



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102271631 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 07

(21) 申请号 200980153536. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 12. 09

A61F 5/56 (2006. 01)

A61M 16/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/141, 250 2008. 12. 30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 06. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/055626 2009. 12. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02010/076711 EN 2010. 07. 08

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 E·K·威特 M·E·科尔鲍

W·E·克莱格 D·梅希伦伯格

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘兴鹏

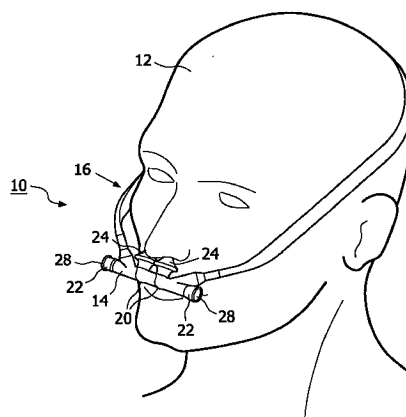
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 8 页

(54) 发明名称

用于支撑对象气道的系统和呼吸器具

(57) 摘要

一种用于在对象 (12) 呼吸时支撑对象 (12) 气道的呼吸器具 (10)、系统 (40) 和方法 (62, 72, 86)。在呼气期间来自对象的肺的气流被借助力量以给气道提供支撑。尤其, 包围对象 (12) 的一个或多个外部孔口的本体 (14) 提供吸气气流和呼出气流之间的支撑对象气道的阻力差。



1. 一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具,该呼吸器具包括:  
本体,构造为包围对象气道的一个或多个外部孔口;  
布置于本体中的一个或多个阀,其构造为对于从本体内部至本体外面的气流提供可控的阻力;以及  
处理器,其构造为在对象通过本体呼吸时控制所述一个或多个阀对于从本体内部至本体外面的气流的阻力。
2. 根据权利要求1的呼吸器具,其中,处理器构造为随着时间增大所述一个或多个阀的阻力。
3. 根据权利要求1的呼吸器具,还包括产生一个或多个输出信号的一个或多个传感器,所述输出信号传输与对象气道的稳定性相关的信息,其中,处理器构造为基于由所述一个或多个传感器产生的所述一个或多个输出信号控制所述一个或多个阀的阻力。
4. 根据权利要求3的呼吸器具,其中,处理器构造为在由所述一个或多个传感器产生的所述一个或多个输出信号表示对象的气道不稳定时增大所述一个或多个阀对于从本体内部至本体外面的气流的阻力,以使得由于阀对于从本体内部至本体外面的气流的增大阻力所引起对象的气道内的增大压力给对象的气道提供支撑。
5. 根据权利要求3的呼吸器具,其中,处理器构造为在由所述一个或多个传感器产生的所述一个或多个输出信号表示对象的气道稳定时降低所述一个或多个阀对于从本体内部至本体外面的气流的阻力。
6. 根据权利要求3的呼吸器具,其中,所述一个或多个传感器包括转换对象的组织的振动或声波的转换器。
7. 根据权利要求3的呼吸器具,其中,所述一个或多个传感器包括监控气体在对象的气道处或附近的流速和/或压力的传感器。
8. 根据权利要求1的呼吸器具,其中,本体包括膜,所述膜包围对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口的外面。
9. 根据权利要求1的呼吸器具,其中,气体在相对较小的阻力下从本体外面流到本体内部使得对象能通过气道的由本体包围的所述一个或多个外部孔口自由地吸气。
10. 根据权利要求9的呼吸器具,还包括布置于本体中的一个或多个吸气阀,所述一个或多个吸气阀使得气体能在相对较小的阻力下从本体外面流到本体内部。
11. 根据权利要求1的呼吸器具,其中,对象气道的所述一个或多个外部孔口包括对象的鼻孔。
12. 一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法,该方法包括:  
包围对象气道的一个或多个外部孔口;  
控制对一个或多个流路的气流的阻力,气体从对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口通过所述一个或多个流路连通至环境大气,其中,所述控制过程在对象通过所述一个或多个流路呼吸时执行。
13. 根据权利要求12的方法,其中,所述控制对一个或多个流路的气流的阻力包括随着时间增大所述一个或多个流路对气流的阻力。
14. 根据权利要求12的方法,还包括产生一个或多个输出信号,所述输出信号传输与对象气道的稳定性相关的信息,其中,所述控制对一个或多个流路的气流的阻力包括:基于

所产生的输出信号控制所述一个或多个流路对气流的阻力。

15. 根据权利要求 14 的方法,其中,所述控制对一个或多个流路的气流的阻力包括:在所产生的所述一个或多个输出信号表示对象的气道不稳定时增大所述一个或多个流路对气流的阻力,以使得由于流路对气流的增大阻力所引起的对象气道内的增大压力给对象的气道提供支撑。

16. 根据权利要求 14 的方法,其中,所述控制对一个或多个流路的气流的阻力包括:在所产生的所述一个或多个输出信号表示对象的气道稳定时降低所述一个或多个流路对气流的阻力。

17. 根据权利要求 14 的方法,其中,产生所述一个或多个输出信号包括转换对象的组织或声波的振动。

18. 根据权利要求 14 的方法,其中,产生所述一个或多个输出信号包括产生表示气体在对象气道处或附近的流速和 / 或压力的信号。

19. 根据权利要求 12 的方法,其中,包围对象气道的所述一个或多个外部孔口包括:用包围被包围的所述一个或多个外部孔口外面的膜包围所述一个或多个外部孔口。

20. 根据权利要求 12 的方法,还包括使得气体能在相对较小的阻力下从环境大气达到对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口,以使得对象能通过气道的被包围的所述一个或多个外部孔口自由地吸气。

21. 根据权利要求 12 的方法,其中,对象气道的所述一个或多个外部孔口包括对象的鼻孔。

22. 一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具,该呼吸器具包括:

用来包围对象气道的一个或多个外部孔口的装置;

用来控制对一个或多个流路的气流的阻力的装置,气体从对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口通过所述一个或多个流路连通至环境大气。

23. 根据权利要求 22 的呼吸器具,其中,用来控制对一个或多个流路的气流的阻力的装置包括:用来随着时间增大所述一个或多个流路对气流的阻力的装置。

24. 根据权利要求 22 的呼吸器具,还包括用来产生一个或多个输出信号的装置,所述输出信号传输涉及对象气道的稳定性的信息,其中,用来控制对一个或多个流路的气流的阻力的装置包括:用来基于所产生的输出信号控制所述一个或多个流路对气流的阻力的装置。

25. 根据权利要求 24 的呼吸器具,其中,用来控制对一个或多个流路的气流的阻力的装置包括:用来在所产生的所述一个或多个输出信号表示对象的气道不稳定时增大所述一个或多个流路对气流的阻力的装置,以使得由于流路对气流的增大阻力所引起的对象气道内的增大压力给对象的气道提供支撑。

26. 根据权利要求 24 的呼吸器具,其中,用来控制对一个或多个流路的气流的阻力的装置包括:用来在所产生的所述一个或多个输出信号表示对象的气道稳定时降低所述一个或多个流路对气流的阻力的装置。

27. 根据权利要求 24 的呼吸器具,其中,用来产生所述一个或多个输出信号的装置包括用来转换对象的组织或声波的振动的装置。

28. 根据权利要求 24 的呼吸器具,其中,用来产生所述一个或多个输出信号的装置产

生表示气体在对象的气道处或附近的流速和 / 或压力的信号。

29. 根据权利要求 22 的呼吸器具, 其中用来包围对象气道的所述一个或多个外部孔口的装置包括包围被包围的所述一个或多个外部孔口外面的膜。

30. 根据权利要求 22 的呼吸器具, 还包括用来使得来自环境大气的气体能在相对较小的阻力下达到对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口的装置, 以使得对象能通过气道的被包围的所述一个或多个外部孔口自由地吸气。

31. 根据权利要求 22 的呼吸器具, 其中, 对象气道的所述一个或多个外部孔口包括对象的鼻孔。

## 用于支撑对象气道的系统和呼吸器具

[0001] 本专利申请依据美国法典第 35 章 119 条 (e) 款要求 2008 年 12 月 30 日申请的美国临时申请 No. 61/141, 250 的优先权, 该申请的内容通过参考结合于此。

[0002] 本申请涉及 2008 年 12 月 30 日申请的美国申请序列号 No. 61/141, 270、2008 年 12 月 30 日申请的美国申请序列号 No. 61/141, 251 和 2008 年 12 月 30 日申请的美国申请序列号 No. 61/141, 252, 这些申请因此整体地结合入本申请。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及在对象呼吸时支撑对象的气道。

### 背景技术

[0004] 经受睡眠呼吸紊乱的患者通常用正向气道压力 (PAP) 设备来治疗, 其根据预定的通风模式提供压缩的呼吸气流, 比如连续正向气道压力、成比例的正向气道压力、以及尤其是成比例的辅助通风。压缩气体在患者睡眠时支撑患者的气道以使得减少或避免与睡眠呼吸紊乱相关的呼吸停止事件。PAP 设备可能对于患者是不舒适的。这降低了患者在治疗中的顺从性并且可能会导致一些患者完全停止治疗。

[0005] 睡眠呼吸紊乱的另一种治疗方法使用气道阻流器, 其阻碍患者呼出的气流, 从而在呼气期间支撑气道。然而, 常规的气道阻流器在治疗期间布置于气道内, 这对于一些患者可能是不舒适的, 并且稍微不卫生。常规气道阻流器在例如患者鼻孔内的布置还将减小鼻孔的内部横截面积, 这会不利地影响由阻流器提供的治疗效果。而且, 气道阻流器可能会从患者气道脱落, 或者可实施粘合剂 (例如在鼻孔周围) 以保持阻流器就位。在一些情况下, 常规气道阻流器被一些患者视为是不舒适的, 并且可能不能为一些患者提供充分的支撑。例如, 在吸气期间, 常规的气道阻流器会让气道完全不受支撑, 或者甚至由于对吸入气流的一定阻力而降低压力。

### 发明内容

[0006] 本发明的一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具。在一个实施例中, 该呼吸器具包括本体和一组一个或多个吸气阀。本体构造为包围对象气道的一个或多个外部孔口。本体在对象气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路, 所述多个流路包括由多个流路中的一个或多个而非全部构成的第一子组流路。这组一个或多个吸气阀布置于第一子组流路中, 并且允许气体在第一子组流路内从环境大气相对自由地流动至对象气道的所述一个或多个外部孔口。所述一个或多个吸气阀显著地阻碍或密封在第一子组流路内从对象气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的气流。由本体形成的用于气体从环境大气穿行至对象气道的所述一个或多个外部孔口的多个流路内对气流的累积阻力足够低以使得对象能自由地通过本体吸气, 并且由本体形成的用于气体从对象气道的所述一个或多个外部孔口穿行至环境大气的多个流路内对气流的累积阻力足够高以使得在呼气期间由对象通过本体呼气在对象气道内形成支撑气道的压力。

[0007] 本发明的另一个方面涉及一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法。在一个实施例中,该方法包括用本体包围对象气道的一个或多个外部孔口,所述本体在气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路,所述多个流路包括由多个流路中的一个或多个而非全部构成的第一子组流路;在吸气期间在多个流路内对于通过本体从环境大气至气道的所述一个或多个外部孔口的气流提供对气流的第一累积阻力,其中第一累积阻力足够低以使得气体基本上不受阻碍地从环境大气吸入气道的所述一个或多个外部孔口;以及在呼气期间通过限制穿过第一子组流路的气流而基本上不限制穿过由本体形成的多个流路中的其他流路的气流来在多个流路内对于通过本体从气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的气流提供对气流的第二累积阻力,其中第二累积阻力足够高以使得穿过本体呼出的气体升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道。

[0008] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的系统。在一个实施例中,该系统包括:用来包围对象气道的一个或多个外部孔口的装置,其在气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路,所述多个流路包括由多个流路中的一个或多个而非全部构成的第一子组流路;用于在吸气期间在多个流路内对于从环境大气至气道的所述一个或多个外部孔口的气流提供对气流的第一累积阻力的装置,其中第一累积阻力足够低以使得气体基本上不受阻碍地从环境大气吸入气道的所述一个或多个外部孔口;以及在呼气期间通过限制穿过第一子组流路的气流而基本上不限制穿过由用于包围的装置形成的多个流路中的其他流路的气流来在多个流路内对于从气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的气流提供对气流的第二累积阻力的装置,其中第二累积阻力足够高以使得从对象气道的所述一个或多个外部孔口呼出的气体升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道。

