



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109044275 A
(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201810892177.5

(22)申请日 2018.08.07

(71)申请人 华侨大学

地址 362000 福建省泉州市丰泽区城东华
侨大学

(72)发明人 叶剑虹 李俊贤 董名峰 罗继亮

(74)专利代理机构 泉州市文华专利代理有限公司 35205

代理人 张浠娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

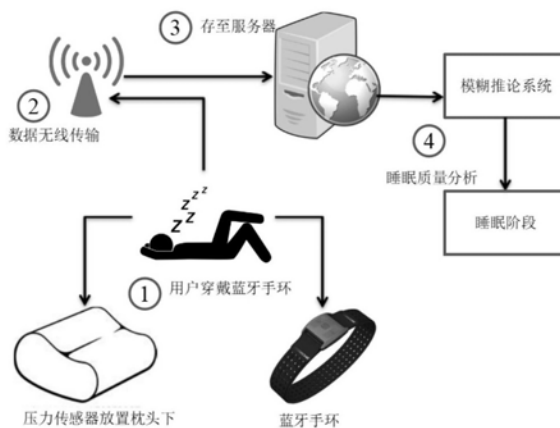
权利要求书4页 说明书12页 附图7页

(54)发明名称

基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统与方法

(57)摘要

本发明基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统与方法,通过枕头上的压力传感器和被测者手腕佩戴的心率感测手环以非侵入感测翻身次数和心率值,并将测量值以无线传输方式上传至睡眠监测装置,被测者不用黏贴电极片而造成睡眠不舒适,也免去PSG需专业的护理人员的人力问题,本发明利用简化过的生理讯号,减少了系统的运算量,且本发明利用REM及NREM在心率变化及翻身次数上的特性,通过模糊推论系统自动分析睡眠阶段,不需精确的数学模型,仅须利用睡眠阶段的特性设计规则库即可,减少设计时的复杂度。



1. 基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统,其特征在于:包括压力感测枕头、心率感测手环、睡眠监控装置;

该压力感测枕头上设有至少一个压力感测模块、翻身次数计数模块和无线传输模块,通过压力感测模块采集压力值,若采集的压力值变化超过阈值,则翻身次数计数模块判断被测者为翻身,统计翻身次数,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

该心率感测手环包括心率感测模块、心率计算模块和无线传输模块,佩戴在被测者手腕上,采集被测者的心率,心率计算模块根据该心率值计算得到心率、心率变化量,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

该睡眠监控装置至少包括无线传输模块、模糊推论系统;所述的无线传输模块用于分别与压力感测枕头和心率感测手环上的无线传输模块实现信息交互;所述的模糊推论系统,包括输入归属函数、模糊推理模块、模糊规则库和输出归属函数;该输入归属函数包括心率归属函数、心率变化量归属函数和翻身次数归属函数,所述压力感测枕头和心率感测手环上传的输入量,即心率、心率变化量和翻身次数通过对应的归属函数分别得到心率、心率变化量和翻身次数模糊归属集合及对应的归属度;所述模糊规则库,采用美国睡眠医学协会所订的特性及实验分析数据制定,包括三个输入、一个输出及多个规则,所述的输入指的是心率、心率变化量和翻身次数的模糊归属集合及对应的归属度,所述的输出指的是所处的睡眠阶段,分别为REM、NREM 1、NREM 2及NREM 3;模糊推理模块根据模糊推理分析睡眠阶段的算法,得到睡眠阶段的结果作为模糊推论系统的输出。

2. 根据权利要求1所述的基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统,其特征在于:

所述的心率归属函数如公式3.4(a~c)所示:

$$\mu_1^L(x_1) = \begin{cases} 1 & x_1 < \text{hrmiddle} - 10 \\ \frac{\text{hrmiddle} - x_1}{10} & \text{hrmiddle} - 10 \leq x_1 < \text{hrmiddle} \\ 0 & x_1 \geq \text{hrmiddle} \end{cases} \quad (3.4a)$$

$$\mu_1^M(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 < \text{hrmiddle} - 10 \\ \frac{x_1 - \text{hrmiddle} + 10}{10} & \text{hrmiddle} - 10 \leq x_1 < \text{hrmiddle} \\ \frac{\text{hrmiddle} + 10 - x_1}{10} & \text{hrmiddle} \leq x_1 < \text{hrmiddle} + 10 \\ 0 & x_1 \geq \text{hrmiddle} + 10 \end{cases} \quad (3.4b)$$

$$\mu_1^H(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 < \text{hrmiddle} \\ \frac{x_1 - \text{hrmiddle}}{10} & \text{hrmiddle} \leq x_1 < \text{hrmiddle} + 10 \\ 1 & x_1 \geq \text{hrmiddle} + 10 \end{cases} \quad (3.4c)$$

其中, x_1 是心率,由心率感测手环上传,统计一个采样周期的平均心率值,以第一次检测到测试者进入REM阶段至NREM 3的时间所采集的心率定义为心率归属函数的中间值 hrmiddle , $\mu_1^L(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为Low(L)曲线时的取值、 $\mu_1^M(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为Middle(M)曲线时的取值、 $\mu_1^H(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为High(H)曲线时的取值;

所述的心率变化量的归属函数如公式3.5(a~d)所示,其范围是由实验所得出的经验

参数:

$$\mu_2^L(x_2) = \begin{cases} 1 & x_2 < 10 \\ \frac{20 - x_2}{10} & 10 \leq x_2 < 20 \\ 0 & x_2 \geq 20 \end{cases} \quad (3.5a)$$

$$\mu_2^{ML}(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 10 \\ \frac{x_2 - 10}{10} & 10 \leq x_2 < 20 \\ \frac{30 - x_2}{10} & 20 \leq x_2 < 30 \\ 0 & x_2 \geq 30 \end{cases} \quad (3.5b)$$

$$\mu_2^{MH}(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 20 \\ \frac{x_2 - 20}{10} & 20 \leq x_2 < 30 \\ \frac{40 - x_2}{10} & 30 \leq x_2 < 40 \\ 0 & x_2 \geq 40 \end{cases} \quad (3.5c)$$

$$\mu_2^H(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 30 \\ \frac{x_2 - 30}{10} & 30 \leq x_2 < 40 \\ 1 & x_2 \geq 40 \end{cases} \quad (3.5d)$$

其中, x_2 是心率变化量,由心率感测手环上传, $\mu_2^L(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Low (L) 曲线时的取值; $\mu_2^{ML}(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Middle&Low (ML) 曲线时的取值; $\mu_2^{MH}(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Middle&High (MH) 曲线时的取值; $\mu_2^H(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为High (H) 曲线时的取值;

翻身次数的归属函数如公式3.6 (a~c) 所示,范围是由实验所得出的经验参数:

$$\mu_3^L(x_3) = \begin{cases} 1 & x_3 < 1 \\ 2 - x_3 & 1 \leq x_3 < 2 \\ 0 & x_3 \geq 2 \end{cases} \quad (3.6a)$$

$$\mu_3^M(x_3) = \begin{cases} 0 & x_3 < 1 \\ \frac{x_3 - 1}{(4 - x_3)/2} & 1 \leq x_3 < 2 \\ 0 & x_3 \geq 4 \end{cases} \quad (3.6b)$$

$$\mu_3^H(x_3) = \begin{cases} 0 & x_3 < 2 \\ \frac{x_3 - 2}{1} & 2 \leq x_3 < 4 \\ 1 & x_3 \geq 4 \end{cases} \quad (3.6c)$$

其中, x_3 是翻身次数,由压力传感器上传,统计一个采样周期内的翻身次数值, $\mu_3^L(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为Low (L) 曲线时的取值; $\mu_3^M(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为Middle (M) 曲线时的取值; $\mu_3^H(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为High (H) 曲线时的取值;

