



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108042108 A

(43)申请公布日 2018.05.18

(21)申请号 201711277562.0

(22)申请日 2017.12.06

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术
研究所地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
科灵路88号

(72)发明人 陈晓禾 韦阳 张云鹏

(74)专利代理机构 北京远大卓悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11369

代理人 韩飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

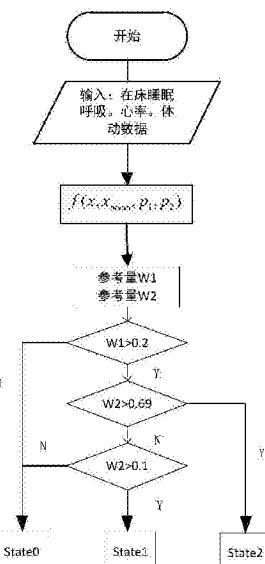
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种基于体震信号的睡眠质量监测方法与
系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于体震信号的睡眠质量监测方法,其包括如下步骤:步骤1:采集人体在睡眠状态时的体震信号,并通过所述体震信号计算得到多个生命体征值;步骤2:分别计算所述生命体征值在t时刻的权重;步骤3:根据至少两个生命体征值的权重计算得到综合加权值,并与预设阈值比较,从而判断t时刻人体的睡眠阶段。并且本发明还公开了一种实现上述基于体震信号的睡眠质量监测方法的系统。本发明采用基于体震信号的无感觉测量技术,能够在人体睡眠过程中实时检测由于胸腹腔运动、心脏波动等引起的体震信号,并通过算法处理对其进行分离和识别,可分别得到心跳、呼吸和人在床上的体动数据,实现人体睡眠情况的监测与评估。



1. 一种基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,包括如下步骤:

步骤1:采集人体在睡眠状态时的体震信号,并通过所述体震信号计算得到多个生命体征值;

步骤2:分别计算所述生命体征值在t时刻的权重:

$$f(x, x_{mean}, p_1, p_2) = \frac{1}{1 + \exp[p_1(x - p_2 \cdot x_{mean})]}$$

上述公式中,x为t时刻的任一生命体征值,x_{mean}为某睡眠时间段内x的平均值,P1,P2为可调参量;

步骤3:根据至少两个生命体征值的权重计算得到综合加权值,并与预设阈值比较,从而判断t时刻人体的睡眠阶段。

2. 如权利要求1所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,所述多个生命体征值包括呼吸率、心率和体动时间。

3. 如权利要求1所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,所述P1的范围为0.1~0.6,P2的范围为0.8~1.5。

4. 如权利要求2所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,每分钟的呼吸率和心率的计算方法为:

步骤1):将每T秒前30~90s内采集得到的体震信号通过快速傅里叶变换算法从时域信号转换为频域信号;

步骤2):分别选取呼吸率频段和心率频段中最高频域信号对应的频率作为呼吸率和心率;

步骤3):每间隔△T1秒循环所述步骤1)和步骤2),依次得到T+△T1*N时刻的呼吸率和心率,其中△T1为1~5,N为循环次数;

步骤4):对每分钟内的呼吸率和心率取平均,即得到每分钟的呼吸率和心率。

5. 如权利要求2所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,每分钟的体动时间的计算方法为:

统计每△T2秒时间段内超过信号采集阈值的体震信号数据点,计算其对应的采集时间之和,即得到每△T2秒时间段内的体动时间,其中△T2为2~5;

累计每分钟内的体动时间,从而得到每分钟的体动时间。

6. 如权利要求5所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,若由于体动信号的干扰,无法计算得到T+△T1*N时刻的呼吸率和心率,将T+(△T1-1)*N时刻的值呼吸率和心率赋予T+△T1*N时刻。

7. 如权利要求5所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法,其特征在于,t时刻的所述综合加权值为:

$$W_1(t) = \sum_{i=4}^{t+4} \left\{ a_i \cdot f[x_{Hr}(i), x_{mean}^{Hr}, p_1, p_2] + b_i \cdot f[x_{Br}(i), x_{mean}^{Br}, p_1, p_2] \right\}; \text{或}$$

$$W_2(t) = A \cdot W_1(t) + B \cdot f \left\{ [m_0 \cdot x_{Mr}(t) + m_1 \cdot x_{Mr1}(t) + m_2 \cdot x_{Mr2}(t) + m_3 \cdot x_{Mr3}(t)], x_{mean}^{Mr}, p_1, p_2 \right\};$$

其中:

$$x_{Mr1}(t) = \frac{1}{9} \sum_{i=4}^{t+4} x_{Mr}(i);$$

$$x_{Mr2}(t) = \sqrt{\frac{1}{9} \sum_{i=4}^{t+4} [x_{Mr}(i) - x_{Mr1}(i)]^2};$$

$$x_{Mr3}(t) = \sum_{i=4}^{t+4} \left\{ \begin{array}{ll} x_{Mr}(i) - Mr_{\text{阈}}, & x_{Mr}(i) > Mr_{\text{阈}}; \\ 0, & x_{Mr}(i) \leq Mr_{\text{阈}} \end{array} \right\};$$

