



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105982642 A

(43) 申请公布日 2016. 10. 05

(21) 申请号 201510058439. 4

(22) 申请日 2015. 02. 04

(71) 申请人 上海宽带技术及应用工程研究中心

地址 201201 上海市浦东新区卡园二路 108
号 8 幢 302A 室

申请人 上海孝通天地信息科技有限公司

(72) 发明人 陆美珠

(74) 专利代理机构 上海光华专利事务所 31219

代理人 余明伟

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/11(2006. 01)

A61B 5/0205(2006. 01)

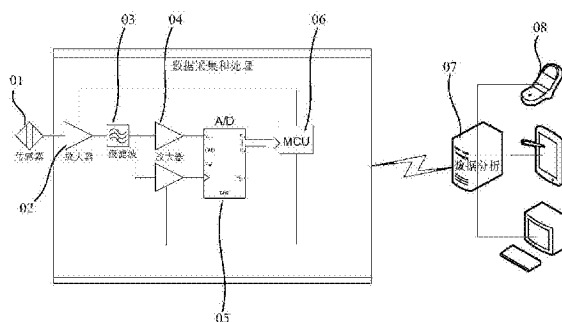
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统

(57) 摘要

本发明提供一种基于体震信号的睡眠检测方法及其检测系统,该系统包括依次与传感器连接的第一放大器、滤波器、两个第二放大器、模/数信号转换器、信号接口、服务器;第一放大器连接于信号接口;其中一个第二放大器连接于信号接口。服务器用于分析接收到的信号,分析结果输出于信息终端设备。该检测方法包括:收集体动信号,根据体动信号波形幅度方差判断睡眠状态;体震信号经过压电传感器转换为电信号,通过放大模块等信号处理电路,提取呼吸心率,利用一种基于动作幅度、心率、呼吸而建立的睡眠检测算法对睡眠质量进行评估。测试结果表明具有较高的准确性,该方法对使用者的正常生活无影响,对无接触式的睡眠检测具有重要意义。



1. 一种基于体震信号的睡眠检测方法,该体震信号至少包括:体动信号、心冲击信号以及呼吸信号,其特征在于,所述检测方法至少包括:

(1) 将睡眠状态划分为觉醒期、快速眼动期和非快速眼动期;非快速眼动期包括浅睡期和深睡期;

(2) 收集体动信号;根据所述体动信号波形幅度的方差来判断睡眠状态;若波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者同时分别呈现升高趋势且分别升高至 25 和 2 以上,睡眠状态为觉醒期;否则为非觉醒期;

(3) 若为非觉醒期,且所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者同时分别呈现下降趋势时,确定为觉醒期到浅睡期的状态切换;当所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者分别下降至 3 和 0.2 以下,确定睡眠状态为深睡期;

(4) 结合所述心冲击信号和呼吸信号判断所述睡眠状态;若前半夜的心冲击信号的变异性随睡眠时间的增加而增加,且呼吸信号不平稳则确定为快速眼动期;

(5) 结合所述呼吸信号验证步骤(3)中的深睡期;若后半夜的呼吸信号平稳则确定为深睡期。

2. 根据权利要求 1 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述体动信号包括:四肢移动和身体翻转。

3. 根据权利要求 2 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述步骤(2)中以 10 分钟为一个窗口、以每次前进 5 分钟来收集所述体动信号。

4. 根据权利要求 3 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述步骤(2)中确定睡眠状态为觉醒期的方法还包括:伴随有持续时间超过 5 秒的大小动作。

5. 根据权利要求 1 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述步骤(3)中,当所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者分别下降至 3 和 0.2 以下,若伴随有大小动作,则确定睡眠状态为浅睡期。

6. 一种基于体震信号的睡眠检测系统,其特征在于,所述检测系统至少包括:

传感器、与所述传感器连接的第一放大器;与所述第一放大器连接的滤波器;与所述滤波器连接的两个第二放大器;与所述两个第二放大器连接的模/数信号转换器;与所述模/数信号转换器连接的信号接口;所述信号接口连接有服务器;

所述第一放大器连接于所述信号接口;所述其中一个第二放大器连接于所述信号接口。

所述服务器用于分析接收到的信号,分析结果输出于信息终端设备。

7. 根据权利要求 6 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述传感器为压电陶瓷传感器。

8. 根据权利要求 6 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述信息终端设备包括:智能手机、PC 或 PAD。

