



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110432865 A

(43)申请公布日 2019. 11. 12

(21)申请号 201910670219.5

(22)申请日 2019.07.24

(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.

A61B 5/00(2006.01)

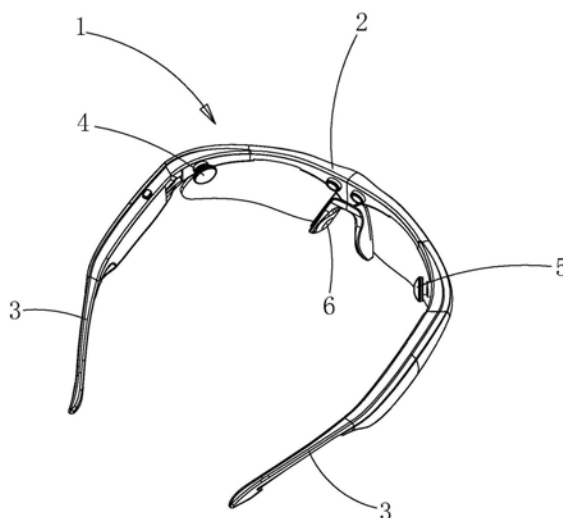
权利要求书3页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种睡眠状态分类系统

(57)摘要

本发明涉及一种睡眠状态分类系统。现有睡眠状态分类系统存在设备结构复杂以及计算分类过程繁琐的问题。本发明基础数据采集器和处理器。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,还通过间断且持续地获取单帧数据包以及简化计算和分类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。



1. 一种睡眠状态分类系统,其特征在于,所述系统包括:

基础数据采集器,通过便携式穿戴设备获取基础数据;

处理器,接收来自基础数据采集器的数据并通过计算获得用户睡眠状态;

所述系统在运行时,通过以下步骤实现:

第一步,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;

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、12~16Hz、0.5~3Hz、4~7Hz以及40~50Hz的Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG波波形图;

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、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-LCZ值、Num-Spindle值、Num-Delta值、Num-Alpha值以及Num-Theta值;

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:SVD值、DVB值、BEV值、TVA值以及TVB值;

第五步,通过第三步和第四步中获得的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清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态或REM状态。

2. 根据权利要求1所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,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五个节点对睡眠状态进行分类,具体地:

第一步:设定阈值Num-ARI-Threshold,在第一节点处,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,转入第二节点;

第二步,设定阈值TVA-Threshold、TVB-Threshold,在第二节点处,当TVA>TVA-Threshold且TVB>TVB-Threshold时,转入第三节点,否则,转入第五节点;

第三步,设定阈值Num-Delta-Threshold,在第三节点处,当Num-Delta>Num-Delta-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于深睡状态并向外输送,否则,转入第四节点;

第四步,设定阈值Num-Theta-Threshold和Num-Spindle-Threshold,在第四节点处,当Num-Theta>Num-Theta-Threshold且Num-Spindle<Num-Spindle-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于浅睡状态并向外输送,否则,处理器判定用户睡眠状态处于轻睡状态并向外输送;

第五步,设定阈值BEV-Threshold和Num-Alpha-Threshold,在第五节点处,当BEV>BEV-Threshold且Num-Alpha<Num-Alpha-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于REM状态并向外输送,否则,处理器判定用户睡眠状态处于清醒状态并向外输送。

3. 根据权利要求2所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,设定阈值Num-LCZ-Threshold,在第一节点处,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,转入第二节点;或者,设定阈值DVB-Threshold,在第二节点处,当DVB>DVB-Threshold时,转入第三节点,否则,转入第五节点;或者,根据权利要求2所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,设定阈值SVD-Threshold,在第三节点处,当Num-Delta>Num-Delta-Threshold且SVD<

SVD-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于深睡状态并向外输送,否则,转入第四节点。

4. 根据权利要求1-3任一项所述的一种睡眠状态分类系统,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, $n = C * B$ 。

5. 根据权利要求4所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,依次分别对Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG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Alpha值、Beta值、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值。

6. 根据权利要求5所述的一种睡眠状态分类系统,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、Mean-Sigma值、Mean-Delta值、Mean-Theta值以及Mean-EMG值,再计算获得SVD值、DVB值、BEV值、TVA值以及TVB值,其中,

$$SVD = \text{Mean-Sigma} / \text{Mean-Delta},$$

$$DVB = \text{Mean-Delta} / \text{Mean-Beta},$$

$$BEV = \text{Mean-Beta} / \text{Mean-EMG},$$

$$TVA = \text{Mean-Theta} / \text{Mean-Alpha},$$

$$TVB = \text{Mean-Theta} / \text{Mean-Beta}.$$

7. 根据权利要求1-3任一项所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,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;或者,对各波形图中的纺锤波数量进行统计,以此获得Num-Spindle值,所述纺锤波为频率在11~16Hz、持续时间大于0.5s且波形呈两端小中部大的梭状波;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;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Theta波波形图中Theta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Theta值。

