



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110585552 A

(43)申请公布日 2019.12.20

(21)申请号 201910905320.4

(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 21/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

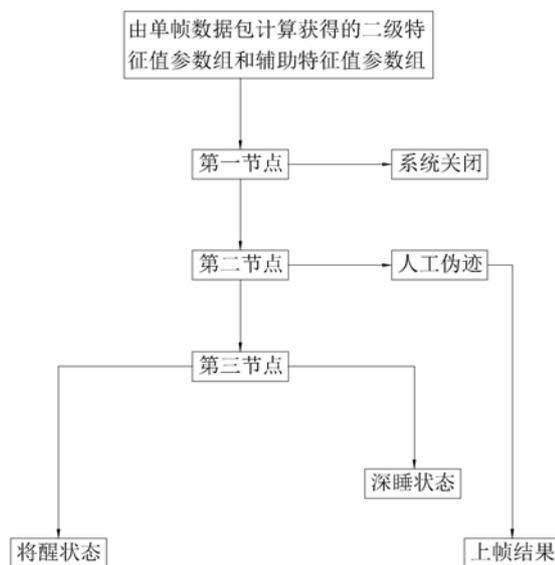
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

一种基于睡眠分期的唤醒控制系统

(57)摘要

本发明涉及一种基于睡眠分期的唤醒控制系统。现有唤醒装置的运行状态无法与用户睡眠状态相关联,使用体验差。本发明包括基础数据采集器、处理器以及唤醒装置。根据用户的基础数据感知用户睡眠状态并以此控制唤醒装置形成具有差异化且由弱变强的唤醒刺激,既确保唤醒刺激强度与用户睡眠状态匹配,通过延长唤醒过程的时间长度来提升唤醒体验,有效防止用户因受到急促、强烈且突然的唤醒刺激而发生身体不适的情况。



1. 一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,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,通过计算获得用户睡眠状态,并根据用户的唤醒状态变化趋势形成向唤醒装置输送的唤醒控制信号;

唤醒装置,接收唤醒控制信号并形成施加于用户的唤醒刺激;

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,并通过计算获得用户的实时睡眠状态;

第二步,处理器根据用户睡眠状态判定用户唤醒状态形变化趋势,并以此调取对应的唤醒控制信号;

第三步,唤醒装置接收唤醒控制信号并形成施加于用户的唤醒刺激。

2. 根据权利要求1所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,其特征在于,所述睡眠状态包括将醒状态和深睡状态,所述唤醒装置包括振动唤醒机构和照明唤醒机构,所述唤醒控制信号包括与振动唤醒机构匹配的振动变化斜率 $K1$ 以及与照明唤醒机构匹配的照明变化斜率 $K2$,处理器根据用户睡眠状态对 $K1$ 和 $K2$ 进行调节,以使唤醒装置形成差异化唤醒刺激。

3. 根据权利要求2所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,其特征在于,所述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,在单次采集时段内采集的基础数据形成单帧数据包,相邻采集时段间形成供唤醒装置运行的唤醒时段,处理器通过单帧数据包计算形成用于控制唤醒装置在下一唤醒时段运行的唤醒控制信号。

4. 根据权利要求3所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,其特征在于,所述处理器对至少连续两个单帧数据包获得的睡眠状态进行分析并获得用户的唤醒状态变化趋势,并以此调取具有差异化的唤醒控制信号,以使唤醒装置在对应的唤醒时段内形成差异化的唤醒刺激,所述振动唤醒机构的振动强度可在 $0-X_{max}$ 之间调节,所述照明唤醒机构的照明强度可在 $0-L_{max}$ 之间调节,具体地:

当连续两个单帧数据包均被归类为将醒状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构关闭,照明唤醒机构开启且 $K2 = (0.25 * L_{max}) / (A - B)$;

当连续两个单帧数据包均被归类为深睡状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K1 = X_{max} / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K2 = L_{max} / (A - B)$;

当连续两个单帧数据包被依次归类为深睡状态和将醒状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K1 = (0.25 * X_{max}) / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K2 = (0.25 * L_{max}) / (A - B)$;

当连续两个单帧数据包被依次归类为将醒状态和深睡状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K1 = (0.5 * X_{max}) / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K2 = (0.5 * L_{max}) / (A - B)$ 。

5. 根据权利要求4所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,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归类:

首先,处理器通过基础数据采集器获得单帧数据包;

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0.5~3Hz和0.5~30Hz的Delta波波形图和EEG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Delta值和EEG值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-LCZ值以及Num-Delta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DVS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用户的睡眠状态进行分类,以使用户睡眠状态被归类为将醒状态和深睡状态。

