



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111281349 A

(43)申请公布日 2020.06.16

(21)申请号 202010168675.2

(22)申请日 2020.03.12

(71)申请人 北京曙光易通技术有限公司

地址 100094 北京市海淀区东北旺北京中关村软件园孵化器1号楼3B座二层1226号

(72)发明人 肖婷婷 刘旭华 韩烽 于雪平

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 纪雯

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

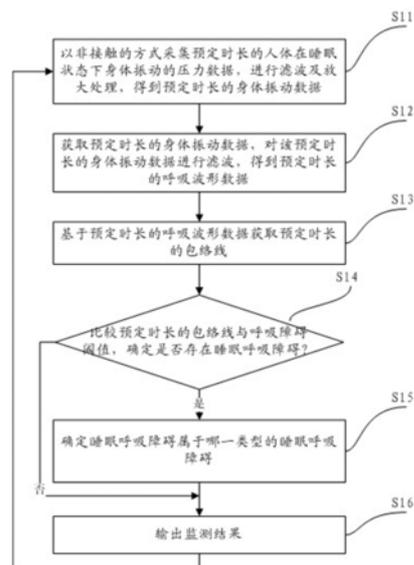
权利要求书3页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

睡眠呼吸障碍监测方法及系统

(57)摘要

本发明提供一种睡眠呼吸障碍监测方法及系统,所述睡眠呼吸障碍监测方法包括:获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据,对所述预定时长的身体振动数据进行滤波,得到预定时长的呼吸波形数据;基于所述预定时长的呼吸波形数据获取预定时长的包络线;以及比较所述预定时长的包络线与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍。本发明能够用无束缚的非接触式振动传感器来实现对睡眠呼吸障碍的监测与预警,与多导睡眠监测系统相比,操作更简单且成本较低,从而可以长期、有效地监测用户睡眠时呼吸,为用户进一步去医疗机构进行确诊提供辅助手段。



1. 一种睡眠呼吸障碍监测方法,其特征在于,所述方法包括:

获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据,对所述预定时长的身体振动数据进行滤波,得到预定时长的呼吸波形数据;

基于所述预定时长的呼吸波形数据获取预定时长的包络线;以及

比较所述预定时长的包络线与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,基于所述预定时长的呼吸波形数据获取预定时长的包络线包括:

对所述预定时长的呼吸波形数据进行全局归一化操作,得到所述预定时长的呼吸波形数据的全局归一化数据;

从所述预定时长的呼吸波形数据的全局归一化数据中提取所述预定时长的包络线。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,对所述预定时长的呼吸波形数据进行全局归一化操作包括:

将所述预定时长的呼吸波形数据整体除以基础水平;其中,在第一次获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据之前设置初始的基础水平。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

将所述预定时长的呼吸波形数据分成多个分段数据,对所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段数据计算标准差,将标准差小于第一预定阈值的分段数据作为稳定分段数据;

统计所述预定时长的呼吸波形数据中,最长的连续稳定分段数据的长度;

响应于所述长度大于等于第二预定阈值,用所述最长的连续稳定分段数据的幅值来更新所述基础水平。

5. 根据权利要求3或4所述方法,其特征在于,所述呼吸障碍阈值包括呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值,并且在第一次获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据之前设置初始的呼吸暂停阈值和初始的呼吸不足阈值;以及

在更新所述基础水平之后,所述方法还包括:

若更新前的基础水平不是初始的基础水平,则获取更新后的基础水平与在前使用过的两个基础水平中的最大值、次大值和最小值;

计算最大值与次大值之间的第一差值以及次大值与最小值之间的第二差值;

比较所述第一差值与第三预定阈值,以及所述第二差值与所述第三预定阈值;

响应于所述第一差值和所述第二差值均小于所述第三阈值,根据下式更新所述呼吸暂停阈值和所述呼吸不足阈值:

$$\text{thrA} = \text{average}(bV) * \omega 1$$

$$\text{thrHA} = \text{average}(bV) * \omega 2$$

其中,thrA表示所述呼吸暂停阈值,thrHA表示所述呼吸不足阈值,bV表示更新后的基础水平与在前使用过的两个基础水平的集合,average(bV)表示bV中所有元素的平均值, $\omega 1$ 和 $\omega 2$ 为参数。

6. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,所述呼吸障碍阈值包括呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值;以及

比较所述预定时长的包络线与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍包括:

从所述预定时长的包络线中查找小于所述呼吸暂停阈值的第一最长包络线分段,

若所述第一最长包络线分段的时长大于预定时长,则确定存在睡眠呼吸障碍,

若所述第一最长包络线分段的时长小于等于所述预定时长,则从所述预定时长的包络线中查找小于所述呼吸不足阈值的第二最长包络线分段,若所述第二最长包络线分段的时长大于所述预定时长,则确定存在睡眠呼吸障碍,否则确定不存在睡眠呼吸障碍。

7.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

对所述预定时长的呼吸波形数据进行局部归一化操作,得到所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段子数据的归一化数据;

响应于确定存在睡眠呼吸障碍,在所述预定时长的呼吸波形数据中查找与所述第一最长包络线分段或者所述第二最长包络线分段对应的分段子数据的归一化数据;

判断查找到的分段子数据的归一化数据是否存在波动的周期性;

若所述查找到的分段子数据的归一化数据整体存在波动的周期性,则确定存在阻塞性睡眠呼吸障碍;

若所述查找到的分段子数据的归一化数据部分存在波动的周期性,则确定存在混合性睡眠呼吸障碍;

若所述查找到的分段子数据的归一化数据不存在波动的周期性,则确定存在中枢性睡眠呼吸障碍。

8.根据权利要求7所述的方法,其特征在于,对所述预定时长的呼吸波形数据进行局部归一化操作包括:

将所述预定时长的呼吸波形数据分成多段子数据;

