



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106175699 B

(45)授权公告日 2019.08.13

(21)申请号 201610840417.8

A61B 5/0496(2006.01)

(22)申请日 2016.09.21

A61M 21/02(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106175699 A

(43)申请公布日 2016.12.07

(73)专利权人 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

(56)对比文件

CN 102114303 A,2011.07.06,

CN 104887190 A,2015.09.09,

CN 105105714 A,2015.12.02,

US 7860561 B1,2010.12.28,

US 2011160524 A1,2011.06.30,

CN 102247122 A,2011.11.23,

和卫星等.基于样本熵的睡眠脑电分期.《江苏大学学报》.2009,

审查员 陈雨羲

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

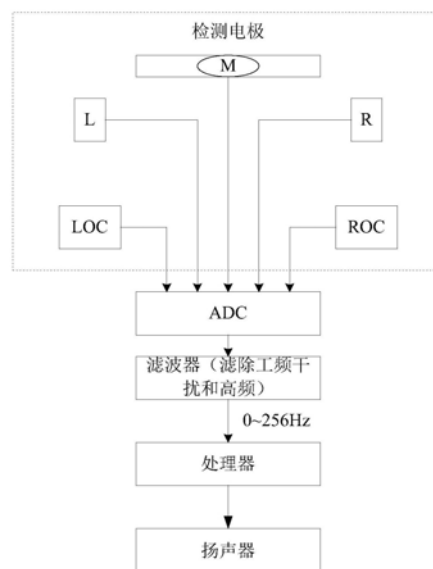
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

基于催眠术的智能辅助睡眠设备

(57)摘要

本发明涉及一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备,包括:检测电极、参考电极、模数转换器、滤波电路、扬声器以及处理器;检测电极、参考电极分别连接模数转换器,并依次通过模数转换器和滤波电路连接至处理器;检测电极用于检测用户在睡眠中的生物电信号;模数转换器将生物信号转换为数字信号,滤波电路对生物信号进行低频滤波后输入至处理器;处理器,用于采集生物电信号,根据生物电信号识别用户当前的睡眠状态;在用户当前为清醒状态时,播放预设的催眠引导词对用户进行催眠,并检测用户的催眠深度;当用户当前催眠深度达到预定的催眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠;扬声器,用于向用户播放声音。本发明可以有效地提高了辅助睡眠效果。



1. 一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,包括:检测电极、参考电极、模数转换器、滤波电路、扬声器以及处理器;

所述检测电极、参考电极分别连接模数转换器,并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至所述处理器;

所述检测电极用于检测用户在睡眠中的生物电信号;

所述模数转换器将生物信号转换为数字信号,所述滤波电路对生物信号进行低频滤波后输入至处理器;

所述处理器,用于采集所述生物电信号,根据所述生物电信号识别用户当前的睡眠状态;在用户当前为清醒状态时,播放预设的催眠引导词对用户进行催眠,并检测用户的催眠深度;当用户当前催眠深度达到预定的催眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠;

所述扬声器,用于向用户播放声音;

所述预定的催眠等级为第三级催眠深度;所述处理器,还用于判断用户当前催眠深度是否达到第三级催眠深度,当达到第三级催眠深度时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠;

其中,所述判断流程包括:在播放催眠引导词中多次插入靶刺激信息;将多次靶刺激出现后检测到的第一预设时间内的脑电信号相加求平均;检测第二预设时间范围内是否出现明显的正向波形;若是,判断用户当前催眠深度达到第三级催眠深度,否则判断用户当前催眠深度未达到第三级催眠深度。

2. 根据权利要求1所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,所述检测电极包括脑电电极和眼电电极;

所述脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号;

所述眼电电极用于采集用户在睡眠中的眼电信号;

所述处理器根据所述脑电信号和眼电信号识别用户当前的睡眠状态。

3. 根据权利要求1所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,所述处理器,还用于在用户当前催眠深度未达到预定的催眠等级时,继续播放催眠引导词,并持续检测用户的催眠深度,直至用户达到预定的催眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠。

4. 根据权利要求2所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,所述滤波电路,用于对所述生物电信号进行带通滤波并滤除工频干扰。

5. 根据权利要求1所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,所述滤波电路输出0-256Hz频段的信号。

6. 根据权利要求1所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,所述处理器用于从滤波后的脑电信号中提取信号特征,所述信号特征包括如下当中的一种或多种组合:

脑电信号中 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段的能量在总能量中的比例;

在一帧的时间内,脑电信号中 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;

脑电信号的信号基线变化的幅度;

脑电信号进行信号小波分解后,小波系数的均值、方差,峭度和斜度。

7. 根据权利要求6所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,其特征在于,所述脑电信号中 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段的能量在总能量中的比例表示为如下公式:

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

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

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

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

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。

8. 根据权利要求6所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备, 其特征在于, 所述在一帧的时间内, 脑电信号中 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表示为如下公式:

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

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

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

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

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。

9. 根据权利要求2所述的基于催眠术的智能辅助睡眠设备, 其特征在于, 所述处理器, 用于计算所述脑电信号的样本熵, 将该样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较, 若所述样本熵大于所述样本熵阈值, 则判定用户当前处于清醒状态。

基于催眠术的智能辅助睡眠设备

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助睡眠技术领域，特别是涉及一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备。

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。智能辅助睡眠是一种结合现代科技的睡眠方法，当被试者进入催眠状态后，其受暗示性明显提高，能与催眠师保持密切的感应关系，会不加批判地接受其暗示指示。将催眠术应用于辅助睡眠时，当催眠者被催眠师所催眠后，催眠师发出睡眠指令即可使被催眠者进入睡眠状态。与药物干预（安眠药）相比，基于催眠术的辅助睡眠对身体的副作用较小，比较适合日常应用。

[0003] 目前，市面上也较为常见的基于声音和光照的睡眠干预设备。光照刺激只适合唤醒，对于入睡不仅没有帮助。常见的声音刺激有白噪声和放松音乐等。催眠的声音干预对于不同人来说，效果并不一样，甚至适得其反，由于无法检测用户睡眠和催眠状态，从而影响了辅助睡眠效果。

发明内容

[0004] 基于此，有必要针对上述问题，提供一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备，有效地提高辅助睡眠效果。

[0005] 一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备，包括：

[0006] 一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备，其特征在于，包括：检测电极、参考电极、模数转换器、滤波电路、扬声器以及处理器；

[0007] 所述检测电极、参考电极分别连接模数转换器，并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至所述处理器；

[0008] 所述检测电极用于检测用户在睡眠中的生物电信号；

[0009] 所述模数转换器将生物信号转换为数字信号，所述滤波电路对生物信号进行低频滤波后输入至处理器；

[0010] 所述处理器，用于采集所述生物电信号，根据所述生物电信号识别用户当前的睡眠状态；在用户当前为清醒状态时，播放预设的催眠引导词对用户进行催眠，并检测用户的催眠深度；当用户当前催眠深度达到预定的催眠等级时，播放睡眠指令引导用户进入睡眠；

[0011] 所述扬声器，用于向用户播放声音。

[0012] 上述基于催眠术的智能辅助睡眠设备，通过识别用户的睡眠状态，再进行相应干预，避免错误干预影响用户睡眠，通过利用催眠内容辅助用户入睡，在设定催眠深度时引导用户入睡，既避免催眠深度过低导致起不到辅助入睡作用的现象，也避免了催眠深度过高带来的风险的情况，有效地提高了辅助睡眠效果。

附图说明

[0013] 图1为一个实施例的基于催眠术的智能辅助睡眠设备的结构示意图；

[0014] 图2为一个示例的处理器执行的智能辅助睡眠算法流程图。

具体实施方式

[0015] 下面结合附图阐述本发明的基于催眠术的智能辅助睡眠设备的实施例。

[0016] 参考图1所示,图1为一个实施例的基于催眠术的智能辅助睡眠设备的结构示意图,包括:检测电极、参考电极、模数转换器、滤波电路、扬声器以及处理器;

[0017] 所述检测电极、参考电极分别连接模数转换器,并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至所述处理器;

[0018] 所述检测电极用于检测用户在睡眠中的生物电信号;

[0019] 所述模数转换器将生物信号转换为数字信号,所述滤波电路对生物信号进行低频滤波后输入至处理器;

[0020] 所述处理器,用于采集所述生物电信号,根据所述生物电信号识别用户当前的睡眠状态;在用户当前为清醒状态时,播放预设的催眠引导词对用户进行催眠,并检测用户的催眠深度;当用户当前催眠深度达到预定的催眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠;

