

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020 年 7 月 2 日 (02.07.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/133536 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2018/125875
- (22) 国际申请日: 2018 年 12 月 29 日 (29.12.2018)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 罗汉源 (LUO, Hanyuan); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 金星亮 (JIN,

Xingliang); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
何先梁 (HE, Xianliang); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
刘三超 (LIU, Sanchao); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
张宁玲 (ZHANG, Ningling); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
马强 (MA, Qiang); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
姚祖明 (YAO, Zuming); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
何宇翔 (HE, Yuxiang); 中国广东省深圳市南山区高新科技园南十二道迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(54) Title: SLEEP STATE DETERMINING METHOD AND APPARATUS

(54) 发明名称: 一种睡眠状态判断的方法及装置

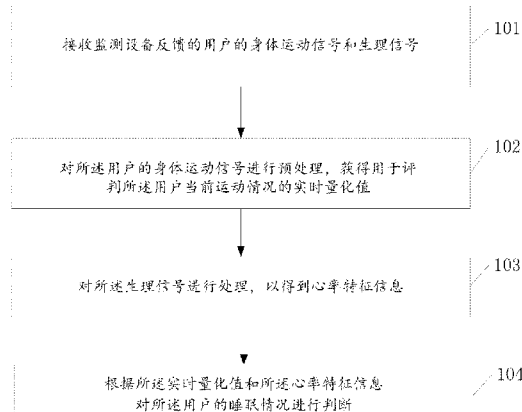


图 1

- 101 Receive a body movement signal and a physiological signal of a user, which are fed back by a monitoring device
- 102 Preprocess the body movement signal of the user, and obtain a real-time quantized value for determining a current motion state of the user
- 103 Process the physiological signal to obtain heart rate characteristic information
- 104 Determine a sleep state of the user according to the real-time quantized value and the heart rate characteristic information

(57) Abstract: A sleep state determining method and apparatus. The method comprises: receiving a body movement signal and a physiological signal of a user, which are fed back by a monitoring device (101); preprocessing the body movement signal of the user, and obtaining a real-time quantized value for determining a current motion state of the user (102); processing the physiological signal to obtain heart rate characteristic information (103); and determining a sleep state of the user according to the real-time quantized value and the heart rate characteristic information. According to the technical solution provided by the present application, whether a user is in a sleep state can be determined according to heart rate characteristic information and motion characteristics of the user, so that

(74) 代理人: 广州三环专利商标代理有限公司
(SCIHEAD IP LAW FIRM); 中国广东省广州市
越秀区先烈中路80号汇华商贸大厦1508
室, Guangdong 510070 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家
保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,
BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,
GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS,
JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,
LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL,
PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,
NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,
RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

whether the user is in the sleep state can be more accurately identified.

(57) 摘要: 一种睡眠状态判断的方法及装置。方法包括: 接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号(101); 对用户的身体运动信号进行预处理, 获得用于评判用户当前运动情况的实时量化值(102); 对生理信号进行处理, 以得到心率特征信息(103); 根据实时量化值和心率特征信息对用户的睡眠状态进行判断(104)。通过本申请提供的技术方案, 能够根据用户的心率特征信息和运动特征确定用户是否处于睡眠状态, 从而能够较为准确的识别用户是否处于睡眠状态。

一种睡眠状态判断的方法及装置

技术领域

本发明涉及物联网领域，特别涉及一种睡眠状态判断的方法及装置。

5 背景技术

人的一生中有三分之一的时间在睡眠中度过，睡眠的好坏直接影响着人体的健康状态，尤其对大脑健康的影响更为深远。

然而，当前的睡眠状态分析存在成本高操作复杂或者准确率低等问题，不能广泛应用于临床用户睡眠状态的分析与监测。

10

发明内容

本发明实施例提供了一种睡眠状态判断的方法及装置，通过使用本发明提供的方法，能够根据用户的心率特征信息和运动特征确定用户是否处于睡眠状态，从而能够较为准确的识别用户是否处于睡眠状态。

15

本发明第一方面公开了一种睡眠状态判断的装置，所述装置包括接收单元、处理单元以及判断单元；

所述接收单元，用于接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；

所述处理单元，用于对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；

20

所述处理单元，还用于对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；

所述判断单元，用于根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态。

本发明第二方面公开了一种睡眠状态判断的方法，其特征在于，所述方法包括：

25

接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；

对所述用户的身体运动信号进行预处理，获得用于评判所述用户当前运动情况的实时量化值；

对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；

根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态。

本发明第三方面公开了一种睡眠状态判断的装置，所述睡眠状态判断装置包括收发器、处理器以及存储器；其中所述存储器中存储有程序代码，当所述程序代码被运行时，处理器会执行第一方面任一所述的方法。

5 本发明第四方面公开了一种存储介质，所述存储介质中存储有程序代码，当所述程序代码被运行时，第一方面所述的任一种方法会被执行。

本发明第五方面公开了一种计算机程序产品，所述计算机程序产品中包含有程序代码；当所述程序代码被运行时，所述第一方面的方法会被执行。

可以看出，在本发明实施例的方案中，接收监测设备反馈的用户的身体运
10 动信号和生理信号；其中，所述生理信号包括心电信号，所述身体运动信号包括三轴加速度信号；对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；根据所述实时量化值和所述心率特征信息对所述用户的睡眠状态进行判断。通过本发明提供的技术方案，能够根据用户的
15 心率特征信息和运动特征确定用户是否处于睡眠状态，从而能够较为准确的识别用户是否处于睡眠状态。

附图说明

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
20 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。

图1为本发明实施例提供的一种睡眠状态判断的方法的示意图；

图2为本发明实施例提供的一种睡眠中心率特征信息特征值变化示意图；

25 图3为本发明的实施例提供的另一种睡眠状态判断方法的示意图；

图4为本发明实施例提供的另一种睡眠状态判断方法的示意图；

图5为本发明实施例提供的一种睡眠状态判断装置的逻辑结构图；

图6为本发明实施例提供另一种睡眠状态判断装置的逻辑结构图；

图7为本发明实施例提供另一种睡眠状态判断装置的逻辑结构图；

图8为本发明实施例提供的一种睡眠状态判断装置的物理结构示意图；
图9为本发明实施例提供的一种监护设备的系统结构图。

具体实施方式

为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案，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地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分的实施例，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，都应当属于本发明保护的范围。

本发明说明书、权利要求书和附图中出现的术语“第一”、“第二”和“第三”等是用于区别不同的对象，而并非用于描述特定的顺序。此外，术语“包括”和“具有”以及它们任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元，而是可选地还包括没有列出的步骤或单元，或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

请参阅图1，图1是本发明一个实施例提供的一种睡眠状态判断的方法的流程图示意图。其中，如图1所示，本发明的一个实施例提供的一种睡眠状态判断的方法，所述方法包括以下内容：

101、接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；

其中，需要指出的是，本实施例的执行主体为睡眠状态判断装置，该装置可以安装在移动终端中，也可以是安装在医疗仪器其中，当然，也可以是一个独立的设备。

其中，所述生理信号包括以下参数中的至少一种，比如血压、血氧、心电、心音、心冲击图、压力、鼻息气流、脉搏波等。可以理解的是，可以通过以下装置来测量生理信号，包括但不限于心电导联线、血压袖带、血氧探头、有创压传感器、心音传感器、加速度传感器、气流传感器。总的来说，只要通过该生理信号能够得到心率特征信息即可，对生理信号种类不做限定。其中，心率特征信息可以是频域特征信息，也可是时阈特征信息。

举例来说，身体运动信号可以是三轴加速度信号、六轴加速度信号、九轴

加速度信号、角加速度信号等，只要可以通过对身体运动信号进行预处理得到用于评判用户当前运动情况的实时量化值即可。可以理解的是可以通过运动传感器来获得身体运动信号，举例来说，运动传感器可以为加速度传感器、陀螺仪等。当运动传感器为加速度传感器时，实时量化值为加速度传感器测得的实时加速度值或实时加速度值之和；当运动传感器为陀螺仪时，由于陀螺仪可以监测用户的运动轨迹，因此，此时，实时量化值还可以为用户在一段时间内的移动距离。

