



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101553284 B

(45) 授权公告日 2013. 07. 31

(21) 申请号 200780033503. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2007. 09. 07

A61M 16/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

11/518, 816 2006. 09. 11 US

11/893, 796 2007. 08. 17 US

(56) 对比文件

US 6230708 B1, 2001. 05. 15, 全文.

US 6668824 B1, 2003. 12. 30, 全文.

US 2004/0123868 A1, 2004. 07. 01, 全文.

CN 1764486 A, 2006. 04. 26, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 03. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/077902 2007. 09. 07

审查员 赵延瑞

(87) PCT申请的公布数据

W02008/033730 EN 2008. 03. 20

(73) 专利权人 RIC 投资有限责任公司

地址 美国特拉华

(72) 发明人 F·伊萨萨

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英

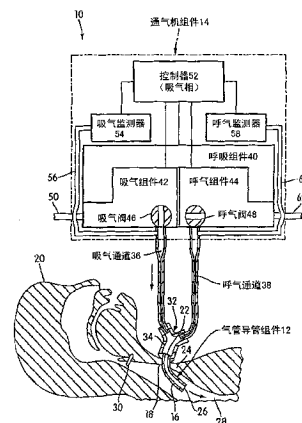
权利要求书4页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

检测讲话模式中的通气机系统异常

(57) 摘要

一种对通气机组件 (10) 进行操作的方法, 所述通气机组件具有彼此连通的吸气通道 (36) 和呼气通道 (38) 以及可执行重复的呼吸循环的呼吸组件。所述方法包括 (a) 对所述呼吸组件进行重复循环, 以便在吸气相期间, 吸气通道内的气体流向患者, 而在呼气相期间, 呼气阀 (48) 保持相对关闭并且呼出气体流过声带并从口中排出, 从而促进患者的讲话能力, (c) 对呼气相期间至少一个通道内的压力进行监测, 以及 (d) 根据压力监测确定是否存在回路断开或闭塞。



CN 101553284 B

1. 一种用于对与吸气通道(36)连通的吸气阀(46)和与呼气通道(38)连通的呼气阀(48)进行操作、从而能够执行重复的呼吸循环的控制器,每一个呼吸循环包括:(1)吸气相,在所述吸气相期间(a)与所述吸气通道(36)连通的所述吸气阀(46)相对开启,以便使气体通过所述吸气阀进入所述吸气通道并到达患者,而(b)在所述呼气通道(38)和呼气出口之间的所述呼气阀(48)相对关闭;以及(2)呼气相,在所述呼气相期间所述吸气阀相对关闭,并且所述吸气通道(36)和呼气通道(38)彼此连通,

其中,所述控制器被配置成:

控制所述吸气阀(46)和呼气阀(48)以提供重复的呼吸循环,使得(a)在所述吸气相期间,所述吸气通道中的气体流过气管导管并进入位于所述患者的声带下方的所述患者的气道和肺中,而(b)在所述呼气相期间,

控制所述呼气阀以维持相对关闭,从而使所述患者能够呼出所述患者的气道和肺中的气体,使之通过所述患者的声带并从所述患者的口中排出,从而促进所述患者的讲话能力;

接收指示所述呼气相期间所述吸气通道和呼气通道中至少一个内的压力的信号;以及根据指示所述压力的所述信号确定是否存在患者回路的断开或闭塞。

2. 如权利要求1所述的控制器,其中,所述气管导管没有止回阀,使得当所述控制器被配置成控制所述吸气阀和所述呼气阀以都关闭时,每次呼气相期间由所述患者呼出的气体与所述吸气通道和呼气通道连通。

3. 如权利要求1所述的控制器,其中,所述气管导管具有止回阀(64),从而防止每次呼气相期间由所述患者呼出的气体与所述吸气通道和呼气通道连通。

4. 如权利要求1所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过如下方式确定是否存在患者回路的断开:

确定所述呼气相期间的峰压;以及
将所述峰压与第一阈值进行比较。

5. 如权利要求4所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过如下方式确定是否存在患者回路的断开:

确定所述呼气相期间的最小压力;
将德耳塔压力确定为所述最小压力和所述峰压之差;以及
将所述德耳塔压力与第二阈值进行比较。

6. 如权利要求1所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过如下方式确定是否存在闭塞:

将所述压力与阈值进行比较;以及
监测所述压力超过所述阈值的时间量。

7. 如权利要求1所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过如下方式确定是否存在闭塞:

确定闭塞准则,其中,所述闭塞准则是基于所述压力的时变函数;
将所述压力与所述闭塞准则进行比较。

8. 如权利要求1所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过如下方式确定是否存在闭塞:

确定在存在堵塞情况下期望离开所述患者的气体的临界容积；以及
将从所述通气机组件递送的气体容积与所述临界容积进行比较。

9. 如权利要求 1 所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过如下方式确定是否存在闭塞:

确定由所述通气机组件递送的呼出容积;

确定由所述通气机组件递送的吸入容积;

将所述呼出容积与所述吸入容积或与基于所述吸入容积确定的容积进行比较。

10. 如权利要求 1 所述的控制器,其中,在所述呼气相期间,所述控制器被配置成控制所述吸气阀或所述呼气阀以调节管路中的压力,从而促进所述患者的讲话能力。

11. 如权利要求 1 所述的控制器,其中,所述控制器被配置成通过控制至少一个所述阀的开启和关闭来控制所述管路中的所述压力,以便在所述管路中提供所需压力,从而促进所述患者的讲话能力。

12. 一种患者通气机组件(10),包括:

适于连接到气管导管(16)外部开口端的管路,其中,所述管路包括彼此连通的吸气通道(36)和呼气通道(38);

分别在所述吸气通道和呼气通道中的吸气阀(46)和呼气阀(48);

适于监测所述呼气相期间至少一个所述通道内的压力的压力传感器(54,58);以及

控制器(52),其用于控制所述吸气阀和所述呼气阀,以便提供重复的呼吸循环,每个呼吸循环包括吸气相和呼气相,其中,在所述吸气相期间,所述吸气阀相对开启而所述呼气阀相对关闭,并且使气流能够通过所述吸气通道和所述导管进入所述患者的气道和肺中,所述控制器控制所述呼气阀以供在两种呼气相模式中使用,所述两种模式包括:

(1) 第一模式,其中,所述呼气阀在所述呼气相期间相对开启,从而能够使所述患者的气道和肺中的气体在在的吸气相后,通过相对开启的呼气阀并通过所述通气机组件的出口,以及

(2) 第二模式,其中,所述呼气阀维持相对关闭,使得所述患者促使所述患者的气道和肺中的气体在在的吸气相后,流经所述患者的声带并从所述患者的口中排出,从而促进所述患者的说话能力,以及

其中,所述控制器适于根据所监测的压力来确定是否存在患者回路的断开或闭塞。

13. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,其中,所述控制器包括控制所述呼气阀的呼气控制器模块(44)以及控制所述吸气阀的吸气控制器模块(42)。

14. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,其中,所述控制器包括对所述吸气阀进行控制的第一算法,对所述呼气阀进行控制的第二算法,以及确定是否存在所述患者回路的断开或所述闭塞的第三算法。

15. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,其中,由所述控制器控制所述呼气阀,以便使之在所述吸气相期间充分地关闭从而能够在所述管路内建立所需压力。

16. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,其中,由所述控制器控制所述呼气阀,以便使之在所述呼气相期间充分地关闭从而能够在所述管路内维持所需压力。

17. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,其中,所述气管导管没有止回阀,使得当所述呼气阀处于其所述第一模式时,所述通道与所述患者的气道和肺之间的连通在两个方向

上通过所述外部导管端。

18. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,其中,所述控制器通过确定所述呼气相期间的峰压并将所述峰压与第一阈值进行比较来确定是否存在患者回路的断开。

19. 如权利要求 18 所述的患者通气机组件,其中,所述控制器通过以下步骤来确定是否存在患者回路的断开:

确定所述呼气相期间的最小压力;

将德耳塔压力确定为所述最小压力和所述峰压之差;以及

将所述德耳塔压力与第二阈值进行比较。

20. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,所述控制器通过将所述压力与阈值进行比较并监测所述压力超过所述阈值的时间量来确定是否存在闭塞。

21. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,所述控制器通过确定闭塞准则并将所述压力与所述闭塞准则进行比较来确定是否存在闭塞,其中,所述闭塞准则是基于所述压力的时变函数。

22. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,所述控制器通过确定在存在堵塞情况下期望离开所述患者的气体的临界容积,并将从所述通气机组件递送的气体容积与所述临界容积进行比较来确定是否存在闭塞。

23. 如权利要求 12 所述的患者通气机组件,所述控制器通过确定由所述通气机组件递送的呼出容积、确定由所述通气机组件递送的吸入容积、以及将所述呼出容积与所述吸入容积或与基于所述吸入容积确定的容积进行比较来确定是否存在闭塞。

24. 一种患者通气装置(10),包括:

气管导管(16),将其构造并布置成安放到位于患者的声带下方的所述患者的气管中,使得所述气管导管的外部开口端在所述患者的外部,而所述气管导管的内部开口端与所述患者的气道和肺连通;

管路,其与所述导管的所述外部开口端相连接并提供彼此连通的吸气通道(36)和呼气通道(38);

呼吸组件(40),将其构造并布置成提供重复的呼吸循环,每一个呼吸循环包括:(a)吸气相,在所述吸气相期间所述吸气通道中的吸气阀(46)相对开启而所述呼气通道中的呼气阀(48)相对关闭,并且其中,能够使气流通过所述吸气通道和所述气管导管进入所述患者的气道和肺中;以及(b)呼气相,在所述呼气相期间所述吸气阀相对关闭而所述呼气阀维持相对关闭;

止回阀(64),将其可操作地耦接至所述气管导管,所述止回阀能够使所述患者在每次吸气相末将所述患者的气道和肺中的气体通过所述患者的声带并从所述患者的口中排出,从而促进所述患者的讲话能力,所述止回阀用于在所述吸气阀和呼气阀都相对关闭时保持所述吸气相末所述患者的肺内的压力,以便能够使每次吸气相末所述通道内的压力基本等于所述呼气相期间所述患者的气道和肺内的所述压力;以及

压力监测器(54,58),其适于监测呼气相期间所述吸气通道和呼气通道的至少一个中的压力;以及

控制器(52),其控制所述吸气阀和所述呼气阀的操作,并根据所监测的压力确定是否存在患者回路的断开或闭塞。

25. 如权利要求 24 所述的患者通气装置,其中,在所述吸气相期间,能够使所述气流通
过所述呼气阀。

26. 如权利要求 24 所述的患者通气装置,其中,所述控制器通过确定所述呼气相期间
的峰压并将所述峰压与第一阈值进行比较来确定是否存在患者回路的断开。

27. 如权利要求 25 所述的患者通气装置,其中,所述控制器通过如下步骤来确定是否
存在患者回路的断开:

确定所述呼气相期间的最小压力;

将德耳塔压力确定为所述最小压力和所述峰压之差;以及

将所述德耳塔压力与第二阈值进行比较。

28. 如权利要求 24 所述的患者通气装置,其中,所述控制器通过将所述压力与阈值进
行比较并监测所述压力超过所述阈值的时间量来确定是否存在闭塞。

29. 如权利要求 24 所述的患者通气装置,其中,所述控制器通过确定闭塞准则并将所
述压力与所述闭塞准则进行比较来确定是否存在闭塞,其中,所述闭塞准则是基于所述压
力的时变函数。

30. 如权利要求 24 所述的患者通气装置,其中,所述控制器通过确定在存在堵塞情况
下期望离开所述患者的气体的临界容积,并将从所述通气机组件递送的气体容积与所述临
界容积进行比较来确定是否存在闭塞。

