



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106388818 A

(43)申请公布日 2017. 02. 15

(21)申请号 201610843583.3

(22)申请日 2016.09.21

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司

地址 510530 广东省广州市广州黄埔区云
埔四路6号

(72)发明人 赵巍 胡静 韩志

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 潘桂生

(51)Int.Cl.

A61B 5/048(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

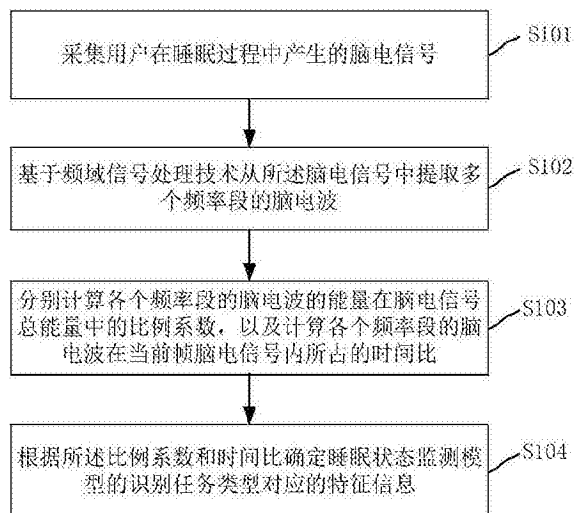
权利要求书3页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统,其中所述方法包括:采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。基于本发明技术方案提取的特征信息,能够有效提高睡眠状态监测模型识别睡眠状态的准确度,而且也一定程度上提高了识别效率。



1. 一种睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,其特征在于,包括:

采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;

基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;

分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;

根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。

2. 根据权利要求1所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,其特征在于,还包括:

对采集的脑电信号进行经验模态分解,将其分解成若干个本征模函数,并计算各个本征模函数与同一时刻的眼电信号之间的相关系数;

将相关系数大于预设阈值的本征模函数和相关系数最大的本征模函数删除,并利用未删除的本征模函数重建脑电信号。

3. 根据权利要求1所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,其特征在于,所述经验模态分解包括如下公式:

$$EEG_{original} = \sum_{i=1}^n imf_i + Re$$

式中, $EEG_{original}$ 表示原始脑电信号, imf_i 表示第*i*个本征模函数, Re 表示残差函数;

所述重建脑电信号包括如下公式:

$$EEG_{pure} = \sum_{i=1}^m imf_i, corrcoef(imf_i, EOG) < \min(thre, corrcoef_{max})$$

式中, EEG_{pure} 表示重建的脑电信号, $corrcoef$ 表示相关系数, imf 表示第*i*个本征模函数, EOG 表示眼电信号, $corrcoef_{max}$ 表示最大的相关系数, $thre$ 表示预设的相关系数阈值。

4. 根据权利要求1所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,其特征在于,所述基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波的步骤包括:

对脑电信号进行小波分解,在小波重构中提取所述脑电信号的 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段;

所述分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比的步骤包括:

分别计算 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段的能量在脑电信号总能量中的比例系数;

分别计算在一帧脑电信号内, δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段能量最大的时间长度;

所述根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息的步骤包括:

分别将所述 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段对应的比例系数和时间比设为睡眠状态监测模型的清醒状态和睡眠状态识别任务的特征信息。

5. 根据权利要求4所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,其特征在于,所述分别计算 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段的能量在脑电信号总能量中的比例系数的步骤包括如下公式:

$$r_{\delta} = \sum (y_{\delta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$r_{\theta} = \sum (y_{\theta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$r_{\alpha} = \sum (y_{\alpha})^2 / p_{\text{total}}$$

$$r_{\beta} = \sum (y_{\beta})^2 / p_{\text{total}}$$

其中 $p_{\text{total}} = \sum (y_{\delta})^2 + \sum (y_{\theta})^2 + \sum (y_{\alpha})^2 + \sum (y_{\beta})^2$, y_{δ} , y_{θ} , y_{α} 和 y_{β} 分别表示重构后的 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号, r_{δ} , r_{θ} , r_{α} 和 r_{β} 分别代表 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号的能量在总能量的比例。

