



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107715276 A

(43)申请公布日 2018.02.23

(21)申请号 201711191664.0

(22)申请日 2017.11.24

(71)申请人 陕西科技大学

地址 710021 陕西省西安市未央大学城

(72)发明人 周强 李俊雨 田杏芝 张瑞瑞

(74)专利代理机构 西安新思维专利商标事务所
有限公司 61114

代理人 李罡

(51)Int.Cl.

A61M 21/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

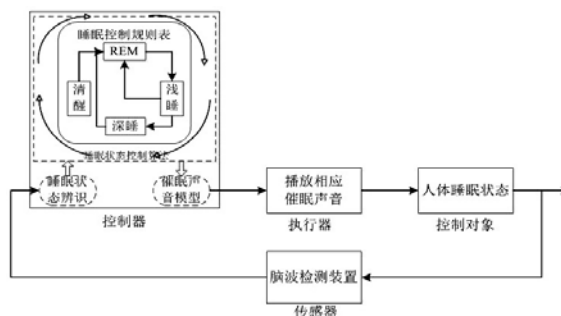
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法

(57)摘要

本发明涉及一种闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法,包括传感器、控制器和执行器;传感器为脑波检测装置,实时采集人体睡眠的EEG信号,发送至控制器;控制器为计算机,根据EEG信号辨识出人体睡眠所处时期,生成与下阶段睡眠频谱相似的声音模型,发送至执行器;执行器为催眠声音播放器,播放助眠声音。本发明基于反馈控制思想建立以人体睡眠状态为控制对象,并以脑电信号为反馈量的睡眠控制系统,在研究睡眠过程脑电信号频率特征的基础上根据生物共振原理构建控制声音库和睡眠控制规则。本发明基于睡眠控制规则的睡眠控制系统能够渐进式地控制人体进入深度睡眠,且睡眠质量得到显著改善。



1. 闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统,其特征在于:
包括传感器、控制器和执行器;
传感器为脑波检测装置,实时采集人体睡眠的EEG信号,发送至控制器;
控制器为计算机,根据EEG信号辨识出人体睡眠所处时期,生成与下阶段睡眠频谱相似的声音模型,发送至执行器;
执行器为催眠声音播放器,播放助眠声音。
2. 根据权利要求1所述的闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统,其特征在于:
执行器以DSP为核心,通过功率放大电路驱动EDIFIER R12U多媒体有源音箱发出助眠声音。
3. 闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制方法,其特征在于:
构建由传感器、控制器和执行器组成的声音睡眠控制系统;
传感器实时采集人体睡眠的EEG信号,控制器通过辨识EEG信号判断人体的睡眠状态,给执行器提供构造催眠声音的数学模型,执行器根据该模型生成相应的控制声音,逐步诱导人体进入深度睡眠期。
4. 根据权利要求3所述的闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制方法,其特征在于:
通过传感器采集的EEG信号,控制器分析得到人体睡眠状态,并进行睡眠控制路径的规划,得到睡眠路径表,通过在不同时期中播放相应的下一时期的催眠声音,将人体睡眠分步式的按照一定的睡眠过程进行诱导。
5. 根据权利要求3所述的闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制方法,其特征在于:
控制器对人体睡眠过程中所处的不同睡眠状态特征量进行分析后,得到相应的睡眠特征量频谱,根据睡眠路径将睡眠状态排序后,得到的在不同睡眠时期所应使用的睡眠特征诱导量,形成睡眠控制规则表,从而形成睡眠控制规则。
6. 根据权利要求3所述的闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制方法,其特征在于:
控制器根据人体睡眠中各个时期的特征量的不同,由不同的脑电波的数学模型,分别生成相应的控制声音,形成睡眠声音库。
7. 根据权利要求3所述的闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制方法,其特征在于:
控制器对睡眠状态的辨识包括:
(1) EEG信号预处理:
首先对EEG信号进行滤波以消除其中的噪声成分,采用具有最大平坦幅度特性的5阶Butterworth滤波器对EEG信号进行0.5~32Hz的带通滤波,其传递函数为:

$$H(s) = \frac{\omega_c^2}{s^5 + 3.261s^4\omega_c + 5.2361s^3\omega_c^2 + 5.2361s^2\omega_c^3 + 3.2361s\omega_c^4 + \omega_c^5}$$
 式中, ω_c 为滤波器截止频率;
(2) 特征量提取:
以EEG信号的 β 、 α 、 θ 、 δ 4种短时功率谱为特征量,计算步骤为:
① 将采集到的EEG信号分成10秒的数据片段 $x(n)$ ($n=0,1,2,\dots,L-1$), 其中, L 为 $x(n)$ 的长度;
② 利用Hamming窗作为观测窗,其函数为:

$$\omega(k, \alpha) = (1 - \alpha) - \alpha \cos\left(\frac{2\pi k}{M-1}\right) \quad (0 \leq k \leq M-1)$$

式中, 取 $\alpha=0.46$, 代入上式可得:

$$\omega(k) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi k}{M-1}\right) \quad (0 \leq k \leq M-1)$$

式中, 窗函数的长度 $M=1280$;

③对每个窗内的数据做DFT变换, 求取 $X(m, k)$

$$X(m, k) = \sum_{n=0}^{L-1} x(n) \omega(n - mN) e^{j \frac{2k\pi}{M} n}$$

式中, N 为窗函数在 $x(n)$ 时间方向上每隔 N 点的一次移动, 一共做了 L/N 个 M 点的DFT变换;

