



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109498001 B

(45) 授权公告日 2021.08.31

(21) 申请号 201811594779.9

(22) 申请日 2018.12.25

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109498001 A

(43) 申请公布日 2019.03.22

(73) 专利权人 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 刘建兵
毛启明 何雨龙 李晓云

(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 5/369 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2017067010 A1, 2017.04.27

CN 103750820 A, 2014.04.30

CN 107874750 A, 2018.04.06

WO 2018154136 A1, 2018.08.30

CN 103961091 A, 2014.08.06

WO 2006008743 A3, 2007.11.15

US 2012323085 A1, 2012.12.20

CN 107811635 A, 2018.03.20

CN 106618560 A, 2017.05.10

CN 105496363 A, 2016.04.20

US 9202008 B1, 2015.12.01

CN 101236083 A, 2008.08.06

李昕, 孙小棋, 蔡仁娟, 范梦頔, 侯永捷. 严肃游戏训练对脑功能状态改善作用研究.《中国生物医学工程学报》.2017, 第36卷(第6期), 引言至结论.

审查员 刘永敏

权利要求书4页 说明书15页 附图5页

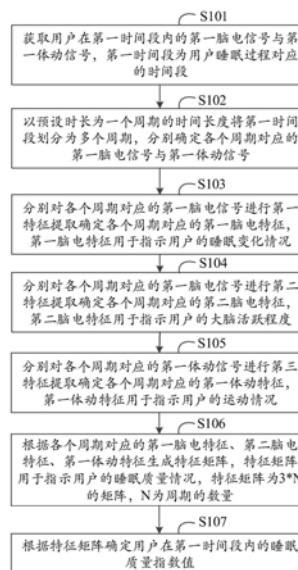
(54) 发明名称

睡眠质量评估方法和装置

(57) 摘要

本发明提供睡眠质量评估方法和装置,其中,方法包括:获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号;以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期,分别确定各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号;分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一、第二特征提取确定所述各个周期对应的第一、第二脑电特征;分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征;根据所述各个周期对应的第一、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵;根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值。该技术方案可以提高用户睡眠质量评估的准确度。

CN 109498001 B



1. 一种睡眠质量评估方法,其特征在于,包括:

获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,所述第一时间段为所述用户睡眠过程对应的时间段;

以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期,分别确定所述多个周期中各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号;

分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征,所述第一脑电特征用于指示所述用户的睡眠变化情况;

分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第二脑电特征用于指示所述用户的大脑活跃程度;

分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征,所述第一体动特征用于指示所述用户的运动情况;

根据所述各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵,所述特征矩阵用于指示所述用户的睡眠质量情况,所述特征矩阵为 $3*N$ 的矩阵, N 为所述周期的数量;

根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值,包括:

根据所述特征矩阵确定第一参数、第二参数和第三参数,包括:

根据所述特征矩阵确定第一周期在所述第一时间段内的顺序值,所述第一周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第二脑电特征小于第一活跃阈值的第一个周期;所述第一参数、所述第二参数与所述第三参数为用于确定睡眠质量指数值的参数,所述第一参数对应的数值越大代表所述用户入睡的时间越早,所述第二参数对应的数值越大代表所述用户睡眠效率越高,所述第三参数对应的数值越大代表所述用户深度睡眠时间越长;

将差值的倒数确定为第一参数,所述差值为所述第一时间段内的顺序值与1之差;

根据所述特征矩阵确定第二周期的数量,所述第二周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第一体动特征小于第一运动阈值的周期;

将所述第二周期的数量与 N 的比值确定为所述第二参数;

根据所述特征矩阵确定第三周期的数量,所述第三周期为所述第一脑电特征小于第二睡眠阈值且所述第一体动特征小于第二运动阈值的周期,所述第二睡眠阈值小于所述第一睡眠阈值,所述第二运动阈值小于所述第一运动阈值;

将所述第三周期的数量与所述第二周期的数量的比值确定为所述第三参数;

根据所述第一参数、所述第二参数、所述第三参数以及睡眠质量评估公式计算所述睡眠质量指数值,所述睡眠质量评估公式为 $S = \sqrt{\frac{1}{3}(H_1^2 + H_2^2 + H_3^2)} \times 100$,其中, S 为所述睡眠质量指数值, H_1 为所述第一参数, H_2 为所述第二参数, H_3 为所述第三参数。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,包括:

采集所述用户在所述第一时间段内的第二脑电信号与第二体动信号,所述第二体动信号包括X、Y、Z轴方向上的加速度序列;

通过滤波器对所述第二脑电信号进行滤波,得到所述第一脑电信号;

对所述X、Y、Z轴方向上的加速度序列进行合加速度计算得到合体动信号；

将对所述合体动信号中各个目标合体动信号对应的合体动信号集合进行均值处理得到的信号确定为所述第一体动信号，所述合体动信号集合包括所述目标合体动信号的前A个合体动信号、所述目标合体动信号以及所述目标合体动信号的后B个合体动信号，A、B均为正整数，且A、B与1之和为所述合体动信号集合中的合体动信号的个数。

3. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征，包括：

根据所述各个周期对应的第一脑电信号确定所述各个周期对应的低频脑电信号与所述各个周期对应的高频脑电信号，所述低频脑电信号为低于第一频率阈值的脑电信号，所述高频脑电信号为高于所述第一频率阈值的脑电信号；

计算所述各个周期对应的第一样本熵值和所述各个周期对应的第二样本熵值，所述第一样本熵值为所述高频脑电信号的样本熵值，所述第二样本熵值为所述低频脑电信号的样本熵值；

将所述各个周期对应的第一样本熵值与所述各个周期对应的第二样本熵值的比值确定为所述各个周期对应的第一脑电特征。

4. 根据权利要求3所述的方法，其特征在于，所述根据所述各个周期对应的第一脑电信号确定所述各个周期对应的低频脑电信号与所述各个周期对应的高频脑电信号，包括：

通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的低频脑电信号，并通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的高频脑电信号，或者，

通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的低频脑电信号，并通过所述各个周期对应的所述第一脑电信号减去所述各个周期对应的所述低频脑电信号，得到所述各个周期对应的高频脑电信号，或者，

通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的高频脑电信号，并通过所述各个周期对应的所述第一脑电信号减去所述各个周期对应的所述高频脑电信号，得到所述各个周期对应的低频脑电信号。

5. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征，包括：

通过带通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的第三脑电信号，所述带通滤波器的第一截止频率为第二频率阈值，所述带通滤波器的第二截止频率为第三频率阈值，所述第二频率阈值小于所述第三频率阈值；

确定所述各个周期对应的第三脑电信号对应的能量值；

将各个周期对应的所述能量值与第一能量值的比值确定为所述各个周期对应的第二脑电特征，所述第一能量值为所述各个周期中第一个周期对应的能量值。

6. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征，包括：

分别计算所述各个周期对应的第一体动信号的标准差；

将所述各个周期对应的第三体动信号的数量确定为所述各个周期对应的第一体动特征,所述第三体动信号为绝对值大于G倍标准差的体动信号,G为小于或等于3的正整数。

7. 一种睡眠质量评估装置,其特征在于,包括:

信号获取模块,用于获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,所述第一时间段为所述用户睡眠过程对应的时间段;

周期划分模块,用于以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期,分别确定所述多个周期中各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号;

第一特征提取模块,用于分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征,所述第一脑电特征用于指示所述用户的睡眠变化情况;

第二特征提取模块,用于分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第二脑电特征用于指示所述用户的大脑活跃程度;

第三特征提取模块,用于分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征,所述第一体动特征用于指示所述用户的运动情况;

矩阵生成模块,用于根据所述各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵,所述特征矩阵用于指示所述用户的睡眠质量情况,所述特征矩阵为 $3*N$ 的矩阵,N为所述周期的数量;

指数确定模块,用于根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值;

所述指数确定模块,具体用于:根据所述特征矩阵确定第一参数、第二参数和第三参数,所述第一参数、所述第二参数与所述第三参数为用于确定睡眠质量指数值的参数,所述第一参数对应的数值越大代表所述用户入睡的时间越早,所述第二参数对应的数值越大代表所述用户睡眠效率越高,所述第三参数对应的数值越大代表所述用户深度睡眠时间越长;

所述指数确定模块,具体用于:

根据所述特征矩阵确定第一周期在所述第一时间段内的顺序值,所述第一周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第二脑电特征小于第一活跃阈值的第一个周期;

