



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109044280 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201810950257.1

A61B 5/0488(2006.01)

(22)申请日 2018.08.20

A61B 5/0496(2006.01)

(71)申请人 深圳和而泰数据资源与云技术有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区高新南区科技南十路6号深圳航天科技创新研究院大厦D座10楼1004

(72)发明人 梁杰 王伟 冯澍婷 刘洪涛  
张启

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

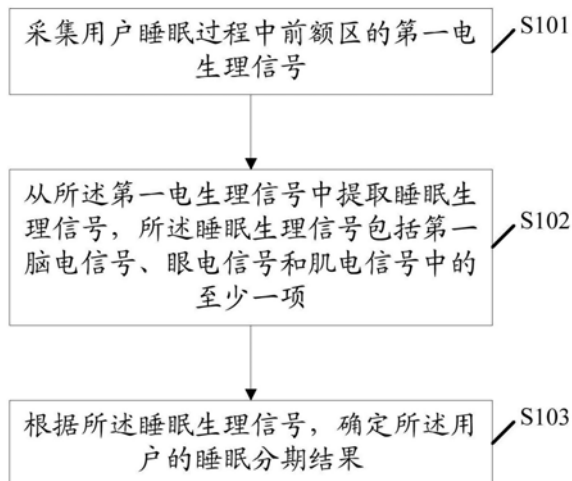
权利要求书3页 说明书14页 附图5页

### (54)发明名称

一种睡眠分期方法及相关设备

### (57)摘要

本申请公开了一种睡眠分期方法及相关设备,包括:首先采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;接着从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;然后根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果,所述睡眠分期结果用于评估所述用户的健康状态。采用本申请实施例,可以提高睡眠分期的准确性。



1. 一种睡眠分期方法,其特征在于,所述方法包括:  
采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;  
从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;  
根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果包括:  
从所述睡眠生理信号中获取所述用户的生理特征信息,所述生理特征信息包括以下至少一种:与所述第一脑电信号对应的能量变化率,与所述眼电信号对应的眼动位置和眼动频率,与所述肌电信号对应的肌电位置、肌电能量和肌电持续时长;  
根据所述生理特征信息,确定所述睡眠分期结果。
3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于所述采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号之前,还包括:  
采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号;  
所述从所述睡眠生理信号中获取所述用户的生理特征信息包括:  
从所述基准信号中提取第二脑电信号;  
确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量;  
根据所述第一电波能量和所述第二电波能量,确定所述能量变化率。
4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号之前,还包括:  
获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;  
若所述信号幅值高于第一阈值、且所述信号能量集中在第一频率区间,则确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。
5. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号之前,还包括:  
获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;  
若所述信号幅值高于第二阈值、且所述信号能量集中在第二频率区间,则确定所述第一电生理信号包含所述肌电信号。
6. 如权利要求2-5任一项所述的方法,其特征在于,所述第一脑电信号中包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波以及第四频段电波中至少一项;  
所述根据所述生理特征信息,确定所述睡眠分期结果包括:  
在所述第一电生理信号不包含所述肌电信号、且所述第一频段电波的所述能量变化率大于第三阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于第五阈值、且所述眼动频率和所述眼动位置为零的情况下,确定所述睡眠分期结果为深睡期;或  
在所述肌电能量大于第六阈值、且所述肌电持续时长超过第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率不小于所述第五阈值、且所述第四频段电波的所述能量变化率不小于第八阈值、且所述眼动频率不大于第九阈值的情况下,确定所述睡眠分期结果为清醒期;或

在所述肌电能量大于所述第六阈值、且所述肌电持续时长超过所述第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于所述第五阈值的情况下，确定所述睡眠分期结果为浅睡期。

7. 一种睡眠分期装置，其特征在于，所述装置包括：

采集模块，用于采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号

提取模块，用于从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号，所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项；

确定模块，用于根据所述睡眠生理信号，确定所述用户的睡眠分期结果。

8. 如权利要求7所述的装置，其特征在于，所述确定模块还用于：

从所述睡眠生理信号中提取所述用户的生理特征信息，所述生理特征信息包括以下至少一种：与所述第一脑电信号对应的能量变化率，与所述眼电信号对应的眼动位置和眼动频率，与所述肌电信号对应的肌电位置、肌电能量和肌电持续时长；

根据所述生理特征信息，确定所述睡眠分期结果。

9. 如权利要求8所述的装置，其特征在于，所述采集模块还用于：

采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号；

所述提取模块还用于：

从所述基准信号中提取第二脑电信号；

所述确定模块还用于：

确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量；

根据所述第一电波能量和所述第二电波能量，确定所述能量变化率。

10. 如权利要求8所述的装置，其特征在于，所述提取模块还用于：

获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量；

若所述信号幅值高于第一阈值、且所述信号能量集中在第一频率区间时，则确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。

11. 如权利要求8所述的装置，其特征在于，所述提取模块还用于：

获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量；

若所述信号幅值高于第二阈值、且所述信号能量集中在第二频率区间时，则确定所述第一电生理信号包含所述肌电信号。

12. 如权利要求8-11任一项所述的装置，其特征在于，所述第一脑电信号中包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波以及第四频段电波中至少一项；

所述确定模块还用于：

在所述第一电生理信号不包含所述肌电信号、且所述第一频段电波的所述能量变化率大于第三阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于第五阈值、且所述眼动频率和所述眼动位置为零的情况下，确定所述睡眠分期结果为深睡期；或

在所述肌电能量大于第六阈值、且所述肌电持续时长超过第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率不小于所述第五阈值、且所述第四频段电波的所述能量变化率不小于第八阈值、且所述眼动频率不大于第九阈值的情况下，确定所述睡眠分期结果为清醒期；或

在所述肌电能量大于所述第六阈值、且所述肌电持续时长超过所述第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于所述第五阈值的情况下,确定所述睡眠分期结果为浅睡期。

13. 一种电子设备,其特征在于,包括:处理器、存储器、通信接口和总线;

所述处理器、所述存储器和所述通信接口通过所述总线连接并完成相互间的通信;

所述存储器存储可执行程序代码;

所述处理器通过读取所述存储器中存储的可执行程序代码来运行与所述可执行程序代码对应的程序,以用于执行如权利要求1-6任一项所述的睡眠分期方法。

14. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质存储有多条指令,所述指令适于由处理器加载并执行如权利要求1-6任一项所述的睡眠分期方法。

## 一种睡眠分期方法及相关设备

### 技术领域

[0001] 本申请涉及电子技术领域,尤其涉及一种睡眠分期方法及相关设备。

### 背景技术

[0002] 睡眠作为一种复杂的生理过程,是机体复原、整合和巩固的重要环节。根据睡眠时人体的生理特征,可以将睡眠分为觉醒期、非快速眼动睡眠期和快速眼动睡眠期,其中,非快速眼动睡眠期又可以分为I、II、III和IV期。睡眠分期的研究对睡眠状态、睡眠疾病诊断、睡眠品质等将健康状况的评估存在重要的应用意义。目前,在临床睡眠分析中,睡眠分期主要依靠专家凭借经验,根据测试者整夜的连续睡眠数据来对睡眠过程进行分期,导致睡眠分期结果的准确性低。或者利用加速度计等动力学传感器于运动信号,通过识别运动时间和运动幅度的大小,来判断不同的睡眠期,然而这种方法在判断清醒和睡眠这两个状态上存在较大概率的误判。

### 发明内容

[0003] 本申请实施例提供一种睡眠分期方法及相关设备。可以提高睡眠分期的准确性。

[0004] 本申请第一方面提供了一种睡眠分期方法,包括:

[0005] 采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;

[0006] 从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;

[0007] 根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果。

[0008] 其中,所述根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果包括:

[0009] 从所述睡眠生理信号中提取所述用户的生理特征信息,所述生理特征信息包括以下至少一种:与所述第一脑电信号对应的能量变化率,与所述眼电信号对应的眼动位置和眼动频率,与所述肌电信号对应的肌电位置、肌电能量和肌电持续时长;

[0010] 根据所述生理特征信息,确定所述用户的睡眠分期结果。

[0011] 其中,所述采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号之前,还包括:

[0012] 采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号;

[0013] 所述从所述睡眠生理信号中获取所述用户的生理特征信息包括:

[0014] 从所述基准信号中提取第二脑电信号;

[0015] 确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量;

[0016] 根据所述第一电波能量和所述第二电波能量,确定所述能量变化率。

[0017] 其中,所述从所述睡眠生理信号中获取所述用户的生理特征信息包括:

[0018] 根据所述眼电信号,确定所述眼动位置和所述眼动频率中的至少一项。

[0019] 其中,所述从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号之前,还包括:

[0020] 获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能

量;

[0021] 若所述信号幅值高于第一阈值、且所述信号能量集中在第一频率区间时,则确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。