④计算短时功率谱:

$$P(m, k) = \frac{|X(m, k)|^2}{L} = \sum_{n=0}^{L-1} x^2(n) \omega^2(n - mN) = E(m)$$

式中, $E(m)$ 表示信号在 m 点的短时能量;

⑤根据不同特征波段的频率分布, 获取各个特征波段的能量, 从而得到睡眠辨识的主要特征量, β 、 α 、 θ 、 δ 4种短时功率谱;

$$E_{\delta}(m) = \sum_{k=0.5}^3 P(m, k), \quad E_{\theta}(m) = \sum_{k=4}^7 P(m, k), \quad E_{\alpha}(m) = \sum_{k=8}^{13} P(m, k),$$

$$E_{\beta}(m) = \sum_{k=14}^{30} P(m, k)$$

(3) 睡眠状态辨识:

将 E_{δ} 特征量输入到由径向基神经网络构成的辨识器中, 通过算法能够准确辨识出人体睡眠时期;

经过睡眠辨识出相应的睡眠状态后, 由相应的算法得到睡眠的特征量, 从而在声音生成模块库中, 按照睡眠路径播放下一阶段的催眠声音, 根据构建的睡眠控制规则表, 渐进式的将人体睡眠诱导入深睡状态。

闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及人体睡眠控制领域,具体涉及一种闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法。

背景技术

[0002] 随着社会生活节奏的不断加快,竞争日趋激烈,生存压力的不断增大,使得人们的睡眠质量开始出现问题,根据公布的第3版国际睡眠障碍分类可知,睡眠疾病已由之前的92种上升为102种,其中失眠症状仍占较大比重,据调研我国有38.6%的人群患有不同程度的睡眠疾病,老年群体睡眠疾病的发病率高达56%。失眠患者的身体可能会出现众多不适的症状,长时间的失眠会导致各种机体功能的下降甚至消失,包括注意力不集中、语言功能低下、记忆力变差以及反应迟钝等,严重者可能会导致某些人体功能性疾病。

[0003] 因此,有效治疗失眠方法的研究迫在眉睫。目前,国内外主要的治疗方法有心理疗法、药物治疗、食物疗法及物理疗法等。心理疗法疗效不稳定,影响因素多,只能起到辅助治疗的作用;药物治疗,虽然疗效较好,但长期服用药物容易产生耐受性、依赖性及戒断性反应以及副作用;与传统治疗方法相比,新兴的物理治疗,如声音疗法、微电流刺激疗法、电磁刺激诱导睡眠疗法等,具有安全、副作用小等优点,因此,睡眠物理疗法的研究成为当前治疗睡眠障碍的主要方向。其中,声音疗法因其易实现、低成本是物理疗法中最有活力的一支。

[0004] 然而,包括声音疗法在内的整个物理治疗睡眠方法,研究尚处于起步阶段,对于睡眠障碍的治疗效果远未达到预期目标,而近期研究又出现了驻足不前的现象,其原因在于:

[0005] 第一,研究者多是从应用角度出发,重点探索何种物理方法改善睡眠的效果更突出,很少从理论的角度出发,研究声音等物理介质影响睡眠的机理。因此物理方法的研究仅靠实验摸索前行而缺少方向性和发展后劲;

[0006] 第二,睡眠作为大脑活动的一部分,是一个复杂的生理过程,包含了若干个独立的睡眠状态,在整个睡眠过程中,大脑交替或循环地处于这几个睡眠状态之间,因此,在未知大脑当前状态的情况下盲目地施加物理催眠作用,效果难以保证;

[0007] 第三,由于人脑睡眠过程是一个多分支渐进的动态过程,目前的睡眠方法不能按照一定的睡眠“路径”对睡眠过程实施控制,而简单地把该过程臆断为“清醒”和“睡眠”2个状态的潜移。

[0008] 因此,对于以上的国内外人体睡眠治疗研究的现状,在人体睡眠方面的控制研究发展还有很大的改进与再设计空间。

发明内容

[0009] 为解决现有技术中的上述不足,弥补人体睡眠控制领域的空白,本发明提供一种闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法,利用声音控制,渐进式的诱导人体进入深度睡眠。

[0010] 本发明所采用的技术方案为：

[0011] 闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统，其特征在于：

[0012] 包括传感器、控制器和执行器；

[0013] 传感器为脑波检测装置，实时采集人体睡眠的EEG信号，发送至控制器；

[0014] 控制器为计算机，根据EEG信号辨识出人体睡眠所处时期，生成与下阶段睡眠频谱相似的声音模型，发送至执行器；

[0015] 执行器为催眠声音播放器，播放助眠声音。

[0016] 执行器以DSP为核心，通过功率放大电路驱动EDIFIER R12U多媒体有源音箱发出助眠声音。

[0017] 闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制方法，其特征在于：

[0018] 构建由传感器、控制器和执行器组成的声音睡眠控制系统；

[0019] 传感器实时采集人体睡眠的EEG信号，控制器通过辨识EEG信号判断人体的睡眠状态，给执行器提供构造催眠声音的数学模型，执行器根据该模型生成相应的控制声音，逐步诱导人体进入深度睡眠期。

[0020] 通过传感器采集的EEG信号，控制器分析得到人体睡眠状态，并进行睡眠控制路径的规划，得到睡眠路径表，通过在不同时期中播放相应的下一时期的催眠声音，将人体睡眠分步式的按照一定的睡眠过程进行诱导。

