



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110585554 A

(43)申请公布日 2019.12.20

(21)申请号 201910904716.7

(22)申请日 2019.09.24

(71)申请人 喜临门家具股份有限公司

地址 312001 浙江省绍兴市二环北路1号喜
临门工业园区

(72)发明人 李建军 段韩路

(74)专利代理机构 浙江翔隆专利事务所(普通
合伙) 33206

代理人 竺琪明

(51)Int.Cl.

A61M 21/02(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

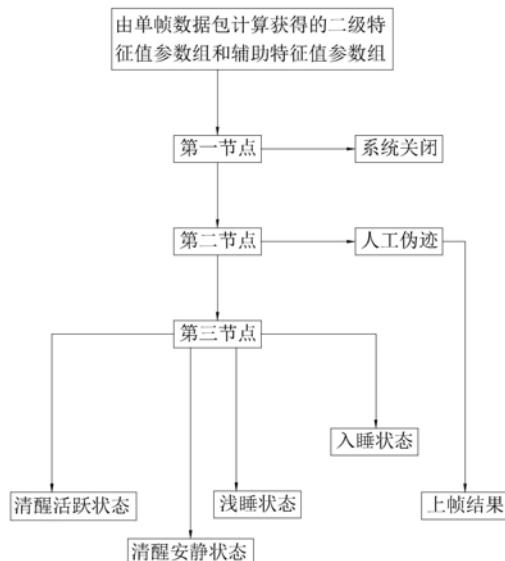
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

一种助眠音乐控制系统

(57)摘要

本发明涉及一种助眠音乐控制系统。现有助眠音乐无法准确地根据用户睡眠状态进行改编处理。本发明包括基础数据采集器、助眠音乐库、处理器以及音乐播放器。处理器先通过基础数据采集器收集用户基础信息并判断用户睡眠状态，再对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理，并由此形成可通过音乐播放器向外播放的与用户生理节奏匹配的助眠音频信号。由于脑电波信号与用户生理节奏间存在一致性，使得脑电波能有效体现用户的生理节奏，当脑电波信号成为基础数据采集器采集的对象时，能有效提升改编处理后助眠音频信号与用户生理节奏间的同步性和匹配性，进而确保助眠声源对用户的助眠效果。



1. 一种助眠音乐控制系统,其特征在于,包括:

基础数据采集器,通过便携式穿戴设备获取基础数据,基础数据采集器上设有脑电信号采集组件;

助眠音乐库,用于预先存储助眠音乐;

处理器,接收来自基础数据采集器的基础数据,通过计算获得用户处于入睡潜伏期时的细分睡眠状态,并对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理,以此获得向音乐播放器输送的助眠音频信号;

音乐播放器,接收助眠音频信号并转化为助眠声源;

所述系统通过以下步骤运行:

第一步,处理器通过基础数据采集器采集用户的基础数据,并通过计算获得用于处于入睡潜伏期时的细分睡眠状态;

第二步,处理器从助眠音乐库内获取音频文件,并根据用户所处细分睡眠状态来对音频文件进行改编处理,以此获得助眠音频信号;

第三步,处理器通过音乐播放器将助眠音频信号转化为助眠声源。

2. 根据权利要求1所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,所述音频文件包括音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性,所述细分睡眠状态包括清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态,所述系统通过设置分别与音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性对应的音高系数K1、音色系数K2、音强系数K3以及音长系数K4实现根据用户所处细分睡眠状态来对音频文件进行实时改编处理,以使音频文件在用户细分睡眠状态变化时具有差异化的助眠音频信号。

3. 根据权利要求2所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,所述处理器内预存有与细分睡眠状态的音高系数K1、音色系数K2、音强系数K3以及音长系数K4,具体地:

当用户处于清醒活跃状态时,K1=1,K2=1,K3=1,K4=1;

当用户处于清醒安静状态时,K1=1,K2=1,0.7≤K3≤0.9,1.1≤K4≤1.3;

当用户处于浅睡状态时,K1=1,K2=1,0.5≤K3≤0.7,1.4≤K4≤1.7;

当用户处于入睡状态时,0.8≤K1≤1,0.8≤K2≤1,K3=1,K4=1。

4. 根据权利要求2或3所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,所述处理器通过以下步骤对用户睡眠状态进行细化归类:

首先,处理器通过基础数据采集器获得基础数据,在采集过程中,所述基础数据采集器通过间隔采集方式获得基础数据,单次连续采集的基础数据形成单帧数据包;

其次,处理器对单帧数据包进行滤波处理,并依次获得频率分别为8~12Hz、18~30Hz以及4~7Hz的Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图;

之后,对各波形图内采集点的数值进行统计,并依次经过取绝对值处理、数据平滑处理后通过累加计算获得一级特征值参数组和辅助特征值参数组,所述一级特征值参数组包括Alpha值、Beta值以及Theta值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-Alpha值、Num-Beta值以及Num-Theta值;

再后,通过一级特征值参数组计算获得二级特征值参数组,所述二级特征值参数组包括AVT值、BVT值以及BVA值;

最后,通过第三步和第四步中获得的辅助特征值参数组和二级特征值参数对处于入睡

潜伏期用户的睡眠状态进行细化分类,以使用户睡眠状态被归类为清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态。

5. 根据权利要求4所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,处理器通过决策树对用户睡眠状态进行归类,所述决策树上设定至少三个节点对细分睡眠状态进行分类,具体地:

在第一节点处,设定助眠音乐播放时长T,音乐播放器持续播放助眠声源的时长为T1,当T1≥T时,处理器停止向音乐播放器输送助眠音频信号,反之,进入第二节点;

在第二节点处,设定阀值Num-ARI-Threshold,当Num-ARI>Num-ARI-Threshold时,该单帧数据包被判定为人工伪造,并通过处理器向外输出处理上一单帧数据包时获得的睡眠状态,否则,转入第三节点;

在第三节点处,设定阀值AVT-Threshold、BVT-Threshold、BVA-Threshold、Num-Alpha-Threshold、Num-Beta-Threshold以及Num-Theta-Threshold,