[0009] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具。在一个实施例中,该呼吸器具包括:本体、一个或多个阀、以及处理器。本体构造为包围对象气道的一个或多个外部孔口。所述一个或多个阀布置于本体中,并且构造为对于从本体内部至本体外面的气流提供可控的阻力。处理器构造为控制所述一个或多个阀对于从本体内部至本体外面的气流的阻力。

[0010] 本发明的另一个方面涉及一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法。在一个实施例中,该方法包括:包围对象气道的一个或多个外部孔口;以及控制气体经其从对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口连通至环境大气的一个或多个流路对气流的阻力。

[0011] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具。在一个实施例中,该呼吸器具包括:用来包围对象气道的一个或多个外部孔口的装置;以及用来控制气体经其从对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口连通至环境大气的一个或多个流路对气流的阻力的装置。

[0012] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的系统。在一个实施例中,该系统包括呼吸器具、压力发生器和回路。呼吸器具构造为控制环境大气和对象气道的一个或多个外部孔口之间的气流。呼吸器具具有对于用于从环境大气经过呼吸器具进入对象气道的气体的气流的第一阻力以及对于用于从对象气道经过呼吸器具至环境大气的气体的气流的第二阻力。第一阻力显著地低于第二阻力以使得在吸气期间气体基本上不受阻碍地从环境大气经过呼吸器具进入对象气道并且在呼气期间呼吸器具对于从对象

气道至环境大气的气体的第二阻力升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道。压力发生器构造为产生可呼吸压缩气流。回路在呼吸器具和压力发生器之间形成回路,其将可呼吸压缩气流经由呼吸器具从压力发生器输送至对象的气道。

[0013] 本发明的另一个方面涉及一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法。在一个实施例中,该方法包括:在对象吸气期间,对于用于从环境大气进入对象气道的一个或多个外部孔口的气体的气流提供第一阻力;在对象呼气期间,对于用于从对象气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的流体的气流提供第二阻力,其中第一阻力显著地低于第二阻力以使得在吸气期间气体基本上不受阻碍地从环境大气进入对象气道的所述一个或多个外部孔口并且在呼气期间第二阻力升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道;产生可呼吸压缩气流;以及在对象呼吸时将可呼吸压缩气流输送至对象气道的所述一个或多个外部孔口。

[0014] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的系统。在一个实施例中,该系统包括:用来在对象吸气期间对于用于从环境大气进入对象气道的一个或多个外部孔口中的流体的气流提供第一阻力的装置;用来在对象呼气期间对于用于从对象气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的流体的气流提供第二阻力的装置,其中第一阻力显著地低于第二阻力以使得在吸气期间气体基本上不受阻碍地从环境大气进入对象气道的所述一个或多个外部孔口并且在呼气期间第二阻力升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道;用来产生可呼吸压缩气流的装置;以及用来在对象呼吸时将可呼吸压缩气流输送至对象气道的所述一个或多个外部孔口的装置。

[0015] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具。在一个实施例中,该呼吸器具包括:本体、一组一个或多个吸气阀、以及回路端口。本体构造为包围对象气道的一个或多个外部孔口,并在对象气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路。所述多个流路包括由多个流路中的一个或多个但非全部构成的第一子组流路。所述一组一个或多个吸气阀布置于第一子组流路中,并且允许气体在第一子组流路内相对自由地从环境大气流动至对象气道的所述一个或多个外部孔口。所述一个或多个吸气阀显著阻碍或密封第一子组流路内从对象气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的流路。由本体形成的用于气体从环境大气穿行至对象气道的所述一个或多个外部孔口的多个流路内对气流的累积阻力足够低以使得对象能通过本体自由地吸气,并且对于由本体形成的用于气体从对象气道的所述一个或多个外部孔口穿行至环境大气的多个流路内对气流的累积阻力足够高以使得在呼气期间对象通过本体呼气在对象气道内形成支撑气道的压力。回路端口形成于本体中并且构造为将本体内部与将可呼吸压缩气流通过回路端口传输至本体的回路相连接。

[0016] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的方法。在一个实施例中,该方法包括在对象吸气期间对于用于气体从环境大气进入对象气道的一个或多个外部孔口的气流提供的第一阻力;在对象呼气期间对于用于气体从对象气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的流体的气流提供第二阻力,其中第一阻力显著地低于第二阻力以使得在吸气期间气体基本上不受阻碍地从环境大气进入对象气道的所述一个或多个外部孔口并且在呼气期间第二阻力升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道;接收可呼吸压缩气流;以及在对象呼吸时将可呼吸压缩气流导向至对象气道的所述一个或多个外部孔口。

个外部孔口。

[0017] 本发明的另一个方面涉及一种构造为在对象呼吸时支撑对象气道的呼吸器具。在一个实施例中,该呼吸器具包括:用来在对象吸气期间对于气体从环境大气进入对象气道的一个或多个外部孔口的气流提供第一阻力的装置;用来在对象呼气期间对于气体从对象气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的气流提供第二阻力的装置,其中第一阻力显著地低于第二阻力以使得在吸气期间气体基本上不受阻碍地从环境大气进入对象气道的所述一个或多个外部孔口并且在呼气期间第二阻力升高对象气道内的压力以使得升高的压力支撑对象的气道;用来接收可呼吸压缩气流的装置;以及用来在对象呼吸时将可呼吸压缩气流导向至对象气道的所述一个或多个外部孔口的装置。

### 附图说明

[0018] 本发明的这些和其他目标、特点和特征,以及结构的相关元件和零件组合的操作方法和功能以及制造经济性,在参考附图考虑以下描述和所附权利要求之上将变得更加明显,所有这些都构成本说明书的一部分,其中在不同附图中相同的参考数字标识相应的零件。在本发明的一个实施例中,这里所示的结构部件按比例绘制。然而,将清楚地理解到,附图仅是为了示出和描述的目的并且不是本发明的限制。另外,应当理解到,这里任一实施例所示或所述的结构特点也能用于其他实施例中。图 1 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的呼吸器具。

[0019] 图 2 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的呼吸器具。

[0020] 图 3 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的呼吸器具。

[0021] 图 4 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的系统。

[0022] 图 5 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的系统。

[0023] 图 6 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的系统。

[0024] 图 7 示出根据本发明一个或多个实施例的构造为支撑对象气道的系统。

[0025] 图 8 示出根据本发明一个或多个实施例的支撑对象气道的方法。

[0026] 图 9 示出根据本发明一个或多个实施例的支撑对象气道的方法。

[0027] 图 10 示出根据本发明一个或多个实施例的支撑对象气道的方法。

### 具体实施方式

[0028] 图 1 示出根据本公开一个或多个实施例的构造为在对象 12 呼吸时支撑对象 12 的气道的呼吸器具 10。呼吸器具 10 出于支撑的目的借助 (leverages) 通过对象 12 呼气所产生的压缩气流的力量以压缩对象 12 的气道。在一个实施例中,呼吸器具 10 包括:包围对象 12 的气道的一个或多个外部孔口 (例如鼻孔) 的本体 14, 和紧固件 16。

[0029] 紧固件 16 将本体 14 在对象 12 气道的一个或多个外部孔口上方保持就位。在图 1 所示的实施例中,紧固件 16 是环绕在对象 12 的头部周围的单个条带。在一个实施例中,紧固件 16 包括具有用于啮合紧固件 16 的头部以将本体 14 保持就位的不同构造的头部配件 / 头带 (headgear)。在一个实施例中,紧固件 16 包括与对象 12 气道的一个或多个开口的内部啮合的结构,和 / 或附着至对象 12 的皮肤以将本体 14 保持就位的粘合剂。在一些情况下 (未示出),呼吸器具 10 可具体地实施和 / 或形成有口腔器具和 / 或头部配件,将对



象 12 的下颌保持于打开对象 12 气道（例如下颌向前伸）的位置，和 / 或保持对象 12 的嘴闭合以促使通过鼻孔呼吸。

[0030] 图 2 示出根据本公开一个或多个实施例的本体 14 的放大视图。如能在图 2 中看到的，本体 14 形成其间具有流路的多个开口。在一个实施例中，本体 14 的内部是中空的，并且对于从任何不同开口至任何其他不同开口的气流没有显著阻碍。这些多个开口包括：一个或多个对象接口开口 18、一组吸气端口 20 和一组呼气端口 22。对象接口开口 18 将形成于本体 14 内部的流路内的气体与对象 12 的气道连通。如下面将进一步描述的，本体 14 在吸气端口 20 和对象接口开口 18 之间形成第一子组流路，其在吸气期间将来自环境大气的气体输送至对象 12 的气道的一个或多个外部孔口。本体 14 在呼气端口 22 和对象接口开口 18 之间形成第二子组流路，其在呼气期间将来自对象 12 的一个或多个外部孔口的气体输送至环境大气。

[0031] 在一个实施例中，对象接口开口 18 由气道包围元件 24 形成。图 2 示出了作为鼻枕的气道包围元件 24，其包围对象 12 的鼻孔。气道包围元件 24 可与本体 14 的其余部分选择性地可拆卸。这将便于气道包围元件 24 为了卫生目的的清洁和 / 或替换，和 / 或由对象 12 基于个人意愿选择气道包围元件 24（例如从具有不同尺寸、不同尺寸开口等的元件中进行选择）。

[0032] 在这组吸气端口 20 处，呼吸器具 10 包括一组吸气阀 26。吸气阀 26 允许气体从环境大气通过吸气端口 20 相对自由地流入形成于本体 14 内的流路，但是显著地阻碍或密封从本体 14 内通过吸气端口 20 至环境大气的气流。例如，吸气阀 26 可以是允许气体从大气自由地流入本体 14 但是阻塞本体 14 内的气体流动至大气的“单向”阀。这样，在吸气期间，在吸气端口 20 和对象接口开口 18 之间形成于本体内的流路允许气体从吸气端口 20 被自由地吸引至对象接口开口 18 并进入对象 12 的鼻孔。然而，在呼气期间，吸气阀 26 显著地阻碍或密封呼出气体通过形成于本体 14 内的从对象接口开口 18 至吸气端口 20 的第一子组流路从对象 12 的鼻孔流动至环境大气。在一个实施例中，吸气阀 26 可选择性地可从本体 14 的其余部分拆卸。这便于阀 26 和 / 或本体 14 的清洁，并且可使得能为了卫生的目的，或者如果其中一个吸气阀 26 停止正确地起作用而替换阀 26。

[0033] 如这里使用的，从环境大气“自由地”流动通过吸气端口 20 的气体指的是经受相对少量阻力以使得该气体的吸入需要与在没有呼吸器具 10 之下吸气时近似相同量的力作用于对象的一部分上的气流。例如，在一个实施例中，吸气阀 26 对从环境大气流入本体 14 的气体的阻力足够小以使得呼吸器具 10 对由对象 12 通过本体 14 吸入的气体的累积阻力小于或等于大约 0.025 厘米水柱 /LPM（流量为 30LPM）。在一个实施例中，吸气阀 26 对从环境大气流入本体 14 的气体的阻力足够小以使得呼吸器具 10 对由对象 12 通过本体 14 吸入的气体的累积阻力小于或等于大约 0.017 厘米水柱 /LPM（流量为 30LPM）。累积阻力是呼吸器具 10 对于流入呼吸器具 10 中第一组开口通过呼吸器具 10、和经由流入呼吸器具 10 中的第二组开口从呼吸器具流出的气体体积而言的总体阻力。

[0034] 在这组呼气端口 22 处，呼吸器具 10 包括一组呼气阀 28。呼气阀 28 在对象接口开口 18 和呼气端口 22 之间形成于本体 14 内的第二子组流路内调节对象 12 的鼻孔和环境大气之间的气流。尤其，呼气阀 28 在呼气期间对第二子组流路中从对象 12 的鼻孔至环境大气的气流提供阻力。由呼气阀 28 对这些呼出气流提供的阻力是呼吸器具 10 对从对象 12 的

鼻孔呼出的气体的累积阻力的主要来源。实际上,如果吸气阀 26 将吸气端口 20 与从本体 14 内至环境大气的气流密封开,那么呼气阀 28 对通过对象 12 的鼻孔呼出至大气的气流的累积阻力是呼吸器具对从对象 12 的鼻孔呼出的气体的累积阻力。呼气阀 28 构造为使得对通过本体 14 呼出至环境大气的气流的累积阻力足够高以使得由对象 12 通过本体 14 呼气在对象 12 的气道中形成在呼气期间支撑气道的压力。以非限制性示例的方式,对象 12 的气道中的压力在峰值呼气压力下(例如流量为 30LPM)可以为 10 厘米水柱或更大。在一个实施例中,由呼吸器具 10 在对象 12 的气道中形成的压力可提供为至少 1.0 厘米水柱(例如流量为 20LPM)。

