



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109691990 A

(43)申请公布日 2019.04.30

(21)申请号 201710984016.4

(22)申请日 2017.10.20

(71)申请人 纳智源科技(唐山)有限责任公司

地址 063000 河北省唐山市建设北路101号
高科总部大厦1001室

(72)发明人 孙逸飞 程驰 孙晓雅 郝立星

(74)专利代理机构 北京市浩天知识产权代理事
务所(普通合伙) 11276

代理人 宋菲 陈翠

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

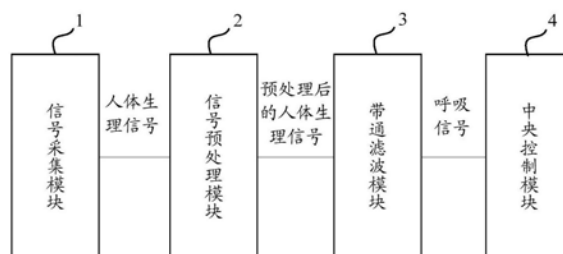
权利要求书4页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法

(57)摘要

本发明公开了一种睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法,其中,该装置包括:信号采集模块,用于采集人体生理信号;信号预处理模块,与信号采集模块相连,用于对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理;带通滤波模块,与信号预处理模块相连,用于对信号预处理模块输出的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号;中央控制模块,与带通滤波模块相连,用于根据呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明的睡眠呼吸暂停低通气检测装置结构及分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高,且成本低廉,适合大规模工业化生产,而本发明的睡眠呼吸暂停低通气检测方法分析计算方法简单,对信号分析计算处理的准确率高。



1. 一种睡眠呼吸暂停低通气检测装置,其特征在于,包括:

信号采集模块,用于采集人体生理信号;

信号预处理模块,与所述信号采集模块相连,用于对所述信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理;

带通滤波模块,与所述信号预处理模块相连,用于对所述信号预处理模块输出的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号;

中央控制模块,与所述带通滤波模块相连,用于根据所述呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述中央控制模块进一步包括:

峰值点确定模块,与所述带通滤波模块相连,用于利用预设峰值点确定算法确定所述呼吸信号的峰值点,并记录所述峰值点的幅值信息和时刻信息;

计算模块,与所述峰值点确定模块相连,用于根据所述峰值点的幅值信息和时刻信息,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述计算模块进一步包括:

商值计算单元,与所述峰值点确定模块相连,用于计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且所述第一峰值点在所述第二峰值点之前;

参数计算单元,与所述商值计算单元相连,用于若所述商值小于第一预设阈值,则根据所述第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值计算所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,并记录所述第二峰值点的时刻信息;

起点确定单元,与所述参数计算单元相连,用于若所述商值小于第一预设阈值,设定所述第二峰值点的时刻信息为检测起点;或者,若第一赋值单元将j赋值为1,设定幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为检测起点;

检测单元,分别与所述参数计算单元和所述起点确定单元相连,用于检测第j个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第j个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$;

所述第一赋值单元,分别与所述起点确定单元和所述检测单元相连,用于若第j个时间段内存在一点的幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则将j赋值为1;

睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元,与所述检测单元相连,用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,在检测周期结束后,得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数;

第二赋值单元,分别与所述检测单元和所述睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元相连,用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则将j赋值为j+1,触发检测单元继续检测直至检测周期结束。

4. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述计算模块进一步包括:

商值计算单元,分别与所述峰值点确定模块和起点确定单元相连,用于计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且所述第一峰值点在所述第二峰值点之前;或者,若所述起点确定单元设定幅值大于或

等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为商值计算起点,从幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息开始,计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,若所述商值小于第一预设阈值,触发检测单元进行检测;

参数计算单元,与所述商值计算单元相连,用于若所述商值小于第一预设阈值,则根据所述第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值计算所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数;

所述起点确定单元,与所述参数计算单元相连,用于若所述商值小于第一预设阈值,设定所述第二峰值点的时刻信息为检测起点;或者,若第三赋值单元将j赋值为1,设定幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为商值计算起点,触发所述商值计算单元;

所述检测单元,分别与所述参数计算单元和所述起点确定单元相连,用于检测第j个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第j个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$;

所述第三赋值单元,分别与所述起点确定单元和所述检测单元相连,用于若第j个时间段内存在大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的呼吸信号的幅值,则将j赋值为1;

睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元,与所述检测单元相连,用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,在检测周期结束后,得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数;

第四赋值单元,分别与所述检测单元和所述睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元相连,用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则将j赋值为j+1,触发检测单元继续检测直至检测周期结束。

5. 根据权利要求3或4所述的装置,其特征在于,所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数=第一预设阈值 $\times$ |第一峰值点的幅值-第二峰值点的幅值|+第二峰值点的幅值。

6. 根据权利要求1-4任一项所述的装置,其特征在于,所述信号预处理模块进一步包括:

基准调整放大模块,与所述信号采集模块相连,用于调整所述信号采集模块输出的人体生理信号的基准点,并对其进行放大处理;

低通滤波模块,与所述基准调整放大模块相连,用于对所述基准调整放大模块输出的人体生理信号进行低通滤波处理,以滤除工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号;

模数转换模块,与所述低通滤波模块相连,用于将所述低通滤波模块输出的人体生理信号转换为数字电信号输出至所述带通滤波模块。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述基准调整放大模块进一步包括:

基准调整单元,与所述信号采集模块相连,用于调整所述信号采集模块输出的人体生理信号的基准点;

电荷放大单元,与所述基准调整单元相连,用于对所述基准调整单元输出的人体生理信号进行阻抗转换;

电压放大单元,与所述电荷放大单元相连,用于将所述电荷放大单元输出的人体生理信号进行电压放大,并将所述电压放大后的人体生理信号输出至低通滤波模块。

8. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述信号采集模块包括至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器。

9. 一种睡眠呼吸暂停低通气检测方法,其特征在于,包括:

采集人体生理信号;

对所述人体生理信号进行预处理;

对预处理后的所述人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号;

根据所述呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

10. 根据权利要求9所述的方法,其特征在于,所述根据所述呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数进一步包括:

利用预设峰值点确定算法确定所述呼吸信号的峰值点,并记录所述峰值点的幅值信息和时刻信息;

根据所述峰值点的幅值信息和时刻信息,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

11. 根据权利要求10所述的方法,其特征在于,所述根据所述峰值点的幅值信息和时刻信息,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数进一步包括:

计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且所述第一峰值点在所述第二峰值点之前;

若所述商值小于第一预设阈值,则根据所述第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数;

设定所述第二峰值点的时刻信息为检测起点;

检测第 j 个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第 j 个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$;

若第 j 个时间段内存在一点的幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则将 j 赋值为1,设定幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为检测起点,检测第 j 个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数;

若第 j 个时间段内呼吸信号的幅值均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,将 j 赋值为 $j+1$,继续检测直至检测周期结束,得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数。

12. 根据权利要求10所述的方法,其特征在于,所述根据所述峰值点的幅值信息和时刻信息,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数进一步包括:

计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且所述第一峰值点在所述第二峰值点之前;

若所述商值小于第一预设阈值,则根据所述第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数;

设定所述第二峰值点的时刻信息为检测起点;

检测第 j 个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第 j 个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$;

若第 j 个时间段内存在大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的呼吸信号的幅

值,则将j赋值为1,设定幅值大于或等于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为商值计算起点,计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,若所述商值小于第一预设阈值,则检测第j个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数;

若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,将j赋值为j+1,继续检测直至检测周期结束,得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数。