6. 根据权利要求2所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法, 其特征在于, 所述计算在一帧脑电信号内, δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段能量最大的时间长度在当前帧脑电信号内所占的时间的方法包括如下公式:

$$c_{\delta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\delta}^i, f_{\delta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\delta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\delta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$c_{\theta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\theta}^i, f_{\theta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\theta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\theta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$c_{\alpha} = \sum_{i=1}^{30} f_{\alpha}^i, f_{\alpha}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\alpha}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\alpha}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$c_{\beta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\beta}^i, f_{\beta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\beta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\beta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

式中, c_{δ} , c_{θ} , c_{α} 和 c_{β} 表示 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号在当前帧内所占能量比例最大的时间长度, r_{δ}^i , r_{θ}^i , r_{α}^i , r_{β}^i 分别表示第 i 秒内 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号的能量在总能量的比例。

7. 根据权利要求1所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法, 其特征在于, 在对所述脑电信号进行小波分解的步骤前, 还包括:

提取脑电信号的基线, 计算所述基线的变化幅度;

以及在去掉脑电信号的基线后, 执行所述对脑电信号进行小波分解的步骤, 获得小波系数, 并根据小波系数计算小波系数的特征参数;

所述根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息的步骤包括:

将所述比例系数、时间参数、变化幅度和特征参数设为睡眠状态监测模型的清醒状态、非眼快动睡眠状态和眼快动睡眠状态识别任务的特征信息。

8. 根据权利要求7所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法, 其特征在于, 所述变化幅度为基线最大值减去最小值; 所述特征参数包括小波系数的均值、方差、峭度系数和/或斜度系数。

9. 根据权利要求7所述的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法, 其特征在于, 在去掉脑电信号的基线后, 还包括:

对脑电信号进行降采样处理, 得到降采样信号; 计算所述降采样信号的基于非线性动力学的特征量;

所述根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息的步骤包括：

将所述比例系数、时间参数、变化幅度、特征参数和特征量设为睡眠状态监测模型的清醒状态、S1-S4期非眼快动睡眠状态和眼快动睡眠状态识别任务的特征信息。

10. 一种睡眠状态监测模型的特征信息提取系统,其特征在於,包括:

采集模块,用于采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;

提取模块,用于基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;

计算模块,用于分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;

设置模块,用于根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。

睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助睡眠技术领域,特别是涉及一种睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统。

背景技术

[0002] 在睡眠中,人体进行了自我放松及恢复的过程,因此良好的睡眠是保持身体健康的一项基本条件;但是由于工作压力大、生活作息不规律等原因,导致了部分人群的睡眠质量欠佳,表现为失眠、半夜惊醒等。

[0003] 目前市面上已经有一些设备来帮助人们入睡,提高睡眠质量。例如在某一特定睡眠状态下通过声音、光信号等人工干预,避免在熟睡状态下叫醒用户等。对于辅助睡眠的设备而言,为了真正达到提高用户睡眠质量的目的,正确的识别用户的睡眠状态是非常重要的。

[0004] 而要识别用户的睡眠状态,目前主要是利用多导睡眠图 (Polysomnography, PSG), 又称睡眠脑电图,多导睡眠图利用多种生命体征对睡眠进行分析,在这些体征信号中,脑电处于核心地位;利用脑电波4种节律: δ 波 (1-3Hz), θ 波 (4-7Hz), α 波 (8-12Hz), β 波 (14-30Hz) 的频率特性作为特征信息,采用预先训练的睡眠状态监测模型对睡眠状态进行识别,由于脑电信号容易受到干扰,因此,这种方式的准确度难以得到保证。

发明内容

[0005] 基于此,有必要针对上述问题,提供一种睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统,有效地提高睡眠状态监测模型的识别准确度。

[0006] 一种睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,包括:

[0007] 采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;

[0008] 基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;

[0009] 分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;

[0010] 根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。

[0011] 一种睡眠状态监测模型的特征信息提取系统,包括:

[0012] 采集模块,用于采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;

[0013] 提取模块,用于基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;

[0014] 计算模块,用于分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;