[0021] 控制器对人体睡眠过程中所处的不同睡眠状态特征量进行分析后，得到相应的睡眠特征量频谱，根据睡眠路径将睡眠状态排序后，得到的在不同睡眠时期所应使用的睡眠特征诱导量，形成睡眠控制规则表，从而形成睡眠控制规则。

[0022] 控制器根据人体睡眠中各个时期的特征量的不同，由不同的脑电波的数学模型，分别生成相应的控制声音，形成睡眠声音库。

[0023] 控制器对睡眠状态的辨识包括：

[0024] (1) EEG信号预处理：

[0025] 首先对EEG信号进行滤波以消除其中的噪声成分，采用具有最大平坦幅度特性的5阶Butterworth滤波器对EEG信号进行0.5~32Hz的带通滤波，其传递函数为：

$$[0026] \quad H(s) = \frac{\omega_c^2}{s^5 + 3.261s^4\omega_c + 5.2361s^3\omega_c^2 + 5.2361s^2\omega_c^3 + 3.2361s\omega_c^4 + \omega_c^5}$$

[0027] 式中， ω_c 为滤波器截止频率；

[0028] (2) 特征量提取：

[0029] 以EEG信号的 β 、 α 、 θ 、 δ 4种短时功率谱为特征量，计算步骤为：

[0030] ①将采集到的EEG信号分成10秒的数据片段 $x(n)$ ($n=0, 1, 2, \dots, L-1$)，其中， L 为 $x(n)$ 的长度；

[0031] ②利用Hamming窗作为观测窗，其函数为：

$$[0032] \quad \omega(k, \alpha) = (1 - \alpha) - \alpha \cos\left(\frac{2\pi k}{M-1}\right) \quad (0 \leq k \leq M-1)$$

[0033] 式中，取 $\alpha=0.46$ ，代入上式可得：

$$[0034] \quad \omega(k) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi k}{M-1}\right) \quad (0 \leq k \leq M-1)$$

[0035] 式中，窗函数的长度 $M=1280$ ；

[0036] ③对每个窗内的数据做DFT变换,求取 $X(m,k)$

$$[0037] \quad X(m,k) = \sum_{n=0}^{L-1} x(n) \omega(n-mN) e^{j \frac{2k\pi}{M} n}$$

[0038] 式中, N 为窗函数在 $x(n)$ 时间方向上每隔 N 点的一次移动,一共做了 L/N 个 M 点的DFT变换;

[0039] ④计算短时功率谱:

$$[0040] \quad P(m,k) = \frac{|X(m,k)|^2}{L} = \sum_{n=0}^{L-1} x^2(n) \omega^2(n-mN) = E(m)$$

[0041] 式中, $E(m)$ 表示信号在 m 点的短时能量;

[0042] ⑤根据不同特征波段的频率分布,获取各个特征波段的能量,从而得到睡眠辨识的主要特征量, β 、 α 、 θ 、 δ 4种短时功率谱;

$$[0043] \quad E_{\delta}(m) = \sum_{k=0.5}^3 P(m,k), \quad E_{\theta}(m) = \sum_{k=4}^7 P(m,k), \quad E_{\alpha}(m) = \sum_{k=8}^{13} P(m,k),$$

$$E_{\beta}(m) = \sum_{k=14}^{30} P(m,k)$$

[0044] (3)睡眠状态辨识:

[0045] 将 E_{δ} 特征量输入到由径向基神经网络构成的辨识器中,通过算法能够准确辨识出人体睡眠时期;

[0046] 经过睡眠辨识出相应的睡眠状态后,由相应的算法得到睡眠的特征量,从而在声音生成模块库中,按照睡眠路径播放下一阶段的催眠声音,根据构建的睡眠控制规则表,渐进式的将人体睡眠诱导入深睡状态。

[0047] 本发明具有以下优点:

[0048] 本发明提供了一种缓解人体失眠症状的闭环反馈声音睡眠控制系统,弥补了人体睡眠控制领域的空白,利用人体睡眠EEG信号中的特征量,其在各个睡眠时期所表现出来能量比例的差异,按照各个特征量的频谱从而生成相应的声音模型,由浅入深的分步式按照睡眠“路径”诱导人体睡眠,从而达到深度睡眠的效果。该系统分步式的控制增强了对睡眠诱导的目的性和有效性,提高了入睡效率,具有安全、副作用小等优点,并且,声音疗法在睡眠物理疗法中也比较容易实现,成本较低。

附图说明

[0049] 图1为睡眠控制系统框图。

[0050] 图2为睡眠路径控制思路图。

[0051] 图3为脑电采集电极分布图。

[0052] 图4为不同睡眠特征量生成声音模型频谱图(α 波)。

[0053] 图5为不同睡眠特征量生成声音模型频谱图(θ 波)。

[0054] 图6为不同睡眠特征量生成声音模型频谱图(高 δ 波)。

[0055] 图7为不同睡眠特征量生成声音模型频谱图(低 δ 波)。

[0056] 图8为粉红噪声的功率谱图。

具体实施方式

[0057] 下面结合具体实施方式对本发明进行详细的说明。

[0058] 本发明涉及的一种闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统,包括传感器、控制器和执行器。