6. 根据权利要求5所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,其特征在于,处理器通过决策树形成与用户睡眠状态对应的唤醒控制信号,所述决策树上设定至少三个节点,具体地:

在第一节点,设定唤醒装置运行时长为T,以此获得唤醒装置启动时点,若当前时点到达启动时点时,唤醒装置开启并转入第二节点,否则,唤醒装置处于关闭状态;

在第二节点,设定阈值Num-ARI-Threshold和Num-LCZ-Threshold,当Num-ARI > Num-ARI-Threshold或Num-LCZ > Num-LCZ-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;

在第三节点,设定阈值DVS-Threshold和Num-Delta-Threshold,当DVS > DVS-Threshold且Num-Delta > Num-Delta-Threshold时,处理器判定用户的实时睡眠状态为深睡状态,否则,处理器判定用户的实时睡眠状态为将醒状态。

7. 根据权利要求6所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,其特征在于,相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A, $30s \leq A \leq 60s$,形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为B, $B \leq A$,且 $5s \leq B \leq 60s$,所述唤醒时长为D, $D = A - B$,所述基础数据采集器的数据采集频率为C, $200\text{samples/s} \leq C \leq 1000\text{samples/s}$,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, $n = C * B$ 。

8. 根据权利要求7所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,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Delta波波形图和EEG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 , $Y_m = \frac{\sum_{m+0.5*C}^{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$,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;

最后,对过渡数据组 Y_m 进行累加计算并依次获得所述Delta值和EEG值。

9. 根据权利要求8所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,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-Delta值和Mean-EEG值,再计算获得DVS = Mean-Delta/Mean-EEG;或者,对各波形图设定对应的最大阈值和最小阈值,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Delta波波形图中Delta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Delta值;对各波

形图中曲线穿越x轴的次数进行统计并累加形成Num-LCZ值。

10. 根据权利要求1-9任一项所述的一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,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)。

一种基于睡眠分期的唤醒控制系统

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠领域,具体涉及一种唤醒控制系统。

背景技术

[0002] 闹钟能在预设时点对用户进行唤醒。现有的闹钟主要通过声音方式来唤醒用户,但是当用户处于深度睡眠时,闹钟会产生恒定且连续的铃声刺激,用户会因受到急促且突然的铃声刺激而容易产生心情烦躁、情绪低落、心慌等不良情绪,既会导致用户因外界强烈刺激而产生心慌等生理不适症状,还进而影响一天的学习工作情绪,降低了用户体验。

发明内容

[0003] 为了解决现有技术的不足,本发明提供一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,根据用户的基础数据感知用户睡眠状态并以此控制唤醒装置形成差异化的唤醒刺激,提升唤醒体验。

[0004] 本发明通过以下方式实现:一种基于睡眠分期的唤醒控制系统,包括基础数据采集器、处理器以及唤醒装置。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,通过计算获得用户睡眠状态和唤醒状态变化趋势,并以此形成向唤醒装置输送的唤醒控制信号;唤醒装置,接收唤醒控制信号并形成施加于用户的唤醒刺激。

[0005] 所述系统通过以下步骤运行:

[0006] 第一步,处理器通过基础数据采集器采集用户的基础数据,并通过计算获得用户的实时睡眠状态;

[0007] 第二步,处理器根据用户睡眠状态判定用户唤醒状态形变化趋势,并以此调取对应的唤醒控制信号;

[0008] 第三步,唤醒装置接收唤醒控制信号并形成施加于用户的唤醒刺激。

[0009] 根据用户的基础数据感知用户睡眠状态并以此控制唤醒装置形成具有差异化且由弱变强的唤醒刺激,既确保唤醒刺激强度与用户睡眠状态匹配,通过延长唤醒过程的时间长度来提升唤醒体验,有效防止用户因受到急促、强烈且突然的唤醒刺激而发生身体不适的情况。

[0010] 作为优选,所述睡眠状态包括将醒状态和深睡状态,所述唤醒装置包括振动唤醒机构和照明唤醒机构,所述唤醒控制信号包括与振动唤醒机构匹配的振动变化斜率K1以及与照明唤醒机构匹配的照明变化斜率K2,处理器根据用户睡眠状态对K1和K2进行调节,以使唤醒装置形成差异化唤醒刺激。唤醒装置能对用户实施具有差异化感受的振动刺激和照明刺激,且振动刺激和照明刺激也可以根据需要进行强弱调节,以此确保用户处于不同的睡眠状态时能获得差异化的唤醒刺激,既确保用户不会因唤醒刺激而立即清醒,有效延长唤醒时长,还通过合理设定唤醒刺激来确保用户在预设时间内被唤醒,提升使用体验。设置振动变化斜率K1,使得振动刺激能随着时间增长而线性增大,确保振动刺激平稳地增强;设

