



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101014380 B

(45) 授权公告日 2010.12.22

(21) 申请号 200580028591.2

(22) 申请日 2005.06.20

(30) 优先权数据

60/580,845 2004.06.18 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.02.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/021638 2005.06.20

(87) PCT申请的公布数据

W02006/009939 EN 2006.01.26

(73) 专利权人 英瓦卡尔公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 M·莫里斯 G·W·弗洛利德

N·J·卡兰

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 刘春元 梁永

(51) Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1440302 A, 2003.09.03, 全文.

CN 1035245 A, 1989.09.06, 全文.

US 2004/0103896 A1, 2004.06.03, 全文.

US 2004/0035422 A1, 2004.02.26, 全文.

US 5549106 A, 1996.08.27, 全文.

审查员 石艳丽

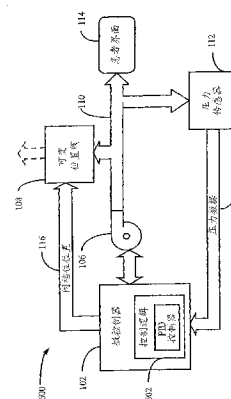
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 10 页

(54) 发明名称

用于提供呼吸气体的系统和方法

(57) 摘要

提供了一种提供呼吸气体的系统和方法。在一个实施例中,该方法包括:感测与呼吸气体的输送相关的感测参数;响应于呼吸周期的第一部分期间的感测参数和第一预定感测参数值之间的差别而变化与流量/压力控制元件相关的控制参数;至少部分地根据变化控制参数来确定从呼吸周期的第一部分转变到第二部分;至少部分地根据已确定的转变,变化控制参数以导致呼吸周期的第二部分期间的感测参数的第一变化;以及至少部分地根据第一预定感测参数值,变化控制参数以导致呼吸周期的第三部分期间的感测参数的第二变化。



1. 一种用于提供呼吸气体的装置,包括:

流量/压力控制元件,适于控制呼吸气体的输送;

传感器,感测与呼吸气体的输送相关的感测参数;以及

控制器,与流量/压力控制元件和传感器通信,该控制器响应于呼吸周期的第一部分期间的感测参数和第一预定感测参数值之间的差值而变化与流量/压力控制元件相关的控制参数,至少部分地根据控制参数确定从呼吸周期的第一部分到第二部分的转变,至少部分地根据已确定的转变而在呼吸周期的第二部分期间变化控制参数以引起感测参数的第一变化;以及至少部分地根据第一预定感测参数值在呼吸周期的第三部分期间变化控制参数以引起感测参数的第二变化。

2. 根据权利要求1的装置,其中感测参数是呼吸气体压力、呼吸气体流量、呼吸气体温度或呼吸气体成分。

3. 根据权利要求1的装置,其中流量/压力控制元件包括可变位置阀,而控制参数是阀档位位置。

4. 根据权利要求1的装置,其中流量/压力控制元件包括可变速度吹风机,而控制参数是吹风机速度。

5. 根据权利要求3的装置,其中,在呼吸周期的第一部分期间,控制器至少部分地根据感测参数和第一预定感测参数值确定阀档位误差并且变化控制参数以最小化阀档位误差。

6. 根据权利要求1的装置,其中流量/压力控制元件包括可变位置阀,控制参数是阀档位位置,为了确定从呼吸周期的第一部分到第二部分的转变,控制器确定卸载阈值并确定可变位置阀在变化过程中的阀档位位置是否小于卸载阈值。

7. 根据权利要求6的装置,其中为了确定卸载阈值,控制器确定呼吸率,确定中值阀档位位置,为一个或多个在先呼吸周期确定峰值阀档位位置,辨认与确定的呼吸率相关的预定百分比卸载因子,并至少部分地根据已确定的中值阀档位位置计算卸载阈值。

8. 根据权利要求1的装置,在呼吸周期的第二部分期间,控制器确定第二预定感测参数值,将减少计时器的计时时间设置到预定卸载时间,至少部分地根据第一和第二预定感测参数值而为呼吸周期的第二部分确定一预定感测参数值序列,并至少部分地根据该预定感测参数值序列而变化控制参数直到减少计时器终止。

9. 根据权利要求8的装置,其中流量/压力控制元件包括可变位置阀,控制参数是阀档位位置,第一预定感测参数值与规定的压力相关,第二预定感测参数值是卸载压力,并且,为了确定第二预定感测参数值,控制器确定峰值阀档位位置,确定中值阀档位位置,通过从峰值阀档位位置减去中值阀档位位置以获得第一中间结果,用第一恒量乘以第一中间结果以获得第二中间结果,用规定的压力乘以第二中间结果,由此计算压力偏移,并通过从规定的压力中减去压力偏移计算卸载压力。

10. 根据权利要求1的装置,其中,在呼吸周期的第三部分期间,控制器确定第二预定感测参数值、将增加计时器的计时时间设置到预定加载时间、至少部分地根据第一和第二预定感测参数值为呼吸周期的第三部分确定一预定感测参数值序列,并且至少部分地根据该预定感测参数值序列而变化控制参数直到增加计时器终止。

用于提供呼吸气体的系统和方法

[0001] 本申请要求享有 2004 年 6 月 18 日提交的美国临时专利申请序列号 No. 60/580,845 的优先权。

发明领域

[0002] 本发明基本涉及输送呼吸气体到患者呼吸道,并且尤其涉及与患者的呼吸周期协调地输送呼吸气体。

[0003] 背景

[0004] 阻塞性睡眠呼吸暂停是由上呼吸道的肌肉松弛到上呼吸道衰竭或逐渐由这些相同的肌肉阻塞的程度而导致的呼吸道呼吸紊乱。已知阻塞性睡眠呼吸暂停能够通过将加压的空气应用到患者的鼻道而治疗。加压空气的该应用在患者的上呼吸道中形成了气夹板(pneumatic splint),由此阻止上呼吸道衰竭或阻塞。

[0005] 在阻塞性睡眠呼吸暂停的治疗中,具有多种已知的 CPAP 疗法,包括例如单级别 CPAP 和双级别 CPAP。单级别 CPAP 包括恒定地应用单一的治疗性的或医疗指定的 CPAP 级别。即,在整个呼吸周期中,单一的治疗正气压被输送到患者。虽然这种疗法在治疗阻塞性睡眠呼吸暂停中是成功的,由于在呼气过程中正输送到患者呼吸道中的正气压级别,一些患者在呼气时感受到不适。

[0006] 响应于该不适,开发了双级别 CPAP 疗法。双级别 CPAP 包括在吸气期间输送较高的治疗 CPAP 和在呼气期间输送较低的治疗 CPAP。该较高的治疗 CPAP 级别通常已知是吸气正呼吸道压力或“IPAP”。该较低的治疗 CPAP 级别通常已知是呼气正呼吸道压力或“EPAP”。由于 EPAP 低于 IPAP,和单级别 CPAP 疗法相比,患者在呼气期间需要费较少的力呼气并且因此感受到较少的不适。

[0007] 然而,双级别 CPAP 的开发显著增加了 CPAP 设备的复杂性,因为这些设备必须精确地确定何时患者吸气和呼气,并且合适地协调其 IPAP 和 EPAP 级别。一种方法是确定正输送到患者的空气的即时和平均流速并且而后比较两者以确定患者在吸气还是在呼气。如果即时流速大于平均流速,认为患者在吸气。如果即时流速小于平均流速,认为患者在呼气。

[0008] 虽然在治疗阻塞性睡眠呼吸暂停和其它诸如慢性阻塞性肺病和影响呼吸肌肉和组织的神经肌肉紊乱的与呼吸相关的疾病中,CPAP 已经成功,还非常需要提供输送治疗呼吸气体到患者的附加方法。

[0009] 概述

[0010] 在一方面,提供了一种提供呼吸气体的方法。在一个实施例中,该方法包括:a) 感测与呼吸气体的输送相关的感测参数,b) 响应于当前呼吸周期的第一部分期间的感测参数和第一预定感测参数值之间的差别而变化与流量/压力控制元件相关的控制参数,c) 至少部分地根据变化控制参数来确定从当前呼吸周期的第一部分转变到第二部分,d) 至少部分地根据已确定的转变,变化控制参数以导致当前呼吸周期的第二部分期间的感测参数的第一变化,以及 e) 至少部分地根据第一预定感测参数值,变化控制参数以导致当前呼吸周期的第三部分期间的感测参数的第二变化。

[0011] 附图简述

[0012] 在包括在说明书中并构成其一部分的附图中,示出了本发明的实施例,其与上面给出的本发明的一般描述和下面给出的详细描述一起,作为本发明原理的例子。

[0013] 图 1 是示出用于输送呼吸气体的系统的一个实施例的功能框图。

[0014] 图 2 是示出用于该系统的控制处理的实施例的流程图。

[0015] 图 3 是示出用于该系统的一个实施例中的随时间的阀档位位置和罩压力的图。

[0016] 图 4 是示出用于该系统的另一实施例中的随时间的阀档位位置和罩压力的图。

[0017] 图 5 是示出用于该系统的又一实施例中的随时间的阀档位位置和罩压力的图。

[0018] 图 6 是用于输送呼吸气体系统的另一实施例。

[0019] 图 7A-7C 示出用于该系统的控制处理的另一实施例。

[0020] 图 8A-8C 示出了图 6 中所示的用于系统实施例的随时间的肺流量、阀档位位置、控制压力和感测压力。

[0021] 图 9 是用于输送呼吸气体系统的又一实施例。

[0022] 示出的实施例详述

[0023] 在讨论各种实施例之前,回顾整个公开文本中使用的一些典型术语的定义是合适的。所有术语的单数和复数形式落入各自的定义:

[0024] 在此使用的“逻辑”包括而不限于硬件、固件、软件和 / 或每一个的组合,以执行功能或动作,和 / 或导致另一部件的功能或动作。例如,根据所需应用或需求,逻辑可以包括软件控制的微处理器、诸如特定用途集成电路 (ASIC) 的离散逻辑或其它编程逻辑设备。逻辑还可以完全嵌入作为软件。