[0059] 传感器为脑波检测装置,实时采集人体睡眠的EEG信号,发送至控制器。

[0060] 控制器为计算机,根据EEG信号辨识出人体睡眠所处时期,生成与下阶段睡眠频谱相似的声音模型,发送至执行器。

[0061] 执行器为催眠声音播放器,播放助眠声音,执行器以DSP为核心,通过功率放大电路驱动EDIFIER R12U多媒体有源音箱发出助眠声音。

[0062] 控制器通过辨识EEG信号判断人体的睡眠状态,并根据睡眠控制规则,给执行器提供构造催眠声音的数学模型,执行器根据该模型生成相应的控制声音,逐步诱导人体进入深度睡眠期;执行器是由一个以DSP为核心的智能装置,在CCS3.3开发平台及OpenViBe平台上完成了主要算法的代码编写及调试,使其能够根据各种声音的数学模型生成声音信号,并通过功率放大电路驱动EDIFIER R12U多媒体有源音箱发出控制声音。

[0063] 根据脑电采集装置所采集并且分析得到的人体睡眠状态进行睡眠控制路径的规划,得到睡眠路径表,通过在不同时期中播放相应的下一时期的催眠声音,将人体睡眠分步式的按照一定的睡眠过程进行诱导。

[0064] 对人体睡眠过程中所处的不同睡眠状态特征量进行分析后,得到相应的睡眠特征量频谱,而根据一定的睡眠路径将睡眠状态排序后,得到的在不同睡眠时期所应使用的睡眠特征诱导量,形成睡眠控制规则表,从而形成睡眠控制规则。

[0065] 控制器内包含有声音生成模块,即根据人体睡眠中各个时期的特征量的不同,由不同的脑电波的数学模型,分别生成相应的控制声音,形成睡眠声音库。

[0066] 如图1所示,本发明的整体组成包括了作为控制对象的人体睡眠状态,作为传感器的脑电检测装置,作为控制器的计算机控制算法和作为执行器的催眠声音播放装置。其中,控制器包括了睡眠状态辨识模块,睡眠状态控制算法模块和催眠声音模型生成模块。

[0067] 睡眠状态辨识:

[0068] (1) EEG信号预处理。首先对EEG信号进行滤波以消除其中的噪声成分,采用具有最大平坦幅度特性的5阶Butterworth滤波器对EEG信号进行0.5~32Hz的带通滤波,其传递函数为:

$$[0069] \quad H(s) = \frac{\omega_c^2}{s^5 + 3.261s^4\omega_c + 5.2361s^3\omega_c^2 + 5.2361s^2\omega_c^3 + 3.2361s\omega_c^4 + \omega_c^5}$$

[0070] 式中, ω_c 为滤波器截止频率。

[0071] (2) 特征量提取。以EEG信号的 β 、 α 、 θ 、 δ 等4种短时功率谱为特征量,计算步骤为:

[0072] ①将采集到的EEG信号分成10秒的数据片段 $x(n)$ ($n=0,1,2,\dots,L-1$), 其中, L 为 $x(n)$ 的长度;

[0073] ②利用Hamming窗作为观测窗,其函数为:

$$[0074] \quad \omega(k, \alpha) = (1 - \alpha) - \alpha \cos\left(\frac{2\pi k}{M-1}\right) \quad (0 \leq k \leq M-1)$$

[0075] 式中,取 $\alpha=0.46$,代入上式可得:

$$[0076] \quad \omega(k) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi k}{M-1}\right) \quad (0 \leq k \leq M-1)$$

[0077] 式中,窗函数的长度 $M=1280$;

[0078] ③对每个窗内的数据做DFT变换,求取 $X(m,k)$

$$[0079] \quad X(m,k) = \sum_{n=0}^{L-1} x(n) \omega(n-mN) e^{j \frac{2k\pi}{M} n}$$

[0080] 式中, N 为窗函数在 $x(n)$ 时间方向上每隔 N 点的一次移动,一共做了 L/N 个 M 点的DFT变换。

[0081] ④计算短时功率谱

$$[0082] \quad P(m,k) = \frac{|X(m,k)|^2}{L} = \sum_{n=0}^{L-1} x^2(n) \omega^2(n-mN) = E(m)$$

[0083] 式中, $E(m)$ 表示信号在 m 点的短时能量。

[0084] ⑤根据不同特征波段的频率分布,获取各个特征波段的能量,从而得到睡眠辨识的主要特征量, β 、 α 、 θ 、 δ 等4种短时功率谱;

$$[0085] \quad E_{\delta}(m) = \sum_{k=0.5}^3 P(m,k), \quad E_{\theta}(m) = \sum_{k=4}^7 P(m,k), \quad E_{\alpha}(m) = \sum_{k=8}^{13} P(m,k),$$

$$E_{\beta}(m) = \sum_{k=14}^{30} P(m,k)$$

[0086] (3)睡眠状态辨识。将 E_{δ} 等特征量输入到由径向基神经网络构成的辨识器中,通过算法能够准确辨识出人体睡眠时期。

[0087] 经过睡眠辨识出相应的睡眠状态后,反馈给计算机,由相应的算法得到睡眠的特征量,从而在声音生成模块库中,按照睡眠“路径”播放下一阶段的催眠声音,根据构建的睡眠控制规则表,渐进式的将人体睡眠诱导入深睡状态。

[0088] 如图2所示,本发明控制人体按照一定的睡眠“路径”渐进式地进入深睡循环。具体来说,系统通过EEG辨识出人体在当前睡眠进程中所处的睡眠状态,并根据睡眠状态发出相应的控制声音。例如,当人体处于REM状态,则施加浅睡催眠声音诱导人体进入浅睡状态,再如,当人体处于深睡状态,则施加深度睡眠声音,阻滞睡眠离开深睡期进入REM期的进程,延长深睡时间。具体睡眠过程控制如图2。

