



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109620231 B

(45) 授权公告日 2024.07.12

(21) 申请号 201811588599.X

A61M 16/00 (2006.01)

(22) 申请日 2018.12.25

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

US 2009306530 A1, 2009.12.10

申请公布号 CN 109620231 A

US 5803066 A, 1998.09.08

(43) 申请公布日 2019.04.16

审查员 方炜园

(73) 专利权人 湖南明康中锦医疗科技发展有限公司

地址 410205 湖南省长沙市高新开发区麓景路8号巨星创业基地北1楼101

(72) 发明人 戴征 黄皓轩

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限公司 44224

专利代理师 黄晓庆

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

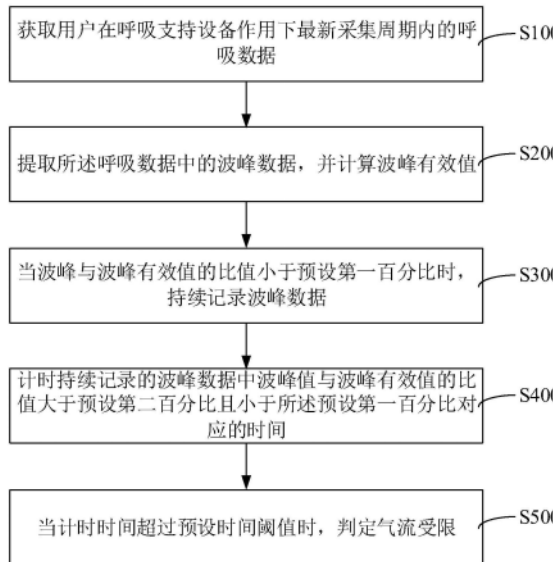
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

气流受限判定方法、装置、计算机设备和存储介质

(57) 摘要

本申请涉及一种气流受限判定方法、装置、计算机设备和存储介质,获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据,提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值,当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据,计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间,当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。整个过程中,以波峰数据和波峰有效值作为气流受限判定的依据,无需复杂的处理和计算过程,可以高效实现气流受限判定。



1. 一种气流受限判定方法,其特征在于,所述方法包括:
  - 获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;
  - 提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;
  - 当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;
  - 计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;
  - 当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限;
  - 当识别出当前气流受限时,提升呼吸支持设备的输出压力值;
  - 所述当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限之前,还包括:获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数;选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,所述Q为正整数;比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数;
  - 所述当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限包括:当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数包括:
  - 选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;
  - 记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数之后,还包括:
  - 当不存在偏差情况时,判定气流未受限。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述预设第一百分比为80%,所述预设第二百分比为60%,预设时间阈值为15秒,所述Q为10,所述预设次数阈值为3。
5. 一种气流受限判定装置,其特征在于,所述装置包括:
  - 采样模块,用于获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;
  - 提取计算模块,用于提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;
  - 持续记录模块,用于当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;
  - 计时模块,用于计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;
  - 判定模块,用于当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限;
  - 偏差记录模块,用于获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数,选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数,所述Q为偶数;
  - 所述判定模块还用于当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限;
  - 所述当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限之后,还包括:当识别出当前气流受限时,提升呼吸支持设备的输出压力值。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述偏差记录模块还用于选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。

7. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述判定模块还用于当不存在偏差情况时,判定气流未受限。

8. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述预设第一百分比为80%,所述预设第二百分比为60%,预设时间阈值为15秒,所述Q为10,所述预设次数阈值为3。

9. 一种计算机设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现权利要求1至4中任一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求1至4中任一项所述的方法的步骤。

## 气流受限判定方法、装置、计算机设备和存储介质

### 技术领域

[0001] 本申请涉及自动控制技术领域,特别是涉及一种气流受限判定方法、装置、计算机设备和存储介质。

### 背景技术

[0002] 呼吸支持设备作为一项能人工替代自主通气功能的有效手段,已普遍用于各种原因所致的呼吸衰竭、大手术期间的麻醉呼吸管理、呼吸支持治疗和急救复苏中,在现代医学领域内占有十分重要的位置。呼吸支持设备是一种能够起到预防和治疗呼吸衰竭,减少并发症,挽救及延长病人生命的至关重要的医疗设备。

[0003] 在呼吸支持设备的使用过程中需要准确判定睡眠呼吸过程是否出现气流受限事件,并对该事件做出响应。传统技术采用的方法比较复杂,需要计算获取幅值、圆度、平度和峰度等四个指征,再进行长时间趋势的观察,当发现有两个或两个以上的指征趋势发生变化时,认为是发生气流受限。

