



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101553268 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 06

(21) 申请号 200780033512. 6

代理人 王英

(22) 申请日 2007. 09. 07

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61M 16/00 (2006. 01)

11/518, 816 2006. 09. 11 US

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 4442856 , 1984. 04. 17, 全文 .

2009. 03. 10

US 2004/0123868 A1, 2004. 07. 01, 全文 .

(86) PCT申请的申请数据

CN 1764486 A, 2006. 04. 26, 全文 .

PCT/US2007/077906 2007. 09. 07

审查员 赵实

(87) PCT申请的公布数据

W02008/033732 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

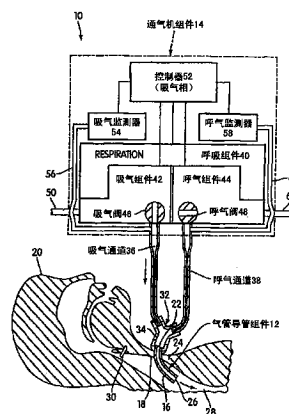
权利要求书 4 页 说明书 7 页 附图 10 页

(54) 发明名称

使患者能够在具有或不具有气管导管止回阀的情况下说话的通气装置

(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 (40)。所述方法包括 (a) 将管路 (16) 的开口端相连接, 使得所述开口端通向声带下方的气道, (b) 使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过气管导管并进入气道, 而在呼气相期间, 呼气阀 (48) 维持相对关闭并且呼出的气体流过声带并从口中排出, 从而促进患者的讲话能力, 以及 (c) 为了确定患者体内的压力以供在操作通气机组件中使用, 对这两个相期间至少一个通道内的压力进行监测。



1. 一种用于操作通气机组件 (10) 的控制器, 所述通气机组件包括提供彼此连通的吸气通道和呼气通道 (12) 的管路, 以及能够执行重复的呼吸循环的呼吸组件 (40), 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) 连通的吸气阀 (46) 相对开启, 以便气体通过所述吸气阀进入所述吸气通道并到达患者, 而 (b) 在所述通气机组件中的所述呼气通道 (38) 和呼气出口 (62) 之间的呼气阀 (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, 所述控制器:

控制所述呼吸组件使其重复循环, 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 (16) 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, 控制所述呼气阀相对保持关闭, 以允许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, 以及

使用患者气道和肺中的压力状况来控制所述通气机组件, 其中, 所述压力状况由可操作地与所述吸气通道和所述呼气通道相关联的压力监测结构通过监测这两相期间所述吸气通道和所述呼气通道中的至少一个内的压力来确定。

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, 从而使得当所述控制器控制所述吸气阀和所述呼气阀都关闭时, 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所述呼气通道连通。

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所述呼气通道连通。

4. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 在所述吸气相期间, 所述控制器控制所述吸气阀完全开启。

5. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 在所述吸气相期间, 所述控制器控制所述呼气阀完全关闭。

6. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 在所述呼气相期间, 所述控制器控制所述吸气阀完全关闭。

7. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 在所述呼气相期间, 所述控制器控制所述吸气阀以调节所述管路中的压力, 从而促进所述患者的讲话能力。

8. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 在所述呼气相期间, 所述控制器控制所述呼气阀完全关闭。

9. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 在所述呼气相期间, 所述控制器控制所述呼气阀以调节所述管路中的压力, 从而促进所述患者的讲话能力。

10. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 由所述控制器使用所述监测以 (a) 对所述吸气阀和所述呼气阀进行控制, (b) 对患者气道阻塞进行检测, (c) 对所述管路的至少一部分已经断开进行检测, (d) 对所述管路中的闭塞进行检测, 或 (e) 对 (a)、(b)、(c) 和 (d) 的任意组合。

11. 如权利要求 1 所述的控制器, 其中, 所述控制器通过控制至少一个所述阀的开启和关闭来调节所述管路中的所述压力, 从而在所述管路中提供所需压力以促进所述患者的讲话能力。

12. 一种用于与气管导管 (12) 连接的患者通气机组件 (14), 将所述气管导管构造并布

置成安放到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体外,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,所述通气机组件包括:

用于与所述气管导管的所述外部开口端连接并提供彼此连通的吸气通道 (36) 和呼气通道 (38) 的管路;

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);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,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,这样促进所述患者的说话能力。

13. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,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 所述的所述患者通气机组件,其中,所述控制器通过第一算法对所述吸气阀进行控制并且通过第二算法对所述呼气阀进行控制。

15. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,其中,在所述呼气相期间所述呼气阀完全关闭。

16. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,其中,在所述吸气相期间,所述呼气阀完全关闭。

17. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,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关闭,从而能够在所述管路内建立所需压力。

18. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,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关闭,从而在所述管路内维持所需压力。

19. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,其中,所述通气机组件包括至少一个为了确定所述患者的气道和肺中存在的压力而与所述吸气通道和所述呼气通道连通的压力监测器 (54,58),所述压力监测器可操作地与用于操作所述吸气阀和呼气阀的所述控制器连接。

20. 如权利要求 19 所述的所述患者通气机组件,其中,所述至少一个压力监测器能够检测所述管路中的闭塞和所述管路的断开。

21. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,其中,所述气管导管没有止回阀,使得在所述呼气阀处于其的所述第一模式时所述吸气通道和所述呼气通道与所述患者的气道和肺之间的连通通过所述气管导管的外部开口端。

22. 如权利要求 12 所述的所述患者通气机组件,其中,所述吸气阀和呼气阀形成呼吸组件 (40) 的一部分。

23. 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, 其与所述气管导管的所述外部开口端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), 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吸气通道和所述呼气通道中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 ;

控制器 (52), 其控制所述吸气阀和所述呼气阀的操作 ; 以及

至少一个压力监测器 (45, 58), 其用于在吸气相和呼气相期间均监测所述吸气通道和呼气通道中的压力, 所述压力监测器可操作地与所述控制器连接, 以便向所述控制器提供用于控制所述吸气阀和所述呼气阀的输入信号。

24. 如权利要求 23 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。

25. 一种用于与气管导管 (16) 连接的患者通气机组件 (10), 将所述气管导管构造并布置成安放到所述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, 所述通气机组件包括 :

用于与所述气管导管的所述外部开口端连接并提供彼此连通的吸气通道 (36) 和呼气通道 (38) 的管路,

可操作地耦接至所述吸气通道的吸气阀 (46) ;

