



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104720748 A

(43) 申请公布日 2015.06.24

(21) 申请号 201310722893.6

(22) 申请日 2013.12.24

(71) 申请人 中国移动通信集团公司
地址 100032 北京市西城区金融大街 29 号

(72) 发明人 王俊艳 张志鹏 许利群

(74) 专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291

代理人 郭润湘

(51) Int. Cl.
A61B 5/00(2006.01)

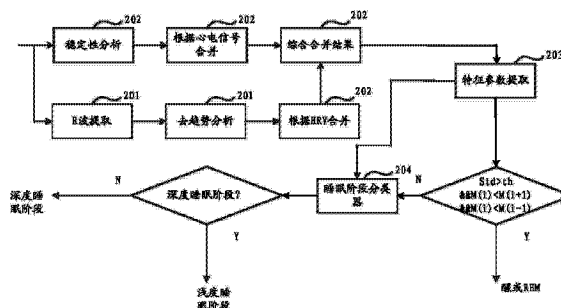
权利要求书4页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

一种睡眠阶段确定方法和系统

(57) 摘要

本发明实施例提供一种睡眠阶段确定方法和系统,可以确定心电信号的第一心电特征参数,通过判断在一个时间片段内,该第一心电特征参数是否满足睡眠阶段为醒或 REM 时的特征,即满足设定条件,来确定该时间片段是否处于醒或 REM 睡眠阶段。通过醒或 REM 睡眠阶段、以及其他类型的睡眠阶段的区分,实现睡眠宏结构的确定。而通过规则判断来实现睡眠阶段的确定,保证了睡眠阶段确定的准确性。另外,还可以结合睡眠阶段分类器实现睡眠阶段的综合判断,利用睡眠阶段分类器对其他类型的睡眠阶段进行浅度睡眠阶段和深度睡眠阶段的分类,确定睡眠的微结构,进一步提高睡眠阶段判断的准确性。



1. 一种睡眠阶段确定方法,其特征在于,所述方法包括:

确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数;

在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,若确定所述第一心电特征参数满足设定条件,确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或快速眼球运动睡眠 REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM;

其中,所述时间片段是根据不大于设定时长,将所述指定时间段依次划分得到的。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述第一心电特征参数为心率变异率;

在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:

在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述心率变异率的均值是否小于第一设定值;并

在该时间片段中,确定所述心率变异率的方差是否大于第二设定值和 / 或所述心率变异率的样本熵是否大于第三设定值。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件之前,所述方法还包括:

根据一个时间片段内的所述心电信号,确定该时间片段对应的第一数据,根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据,并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值;

在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:

在一个合并后得到的时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件之前,所述方法还包括:

确定所述心电信号的第二心电特征参数;

根据一个时间片段内的第二心电特征参数,确定该时间片段对应的第二数据,根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据,并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值;

在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:

在一个合并后得到的时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件之前,所述方法还包括:

确定所述心电信号的第二心电特征参数;

根据一个时间片段内的第二心电特征参数,确定该时间片段对应的第二数据,根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据,并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值;以及,

根据一个时间片段内的所述心电信号,确定该时间片段对应的第一数据,根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据,并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值;

确定任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于第一设定阈值的每个时间片段的端点时间,以及任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于第二设定阈值的每个时间片段的端点时间;

将所述端点时间按照从大到小或从小到大排序,利用任意两个相邻端点时间确定一个合并后的时间片段;

在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:

在一个所述利用任意两个相邻端点时间确定出的一个合并后的时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件。

6. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,在确定一个时间片段对应的睡眠阶段非醒或REM时,所述方法还包括:

利用预先训练得到的睡眠阶段分类器确定所述时间片段对应的睡眠阶段为深度睡眠阶段或浅度睡眠阶段。

7. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述第一心电特征参数为心率变异率;则,确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数,具体包括:

提取指定时间段内心电信号的R波位置,根据所述R波位置确定所述心电信号对应的原始心率变异率数据;

对所述原始心率变异率数据进行线性拟合,得到所述原始心率变异率数据的变化趋势数据;

确定所述原始心率变异率数据与所述变化趋势数据的差值,将所述差值作为确定出的所述心电信号的心率变异率。

8. 一种睡眠阶段确定系统,其特征在于,所述系统包括:

确定模块,用于确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数;

分析模块,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,若确定所述第一心电特征参数满足设定条件,确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或快速眼球运动睡眠REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或REM;其中,所述时间片段是根据不大于设定时长,将所述指定时间段依次划分得到的。

9. 如权利要求8所述的系统,其特征在于,所述分析模块,具体用于确定模块确定出的所述第一心电特征参数为心率变异率时,在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述心率变异率的均值是否小于第一设定值;并在该时间片段中,确定所述心率变异率的方差是否大于第二设定值和/或所述心率变异率的样本熵是否大于第三设定值。

10. 如权利要求8或9所述的系统,其特征在于,所述分析模块,还用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件之前,根据一个时间片段内的所述心电信号,确定该时间片段对应的第一数据,根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据,并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段

合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值;

所述分析模块,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:在一个合并后得到的时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件。

11. 如权利要求8或9所述的系统,其特征在于,所述分析模块,还用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件之前,确定所述心电信号的第二心电特征参数;根据一个时间片段内的第二心电特征参数,确定该时间片段对应的第二数据,根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据,并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值;

所述分析模块,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:在一个合并后得到的时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件。

12. 如权利要求8或9所述的系统,其特征在于,所述分析模块,还用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件之前,确定所述心电信号的第二心电特征参数;

