



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109091112 A

(43)申请公布日 2018.12.28

(21)申请号 201810993543.6

(22)申请日 2018.08.29

(71)申请人 深圳融昕医疗科技有限公司
地址 518100 广东省深圳市宝安区新安街
道兴东社区留仙一路2号高新奇一期
科技股份有限公司BC602

(72)发明人 周文丽 朱宇薇

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/08(2006.01)
A61B 5/113(2006.01)

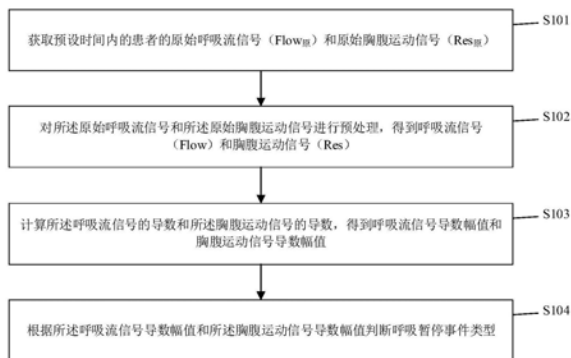
权利要求书3页 说明书20页 附图5页

(54)发明名称

呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质

(57)摘要

本发明提供了一种吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质。该方法包括：获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原)和原始胸腹运动信号(Res_原)，所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流，所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动，其中所述原始呼吸流信号的个数大于1，所述原始胸腹运动信号的个数大于1；对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理，得到呼吸流信号(Flow)和胸腹运动信号(Res)；计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数，得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值；根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。通过上述方法可以降低呼吸暂停事件类型判断过程的复杂程度，同时提高呼吸暂停事件类型判断结果的准确性。



1. 一种呼吸暂停事件类型的判断方法,其特征在于,包括:

获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号 ($Flow_{原}$) 和原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$), 所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流, 所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动, 其中所述原始呼吸流信号的个数大于1, 所述原始胸腹运动信号的个数大于1;

对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理, 得到呼吸流信号 ($Flow$) 和胸腹运动信号 (Res);

计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数, 得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值;

根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。

2. 根据权利要求1所述的呼吸暂停事件类型判断方法, 其特征在于, 所述根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型包括:

根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值 $Thres_flow$ 确定呼吸暂停事件时段;

根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值 $Thres_Res$ 确定所述呼吸暂停事件类型。

3. 根据权利要求2所述的呼吸暂停事件类型判断方法, 其特征在于, 所述对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理, 得到呼吸流信号和胸腹运动信号包括:

对所述原始呼吸流信号 ($Flow_{原}$) 和所述原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$) 分别按照以下公式做截断处理, 得到处理后的呼吸流信号 ($Flow_{处}$) 和处理后的胸腹运动信号 ($Res_{处}$):

$$Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times sign\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times sign\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第 i 个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第 i 个采样点的处理后的呼吸流信号, $Res_{原}(i)$ 表示第 i 个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第 i 个采样点的处理后的胸腹运动信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限, 且 $A > 0$, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限, 且 $B > 0$;

对所述处理后的呼吸流信号 ($Flow_{处}$) 和所述处理后的胸腹运动信号 ($Res_{处}$) 进行带通滤波处理, 得到所述呼吸流信号 ($Flow$) 和所述胸腹运动信号 (Res)。

4. 根据权利要求3所述的呼吸暂停事件类型判断方法, 其特征在于, 所述计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数, 得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值包括:

对所述呼吸流信号 ($Flow$) 和所述胸腹运动信号 (Res) 分别按照以下公式计算二阶导数, 得到呼吸流信号二阶导数幅值和胸腹运动信号二阶导数幅值:

$$Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

$$Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow(i)表示第i个采样点的呼吸流信号,Flow(i-step)表示第i-step个采样点的呼吸流信号,Flow(i-2step)表示第i-2step个采样点的呼吸流信号,Flow''(i)表示第i个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值,Res(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号,Res(i-step)表示第i-step个采样点的胸腹运动信号,Res(i-2step)表示第i-2step个采样点的胸腹运动信号,Res''(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

5. 根据权利要求4所述的呼吸暂停事件类型判断方法,其特征在于,当 $1 \leq i \leq 2\text{step}$ 时,Flow''(i)取值为第一预设值,Res''(i)取值为第二预设值。

6. 根据权利要求4所述的呼吸暂停事件类型判断方法,其特征在于,所述根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段,包括:

将每个采样点i对应的Flow''(i)与所述第一预设阈值Thres_flow进行比较,当在一采样点i存在 $|\text{Flow}''(i)| < \text{Thres_flow}$,则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点Flow''(j), $j=i+1, \dots, N$,当存在从第i采样点到第M采样点均有:

$$\begin{cases} |\text{Flow}''(i)| < \text{Thres_flow}, & i \geq 0 \\ |\text{Flow}''(j)| < \text{Thres_flow}, & i+1 \leq j \leq M \end{cases}$$

且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将所述第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

7. 根据权利要求6所述的呼吸暂停事件类型判断方法,其特征在于,所述根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型包括:

所述呼吸暂停事件第一时段对应的Res''(i),当 $|\text{Res}''(i)| \geq \text{Thres_res}$, $0 < i \leq M$ 时,所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA);

当 $|\text{Res}''(i)| < \text{Thres_res}$, $0 < i \leq M$ 时,所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA);

当从第i采样点到第M₁采样点对应的第二时段满足 $|\text{Res}''(j)| < \text{Thres_res}$, $i \leq j \leq M_1$,从第M₁采样点到第M采样点对应的第三时段满足 $|\text{Res}''(j)| \geq \text{Thres_res}$, $M_1 < j \leq M$,且所述第二时段对应的时长占所述第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内,则所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA)。

8. 一种呼吸暂停事件类型的判断方法,其特征在于,包括:

获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1;

对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow);

计算所述呼吸流信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值;

根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段;

获取所述呼吸暂停事件时段的原始胸腹运动信号(Res_原);

对所述原始胸腹运动信号(Res_原)进行预处理,得到胸腹运动信号(Res);

计算所述胸腹运动信号的导数,得到胸腹运动信号导数幅值;

根据所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型。

9. 一种呼吸暂停事件类型的判断装置,其特征在于,包括:

获取单元,用于获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原)和原始胸腹运动信号(Res_原),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1,所述原始胸腹运动信号的个数大于1;

预处理单元,用于对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow)和胸腹运动信号(Res);

计算单元,用于计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值;

判断单元,用于根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。

10. 一种呼吸暂停事件类型的判断装置,其特征在于,包括:

第一获取单元,用于获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1;

第一预处理单元,用于对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow);

第一计算单元,用于计算所述呼吸流信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值;

第一确定单元,用于根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段;

第二获取单元,用于获取所述呼吸暂停事件时段的原始胸腹运动信号(Res_原);

第二预处理单元,用于对所述原始胸腹运动信号(Res_原)进行预处理,得到胸腹运动信号(Res);

第二计算单元,用于计算所述胸腹运动信号的导数,得到胸腹运动信号导数幅值;

第二确定单元,用于根据所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型。

11. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质上存储有计算机可执行指令,所述计算机可执行指令被处理器执行时,使得所述处理器执行权利要求1至8中任一项所述方法的步骤。

呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停(Sleep Apnea,SA)是一种呼吸障碍,是指在连续7h睡眠中发生30次以上的呼吸暂停,每次气流中止10s以上(含10s),或平均每小时低通气次数(呼吸紊乱指数)超过5次,而引起慢性低氧血症及高碳酸血症的临床综合征.可分为中枢型、阻塞型及混合型.阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA)是上气道塌陷而造成上呼吸道阻塞或者呼吸道收窄引致睡眠时呼吸暂停,表现为口鼻腔气流停止而胸腹呼吸动作尚存在.中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA)是由于中枢神经系统的呼吸中枢神经功能障碍或支配呼吸肌的神经或呼吸肌病变,导致气道无阻塞但发生呼吸暂停,表现为口鼻腔气流和胸腹呼吸动作同时停止.混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA):混合阻塞性睡眠呼吸暂停和中枢神经性睡眠呼吸暂停。