置照明变化斜率 K_2 ,使得振动刺激能随着时间增长而线性增大,确保振动刺激平稳地增强。

[0011] 作为优选,所述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,在单次采集时段内采集的基础数据形成单帧数据包,相邻采集时段间形成供唤醒装置运行的唤醒时段,处理器通过单帧数据包计算形成用于控制唤醒装置在下一唤醒时段运行的唤醒控制信号。在唤醒过程中,采集单帧数据包和实施唤醒刺激的工作互为交错且连续地进行,既有效防止对用户实施唤醒刺激时影响基础数据采集的准确性,确保睡眠状态监测准确性,还有效提升唤醒效率,确保在预设时间内完成唤醒目的,又能通过间隔式唤醒刺激来舒缓唤醒过程,提升唤醒体验。

[0012] 作为优选,所述处理器对至少连续两个单帧数据包获得的睡眠状态进行分析并获得用户的唤醒状态变化趋势,并以此调取具有差异化的唤醒控制信号,以使唤醒装置在对应的唤醒时段内形成差异化的唤醒刺激,所述振动唤醒机构的振动强度可在 $0-X_{max}$ 之间调节,所述照明唤醒机构的照明强度可在 $0-L_{max}$ 之间调节,具体地:

[0013] 当连续两个单帧数据包均被归类为将醒状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构关闭,照明唤醒机构开启且 $K_2 = (0.25 * L_{max}) / (A - B)$;

[0014] 当连续两个单帧数据包均被归类为深睡状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K_1 = X_{max} / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K_2 = L_{max} / (A - B)$;

[0015] 当连续两个单帧数据包被依次归类为深睡状态和将醒状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K_1 = (0.25 * X_{max}) / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K_2 = (0.25 * L_{max}) / (A - B)$;

[0016] 当连续两个单帧数据包被依次归类为将醒状态和深睡状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K_1 = (0.5 * X_{max}) / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K_2 = (0.5 * L_{max}) / (A - B)$ 。

[0017] 通过对连续两个单帧数据包的检测结果进行统计,由此判断用户唤醒状态的变化趋势,进而控制唤醒装置形成具有差异化的唤醒刺激,使得唤醒刺激的强度与唤醒状态的变化趋势匹配。

[0018] 作为优选,所述处理器通过以下步骤对用户睡眠状态进行归类:

[0019] 首先,处理器通过基础数据采集器获得单帧数据包;

[0020] 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 $0.5 \sim 3\text{Hz}$ 和 $0.5 \sim 30\text{Hz}$ 的Delta波波形图和EEG波波形图;

[0021] 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Delta值和EEG值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-LCZ值以及Num-Delta值;

[0022] 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DVS值;

[0023] 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用户的睡眠状态进行分类,以使用户睡眠状态被归类为将醒状态和深睡状态。

[0024] 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。

[0025] 作为优选,处理器通过决策树形成与用户睡眠状态对应的唤醒控制信号,所述决策树上设定至少三个节点,具体地:

[0026] 在第一节点,设定唤醒装置运行时长为T,以此获得唤醒装置启动时点,若当前时点到达启动时点时,唤醒装置开启并转入第二节点,否则,唤醒装置处于关闭状态;

[0027] 在第二节点,设定阈值Num-ARI-Threshold和Num-LCZ-Threshold,当Num-ARI>Num-ARI-Threshold或Num-LCZ>Num-LCZ-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;

[0028] 在第三节点,设定阈值DVS-Threshold和Num-Delta-Threshold,当DVS>DVS-Threshold且Num-Delta>Num-Delta-Threshold时,处理器判定用户的实时睡眠状态为深睡状态,否则,处理器判定用户的实时睡眠状态为将醒状态。

[0029] 通过该决策树来判定用户当前睡眠状态,并为预测唤醒状态的变化趋势提供依据,既有效简化判断过程,提升判断效率,还确保准确性。

[0030] 作为优选,相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A, $30s \leq A \leq 60s$,形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为B, $B \leq A$,且 $5s \leq B \leq 60s$,所述唤醒时长为D, $D = A - B$,所述基础数据采集器的数据采集频率为C, $200samples/s \leq C \leq 1000samples/s$,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Delta波波形图和EEG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,性较低。