根据一个时间片段内的第二心电特征参数,确定该时间片段对应的第二数据,根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据,并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值;以及,

根据一个时间片段内的所述心电信号,确定该时间片段对应的第一数据,根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据,并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值;

确定任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于第一设定阈值的每个时间片段的端点时间,以及任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于第二设定阈值的每个时间片段的端点时间;

将所述端点时间按照从大到小或从小到大排序,利用任意两个相邻端点时间确定一个合并后的时间片段;

所述分析模块,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,具体包括:在一个所述利用任意两个相邻端点时间确定出的一个合并后的时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件。

13. 如权利要求8或9所述的系统,其特征在于,所述分析模块,还用于在确定一个时间片段对应的睡眠阶段非醒或REM时,利用预先训练得到的睡眠阶段分类器确定所述时间片段对应的睡眠阶段为深度睡眠阶段或浅度睡眠阶段。

14. 如权利要求8或9所述的系统,其特征在于,所述确定模块,具体用于提取指定时间段内心电信号的R波位置,根据所述R波位置确定所述心电信号对应的原始心率变异率数据;对所述原始心率变异率数据进行线性拟合,得到所述原始心率变异率数据的变化趋势

数据;确定所述原始心率变异率数据与所述变化趋势数据的差值,将所述差值作为确定出的所述心电信号的心率变异率。

一种睡眠阶段确定方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及通信领域,尤其涉及一种睡眠阶段确定方法和系统。

背景技术

[0002] 人的一生有近 1/3 的时间在睡眠中度过,睡眠的好坏直接关系到人体的记忆、学习、工作和免疫力等多个方面。随着时代的发展,人们的生活节奏越来越快,压力越来越大,很多人出现了睡眠问题,睡眠监测应运而生。

[0003] 在睡眠监测中,人的睡眠通常用 6 个阶段的连续来描述,这 6 个阶段通常包括:

[0004] 1、清醒阶段,可以记为醒。在这个阶段,睡眠者的意识处于清醒状态。

[0005] 2、入睡阶段,可以记为慢速眼球运动睡眠(non-rapid eye movements, NREM) 1。在 NREM1 中,睡眠者的眼睛是闭上的,不过如果在此阶段被唤醒,睡眠者可能感觉他还没有睡着。

[0006] 3、浅睡阶段,可以记为 NREM2。在 NREM2 中,睡眠者的身体准备进入深睡。

[0007] 4、深睡阶段,可以记为 NREM3,睡眠者进入深度睡眠状态。

[0008] 5、延续深睡阶段,可以记为 NREM4,且睡眠者在 NREM4 中比在 NREM3 中睡得更深。

[0009] 6、快速眼球运动阶段,可以记为快速眼球运动睡眠(rapid eye movements, REM)。在 REM 中,与 NREM1 至 NREM4 的生理状态有所区别,睡眠者的眼球在此阶段时会快速移动。

[0010] 目前临床上监测睡眠阶段的方法中,典型的方法是采用多导睡眠仪(Polysomnography, PSG)采集睡眠期间的生理信号,包括脑电波(EEG)、眼动(EOG)、肌肉运动(EMG)、心电(ECG)、血氧饱和度(SpO₂)和呼吸信号。睡眠阶段判断主要基于对 EEG 的分析,并可以利用 ECG 和 EEG 进行辅助判断。然而 PSG 操作复杂,仅适用于医院的临床研究,在家庭监测中难以推广。

[0011] 因此,目前通常将睡眠用三个阶段的连续来描述,仅通过 ECG 进行睡眠阶段确定,使得即使不使用 PSG,也可以进行睡眠阶段判断,达到简化睡眠阶段确定的目的。这三个睡眠阶段包括:

[0012] 1、醒或 REM。由于在利用心电或者心率变异率进行睡眠描述时,醒和 REM 的表现是几乎一样的,因此,将睡眠用三个阶段的连续来描述时,将清醒阶段和 REM 划分为一个阶段。

[0013] 2、浅度睡眠阶段。将睡眠用三个阶段的连续来描述时,将入睡阶段和浅睡阶段划分为一个阶段,并统一称为浅度睡眠阶段。

[0014] 3、深度睡眠阶段。将睡眠用三个阶段的连续来描述时,将深睡阶段和延续深睡阶段划分为一个阶段,并统一称为深度睡眠阶段。

[0015] 通过 ECG 进行睡眠阶段判断时,主要包括心电特征提取和睡眠阶段分类器两个部分。其中,常用的心电特征主要是心率变异率(Heart rate variability, HRV)的特征,包括心率变异率的时域特征和频域特征。常用的睡眠阶段分类器主要是统计分类器,如支持向量机分类器,或隐马尔可夫模型分类器。通过 ECG 进行睡眠阶段判断的示意图可以如图 1

所示。首先,在训练模块中,对 ECG 训练集进行心电特征提取,利用提取出的心电特征进行分类器训练,得到睡眠阶段分类器;然后在使用模块中,提取待处理 ECG 数据的心电特征,并根据提取出的心电特征,采用通过训练模块得到的睡眠阶段分类器确定睡眠阶段。