31. 如权利要求 24 所述的患者通气装置,其中,所述控制器通过确定由所述通气机组
件递送的呼出容积,确定由所述通气机组件递送的吸入容积,以及将所述呼出容积与所
述吸入容积或与基于所述吸气容积确定的容积进行比较来确定是否存在闭塞。

检测讲话模式中的通气机系统异常

[0001] 优先权声明

[0002] 本申请根据美国法典第 35 卷第 120 条第 365 款 (35U. S. C § 120/365) 要求享有美国专利系列申请 no. 11/518, 816 (2006 年 9 月 11 日提交) 和 no. 11/893, 796 (2007 年 8 月 17 日提交) 的利益。

技术领域

[0003] 本申请涉及患者的通气, 更具体地, 涉及一种能够使患者在进行通气时讲话并在讲话模式下操作通气机时对系统异常进行检测的有创通气方法和装置。

背景技术

[0004] 美国专利 No. 4, 759, 356 (“专利’ 356”) 公开了一个已知的气管导管组件的示例, 该专利文献的全部公开内容以引用方式并入本说明书中。美国专利 No. 6, 543, 449 (“专利’ 449”) 公开了一个已知的通气机组件的示例, 该专利文献的全部公开内容以引用方式并入本说明书中。

[0005] 在专利’ 356 中公开的气管导管组件包括被构造成安放于患者的气管中使得内开口端与患者的气道和肺连通而外开口端适于从外部固定于患者颈部的气管导管。专利’ 356 公开了所述导管开口端上设置止回阀, 本领域中常常称之为“说话阀 (talking valve)”。专利’ 356 中公开的止回阀被广泛使用, 并且专利’ 356 的说明书指出了止回阀当使用时除了基本的说话优势功能外的很多优势。

[0006] 专利’ 449 中公开的通气机组件具有有创用法 (如使用气管导管组件的那样) 或无创用法 (如使用面罩的那样) 的能力。本发明关注于通气机操作的有创模式。

[0007] 如专利’ 356 中所提到的, 除了所述说话能力外, 使用止回阀还有很多优势。然而, 同样也存在缺陷。例如, 为了对患者进行雾化吸入治疗或执行抽吸, 必须将止回阀去除。

[0008] 美国专利 No. 6, 668, 824 (“专利’ 824”) 教导了对管道回路断开和闭塞进行检测。专利’ 824 中为检测回路断开和闭塞所用的算法需要检测呼吸的呼气相期间的呼气气流, 即检测呼气过程中通过患者回路呼气支传送的气流。呼气流量结合至少一个其他的监测参数 (例如呼气压) 用于检测回路的断开和闭塞。然而, 如果通气机执行的通气模式在呼气期间明确避免或无需呼气支中的气流, 则不可以使用该技术。

发明内容

[0009] 因此, 本发明的目的是提供一种在讲话模式下操作通气机组件的方法, 其能够使患者在接受通气治疗时讲话, 并对异常进行监测以便在讲话模式下最大程度地确保通气机的安全。根据本发明的一个实施例, 这一目的是通过 (a) 提供包括彼此连通的吸气通道和呼气通道以及能够执行重复的呼吸循环的呼吸组件的通气机组件来实现的。每个呼吸循环包括: (1) 吸气相, 在吸气相期间 (i) 与吸气通道连通的吸气阀相对开启, 以便气体通过吸气阀进入吸气通道并到达患者, 而 (ii) 在呼气通道和通气机组件中的呼气出口之间的呼气阀

相对关闭；以及(2)呼气相，在吸气相期间吸气阀相对关闭。所述方法还包括(b)使所述呼吸组件重复循环，使得(1)在吸气相期间，吸气通道中的气体流过气管导管，并进入患者声带下方的患者气道和肺中，而(2)在呼气相期间，呼气阀维持相对关闭，使患者能够呼出患者气道和肺中的气体，使之通过患者的声带并从患者口中排出，从而促进患者的讲话能力。所述方法还包括(c)监测呼气相期间至少一个通道内的压力，以及(d)根据所述压力监测确定是否存在回路断开或闭塞。

[0010] 本发明的另一目的是提供一种用于对与吸气通道连通的吸气阀和与呼气通道连通的呼气阀进行操作、从而能够执行重复的呼吸循环的控制器，每一个呼吸循环包括：(1)吸气相，在所述吸气相期间(a)与所述吸气通道连通的所述吸气阀相对开启，以便使气体通过所述吸气阀进入所述吸气通道并到达患者，而(b)在所述呼气通道和呼气出口之间的所述呼气阀相对关闭；以及(2)呼气相，在所述呼气相期间所述吸气阀相对关闭，并且所述吸气通道和呼气通道彼此连通，其中，所述控制器被配置成：控制所述吸气阀和呼气阀以提供重复的呼吸循环，使得(a)在所述吸气相期间，所述吸气通道中的气体流过气管导管并进入位于所述患者的声带下方的所述患者的气道和肺中，而(b)在所述呼气相期间，控制所述呼气阀以维持相对关闭，从而使所述患者能够呼出所述患者的气道和肺中的气体，使之通过所述患者的声带并从所述患者的口中排出，从而促进所述患者的讲话能力；接收指示所述呼气相期间所述吸气通道和呼气通道中至少一个内的压力的信号；以及根据指示所述压力的所述信号确定是否存在患者回路的断开或闭塞。

[0011] 本发明的另一目的是提供一种能够在讲话模式下进行操作的患者通气机组件，其能够使患者在接受通气治疗时讲话，并对异常进行监测以便在讲话模式下最大程度地确保通气机的安全。根据本发明的一个实施例，这一目的是通过提供一种患者通气机组件来实现的，所述患者通气机组件包括适于连接到气管导管外部开口端的管路。所述管路包括彼此连通的吸气通道和呼气通道。患者通气机组件还包括分别在吸气通道和呼气通道中的吸气阀和呼气阀，以及适于监测呼气相期间至少一个通道内的压力的压力传感器。控制器控制吸气阀和呼气阀，以便提供重复的呼吸循环，每个呼吸循环包括吸气相和呼气相。在吸气相期间，吸气阀相对开启而呼气阀相对关闭，并且气流能够通过吸气通道和所述导管进入患者的气道和肺中。所述控制器进一步适于根据所监测的压力确定是否存在回路断开或闭塞。

[0012] 在参照附图考虑说明书和权利要求书后，本发明的这些及其他目的、特点和特征，以及相关结构元件的操作方法和功能以及各部件及制造经济性的组合将变得显然，全部附图形成本说明书的一部分，其中相似的附图标记指代各图中的对应部分。然而，可以清楚地明了，附图只是为了图示和描述的目的，并非拟为本发明的限定定义。如说明书和权利要求中所用的那样，单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数含义，除非上下文另有清晰地规定。

附图说明

[0013] 图 1A 是根据本发明一个方面的通气装置实施例的部分示意图，所述装置被示出可操作地与患者连接，其中箭头指示出当阀和控制器处于吸气相时气流的方向；

[0014] 图 1B 是类似于 1A 的视图，但示出了部分关闭的呼气阀；

[0015] 图 2A 是图 1A 实施例的部分示意图,但示出了指示出当阀和控制器处于说话模式的呼气相时流动方向的箭头;

[0016] 图 2B 是类似于 2A 的视图,但示出了部分关闭的呼气阀和部分关闭的吸气阀;

[0017] 图 3 是图 1A 实施例的部分示意图,但示出了指示出当阀和控制器处于非说话模式的呼气相时流动方向的箭头;

[0018] 图 4A 示出了本发明的另一实施例,其中气管导管在其开口端具有止回阀(而不是如图 1A 中那样没有止回阀);

[0019] 图 4B 是类似于 4A 的视图,但示出了部分关闭的呼气阀;

[0020] 图 5A 是类似于图 4A 的视图,但示出了指示出当阀和控制器处于呼气相时流动方向的箭头;

[0021] 图 5B 是类似于图 5A 的视图,但示出了部分关闭的呼气阀和吸气阀;

[0022] 图 6 示意性地将图 1 和 2 的系统描绘成模拟电路图,并示出了其中呼气阀在吸气相和呼气相期间完全关闭的布置;以及

[0023] 图 7A 和 7B 是示出了根据本发明一个实施例的闭塞检测技术的图。

具体实施方式

[0024] 现在更具体地参照附图中的图 1A、1B、2A、2B 和 3 (或简称“图 1-3”),示出了体现本发明原理的一种通气装置(通常指示为 10)。通气装置 10 通常包括气管导管组件(通常指示为 12)和通气机组件(通常指示为 14)。

[0025] 气管导管组件 12 包括例如根据所并入的专利’ 356 中所公开的原理构造的气管导管 16。将气管导管 16 构造并布置成安放在患者 20 的气管 18 中,如图 1-3 所示,使得外部开口端 22 被适当地固定在患者颈部 24 外部的位臵上而内部开口端 26 与处于患者声带 30 下方位臵上的患者气道和肺 28 连通。

[0026] 在图 1-3 中,所示出的气管导管 18 没有止回阀(常常称之为说话阀),例如在专利’ 356 中所公开的那种止回阀。

[0027] 通气机组件 14 包括管路组件(通常指示为 32),所述管路组件包括 Y 型接头 34 以及形成吸气通道 36 和呼气通道 38 的管道部分,后面还将对此进行描述。Y 型接头 34 的柄部连接气管导管 16 的外部开口端 22,从而使气管导管没有止回阀而与管路组件 32 进行连通,以供气流在任一方向上通过所述管路组件。

[0028] Y 型接头的—个分支与限定吸气通道 36 的管道或管路截面相连接,而 Y 型接头的另—分支与限定呼气通道 38 的管道或管路截面相连接。如从图 1-3 中所见,Y 型接头 34 用于将吸气通道 36 和呼气通道 38 彼此间进行连通。

[0029] 这样,将迄今为止描述的管路组件 32 设置于通气机组件 14 的外部,如图 1-3 中的虚线所指示的那样。通气机组件 14 在其中容纳有呼吸组件 40,所述呼吸组件 40 包括吸气组件 42 和呼气组件 44。在图 1-3 中,以方块图示意性示出了呼吸组件 40 的吸气组件 42 和呼气组件 44。在呼吸组件 40 的吸气组件 42 和呼气组件 44 中所包括的气流部件可以是常规构造。在专利’ 449 中公开了根据本发明原理所用的各部件的一个实施例的具体公开内容。

[0030] 如所图示出的,吸气组件 42 包括与吸气通道 36 连通的—可控吸气阀 46,而呼气组件

44 包括与呼气通道 36 连通的可控呼气阀 48。

[0031] 阀 46 和 48 优选地由控制器 52 进行电子控制,并能够被控制成在完全关闭和完全开启之间移动以及被控制到达完全关闭和完全开启之间部分开启的任何位置上。阀 46 和 48 可以是供通气机应用的任何合适类型,仅作为举例,例如成比例的电磁阀型或者步进电动机驱动型。

[0032] 将呼吸组件 40 构造并布置成进行控制以提供重复的呼吸循环。每个呼吸循环包括吸气相,在吸气相期间吸气阀 46 开启而呼气阀 48 关闭。在每个吸气相期间,吸气组件 42 由控制器 52 进行控制,以使气流通过开启的吸气阀 46、吸气通道 36、气管导管 16 进入患者的气道和肺 28。在一个实施例中,所述气流包括由吸气组件 42 将从吸气组件 42 的入口 50 抽入的空气供应和吸气组件 42 内所含的氧气供应进行混合的空气和氧气。然而,可以使用任何已知的气体源并使之经由吸气阀 46 连通吸气通道 36。