[0031] 作为优选,通过以下步骤获得所述一级特征值参数组:

[0032] 首先,依次分别对Delta波波形图和EEG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 ;

[0033] 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 , $Y_m = \frac{\sum_{m+0.5*C}^{m-0.5*C} X_m}{0.5*C}$,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;

[0034] 最后,对过渡数据组 Y_m 进行累加计算并依次获得所述Delta值和EEG值。

[0035] 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。

[0036] 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-Delta

值和Mean-EEG值,再计算获得 $DVS = \text{Mean-Delta} / \text{Mean-EEG}$,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。

[0037] 作为优选,对各波形图设定对应的最大阈值和最小阈值,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。

[0038] 作为优选,对Delta波波形图中Delta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Delta值,用于体现Delta波的强弱。

[0039] 作为优选,对各波形图中曲线穿越x轴的次数进行累加统计,并形成Num-LCZ值,波形图中曲线穿越x轴的次数与波形频率有关,参数Num-LCZ值是对波形频率进行统计。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 本发明的突出有益效果:根据用户的基础数据感知用户睡眠状态并以此控制唤醒装置形成具有差异化且由弱变强的唤醒刺激,既确保唤醒刺激强度与用户睡眠状态匹配,通过延长唤醒过程的时间长度来提升唤醒体验,有效防止用户因受到急促、强烈且突然的唤醒刺激而发生身体不适的情况。

附图说明

[0043] 图1为所述眼镜结构示意图;

[0044] 图2为所述决策树结构示意图;

[0045] 图3为所述眼罩结构示意图;

[0046] 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

[0047] 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。

[0048] 实施例一:

[0049] 本实施例提供一种基于睡眠分期的唤醒控制系统

[0050] 如图1所示的一种系统,由基础数据采集器、处理器以及唤醒装置组成。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,通过计算获得用户睡眠状态,并根据用户的唤醒状态变化趋势形成向唤醒装置输送的唤醒控制信号;唤醒装置,接收唤醒控制信号并形成施加于用户的唤醒刺激。

[0051] 在本实施例中,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Delta波和EEG波进行采集,并以此为基础协助处理器将用户睡眠状态归类至将醒状态和深睡状态。

[0052] 在本实施例中,所述系统通过以下两个阶段运行实施:

[0053] 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,并通过计算获得用户的实时睡眠状态;

[0054] 第二阶段,处理器根据用户睡眠状态判定用户唤醒状态形变化趋势,并以此调取对应的唤醒控制信号,进而控制唤醒装置形成可施加于用户的唤醒刺激。

[0055] 根据用户的基础数据感知用户睡眠状态并以此控制唤醒装置形成具有差异化且由弱变强的唤醒刺激,既确保唤醒刺激强度与用户睡眠状态匹配,通过延长唤醒过程的时间长度来提升唤醒体验,有效防止用户因受到急促、强烈且突然的唤醒刺激而发生身体不适的情况。

[0056] 在第一阶段中,处理器控制基础数据采集器对用户进行基础数据采集,并以此计算和判定用户当前睡眠状态。处理器通过以下步骤运行:

[0057] 第一步,处理器通过基础数据采集器获得单帧数据包。

[0058] 具体地,相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A, $A=10s$,形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为 $B=60s$,所述基础数据采集器的数据采集频率为C, $200samples/s \leq C \leq 1000samples/s$,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,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。

[0059] 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 $0.5 \sim 3Hz$ 和 $0.5 \sim 30Hz$ 的Delta波波形图和EEG波波形图。

[0060] 具体地,所述基础数据采集器的数据采集频率为C, $C=250samples/s$,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, $n=C*B=250samples/s*10s=2500$ 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Delta波波形图和EEG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。

[0061] 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Delta值和EEG值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-LCZ值以及Num-Delta值。

[0062] 具体地,通过以下步骤获得所述一级特征值参数组:

[0063] 首先,依次分别对Delta波波形图和EEG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 ;

[0064] 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 , $Y_m = \frac{\sum_{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$,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;

[0065] 最后,对过渡数据组 Y_m 进行累加计算并依次获得所述Delta值和EEG值。

[0066] 由于Delta波波形图和EEG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Delta值和EEG值。在实际操作中,以Delta波波形图为例,Delta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, $Y_m = \frac{\sum_{m+0.5*C} X_m}{0.5*C}$,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Delta值。以此类推来获得EEG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。

[0067] 具体地,对各波形图设定对应的最大阈值和最小阈值,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。