其中, $x_{Hr}(i)$ 、 $x_{Br}(i)$ 分别为 i 时刻的心率、呼吸率, $t-4 \leq i \leq t+4$; $x_{Mr}(t)$ 为 t 时刻的体动时间;

其中, x_{mean}^{Hr} 和 x_{mean}^{Br} 分别为整晚睡眠时间段内心率和呼吸率的平均值, x_{mean}^{Mr} 的值为 6;

其中, $\sum_{i=4}^{t+4} a_i = 1$, $\sum_{i=4}^{t+4} b_i = 1$; A 的值为 $0.1 \sim 0.5$, B 的值为 $0.5 \sim 0.9$, 且 $A+B=1$; m_0 的值为 $-0.2 \sim -0.01$, m_1 的值为 $0.1 \sim 0.5$, $m_2 = 0.1 \sim 0.5$, $m_3 = 0.3 \sim 1$, 且 $m_0+m_1+m_2+m_3=1$, $Mr_{\text{阈}}$ 的值为 $6 \sim 15$ s。

8. 如权利要求 7 所述的基于体震信号的睡眠质量监测方法, 其特征在于,

当 $W_1 > 0.2$ 且 $W_2 > 0.69$ 时, 判定人体进入深睡阶段;

当 $W_1 > 0.2$ 且 $0.1 < W_2 \leq 0.69$ 时, 判断人体进入浅睡阶段;

当 $W_1 \leq 0.2$ 或 $W_2 \leq 0.1$ 时, 判定人体进入觉醒阶段。

9. 一种实现上述基于体震信号的睡眠质量监测方法的系统, 其特征在于, 包括:

传感器阵列单元, 其包括沿人体从头部至脚部延伸的方向间隔排列的若干压力传感器和压电传感器组;

数据采集单元, 其接收并存储所述传感器阵列单元检测的体震信号;

服务器, 其通过无线通讯模块连接与所述数据采集单元, 所述服务器接收并处理所述体震信号, 得到多个生命体征值。

一种基于体震信号的睡眠质量监测方法与系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种睡眠质量监测领域。更具体地说，本发明涉及一种基于体震信号的睡眠质量监测方法与系统。

背景技术

[0002] 伴随着生活水平的提高，人们对自身的健康状况的关注度也越来越高，睡眠质量关系到一天的工作状态，也是身体状况的客观反映。现有睡眠质量测量的技术方案主要有如下三种：

[0003] (1) 多导睡眠描记法 (PSG)，一个PSG全面的睡眠检测包括以下六项：①氧气饱和；②呼吸：呼吸率、空气量、打呼噜、O₂量、食道压力；③心脏血管系统：搏数、血压；④睡眠阶段：脑波检测、活动度检测；⑤身体位置检测；⑥其他 (体移)。但PSG测量无法由被试者自己完成，所以更多被用于临幊上诊断睡眠障碍 (睡眠呼吸暂停，发作性睡病，睡眠腿动征等)，可行性也比较低，造价高。此外，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] (2) 腕式活动记录检测法 (Wrist Actigraphy)。由于人在入睡后上肢活动明显减少，通过穿戴在手腕上的加速传感器计算上肢运动频率，可识别0.25到3HZ的运动，经过不同算法，得出睡眠质量结果。但目前的腕式活动记录检测技术，无法准确判断睡眠阶段 (深度睡眠，快速眼动睡眠等)，需要使用者长时间佩戴手环式的记录仪，手环的材质影响佩戴的舒适性。

[0005] (3) 基于体震信号的睡眠质量检测方式。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，通过软件算法处理分离出心跳、呼吸和人在床上的体动。通过结合心冲击信号和呼吸信号判断睡眠状态。但现有部分产品是将检测系统设置在床脚下，导致传感器数量较少，安装不方便，无法全面具体的记录睡眠状态，并且受外界的干扰较大。还有部分产品是将检测装置布置在床垫下，数据传输需要经过网线，造成线缆较多，安装受限；或大多被布置在医院，养老院等床位集中的地方，无法满足个人消费的需求。

发明内容

[0006] 本发明的一个目的是解决至少上述问题和/或缺陷，并提供至少后面将说明的优点。

[0007] 本发明还有一个目的是提供一种基于体震信号的睡眠质量监测方法，其采用基于体震信号的无感觉测量技术，能够在人体睡眠过程中实时检测由于胸腹腔运动、心脏波动等引起的体震信号，并通过算法处理对其进行分离和识别，可分别得到心跳、呼吸和人在床

上的体动数据,实现人体睡眠情况的监测与评估。

[0008] 本发明还有一个目的是提供一种基于体震信号的睡眠质量监测系统,其通过将检测设备设置于床垫内部或下方,无须直接接触用户或改变用户的睡眠习惯,即可采集用户在睡眠过程中的心率、呼吸率、活动、夜里起床次数等情况作为睡眠诊断的依据。

[0009] 为了实现根据本发明的这些目的和其它优点,提供了一种基于体震信号的睡眠质量监测方法,其包括如下步骤:

[0010] 步骤1:采集人体在睡眠状态时的体震信号,并通过所述体震信号计算得到多个生命体征值;

