



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209966365 U

(45)授权公告日 2020.01.21

(21)申请号 201821846280.8

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2018.11.09

(73)专利权人 中科数字健康科学研究院(南京)有限公司

地址 210046 江苏省南京市栖霞区尧化街道甘家边东108号综合楼601

(72)发明人 吴健康 崔佳佳

(74)专利代理机构 北京清诚知识产权代理有限公司 11691

代理人 乔东峰 杨佳龙

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

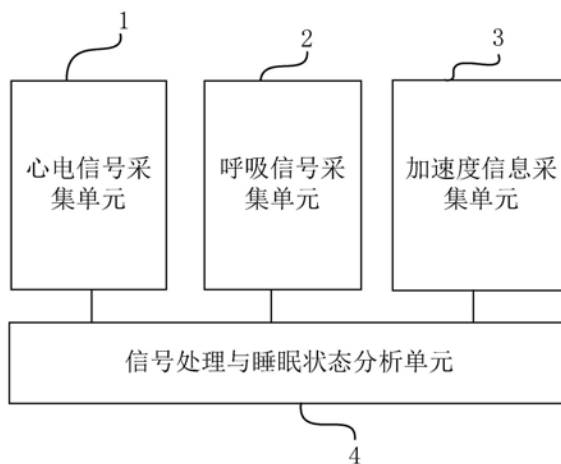
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)实用新型名称

一种便携式睡眠监测系统

(57)摘要

本实用新型公开了一种便携式睡眠监测设备,所述设备包括心电信号采集单元(1)、呼吸信号采集单元(2)、加速度信息采集单元(3)和信号处理与睡眠状态分析单元(4),心电信号采集单元(1)用于采集人体的心电信号,呼吸信号采集单元(2)用于采集人体的呼吸信号,加速度信息采集单元(3)用于采集人体胸部的加速度信息;信号处理与睡眠状态分析单元(4)用于对心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征,以及根据心肺状态特征和体动特征,分析得到人体的睡眠状态。本实用新型能够实时监测睡眠状态,检测睡眠疾病,给出睡眠质量评估和自主神经调节功能评估。



1. 一种便携式睡眠监测设备,包括心电信号采集单元(1)、呼吸信号采集单元(2)、加速度信息采集单元(3)和信号处理与睡眠状态分析单元(4),其中:

所述心电信号采集单元(1)用于采集人体的心电信号;

所述呼吸信号采集单元(2)用于采集人体的呼吸信号;

所述加速度信息采集单元(3)用于采集人体胸部的加速度信息;

所述信号处理与睡眠状态分析单元(4)用于对所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征,以及根据所述心肺状态特征和所述体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

2. 如权利要求1所述的便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述心电信号采集单元(1)、呼吸信号采集单元(2)、加速度信息采集单元(3)集成在一个体感设备(100)中。

3. 如权利要求1所述的便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述信号处理与睡眠状态分析单元(4)为一个具有信息处理功能的设备。

4. 如权利要求3所述的便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述信号处理与睡眠状态分析单元(4)包括信号处理模块(200)和睡眠状态分析模块(300),其中:

所述信号处理模块(200)用于对所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征;

所述睡眠状态分析模块(300)用于根据所述心肺状态特征和所述体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

## 一种便携式睡眠监测系统

### 技术领域

[0001] 本申请涉及睡眠监测技术领域,特别涉及一种便携式睡眠监测系统,其可用于睡眠质量的监测和睡眠相关疾病检测。

### 背景技术

[0002] 我国大约有29%的人存在失眠症状,超过3亿人患有睡眠障碍,失眠或睡眠质量不高已经成为威胁国人健康的巨大隐患。同时,人体睡着时因为脑部对外界环境的响应相对削弱,症状较易通过生理信号显露出来,且在各个睡眠状态显著程度也不同,所以分析睡眠结构、评估睡眠质量变得极其重要,对解决睡眠相关疾病有很大的帮助。