[0025] 在此使用的“软件”包括而不限于一个或多个计算机可读和 / 或可执行指令,其导致计算机或其它电子设备以所需方式执行功能、动作或 / 行为。指令可以以各种形式嵌入,诸如程序、算法、块或包括各个应用或来自动态链接库的代码的程序。软件可以还以各种形式实施,诸如单机程序、功能调用、JAVA 服务小程序 (Servlet)、小应用程序、存储在存储器中的指令、部分操作系统或其它类型的可执行指令。本领域普通技术人员将意识到,软件的形式是根据例如所需应用的需求、其运行的环境和 / 或设计者 / 编程者等的需求。

[0026] 在此使用的“呼吸状态”包括任何状态或状态组合,其中气体引入肺和 / 或从肺中排出。例如,第一呼吸状态可以与将空气引入肺相关,并且第二呼吸状态可以与将空气从肺中排出相关。另外,呼吸状态能够具有一个或多个子状态。例如,吸气开始能够是一种呼吸状态,并且吸气的结束可以是另一种呼吸状态,具有其间定义一个或多个其它呼吸状态的范围。相似的,呼气的开始和结束,以及其间的范围,也能够由一个或多个呼吸状态定义。

[0027] 在此描述的系统和方法尤其适于协助自然呼吸患者的呼吸,虽然他们还可以应用到其它呼吸疗法,包括例如急性和家庭护理通风。现在参考图 1,示出了图示系统的一个实施例的框图 100。系统包括具有控制逻辑 104 的控制器 102、吹风机 106、具有双向步进马达的可变位置提升阀 108 和压力传感器 112。流动通道 110 为可呼吸气体提供了从阀 102 到患者界面 114 的通路。患者界面 114 能够是任何鼻罩、面罩、插管或类似设备。压力传感器 112 感测诸如流动通道 110 中压力的呼吸气体参数,其与患者界面 114 中的压力有关并指示该压力。控制器 102 优选是基于处理器的,并且能够包括各种输入 / 输出电路,包括模数 (A/D) 输入和数模 (D/A) 输出。控制器 102 将阀档位位置数据 116 发送到阀 108,以控制其

位置并且传感器 112 将压力数据 118 发送回控制器 102 以用于读取。

[0028] 阀档位位置优选由步进马达说明书定义并且能够包括少于 1 个档或是整个档的档位位置。一般地, 阀档位位置的范围可以从任何负数到任何正数。一个优选的阀档位位置范围包括 0 到 100, 其中档位位置 0 与完全封闭的阀位置相关, 而档位 100 与完全打开的阀位置相关。因此, 为给出的吹风机速度和阀构造, 每个阀档位位置能够被确定为与近似压力变化相等 (例如, 一个阀档位位置等于 0.2cm 水柱的压力变化)。

[0029] 虽然参考以可变位置阀 108 形式的流量 / 压力控制元件和以压力传感器 112 形式的传感器元件, 已经描述了图 1 的实施例, 但流量 / 压力控制和传感器元件能够包括其它类型的设备。例如, 流量 / 压力控制元件能够是可变速吹风机、与线性阀或螺线管阀组合的可变速吹风机、与步进马达控制的可变位置阀组合的可变速吹风机、与线性阀或螺线管阀或步进马达控制的可变位置阀组合的可变速吹风机或这些部件的任何其它合适组合。传感器元件能够包括流量传感器、温度传感器、红外光发射 / 传感器、马达电流传感器或者单独或与压力传感器组合的马达速度传感器。从这些传感器产生的数据反馈到控制器 102 用于处理。

[0030] 现在参考图 2, 将参考其中图示的流程图描述系统的操作。在下文中的流程图中, 矩形元件表示处理块并表现软件指令或指令组。四边形元件表示数据输入 / 输出处理块, 并代表涉及数据的输入或读取或者数据的输出或发送的软件指令或指令组。在此示出和描述的该流程图不表示任何特殊编程语言的语法。相反, 流程图示出了本领域技术人员可以用于制作电路或产生软件以执行系统的处理的功能信息。应当注意到诸如循环和变量的初始化和临时变量的使用的许多例程元素未示出。

[0031] 在块 200 中, 控制器 102 打开阀 108 并设置吹风机 106 为在其输出产生预定压力的速度。经由存储在控制器 102 的存储器中的压力 - 速度查询表, 该预定压力基本上设置为医疗规定用于患者的正压力加上例如 5cm 水柱的附加压力。虽然已经描述了 5cm 水柱的附加压力, 也能够选择不包括附加压力的其它压力。医疗规定的正压力通常是高于环境压力的压力。例如, 预定压力的范围可以从 4 到 20cm 水柱。一旦吹风机 106 设置以提供该设置的压力, 其在设备的有效操作期间, 几乎不变化。代替地, 控制器 102 使用阀 108 的档位位置以通过闭环和开环控制两者而调节输出压力。闭环控制是感测压力的函数, 而开环控制是时间的函数。共同地, 这些控制环在患者的整个呼吸周期中指导系统的操作。还应当注意到, 闭环和开环控制还能够基于诸如即时和平均流速、患者界面中的气体温度和 / 或患者界面中的气体 (例如, CO_2) 的成分的其它参数。

[0032] 在块 202, 为后续处理读取和存储压力。在块 204, 平均阀档位位置被确定和保持或更新。在步骤 206, 控制器 102 确定是否已经感测压力下降。这优选通过将当前感测压力与前一感测压力相比而实现。如果当前感测压力较小, 那么压力下降已经发生而流程行进到块 208。在块 208, 控制器 102 增加阀档位位置以补偿压力下降。增加阀档位位置具有增加从阀输出输送的呼吸气体的流量和压力的效果。档位位置交迭地变化直到最小化感测压力之间的误差或差别。在操作的该阶段期间, 控制器 102 力图在流动通道 112 中保持恒定压力直到感测到患者呼气。

[0033] 在块 210, 即时和平均阀位置之间的差值随时间被积分和存储在存储器中。六个这种积分的总和通过确定是否该总和大于吸气阈值的开始 (块 212 和 214), 而被用于确定吸

气呼吸状态的开始。如果总和大于阈值,吸气呼吸状态的开始已经发生并且定时器在块 216 开始测量吸气呼吸状态。在块 218 中该测量持续直到已经发现峰值阀档位位置。通过将前一阀档位位置与当前阀档位位置相比较并且将较大的档位位置存储在存储器中作为峰值阀档位位置而确定峰值阀档位位置。如果峰值阀档位位置在一定时间周期保持不变(例如,80ms),那么控制器 102 假设在该吸气阶段内峰值阀档位位置已发生,并且在块 220 中停止吸气呼吸状态时间测量。峰值阀档位位置是一个指示吸气呼吸状态即将结束的阈值。

[0034] 在块 222,控制器 102 测试以通过读取压力信号确定是否压力增加已经发生。如果在已经发现峰值阀档位位置之后压力增加已经发生,那么吸气呼吸状态正在逼近结束。块 224 减少阀位置以降低提供的流量和压力以使得保持空气流动通道中的恒定压力。这通过交迭处理再一次实现,通过该交迭处理,当前感测压力和在先感测压力之间的误差被最小化。块 226 测试以通过比较两个变量 VAR_1 和 VAR_2 而确定是否吸气呼吸状态已经结束。这些变量如下定义:

[0035] $VAR_1 = (\text{即时档位位置}) - (\text{平均档位位置})$

[0036] $VAR_2 = [(\text{峰值档位位置}) - (\text{平均档位位置})] * \text{阈值}$ 变量“阈值”是例如 85% 或 0.85 的百分比值,不过还能够选择其他百分比值。如果 $VAR_1 < VAR_2$,那么吸气呼吸状态已经结束并且呼气呼吸状态已经或正准备开始。

[0037] 块 228 根据呼气卸载函数减少阀档位位置,所述呼气卸载函数降低随时间输送的压力,从而在呼气呼吸状态期间初始输送的压力小于吸气呼吸状态期间输送的压力。压力下降直到提供预定最小压力,其能够包括环境压力。在块 230 中该较低压力保持一个呼气时间周期,即例如是测得的吸气状态时间周期的 2.5 倍。该时间周期结束之后还能够选择不同于 2.5 的倍数,在块 232 读取压力信号并且阀档位位置根据压力加载函数增加。该压力加载函数读取当前压力并且随时间将输出压力返回到医疗规定的正压力,其中系统再一次寻找吸气呼吸状态的开始。

[0038] 以这种方式,在呼吸周期的吸气阶段期间提供了正压力以在吸气中协助患者,而在呼吸周期的呼气阶段期间提供较低压力以允许患者对较低压力呼气。这种系统相对于其他类型的连续正呼吸道压力输送提供了一定程度的舒适度,因为对于任何可感知的时间周期,患者不需要对着吸气期间使用的相同压力呼气。

[0039] 现在参考图 3,示出了图示阀档位位置曲线 300 和输出压力曲线 302 作为时间函数的图。两条曲线已经重叠以更清楚地图示压力和阀档位位置之间的同步。现在将参考图 3 的曲线回顾操作说明。

[0040] 在状态 0 之前,系统处于闭环控制中并且经由其压力传感器正感测其输出处的压力。由于在状态 0 之前存在非常小的压力变化,该系统保持恒定阀档位位置,这导致了恒定输出压力(优选地,医疗规定的正压力)。这通常发生在患者呼气的末期,其中在系统中存在患者导致的非常小的压力变化。

[0041] 当患者开始吸气时,由压力传感器 112 感测到压力下降。该压力下降导致系统以档位方式进一步打开阀 108 以补偿患者吸气导致的压力下降。在这种吸气期间,系统尝试保持输出压力基本等于医疗规定的正压力。阀的每个档位位置等于已知的近似压力变化(例如,0.2cm 水柱)。感测压力和设置的压力(即,医疗规定的正压力)之间的差值产生了误差值,系统尝试通过适当地调整阀档位位置以最小化该误差值,所述适当地调整阀档位

位置适当地调整了输送的压力。

[0042] 当阀档位位置增加时,状态 0 发生并且触发确定的时间周期,其导向状态 1。在该确定时间周期期间,即时阀档位位置和平均档位位置之间的差值随着 6 个时间间隔被积分。为清楚起见,图 3 仅示出了 3 个时间间隔。如果这 6 个积分的总和大于阈值,那么假设患者吸气并且吸气计时器开始,其测量吸气时间。

