

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020年3月5日 (05.03.2020)

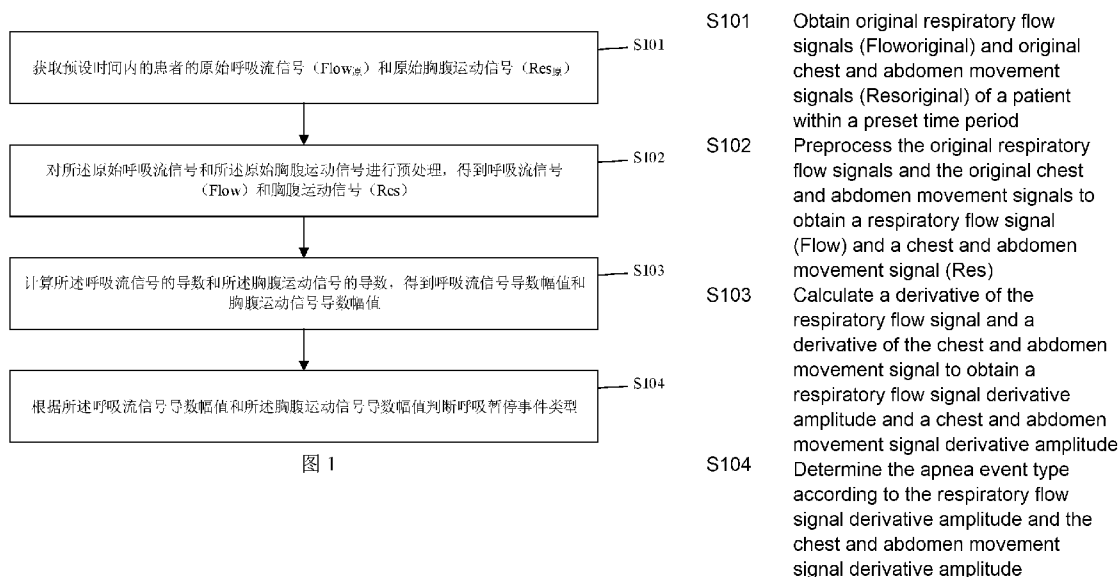


(10) 国际公布号
WO 2020/042897 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2019/100238
- (22) 国际申请日: 2019年8月12日 (12.08.2019)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201810993543.6 2018年8月29日 (29.08.2018) CN
- (71) 申请人: 深圳融昕医疗科技有限公司 (RESVENT MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) [CN/CN]; 中国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, Guangdong 518100 (CN)。
- (72) 发明人: 周文丽 (ZHOU, Wenli); 中国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, Guangdong 518100 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING APNEA EVENT TYPE, AND STORAGE MEDIUM

(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) Abstract: A method and device for determining an apnea event type, and a storage medium. The method for determining an apnea event type comprises: obtaining original respiratory flow signals (Flow_{original}) and original chest and abdomen movement signals (Res_{original}) of a patient within a preset time period (S101), the original respiratory flow signals representing the respiratory airflow of the patient, the original chest and abdomen movement signals representing the chest and abdomen movements of the patient, the number of the original respiratory flow signals being greater than 1, and the number of the chest and abdomen movement signals being greater than 1; preprocessing the original respiratory flow signals and the original chest and abdomen movement signals to obtain a respiratory flow signal (Flow) and a chest and abdomen movement signal (Res) (S102); calculating a



WO 2020/042897 A1

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

根据细则4.17的声明:

- 关于发明人身份(细则4.17(i))
- 关于申请人有权申请并被授予专利(细则4.17(ii))
- 关于申请人有权要求在先申请的优先权(细则4.17(iii))
- 发明人资格(细则4.17(iv))

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

derivative of the respiratory flow signal and a derivative of the chest and abdomen movement signal to obtain a respiratory flow signal derivative amplitude and a chest and abdomen movement signal derivative amplitude (S103); and determining the apnea event type according to the respiratory flow signal derivative amplitude and the chest and abdomen movement signal derivative amplitude (S104). The method for determining an apnea event type can reduce the complexity of an apnea event type determining process, and improve the accuracy of the apnea event type determining result.