8. 根据权利要求1-3任一项所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,所述基础数据采集器以相同的时间间隔向处理器输送单帧数据包,所述处理器接收单帧数据包并判断用户睡眠状态,以使用户睡眠状态在清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态以及REM状态间切换,所述处理器内设有状态平滑处理模块,使得用户睡眠状态只能沿清醒状态、浅睡状态、轻睡状态以及深睡状态的顺序进行往复平滑切换,所述REM状态与所述轻睡状态进行平滑切换,在切换过程中,当用户睡眠状态出现跨越式切换时,所述处理器在状态平滑处理模块干预下沿预设顺序逐个切换并对外输出平滑修正后的用户睡眠状态;或者,所述Alpha波、Beta波、Sigma波、Delta波和Theta波为脑电波,所述EMG波为肌电波。

9. 根据权利要求1-3任一项所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,基础数据采集器上设有数据收集组件,所述数据收集组件包括分置的左前颞电极(4)、右前颞电极(5)以及鼻梁参考电极(6),基础数据采集器被穿戴到位后,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。

10. 根据权利要求9所述的一种睡眠状态分类系统,其特征在于,所述基础数据采集器为眼镜(1),所述眼镜包括镜架(2)和镜腿(3),左前颞电极(4)和右前颞电极(5)分置在所述镜架(2)的两端,鼻梁参考电极(6)设于镜架(2)中部;或者,所述基础数据采集器为眼罩(7),眼罩包括罩体和绑带,左前颞电极(4)和右前颞电极(5)分置在所述罩体的两端,鼻梁参考电极(6)设于罩体中部。

一种睡眠状态分类系统

技术领域

[0001] 本发明涉及卧具领域,具体涉及一种睡眠状态分类系统。

背景技术

[0002] 睡眠质量的好坏直接影响着人们的健康甚至寿命,而越来越多的人因为生活节奏加快而存在睡眠障碍问题。医学研究表明,偶尔失眠会造成第二天疲倦和动作不协调,长期失眠则会带来注意力不能集中、记忆出现障碍和工作力不从心等后果。为了提升睡眠质量,通过专业睡眠检测设备采集脑电生物电信号,再通过不同分析方法提取脑电生物电信号的各种特征参数,最后利用分类算法对睡眠的各个阶段进行睡眠状态识别,进而通过特定的刺激方式提升睡眠质量,那么如何判断睡眠状态成为实施该方法的重点。目前,多导睡眠监测是睡眠医学中的一项重要新技术,被称为诊断睡眠障碍疾病的“金标准”。但是由于使用多导睡眠监测仪进行监测时监测的参数较多,采用的传感器非常多,而且这些传感器多数贴在用户的头部和身体的各个部位,所以在监测的过程中用户存在住院监测环境不适、多导联粘贴敏感、传感器易于脱落等缺点。虽然便携式睡眠监测仪克服了多导睡眠监测仪导联少、携带方便等缺点,但是由于其供电要求高、价格贵、对电极点位的精确要求以及操作步骤繁多等因素,导致普通消费者无法方便使用,进而影响在民用市场上推广应用。

发明内容

[0003] 为了解决现有技术的不足,本发明提供一种睡眠状态分类系统,通过减少基础数据种类和数量来对用户睡眠状态进行计算归类,既有效降低使用难度,又确保用户睡眠状态辨别精度,提升使用体验。

[0004] 本发明通过以下方式实现,一种睡眠状态分类系统,所述系统包括:基础数据采集器和处理器。基础数据采集器,通过便携式穿戴设备获取基础数据;处理器,接收来自基础数据采集器的数据并通过计算获得用户睡眠状态。

[0005] 所述系统在运行时,通过以下步骤实现:

[0006] 第一步,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;

[0007] 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、12~16Hz、0.5~3Hz、4~7Hz以及40~50Hz的Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG波波形图;

[0008] 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计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、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-LCZ值、Num-Spindle值、Num-Delta值、Num-Alpha值以及Num-Theta值;

[0009] 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:SVD值、DVB值、BEV值、TVA值以及TVB值;

[0010] 第五步,通过第三步和第四步中获得的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清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态或REM状态。

[0011] 具体地,通过基础数据采集器采集限定种类的基础数据,并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,并对用户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。

[0012] 作为优选,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五个节点对睡眠状态进行分类,具体地:

[0013] 第一步:设定阈值Num-ARI-Threshold,在第一节点处,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,转入第二节点;

[0014] 第二步,设定阈值TVA-Threshold、TVB-Threshold在第二节点处,当TVA>TVA-Threshold且TVB>TVB-Threshold时,转入第三节点,否则,转入第五节点;

[0015] 第三步,设定阈值Num-Delta-Threshold,在第三节点处,当Num-Delta>Num-Delta-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于深睡状态并向外输送,否则,转入第四节点;

