



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107874750 A

(43)申请公布日 2018.04.06

(21)申请号 201711212983.5

(22)申请日 2017.11.28

(71)申请人 华南理工大学

地址 511458 广东省广州市南沙区环市大道南路25号华工大广州产研院

(72)发明人 邢晓芬 陈光科 江士尧 林立韬  
陈东华

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司 44245

代理人 刘巧霞

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

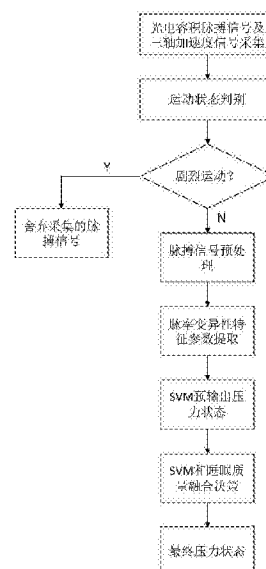
权利要求书4页 说明书13页 附图4页

## (54)发明名称

脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法及装置

## (57)摘要

本发明公开了一种脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法及装置,方法是首先采集人体光电容积脉搏信号和加速度信号,识别出当前运动状态。若识别结果为运动,则舍弃此段脉搏信号数据;若识别结果为平和状态,则首先对光电容积脉搏信号进行预处理。接着,对预处理后的脉搏信号进行特征参数提取,提取出可用于衡量人体心理压力的多维特征参数。然后,将提取的特征输入预先训练好的分类器中,输出压力状态指数。最后,结合最近的睡眠质量,辅助分类器得到最终的心理压力状态。本发明可降低压力监测的成本和复杂度,解决单一生理信号的特征参数表征能力不足的问题,同时可大大减小短程监测带来的误判概率,保证心理压力监测的准确性以及可行性。



1. 脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法,其特征在于,包括步骤:

步骤1:采集光电容积脉搏信号和同一时间段的加速度信号,利用加速度信号判别人体运动状态;

步骤2:若人体运动状态判别为剧烈运动状态,则舍弃此段光电容积脉搏信号,若判别为正常状态则对光电容积脉搏信号进行预处理;

步骤3:对预处理后的脉搏信号提取用于衡量人体压力状态的脉率变异性特征参数;

步骤4:将提取的特征参数输入离线训练好的和被测试者所属群体对应的分类器,预输出人体压力状态;

步骤5:结合和本次监测时间最接近的N次睡眠的平均睡眠质量,和分类器的预输出压力状态融合决策,输出最终的人体压力状态。

2. 根据权利要求1所述的心理压力监测方法,其特征在于,步骤1中,采集同一时间段的三轴加速度信号,利用三轴加速度信号判别人体运动状态,方法是:

设三轴加速度传感器的采样频率为 $f_s$ ,采样时间为 $T_s$ ,序列总长度为 $N = T_s \times f_s$ ;三轴加速度的合加速度的幅度序列为 $\{a_1, a_2, a_3, \dots, a_N\}$ ,其中 $a_i = \sqrt{a_{ix}^2 + a_{iy}^2 + a_{iz}^2}$ ,  $i = 1, 2, \dots, N$ ,其中 $a_{ix}, a_{iy}, a_{iz}$ 分别表示第 $i$ 个采样点 $x, y, z$ 方向上的分加速度;滑动时间窗口的前窗和后窗的时间长度均为 $T_1$ ,序列长度为 $N_1 = T_1 \times f_s$ ,中窗时间长度为 $T_2$ ,序列长度为 $N_2 = T_2 \times f_s$ ;  $a_g$ 表示重力加速度;

(1-1) 计算 $a_{fi} = \frac{1}{N_2} \sum_{j=i-N_1-N_2}^{i-N_1} (a_j - a_g)$ ,其中 $i = 2 \times N_1 + N_2, 2 \times N_1 + N_2 + 1, \dots, N$ ;

(1-2) 若 $\forall i \in (2 \times N_1 + N_2, N)$ ,有 $a_{fi} > a_{fThresholdValue}$ ,则判定运动状态为剧烈运动状态,否则判定为正常状态,这里 $a_{fThresholdValue}$ 是用于阈值判断的阈值。

3. 根据权利要求1所述的心理压力监测方法,其特征在于,步骤2中,对光电容积脉搏信号进行预处理的步骤是:

设光电容积传感器的采样频率为 $F_s$ ,采样时间为 $T_s$ ,脉搏信号序列总长度为 $N' = T_s \times F_s$ ;脉搏序列表示为 $x = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_{N'}\}$ ;带通滤波的上限截止频率为 $f_{pL}$ ,下限截止频率为 $f_{pH}$ ;

(2-1) 对脉搏信号序列进行快速傅里叶变换,得到傅里叶系数的实部序列 $re = \{re_1, re_2, \dots, re_{N'}\}$ 和虚部序列 $lm = \{lm_1, lm_2, \dots, lm_{N'}\}$ ;

(2-2) 计算要保留的频率分量的下标范围:

$$iposL = \frac{f_{pL} \times N'}{f_s} + 1$$

$$iposH = \frac{f_{pH} \times N'}{f_s} + 1$$

由于频谱中心对称,下标范围为 $(iposL + \frac{N'}{2}, iposH + \frac{N'}{2})$ 的频率分量同样保留;

(2-3) 将通带范围以外的频率置零:

$$re_k = 0, lm_k = 0, \forall k \in (1, iposL) \cup (iposH, iposL + \frac{N'}{2}) \cup (iposH + \frac{N'}{2}, N');$$

(2-4) 进行逆傅里叶变换得到带通滤波后的脉搏信号  $y = \{y_1, y_2, y_3, \dots, y_{N'}\}$ 。

4. 根据权利要求1所述的心理压力监测方法, 其特征在于, 步骤3中, 对预处理后的脉搏信号提取脉率变异性特征参数, 步骤是:

(3-1) 提取光电容积脉搏序列在时域上的统计特性参数;

(3-2) 脉搏信号波峰定位, 即寻找光电容积脉搏波的波峰P波位置;

(3-3) 获取PP间期, 根据波峰位置, 结合采样频率获取PP间期序列;

(3-4) 采用三次样条插值对PP间期进行重采样, 以获得均匀采样序列;

(3-5) 提取PP间期在时域上的统计特性参数;

(3-6) PP间期频谱分析, 获取重采样后的PP间期信号的功率频谱图, 计算得到PP间期的频域特征参数;

(3-7) 绘制PP间期的Poincare散点图, 提取PP间期的非线性特征。

5. 根据权利要求4所述的心理压力监测方法, 其特征在于, 步骤(3-1)中所述的统计特性参数包括: 每个时间窗内信号幅度的均值、方差、最大值、最小值、最值之差、一阶差分、二阶差分的统计平均值;

步骤(3-2)中, 采用极大值法和阈值法结合的方法进行脉搏信号波峰定位, 步骤是:

设脉搏信号波峰位置序列为  $\text{index} = \{p_1, p_2, \dots, p_l\}$ , 其中  $l$  是当前已定位的波峰数目; ThresholdValue是根据人体相两次心跳间隔的正常范围而设置的阈值;

对  $y_i, i = 2, 3, 4, \dots, N'-1$ , 若  $y_i > y_{i-1}$  且  $y_i > y_{i+1}$  且  $(i - p_l) \times \frac{1}{F_s} > \text{ThresholdValue}$ ,

则将  $i$  添加到波峰位置序列中;

步骤(3-4)中, 采用三次样条插值对PP间期进行重采样, 步骤是:

PP间期序列为  $\text{Period} = \{\text{Period}_1, \text{Period}_2, \dots, \text{Period}_m\}$ , 其中  $m$  是PP间期序列长度,

$\text{Period}_i = (p_i - p_{i-1}) \times \frac{1}{F_s}$ ;

以第  $i+1$  个波峰的采样时间作为第  $i$  个PP间期的采样时间, 可得PP间期序列的采样时间为  $T = \{t_1, t_2, \dots, t_m\}$ , 其中  $t_i = p_{i+1} \times \frac{1}{F_s}, i = 1, 2, \dots, m$ ;

$T$  和  $\text{Period}$  输入到三次样条插值函数中, 利用追赶法求得各段的插值系数  $a_{3i}, a_{1i}, b_{3i}, b_{1i}, i = 1, 2, \dots, m-1$ ;

设插值后的PP间期序列为  $\text{Period}' = \{\text{Period}'_1, \text{Period}'_2, \dots, \text{Period}'_{m-1}\}$ , 其中  $\text{Period}'_i = \{\text{Period}'_{i1}, \text{Period}'_{i2}, \dots, \text{Period}'_{ik}\}, i = 1, 2, \dots, m-1$  表示第  $i$  段重采样后的PP间期序列, 其序列长度为  $k$ ;

设各段的重采样采样间距为  $\text{step}$ , 则

$$\begin{aligned} \text{Period}'_{ij} &= a_{3i} \times (t_{i+1} - (t_i + j \times \text{step}))^3 + a_{1i} \times (t_{i+1} - (t_i + j \times \text{step})) + b_{3i} \\ &\times ((t_i + j \times \text{step}) - t_i)^3 + b_{1i} \times ((t_i + j \times \text{step}) - t_i) \\ i &= 1, 2, \dots, m-1, j = 1, 2, \dots, k \end{aligned}$$