针对所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段子数据,根据下式进行归一化操作,得到所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段子数据的归一化数据:

$$\text{data2_part}_i = (\text{data1_part}_i - d_i) / f_i$$

其中, data2_part_i 表示所述预定时长的呼吸波形数据的第*i*段子数据的归一化数据, $1 \leq i \leq n$, n 为所述预定时长的呼吸波形数据的段数; data1_part_i 表示所述预定时长的呼吸波形数据的第*i*段子数据;当*i*>1时 $d_i = d_{i-1} - \alpha (d_{i-1} - \text{midValue}_i)$,当*i*=1时 $d_1 = \text{midValue}_1$, α 为预定参数, midValue_i 表示所述预定时长的呼吸波形数据的第*i*段子数据的中值;当*i*>1时 $f_i = f_{i-1} - \beta (f_{i-1} - \text{ampt}_i)$,当*i*=1时 $f_1 = \text{ampt}_1$, β 为预定参数, ampt_i 表示所述预定时长的呼吸波形数据的第*i*段子数据的幅值。

9.根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

经由非接触式振动传感器采集预定时长的人体在睡眠状态下身体振动的压力数据;

对所述压力数据进行滤波及放大处理,得到人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据。

10.根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,对所述预定时长的身体振动数据进行滤波包括:

检测所述预定时长的身体振动数据是否存在工频噪声;

响应于检测到存在工频噪声,对所述预定时长的身体振动数据进行带阻滤波;

使用有限长单位冲激响应滤波器对所述预定时长的身体振动数据进行滤波处理。

11. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

将睡眠呼吸障碍监测结果传送至用户APP。

12. 一种睡眠呼吸障碍监测系统,其特征在于,包括:

振动传感器,用于采集预定时长的人体在睡眠状态下身体振动的压力数据;

睡眠呼吸障碍监测设备,包括处理器和存储器,所述存储器存储有被所述处理器执行的计算机程序,当所述计算机程序被所述处理器执行时,使得所述睡眠呼吸障碍监测设备实现如权利要求1-11中任一项所述的方法。

睡眠呼吸障碍监测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,更具体地,涉及一种睡眠呼吸障碍监测方法及系统。

背景技术

[0002] 随着科技的发展,人们对睡眠状态下生理病理的关注度日益提高,睡眠医学作为现代医学的重要组成部分,也备受重视。其中,睡眠呼吸暂停是一种由于反复、较长时间的呼吸停止而导致睡眠连续性中断或者短暂的血氧含量降低同时二氧化碳含量增高的严重睡眠类疾病。睡眠呼吸暂停一般分为如下三类:1.阻塞性睡眠呼吸暂停,这一类最为常见,是由睡眠中反复出现咽部和上气道闭合引起的,该类患者虽然口鼻呼吸气流消失,但胸腹运动仍然存在;2.中枢性睡眠呼吸暂停,这一类较为罕见,中枢性睡眠呼吸暂停由大脑控制中枢问题引起,患者除了口鼻呼吸气流消失之外,胸腹运动也会消失;3.混合性睡眠呼吸暂停,这一类是指在同一睡眠呼吸暂停期间混合出现中枢性和阻塞性因素。睡眠呼吸暂停通常会引起反复发作的夜间低氧和高碳酸血症,可导致高血压、冠心病、糖尿病和脑血管疾病等并发症,甚至出现夜间猝死。

[0003] 为了预防和诊治这种具有潜在致死性的睡眠呼吸疾病,临床上常以睡眠时打鼾伴呼吸暂停、白天嗜睡、身体肥胖、颈围粗等常见并发症做初步诊断,并利用多导睡眠监测系统(即多导睡眠仪,PSG)来监测夜间连续的呼吸、动脉血氧饱和度、脑电图、心电图、心率等指标,以多导睡眠图的监测结果来确诊。然而,多导睡眠仪存在价格昂贵、操作难且不易推广使用等缺点。另外,使用多导睡眠仪需要将电极贴在患者身体上来完成监测,会对患者睡眠造成影响而导致监测结果不够准确。

发明内容

[0004] 为了克服上述现有技术中存在的问题,根据本发明的一个实施例,提供一种睡眠呼吸障碍监测方法,包括:获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据,对所述预定时长的身体振动数据进行滤波,得到预定时长的呼吸波形数据;基于所述预定时长的呼吸波形数据获取预定时长的包络线;以及比较所述预定时长的包络线与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍。

[0005] 上述方法中,基于所述预定时长的呼吸波形数据获取预定时长的包络线包括:对所述预定时长的呼吸波形数据进行全局归一化操作,得到所述预定时长的呼吸波形数据的全局归一化数据;从所述预定时长的呼吸波形数据的全局归一化数据中提取所述预定时长的包络线。其中,对所述预定时长的呼吸波形数据进行全局归一化操作包括:将所述预定时长的呼吸波形数据整体除以基础水平;其中,在第一次获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据之前设置初始的基础水平。

[0006] 上述方法还可以包括:将所述预定时长的呼吸波形数据分成多个分段数据,对所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段数据计算标准差,将标准差小于第一预定阈值的

分段数据作为稳定分段数据;统计所述预定时长的呼吸波形数据中,最长的连续稳定分段数据的长度;响应于所述长度大于等于第二预定阈值,用所述最长的连续稳定分段数据的幅值来更新所述基础水平。

[0007] 上述方法中,所述呼吸障碍阈值包括呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值,并且在第一次获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据之前设置初始的呼吸暂停阈值和初始的呼吸不足阈值。在更新所述基础水平之后,所述方法还包括:若更新前的基础水平不是初始的基础水平,则获取更新后的基础水平与在前使用过的两个基础水平中的最大值、次大值和最小值;计算最大值与次大值之间的第一差值以及次大值与最小值之间的第二差值;比较所述第一差值与第三预定阈值,以及所述第二差值与所述第三预定阈值;响应于所述第一差值和所述第二差值均小于所述第三阈值更新呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值:

[0008] $\text{thrA} = \text{average}(bV) * \omega 1$

[0009] $\text{thrHA} = \text{average}(bV) * \omega 2$

[0010] 其中,thrA表示所述呼吸暂停阈值,thrHA表示所述呼吸不足阈值,bV表示更新后的基础水平与在前使用过的两个基础水平的集合,average(bV)表示bV中所有元素的平均值, $\omega 1$ 和 $\omega 2$ 为参数。

[0011] 上述方法中,所述呼吸障碍阈值包括呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值。比较所述预定时长的包络线与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍包括:从所述预定时长的包络线中查找小于所述呼吸暂停阈值的第一最长包络线分段,若所述第一最长包络线分段的时长大于预定时长,则确定存在睡眠呼吸障碍,若所述第一最长包络线分段的时长小于等于所述预定时长,则从所述预定时长的包络线中查找小于所述呼吸不足阈值的第二最长包络线分段,若所述第二最长包络线分段的时长大于所述预定时长,则确定存在睡眠呼吸障碍,否则确定不存在睡眠呼吸障碍。

[0012] 上述方法还可以包括:对所述预定时长的呼吸波形数据进行局部归一化操作,得到所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段子数据的归一化数据。响应于确定存在睡眠呼吸障碍,在所述预定时长的呼吸波形数据中查找与所述第一最长包络线分段或者所述第二最长包络线分段对应的分段子数据的归一化数据;判断查找到的分段子数据的归一化数据是否存在波动的周期性,若所述查找到的分段子数据的归一化数据整体存在波动的周期性,则确定存在阻塞性睡眠呼吸障碍,若所述查找到的分段子数据的归一化数据部分存在波动的周期性,则确定存在混合性睡眠呼吸障碍,若所述查找到的分段子数据的归一化数据不存在波动的周期性,则确定存在中枢性睡眠呼吸障碍。

[0013] 上述方法中,对所述预定时长的呼吸波形数据进行局部归一化操作包括:

[0014] 将所述预定时长的呼吸波形数据分成多段子数据;针对所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段子数据,根据下式进行归一化操作,得到所述预定时长的呼吸波形数据中的每个分段子数据的归一化数据:

[0015] $\text{data2_part}_i = (\text{data1_part}_i - d_i) / f_i$

[0016] 其中,data2_part_i表示所述预定时长的呼吸波形数据的第i段子数据的归一化数据, $1 \leq i \leq n$,n为所述预定时长的呼吸波形数据的段数;data1_part_i表示所述预定时长的呼吸波形数据的第i段子数据;当 $i > 1$ 时 $d_i = d_{i-1} - \alpha (d_{i-1} - \text{midValue}_i)$,当 $i = 1$ 时 $d_1 = \text{midValue}_1$, α 为预定参数,midValue_i表示所述预定时长的呼吸波形数据的第i段子数据的中

值;当 $i > 1$ 时 $f_i = f_{i-1} - \beta (f_{i-1} - \text{ampt}_i)$,当 $i = 1$ 时 $f_1 = \text{ampt}_1$, β 为预定参数, ampt_i 表示所述预定时长的呼吸波形数据的第 i 段子数据的幅值。

[0017] 上述方法还可以包括:经由非接触式振动传感器采集预定时长的人体在睡眠状态下身体振动的压力数据;对所述压力数据进行滤波及放大处理,得到人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据。

[0018] 上述方法中,对所述预定时长的身体振动数据进行滤波包括:检测所述预定时长的身体振动数据是否存在工频噪声;响应于检测到存在工频噪声,对所述预定时长的身体振动数据进行带阻滤波;使用有限长单位冲激响应滤波器对所述预定时长的身体振动数据进行滤波处理。

[0019] 上述方法还可以包括:将睡眠呼吸障碍监测结果传送至用户APP。

[0020] 根据本发明的一个实施例,还提供一种睡眠呼吸障碍监测系统,包括:

[0021] 振动传感器,用于采集预定时长的人体在睡眠状态下身体振动的压力数据;

[0022] 睡眠呼吸障碍监测设备,包括处理器和存储器,所述存储器存储有被所述处理器执行的计算机程序,当所述计算机程序被所述处理器执行时,使得所述睡眠呼吸障碍监测设备实现上述睡眠呼吸障碍监测方法。

[0023] 本发明实施例可以提供如下的有益效果:

[0024] 能够用无束缚的非接触式振动传感器来实现对睡眠呼吸障碍的监测与预警,与多导睡眠监测系统相比,操作更简单且成本较低,从而可以长期、有效地监测用户睡眠时的呼吸状态,为用户进一步去医疗机构进行确诊提供辅助手段。另外,不会对患者睡眠造成影响,并由此提高了监测结果的准确性。

附图说明

[0025] 将通过参考附图对示例性实施例进行详细描述,附图意在描绘示例性实施例而不应被解释为对权利要求的预期范围加以限制。除非明确指出,否则附图不被认为依比例绘制。

[0026] 图1示意性示出了根据本发明一个实施例的睡眠呼吸障碍监测方法的流程图;

[0027] 图2示意性示出了根据本发明一个实施例的PVDF压电薄膜式传感器的放置位置的示图;

[0028] 图3a-3b示意性示出了根据本发明一个实施例的过滤工频噪声前后的身体振动数据的示图;

[0029] 图4a-4c示意性示出了根据本发明一个实施例的三类睡眠呼吸障碍对应的呼吸波形数据及相应包络线的示图;

[0030] 图5示意性示出了根据本发明另一个实施例的睡眠呼吸障碍监测方法的流程图。

具体实施方式

[0031] 为了使本发明的目的,技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图通过具体实施例对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0032] 根据本发明的一个实施例,提供一种睡眠呼吸障碍监测方法,用于监测用户睡眠