[0003] 睡眠呼吸暂停对患者的生活和健康造成不同程度的影响,准确区分睡眠呼吸暂停的类型是选择合适治疗方法的前提。

[0004] 现有的判断呼吸暂停事件类型的方法主要有如下几种,其中一种是通过监测呼吸流信号的统计特性来判断呼吸暂停事件的发生,具体方法之一是以病人正常呼吸时的流速峰值或者平均值的百分比作为门限值,再将每段呼吸流信号的幅值与此门限值做比较,低于此门限值的时段标记为呼吸暂停事件时段;具体方法之二是将短时段和长时段呼吸流信号(认为是正常呼吸时段)的方差进行比较,当短时段呼吸流信号的方差低于长时段呼吸流信号方差的一定百分比时,将此时段标定为呼吸暂停事件时段;确定了呼吸暂停事件时段之后,再通过监测呼吸流信号的频率特性来判断呼吸暂停事件的类型,具体方法是将呼吸流信号转换成频率信号,通过监测频率信号幅值大小来区分不同的呼吸暂停事件类型。

[0005] 另一种方法是通过监测胸腹带信号的幅度和频率特性来判断呼吸暂停事件,具体是将胸腹带信号幅度明显降低的时段标记为呼吸暂停事件时段,并通过不同时段胸腹带信号的震动频率快慢来区分不同的呼吸暂停事件类型。

[0006] 现有判断呼吸暂停事件类型的方法存在以下问题,在采用呼吸流信号进行呼吸暂停事件判断的技术中,单一的呼吸流信号包含的信息不够充分,呼吸暂停事件判断的准确性不高;同时由于CSA和OSA类型事件的呼吸流信号特性不明显,很难根据呼吸流信号的频率特性来判断事件类型;而对于将短时段和长时段呼吸流信号的方差进行呼吸暂停事件判断的技术中,在每个时刻均需要存储很长时段的呼吸流信号方差信息,算法的复杂性很高,不易于实现。

[0007] 在利用胸腹带信号进行呼吸暂停事件判断的技术中,虽然在呼吸暂停时段能检测到信号幅值的降低,但是很难区分是因为呼吸阻塞还是其它原因导致的胸腹运动减弱,而且在呼吸暂停阶段很难监测胸腹运动的频率,对监测仪器的要求较高,很难保证测量的精

准性。

发明内容

[0008] 为了解决现有技术中存在的技术问题,本发明提供了一种呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质,可以准确区分呼吸暂停事件类型,并且该方法的实现复杂度低。

[0009] 一种呼吸暂停事件类型的判断方法,包括:

[0010] 获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和原始胸腹运动信号($Res_{原}$),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1,所述原始胸腹运动信号的个数大于1;

[0011] 对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理,得到呼吸流信号($Flow$)和胸腹运动信号(Res);

[0012] 计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值;

[0013] 根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。

[0014] 在一个实施例中,所述根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型包括:

[0015] 根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值 $Thres_flow$ 确定呼吸暂停事件时段;

[0016] 根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值 $Thres_Res$ 确定所述呼吸暂停事件类型。

[0017] 在一个实施例中,所述对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理,得到呼吸流信号和胸腹运动信号包括:

[0018] 对所述原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)分别按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$):

$$[0019] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times \text{sign}\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$[0020] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times \text{sign}\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0021] 其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的呼吸流信号, $Res_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的胸腹运动信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$;

[0022] 对所述处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和所述处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)。

[0023] 在一个实施例中,所述计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值包括:

[0024] 对所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)分别按照以下公式计算二阶

导数,得到呼吸流信号二阶导数幅值和胸腹运动信号二阶导数幅值:

$$[0025] \quad Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

$$[0026] \quad Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

[0027] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow(i)表示第i个采样点的呼吸流信号,Flow(i-step)表示第i-step个采样点的呼吸流信号,Flow(i-2step)表示第i-2step个采样点的呼吸流信号,Flow''(i)表示第i个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值,Res(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号,Res(i-step)表示第i-step个采样点的胸腹运动信号,Res(i-2step)表示第i-2step个采样点的胸腹运动信号,Res''(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

[0028] 在一个实施例中,当 $1 \leq i \leq 2step$ 时,Flow''(i)取值为第一预设值,Res''(i)取值为第二预设值。

[0029] 在一个实施例中,所述根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段,包括:

[0030] 将每个采样点i对应的Flow''(i)与所述第一预设阈值Thres_flow进行比较,当在一采样点i存在 $|Flow''(i)| < Thres_flow$,则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点Flow''(j), $j = i+1, \dots, N$,当存在从第i采样点到第M采样点均有:

$$[0031] \quad \begin{cases} |Flow''(i)| < Thres_flow, i \geq 0 \\ |Flow''(j)| < Thres_flow, i+1 \leq j \leq M \end{cases}$$

[0032] 且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将所述第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

[0033] 在一个实施例中,所述根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型包括:

[0034] 所述呼吸暂停事件第一时段对应的Res''(i),当 $|Res''(i)| \geq Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA);

[0035] 当 $|Res''(i)| < Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA);

[0036] 当从第i采样点到第M₁采样点对应的第二时段满足 $|Res''(j)| < Thres_res, i \leq j \leq M_1$,从第M₁采样点到第M采样点对应的第三时段满足 $|Res''(j)| \geq Thres_res, M_1 < j \leq M$,且所述第二时段对应的时长占所述第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内,则所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA)。

[0037] 一种呼吸暂停事件类型的判断方法,包括:

[0038] 获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1;

- [0039] 对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow);
- [0040] 计算所述呼吸流信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值;
- [0041] 根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段;
- [0042] 获取所述呼吸暂停事件时段的原始胸腹运动信号(Res_原);
- [0043] 对所述原始胸腹运动信号(Res_原)进行预处理,得到胸腹运动信号(Res);
- [0044] 计算所述胸腹运动信号的导数,得到胸腹运动信号导数幅值;
- [0045] 根据所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型。
- [0046] 在一个实施例中,所述对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow)包括:对所述原始呼吸流信号(Flow_原)按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号(Flow_处):

$$[0047] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times \text{sign}\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0048] 其中Flow_原(i)表示第i个采样点的原始呼吸流信号,Flow_处(i)表示第i个采样点的处理后的呼吸流信号,A为Flow_原的幅值截断门限,且A>0;

[0049] 对所述处理后的呼吸流信号(Flow_处)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号(Flow)。在一个实施例中,所述对所述原始胸腹运动信号(Res_原)进行预处理,得到胸腹运动信号(Res)包括:

[0050] 对所述原始胸腹运动信号(Res_原)按照以下公式做截断处理,得到处理后的胸腹运动信号(Res_处):

$$[0051] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times \text{sign}\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0052] 其中Res_原(i)表示第i个采样点的原始胸腹运动信号,Res_处(i)表示第i个采样点的处理后的胸腹运动信号,B为Res_原的幅值截断门限,且B>0;

[0053] 对所述处理后的胸腹运动信号(Res_处)进行带通滤波处理,得到所述胸腹运动信号(Res)。一种呼吸暂停事件类型的判断装置,包括:

[0054] 获取单元,用于获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原)和原始胸腹运动信号(Res_原),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1,所述原始胸腹运动信号的个数大于1;预处理单元,用于对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow)和胸腹运动信号(Res);

[0055] 计算单元,用于计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值;

[0056] 判断单元,用于根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。

[0057] 在一个实施例中,判断单元包括:

[0058] 呼吸暂停事件时段确定模块,用于根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值

Thres_flow确定呼吸暂停事件时段。

[0059] 呼吸暂停事件类型确定模块,用于根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型。

[0060] 在一个实施例中,预处理单元包括:

[0061] 截断处理模块,用于对所述原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)分别按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$):

$$[0062] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times sign\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$[0063] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times sign\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0064] 其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的呼吸流信号, $Res_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的胸腹运动信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$ 。带通滤波处理模块,用于对所述处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和所述处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)。在一个实施例中,计算单元具体用于对所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)分别按照以下公式计算二阶导数,得到呼吸流信号二阶导数幅值和胸腹运动信号二阶导数幅值:

$$[0065] \quad Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

$$[0066] \quad Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

[0067] 其中step表示求导的步长, N 为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度, $Flow(i)$ 表示第*i*个采样点的呼吸流信号, $Flow(i - step)$ 表示第*i*-step个采样点的呼吸流信号, $Flow(i - 2step)$ 表示第*i*-2step个采样点的呼吸流信号, $Flow''(i)$ 表示第*i*个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值, $Res(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - step)$ 表示第*i*-step个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - 2step)$ 表示第*i*-2step个采样点的胸腹运动信号, $Res''(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

