



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103619392 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 20

(21) 申请号 201280031650. 1

(22) 申请日 2012. 06. 18

(30) 优先权数据

61/502, 357 2011. 06. 29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/053048 2012. 06. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/001398 EN 2013. 01. 03

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·W·麦克丹尼尔

(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 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61M 16/00(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2010/058308 A2, 2010. 05. 27,

CN 102215891 A, 2011. 10. 12,

CN 1849150 A, 2006. 10. 18,

US 2007/0199566 A1, 2007. 08. 30,

CN 101022847 A, 2007. 08. 22,

审查员 王雪莉

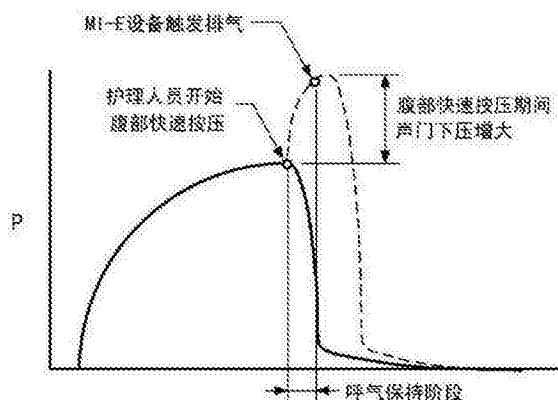
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

用于辅助进行气道清除的装置

(57) 摘要

一种辅助患者进行气道清除的方法包括：在注气阶段期间向患者提供正压注气气流；在完成注气阶段之后，令所述患者进入呼气保持状态，在所述呼气保持状态中防止所述患者呼气；当所述患者处于呼气保持状态时，向患者提供腹部快速按压；终止所述呼气保持状态；并且在终止所述呼气保持状态之后，在排气阶段期间向患者提供负压排气气流。



1. 一种用于辅助患者进行气道清除的装置 (2, 2'), 包括:

气流发生部件 (4, 6, 28), 其被构造为有选择地生成正压注气气流和负压排气气流;

具有患者接口设备 (10) 的患者回路, 所述患者接口设备操作性耦合到所述气流发生部件; 以及

操作性耦合到所述气流发生部件的控制器 (8), 所述控制器被构造为: (i) 在注气阶段期间令所述气流发生部件通过所述患者回路向所述患者提供所述正压注气气流, (ii) 确定所述注气阶段完成, (iii) 响应于确定所述注气阶段完成, 令所述患者回路进入这样的工作状态: 在所述工作状态中, 当被耦合到所述患者接口设备时, 所述患者将处于呼气保持状态, 在呼气保持状态中防止所述患者呼气, (iv) 响应于确定已经符合特定条件, 令所述患者回路不再处于所述工作状态, 使得所述呼气保持状态被终止, 并且 (v) 在终止所述呼气保持状态之后, 在排气阶段期间令所述气流发生部件通过所述患者回路向所述患者提供所述负压排气气流。

2. 根据权利要求 1 所述的装置, 还包括设置于所述患者回路中的流量传感器 (20), 其中, 所述控制器被构造为基于所述传感器的输出结果测量所述患者的肺充气体积, 并且在所述肺充气体积达到特定水平时, 所述注气阶段完成。

3. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述特定条件是已经令所述患者回路进入所述工作状态之后过去的预定固定量的时间。

4. 根据权利要求 3 所述的装置, 其中, 在已经令所述患者进入所述呼气保持状态时开启计时器, 并且其中, 终止所述呼气保持状态发生于所述计时器指示出已经过去所述固定量的时间。

5. 根据权利要求 3 所述的装置, 还包括压力传感器 (30), 所述压力传感器被构造为在所述患者处于所述呼气保持状态时确定所述患者的声门下压, 其中, 特定条件是所述声门下压超过预定阈值水平。

6. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 令所述患者回路进入所述工作状态包括令所述气流发生部件向所述患者提供增加的正压注气气流, 所述增加的正压注气气流的压力大于所述注气阶段期间提供的所述正压注气气流的压力。

7. 根据权利要求 1 装置所述的装置, 还包括设置于所述患者回路中的阀门 (24), 其中, 令所述患者回路进入所述工作状态包括闭合所述阀门以令所述患者回路至少基本物理闭塞。

8. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述气流发生部件包括正压气流发生器 (4) 和独立的负压气流发生器 (6), 所述正压气流发生器被构造为生成所述正压注气气流, 所述负压气流发生器被构造为生成所述负压排气气流。

9. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述气流发生部件包括气流发生器 (28), 所述气流发生器被构造为生成所述正压注气气流和生成所述负压排气气流两者。

用于辅助进行气道清除的装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请依据 35U. S. C. § 119 (e) 要求享有 2011 年 6 月 29 日提交的美国临时申请 No. 61/502357 的优先权, 在此通过引用将其内容并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于辅助受试者清除他或她的气道(即咳嗽)的方法和装置, 具体而言, 涉及包括与手动辅助咳嗽同步的呼气保持特点的注排气方法和装置。

背景技术

[0004] 咳嗽, 也被称作“气道清除”, 对大多数人来说是日常生活的正常功能。图 1 中绘制了能够正常咳嗽的健康个体的典型咳嗽序列。如图 1 中所示, 在吸气阶段, 吸入的气体通过气管被缓慢地(例如, 速度小于 1LPS)吸入到肺中。然后, 在压缩阶段, 个体遮盖气管的声门闭合, 个体的呼气肌收缩。如图 1 中所示, 声门闭合加上呼气肌收缩增大了个体的声门下压(即在闭合的声门下面的气管中的压力)。最后, 当声门下压达到一定水平, 个体进入咳嗽的呼气阶段。在呼气阶段, 声门打开, 向外的初始流是由气管内空气减压造成的。其后, 肺继续以大约 4LPS 的速度倒空, 直到其充分减压。

[0005] 一些人, 由于受伤、疾病, 甚至是胸外科手术, 声门功能受损或失效, 结果发现自主地有效咳嗽困难或者不能自主地有效咳嗽。这主要是由于这些人在咳嗽压缩阶段(图 1)不能增大他们的声门下压从而为呼气阶段准备快速减压造成的。为这些人开具辅助或手动气道清除的处方。

[0006] 可以通过许多已知的方法来完成手动气道清除。这种方法之一是采用被称为机械注排气机(MI-E)的设备的使用。MI-E 是通过口、鼻或者气管切开术递送气道正压通气, 以让其缓慢地充满肺(该过程被称作注气)的设备。然后突然逆转压力, 产生爆炸性呼气流, 模拟咳嗽(该过程被称作排气)。因此, MI-E 设备试图通过结合吸气阶段的过度充气和呼气阶段的负压产生有效地呼气流速。

