



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108283489 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201711357428.1

(22)申请日 2017.12.16

(71)申请人 湖南明康中锦医疗科技发展有限公司

地址 410205 湖南省长沙市岳麓区麓景路8号巨星创业基地北一楼102

(72)发明人 戴征 杨娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

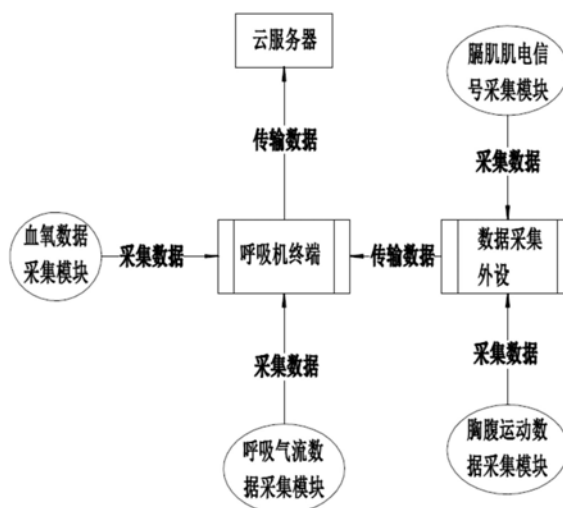
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

睡眠呼吸系统及方法

(57)摘要

本发明提供了一种家庭睡眠监测系统,其包括血氧数据采集模块、呼吸气流数据采集模块、胸腹运动数据采集模块、隔肌肌电信号采集模块、数据预处理软件以及呼吸事件判定软件。与相关技术相比,本发明的家庭睡眠监测系统极大地提升了呼吸事件判定的准确性,更进一步拓展了呼吸机终端的睡眠监测功能。本发明还提供了一种家庭睡眠监测方法,其包括数据采集步骤、数据预处理步骤以及呼吸事件判定步骤。与相关技术相比,本发明的家庭睡眠监测方法其呼吸事件判定的准确性更高。



1. 一种睡眠呼吸系统,其特征在于,包括:

血氧数据采集模块,采集血氧浓度和心率数据;

呼吸气流数据采集模块,采集呼吸气流流量数据;

胸腹运动数据采集模块,测量呼吸努力状态,计算出电感变化量数据;

隔肌肌电信号采集模块,采集因膈肌肌肉收缩产生的电信号数据;

数据预处理软件,根据呼吸气流流量数据计算出每个呼吸周期的最大值和最小值;

呼吸事件判定软件,根据所述血氧浓度数据进行氧减事件判定;根据每个呼吸周期呼吸气流流量的最大值减去最小值计算出的每个呼吸周期的幅值,进行幅值基线值存在与否的判定,在判定幅值基线值存在后将连续的非正常幅值设为呼吸事件判定区间,结合所述呼吸气流流量数据、电感变化量数据以及电信号数据进行呼吸暂停事件判定,结合所述呼吸气流流量数据以及血氧浓度数据进行低通气事件判定。

2. 根据权利要求1所述的睡眠呼吸系统,其特征在于,包括呼吸机终端、数据采集外设以及云服务器,所述呼吸机终端配置有所述血氧数据采集模块、呼吸气流数据采集模块以及数据预处理软件,所述数据采集外设包括所述胸腹运动数据采集模块以及隔肌肌电信号采集模块,所述云服务器配置有呼吸事件判定软件。

3. 根据权利要求2所述的睡眠呼吸系统,其特征在于,所述呼吸机终端将所述数据预处理软件计算出的每个呼吸周期的最大值和最小值数据传输至云服务器,所述数据采集外设将所述电感变化量数据以及电信号数据传输至所述呼吸机终端,再所述呼吸机终端传输至所述云服务器。

4. 根据权利要求3所述的睡眠呼吸系统,其特征在于,所述数据采集外设通过蓝牙、wifi、串口线或USB方式对所述呼吸机终端进行数据传输。

5. 根据权利要求4所述的睡眠呼吸系统,其特征在于,所述呼吸机终端通过无线方式对所述云服务器进行数据传输。

6. 根据权利要求5所述的睡眠呼吸系统,其特征在于,所述血氧数据采集模块包括血氧探头,所述呼吸气流数据采集模块包括流量传感器。

7. 根据权利要求5所述的睡眠呼吸系统,其特征在于,所述胸腹运动数据采集模块包括RIP胸腹带,所述隔肌肌电信号采集模块包括表面电极。

8. 一种睡眠呼吸方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、数据采集:

血氧数据采集模块,采集血氧浓度和心率数据;

呼吸气流数据采集模块,采集呼吸气流流量数据;

胸腹运动数据采集模块,测量呼吸努力状态,计算出电感变化量数据;

隔肌肌电信号采集模块,采集因膈肌肌肉收缩产生的电信号数据;

数据预处理软件,根据呼吸气流流量数据计算出每个呼吸周期呼吸气流流量的最大值和最小值;

S2、数据预处理,包括如下步骤:

S2.1、采用限幅滤波和滑动平均滤波方式消除呼吸气流流量数据波形中的抖动和部分噪声,

S2.2、呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算,包括如下步骤:

S2.2.1、比较实时呼吸气流流量数据的值是否小于先前最小值,若是,则将实时呼吸气流流量数据的值作为该呼吸周期的最小值,持续时间置零,若否,则跳转到步骤S2.2.2;

S2.2.2、比较实时呼吸气流流量数据的值是否大于流量基线值,若是,则跳转到步骤S2.2.3,若否,则比较先前最小值持续时间是否小于5秒,若小于5秒,则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算,若大于或等于5秒,则跳转到步骤S2.2.3;

S2.2.3、比较先前最小值是否小于流量基线值,若是,则将先前最小值作为该呼吸周期的最小值,若否,则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算,

其中,先前最小值为实时呼吸气流流量数据的值之前与其时间间隔最小的某个呼吸周期呼吸气流流量的最小值,先前最小值的初始最小值为流量基线值,流量基线值为零流量或零流量对应的AD值,

S2.3、呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算,包括如下步骤:

S2.3.1、比较实时呼吸气流流量数据的值是否大于先前最大值,若是,则将实时呼吸气流流量数据的值作为该呼吸周期呼吸气流流量的最大值,持续时间置零,若否,则跳转到步骤S2.3.2;

S2.3.2、比较实时呼吸气流流量数据的值是否小于流量基线值,若否,则跳转到步骤S2.3.3,若是,则比较先前最大值持续时间是否小于5秒,若小于5秒则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算,若大于或等于5秒,则跳转到步骤S2.3.3;

