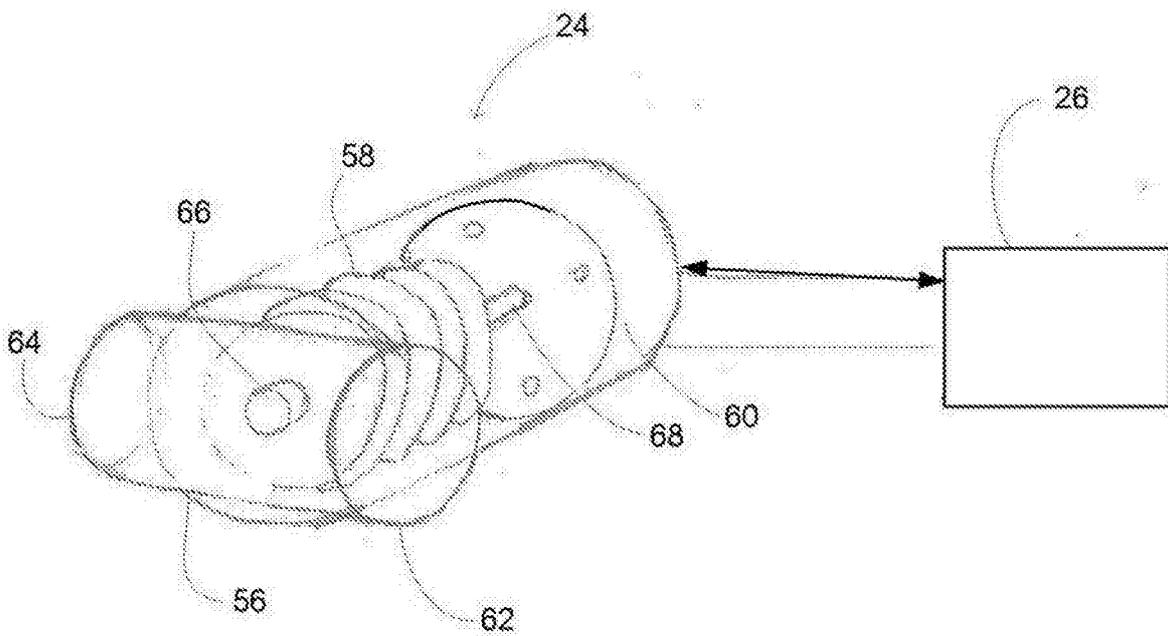


图 7

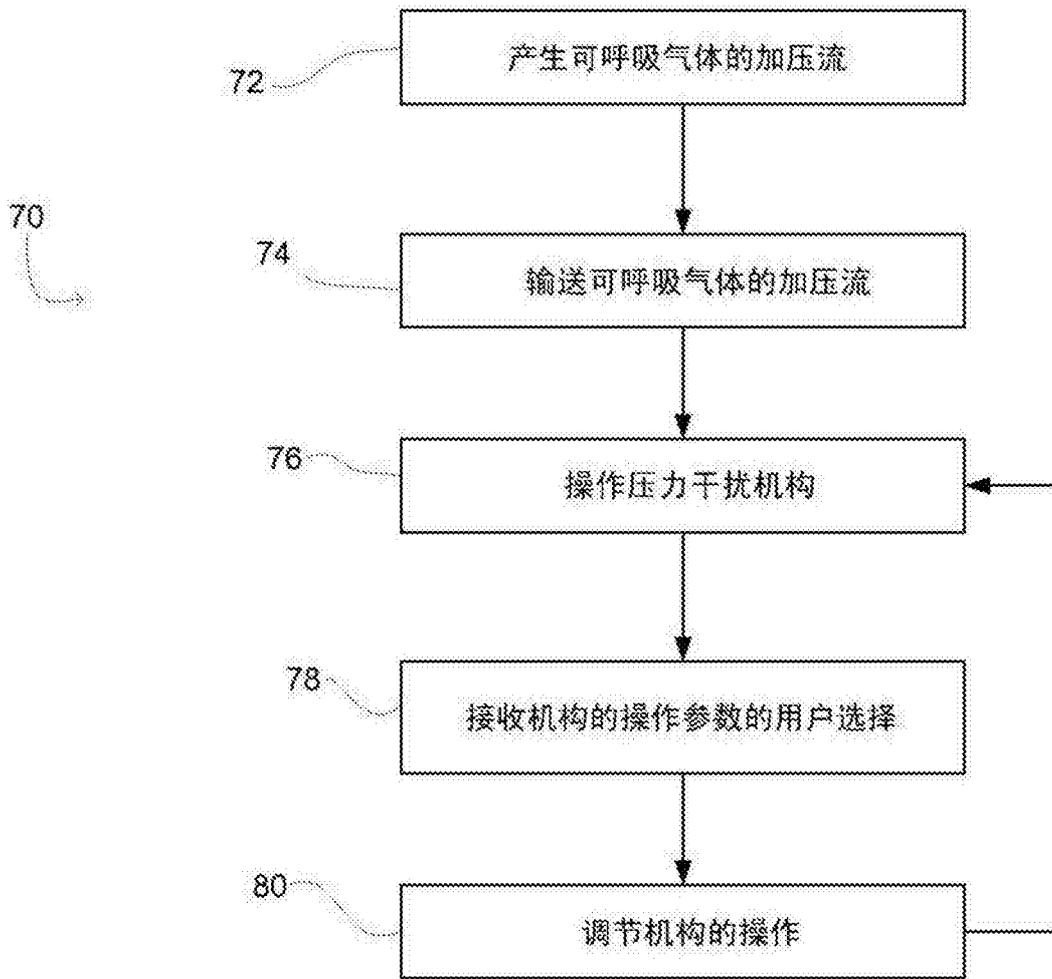


图 8