



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109621156 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201910009474.5

(22)申请日 2019.01.04

(71)申请人 广东工业大学

地址 510006 广东省广州市番禺区大学城  
外环西路100号

(72)发明人 杨其宇 李伟俊 谢卓延 杨浩鸿

(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 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

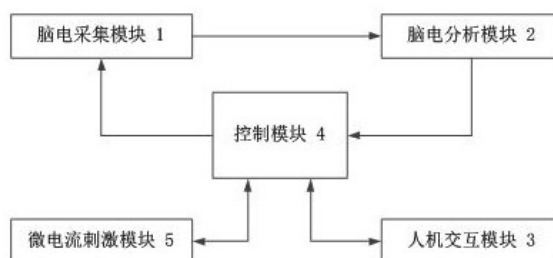
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

### (54)发明名称

一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪及应用方法

### (57)摘要

本发明提供一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,包括脑电采集模块、脑电分析模块、人机交互模块、控制模块和微电流刺激模块;所述脑电采集模块与所述脑电分析模块电性连接;所述脑电分析模块、人机交互模块、微电流刺激模块均与所述控制模块电性连接。本发明还提供的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪及其应用方法,通过脑电采集模块、脑电分析模块对脑电进行采集分析,对用户的睡眠状态进行判断并保存;控制模块根据脑电采集模块、脑电分析模块采集到的脑电信息实时地对微电流刺激模块进行调整,实现了对刺激信号的实时调整。



1. 一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:包括脑电采集模块(1)、脑电分析模块(2)、人机交互模块(3)、控制模块(4)和微电流刺激模块(5);其中:

所述脑电采集模块(1)与所述脑电分析模块(2)电性连接;

所述脑电分析模块(2)、人机交互模块(3)、微电流刺激模块(5)均与所述控制模块(4)电性连接。

2. 根据权利要求1所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:所述脑电采集模块(1)包括保护电路(11)、滤波电路(12)、放大电路(13)、采集电路(14)和供电电路(15);其中:

所述供电电路(15)与所述保护电路(11)电性连接;

所述采集电路(14)输出端与所述滤波电路(12)输入端电性连接;

所述滤波电路(12)输入端与所述放大电路(13)输入端电性连接;

所述放大电路(13)输出端与所述脑电分析模块(2)电性连接;

所述供电电路(15)为所述脑电采集模块(1)供电。

3. 根据权利要求2所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:所述人机交互模块(3)包括显示子模块(31)、语音子模块(32)、按键子模块(33)和数据存储子模块(34);其中:

所述显示子模块(31)、语音子模块(32)、按键子模块(33)和数据存储子模块(34)分别与所述控制模块(4)电性连接。

4. 根据权利要求2所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:所述采集电路(14)输入端设置有采集电极(16),所述采集电极(16)用于采集人体脑电信号。

5. 根据权利要求2所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:所述滤波电路(12)用于过滤脑电信号外的高频干扰、工频干扰且抑制传感器的基线漂移,仅保留0.2Hz到800Hz的脑电信号。

6. 根据权利要求3所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:所述微电流刺激模块(5)包括信号发生器(51)、压控恒流源电路(52)、基准电压源(53)、电流强度监测电路(54)和电极(55);其中:

所述基准电压源(53)与所述信号发生器(51)输入端信号连接;

所述控制模块(4)与所述信号发生器(51)输入端电性连接;

所述信号发生器(51)输出端与所述压控恒流源电路(52)输入端电性连接;

所述压控恒流源电路(52)输出端经过所述电流强度监测电路(54)与所述电极(55)电性连接;

所述电流强度监测电路(54)输出端与所述控制模块(4)电性连接。

7. 根据权利要求6所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,其特征在于:所述控制模块(4)主体为单片机、微处理器、FPGA或其他可编程设备的一种或多种。

8. 一种应用如权利要求6所述的助眠仪的应用方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:用户通过人机交互模块(3)设置睡眠期望,通过控制模块(4)智能生成睡眠计划;

S2:用户佩戴助眠仪,在睡眠引导开始后,脑电采集模块(1)实时采集用户脑电信号并提取脑电特征,脑电分析模块(2)根据脑电特征判断用户的睡眠状态;