该输出归属函数如公式3.7 (a~d) 所示,由实验参数统计分析获得:

$$\mu_4^{REM}(x_4) = \begin{cases} 1 & x_4 < 20 \\ \frac{40 - x_4}{20} & 20 \leq x_4 < 40 \\ 0 & x_4 \geq 40 \end{cases} \quad (3.7a)$$

$$\mu_4^{NREM1}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 20 \\ \frac{x_4 - 20}{20} & 20 \leq x_4 < 40 \\ \frac{60 - x_4}{20} & 40 \leq x_4 < 60 \\ 0 & x_4 \geq 60 \end{cases} \quad (3.7b)$$

$$\mu_4^{NREM2}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 40 \\ \frac{x_4 - 40}{20} & 40 \leq x_4 < 60 \\ \frac{80 - x_4}{20} & 60 \leq x_4 < 80 \\ 0 & x_4 \geq 80 \end{cases} \quad (3.7c)$$

$$\mu_4^{NREM3}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 60 \\ \frac{x_4 - 60}{20} & 60 \leq x_4 < 80 \\ 1 & x_4 \geq 80 \end{cases} \quad (3.7d)$$

其中, x_4 是计算所得的睡眠深度的值, $\mu_4^{REM}(x_4)$ 代表 x_4 对应的输出归属函数 REM 曲线值, $\mu_4^{NREM1}(x_4)$ 代表 x_4 对应的输出归属函数 NREM 1 曲线值, $\mu_4^{NREM2}(x_4)$ 代表根据 x_4 对应的输出归属函数 NREM 2 曲线值, μ_4^{NREM3} 代表 x_4 对应的输出归属函数 NREM 3 曲线值。

3. 根据权利要求 2 所述的基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统, 其特征在于所述的模糊推理分析睡眠阶段的算法, 包括如下步骤:

步骤 1、输入心率、心率变化量和翻身次数;

步骤 2、根据输入的心率、心率变化量和翻身次数, 利用相应的输入归属函数公式计算各自的归属度;

步骤 3、根据所有输入的模糊归属集合和归属度, 从模糊规则库中选取符合条件的规则, 得到模糊推理子表;

步骤 4、利用公式 (3.8) 计算输出归属函数的各睡眠阶段重心值 $g(k)$:

$$g(k) = \frac{\int x \cdot u_4^k(x_4) dx}{\int u_4^k(x_4) dx} \quad (3.8)$$

其中, $k \in \{REM, NREM1, NREM2, NREM3\}$;

步骤 5、对模糊推理子表的各条规则中, 心率、心率变化量和翻身次数的归属度取最小值, 得到对应的规则权重; 对相同的睡眠深度, 取规则权重的最大值, 作为该睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$;

步骤 6、利用公式 (3.10) 对每个睡眠阶段进行加权平均计算, 给出一个睡眠深度 $f(z)$ 的值:

$$f(z) = \frac{\sum u_5^k(y) \cdot g(k)}{\sum u_5^k(y)} \quad (3.10)$$

其中, $k \in \{REM, NREM1, NREM2, NREM3\}$;

步骤 7、根据 $f(z)$ 的值与已知的睡眠阶段表, 查找到对应的睡眠阶段, 输出当前睡眠阶段的结果值 (REM, NREM 1, NREM2, NREM3)。

4. 根据权利要求 1 至 3 所述的任意一种基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析

系统的分析方法,其特征在于包括如下步骤:

步骤1、被测者头枕在压力感测枕头上,手腕佩戴心率感测手环,该压力感测枕头通过压力感测模块采集压力值,若采集的压力值变化超过阈值,则翻身次数计数模块判断被测者为翻身,统计翻身次数,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;心率感测手环采集被测者的心率,心率计算模块根据该心率值计算得到心率和心率变化量,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

步骤2、睡眠监控装置的模糊推论系统,包括输入归属函数、模糊推理模块、模糊规则库和输出归属函数;根据输入的心率、心率变化量和翻身次数,利用对应的输入归属函数计算各自的模糊归属度;

步骤3、根据所有输入的模糊归属集合,从模糊规则库中选取符合条件的规则,得到模糊推理子表;

步骤4、对模糊推理子表的各条规则中,心率、心率变化量和翻身次数的归属度取最小值,得到对应的规则权重;对相同的睡眠深度,取规则权重的最大值,作为该睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$;

步骤5、计算输出归属函数的各睡眠阶段重心值 $g(k)$,其中 $k \in \{REM, NREM1, NREM2, NREM3\}$;

步骤6、将步骤4与步骤5中的值做加权平均值,得到一个睡眠深度值 $f(z)$;

步骤7、根据当前计算所得的 $f(z)$ 值,与已知的睡眠阶段表,查找到对应的睡眠阶段,输出当前输入参数下所对应的睡眠阶段结果值(REM, NREM 1, NREM2, NREM3);

步骤8、间隔预置时间计算一次睡眠阶段结果值,累计各睡眠阶段作为一整夜睡眠质量的评估依据。

基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统与方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统与方法。

背景技术

[0002] 睡眠大约占据人一天三分之一的时间,若有好的睡眠质量可让人一天神清气爽。但现代人的学业、工作或家庭的压力越来越大,睡眠质量受到干扰,造成失眠。

[0003] 早期的睡眠分类主要是由1968年Rechtschaffen及Kales所提出的R-K方法为标准。该标准基于脑波图EEG、眼电图EOG及肌电图EMG所量测的波形,将睡眠分为分为快速动眼期(Rapid Eye Movement,REM)及非快速动眼期(Non-Rapid Eye Movement,NREM),进一步又可细分为六个阶段,分别为Awake、REM、NREM1、NREM 2、NREM 3及NREM 4。因为NREM 3及4差别不大,从2007年起,美国睡眠医学协会将睡眠阶段重新定义为五个阶段,分别为Awake、REM、NREM 1、NREM 2及NREM 3。

[0004] REM可以被视为是大脑修复的时期。在REM时,大脑脑干中的神经元与清醒时间相同,此时的心跳及呼吸速率都会如清醒时一样不规律。因此在REM时期会较常做梦,且清醒时容易记得梦境的内容。REM睡眠时间约占总睡眠时间25%,若是REM时期过短或没有发生,此时大脑将无法修复。因此在睡眠质量的估测中REM时间是相当重要的指标。

[0005] 相较REM的大脑修复时期,NREM属于身体修复时期。NREM主要分为浅层睡眠的NREM 1及NREM 2,以及深层睡眠的NREM 3。NREM 1被归类为浅层睡眠,这个时期主要是在REM及NREM 2的过渡时期,此时的脑波会呈现 α 及 θ 波,眼球有较REM时期缓慢的运动。心跳及呼吸频率跟REM时相仿但较为规律,翻身会大量出现,整个阶段大约维持5分钟。

[0006] NREM 2也属于浅层睡眠,此时眼球已不再运动,心跳频率、呼吸速率及体温渐渐下降。此时的脑波较容易出现睡眠纺锤波以及K复合波,整个阶段会持续10-15分钟。

[0007] NREM 3被定义为深层睡眠,此阶段眼球不再移动,心跳频率、呼吸速率变慢及体温进一步下降,心跳频率大约会降到清醒时的20-30%,身体几乎不会移动,整个阶段持续30-60分钟。这个时期是最深层的睡眠,也是身体修复的重要阶段。因此NREM 3的持续时间是睡眠质量的另一个重要指标。

[0008] 一次完整的睡眠周期从REM到NREM 1,再到NREM 2,然后至NREM 3,最后回到REM。一个人一晚要发生这样的周期4-6次、每个周期长约90-120分钟,一晚完整的睡眠约为7.5个小时。图1显示了这样一个范例。图2进一步展示了各个阶段的睡眠特性。

