



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107961429 A

(43)申请公布日 2018.04.27

(21)申请号 201711217340.X

G06K 9/62(2006.01)

(22)申请日 2017.11.28

(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

申请人 广州希科医疗器械科技有限公司

(72)发明人 胡静 赵巍

(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 余永文

(51)Int.Cl.

A61M 21/02(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

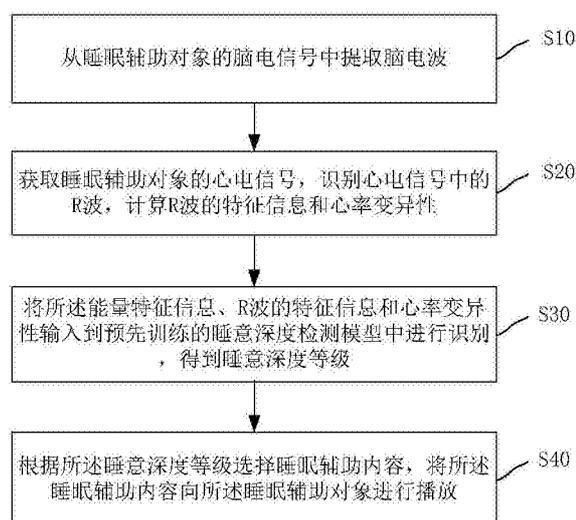
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

睡眠辅助方法和系统、睡眠辅助装置

(57)摘要

本发明涉及一种睡眠辅助方法和系统、睡眠辅助装置,属于睡眠辅助技术领域;所述方法包括:从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放。该技术方案解决了现有电子仪器无法带来稳定的睡眠辅助效果的问题,提高了睡眠辅助信息的科学性,增强了电子仪器的睡眠辅助效果。



1. 一种睡眠辅助方法,其特征在于,包括:

从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;

获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;

将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;

根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放。

2. 根据权利要求1所述的睡眠辅助方法,其特征在于,所述能量特征信息包括能量值及其能量分布密度;所述R波的特征信息包括RR间期和R波幅度。

3. 根据权利要求1所述的睡眠辅助方法,其特征在于,所述提取睡眠辅助对象的脑电的Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波,并计算得到Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量及其能量分布密度的步骤包括:

对所述脑电信号进行预处理得到脑电切片;

从所述脑电切片提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波;

分别提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的幅度值;

根据Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的幅度值和频率值计算Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量及其能量分布密度。

4. 根据权利要求3所述的睡眠辅助方法,其特征在于,所述从所述脑电切片提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波,并计算得到Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量及其能量分布密度的步骤包括:

对脑电切片中的脑电信号进行中心化和白化处理;

对所述脑电信号进行小波变换获取各分辨率下的小波系数,对小波系数进行折中阈值处理,并进行逆小波变换得到多个脑电波信号;

依次对各个脑电波信号进行独立成分分析,提取脑电波信号的Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波。

5. 根据权利要求2所述的睡眠辅助方法,其特征在于,所述从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息的步骤包括:

提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的幅度值;

根据所述Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的幅度值分别计算Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量值;

根据所述Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量值计算能量分布密度。

6. 根据权利要求1所述的睡眠辅助方法,其特征在于,所述识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性的步骤包括:

对心电信号进行经验模态分解得到本征模函数,根据所述本征模函数识别心电信号中的R波;

采用差分阈值搜索方法确定心电信号的阈值;

利用所述阈值在所述心电信号上进行搜索,将心电信号的最大值作为第一个R波的位置;

在所述心电信号上逐个搜索每个R波的位置,并计算相邻两个R波的RR间期;

根据所述RR间期确定所述心电信号的心率变异性。

7. 根据权利要求1所述的睡眠辅助方法,其特征在於,还包括:

根据输入的脑电特征参数和心电特征参数建立SVM回归模型;

提取所述脑电特征参数和心电特征参数的特征信息作为训练样本;

将所述训练样本输入到SVM回归模型并结合输入的评分值进行SVM训练,得到所述睡意深度检测模型。

8. 根据权利要求1所述的睡眠辅助方法,其特征在於,根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放的步骤包括:

建立用户的睡眠辅助内容切换表,用于记录所述用户的睡眠辅助内容的播放切换规则;

根据所述睡意深度等级从睡眠辅助内容切换表中选择对应的睡眠辅助内容向所述用户进行播放;

在播放结束后,读取用户的睡意深度等级,并根据该睡意深度等级对所述睡眠辅助内容切换表进行更新。

9. 根据权利要求8所述的睡眠辅助方法,其特征在於,所述建立用户的睡眠辅助内容切换表的步骤包括:

建立存储睡眠辅助内容的睡眠辅助内容库,所述睡眠辅助内容包括音乐、语音指导或催眠引导词;

将所述睡眠辅助内容库中的睡眠辅助内容对测试用户进行播放,获取测试用户的睡意深度等级,并利用所述睡意深度等级对该睡眠辅助内容进行标记;