S3:控制模块(4)根据制定的睡眠计划及用户当前的睡眠状态,调整应输出的电刺激波

形,以响应用户的睡眠状态;

S4:通过电极(55)输出对应的微电流刺激波形,达到实时调整电刺激波形的目的。

9.根据权利要求8所述的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪应用方法,其特征在于:在所述步骤S2中,脑电分析模块通过计算脑电的频率成分、幅度谱面积、总功率、中心频率、平均峰峰值、平均值、标准差、复杂度等脑电特征判断用户的睡眠状态。

## 一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪及应用方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗电子领域,更具体的,涉及一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,还涉及该助眠仪的应用方法。

### 背景技术

[0002] 睡眠作为精神和体力恢复的重要生理过程,对提升记忆力、免疫力、情感和认知能力具有重要作用。然而,随着现代化生活节奏的加快,社会压力的增大,越来越多的人遭受失眠的折磨,使得体力和精神难以得到恢复。“深度睡眠”是人体睡得最深、最熟的阶段,此时体内的各种器官加速新陈代谢,人体的免疫机能、受损细胞,经及神经系统都会在此时进行修复和重组,对白天能量消耗的补充。“深度睡眠”阶段对整个睡眠质量起着决定性的作用,所以,增加深度睡眠时间是从根本提高睡眠质量,保持良好的身体素质和精神状态。人的身体健康和寿命,与深度睡眠时间的长短密切相关。在睡眠最深的时候,也是身体内免疫物质释放最多的时候,能提高机体免疫力,使身体防病、抗病、康复疾病的能力增强。但由于年龄阶段、睡眠习惯、睡眠节律、生活压力等,越来越多的人遭受失眠的折磨。然而,如何有效协助缓解失眠、提高睡眠质量,还没有直接高效的科学办法。

[0003] 现有的微电流刺激睡眠仪有两大类,其一是无反馈的开环控制式助眠仪,这类助眠仪智能根据预设程序进行电刺激,助眠效果较差;其二是带有睡眠阶段反馈的闭环控制式助眠仪,虽然会采集用户的脑电波、脉搏等信号,等这类助眠仪仅根据人体的睡眠阶段预设若干个固定输出模式,没有实现对刺激信号的实时调整,更无法实现对助眠效果的实时评估。

### 发明内容

[0004] 本发明为克服现有的助眠仪存在无法实现对刺激信号的实时调整、无法实现对助眠效果的实时评估的技术缺陷,提供一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪。

[0005] 本发明还提供该助眠仪的应用方法。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案如下:

一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪,包括脑电采集模块、脑电分析模块、人机交互模块、控制模块和微电流刺激模块;其中:

所述脑电采集模块与所述脑电分析模块电性连接;

所述脑电分析模块、人机交互模块、微电流刺激模块均与所述控制模块电性连接。

[0007] 其中,所述脑电采集模块包括保护电路、滤波电路、放大电路、采集电路和供电电路;其中:

所述供电电路与所述保护电路电性连接;

所述采集电路输出端与所述滤波电路输入端电性连接;

所述滤波电路输入端与所述放大电路输入端电性连接;

所述放大电路输出端与所述脑电分析模块电性连接;

所述供电电路为所述脑电采集模块供电。

[0008] 其中,所述人机交互模块包括显示子模块、语音子模块、按键子模块和数据存储子模块;其中:

所述显示子模块、语音子模块、按键子模块和数据存储子模块分别与所述控制模块电性连接。

[0009] 其中,所述采集电路输入端设置有采集电极,所述采集电极用于采集人体脑电信号。

[0010] 其中,所述滤波电路用于过滤脑电信号外的高频干扰、工频干扰且抑制传感器的基线漂移,仅保留0.2Hz到800Hz的脑电信号。

[0011] 其中,所述微电流刺激模块包括信号发生器、压控恒流源电路、基准电压源、电流强度监测电路和电极;其中:

所述基准电压源与所述信号发生器输入端信号连接;

所述控制模块与所述信号发生器输入端电性连接;

所述信号发生器输出端与所述压控恒流源电路输入端电性连接;

所述压控恒流源电路输出端经过所述电流强度监测电路与所述电极电性连接;

所述电流强度监测电路输出端与所述控制模块电性连接。

[0012] 其中,所述控制模块主体为单片机、微处理器、FPGA或其他可编程设备的一种或多种。

[0013] 一种助眠仪的应用方法,包括以下步骤:

S1:用户通过人机交互模块设置睡眠期望,通过控制模块智能生成睡眠计划;

S2:用户佩戴助眠仪,在睡眠引导开始后,脑电采集模块实时采集用户脑电信号并提取脑电特征,脑电分析模块根据脑电特征判断用户的睡眠状态;

S3:控制模块根据制定的睡眠计划及用户当前的睡眠状态,调整应输出的电刺激波形,以响应用户的睡眠状态;

S4:通过电极输出对应的微电流刺激波形,达到实时调整电刺激波形的目的。

[0014] 其中,在所述步骤S2中,脑电分析模块通过计算脑电的频率成分、幅度谱面积、总功率、中心频率、平均峰峰值、平均值、标准差、复杂度等脑电特征判断用户的睡眠状态。

[0015] 与现有技术相比,本发明技术方案的有益效果是:

本发明提供一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪及其应用方法,通过脑电采集模块、脑电分析模块对脑电进行采集分析,对用户的睡眠状态进行判断并保存;控制模块根据脑电采集模块、脑电分析模块采集到的脑电信息实时地对微电流刺激模块进行调整,实现了对刺激信号的实时调整。

## 附图说明

[0016] 图1为助眠仪的模块连接示意图;

图2为脑电采集模块电路连接示意图;

图3为人机交互模块电路连接示意图;

图4为微电流刺激模块电路连接示意图;

图5为助眠仪应用方法的流程步骤;

其中：1、脑电采集模块；11、保护电路；12、滤波电路；13、放大电路；14、采集电路；15、供电电路；16、采集电极；2、脑电分析模块；3、人机交互模块；31、显示子模块；32、语音子模块；33、按键子模块；34、数据存储子模块；4、控制模块；5、微电流刺激模块；51、信号发生器；52、压控恒流源电路；53、基准电压源；54、电流强度监测电路；55、电极。

## 具体实施方式

[0017] 附图仅用于示例性说明，不能理解为对本专利的限制；

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；

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。

[0018] 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。

[0019] 实施例1

如图1所示，一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪，包括脑电采集模块1、脑电分析模块2、人机交互模块3、控制模块4和微电流刺激模块5；其中：

所述脑电采集模块1与所述脑电分析模块2电性连接；

所述脑电分析模块2、人机交互模块3、微电流刺激模块5均与所述控制模块4电性连接。

[0020] 在具体实施过程中，所述助眠仪通过脑电采集模块1、脑电分析模块2对脑电进行采集分析，对用户的睡眠状态并进行判断及实时保存，通过控制模块4实时地对微电流刺激模块5进行调整，实现了对刺激信号的实时调整。

[0021] 实施例2

如图2所示，所述脑电采集模块1包括保护电路11、滤波电路12、放大电路13、采集电路14和供电电路15；其中：

所述供电电路15与所述保护电路11电性连接；

所述采集电路14输出端与所述滤波电路12输入端电性连接；

所述滤波电路12输入端与所述放大电路13输入端电性连接；

所述放大电路13输出端与所述脑电分析模块2电性连接；

所述供电电路15为所述脑电采集模块1供电。

[0022] 更具体的，所述采集电路14输入端设置有采集电极16，所述采集电极16用于采集人体脑电信号。

[0023] 更具体的，所述滤波电路12用于过滤脑电信号外的高频干扰、工频干扰且抑制传感器的基线漂移，仅保留0.2Hz到800Hz的脑电信号。

[0024] 在具体实施过程中，所述脑电采集模块1通过采集电极16，能准确采集人体的脑电信号，仅保留0.2Hz到800Hz的脑电信号并将脑电信号按需放大50db至60db，并将处理后的脑电信号传送给脑电分析模块2。

[0025] 在具体实施过程中，所述脑电分析模块2可以包括单片机、微处理器、FPG或其他可编程设备或专用设备，其运算能力强于所述控制模块4。

[0026] 在具体实施过程中，所述保护电路11用于防止静电放电效应、交流电源的浪涌电流即开关电源的噪音所导致的失灵；脑电信号经过保护电路11后，经过滤波电路12提取有效的脑电信号，滤波电路12包括截止频率800Hz的低通滤波器及截至频率0.2Hz的高通滤波