[0021] 所述扬声器,用于向用户播放声音。

[0022] 在一个实施例中,参考图1所示,所述检测电极包括脑电电极和眼电电极;所述脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号;所述眼电电极用于采集用户在睡眠中的眼电信号。图中,脑电电极一般是设置在用户的额头,即图中“M”,眼电电极设置在眼角位置,包括左右两个电极,即图中的“ROC”和“LOC”,参考电极设置在用户的耳垂,即图中“R”和“L”,模数转换器,即图中“ADC”。滤波电路主要是进行低通滤波和滤除工频干扰,为了适应于脑电信号和眼电信号的处理,滤波电路滤波后,输出0-256Hz频段的信号至处理器,处理器根据脑电信号和眼电信号识别用户当前的睡眠状态。

[0023] 本发明的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,结合利用催眠术和睡眠状态和催眠状态检测技术来实现。

[0024] 对于处理器,其执行功能主要包括(1)~(4)四个算法功能,以实现用户的睡眠辅助,具体解析如下:

[0025] (1)控制采集生物电信号:

[0026] 主要是通过检测电极检测用户的生物电信号,在采集生物信号时,一般是以30s为一帧进行采集,每帧作为一个样本,处理器后续对每帧脑电信号进行分析处理。

[0027] (2)根据生物电信号识别用户当前的睡眠状态:

[0028] 该算法功能是利用采集的生物电信号判断用户当前的睡眠状态,目的是要通过相关技术手段来识别用户当前是否处于睡着状态,如果睡着状态则不宜进行睡眠干预,否则容易起到反作用,影响用户的睡眠,如果处于清醒状态,则需要进行睡眠干预,引导用户进入睡眠状态。

[0029] 在一个实施例中,处理器在识别用户当前的睡眠状态中,可以执行如下算法流程:

[0030] (a)从滤波后的脑电信号中提取信号特征;

[0031] 对于上述信号特征,可以包括如下几种当中的一种或多种组合:

[0032] ①脑电信号中 δ 波频段, θ 波频段, α 波频段, β 波频段的能量在总能量中的比例;

[0033] ②在一帧的时间内, 脑电信号中 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;

[0034] ③脑电信号的信号基线变化的幅度;

[0035] ④脑电信号进行信号小波分解后, 小波系数的均值、方差, 峭度和斜度; 对于小波分解, 其分解的层数可以由信号的采样率决定, 为了分解出 δ 波 (0~4Hz), 当信号的采样率为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;

[0036] 经过小波分解后, 对 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段的信号进行重构。为了计算的方便, 其频段范围分别设置为[0.5Hz, 4Hz] (δ 频段), [4Hz, 8Hz] (θ 频段), [8Hz, 16Hz] (α 频段) 和[16Hz, 32Hz] (β 频段)。

[0037] 考虑到超过 β 频段的信号对睡眠分析没有帮助, 因此可以将信号的总能量 (p_{total}) 定义为 δ 频段、 θ 频段、 α 频段和 β 频段信号的能量之和。这四种频段的信号的能量之比利用如下公式进行计算:

$$[0038] \quad r_{\delta} = \sum (y_{\delta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0039] \quad r_{\theta} = \sum (y_{\theta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0040] \quad r_{\alpha} = \sum (y_{\alpha})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0041] \quad r_{\beta} = \sum (y_{\beta})^2 / p_{\text{total}}$$

$$[0042] \quad p_{\text{total}} = \sum (y_{\delta})^2 + \sum (y_{\theta})^2 + \sum (y_{\alpha})^2 + \sum (y_{\beta})^2$$

[0043] 其中, 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} 分别代表这四种频段的信号的能量在总能量的比例。

[0044] 由于临床上对睡眠状态进行分析时, 可以统计一帧 (一般为30秒) 内 δ 波、 θ 波、 α 波和 β 波的持续时间。因此在此可以利用如下公式来计算在各秒内能量占比最大的频段:

$$[0045] \quad c_{\delta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\delta}^i, f_{\delta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\delta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\delta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$[0046] \quad c_{\theta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\theta}^i, f_{\theta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\theta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\theta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$[0047] \quad c_{\alpha} = \sum_{i=1}^{30} f_{\alpha}^i, f_{\alpha}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\alpha}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\alpha}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

$$[0048] \quad c_{\beta} = \sum_{i=1}^{30} f_{\beta}^i, f_{\beta}^i = \begin{cases} 1, & \text{if } r_{\beta}^i = \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \\ 0, & \text{if } r_{\beta}^i \neq \max(r_{\delta}^i, r_{\theta}^i, r_{\alpha}^i, r_{\beta}^i) \end{cases}$$

