



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109480783 A

(43)申请公布日 2019.03.19

(21)申请号 201811564593.9

(22)申请日 2018.12.20

(71)申请人 深圳和而泰智能控制股份有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区高新南
区科技南十路6号深圳航天科技创新
研究院大厦D座10楼1010-1011

(72)发明人 张翔 牛洋洋 王伟 刘洪涛
罗国发

(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

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

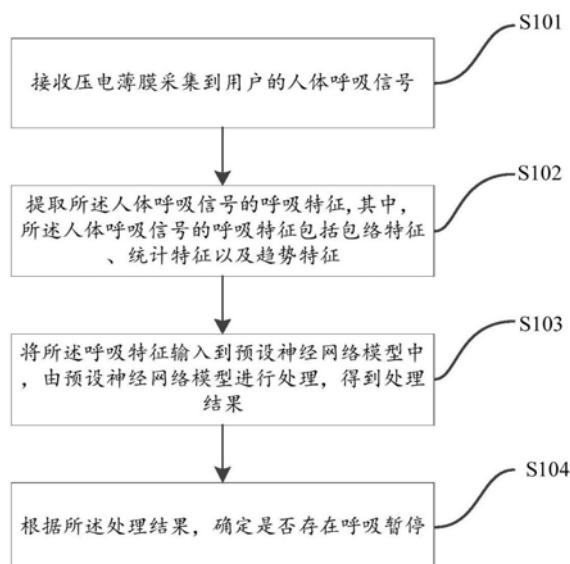
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

一种呼吸暂停检测方法、装置及计算设备

(57)摘要

本发明涉及呼吸检测技术领域，尤其公开了一种呼吸暂停检测方法、装置计算设备及计算机存储介质，其中，方法包括：提取所述人体呼吸信号的呼吸特征，其中，所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征；将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中，由预设神经网络模型进行处理，得到处理结果；根据所述处理结果，确定是否存在呼吸暂停。由此可见，本发明方案使用压电薄膜采集人体呼吸信号的包络特征、统计特征及趋势特征作为呼吸暂停识别的区别特征，并使用神经网络自动识别呼吸暂停，方便了用户进行家庭睡眠监测。



1. 一种呼吸暂停检测方法,其特征在于,所述方法包括:
接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号;
提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,其中,所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征;
将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进行处理,得到处理结果;
根据所述处理结果,确定是否存在呼吸暂停。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
当所述处理结果为有呼吸暂停时,获取呼吸暂停的次数以及睡眠时间;
根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述包络特征的提取包括:
对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值;
将所述峰值连接起来形成包络线;
对所述包络线做插值,得到所述包络特征。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述统计特征包括:峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差,呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差,斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差,所述统计特征的提取包括:
对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值;
计算所述峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差;
根据所述峰值对应的时间,得到呼吸周期;
计算所述呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差;
根据所述峰值和呼吸周期,得到斜率;
计算所述斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述趋势特征的提取包括:
计算预设时间内,采样曲线每一个波谷的持续时间,所述采样曲线是将包络特征作为采样点连接而成的曲线;
判断所述持续时间是否大于预设阈值;
若是,将发生次数加一,所述发生次数是所述持续时间大于预设阈值出现的次数;
将所述持续时间的最大值及所述发生次数作为所述趋势特征的特征值。
6. 一种呼吸暂停检测装置,其特征在于,所述装置包括:
接收模块:用于接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号;
特征提取模块:用于提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,其中,所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征;
处理模块:用于将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进行处理,得到处理结果;
确定模块:用于根据所述处理结果,确定是否存在呼吸暂停。
7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:
获取模块:用于当所述处理模块的处理结果为有呼吸暂停时,获取呼吸暂停的次数以及睡眠时间;

计算模块：用于根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。

8. 根据权利要求6所述的装置，其特征在于，所述特征提取模块包括：

包络特征提取单元：用于提取所述包络特征；

统计特征提取单元：用于提取所述统计特征；

趋势特征提取单元：用于提取所述趋势特征。

9. 一种计算设备，包括：处理器、存储器、通信接口和通信总线，所述处理器、所述存储器和所述通信接口通过所述通信总线完成相互间的通信；

所述存储器用于存放至少一可执行指令，所述可执行指令使所述处理器执行如权利要求1-5中任一项所述的一种呼吸暂停检测方法对应的操作。

10. 一种计算机存储介质，所述存储介质中存储有至少一可执行指令，所述可执行指令使处理器执行如权利要求1-5中任一项所述的一种呼吸暂停检测方法对应的操作。

一种呼吸暂停检测方法、装置及计算设备

技术领域

[0001] 本发明实施方式涉及呼吸检测技术领域,特别是涉及一种呼吸暂停检测方法、装置、计算设备及计算机存储介质。

背景技术

[0002] 呼吸暂停是一种与睡眠相分别的阻塞性睡眠窒息症或中枢性睡眠窒息症,患者在睡眠过程中反复出现呼吸气流停止,持续时间超过10秒钟或气流量低于正常20%即为睡眠暂停,由于呼吸暂停发生在睡眠过程中,不易察觉,如果长期的呼吸暂停现象未被发现,得不到有效的治疗,就会出现一系列的疾病,因此,检测呼吸暂停对人体健康至关重要。

[0003] 目前已有便携式呼吸暂停检测设备,根据测量方法的不同,主要分为心电信号类检测设备和口鼻流量类检测设备。

[0004] 本发明的发明人在实现本发明的过程中,发现:心电信号类检测设备需要将心电极整晚贴在身上,会对患者造成不适;口鼻流量类检测设备在监测口鼻气流时,需要将传感器贴于鼻腔下方,也会对患者的睡眠造成影响。

