



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251801 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910372423.9

(22)申请日 2019.05.06

(71)申请人 广东工业大学

地址 510006 广东省广州市越秀区东风东  
路729号

(72)发明人 杨其宇 杨浩鸿 黄中铠 李明  
苏俊涛

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限  
公司 44102

代理人 林丽明

(51)Int.Cl.

A61M 21/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

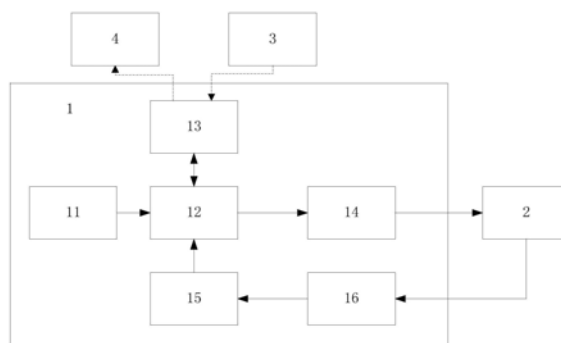
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统

(57)摘要

一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统，包括眼罩本体，眼罩本体内包括有人机交互模块、控制模块、刺激输出模块、传感器模块和信号分析模块，人机交互模块包括第一轻触开关；传感器模块实时采集用户生理电信号并将生理电信号传输至信号分析模块；信号分析模块提取多维睡眠数据特征；控制模块接收信号分析模块的数据后作出调节指令发送至刺激输出模块，刺激输出模块根据调节指令输出刺激信号从而促进睡眠。本发明基于人工智能方法的自动分类识别算法，从用户的脑电、眼电信号中辨识出人体睡眠状态，然后输出合适的特定波形，形成闭环反馈控制回路，改善异常脑电波，调节大脑神经递质和应激激素的分泌以快速缓解失眠问题，提高用户的睡眠质量。



1. 一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,包括眼罩本体,其特征在于,所述眼罩本体内包括有人机交互模块、控制模块、刺激输出模块、传感器模块和信号分析模块,其中,所述人机交互模块包括第一轻触开关,通过第一轻触开关能够启动或关闭系统;所述传感器模块实时采集用户生理电信号并将生理电信号传输至信号分析模块;所述信号分析模块运用信号处理技术和非线性动力学方法,提取有效的多维睡眠数据特征;控制模块接收信号分析模块的数据后作出调节指令发送至刺激输出模块,刺激输出模块根据调节指令输出对应的频率和电流强度的刺激信号。

2. 根据权利要求1所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,还包括通讯模块和移动终端,所述人机交互模块还包括第二轻触开关,通过第二轻触开关能够开启或关闭通讯模块,在移动终端设定睡眠模式后,经通讯模块接收并发送至控制模块中。

3. 根据权利要求2所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,所述传感器模块包括用于采集脑电信号的脑电采集单元以及用于采集眼电信号的眼电采集单元,采集生理电信号的过程中,自适应用户的皮肤阻抗。

4. 根据权利要求3所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,所述信号分析模块包括50Hz陷波器与IIR带通滤波器,其中利用50Hz陷波器去除采集到的生理信号的工频,再利用IIR带通滤波器分别提取与睡眠相关的脑电特征信号,包括 $\alpha$ 波(8~13Hz)、 $\beta$ 波(13~30Hz)、 $\theta$ 波(4~8Hz)、 $\delta$ 波(0.5~4Hz)、睡眠纺锤波(12~14Hz)。

5. 根据权利要求4所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,所述控制模块包括主控制器。

6. 根据权利要求5所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,在所述的主控制器中选用随机森林集成学习方法建立用户的睡眠质量综合评估模型,所述模型利用决策树作为弱分类器,使用基尼指数作为决策树的选择划分属性,共组成30个弱分类器,利用投票法的结合策略得出识别睡眠的时期结果;该模型以信号分析模块处理后的眼电信号以及脑电信号的特征值作为输入,控制模块对每30秒的视间窗口的信号进行特征处理。

7. 根据权利要求6所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,睡眠质量综合评估模型用到的特征值包括时域、频域以及时频域上多个特征,具体如下:

A. 时域特征:

采集到的眼电信号,根据幅值以及斜率等特征,提取眼球跳动次数、频率;利用采集到的原始脑电信号、提取的5种脑电特征信号,计算其平均值,标准差、峰度、最大值、最小值、过零率以及Petrosian分型系数(PFD):

$$PFD = \log_{10} k / (\log_{10} k + \log_{10}(\frac{k}{k + 0.4N_{\delta}}))$$

式中,k是脑电信号的采样个数, $N_{\delta}$ 是脑电信号的符号变换次数;

B. 频域特征:

对脑电信号以及其特征信号进行傅里叶变化,分别计算特征波形与整段信号的能量比值;

C. 时频域特征:

利用离散小波变换对脑电信号进行分析,其中 $x(t)$ 是脑电信号, $\psi$ 为小波基函数,选择symlet小波基:

$$\text{DWT}(j, k) = \frac{1}{\sqrt{|2^j|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t - 2^j k}{2^j}\right) dt$$

经过小波变换,得出细节系数以及近似系数,对近似系数再次进行小波分解,迭代进行3次,得到3个细节系数, $D_i(n)$ ,  $i=1\cdots 3$ ,对这3个细节系数分别求他们的平均值、标准差、峰度、以及PFD。

8. 根据权利要求7所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,所述睡眠质量综合评估模型得出使用者睡眠阶段,提取其睡眠质量评价指标的特征,使用专家系统作为刺激输出模块的控制模型,形成闭环反馈控制回路,其中,睡眠质量评价指标的获取是利用上述的睡眠质量综合评估模型识别出的睡眠阶段,记录使用者在这次睡眠中的睡眠阶段历史数据,从该时刻前面历史数据中,分析用户的睡眠结构,计算的特征包括浅睡、深睡、快速眼动睡眠的比例和分布、总睡眠时长,并且,根据从觉醒到浅睡、中睡、深睡到为快速眼动睡眠的睡眠周期次序,划分睡眠周期,统计睡眠周期数作为其中一个特征;把上面提取的睡眠特征作为专家系统的输入,该专家系统中的知识库包含了多种睡眠质量评价指标特征对应最佳刺激脉冲输出的知识规则,专家系统的推理机根据当前的输入特征数据,运用控制策略找到适用的刺激脉冲种类的规则,控制模块向刺激输出模块发送相应的刺激脉冲种类指令,及时调整刺激脉冲的输出。

9. 根据权利要求8所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,刺激输出模块的输出端采用压控恒流源,其输出端接触人体耳垂部位组织及颞骨。

10. 根据权利要求2至8任意一项所述的眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,其特征在于,所述通讯模块通过移动终端输入的用户需求和情况传达至控制模块,同时可以将信息整理后通过无线通讯的方式将信息上传至云端。

## 一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗电子领域,更具体地,涉及一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统。

### 背景技术

[0002] 良好的睡眠可以缓解人们一天的劳累,促进人体的新陈代谢。但随着生活节奏的加快、工作压力的激增等多种原因导致的失眠,已造成越来越多的人群处于亚健康状态。据世界卫生组织对14个国家两万余名在基层医疗就诊者调查发现,有27%的人有睡眠问题。中国睡眠研究会公布的调查结果显示,中国成年人失眠发生率为38.2%。

[0003] 目前,失眠疗法主要包括有药物治疗和非药物治疗。药物治疗的容易产生耐药性、成瘾性、阶段性反应及各种副作用;非药物治疗具有更持久的效果,是推荐的一线的、长期的治疗策略,非药物治疗借助外物对人体进行干预,比如利用声音、光照、磁刺激或者是电刺激等来对人体大脑进行影响,适当频率电刺激的会对人体脑电波产生一定的影响,进而调节人体脑电波使其出现睡眠状态时的脑波频率,从而让人快速进入睡眠状态。

[0004] 经颅微电流刺激疗法(Cranial Electrotherapy Stimulation,简称CES),是非药物治疗方法中的一种,能有效治疗焦虑、抑郁、失眠及儿童相关情绪障碍,其特点是疗效快、无副作用和依赖性。这种疗法通过夹在耳垂上的耳夹电极,刺激器输出微安级别的微电流刺激大脑,改善异常脑电波,调节大脑神经递质和应激激素的分泌,从而达到治疗失眠的目的。该疗法通过美国FDA认证、欧洲CE认证和中国药监局认证。

[0005] 但是目前基于经颅微电流刺激疗法的助眠仪有较大的缺陷:

[0006] 1、用户需要手动选择特定的刺激电流模式,这种手动选择模式缺乏科学性的指导,不能根据每个用户的特点进行自适应输出调整,不能有效地帮助失眠者提高睡眠质量。