在本发明的一个实施例中，监测设备包括运动传感器，如三轴加速度的运动传感器，用于后去三轴加速度信号；进一步的，该监测设备还包括心电图（Electrocardiograph, ECG）传感器，用于采集用户的心电信号。另外，需要指出的是，心电图是指心脏在每个心动周期中，由起搏点、心房、心室相继兴奋，伴随着生物电的变化，通过心电描记器从体表引出多种形式的电位变化的图形。

其中，可以理解的是，该监测设备可以是睡眠状态判断装置的一部分，当然，也可以是独立的设备。

102、对所述用户的身体运动信号进行预处理，获得用于评判所述用户当前运动情况的实时量化值；

其中，对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到可实时量化值，包括：对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到所述用户的三轴加速度信号；对所述三轴加速度信号进行绝对值累加计算，以得到所述实时量化值。

可以理解的是，可以通过该量化值识别当前的状态为运动还是静止。

举例来说，预处理过程包括：该睡眠状态判断装置接收到用户的身体运动信号（三轴加速度信号）之后，会将该身体运动信号进行滤波处理以去除噪声，再使用信号放大器扩大处理后的信号的幅度，最后进行A/D转换（可以理解的是，A/D转换即模数转换，A/D转换的作用是将时间连续、幅值也连续的模拟量转换为时间离散、幅值也离散的数字信号），把模拟信号转换为数据信号。

103、对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；

其中，心率特征信息是指两段不同时间采集到的生理信号的差异；所述不同时间为两段或多段具有前后顺序的相同长度的生理信号；所述前后顺序可为

连续或间断的采集；所述生理信号差异可以为生理信号波形或波形特征差异；所述差异为差异度、变异性。

举例来说，心率特征信息可以是指两次心跳时间间隔的微小变化。心率特征信息包括频域特征信息和时域特征信息。

5 其中，在一实施例中，所述对所述生理信号进行处理，以得到频域特征信息，包括：处理生理信号以获得心电数据；对所述心电数据进行分析，以提取实时有效的R波间期；对所述R波间期进行重采样；根据不同尺度下的所述R波间期进行所述心率特征信息计算，以得到心率特征信息。

10 其中，举例来说，处理生理信号以获得心电数据的过程包括：该睡眠状态判断装置接收到用户的ECG心电信号之后，会将该ECG心电信号进行滤波处理以去除噪声，再使用信号放大器扩大处理后的信号的幅度，最后进行A/D转换(可以理解的是，A/D转换即模数转换，A/D转换的作用是将时间连续、幅值也连续的模拟量转换为时间离散、幅值也离散的数字信号)，把模拟信号转换为数据信号。可以理解的是，该数据信号中包括该心电数据。可以理解地，在当生理
15 信号为ECG心电信号之外的信号时，例如脉搏波信号时，还可以对脉搏波信号进行处理以获得心电数据，只要其对生理数据进行数据，获得心电数据即可。

另外，需要指出的是，心电图是由一系列的波组所构成，每个波组代表着每一个心动周期。一个波组包括P波、QRS波群、T波及U波。其中，QRS波群包括三个紧密相连的波，第一个向下的波称为Q波，继Q波后的一个高尖的直立波
20 称为R波，R波后向下的波称为S波。因其紧密相连，且反映了心室电激动过程，故统称为QRS波群。这个波群反映了左、右两心室的除极过程。

104、根据所述实时量化值和所述心率特征信息对所述用户的睡眠状态进行判断。

25 举例来说，比如该心率特征信息为频域特征信息，所述根据所述实时量化值和所述心率特征信息对所述用户的睡眠状态进行判断，包括：比较所述实时量化值与第一阈值，和比较所述心率特征信息与第二阈值；当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。其中，可以理解的是所述第二阈值为自适应阈值或固定值。当心率特征信息为时域特征信息时，时域特征信息包括预设时间片段内间期的标

准差, 根据实时量化值和该标准差确定用户的睡眠状态。具体地, 可以比较实时量化值和第一阈值, 标准差与第三阈值来确定用户的睡眠状态。可以理解地, 第三阈值可以为固定阈值也可以为自适应阈值, 若其为自适应阈值, 其判定方式与第二阈值的判定方式类似, 在此不做限定。

5 其中, 当第二阈值是自适应阈值时, 需要指出的是, 该自适应阈值是随着心率动态变化的。因此, 比较所述心率特征信息和自适应阈值之前, 所述方法还包括: 获取所述用户当前的心率值; 将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述自适应阈值。

10 进一步的, 需要指出的是, 所述将所述用户当前的心率输入到阈值确定模型中以确定所述自适应阈值之前, 所述方法还包括:

15 获取预设时间段内所述用户的包含加速度信号和心电信号的觉醒睡眠的数据; 按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注; 其中, 标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态; 提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的自适应阈值 (即ECG的值); 根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的自适应阈值获取阈值确定模型。

可以理解的是, 预设时间段的长短是不做限制的, 当然是越长越好以及数据越新越好。最好是用户身体状态稳定的一端时间内的数据, 比如1个月前用户感冒好了, 那么预设时间段就是最近的一个月的数据, 因为身体状态稳定的数据更能正确反映用户的身体机能情况。

20 举例来说, 可以利用机器学习算法对提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值进行训练以获取阈值确定模型。其中, 常见的机器学习算法包括分类学习算法、支持向量机算法、贝叶斯算法等等, 在此不在一一列举。

另外, 进一步需要指出的是, 所述确定所述用户处于睡眠状态之后, 所述方法还包括:

25 根据多尺度的心率特征信息之间的比值和对应关系确定所述用户的睡眠阶段, 所述睡眠阶段包括但不限于深度睡眠、浅睡眠以及快相睡眠REM (或称为快波睡眠或异相睡眠)。需要指出的是, 睡眠时相 (phase of sleep) 是睡眠状态中的特定生理过程。生理学家根据人在睡眠中的脑电图、肌电图、心电图和眼动电图以及血压和呼吸等的变化, 把睡眠过程分为两大时相: 慢波睡眠

和快波睡眠。这两大时相周期性交替，一夜中大约交替6次。每个周期包括20分钟~30分钟的快波睡眠和约60分钟的慢波睡眠。人们入睡后所发生的睡眠大多数属于非快速眼动睡眠（NREMS）。根据人脑电波的特征，一般将此时相区分为1、2、3、4期，相应于睡眠由浅入深的过程。1期，呈现低振幅脑电波，频率快慢混合，而以4~7次/秒的 θ 波为主。此期常出现于睡眠开始和夜间短暂苏醒之后。2期，也呈现较低振幅脑电波，中间常出现短串的12~14次/秒的睡眠梭形波和一些复合波。代表浅睡过程。3期，常呈现短暂的高振幅脑电波，振幅超过50微伏，频率为1~2次/秒的 δ 波。4期呈现高振幅脑电波。此期以 δ 波为主。其出现时间占总时间的1/2以上，代表深睡状态。3期与4期仅有量的差别，而无质的不同。通常认为，4期慢波睡眠具有促进体力及精力恢复的功能。因为观察到在长时间的体力劳动或不睡后，在恢复睡眠中此期持续时间最长。随着睡眠由浅入深，逐步丧失意识、血压稍降、心率及呼吸减慢、瞳孔缩小、体温及基础代谢率降低、尿量减少、胃液增多、唾液分泌减少、发汗机能增强，上述生理变化都较稳定。异相睡眠为在睡眠过程中周期性出现的一种激动状态。脑电图与觉醒时的相似，呈现低振幅去同步化快波。虽然各种感觉机能进一步减退、运动机能进一步降低、肌肉几乎完全松弛、运动系统受到很强的抑制，但植物性神经系统活动增强，如血压升高、心率及呼吸加速、脑血流量及耗氧量增加等。此外，在此时相内还会出现间断的阵发性表现。例如频频出现快速的眼球运动、四肢末端和颜面肌肉抽动等。