[0022] 其中,所述从所述睡眠生理信号中获取所述用户的生理特征信息包括:

[0023] 根据所述肌电信号,确定所述肌电位置、所述肌电能量和所述肌电持续时长中的至少一项。

[0024] 其中,所述从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号之前,还包括:

[0025] 获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;

[0026] 若所述信号幅值高于第二阈值、且所述信号能量集中在第二频率区间时,则确定所述第一电生理信号包含所述肌电信号。

[0027] 其中,所述第一脑电信号中包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波以及第四频段电波中至少一项;

[0028] 所述根据所述生理特征信息,确定所述用户的睡眠分期结果包括:

[0029] 在所述第一电生理信号不包含所述肌电信号、且所述第一频段电波的所述能量变化率大于第三阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于第五阈值、且所述眼动频率和所述眼动位置为零的情况下,确定所述睡眠分期结果为深睡期;或

[0030] 在所述肌电能量大于第六阈值、且所述肌电持续时长超过第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率不小于所述第五阈值、且所述第四频段电波的所述能量变化率不小于第八阈值、且所述眼动频率不大于第九阈值的情况下,确定所述睡眠分期结果为清醒期;或

[0031] 在所述肌电能量大于所述第六阈值、且所述肌电持续时长超过所述第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于所述第五阈值的情况下,确定所述睡眠分期结果为浅睡期。

[0032] 本申请实施例第二方面公开了一种睡眠分期装置,包括:

[0033] 采集模块,用于采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号

[0034] 提取模块,用于从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;

[0035] 确定模块,用于根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果。

[0036] 其中,所述确定模块还用于:

[0037] 从所述睡眠生理信号中提取所述用户的生理特征信息,所述生理特征信息包括以下至少一种:与所述第一脑电信号对应的能量变化率,与所述眼电信号对应的眼动位置和眼动频率,与所述肌电信号对应的肌电位置、肌电能量和肌电持续时长;

[0038] 根据所述生理特征信息,确定所述用户的睡眠分期结果。

[0039] 其中,所述采集模块还用于:

[0040] 采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号;

[0041] 所述提取模块还用于:

[0042] 从所述基准信号中提取第二脑电信号;

- [0043] 所述确定模块还用于：
- [0044] 确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量；
- [0045] 根据所述第一电波能量和所述第二电波能量，确定所述能量变化率。
- [0046] 其中，所述确定模块还用于：
- [0047] 根据所述眼电信号，确定所述眼动位置和所述眼动频率中的至少一项。
- [0048] 其中，所述提取模块还用于：
- [0049] 获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量；
- [0050] 若所述信号幅值高于第一阈值、且所述信号能量集中在第一频率区间时，则确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。
- [0051] 其中，所述确定模块还用于：根据所述肌电信号，确定所述肌电位置、所述肌电能量和所述肌电持续时长中的至少一项。
- [0052] 其中，所述提取模块还用于：
- [0053] 获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量；
- [0054] 若所述信号幅值高于第二阈值、且所述信号能量集中在第二频率区间时，则确定所述第一电生理信号包含所述肌电信号。
- [0055] 其中，所述第一脑电信号中包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波以及第四频段电波中至少一项；
- [0056] 所述确定模块还用于：
- [0057] 在所述第一电生理信号不包含所述肌电信号、且所述第一频段电波的所述能量变化率大于第三阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于第五阈值、且所述眼动频率和所述眼动位置为零的情况下，确定所述睡眠分期结果为深睡期；或
- [0058] 在所述肌电能量大于第六阈值、且所述肌电持续时长超过第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率不小于所述第五阈值、且所述第四频段电波的所述能量变化率不小于第八阈值、且所述眼动频率不大于第九阈值的情况下，确定所述睡眠分期结果为清醒期；或
- [0059] 在所述肌电能量大于所述第六阈值、且所述肌电持续时长超过所述第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于所述第五阈值的情况下，确定所述睡眠分期结果为浅睡期。
- [0060] 相应地，本申请提供了一种存储介质，其中，所述存储介质用于存储应用程序，所述应用程序用于在运行时执行本申请实施例第一方面公开的一种睡眠分期方法。
- [0061] 相应地，本申请实施例第三方面提供了一种电子设备，包括处理器、存储器、通信接口和总线；
- [0062] 所述处理器、所述存储器和所述通信接口通过所述总线连接并完成相互间的通信；
- [0063] 所述存储器存储可执行程序代码；

[0064] 所述处理器通过读取所述存储器中存储的可执行程序代码来运行与所述可执行程序代码对应的程序,以用于执行本申请实施例第一方面公开的一种睡眠分期方法。

[0065] 相应地,本申请提供了一种应用程序,其中,所述应用程序用于在运行时执行本申请实施例第一方面公开的一种睡眠分期方法。

[0066] 实施本申请实施例,首先采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;接着从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;然后根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果,所述睡眠分期结果用于评估所述用户的健康状态,可以提高睡眠分期的准确性。

## 附图说明

[0067] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0068] 图1是本申请实施例提供的一种睡眠分期方法的流程示意图;

[0069] 图2是本申请实施例提供的一种确定能量标化率的方法的流程示意图;

[0070] 图3是本申请实施例提供的一种提取眼电信息的方法的流程示意图;

[0071] 图4是本申请实施例提供的一种提取肌电信息的方法的流程示意图;

[0072] 图5是本申请实施例提供的一种决策树的结构示意图;

[0073] 图6是本申请实施例提供的另一种睡眠分期方法的流程示意图;

[0074] 图7是本申请实施例提供的一种功率谱的示意图;

[0075] 图8是本申请实施例提供的一种睡眠分期方法的整体框图;

[0076] 图9是本申请实施例提供的另一种睡眠分期装置的结构示意图;

[0077] 图10是本申请实施例提供的一种电子设备的结构示意图。

## 具体实施方式

[0078] 下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0079] 请参考图1,图1是本申请实施例提供的一种睡眠分期方法的流程示意图。如图所示,本申请实施例中的方法包括:

[0080] S101,采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号。

[0081] 需要说明的是,在用户睡眠过程中,可以通过眼罩、面具等可穿戴式头戴设备对整个睡眠过程中用户的前额区的电生理信号进行采集,其中,该电生理信号为模拟信号。然后将采集到的电生理信号分割成每30秒(s)一块的信号片段,并以该信号片段作为最小的信号单位进行睡眠分期结果的确定。例如,采集用户在22:00-02:00之间的前额区的电生理信号,则可以得到 $(60*60*4)/30=480$ 个信号片段。因此,第一电生理信号也为一个持续时长为30s的信号片段。

[0082] 具体实现中,在采集到第一电生理信号后,可以但不限于以500赫兹(Hz)的采样率

对该第一电生理信号进行采样,以便将其转换为数字信号进行处理。

[0083] 可选的,在采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号之前,可以首先采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号,其中,在开始采集前额区的电生理信号的前1分钟内默认用户一定处于清醒状态,因此可以将这1分钟内采集到的信号作为基准信号。

[0084] S102,从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项。

[0085] 具体实现中,可以从所述第一电生理信号中提取第一脑电信号(Electroencephalograph, EGG)、以及从所述基准信号中提取第二脑电信号,其中,如图2所示,可以将第一电生理信号和基准信号分别输入0.5Hz~35Hz的带通滤波器,以便得到纯净的第一脑电信号和第二脑电信号。

[0086] 需要说明的是,上述带通滤波器采用的是无限脉冲反馈(Infinite Impulse Response, IIR) 零相位滤波器。一般的IIR滤波器是非线性相位滤波器,在对信号进行滤波时会改变原信号的相位,并且是非线性的变化。而脑电信号本身具有非稳定特质,并且在睡眠分期中的EEG的有用信息表现在0.5Hz~30Hz的低频段。因此很小的相位失真都会造成低频段信号很大程度的变化,所以本申请实施例中选用了零相位IIR滤波器。

[0087] 可选的,可以从所述第一电生理信号中提取眼电信号(Electro-Oculogram, EOG),其中,如图3所示,可以首先以25Hz的采样率对模拟第一电生理信号进行降采样,以便去除第一电生理信号中的部分EEG信号和部分肌电信号。接着对采样后的第一电生理信号进行中值滤波,从而得到纯净的EOG信号。其中,因为EOG的信号主要在10Hz左右,所以将中值滤波的模板尺寸取为5。

[0088] 可选的,可以从所述第一电生理信号中提取肌电信号(Electromyography, EMG),其中,如图4所示,可以通过将第一电生理信号输入截止频率为45Hz的高通滤波器,得到纯净的、高频的EMG信号。S103,根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果。其中,所述睡眠分期结果可以用于评估所述用户的健康状态。