[0049] 其中, 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。

[0050] (b) 根据所述信号特征识别用户当前的睡眠状态;

[0051] 该算法功能是利用训练睡眠状态识别模型来识别清醒状态或睡着状态, 如支持向量机模型, 在训练模型时, 采用Grid-test方法选择最优参数, 即利用惩罚因子C, 和rbf核的参数 σ , 参数的取值范围分别设置为C: $2^{-2} \sim 2^{12}$, σ : $2^{-2} \sim 2^{10}$, 同时调节这两个参数, 将识别率

最高的参数作为最优的参数,进而利用测试参数训练出睡眠状态识别模型。

[0052] 在一个实施例中,识别清醒状态的过程,可以包括如下:

[0053] 计算所述脑电信号的样本熵,将该样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较,若所述样本熵大于所述样本熵阈值,则判定用户当前处于清醒状态。

[0054] 其中,样本熵阈值的计算公式可以如下:

$$[0055] \quad \text{sampen_thre} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i + \frac{v}{n} \left(\sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i^2 - \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i \right)$$

$$[0056] \quad \text{sampen_val}_i = \text{sampen}(y[p_start:p_end])$$

$$[0057] \quad p_start = (i-1) * \text{time_length} * fs + 1$$

$$[0058] \quad p_end = t_start + \text{time_length} * fs - 1$$

$$[0059] \quad p_end < T * fs$$

[0060] 式中,其中sampen_thre为样本熵阈值,sampen_val_i为样本熵集合中第i个样本的样本熵,sampen为求样本熵的运算,其输入y[p_start:p_end]为脑电信号y在第p_start点开始到第p_end点为止的部分,time_length为计算样本熵的每个样本的时间长度,fs为脑电信号的采样率,T为开始采集脑电信号后的设定时间,v为设定参数。

[0061] 在上述计算方案中,参数v的取值非常重要,通过参数v可以控制识别准确率;因此,为了提高识别准确率,对于参数v取值可以通过如下公式计算:

[0062] 假设清醒状态时的样本熵的集合X服从标准正态分布,集合X中第i个元素表示为:

$$[0063] \quad X_i = \frac{\text{sampen_val}_i - u}{\sigma}, i = 1, \dots, n$$

$$[0064] \quad \text{其中}, u = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i, \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i^2 - \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i \right)}$$

[0065] 此时, $x = v$

$$[0066] \quad \text{根据标准正态分布函数的积分: } \Phi(x) = \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{t^2}{2}\right) dt = P(X \leq x)$$

[0067] 其中,P(X≤x)表示样本熵的集合X中的取值小于x的概率,由此可以计算,以T=300s,time_length=30s为例,当参数v=2.58时,样本熵集合X的值小于x的概率为99.5%。

[0068] 另外,在识别清醒状态时,也可以包括如下技术方案:

[0069] 在用户开始睡眠过程后,采集用户的实时眼电信号,对所述实时眼电信号进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到眼电信号,根据同一时刻脑电信号和眼电信号的相关性以及眨眼眼电波形的特征,在眼电信号上检测眨眼活动,当检测到眨眼活动时,判定用户当前处于清醒状态。

[0070] (3) 在用户当前为清醒状态时,播放预设的催眠引导词对用户进行催眠,并检测用户的催眠深度:

[0071] 该算法功能是基于前述技术手段的识别,在用户当前为清醒状态时,播放预设的催眠引导词对用户进行催眠,引导用户进入睡眠,并检测用户的催眠深度,从而监控到目前用户所处的被催眠状态。

[0072] 进一步地,当识别用户当前的睡眠状态为睡着状态时,暂停催眠干预;如上所述,

如果用户处于睡着状态,则不宜进行睡眠干预,否则容易起到反作用,避免影响睡眠质量。

[0073] (4) 当用户当前催眠深度达到预定的催眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠:

[0074] 在此,该算法功能是通过设定催眠等级,来引导用户达到该催眠等级,由于催眠不同深度对用户睡眠质量具有重要影响,因此,催眠必须要达到并确保在一个合适的深度范围内,在通过技术手段检测到设定的睡眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠状态。

[0075] 在一个实施例中,若用户当前催眠深度未达到预定的催眠等级,则处理器控制继续播放催眠引导词,并持续检测用户的催眠深度,直至达到预定的催眠等级时,播放睡眠指令引导用户进入睡眠。

