



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109222978 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811111007.5

(22)申请日 2018.09.22

(71)申请人 广州和普乐健康科技有限公司

地址 510530 广东省广州市广州高新技术
产业开发区科学城天丰路3号201-02
房

(72)发明人 刘华东

(51)Int.Cl.

A61B 5/087(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

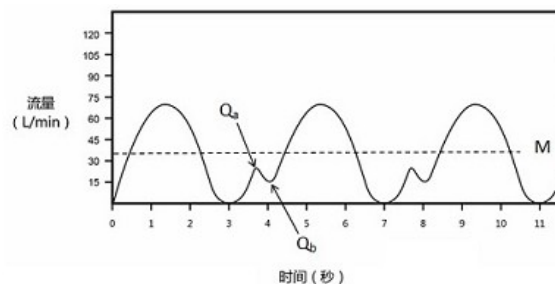
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种呼吸努力检测方法

(57)摘要

本发明的一种呼吸努力检测方法,能够识别到患者在睡眠呼吸过程中存在的呼吸努力情况(而这些呼吸努力的压力或流量未达到正压通气的触发阈值),从而根据呼吸努力情况调节正压通气压力或流量,使呼吸机正压通气与患者呼吸更加一致,患者呼吸也更加顺畅,提升患者使用呼吸机的舒适度,大大提高正压通气对患者的治疗效果。



1. 一种呼吸努力检测方法,其特征在于,所述呼吸努力检测方法包括以下步骤:

步骤S1:采集用户呼吸信号,判断用户是否处于呼气阶段;

步骤S2:检测用户呼气阶段的气流扰动情况,若未出现明显扰动,则跳转到步骤S1,若出现明显扰动,则进行下一步S3;

步骤S3:判断用户是否存在呼吸努力情况,若存在呼吸努力,则提高正压通气压力,若不存在呼吸努力,则跳转到步骤S1;

具体地,所述步骤S3中判断用户是否存在呼吸努力情况包括:

S31:计算吸气触发阈值M,其中M为呼吸气流信号平均值;

S32:计算呼气阶段气流信号的极大值 Q_a 和极小值 Q_b ;

S33:比较呼吸努力判断值 Q_c 与 $1/3M$,若 Q_c 大于 $1/3M$ 则认为存在呼吸努力,否则认为不存在呼吸努力,其中 $Q_c = |Q_a - Q_b|$ 。

2. 如权利要求1所述的呼吸努力检测方法,其特征在于,所述步骤S2检测用户呼吸阶段是否存在气流扰动包括:

S21:计算呼气信号的平均值 μ ,即 $\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$,其中X为呼气气流信号,N为采集周期;

S22:计算呼气信号的标准差 σ ,其中 $\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}$

S23:比较 σ 与 $\mu/10$,若 σ 大于 $\mu/10$,则认为存在扰动,否则相反。

3. 如权利要求1所述的呼吸努力检测方法,其特征在于,所述步骤S1中用户的呼吸信号的采集频率为50-200Hz。

4. 如权利要求3所述的呼吸努力检测方法,其特征在于,所述步骤S1中用户的呼吸信号采集频率为100Hz。

5. 如权利要求1所述呼吸努力检测方法,其特征在于,当呼吸阶段气流信号存在至少两个极大值和/或两个极小值时, Q_a 为呼气阶段最大的极大值, Q_b 为呼气阶段最小的极小值。

一种呼吸努力检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸机技术领域，具体涉及一种呼吸努力检测方法。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停综合征中，患者在睡眠过程中暂停呼吸，一般气流停止10 秒以上称为“呼吸暂停”。呼吸暂停将导致血液氧合降低，从而导致睡眠干扰。传统上将呼吸暂停归类为中枢性的，即不存在呼吸努力，或者是阻塞性的，即存在呼吸努力。就中枢性呼吸暂停而言，气道是通畅的，只是对象没有尝试呼吸。相反，就其他阻塞性呼吸暂停而言，气道是闭合的。气道闭塞通常处于舌部或软腭一级，也可能受到部分阻塞（即，变窄或部分张开），导致通气量减少（呼吸不足）、血液氧合降低和睡眠干扰。