举例来说，如图2所示，可以根据多尺度心率特征信息之间的比值以及心率特征信息与心率的对应关系来确定用户具体的睡眠状态。其中，需要指出的是，在已经确认当前处于睡眠状态时，由于人睡眠周期内存在深、浅睡眠和REM睡眠，根据睡眠周期的持续进行，三种睡眠状态的心率特征信息特征存在相应的大小差异。因此在睡眠过程中可以看到心率特征信息特征随着睡眠周期的改变而出现有规律的上下波动。当其位于波峰时，睡眠状态为浅睡眠，档期位于波谷时，睡眠状态为深睡眠。

另外，当确定用户处于睡眠状态时，根据所述实时量化值和所述心率特征信息对所述用户的睡眠状态进行识别，包括：

若所述实时量化值高于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二

阈值，则确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。

可以看出，本实施例的方案中，接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；其中，所述生理信号包括心电信号，所述身体运动信号包括三轴加速度信号；对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；根据所述实时量化值和所述心率特征信息对所述用户的睡眠状态进行判断。通过本发明提供的技术方案，能够根据用户的心率特征信息和运动特征确定用户是否处于睡眠状态，从而能够较为准确的识别用户是否处于睡眠状态。

请参阅图3，图3是本发明的另一个实施例提供的另一种睡眠状态判断的方法流程示意图。其中，如图3所示，所述方法包括：

201、接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；

在本实施例中，所述生理信号包括心电信号，所述身体运动信号包括三轴加速度信号；

202、对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；

其中，对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，包括：对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到所述用户的三轴加速度信号；

对所述三轴加速度信号进行绝对值累加计算，以得到所述实时量化值。

203、对所述生理信号进行处理，以得到频域特征信息；

其中，对所述生理信号进行处理以得到频域特征信息，包括：处理生理信号以获得心电数据；对所述心电数据进行分析，以提取实时有效的R波间期；对所述R波间期进行重采样；根据不同尺度下的所述R波间期进行所述心率特征信息计算，以得到心率特征信息。

204、获取所述用户当前的心率值以及将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值；

其中，所述将所述用户当前的心率输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值之前，所述方法还包括：获取预设时间段内所述用户的包含加速度信号和

心电信号的觉醒睡眠的数据；按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型。

5 205、比较所述实时量化值与第一阈值；以及比较所述频域特征信息与第二阈值；

206、当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述频域特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。

10 207、当用户处于睡眠状态时，且所述实时量化值高于所述第一阈值且所述频域特征信息小于所述第二阈值时，确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。

其中，需要指出的是，图3所描述的实施例的具体内容可参考图1所对应的实施例的解释。

可以看出，本实施例的方案中，可通过用户当前的心率获取与所述心率对应的第二阈值，然后根据所述频域特征信息与第二阈值以及所述实时量化值与第一阈值的关系来确定用户的睡眠状态。通过使用本发明实施例提供的技术方案，进一步保证了用户睡眠状态识别的准确性。

如图4所示，本发明的另一个实施例提供的另一种睡眠状态判断的方法流程示意图。其中，如图4所示，所述方法包括：

20 301、获取预设时间段内所述用户的包含加速度信号和心电信号的觉醒睡眠的数据；

302、按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；

其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；

303、提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；

25 304、根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型；

305、接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；

其中，所述生理信号包括心电信号，所述身体运动信号包括三轴加速度信号；

306、对所述用户的身体运动信号进行预处理以得到实时量化值，以及对所述生理信号进行处理以得到频域特征信息；

其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；

307、获取所述用户当前的心率值，并将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值；

308、比较实时量化值和第一阈值以及比较所述频域特征信息和第二阈值；

309、当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述频域特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。

其中，需要指出的是，图4所描述的实施例的具体内容可参考图1所对应的实施例的解释。

可以看出，本实施例的方案中，通过对用户的历史数据进行训练以获取阈值确定模型，进而根据用户当前的心率和所述模型确定当前的第二阈值，接着根据第二阈值判断用户的睡眠状态。通过使用本发明实施例提供的技术方案，保护了每个用户的睡眠状态的识别的准确性。

如图5所示，本发明的一个实施例提供的一种睡眠状态判断装置400，其中，该装置400包括以下单元：

接收单元401，用于接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；其中，所述生理信号包括心电信号，所述身体运动信号包括三轴加速度信号；

处理单元402，用于对所述用户的身体运动信号进行预处理，获得用于评判所述用户当前运动情况的实时量化值；

另外，可选的，处理单元402用于对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值至少包括：

对所述用户的加速度信号进行预处理得到实时加速度值，以得到所述实时量化值；

对所述用户的加速度信号和角速度信号进行预处理，至少获得实时加速度值和用户的移动距离，以得到所述实时量化值。

处理单元402，还用于对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；

另外，可选的，对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息，包括：处理生理信号以获得心电数据；对所述心电数据进行分析，以提取实时有效

的R波间期；对所述R波间期进行重采样；根据不同尺度下的所述R波间期进行所述心率特征信息计算，以得到心率特征信息。

判断单元403，用于根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态。

5 另外，可选的，所述判断单元403具体用于比较所述实时量化值与第一阈值，和比较所述心率特征信息与第二阈值；当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。

可选的，所述睡眠状态判断装置还包括获取单元404和确定单元405；

获取单元404，用于获取所述用户当前的心率值；

10 确定单元405，用于将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值。

可选的，所述睡眠状态判断装置还包括标注单元406和提取单元407；

获取单元404，还用于获取预设时间段内所述用户的包含身体运动信号和心电信号的觉醒睡眠的数据；

15 标注单元406，用于按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；

提取单元407，用于提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；

20 获取单元404，还用于根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型。

可选的，判断单元403，用于若所述实时量化值高于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值，则确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。

可以理解地在本实施例中，结合图5，参见图9所示，处理器包括上述处理单元402、判断单元403、获取单元404、确定单元405、标注单元406、提取单
25 元407，接收单元401包括参数测量电路112，监测设备包括传感器附件111。其中，接收单元401、处理单元402以及判断单元403可以用于执行实施例1中步骤101-104所述的方法，具体描述详见实施例1对所述方法的描述，在此不再赘述。

如图6所示，本发明的一个实施例提供的一种睡眠状态判断装置500，其中，该装置500包括以下单元：

接收单元501，用于接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；其中，所述生理信号包括心电信号，所述身体运动信号包括三轴加速度信号；

5 处理单元502，用于对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；

其中，对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，包括：对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到所述用户的三轴加速度信号；对所述三轴加速度信号进行绝对值累加计算，以得到所述实时量化值。

10 处理单元502，还用于对所述生理信号进行处理，以得到频域特征信息；其中，对所述生理信号进行处理，以得到频域特征信息，包括：处理生理信号以获得心电数据；对所述心电数据进行分析，以提取实时有效的R波间期；对所述R波间期进行重采样；根据不同尺度下的所述R波间期进行所述频域特征信息计算，以得到频域特征信息。

15 获取单元503，用于获取所述用户当前的心率值以及将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值；

其中，所述将所述用户当前的心率输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值之前，所述方法还包括：获取预设时间段内所述用户的包含加速度信号和心电信号的觉醒睡眠的数据；按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型。

判断单元504，用于比较所述实时量化值和第一阈值；以及比较所述心率特征信息和第二阈值；

25 确定单元505，用于当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，确定所述用户处于睡眠状态；并在用于处于睡眠状态后且所述实时量化值高于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。

其中，上述单元501-505可以用于执行实施例2中步骤201-207所述的方法，具体描述详见实施例2对所述方法的描述，在此不再赘述。

如图7所示,本发明的一个实施例提供的一种睡眠状态判断装置600,其中,该装置600包括以下单元:

获取单元601,用于获取预设时间段内所述用户的包含加速度信号和心电信号的觉醒睡眠的数据;

