



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105725993 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(21)申请号 201610228364.4

(22)申请日 2016.04.13

(71)申请人 思澜科技(成都)有限公司

地址 610041 四川省成都市高新区益州大道中段1800号移动互联创业大厦G1栋1801室

(72)发明人 戴涛 徐现红 王奕刚 高松

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

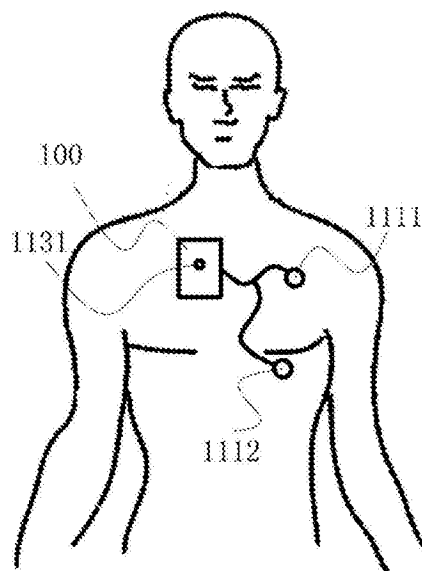
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

便携式睡眠监测设备及其监测方法

(57)摘要

本发明具体公开了一种便携式睡眠监测设备及其监测方法,该设备包括信号采集模块、处理控制模块和信号传输模块,所述信号采集模块用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;所述处理控制模块与所述信号采集模块电性连接,用于控制所述信号采集模块对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理;所述信号传输模块与所述处理控制模块电性连接,用于输出来自所述处理控制模块的生理特征信号。又该监测方法包括采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;控制人体处于睡眠呼吸状态中生理特征信号的检测及信号采集储存处理;以及传输采集所得的生理特征信号。本发明具有不仅能作为检测OSAHS,还可以区分不同的OSAHS类别的重要参考信息。



1. 一种便携式睡眠监测设备, 该设备包括:

信号采集模块(110), 用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;

处理控制模块(120), 与所述信号采集模块(110)电性连接, 用于控制所述信号采集模块(110)对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理; 以及

信号传输模块(130), 与所述处理控制模块(120)电性连接, 用于输出来自所述处理控制模块(120)的生理特征信号;

其中, 所述信号采集模块(110)包括用于采集人体处于睡眠状态下胸阻抗特征信号的胸阻抗采集单元(111)、用于采集人体处于睡眠状态下心率特征信号的心率采集单元(112)、用于采集人体处于睡眠状态下鼾声特征信号的鼾声采集单元(113)、用于采集人体处于睡眠状态下体动特征信号的体动检测单元(114)。

2. 根据权利要求1所述的便携式睡眠监测设备, 其特征在于, 所述胸阻抗采集单元(111)通过两个或两个以上测量电极(1111, 1112)与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。

3. 根据权利要求1所述的便携式睡眠监测设备, 其特征在于, 所述心电采集模块(112)通过两个或两个以上测量电极(1111, 1112)与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。

4. 根据权利要求1所述的睡眠监测设备, 其特征在于, 所述鼾声采集单元(115)包括鼻氧管(1151)和与所述鼻氧管(1151)鼻气流传感器; 所述鼻氧管(1151)一端插入人体鼻部的鼻孔内, 其另一端与所述信号采集模块(110)的壳体内设鼻气流传感器连接。

5. 根据权利要求1所述的便携式睡眠监测设备, 其特征在于, 所述处理控制模块(120)包括微控制单元(121)和与所述微控制单元(121)电性连接的信号存储单元(122), 其中所述微控制单元(121)用于控制对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测, 所述信号存储单元(122)用于存储采集各种生理特征信号。

6. 根据权利要求1或2或3或4或5所述的便携式睡眠监测设备, 其特征在于, 所述信号采集模块(110)还包括用于采集人体处于睡眠状态下鼻气流特征信号的鼻气流采集单元(115)。

7. 根据权利要求6所述的便携式睡眠监测设备, 其特征在于, 所述鼾声采集单元(113)包括鼾声采集孔(1131)和鼾声传感器, 所述鼾声采集单元(113)通过位于所述信号采集模块(110)壳体的鼾声采集孔(1131)以及内设鼾声传感器来采集人体处于睡眠状态下的鼾声信号。

8. 根据权利要求6所述的便携式睡眠监测设备, 其特征在于, 所述信号采集模块(110)还包括用于采集人体处于睡眠状态下血氧饱和度特征信号的血氧采集单元(116)。

9. 一种便携式睡眠监测方法, 其特征在于, 该方法包括如下步骤:

S1、控制采集人体处于睡眠状态的生理特征信号, 所述生理特征信号包括胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号和体动特征信号;

S2、控制存储生理特征信号;

S3、传输采集所得的生理特征信号。

10. 根据权利要求9所述的便携式睡眠监测方法, 其特征在于, 所述步骤S1中所述生理特征信号还包括鼻气流特征信号或\和血氧特征信号。

便携式睡眠监测设备及其监测方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物医疗监测技术领域,尤其是涉及一种便携式睡眠监测设备及其监测方法。