[0033] 每个呼吸循环还包括呼气相,在呼气相期间吸气阀 46 关闭或部分关闭(即,如下面讨论的“相对”关闭)。

[0034] 如图 2A 和 2B 所示,根据本发明的实施例,通气装置 10 适于操作在“讲话模式”中,其中由控制器 52 控制呼气阀 48 以便在呼气相期间,使之保持其相对关闭的位置,或根据所需的压力分布动态控制管路组件 32 中的压力,其中所述压力分布以增强患者的讲话能力目的为基础。呼气阀 48 的这种控制能够使呼气相成为即使在气管组件 12 或管路组件 32 中没有配备止回阀情况下也能促进患者说话的能力的呼气相。这样,在呼气相期间,当患者能够将在在的吸气相中引入到患者气道和肺中的可呼吸气体呼出时,相对关闭的吸气阀 46 和呼气阀 48 防止通过其进行的流动,或者对它们进行控制以实现管路组件 32 中的压力分布,使得呼出气体在其路径上必须流经患者的声带 30 并从患者的口中排出,这样促进患者说话的能力,如图 2A 和 2B 中的箭头所示。

[0035] 应当领会到的是,在本文按“关闭”或“开启”公开吸气阀或呼气阀的示例中,这并不意味着必须是指绝对或完全开启或者完全关闭的阀(尽管有可能),而是相对开启或者关闭的阀。换句话说,例如,当呼气阀“关闭”时,这不意味着它完全关闭到防止任何气体从中通过,如图 1A 和 2A 所示。相反地,呼气阀可以被部分关闭,而不是充分关闭以实现其所需的功能(如图 1B 和 2B 所示)。这样,例如,“相对关闭”或“相对开启”的呼气阀在其涉及特定的阀时,分别意味着相对关闭的位置和比较地相对开启的位置。类似地,“关闭”或“开启”的吸气阀是指吸气阀的两个相对位置,其中一个位置相对于另一个是相对关闭的或是相对开启的。这样,本文所用的术语“相对关闭”拟表达这种宽泛的理解和含义。

[0036] 在吸气相中,例如,呼气阀无需完全关闭,而是只关闭到足以能够在管路组件 32 和患者肺内建立所需的压力。类似地,在吸气相中,吸气阀无需完全开启,而是只开启到足以将充足的气体抽入管路组件 32 和患者肺中以便使患者能够呼吸(图中未示出)。类似地,在呼气相中,吸气阀无需完全关闭,而是部分关闭(见图 2B),并且呼气阀只需关闭到足以维持管路组件 32 中所需的压力分布(见图 2B)。

[0037] 在一个实施例中,控制器 52 动态控制呼气阀和 / 或吸气阀的开启和关闭程度。具体地,可以使用呼气监测器 58 和 / 或吸气监测器 54 在吸气相和 / 或呼气相的整个过程中,或者在吸气相和 / 或呼气相期间周期性地对压力进行监测,并向控制器 52 发送信号以便根据呼吸循环中任一点处要在管路组件 32 内设置的所需压力或通过相关阀 46 和 / 或 48 的

所需流率,或者根据操作的说话或非说话模式,而持续或间歇地发送以将呼气阀 48 和 / 或吸气阀开启和 / 或关闭到所需程度。在一个实施例中,可以使用编码器或任何类型的换能器来测量阀开启的程度并将反馈信号发送回控制器 52。

[0038] 在一个实施例中,在吸气相期间,呼气阀 48 相对关闭(即,关闭到足以能够向患者提供所需量的可呼吸气体),而且可以只部分关闭以便能够通过出口端口 62 (见图 1B)流出过量的气体(例如,介于大约 3 到 7 升每分钟之间)。另外,吸气阀 46 可以完全开启或部分开启,但无论如何,与其处于关闭或相对关闭位置时比较吸气阀 46 可以相对开启。

[0039] 在一个实施例中,在呼气相期间,呼气阀和吸气阀相对关闭,但一个或这两个阀可以部分关闭(见图 2B),以控制管路组件 32 中的压力水平。例如,在一个实施例中,人们期望将管路组件 32 中的压力维持在指定阈值之上,例如所述阈值在一个实施例中是 5 厘米水柱。这种控制常常称之为呼气末正压(PEEP),其可用在本发明中,并如美国专利 No. 6, 823, 866 中所公开的那样,该专利文献的全部内容以引用方式并入本文中。该方法可用于将管路组件 32 中的压力保持在某一水平之上,从而保持患者气道开启和 / 或增强患者的讲话能力。

[0040] 值得注意的是,虽然当阀 46 和 48 在呼气相中关闭时连通的吸气通道 36 和呼气通道 38 中没有流动,但是气管导管 16 所提供的连通使得通道 36 和 38 在呼气相期间反映气道压力,就像它们在吸气相所做的一样。

[0041] 在一个实施例中,控制器 52 可以是可编程微处理器,并且如上所述,控制器 52 用于在提供重复呼吸循环中控制呼吸组件 40 的操作,包括对吸气组件 42 及其吸气阀 46 以及呼气组件 44 及其呼气阀 48 的控制。

[0042] 控制器 52,在其对通气机组件 14 的整个操作的控制中,将涉及患者气道内所测压力的数据用作吸气通道 36 和呼气通道 38 中反映的数据。虽然所测数据可以从单个监测器中获得,但是在所图示的实施例中设置了两个监测器,包括通过合适的管道 56 与吸气通道 36 连通的吸气监测器 54,以及通过合适的管道 60 与呼气通道 38 连通的分立呼气监测器 58。在一个实施例中,监测器 54 和 58 使用压力换能器,其能够感测连通通道的压力状况并将感测的压力状况转换成能被控制器 52 接收和使用的离散信号。控制器 52 根据监测器 54 和 / 或监测器 58 来开启和关闭阀 46 和 48,监测器 54 和监测器 58 的输出用来检测患者所处的呼吸相。即,监测器在整个呼吸循环中跟踪患者肺内的压力,以控制阀 46 和 48 的开启和关闭。

[0043] 在一个实施例中,所述控制器使用两个截然不同的算法,一个用于控制呼气阀 48,而另一个用于控制吸气阀 46。在另一实施例中,所述控制器包括两个分立的控制单元或控制模块,每一个用于控制每个阀并与监测器 54 和 58 中的至少一个相连接。

[0044] 从上面可以理解到的是,对控制器 52 进行编程,以便在每个呼气相期间,进入说话模式,在说话模式中呼气阀保持关闭或部分关闭,正如前所述的那样。

[0045] 另外,对所述控制器进行编程使得在呼气相期间,可以进入非说话模式,在非说话模式中呼气阀是开启的。在这一非说话模式(或“第一”模式)中,患者气道和肺中的气体在吸气相末能够流过气管导管 16、开启的呼气阀 48 并从呼气组件 44 设置的出口 62 排出,如图 3 中箭头所示。当监测器 54 和 / 或 58 向控制器 52 发送信号表示指定状况时,进入非说话的呼气相。例如,如果监测器 54 和 / 或 58 检测到管路组件 32 中的压力没有以期望的速

率下降,则表示阻塞(例如,迫使气体返回管路组件 32 而非通过声带)或气道闭塞。在这种情形中,呼气阀 48 将开启以便使气体从患者的肺中泄出。

[0046] 从上面可以看出,如上所述的通气装置 10 在图 2 所示的说话模式(或“第二”模式)中时促进患者说话的能力,同时只通过图 3 的控制器 52 的操作来提供非说话通气模式(见图 3)。应该领会到的是,在第一(或“非说话”)模式中有可能进行一些说话,尽管这不认为是有益的。

[0047] 现在更具体地参照图 4A、4B、5A 和 5B (或简称“图 4 和 5”),其中示出了替代实施例。在该实施例中,气管导管组件 12 包括管路组件 32 中的常规止回阀 64。该实施例展示了能够使控制器 52 对呼气相期间呼气阀 48 维持在相对关闭的位置上的模式进行选择的特征,该特征即使在使用止回阀 64 时也能确保优势。

[0048] 在图 4 和 5 的实施例中,控制器 52 操作在与上述说话模式相类似的说话模式。不同之处在于,在止回阀 64 处而不是相对关闭的呼气阀 48 处切断呼气相期间从患者到通气机组件 14 的气流连通。如果控制器 52 实际运行以便按图 3 的非说话模式在呼气相期间开启呼气阀 48,则呼气通道 38 中的压力在呼气相期间将仅仅为大气压,使得呼气监测器 58 在呼气相期间不再对患者的气道压力进行监测。

[0049] 注意,图 4B 在功能上与图 4A 相同,但示出了部分关闭的呼气阀,而图 5B 在功能上与图 5A 相同,但示出了部分关闭的吸气阀和呼气阀。

[0050] 如上面所提到的,当吸气阀 46 是相对关闭的时,控制器 52 将调节呼气阀 48 以便使其在呼气相期间是相对关闭的,并且呼气通道 38 内的压力一般将等于在整个呼气相中患者的气道压力。由于患者气道内的压力随着呼气相的进展而下降,但是呼气监测器可以在呼气相期间持续监测患者下降的气道压力。由于关闭的(或部分关闭的)吸气阀 46 和关闭的(或部分关闭的)呼气阀 48 在呼气相期间将连通的吸气通道 36 与呼气通道 38 内的压力维持在或稍高于患者肺内的压力,并且由于通过止回阀 64 的操作使这一压力与患者肺内的压力近似均衡,因此呼气监测器 58 (和 / 或吸气监测器 54) 能够在呼气相期间的所有时间内有效地逼近患者肺内的压力。因此,当患者气道压力在呼气相期间变小时,连通的通道 36 与 38 内封闭的压力在呼气相期间持续等于患者气道压。这样呼气监测器 58 监测呼气相期间患者的气道压力而非大气压,正如呼气阀开启时的情况。

[0051] 图 6 示意性将图 1 和 2 的系统描绘成模拟电路图。

[0052] 在图 6 中,将图 1 和 2 所示系统的各个部件描绘成本领域已知的电子符号,每一个标有描述性词语或描述性缩写。描述性缩写如下: $R_{\text{声带}}$ 表示患者的声带阻力。将 $R_{\text{声带}}$ 示为可变电阻器以示出声带生成的可变阻力(例如,高音调声音生成更大的阻力)。 $R_{\text{气道}}$ 表示患者的气道阻力。 $R_{\text{管道}}$ 表示患者的回路管道阻力或管路阻力。 $C_{\text{管道}}$ 表示患者的回路管道顺应性或管路顺应性,可将其作为电容进行测量,或由管道中的压力所划分的导管容积。 $C_{\text{肺}}$ 表示患者的肺顺应性。 $P_{\text{肌肉}}$ 表示由患者的肌肉在患者肺中产生的压力,并将其示为患者通过患者的肌肉运动(例如,患者的隔膜、肋间肌、胸肌等)所产生的交替压力。

[0053] 前缀字母 Q 表示在呼气相期间(Q_呼气)由通气机(Q_通气机)或由患者递送的气流量。Q 前缀还表示(1) 向管路或管道系统递送的气流量(Q_管道),(2) 向患者递送的气流量(Q_患者),(3) 向患者的肺递送的气流量(Q_肺),以及(4) 向患者的声带递送的气流量(Q_声带)。

[0054] 如图 6 所示,在呼吸循环的吸气相期间由通气机递送气流($Q_{\text{通气机}}$)。由于在该相期间呼气阀关闭(即,转换开启),将气体递送给患者($Q_{\text{患者}}$)以及管道系统($Q_{\text{管道}}$)。在吸气相期间,通过声带的流量($Q_{\text{声带}}$)通常为零,就像患者声门关闭(通过图 6 中紧挨着 $Q_{\text{声带}}$ 的开启开关来表示)使得将气体($Q_{\text{肺}}$)递送给患者的肺。然而,应该领会到是,在一些情形中在吸气相期间,由通气机递送的气体可被患者用于讲话目的,从而使通过声带的流量不为零。