9. 根据权利要求 6 所述的基于体震信号的睡眠检测方法,其特征在于:所述滤波器为有限脉冲响应滤波器。

一种基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种睡眠检测方法和检测系统,特别是涉及一种基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统。

背景技术

[0002] 人有三分之一的时间是在睡眠中度过的,睡眠对评估人们的工作压力、疲劳度和精神状况等日常生活状况有着重要意义。医学上对睡眠的结构和进程的了解,是利用多导睡眠仪来完成的。它可以能够进行全天监护,及时记录各项生理指标,具有报警等实时监测能力,但是这些设备主要集中于医院和研究所,其上百万元的价格制约了其普及性。近些年来,随着移动应用方式的推广,小型化微型化的检测仪的研制水平不断提高。追踪睡眠质量也成了许多当前流行的可穿戴产品所关注的功能。动作、胸腔扩张收缩、心脏泵血都会引起人体和与人体接触物体的震动,采集这些震动,经过压电传感器转换为电信号,通过放大模块等信号处理电路,再传输到后台进行预处理,本设计就是这样一种基于动作幅度、心率、呼吸而建立的睡眠检测算法,获取睡眠质量评估。

[0003] 在目前的生物医学工程研究当中,我们对人体的各种生理信号进行采集与处理,传统测量心率和呼吸的方式,是利用电极或传感器直接接触人体,对人体产生一定约束,从而使受试者产生一定的心理负担。

[0004] 因此,有必要提出一种新的基于体震信号的睡眠检测方法和检测系统来解决上述问题。

发明内容

[0005] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明的目的在于提供一种基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统,用于解决现有技术中睡眠检测仪价格高,且只能在医院和研究所使用而不具有普及性的问题,并且用于解决现有技术中的睡眠检测仪对人体有一定约束而使受试者产生心理负担的问题。

[0006] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明提供一种基于体震信号的睡眠检测方法,该体震信号至少包括:体动信号、心冲击信号以及呼吸信号,其特征在于,所述检测方法至少包括:(1) 将睡眠状态划分为觉醒期、快速眼动期和非快速眼动期;非快速眼动期包括浅睡期和深睡期;(2) 收集体动信号;根据所述体动信号波形幅度的方差来判断睡眠状态;若波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者同时分别呈现升高趋势且分别升高至 25 和 2 以上,睡眠状态为觉醒期;否则为非觉醒期;(3) 若为非觉醒期,且所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者同时分别呈现下降趋势时,确定为觉醒期到浅睡期的状态切换;当所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者分别下降至 3 和 0.2 以下,确定睡眠状态为深睡期;(4) 结合所述心冲击信号和呼吸信号判断所述睡眠状态;若前半夜的心冲击信号的变异性随睡眠时间的增加而增加,且呼吸信号不平稳则确定为快速眼动期;

(5) 结合所述呼吸信号验证步骤 (3) 中的深睡期 ;若后半夜的呼吸信号平稳则确定为深睡期。

[0007] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测方法的一种优选方案,所述体动信号包括 :四肢移动和身体翻转。

[0008] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测方法的一种优选方案,所述步骤 (2) 中以 10 分钟为一个窗口、以每次前进 5 分钟来收集所述体动信号。

[0009] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测方法的一种优选方案,所述步骤 (2) 中确定睡眠状态为觉醒期的方法还包括 :伴随有持续时间超过 5 秒的大小动作。

[0010] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测方法的一种优选方案,所述步骤 (3) 中,当所述波形幅度均方差 / 波形幅度最小值和波形幅度均方差 / 波形幅度平均值二者分别下降至 3 和 0.2 以下,若伴随有大小动作,则确定睡眠状态为浅睡期。

[0011] 本发明还提供一种基于体震信号的睡眠检测系统,所述检测系统至少包括 :传感器、与所述传感器连接的第一放大器 ;与所述第一放大器连接的滤波器 ;与所述滤波器连接的两个第二放大器 ;与所述两个第二放大器连接的模 / 数信号转换器 ;与所述模 / 数信号转换器连接的信号接口 ;所述信号接口连接有服务器 ;所述第一放大器连接于所述信号接口 ;所述其中一个第二放大器连接于所述信号接口。所述服务器用于分析接收到的信号,分析结果输出于信息终端设备。

[0012] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的一种优选方案,所述传感器为压电陶瓷传感器。