背景技术

[0002] 生物阻抗技术是一种利用生物组织及器官的电特性提取人体生理与病理信息的无创检测技术。不同的人体组织与器官具有独特的生物阻抗特性,组织与器官的状态或功能变化也将伴随相应的生物阻抗特性改变。比如现有技术中有利用膈肌疲劳程度与胸部呼吸电阻抗信号及腹部呼吸电阻抗信号的波峰的同步程度有关的原理,将膈肌疲劳程度分为不同的类型。生物阻抗技术在临床医学方面有无创无损、便于长时间实时监护及低成本等优势,使得生物阻抗技术应用于临床医学或医疗保健领域具有很大的潜力与价值。

[0003] 对于睡眠呼吸状态的监测直接关系到睡眠疾病的研究,因此睡眠呼吸监测成为睡眠医学中重点关注的话题。在睡眠疾病中,睡眠呼吸暂停是指睡眠中呼吸停止的睡眠障碍,具体为在连续7小时睡眠中发生30次以上的呼吸暂停,每次气流中止10s以上含10s,或平均每小时睡眠呼吸暂停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。它可分为中枢型、阻塞型及混合型。其中,阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome,OSAHS),是在睡眠中咽喉附近的软组织松弛而造成上呼吸道狭窄甚至阻塞从而呼吸暂停;中枢性睡眠呼吸暂停(Central sleep apnea-hypopnea syndrome,OSAHS),是与控制呼吸的中枢神经系统功能失调有关,暂时失去呼吸功能的中枢神经驱动,这种呼吸障碍不是气道阻塞引起的,通常上气道无气流通过的时间>10s,无胸腹呼吸运动;以及上述两者的混合型。目前据统计,有呼吸睡眠障碍的人数占总人口的2%~4%,并且该数字有明显上升的趋势。由各种原因导致睡眠中反复出现的呼吸暂停/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称为睡眠呼吸暂停及低通气综合征(Sleep Apnea Hypopnea Syndrome,SAHS)。而对于上述睡眠呼吸障碍尽早合理的诊治,可提高患者的生活质量预防各种并发症的发生。因此,对睡眠呼吸的监测是预防和诊治睡眠呼吸障碍的首要步骤。

[0004] 目前市场已有多种睡眠呼吸监测设备,比如:康泰睡眠呼吸初筛仪和SleepImage睡眠监测设备。其中所述康泰睡眠呼吸初筛仪采用血氧和鼻气流两路信号对睡眠呼吸障碍及低通气事件进行分时检测,但无法提供睡眠状态和睡眠质量的诊断信息。而SleepImage睡眠监测设备采用呼吸、心率和鼾声信号对夜晚睡眠状态进行分析同时也向医生给出足够的原始生物特征数据来区别阻塞性睡眠呼吸中止症和其它睡眠相关的呼吸障碍,但由于该设备的呼吸信号是从心电信号里面提取的,即呼吸信号与心率信号不是独立的采集通道,所以该呼吸信号的信号质量和可靠性方面有所欠缺,而且该设备还无法测量睡眠呼吸暂停及低通气指数(AHI)。

发明内容

[0005] 针对上述现有技术存在的不足,本发明的目的是提供一种适合个人或家庭以及实景睡眠监测的简单易用的便携式睡眠监测设备及其监测方法。

[0006] 为了实现上述目的,本发明所采用的技术方案如下:

[0007] 一种便携式睡眠监测设备,该设备包括:

[0008] 信号采集模块,用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;

[0009] 处理控制模块,与所述信号采集模块电性连接,用于控制所述信号采集模块对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理;以及信号传输单元,与所述处理控制模块电性连接,用于输出来自所述处理控制模块的生理特征信号;

[0010] 其中,所述信号采集模块包括用于采集人体处于睡眠状态下胸阻抗特征信号的胸阻抗采集单元、用于采集人体处于睡眠状态下心率特征信号的心率采集单元、用于采集人体处于睡眠状态下鼾声特征信号的鼾声采集单元、用于采集人体处于睡眠状态下体动特征信号的体动检测模块。

[0011] 优选的,所述胸阻抗采集单元通过两个或两个以上测量电极与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。

[0012] 优选的,所述心电采集模块通过两个或两个以上测量电极与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。

[0013] 优选的,所述鼾声采集单元包括鼾声采集孔和鼾声传感器,所述鼾声采集单元通过位于所述信号采集模块壳体的鼾声采集孔以及内设鼾声传感器来采集人体处于睡眠状态下的鼾声信号。

[0014] 优选的,所述处理控制模块包括微控制单元和与所述微控制单元电性连接的信号存储单元,其中所述微控制单元用于控制对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测,所述信号存储单元用于存储采集各种生理特征信号。

[0015] 进一步优选的,所述信号采集模块还包括用于采集人体处于睡眠状态下鼻气流特征信号的鼻气流采集单元。

[0016] 更进一步优选的,所述鼻气流采集单元包括鼻氧管和与所述鼻氧管连接的鼻气流传感器;所述鼻氧管一端插入人体鼻部的鼻孔内,其另一端与所述信号采集模块的壳体内设鼻气流传感器连接。

[0017] 更进一步优选的,所述信号采集模块还包括用于采集人体处于睡眠状态下血氧饱和度特征信号的血氧采集单元。

[0018] 为了实现上述目的,本发明所采用的又一技术方案如下:

[0019] 一种便携式睡眠监测方法,该方法包括如下步骤:

[0020] S1、采集人体处于睡眠状态的生理特征信号,所述生理特征信号包括胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号和体动特征信号;