当BVA>BVA-Threshold、BVT>BVT-Threshold且Num-Beta>Num-Beta-Threshold时,用户处于清醒活跃状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理,

当BVA<BVA-Threshold、AVT>AVT-Threshold且Num-Alpha>Num-Alpha-Threshold时,用户处于清醒安静状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理,

当AVT<AVT-Threshold、BVT<BVT-Threshold且Num-Theta>Num-Theta-Threshold时,用户处于浅睡状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理,

否则,用户处于入睡状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理。

6. 根据权利要求5所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A,30s≤A≤60s,形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为B,B≤A,且5s≤B≤60s,所述基础数据采集器的数据采集频率为C,200samples/s≤C≤1000samples/s,所述基础数据采集器在形成单帧数据包时进行的数据采集次数为n,n=C*B。

7. 根据权利要求6所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,通过以下步骤获得所述一级特征值参数组:

首先,依次分别对Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图内各采集点对应的数值进行取绝对值处理,并获得数据组X_m;

之后,对数据组X_m进行数据平滑处理并获得过渡数据组Y_m,
$$Y_m = \frac{\sum_{m=0}^{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$$
,过渡数据

组的数据长度为m,1≤m≤n-0.5*C,其中,0.5*C为数据平滑处理的长度;

最后,对过渡数据组Y_m进行累加计算并依次获得所述Alpha值、Beta值以及Theta值。

8. 根据权利要求7所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,一级特征值参数组内各参数通过除以参数m来获得对应的Mean-Alpha值、Mean-Beta值以及Mean-Theta值,再计算获得AVT值、BVT值以及BVA值,其中,

$$BVA = Mean-Beta / Mean-Alpha,$$

$$AVT = Mean-Alpha / Mean-Theta,$$

$$BVT = Mean-Beta / Mean-Theta.$$

9. 根据权利要求7所述的一种助眠音乐控制系统,其特征在于,对各波形图设定对应的最大阀值和最小阀值,并以此形成数据波动范围,对各波形图超出数据波动范围的采集点

个数进行累加统计，并形成Num-ARI值；或者，对Alpha波波形图中Alpha波出现的时长进行统计，以此获得Num-Alpha值；或者，对Beta波波形图中Beta波出现的时长进行统计，以此获得Num-Beta值；或者，对Theta波波形图中Theta波出现的时长进行统计，以此获得Num-Theta值。

10. 根据权利要求1所述的一种入睡潜伏期细化分类系统，其特征在于，所述基础数据采集器为眼镜(1)，所述眼镜(1)包括镜架(2)和镜腿(3)，所述脑电信号采集组件包括设于镜架(2)中部的鼻梁参考电极(6)以及设于镜架(2)两端的左前颞电极(4)和右前颞电极(5)分置；或者，所述基础数据采集器为眼罩(7)，眼罩(7)包括罩体和绑带，所述脑电信号采集组件包括设于罩体中部的额极参考电极(10)以及设于罩体两端的左额极电极(8)和右额极电极(9)。

一种助眠音乐控制系统

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠领域,具体涉及一种助眠音乐控制系统。

背景技术

[0002] 现代人生活压力大,很多人都需要借助外力的帮助才能入睡,音乐本身具有减压助眠的作用,通过合适的引导入睡音乐效果可以直接作用于睡眠控制中心,促使脑波频率的转换,诱导人体快速进入入睡状态。

[0003] 现有理论可知,音乐能从其属性变化来提升助眠功效。具体地,音乐包括音高、音色、音强以及音长等属性,音乐通过上述属性变化来对实现音效变化,进而运用不同音效节律来影响用户的神经或肌肉,音乐的音效节律变化与用户的紧张与松弛、运动与静止等生理节奏之间存在共性。研究表明,合适的音乐播放节奏、音量及均衡效果更容易助眠。

[0004] 现有技术中虽然已有基于检测人体心率、呼吸或体动等生理状态信息的生物电技术来解决助眠问题,但这些生理状态信息无法直接与用户的睡眠状态直接匹配,使得音乐属性变化无法直接与用户的睡眠状态进行匹配,导致助眠效果欠佳。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术的不足,本发明提供一种助眠音乐控制系统,通过脑电波信号感知用户睡眠状态并以此调节助眠音乐的属性,使得助眠音乐的音效与用户生理节奏匹配,提升助眠效果。

[0006] 本发明通过以下方式实现:一种助眠音乐控制系统,包括基础数据采集器、助眠音乐库、处理器以及音乐播放器。处理器先通过基础数据采集器收集用户基础信息并判断用户睡眠状态,再对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理,并由此形成可通过音乐播放器向外播放的与用户生理节奏匹配的助眠音频信号。由于脑电波信号与用户生理节奏间存在一致性,使得脑电波能有效体现用户的生理节奏,当脑电波信号成为基础数据采集器采集的对象时,能有效提升改编处理后助眠音频信号与用户生理节奏间的同步性和匹配性,进而确保助眠声源对用户的助眠效果。

[0007] 作为优选,基础数据采集器,通过便携式穿戴设备获取基础数据,基础数据采集器上设有脑电信号采集组件,基础数据采集器直接穿戴在用户身上,确保脑电信号采集组件与预设检测工位紧密贴合,既方便穿戴,确保穿戴舒适性,还确保检测精度,确保数据准确性。

[0008] 作为优选,助眠音乐库,用于预先存储助眠音乐,助眠音乐库能为处理器提供原始的音频文件,方便处理器对音频文件进行改编处理。

[0009] 作为优选,处理器,接收来自基础数据采集器的基础数据,通过计算获得用户处于入睡潜伏期时的细分睡眠状态,并对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理,以此获得向音乐播放器输送的助眠音频信号。处理器既能控制基础数据采集器进行基础数据采集工作,还能控制音乐播放器形成助眠声场,又能根据用户睡眠状态对音频文件进行改编处理,