经过插值后, 非均匀采样的PP间期被重采样为均匀序列, 采样频率为  $\frac{1}{\text{step}}$ ;

步骤(3-5)中, 提取PP间期在时域上的统计特性参数, 包括: PP间期标准差SDNN、相邻PP间期之差的均方根RMSSD、相邻PP间期之差的标准差SDSD、相邻PP间期之差大于50ms的数目

NN50、NN50的值占总PP间期数的百分比PNN50。

6. 根据权利要求4所述的心理压力监测方法,其特征在于,在进行步骤(3-6)PP间期频谱分析前,先通过快速傅里叶变换检查PP间期的频谱分辨率是否大于预设值,若不大于,则采用序列末端补零的方法提高PP间期序列的频谱分辨率。

7. 根据权利要求4或6所述的心理压力监测方法,其特征在于,步骤(3-6)中,PP间期的频域特征参数,包括:PP间期的低频成分功率LP、高频成分功率HP、低频功率和高频功率比值ratios;特征参数的频率范围说明如下: $f_1=0.003\text{HZ}$ ,  $f_2=0.04\text{HZ}$ ,  $f_3=0.15\text{HZ}$ ,  $f_4=0.4\text{HZ}$ ,  $f_5=0.5\text{HZ}$ ;人体PP间期频率成分范围是 $f_1\sim f_5$ ;低频成分的频率范围为 $f_2\sim f_3$ ;高频成分的频率范围为 $f_3\sim f_4$ ;

步骤(3-7)中,PP间期的非线性特征包括:基于Poincare散点图的向量角度指数VAI和向量长度指数VLI,PP间期的Poincare散点图的作法是在直角坐标系中,以 $PP_i$ 为横坐标, $PP_{i+1}$ 作为纵坐标作出 $n-1$ 个散点, $i=1,2,\dots,n-1$ ;

$$VAI = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} \theta_i}{n-1}, \text{ 其中 } \theta_i = \tan^{-1} \frac{PP_{i+1}}{PP_i}, \quad VLI = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n-2} (L_i - \bar{L})^2}{n-2}}, \text{ 其中}$$

$$L_i = \sqrt{(PP_{i+2} - PP_{i+1})^2 + (PP_{i+1} - PP_i)^2}, \quad \bar{L} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=1}^{n-2} L_i.$$

8. 根据权利要求1所述的心理压力监测方法,其特征在于,步骤4分类器,在训练阶段时,设计压力激发实验采集实验对象的生理信号,所得训练数据涵盖人体在正常状态下和不同压力状态下的数据;实验过程中,通过控制前后数字出现的时间间隔来激发不同的压力状态,且压力激发实验的实验对象涵盖不同年龄段的群体;进而利用不同年龄段群体的脉搏信号,提取特征参数用于训练该群体定制化的分类器。

9. 根据权利要求1所述的心理压力监测方法,其特征在于,步骤5中,睡眠质量的量化指标为深度睡眠时间占总睡眠时间的比重,睡眠质量监测采用基于加速度信号和腕活动量的睡眠质量监测法,输出睡眠质量值,步骤是:

单位时间记为 $T$ ;第 $i$ 个单位时间内的三轴合加速度信号的幅度、腕活动量、醒睡状态值分别记为 $a_i$ 、 $A_i$ 、 $D_i$ ;醒状态、浅度睡眠、深度睡眠的单位时间计数值分别记为 $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$ ;  $D_{\min}$ 、 $D_{\max}$ 分别是醒睡状态值的下限和上限阈值;

使用比例积分由加速度信号得到腕活动量:

$$A_i = \int_{(i-1) \times T}^{i \times T} a_i dt$$

计算醒睡状态值:

$$D_i = \sum_{j=-N5}^{N6} P_{i+j} A_{i+j}$$

其中 $N5$ 、 $N6$ 和关联第 $i$ 个单位时间的醒睡状态值的腕活动量范围有关, $P_{i+j}$ 控制 $A_{i+j}$ 对醒睡状态值判定的贡献程度;

若第 $i$ 个单位时间内的醒睡状态值 $D_i$ 小于设定的下限阈值 $D_{\min}$ ,则判定第 $i$ 个单位时间内处于深度睡眠状态,深度睡眠状态计数值 $c_3$ 加一;若 $D_i$ 介于下限阈值 $D_{\min}$ 和上限阈值 $D_{\max}$ 之

间,则判定处于浅度睡眠状态,浅度睡眠状态计数值 $c_2$ 加一;若 $D_i$ 大于设定的上限阈值 $D_{\max}$ ,则判定处于醒状态,醒状态计数值 $c_1$ 加一;

计算睡眠质量的指标 $\frac{c_3}{c_2+c_3}$ ;

步骤5中,融合决策的步骤是:设定分类器的四个类别分别是正常状态、低压状态、中压状态、高压状态,分别用 $s_1, s_2, s_3, s_4$ 表示, $a_1, a_2, a_3, a_4$ 分别是分类器输出的四种状态的后验概率;最近三次的平均睡眠质量为 $Q$ ,设定睡眠质量的下限阈值为 $Q_{\min}$ ,上限阈值为 $Q_{\max}$ ;

输入:分类器的输出 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 和最近三次睡眠质量平均值 $Q$ ;

Output:融合决策后的压力状态 $s_1$ 或 $s_2$ 或 $s_3$ 或 $s_4$ ;

(5-1) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_1$ ,则融合决策后的压力状态判断如下:

$$\text{Output} = \begin{cases} s_3, & Q < Q_{\min} \\ s_2, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_1, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

(5-2) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_2$ ,则融合决策后的压力状态判断如下:

$$\text{Output} = \begin{cases} s_3, & Q < Q_{\min} \\ s_3, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_2, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

(5-3) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_3$ ,则融合决策后的压力状态判断如下:

$$\text{Output} = \begin{cases} s_4, & Q < Q_{\min} \\ s_3, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_3, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

(5-4) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_4$ ,则融合决策后的压力状态判断如下:

$$\text{Output} = \begin{cases} s_4, & Q < Q_{\min} \\ s_4, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_3, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

10. 一种用于实现权利要求1-9任一项所述心理压力监测方法的心理压力监测装置。

## 脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于心理健康应用技术领域,具体涉及一种脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法及装置。

### 背景技术

[0002] 心理学家指出,一般人口中有15%-20%的人有情绪障碍、心理困扰。事实上,在现实生活中经常会看到,许多病人的发病都与情绪激动、压力过度有关。因此在人们的学习生活中,及时正确认知自己的压力状态是十分重要的。

[0003] 对于认知自身心理压力,传统的采用心理学相关量表来评估压力的方法,一般还需专业测试人员配合和被测试者的正确认知,才能准确评估,实际操作不方便,评估的主观性较强。客观上,人的心理压力也反映在人的生理信号里,一些基于脑电、心电、皮肤电等生理参数检测手段也可以客观反映人的心理压力,但目前的基于生理信号的心理压力监测技术还存在以下问题:(1)要么采用多种专用设备获取多种生理信号,导致设备昂贵、检测手段复杂,较难普及,要么只采集脑电、心电、皮肤电等信号中的一种,虽然检测手段得到简化,但同时带来了特征参数表征人体压力状态的能力不足,识别准确率较低的问题。(2)对人体生理信号的监测往往是短暂性的,持续时间为几分钟甚至更短,容易造成误判。

[0004] 客观上,人的睡眠质量和心理压力是存在紧密联系的,在严由伟、刘明艳等发表的论文《压力源及其与睡眠质量的现象学关系研究述评》中,在作为影响人类健康的两大突出因素——压力与睡眠质量及其关系,越来越受到心理学、医学有关领域的关注这一背景下,对不同压力源、不同的压力属性对睡眠质量的影响做了一次综合性阐述,揭示了人体心理压力和睡眠质量之间的关系——压力影响睡眠质量,睡眠质量反映心理压力。鉴于此,使用睡眠质量监测人体心理压力是合理的、可行的。

[0005] 现有技术中,在2014年2月19日公布的申请公布号为CN103584872A的专利中,申请人同时采集心电信号、肌电信号、脉搏信号、脑电信号,融合了多种生理参数,但存在以下缺陷:(1)采用多种专用设备(三个用于采集心电信号的贴片电极、三个用于采集肌电信号的贴片电极、三个用于采集脑电信号的电极片、一个用于采集脉搏信号的传感器)获取多种生理信号,导致设备昂贵、检测手段复杂,较难普及;(2)对人体生理信号的监测是短暂性的,持续时间约为1min,容易造成误判。

[0006] 现有技术中,刘振在其论文《基于心率变异性的心理压力识别研究》中,使用心电信号采集装置采集实验对象的心电信号,进而从心电信号中提取特征参数,该技术相比前面提及的技术,的确简化了检测手段,但也存在以下缺陷:(1)由于只使用了心电信号这一种生理信号,特征参数表征人体压力状态的能力不足,识别准确率较低;(2)对人体生理信号的监测是短暂性的,持续时间约为2min,容易造成误判。