13. 根据权利要求11或12所述的方法,其特征在于,所述睡眠呼吸暂停低通气衡量参数=第一预设阈值 $\times$ |第一峰值点的幅值-第二峰值点的幅值|+第二峰值点的幅值。

14. 根据权利要求9-12任一项所述的方法,其特征在于,所述对人体生理信号进行预处理进一步包括:

调整人体生理信号的基准点,并对其进行放大处理;

对放大处理后的人体生理信号进行低通滤波处理,以滤除工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号;

对滤波处理后的人体生理信号进行模数转换处理。

15. 根据权利要求14所述的方法,其特征在于,所述调整人体生理信号的基准点,并对其进行放大处理进一步包括:

调整人体生理信号的基准点;

对所述调整后的人体生理信号进行阻抗转换;

将阻抗转换后的人体生理信号进行电压放大。

睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号检测技术领域,尤其涉及一种睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停低通气综合征(Sleep Apnea Hypopnea Syndrome,SAHS)是指各种原因导致睡眠状态下反复出现呼吸暂停、低通气、高碳酸血症和/或睡眠中断,从而使人体发生一系列病理、生理改变的临床综合征。我国对此病的初步流行病学调查结果显示患病率为4%左右,以我国13亿人口计算,中国目前至少有5200万睡眠呼吸暂停低通气综合征患者。因此,睡眠呼吸的监护是预防和诊治睡眠呼吸障碍的重要环节之一。

[0003] 传统的检测系统并不能实时地对用户的呼吸进行检测,并且,由于传统的检测系统的检测准确率低,成本高昂,故并不能得到很好地推广使用,无法为治疗睡眠呼吸暂停低通气综合征提供有力的帮助,因此,设计一种能够简便、高效、准确地检测睡眠呼吸暂停低通气的检测装置及方法是十分必要的。

发明内容

[0004] 本发明的发明目的是针对现有技术的缺陷,提供了一种睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法,用于提供一种简便、高效、准确地计算睡眠过程中发生睡眠呼吸暂停低通气次数的技术方案。

[0005] 根据本发明的一个方面,提供了一种睡眠呼吸暂停低通气检测装置,其包括:

[0006] 信号采集模块,用于采集人体生理信号;

[0007] 信号预处理模块,与信号采集模块相连,用于对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理;

[0008] 带通滤波模块,与信号预处理模块相连,用于对信号预处理模块输出的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号;

[0009] 中央控制模块,与带通滤波模块相连,用于根据呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0010] 根据本发明的另一个方面,提供了一种睡眠呼吸暂停低通气检测方法,其包括:

[0011] 采集人体生理信号;

[0012] 对人体生理信号进行预处理;

[0013] 对预处理后的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号;

[0014] 根据呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0015] 根据本发明提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法,首先通过信号采集模块获取人体生理信号;其次通过信号预处理模块对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理;并通过带通滤波模块对人体生理信号分别进行带通滤波处理,分离提取出呼吸信号;最终通过中央控制模块根据带通滤波模块输出的呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼

吸暂停低通气次数。本发明提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置,可以从人体生理信号中分别分离提取出呼吸信号,进而计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数,从而根据睡眠呼吸暂停低通气次数,评判人体健康状况和/或人体睡眠质量。本发明提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置结构及分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高,且成本低廉,适合大规模工业化生产,而本发明提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法分析计算方法简单,对信号分析计算处理的准确率高。

附图说明

- [0016] 图1a示出了本发明提供的一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的结构示意图;
- [0017] 图1b示出了本发明提供的一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的功能示意图;
- [0018] 图2a示出了人体生理信号的波形图;
- [0019] 图2b示出了从人体生理信号中提取出的呼吸信号的波形图;
- [0020] 图3示出了本发明提供的另一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的功能示意图;
- [0021] 图4示出了本发明提供的一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测方法的流程示意图;
- [0022] 图5示出了本发明提供的另一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测方法的流程示意图;
- [0023] 图6示出了本发明提供的另一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测方法的流程示意图。

具体实施方式

[0024] 下面将结合附图对本发明技术方案的实施例进行详细的描述。以下实施例仅用于更加清楚地说明本发明的技术方案,因此只作为示例,而不能以此来限制本发明的保护范围。

[0025] 图1a示出了本发明提供的一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的结构示意图,图1b示出了本发明提供的一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的功能示意图。如图1a和图1b所示,该装置包括:信号采集模块1、信号预处理模块2、带通滤波模块3和中央控制模块4;其中,信号采集模块1,用于采集人体生理信号;信号预处理模块2,与信号采集模块1相连,用于对信号采集模块1输出的人体生理信号进行预处理;带通滤波模块3,与信号预处理模块2相连,用于对信号预处理模块2输出的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号;中央控制模块4,与带通滤波模块3相连,用于根据呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0026] 信号采集模块1设置在能够采集到人体生理信号的位置处,其中,人体生理信号包括呼吸信号,此外,还可能包括心跳信号等,信号采集模块1将人体呼吸、心跳转换为人体的生理信号输出。可选地,本实施例中的信号采集模块1包括至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出人体呼吸、心跳等生

理特征,其输出的信号为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。另外,由于摩擦发电式传感器对于感应人体的呼吸和心跳更为灵敏,输出的电压也更高,这不仅降低了误报率,同时还能够降低对后续模块的要求,简化电路,因此,信号采集模块1优选为摩擦发电式传感器。

[0027] 通过信号采集模块1获取的人体生理信号一般为较为微弱的模拟交流脉冲信号,且在信号采集模块1输出的人体生理信号中通常掺杂有工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号等,所以,在采集到人体生理信号后,应对该信号进行预处理,如基准调整放大处理、低通滤波处理、模数转换处理等,以便后续各个模块对该人体生理信号进行分析处理。具体地,如图1b所示,信号预处理模块2可以进一步包括:基准调整放大模块21、低通滤波模块22和模数转换模块23。

[0028] 其中,基准调整放大模块21,其与信号采集模块1相连,用于调整信号采集模块1输出的人体生理信号的基准点,并对其进行放大处理。在本实施例中,由于信号采集模块1采用至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器获取人体生理信号,因此,信号采集模块1输出的人体生理信号为模拟交流脉冲信号,也就是说,在信号采集模块1输出的人体生理信号中存在负幅值。因此,为了简化后续模块的分析处理过程以及保证后续模块的分析处理结果的准确率,需要对信号采集模块1输出的人体生理信号的基准点进行调整,避免负幅值的发生。同时,由于信号采集模块1输出的人体生理信号较为微弱,所以,在信号采集模块1输出的人体生理信号调整完基准点后,还需要对其进行放大处理,以便后续模块进行分析处理。

[0029] 在一种可选实施方式中,如图1b所示,基准调整放大模块21可进一步包括基准调整单元211、电荷放大单元212和电压放大单元213;其中,基准调整单元211与信号采集模块1相连,用于调整信号采集模块1输出的人体生理信号的基准点;电荷放大单元212与基准调整单元211相连,用于对基准调整单元211输出的人体生理信号进行阻抗转换;电压放大单元213与电荷放大单元212相连,用于根据电压放大单元213中的预设放大倍数,将电荷放大单元212输出的人体生理信号进行电压放大,并将其输出至低通滤波模块22。

[0030] 在该可选实施方式中,为了防止信号采集模块1输出的人体生理信号在后续模块的分析处理过程中出现信号失真的现象,对基准调整单元211输出的人体生理信号先后进行电荷放大和电压放大,但是,应当理解的是,若基准调整单元211输出的人体生理信号未出现失真的现象,也可仅采用电压放大单元213对基准调整单元211输出的人体生理信号进行电压放大,此处不作限定。