S2.3.3、比较先前最大值是否大于流量基线值,若是,则将先前最大值作为该呼吸周期的最大值,若否,则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算,

其中,先前最大值为实时呼吸气流流量数据的值之前与其时间间隔最小的某个呼吸周期呼吸气流流量的最大值,先前最大值的初始最大值为流量基线值,流量基线值为零流量或零流量对应的AD值,

S3、呼吸事件判定,包括如下步骤:

S3.1、根据采集的血氧浓度数据进行氧减事件判定;

S3.2、计算每个有效呼吸周期的幅值;

S3.3、判断呼吸事件判定的幅值基线值是否存在,若存在,则跳转到步骤S3.4,若不存在,则计算幅值基线值并处理之后的幅值;

S3.4、将连续的非正常幅值设为呼吸事件判定区间,若所述呼吸事件判定区间持续时间小于10秒,则跳过所述呼吸事件判定区间处理之后的幅值;若所述呼吸事件判定区间持续时间大于2分钟,则清除当前的幅值基线值,继续处理之后的幅值;否则跳转到步骤S3.5;

S3.5、进行呼吸暂停事件与低通气事件判定;

其中,步骤S3.2中,每个有效呼吸周期的幅值计算为每个有效呼吸周期呼吸气流流量的最大值减去最小值所得的差值,步骤S3.3中,幅值基线值的计算为:建立一个长度为2分钟的滑动时间窗,用于保存这段时间内的幅值数据,每次获取一个幅值后,若滑动时间窗内第一个元素时间和最后一个元素时间相差超过2分钟,则删除第一个元素,滑动时间窗向后平移,始终保持滑动时间窗内第一个元素和最后一个元素的时间差不超过2分钟,对滑动时间窗内的元素求平均值,作为实时的幅值基线值,所述最后一个元素时间为每个呼吸周期中最大值出现的时间。

9.根据权利要求8所述的睡眠呼吸方法,其特征在于,步骤S3.1中,氧减事件判定:依次

比较血氧浓度,若血氧浓度连续下降至少4%,且下降时间大于10秒,则判定为氧减事件。

10. 根据权利要求9所述的睡眠呼吸方法,其特征在于,步骤S3.5中,呼吸暂停事件的判定:从所述呼吸事件判定区间的起点开始,找出第一个符合呼吸暂停事件幅值要求的波形记为起点,找出第一个不符合呼吸暂停事件幅值要求的波形记为终点,形成呼吸暂停事件判定区间,判断所述呼吸暂停事件判定区间持续时间是否大于或等于10秒,若否,则所述呼吸暂停事件判定区间判定为正常;若是,则判断所述呼吸暂停事件判定区间内所述电信号数据的波形段是否存在与前后相邻波形段相比振幅下降的现象,若不存在,则所述呼吸暂停事件判定区间判定为正常,若存在,则进一步判断所述呼吸暂停事件判定区间是否存在所述电感变化量数据,若不存在所述电感变化量数据,则判定发生中枢型呼吸暂停,若存在所述电感变化量数据,则判定为阻塞性呼吸暂停,所述呼吸暂停事件判定区间为呼吸暂停区间;

低通气事件判定:从所述呼吸事件判定区间起点开始,找出第一个符合低通气事件幅值要求的波形记为起点,再找出第一个不符合低通气事件幅值要求的波形记为终点,形成低通气事件判定区间,并依次判断波形与其后相邻波形之间的时间差,若时间差小于或等于10秒,则所述低通气事件判定区间判定为正常区间;若时间差大于10秒,则以这两个幅值为界,将所述低通气事件判定区间划分为两个区间,若该两个区间的前一区间持续时间大于10秒,则对前一区间和延长区间组成的前整体血氧判定区间进行血氧相关判断,若所述前整体血氧判定区间内血氧浓度连续下降至少4%,则判定为低通气事件区间,否则,判定为正常区间;若该两个区间的后一区间持续时间大于10秒,则对后一区间和延长区间组成的后整体血氧判定区间进行血氧相关判断,若所述后整体血氧判定区间内血氧浓度连续下降至少4%,则判定为低通气事件区间,否则,判定为正常区间。

睡眠呼吸系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及家庭医疗设备技术领域,尤其涉及一种睡眠呼吸系统及方法。

背景技术

[0002] 睡眠是一项与人类健康息息相关的生命活动,机体有很多生理活动都是在睡眠中进行的。随着理论研究的推进,人们对睡眠的认识不断提高,同时对与睡眠相关的疾患也加深关注。睡眠质量直接影响人体的健康状态。由于近些年来人们的社会压力越来越大,睡眠问题已成为社会关注的焦点问题之一。

[0003] 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征 (OSAHS) 是指患者在睡眠过程中反复出现呼吸暂停和低通气。由于夜间反复出现大脑皮层的觉醒与觉醒反应,正常睡眠结构和节律被破坏,睡眠效率明显降低,白天出现嗜睡,记忆力下降,严重者出现认知功能下降,行为异常,目前认为OSAHS是一种全身性疾病,同时又是引起猝死、道路交通事故的重要原因,是一个严重的社会问题。诊断OSAHS的标准手段是整夜的多导电生理睡眠检测仪 (PSG) 监测。PSG监测的生理参数较多,有利于医生综合判断给出准确的诊断结果。但同时由于PSG采用的传感器众多,且多数置于头部和面部,是一些比较敏感的部位,另外,由于设备体积大,不便移动,患者需住院监测,由此带来睡眠环境的改变及监测设备的影响导致入睡困难,反而影响诊断的准确性。并且,监测设备价格昂贵,操作复杂,难以在家庭中推广应用。所以家庭睡眠监测对于OSAHS的诊断及治疗效果评估具有重要意义。

[0004] 而目前常用的家庭睡眠监测设备由于监测数据种类及算法的局限,往往存在睡眠事件判定准确性较低的不足。

[0005] 因此,实有必要提供一种新的睡眠呼吸系统及方法来克服上述技术问题。

发明内容

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种睡眠呼吸系统及方法。

[0007] 本发明提供一种睡眠呼吸系统,其包括:

[0008] 血氧数据采集模块,采集血氧浓度和心率数据;

[0009] 呼吸气流数据采集模块,采集呼吸气流流量数据;

[0010] 胸腹运动数据采集模块,测量呼吸努力状态,计算出电感变化量数据;

[0011] 隔肌肌电信号采集模块,采集因膈肌肌肉收缩产生的电信号数据;

[0012] 数据预处理软件,根据呼吸气流流量数据计算出每个呼吸周期的最大值和最小值;