确保系统顺利运行。所述基础数据采集器和处理器均设置在同一设备上,既简化结构,有效减小系统体积,方便携带和使用。

[0010] 作为优选,音乐播放器,接收助眠音频信号并转化为助眠声源。

[0011] 具体地,所述系统通过以下步骤运行:

[0012] 第一步,处理器通过基础数据采集器采集用户的基础数据,并通过计算获得用于处于入睡潜伏期时的细分睡眠状态;

[0013] 第二步,处理器从助眠音乐库内获取音频文件,并根据用户所处细分睡眠状态来对音频文件进行改编处理,以此获得助眠音频信号;

[0014] 第三步,处理器通过音乐播放器将助眠音频信号转化为助眠声源。

[0015] 作为优选,所述音频文件包括音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性,所述细分睡眠状态包括清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态,所述系统通过设置分别与音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性对应的音高系数K1、音色系数K2、音强系数K3以及音长系数K4实现根据用户所处细分睡眠状态来对音频文件进行实时改编处理,以使音频文件在用户细分睡眠状态变化时具有差异化的助眠音频信号。处理器根据用户实施睡眠状态对音频文件进行实时改编处理,确保助眠声场与用户睡眠状态实时匹配。具体地,处理器通过调节音频文件的音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性来形成供音乐播放器实时播放的助眠音频信号。

[0016] 作为优选,所述处理器内预存有与细分睡眠状态的音高系数K1、音色系数K2、音强系数K3以及音长系数K4,具体地:

[0017] 当用户处于清醒活跃状态时,K1=1,K2=1,K3=1,K4=1,此时,用户处于清醒状态,音乐播放器播放各属性没有改变的原始音频文件,提升用户体验。

[0018] 当用户处于清醒安静状态时,K1=1,K2=1,0.7≤K3≤0.9,1.1≤K4≤1.3,此时,用户的脑电波成分由Beta波变为频率更低的Alpha波,此时,对音频文件的音强和音长进行相应调整,通过增长音长来降低节奏,同时降低音量来适应用户当前更安静的脑波状态。

[0019] 当用户处于浅睡状态时,K1=1,K2=1,0.5≤K3≤0.7,1.4≤K4≤1.7,此时,用户的脑电波成分由Alpha波变为频率更低的Theta波,对音频文件的音强和音长进一步调整,通过增长音长来进一步降低节奏,同时进一步降低音量来适应用户当前更安静的脑波状态。

[0020] 当用户处于入睡状态时,0.8≤K1≤1,0.8≤K2≤1,K3=1,K4=1。此时,用户进入入睡状态,保持音长和音强,通过降低音高和音色来减少对用户听觉的刺激,进而确保用户能长时间维持在入睡状态。

[0021] 作为优选,所述处理器通过以下步骤对用户睡眠状态进行细化归类:

[0022] 首先,处理器通过基础数据采集器获得基础数据,在采集过程中,所述基础数据采集器通过间隔采集方式获得基础数据,单次连续采集的基础数据形成单帧数据包;

[0023] 其次,处理器对单帧数据包进行滤波处理,并依次获得频率分别为8~12Hz、18~30Hz以及4~7Hz的Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图;

[0024] 之后,对各波形图内采集点的数值进行统计,并依次经过取绝对值处理、数据平滑处理后通过累加计算获得一级特征值参数组和辅助特征值参数组,所述一级特征值参数组包括Alpha值、Beta值以及Theta值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-Alpha值、

Num-Beta值以及Num-Theta值；

[0025] 再后，通过一级特征值参数组计算获得二级特征值参数组，所述二级特征值参数组包括AVT值、BVT值以及BVA值；

[0026] 最后，通过第三步和第四步中获得的辅助特征值参数组和二级特征值参数对处于入睡潜伏期用户的睡眠状态进行细化分类，以使用户睡眠状态被归类为清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态。

[0027] 通过基础数据采集器采集限定种类的基础数据，以此为基础通过处理器计算获得一级特征值参数组、辅助特征值参数组和二级特征值参数组，并对处于入睡潜伏期用户的细分睡眠状态进行判定和分类，为后续助眠操作提供参考依据。此系统具有使用基础数据种类少、计算和分类过程简单的特点，既通过减少基础数据采集种类来简化基础数据采集器的结构，方便用户穿戴使用，提升数据准确性，还通过简化计算和分类的过程来降低对处理器的要求，提升运算速度，降低硬件成本，确保硬件运行稳定性，提升使用体验。

[0028] 作为优选，处理器通过决策树对用户睡眠状态进行归类，所述决策树上设定至少三个节点对细分睡眠状态进行分类，具体地：

[0029] 在第一节点处，设定助眠音乐播放时长T，音乐播放器持续播放助眠声源的时长为T₁，当T₁≥T时，处理器停止向音乐播放器输送助眠音频信号，反之，进入第二节点；

[0030] 在第二节点处，设定阀值Num-ARI-Threshold，当Num-ARI>Num-ARI-Threshold时，该单帧数据包被判定为人工伪造，并通过处理器向外输出处理上一单帧数据包时获得的睡眠状态，否则，转入第三节点；

[0031] 在第三节点处，设定阀值AVT-Threshold、BVT-Threshold、BVA-Threshold、Num-Alpha-Threshold、Num-Beta-Threshold以及Num-Theta-Threshold，

[0032] 当BVA>BVA-Threshold、BVT>BVT-Threshold且Num-Beta>Num-Beta-Threshold时，用户处于清醒活跃状态，处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理，

[0033] 当BVA<BVA-Threshold、AVT>AVT-Threshold且Num-Alpha>Num-Alpha-Threshold时，用户处于清醒安静状态，处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理，

[0034] 当AVT<AVT-Threshold、BVT<BVT-Threshold且Num-Theta>Num-Theta-Threshold时，用户处于浅睡状态，处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理，

[0035] 否则，用户处于入睡状态，处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理。

[0036] 在决策树的各个节点上使用不同的参数作为判断依据，且选用的参数能对用户睡眠状态进行有效区分，既有效简化判断过程，提升判断效率，还确保分类准确性。

[0037] 该系统具有定时自动关闭的功能，当系统运行时间达到预设运行时长时，系统自动关闭，不再通过音乐播放器形成助眠声场，确保用户具有安静的睡眠环境。系统通过辅助特征值参数组和二级特征值参数组将用户睡眠状态直接归类为清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态，通过简化系统结构和计算量来提升系统响应灵敏性。