时是否存在呼吸暂停或呼吸不足。概括而言,该睡眠呼吸障碍监测方法包括:获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据,对预定时长的身体振动数据进行滤波,得到预定时长的呼吸波形数据;基于预定时长的呼吸波形数据获取预定时长的包络线;以及比较预定时长的包络线与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍。另外,通过对被判断为睡眠呼吸障碍的呼吸波形数据的周期性进行判断,进而对睡眠呼吸障碍的类型进行判断。

[0033] 图1示意性示出了根据本发明一个实施例的睡眠呼吸障碍监测方法的流程图,包括步骤S11~S16,下文将参考图1描述该方法的各个步骤:

[0034] 步骤S11.以非接触的方式采集预定时长的人体在睡眠状态下身体振动的压力数据,对该压力数据进行滤波及放大处理,得到人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据。

[0035] 根据本发明的一个实施例,步骤S11可以包括如下子步骤:

[0036] 子步骤S111.以非接触的方式连续采集人体在睡眠状态下身体振动的压力数据,并且在采集了预定时长(例如,30秒)的身体振动的压力数据之后执行子步骤S112。

[0037] 具体而言,可以使用PVDF(聚偏氟乙烯)压电薄膜式传感器来采集人体在睡眠状态下身体振动的压力数据,如图2所示,该PVDF压电薄膜式传感器可以放置在床垫下方正对人体胸部的的位置处,当人躺在床垫上并且启动PVDF压电薄膜式传感器后,该PVDF压电薄膜式传感器可以针对感测到的振动连续地输出该振动的压力数据(身体振动的压力数据为模拟数据),这种振动通常来源于人体的心脏跳动、肺部收缩舒张以及肠胃蠕动等。在采集了诸如30秒时长的身体振动的压力数据后,执行子步骤S112以对所采集的身体振动的压力数据进行滤波及放大处理。

[0038] 本领域技术人员应理解,除了PVDF压电薄膜式传感器之外,也可以采用其他类型的振动传感器,例如电感式、电容式振动传感器等,用于非接触地采集身体振动的压力数据。本实施例中选用PVDF压电薄膜式传感器,其优势在于:压电薄膜具有薄、轻、柔软等特性并且可以无源工作,因此置于床垫下方不会让人有不舒适的感觉并且能够长时间地探测细微的信号。

[0039] 子步骤S112.对所采集的预定时长的身体振动的压力数据进行滤波及放大处理,得到人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据(或称监测用数据)。

[0040] 具体地,将所采集的预定时长的身体振动的压力数据通过高频滤波及放大电路进行高频滤波及放大处理,从而得到如图3a所示的预定时长的身体振动数据。根据本发明的一个实施例,通过高频滤波及放大处理得到的预定时长的身体振动数据可以用字符串格式进行表示,该字符串可以由一系列16进制的数组成,该字符串还可以包含指示字符串表示身体振动数据的标识。

[0041] 步骤S12.获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据,对该预定时长的身体振动数据进行滤波,从而得到预定时长的呼吸波形数据。

[0042] 步骤S12为身体振动数据的预处理步骤,包括如下的子步骤:

[0043] 子步骤S121.判断所获取的人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据是否符合监测标准,若符合监测标准则执行子步骤S122,否则返回步骤S11同时发出(例如,向用户APP发出)数据不符合监测标准的警告。

[0044] 举例而言,从上述字符串中获取标识,以判断该字符串是否表示的是身体振动数据,如果标识指示字符串表示身体振动数据,则进一步判断所表示的身体振动数据是否为预定时长(例如,30秒)的数据。响应于标识指示字符串表示身体振动数据并且身体振动数据的时长为预定时长,确定所获取的预定时长的身体振动数据符合监测标准并且执行子步骤S122,否则发出数据不符合监测标准的警告并且返回步骤S11,以采集下一预定时长的身体振动数据。

[0045] 子步骤S122.对预定时长的身体振动数据进行滤波,得到相应的预定时长的呼吸波形(respiration waveform)数据data1,包括:

[0046] ①过滤工频噪声。

[0047] 检测预定时长的身体振动数据是否存在工频噪声,若检测到存在工频噪声(例如,检测到预定时长的身体振动数据在频域中存在超出正常范围内的50Hz波段),则对该预定时长的身体振动数据进行带阻滤波,以过滤掉工频噪声。对于如图3a所示的身体振动数据,过滤掉工频噪声后的身体振动数据如图3b所示。

[0048] ②FIR滤波器滤波,得到相应的呼吸波形数据data1。

[0049] 使用有限长单位冲激响应(FIR)滤波器对预定时长的身体振动数据进行滤波处理(例如,进行0.1-0.7Hz滤波处理,其中0.1-0.7Hz为带通范围),得到滤波后的预定时长的身体振动数据,即预定时长的呼吸波形数据data1。

[0050] 步骤S13.基于预定时长的呼吸波形数据data1获取预定时长的包络线,包括如下子步骤:

[0051] 子步骤S131.对预定时长的呼吸波形数据data1进行全局归一化操作,得到预定时长的呼吸波形数据data1的全局归一化数据data2_all。

[0052] 其中,全局归一化操作包括:将预定时长的呼吸波形数据data1整体除以当前的基础水平,得到data1的全局归一化数据data2_all。基础水平的初值可以设置为-1,这是一个经验值(例如,可以在第一次获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据之前设置初始的基础水平),基础水平的更新将在后文中描述。

[0053] 子步骤S132.从预定时长的呼吸波形数据data1的全局归一化数据data2_all中提取预定时长的包络线data4。

[0054] 具体地,对于data2_all,首先以1.7秒的窗口进行步进(选择窗口内的最大值作为包络线值),得到包络线data3;再对包络线data3以5秒的窗口进行步进,得到data2_all的包络线data4。其中,包络线data4可以是data2_all的上包络线(本文默认为上包络线),也可以是data2_all的下包络线。