[0021] S2、控制人体处于睡眠状态中生理特征信号的检测及信号采集储存处理;以及

[0022] S3、传输采集所得的生理特征信号。

[0023] 优选的,所述步骤S1中所述生理特征信号还包括鼻气流特征信号和\或血氧特征信号。

[0024] 采用上述结构后,本发明和现有技术相比所具有的优点是:本技术方案采用基于生物阻抗技术获取胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号、体动特征信号、鼻气流

特征信号和血氧饱和度特征信号的六个独立通道来分别同时监测睡眠呼吸状态的生理特征信号,从而实现实景监测。本发明不仅能作为检测OSAHS,还可以区分不同的OSAHS类别的重要参考信息。

附图说明

[0025] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明:

[0026] 图1是本发明实施例一所述便携式睡眠监测设备的结构框架示意图;

[0027] 图2是本发明实施例一所述处理控制模块的结构示意图;

[0028] 图3是本发明实施例一所述便携式睡眠监测设备的人体佩戴示意图;

[0029] 图4是本发明实施例二所述便携式睡眠监测设备的结构框架示意图;

[0030] 图5是本发明实施例二所述便携式睡眠监测设备的人体佩戴示意图

[0031] 图6是本发明实施例三所述便携式睡眠监测设备的结构框架示意图;

[0032] 图7是本发明实施例三所述便携式睡眠监测设备的人体佩戴示意图;

[0033] 图8是本发明实施例四所述便携式睡眠监测方法的基本流程示意图。

[0034] 附图标记:

[0035] 100-睡眠监测设备,110-信号采集模块,111-胸阻抗采集单元,1111、1112-电极,112-心率采集单元,113-鼾声采集单元,1131-鼾声采集孔,114-体动采集模块,115-鼻气流采集单元,1151-鼻氧管,116-血氧采集单元,120-处理控制模块,121-微控制单元,122-信号存储单元,130-信号传输模块。

具体实施方式

[0036] 本发明以下实施例所述的睡眠监测设备及监测方法主要采用生物阻抗技术来获取睡眠呼吸信号以及生物阻抗测量电极共用采集心率信号,同时结合采集鼾声、体动、鼻气流或血氧等作为参考信号,从而用于进行人体睡眠状态下的呼吸暂停时间检测、睡眠呼吸暂停综合征的分类诊断以及睡眠质量评估,尤其适合于亚健康人群的自我监测。为了使监测设备便于携带和信号采集以及更大满足人体监测舒适度,本发明所述监测设备都具有电源供应模块,以下方案说明不再赘述。以下所述仅为本发明的较佳实施例,并不因此而限定本发明的保护范围。

[0037] 实施例一

[0038] 如图1至图3所示,本发明实施例提供了一种便携式睡眠监测设备,该设备包括信号采集模块110、处理控制模块120和信号传输单元130,所述信号采集模块110用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;所述处理控制模块120与所述信号采集模块110电性连接,用于控制所述信号采集模块110对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理;所述信号传输单元130与所述处理控制模块120电性连接,用于输出来自所述处理控制模块120的生理特征信号。在本发明实施例中,所述信号传输装置130设有信号导出接口(图未示),通过信号导出接口将采集所存储的生理信号特征参数导出,以便于后续对信号数据的分析和睡眠呼吸状态的诊断。

[0039] 其中,所述信号采集模块110包括用于采集人体处于睡眠状态下胸阻抗特征信号的胸阻抗采集单元111、用于采集人体处于睡眠状态下心率特征信号的心率采集单元112、

用于采集人体处于睡眠状态下鼾声特征信号的鼾声采集单元113、用于采集人体处于睡眠状态下体动特征信号的体动检测模块114。

[0040] 所述胸阻抗采集单元111通过两个测量电极1111(或1112)与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。在本发明实施例中,所述测量电极1111位于人体左胸,另一所述测量电极1112位于人体左胸下方;其中,所述测量电极1111(或1112)即为激励电极又为采集电极,也即是同时采集同时激励。另外,所述心电采集模块112通过与位于测量电极1111和\或测量电极1112来采集人体心率特征的心率信号。

[0041] 所述体动采集模块114所采集的体动特征信号是为了获得人体处于睡眠过程中的体动数这一指标,该体动数指标是用于判断人们的睡眠质量,例如翻身次数等。在本发明实施例中该体动特征信号是作为在睡眠中单位时间内的体动数,是睡眠质量监测分析的重要参考指标。

[0042] 在本发明实施例中,所述处理控制模块120包括微控制单元121和与所述微控制单元121电性连接的信号存储单元122,其中所述微控制单元121用于控制对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测,所述信号存储单元122用于存储采集各种生理特征信号。

[0043] 本发明实施例所述技术方案通过胸阻抗、心率、鼾声和体动的四个独立通道所采集的人体处于睡眠状态下的生理特征信号,从而为进行人体睡眠状态下的呼吸暂停判断、睡眠呼吸暂停综合征的分类诊断以及睡眠质量评估作临床医学检测参考。而临床医学检验SAHS应该尽量实景测量(日常生活状态下测量)以确保测量的准确性。本发明所述监测设备可以方便地佩戴,在对受试者基本没有不适影响的情况下进行实景测量;也适用于受试者长期监测,从而对自己的睡眠健康有切身的体会和认识,得知一些生活习惯的改变(比如戒烟戒酒,运动健身等)或治疗方法对自己睡眠质量/睡眠呼吸状态的影响,从而提高全民的健康水平,降低国民医疗开支。

