



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113784743 A

(43) 申请公布日 2021. 12. 10

(21) 申请号 202080022190.0

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283

(22) 申请日 2020.03.20

代理人 肖冰滨 王晓晓

(30) 优先权数据

62/821,587 2019.03.21 US

(51) Int.Cl.

A61M 16/20 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61M 16/00 (2006.01)

2021.09.17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2020/052566 2020.03.20

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2020/188526 EN 2020.09.24

(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 P·C·Y·苏 S·G·威索斯基

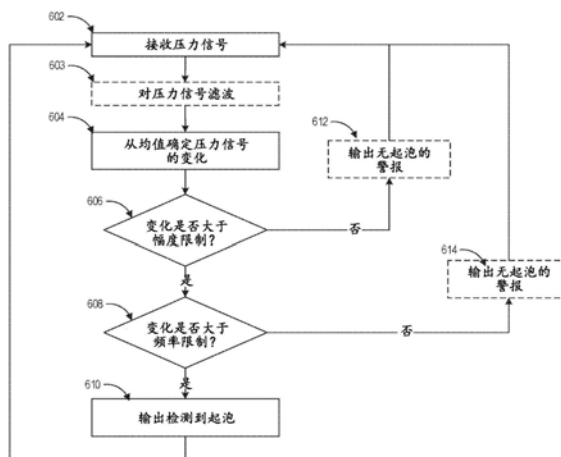
权利要求书4页 说明书21页 附图8页

(54) 发明名称

用于提供气泡CPAP的呼吸装置

(57) 摘要

具有流产生器的呼吸系统可以通过控制递送至患者的气流的压力来提供气泡CPAP治疗。该呼吸系统的控制器可以控制其流产生器的马达速度以便控制该气流的该压力。该控制器还可以检测起泡和/或该系统的气体路径中的可能漏泄的存在。该呼吸系统可以包含高流量呼吸系统。



1. 一种呼吸装置,其被配置为经由患者界面向患者递送呼吸治疗,该装置包括:  
控制器;  
鼓风机,其包含马达,其中,该鼓风机的马达速度由该控制器控制;  
压力传感器,其被配置为测量在该鼓风机下游的气流的压力;  
其中,该控制器被配置为:  
比较该压力与阈值;  
响应于该压力超过该阈值而减小该鼓风机的目标马达速度;以及  
响应于该压力未超过该阈值而控制该马达速度以达到目标流动速率。
2. 如权利要求1所述的装置,其中,该目标马达速度以恒定速率减小。
3. 如权利要求1所述的装置,其中,该目标马达速度以可变速率减小。
4. 如权利要求1至3中任一项所述的装置,其中,该控制器被配置为持续减小该目标马达速度直至该压力低于该阈值。
5. 如权利要求1至4中任一项所述的装置,其中,该压力传感器为绝对压力传感器。
6. 如权利要求1至5中任一项所述的装置,其中,压力是通过获取该压力传感器的读数与第二压力传感器的读数之间的差来测量,该压力传感器和该第二压力传感器两者均为绝对压力传感器。
7. 如权利要求1至4中任一项所述的装置,其中,该压力传感器为被配置为获取环境压力与该鼓风机下游的该压力之间的差的表压传感器。
8. 如权利要求1至7中任一项所述的装置,其中,该控制器被配置为接收该目标流动速率的输入。
9. 如权利要求8所述的装置,其中,该目标流动速率由用户设定。
10. 如权利要求1至9中任一项所述的装置,其包括与环境入口分开的氧气入口。
11. 如权利要求10所述的装置,其中,该鼓风机被配置为混合来自该环境空气入口的环境空气与来自该氧气入口的氧气。
12. 如权利要求10或11所述的装置,其中, $FdO_2$ 部分地取决于该目标流动速率。
13. 如权利要求12所述的装置,其中,该控制器被进一步配置为通过控制氧气入口阀的打开来控制该 $FdO_2$ 。
14. 如权利要求1至13中任一项所述的装置,其中,该目标流动速率为恒定的。
15. 如权利要求1至14中任一项所述的装置,其中,该装置联接至起泡器,并且该控制器被配置为通过监测流参数信号的变化来检测起泡。
16. 如权利要求15所述的装置,其中,该流参数信号包括流量信号、压力信号或其组合。
17. 如权利要求15或16所述的装置,其中,该变化为流参数信号振幅相对于阈值的变化。
18. 如权利要求15或16所述的装置,其中,该变化是在频域中进行分析。
19. 如权利要求15至18中任一项所述的装置,其中,该控制器被配置为响应于在预定时间段内不存在起泡而输出警告。
20. 如权利要求15至19中任一项所述的装置,其中,该控制器被配置为基于是否检测到起泡而输出以下各项中的一项或多项的警告:泄漏、阻塞、间歇起泡、所建议和/或自动的流动速率改变,和/或流动速率不满足吸气需求。

21. 如权利要求1至20中任一项所述的装置,其进一步包括加湿腔室。
22. 如权利要求1至21中任一项所述的装置,其进一步包括一个或多个流动速率传感器。
23. 如权利要求1至22中任一项所述的装置,其中,该装置为高流量呼吸装置。
24. 如权利要求1至23中任一项所述的装置,其中,该装置包括电池。
25. 如权利要求24所述的装置,其中,该电池为用于该装置的主电源。
26. 如权利要求24所述的装置,其中,该电池为用于该装置的辅助电源。
27. 如权利要求1至26中任一项所述的装置,其中,该装置包括马达速度限制。
28. 如权利要求27所述的装置,其中,该马达速度限制是基于该或一环境压力。
29. 一种系统,其包含如前述权利要求中任一项所述的装置,该系统进一步包括用于将该气流提供至该患者界面的吸气管道。
30. 如权利要求29所述的系统,其中,该患者界面在患者的面部上或周围形成密封。
31. 如权利要求29或30所述的系统,其中,该患者界面被配置为连接至呼气管道。
32. 如权利要求31所述的系统,其中,该呼气管道被配置为连接至起泡器。
33. 如权利要求24至32中任一项所述的系统,其在该鼓风机与该患者界面之间不包括减压阀。
34. 一种呼吸系统,其被配置为经由患者界面向患者递送气泡CPAP治疗,该系统包括:  
呼吸装置,其包括:  
控制器;  
鼓风机,其包含马达,其中,该鼓风机的马达速度由该控制器控制,该鼓风机被配置为以目标流动速率向该患者产生气流;以及  
外壳,其围封该控制器和该鼓风机;  
吸气管道,其用于将该气流提供至该患者界面;以及  
呼气管道,其具有近端和远端,该近端联接至该患者界面并且该远端浸没至水柱的预定深度。
35. 如权利要求34所述的呼吸系统,其进一步包括被配置为测量在该鼓风机下游的该气流的压力的压力传感器,其中,该控制器被配置为:  
比较该压力与阈值;  
响应于该压力超过该阈值而减小该鼓风机的目标马达速度;以及  
响应于该压力未超过该阈值而控制该马达速度以达到该目标流动速率。
36. 如权利要求35所述的系统,其中,该目标马达速度以恒定速率减小。
37. 如权利要求35所述的系统,其中,该目标马达速度以可变速率减小。
38. 如权利要求35至37中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为持续减小该目标马达速度直至该压力低于该阈值。
39. 如权利要求35至38中任一项所述的系统,其中,该压力传感器为绝对压力传感器。
40. 如权利要求35至39中任一项所述的系统,其中,压力是通过获取该压力传感器的读数与第二压力传感器的读数之间的差来测量,该压力传感器和该第二压力传感器两者均为绝对压力传感器。
41. 如权利要求35至38中任一项所述的系统,其中,该压力传感器为被配置为获取环境

压力与该鼓风机下游的该压力之间的差的表压传感器。

42. 如权利要求34至41中任一项所述的系统,其中,该目标流动速率为恒定的。

43. 如权利要求34至42中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为接收该目标流动速率的输入。

44. 如权利要求43所述的系统,其中,该目标流动速率由用户设定。

45. 如权利要求34至44中任一项所述的系统,其包括与环境入口分开的氧气入口。

46. 如权利要求45所述的系统,其中,该鼓风机被配置为混合来自该环境空气入口的环境空气与来自该氧气入口的氧气。

47. 如权利要求45或46所述的系统,其中, $FdO_2$ 部分地取决于该目标流动速率。

48. 如权利要求47所述的系统,其中,该控制器被进一步配置为通过控制氧气入口阀的打开来控制该 $FdO_2$ 。

49. 如权利要求34至48中任一项所述的系统,其进一步包括起泡器,其中,该水柱容纳在该起泡器中。

50. 如权利要求49所述的系统,其中,该控制器被配置为通过监测流参数信号的变化来检测该起泡器中的起泡。

51. 如权利要求50所述的系统,其中,该流参数信号包括流量信号、压力信号或其组合。

52. 如权利要求50或51所述的系统,其中,该变化为流参数信号振幅相对于阈值的变化。

53. 如权利要求50或51所述的系统,其中,该变化是在频域中进行分析。

54. 如权利要求50至53中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为响应于在预定时间段内不存在起泡而输出警告。

55. 如权利要求50至54中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为基于是否检测到起泡而输出以下各项中的一项或多项的警告:泄漏、阻塞、间歇起泡、所建议和/或自动的流动速率改变,和/或流动速率不满足吸气需求。

56. 如权利要求34至55中任一项所述的系统,其中,该患者界面在患者的面部上或周围形成密封。

57. 如权利要求34至56中任一项所述的系统,其中,该装置进一步包括加湿腔室。

58. 如权利要求34至57中任一项所述的系统,其中,该装置进一步包括一个或多个流动速率传感器。

59. 如权利要求34至58中任一项所述的系统,其中,该系统在该鼓风机与该患者界面之间不包括减压阀。

60. 如权利要求34至59中任一项所述的系统,其中,该装置为高流量呼吸装置。

61. 如权利要求34至60中任一项所述的系统,其中,该装置包括电池。

62. 如权利要求61所述的系统,其中,该电池为用于该装置的主电源。

63. 如权利要求61所述的系统,其中,该电池为用于该装置的辅助电源。

64. 如权利要求34至63中任一项所述的系统,其中,该装置包括马达速度限制。

65. 如权利要求64所述的系统,其中,该马达速度限制是基于该或一环境压力。

66. 一种呼吸装置,其被配置为经由患者界面向患者递送呼吸治疗,该装置包括:控制器;

鼓风机,其中,该鼓风机由该控制器控制;

压力传感器,其被配置为测量在该鼓风机下游的气流的压力;

其中,该控制器被配置为:

比较该压力与阈值;

如果该压力超过压力阈值,则控制该鼓风机以将该压力减小至低于该阈值;以及

如果该压力未超过该阈值,则控制该鼓风机以达到目标流动速率。

67.呼吸系统,其被配置为递送高流量治疗或气泡CPAP治疗,其中,该呼吸系统包括:

呼吸装置,其包括流产生器,

加湿器,其与该流产生器流体连通,

控制器,其对该流产生器进行电子控制,

吸气管道,其与该加湿器流体连通,并且

其中,该呼吸装置能够在高流量治疗模式与气泡CPAP治疗模式之间改变,

其中,在该高流量治疗模式中,该呼吸装置被配置为提供高流量治疗,并且在气泡CPAP治疗模式中,该呼吸装置被配置为提供气泡CPAP治疗。

## 用于提供气泡CPAP的呼吸装置

### 技术领域

[0001] 本披露内容是关于用于向患者提供呼吸流治疗的方法和系统。本披露内容尤其是关于使用流产生器来提供气泡CPAP治疗。

### 背景技术

[0002] 通气辅助设备用于诸如医院、医疗设施、住宅照护或家庭环境等各种环境中以将气流递送至使用者或患者。通气辅助或呼吸治疗设备(统称为“呼吸设备”或“呼吸装置”)可以用于随气流来递送补充氧气或其他气体,和/或加湿设备用于递送加热和加湿的气体。呼吸设备可以允许对气流的特性进行调整及控制,这些特性包含流动速率、温度、气体浓度、湿度、压力等。诸如流量传感器和/或压力传感器等传感器用于测量气流的特性。

### 发明内容

[0003] 气泡持续气道正压(Bubble Continuous Positive Airway Pressure;CPAP)为一种形式的呼吸治疗,其中经由患者界面向患者(通常为婴儿)供应气流。气流通常由医院或诊所的壁中的气体源提供,或可以由压缩空气和/或氧气的气瓶提供,例如在运送期间。患者界面连接至两个管道,其为吸气管道和呼气管道。吸气管道将气体提供至患者。呼气管道为从患者呼出的气体提供通道。呼气管道与用于设定压力的压力调节器连通。压力调节器可以为具有水柱的腔室,呼气管道的末端部分浸没至水柱中。呼出气体被排放至压力调节器中。呼出气体被排放至水中会导致水的起泡,即,起泡效应。患者界面通常被配置为与患者的口部和/或鼻部形成密封。密封的患者界面的示例可以包含鼻罩、口罩、全脸面罩、鼻枕或具有密封鼻塞的导管。

[0004] 在一些地点,诸如在某些发展中国家中或在偏远地区中,可能无法使用壁式源。本披露内容提供替代壁式源和/或可选地除壁式源以外,使用流产生器来提供气泡CPAP治疗的系统和方法。流产生器还可以包含集成的加湿器以加热和加湿气流。具有集成的加湿器的流产生器的示例为高流量呼吸设备。加热的通气管还可以与高流量呼吸设备一起使用于将气流从加湿器递送至患者界面。流产生器还可以包含集成的掺混器以将补充气体提供至气流。流产生器优选地为抽入例如环境空气等环境气体而非连接至例如储气罐或壁式源等气体源的流产生器。掺混器允许一种或多种补充气体与抽入的环境气体混合。