[0003] 目前对呼吸暂停综合征的常用治疗形式是持续气道正压通气（CPAP）的施予，在技术和专利文献中都很好地用文件证明了施予CPAP治疗的过程。简言之，CPAP治疗通过提供通常在4-20cm H₂O范围内的正压强，起到气道的正压通气的作用。通过鼓风机向气道提供空气，其中鼓风机的出口经空气输送软管通往密封地接合至患者面部的面（或者鼻和/或口）罩，所述面罩能够采取鼻和/或面罩或鼻套管、鼻枕或插管的形式。

[0004] 持续性正压通气的治疗功效取决于可变压力/流量供给与患者的自主呼吸周期之间的同步性，因此至关重要的是呼吸机识别患者开始自主呼吸努力（触发机制）的能力，目前通常通过患者达到正压流量阈值或最小压力阈值来实现，然而慢性阻塞性肺疾病（COPD）患者经常在睡眠中无法达到这个触发阈值，无效触发导致患者与呼吸机的同步性被打破，降低采用呼吸机所产生的疗效。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术中存在的问题，本发明提供一种呼吸努力检测方法，目的在于识别患者治疗过程中未被检测到的呼吸努力，优化呼吸机正压通气与患者呼吸气流的同步性和协调性，使得患者的呼吸更加顺畅，大大提升使用的舒适度，进一步提高正压通气对患者的治疗效果。

[0006] 本发明的解决方案是这样实现的：一种呼吸努力检测方法，包括以下步骤：

步骤S1：采集患者呼吸气流信号，判断患者是否处于呼气阶段；

步骤S2：检测患者呼吸阶段的气流扰动情况，若未出现扰动，则跳转到步骤S1，若出现明显扰动，则进行下一步S3；

步骤S3：判断患者是否存在呼吸努力情况，若存在呼吸努力，则提高正压通气压力，若不存在呼吸努力，则跳转到步骤S1，其中判断患者是否存在呼吸努力情况包括以下步骤：

S31：计算吸气触发阈值M；

S32：计算呼气阶段气流信号的极大值 Q_a 和极小值 Q_b ；

S33：比较呼气努力判断值 Q_c 与 $1/3M$ ，若 Q_c 大于 $1/3M$ 则认为存在呼吸努力，否则认为不存在呼吸努力，其中 $Q_c = |Q_a - Q_b|$ 。

[0007] 进一步地,所述吸气触发阈值为呼吸气流信号的平均值。

[0008] 进一步地,所述步骤S2检测患者呼吸阶段是否存在气流扰动包括:

S21:计算呼气信号的平均值 μ ,即
$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$$
,其中X为呼气气流信号,N为采集周期;

S22:计算呼气信号的标准差 σ ,即
$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}$$

S23:比较 σ 与 $\mu/10$,若 σ 大于 $\mu/10$,则认为存在扰动,否则相反。

[0009] 进一步地,所述步骤S1中患者的呼吸信号的采集频率为50-200Hz。

[0010] 进一步地,所述步骤S1中患者的呼吸信号采集频率为100Hz。

[0011] 进一步地,所述呼气阶段气流信号的极大值 Q_a 和极小值 Q_b 之间的时间间隔大于200ms。

[0012] 进一步地,当呼吸阶段气流信号存在至少两个极大值和/或两个极小值时, Q_a 为呼气阶段最大的极大值, Q_b 为呼气阶段最小的极小值。

[0013] 本发明的有益效果在于:根据本发明提供的呼吸努力检测方法能够识别到患者在睡眠呼吸过程中存在的呼吸努力情况(而这些呼吸努力的压力或流量未达到正压通气的触发阈值),从而根据呼吸努力情况调节正压通气压力或流量,使呼吸机正压通气与患者呼吸更加一致,患者呼吸也更加顺畅,提升患者使用呼吸机的舒适度,大大提高正压通气对患者的治疗效果。

附图说明

[0014] 图1为本发明具体实施方式的患者呼吸流量变化示意图。

[0015] 图2为本发明具体实施方式的一种呼吸努力检测方法流程图。

具体实施方式

[0016] 下面将结合本发明的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本发明的部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0017] 第一实施例:

如图1、图2所示,本发明提供的呼吸努力检测方法包括:

步骤S1:采集患者呼吸气流信号,判断患者是否处于呼气阶段;具体地,通过呼吸机的流量传感器检测面罩出气口流量,比如7cmH₂O的治疗压力所对应面罩出气口的流量为27L/min、那么当呼吸流量大于27L/min则为进入吸气阶段(呼气转吸气),小于27L/min为进入呼气阶段(吸气转呼气)。

[0018] 步骤S2:检测患者呼吸阶段的气流扰动情况,若出现未明显扰动,则跳转到步骤S1,若出现明显扰动,则进行下一步S3;

具体地,在本发明的一个实施例中,所述步骤S2检测患者呼吸阶段是否存在气流扰动

包括:

S21: 计算呼气信号的平均值 μ , 即 $\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$, 其中 X 为呼气气流信号, N 为采集周期;

S22: 计算呼气信号的标准差 σ , 其中 $\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}$

S23: 比较 σ 与 $\mu/10$, 若 σ 大于 $\mu/10$, 则认为存在扰动, 否则相反。

[0019] 步骤S3: 判断患者是否存在呼吸努力情况, 若存在呼吸努力, 则提高正压通气压, 若不存在呼吸努力, 则跳转到步骤S1, 其中判断患者是否存在呼吸努力情况包括以下步骤:

S31: 计算吸气触发阈值 M ;

S32: 计算呼气阶段气流信号的极大值 Q_a 和极小值 Q_b ;

S33: 比较呼气努力判断值 Q_c 与 $1/3M$, 若 Q_c 大于 $1/3M$ 则认为存在呼吸努力, 否则认为不存在呼吸努力, 其中 $Q_c = |Q_a - Q_b|$ 。

[0020] 在本实施例中, 所述吸气触发阈值为呼吸气流信号的平均值, 当然在其他实施例中, 吸气触发阈值可以通过过零检测法得到呼吸边界值等也属于本发明的保护范围。

[0021] 在本实施例中, 判断S2出现扰动还可以选用标准差、方差、或者方差和平均值比较等其他本领域技术人员很容易想到的方法, 都属于本发明的保护范围。

[0022] 在本实施例中, 将未出现明显扰动的排除, 主要是因为患者呼气阶段出现呼吸暂停, 呼气气流表现为变化较小, 因此也不会呼吸努力的情况。

[0023] 进一步地, 所述步骤S1中患者的呼吸信号的采集频率为50-200Hz。

[0024] 进一步地, 在本实施例中, 所述步骤S1中患者的呼吸信号采集频率为100Hz。

[0025] 进一步地, 当呼吸阶段气流信号存在至少两个极大值和/或两个极小值时, Q_a 为呼气阶段最大的极大值, Q_b 为呼气阶段最小的极小值。

[0026] 进一步地, 所述呼气阶段气流信号的极大值 Q_a 和极小值 Q_b 之间的时间间隔大于90~200ms。

[0027] 第二实施例:

根据本实施例, 以吸气触发阈值 M 为33为例, 采集到呼气阶段气流信号 X , 得到呼气阶段若干个周期气流信号依次为: 9, 20, 24, 28, 25, 24, 23, 22, 21, 20, 19, 18, 18, 17, 17, 17, 16, 16, 18, 20采集周期为10ms;

通过计算得: 标准差 $\sigma = 4.13$, 平均值 $\mu = 19.6$ 。明显 $\sigma > \mu/10$, 说明符合扰动幅度检测。

[0028] 因此对数据做进一步处理, 在本实施例中, 可以通过一次求导二次求导获得极大值 Q_a 和极小值 Q_b 分别为28、16, 求得 $Q_c = 12$, $Q_c > M/3$, 因此符合呼吸努力条件, 说明患者存在呼吸努力。