[0031] 由于采用至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器的信号采集模块1输出的人体生理信号为模拟信号,即使在通过基准调整放大模块21之后仍为模拟信号,且在基准调整放大模块21输出的人体生理信号中通常掺杂有工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号等,因此,为了便于后续模块对人体生理信号的分析计算,需通过低通滤波模块22对基准调整放大模块21输出的人体生理信号进行低通滤波处理,从而滤除人体生理信号中的工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号,然后由模数转换模块23将低通滤波模块22输出的人体生理信号转换为数字电信号,并输出至带通滤波模块3。

[0032] 由于信号采集模块1输出的信号为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,并且在经过信号预处理模块2预处理后输出的信号仍为呼吸和心跳两种生理特征的叠加信

号,又由于人体的呼吸和心跳信号所处的频域范围往往不同,例如人体的呼吸信号与心跳信号分别处于不同的频域范围,人体呼吸信号频率集中在 $[0.05\text{Hz}, 0.4\text{Hz}]$ 频域范围内,而人体心跳信号频率集中在 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 频域范围内,所以,可以通过带通滤波模块3对信号预处理模块2输出的人体生理信号进行带通滤波处理,以实现将呼吸信号分离提取的目的。

[0033] 具体地,可通过带通滤波模块3对信号预处理模块2输出的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号。以信号采集模块1获取到人体生理信号为例,由于人体呼吸频率集中在 $[0.05\text{Hz}, 0.4\text{Hz}]$ 频域范围内,因此,为从信号预处理模块2输出的人体生理信号中提取出呼吸信号,可通过带通滤波模块3将人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号。图2a为人体生理信号的波形图,在通过带通滤波模块3后呈现出如图2b所示的从人体生理信号中提取出的呼吸信号的波形图。其中,带通滤波模块3优选为 $[0.05\text{Hz}, 0.4\text{Hz}]$ 的数字带通滤波器进行呼吸信号的分离提取,例如:带通滤波模块3为OPA2134数字带通滤波芯片,本领域技术人员可以根据需要进行选择,此处不作限定。

[0034] 中央控制模块4与带通滤波模块3相连,用于根据带通滤波模块3输出的呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。可选地,中央控制模块4为单片机等中央控制芯片。

[0035] 具体地,如图1b所示,中央控制模块4可以进一步包括:峰值点确定模块41和计算模块42。

[0036] 其中,峰值点确定模块41,与带通滤波模块3相连,用于利用预设峰值点确定算法确定呼吸信号的峰值点,并记录峰值点的幅值信息和时刻信息。其中,峰值点确定算法采用现有技术中的峰值点确定算法,例如,可以采用循环比较法确定峰值点,具体地,设定带通滤波后波形的第二个点的幅值作为初始值,将该点的幅值与前一个点的幅值及后一个点的幅值分别进行比较,若该点的幅值均大于两者,则确定该点为峰值点,如图2b所示的P1、P2、……、P15,本领域技术人员可以根据需要选择其它确定呼吸信号的峰值点的方法,此处不再赘述。

[0037] 计算模块42,与峰值点确定模块41相连,用于根据峰值点的幅值信息和时刻信息,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0038] 在一种可选实施方式中,如图1b所示,计算模块进一步包括:商值计算单元421、参数计算单元422、起点确定单元423、检测单元424、第一赋值单元425、睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元426和第二赋值单元427。

[0039] 其中,商值计算单元421,与峰值点确定模块41相连,用于计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且第一峰值点在第二峰值点之前。

[0040] 参数计算单元422,与商值计算单元421相连,用于若通过商值计算单元421计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值,则根据第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值,计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,并记录第二峰值点的时刻信息;其中,睡眠呼吸暂停低通气衡量参数可以仅计算一次。

[0041] 起点确定单元423,与参数计算单元422相连,用于若通过商值计算单元421计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值,设定第二峰值点的时刻信息为检测起点;此外,起点确定单元423进一步用于:若第一赋值单元425将j赋值为

1, 设定幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为检测起点。

[0042] 检测单元424, 分别与参数计算单元422和起点确定单元423相连, 用于检测第j个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 其中, 第j个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$ 。

[0043] 第一赋值单元425, 分别与起点确定单元423和检测单元424相连, 用于若第j个时间段内存在一点的幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 则将j赋值为1。

[0044] 睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元426, 与检测单元424相连, 用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 则确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气, 累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1, 在检测周期结束后, 得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0045] 第二赋值单元427, 分别与检测单元424和睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元426相连, 用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 则将j赋值为j+1, 触发检测单元424继续检测直至检测周期结束。

[0046] 在本发明实施例中, 睡眠呼吸暂停低通气综合征 (Sleep Apnea Hypopnea Syndrome, SAHS) 是指各种原因导致睡眠状态下反复出现呼吸暂停和/或低通气、高碳酸血症、睡眠中断, 从而使机体发生一系列病理、生理改变的临床综合征。其中, 呼吸暂停是指睡眠过程中口鼻呼吸气流完全停止10秒以上; 低通气是指睡眠过程中呼吸气流强度 (幅度) 较基础水平降低50%以上, 并伴有血氧饱和度较基础水平下降 $\geq 4\%$ 或微醒觉, 因此, 可以依据睡眠呼吸暂停低通气综合征的评判指标来设定第一预设阈值和第二预设阈值, 其中, 可以将第一预设阈值设定为0.5, 将第二预设阈值设定为10秒。

[0047] 具体地, 可以通过相邻的两个峰值点的幅值的商值来作为是否可能发生了睡眠呼吸暂停低通气的判断条件, 若第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值大于或等于0.5, 则表明此刻未发生睡眠呼吸暂停低通气, 则针对相邻的两个峰值点, 继续计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值; 若第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于0.5, 则表明从第二峰值点的时刻信息开始可能发生了睡眠呼吸暂停低通气, 需要进一步进行检测, 此时, 需要先计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 该参数为衡量是否发生睡眠呼吸暂停低通气的判断依据, 该睡眠呼吸暂停低通气衡量参数 = 第一预设阈值 $\times$ | 第一峰值点的幅值 - 第二峰值点的幅值 | + 第二峰值点的幅值, 即睡眠呼吸暂停低通气衡量参数 = $0.5 \times | \text{第一峰值点的幅值} - \text{第二峰值点的幅值} | + \text{第二峰值点的幅值}$, 其中, | 第一峰值点的幅值 - 第二峰值点的幅值 | 表示第一峰值点的幅值与第二峰值点的幅值的差值的绝对值。

[0048] 在本发明实施例中, 第一峰值点和第二峰值点并不是普通意义上的第一个峰值点、第二个峰值点, 而是泛指, 图2b举例示出了所确定的峰值点: P1、P2、……、P15, 结合图2b所示, 在第一次计算相邻的两个峰值点的幅值的商值时, 选取第一峰值点为P1, 第二峰值点为P2, 若第二峰值点P2的幅值与第一峰值点P1的幅值的商值大于或等于0.5, 则表明此刻未发生睡眠呼吸暂停低通气, 则针对相邻的两个峰值点, 继续计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值, 此时, 选取第一峰值点为P2, 第二峰值点为P3, 依此类推。

[0049] 设定第j个时间段的时间长度为10秒, 检测单元从第二峰值点的时刻信息开始, 检测连续10秒内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 若10秒内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数, 则可以确定发生了一次睡眠呼吸暂停低通

气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,然后继续下一个10秒的检测,直至检测周期结束;若10秒内出现一点的幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则表明未发生睡眠呼吸暂停低通气,但是,为了能够准确地检测睡眠过程中发生的睡眠呼吸暂停低通气次数,从幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点对应的时刻信息开始,进行下一个10秒的检测,从而保证检测的连续性,而不会出现漏检的情况。

