



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208693274 U

(45)授权公告日 2019.04.05

(21)申请号 201721038335.8

(22)申请日 2017.08.18

(73)专利权人 浙江舒眠科技有限公司

地址 310012 浙江省杭州市西湖区文一西路522号2幢1单元301室

专利权人 喜临门家具股份有限公司

(72)发明人 张毅 孙琪 高学江

(74)专利代理机构 浙江翔隆专利事务所(普通合伙) 33206

代理人 竺琪明

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

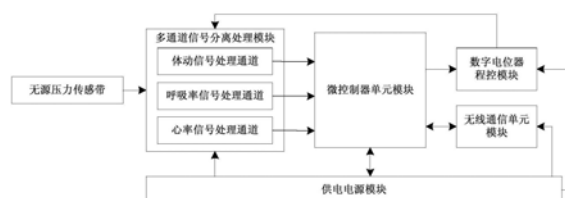
权利要求书1页 说明书10页 附图3页

(54)实用新型名称

一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置

(57)摘要

本实用新型涉及一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置。现有装置繁琐,影响使用。本实用新型包括无源压力传感带、多通道信号分离处理模块、微控制器单元模块、数字电位器程控模块、无线通信单元模块及供电单元模块,系统对体动信号、心率信号和呼吸率信号进行分离处理,分三路输出由微控制器单元模块进行单独的算法处理,且可通过数字电位器程控模块进行信号放大倍数控制,以降低信号处理算法的复杂度和能耗开销,增加系统的执行效率和容错性,拓宽系统的适用范围和适用场景,从而为用户提供有参考价值的睡眠健康状况数据,同时亦为专业医疗领域提供睡眠数据的准确参考依据。



1. 一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,其特征在于,包括无源压力传感带、多通道信号分离处理模块、微控制器单元模块、数字电位器程控模块、无线通信单元模块及供电单元模块,其中,所述的无源压力传感带与多通道信号分离处理模块通连,所述的多通道信号分离处理模块、无线通信单元模块分别与所述的微控制器单元通连,所述的数字电位器程控模块与所述的微控制器单元及多通道信号分离处理模块通连,所述的供电单元模块分别与所述的多通道信号分离处理模块、微控制器单元、数字电位器程控模块、无线通信单元模块通连,所述的多通道信号分离处理模块包括依次串联的一级放大电路、一级低通滤波电路、二级放大电路、二级低通滤波电路、电压基准调整电路、高通滤波电路以及三级放大滤波电路,无源压力传感带输出的交流电信号经一级放大滤波电路后通过体动信号处理通道输出至微控制器单元模块,经过电压基准调整电路处理的信号通过对应电压跟随放大电路后由呼吸信号处理通道输出至微控制器单元模块,经过三级放大滤波电路处理的信号通过对应电压跟随放大电路后由心率信号处理通道输出至微控制器单元模块通连。

2. 根据权利要求1所述的一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,其特征在于,所述的无源压力传感带用于采集人体呼吸率信号、心率信号和体动信号,其输出信号为交流信号;所述的多通道信号分离处理模块用于多种特征信号的分离、滤波和放大处理;所述的微控制单元模块接收来自多通道信号分离处理模块的多路信号并进行模数转换处理;所述的微控制单元模块通过无线通信单元模块与外界进行数据交流;所述的微控制单元模块用于控制供电单元模块输出电压;所述的微控制单元模块通过数字电位器程控模块控制多通道信号分离处理模块的信号放大倍数;所述的无线通信单元模块采用WiFi方式、蓝牙方式、3G通信方式、4G通信方式、5G通信方式或者Zigbee方式。

3. 根据权利要求1所述的一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,其特征在于,所述的供电单元模块的输出由微控制器单元模块通过I2C总线控制,输出电压类型包括+1.2V、+1.8V、-1.8V、+3.3V、-3.3V以及GND。

4. 根据权利要求2或3所述的一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,其特征在于,所述的数字电位器程控模块包括控制二级放大电路的呼吸率信号处理数字电位器和控制三级放大滤波电路的心率信号处理数字电位器,数字电位器输出阻值与放大倍数呈正比。

5. 根据权利要求4所述的一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,其特征在于,所述的一级放大电路和二级放大电路采用的运算放大器均采用+1.8V和-1.8V的双极电源供电;所述的电压基准调整电路、三级放大滤波电路和电压跟随放大电路采用的运算放大器以及心率信号处理数字电位器均采用+3.3V和GND单级电源供电;所述的呼吸率信号处理数字电位器采用+3.3V和-3.3V双极电源供电。

一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及传感器技术和智能家居领域,具体涉及一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置。

背景技术

[0002] 无源压力传感带采集的原始压电信号微弱,易受电路噪声的干扰。若未经过放大滤波处理,微控制器很难识别处理压电信号。但是现有绝大多数安装在床垫中的压力传感带信号处理放大电路的放大倍数是固定不变的,并不适用于一年四季各种情况,因为夏天床垫上的床单薄,冬天床垫上的床单厚,适用于夏天的放大倍数相对于冬天而言可能偏小,不能灵敏精确地采集压力信号,且会丢失一部分信号。