可操作地耦接至所述呼气通道的呼气阀 (48) ; 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, 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,其中,所述管路没有止回阀。

使患者能够在具有或不具有气管导管止回阀的情况下说话的 通气装置

优先权声明

[0001] 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) 的利益。

技术领域

[0002] 本申请涉及患者的通气, 更具体地, 涉及一种利用气管导管组件和通气机组件对患者进行有创通气的方法和装置。

背景技术

[0003] 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。

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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。

发明内容

[0007] 本发明涉及一种方法, 通过该方法可获得气管导管中止回阀的优势而避免其劣势。本发明的方法涉及一种操作通气机组件的方法, 所述通气机组件具有提供彼此连通的吸气通道和呼气通道的管路, 以及能够执行重复呼吸循环的呼吸组件, 所述每个呼吸循环包括 (1) 吸气相, 在所述吸气相期间吸气通道中的吸气阀相对开启以便气体通过所述吸气阀进入吸气通道并到达患者, 而在通气机组件中的呼气通道和呼气出口之间的呼气阀相对关闭; 以及 (2) 呼气相, 在呼气相期间吸气阀相对关闭。

[0008] 在示例性实施例中, 所述方法包括如下步骤: 将管路与位于患者气管内的气管导管的外部开口端相连, 使得内部开口端通向患者声带下方的患者的气道和肺中。将所述呼吸组件重复循环, 以便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的气道和肺中, 而在呼气相期间, 呼气阀维持相对关闭, 并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的口中排出, 从而促进患者的讲话能力。为了确定患者气道

和肺内的压力以便在操作所述通气机组件中使用,在这两相期间都对至少一个通道内的压力进行监测。

[0009] 在本发明的一个实施例中,气管导管没有止回阀,使得当吸气阀和呼气阀都关闭时,每个呼气相期间由患者呼出的气体与通道连通。

[0010] 本发明还包括一种用于执行上述方法的患者通气装置。所述装置包括下列部件的组合。将气管导管构造并布置成安放通过患者声带下方的患者气管中,使得气管导管的外部开口端在患者的外部而气管导管的内部开口端与患者的气道和肺连通。提供一种通气机组件,其包括与所述气管导管的外部开口端连接并提供彼此连通的吸气通道和呼气通道的管路。吸气阀和呼气阀分别安置在吸气通道和呼气通道内。

[0011] 将通气机组件构造并布置成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相对开启而呼气阀相对关闭,并使气流能够通过吸气通道和气管导管进入患者的气道和肺中。还设置控制器用于操作吸气阀和呼气阀,并且将呼气阀在下列两种呼气相模式的选定一种下进行操作:(1) 第一模式,其中,呼气阀在呼气相期间相对开启,从而使患者气道和肺中的气体在在的吸气相之后,通经开启的呼气阀和通气机组件的出口;以及(2) 第二模式,其中,呼气阀维持相对关闭,并且患者促使患者气道和肺中的气体在在的吸气相之后,流经患者的声带并从患者的口中排出,从而促进患者的说话能力。

[0012] 为了确定患者气道和肺中存在的压力状况以便由控制器在操作通气机组件时使用,通气机组件还包括可操作地与所述通道相关联的压力监测结构。在一个实施例中,气管导管没有止回阀,使得在所述通道与患者气道和肺之间的连通在呼气阀处于其的非说话模式时在两个方向上通过气管导管的开口端。

[0013] 如上所示,本发明的一方面利用没有止回阀的气管导管来确保说话功能而不会出现止回阀的已知缺点。尽管如此,本发明的另一方面在于提供一种即使在气管导管中存在止回阀情况下也能克服止使用逆阀的很多已知缺点的通气装置。

[0014] 在本发明的另一实施例中,通气装置包括下列部件。气管导管,将其构造并布置成安放到患者声带下方的患者气管中,使得气管导管的外部开口在患者的外部,而气管导管的内部开口与患者的气道和肺连通。通气机组件,其包括与所述导管的外部开口端连接并提供彼此连通的吸气通道和呼吸通道的管路,分别位于吸气通道和呼气通道中的吸气阀和呼气阀,以及构造并布置成提供重复呼吸循环的呼吸组件,每个呼吸循环包括(1) 吸气相,在吸气相期间吸气通道内的吸气阀相对开启而呼气通道内的呼气阀相对关闭,使气流能够通过吸气通道和所述导管进入患者的气道和肺内,以及(2) 呼气相,在呼气相期间吸气阀相对关闭且呼气阀维持相对关闭。

[0015] 气管导管具有在其外部开口端能够使患者在每次吸气相末促使患者气道和肺内的气体通过患者的声带并从患者口中排出的止回阀,从而促进患者的讲话能力,所述止回阀可操作地在两个阀都相对关闭时保持吸气相末各气道内的压力状况,从而能够在每次吸气相末保持的各气道内的压力状况等于在呼气相期间患者气道和肺内的压力状况。为了确定患者气道和肺内存在的压力状况以便在操作通气机组件时使用,通气机组件包括压力监测结构/组件,用于监测两个相期间各通道内的压力状况。

[0016] 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

[0017] 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;

[0018] 图 1B 是类似于 1A 的视图,但示出了部分关闭的呼气阀;

[0019] 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;

[0020] 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;

[0021] 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;

[0022] 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);

[0023] 图 4B 是类似于 4A 的视图,但示出了部分关闭的呼气阀;

[0024] 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;

[0025] 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;以及

[0026] 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。

具体实施方式

[0027] 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)。

[0028] 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 外部的位上而内部开口端 26 与处于患者声带 30 下方位置上的患者气道和肺 28 连通。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] Y 型接头的一个分支与限定吸气通道 36 的管道或管路截面相连接,而 Y 型接头的另一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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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)。

[0037] 如图 2A 和 2B 所示,根据本发明的实施例,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阀。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。

[0038] 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。

[0039] 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）。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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 的输出可用于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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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,则这表示阻塞(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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 图 6 示意性将图 1 和 2 的系统描绘成模拟电路图。

[0055] 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。

[0056] 前缀字母 Q 表示在呼气相期间($Q_{\text{呼气}}$)由通气机($Q_{\text{通气机}}$)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($Q_{\text{管道}}$), (2)向患者递送的气流量($Q_{\text{患者}}$), (3)向患者的肺递送的气流量($Q_{\text{肺}}$), 以及(4)向患者的声带递送的气流量($Q_{\text{声带}}$)。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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 $2\text{ml}/\text{cm H}_2\text{O}$)使用患者呼出的几毫升气体容积。