[0076] 对于上述预定的催眠等级,一般选取第三级催眠深度,第三催眠深度能更好引导用户进入睡眠,第三级催眠深度时可以完全控制用户所有的肌肉系统,产生数字阻滞。

[0077] 如前面所述,可以选取第三级催眠深度,则播放睡眠指令引导用户进入睡眠,即需要判断用户当前催眠深度是否达到第三级催眠深度;

[0078] 所述第三级催眠深度判断策略,可以包括如下:

[0079] 在播放催眠引导词中多次插入靶刺激信息;

[0080] 将多次靶刺激出现后检测到的第一预设时间(一般取600ms)内的脑电信号相加求平均;

[0081] 检测第二预设时间范围(一般取300ms~500ms)内是否出现明显的正向波形;若是,判断用户当前催眠深度达到第三级催眠深度,否则判断用户当前催眠深度未达到第三级催眠深度。

[0082] 综合上述实施例,本发明的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,可以利用催眠技术来帮助用户入睡,适用范围更广,利用生物电信号识别催眠深度,能准确的识别当前催眠状态;实现了智能化的生物反馈功能;在准确的识别催眠状态的基础上,调用合适的催眠内容,避免打扰用户睡眠;并且在中等催眠深度时引导用户入睡,避免催眠深度过高带来的风险,也避免了催眠深度过低无法帮助入睡的作用。

[0083] 需要说明的是,本发明的技术,除了用于辅助睡眠外,还可以用于午休和日常放松等场景中。

[0084] 本发明的基于催眠术的智能辅助睡眠设备,还可以在处理器中设计如下智能辅助睡眠算法。

[0085] 参考图2所示,图2为一个示例的处理器执行的智能辅助睡眠算法流程图。

[0086] s1,提取用户的生物电信号;

[0087] s2,根据生物电信号对用户进行睡眠检测;

[0088] s3,判断用户是否处于睡着状态,若是,执行s4,否则执行s5;

[0089] s4,暂停干预;

[0090] s5,向用户播放催眠引导词;

[0091] s6,检测用户的催眠深度;

[0092] s7,判断用户是否处于第三级催眠深度,若是,执行s8,否则返回执行s5;