发明内容

[0005] 鉴于上述问题,提出了本发明以便提供一种克服上述问题或者至少部分地解决上述问题的一种呼吸暂停检测方法、装置、计算设备及计算机存储介质。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明实施方式采用的一个技术方案是:提供一种呼吸暂停检测方法,包括:接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号;提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,其中,所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征;将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进行处理,得到处理结果;根据所述处理结果,确定是否存在呼吸暂停。

[0007] 其中,所述方法还包括:当所述处理结果为有呼吸暂停时,获取呼吸暂停的次数以及睡眠时间;根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。

[0008] 其中,所述包络特征的提取包括:

[0009] 对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值;

[0010] 将所述峰值连接起来形成包络线;

[0011] 对所述包络线做插值,得到包络特征。

[0012] 其中,所述统计特征包括:峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差,呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差,斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差,所述统计特征的提取包括:

[0013] 对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值;

[0014] 计算所述峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差;

[0015] 根据所述峰值对应的时间,得到呼吸周期;

[0016] 计算所述呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差;

- [0017] 根据所述峰值和呼吸周期,得到斜率;
- [0018] 计算所述斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差。
- [0019] 其中,所述趋势特征的提取包括:
- [0020] 计算预设时间内,采样曲线每一个波谷的持续时间,所述采样曲线是将包络特征作为采样点连接而成的曲线;
- [0021] 判断所述持续时间是否大于预设阈值;
- [0022] 若是,将发生次数加一,所述发生次数是所述持续时间大于预设阈值出现的次数;
- [0023] 将所述持续时间的最大值及所述发生次数作为所述趋势特征的特征值。
- [0024] 为解决上述技术问题,本发明实施方式采用的另一个技术方案是:提供一种呼吸暂停检测装置,包括:接收模块:用于接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号;特征提取模块:用于提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,其中,所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征;处理模块:用于将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进行处理,得到处理结果;确定模块模块:用于根据所述处理结果,确定是否存在呼吸暂停。
- [0025] 其中,所述装置还包括:获取模块:用于当所述处理模块的处理结果为有呼吸暂停时,获取呼吸暂停的次数以及睡眠时间;计算模块:用于根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。
- [0026] 其中,所述特征提取模块包括:
- [0027] 包络特征提取单元:用于提取所述包络特征;
- [0028] 统计特征提取单元:用于提取所述统计特征;
- [0029] 趋势特征提取单元:用于提取所述趋势特征。
- [0030] 为解决上述技术问题,本发明实施方式采用的再一个技术方案是:提供一种计算设备,包括:处理器、存储器、通信接口和通信总线,所述处理器、所述存储器和所述通信接口通过所述通信总线完成相互间的通信;
- [0031] 所述存储器用于存放至少一可执行指令,所述可执行指令使所述处理器执行所述的一种呼吸暂停检测方法对应的操作。
- [0032] 为解决上述技术问题,本发明实施方式采用的又一个技术方案是:提供一种计算机存储介质,所述存储介质中存储有至少一可执行指令,所述可执行指令使处理器执行所述的一种呼吸暂停检测方法对应的操作。
- [0033] 本发明实施方式的有益效果是:区别于现有技术的情况,本发明实施方式通过压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号,不会对用户的睡眠造成影响;此外,通过提取人体呼吸特征,并结合预设神经网络模型进行处理,可以自动判别是否存在呼吸暂停。
- [0034] 上述说明仅是本发明技术方案的概述,为了能够更清楚了解本发明的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其它目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举本发明的具体实施方式。

附图说明

[0035] 通过阅读下文优选实施方式的详细描述,各种其他的优点和益处对于本领域普通技术人员将变得清楚明了。附图仅用于示出优选实施方式的目的,而并不认为是对本发明

的限制。而且在整个附图中,用相同的参考符号表示相同的部件。在附图中:

- [0036] 图1是本发明实施方式的一种呼吸暂停检测方法流程图;
- [0037] 图2是本发明实施方式的一种呼吸暂停检测方法中呼吸波形对比示意图;
- [0038] 图3A是本发明实施方式的一种呼吸暂停检测方法中包络特征提取流程图;
- [0039] 图3B是本发明实施方式的一种呼吸暂停检测方法中统计特征提取流程图;
- [0040] 图3C是本发明实施方式的一种呼吸暂停检测方法中趋势特征提取流程图;
- [0041] 图4是本发明实施方式的另一种呼吸暂停检测方法流程图;
- [0042] 图5是本发明实施方式的一种呼吸暂停检测装置功能框图;
- [0043] 图6是本发明实施方式的一种计算设备结构示意图。

具体实施方式

[0044] 下面将参照附图更详细地描述本公开的示例性实施例。虽然附图中显示了本公开的示例性实施例,然而应当理解,可以以各种形式实现本公开而不应被这里阐述的实施例所限制。相反,提供这些实施例是为了能够更透彻地理解本公开,并且能够将本公开的范围完整的传达给本领域的技术人员。

[0045] 图1为本发明实施例的一种呼吸暂停检测方法流程图。如图1所示,该方法包括以下步骤:

[0046] 步骤S101:接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号。

[0047] 在本步骤中,使用压电薄膜采集用户的人体呼吸信号,压电薄膜对压力敏感,在纵向施加一个很小的力时,横向上会产生很大的压力,将所述压电薄膜放置于用户的胸腔下,当用户呼吸时,随着胸腔的收缩会对压电薄膜施加不同的力,通过压电薄膜采集到的信号,可以反映用户的呼吸状况。