5 标注单元602,用于按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注;其中,标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态;

提取单元603,提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值;

10 获取单元601,还用于根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型;

接收单元604,用于接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号;其中,所述生理信号包括心电信号,所述身体运动信号包括三轴加速度信号;

15 处理单元605,用于对所述用户的身体运动信号进行预处理以得到实时量化值,以及对所述生理信号进行处理以得到频域特征信息;

其中,所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况;

获取单元601,还用于获取所述用户当前的心率值;

确定单元606,用于将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值;

20 判断单元607,用于比较所述实时量化值和第一阈值以及比较所述心率特征信息和第二阈值;当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时,确定所述用户处于睡眠状态。

其中,上述单元601-607可以用于执行实施例3中步骤301-309所述的方法,具体描述详见实施例3对所述方法的描述,在此不再赘述。

25 在本发明的另一个实施例中,又提供一种睡眠状态判断装置。该装置包括;生理信号采集单元,采集一个或者多个生理信号,所述采集一个或者多个生理信号至少包含心电信号,并发送给信息处理单元;

运动传感器采集单元,安放在电极导联线或者与电极/导联线邻近的装置上或者与电极集成一个或多个加速度传感器。采集加速度数据,并发送给信息

处理单元；

信号处理单元，其被配置为处理来自电极所述的一个或者多个生理信号和加速度计的一个或者多个加速度信号；以及将处理过的信号发送给分析单元。

分析单元，用于用加速度信号获得两种或多种当前状态，状态中至少包括
5 运动/静止两种或与两种状态类似的状态。再根据不同尺度下心电信号的频域心率特征信息特征，结合之前的运动/静止状态判断当前真实睡眠状态。

睡眠状态显示单元，显示一个或多个睡眠相关状态的实时值、趋势或累计时间等统计数据

请参阅图8，在本发明的另一个实施例中，提供一种睡眠状态判断装置700。
10 装置700包括CPU 701、存储器702、总线703、收发器704等硬件。上述图4-图6所示的逻辑单元可通过图7所示的硬件装置实现。

其中，CPU 701执行预先存储在存储器702中的服务器程序，该执行过程具体包括上述实施例中的处理方法，在此不再赘述。

从上可知，本发明实施例提供的技术方案中，接收监测设备反馈的用户的
15 身体运动信号和生理信号；对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态。通过本发明提供的技术方案，能够根据用户的心率特征信息和运动特征确定用户是否处于睡眠状态，从而能够较为准确的识别
20 用户是否处于睡眠状态。

如图9所示，提供了一种多参数监护设备或模块组件的系统框架图。多参数监护设备或模块组件至少包括参数测量电路112。参数测量电路112至少包括一个生理参数对应的参数测量电路，参数测量电路112至少包含心电信号参数测量电路、呼吸参数测量电路、体温参数测量电路、血氧参数测量电路、无
25 创血压参数测量电路、有创血压参数测量电路等等中的至少一个参数测量电路，每个参数测量电路112分别通过相应的传感器接口与外部插入的传感器附件111连接。传感器附件111包括用于心电呼吸、血氧、血压、体温等生理参数检测所对应的检测附件。参数测量电路112主要是用来连接传感器附件111获得采集的生理参数信号的，可以包括至少两种以上生理参数的测量电路，参

数测量电路 112 可以是但不局限于生理参数测量电路(模块), 人体生理参数测量电路(模块)或传感器采集人体生理参数等。具体的, 参数测量电路 112 通过扩展接口获得外部生理参数传感器附件获得有关病人的生理采样信号, 并经过处理后得到生理数据, 用以报警和显示。扩展接口还可用于将主控电路输出的关于如何采集生理参数的控制信号通过相应接口输出至外部生理参数监测附件, 实现对病人生理参数的监测控制。

多参数监护设备或模块组件还可以包括主控电路 113, 主控电路 113 需要包括至少一个处理器和至少一个存储器, 当然, 主控电路 113 还可以包括电源管理模块、电源 IP 模块和接口转换电路等中的至少之一。电源管理模块用于控制整机开关机、板卡内部各电源域上电时序和电池充放电等。电源 IP 模块是指把经常重复调用的电源电路单元的原理图和印刷电路板 (printed circuit board, PCB) 图相关联, 固化成单独的电源模块, 即, 将一输入电压通过预定的电路转换为一输出电压, 其中, 输入电压和输出电压不同。例如, 将 15V 的电压转换为 1.8V、3.3V 或 3.8V 等。可以理解的是, 电源 IP 模块可以是单路的, 还可以是多路的。当电源 IP 模块为单路时, 电源 IP 模块可以将一个输入电压转换为一个输出电压。当电源 IP 模块为多路时, 电源 IP 模块可以将一个输入电压转换为多个输出电压, 且多个输出电压的电压值可以相同, 也可以不相同, 从而能够同时满足多个电子元件的不同电压需求, 并且模块对外接口少, 在系统中工作呈黑盒与外界硬件系统解耦, 提高了整个电源系统的可靠性。接口转换电路用于将主控最小系统模块 (即主控电路中的至少一个处理器和至少一个存储器) 输出的信号, 转换为实际外部设备所要求接收的输入标准信号, 例如, 支持外接视频传输标准 (video graphics array, VGA) 显示功能, 是将主控中央处理器 (central processing unit, CPU) 输出的 RGB 数字信号转换为 VGA 模拟信号, 支持对外网络功能, 是将媒体独立接口 (reduced media independent interface, RMII) 信号转换为标准的网络差分信号。

此外, 多参数监护设备或模块组件还可以包括本地显示屏 114、报警电路 116、输入接口电路 117、对外通讯和电源接口 115 中的一个或多个。主控电路用于协调、控制多参数监护设备或模块组件中的各板卡、各电路和设备。在本实施例中, 主控电路用于控制参数测量电路 112 和通讯接口电路之间的数据

交互、以及控制信号的传输，并将生理数据输送到显示屏 114 上进行显示，也可以接收来自触摸屏或者键盘、按键等物理输入接口电路输入的用户控制指令，当然还可以输出的关于如何采集生理参数的控制信号。报警电路 116 可以是声光报警电路。主控电路完成生理参数的计算，并通过对外通讯和电源接口 115 可将参数的计算结果和波形发送到主机（如带显示器的主机、PC 机、中央站等等），对外通讯和电源接口 115 可以是以太网（ethernet）、令牌环（token ring）、令牌总线（token bus）以及作为这三种网的骨干网光纤分布数据接口（fiber distributed data interface, FDDI）构成的局域网接口中的一个或其组合，还可以是红外、蓝牙、无线保真（wireless-fidelity, wifi）、WMTS 通讯等无线接口中的一个或其组合，或者还可以是异步传输标准接口（RS232）、通用串行总线（universal serial bus, USB）等有线数据连接接口中的一个或其组合。对外通讯和电源接口 115 也可以是无线数据传输接口和有线数据传输接口中的一种或两种的组合。主机可以是监护设备的主机、心电图机，超声诊断仪，计算机等任何一个计算机设备，安装配合的软件，就能够组成一个监护设备。主机还可以是通讯设备，例如手机，多参数监护设备或模块组件通过蓝牙接口将数据发送到支持蓝牙通讯的手机上，实现数据的远程传输。

多参数监护模块组件可以设置在监护设备外壳之外，作为独立的外插参数模块，可以通过插入到监护设备的主机（包含主控板）形成插件式监护设备，作为监护设备的一部分，或者也可以通过电缆与监护设备的主机（包含主控板）连接，外插参数模块作为监护设备外置的一个配件。当然，参数处理还可以内置于外壳之内，与主控模块集成，或物理分离设置在外壳之内，形成集成监护设备。监护设备可以是独立的监护仪、具有监护功能的中央站\护士站、便携式监护设备、具有生命体征检测功能的移动终端等等。

本申请提供了一种一种监护设备，包括：参数测量电路 112，所述参数测量电路 112 电连接设置在患者身体上的传感器附件 111，用以获得多个生理参数对应的生理信号以及用户的身体运动信号；处理器以及存储器；存储器用于存储计算机程序，处理器用于执行存储器中存储的计算机程序时，可以实现如下步骤：对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户