[0009] 常见的睡眠质量估测方式有主观的睡眠质量评量表(如匹兹堡睡眠质量评量表)、客观的仪器量测(如PSG、EEG、ECG及智能手环)等。睡眠质量评量表是由患者清醒后填写相应的表格,如实的阐述自己的睡眠感受,结果的分析较为主观,也不太准确。而借助仪器,睡眠多项生理检查(Polysomnography, PSG)是目前最准确及具公信力的方式。被测者须至睡眠中心进行量测。在护理人员的监督下在头部、眼部、下颚、心脏及腿部贴上电极片,并在胸部及腹部套上感应带、手指套上血氧测量器、口鼻套上呼吸感应器、手臂套上血压计。使用PSG可以量测整夜的睡眠生理状况,包括血压变化(Blood Pressure)、脑波图

(Electroencephalograph, EEG)、口鼻气流 (Air Flow)、眼电图 (Electrooculography, EOG)、心电图 (Electrocardiography, ECG)、肌电图 (Electromyography, EMG) 及心跳频率 (Heart Rate, HR) 等。此测量方法要在专业的睡眠中心及护理人员的协助下才能完成一次测量, 代价昂贵, 不利于长期居家监控。

[0010] 为了可以进行长期的居家监控, 有许多学者利用图2所展示的REM及NREM时期在生理上的变化, 利用各种非侵入的感测方式提取心率、呼吸速率及翻身次数来判断睡眠状态。常见的非侵入感测方式有麦克风、气压床垫、智能床垫及压力感测器等。

[0011] Watanabe等人使用了改良型的麦克风, 将其讯号过滤为心率及翻身, 并订定指标估测睡眠阶段。Hao等人使用了市售智能手机内建的麦克风分辨翻身、打呼及咳嗽, 判断发生次数评估睡眠质量。Krejcar等人也使用手机感测打呼及翻身的次数判断是否浅眠。

[0012] Shin等人则使用了气压床垫估测使用者的心率、呼吸、打呼及翻身作为睡眠质量估测的指标。T. Watanabe及K. Watanabe在2004时利用气压床垫提取心率及翻身活动量, 并观察心率及翻身活动量与睡眠阶段的关系, 进而订正指标分析睡眠阶段。Kurihara等人则在2010年利用卡尔曼滤波器 (Kalman filter) 建立睡眠模型分析睡眠阶段。在2012年时Kurihara及Watanabe延续其研究, 订定了一套更为完整的指标以分析睡眠阶段。

[0013] Samy等人利用压力感测器将其量测到的讯号经由滤波器提取呼吸讯号、腿部的活动量、翻身活动量及睡眠姿势利用三种算法估测睡眠阶段。Pino等人则是利用传感器所得的值, 订定指标分析其睡眠质量。

[0014] 以上系统大多使用较少的传感器得到心跳频率、呼吸频率或是身体移动次数。将所得到的生理讯号利用REM及NREM睡眠状态的特性订定指标, 并使用此指标分类睡眠阶段。上述系统中大多使用门槛值来判断睡眠阶段的转换, 由于不同的人有不同的睡眠特征, 固定的门槛值在适用不同的人群时会产生偏差。本专利提出一种基于模糊推论系统对睡眠阶段的判断分析方法, 来消除此类偏差, 同时获得更精准的睡眠阶段分析结果。

发明内容

[0015] 本发明的目的在于提供一种基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析与方法, 利用心率、心率变化量及翻身次数作为睡眠阶段的分析指标, 可以简单、方便且非侵入地通过对心跳及翻身次数的监测, 实现对睡眠质量的长期监控。

[0016] 本发明一种模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统, 包括压力感测枕头、心率感测手环、睡眠监控装置;

[0017] 该压力感测枕头上设有至少一个压力感测模块、翻身次数计数模块和无线传输模块, 通过压力感测模块采集压力值, 若采集的压力值变化超过阈值, 则翻身次数计数模块判断被测者为翻身, 统计翻身次数, 并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

[0018] 该心率感测手环包括心率感测模块、心率计算模块和无线传输模块, 佩戴在被测者手腕上, 采集被测者的心率, 心率计算模块根据该心率值计算得到心率、心率变化量, 并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

[0019] 该睡眠监控装置至少包括无线传输模块、模糊推论系统; 所述的无线传输模块用于分别与压力感测枕头和心率感测手环上的无线传输模块实现信息交互; 所述的模糊推论系统, 包括输入归属函数、模糊推理模块、模糊规则库和输出归属函数; 该输入归属函数包

括心率归属函数、心率变化量归属函数和翻身次数归属函数,所述压力感测枕头和心率感测手环上传的输入量,即心率、心率变化量和翻身次数通过对应的归属函数分别得到心率、心率变化量和翻身次数模糊归属集合及对应的归属度;所述模糊规则库,采用美国睡眠医学协会所订的特性及实验分析数据制定,包括三个输入、一个输出及多个规则,所述的输入指的是心率、心率变化量和翻身次数的模糊归属集合及对应的归属度,所述的输出指的是所处的睡眠阶段,分别为REM、NREM 1、NREM 2及NREM 3;模糊推理模块根据模糊推理分析睡眠阶段的算法,得到睡眠阶段的结果作为模糊推论系统的输出。

[0020] 所述的心率归属函数如公式3.4 (a~c) 所示:

$$[0021] \quad \mu_1^L(x_1) = \begin{cases} 1 & x_1 < \text{hrmiddle} - 10 \\ \frac{\text{hrmiddle} - x_1}{10} & \text{hrmiddle} - 10 \leq x_1 < \text{hrmiddle} \\ 0 & x_1 \geq \text{hrmiddle} \end{cases} \quad (3.4a)$$

$$[0022] \quad \mu_1^M(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 < \text{hrmiddle} - 10 \\ \frac{x_1 - \text{hrmiddle} + 10}{10} & \text{hrmiddle} - 10 \leq x_1 < \text{hrmiddle} \\ \frac{\text{hrmiddle} + 10 - x_1}{10} & \text{hrmiddle} \leq x_1 < \text{hrmiddle} + 10 \\ 0 & x_1 \geq \text{hrmiddle} + 10 \end{cases} \quad (3.4b)$$

$$[0023] \quad \mu_1^H(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 < \text{hrmiddle} \\ \frac{x_1 - \text{hrmiddle}}{10} & \text{hrmiddle} \leq x_1 < \text{hrmiddle} + 10 \\ 1 & x_1 \geq \text{hrmiddle} + 10 \end{cases} \quad (3.4c)$$

[0024] 其中, x_1 是心率,由心率感测手环上传,统计一个采样周期的平均心率值,以第一次检测到测试者进入REM阶段至NREM 3的时间所采集的心率定义为心率归属函数的中间值 hrmiddle , $\mu_1^L(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为Low (L) 曲线时的取值、 $\mu_1^M(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为Middle (M) 曲线时的取值、 $\mu_1^H(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为High (H) 曲线时的取值;

[0025] 所述的心率变化量的归属函数如公式3.5 (a~d) 所示,其范围是由实验所得出的经验参数:

$$[0026] \quad \mu_2^L(x_2) = \begin{cases} 1 & x_2 < 10 \\ \frac{20 - x_2}{10} & 10 \leq x_2 < 20 \\ 0 & x_2 \geq 20 \end{cases} \quad (3.5a)$$

$$[0027] \quad \mu_2^{ML}(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 10 \\ \frac{x_2 - 10}{10} & 10 \leq x_2 < 20 \\ \frac{30 - x_2}{10} & 20 \leq x_2 < 30 \\ 0 & x_2 \geq 30 \end{cases} \quad (3.5b)$$

$$[0028] \quad \mu_2^{MH}(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 20 \\ \frac{x_2 - 20}{10} & 20 \leq x_2 < 30 \\ \frac{40 - x_2}{10} & 30 \leq x_2 < 40 \\ 0 & x_2 \geq 40 \end{cases} \quad (3.5c)$$

$$[0029] \quad \mu_2^H(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 30 \\ \frac{x_2 - 30}{10} & 30 \leq x_2 < 40 \\ 1 & x_2 \geq 40 \end{cases} \quad (3.5d)$$