[0068] 一种呼吸暂停事件类型的判断装置,包括:

[0069] 第一获取单元,用于获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号($Flow_{原}$),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1;

[0070] 第一预处理单元,用于对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号($Flow$);

[0071] 第一计算单元,用于计算所述呼吸流信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值;

[0072] 第一确定单元,用于根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段;

[0073] 第二获取单元,用于获取所述呼吸暂停事件时段的原始胸腹运动信号($Res_{原}$);

[0074] 第二预处理单元,用于对所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)进行预处理,得到胸腹运动信号(Res);

[0075] 第二计算单元,用于计算所述胸腹运动信号的导数,得到胸腹运动信号导数幅值;

[0076] 第二确定单元,用于根据所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值 $Thres_Res$ 确定所述呼吸暂停事件类型。

[0077] 在一个实施例中,第一预处理单元包括:

[0078] 第一截断处理模块,用于对所述原始呼吸流信号($Flow_{原}$)按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$):

$$[0079] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times sign\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0080] 其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的呼吸流信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$ 。

[0081] 第一带通滤波处理模块,用于对所述处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号($Flow$)。

[0082] 在一个实施例中,第二预处理单元包括:

[0083] 第二截断处理模块,用于对所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)按照以下公式做截断处理,得到处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$):

$$[0084] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times sign\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0085] 其中 $Res_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的胸腹运动信号, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$ 。

[0086] 第二带通滤波处理模块,用于对所述处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述胸腹运动信号(Res)。

[0087] 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储有计算机可执行指令,所述计算机可执行指令被处理器执行时,使得所述处理器执行上述任意一项所述方法的步骤。

[0088] 本发明的实施例通过获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和原始胸腹运动信号($Res_{原}$),对该原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和原始胸腹运动信号($Res_{原}$)进行预处理,排除无效信号和干扰信号的影响,对预处理后得到的呼吸流信号($Flow$)和胸腹运动信号(Res)分别进行求导运算,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值,根据该呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值 $Thres_flow$ 确定呼吸暂停事件时段,再根据该呼吸暂停事件时段对应的胸腹运动信号地变化趋势的不同来区分CSA/OSA/MSA这三种呼吸暂停事件,该方案复杂度低,判断结果准确性高。

附图说明

[0089] 附图是用来提供对本发明实施例的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与下面的具体实施方式一起用于解释本发明实施例,但并不构成对本发明实施例的限制。在附图中:

- [0090] 图1为一个实施例的呼吸暂停事件类型的判断方法的流程图；
- [0091] 图2为另一个实施例的呼吸暂停事件类型的判断方法的流程图；
- [0092] 图3为一个实施例的呼吸暂停事件类型的判断装置的结构方框图；
- [0093] 图4为另一个实施例的呼吸暂停事件类型的判断装置的结构方框图；
- [0094] 图5为一个实施例的计算机设备的内部结构示意图。

具体实施方式

[0095] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0096] 患者的原始呼吸流信号 ($Flow_{原}$) 和原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$) 可以由鼻气流和胸腹运动盒子进行监测和采集，也可以由其他的睡眠监测仪进行监测和采集。鼻气流和胸腹运动盒子或其他睡眠监测仪将采集的原始呼吸流信号和原始胸腹运动信号实时或者按照预设时间间隔发送给呼吸暂停事件类型判断装置。该呼吸暂停事件类型判断装置执行本发明所述的呼吸暂停事件类型判断方法包括的流程步骤。

[0097] 如图1所示，在一实施例中一种呼吸暂停事件类型的判断方法，包括以下步骤：

[0098] 步骤S101，获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号 ($Flow_{原}$) 和原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$)，所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流，所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动，其中所述原始呼吸流信号的个数大于1，所述原始胸腹运动信号的个数大于1。具体地，获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号 ($Flow_{原}$) 和原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$)，该预设时间可以是患者夜间佩戴睡眠监测仪的时间，比如7个小时或者8个小时。

[0099] 步骤S102，对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理，得到呼吸流信号 ($Flow$) 和胸腹运动信号 (Res)。

[0100] 具体地，由于睡眠监测仪是在患者睡着时采集信息，而在此时段内，病人可能会发生翻身、肢体突然大幅度运动等情况，因此通常会产生赋值异常的尖峰信号，影响判断精度，因此需要去除这些尖峰信号，比如可以采用幅值截断技术进行截断处理；除了尖峰信号外，还会有各种干扰信号，比如噪音等，为了防止干扰信号影响事件判断结果，需要对截断处理后的信号数据进行滤波处理。

[0101] 步骤S103，计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数，得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值。

[0102] 具体地，计算呼吸流信号的一阶导数和胸腹运动信号的一阶导数，也可以计算呼吸流信号的二阶导数和胸腹运动信号的二阶导数，得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值。步骤S104，根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。

[0103] 具体地，步骤S104，进一步包括：

[0104] 步骤S1041，根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值 $Thres_flow$ 确定呼吸暂停事件时段，其中，第一预设阈值 $Thres_flow$ 是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的导数幅值，或者过去几段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的导数幅值的均值来设定，且该第一预设阈值 $Thres_flow$ 可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变；

[0105] 步骤S1042,根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型,其中该第二预设阈值Thres_Res是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的导数幅值的均值来设定,且该第二预设阈值Thres_Res可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。

[0106] 本实施例通过获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和原始胸腹运动信号($Res_{原}$),对该原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和原始胸腹运动信号($Res_{原}$)进行预处理,排除无效信号和干扰信号的影响,对预处理后得到的呼吸流信号($Flow$)和胸腹运动信号(Res)分别进行求导运算,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值,根据该呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段,再根据该呼吸暂停事件时段对应的胸腹运动信号地变化趋势的不同来区分CSA/OSA/MSA这三种呼吸暂停事件,该方案复杂度低,判断结果准确性高。

[0107] 在一个实施例中,步骤S102,对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理,得到呼吸流信号($Flow$)和胸腹运动信号(Res)包括:

[0108] 步骤S1021,对所述原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)分别按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$):

$$[0109] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times \text{sign}\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$[0110] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times \text{sign}\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0111] 其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的呼吸流信号, $Res_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的胸腹运动信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$ 。

[0112] 具体地,由于睡眠监测仪是在患者睡着时采集信息,而在此时段内,病人可能会发生翻身、肢体突然大幅度运动等情况,因此通常会产生赋值异常的尖峰信号,影响判断精度,因此需要去除这些尖峰信号,比如可以采用幅值截断技术进行截断处理,以降低无效信号的影响,使得处理后的呼吸流信号和处理后的胸腹运动信号快速收敛到合理范围。其中, A 可以根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的原始呼吸流信号的峰值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的原始呼吸流信号的峰值的均值来设定; B 可以根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的原始胸腹运动信号的峰值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的原始胸腹运动信号的峰值的均值来设定; A 和 B 可以根据患者在不同正常呼吸时段的原始呼吸流信号的峰值和原始胸腹运动信号的峰值做自适应调整,例如:对于正常呼吸情况下呼吸幅度较大的患者,可在各个时段都设置较大的 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限和较大的 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,而对于正常呼吸情况下呼吸幅度较弱的患者,可适当降低 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限和 $Res_{原}$ 的幅值截断门限。

[0113] 步骤S1022,对所述处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和所述处理后的胸腹运动信号

(Res_处)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号(Flow)和所述胸腹运动信号(Res)。

[0114] 具体地,由于原始呼吸流信号和原始胸腹运动信号中还参杂着各种干扰信号,比如噪声等,为了防止干扰信号影响事件判断结果,需要对处理后的呼吸流信号(Flow_处)和处理后的胸腹运动信号(Res_处)分别采用带通滤波器进行滤波处理,以滤除通频带以外的高频信号和低频信号,获得带限频带内的有用的呼吸流信号(Flow)和胸腹运动信号(Res)信号。对处理后的呼吸流信号(Flow_处)进行滤波处理的通频带的上限和下限可以进行设定,对处理后的胸腹运动信号(Res_处)进行滤波处理的通频带的上限和下限也可以进行设定,比如,对处理后的呼吸流信号(Flow_处)进行滤波处理的通频带的上限可以设置为3Hz,通频带的下限可以设置为0.05Hz。

[0115] 本实施例中,通过对原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理,可以排除异常信号和干扰信号的影响,提高呼吸暂停事件类型判断的准确性。