的睡眠状态。

处理器，用于对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值至少包括：对所述用户的加速度信号进行预处理得到实时加速度值，以得到所述实时量化值；对所述用户的加速度信号和角速度信号进行预处理，至少获得
5 实时加速度值和用户的移动距离，以得到所述实时量化值。

其中，处理器用于对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息包括：所述处理器用于：处理生理信号以获得心电数据；对所述心电数据进行分析，以提取实时有效的 R 波间期；对所述 R 波间期进行重采样；根据不同尺度下的所述 R 波间期进行所述心率特征信息计算，以得到心率特征信息；其中，所述
10 心率特征信息包括时域特征信息和频域特征信息。

其中，所述处理器用于根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态包括：所述处理器具体用于比较所述实时量化值与第一阈值，和比较所述心率特征信息与第二阈值；当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。当确
15 定用户处于睡眠状态下时，所述处理器还用于若所述实时量化值高于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值，则确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。处理器还用于根据心率特征信息分析用户的睡眠状态为深睡眠、浅睡眠或是 REM 睡眠，具体判断方法如上所述，在此不做赘述。

为了确定第二阈值，所述处理器还用于获取所述用户当前的心率值；将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值。处理器获取
20 阈值确定模型的方法如下：所述处理器还用于获取预设时间段内所述用户的包含身体运动信号和心电信号的觉醒睡眠的数据；按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；根据所述提取
25 的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型。

在本发明的另一个实施例中，公开了一种计算机程序产品，所述计算机程序产品中包含有程序代码；当所述程序代码被运行时，前述方法实施例中的方法会被执行。

在本发明的另一个实施例中，公开了一种芯片，所述芯片中包含有程序代

码；当所述程序代码被运行时，前述方法实施例中的方法会被执行。

在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的装置，可通过其它的方式实现。例如，以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如所述单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口，装置或单元的间接耦合或通信连接，可以是电性或其它的形式。

所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

另外，在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中，也可以是各个单元单独物理存在，也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现，也可以采用软件功能单元的形式实现。

所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用，可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解，本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来，该计算机软件产品存储在一个存储介质中，包括若干指令用以使得一台计算机设备（可为个人计算机、服务器或者网络设备等）执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括：U盘、只读存储器（ROM，Read-Only Memory）、随机存取存储器（RAM，Random Access Memory）、移动硬盘、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

以上所述，以上实施例仅用以说明本发明的技术方案，而非对其限制；尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明，本领域的普通技术人员应当理解：其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改，或者对其中部分技术特征进行等同替换；而这些修改或者替换，并不使相应技术方案的本质脱

离本发明各实施例技术方案的范围。

权利要求

1、一种监护设备，其特征在于，所述监护设备包括：

参数测量电路，用以获得多个生理参数对应的生理信号以及用户的身体运动信号；其中，所述参数测量电路电连接设置在患者身体上的传感器附件；
5 处理器以及存储器；

存储器用于存储计算机程序，处理器用于执行存储器中存储的计算机程序时，可以实现如下步骤：

对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，其中，所述
10 实时量化值用于评判所述用户当前运动情况；

对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；

根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态。

2、根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述处理器，用于对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值至少包括：

15 对所述用户的加速度信号进行预处理得到实时加速度值，以得到所述实时量化值；

对所述用户的加速度信号和角速度信号进行预处理，至少获得实时加速度值和用户的移动距离，以得到所述实时量化值。

3、根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述处理器用于对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；所述处理器，用于处理生理信号以获得心电数据；对所述心电数据进行分析，以提取实时有效的R波间期；对所述R波间期进行重采样；根据不同尺度下的所述R波间期进行所述心率特征信息计算，以得到心率特征信息；其中，所述心率特征信息包括时域特征信息和频域特征信息。

25 4、根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述处理器用于根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态；所述处理器具体用于比较所述实时量化值与第一阈值，和比较所述心率特征信息与第二阈值；当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。

5、根据权利要求4所述的装置，其特征在于，所述处理器还用于获取所述用户当前的心率值；将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值。

6、根据权利要求5所述的装置，其特征在于，所述处理器还用于获取预设时间段内所述用户的包含身体运动信号和心电信号的觉醒睡眠的数据；

按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；

提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；

于根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型。

7、根据权利要求4所述的装置，其特征在于，所述处理器还用于若所述实时量化值高于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值，则确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。

8、一种睡眠状态判断的方法，其特征在于，所述方法包括：

接收监测设备反馈的用户的身体运动信号和生理信号；

对所述用户的身体运动信号进行预处理，获得用于评判所述用户当前运动情况的实时量化值；

对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息；

根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态。

9、根据权利要求8所述的方法，其特征在于，对所述用户的身体运动信号进行预处理，以得到实时量化值，包括：

对所述用户的加速度信号进行预处理得到实时加速度值，以得到所述实时量化值；

对所述用户的加速度信号和角速度信号进行预处理，至少获得实时加速度值和用户的移动距离，以得到所述实时量化值。

10、根据权利要求8所述的方法，其特征在于，对所述生理信号进行处理，以得到心率特征信息，包括：

处理生理信号以获得心电数据；

对所述心电数据进行分析，以提取实时有效的 R 波间期；

对所述 R 波间期进行重采样；

根据不同尺度下的所述 R 波间期进行所述心率特征信息计算，以得到心率特征信息；其中，所述心率特征信息包括时域特征信息和频域特征信息。

5 11、根据权利要求 8 所述的方法，其特征在于，根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态，包括：

比较所述实时量化值与第一阈值，和比较所述心率特征信息与第二阈值；

当所述实时量化值低于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值时，则确定所述用户处于睡眠状态。

10 12、根据权利要求 11 所述的方法，其特征在于，所述比较所述实时量化值与第一阈值之前，所述方法还包括：

获取所述用户当前的心率值；

将所述用户当前的心率值输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值。

15 13、根据权利要求 12 所述的方法，其特征在于，所述将所述用户当前的心率输入到阈值确定模型中以确定所述第二阈值之前，所述方法还包括：

获取预设时间段内所述用户的包含身体运动信号和心电信号的觉醒睡眠的数据；

按照时间序列对所述用户的觉醒睡眠周期进行标注；其中，标注的内容包括觉醒状态和睡眠状态；

20 提取所有睡眠周期内所述用户的心率值和与所述心率值对应的第二阈值；

根据所述提取的心率值以及与所述心率值对应的第二阈值获取阈值确定模型。

14、根据权利要求 11 所述的方法，其特征在于，根据所述实时量化值和所述心率特征信息确定所述用户的睡眠状态，包括：

25 若所述实时量化值高于所述第一阈值且所述心率特征信息小于所述第二阈值，则确定所述用户处于睡眠呼吸暂停状态。

15、一种睡眠状态判断的装置，其特征在于，所述睡眠状态判断装置包括收发器、处理器以及存储器；其中所述存储器中存储有程序代码，当所述程序代码被运行时，处理器会执行权利要求 8 至 14 任一所述的方法。