[0089] 具体实现中,可以首先从睡眠生理中获取所述用户的生理特征信息,然后根据所述生理特征信息确定所述睡眠分期结果。

[0090] 其中,所述生理特征信息可以包括EEG的能量变化率,能量变化率可以表示第一电生理信号中的电波相对于基准信号中的电波的能量变化情况。为了确定EEG的能量变化率,然后确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量,其中,如图2所示,可以通过周期图谱法功率谱估计获得第一脑电信号和第二脑电信号功率谱,再根据功率谱获得第一电波能量和第二电波能量。最后,根据所述第一电波能量和所述第二电波能量,确定所述能量变化率。

[0091] 需要说明的是,第一脑电信号和第二脑电信号中可以包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波、以及第四频段电波,其中,第一频段电波可以是0.5Hz~4Hz的 $\delta$ 波、第二频段电波可以是4Hz~7Hz的 $\theta$ 波、第三频段电波可以是8Hz~12Hz的 $\alpha$ 波、以及第四频段电波可以是13Hz~30Hz的 $\beta$ 波,因此,可以分别获取这4种脑电波的能量变化率。其中,将可以通过脑电信号的功率谱获取这4种电波的平均功率,然后将第一脑电信号和第二脑电信号中的每种电波的平均功率的比值作为对应电波的能量变化率。其中,根据功率谱计算 $\delta$

波、 $\theta$ 波、 $\beta$ 波以及 $\alpha$ 波的平均功率的公式为

$$[0092] \quad \bar{P} = \frac{\sum_i P}{\text{range}(i)}$$

[0093] 其中,  $i$  为 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\beta$ 波以及 $\alpha$ 波所在的频率区间, 如4Hz~7Hz, 并且当将区间4Hz~7Hz序列化为4、5、6、7时,  $\text{range}(i) = 4$ 。P为 $i$ 中的频率点对应的功率。例如, 针对 $\theta$ 波, 在功率谱上找到横坐标在4Hz~7Hz范围内的坐标点(4, 9)、(5, 10)、(6, 7)、(7, 12), 则可以得到 $\theta$ 波的平均功率为 $P = (9+10+7+12)/4 = 9.5\text{dB/Hz}$ 。

[0094] 此外, 本申请实施例中的周期图谱法功率谱估计采用了基于Welch法的功率谱估计方法。原因在于基于Welch法的功率谱估计方法将加窗处理和平均处理相结合, 有效减少了频率伪峰。在Welch法的功率谱估计方法中, 若待处理信号是长度为 $m$ 的信号 $x_m(n)$ , 则首先对 $x_m(n)$ 进行分段, 分段时允许每段信号有所交叠, 若每段信号长度为 $M$ , 信号被分为 $L$ 段, 则 $L = (m-M/2)/(M/2)$ , 则每段信号的修正的功率谱为

$$[0095] \quad P = \frac{1}{MUL} \sum_{i=1}^L \left| \sum_{n=0}^M x_m^i(n) e^{-j\omega n} \right|^2,$$

[0096] 其中,  $U = \sum_n \omega(n)$ ,  $\omega(n)$ 为窗函数。本申请实施例中窗函数为汉明窗函数, 窗长度为250个采样点, 相邻两段信号的交叠率为50%, 以便保证分析窗中有足够的数据可以分成10段左右。

[0097] 可选的, 所述生理特征信息还可以包括眼动位置和眼动频率。可以根据所述眼电信号, 确定所述眼动位置和所述眼动频率, 其中, 如图3所示, 可以采用基于阈值法的峰值检测技术获取眼动位置和眼动频率。例如, EOG序列为 $x[j]$ , 则当 $x[j_p]$ 满足(1)式时, 将 $j_p$ 确定为眼动峰值点位置, 即眼动位置, 眼动频率为 $x[j]$ 的序列长度与EOG持续时长的商。

$$[0098] \quad \begin{cases} (\max\{x[j]\} - x[j_p]) \leq \Delta \\ x[j_p] \geq x[j] \end{cases} \quad (1)$$

[0099] 其中 $j \in [j_p-25, j_p+25]$ ,  $\Delta = (\max\{x[j]\} - \min\{x[j]\}) * 0.25$ 。

[0100] 可选的, 所述生理特征信息还可以包括肌电位置、肌电能量和肌电持续时长, 其中, 肌电能量表示第一电生理信号中的肌电信号的能量、肌电持续时长表示该肌电信号的持续时长、以及肌电位置为肌电信号的峰值点的位置。可以根据所述肌电信号, 确定所述肌电位置、所述肌电能量和所述肌电持续时长, 其中, 如图4所示, 可以将经过高通滤波的EMG信号进行希尔伯特(Hilbert)变换, 以便获得实数信号的解析信号, 再通过解析信号得到该实数信号的包络信息; 最后通过基于阈值法的峰值检测技术对该包络进行检测, 得到肌电位置、肌电能量以及EMG信号的持续时长。

[0101] 例如,  $x(t)$  为一个实信号, 则 $x(t)$ 的Hilbert变换为

$$[0102] \quad \hat{x}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau$$

[0103] 对应的解析信号为

[0104]  $g(t) = x(t) + j\hat{x}(t)$

[0105] 信号包络为

[0106]  $A(t) = \sqrt{x^2(t) + \hat{x}^2(t)}$

[0107] 在获得生理特征信息后,可以将该生理特征信息输入如图5所示的决策树中,以便确定睡眠分期结果。其中,包括四种情况:

[0108] 为了方便叙述,约定将第一脑电信号中的 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波以及 $\beta$ 波记为 $\delta_1$ 波、 $\theta_1$ 波、 $\alpha_1$ 波以及 $\beta_1$ 波,将第二脑电信号中的 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波以及 $\beta$ 波记为 $\delta_2$ 波、 $\theta_2$ 波、 $\alpha_2$ 波以及 $\beta_2$ 。进一步可以将 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波以及 $\beta$ 波的能量变化率分别记为 $\delta_1/\delta_2$ 、 $\theta_1/\theta_2$ 、 $\alpha_1/\alpha_2$ 、 $\beta_1/\beta_2$ 。

[0109] 第一种情况:当所述第一电生理信号不包含EMG信号、且 $\delta_1/\delta_2$ 大于第三阈值(第三阈值记为 $x_3$ )、且 $\theta_1/\theta_2$ 不大于第四阈值(第四阈值记为 $x_4$ )、且 $\alpha_1/\alpha_2$ 小于第五阈值(第五阈值记为 $x_5$ )、且所述眼动频率和所述眼动位置为零时,确定所述睡眠分期结果为深睡期。其中, $x_3$ 可以但不限于为1.2、 $x_4$ 可以但不限于为1.2、 $x_5$ 可以但不限于为0.5,所述眼动频率和所述眼动位置为零表示无眼动事件。

[0110] 第二种情况:当所述肌电能量大于第六阈值(第六阈值记为 $x_6$ )、且所述肌电持续时长超过第七阈值(第七阈值记为 $x_7$ )、且 $\theta_1/\theta_2$ 不大于 $x_4$ 、且 $\alpha_1/\alpha_2$ 不小于 $x_5$ 、且 $\beta_1/\beta_2$ 不小于第八阈值(第八阈值记为 $x_8$ )、且所述眼动频率不大于第九阈值(第九阈值记为 $x_9$ )时,确定所述睡眠分期结果为清醒期。其中, $x_6$ 可以但不限于为基准信号中的EMG信号的能量0.8倍、 $x_7$ 可以但不限于为15s、 $x_9$ 可以但不限于为2Hz。

[0111] 第三种情况:当所述肌电能量大于 $x_6$ 、且所述肌电持续时长超过 $x_7$ 、且 $\theta_1/\theta_2$ 大于 $x_4$ 、且 $\alpha_1/\alpha_2$ 小于 $x_5$ 时,确定所述睡眠分期结果为浅睡期。

[0112] 第四种情况:待定。在此情况下,结合本申请实施例在步骤S101给出的说明,进一步将每个30s的信号片段作为一帧信号,因此可以根据与该第一电生理信号相邻的前一帧信号和后一帧信号的睡眠分期结果确定该第一电生理信号的睡眠分期结果。其中,当前一帧信号和后一帧信号都不处于待定状态,且都属于同一睡眠期(如浅睡期),则确定该第一电生理信号与前一帧信号和后一帧信号处于同一睡眠期。当前一帧信号和后一帧信号都不处于待定状态,且不是同一睡眠期,则确定该第一电生理信号与前一帧信号的所属睡眠期相同,例如,当前一帧信号属于浅睡期、后一帧信号处于深睡期,则确定第一生理电信号属于浅睡期。当前一帧和后一帧都只有一帧不处于待定状态,则确定第一生理电信号属于不在待定状态的信号所属的睡眠期。例如,前一帧信号属于清醒期、后一帧信号处于待定状态,则确定第一电生理信号属于清醒期。