[0055] 步骤S14.比较预定时长的包络线data4与呼吸障碍阈值,基于比较结果确定是否存在睡眠呼吸障碍;若确定存在睡眠呼吸障碍则执行步骤S15,若确定不存在睡眠呼吸障碍则执行步骤S16。其中,呼吸障碍阈值包括呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值,呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值的初值可以设置为-1。例如,可以在第一次获取人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据之前设置初始的呼吸暂停阈值和初始的呼吸不足阈值。

[0056] 根据本发明的一个实施例,步骤S14包括如下子步骤:

[0057] 子步骤S141.更新基础水平和呼吸阈值。

[0058] 具体地,更新基础水平包括:

[0059] ①将预定时长的呼吸波形数据data1分成 m ($m > 1$, 例如 $m = 10$) 个分段数据, 对data1中的每个分段数据计算标准差; 若某个分段数据的标准差小于第一预定阈值 (例如, 阈值为0.5), 则表示该分段数据无噪声干扰、为稳定分段数据, 否则为不稳定分段数据。

[0060] ②统计data1中最长的连续稳定分段数据的长度:

[0061] 若该长度大于等于第二预定阈值 (例如, 阈值为4), 则将该连续稳定分段数据的幅值作为新的基础水平 $baseValue^k$, 其中 k 表示针对当前人体的睡眠呼吸障碍监测已经产生过 k 个基础水平;

[0062] 若data1中不存在长度大于等于第二预定阈值的连续稳定分段数据, 则不更新基础水平。

[0063] 具体地, 更新呼吸阈值包括:

[0064] ①若根据预定时长的呼吸波形数据data1更新了基础水平 $baseValue^k$, 并且更新前的基础水平不是初始的基础水平 (即, 先前已经使用过至少两个基础水平), 则在本次更新的基础水平 $baseValue^k$ 与在前使用过的两个基础水平 $baseValue^{k-2}$, $baseValue^{k-1}$ 中获取最大值、次大值和最小值。

[0065] ②计算最大值与次大值之间的第一差值以及次大值与最小值之间的第二差值; 比较第一差值与第三预定阈值以及比较第二差值与第三预定阈值, 若第一差值和第二差值均小于第三预定阈值, 则根据下式更新呼吸暂停阈值和呼吸不足阈值, 否则不更新呼吸阈值:

$$[0066] \quad thrA = average(bV) * \omega 1 \quad (1)$$

$$[0067] \quad thrHA = average(bV) * \omega 2 \quad (2)$$

[0068] 其中, $thrA$ 表示呼吸暂停阈值, $thrHA$ 表示呼吸不足阈值; $bV = [baseValue^{k-2}, baseValue^{k-1}, baseValue^k]$, 即表示更新后的基础水平与在前使用过的两个基础水平的集合, $average(bV)$ 表示 bV 中所有元素的平均值; $\omega 1$ 和 $\omega 2$ 为参数。

[0069] 子步骤S142. 比较预定时长的包络线data4与呼吸障碍阈值, 以确定是否存在睡眠呼吸障碍, 即是否存在睡眠呼吸暂停或者睡眠呼吸不足。

[0070] 具体地, 子步骤S142包括:

[0071] 从data4中查找连续小于呼吸暂停阈值 $thrA$ 的最长包络线分段data5, 若data5的时长大于预定时长 (例如, 预定时长为10秒), 则确定存在睡眠呼吸暂停并且执行步骤S15; 若data5的时长小于等于该预定时长, 则从data4中进一步查找连续小于呼吸不足阈值 $thrHA$ 的最长包络线分段data5', 若data5'的时长大于该预定时长, 则确定存在睡眠呼吸不足并且执行步骤S15; 否则, 确定不存在睡眠呼吸障碍 (如图4a所示, data4整体大于呼吸暂停阈值 $thrA$ 和呼吸不足阈值 $thrHA$), 并且执行步骤S16。

[0072] 步骤S15. 响应于存在睡眠呼吸障碍 (睡眠呼吸暂停/睡眠呼吸不足), 确定睡眠呼吸障碍属于哪一类型的睡眠呼吸障碍, 包括如下子步骤:

[0073] 子步骤S151. 对预定时长的呼吸波形数据data1进行局部归一化操作, 得到data1中的每个分段子数据的归一化数据。

[0074] 具体的, 局部归一化操作包括: 将data1分成 n 段 ($n > 1$, 例如 $n = 5$) 子数据, 并且针对每个分段子数据分别进行归一化操作, 得到data1中的每个分段子数据的归一化数据, 如下式所示:

$$[0075] \quad data2_part_i = (data1_part_i - d_i) / f_i \quad (3)$$

[0076] 其中, $data2_part_i$ 表示 $data1$ 的第 i 段子数据的归一化数据, $1 \leq i \leq n$, n 为 $data1$ 的段数; $data1_part_i$ 表示 $data1$ 的第 i 段子数据; 当 $i > 1$ 时 $d_i = d_{i-1} - \alpha (d_{i-1} - midValue_i)$, 当 $i = 1$ 时 $d_1 = midValue_1$, α 为预定参数, $midValue_i$ 表示 $data1$ 的第 i 段子数据的中值; 当 $i > 1$ 时 $f_i = f_{i-1} - \beta (f_{i-1} - ampt_i)$, 当 $i = 1$ 时 $f_1 = ampt_1$, β 为预定参数, $ampt_i$ 表示 $data1$ 的第 i 段子数据的幅值。

[0077] 根据本发明的一个实施例, 对预定时长的呼吸波形数据 $data1$ 进行局部归一化操作的流程如下:

[0078] 1-1. 将 $data1$ 分成 n (如上所述, $n > 1$, 例如 $n = 5$) 段子数据, 设置 $i = 1$;