[0030] 其中, x_2 是心率变化量,由心率感测手环上传, $\mu_2^L(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Low (L) 曲线时的取值; $\mu_2^{ML}(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Middle&Low (ML) 曲线时的取值; $\mu_2^{MH}(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Middle&High (MH) 曲线时的取值;

[0031] $\mu_2^H(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为High (H) 曲线时的取值;

[0032] 翻身次数的归属函数如公式3.6 (a~c) 所示,范围是由实验所得出的经验参数:

$$[0033] \quad \mu_3^L(x_3) = \begin{cases} 1 & x_3 < 1 \\ 2 - x_3 & 1 \leq x_3 < 2 \\ 0 & x_3 \geq 2 \end{cases} \quad (3.6a)$$

$$[0034] \quad \mu_3^M(x_3) = \begin{cases} 0 & x_3 < 1 \\ x_3 - 1 & 1 \leq x_3 < 2 \\ (4 - x_3)/2 & 2 \leq x_3 < 4 \\ 0 & x_3 \geq 4 \end{cases} \quad (3.6b)$$

$$[0035] \quad \mu_3^H(x_3) = \begin{cases} 0 & x_3 < 2 \\ (x_3 - 2)/2 & 2 \leq x_3 < 4 \\ 1 & x_3 \geq 4 \end{cases} \quad (3.6c)$$

[0036] 其中, x_3 是翻身次数,由压力传感器上传,统计一个采样周期内的翻身次数值, $\mu_3^L(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为Low (L) 曲线时的取值; $\mu_3^M(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为Middle (M) 曲线时的取值; $\mu_3^H(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为High (H) 曲线时的取值;

[0037] 该输出归属函数如公式3.7 (a~d) 所示,由实验参数统计分析获得:

$$[0038] \quad \mu_4^{REM}(x_4) = \begin{cases} 1 & x_4 < 20 \\ \frac{40 - x_4}{20} & 20 \leq x_4 < 40 \\ 0 & x_4 \geq 40 \end{cases} \quad (3.7a)$$

$$[0039] \quad \mu_4^{NREM1}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 20 \\ \frac{x_4 - 20}{20} & 20 \leq x_4 < 40 \\ \frac{60 - x_4}{20} & 40 \leq x_4 < 60 \\ 0 & x_4 \geq 60 \end{cases} \quad (3.7b)$$

$$[0040] \quad \mu_4^{NREM2}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 40 \\ \frac{x_4 - 40}{20} & 40 \leq x_4 < 60 \\ \frac{80 - x_4}{20} & 60 \leq x_4 < 80 \\ 0 & x_4 \geq 80 \end{cases} \quad (3.7c)$$

$$[0041] \quad \mu_4^{NREM3}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 60 \\ \frac{x_4 - 60}{20} & 60 \leq x_4 < 80 \\ 1 & x_4 \geq 80 \end{cases} \quad (3.7d)$$

[0042] 其中, x_4 是计算所得的睡眠深度的值, $\mu_4^{REM}(x_4)$ 代表 x_4 对应的输出归属函数REM曲线值, $\mu_4^{NREM1}(x_4)$ 代表 x_4 对应的输出归属函数NREM 1曲线值, $\mu_4^{NREM2}(x_4)$ 代表根据 x_4 对应的输

出归属函数NREM 2曲线值, μ_4^{NREM3} 代表x4对应的输出归属函数NREM 3曲线值。

[0043] 所述的模糊推理分析睡眠阶段的算法,包括如下步骤:

[0044] 步骤1、输入心率、心率变化量和翻身次数;

[0045] 步骤2、根据输入的心率、心率变化量和翻身次数,利用相应的输入归属函数公式计算各自的归属度;

[0046] 步骤3、根据所有输入的模糊归属集合和归属度,从模糊规则库中选取符合条件的规则,得到模糊推理子表;

[0047] 步骤4、利用公式(3.8)计算输出归属函数的各睡眠阶段重心值g(k):

$$[0048] \quad g(k) = \frac{\int x \cdot u_4^k(x) dx}{\int u_4^k(x) dx} \quad (3.8)$$

[0049] 其中, $k \in \{R香M, NR香M1, N香R香M2, NR香M3\}$;

[0050] 步骤5、对模糊推理子表的各条规则中,心率、心率变化量和翻身次数的归属度取最小值,得到对应的规则权重;对相同的睡眠深度,取规则权重的最大值,作为该睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$;

[0051] 步骤6、利用公式(3.10)对每个睡眠阶段进行加权平均计算,给出一个睡眠深度f(z)的值:

$$[0052] \quad f(z) = \frac{\sum u_5^k(y) \cdot g(k)}{\sum u_5^k(y)} \quad (3.10)$$

[0053] 其中, $k \in \{R香M, NR香M1, N香R香M2, NR香M3\}$;

[0054] 步骤7、根据f(z)的值与已知的睡眠阶段表,查找到对应的睡眠阶段,输出当前睡眠阶段的结果值(REM, NREM 1, NREM 2, NREM3)。

[0055] 所述的一种模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统的分析方法,其特征在于包括如下步骤:

[0056] 步骤1、被测者头枕在压力感测枕头上,手腕佩戴心率感测手环,该压力感测枕头通过压力感测模块采集压力值,若采集的压力值变化超过阈值,则翻身次数计数模块判断被测者为翻身,统计翻身次数,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;心率感测手环采集被测者的心率,心率计算模块根据该心率值计算得到心率和心率变化量,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

[0057] 步骤2、睡眠监控装置的模糊推论系统,包括输入归属函数、模糊推理模块、模糊规则库和输出归属函数;该根据输入的心率、心率变化量和翻身次数,利用对应的输入归属函数计算各自的模糊归属度;

[0058] 步骤3、根据所有输入的模糊归属集合,从模糊规则库中选取符合条件的规则,得到模糊推理子表;

[0059] 步骤4、对模糊推理子表的各条规则中,心率、心率变化量和翻身次数的归属度取最小值,得到对应的规则权重;对相同的睡眠深度,取规则权重的最大值,作为该睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$;

[0060] 步骤5、计算输出归属函数的各睡眠阶段重心值g(k),其中 $k \in \{R香M, NR香M1, N香R$

香M2, NR香M3} ;

[0061] 步骤6、将步骤4与步骤5中的值做加权平均值,得到一个睡眠深度值f(z);

[0062] 步骤7、根据当前计算所得的f(z)值,与已知的睡眠阶段表,查找到对应的睡眠阶段,输出当前输入参数下所对应的睡眠阶段结果值(REM, NREM 1, NREM 2, NREM 3);

[0063] 步骤8、间隔预置时间计算一次睡眠阶段结果值,累计各睡眠阶段作为一整夜睡眠质量的评估依据。

[0064] 本发明通过枕头上的压力传感器和被测者手腕佩戴的心率感测手环以非侵入进行感测翻身次数和心率值,并将测量值以无线传输方式上传至睡眠监测装置,被测者不用黏贴电极片而造成睡眠不舒适,也免去PSG需专业的护理人员的人力问题。且本发明利用简化过的生理讯号,不需要有过多的讯号处理,减少系统的运算量。

[0065] 本发明利用REM及NREM在心率变化及翻身次数上的特性,通过模糊推论系统自动分析睡眠阶段,不需精确的数学模型,仅须利用睡眠阶段的特性设计规则库即可,减少设计时的复杂度。

附图说明

[0066] 图1为睡眠周期的参考变化图;