[0011] 步骤2:分别计算所述生命体征值在t时刻的权重:

$$[0012] f(x, x_{mean}, p_1, p_2) = \frac{1}{1 + \exp[p_1(x - p_2 \cdot x_{mean})]}$$

[0013] 上述公式中,x为t时刻的任一生命体征值,x_{mean}为某睡眠时间段内x的平均值,P1,P2为可调参数;

[0014] 步骤3:根据至少两个生命体征值的权重计算得到综合加权值,并与预设阈值比较,从而判断t时刻人体的睡眠阶段。

[0015] 本申请文件采用基于体震信号的无感觉测量技术,检测设备设置在床垫内部或下面,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。

[0016] 优选的是,其中,所述多个生命体征值包括呼吸率、心率和体动时间,传感器采集的体震信号通过算法处理模块可分离出心跳、呼吸和人在床上的体动数据。大量的医学研究表明,不同的睡眠阶段有相应的生理特征与之相对应,这些生理特征包括心率、呼吸率、体温、消化液分泌、血氧浓度、和体动等。本申请文件基于心率、呼吸率和体动三个生命体征值即可实现睡眠阶段的准确分期,运算量小,算法可靠性高,系统处理速度快。

[0017] 优选的是,所述P1的范围为0.1~0.6,P2的范围为0.8~1.5。

[0018] 优选的是,其中,每分钟的呼吸率和心率的计算方法为:

[0019] 步骤1):将每T秒前30~90s内采集得到的体震信号通过快速傅里叶变换算法从时域信号转换为频域信号;

[0020] 步骤2):分别选取呼吸率频段和心率频段中最高频域信号对应的频率作为呼吸率和心率;

[0021] 步骤3):每间隔△T1秒循环所述步骤1)和步骤2),依次得到T+△T1*N时刻的呼吸率和心率,其中△T1为1~5,N为循环次数;

[0022] 步骤4):对每分钟内的呼吸率和心率取平均,即得到每分钟的呼吸率和心率。

[0023] 优选的是,其中,人在睡眠状态下的运动可大致分为轻微的体动和幅度较大的体动。其中轻微的体动包括手臂的小幅度舒展、头部倾斜、身体小幅度扭动等等,大多在2~3秒钟内完成;大幅度的体动包括翻身、手臂腿部大幅度动作、身体的大扭动移动等,通常3~5秒内完成。对于敏感床垫而言,任何体动在信号曲线上的特征为幅值饱和,即达到幅值上限或

下限。

[0024] 因此,每分钟的总体动时间的计算方法为:

[0025] 统计每 ΔT_2 秒时间段内超过信号采集阈值的体震信号数据点,计算其对应的采集时间之和,即得到每 ΔT_2 秒时间段内的体动时间,其中 ΔT_2 为2~5;

[0026] 累计每分钟内的体动时间,从而得到每分钟的总体动时间。

[0027] 优选的是,其中,若由于体动信号的干扰,无法计算得到 $T+\Delta T_1 \times N$ 时刻的呼吸率和心率,将 $T+(\Delta T_1-1) \times N$ 时刻的值呼吸率和心率赋予 $T+\Delta T_1 \times N$ 时刻,从而保持结果的连续性。

[0028] 优选的是,其中,t时刻的所述综合加权值为:

[0029] $W_1(t) = \sum_{i=4}^{t+4} \{a_i \cdot f[x_{Hr}(i), x_{mean}^{Hr}, p_1, p_2] + b_i \cdot f[x_{Br}(i), x_{mean}^{Br}, p_1, p_2]\}$;或

[0030]

$W_2(t) = A \cdot W_1(t) + B \cdot f \{[m_0 \cdot x_{Mr}(t) + m_1 \cdot x_{Mr1}(t) + m_2 \cdot x_{Mr2}(t) + m_3 \cdot x_{Mr3}(t)], x_{mean}^{Mr}, p_1, p_2\}$;

[0031] 其中:

[0032] $x_{Mr1}(t) = \frac{1}{9} \sum_{i=4}^{t+4} x_{Mr}(i)$;

[0033] $x_{Mr2}(t) = \sqrt{\frac{1}{9} \sum_{i=4}^{t+4} [x_{Mr}(i) - x_{Mr1}(i)]^2}$;

[0034] $x_{Mr3}(t) = \sum_{i=4}^{t+4} \left\{ \begin{array}{ll} x_{Mr}(i) - Mr_{\text{阈}}, & x_{Mr}(i) > Mr_{\text{阈}}; \\ 0, & x_{Mr}(i) \leq Mr_{\text{阈}} \end{array} \right\}$;

[0035] 其中, $x_{Hr}(i)$ 、 $x_{Br}(i)$ 分别为i时刻的心率、呼吸率, $t-4 \leq i \leq t+4$; $x_{Mr}(t)$ 为t时刻的体动时间;

[0036] 其中, x_{mean}^{Hr} 和 x_{mean}^{Br} 分别为整晚睡眠时间段内心率和呼吸率的平均值, x_{mean}^{Mr} 的值为6;