[0079] 1-2. 判断 i 是否等于 1, 若等于 1 则执行步骤 1-3, 否则执行步骤 1-4;

[0080] 1-3. 计算第 1 段子数据的 d_1 和 f_1 , 其中 $d_1 = midValue_1$ 且 $f_1 = ampt_1$; $midValue_1$ 表示 $data1$ 的第 1 段子数据的中值, 并且 $ampt_1$ 表示 $data1$ 的第 1 段子数据的幅值;

[0081] 1-4. 计算第 i 段子数据的 d_i 和 f_i ($i > 1$), 其中 $d_i = d_{i-1} - \alpha (d_{i-1} - midValue_i)$ 且 $f_i = f_{i-1} - \beta (f_{i-1} - ampt_i)$; α 、 β 为预定参数, $midValue_i$ 表示 $data1$ 的第 i 段子数据的中值, 并且 $ampt_i$ 表示 $data1$ 的第 i 段子数据的幅值;

[0082] 1-5. 设置 $i = i + 1$, 并且判断 i 是否大于 n , 若大于 n 则执行步骤 1-6, 否则返回步骤 1-4;

[0083] 1-6. 根据公式 (3) 计算 $data1$ 中的每个分段子数据的归一化数据。

[0084] 子步骤 S152. 确定睡眠呼吸障碍属于哪一类型的睡眠呼吸障碍。如前文所述, 睡眠呼吸暂停可以包括三类: 阻塞性睡眠呼吸暂停、中枢性睡眠呼吸暂停以及混合性睡眠呼吸暂停; 相应地, 睡眠呼吸不足也可以包括三类: 阻塞性睡眠呼吸不足、中枢性睡眠呼吸不足以及混合性睡眠呼吸不足。

[0085] 具体地, 子步骤 S152 包括: 查找与最长包络线分段 $data5$ 或 $data5'$ 对应的 $data1$ 中的多个分段子数据的归一化数据, 得到 $data5_2$ 或 $data5'_2$ 。

[0086] 判断 $data5_2$ 或 $data5'_2$ 是否存在波动的周期性:

[0087] 若 $data5_2$ 或 $data5'_2$ 整体存在波动的周期性, 则确定存在阻塞性睡眠呼吸暂停或阻塞性睡眠呼吸不足 (如图 4c 所示);

[0088] 若 $data5_2$ 或 $data5'_2$ 中所有分段子数据的归一化数据不存在波动的周期性, 则确定存在中枢性睡眠呼吸暂停或中枢性睡眠呼吸不足 (如图 4b 所示);

[0089] 若 $data5_2$ 或 $data5'_2$ 中有部分连续分段子数据的归一化数据存在波动的周期性, 则确定存在混合性睡眠呼吸暂停或混合性睡眠呼吸不足。

[0090] 本领域技术人员应理解, 可以采用本领域的公知技术对上述分段子数据的归一化数据进行波动周期性的判断, 例如, 可利用自相关技术来进行判断。

[0091] 步骤 S16. 输出监测结果, 并且返回步骤 S11。

[0092] 将监测结果 (例如包括: 存在睡眠呼吸障碍、存在哪一类型的睡眠呼吸障碍、不存在睡眠呼吸障碍等) 传送给用户 App, 并且返回步骤 S11, 再次以非接触的方式采集预定时长的人体在睡眠状态下身体振动的压力数据, 对该压力数据进行滤波及放大处理以得到人体在睡眠状态下的预定时长的身体振动数据, 并且继而分析判断在该预定时长内是否存在睡眠呼吸障碍。

[0093] 上述实施例能够用无束缚的非接触式振动传感器来实现对睡眠呼吸障碍的监测

与预警,与多导睡眠监测系统相比,操作更简单且成本较低,可以长期、有效地监测用户睡眠时呼吸(例如,连续地监测每晚是否发生睡眠呼吸障碍),为用户进一步去医疗机构进行确诊提供辅助手段。另外,不会对患者睡眠造成影响,并由此提高了监测结果的准确性。

[0094] 在上述实施例中,以特定的顺序描述了睡眠呼吸障碍监测方法,然而本领域技术人员应理解,该方法中的许多操作可以并行、同时或同步地执行,另外,还可以重新排列操作的顺序。处理可以在操作完成时终止,但是也可以具有并未包括在图中或实施例中的另外的步骤。根据本发明的另一个实施例,可以在对data1进行全局归一化操作的同时,并行地执行局部归一化操作,如图5所示。

[0095] 另外,尽管上述实施例以无束缚的非接触式振动传感器(例如,PVDF压电薄膜式传感器)为例来实现对睡眠呼吸障碍的监测与预警,但本领域技术人员应注意,上述实施例中的睡眠呼吸障碍监测方法也适用于接触式的传感器。在上述实施例中,精确地确定是否存在睡眠呼吸暂停或者睡眠呼吸不足,而在其他实施例中,也可以仅确定是否存在睡眠呼吸暂停,或者仅确定是否存在睡眠呼吸不足。

[0096] 经实验表明,本发明提供的睡眠呼吸障碍监测方法其监测结果与PSG的判定结果具有较高的相关性。

[0097] 上述方法可以通过硬件、软件、固件、中间件、伪代码、硬件描述语言或者它们的任意组合来实现。当以软件、固件、中间件或伪代码实施时,用来执行任务的程序代码或代码分段可以被存储在计算机可读介质中,诸如存储介质,处理器可以执行该任务。

[0098] 应理解,软件实现的示例性实施例通常在一些形式的程序存储介质上进行编码或者在一些类型的传输介质上实现。程序存储介质可以是任意的非瞬态存储介质,诸如磁盘(例如,软盘或硬盘)或光盘(例如,紧凑盘只读存储器或“CD ROM”),并且可以是只读的或者随机访问的。类似地,传输介质可以是双绞线、同轴电缆、光纤,或者本领域已知的一些其它适用的传输介质。