[0003] 另外,无源压力传感带可采集体动信号、心率信号和呼吸率信号,若将所有信号输出一路由微控制器进行算法处理,则会大大增加算法的复杂度,降低系统的执行效率和容错性,且增加了微控制器的能耗开销,对于一些微控制器还会出现发热发烫等现象,特别是安装在床垫中,发热发烫可能会导致电路损坏,影响系统的正常运行。

实用新型内容

[0004] 为解决现有技术的不足,本实用新型提供一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,装置对体动信号、心率信号和呼吸率信号进行分离处理,分三路输出由微控制器单元模块进行单独的算法处理,且可通过数字电位器程控模块进行信号放大倍数控制,以降低信号处理算法的复杂度和能耗开销,增加系统的执行效率和容错性,扩宽系统的适用范围和适用场景。

[0005] 本实用新型通过以下方式实现:一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,包括无源压力传感带、多通道信号分离处理模块、微控制器单元模块、数字电位器程控模块、无线通信单元模块及供电单元模块,其中,所述的无源压力传感带与多通道信号分离处理模块通连,所述的多通道信号分离处理模块、无线通信单元模块分别与所述的微控制器单元通连,所述的数字电位器程控模块与所述的微控制器单元及多通道信号分离处理模块通连,所述的供电单元模块分别与所述的多通道信号分离处理模块、微控制器单元、数字电位器程控模块、无线通信单元模块通连,所述的多通道信号分离处理模块包括依次串联的一级放大电路、一级低通滤波电路、二级放大电路、二级低通滤波电路、电压基准调整电路、高通滤波电路以及三级放大电路,无源压力传感带输出的交流电信号经一级放大滤波电路后通过体动信号处理通道输出至微控制器单元模块,经过电压基准调整电路处理的信号通过对应电压跟随放大电路后由呼吸信号处理通道输出至微控制器单元模块,经过三级放大电路处理的信号通过三级低通滤波电路、对应电压跟随放大电路后由心率信号处理通道输出至微控制器单元模块通连。系统对体动信号、心率信号和呼吸率信号进行分离处理,分三路输出由微控制器单元模块进行单独的算法处理,且可通过数字电位器程控模块进行信号放大倍数控制,以降低信号处理算法的复杂度和能耗开销,增加系统的执行效率和容错性,扩

宽系统的适用范围和适用场景。多通道信号分离处理模块对无源压力传感带输出的信号进行多级处理并依次输出用于计算人体呼吸频率、心跳频率以及体动信号的电信号,进而为后续配套设备提供人体状态参数,便于后续配套设备根据人体实时状态进行动作。

[0006] 作为优选,所述的无源压力传感带用于采集人体呼吸率信号、心率信号和体动信号,其输出信号为交流信号。无源压力传感带在使用时无需消耗电能,既安全,还方便使用。

[0007] 作为优选,所述的多通道信号分离处理模块用于多种特征信号的分离、滤波和放大处理;所述的微控制单元模块接收来自多通道信号分离处理模块的多路信号并进行模数转换处理;所述的微控制单元模块通过无线通信单元模块与外界进行数据交流;所述的微控制单元模块用于控制供电单元模块输出电压;所述的微控制单元模块通过数字电位器程控模块控制多通道信号分离处理模块的信号放大倍数。

[0008] 作为优选,所述的无线通信单元模块采用WiFi方式、蓝牙方式、3G通信方式、4G通信方式、5G通信方式或者Zigbee方式。装置通过无线通信单元模块与后续设备进行数据交流,为后续设备提供准确的人体参数信息。

[0009] 作为优选,所述的供电单元模块的输出由微控制器单元模块通过I2C总线控制,输出电压类型包括+1.2V、+1.8V、-1.8V、+3.3V、-3.3V以及GND。供电单元模块能为多通道信号分离处理模块、微控制器单元模块、数字电位器程控模块、无线通信单元模块独立提供具有适应性电压参数的电源,确保各模块正常地独立运转。

[0010] 作为优选,所述的数字电位器程控模块包括控制二级放大电路的呼吸率信号处理数字电位器和控制三级放大电路的心率信号处理数字电位器,数字电位器输出阻值与放大倍数呈正比。数字电位器程控模块可以根据使用环境差异来调节二级放大电路和三级放大电路的放大倍数,进而确保微控制器单元模块能获取准确清晰的信号,提高信号的准确性。

[0011] 作为优选,所述的一级放大电路和二级放大电路采用的运算放大器均采用+1.8V和-1.8V的双极电源供电;所述的电压基准调整电路、三级放大电路和电压跟随放大电路采用的运算放大器以及心率信号处理数字电位器均采用+3.3V和GND单级电源供电;所述的呼吸率信号处理数字电位器采用+3.3V和-3.3V双极电源供电。