[0016] 第四步,设定阈值Num-Theta-Threshold和Num-Spindle-Threshold,在第四节点处,当Num-Theta>Num-Theta-Threshold且Num-Spindle<Num-Spindle-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于浅睡状态并向外输送,否则,处理器判定用户睡眠状态处于轻睡状态并向外输送;

[0017] 第五步,设定阈值BEV-Threshold和Num-Alpha-Threshold,在第五节点处,当BEV>BEV-Threshold且Num-Alpha<Num-Alpha-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于REM状态并向外输送,否则,处理器判定用户睡眠状态处于清醒状态并向外输送。

[0018] 在决策树的各个节点上使用不同的参数作为判断依据,且选用的参数能有效区分位于节点两侧出口的睡眠状态,既有效简化判断过程,提升判断效率,还确保分类准确性。

[0019] 作为优选,在同一节点处,存在可替换且独立实现睡眠状态分类的数据,具体地:在第一节点处,可以利用参数Num-LCZ替换参数Num-ARI,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,转入第二节点。在第二节点处,可以利用参数DVB替换参数TVA和TVB,设定阈值DVB-Threshold,当DVB>DVB-Threshold时,转入第三节点,否则,转入第五节点。在第三节点处,可以利用参数SVD替换参数DVB,设定阈值SVD-Threshold,当Num-Delta>Num-Delta-Threshold且SVD<SVD-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于深睡状态并向外输送,否则,转入第四节点。

[0020] 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Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG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 $C < 200\text{samples/s}$ 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 $C > 1000\text{samples/s}$ 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,性比较低。

[0021] 作为优选,依次分别对Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG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Alpha值、Beta值、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值。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。

[0022] 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、Mean-Sigma值、Mean-Delta值、Mean-Theta值以及Mean-EMG值,再计算获得SVD值、DVB值、BEV值、TVA值以及TVB值,其中, $SVD = \text{Mean-Sigma} / \text{Mean-Delta}$, $DVB = \text{Mean-Delta} / \text{Mean-Beta}$, $BEV = \text{Mean-Beta} / \text{Mean-EMG}$, $TVA = \text{Mean-Theta} / \text{Mean-Alpha}$, $TVB = \text{Mean-Theta} / \text{Mean-Beta}$ 。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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 作为优选,对各波形图中的纺锤波数量进行统计,以此获得Num-Spindle值,所述纺锤波为频率在 $11 \sim 16\text{Hz}$ 、持续时间大于 0.5s 且波形呈两端小中部大的梭状波。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 作为优选,所述基础数据采集器以相同的时间间隔向处理器输送单帧数据包,所述处理器接收单帧数据包并判断用户睡眠状态,以使用户睡眠状态在清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态以及REM状态间切换。基础数据采集器以间隔取样方式获取基础数据,

在各时间区段内截取较短时间段进行基础数据采集,既确保采样时间会伴随整个睡眠时段,确保检测准确性,还有效缩短各间隔时间段内的采样持续时间,通过减少基础数据数量来降低处理器的运算量,进而提升处理器的运算效率,降低对处理器性能的要求,有效降低设备成本。基础数据采集器会在每个间隔时间段内进行一次连续的采集动作,并利用单次连续采集获得的基础数据来形成单帧数据包,处理器对单帧数据包进行分析计算并获得用户在该间隔时间段时的用户睡眠状态,为后续助眠操作提供参考依据。用户睡眠状态分为清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态以及REM状态,用户处于不同状态时具有不同的数据特征,对单帧数据包内的数据进行整理归纳后与各睡眠状态具有的数据特征进行比较,进而获得实时的用户睡眠状态。REM状态是指快速眼动期。

[0030] 作为优选,所述处理器内设有状态平滑处理模块,使得用户睡眠状态只能沿清醒状态、浅睡状态、轻睡状态以及深睡状态的顺序进行往复平滑切换,所述REM状态与所述轻睡状态进行平滑切换,在切换过程中,当用户睡眠状态出现跨越式切换时,所述处理器在状态平滑处理模块干预下沿预设顺序逐个切换并向外输出平滑修正后的用户睡眠状态。当单帧数据包出现跳动数据时,会导致用户睡眠状态出现非正常切换,例如用户直接从清醒状态切换至深睡状态,这是有悖于实际情况的状态变化,此时,通过单帧数据包获得的用户睡眠状态并非用户此时的实际睡眠状态,为此,在处理器内设置状态平滑处理模块,使得相邻单帧数据包获得用户睡眠状态间按照预设的规则进行切换,并对出现的非正常切换进行强制更正。具体地,预设的规则为:清醒状态、浅睡状态、轻睡状态以及深睡状态间只能依次切换,REM状态只与轻睡状态进行互为切换,例如轻睡状态只能切换至浅睡状态或深睡状态而不能直接切换至清醒状态,又例如清醒状态只能切换至浅睡状态而不能直接切换至轻睡状态或深睡状态,还例如REM状态只能由轻睡状态切换而来且只能切换至轻睡状态。