[0016] 目前通过 ECG 进行睡眠阶段确定的方案中,睡眠阶段的确定结果由睡眠阶段分类器决定。而睡眠阶段分类器完全是利用训练集训练得到的。睡眠阶段分类器的训练是一个有监督学习的过程,需要具有标签的样本进行训练,对于基于统计学习的睡眠阶段分类器,如支持向量机或者隐马尔可夫模型,其分类能力依赖于训练集,这样可能引起下面的问题。每个人睡眠期间的心率状况是不同的,而且,由于睡眠环境、身体状况等不同因素,同一个人的不同日期的睡眠期间的心率状况也是不同的。为了适应不同的用户,需要大量的训练样本才可能覆盖整个样本空间。而睡眠数据的获取是不容易的,而且人工标注的工作量也很大。因此,难以获得足够的训练样本。而在有限的训练样本的情况下,睡眠阶段分类器很难具有好的普适性,且睡眠阶段确定的精度难以得到保证。

发明内容

[0017] 本发明实施例提供一种睡眠阶段确定方法和系统,用于提高睡眠阶段确定的准确性。

[0018] 一种睡眠阶段确定方法,所述方法包括:

[0019] 确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数;

[0020] 在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,若确定所述第一心电特征参数满足设定条件,确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或快速眼球运动睡眠 REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM;

[0021] 其中,所述时间片段是根据不大于设定时长,将所述指定时间段依次划分得到的。

[0022] 一种睡眠阶段确定系统,所述系统包括:

[0023] 确定模块,用于确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数;

[0024] 分析模块,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,若确定所述第一心电特征参数满足设定条件,确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或快速眼球运动睡眠 REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM;其中,所述时间片段是根据不大于设定时长,将所述指定时间段依次划分得到的。

[0025] 根据本发明实施例提供的方案,可以确定心电信号的第一心电特征参数,通过判断在一个时间片段内,该第一心电特征参数是否满足睡眠阶段为醒或 REM 时的特征,即满足设定条件,来确定该时间片段是否处于醒或 REM 睡眠阶段。通过区分醒或 REM 睡眠阶段、其它类型的睡眠阶段,实现了睡眠宏结构的确定。而通过规则判断来识别醒或 REM 睡眠阶段,保证了睡眠阶段确定的准确性。

附图说明

[0026] 图 1 为现有技术提供的通过 ECG 进行睡眠阶段判断的示意图;

[0027] 图 2 为本发明实施例一提供的睡眠阶段确定方法的步骤流程图;

[0028] 图 3 为本发明实施例二提供的睡眠阶段确定方法的步骤示意图;

[0029] 图 4 为本发明实施例三提供的睡眠阶段确定系统的结构示意图;

[0030] 图 5 为本发明实施例四提供的可穿戴式节点的结构示意图。

具体实施方式

[0031] 本案发明人研究发现,将睡眠用三个阶段的连续来描述时,醒或 REM 与其他两个睡眠阶段具有明显的区别。其中至少包括:(1)、睡眠阶段为 REM 和醒的平均心率都比睡眠阶段为 NREM1 ~ 4 时快;(2)、睡眠阶段为 REM 和醒时心率变化的标准差大于睡眠阶段为 NREM1 ~ 4 时。因此,可以利用这种区别来进行醒或 REM 这个睡眠阶段的识别。通过醒或 REM 睡眠阶段、以及其他类型的睡眠阶段的区分,实现睡眠宏结构的确定。进一步的,可以利用睡眠阶段分类器进行浅度睡眠阶段和深度睡眠阶段的分类,结合睡眠阶段分类器实现睡眠阶段的综合判断。通过从其他类型的睡眠阶段中实现深度睡眠阶段和浅度睡眠阶段的区分,实现睡眠微结构的确定。

[0032] 且本案发明人还发现,睡眠阶段具有周期性的特点,因此完全可以将相邻的、属于同一类型睡眠阶段的时段合并在一起,统一进行该合并后时段的睡眠阶段的判断,从而进一步减少睡眠阶段的判断次数,提高睡眠阶段的判断速度。

[0033] 以下结合说明书附图对本发明的优选实施例进行说明,应当理解,此处所描述的优选实施例仅用于说明和解释本发明,并不用于限定本发明。并且在不冲突的情况下,本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0034] 实施例一、

[0035] 本发明实施例一提供一种睡眠阶段确定方法,该方法的步骤流程可以如图 2 所示,包括:

[0036] 步骤 101、确定心电信号的第一心电特征参数。

[0037] 在本步骤中,可以确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数。所述第一心电特征参数可以但不限于理解为心率变异率或心率等信号。

[0038] 所述心电信号可以是接收到的预先采集的心电信号,也可以是在本步骤中采集到的心电信号。

[0039] 需要说明的是,为了后续描述所述指定时段对应的睡眠阶段,可以根据不大于设定时长,将所述指定时段依次划分得到多个时间片段。具体的,可以将所述指定时段均匀划分得到多个时间片段。例如,可以将所述指定时段均匀划分为多个时间片段,每个时间片段的长度为 30 秒。

[0040] 步骤 102、确定睡眠阶段。

[0041] 在本步骤中,在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,若确定所述第一心电特征参数满足设定条件,确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或 REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM。

[0042] 优选的,在所述第一心电特征参数为心率变异率时,可以根据睡眠阶段为 REM 和醒的平均心率都比睡眠阶段为 NREM1 ~ 4 时快,以及睡眠阶段为 REM 和醒时心率变化的标准差大于睡眠阶段为 NREM1 ~ 4 时,通过判断在所述指定时段的一个时间片段中,所述心率变异率的均值是否较小,复杂度是否较高来确定该时间片段对应的睡眠阶段是否为醒或 REM。