[0004] 因此,为了支持呼吸支持设备高效运行、使用给用户带来便利,目前急需一种流受限判定过程简单的方案。

### 发明内容

[0005] 基于此,有必要针对上述流受限判定过程复杂技术问题,提供一种流受限判定过程简单流受限判定方法、装置、计算机设备和存储介质。

[0006] 一种气流受限判定方法,所述方法包括:

[0007] 获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;

[0008] 提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;

[0009] 当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;

[0010] 计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;

[0011] 当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。

[0012] 在其中一个实施例中,所述当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限之前,还包括:

[0013] 获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数;

[0014] 选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,所述Q为正整数;

[0015] 比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数;

[0016] 所述当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限包括:

[0017] 当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。

[0018] 在其中一个实施例中,所述比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数

据和后半段数据,记录偏差次数包括:

[0019] 选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;

[0020] 记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。

[0021] 在其中一个实施例中,所述比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数之后,还包括:

[0022] 当不存在偏差情况时,判定气流未受限。

[0023] 在其中一个实施例中,所述预设第一百分比为80%,所述预设第二百分比为60%,预设时间阈值为15秒,所述Q为10,所述预设次数阈值为3。

[0024] 在其中一个实施例中,所述当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限之后,还包括:

[0025] 当识别出当前气流受限时,提升呼吸支持设备的输出压力值。

[0026] 一种气流受限判定装置,所述装置包括:

[0027] 采样模块,用于获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;

[0028] 提取计算模块,用于提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;

[0029] 持续记录模块,用于当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;

[0030] 计时模块,用于计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;

[0031] 判定模块,用于当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。

[0032] 在其中一个实施例中,上述气流受限判定装置还包括:

[0033] 偏差记录模块,用于获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数,选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数,所述Q为偶数;

[0034] 所述判定模块还用于当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。

[0035] 一种计算机设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现如上述方法的步骤。

[0036] 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述的方法的步骤。

[0037] 上述气流受限判定方法、装置、计算机设备和存储介质,获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据,提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值,当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据,计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间,当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。整个过程中,以波峰数据和波峰有效值作为气流受限判定的依据,无需复杂的处理和计算过程,可以高效实现气流受限判定。

## 附图说明

- [0038] 图1为正常呼吸与气流受限的波形比较图；  
 [0039] 图2为一个实施例中气流受限判定方法的流程示意图；  
 [0040] 图3为另一个实施例中气流受限判定方法的流程示意图；  
 [0041] 图4为一个实施例中气流受限判定装置的结构框图；  
 [0042] 图5为一个实施例中计算机设备的内部结构图。

## 具体实施方式

[0043] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0044] 为详细解释本申请气流受限判定方法的技术方案及其效果,下面将针对其基于的技术原理进行解释说明。

[0045] 气流受限发生的时候,通常用户的呼吸波形会呈现出以下特征,整体呼吸气流波形较为扁平,并且呼吸的波峰比正常呼吸时明显偏低,具体如图1所示。正常呼吸的时候,波峰比气流受限时高出许多,并且波形比气流受限时圆滑许多,因此,本申请主要从波峰变化情况入手进行研究,进一步还针对波形变化圆滑度进行研究,以进一步提升判定的准确性。

[0046] 在一个实施例中,如图2所示,提供了一种气流受限判定方法,包括以下步骤:

[0047] S100:获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据。

[0048] 采样周期可以根据需要进行设定,例如设定为1分钟、2分钟等。用户在呼吸支持设备作用进行呼吸动作,持续监控记录用户的呼吸数据,从记录的呼吸数据中,获取最近一个采样周期内的呼吸数据,例如获取最近2分钟内的呼吸数据。在实际应用中,从开启呼吸支持设备进行治理开始记录,构造一个长度为2分钟的滑动时间窗,当滑动窗内数据持续时间不超过2分钟的时候,则每来一个数据,就直接放入滑动窗,当数据满2分钟时,则进入一个数据就把最早的数据剔除,确保滑动窗内第一个波峰数据进入的时间与最后一个波峰数据的进入时间之间始终保持小于等于2分钟的状态。

[0049] S200:提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值。

[0050] 对每次呼吸的波峰进行计算(即找出每次呼吸的流量最大值),并记录一段时间内的每次呼吸的波峰值。计算出最新采集周期内所有波峰数据的有效值,计算公式如下:

$$P = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^N P_i^2}}{N}$$
,其中P是波峰的有效值, $P_i$ 是第*i*次呼吸得到的波峰值,N是采集周期内记录的数据的总个数。