[0055] 应该领会到的是,图 6 中标有“呼气阀”的开启开关表示其中呼气阀对于吸气相和呼气相均完全关闭的布置。这种开关可以由可变电阻器来代替以反映其中呼气阀在呼气相和 / 或吸气相期间可以部分或相对关闭的布置。

[0056] 一般而言,呼吸循环的呼气相是便于说话的时间。通过经胸肌回缩力以及膈肌的活动增加肺中的压力来实现说话。在讲话期间,翻转 $Q_{\text{肺}}$ 的方向并经过声带离开患者。声带的调谐(即,声带的阻力变化)形成最终变为讲话的声带振动。

[0057] 在呼气相期间,通气机的呼气阀保持关闭(或部分关闭),这样,大部分气流在讲话期间被重新引导朝向声带。在呼气期间,少量的气体可以流向管道系统顺应性。与患者肺的顺应性($C_{\text{肺}}$)相比要小的这一顺应性(通常小于 $2\text{ml}/\text{cmH}_2\text{O}$)使用患者呼出的几毫升气体容积。

[0058] 刚描述的不具有讲话阀(止回阀)的各实施例具有若干优势,包括但不限于下列:

[0059] 1) 能够对气管切开导管充气袖带进行检测。这是可能的,因为通气机压力传感器能够监测管道系统中的压力,并且该压力反过来反映患者气道和肺中的压力;

[0060] 2) 能够对呼气期间患者气道的压力进行评估,以避免呼吸的堆叠。这在使用讲话阀的各实施例中是不实际,因为所述阀阻断与通气机压力换能器的气动连通;

[0061] 3) 由于没有使用阀,允许患者强烈咳嗽而不会干扰单向阀的膜;

[0062] 4) 能够进行雾化吸入治疗而无需取出讲话阀;

[0063] 5) 能够进行抽吸而无需取出讲话阀;

[0064] 6) 由于不需要讲话阀,避免需要取出讲话阀以防止阀盘 / 阀膜被唾液阻塞。

[0065] 值得注意的是,在存在讲话阀的实施例中,被挡在管道回路中的气体容积只能通过讲话阀进行释放。只有在阀的两侧存在压力差时,才有可能使气流通过讲话阀。这样,只要管路组件 32 中的压力大于或等于患者肺内的压力,才有可能经由对管道系统的压力进行监测而监测患者气道和肺内压力,这是本发明的操作方式。

[0066] 本发明人认识到在讲话模式期间,如上所述,人们期望确保通气系统以保持对用户安全的方式进行操作。例如,如果在讲话模式中时气管切开导管的袖带没有放气或气管切开导管周围的气道被闭塞,则气体不可能离开患者的肺。同样患者回路导管的断开可防止对患者进行通气中通气机的有效操作。这样,本发明努力检测闭塞,从而防止患者肺内的压力超过给定的阈值,以及防止窒息,并检测通气机组件或气管导管组件的各部件的断开或松动。

[0067] 通过监测患者处或附近的通气机回路的压力(P_y)来实现对通气机组件或气管导管组件的各部件的断开或松动进行检测。值得注意的是,通过在患者处或附近(例如在三通(Y)连接器上)设置压力传感器可实现对所述压力的监测,或者通过监测吸气通道和 / 或呼气通道内的压力可实现所述压力监测。在另一实施例中,通过测量通气机组件内的压力,并

使用解释管道和 / 或气管导管组件中压降的常规技术,例如在对吸气支内的压力进行监测的情形中通过解释吸气通道内的压降,或者在对呼气支内的压力进行监测的情形中通过解释呼气通道内的压降,来估计患者之处或附近的压力。

[0068] 虽然在讲话模式中进行操作,但呼气阀在通气的所有相期间(即,在吸气和呼气期间)保持关闭。当不存在管道回路断开或泄漏时,管道回路和患者气道内的压力按通过患者口和 / 或鼻呼出的气体水平的函数进行衰减。本发明人认识到,如果存在患者回路的断开和 / 或患者回路显著的泄漏,一旦来自通气机的气体递送水平降到阈值(即 21pm) 以下,则管道回路三通处的压力快速降到接近零的值。更具体地,这种快速压力衰减出现在呼吸的呼气相初始的第一个 100 毫秒内,并在呼气相的剩余时间内保持这一水平。本发明利用这一特征来检测 / 断定回路的断开或泄漏(共同称之为“回路断开”)。

[0069] 本发明构想使用呼气监测器 58 来监测所述压力,并由控制器 52 执行回路断开或泄漏检测算法。由与吸入气体流量相关的流量传感器(例如与通气机组件 14 内的吸气回路串联设置的流量传感器)对通气机提供的气体总流量进行监测。在另一实施例中,总流量($Q_{\text{总}}$)是给定时间段内以由第一流量传感器监测的空气流量($Q_{\text{空}}$)和由第二流量传感器监测的补充气体(例如氧气)流量(Q_{O_2})为基础的。即, $Q_{\text{总}} = Q_{\text{空}} + Q_{\text{O}_2}$,这就是在一个时间段(例如 50 毫秒)上获取的这些流量的运行平均值。还可将 $Q_{\text{总}}$ 补偿到任何给定的准则。例如,众所周知的是将所述流量补偿到体温、气压、饱和水蒸气状态(BTPS)的流量。

[0070] 在本发明的示例性实施例中,所述系统检测或确定何时患者处于呼气相。一旦从呼气相开始流逝的时间($T_{\text{呼气}}$)大于预定值(例如 100 毫秒)并且一旦总流量 $Q_{\text{总}}$ 小于预定量(例如 2.01pm (至少一次)),则所述系统对 P_y 进行监测,以便检测是否存在回路断开或显著的泄漏。在该示例性实施例中,对峰压 $P_{\text{峰}}$ 进行监测。在该实施例中对峰压 $P_{\text{峰}}$ 是在呼气期间所测 50 毫秒移动窗上获取平均压力的峰值进行监测。再者,一旦已经流逝 100 毫秒的呼气并且当 $Q_{\text{总}} < 21\text{pm}$ 时开始压力峰值的识别。

[0071] 在示例性实施例中,同样对最小压力 $P_{\text{最小}}$ 进行监测。最小压力 $P_{\text{最小}}$ 对应呼气期间 50 毫秒移动窗上所测平均压力的最小值。一旦已经流逝 100 毫秒的呼气并且当至少一次 $Q_{\text{总}} < 21\text{pm}$ 时开始该最小值的识别。

[0072] 在本发明的示例性实施例中,如果下列条件存在则断定回路断开:

[0073] 1) $P_{\text{峰值}} - P_{\text{最小}} < P_{\text{阈值}1}$,

[0074] 2) $P_{\text{峰值}} < P_{\text{阈值}2}$,

[0075] 3) 患者没有触发通气机,并且

[0076] 4a) 呼气末的压力($P_{\text{呼气末}}$) $\leq 1\text{cmH}_2\text{O}$, 或者

[0077] 4b) $P_{\text{呼气末}} \leq P_{\text{呼气初}}$ - 德耳塔压力。

[0078] 德耳塔压力高于 $1\text{cmH}_2\text{O}$ 或者 $P_{\text{呼气初}}$ 的 50%。存在众多的用来确定何时患者已经触发通气机的技术。例如,美国专利 No. 6, 626, 175 (其内容以引用方式并入本文中)教导了若干种这样的技术。如果用来确定何时患者从呼气转换为吸气的触发准则得到满足,则可视为患者已经触发所述通气机。值得注意的是,对通气机进行触发也可以自动发生,即,经由内部定时机构而无需患者的吸气用力。

[0079] 设置上面提出的回路断开准则以确保已经发生实际断开。应当理解的是,本发明的其他实施例并不要求满足所有这些准则。相反地,根据回路断开确定应该有多迅速或多

可靠,可能需要别的其他条件。

[0080] 为了在管道回路中产生压力的稳定性从而能够进行患者管道断开的检测,本发明构想控制空气和氧气流量阀,即吸气阀 46,以这样的方式进行关闭,即使得管道系统中将另外被突然关闭气体递送阀引起的压力波动最小。例如,可以使用指数函数轨迹关闭这些阀或这个阀,使它们“轻轻地”关闭。

[0081] 在本发明的示例性实施例中,将 $P_{\text{阈值}1}$ 设为 $1.0\text{cmH}_2\text{O}$, 而将 $P_{\text{阈值}2}$ 设为 $3.0\text{cmH}_2\text{O}$ 。同样值得注意的是,这些压力阈值的值无需对应这些特定的值。选择当前阈值使得流量 / 压力传感器的漂移不会造成错误的回路断开确定。

[0082] 本发明进一步构想在整个呼气相期间检测回路断开的准则。另外,本发明构想如果已经出现高吸气压(HIP)状况,或者如果在呼吸期间已经断定为闭塞(如下所讨论的),则不能断定回路断开。

[0083] 如果检测到回路断开,可采取多种行动。例如,可对通气机进行编程以发出回路断开报警。还可对通气机进行编程以便在预定的时间并且在呼吸的呼气相期间呼气阀关闭的情况下(基于所述模式和呼吸类型)递送通气呼吸。如上面所提到的,可以在每次呼吸时对回路断开的状况进行测试。如果在稍后的呼吸中测试给出否,即没有检测到回路断开,以可停止或重设回路断开报警。当然,可以维持回路断开事件的日志。

[0084] 本发明构想若干种检测患者气道闭塞的不同技术。如上面所提到的,这种在讲话模式期间部分或全部的闭塞能不利地影响执行所述讲话模式的能力、对患者进行通气的能力并使患者遭受过度的肺压力。

[0085] 在第一示例性实施例中,如果在预定时间段内连续检测到高呼气压状况,则可断定气道闭塞。例如,如果在 190 毫秒内连续存在高呼气压,则视为存在闭塞。在该示例性实施例中,将高呼气压定义为由呼气压力传感器测量的、高于高吸气压(HIP)极限(其通常由医护人员设定)的压力检测。

[0086] 在一个实施例中,如果在 190 毫秒内连续检测到高呼气压状况,则立即开启呼气阀。呼气阀将在下次吸气开始时再次关闭,并且通气将在呼气阀在吸气期间关闭而在呼气相期间开启的情况下重新开始,直到用户手动重设闭塞条件。一旦条件重新设定,呼气阀操作在下次呼吸的吸气开始时,在吸气相和呼气相都恢复为关闭。

[0087] 值得注意的是,上面给出的 190 毫秒时间段是以应用标准(即 60601-2-12IEC:2001(E); 见标题为 Adjustable Pressure Limintation and High Pressure Alarm Condition respectively 的条款 50.105 和 50.106)为基础的。本发明构想有其他时间段和高呼气压水平,并可根椐患者的需要或医护人员的判断来设定或确定所述其他时间段和高呼气压水平。本发明还构想可以例如根据通气机的设置、患者的状况或者任何其他输入对所述时间段和高呼气压进行调节。

[0088] 在第二示例性实施例中,根据三通处的压力与某一闭塞阈值准则进行比较来断定气道闭塞。即,在强制呼吸(即,容积控制通气(VCV)或压力控制通气(PCV))的呼气相期间,当处于讲话模式中时,将三通处的压力与闭塞阈值准则进行比较。所述比较开始于达到降低流量条件后的 100 毫秒,即满足呼气相期间至少一次 $T_{\text{呼气}} > 100$ 毫秒并且 $Q_{\text{总}} < 21\text{pm}$, 并持续到呼气相末为止。

[0089] 在该实施例中,如果在呼气相期间持续 $P_{\text{呼气}_{50}} < P_{\text{闭塞}}$ 超过 100 毫秒,则不能断定气

道闭塞。P_{呼气_50} 对应于 50 毫秒的压力测量运行平均值并以 cmH₂O 为单位进行表示。按如下以每 5 毫秒(即,过程的每一控制循环(n)) 计算闭塞阈值准则(P_{闭塞}),也将其以 cmH₂O 为单位进行表示:

$$[0090] \quad P_{\text{闭塞}} = P_o * \exp(-n * 3 * 0.005 / RT) - 0.5, \quad (1)$$