[0035] 在一个实施例中,与呼气期间从对象 12 的鼻孔流动至环境大气的气体相比,呼气阀 28 对在吸气期间通过本体 14 从环境大气流动至对象 12 的鼻孔的气体具有不同的阻力(例如,呼气阀 28 在吸气期间可“关闭”)。在一个实施例中,呼气阀 28 是固定阻流器,并且对气流具有相同阻力,而不管其中气体流动的方向。在这些实施例的任一中,在吸气期间来自环境大气的气体至本体 14 的主入口将是气体在吸气端口 20 处流动穿过吸气阀 26。因而,对于从环境大气流动通过本体 14 至对象 12 的鼻孔的吸入气流的累积阻力由于吸气端口 20 的缘故足够低以使得对象 12 能自由地通过本体 14 吸气。

[0036] 如上讨论的,在对象 12 通过本体 14 呼气期间,吸气阀 26 阻塞从本体 14 至环境大气的气流。这个阻塞可通过基本上密封吸气端口 20 或通过显著限制穿过吸气端口 20 的气流来完成。举例来说,在一个实施例中,吸气阀 26 基本上密封吸气端口 20(例如提供阻力以允许小于或等于大约 2.5LPM(在 5 厘米水柱压力下)的气体从吸气端口 20 流出)。作为另一示例,在一个实施例中,吸气阀 26 对于在呼气期间从本体 12 流出的气体提供阻力,该阻力与呼气阀 28 对于从本体 14 内部至环境大气的气流的阻力相比足够低,以使得呼气阀 28 的阻力控制本体 14 对从对象 12 的气道流动至环境大气的呼出气体的累积阻力。例如,吸气阀 26 对从本体 14 流动至大气的呼出气体的阻力可为呼气阀 28 对从本体 14 流动至大气的呼出气体的阻力的大约 5 倍。在一个实施例中,吸气阀 26 对从本体 14 流动至大气的呼出气体的阻力可为呼气阀 28 对从本体 14 流动至大气的呼出气体的阻力的大约 2.5 倍。

[0037] 在一个实施例中,呼气阀 28 对从对象 12 的鼻孔至环境大气的气流的阻力可配置来调节在呼气期间呼吸器具 10 对穿过本体 14 从对象接口开口 18 流动至大气的气体的累积阻力。为了配置呼气阀 28 的阻力,阀 28 可与一个或多个控制器相联系,对象 12 或自动化控制机构能通过所述控制器进行操纵,或者一个或多个呼气阀 28 可包括固定阻力阀,它们可选择地可以呼气端口 22 拆卸以便由具有期望阻力的阀替换。在一个实施例中,呼气阀 28 可选择地拆卸可便于器具 10 的清洁和/或已经磨损的阀的替换。呼气阀 28 的阻力的调节可包括调节与呼气阀 28 相关的本体 14 中的一个或多个开口的直径、横截面尺寸和/或面积。

[0038] 在一个实施例中,呼气端口 22 可设置有对呼出气体的适当累积阻力而不包括分开的呼气阀 28。例如,本体 14 中呼气端口 22 处的开口可形成为其形状和/或尺寸阻碍呼出气流至一定水平使得本体 14 内的流路具有对于呼出气体的适当累积阻力。在一个实施例中,端口 22 可如图 2 所示不从本体 14 伸出,而是替代地可形成为与本体 14 的外表面平齐或在其上更加分散。

[0039] 提供使得能通过本体自由吸气的吸气端口 20 以及在呼气期间提供治疗阻力的呼

气端口 22 对于其中单个端口或单组端口设置有通过同一流路既使得能自由吸气又在呼气期间提供治疗阻力的阀的系统而言提供了数个改进。例如,通过实施分开的吸气端口 20 和呼气端口 22,呼吸器具 10 能形成为对于呼气阀 28 使用固定阻流器,呼气阀 28 与在其中每个开口必须提供自由吸气和治疗呼气阻力的器具中实施的阀的类型相比更简单、更可靠且成本更低(对于零件和/或器具的组装而言)。类似地,由于分开形成的吸气阀 26 和呼气阀 28 相对简单,呼吸器具 10 的形状因数(form factor)可改进。例如,阀 26 和 28,和/或器具 10 通常可布置于对象 12 的鼻孔外面(如图 1 和 2 的鼻枕构造中所示)。在阀 26 和 28 形成于对象 12 的鼻孔外面的实施例中,一些或所有的阀可具有比鼻孔的开口要大的横截面,从而使得阀 26 的吸气阻力能降低。通过将呼气阀 28 实施为与吸气阀 26 分离的零件所提供的另一改进在于使得呼气阀 28 的阻力在不干扰吸气阀 26 的功能性或整体性之下可配置(例如通过替换)。

[0040] 鼻周期是工作于鼻生理功能领域的研究者已知的现象。如 Hamilton 在 *The Physiologist* (1979 Jun ;22 (3) :43-49) 中声明的:“鼻周期包括  $R_n$  (鼻阻力) 在左右两侧之间的相互变化,而总  $R_n$  很少或没有变化。这在近似 80% 的时间里观察到,不管以相同个体测量还是按总体测量,因此实际上是间歇的。在发生时,其具有从 1/2 至 4 小时的周期持续时间,更常见地 2 至 3.5 小时”。穿过对象 12 的左右鼻孔至大气的气路形成平行的回路配置。净鼻阻力因此是各个阻力倒数之和的倒数。常规气道阻流器在与左右鼻阻力相结合时分别形成各自左右系列回路。由常规阻流器增加至这些分离回路的增加阻力可能会使鼻周期不平衡。这会在鼻周期的某时段期间引起总鼻阻力的增大或降低,这对于患者会是不舒适的,影响治疗效果,或者甚至在睡眠期间引起觉醒。

[0041] 相反,图 1 和 2 所示的器具 10 的实施例(在本体 14 内没有分离对象 12 的鼻孔的内隔板)不会单个地影响左右鼻孔阻力。这样,左右鼻阻力的自然平衡不受影响,因为回路的平行分量(倒数之和的倒数)在器具 10 的增加阻力之前并且数学地与之独立。

[0042] 图 3 示出呼吸器具 10 的一个实施例,其中本体 14 形成为覆盖对象气道的一个或多个外部孔口(例如鼻孔、鼻孔和嘴、等)的面罩。在图 3 所示的实施例中,本体 14 是包围对象气道的一个或多个包围外部孔口外面的膜。而且,本体 14 的膜在对象气道的一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路。这些流路包括由吸气端口 20 形成的穿过本体 14 的流路和由呼气端口 22 形成的穿过本体 14 的流路。

[0043] 吸气阀 26 布置于吸气端口 20 内,并允许来自大气的气体由对象通过本体 14 相对自由地吸入。呼气阀 28 布置于呼气端口 22 内,并限制从本体 14 内至大气的气流以使得从对象气道的一个或多个由本体 14 包围的外部孔口呼出气体引起对象气道内的压力升高至在呼气期间支撑对象气道的水平。如上对于图 1 和 2 所示实施例描述的,图 3 所示呼吸器具 10 的实施例可使得吸气阀 26 和/或呼气阀 28 的其中一个或两者都能分别从吸气端口 20 或呼气端口 22 移除。而且,在一个实施例中,呼气端口 28 处对气流的阻力可通过可操纵的控制和/或通过将呼气阀 26 用具有不同阻力的另一阀替换来配置。在本体 14 覆盖所有气道孔口的实施例(例如图 3 所示实施例)中,吸气端口 20 的其中一个或两个可为了备用的目的复制。

[0044] 本体 14 形成为面罩(例如如图 3 所示)而非图 1 和 2 所示鼻枕构造是一些对象优选的,这是由于经由另外外部孔口提供支撑而带来的可感知舒适性(例如,面罩覆盖嘴

以及鼻孔)和/或其他原因。将很明显,图3所示呼吸器具10的实施例下与图1和2所示实施例在呼气期间在对象气道内的升高压力的操作机制相同。尽管呼吸器具10的其他方面在下面将关于呼吸器具10实施图1和2所示鼻枕构造的实施例描述,但这不是限制性的并且这些描述能由本领域技术人员扩展至图3的面罩。

[0045] 在一个实施例中,面罩可设计来最小化相对于面部包围的内部容积的死区。鼻孔口的接口腔可由压力挡板或单向阀与口腔接口分开。将这些腔分开可改进压力密封结构,和/或可在对象进行鼻呼吸时避免再呼吸额外的口腔死区呼出气体的不舒适性。

[0046] 在一个实施例中,本体14安坐在对象鼻梁上的部分可配置为与对象皮肤形成牢固密封。例如,本体14的这个区段可包括粘合剂(例如水凝胶等)以粘着至对象。在一些情况下,本体的这个区段可由相对弹性的材料形成,其由于本体14和鼻梁之间粘合的缘故保持对象的鼻道打开。

[0047] 图4是根据本公开一个实施例的呼吸器具10的框图。在图4所示的框图中,除了本体14、吸气端口20、呼气端口22、吸气阀26和呼气阀28之外,呼吸器具10包括一个或多个传感器30、用户接口31以及处理器32。

[0048] 传感器30构造为产生一个或多个输出信号,其传输与呼吸器具10(例如如图1所示和如上所述)安装于其上的对象气道的稳定性相关的信息。在一个实施例中,传感器30承载于本体10上。以非限制性示例的方式,传感器30可监控对象气道处或其附近(例如本体14内)的气体的一个或多个参数。一个或多个参数可包括流量、压力和/或其他参数中的一个或多个。在一个实施例中,传感器30包括将振动转换为输出电信号的转换器。由转换器产生的输出信号可转换由于对象气道中的不稳定性所产生的声波中的振动(例如“打鼾”)、由于气道不稳定性所引起的对象气道周围的组织的振动、和/或指示气道不稳定性的其他振动。在一个实施例中,传感器30不承载于本体10上。例如,传感器30可包括监控对象的呼吸要求、对象的神经活动、和/或指示对象气道状态的其他参数的一个或多个传感器。

[0049] 用户接口31构造为提供器具10和用户(例如对象、看护者、睡眠同伴等)之间的接口,用户通过所述用户接口可给器具10提供信息和从器具10接收信息。这使得统称为“信息”的数据、结果和/或指令以及任何其他可通信项目能在用户和处理器32之间通信。适合于包括在用户接口31中的接口设备的例子包括键区、按钮、开关、键盘、旋钮、控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、声音警报以及打印机。

[0050] 将理解到,其他通信技术,硬布线的或无线的,也由本发明预期作为用户接口31。例如,本发明预期用户接口31可集成有可移除的电子存储接口。在这个例子中,信息可从可移除存储器(例如智能卡、闪存驱动器、可移除硬盘等)装载入器具10,这使得用户能定制器具10的实施。适合与器具10一起作为用户接口31使用的其他示例性的输入设备和技术包括但不限于RS-232端口、RF链路、IF链路、调制解调器(电话、电缆或其他)。简言之,用于与器具10通信信息的任何技术由本发明预期为用户接口31。

[0051] 处理器32构造为提供呼吸器具10中的信息处理能力。这样,处理器32可包括:数字处理器、模拟处理器、设计来处理信息的数字电路、设计来处理信息的模拟电路、状态机、和/或用于电子地处理信息的其他机构中的一个或多个。尽管处理器32在图4中示出为单体,但是这仅是为了示例的目的。在一些实施例中,处理器32可包括多个处理单元。这

些处理单元可以物理地定位于同一设备内,或者处理器 32 可具有协同地操作的多个设备的处理功能性。在一个实施例中,处理器 32 由本体 14 承载。

[0052] 如图 4 所示,在一个实施例中,处理器 32 包括:稳定性模块 34、控制模块 36、设置模块 38、对象监控模块 39、和 / 或其他模块。模块 34、36、38 和 / 或 39 可实施为软件;硬件;固件;软件、硬件和 / 或固件的一些组合;和 / 或以其他方式实施。应当理解到,尽管模块 34、36、38 和 39 在图 4 中示出为共同定位于单个处理单元内,但是在处理器 32 包括多个处理单元的实施例中,模块 34、36、38 和 / 或 39 可定位为远离其他模块。而且,下述不同模块 34、36、38 和 / 或 39 提供的功能性的描述是出于示例的目的,并且不是限制性的,因为任一模块 34、36 和 / 或 38 可提供相比所述更多或更少的功能性。例如,模块 34、36、38 和 / 或 39 中的一个或多个可取消,并且其部分或所有功能性可由模块 34、36 和 / 或 38 中的其他来提供。作为另一例子,处理器 32 可包括一个或多个可执行归属于模块 34、36、38 和 / 或 39 之一下面的部分或所有功能性的另外模块。