[0044] 实施例二

[0045] 如图4和图5所示,一种便携式睡眠监测设备,该设备包括信号采集模块110、处理控制模块120和信号传输单元130,所述信号采集模块110用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;所述处理控制模块120与所述信号采集模块110电性连接,用于控制所述信号采集模块110对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理;所述信号传输单元130与所述处理控制模块120电性连接,用于输出来自所述处理控制模块120的生理特征信号。在本发明实施例中,所述信号传输装置130设有信号导出接口(图未示),通过信号导出接口将采集所存储的生理信号特征参数导出,以便于后续对信号数据的分析和睡眠呼吸状态的诊断。

[0046] 其中,所述信号采集模块110包括用于采集人体处于睡眠状态下胸阻抗特征信号的胸阻抗采集单元111、用于采集人体处于睡眠状态下心率特征信号的心率采集单元112、用于采集人体处于睡眠状态下鼾声特征信号的鼾声采集单元113、用于采集人体处于睡眠状态下体动特征信号的体动检测模块114和用于采集人体处于睡眠状态下鼻气流特征信号的鼻气流采集单元115。

[0047] 所述胸阻抗采集单元111通过两个测量电极1111(或1112)与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。在本发明实施例中,所述测量电极1111位于人体右胸,另一所述

测量电极1112位于人体左胸;其中,所述测量电极1111(或1112)即为激励电极又为采集电极,也即是同时采集同时激励。另外,所述心电采集模块112通过与位于测量电极1111和\或测量电极1112来采集人体心率特征的心率信号。

[0048] 所述体动采集模块114所采集的体动特征信号是为了获得人体处于睡眠过程中的体动数这一指标,该体动数指标是用于判断人们的睡眠质量,例如翻身次数等。在本发明实施例中该体动特征信号是作为在睡眠中单位时间内的体动数,是睡眠质量监测分析的重要参考指标。

[0049] 在本发明实施例中,所述鼾声采集单元113包括鼾声采集孔1131和鼾声传感器(图未示),所述鼾声采集单元113通过位于所述信号采集模块110壳体的鼾声采集孔1131以及内设鼾声传感器来采集人体处于睡眠状态下的鼾声信号。所述鼻气流采集单元115包括鼻氧管1151和与所述鼻氧管1151鼻气流传感器;所述鼻氧管1151一端插入人体鼻部的鼻孔内,其另一端与所述信号采集模块110的壳体内设鼻气流传感器连接。通过鼻气流采集单元115能为后续睡眠呼吸状态及睡眠质量分析提供睡眠呼吸暂停及低通气指数(AHI)。根据研究表明低通气指数(AHI)是指每小时睡眠内呼吸暂停加上低通气的次数。而在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。

[0050] 所述处理控制模块120包括微控制单元121和与所述微控制单元121电性连接的信号存储单元122,其中所述微控制单元121用于控制对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测,所述信号存储单元122用于存储采集各种生理特征信号。

[0051] 本发明实施例所述技术方案通过胸阻抗、心率、鼾声、体动、鼻气流的五个独立通道所采集的人体处于睡眠状态下的生理特征信号,从而为进行人体睡眠状态下的呼吸暂停判断、睡眠呼吸暂停综合征的分类诊断以及睡眠质量评估作临床医学检测参考。而临床医学检验睡眠呼吸暂停及低通气综合征(SAHS)应该尽量实景测量(日常生活状态下测量)以确保测量的准确性。本发明所述监测设备可以方便地佩戴,在对受试者基本没有不适影响的情况下进行实景测量;也适用于受试者长期监测,从而对自己的睡眠健康有切身的体会和认识,得知一些生活习惯的改变(比如戒烟戒酒,运动健身等)或治疗方法对自己睡眠质量/睡眠呼吸状态的影响,从而提高全民的健康水平,降低国民医疗开支。

[0052] 实施例三

[0053] 如图6和图7所示,一种便携式睡眠监测设备,该设备包括信号采集模块110、处理控制模块120和信号传输单元130,所述信号采集模块110用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号;所述处理控制模块120与所述信号采集模块110电性连接,用于控制所述信号采集模块110对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理;所述信号传输单元130与所述处理控制模块120电性连接,用于输出来自所述处理控制模块120的生理特征信号。在本发明实施例中,所述信号传输装置130设有信号导出接口(图未示),通过信号导出接口将采集所存储的生理信号特征参数导出,以便于后续对信号数据的分析和睡眠呼吸状态的诊断。

[0054] 其中,所述信号采集模块110包括用于采集人体处于睡眠状态下胸阻抗特征信号的胸阻抗采集单元111、用于采集人体处于睡眠状态下心率特征信号的心率采集单元112、用于采集人体处于睡眠状态下鼾声特征信号的鼾声采集单元113、用于采集人体处于睡眠状态下体动特征信号的体动检测模块114、用于采集人体处于睡眠状态下鼻气流特征信号