根据标记的睡眠辅助内容形成通用切换规则表,包括睡眠辅助内容的名称、初期睡意深度等级、末期睡意深度等级和内容时长;

根据所述通用切换规则表建立各个用户的睡眠辅助内容切换表。

10. 一种睡眠辅助系统,其特征在於,包括:

提取模块,用于从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;

计算模块,用于获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;

识别模块,用于将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;

播放模块,用于根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放。

11. 一种睡眠辅助装置,其特征在於,包括:终端和电极,所述电极用于采集睡眠辅助对象的生物电信号,并传输至终端;

所述终端被配置为执行权利要求1至9任一项所述睡眠辅助方法的步骤。

12. 一种计算机设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在於,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至9任意一项所述的睡眠辅助方法。

13. 一种计算机存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在於,该程序被处理器执行

时实现如权利要求1至9任意一项所述的睡眠辅助方法。

睡眠辅助方法和系统、睡眠辅助装置

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠辅助技术领域,特别是涉及一种睡眠辅助方法和系统、睡眠辅助装置。

背景技术

[0002] 随着社会的发展,生活节奏的加快,工作压力的增加,运动量的缺乏或其他原因引起的烦躁、身心不安,导致失眠患者越来越多。噪音污染的与日俱增,失眠症的发生率呈上升的趋势,已严重影响到人的身心健康,使工作效率与生活质量下降。由此,治疗失眠便成为尤为迫切的事情。

[0003] 目前,治疗失眠的方法有很多种,药物治疗、心理疗法、饮食疗法和自我调节疗法等,药品在治病的同时也会给人体带来系列副作用,长期服用易导致肝、肾功能不良,精神混乱等,并对药物产生依赖性。心理疗法等也只能起到辅助治疗的作用。

[0004] 随着电子技术的快速发展,医学与电子技术相结合,市面上出现了辅助睡眠的电子仪器。这些电子仪器通过向用户播放睡眠辅助信息,以达到促进睡眠目的。

[0005] 但是本发明的发明人在实际使用当中发现至少存在如下问题:由于播放的睡眠辅助信息缺乏科学性,对于不同用户来说,这些电子仪器往往无法带来稳定的睡眠辅助效果。

发明内容

[0006] 基于此,有必要针对现有电子仪器无法带来稳定的睡眠辅助效果的问题,提供一种睡眠辅助方法和系统。

[0007] 一种睡眠辅助方法,包括:

[0008] 从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;

[0009] 获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;

[0010] 将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;

[0011] 根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放。

[0012] 一种睡眠辅助系统,包括:

[0013] 提取模块,用于从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;

[0014] 计算模块,用于获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;

[0015] 识别模块,用于将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;

[0016] 播放模块,用于根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容

向所述睡眠辅助对象进行播放。

[0017] 上述睡眠辅助方法和系统,通过提取并计算睡眠辅助对象的脑电波的能量特征信息;结合睡眠辅助对象的心电信号的R波的特征信息和心率变异性;输入到预先训练的睡意深度检测模型中识别睡意深度等级;依据睡意深度等级来选择睡眠辅助内容进行播放。利用了睡眠辅助对象的微弱电生理信号的变化特性,设计了睡意深度等级的参考指标,通过该参考指标导入不同的睡眠辅助内容,提高了所播放的睡眠辅助信息的科学性,增强了电子仪器的睡眠辅助效果。

[0018] 另外,还有必要针对现有电子仪器无法带来稳定的睡眠辅助效果的问题,提供一种睡眠辅助装置、计算机设备和计算机存储介质。

[0019] 一种睡眠辅助装置,包括:终端和电极,所述电极用于采集睡眠辅助对象的生物电信号,并传输至终端;

[0020] 所述终端被配置为执行所述睡眠辅助方法的步骤。

[0021] 上述睡眠辅助装置,终端通过上述睡眠辅助内容的播放方法,提高了睡眠辅助内容的科学性,增强了睡眠辅助效果。

[0022] 一种计算机设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现所述的睡眠辅助方法。

[0023] 上述计算机设备,通过所述处理器上运行的计算机程序,提高了睡眠辅助内容的科学性,增强了睡眠辅助效果。

[0024] 一种计算机存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该程序被处理器执行时实现所述的睡眠辅助方法。

[0025] 上述计算机存储介质,通过其存储的计算机程序,提高了睡眠辅助内容的科学性,增强了睡眠辅助效果。

附图说明

[0026] 图1为一个实施例的睡眠辅助方法流程图;

[0027] 图2是脑电切片示意图;

[0028] 图3是心电信号示意图;

[0029] 图4为一个实施例的睡眠辅助系统结构示意图;

[0030] 图5为一个实施例的睡眠辅助装置结构示意图。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图阐述本发明的睡眠辅助方法和系统的实施例。

[0032] 本发明实施例的方案相应的终端上,这里的终端可以是智能手机、平板电脑、PDA(Personal Digital Assistant,个人数字助理)、个人电脑等。所述终端具备播放视音频信息等功能,可以搭配耳机等设备,进行内容播放。