[0089] 如图3所示,处理EEG首先要实现EEG信号的记录,按照电极放置位置的不同,EEG信号的记录方法可分为深部EEG信号、皮层EEG信号以及头皮EEG信号记录方法,其中,由于头皮EEG信号记录方法中电极放置的位置在头皮表面,因此易于操作而被广泛采用。EEG导联标准虽然到目前为止还没有统一,各个厂家都按照自己的方案设置一些固定的EEG导联,但EEG导联均采用国际联合会规定的10-20系统电极法,这种系统电极方法采用解剖学标志位作为EEG电极的标准安放部位。该方法将电极放置在头部19个标准位置和两个参考位置,图3为电极位置示意图,且它的电极放置应遵循一定的基本原则。本发明主要采用位于头部左、右额,左、右枕的对睡眠作用最相关的四路通道进行分析,充分保证了使用者的舒适性,不会加深睡眠障碍者的失眠影响。

[0090] 如图4-7所示,作为一种非平稳随机信号,EEG的频率并非均匀分布,而是主要集中在0.5-30Hz几个不连续的区域,通常根据EEG信号主要频率集中的区域,将EEG进行以下分类,本发明根据 α 波、 θ 波、 δ 波等脑电波的数学模型,分别生成 α 波、 θ 波、高 δ 波和低 δ 波4种声音,通过对这4种声音的功率谱分析,可见,这四种波大体均匀地分布在整个脑电波的频率

范围内,其中 α 波声音、 θ 波声音和 δ 波声音分别分布在高、中和低频段,而高、低 δ 波声音使得该声音在低频段分解地更细。根据生物共振原理,这4种声音分别可以引起人体大脑在各频段的活动加剧或衰减。

[0091] 如图8所示,粉红噪声是自然界中最常见的一种噪声,上世纪80年代日本学家利用睡眠中的共振现象,进行了粉红噪声对睡眠的影响实验,实验结果说明了粉红噪声具有助眠和延长深度睡眠的作用。图8是粉红噪声的功率谱图,对比图8和深度睡眠过程功率谱图可见粉红噪声与人体深睡状态下的频谱具有相同的分布。根据生物共振原理,粉红噪声声音可能具有诱导人体进入或滞留于深睡状态的功能。

[0092] 因此,本发明将采用 α 波, θ 波,高、低 δ 波声音及粉红噪声5种声音作为睡眠控制声音,初步构成睡眠控制声音库。之后,按照睡眠“路径”和睡眠原理分别播放不同的声音,达到控制睡眠的效果。