[0003] 传统监测途径PSG需要记录脑电、眼动、肌电等,设备昂贵、操作复杂,还会影响被测者的正常睡眠,同时睡眠状态需要专家人工判别,无法推广。目前市面上存在的睡眠监测设备通过采集人体的体动或者心电信息分析人体的睡眠状态,监测的生理信号较为单一,自动睡眠分期的准确率普遍偏低,很多设备还会给被测者带来不便。专利CN201510166500提供了一种利用红外摄像机监控人体状态和胸部震动状况的睡眠监测方法,设备昂贵,对使用空间有要求。专利CN201610817973使用麦克风和三轴加速度传感器进行睡眠监测,分析睡眠时间和质量准确度一般,结论简单。专利CN201810045116利用麦克风和压电传感器采集被测者信号的睡眠监测床垫,信号质量一般,准确率不高。专利CN201710636232提供了一种利用监测脉搏波进行睡眠监测的设备,进行睡眠的实时监测,没有分析被测者的睡眠质量和健康状态。专利CN201610200395提供了一种检测睡眠的可穿戴设备,但是需要被测者全天佩戴,同时,采集的信号只有心电和步速,只能分析得到简单的睡眠时间和质量分析。为此,需要研发一种融合多种生理信号的便携式睡眠监测技术,以实现更加准确的睡眠分析和疾病诊断。

### 发明内容

[0004] 本实用新型旨在解决现有睡眠监测设备电极过多、操作复杂,或者采集信号单一导致的睡眠分析结果准确率低的问题。

[0005] 为此,本实用新型一方面提出一种睡眠监测设备,包括心电信号采集单元、呼吸信号采集单元、加速度信息采集单元和信号处理与睡眠状态分析单元,其中:所述心电信号采集单元用于采集人体的心电信号;所述呼吸信号采集单元用于采集人体的呼吸信号;所述加速度信息采集单元用于采集人体胸部的加速度信息;所述信号处理与睡眠状态分析单元用于对所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征,以及根据所述心肺状态特征和所述体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

[0006] 根据本实用新型的优选实施方式,所述心电信号采集单元、呼吸信号采集单元、加速度信息采集单元集成在一个体感设备中。

[0007] 根据本实用新型的优选实施方式,所述信号处理与睡眠状态分析单元为一个具有

信息处理功能的设备。

[0008] 根据本实用新型的优选实施方式,所述信号处理与睡眠状态分析单元包括信号处理模块和睡眠状态分析模块,其中:所述信号处理模块用于对所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征;所述睡眠状态分析模块用于根据所述心肺状态特征和所述体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

[0009] 根据本实用新型的优选实施方式,所述心肺状态特征包括心电信号RR特征、心电信号HRV特征、呼吸信号特征、呼吸变异性特征和心肺耦合特征。

[0010] 根据本实用新型的优选实施方式,在步骤S3中,在睡眠结束后生成睡眠监测报告。

[0011] 根据本实用新型的优选实施方式,所述睡眠状态报报包括睡眠质量报告、疾病检测报告和自主神经调节能力报告。

[0012] 根据本实用新型的优选实施方式,所述步骤S2还包括在进行特征分析之前,还包括对所述心电信号和呼吸信号进行去噪。

[0013] 根据本实用新型的优选实施方式,所述步骤S2还包括对采集到的人体胸部加速度信息,计算其三个方向的累积值、能量谱和均方根。

[0014] 根据本实用新型的便携式睡眠监测设备,基于信号处理技术对人体睡眠信号进行采集,通过信号特征提取和分类技术提取出有生理意义的睡眠状态信息,能够较好地保持用户的自然睡眠状态。并且,本实用新型的设备成本较低,便于家庭日常使用。

## 附图说明

[0015] 图1是本实用新型的一个实施例的便携式睡眠监测系统的架构图;

[0016] 图2是本实用新型的另一实施例的便携式睡眠监测系统的单元架构图;

[0017] 图3为本实用新型的一个实施例的睡眠监测的流程图;

[0018] 图4为本实用新型的一个实施例的睡眠监测中的步骤2的分步骤流程图。

## 具体实施方式

[0019] 下面详细描述本实用新型的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本实用新型,而不能理解为对本实用新型的限制。

[0020] 总的来说,本实用新型提供了一种便携式睡眠监测系统,所述系统例如实现为一种佩戴在人体胸前的轻型设备,其用于测量人体的心电信号、呼吸信号和体动信号,结合三种信号实时监测人体的睡眠状态。优选地,本实用新型在睡眠结束后生成报告,该报告可以是睡眠质量报告、睡眠呼吸疾病诊断报告或人体自主神经调节能力分析报告等。