[0038] 作为优选，相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A，30s≤A≤60s，形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为B，B≤A，且5s≤B≤60s，所述基础数据采集器的数据采集频率为C，200samples/s≤C≤1000samples/s，所述基础数据采集器在形成单帧数据包时进行

的数据采集次数为n, n=C*B。基础数据采集器采集次数与形成的数据数量对应,单次连续采集完成后所得的数据形成一个单帧数据包,再通过滤波器分别获得Alpha波波形图、Beta波波形图、Theta波波形图以及SEEG波波形图。当单帧数据包内的数据数量越多时,用于绘制形成波形图的数据点也越多,使得波形图绘制越精确,使得绘制的波形图越趋于真实电波的图形,为处理器提供更准确的数据。当C<200samples/s时,绘制的波形图会因数据点数量较少,影响波形图绘制精度;当C>1000samples/s时,对绘制精度提升有限,但对硬件要求较高,同时会引入更多的高频干扰,性较比较低。

[0039] 作为优选,通过以下步骤获得所述一级特征值参数组:

[0040] 首先,依次分别对Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图内各采集点对应的数值进行取绝对值处理,并获得数据组X_m;

[0041] 之后,对数据组X_m进行数据平滑处理并获得过渡数据组Y_m, $Y_m = \frac{\sum_{m=0}^{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$, 过

渡数据组的数据长度为m,1≤m≤n-0.5*C,其中,0.5*C为数据平滑处理的长度;

[0042] 最后,对过渡数据组Y_m进行累加计算并依次获得所述Alpha值、Beta值以及Theta值。

[0043] 基础数据采集器在采集基础数据时,用户会因各种因素出现明显超出变化范围的跳动数值,导致波形图瞬时变化较大,虽然不会对用户睡眠状态产生影响,但会影响处理器判断用户睡眠状态,对连续0.5*C个数据进行累加平均处理,有效减小单个跳动数值对处理器判断用户睡眠状态的影响。此外,数据组X_m是对各数据及其后0.5*C个数据进行累加并平均处理,使得过渡数据组Y_m的数据数量m会减少至n-0.5*C个。

[0044] 作为优选,一级特征值参数组内各参数通过除以参数m来获得对应的Mean-Alpha值、Mean-Beta值以及Mean-Theta值,再计算获得AVT值、BVT值以及BVA值,其中,BVA=Mean-Beta/Mean-Alpha,AVT=Mean-Alpha/Mean-Theta,BVT=Mean-Beta/Mean-Theta。通过累加平均来获得上述参数,有效减小跳动参数对用户睡眠状态判断准确性的影响。

[0045] 作为优选,对各波形图设定对应的最大阀值和最小阀值,并以此形成数据波动范围,对各波形图超出数据波动范围的采集点个数进行累加统计,并形成Num-ARI值,参数Num-ARI值是对超出预设范围的跳动数值的数量进行统计。

[0046] 作为优选,对Alpha波波形图中Alpha波出现的时长进行统计,以此获得Num-Alpha值,用于体现Alpha波的强弱。

[0047] 作为优选,对Beta波波形图中Beta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Beta值,用于体现Beta波的强弱。

[0048] 作为优选,对Theta波波形图中Theta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Theta值,用于体现Theta波的强弱。

[0049] 作为优选,所述基础数据采集器为眼镜,所述眼镜包括镜架和镜腿,所述脑电信号采集组件包括设于镜架中部的鼻梁参考电极以及设于镜架两端的左前颞电极和右前颞电极分置。在使用时,当眼镜穿戴到位后,所述左前颞电极、右前颞电极以及鼻梁参考电极分别同步抵触在待检测工位上,确保基础数据采集器能持续精确地采集数据,并向处理器定期发送单帧数据包。

[0050] 作为优选,所述基础数据采集器为眼罩,眼罩包括罩体和绑带,所述脑电信号采集

组件包括设于罩体中部的额极参考电极以及设于罩体两端的左额极电极和右额极电极。眼罩既能起到遮挡光线的作用,还能为使用者提供舒适感受。

[0051] 本发明的有益效果:眠音乐库内的音频文件进行改编处理,并由此形成可通过音乐播放器向外播放的与用户生理节奏匹配的助眠音频信号,利用脑电波信号与用户生理节奏间存在一致性的特征,将脑电波作为判断用户睡眠状态的依据,能有效提升改编处理后助眠音频信号与用户生理节奏间的同步性和匹配性,进而确保助眠声源对用户的助眠效果。

附图说明

[0052] 图1为所述眼镜结构示意图;

[0053] 图2为所述决策树结构示意图;

[0054] 图3为所述眼罩结构示意图;

[0055] 图中:1、眼镜,2、镜架,3、镜腿,4、左前颞电极,5、右前颞电极,6、鼻梁参考电极,7、眼罩,8、左额极电极,9、右额极电极,10、额极参考电极。

具体实施方式

[0056] 下面结合说明书附图和具体实施方式对本发明的实质性特点作进一步的说明。

[0057] 实施例一:

[0058] 本实施例提供一种助眠音乐控制系统

[0059] 如图1所示的一种系统,包括基础数据采集器、助眠音乐库、处理器以及音乐播放器。处理器先通过基础数据采集器收集用户基础信息并判断用户睡眠状态,再对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理,并由此形成与用户生理节奏匹配的助眠音频信号,进而通过音乐播放器形成向外播放的助眠声场,用户处于助眠声场中,通过调节音频文件的音乐属性来引导和调节用户的生理节奏,进而促使用户尽快入眠,以此提升助眠效果。

[0060] 在本实施例中,通过直接采集脑电波来提升睡眠状态判断准确性和实时性,进而提升助眠声场与睡眠状态同步性,确保助眠声场与用户生理节奏匹配性,有效提升助眠效果。