(57) 摘要: 一种呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质。呼吸暂停事件类型的判断方法包括: 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)(S101), 原始呼吸流信号表征患者的呼吸气流, 原始胸腹运动信号表征患者的胸腹运动, 其中原始呼吸流信号的个数大于1, 原始胸腹运动信号的个数大于1; 对原始呼吸流信号和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)(S102); 计算呼吸流信号的导数和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(S103); 根据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(S104)。通过呼吸暂停事件类型的判断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。

说明书

发明名称：呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质

本申请要求于 2018 年 8 月 29 日提交中国专利局，申请号为 201810993543.6，申请名称为“呼吸暂停事件类型的判断方法、装置和存储介质”的中国专利申请的优先权，其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

本申请涉及医疗器械领域，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

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。

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。

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。

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。

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。

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

根据本申请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。

一种呼吸暂停事件类型的判断方法，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。

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：

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。

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:

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 ($Res_{处}$):

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

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

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)。

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:

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:

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

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

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。

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。

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:

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:

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

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。

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:

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);

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);

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)。

一种呼吸暂停事件类型的判断方法,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。

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 ($Flow_{处}$):

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

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, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$;

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:

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 ($Res_{处}$):

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

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

对所述处理后的胸腹运动信号（ $\text{Res}_{\text{处}}$ ）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：

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 ）；

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。

在一个实施例中，判断单元包括：

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。

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。

在一个实施例中，预处理单元包括：

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

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

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

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

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

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

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， $Flow(i - \text{step})$ 表示第 $i - \text{step}$ 个采样点的呼吸流信号， $Flow(i - 2\text{step})$ 表示第 $i - 2\text{step}$ 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， $Res(i - \text{step})$ 表示第 $i - \text{step}$ 个采样点的胸腹运动信号， $Res(i - 2\text{step})$ 表示第 $i - 2\text{step}$ 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二阶导数幅值。

一种呼吸暂停事件类型的判断装置，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（ $Flow_{\text{原}}$ ），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。

在一个实施例中，第一预处理单元包括：

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)：

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

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， A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限，且 $A > 0$ 。

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)。

在一个实施例中，第二预处理单元包括：

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)：

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

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 $B > 0$ 。

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)。

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。

本申请的一个或多个实施例的细节在下面的附图和描述中提出。本申请的其它特征、目的和优点将从说明书、附图以及权利要求书变得明显。

本申请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

为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

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;

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;

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;

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;

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

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,此处所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。

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申请所述的呼吸暂停事件类型判断方法包括的流程步骤。

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：

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。

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)。

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。

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。

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。

具体地，步骤 S104，进一步包括：

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；

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。

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。

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：

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 ($Res_{处}$)：

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

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

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 $B > 0$ 。

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。

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)。

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。

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。

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：

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：

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

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

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。

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 $Flow''(i), i = 1, \dots, N; Res''(i), i = 1, \dots, N$ 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。

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：

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

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

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， $Flow'(i)$ 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。

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：

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：

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

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。

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：

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

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，则将该第一时段标定为呼吸暂停事件第一时段。

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。

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：

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)；

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)；

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)。

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。

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。

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。

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。

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。

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:

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。

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。

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 ($Flow$)。

具体地,步骤 S202 包括:

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 ($Flow_{处}$):

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

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, A 为 $Flow_{原}$ 的幅值截断门限,且 $A > 0$ 。

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。

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 ($Flow$)。

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。

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。

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。

具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的一阶导数：

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

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， $Flow'(i)$ 表示第 i 个采样点的呼吸流信号的一阶导数幅值。

具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的二阶导数：

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

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。

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

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。

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：

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

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。

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。

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。

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。

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

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 ($Res_{原}$)。

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:

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 ($Res_{处}$):

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

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 $B > 0$ 。

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。

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)。

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。

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。

具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的一阶导数：

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

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。

具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的二阶导数：

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

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。

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

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。

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，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 $|Res''(i)| < Thres_res$ ， $0 < i \leq M$ 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)；

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)。

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。

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。

应该理解的是,本申请各实施例中的各个步骤并不是必然按照步骤标号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,各实施例中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。

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:

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。

在一个实施例中,判断单元包括:

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。

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。

在一个实施例中,预处理单元包括:

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($Res_{处}$):

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

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

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 $B>0$ 。

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:

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

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

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。

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:

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

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

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, $Flow'(i)$ 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。

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:

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

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。

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)；

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)；

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)。

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：

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 ($Flow$)。

第一预处理单元包括：

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 ($Flow_{处}$)：

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

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 $A > 0$ 。

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 ($Flow$)。

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。

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。

具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的一阶导数：

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

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， $Flow'(i)$ 表示第 i 个采样点的呼吸流信号的一阶导数幅值。