[0012] 基于上述装置的数据处理方法包括心率信号处理方法、体动判定方法以及呼吸率信号处理方法。

[0013] 所述心率处理方法通过以下步骤实现:

[0014] 1) 原始数据等间隔二次采样:心率信号处理通道输出的信号存储于心率信号缓存池,为了减少尖峰,利于极值提取,对缓存池数据按等间隔进行二次采样,如式(1),原始采样频率 F_s 为500Hz,采样信号数据为10秒并分为5000点,每10个点取1个点,得到新数据序列 xs_1 ,如式(2):

$$[0015] \quad xs_{1i} = xs_{10*(i-1)+1}, i=1,2,3,\dots,500 \quad (1)$$

$$[0016] \quad xs_1 = \{xs_{1i} | i=1,2,3,\dots,500\} \quad (2)$$

[0017] 其中,式(1)中 xs_1 表示原始采样信号的第一个数据,经过降采样后,新数据序列的实际采样频率为50Hz;

[0018] 2) 去均值:根据式(3)对信号进行去均值,使心率信号数据值位于0V电压点上下两侧:

$$[0019] \quad xm_i = xsl_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n xsl_i, i=1,2,3,\dots,500 \quad (3)$$

$$[0020] \quad xm = \{xm_i | i=1,2,3,\dots,500\} \quad (4)$$

[0021] 得到新数据序列xm,如式(4),其中,式(3)中的n为序列xsl的样本个数;

[0022] 3) 求离散数据的极大值点和极小值点:对于离散数据,极大值点即大于其前后两侧值的点,极小值点即小于前后两侧值的点,对xm序列从第一个样本点xm₁到最后一个样本点xm₅₀₀,求出所有的极大值点并形成式(5),求出极小值点并形成式(6),将xm序列中非极大值或非极小值的点归置为零值,最终得到极大值序列M1={M1_i | i=2,3,...,500}和极小值序列M2={M2_j | j=2,3,...,500}:

$$[0023] \quad M1_i = \begin{cases} xm_i, & \text{if}(xm_i \geq xm_{i-1}, xm_i \geq xm_{i+1}) \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (5)$$

$$[0024] \quad M2_j = \begin{cases} xm_j, & \text{if}(xm_j \leq xm_{j-1}, xm_j \leq xm_{j+1}) \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (6)$$

[0025] 其中,i,j=2,3,...,500,xm₀=0,xm₅₀₁=0,xm₀为xm序列中第一个点前的一个虚拟点,xm₅₀₁为xm序列中最后一个点后的一个虚拟点;

[0026] 4) 筛选极值点:对M1和M2序列进一步筛选,选出在小范围内有高于相邻峰值的尖峰值,比较所有极值点及其前后的极值点,对除了绝对值最大的极值点外的所有极值点归置为零值,得到极大值序列M01={M01_i | i=2,3,...,500}和极小值序列M02={M02_j | j=2,3,...,500}:

$$[0027] \quad M01_i = \begin{cases} M1_x, & \text{if}(M1_x \geq M1_{x-1}, M1_x \geq M1_{x+1}) \text{ and } M1_x \neq 0 \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (7)$$

$$[0028] \quad M02_j = \begin{cases} M1_y, & \text{if}(M1_y \leq M1_{y-1}, M1_y \leq M1_{y+1}) \text{ and } M2_y \neq 0 \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (8)$$

[0029] 其中,and是指其两侧条件同时满足,x为序列M1_i中第x个非零极大值点的位置,其值小于非零极大值点的个数,y为序列M2_j中第y个非零极小值点的位置,其值小于非零极小值点的个数;

[0030] 5) 选择优势序列:所述尖峰值均分布在信号0V电压点的上侧或下侧,通过分别求得极大值序列M01、极小值序列M02的峰值的均值的绝对值来判断心率尖峰值所在的位置:

$$[0031] \quad \overline{\text{peak}}_j = \left| \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'_{j_i} \right|, j=1,2, i=1,2,3,\dots,250 \quad (9)$$

$$[0032] \quad M = \begin{cases} M01, & \text{if} \left(\left| \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'_{1_i} \right| > \left| \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'_{2_i} \right| \right) \\ M02, & \text{if} \left(\left| \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'_{1_i} \right| \leq \left| \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'_{2_i} \right| \right) \end{cases} \quad (10)$$

[0033] 其中,MO'j为极大值或极小值序列M0j(j=1,2)中的非零值,m为非零值的个数。比较极大值峰值的均值的绝对值 $\overline{\text{peak}}_1$ 与极小值峰值的均值的绝对值 $\overline{\text{peak}}_2$ 间大小,选择绝对值较大的序列形成峰值序列M,作为后续分析数据对象;

[0034] 若峰值序列M中非零值个数m小于5,则丢弃序列不作处理,判定该5000点数据为无效数据,结束流程,否则进入步骤6);