[0021] 图1是本实用新型的一个实施例的便携式睡眠监测系统的架构图。如图1所示,便携式睡眠监测系统包括心电信号采集单元1、呼吸信号采集单元2、加速度信息采集单元3和信号处理与睡眠状态分析单元4。心电信号采集单元1用于采集人体的心电信号,呼吸信号采集单元2用于采集人体的呼吸信号,加速度信息采集单元3用于采集人体胸部的加速度信息,心电信号采集单元1、呼吸信号采集单元2、加速度信息采集单元3均与信号处理与睡眠

状态分析单元4连接并将各自采集到的信号或信号发送到信号处理与睡眠状态分析单元4,信号处理与睡眠状态分析单元4用于对所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征,以及根据所述心肺状态特征和所述体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

[0022] 需要说明的是,上述各个单元中的两个或多个可以集成在一个设备中,也可以均以分开的设备实现。例如心电信号采集单元1、呼吸信号采集单元2、加速度信息采集单元3可以集成在一个设备或模块中,而信号处理与睡眠状态分析单元4形成一个独立的设备,不同设备之间可以进行信号的传送。例如信号处理与睡眠状态分析单元4可以实现为一个具有信息处理功能的任何设备,如计算机或移动终端等。

[0023] 图2是本实用新型的另一个实施例的便携式睡眠监测系统的单元架构图,如图2所示,心电信号采集单元1、呼吸信号采集单元2、加速度信息采集单元3集成为了一个体感设备100。其为一个独立的设备。而信号处理与睡眠状态分析单元4实现一个独立的设备,其包括两个模块,包括信号处理模块200和睡眠状态分析模块300。其中,信号处理模块200用于对所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征,对所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征,睡眠状态分析模块300用于根据所述心肺状态特征和所述体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

[0024] 根据本实用新型优选的实施方式,心电信号采集单元1、呼吸信号采集单元2、加速度信息采集单元3可以集成在一个可穿戴设备中,该设备佩戴在人体的胸部外围,心电信号采集单元、呼吸信号采集单元和加速度信息采集单元同步获取人体的心电信号、呼吸信号和人体胸部加速度信息(三个方向上的)。为减少干扰,同时不影响被测者的正常睡眠,所述可穿戴设备在佩戴时可以调节松紧,以便于使用者调整到舒适的松紧程度。

[0025] 本实用新型还提出适用于上述便携式睡眠监测系统的睡眠监测方法,如不特意说明,下面对于方法的描述应理解为适用于在上述便携式睡眠监测系统中实现。

[0026] 图3是本实用新型一个实施例的睡眠监测方法的流程图,如图3所示,本实用新型的方法包括如下步骤:

[0027] S1,获取人体的心电信号、呼吸信号和人体胸部加速度信息。

[0028] 如前所述本实用新型优选为分别利用心电信号采集单元/模块采集人体的心电信号,利用呼吸信号采集单元/模块采集人体的呼吸信号,利用加速度信息采集单元/模块采集人体胸部加速度信息。

[0029] S2,对步骤S1得到的所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征;对步骤S1得到的所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征。

[0030] 所述心肺状态特征包括心电信号RR特征、心电信号HRV特征、呼吸信号特征、呼吸变异性特征和心肺耦合特征等。所述人体的体动特征包括反映人体的翻身和扭动的特征。

[0031] S3,根据步骤S2得到的心肺状态特征和体动特征,分析得到人体的睡眠状态。

[0032] 优选地,本实用新型可以在睡眠结束后生成睡眠监测报告,例如睡眠质量报告、睡眠呼吸疾病诊断报告、自主神经调节能力、压力指数诊断报告等。

[0033] 优选地,本实用新型将所述睡眠监测报告通过有线或无线方式发送到信息处理装置,包括计算机和移动终端等,并显示在计算机或移动终端。

[0034] 根据本实用新型的一种优选实施方式,如图4所示,步骤S2包括如下分步骤:

[0035] 步骤S21,对步骤S1得到的所述心电信号和呼吸信号进行特征分析,得到人体的心肺状态特征。

[0036] 所述心肺状态特征包括心电信号RR特征、心电信号HRV特征、呼吸信号特征、呼吸变异性特征和心肺耦合特征等。

[0037] 优选地,在进行特征分析之前,还包括对所述心电信号和呼吸信号进行去噪。例如,以每30s为一个时间单位,利用小波变换技术进行噪声滤除。

[0038] 然后,对去除噪声的每段心电信号,计算出心率,RR间期,进一步计算出心率变异性的时域特征,包括SDNN、SDSD、RMSSD、pNNx等。利用傅里叶变换,将心电信号转换到频域,通过AR模型法估计出信号的功率谱,根据国际规定的频域范围,进一步计算得到心率变异性的频域特征,包括TP、VLF、LF、HF、LF/HF、LF/(LF+HF)。将高频部分的极点定义为困倦极点,计算困倦极点的模和相位作为特征。如果发生两个极点存在于同一频段即高频段中的情况,选取模更大的极点作为代表极点。以及计算出每段心电信号的近似熵作为非线性特征。

[0039] 同时对于去除噪声的每段呼吸信号,计算出呼吸信号的呼吸率、呼吸次数方差、呼吸幅度相邻差值积累以及变异特征,同时使用短时傅里叶变换求出呼吸信号对应频率范围的频谱能量。

[0040] 对于同一时间段的心电信号和呼吸信号,降采样到2Hz,计算出二者的互功率谱密度和相干度的乘积,根据预先划分好的频段分为超低频、低频(LFC)和高频段(HFC)三部分,LFC表示心电RR间期序列与呼吸信号0.01—0.1Hz耦合能量,HFC表示心电RR间期序列与呼吸信号0.1—0.4Hz耦合能量,将能量比值 $\log(HFC/LFC)$ 作为心肺耦合特征。

[0041] 同时LFC的值作为判断睡眠呼吸疾病的参考特征。

[0042] 根据本实用新型优选的实施方式,找出满足条件 $LFC > 0.05$ 且 $LFC/HFC > 30$ 的时间段,连续时间段长度不到17min,判定为中枢性睡眠呼吸暂停,连续时间段长度超出17min,则判定为上气道解剖结构异常引起的阻塞性睡眠呼吸障碍。

[0043] 步骤S22,对步骤S1得到的所述人体胸部加速度信息进行分析,得到人体的体动特征。

[0044] 根据本实用新型优选的实施方式,对采集到的人体胸部加速度信息,计算其三个方向的累积值、能量谱和均方根。信号的能量表示信号的强弱,有体动发生时,信号的能量谱可以有效地反映出来;均方根表示了加速度信号的离散程度。根据计算得到的三个方向的累积值、能量谱和均方根值,结合预设好的阈值判断出被测者的体动状态,区分出静止、翻身和扭动三种状态。

[0045] 根据本实用新型的一种优选实施方式,如图4所示,步骤S3包括步骤S31和步骤S32。

[0046] 步骤S31,根据步骤S2得到的心肺状态特征和体动特征,进行睡眠的实时监控和睡眠疾病报警。

[0047] 根据本实用新型优选的实施方式,预先采用HMM分类器和BP算法在MIT-BIH公开的睡眠数据集上针对人体的心电信号、呼吸信号、体动信号的心电特征、心率变异性特征、呼吸特征、呼吸变异性特征、心肺耦合特征和体动特征进行训练,得到准确率较高的睡眠阶段分类模型和疾病诊断模型。其中,睡眠阶段包括WEAK、REM期、浅眠期和深眠期;疾病诊断包

括正常、中枢性睡眠呼吸暂停障碍和上气道解剖结构异常引起的阻塞性睡眠呼吸障碍。

[0048] 然后对设备采集到信号以例如30s为单位实时计算出被测者的心电特征、呼吸特征、心肺耦合特征和体动特征,从而进行睡眠状态的判断和睡眠呼吸相关疾病的判断。利用计算出来的特征判定被测者的睡眠状态;同时对于 $LFC > 0.05$ 且 $LFC/HFC > 30$ 的时间段,连续时间段长度不到17min,判定为中枢性睡眠呼吸暂停,连续时间段长度超出17min,则判定为上气道解剖结构异常引起的阻塞性睡眠呼吸障碍。

[0049] 步骤S32,在睡眠结束后生成人体睡眠状态报告。

[0050] 所述睡眠状态报报例如包括睡眠质量报告、疾病检测报告和自主神经调节能力报告等。

[0051] 根据本实用新型优选的实施方式,在睡眠结束后,计算整晚人体的睡眠阶段占比,计算在深度睡眠状态下的人体的自主神经和谐指数,计算压力指数生成睡眠质量报告、睡眠呼吸疾病诊断报告和人体自主神经调节能力及压力指数分析报告。