具体可以按照如下公式计算呼吸流信号的二阶导数：

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

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。

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。

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：

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

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。

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)。

第二预处理单元包括：

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（ $Res_{处}$ ）：

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

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 $B > 0$ 。

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 ）。

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。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。

具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的一阶导数：

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

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。

具体可以按照如下公式计算胸腹运动信号的二阶导数：

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

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。

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。

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)；

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)；

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)。

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。

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申请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。

本申请采用上述技术方案，带来的技术效果为：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。

本领域技术人员在考虑说明书及实践这里公开的发明后, 将容易想到本申请的其它实施方案。本申请旨在涵盖本申请的任何变型、用途或者适应性变化, 这些变型、用途或者适应性变化遵循本申请的一般性原理并包括本申请未公开的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的, 本申请的真正范围和精神由本申请的权利要求指出。

应当理解的是, 本申请并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构, 并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本申请的范围仅由所附的权利要求来限制。

权利要求书

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）：

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

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

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:

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

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

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 $1 \leq i \leq 2step$ 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 $|Flow''(i)| < Thres_flow$, 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:

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

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 $|Res''(i)| \geq Thres_res$, $0 < i \leq M$ 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);

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);

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)。

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。

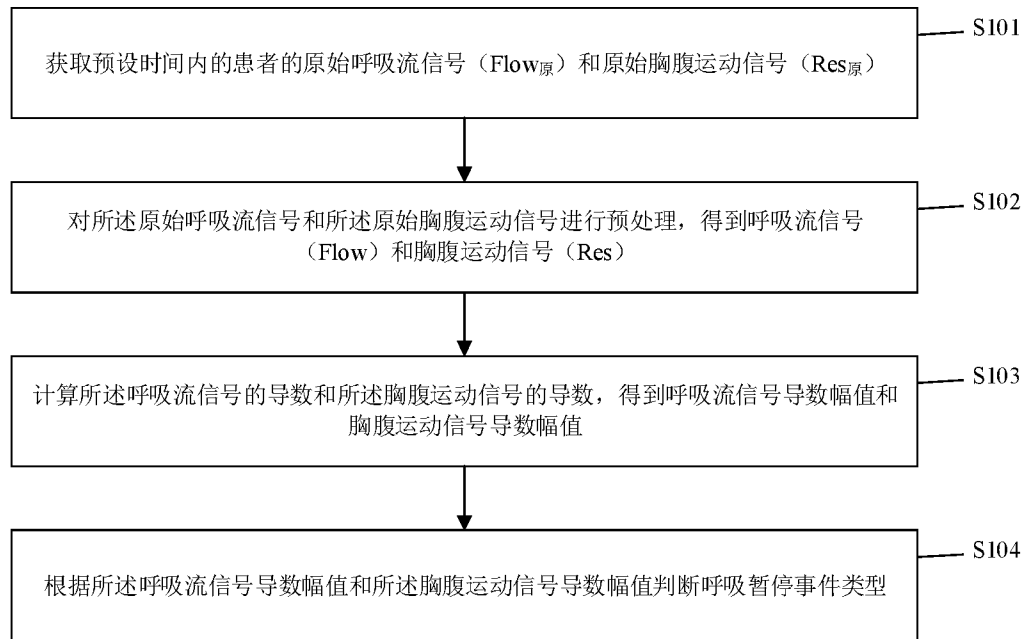


图 1

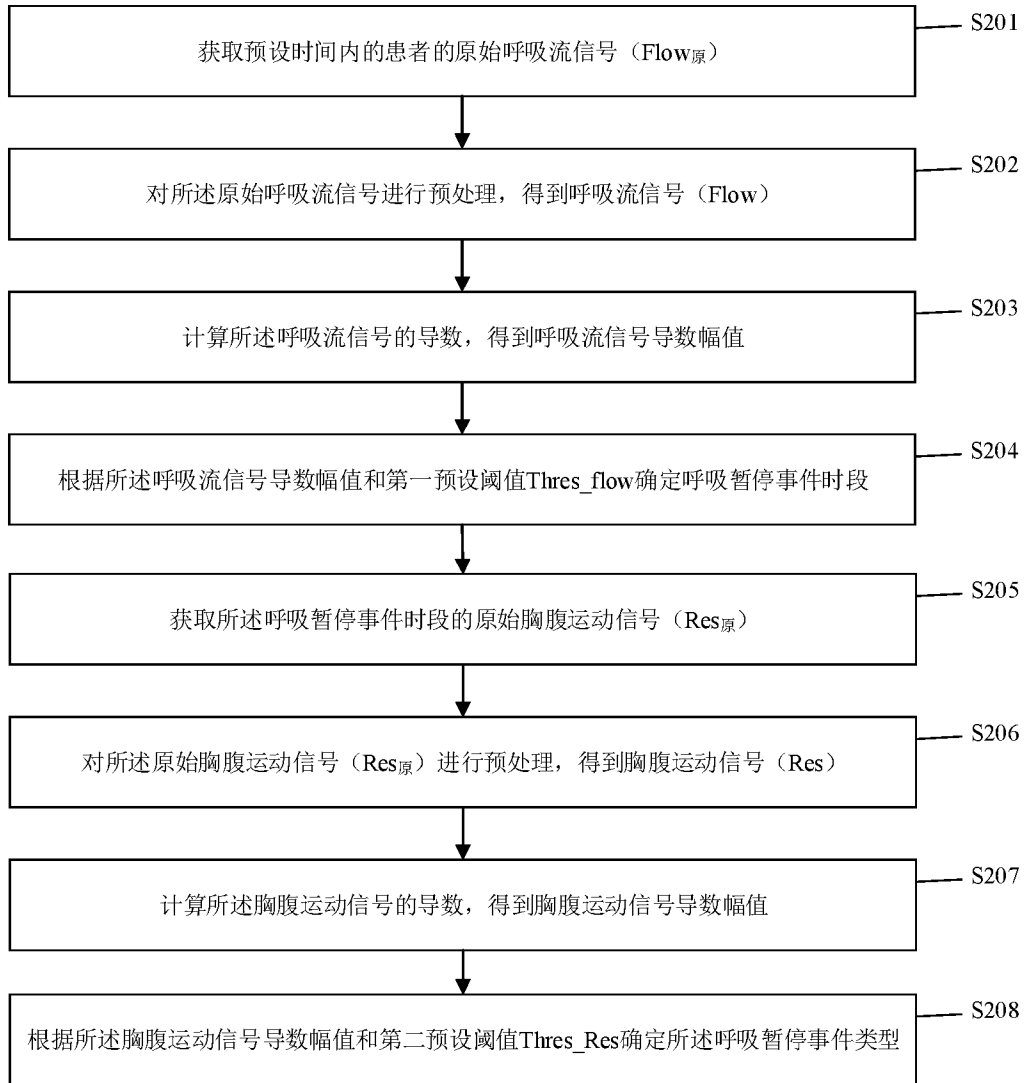


图 2

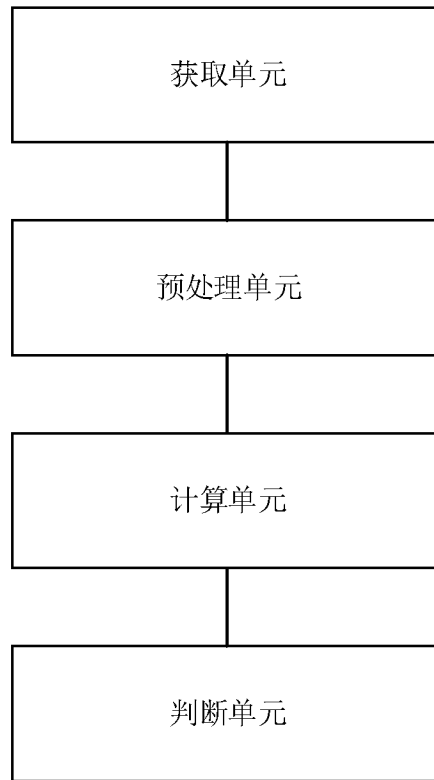


图 3



图 4

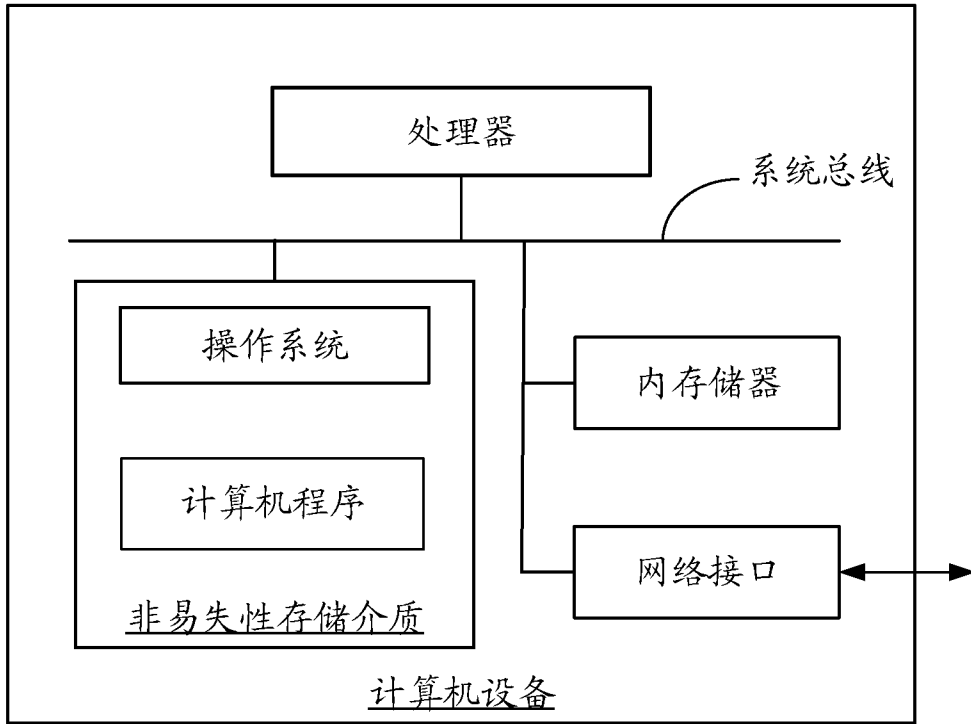


图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/100238

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 5/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
CNPAT; WPI; EPODOC; CNKI: 深圳融昕, 呼吸障碍, 运动, 暂停, 腹部, 呼吸, 胸部, 类别, 胸腹, 截断, 二阶导, 求导, 导数, 类型, 呼吸暂停, apnea, movement, motion, breath, respirat+, type, classif+, threshold, amplitude, derivat+		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 109091112 A (RESVENT MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 28 December 2018 (2018-12-28) claims 1-11, description, paragraphs [0097]-[0263], and figures 1-5	1-11