[0043] 当峰值阀档位位置已经达到状态 2,该吸气时间测量终止。峰值阀档位位置通过将在先阀档位位置与当前阀档位位置比较并且将较大的档位位置存储在存储器中作为峰值阀档位位置而确定峰值阀档位位置。如果峰值阀档位位置保持一定时间周期(例如,80ms)不变化,那么系统假设对于该吸气阶段峰值阀档位位置已经发生。

[0044] 在状态 2 之后,系统寻找呼气触发。这通过比较两个变量而实现,两个变量都基于阀档位位置。该等式已经在上面被定义为 VAR_1 和 VAR_2 。如果 $VAR_1 \leq VAR_2$,那么触发存在并且系统移动到状态 3。

[0045] 在状态 3,系统闭合可变位置阀 108 以使得在其输出提供较低压力。通过减少阀档位位置到例如位置 0(即,闭合)或其他某个位置,阀 108 能够快速和线性闭合(例如,具有 3ms/档位的确定斜率)。在呼气的重要部分期间,系统现在提供比吸气期间所使用的要更低的压力。这使得患者呼气更容易。

[0046] 从状态 3 到状态 4,系统出于开环控制中,并且不根据压力或任何其他参数变化阀档位位置。在该确定时间周期期间,阀保持在其档位位置。如上所述,时间周期能够是在先确定的吸气时间(即,从状态 1 到状态 2 的时间)的 2.5 倍。这是系统操作的压力卸载部分。

[0047] 在状态 4,呼气时间周期终止并且系统逐步施加压力到其输出直到压力再一次达到医疗规定的正压力。系统现在在其输出再加载压力。这通过感测状态 4 的压力而实现,其主要由于患者呼气而引起,并且快速变化阀档位位置以符合该压力。因此该呼气阶段以一个取决于患者呼气压力的压力开始。从状态 4 到状态 5,系统以线性方式(例如,具有 40ms/档位的确定斜率)逐步变化阀档位位置,由此逐步打开阀直到输出压力再一次达到较高的医疗规定的正压力。系统现在已准备好下一个患者吸气,其中重复该处理。

[0048] 图 4 示出了涉及基于呼气触发的控制的本发明实施例。在这点上,除了不提供吸气触发,该控制类似于上述。尤其,呼吸周期时间测量作为峰值阀档位位置的函数。两个峰值阀档位位置(状态 2)之间的时间是呼吸周期时间的量度。状态 3 的呼气触发、从状态 3 到 4 的卸载部分和从状态 4 到 5 的加载部分与如上参考图 3 所述的相同。卸载部分(状态 3 到 4)和加载部分(状态 4 到 5)被定义作为在先呼吸周期的呼吸周期时间的百分比。这些百分比范围可以很宽,但是通常被选定使得卸载和加载部分一起是从呼吸周期时间的约 50%到 85%。该实施例的优点是其需要控制器 102 的较少处理。

[0049] 图 5 中图示的是本发明的一个实施例,其使用即时和平均阀档位位置以检测患者的呼吸状态并根据已检测的状态协调输送的压力。在该实施例中,系统出于闭环控制模式,其中其总是感测压力并且基于该压力调整其输出。更特别地,随着患者呼吸,根据反馈到控制器 102 的压力,通过阀档位位置增加以提升为吸气而输送的压力以及阀档位位置减少以降低为呼气而输送的压力,确定了平均阀档位位置。通过将即时阀档位位置与平均阀档位位置比较,能够检测患者的呼吸状态。如果即时阀档位位置在平均阀档位位置之上,患者正

在吸气。如果即时阀档位位置在平均阀档位位置之下,患者正在呼气。为了减少过早或不稳定的触发,平均阀档位位置能够偏移至高于吸气检测的真实值和低于其呼气检测的真实值。

[0050] 在图 5 中,附图标记 502 指示即时阀档位位置以正斜率穿越平均阀档位位置。这指示患者正在吸气,因为阀正在增加其档位位置以补偿患者吸气引起的压力下降。附图标记 504 指示即时阀档位位置以负斜率穿越平均阀档位位置。这指示患者正在呼气,因为阀正在减少其档位位置以补偿患者呼气引起的压力上升。根据这种检测,在吸气期间能够应用 IPAP 级别,而在呼气期间能够应用 EPAP 级别。附图标记 506 指示下一个吸气检测。

[0051] 图 6 中所示的是系统 600 形式的本发明的另一实施例。除了可变位置阀 108 处于关于流动通道 110 的通风位置之外,系统 600 与系统 100(图 1)相似。而且,控制器 102 包括控制逻辑 602。在这点上,吹风机 106 输出的呼吸气体在流动通道 110 中行进到患者界面 114。可变位置阀 108 放置成其能够转移来自流动通道 110 和患者界面 114 的呼吸气体。阀 108 的档位位置受逻辑 602 控制。虽然参考可变位置阀 108 形式的流量/压力控制元件和压力传感器 112 形式的传感器元件描述了图 6 的实施例,但流量/压力控制元件和传感器元件能够包括其他类型的设备。例如,流量/压力控制元件能够是可变速吹风机、与线性阀或螺线管阀组合的可变速吹风机、与步进马达控制的可变位置阀组合的可变速吹风机、与线性阀或螺线管阀以及步进马达控制的可变位置阀组合的可变速吹风机或这些部件的任何其它合适组合。传感器元件能够包括流量传感器、温度传感器、红外光发射/传感器、马达电流传感器或者单独或与压力传感器组合的马达速度传感器。从这些传感器产生的数据反馈到控制器 102 用于处理。

[0052] 图 7A-C 示出了涉及控制逻辑 602 的实施例的流程图。在块 700 中,控制器 102 封闭阀 108 并且设置吹风机 106 为在其输出产生预定压力的速度。经由存储在控制器 102 的存储器中的压力-速度查询表,该预定压力通常为为患者设置为医疗规定的正压力,加上附加压力成分。附加压力成分能够是设置压力的百分比或一些其他值。提供附加压力成分,从而如果不是所有患者需要多个方案,能够在大多情况下输送医疗规定的正压力。医疗规定的正压力通常是高于环境压力的压力。例如,规定的压力的范围可以从 4 到 20cm 水柱。一旦吹风机 106 被设置以提供所需压力,其在设备的有效操作期间几乎不变化。代替地,控制器 102 使用阀 108 的档位位置调节输出压力。

[0053] 在块 702,读取和存储压力。在块 704,逻辑确定中值阀档位位置、呼吸率(图 7C)与上和下呼吸率阈值。在一个实施例中,中值阀档位位置与上和下呼吸率阈值可以如下确定:

[0054] 中值阀档位 = (当前 * 0.0003) + (在先 * 0.9997)

[0055] 呼吸率上阈值 = 中值 + (中值 * 0.1)

[0056] 呼吸率下阈值 = 中值 - (中值 * 0.1)

[0057] 其中“当前”表示当前阀档位位置,“在先”表示在先中值阀档位位置,而“中值”表示中值阀档位位置。逻辑可以初始地通过数个呼吸状态循环以确定上述值。

[0058] 一旦确定上和下呼吸率阈值,监视阀档位位置用于呼吸率的确定。参考图 7C,在块 742 确定阀档位变化的斜率。这可以通过随时间将当前和一个或多个在先阀档位位置相比而实现。如果在块 744 中阀档位位置的斜率为负,则逻辑前进到块 746。否则,逻辑循环回

到块 742 或 704 以继续处理直到下一阀档位变化。在块 746, 逻辑测试以确定是否阀档位位置已经下降低于上呼吸率 (BR) 阈值 (参见图 8B)。如果是, 逻辑前进到块 748, 其中其测试以确定是否阀档位位置已经下降低于下呼吸率 (BR) 阈值 (参见图 8B)。如果是, 逻辑前进到块 750, 其中为当前呼吸记录结束时间并且为下一呼吸记录开始时间。根据每个呼吸的开始和结束时间, 能够计算和存储呼吸率 (例如, 呼吸次数 / 分钟) 以用于后续使用。

[0059] 往回参考图 7A, 在块 706 通过将设置的压力与由压力传感器 112 读取的压力相比, 产生压力误差。在块 708 中, 压力误差被用于产生阀档位误差, 其能够是根据下式:

$$[0060] \quad V_{\text{error}} = (P_{\text{error}} * P) + (D_{\text{error}} * D) + (S_{\text{error}} * S)$$

[0061] 其中“ V_{error} ”是阀档位误差, “ P_{error} ”是压力误差, “ D_{error} ”是当前和在先压力误差计算之间的压力误差差值, “ S_{error} ”是压力误差的总和, 而“P”、“D”、“S”是恒量。“ V_{error} ”等式一般定义成比例积分微商 (下文中简称 PID) 伺服控制器。一般地, 在经验地研究了系统性能之后, 选定“P”、“D”、“S”的恒量。另外, 还能够为这些恒量选择理论值。该 PID 伺服控制在整个逻辑操作中是基本有效的, 尽管在患者呼吸状态的部分期间内也可以接受间歇的操作。如将描述的, 在患者的呼吸特征对系统性能的作用被给定的情况下, 逻辑利用各种用于 PID 控制器的压力设置以产生合适的压力输出。

[0062] 块 710 测试以确定是否阀档位误差大于或等于零。如果是, 逻辑前进到块 712, 其中阀档位位置增加一个或多个档位以使得尝试减少误差。否则, 逻辑前进到块 714, 其中阀档位位置减少一个或多个档位以尝试和减少误差。应当注意到, 逻辑采用的阀档位位置可以等于或可以不等于所述控制阀运动的步进马达的一个档位。例如, 一个阀档位可以等于阀的步进马达的半个档位运动。

[0063] 在步骤 712 或 714 之后, 逻辑推进到块 716, 其中针对峰值阀档位位置而监视阀档位。在一个实施例中, 逻辑根据下列确定吸气阈值:

$$[0064] \quad \text{吸气阈值} = [(\text{峰值} - \text{中值}) * 0.5] + \text{中值}$$

[0065] 其中“峰值”是来自一个或多个在先呼吸周期的峰值阀档位位置, “中值”是中值阀档位位置, 而 0.5 是典型的比例因子。在其他实施例中可以使用其他比例因子值。在当前阀档位位置超过吸气阈值之后, 逻辑开始确定峰值阀档位位置。通过将当前阀档位位置与在先阀档位位置相比并选择较大的值而确定峰值阀档位位置。