[0031] 作为优选,所述Alpha波、Beta波、Sigma波、Delta波和Theta波为脑电波,所述EMG波为肌电波。基础数据的种类较少,既有效降低对基础数据采集器的性能要求,有效简化设备结构,降低成本,还有效降低后续处理工作量,进而降低对处理器的要求。

[0032] 作为优选,基础数据采集器为带数据收集组件的眼镜,所述眼镜包括镜架以及设于镜架两端的镜腿,所述数据收集组件包括分置在所述镜架两端的左前颞电极、右前颞电极以及鼻梁参考电极,眼镜被穿戴到位后,所述左前颞电极、右前颞电极以及鼻梁参考电极分别抵触在待检测工位上。眼镜具有穿戴方便和加工成本低的特点。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。

[0033] 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,左前颞电极和右前颞电极分置在所述罩体的两端,鼻梁参考电极设于罩体中部。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。

[0034] 本发明的突出有益效果: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,还通过间断且持续地获取单帧数据包以及简化就散和分类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。

附图说明

[0035] 图1为所述眼镜结构示意图；

[0036] 图2为所述决策树结构示意图；

[0037] 图3为所述眼罩结构示意图；

[0038] 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。

具体实施方式

[0039] 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。

[0040] 实施例一：

[0041] 本实施例提供一种睡眠状态分类系统。

[0042] 所述系统包括：基础数据采集器和处理器。基础数据采集器采集基础数据并传输至处理器，处理器接收来自基础数据采集器的数据并通过计算获得用户睡眠状态。

[0043] 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(如图1所示)，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。基础数据采集器对所述Alpha波、Beta波、Sigma波、Delta波、Theta波、EMG波进行采集，其中，所述Alpha波、Beta波、Sigma波、Delta波和Theta波为脑电波，所述EMG波为肌电波。

[0044] 在本实施例中，所述系统在运行时，通过以下步骤实现：

[0045] 第一步，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。

[0046] 具体地，相邻所述单帧数据包的采集时间间隔为A， $A=60s$ ，参数A为相邻单帧数据包开始采集时的时间间隔，形成单帧数据包所需的单次连续采集时间为B， $B=10s$ ，将用户的整个睡眠过程划分为60s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。

[0047] 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、12~16Hz、0.5~3Hz、4~7Hz以及40~50Hz的Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG波波形图。

[0048] 具体地，所述基础数据采集器的数据采集频率为C， $C=250samples/s$ ，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， $n=C*B=250samples/s*10s=2500$ 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Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG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

和肌电信号。

[0049] 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计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、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值,所述辅助特征值参数组包括Num-ARI值、Num-LCZ值、Num-Spindle值、Num-Delta值、Num-Alpha值以及Num-Theta值。

[0050] 具体地,由于Alpha波波形图、Beta波波形图、Sigma波波形图、Delta波波形图、Theta波波形图以及EMG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、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值。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, $Y_m = \frac{\sum_{m+0.5 \cdot C}^{m+0.5 \cdot C} X_m}{0.5 \cdot C}$,数据平滑处理的长度为 $0.5 \cdot C$,过渡数据

组的数据长度为 m , $m = n - 0.5 \cdot C = 2375$,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、Sigma值、Delta值、Theta值以及EMG值。当数据平滑处理的长度 $0.5 \cdot C$ 为非整数时,通过四舍五入方式取整。

[0051] 具体地,针对各波形图设定对应的最大阈值和最小阈值,并以此形成与各波形图对应的数据波动范围,将各波形图中的2500个基点中超出数据波动范围的基点个数进行统计并累加获得Num-ARI值。

[0052] 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。

[0053] 具体地,对各波形图中的纺锤波数量进行统计,以此获得Num-Spindle值,所述纺锤波为频率在11~16Hz、持续时间大于0.5s且波形呈两端小中部大的梭状波。

[0054] 具体地,在用户的整个睡眠过程中,Alpha波、Beta波、Sigma波、Delta波、Theta波以及EMG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一级特征值参数。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Theta波波形图中Theta波出现的时长进行统计,以此获得Num-Theta值。

[0055] 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:SVD值、DVB值、BEV值、TVA值以及TVB值。通过一级特征值参数组计算获得Mean-Alpha值、Mean-Beta值、Mean-Sigma值、Mean-Delta值、Mean-Theta值以及Mean-EMG值,进而获得SVD值、DVB值、BEV值、TVA值以及TVB值。

[0056] 具体地,Mean-Alpha值、Mean-Beta值、Mean-Sigma值、Mean-Delta值、Mean-Theta值以及Mean-EMG值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-Sigma值、Mean-Delta值、Mean-Theta值以及Mean-EMG值。