[0005] 高流量呼吸设备可以提供各种治疗模式,包括但不限于高流量治疗(也称为鼻高流量治疗或气管高流量治疗)、CPAP、双水平及气泡CPAP,使得当切换至不同呼吸治疗模式时(例如,当患者的状况改变时),患者无需切换至不同呼吸设备。

[0006] 高流量呼吸设备能够在气泡CPAP治疗模式或鼻高流量治疗模式(如下文更详细地描述)中操作。另外或替代地,高流量呼吸设备还可以能够在例如气管高流量或其他高流量等其他高流量治疗模式中操作。鼻高流量经由鼻界面递送。气管高流量可以通过气管界面递送。其他界面也可以是有可能的,例如经由口腔通道将高流量提供至气道的口腔界面。所描述的呼吸装置可以在高流量治疗模式或气泡CPAP模式中操作。

[0007] 高流量呼吸设备装置操作作为流量控制装置,如下文更详细地描述(例如,高流量呼吸设备可以控制鼓风机的马达以达到目标流量)。目标流量可以为恒定流动速率。目标流量可以由用户或基于装置处于气泡CPAP治疗模式或鼻高流量治疗模式中而设定。在一个示例中,控制器可以包含用于气泡CPAP治疗模式及鼻高流量治疗模式的预定义目标流动速率。预定义目标流动速率可以存储在控制器的存储器内。

[0008] 当在气泡CPAP模式中操作时,高流量呼吸设备可以控制可以为鼓风机的其流产生器的马达速度,以便递送恒定流动速率(包含基本上恒定的流动速率)。设备可以监测通气电路(也被称作通气管或吸气管道)或设备流动路径中的压力,并且如果压力超过此限制,则可以调整目标马达速度。设备还可以用软件控制替换常规气泡CPAP系统中的减压阀以提供对气流压力的较佳控制。设备可以提供多种警报和监测。例如,设备可以确定是否存在不规则量的泄漏、阻塞、间歇起泡、所建议和/或自动的流动速率改变、流动速率不满足吸气需求(如果压力超过阈值),和/或检测是否存在起泡。高流量呼吸设备进一步还可以限制所产生的压力,使得递送至患者的压力低于压力限制。在一个示例中,在气泡CPAP模式中,流动速率可以为高流动速率。

[0009] 术语呼吸设备及呼吸装置可以可互换地用于描述和定义同一项目。

[0010] 呼吸设备或呼吸装置可以为呼吸系统的一部分,该呼吸系统包括如下文更详细地描述的一个或多个附加部件(例如,吸气管、呼气管、起泡器)

[0011] 在一些配置中,一种被配置为经由患者界面向患者递送呼吸治疗的呼吸装置可以包括:控制器;鼓风机,其包含马达,其中,鼓风机的马达速度可以由控制器控制;压力传感器,其被配置为测量在鼓风机下游的气流的压力;其中,控制器可以被配置为:比较压力与阈值;响应于压力超过阈值而减小鼓风机的目标马达速度;以及响应于压力未超过阈值而控制马达速度以达到目标流动速率。

[0012] 在一些配置中,一种被配置为经由患者界面向患者递送呼吸治疗的呼吸装置,该装置可以包括:控制器;鼓风机,其包含马达,其中,鼓风机的马达速度由控制器控制至目标马达速度;压力传感器,其被配置为测量在鼓风机下游的气流的压力;其中,控制器被配置为:比较压力与阈值;响应于压力超过阈值而减小鼓风机的目标马达速度;以及响应于压力未超过阈值而调整目标马达速度以达到目标流动速率。

[0013] 在一些配置中,一种被配置为经由患者界面向患者递送呼吸治疗的呼吸装置,该装置可以包括:控制器;鼓风机,其中,鼓风机由控制器控制;压力传感器,其被配置为测量在鼓风机下游的气流的压力;其中,控制器被配置为:比较压力与阈值;如果压力超过压力阈值,则控制鼓风机以将压力减小至低于阈值;以及如果压力未超过阈值,则控制鼓风机以达到目标流动速率。

[0014] 在一些配置中,鼓风机包括马达。

[0015] 在一些配置中,鼓风机是通过将马达速度、马达电流和/或马达电压中的一项或多项控制至目标马达速度、目标马达电流和/或目标马达电压来控制。

[0016] 在一些配置中,目标马达速度可以以恒定速率减小。在一些配置中,目标马达速度可以以可变速率减小。

[0017] 在一些配置中,控制器可以被配置为持续减小目标马达速度直至压力低于阈值。

[0018] 在一些配置中,压力传感器可以为绝对压力传感器。

- [0019] 在一些配置中,压力可以通过获取该压力传感器的读数与第二压力传感器的读数之间的差来测量,该压力传感器和该第二压力传感器两者均为绝对压力传感器。
- [0020] 在一些配置中,压力传感器可以为被配置为获取环境压力与鼓风机下游的压力之间的差的表压传感器。
- [0021] 在一些配置中,控制器可以被配置为接收目标流动速率的输入。
- [0022] 在一些配置中,目标流动速率可以由用户设定。
- [0023] 在一些配置中,装置可以包括与环境入口分开的氧气入口。
- [0024] 在一些配置中,鼓风机可以被配置为混合来自环境空气入口的环境空气与来自氧气入口的氧气。
- [0025] 在一些配置中,Fd02可以部分地取决于目标流动速率。
- [0026] 在一些配置中,控制器可以被进一步配置为通过控制氧气入口阀的打开来控制Fd02。
- [0027] 在一些配置中,目标流动速率可以为恒定的。
- [0028] 在一些配置中,装置可以联接至起泡器,并且控制器可以被配置为通过监测流参数信号的变化来检测起泡。
- [0029] 在一些配置中,流参数信号可以包括流量信号、压力信号或其组合。
- [0030] 在一些配置中,变化可以为流参数信号振幅相对于阈值的变化。
- [0031] 在一些配置中,变化可以在频域中进行分析。
- [0032] 在一些配置中,控制器可以被配置为响应于在预定时间段内不存在起泡而输出警告。
- [0033] 在一些配置中,控制器可以被配置为基于是否检测到起泡而输出以下各项中的一项或多项的警告:泄漏、阻塞、间歇起泡、所建议和/或自动的流动速率改变,和/或流动速率不满足吸气需求。
- [0034] 在一些配置中,装置可以进一步包括加湿腔室。
- [0035] 在一些配置中,装置可以进一步包括一个或多个流动速率传感器。
- [0036] 在一些配置中,装置可以为高流量呼吸装置。
- [0037] 在一些配置中,系统包括电池。
- [0038] 在一些配置中,电池为用于装置的主电源。
- [0039] 在一些配置中,电池为用于装置的辅助电源。
- [0040] 在一些配置中,装置包括马达速度限制。
- [0041] 在一些配置中,马达速度限制是基于该或一环境压力。
- [0042] 在一些配置中,系统可以包含如上文所描述的装置的任何配置。系统可以进一步包括用于将气流提供至患者界面的吸气管道。
- [0043] 在一些配置中,患者界面可以在患者的面部上或周围形成密封。
- [0044] 在一些配置中,患者界面可以被配置为连接至呼气管道。
- [0045] 在一些配置中,呼气管道可以被配置为连接至起泡器。
- [0046] 在一些配置中,系统在鼓风机与患者界面之间可能不包括减压阀。
- [0047] 在一些配置中,一种经由患者界面提供气泡CPAP的方法,该患者界面联接至包含流产生器的呼吸装置,该流产生器包括与呼吸装置的控制器的电通信的马达,该方法可以包

括:基于来自压力传感器的读数而测量在流产生器下游的气流的压力;比较压力与阈值;响应于压力超过阈值而减小流产生器的目标马达速度;以及响应于压力未超过阈值而控制马达速度以达到目标流动速率。

[0048] 在一些配置中,一种经由患者界面提供气泡CPAP的方法,该患者界面联接至包含流产生器的呼吸装置,该流产生器包括与呼吸装置的控制器的电通信的马达,该控制器被配置为将马达控制至目标马达速度,该方法可以包括:基于来自压力传感器的读数而测量在流产生器下游的气流的压力;比较压力与阈值;响应于压力超过阈值而减小流产生器的目标马达速度;以及响应于压力未超过阈值而调整目标马达速度以达到目标流动速率。

[0049] 在一些配置中,一种经由患者界面提供气泡CPAP的方法,该患者界面联接至包含流产生器的呼吸装置,该流产生器包括与呼吸装置的控制器的电通信的鼓风机,鼓风机可选地包括马达,该控制器被配置为将马达控制至目标马达速度,该方法可以包括:基于来自压力传感器的读数而测量在流产生器下游的气流的压力;比较压力与阈值;如果压力超过压力阈值,则控制鼓风机以将压力减小至低于阈值;以及如果压力未超过阈值,则控制鼓风机以达到目标流动速率。

[0050] 在一些配置中,鼓风机是通过将马达速度、马达电流和/或马达电压中的一项或多项控制至目标马达速度、目标马达电流和/或目标马达电压来控制。

[0051] 在一些配置中,目标马达速度可以以恒定速率减小。在一些配置中,目标马达速度可以以可变速率减小。

[0052] 在一些配置中,该方法可以包含持续减小目标马达速度直至压力低于阈值。

[0053] 在一些配置中,压力传感器可以为绝对压力传感器。

[0054] 在一些配置中,测量可以包括获取该压力传感器的读数与第二压力传感器的读数之间的差,该压力传感器和该第二压力传感器两者为绝对压力传感器。

[0055] 在一些配置中,该压力传感器可以为被配置为获取环境压力与流产生器下游的压力之间的差的表压传感器。

[0056] 在一些配置中,目标流动速率可以为恒定的。

[0057] 在一些配置中,方法可以包含接收目标流动速率的输入。

[0058] 在一些配置中,目标流动速率可以由用户设定。

[0059] 在一些配置中,控制可以包括基于目标流动速率与递送至患者的由一个或多个流动速率传感器测量的流动速率之间的差而运行PID控制器,以确定所期望的马达速度。

[0060] 在一些配置中,装置可以包括与环境入口分开的氧气入口。

[0061] 在一些配置中,流产生器可以被配置为混合来自环境空气入口的环境空气与来自氧气入口的氧气。

[0062] 在一些配置中,FdO2可以部分地取决于目标流动速率。

[0063] 在一些配置中,方法可以进一步包括通过控制氧气入口阀的打开来控制FdO2。

[0064] 在一些配置中,方法可以进一步包括通过监测流参数信号的变化来检测联接至呼吸装置的起泡器中的起泡。

[0065] 在一些配置中,流参数信号可以包括流量信号、压力信号或其组合。

[0066] 在一些配置中,变化可以为流参数信号振幅相对于阈值的变化。

[0067] 在一些配置中,变化可以在频域中进行分析。

- [0068] 在一些配置中,方法可以进一步包括响应于在预定时间段内不存在起泡而输出警告。
- [0069] 在一些配置中,方法可以进一步包括基于是否检测到起泡而输出以下各项中的一项或多项的警告:泄漏、阻塞、间歇起泡、所建议和/或自动的流动速率改变,和/或流动速率不满足吸气需求。
- [0070] 在一些配置中,装置可以进一步包括加湿腔室。
- [0071] 在一些配置中,装置包括电池。
- [0072] 在一些配置中,电池为用于装置的主电源。
- [0073] 在一些配置中,电池为用于装置的辅助电源。
- [0074] 在一些配置中,装置包括马达速度限制。
- [0075] 在一些配置中,马达速度限制是基于该或一环境压力。
- [0076] 在一些配置中,装置可以包括在包含患者界面的呼吸系统中,该系统在流产生器与患者界面之间不包括减压阀。
- [0077] 在一些配置中,呼吸装置可以联接至用于将气流提供至患者界面的吸气管道。
- [0078] 在一些配置中,患者界面可以在患者的面部上或周围形成密封。
- [0079] 在一些配置中,患者界面可以被配置为连接至呼气管道。
- [0080] 在一些配置中,呼气管道可以被配置为连接至起泡器。
- [0081] 在一些配置中,一种被配置为经由患者界面向患者递送气泡CPAP治疗的呼吸系统可以包括:呼吸装置,其包括:控制器;鼓风机,其包含马达,其中,鼓风机的马达速度可以由控制器控制,该鼓风机被配置为以目标流动速率向患者产生气流;以及外壳,其围封控制器和鼓风机;吸气管道,其用于将气流提供至患者界面;以及呼气管道,其具有近端和远端,该近端联接至患者界面,并且该远端浸没至水柱的预定深度。
- [0082] 在一些配置中,系统可以进一步被配置为测量在鼓风机下游的气流的压力的压力传感器,其中,控制器可以被配置为:比较压力与阈值;响应于压力超过阈值而减小鼓风机的目标马达速度;以及响应于压力未超过阈值而控制马达速度以达到目标流动速率。
- [0083] 在一些配置中,一种被配置为经由患者界面向患者递送气泡CPAP治疗的呼吸系统可以包括:呼吸装置,其包括:控制器;鼓风机,其包含马达,其中,鼓风机的马达速度可以由控制器控制至目标马达速度,该鼓风机被配置为以目标流动速率向患者产生气流;以及外壳,其围封控制器和鼓风机;吸气管道,其用于将气流提供至患者界面;以及呼气管道,其具有近端和远端,该近端联接至患者界面,并且该远端浸没至水柱的预定深度。
- [0084] 鼓风机包括用于通过鼓风机抽入环境空气并且经由患者管道(即,吸气管道)将环境空气驱动至患者的入口。控制器将鼓风机控制至目标马达速度或目标流量或其两者。控制器优选地提供控制信号以控制被提供至鼓风机的马达的电流或电压或电力,即使电流或电压或电力变化,以便达到目标马达速度或目标流动速率。呼吸系统还可以可选地包含补充气体入口以接收例如氧气等补充气体。鼓风机被配置为接收环境气体和补充气体并且将这些气体混合在一起。
- [0085] 在一些配置中,系统可以进一步被配置为测量在鼓风机下游的气流的压力的压力传感器,其中,控制器可以被配置为:比较压力与阈值;响应于压力超过阈值而减小鼓风机的目标马达速度;以及响应于压力未超过阈值而调整目标马达速度以达到目标流动速率。