[0068] 具体地,对各波形图设定对应的最大阈值和最小阈值,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。

[0069] 具体地,对Delta波波形图中Delta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Delta值。

[0070] 具体地,对各波形图中曲线穿越x轴的次数进行统计并累加形成Num-LCZ值。

[0071] 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DVS值。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-Delta值和Mean-EEG值,Mean-Delta值和Mean-EEG值均为单帧数据包内各波形基点数值的平均值,例如,Mean-Delta值为Delta值除以参数 $m = 2375$ 获得,以此类推获得Mean-EEG值。

[0072] 具体地, $DVS = \text{Mean-Delta} / \text{Mean-EEG}$,用于表示单帧数据包内Delta波信号与EEG波信号间的强弱对比,当参数DVS值越大时,说明Delta波信号强于EEG波信号,反之,当参数DVS值越小时,说明EEG波信号强于Delta波信号。

[0073] 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用户睡眠状态进行分类,以使用户睡眠状态被归类为将醒状态和深睡状态。

[0074] 具体地,处理器通过决策树形成与用户睡眠状态对应的唤醒控制信号,所述决策树上设定至少三个节点(如图2所示),具体地:

[0075] 在第一节点,设定唤醒装置运行时长为 T ,以此获得唤醒装置启动时点,若当前时点到达启动时点时,唤醒装置开启并转入第二节点,否则,唤醒装置处于关闭状态。

[0076] 具体地,通过设定参数唤醒装置的运行时长来控制唤醒刺激持续时间,防止因过早启动而影响用户睡眠质量。优选方案, $T = 5 \text{mins}$,既能对用户进行柔性唤醒,还能为用户

预留充足的睡眠时间。

[0077] 在第二节点,设定阈值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。

[0078] 具体地,人工伪迹是指是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,并对外输送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。

[0079] 在第三节点,设定阈值DVS-Threshold和Num-Delta-Threshold,当DVS>DVS-Threshold且Num-Delta>Num-Delta-Threshold时,处理器判定用户的实时睡眠状态为深睡状态,否则,处理器判定用户的实时睡眠状态为将醒状态。

[0080] 具体地,当用户处于深睡状态时,大脑主要发出Delta波,因此,可以通过Delta波在该单帧数据包中幅值占比情况来区分用户是否处于深睡状态,所以,当DVS>DVS-Threshold,且Num-Delta>Num-Delta-Threshold时,此时Delta波信号更强,说明用户的大脑思维不活跃且处于深睡状态,反之,说明用户的大脑思维活跃且处于更浅层次的将醒状态。

[0081] 在第二阶段中,处理器根据用户唤醒状态形变化趋势成唤醒控制信号,并控制唤醒装置形成可施加于用户的唤醒刺激。

[0082] 具体地,所述睡眠状态包括将醒状态和深睡状态,所述唤醒装置包括振动唤醒机构和照明唤醒机构,所述唤醒控制信号包括与振动唤醒机构匹配的振动变化斜率K1以及与照明唤醒机构匹配的照明变化斜率K2,处理器根据用户睡眠状态对K1和K2进行调节,以使唤醒装置形成差异化唤醒刺激。在具体实施时,以振动唤醒机构为例,通过唤醒状态的变化趋势确定参数K1,处理器以参数K1为依据形成控制振动唤醒机构的唤醒控制信号,使得振动唤醒机构的振动频率与时间之间、幅度与时间之间均会沿斜率为K1的直线进行变化,同理,照明唤醒机构的照明亮度与时间之间会沿着斜率为K2的直线进行变化,振动唤醒机构和照明唤醒机构相互配合并获得与用户唤醒状态变化趋势逐一对应的唤醒刺激,既有效提升唤醒体验,还确保唤醒效率。

[0083] 具体地,所述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,在单次采集时段内采集的基础数据形成单帧数据包,相邻采集时段间形成供唤醒装置运行的唤醒时段,处理器通过单帧数据包计算形成用于控制唤醒装置在下一唤醒时段运行的唤醒控制信号。由于振动唤醒机构在运行时会对基础数据采集器的运行产生影响,导致单帧数据包内的基础数据准确性降低,所以,系统对数据采集操作和唤醒操作进行交替错时实施,具体地, $B=60s$, $A=10s$,所述唤醒时长为D, $D=A-B=50s$,在系统运行时,首先,系统对用户进行为期10s的基础数据采集操作,以此判断此时用户的睡眠状态,并结合处理上一单帧数据包时获得的睡眠状态来判定用户的唤醒状态变化趋势,进而为生成唤醒控制信号提供依据,之后,系统对唤醒装置输送唤醒控制信号,唤醒装置将在50s内对用户实施唤醒刺激,并在下次采集基础数据前停止运行。当系