[0067] 图2为REM及NREM阶段特性比较表;

[0068] 图3为本发明非侵入感测睡眠质量分析系统示意图;

[0069] 图4为本发明模糊推论系统的方块图;

[0070] 图5为本发明模糊推论系统的结构图;

[0071] 图6为本发明心率归属函数设计示意图;

[0072] 图7为本发明心率变化量归属函数设计示意图;

[0073] 图8为本发明翻身次数归属函数设计示意图;

[0074] 图9为本发明睡眠阶段模糊规则库设计示意图;

[0075] 图10为本发明睡眠阶段归属函数设计示意图;

[0076] 图11为本发明中睡眠深度与睡眠阶段;

[0077] 图12为本发明中模糊推论分析睡眠阶段的一个说明实例;

[0078] 图13为本发明中模糊推论用于分析睡眠阶段的实施案例;

[0079] 图14为本发明模糊推论系统为被测者一夜睡眠质量分析图。

[0080] 以下结合附图和实施例对本发明做进一步详述。

具体实施方式

[0081] 本发明将提取(a)心率(b)心率变化量(c)翻身次数这三个指标作为判断依据。以下将详细介绍这三个指标的意义、计算方式以及于各个睡眠阶段的关系:

[0082] (a) 心率(Heartrate, hr)

[0083] 每秒采样一次,将30秒内采样的的平均值作为心率hr(x),心率越高则睡眠越浅,反的亦然:

$$[0084] \quad hr(x) = \frac{\sum_{i=-30}^x heartrate(i)}{30} \quad (3.1)$$

[0085] 其中,heartrate (i) 是第i时刻当前的心率值;

[0086] (b) 心率变化量 (Heartrate Variation,hrv)

[0087] 计算5分钟的心率变化量hrv (x),用以观察被测者在5分钟内心率变化是否剧烈:

$$[0088] \quad hrv(x) = \sum_{j=-10}^x |hr(j) - hr(j-1)| \quad (3.2)$$

[0089] 其中,hr (j) 是当前第j时刻的平均心率值;

[0090] (c) 翻身次数 (BodyMovement ,bm)

[0091] 累计5分钟内的翻身次数作为输入参数;

$$[0092] \quad bm(x) = \sum_{i=-300}^x bm(i) \quad (3.3)$$

[0093] 其中,在当前第i时刻压力传感器检测到翻身运动,bm (i) =1,反之为0。

[0094] 如图3所示,本发明一种基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统,包括压力感测枕头、心率感测手环、睡眠监控装置,该压力感测枕头上设有至少一个压力感测模块、翻身次数计数模块和无线传输模块,通过压力感测模块采集压力值,若采集的压力值变化超过阈值,则翻身次数计数模块判断被测者为翻身,统计翻身次数,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

[0095] 该心率感测手环包括心率感测模块、心率计算模块和无线传输模块,佩戴在被测者手腕上,采集被测者的心率,心率计算模块根据该心率值计算得到心率、心率变化量,并经由无线传输模块上传至睡眠监控装置;

[0096] 该睡眠监控装置至少包括无线传输模块、模糊推论系统;

[0097] 所述的无线传输模块用于分别与压力感测枕头和心率感测手环上的无线传输模块实现信息交互;

[0098] 如图4-10所示,所述的模糊推论系统,包括输入归属函数、模糊推理模块、模糊规则库和输出归属函数;该输入归属函数包括心率归属函数、心率变化量归属函数和翻身次数归属函数,所述压力感测枕头和心率感测手环上传的输入量,即心率、心率变化量和翻身次数通过对应的归属函数分别得到心率、心率变化量和翻身次数模糊归属集合及对应的归属度;所述模糊规则库如图9所示,采用美国睡眠医学协会所订的特性及实验分析数据制定,包括三个输入、一个输出及26个规则,所述的输入指的是心率、心率变化量和翻身次数的模糊归属集合及对应的归属度,所述的输出指的是所处的睡眠阶段,分别为REM、NREM 1、NREM 2及NREM 3;模糊推理模块根据模糊推理分析睡眠阶段的算法,得到睡眠阶段的结果作为模糊推论系统的输出;

[0099] 由于每个人的心率快慢不一,因此心率归属函数的范围会随每个人的心率而改变。本发明中给出心率归属函数的中间值hrmiddle,以第一次检测到测试者进入REM阶段至NREM 3的时间所采集的心率定义为hrmiddle,以适应不同的人的心率范围。心率归属函数如公式3.4 (a~c) 和图6所示:

$$[0100] \quad \mu_1^l(x_1) = \begin{cases} 1 & x_1 < hrmiddle - 10 \\ \frac{hrmiddle - x_1}{10} & hrmiddle - 10 \leq x_1 < hrmiddle \\ 0 & x_1 \geq hrmiddle \end{cases} \quad (3.4a)$$

$$[0101] \quad \mu_1^M(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 < \text{hrmiddle} - 10 \\ \frac{x_1 - \text{hrmiddle} + 10}{10} & \text{hrmiddle} - 10 \leq x_1 < \text{hrmiddle} \\ \frac{\text{hrmiddle} + 10 - x_1}{10} & \text{hrmiddle} \leq x_1 < \text{hrmiddle} + 10 \\ 0 & x_1 \geq \text{hrmiddle} + 10 \end{cases} \quad (3.4b)$$

$$[0102] \quad \mu_1^H(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 < \text{hrmiddle} \\ \frac{x_1 - \text{hrmiddle}}{10} & \text{hrmiddle} \leq x_1 < \text{hrmiddle} + 10 \\ 1 & x_1 \geq \text{hrmiddle} + 10 \end{cases} \quad (3.4c)$$

[0103] 其中, x_1 是心率,由心率感测手环上传,统计一个采样周期30秒内的平均心率值, $\mu_1^L(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为Low (L) 曲线时的取值、 $\mu_1^M(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为Middle (M) 曲线时的取值、 $\mu_1^H(x_1)$ 代表 x_1 对应心率归属函数为High (H) 曲线时的取值。

[0104] 心率变化量的归属函数如公式3.5 (a~d) 和图7所示,其范围是由实验所得出的经验参数:

$$[0105] \quad \mu_2^L(x_2) = \begin{cases} 1 & x_2 < 10 \\ \frac{20 - x_2}{10} & 10 \leq x_2 < 20 \\ 0 & x_2 \geq 20 \end{cases} \quad (3.5a)$$

$$[0106] \quad \mu_2^{ML}(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 10 \\ \frac{x_2 - 10}{10} & 10 \leq x_2 < 20 \\ \frac{30 - x_2}{10} & 20 \leq x_2 < 30 \\ 0 & x_2 \geq 30 \end{cases} \quad (3.5b)$$

$$[0107] \quad \mu_2^{MH}(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 20 \\ \frac{x_2 - 20}{10} & 20 \leq x_2 < 30 \\ \frac{40 - x_2}{10} & 30 \leq x_2 < 40 \\ 0 & x_2 \geq 40 \end{cases} \quad (3.5c)$$

$$[0108] \quad \mu_2^H(x_2) = \begin{cases} 0 & x_2 < 30 \\ \frac{x_2 - 30}{10} & 30 \leq x_2 < 40 \\ 1 & x_2 \geq 40 \end{cases} \quad (3.5d)$$

[0109] 其中, x_2 是心率变化量,由心率感测手环上传,每30秒获取一个心率值,采样10次为一个心率变化量, $\mu_2^L(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Low (L) 曲线时的取值; $\mu_2^{ML}(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Middle&Low (ML) 曲线时的取值; $\mu_2^{MH}(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为Middle&High (MH) 曲线时的取值; $\mu_2^H(x_2)$ 代表 x_2 对应心率变化量归属函数为High (H) 曲线时的取值。