[0035] 6) 差值序列:求取峰值序列M的差值序列diff_M,每个差值为前后峰值的间隔点数,如式(11):

$$[0036] \quad \text{diff_}M_i = \text{location}(M_{i+1}) - \text{location}(M_i), i=1, 2, \dots, L \quad (11)$$

$$[0037] \quad \text{diff_}M = \{\text{diff_}M_i | i=1, 2, \dots, L-1\} \quad (12)$$

[0038] 其中,location(M_i)为峰值序列M中第i个峰值点在序列中的位置,L为峰值点的总个数;

[0039] 7) 去异常值:心率值的预设范围为30~150次/分,对于50Hz采样频率的信号,心率间隔与峰值间隔对应,其间隔点数为

$$[0040] \quad N_{\text{space}} = \frac{T_0}{BPM_{\text{std}}} \times Fs \quad (13)$$

[0041] 其中T₀=60s(秒),Fs=50Hz,BPM_{std}为正常心率(次/分),代入正常心率的范围值,计算得到N_{space}的范围为20~100,则差值序列diff_M根据该范围筛选差值序列,排除异常值;

[0042] 当diff_M_i的值在20~100之间时,则表示峰值序列M的数据正常,该部分不做处理;

[0043] 当diff_M_i的值在正常范围外时,则表示峰值序列M中第i个峰值点到第i+1个峰值点之间有一个异常值,若小于20,则删去第i个峰值点和第i+1个峰值点两者中极大值较小的数据点,若大于100,则在第i个峰值点和第i+1个峰值点之间的中点位置增加一个数据点,数据点的值为两个峰值点的均值;

[0044] 重新根据步骤6)的方法计算获得新的差值序列diff_M',并跳转至步骤8);

[0045] 8) 求标准差:对diff_M'求标准差σ_{diff_M'},通过标准差值差异获得数据可信度R。

$$[0046] \quad \sigma_{\text{diff_}M'} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\text{diff_}M'_i - \overline{\text{diff_}M'})^2} \quad (14)$$

[0047] 其中,n为差值序列diff_M'的样本个数, $\overline{\text{diff_}M'}$ 为差值序列diff_M'的样本值,当σ_{diff_M'}≤5时,可信度R置值为3,当5<σ_{diff_M'}≤11时,可信度置值为2,当σ_{diff_M'}>11时,可信度置值为1,数据可信程度与R值呈正比,跳转至步骤9);

[0048] 9) 差值序列diff_M'排序:进一步排除异常值,取中位数为心率间隔J,如果序列数据不足,则取最后一个值为心率间隔J,跳转至步骤10);

[0049] 10) 求心率值:根据式15获得心率值BPM:

$$[0050] \quad BPM = \frac{T_0}{J / Fs} \quad (15)$$

[0051] 其中,T₀为60s,Fs为采样频率,为50Hz;

[0052] 对5000点数据的心率值进行连续采样处理,完成后跳转至步骤1)循环。

[0053] 所述体动判定方法为:

[0054] 当体动信号处理通道输出的信号尖峰值大于动作判定门限阈值+3V时,则判定为一次体动行为,体动次数累加一次。

[0055] 所述呼吸率处理方法为：

[0056] 1) 将呼吸信号处理通道输出的信号存储于呼吸率信号缓存池,对信号缓存池内信号依据一定间隔进行极值采样,采样频率为100Hz;

[0057] 2) 分别求取相邻信号波峰值间隔和波谷值间隔;

[0058] 3) 排除明显异常的间隔数值;

[0059] 4) 对全部峰值间隔求取标准差;

[0060] 5) 判断标准差是否满足计算需求,若不是,则判定为无效信号,否则根据峰峰值间隔,求出呼吸值,跳转至步骤1) 循环。

[0061] 本实用新型的有益效果:本实用新型采用安全可靠的无源压力传感带采集人体的体动、心率和呼吸率信号,通过多通道将三种信号分离分别进行滤波、放大和稳定处理,利用数字电位器程控模块对多通道信号的放大倍数进行自动调整,同时采用程控方式的供电单元模块,在系统电路出现故障时,能够自动断电,保证整个系统的用电安全。这种装置将大大降低睡眠数据信号处理算法的复杂度,减小微控制器的能耗开销,提高数据的准确性,从而为用户提供较有参考价值的睡眠健康状况数据,同时亦为专业医疗领域提供睡眠数据的准确参考依据。

附图说明

[0062] 图1是本实用新型的系统架构及连接关系图;

[0063] 图2是本实用新型的多通道信号分离处理模块原理示意图;

[0064] 图3是本实用新型的呼吸率算法流程图;

[0065] 图4是本实用新型的心率算法流程图;