[0007] 此外, 在一些情况下, 医生或护理人员可能希望通过利用诸如手动腹部快速快速按压的手动辅助咳嗽技术来增强 MI-E 疗法以提高其有效性。在这种情况下, 护理人员会熟练地将他或她的手放在患者的腹部, 并且在治疗的呼气阶段开始时同步用力(即力量的使用与逆转呼气压的开始和应用同步)。应用这种腹部快速快速按压会进一步增大咳嗽峰速(PCF), 并且因此提高患者分泌物的有效移动。

[0008] 尽管已证明如刚刚所述的现有技术气道清除方法对许多个体有效, 但是在这个领域仍有改进空间。具体而言, 需要在治疗期间不需要 MI-E 设备向患者递送更高的负呼吸压而促进更高 PCF 水平的手动气道清除方法。

发明内容

[0009] 因此, 本发明的目的是提供一种辅助患者清除气道的方法, 该方法克服了常规气

道清除方法的缺点。

[0010] 本发明的又一个目的是提供一种辅助患者清除气道的装置,该装置没有与常规设备技术相关联的缺点。

[0011] 在一个实施例中,提供了一种辅助患者清除气道的方法,包括:在注气阶段期间向患者提供正压注气气流;在完成注气阶段之后,令所述患者进入呼气保持状态,在所述呼气保持状态中防止所述患者呼气;在所述患者处于呼气保持状态时,向患者提供腹部快速按压;终止所述呼气保持状态;并且在终止所述呼气保持状态之后,在排气阶段期间向患者提供负压排气气流。

[0012] 在另一实施例中,提供了一种用于辅助患者清除气道的装置,包括:气流发生部件,其被构造为有选择地生成正压注气气流和负压排气气流;具有患者接口设备的患者回路,所述患者接口设备操作性耦合到所述气流发生部件;以及操作性耦合到气流发生部件的控制器。该控制器被构造为:(i)在注气阶段期间令所述气流发生部件通过所述患者回路向所述患者提供正压注气气流,(ii)确定所述注气阶段完成,(iii)响应于确定所述注气阶段完成,令所述患者回路进入这样的工作状态:在所述工作状态中,当被耦合到所述患者接口设备时,所述患者将处于呼气保持状态,在所述呼气保持状态中防止所述患者呼气,(iv)响应于确定已经符合特定条件,令所述患者回路不再处于工作状态,使得所述呼气保持状态被终止,并且(v)在终止所述呼气保持状态之后,在排气阶段期间令所述气流发生部件通过所述患者回路向患者提供负压注气气流。

[0013] 参考附图,考虑以下描述和所附权利要求,本发明的这些和其他目的、特征和特性,以及操作的方法和和相关结构元件的功能,以及各部分的组合和制造的经济性,将变得更加显而易见,所有附图都形成本说明的一部分,其中,在各附图中,类似的附图标记表示对应部分。不过要明确理解,附图仅仅为了例示和描述,并非意在作为本发明限度的界定。

附图说明

[0014] 图 1 的曲线图图示了健康个体中典型的咳嗽序列;

[0015] 图 2 是根据一个示范性实施例的可以用于实施本发明的注排气方法的 MI-E 设备的示意图;

[0016] 图 3 是根据替代性的示范性实施例的可以用于实施本发明的注排气方法的 MI-E 设备的示意图;

[0017] 图 4 的流程图图示了根据本发明的示范性实施例的注排气方法;

[0018] 图 5 的流程图图示了根据本发明的一个特定示范性实施例的注排气方法;

[0019] 图 6 的流程图图示了根据本发明的替代性的特定示范性实施例的注排气方法;并且

[0020] 图 7 和 8 分别是图示了本发明的优点的基于时间的压力和流量波形的“理想化”曲线图。

具体实施方式

[0021] 本文中使用的单数形式的“一”、“一个”以及“该”包括多个指代物,除非上下文中明确地另行规定。本文中所用的两个或多个零件或部件被“耦合”的表述将意味着所述零件

直接或间接地(即,通过一个或多个中间零件或部件,只要发生连接)被结合到一起或一起工作。本文中所用的“直接耦合”意指两个元件彼此直接接触。本文中所用的“固定耦合”或“固定”意指两个部件被耦合以作为一体移动,同时维持相对于彼此的固定取向。

[0022] 本文中所用的词语“一体的”意指部件被创建为单件或单个单元。亦即,包括单独创建并然后被耦合到一起成为单元的多件的部件不是“一体的”部件或体。本文中采用的两个或多个零件或部件相互“接合”的表述将意味着所述零件直接地或通过一个或多个中间零件或部件而相互施加力。本文中采用的术语“数目”将意味着一或大于一的整数(即,多个)。

[0023] 本文中使用的方向短语,例如但不限于,顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及它们的派生词涉及附图中所示的元件的取向,并且不对权利要求构成限制,除非在权利要求中明确记载。

[0024] 图 2 是 MI-E 设备 2 的示意图,MI-E 设备 2 可以用于实施根据一个示范性实施例的本发明的注排气方法。如图 2 中所示,MI-E 设备 2 包括正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6,其每者都操作性耦合到控制器 8 并受到控制器 8 控制。正压气流发生器 4 被构造为产生正压下的气流,用于如本文中所述的患者注气。正压气流发生器 4 可以包括诸如离心鼓风机(压缩机)、涡轮机、活塞、风箱或现有技术中已知的其他合适装置的设备,用于生成正压气流。例如,正压气流发生器 4 可以包括例如常规 CPAP 或二级压力支持设备中使用的风机。

[0025] 负压气流发生器 6 被构造为生成负压下的气流,用于如本文所述的患者排气。像正压气流发生器 4 那样,负压气流发生器 6 可以包括诸如离心鼓风机(压缩机)、涡轮机、活塞、风箱或现有技术中已知的其他合适装置的设备,用于生成负压气流。在示范性实施例中,正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6 均包括受控制器 8 控制的阀门(未示出),其根据情况充当正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6 的压力控制器或流量控制器。

[0026] 应当明了的是,本发明预期用于控制正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6 递送的压力或流量的其他技术,例如独立地或结合压力控制阀来改变风机速度。此外,在如本文所述的使用中,在正压气流发生器 4 正在提供正压气流时,将让与负压气流发生器 6 相关联的阀门闭合,类似地,在负压气流发生器 6 正在提供负压气流时,将让与正压气流发生器 4 相关联的阀门闭合。

[0027] 控制器 8 包括处理部分和存储部分,处理部分可以是例如微处理器、微控制器或其他适当的处理设备,存储部分可以在处理部分内部或操作性耦合到处理部分并为可由处理部分执行的数据和软件提供存储介质,以控制 MI-E 设备 2 的工作,如本文更详细所述。

[0028] MI-E 设备 2 还包括患者接口设备 10,患者接口设备 10 通过 Y 形递送管道 12 耦合到正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6 两者,Y 形递送管道 12 具有正压分支 14 (连接到正压气流发生器 4) 和负压分支 16 (连接到负压气流发生器 6),以及公共部分 18 (连接到患者接口设备 10)。患者接口设备 10 可以是面罩、气管内导管、气管切开术管路或现有技术中已知的用于在患者和另一种医疗设备之间建立接口的任何其他适当模块,将正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6 与患者接口连接。

