



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106821336 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(21)申请号 201710217633.1

A61B 5/0402(2006.01)

(22)申请日 2017.04.05

(71)申请人 深圳市老乐健康科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市光明新区公明
街道田寮社区第九工业区亿能工业园
二厂

(72)发明人 文雅清 王炳翔 韩俊 李会珍
李君

(74)专利代理机构 深圳市科冠知识产权代理有
限公司 44355

代理人 王海骏

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 3/113(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

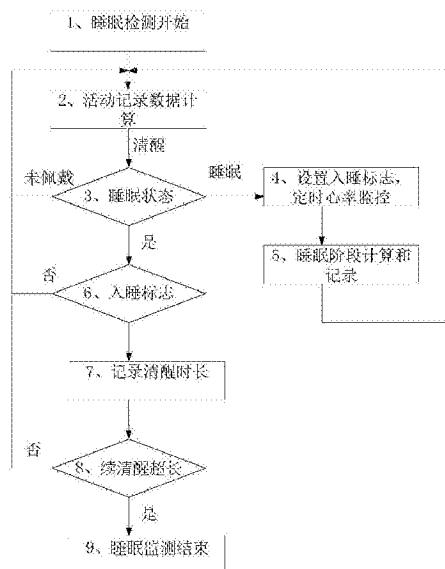
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

睡眠监测方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种睡眠监测方法及系统,所述方法包括如下步骤:智能终端检测用户的微动信号和心电信号;智能终端依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性;智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。本发明具有检测准确的优点。



1. 一种睡眠监测方法,其特征在于,所述方法包括如下步骤:

智能终端检测用户的微动信号和心电信号;

智能终端依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性;

智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述睡眠阶段包括:清醒期、浅睡期、深睡期和快速眼动期。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段包括:

智能终端对该微动信号进行拉普拉斯变换得到该微动信号的微动频域数据,对该心电信号进行拉普拉斯变换得到该心电频域数据;获取心电频域数据中超过第一设定阈值的范围,提取该范围对应的时间区间,提取该时间区间的微动频域数据以及微动信号,如微动信号在第一活动阈值下,则确定该时间区间为快速眼动期。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

提取该时间区间的微动频域数据,如该时间区间的微动频域数据超过第二设定阈值的个数大于设定个数,则将该时间区间从REMS期间中删除。

5. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段具体包括:

$$S=Q(X_{-2}E_{-2}+X_{-1}E_{-1}+X_0E_0+X_1E_1+X_2E_2);$$

S是判断睡眠清醒的参数,Q是标准量,X是加权系数,E是计数,下标数字表示测量时段,0代表当前测量时段,-1代表前一测量时段,1代表后一测量时段,-2代表前二测量时段,2代表后二测量时段;

如计算出该S大于参数阈值,确定其为清醒,否则确定其属于睡眠。

6. 一种睡眠监测系统,其特征在于,所述系统包括:

检测单元,用于检测用户的微动信号和心电信号;

处理单元,用于依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性,根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述睡眠阶段包括:清醒期、浅睡期、深睡期和快速眼动期。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,所述系统具体用于对该微动信号进行拉普拉斯变换得到该微动信号的微动频域数据,对该心电信号进行拉普拉斯变换得到该心电频域数据;获取心电频域数据中超过第一设定阈值的范围,提取该范围对应的时间区间,提取该时间区间的微动频域数据以及微动信号,如微动信号在第一活动阈值下,则确定该时间区间为快速眼动期。

9. 根据权利要求8所述的系统,其特征在于,

所述处理单元,还用于提取该时间区间的微动频域数据,如该时间区间的微动频域数据超过第二设定阈值的个数大于设定个数,则将该时间区间从REMS期间中删除。

10. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,所述处理单元,具体用于 $S=Q(X_{-2}E_{-2}+X_{-1}E_{-1}+X_0E_0+X_1E_1+X_2E_2)$;

S是判断睡眠清醒的参数,Q是标准量,X是加权系数,E是计数,下标数字表示测量时段,

0代表当前测量时段,-1代表前一测量时段,1代表后一测量时段,-2代表前二测量时段,2代表后二测量时段;