[0048] 步骤S102:提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,其中,所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征。

[0049] 在本步骤中,所述人体呼吸信号是压电薄膜通过采集到的人体的压力输出的电信号。

[0050] 图2为本发明实施例的一种呼吸暂停检测方法中呼吸波形对比示意图,如图2所示,正常人呼吸波形会跟随胸腔的收缩产生有规律的波峰与波谷,而有呼吸暂停的呼吸波形不会产生有规律的波峰与波谷,因此,通过人体正常呼吸波形与有呼吸暂停呼吸波形对比,可以提取区别特征,作为人体呼吸信号的呼吸特征。

[0051] 值得说明的是,为了得到更有效的人体呼吸信号对应的呼吸波形,在进行特征提取之前,对所述呼吸波形进行滤波处理,包括:使用工频陷波器去除所述人体呼吸信号中的工频干扰;使用带通滤波器提取去除干扰后的呼吸信号中的呼吸波形;所述提取所述人体呼吸信号的呼吸特征具体为:从所述呼吸波形中提取所述呼吸特征。

[0052] 如图2所示,正常呼吸波形的峰值远大于呼吸暂停波形的峰值,为了从整体上区分正常呼吸波形和呼吸暂停波形,将包络特征作为区分正常呼吸与呼吸暂停的特征之一。

[0053] 图3A为本发明实施例的一种呼吸暂停检测方法中包络特征提取流程图。如图3A所示,所述包络特征的提取包括以下步骤:

[0054] 步骤A1:对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值。

[0055] 在本步骤中,将呼吸波形各个峰值连接起来形成的包络线,在提取包络特征时,对采集到的人体呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值,并去除峰值间的时间距离小于预设时间阈值的峰值。其中,所述预设时间阈值是根据呼吸率设定的,目的是减小采样误差;如,一般人体呼吸率每分钟不超过30次,对应一次呼吸的时间为2s,所以,在本实施例中,预设时间阈值为2s。

[0056] 步骤A2:将所述峰值连接起来形成包络线。

[0057] 在本步骤中,将去除峰值间的时间距离小于预设时间阈值的峰值连接起来,形成包络线。

[0058] 步骤A3:对所述包络线做插值,得到所述包络特征。

[0059] 在本步骤中,为了使每分钟输出的包络特征点数一致,对所述包络线做插值,所述插值点即为包络特征的特征点。

[0060] 值得说明的是,所述插值可以是现有技术中的各种插值,如线性插值、拉格朗日插值,在本发明实施例中,对所述包络线采用三次样条插值,得到所述包络特征。

[0061] 峰值是正常呼吸与呼吸暂停最明显特征,因此,为了更加准确地识别出呼吸暂停,将峰值对应的统计特征作为区分正常呼吸与呼吸暂停的特征之一,具体的,所述统计特征包括峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差,呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差,斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差。

[0062] 图3B为本发明实施例的一种呼吸暂停检测方法中统计特征提取流程图。如图3B所示,所述统计特征的提取包括以下步骤:

[0063] 步骤B1:对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值。

[0064] 在本步骤中,对采集到的人体呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值,并去除峰值间的时间距离小于预设时间阈值的峰值。其中,所述预设时间阈值是根据呼吸率设定的,目的是减小采样误差;如,一般人体呼吸率每分钟不超过30次,对应一次呼吸的时间为2s,所以,在本实施例中,预设时间阈值为2s。

[0065] 步骤B2:计算所述峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差。

[0066] 在本步骤中,将去除峰值间的时间距离小于预设时间阈值的峰值计算峰值均值、峰值极差及峰值标准差,具体计算方法为现有技术,在此不做赘述。

[0067] 步骤B3:使用峰值对应的时间,得到呼吸周期。

[0068] 在本步骤中,由于呼吸暂停发生在正常呼吸中,为了区分呼吸暂停时间,对相邻峰值对应的时间求差分,并除以采样频率,得到呼吸周期。

[0069] 步骤B4:计算所述呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差。

[0070] 步骤B5:使用峰值和呼吸周期,得到斜率。

[0071] 在本步骤中,正常呼吸相邻峰值之间波动浮动差别小,呼吸暂停与正常呼吸的峰值波动差别大,为区分这一特征,用相邻两个峰值差值除以呼吸周期得到斜率。

[0072] 步骤B6:计算所述斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差。

[0073] 正常呼吸与呼吸暂停所对应的呼吸波形趋势明显不同,因此,将趋势特征作为区分正常呼吸与呼吸暂停的特征之一。

[0074] 图3C为本发明实施例的一种呼吸暂停检测方法中趋势特征提取流程图。如图3C所示,所述趋势特征的提取包括以下步骤:

[0075] 步骤C1:计算预设时间内,采样曲线每一个波谷的持续时间,所述采样曲线是将包络特征作为采样点连接而成的曲线。

[0076] 在本步骤中,将包络特征中的特征点作为采样点,并设定采样频率为1Hz,将所述采样点中第一个采样点作为起始采样点,所述预设时间是根据判断周期设置的,在本发明实施例中,将所述预设时间设置为1分钟,即一分钟判断一次是否发生呼吸暂停,可以理解的是,当发生呼吸暂停时,所述呼吸暂停对应的采样点的值明显低于正常呼吸对应的采样点,因此,当将所述采样点连接成曲线时,所述呼吸暂停对应的采样点形成波谷。