[0066] 在块 718, 逻辑根据下列确定卸载阈值:

$$[0067] \quad \text{卸载阈值} = [(\text{峰值} - \text{中值}) * T] + \text{中值}$$

[0068] 其中“峰值”是来自一个或多个在先呼吸周期的峰值阀档位位置, “中值”是中值阀档位位置, 而“T”是根据确定的每分钟呼吸次数从查询表中确定的百分比卸载触发值。根据每分钟呼吸次数的一个例子在下面的表 1 中示出:

[0069] 表 1

[0070]

每分钟呼吸次数	T (% 卸载)
0	- 0. 15
1	- 0. 15
2	- 0. 15
3	- 0. 15
4	- 0. 15
5	- 0. 15
6	- 0. 15
7	- 0. 10
8	- 0. 10
9	- 0. 10
10	0. 00
11	0. 00
12	0. 10
13	0. 10
14	0. 12
15	0. 15
16	0. 17

[0071]

17	0.20
18	0.23
19	0.25
20	0.26
21	0.28
22	0.30
23	0.32
24	0.34
25	0.37
26	0.37
27	0.37
28	0.37
29	0.37
30	0.37

[0072] 在表格 1 中,每个“每分钟呼吸次数”值具有与其相关的、值“X”、“Y”、“Z”形式的相应的“T(%卸载)”值,其通常等于或小于 1。对于任何给出的“每分钟呼吸次数”值,该“T(%卸载)”值能够相同或者不同,并且确定卸载周期相对于中值阀档位位置多快开始。例如,接近 1 的“T(%卸载)”值将提升卸载阈值而远高于中值阀档位位置,于是相对于阀档位位置较迅速地使得触发压力减少。接近零 (0) 的“T(%卸载)”值将降低卸载阈值使其接近中值阀档位位置,于是相对于阀档位位置较晚地引起触发压力减少。一般地,“每分钟呼吸次数”值越大,“T(%卸载)”值越大。还应当注意到,一个或多个“每分钟呼吸次数”值可以具有与其相关的相同或不同的“T(%卸载)”值。

[0073] 在块 720,逻辑测试以确定是否阀档位位置已经下降低于卸载阈值。如果不是,逻辑循环返回到块 702 以继续阀档位位置的有效 PID 伺服控制。如果是,逻辑前进到块 722。在块 722,逻辑确定卸载压力和压力减少控制波形和相关的压力设置。同样,设置了减少计时器。在一个实施例中,卸载压力如下确定:

$$[0074] \quad \text{卸载压力} = P_{\text{set}} - [P_{\text{set}} * ((\Delta V * V_{\text{scale}}) / K) * S]$$

[0075] 其中“ P_{set} ”是医疗规定的正压力,“ ΔV ”是由(峰值 - 中值)定义的阀档位位置的变化,“ V_{scale} ”是从表 2(在下)选择的值并且基于 P_{set} ,“ K ”是恒量(例如,在 2000-4000 的范围中,例如 3000),而“ S ”是范围 1-3 中的恒量但是能够小于 1 或大于 3。如果由于某些操作条件,逻辑仅仅需要简单地保持规定的压力,“ S ”恒量可以设置为 0 从而卸载压力等于规定的压力。“ V_{scale} ”的值可以基于规定的压力 (P_{set}),例如,如表 2 中所示。

[0076] 表 2

[0077]

P_{set}	V_{scale}
0	0
1	0
2	0
3	0
4	0.28
5	0.28
6	0.25
7	0.25
8	0.25
9	0.23
10	0.23
11	0.22
12	0.22
13	0.18
14	0.15
15	0.15
16	0.14
17	0.14
18	0.12
19	0.12
20	0.12

[0078] 在表格 2, P_{set} 值的范围从 0 到 20, 并且表示医疗规定的正压力值的范围。每个 P_{set} 值具有与其相关的相应 V_{scale} 值 (“A”、“B”、“C”等), 其能够由在先经验或系统的理论建模而确定。例如, 如果系统 600 配置以工作在患者界面 114 的较宽范围中, 那么每种类型的患者界面 114 可以在给定压力 P_{set} 下引起系统 600 的性能的轻微差异。因此, 技术人员可以选择在了解各种患者界面对系统性能的影响之后确定 V_{scale} 值。一般地, 如表 2 中所示, “ V_{scale} ”值的范围可以从 0 到 0.28, 但是其他实施例可以超出该范围。而且, 可以采用某些

安全措施以不允许卸载压力下降超出某些级别。例如,如果压力 P_{set} 是 4cm 水柱,那么逻辑不可以允许任何压力卸载,因为该设置的压力已经是非常低的医疗规定的正压力。然而,在多数情况下,卸载压力确定产生了小于医疗规定的正压力的值。

[0079] 此外,在块 722 中,逻辑确定例如 195 个压力设置,其为压力设置减少到卸载压力设置定义了控制波形。这些压力设置由有效 PID 伺服控制使用。在一个实施例中,195 个压力设置由压力减少计时器(例如 780ms)获得。在一个实施例中,对于卸载周期的控制波形能够由斜坡向下部分和保持部分定义。斜坡向下部分可以包括 10 个压力设置,其在例如由例如 10 个 4ms 增量构成的 40ms 中,顺序地将压力设置从治疗压力设置减少到卸载压力设置。保持部分经过例如由例如 185 个 4ms 周期构成的 740ms 而维持压力设置在卸载压力设置。应当注意到,可以选择其他值而描述的值仅意味着示出了本发明的一个实施例。还应当注意,在卸载周期的斜坡和 / 或保持部分期间,感测压力能够用于重新确定或调整控制波形。

[0080] 在块 724 中,调整阀档位位置以试图使感测压力跟随已确定的控制波形的压力设置,其中该控制波形是用于将压力设置减少到卸载压力设置。换句话说,块 724 使用与块 706-714 相同的逻辑,因为有效 PID 伺服控制用于校正阀档位位置,而控制波形的压力设置用于所需的压力设置。例如,每个压力设置定义“设置压力”,其与感测压力相比较以产生压力误差,所述压力误差由有效 PID 伺服控制使用。

[0081] 在块 726 中,逻辑测试以确定是否压力减少计时器(例如,780ms)已经终止。如果是,逻辑前进到块 732。如果不是,逻辑前进到块 728,其中其确定是否已经达到控制波形中的卸载压力设置。如果压力减少计时器已经终止,逻辑前进到块 732,其中其准备将压力重新加载到医疗规定的正压力。如果在块 728 中还没有达到卸载压力设置,逻辑循环返回到块 724 并且根据控制波形的压力设置继续进行对阀档位位置的有效 PID 伺服控制。如果在块 728 中已经达到了卸载压力设置,逻辑前进到块 730,其中在阀档位位置的整个有效 PID 伺服控制中,卸载压力设置被保持,直到压力减少计时器终止。

[0082] 在压力减少计时器已经终止之后,逻辑执行块 732,其中其确定压力增加控制波形和相关的压力设置。同样,设置了压力增加计时器。在一个实施例中,逻辑确定例如 100 个压力设置,其为压力增加到医疗规定的正压力(治疗压力)定义了控制波形。该波形基于在减少计时器终止时的压力设置和医疗规定的正压力。在一个实施例中,压力增加计时器可以设置到 400ms。在一个实施例中,用于加载周期的控制波形能够由斜坡向上部分定义。斜坡向上部分可以包括 100 个压力设置,其在例如由例如 100 个 4ms 增量构成的 400ms 中,顺序地将压力设置从卸载压力设置增加到治疗压力设置。在另一实施例中,用于加载周期的控制波形能够以与在上面描述的用于卸载周期的控制波形相似的方式由斜坡向上部分和保持部分而定义。再一次,应当注意到,可以选择其他值并且所述的值仅意味着示出本发明的一个实施例。还应当注意到,感测压力能够用于重新确定或调整加载周期的斜坡和 / 或保持部分期间的控制波形。

[0083] 在块 734 中,调整阀档位位置以试图使感测压力跟随已确定的控制波形的压力设置,其中该控制波形是用于将压力设置增加到医疗规定的正压力设置。换句话说,块 734 使用与块 706-714 和 724 相同的逻辑,因为有效 PID 伺服控制用于校正阀档位位置,而控制波形的压力设置用于所需的压力设置。

[0084] 在块 736 中,逻辑测试以确定是否压力增加计时器(例如,400ms)已经终止。如果

是,逻辑前进到块 700,其中压力设置到医疗规定的正压力。如果不是,逻辑前进到块 738,其中其确定是否已经达到控制波形中的医疗规定的正呼吸道压力设置(例如,治疗压力设置)。如果在块 738 中还没有达到医疗规定的正压力设置,逻辑循环返回到块 734 并且根据控制波形的压力设置继续进行对阀档位位置的有效 PID 伺服控制。如果在块 738 中已经达到了治疗压力,逻辑前进到块 740,其中在阀档位位置的整个有效 PID 伺服控制中,医疗规定的正压力设置被保持,直到压力增加计时器终止。一旦压力增加计时器终止,逻辑循环返回到块 700 并且为下一呼吸周期重复该处理。