[0113] 当整个睡眠期间(如22:00~07:00)的连续电生理信号中的每个信号片段的睡眠分期结果被确定后,即可分别确定清醒期、浅睡期以及深睡期所在的时间段,从而确定各个睡眠期的时间长度、以及变换情况,并可以据此评估用户的睡眠质量、诊断与睡眠相关的疾病等等。

[0114] 在本申请实施例中,首先采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;接着从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;然后根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果,所述睡眠分期结果用于评估所述用户的健康状态,可以提高睡眠分期的准确性。

[0115] 请参考图6,图6是本申请实施例提供的另一种睡眠分期方法的流程示意图。如图所示,本申请实施例中的方法包括:

[0116] S601,采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号。本步骤与上一实施例中的步骤S101相同,本步骤不再赘述。

[0117] S602,从第一电生理信号中提取第一脑电信号。

[0118] 具体实现中,如图2所示,可以将第一电生理信号输入0.5Hz~35Hz的带通滤波器,以便得到纯净的第一脑电信号。

[0119] S603,确定第一脑电信号中的第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波以及第四频段电波的能量变化率。

[0120] 具体实现中,第一频段电波可以是0.5Hz~4Hz的 $\delta$ 波、第二频段电波可以是4Hz~7Hz的 $\theta$ 波、第三频段电波可以是8Hz~12Hz的 $\alpha$ 波、以及第四频段电波可以是13Hz~30Hz的 $\beta$ 波。可以首先将基准信号输入0.5Hz~35Hz的带通滤波器,以便得到纯净第二脑电信号;然后通过周期图谱法功率谱估计获得第一脑电信号和第二脑电信号的功率谱,再根据功率谱分别确定第一脑电信号和第二脑电信号中的 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波以及 $\beta$ 波的能量;然后将第一脑电信号和第二脑电信号中的每种电波的平均能量的比值作为对应电波的能量变化率。

[0121] S604,确定第一脑电信号中是否包含眼电信号。若包含,则执行S605,若不包含,则执行S606。

[0122] 具体实现中,可以首先获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;然后当所述信号幅值高于第一阈值(如100毫伏(mv))、且所述信号能量集中在第一频率区间(如0Hz~10Hz)时,确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。其中,该信号幅度可以是第一电生理信号的平均信号幅度。其次,可以首先根据第一电生理信号的功率谱统计信号能量的分布状态,确定信号能量所集中的频率区间,例如,第一电生理信号的功率谱如图7所示,则可以确定信号能量大约集中在95Hz~105Hz、195Hz~205Hz以及398Hz~402Hz。其中,信号能量集中在某个频率区间表示第一生理电信号中包含了强度较大的、处于该频段的信号。同时,因为眼电信号主要分布第一频率区间,所以当第一电生理信号的能量在第一频率区间有聚集时,可以确定第一脑电信号中包含眼电信号。例如,当第一电生理信号的信号幅度为120mv,确定120mv高于100mv,且能量集中在0Hz~10Hz时,确定该第一电生理信号包括EOG信号。

[0123] S605,根据眼电信号,获取眼电信息。其中,眼电信息包括眼动位置和眼动频率。

[0124] 具体实现中,如图3所示,可以首先以25Hz的采样率对模拟第一电生理信号进行采样,以便去除第一电生理信号中的部分脑电信号和部分肌电信号。接着对采样后的第一电生理信号进行中值滤波,从而得到纯净的EOG信号。其中,因为EOG的信号主要在10Hz左右,所以将中值滤波的模板尺寸取为5;然后根据所述眼电信号,确定所述眼动位置和所述眼动频率中的至少一项,其中,可以采用基于阈值法的峰值检测技术获取眼动位置和眼动频率。例如,EOG序列为 $x[j]$ ,则当 $x[j_p]$ 满足(1)式时,将 $j_p$ 确定为眼动峰值点位置,即眼动位置,眼动频率为 $x[j]$ 的序列长度与EOG持续时长的商。

[0125] S606,确定第一电生理信号中是否包括肌电信号。若包括,则执行S607,若不包括,则执行S608。

[0126] 具体实现中,可以首先获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一

电生理信号的信号能量;然后当所述信号幅值高于第二阈值(如100mv)、且所述信号能量集中在第二频率区间(如45Hz~80Hz)时,确定所述第一电生理信号包含所述肌电信号。其中,该信号幅度可以是第一电生理信号的平均信号幅度。其次,可以首先根据第一电生理信号的功率谱统计信号能量的分布状态,确定信号能量所聚集的频率区间。同时,因为肌电信号主要分布第二频率区间,所以当第一电生理信号的能量在第二频率区间有聚集时,可以确定第一脑电信号中包含肌电信号。

[0127] S607,根据肌电信号,获取肌电信息。其中,肌电信息包括肌电位置、肌电能量和肌电持续时长。

[0128] 具体实现中,可以首先从所述第一电生理信号中提取EMG信号,其中,如图4所示,可以通过将第一电生理信号输入截止频率为45Hz的高通滤波器,得到纯净的、高频的EMG信号;然后根据所述肌电信号,确定所述肌电位置、所述肌电能量和所述肌电持续时长,其中,如图4所示,可以将经过高通滤波的EMG信号进行希尔伯特变换,以便获得实数信号的解析信号,再通过解析信号得到该实数信号的包络信息,最后通过基于阈值法的峰值检测技术对该包络进行检测,得到肌电位置、肌电能量以及EMG信号的持续时长。

[0129] S608,根据能量变化率、眼电信息和肌电信息中的至少一项,确定所述用户的睡眠分期结果。本步骤与上一实施例中的S103相同,本步骤不再赘述。

[0130] 综上所述,本申请实施例中的睡眠分期方法的流程和方法可以用如图8所示的框图来表示。其中,包括首先采集第一电生理信号,接着分别根据第一电生理信号中的EEG信号、EMG信号以及EOG信号获取用户睡眠过程中的生理特征信息;然后将生理特征信息输入决策树中,得到睡眠分期结果。

[0131] 在本申请实施例中,首先采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;接着从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;然后根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果,所述睡眠分期结果用于评估所述用户的健康状态,可以提高睡眠分期的准确性。

[0132] 请参考图9,图9是本申请实施例提供的一种睡眠分期装置的结构示意图。如图所示,本申请实施例中的装置包括:

[0133] 采集模块901,用于采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号。

[0134] 需要说明的是,在用户睡眠过程中,可以通过眼罩、面具等可穿戴式头戴设备对整个睡眠过程中用户的前额区的电生理信号进行采集,其中,该电生理信号为模拟信号。然后将采集到的电生理信号分割成每30秒(s)一块的信号片段,并以该信号片段作为最小的信号单位进行睡眠分期结果的确定。例如,采集用户在22:00-02:00之间的前额区的电生理信号,则可以得到 $(60*60*4)/30=480$ 个信号片段。因此,第一电生理信号也为一个持续时长为30s的信号片段。

[0135] 具体实现中,可以在采集到第一电生理信号后,可以但不限于以500赫兹(Hz)的采样率对该第一电生理信号进行采样,以便将其转换为数字信号进行处理。

[0136] 可选的,采集模块901还用于在采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号之前,可以首先采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号,其中,在开始采集前额区的电生理信号的前1分钟内默认用户一定处于清醒状态,因此可以将这1分钟内采集到的信号作为基准信号。

[0137] 提取模块902,用于从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项。

[0138] 具体实现中,可以从所述第一电生理信号中提取第一脑电信号、以及从所述基准信号中提取第二脑电信号,其中,如图2所示,可以将第一电生理信号和基准信号分别输入0.5Hz~35Hz的带通滤波器,以便得到纯净的第一脑电信号和第二脑电信号。

[0139] 需要说明的是,上述带通滤波器采用的是IIR零相位滤波器。一般的IIR滤波器是非线性相位滤波器,在对信号进行滤波时会改变原信号的相位,并且是非线性的变化。而脑电信号本身具有非稳定特质,并且在睡眠分期中的EEG的有用信息表现在0.5Hz~30Hz的低频段。因此很小的相位失真都会造成低频段信号很大程度的变化,所以本申请实施例中选用了零相位IIR滤波器。

[0140] 可选的,提取模块902还用于从所述第一电生理信号中提取EOG信号,其中,如图3所示,可以首先以25Hz的采样率对模拟第一电生理信号进行降采样,以便去除第一电生理信号中的部分EEG信号和部分肌电信号。接着对采样后的第一电生理信号进行中值滤波,从而得到纯净的EOG信号。其中,因为EOG的信号主要在10Hz左右,所以将中值滤波的模板尺寸取为5。