[0015] 设置模块,用于根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。

[0016] 上述睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统,利用采集的脑电信号,提取多个频率段的脑电波,分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数及其在当前帧脑电信号内所占的时间比,并将该比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。基于该方案提取的特征信息,能够有效提高睡眠状态监测模型识别睡眠状态的准确度,而且也一定程度上提高了识别效率。

附图说明

[0017] 图1为一个实施例的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法的流程图;

[0018] 图2为滤波处理前后的脑电信号示意图;

[0019] 图3为一个实施例的睡眠状态监测模型的特征信息提取系统结构示意图。

具体实施方式

[0020] 下面结合附图阐述本发明的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统的实施例。

[0021] 参考图1所示,图1为本发明的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法的流程图,包括:

[0022] S101,采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;

[0023] 在本步骤中,如在对用户进行辅助睡眠时,通过用户佩戴相关传感设备,检测用户的脑电信号,可以以30s为一帧进行采集。

[0024] 在一个实施例中,考虑到脑电图的信号非常微弱(微伏级),容易被来自其他部位的生物电信号干扰。例如眼电信号叠加在脑电信号上导致的基线漂移的现象,因此,还可以包括去除每帧(如30s为一帧)脑电信号中的眼电伪迹的步骤:

[0025] (1)对采集的脑电信号进行经验模态分解,将其分解成若干个本征模函数,并计算各个本征模函数与同一时刻的眼电信号之间的相关系数;经验模态分解可以包括如下公式:

$$[0026] \quad EEG_{original} = \sum_{i=1}^n imf_i + Re$$

[0027] 式中, $EEG_{original}$ 表示原始脑电信号, imf_i 表示第*i*个本征模函数, Re 表示残差函数;其中,眼电信号通过用户佩戴相关传感设备,检测用户的眼电信号,可以以30s为一帧进行采集。

[0028] (2)将相关系数大于预设阈值的本征模函数和相关系数最大的本征模函数删除,并利用未删除的本征模函数重建脑电信号;重建脑电信号可以包括如下公式:

$$[0029] \quad EEG_{pure} = \sum_{i=1}^m imf_i, \text{corrcoef}(imf_i, EOG) < \min(thre, \text{corrcoef}_{max})$$

[0030] 式中, EEG_{pure} 表示重建的脑电信号, corrcoef 表示相关系数, imf 表示第*i*个本征模函数, EOG 表示眼电信号, corrcoef_{max} 表示最大的相关系数, $thre$ 表示预设的相关系数阈值。

[0031] 上述实施例的技术方案,只去除高幅度眼电带来的类似于基线漂移的伪迹,保留了原始信号的大部分细节信息。因此有利于后续的基于时域的脑电信号滤波处理。

[0032] S102,基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;

[0033] 在本步骤中,在频域对脑电信号进行处理,从脑电信号中提取出多个频率段的脑电波。

[0034] 在一个实施例中,提取信号特征数据前,还可以对所采集的脑电信号进行滤波处理,滤除高频噪声和工频干扰。例如,脑电信号的有用信息多集中在0-100Hz的范围内,在采集过程中会掺入频率在该范围外的噪声,因此,可以通过滤波手段将其滤除。可以同带通滤波器滤除高频噪声,并设计一个陷波器(50/60Hz)来滤除工频干扰。

[0035] 参考图2所示,图2为滤波处理前后的脑电信号示意图,上图为原始信号,下图为经过滤波处理之后的信号,可以发现大部分的高频噪声已被滤除。

[0036] 对于上述脑电信号,由于强度很弱,在信号采集时,极易被外界信号所干扰。

[0037] 根据频率的不同,多导睡眠图的脑电信号可以分为4种节律脑电波:δ波(1-3Hz),θ波(4-7Hz),α波(8-12Hz),β波(14-30Hz);在此,可以提取出δ波频段,θ波频段,α波频段,β波频段这四种脑电波。

[0038] 作为一个实施例,上述提取多个频率段的脑电波的方法,可以包括如下:

[0039] 对脑电信号进行小波分解,在小波重构中提取所述脑电信号的δ波频段,θ波频段,α波频段,β波频段;