[0007] 2、缺乏对人体睡眠生理信息的实时采集,缺乏闭环反馈通道,不能针脑电和眼电等生理信号实时调整刺激电流,助眠效果个体差异大。

[0008] 3、关于何时停止外刺激的问题,现有的助眠设备普遍采用定时停止的方式,不能做到实时根据用户的睡眠状态进行自适应停止,过短或过长的外刺激时间都不利于提高用户的睡眠质量。

### 发明内容

[0009] 本发明提供一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,可以自动选择特定的刺激电流模式、实时调整刺激电流以及自适应停止刺激。

[0010] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案如下:

[0011] 一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,包括眼罩本体,所述眼罩本体内包括有人机交互模块、控制模块、刺激输出模块、传感器模块和信号分析模块,其中,所述人机交互模块包括第一轻触开关,通过短按第一轻触开关启动系统,长按第一轻触开关关闭系统;所述传感器模块实时采集用户生理电信号并将生理电信号传输至信号分析模块;所述信号

分析模块运用信号处理技术和非线性动力学方法,提取有效的多维睡眠数据特征;控制模块接收信号分析模块的数据后作出调节指令发送至刺激输出模块,刺激输出模块根据调节指令输出对应的频率和电流强度的刺激信号从而促进睡眠。

[0012] 优选地,还包括通讯模块和移动终端,所述人机交互模块还包括第二轻触开关,短按第二轻触开关开启通讯模块,长按第二轻触开关关闭通讯模块,在移动终端设定睡眠模式后,经通讯模块接收并发送至控制模块中,所述的第一轻触开关和第二轻触开关均为 $3*6*2.5$ 轻触开关贴片,其参数为:绝缘电阻: $\geq 100M\Omega$ ,温度范围: $-3\sim+70^{\circ}C$ ,耐压:AC250V(50HZ)/min,额定负荷:50mA,动作力:100-350G,接触电阻: $\leq 0.03\Omega$ ;通讯模块为蓝牙通讯。

[0013] 优选地,所述传感器模块包括用于采集脑电信号的脑电采集单元以及用于采集眼电信号的眼电采集单元,采集生理电信号的过程中,自适应用户的皮肤阻抗。

[0014] 优选地,所述信号分析模块包括50Hz陷波器与IIR带通滤波器,其中利用50Hz陷波器去除采集到的生理信号的工频,再利用IIR带通滤波器分别提取与睡眠相关的脑电特征信号,包括 $\alpha$ 波(8~13Hz)、 $\beta$ 波(13~30Hz)、 $\theta$ 波(4~8Hz)、 $\delta$ 波(0.5~4Hz)、睡眠纺锤波(12~14Hz)。

[0015] 优选地,所述控制模块包括主控制器,其核心处理器可以进行一些复杂的计算和控制,同时其内部集成的ADC精度要求可以满足对于脑电信号和眼电信号的采集要求,使得能够胜任庞大的脑电以及眼电信号的处理任务,节省了外部ADC芯片的引入减少了外部电路的复杂度,使得电路能够尽量的达到最小化,实现设备可穿戴式。

[0016] 优选地,在所述的主控制器中选用随机森林集成学习方法建立用户的睡眠质量综合评估模型,所述模型利用决策树作为弱分类器,使用基尼指数作为决策树的选择划分属性,共组成30个弱分类器,利用投票法的结合策略得出识别睡眠的时期结果;该模型以信号分析模块处理后的眼电信号以及脑电信号的特征值作为输入,输出用户睡眠阶段的判断,控制模块对每30秒的视间窗口的信号进行特征处理。

[0017] 优选地,睡眠质量综合评估模型用到的特征值包括时域、频域以及时频域上多个特征,具体如下:

[0018] A. 时域特征:

[0019] 采集到的眼电信号,根据幅值以及斜率等特征,提取眼球跳动次数、频率;利用采集到的原始脑电信号、提取的5种脑电特征信号,计算其平均值,标准差、峰度、最大值、最小值、过零率以及Petrosian分型系数(PFD):

$$[0020] \quad PFD = \log_{10} k / (\log_{10} k + \log_{10}(\frac{k}{k + 0.4N_{\delta}}))$$

[0021] 式中,k是脑电信号的采样个数, $N_{\delta}$ 是脑电信号的符号变换次数;