[0043] 具体的,可以通过在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述心率变异率的均

值是否小于第一设定值；并在该时间片段中，确定所述心率变异率的方差是否大于第二设定值和 / 或所述心率变异率的样本熵是否大于第三设定值，来确定该时间片段对应的睡眠阶段是否为醒或 REM。

[0044] 当然，任何可以用于识别醒或 REM 睡眠阶段的特征均可以单独或组合用于设定条件的设定。例如，在所述第一心电特征参数为心率时，可以根据睡眠阶段为 REM 和醒的平均心率都比睡眠阶段为 NREM1 ~ 4 时快，通过判断在所述指定时段的一个时间片段中，心率的均值是否较小，来确定该时间片段对应的睡眠阶段是否为醒或 REM。

[0045] 进一步的，根据睡眠阶段具有周期性的特点，因此完全可以将相邻的、属于同一类型睡眠阶段的时间片段进行合并，并在后续针对合并后的时间片段，进行睡眠阶段的判断。因此，在步骤 102 之前，所述方法还可以进一步包括步骤 102'。在图 2 中，以步骤 102' 在步骤 101 之后执行为例进行说明。进行时间片段合并可以是根据心电信号进行的，也可以是根据心电信号的第二心电特征参数进行的，还可以是根据心电信号以及心电信号的第二心电特征参数进行的。

[0046] 步骤 102'、进行时间片段的合并。

[0047] 以根据心电信号进行时间片段的合并为例，在本步骤中，可以根据一个时间片段内的所述心电信号，确定该时间片段对应的第一数据，根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据，并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段，重复执行本步骤，直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值。

[0048] 以根据心电信号的第二心电特征参数进行时间片段的合并为例，在本步骤中，可以确定所述心电信号的第二心电特征参数；根据一个时间片段内的第二心电特征参数，确定该时间片段对应的第二数据，根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据，并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段，重复执行本步骤，直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值。

[0049] 更优的，为了提高时间片段合并的精度，避免将不属于同一睡眠阶段的时间片段划分到一起，在本步骤中，还可以根据心电信号以及心电信号的第二心电特征参数进行时间片段的合并。具体的，可以分别根据心电信号的第二心电特征参数进行时间片段的合并，以及根据心电信号进行时间片段的合并，然后对两组合并结果进行综合，取更细致的合并结果作为最终的合并结果。对合并结果进行综合时，可以确定任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于第一设定阈值的每个时间片段的端点时间，以及任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于第二设定阈值的每个时间片段的端点时间；将所述端点时间按照从大到小或从小到大排序，利用任意两个相邻端点时间确定一个合并后的时间片段。

[0050] 需要说明的是，在本实施例中，还可以进一步结合睡眠阶段分类器实现睡眠阶段的确定。在确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM 时，步骤 102 之后，还可以进一步包括步骤 103：

[0051] 步骤 103、进一步确定睡眠阶段。

[0052] 在本步骤中，可以利用预先训练得到的睡眠阶段分类器确定所述时间片段对应的

睡眠阶段为深度睡眠阶段或浅度睡眠阶段。

[0053] 需要说明的是, 目前的研究发现, 随着睡眠时间的增加, 心率有变慢的趋势的特点。为了消除心率变异率数据中跟睡眠时间有关的信息, 可以对心率变异率数据进行去趋势分析, 优化根据心率变异率数据进行的操作, 进一步提高睡眠阶段确定的精度。因此, 在本实施例中, 在第一心电特征参数或第二心电特征参数为心率变异率时, 可以通过以下方式实现心率变异率的确定。

[0054] 提取指定时间段内心电信号的 R 波位置, 根据所述 R 波位置确定所述心电信号对应的原始心率变异率数据; 对所述原始心率变异率数据进行线性拟合, 得到所述原始心率变异率数据的变化趋势数据; 确定所述原始心率变异率数据与所述变化趋势数据的差值, 将所述差值作为确定出的所述心电信号的心率变异率。具体的, 在本实施例中, 可以但不限于采用最小二乘法或梯度下降法进行线性拟合。

[0055] 下面以利用心电信号以及心电信号的第二心电特征参数进行时间片段的合并, 且第一心电特征参数和第二心电特征参数均为心率变异率为例, 对本发明实施例一提供的方案进行说明。

[0056] 实施例二、

[0057] 本发明实施例二提供一种睡眠阶段确定方法, 该方法的步骤示意图可以如图 3 所示, 包括:

[0058] 步骤 201、采集心电信号, 确定心率变异率。

[0059] 在本步骤中, 可以采集指定时间段内的心电信号, 并根据采集到的心电信号得到去趋势分析后的心率变异率, 消除心率变异率数据中跟睡眠时间有关的信息, 以降低后续根据心率变异率进行分段和与设定条件匹配时的复杂度, 提高分段和与设定条件匹配的精度, 从而提高确定睡眠阶段的精度。

[0060] 具体的, 在本步骤中, 可以提取指定时间段内采集到的心电信号的 R 波位置, 根据提取出的 R 波位置确定所述心电信号对应的原始心率变异率数据, 并对原始心率变异率数据进行去趋势分析得到后续使用的心率变异率。

[0061] 步骤 202、进行时间片段的合并。

[0062] 由于第二心电特征参数和第一心电特征参数均为心率变异率, 在本步骤中, 可以直接分别根据心电信号和心率变异率进行时间片段的合并。

[0063] 根据心电信号进行时间片段的合并时:

[0064] 假设未合并前, 所述指定时间段包括 n 个时间片段, 第 i 个时间片段的第一数据可以表示为 v_i 和 t_i , 其中, t_i 可以理解为第 i 个时间片段的时长, v_i 可以理解为第 i 个时间片段对应的一个特征参数, 则所述指定时间段 n 个时间片段的第一数据集合 NNArr 可以表示如下:

[0065] $NNArr = (v_1, t_1), (v_2, t_2), \dots, (v_{n-i+1}, t_{n-i+1}), \dots, (v_n, t_n)$

[0066] 第 i 个时间片段的第一特征数据 u_i 和 k_i 可以根据 v_i 和 t_i 得到。其中, u_i 可以理解为第 i 个时间片段中数据的均值, k_i 可以理解为第 i 个时间片段中数据的斜率。

[0067] 第一特征数据差异 d_{ij} 可以设定为 $d_{ij} = |u_i - u_j| + \lambda |k_i - k_j|$, 其中, λ 是斜率影响因子, 且 λ 不小于 0。第一设定阈值可以用 Th_{TFA} 表示, 可以利用 $d_{ij} \leq Th_{TFA}$ 来进行时间片段的合并, 直至任意两个相邻时间片段的 d_{ij} 均大于 Th_{TFA} 。

[0068] 较优的,第一数据中的 v_i 可以为心电信号稳定性特征参数,确定 v_i 的过程就是对心电信号进行稳定性分析的过程。第 i 个时间片段的 v_i 可以用相邻的两次心跳的距离的平均值表示:

$$[0069] \quad s(i) = \frac{\sum_{j=1}^{n-1} D(\text{beat}_i, \text{beat}_{i+1})}{n-1}$$

[0070] 其中 $D(\text{beat}_i, \text{beat}_{i+1})$ 是相邻两次心跳的距离,可以定义为两个点集之间的距离,如 hausdorf 距离或动态时间匹配(DTW)后的距离。

[0071] 根据心率变异率进行时间片段的合并的过程与根据心电信号进行时间片段的合并的过程类似,在此不再赘述。

[0072] 根据上述两种方法得到两组对时间片段的合并结果后,对合并结果进行综合,取更细致的合并结果作为最终的合并结果。

[0073] 步骤 203、确定睡眠阶段。

[0074] 在本步骤中,可以确定心率变异率的特征参数,与设定条件进行匹配。在本实施例中,心率变异率的特征参数可以为心率变异率的均值和方差,设定条件可以为一个合并后时间片段内,心率变异率的均值 $M(i)$ 小于与该时间片段直接相邻的任意一个时间片段内,心率变异率的均值 ($M(i+1)$ 和 $M(i-1)$) (可以理解为实施例一中涉及的一个合并后时间片段内,心率变异率的均值小于第一设定值,可以理解为一个合并后时间片段内,心率变异率的均值小于与该时间片段直接相邻的任意一个时间片段内,心率变异率的均值的较小值),且心率变异率的方差 Std 大于第二设定值 Th 。

[0075] 如果确定心率变异率的特征参数,与设定条件匹配,即确定心率变异率满足设定条件,则可以确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或 REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM。

[0076] 步骤 204、进一步确定睡眠阶段。

[0077] 假设步骤 203 中确定出一个时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM,则在本步骤中,可以利用睡眠阶段分类器进一步确定该时间片段对应的睡眠阶段为深度睡眠阶段还是浅度睡眠阶段。

[0078] 需要说明的是,步骤 204 中涉及的睡眠阶段分类器可以利用步骤 203 中确定出的心率变异率的特征参数,进行进一步分类。

[0079] 与本发明实施例一基于同一发明构思,提供以下的系统和装置。

[0080] 实施例三、

[0081] 本发明实施例三提供一种睡眠阶段确定系统,该系统的结构示意图可以如图 4 所示,包括确定模块 11 和分析模块 12,其中:

[0082] 确定模块 11,用于确定指定时间段内心电信号的第一心电特征参数;

[0083] 分析模块 12,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电特征参数是否满足设定条件,若确定所述第一心电特征参数满足设定条件,确定该时间片段对应的睡眠阶段为醒或快速眼球运动睡眠 REM,否则,确定该时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM;其中,所述时间片段是根据不大于设定时长,将所述指定时间段依次划分得到的。

[0084] 所述分析模块 12,具体用于确定模块 11 确定出的所述第一心电特征参数为心率

变异率时,在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述心率变异率的均值是否小于第一设定值;并在该时间片段中,确定所述心率变异率的方差是否大于第二设定值和/或所述心率变异率的样本熵是否大于第三设定值。

[0085] 所述分析模块 12,还用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件之前,根据一个时间片段内的所述心电信号,确定该时间片段对应的第一数据,根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据,并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值;

[0086] 所述分析模块 12,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件,具体包括:在一个合并后得到的时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件。

[0087] 所述分析模块 12,还用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件之前,确定所述心电信号的第二心电图特征参数;根据一个时间片段内的第二心电图特征参数,确定该时间片段对应的第二数据,根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据,并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值;

[0088] 所述分析模块 12,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件,具体包括:在一个合并后得到的时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件。

[0089] 所述分析模块 12,还用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件之前,确定所述心电信号的第二心电图特征参数;

[0090] 根据一个时间片段内的第二心电图特征参数,确定该时间片段对应的第二数据,根据所述第二数据确定该时间片段的第二特征数据,并将所述第二特征数据差异不大于第二设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于所述第二设定阈值;以及,