[0091] 其中:

[0092] P_o = 在首次 Q_总 降到 2lpm 以下后 100 毫秒的 P_{呼气_50}。

[0093] RT = T_{auoccl}; 其中 T_{auoccl} = 0.06 * CL * R_{闭塞} (假设以秒为单位),

[0094] CL = Vt / P_o = 患者的肺顺应性 (ml/cmH₂O),

[0095] Vt = 吸气相期间由通气机递送的容积 (假设以 ml 为单位),

[0096] R_{闭塞} = P_o / Q_{闭塞} = 等同的闭塞阻力 (假设以 cmH₂O/L/min 为单位),

[0097] Q_{闭塞} = 气道闭塞期间期望离开患者气道的最大流量水平。Q_{闭塞} 以 lpm 为单位进行表示,并按如下进行计算:

$$[0098] \quad Q_{\text{闭塞}} = 1E-0.5 * P_o^3 - 0.0019 * P_o^2 + 0.1581 * P_o + 0.2424 \quad (2)$$

[0099] 如果对于呼气的大部分 P_{呼气_50} ≥ P_{闭塞} 并且至少两个连续呼吸满足这一条件,则断定进行气道闭塞报警。如果对于呼气的大部分 P_{呼气_50} ≥ P_{闭塞},开始第二次吸气,并且如果在这一吸气期间,管道系统中所测的压力达到大于或等于 HIP 极限减 1cmH₂O (HIP-1) 的水平,则气体递送系统中断该气体递送行为,但呼气阀将在下次呼气的持续时间内保持关闭。如果在第二连续呼气时, P_{呼气_50} ≥ P_{闭塞} 条件对于呼气的大部分是有效的,则在接下来的吸气开始时断定气道闭塞。在这种情形中,呼气阀开启并断定新的呼气相。在这一附加的呼气相末,呼气阀在下次吸气开始时再次关闭,并且通气在呼气阀在吸气期间关闭而在呼气相期间开启的情况下重新开始,直到用户手动重设闭塞条件。一旦条件重设,呼气阀操作在下次呼吸的吸气开始时,在吸气相和呼气相都关闭。

[0100] 图 7A 和 7B 是示出了该实施例的闭塞检测技术的图。波形 100 表示如上确定的闭塞阈值准则 P_{闭塞}。波形 102 是指示患者呼吸状态的状态信号。高值对应于吸气状态而低值对应于呼气状态。波形 104 对应于 P_{呼气_50}。在 108 处指示呼气开始。可以领会到的是, P_{闭塞} 是指数衰减函数,并在呼气开始后的近似 100ms 时开始。

[0101] 图 7A 示出了没有气道闭塞的情况,而图 7B 示出了气道闭塞的情况。在图 7B 中,可以领会到的是,对于呼气持续时间的大部分而言, P_{呼气_50} 104 保持高于(大于) P_{闭塞}。图 7A 中则相反。

[0102] 在第三示例性实施例中,根据当患者的气道堵塞时期望离开他/她的最大流量来断定气道闭塞。在任何呼吸(即,当通气机正在提供 VCV、PCV、PSV 或 CPAP 治疗时)的呼气相期间,并且在讲话模式中时,三通处的压力用于估计当患者的气道堵塞时期望离开他/她的最大流量。在该实施例中,将临界容积定义为在患者的气道堵塞时期望离开他/她的最大流量的累计所创建的容积。该临界容积按如下进行计算:

[0103]

$$\text{临界容积} = \sum_{n=1}^m Q_{\text{闭塞}}(n) \quad (3)$$

[0104] 其中:

$$[0105] \quad Q_{\text{闭塞}}(n) = 1E-0.5 * |P_{\text{呼气}}(n)|^3 - 0.0019 * |P_{\text{呼气}}(n)|^2 + 0.1581 * |P_{\text{呼气}}(n)| + 0.2424,$$

[0106] $Q_{\text{闭塞}}(n)$ 假设以 1pm 为单位,

[0107] n = 控制循环数,

[0108] m = 呼气控制循环数, 并且

[0109] 如果 $P_{\text{呼气}}(n)$ 为负, 则 $Q_{\text{闭塞}}(n) = -Q_{\text{闭塞}}(n)$ 。

[0110] 为了检测气道闭塞, 将估计的流量进行累计并与在下次吸气中给患者管道系统递送的容积相比较。如果在下次吸气中给患者管道系统递送的容积 ($V_{\text{下次呼吸递送}}$) 不及两次连续呼吸的每一次, 则断定气道闭塞。 $V_{\text{下次呼吸递送}}$ 按如下定义:

[0111]

$$V_{\text{下次呼吸递送}} = \sum_{k=1}^j Q_{\text{总}}(k) - \sum_{k=1}^j Q_{\text{闭塞}}(k) \quad (4)$$

[0112] 其中:

[0113] $Q_{\text{总}} = Q_{\text{空气}}(k) + Q_{\text{O}_2}(k)$ = 在第 k 个控制间期内由通气机递送的流量,

[0114] $Q_{\text{闭塞}}(k)$ 已经在上面进行了定义,

[0115] k = 控制循环数, 以及

[0116] j = 吸气控制循环数。

[0117] 如上面所解释的, 当检测到气道闭塞时, 呼气阀开启直到启动下次吸气。通气将在呼气阀在吸气期间关闭而在呼气相开启的情况下重新开始, 直到用户手动重设闭塞条件。一旦条件重设, 呼气阀操作在下次呼吸的吸气开始时, 在吸气相和呼气相都恢复为关闭。这种闭塞检测技术在压力 P_y 中存在显著波动的情况下特别有用, 所述情况造成其他闭塞检测技术很难执行。

[0118] 当通气机正操作在 CPAP 模式中 (即, 该通气机不提供强制呼吸) 时使用检测气道闭塞的第四示例性实施例。在 CPAP 模式中并且在执行讲话模式时的呼气相期间, 当从呼吸开始时流逝的时间等于较少的呼吸暂停间期减去吸气时间并且再减去 2 秒或 8 秒的呼气时间时, 开启呼气阀。

[0119] 然后通过对 (按呼气流量传感器所测量的) 呼气流量进行累计来计算呼出的容积。在下次吸气相开始时执行呼出的容积 (呼出_容积) 与以前吸气相期间由通气机递送的容积进行比较, 临界容积 (吸入_容积 - 临界_容积) 的补偿。如果 (吸入_容积 > 0.5 * (吸入_容积 - 临界_容积)), 则断定气道闭塞。

[0120] 其中:

[0121]

$$\text{呼出_容积} = \sum_{n=1}^m Q_{\text{呼气}}(n) - P_{\text{呼气}}(m) \cdot C_{\text{导管}} \quad (5)$$

[0122]

$$\text{吸入_容积} = \sum_{k=1}^j Q_{\text{总}}(k) - P_{\text{呼气}}(j) \cdot C_{\text{导管}} \quad (6)$$

[0123] $C_{\text{导管}}$ = 患者 - 管道回路的顺应性。假设以 ml/cmH20 为单位

[0124] $P_{\text{呼气}}(j)$ = 在以前吸气相的最后控制间期循环上由呼气压力传感器进行的管道回路压力测量。

[0125] $P_{\text{呼气}}(m)$ = 在当前呼气相的最后控制间期循环上由呼气压力传感器进行的管道回

路压力测量。

[0126] 虽然为说明目的已经基于当前认为是最实际和优选的实施例而详细描述了本发明,但是应当理解的是,这种细节仅是出于说明目的,并且本发明不限制于所公开的实施例,相反,本发明应当覆盖落在权利要求书的精神和范围内的修改及等效布置。例如,应当理解的是,本发明预见到以可能的程度,使任意实施例的一个或多个特征可以与任意其他实施例的一个或多个特征进行组合。