[0077] 需要说明的是,所述波谷的持续时间是通过下降幅度计算的,具体的包括:计算起始采样点到所述第N个采样点之间每一个点的下降幅度,并判断所述下降幅度是否大于预设幅值,若是,则停止计算,若计算到第N个点,没有出现所述下降幅度大于预设幅值的点,则将所述起始采样点按照时间顺序向后一个点作为新的起始采样点,重复上面的步骤,直到所述下降幅度大于预设幅值,并将所述下降幅度大于所述预设幅值的采样点对应的时间记为T1。逐个计算所述起始采样点到所述T1对应的采样点之后的采样点之间的下降幅度,直到所述下降幅度小于所述预设幅值,所述时间T1为检测到高概率发生呼吸暂停时的起始时间点,所述下降幅度小于所述预设幅值的采样点对应的时间T2为从呼吸暂停回到正常呼吸状态时的起始时间点,T2与T1的差值即为所述波谷持续时间。在本发明实施例中,因为采用频率为1Hz,即1s钟可以采集1个点,当呼吸暂停时间达到10s时,定义为呼吸暂停,优选的,为了有效识别呼吸暂停,在本发明实施例中,将自然数N设定为10,即,对所述起始计算点按照时间顺序向后搜索10个点,分别计算所述起始点与10个点之间的每个点之间的下降幅度。

[0078] 可以理解的是,不同人的呼吸幅值不同,同一人的呼吸幅值也会有所差别,因此,在本实施例中,分别将所述预设幅值设置为30%、50%及90%,采集三种情况下对应的波谷持续时间;其中,所述预设幅值是可以根据实际使用者的呼吸情况调整。

[0079] 可以理解的是,在预设时间段内,所述波谷出现的次数可能不止一次,因此,当完成第一次判断之后,将所述T2对应的采样点作为新的起始采样点,继续上面的操作,找到新的持续时间。

[0080] 步骤C2:判断所述持续时间是否大于预设阈值,若是,执行步骤C3。

[0081] 在本步骤中,将每一次计算的T2与T1的差值与预设阈值进行判断,若所述差值大于预设阈值,则执行步骤C3。优选的,在本发明实施例中,为了更准确的识别是否发生呼吸暂停,将所述预设阈值设置为10。

[0082] 步骤C3:将发生次数加一,所述发生次数是所述持续时间大于预设阈值出现的次数。

[0083] 在本步骤中,所述发生次数反映大概率发生呼吸暂停的次数。

[0084] 步骤C4:将所述持续时间的最大值及所述发生次数作为所述趋势特征的特征值。

[0085] 在本步骤中,将所述预设时间内计算得到的T2与T1的差值做比较,选择最大值,作为趋势特征的特征值之一;当所述预设时间结束时,将所述发生次数的值作为趋势特征的特征值之一。如,在1分钟之内,计算得到两次T2与T1的差值,其中一次差值为8秒钟,另一次差值为10秒钟,则将10秒钟与发生次数2作为趋势特征的特征值。

[0086] 步骤S103:将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进

行处理,得到处理结果。

[0087] 在本步骤中,所述预设神经网络模型是通过采集大量正常人及呼吸暂停患者的呼吸波形,并提取步骤S102中所述的特征点作为输入,训练出来的模型。对于预设神经网络模型的训练过程属于现有技术,具体过程此处不再赘述。

[0088] 步骤S104:根据所述处理结果,确定是否存在呼吸暂停。

[0089] 在本步骤中,将未知的呼吸波形提取步骤S102中所述的特征点,并作为步骤S103中所述的神经网络模型的输入,输出结果即为有呼吸暂停或者无呼吸暂停对应的标签,根据标签可以知道所述位置的呼吸波形对应的用户是否存在呼吸暂停。

[0090] 人体的呼吸波形在存在呼吸暂停和不存在呼吸暂停时的包络特征、统计特征以及趋势特征均具有不同的表现形式,因此,包络特征、统计特征以及趋势特征作为预设神经网络模型的输入因子,有利于提高预设神经网络模型在确定是否存在呼吸暂停的准确性。

[0091] 在本实施例中,通过压电薄膜采集用户的人体呼吸信号,并通过人体呼吸信号的波形对比分析提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进行识别是否存在呼吸暂停。由此可见,本发明方案不会对用户睡眠造成干扰;此外,使用神经网络自动识别呼吸暂停,方便了用户进行家庭睡眠监测。

[0092] 请参阅图4,图4是为本发明另一实施例的一种呼吸暂停检测方法流程图,该实施例与上述实施例中不同之处在于,方法还包括:

[0093] 步骤S105:若存在呼吸暂停,则记录用户呼吸暂停的次数。

[0094] 步骤S106:根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。

[0095] 其中,所述睡眠呼吸暂停低通气指数(AHI)是指每小时呼吸暂停的次数,可以作为用户呼吸暂停严重程度的标准。

[0096] 在本实施例中,将所述处理结果以及所述睡眠呼吸暂停低通气指数上传到服务器,并发送至所述用户的移动终端,以使用户可以通过移动终端或者登录服务器获取用户自身的睡眠情况。

[0097] 在一些实施例中,在步骤S102之前,对所述人体呼吸信号进行处理,具体包括:使用工频陷波器去除所述人体呼吸信号中的工频干扰;使用带通滤波器提取去除干扰后的呼吸信号中的呼吸波形。所述提取所述人体呼吸信号的呼吸特征具体为:从所述呼吸波形中提取所述呼吸特征。

[0098] 在本实施例中,当检测到呼吸暂停时,计算睡眠呼吸暂停的低通指数,作为用户呼吸暂停严重程度的标准,方便用户了解自身健康状况;此外,通过将神经网络处理结果和睡眠呼吸暂停低通气指数发送到用户移动端,方便用户知晓检测结果。