具体实施方式

[0066] 下面结合附图对本实用新型作进一步描述。

[0067] 如图1所示的一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置,由无源压力传感带、多通道信号分离处理模块、微控制器单元模块、数字电位器程控模块、无线通信单元模块以及供电单元模块组成。所述的无源压力传感带用于采集人体呼吸率信号、心率信号和体动信号,无需提供电源,其输出信号为交流信号;所述的多通道信号分离处理模块用于多种特征信号的分离、滤波和放大处理;所述的微控制单元模块用于多通道信号分离处理模块处理后的信号的模数转换、用于无线通信单元模块数据的读写以及用于供电单元模块输出电压、数字电位器程控模块的控制;所述的数字电位器程控模块用于多通道信号分离处理模块的信号放大倍数的控制;所述的无线通信单元包括WiFi, 蓝牙, 3G/4G/5G通信模块, Zigbee等。

[0068] 在实际操作中,所述的无源压力传感带与多通道信号分离处理模块通连,所述的多通道信号分离处理模块、无线通信单元模块分别与所述的微控制器单元通连,所述的数字电位器程控模块与所述的微控制器单元及多通道信号分离处理模块通连,所述的供电单元模块分别与所述的多通道信号分离处理模块、微控制器单元、数字电位器程控模块、无线通信单元模块通连。

[0069] 在实际操作中,所述的微控制器单元模块通过串口与无线通信单元模块通连,通过I2C总线与供电单元模块中的电源管理芯片通连。所述的微控制器单元模块通过普通I/O

控制管脚与数字电位器程控模块中的呼吸率信号处理数字电位器和心率信号处理数字电位器通连。所述的微控制器单元模块通过内置的3个ADC采样端口分别与体动信号处理通道、呼吸率信号处理通道以及心率信号处理通道的输出端通连。

[0070] 如图2所示,为多通道信号分离处理模块原理示意图。所述的多通道信号分离处理模块包括体动信号处理通道,呼吸率信号处理通道和心率信号处理通道,无源压力传感带输出微弱的交流电信号,经一级放大电路以及一级低通滤波电路后由体动信号处理通道输出至微控制器单元模块,同时,由一级低通滤波电路输出的信号经二级放大电路、二级低通滤波电路、电压基准调整电路以及对应的电压跟随放大电路后由呼吸信号处理通道输出至微控制器单元模块,所述的电压基准调整电路输出的信号经高通滤波电路、三级放大电路、三级低通滤波电路以及对应的电压跟随放大电路后由心率信号处理通道输出至微控制器单元模块。

[0071] 在实际操作中,无源压力传感带无需电源供电,其输出的交流信号直接导入一级放大电路的输入端。信号经一级放大电路、一级低通滤波电路后由体动信号处理通道输出,一级放大电路和二级放大电路采用的运算放大器均由+1.8V和-1.8V双极电源供电,呼吸率信号处理数字电位器采用+3.3V和-3.3V的双极电源供电,从而使原始的交流信号在不失真的前提下进行有效放大。信号通过电压基准调整电路后将双极性信号转换为单极性信号,因而电压基准调整电路、三级放大电路和电压跟随放大电路采用的运算放大器以及心率信号处理数字电位器均采用+3.3V和GND的单级电源供电。信号经电压基准调整电路调整后输出的单极性信号分两路输出,其中,一路经电压跟随放大电路后由呼吸率信号处理通道输出,另一路经高通滤波电路去除呼吸率信号,再由三级放大电路、三级低通滤波电路和对应电压跟随放大电路处理后由心率信号处理通道输出。

[0072] 在实际操作中,多通道的睡眠体征信号数据处理方法包括体动判定方法、呼吸率处理方法以及心率处理方法。

[0073] 体动判定方法为:

[0074] 当体动信号处理通道输出的信号尖峰值大于动作判定门限阈值+3V时,则判定为一次体动行为,体动次数累加一次。

[0075] 如图3所示,呼吸率处理方法包括以下步骤:

[0076] 1) 将呼吸信号处理通道输出的信号存储于呼吸率信号缓存池,对信号缓存池内信号依据一定间隔进行极值采样,采样频率为100Hz;

[0077] 2) 分别求取相邻信号波峰值间隔和波谷值间隔;

[0078] 3) 排除明显异常的间隔数值;

[0079] 4) 对全部峰值间隔求取标准差;

[0080] 5) 判断标准差是否满足计算需求,若不是,则判定为无效信号,否则根据峰峰值间隔,求出呼吸值,跳转至步骤1)循环。

[0081] 如图4所示,心率处理方法包括以下步骤:

[0082] 1) 原始数据等间隔二次采样:心率信号处理通道输出的信号存储于心率信号缓存池,为了减少尖峰,利于极值提取,对缓存池数据按等间隔进行二次采样,如式(1),原始采样频率 F_s 为500Hz,采样信号数据为10秒并分为5000点,每10个点取1个点,得到新数据序列 $xs1$,如式(2):

[0083] $xs1_i = xs10 * (i-1) + 1, i = 1, 2, 3, \dots, 500$ (1)