[0013] 呼吸事件判定软件,根据所述血氧浓度数据进行氧减事件判定;根据每个呼吸周期呼吸气流流量的最大值减去最小值计算出的每个呼吸周期的幅值,进行幅值基线值存在与否的判定,在判定幅值基线值存在后将连续的非正常幅值设为呼吸事件判定区间,结合所述呼吸气流流量数据、电感变化量数据以及电信号数据进行呼吸暂停事件判定,结合所述呼吸气流流量数据以及血氧浓度数据进行低通气事件判定。

[0014] 优选的,所述睡眠呼吸系统包括呼吸机终端、数据采集外设以及云服务器,所述呼吸机终端配置有所述血氧数据采集模块、呼吸气流数据采集模块以及数据预处理软件,所述数据采集外设包括所述胸腹运动数据采集模块以及隔肌肌电信号采集模块,所述云服务器配置有呼吸事件判定软件。

[0015] 优选的,所述呼吸机终端将所述数据预处理软件计算出的每个呼吸周期的最大值和最小值数据传输至云服务器,所述数据采集外设将所述电感变化量数据以及电信号数据传输至所述呼吸机终端,再所述呼吸机终端传输至所述云服务器。

[0016] 优选的,所述数据采集外设通过蓝牙、wifi、串口线或USB方式对所述呼吸机终端进行数据传输。

[0017] 优选的,所述呼吸机终端通过无线方式对所述云服务器进行数据传输。

[0018] 优选的,所述血氧数据采集模块包括血氧探头,所述呼吸气流数据采集模块包括流量传感器。

[0019] 优选的,所述胸腹运动数据采集模块包括RIP胸腹带,所述隔肌肌电信号采集模块包括表面电极。

[0020] 本发明还提供了一种睡眠呼吸方法,其包括如下步骤:

[0021] S1、数据采集:

[0022] 血氧数据采集模块,采集血氧浓度和心率数据;

[0023] 呼吸气流数据采集模块,采集呼吸气流流量数据;

[0024] 胸腹运动数据采集模块,测量呼吸努力状态,计算出电感变化量数据;

[0025] 隔肌肌电信号采集模块,采集因膈肌肌肉收缩产生的电信号数据;

[0026] 数据预处理软件,根据呼吸气流流量数据计算出每个呼吸周期呼吸气流流量的最大值和最小值;

[0027] S2、数据预处理,包括如下步骤:

[0028] S2.1、采用限幅滤波和滑动平均滤波方式消除呼吸气流流量数据波形中的抖动和部分噪声,

[0029] S2.2、呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算,包括如下步骤:

[0030] S2.2.1、比较实时呼吸气流流量数据的值是否小于先前最小值,若是,则将实时呼吸气流流量数据的值作为该呼吸周期的最小值,持续时间置零,若否,则跳转到步骤S2.2.2;

[0031] S2.2.2、比较实时呼吸气流流量数据的值是否大于流量基线值,若是,则跳转到步骤S2.2.3,若否,则比较先前最小值持续时间是否小于5秒,若小于5秒,则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算,若大于或等于5秒,则跳转到步骤S2.2.3;

[0032] S2.2.3、比较先前最小值是否小于流量基线值,若是,则将先前最小值作为该呼吸周期的最小值,若否,则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算,

[0033] 其中,先前最小值为实时呼吸气流流量数据的值之前与其时间间隔最小的某个呼吸周期呼吸气流流量的最小值,先前最小值的初始最小值为流量基线值,流量基线值为零流量或零流量对应的AD值,

[0034] S2.3、呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算,包括如下步骤:

[0035] S2.3.1、比较实时呼吸气流流量数据的值是否大于先前最大值,若是,则将实时呼

吸气流流量数据的值作为该呼吸周期呼吸气流流量的最大值,持续时间置零,若否,则跳转到步骤S2.3.2;

[0036] S2.3.2、比较实时呼吸气流流量数据的值是否小于流量基线值,若否,则跳转到步骤S2.3.3,若是,则比较先前最大值持续时间是否小于5秒,若小于5秒则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算,若大于或等于5秒,则跳转到步骤S2.3.3;

[0037] S2.3.3、比较先前最大值是否大于流量基线值,若是,则将先前最大值作为该呼吸周期的最大值,若否,则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算,

[0038] 其中,先前最大值为实时呼吸气流流量数据的值之前与其时间间隔最小的某个呼吸周期呼吸气流流量的最大值,先前最大值的初始最大值为流量基线值,流量基线值为零流量或零流量对应的AD值,

[0039] S3、呼吸事件判定,包括如下步骤:

[0040] S3.1、根据采集的血氧浓度数据进行氧减事件判定;

[0041] S3.2、计算每个有效呼吸周期的幅值;

[0042] S3.3、判断呼吸事件判定的幅值基线值是否存在,若存在,则跳转到步骤S3.4,若不存在,则计算幅值基线值并处理之后的幅值;

[0043] S3.4、将连续的非正常幅值设为呼吸事件判定区间,若所述呼吸事件判定区间持续时间小于10秒,则跳过所述呼吸事件判定区间处理之后的幅值;若所述呼吸事件判定区间持续时间大于2分钟,则清除当前的幅值基线值,继续处理之后的幅值;否则跳转到步骤S3.5;

[0044] S3.5、进行呼吸暂停事件与低通气事件判定;

[0045] 其中,步骤S3.2中,每个有效呼吸周期的幅值计算为每个有效呼吸周期呼吸气流流量的最大值减去最小值所得的差值,步骤S3.3中,幅值基线值的计算为:建立一个长度为2分钟的滑动时间窗,用于保存这段时间内的幅值数据,每次获取一个幅值后,若滑动时间窗内第一个元素时间和最后一个元素时间相差超过2分钟,则删除第一个元素,滑动时间窗向后平移,始终保持滑动时间窗内第一个元素和最后一个元素的时间差不超过2分钟,对滑动时间窗内的元素求平均值,作为实时的幅值基线值,所述最后一个元素时间为每个呼吸周期中最大值出现的时间。