[0053] 稳定性模块 34 构造为确定对象气道的稳定性。对象气道的稳定性基于由传感器 30 产生的输出信号确定。在一个实施例中,由稳定性模块 34 进行的对对象气道稳定性的确定包括识别对象气道稳定性在预定阈值之上的情形。在一个实施例中,由稳定性模块 34 进行的对对象气道稳定性的确定包括对象气道稳定性的度量。

[0054] 在图 4 所示的呼吸器具 10 的实施例中,呼气阀 28 构造为对于从本体 14 内部至环境大气的气流(例如呼出气体)提供可控的阻力。控制模块 36 构造为控制呼气阀 28 对该气流的阻力。更具体地,控制模块 36 基于由稳定性模块 34 确定的气道稳定性来控制呼气阀 28 对从本体 14 内部至环境大气的气流的阻力。例如,如果稳定性模块 34 确定对象的气道打开且稳定,则呼气阀 28 对从本体 14 内部至环境大气的气流的阻力由控制模块 36 控制为相对较小,从而允许对象通过本体 14 自由地呼气。另一方面,如果稳定性模块确定对象的气道已经变得不稳定,则增大呼气阀 28 对从本体 14 内部至环境大气的气流的阻力以增大呼气期间对象气道内的压力,从而使对象气道稳定化。呼气阀 28 的这个控制可改进呼吸器具 10 对于对象的舒适性,尤其是在对象气道稳定时。

[0055] 在一个实施例中,控制模块 36 根据设计来改进对象 12 舒适性的算法来控制呼气阀 20 对于从本体 14 内部至环境大气的气流的阻力。例如,控制模块 36 可将呼气阀 28 的阻力设置于相对低的初始值,并且然后随着时间将阻力升高至治疗值。这可使得对象能随着时间逐渐变得习惯于气道的压缩。在一些情况下,这可使得对象能在相对低的阻力下入睡,并且然后在入睡之后在治疗值的阻力下接受治疗支撑。在一个实施例中,控制模块 36 可使得对象能将阻力值重置回初始阻力(例如经由用户接口)。这可使得对象能在醒来时降低呼气阀 28 的阻力,从而改进对象的舒适性以使得对象能再次入睡。

[0056] 设置模块 38 构造为使得对象至少稍微地能配置控制模块 36 响应于气道稳定性降低的方式。例如,设置模块 38 可使得对象能设置控制模块 36 对气道不稳定性的敏感度、在检测到气道不稳定性时将施加至呼气阀 28 对呼出气体的阻力的增大量、和 / 或配置呼吸器具 10 的由控制模块 36 控制的其他参数。在一个实施例中,设置模块 38 可由对象经由用户接口访问。用户接口可承载于本体 14 上,或者可包括通信端口,对象通过所述通信端口将呼吸器具与另一用于配置设置模块 38 的处理体(例如计算机、移动电话、个人数字助手等)相连接。在一些情况下,阀 28 可构造为使得在与处理器 32 断开时,阀 28 返回至打开或最

大阻力设置。

[0057] 对象监控模块 39 构造为监控从器具 10 接受治疗的对象。尤其,对象监控模块 39 监控对象的在睡眠期间引起气道阻碍的状况或症候的状态。例如,闭塞性睡眠时无呼吸症候群 (“OSA”) 倾向于是衰退性状况。对象监控模块 39 可监控对象以将关于对象所经受的 OSA 的发展状态的信息提供给对象或另一用户。在一些情况下,对象监控模块可监控多个阻碍事件(例如如稳定性模块 34 所识别的)中的一个或多个、穿过器具 10 的气流的一个或多个参数(例如基于由传感器 30 产生的输出信号)、和/或与 OSA 的发展相关的其他信息,或者对象所经受的另外状态。对象监控模块 39 经由用户接口 31 给对象提供关于对象所经受的 OSA 状态或其他状况的指示。

[0058] 在一个实施例中,对象监控模块 39 基于对象所经受的阻碍事件的数量每夜、每周、每月或其他定期给用户指示。例如,如果阻碍事件的数量突破预定的阈值,可给用户指示关于对象可能需要超出目前由器具 10 所提供的另外气道支撑的指示。

[0059] 在一个实施例中,对象监控模块 39 将由传感器 30 和/或稳定性模块 34 获取的数据经由用户接口 31 提供给用户。用户然后可实施该数据以对关于对象所经受的 OSA 或其他状况的发展进行确定。在一些情况下,可使用从对象监控模块 39 接收的数据,例如,以执行将对象所经受的 OSA 或其他状况、对象的症状、和/或对象所经受的受阻呼吸的生理原因归类的表型。

[0060] 将理解到,归属于图 4 中的呼吸器具 10 的至少一些特点和功能性可在不包括电子处理器比如处理器 32 的实施例中实施。以非限制性示例的方式,上述关于 28 的阻力的逐渐升高能通过用于逐渐限制通过阀 28 的气流的机械机构(例如,通过逐渐限制形成于阀 28 处的一个或多个开口的直径和/或横截面)来完成。例如,记忆聚合物可插入在形成于阀 28 处的一个或多个开口中。记忆聚合物可在放大(例如通过插入的插塞)之后收缩。阀 28 可包括记忆金属/聚合物/纳米结构,其通过重置机构在膜/记忆结构放置于初始打开位置之后拉或推膜以闭合与阀 28 相关的开口。阀 28 可包括弹簧基时钟状机构,其由压靠膜的呼吸压力释放以缓慢地闭合阀 28 处的开口。阀 28 可包括摇摆棘齿时钟机构(时间固定或预编程地致动)以缓慢地闭合阀的开口。用于缓慢地闭合与阀 28 相关的阀开口以升高阻力的其他机构也是预期的。

[0061] 在一个实施例中,包括在阀 28 中以随着时间缓慢地升高阻力而没有由电处理器进行控制的机械机构可包括致动控制器。致动控制器可由对象 12 致动,或者根据需要在睡眠期间由对象 12 附近的其他人(例如配偶、父母、看护者等)致动。

[0062] 作为其类型为功能性在图 4 所示器具 10 的实施例中完成而没有由电子处理器进行控制的另一示例,呼吸器具 10 可包括用于触发阀 28 的阻力变化的机械机构。例如,阀 28 可包括通过对象的打鼾引起振动的谐振声腔和/或音叉。谐振声腔或音叉可结合至引起与阀 28 相关的一个或多个开口受限制的时钟机构或释放机构。

[0063] 图 5 示出呼吸器具 10 的一个实施例,其包括对由呼吸器具 10 提供的对对象气道的支撑进行改进的另外特点。在图 5 所示实施例中,呼吸器具 10 实施为构造为支撑对象气道的系统 40 中的部件。在一个实施例中,除了呼吸器具 10 之外,系统 40 包括压力发生器 42 和回路 44。

[0064] 压力发生器 42 构造为产生用于经由呼吸器具 10 输送至对象气道的可呼吸压缩气

流。由压力发生器 42 产生的可呼吸压缩气流的一个或多个参数可出于治疗的目的由压力发生器 42 控制。例如,压力发生器 42 可控制可呼吸压缩气流的压力、流速、成分和 / 或其他参数中的一个或多个。在一个实施例中,压力发生器 42 包括:气源和控制由气源内的气体产生的压缩气流的流量和 / 或压力的一个或多个部件。气源可包括任何呼吸气体供应器,比如举例来说环境大气、压缩气罐、墙壁气源、和 / 或其他可呼吸气体本体。来自气源的呼吸气体能是任何可呼吸气体,比如空气、氧气、氧气混合物、能呈气态形式的呼吸气体和药物的混合物(例如氧化氮、喷雾状、等)、和 / 或其他可呼吸气体。控制可呼吸压缩气流的一个或多个参数的所述一个或多个部件可包括:阀、鼓风机、活塞、波纹管、和 / 或用于控制可呼吸压缩气流的一个或多个参数的其他机构中的一个或多个。

[0065] 回路 44 在呼吸器具 10 和压力发生器 42 之间形成气体流路。由回路 44 形成的气体流路将由压力发生器 42 产生的可呼吸压缩气流从压力发生器 42 输送至呼吸器具 10。在图 5 所示实施例中,回路 44 包括在压力发生器 42 和呼吸器具 10 之间延伸的管道。管道是柔性的并且将压力发生器 42 和呼吸器具 10 之间的流路与大气基本上密封开来。如下所述,可呼吸压缩气流以相对低的流速提供至呼吸器具 10。这样,回路 44 的横截面积可相对较小。例如,在一个实施例中,回路 44 的横截面积小于大约  $1\text{cm}^2$ 。在一个实施例中,回路 44 的横截面积小于大约  $1.5\text{cm}^2$ 。在一个实施例中,由于可呼吸压缩气流的较低流速,回路 44 相对柔性。回路 44 的相对较小横截面尺寸和 / 或回路 44 的相对柔性中的一个或两者可改进系统相对于依赖于较大流速并需要较笨重和 / 或较硬回路用于输送的压力支撑系统(例如常规 PAP 系统)的可用性。例如,较小和 / 或较柔性的回路 44 对于对象而言会是更舒适的。作为另一示例,较小较柔性的回路 44 可降低在使用期间转移至呼吸器具 10 的拉力和 / 或扭矩。拉力和 / 或扭矩的这种降低可使得能降低呼吸器具 10 和 / 或将呼吸器具 10 保持就位的装置(例如头部配件)的尺寸和 / 或质量,从而使得呼吸器具 10 能具有较小、较柔和 (less intrusive) 的设计。

[0066] 为了从回路 44 接收可呼吸压缩气流,在图 5 所示实施例中,呼吸器具 10 的本体 14 形成回路端口 46,由回路 44 形成的流路在回路端口 46 处与本体 14 的内部连通。在一个实施例中,回路阀(未示出)布置于回路端口 46 中。回路阀控制进入本体 14 的可呼吸压缩气流的流速。在一些情况下,回路阀的阻力可控地可调节以使得能对进入本体 14 的可呼吸压缩气流的流速进行调节。在一个实施例中,可呼吸压缩气流的流速通过调节压力发生器 42 的操作来控制。在一个实施例中,回路阀可设计来在呼气期间控制或停止离开(down)回路 44 的气流。

[0067] 在一个实施例中,回路 44 可从回路端口 46 移除并且呼吸器具 10 包括能在回路 44 移除时可移除地插入回路端口 46 以密封回路端口 46 的插塞(未示出)。在一个实施例中,代替接收插塞,布置于回路端口 46 内的回路阀能闭合以防止来自环境大气的气体通过回路端口 46 进入本体 14。回路端口 46 与环境大气的密封隔离使得呼吸器具 10 能在没有回路 44 安装于回路端口 46 中的情况下如上所述那样起作用(例如相对于图 1 至 4)。例如,对象会希望接收由呼吸器具 10 提供的气道支撑而没有由通过回路 44 输送的可呼吸压缩气流提供的另外支撑。作为另一示例,对象可在远离家并且不希望运输压力发生器 42 和 / 或回路 44 时使用没有回路 44 和压力发生器 42 的呼吸器具 10。

[0068] 在一个实施例中,可呼吸压缩气流由压力发生器 42 以相对恒定的流速产生以给

对象的气道提供另外的支撑。如上面已经描述的,在呼吸期间,对象通过本体 14 经由形成于吸气端口 20 和对象接口开口 18 之间的流路从大气自由地吸气。在呼气期间,吸气端口 20 由吸气阀 26 闭合,并且通过对象接口开口 18 呼出的气体经由对象接口开口 18 和呼气端口 22 之间的流路排出至大气。由于安装于呼气端口 22 中的呼气阀 28 的阻力,呼出气体在对象的气道内形成提供气道支撑的压力。

[0069] 如应当从前述理解到的,在没有回路 44 和压力发生器 42 之下呼吸器具在呼气期间给对象的气道提供支撑时,气道在吸气期间仍然相对不受支撑。而且,呼气期间气道的压缩受限于由对象呼出的气体体积和 / 或对象气道的尺寸和形状。这样,虽然没有和压力发生器 42 和回路 44 之下使用呼吸器具 10 可给对象提供相比常规 PAP 支撑系统而言改进的舒适性,但是在呼吸期间仅由呼吸器具 10 提供的支撑可能不足以充分地支撑对象。