[0013] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的一种优选方案,所述信息终端设备包括 :智能手机、PC 或 PAD。

[0014] 作为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的一种优选方案,所述滤波器为有限脉冲响应滤波器。

[0015] 如上所述,本发明的基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统,具有以下有益效果 :本系统使用了基于体震信号的无感觉测量技术,检测设备压在床脚下,测试时用户按照平时习惯在床睡觉即可。当心脏向外泵血时,身体会产生与促使血液流动的力相反的作用力,该作用力引起了与心跳同步的身体震动,产生体震信号,体震信号的规律与心率相关。同时人体每一次呼吸伴随着胸腔的扩张和收缩,这种变化也会引起缓慢变化的体震信号,这些信号通过人体传递给了固体,再通过固体被压电传感器采集到。虽然微弱,压电传感器的灵敏度足以测量到,经过一系列的信号传输,通过算法处理模块分离出心跳、呼吸和人在床上的体动。本系统不需要用户穿戴手环手表等设备,也不需要用户每天睡觉前手动去调整告诉设备“我要睡觉了,你来检测吧”,用户可以像之前一样正常自由地在家中起居作息。设备安装后,无声无息地检测使用者所有睡眠习惯,无须接触用户,心率、呼吸、活动、夜里起床次数等情况均在检测范围内,作为睡眠诊断的依据。

附图说明

[0016] 图 1 显示为本发明的呼吸滤波器幅频响图。

[0017] 图 2 显示为本发明的 BCG 和 ECG 的时序对应示意图。

[0018] 图 3 显示为本发明的原始波形、BCG、呼吸波的时序对应示意图。

- [0019] 图 4 显示为本发明的实验数据和 ZOE 睡眠监测仪数据的对比结果。
- [0020] 图 5 显示为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的结构组成示意图。
- [0021] 图 6 显示为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的安装示意图。
- [0022] 元件标号说明
- | | | |
|--------|----|------------|
| [0023] | 01 | 传感器 |
| [0024] | 02 | 第一放大器 |
| [0025] | 03 | 波器 |
| [0026] | 04 | 第二放大器 |
| [0027] | 05 | 模 / 数信号转换器 |
| [0028] | 06 | 信号接口 |
| [0029] | 07 | 服务器 |
| [0030] | 08 | 信息终端设备 |

具体实施方式

[0031] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。

[0032] 请参阅图 1 至图 6。需要说明的是,本实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数目、形状及尺寸绘制,其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变,且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0033] 本发明提供一种基于体震信号的睡眠检测方法,首先,本实施例中,所述体震信号包括:体动信号、心冲击信号以及呼吸信号。优选地,本实施例中的体动信号包括:四肢移动和身体翻转。本发明的所述检测方法至少包括以下步骤:

[0034] 步骤一:将睡眠状态划分为觉醒期、快速眼动期和非快速眼动期;非快速眼动期包括浅睡期和深睡期;睡眠质量的评价其实就是对睡眠结构组成的分析。睡眠结构将睡眠状态划分为 Wake 期(觉醒期)、REM 期(快速眼动期,也就是通常人们所说的做梦时期)、NREM 期(非快速眼动期),其中 NREM 又分为 Light 期(浅睡期)和 Deep 期(深睡期)。其中,真正让大脑和躯干得到休息和放松的时期是 Deep 期。REM 期、Light 期、Deep 期的总和,就是我们通常所说的睡眠时间。睡眠效率,一般定义为,睡眠效率 = $\text{Deep 期} / (\text{Wake 期} + \text{REM 期} + \text{NREM 期}) \times 100\%$ 。

[0035] 一个睡眠周期持续 60-120 分钟,至少要经历 Light 期和 Deep 期两种状态。健康人一整晚的睡眠中平均包含 3-5 个这样的睡眠周期。其中,Deep 期在睡眠周期中占 15% 左右,第二天才不会觉得疲惫。

[0036] 步骤二:收集体动信号;根据所述体动信号波形幅度的方差来判断睡眠状态;若波形幅度均方差 / 波形幅度最小值和波形幅度均方差 / 波形幅度平均值二者同时分别呈现升高趋势且分别升高至 25 和 2 以上,睡眠状态为觉醒期;否则为非觉醒期;优选地,体动的幅度和频率较大,一般为四肢移动或身体翻转,判断为 Wake 期;体动较为短促、幅度小,发