如计算出该S大于参数阈值,确定其为清醒,否则确定其属于睡眠。

睡眠监测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及电子领域,尤其涉及一种睡眠监测方法及系统。

背景技术

[0002] 随着微电子技术的高速发展,各种微电子传感器层出不穷,进而像智能手环,智能手表之类的运动健康类电子产品开始进入普通人的生活。这类电子产品基本上都具有睡眠检测功能。其基本工作原理是:利用加速度传感器采集睡眠过程中特殊频率的移动,经过算法的运算,得出睡眠监测的结果。包括:睡眠开始时间,睡眠结束时间,深睡时长,浅睡时长,清醒时长等。上述方法的缺点是:用单一的加速度传感器基于活动记录(actigraphy)的分析,可以监测出睡眠的起始时间和结束时间,但是对睡眠阶段(深度睡眠、浅度睡眠和快速眼动期睡眠)的判断不够准确。

发明内容

[0003] 本申请提供一种睡眠监测方法。其解决现有技术的技术方案对睡眠判断不够准确的缺点。

[0004] 一方面,提供一种睡眠监测方法,所述方法包括如下步骤:智能终端检测用户的微动信号和心电信号;智能终端依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性;智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。

[0005] 可选的,所述睡眠阶段包括:清醒期、浅睡期、深睡期和快速眼动期。

[0006] 可选的,所述智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段包括:

[0007] 智能终端对该微动信号进行拉普拉斯变换得到该微动信号的微动频域数据,对该心电信号进行拉普拉斯变换得到该心电频域数据;获取心电频域数据中超过第一设定阈值的范围,提取该范围对应的时间区间,提取该时间区间的微动频域数据以及微动信号,如微动信号在第一活动阈值下,则确定该时间区间为快速眼动期。

[0008] 可选的,所述方法还包括:

[0009] 提取该时间区间的微动频域数据,如该时间区间的微动频域数据超过第二设定阈值的个数大于设定个数,则将该时间区间从REMS期间中删除。

[0010] 可选的,所述智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段具体包括:

[0011] $S = Q(X_{-2}E_{-2} + X_{-1}E_{-1} + X_0E_0 + X_1E_1 + X_2E_2)$;

[0012] S是判断睡眠清醒的参数,Q是标准量,X是加权系数,E是计数,下标数字表示测量时段,0代表当前测量时段,-1代表前一测量时段,1代表后一测量时段,-2代表前二测量时段,2代表后二测量时段;

[0013] 如计算出该S大于参数阈值,确定其为清醒,否则确定其属于睡眠。

[0014] 第二方面,提供一种睡眠监测系统,所述系统包括:

[0015] 检测单元,用于检测用户的微动信号和心电信号;

[0016] 处理单元,用于依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性,根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。

[0017] 可选的,所述睡眠阶段包括:清醒期、浅睡期、深睡期和快速眼动期。

[0018] 可选的,所述系统具体用于对该微动信号进行拉普拉斯变换得到该微动信号的微动频域数据,对该心电信号进行拉普拉斯变换得到该心电频域数据;获取心电频域数据中超过第一设定阈值的范围,提取该范围对应的时间区间,提取该时间区间的微动频域数据以及微动信号,如微动信号在第一活动阈值下,则确定该时间区间为快速眼动期。

[0019] 可选的,所述处理单元,还用于提取该时间区间的微动频域数据,如该时间区间的微动频域数据超过第二设定阈值的个数大于设定个数,则将该时间区间从REMS期间中删除。

[0020] 可选的,所述处理单元,具体用于

[0021] $S=Q(X_{-2}E_{-2}+X_{-1}E_{-1}+X_0E_0+X_1E_1+X_2E_2)$;

[0022] S是判断睡眠清醒的参数,Q是标准量,X是加权系数,E是计数,下标数字表示测量时段,0代表当前测量时段,-1代表前一测量时段,1代表后一测量时段,-2代表前二测量时段,2代表后二测量时段;

[0023] 如计算出该S大于参数阈值,确定其为清醒,否则确定其属于睡眠。

[0024] 本发明提供的技术方案具有判断准确的优点。

附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,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。