[0099] 图5为本发明实施例的一种呼吸暂停检测装置功能框图。如图4所示,该装置包括:接收模块501、特征提取模块502、处理模块503及确定模块504,其中,所述接收模块501,用于接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号;特征提取模块502,用于提取所述人体呼吸信号的呼吸特征,其中,所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征;处理模块503,用于将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中,由预设神经网络模型进行处理,得到处理结果;确定模块504,用于根据所述处理结果,确定是否存在呼吸暂停。

[0100] 在本实施例中,所述装置还包括:获取模块505及计算模块506,其中,获取模块505,用于当所述处理模块的处理结果为有呼吸暂停时,获取呼吸暂停的次数以及睡眠时

间；计算模块506，用于根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。

[0101] 在本实施例中，通过接收模块接收压电薄膜采集用户的人体呼吸信号，并通过特征提取模块提取所述人体呼吸信号的呼吸特征，将所述呼吸特征输入到处理模块中，由预设神经网络模型进行识别是否存在呼吸暂停。由此可见，本发明方案不会对用户睡眠造成干扰；此外，使用神经网络自动识别呼吸暂停，方便了用户进行家庭睡眠监测。

[0102] 本申请实施例提供了一种非易失性计算机存储介质，所述计算机存储介质存储有至少一可执行指令，该计算机可执行指令可执行上述任意方法实施例中的一种呼吸暂停检测的方法。

[0103] 图6为本发明计算设备实施例的结构示意图，本发明具体实施例并不对计算设备的具体实现做限定。

[0104] 如图6所示，该计算设备可以包括：处理器(processor)602、通信接口(Communications Interface)604、存储器(memory)606、以及通信总线608。

[0105] 其中：

[0106] 处理器602、通信接口604、以及存储器606通过通信总线608完成相互间的通信。

[0107] 通信接口604，用于与其它设备比如客户端或其它服务器等的网元通信。

[0108] 处理器602，用于执行程序610，具体可以执行一种呼吸暂停检测的方法实施例中的相关步骤。

[0109] 具体地，程序610可以包括程序代码，该程序代码包括计算机操作指令。

[0110] 处理器602可能是中央处理器CPU，或者是特定集成电路ASIC(Application Specific Integrated Circuit)，或者是被配置成实施本发明实施例的一个或多个集成电路。计算设备包括的一个或多个处理器，可以是同一类型的处理器，如一个或多个CPU；也可以是不同类型的处理器，如一个或多个CPU以及一个或多个ASIC。

[0111] 存储器606，用于存放程序610。存储器606可能包含高速RAM存储器，也可能还包括非易失性存储器(non-volatile memory)，例如至少一个磁盘存储器。

[0112] 程序610具体可以用于使得处理器602执行以下操作：

[0113] 接收压电薄膜采集到用户的人体呼吸信号；

[0114] 提取所述人体呼吸信号的呼吸特征，其中，所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征；

[0115] 将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中，由预设神经网络模型进行处理，得到处理结果；

[0116] 根据所述处理结果，确定是否存在呼吸暂停。

[0117] 在一种可选的方式中，程序610具体可以进一步用于使得处理器602执行以下操作：

[0118] 当所述处理结果为有呼吸暂停时，获取呼吸暂停的次数以及睡眠时间；

[0119] 根据所述呼吸暂停次数以及睡眠时间计算睡眠呼吸暂停低通气指数。

[0120] 在一种可选的方式中，程序610具体可以进一步用于使得处理器602执行以下操作：

[0121] 对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值；

- [0122] 将所述峰值连接起来形成包络线；
- [0123] 对所述包络线做插值，得到包络特征。
- [0124] 在一种可选的方式中，程序610具体可以进一步用于使得处理器602执行以下操作：
- [0125] 对所述呼吸信号对应的呼吸波形搜索峰值；
- [0126] 计算所述峰值的峰值均值、峰值极差及峰值标准差；
- [0127] 使用峰值对应的时间，得到呼吸周期；
- [0128] 计算所述呼吸周期的呼吸均值、呼吸极差及呼吸标准差；
- [0129] 使用峰值和呼吸周期，得到斜率；
- [0130] 计算所述斜率的斜率均值、斜率极差及斜率标准差。
- [0131] 在一种可选的方式中，程序610具体可以进一步用于使得处理器602执行以下操作：
- [0132] 计算预设时间内，采样曲线每一个波谷的持续时间，所述采样曲线是将包络特征作为采样点连接而成的曲线；
- [0133] 判断所述持续时间是否大于预设阈值；
- [0134] 若是，将发生次数加一，所述发生次数是所述持续时间大于预设阈值出现的次数；
- [0135] 将所述持续时间的最大值及所述发生次数作为所述趋势特征的特征值。
- [0136] 在此提供的算法和显示不与任何特定计算机、虚拟系统或者其它设备固有相关。各种通用系统也可以与基于在此的示教一起使用。根据上面的描述，构造这类系统所要求的结构是显而易见的。此外，本发明也不针对任何特定编程语言。应当明白，可以利用各种编程语言实现在此描述的本发明的内容，并且上面对特定语言所做的描述是为了披露本发明的最佳实施方式。
- [0137] 在此处所提供的说明书中，说明了大量具体细节。然而，能够理解，本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中，并未详细示出公知的方法、结构和技术，以便不模糊对本说明书的理解。
- [0138] 类似地，应当理解，为了精简本公开并帮助理解各个发明方面中的一个或多个，在上面对本发明的示例性实施例的描述中，本发明的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而，并不应将该公开的方法解释成反映如下意图：即所要求保护的本发明要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说，如权利要求书所反映的那样，发明方面在于少于前面公开的单个实施例的所有特征。因此，遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式，其中每个权利要求本身都作为本发明的单独实施例。
- [0139] 本领域那些技术人员可以理解，可以对实施例中的设备中的模块进行自适应性地改变并且把它们设置在与该实施例不同的一个或多个设备中。可以把实施例中的模块或单元或组件组合成一个模块或单元或组件，以及此外可以把它们分成多个子模块或子单元或子组件。除了这样的特征和/或过程或者单元中的至少一些是相互排斥之外，可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述，本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代