的鼻气流采集单元115和用于采集人体处于睡眠状态下血氧饱和度特征信号的血氧采集单元116。

[0055] 所述胸阻抗采集单元111通过两个测量电极1111(或1112)与位于人体胸部或人体胸部附近的体表皮肤接触。在本发明实施例中,所述测量电极1111位于人体右胸,另一所述测量电极1112位于人体左胸下方;其中,所述测量电极1111(或1112)即为激励电极又为采集电极,也即是同时采集同时激励。另外,所述心电采集模块112通过与位于测量电极1111和\或测量电极1112来采集人体心率特征的心率信号。

[0056] 所述体动采集模块114所采集的体动特征信号是为了获得人体处于睡眠过程中的体动数这一指标,该体动数指标是用于判断人们的睡眠质量,例如翻身次数等。在本发明实施例中该体动特征信号是作为在睡眠中单位时间内的体动数,是睡眠质量监测分析的重要参考指标。

[0057] 在本发明实施例中,所述鼾声采集单元113包括鼾声采集孔1131和鼾声传感器(图未示),所述鼾声采集单元113通过位于所述信号采集模块110壳体的鼾声采集孔1131以及内设鼾声传感器来采集人体处于睡眠状态下的鼾声信号。所述鼻气流采集单元115包括鼻氧管1151和与所述鼻氧管1151鼻气流传感器;所述鼻氧管1151一端插入人体鼻部的鼻孔内,其另一端与所述信号采集模块110的壳体内设鼻气流传感器连接。通过鼻气流采集单元115能为后续睡眠呼吸状态及睡眠质量分析提供低通气指数(AHI)。根据研究表明低通气指数(AHI)是指每小时睡眠内呼吸暂停加上低通气的次数。而在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。

[0058] 由于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大于等于4%。因此,在本发明实施例中,所述血氧采集单元116设置于所述睡眠监测设备的壳体内,为进一步的睡眠呼吸状态及睡眠质量提供重要参考参数。

[0059] 所述处理控制模块120包括微控制单元121和与所述微控制单元121电性连接的信号存储单元122,其中所述微控制单元121用于控制对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测,所述信号存储单元122用于存储采集各种生理特征信号。

[0060] 本发明实施例所述技术方案通过胸阻抗、心率、鼾声、体动、鼻气流和血氧的六个独立通道所采集的人体处于睡眠状态下的生理信号,从而为进行人体睡眠状态下的呼吸暂停及低通气指数的判断、睡眠呼吸暂停综合征的分类诊断以及睡眠质量评估作临床医学检测参考。而临床医学检验睡眠呼吸暂停及低通气综合征(SAHS)应该尽量实景测量(日常生活状态下测量)以确保测量的准确性。本发明所述监测设备可以方便地佩戴,在对受试者基本没有不适影响的情况下进行实景测量;也适用于受试者长期监测,从而对自己的睡眠健康有切身的体会和认识,得知一些生活习惯的改变(比如戒烟戒酒,运动健身等)或治疗方法对自己睡眠质量/睡眠呼吸状态的影响,从而提高全民的健康水平,降低国民医疗开支。

[0061] 实施例四

[0062] 如图8所示,本发明实施例提供了一种便携式睡眠监测方法,该方法包括如下步骤:

[0063] S1、控制采集人体处于睡眠状态的生理特征信号,所述生理特征信号包括胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号和体动特征信号;在本发明实施例中,将胸阻抗特

征信号、心率特征信号、鼾声特征信号和体动特征信号进行分别采集,为后续临床医学分析提供重要参考依据。与现有技术相比,本实施例能准确测量相关睡眠状态下的生理特征信号,而独立通道的采用能避免前期信号分离处理提升信号质量。

[0064] S2、控制存储生理特征信号;在本发明实施例中,在采集人体处于睡眠状态的生理特征信号时,同时实时储存胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号和体动特征信号。

[0065] S3、传输采集所得的生理特征信号。

[0066] 在本发明实施例中,所述步骤S1中所述生理特征信号还包括鼻气流特征信号。在本发明实施例中,将胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号、体动特征信号和鼻气流特征信号进行分别采集,为后续临床医学分析提供重要参考依据。与现有技术相比,本实施例能准确测量相关睡眠状态下的生理特征信号,而独立通道的采用能避免前期信号分离处理,提高信号质量。

[0067] 在本发明实施例中,所述步骤S1中所述生理特征信号还包括血氧特征信号。在本发明实施例中,将胸阻抗特征信号、心率特征信号、鼾声特征信号、体动特征信号、鼻气流特征信号和血氧饱和度特征信号进行分别采集,为后续临床医学分析提供重要参考依据。与现有技术相比,本实施例能准确测量相关睡眠状态下的生理特征信号,而独立通道的采用能避免前期信号分离处理,提高信号质量。

[0068] 本发明实施例所述监测方法通过胸阻抗、心率、鼾声、体动、鼻气流和血氧饱和度的五个独立通道所采集的人体处于睡眠状态下的生理特征信号,从而为进行人体睡眠状态下的呼吸暂停判断、睡眠呼吸暂停综合征的分类诊断以及睡眠质量评估作临床医学检测参考。而临床医学检验睡眠呼吸暂停及低通气综合征(SAHS)应该尽量实景测量(日常生活状态下测量)以确保测量的准确性。本发明所述监测方法适用于受试者长期监测,从而对自己的睡眠健康有切身的体会和认识,得知一些生活习惯的改变(比如戒烟戒酒,运动健身等)或治疗方法对自己睡眠质量/睡眠呼吸状态的影响,从而提高全民的健康水平,降低国民医疗开支。