[0050] 举例说明,首先计算第二峰值点P2的幅值与第一峰值点P1的幅值的商值,若计算得到的第二峰值点P2的幅值与第一峰值点P1的幅值的商值大于或等于0.5,则表明此刻未发生睡眠呼吸暂停低通气,则针对相邻的两个峰值点P2和P3,继续计算第二峰值点P3的幅值与第一峰值点P2的幅值的商值,若计算得到的第二峰值点P3的幅值与第一峰值点P2的幅值的商值大于或等于0.5,则继续计算,直至出现第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于0.5,根据图2b计算得到第二峰值点P6的幅值与第一峰值点P5的幅值的商值小于0.5,则表明从第二峰值点的时刻信息开始可能发生了睡眠呼吸暂停低通气,记录第二峰值点P6的时刻信息,例如为28秒,则从第28秒开始检测从28秒-37秒内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,通过检测确定在该10秒内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则可以确定发生了一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,然后继续下一个10秒(从38秒-47秒)的检测。

[0051] 根据本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置,首先通过信号采集模块采集人体生理信号;其次通过信号预处理模块对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理(即通过基准调整放大模块对信号采集模块获取的人体生理信号进行基准点调整和放大处理;通过低通滤波模块对基准调整和放大处理后的人体生理信号进行滤波处理,通过模数转换模块对低通滤波处理后的人体生理信号进行模数转换,得到数字信号);并通过带通滤波模块对人体生理信号进行带通滤波处理,分离提取出呼吸信号;最终通过中央控制模块根据带通滤波模块输出的呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置,可以从人体生理信号中分别分离提取出呼吸信号,进而计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数,从而根据睡眠呼吸暂停低通气次数评判人体健康状况和/或人体睡眠质量。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置结构及分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高,且成本低廉,适合大规模工业化生产。

[0052] 图3示出了本发明提供的另一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的功能示意图。如图3所示,该睡眠呼吸暂停低通气检测装置与图1所示的睡眠呼吸暂停低通气检测装置的不同之处在于,图3所示的计算模块42包括:商值计算单元428、参数计算单元429、起点确定单元430、检测单元431、第三赋值单元432、睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元433和第四赋值单元434。

[0053] 其中,商值计算单元428,分别与峰值点确定模块41和起点确定单元430相连,用于计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且第一峰值点在第二峰值点之前;或者,若起点确定单元430设定幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为商值计算起点,从幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息开始,计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,若计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预

设阈值,触发检测单元431进行检测。

[0054] 参数计算单元429,与商值计算单元428相连,用于若计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值,则根据第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数;其中,睡眠呼吸暂停低通气衡量参数可以仅计算一次。

[0055] 起点确定单元430,与参数计算单元429相连,用于若计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值,设定第二峰值点的时刻信息为检测起点;此外,起点确定单元430进一步用于:若第三赋值单元将j赋值为1,设定幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为商值计算起点,触发商值计算单元428。

[0056] 检测单元431,分别与参数计算单元429和起点确定单元430相连,用于检测第j个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第j个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$ 。

[0057] 第三赋值单元432,分别与起点确定单元430和检测单元431相连,用于若第j个时间段内存在大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的呼吸信号的幅值,则将j赋值为1。

[0058] 睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元433,与检测单元431相连,用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,在检测周期结束后,得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0059] 第四赋值单元434,分别与检测单元431和睡眠呼吸暂停低通气次数计算单元433相连,用于若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则将j赋值为j+1,触发检测单元431继续检测直至检测周期结束。

[0060] 在本发明实施例中,无需一直将呼吸信号的幅值与睡眠呼吸暂停低通气衡量参数进行比较,仅在第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值的情况下进行检测,简化了检测过程。

[0061] 在本发明实施例中,第一峰值点和第二峰值点并不是普通意义上的第一个峰值点、第二个峰值点,而是泛指,图2b举例示出了所确定的峰值点:P1、P2、……、P15,结合图2b所示,在第一次计算相邻的两个峰值点的幅值的商值时,选取第一峰值点为P1,第二峰值点为P2,若第二峰值点P2的幅值与第一峰值点P1的幅值的商值大于或等于0.5,则表明此刻未发生睡眠呼吸暂停低通气,则针对相邻的两个峰值点,继续计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,此时,选取第一峰值点为P2,第二峰值点为P3,依此类推。

[0062] 根据本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置,首先通过信号采集模块采集人体生理信号;其次通过信号预处理模块对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理(即通过基准调整放大模块对信号采集模块获取的人体生理信号进行基准点调整和放大处理;通过低通滤波模块对基准调整和放大处理后的人体生理信号进行滤波处理,通过模数转换模块对低通滤波处理后的人体生理信号进行模数转换,得到数字信号);并通过带通滤波模块对人体生理信号进行带通滤波处理,分离提取出呼吸信号;最终通过中央控制模块根据带通滤波模块输出的呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置,可以从人体生理信号中分别分离提取出呼吸信号,进而计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数,从而根据睡眠呼吸暂

停低通气次数评判人体健康状况和/或人体睡眠质量。另外,本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测装置结构及分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高,且成本低廉,适合大规模工业化生产。

[0063] 应当注意的是,在上述各个实施例中,信号采集模块1包括至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器。其中,摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器采用现有技术中的摩擦发电式传感器和/或压电发电式传感器,例如:摩擦发电式传感器采用现有技术中的摩擦发电机,该摩擦发电机可以为三层结构、四层结构、五层居间薄膜结构或五层居间电极结构摩擦发电机,上述摩擦发电机至少包含构成摩擦界面的两个表面,且上述摩擦发电机具有输出端;压电发电式传感器采用现有技术中的压电发电机,压电发电机可以为氧化锌、PZT、PVDF等压电材料制作的压电发电机,本领域技术人员可以根据需要进行选择,此处不作限定。

[0064] 此外,信号采集模块1包括的摩擦发电式传感器和/或发电式传感器的数量可以为一个,也可以为多个,若信号采集模块1包括多个摩擦发电式传感器和/或发电式传感器,多个摩擦发电式传感器和/或发电式传感器之间通过串联和/或并联的方式连接,本领域技术人员可以根据需要选择信号采集模块1包括的摩擦发电式传感器和/或发电式传感器的数量和/或连接方式,此处不作限定。

[0065] 图4示出了本发明提供的一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测方法的流程示意图。如图4所示,该方法包括以下步骤:

[0066] 步骤S400,采集人体生理信号。

[0067] 通过信号采集模块将人体的呼吸和心跳转换为人体生理信号输出,本实施例中,信号采集模块包括至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出人体呼吸和心跳等生理特征,其输出的信号为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0068] 步骤S401,对人体生理信号进行预处理。

[0069] 在本实施例中,由于信号获取模块采用至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器,通过其获取的人体生理信号一般为较为微弱的模拟交流脉冲信号,且在信号采集模块输出的人体生理信号中通常掺杂有工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号等,所以,在采集到人体生理信号后,应对该信号进行预处理,如基准调整放大处理、低通滤波处理、模数转换处理等,以便后续各个模块对该人体生理信号进行分析处理。

[0070] 步骤S402,对预处理后的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号。

[0071] 经过步骤S401处理后的信号仍为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,又由于人体的呼吸和心跳信号所处的频域范围往往不同,例如人体的呼吸信号与心跳信号分别处于不同的频域范围,人体呼吸信号频率集中在 $[0.05\text{Hz}, 0.4\text{Hz}]$ 频域范围内,而人体心跳信号频率集中在 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 频域范围内,所以,可以通过带通滤波模块对经过步骤S401处理后的人体生理信号进行带通滤波处理,以实现将呼吸信号分离提取的目的。