### 发明内容

[0007] 本发明的一个目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种脉率变异性和睡眠

质量融合的心理压力监测方法,该方法简单易行,成本较低,可行性强,且将脉率变异性和睡眠质量融合,共同决策人体压力状态,解决了使用单一生理信号的不足之处,可以大大减小误判的概率。

[0008] 本发明的另一个目的在于提供一种用于实现上述心理压力监测方法的心理压力监测装置。

[0009] 本发明的目的通过以下的技术方案实现:脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法,包括步骤:

[0010] 步骤1:采集光电容积脉搏信号和同一时间段的加速度信号,利用加速度信号判别人体运动状态;

[0011] 步骤2:若人体运动状态判别为剧烈运动状态,则舍弃此段光电容积脉搏信号,若判别为正常状态则对光电容积脉搏信号进行预处理;

[0012] 步骤3:对预处理后的脉搏信号提取用于衡量人体压力状态的脉率变异性特征参数;

[0013] 步骤4:将提取的特征参数输入离线训练好的和被测试者所属群体对应的分类器,预输出人体压力状态;

[0014] 步骤5:结合和本次监测时间最接近的N次睡眠的平均睡眠质量,和分类器的预输出压力状态融合决策,输出最终的人体压力状态。

[0015] 优选的,步骤1中,采集同一时间段的三轴加速度信号,利用三轴加速度信号判别人体运动状态,方法是:

[0016] 设三轴加速度传感器的采样频率为 $f_s$ ,采样时间为 $T_s$ ,序列总长度为 $N = T_s \times f_s$ ;三轴加速度的合加速度的幅度序列为 $\{a_1, a_2, a_3, \dots, a_N\}$ ,其中

$$a_i = \sqrt{a_{ix}^2 + a_{iy}^2 + a_{iz}^2}, i = 1, 2, \dots, N,$$

其中 $a_{ix}, a_{iy}, a_{iz}$ 分别表示第 $i$ 个采样点 $x, y, z$ 方向上的分加速度;滑动时间窗口的前窗和后窗的时间长度均为 $T_1$ ,序列长度为 $N_1 = T_1 \times f_s$ ,中窗时间长度为 $T_2$ ,序列长度为 $N_2 = T_2 \times f_s$ ;  $a_g$ 表示重力加速度;

[0017] (1-1) 计算 $a_{fi} = \frac{1}{N_2} \sum_{j=i-N_1-N_2}^{i-N_1} (a_j - a_g)$ ,其中 $i = 2 \times N_1 + N_2, 2 \times N_1 + N_2 + 1, \dots, N$ ;

[0018] (1-2) 若 $\forall i \in (2 \times N_1 + N_2, N)$ ,有 $a_{fi} > a_{fThresholdValue}$ ,则判定运动状态为剧烈运动状态,否则判定为正常状态,这里 $a_{fThresholdValue}$ 是用于阈值判断的阈值。

[0019] 优选的,从时间复杂度低出发,本发明步骤2中,对光电容积脉搏信号进行预处理的步骤是:

[0020] 设光电容积传感器的采样频率为 $F_s$ ,采样时间为 $T_s$ ,脉搏信号序列总长度为 $N' = T_s \times F_s$ ;脉搏序列表示为 $x = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_{N'}\}$ ;带通滤波的上限截止频率为 $f_{pL}$ ,下限截止频率为 $f_{pH}$ ;

[0021] (2-1) 对脉搏信号序列进行快速傅里叶变换,得到傅里叶系数的实部序列 $re = \{re_1, re_2, \dots, re_{N'}\}$ 和虚部序列 $lm = \{lm_1, lm_2, \dots, lm_{N'}\}$ ;

[0022] (2-2) 计算要保留的频率分量的下标范围:

$$[0023] \quad iposL = \frac{f_{pL} \times N'}{f_s} + 1$$

$$[0024] \quad \text{iposH} = \frac{\text{fpH} \times N'}{f_s} + 1$$

[0025] 由于频谱中心对称,下标范围为 $(\text{iposL} + \frac{N'}{2}, \text{iposH} + \frac{N'}{2})$ 的频率分量同样保留;

[0026] (2-3) 将通带范围以外的频率置零:

$$[0027] \quad \text{re}_k = 0, \text{lm}_k = 0, \forall k \in (1, \text{iposL}) \cup (\text{iposH}, \text{iposL} + \frac{N'}{2}) \cup (\text{iposH} + \frac{N'}{2}, N');$$

[0028] (2-4) 进行逆傅里叶变换得到带通滤波后的脉搏信号 $y = \{y_1, y_2, y_3, \dots, y_{N'}\}$ 。

[0029] 优选的,步骤3中,对预处理后的脉搏信号提取脉率变异性特征参数,步骤是:

[0030] (3-1) 提取光电容积脉搏序列在时域上的统计特性参数;

[0031] (3-2) 脉搏信号波峰定位,即寻找光电容积脉搏波的波峰P波位置;

[0032] (3-3) 获取PP间期,根据波峰位置,结合采样频率获取PP间期序列;

[0033] (3-4) 采用三次样条插值对PP间期进行重采样,以获得均匀采样序列;

[0034] (3-5) 提取PP间期在时域上的统计特性参数;

[0035] (3-6) PP间期频谱分析,获取重采样后的PP间期信号的功率频谱图,计算得到PP间期的频域特征参数;

[0036] (3-7) 绘制PP间期的Poincare散点图,提取PP间期的非线性特征。

[0037] 更进一步的,步骤(3-1)中所述的统计特性参数包括:每个时间窗内信号幅度的均值、方差、最大值、最小值、最值之差、一阶差分、二阶差分的统计平均值。

[0038] 更进一步的,步骤(3-2)中,采用极大值法和阈值法结合的方法进行脉搏信号波峰定位,步骤是:

[0039] 设脉搏信号波峰位置序列为 $\text{index} = \{p_1, p_2, \dots, p_l\}$ ,其中 $l$ 是当前已定位的波峰数目;ThresholdValue是根据人体相两次心跳间隔的正常范围而设置的阈值;

[0040] 对 $y_i, i = 2, 3, 4, \dots, N' - 1$ ,若 $y_i > y_{i-1}$ 且 $y_i > y_{i+1}$ 且 $(i - p_l) \times \frac{1}{f_s} >$

ThresholdValue,则将 $i$ 添加到波峰位置序列中。

[0041] 更进一步的,步骤(3-4)中,采用三次样条插值对PP间期进行重采样,步骤是:

[0042] PP间期序列为 $\text{Period} = \{\text{Period}_1, \text{Period}_2, \dots, \text{Period}_m\}$ ,其中 $m$ 是PP间期序列长

度, $\text{Period}_i = (p_i - p_{i-1}) \times \frac{1}{f_s}$ ;

[0043] 以第 $i+1$ 个波峰的采样时间作为第 $i$ 个PP间期的采样时间,可得PP间期序列的采样时间为 $T = \{t_1, t_2, \dots, t_m\}$ ,其中 $t_i = p_{i+1} \times \frac{1}{f_s}, i = 1, 2, \dots, m$ ;

[0044]  $T$ 和 $\text{Period}$ 输入到三次样条插值函数中,利用追赶法可以求得各段的插值系数 $a_{3i}, a_{1i}, b_{3i}, b_{1i}, i = 1, 2, \dots, m-1$ ;

[0045] 设插值后的PP间期序列为 $\text{Period}' = \{\text{Period}'_1, \text{Period}'_2, \dots, \text{Period}'_{m-1}\}$ ,其中 $\text{Period}'_i = \{\text{Period}'_{i1}, \text{Period}'_{i2}, \dots, \text{Period}'_{ik}\}, i = 1, 2, \dots, m-1$ 表示第 $i$ 段重采样后的PP间期序列,其序列长度为 $k$ ;

[0046] 设各段的重采样采样间距为step,则

[0047]  $\text{Period}'_{ij} = a3_i \times (t_{i+1} - (t_i + j \times \text{step}))^3 + a1_i \times (t_{i+1} - (t_i + j \times \text{step})) + b3_i$

[0048]  $\times ((t_i + j \times \text{step}) - t_i)^3 + b1_i \times ((t_i + j \times \text{step}) - t_i)$

[0049]  $i = 1, 2, \dots, m-1, j = 1, 2, \dots, k$

[0050] 经过插值后,非均匀采样的PP间期被重采样为均匀序列,采样频率为 $\frac{1}{\text{step}}$ 。

[0051] 更进一步的,步骤(3-5)中,提取PP间期在时域上的统计特性参数,包括:PP间期标准差SDNN、相邻PP间期之差的均方根RMSSD、相邻PP间期之差的标准差SDSD、相邻PP间期之差大于50ms的数目NN50、NN50的值占总PP间期数的百分比PNN50。

[0052] 更进一步的,在进行步骤(3-6)PP间期频谱分析前,先通过快速傅里叶变换检查PP间期的频谱分辨率是否大于预设值,若不大于,则采用序列末端补零的方法提高PP间期序列的频谱分辨率。使用该方法能减低对采样频率的要求,同时避免因PP间期序列长度过短而造成PP间期的低频成分被覆盖。