[0116] 在一个实施例中,步骤S103,计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值包括:

[0117] 对所述呼吸流信号(Flow)和所述胸腹运动信号(Res)分别按照以下公式计算二阶导数,得到呼吸流信号二阶导数幅值和胸腹运动信号二阶导数幅值:

$$[0118] \quad Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

$$[0119] \quad Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

[0120] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow(i)表示第i个采样点的呼吸流信号,Flow(i-step)表示第i-step个采样点的呼吸流信号,

[0121] Flow(i-2step)表示第i-2step个采样点的呼吸流信号,Flow''(i)表示第i个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值,Res(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号,Res(i-step)表示第i-step个采样点的胸腹运动信号,Res(i-2step)表示第i-2step个采样点的胸腹运动信号,Res''(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

[0122] 具体地,在二阶导数的计算中,step值的取值直接影响计算结果,如果step太小,则二阶导数的值对信号的变化很敏感,获得的二阶导数曲线

[0123] Flow''(i), i=1, …, N; Res''(i), i=1, …, N波动很大,不易于进行事件类型的判断;同时如果step值太大,则在每一次求解过程中只用到少量的呼吸流信号数据和胸腹运动信号数据,丢弃了大量游泳数据,结果不能精确反应呼吸流信号数据的趋势和胸腹运动信号数据的趋势。因此需要动态调整step的大小,根据过去一段时间内呼吸流信号的平均变化趋势及胸腹运动信号的平均变化趋势来确定,使得求解出的二阶导数可准确用于进行呼吸暂停事件的判断。可选地,当 $1 \leq i \leq 2step$ 时,Flow''(i)取值为第一预设值,Res''(i)取值为第二预设值。具体地,当刚开始入睡的时候发生呼吸暂停的概率比较小,因此当 $1 \leq i \leq 2step$ 时,可以设定Flow''(i)取值为第一预设值,Res''(i)取值为第二预设值,以方便后面的计算,第一预设值可以是大于第一预设阈值Thres_flow的一个值,第二预设值可以是大于第二预设阈值Thres_Res的一个值。

[0124] 可选地,也可以对所述呼吸流信号(Flow)和所述胸腹运动信号(Res)分别计算一阶导数,得到呼吸流信号一阶导数幅值和胸腹运动信号一阶导数幅值,具体可以按照如下

公式进行计算：

$$[0125] \quad Flow'(i) = \frac{Flow(i) - Flow(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

$$[0126] \quad Res'(i) = \frac{Res(i) - Res(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

[0127] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow(i)表示第i个采样点的呼吸流信号,Flow(i-step)表示第i-step个采样点的呼吸流信号,Flow'(i)表示第i个采样点的呼吸流信号的一阶导数幅值,Res(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号,

[0128] Res(i-step)表示第i-step个采样点的胸腹运动信号,Res'(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号的一阶导数幅值。

[0129] 在一个实施例中,步骤S1041,根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段具体为:

[0130] 将每个采样点i对应的Flow''(i)与所述第一预设阈值Thres_flow进行比较,当在一采样点i存在 $|Flow''(i)| < Thres_flow$,则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点Flow''(j), $j = i + 1, \dots, N$,当存在从第i采样点到第M采样点均有:

$$[0131] \quad \begin{cases} |Flow''(i)| < Thres_flow, & i \geq 0 \\ |Flow''(j)| < Thres_flow, & i + 1 \leq j \leq M \end{cases}$$

[0132] 且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将所述第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

[0133] 具体地,第一预设阈值Thres_flow是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的二阶导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的二阶导数幅值的均值来设定,且该第一预设阈值Thres_flow可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。当在一采样点i存在 $|Flow''(i)| < Thres_flow$,则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点Flow''(j), $j = i + 1, \dots, N$,当存在从第i采样点到第M采样点均有:

$$[0134] \quad \begin{cases} |Flow''(i)| < Thres_flow, & i \geq 0 \\ |Flow''(j)| < Thres_flow, & i + 1 \leq j \leq M \end{cases}$$

[0135] 且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

[0136] 可选地,当标定的两段呼吸暂停事件时段中间出现很短时间的A值范围内的尖峰原始呼吸流信号时,可设定时间门限Time_Threshold,只要两段呼吸暂停事件时段之间的尖峰原始呼吸流信号持续时间小于Time_Threshold,则可认为患者只是在一段呼吸暂停事件时段中出现突然的喘气或其他动作,为了使得判断结果更加接近患者的实际情况,本实施例将该两段呼吸暂停事件时段合并为一段呼吸暂停事件时段。

[0137] 步骤S1042,根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型具体为:

[0138] 所述呼吸暂停事件第一时段对应的 $Res''(i)$,当 $|Res''(i)| \geq Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA);

[0139] 当 $|Res''(i)| < Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA);

[0140] 当从第 i 采样点到第 M_1 采样点对应的第二时段满足 $|Res''(j)| < Thres_res, i \leq j \leq M_1$,从第 M_1 采样点到第 M 采样点对应的第三时段满足 $|Res''(j)| \geq Thres_res, M_1 < j \leq M$,且所述第二时段对应的时长占所述第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内,则所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA)。

[0141] 具体地,第二预设阈值 $Thres_Res$ 是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的二阶导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的二阶导数幅值的均值来设定,且该第二预设阈值 $Thres_Res$ 可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。由于OSA事件是由呼吸道阻塞或者变窄导致的,因此主要表现在呼吸流信号的大幅度减弱,胸腹运动信号幅度减弱但是依然存在一定的波动,使得OSA事件时段的胸腹运动信号的二阶导数幅值在第二预设阈值 $Thres_res$ 以上;而在CSA事件中,由于呼吸中枢神经障碍使得胸腹部运动趋势变化很小,近似停止运动,因此CSA事件时段的二阶导数幅值在 $Thres_res$ 以下,这样便可以通过监测呼吸暂停事件时段对应的胸腹运动信号的二阶导数幅值来区别呼吸暂停事件类型。

[0142] 该呼吸暂停事件第一时段对应的 $Res''(i)$,当 $|Res''(i)| \geq Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,该呼吸暂停事件第一时段为阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA);当 $|Res''(i)| < Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,该呼吸暂停事件第一时段中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA);当从第 i 采样点到第 M_1 采样点对应的第二时段满足 $|Res''(j)| < Thres_res, i \leq j \leq M_1$,从第 M_1 采样点到第 M 采样点对应的第三时段满足 $|Res''(j)| \geq Thres_res, M_1 < j \leq M$,且该第二时段对应的时长占该第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内,则该呼吸暂停事件第一时段为混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA)。该预设比例范围可以设置为20-70%,也可以设置为其他比例范围。

[0143] 可选地,步骤S1041中的呼吸流信号导数幅值可以是呼吸流信号一阶导数幅值,第一预设阈值 $Thres_flow$ 可以根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的一阶导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的一阶导数幅值的均值来设定,且该第一预设阈值 $Thres_flow$ 可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。具体地根据改呼吸流信号一阶导数幅值和该第一预设阈值 $Thres_flow$ 确定呼吸暂停事件时段的具体方法可以参照上述描述,在此不再赘述。

[0144] 步骤S1042中的胸腹运动信号导数幅值可以是胸腹运动信号一阶导数幅值,第二预设阈值 $Thres_Res$ 是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的一阶导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的一阶导数幅值的均值来设定,且该第二预设阈值 $Thres_Res$ 可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。具体地根据该呼吸暂停事件时段对应的该胸腹运动信号一阶导数幅值和该第二预设阈值 $Thres_Res$ 确定呼吸暂停事件类型的具体方法可以参照上述描述,在此不再赘述。

[0145] 上述实施例中,呼吸流信号导数幅值(呼吸流信号一阶导数幅值或呼吸流信号二阶导数幅值)和胸腹运动信号导数幅值(胸腹运动信号一阶导数幅值或胸腹运动信号二阶导数幅值)体现了不同呼吸暂停事件对应的呼吸流信号和胸腹运动信号的变化趋势,通过呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型准确性高;并且在计算呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值过程中加入了步长step这一变量,因此导数的求解具有一定的记忆功能,能更好地反应一段时间内的整体呼吸状况,同时将异常信号对呼吸暂停事件判断的影响降低。

[0146] 如图2所示,在一个实施例中,一种呼吸暂停事件类型的判断方法,包括以下步骤:

[0147] 步骤S201,获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号($Flow_{原}$),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1。

[0148] 具体地,获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号($Flow_{原}$),该预设时间可以是患者夜间佩戴睡眠监测仪的时间,比如7个小时或者8个小时。

[0149] 步骤S202,对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号($Flow$)。

[0150] 具体地,步骤S202包括:

[0151] 步骤S2021,对所述原始呼吸流信号($Flow_{原}$)按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$):

$$[0152] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times sign\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0153] 其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的呼吸流信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$ 。

[0154] 具体地,由于睡眠监测仪是在患者睡着时采集信息,而在此时段内,病人可能会发生翻身、肢体突然大幅度运动等情况,因此通常会产生赋值异常的尖峰信号,影响判断精度,因此需要去除这些尖峰信号,比如可以采用幅值截断技术进行截断处理,以降低无效信号的影响,使得处理后的呼吸流信号快速收敛到合理范围。其中, A 可以根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的原始呼吸流信号的峰值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的原始呼吸流信号的峰值的均值来设定; A 可以根据患者在不同正常呼吸时段的原始呼吸流信号的峰值做自适应调整,例如:对于正常呼吸情况下呼吸幅度较大的患者,可在各个时段都设置较大的 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,而对于正常呼吸情况下呼吸幅度较弱的患者,可适当降低 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限。

[0155] 步骤S2022,对所述处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号($Flow$)。

[0156] 具体地,由于原始呼吸流信号中还参杂着各种干扰信号,比如噪声等,为了防止干扰信号影响事件判断结果,需要对处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)采用带通滤波器进行滤波处理,以滤除通频带以外的高频信号和低频信号,获得带限频带内的有用的呼吸流信号($Flow$)。可选的,通频带的上限可以设置为3Hz,通频带的下限可以设置为0.05Hz。

[0157] 步骤S203,计算所述呼吸流信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值。

[0158] 具体地,计算呼吸流信号的一阶导数,得到呼吸流信号一阶导数幅值,也可以计算呼吸流信号的二阶导数,得到呼吸流信号二阶导数幅值。

[0159] 具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的一阶导数：

$$[0160] \quad Flow'(i) = \frac{Flow(i) - Flow(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

[0161] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow(i)表示第i个采样点的呼吸流信号,Flow(i-step)表示第i-step个采样点的呼吸流信号,Flow'(i)表示第i个采样点的呼吸流信号的一阶导数幅值。

[0162] 具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的二阶导数：

$$[0163] \quad Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, \quad 2step < i \leq N$$

[0164] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow(i)表示第i个采样点的呼吸流信号,Flow(i-step)表示第i-step个采样点的呼吸流信号,

[0165] Flow(i-2step)表示第i-2step个采样点的呼吸流信号,Flow''(i)表示第i个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值。

[0166] 可选地,当 $1 \leq i \leq 2step$ 时,Flow''(i)取值为第一预设值。

[0167] 步骤S204,根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段。

[0168] 具体地,将每个采样点i对应的Flow''(i)与所述第一预设阈值Thres_flow进行比较,当在一采样点i存在 $|Flow''(i)| < Thres_flow$,则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点Flow''(j), $j = i+1, \dots, N$,当存在从第i采样点到第M采样点均有：

$$[0169] \quad \begin{cases} |Flow''(i)| < Thres_flow, & i \geq 0 \\ |Flow''(j)| < Thres_flow, & i+1 \leq j \leq M \end{cases}$$

[0170] 且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将所述第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

[0171] 第一预设阈值Thres_flow是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的二阶导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的二阶导数幅值的均值来设定,且该第一预设阈值Thres_flow可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。

[0172] 可选地,当标定的两段呼吸暂停事件时段中间出现很短时间的A值范围内的尖峰原始呼吸流信号时,可设定时间门限Time_Threshold,只要两段呼吸暂停事件时段之间的尖峰原始呼吸流信号持续时间小于Time_Threshold,则可认为患者只是在一段呼吸暂停事件时段中出现突然的喘气或其他动作,为了使得判断结果更加接近患者的实际情况,本实施例将该两段呼吸暂停事件时段合并为一段呼吸暂停事件时段。

[0173] 可选地,以上步骤中的呼吸流信号导数幅值可以是呼吸流信号一阶导数幅值,第一预设阈值Thres_flow可以根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的一阶导数幅值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的呼吸流信号的一阶导数幅值的均值来设定,且该第一预设阈值Thres_flow可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。具体地根据改呼吸流信号一阶导数幅值和该第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段的具体方法可以参照上述描述,在此不再赘述。

[0174] 步骤S205,获取所述呼吸暂停事件时段的原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$)。

[0175] 具体地,获取该呼吸暂停事件第一时段对应的原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$)。

[0176] 步骤S206,对所述原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$) 进行预处理,得到胸腹运动信号 (Res)。具体地,步骤S206包括:

[0177] 步骤S2061,对所述原始胸腹运动信号 ($Res_{原}$) 按照以下公式做截断处理,得到处理后的胸腹运动信号 ($Res_{处}$):

$$[0178] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times \text{sign}\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0179] 其中 $Res_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的胸腹运动信号, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$ 。

[0180] 具体地,由于睡眠监测仪是在患者睡着时采集信息,而在此时段内,病人可能会发生翻身、肢体突然大幅度运动等情况,因此通常会产生赋值异常的尖峰信号,影响判断精度,因此需要去除这些尖峰信号,比如可以采用幅值截断技术进行截断处理,以降低无效信号的影响,使得处理后的胸腹运动信号快速收敛到合理范围。其中, B 可以根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的原始胸腹运动信号的峰值,或者过去几段稳定的正常呼吸对应的原始胸腹运动信号的峰值的均值来设定; B 可以根据患者在不同正常呼吸时段的原始胸腹运动信号的峰值做自适应调整,例如:对于正常呼吸情况下呼吸幅度较大的患者,可在各个时段都设置较大的 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,而对于正常呼吸情况下呼吸幅度较弱的患者,可适当降低 $Res_{原}$ 的幅值截断门限。

[0181] 步骤S2062,对所述处理后的胸腹运动信号 ($Res_{处}$) 进行带通滤波处理,得到所述胸腹运动信号 (Res)。

[0182] 具体地,由于原始胸腹运动信号中还参杂着各种干扰信号,比如噪声等,为了防止干扰信号影响事件判断结果,需要对处理后的胸腹运动信号 ($Res_{处}$) 采用带通滤波器进行滤波处理,以滤除通频带以外的高频信号和低频信号,获得带限频带内的有用的胸腹运动信号 (Res)。步骤S207,计算所述胸腹运动信号的导数,得到胸腹运动信号导数幅值。

[0183] 具体地,计算胸腹运动信号的一阶导数,得到胸腹运动信号一阶导数幅值,也可以计算胸腹运动信号的二阶导数,得到胸腹运动信号二阶导数幅值。

[0184] 具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的一阶导数:

$$[0185] \quad Res'(i) = \frac{Res(i) - Res(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

[0186] 其中 $step$ 表示求导的步长, N 为胸腹带信号序列的总长度, $Res(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - step)$ 表示第*i-step*个采样点的胸腹运动信号, $Res'(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号的一阶导数幅值。

[0187] 具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的二阶导数:

$$[0188] \quad Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, \quad 2step < i \leq N$$

[0189] 其中 $step$ 表示求导的步长, N 为呼吸流信号序列的总长度, $Res(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - step)$ 表示第*i-step*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - 2step)$ 表

示第 $i-2\text{step}$ 个采样点的胸腹运动信号, $\text{Res}''(i)$ 表示第 i 个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

[0190] 可选地, 当 $1 \leq i \leq 2\text{step}$ 时, $\text{Res}''(i)$ 取值为第二预设值。

[0191] 步骤S208, 根据所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值 Thres_Res 确定所述呼吸暂停事件类型。

[0192] 具体地, 所述呼吸暂停事件第一时段对应的 $\text{Res}''(i)$, 当 $|\text{Res}''(i)| \geq \text{Thres_res}$, $0 < i \leq M$ 时, 所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为阻塞性睡眠呼吸暂停 (Obstructive Sleep Apnea, OSA);

[0193] 当 $|\text{Res}''(i)| < \text{Thres_res}$, $0 < i \leq M$ 时, 所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为中枢神经性睡眠呼吸暂停 (Central Sleep Apnea, CSA);