[0110] 翻身次数的归属函数如公式3.6 (a~c) 和图8所示,范围是由实验所得出的经验参数:

$$[0111] \quad \mu_3^L(x_3) = \begin{cases} 1 & x_3 < 1 \\ 2 - x_3 & 1 \leq x_3 < 2 \\ 0 & x_3 \geq 2 \end{cases} \quad (3.6a)$$

$$[0112] \quad \mu_3^M(x_3) = \begin{cases} 0 & x_3 < 1 \\ x_3 - 1 & 1 \leq x_3 < 2 \\ (4 - x_3)/2 & 2 \leq x_3 < 4 \\ 0 & x_3 \geq 4 \end{cases} \quad (3.6b)$$

$$[0113] \quad \mu_3^H(x_3) = \begin{cases} 0 & x_3 < 2 \\ (x_3 - 2)/2 & 2 \leq x_3 < 4 \\ 1 & x_3 \geq 4 \end{cases} \quad (3.6c)$$

[0114] 其中, x_3 是翻身次数,由压力传感器上传,统计一个采样周期5分钟内的翻身次数值, $\mu_3^L(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为Low (L) 曲线时的取值; $\mu_3^M(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为Middle (M) 曲线时的取值; $\mu_3^H(x_3)$ 代表 x_3 对应翻身次数归属函数为High (H) 曲线时的取值。

[0115] 该输出归属函数(即睡眠阶段归属函数)如公式3.7 (a~d) 和图10所示,由实验参数统计分析获得:

$$[0116] \quad \mu_4^{REM}(x_4) = \begin{cases} 1 & x_4 < 20 \\ \frac{40 - x_4}{20} & 20 \leq x_4 < 40 \\ 0 & x_4 \geq 40 \end{cases} \quad (3.7a)$$

$$[0117] \quad \mu_4^{NREM1}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 20 \\ \frac{x_4 - 20}{20} & 20 \leq x_4 < 40 \\ \frac{60 - x_4}{20} & 40 \leq x_4 < 60 \\ 0 & x_4 \geq 60 \end{cases} \quad (3.7b)$$

$$[0118] \quad \mu_4^{NREM2}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 40 \\ \frac{x_4 - 40}{20} & 40 \leq x_4 < 60 \\ \frac{80 - x_4}{20} & 60 \leq x_4 < 80 \\ 0 & x_4 \geq 80 \end{cases} \quad (3.7c)$$

$$[0119] \quad \mu_4^{NREM3}(x_4) = \begin{cases} 0 & x_4 < 60 \\ \frac{x_4 - 60}{20} & 60 \leq x_4 < 80 \\ 1 & x_4 \geq 80 \end{cases} \quad (3.7d)$$

[0120] 其中, x_4 是计算所得的睡眠深度的值, $\mu_4^{REM}(x_4)$ 代表 x_4 对应的输出归属函数REM曲线值, $\mu_4^{NREM1}(x_4)$ 代表 x_4 对应的输出归属函数NREM 1曲线值, $\mu_4^{NREM2}(x_4)$ 代表根据 x_4 对应的输出归属函数NREM 2曲线值, μ_4^{NREM3} 代表 x_4 对应的输出归属函数NREM 3曲线值。

[0121] 利用公式3.8对图10进行重心法解模糊化,可最终计算获得输出的归属函数的各重心值 $g(k)$ 分别是:REM为15.6,NREM 1为40,NREM 2为60,NREM 3为84.4:

$$[0122] \quad g(k) = \frac{\int x \cdot u_4^k(x_4) dx}{\int u_4^k(x_4) dx} \quad (3.8)$$

[0123] 其中, $k \in \{R \text{香}M, NR \text{香}M1, N \text{香}R \text{香}M2, NR \text{香}M3\}$;

[0124] 根据公式(3.9)求解每一个睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$:

$$[0125] \quad \mu_5^k(y) = \max_{1 \leq l \leq 26} [\min(\mu_{1,l}^k(x_1), \mu_{2,l}^k(x_2), \mu_{3,l}^k(x_3))] \quad (3.9)$$

[0126] 其中, l 是输入 u_i ($i=1,2,3$) 条件满足对应模糊规则库中的规则编号。

[0127] 公式 (3.10) 对每个睡眠阶段进行加权平均计算, 给出一个睡眠深度 $f(z)$ 的值:

$$[0128] \quad f(z) = \frac{\sum u_5^k(y) \cdot g(k)}{\sum u_5^k(y)} \quad (3.10)$$

[0129] 其中, $k \in \{R香M, NR香M1, N香R香M2, NR香M3\}$;

[0130] 所述的模糊推理分析睡眠阶段的算法, 包括如下步骤:

[0131] 步骤1、输入心率 hr 、心率变化量 hrv 和翻身次数 bm ;

[0132] 步骤2、根据输入的心率、心率变化量和翻身次数, 利用相应的输入归属函数公式 (3.4)、(3.5) 和 (3.6) 计算归属度 u_i , $i=1,2,3$;

[0133] 步骤3、根据所有输入的模糊归属集合和归属度, 从模糊规则库中选取符合条件的规则, 得到模糊推理子表;

[0134] 步骤4、利用公式 (3.8) 计算输出归属函数的各睡眠阶段重心值 $g(k)$, 其中 $k \in \{R香M, NR香M1, N香R香M2, NR香M3\}$;

[0135] 步骤5、对模糊推理子表的各条规则中, 心率、心率变化量和翻身次数的归属度取最小值, 得到对应的规则权重; 对相同的睡眠深度, 取规则权重的最大值, 作为该睡眠阶段的输出权重, 即利用公式 (3.9) 计算出每个睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$, 其中 $k \in \{R香M, NR香M1, N香R香M2, NR香M3\}$;

[0136] 步骤6、利用公式 (3.10) 计算出 $f(z)$ 值;

[0137] 步骤7、根据 $f(z)$ 的值及图11, 查找到对应的睡眠阶段, 输出当前睡眠阶段的结果值 (REM, NREM 1, NREM 2, NREM 3);

[0138] 为了便于理解, 给出模糊推理分析睡眠阶段的一个说明实例:

[0139] **【实施例1】**

[0140] 1、输入量: 心率: $hr_{middle}+4$ 、心率变化量:33、翻身次数:3;

[0141] 2、根据输入归属函数公式 (3.4)、(3.5) 和 (3.6), 可以判定各输入量对应的模糊归属集合及对应的归属度:

[0142] 心率: $M(0.6)$, $H(0.4)$

[0143] 心率变化量: $MH(0.7)$, $H(0.3)$

[0144] 翻身次数: $M(0.5)$, $H(0.5)$

[0145] 可以发现, 根据输入归属函数, 对应当前的输入归属函数值, 共有图9中的2, 4, 5, 8, 11, 14规则可满足, 筛选出的满足规则的图12 (此时可先忽略规则权重和输出权重两列);

[0146] 3、根据公式 (3.4) 计算输出归属函数图10的各睡眠阶段重心值 $g(k)$, 得到 $g(REM) = 15.6$, $g(NREM 1) = 40$, $g(NREM 2) = 60$, $g(NREM 3) = 84.4$;

[0147] 4、利用公式 (3.9) 计算出每个睡眠阶段的输出权重 $\mu_5^k(y)$ 。一般先选取一行中最小的值作为规则权重, 如图12中的第一行 (规则编号2), 这一行中, 心率为 $H(0.4)$, 心率变化量为 $MH(0.7)$, 翻身次数为 $H(0.5)$, 将最小的值0.4作为这一行的规则权重记录下来, 其他行类似。在此基础上, 寻找同一睡眠阶段中规则权重最大的值作为这一睡眠阶段的输出权重, 以图12为例, 此时前四行 (即规则编号为2, 4, 5, 8) 的行都属于REM睡眠阶段, 且规则权重分别是0.4, 0.3, 0.3, 0.5, 显然, 0.5是最合适作为REM睡觉阶段的输出权重值 $\mu_5^k(y)$, 记录在图12