[0072] 步骤S403,根据呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0073] 可选地,可以利用以下方法分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数:利用预设峰值点确定算法确定呼吸信号的峰值点,并记录峰值点的幅值信息和时刻信息;根据峰值点的幅值信息和时刻信息,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数;其中,

峰值点确定算法采用现有技术中的峰值点确定算法,例如,可以采用循环比较法确定峰值点,本领域技术人员可以根据需要选择其它确定呼吸信号的峰值点的方法,此处不再赘述。

[0074] 根据本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法,首先采集人体生理信号;其次对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理;并对人体生理信号进行带通滤波处理,分离提取出呼吸信号;最终根据带通滤波模块输出的呼吸信号分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法,可以从人体生理信号中分别分离提取出呼吸信号,进而计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数,从而根据睡眠呼吸暂停低通气次数评判人体健康状况以及睡眠质量。另外,本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高。

[0075] 图5示出了本发明提供的另一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测方法的流程示意图。如图5所示,该方法包括以下步骤:

[0076] 步骤S500,采集人体生理信号。

[0077] 通过信号采集模块将人体的呼吸和心跳转换为人体生理信号输出,本实施例中,信号采集模块包括至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器。以摩擦发电式传感器为例,其可以检测出人体呼吸和心跳等生理特征,其输出的信号为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号。

[0078] 步骤S501,调整人体生理信号的基准点,并对其进行放大处理。

[0079] 在本实施例中,由于在步骤S500中采用至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器获取人体生理信号,因此,信号采集模块输出的人体生理信号为模拟交流脉冲信号,也就是说,在信号采集模块输出的人体生理信号中存在负幅值。因此,为了简化后续模块的分析处理过程以及保证后续模块的分析处理结果的准确率,需要对在步骤S500后输出的人体生理信号的基准点进行调整,避免负幅值的发生。同时,由于在步骤S500后输出的人体生理信号较为微弱,所以,在步骤S500后输出的人体生理信号调整完基准点后,还需要对其进行放大处理,以便后续步骤进行分析处理。

[0080] 具体地,在调整完采集的人体生理信号的基准点后,为了防止人体生理信号在后续分析处理过程中出现信号失真的现象,可进一步地通过电荷放大处理对该人体生理信号进行电荷放大从而实现阻抗转换,并在阻抗转换后对该人体生理信号进行电压放大处理。但是,应当理解的是,若步骤S500获取的人体生理信号未出现失真的现象,也可仅对调整完基准点的人体生理信号进行电压放大,此处不作限定。

[0081] 步骤S502,对放大处理后的人体生理信号进行低通滤波处理,以滤除工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号。

[0082] 由于采用至少一个摩擦发电式传感器和/或至少一个压电发电式传感器的信号采集模块输出的人体生理信号为模拟信号,即使经过步骤S501处理后仍为模拟信号,且在经过步骤S501处理后的人体生理信号中通常掺杂有工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号等,因此,为了便于后续模块对人体生理信号的分析计算,需对步骤S501处理后的人体生理信号进行低通滤波处理,从而滤除人体生理信号中的工频干扰信号和/或高频噪声干扰信号。

[0083] 步骤S503,对滤波处理后的人体生理信号进行模数转换处理。

[0084] 经步骤S502处理后的人体生理信号仍然为模拟信号,还需要对将步骤S501处理后的人体生理信号进行模数转换处理,转换为数字电信号。

[0085] 步骤S504,对模数转换处理后的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号。

[0086] 经过步骤S503处理后的信号仍为包含了呼吸和心跳两种生理特征的叠加信号,又由于人体的呼吸和心跳信号所处的频域范围往往不同,例如人体的呼吸信号与心跳信号分别处于不同的频域范围,人体呼吸信号频率集中在 $[0.05\text{Hz}, 0.4\text{Hz}]$ 频域范围内,而人体心跳信号频率集中在 $[0.8\text{Hz}, 2\text{Hz}]$ 频域范围内,所以,可以通过带通滤波模块对经过步骤S503处理后的人体生理信号进行带通滤波处理,以实现将呼吸信号分离提取的目的。

[0087] 步骤S505,计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且第一峰值点在第二峰值点之前。

[0088] 步骤S506,若步骤S505计算得到的商值小于第一预设阈值,则根据第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,并记录第二峰值点的时刻信息。

[0089] 步骤S507,若步骤S505计算得到的商值小于第一预设阈值,设定第二峰值点的时刻信息为检测起点。

[0090] 步骤S508,检测第 j 个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第 j 个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$,若第 j 个时间段内存在一点的幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则执行步骤S509;若第 j 个时间段内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则执行步骤S511。

[0091] 步骤S509,将 j 赋值为1。

[0092] 步骤S510,设定幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为检测起点,跳转执行步骤S508。

[0093] 步骤S511,确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,检测周期结束后得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0094] 步骤S512,将 j 赋值为 $j+1$ 。

[0095] 具体地,将 j 赋值为 $j+1$ 之后,跳转执行步骤S508继续检测直至检测周期结束。

[0096] 在本发明实施例中,睡眠呼吸暂停低通气综合征(Sleep Apnea Hypopnea Syndrome, SAHS)是指各种原因导致睡眠状态下反复出现呼吸暂停和/或低通气、高碳酸血症、睡眠中断,从而使机体发生一系列病理、生理改变的临床综合征。其中,呼吸暂停是指睡眠过程中口鼻呼吸气流完全停止10秒以上;低通气是指睡眠过程中呼吸气流强度(幅度)较基础水平降低50%以上,并伴有血氧饱和度较基础水平下降 $\geq 4\%$ 或微醒觉,因此,可以依据睡眠呼吸暂停低通气综合征评判指标来设定第一预设阈值和第二预设阈值,其中,可以将第一预设阈值设定为0.5,将第二预设阈值设定为10秒。

[0097] 具体地,可以通过相邻的两个峰值点的幅值的商值来作为是否可能发生了睡眠呼吸暂停低通气的判断条件,若第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值大于或等于0.5,则表明此刻未发生睡眠呼吸暂停低通气,则针对相邻的两个峰值点,继续计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值;若第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于0.5,则表明从第二峰值点的时刻信息开始可能发生了睡眠呼吸暂停低通气,需要进一

步进行检测,此时,需要先计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,该参数为衡量是否发生睡眠呼吸暂停低通气的判断依据,该睡眠呼吸暂停低通气衡量参数=第一预设阈值 $\times$ |第一峰值点的幅值-第二峰值点的幅值|+第二峰值点的幅值,即该睡眠呼吸暂停低通气衡量参数 $=0.5 \times$ |第一峰值点的幅值-第二峰值点的幅值|+第二峰值点的幅值,其中,|第一峰值点的幅值-第二峰值点的幅值|表示第一峰值点的幅值与第二峰值点的幅值的差值的绝对值。

[0098] 设定第j个时间段的时间长度为10秒,检测单元从第二峰值点的时刻信息开始,检测连续10秒内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,若10秒内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则可以确定发生了一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,然后继续下一个10秒的检测,直至检测周期结束;若10秒内出现一点的幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则表明未发生睡眠呼吸暂停低通气,但是,为了能够准确地检测睡眠过程中发生的睡眠呼吸暂停低通气次数,从幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点对应的时刻信息开始,进行下一个10秒的检测,从而保证检测的连续性,而不会出现漏检的情况。