[0029] 本发明已经通过上述实施例进行了说明, 但应当理解的是, 上述实施例只是用于举例和说明的目的, 而非意在将本发明限制于所描述的实施例范围内。此外本领域技术人员可以理解的是, 本发明并不局限于上述实施例, 根据本发明的教导还可以做出更多种的变型和修改, 这些变型和修改均落在本发明所要求保护的范围内。本发明的保护范围由

附属的权利要求书及其等效范围所界定。

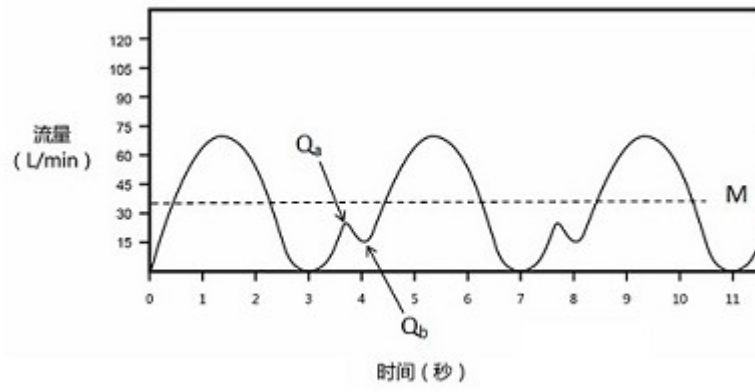


图1

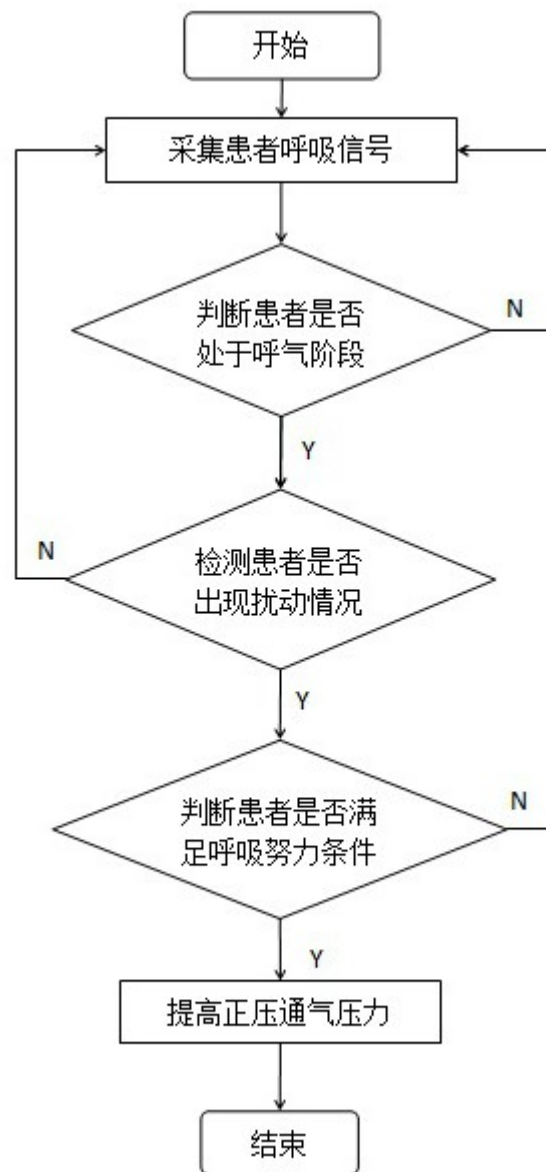


图2

专利名称(译)	一种呼吸努力检测方法		
公开(公告)号	CN109222978A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN2018111111007.5	申请日	2018-09-22
[标]发明人	刘华东		
发明人	刘华东		
IPC分类号	A61B5/087 A61M16/00 A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/087 A61B5/4818 A61M16/0003 A61M16/024		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的一种呼吸努力检测方法，能够识别到患者在睡眠呼吸过程中存在的呼吸努力情况（而这些呼吸努力的压力或流量未达到正压通气的触发阈值），从而根据呼吸努力情况调节正压通气压力或流量，使呼吸机正压通气与患者呼吸更加一致，患者呼吸也更加顺畅，提升患者使用呼吸机的舒适度，大大提高正压通气对患者的治疗效果。