[0070] 在其中仅使用呼吸器具 10 没有给对象提供对气道的充分支撑的情况下,连同压力发生器 42 和回路 44 一起使用呼吸器具 10 提供在仅使用呼吸器具 10 和常规 PAP 支撑系统之间的中间治疗选项。与压力发生器 42 和回路 44 相组合地,呼吸器具 10 如上所述作用来使得对象能从大气吸气和呼气至大气同时给对象的气道提供一定水平的支撑。经由回路 44 输送至呼吸器具 10 的可呼吸压缩气流的流速仅是足够大以在吸气期间将气道压力维持于可接受的最小化水平。由于压缩气流既不是由呼吸器具 10 输送至对象气道的可呼吸气体的主要来源,也不是气道支撑的主要来源(如同常规 PAP 系统的情况),因此可呼吸压缩气流的流速可相对较低。例如,在一个实施例中,可呼吸压缩气流的流速保持小于大约 100LPM。在一个实施例中,可呼吸压缩气流的流速保持于大约 75LPM 以下。在一个实施例中,可呼吸压缩气流的流速保持于大约 50LPM 以下。在一个实施例中,可呼吸压缩气流的流速保持于大约 40LPM 以下。压缩气体的相对较低流速相对于需要较高流速的系统(例如常规 PAP 系统)而言可给对象提供改进的可用性(例如舒适性)。

[0071] 在一个实施例中,可呼吸压缩气流的流速是设置为在使用期间恒定的相对静态参数。用于对象的流速可针对对象具体地确定。例如,在一个实施例中,在睡眠研究期间,一个或多个看护者可给对象确定适合的流速。在一个实施例中,对于对象的适合流速通过监控对象气道内的压力来确定。对于对象的适合流速是确保在呼气和吸气之间转换时对象气道内的压力不会通常降低到最小转换气道压力以下。最小转换气道压力可以是例如大约 4 厘米水柱。

[0072] 在一个实施例中,来自回路 44 的可呼吸压缩气流的流速和 / 或压力随着时间缓慢增大。来自回路 44 的可呼吸气体的流速和 / 或压力的增量增大可从初始水平增大,所述初始水平对于对象而言相比在睡眠期间进行有效治疗所需的水平更舒适。随着时间过去,流速和 / 或压力的水平可增大至提供有效治疗的水平。这种方法可使得对象能随着可呼吸气体的压力和 / 或流速的增大而缓慢地调节至经由呼吸器具 10 接受治疗。在一些情况下,对象甚至可在达到压力和 / 或流速的增大水平之前入睡。在这个实施例中,可给对象提供控制器以将流速和 / 或压力“重置”至初始降低水平。例如,如果对象在夜间醒来,这种重置可使得对象能在试图再入睡时降低可呼吸气体的压力和 / 或流速的水平。

[0073] 在其他实施例中,来自回路 44 的可呼吸气体的压力和 / 或流速另外地变化来改进所提供气道支撑的舒适性和 / 或功效。例如,压力和 / 或流速可根据吸气期间的第一水平和呼气期间的第二水平之间的双水平模式变化。作为另一示例,压力和 / 或流量可根据比



上述单增量更加复杂的升高模式增大。

[0074] 在一个实施例中,可控制可呼吸气流的各种参数以便除了简单气道支撑之外提供治疗益处。例如,可控制可呼吸气流的成分(例如用于将补充氧气供应至对象),可控制可呼吸气流的压力和/或流速以产生对象的呼吸模式(例如降低呼吸速率、增大呼吸体积等),和/或可出于其他治疗目的控制参数。

[0075] 图6是根据本公开一个实施例的系统40的框图。在图6所示的图示中,除了如上所述的呼吸器具10、压力发生器42和回路44之外,系统40包括一个或多个传感器48、用户接口49、以及处理器50。在图6所示实施例中,回路阀52布置于回路端口46内以控制从回路44进入本体14的可呼吸压缩气流的流速。应当理解到,在一个实施例中(未示出),可呼吸压缩气流的流速可通过压力发生器42的控制来调节,作为由下述回路阀52提供的流速控制的替代或添加。

[0076] 传感器48构造为产生一个或多个输出信号,所述信号传输涉及安装有呼吸器具10的对象气道的稳定性的信息(例如如图1所示和如上所述)。在一个实施例中,传感器48承载于本体10上。在一个实施例中,传感器48由回路44承载。以非限制性示例的方式,传感器48可监控气体在对象气道处或附近(例如在本体14内)的一个或多个参数。所述一个或多个参数可包括流量、压力和/或其他参数中的一个或多个。在一个实施例中,传感器48包括将振动转换为输出电信号的转换器。由转换器产生的输出信号可转换由于对象气道中的不稳定性(例如“打鼾”)产生的声波中的振动、对象气道周围的组织由于气道不稳定性引起的振动、和/或表示气道不稳定性的其他振动。

[0077] 用户接口49构造为提供系统40和用户(例如对象、看护者、睡眠同伴等)之间的接口,用户通过所述用户接口可给系统40提供信息或从系统40接收信息。用户接口49能以与用户接口31(图4所示和如上所述)基本上相同的方式起作用。在一个实施例中,用户接口49包括多于一个实际接口。在一个实施例中,用户接口49包括与压力发生器42相联系的接口和/或与器具10相联系的接口。

[0078] 处理器50构造为提供系统40中的信息处理能力。这样,处理器50可包括:数字处理器、模拟处理器、设计来处理信息的数字电路、设计来处理信息的模拟电路、状态机、和/或用于电子地处理信息的其他机构中的一个或多个。尽管处理器50在图6中示出为单体,但是这仅是为了示例的目的。在一些实施中,处理器50可包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地定位于同一设备内,或者处理器50可具有协同地操作的多个设备的处理功能性。在一个实施例中,处理器50由本体14承载。在一个实施例中,处理器50由回路和/或压力发生器42承载。

[0079] 如图6所示,在一个实施例中,处理器50包括:稳定性模块54、控制模块56、设置模块58、对象监控模块59、和/或其他模块。模块54、56、58和/或59可实施为软件;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的一些组合;和/或以其他方式实施。应当理解到,尽管模块54、56、58和59在图6中示出为共同定位于单个处理单元内,在处理器50包括多个处理单元的实施例中,模块54、56、58和/或59可定位为远离其他模块。而且,下述不同模块54、56、58和/或59提供的功能性的描述是出于示例的目的,并且不是限制性的,因为任一模块54、56、58和/或59可提供相比所述更多或更少的功能性。例如,模块54、56、58和/或59中的一个或多个可取消,并且其部分或所有功能性可由模块54、56、58和/或59中的其他

来提供。作为另一例子,处理器 50 可包括一个或多个可执行归属于模块 54、56、58 和 / 或 59 之一的部分或所有功能性的另外模块。

[0080] 稳定性模块 54 构造为确定对象气道的稳定性。对象气道的稳定性基于由传感器 48 产生的输出信号确定。在一个实施例中,由稳定性模块 54 进行的对对象气道稳定性的确定包括识别对象气道不稳定性在预定阈值之上的情形。在一个实施例中,由稳定性模块 54 进行的对对象气道稳定性的确定包括对象气道稳定性的度量。

[0081] 在图 6 所示的系统 40 的实施例中,控制模块 56 构造为控制回路阀 52 对从回路 44 进入本体 14 的压缩气流的阻力。通过控制回路阀 52 的这个阻力,控制模块 56 控制从回路 44 进入本体 14 的可呼吸压缩气流的流速。在一个实施例中,控制模块 56 基于由稳定性模块 54 确定的气道稳定性来控制回路阀 52 的阻力。例如,如果稳定性模块 54 确定对象的气道打开且稳定,则回路阀 52 对从回路 44 至本体 14 的压缩气流的阻力由控制模块 56 控制为相对较大,从而减少或停止从回路 44 至本体的压缩气流。另一方面,如果稳定性模块 54 确定对象的气道已经变得不稳定,则回路阀 52 的阻力降低以允许压缩气体从回路 44 通过本体 14 流动至对象的气道,从而增大对象气道内的压力以在吸气期间使对象气道稳定化。回路阀 52 的这个控制可改进系统 40 对于对象的舒适性,尤其是在对象气道稳定时。阀 52 能定位于压缩气体回路内的任何位置处,包括压力源内。其他构造包括其中阀 52 是通向大气的分路的构造。类似的效果能在没有阀 52 之下获得,但是例如要控制鼓风机速度。存在着很多对于本领域技术人员而言很显然的可能压力控制构造。

[0082] 在一个实施例中,控制模块 56 增量地增大和 / 或降低回路阀 52 的阻力。这些增量的增大和 / 或降低可响应于由稳定性模块 54 确定的对象气道稳定性的增量增大和 / 或降低。在一个实施例中,控制模块 56 在两个阻力之间调节回路阀 52 的阻力,这两个阻力相应于允许气体以预定流速从回路 14 流入本体 14 的打开位置和停止或显著减慢来自回路 44 的气流的闭合位置。在一个实施例中,响应于由稳定性模块 54 识别的对象气道的去稳定化,控制模块 56 开始增量地降低回路阀 52 的阻力,从而增量地增大从回路 44 至对象气道的气流,直到气道稳定化。在一个实施例中,如果回路阀 52 的阻力已经降低并且对象气道稳定化,控制模块 56 增量地增大回路阀 52 的阻力,从而增量地降低从回路 44 至对象气道的气流,直到气流停止或显著减慢,或者直到由稳定性模块 54 识别到另一去稳定化。

[0083] 在一个实施例中,除了控制回路阀 52 的阻力之外,控制模块 56 还基于由稳定性模块 54 确定的对象气道稳定性控制呼气阀 28 的可调节阻力。例如,控制模块 56 能以上述关于图 4 的方式控制呼气阀 28 的阻力。在图 6 所示的实施例中,控制模块 56 可协同呼气阀 28 和回路阀 52 的控制以改进由系统 40 提供给对象的治疗的一个或多个方面。以非限制性示例的方式,如果稳定性模块 54 识别出气道的不稳定性,控制模块 56 可增大呼气阀 28 的阻力并伴随地降低回路阀 52 的阻力以支撑对象的气道。作为另一例子,控制模块 56 可实施阶梯控制计划,其中对象气道中的压力通过首先调节其中一个阀的阻力(例如增大呼气阀 28 的阻力)并且然后调节另一个阀的阻力(例如降低回路阀 52 的阻力)来增大,直到对象的气道稳定化。

[0084] 设置模块 58 构造为使得对象至少稍微地能配置控制模块 56 响应于气道稳定性降低的方式。例如,设置模块 58 可使得对象能设置:控制模块 56 对气道不稳定性的敏感度、在检测到气道不稳定性时将施加至呼气阀 28 对呼出气体的阻力的增大量、在检测到气道

不稳定性时将施加至回路阀 52 的阻力的降低量、和 / 或配置系统 40 的由控制模块 56 控制的其他参数 (例如压力发生器 42 的参数等)。在一个实施例中,设置模块 58 可由对象经由用户接口访问。用户接口可承载于本体 14 上,或者可包括通信端口,对象可通过所述通信端口将系统 40 与另一用于配置设置模块 58 的处理体 (例如计算机、移动电话、个人数字助手等) 相连接。

[0085] 对象监控模块 59 构造为监控对象经受的 OSA 或另一状况的状态,并将这个监控的结果经由用户接口 49 提供给用户。在一个实施例中,对象监控模块 59 以与对象监控模块 39 基本上相同的方式操作。在一个实施例中,由对象监控模块 59 获得和 / 或产生的信息由控制模块 56 实施来确定控制模块 56 在将气体输送至呼吸器具 10 中控制压力发生器 42 和 / 或回路阀 52 的方式。

[0086] 在一个实施例中,处理器 50 包括一个或多个模块,所述一个或多个模块与系统 40 外面的一个或多个治疗系统相通信。这些模块可作用来确保由处理器 50 控制的治疗方面与由一个或多个外部系统提供给对象的治疗协调。例如,由系统 40 提供的治疗可与失眠治疗、疼痛控制治疗、诊断设备和 / 或系统、光治疗、用药、和 / 或可通过气道支撑和 / 或由系统 40 提供的压力来改进或阻碍的其他治疗和 / 或诊断中的一种或多种协调。

[0087] 图 7 是系统 40 的一个实施例的图示,其中本体 14 包围对象 12 的鼻孔,并且其中从回路 44 输送至本体 14 的可呼吸压缩气流仅 (或基本上仅) 提供至其中一个鼻孔。在一些情况下,除了仅将可呼吸压缩气流提供至其中一个鼻孔之外,呼吸器具 10 可构造为使得气体在其中一个鼻孔和环境大气之间流动的阻力不同于气体在另一鼻孔和环境大气之间流动的阻力。

[0088] 更具体地,本体 14 构造为形成从回路端口 52 至单个对象接口开口 18 的单个流路。为了形成这个单个流路,本体 14 可包括对于气流的一个或多个内部挡板 60,其将压缩气流从回路端口 52 导向至单个对象接口开口 18 同时阻塞压缩气流至其他对象接口开口的通路。尽管内部挡板 60 在图 7 中示出为单个非可渗透挡板,但是这不是限制性的。在一个实施例中,多个挡板元件执行归属于这里所述内部挡板 60 的功能性。在一个实施例中,内部挡板 60 没有密封流路之间的气流,而是替代地限制流路之间的通路。在一个实施例中,内部挡板 60 包括使得气体能在形成于本体 14 内的流路之间在一个方向上流动的单向阀。