[0029] 在图示的实施例中,在正压分支 14 中提供流量传感器 20 以测量其中的气体流量,在负压分支 16 中提供流量传感器 22 以测量其中的气体流量。在本文中别处描述了一个特

定非限制性示范性实施例中的流量传感器 20、22 的功能。应当认识到,如果不实施该特定非限制性示范性实施例,可以省去流量传感器 20、22。此外,在图示的实施例中,在公共部分 18 中提供受控制器 8 控制的阀门 24。并非由控制器 8 自动控制,可以由 MI-E 设备 2 的用户,例如临床医生或护理人员手动地控制阀门 24。在本文中别处描述了一个特定非限制性示范性实施例中的阀门 24 的功能。应当认识到,如果不实施该特定非限制性示范性实施例,可以省去阀门 24。

[0030] MI-E 设备 2 还包括用户界面 26,用于设置 MI-E 设备 2 使用的各种参数,并用于向用户,例如临床医生或护理人员显示和输出信息和数据。

[0031] 图 3 是 MI-E 设备 2' 的示意图,MI-E 设备 2' 可以用于实施根据替代性的示范性实施例的本发明的注排气方法。MI-E 设备 2' 包括的很多部件与 MI-E 设备 2 的相同,利用相似的附图标记标识相似的部分。不过,如图 3 中所示,MI-E 设备 2' 并不包括独立的正压气流发生器 4 和负压气流发生器 6,而是包括单个部件,即正 / 负压气流发生器 28,在控制器 8 的控制下,其被构造为既生成用于如本文所述的患者注气所用的正压气流,又生成用于如本文所述的患者排气所用的负压气流。正 / 负压气流发生器 28 可以包括诸如离心鼓风机(压缩机)、涡轮机、活塞、风箱或现有技术中已知的另一种适当装置的设备,用于有选择地生成正负压气流。在示范性实施例中,正 / 负压气流生成器 28 是离心式风机,包括阀门设备,用于调节递送到患者的压力。在注气阶段期间,阀门将风机的出口导向患者,以便递送正压。在排气阶段期间,阀门将风机的入口侧导向患者,以便递送负压。

[0032] 根据本发明的一个方面,患者被置于呼气保持状态。在这种状态中,防止患者通过患者接口设备 10 呼气。在呼气保持状态期间,根据患者的状况,患者的声门可以闭合或不闭合。在一个实施例中,通过闭合阀门 24,使得包括患者接口设备 10 的回路基本物理闭塞,实现呼气保持状态。在另一实施例中,通过增加提供给患者的正供应压力从而禁止呼气,实现呼气保持状态。应当理解,将患者置于呼气保持状态的替代方式和机制是可能的,本发明的范围之内也曾设想到。

[0033] 图 4 的流程图图示了根据本发明示范性实施例的注排气方法。可以使用适当的 MI-E 设备执行图 4 中所示的方法,其中将该方法的特定部分实现为可由 MI-E 设备的控制器执行的一个或多个例程,用于如上所述地控制 MI-E 设备。为了例示本发明,将把图 4 的方法描述为在 MI-E 设备 2 或 MI-E 设备 2' 中实施。

[0034] 参考图 4,该方法开始于步骤 90,其中,控制器 8 通过控制正压气流发生器 4(对于 MI-E 设备 2)或正 / 负压气流发生器 28(对于 MI-E 设备 2'),通过患者接口设备 10 向患者提供正注气压(使患者的肺膨胀)。接下来,在步骤 92,由控制器 8 确定是否满足预定的注气阶段终止标准(例如,预定的膨胀体积、膨胀压力、膨胀时间或膨胀流速)。如果步骤 92 的答案为否,那么该方法返回到步骤 90,继续注气。

[0035] 不过,如果步骤 92 的答案为是,那么,在步骤 94,控制器 8 命令开始呼气保持状态,如本文别处所述。也是在步骤 94,在呼气保持状态期间,患者的临床医生或护理人员开始在患者身上进行手动腹部快速按压,导致患者声门下压迅速增大。在示范性实施例中,手动快速按压的开始在时间上与成功建立呼气保持状态同步(即,一旦达到呼气保持状态,就开始快速按压)。在一个示范性实施例中,控制器 8 被构造为,一旦达到呼气保持状态,就令用户界面 28 提供用户可察觉的指示(例如声响或视觉指示),让临床医生或护理人员知道其能

够开始腹部快速按压。

[0036] 接下来,在步骤 96,由控制器 8 确定是否达到预定的呼气保持阶段终止标准(例如,时间阈值、压力阈值或手动开关的激活)。如果在步骤 96 的答案为否,那么该方法返回到步骤 96,继续等待到达预定的呼气保持阶段终止标准。如果在步骤 96 的答案为是,表示已经到达预定的呼气保持阶段终止标准,那么该方法前进到步骤 98。

[0037] 在步骤 98,控制器 8 终止呼气保持状态(例如,移除增大的正压或打开阀门 24),然后通过控制负压气流发生器 4 (对于 MI-E 设备 2 而言)或正 / 负压气流发生器 28 (对于 MI-E 设备 2' 而言)以令通过患者接口设备 10 向患者提供负注气压力(使患者的肺收缩)。根据本发明的一方面,因为呼气保持特征(与腹部快速按压结合)生成了更高的声门下压,所以在排气阶段期间将到达更高的 PCF (步骤 98)。这种更高的 PCF 将导致患者体内更有效的分泌物松动。

[0038] 图 5 的流程图图示了根据本发明一个特定示范性实施例的注排气方法。像图 4 中的方法那样,可以使用适当的 MI-E 设备执行图 5 中所示的方法,其中,将该方法的特定部分实现为可由 MI-E 设备的控制器执行的一个或多个例程,用于如上所述控制 MI-E 设备。为了例示本发明,将把图 5 的方法描述为在 MI-E 设备 2 或 MI-E 设备 2' 中实施。

[0039] 参考图 5,该方法开始于步骤 100,其中,控制器 8 通过控制正压气流发生器 4 (对于 MI-E 设备 2)或正 / 负压气流发生器 28 (对于 MI-E 设备 2'),通过患者接口设备 10 向患者提供正注气压(使患者的肺膨胀)。接下来,在步骤 102,由控制器 8 确定是否已达到患者肺的预定期望膨胀体积。在示范性实施例中,基于流量传感器 20 以公知方式进行的流量测量,确定患者肺的实际膨胀体积。可以由用户,例如临床医生或护理人员,使用用户界面 26 来设置特定的期望膨胀体积。在一个示范性非限制性实施例中,期望的膨胀体积是患者的最大注气容量(MIC)。如果步骤 102 的答案为否,那么该方法返回到步骤 100,继续注气。