[0061] 在本实施例中,基础数据采集器,通过便携式穿戴设备获取基础数据,基础数据采集器上设有脑电信号采集组件。处理器,接收来自基础数据采集器的基础数据,通过计算获得用户处于入睡潜伏期时的细分睡眠状态,并对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理,以此获得向音乐播放器输送的助眠音频信号;音乐播放器,接收助眠音频信号并转化为助眠声源。助眠音乐库,用于预先存储助眠音乐,助眠音乐可以根据用户自身喜好进行更换增减。

[0062] 基础数据采集器为带数据收集组件的眼镜1,所述眼镜1包括镜架2以及设于镜架2两端的镜腿3,所述数据收集组件包括分置在所述镜架2两端的左前颞电极4、右前颞电极5以及设于镜架2中部鼻梁参考电极6,眼镜1被穿戴到位后,所述左前颞电极4、右前颞电极5以及鼻梁参考电极6分别抵触在待检测工位上。所述眼镜1通过与用户体表贴合的左前颞电极4、右前颞电极5以及鼻梁参考电极6采集相关基础数据,并向处理器输送。具体地,所述左前颞电极4、右前颞电极5以及鼻梁参考电极6分别与近左前颞、近右前颞及鼻梁贴合,形成

一种简单测量脑电活动的单导联采集器。基础数据采集器对Alpha波、Beta波、Theta波等三类脑电波进行采集，并以此为基础将用户睡眠状态归类至清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态或入睡状态。

[0063] 在本实施例中，所述系统通过以下三个阶段实现运行：

[0064] 第一阶段，处理器通过基础数据采集器采集用户的基础数据，并通过计算获得用于处于入睡潜伏期时的细分睡眠状态；

[0065] 第二阶段，处理器从助眠音乐库内获取音频文件，并根据用户所处细分睡眠状态来对音频文件进行改编处理，以此获得助眠音频信号，再通过音乐播放器将助眠音频信号转化为助眠声源。

[0066] 具体地，系统感知并判断用户的实时睡眠状态，并按相应睡眠状态的预设参数对音频文件进行改编处理。改编处理实时响应与用户睡眠状态变化，例如，音乐播放器在播放同一首助眠音乐期间，当系统检测获知用户睡眠状态发生变化时，系统会立即针对性地调整各音乐属性的参数数值，使得同一首助眠音乐会因用户睡眠状态变化而展现出差异化的音效和节律，以此配合和引导用户尽快入眠。

[0067] 在第一阶段中，所述处理器通过以下步骤对用户睡眠状态进行细化归类：

[0068] 第一步，处理器通过基础数据采集器获得基础数据，在采集过程中，所述基础数据采集器通过间隔采集方式获得基础数据，单次连续采集的基础数据形成单帧数据包。

[0069] 具体地，具体地，相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A， $A=30s$ ，形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为B， $B=10s$ 。具体地，将用户的整个睡眠过程划分为30s一段的间隔时段，并在每个间隔时段内进行10s的数据采集操作，并以此形成单帧数据包。基础数据采集器采集次数与形成的数据数量对应，单次连续采集完成后所得的数据形成一个单帧数据包，当单帧数据包内的数据数量越多时，用于绘制形成波形图的数据点也越多，使得波形图绘制越精确，使得绘制的波形图越趋于真实电波的图形，为处理器提供更准确的数据。

[0070] 第二步，处理器对单帧数据包进行滤波处理，并依次获得频率分别为8~12Hz、18~30Hz以及4~7Hz的Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图。

[0071] 具体地，所述基础数据采集器的数据采集频率为C， $C=250\text{samples}/s$ ，优选为，所述基础数据采集器在形成单帧数据包时进行的数据采集次数为n， $n=C*B=250\text{samples}/s*10s=2500$ 次，当参数n为非整数时，通过四舍五入方式取整。基础数据采集器每次采集到的单帧数据包为综合数据，利用滤波器对综合数据进行滤波分解并获得具有差异化频率的Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图。每个波形图均有2500个基点沿时间顺序串联形成。优选使用8阶巴特沃斯滤波器、切比雪夫滤波器或者4阶巴特沃斯滤波器对单帧数据包进行去噪提取特定频率段中的脑电信号。

[0072] 第三步，对各波形图内采集点的数值进行统计，并依次经过取绝对值处理、数据平滑处理后通过累加计算获得一级特征值参数组和辅助特征值参数组，所述一级特征值参数组包括Alpha值、Beta值以及Theta值，所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-Alpha值、Num-Beta值以及Num-Theta值。

[0073] 具体地，通过以下步骤获得所述一级特征值参数组：

[0074] 首先，依次分别对Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图内各采集点对应的数值进行取绝对值处理，并获得数据组 X_m ；

[0075] 之后,对数据组 X_m 进行数据平滑处理并获得过渡数据组 Y_m , $Y_m = \frac{\sum_{m=0}^{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$,过渡数据组的数据长度为 m , $1 \leq m \leq n - 0.5*C$,其中, $0.5*C$ 为数据平滑处理的长度;

[0076] 最后,对过渡数据组 Y_m 进行累加计算并依次获得所述Alpha值、Beta值以及Theta值。

[0077] 由于Alpha波波形图、Beta波波形图以及Theta波波形图均由2500个基点连接形成,所以通过各波形图对应的2500个基点来计算获得对应的Alpha值、Beta值以及Theta值。在实际操作中,以Alpha波波形图为例,Alpha波波形图包括2500个基点,在计算时,首先,对2500个基点的数值进行绝对值处理,以此获得包括2500个数据的数据组 X_m ;之后,对数据组 X_m 进行数据平滑处理并获得过渡数据组 Y_m ,在处理时, $Y_m = \frac{\sum_{m=0}^{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$,数据平滑处理的长度为 $0.5*C$,过渡数据组的数据长度为 m , $m = n - 0.5*C = 2375$,由于在对数据组 X_m 中第2376个数据进行计算时,其后数据数量已不足125个,所以过渡数据组 Y_m 的数据长度为2375个;最后,对过渡数据组 Y_m 中的2375个数值进行累加计算并获得所述Alpha值。以此类推来获得Beta值和Theta值。当数据平滑处理的长度 $0.5*C$ 为非整数时,通过四舍五入方式取整。