将差值的倒数确定为第一参数,所述差值为所述第一时间段内的顺序值与1之差;

根据所述特征矩阵确定第二周期的数量,所述第二周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第一体动特征小于第一运动阈值的周期;

将所述第二周期的数量与N的比值确定为所述第二参数;

根据所述特征矩阵确定第三周期的数量,所述第三周期为所述第一脑电特征小于第二睡眠阈值且所述第一体动特征小于第二运动阈值的周期,所述第二睡眠阈值小于所述第一睡眠阈值,所述第二运动阈值小于所述第一运动阈值;

将所述第三周期的数量与所述第二周期的数量的比值确定为所述第三参数;

根据所述第一参数、所述第二参数、所述第三参数以及睡眠质量评估公式计算所述睡

眠质量指数值,所述睡眠质量评估公式为 $S = \sqrt{\frac{1}{3}(H_1^2 + H_2^2 + H_3^2)} \times 100$,其中,S为所述睡眠质量指数值, H_1 为所述第一参数, H_2 为所述第二参数, H_3 为所述第三参数。

8. 一种睡眠质量评估装置,其特征在于,包括处理器、存储器以及输入输出接口,所述处理器、存储器和输入输出接口相互连接,其中,所述输入输出接口用于输入或输出数据,所述存储器用于存储程序代码,所述处理器用于调用所述程序代码,执行如权利要求1-6任一项所述的方法。

9. 一种计算机存储介质,其特征在于,所述计算机存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述程序指令当被处理器执行时,执行如权利要求1-6任一项所述的方法。

睡眠质量评估方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠质量评估领域,尤其涉及睡眠质量评估方法和装置。

背景技术

[0002] 睡眠质量的好坏对人体身体健康有至关重要的影响,采集用户睡眠中的一些生理信号进行分析可以用于评估睡眠质量。

[0003] 现有的睡眠质量评估方法一般为:采集用户睡眠时的体动信号,每采集一个信号就进行一次硬判决,以判断用户当前所处的睡眠状况。由于每采集一个信号就判断一次,而采集到的信号容易受到干扰导致判断失误,这样统计的数据可靠性差,无法准确评估用户的睡眠情况,因此,现有的睡眠质量评估方法无法满足用户想要准确了解自己睡眠质量状况的需求。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供睡眠质量评估方法和装置,解决睡眠质量评估不够准确的问题。

[0005] 第一方面,提供睡眠质量评估方法,包括:

[0006] 获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,所述第一时间段为所述用户睡眠过程对应的时间段;

[0007] 以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期,分别确定所述多个周期中各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号;

[0008] 分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征,所述第一脑电特征用于指示所述用户的睡眠变化情况;

[0009] 分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第二脑电特征用于指示所述用户的大脑活跃程度;

[0010] 分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征,所述第一体动特征用于指示所述用户的运动情况;

[0011] 根据所述各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵,所述特征矩阵用于指示所述用户的睡眠质量情况,所述特征矩阵为 $3*N$ 的矩阵, N 为所述周期的数量;

[0012] 根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值。

[0013] 本发明实施例中,通过将获取到的用户睡眠过程中的脑电信号与体动信号划分成多个时间长度相同的周期,并对每个周期的脑电信号进行特征提取得到每个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征,对每个周期的体动信号进行特征提取得到每个周期对应的第一体动特征,根据各个周期对应的三个特征生成了特征矩阵,通过在特征矩阵中查找满足条件的周期,得到与睡眠质量指数值相关的三个参数,对三个参数进行计算得到用户的睡眠质量指数值,根据睡眠质量指数值确定用户的睡眠质量情况。通过对各个周期对应的脑

电特征与体动特征进行特征提取得到的三个特征分别反映了用户的睡眠变化情况、用户睡眠过程中的大脑活跃程度以及用户睡眠过程中的运动情况,由于从多个维度分析了用户的睡眠情况,提高了用户睡眠质量评估的准确度。

[0014] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,包括:采集所述用户在所述第一时间段内的第二脑电信号与第二体动信号,所述第二体动信号包括X、Y、Z轴方向上的加速度序列;通过滤波器对所述第二脑电信号进行滤波,得到所述第一脑电信号;对所述X、Y、Z轴方向上的加速度序列进行合加速度计算得到合体动信号;将对所述合体动信号中各个目标合体动信号对应的合体动信号集合进行均值处理得到的信号确定为所述第一体动信号,所述合体动信号集合包括所述目标合体动信号的前A个合体动信号、所述目标合体动信号以及所述目标合体动信号的后B个合体动信号,A、B均为正整数,且A、B与1之和为所述合体动信号集合中的合体动信号的个数。通过对采集到的脑电信号进行滤波以及对采集到的体动信号进行合计速度计算与均值处理,去除了脑电信号与体动信号中的噪音,得到了第一脑电信号与第一体动信号。

[0015] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征,包括:根据所述各个周期对应的第一脑电信号确定所述各个周期对应的低频脑电信号与所述各个周期对应的高频脑电信号,所述低频脑电信号为低于第一频率阈值的脑电信号,所述高频脑电信号为高于第一频率阈值的脑电信号;计算所述各个周期对应的第一样本熵值和所述各个周期对应的第二样本熵值,所述第一样本熵值为所述高频脑电信号的样本熵值,所述第二样本熵值为所述低频脑电信号的样本熵值;将所述各个周期对应的第一样本熵值与所述各个周期对应的第二样本熵值的比值确定为所述各个周期对应的第一脑电特征。通过对各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取,得到了对应的第一脑电特征。

[0016] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述根据所述各个周期对应的第一脑电信号确定所述各个周期对应的低频脑电信号与所述各个周期对应的高频脑电信号,包括:通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的低频脑电信号,并通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的高频脑电信号,或者,通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的低频脑电信号,并通过所述各个周期对应的所述第一脑电信号减去所述各个周期对应的所述低频脑电信号,得到所述各个周期对应的高频脑电信号,或者,通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的高频脑电信号,并通过所述各个周期对应的所述第一脑电信号减去所述各个周期对应的所述高频脑电信号,得到所述各个周期对应的低频脑电信号。通过滤波器对第一脑电信号进行滤波,得到了各个周期对应的高频脑电信号与低频脑电信号,去除了脑电信号中的噪音。

[0017] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征,包括:通过带通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的第三脑电信号,所述带通滤波器的第一截止频率为第二频率阈值,所述带通滤波器的第二截止频率为第三

频率阈值,所述第二频率阈值小于所述第三频率阈值;确定所述各个周期对应的第三脑电信号对应的能量值;将各个周期对应的能量值与第一能量值的比值确定为所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第一能量值为所述各个周期中第一个周期对应的能量值。通过对各个周期内的第一脑电信号进行滤波,对滤波后的第三脑电信号进行能量计算,得到了第二脑电特征。

[0018] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征,包括:分别计算所述各个周期对应的第一体动信号的标准差;将所述各个周期对应的第三体动信号的数量确定为所述各个周期对应的第一体动特征,所述第三体动信号为绝对值大于G倍标准差的体动信号,G为小于或等于3的正整数。通过计算各个周期内的第一体动信号的标准差以及比较该第一体动信号的绝对值与标准差的关系,得到了用户在各个周期内的第一体动特征。

[0019] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值,包括:根据所述特征矩阵确定第一参数、第二参数和第三参数,所述第一参数、第二参数与第三参数为用于确定睡眠质量指数值的参数;根据所述第一参数、所述第二参数、所述第三参数以及睡眠质量评估公式计算所述睡眠质量指数值,所述睡眠质量评估公式为

$$S = \sqrt{\frac{1}{3}(H_1^2 + H_2^2 + H_3^2)} \times 100$$

,其中,S为所述睡眠质量指数值, H_1 为所述第一参数, H_2 为所述第二参数, H_3 为所述第三参数。

[0020] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述根据所述特征矩阵确定第一参数,包括:根据所述特征矩阵确定第一周期在所述第一时间段内的顺序值,所述第一周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第二脑电特征小于第一活跃阈值的第一个周期;将差值的倒数确定为第一参数,所述差值为所述第一时间段内的顺序值与1之差。

[0021] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述根据所述特征矩阵确定第二参数,包括:根据所述特征矩阵确定第二周期的数量,所述第二周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第一体动特征小于第一运动阈值的周期;将所述第二周期的数量与N的比值确定为所述第二参数。