[0093] s8,播放睡眠指令,引导用户入睡,转去执行s2。

[0094] 上述算法形成循环流程,能够应用于相应智能设备(例如智能手机、平板等)上执

行,以辅助用户睡眠。

[0095] 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。

[0096] 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。

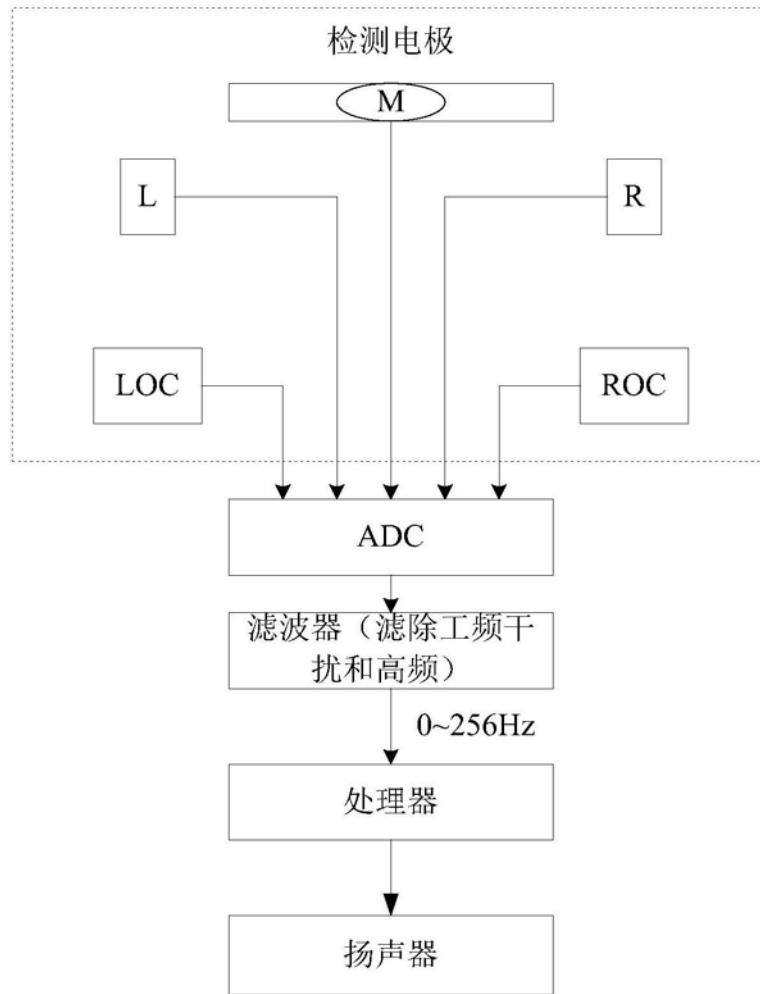


图1

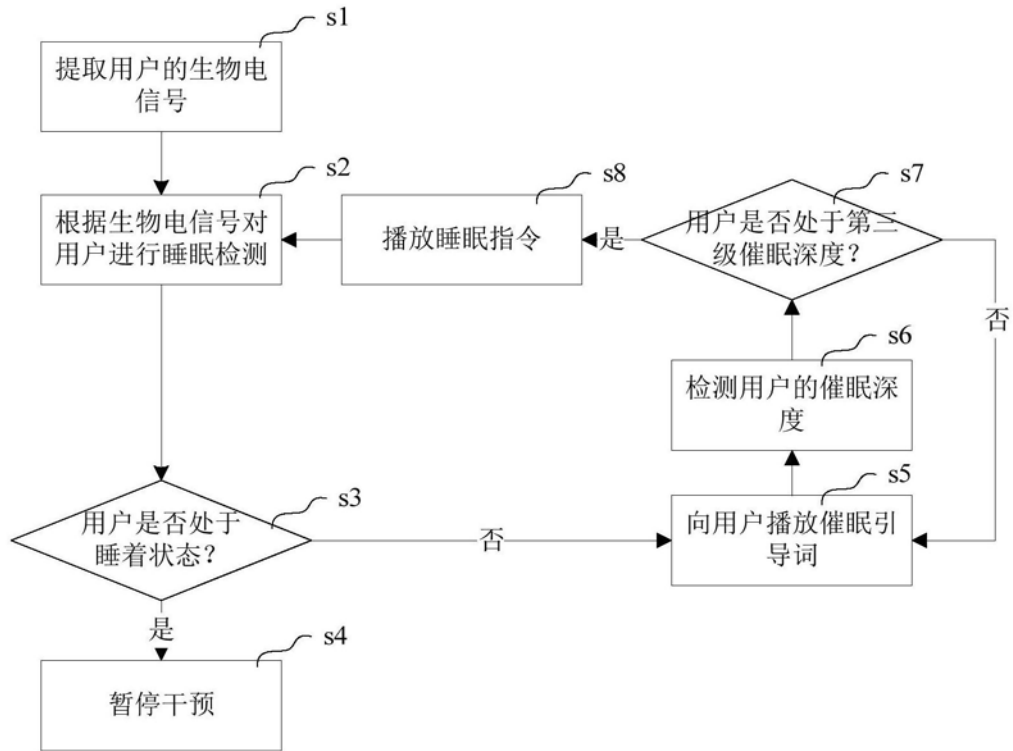


图2

专利名称(译)	基于催眠术的智能辅助睡眠设备		
公开(公告)号	CN106175699B	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201610840417.8	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	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0496 A61M21/02		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/4806 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4836 A61B5/6814 A61B5/6821 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/7253 A61M21/02 A61M2021/0027		
代理人(译)	潘桂生		
其他公开文献	CN106175699A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于催眠术的智能辅助睡眠设备，包括：检测电极、参考电极、模数转换器、滤波电路、扬声器以及处理器；检测电极、参考电极分别连接模数转换器，并依次通过模数转换器和滤波电路连接至处理器；检测电极用于检测用户在睡眠中的生物电信号；模数转换器将生物信号转换为数字信号，滤波电路对生物信号进行低频滤波后输入至处理器；处理器，用于采集生物电信号，根据生物电信号识别用户当前的睡眠状态；在用户当前为清醒状态时，播放预设的催眠引导词对用户进行催眠，并检测用户的催眠深度；当用户当前催眠深度达到预定的催眠等级时，播放睡眠指令引导用户进入睡眠；扬声器，用于向用户播放声音。本发明可以有效地提高了辅助睡眠效果。