器;所述放大电路13具有放大功能及抬升功能,将脑电信号放大50-60db。

[0027] 更具体的,如图3所示,所述人机交互模块3包括显示子模块31、语音子模块32、按键子模块33和数据存储子模块34;其中:

所述显示子模块31、语音子模块32、按键子模块33和数据存储子模块34分别与所述控制模块4电性连接。

[0028] 更具体的,如图4所示,所述微电流刺激模块5包括信号发生器51、压控恒流源电路52、基准电压源53、电流强度监测电路54和电极55;其中:

所述基准电压源53与所述信号发生器51输入端信号连接;

所述控制模块4与所述信号发生器51输入端电性连接;

所述信号发生器51输出端与所述压控恒流源电路52输入端电性连接;

所述压控恒流源电路52输出端经过所述电流强度监测电路54与所述电极55电性连接。

[0029] 所述压控恒流源电路52输出端经过所述电流强度监测电路54与所述电极55电性连接;

所述电流强度监测电路54输出端与所述控制模块4电性连接。

[0030] 在具体实施过程中,所述控制模块4接收到脑电分析模块2反馈的脑电分析结果,并将运算结果以数字量输出至放大电路13;所述控制模块4电流强度监测电路54反馈的电流强度,若电流过大,将自动切断电流输出并引发报警。

[0031] 更具体的,所述控制模块4主体为单片机、微处理器、FPGA或其他可编程设备的一种或多种。

[0032] 在具体实施过程中,控制模块4与脑电分析模块2、人机交互模块3连接,能依照用户设定的睡眠期望判别结果,包括但不限于从专家系统中合适的刺激电路输出模式,并根据脑电特征实时调整微电流刺激模块5的输出。且带有采集/输出分时复用功能,即控制脑电采集模块1与微电流刺激模块5输出电刺激信号不同时进行,以避免刺激器的输出对采集的脑电造成干扰。

[0033] 如图5所示,一种助眠仪的应用方法,包括以下步骤:

S1:用户通过人机交互模块3设置睡眠期望,通过控制模块4智能生成睡眠计划;

S2:用户佩戴助眠仪,在睡眠引导开始后,脑电采集模块1实时采集用户脑电信号并提取脑电特征,脑电分析模块2根据脑电特征判断用户的睡眠状态;

S3:控制模块4根据制定的睡眠计划及用户当前的睡眠状态,调整应输出的电刺激波形,以响应用户的睡眠状态;

S4:通过电极55输出对应的微电流刺激波形,达到实时调整电刺激波形的目的。

[0034] 更具体的,在所述步骤S2中,脑电分析模块通过计算脑电的频率成分、幅度谱面积、总功率、中心频率、平均峰峰值、平均值、标准差、复杂度等脑电特征判断用户的睡眠状态。