于本发明技术方案的范围内。

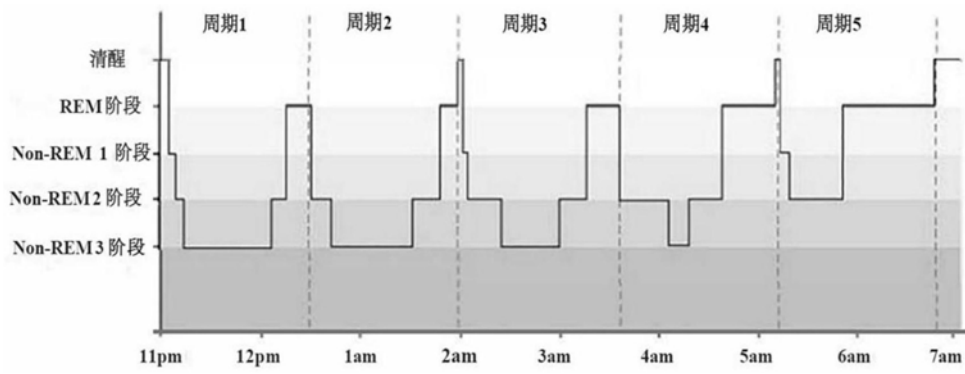


图1

	REM	NREM 1	NREM 2	NREM 3
别称	异相睡眠			1.慢波睡眠 2.深度睡眠
动眼	快速	慢	无	无
心率	不规律	快且规律	慢且规律	降到清醒时的 20-30%左右
翻身运动	50%	90%	30%	10%
呼吸率	不规律	规律	慢且规律	最慢
体温	高	低	低	低
占总睡眠时间	25%	5%	45%	25%

图2

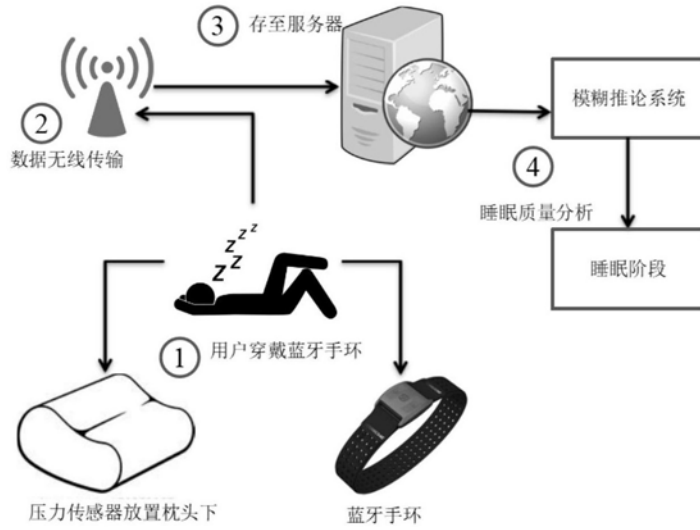


图3

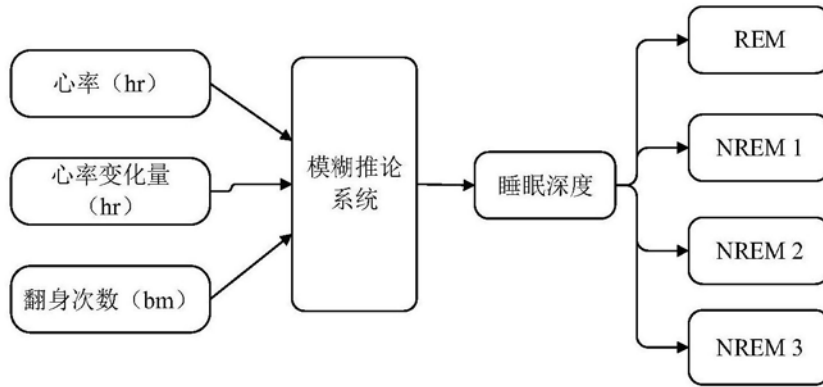


图4

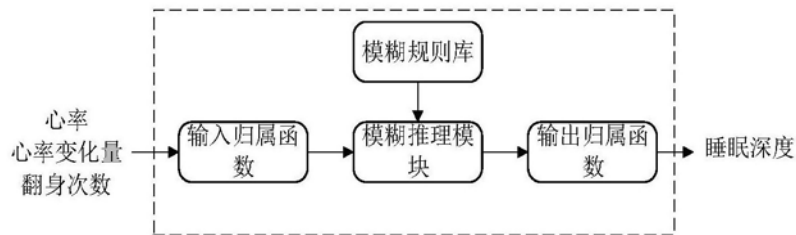


图5

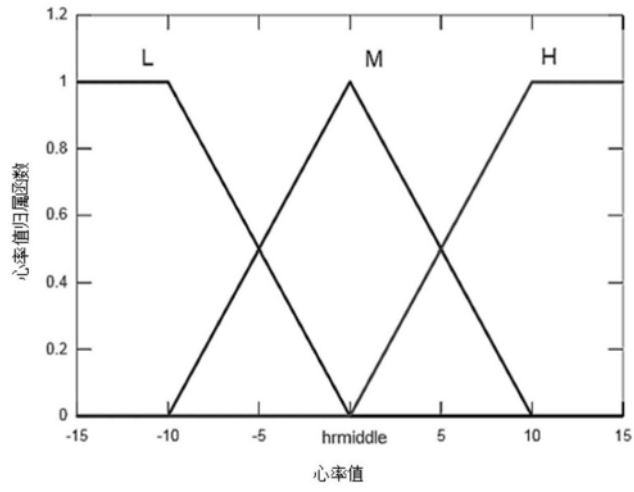


图6

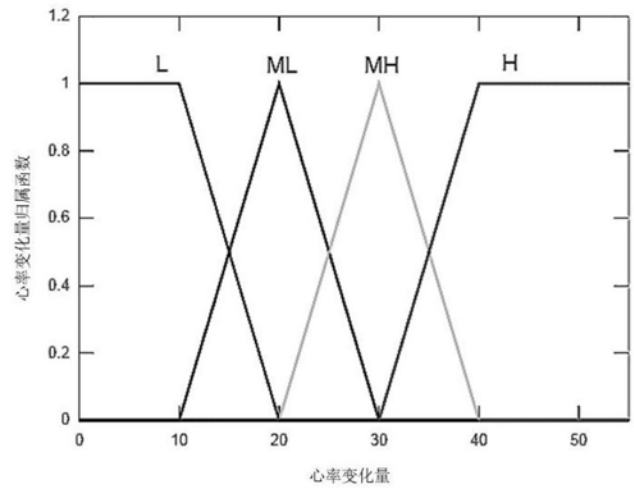


图7

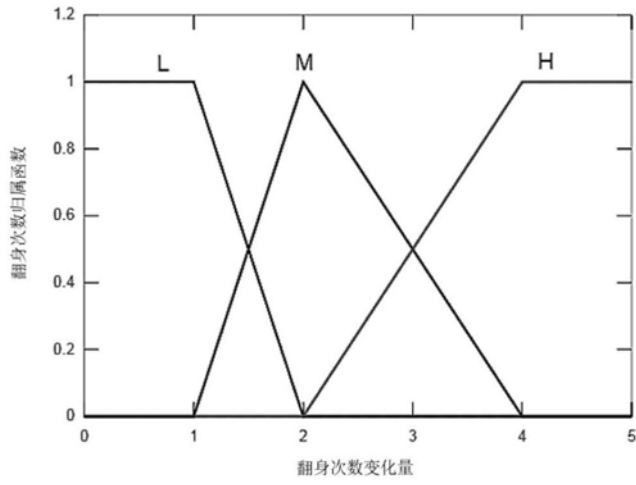


图8

编号	心率	心率变化量	翻身次数	睡眠阶段
1	H	H	L	REM
2	H	MH	H	REM
3	L	H	H	REM
4	H	H	H	REM
5	M	H	H	REM
6	M	MH	L	REM
7	M	H	L	REM
8	M	MH	H	REM
9	H	L	L	NREM 1
10	M	ML	L	NREM 1
11	M	MH	M	NREM 1
12	H	ML	H	NREM 1
13	L	MH	M	NREM 1
14	M	H	M	NREM 1
15	L	H	M	NREM 1
16	M	ML	H	NREM 1
17	H	L	L	NREM 1
18	H	MH	L	NREM 1
19	H	L	L	NREM 1
20	M	ML	M	NREM 2
21	H	ML	L	NREM 2
22	L	MH	L	NREM 2
23	L	H	L	NREM 2
24	M	L	L	NREM 2
25	L	ML	L	NREM 3
26	L	L	L	NREM 3