[0078] 具体地,对各波形图设定对应的最大阀值和最小阀值,并以此形成数据波动范围,对各波形图超出数据波动范围的采集点个数进行累加统计,并形成Num-ARI值。

[0079] 具体地,在用户的整个睡眠过程中,Alpha波、Beta波以及Theta波会因用户睡眠状态不同而出现个别缺失的情况,当基础数据采集器无法采集到信号时,该波形此刻对应的基点数值为0,导致无法形成对应的波形图,进而方便计算对应的辅助特征值参数。对Alpha波波形图中Alpha波出现的时长进行统计,以此获得Num-Alpha值。对Beta波波形图中Beta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Beta值。对Theta波波形图中Theta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Theta值。

[0080] 第四步,通过一级特征值参数组计算获得二级特征值参数组,所述二级特征值参数组包括AVT值、BVT值以及BVA值。

[0081] 具体地,一级特征值参数组内各参数通过除以参数 m 来获得对应的Mean-Alpha值、Mean-Beta值以及Mean-Theta值,再计算获得AVT值、BVT值以及BVA值。其中,Mean-Alpha值、Mean-Beta值以及Mean-Theta值均为单帧数据包内各波形基点数值的平均值,例如,Mean-Alpha值为Alpha值除以参数 $m=2375$ 获得,以此类推获得Mean-Beta值、Mean-Theta值。

[0082] 具体地,BVA=Mean-Beta/Mean-Alpha,用于表示单帧数据包内Beta波信号与Alpha波信号间的强弱对比,当参数BVA值越大时,说明Alpha波信号弱于Beta波信号,反之,当参数BVA值越小时,说明Alpha波信号强于Beta波信号。

[0083] 具体地,AVT=Mean-Alpha/Mean-Theta,用于表示单帧数据包内Alpha波信号与Theta波信号间的强弱对比,当参数AVT值越大时,说明Theta波信号弱于Alpha波信号,反之,当参数AVT值越小时,说明Theta波信号强于Alpha波信号。

[0084] 具体地,BVT=Mean-Beta/Mean-Theta。用于表示单帧数据包内Beta波信号与Theta波信号间的强弱对比,当参数BVT值越大时,说明Theta波信号弱于Beta波信号,反之,当参数BVT值越小时,说明Theta波信号强于Beta波信号。

[0085] 第五步,通过第三步和第四步中获得的辅助特征值参数组和二级特征值参数对处

于入睡潜伏期用户的睡眠状态进行细化分类,以使用户睡眠状态被归类为清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态。处理器通过决策树对用户睡眠状态进行归类,所述决策树上设定至少三个节点对细分睡眠状态进行分类,具体地(如图2所示):

[0086] 在第一节点处,设定助眠音乐播放时长T,音乐播放器持续播放助眠声源的时长为T1,当 $T_1 \geq T$ 时,处理器停止向音乐播放器输送助眠音频信号,反之,进入第二节点;

[0087] 具体地,所述系统具有自动关闭功能,当系统运行时间超过预设时长时,系统自动关闭并为用户提供安静的睡眠环境,提升睡眠质量。当系统自动关闭且用户仍未入睡时,可以通过再次开启来对用户提供持续地助眠辅助。

[0088] 在第二节点处,设定阀值Num-ARI-Threshold,当 $Num-ARI > Num-ARI-Threshold$ 时,该单帧数据包被判定为人工伪迹,并通过处理器向外输出处理上一单帧数据包时获得的睡眠状态,否则,转入第三节点;

[0089] 具体地,人工伪迹是指影响电生理信号的干扰信号,包括生理伪迹和设备伪迹。当人工伪迹出现时,基础数据会出现超出正常范围的跳动,通过对参数Num-ARI值与对应阈值Num-ARI-Threshold间大小比较来判定是否产生人工伪迹,具体地,当 $Num-ARI > Num-ARI-Threshold$ 时,该单帧数据包被判定为人工伪迹,该单帧数据包作废,并向外输出上一单帧数据包时获得的睡眠状态,反之,则说明书此刻不存在人工伪迹,可以进行进一步分析。

[0090] 在第三节点处,设定阀值AVT-Threshold、BVT-Threshold、BVA-Threshold、Num-Alpha-Threshold、Num-Beta-Threshold以及Num-Theta-Threshold:当 $BVA > BVA-Threshold$ 、 $BVT > BVT-Threshold$ 且 $Num-Beta > Num-Beta-Threshold$ 时,用户处于清醒活跃状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理;当 $BVA < BVA-Threshold$ 、 $AVT > AVT-Threshold$ 且 $Num-Alpha > Num-Alpha-Threshold$ 时,用户处于清醒安静状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理;当 $AVT < AVT-Threshold$ 、 $BVT < BVT-Threshold$ 且 $Num-Theta > Num-Theta-Threshold$ 时,用户处于浅睡状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理;否则,用户处于入睡状态,处理器根据对应的参数K1、K2、K3和K4对音频文件进行改编处理。

[0091] 具体地,当用户清醒且思维活跃的时候,大脑发出频率18~30Hz之间的beta波;当用户清醒且放松的时候,大脑发出频率在8~12Hz之间的alpha波。因此,当 $BVA > BVA-Threshold$ 、 $BVT > BVT-Threshold$ 且 $Num-Beta > Num-Beta-Threshold$ 时,说明Alpha波信号弱于Beta波信号,Theta波信号弱于Beta波信号,Beta波较为活跃,用户处于大脑思维活跃的清醒活跃状态。当 $BVA < BVA-Threshold$ 、 $AVT > AVT-Threshold$ 且 $Num-Alpha > Num-Alpha-Threshold$ 时,说明Alpha波信号强于Beta波信号,Alpha波信号强于Theta波信号,Alpha波较为活跃,用户处于大脑思维安静的清醒安静状态。当 $AVT < AVT-Threshold$ 、 $BVT < BVT-Threshold$ 且 $Num-Theta > Num-Theta-Threshold$ 时,说明Alpha波信号弱于Theta波信号,Beta波信号弱于Theta波信号,Theta波较为活跃,用户处于浅睡状态。否则,用户处于入睡状态。