[0085] 现在参考图 8A-8C,示出了用于图 6 中图示的实施例的随时间的肺流量、阀档位位置、控制压力和感测压力。图 8A 图示了随时间的进入肺和从肺中出来的呼吸气体的流量。图 8B 图示了随时间的阀档位位置,以及中值阀档位、上或下呼吸率(BR) 阈值、吸气阈值和卸载阈值。参考图 7A-7C 的逻辑已经描述了这些值和阈值的使用。图 8C 图示了控制压力波形,其由确定压力设置和系统感测的压力。在吸气期间,PID 伺服控制器试图维持设置压力,其是用于患者的医疗规定的正压力。由于患者需求,这引起阀档位位置变化,其增加到峰值阀档位位置并且而后减少。在该阶段期间,峰值档位位置被监视,并计算中值阀档位位置。当阀档位位置下降到卸载阈值之下时,卸载压力随着压力减少控制波形和被有效 PID 伺服控制用来减少压力而下降到卸载压力的相关压力设置一起被确定。压力减少计时器也开始。如果由于患者呼吸特征,在减少计时器终止之前感测压力达到卸载压力,则由有效 PID 伺服控制器维持卸载压力直到减少计时器终止。一旦减少计时器终止,无论是否达到卸载压力,都根据减少计时器终止时的感测压力和医疗规定的正压力确定压力增加控制波形和相关的压力设置。由有效 PID 伺服控制器使用压力增加控制波形以在增加时间周期期间把压力增加回到所设置的治疗压力。由于有效 PID 伺服控制器和患者呼吸特征的作用,在增加计时器终止之前,压力可以增加到所需的治疗级别。

[0086] 图 9 中图示的是系统 700 形式的本发明又一实施例。系统 700 相似于系统 600(图 6)。图 9 示出了环境输入 702 和过滤器 704,其将环境大气提供到与吹风机 106 相连的输入。环境输入 702 和过滤器 204 隐含在图 1 和 6 的在先描述的系统和相应的吹风机操作中。系统 700 还包括非环境输入 704,其接收由可变位置阀 108 从流动通道 110 转移的呼吸气体。该布置不同于图 6 中,其中由可变位置阀 108 转移呼吸气体,但是不必须将已转移的气体导回吹风机。否则,系统 700 以与系统 600 相同的在上面参考图 6、7A-C 和 8A-C 描述的方式操作。而且,关于系统 600 描述的选择、变化和替换同样适于系统 700,除了它们不将呼吸气体转移到非环境输入 704 中。在其他实施例中,可以在过滤器 704 和吹风机 106 之间提供一个或多个附加过滤器。

[0087] 虽然已经通过说明其实施例示出了本发明,且虽然已经相当详细的描述了实施例,说明书的意图不是限制或以任何方式限制随附的权利要求的范围到这种细节。对于本领域技术人员将易于发现其他优点和修改方案。例如,阀档位位置能够根据非线性函数变化,该非线性函数作为线性函数的替换、附加或与线性函数组合。能够感测流动气体的替换或附加参数,包括通过使用流量传感器调节阀档位位置的流速。更特别地,还能够使用流动的方向和/或流速(例如,即时和平均)的变化。因此,在其更宽的方面,本发明不局限于示出和描述的特定细节、典型装置和图示例子。因此,在不脱离申请者的基本发明构思的精神和范围的情况下,可以脱离这些细节。