[0057] 具体地, $SVD = \text{Mean-Sigma} / \text{Mean-Delta}$,用于表示单帧数据包内Sigma波信号与Delta波信号间的强弱对比,当参数SVD值越大时,说明Sigma波信号强于Delta波信号,反之,当参数SVD值越小时,说明Sigma波信号弱于Delta波信号。

[0058] 具体地, $DVB = \text{Mean-Delta} / \text{Mean-Beta}$, 用于表示单帧数据包内Delta波信号与Beta波信号间的强弱对比, 当参数DVB值越大时, 说明Delta波信号强于Beta波信号, 反之, 当参数DVB值越小时, 说明Delta波信号弱于Beta波信号。

[0059] 具体地, $BEV = \text{Mean-Beta} / \text{Mean-EMG}$, 用于表示单帧数据包内Beta波信号与EMG波信号间的强弱对比, 当参数BEV值越大时, 说明Beta波信号强于EMG波信号, 反之, 当参数BEV值越小时, 说明Beta波信号弱于EMG波信号。

[0060] 具体地, $TVA = \text{Mean-Theta} / \text{Mean-Alpha}$, 用于表示单帧数据包内Theta波信号与Alpha波信号间的强弱对比, 当参数TVA值越大时, 说明Theta波信号强于Alpha波信号, 反之, 当参数TVA值越小时, 说明Theta波信号弱于Alpha波信号。

[0061] 具体地, $TVB = \text{Mean-Theta} / \text{Mean-Beta}$, 用于表示单帧数据包内Theta波信号与Beta波信号间的强弱对比, 当参数TVB值越大时, 说明Theta波信号强于Beta波信号, 反之, 当参数TVB值越小时, 说明Theta波信号弱于Beta波信号。

[0062] 第五步, 通过第三步和第四步中获得的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清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态或REM状态。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五个节点对睡眠状态进行分类(如图2所示), 具体地:

[0063] 在第一节点处, 设定阈值Num-ARI-Threshold, 当 $\text{Num-ARI} > \text{Num-ARI-Threshold}$ 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, 转入第二节点。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 $\text{Num-ARI} > \text{Num-ARI-Threshold}$ 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。

[0064] 在第二节点处, 设定阈值TVA-Threshold、TVB-Threshold, 当 $TVA > TVA\text{-Threshold}$ 且 $TVB > TVB\text{-Threshold}$ 时, 转入第三节点, 否则, 转入第五节点。当用户处于REM状态或清醒状态时, 大脑思维活跃且主要发出alpha波和beta波, 当用户处于浅睡状态时, 大脑主要发出theta波, 当用户处于轻睡时, 大脑主要发出K-复合波(sigma波和delta波)和频率在11~16Hz之间, 持续数秒的spindle波(睡眠纺锤波), 当用户处于深睡时, 大脑主要发出delta波。因此, 可以通过alpha、beta和theta、delta波信号的强弱关系来区分用户是处于REM状态和清醒状态中任一状态, 还是处于浅睡状态、轻睡状态和深睡状态中任一状态, 所以, 当 $TVA > TVA\text{-Threshold}$ 且 $TVB > TVB\text{-Threshold}$ 时, 此时theta波信号更强或delta波更强或beta波比较弱, 说明用户大脑思维不活跃且处于浅睡状态、轻睡状态或更深层次的睡眠状态, 反之, 当 $TVA \leq TVA\text{-Threshold}$ 且 $TVB \leq TVB\text{-Threshold}$ 时, 此时beta波信号或alpha波信号更强, 说明用户的大脑思维活跃且处于REM状态或清醒状态。

[0065] 在第三节点处, 设定阈值Num-Delta-Threshold, 当 $\text{Num-Delta} > \text{Num-Delta-Threshold}$ 时, 处理器判定用户睡眠状态处于深睡状态并向外输送, 否则, 转入第四节点。当用户处于深睡状态时, delta波信号变强, delta波信号出现时间也变长, 说明用户处于深睡状态, 反之, 则说明用户的睡眠状态不处于深睡状态, 并进入第四节点对浅睡状态和轻睡状

态进行判定。

[0066] 在第四节点处,设定阈值Num-Theta-Threshold和Num-Spindle-Threshold,当Num-Theta>Num-Theta-Threshold且Num-Spindle<Num-Spindle-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于浅睡状态并向外输送,否则,处理器判定用户睡眠状态处于轻睡状态并向外输送。当用户处于浅睡状态时,theta波信号变强,当用户处于轻睡状态时,spindle波数量增加,当Num-Theta>Num-Theta-Threshold且Num-Spindle<Num-Spindle-Threshold时,此时theta波信号出现时间变长且spindle波数量减少,则说明用户处于浅睡状态,反之,当Num-Theta≤Num-Theta-Threshold且Num-Spindle≥Num-Spindle-Threshold时,此时theta波信号出现时间变短且spindle波数量增加,则说明用户处于轻睡状态。