[0092] 在第二阶段,所述处理器根据用户的实时睡眠状态对音频文件进行改编,并通过音乐播放器转化为助眠声场。

[0093] 具体地,所述音频文件包括音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性,所述细

分睡眠状态包括清醒活跃状态、清醒安静状态、浅睡状态以及入睡状态,所述系统通过设置分别与音高属性、音色属性、音长属性以及音强属性对应的音高系数K1、音色系数K2、音强系数K3以及音长系数K4实现根据用户所处细分睡眠状态来对音频文件进行实时改编处理,以使音频文件在用户细分睡眠状态变化时具有差异化的助眠音频信号。各音乐属性均是在音频文件的原有音频属性数值乘以对应的系数,以此获得助眠音频信号具备的音乐属性参数。

[0094] 具体地,所述处理器内预存有与细分睡眠状态的音高系数K1、音色系数K2、音强系数K3以及音长系数K4,具体地:

[0095] 当用户处于清醒活跃状态时,K1=1,K2=1,K3=1,K4=1;

[0096] 当用户处于清醒安静状态时,K1=1,K2=1,0.7≤K3≤0.9,1.1≤K4≤1.3;

[0097] 当用户处于浅睡状态时,K1=1,K2=1,0.5≤K3≤0.7,1.4≤K4≤1.7;

[0098] 当用户处于入睡状态时,0.8≤K1≤1,0.8≤K2≤1,K3=1,K4=1。

[0099] 在实际操作中,使用者可以根据自身情况对各睡眠状态对应的音乐属性系数进行增减调整,均应视为本发明的具体实施例。在使用时,例如,音频文件的音长属性参数为每节拍2s,当用户处于浅睡状态,且设定K4=1.5时,则处理器输出的助眠音频信号具备的音长属性参数为 $2s \times 1.5 = 3s$,以此类推,对音频文件进行改编处理。

[0100] 可以理解地,参数A还可以为35s、40s、50s、60s等,只要符合 $30s \leq A \leq 60s$ 的要求即可。

[0101] 可以理解地,参数B还可以为5s、7s、11s、20s、30s等,只要符合 $B \leq A$ 且 $5s \leq B \leq 60s$ 的要求即可。

[0102] 可以理解地,参数C还可以为200samples/s、300samples/s、500samples/s、1000samples/s等,只要符合 $200samples/s \leq C \leq 1000samples/s$ 的要求即可。

[0103] 可以理解地,参数m还可以为1、10、500等,只要符合 $1 \leq m \leq n - 0.5 * C$ 的要求即可。

[0104] 实施例二:

[0105] 相较于实施例一,本实施例提供另一种基础数据采集器。

[0106] 如图3所示,所述基础数据采集器为眼罩7,眼罩7包括罩体和绑带,所述脑电信号采集组件包括设于罩体中部的额极参考电极10以及设于罩体两端的左额极电极8和右额极电极9。

[0107] 在使用时,眼罩7通过绑带固定在预设工位,使得罩体与使用者额部贴合。所述眼罩7通过与用户体表贴合的左额极电极8、右额极电极9以及额极参考电极10采集相关基础数据,并向处理器输送。具体地,所述左额极电极8、右额极电极9以及额极参考电极10分别与左额极、右额极及额极参考贴合,形成一种简单测量脑电活动的单导联采集器。