[0141] 可选的,提取模块902还用于在从第一电生理信号中提取EOG信号之前,可以先确定第一电生理信号中是否包括EOG信号,其中,可以首先获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;接着然后当所述信号幅值高于第一阈值、且所述信号能量集中在第一频率区间(如0Hz~10Hz)时,确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。其中,该信号幅度可以是第一电生理信号的平均信号幅度。其次,可以首先根据第一电生理信号的功率谱统计信号能量的分布状态,确定信号能量所聚集的频率区间。同时,因为眼电信号主要分布第一频率区间,所以当第一电生理信号的能量在第一频率区间有聚集时,可以确定第一脑电信号中包含眼电信号。例如,当第一电生理信号的信号幅度为120mv,确定120mv高于100mv,且能量集中在0Hz~10Hz时,确定该第一电生理信号包括EOG信号。

[0142] 可选的,提取模块902还可以用于从所述第一电生理信号中提取EMG信号,其中,如图4所示,可以通过将第一电生理信号输入截止频率为45Hz的高通滤波器,得到纯净的、高频的EMG信号。

[0143] 可选的,提取模块902还用于在从第一电生理信号中提取EMG信号之前,可以先确定第一电生理信号中是否包括EMG信号,其中,可以首先获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;然后当所述信号幅值高于第二阈值、且所述信号能量集中在第二频率区间(如45Hz~80Hz)时,确定所述第一电生理信号包含EMG信号。

[0144] 确定模块903,用于根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果。具体实现中,可以首先从睡眠生理中获取所述用户的生理特征信息,然后根据所述生理特征信息确定所述睡眠分期结果。

[0145] 其中,所述生理特征信息可以包括EEG的能量变化率,能量变化率可以表示第一电生理信号中的电波相对于基准信号中的电波的能量变化情况。为了确定EEG的能量变化率,然后确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量,其中,如图2所示,可以通过周期图谱法功率谱估计获得第一脑电信号和第二脑电信号功率

谱,再根据功率谱获得第一电波能量和第二电波能量。最后,根据所述第一电波能量和所述第二电波能量,确定所述能量变化率。

[0146] 需要说明的是,第一脑电信号和第二脑电信号中可以包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波、以及第四频段电波,其中,第一频段电波可以是0.5Hz~4Hz的 $\delta$ 波、第二频段电波可以是4Hz~7Hz的 $\theta$ 波、第三频段电波可以是8Hz~12Hz的 $\alpha$ 波、以及第四频段电波可以是13Hz~30Hz的 $\beta$ 波,因此,可以分别获取这4种脑电波的能量变化率。其中,将可以通过脑电信号的功率谱获取这4种电波的平均功率,然后将第一脑电信号和第二脑电信号中的每种电波的平均功率的比值作为对应电波的能量变化率。其中,根据功率谱计算 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\beta$ 波以及 $\alpha$ 波的平均功率的公式为

$$[0147] \quad \bar{P} = \frac{\sum_i P}{\text{range}(i)}$$

[0148] 其中, $i$ 为 $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\beta$ 波以及 $\alpha$ 波所在的频率区间,如4Hz~7Hz,并且当将区间4Hz~7Hz序列化为4、5、6、7时, $\text{range}(i) = 4$ 。 $P$ 为 $i$ 中的频率点对应的功率。例如,针对 $\theta$ 波,在功率谱上找到横坐标在4Hz~7Hz范围内的坐标点(4,9)、(5,10)、(6,7)、(7,12),则可以得到 $\theta$ 波的平均功率为 $P = (9+10+7+12)/4 = 9.5\text{dB/Hz}$ 。

[0149] 此外,本申请实施例中的周期图谱法功率谱估计采用了基于Welch法的功率谱估计方法。原因在于基于Welch法的功率谱估计方法将加窗处理和平均处理相结合,有效减少了频率伪峰。在Welch法的功率谱估计方法中,若待处理信号是长度为 $m$ 的信号 $x_m(n)$ ,则首先对 $x_m(n)$ 进行分段,分段时允许每段信号有所交叠,若每段信号长度为 $M$ ,信号被分为 $L$ 段,则 $L = (m-M/2)/(M/2)$ ,则每段信号的修正的功率谱为

$$[0150] \quad P = \frac{1}{MUL} \sum_{i=1}^L \left| \sum_{n=0}^M x_m^i(n) e^{-j\omega n} \right|^2,$$

[0151] 其中, $U = \sum_n \omega(n)$ , $\omega(n)$ 为窗函数。本申请实施例中窗函数为汉明窗函数,窗长度为250个采样点,相邻两段信号的交叠率为50%,以便保证分析窗中有足够的数据可以分成10段左右。

[0152] 可选的,所述生理特征信息还可以包括眼动位置和眼动频率。可以根据所述眼电信号,确定所述眼动位置和所述眼动频率,其中,如图3所示,可以采用基于阈值法的峰值检测技术获取眼动位置和眼动频率。

[0153] 可选的,所述生理特征信息还可以包括肌电位置、肌电能量和肌电持续时长,其中,肌电能量表示第一电生理信号中的肌电信号的能量、肌电持续时长表示该肌电信号的持续时长、以及肌电位置为肌电信号的峰值点的位置。可以根据所述肌电信号,确定所述肌电位置、所述肌电能量和所述肌电持续时长,其中,如图4所示,可以将经过高通滤波的EMG信号进行希尔伯特(Hilbert)变换,以便获得实数信号的解析信号,再通过解析信号得到该实数信号的包络信息;最后通过基于阈值法的峰值检测技术对该包络进行检测,得到肌电位置、肌电能量以及EMG信号的持续时长。

[0154] 在获得生理特征信息后,可以将该生理特征信息输入如图5所示的决策树中,以便

确定睡眠分期结果。其中,包括四种情况:

[0155] 第一种情况:当所述第一电生理信号不包含EMG信号、且 $\delta_1/\delta_2$ 大于第三阈值(第三阈值记为 $x_3$ )、且 $\theta_1/\theta_2$ 不大于第四阈值(第四阈值记为 $x_4$ )、且 $\alpha_1/\alpha_2$ 小于第五阈值(第五阈值记为 $x_5$ )、且所述眼动频率和所述眼动位置为零时,确定所述睡眠分期结果为深睡期。其中, $x_3$ 可以但不限于为1.2、 $x_4$ 可以但不限于为1.2、 $x_5$ 可以但不限于为0.5,所述眼动频率和所述眼动位置为零表示无眼动事件。

[0156] 第二种情况:当所述肌电能量大于第六阈值(第六阈值记为 $x_6$ )、且所述肌电持续时长超过第七阈值(第七阈值记为 $x_7$ )、且 $\theta_1/\theta_2$ 不大于 $x_4$ 、且 $\alpha_1/\alpha_2$ 不小于 $x_5$ 、且 $\beta_1/\beta_2$ 不小于第八阈值(第八阈值记为 $x_8$ )、且所述眼动频率不大于第九阈值(第九阈值记为 $x_9$ )时,确定所述睡眠分期结果为清醒期。其中, $x_6$ 可以但不限于为基准信号中的EMG信号的能量0.8倍、 $x_7$ 可以但不限于为15s、 $x_9$ 可以但不限于为2Hz。

[0157] 第三种情况:当所述肌电能量大于 $x_6$ 、且所述肌电持续时长超过 $x_7$ 、且 $\theta_1/\theta_2$ 大于 $x_4$ 、且 $\alpha_1/\alpha_2$ 小于 $x_5$ 时,确定所述睡眠分期结果为浅睡期。

[0158] 第四种情况:待定。在此情况下,结合本申请实施例在步骤S101给出的说明,进一步将每个30s的信号片段作为一帧信号,因此可以根据与该第一电生理信号相邻的前一帧信号和后一帧信号的睡眠分期结果确定该第一电生理信号的睡眠分期结果。其中,当前一帧信号和后一帧信号都不处于待定状态,且都属于同一睡眠期(如浅睡期),则确定该第一电生理信号与前一帧信号和后一帧信号处于同一睡眠期。当前一帧信号和后一帧信号都不处于待定状态,且不是同一睡眠期,则确定该第一电生理信号与前一帧信号的所属的睡眠期相同,例如,当前一帧信号属于浅睡期、后一帧信号处于深睡期,则确定第一生理电信号属于浅睡期。当前一帧和后一帧都只有一帧不处于待定状态,则确定第一生理电信号属于不在待定状态的信号所属的睡眠期。例如,前一帧信号属于清醒期、后一帧信号处于待定状态,则确定第一电生理信号属于清醒期。

[0159] 在本申请实施例中,首先采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;接着从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;然后根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果,所述睡眠分期结果用于评估所述用户的健康状态,可以提高睡眠分期的准确性。