[0067] 在第五节点处,设定阈值BEV-Threshold和Num-Alpha-Threshold,当BEV>BEV-Threshold且Num-Alpha<Num-Alpha-Threshold时,处理器判定用户睡眠状态处于REM状态并向外输送,否则,处理器判定用户睡眠状态处于清醒状态并向外输送。当用户处于清醒状态时,大脑思维活跃且发出beta波和alpha波,此时EMG信号幅值变化比较大。当用户处于REM状态时,大脑主要发出theta和beta波,且EMG波信号变强,但幅值变化相对清醒时变化比较小,所以,当BEV>BEV-Threshold且Num-Alpha<Num-Alpha-Threshold时,此时beta波信号强于EMG波信号且Alpha波信号出现时间变短,则说明用户处于REM状态,反之,说明用户处于清醒状态。

[0068] 通过上述方法判断单帧数据包对应的用户实时睡眠状态,并对后续操作提供参考和控制的依据。

[0069] 在本实施例中,所述基础数据采集器以相同的时间间隔向处理器输送单帧数据包,所述处理器接收单帧数据包并判断用户睡眠状态,以使用户睡眠状态在清醒状态、浅睡状态、轻睡状态、深睡状态以及REM状态间切换。

[0070] 在本实施例中,所述处理器内设有状态平滑处理模块,使得用户睡眠状态只能沿清醒状态、浅睡状态、轻睡状态以及深睡状态的顺序进行往复平滑切换,所述REM状态与所述轻睡状态进行平滑切换,在切换过程中,当用户睡眠状态出现跨越式切换时,所述处理器在状态平滑处理模块干预下沿预设顺序逐个切换并向外输出平滑修正后的用户睡眠状态。通过限定各睡眠状态间可直接切换的关系实现往复平滑切换,具体地,清醒状态与浅睡状态间、浅睡状态与轻睡状态间、轻睡状态与深睡状态间、轻睡状态与REM状态间可往复切换。当处理器对沿时间顺利获得的一号单帧数据包和二号单帧数据包进行计算且获得的睡眠状态不属于上述任一种允许的切换关系时,则以一号数据包获得的睡眠状态为基点,结合二号数据包获得的睡眠状态为方向进行符合上述切换关系的适应性切换,例如,当通过一号单帧数据包获得的睡眠状态为浅睡状态且通过二号单帧数据包获得的睡眠状态为深睡状态时,则不属于上述任一种允许的切换关系,则以浅睡状态为基点朝向深睡状态的方向进行适应性切换,浅睡状态与轻睡状态间可往复切换,则通过二号单帧数据包获得的睡眠状态被定义为轻睡状态,并作为评判三号单帧数据包获得结果是否正常的评判基点。

[0071] 可以理解地,参数A还可以为30s、35s、40s、50s、60s等,只要符合 $30s \leq A \leq 60s$ 的要求即可。

[0072] 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。

[0073] 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 $200\text{samples/s} \leq C \leq 1000\text{samples/s}$ 的要求即可。

[0074] 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。

[0075] 实施例二:

[0076] 相较于实施例一,本实施例提供另一种睡眠状态分类系统。

[0077] 将第五步中第一节点处的判定依据替换为:在第一节点处,设定阈值Num-LCZ-Threshold,当 $\text{Num-LCZ} > \text{Num-LCZ-Threshold}$ 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,转入第二节点。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 $\text{Num-LCZ} > \text{Num-LCZ-Threshold}$ 时,该单帧数据包被判定为人工伪迹,该单帧数据包作废,并向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。

[0078] 本实施例所述睡眠状态分类系统的其它特征均与实施例一一致,不再复述。

[0079] 实施例三:

[0080] 将第五步中第二节点处的判定依据替换为:在第二节点处,设定阈值DVB-Threshold,当 $\text{DVB} > \text{DVB-Threshold}$ 时,转入第三节点,否则,转入第五节点。当用户处于REM状态或清醒状态时,大脑思维活跃且主要发出alpha波和beta波,当用户处于浅睡状态时,大脑主要发出theta波,当用户处于轻睡时,大脑主要发出K-复合波(sigma波和delta波)和频率在11~16Hz之间,持续数秒的spindle波(睡眠纺锤波),当用户处于深睡时,大脑主要发出delta波。因此,可以通过alpha、beta和theta、delta波信号的强弱关系来区分用户是处于REM、清醒状态组,还是处于N1、N2、N3期组,所以,当 $\text{DVB} > \text{DVB-Threshold}$ 时,此时theta波信号更强或delta波更强或beta波比较弱,说明用户大脑思维不活跃且处于浅睡状态、轻睡状态或更深层次的睡眠状态,反之,当 $\text{DVB} \leq \text{DVB-Threshold}$ 时,此时beta波信号或alpha波信号更强,说明用户的大脑思维活跃且处于REM状态或清醒状态。