[0099] 举例说明,结合图2b,首先计算第二峰值点P2的幅值与第一峰值点P1的幅值的商值,若计算得到的第二峰值点P2的幅值与第一峰值点P1的幅值的商值大于或等于0.5,则表明此刻未发生睡眠呼吸暂停低通气,则针对相邻的两个峰值点P2和P3,继续计算第二峰值点P3的幅值与第一峰值点P2的幅值的商值,若计算得到的第二峰值点P3的幅值与第一峰值点P2的幅值的商值大于或等于0.5,则继续计算,直至出现第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于0.5,根据图2b计算得到第二峰值点P6的幅值与第一峰值点P5的幅值的商值小于0.5,则表明从第二峰值点的时刻信息开始可能发生了睡眠呼吸暂停低通气,记录第二峰值点P6的时刻信息,例如为28秒,则从第28秒开始检测从28秒-37秒内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,通过检测确定在该10秒内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则可以确定发生了一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,然后继续下一个10秒(从38秒-47秒)的检测。

[0100] 根据本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法,首先采集人体生理信号;其次对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理(即对信号采集模块获取的人体生理信号进行基准点调整和放大处理;对基准调整和放大处理后的人体生理信号进行滤波处理,对低通滤波处理后的人体生理信号进行模数转换,得到数字信号);并对人体生理信号进行带通滤波处理,分离提取出呼吸信号;最终根据带通滤波模块输出的呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法,可以从人体生理信号中分别分离提取出呼吸信号,进而计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数,从而根据睡眠呼吸暂停低通气次数评判人体健康状况以及睡眠质量。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高。

[0101] 图6示出了本发明提供的另一个实施例的睡眠呼吸暂停低通气检测方法的流程示意图。如图6所示,该方法包括以下步骤:

[0102] 步骤S600,采集人体生理信号。

[0103] 步骤S601,调整人体生理信号的基准点,并对其进行放大处理;

[0104] 步骤S602,对放大处理后的人体生理信号进行低通滤波处理,以滤除工频干扰信

号和/或高频噪声干扰信号;

[0105] 步骤S603,对滤波处理后的人体生理信号进行模数转换处理。

[0106] 步骤S604,对模数转换处理后的人体生理信号进行带通滤波处理,提取出呼吸信号。

[0107] 图6所示实施例中的步骤S600-步骤S604与图5所示实施例中的步骤S500-步骤S504类似,这里不再赘述。

[0108] 步骤S605,计算第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值,其中,第一峰值点和第二峰值点为相邻的两个峰值点,且第一峰值点在第二峰值点之前。

[0109] 步骤S606,若计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值,则根据第一峰值点的幅值和第二峰值点的幅值,计算睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,并记录第二峰值点的时刻信息。

[0110] 步骤S607,若计算得到的第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值,设定第二峰值点的时刻信息为检测起点。

[0111] 步骤S608,检测第j个时间段内呼吸信号的幅值是否均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,其中,第j个时间段的时间长度为第二预设阈值, $j \geq 1$,若第j个时间段内存在大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的呼吸信号的幅值,则执行步骤S609;若第j个时间段内呼吸信号的幅值均小于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数,则执行步骤S611。

[0112] 步骤S609,将j赋值为1。

[0113] 步骤S610,设定幅值大于或等于睡眠呼吸暂停低通气衡量参数的点的时刻信息为商值计算起点,跳转执行步骤S605。

[0114] 步骤S611,确定发生一次睡眠呼吸暂停低通气,累计睡眠呼吸暂停低通气次数加1,检测周期结束后得到检测周期内发生的睡眠呼吸暂停低通气次数。

[0115] 步骤S612,将j赋值为j+1。

[0116] 具体地,将j赋值为j+1之后,跳转执行步骤S608继续检测直至检测周期结束。

[0117] 在本发明实施例中,无需一直将呼吸信号的幅值与睡眠呼吸暂停低通气衡量参数进行比较,仅在第二峰值点的幅值与第一峰值点的幅值的商值小于第一预设阈值的情况下进行检测,简化了检测方法。

[0118] 根据本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法,首先采集人体生理信号;其次对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理(即对信号采集模块获取的人体生理信号进行基准点调整和放大处理;对基准调整和放大处理后的人体生理信号进行滤波处理,对低通滤波处理后的人体生理信号进行模数转换,得到数字信号);并对人体生理信号进行带通滤波处理,分离提取出呼吸信号;最终根据带通滤波模块输出的呼吸信号,分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法,可以从人体生理信号中分别分离提取出呼吸信号,进而计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数,从而根据睡眠呼吸暂停低通气次数评判人体健康状况和/或睡眠质量。本发明实施例提供的睡眠呼吸暂停低通气检测方法分析计算过程简单,对信号分析计算处理的准确率高。

[0119] 最后,需要注意的是:以上列举的仅是本发明的具体实施例子,当然本领域的技术人员可以对本发明进行改动和变型,倘若这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技