[0037] 其中, $\sum_{i=4}^{t+4} a_i = 1$, $\sum_{i=4}^{t+4} b_i = 1$; A的值为0.1~0.5, B的值为0.5~0.9, 且A+B=1; m_0 的值为-0.2~-0.01, m_1 的值为0.1~0.5, $m_2=0.1 \sim 0.5$, $m_3=0.3 \sim 1$, 且 $m_0+m_1+m_2+m_3=1$, $Mr_{\text{阈}}$ 的值为6~15s。

[0038] 在睡眠过程中采集的信号混合了呼吸、心率及体动等,由于体动信号可能会淹没或影响其他信号特征的提取,因此,在本申请文件的睡眠分期的判断模型中,若基于分离后的呼吸率和心率两者不能准确反映这段时间的睡眠特征,则再综合体动信号,对睡眠阶段进行判断。

[0039] 进一步的,为了提高结果的准确性,还分别对体动时间进行了算数平均和标准偏差的计算处理。并且,还根据在深睡眠阶段体动具有低频次和小幅度的特征,将高于6~15s秒的体动时间进行了二次计算处理。

[0040] 优选的是,其中,

[0041] 当 $W_1 > 0.2$ 且 $W_2 > 0.69$ 时,判定人体进入深睡阶段;

[0042] 当 $W_1 > 0.2$ 且 $0.1 < W_2 \leq 0.69$ 时,判定人体进入浅睡阶段;

[0043] 当 $W_1 \leq 0.2$ 或 $W_2 \leq 0.1$ 时,判定人体进入觉醒阶段。

[0044] 在本申请文件中,基于呼吸率和心率两者或呼吸率、心率和体动时间三者判断觉醒期和睡眠期,基于呼吸率、心率和体动时间三个参数判断睡眠期中的浅睡阶段和深睡阶段,处理速度快,判断结果准确。

[0045] 优选的是,其中,可实现上述基于体震信号的睡眠质量监测方法的系统包括:

[0046] 传感器阵列单元,其包括沿人体从头部至脚部延伸的方向间隔排列的若干压力传感器和压电传感器组;

[0047] 数据采集单元,其接收并存储所述传感器阵列单元检测的体震信号;

[0048] 服务器,其通过无线通讯模块连接与所述数据采集单元,所述服务器接收并处理所述体震信号,得到多个生命体征值。

[0049] 本发明至少包括以下有益效果:

[0050] (1) 本申请文件基于物联网与传感器技术,通过采集用户在床睡眠时产生的体震信号,并基于心率、呼吸率和体动时间建立睡眠分期模型,判定睡眠状态,具有检测成本低廉、易用性强、非接触式测量等优点。

[0051] (2) 本申请系统可以长时间,不间断地提取用户每日的睡眠信息,便于获得大量临床数据,有针对性地对个体的睡眠行为特征进行分析,对某些慢性疾病的预防提供数据支撑,也可对呼吸暂停等突发疾病进行实时监控,应用范围广阔。

[0052] 本发明的其它优点、目标和特征将部分通过下面的说明体现,部分还将通过对本发明的研究和实践而为本领域的技术人员所理解。

附图说明

[0053] 图1为本发明的一个实例中睡眠分期计算的流程示意图;

[0054] 图2为本发明的另一实例中将每60s采集得到的体震时域信号通过快速傅里叶变换算法转换为频域信号的示意图;

[0055] 图3为本发明的另一实例中每60s采集得到的体震时域信号中体动波形的示意图;

[0056] 图4为本发明另一实例中以健康成年男性某晚的睡眠观测数据计算得到的睡眠监测图谱;

[0057] 图5为本发明另一实例中可实现基于体震信号的睡眠质量监测方法的系统框图。

具体实施方式

[0058] 下面结合附图对本发明做进一步的详细说明,以令本领域技术人员参照说明书文字能够据以实施。

[0059] 图1示出了根据本发明的一种基于体震信号的睡眠质量监测方法的实现方式,其包括如下步骤:

[0060] 步骤1:采集人体在睡眠状态时的体震信号,并通过所述体震信号计算得到多个生命体征值;

[0061] 步骤2:分别计算所述生命体征值在t时刻的权重:

$$[0062] f(x, x_{mean}, p_1, p_2) = \frac{1}{1 + \exp[p_1(x - p_2 \cdot x_{mean})]}$$

[0063] 上述公式中,x为t时刻的任一生命体征值,x_{mean}为某睡眠时间段内x的平均值,P1,

P2为可调参量；

[0064] 步骤3:根据至少两个生命体征值的权重计算得到综合加权值,并与预设阈值比较,从而判断t时刻人体的睡眠阶段。

[0065] 在这种技术方案中,采用基于体震信号的无感觉测量技术,肢体动作、胸腔扩张收缩、心脏泵血等都会引起人体或与人体接触物体的振动,通过采集人体在睡眠时的体震信号,识别其中的心率、呼吸率、体动等生命体征值,并基于至少两个生命体征值的权重即可实现睡眠分期的判断。

[0066] 另一种实例中,所述多个生命体征值包括呼吸率、心率和体动时间,传感器采集的体震信号通过算法处理模块可分离出心跳、呼吸和人在床上的体动数据。采用这种方案,基于心率、呼吸率和体动三个生命体征值即可实现睡眠阶段的准确分期,算法可靠性高,系统处理速度快。并且,这种方式只是一种较佳实例的说明,但并不局限于此。在实施本发明时,可以根据使用者的需求选取不同的生命体征值。