[0040] 为了更好地分解出所述各种频率波形,小波分解的层数与脑电信号的采样频率满足如下关系: $f=2^{N+2}$,其中,f为脑电信号的采样频率,N为小波分解的层数;例如,当信号的降采样率为128Hz时,可以选择4层分解,当信号的采样率为256Hz时,则可以进行5层分解。

[0041] S103,分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;

[0042] 在本步骤中,通过多个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数以及其在当前帧的脑电信号内所占的时间比,作为识别任务的特征信息;由此,以脑电波频域信息基础上,进一步以能量比例系数和脑电波占据脑电信号帧时间比作为特征量进行识别的方式,提高了分类器识别的精确度。

[0043] 作为一个实施例,上述计算比例系数和时间比的方法,可以包括如下:

[0044] (1) 分别计算δ波频段,θ波频段,α波频段,β波频段的能量在脑电信号总能量中的比例系数,计算方法可以包括如下公式:

$$[0045] \quad r_{\delta} = \sum (y_{\delta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0046] \quad r_{\theta} = \sum (y_{\theta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0047] \quad r_{\alpha} = \sum (y_{\alpha})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0048] \quad r_{\beta} = \sum (y_{\beta})^2 / p_{\text{total}}$$

[0049] 其中 $p_{\text{total}} = \sum (y_{\delta})^2 + \sum (y_{\theta})^2 + \sum (y_{\alpha})^2 + \sum (y_{\beta})^2$, y_{δ} , y_{θ} , y_{α} 和 y_{β} 分别表示重构后的δ频段、θ频段、α频段和β频段的信号, r_{δ} , r_{θ} , r_{α} 和 r_{β} 分别代表δ频段、θ频段、α频段和β频段的信号的能量在总能量的比例。

[0050] 具体的,通过计算δ波频段,θ波频段,α波频段,β波频段的能量比例系数,可以得到4个特征信息。

[0051] (2) 计算在一帧脑电信号内,δ波频段,θ波频段,α波频段,β波频段能量最大的时间长度;4计算方法包括如下公式:

$$[0052] \quad c_{\delta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\delta}^i, f_{\delta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\delta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\delta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$[0053] \quad c_{\theta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\theta}^i, f_{\theta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\theta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\theta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$[0054] \quad c_{\alpha} = \sum_{i=1}^{30} f_{\alpha}^i, f_{\alpha}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\alpha}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\alpha}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$[0055] \quad c_{\beta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\beta}^i, f_{\beta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\beta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\beta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

[0056] 式中, c_{δ} , c_{θ} , c_{α} 和 c_{β} 表示 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号在当前帧内所占能量比例最大的时间长度, $r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i$ 分别表示第 i 秒内 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号的总能量在总能量的比例。

[0057] 例如,在以30s为一帧进行对脑电信号进行采集时,可以计算该帧30s内,各个脑电波所占的时间;通过计 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段的时间比,可以得到4个特征信息。

[0058] 由此,可以得到8个特征信息,应用于睡眠状态监测模型的识别任务。

[0059] S104,根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息;

[0060] 在本步骤中,是将前述识别的比例系数和时间比作为特征信息,应用于睡眠状态监测模型的识别任务中;如用于训练新的睡眠状态监测模型(分类器)或者作为样本数据输入已有的睡眠状态监测模型(分类器)中进行睡眠状态识别。

[0061] 上述睡眠状态监测模型,可以采用RBF核的SVM(Support Vector Machin,支持向量机)分类器,也可以采用神经网络、决策树的分类器等。

[0062] 作为一个实施例,基于前述计算的 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段对应的比例系数和时间比,分别其设为睡眠状态监测模型的清醒状态和睡眠状态识别任务的特征信息,即应用于识别用户处于清醒还是睡眠状态。

[0063] 作为一个实施例,本发明实施例提供的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法,应用于睡眠状态监测模型进行睡眠状态识别时,可以用来进行包括清醒,非眼快动睡眠和眼快动睡眠等识别任务。

[0064] 在一个实施例中,步骤S102中,在对所述脑电信号进行小波分解的步骤前,还可以提取脑电信号的基线,计算所述基线的变化幅度;其中,所述变化幅度为基线最大值减去最小值;