[0089] 通常,对象 12 可发现提供从回路 44 进入对象 12 的气道的可呼吸压缩气流是强入的 (obtrusive)。通过将可呼吸压缩气流从回路 44 导入对象 12 的一个鼻孔,流动的强入性可降低同时仍然提供压缩对象 12 的气道的益处。例如,通过仅将气流从回路 44 提供至对象 12 的其中一个鼻孔,对象 12 由于来自回路 44 的气流而在鼻道中经受的寒冷和 / 或干燥可降低,因为通过另一鼻孔的呼吸和 / 或吸气给这两个鼻道提供温暖和 / 或湿气。作为另一示例,从回路 44 至对象 12 的仅其中一个鼻孔的气流方向可降低与逆气流呼吸相联系的可听噪音。

[0090] 如能在图 7 中看到的,在一个实施例中,内部隔板 60 分开使对象接口开口 18 和环境大气之间的气体连通的流路,以使得形成于本体 14 内的第一子组流路将环境大气和其中一个对象接口开口 18 之间的气体连通,并且形成于本体 14 内的第二子组流路将环境大气和另一个对象接口开口 18 之间的气体连通。由内部隔板 60 形成的分开有效地将第一子组流路与第二子组流路密封开。

[0091] 如上所述,回路 44 可从回路端口 46 拆卸,并且回路端口 46 能闭合(例如由回路阀 52,由挡块等)。如果回路 44 被拆下并且回路端口 46 闭合,那么呼吸器具 10 借助于第一子组流路和第二子组流路对于本体 14 内从对象 12 的鼻孔至环境大气的气流的阻力而在呼气期间给对象 12 的气道提供支撑。

[0092] 在一个实施例中,第一子组流路具有与第二子组流路相同的对于从对象接口开口 18 至大气和从大气至对象接口开口 18 的气流的累积阻力。在一个实施例中,第一子组流路具有与第二子组流路不同的对于从对象接口开口 18 至大气和 / 或从大气至对象接口开口 18 的气流的累积阻力。

[0093] 例如,在一个构造中,相应于第二子组流路(即不从回路 44 接收气流的流路)的吸气端口 20 完全被阻塞。在这个构造中,与第二子组流路连通的鼻孔从本体 14 通过相应呼气端口 22 呼出气体,但是在吸气期间不接收气体。于是,对象 12 被迫单单通过从第一子组流路接收气体的鼻孔吸气,这可改进由提供至第一子组流路的可呼吸压缩气流所提供的对气道的支撑。

[0094] 在一个构造中,相应于第二子组流路的呼气端口 22 完全被阻塞。在这个构造中,与第二子组流路连通的鼻孔从大气通过相应吸气端口 20 吸入气体。然而,在呼气期间,仅是从回路 44 接收气流的鼻孔借助于相应呼气阀通过本体 14 将气体呼出至大气。

[0095] 单独施加至鼻子的左右两侧的阻力的这种活动的单独控制在考虑鼻周期时能是有利地的。例如,非常低的呼气阻力能设置于已经由于较高的固有鼻阻力而具有受限流动的一侧上。相对侧能在呼气期间具有较高的阀阻力。估计和追踪鼻阻力的算法能用来以这种方式最大化患者的舒适性。

[0096] 图 8 示出一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法 62。下面给出的方法 62 的操作将是示例性的。在一些实施例中,方法 62 可用未描述的一个或多个另外操作,和 / 或没有一个或多个所述操作来完成。另外,图 8 所示和下面所述的方法 62 的操作顺序不是限制性的。尽管方法 62 的操作在下面参照与呼吸器具 10(图 1-7 所示和上面描述)相同或类似的呼吸器具的部件描述,但是这将不是限制性的。方法 62 能在不脱离本公开范围之下以多种其他情况实施。

[0097] 在操作 64 处,对象气道的一个或多个外部孔口被包围。对象气道的所述一个或多个外部孔口可用在气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路的本体来包围。所述多个流路包括由所述多个流路中的一个或多个但非全部构成的第一子组流路。在一个实施例中,本体与本体 14(图 1-7 所示和上面描述)相同或类似。

[0098] 在操作 66 处,在对象吸气期间,在多个流路内对于穿过本体从环境大气穿行至气道的所述一个或多个外部孔口的气流提供对气流的第一累积阻力。第一累积阻力足够低以使得基本上不受阻碍地从环境大气吸入气道的所述一个或多个外部孔口中。在一个实施例中,操作 66 至少部分地由与吸气阀 26(图 1-7 所示和上面描述)相同或类似的一个或多个吸气阀执行。

[0099] 在操作 68 处,在对象呼气期间,在多个流路内对于穿过本体从气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的气流提供对气流的第二累积阻力。对气流的第二累积阻力提供为限制穿过第一子组流路的气流而不限制穿过由本体形成的多个流路中的其他流路的气流。第二累积阻力足够高以使得穿过本体被呼出的气体升高对象的气道内的压力从而使得

升高的压力支撑对象的气道。在一个实施例中,操作 68 至少部分地由吸气阀执行。多个流路中的其他流路可包括与呼气阀 28(图 1-7 所示和上面描述)相同或类似的一个或多个呼气阀。

[0100] 在操作 70 处,调节第二累积阻力。在一个实施例中,第二累积阻力通过操纵所述一个或多个呼气阀的控制器和 / 或通过用不同阻力的阀替换所述一个或多个呼气阀来调节。

[0101] 图 9 示出一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法 72。下面给出的方法 72 的操作将是示例性的。在一些实施例中,方法 72 可用未描述的一个或多个另外操作,和 / 或没有一个或多个所述操作来完成。另外,图 9 所示和下面所述的方法 72 的操作顺序不是限制性的。尽管方法 72 的操作在下面参照与系统 40(图 5-7 所示和上面描述)相同或类似的系统的部件描述,但是这将不是限制性的。方法 72 能在不脱离本公开范围之下以多种其他情况实施。

[0102] 在操作 74 处,对象气道的一个或多个外部孔口被包围。对象气道的所述一个或多个外部孔口可用在气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路的本体来包围。所述多个流路包括由所述多个流路中的一个或多个但非全部构成的第一子组流路。在一个实施例中,本体与本体 14(图 5-7 所示和上面描述)相同或类似。

[0103] 在操作 76 处,可呼吸压缩气流的来源被放置成与对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口流体连通。在一个实施例中,可呼吸压缩气流的来源是与压力发生器 42(图 5-7 所示和上面描述)相同或类似的压力发生器。在一个实施例中,操作 76 由与回路 44 和回路端口 46(图 5-7 所示和上面描述)相同或类似的回路和回路端口执行。

[0104] 在操作 78 处,在对象吸气期间,在多个流路内对于穿过本体从环境大气至气道的所述一个或多个外部孔口的气流提供对气流的第一累积阻力。第一累积阻力足够低以使得基本上不受阻碍地从环境大气吸入气道的所述一个或多个外部孔口。在一个实施例中,操作 78 至少部分地由与吸气阀 26(图 1-7 所示和上面描述)相同或类似的一个或多个吸气阀执行。

[0105] 在操作 80 处,在对象呼气期间,在多个流路内对于穿过本体从气道的所述一个或多个外部孔口至环境大气的气流提供对气流的第二累积阻力。对气流的第二累积阻力提供为限制穿过第一子组流路的气流而不限制穿过由本体形成的多个流路中的其他流路的气流。第二累积阻力足够高以使得穿过本体被呼出的气体升高对象的气道内的压力从而使得升高的压力支撑对象的气道。在一个实施例中,操作 80 至少部分地由吸气阀执行。多个流路中的其他流路可包括与呼气阀 28(图 1-7 所示和上面描述)相同或类似的一个或多个呼气阀。

[0106] 在操作 82 处,产生可呼吸压缩气流。在一个实施例中,操作 82 由压力发生器执行。

[0107] 在操作 84 处,可呼吸压缩气流输送至对象气道的被包围的所述一个或多个孔口。可呼吸压缩气流至对象气道的所述一个或多个外部孔口的输送可包括:传输来自压力发生器的可呼吸气流、接收传输的可呼吸气流、并将可呼吸气流导向至对象气道的所述一个或多个外部孔口。在一个实施例中,操作 84 由与回路 44 和呼吸器具 10(图 5-7 所示和上面描述)相同或类似的回路和呼吸器具执行。

[0108] 在一个实施例中,对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口包括对象的鼻

孔。在这个实施例中，操作 84 可包括将来自回路的可呼吸压缩气流导向至对象的一个鼻孔同时通过密封阻止可呼吸压缩气流达到对象的另一鼻孔。操作 84 的这个部分可由呼吸器具内的与内部隔板 60（图 7 所示和上面描述）相同或类似的内部隔板执行。

[0109] 图 10 示出一种在对象呼吸时支撑对象气道的方法 86。下面给出的方法 86 的操作将是示例性的。在一些实施例中，方法 86 可用未描述的一个或多个另外操作，和 / 或没有一个或多个所述操作来完成。另外，图 10 所示和下面所述的方法 86 的操作顺序不是限制性的。尽管方法 86 的操作在下面参照与系统 40（图 4 和 6 所示以及上面描述）相同或类似的系统的部件描述，但是这将不是限制性的。方法 86 能在不脱离本公开范围之下以多种其他情况实施。

[0110] 在操作 88 处，对象气道的一个或多个外部孔口被包围。对象气道的所述一个或多个外部孔口可用在气道的所述一个或多个外部孔口和环境大气之间形成多个流路的本体来包围。所述多个流路包括由所述多个流路中的一个或多个但非全部构成的第一子组流路。在一个实施例中，本体与本体 14（图 4 和 6 所示以及上面描述）相同或类似。

[0111] 在操作 90 处，使得环境大气中的气体能以相对较小的阻力达到被包围的所述一个或多个外部孔口，以使得对象能通过被包围的所述一个或多个外部孔口自由地吸气。在一个实施例中，操作 90 由与吸气阀 26（图 4 和 6 所示以及上面描述）相同或类似的一个或多个吸气阀执行。

[0112] 在操作 92 处，产生传输涉及对象气道稳定性信息的一个或多个输出信号。在一个实施例中，操作 92 由与传感器 30（图 4 和 6 所示以及上面描述）相同或类似的一个或多个传感器执行。

[0113] 在操作 94 处，基于在操作 92 处产生的输出信号调节支撑对象气道治疗的一个或多个参数。所述一个或多个参数可包括例如对于气体经其从对象气道的被包围的所述一个或多个外部孔口至环境大气连通的一个或多个流路对气流的阻力。以非限制性的示例，所述一个或多个参数可包括提供至对象气道的所述一个或多个外部孔口的压缩气流的参数（例如流速、压力等）。在一个实施例中，操作 94 由与处理器 32 或处理器 50（图 4 和 6 所示以及上面描述）相同或类似的处理器，所述处理器控制与呼气阀 28（图 4 和 6 所示以及上面描述）类似或相同的一个或多个呼气阀、与回路阀 52（图 6 所示以及上面描述）相同或类似的一个或多个回路阀、和 / 或与压力发生器 42（图 6 所示以及上面描述）相同或类似的压力发生器来执行。

[0114] 上述系统和方法已经阐述为出于气道支撑的目的而在对象的气道内提供升高的压力。这不应视为限制性的。熟练技术人员将理解到，这里所述的系统和方法也可实施来出于其他治疗目的升高气道内的压力。例如，经由吸气和呼气之间的阻力差控制对象气道内的压力可实施通过最大化呼吸功能、获得呼吸中增大量的气泡、减少或延迟肺内流体聚积、和 / 或提供其他治疗益处来检测和 / 或治疗急性肺水肿。

[0115] 尽管本发明已经出于示出的目的基于目前视为最可行和优选的实施例详细描述，但是将理解到，这些细节仅是为了示出的目的并且本发明不限于所公开的实施例，而是相反，将覆盖落入所附权利要求的精神和范围内的变型和等同布置。例如，将理解到，本发明尽可能地预期任何实施例的一个或多个特点能与任何其他实施例的一个或多个特点相组合。