[0022] 结合第一方面,在一种可能的实现方式中,所述根据所述特征矩阵确定第三参数,包括:根据所述特征矩阵确定第三周期的数量,所述第三周期为所述第一脑电特征小于第二睡眠阈值且所述第一体动特征小于第二运动阈值的周期,所述第二睡眠阈值小于所述第一睡眠阈值,所述第二运动阈值小于所述第一运动阈值;将所述第三周期的数量与所述第二周期的数量的比值确定为所述第三参数。

[0023] 第二方面,提供一种睡眠质量评估装置,包括:信号获取模块,用于获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,所述第一时间段为所述用户睡眠过程对应的时间段;

[0024] 周期划分模块,用于以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期,分别确定各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号;

[0025] 第一特征提取模块,用于分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征,所述第一脑电特征用于指示所述用户的睡眠变化情况;

[0026] 第二特征提取模块,用于分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第二脑电特征用于指示所述用户的大脑活跃程度;

[0027] 第三特征提取模块,用于分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征,所述第一体动特征用于指示所述用户的运动情况;

[0028] 矩阵生成模块,用于根据所述各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵,所述特征矩阵用于指示所述用户的睡眠质量情况,所述特征矩阵为 $3*N$ 的矩阵, N 为所述周期的数量;

[0029] 指数确定模块,用于根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值。

[0030] 第三方面,提供一种睡眠质量评估装置,包括处理器、存储器以及输入输出接口,所述处理器、存储器和输入输出接口相互连接,其中,所述输入输出接口用于输入或输出数据,所述存储器用于存储程序代码,所述处理器用于调用所述程序代码,以执行上述第一方面的方法。

[0031] 第四方面,提供一种计算机存储介质,所述计算机存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述程序指令当被处理器执行时,执行上述第一方面的方法。

[0032] 本发明实施例中,通过将获取到的用户睡眠过程中的脑电信号与体动信号划分成多个时间长度相同的周期,并对每个周期的脑电信号进行特征提取得到每个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征,对每个周期的体动信号进行特征提取得到每个周期对应的第一体动特征,根据各个周期对应的三个特征生成了特征矩阵,通过在特征矩阵中查找满足条件的周期,得到与睡眠质量指数值相关的三个参数,对三个参数进行计算得到用户的睡眠质量指数值,根据睡眠质量指数值确定用户的睡眠质量情况。通过对各个周期对应的脑电特征与体动特征进行特征提取得到的三个特征分别反映了用户的睡眠变化情况、用户睡眠过程中的大脑活跃程度以及用户睡眠过程中的运动情况,由于从多个维度分析了用户的睡眠情况,提高了用户睡眠质量评估的准确度。

附图说明

[0033] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,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。

[0034] 图1是本发明实施例提供的一种睡眠质量评估方法的流程示意图;

[0035] 图2a是本发明实施例提供的一个第一脑电信号的示意图;

[0036] 图2b是本发明实施例提供的一种通过低通滤波器滤波后得到低频脑电信号的示意图;

[0037] 图2c是本发明实施例提供的一种通过高通滤波器滤波后得到高频脑电信号的示意图;

[0038] 图3a是本发明实施例提供的另一个第一脑电信号的示意图;

- [0039] 图3b是本发明实施例提供的一种通过带通滤波器滤波后得到第三脑电信号的示意图；
- [0040] 图4是本发明实施例提供的又一种睡眠质量评估方法的流程示意图；
- [0041] 图5是本发明实施例提供的一种睡眠质量评估装置的组成结构示意图；
- [0042] 图6是本发明实施例提供的另一种睡眠质量评估装置的组成结构示意图。

具体实施方式

[0043] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0044] 本发明的技术方案适用于对用户睡眠过程中的脑电信号与体动信号进行采集,根据采集到的脑电信号与体动信号进行处理分析得到用户睡眠质量指数值,从而确定用户睡眠质量的场景。

[0045] 参见图1,图1是本发明实施例提供的一种睡眠质量评估方法的流程示意图,如图所示,该方法包括:

[0046] S101,获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,第一时间段为用户睡眠过程对应的时间段。

[0047] 本发明实施例中,可以通过以下步骤确定第一脑电信号:

[0048] 一、可以通过第一采样率对用户睡眠过程中的脑电信号进行采样,得到第二脑电信号。这里,第一采样率可以为500赫兹(Hz,频率的基本单位),也可以为50Hz、100Hz等数值。

[0049] 二、可以通过第一频率范围的滤波器对第二脑电信号进行滤波,得到第一脑电信号。具体地,滤波器可以为FIR带通滤波器,第一频率范围可以为0.3-35Hz,第一频率范围也可以为0.5-40Hz等范围。

[0050] 本发明实施例中,可以通过以下步骤确定第一体动信号:

[0051] 一、采集用户在第一时间段内的第二体动信号。

[0052] 可以通过第二采样率对用户睡眠过程中的体动信号进行采样,第二体动信号包括X、Y、Z轴方向上的加速度序列。具体实现中,可以通过三轴加速度传感器采集用户的第二体动信号,通过三轴加速度传感器对用户睡眠过程中的X、Y、Z轴方向上的加速度进行采集得到对应的加速度序列。第二采样率可以为50Hz,第二采样率也可以为30Hz、40Hz等数值。

[0053] 二、对X、Y、Z轴方向上的加速度序列进行合加速度计算得到合体动信号。

[0054] 这里,合加速度计算的公式可以为: $BM_i = \sqrt{X_i^2 + Y_i^2 + Z_i^2}$,其中, BM_i 为合体动信号值, X_i 、 Y_i 、 Z_i 为加速度传感器三个轴方向上的三个加速度,i为每个序列的顺序数。

[0055] 例如,三轴加速度传感器采集了3次加速度, X_1 、 Y_1 、 Z_1 分别为1、0、1, X_2 、 Y_2 、 Z_2 分别为0、1、1, X_3 、 Y_3 、 Z_3 分别为0、0、1,则 $BM_1 = \sqrt{2}$ 、 $BM_2 = \sqrt{2}$ 、 $BM_3 = 1$ 。

[0056] 三、将对合体动信号中各个目标合体动信号对应的合体动信号集合进行均值处理

得到的信号确定为第一体动信号。这里,合体动信号集合包括目标合体动信号的前A个合体动信号、目标合体动信号以及目标合体动信号的后B个合体动信号,A、B均为正整数,且A、B与1之和为合体动信号集合中的合体动信号的个数。

[0057] 具体地,均值处理的公式可以为: $BM_i = \frac{\sum_{i-A}^{i+B} BM_j}{A+B+1}$,其中, BM_i 为第一体动信号值,A+B+1为合体动信号集合中合体动信号总的个数, BM_j 为合体动信号集合中的各个合体动信号,i+B为目标合体动信号的后B个合体动信号,i-A为目标合体动信号的前A个合体动信号。

[0058] 例如,当A为1、B为2时,合体动信号集合中有4个合体动信号,分别为目标合体动信号的前1个合体动信号、目标合体动信号以及目标合体动信号的后2个合体动信号,则

$$BM_2 = \frac{BM_1+BM_2+BM_3+BM_4}{4}。$$

[0059] S102,以预设时长为一个周期的时间长度将第一时间段划分为多个周期,分别确定多个周期中各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号。

[0060] 这里,由于30s内的脑电信号较为稳定,所以预设时长可以为30s,则一个周期的时间长度为30s,将第一时间段划分为多个30s,每个30s对应的第一脑电信号则为该周期对应的第一脑电信号,每个30s对应的第一体动信号则为该周期对应的第一体动信号。例如,第一时间段为30min,则以30s为一个周期的时间长度将第一时间段划分为60个周期,第一个30s对应的周期为第一个周期,第二个30s对应的周期为第二个周期,……,第60个30s对应的周期为第60个周期。第一个30s对应的第一脑电信号则为第一个周期对应的第一脑电信号,第一个30s对应的第一体动信号则为第一个周期对应的第一体动信号,……,第60个30s对应的第一脑电信号则为第60个周期对应的第一脑电信号,第60个30s对应的第一体动信号则为第60个周期对应的第一体动信号。

[0061] S103,分别对各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定各个周期对应的第一脑电特征,第一脑电特征用于指示用户的睡眠变化情况。

[0062] 本发明实施例中,可以通过以下几个步骤对各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取:

[0063] 一、获取各个周期对应的低频脑电信号与各个周期对应的高频脑电信号。这里,可以通过以下三种方式获取各个周期对应的低频脑电信号与各个周期对应的高频脑电信号。

[0064] 第一种方式,通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到各个周期对应的低频脑电信号,并通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到各个周期对应的高频脑电信号。这里,低频脑电信号为低于第一频率阈值的脑电信号,高频脑电信号为高于第一频率阈值的脑电信号。第一频率阈值可以为8Hz的频率,也可以为3Hz、5Hz、10Hz等数值。

[0065] 如图2a所示,图2a是本发明实施例提供的一个第一脑电信号示意图,图中,横坐标为频率,纵坐标为幅度(单位:dB),第一脑电信号的频率为0.3-30Hz。通过截止频率为8Hz的低通滤波器对图2a中的第一脑电信号进行滤波得到如图2b所示的低频脑电信号,频率为0.3-8Hz。通过截止频率为8Hz的高通滤波器对图2a中的第一脑电信号进行滤波得到图2c中的高频脑电信号,频率为8-30Hz。

[0066] 第二种方式,通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对各个周期对应的第一

脑电信号进行滤波得到各个周期对应的低频脑电信号,并通过各个周期对应的第一脑电信号减去各个周期对应的低频脑电信号,得到各个周期对应的高频脑电信号。

[0067] 如图2a所示,图2a中第一脑电信号的频率为0.3-30Hz,通过截止频率为8Hz的低通滤波器对图2a中的第一脑电信号进行滤波得到图2b中的低频脑电信号,频率为0.3-8Hz,通过图2a中的第一脑电信号减去该低频脑电信号,得到对应的高频脑电信号,频率为8-30Hz。

[0068] 第三种方式,通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到各个周期对应的高频脑电信号,并通过各个周期对应的第一脑电信号减去各个周期对应的高频脑电信号,得到各个周期对应的低频脑电信号。

[0069] 如图2a所示,图2a中第一脑电信号的频率为0.3-30Hz,通过截止频率为8Hz的高通滤波器对图2a中的第一脑电信号进行滤波得到图2c中的高频脑电信号,频率为8-30Hz,通过图2a中的第一脑电信号减去该高频脑电信号,得到对应的低频脑电信号,频率为0.3-8Hz。

[0070] 二、计算各个周期对应的第一样本熵值和各个周期对应的第二样本熵值。这里,第一样本熵值为高频脑电信号的样本熵值,第二样本熵值为低频脑电信号的样本熵值。

[0071] 样本熵是通过度量信号中产生新模式的概率大小来衡量时间序列复杂性,新模式产生的概率越大,序列的复杂性就越大,即脑电信号随机性越大、复杂度越高(即用户的睡眠程度较浅),则样本熵值越大;反之,脑电信号越规则(即用户的睡眠程度越深),样本熵值越小。

[0072] 对于由T个数据组成的时间序列 $\{q(t)\} = q(1), q(2), \dots, q(T)$,样本熵的计算方法如下:

[0073] (1) 按序号组成一组维数为w的向量序列, $Q_w(1), \dots, Q_w(T-w+1)$,其中 $Q_w(u) = \{q(u), q(u+1), \dots, q(u+w-1)\}$, $1 \leq u \leq T-w+1$ 。这些向量代表从第u点开始的w个连续的q的值。

[0074] (2) 定义向量 $Q_w(u)$ 与 $Q_w(v)$ 之间的距离 $d[Q_w(u), Q_w(v)]$ 为两者对应元素中最大差值的绝对值。即:

$$[0075] \quad d[Q_w(u), Q_w(v)] = \max_{k=0, \dots, w-1} (|q(u+k) - q(v+k)|)$$

[0076] (3) 对于给定的 $Q_w(u)$,统计 $Q_w(u)$ 与 $Q_w(v)$ 之间的距离小于等于r的v($1 \leq v \leq T-w, v \neq u$)的数目,并记作 C_u 。对于 $1 \leq v \leq T-w$,定义:

$$[0077] \quad C_u^w(r) = \frac{1}{T-w-1} C_u$$

[0078] (4) 定义 $C^{(w)}(r)$ 为:

$$[0079] \quad C^{(w)}(r) = \frac{1}{T-w} \sum_{u=1}^{T-w} C_u^w(r)$$

[0080] (5) 增加维数到w+1,计算 $Q_{w+1}(u)$ 与 $Q_{w+1}(v)$ ($1 \leq v \leq T-w, v \neq u$)距离小于等于r的个数,即为 E_u 。 $E_u^w(r)$ 定义为:

$$[0081] \quad E_u^w(r) = \frac{1}{T-w-1} E_u$$

[0082] (6) 定义 $E^{(w)}(r)$ 为:

$$[0083] \quad E^w(r) = \frac{1}{T-w} \sum_{u=1}^{T-w} E_u^w(r)$$

[0084] $C^{(w)}(r)$ 是两个序列在相似容限 r 下匹配 w 个点的概率, 而 $E^{(w)}(r)$ 是两个序列匹配 $w+1$ 个点的概率。样本熵定义为: $SampEn(w, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left\{ -\ln \left[\frac{E^w(r)}{C^w(r)} \right] \right\}$, 当 T 为有限值时, 可以用下式估计: $SampEn(w, r, T) = -\ln \left[\frac{E^w(r)}{C^w(r)} \right]$ 。这里, T 为周期的时间长度与采样率的积。

[0085] 最后, 可以通过上述方法得到第一样本熵值与第二样本熵值。

[0086] 三、将各个周期对应的第一样本熵值 (高频脑电信号的样本熵值) 与各个周期对应的第二样本熵值 (低频脑电信号的样本熵值) 的比值确定为各个周期对应的第一脑电特征 $F1$ 。例如, 以一个周期为例, 通过上述样本熵计算方法得到第一样本熵值为 0.6、第二样本熵值为 0.3 时, 则该周期对应的第一脑电特征 $F1 = \frac{0.6}{0.3} = 2$ 。

[0087] S104, 分别对各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定各个周期对应的第二脑电特征, 第二脑电特征用于指示用户的大脑活跃程度。

[0088] 本发明实施例中, 可以通过以下几个步骤对各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取:

[0089] 一、通过带通滤波器对各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到各个周期对应的第三脑电信号。这里, 带通滤波器的第一截止频率为第二频率阈值, 带通滤波器的第二截止频率为第三频率阈值, 第二频率阈值小于第三频率阈值, 第三脑电信号则为大于第二频率阈值且小于第三频率阈值的信号。这里, 第二频率阈值可以为 8Hz, 第三频率阈值可以为 12Hz。

[0090] 如图 3a 所示, 图 3a 是本发明实施例提供的一个第一脑电信号示意图, 图中, 横坐标为频率, 纵坐标为幅度, 第一脑电信号的频率为 1-18Hz。通过第一截止频率为 8Hz 且第二截止频率为 12Hz 的带通滤波器对图 3a 中的第一脑电信号进行滤波, 得到的第三脑电信号如图 3b 所示, 该第三脑电信号的频率为 8-12Hz。

[0091] 二、确定各个周期对应的第三脑电信号对应的能量值。能量计算公式为:

$$P = \sqrt{\frac{\sum EEG_i^2}{L(EEG)}},$$

其中, P 为能量值, EEG_i 为通过第一采样率对各个周期内的第一脑电信号进行采样得到的各个第三脑电信号对应的值, $L(EEG)$ 为各个周期进行采样的第三脑电信号的数量。这里, 假如选取第一采样率为 500Hz, 周期为 30s, 则 $L(EEG)$ 为 $30 \times 500 = 15000$, 即 30s 内对各个周期内的第一脑电信号进行采样得到 15000 个第三脑电信号, $\sum EEG_i^2$ 为对 30s 内采样得到的 15000 个第三脑电信号对应的值的平方求和。

[0092] 举例来对能量值计算公式进行说明。例如, 当选取的采样率为 3Hz、周期为 2s 时, $L(EEG)$ 为 $2 \times 3 = 6$, $\sum EEG_i^2 = EEG_1^2 + EEG_2^2 + EEG_3^2 + EEG_4^2 + EEG_5^2 + EEG_6^2$,

$$P = \sqrt{\frac{EEG_1^2 + EEG_2^2 + EEG_3^2 + EEG_4^2 + EEG_5^2 + EEG_6^2}{6}}$$