[0108] 本实施例所述系统的其它特征和效果均与实施例一一致,不再赘述。

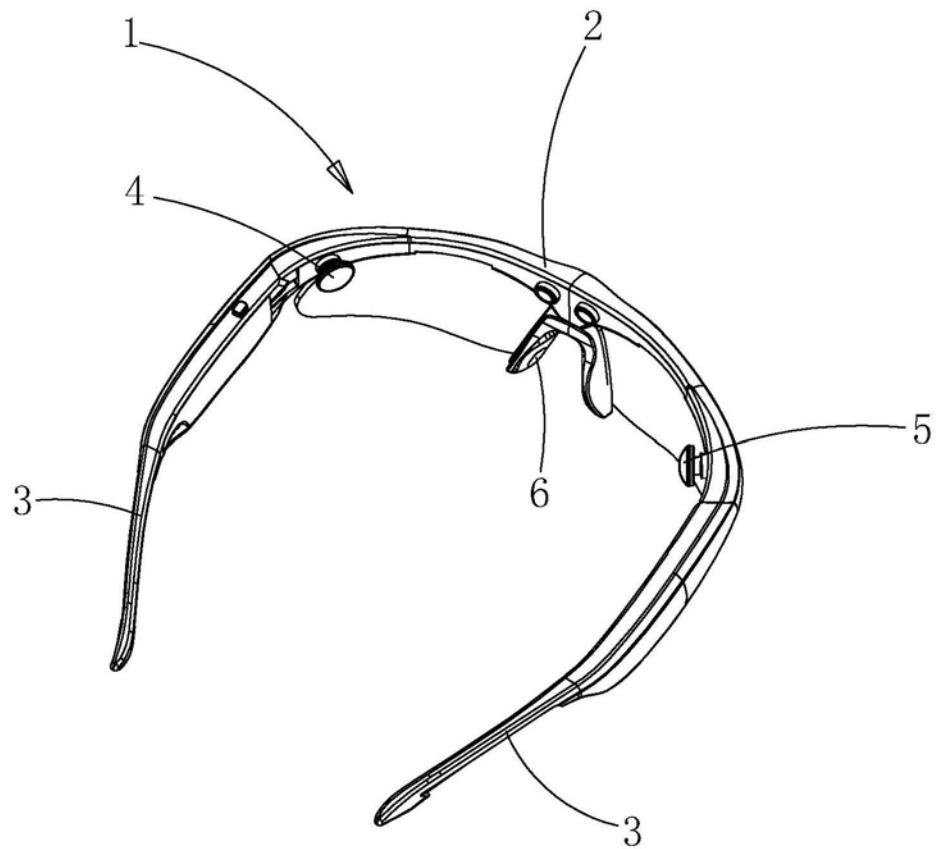


图1

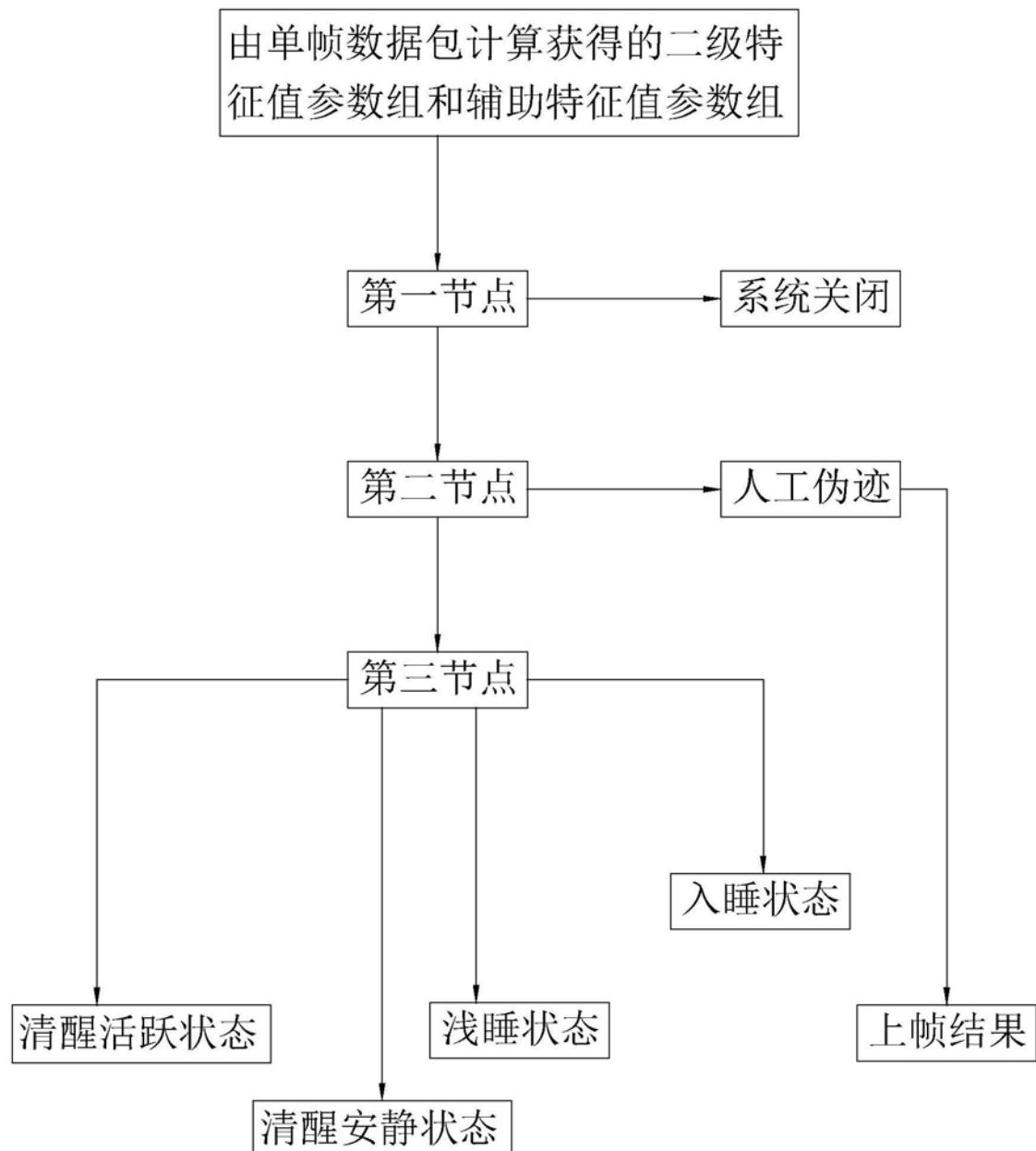


图2

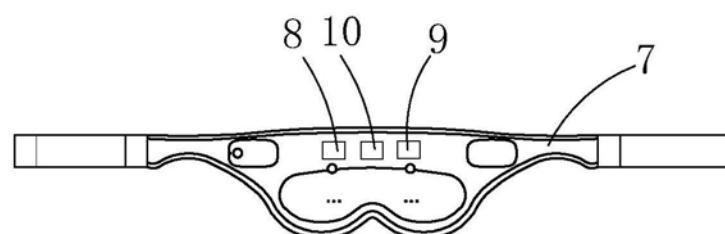


图3

专利名称(译)	一种助眠音乐控制系统		
公开(公告)号	CN110585554A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201910904716.7	申请日	2019-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	喜临门家具股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	喜临门家具股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	喜临门家具股份有限公司		
[标]发明人	李建军 段韩路		
发明人	李建军 段韩路		
IPC分类号	A61M21/02 A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4806 A61B5/4812 A61B5/6803 A61M21/02 A61M2021/0027		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种助眠音乐控制系统。现有助眠音乐无法准确地根据用户睡眠状态进行改编处理。本发明包括基础数据采集器、助眠音乐库、处理器以及音乐播放器。处理器先通过基础数据采集器收集用户基础信息并判断用户睡眠状态，再对助眠音乐库内的音频文件进行改编处理，并由此形成可通过音乐播放器向外播放的与用户生理节奏匹配的助眠音频信号。由于脑电波信号与用户生理节奏间存在一致性，使得脑电波能有效体现用户的生理节奏，当脑电波信号成为基础数据采集器采集的对象时，能有效提升改编处理后助眠音频信号与用户生理节奏间的同步性和匹配性，进而确保助眠声源对用户的助眠效果。