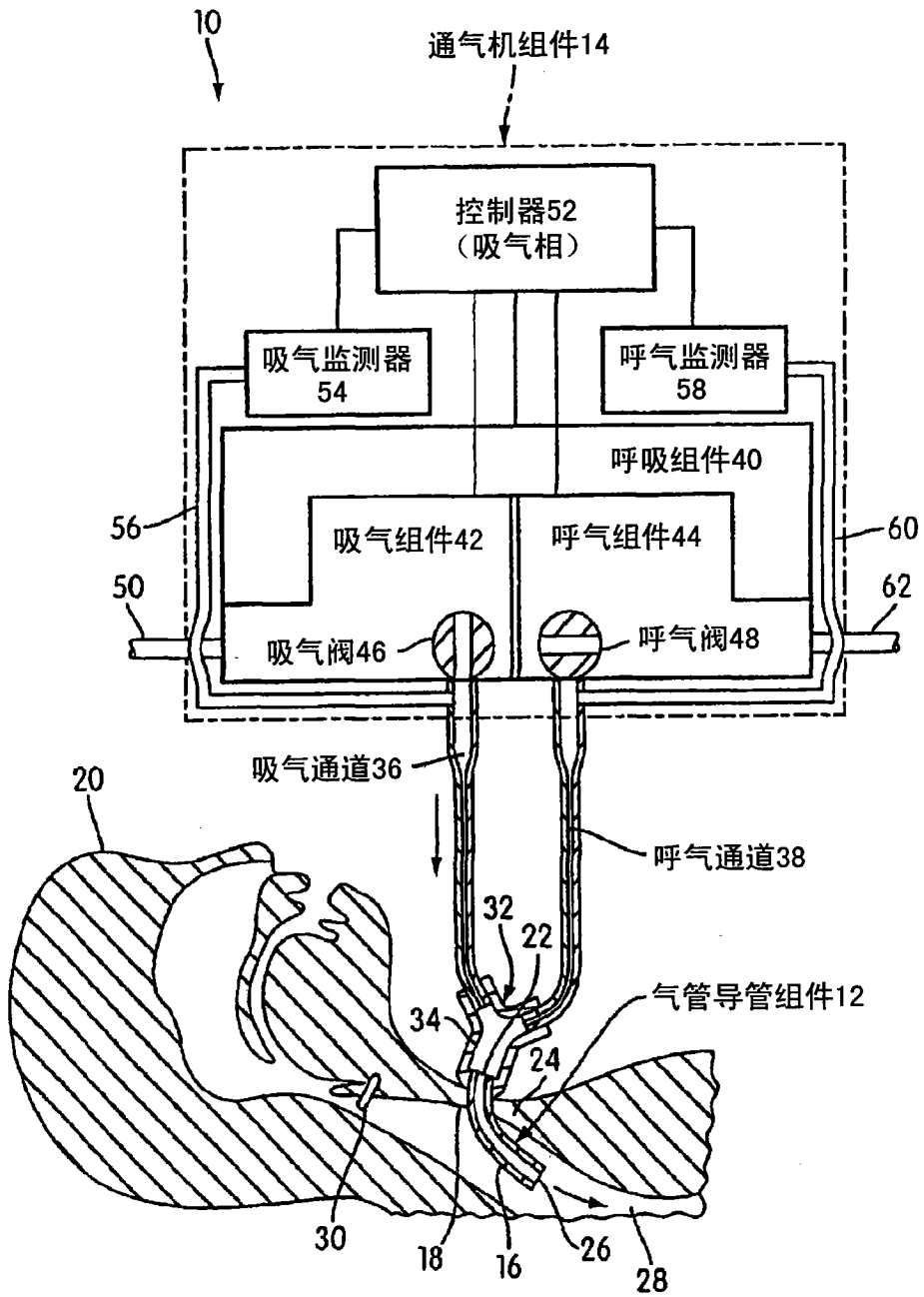


图 1A

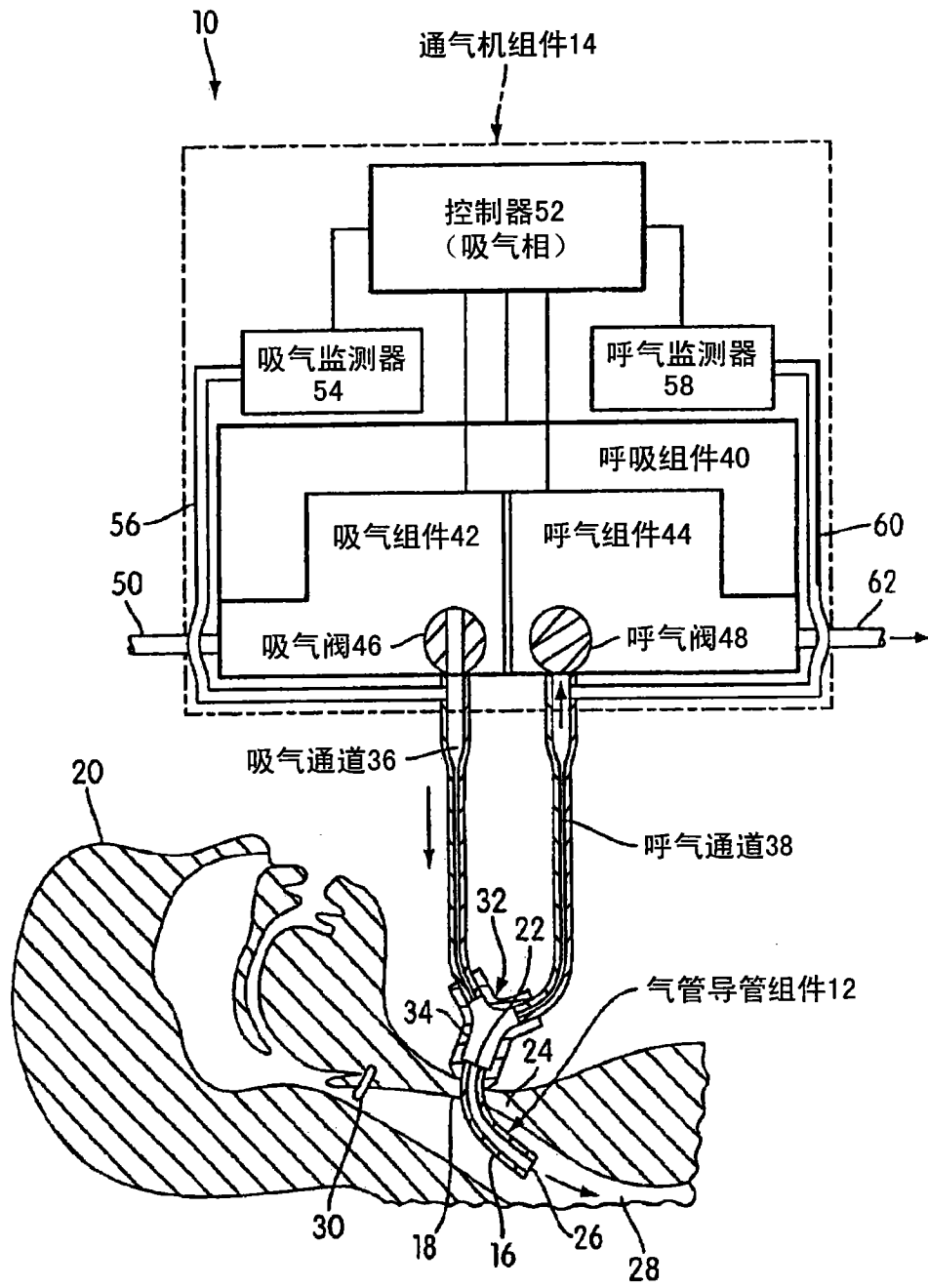


图 1B

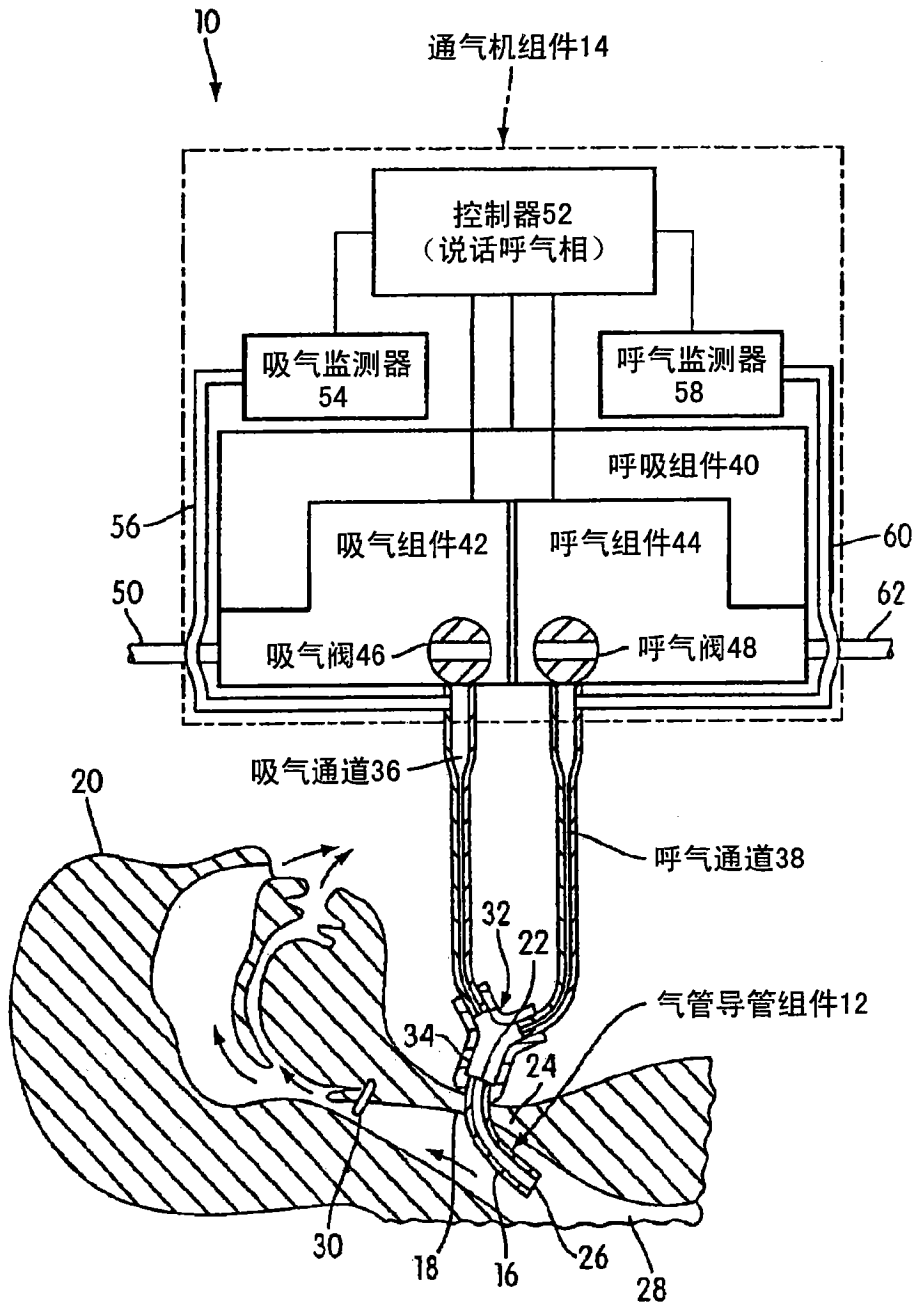


图 2A

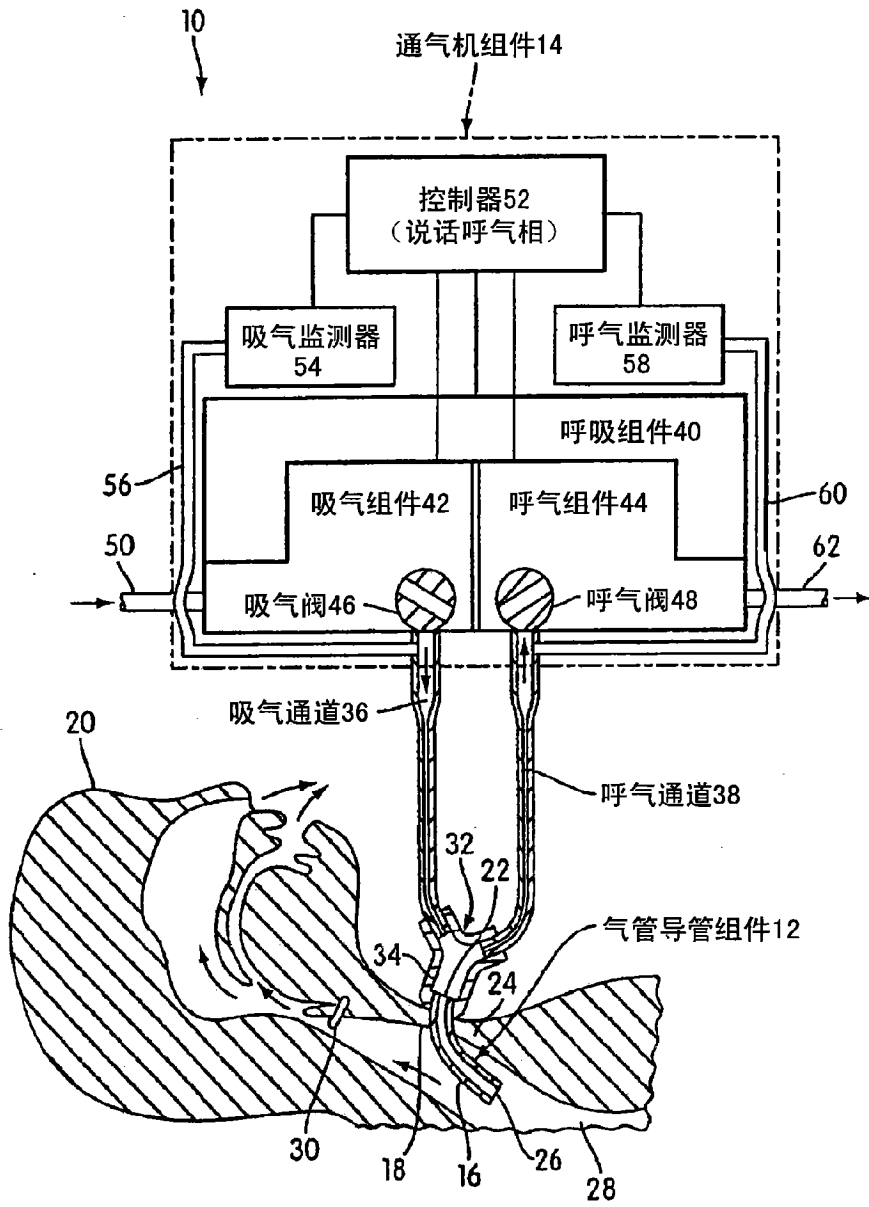


图 2B