生频率低,判断为 REM 期或 Light 期;人体保持平静、无明显体动,判断为 Deep 期。优选地,该步骤中以 10 分钟为一个窗口、以每次前进 5 分钟来收集所述体动信号。同时,该步骤确定睡眠状态为觉醒期的方法还包括:伴随有持续时间超过 5 秒的大小动作。

[0037] 接着实施步骤三:若为非觉醒期,且所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者同时分别呈现下降趋势时,确定为觉醒期到浅睡期的状态切换;当所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者分别下降至 3 和 0.2 以下,确定睡眠状态为深睡期;优选地,该步骤中,当所述波形幅度均方差/波形幅度最小值和波形幅度均方差/波形幅度平均值二者分别下降至 3 和 0.2 以下,若伴随有大小动作,则确定睡眠状态为浅睡期。

[0038] 接着实施步骤四:在步骤三的基础上结合所述心冲击信号和呼吸信号判断所述睡眠状态;若前半夜的心冲击信号的变异性随睡眠时间的增加而增加,且呼吸信号不平稳则确定为快速眼动期;呼吸波的正常频率范围是 0.1-1Hz,据此,将数字信号降低采样率至 50Hz,设计 FIR 滤波器截止频率为 0.5Hz,其幅频响应如图 1 所示,能有效去除环境噪声和心跳干扰,单独提取出呼吸波。由心脏向外泵血而产生的体震信号称为心冲击信号,描述心冲击的信号的图表称为心冲击图(Ballistocardiogram,简称 BCG)。BCG 最早在 1961 年被提出,由于当时科技水平的限制,仅停留在理论研究的范畴。随着现代传感器技术和信号处理技术的发展,BCG 在无接触无感知生理信号测量方面逐渐受到重视。如图 2 所示,经过 2-35Hz 带通滤波后所得的 BCG(上方线条)和心电图(Electrocardiogram,简称 ECG)(下方线条)在时序上是一一对应的,用“*”符号来标识了每个特征波群出现的位置可以看到,每一次心搏活动出现总是尾随着一个心冲击。因此,可以由心冲击信号计算出心率。

[0039] 取一段数据进行分析,如图 3 所示,图 3 显示为本发明的原始波形、BCG、呼吸波的时序对应示意图。从上而下,分别是混杂了各种信息的原始波形、经过 2-35Hz 带通滤波后所得的 BCG 波形,以及经过 0.5Hz 低通滤波的呼吸波,可以看到压电传感器采集到的信息经处理后是可以提取出心率和呼吸的。

[0040] 接着实施步骤五:结合所述呼吸信号验证步骤三中的深睡期;若后半夜的呼吸信号平稳则确定为深睡期。

[0041] 总的来说,本发明的睡眠检测方法是以前述 10 分钟为一个窗口进行移动,每次前进 5 分钟,用波形幅度的方差分布来作为衡量体动的标准。当波形幅度的均方差/最小值和均方差/平均值同时下降,则有可能是睡眠周期的状态切换,如果分别跌至 3 和 0.2 以下,则可预估为 Deep 期,但是如果这期间有大小动作,则降至 Light 期,如果前一个状态为 Wake 期,也降至 Light 期;反之,当波形幅度的均方差/最小值和均方差/平均值同时上升至 25 和 2 以上,则可预估为 Wake 期;以此类推。此外,如果有大小动作出现,且持续时间超过 5 秒,判为 Wake 期。

[0042] 预判之后再调整,Wake 期不会直接切换到 Deep 期,中间必然有个 Light 期过渡。然后再结合心率和呼吸来判定,整晚心率总体趋势减慢,前半夜的睡眠周期持续时间较长,后半夜较短。不同 REM 期的心率变异性随着睡眠时间的增加而增大。REM 期呼吸急促并且非常不平稳,Deep 期呼吸最为平稳。

[0043] 本实施例的实验结果:设计一个测试环境,测试人员在佩戴了 ZOE 睡眠监测仪的同时,躺在床脚已安装检测设备的床上,同步测试。所得的数据如图 4 所示,图 4 显示为本

发明的实验数据和 ZOE 睡眠监测仪数据的对比结果。上方是 ZOE 睡眠监测仪给出的数据, 23:00-6:00 时间段中每一小段睡眠状态的判断, 下方是本系统在同一时段的判断结果。数据作对比发现, 正确率 95% 以上。