在实际应用中,计算2分钟滑动窗内所有波峰数据的有效值,这个计算过程是一个持续更新的过程,得到最新的波峰有效值P。

[0051] S300:当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据。

[0052] 当当前时刻的波峰 $P_0$ 与波峰有效值P的比值小于预设第一百分比时,进入气流受限判定事件,开始持续记录波峰数据。预设第一百分比基于历史经验设定,其用于表征波峰即将出现比较明显异常情况,需要着重关注接下来的波峰数据。具体来说,预设第一百分比可以为一个较高的数值,例如可以设置为80%。当新来到的波峰 $P_0$ 与峰值有效值的P的比值小于80%时,呼吸支持设备进行气流受限事件判定,持续记录接下来的波峰数据。在实际应

用中,当新来的波峰数据P0小于P\*80%的时候,则P0不放入滑动窗内,反之,则将P0放入滑动窗。当P0不放入滑动窗时,呼吸支持设备将进行气流受限事件的判断。

[0053] S400:计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间。

[0054] 持续记录最新的接收到的波峰P0,并且计时波峰值与波峰有效值比值大于预设第二百分比且小于预设第一百分比对应的时间,即计时波峰值与波峰有效值比值在预设第二百分比与预设第一百分比区间内对应的时间。预设第二百分比根据经验数据进行设定,可以用于排除由于用户自身原因导致波峰值明显衰减情况,例如预设第二百分比可以为60%。在实际应用中,计时波峰峰值在波峰有效值80%至波峰有效值60%之间的持续时间。

[0055] S500:当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。

[0056] 预设时间阈值可以根据需要进行设定,例如可以设定为15S,当持续15S的呼吸的波峰数据都处于 $60\% * P < P_0 < 80\% * P$ 的时候,呼吸支持设备即可判定出现有气流受限。

[0057] 上述气流受限判定方法,获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据,提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值,当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据,计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间,当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。整个过程中,以波峰数据和波峰有效值作为气流受限判定的依据,无需复杂的处理和计算过程,可以高效实现气流受限判定。

[0058] 如图3所示,在其中一个实施例中,步骤S500之前,还包括:

[0059] S420:获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数。

[0060] 峰度系数的计算公式为: 
$$Kurt(X) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{\left( \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n} \right)^2} - 3$$
, 其中 $x_i$ 表示一个呼吸周期

中吸气波形的流量数据,  $\bar{x}$ 表示整个吸气波形的流量数据的平均值。偏度系数的计算公式

为: 
$$Skew(X) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left( \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n} \right)^{\frac{3}{2}}}$$
。在每次呼吸的时候,都记录偏度和峰度,对于第 $i$ 次呼吸,分

别记录为 $S_i$ 和 $K_i$ 。

[0061] S440:选取最近 $Q$ 次呼吸的峰度和偏度系数,所述 $Q$ 为正整数。

[0062] S460:比较所述最近 $Q$ 次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数。

[0063] 以 $Q$ 为10为例,取最近10次呼吸的 $S_i$ 和 $K_i$ 的数据,分别先取前5次呼吸的数据和后5次呼吸的数据进行比较,根据比较结果记录偏差次数。具体来说,当出现偏差时,呼吸的峰度和偏度系数均会小于之前的平均值,因此,在后半段数据中,当呼吸的峰度和偏度系数小于前半段数据的均值时,记为一次偏差。

[0064] 步骤S500包括:当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈

值时,判定气流受限。

[0065] 当持续预设时间的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比,并且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。具体的,当检测到持续15S的呼吸的波峰数据都处于 $60\% * P < P_0 < 80\% * P$ ,并且在持续检测时间内出现偏差的次数大于或等于预设偏差次数阈值时,判定气流受限。

[0066] 在其中一个实施例中,所述比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数包括:选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。

[0067] 以Q为10为例,选取最近10次呼吸的峰度和偏度系数,计算前5次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N,将第6次呼吸峰度和偏度系数与峰度均值M以及偏度系数均值N对应比较,若第6次呼吸峰度和偏度系数均小于峰度均值M以及偏度系数均值N时,记录为一次偏差;否则,继续第7次呼吸峰度和偏度系数的比较直至完成第10次呼吸峰度和偏度系数比较,记录其中出现偏差次数。

[0068] 在其中一个实施例中,所述比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数之后,还包括:当不存在偏差情况时,判定气流未受限。

