



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114377258 B

(45) 授权公告日 2023.09.19

(21) 申请号 202111572269.3

(22) 申请日 2021.12.21

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 114377258 A

(43) 申请公布日 2022.04.22

(73) 专利权人 北京谊安医疗系统股份有限公司  
地址 100070 北京市丰台区外环西路26号  
院9号楼

(72) 发明人 方冉 成杰

(74) 专利代理机构 北京方安思达知识产权代理  
有限公司 11472  
专利代理师 陈琳琳 李彪

(51) Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 16/12 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2013098717 A1, 2013.07.04

US 2010218767 A1, 2010.09.02

US 2013146055 A1, 2013.06.13

US 2013255682 A1, 2013.10.03

CN 112827045 A, 2021.05.25

CN 102266610 A, 2011.12.07

CN 204709602 U, 2015.10.21

GB 201222587 D0, 2013.01.30

CN 112843408 A, 2021.05.28

CN 107519562 A, 2017.12.29

CN 101365507 A, 2009.02.11

CN 113648495 A, 2021.11.16

US 2018154095 A1, 2018.06.07

WO 0220076 A2, 2002.03.14

WO 2013152415 A1, 2013.10.17

US 2012272960 A1, 2012.11.01

CN 104936644 A, 2015.09.23

审查员 陈兰西

权利要求书4页 说明书10页 附图2页

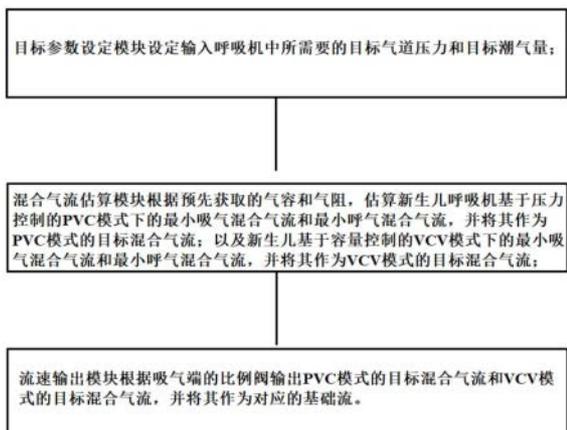
(54) 发明名称

一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置及控制方法

(57) 摘要

本发明属于新生儿呼吸机和新生儿呼吸机基础流的控制技术领域,具体地说,涉及一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置及控制方法,该装置包括:目标参数设定模块,用于设定输入呼吸机中所需要的目标气道压力和目标潮气量;混合气流估算模块,用于根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;流速输出模块,用于根据吸气端的比例阀输出PCV模式的目标混合气流和VCV模式的目标混合气流,并将其作为对应的基础流。

基础流。



CN 114377258 B

1. 一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置,其特征在于,该装置包括:

目标参数设定模块,用于设定输入呼吸机中所需的目标气道压力和目标潮气量;

混合气流估算模块,用于根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;

流速输出模块,用于根据吸气端的比例阀输出PCV模式的目标混合气流和VCV模式的目标混合气流,并将其作为对应的基础流;

其中,所述混合气流估算模块包括:PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元、PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元、VCV模式下的最小吸气混合气流估算单元和VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元;

所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算PCV模式下的最小吸气混合气流;

所述PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流;

所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元,用于根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;

所述VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算VCV模式下的最小呼气混合气流;

所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元的具体实现过程为:

根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ :

$$Q_{insp\_min} = C \times \frac{P_{insp} - P_{peep}}{T_{insp} + C \times R}$$

其中,C为呼吸机内的管道气容; $P_{insp}$ 为PCV模式下的目标吸气压力; $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻; $T_{insp}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的吸气时间;其中,

$$C = \frac{V_{insp}}{P_{peak} - P_{plat}}$$

$$R = \frac{P_{peak} - P_{plat}}{Q_{peak}}$$

其中, $V_{insp}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气潮气量; $P_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气峰值压力; $P_{plat}$ 为呼吸机在吸气过程中的通气平台压; $Q_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的气道峰值流速;

根据最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ ,估算基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}$ :

$$Q_{insp\_ref} = K \times Q_{insp\_min}$$

其中,K为流速控制系数,所述流速控制系数K为一个1.5到2之间的系数;

所述PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元的具体实现过程为:

根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}$ :

$$Q_{exp\_min} = \frac{P_{peep}}{R}$$

其中, $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;

根据最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{exp\_ref}$ :

$$Q_{exp\_ref} = K \times Q_{exp\_min}$$

所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元的具体实现过程为:

根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ :

$$Q_{insp\_min}^1 = \frac{V_t}{T_{insp}^1}$$

其中, $T_{insp}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的吸气时间; $V_t$ 为VCV模式下的目标潮气量;

根据该最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ ,估算VCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}^1$ :

$$Q_{insp\_ref}^1 = K \times Q_{insp\_min}^1$$

所述VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元的具体实现过程为:

根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}^1$ :

$$Q_{exp\_min}^1 = \frac{P_{peep}^1}{R}$$

其中, $P_{peep}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;

根据最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}^1$ ,估算VCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{exp\_ref}^1$ :

$$Q_{exp\_ref}^1 = K \times Q_{exp\_min}^1$$

2.一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制方法,该方法包括:

目标参数设定模块设定输入呼吸机中所需的目标气道压力和目标潮气量;

混合气流估算模块根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;

流速输出模块根据吸气端的比例阀输出PCV模式的目标混合气流和VCV模式的目标混合气流,并将其作为对应的基础流;

其中,所述混合气流估算模块根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气

混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;其具体实现过程为:

PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算PCV模式下的最小吸气混合气流;

PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流;

VCV模式下的最小吸气混合气流单元根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;

VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算VCV模式下的最小呼气混合气流;

所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元的具体实现过程为:

根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ :

$$Q_{insp\_min} = C \times \frac{P_{insp} - P_{peep}}{T_{insp} + C \times R}$$

其中,C为呼吸机内的管道气容; $P_{insp}$ 为PCV模式下的目标吸气压力; $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻; $T_{insp}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的吸气时间;其中,

$$C = \frac{V_{insp}}{P_{peak} - P_{plat}}$$

$$R = \frac{P_{peak} - P_{plat}}{Q_{peak}}$$

其中, $V_{insp}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气潮气量; $P_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气峰值压力; $P_{plat}$ 为呼吸机在吸气过程中的通气平台压; $Q_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的气道峰值流速;

根据最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ ,估算基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}$ :

$$Q_{insp\_ref} = K \times Q_{insp\_min}$$

其中,K为流速控制系数,所述流速控制系数K为一个1.5到2之间的系数;

所述PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元的具体实现过程为:

根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}$ :

$$Q_{exp\_min} = \frac{P_{peep}}{R}$$

其中, $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;

根据最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{exp\_ref}$ ;

$$Q_{\text{exp\_ref}} = K \times Q_{\text{exp\_min}}$$

所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元的具体实现过程为：

根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间，估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_min}}^1$ ：

$$Q_{\text{insp\_min}}^1 = \frac{V_t}{T_{\text{insp}}^1}$$

其中， $T_{\text{insp}}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的吸气时间； $V_t$ 为VCV模式下的目标潮气量；

根据该最小理想吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_min}}^1$ ，估算VCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_re}}^1$ ：

$$Q_{\text{insp\_re}}^1 = K \times Q_{\text{insp\_min}}^1$$

所述VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元的具体实现过程为：

根据预先获取的气阻，估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}^1$ ：

$$Q_{\text{exp\_min}}^1 = \frac{P_{\text{peep}}^1}{R}$$

其中， $P_{\text{peep}}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力；

根据最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}^1$ ，估算VCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_ref}}^1$ ；

$$Q_{\text{exp\_ref}}^1 = K \times Q_{\text{exp\_min}}^1。$$

## 一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置及控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于新生儿呼吸机和新生儿呼吸机的基础流控制技术领域,具体地说,涉及一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置及控制方法。

### 背景技术

[0002] 新生儿呼吸机是为新生儿患者提供呼吸支持的医疗设备,新生儿所需要的呼吸潮气量一般在10到50ml,呼吸频率一般在40到60Hz,相较于正常成人400到600ml潮气量,12到20Hz呼吸频率,具有潮气量低,频率高的特点。因此,新生儿呼吸机所需要的呼吸频率为40到60Hz。由于呼吸机所输出的潮气量要满足上述条件,因此,决定了新生儿呼吸机对于压力,潮气量等目标的控制精度要求比普通成人呼吸机高。新生儿呼吸机的压力及潮气量控制精度,直接影响了用户体验,提高气道压力以及呼吸潮气量的控制精度对于小儿呼吸机具有重要意义。

[0003] 目前,市场上主流的新生儿呼吸机通常在吸气端采用比例阀控制流量,呼在气端设置IP阀控制所需要的气道压力。但是,这种控制方法需要用户来设置一个基础流,在整个呼吸周期内,在吸气端都会持续输出用户所设置流速的空氧混合气体。因此,现有的控制方法存在如下问题:

[0004] 1) 当用户设置基础流过大时,大部分气体都会通过呼气端的IP阀泄漏掉,造成气体的浪费,尤其是混合气体中的氧气浪费,增加了对于气源的消耗速度,不经济,提高成本;

[0005] 2) 当用户设置的基础流过小时,由于流速不够,可能会导致气道压力和潮气量无法达到或者无法快速达到医生端的设置值,直接影响用户体验;

[0006] 3) 对于基础流的设置,需要使用者具备相当的专业知识和对患者情况的了解,在实际使用过程中会给用户带来很多困扰,降低用户体验感;

[0007] 4) 现有新生儿呼吸机需要用户设置一个基础流速,在此基础上进行气道压力和呼吸潮气量的控制,而这个设置项需要很高的用户的专业知识,一旦用户基础流设置不恰当,会导致气体浪费,乃至患者吸气不足等严重情况。

### 发明内容

[0008] 为解决现有技术存在的上述缺陷,本发明提出了一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置,该装置包括:

[0009] 目标参数设定模块,用于设定输入呼吸机中所需要的目标气道压力和目标潮气量;

[0010] 混合气流估算模块,用于根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;

[0011] 流速输出模块,用于根据吸气端的比例阀输出PCV模式的目标混合气流和VCV模式

的目标混合气流,并将其作为对应的基础流。

[0012] 作为上述技术方案的改进之一,所述混合气流估算模块包括:PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元、PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元、VCV模式下的最小吸气混合气流估算单元和VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元;

[0013] 所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算PCV模式下的最小吸气混合气流;

[0014] 所述PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流;

[0015] 所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元,用于根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;

[0016] 所述VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算VCV模式下的最小呼气混合气流。

[0017] 作为上述技术方案的改进之一,所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元的具体实现过程为:

[0018] 根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ :

$$[0019] \quad Q_{insp\_min} = C \times \frac{P_{insp} - P_{peep}}{T_{insp} + C \times R}$$

[0020] 其中,C为呼吸机内的管道气容; $P_{insp}$ 为PCV模式下的目标吸气压力; $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻; $T_{insp}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的吸气时间;

[0021] 根据最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ ,估算基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}$ :

$$[0022] \quad Q_{insp\_ref} = K \times Q_{insp\_min}$$

[0023] 其中,K为流速控制系数。

[0024] 作为上述技术方案的改进之一,PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元的具体实现过程为:

[0025] 根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}$ :

$$[0026] \quad Q_{exp\_min} = \frac{P_{peep}}{R}$$

[0027] 其中, $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻;

[0028] 根据最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{exp\_ref}$ :

$$[0029] \quad Q_{exp\_ref} = K \times Q_{exp\_min}$$

[0030] 其中,K为流速控制系数。

[0031] 作为上述技术方案的改进之一,所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元的具体实现过程为:

[0032] 根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ :

$$[0033] \quad Q_{insp\_min}^1 = \frac{V_t}{T_{insp}^1}$$

[0034] 其中, $T_{insp}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的吸气时间; $V_t$ 为VCV模式下的目标潮气量;

[0035] 根据该最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ ,估算VCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}^1$ :

$$[0036] \quad Q_{insp\_ref}^1 = K \times Q_{insp\_min}^1$$

[0037] 其中,K为流速控制系数。

[0038] 作为上述技术方案的改进之一,所述VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元的具体实现过程为:

[0039] 根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}^1$ :

$$[0040] \quad Q_{exp\_min}^1 = \frac{P_{peep}}{R}$$

[0041] 其中, $P_{peep}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻;

[0042] 根据最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}^1$ ,估算VCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{exp\_ref}^1$ :

$$[0043] \quad Q_{exp\_ref}^1 = K \times Q_{exp\_min}^1$$

[0044] 其中,K为流速控制系数。

[0045] 本发明还提供了一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制方法,该方法包括:

[0046] 目标参数设定模块设定输入呼吸机中所需的目标气道压力和目标潮气量;

[0047] 混合气流估算模块根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;

[0048] 流速输出模块根据吸气端的比例阀输出PCV模式的目标混合气流和VCV模式的目标混合气流,并将其作为对应的基础流。

[0049] 作为上述技术方案的改进之一,所述混合气流估算模块根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;其具体实现过程为:

[0050] PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元根据预先获取的气容和气阻,估算新生

儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算PCV模式下的最小吸气混合气流;

[0051] PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流;

[0052] VCV模式下的最小吸气混合气流单元根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;

[0053] VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算VCV模式下的最小呼气混合气流。

[0054] 作为上述技术方案的改进之一,所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算PCV模式下的最小吸气混合气流;其具体实现过程为:

[0055] PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ :

$$[0056] \quad Q_{insp\_min} = C \times \frac{P_{insp} - P_{peep}}{T_{insp} + C \times R}$$

[0057] 其中,C为呼吸机内的管道气容; $P_{insp}$ 为PCV模式下的目标吸气压力; $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻; $T_{insp}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的吸气时间;

[0058] 根据最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ ,估算基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}$ :

$$[0059] \quad Q_{insp\_ref} = K \times Q_{insp\_min}$$

[0060] 其中,K为流速控制系数。

[0061] 作为上述技术方案的改进之一,所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;其具体实现过程为:

[0062] VCV模式下的最小吸气混合气流单元根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ :

$$[0063] \quad Q_{insp\_min}^1 = \frac{V_t}{T_{insp}^1}$$

[0064] 其中, $T_{insp}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的吸气时间; $V_t$ 为VCV模式下的目标潮气量;

[0065] 根据该最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ ,估算VCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}^1$ :

$$[0066] \quad Q_{insp\_ref}^1 = K \times Q_{insp\_min}^1$$

[0067] 其中,K为流速控制系数。

[0068] 本发明与现有技术相比的有益效果是：

[0069] 本发明的装置所提供的基础流具有自动控制功能，会根据用户设置的压力或潮气量目标以及所输入的气道参数，动态地调整吸气端输出的基础流；在保证能够快速达到用户设置的目标吸气压力和目标潮气量的同时，尽量减少从呼气端泄露到大气的气体，在保证安全可靠的呼吸支持的同时，减少对气体的消耗，保证经济性，降低成本；同时也不再需要操作者去手动设置，让操作者易于使用，也避免了操作者由于设置基础流过低而导致的患者吸气不足的问题，提高了呼吸机的安全性。

### 附图说明

[0070] 图1是本发明的装置中的流速输出模块得到PCV模式下的混合气体所需要的空气目标流速的流程图；

[0071] 图2是本发明的装置中的流速输出模块得到PCV模式下的混合气体中的目标氧气和目标空气的流程图；

[0072] 图3是本发明的一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置的结构示意图；

[0073] 图4是本发明的一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制方法的流程图。

### 具体实施方式

[0074] 现结合附图和实例对本发明作进一步的描述。

[0075] 图3所示，本发明提供了一种用于新生儿呼吸机的基础流的控制装置，该装置根据呼吸机使用者设置的目标气道压力或者目标呼吸潮气量，并结合监测得到的输入呼吸机的气容气阻等参数，通过比例阀实时控制吸气端输出的混合气体的流速。该装置包括：目标参数设定模块，混合气流估算模块和流速输出模块；

[0076] 所述目标参数设定模块，用于设定输入呼吸机中所需要的目标气道压力和目标潮气量；

[0077] 所述混合气流估算模块，用于根据预先获取的气容和气阻，估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式 (Pressure Controlled Ventilation, 压力控制通气) 下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流，并将其作为压力控制模式的目标混合气流；以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式 (Volume Control Ventilation, 容量控制通气) 下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流，并将其作为容量控制模式的目标混合气流；

[0078] 具体地，所述混合气流估算模块包括：PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元、PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元、VCV模式下的最小吸气混合气流单元和VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元；

[0079] 所述PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元，用于根据预先获取的气容和气阻，估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流，根据该最小理想吸气混合气流，估算PCV模式下的最小吸气混合气流；

[0080] 具体地，根据预先获取的气容和气阻，估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ ：

$$[0081] \quad Q_{insp\_min} = C \times \frac{P_{insp} - P_{peep}}{T_{insp} + C \times R}$$

[0082] 其中,C为呼吸机内的管道气容; $P_{insp}$ 为PCV模式下的目标吸气压力; $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力; $R$ 为呼吸机内的管道气阻; $T_{insp}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的吸气时间;

[0083] 其中,

$$[0084] \quad C = \frac{V_{insp}}{P_{peak} - P_{plat}}$$

$$[0085] \quad R = \frac{P_{peak} - P_{plat}}{Q_{peak}}$$

[0086] 其中, $V_{insp}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气潮气量; $P_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气峰值压力; $P_{plat}$ 为呼吸机在吸气过程中的通气平台压; $Q_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的气道峰值流速;

[0087] 根据最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ ,估算基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}$ :

$$[0088] \quad Q_{insp\_ref} = K \times Q_{insp\_min}$$

[0089] 其中,K为流速控制系数。

[0090] 所述PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流;

[0091] 具体地,根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{exp\_min}$ :

$$[0092] \quad Q_{exp\_min} = \frac{P_{peep}}{R}$$

[0093] 其中, $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力; $R$ 为呼吸机内的管道气阻;