[0053] 更进一步的,步骤(3-6)中,PP间期的频域特征参数,包括:PP间期的低频成分功率LP、高频成分功率HP、低频功率和高频功率比值ratios;特征参数的频率范围说明如下: $f1 = 0.003\text{Hz}$ ,  $f2 = 0.04\text{Hz}$ ,  $f3 = 0.15\text{Hz}$ ,  $f4 = 0.4\text{Hz}$ ,  $f5 = 0.5\text{Hz}$ ;人体PP间期频率成分范围是 $f1 \sim f5$ ;低频成分的频率范围为 $f2 \sim f3$ ;高频成分的频率范围为 $f3 \sim f4$ 。

[0054] 更进一步的,步骤(3-7)中,PP间期的非线性特征包括:基于Poincare散点图的向量角度指数VAI和向量长度指数VLI,PP间期的Poincare散点图的作法是在直角坐标系中,以 $PP_i$ 为横坐标, $PP_{i+1}$ 作为纵坐标作出 $n-1$ 个散点, $i = 1, 2, \dots, n-1$ ;

[0055]  $\text{VAI} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} \theta_i}{n-1}$ , 其中  $\theta_i = \tan^{-1} \frac{PP_{i+1}}{PP_i}$ ,  $\text{VLI} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n-2} (L_i - \bar{L})^2}{n-2}}$ , 其中

$$L_i = \sqrt{(PP_{i+2} - PP_{i+1})^2 + (PP_{i+1} - PP_i)^2}, \quad \bar{L} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=1}^{n-2} L_i。$$

[0056] 优选的,步骤4分类器,在训练阶段时,设计压力激发实验采集实验对象的生理信号,所得训练数据涵盖人体在正常状态下和不同压力状态下的数据:实验过程中,通过控制前后数字出现的时间间隔来激发不同的压力状态,且压力激发实验的实验对象涵盖不同年龄段的群体;进而利用不同年龄段群体的脉搏信号,提取特征参数用于训练该群体定制化的分类器。

[0057] 优选的,步骤5中,睡眠质量的量化指标为深度睡眠时间占总睡眠时间的比重,睡眠质量监测采用基于加速度信号和腕活动量的睡眠质量监测法,输出睡眠质量值,步骤是:

[0058] 单位时间记为 $T$ ;第 $i$ 个单位时间内的三轴合加速度信号的幅度、腕活动量、醒睡状态值分别记为 $a_i$ 、 $A_i$ 、 $D_i$ ;醒状态、浅度睡眠、深度睡眠的单位时间计数值分别记为 $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$ ;  $D_{\min}$ 、 $D_{\max}$ 分别是醒睡状态值的下限和上限阈值;

[0059] 使用比例积分由加速度信号得到腕活动量:

$$[0060] \quad A_i = \int_{(i-1) \times T}^{i \times T} a_i dt$$

[0061] 计算醒睡状态值:

$$[0062] \quad D_i = \sum_{j=-N5}^{N6} P_{i+j} A_{i+j}$$

[0063] 其中N5、N6和关联第i个单位时间的醒睡状态值的腕活动量范围有关， $P_{i+j}$ 控制 $A_{i+j}$ 对醒睡状态值判定的贡献程度；

[0064] 若第i个单位时间内的醒睡状态值 $D_i$ 小于设定的下限阈值 $D_{\min}$ ，则判定第i个单位时间内处于深度睡眠状态，深度睡眠状态计数值 $c_3$ 加一；若 $D_i$ 介于下限阈值 $D_{\min}$ 和上限阈值 $D_{\max}$ 之间，则判定处于浅度睡眠状态，浅度睡眠状态计数值 $c_2$ 加一；若 $D_i$ 大于设定的上限阈值 $D_{\max}$ ，则判定处于醒状态，醒状态计数值 $c_1$ 加一；

[0065] 计算睡眠质量的指标 $\frac{c_3}{c_2+c_3}$ 。

[0066] 优选的，步骤5中，融合决策的步骤是：设定分类器的四个类别分别是正常状态、低压状态、中压状态、高压状态，分别用 $s_1, s_2, s_3, s_4$ 表示， $a_1, a_2, a_3, a_4$ 分别是分类器输出的四种状态的后验概率；最近三次的平均睡眠质量为 $Q$ ，设定睡眠质量的下限阈值为 $Q_{\min}$ ，上限阈值为 $Q_{\max}$ ；

[0067] 输入：分类器的输出 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 和最近三次睡眠质量平均值 $Q$ ；

[0068] Output：融合决策后的压力状态 $s_1$ 或 $s_2$ 或 $s_3$ 或 $s_4$ ；

[0069] (5-1) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_1$ ，则融合决策后的压力状态判断如下：

$$[0070] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_3, & Q < Q_{\min} \\ s_2, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_1, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0071] (5-2) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_2$ ，则融合决策后的压力状态判断如下：

$$[0072] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_3, & Q < Q_{\min} \\ s_3, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_2, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0073] (5-3) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_3$ ，则融合决策后的压力状态判断如下：

$$[0074] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_4, & Q < Q_{\min} \\ s_3, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_3, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0075] (5-4) 若 $a_1, a_2, a_3, a_4$ 中最大值为 $a_4$ ，则融合决策后的压力状态判断如下：

$$[0076] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_4, & Q < Q_{\min} \\ s_4, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_3, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0077] 本发明与现有技术相比，具有如下优点和有益效果：

[0078] 1、本发明采用新兴的可穿戴设备代替复杂高昂的专用设备，使用光电容积描记技

术采集人体的脉搏信号,对脉搏信号进行处理后提取多维能有效衡量人体压力状态的脉率变异性特征参数,再结合模式识别的方法对人体实时压力状态进行判断,该方法监测手段简单易行,成本较低,可行性强。

[0079] 2、由于人体的心理压力状态和睡眠质量的好坏紧密相关,本发明将脉率变异性和睡眠质量融合,共同决策人体压力状态,脉率变异性和睡眠质量融合不仅能更好地表征人体压力状态,解决使用单一生理信号的不足之处,同时由于睡眠质量的监测为长时过程,因此将睡眠质量用于心理压力监测,可以大大减小误判的概率。

[0080] 3、本发明对脉搏信号同时进行脉搏序列时域分析、PP间期时域分析、PP间期频域分析、PP间期非线性分析,得到多维表征人体压力状态的特征参数,提高了系统识别率。

[0081] 4、本发明引入运动干扰排除机制,避免剧烈运动对特征参数的影响而造成误判。

## 附图说明

[0082] 图1是本实施例方法的流程图;

[0083] 图2是本实施例方法中脉率变异性特征参数提取的流程图;

[0084] 图3是本实施例方法中睡眠质量监测方法的流程图;

[0085] 图4是本实施例方法中脉率变异性特征参数和睡眠质量融合决策的原理图。

## 具体实施方式

[0086] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0087] 参见图1-4,本实施例提供一种具体的脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法,步骤详述如下。

[0088] 步骤1:采集光电容积脉搏信号和同一时间段的三轴加速度信号,利用三轴加速度信号判别人体运动状态。

[0089] 数据采集:光电容积脉搏信号的采集使用智能手表上的光电传感器,其采样频率为 $F_s=25\text{HZ}$ ,采样时间为 $T_s=1\text{min}$ ,序列长度为 $N'=F_s \times T_s \times 60=1500$ ;三轴加速度信号的采集使用智能手表上的加速度传感器,其采样频率为 $f_s=10\text{HZ}$ ,采样时间同样为 $T_s=1\text{min}$ ,序列长度为 $N=f_s \times T_s \times 60=600$ 。

[0090] 人体运动状态判别:采用滑动时间窗口和阈值法,该方法如下:

[0091] 设三轴加速度的合加速度的幅度序列为 $\{a_1, a_2, a_3, \dots, a_N\}$ ,其中 $a_i = \sqrt{a_{ix}^2 + a_{iy}^2 + a_{iz}^2}$ ,  $i = 1, 2, \dots, N$ ,其中 $a_{ix}, a_{iy}, a_{iz}$ 分别表示第 $i$ 个采样点 $x, y, z$ 方向上的分加速度。

[0092] 滑动时间窗由前窗、中窗、后窗组成,中窗时间长度为 $T_2=2\text{s}$ ,序列长度为 $N_2=T_2 \times f_s=20$ ,前窗和后窗的时间长度均为 $T_1=3\text{s}$ ,序列长度为 $N_1=T_1 \times f_s=30$ ;  $a_g$ 表示重力加速度,取 $a_g=9.8$ 。

[0093] 计算 $a_{fi} = \frac{1}{N_2} \sum_{j=i-N_1-N_2}^{i-N_1} (a_j - a_g)$ ,其中 $i=2 \times N_1+N_2, 2 \times N_1+N_2+1, \dots, N$

[0094] 若 $\forall i \in (2 \times N_1 + N_2, N)$ ,有 $a_{fi} > a_{f\text{ThresholdValue}}$ ,则判定运动状态为剧烈运动

状态,否则判定为正常状态,这里 $\alpha fThresholdValue$ 是用于阈值判断的的阈值,经实验确定,本实施例取 $\alpha fThresholdValue=1.2$ 。