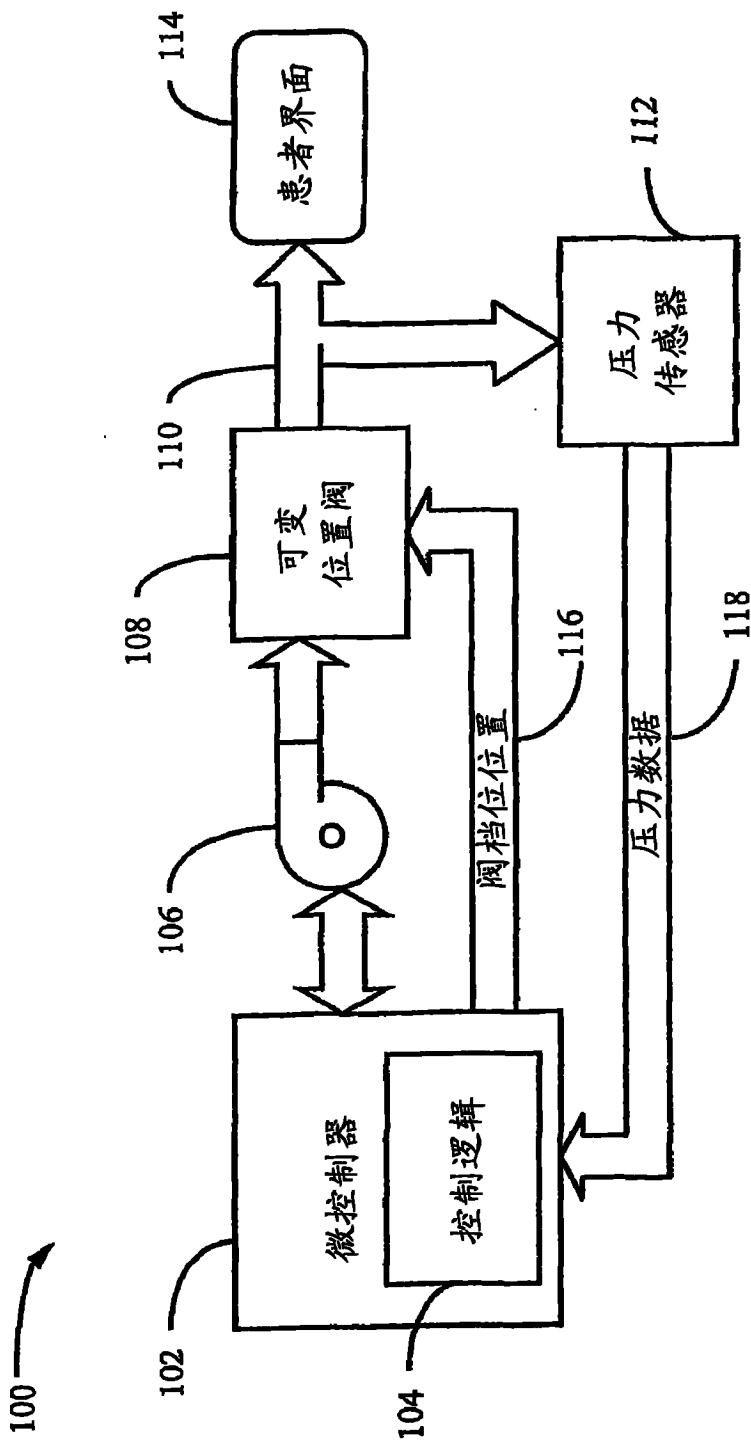


图 1

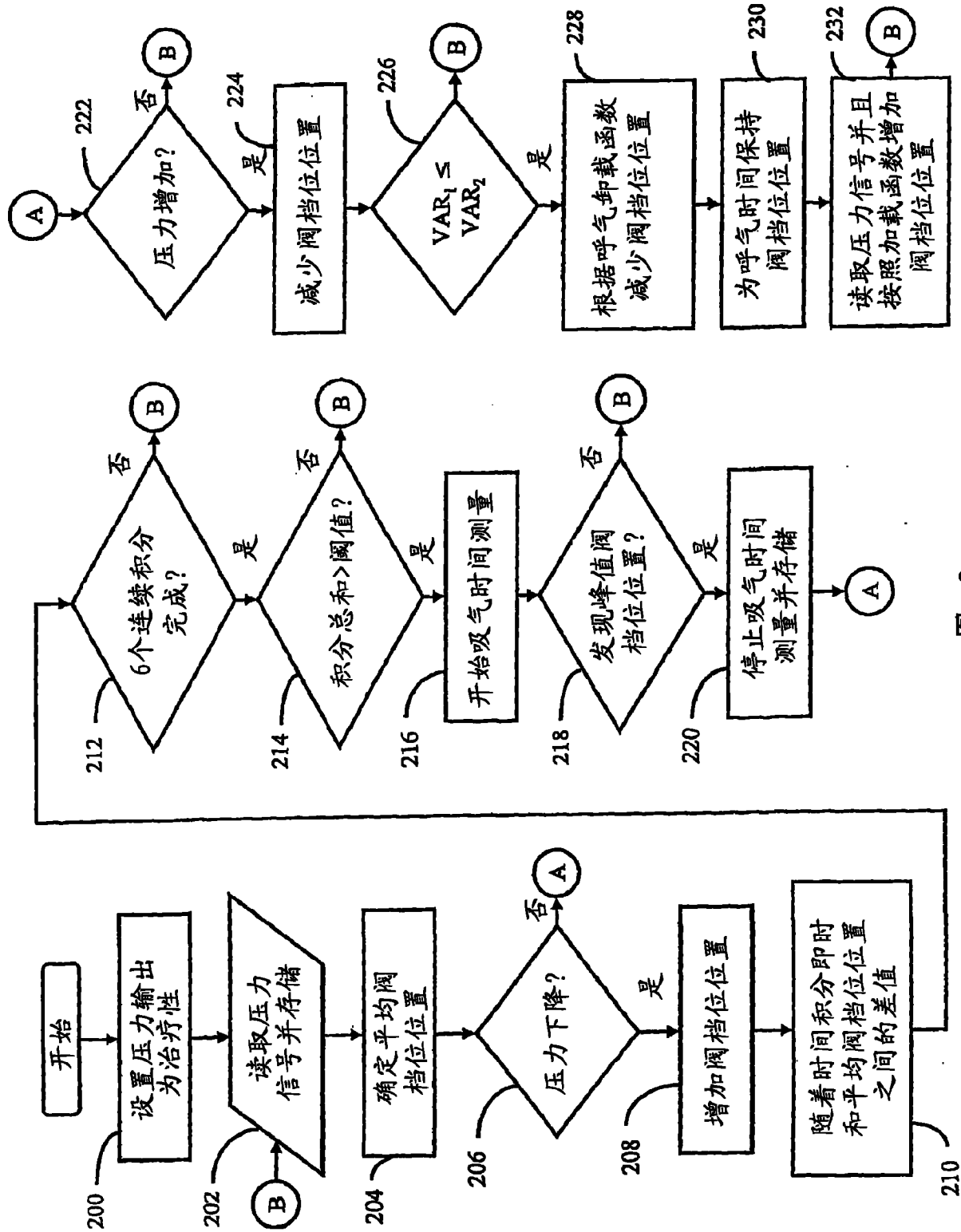


图 2

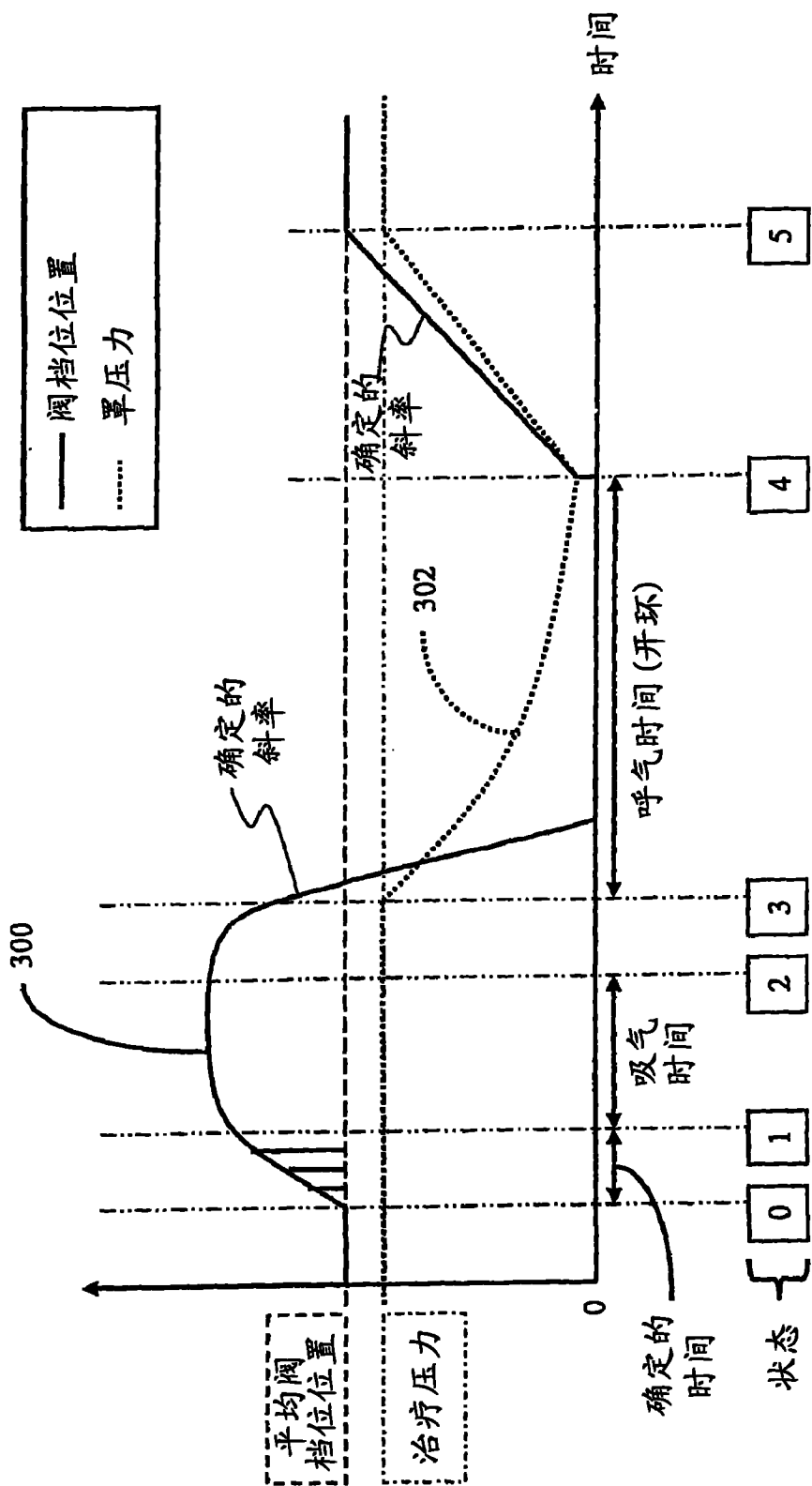


图 3

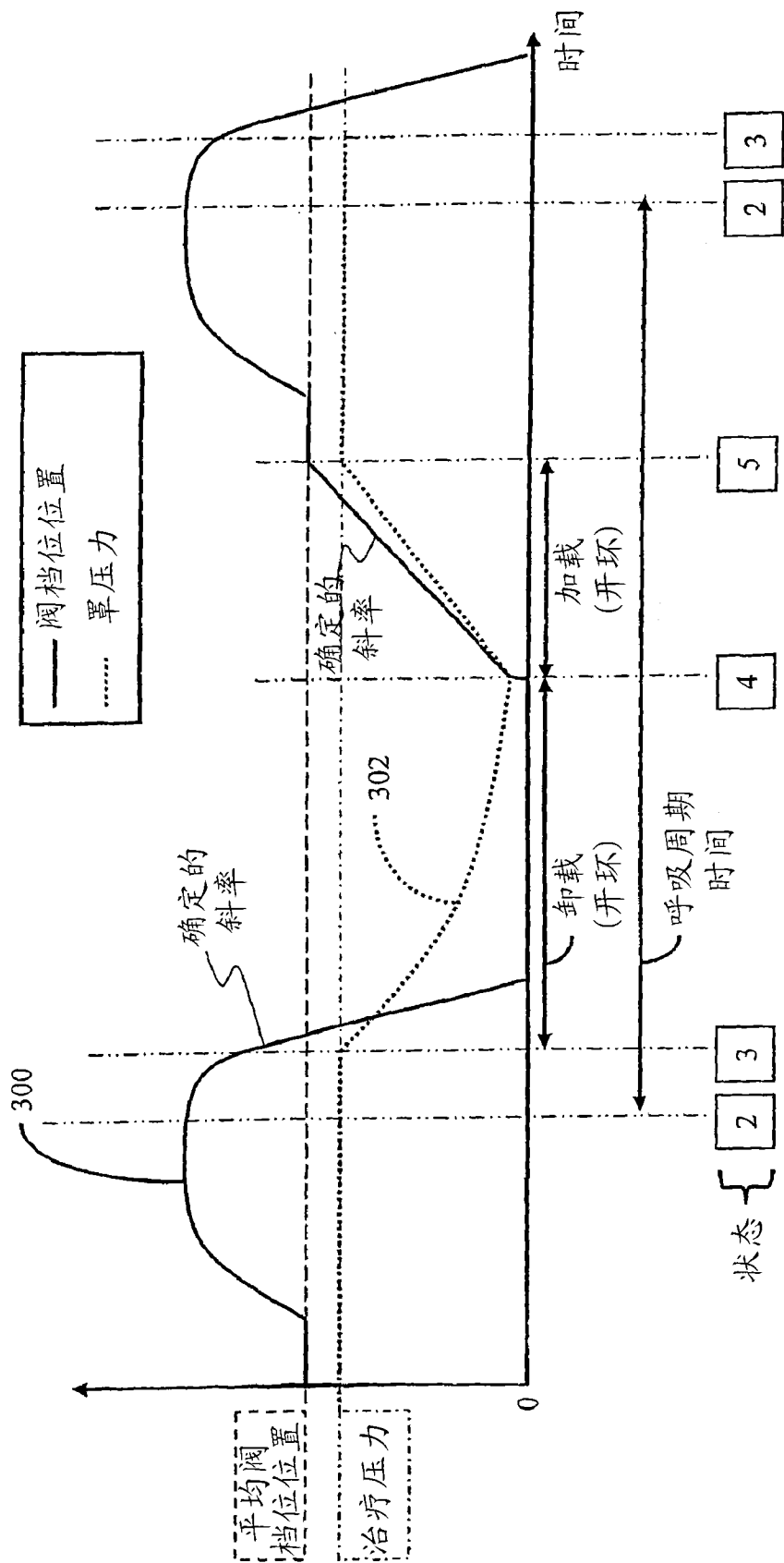