[0093] 本发明的内容不限于实施例所列举,本领域普通技术人员通过阅读本发明说明书而对本发明技术方案采取的任何等效的变换,均为本发明的权利要求所涵盖。

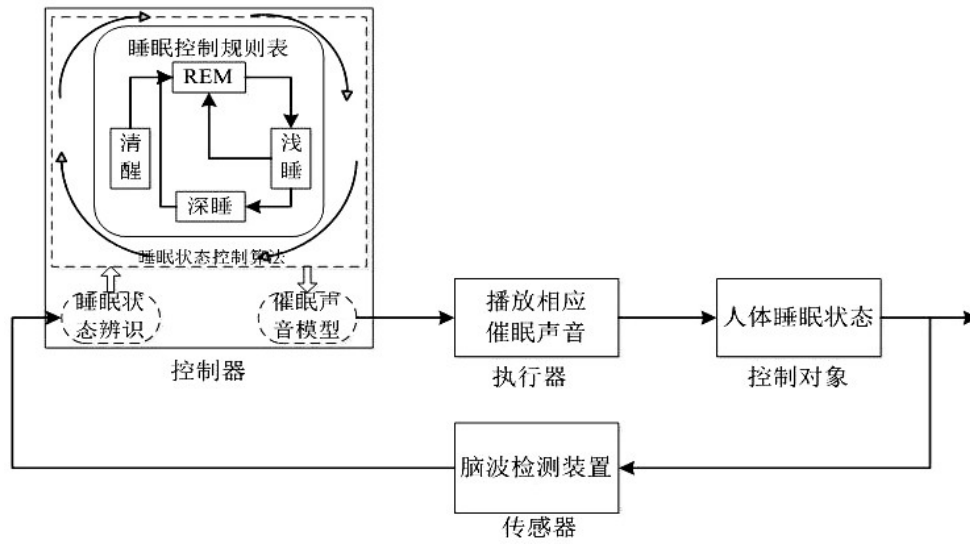


图1

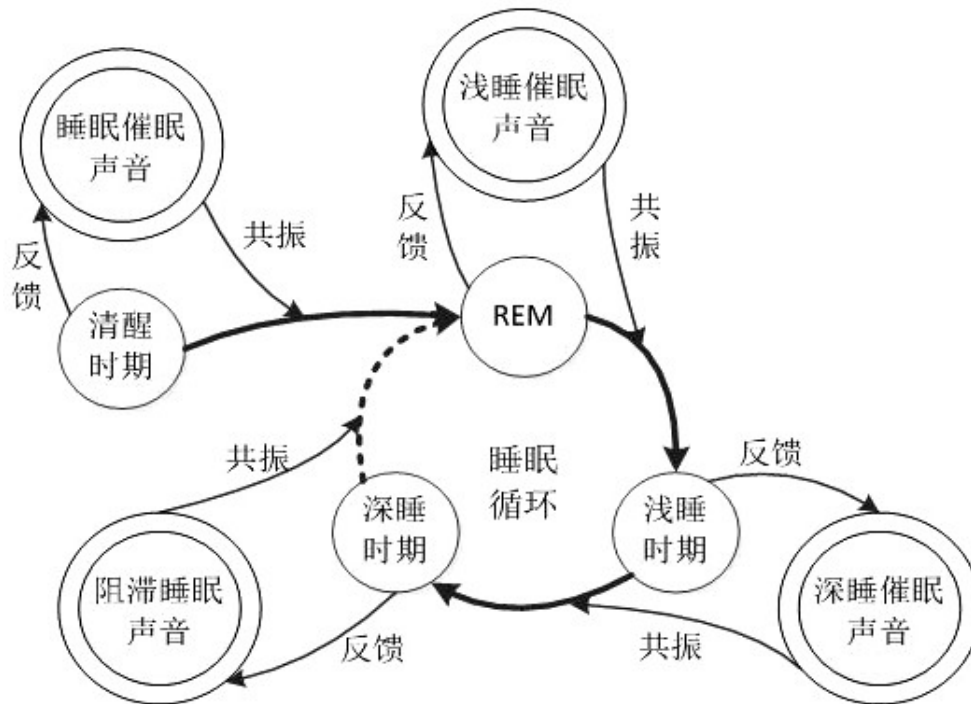


图2

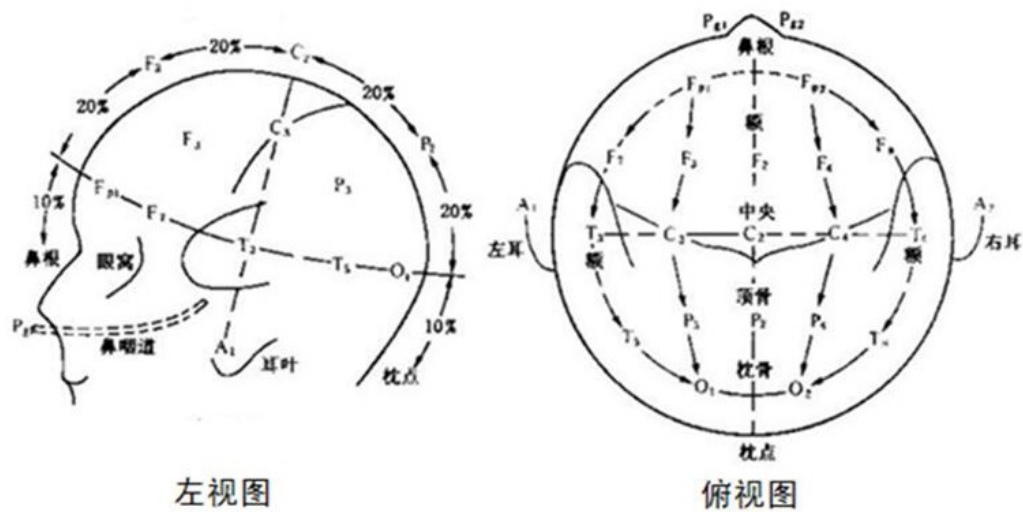


图3

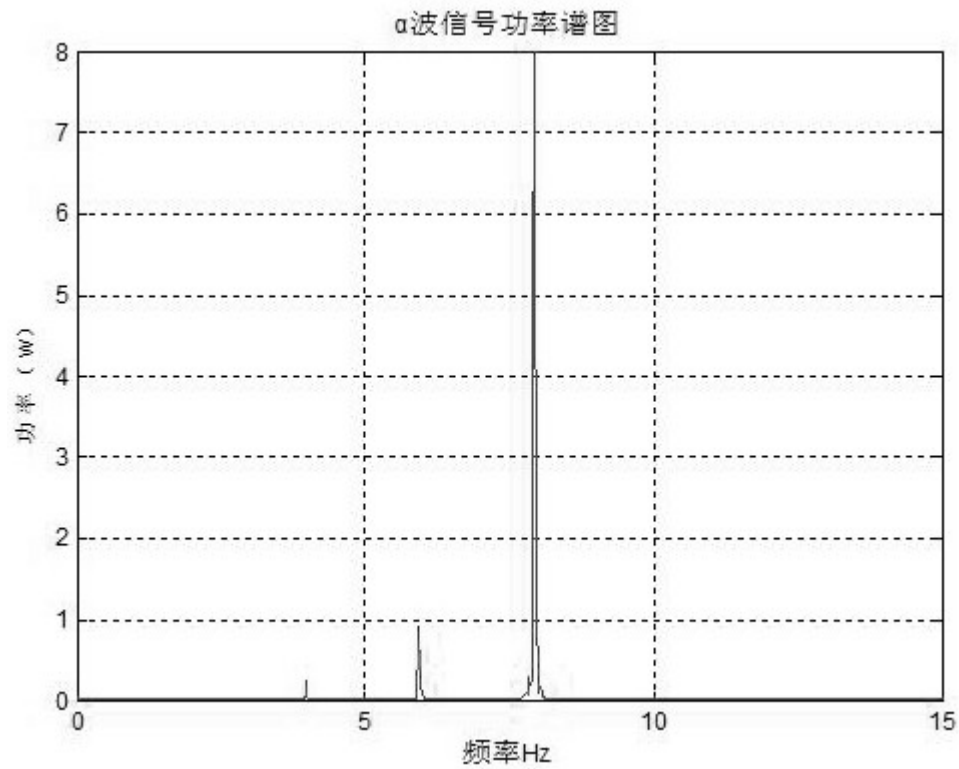


图4

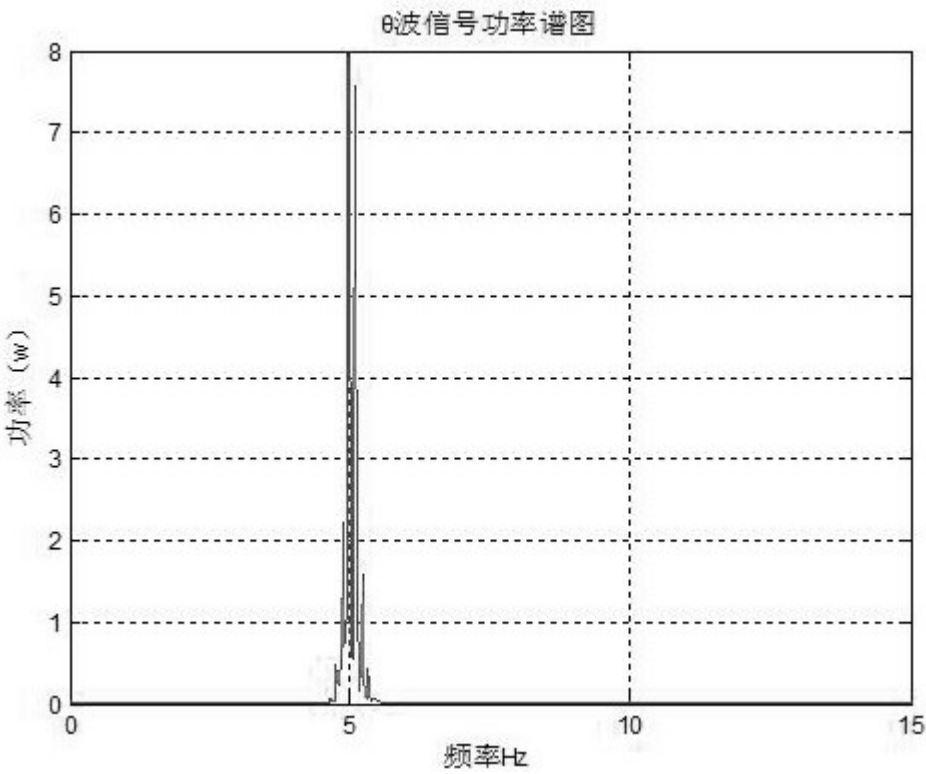


图5

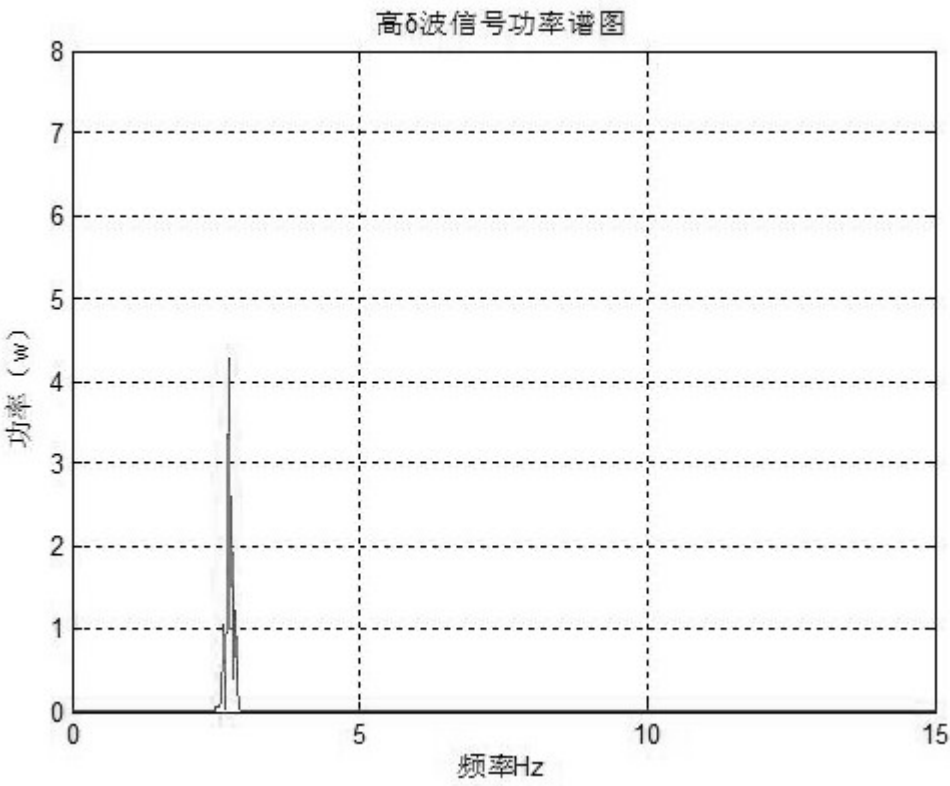


图6

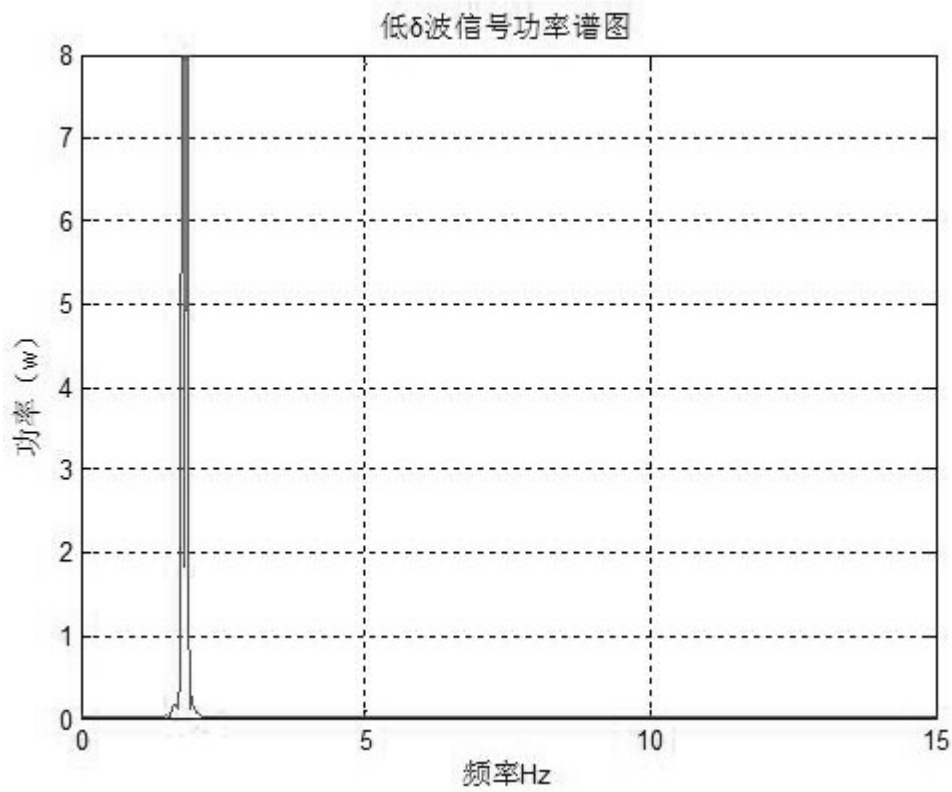


图7

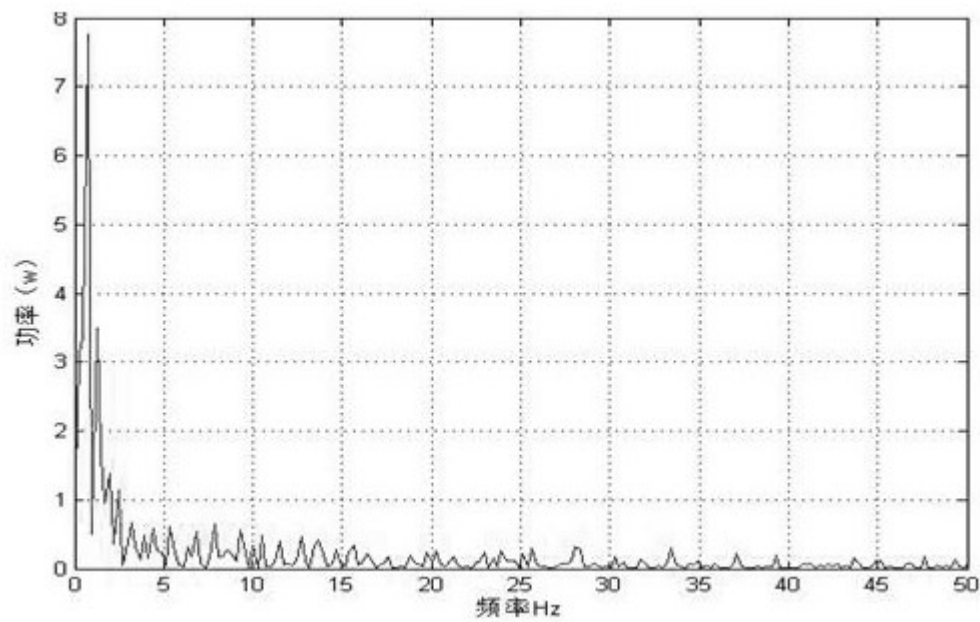