系统在唤醒装置启动时获得第一个单帧数据包时,可以默认为上一单帧数据包获得的用户睡眠状态为深睡状态,确保系统能在获得第一个单帧数据包后就能控制唤醒装置正常运行。

[0084] 具体地,所述处理器对至少连续两个单帧数据包获得的睡眠状态进行分析并获得用户的唤醒状态变化趋势,并以此调取具有差异化的唤醒控制信号,以使唤醒装置在对应的唤醒时段内形成差异化的唤醒刺激,所述振动唤醒机构的振动强度可在 $0-X_{\max}$ 之间调节,所述照明唤醒机构的照明强度可在 $0-L_{\max}$ 之间调节。振动唤醒机构会产生振动刺激,照明唤醒机构会产生照明刺激,通常情况下,振动刺激具有更好的唤醒效果,照明刺激更柔和。在单个唤醒时长内,唤醒刺激均以从无到有的形式以预设斜率逐渐增大,既能对用户实施柔性刺激,还确保唤醒刺激的效果。唤醒控制信号均被预存在处理器中。

[0085] 具体地,通过以下方式对用户实施唤醒:

[0086] 当连续两个单帧数据包均被归类为将醒状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构关闭,照明唤醒机构开启且 $K_2 = (0.25 * L_{\max}) / (A - B)$ 。在此情况中,用户的睡眠程度较浅,只需利用更柔和的照明刺激,对无需对用户实施振动刺激。在实施照明刺激时,参数 K_2 较小,使得照明亮度变化趋于平缓,进一步减小唤醒刺激,有效延长唤醒时间。

[0087] 当连续两个单帧数据包均被归类为深睡状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K_1 = X_{\max} / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K_2 = L_{\max} / (A - B)$ 。在此情况中,用户的睡眠程度较深,需要对用户同时施加振动刺激和照明刺激,且参数 K_1 和 K_2 均为最大,使得振动变化和照明亮度变化均较为剧烈,通过增大唤醒刺激来确保用户在预设的唤醒时间内被唤醒。

[0088] 当连续两个单帧数据包被依次归类为深睡状态和将醒状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K_1 = (0.25 * X_{\max}) / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K_2 = (0.25 * L_{\max}) / (A - B)$ 。在此情况中,用户的睡眠程度由深变浅,需要对用户同时施加振动刺激和照明刺激,且参数 K_1 和 K_2 均较小,使得振动变化和照明亮度变化也较为平缓,通过持续且柔性的唤醒刺激来确保用户在预设的唤醒时间内被唤醒。

[0089] 当连续两个单帧数据包被依次归类为将醒状态和深睡状态时,在对应的唤醒时段内,振动唤醒机构开启且 $K_1 = (0.5 * X_{\max}) / (A - B)$,照明唤醒机构开启且 $K_2 = (0.5 * L_{\max}) / (A - B)$ 。在此情况中,用户的睡眠程度由浅变深,需要对用户同时施加振动刺激和照明刺激,且参数 K_1 和 K_2 均较大,使得振动变化和照明亮度变化也较为强烈,通过持续的唤醒刺激来确保用户在预设的唤醒时间内被唤醒。

[0090] 在整个过程中,系统根据实时获得单帧数据包来调整唤醒控制信号,并在预设的唤醒时点之后对用户施加平稳且连续地唤醒刺激,直至用户关闭唤醒装置,确保用户能在预设的唤醒时点被唤醒。

[0091] 在本实施例中,照明唤醒机构的最大输出光强为 L_{\max} ,具体的,优选的输出光线波长为 $575\text{nm} \sim 590\text{nm}$ 、最大光强 L_{\max} 为 250LUX 的黄色光。

[0092] 在本实施例中,在计算参数 K_1 的公式中,与 X_{\max} 相乘的系数可以根据实际情况进行调整,进而获得差异化的参数 K_1 以及差异化的振动刺激。同理,在计算参数 K_2 的公式中,与 L_{\max} 相乘的系数可以根据实际情况进行调整,进而获得差异化的参数 K_2 以及差异化的照明刺激。由于用户存在个体差异化,通过调节上述系数可以使得唤醒刺激与不同用户间具有更好地匹配度,当用户为较易被唤醒人群时,可以通过减小系数来减小唤醒刺激,反之,