[0067] 上述方案中,根据P1的范围为0.1~0.6,P2的范围为0.8~1.5。并且,这只是根据现有已有样本数据得到的较优的值,后续,根据样本数量的进一步积累,将进一步对P1和P2的值进行优化和调整,以进一步提高对睡眠状态判断的准确性和适用性。

[0068] 上述方案中,参照图2,每分钟的平均呼吸率和平均心率的计算方法的一种实现方式为:

[0069] 步骤1):将每T秒前30~90s内采集得到的体震信号通过快速傅里叶变换算法从时域信号转换为频域信号;

[0070] 步骤2):分别选取呼吸率频段和心率频段中最高频域信号对应的频率作为呼吸率和心率;

[0071] 步骤3):每间隔 ΔT_1 秒循环所述步骤1)和步骤2),依次得到 $T+\Delta T_1 \times N$ 时刻的呼吸率和心率,其中 ΔT_1 为1~5,N为循环次数;

[0072] 步骤4):对每分钟内的呼吸率和心率取平均,即得到每分钟的呼吸率和心率。

[0073] 上述方案中,每分钟的总体动时间的计算方法为:

[0074] 参照图3,统计每 ΔT_2 秒时间段内超过信号采集阈值的体震信号数据点,计算其对应的采集时间之和,即得到每 ΔT_2 秒时间段内的体动时间,其中 ΔT_2 为2~5;

[0075] 累计每分钟内的体动时间,从而得到每分钟的总体动时间.

[0076] 并且,上述心率、呼吸率以及体动时间的计算方式只是一种较佳实例的说明,但并不局限于此。在实施本发明时,可以根据使用者的需求选取不同的计算方式。

[0077] 上述方案中,若由于体动信号的干扰,无法计算得到 $T+\Delta T_1 \times N$ 时刻的呼吸率和心率,将 $T+(\Delta T_1-1) \times N$ 时刻的值呼吸率和心率赋予 $T+\Delta T_1 \times N$ 时刻,以保证结果的连续性。

[0078] 上述方案中,t时刻的所述综合加权值为:

[0079] $W_1(t) = \sum_{i=4}^{t+4} \{a_i \cdot f[x_{Hr}(i), x_{mean}^{Hr}, p_1, p_2] + b_i \cdot f[x_{Br}(i), x_{mean}^{Br}, p_1, p_2]\};$ 或

[0080]

$W_2(t) = A \cdot W_1(t) + B \cdot f \{[m_0 \cdot x_{Mr}(t) + m_1 \cdot x_{Mr1}(t) + m_2 \cdot x_{Mr2}(t) + m_3 \cdot x_{Mr3}(t)], x_{mean}^{Mr}, p_1, p_2\};$

[0081] 在 W_2 的计算中,融合了呼吸率、心率和体动时间对睡眠分期进行判断,并且为了弥补体动算法可能会过度判定睡眠期的问题,又进一步对体动时间分别进行了算数平均、标

准偏差计算以及过长体动时间的二次处理:

$$[0082] \quad x_{Mr1}(t) = \frac{1}{9} \sum_{i=t-4}^{t+4} x_m(i);$$

$$[0083] \quad x_{Mr2}(t) = \sqrt{\frac{1}{9} \sum_{i=t-4}^{t+4} [x_{Mr}(i) - x_{Mr1}(i)]^2};$$

$$[0084] \quad x_{Mr3}(t) = \sum_{i=t-4}^{t+4} \begin{cases} x_{Mr}(i) - Mr_{\text{阈}}, & x_{Mr}(i) > Mr_{\text{阈}}; \\ 0, & x_{Mr}(i) \leq Mr_{\text{阈}} \end{cases};$$

[0085] 其中, $x_{Hr}(i)$ 、 $x_{Br}(i)$ 分别为 i 时刻的心率、呼吸率, $t-4 \leq i \leq t+4$; $x_{Mr}(t)$ 为 t 时刻的体动时间;

[0086] 其中, x_{mean}^{Hr} 和 x_{mean}^{Br} 分别为整晚睡眠时间段内心率和呼吸率的平均值, x_{mean}^{Mr} 的值为 6;

[0087] 其中, $\sum_{i=t-4}^{t+4} a_i = 1$, $\sum_{i=t-4}^{t+4} b_i = 1$; A 的值为 $0.1 \sim 0.5$, B 的值为 $0.5 \sim 0.9$, 且 $A+B=1$; m_0 的值为 $-0.2 \sim -0.01$, m_1 的值为 $0.1 \sim 0.5$, $m_2=0.1 \sim 0.5$, $m_3=0.3 \sim 1$, 且 $m_0+m_1+m_2+m_3=1$, $Mr_{\text{阈}}$ 的值为 $6 \sim 15$ s。

[0088] 在本技术方案中, 综合使用 W1 和 W2 对睡眠阶段进行判断, 即提高了判定结果的准确性, 又提高了处理速度。并且, 这种方式只是一种较佳实例的说明, 但并不局限于此。在实施本发明时, 可以根据使用者的需求选取不同生命体征值的加权平均值对睡眠阶段进行判定。