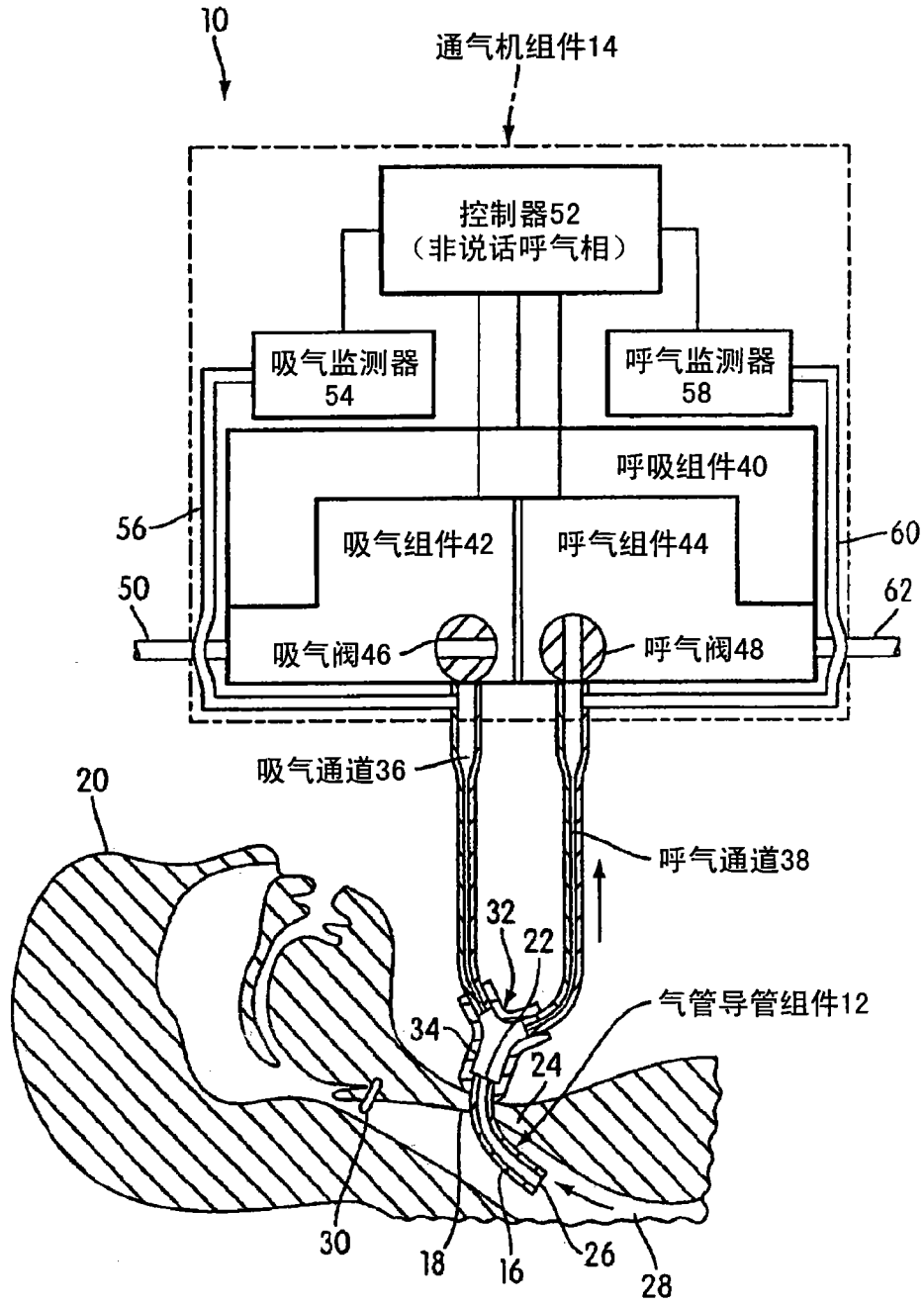


图 3

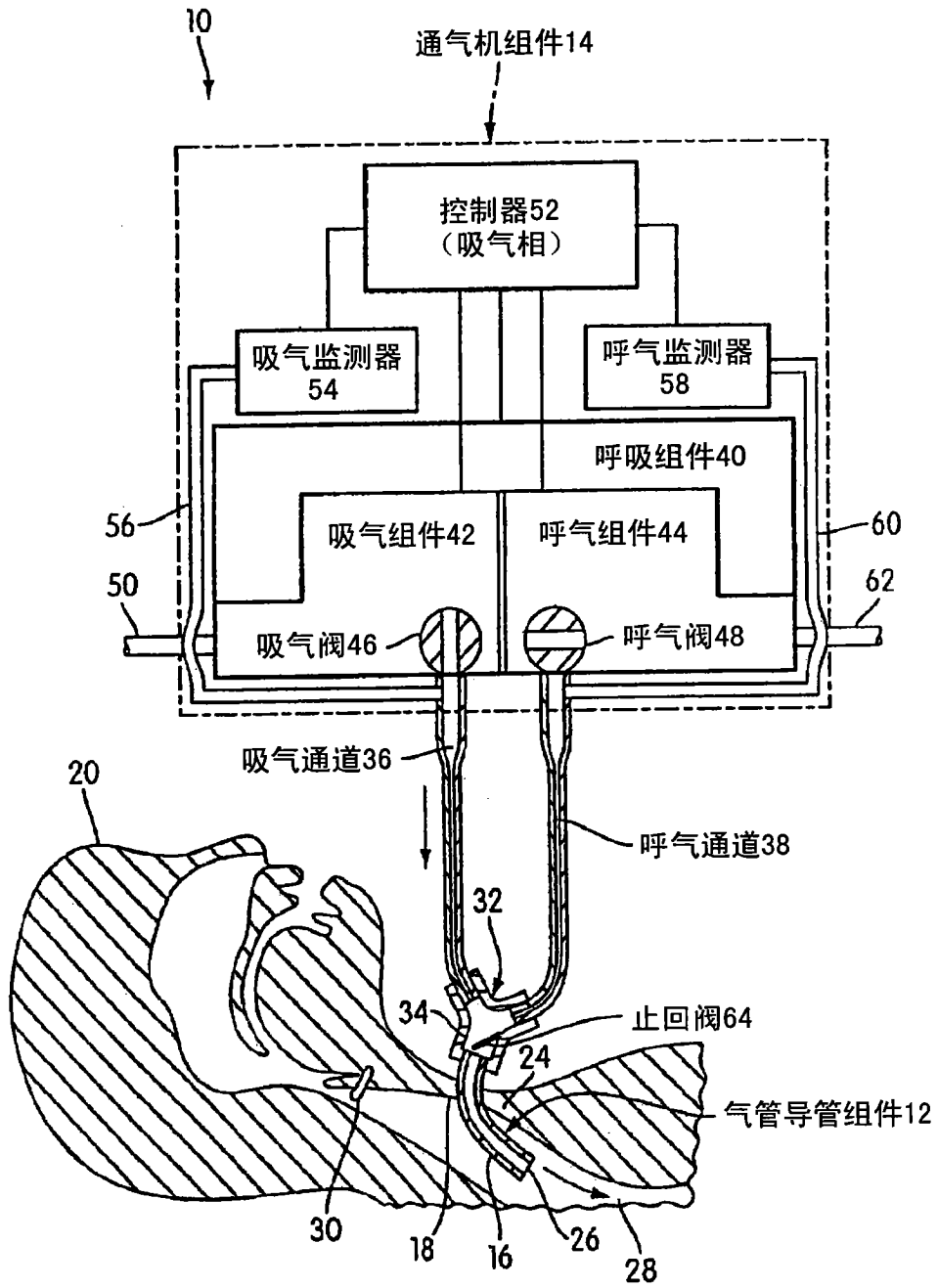


图 4A

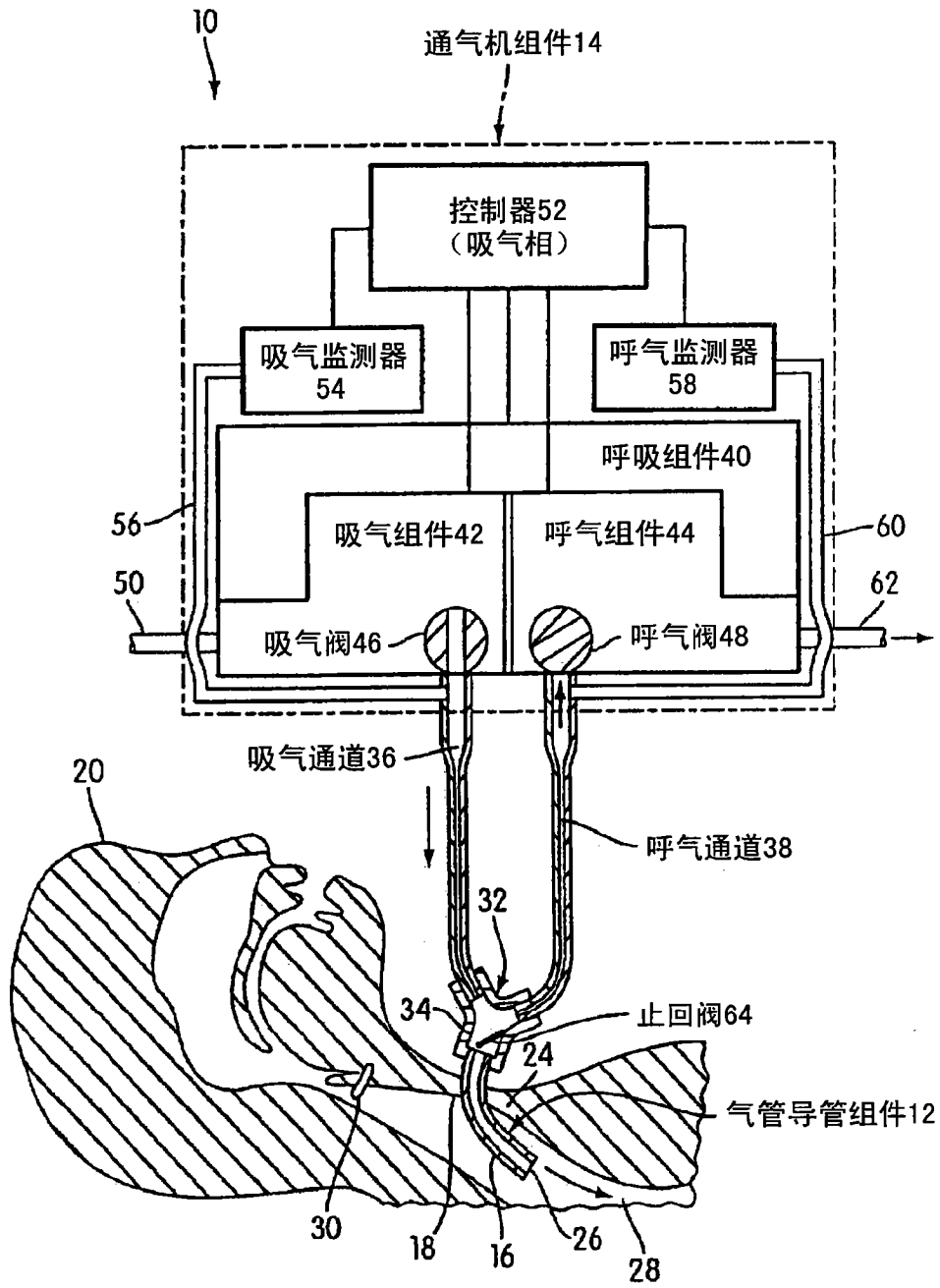


图 4B

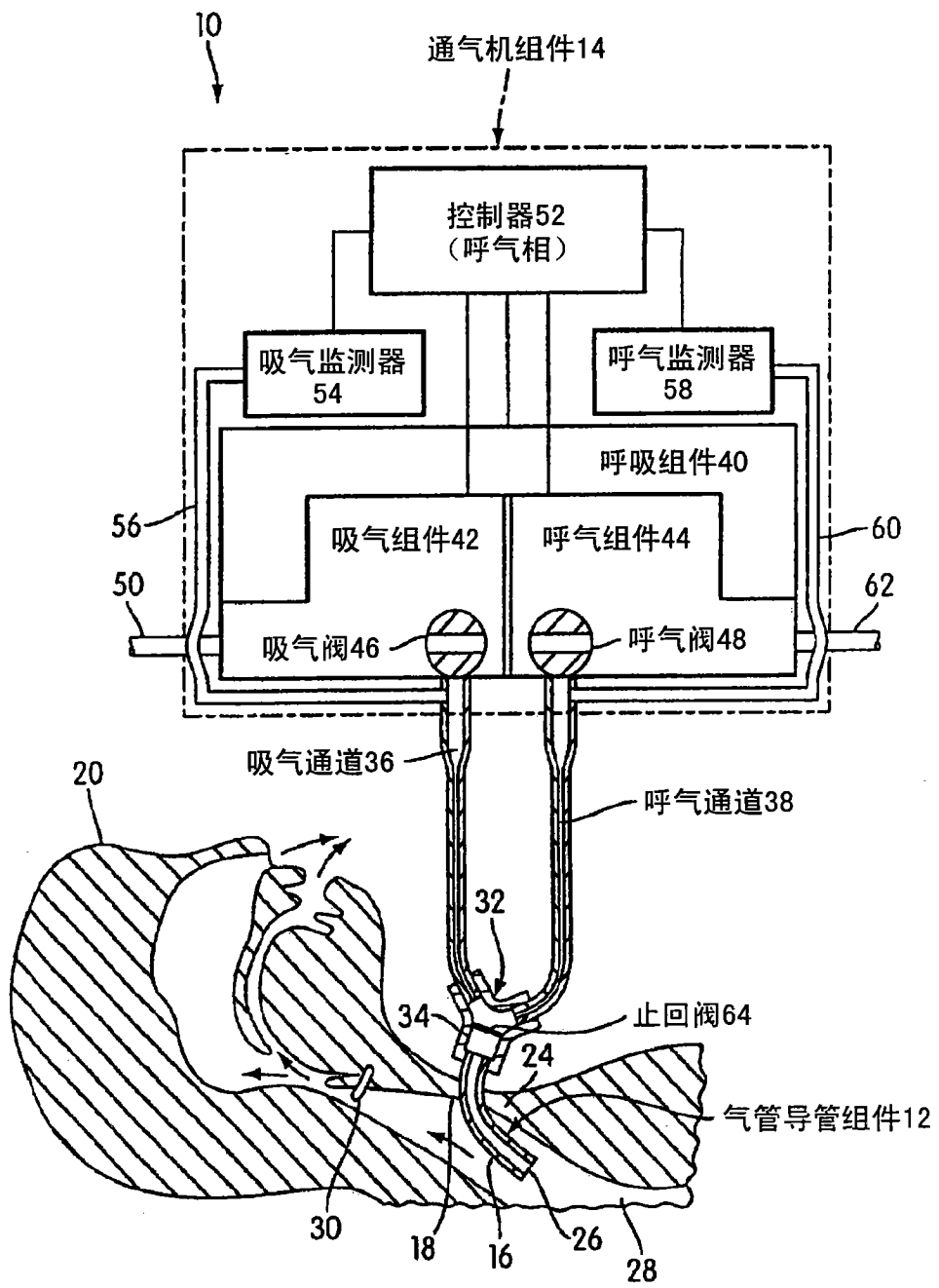


图 5A