[0040] 不过,如果在步骤 102 的答案为是,那么在步骤 104,控制器 8 做两件事情:(i)开启被称为呼气保持计时器的计时器,(ii)令呼气保持状态开始,如本文中别处所述。呼气保持计时器是确定患者将在呼气保持状态下保持多久(某种预定的固定时间)的计时器。可以由用户,例如临床医生或护理人员,使用用户界面 26 设置呼气保持计时器的特定持续时间。在一个示范性非限制性实施例中,呼气保持计时器的持续时间为一秒。

[0041] 也是在步骤 104,在呼气保持状态期间,患者的临床医生或护理人员开始在患者身上进行手动腹部快速按压,导致患者声门下压迅速增大。在示范性实施例中,手动快速按压的开始在时间上与成功建立呼气保持状态同步(即,一旦达到呼气保持状态,就开始快速按压)。在一个示范性实施例中,控制器 8 被构造为,一旦达到呼气保持状态,就令用户界面 28 提供用户可察觉的指示(例如声响或视觉指示),让临床医生或护理人员知道其能够开始腹部快速按压。

[0042] 接下来,在步骤 106,由控制器 8 确定呼气保持计时器是否到期。如果答案为否,那么该方法返回到步骤 106 并且继续等待呼气保持计时器到期。如果步骤 106 的答案为是,那么该方法前进到步骤 108。在步骤 108,控制器 8 终止呼气保持状态(例如,移除增大的正压或打开阀门 24),然后通过控制负压气流发生器 4 (对于 MI-E 设备 2 而言)或正 / 负压气流发生器 28 (对于 MI-E 设备 2' 而言)导致通过患者接口设备 10 向患者提供负注气压(使患者的肺收缩)。如本文别处所述,因为由于呼气保持特征(与腹部快速按压结合)生成了更

高声门下压,所以在排气阶段期间将到达更高的 PCF (步骤 108)。这种更高的 PCF 将导致患者体内更有效的分泌物松动。

[0043] 图 6 的流程图图示了根据本发明另一特定示范性实施例的注排气方法。像图 4 和 5 的方法那样,可以利用适当的 MI-E 设备来实施图 6 中所示的方法,其中,将该方法的特定部分实现为可由 MI-E 设备的控制器执行的一种或多种例程,用于如上所述地控制 MI-E 设备。为了例示本发明,将把图 6 的方法描述为在 MI-E 设备 2 或 MI-E 设备 2' 中实施。

[0044] 参考图 6,该方法开始于步骤 200,其中,控制器 8 通过控制正压气流发生器 4 (对于 MI-E 设备 2 而言)或正 / 负压气流发生器 28 (对于 MI-E 设备 2' 而言)以令通过患者接口设备 10 向患者提供正注气压(使患者的肺膨胀)。接下来,在步骤 202,由控制器 8 确定是否已到达如本文别处所述的预定期望膨胀体积。如果在步骤 202 的答案为否,那么该方法返回到步骤 200 并继续注气。

[0045] 不过,如果在步骤 202 的答案为是,那么然后在步骤 204,控制器 8 命令开始呼气保持状态,如本文别处所述。如下文详细所述,在本实施例中,呼气保持状态的持续时间不是固定时间(在图 5 的方法中就是这种情况),而是基于患者的声门下压确定的。也是在步骤 204,在呼气保持状态期间,患者的临床医生或护理人员开始对患者进行手动腹部快速按压,导致患者的声门下压迅速增大。在示范性实施例中,手动快速按压的开始在时间上与成功建立呼气保持状态同步(即,一旦达到呼气保持状态,就开始快速按压)。如本文别处所述,在一个具体实施例中,控制器 8 被构造为,一旦达到呼气保持状态,就令用户界面 28 提供用户可察觉的指示(例如音响或视觉指示),以令临床医生或护理人员知道其可以开始腹部快速按压。

[0046] 接下来,在步骤 206,由控制器 8 确定患者的声门下压是否超过预定阈值压力水平。在示范性实施例中,为此目的,由压力传感器 30 测量患者的声门下压,该压力传感器 30 测量 MI-E 设备 2 或 MI-E 设备 2' 出口处(恰好在进入连接到患者接口设备 10 的患者回路之前)的计量压力。这种传感器可以用于根据你在基于时间的治疗概况中何处,考虑到特定情况,来测量 / 计算声门下压。在实质上流量为零的治疗部分期间,那么由传感器测量的压力在算术上等价于患者肺的声门下压。在有流量通过系统时的治疗部分期间,由传感器测量的压力是患者肺中的声门下压和患者回路和通往肺的患者气道结构的阻力的组合。在这后一种情况下,可以将数学模型并入软件算法中,允许设备计算声门下压。

[0047] 再次参考步骤 206,可以由用户,例如临床医生或护理人员,使用用户界面 26 设置预定阈值压力水平。在一个示范性非限制性实施例中,预定阈值压力水平是呼气保持阶段开始时压力以上 5cmH₂O。如果在步骤 206 答案为否,那么该方法返回到步骤 106,继续等待声门下压增大。如果在步骤 206 的答案为是,表示声门下压超过预定阈值,那么该方法前进到步骤 208。

[0048] 在步骤 208,控制器 8 终止呼气保持状态(例如,移除增大的正压或打开阀门 24),然后通过控制负压气流发生器 4 (对于 MI-E 设备 2 而言)或正 / 负压气流发生器 28 (对于 MI-E 设备 2' 而言)导致通过患者接口设备 10 向患者提供负注气压(使患者的肺收缩)。如本文别处所述,因为由于呼气保持特征(与腹部快速按压结合)生成了更高声门下压,所以在排气阶段期间将到达更高的 PCF (步骤 208)。这种更高的 PCF 将导致患者体内更有效的分泌物松动。

[0049] 图 7 和 8 分别是基于时间的压力和流量波形的“理想化”曲线图,示出了本发明的益处(实线是波形并基于使用现有技术的注排气方法而没有腹部快速按压而生成,虚线是基于使用本发明方法生成的波形)。在图 7 中, Y 轴上提供的压力是总压力(声门下 + 任何流阻)。也是在图 7 中,在现有技术波形(实线)中,呼气阶段开始于该波形开始向 x 轴折返的点。注意,在第一呼气保持阶段线左侧之前,图 7 中的两个波形是彼此对齐的。

[0050] 在图 8 中,直到流量与 x 轴相交的点之前,本发明的虚线波形都与现有技术波形对齐。然后,在腹部快速按压阶段有一段时间虚线波形保持为零。接下来,在排气阶段期间,虚线波形恢复成类似于现有技术的形状。不过,由于本发明方法的结果,虚线波形呈现出增大的峰值(负)流量。于是,在图 7 中可以看出,本发明与现有技术相比在注气之后提供了增大的声门下压,在图 8 中可以看出,与现有技术相比,本发明在注气之后提供了增大的 PCF。