[0084] $xs1 = \{xs1_i | i = 1, 2, 3, \dots, 500\}$ (2)

[0085] 其中,式(1)中 $xs1$ 表示原始采样信号的第一个数据,经过降采样后,新数据序列的实际采样频率为50Hz;

[0086] 2) 去均值:根据式(3)对信号进行去均值,使心率信号数据值位于0V电压点上下两侧:

[0087] $xm_i = xs1_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n xs1_i, i = 1, 2, 3, \dots, 500$ (3)

[0088] $xm = \{xm_i | i = 1, 2, 3, \dots, 500\}$ (4)

[0089] 得到新数据序列 xm ,如式(4),其中,式(3)中的 n 为序列 $xs1$ 的样本个数;

[0090] 3) 求离散数据的极大值点和极小值点:对于离散数据,极大值点即大于其前后两侧值的点,极小值点即小于前后两侧值的点,对 xm 序列从第一个样本点 xm_1 到最后一个样本点 xm_{500} ,求出所有的极大值点并形成式(5),求出极小值点并形成式(6),将 xm 序列中非极大或非极小值的点归置为零值,最终得到极大值序列 $M1 = \{M1_i | i = 2, 3, \dots, 500\}$ 和极小值序列 $M2 = \{M2_j | j = 2, 3, \dots, 500\}$:

[0091] $M1_i = \begin{cases} xm_i, & \text{if}(xm_i \geq xm_{i-1}, xm_i \geq xm_{i+1}) \\ 0, & \text{others} \end{cases}$ (5)

[0092] $M2_j = \begin{cases} xm_j, & \text{if}(xm_j \leq xm_{j-1}, xm_j \leq xm_{j+1}) \\ 0, & \text{others} \end{cases}$ (6)

[0093] 其中, $i, j = 2, 3, \dots, 500, xm_0 = 0, xm_{501} = 0, xm_0$ 为 xm 序列中第一个点前的一个虚拟点, xm_{501} 为 xm 序列中最后一个点后的一个虚拟点;

[0094] 4) 筛选极值点:对 $M1$ 和 $M2$ 序列进一步筛选,选出在小范围内有高于相邻峰值的尖峰值,比较所有极值点及其前后的极值点,对除了绝对值最大的极值点外的所有极值点归置为零值,得到极大值序列 $M01 = \{M01_i | i = 2, 3, \dots, 500\}$ 和极小值序列 $M02 = \{M02_j | j = 2, 3, \dots, 500\}$:

[0095] $M01_i = \begin{cases} M1_x, & \text{if}(M1_x \geq M1_{x-1}, M1_x \geq M1_{x+1}) \text{ and } M1_x \neq 0 \\ 0, & \text{others} \end{cases}$ (7)

[0096] $M02_j = \begin{cases} M1_y, & \text{if}(M1_y \leq M1_{y-1}, M1_y \leq M1_{y+1}) \text{ and } M2_y \neq 0 \\ 0, & \text{others} \end{cases}$ (8)

[0097] 其中,and是指其两侧条件同时满足, x 为序列 $M1_i$ 中第 x 个非零极大值点的位置,其值小于非零极大值点的个数, y 为序列 $M2_j$ 中第 y 个非零极小值点的位置,其值小于非零极小值点的个数;

[0098] 5) 选择优势序列:所述尖峰值均分布在信号0V电压点的上侧或下侧,通过分别求得极大值序列 $M01$ 、极小值序列 $M02$ 的峰值的均值的绝对值来判断心率尖峰值所在的位置:

[0099] $\overline{\text{peak}}_j = \left| \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'_{j_i} \right|, j = 1, 2, i = 1, 2, 3, \dots, 250$ (9)

$$[0100] \quad M = \begin{cases} MO1, if(\left|\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'1_i\right| > \left|\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'2_i\right|) \\ MO2, if(\left|\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'1_i\right| \leq \left|\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m MO'2_i\right|) \end{cases} \quad (10)$$

[0101] 其中, $MO'j$ 为极大值或极小值序列 MOj ($j=1,2$) 中的非零值, m 为非零值的个数。比较极大值峰值的均值的绝对值 $\overline{peak_1}$ 与极小值峰值的均值的绝对值 $\overline{peak_2}$ 间大小, 选择绝对值较大的序列形成峰值序列 M , 作为后续分析数据对象;

[0102] 若峰值序列 M 中非零值个数 m 小于 5, 则丢弃序列不作处理, 判定该 5000 点数据为无效数据, 结束流程, 否则进入步骤 6);

[0103] 6) 差值序列: 求取峰值序列 M 的差值序列 $diff_M$, 每个差值为前后峰值的间隔点数, 如式 (11):

$$[0104] \quad diff_M_i = location(M_{i+1}) - location(M_i), i=1,2,\dots,L \quad (11)$$

$$[0105] \quad diff_M = \{diff_M_i | i=1,2,\dots,L-1\} \quad (12)$$

[0106] 其中, $location(M_i)$ 为峰值序列 M 中第 i 个峰值点在序列中的位置, L 为峰值点的总个数;