[0046] 优选的,步骤S3.1中,氧减事件判定:依次比较血氧浓度,若血氧浓度连续下降至少4%,且下降时间大于10秒,则判定为氧减事件。

[0047] 优选的,步骤S3.5中,呼吸暂停事件的判定:从所述呼吸事件判定区间的起点开始,找出第一个符合呼吸暂停事件幅值要求的波形记为起点,找出第一个不符合呼吸暂停事件幅值要求的波形记为终点,形成呼吸暂停事件判定区间,判断所述呼吸暂停事件判定区间持续时间是否大于或等于10秒,若否,则所述呼吸暂停事件判定区间判定为正常;若是,则判断所述呼吸暂停事件判定区间内所述电信号数据的波形段是否存在与前后相邻波形段相比振幅下降的现象,若不存在,则所述呼吸暂停事件判定区间判定为正常,若存在,则进一步判断所述呼吸暂停事件判定区间是否存在所述电感变化量数据,若不存在所述电感变化量数据,则判定发生中枢型呼吸暂停,若存在所述电感变化量数据,则判定为阻塞性呼吸暂停,所述呼吸暂停事件判定区间为呼吸暂停区间;

[0048] 低通气事件判定:从所述呼吸事件判定区间起点开始,找出第一个符合低通气事

件幅值要求的波形记为起点,再找出第一个不符合低通气事件幅值要求的波形记为终点,形成低通气事件判定区间,并依次判断波形与其后相邻波形之间的时间差,若时间差小于或等于10秒,则所述低通气事件判定区间判定为正常区间;若时间差大于10秒,则以这两个幅值为界,将所述低通气事件判定区间划分为两个区间,若该两个区间的前一区间持续时间大于10秒,则对前一区间和延长区间组成的前整体血氧判定区间进行血氧相关判断,若所述前整体血氧判定区间内血氧浓度连续下降至少4%,则判定为低通气事件区间,否则,判定为正常区间;若该两个区间的后一区间持续时间大于10秒,则对后一区间和延长区间组成的后整体血氧判定区间进行血氧相关判断,若所述后整体血氧判定区间内血氧浓度连续下降至少4%,则判定为低通气事件区间,否则,判定为正常区间。

[0049] 与相关技术相比,本发明提供的睡眠呼吸系统,通过引入较少的数据采集模块,即可实现家庭睡眠监测功能,与相关技术中的家庭睡眠监测设备相比,至少多引入了胸腹运动数据采集模块以及膈肌肌电信号采集模块,结合电感变化量数据和电信号数据对呼吸事件进行判定,极大地提升了呼吸事件判定的准确性;采用数据预处理和呼吸事件判定这种两级数据处理方式,更进一步提升了呼吸事件判定的准确性;更为重要的是,所述睡眠呼吸系统拓展了呼吸机终端的功能,仅需新增膈肌肌电信号采集、胸腹运动数据采集这两个外设,于呼吸机终端上配备数据预处理软件,于云服务器上新配备呼吸事件判定软件,即可使呼吸机终端兼具呼吸机设备属性和家庭睡眠监测设备属性,可实现在不启动呼吸机治疗的情况下,运行睡眠监测功能,且未影响呼吸机终端已有功能,而且云服务器本身即为大量呼吸机终端而设,于云服务器上配备新软件,能更为有效地提高资源利用率;另外,相关技术的家庭睡眠监测设备,其数据存储往往需要先在上进行手动设置,然后通过USB方式连接至电脑等终端进行数据传输,步骤比较繁琐,存储空间大小受限,也易造成数据缺失,而依托本发明提供的睡眠呼吸系统,呼吸机终端可实时通过无线方式对云服务器进行数据传输,更可通过云服务器进行数据存储和分析,操作更加便捷,安全性更高。

[0050] 本发明提供的睡眠呼吸方法,增加了监测数据的种类,为后续呼吸事件的判定增加了数据依据,极大地提升了呼吸事件判定的准确性;采用数据预处理和呼吸事件判定这种两级数据处理方式,包括数据预处理阶段,引入的最大值和最小值计算方法,以及呼吸事件判定阶段引入的动态幅值基线值计算方法,更进一步提升了呼吸事件判定的准确性。

附图说明

[0051] 图1为睡眠呼吸监测系统结构框图;

[0052] 图2为呼吸周期呼吸气流流量最小值计算流程图;

[0053] 图3为呼吸周期呼吸气流流量最大值计算流程图;

[0054] 图4为呼吸事件判定总流程图。

具体实施方式

[0055] 为了便于理解本发明,下面将参照相关附图对本发明进行更全面的描述。附图中给出了本发明的较佳的实施例。但是,本发明可以以许多不同的形式来实现,并不限于本文所描述的实施例。相反地,提供这些实施例的目的是使对本发明的公开内容的理解更加透彻全面。

[0056] 参照图1所示,本实施方式提供了一种睡眠呼吸系统,包括:包括呼吸机终端、数据采集外设以及云服务器,呼吸机终端配置有血氧数据采集模块、呼吸气流数据采集模块以及数据预处理软件,数据采集外设包括胸腹运动数据采集模块以及隔肌肌电信号采集模块,云服务器配置有呼吸事件判定软件。

[0057] 血氧数据采集模块,采集血氧浓度和心率数据,并传输到呼吸机终端;

[0058] 呼吸气流数据采集模块,采集呼吸气流流量数据,并传输到呼吸机终端;

[0059] 胸腹运动数据采集模块,测量呼吸努力状态,计算出电感变化量数据;

[0060] 隔肌肌电信号采集模块,采集因膈肌肌肉收缩产生的电信号数据;

[0061] 数据预处理软件,根据呼吸气流流量数据计算出每个呼吸周期的最大值和最小值;

[0062] 呼吸事件判定软件,根据血氧浓度数据进行氧减事件判定;根据每个呼吸周期呼吸气流流量的最大值减去最小值计算出的每个呼吸周期的幅值,进行幅值基线值存在与否的判定,在判定幅值基线值存在后将连续的非正常幅值设为呼吸事件判定区间,结合呼吸气流流量数据、电感变化量数据以及电信号数据进行呼吸暂停事件判定,结合呼吸气流流量数据以及血氧浓度数据进行低通气事件判定。

[0063] 进一步地,呼吸机终端将数据预处理软件计算出的每个呼吸周期的最大值和最小值数据实时传输至云服务器,数据采集外设将电感变化量数据以及电信号数据传输至呼吸机终端,并由呼吸机终端按照 10HZ的存储频率传输至云服务器。

[0064] 进一步地,数据采集外设通过蓝牙、wifi、串口线或USB方式对呼吸机终端进行数据传输。

[0065] 更进一步地,呼吸机终端通过无线方式对云服务器进行数据传输。

[0066] 更为具体地,血氧数据采集模块包括血氧探头,呼吸气流数据采集模块包括流量传感器。

[0067] 血氧探头利用血液中血红蛋白和氧合血红蛋白对不同波长的吸收系数不同的原理,检测发光二极管穿透组织后的剩余光信号,通过转换计算达到测量血氧浓度和心率的目的。