[0194] 当从第 i 采样点到第 M_1 采样点对应的第二时段满足 $|\text{Res}''(j)| < \text{Thres_res}$, $i \leq j \leq M_1$, 从第 M_1 采样点到第 M 采样点对应的第三时段满足 $|\text{Res}''(j)| \geq \text{Thres_res}$, $M_1 < j \leq M$, 且所述第二时段对应的时长占所述第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内, 则所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为混合性睡眠呼吸暂停 (Mixed Sleep Apnea, MSA)。

[0195] 第二预设阈值 Thres_Res 是根据患者过去一段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的二阶导数幅值, 或者过去几段稳定的正常呼吸对应的胸腹运动信号的二阶导数幅值的均值来设定, 且该第二预设阈值 Thres_Res 可以根据患者的正常呼吸的变化而动态改变。

[0196] 上述实施例中, 首先对呼吸流信号数据进行求导运算得到呼吸流信号导数幅值, 根据呼吸流信号导数幅值确定呼吸暂停事件时段, 再对该呼吸暂停事件时段对应的胸腹运动信号数据进行求导运算得到胸腹运动信号导数幅值, 再根据该胸腹运动信号导数幅值判断该呼吸暂停事件时段的呼吸暂停事件类型, 该方案复杂度低, 判断结果准确性高, 并且在一定程度上节约了运算资源。

[0197] 如图3所示, 在一个实施例中, 一种呼吸暂停事件类型的判断装置, 包括:

[0198] 获取单元, 用于获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号 ($\text{Flow}_{\text{原}}$) 和原始胸腹运动信号 ($\text{Res}_{\text{原}}$), 所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流, 所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动, 其中所述原始呼吸流信号的个数大于1, 所述原始胸腹运动信号的个数大于1; 预处理单元, 用于对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理, 得到呼吸流信号 (Flow) 和胸腹运动信号 (Res);

[0199] 计算单元, 用于计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数, 得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值;

[0200] 判断单元, 用于根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。

[0201] 在一个实施例中, 判断单元包括:

[0202] 呼吸暂停事件时段确定模块, 用于根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值 Thres_flow 确定呼吸暂停事件时段。

[0203] 呼吸暂停事件类型确定模块, 用于根据所述呼吸暂停事件时段对应的所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值 Thres_Res 确定所述呼吸暂停事件类型。

[0204] 在一个实施例中, 预处理单元包括:

[0205] 截断处理模块,用于对所述原始呼吸流信号($Flow_{原}$)和所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)分别按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$):

$$[0206] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times sign\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$[0207] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times sign\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0208] 其中 $Flow_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始呼吸流信号, $Flow_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的呼吸流信号, $Res_{原}(i)$ 表示第*i*个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第*i*个采样点的处理后的胸腹运动信号, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$, B 为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$ 。带通滤波处理模块,用于对所述处理后的呼吸流信号($Flow_{处}$)和所述处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)。在一个实施例中,计算单元具体用于对所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)分别按照以下公式计算二阶导数,得到呼吸流信号二阶导数幅值和胸腹运动信号二阶导数幅值:

$$[0209] \quad Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, \quad 2step < i \leq N$$

$$[0210] \quad Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, \quad 2step < i \leq N$$

[0211] 其中 $step$ 表示求导的步长, N 为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度, $Flow(i)$ 表示第*i*个采样点的呼吸流信号, $Flow(i - step)$ 表示第*i - step*个采样点的呼吸流信号, $Flow(i - 2step)$ 表示第*i - 2step*个采样点的呼吸流信号, $Flow''(i)$ 表示第*i*个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值, $Res(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - step)$ 表示第*i - step*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - 2step)$ 表示第*i - 2step*个采样点的胸腹运动信号, $Res''(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

[0212] 在一个实施例中,计算单元具体还可以用于对所述呼吸流信号($Flow$)和所述胸腹运动信号(Res)分别计算一阶导数,得到呼吸流信号一阶导数幅值和胸腹运动信号一阶导数幅值,具体可以按照如下公式进行计算:

$$[0213] \quad Flow'(i) = \frac{Flow(i) - Flow(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

$$[0214] \quad Res'(i) = \frac{Res(i) - Res(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

[0215] 其中 $step$ 表示求导的步长, N 为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度, $Flow(i)$ 表示第*i*个采样点的呼吸流信号, $Flow(i - step)$ 表示第*i - step*个采样点的呼吸流信号, $Flow'(i)$ 表示第*i*个采样点的呼吸流信号的一阶导数幅值, $Res(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号, $Res(i - step)$ 表示第*i - step*个采样点的胸腹运动信号, $Res'(i)$ 表示第*i*个采样点的胸腹运动信号的一阶导数幅值。

[0216] 在一个实施例中,呼吸暂停事件时段确定模块具体用于将每个采样点*i*对应的

Flow''(i)与所述第一预设阈值Thres_flow进行比较,当在一采样点i存在 $|Flow''(i)| < Thres_flow$,则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点Flow''(j), $j=i+1, \dots, N$,当存在从第i采样点到第M采样点均有:

$$[0217] \quad \begin{cases} |Flow''(i)| < Thres_flow, & i \geq 0 \\ |Flow''(j)| < Thres_flow, & i+1 \leq j \leq M \end{cases}$$

[0218] 且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将所述第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

[0219] 呼吸暂停事件类型确定模块具体用于所述呼吸暂停事件第一时段对应的Res''(i),当 $|Res''(i)| \geq Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,确定所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA);

[0220] 当 $|Res''(i)| < Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,确定所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA);

[0221] 当从第i采样点到第M1采样点对应的第二时段满足 $|Res''(j)| < Thres_res, i \leq j \leq M_1$,从第M1采样点到第M采样点对应的第三时段满足 $|Res''(j)| \geq Thres_res, M_1 < j \leq M$,且所述第二时段对应的时长占所述第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内,则确定所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA)。

[0222] 如图4所示在一个实施例中,一种呼吸暂停事件类型的判断装置,包括:

[0223] 第一获取单元,用于获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原),所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流,其中所述原始呼吸流信号的个数大于1。

[0224] 第一预处理单元,用于对所述原始呼吸流信号进行预处理,得到呼吸流信号(Flow)。

[0225] 第一预处理单元包括:

[0226] 第一截断处理模块,用于对所述原始呼吸流信号(Flow_原)按照以下公式做截断处理,得到处理后的呼吸流信号(Flow_处):

$$[0227] \quad Flow_{处}(i) = \begin{cases} A \times sign\{Flow_{原}(i)\}, & \text{if } |Flow_{原}(i)| > A \\ Flow_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0228] 其中Flow_原(i)表示第i个采样点的原始呼吸流信号,Flow_处(i)表示第i个采样点的处理后的呼吸流信号,A为Flow_原的幅值截断门限,且 $A > 0$ 。

[0229] 第一带通滤波处理模块,用于对所述处理后的呼吸流信号(Flow_处)进行带通滤波处理,得到所述呼吸流信号(Flow)。

[0230] 第一计算单元,用于计算所述呼吸流信号的导数,得到呼吸流信号导数幅值。

[0231] 具体用于计算呼吸流信号的一阶导数,得到呼吸流信号一阶导数幅值,也可以计算呼吸流信号的二阶导数,得到呼吸流信号二阶导数幅值。

[0232] 具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的一阶导数:

$$[0233] \quad Flow'(i) = \frac{Flow(i) - Flow(i - step)}{step}, \quad step < i \leq N$$

[0234] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度,Flow

(i) 表示第i个采样点的呼吸流信号, $Flow(i-step)$ 表示第i-step个采样点的呼吸流信号, $Flow'(i)$ 表示第i个采样点的呼吸流信号的一阶导数幅值。

[0235] 具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的二阶导数:

$$[0236] \quad Flow''(i) = \frac{Flow(i) - 2Flow(i - step) + Flow(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

[0237] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列和胸腹带信号序列的总长度, $Flow(i)$ 表示第i个采样点的呼吸流信号, $Flow(i-step)$ 表示第i-step个采样点的呼吸流信号,