[0065] 以及在去掉脑电信号的基线后,执行所述对脑电信号进行小波分解的步骤,获得小波系数。

[0066] 在步骤S103中,根据小波系数计算小波系数的特征参数;其中,所述特征参数包括小波系数的均值、方差、峭度系数和/或斜度系数。

[0067] 在步骤S104中,则将所述比例系数、时间参数、变化幅度和特征参数设为睡眠状态监测模型的清醒状态、非眼快动睡眠状态和眼快动睡眠状态识别任务的特征信息。

[0068] 进一步地,还可以用来进行包括非眼快动睡眠的入睡期(S1),非眼快动睡眠期(S2),中等睡眠期(S3)和眼快动睡眠期(S4)4个状态的等识别任务。

[0069] 对于非眼快动睡眠可以分为4个时期:S1期(完全清醒至睡眠之间的过渡阶段,脑电波以 θ 波为主,不出现纺锤波或K综合波);S2期(浅睡阶段,脑电波为纺锤波与K综合波, δ 波少于20%);S3期(中等深度睡眠,脑电波 δ 波占20%~50%);S4期(深睡,脑电波 δ 波占50%以上)。

[0070] 在一个实施例中,在上述实施例的步骤S102基础上,在去掉脑电信号的基线后,进一步对脑电信号进行降采样处理(如原信号采样率为512Hz,降采样后为128Hz),得到降采样信号。

[0071] 在步骤S103基础上,计算所述降采样信号的基于非线性动力学的特征量;其中,所述基于非线性动力学的特征量可以包括LZ复杂度、样本熵和/或近似熵。

[0072] 在步骤S104中,则将所述比例系数、时间参数、变化幅度、特征参数和特征量设为睡眠状态监测模型的清醒状态、S1-S4期非眼快动睡眠状态和眼快动睡眠状态识别任务的特征信息。

[0073] 作为一个实施例中,在利用上述特征信息基础上,还可以采集用户的血氧浓度参数,并根据所述浓度参数计算血氧饱和度参数,将所述血氧饱和度参数设为睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。

[0074] 参考图3所示,图3为一个实施例的睡眠状态监测模型的特征信息提取系统结构示意图,包括:

[0075] 采集模块101,用于采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;

[0076] 提取模块102,用于基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波;

[0077] 计算模块103,用于分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数,以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比;

[0078] 设置模块104,用于根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。

[0079] 本发明的睡眠状态监测模型的特征信息提取系统与本发明的睡眠状态监测模型的特征信息提取方法一一对应,在上述睡眠状态监测模型的特征信息提取方法的实施例阐述的技术特征及其有益效果均适用于睡眠状态监测模型的特征信息提取系统的实施例中,特此声明。

[0080] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0081] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