[0069] 在其中一个实施例中,所述预设第一百分比为80%,所述预设第二百分比为60%,预设时间阈值为15秒,所述Q为10,所述预设次数阈值为3。

[0070] 为更进一步详细解释上述实施例的中处理过程中,下面将以Q为10为例,采用具体应用实例进行说明。在其中一个具体应用实例中,本申请气流受限判定方法包括以下步骤:

[0071] 1、对每次呼吸的波峰进行计算(即找出每次呼吸的流量最大值),并记录一段时间内的每次呼吸的波峰值。从开启呼吸支持设备进行治疗开始记录,构造一个长度为2分钟的滑动时间窗,当滑动窗内数据持续时间不超过2分钟的时候,则每来一个数据,就直接放入滑动窗,当数据满2分钟时,则进入一个数据就把最早的数据剔除,确保滑动窗内第一个波峰数据进入的时间与最后一个波峰数据的进入时间之间始终保持小于等于2分钟的状态。

[0072] 2、在构建好滑动窗,并且滑动窗内数据满2min后,则计算出滑动窗内所有数据的有效值。

[0073] 3、当新来的波峰数据 $P_0$ 小于 $P * 80\%$ 的时候,则 $P_0$ 不放入滑动窗内,反之,则将 $P_0$ 放入滑动窗。当 $P_0$ 不放入滑动窗时,呼吸支持设备将进行事件的判断,如果 $60\% * P < P_0 < 80\% * P$ ,则考虑该次呼吸是否出现气流受限,呼吸支持设备将继续下一步的判断,否则,呼吸支持设备将进入其他事件的判断。

[0074] 4、计时呼吸的波峰数据都处于 $60\% * P < P_0 < 80\% * P$ 的时间,并且计算每次呼吸的峰度和偏度系数。

[0075] 5、在每次呼吸的时候,都记录偏度和峰度,对于第i次呼吸,分别记录为 $S_i$ 和 $K_i$ 。

[0076] 6、取最近10次呼吸的 $S_i$ 和 $K_i$ 的数据,分别先取前5次呼吸的数据计算出一个平均值M和N(M表示 $S_i$ 的前5次平均值,N表示 $K_i$ 的前5次的平均值),然后取第6次呼吸的数据与平均值进行比较,如果 $S_6$ 和 $K_6$ 都小于M和N,则记录一次偏差。

[0077] 7、如果前6个数据的判定没有偏差,则增加1个数据重复以上运算,即取前6次呼吸的数据计算平均值,用第7次呼吸的数据与平均值比较。



[0078] 8、当全部10个数据都用于平均值计算的时候,仍然没有产生一次偏差,则认为没有气流受限发生,当有3次或3次以上偏差被记录,并且呼吸的波峰数据处于 $60\% * P < P_0 < 80\% * P$ 的时间超过15S时,则认为发生了气流受限。

[0079] 如图3所示,在其中一个实施例中,步骤S500之后,还包括:

[0080] S600:当识别出当前气流受限时,提升呼吸支持设备的输出压力值。

[0081] 提升呼吸支持设备的输出压力值以适当克服气流受限导致用户通气量不足的问题。具体来说,可以提升0.5厘米水柱对应的压力值。

[0082] 应该理解的是,虽然图2-3的流程图中的各个步骤按照箭头的指示依次显示,但是这些步骤并不是必然按照箭头指示的顺序依次执行。除非本文中有明确的说明,这些步骤的执行并没有严格的顺序限制,这些步骤可以以其它的顺序执行。而且,图2-3中的至少一部分步骤可以包括多个子步骤或者多个阶段,这些子步骤或者阶段并不必然是在同一时刻执行完成,而是可以在不同的时刻执行,这些子步骤或者阶段的执行顺序也不必然是依次进行,而是可以与其它步骤或者其它步骤的子步骤或者阶段的至少一部分轮流或者交替地执行。

[0083] 如图4所示,一种气流受限判定装置,所述装置包括:

[0084] 采样模块100,用于获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;

[0085] 提取计算模块200,用于提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;

[0086] 持续记录模块300,用于当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;

[0087] 计时模块400,用于计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;

[0088] 判定模块500,用于当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。

[0089] 上述气流受限判定装置,采样模块100获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据,提取计算模块200提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值,当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录模块300持续记录波峰数据,计时模块400计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间,当计时时间超过预设时间阈值时,判定模块500判定气流受限。整个过程中,以波峰数据和波峰有效值作为气流受限判定的依据,无需复杂的处理和计算过程,可以高效实现气流受限判定。