[0238] $Flow(i-2step)$ 表示第i-2step个采样点的呼吸流信号, $Flow''(i)$ 表示第i个采样点的呼吸流信号的二阶导数幅值。

[0239] 第一确定单元,用于根据所述呼吸流信号导数幅值和第一预设阈值Thres_flow确定呼吸暂停事件时段。

[0240] 具体地,将每个采样点i对应的 $Flow''(i)$ 与所述第一预设阈值Thres_flow进行比较,当在一采样点i存在 $|Flow''(i)| < Thres_flow$, 则将该采样点i对应的时刻标记为可能发生呼吸暂停事件的起点,继续遍历后续采样点 $Flow''(j)$, $j = i+1, \dots, N$, 当存在从第i采样点到第M采样点均有:

$$[0241] \quad \begin{cases} |Flow''(i)| < Thres_flow, & i \geq 0 \\ |Flow''(j)| < Thres_flow, & i+1 \leq j \leq M \end{cases}$$

[0242] 且从第i采样点到第M采样点对应的第一时段的持续时间大于10s,则将所述第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

[0243] 第二获取单元,用于获取所述呼吸暂停事件时段的原始胸腹运动信号($Res_{原}$)。

[0244] 第二预处理单元,用于对所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)进行预处理,得到胸腹运动信号(Res)。

[0245] 第二预处理单元包括:

[0246] 第二截断处理模块,用于对所述原始胸腹运动信号($Res_{原}$)按照以下公式做截断处理,得到处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$):

$$[0247] \quad Res_{处}(i) = \begin{cases} B \times sign\{Res_{原}(i)\}, & \text{if } |Res_{原}(i)| > B \\ Res_{原}(i), & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0248] 其中 $Res_{原}(i)$ 表示第i个采样点的原始胸腹运动信号, $Res_{处}(i)$ 表示第i个采样点的处理后的胸腹运动信号,B为 $Res_{原}$ 的幅值截断门限,且 $B > 0$ 。

[0249] 第二带通滤波处理模块,用于对所述处理后的胸腹运动信号($Res_{处}$)进行带通滤波处理,得到所述胸腹运动信号(Res)。

[0250] 第二计算单元,用于计算所述胸腹运动信号的导数,得到胸腹运动信号导数幅值。

[0251] 具体地,计算胸腹运动信号的一阶导数,得到胸腹运动信号一阶导数幅值,也可以计算胸腹运动信号的二阶导数,得到胸腹运动信号二阶导数幅值。

[0252] 具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的一阶导数:

$$[0253] \quad Res'(i) = \frac{Res(i) - Res(i - step)}{step}, step < i \leq N$$

[0254] 其中step表示求导的步长,N为胸腹带信号序列的总长度,Res(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号,Res(i-step)表示第i-step个采样点的胸腹运动信号,Res'(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号的一阶导数幅值。

[0255] 具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的二阶导数:

$$[0256] \quad Res''(i) = \frac{Res(i) - 2Res(i - step) + Res(i - 2step)}{step^2}, 2step < i \leq N$$

[0257] 其中step表示求导的步长,N为呼吸流信号序列的总长度,Res(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号,Res(i-step)表示第i-step个采样点的胸腹运动信号,Res(i-2step)表示第i-2step个采样点的胸腹运动信号,Res''(i)表示第i个采样点的胸腹运动信号的二阶导数幅值。

[0258] 第二确定单元,用于根据所述胸腹运动信号导数幅值和第二预设阈值Thres_Res确定所述呼吸暂停事件类型。

[0259] 具体地,所述呼吸暂停事件第一时段对应的Res''(i),当 $|Res''(i)| \geq Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,确定所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea,OSA);

[0260] 当 $|Res''(i)| < Thres_res, 0 < i \leq M$ 时,确定所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为中枢神经性睡眠呼吸暂停(Central Sleep Apnea,CSA);

[0261] 当从第i采样点到第M₁采样点对应的第二时段满足 $|Res''(j)| < Thres_res, i \leq j \leq M_1$,从第M₁采样点到第M采样点对应的第三时段满足 $|Res''(j)| \geq Thres_res, M_1 < j \leq M$,且所述第二时段对应的时长占所述第一时段对应的时长的比例在预设比例范围内,则确定所述呼吸暂停事件第一时段的所述呼吸暂停事件类型为混合性睡眠呼吸暂停(Mixed Sleep Apnea,MSA)。

[0262] 如图5所示,为一个实施例中计算机设备的内部结构示意图,该计算机设备通过系统连接总线连接处理器、非易失性存储介质、内存储器 and 网络接口。其中,该计算机设备的非易失性存储介质可存储操作系统和计算机可读指令,该计算机可读指令被执行时,可使得处理器执行一种呼吸暂停事件类型的判断方法。该计算机设备的处理器用于提供计算和控制能力,支撑整个计算机设备的运行。该内存储器中可储存有计算机可读指令,该计算机可读指令被处理器执行时,可使得处理器执行一种呼吸暂停事件类型的判断方法。计算机设备的网络接口用于进行网络通信。该计算机设备可以是服务器,服务器可以用独立的服务器或者是多个服务器组成的服务器集群来实现。计算机设备也可以是终端,终端的显示屏可以是液晶显示屏或者电子墨水显示屏,计算机设备的输入装置可以是显示屏上覆盖的触摸层,也可以是计算机设备外壳上设置的按键、轨迹球或触控板,还可以是外接的键盘、触控板或鼠标等。触摸层和显示屏构成触控屏。

[0263] 在一个实施例中,还提供了一种包括指令的非临时性计算机可读存储介质,例如包括计算机程序(指令)的存储设备,上述程序(指令)可由计算机设备的处理器执行以完成本发明各个实施例所示的呼吸暂停事件类型的判断方法。例如,所述非临时性计算机可读存储介质可以是ROM、随机存取存储器(RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光数据存储设备等。

[0264] 以上结合附图详细描述了本发明实施例的可选实施方式,但是,本发明实施例并不限于上述实施方式中的具体细节,在本发明实施例的技术构思范围内,可以对本发明实

施例的技术方案进行多种简单变型,这些简单变型均属于本发明实施例的保护范围。

[0265] 另外需要说明的是,在上述具体实施方式中所描述的各个具体技术特征,在不矛盾的情况下,可以通过任何合适的方式进行组合。为了避免不必要的重复,本发明实施例对各种可能的组合方式不再另行说明。