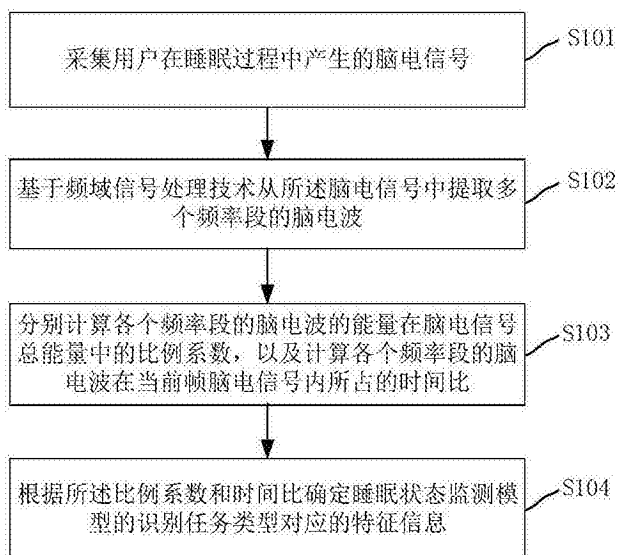


图1

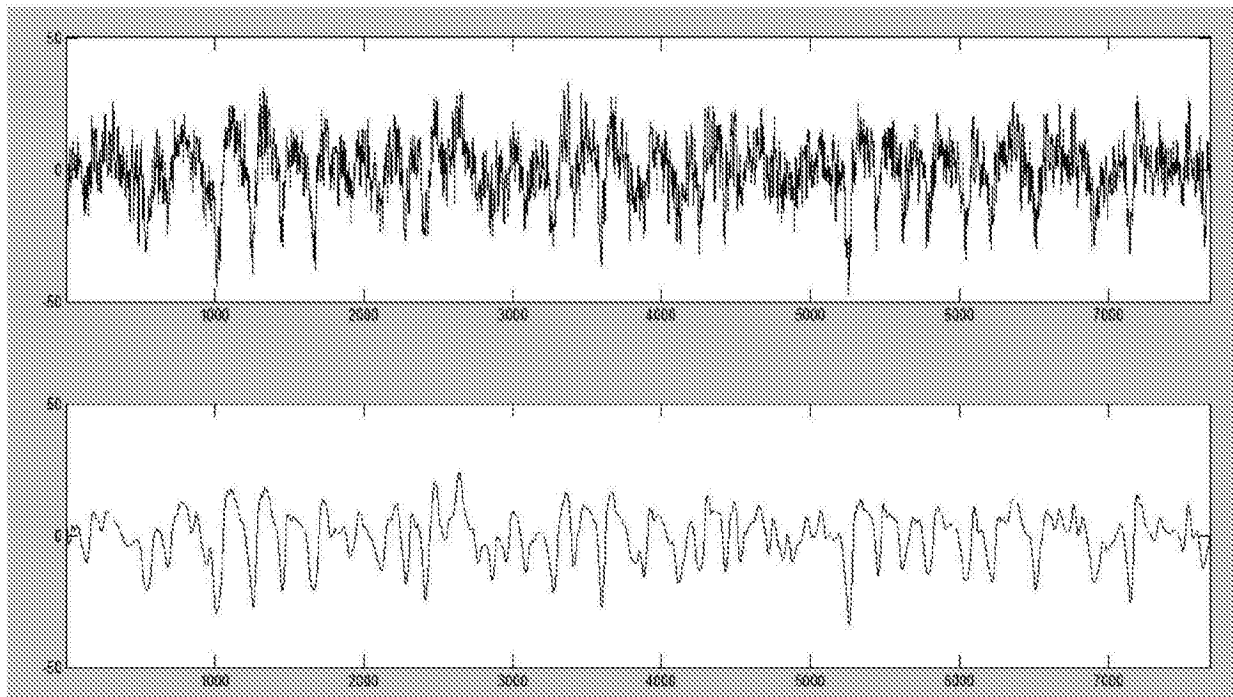


图2

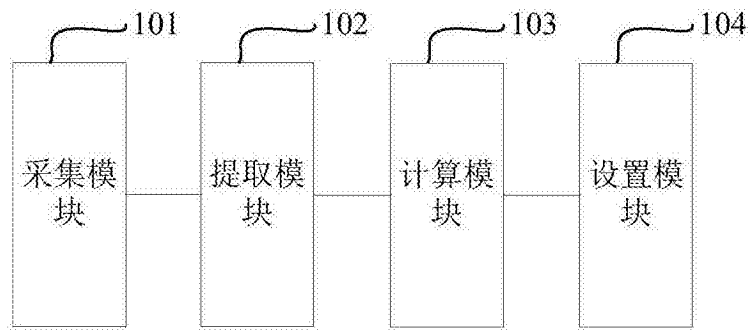


图3

专利名称(译)	睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统		
公开(公告)号	CN106388818A	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201610843583.3	申请日	2016-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	赵巍 胡静 韩志		
发明人	赵巍 胡静 韩志		
IPC分类号	A61B5/048 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/4809		
代理人(译)	潘桂生		
其他公开文献	CN106388818B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠状态监测模型的特征信息提取方法和系统，其中所述方法包括：采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号；基于频域信号处理技术从所述脑电信号中提取多个频率段的脑电波；分别计算各个频率段的脑电波的能量在脑电信号总能量中的比例系数，以及计算各个频率段的脑电波在当前帧脑电信号内所占的时间比；根据所述比例系数和时间比确定睡眠状态监测模型的识别任务类型对应的特征信息。基于本发明技术方案提取的特征信息，能够有效提高睡眠状态监测模型识别睡眠状态的准确度，而且也一定程度上提高了识别效率。