[0093] 三、将各个周期对应的能量值与第一能量值的比值确定为各个周期对应的第二脑电特征F2。这里，第一能量值为各个周期中第一个周期对应的能量值，则第一个周期对应的第二脑电特征F2等于1，这里，第一个周期则为第一时间段内的第一个30s对应的周期。例如，第一个周期对应的能量值为0.8、第二个周期对应的能量值为0.4、第三个周期对应的能量值为0.2，则第一个周期对应的第二脑电特征 $F2 = \frac{0.8}{0.8} = 1$ 、第二个周期对应的第二脑电特征 $F2 = \frac{0.4}{0.8} = 0.5$ 、第三个周期对应的第二脑电特征 $F2 = \frac{0.2}{0.8} = 0.25$ 。

[0094] S105，分别对各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定各个周期对应的第一体动特征，第一体动特征用于指示用户的运动情况。

[0095] 本发明实施例中，可以通过以下几个步骤对各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取：

[0096] 一、分别计算各个周期对应的第一体动信号的标准差。即分别计算各个周期对应的第一体动信号对应的值的标准差，得到各个周期对应的第一体动信号对应的值的标准差。

[0097] 二、将各个周期对应的第三体动信号的数量确定为各个周期对应的第一体动特征F3。这里，第三体动信号为绝对值大于G倍标准差的体动信号，G为小于或等于3的正整数，例如，G可以为1、2、3等值。

[0098] 以一个周期为例，计算一个周期对应的各个第一体动信号的标准差，将该周期中各个第一体动信号中绝对值大于G倍标准差的第一体动信号置1，置1的第一体动信号代表该第一体动信号对应的时间段内用户身体处于运动的状态，如用户处于翻身或其他改变睡姿的状态；将该周期中各个第一体动信号中绝对值小于或等于G倍标准差的第一体动信号置0，置0的第一体动信号代表该第一体动信号对应的时间段内用户身体处于未运动的状态。一个周期对应的第一体动特征F3则为置1的第一体动信号的数量。

[0099] 例如，当一个周期对应的第一体动信号中绝对值大于3倍标准差的第一体动信号的数量为100，且该周期对应的第一体动信号中绝对值小于或等于3倍标准差的第一体动信号的数量为1400，则该周期内置1的第一体动信号的数量为100，置0的第一体动信号的数量为1400，则该周期对应的第一体动特征F3为100。

[0100] S106，根据各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵，特征矩阵用于指示用户的睡眠质量情况，特征矩阵为3*N的矩阵，N为周期的数量。

[0101] 具体地，由于每个周期对应一个第一脑电特征、每个周期对应一个第二脑电特征、每个周期对应一个第一体动特征，则特征矩阵为3*N的矩阵，N为周期的数量，即用户第一时间段内的周期的数量。例如，当N为2时，第一个周期对应的F1为0.8、F2为0.5、F3为100，第二

周期对应的F1为0.3、F2为0.5、F3为50，则特征矩阵为：
$$\begin{bmatrix} F1 & F2 & F3 \\ 0.8 & 0.5 & 100 \\ 0.3 & 0.5 & 50 \end{bmatrix}$$
。

[0102] S107，根据特征矩阵确定用户在第一时间段内的睡眠质量指数值。

[0103] 本发明实施例中，根据特征矩阵确定用户在第一时间段内的睡眠质量指数值，睡

眠质量指数值越大代表用户在第一时间段内的睡眠质量越好。根据特征矩阵确定用户在第一时间段内的睡眠质量指数值的具体方式参考图4对应的实施例,此处不做过多描述。

[0104] 本发明实施例中,通过将获取到的用户睡眠过程中的脑电信号与体动信号划分成多个时间长度相同的周期,并对每个周期的脑电信号进行特征提取得到每个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征,对每个周期的体动信号进行特征提取得到每个周期对应的第一体动特征,根据各个周期对应的三个特征生成了特征矩阵,通过在特征矩阵中查找满足条件的周期,得到与睡眠质量指数值相关的三个参数,对三个参数进行计算得到用户的睡眠质量指数值,根据睡眠质量指数值确定用户的睡眠质量情况。通过对各个周期对应的脑电特征与体动特征进行特征提取得到的三个特征分别反映了用户的睡眠变化情况、用户睡眠过程中的大脑活跃程度以及用户睡眠过程中的运动情况,由于从多个维度分析了用户的睡眠情况,提高了用户睡眠质量评估的准确度。

[0105] 在一种可能的实现方式中,根据特征矩阵确定用户在第一时间段内的睡眠质量指数值的具体步骤如图4所示,图4是本发明实施例提供的一种睡眠质量评估方法的流程图,如图所示,该方法包括:

[0106] S201,根据特征矩阵确定第一周期在第一时间段内的顺序值,第一周期为第一脑电特征小于第一睡眠阈值且第二脑电特征小于第一活跃阈值的第一个周期。

[0107] 这里,第一周期为第一次满足第一脑电特征F1小于第一睡眠阈值且第二脑电特征F2小于第一活跃阈值的周期。第一周期在第一时间段内的顺序值为N1,则N1为该第一周期对应的30s在第一时间段内的多个30s中的顺序。例如,当第一时间段内的第5个周期对应的第一脑电特征F1小于第一睡眠阈值且第二脑电特征F2小于第一活跃阈值,且第一时间段内的前4个周期都不满足第一脑电特征F1小于第一睡眠阈值且第二脑电特征F2小于第一活跃阈值,则该第一周期在第一时间段内的顺序值为5,即N1=5。

[0108] 这里,第一睡眠阈值可以为小于或等于1的正数,例如0.1、0.3、0.8等任意值。第一活跃阈值可以为小于或等于1的正数,例如0.2、0.5、0.8等任意值。

[0109] S202,将差值的倒数确定为第一参数,差值为第一周期在第一时间段内的顺序值与1之差。

[0110] 第一参数为第一时间段内的顺序值N1与1之差的倒数,即 $H1 = \frac{1}{N1-1}$ 。例如,当第一

周期在第一时间段内的顺序值N1为5时,第一参数 $H1 = \frac{1}{5-1} = 0.25$ 。这里,第一参数为用户在第一时间段内的入睡期,该第一参数对应的数值越大代表用户入睡的时间越早。

[0111] S203,根据特征矩阵确定第二周期的数量,第二周期为第一脑电特征小于第一睡眠阈值且第一体动特征小于第一运动阈值的周期。

[0112] 这里,第二周期为第一脑电特征F1小于第一睡眠阈值且第一体动特征F3小于第一运动阈值的周期,第二周期的数量为N2。这里,第一运动阈值根据采样率与周期对应的时间长度确定,例如,第一体动信号的采样率为50Hz、周期对应的时间长度为30s时,则第一运动阈值可以为0-1500中的任意一个整数,例如可以为100、200等任意值。

[0113] S204,将第二周期的数量与N的比值确定为第二参数。

[0114] 这里,根据步骤S106可知N为用户第一时间段内的周期的数量。则第二参数

$H2 = \frac{N_2}{N}$ 。例如,当第一时间段内的周期中满足第一脑电特征F1小于第一睡眠阈值且第一体动特征F3小于第一运动阈值的周期数量为500,第一时间段内的周期的数量为1000时,则 $H2 = \frac{500}{1000} = 0.5$ 。第二参数为用户在第一时间段内的睡眠效率,即第二参数对应的数值越大代表用户睡眠效率越高。

[0115] S205,根据特征矩阵确定第三周期的数量,第三周期为第一脑电特征小于第二睡眠阈值且第一体动特征小于第二运动阈值的周期,第二睡眠阈值小于第一睡眠阈值,第二运动阈值小于第一运动阈值。

[0116] 这里,第三周期为第一脑电特征F1小于第二睡眠阈值且第一体动特征F3小于第二运动阈值的周期。第三周期的数量为N3。第二睡眠阈值可以为小于或等于1的正数,例如0.1、0.3、0.8等任意值。第二运动阈值根据采样率与周期对应的时间长度确定,例如,第一体动信号的采样率为50Hz、周期对应的时间长度为30s,则第二运动阈值可以为0-1500中的任意一个整数,例如可以为50、100、200等任意值。第二睡眠阈值小于第一睡眠阈值,第二运动阈值小于第一运动阈值。