[0044] 本发明还提供一种基于体震信号的睡眠检测系统, 如图 5 所示, 图 5 显示为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的结构组成示意图。所述检测系统至少包括: 传感器 01、与所述传感器连接的第一放大器 02; 与所述第一放大器连接的滤波器 03; 与所述滤波器连接的两个第二放大器 04; 与所述两个第二放大器连接的模 / 数信号转换器 05; 与所述模 / 数信号转换器连接的信号接口 06; 所述信号接口连接有服务器 07; 所述第一放大器连接于所述信号接口; 所述其中一个第二放大器连接于所述信号接口。所述服务器用于分析接收到的信号, 分析结果输出于信息终端设备 08。本实施例中优选地, 所述传感器为压电陶瓷传感器。进一步优选地, 所述信息终端设备包括: 智能手机、PC 或 PAD, 并且所述滤波器为有限脉冲响应滤波器。

[0045] 图 6 显示为本发明的基于体震信号的睡眠检测系统的安装示意图。检测设备压在床脚下, 测试时用户按照平时习惯在床睡觉即可。其原理是: 当心脏向外泵血时, 身体会产生与促使血液流动的力相反的作用力, 该作用力引起了与心跳同步的身体震动, 产生体震信号, 体震信号的规律与心率相关。同时人体每一次呼吸伴随着胸腔的扩张和收缩, 这种变化也会引起缓慢变化的体震信号, 这些信号通过人体传递给了固体, 再通过固体被压电传感器采集到。虽然微弱, 压电传感器的灵敏度足以测量到, 经过一系列的信号传输, 通过算法处理模块分离出心跳、呼吸和人在床上的体动。

[0046] 综上所述, 本发明的基于体震信号的睡眠检测方法和检测系统。体震信号经过压电传感器转换为电信号, 通过放大模块等信号处理电路, 提取呼吸心率, 利用一种基于动作幅度、心率、呼吸而建立的睡眠检测算法对睡眠质量进行评估。测试结果表明具有较高的准确性, 该方法对使用者的正常生活无影响, 对无接触式的睡眠检测具有重要意义。所以, 本发明有效克服了现有技术中的种种缺点而具高度产业利用价值。

[0047] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效, 而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下, 对上述实施例进行修饰或改变。因此, 举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变, 仍应由本发明的权利要求所涵盖。