[0090] 在其中一个实施例中,上述气流受限判定装置还包括偏差记录模块,用于获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数,选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数,所述Q为偶数;所述判定模块还用于当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。

[0091] 在其中一个实施例中,偏差记录模块还用于选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。

[0092] 在其中一个实施例中,判定模块500还用于当不存在偏差情况时,判定气流未受限。

[0093] 在其中一个实施例中,所述预设第一百分比为80%,所述预设第二百分比为60%,预设时间阈值为15秒,所述Q为10,所述预设次数阈值为3。

[0094] 关于气流受限判定装置的具体限定可以参见上文中对于气流受限判定方法的限定,在此不再赘述。上述气流受限判定装置中的各个模块可全部或部分通过软件、硬件及其组合来实现。上述各模块可以硬件形式内嵌于或独立于计算机设备中的处理器中,也可以以软件形式存储于计算机设备中的存储器中,以便于处理器调用执行以上各个模块对应的操作。

[0095] 在一个实施例中,提供了一种计算机设备,该计算机设备可以是服务器,其内部结构图可以如图5所示。该计算机设备包括通过系统总线连接的处理器、存储器、网络接口和数据库。其中,该计算机设备的处理器用于提供计算和控制能力。该计算机设备的存储器包括非易失性存储介质、内存储器。该非易失性存储介质存储有操作系统、计算机程序和数据库。该内存储器为非易失性存储介质中的操作系统和计算机程序的运行提供环境。该计算机设备的数据库用于存储呼吸支持设备历史采集的呼吸数据。该计算机设备的网络接口用于与外部的终端通过网络连接通信。该计算机程序被处理器执行时以实现一种气流受限判定方法。

[0096] 本领域技术人员可以理解,图5中示出的结构,仅仅是与本申请方案相关的部分结构的框图,并不构成对本申请方案所应用于其上的计算机设备的限定,具体的计算机设备可以包括比图中所示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者具有不同的部件布置。

[0097] 在一个实施例中,提供了一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,处理器执行计算机程序时实现以下步骤:

[0098] 获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;

[0099] 提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;

[0100] 当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;

[0101] 计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;

[0102] 当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。

[0103] 在一个实施例中,处理器执行计算机程序时还实现以下步骤:

[0104] 获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数;选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,所述Q为正整数;比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数;当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。

[0105] 在一个实施例中,处理器执行计算机程序时还实现以下步骤:

[0106] 选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。

[0107] 在一个实施例中,处理器执行计算机程序时还实现以下步骤:

[0108] 当不存在偏差情况时,判定气流未受限。

[0109] 在一个实施例中,处理器执行计算机程序时还实现以下步骤:

[0110] 当识别出当前气流受限时,提升呼吸支持设备的输出压力值。

[0111] 在一个实施例中,提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,计算机程序被处理器执行时实现以下步骤:

[0112] 获取用户在呼吸支持设备作用下最新采集周期内的呼吸数据;

[0113] 提取所述呼吸数据中的波峰数据,并计算波峰有效值;

[0114] 当波峰与波峰有效值的比值小于预设第一百分比时,持续记录波峰数据;

[0115] 计时持续记录的波峰数据中波峰值与波峰有效值的比值大于预设第二百分比且小于所述预设第一百分比对应的时间;

[0116] 当计时时间超过预设时间阈值时,判定气流受限。

[0117] 在一个实施例中,计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:

[0118] 获取持续记录中每次呼吸的峰度和偏度系数;选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,所述Q为正整数;比较所述最近Q次呼吸的峰度和偏度系数的前半段数据和后半段数据,记录偏差次数;当计时时间超过预设时间阈值且偏差次数大于或等于预设次数阈值时,判定气流受限。

[0119] 在一个实施例中,计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:

[0120] 选取最近Q次呼吸的峰度和偏度系数,计算前Q/2次呼吸的峰度均值M和偏度系数均值N;记录后Q/2次呼吸中峰度小于所述峰度均值M且偏度系数小于所述偏度系数均值N的次数,得到偏差次数。

[0121] 在一个实施例中,计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:

[0122] 当不存在偏差情况时,判定气流未受限。

[0123] 在一个实施例中,计算机程序被处理器执行时还实现以下步骤:

[0124] 当识别出当前气流受限时,提升呼吸支持设备的输出压力值;