16、一种存储介质，其特征在于，所述存储介质中存储有程序代码，当所述程序代码被运行时，权利要求 8 至 14 任一所述的方法会被执行。

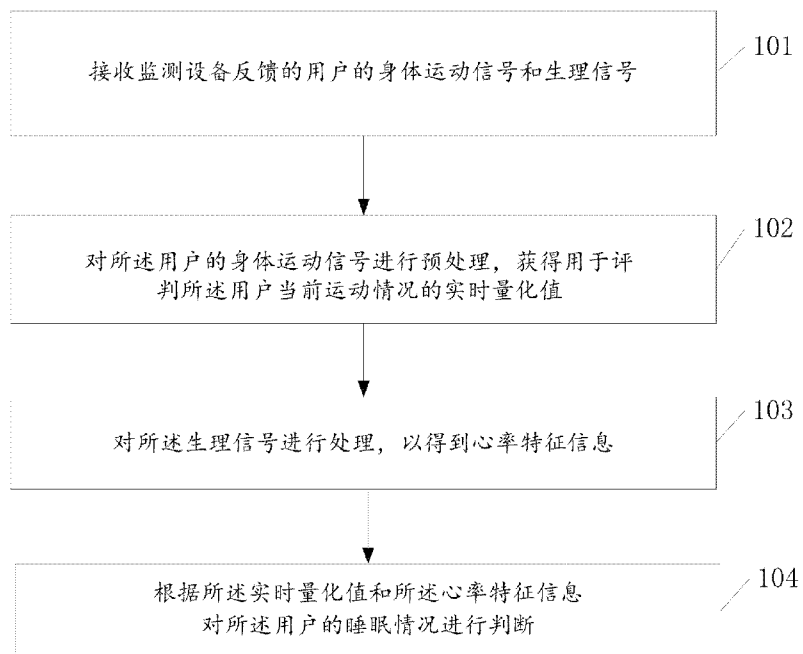


图 1

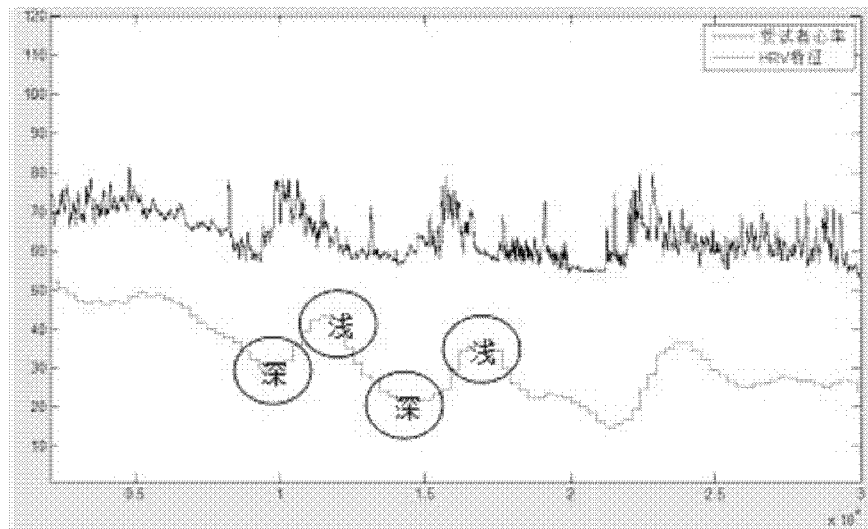


图 2

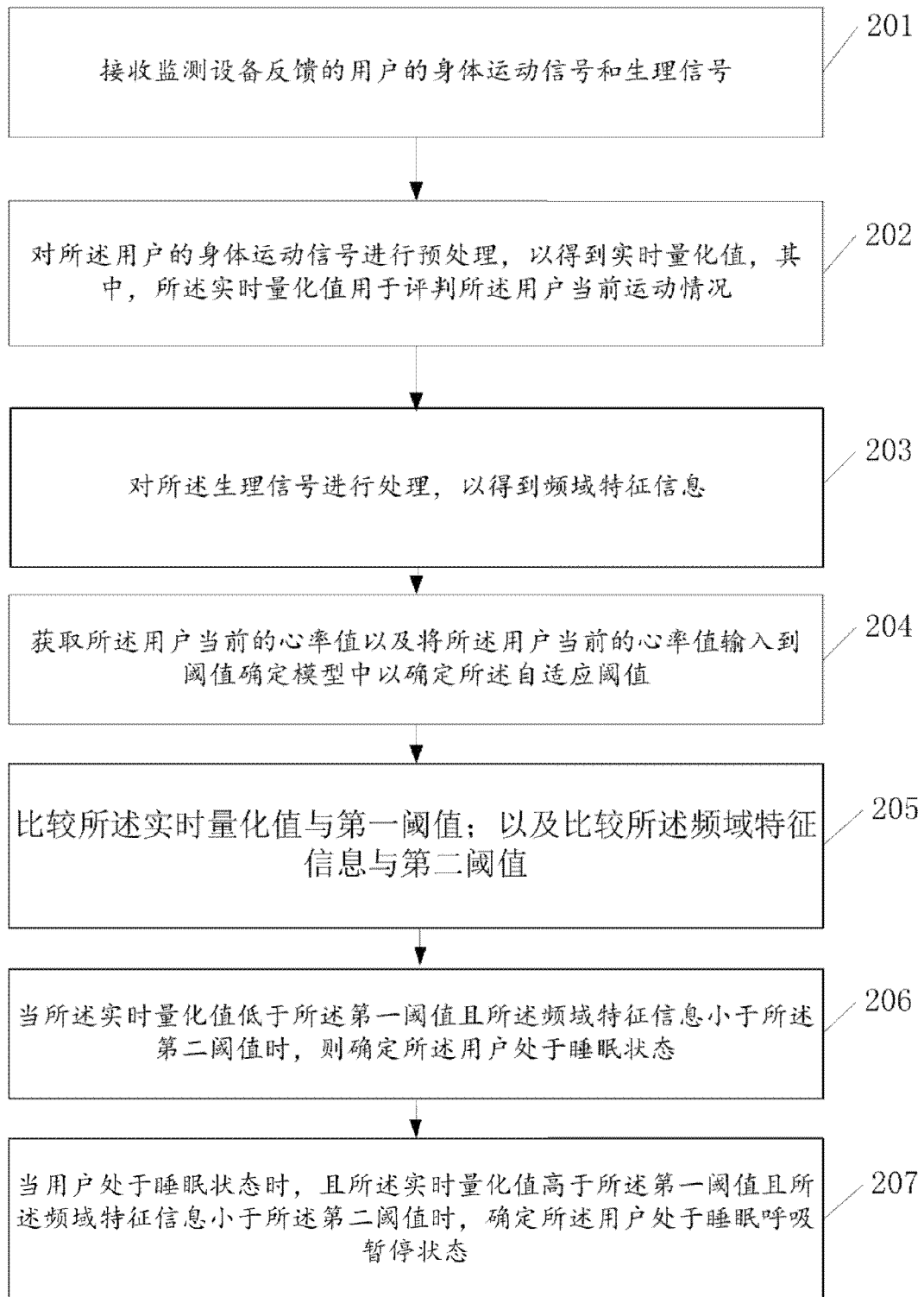


图 3

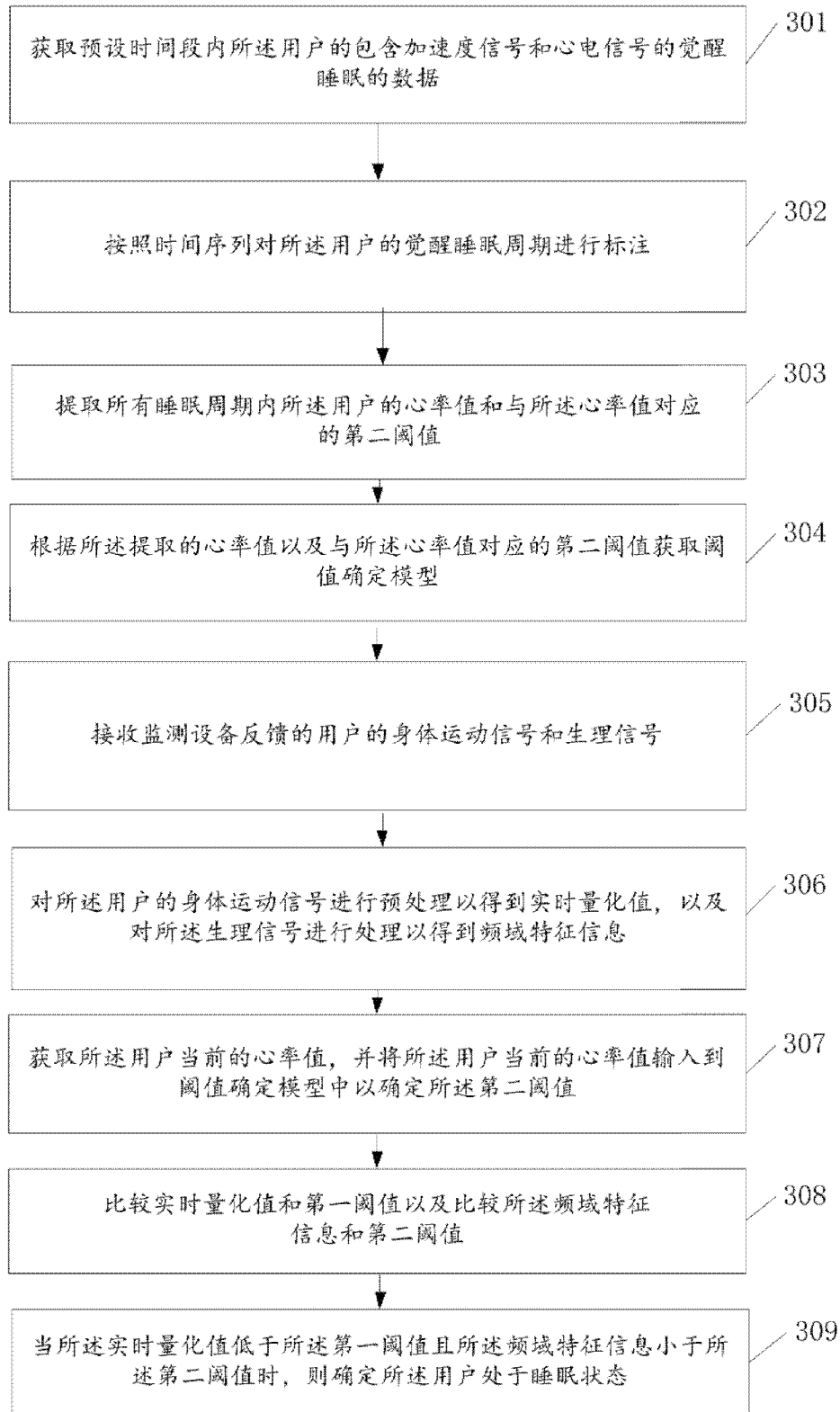


图 4

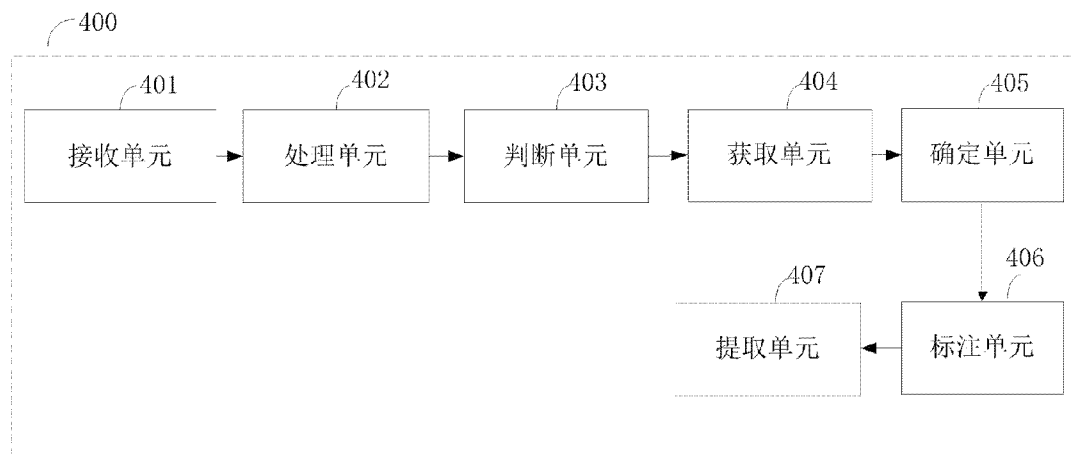


图 5

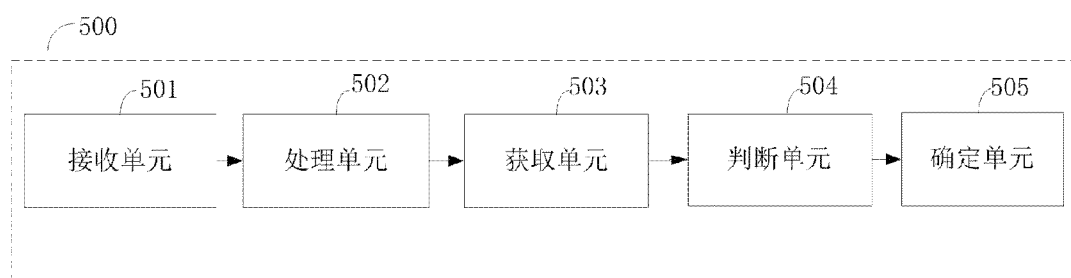


图 6

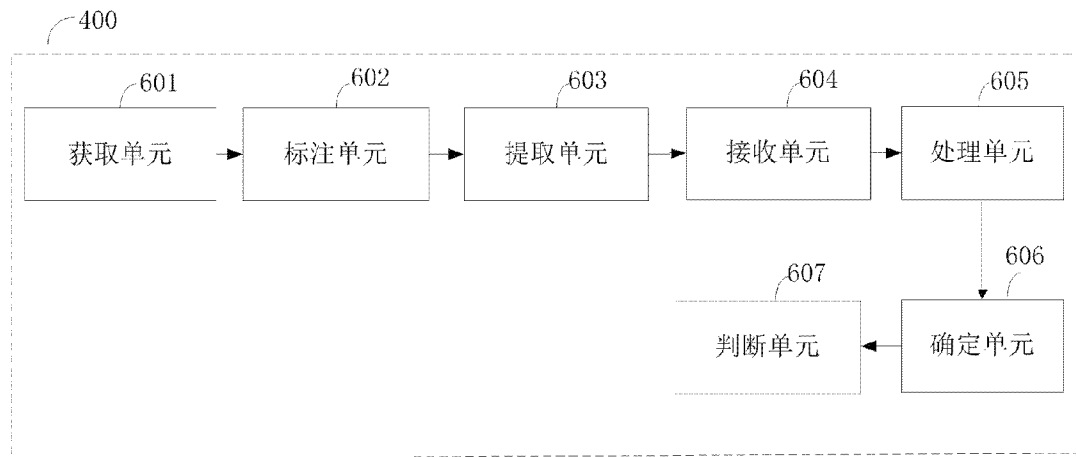


图 7

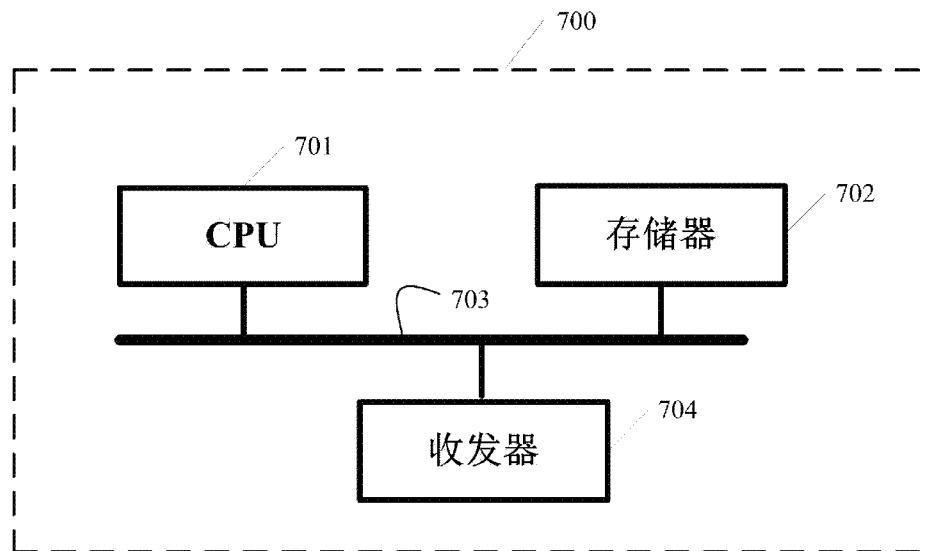


图 8

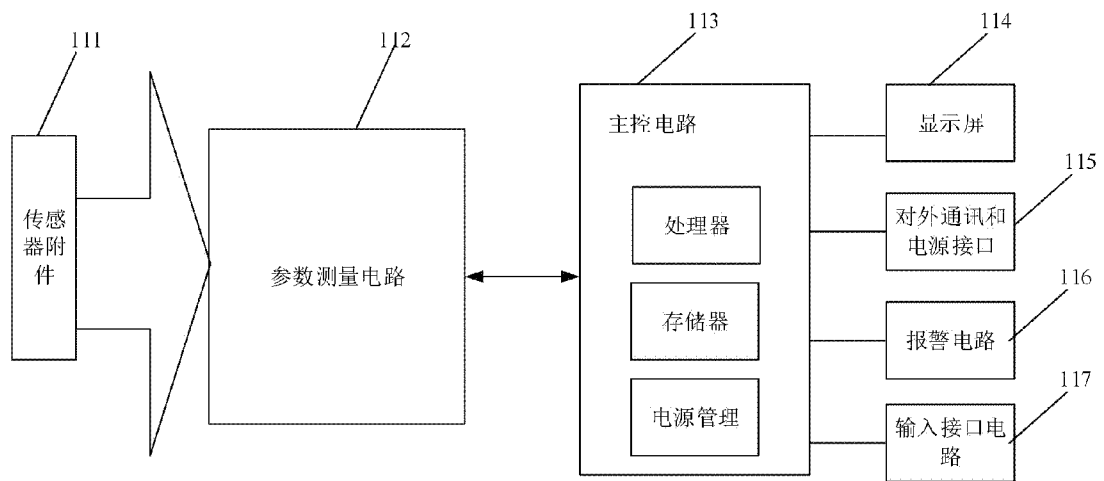


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2018/125875

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司, 罗汉源, 睡眠, 睡觉, 心率, 体动, 运动, 状态, 位置, 阈值, 加速度, 角速度, 模型, 自适应, 更新, R波, 频域, 时域, body, heart, sleep+, movement+, motion, acceleration, rate

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 104683581 A (GUANGDONG OPPO MOBILE TELECOMMUNICATIONS CORP., LTD.) 03 June 2015 (2015-06-03) description, paragraphs [0029]-[0077], and figures 1-3	8-16
Y	CN 104683581 A (GUANGDONG OPPO MOBILE TELECOMMUNICATIONS CORP., LTD.) 03 June 2015 (2015-06-03) description, paragraphs [0029]-[0077], and figures 1-3	1-7
Y	CN 104095615 A (SHANGHAI HICLING ELECTRONIC SCIENCE & TECHNOLOGY CO., LTD.) 15 October 2014 (2014-10-15) description, paragraphs [0071] and [0072], and figure 3	1-7
A	CN 106308752 A (GUANGDONG XIAOTIANCAI TECHNOLOGY CO., LTD.) 11 January 2017 (2017-01-11) entire document	1-16
A	CN 103690156 A (NEUSOFT XIKANG HEALTH TECHNOLOGY CO., LTD.) 02 April 2014 (2014-04-02) entire document	1-16
A	CN 205163032 U (HUNAN TAIDAXUN TECH CO., LTD.) 20 April 2016 (2016-04-20) entire document	1-16



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 August 2019

Date of mailing of the international search report

09 October 2019

Name and mailing address of the ISA/CN

National Intellectual Property Administration, PRC (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2018/125875

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002034955 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD.) 05 February 2002 (2002-02-05) entire document	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2018/125875