[0022] B. 频域特征:

[0023] 对脑电信号以及其特征信号进行傅里叶变化,分别计算特征波形与整段信号的能量比值;

[0024] C. 时频域特征:

[0025] 利用离散小波变换对脑电信号进行分析,其中 $x(t)$ 是脑电信号, $\psi$ 为小波基函数,选择symlet小波基:

$$[0026] \quad \text{DWT}(j, k) = \frac{1}{\sqrt{|2^j|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t - 2^j k}{2^j}\right) dt$$

[0027] 经过小波变换,得出细节系数以及近似系数,对近似系数再次进行小波分解,迭代进行3次,得到3个细节系数, $D_i(n)$ ,  $i=1 \cdots 3$ ,对这3个细节系数分别求他们的平均值、标准差、峰度、以及PFD。

[0028] 优选地,所述睡眠质量综合评估模型得出使用者睡眠阶段,提取其睡眠质量评价指标的特征,使用专家系统作为刺激输出模块的控制模型,形成闭环反馈控制回路,其中,睡眠质量评价指标的获取是利用上述的睡眠质量综合评估模型识别出的睡眠阶段,记录使用者在这次睡眠中的睡眠阶段历史数据,从该时刻前面历史数据中,分析用户的睡眠结构,计算的特征包括浅睡、深睡、快速眼动睡眠的比例和分布、总睡眠时长,并且,根据从觉醒到浅睡、中睡、深睡到为快速眼动睡眠的睡眠周期次序,划分睡眠周期,统计睡眠周期数作为其中一个特征;把上面提取的睡眠特征作为专家系统的输入,该专家系统中的知识库包含了多种睡眠质量评价指标特征对应最佳刺激脉冲输出的知识规则,专家系统的推理机根据当前的输入特征数据,运用控制策略找到适用的刺激脉冲种类的规则,控制模块向刺激输出模块发送相应的刺激脉冲种类指令,及时调整刺激脉冲的输出,使得使用者的睡眠结构趋向正常,增长深度睡眠时间。

[0029] 优选地,刺激输出模块的输出端采用压控恒流源,其输出端接触人体耳垂部位组织及颞骨,从而达到自适应调节效果,刺激输出模块是直接作用于人体身上的模块之一,本系统的刺激效果与其刺激电流波形以及电流强度有关,但每个人的皮肤阻抗不一致,采用恒压输出的话会导致作用在人体的电流强度不可控。因此为保证输出电流可控,提高刺激效果的有效性,输出端采用压控恒流源,通过输入电压控制其输出电流,从而避免了由于人体的特异性和接触不良导致的输出电流不可控的情形。

[0030] 优选地,所述通讯模块通过移动终端输入的用户需求和情况传达至控制模块,同时可以将信息整理后通过无线通讯的方式将信息上传至云端,能够存储用户的脑电信息、眼电信息,完整记录上床时间,入睡时间,深浅睡眠时间,为使用者提供睡眠质量报告和脑电状态报告,分析脑电异常,做到测量、分析、预警、回顾以及存储为一体,如果发现有睡眠或脑电问题,能够及时提供一份睡眠质量报告和大脑健康报告反馈给使用者,让用户能够快速的了解身体精神状态。可选的,用户可将数据上传至云端,云端可对前端数据采集模块和移动监护终端进行反馈控制,可实现多用户集群数据的云端存储、数据分析结果分级推送、用户综合信息管理,并能根据数据处理结果由医生给出全面的医疗决策与服务。在这种设计模式中,云端不但为用户、医生和医院构建了一个公共的数据池,同时也为三者提供了技术共享与更好的专业服务。

[0031] 与现有技术相比,本发明技术方案的有益效果是:

[0032] 1. 用户适用性强。可以对使用者的皮肤阻抗进行自适应,能够根据实时采集监测用户的睡眠质量从而确定具体的刺激方案,自适应刺激电流输出,其助眠效果更佳,针对性更强,适用于不同的用户;

[0033] 2. 具备闭环反馈通道。采用脑电和眼电结合的生理信息采集,建立闭环反馈通道,实时调整刺激电流,避免单一模式刺激,判断睡眠状况更加准确;