术的范围之内,均应认为是本发明的保护范围。

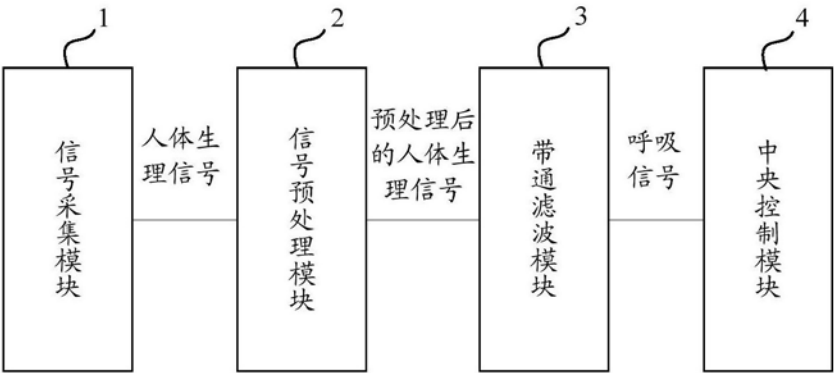


图1a

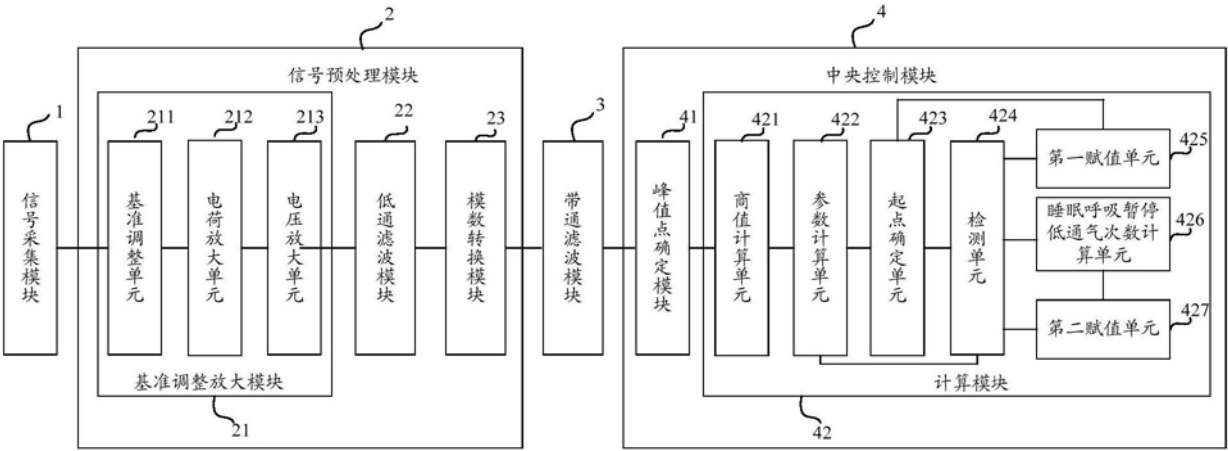


图1b

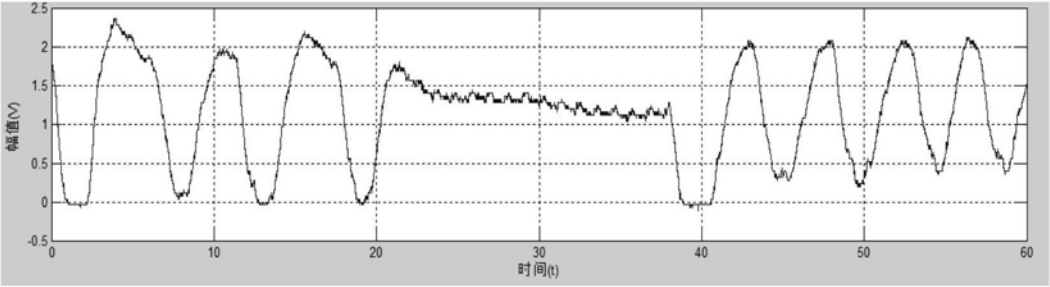


图2a

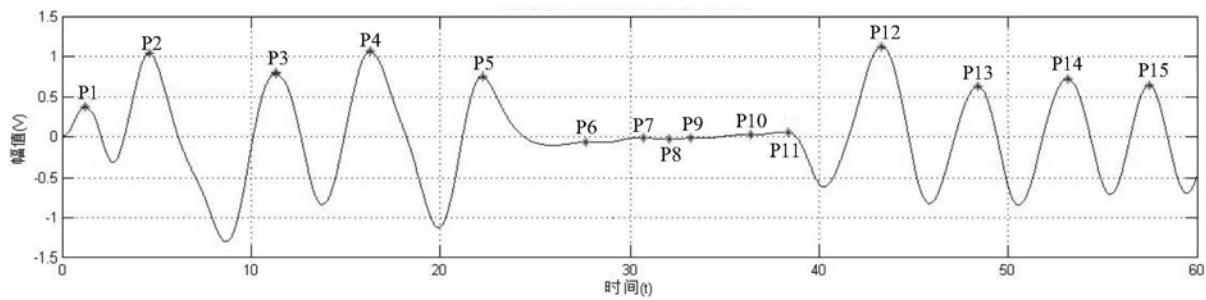


图2b

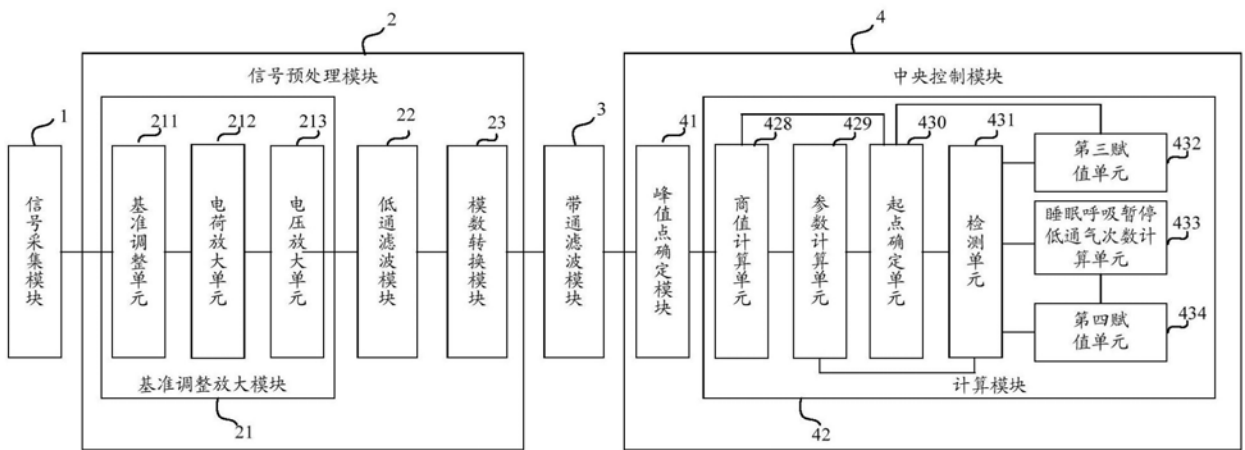


图3

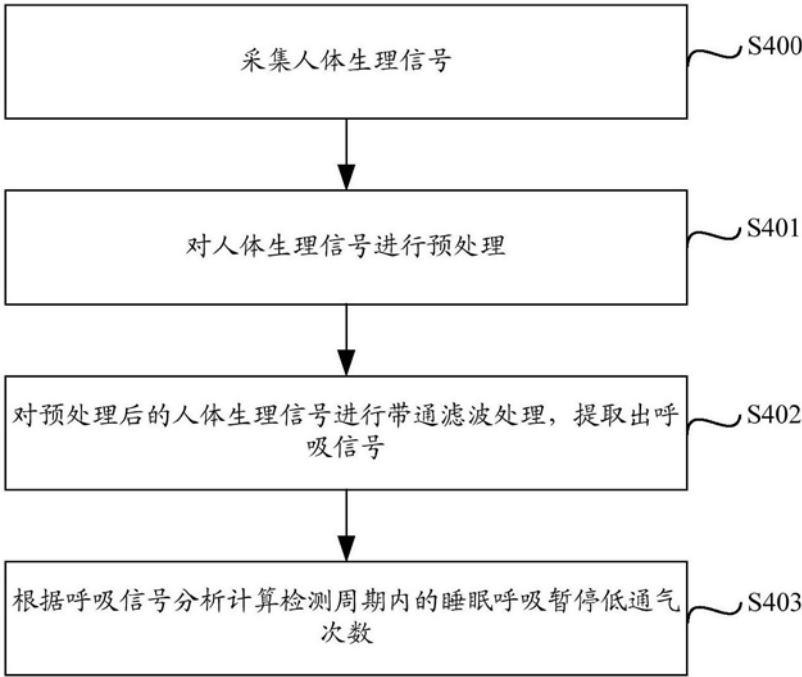


图4

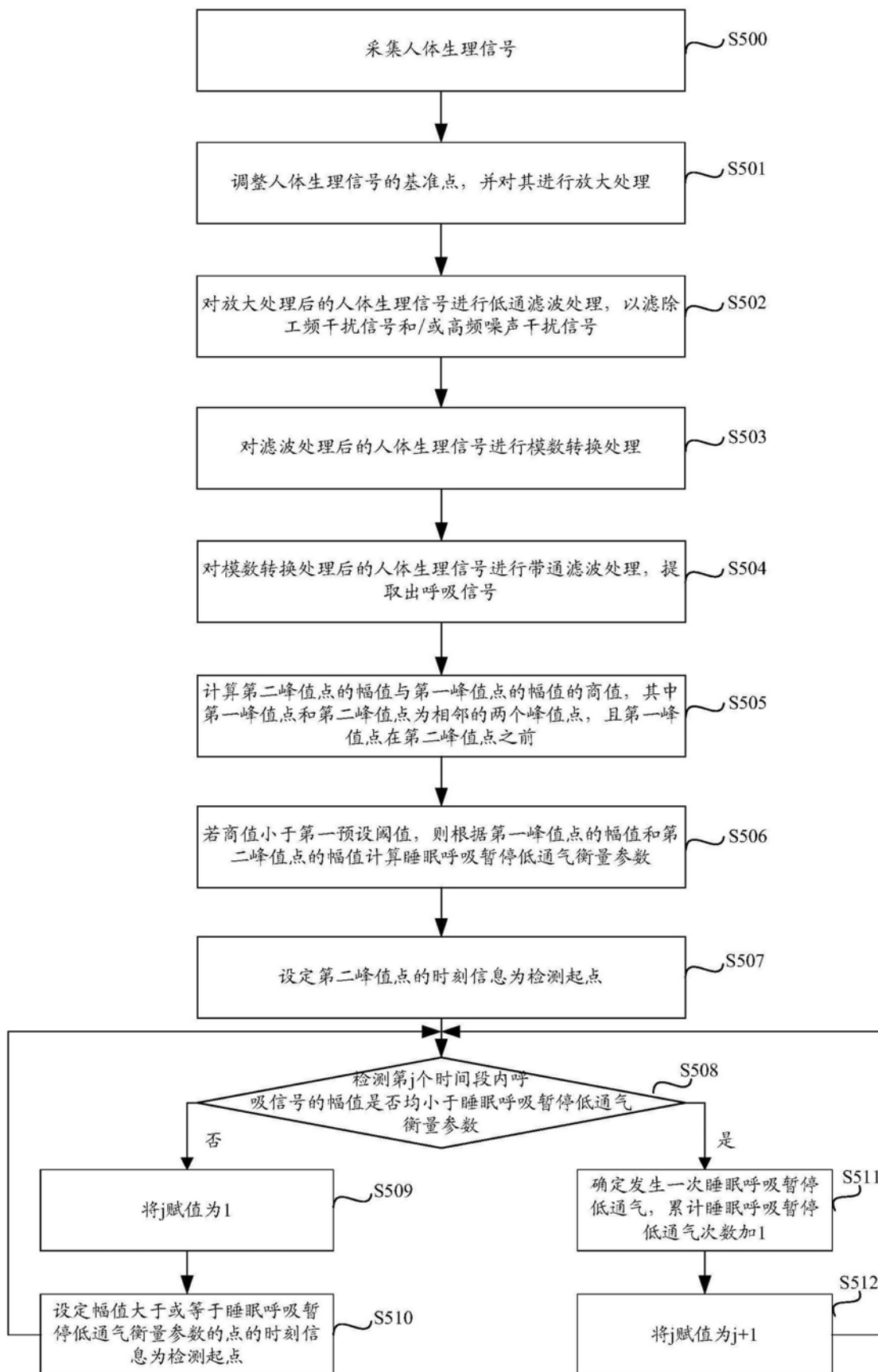


图5

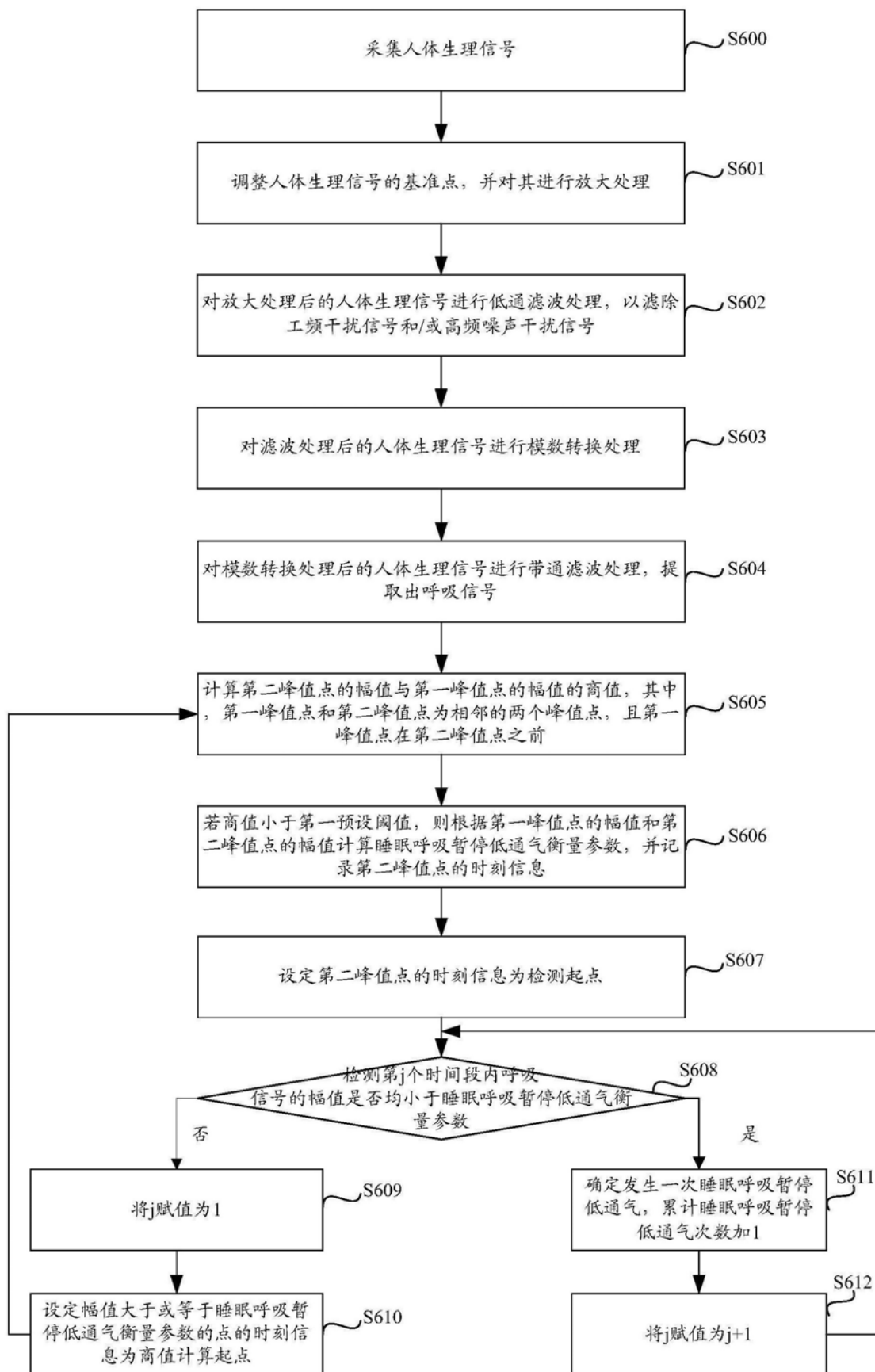


图6

专利名称(译)	睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法		
公开(公告)号	CN109691990A	公开(公告)日	2019-04-30
申请号	CN2017110984016.4	申请日	2017-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	纳智源科技(唐山)有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	纳智源科技(唐山)有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	纳智源科技(唐山)有限责任公司		
[标]发明人	孙逸飞 程驰 孙晓雅 郝立星		
发明人	孙逸飞 程驰 孙晓雅 郝立星		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0826 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B5/7217 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	宋菲 陈翠		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠呼吸暂停低通气检测装置及方法，其中，该装置包括：信号采集模块，用于采集人体生理信号；信号预处理模块，与信号采集模块相连，用于对信号采集模块输出的人体生理信号进行预处理；带通滤波模块，与信号预处理模块相连，用于对信号预处理模块输出的人体生理信号进行带通滤波处理，提取出呼吸信号；中央控制模块，与带通滤波模块相连，用于根据呼吸信号，分析计算检测周期内的睡眠呼吸暂停低通气次数。本发明的睡眠呼吸暂停低通气检测装置结构及分析计算过程简单，对信号分析计算处理的准确率高，且成本低廉，适合大规模工业化生产，而本发明的睡眠呼吸暂停低通气检测方法分析计算方法简单，对信号分析计算处理的准确率高。