当用户为难以被唤醒人群时,可以通过增大系数来增大唤醒刺激。

[0093] 在本实施例中,所述振动唤醒机构和照明唤醒机构均能统一设置在基础数据采集器上,且通过错时运行方式防止发生互为干扰的情况,既方便穿戴使用,还有效提升各机构的运行稳定性。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] 可以理解地,参数T还可以为3mins、8mins、10mins、15mins、30mins等,只要符合 $3mins \leq T \leq 30mins$ 的要求即可。

[0099] 实施例二:

[0100] 相较于实施例一,本实施例提供另一种结构的决策树。

[0101] 在本实施例中,设定阈值Num-LCZ-Threshold,当 $Num-LCZ > Num-LCZ-Threshold$ 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。

[0102] 具体地,当人工伪迹出现时,各波形图中波形穿越x轴的次数会出现明显增加,通过对参数Num-LCZ值与对应阈值Num-LCZ-Threshold间大小比较来判定是否产生人工伪迹,具体地,当 $Num-LCZ > Num-LCZ-Threshold$ 时,该单帧数据包被判定为人工伪迹,该单帧数据包作废,并对外输送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。并继续下一帧睡眠检测。

[0103] 本实施例所述决策树的其它结构和效果均与实施例一致,不再赘述。

[0104] 实施例三:

[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。

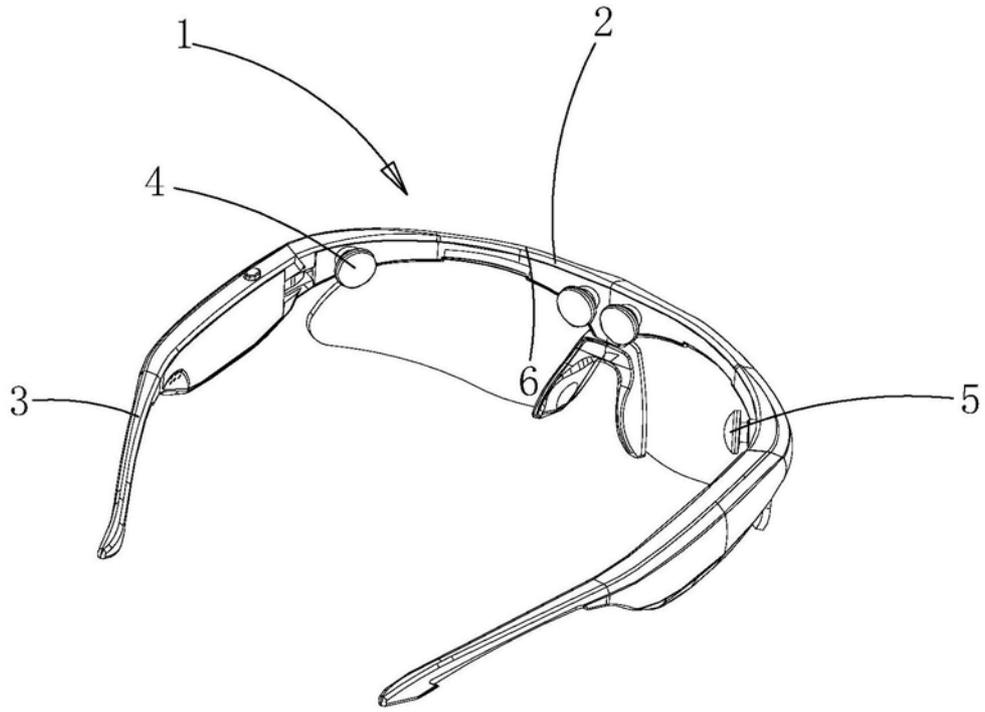


图1

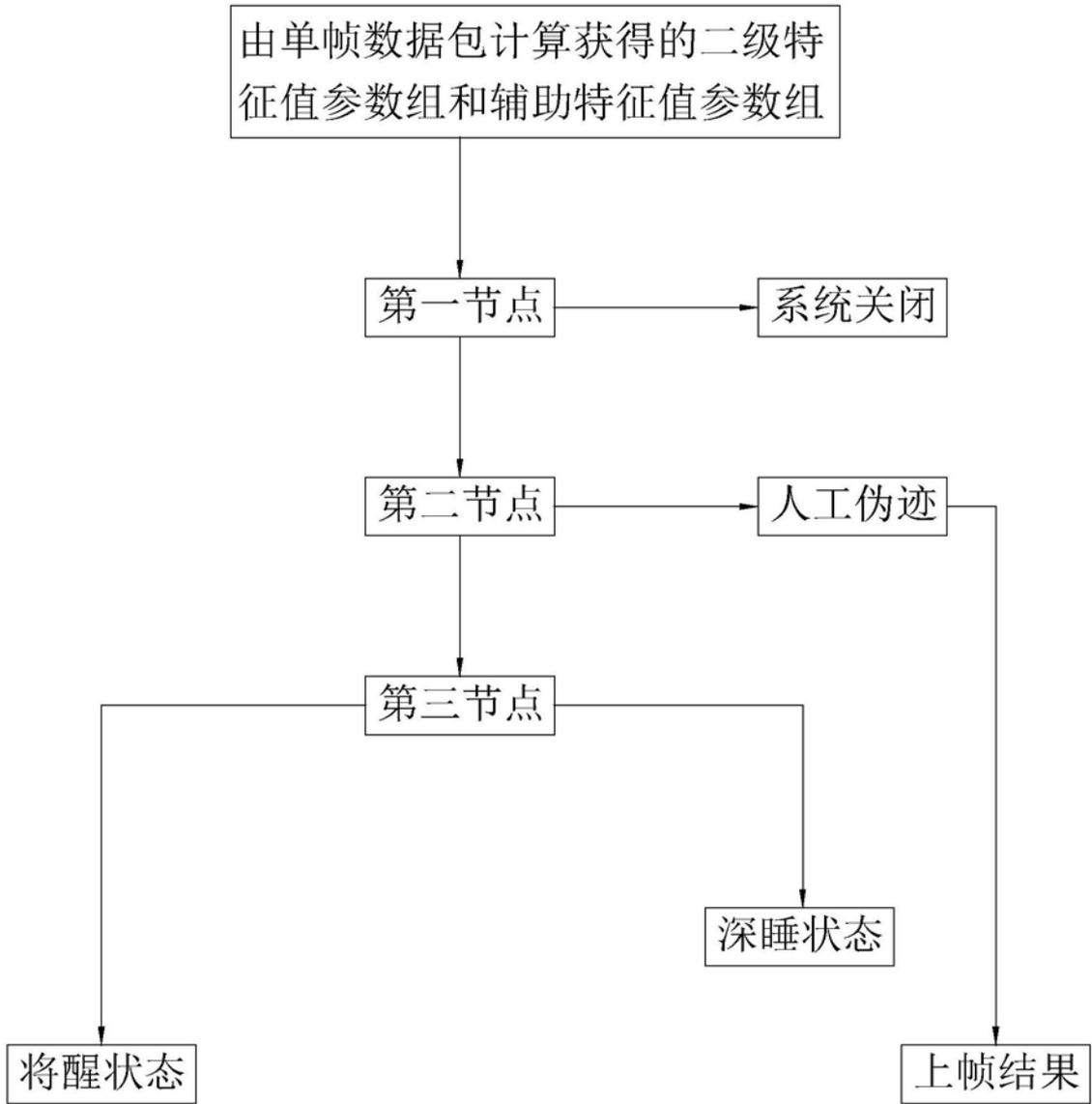


图2

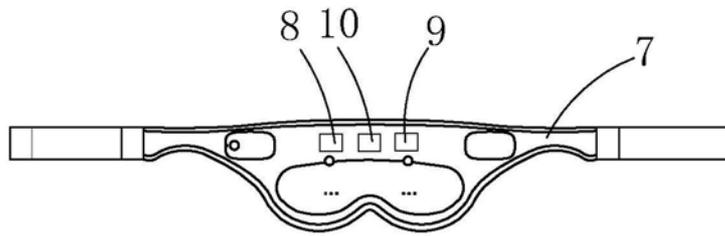


图3

专利名称(译)	一种基于睡眠分期的唤醒控制系统		
公开(公告)号	CN110585552A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201910905320.4	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	A61M21/00 A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4806 A61B5/4812 A61B5/6803 A61B5/7203 A61B5/725 A61M21/00 A61M2021/0022 A61M2021/0044 A61M2021/0083		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于睡眠分期的唤醒控制系统。现有唤醒装置的运行状态无法与用户睡眠状态相关联，使用体验差。本发明包括基础数据采集器、处理器以及唤醒装置。根据用户的基础数据感知用户睡眠状态并以此控制唤醒装置形成具有差异化且由弱变强的唤醒刺激，既确保唤醒刺激强度与用户睡眠状态匹配，通过延长唤醒过程的时间长度来提升唤醒体验，有效防止用户因受到急促、强烈且突然的唤醒刺激而发生身体不适的情况。