[0034] 3. 自适应停止输出。根据用户的睡眠质量,做到实时根据用户的睡眠状态进行自

适应停止。

[0035] 4. 本发明基于小波变换、非线性动力学和基于参数优化的随机森林方法多参数判别睡眠状态算法,从用户的脑电、眼电等信号中辨识出人体睡眠状态,然后输出合适的特定波形,形成闭环反馈控制回路,改善异常脑电波,调节大脑神经递质和应激激素的分泌以快速缓解失眠问题,以快速缓解失眠问题,并且延长睡眠时间,能够有效提高用户的睡眠质量。同时能够检测、分析和记录脑电信息,智能参考专业的数据库,精确地监测脑电异常情况结果,及时为用户提供就医建议,提高脑部疾病的预防能力。为用户提供云服务,用户可以上传自行上传历史信息并保存。本发明通过实时监测睡眠时的脑电信号、眼电信号等,分析用户的生理活动状态和睡眠状态,控制助眠仪根据用户睡眠的不同阶段,输出相应的刺激电流波形,使得大脑快速进入到深度放松、无压力的潜意识状态,再进入深度睡眠,极大的提高了使用者的睡眠质量。

### 附图说明

[0036] 图1为一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统模块示意图;

[0037] 图中,1为眼罩本体、11为人机交互模块、12为控制模块、13为通讯模块、14为刺激输出模块、15为信号分析模块、16为传感器模块、2为人体、3为移动终端、4为云端。

### 具体实施方式

[0038] 附图仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0039] 为了更好说明本实施例,附图某些部件会有省略、放大或缩小,并不代表实际产品的尺寸;

[0040] 对于本领域技术人员来说,附图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。

[0041] 下面结合附图和实施例对本发明的技术方案做进一步的说明。

#### [0042] 实施例1

[0043] 本实施例提供一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统,如图1,包括眼罩本体1,所述眼罩本体1内包括有人机交互模块11、控制模块12、刺激输出模块14、传感器模块16和信号分析模块15,其中,所述人机交互模块11包括第一轻触开关,通过短按第一轻触开关启动系统,长按第一轻触开关关闭系统;所述传感器模块16实时采集用户生理电信号并将生理电信号传输至信号分析模块15;所述信号分析模块15运用信号处理技术和非线性动力学方法,提取有效的多维睡眠数据特征;控制模块12接收信号分析模块15的数据后作出调节指令发送至刺激输出模块14,刺激输出模块14根据调节指令输出对应的频率和电流强度的刺激信号从而促进睡眠。还包括通讯模块13和移动终端3,所述人机交互模块11还包括第二轻触开关,短按第二轻触开关开启通讯模块13,长按第二轻触开关关闭通讯模块13,在移动终端3设定睡眠模式后,经通讯模块13接收并发送至控制模块12中。

[0044] 所述传感器模块16包括用于采集脑电信号的脑电采集单元以及用于采集眼电信号的眼电采集单元,采集生理电信号的过程中,自适应用户的皮肤阻抗。

[0045] 所述信号分析模块15包括50Hz陷波器与IIR带通滤波器,其中利用50Hz陷波器去除采集到的生理信号的工频,再利用IIR带通滤波器分别提取与睡眠相关的脑电特征信号,

包括 $\alpha$ 波(8~13Hz)、 $\beta$ 波(13~30Hz)、 $\theta$ 波(4~8Hz)、 $\delta$ 波(0.5~4Hz)、睡眠纺锤波(12~14Hz)。

[0046] 所述控制模块12包括主控制器。在所述的主控制器中选用随机森林集成学习方法建立用户的睡眠质量综合评估模型,所述模型利用决策树作为弱分类器,使用基尼指数作为决策树的选择划分属性,共组成30个弱分类器,利用投票法的结合策略得出识别睡眠的时期结果;该模型以信号分析模块15处理后的眼电信号以及脑电信号的特征值作为输入,控制模块12对每30秒的视间窗口的信号进行特征处理。睡眠质量综合评估模型用到的特征值包括时域、频域以及时频域上多个特征,具体如下:

[0047] A. 时域特征:

[0048] 采集到的眼电信号,根据幅值以及斜率等特征,提取眼球跳动次数、频率;利用采集到的原始脑电信号、提取的5种脑电特征信号,计算其平均值,标准差、峰度、最大值、最小值、过零率以及Petrosian分型系数(PFD):

$$[0049] \quad PFD = \log_{10} k / (\log_{10} k + \log_{10}(\frac{k}{k + 0.4N_{\delta}}))$$