[0033] 参考图1所示,图1为一个实施例的睡眠辅助方法流程图,包括:

[0034] S10,从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;

[0035] 此步骤中,睡眠辅助对象(用户)的可以是进行睡眠辅助的用户,在睡眠辅助过程

中,通过相关器件提取到脑电信号,并提取到脑电信号中的脑电波,并以此脑电波计算其能量特征信息。作为实施例,所述能量特征信息可以包括能量值及其能量分布密度。

[0036] 具体的,可以提取睡眠辅助对象的脑电的Delta (δ)、Theta (θ)、Alpha (α)、Beta (β)、Gamma (γ)波,并计算该Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量特征信息。

[0037] 在一个实施例中,所述S10的提取睡眠辅助对象的脑电的Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波,并计算得到Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量及其能量分布密度的步骤,可以包括如下:

[0038] S101,对所述脑电信号进行预处理得到脑电切片;

[0039] 如图2所示,图2是脑电切片示意图;可以先对原始脑电信号进行去平均、抑制基线漂移、去除肌电/眼电伪迹等,去除高于100Hz脑电信息等预处理,对脑电信号进行滑动切片。

[0040] S102,从所述脑电切片提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波;

[0041] 可以针对预处理得到的脑电切片,采用小波变换和独立成分分析相结合的方法,提取其中脑电信号的Delta (0.5~3Hz)、Theta (3~7Hz)、Alpha (8~13Hz)、Beta (14~17Hz)、Gamma (34~Hz)波。

[0042] 对于所述步骤S102的从所述脑电切片提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的步骤,可以包括如下:

[0043] (1)对脑电切片中的脑电信号进行中心化和白化处理;

[0044] (2)对所述脑电信号进行小波变换获取各分辨率下的小波系数,对小波系数进行折中阈值处理,并进行逆小波变换得到多个脑电波信号;

[0045] 具体的,对脑电信号进行小波变换,获得各分辨率下的小波系数,对小波系数进行折中阈值处理,进行逆小波变换得到多个脑电波信号。

[0046] (3)依次对各个脑电波信号进行独立成分分析,提取脑电波信号的Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波。

[0047] 具体的,选择一个具有单位范数的初始化(可随机选取)向量 w 。根据式子 $w \leftarrow E\{zg(w^T z)\} - E\{g'(w^T z)\}w$ 更新 w ;其中, $w^T z$ 为 z 在 w 上的投影。

[0048] 然后标准化 $w: w \leftarrow w / \|w\|$,对于多个独立分量,每一次提取一个独立分量后从观测信号中减去该独立分量,重复更新 w 的步骤,直至所有分量都提取完成为止。其中, E 为数学期望, g 可以是任意的非二次函数; g' 表示函数 g 的倒数; zg 表示函数 g 的 z 变换;

[0049] 从观测信号中减去该独立分量的方法可以如公式(1)所示:

$$[0050] \quad w_{p+1} = w_{p+1} - \sum w_{p+1}^T w_j w_j$$

$$[0051] \quad w_{p+1} = \frac{w_{p+1}}{\sqrt{w_{p+1}^T w_{p+1}}} \quad (1)$$

[0052] 假设已经估计了 P 个分量,当相邻两次的 w 变化很小或者没有变化时,可认为 $y = s$,迭代过程结束;其中, w_j 表示第 j 个 w 向量, w_{p+1} 表示第 $p+1$ 个 w 向量, T 表示转置运算; s 和 y 是具有相同均值和协方差矩阵的高斯变量,在此处表示 s 表示源信号, y 表示经过独立分析之后的信号;

[0053] 利用独立成分分析和小波变换相结合的方法,依次提取得到脑电的独立分量

Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波。

[0054] S103,分别提取Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的幅度值;

[0055] 具体的,通过提取得到的Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波,数值代表幅度A,T=1/f_s,因此可以表示为A(t);Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波分别为A1(t)~A5(t)。

[0056] S104,根据Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的幅度值和频率值计算Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量及其能量分布密度;

[0057] 具体的,对于计算能量P,可以如公式2所示,其中积分范围为-T/2到T/2。那么Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量分别为P1~P5,此时能量P1~P5就代表Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波信号;对于计算能量分布密度S,如公式3所示,其中, $\omega = 2\pi f = 2\pi/T$,f为频率,T=1/f;那么Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma波的能量分布密度分别为S1~S5;

$$[0058] \quad P = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |A(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} |A_r(\omega)|^2 d\omega \quad (2)$$

$$[0059] \quad S(\omega) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} |A_r(\omega)|^2 \quad (3)$$

[0060] 其中,S(ω)为角频率 ω 对应的能力密度, $\omega = 2\pi f = 2\pi/T$ 为角频率,f为频率,T=1/f为时间常数,A表示幅度。

[0061] S20,获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;

[0062] 作为实施例,所述R波的特征信息可以包括RR间期和R波幅度;参考图3所示,图3是心电信号示意图,实际采集获得的心电信号包含各种噪声,波形粗糙,不光滑,导致QRS波中的有用信息难以被提取。