[0095] 在训练阶段采集样本数据时,设计压力激发实验采集实验对象的生理信号,步骤是:采用心算任务实验,实验对象被要求口算出屏幕上每隔一定时间出现的数字之和;压力激发实验过程中采用多人竞赛形式,并且加入干扰噪声,最大程度激发实验对象的压力。

[0096] 根据上述实验得到的训练数据涵盖人体在正常状态下和不同压力状态下的数据:实验过程中,通过控制前后数字出现的时间间隔来激发不同的压力状态。压力激发实验的实验对象涵盖不同年龄段的群体。

[0097] 步骤2:根据步骤1中不同的运动状态判别结果分别进行不同处理:若识别为剧烈运动状态,则舍弃此段光电容积脉搏信号,若识别为正常状态则对光电容积脉搏信号进行预处理。

[0098] 脉搏信号预处理:脉搏信号预处理主要目的是滤除信号中的无关频率成分,为此将原始脉搏信号先通过一个带通滤波器。

[0099] 为了保证带通滤波算法在可穿戴设备上的可实施性,本发明使用理想的带通滤波器,使用时间复杂度较低的快速傅里叶算法,将时间复杂度降至 $O(N\log N)$ 。

[0100] 理想带通滤波器的频率响应如下:

$$[0101] \quad H(e^{jw}) = \begin{cases} 1, & fpL < |w| < fpH \\ 0, & others \end{cases}$$

[0102] 这里, $fpL$ 、 $fpH$ 分别是理想带通滤波器的下限截止频率和上限截止频率,由于人体正常心跳次数为60~120次/s,因此本实施例取 $fpL=0.8\text{HZ}$ 、 $fpH=2.2\text{HZ}$ 。

[0103] 理想带通滤波器滤波过程:

[0104] step1:对脉搏序列进行快速傅里叶变换,得到傅里叶系数的实部序列 $re = \{re_1, re_2, \dots, re_{N'}\}$ 和虚部序列 $lm = \{lm_1, lm_2, \dots, lm_{N'}\}$ ;

[0105] step2:计算要保留的频率分量的下标范围:

$$[0106] \quad iposL = \frac{fpL \times N'}{fs} + 1$$

$$[0107] \quad iposH = \frac{fpH \times N'}{fs} + 1$$

[0108] 由于频谱中心对称,下标范围为 $(iposL + \frac{N'}{2}, iposH + \frac{N'}{2})$ 的频率分量同样保留;

[0109] step3:将通带范围以外的频率置零:

$$[0110] \quad re_k = 0, lm_k = 0, \forall k \in (1, iposL) \cup (iposH, iposL + \frac{N'}{2}) \cup (iposH + \frac{N'}{2}, N');$$

[0111] step4:进行逆傅里叶变换得到带通滤波后的脉搏信号 $y = \{y_1, y_2, y_3, \dots, y_{N'}\}$ 。

[0112] 步骤3对预处理后的脉搏信号提取用于衡量人体压力状态的脉率变异性特征参数,如图3所示,特征提取过程包括:光电容积脉搏序列时域分析、脉搏信号波峰定位、PP间期获取、PP间期重采样、PP间期时域分析、PP间期频域分析、PP间期非线性分析过程。

[0113] 光电容积脉搏序列时域分析:脉搏序列的时域分析采用滑动时间窗的方法,先提

取每个时间窗内信号幅度的均值、方差、最大值、最小值、最值之差、一阶差分、二阶差分，再取统计平均值。

[0114] 滑动时间窗口的前窗和后窗的时间长度均为 $T3=15s$ ，序列长度为 $N3=T3 \times Fs=375$ ，中窗时间长度为 $T4=10s$ ，序列长度为 $N4=T4 \times Fs=250$ 。

[0115] 对第 $i$ 个( $i=2 \times N3+N4, 2 \times N3+N4+1, \dots, N'$ )时间窗口：

[0116] 脉搏信号平均值  $E_i = \frac{1}{N4} \sum_{j=i-N3-N4}^{i-N4} y_j$

[0117] 脉搏信号方差  $\delta_i^2 = \frac{1}{N4} \sum_{j=i-N3-N4}^{i-N4} (y_j - E_i)^2$

[0118] 脉搏信号最大值  $Max_i = \max \{y_{i-N3-N4}, y_{i-N3-N4+1}, \dots, y_{i-N4}\}$

[0119] 脉搏信号最小值  $Min_i = \min \{y_{i-N3-N4}, y_{i-N3-N4+1}, \dots, y_{i-N4}\}$

[0120] 脉搏信号最值之差  $Differ_i = Max_i - Min_i$

[0121] 脉搏信号的一阶差分  $d_i = \frac{1}{N4} \sum_{j=i-N3-N4}^{i-N4} (y_j - y_{j-1})$

[0122] 脉搏信号的二阶差分  $d'_i = \frac{1}{N4} \sum_{j=i-N3-N4}^{i-N4} (y_j - y_{j-2})$

[0123] 对长度为 $N'$ 的整段脉搏信号序列：

[0124] 脉搏信号平均值  $E = \frac{1}{N'-2 \times N3-N4+1} \sum_{i=2 \times N3+N4}^{N'} E_i$

[0125] 脉搏信号方差  $\delta^2 = \frac{1}{N'-2 \times N3-N4+1} \sum_{i=2 \times N3+N4}^{N'} \delta_i^2$

[0126] 脉搏信号最大值  $Max = \frac{1}{N'-2 \times N3-N4+1} \sum_{i=2 \times N3+N4}^{N'} Max_i$

[0127] 脉搏信号最小值  $Min = \frac{1}{N'-2 \times N3-N4+1} \sum_{i=2 \times N3+N4}^{N'} Min_i$

[0128] 脉搏信号的一阶差分  $d = \frac{1}{N'-2 \times N3-N4+1} \sum_{i=2 \times N3+N4}^{N'} d_i$

[0129] 脉搏信号的二阶差分  $d' = \frac{1}{N'-2 \times N3-N4+1} \sum_{i=2 \times N3+N4}^{N'} d'_i$

[0130] 脉搏信号波峰定位：采用极大值法和阈值法结合的方法进行脉搏波峰的定位，有效排除伪波峰的影响，极大值法和阈值法具体过程如下：

[0131] 设脉搏信号波峰位置序列为 $index = \{p_1, p_2, \dots, p_l\}$ ，其中 $l$ 是当前已定位的波峰数目； $ThresholdValue$ 是根据人体相邻两次心跳间隔的正常范围而设置的阈值，本实施例取 $ThresholdValue=0.45$ 。

[0132] 对 $y_i$  ( $i=2, 3, 4, \dots, N'-1$ )，若 $y_i > y_{i-1}$ 且 $y_i > y_{i+1}$ 且 $(i - p_l) \times \frac{1}{Fs} > ThresholdValue$ ，则将 $i$ 添加到波峰位置序列中。

[0133] PP间期获取：脉搏信号波峰确定后，结合采样频率可得脉搏跳动间期PP间期，具体如下：

[0134] 设PP间期序列为 $Period = \{Period_1, Period_2, \dots, Period_m\}$ ，其中 $m+1$ 是波峰数目。

[0135]  $Period_i = (p_i - p_{i-1}) \times \frac{1}{Fs}$

[0136] PP间期重采样:采用三次样条插值对PP间期进行重采样,从而把PP间期变换为均匀采样的序列,具体过程如下:

[0137] 以第 $i+1$ 个波峰的采样时间作为第 $i$ 个PP间期的采样时间,可得PP间期序列的采样时间为 $T=\{t_1, t_2, \dots, t_m\}$ ,其中 $t_i = p_{i+1} \times \frac{1}{Fs}, i = 1, 2, \dots, m$ 。

[0138]  $T$ 和Period输入到三次样条插值函数中,利用追赶法可以求得各段的插值系数 $a_{3i}, a_{1i}, b_{3i}, b_{1i}, i=1, 2, \dots, m-1$ 。

[0139] 设插值后的PP间期序列为 $\text{Period}' = \{\text{Period}'_1, \text{Period}'_2, \dots, \text{Period}'_{m-1}\}$ ,其中 $\text{Period}'_i = \{\text{Period}'_{i1}, \text{Period}'_{i2}, \dots, \text{Period}'_{ik}\}, i=1, 2, \dots, m-1$ 表示第 $i$ 段重采样后的PP间期序列,其序列长度为 $k$ 。

[0140] 设各段的重采样采样间距为 $\text{step}$ ,则

[0141]  $\text{Period}'_{ij} = a_{3i} \times (t_{i+1} - (t_i + j \times \text{step}))^3 + a_{1i} \times (t_{i+1} - (t_i + j \times \text{step})) + b_{3i}$

[0142]  $\times ((t_i + j \times \text{step}) - t_i)^3 + b_{1i} \times ((t_i + j \times \text{step}) - t_i)$

[0143]  $i=1, 2, \dots, m-1, j=1, 2, \dots, k$

[0144] 经过插值后,非均匀采样的PP间期被重采样为均匀序列,采样频率为 $\frac{1}{\text{step}}$ 。

[0145] 本实施例取 $\text{step}=0.04$ ,从而把非均匀采样的PP间期序列重采样为采样频率为 $\frac{1}{\text{step}}=25\text{HZ}$ 的均匀序列。