[0068] 本实施方式采用的流量传感器为压差式流量传感器,将其中一个测压孔堵塞,同时将另一个测压孔与呼吸机终端的鼻氧管连接,检测呼吸气流,并将其转化为与流量相关的压降,而流量的大小与两测压孔之间的压差成正比,根据贝努利定律和质量守恒定律换算出呼吸气流流量。

[0069] 更为具体地,胸腹运动数据采集模块包括RIP胸腹带,所述膈肌肌电信号采集模块包括表面电极。

[0070] RIP胸腹带用于检测胸腹运动,RIP指呼吸感应体积描记技术,利用电磁感应的基本原理来测量呼吸努力状况,将弯曲成正弦状的两条绝缘线圈通过弹性缚带分别缠绕被测者的胸部和腹部,呼吸运动会带动弹性缚带伸缩,使得线圈围绕的截面积发生变化,进而导致线圈电感量发生变化,通过计算转换电感变化量,可检测出测试者的呼吸努力状况。

[0071] 表面电极用于检测膈肌的肌电信号,肌肉的收缩会产生动作电位,进而产生电信号,肌电信号属于生理电信号,可通过电极直接检测。

[0072] 本实施方式提供了还提供了一种睡眠呼吸方法,包括如下步骤:

- [0073] 步骤S1、数据采集：
- [0074] 血氧数据采集模块，采集血氧浓度和心率数据；
- [0075] 呼吸气流数据采集模块，采集呼吸气流流量数据；
- [0076] 胸腹运动数据采集模块，测量呼吸努力状态，计算出电感变化量数据；
- [0077] 膈肌肌电信号采集模块，采集因膈肌肌肉收缩产生的电信号数据；
- [0078] 数据预处理软件，根据呼吸气流流量数据计算出每个呼吸周期呼吸气流流量的最大值和最小值；
- [0079] 步骤S2、数据预处理，包括如下步骤：
- [0080] 步骤S2.1、采用限幅滤波和滑动平均滤波方式消除呼吸气流流量数据波形中的抖动和部分噪声，
- [0081] 参照图2所示，步骤S2.2、呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算，包括如下步骤：
- [0082] 步骤S2.2.1、比较实时呼吸气流流量数据的值是否小于先前最小值，若是，则将实时呼吸气流流量数据的值作为该呼吸周期的最小值，持续时间置零，若否，则跳转到步骤S2.2.2；
- [0083] 步骤S2.2.2、比较实时呼吸气流流量数据的值是否大于流量基线值，若是，则跳转到步骤S2.2.3，若否，则比较先前最小值持续时间是否小于5秒，若小于5秒，则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算，若大于或等于5秒，则跳转到步骤S2.2.3；
- [0084] 步骤S2.2.3、比较先前最小值是否小于流量基线值，若是，则将先前最小值作为该呼吸周期的最小值，若否，则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最小值计算，
- [0085] 其中，先前最小值为实时呼吸气流流量数据的值之前与其时间间隔最小的某个呼吸周期呼吸气流流量的最小值，先前最小值的初始最小值为流量基线值，流量基线值为零流量或零流量对应的AD值，
- [0086] 参照图3所示，步骤S2.3、呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算，包括如下步骤：
- [0087] 步骤S2.3.1、比较实时呼吸气流流量数据的值是否大于先前最大值，若是，则将实时呼吸气流流量数据的值作为该呼吸周期呼吸气流流量的最大值，持续时间置零，若否，则跳转到步骤S2.3.2；
- [0088] 步骤S2.3.2、比较实时呼吸气流流量数据的值是否小于流量基线值，若否，则跳转到步骤S2.3.3，若是，则比较先前最大值持续时间是否小于5秒，若小于5秒则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算，若大于或等于5秒，则跳转到步骤S2.3.3；
- [0089] 步骤S2.3.3、比较先前最大值是否大于流量基线值，若是，则将先前最大值作为该呼吸周期的最大值，若否，则结束该呼吸周期呼吸气流流量的最大值计算，
- [0090] 其中，先前最大值为实时呼吸气流流量数据的值之前与其时间间隔最小的某个呼吸周期呼吸气流流量的最大值，先前最大值的初始最大值为流量基线值，流量基线值为零流量或零流量对应的AD值，
- [0091] 参照图4所示，步骤S3、呼吸事件判定，包括如下步骤：
- [0092] 步骤S3.1、根据采集的血氧浓度数据进行氧减事件判定；
- [0093] 步骤S3.2、计算每个有效呼吸周期的幅值；
- [0094] 步骤S3.3、判断呼吸事件判定的幅值基线值是否存在，若存在，则跳转到步骤S3.4，若不存在，则计算幅值基线值并处理之后的幅值；

[0095] 步骤S3.4、将连续的非正常幅值设为呼吸事件判定区间,若所述呼吸事件判定区间持续时间小于10秒,则跳过所述呼吸事件判定区间处理之后的幅值;若所述呼吸事件判定区间持续时间大于2分钟,则清除当前的幅值基线值,继续处理之后的幅值;否则跳转到步骤S3.5;

[0096] 步骤S3.5、进行呼吸暂停事件与低通气事件判定;

[0097] 其中,步骤S3.2中,每个有效呼吸周期的幅值为每个有效呼吸周期呼吸气流流量的最大值减去最小值所得的差值,步骤S3.3中,幅值基线值的计算为:建立一个长度为2分钟的滑动时间窗,用于保存这段时间内的幅值数据,每次获取一个幅值后,若滑动时间窗内第一个元素时间和最后一个元素时间相差超过2分钟,则删除第一个元素,滑动时间窗向后平移,始终保持滑动时间窗内第一个元素和最后一个元素的时间差不超过2分钟,对滑动时间窗内的元素求平均值,作为实时的幅值基线值,所述最后一个元素时间为每个呼吸周期中最大值出现的时间。

[0098] 更为具体地,步骤S3.1中,氧减事件判定:依次比较血氧浓度,若血氧浓度连续下降至少4%,且下降时间大于10秒,则判定为氧减事件。

[0099] 更为具体地,步骤S3.5中,呼吸暂停事件的判定:从呼吸事件判定区间的起点开始,找出第一个符合呼吸暂停事件幅值要求的波形记为起点,找出第一个不符合呼吸暂停事件幅值要求的波形记为终点,形成呼吸暂停事件判定区间,判断呼吸暂停事件判定区间持续时间是否大于或等于10秒,若否,则吸暂停事件判定区间判定为正常,若是,则进一步判断呼吸暂停事件判定区间内电信号数据的波形段是否存在与前后相邻波形段相比振幅下降的现象,若不存在该现象,则吸暂停事件判定区间判定为正常,若存在该现象,则进一步判断呼吸暂停事件判定区间是否存在电感变化量数据,若不存在电感变化量数据,则判定发生中枢型呼吸暂停,若存在电感变化量数据,则判定为阻塞性呼吸暂停,呼吸暂停事件判定区间为呼吸暂停区间;