- [0086] 在一些配置中,系统可以进一步被配置为测量在鼓风机下游的气流的压力的压力传感器,其中,控制器可以被配置为:比较压力与阈值;如果压力超过压力阈值,则控制鼓风机以将压力减小至低于阈值;以及如果压力未超过阈值,则控制鼓风机以达到目标流动速率。
- [0087] 在一些配置中,鼓风机是通过将马达速度、马达电流和/或马达电压中的一项或多项控制至目标马达速度、目标马达电流和/或目标马达电压来控制。
- [0088] 在一些配置中,目标马达速度可以以恒定速率减小。在一些配置中,目标马达速度可以以可变速率减小。
- [0089] 在一些配置中,控制器可以被配置为持续减小目标马达速度直至压力低于阈值。
- [0090] 在一些配置中,压力传感器可以为绝对压力传感器。
- [0091] 在一些配置中,压力可以通过获取该压力传感器的读数与第二压力传感器的读数之间的差来测量,该压力传感器和该第二压力传感器两者均为绝对压力传感器。
- [0092] 在一些配置中,压力传感器可以为被配置为获取环境压力与鼓风机下游的压力之间的差的表压传感器。
- [0093] 在一些配置中,目标流动速率可以为恒定的。
- [0094] 在一些配置中,控制器可以被配置为接收目标流动速率的输入。
- [0095] 在一些配置中,目标流动速率可以由用户设定。
- [0096] 在一些配置中,装置可以包括与环境入口分开的氧气入口。
- [0097] 在一些配置中,鼓风机可以被配置为混合来自环境空气入口的环境空气与来自氧气入口的氧气。
- [0098] 在一些配置中,Fd02可以部分地取决于目标流动速率。
- [0099] 在一些配置中,控制器可以被进一步配置为通过控制氧气入口阀的打开来控制Fd02。
- [0100] 在一些配置中,系统可以包括起泡器,水柱容纳在该起泡器中。
- [0101] 在一些配置中,控制器可以被配置为通过监测流参数信号的变化来检测起泡。
- [0102] 在一些配置中,流参数信号可以包括流量信号、压力信号或其组合。
- [0103] 在一些配置中,变化可以为流参数信号振幅相对于阈值的变化。
- [0104] 在一些配置中,变化可以在频域中进行分析。
- [0105] 在一些配置中,控制器可以被配置为响应于在预定时间段内不存在起泡而输出警告。
- [0106] 在一些配置中,控制器可以被配置为基于是否检测到起泡而输出以下各项中的一项或多项的警告:泄漏、阻塞、间歇起泡、所建议和/或自动的流动速率改变,和/或流动速率不满足吸气需求。
- [0107] 在一些配置中,患者界面可以在患者的面部上或周围形成密封。
- [0108] 在一些配置中,装置可以进一步包括加湿腔室。
- [0109] 在一些配置中,装置可以进一步包括一个或多个流动速率传感器。
- [0110] 在一些配置中,系统在鼓风机与患者界面之间可能不包括减压阀。
- [0111] 在一些配置中,装置可以为高流量呼吸装置。
- [0112] 在一些配置中,装置包括电池。

- [0113] 在一些配置中,电池为用于装置的主电源。
- [0114] 在一些配置中,电池为用于装置的辅助电源。
- [0115] 在一些配置中,装置包括马达速度限制。
- [0116] 在一些配置中,马达速度限制是基于该或一环境压力。
- [0117] 在一些配置中,一种被配置为递送高流量治疗或气泡CPAP治疗的呼吸系统,其中,该呼吸系统包括:呼吸装置,其包括流产生器;加湿器,其与流产生器流体连通;控制器,其对流产生器进行电子控制;吸气管道,其与加湿器流体连通,该呼吸装置可以在高流量治疗模式与气泡CPAP治疗模式之间改变,其中,在高流量治疗模式中,呼吸装置被配置为提供高流量治疗,并且在气泡CPAP治疗模式中,呼吸装置被配置为提供气泡CPAP治疗。
- [0118] 在一些配置中,高流量治疗为鼻高流量治疗。
- [0119] 在一些配置中,呼吸装置包括外壳,流产生器和加湿器集成至外壳中。控制器也定位在外壳内。加湿器可以包括加热器板和加湿腔室。加热器板定位在外壳内。外壳限定腔室隔间,并且加热器板位于腔室隔间中。加湿腔室以可移除方式定位在加热器板上。外壳包括气体出口,并且吸气管道可连接至出口。
- [0120] 在高流量治疗模式中,系统包括联接至吸气管道的未密封患者界面。
- [0121] 在高流量治疗模式中,系统包括联接至吸气管道的未密封患者界面。
- [0122] 在一些配置中,未密封患者界面可以为鼻导管。
- [0123] 在一些配置中,在使用中,鼻导管定位在使用者的面部上以将气体提供至使用者的鼻孔。
- [0124] 在气泡CPAP治疗模式中,系统包括联接至吸气管道的密封患者界面、联接至密封患者界面的呼气管道,并且其中,呼气管道联接至压力调节器以调节患者界面和/或患者的气道内的压力。
- [0125] 在一些配置中,压力调节器包括具有水柱的腔室,并且呼气管道浸没至水柱中。提供至使用者的压力是由呼气管道浸没于水柱内的深度定义或设定。
- [0126] 在一些配置中,吸气管道在高流量治疗模式与气泡CPAP治疗模式之间为共同的。
- [0127] 在一些配置中,控制器包括与高流量治疗模式相关联的高流量治疗控制程序。
- [0128] 在一些配置中,控制器包括与气泡CPAP治疗模式相关联的气泡CPAP治疗控制程序。
- [0129] 在一些配置中,控制器被配置为选择及应用对应于选定操作模式的程序。
- [0130] 在一些配置中,每一程序定义操作参数。
- [0131] 在一些配置中,操作参数可以包括一个或多个马达速度或压力限制(例如,压力上限)。
- [0132] 在一些配置中,操作参数可以包括一个或多个警报条件。
- [0133] 在一些配置中,一个或多个警报条件可以包括在气泡CPAP治疗模式中缺乏起泡。
- [0134] 在一些配置中,操作参数可以定义湿度水平。
- [0135] 在一些配置中,操作参数可以是一个或多个温度或露点设定点以控制加湿器。
- [0136] 在一些配置中,在高流量模式期间提供的湿度水平可以大于在气泡CPAP治疗模式期间提供的湿度水平。
- [0137] 在一些配置中,操作参数还可以定义每一模式中的流量限制。

- [0138] 在一些配置中,控制器被配置为检测起泡器的起泡,并且其中,如果检测到起泡,则控制器选择气泡CPAP治疗模式。
- [0139] 在一些配置中,如果通过起泡检测到起泡器,则控制器可以自动地切换模式。
- [0140] 在一些配置中,使用者可以选择高流量治疗模式或气泡CPAP治疗模式(可选地经由用户接口)。
- [0141] 在一些配置中,控制器被配置为通过监测流参数信号的变化来检测起泡。
- [0142] 在一些配置中,流参数信号包括流量信号、压力信号或其组合。
- [0143] 在一些配置中,变化为流参数信号振幅相对于阈值的变化。
- [0144] 在一些配置中,变化是在频域中进行分析。
- [0145] 在一些配置中,同一吸气管道可以用于气泡CPAP模式及高流量模式。同一吸气管道可用于两个模式会减少在改变模式时需要互换的部件的数目。另外,这种共同的吸气管道允许包括集成至外壳中的鼓风机及加湿器的同一呼吸装置用于气泡CPAP模式和高流量模式两者。另外,将加湿器和鼓风机集成在共同外壳中使得在气泡CPAP模式与高流量模式之间转变是简单的,这是因为可使用单个装置,而非如在先前技术系统中所需要的若干部件的唯一设置。本发明系统提供单个呼吸装置,其可以用于递送气泡CPAP治疗和高流量治疗两者,同时仅界面需要改变。在气体供应侧的部件不存在改变,即,气体供应部件无改变,这是因为共同呼吸装置可以用于递送加湿气体。
- [0146] 在一些配置中,与呼吸装置一起使用的高流量治疗模式套件包括以下各项中的一项或多项:非密封患者界面、吸气管道。
- [0147] 在一些配置中,高流量治疗模式套件用于高流量治疗模式中(如本说明书中别处所描述)。
- [0148] 在一些配置中,与呼吸装置一起使用的气泡CPAP治疗模式套件包括以下各项中的一项或多项:密封患者界面、吸气管道、呼气管道和/或起泡器。
- [0149] 在一些配置中,气泡CPAP治疗模式套件用于气泡CPAP治疗模式中(如本说明书中别处所描述)。

## 附图说明

- [0150] 参考某些实施例的附图描述本披露内容的这些和其他特征、方面和优点,这些附图旨在示意性地说明某些实施例并且不限制本披露内容。
- [0151] 图1示意性地说明使用呼吸设备以提供气泡CPAP的常规设置。
- [0152] 图2示意性地说明用于提供气泡CPAP的具有流产生器的呼吸设备。
- [0153] 图3A示意性地说明被配置为向患者提供呼吸治疗的高流量呼吸系统。
- [0154] 图3B为具有处于适当位置中的加湿腔室的示例高流量呼吸设备的前视透视图。
- [0155] 图3C为图3B的呼吸设备的后视透视图。
- [0156] 图4说明图3B的呼吸设备的示例感应腔室。
- [0157] 图5说明提供气泡CPAP的具有流产生器的呼吸设备中的马达控制的示例框图。
- [0158] 图6说明用于在提供气泡CPAP时检测起泡的示例流程图。
- [0159] 图7说明具有高流量治疗控制器程序和气泡CPAP治疗控制器程序的呼吸设备。

## 具体实施方式

[0160] 尽管下文描述了某些示例,但本领域技术人员应了解,本披露内容超出具体披露的示例和/或用途以及其显而易见的修改和等效物。因此,期望本文中所披露的本披露内容的范围不应受下文所描述的任何特定示例限制。

[0161] 气泡CPAP治疗可以使供应给连接至正压通气装置的患者的气体的压力产生变化或振荡。通过将呼气管道的一端浸没至水柱中,所得气泡使递送至患者的气体的压力产生变化或波动。气泡CPAP系统还提供了一种通过呼气管道的末端浸没于水柱内的液位的变化来使供应至患者的气体的均值压力变化的方法。呼气管道的末端的浸没液位可以保持恒定,以便维持供应至患者的气体的均值压力。

[0162] 如图1所示,用于提供气泡CPAP治疗的常规呼吸系统可以经由患者界面将加湿和加压的气体提供至患者119,患者界面诸如图1中的连接至吸气管道121的罩128。吸气管道121连接至容纳一定体积的水115的加湿腔室110的出口112。在加湿腔室110内的一定体积的水115由装置外壳114中的加热器板113加热时,水蒸气开始填充腔室110的处于水表面上方的容积。水蒸气可以加热和加湿从壁式源118(参见图1)经由腔室110的入口116提供至腔室110中的气流(例如,空气)。加热和加湿的气体从加湿腔室110的出口112传出至吸气管道121中。吸气管道121可以容纳加热器,诸如图1中的加热线120,其加热管道的壁以促成沿着吸气管道121基本上恒定的湿度剖面且因此减少加湿的气体在吸气管道121内的冷凝。装置可以诸如经由来自系统中的一个或多个传感器的输入而供应电力以加热吸气管道121和加热器板113,如下文将进一步详细地描述。

[0163] 加湿的气体可以穿过吸气管道121传递至附着或密封在患者119的口部、鼻部和/或鼻孔周围的患者界面,诸如罩128。吸气管道121向患者119提供气流,其可以为环境空气、氧气、两者的混合物或环境空气与其他辅助气体的混合物。气体可以包含可以经由雾化添加的药物。在气泡CPAP中,可以基本上恒定的流动速率递送穿过吸气管道121的气流。如图1所示,设置具有由壁式源118供应的气流。壁式源118可以以目标流动速率递送气体以便维持递送至患者的气体的流动速率。

[0164] 如图1所示,过量的气体可以穿过呼气管道130流动至压力调节器134,该压力调节器在所说明的示例中为起泡器。在气泡CPAP系统中,呼气管道130可以终止于开放终端136。该终端136可以浸没于起泡器134内部的一定体积的水138中。