X	CN 104706355 A (BMC MEDICAL CO., LTD.) 17 June 2015 (2015-06-17) description, paragraphs [0083]-[0100] and [0116]-[0127], and figures 1-4 and 7	1-2, 8-11
A	CN 102641125 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD. et al.) 22 August 2012 (2012-08-22) entire document	1-11
A	CN 106175770 A (SOUTH CHINA NORMAL UNIVERSITY) 07 December 2016 (2016-12-07) entire document	1-11
A	CN 103202687 A (XIE, Rushi et al.) 17 July 2013 (2013-07-17) entire document	1-11
A	US 2008275349 A1 (EARLYSENSE LTD.) 06 November 2008 (2008-11-06) entire document	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "D" document cited by the applicant in the international application "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
23 October 2019		18 November 2019
Name and mailing address of the ISA/CN		Authorized officer
China National Intellectual Property Administration No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088 China		
Facsimile No. (86-10)62019451		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/100238

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 107361770 A (HANGZHOU YDYTECH CO., LTD.) 21 November 2017 (2017-11-21) entire document	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/100238

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN	109091112	A	28 December 2018	None	
CN	104706355	A	17 June 2015	CN	104706355 B 10 September 2019
CN	102641125	A	22 August 2012	JP	2012170528 A 10 September 2012
				JP	5533726 B2 25 June 2014
				CN	102641125 B 29 July 2015
CN	106175770	A	07 December 2016	CN	106175770 B 21 August 2018
CN	103202687	A	17 July 2013	None	
US	2008275349	A1	06 November 2008	EP	2142095 A1 13 January 2010
				US	2012132211 A1 31 May 2012
				WO	2008135985 A1 13 November 2008
CN	107361770	A	21 November 2017	None	