[0100] 低通气事件判定:从所述呼吸事件判定区间起点开始,找出第一个符合低通气事件幅值要求的波形记为起点,再找出第一个不符合低通气事件幅值要求的波形记为终点,形成低通气事件判定区间,并依次判断波形与其后相邻波形之间的时间差,若时间差小于或等于10秒,则判定为正常;若时间差大于10秒,则以这两个幅值为界,将所述低通气事件判定区间划分为两个区间,若该两个区间的前一区间持续时间小于或等于10秒,则判定为正常区间,否则对前一区间和延长区间组成的前整体血氧判定区间进行血氧相关判断,若所述前整体血氧判定区间内血氧浓度连续下降至少4%,则判定为低通气事件区间,否则,判定为正常区间;若该两个区间的后一区间持续时间小于或等于10秒,判定为正常区间,否则对后一区间和延长区间组成的后整体血氧判定区间进行血氧相关判断,若所述后整体血氧判定区间内血氧浓度连续下降至少4%,则判定为低通气事件区间,否则,判定为正常区间。其中,所述延长区间可由用户在软件给定的区间内进行设置。

[0101] 本实施方式提供的睡眠呼吸系统及方法通常以使用者的一个睡眠周期为监测样本,一个睡眠周期通常指代晚上入睡至早上醒来的这段时间。通过对一个睡眠周期内的上述数据进行监测,可形成含呼吸事件判定睡眠监测报告。

[0102] 与相关技术相比,本发明提供的睡眠呼吸系统,通过引入较少的数据采集模块,即可实现家庭睡眠监测功能,与相关技术中的家庭睡眠监测设备相比,至少多引入了胸腹运

动数据采集模块以及隔肌肌电信号采集模块,结合电感变化量数据和电信号数据对呼吸事件进行判定,极大地提升了呼吸事件判定的准确性;采用数据预处理和呼吸事件判定这种两级数据处理方式,更进一步提升了呼吸事件判定的准确性;更为重要的是,所述睡眠呼吸系统拓展了呼吸机终端的功能,仅需新增膈肌肌电信号采集、胸腹运动数据采集这两个外设,于呼吸机终端上配备数据预处理软件,于云服务器上新配备呼吸事件判定软件,即可使呼吸机终端兼具呼吸机设备属性和家庭睡眠监测设备属性,可实现在不启动呼吸机治疗的情况下,运行睡眠监测功能,且未影响呼吸机终端已有功能,而且云服务器本身即为大量呼吸机终端而设,于云服务器上配备新软件,能更为有效地提高资源利用率;另外,相关技术的家庭睡眠监测设备,其数据存储往往需要先在设备上手动设置,然后才能通过USB方式连接至电脑等终端进行数据传输,步骤比较繁琐,存储空间大小受限,也易造成数据缺失,而依托本发明提供的睡眠呼吸系统,呼吸机终端可实时通过无线方式对云服务器进行数据传输,更可通过云服务器进行数据存储和分析,操作更加便捷,安全性更高。当然,在可行的情况下,亦可直接将呼吸事件判定软件配置于呼吸机终端上。

[0103] 本发明提供的睡眠呼吸方法,增加了监测数据的种类,为后续呼吸事件的判定增加了数据依据,极大地提升了呼吸事件判定的准确性;采用数据预处理和呼吸事件判定这种两级数据处理方式,包括数据预处理阶段,引入的最大值和最小值计算,以及呼吸事件判定阶段引入的动态幅值基线值,更进一步提升了呼吸事件判定的准确性。

[0104] 以上所述仅为本发明的实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其它相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