[0094] 根据最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{exp\_ref}$ ;

$$[0095] \quad Q_{exp\_ref} = K \times Q_{exp\_min}$$

[0096] 其中,K为流速控制系数。

[0097] 所述VCV模式下的最小吸气混合气流单元,用于根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;

[0098] 具体地,根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ :

$$[0099] \quad Q_{insp\_min}^1 = \frac{V_t}{T_{insp}^1}$$

[0100] 其中, $T_{insp}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的吸气时间; $V_t$ 为VCV模式下的目标潮气量;

[0101] 根据该最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}^1$ ,估算VCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{insp\_ref}^1$ :

$$[0102] \quad Q_{\text{insp\_ref}}^1 = K \times Q_{\text{insp\_min}}^1$$

[0103] 其中, K为流速控制系数。

[0104] 所述VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元,用于根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算VCV模式下的最小呼气混合气流。

[0105] 具体地,根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}^1$ :

$$[0106] \quad Q_{\text{exp\_min}}^1 = \frac{P_{\text{peep}}^1}{R}$$

[0107] 其中, $P_{\text{peep}}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻;

[0108] 根据最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}^1$ ,估算VCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_ref}}^1$ ;

$$[0109] \quad Q_{\text{exp\_ref}}^1 = K \times Q_{\text{exp\_min}}^1$$

[0110] 其中, K为流速控制系数。

[0111] 流速控制系数K一般为一个1.5到2之间的系数,以避免压力控制过慢,造成患者不适。在本实施例中,系数K=1.8。

[0112] 所述流速输出模块,用于根据吸气端的比例阀输出压力控制模式的目标混合气流和容量控制模式的目标混合气流,并将其作为对应的基础流。

[0113] 具体地,如图1和2所示,通过如下流程控制空气和氧气端的比例阀输出PCV模式下在吸气和呼气阶段所需要的混合气体流速目标:

[0114] 根据图1,基础流目标自动计算模块根据用户设置参数以及气道参数自动计算出基础流目标,即流速输出模块输出的基础流。其中,用户设置参数包括: $P_{\text{insp}}$ 、 $P_{\text{peep}}$ 和 $V_t$ ;气路参数包括:气阻和气容;同时,呼吸机控制器会根据用户设置的氧浓度给定和氧传感器采样得到的实际氧浓度(即图1中的氧浓度反馈),通过PI控制器进行氧浓度PI闭环控制 $k_{p1} + \frac{k_{i1}}{s}$ ( $k_{p1}$ 为PI控制器的比例系数; $k_{i1}$ 为PI控制器的积分系数; $s$ 表示控制器传递函数中复频率;),得到氧浓度闭环控制输出;在氧浓度为 $c$ ,体积为 $V$ 的混合气体中,假设氧气所占的体积分数为 $k$ ,并认为空气源中的氧浓度为21%,则根据氧浓度的定义有如下关系: $c * V = k * V + (1 - k) * V * 0.21$ ,据此可以得到氧气占混合气体的体积比 $k = 1.263 * c + 0.263$ 。由此根据用户设定的氧浓度目标乘以1.263,再加上0.263,即可得到氧浓度前馈控制的输出,作为根据比例特性得到的前馈量。将氧浓度闭环控制输出与氧浓度前馈控制输出相加,得到基础流中氧气所占的目标比例,即图1中的氧气比例K,接着将氧气所占目标比例与基础流目标相乘,得到氧气流速目标,而将基础流目标减去氧气流速目标,就能得到空气目标流速。

[0115] 根据图2,在得到空气目标流速之后,根据空气目标流速(即图2中的空气流量给定)和流量传感器反馈的实际空气流速(即图2中的空气流量反馈)经过PI控制器进行PI闭环控制( $k_{p3} + \frac{k_{i3}}{s}$ ;其中, $k_{p3}$ 为PI控制器的比例系数; $k_{i3}$ 为PI控制器的积分系数; $s$ 为表示控制器传递函数中复频率;),得到闭环控制输出,加上根据空气目标流速和根据比例阀特性得到的前馈量(采用上述相同的计算过程得到),得到最终的空气比例阀驱动PWM占空比。控

制器通过输出该占空比驱动实际的空气比例阀工作,输出目标流速的空气。

[0116] 根据氧气目标流速控制氧气比例阀输出目标流速的氧气的过程与空气完全相同。根据氧气流量给定和氧浓度传感器反馈的实际氧气流速(即图2中的氧气流量反馈)经过PI控制器进行PI闭环控制( $k_{p2} + \frac{k_{i2}}{s}$ 其中, $k_{p2}$ 为PI控制器的比例系数; $k_{i2}$ 为PI控制器的积分系数; $s$ 为控制器传递函数中的复频率;),得到闭环控制输出,加上根据氧气目标流速和根据比例阀特性得到的前馈量(采用上述相同的计算过程得到),得到最终的氧气比例阀驱动PWM占空比。控制器通过输出该占空比驱动实际的氧气比例阀工作,输出目标流速的氧气。