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	104683581	A	03 June 2015	CN	104683581	B	28 July 2017
CN	104095615	A	15 October 2014	CN	104095615	B	20 January 2016
CN	106308752	A	11 January 2017	None			
CN	103690156	A	02 April 2014	CN	103690156	B	27 January 2016
CN	205163032	U	20 April 2016	None			
JP	2002034955	A	05 February 2002	None			

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2018/125875

A. 主题的分类 A61B 5/00 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类																										
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61B 5/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) CNPAT, CNKI, WPI, EPDOC: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司, 罗汉源, 睡眠, 睡觉, 心率, 体动, 运动, 状态, 位置, 阈值, 加速度, 角速度, 模型, 自适应, 更新, R波, 频域, 时域, body, heart, sleep+, movement+, motion, acceleration, rate																										
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>CN 104683581 A (广东欧珀移动通信有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第[0029]-[0077]段、图1-3</td> <td>8-16</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 104683581 A (广东欧珀移动通信有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第[0029]-[0077]段、图1-3</td> <td>1-7</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 104095615 A (上海翰临电子科技有限公司) 2014年 10月 15日 (2014 - 10 - 15) 说明书第[0071]-[0072]段、图3</td> <td>1-7</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106308752 A (广东小天才科技有限公司) 2017年 1月 11日 (2017 - 01 - 11) 全文</td> <td>1-16</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 103690156 A (东软熙康健康科技有限公司) 2014年 4月 2日 (2014 - 04 - 02) 全文</td> <td>1-16</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 205163032 U (湖南泰达讯科技有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 全文</td> <td>1-16</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2002034955 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD.) 2002年 2月 5日 (2002 - 02 - 05) 全文</td> <td>1-16</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	CN 104683581 A (广东欧珀移动通信有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第[0029]-[0077]段、图1-3	8-16	Y	CN 