[0117] S206,将第三周期的数量与第二周期的数量的比值确定为第三参数。

[0118] 第三参数 $H3 = \frac{N_3}{N_2}$ 。例如,当第一时间段内的周期中满足第一脑电特征F1小于第二睡眠阈值且第一体动特征F3小于第二运动阈值的周期的数量为400,满足第一脑电特征F1小于第一睡眠阈值且第一体动特征F3小于第一运动阈值的周期数量为800时,则 $H3 = \frac{400}{800} = 0.5$ 。第三参数为用户在第一时间段内的深度睡眠比例,即第三参数对应的数值越大代表用户深度睡眠时间越长。

[0119] 上述根据特征矩阵确定第一参数、第二参数和第三参数的步骤可以并列执行,也可以先执行根据特征矩阵确定第一参数、或者先执行根据特征矩阵第二参数、或者先执行根据特征矩阵确定第三参数的步骤,本发明实施例中不对该顺序进行限定。

[0120] S207,根据第一参数、第二参数、第三参数以及睡眠质量评估公式计算睡眠质量指数值。

[0121] 这里,睡眠质量评估公式为 $S = \sqrt{\frac{1}{3}(H_1^2 + H_2^2 + H_3^2)} \times 100$,其中,S为睡眠质量指数值, H_1 为第一参数, H_2 为第二参数, H_3 为第三参数。这里,睡眠质量指数值为1-100的自然数,睡眠质量指数值越大代表用户在第一时间段内的睡眠质量越好。

[0122] 本发明实施例中,通过将获取到的用户睡眠过程中的脑电信号与体动信号划分成多个时间长度相同的周期,并对每个周期的脑电信号进行特征提取得到每个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征,对每个周期的体动信号进行特征提取得到每个周期对应的第一体动特征,根据各个周期对应的三个特征生成了特征矩阵,通过在特征矩阵中查找满足条件的周期,得到与睡眠质量指数值相关的三个参数,对三个参数进行计算得到用户的睡眠质量指数值,根据睡眠质量指数值确定用户的睡眠质量情况。通过对各个周期对应的脑电特征与体动特征进行特征提取得到的三个特征分别反映了用户的睡眠变化情况、用户睡

眠过程中的大脑活跃程度以及用户睡眠过程中的运动情况,由于从多个维度分析了用户的睡眠情况,提高了用户睡眠质量评估的准确度。

[0123] 上面介绍了发明实施例的方法,下面介绍发明实施例的装置。

[0124] 参见图5,图5是本发明实施例提供一种睡眠质量评估装置的组成结构示意图,该装置30包括:

[0125] 信号获取模块301,用于获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,所述第一时间段为用户睡眠过程对应的时间段;

[0126] 周期划分模块302,用于以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期,分别确定各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号;

[0127] 第一特征提取模块303,用于分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征,所述第一脑电特征用于指示用户的睡眠变化情况;

[0128] 第二特征提取模块304,用于分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第二脑电特征用于指示用户的大脑活跃程度;

[0129] 第三特征提取模块305,用于分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征,所述第一体动特征用于指示用户的运动情况;

[0130] 矩阵生成模块306,用于根据所述各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵,所述特征矩阵用于指示用户的睡眠质量情况,所述特征矩阵为 $3*N$ 的矩阵, N 为所述周期的数量;

[0131] 指数确定模块307,用于根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值。

[0132] 在一种可能的设计中,所述信号获取模块301,具体用于:

[0133] 采集所述用户在所述第一时间段内的第二脑电信号与第二体动信号,所述第二体动信号包括X、Y、Z轴方向上的加速度序列;

[0134] 通过滤波器对所述第二脑电信号进行滤波,得到所述第一脑电信号;

[0135] 对所述X、Y、Z轴方向上的加速度序列进行合加速度计算得到合体动信号;

[0136] 将对所述合体动信号中各个目标合体动信号对应的合体动信号集合进行均值处理得到的信号确定为所述第一体动信号,所述合体动信号集合包括所述目标合体动信号的前A个合体动信号、所述目标合体动信号以及所述目标合体动信号的后B个合体动信号,A、B均为正整数,且A、B与1之和为所述合体动信号集合中的合体动信号的个数。

[0137] 在一种可能的设计中,所述第一特征提取模块303,具体用于:

[0138] 根据所述各个周期对应的第一脑电信号确定所述各个周期对应的低频脑电信号与所述各个周期对应的高频脑电信号,所述低频脑电信号为低于第一频率阈值的脑电信号,所述高频脑电信号为高于第一频率阈值的脑电信号;

[0139] 计算所述各个周期对应的第一样本熵值和所述各个周期对应的第二样本熵值,所述第一样本熵值为所述高频脑电信号的样本熵值,所述第二样本熵值为所述低频脑电信号的样本熵值;

[0140] 将所述各个周期对应的第一样本熵值与所述各个周期对应的第二样本熵值的比值确定为所述各个周期对应的第一脑电特征。

[0141] 在一种可能的设计中,所述第一特征提取模块303,具体用于:

[0142] 通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的低频脑电信号,并通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的高频脑电信号,或者,

[0143] 通过截止频率为第一频率阈值的低通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的低频脑电信号,并通过所述各个周期对应的所述第一脑电信号减去所述各个周期对应的所述低频脑电信号,得到所述各个周期对应的高频脑电信号,或者,

[0144] 通过截止频率为第一频率阈值的高通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的高频脑电信号,并通过所述各个周期对应的所述第一脑电信号减去所述各个周期对应的所述高频脑电信号,得到所述各个周期对应的低频脑电信号。

[0145] 在一种可能的设计中,所述第二特征提取模块304,具体用于:

[0146] 通过带通滤波器对所述各个周期对应的第一脑电信号进行滤波得到所述各个周期对应的第三脑电信号,所述带通滤波器的第一截止频率为第二频率阈值,所述带通滤波器的第二截止频率为第三频率阈值,所述第二频率阈值小于所述第三频率阈值;

[0147] 确定所述各个周期对应的第三脑电信号对应的能量值;

[0148] 将各个周期对应的能量值与第一能量值的比值确定为所述各个周期对应的第二脑电特征,所述第一能量值为所述各个周期中第一个周期对应的能量值。

[0149] 在一种可能的设计中,所述第三特征提取模块305,具体用于:

[0150] 分别计算所述各个周期对应的第一体动信号的标准差;

[0151] 将所述各个周期对应的第三体动信号的数量确定为所述各个周期对应的第一体动特征,所述第三体动信号为绝对值大于G倍标准差的体动信号,G为小于或等于3的正整数。

[0152] 在一种可能的设计中,所述指数确定模块307,具体用于:

[0153] 根据所述特征矩阵确定第一参数、第二参数和第三参数,所述第一参数、第二参数与第三参数为用于确定睡眠质量指数值的参数;

[0154] 根据所述第一参数、所述第二参数、所述第三参数以及睡眠质量评估公式计算所述睡眠质量指数值,所述睡眠质量评估公式为 $S = \sqrt{\frac{1}{3}(H_1^2 + H_2^2 + H_3^2)} \times 100$,其中,S

为所述睡眠质量指数值, H_1 为所述第一参数, H_2 为所述第二参数, H_3 为所述第三参数。

[0155] 在一种可能的设计中,所述指数确定模块307,具体用于:

[0156] 根据所述特征矩阵确定第一周期在所述第一时间段内的顺序值,所述第一周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第二脑电特征小于第一活跃阈值的第一个周期;

[0157] 将差值的倒数确定为第一参数,所述差值为所述第一时间段内的顺序值与1之差。

[0158] 在一种可能的设计中,所述指数确定模块307,具体用于:

[0159] 根据所述特征矩阵确定第二周期的数量,所述第二周期为所述第一脑电特征小于第一睡眠阈值且所述第一体动特征小于第一运动阈值的周期;

[0160] 将所述第二周期的数量与N的比值确定为所述第二参数。

[0161] 在一种可能的设计中,所述指数确定模块307,具体用于:

[0162] 根据所述特征矩阵确定第三周期的数量,所述第三周期为所述第一脑电特征小于第二睡眠阈值且所述第一体动特征小于第二运动阈值的周期,所述第二睡眠阈值小于所述第一睡眠阈值,所述第二运动阈值小于所述第一运动阈值;