[0099] 虽然本发明已经通过优选实施例进行了描述,然而本发明并非局限于这里所描述的实施例,在不脱离本发明范围的情况下还包括所做出的各种改变以及变化。

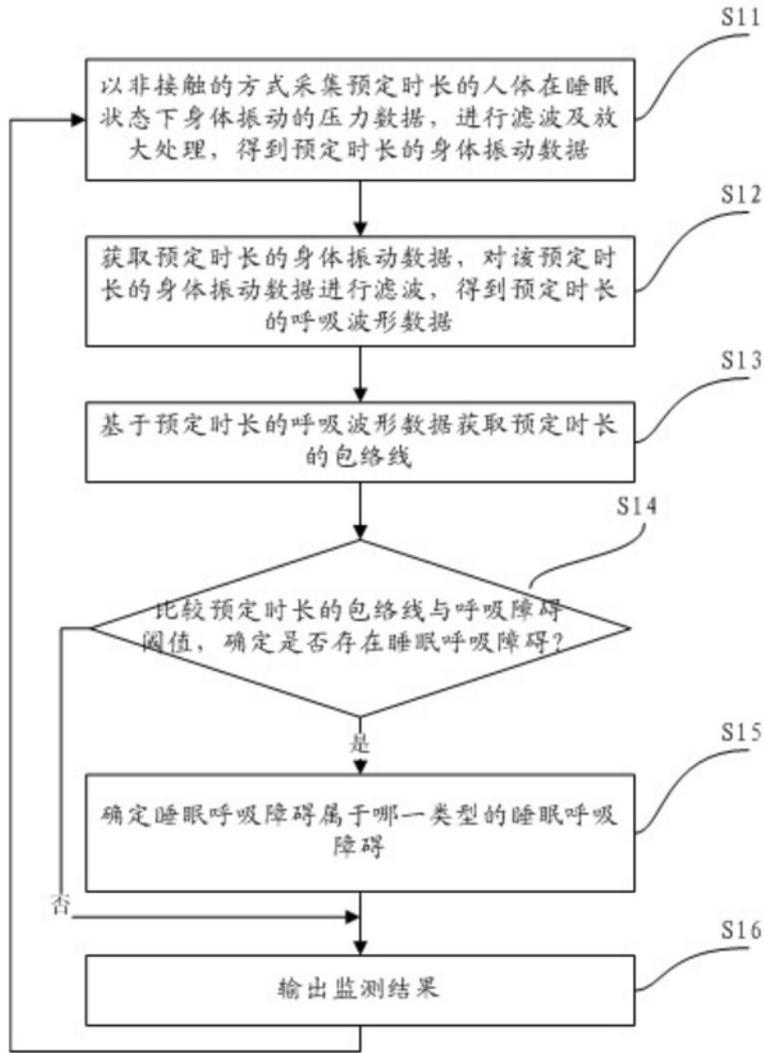


图1

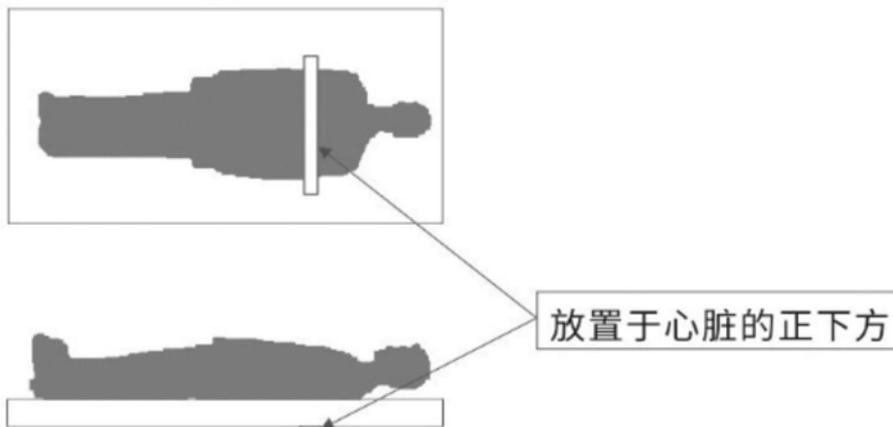


图2

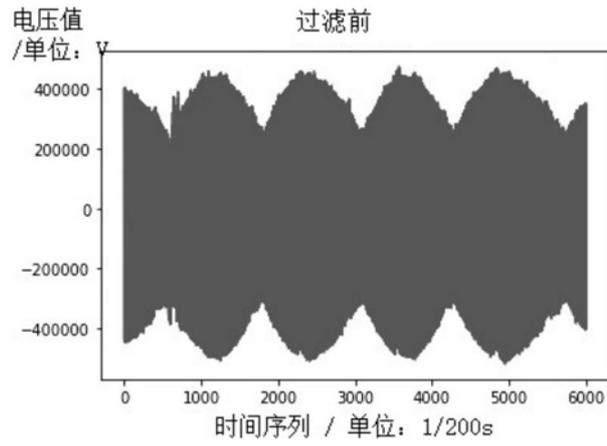


图3a