图 4

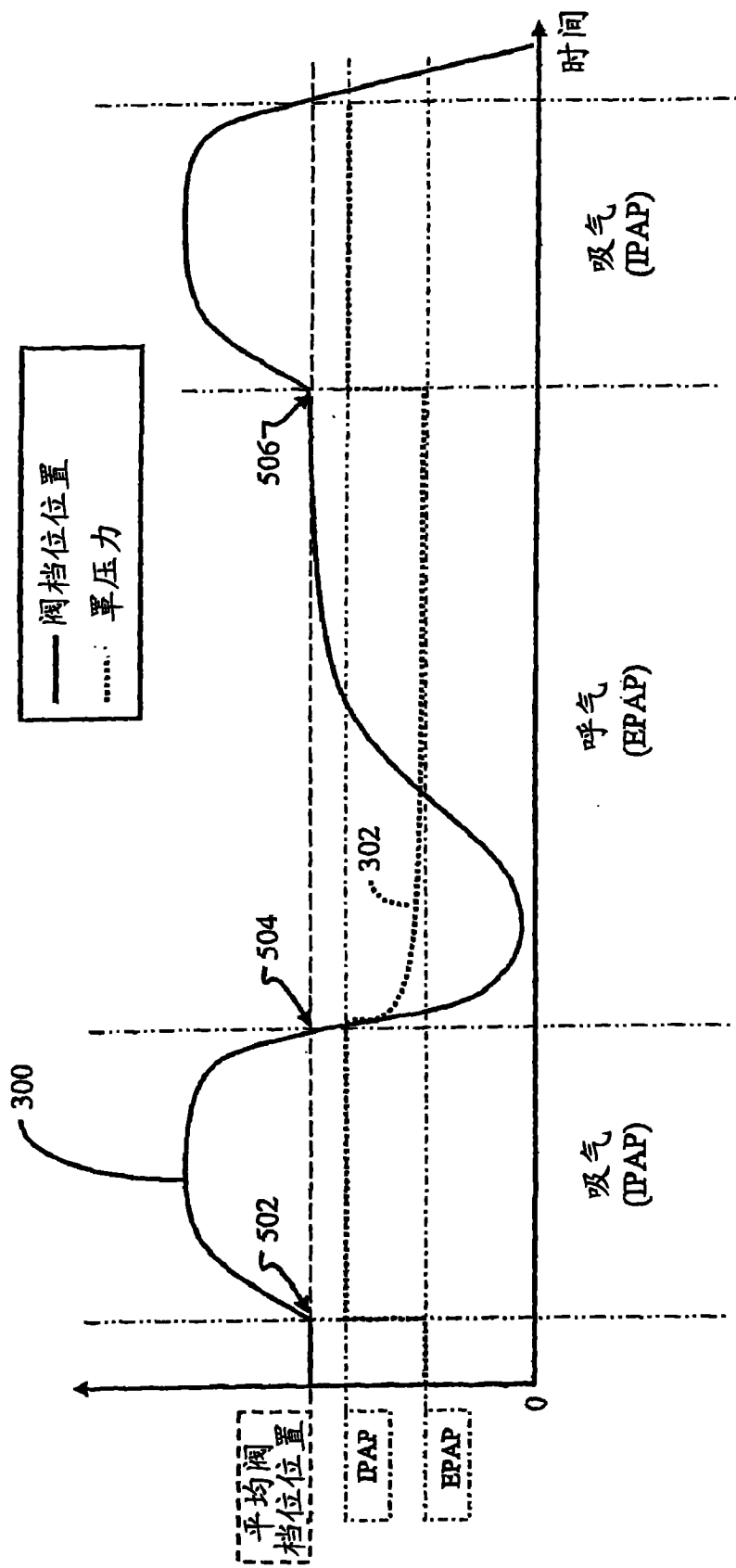


图 5

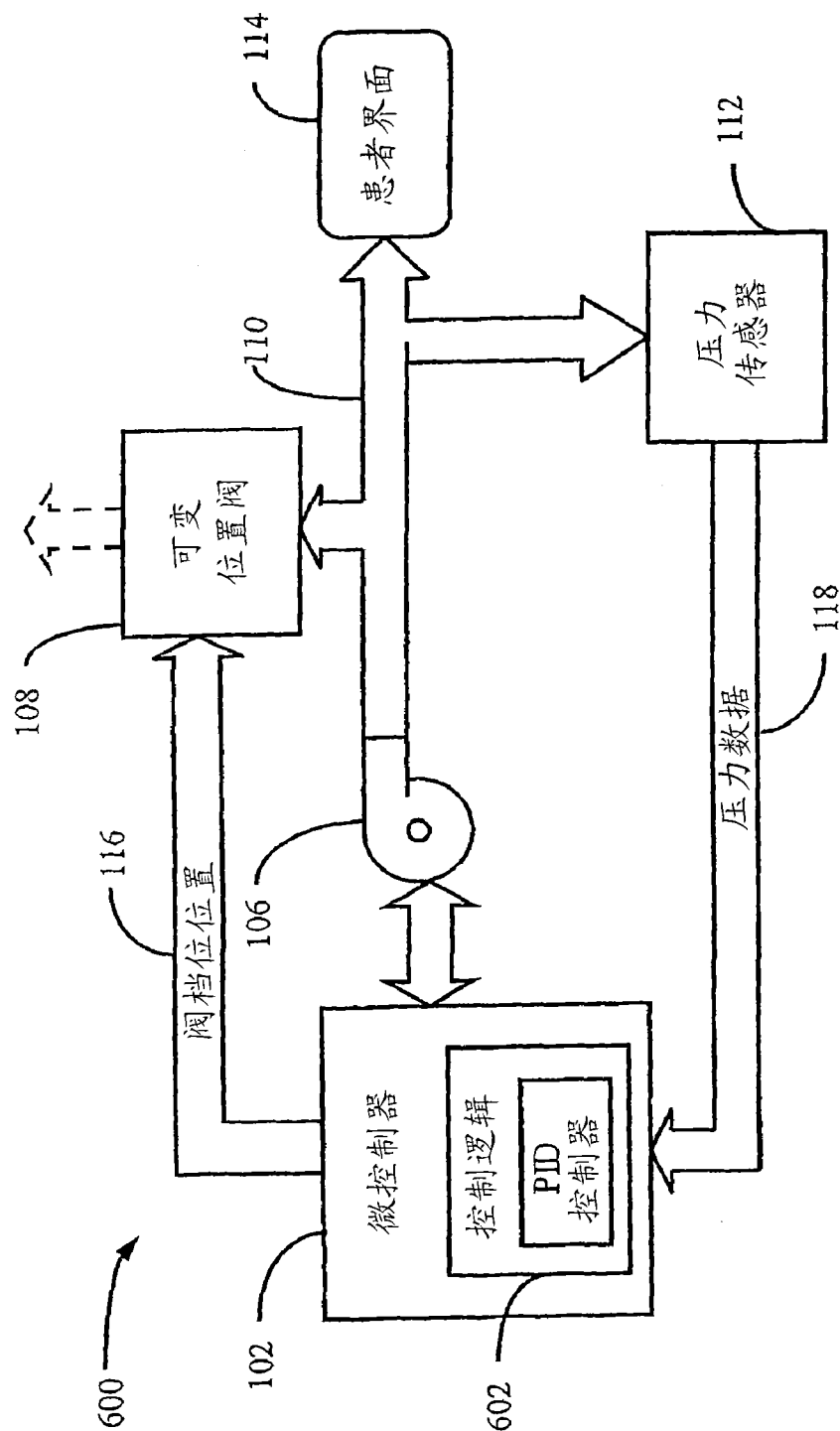


图 6

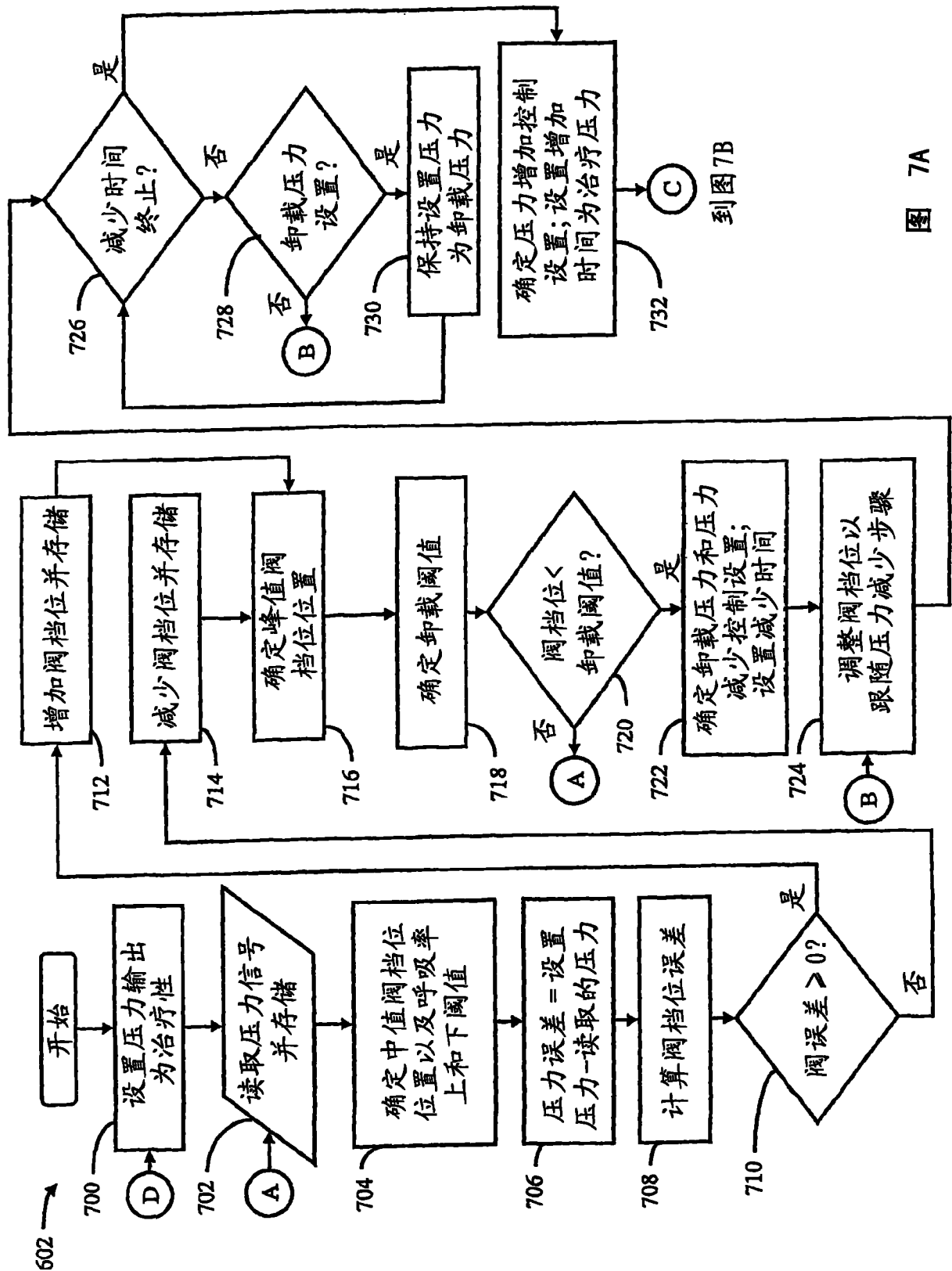


图 7A