[0160] 请参考图10,图10是本申请实施例提出的一种电子设备的结构示意图。如图所示,该电子设备可以包括:至少一个处理器1001,例如CPU,至少一个通信接口1002,至少一个存储器1003,至少一个总线1004。其中,总线1004用于实现这些组件之间的连接通信。举例说明,该电子设备可以为可穿戴式头戴、眼罩、面具等设备。其中,本申请实施例中电子设备的通信接口1002是有线发送端口,也可以为无线设备,例如包括天线装置,用于与其他节点设备进行信令或数据的通信。存储器1003可以是高速RAM存储器,也可以是非不稳定的存储器(non-volatile memory),例如至少一个磁盘存储器。存储器1003可选的还可以是至少一个位于远离前述处理器1001的存储装置。存储器1003中存储一组程序代码,且处理器1001用于调用存储器中存储的程序代码,用于执行以下操作:

[0161] 采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号;

[0162] 从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号,所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项;

- [0163] 根据所述睡眠生理信号,确定所述用户的睡眠分期结果。
- [0164] 其中,处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0165] 从所述睡眠生理信号中提取所述用户的生理特征信息,所述生理特征信息包括以下至少一种:与所述第一脑电信号对应的能量变化率,与所述眼电信号对应的眼动位置和眼动频率,与所述肌电信号对应的肌电位置、肌电能量和肌电持续时长;
- [0166] 根据所述生理特征信息,确定所述睡眠分期结果。
- [0167] 其中,处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0168] 采集所述用户处于非睡眠状态时前额区的第二电生理信号作为基准信号;
- [0169] 其中,所述生理特征信息包括脑电信号的能量变化率;
- [0170] 处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0171] 从所述基准信号中提取第二脑电信号;
- [0172] 确定所述第一脑电信号的第一电波能量、以及所述第二脑电信号的第二电波能量;
- [0173] 根据所述第一电波能量和所述第二电波能量,确定所述能量变化率。
- [0174] 其中,处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0175] 根据所述眼电信号,确定所述眼动位置和所述眼动频率。
- [0176] 其中,处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0177] 获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;
- [0178] 若所述信号幅值高于第一阈值、且所述信号能量集中在第一频率区间时,则确定所述第一电生理信号包含所述眼电信号。
- [0179] 其中,处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0180] 根据所述肌电信号,确定所述肌电位置、所述肌电能量和所述肌电持续时长。
- [0181] 其中,处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0182] 获取所述第一电生理信号的信号幅值、以及统计所述第一电生理信号的信号能量;
- [0183] 若所述信号幅值高于第二阈值、且所述信号能量集中在第二频率区间时,则确定所述第一电生理信号包含所述肌电信号。
- [0184] 其中,所述第一脑电信号中包括第一频段电波、第二频段电波、第三频段电波以及第四频段电波中至少一项;
- [0185] 处理器1001还用于执行如下操作步骤:
- [0186] 在所述第一电生理信号不包含所述肌电信号、且所述第一频段电波的所述能量变化率大于第三阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于第五阈值、且所述眼动频率和所述眼动位置为零的情况下,确定所述睡眠分期结果为深睡期;或
- [0187] 在所述肌电能量大于第六阈值、且所述肌电持续时长超过第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率不大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率不小于所述第五阈值、且所述第四频段电波的所述能量变化率不小于第八阈值、且所述眼动频率不大于第九阈值的情况下,确定所述睡眠分期结果为清醒期;或

[0188] 在所述肌电能量大于所述第六阈值、且所述肌电持续时长超过所述第七阈值、且所述第二频段电波的所述能量变化率大于所述第四阈值、且所述第三频段电波的所述能量变化率小于所述第五阈值的情况下，确定所述睡眠分期结果为浅睡期。

[0189] 需要说明的是，本申请实施例同时也提供了一种存储介质，该存储介质用于存储应用程序，该应用程序用于在运行时执行图1和图6所示的一种睡眠分期方法中电子设备执行的操作。

[0190] 需要说明的是，本申请实施例同时也提供了一种应用程序，该应用程序用于在运行时执行图1和图6所示的一种睡眠分期方法中电子设备执行的操作。

[0191] 在上述实施例中，可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用软件实现时，可以全部或部分地以计算机程序产品的形式实现。所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载和执行所述计算机程序指令时，全部或部分地产生按照本申请实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中，或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输，例如，所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线（例如同轴电缆、光纤、数字用户线（DSL））或无线（例如红外、无线、微波等）方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质，（例如，软盘、硬盘、磁带）、光介质（例如，DVD）、或者半导体介质（例如固态硬盘 Solid State Disk (SSD)）等。以上所述的具体实施方式，对本申请的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明。凡在本申请的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本申请的保护范围之内。