[0165] 起泡器可以通过呼气管道130的终端136来调节压力,该终端在一定体积的水138内浸没于水位140下方的期望深度处。终端136还可以可选地位于可以集成至呼气管道130的末端中的短管道上。每当压力超过期望水平,起泡器便可以通过排出气体来充当压力调节器,以便将平均或均值压力维持于目标水平。气泡CPAP系统还可以包含用于在压力超过期望水平时排放过量气体的减压阀146。起泡器还可以提供压力振荡,其可能具有临床益处。相较于插管和/或机械通气,气泡CPAP治疗可以降低急性肺损伤和支气管肺发育不良的发生率。

### 示例流治疗设备的概述

[0166] 图2说明被配置为提供气泡CPAP的示例呼吸设备,其具有流产生器218(也被称作鼓风机,但可以包含本文中所披露的其他类型的流产生器)。使用流产生器以产生气流可以允许在无壁式源的情况下,诸如在无法使用壁式源情形中使用呼吸设备以提供气泡CPAP。

另外,在呼吸设备中使用例如鼓风机的流产生器允许呼吸设备抽入环境空气且提供环境空气作为用于气泡CPAP的气流。这允许呼吸设备使用起来较简单且便宜,这是因为不需要气体储存器或例如壁式源的气体源。另外,具有例如鼓风机的流产生器的呼吸设备是有利的,这是因为由于向患者提供环境空气,因此不存在气体耗尽的风险。这确保不会由于气体源为空而中断治疗,这是因为环境空气为充足的。通过将加湿器并且可选地将补充气体掺混器集成(例如,通过集成图3C所示的氧气入口孔口358')至流产生器中,在系统中需要较少分开部件,这简化其设置。另外,因为由管连接的分开部件较少,所以系统占用较少空间。具有集成的加湿器并且可选地具有集成的补充气体掺混器的所描述呼吸设备可以占用较少空间并且减少附加互连管。另外,流产生器、集成的加湿器以及补充气体掺混器可以由单个控制器控制,该控制器允许对各种流参数进行附加监测和控制,如进一步将描述的。另外,包含流产生器的呼吸设备可以能够提供其他形式的治疗,诸如鼻高流量治疗,由此使得在患者的状况改变时较容易在不同类型的呼吸支持之间转变,并且还可以减小需要的可消耗性部件的数目,例如,可以跨多种疗法使用共同的加热通气管,仅需要改变患者界面。

[0167] 图2中的呼吸系统可能与图1中的常规气泡CPAP设置的不同之处至少在于,气流由集成在装置外壳214内的鼓风机218提供。图2中的系统还可以可选地包含控制递送至患者119的气流中的氧气浓度的补充气体源(诸如,氧气储罐、联接至流量计的氧气掺混器等)。补充气体源可以连接至装置外壳214和/或鼓风机218(例如,在补充气体入口处)。补充气体源还可以被配置为提供其他类型的辅助气体,诸如氮气。补充气体源可以连接至内部掺混器,该内部掺混器掺混环境空气与补充气体以将气流提供至患者。可以控制引入至气流中或存在于气流中的补充气体的浓度。系统可以在吸气管道121中包含温度传感器,诸如图1的温度传感器144。温度传感器144可以联接至位于装置外壳214中的控制器并且与控制器电通信。

[0168] 在一些实施例中,鼓风机被配置为接收环境气体和补充气体并且将这些气体混合在一起。

[0169] 图2中的呼吸系统可以包含高流量系统。图3A中提供高流量系统10的示意性表示。呼吸系统10可以包含主装置外壳100。主装置外壳100可以容纳流产生器11,其可以呈马达/叶轮布置(诸如,鼓风机)的形式;可选的加湿器或加湿腔室12;控制器13;以及用户接口14。用户接口14可以包含显示器和输入设备,诸如按钮、触摸屏、触摸屏与按钮的组合等。控制器13可以包含一个或多个硬件和/或软件处理器,并且可以被配置或编程以控制设备的部件,包括但不限于操作流产生器11以产生供递送至患者的气流,操作加湿器12(如果存在)以加湿和/或加热气流,从用户接口14接收用户输入以用于呼吸系统10的重新配置和/或使用用户定义操作,以及将信息输出(例如,在显示器上)至使用者。使用者可以为患者、健康照护专业人员或其他人。

[0170] 继续参考图3A,患者通气管道16可以联接至呼吸系统10的主装置外壳100中的气流出口21,并且联接至患者界面17。患者界面可以为非密封界面,如具有歧管19及鼻塞18的鼻导管,以用于提供高流量治疗。鼻导管不与使用者的鼻孔完全密封,使得当使用者呼气时,呼出气体从鼻塞周围漏出。患者通气管道16还可以联接至密封界面,如面罩、口鼻罩、鼻罩、鼻枕罩或鼻导管,以用于提供气泡CPAP。患者界面还可以可选地包含气管内导管、气管切开术界面或其他界面。

[0171] 气流可以由流产生器11产生,并且可以在经由患者管道16通过患者界面17递送至患者的前被加湿。控制器13可以控制流产生器11以产生具有期望流动速率的气流,和/或控制一个或多个阀以控制空气与氧气或其他可吸入气体的混合。控制器13可以控制加湿腔室12(如果存在)中的加热部件,以将气体加热至达到期望温度和/或湿度水平的期望温度以用于递送至患者。患者管道16可以具有诸如加热线等加热部件16a,以加热传递至患者的气流。加热部件16a还可以在控制器13的控制下。加热部件16a加热气体以减少和/或防止患者管道16内的冷凝。

[0172] 系统10可以使用与控制器13通信的超声换能器、诸如热敏电阻流量传感器等流量传感器、压力传感器、温度传感器、湿度传感器或其他传感器,从而监测气流的特性和/或以提供合适治疗的方式操作系统10。气流特性可以包含气体浓度、流动速率、压力、温度、湿度或其他特性。诸如压力、温度、湿度和/或流量传感器等传感器3a、3b、3c、20、25可以放置在主装置外壳100、患者管道16和/或患者界面17中的各种部位中。控制器13可以从传感器接收输出以辅助其以提供合适治疗的方式操作呼吸系统10,诸如确定气流的合适目标温度、流动速率和/或压力。提供合适治疗可以包含满足患者的吸气需求。下文解释合适的治疗流动速率,诸如高流量治疗流动速率和/或满足或超过患者的吸气需求的流动速率。

[0173] 系统10可以包含无线数据传输器和/或接收器或收发器15,以使得控制器13能够以无线方式从操作传感器接收数据信号8和/或控制系统10的各种部件。另外或替代地,数据传输器和/或接收器15可以将数据递送至远程服务器或使得能够远程控制系统10。在一个示例中,远程服务器可以记录患者使用情况数据,例如气泡CPAP系统的使用情况或高流量系统的使用情况。使用情况可以为使用时间和/或还包含流动速率和湿度水平(例如,露点)。系统10还可以包含有线连接,例如使用缆线或电线,以使得控制器13能够从操作传感器接收数据信号8和/或控制系统10的各种部件。

[0174] 系统10可以由电源电压供电。

[0175] 在一些实施例中,系统可以包含辅助电源(例如,电池)。

[0176] 在一些实施例中,系统可以包含电池。电池可以为系统提供主电源,或者可以在主电源不可用时充当辅助电源。这是有利的,这是因为可持续递送治疗,即,即使电源电不足或中断,仍可以持续将气体递送至患者。这是有利的,这是因为对于新生儿或婴儿,治疗可以维持一段时间,由此减少由于失去治疗而对这些患者造成的机会或生理恶化或伤害。

[0177] 电池可以增加系统的便携性,以允许系统在电源电压电源不可用的情形中使用。

[0178] 如本文中所讨论的高流量治疗旨在被赋予如由本领域技术人员所理解的典型的普通含义,其通常是指一种呼吸辅助系统,该系统以通常旨在满足或超过患者的吸气流量的流动速率经由有意未密封的患者界面递送加湿的目标呼吸气流。典型的患者界面包含但不限于鼻或气管患者界面。成人的典型流动速率的范围通常为但不限于约十五升/分钟至约六十升/分钟或大于六十升/分钟。小儿患者(诸如,新生儿、婴儿和儿童)的典型流动速率的范围通常为但不限于约一升/分钟/千克患者体重至约三升/分钟/千克患者体重或大于约三升/分钟/千克患者体重。高流量治疗还可以可选地包含气体混合物组合物,包含补充氧气和/或施用治疗药物。高流量治疗常常被称作鼻高流量(NHF)、加湿高流量鼻导管(HHFNC)、高流量鼻氧气(HFNO)、高流量治疗(HFT)或气管高流量(THF)以及其他常见名称。

[0179] 如本文中所使用,“高流量”治疗还可以指以可选地满足或超过患者的峰值吸气需

求的相对较高的流动速率向患者的气道施用气体。用于达到“高流量”的一些示例流动速率可以为下文列出的流动速率中的任一者。例如,在一些配置中,对于成人患者,“高流量治疗”可以指以大于或等于约10升/分钟(10LPM),诸如介于约10LPM与约100LPM之间、或介于约15LPM与约95LPM之间、或介于约20LPM与约90LPM之间、或介于约25LPM与约85LPM之间、或介于约30LPM与约80LPM之间、或介于约35LPM与约75LPM之间、或介于约40LPM与约70LPM之间、或介于约45LPM与约65LPM之间、或介于约50LPM与约60LPM之间的流动速率将气体递送至患者。在一些配置中,对于新生儿、婴儿或儿童患者,“高流量治疗”可以指以大于1LPM,诸如介于约1LPM与约25LPM之间、或介于约2LPM与约25LPM之间、或介于约2LPM与约5LPM之间、或介于约5LPM与约25LPM之间、或介于约5LPM与约10LPM之间、或介于约10LPM与约25LPM之间、或介于约10LPM与约20LPM之间、或介于约10LPM与15LPM之间、或介于约20LPM与约25LPM之间的流动速率将气体递送至患者。针对成人患者、新生儿、婴儿或儿童患者的高流量治疗设备可以介于约1LPM与约100LPM的流动速率或以在上文所概述的子范围中的任一者中的流动速率将气体递送至患者。

[0180] 图3B和图3C示出了呼吸系统10的示例呼吸装置。装置可以包含外壳300,其围封流产生器。流产生器可以包含马达和/或传感器模块。马达和/或传感器模块可以是不可从主外壳300移除的。马达和/或传感器模块还可以是可选地可从主外壳300移除的。外壳300可以包含用于容纳可移除式加湿腔室310的加湿器或加湿腔室隔间318。可移除式加湿腔室310容纳用于加热和加湿递送至患者的气体的合适液体,诸如水。加湿腔室310可以线性运动滑入腔室隔间318中来流体地联接至装置外壳300。气体出口孔口322可以在马达和/或传感器模块与腔室310的入口306之间建立流体连通。

[0181] 加热和加湿的气体可以从腔室310的出口308排出至加湿气体回流部340中,加湿气体回流部可以包含可移除式L形弯头。可移除式弯头可以进一步包含患者出口孔口344,其用于联接至吸气管道,诸如图3A的吸气管道16,以将气体递送至患者界面17。气体出口孔口322、加湿气体回流部340和患者出口孔口344各自可以具有密封件,诸如O形环密封件或T形密封件,以在装置外壳300、加湿腔室310和吸气管道之间提供密封的气体通路。外壳300中的加湿腔室隔间318的底板部分可以包含用于加热加湿腔室310中的水以供在加湿程序期间使用的加热器配置,诸如加热器板或其他合适的加热部件。弯头可以包括一个或多个集成的传感器。例如,弯头可以包括一对嵌入式温度传感器。

[0182] 如图3C所示,装置可以包含使得流产生器能够将空气、氧气(或替代辅助气体)或其合适混合物递送至加湿腔室310并且由此递送至患者的配置。这种配置可以在外壳300的后壁322中包含空气入口356'。装置可以包含分开的氧气入口孔口358'。在所说明的配置中,氧气入口孔口358'可以在外壳300的后端处邻近其一侧定位。氧气孔口358'可以连接至诸如储罐的氧气源,或氧气掺混器。氧气入口孔口358'可以与阀流体连通。阀可以合适地为电磁阀,其使得能够控制添加至向加湿腔室310递送的气流的氧气的量。

[0183] 外壳300可以包含合适的电子板,诸如感应电路板。电子板可以容纳合适的电部件或电子部件或可与合适的电部件或电子部件电通信,诸如但不限于微处理器、电容器、电阻器、二极管、运算放大器、比较器以及开关。一个或多个传感器可以与电子板一起使用。电子板的部件(诸如但不限于一个或多个微处理器)可以充当设备的控制器13。电子板中的一个或两个都可以与系统10的电部件电通信,这些电部件包含但不限于显示单元及用户接口

14、马达、阀以及加热器板,以操作马达从而提供气体的期望流动速率,将气流加湿和加热至适当水平,并且将适当量的氧气(或适当量的替代辅助气体)供应至气流。

[0184] 如上所述,诸如流量、温度、湿度和/或压力传感器的操作传感器可以放置在呼吸装置、患者管道16和/或导管17的各种部位中。电子板可以与那些传感器电通信。来自传感器的输出可以由控制器13接收,以辅助控制器13以提供最佳治疗(包含满足吸气需求)的方式操作呼吸系统10。一个或多个传感器(例如,霍尔效应传感器)可以用于测量流产生器的马达的马达速度。马达可以包含无刷DC马达,可以从其测量马达速度而无需使用分开的传感器。例如,在无刷DC马达的操作期间,可以从马达的未通电绕组测量反EMF,从其可以确定马达位置,其又可以用于计算马达速度。此外,马达驱动器可以用于测量马达电流,其可以与测量到的马达速度一起用于计算马达转矩。马达还可以包含低惯性马达。