[0146] PP间期时域分析:PP间期的时域分析过程中提取PP间期在时域上的统计特征参数,包括:PP间期标准差SDNN、相邻PP间期之差的均方根RMSSD、相邻PP间期之差的标准差SDSD、相邻PP间期之差大于50ms的数目NN50、NN50的值占总PP间期数的百分比PNN50,特征参数定义如下:

[0147] 记重采样后的PP间期序列为 $\text{PP} = \{\text{PP}_1, \text{PP}_2, \dots, \text{PP}_n\}$ ;

[0148]  $\text{SDNN} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\text{PP}_i - \overline{\text{PP}})^2}{n-1}}$ ,其中 $\overline{\text{PP}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{PP}_i$

[0149]  $\text{RMSSD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n-1} \Delta \text{PP}_i^2}{n-1}}$ ,其中 $\Delta \text{PP}_i = \text{PP}_{i+1} - \text{PP}_i$

[0150]  $\text{SDSD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n-1} (\Delta \text{PP}_i - \overline{\Delta \text{PP}})^2}{n-1}}$ ,其中 $\overline{\Delta \text{PP}} = \frac{1}{n-1}$

[0151]  $\text{PNN50} = \frac{\text{NN50}}{n} \times 100$ ,其中NN50是相邻PP间期之差大于50ms的数目。

[0152] PP间期频域分析:

[0153] 在对PP间期序列进行频谱分析之前,先通过快速傅里叶变换检查PP间期的频谱分辨率是否足够大,若不够大,则采用序列末端补零的方法提高PP间期序列的频谱分辨率;使用该方法能减低对采样频率的要求,同时避免因PP间期序列长度过短而造成PP间期的低频成分被覆盖,具体过程如下:

[0154] 首先对PP间期进行快速傅立叶变换,得到PP间期的傅立叶系数 $\text{XK} = \{\text{XK}_1, \text{XK}_2, \dots, \text{XK}_n\}$ ,其中 $n$ 是重采样后PP间期序列长度,则其基频为 $\text{baseBand} = \frac{1}{n} \times \frac{1}{\text{step}}$ ;

[0155] 设fMin是人体正常状态下心跳间期频谱成分的最低频率,一般为fMin=0.04HZ;

[0156] 若baseBand>fMin,则说明PP间期的频谱分辨率过小,在PP间期序列后部补ρ个零,使得新的基频 $\text{baseBand} = \frac{1}{n+\rho} \times \frac{1}{\text{step}} < fMin$ 。

[0157] 本实施例中,取ρ=100可提高PP间期的频谱分辨率至基频为0.02HZ<fMin。

[0158] PP间期频域分析:PP间期的频域分析过程中提取PP间期的频域参数,包括:PP间期的低频成分功率LP、高频成分功率HP、低频功率和高频功率比值ratios;特征参数的频率范围说明如下:

[0159] f1=0.003HZ,f2=0.04HZ,f3=0.15HZ,f4=0.4HZ,f5=0.5HZ;

[0160] 人体PP间期频率成分范围是f1~f5;低频成分的频率范围为f2~f3;高频成分的频率范围为f3~f4。

[0161] PP间期非线性分析:

[0162] PP间期的非线性分析过程中绘制PP间期的Poincare散点图,提取PP间期的非线性特征,包括:向量角度指数VAI和向量长度指数VLI;PP间期的Poincare散点图和非线性特征参数说明如下:

[0163] PP间期的Poincare散点图的作法是在直角坐标系中,以PP<sub>i</sub>为横坐标,PP<sub>i+1</sub>作为纵坐标(i=1,2,⋯,n-1)作出n-1个散点;

[0164]  $\text{VAI} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} \theta_i}{n-1}$ ,其中 $\theta_i = \tan^{-1} \frac{PP_{i+1}}{PP_i}$

[0165]  $\text{VLI} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n-2} (L_i - \bar{L})^2}{n-2}}$ ,其中 $L_i = \sqrt{(PP_{i+2} - PP_{i+1})^2 + (PP_{i+1} - PP_i)^2}$ ,

$\bar{L} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=1}^{n-2} L_i$

[0166] 步骤4将提取的特征参数输入离线训练好的和被测试者所属群体对应的SVM分类器,预输出人体压力状态。本实施例中分类器选用SVM分类器,在其他应用中还可以使用阈值分类等其他分类网络实现,这里不再一一详述。

[0167] SVM分类器的训练:由于不同年龄段的群体的生理参数存在一定程度上的差异性,为了提高压力状态识别的准确率,本发明采用一种针对特定年龄段群体的模型定制化训练方法:利用不同年龄段群体的脉搏信号,提取特征参数用于训练该群体定制化的SVM分类器。

[0168] 本实施例中年龄段群体的划分如下表:

[0169] 表1年龄段群体的划分

[0170]

| 群体编号 | 年龄段   |
|------|-------|
| 1    | 7-14  |
| 2    | 15-18 |
| 3    | 19-23 |
| 4    | 24-30 |
| 5    | 31-40 |
| 6    | 41-48 |

|   |       |
|---|-------|
| 7 | 49-55 |
| 8 | 56-65 |

[0171] 步骤5结合和本次监测时间最接近的三次睡眠的平均睡眠质量,和SVM的预输出压力状态融合决策,输出最终的人体压力状态。

[0172] 睡眠质量监测:睡眠质量的定量指标为深度睡眠时间占总睡眠时间的比重;睡眠质量的监测采用基于加速度和腕活动量的监测方法。

[0173] 如图3所示,睡眠监测方法具体如下:

[0174] 监测以单位时间 $T=2\text{min}$ 进行,分别得到各个单位时间的醒睡状态值,通过设定的醒睡状态阈值判别单位时间内的状态:醒状态、浅度睡眠、深度睡眠。深度睡眠的单位时间数与深浅度睡眠的单位时间数之和的比值即为睡眠质量。

[0175] 设第 $i$ 个单位时间内的三轴合加速度信号的幅度、腕活动量、醒睡状态值分别记为 $a_i$ 、 $A_i$ 、 $D_i$ ;醒状态、浅度睡眠、深度睡眠的单位时间计数值分别记为 $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$ ;  $D_{\min}=0.6$ 、 $D_{\max}=1$ 分别是醒睡状态值的下限和上限阈值。

[0176] step1:使用比例积分由加速度信号得到第 $i$ 个单位时间内的腕活动量:

$$[0177] \quad A_i = \int_{(i-1) \times T}^{i \times T} a_i dt$$

[0178] step2:计算第 $i$ 个单位时间内的醒睡状态值:

$$[0179] \quad D_i = \sum_{j=-N5}^{N6} P_{N5+1+j} A_{i+j}$$

[0180] 其中 $N5$ 、 $N6$ 和关联第 $i$ 个单位时间的醒睡状态值的腕活动量范围有关,本实施例取 $N5=5$ , $N6=2$ , $P_{N5+1+j}$ 控制 $A_{i+j}$ 对第 $i$ 个单位时间的醒睡状态值判定的贡献程度, $P$ 是一个长度为 $N5+N6+1$ 的序列,本发明取 $P=\{0.010, 0.015, 0.025, 0.045, 0.050, 0.085, 0.050, 0.045\}$ 。

[0181] step3:若第 $i$ 个单位时间内的醒睡状态值 $D_i$ 小于设定的下限阈值 $D_{\min}$ ,则判定第 $i$ 个单位时间内处于深度睡眠状态,深度睡眠状态计数值 $c_3$ 加一;若 $D_i$ 介于下限阈值 $D_{\min}$ 和上限阈值 $D_{\max}$ 之间,则判定处于浅度睡眠状态,浅度睡眠状态计数值 $c_2$ 加一;若 $D_i$ 大于设定的上限阈值 $D_{\max}$ ,则判定处于醒状态,醒状态计数值 $c_1$ 加一。利用公式表达如下:

$$[0182] \quad \begin{cases} D_i < D_{\min} \rightarrow c_3 = c_3 + 1 \\ D_{\min} < D_i < D_{\max} \rightarrow c_2 = c_2 + 1 \\ D_i > D_{\max} \rightarrow c_1 = c_1 + 1 \end{cases}$$

[0183] step4:计算深度睡眠时间占总睡眠时间比例 $\frac{c_3}{c_2+c_3}$ ,作为睡眠质量的指标。

[0184] 融合决策:本发明提出的人体心理压力监测方法使用一种脉率变异性和睡眠质量融合的算法,脉率变异性参数作为SVM分类器的输入,SVM预输出的人体的压力状态和睡眠质量融合决策,输出最终的的压力状态。

[0185] 如图4所示,融合决策的算法如下:

[0186] SVM分类器的四个类别分别是正常状态、低压状态、中压状态、高压状态,分别用 $s_1, s_2, s_3, s_4$ 表示, $a_1, a_2, a_3, a_4$ 分别是SVM输出的四种状态的后验概率;最近三次睡眠的平均睡眠质量为 $Q$ ,设定睡眠质量的下限阈值为 $Q_{\min}=0.15$ ,上限阈值为 $Q_{\max}=0.25$ 。

[0187] Input  $a_1, a_2, a_3, a_4$  和最近三次睡眠质量平均值  $Q$ ;