[0091] 根据一个时间片段内的所述心电信号,确定该时间片段对应的第一数据,根据所述第一数据确定该时间片段的第一特征数据,并将所述第一特征数据差异不大于第一设定阈值的两个相邻时间片段合并为一个时间片段,重复执行本步骤,直至任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于所述第一设定阈值;

[0092] 确定任意两个相邻时间片段的第一特征数据差异均大于第一设定阈值的每个时间片段的端点时间,以及任意两个相邻时间片段的第二特征数据差异均大于第二设定阈值的每个时间片段的端点时间;

[0093] 将所述端点时间按照从大到小或从小到大排序,利用任意两个相邻端点时间确定一个合并后的时间片段;

[0094] 所述分析模块 12,用于在所述指定时段的一个时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件,具体包括:在一个所述利用任意两个相邻端点时间确定出的一个合并后的时间片段中,确定所述第一心电图特征参数是否满足设定条件。

[0095] 所述分析模块 12,还用于在确定一个时间片段对应的睡眠阶段非醒或 REM 时,利

用预先训练得到的睡眠阶段分类器确定所述时间片段对应的睡眠阶段为深度睡眠阶段或浅度睡眠阶段。

[0096] 所述确定模块 11, 具体用于提取指定时间段内心电信号的 R 波位置, 根据所述 R 波位置确定所述心电信号对应的原始心率变异率数据; 对所述原始心率变异率数据进行线性拟合, 得到所述原始心率变异率数据的变化趋势数据; 确定所述原始心率变异率数据与所述变化趋势数据的差值, 将所述差值作为确定出的所述心电信号的心率变异率。

[0097] 进一步的, 所述系统还可以进一步包括显示模块 13, 用于显示分析模块 12 确定出的所述指定时段中, 每个时间片段对应的睡眠阶段, 实现睡眠阶段信息的直观显示。

[0098] 另外, 本发明实施例还提供了一套可记录整晚心电信号的可穿戴式节点, 具有操作简单、佩戴舒适的特点, 可以广泛应用于家庭睡眠监测。下面通过实施例四进行说明。

[0099] 实施例四、

[0100] 本发明实施例四提供一种可穿戴式节点, 该节点的结构示意图可以如图 5 所示, 包括低通滤波模块 21, 低噪声放大模块 22, 处理器模块 23, 电源模块 24, 电源控制模块 25, 存储模块 26 和读写模块 27, 其中:

[0101] 从睡眠者左右胳膊分别采集电信号, 可以分别表示为 RA 和 LA, 低通滤波模块 21 对采集到的电信号进行低通滤波, 以及合并 RLD 电极后, 低噪声放大模块 22 对从低通滤波模块 21 接收到的信号进行低噪声放大, 得到心电信号。低功耗的处理器模块 23 可以进行控制和信号质量分析, 将从低噪声放大模块 22 得到的心电信号经读写模块 27 写入存储模块 26。读写模块 27 还可以将得到的心电信号经通用串行总线(USB)口输出。电源模块 24 可以为可充电锂电池, 保证该节点的工作时间可以达到一周。电源控制模块 25 可以包括电源管理电路, 实现多级休眠以降低功耗, 并可以与读写模块 27 连接。

[0102] 进一步的, 该节点还可以包括加速度采集模块 28。因此, 本实施例提供的节点不仅可以采集心电信号, 还可以通过加速度采集模块 28 采集运动加速度信号, 采集到的加速度信号可以与心电信号共同用于睡眠阶段的识别。处理器模块 23 可以将从加速度采集模块 28 得到的运动加速度信号, 经读写模块 27 写入存储模块 26。读写模块 27 还可以将得到的运动加速度信号经通用串行总线(USB)口输出。

[0103] 本实施例中, 低通滤波模块 21 可以包括 ADS1194 芯片, 处理器模块 23 可以包括 MSP430 单片机, 加速度采集模块 28 可以包括三轴数字加速度传感器 ADXL345, 存储模块 26 可以包括安全数码(SD)卡, 读写模块 27 可以包括读卡机控制器 GL896。

[0104] 低噪声放大模块 22 与处理器模块 23 之间, 加速度采集模块 28 与处理器模块 23 之间, 处理器模块 23 与读写模块 27 之间, 均可以通过串行外围设备接口(SPI)进行通信。

[0105] 本领域内的技术人员应明白, 本申请的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此, 本申请可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且, 本申请可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0106] 本申请是参照根据本申请实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算

机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和 / 或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0107] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和 / 或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0108] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和 / 或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0109] 尽管已描述了本申请的优选实施例,但本领域内的技术人员一旦得知了基本创造性概念,则可对这些实施例做出另外的变更和修改。所以,所附权利要求意欲解释为包括优选实施例以及落入本申请范围的所有变更和修改。

[0110] 显然,本领域的技术人员可以对本申请进行各种改动和变型而不脱离本申请的精神和范围。这样,倘若本申请的这些修改和变型属于本申请权利要求及其等同技术的范围之内,则本申请也意图包含这些改动和变型在内。