[0185] 室内空气可以经由诸如图3C中的空气入口孔口356'的入口孔口进入流产生器。流产生器可以在大于1,000RPM且小于30,000RPM、大于2,000RPM且小于21,000RPM、大于4,000RPM且小于15000RPM或介于前述值中的任一者之间的马达速度操作。流产生器的操作可以混合经由入口孔口进入流产生器(诸如,马达和/或传感器腔室)的气体。使用流产生器作为混合器可以减小在具有分开混合器(诸如,包括隔板的静态混合器)的系统中原本将发生的压降,这是因为混合需要能量。

[0186] 如图4所示,混合空气可以排出流产生器并且进入可以位于马达和/或传感器模块中的传感器腔室400中的流动路径402。具有诸如超声传感器406和/或经加热热敏电阻流量传感器等传感器的感应电路板404可以定位在传感器腔室400中,使得感应电路板至少部分地浸入气流中。感应电路板上的传感器中的至少一些可以定位在气流内以测量流内的气体性质。在穿过传感器腔室400中的流动路径402之后,气体可以排出至加湿腔室310。

[0187] 相比将传感器定位在流产生器和/或混合器上游的系统,将传感器定位在流产生器下游可以提高测量的准确度,诸如包含氧气浓度的气体分数浓度的测量。这种定位可以产生可重复的流量剖面。另外,将传感器定位在组合的流产生器和混合器下游避免了原本在感应发生于流产生器和分开混合器之前时将发生的压降的效应。而且,将感应电路板和传感器的至少一部分浸入流动路径中可以提高测量的准确度,这是因为浸入流中的传感器更可能经受与气流相同的条件,诸如温度及压力,并且因此提供气流特性的较佳表示。

[0188] 如图4所示,流动路径402可以具有弯曲形状。流动路径402可以被配置为具有无急弯的弯曲形状。流动路径402可以具有弯曲末端,其中在这些弯曲末端之间具有较直区段。弯曲流动路径形状可以通过使测量区与流动路径部分地重合以形成流动路径的测量部分来减小气流中的压降而不降低流量测量的灵敏度。

[0189] 感应电路板404可以包含传感器,诸如声学传输器和/或接收器、湿度传感器、温度传感器、热敏电阻等。可以使用至少两种不同类型的传感器来测量气体流动速率。第一种类型的传感器可以包含热敏电阻,其可以通过监测气流与热敏电阻之间的热传递来确定流动速率。当气体围绕热敏电阻流动并且流过热敏电阻时,热敏电阻流量传感器可以使热敏电阻在流内在恒定目标温度下运行。传感器可以测量将热敏电阻维持于目标温度所需的电量。目标温度可以被配置为高于气流的温度,使得需要更多电力来在较高流动速率下将热敏电阻维持于目标温度。

[0190] 热敏电阻流动速率传感器还可以在热敏电阻上维持多个(例如,两个、三个或多于

三个) 恒定温度, 以避免目标温度与气流温度之间的差过小或过大。多个不同目标温度可以允许热敏电阻流动速率传感器在大的气体温度范围上是准确的。例如, 热敏电阻电路可以被配置为能够在两个不同目标温度之间切换, 使得气流的温度相对于两个目标温度之一可以始终处于某一范围内 (例如, 不会太近也不会太远)。热敏电阻电路可以被配置为在约50°C至约70°C或约66°C的第一目标温度下操作。第一目标温度可以与介于约0°C与约60°C之间或约0°C与约40°C之间的所期望的流温度范围相关联。热敏电阻电路可以被配置为在约90°C至约110°C或约100°C的第二目标温度下操作。第二目标温度可以与介于约20°C至约100°C之间或约30°C与约70°C之间的所期望的流温度范围相关联。

[0191] 控制器可以被配置为通过连接或绕过热敏电阻电路内的电阻器来调整热敏电阻电路以在至少第一目标温度与第二目标温度之间改变。热敏电阻电路可以被配置为包括第一分压器臂和第二分压器臂的惠斯登电桥配置。热敏电阻可以位于分压器臂之一上。在国际专利号W0 2018052320 A2中描述了热敏电阻流动速率传感器的更多细节, 该专利的全文以引用的方式并入本文中。

[0192] 第二种类型的传感器可以包含声学 (诸如, 超声) 传感器组件。包含声学传输器和/或接收器的声学传感器可以用于测量声学信号的飞行时间, 从而确定可以用于流治疗设备中的气体速度和/或组合物。在一个超声感应 (包含超声传输器和/或接收器) 拓朴中, 驱动器使诸如超声换能器的第一传感器在第一方向上产生超声脉冲。诸如第二超声换能器的第二传感器接收此脉冲并且提供脉冲在第一超声换能器与第二超声换能器之间的飞行时间的测量。使用此飞行时间测量, 超声换能器之间的气流的声速可以由呼吸设备的处理器或控制器计算。第二传感器还可以在与第一方向相反的第二方向上传输, 并且第一传感器可以接收脉冲以提供飞行时间的第二测量, 从而允许确定气流的特性, 诸如流动速率或速度。在另一声学感应拓朴中, 由诸如超声换能器的声学传输器传输的声学脉冲可以由诸如麦克风等声学接收器接收。在国际专利号W0 2017095241 A3中描述了声学流动速率传感器的更多细节, 该专利的全文以引用的方式并入本文中。声学脉冲可以沿着气体的流动路径传输, 由此允许使用声学传感器来测量气体的流动速率或速度。

[0193] 可以组合来自第一类型的传感器和第二类型的传感器两者的读数以确定更准确的流量测量。例如, 先前确定的流动速率以及来自这些类型的传感器之一的一个或多个输出可以用于确定预测的当前流动速率。可以接着使用来自第一类型的传感器和第二类型的传感器中的另一者的一个或多个输出来更新预测的当前流动速率, 以便计算最终流动速率。

[0194] 呼吸系统可以被配置为递送高流量治疗或气泡CPAP治疗。

[0195] 呼吸装置可以是可在高流量治疗模式与气泡CPAP治疗模式之间改变的。

[0196] 在高流量治疗模式中, 呼吸装置被配置为提供高流量治疗

[0197] 在气泡CPAP治疗模式中, 呼吸装置被配置为提供气泡CPAP治疗。

[0198] 高流量治疗为鼻高流量治疗。

[0199] 在高流量治疗模式中, 系统包括联接至吸气管道121的未密封患者界面。

[0200] 未密封患者界面可以为鼻导管。

[0201] 在使用中, 鼻导管定位在使用者的面部上以将气体提供至使用者的鼻孔。

[0202] 在气泡CPAP治疗模式中, 系统包括联接至吸气管道121的密封患者界面、联接至密

封患者界面的呼气管道130。

[0203] 呼气管道130联接至压力调节器以调节患者界面和/或患者的气道内的压力。

[0204] 如上文更详细地描述,压力调节器包括具有水柱的腔室,并且呼气管道130浸没至水柱中。提供至使用者的压力是由呼气管道130浸没于水柱内的深度定义或设定。

[0205] 吸气管道121在高流量治疗模式与气泡CPAP治疗模式之间可以是共同的。

[0206] 同一吸气管道可用于两个模式会减少在改变模式时需要互换的部件的数目。

[0207] 另外,这种共同的吸气管道允许包括集成至外壳中的鼓风机及加湿器的同一呼吸装置用于气泡CPAP模式和高流量模式两者。另外,将加湿器和鼓风机集成在共同外壳中使得在气泡CPAP模式与高流量模式之间转变是简单的,这是因为可使用单个装置,而非如在先前技术系统中所需要的若干部件的唯一设置。

[0208] 本发明系统提供单个呼吸装置,其可以用于递送气泡CPAP治疗和高流量治疗两者,同时仅界面需要改变。在气体供应侧的部件不存在改变,即,气体供应部件无改变,这是因为共同呼吸装置可以用于递送加湿的气体。

[0209] 如图7所示,控制器13可以包括与高流量治疗模式相关联的高流量治疗控制程序210。

[0210] 如图7所示,控制器13可以包括与气泡CPAP治疗模式相关联的气泡CPAP治疗控制程序211。

[0211] 在一些实施例中,高流量治疗模式可以具有高流量治疗控制器。可选地,高流量治疗控制器可以被配置为执行高流量治疗控制程序210。

[0212] 在一些实施例中,气泡CPAP治疗模式可以具有气泡CPAP治疗控制器。可选地,气泡CPAP治疗控制器可以被配置为执行气泡CPAP治疗控制程序211。

[0213] 控制器13被配置为选择和应用对应于选定操作模式的程序210、211。

[0214] 高流量治疗控制程序210和气泡CPAP治疗控制程序211中的每一个定义对应操作参数。

[0215] 在一些配置中,操作参数可以包括一个或多个马达速度或压力限制(例如,压力上限),如下文更详细地描述。

[0216] 操作参数可以包括一个或多个警报条件。

[0217] 一个或多个警报条件可以包括在气泡CPAP治疗模式中缺乏起泡。

[0218] 在一些实施例中,当检测到缺乏起泡持续超过临限时间段时,可以启动警报。

[0219] 操作参数可以定义湿度水平。

[0220] 操作参数可以是一个或多个温度或露点设定点以控制加湿器。

[0221] 在高流量模式期间提供的湿度水平可以大于在气泡CPAP治疗模式期间提供的湿度水平。

[0222] 操作参数还可以定义对应于每一模式的流量限制。

[0223] 控制器可以被配置为检测起泡器的起泡,并且其中,如果检测到起泡,则控制器选择气泡CPAP治疗模式。

[0224] 一旦已检测到起泡持续预定时间量,控制器便可以选择气泡CPAP治疗模式。

[0225] 一旦已检测到起泡(可选地持续预定时间量),控制器便可以向用户呈现消息以考虑将模式改变为气泡CPAP治疗模式。

[0226] 如果通过起泡检测到起泡器,则控制器可以将模式自动地切换至气泡CPAP治疗模式。

[0227] 用户可以选择高流量治疗模式或气泡CPAP治疗模式(可选地经由用户接口)。

[0228] 起泡的检测可以是如本说明书中别处所描述的检测。

#### 控制F<sub>dO<sub>2</sub></sub>

[0229] 如上文所描述,流产生器可以用作氧气和/或其他可吸入气体混合器。抽入环境空气的流产生器可以混合空气与来自氧气源的氧气。此氧气源可以来自高压源或低压源。

[0230] 当从可以包含氧气罐或储罐、氧气壁式源或氧气浓缩器的低压源接收氧气时,呼吸装置可以接收恒定流动速率的氧气。此氧气可以接着与环境空气混合。氧气在递送至患者的气体(F<sub>dO<sub>2</sub></sub>)中的分率可以取决于来自低压源的氧气的设定流动速率以及装置产生的总流动速率。装置可以测量F<sub>dO<sub>2</sub></sub>并且将其显示于显示器上。

[0231] 当从可以包含氧气罐或储罐、氧气壁式源或氧气浓缩器的高压源接收氧气时,装置可以通过控制至本文中所描述的氧气入口孔口的阀来控制氧气的流动速率。F<sub>dO<sub>2</sub></sub>可以取决于通过阀的氧气的流动速率(其可以进一步取决于阀打开的状态)以及装置产生的总流动速率。诸如临床医生等用户可以在显示器的用户接口上设定目标F<sub>dO<sub>2</sub></sub>,其中装置接着基于目标F<sub>dO<sub>2</sub></sub>以及测量到的F<sub>dO<sub>2</sub></sub>而控制阀打开以便达到期望氧气分率。氧气浓度可以通过多种传感器测量,诸如使用上文所描述的超声传感器。在国际专利号WO 2013151447 A1中描述了测量氧气浓度的示例方法的更多细节,该专利的全文以引用的方式并入本文中。

#### 控制流动速率

[0232] 如上文所描述,气泡CPAP通常涉及将恒定气流递送至患者。

[0233] 在一些配置中,鼓风机和/或马达参数可以由流产生器控制以将流动速率维持于期望水平。

[0234] 例如,流产生器(或例如,控制器)可以将马达速度、马达电流和/或马达电压中的一项或多项控制至目标马达速度、目标马达电流和/或目标马达电压。

[0235] 在一些配置中,本文中所披露的呼吸装置示例可以测量气体的流动速率,并且至少部分地基于流动速率测量而控制流产生器的马达速度以便将恒定流动速率维持于期望水平。

[0236] 流产生器可以例如将马达的马达速度控制至目标马达速度。马达速度可以对应于期望流动速率,即,目标流动速率。在一个示例中,马达速度为控制参数,这是因为控制器可以能够由于以下情况而达到较快响应:相较于来自例如在鼓风机下游的流量传感器等传感器的反馈,来自马达速度的反馈可以由控制器更快读取。替代地,控制器可以使用来自流量传感器的流量读数来控制马达。

[0237] 控制器将鼓风机控制至目标马达速度或目标流量或其两者。控制器优选地提供控制信号以控制被提供至鼓风机的马达的电流或电压或电力,即,使电流或电压或电力变化,以便达到目标马达速度或目标流动速率。