[0107] 7) 去异常值: 心率值的预设范围为 30~150 次/分, 对于 50Hz 采样频率的信号, 心率间隔与峰值间隔对应, 其间隔点数为

$$[0108] \quad N_{space} = \frac{T_0}{BPM_{std}} \times Fs \quad (13)$$

[0109] 其中 $T_0=60s$ (秒), $Fs=50Hz$, BPM_{std} 为正常心率 (次/分), 代入正常心率的范围值, 计算得到 N_{space} 的范围为 20~100, 则差值序列 $diff_M$ 根据该范围筛选差值序列, 排除异常值;

[0110] 当 $diff_M_i$ 的值在 20~100 之间时, 则表示峰值序列 M 的数据正常, 该部分不做处理;

[0111] 当 $diff_M_i$ 的值在正常范围外时, 则表示峰值序列 M 中第 i 个峰值点到第 $i+1$ 个峰值点之间有一个异常值, 若小于 20, 则删去第 i 个峰值点和第 $i+1$ 个峰值点两者中极大值较小的数据点, 若大于 100, 则在第 i 个峰值点和第 $i+1$ 个峰值点之间的中点位置增加一个数据点, 数据点的值为两个峰值点的均值;

[0112] 重新根据步骤 6) 的方法计算获得新的差值序列 $diff_M'$, 并跳转至步骤 8);

[0113] 8) 求标准差: 对 $diff_M'$ 求标准差 $\sigma_{diff_M'}$, 通过标准差值差异获得数据可信度 R 。

$$[0114] \quad \sigma_{diff_M'} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (diff_M'_i - \overline{diff_M'})^2} \quad (14)$$

[0115] 其中, n 为差值序列 $diff_M'$ 的样本个数, $\overline{diff_M'}$ 为差值序列 $diff_M'$ 的样本值, 当 $\sigma_{diff_M'} \leq 5$ 时, 可信度 R 置值为 3, 当 $5 < \sigma_{diff_M'} \leq 11$ 时, 可信度置值为 2, 当 $\sigma_{diff_M'} > 11$ 时, 可信度置值为 1, 数据可信程度与 R 值呈正比, 跳转至步骤 9);

[0116] 9) 差值序列 $diff_M'$ 排序: 进一步排除异常值, 取中位数为心率间隔 J , 如果序列数据不足, 则取最后一个值为心率间隔 J , 跳转至步骤 10);

[0117] 10) 求心率值: 根据式 15 获得心率值 BPM :

$$[0118] \quad BPM = \frac{T_0}{J / F_s} \quad (15)$$

[0119] 其中, T_0 为60s, F_s 为采样频率, 为50Hz;

[0120] 对5000点数据的心率值进行连续采样处理, 完成后跳转至步骤1) 循环。

[0121] 在使用时, 将无源压力传感带嵌入到床垫的对应监测工位中。上电后, 供电单元模块默认向微控制器单元输出其所需的+1.2V和+1.8V电源电压, 微控制器单元正常工作, 并通过I2C总线控制输出+3.3V电源电压。然后, +1.8V和+3.3V分别通过电源管理芯片输出-1.8V和-3.3V电源电压, 整个系统开始正常工作。

[0122] 在实际操作中, 无源压力传感带输出的信号为微弱的交流电信号, 信号经一级放大电路、一级低通滤波电路处理后由体动信号处理通道输出至微控制器单元模块的ADC0端口, 若微控制器单元模块进行模数转换获得的电压值最大值大于1.5V或最小值小于-1.5V时, 则判断使用者有体动行为, 否则判断为无体动行为。其中, 一级放大电路采用的运算放大器由双极性电源供电, 即+1.8V和-1.8V, 一级低通滤波电路采用无源滤波, 主要目的在于去除噪声高频信号。

[0123] 在实际操作中, 由一级低通滤波电路输出的信号再由二级放大电路, 放大倍数可通过受控于微控制单元模块的数字电位器程控模块设置呼吸率信号处理数字电位器, 其中, 二级放大电路采用的运算放大器和呼吸率信号处理数字电位器均由双极性电源供电, 分别为+1.8V和-1.8V以及+3.3V和-3.3V。

[0124] 在实际操作中, 二级放大电路输出的信号经二级低通滤波电路处理后导入电压基准调整电路, 电压基准调整电路采用的运算放大器由单极性电源供电, 即+3.3V和GND, 将信号基准调整至1.65V, 则信号的电压伏值在0V和+3.3V之间。二级低通滤波电路采用无源滤波方式。经电压基准调整电路输出的信号分两路, 一路经对应的电压跟随放大电路后由呼吸率信号处理通道输出至微控制器单元模块的ADC1端口, 微控制器模块根据采集到的呼吸率样本进行算法处理, 进而获得准确的呼吸率值; 另一路则通过高通滤波电路将呼吸率信号去除, 再通过三级放大电路, 三级放大电路的放大倍数可通过心率信号处理数字电位器来控制, 其中, 三级放大电路采用的运算放大器以及对应的心率信号处理数字电位器均由单极性电源供电, 即+3.3V和GND。