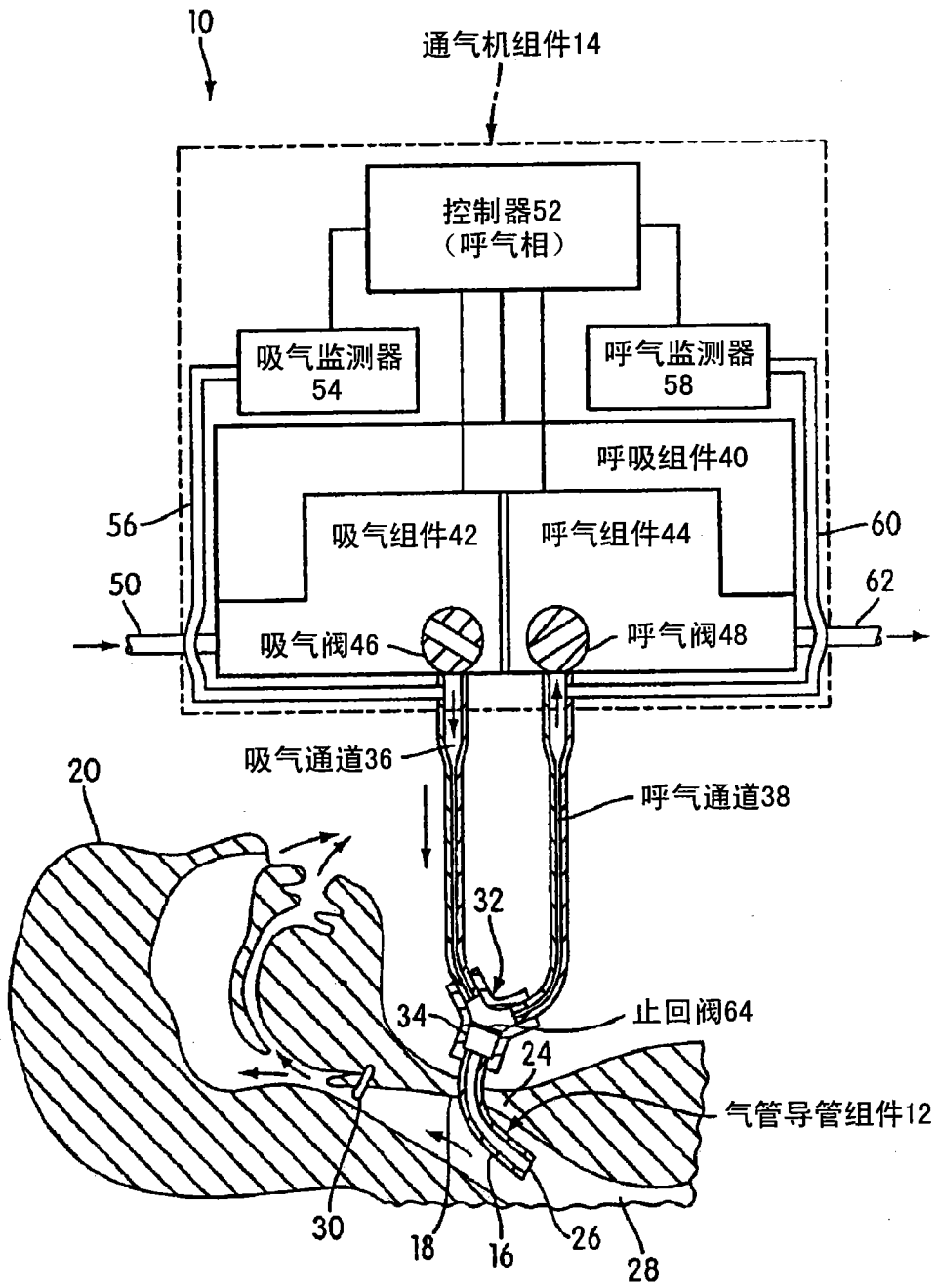


图 5B

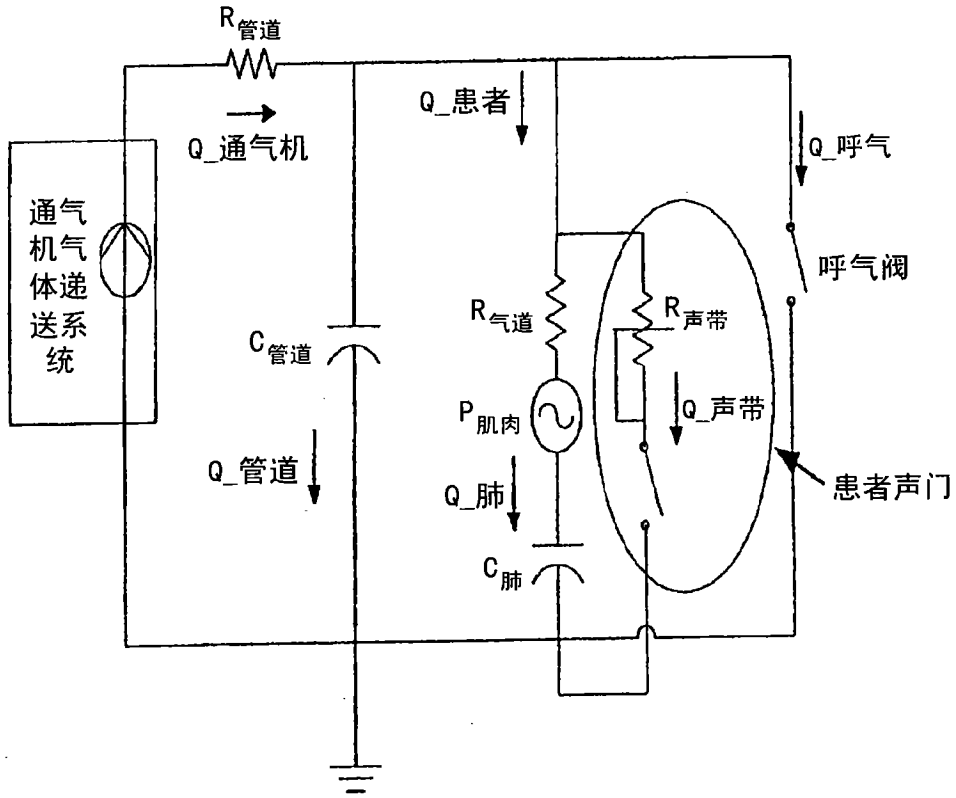


图 6

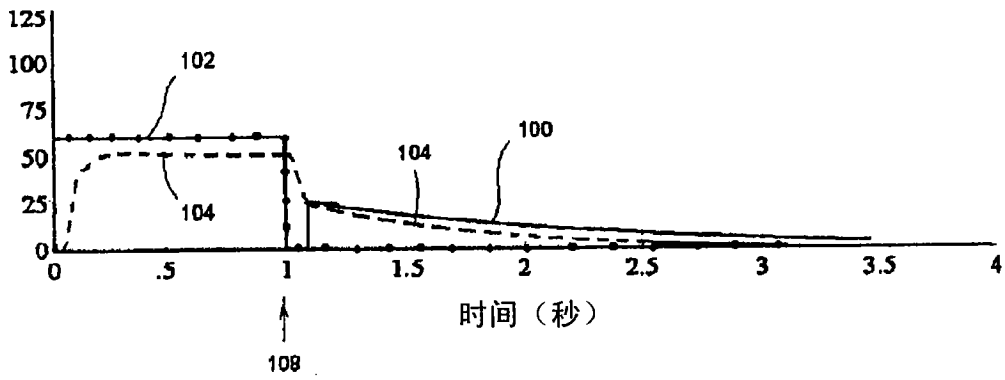


图 7A

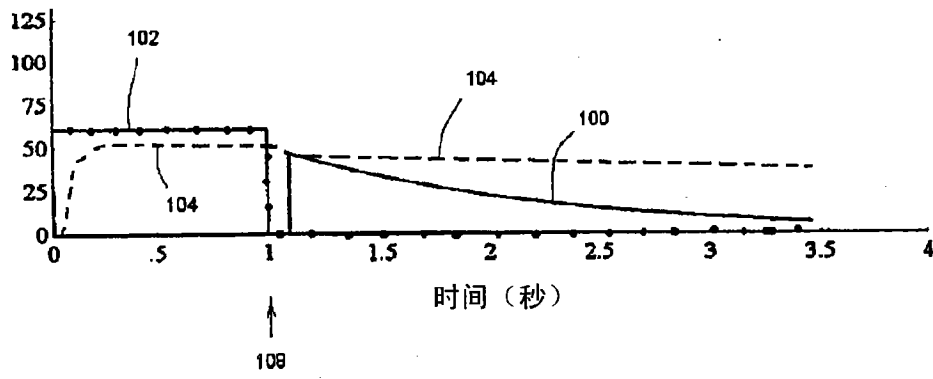


图 7B