图8

专利名称(译)	闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法		
公开(公告)号	CN107715276A	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN201711191664.0	申请日	2017-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	陕西科技大学		
申请(专利权)人(译)	陕西科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	陕西科技大学		
[标]发明人	周强 李俊雨 田杏芝 张瑞瑞		
发明人	周强 李俊雨 田杏芝 张瑞瑞		
IPC分类号	A61M21/02 A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/048		
CPC分类号	A61M21/02 A61B5/0476 A61B5/048 A61B5/4812 A61B5/4836 A61B5/7235 A61B5/7264 A61M2021/0027 A61M2230/10 A61M2230/005		
代理人(译)	李罡		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种闭环路径中睡眠状态反馈的声音睡眠控制系统及其方法，包括传感器、控制器和执行器；传感器为脑波检测装置，实时采集人体睡眠的EEG信号，发送至控制器；控制器为计算机，根据EEG信号辨识出人体睡眠所处时期，生成与下阶段睡眠频谱相似的声音模型，发送至执行器；执行器为催眠声音播放器，播放助眠声音。本发明基于反馈控制思想建立以人体睡眠状态为控制对象，并以脑电信号为反馈量的睡眠控制系统，在研究睡眠过程脑电信号频率特征的基础上根据生物共振原理构建控制声音库和睡眠控制规则。本发明基于睡眠控制规则的睡眠控制系统能够渐进式地控制人体进入深度睡眠，且睡眠质量得到显著改善。