[0266] 此外,本发明实施例的各种不同的实施方式之间也可以进行任意组合,只要其不违背本发明实施例的思想,其同样应当视为本发明实施例所公开的内容。

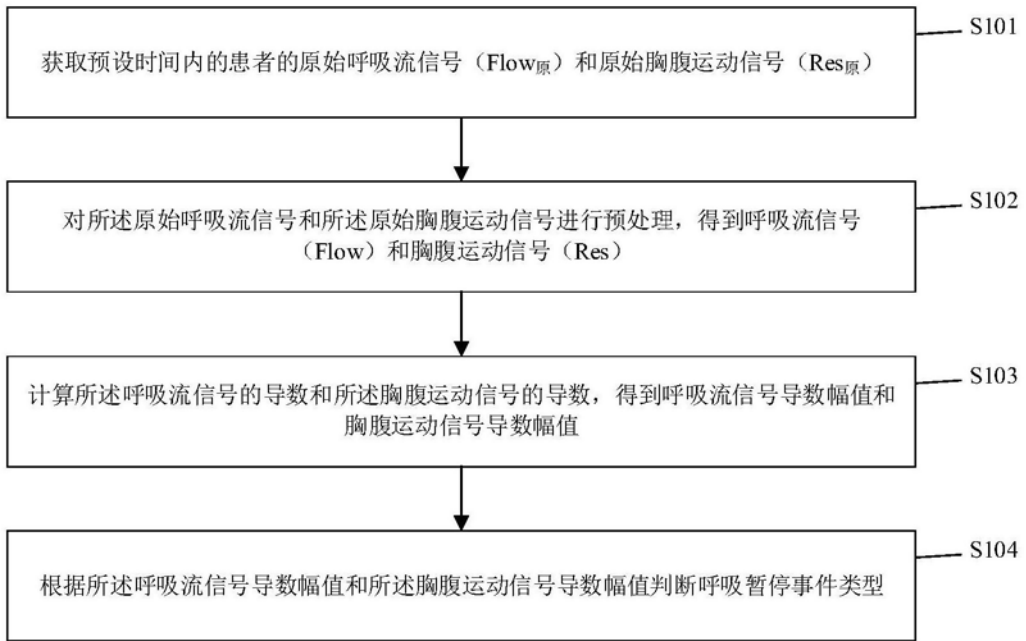


图1

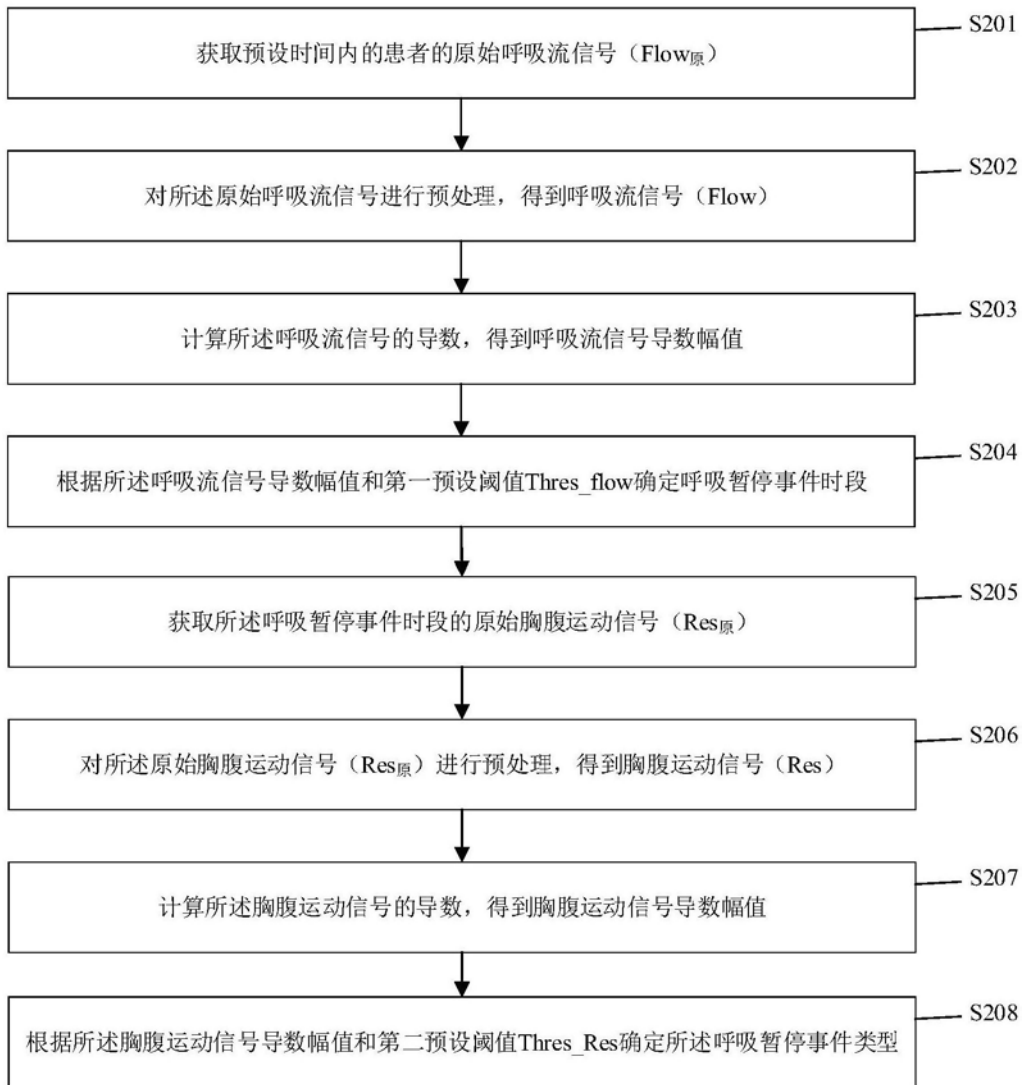


图2

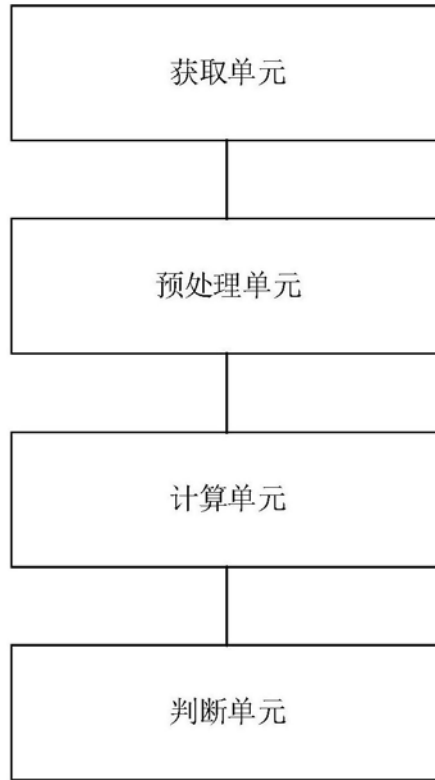


图3



图4

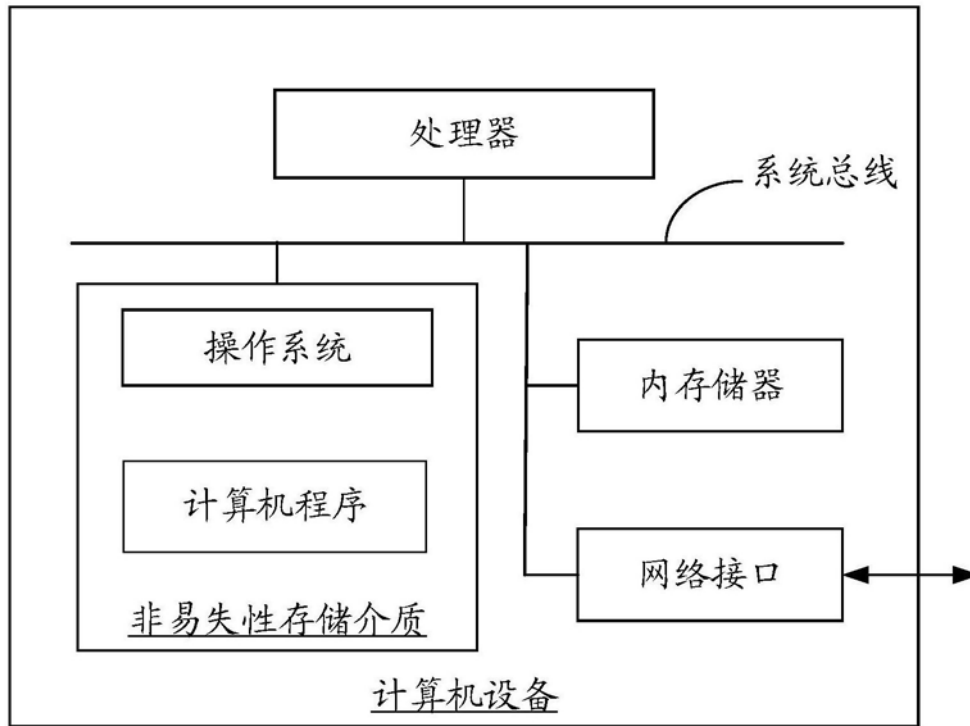


图5

专利名称(译)	呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质		
公开(公告)号	CN10909112A	公开(公告)日	2018-12-28
申请号	CN201810993543.6	申请日	2018-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳融昕医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳融昕医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳融昕医疗科技有限公司		
[标]发明人	周文丽 朱宇薇		
发明人	周文丽 朱宇薇		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/113 A61B5/1135 A61B5/4818 A61B5/7264		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质。该方法包括：获取预设时间内的患者的原始呼吸流信号(Flow_原)和原始胸腹运动信号(Res_原)，所述原始呼吸流信号表征所述患者的呼吸气流，所述原始胸腹运动信号表征所述患者的胸腹运动，其中所述原始呼吸流信号的个数大于1，所述原始胸腹运动信号的个数大于1；对所述原始呼吸流信号和所述原始胸腹运动信号进行预处理，得到呼吸流信号(Flow)和胸腹运动信号(Res)；计算所述呼吸流信号的导数和所述胸腹运动信号的导数，得到呼吸流信号导数幅值和胸腹运动信号导数幅值；根据所述呼吸流信号导数幅值和所述胸腹运动信号导数幅值判断呼吸暂停事件类型。通过上述方法可以降低呼吸暂停事件类型判断过程的复杂程度，同时提高呼吸暂停事件类型判断结果的准确性。