[0188] Output 融合决策后的压力状态  $s_1$  或  $s_2$  或  $s_3$  或  $s_4$ ;

[0189] (5-1) 若  $a_1, a_2, a_3, a_4$  中最大值为  $a_1$ , 即分类器预输出的压力状态类别为正常状态时: 若平均睡眠质量小于下限阈值, 则融合决策后的状态为中压状态; 若平均睡眠质量介于下限阈值和上限阈值之间, 则融合决策后的状态为低压状态; 若平均睡眠质量大于上限阈值, 则融合决策后的状态为正常状态。利用公式可表达如下:

$$[0190] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_3, & Q < Q_{\min} \\ s_2, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_1, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0191] (5-2) 若  $a_1, a_2, a_3, a_4$  中最大值为  $a_2$ , 即分类器预输出的压力状态类别为低压状态时: 若平均睡眠质量小于下限阈值, 则融合决策后的状态为中压状态; 若平均睡眠质量介于下限阈值和上限阈值之间, 则融合决策后的状态为中压状态; 若平均睡眠质量大于上限阈值, 则融合决策后的状态为低压状态。利用公式可表达如下:

$$[0192] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_3, & Q < Q_{\min} \\ s_3, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_2, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0193] (5-3) 若  $a_1, a_2, a_3, a_4$  中最大值为  $a_3$ , 即分类器预输出的压力状态类别为中压状态时: 若平均睡眠质量小于下限阈值, 则融合决策后的状态为高压状态; 若平均睡眠质量介于下限阈值和上限阈值之间, 则融合决策后的状态为中压状态; 若平均睡眠质量大于上限阈值, 则融合决策后的状态为中压状态。利用公式可表达如下:

$$[0194] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_4, & Q < Q_{\min} \\ s_3, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_3, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0195] (5-4) 若  $a_1, a_2, a_3, a_4$  中最大值为  $a_4$ , 即分类器预输出的压力状态类别为高压状态时: 若平均睡眠质量小于下限阈值, 则融合决策后的状态为高压状态; 若平均睡眠质量介于下限阈值和上限阈值之间, 则融合决策后的状态为高压状态; 若平均睡眠质量大于上限阈值, 则融合决策后的状态为中压状态。利用公式可表达如下:

$$[0196] \quad \text{Output} = \begin{cases} s_4, & Q < Q_{\min} \\ s_4, & Q_{\min} < Q < Q_{\max} \\ s_3, & Q > Q_{\max} \end{cases}$$

[0197] 可通过各种手段实施本发明描述的技术。举例来说, 这些技术可实施在硬件、固件、软件或其组合中。对于硬件实施方案, 处理模块可实施在一个或一个以上专用集成电路 (ASIC)、数字信号处理器 (DSP)、可编程逻辑装置 (PLD)、现场可编程逻辑门阵列 (FPGA)、处理器、控制器、微控制器、电子装置、其他经设计以执行本发明所描述的功能的电子单元或其组合内。

[0198] 对于固件和/或软件实施方案, 可用执行本文描述的功能的模块 (例如, 过程、步

骤、流程等) 来实施所述技术。固件和/或软件代码可存储在存储器中并由处理器执行。存储器可实施在处理器内或处理器外部。

[0199] 本领域普通技术人员可以理解: 实现上述方法实施例的全部或部分步骤可以通过程序指令相关的硬件来完成, 前述的程序可以存储在一计算机可读取存储介质中, 该程序在执行时, 执行包括上述方法实施例的步骤; 而前述的存储介质包括: ROM、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0200] 上述实施例为本发明较佳的实施方式, 但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制, 其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化, 均应为等效的置换方式, 都包含在本发明的保护范围之内。