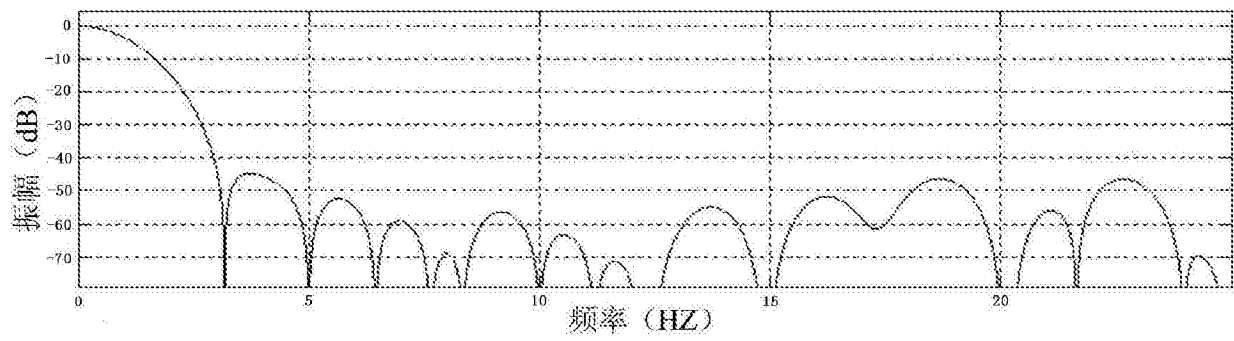


图 1

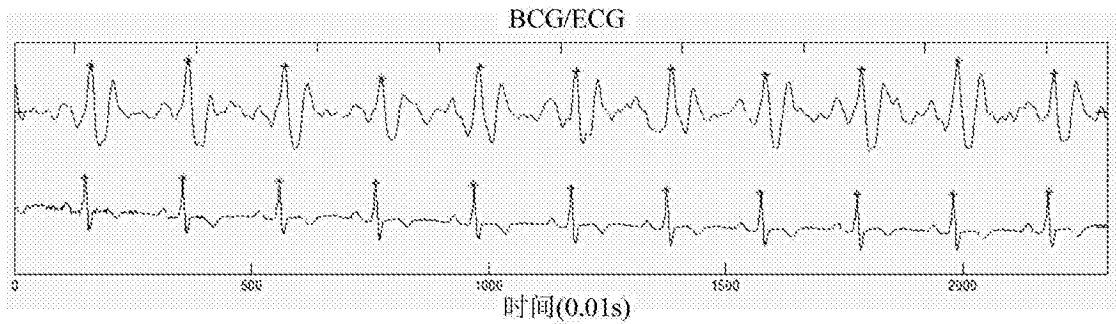


图 2

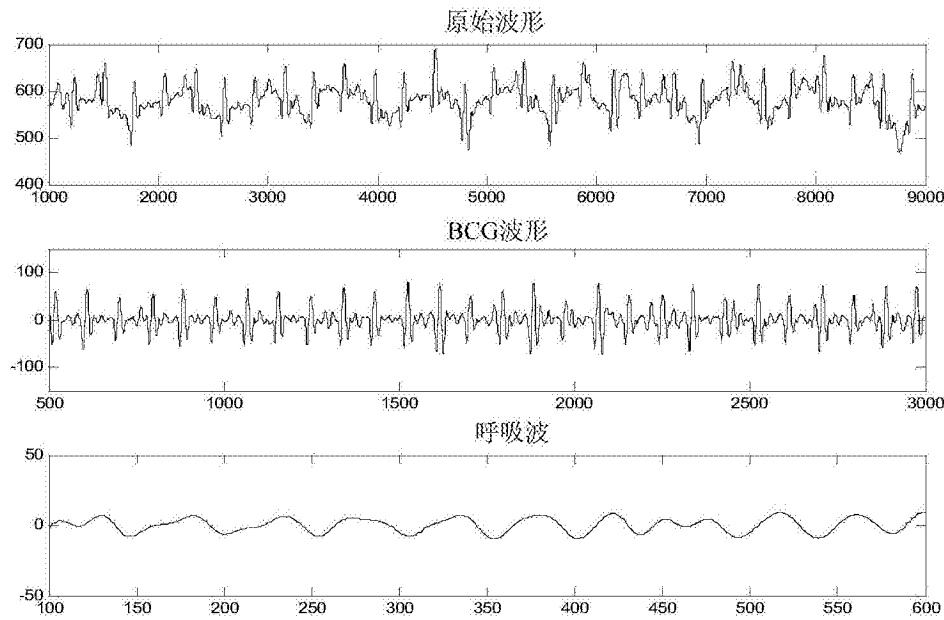


图 3

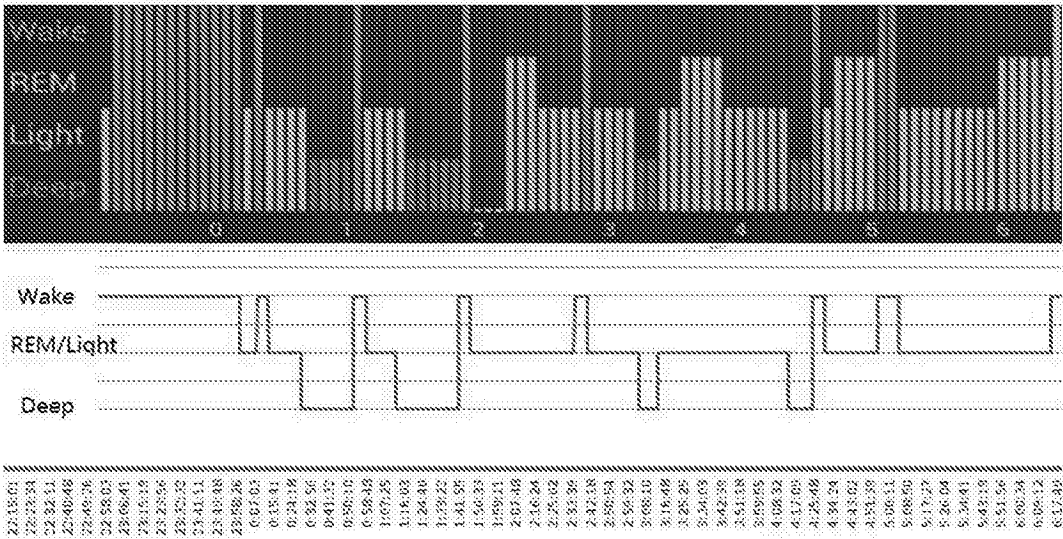


图 4

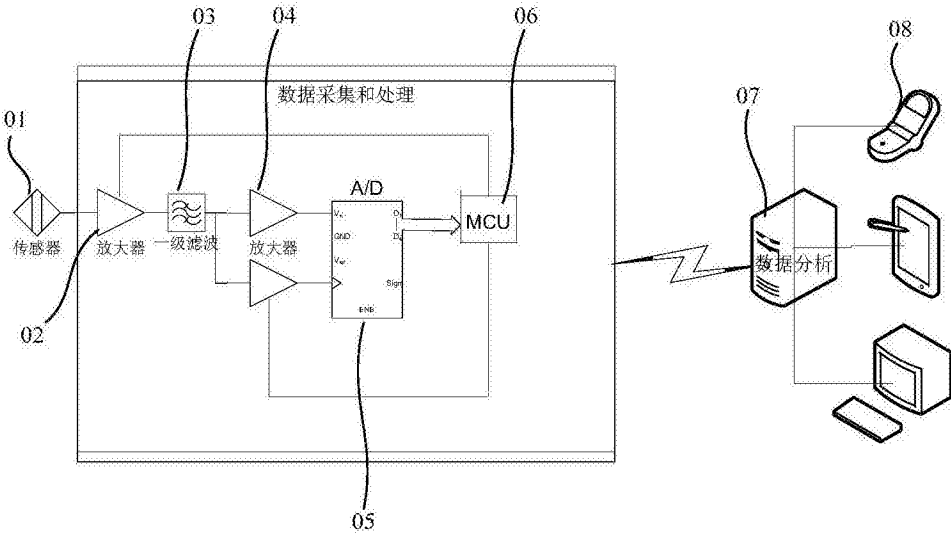


图 5

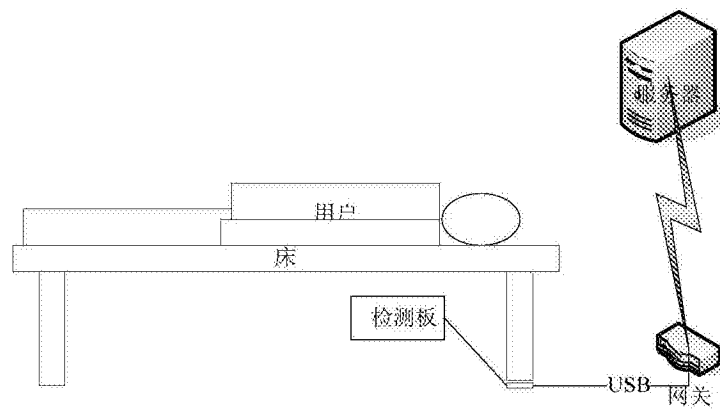


图 6

专利名称(译)	一种基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统		
公开(公告)号	CN105982642A	公开(公告)日	2016-10-05
申请号	CN201510058439.4	申请日	2015-02-04
[标]申请(专利权)人(译)	上海宽带技术及应用工程研究中心 上海孝通天地信息科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海宽带技术及应用工程研究中心 上海孝通天地信息科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海宽带技术及应用工程研究中心 上海孝通天地信息科技有限公司		
[标]发明人	陆美珠		
发明人	陆美珠		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/0205		
代理人(译)	余明伟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于体震信号的睡眠检测方法及检测系统，该系统包括依次与传感器连接的第一放大器、滤波器、两个第二放大器、模/数信号转换器、信号接口、服务器；第一放大器连接于信号接口；其中一个第二放大器连接于信号接口。服务器用于分析接收到的信号，分析结果输出于信息终端设备。该检测方法包括：收集体动信号，根据体动信号波形幅度方差判断睡眠状态；体震信号经过压电传感器转换为电信号，通过放大模块等信号处理电路，提取呼吸心率，利用一种基于动作幅度、心率、呼吸而建立的睡眠检测算法对睡眠质量进行评估。测试结果表明具有较高的准确性，该方法对使用者的正常生活无影响，对无接触式的睡眠检测具有重要意义。