[0117] 最终输出的目标流速的空气和目标流速的氧气在混合之后就是目标流速的混合气体,并将其作为PCV模式下在吸气和呼气阶段所需要的混合气体流速目标。

[0118] VCV模式下在吸气和呼气阶段所需要的混合气体流速目标也是采用上述过程获得。

[0119] 在得到PCV和VCV两种模式下在吸气和呼气阶段所需要的混合气体流速目标后,并将其作为对应的基础流。

[0120] 如图4所示,本发明提供了一种用于新生儿呼吸机的控制方法,该方法包括:

[0121] 目标参数设定模块设定输入呼吸机中所需的目标气道压力和目标潮气量;

[0122] 混合气流估算模块根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为PCV模式的目标混合气流;以及新生儿呼吸机基于容量控制的VCV模式下的最小吸气混合气流和最小呼气混合气流,并将其作为VCV模式的目标混合气流;

[0123] 具体地,PCV模式下的最小吸气混合气流估算单元根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算PCV模式下的最小吸气混合气流;

[0124] 具体地,根据预先获取的气容和气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{insp\_min}$ :

$$[0125] \quad Q_{insp\_min} = C \times \frac{P_{insp} - P_{peep}}{T_{insp} + C \times R}$$

[0126] 其中, $C$ 为呼吸机内的管道气容; $P_{insp}$ 为PCV模式下的目标吸气压力; $P_{peep}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力; $R$ 为呼吸机内的管道气阻; $T_{insp}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的吸气时间;

[0127] 其中,

$$[0128] \quad C = \frac{V_{insp}}{P_{peak} - P_{plat}}$$

$$[0129] \quad R = \frac{P_{peak} - P_{plat}}{Q_{peak}}$$

[0130] 其中, $V_{insp}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气潮气量; $P_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的吸气峰值压力; $P_{plat}$ 为呼吸机在吸气过程中的通气平台压; $Q_{peak}$ 为呼吸机在吸气过程中的气道峰值流速;

[0131] 根据最小理想吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_min}}$ ,估算基于压力控制的PCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_ref}}$ :

$$[0132] \quad Q_{\text{insp\_ref}} = K \times Q_{\text{insp\_min}}$$

[0133] 其中,K为流速控制系数。

[0134] PCV模式下的最小呼气混合气流估算单元根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流;

[0135] 具体地,根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的PCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}$ :

$$[0136] \quad Q_{\text{exp\_min}} = \frac{P_{\text{peep}}}{R}$$

[0137] 其中, $P_{\text{peep}}$ 为PCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻;

[0138] 根据最小理想呼气混合气流,估算PCV模式下的最小呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_ref}}$ :

$$[0139] \quad Q_{\text{exp\_ref}} = K \times Q_{\text{exp\_min}}$$

[0140] 其中,K为流速控制系数。

[0141] VCV模式下的最小吸气混合气流单元根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流,根据该最小理想吸气混合气流,估算VCV模式下的最小吸气混合气流;

[0142] 具体地,根据VCV模式下输入呼吸机的吸气时间,估算VCV模式下的最小理想吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_min}}^1$ :

$$[0143] \quad Q_{\text{insp\_min}}^1 = \frac{V_t}{T_{\text{insp}}^1}$$

[0144] 其中, $T_{\text{insp}}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的吸气时间; $V_t$ 为VCV模式下的目标潮气量;

[0145] 根据该最小理想吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_min}}^1$ ,估算VCV模式下的最小吸气混合气流 $Q_{\text{insp\_ref}}^1$ :

$$[0146] \quad Q_{\text{insp\_ref}}^1 = K \times Q_{\text{insp\_min}}^1$$

[0147] 其中,K为流速控制系数。

[0148] VCV模式下的最小呼气混合气流估算单元根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流,根据该最小理想呼气混合气流,估算VCV模式下的最小呼气混合气流。

[0149] 具体地,根据预先获取的气阻,估算新生儿呼吸机基于压力控制的VCV模式下的最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}^1$ :

$$[0150] \quad Q_{\text{exp\_min}}^1 = \frac{P_{\text{peep}}^1}{R}$$

[0151] 其中, $P_{\text{peep}}^1$ 为VCV模式下的输入呼吸机的目标呼气末正压力;R为呼吸机内的管道气阻;