[0051] 此外,如本文所述,流量传感器 20、22 被定位于 MI-E 设备 2 或 MI-E 设备 2' 内部,压力 / 流发生器和压力传感器 30 的位置之间。压力传感器 30 的输出被软件用作基本信号以控制设备递送的治疗。不过,在实践中,这个信号可能有些不稳定,常常导致提前、延迟甚至错误地触发治疗的各个阶段。在一个示范性实施例中,通过向控制算法增加来自流量传感器 20 和 / 或 22 的流量信号,该系统常常能够使发生这种情况的可能最小化。例如,如果系统监测到压力突然下降,但流量信号的斜率为负,那么系统能够智能地判定这不是触发新呼吸的好时间。在备选实施例中,流量传感器 20 或 22 可以位于 MI-E 设备 2 或 MI-E 设备 2' 内部,阀门 24 和压力传感器 30 的位置之间。

[0052] 在权利要求中,置于括号之间的任何附图标记都不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”或“包含”不排除有给定权利要求中列出的那些之外的其他元件或步骤;在列举了若干器件的装置型权利要求中,这些器件中的一些可以由同一件硬件来实现。元件前面的词语“一”、“一个”不排除存在多个这样的元件。在列举了若干器件的装置型权利要求中,这些器件中的一些可以由同一件硬件来实现。尽管在互不相同的从属权利要求中列举了特定元件,但是这并不表示不能有利地使用这些元件的组合。

[0053] 尽管已经出于例示的目的基于当前认为是最实际和优选的实施例详细描述了本发明,但要理解,这样的细节仅仅是为了该目的,本发明不限于公开的实施例,而是相反,意在涵盖在权利要求的精神和范围之内的修改和等价布置。例如,要理解,本发明预期,在可能的范围内,可以将任何实施例的一个或多个特征与任何其他实施例的一个或多个特征相组合。