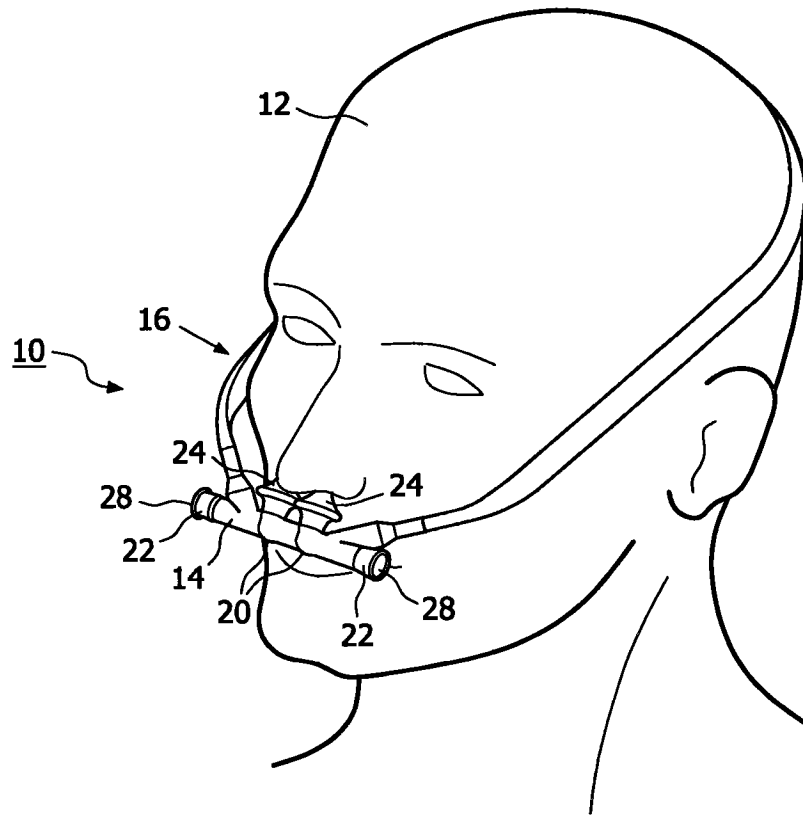


图 1

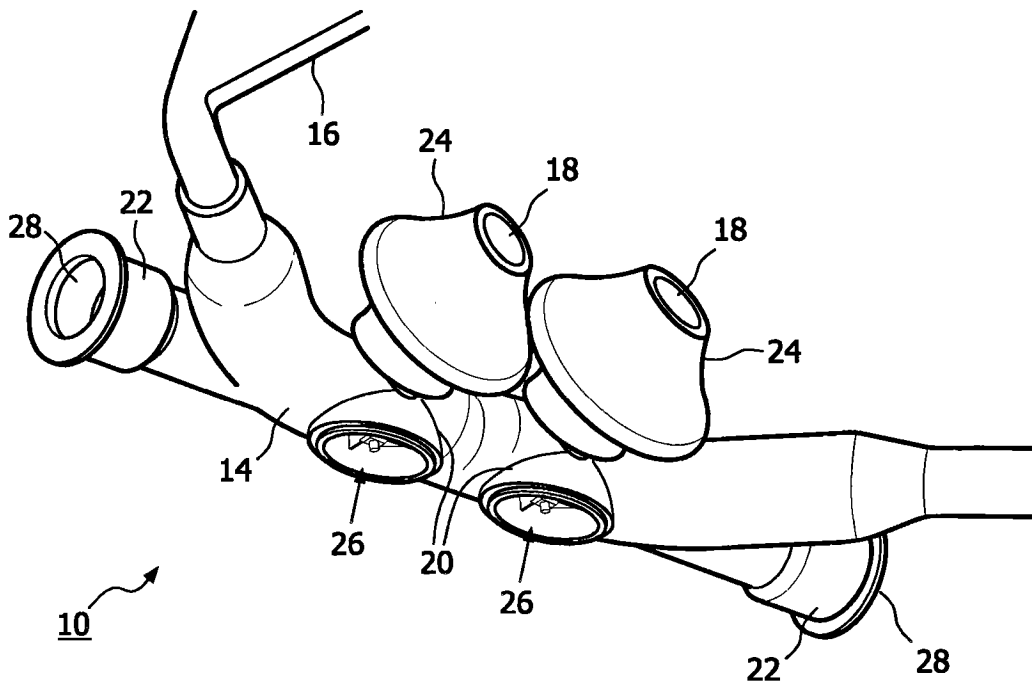


图 2

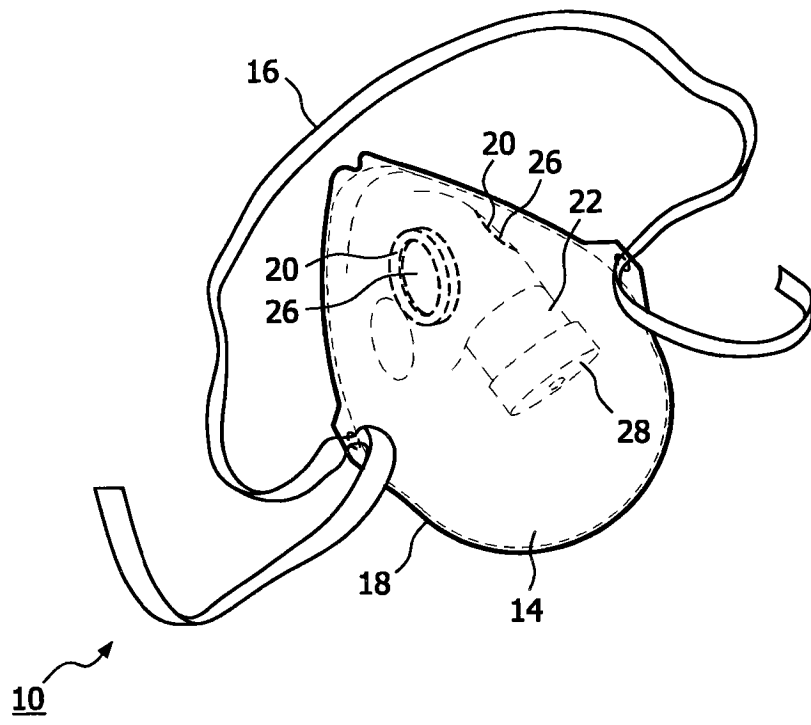


图 3



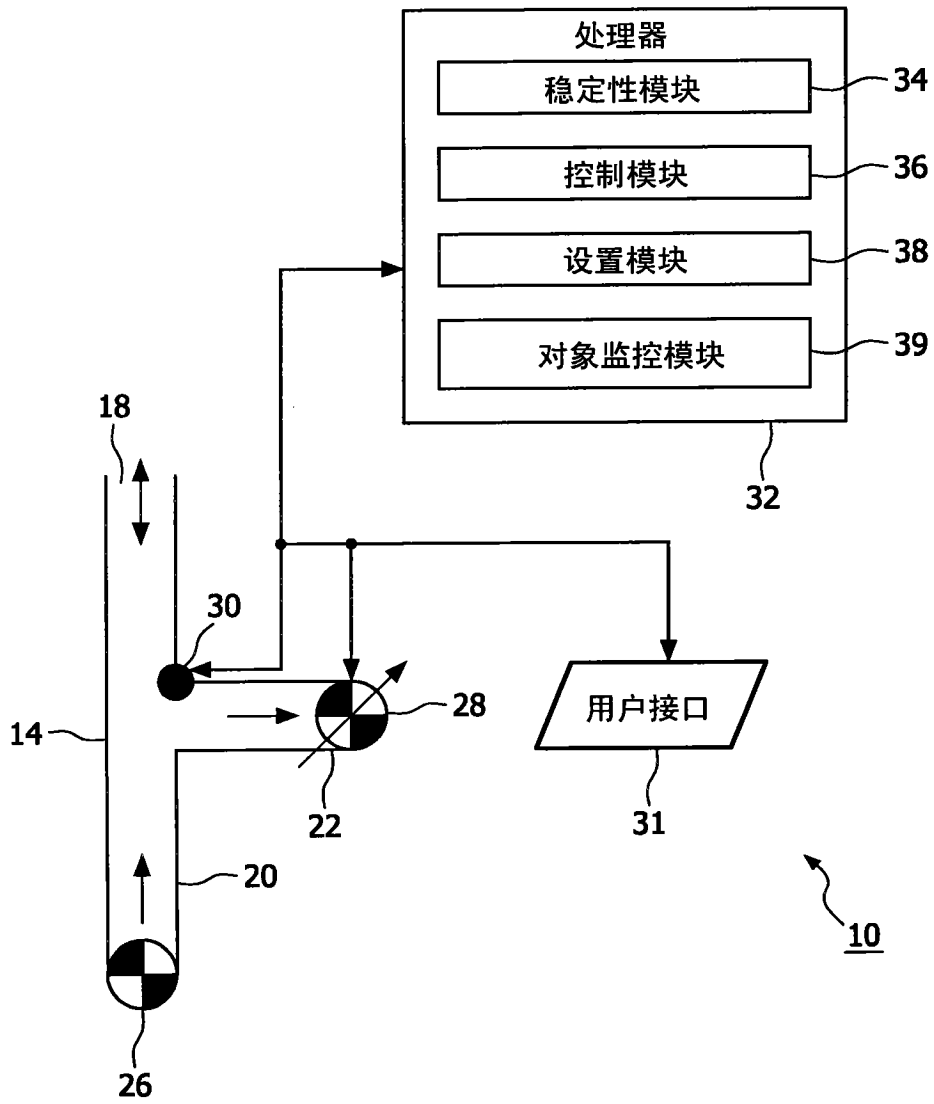


图 4

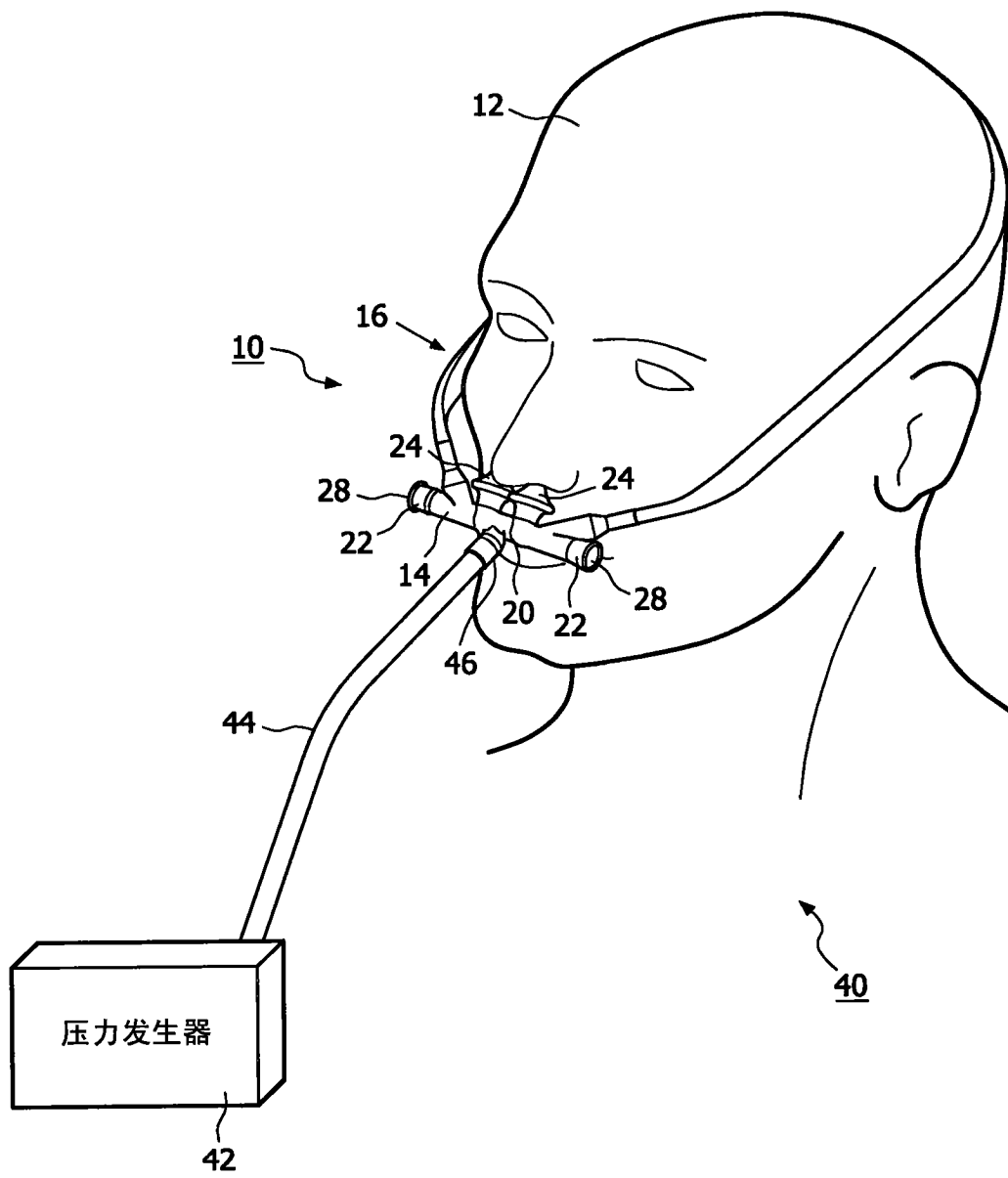


图 5