[0238] 作为另一替代方案,控制器可以使用马达速度与流动速率的组合来控制马达。在此示例中,控制器可以使用来自马达速度读数和来自流量传感器的流量读数的反馈来控制马达,以达到目标马达速度和/或目标流动速率。

[0239] 可以通过使用一个或多个流动速率传感器来测量流动速率。如上文所描述,可测

量气体的流动速率的传感器的示例可以包含超声传感器和经加热热敏电阻。超声传感器可以提供较快信号,但通常不如经加热热敏电阻准确。经加热热敏电阻可以提供较准确信号,但可能不会对流量的小的快速改变作出响应。在本文中所描述的鼻高流量系统中,流量传感器的流量信号需要在用于控制流产生器之前进行滤波。这是因为接收鼻高流量的患者可能会由于咳嗽、讲话、改变导管的定位等而引起流量波动。在此状况下,可能期望装置不会基于这些事件而使马达速度突然改变。

[0240] 然而,当递送气泡CPAP时,这些由患者引起的流量波动不太常见。因此,流动速率的控制可以经设计以更好地作出响应以考虑系统中的小泄漏、部分堵塞和/或患者的呼吸需求的动态改变。可以通过对流动速率测量使用比鼻高流量治疗中短的滤波器来进行流动速率控制。另外和/或替代地,控制器可以使用由超声传感器测量的流动速率来提供快得多的信号。另外和/或替代地,控制器可以使用由超声传感器和经加热热敏电阻测量的流动速率的组合。控制器可以使用超声传感器来检测流动速率的较高频率改变,并且使用经加热热敏电阻来补偿由超声传感器进行的较低准确度的测量,这些测量相比在由经加热热敏电阻测量时可能较不准确。控制器还可以使用其他类型的传感器来测量流动速率和/或压力。压力和/或流动速率传感器可以包含单个传感器。

[0241] 一旦系统控制器从本文中所披露的一个或多个流动速率传感器接收流量信号,控制器便可以从流量信号测量流动速率。系统控制器可以确定目标流动速率与测量到的流动速率之间的差。这些差可以输入至PID控制器中。PID控制器可以基于输入而输出改变至流产生器的马达速度的命令。在一个示例中,PID控制器可以将电流或电压或电力输出至马达以便控制马达速度。

[0242] 流动速率的控制还可以基于压力测量。在常规气泡CPAP系统中,减压阀放置在流源与患者之间。减压阀可以是被动阀,其在设定压力下打开以便排出气流的一部分,由此限制递送至患者的气体的压力。

[0243] 通过使用流产生器来提供气流,可以经由软件对流产生器的马达速度实施压力限制。本文中所描述的高流量系统可能不包含用于排放过量流的附加阀。相比经由减压阀排放气体,对马达速度的控制可以提供对压力的较准确控制,这是因为流产生器的马达速度可以基于测量到的压力而直接控制。如本文中所描述,使用具有流产生器的呼吸系统(即,呼吸装置)不需要减压阀,这是因为如果达到压力限制,则可以控制流产生器以减小马达速度来产生较少压力。系统得以简化并且需要较少部件,这是因为系统不需要减压阀并且也不需要气体源。

[0244] 图5说明通过装置控制器进行的马达控制的示例框图。装置控制器可以从一个或多个压力传感器接收输入502。控制器可以从压力传感器输入测量递送至患者的压力。压力传感器可以位于流产生器下游。例如,压力传感器可以位于患者界面处或附近。压力传感器还可以直接位于流产生器之后。递送至患者的压力可以通过获取环境压力与流产生器下游的绝对压力之间的差来确定。递送至患者的压力可以通过测量在流产生器下游的主装置外壳中的压力以及计算沿着吸气管道的压降来估计。压力传感器还可以位于气流中的其他部位处。压力测量还可以可选地至少部分地基于流动速率而计算。压力传感器可以包含一个表压传感器,或替代地两个绝对压力传感器。表压传感器可以直接测量流产生器下游的绝对压力与环境压力之间的差。在具有两个绝对压力传感器的系统中,一个传感器可以位于

流产生器下游以测量流产生器下游的绝对压力,并且另一传感器可以位于不同部位中以测量环境压力。控制器可以通过确定由两个绝对压力传感器进行的压力测量之间的差来确定递送至患者的压力。

[0245] 在决策逻辑504处,控制器可以比较测量到的压力(例如,如上文所描述)与预定压力限制。压力限制可以设定为高于起泡器可以设定于的最大压力。在一些配置中,起泡器可以设定于约10cmH<sub>2</sub>O的最大压力下,并且用于压力控制的压力限制可以设定于例如约12cmH<sub>2</sub>O、约13cmH<sub>2</sub>O、约14cmH<sub>2</sub>O、约15cmH<sub>2</sub>O、约16cmH<sub>2</sub>O、约17cmH<sub>2</sub>O或约18cmH<sub>2</sub>O下。

[0246] 压力限制可以基于环境压力。

[0247] 压力限制之间的关系可以是线性或非线性的。

[0248] 压力限制可以基于高于环境压力的固定量或百分比。

[0249] 压力限制基于环境压力允许补偿环境压力。这在气泡CPAP系统中可以是重要的,这是因为起泡器的最大压力将受环境压力影响并且因此环境压力的影响可以并入压力限制的确定中。

[0250] 在一些实施例中,压力限制可以基于预定环境压力(例如,预设非测量环境压力)。

[0251] 压力限制可以由使用者设定。

[0252] 如果测量到的压力低于限制,则控制器可以基于本文中所描述的基于流量的PID控制器506的输出而调整马达速度。控制器可以将目标或设定流动速率(诸如由用户设定)与测量到的流动速率之间的差输入至PID控制器中。控制器可以输出由PID控制器确定的马达速度作为输出510,PID控制器被配置为维持目标流动速率。

[0253] 如果测量到的压力高于压力限制,则控制器可以实施压力上限算法508。压力上限算法508可以根据设定量、设定减小速率、可变减小速率或通过使用基于压力的PID控制来减小目标马达速度。控制器可以输出减小的马达速度作为控制的输出510。如图5所示,马达控制的每次反复皆减小目标马达速度,直至测量到的压力低于压力限制。目标马达速度可以以恒定速率或可变速率减小。

[0254] 在一些实施例中,压力上限算法508可以与测量到的压力超过压力限制的量成比例地减小目标马达速度(例如,作为比例控制的一部分)。

[0255] 在一些实施例中,压力上限算法508可以减小目标马达速度以在预定时间段内将测量到的压力减小至低于压力限制。例如,压力上限算法508可以减小目标马达速度使得测量到的压力在约2至约20秒内或约5秒至约15秒内或约10秒内低于压力限制。

[0256] 在一些实施例中,目标马达速度的设定减小速率可以设定为足够高以便在预定时间内将测量到的压力减小至低于压力。

[0257] 另外和/或替代地,当测量到的压力超过阈值时,装置可以输出视觉、听觉和/或触觉警报。

[0258] 在一些配置中,装置可以防止马达超过设定速率以便进一步防止将过高压力递送至患者。在一个或多个传感器输出错误压力测量和/或以其他方式出现故障的情形中,马达速度限制可以充当故障安全措施。即,两项检查可以用于防止气流的压力超过预定最大值。一项检查可以是压力上限。在压力传感器读数错误的状况下,另一项检查可以是最大马达速度限制。

[0259] 在一些实施例中,马达速度限制可以是可变的。

[0260] 马达速度限制可以基于环境压力。这可以允许例如马达速度限制例如考虑装置的高度。

[0261] 马达速度限制与环境压力之间的关系可以是线性或非线性的。

[0262] 在一些实施例中,当环境压力是第一环境压力(例如,约101kPa(即,大约海平面)时),马达速度限制可以是第一马达速度(例如,10,000RPM)。

[0263] 在一些实施例中,当环境压力是第二环境压力(例如,约79.5kPa(即,海平面上方大约2000米)或例如约70.1kPa(即,海平面上方大约3000米))时,马达速度限制可以是第二马达速度(例如,约15,000RPM)。

[0264] 在第一环境压力与第二环境压力之间,马达速度限制可以在第一马达速度与第二马达速度之间变化。

[0265] 在一些实施例中,马达速度限制可以进一步基于环境温度。

#### 检测起泡

[0266] 高流量装置的流产生器还可以被配置为检测起泡器中存在起泡。起泡可以适用于指示系统正在正确地操作。例如,暂时缺乏起泡可指示患者的峰值吸气流量超过了由装置在该时刻递送的流动速率。另外,长时间缺乏起泡可以指示气体路径中、诸如通气电路中存在泄漏。

[0267] 可以通过检测压力和/或流量中存在振荡来检测起泡。在流动速率由装置控制器控制的呼吸系统中,控制器可以使用诸如来自本文中所披露的压力传感器的压力信号输入以确定存在起泡。

[0268] 图6说明用于确定是否可检测到起泡的示例流程图。尽管压力信号用作图6中的示例,但流程图还可以应用于流量信号和/或压力信号与流量信号的组合。在步骤602处,控制器可以从压力传感器接收压力信号。在步骤603处,可以可选地对压力信号滤波使得测量到的振幅为测量到的压力信号的振幅。在步骤604处,控制器可以从递送至患者的气流的压力(例如,由本文中所披露的一个或多个压力传感器测量)的均值确定压力信号的变化。在步骤606和608处,控制器可以确定压力信号中是否存在振荡。如果变化超过特定幅度(606)以及高于特定频率(608),则存在振荡。例如,可以使用截止频率为约5Hz的高通滤波器或截止频率为约5Hz及约20Hz的带通滤波器来对压力信号滤波。特定幅度(例如,当在尖峰间测量时)可以为约0.25cmH<sub>2</sub>O。阈值幅度可以为单个阈值,或可以取决于设定流动速率或压力而变化。如果存在此振荡,则控制器可以在步骤610处输出认为发生起泡的指示。在本文中所提供的示例中,如果经滤波信号中存在幅度(例如,当在尖峰间测量时)高于约0.25cmH<sub>2</sub>O的振荡,则控制器可以确定已检测到起泡。如果幅度未超过约0.25cmH<sub>2</sub>O,则控制器可以确定无法确定起泡。替代地,控制器可以分析频域功率频谱。如果在频带中存在足够功率,则控制器可以确定检测到起泡。否则,控制器可以确定未检测到起泡。控制器可以接着返回至步骤602。在步骤606处,如果变化未超过幅度限制,和/或在步骤608处,如果变化未超过频率限制,则控制器可以返回至步骤602以重复起泡检测程序。控制器可以在步骤612、614处可选地输出不存在起泡的视觉、音频和/或触觉警报。

[0269] 控制器还可以可选地监测认为起泡不存在的持续时间。如果在预定持续时间(诸如,约5秒、约10秒、约15秒、约20秒或更长时间)内未检测到起泡,则控制器可以可选地输出提示用户检查呼吸系统的气体路径中的漏泄的消息。

### 术语

[0270] 尽管本披露内容已在某些实施例和示例的上下文中描述,但本领域技术人员应理解,本披露内容超出具体披露的实施例而扩展至其他替代实施例和/或用途以及显而易见的修改及其等效物。此外,虽然已详细地示出和描述了本披露内容的实施例的若干变化,但在本披露内容的范围内的其他修改对于本领域技术人员将是显而易见的。还预期可以进行实施例的特定特征和方面的各种组合或子组合并且其仍处于本披露内容的范围内。例如,上文结合一个实施例所描述的特征可以与本文中所描述的不同实施例一起使用,并且组合仍处于本披露内容的范围内。应理解,所披露实施例的各种特征和方面可以彼此组合或取代以便形成本披露内容的实施例的变化模式。因此,期望本披露内容的范围不应受上文所描述的特定实施例限制。因此,除非另外陈述或除非明显地不兼容,否则本发明的每一实施例除了本文中所描述的基本特征外还可以包括来自本文中所披露的本发明的每一其他实施例的如本文中所描述的一个或多个特征。

[0271] 结合特定方面、实施例或示例描述的特征、材料、特性或组应理解为适用于本部分或本说明书中别处所描述的任何其他方面、实施例或示例,除非与其不相容。本说明书中所披露的所有特征(包含任何所附权利要求、摘要和附图)和/或如此披露的任何方法或程序的所有步骤可以任何组合进行组合,此类特征和/或步骤中的至少一些相互排斥的组合除外。保护范围不限于任何前述实施例的细节。保护范围扩展至本说明书(包含任何所附权利要求、摘要及附图)中所披露的特征中的任何新颖特征或任何新颖组合,或扩展至如此披露的任何方法或程序的步骤中的任何新颖步骤或任何新颖组合。

[0272] 此外,在本披露内容中,在分开实现方式的上下文中所描述的某些特征还可以在单个实现方式中以组合进行实施。相反,在单个实现方式的上下文中所描述的各种特征还可以分开地或以任何合适的子组合在多个实现方式中实施。此外,尽管上文可将特征描述为以某些组合起作用,但来自所要求保护的组合的一个或多个特征在一些状况下可以从该组合删除,并且该组合可以被要求保护为子组合或子组合的变化。