104683581 A (广东欧珀移动通信有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第[0029]-[0077]段、图1-3	1-7	Y	CN 104095615 A (上海翰临电子科技有限公司) 2014年 10月 15日 (2014 - 10 - 15) 说明书第[0071]-[0072]段、图3	1-7	A	CN 106308752 A (广东小天才科技有限公司) 2017年 1月 11日 (2017 - 01 - 11) 全文	1-16	A	CN 103690156 A (东软熙康健康科技有限公司) 2014年 4月 2日 (2014 - 04 - 02) 全文	1-16	A	CN 205163032 U (湖南泰达讯科技有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 全文	1-16	A	JP 2002034955 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD.) 2002年 2月 5日 (2002 - 02 - 05) 全文	1-16
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
X	CN 104683581 A (广东欧珀移动通信有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第[0029]-[0077]段、图1-3	8-16																								
Y	CN 104683581 A (广东欧珀移动通信有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第[0029]-[0077]段、图1-3	1-7																								
Y	CN 104095615 A (上海翰临电子科技有限公司) 2014年 10月 15日 (2014 - 10 - 15) 说明书第[0071]-[0072]段、图3	1-7																								
A	CN 106308752 A (广东小天才科技有限公司) 2017年 1月 11日 (2017 - 01 - 11) 全文	1-16																								
A	CN 103690156 A (东软熙康健康科技有限公司) 2014年 4月 2日 (2014 - 04 - 02) 全文	1-16																								
A	CN 205163032 U (湖南泰达讯科技有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 全文	1-16																								
A	JP 2002034955 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD.) 2002年 2月 5日 (2002 - 02 - 05) 全文	1-16																								
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																										
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																										
国际检索实际完成的日期 2019年 8月 19日		国际检索报告邮寄日期 2019年 10月 9日																								
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		授权官员 石艳丽 电话号码 86-(10)-53962573																								

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2018/125875

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	104683581	A	2015年 6月 3日	CN 104683581 B	2017年 7月 28日
CN	104095615	A	2014年 10月 15日	CN 104095615 B	2016年 1月 20日
CN	106308752	A	2017年 1月 11日	无	
CN	103690156	A	2014年 4月 2日	CN 103690156 B	2016年 1月 27日
CN	205163032	U	2016年 4月 20日	无	
JP	2002034955	A	2002年 2月 5日	无	