[0052] 根据本实用新型优选的实施方式,睡眠质量报告包括与匹兹堡睡眠质量指数一致,由监测到的各个睡眠阶段占整个睡眠阶段的比例定义。睡眠呼吸疾病诊断报告包括对于被测者整个夜晚呼吸疾病的提示,包括中枢性睡眠呼吸暂停障碍和上气道解剖结构异常引起的阻塞性睡眠呼吸障碍,以及AHI指数。

[0053] 人体自主神经调节能力分析是针对被测者在深度睡眠状态下的心率变异性进行分析,通过AR模型法计算得出被测者的和谐指数,表征被测者的自主神经的平衡状态和调节能力,同时分析得出每个被测者的最佳呼吸率,即在平衡状态下的呼吸率。

[0054] 压力指数分析是针对被测者在睡眠快速眼动阶段即REM阶段和深度睡眠阶段即SWS阶段的心率变异性 and 心肺特征参数进行计算,得到被测者的压力指数。

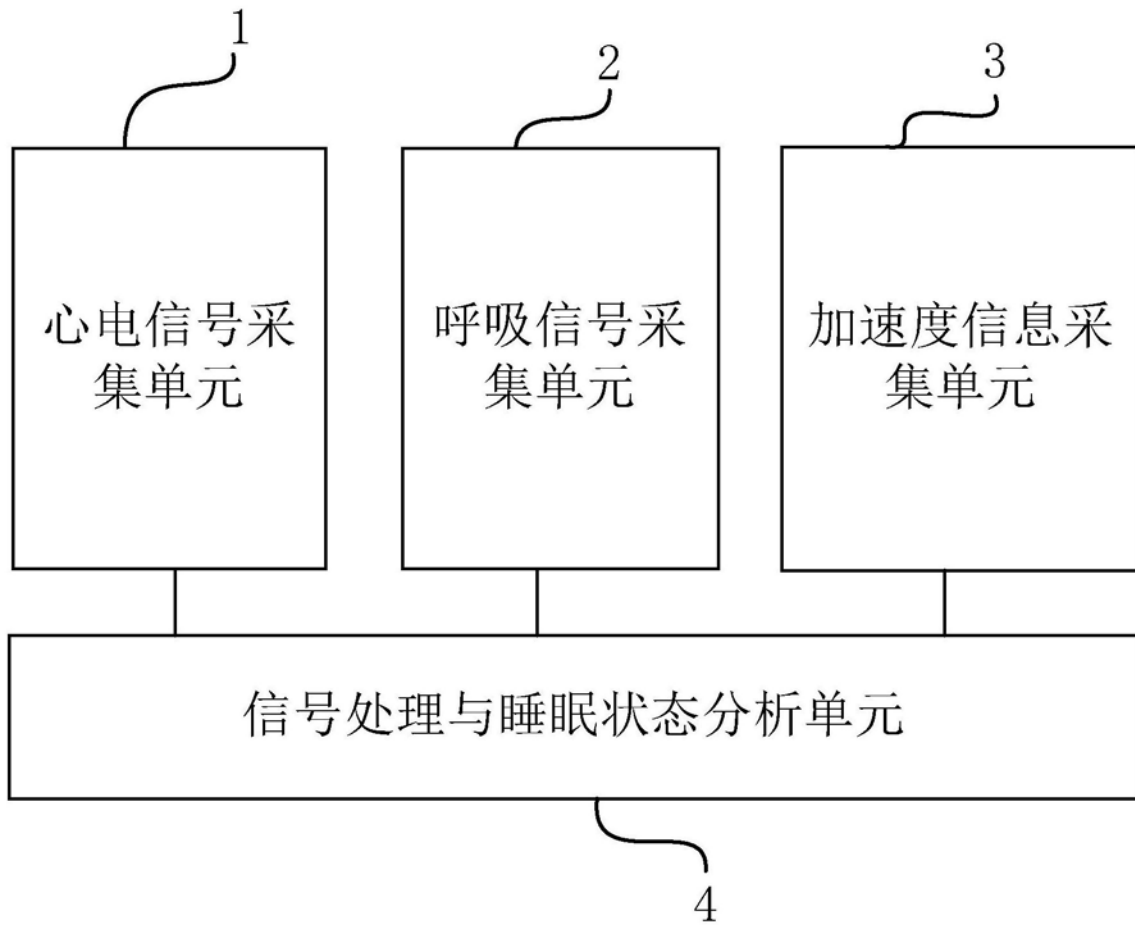


图1

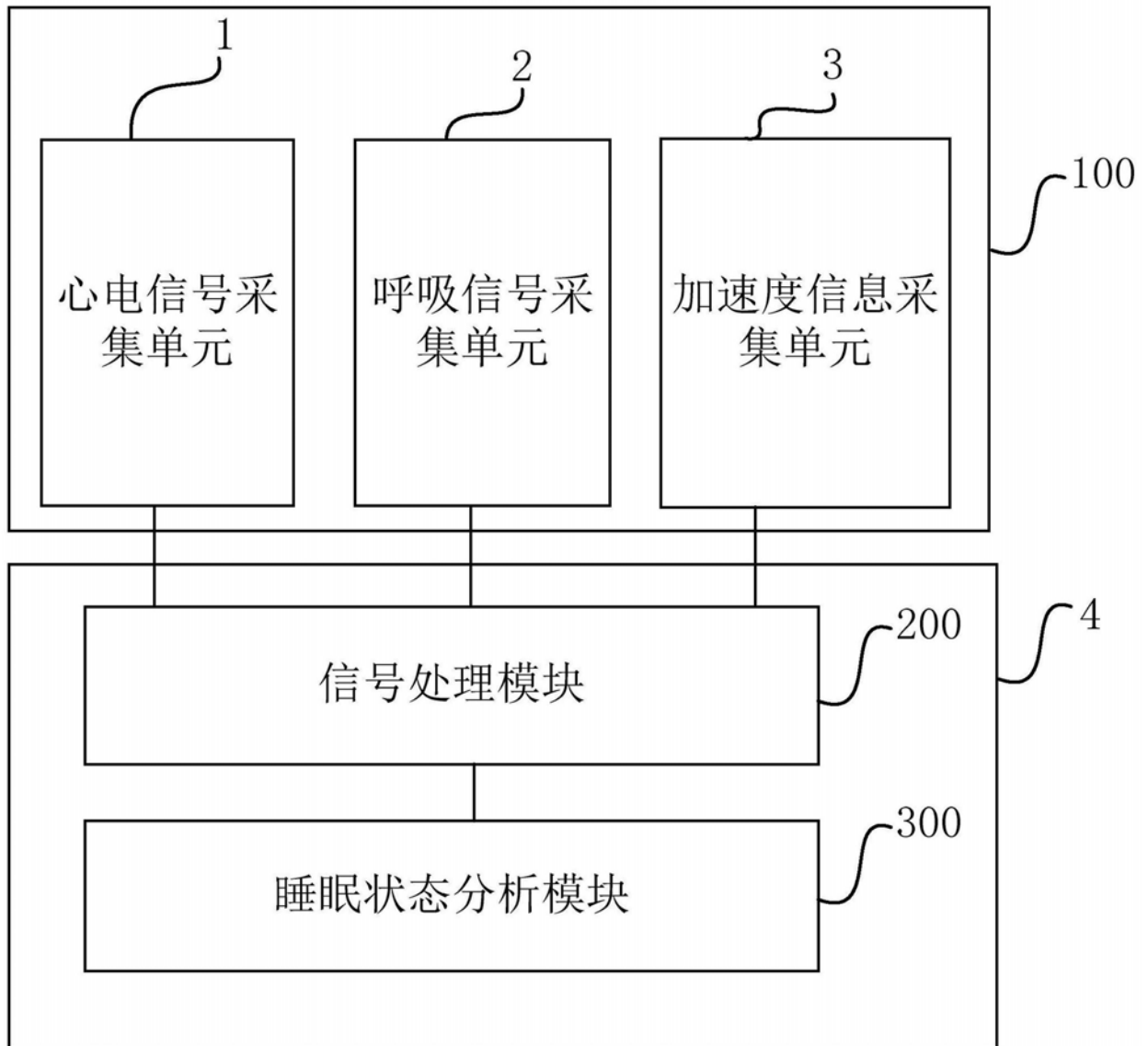


图2

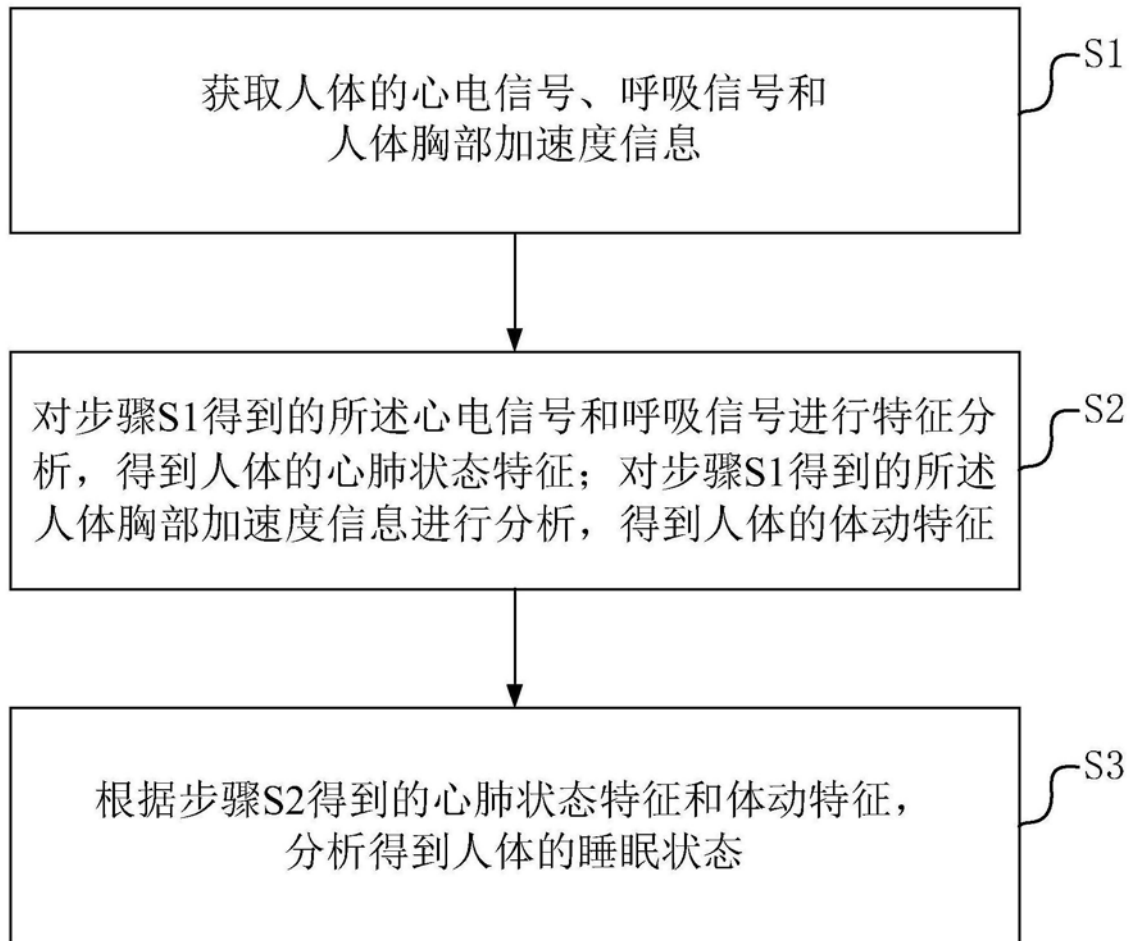


图3

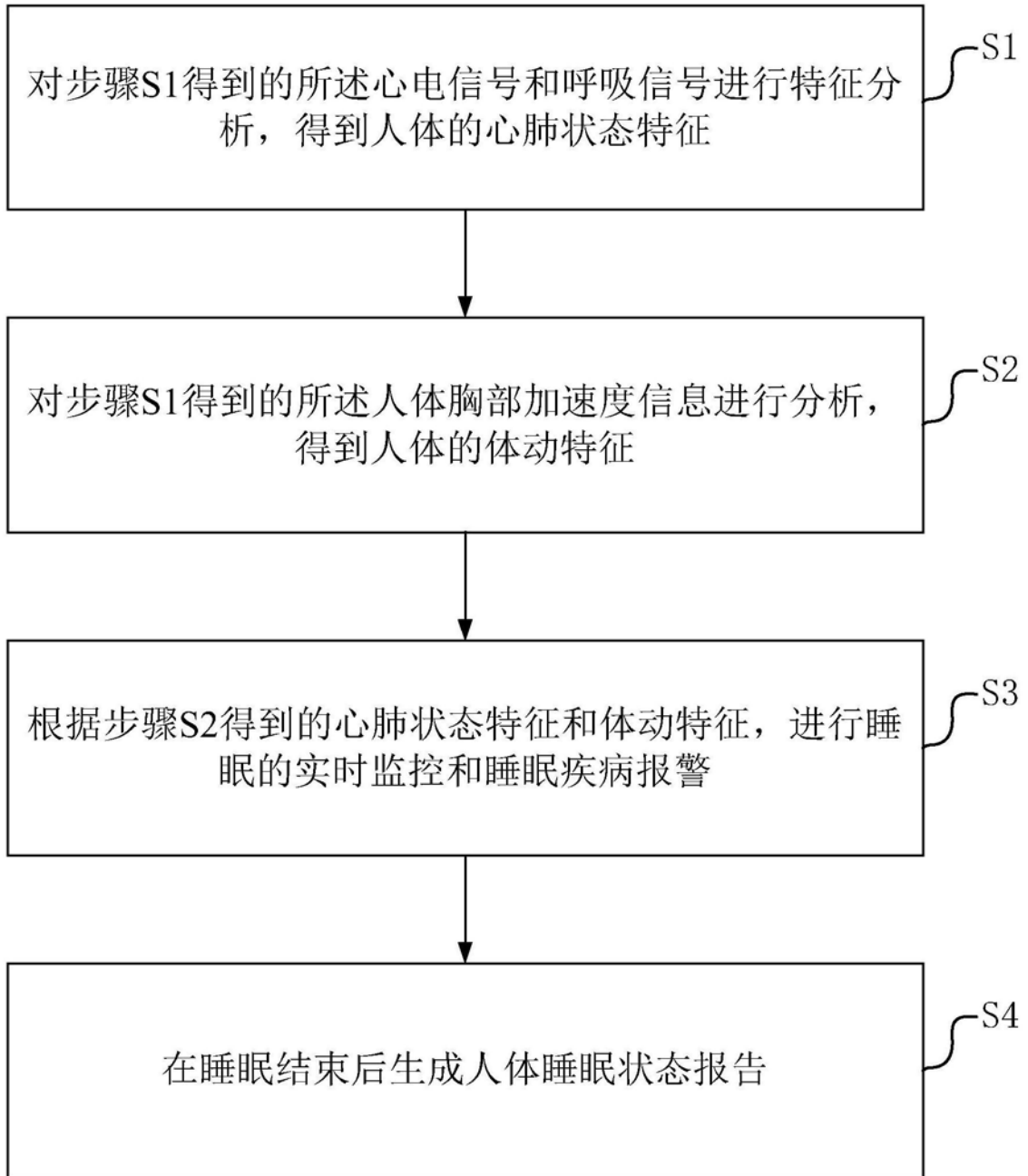


图4

专利名称(译)	一种便携式睡眠监测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN209966365U</a>	公开(公告)日	2020-01-21
申请号	CN201821846280.8	申请日	2018-11-09
[标]发明人	吴健康 崔佳佳		
发明人	吴健康 崔佳佳		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/08 A61B5/11 A61B5/00		
代理人(译)	杨佳龙		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实用新型公开了一种便携式睡眠监测设备，所述设备包括心电信号采集单元(1)、呼吸信号采集单元(2)、加速度信息采集单元(3)和信号处理与睡眠状态分析单元(4)，心电信号采集单元(1)用于采集人体的心电信号，呼吸信号采集单元(2)用于采集人体的呼吸信号，加速度信息采集单元(3)用于采集人体胸部的加速度信息；信号处理与睡眠状态分析单元(4)用于对心电信号和呼吸信号进行特征分析，得到人体的心肺状态特征，对人体胸部加速度信息进行分析，得到人体的体动特征，以及根据心肺状态特征和体动特征，分析得到人体的睡眠状态。本实用新型能够实时监测睡眠状态，检测睡眠疾病，给出睡眠质量评估和自主神经调节功能评估。