[0152] 根据最小理想呼气混合气流 $Q_{\text{exp\_min}}^1$ ,估算VCV模式下的最小呼气混合气流

$Q_{\text{exp\_ref}}^1$ ;

[0153]  $Q_{\text{exp\_ref}}^1 = K \times Q_{\text{exp\_min}}^1$

[0154] 其中,K为流速控制系数。

[0155] 流速控制系数K一般为一个1.5到2之间的系数,以避免压力控制过慢,造成患者不适。在本实施例中,系数K=1.8。

[0156] 流速输出模块根据吸气端的比例阀输出PCV模式的目标混合气流和VCV模式的目标混合气流,并将其作为对应的基础流。

[0157] 最后所应说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制。尽管参照实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,都不脱离本发明技术方案的精神和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

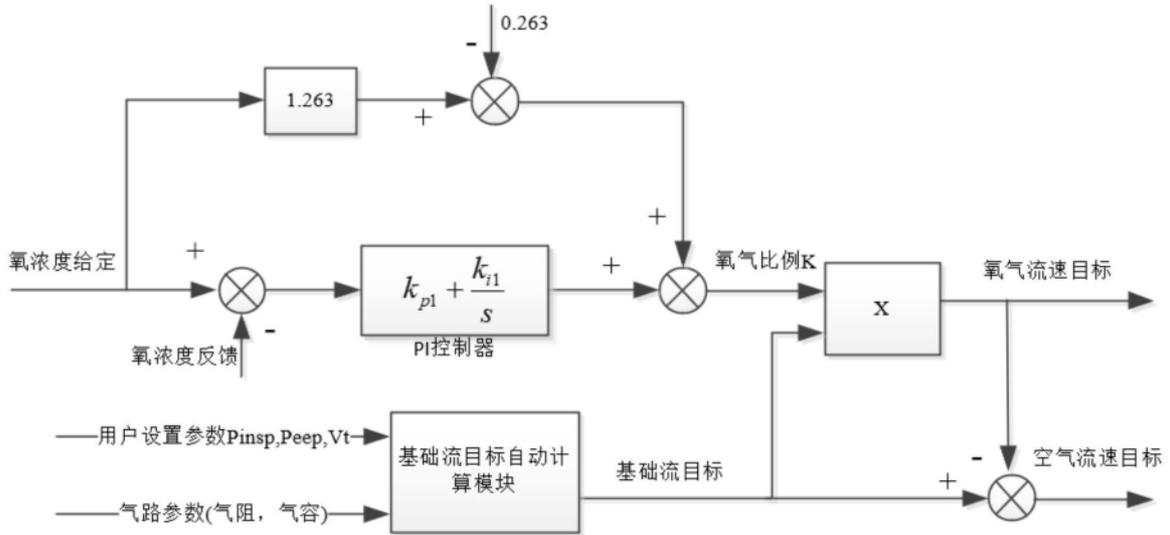


图1

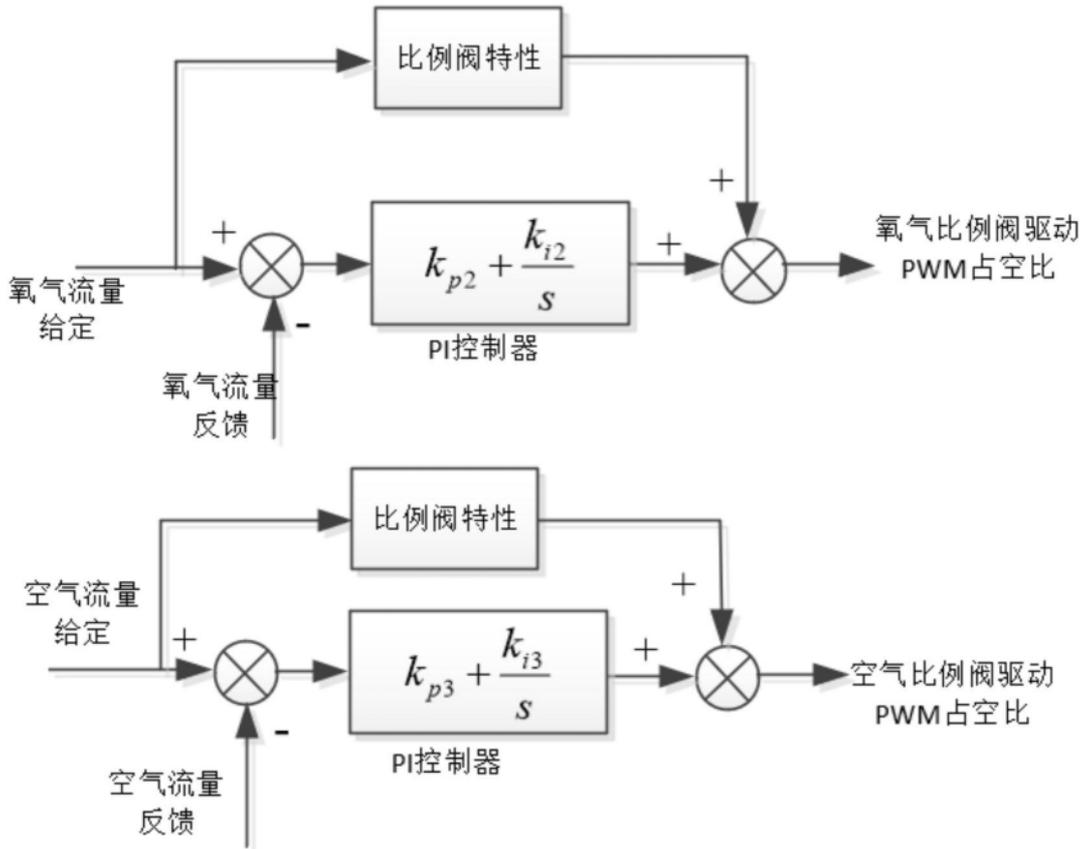


图2



图3

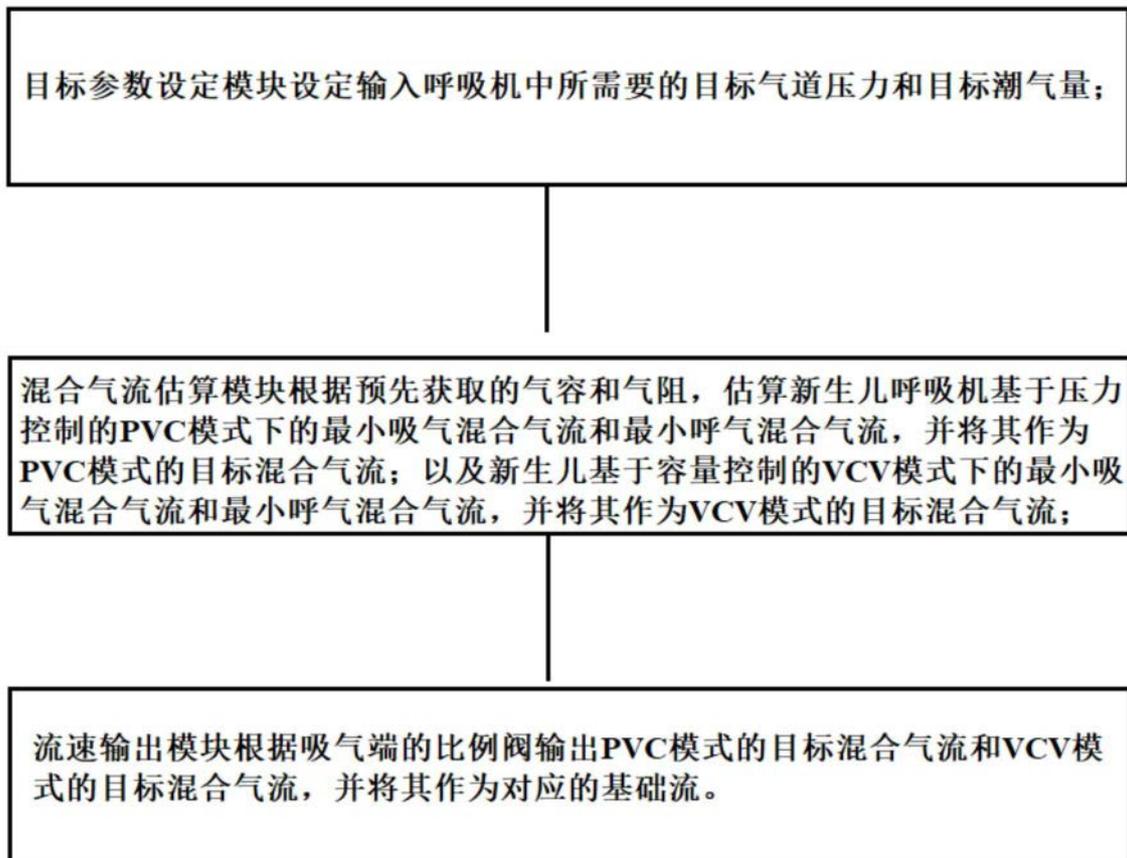


图4