[0273] 此外,虽然操作可以以特定次序描绘于附图中或描述于说明书中,但此类操作无需以所展示的特定次序或以顺序次序执行,或无需执行所有操作以达到所期望的结果。未描绘或描述的其他操作可以并入示例方法和程序中。例如,可在所描述操作中的任一者之前、之后、同时或之间执行一个或多个附加操作。另外,操作可以在其他实现方式中重新配置或重新排序。本领域技术人员应了解,在一些实施例中,所说明和/或披露的程序中采取的实际步骤可以不同于各图所示的那些步骤。取决于实施例,可以移除上文所描述的某些步骤,可以添加其他步骤。此外,可以以不同方式组合上文所披露的特定实施例的特征和属性以形成附加实施例,以上所有实施例都落入本披露内容的范围内。而且,不应将上文所描述的实现方式中的各种系统部件的分开理解为在所有实现方式中都要求这种分开,并且应理解,所描述部件和系统通常可以一起集成在单个产品中或封装成多个产品。

[0274] 出于本披露内容的目的,本文中描述某些方面、优点和新颖特征。未必所有此类优点都可以根据任何特定实施例来达到。因此,例如,本领域技术人员将认识到,可以达到如本文中所传授的个优点或一组优点而未必达到如本文中可传授或建议的其他优点的方式来体现或进行本披露内容。

[0275] 除非另外具体陈述或在如所使用的上下文中以其他方式理解,否则本文中所使用

的条件性语言,诸如“能够”、“可能”、“也许”、“可以”、“例如”等,通常旨在传达某些实施例包含某些特征、部件和/或步骤,而其他实施例不包含某些特征、部件和/或步骤。因此,此条件性语言通常不旨在暗示特征、部件和/或步骤无论如何是一个或多个实施例所需要的,或一个或多个实施例必需包含用于在具有或不具有其他输入或提示的情况下决定在任何特定实施例中是否包含或待执行这些特征、部件和/或步骤的逻辑。术语“包括”、“包含”、“具有”等为同义的并且以开放的方式包含性地使用,而且并不排除附加部件、特征、动作、操作等。而且,术语“或”以其包含性含义(且不以其排他性含义)使用,使得当用于例如连接元素列表时,术语“或”是指列表中的元素中的一个、一些或全部。

[0276] 除非另外具体陈述,否则诸如词组“X、Y及Z中的至少一个”等连接性语言在如所使用的上下文的情况下应理解为通常传达项目、项等可以是X、Y或Z。因此,此连接性语言通常并不旨在暗示某些实施例需要X中的至少一个、Y中的至少一个以及Z中的至少一个都存在。

[0277] 本文中所使用的程度语言,诸如本文中所使用的术语“大约”、“约”、“总体上”以及“基本上”表示接近于所陈述的值、量或特性的值、量或特性仍执行期望功能或达到期望结果。例如,术语“大约”、“约”、“总体上”及“基本上”可以指在所陈述量的小于10%内、小于5%内、小于1%内、小于0.1%内及小于0.01%内的量。作为另一示例,在某些实施例中,术语“总体上平行”及“基本上平行”是指与完全平行偏离小于或等于15度、10度、5度、3度、1度、0.1度或其他的值、量或特性。

[0278] 本文中所披露的任何方法无需以所叙述的次序执行。本文中所披露的方法包含由医师采取的某些动作;然而,这些方法还可以明确或暗示地包含那些动作的任何第三方指示。例如,诸如“控制马达速度”的动作包含“指示控制马达速度”。

[0279] 本文中所描述的所有方法及任务可以由计算机系统执行并且完全自动化。在一些状况下,计算机系统可以包含经由网络通信及交互运作以执行所描述功能的多个不同的计算机或计算装置(例如,物理服务器、工作站、存储阵列、云端计算资源等)。每一此计算装置通常包含一个处理器(或多个处理器),其执行存储于存储器或其他非暂时性计算机可读存储介质或装置(例如,固态存储装置、磁盘驱动器等)中的程序指令或模块。本文中所披露的各种功能可以体现于此类程序指令中和/或可以实施于计算机系统的特殊应用电路系统(例如,ASIC或FPGA)中。在计算机系统包含多个计算装置的情况下,这些装置可以为同置型的,但无需如此。可以通过将物理存储装置(诸如,固态存储器芯片和/或磁盘)变换成不同状态而持续地存储所披露方法及任务的结果。在一些实施例中,计算机系统可以是基于云端的计算系统,其处理资源由多个不同的商业实体或其他用户共享。

[0280] 本披露内容的范围并不旨在受本部分中或本说明书中别处的优选实施例的具体披露内容限制,并且可以由如本部分中或本说明书中别处或如未来呈现的权利要求来限定。权利要求的语言应基于权利要求中所使用的语言来广泛地解译,并且不限于在本说明书中或在本申请的审查期间所描述的示例,这些示例应解释为是非排他性的。