[0069] 由于现有技术的采集方式为采用单电极模式从心电信号中提取呼吸信号,而本发明实施例主要利用信号采集模块中的胸阻抗采集单元、心率信号采集模块、鼾声采集单元、体动检测单元、鼻气流采集单元和血氧采集单元的六通道结构的任意组合,分别单独同时同步采集呼吸阻抗、心率、鼾声、体动、鼻气流和血氧饱和度的生理信号参数。该监测设备不仅能作为检测OSAHS,还可以区分不同的OSAHS类别的重要参考信息。

[0070] 上述内容仅为本发明的较佳实施例,对于本领域的普通技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

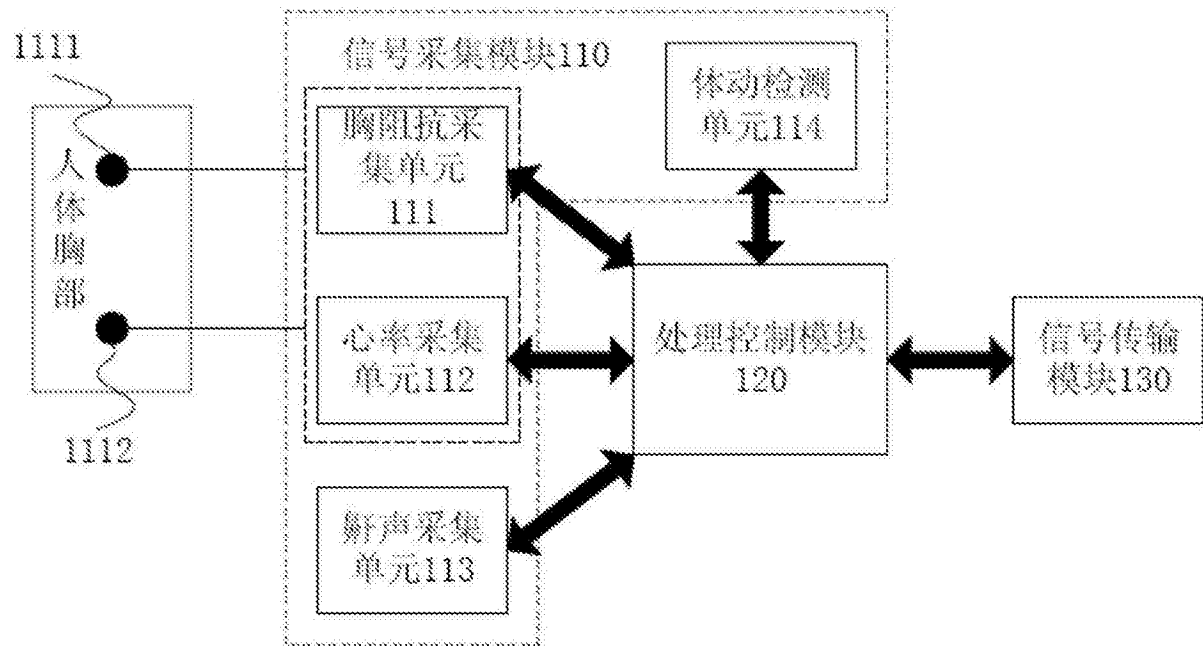


图1

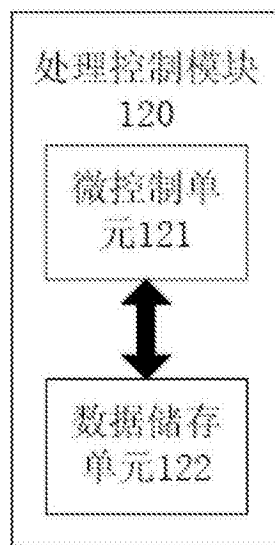


图2

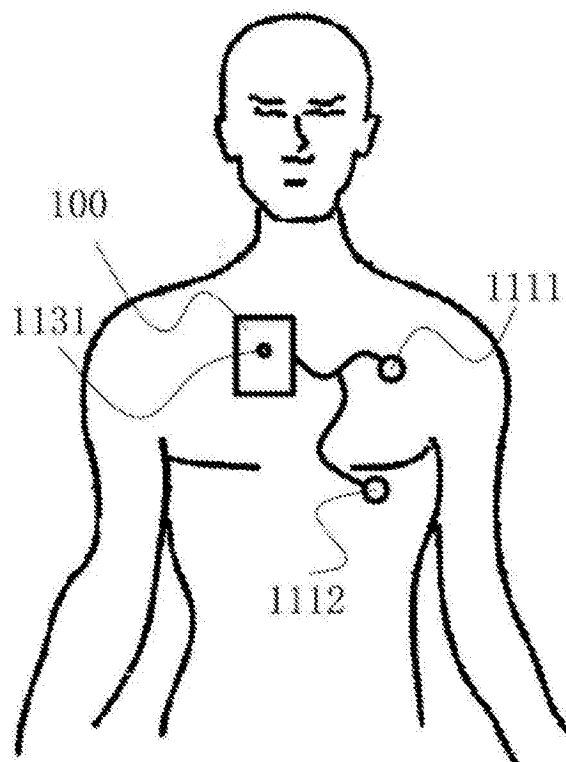


图3

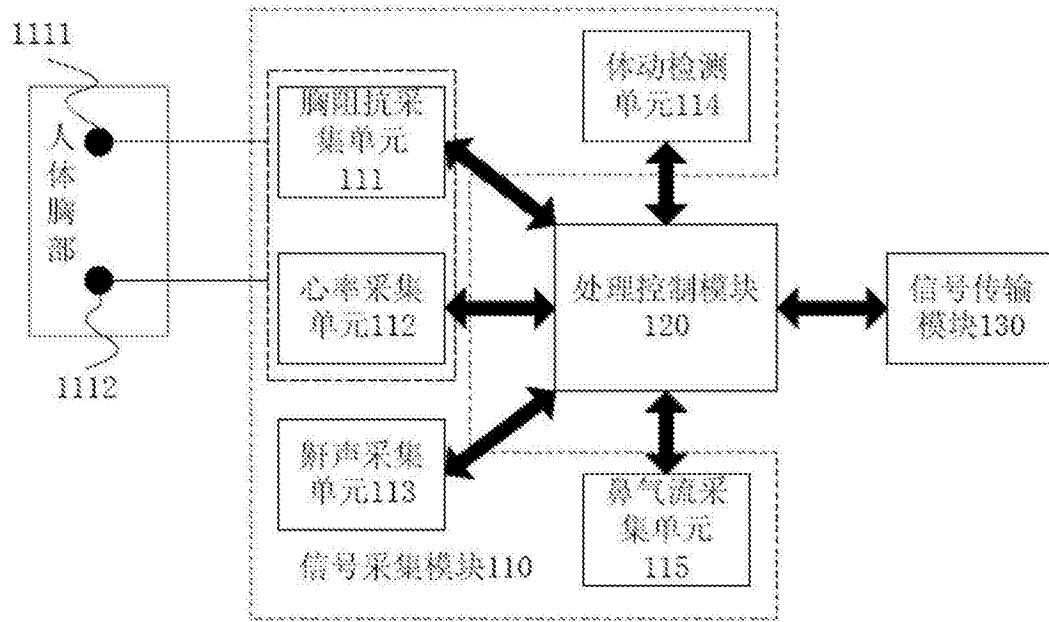


图4

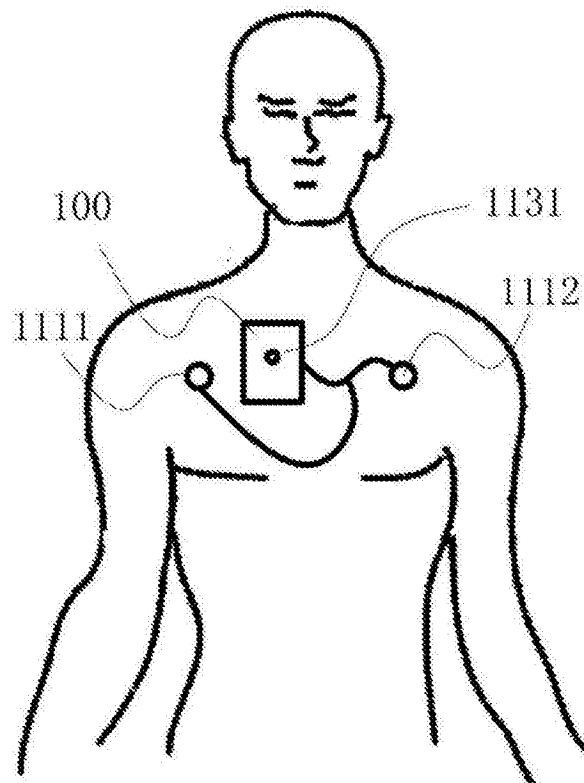