[0035] 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。

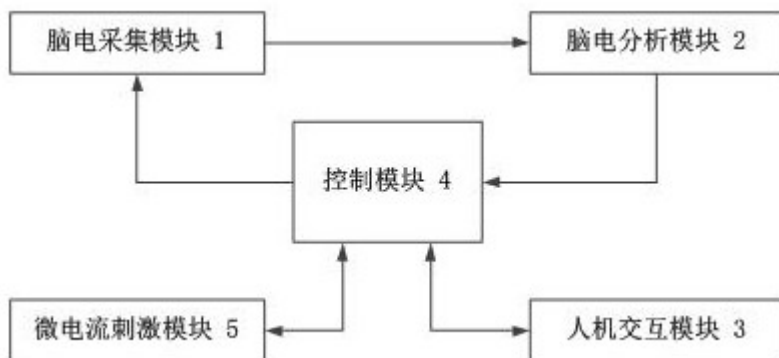


图1

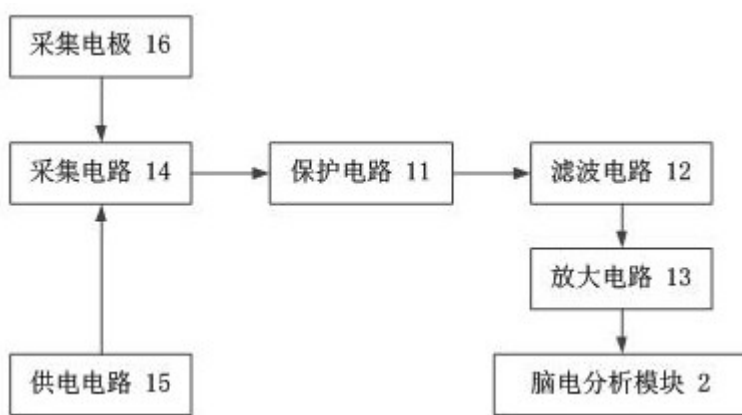


图2



图3



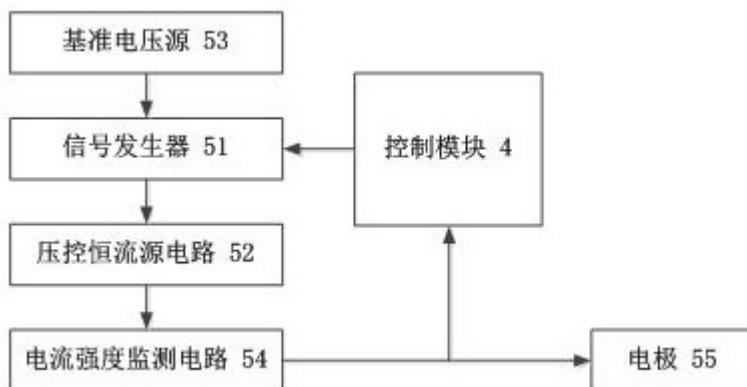


图4

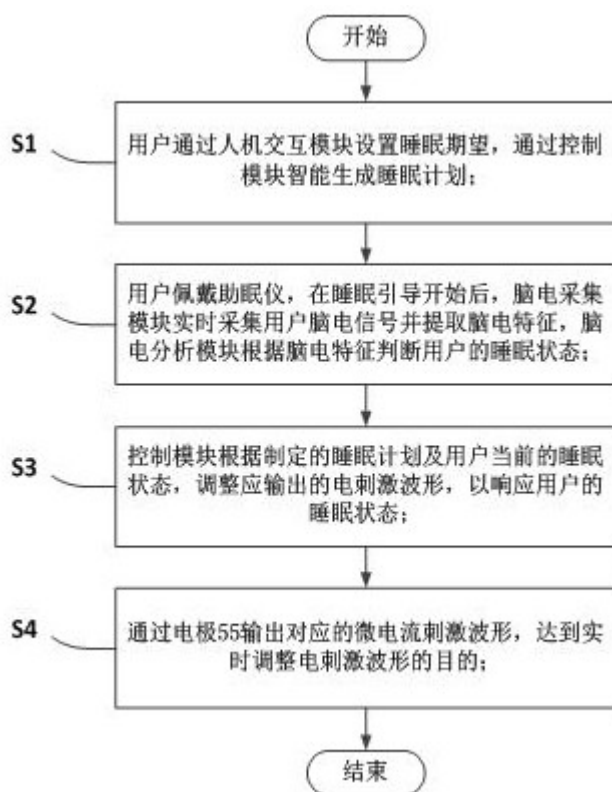


图5

专利名称(译)	一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪及应用方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109621156A</a>	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201910009474.5	申请日	2019-01-04
[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 李伟俊 谢卓延 杨浩鸿		
发明人	杨其宇 李伟俊 谢卓延 杨浩鸿		
IPC分类号	A61M21/02 A61B5/0476 A61B5/00 A61N1/36		
CPC分类号	A61M21/02 A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4806 A61B5/7203 A61B5/725 A61M2021/0072 A61N1/36025		
代理人(译)	林丽明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪，包括脑电采集模块、脑电分析模块、人机交互模块、控制模块和微电流刺激模块；所述脑电采集模块与所述脑电分析模块电性连接；所述脑电分析模块、人机交互模块、微电流刺激模块均与所述控制模块电性连接。本发明还提供的一种脑电反馈式微电流刺激助眠仪及其应用方法，通过脑电采集模块、脑电分析模块对脑电进行采集分析，对用户的睡眠状态进行判断并保存；控制模块根据脑电采集模块、脑电分析模块采集到的脑电信息实时地对微电流刺激模块进行调整，实现了对刺激信号的实时调整。