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61B 5/00 (2006.01) i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																										
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>A61B</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>CNPAT;WPI;EPDOC;CNKI: 深圳融昕, 呼吸障碍, 运动, 暂停, 腹部, 呼吸, 胸部, 类别, 胸腹, 截断, 二阶导, 求导, 导数, 类型, 呼吸暂停, apnea, movement, motion, breath, respirat+, type, classif+, threshold, amplitude, derivat+</p>																										
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 109091112 A (深圳融昕医疗科技有限公司) 2018年 12月 28日 (2018 - 12 - 28) 权利要求1-11, 说明书第[0097]-[0263]段及图1-5</td> <td>1-11</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 104706355 A (北京怡和嘉业医疗科技有限公司) 2015年 6月 17日 (2015 - 06 - 17) 说明书第[0083]-[0100]、[0116]-[0127]段及图1-4、7</td> <td>1-2、8-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 102641125 A (西铁城控股株式会社 等) 2012年 8月 22日 (2012 - 08 - 22) 全文</td> <td>1-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106175770 A (华南师范大学) 2016年 12月 7日 (2016 - 12 - 07) 全文</td> <td>1-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 103202687 A (谢汝石 等) 2013年 7月 17日 (2013 - 07 - 17) 全文</td> <td>1-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2008275349 A1 (EARLYSENSE LTD.) 2008年 11月 6日 (2008 - 11 - 06) 全文</td> <td>1-11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 107361770 A (杭州医电园科技有限公司) 2017年 11月 21日 (2017 - 11 - 21) 全文</td> <td>1-11</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 109091112 A (深圳融昕医疗科技有限公司) 2018年 12月 28日 (2018 - 12 - 28) 权利要求1-11, 说明书第[0097]-[0263]段及图1-5	1-11	X	CN 104706355 A (北京怡和嘉业医疗科技有限公司) 2015年 6月 17日 (2015 - 06 - 17) 说明书第[0083]-[0100]、[0116]-[0127]段及图1-4、7	1-2、8-11	A	CN 102641125 A (西铁城控股株式会社 等) 2012年 8月 22日 (2012 - 08 - 22) 全文	1-11	A	CN 106175770 A (华南师范大学) 2016年 12月 7日 (2016 - 12 - 07) 全文	1-11	A	CN 103202687 A (谢汝石 等) 2013年 7月 17日 (2013 - 07 - 17) 全文	1-11	A	US 2008275349 A1 (EARLYSENSE LTD.) 2008年 11月 6日 (2008 - 11 - 06) 全文	1-11	A	CN 107361770 A (杭州医电园科技有限公司) 2017年 11月 21日 (2017 - 11 - 21) 全文	1-11
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
PX	CN 109091112 A (深圳融昕医疗科技有限公司) 2018年 12月 28日 (2018 - 12 - 28) 权利要求1-11, 说明书第[0097]-[0263]段及图1-5	1-11																								
X	CN 104706355 A (北京怡和嘉业医疗科技有限公司) 2015年 6月 17日 (2015 - 06 - 17) 说明书第[0083]-[0100]、[0116]-[0127]段及图1-4、7	1-2、8-11																								
A	CN 102641125 A (西铁城控股株式会社 等) 2012年 8月 22日 (2012 - 08 - 22) 全文	1-11																								
A	CN 106175770 A (华南师范大学) 2016年 12月 7日 (2016 - 12 - 07) 全文	1-11																								
A	CN 103202687 A (谢汝石 等) 2013年 7月 17日 (2013 - 07 - 17) 全文	1-11																								
A	US 2008275349 A1 (EARLYSENSE LTD.) 2008年 11月 6日 (2008 - 11 - 06) 全文	1-11																								
A	CN 107361770 A (杭州医电园科技有限公司) 2017年 11月 21日 (2017 - 11 - 21) 全文	1-11																								
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																										
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p> <p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&” 同族专利的文件</p>																										
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2019年 10月 23日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2019年 11月 18日</p>																								
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>		<p>授权官员</p> <p>杨星</p> <p>电话号码 86-(10)-53962637</p>																								

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/100238

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	109091112	A	2018年 12月 28日	无			
CN	104706355	A	2015年 6月 17日	CN	104706355	B	2019年 9月 10日
CN	102641125	A	2012年 8月 22日	JP	2012170528	A	2012年 9月 10日
				JP	5533726	B2	2014年 6月 25日
				CN	102641125	B	2015年 7月 29日
CN	106175770	A	2016年 12月 7日	CN	106175770	B	2018年 8月 21日
CN	103202687	A	2013年 7月 17日	无			
US	2008275349	A1	2008年 11月 6日	EP	2142095	A1	2010年 1月 13日
				US	2012132211	A1	2012年 5月 31日
				WO	2008135985	A1	2008年 11月 13日
CN	107361770	A	2017年 11月 21日	无			