[0081] 本实施例所述睡眠状态分类系统的其它特征均与实施例一一致,不再复述。

[0082] 实施例四:

[0083] 将第五步中第三节点处的判定依据替换为:在第三节点处,设定阈值SVD-Threshold,当 $\text{Num-Delta} > \text{Num-Delta-Threshold}$ 且 $\text{SVD} < \text{SVD-Threshold}$ 时,处理器判定用户睡眠状态处于深睡状态并向外输送,否则,转入第四节点。当用户处于轻睡状态或浅睡状态时,sigma波信号变强,当用户处于深睡状态时,delta波信号变强,所以,当 $\text{Num-Delta} > \text{Num-Delta-Threshold}$ 且 $\text{SVD} < \text{DVB-Threshold}$ 时,此时delta波信号出现的时间变长且delta波信号强于sigma波信号,说明用户处于深睡状态,反之,当 $\text{Num-Delta} \leq \text{Num-Delta-Threshold}$ 且 $\text{SVD} \geq \text{DVB-Threshold}$ 时,此时delta波信号出现的时间变短且delta波信号弱于sigma波信号,说明用户处于轻睡状态或浅睡状态,转入第四节点进行分类判定。

[0084] 本实施例所述睡眠状态分类系统的其它特征均与实施例一一致,不再复述。

[0085] 实施例五:

[0086] 相较于实施例一,本实施例提供另一种基础数据采集器。

[0087] 在本实施例中,基础数据采集器为带数据收集组件的眼罩7(如图3所示),所述眼罩包括罩体和绑带,所述数据收集组件包括分置在所述罩体两端的左前颞电极4、右前颞电极5以及设于罩体中部鼻梁参考电极6,眼罩被穿戴到位后,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。