[0063] 因此,可以采用低通数字滤波器(巴特沃斯滤波器)进行低通滤波,滤除高频噪声(一般300Hz以上),从而得到心电信号中的QRS波。

[0064] 在一个实施例中,所述步骤S20的识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性的步骤,可以包括如下:

[0065] S201,对心电信号进行经验模态分解得到本征模函数,根据所述本征模函数识别心电信号中的R波;

[0066] 具体的,采用经验模态对心电信号进行分解。假设经滤波后的心电信号为x(t),对其进行三尺度的经验模态分解(EMD),得到三个表征信号特征时间尺度的本征模函数(简称1MF),分别为1MF1、1MF2、1MF3和残量R,其中1MF1、1MF2和1MF3用于R波识别,那么心电信号可以表示为公式(4)所示。

$$[0067] \quad x = 1MF1 + 1MF2 + 1MF3 \quad (4)$$

[0068] S202,采用差分阈值搜索方法确定心电信号的阈值;

[0069] 具体的,可以采用差分阈值法求得心电信号的阈值D;差分阈值基本原理如公式(5)所示,假设初始阈值 $D_0 = \lambda * \text{Deriv}$ ($0 < \lambda < 1$),本实施例中 $\lambda = 0.6$ 。

$$[0070] \quad \text{Deriv} = 0.125 \times [2 \times x(i-3) + x(i-2) - x(i-1) - 2 \times x(i)] \quad (5)$$

[0071] 其中,x为采样点,i=4,5,6……。

[0072] S203,利用所述阈值在所述心电信号上进行搜索,将心电信号的最大值作为第一

个R波的位置；

[0073] 采用阈值搜索法确定第一个R波的位置 T_1 。在原始信号 $x(t)$ 上搜索第一个比 D_0 大的作为第一个R波的初始位置 T_{10} ，在R波的初始位置前后12个采样点之间计算原始信号的最大值，作为R波的位置 T_1 ，R波幅值为 R_A 。

[0074] S204，在所述心电信号上逐个搜索每个R波的位置，并计算相邻两个R波的RR间期；

[0075] 具体的，逐个搜索每个R波的位置，根据公式(6)进行阈值搜索，通常 $\mu=0.4$ ，根据心电信号每次搏动的一般最小间隔为400ms，在搜索到一个R峰的位置后，在400ms之内不会出现第二个R波的位置，每搜索到一个R波的初始位置，再在其前后12个采样点之间计算原始信号 $x(t)$ 的最大值，作为R波的位置 T_n 。

$$[0076] \quad D = \mu \cdot D + \mu \cdot RA \quad (6)$$

[0077] 由此，可以计算得到相邻两个R波的间距RR，即RR间期，如公式(7)所示：

$$[0078] \quad RR = T_n - T_{n-1} \quad (7)$$

[0079] S205，根据所述RR间期确定所述心电信号的心率变异性；具体的，心率变异性HRV通常用相邻RR间期差值均方根来表示，如公式(8)所示：

$$[0080] \quad HRV = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{j+1} - RR_j)^2} \quad (8)$$

[0081] 上述技术方案，提出了一种改进的差分阈值方法，识别心电信号中的R波，并根据提取得到的R波，便于计算RR间期、R波幅度和心率变异性。

[0082] S30，将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别，得到睡意深度等级；

[0083] 此步骤中，利用预先训练的睡意深度检测模型对能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性进行识别，从而可以得到睡眠辅助对象的当前睡意深度。这里输入到睡意深度检测模型的是同一时刻的能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性，即满足时间相等的特性。

[0084] 睡意是人体从清醒过渡到睡眠的一种状态，其表现有注意力不集中、反应时间变长以及动作不协调等，在进入睡眠过程中，脑电信号、心电信号、眼电信号、肌电信号、皮肤电阻和呼吸等微弱电生理信号会发生变化。因此，在此通过脑电信号和心电信号中提取的参数，进行睡意识别。

[0085] 如前述实施例，可以将上述特征($P1 \sim P5$ 、 $S1 \sim S5$ 、 R_A 、 RR 、 HRV)输入到已经训练好的睡意深度检测模型中，得到综合睡意评分。对于所述预先训练的睡意深度检测模型，可以是针对于睡意评分而预先训练的检测模型，作为实施例，所述睡意深度检测模型的训练过程可以包括如下：

[0086] 首先根据输入的脑电特征参数和心电特征参数建立SVM回归模型，然后提取所述脑电特征参数和心电特征参数的特征信息作为训练样本；最后将所述训练样本输入到SVM(Support Vector Machine, 支持向量机)回归模型并结合输入的评分值进行SVM训练，得到所述睡意深度检测模型。

[0087] 在实施过程中，可以根据输入的脑电特征参数、心电特征参数，通过训练样本建立SVM回归模型，并作用于测试样本输出检测结果，实现睡意识别；训练原理可以如下：