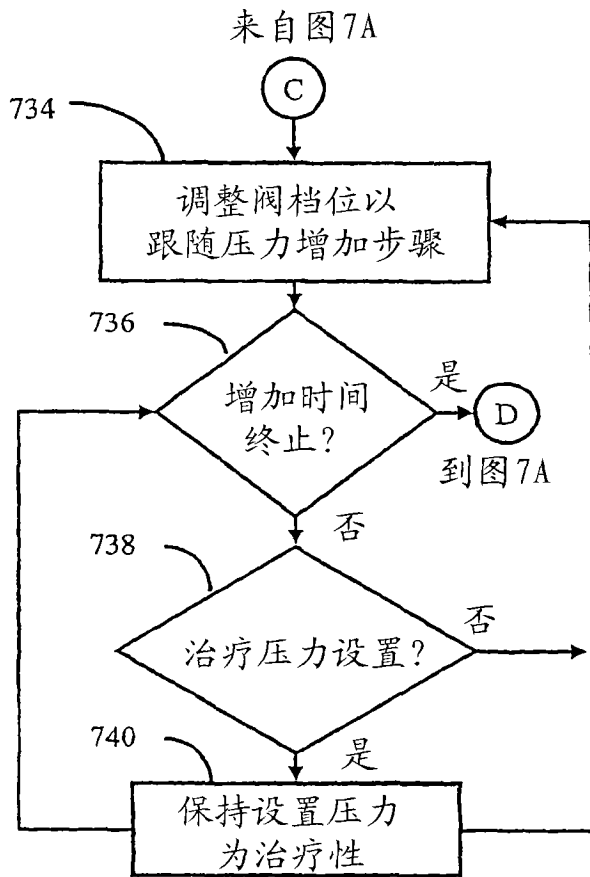


图 7B

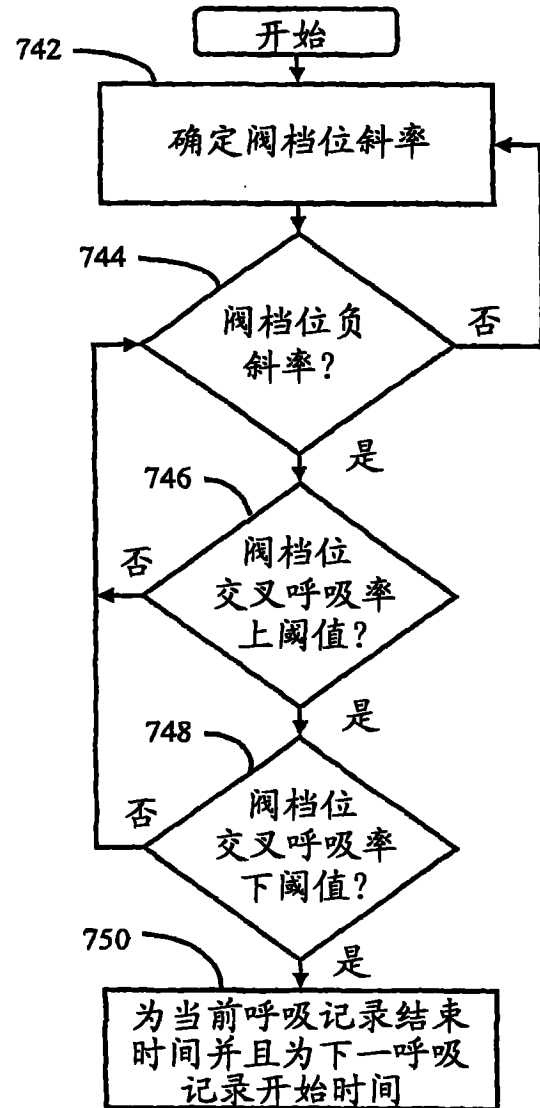
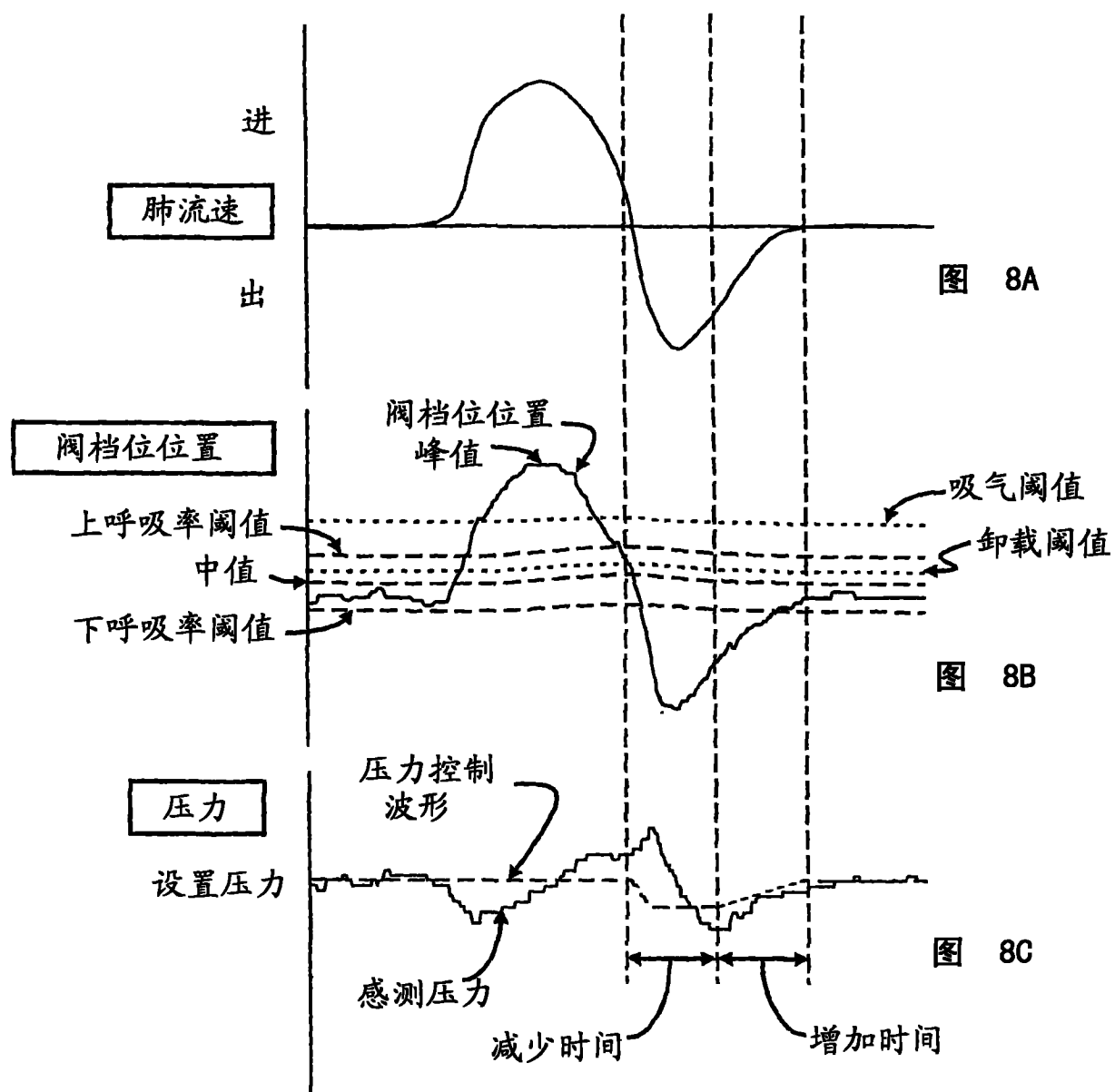


图 7C



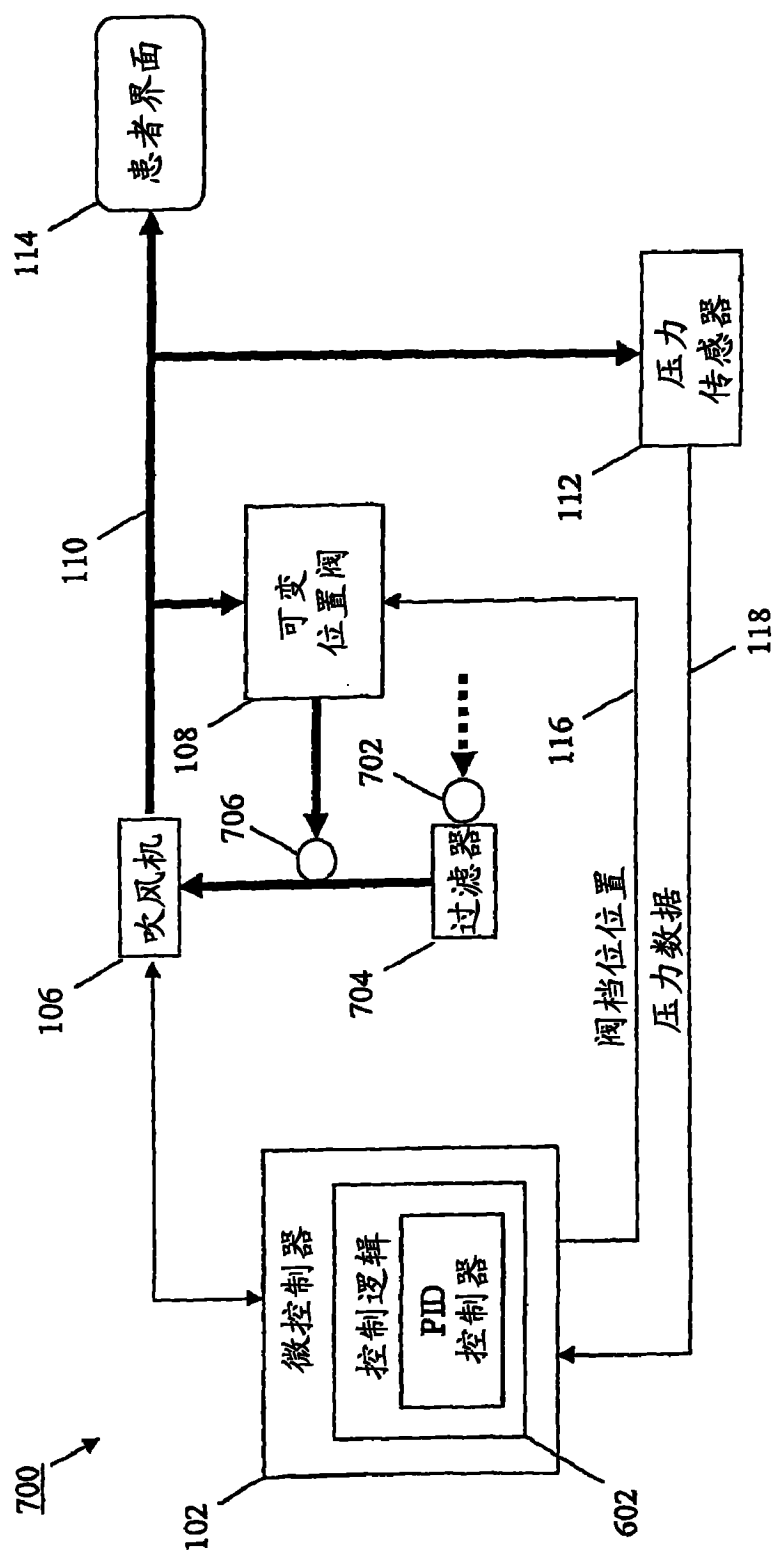


图 9