[0026] 图1为本发明第一较佳实施方式提供的一种睡眠监测方法的流程图。

[0027] 图2为本发明第二较佳实施方式提供的一种睡眠监测方法的流程图。

[0028] 图3为本发明提供的智能终端的结构示意图。

具体实施方式

[0029] 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,都属于本发明保护的范围。

[0030] 请参考图1,图1是本发明第一较佳实施方式提出的一种睡眠监测方法,该方法由智能终端执行,该智能终端根据实际的情况可以有多种,例如智能手机、平板电脑、智能手环、智能手表等等智能设备,当然在实际应用中,也可以是其他类型的智能终端,该方法如图1所示,包括如下步骤:

[0031] 步骤S101、智能终端检测用户的微动信号和心电信号。

[0032] 上述微动信号可以通过智能终端上的加速度传感器来检测,该心电信号可以通过心率传感器来检测,当然在实际应用中,也可以通过其他的传感器或其他的设备来获取上

述微动信号和心电信号,本发明具体实施方式并不局限上述微动信息和心电信号的具体表现形式。

[0033] 步骤S102、智能终端依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性。

[0034] 步骤S103、智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。

[0035] 上述步骤S103的睡眠阶段可以包括如下阶段:

[0036] 清醒期,正常的人体活动和心率。

[0037] 浅睡期,人体活动动作减少,心率低于清醒期,并随着睡眠时间的延长成下降趋势。

[0038] 深睡期,人体几乎不动,心率最低且平稳。

[0039] 快速眼动期(Rapid Eye Movement Sleep,REMS)。人体几乎不动。心率变异性HRV有增大的趋势,当REMS持续时间较长时,会发生较大起伏的振荡,但是比清醒期心率要慢。

[0040] 可选的,上述步骤S103的实现方法具体可以为:

[0041] 智能终端对该微动信号进行拉普拉斯变换得到该微动信号的微动频域数据,对该心电信号进行拉普拉斯变换得到该心电频域数据;获取心电频域数据中超过第一设定阈值的范围,提取该范围对应的时间区间,提取该时间区间的微动频域数据以及微动信号,如微动信号在第一活动阈值下,则确定该时间区间为REMS期间。

[0042] 可选的,该方法还可以包括:提取该时间区间的微动频域数据,如该时间区间的微动频域数据超过第二设定阈值的个数大于设定个数,则将该时间区间从REMS期间中删除。

[0043] 此技术方案是属于REMS期间的误判断,因为对于微动频域数据来说,其人体几乎不动,所有其微动频域数据即使超过第二设定阈值,个数也不会过多,所以如果大于第二设定阈值的个数大于设定个数,那么就不是REMS期间,需要对该期间进行进一步判断。

[0044] 可选的,上述方法还可以包括:该时间区间的心电频域数据求第一平均值,如该第一平均值大于第一设定阈值,求该时间区间的微动频域数据的第二平均值,如该第二平均值也大于第二设阈值,则确定用户为清醒期,因为只有清醒期才可能出现此种情况。

[0045] 可选的,上述步骤S103的实现方法具体可以为:计算

[0046] $S=Q(X_{-2}E_{-2}+X_{-1}E_{-1}+X_0E_0+X_1E_1+X_2E_2)$

[0047] S是判断睡眠清醒的参数,Q是标准量(用户可以依据经验设定),依据不同的加速度传感器设定而不同,X是加权系数,E是计数,下标数字表示测量时段,0代表当前测量时段,-1代表前一测量时段,1代表后一测量时段,以此类推。

[0048] 如计算出该S大于参数阈值,确定其为清醒,否则确定其属于睡眠。

[0049] 参阅图2,图2为本发明另一实施例提供一种睡眠监测方法,该方法包括:

[0050] 1、睡眠监测开始,打开加速度传感器,开始获取数据;

[0051] 2、活动记录数据的计算,将单位时间段内的加速度传感器的raw data数据通过滤波过滤掉1-3hz之外的非人体自主动作,统计活动记录次数;

[0052] 3、睡眠状态判断,若次数为0,则判定为未佩戴设备,否则依据活动记录检测的计算公式判定是睡眠状态是睡眠还是清醒。

[0053] 4、若是睡眠状态,则设置入睡标志位,定时开启心率传感器ECG监测,获取心率变异性相关数据。

[0054] 5、由HRV数据以及活动记录数据计算得出各睡眠阶段(浅睡阶段、深睡阶段、快速眼动睡眠阶段)的开始时间,结束时间以及时长,进行记录和统计;