[0163] 将所述第三周期的数量与所述第二周期的数量的比值确定为所述第三参数。

[0164] 需要说明的是,图5对应的实施例中未提及的内容可参见方法实施例的描述,这里不再赘述。

[0165] 本发明实施例中,通过将获取到的用户睡眠过程中的脑电信号与体动信号划分成多个时间长度相同的周期,并对每个周期的脑电信号进行特征提取得到每个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征,对每个周期的体动信号进行特征提取得到每个周期对应的第一体动特征,根据各个周期对应的三个特征生成了特征矩阵,通过在特征矩阵中查找满足条件的周期,得到与睡眠质量指数值相关的三个参数,对三个参数进行计算得到用户的睡眠质量指数值,根据睡眠质量指数值确定用户的睡眠质量情况。通过对各个周期对应的脑电特征与体动特征进行特征提取得到的三个特征分别反映了用户的睡眠变化情况、用户睡眠过程中的大脑活跃程度以及用户睡眠过程中的运动情况,由于从多个维度分析了用户的睡眠情况,提高了用户睡眠质量评估的准确度。

[0166] 参见图6,图6是本发明实施例提供的一种睡眠质量评估装置的组成结构示意图,该装置包括处理器401、存储器402以及输入输出接口403。处理器401连接到存储器402和输入输出接口403,例如处理器401可以通过总线连接到存储器402和输入输出接口403。

[0167] 处理器401被配置为支持所述睡眠质量评估的装置执行图1、图4所述的睡眠质量评估的方法中相应的功能。该处理器401可以是中央处理器(central processing unit, CPU),网络处理器(network processor, NP),硬件芯片或者其任意组合。上述硬件芯片可以是专用集成电路(application specific integrated circuit, ASIC),可编程逻辑器件(programmable logic device, PLD)或其组合。上述PLD可以是复杂可编程逻辑器件(complex programmable logic device, CPLD),现场可编程逻辑门阵列(field-programmable gate array, FPGA),通用阵列逻辑(generic array logic, GAL)或其任意组合。

[0168] 存储器402存储器用于存储程序代码等。存储器402可以包括易失性存储器(volatile memory, VM),例如随机存取存储器(random access memory, RAM);存储器402也可以包括非易失性存储器(non-volatile memory, NVM),例如只读存储器(read-only memory, ROM),快闪存储器(flash memory),硬盘(hard disk drive, HDD)或固态硬盘(solid-state drive, SSD);存储器402还可以包括上述种类的存储器的组合。

[0169] 所述输入输出接口403用于输入或输出数据。

[0170] 处理器401可以调用所述程序代码以执行以下操作:

[0171] 获取用户在第一时间段内的第一脑电信号与第一体动信号,所述第一时间段为用

户睡眠过程对应的时间段；

[0172] 以预设时长为一个周期的时间长度将所述第一时间段划分为多个周期，分别确定所述多个周期中各个周期对应的第一脑电信号与第一体动信号；

[0173] 分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第一特征提取确定所述各个周期对应的第一脑电特征，所述第一脑电特征用于指示所述用户的睡眠变化情况；

[0174] 分别对所述各个周期对应的第一脑电信号进行第二特征提取确定所述各个周期对应的第二脑电特征，所述第二脑电特征用于指示所述用户的大脑活跃程度；

[0175] 分别对所述各个周期对应的第一体动信号进行第三特征提取确定所述各个周期对应的第一体动特征，所述第一体动特征用于指示所述用户的运动情况；

[0176] 根据所述各个周期对应的第一脑电特征、第二脑电特征、第一体动特征生成特征矩阵，所述特征矩阵用于指示所述用户的睡眠质量情况，所述特征矩阵为 $3*N$ 的矩阵， N 为所述周期的数量；

[0177] 根据所述特征矩阵确定所述用户在所述第一时间段内的睡眠质量指数值。需要说明的是，各个操作的实现还可以对应参照图1、图4所示的方法实施例的相应描述；所述处理器401还可以与输入输出接口403配合执行上述方法实施例中的其他操作。

[0178] 本发明实施例还提供一种计算机存储介质，所述计算机存储介质存储有计算机程序，所述计算机程序包括程序指令，所述程序指令当被计算机执行时使所述计算机执行如前述实施例所述的方法，所述计算机可以为上述提到的睡眠质量评估装置的一部分。例如为上述的处理器401。

[0179] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程，是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成，所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述各方法的实施例的流程。其中，所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体 (Read-Only Memory, ROM) 或随机存储记忆体 (Random Access Memory, RAM) 等。