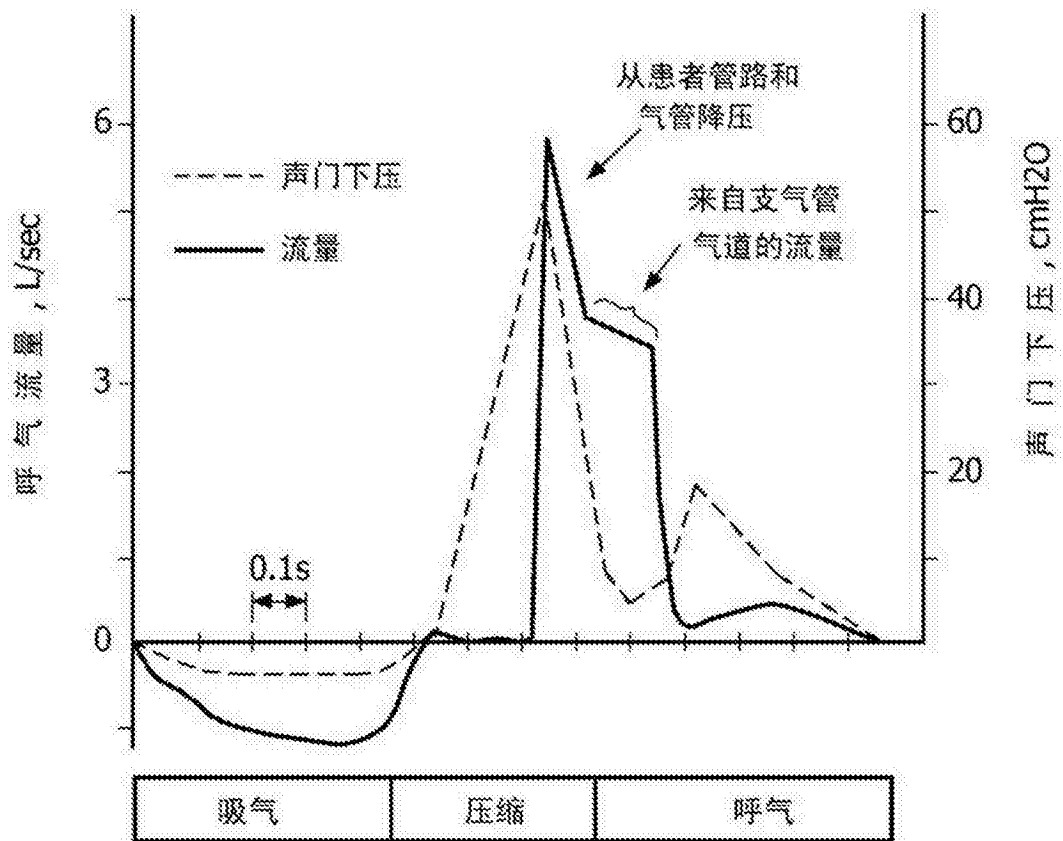


图 1

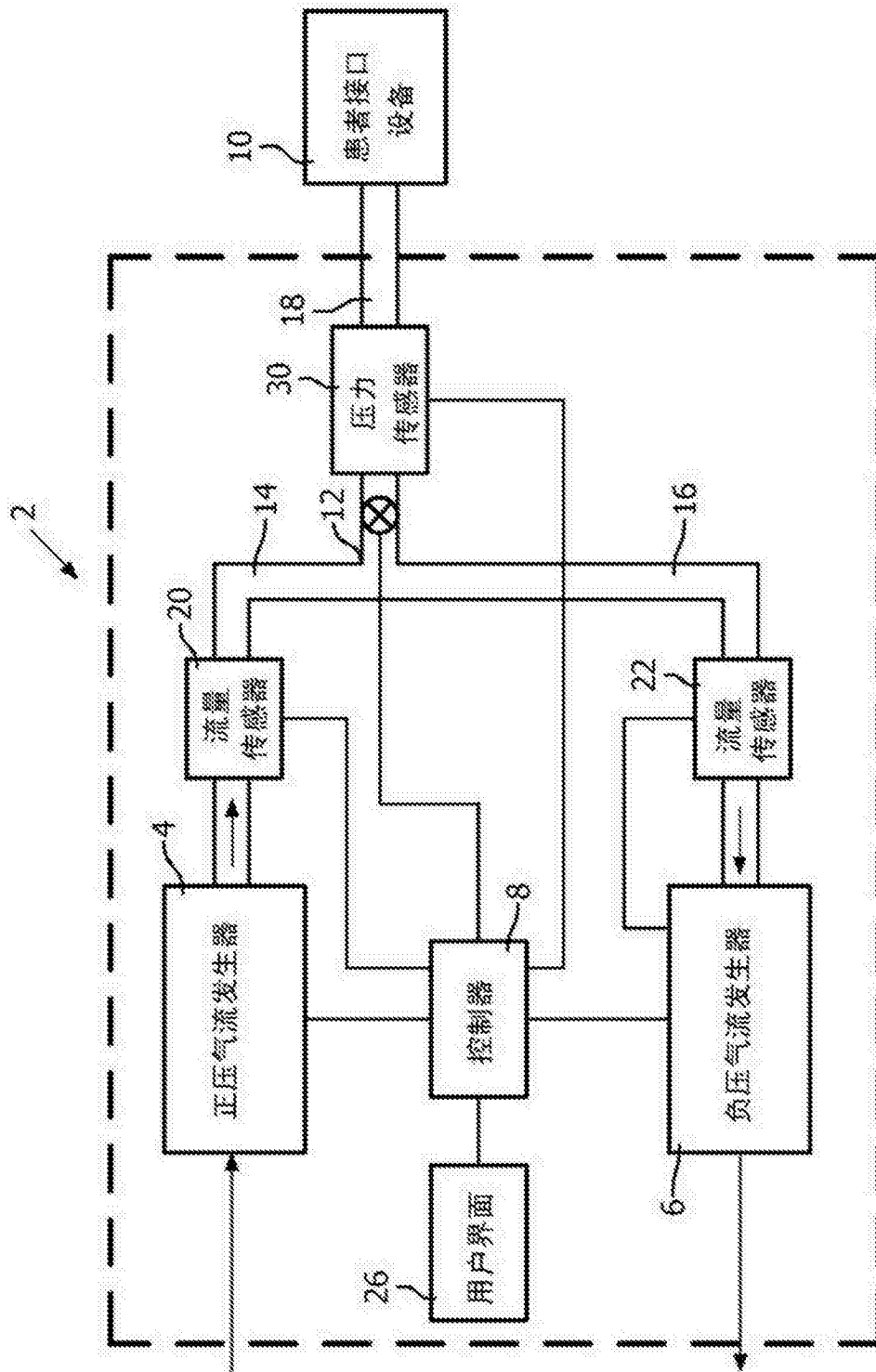


图 2

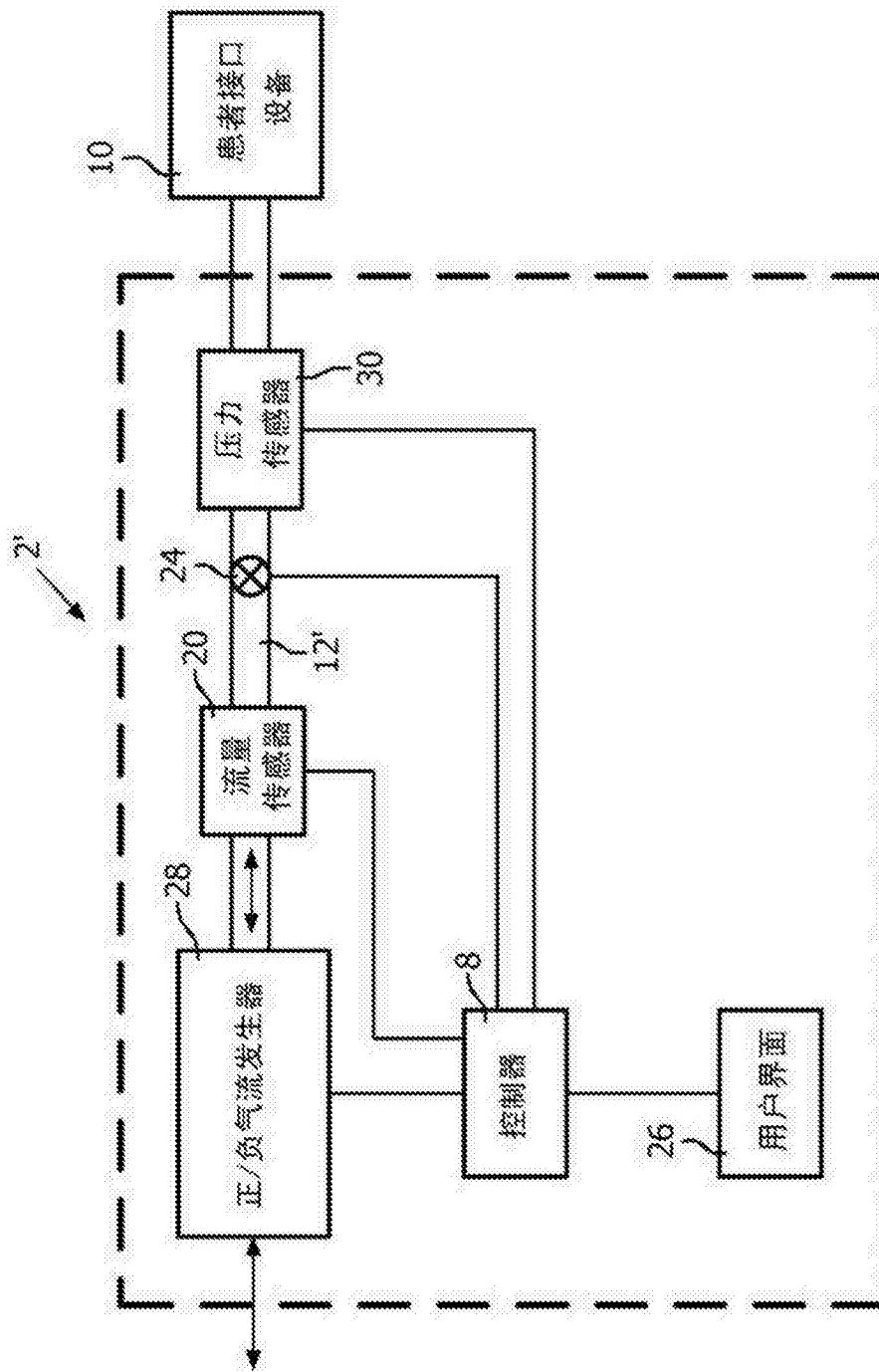