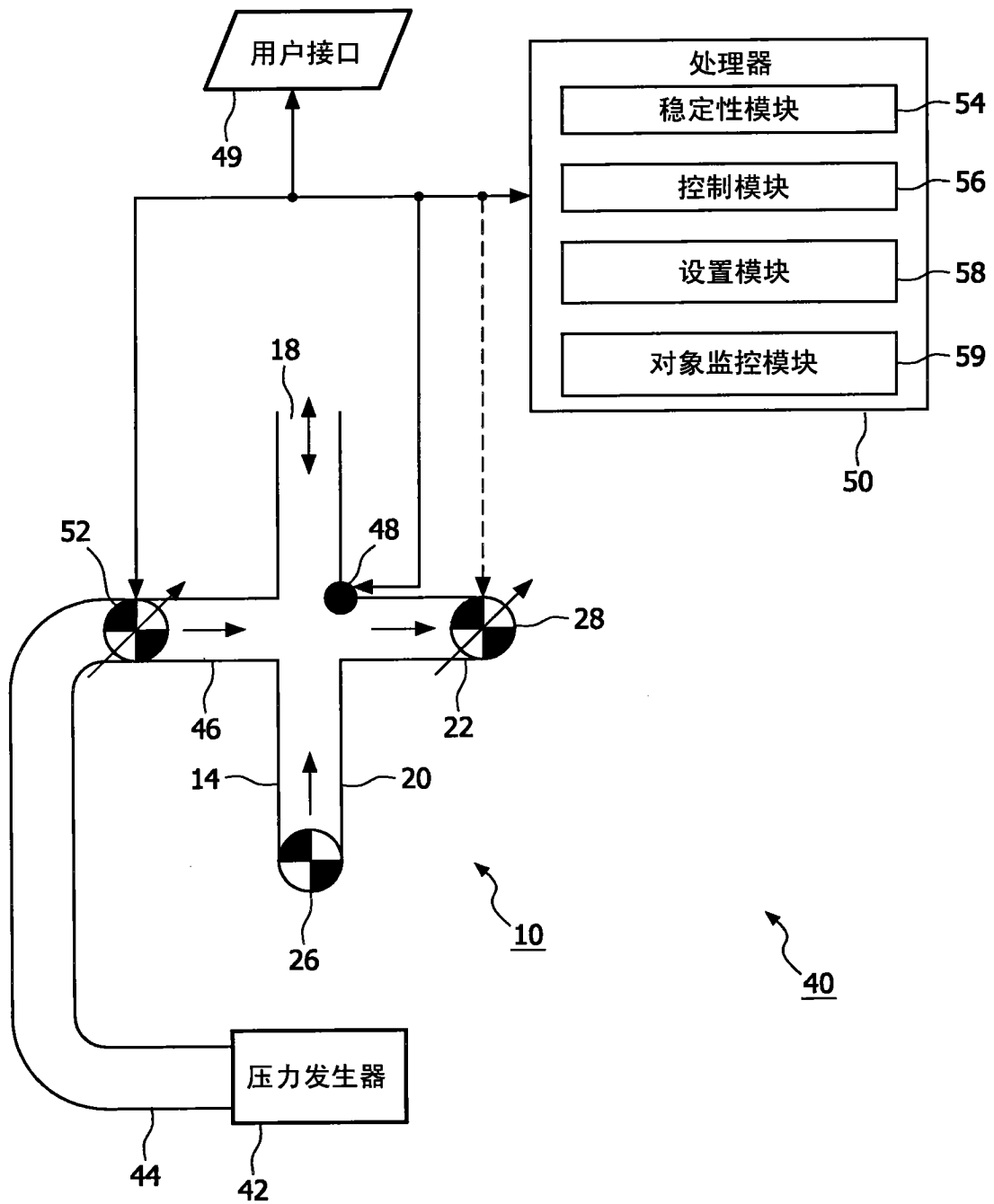


图 6

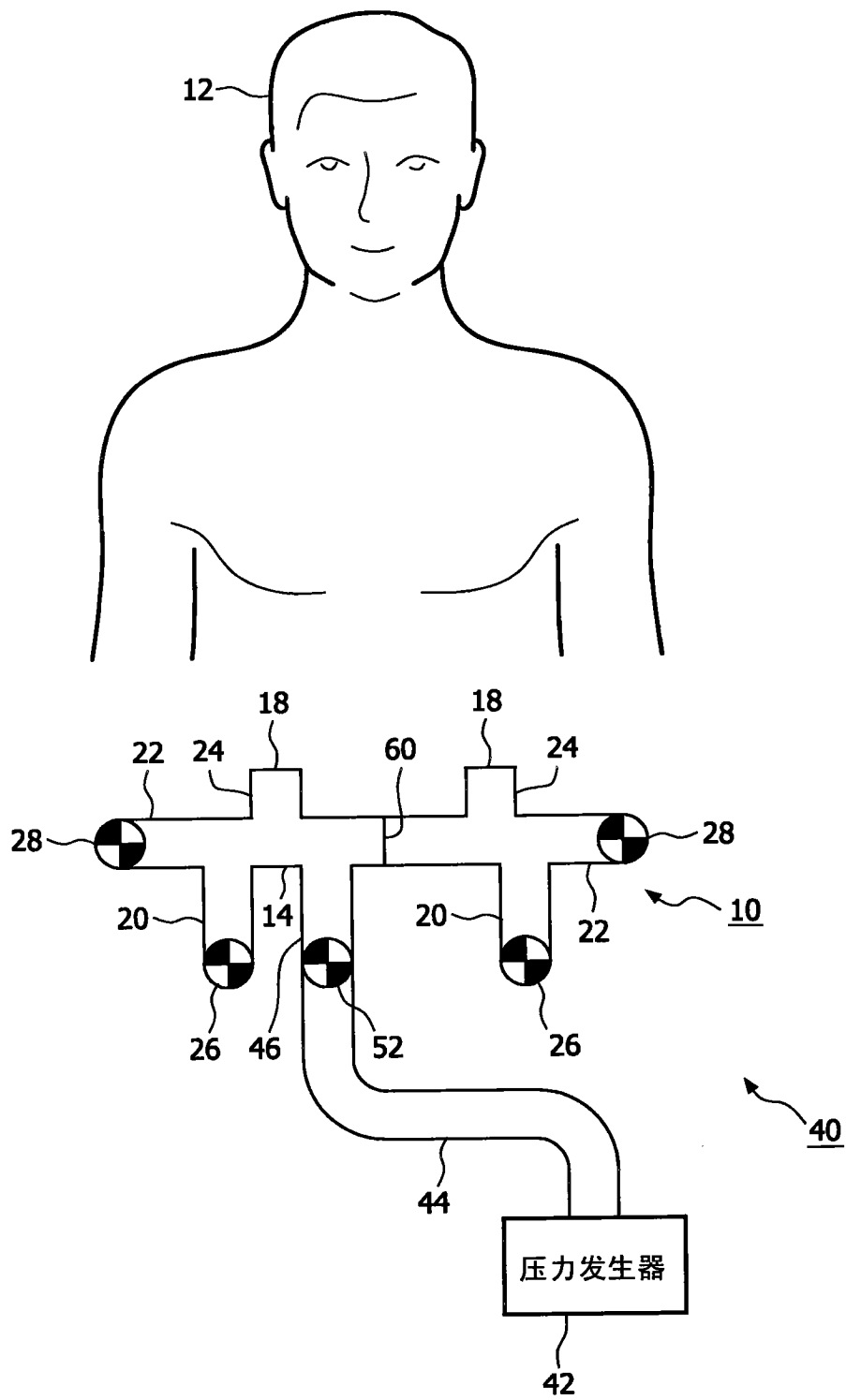


图 7

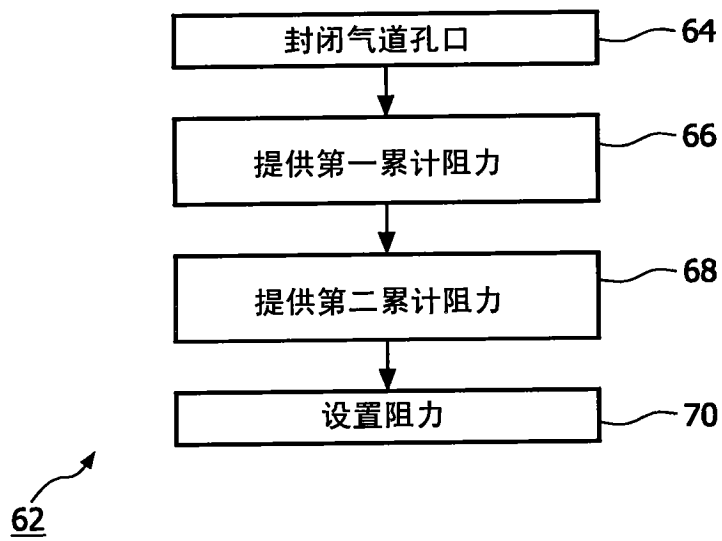


图 8

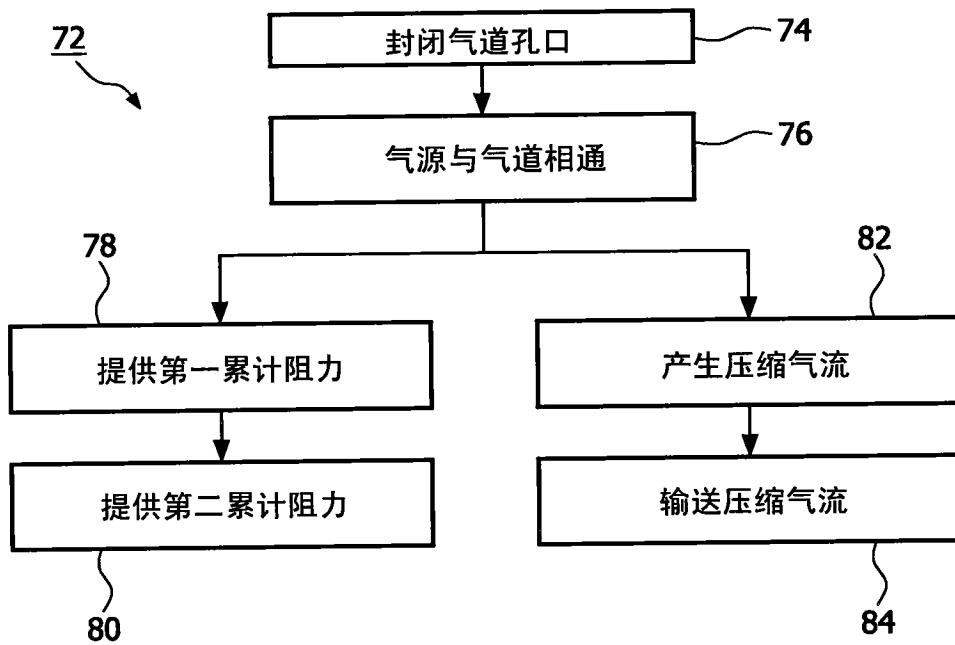


图 9

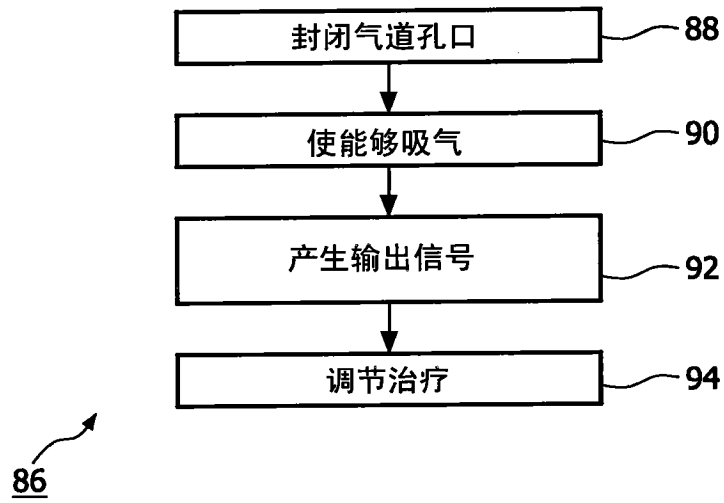


图 10