[0088] 针对给定样本对 $\{(x_i, y_i), x_i \in R^n, y_i = \{0, 1, 2, \dots, 100\}\}$ ， x_i 为训练样本， x 为待判

决样本,选取RBF核函数,如公式(9)所示。

$$[0089] \quad K(x, x_i) = \exp(-\gamma * ||x - x_i||^2) \quad (9)$$

[0090] 其中, γ 为RBF核函数的宽度,是SVM中重要的可调参数;然后,将提取得到的特征作为训练SVM模型的输入样本X,将输入的评分值(可以是专家评分)得到的睡意作为标准,即SVM回归模型的输出Y;(X,Y)共同组成SVM回归模型的训练样本对,进行SVM训练得到睡意深度检测模型,将提取得到的特征作为训练睡意深度检测模型的输入样本X输入模型,进行睡意识别,识别得到睡意深度等级;一般情况下,睡意深度等级可以取值为0~100的整数。

[0091] S40,根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放;

[0092] 此步骤中,根据睡意深度等级,可以精准地选取最适合用户的睡眠辅助内容,对睡眠辅助对象进行播放。

[0093] 作为实施例,所述S40的根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放的步骤,可以包括如下:

[0094] S401,建立用户的睡眠辅助内容切换表,用于记录所述用户的睡眠辅助内容的播放切换规则,包括播放内容、睡意评分值和音量变化规则。

[0095] 对于建立用户的睡眠辅助内容切换表过程,可以包括如下:

[0096] 首先在云端建立睡眠辅助内容库,睡眠辅助内容包括音乐、语音指导或催眠引导词。

[0097] 然后将所述睡眠辅助内容对测试用户进行播放,获取测试用户的睡意深度等级,并利用所述睡意深度等级对该睡眠辅助内容进行标记;

[0098] 最后根据标记的睡眠辅助内容形成通用切换规则表,包括睡眠辅助内容的名称、初期睡意深度等级、末期睡意深度等级和内容时长;再根据所述通用切换规则表建立各个用户的睡眠辅助内容切换表。

[0099] S402,根据所述睡意深度等级从睡眠辅助内容切换表中选择对应的睡眠辅助内容向所述用户进行播放。

[0100] S403,在播放结束后,读取用户的睡意深度等级,并根据该睡意深度等级对所述睡眠辅助内容切换表进行更新。

[0101] 如上述实施例的方案,在应用过程当中,可以先建立基于睡意深度等级的睡眠辅助内容通用切换规则;然后建立各个用户的基于睡意深度等级的睡眠辅助内容个性化切换规则。

[0102] (1)首先,建立云端的睡眠辅助内容库,包括音乐、语音指导、催眠引导等内容;然后,通过一批测试用户使用该睡眠辅助内容库的睡眠辅助内容进行测试,并对所有睡眠辅助内容进行规则标记,并对所有已经标记的睡眠辅助内容及其切换规则进行选择测试,得到睡眠辅助内容切换规则库。并最终形成一个睡眠辅助内容切换通用表,表上可以记录所有睡眠辅助内容相关信息,适用于新用户进行初次使用;例如,可以包括睡眠辅助内容曲目、初期睡意状态、末期睡意状态、内容时长等,其中睡意状态可以采用睡意深度等级标记。

[0103] (2)睡眠辅助的目标是提高用户的睡意深度等级,因此,对于每个使用的用户而言,可以针对其设置独立的睡眠辅助内容个性化切换规则。实施的步骤可以如下:

[0104] Step1:用户登录睡眠辅助内容切换规则库;

[0105] Step2:分析睡眠辅助内容切换规则库内是否存在含有该用户的用户名的睡眠辅助内容切换表;若是,则跳到Step4,否则跳到Step3;

[0106] Step3:为该用户建立一张新的睡眠辅助内容切换表,基于睡眠辅助内容切换通用表更新该表,包含用户名,睡眠辅助内容切换规则采用睡眠辅助内容切换通用表的通用规则,在该用户后续使用过程中,不断更新为用户自身的切换规则。

[0107] Step4:基于用户当前的睡意深度等级 G_i ($i=1,2,\dots,100$),结合用户的睡眠辅助内容切换表,从睡眠辅助内容库里找到表中睡意深度等级最高的睡眠辅助内容曲目,结合音量变化规则,以合适的音量播放给用户。

[0108] Step5:在播放结束,记录用户当前的睡意深度等级,并重新更新该曲目的切换规则,为用户个性化的切换规则。

[0109] Step6:重复Step4~Step5,直到用户的睡意维持在一定睡意深度等级(如80~100)一段时间,时间阈值可由用户自行更改,设置默认值 T 。

[0110] 上述技术方案,根据睡意深度等级进行睡眠辅助内容的选择、标记和播放,能够精准地选取最适合用户的睡眠辅助内容,搭配耳机,播放给用户,帮助使用者放松身心,缓解焦虑抑郁,陶冶情操、改善个性弱点、消除心理行为障碍、保持心理和躯体健康。而且实现实时反馈的睡眠辅助,从而使得用户在后续使用过程中,能够保持得到最适合的睡眠辅助内容。