替。

[0140] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中所包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本发明的范围之内并且形成不同的实施例。例如,在下面的权利要求书中,所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0141] 本发明的各个部件实施例可以以硬件实现,或者以一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例的一种呼吸暂停检测装置中的一些或者全部部件的一些或者全部功能。本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的设备或者装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这样的实现本发明的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0142] 应该注意的是上述实施例对本发明进行说明而不是对本发明进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中,这些装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

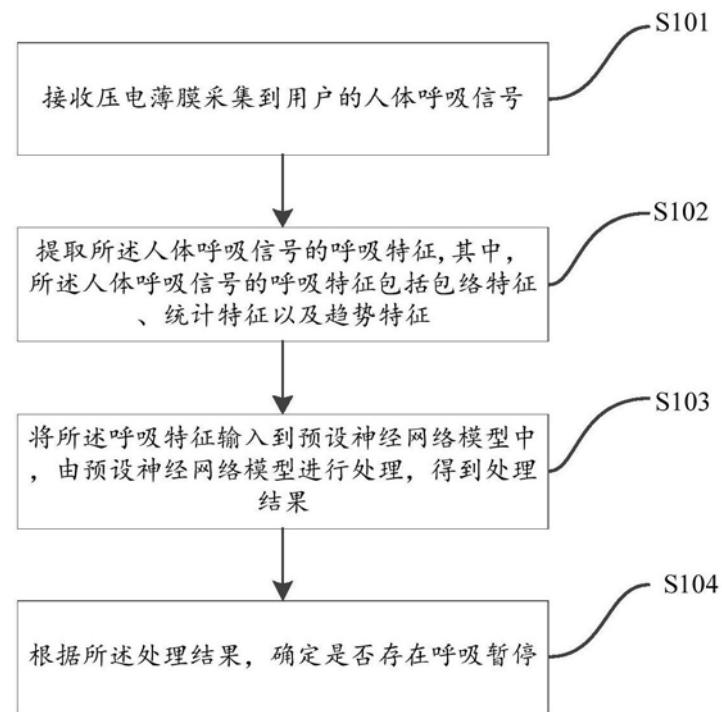


图1

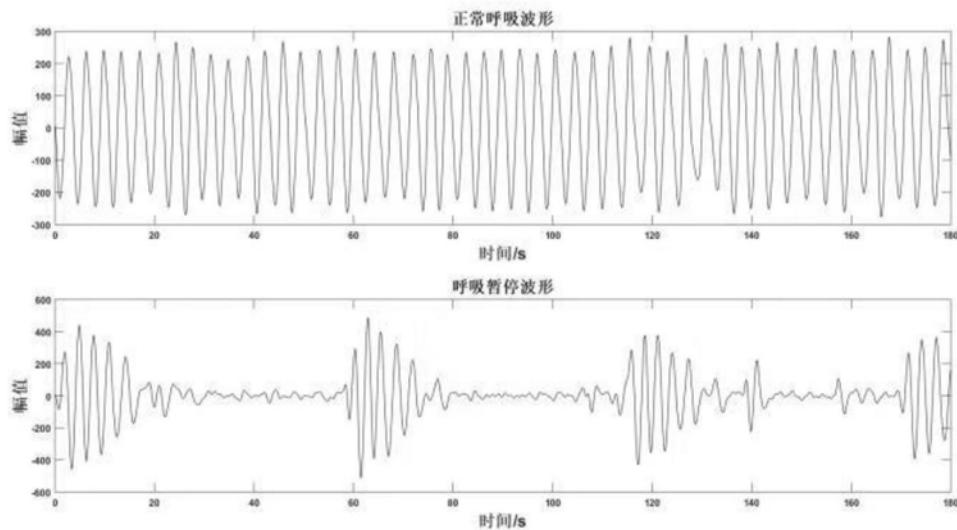


图2

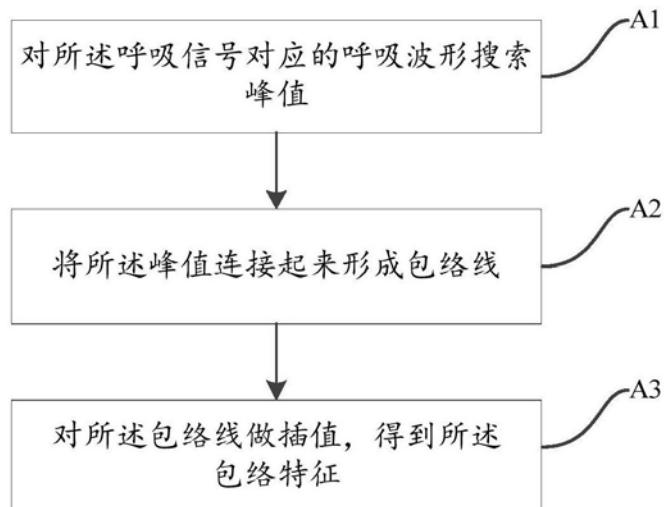


图3A

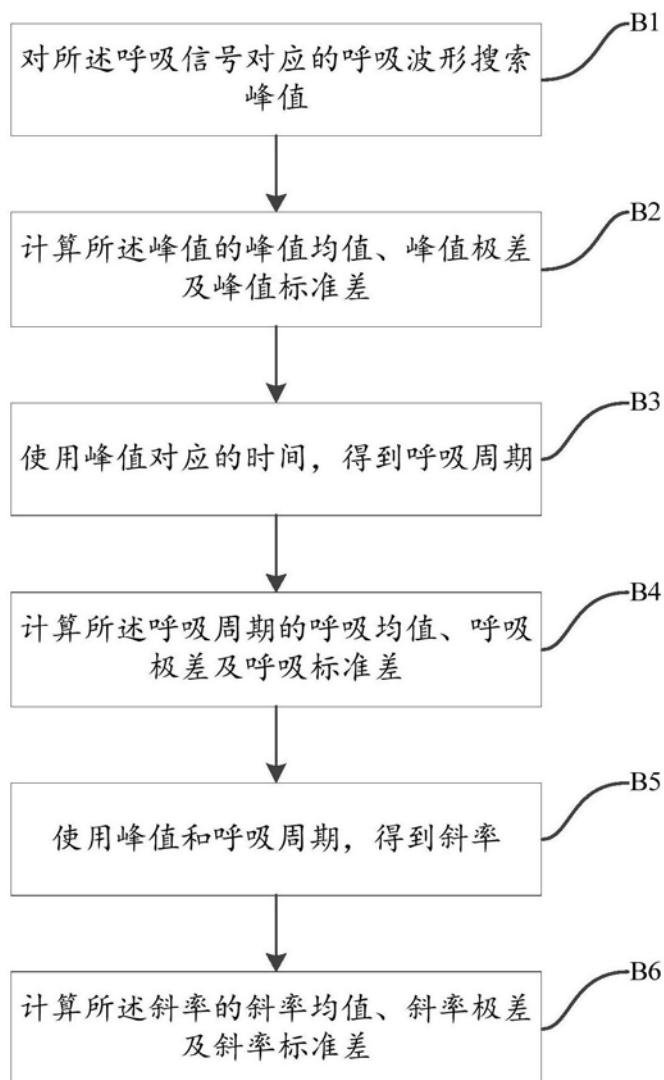


图3B

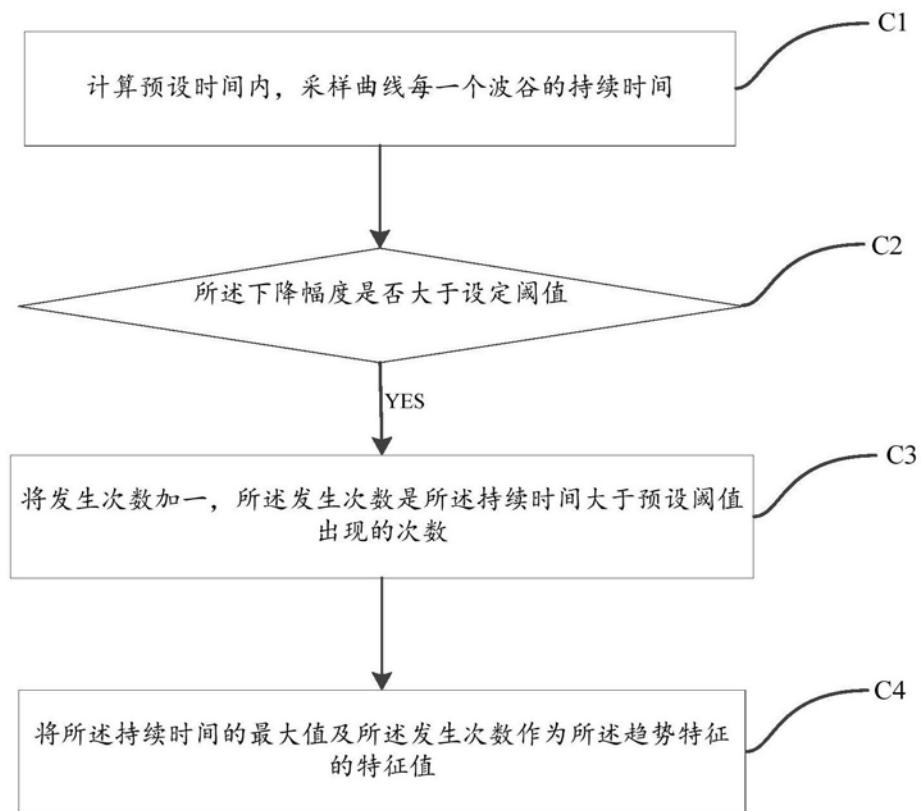


图3C

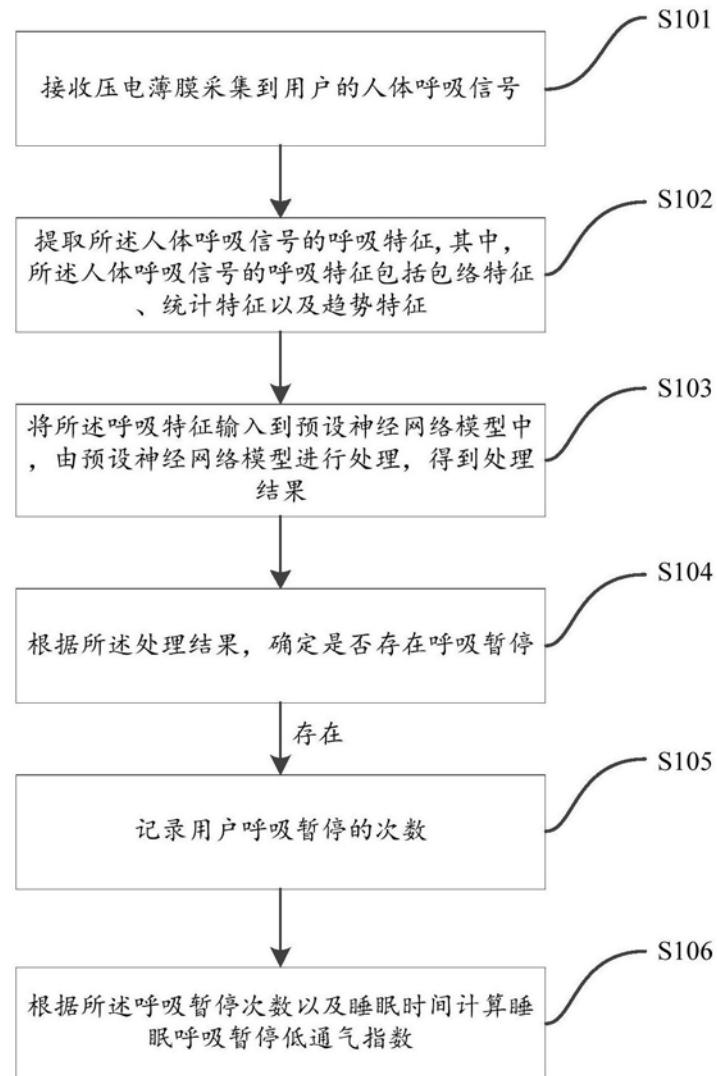


图4



图5

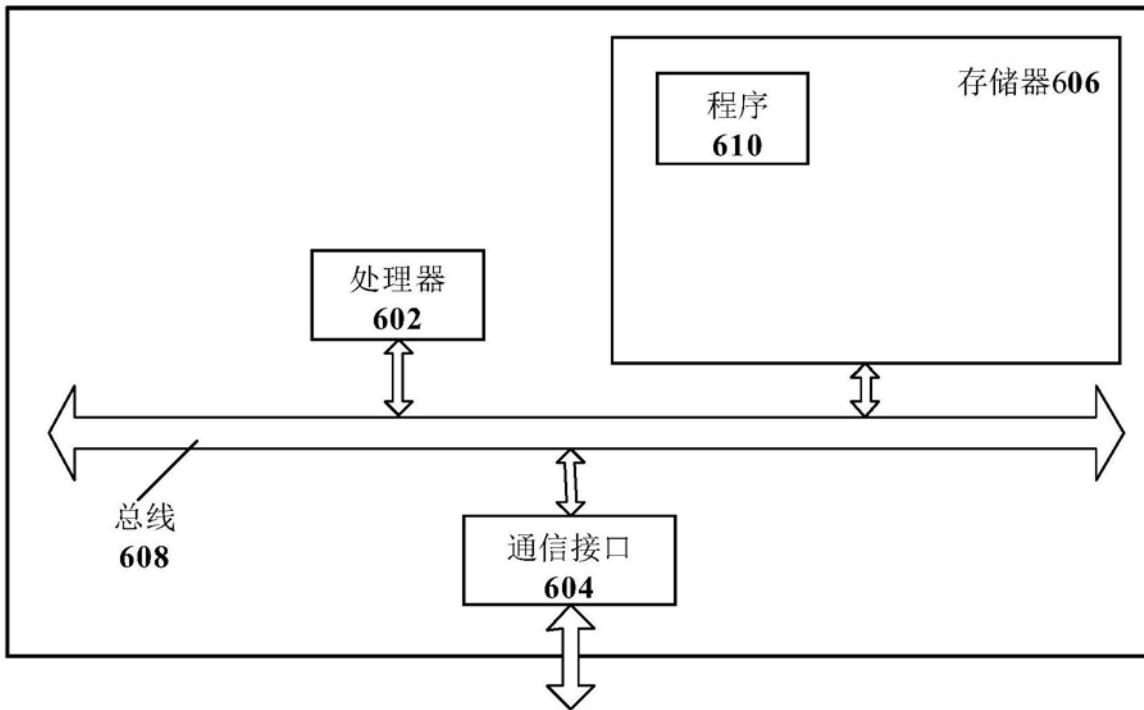


图6

专利名称(译)	一种呼吸暂停检测方法、装置及计算设备		
公开(公告)号	CN109480783A	公开(公告)日	2019-03-19
申请号	CN201811564593.9	申请日	2018-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	深圳和而泰智能控制股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳和而泰智能控制股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳和而泰智能控制股份有限公司		
[标]发明人	张翔 牛洋洋 王伟 刘洪涛 罗国发		
发明人	张翔 牛洋洋 王伟 刘洪涛 罗国发		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4818 A61B5/7282		
代理人(译)	宋菲		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及呼吸检测技术领域，尤其公开了一种呼吸暂停检测方法、装置计算设备及计算机存储介质，其中，方法包括：提取所述人体呼吸信号的呼吸特征，其中，所述人体呼吸信号的呼吸特征包括包络特征、统计特征以及趋势特征；将所述呼吸特征输入到预设神经网络模型中，由预设神经网络模型进行处理，得到处理结果；根据所述处理结果，确定是否存在呼吸暂停。由此可见，本发明方案使用压电薄膜采集人体呼吸信号的包络特征、统计特征及趋势特征作为呼吸暂停识别的区别特征，并使用神经网络自动识别呼吸暂停，方便了用户进行家庭睡眠监测。