[0089] 上述方案中, 当 $W_1 > 0.2$ 且 $W_2 > 0.69$ 时, 判定人体进入深睡阶段;

[0090] 当 $W_1 > 0.2$ 且 $0.1 < W_2 \leq 0.69$ 时, 判断人体进入浅睡阶段;

[0091] 当 $W_1 \leq 0.2$ 或 $W_2 \leq 0.1$ 时, 判定人体进入觉醒阶段。

[0092] 并且, 这种方式只是一种较佳实例的说明, 但并不局限于此。在实施本发明时, 可以根据不同用户的睡眠生命体征数据进一步优化此数据, 或者分别针对男性用户、女性用户、老年用户、年幼用户、抑郁病患者用户等设定判断睡眠阶段的不同阈值, 从而进一步对睡眠分期判断的准确性。

[0093] 在另一实例中, 参照图 4, 以健康成年男性某晚的睡眠观测数据进行计算, 可以看出, 采用本技术方案可以稳定、准确地监测受试者整晚睡眠的呼吸, 心率和体动变化情况, 并给出睡眠分期的计算结果。

[0094] 参照图 4, 在 00:30-03:30 时间段内, 平均呼吸率 16.026 次/分, 心率 60.89 次/分, 在 03:30-06:30 时段内, 平均呼吸率 14.83 次/分, 心率 61.2 次/分, 可见呼吸率会随着睡眠时间的加长而逐渐降低, 符合医学上对睡眠过程中呼吸率变化特征描述。

[0095] 在另一实例中, 参照图 5, 可实现上述基于体震信号的睡眠质量监测方法的系统的一种实现方式包括:

[0096] 传感器阵列单元, 其均匀设置床垫内部或下方, 包括沿人体从头部至脚部延伸的方向间隔排列的若干压力传感器和压电传感器组, 并且传感器阵列单元可根据床体的大小设计成不同的阵列大小;

[0097] 数据采集单元, 其包括依次电连接的运算放大器、模数转换电路和微控制器, 所述

数据采集单元接收并存储所述传感器阵列单元检测的体震信号；

[0098] 服务器，其包括云服务运算平台，所述服务器通过无线通讯模块连接与所述数据采集单元，所述服务器接收并处理所述体震信号，得到多个生命体征值并且可以将多个生命体征值发送至移动终端进行显示。移动终端可用于实时显示云服务运算平台所传递的运算结果，动态显示用户呼吸率曲线，心率曲线，体动时长和睡眠质量，并且可以保存每日睡眠质量评估结果至数据库，供用户查询调阅。

[0099] 其中，无线通信模块的一种实现方式为：其集成了airkiss通信协议，可实现配网和数据传输功能。用户通过长按模块上的配网功能按键，模块将自动搜索周围无线网络，用户通过智能终端，将无线网络账号和密码传递给wifi模块，实现系统的网络连接，同时模块将该账号和密码保存，再次启动时自动联网。无线通信模块的另一个功能是将数据采集模块采集得到的多路数据传输至远端服务器平台，同时接受服务器下发的命令。

[0100] 其中，云服务运算平台集成了通道选择，滤波，FFT等算法，用于在多路数据采集的体震信号中提取心率、呼吸波形和睡眠姿态，并统计体动，翻身次数。

[0101] 并且，这种方式只是一种较佳实例的说明，但并不局限于此。在实施本发明时，可以根据使用者的需求配置不同的睡眠质量监测系统。

[0102] 这里说明的模块数量和处理规模是用来简化本发明的说明的。对本发明的基于体震信号的睡眠质量监测方法的方法与系统的应用、修改和变化对本领域的技术人员来说是显而易见的。

[0103] 如上所述，根据本发明，本申请文件基于物联网与传感器技术，可以长时间，不间断地提取用户每日的睡眠信息，并且能够将采集得到的体震信号进行分离和识别，分别得到心跳、呼吸和人在床上的体动数据，实现人体睡眠情况的准确监测与评估，不但有针对性地对个体的睡眠行为特征进行分析，对某些慢性疾病的预防提供数据支撑，也可对呼吸暂停等突发疾病进行实时监控，应用范围广阔。

[0104] 尽管本发明的实施方案已公开如上，但其并不仅仅限于说明书和实施方式中所列运用。它完全可以被适用于各种适合本发明的领域。对于熟悉本领域的人员而言，可容易地实现另外的修改。因此在不背离权利要求及等同范围所限定的一般概念下，本发明并不限于特定的细节和这里示出与描述的图例。