[0111] 参考图4所示,图4为一个实施例的睡眠辅助系统结构示意图,包括:

[0112] 提取模块10,用于从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波,并计算所述脑电波的能量特征信息;

[0113] 计算模块20,用于获取睡眠辅助对象的心电信号,识别心电信号中的R波,计算R波的特征信息和心率变异性;

[0114] 识别模块30,用于将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;

[0115] 播放模块40,用于根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容,将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放。

[0116] 本发明的睡眠辅助系统与本发明的睡眠辅助方法一一对应,在上述睡眠辅助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辅助系统的实施例中,特此声明。

[0117] 本发明实施例提供一种睡眠辅助装置、计算机设备和计算机存储介质。

[0118] 一种睡眠辅助装置,包括:终端和电极,所述电极用于采集睡眠辅助对象的生物电信号,并传输至终端;所述终端被配置为执行上述任意实施例的睡眠辅助方法的步骤。

[0119] 参考图5所示,图5为一个实施例的睡眠辅助装置结构示意图;图中示出了采用智能平板的方案,通过智能平板连接一个电极,智能平板可以以APP形式安装一个程序,该程序执行上述任意实施例的睡眠辅助方法的步骤;从而实现向睡眠辅助对象播放科学性更强的睡眠辅助信息,具有较好的睡眠辅助效果。

[0120] 作为实施例,该睡眠辅助装置也可以通过智能手机/PDA等终端上实现,也可以通过个人电脑来实现。

[0121] 在一个实施例中,既可以利用单台设备实现,也可以如图5中所示,利用终端与服务器结合来实现,亦即,各个用户的终端连接到云端的服务器,在服务器上存储用户的睡眠

辅助内容切换表,在用户开始使用后,根据用户的相关信息从睡眠辅助内容切换表选择睡眠辅助内容,在终端播放结束后,对睡眠辅助内容切换表的播放切换规则进行更新等操作。

[0122] 为此,以下提供在服务器上对睡眠辅助内容数据进行处理的过程,包括如下:

[0123] 首先,生成用户的睡眠辅助内容切换表,其中,睡眠辅助内容切换表用于记录所述用户的睡眠辅助内容及其播放切换规则,所述睡眠辅助内容存储在内容库中。

[0124] 建立睡眠辅助内容的内容库;利用所述内容库中的睡眠辅助内容对测试用户进行播放,获取测试用户的睡意深度等级,并利用所述睡意深度等级对该睡眠辅助内容进行标记;根据标记的睡眠辅助内容形成规则库,并得到一张通用切换规则表;根据所述通用切换规则表建立各个用户的睡眠辅助内容切换表存储到所述规则库中。

[0125] 其次,获取所述用户的当前睡意深度等级,根据所述当前睡意深度等级从睡眠辅助内容切换表中选择对应的睡眠辅助内容发送至所述用户的客户端进行播放;

[0126] 对于获取用户的当前睡意深度等级的方法,具体的,从所述用户的睡眠辅助内容切换表中选择睡意深度等级最高的睡眠辅助内容;从内容库获取相应的睡眠辅助内容发送至用户的客户端进行播放;其中,所述客户端检测用户电生理信号并输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别,得到睡意深度等级;接收所述用户的客户端反馈的睡意深度等级。

[0127] 进一步的,当所述规则库不存在所述用户的睡眠辅助内容切换表时,从预存的通用切换规则表中选择睡意等级最高的睡眠辅助内容;建立该用户的睡眠辅助内容切换表,并根据所述通用切换规则表设置睡眠辅助内容切换表的切换规则。

[0128] 对于客户端进行播放睡眠辅助内容的方法,具体的,基于用户的当前睡意深度等级,从睡眠辅助内容切换表中选择睡意深度等级最高的睡眠辅助内容,结合音量变化规则,发送至所述用户的客户端;所述客户端依据所述音量变化规则以相应的音量进行播放。

[0129] 然后,在播放结束后,接收所述用户反馈的睡意深度等级,并根据该睡意深度等级对所述睡眠辅助内容切换表的播放切换规则进行更新。

[0130] 具体的,在用户的客户端播放睡眠辅助内容后,接收所述用户的客户端反馈的睡意深度等级;若该反馈的睡意深度等级未达到设定的睡意深度阈值范围,对该段睡眠辅助内容的播放切换规则进行更新,形成新的睡眠辅助内容切换表。

[0131] 基于如上所述的示例,在一个实施例中还提供一种计算机设备,该计算机设备包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其中,处理器执行所述程序时实现如上述各实施例中的任意一种睡眠辅助方法。

[0132] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一非易失性的计算机可读存储介质中,如本发明实施例中,该程序可存储于计算机系统的存储介质中,并被该计算机系统至少一个处理器执行,以实现包括如上述各睡眠辅助方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)等。

[0133] 据此,在一个实施例中还提供一种存储介质,其上存储有计算机程序,其中,该程序被处理器执行时实现如上述各实施例中的任意一种睡眠辅助方法。

[0134] 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。

[0135] 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,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