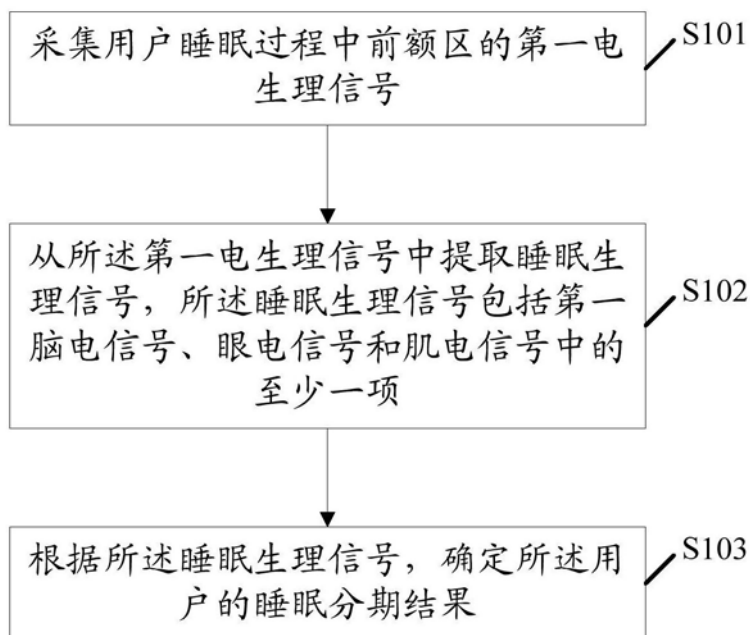


图1

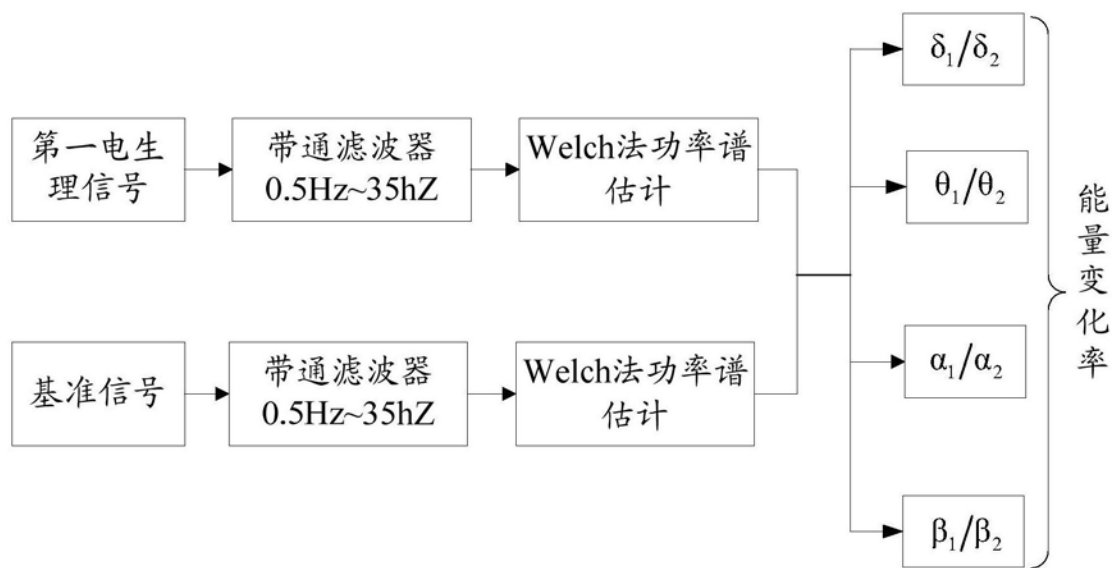


图2

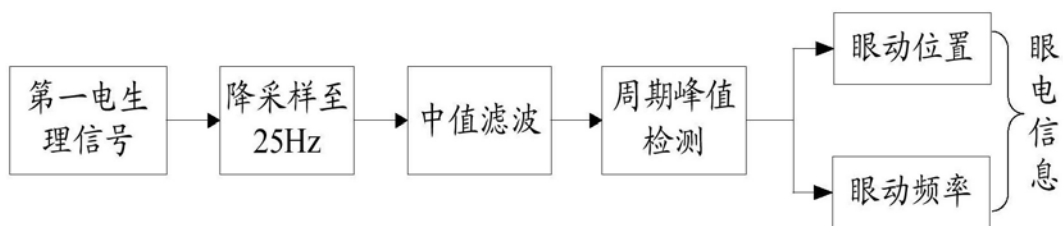


图3

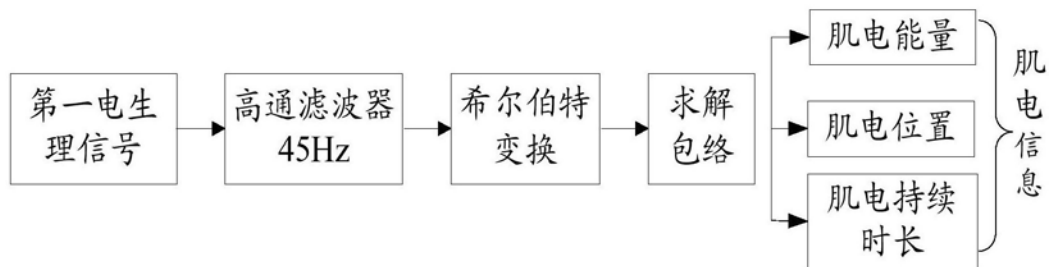


图4

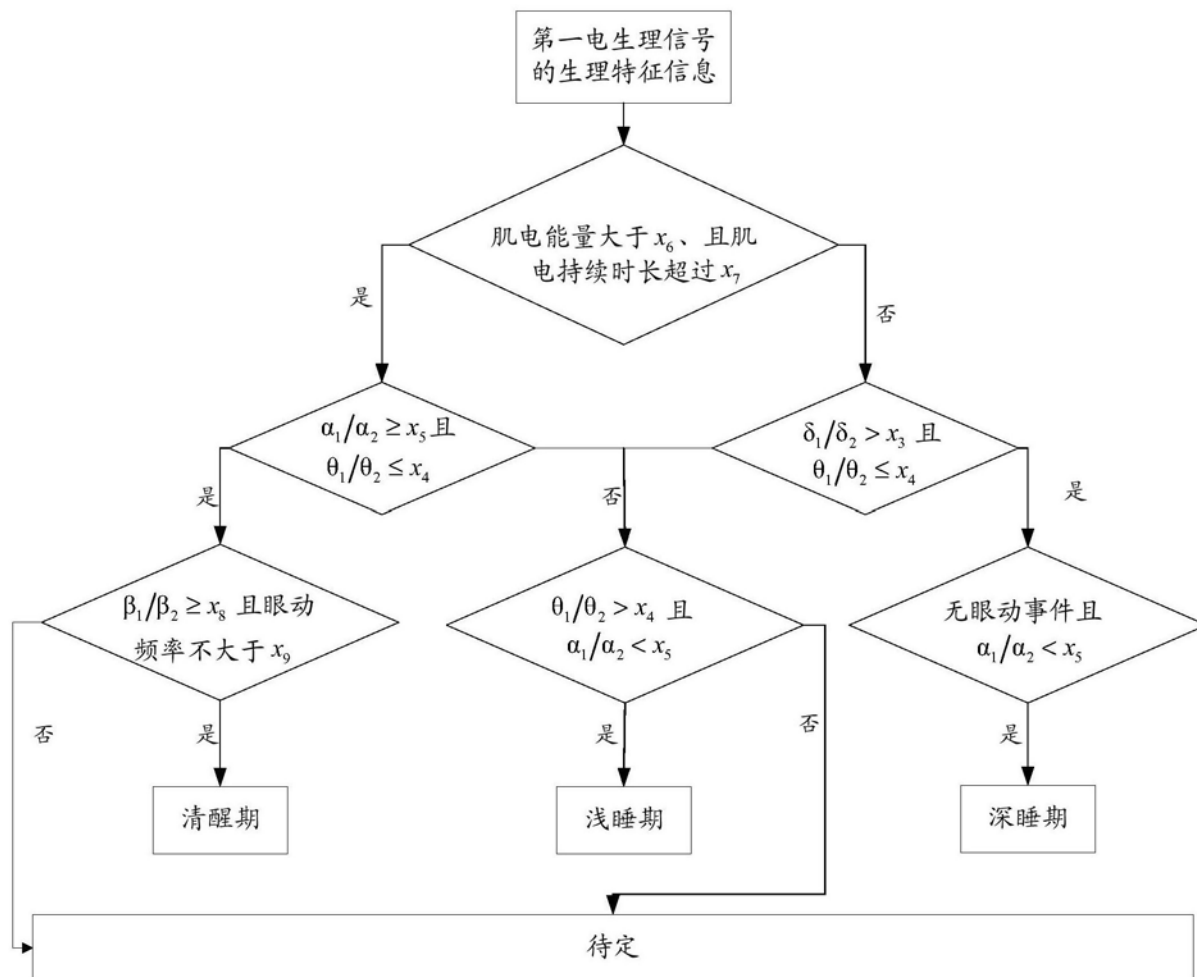


图5

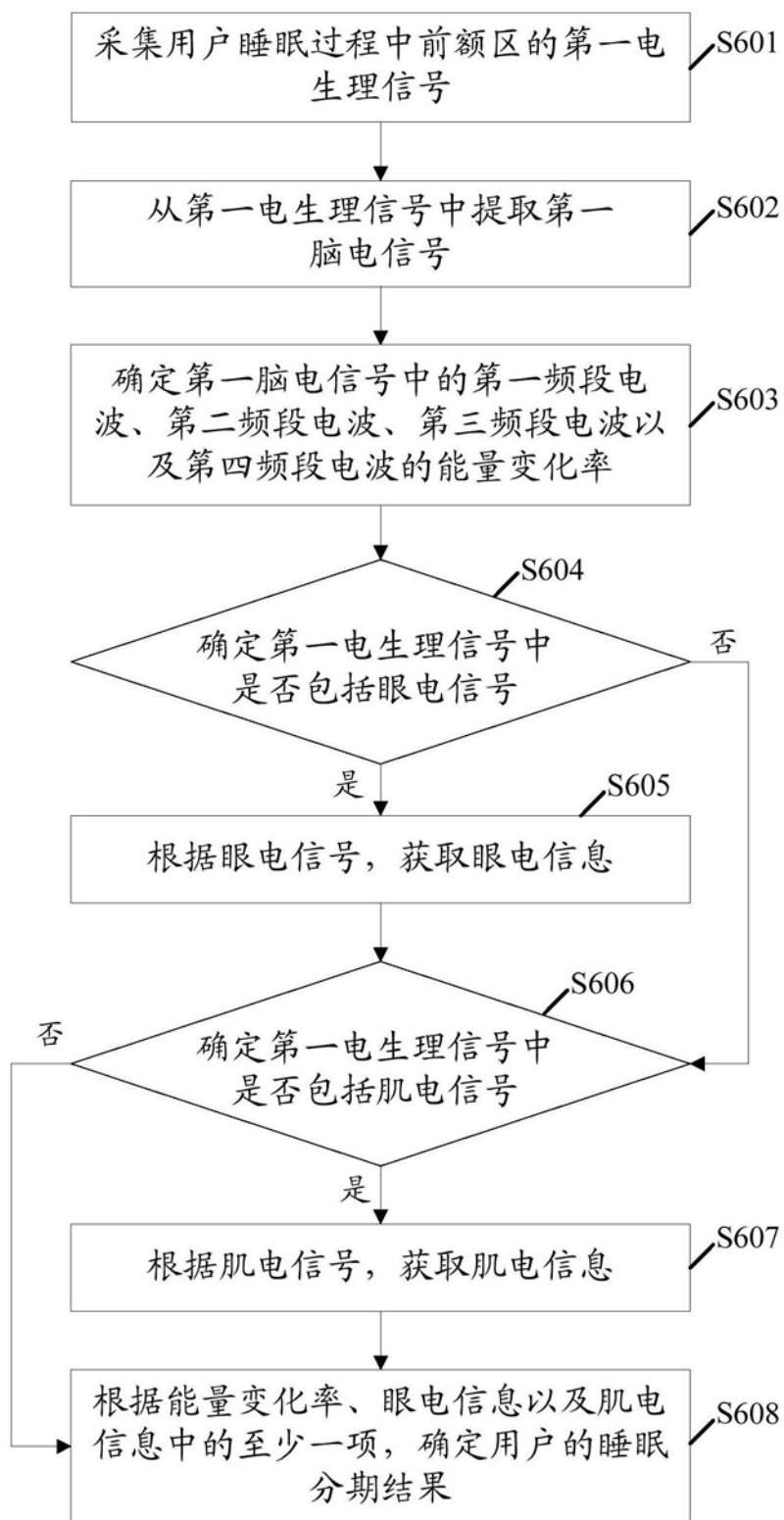


图6

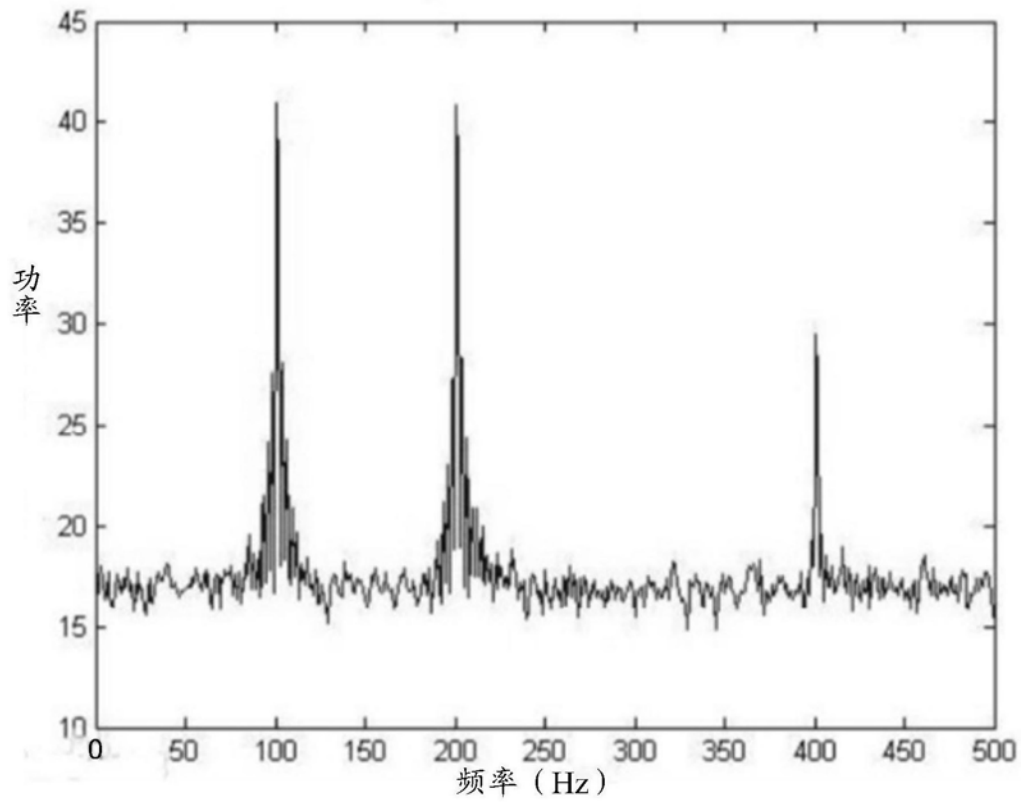


图7

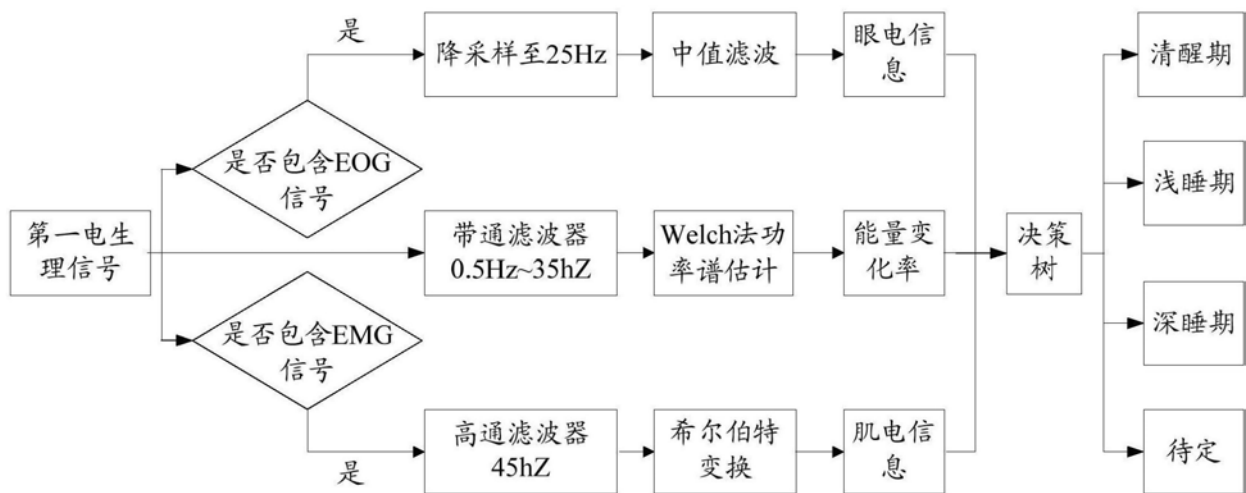


图8

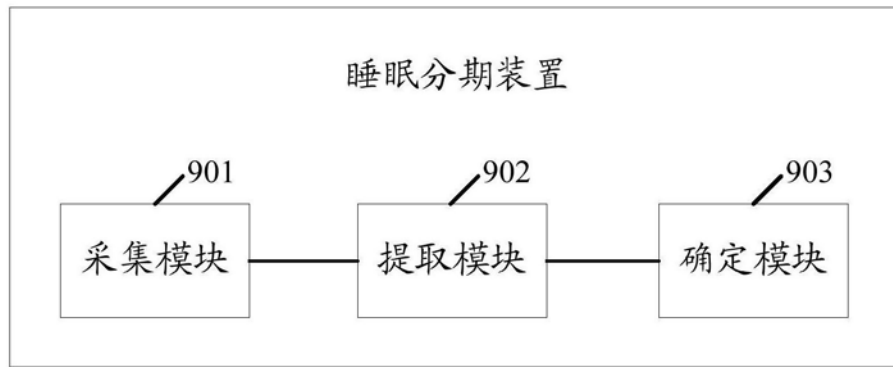


图9

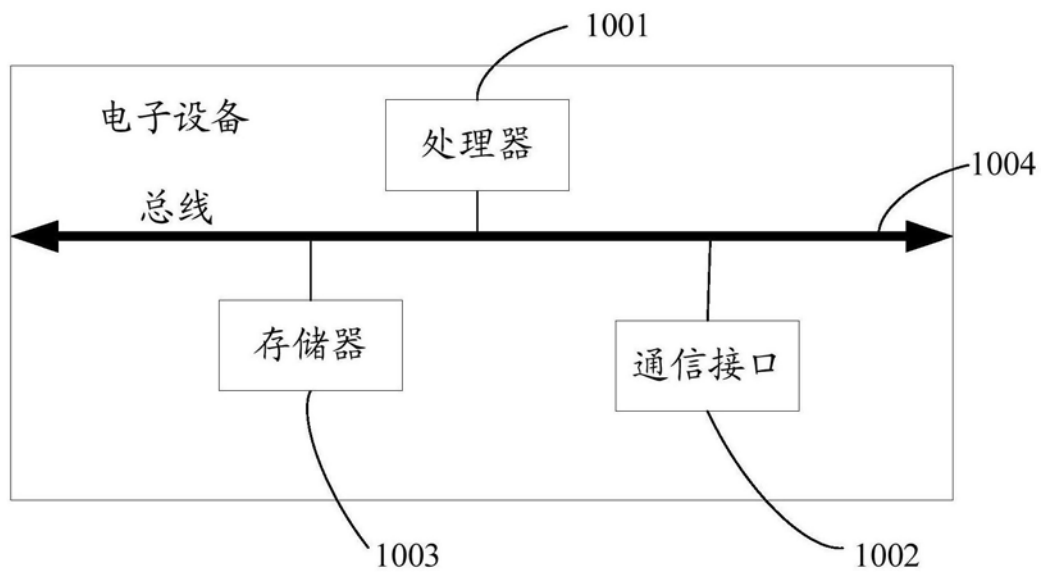


图10

|         |                                                |         |            |
|---------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种睡眠分期方法及相关设备                                  |         |            |
| 公开(公告)号 | <a href="#">CN109044280A</a>                   | 公开(公告)日 | 2018-12-21 |
| 申请号     | CN201810950257.1                               | 申请日     | 2018-08-20 |
| [标]发明人  | 梁杰<br>王伟<br>冯澍婷<br>刘洪涛<br>张启                   |         |            |
| 发明人     | 梁杰<br>王伟<br>冯澍婷<br>刘洪涛<br>张启                   |         |            |
| IPC分类号  | A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496      |         |            |
| CPC分类号  | A61B5/4812 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496    |         |            |
| 代理人(译)  | 熊永强                                            |         |            |
| 外部链接    | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

本申请公开了一种睡眠分期方法及相关设备，包括：首先采集用户睡眠过程中前额区的第一电生理信号；接着从所述第一电生理信号中提取睡眠生理信号，所述睡眠生理信号包括第一脑电信号、眼电信号和肌电信号中的至少一项；然后根据所述睡眠生理信号，确定所述用户的睡眠分期结果，所述睡眠分期结果用于评估所述用户的健康状态。采用本申请实施例，可以提高睡眠分期的准确性。