[0125] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一非易失性计算机可读存储介质中,该计算机程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,本申请所提供的各实施例中所使用的对存储器、存储、数据库或其它介质的任何引用,均可包括非易失性和/或易失性存储器。非易失性存储器可包括只读存储器(ROM)、可编程ROM(QROM)、电可编程ROM(EQROM)、电可擦除可编程ROM(EEQROM)或闪存。易失性存储器可包括随机存取存储器(RAM)或者外部高速缓冲存储器。作为说明而非局限,RAM以多种形式可得,诸如静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、同步DRAM(SDRAM)、双数据率SDRAM(DDRSDRAM)、增强型SDRAM(ESDRAM)、同步链路(Synchlink)DRAM(SLDRAM)、存储器总线(Rambus)直接RAM(RDRAM)、直接存储器总线动态RAM(DRDRAM)、以及存储器总线动态RAM(RDRAM)等。

[0126] 以上实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0127] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保护范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。

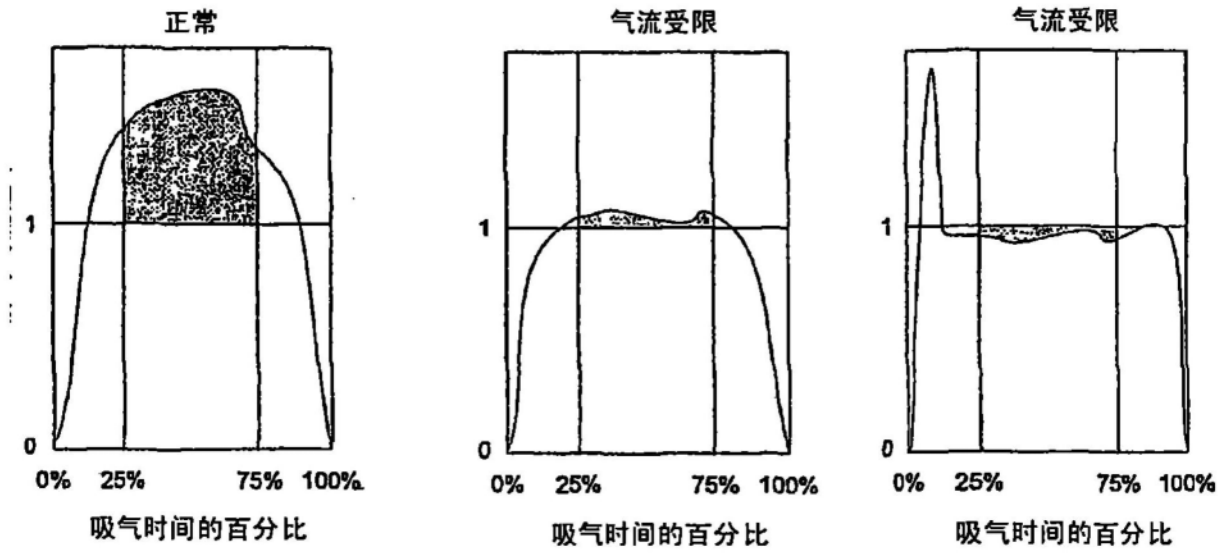


图1

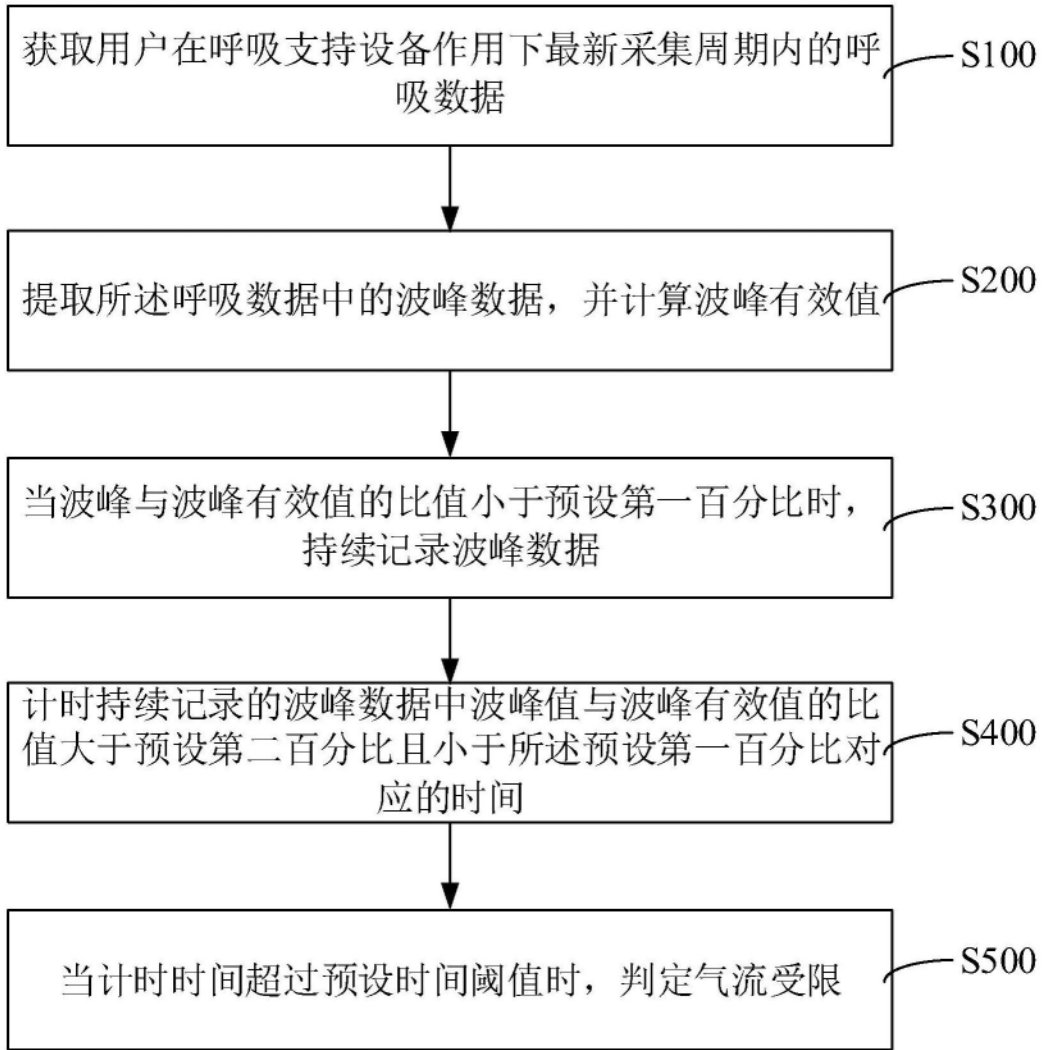


图2

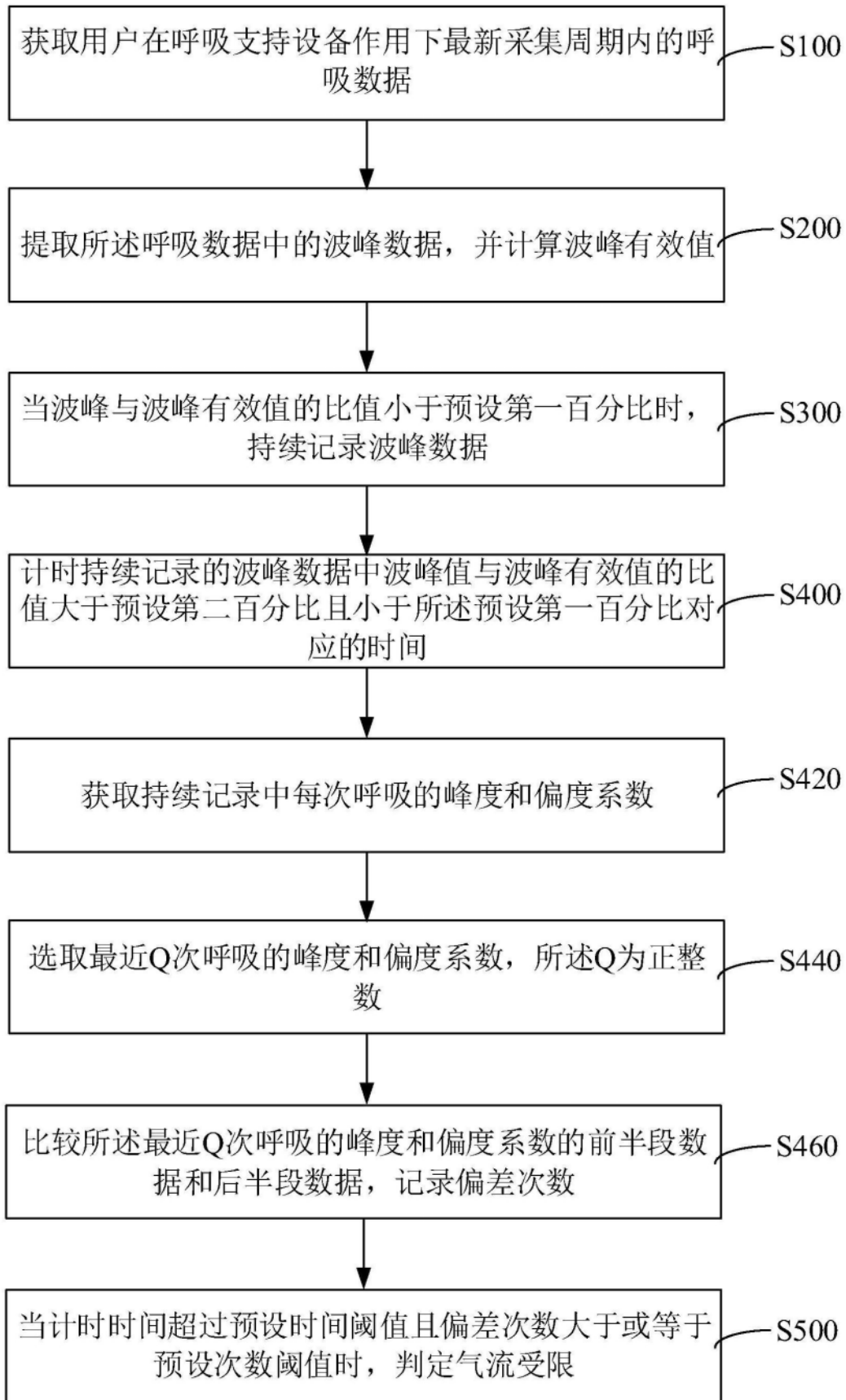


图3

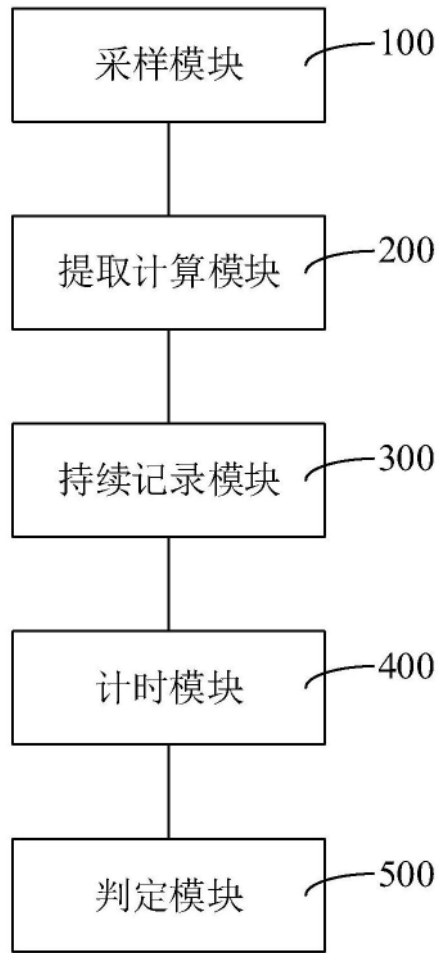


图4

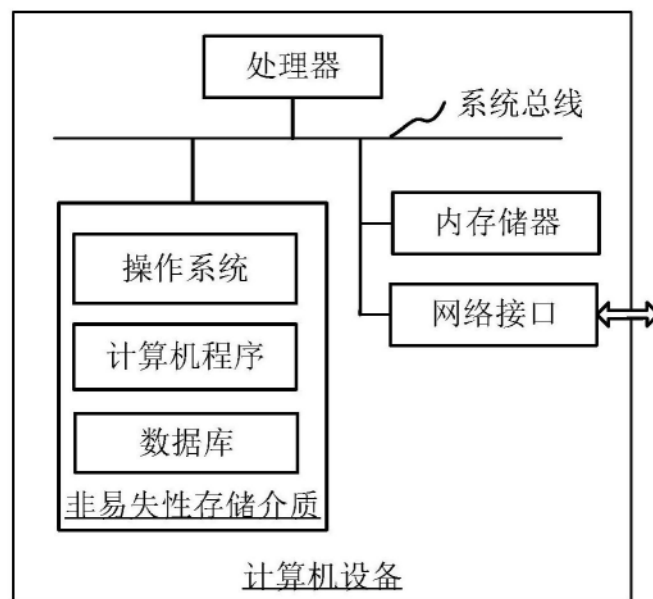


图5