图 3

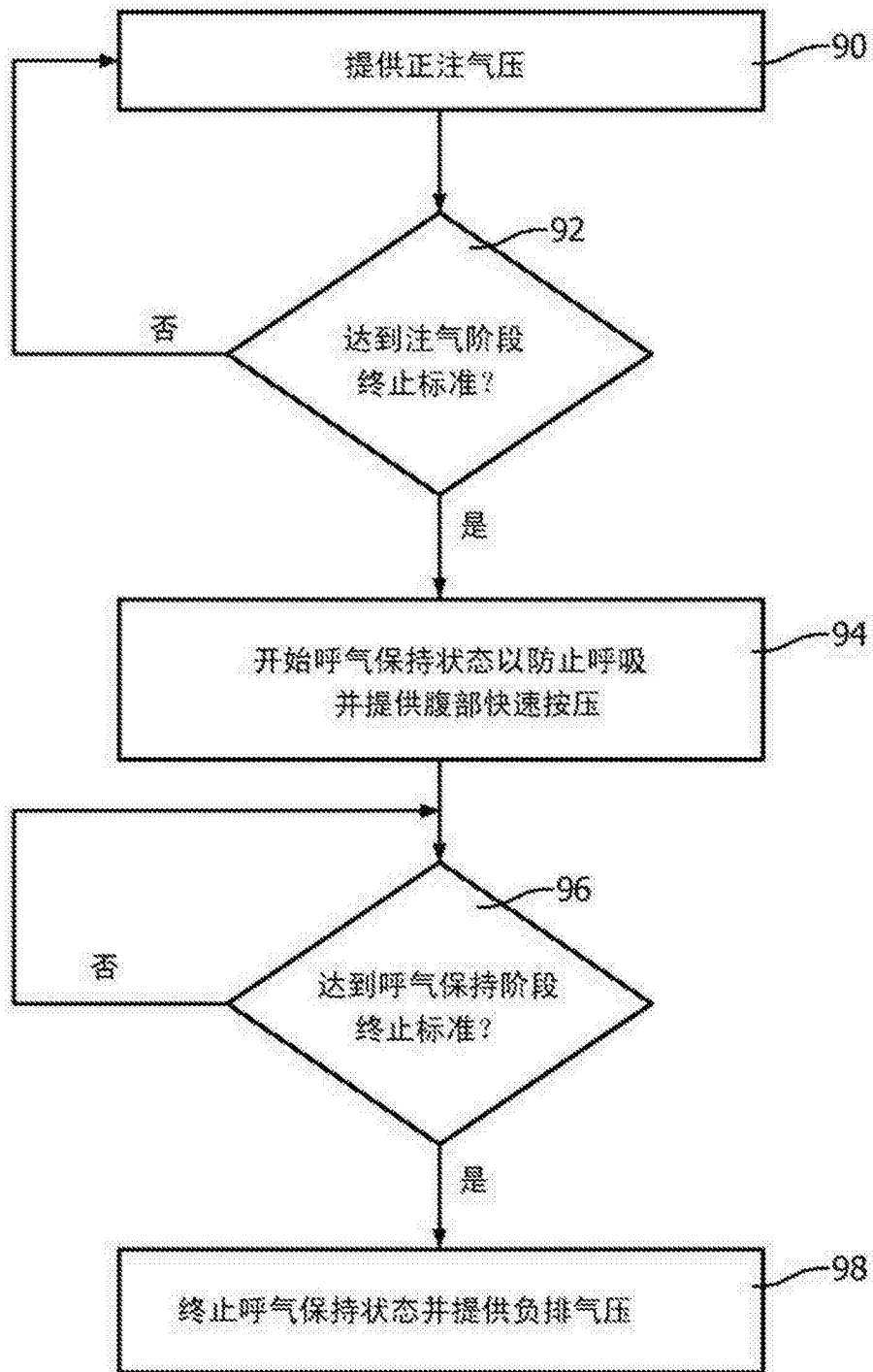


图 4

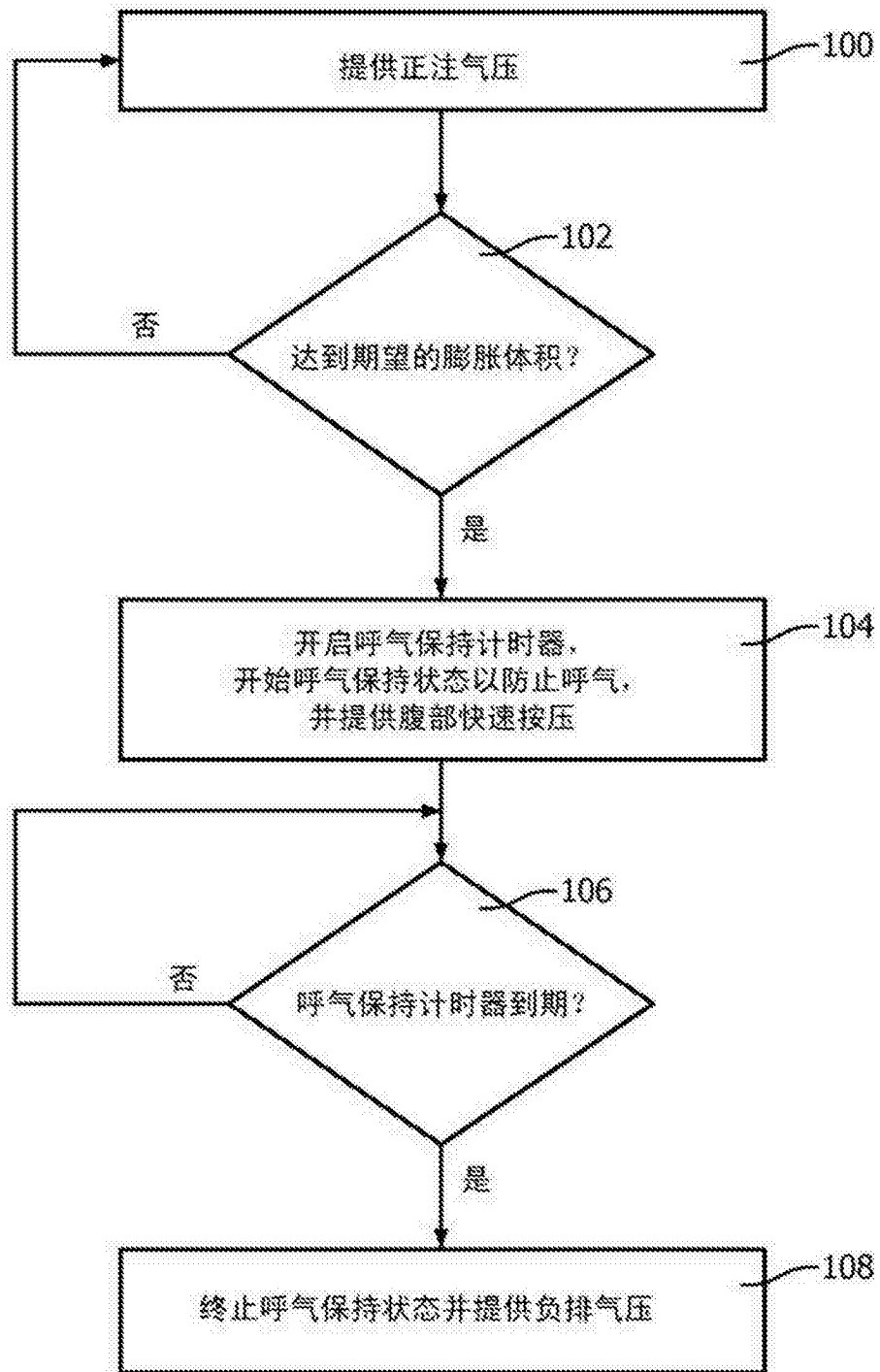


图 5