[0061] 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:
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;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传感器的气动连通;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;4) 能够进行雾化吸入治疗而无需取出讲话阀;5) 能够进行抽吸而无需取出讲话阀;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。

[0062] 值得注意的是,在存在讲话阀的实施例中,被堵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。

[0063] 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。

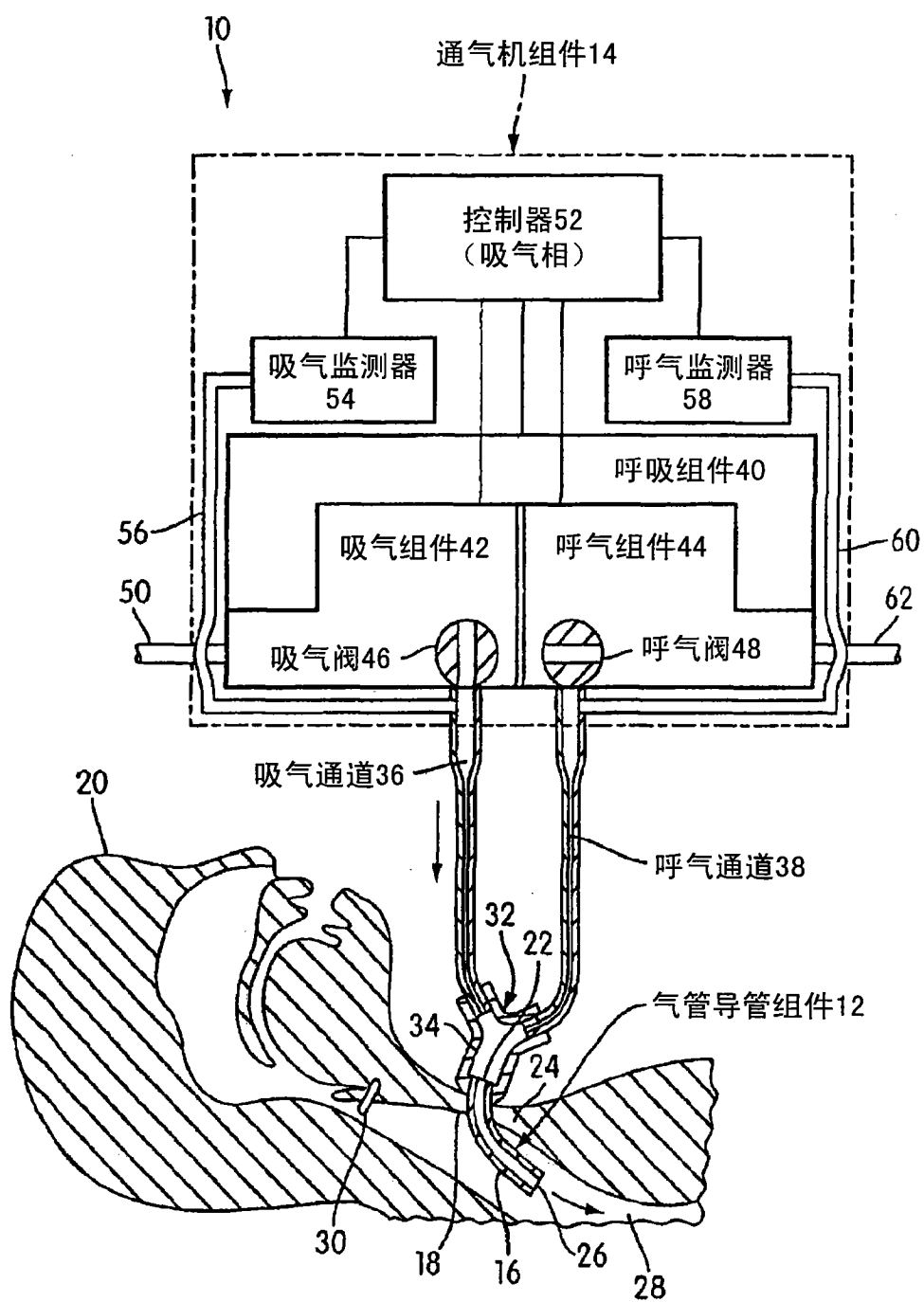


图 1A

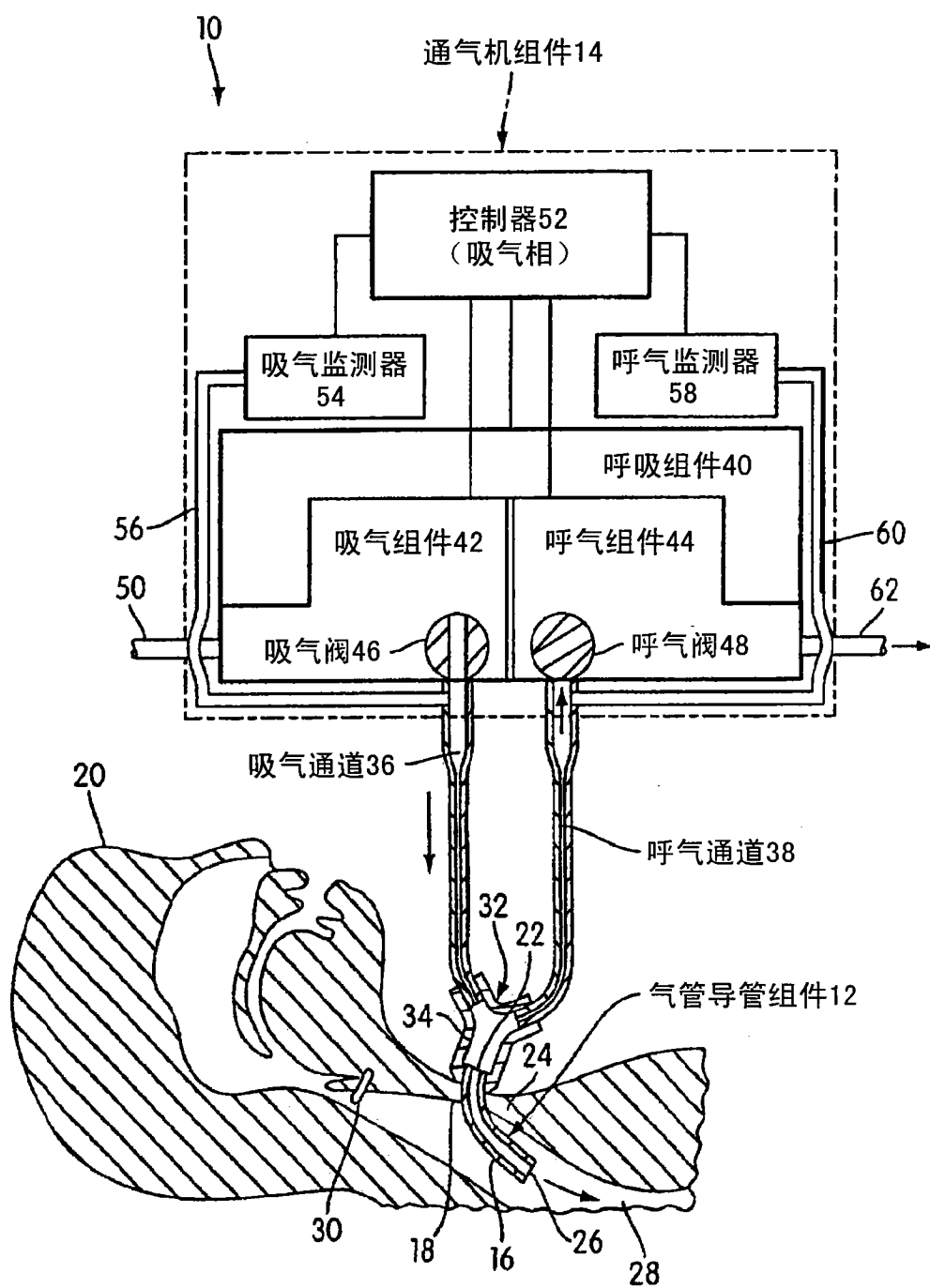


图 1B

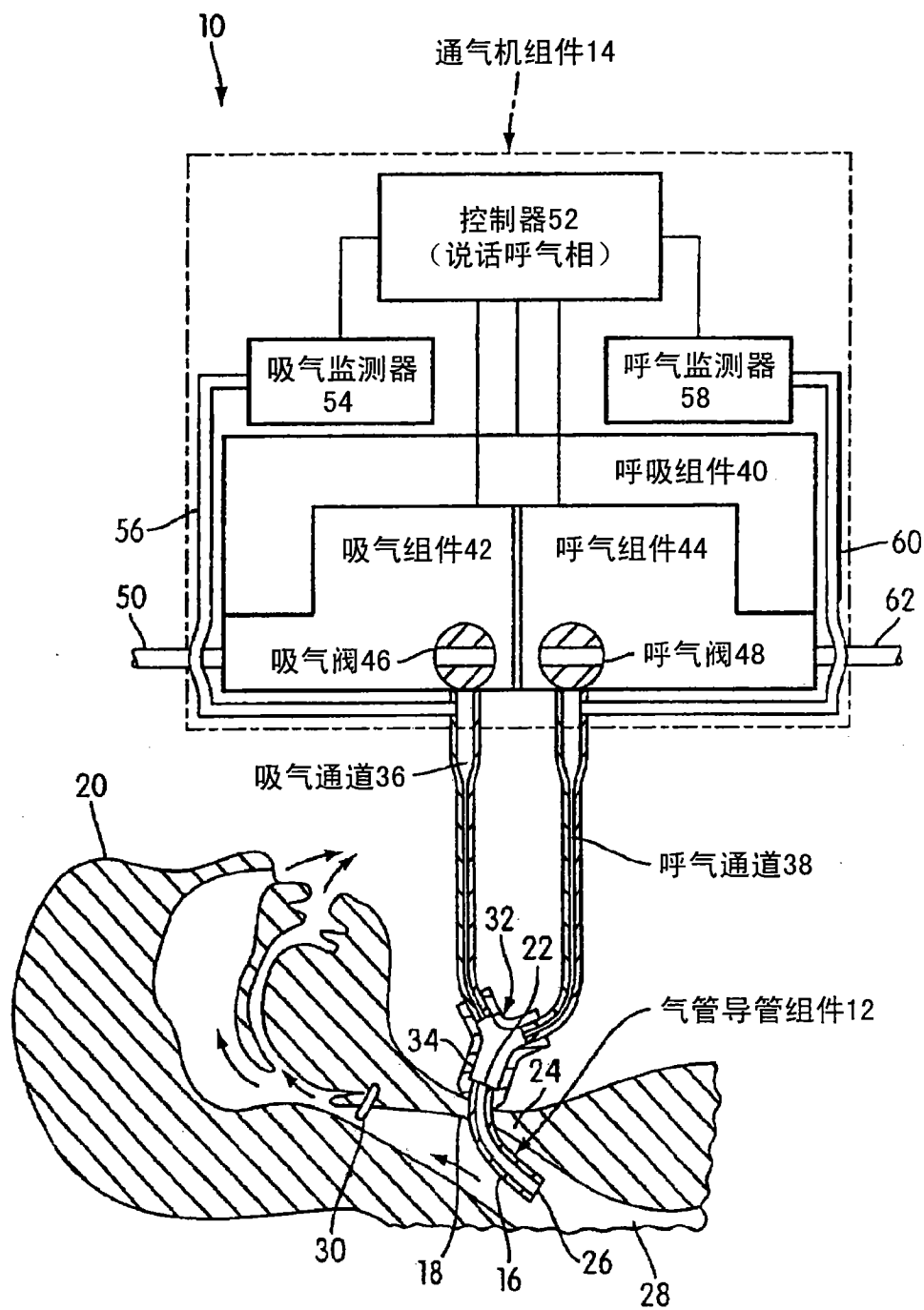


图 2A