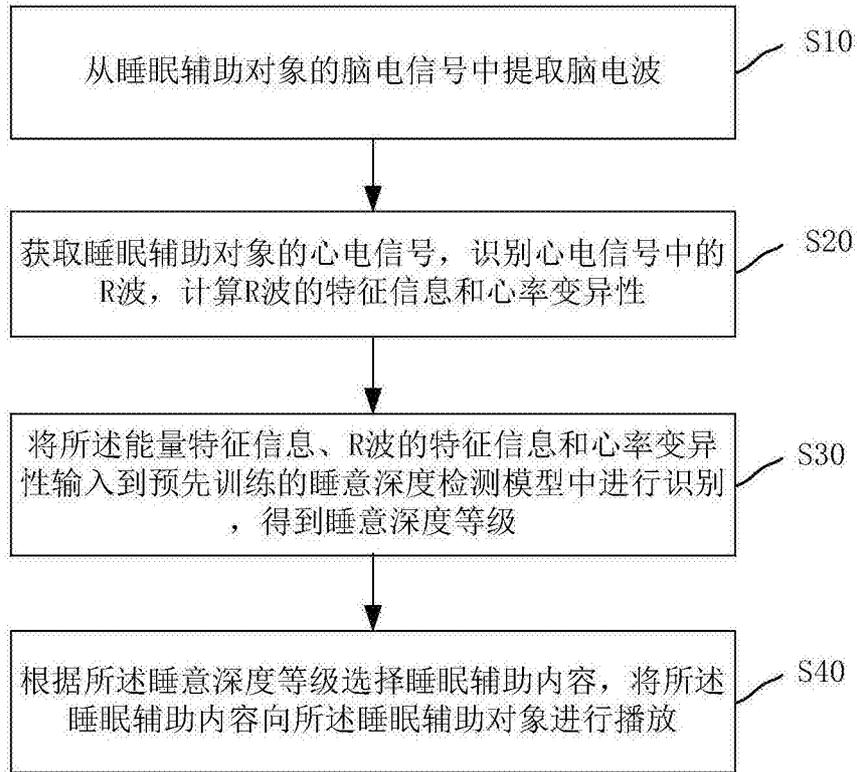


图1

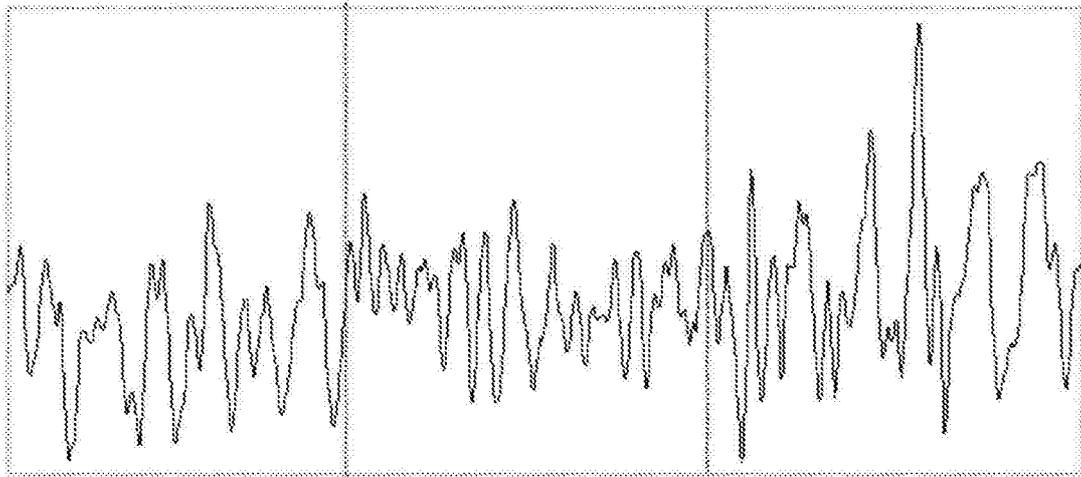


图2

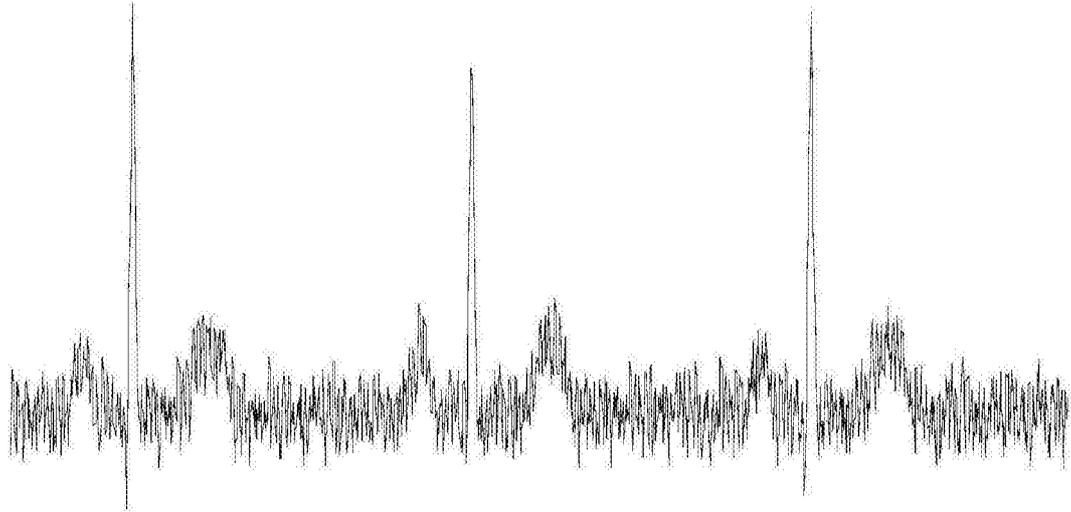


图3

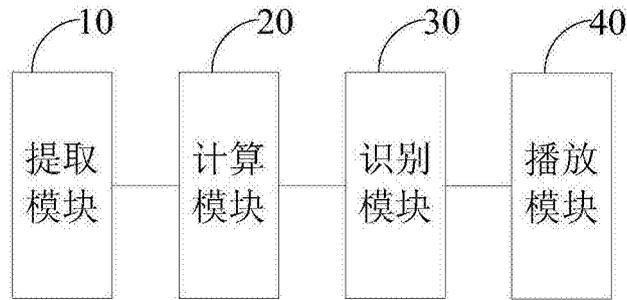


图4

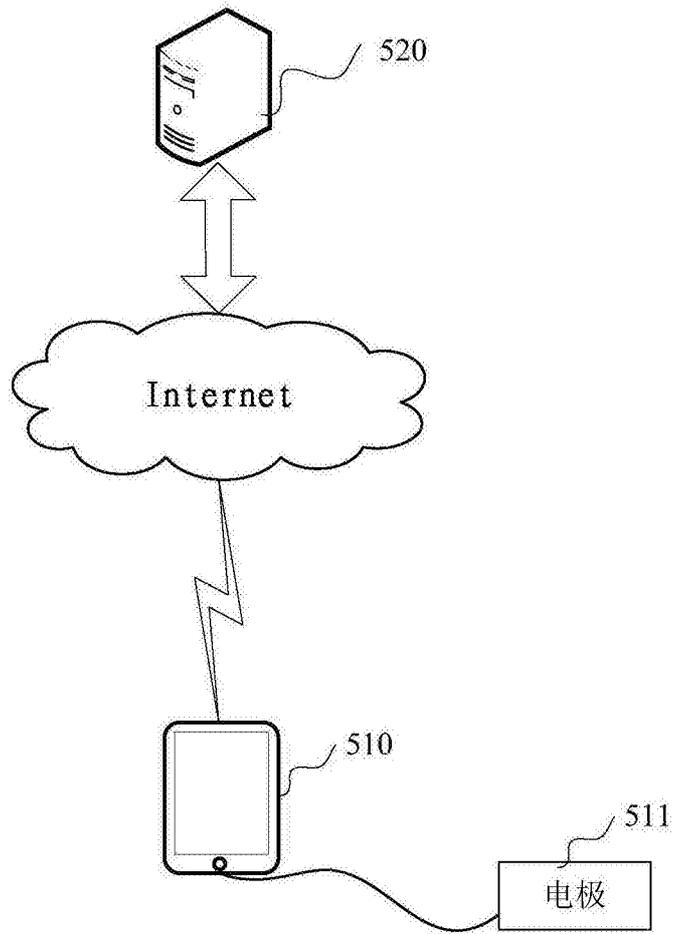


图5

专利名称(译)	睡眠辅助方法和系统、睡眠辅助装置		
公开(公告)号	CN107961429A	公开(公告)日	2018-04-27
申请号	CN201711217340.X	申请日	2017-11-28
[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	胡静 赵巍		
发明人	胡静 赵巍		
IPC分类号	A61M21/02 A61B5/0476 A61B5/0402 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/4806 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7253 A61M21/02 A61M2021/0027 A61M2021/005 G06K9/624		
代理人(译)	余永文		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠辅助方法和系统、睡眠辅助装置，属于睡眠辅助技术领域；所述方法包括：从睡眠辅助对象的脑电信号中提取脑电波，并计算所述脑电波的能量特征信息；获取睡眠辅助对象的心电信号，识别心电信号中的R波，计算R波的特征信息和心率变异性；将所述能量特征信息、R波的特征信息和心率变异性输入到预先训练的睡意深度检测模型中进行识别，得到睡意深度等级；根据所述睡意深度等级选择睡眠辅助内容，将所述睡眠辅助内容向所述睡眠辅助对象进行播放。该技术方案解决了现有电子仪器无法带来稳定的睡眠辅助效果的问题，提高了睡眠辅助信息的科学性，增强了电子仪器的睡眠辅助效果。