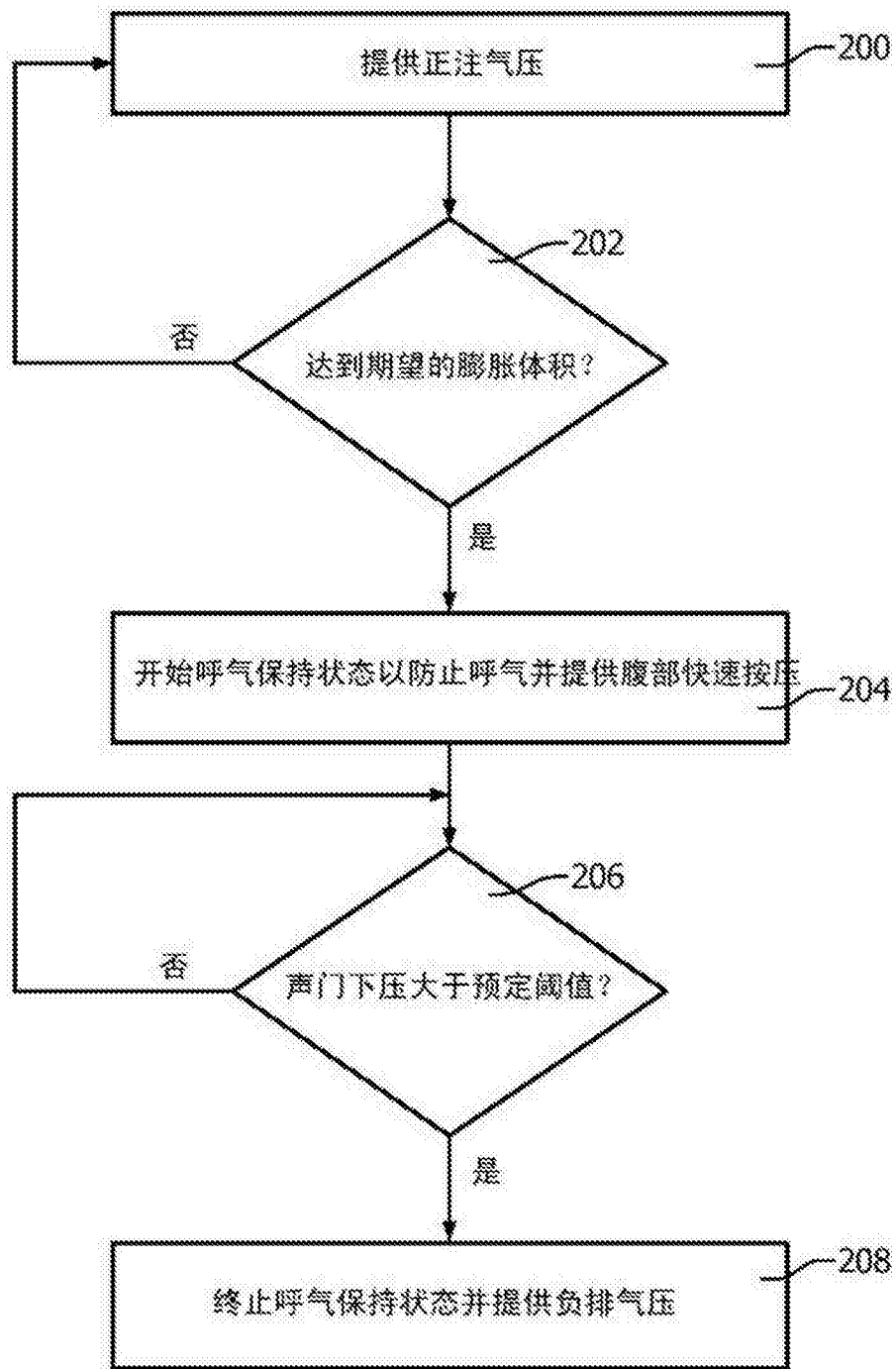


图 6

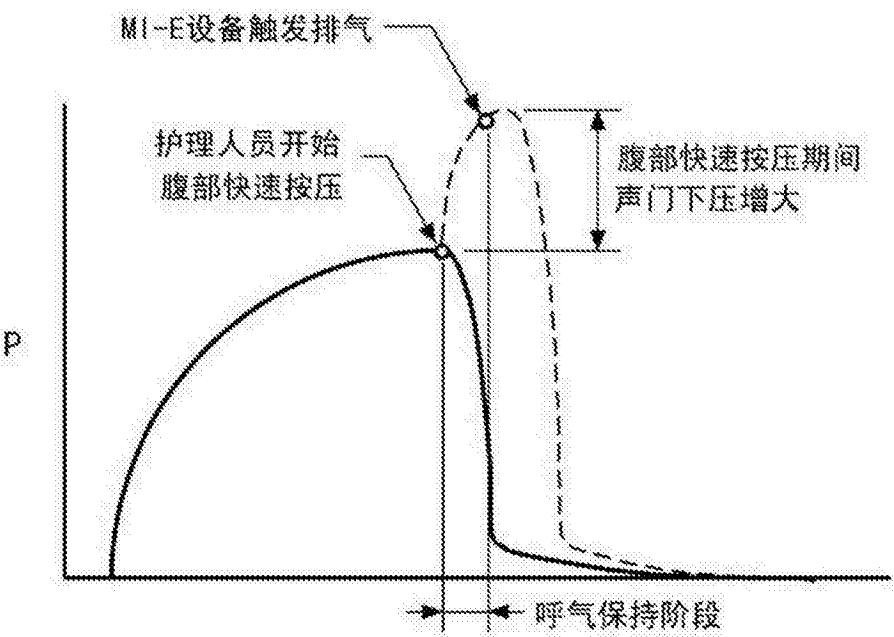


图 7

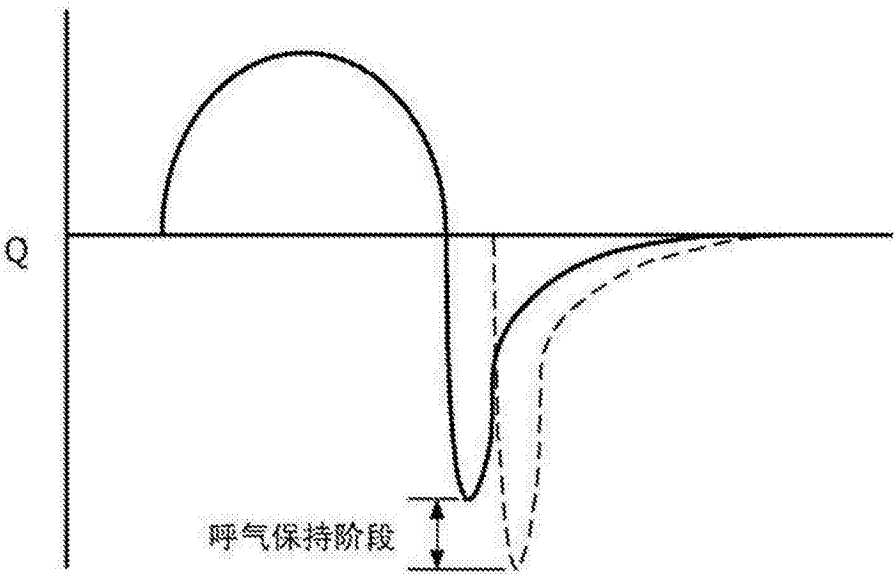


图 8