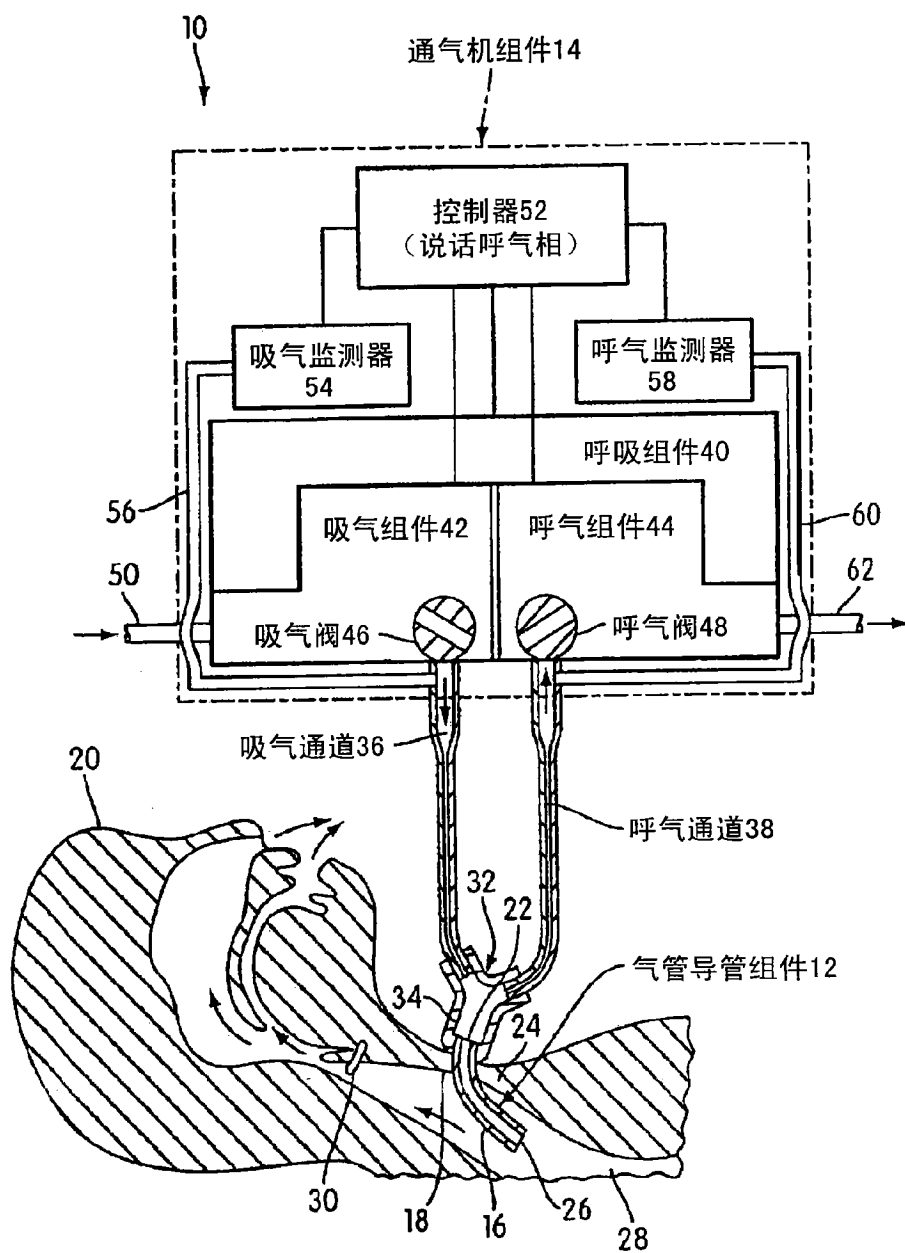


图 2B

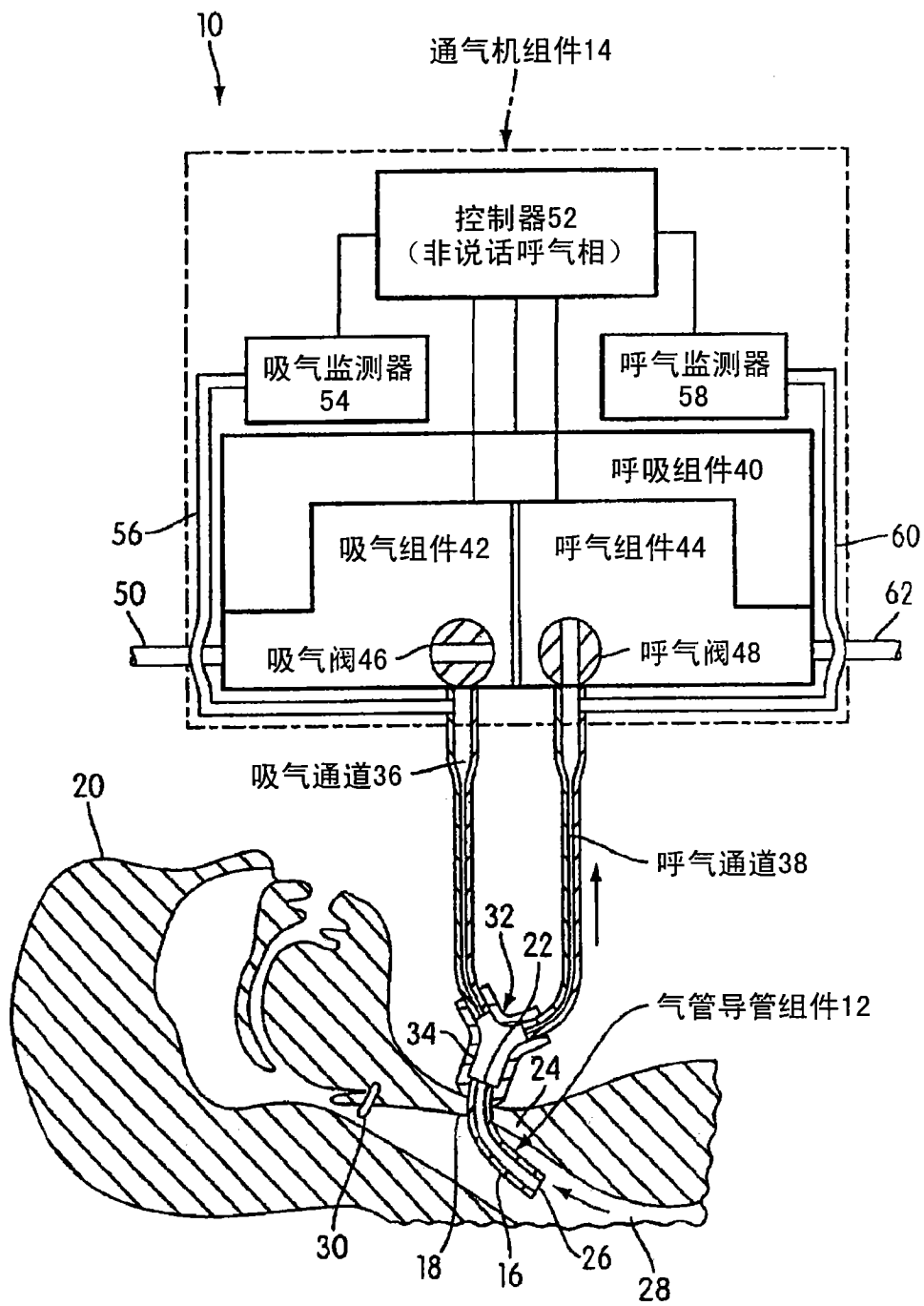


图3

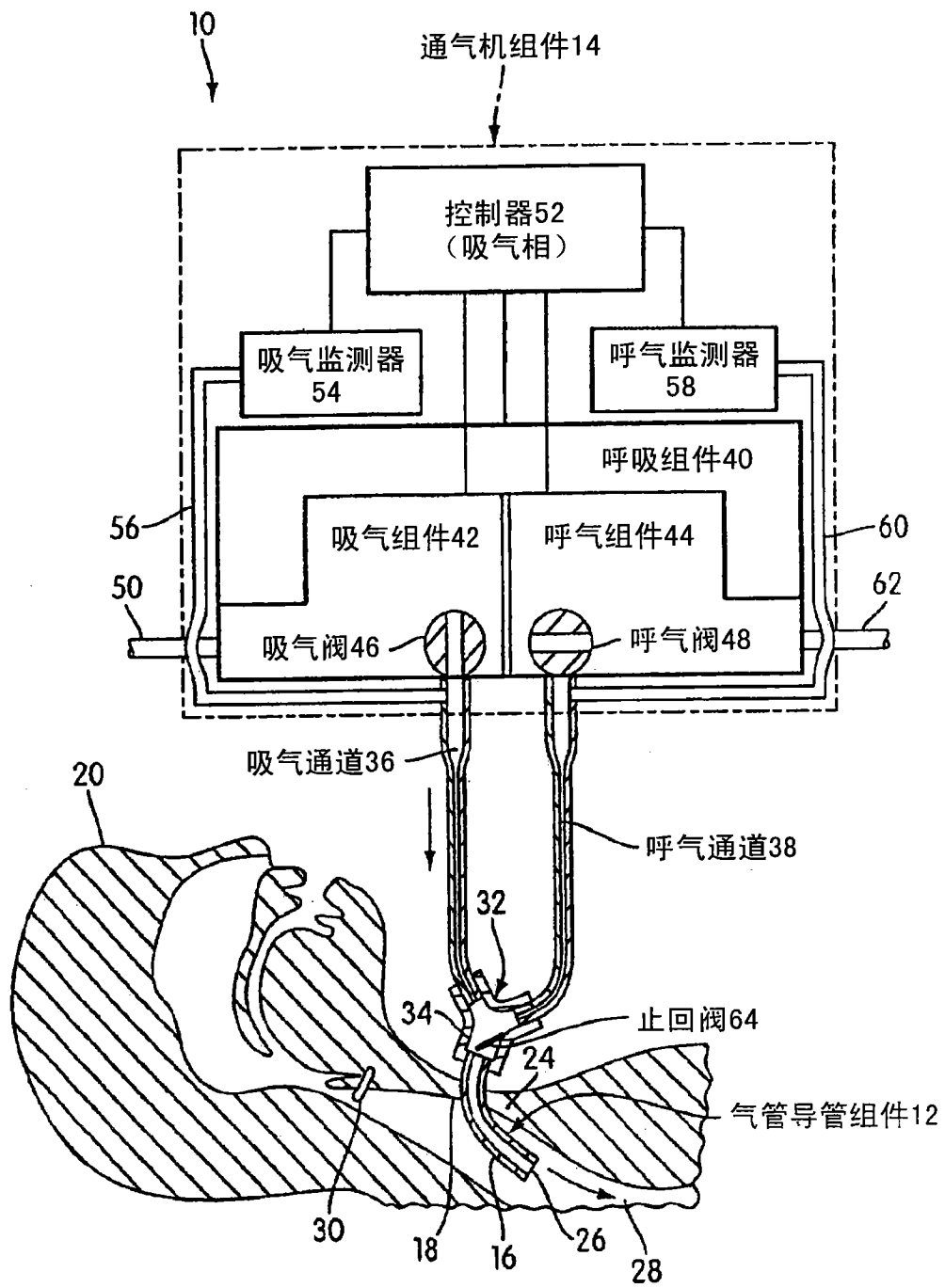


图 4A

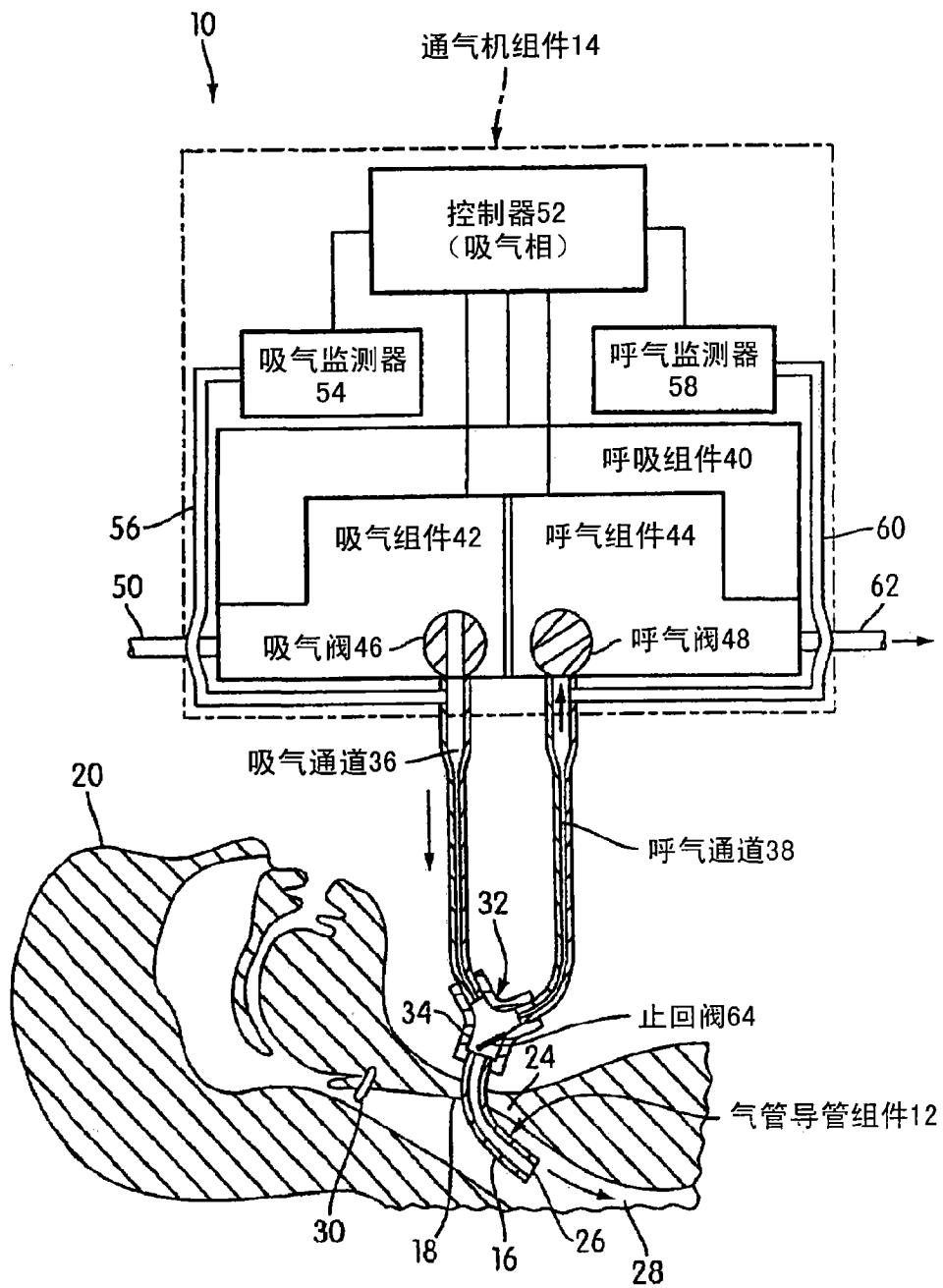