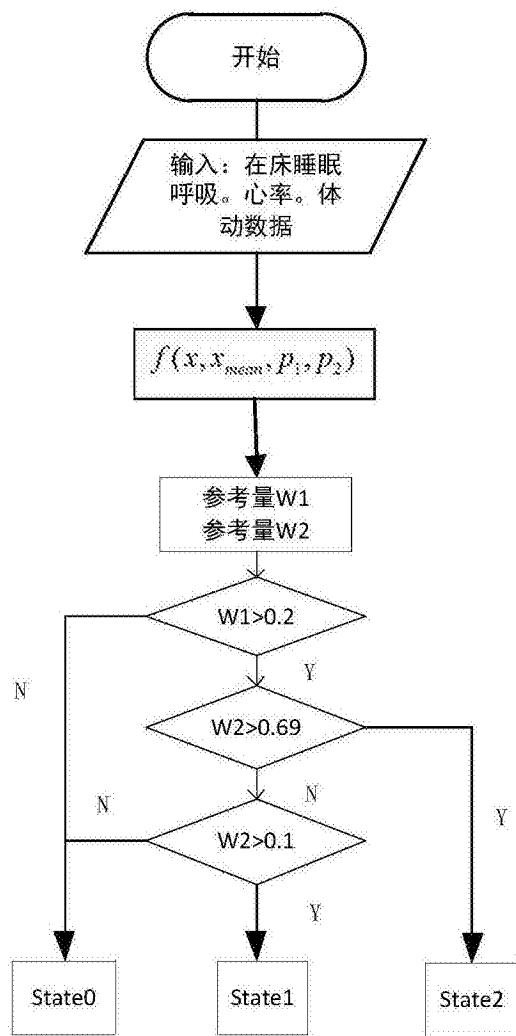


图1

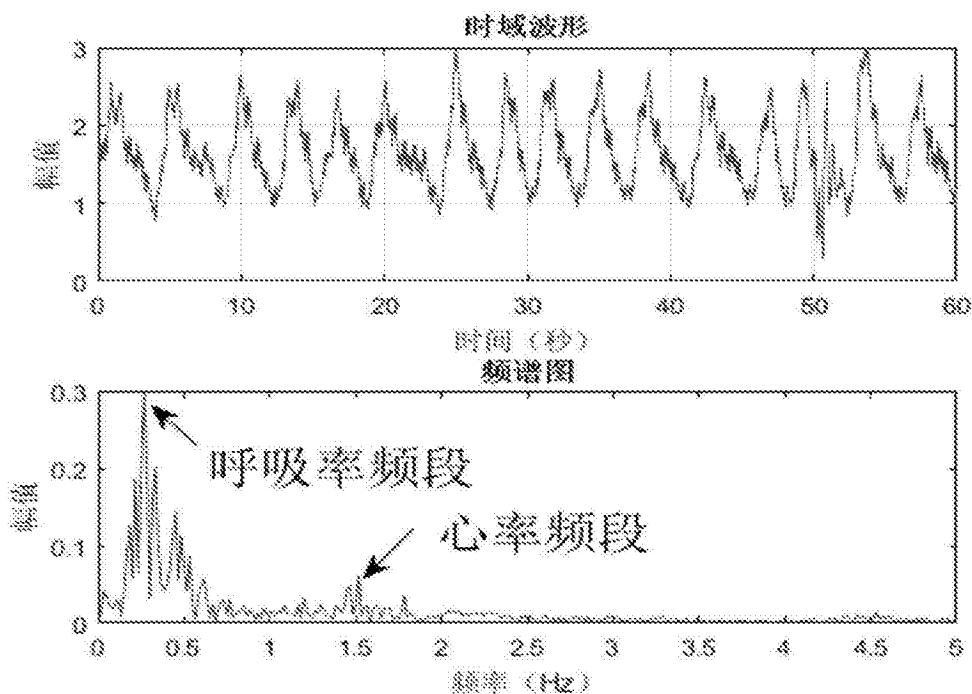


图2

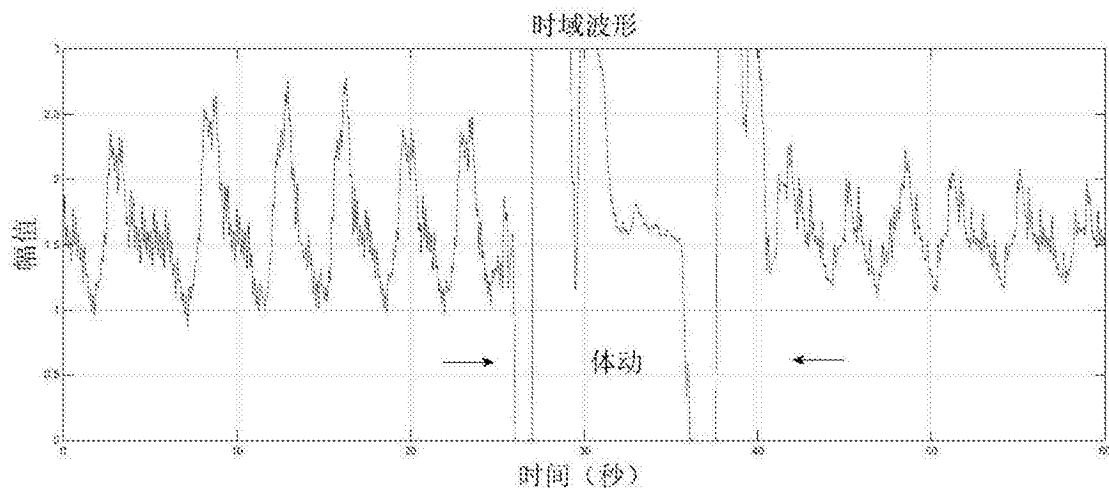


图3

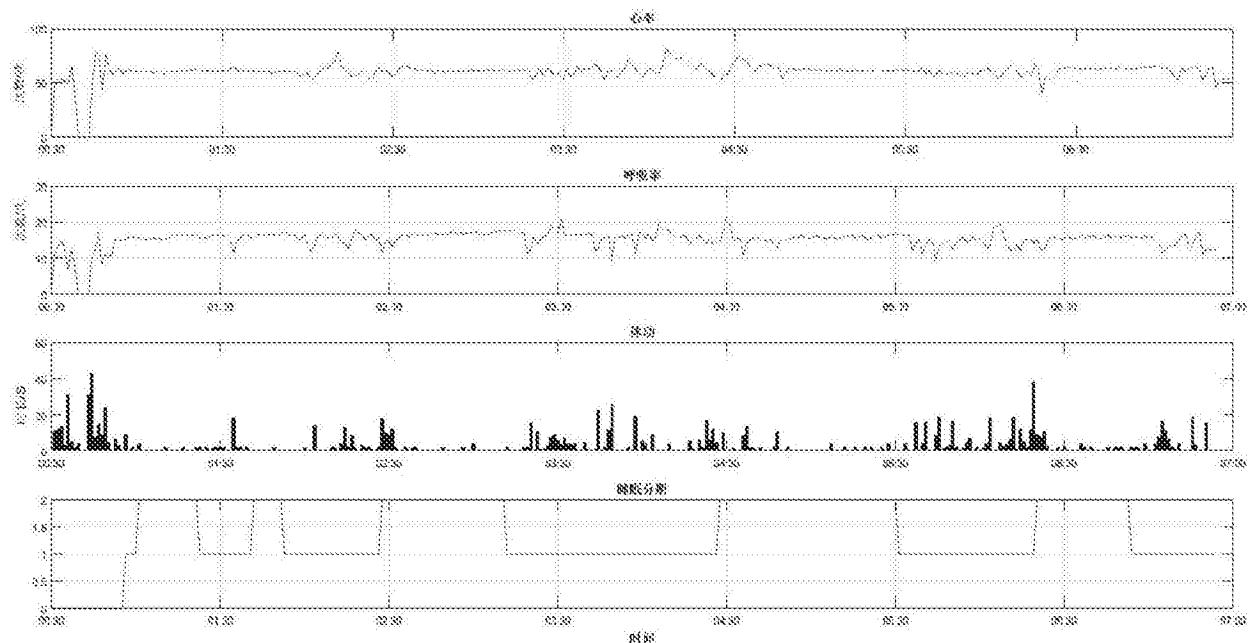


图4

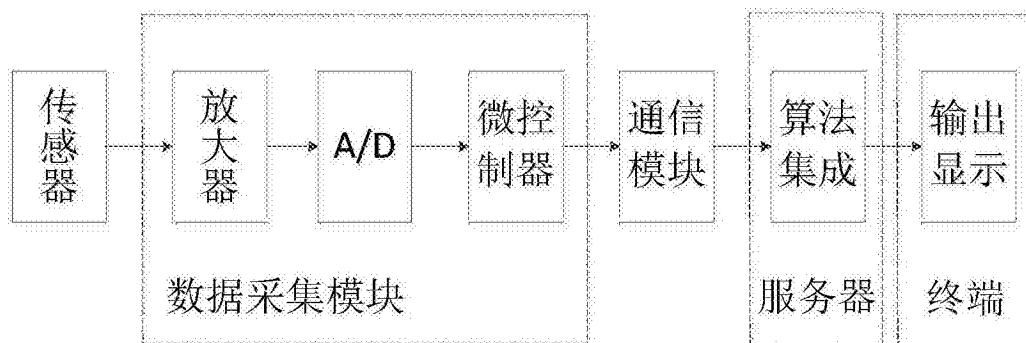


图5

专利名称(译)	一种基于体震信号的睡眠质量监测方法与系统		
公开(公告)号	CN108042108A	公开(公告)日	2018-05-18
申请号	CN201711277562.0	申请日	2017-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	陈晓禾 韦阳 张云鹏		
发明人	陈晓禾 韦阳 张云鹏		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/1116 A61B5/4815 A61B5/7242		
代理人(译)	韩飞		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明公开了一种基于体震信号的睡眠质量监测方法，其包括如下步骤：步骤1：采集人体在睡眠状态时的体震信号，并通过所述体震信号计算得到多个生命体征值；步骤2：分别计算所述生命体征值在t时刻的权重；步骤3：根据至少两个生命体征值的权重计算得到综合加权值，并与预设阈值比较，从而判断t时刻人体的睡眠阶段。并且本发明还公开了一种实现上述基于体震信号的睡眠质量监测方法的系统。本发明采用基于体震信号的无感觉测量技术，能够在人体睡眠过程中实时检测由于胸腹腔运动、心脏波动等引起的体震信号，并通过算法处理对其进行分离和识别，可分别得到心跳、呼吸和人在床上的体动数据，实现人体睡眠情况的监测与评估。