图9

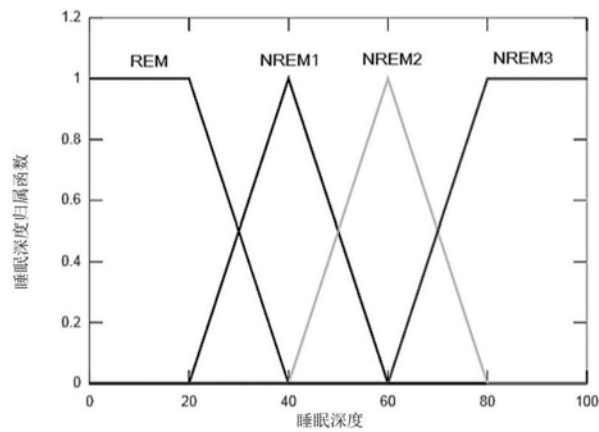


图10

睡眠深度 $f(z)$	0~30	30~50	50~70	70~100
睡眠阶段	REM	NREM 1	NREM 2	NREM 3

图11

规则编号	心率	心率变化量	翻身次数	规则权重	睡眠阶段	输出权重
2	H (0.4)	MH (0.7)	H (0.5)	0.4	REM	0.5
4	H (0.4)	H (0.3)	H (0.5)	0.3	REM	
5	M (0.6)	H (0.3)	H (0.5)	0.3	REM	
8	M (0.6)	MH (0.7)	H (0.5)	0.5	REM	
11	M (0.6)	MH (0.7)	M (0.5)	0.5	NREM 1	0.5
14	M (0.6)	H (0.3)	M (0.5)	0.3	NREM 1	

图12

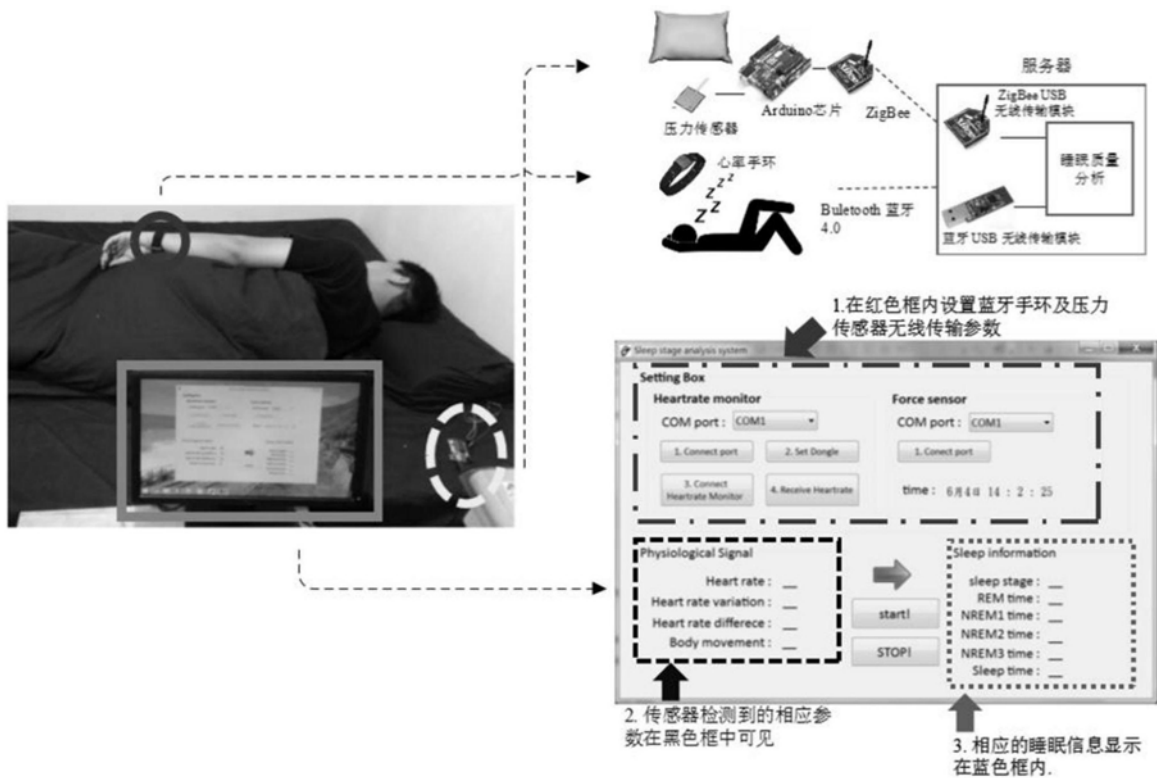


图13

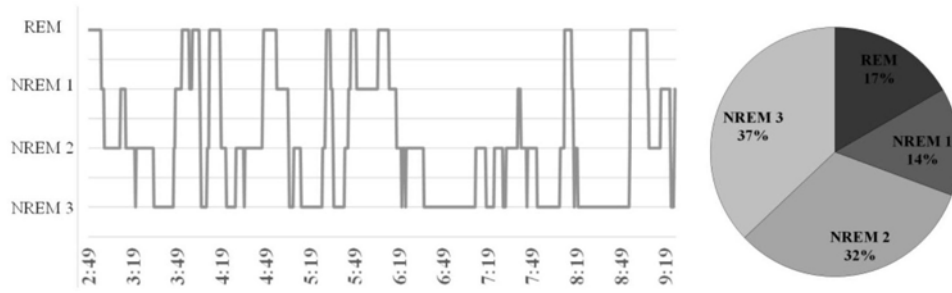


图14

专利名称(译)	基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统与方法		
公开(公告)号	CN109044275A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201810892177.5	申请日	2018-08-07
申请(专利权)人(译)	华侨大学		
当前申请(专利权)人(译)	华侨大学		
[标]发明人	叶剑虹 李俊贤 董名峰 罗继亮		
发明人	叶剑虹 李俊贤 董名峰 罗继亮		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/4815 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/11 A61B5/4812 A61B5/681 A61B5/72		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明基于模糊推论系统的非侵入感测睡眠质量分析系统与方法，通过枕头上的压力传感器和被测者手腕佩戴的心率感测手环以非侵入感测翻身次数和心率值，并将测量值以无线传输方式上传至睡眠监测装置，被测者不用黏贴电极片而造成睡眠不舒适，也免去PSG需专业的护理人员的人力问题，本发明利用简化过的生理讯号，减少了系统的运算量，且本发明利用REM及NREM在心率变化及翻身次数上的特性，通过模糊推论系统自动分析睡眠阶段，不需精确的数学模型，仅须利用睡眠阶段的特性设计规则库即可，减少设计时的复杂度。