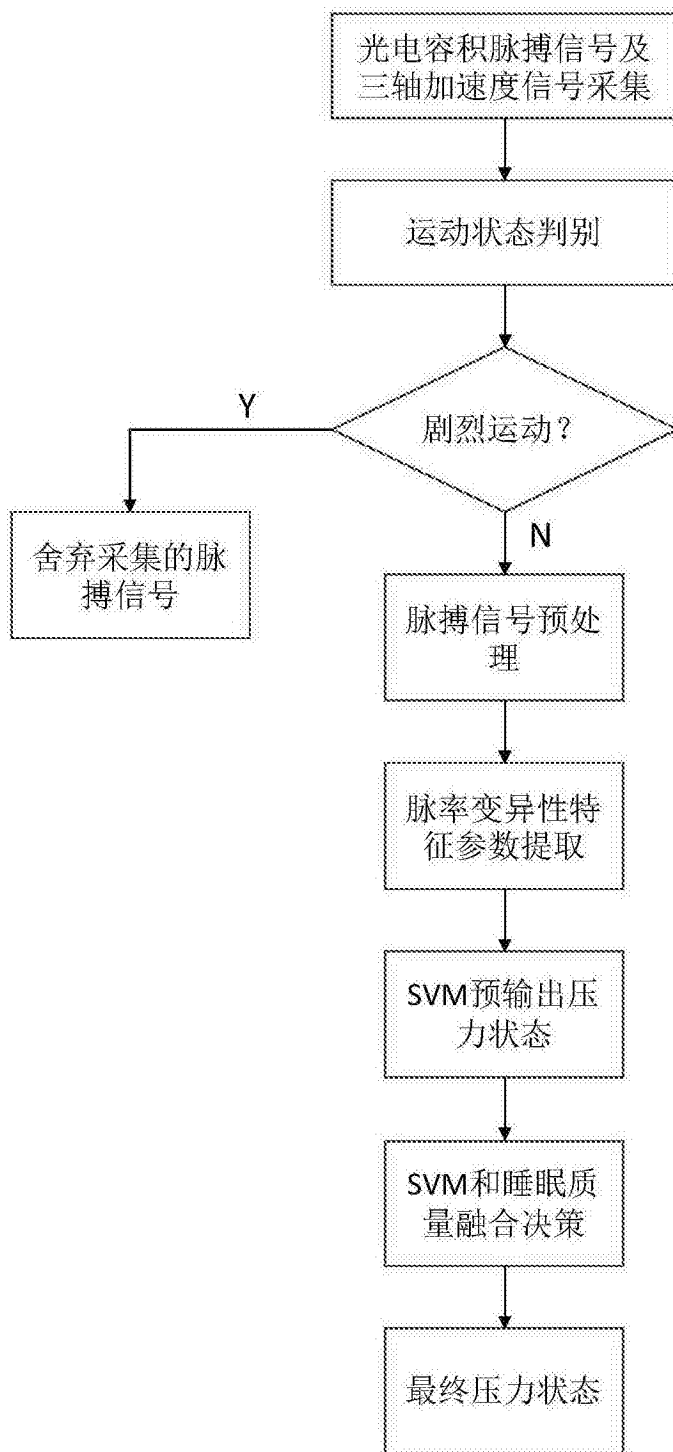


图1

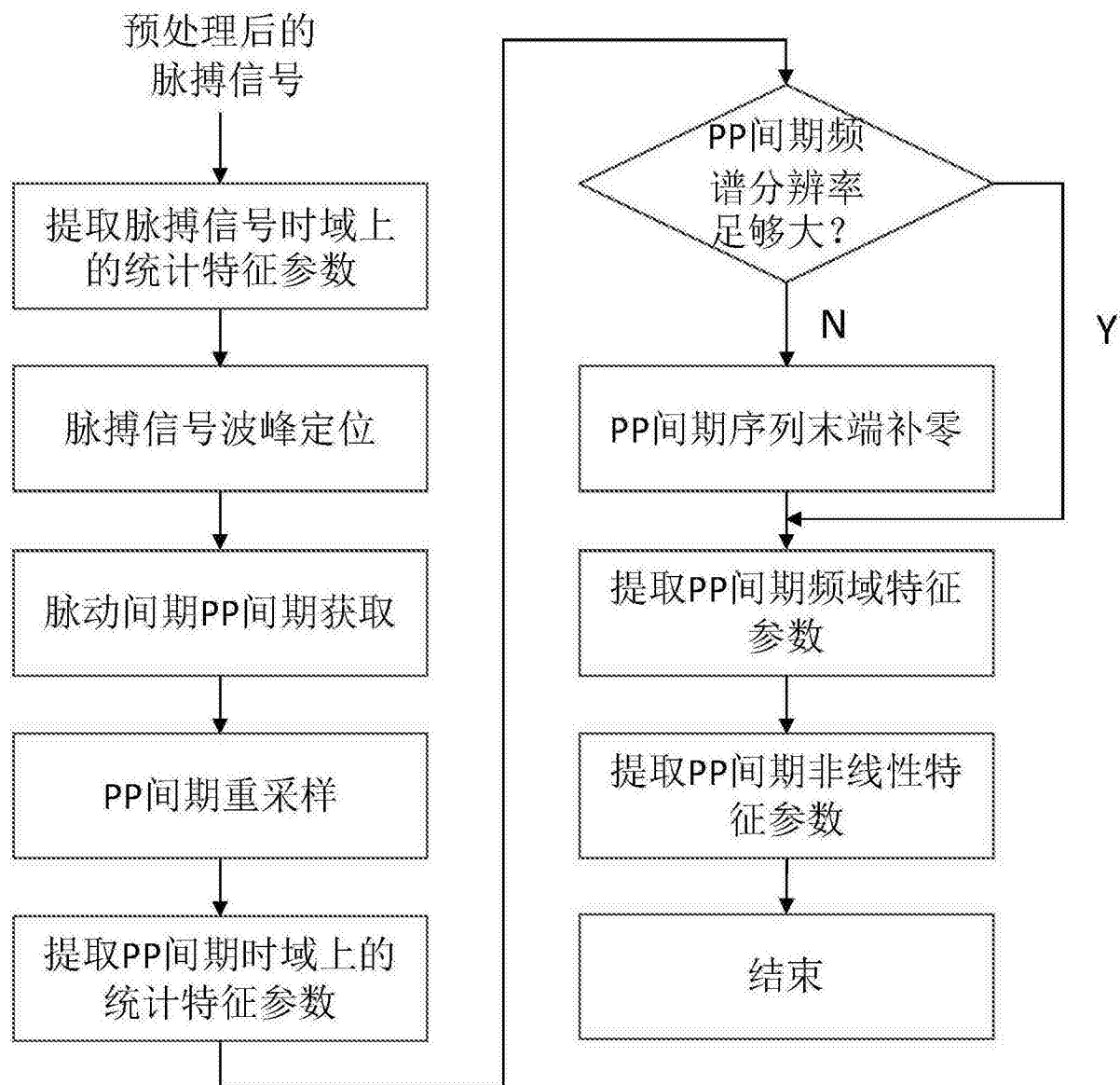


图2

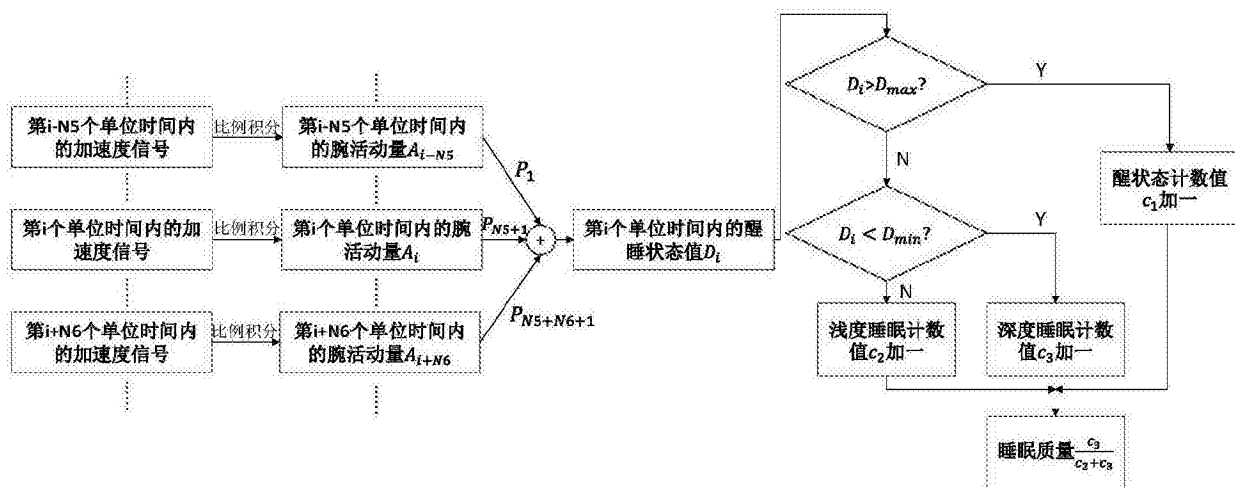


图3

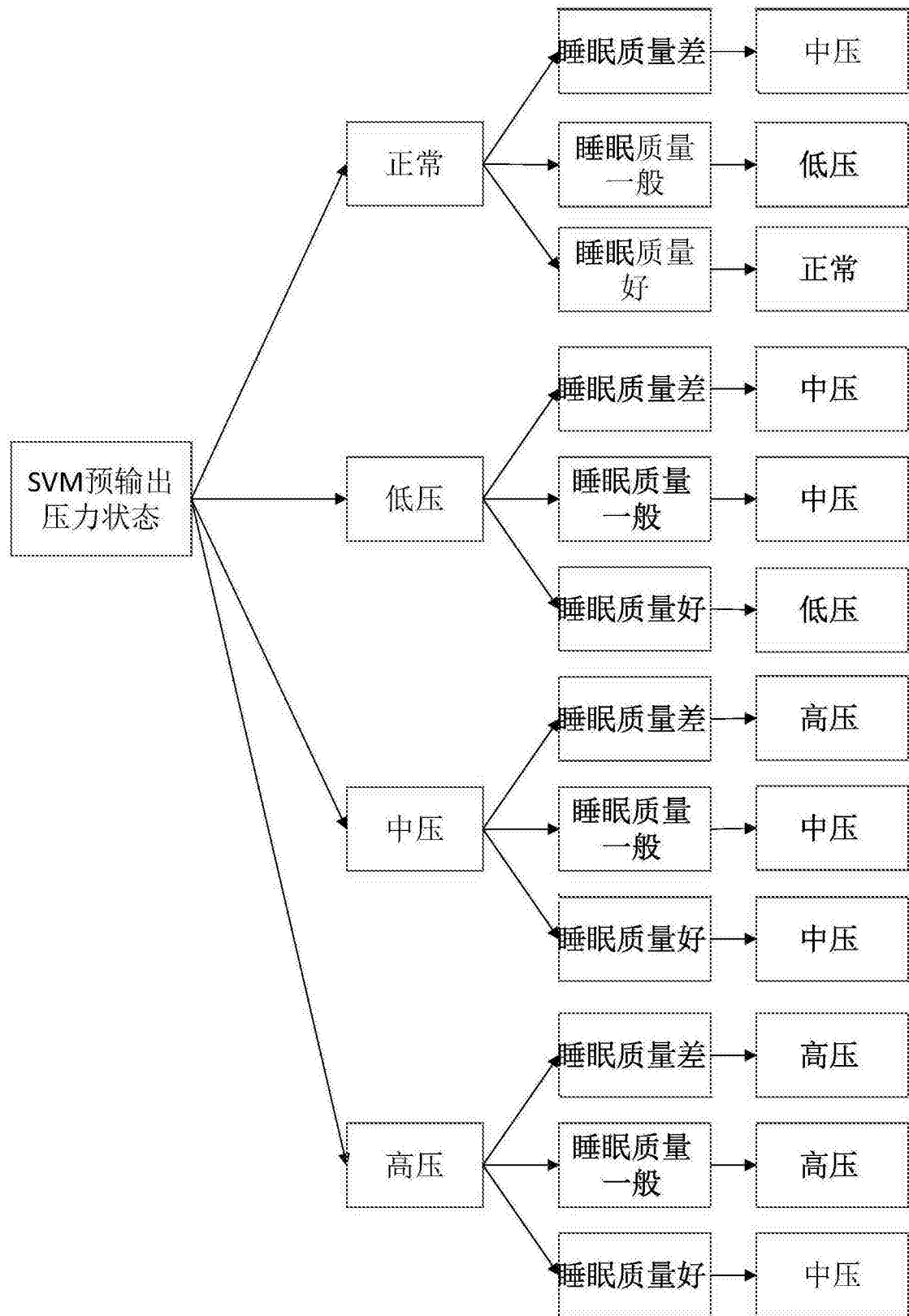


图4

|                |                                                                                         |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法及装置                                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107874750A</a>                                                            | 公开(公告)日 | 2018-04-06 |
| 申请号            | CN201711212983.5                                                                        | 申请日     | 2017-11-28 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 华南理工大学                                                                                  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 华南理工大学                                                                                  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 华南理工大学                                                                                  |         |            |
| [标]发明人         | 邢晓芬<br>陈光科<br>江士尧<br>林立韬<br>陈东华                                                         |         |            |
| 发明人            | 邢晓芬<br>陈光科<br>江士尧<br>林立韬<br>陈东华                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/16 A61B5/00                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/1118 A61B5/165 A61B5/4809 A61B5/4815 A61B5/7257 A61B5/7264 |         |            |
| 代理人(译)         | 刘巧霞                                                                                     |         |            |
| 其他公开文献         | CN107874750B                                                                            |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                          |         |            |

# 摘要(译)

本发明公开了一种脉率变异性和睡眠质量融合的心理压力监测方法及装置，方法是首先采集人体光电容积脉搏信号和加速度信号，识别出当前运动状态。若识别结果为运动，则舍弃此段脉搏信号数据；若识别结果为平和状态，则首先对光电容积脉搏信号进行预处理。接着，对预处理后的脉搏信号进行特征参数提取，提取出可用于衡量人体心理压力的多维特征参数。然后，将提取的特征输入预先训练好的分类器中，输出压力状态指数。最后，结合最近的睡眠质量，辅助分类器得到最终的心理压力状态。本发明可降低压力监测的成本和复杂度，解决单一生理信号的特征参数表征能力不足的问题，同时可大大减小短程监测带来的误判概率，保证心理压力监测的准确性以及可行性。