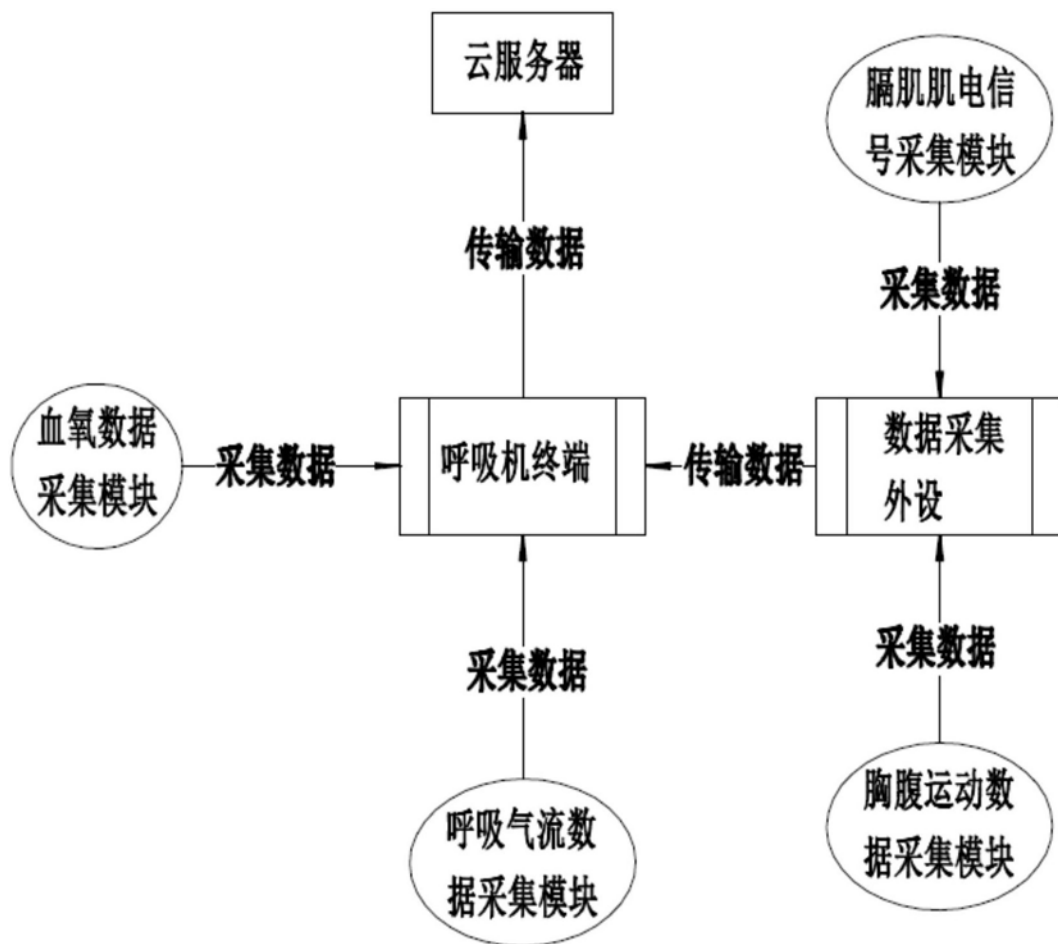


图1

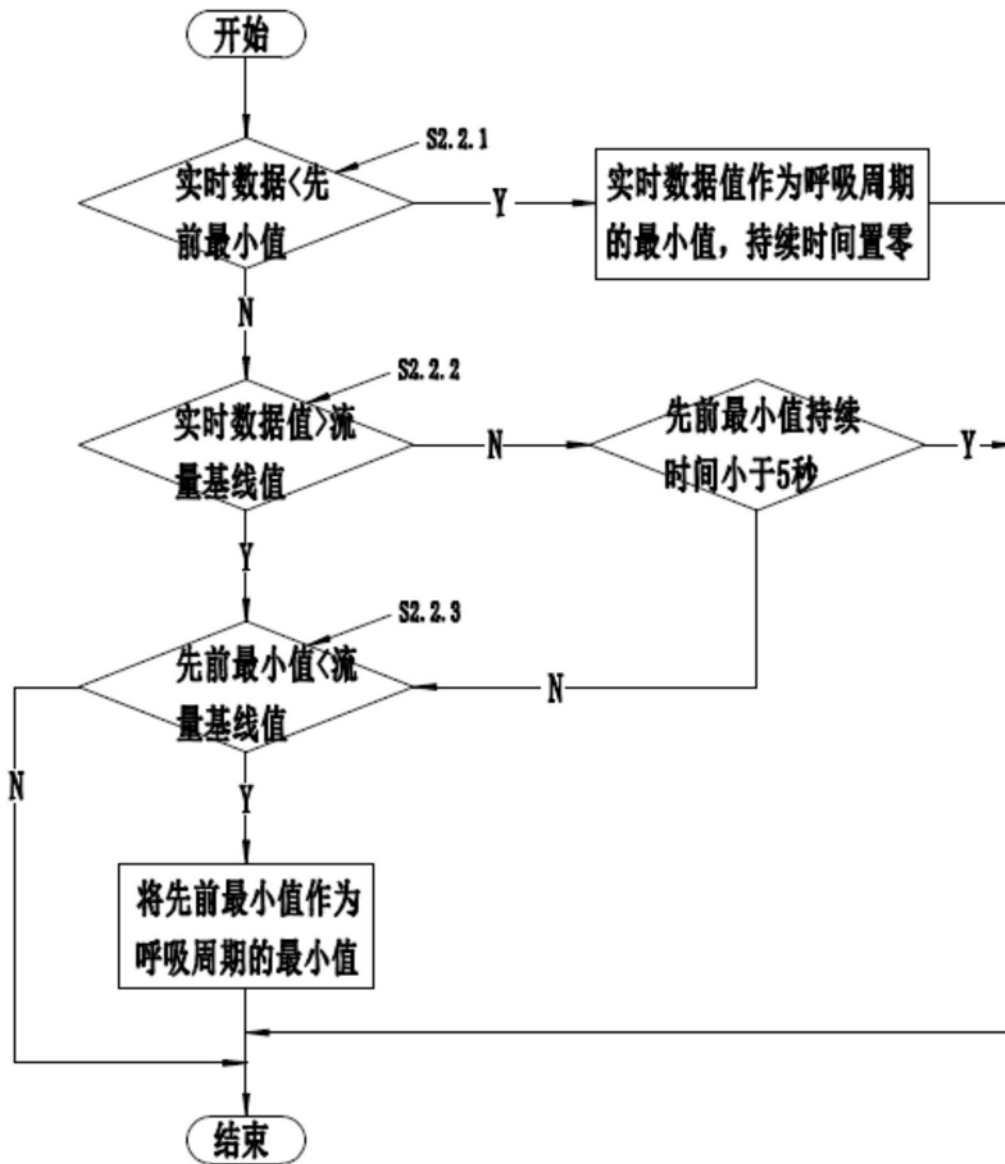


图2

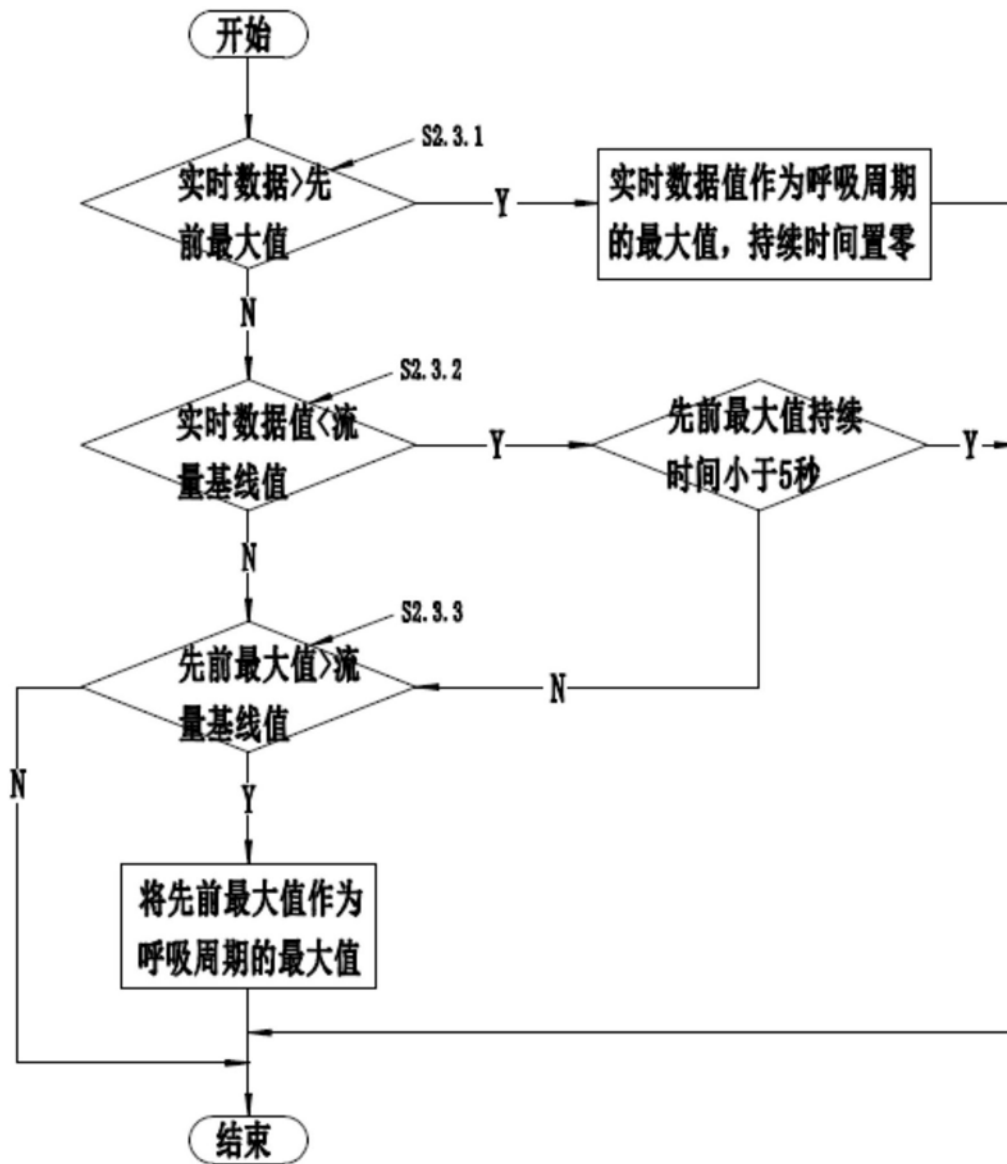


图3

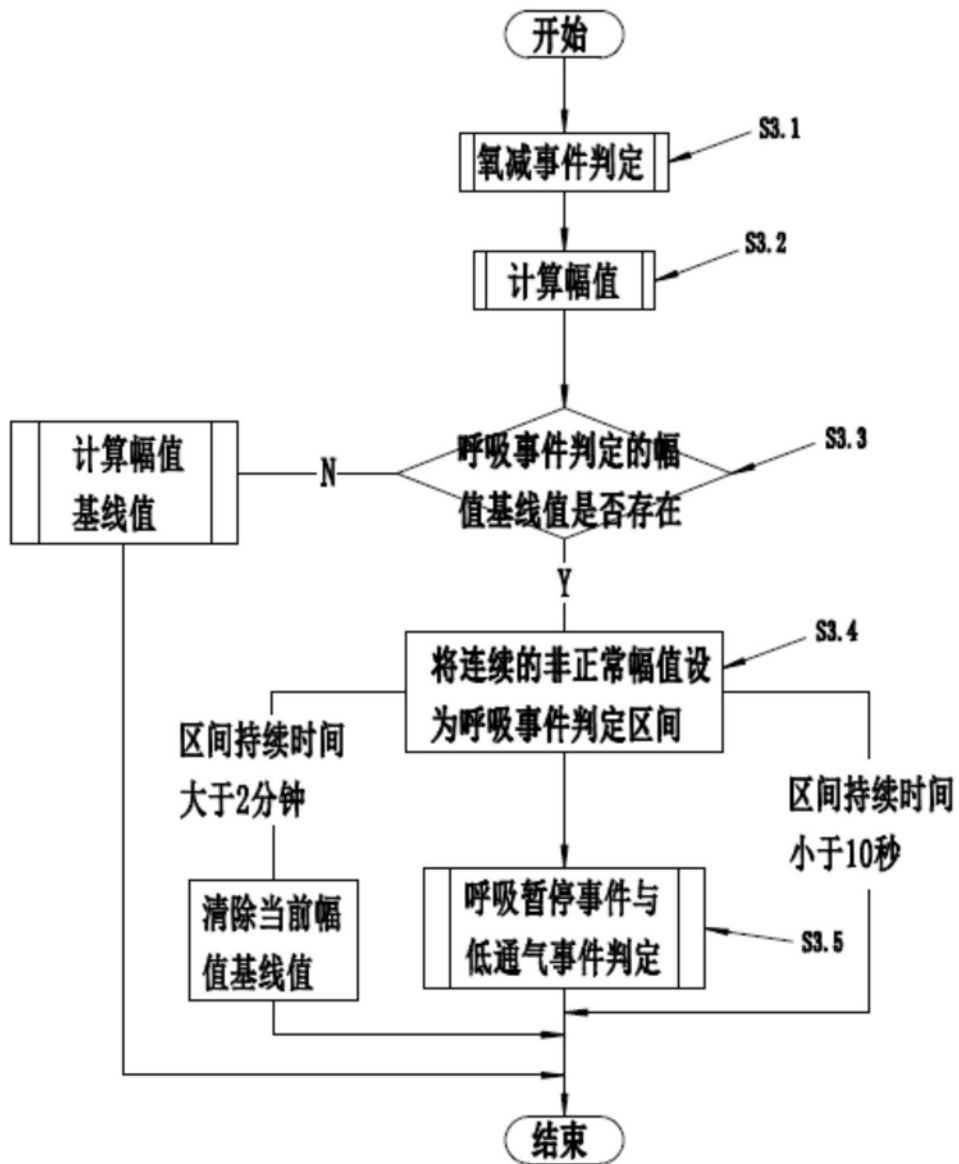


图4

专利名称(译)	睡眠呼吸系统及方法		
公开(公告)号	CN108283489A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201711357428.1	申请日	2017-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	湖南明康中锦医疗科技发展有限公司		
申请(专利权)人(译)	湖南明康中锦医疗科技发展有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	湖南明康中锦医疗科技发展有限公司		
[标]发明人	戴征 杨娟		
发明人	戴征 杨娟		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/113 A61B5/0488		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0488 A61B5/087 A61B5/1135 A61B5/14542 A61B5/1455 A61B5/4818 A61B5/72 A61B5/7203		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种家庭睡眠监测系统，其包括血氧数据采集模块、呼吸气流数据采集模块、胸腹运动数据采集模块、隔肌肌电信号采集模块、数据预处理软件以及呼吸事件判定软件。与相关技术相比，本发明的家庭睡眠监测系统极大地提升了呼吸事件判定的准确性，更进一步拓展了呼吸机终端的睡眠监测功能。本发明还提供了一种家庭睡眠监测方法，其包括数据采集步骤、数据预处理步骤以及呼吸事件判定步骤。与相关技术相比，本发明的家庭睡眠监测方法其呼吸事件判定的准确性更高。