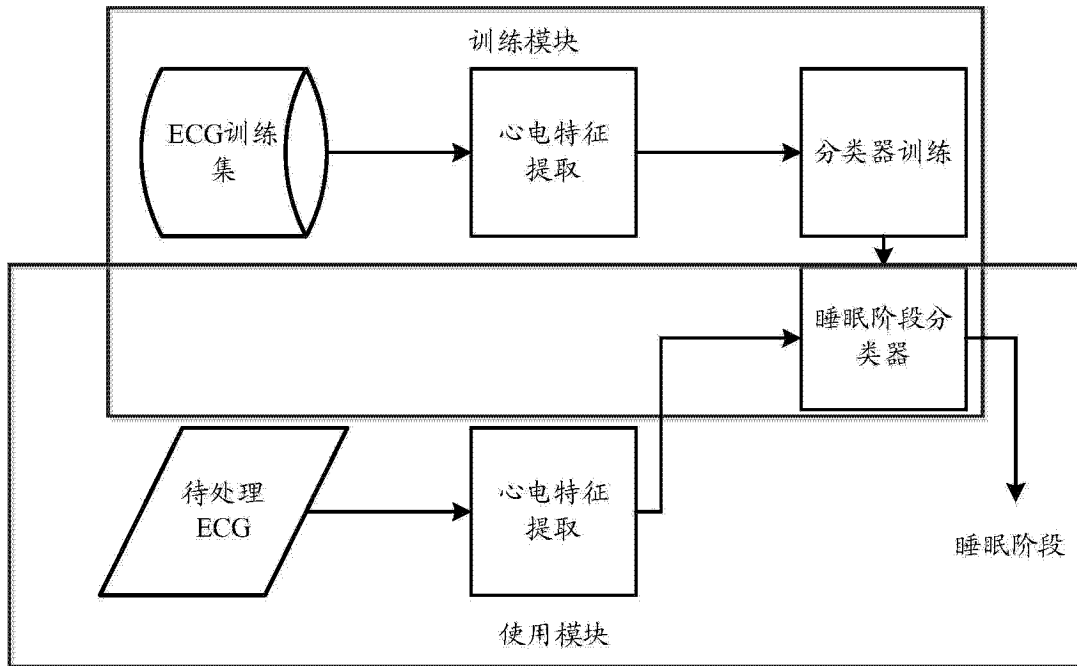


图 1

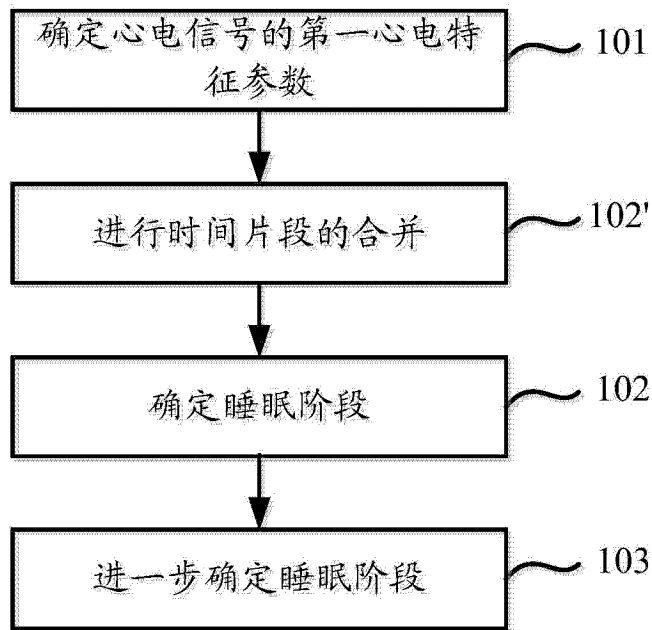


图 2

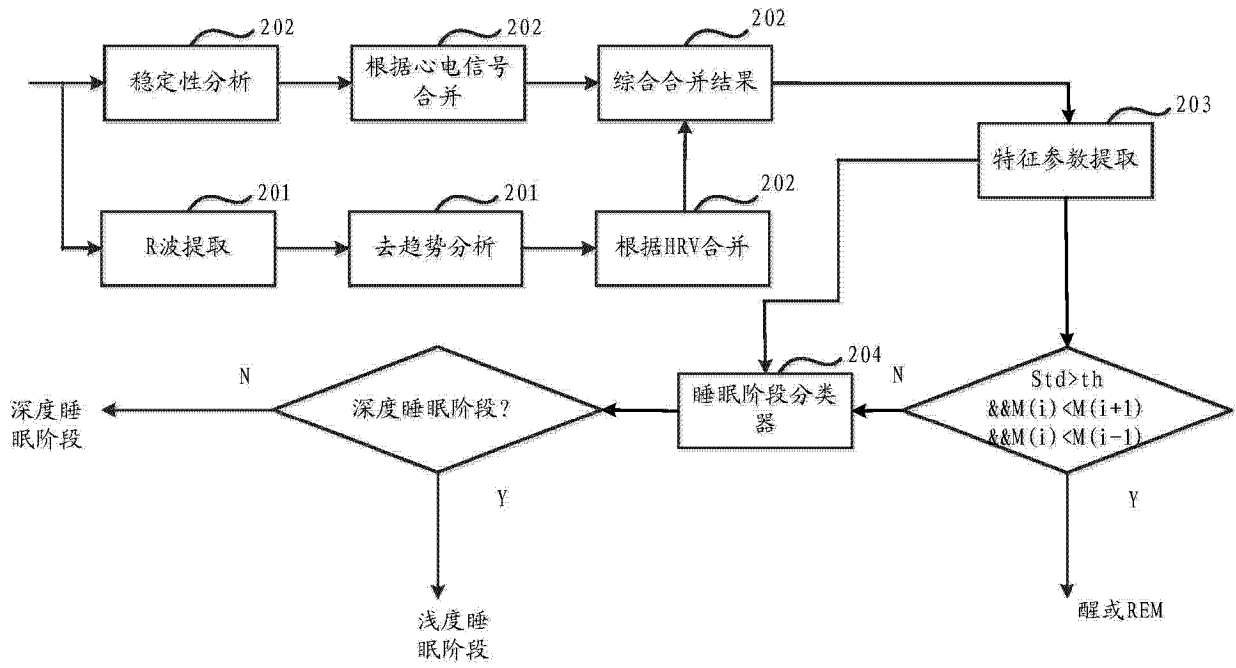


图 3



图 4

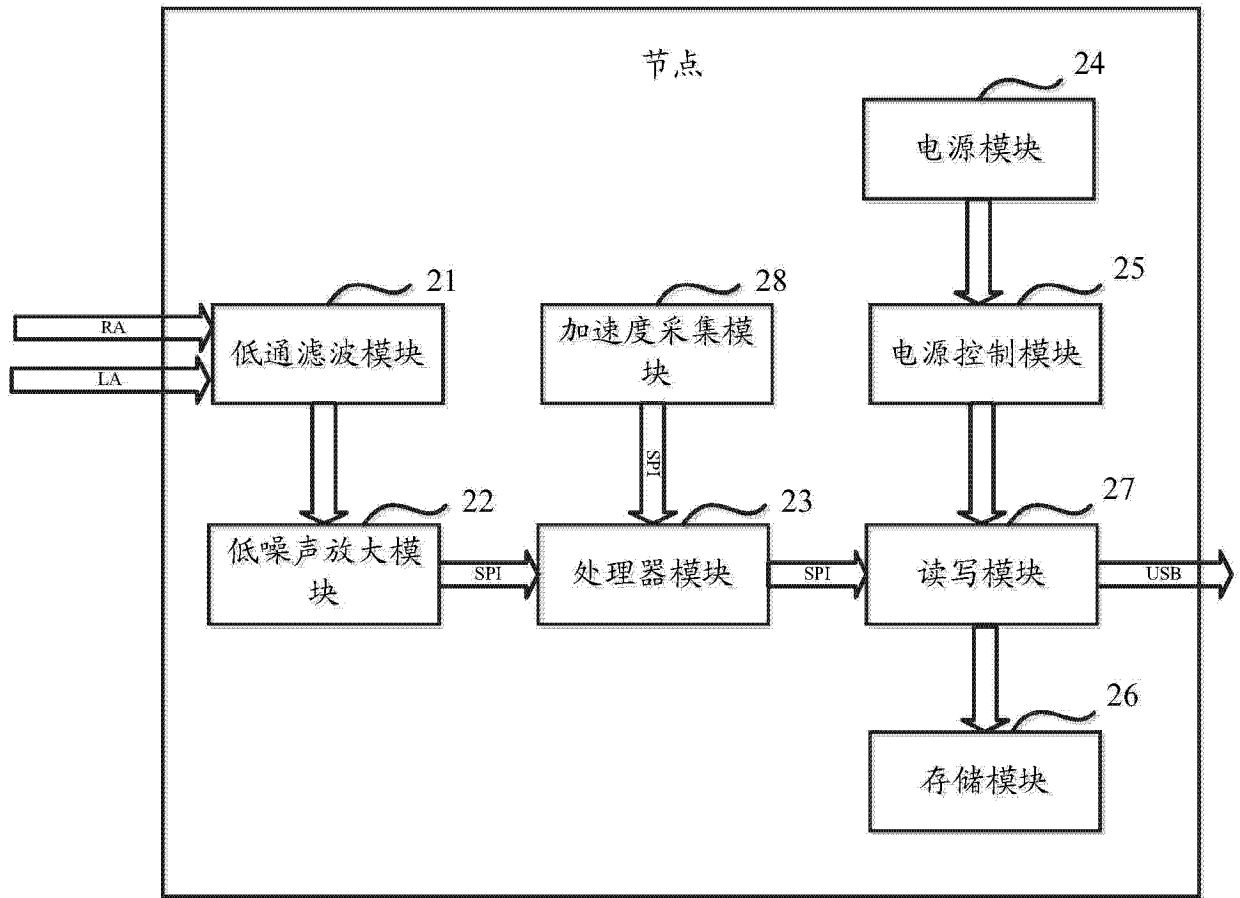


图 5

专利名称(译)	一种睡眠阶段确定方法和系统		
公开(公告)号	CN104720748A	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201310722893.6	申请日	2013-12-24
[标]申请(专利权)人(译)	中国移动通信集团公司		
申请(专利权)人(译)	中国移动通信集团公司		
当前申请(专利权)人(译)	中国移动通信集团公司		
[标]发明人	王俊艳 张志鹏 许利群		
发明人	王俊艳 张志鹏 许利群		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4812		
其他公开文献	CN104720748B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供一种睡眠阶段确定方法和系统，可以确定心电信号的第一心电特征参数，通过判断在一个时间片段内，该第一心电特征参数是否满足睡眠阶段为醒或REM时的特征，即满足设定条件，来确定该时间片段是否处于醒或REM睡眠阶段。通过醒或REM睡眠阶段、以及其他类型的睡眠阶段的区分，实现睡眠宏结构的确定。而通过规则判断来实现睡眠阶段的确定，保证了睡眠阶段确定的准确性。另外，还可以结合睡眠阶段分类器实现睡眠阶段的综合判断，利用睡眠阶段分类器对其他类型的睡眠阶段进行浅度睡眠阶段和深度睡眠阶段的分类，确定睡眠的微结构，进一步提高睡眠阶段判断的准确性。