图 4B

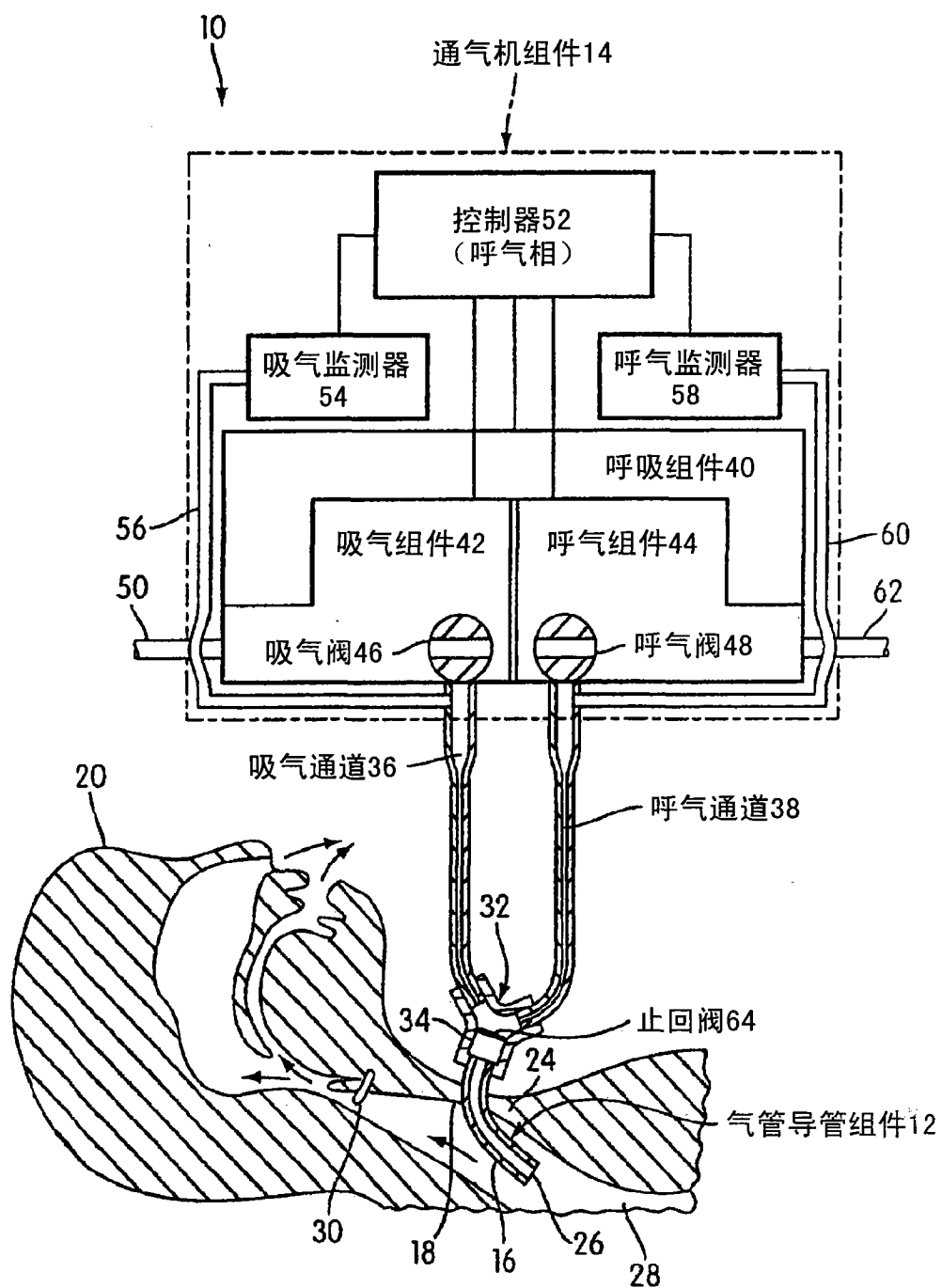


图 5A

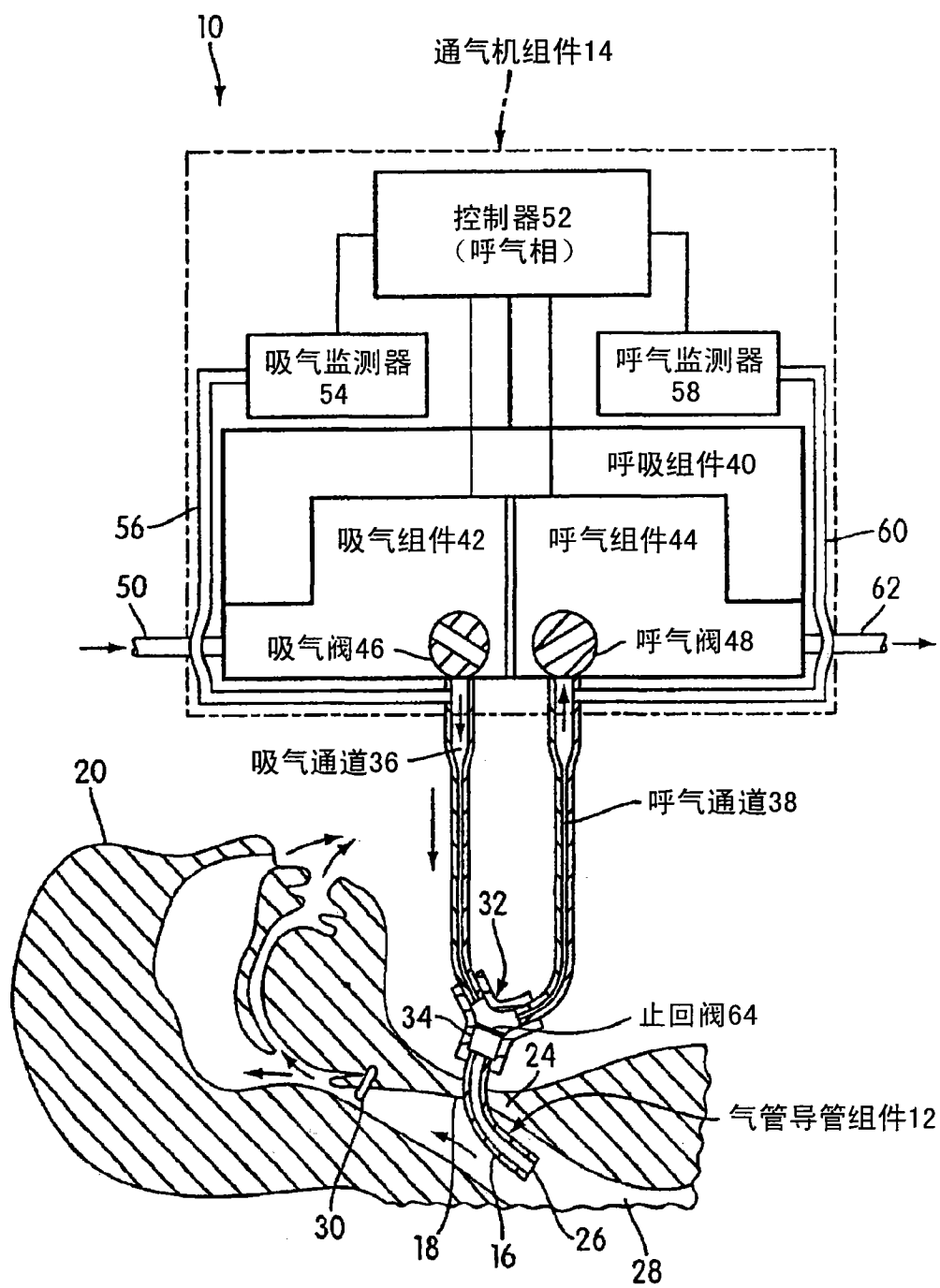


图 5B

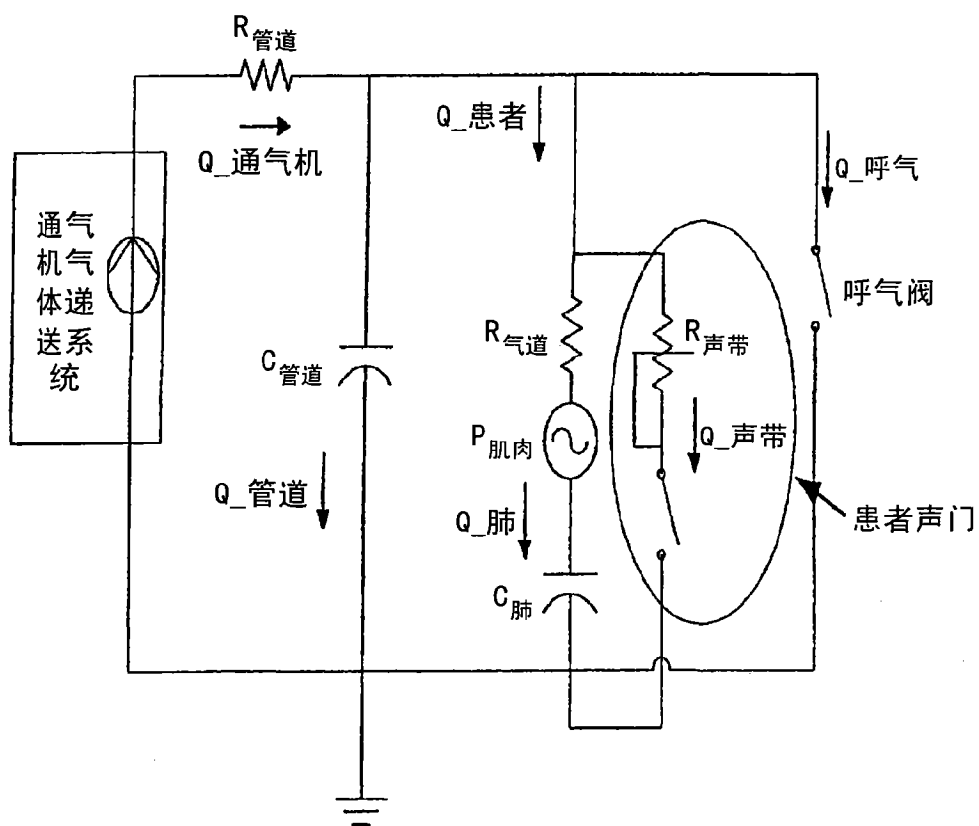


图 6