[0088] 在使用时,眼罩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。

[0089] 本实施例所述睡眠状态分类系统的其它特征均与实施例一一致,不再复述。

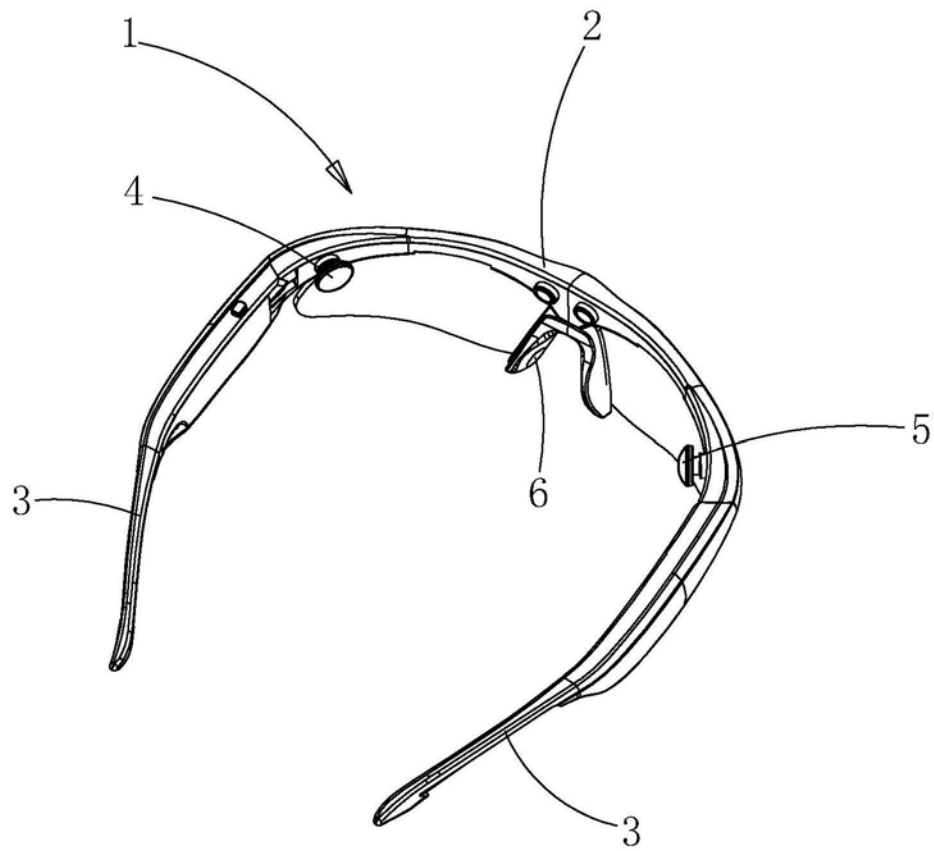


图1

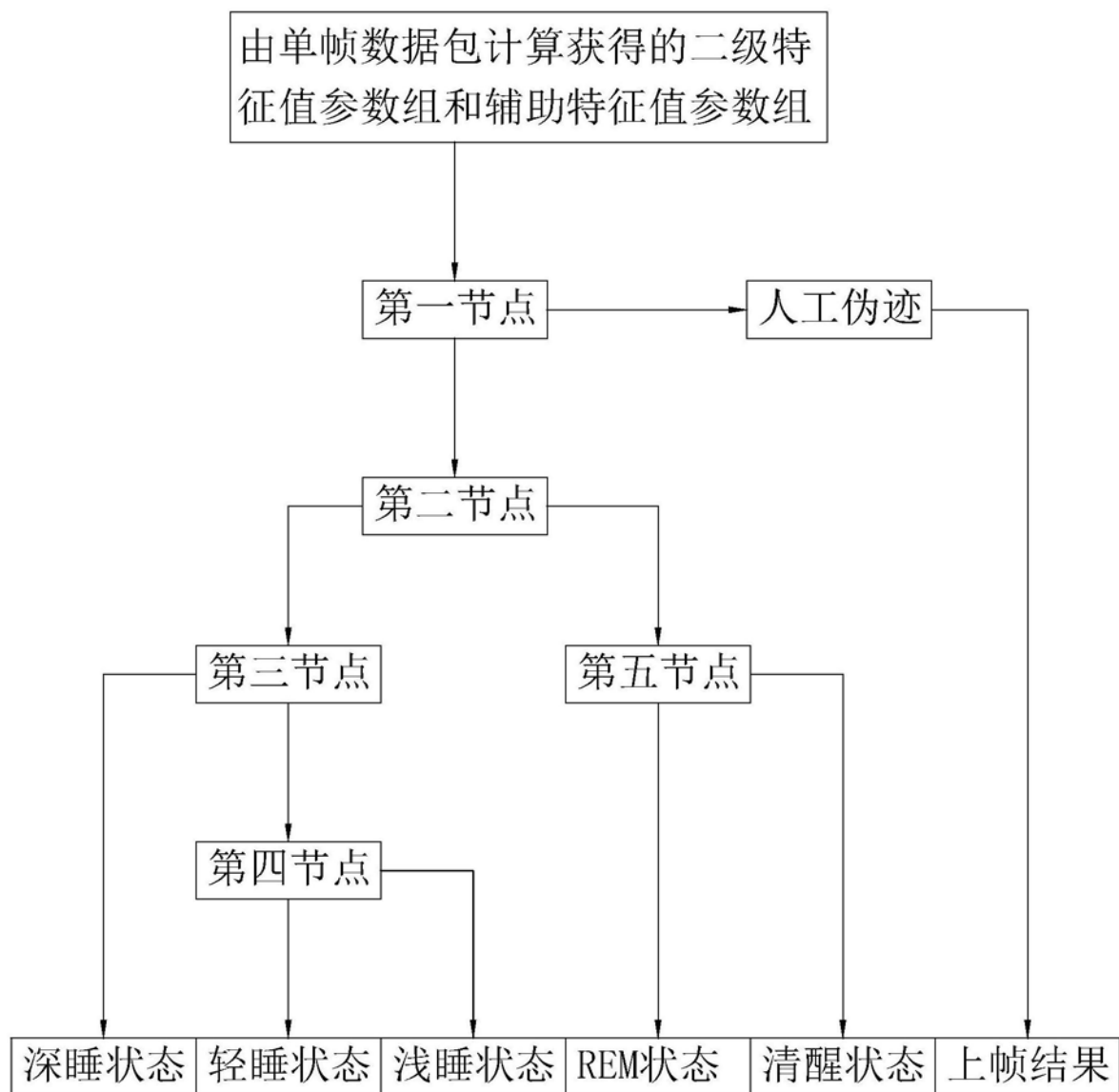


图2

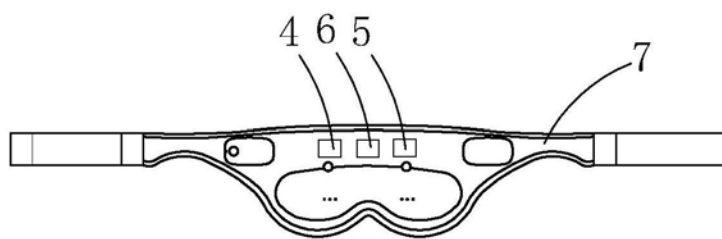


图3

专利名称(译)	一种睡眠状态分类系统		
公开(公告)号	CN110432865A	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201910670219.5	申请日	2019-07-24
[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	段韩路		
发明人	李建军 段韩路		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4812		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠状态分类系统。现有睡眠状态分类系统存在设备结构复杂以及计算分类过程繁琐的问题。本发明基础数据采集器和处理器。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，还通过间断且持续地获取单帧数据包以及简化计算和分类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。