[0180] 以上所揭露的仅为本发明较佳实施例而已，当然不能以此来限定本发明之权利范围，因此依本发明权利要求所作的等同变化，仍属本发明所涵盖的范围。

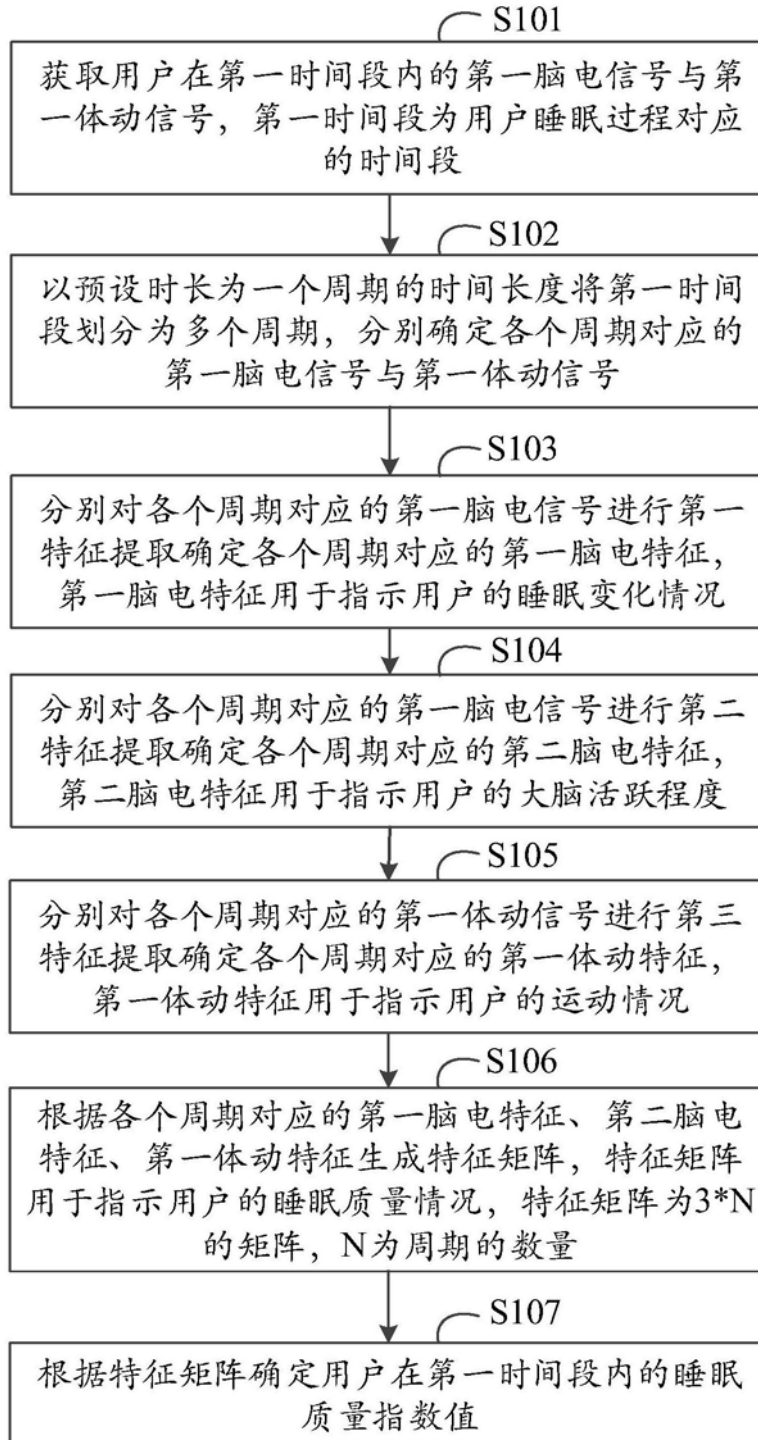


图1

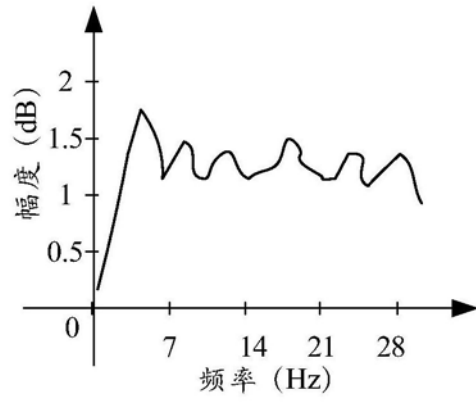


图2a

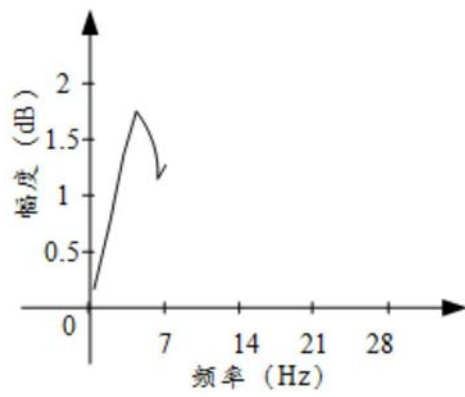


图2b

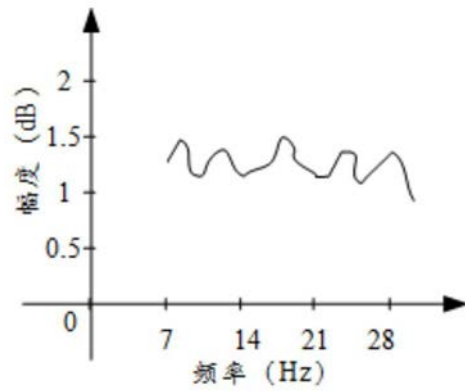


图2c

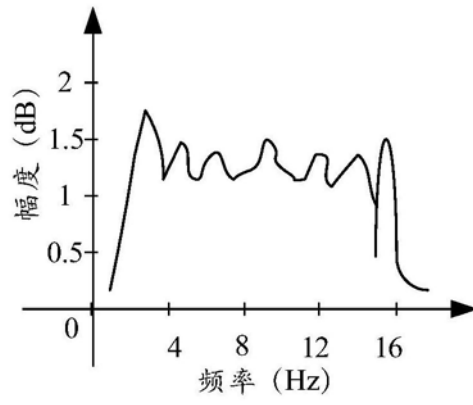


图3a

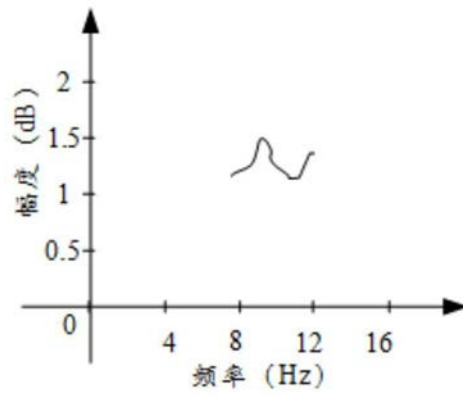


图3b

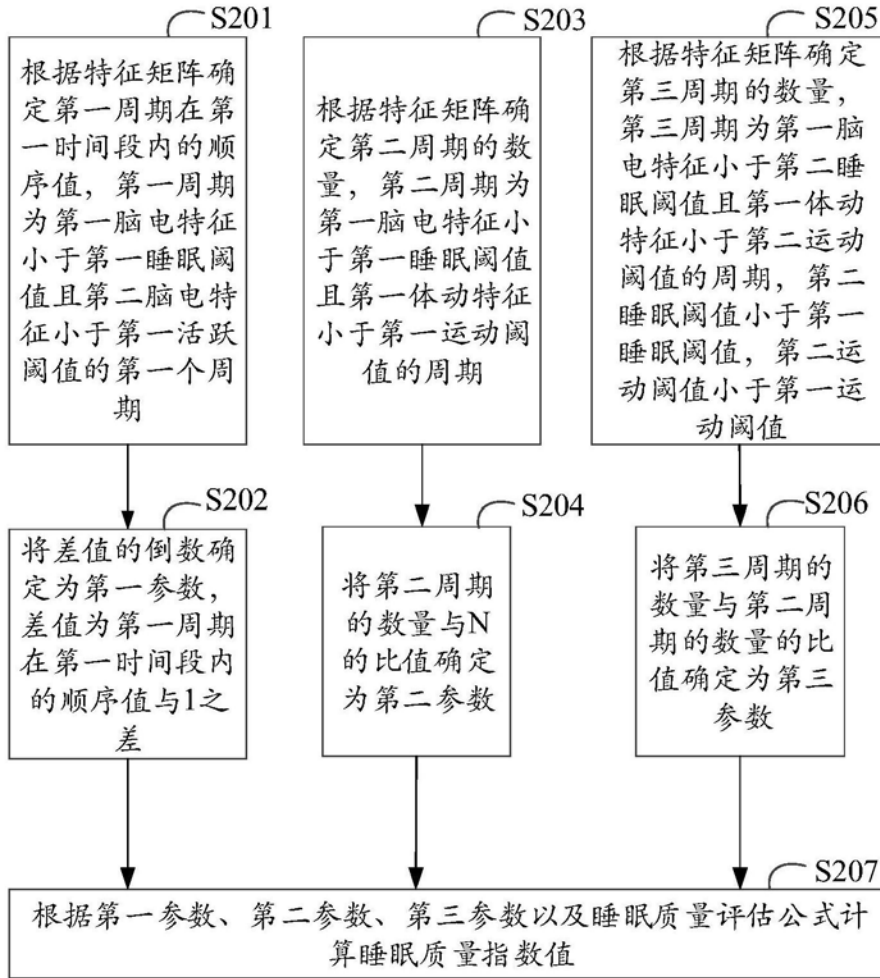


图4

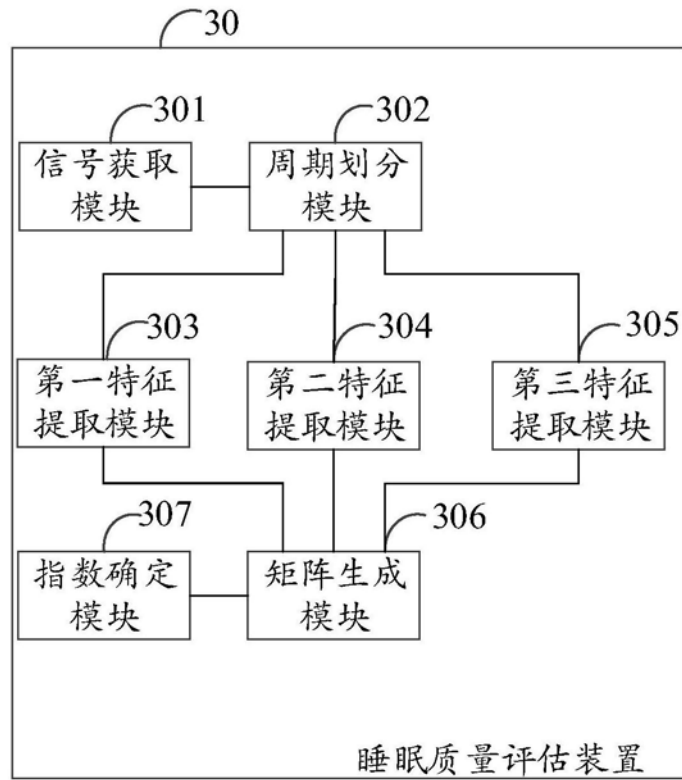


图5

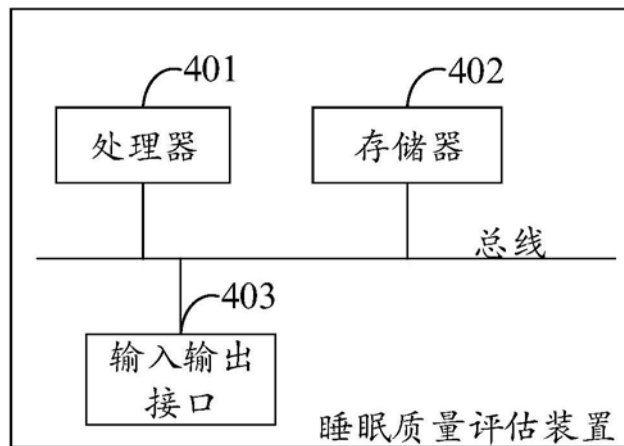


图6