[0055] 6、若活动记录检测是清醒状态,则检测入睡标志位,若没有设置,则等待获取新的单位时间数据重新计算;

[0056] 7、若入睡标志位已经设置,表明从入睡中醒来,记录该段清醒的时长;

[0057] 8、判断当前段连续的清醒的时长是否超过设定的阈值,未超过阈值则判定为临时惊醒,等待获取新的单位时间数据重新计算;

[0058] 9、若超过阈值,则判定为从睡眠正式清醒,睡眠监测结束。

[0059] 本发明还提供一种睡眠监测系统,所述系统包括:检测单元,用于检测用户的微动信号和心电信号;处理单元,用于依据所述微动信号获取用户的活动记录,依据该心电信号获取心率变异性,根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。

[0060] 可选的,所述睡眠阶段包括:清醒期、浅睡期、深睡期和快速眼动期。

[0061] 可选的,所述系统具体用于对该微动信号进行拉普拉斯变换得到该微动信号的微动频域数据,对该心电信号进行拉普拉斯变换得到该心电频域数据;获取心电频域数据中超过第一设定阈值的范围,提取该范围对应的时间区间,提取该时间区间的微动频域数据以及微动信号,如微动信号在第一活动阈值下,则确定该时间区间为快速眼动期。

[0062] 可选的,所述处理单元,还用于提取该时间区间的微动频域数据,如该时间区间的微动频域数据超过第二设定阈值的个数大于设定个数,则将该时间区间从REMS期间中删除。

[0063] 可选的,所述处理单元,具体用于

[0064] $S = Q(X_{-2}E_{-2} + X_{-1}E_{-1} + X_0E_0 + X_1E_1 + X_2E_2)$;

[0065] S是判断睡眠清醒的参数,Q是标准量,X是加权系数,E是计数,下标数字表示测量时段,0代表当前测量时段,-1代表前一测量时段,1代表后一测量时段,-2代表前二测量时段,2代表后二测量时段;

[0066] 如计算出该S大于参数阈值,确定其为清醒,否则确定其属于睡眠。

[0067] 参阅图3,图3为一种智能终端30,包括:处理器301、无线收发器302、存储器303和总线304,无线收发器302用于与外部设备之间收发数据。处理器301的数量可以是一个或多个。本申请的一些实施例中,处理器301、存储器303和收发器303可通过总线304或其他方式连接。智能终端30可以用于执行图1或图2的步骤。关于本实施例涉及的术语的含义以及举例,可以参考图1或图2对应的实施例。此处不再赘述。

[0068] 其中,存储器303中存储程序代码。处理器901用于调用存储器903中存储的程序代码,用于执行如图1或图2所示的步骤。

[0069] 需要说明的是,这里的处理器301可以是一个处理元件,也可以是多个处理元件的统称。例如,该处理元件可以是中央处理器(Central Processing Unit,CPU),也可以是特定集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC),或者是被配置成实施本申请实施例的一个或多个集成电路,例如:一个或多个微处理器(digital signal processor,DSP),或,一个或者多个现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array,FPGA)。

[0070] 存储器303可以是一个存储装置,也可以是多个存储元件的统称,且用于存储可执

行程序代码或应用程序运行装置运行所需要参数、数据等。且存储器303可以包括随机存储器(RAM),也可以包括非易失性存储器(non-volatile memory),例如磁盘存储器,闪存(Flash)等。

[0071] 总线304可以是工业标准体系结构(Industry Standard Architecture,ISA)总线、外部设备互连(Peripheral Component,PCI)总线或扩展工业标准体系结构(Extended Industry Standard Architecture,EISA)总线等。该总线可以分为地址总线、数据总线、控制总线等。为便于表示,图3中仅用一条粗线表示,但并不表示仅有一根总线或一种类型的总线。

[0072] 该终端还可以包括输入输出装置,连接于总线304,以通过总线与处理器301等其它部分连接。该输入输出装置可以为操作人员提供一输入界面,以便操作人员通过该输入界面选择布控项,还可以是其它接口,可通过该接口外接其它设备。