[0050] 式中,k是脑电信号的采样个数, $N_{\delta}$ 是脑电信号的符号变换次数;

[0051] B. 频域特征:

[0052] 对脑电信号以及其特征信号进行傅里叶变化,分别计算特征波形与整段信号的能量比值;

[0053] C. 时频域特征:

[0054] 利用离散小波变换对脑电信号进行分析,其中 $x(t)$ 是脑电信号, $\psi$ 为小波基函数,选择symlet小波基:

$$[0055] \quad DWT(j, k) = \frac{1}{\sqrt{|2|^j}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t - 2^j k}{2^j}\right) dt$$

[0056] 经过小波变换,得出细节系数以及近似系数,对近似系数再次进行小波分解,迭代进行3次,得到3个细节系数, $D_i(n)$ ,  $i=1 \cdots 3$ ,对这3个细节系数分别求他们的平均值、标准差、峰度、以及PFD。

[0057] 所述睡眠质量综合评估模型得出使用者睡眠阶段,提取其睡眠质量评价指标的特征,使用专家系统作为刺激输出模块14的控制模型,形成闭环反馈控制回路,其中,睡眠质量评价指标的获取是利用上述的睡眠质量综合评估模型识别出的睡眠阶段,记录使用者在这次睡眠中的睡眠阶段历史数据,从该时刻前面历史数据中,分析用户的睡眠结构,计算的特征包括浅睡、深睡、快速眼动睡眠的比例和分布、总睡眠时长,并且,根据从觉醒到浅睡、中睡、深睡到为快速眼动睡眠的睡眠周期次序,划分睡眠周期,统计睡眠周期数作为其中一个特征;把上面提取的睡眠特征作为专家系统的输入,该专家系统中的知识库包含了多种睡眠质量评价指标特征对应最佳刺激脉冲输出的知识规则,专家系统的推理机根据当前的输入特征数据,运用控制策略找到适用的刺激脉冲种类的规则,控制模块12向刺激输出模块14发送相应的刺激脉冲种类指令,及时调整刺激脉冲的输出。

[0058] 刺激输出模块14的输出端采用压控恒流源,其输出端接触人体2耳垂部位组织及颞骨。

[0059] 所述通讯模块13通过移动终端3输入的用户需求和情况传达至控制模块12,同时可以将信息整理后通过无线通讯的方式将信息上传至云端4。

[0060] 在具体实施过程中,本实施例进行了28组的测试实验,该28例测试者年龄在20~35之间,男性有16例,女性有12例,他们都有不同程度的失眠状况。在使用该仪器之前,首先对他们进行调查测试,计算匹兹堡睡眠质量指数(Pittsburgh sleep quality index, PSQI),根据PSQI分数把睡眠质量分为5个等级:睡眠质量很好(0~5分)、睡眠质量还行(6~10分)、睡眠质量一般(11~15分)、睡眠质量很差(16~21分),记录各个测试者的PSQI以及睡眠质量等级,该26例中,睡眠质量很好的有4例,睡眠质量还行的有7例,睡眠质量一般有10例,睡眠质量很差有7例。然后在一个月时间内,每个测试者坚持使用该眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统发明,在此期间,测试者的作息以及生活习惯保持与测试前相差不大,每天记录PSQI中需要调查的项目。一个月后,再次对每个人计算PSQI,以及睡眠质量等级,下表1展示了测试者使用本发明前后的睡眠质量等级结果,4个质量等级记号表示为:很好1,还行2,一般3,很差4。

[0061]

测试者	1	2	3	4	5	6	7
使用前	1	4	3	3	1	2	2
使用后	1	2	2	2	1	2	1
测试者	8	9	10	11	12	13	14
使用前	4	3	1	2	3	2	1
使用后	2	1	2	2	1	1	1
测试者	15	16	17	18	19	20	21
使用期	4	3	4	3	4	3	4
使用后	2	2	3	2	1	2	2
测试者	22	23	24	25	26	27	28
使用前	3	4	2	2	3	3	2
使用后	1	2	1	2	2	1	2

[0062] 在上面测试中,使用本发明后,测试者的睡眠质量等级提高的例数为20例,睡眠质量等级保持不变得有7例,睡眠质量下降的有1例,其中使用本发明后,睡眠质量保持在很好的有3例,因此总体来看,本发明对提高失眠人群的睡眠质量有显著的帮助。