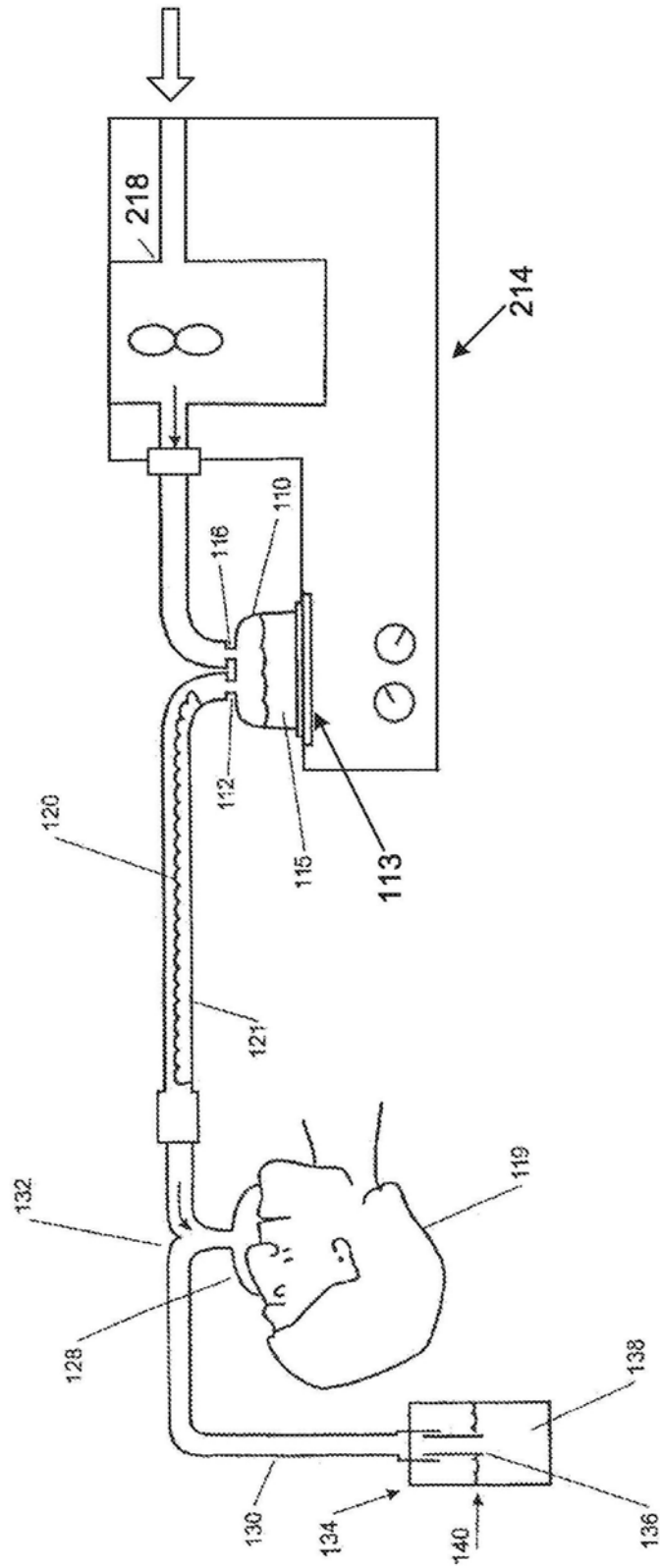


图2

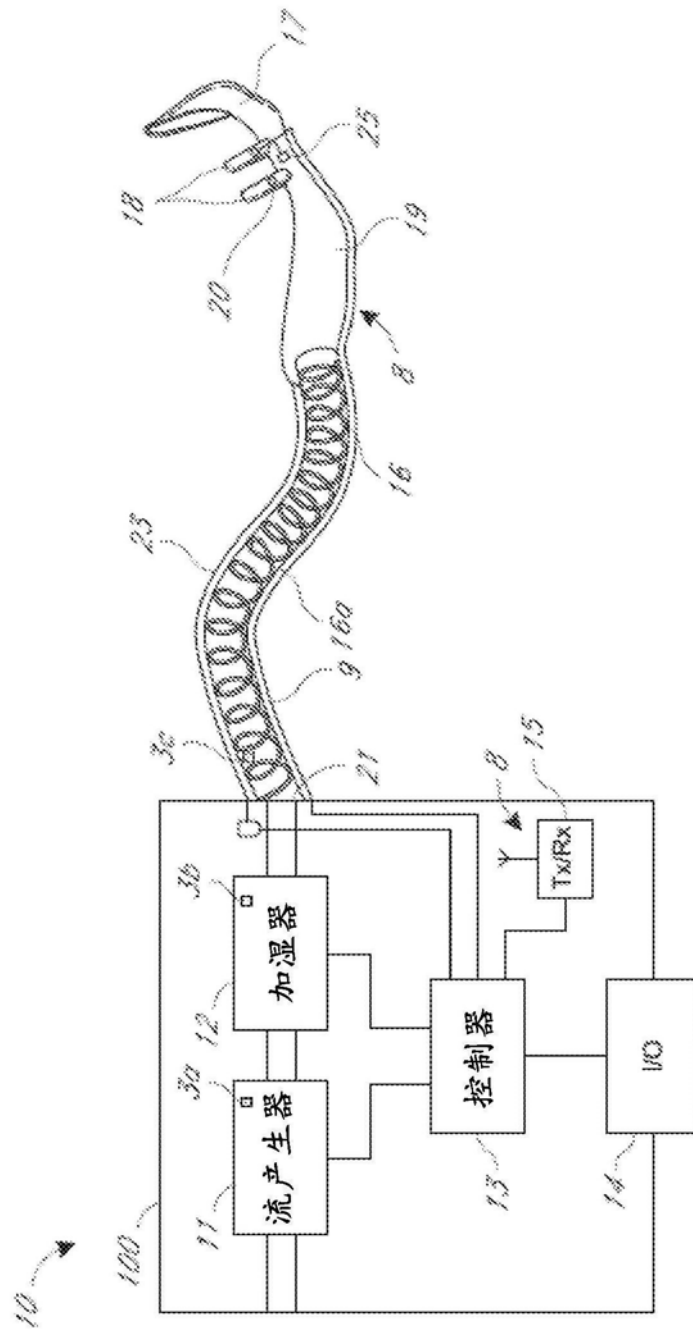


图3A

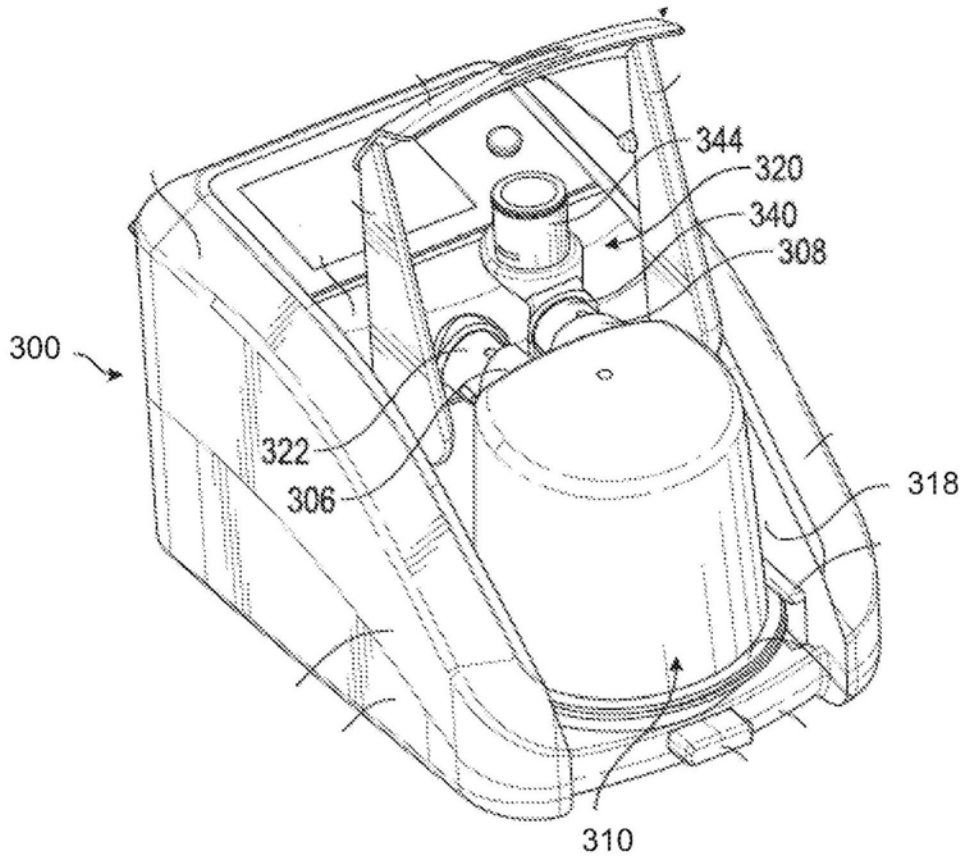


图3B

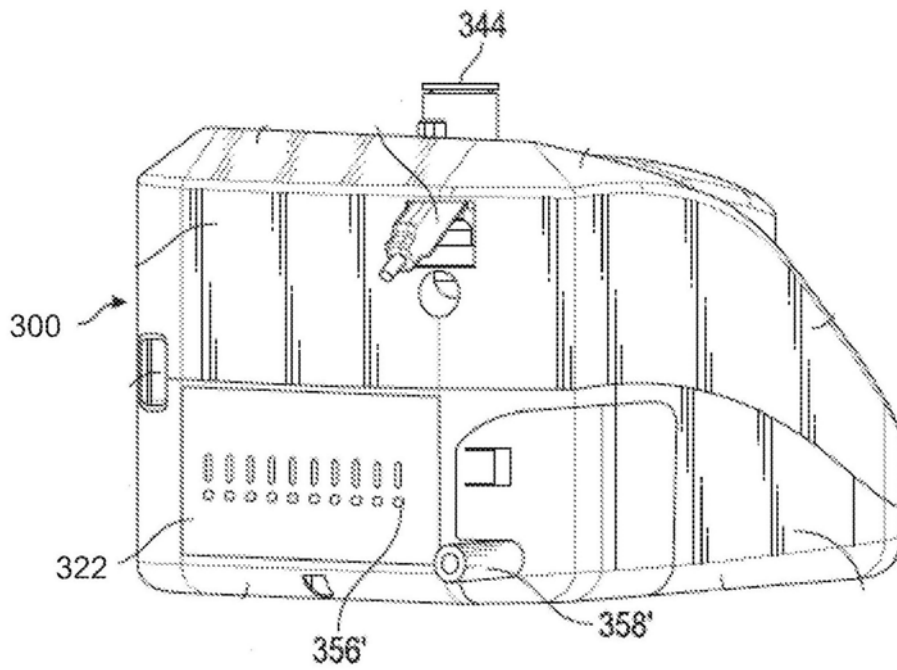


图3C

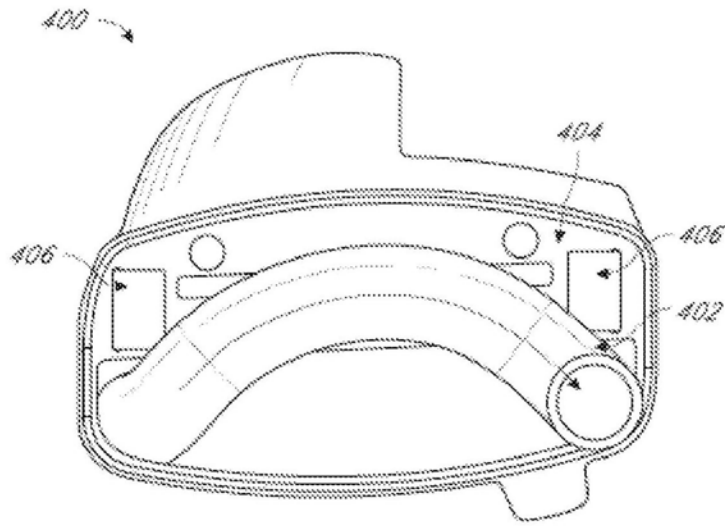


图4

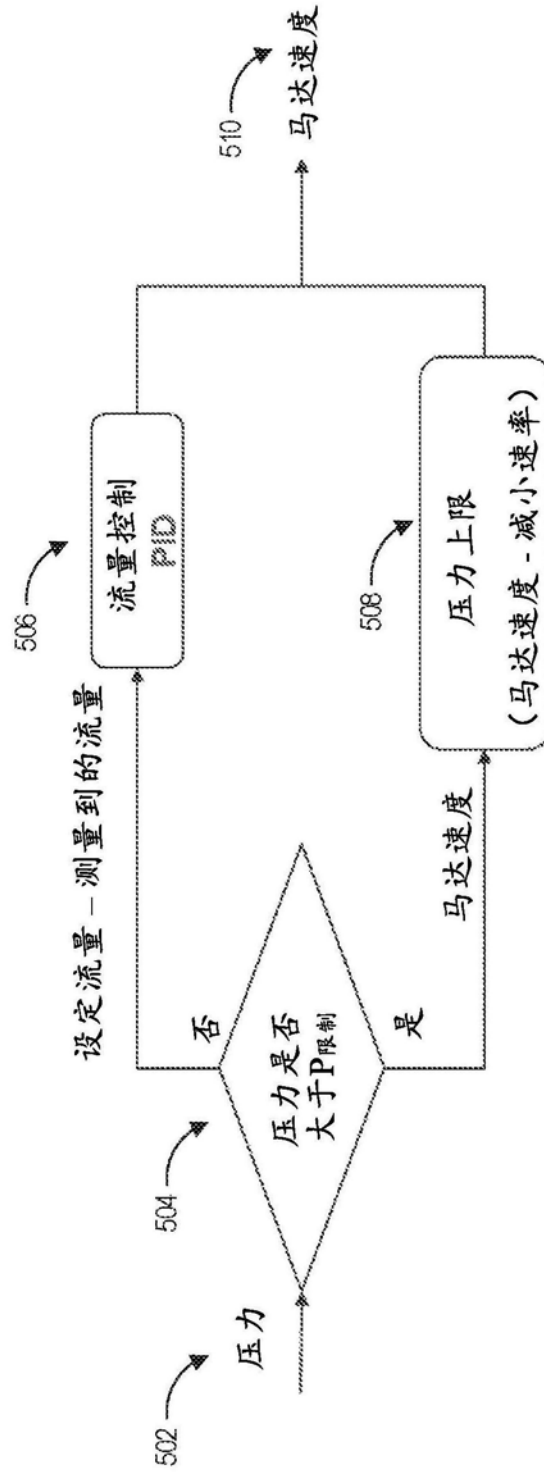


图5

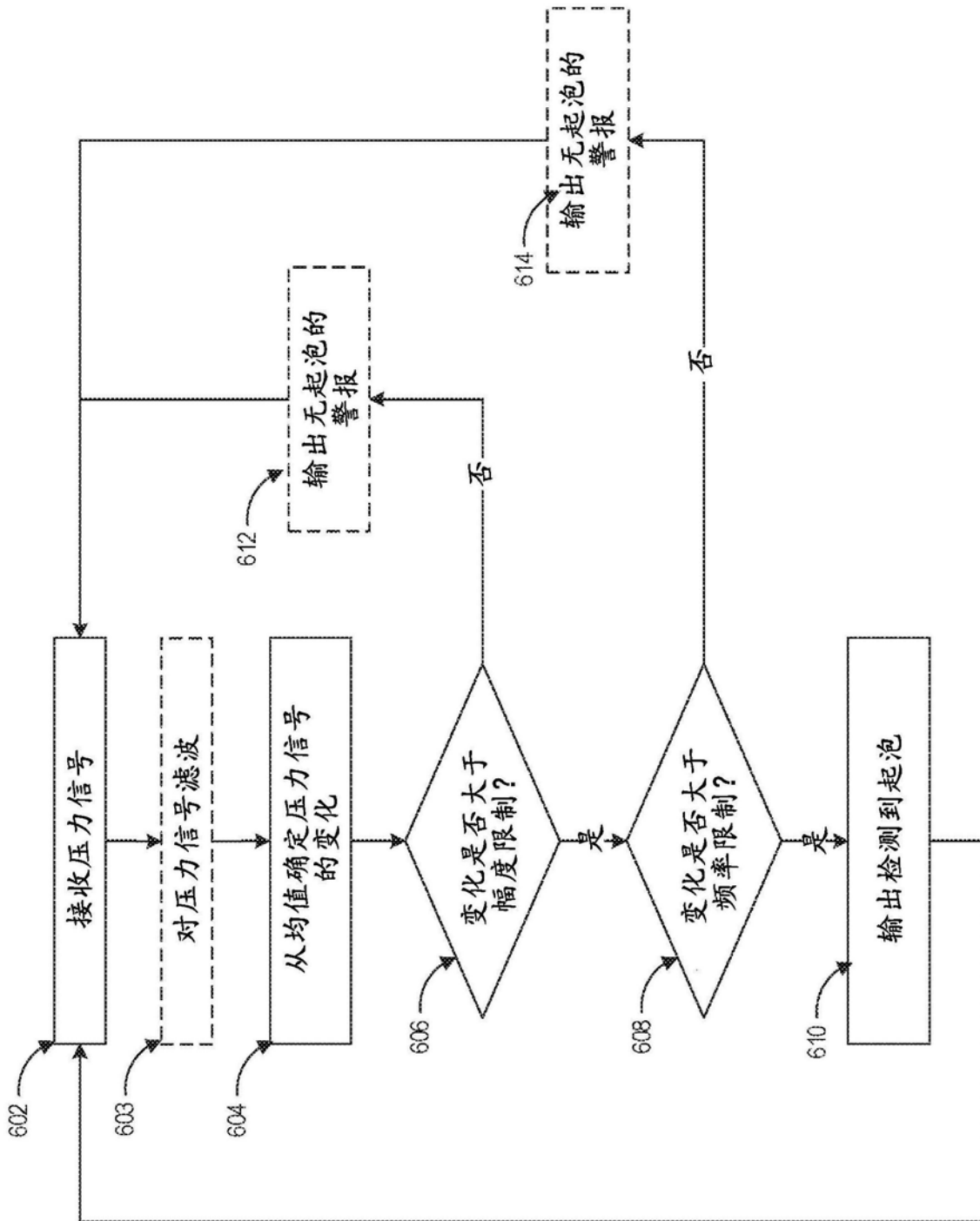


图6

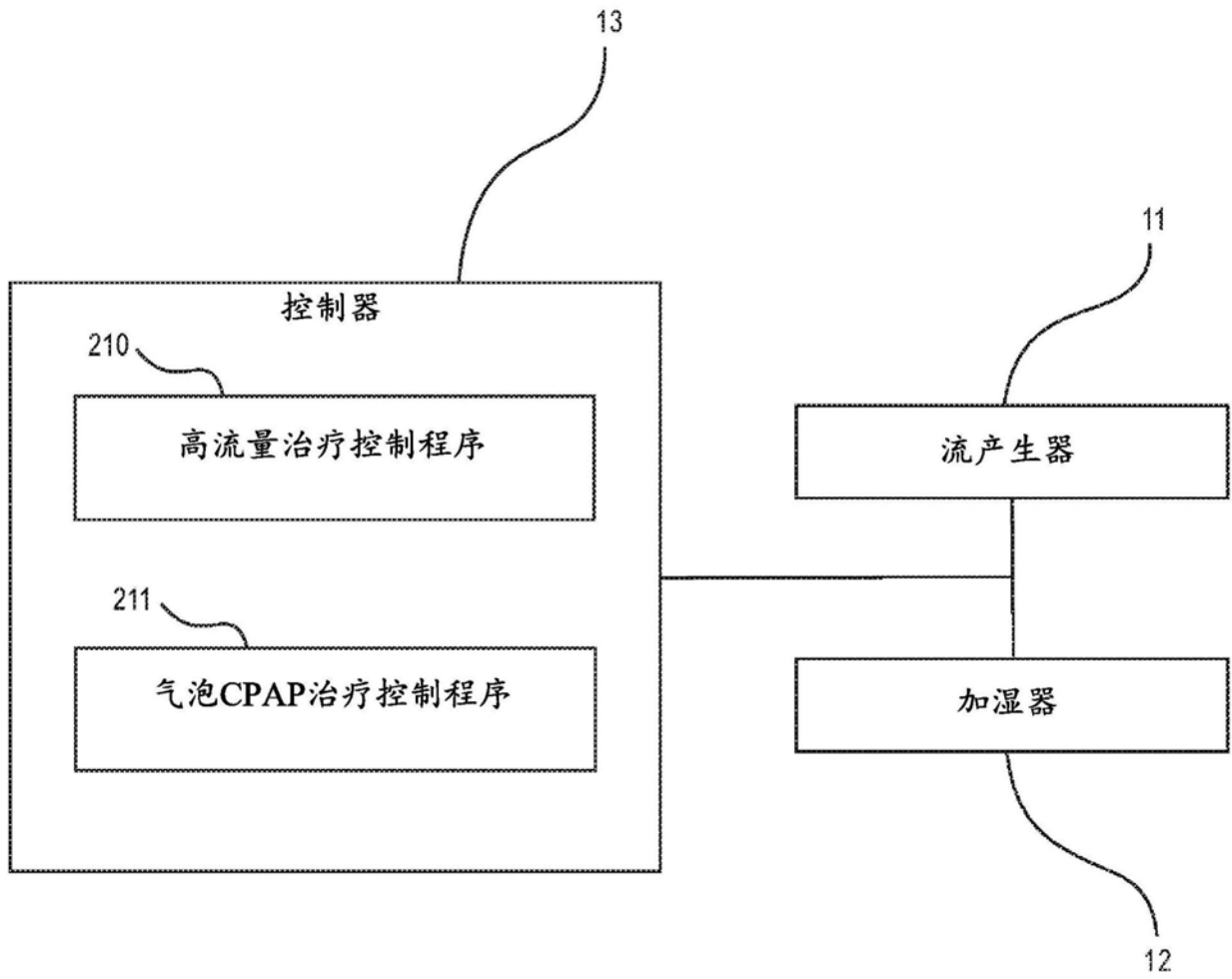


图7