图5

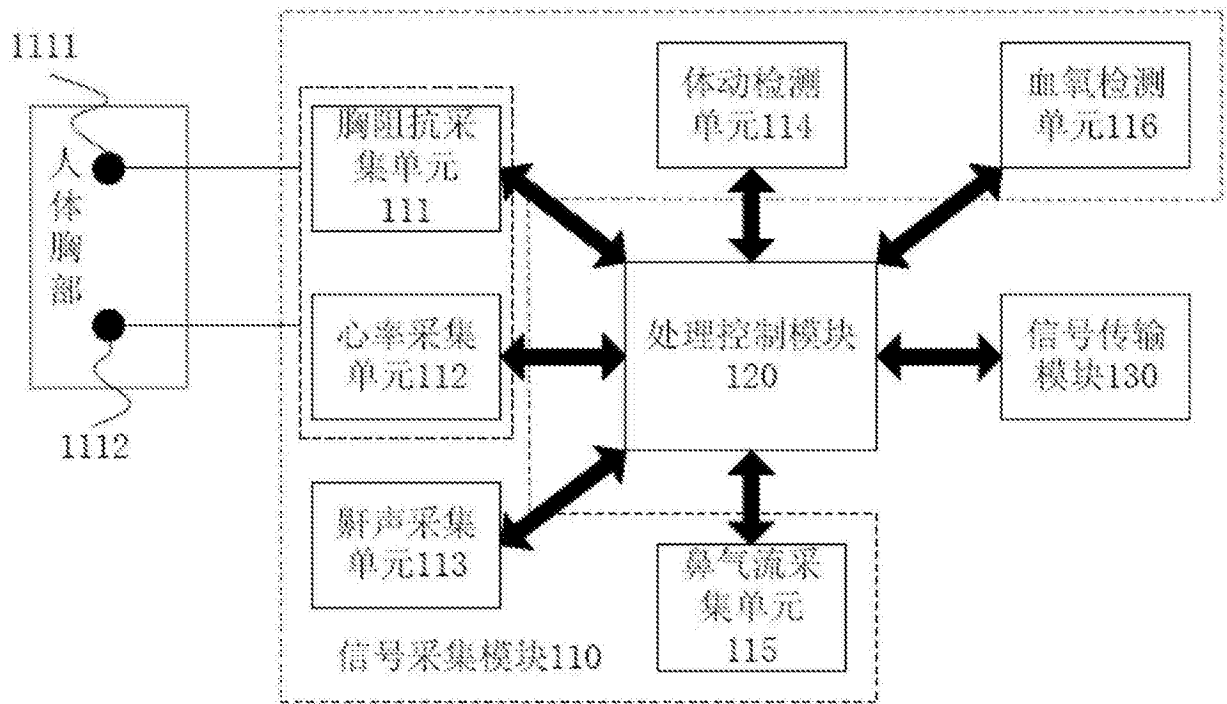


图6

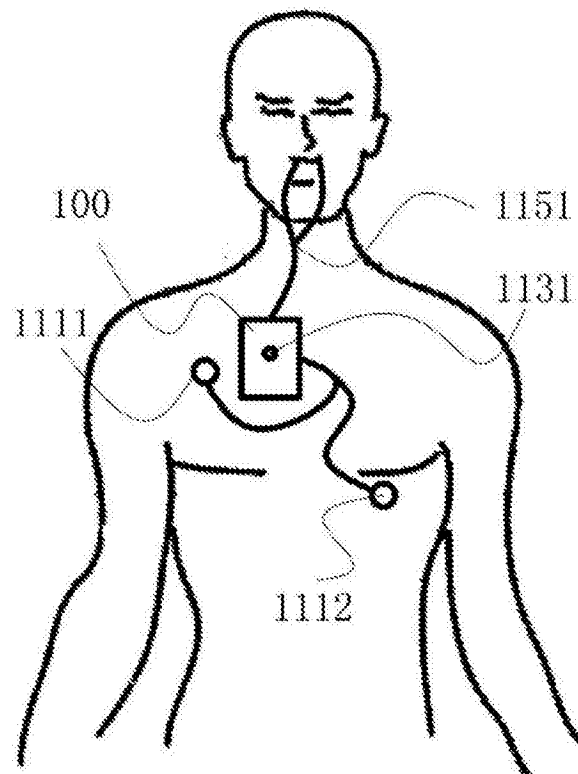


图7

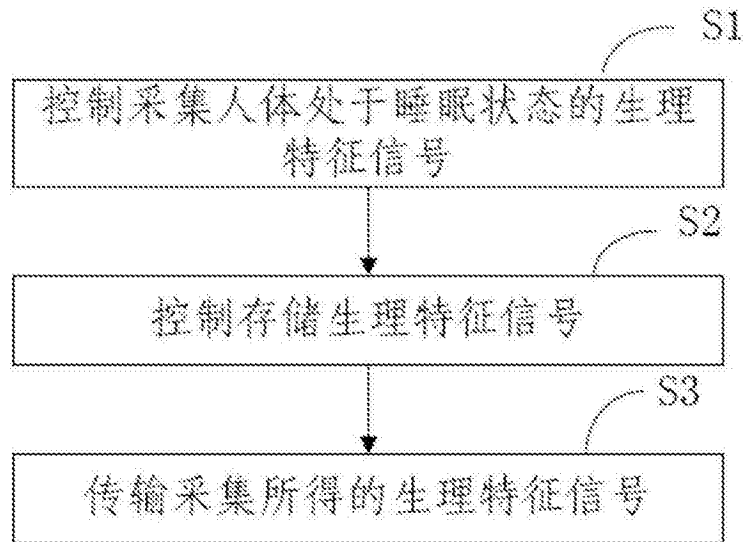


图8

专利名称(译)	便携式睡眠监测设备及其监测方法		
公开(公告)号	CN105725993A	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201610228364.4	申请日	2016-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	思澜科技(成都)有限公司		
申请(专利权)人(译)	思澜科技(成都)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	思澜科技(成都)有限公司		
[标]发明人	戴涛 徐现红 王奕刚 高松		
发明人	戴涛 徐现红 王奕刚 高松		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00 A61B5/11 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0531 A61B5/1118 A61B5/14542 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B2560/0431		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明具体公开了一种便携式睡眠监测设备及其监测方法，该设备包括信号采集模块、处理控制模块和信号传输模块，所述信号采集模块用于采集人体处于睡眠状态的生理特征信号；所述处理控制模块与所述信号采集模块电性连接，用于控制所述信号采集模块对人体处于睡眠呼吸状态中各种生理特征信号的检测及信号采集储存处理；所述信号传输模块与所述处理控制模块电性连接，用于输出来自所述处理控制模块的生理特征信号。又该监测方法包括采集人体处于睡眠状态的生理特征信号；控制人体处于睡眠呼吸状态中生理特征信号的检测及信号采集储存处理；以及传输采集所得的生理特征信号。本发明具有不仅能作为检测OSAHS，还可以区分不同的OSAHS类别的重要参考信息。