[0063] 相同或相似的标号对应相同或相似的部件;

[0064] 附图中描述位置关系的用语仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0065] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明权利要求的保护范围之内。

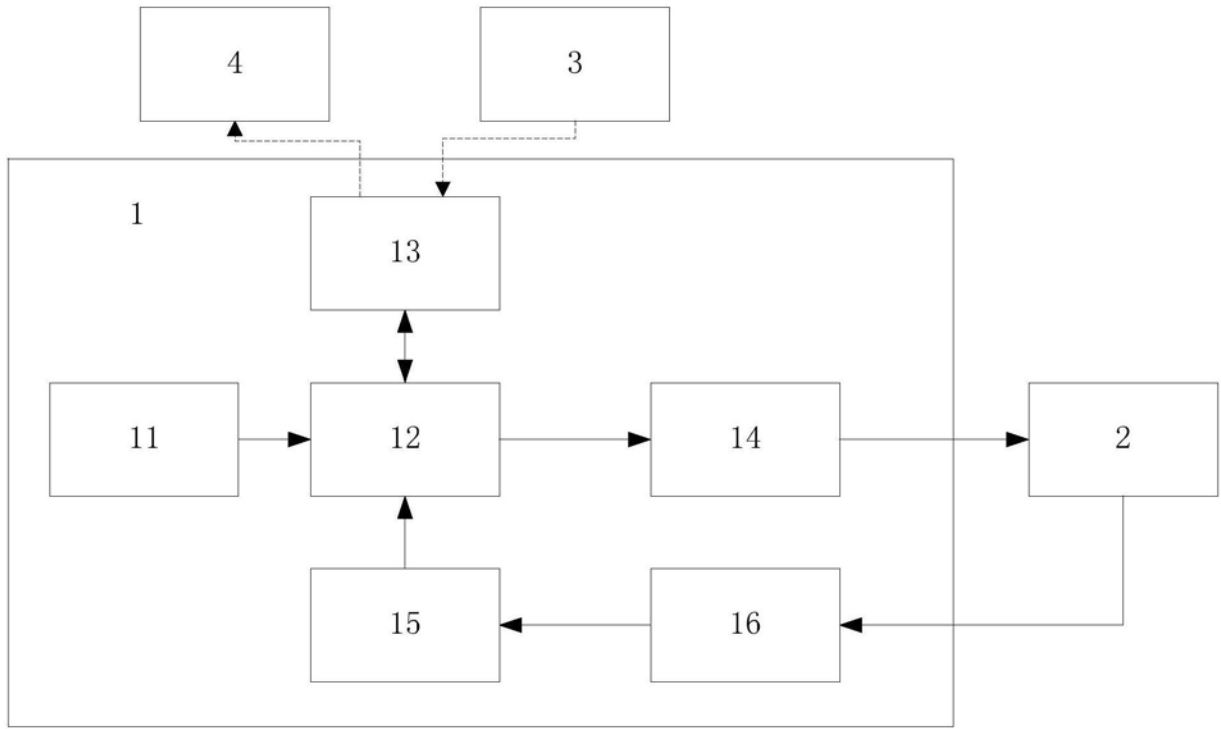


图1

专利名称(译)	一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110251801A</a>	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910372423.9	申请日	2019-05-06
[标]申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
[标]发明人	杨其宇 杨浩鸿 黄中铠 李明 苏俊涛		
发明人	杨其宇 杨浩鸿 黄中铠 李明 苏俊涛		
IPC分类号	A61M21/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/72 A61M21/02 A61M2021/0072		
代理人(译)	林丽明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种眼罩反馈式微电流刺激睡眠辅助系统，包括眼罩本体，眼罩本体内包括有人机交互模块、控制模块、刺激输出模块、传感器模块和信号分析模块，人机交互模块包括第一轻触开关；传感器模块实时采集用户生理电信号并将生理电信号传输至信号分析模块；信号分析模块提取多维睡眠数据特征；控制模块接收信号分析模块的数据后作出调节指令发送至刺激输出模块，刺激输出模块根据调节指令输出刺激信号从而促进睡眠。本发明基于人工智能方法的自动分类识别算法，从用户的脑电、眼电信号中辨识出人体睡眠状态，然后输出合适的特定波形，形成闭环反馈控制回路，改善异常脑电波，调节大脑神经递质和应激激素的分泌以快速缓解失眠问题，提高用户的睡眠质量。