[0073] 需要说明的是,对于前述的各个方法实施例,为了简单描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本发明并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本发明,某一些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于优选实施例,所涉及的动作和模块并不一定是本发明所必须的。

[0074] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中沒有详细描述的部分,可以参见其他实施例的相关描述。

[0075] 本领域普通技术人员可以理解上述实施例的各种方法中的全部或部分步骤是可以通过程序来指令相关的硬件来完成,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:闪存盘、只读存储器(英文:Read-Only Memory,简称:ROM)、随机存取器(英文:Random Access Memory,简称:RAM)、磁盘或光盘等。

[0076] 以上对本发明实施例所提供的内容下载方法及相关设备、系统进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

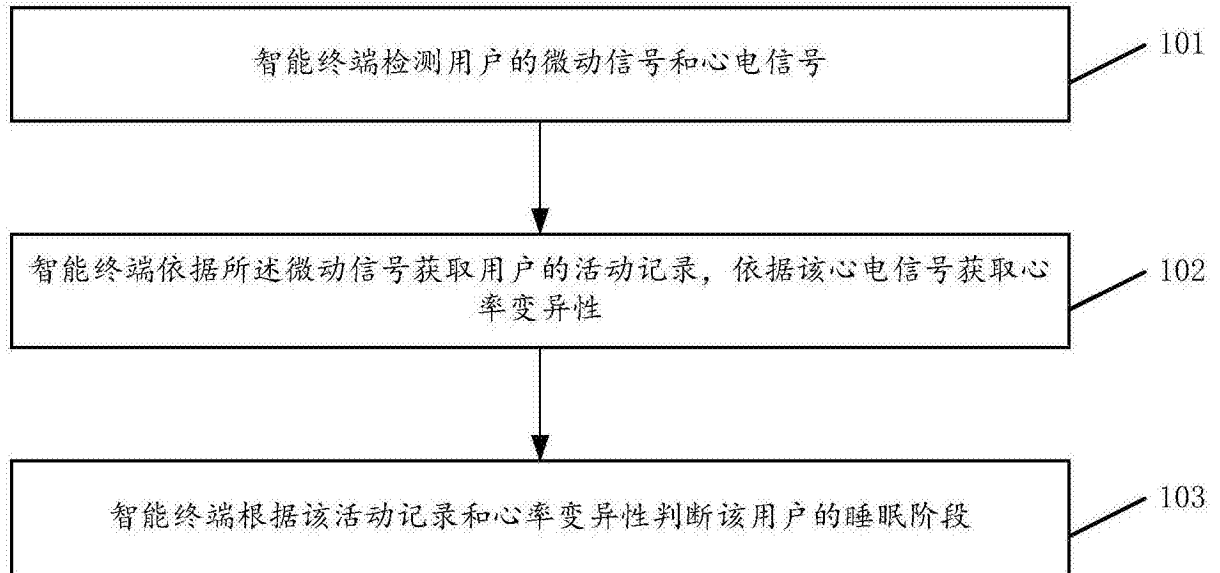


图1

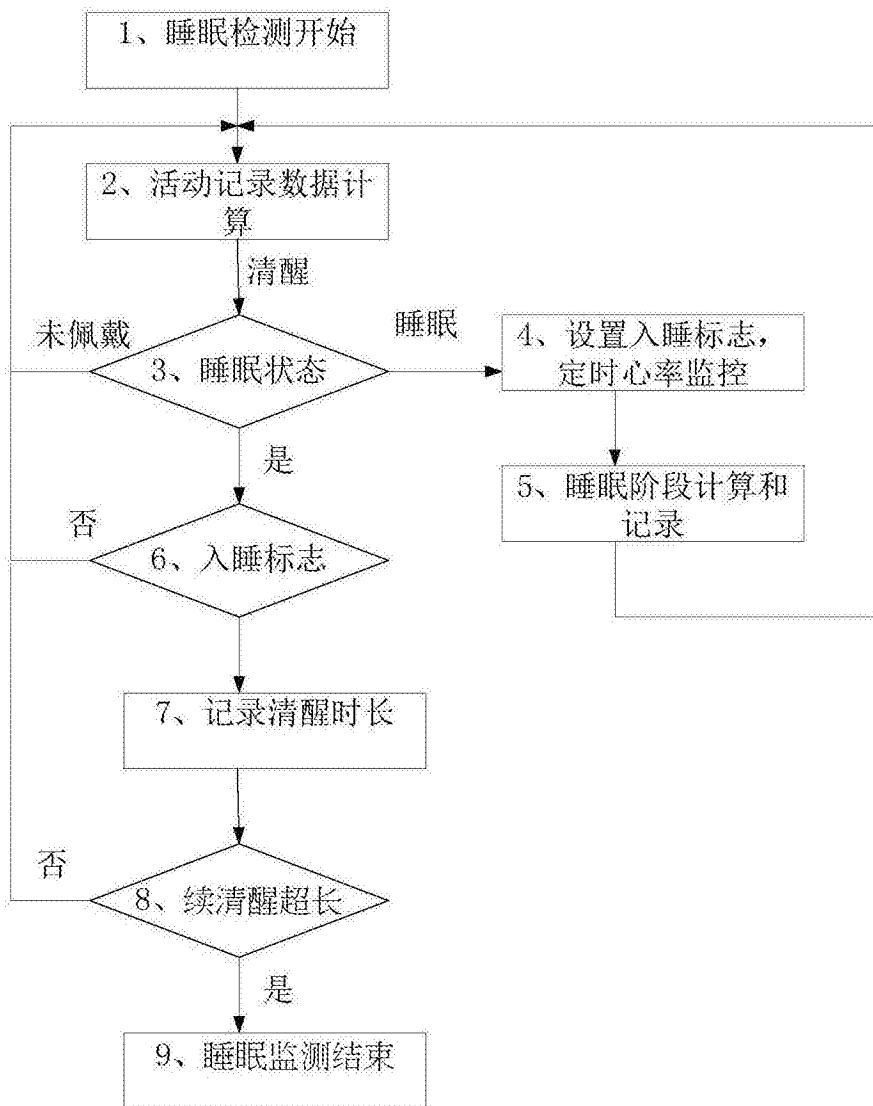


图2

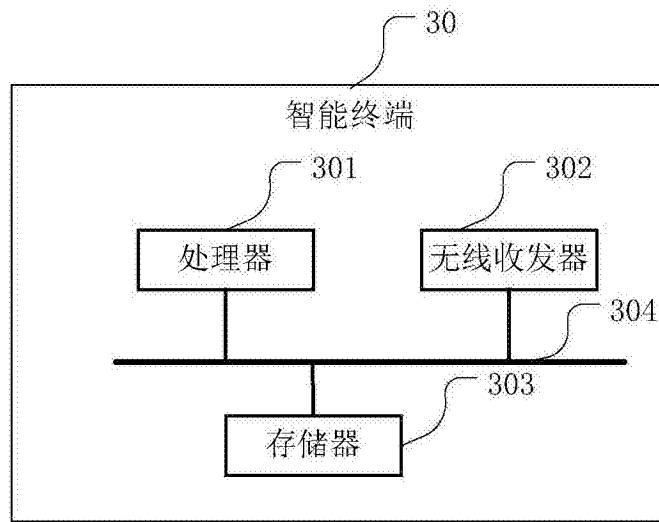


图3

专利名称(译)	睡眠监测方法及系统		
公开(公告)号	CN106821336A	公开(公告)日	2017-06-13
申请号	CN201710217633.1	申请日	2017-04-05
[标]发明人	文雅清 王炳翔 韩俊 李会珍 李君		
发明人	文雅清 王炳翔 韩俊 李会珍 李君		
IPC分类号	A61B5/00 A61B3/113 A61B5/0245 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B3/113 A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/4809 A61B5/72 A61B5/7235 A61B5/7253		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠监测方法及系统，所述方法包括如下步骤：智能终端检测用户的微动信号和心电信号；智能终端依据所述微动信号获取用户的活动记录，依据该心电信号获取心率变异性；智能终端根据该活动记录和心率变异性判断该用户的睡眠阶段。本发明具有检测准确的优点。