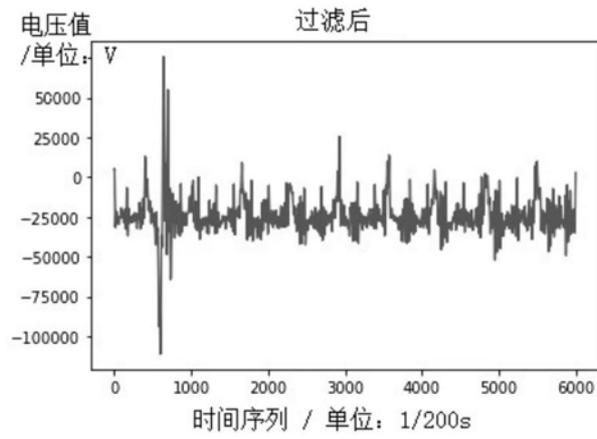


图3b

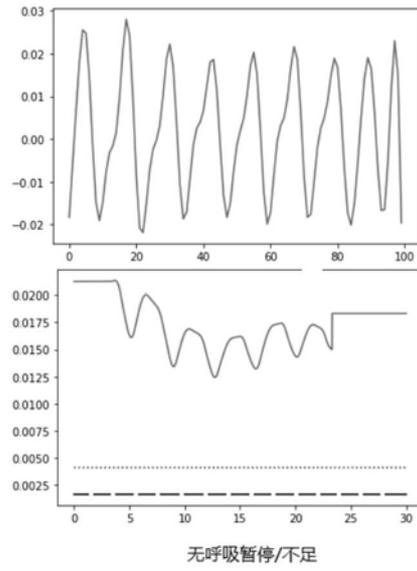


图4a

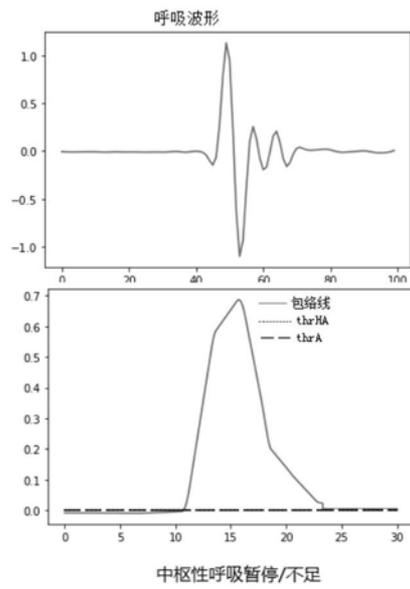


图4b

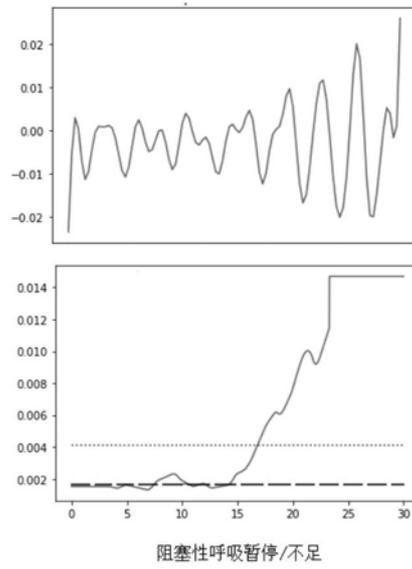


图4c

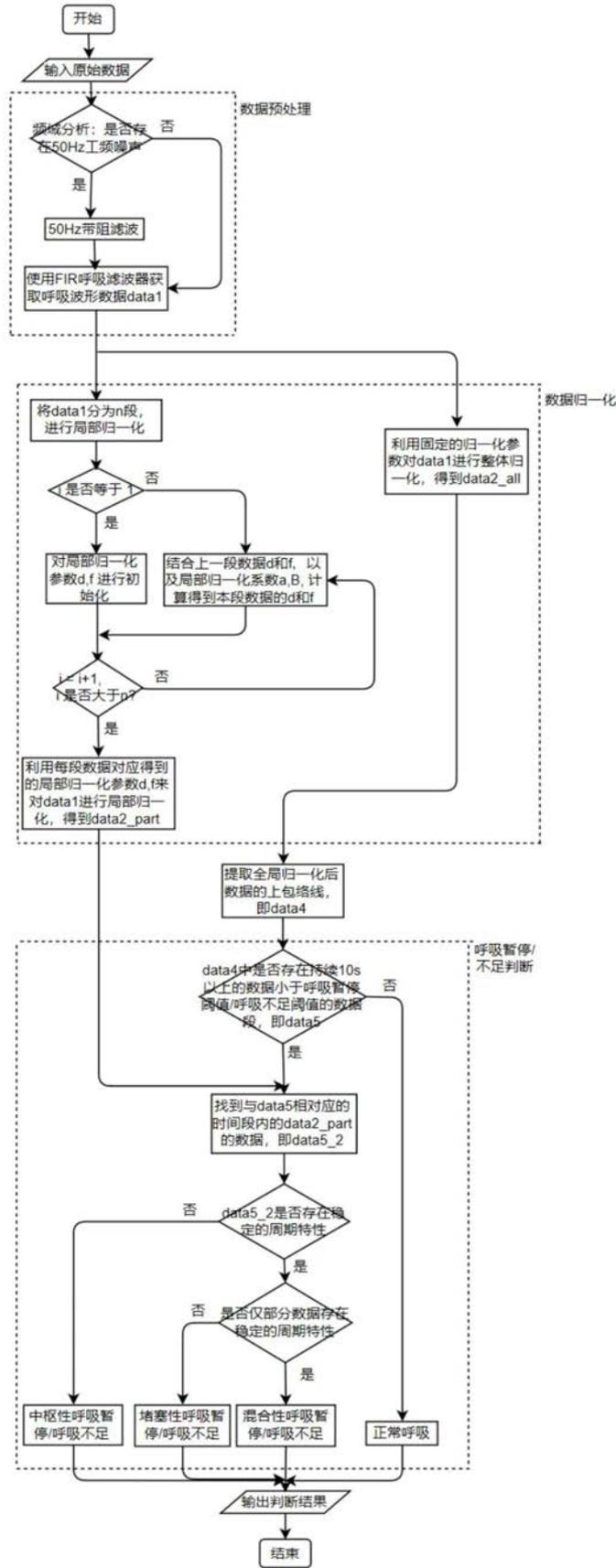


图5