[0125] 在实际操作中, 三级放大电路输出的信号经三级低通滤波电路、对应的电压跟随放大电路后由心率信号处理通道输出至微控制器单元模块的ADC2端口, 微控制器单元模块根据采集到的心率样本进行算法处理, 并最终获得准确的心率值。其中, 设置电压跟随放大电路的目的在于起缓冲、隔离和提高带载能力的作用。

[0126] 在实际操作中, 微控制器单元模块接收处理来自三个通道的信号。

[0127] 1) 当体动信号处理通道输出的信号尖峰值大于动作判定门限阈值+3V时, 则判定为一次体动行为, 体动次数累加一次。

[0128] 2) 将呼吸信号处理通道输出的信号存储于呼吸率信号缓存池, 对信号缓存池内信号依据一定间隔进行极值采样, 采样频率为100Hz, 然后分别求取相邻信号波峰值间隔和波谷值间隔, 如得到的波峰值间隔序列为[4 16 18 30 20], 假设使用者为成年人, 其正常的呼吸率为16~12次/分, 则排除明显异常的间隔数值, 得到新的序列[16 18 20], 然后对全部峰值间隔求取标准差, 若标准差在0~110之间, 则求序列均值 $(16+18+20)/3=18$, 即为呼

吸率值,否则判定为无效信号。

[0129] 3) 心率处理方法较为复杂,因为心率搏动小,干扰信号较多,需经过多项处理。

[0130] 1.为了方便给出序列,假设采样信号数据为10S,且等分为5000点,每10个点取一个点得到新数据序列,根据式(1),经过降采样后得到的序列 $x_{s1}=[\cdots, 0, 3.3, 0, \cdots, 0, 1.1, 2.2, 3.3, 2, 2.1, 1.8, 0, 1.8, 3.3, 1.2, 0, 2, 3.3, 3, \cdots, 0, 3.3, 0, \cdots, 0, 3.3, 0]$ (由于数据量大,只列举一部分序列)。

[0131] 2.根据式(3)均值,得到新序列, $x_m=[\cdots, -1.8, 1.5, -1.8, \cdots, -1.8, -0.6, 0.4, 1.5, 0.2, 0.3, 0, -1.8, 0, 1.5, -0.6, -1.8, 0.2, 1.5, 1.2, \cdots, -1.8, 1.5, -1.8, \cdots, -1.8, 1.5, -1.8]$ 。

[0132] 3.根据式(5)和式(6)得到极大值序列 $M1=[\cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 0, 0, 1.5, 0, 0.3, 0, 0, 0, 1.5, 0, 0, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 1.5, 0]$ 和极小值序列 $M2=[\cdots, 0, 0, 0, \cdots, -1.8, 0, 0, 0, 0.2, 0, 0, -1.8, 0, 0, 0, -1.8, 0.2, 1.5, 1.2, \cdots, 0, 0, 0, \cdots, 0, 0, 0]$,需要注意的是,实际的心率信号的极值点分布特性并非如此,而是绝对值最大的极值点前后相邻两点均有异常尖峰值,即出现异常极值点,为便于阐述,故将假设其序列如此。

[0133] 4.根据式(7)和式(8)筛选极值点,得到 $M01=[\cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 0, 0, 1.5, 0, 0, 0, 0, 0, 1.5, 0, 0, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 1.5, 0]$ 和 $M02=[\cdots, 0, 0, 0, \cdots, -1.8, 0, 0, 0, 0.2, 0, 0, -1.8, 0, 0, 0, -1.8, 0, 0, 0, \cdots, 0, 0, 0, \cdots, 0, 0, 0]$ 。

[0134] 5.根据式(9)和式(10)选择优势序列,假设优势序列 $M=M01$,且M序列中非零个数大于5。

[0135] 6.根据式(11)差值序列 $\text{diff_M}=[29, 6, 4, 35, 110]$,假设M01中可见的第一个极值点距离前一个极值点(假设为序列的第一个)有29点数间隔,第四个极值点的后一个极值点(假设为序列的第五个)有35个数点间隔,第五个极值点的后一个极值点(假设为序列的最后一个)有110个数点间隔。

[0136] 7.根据式(13)比较去异常值,第一个间隔点数29正常,第二个间隔点数和第三个间隔点数偏小,将对应的M序列中的位置数据置零,即 $M=[\cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, \cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 1.5, 0]$,第四个间隔点35正常,第五个间隔点为110偏大,则在第四个极大值点和第五个极大值点中点处增加一个极大值点,其值为 $(1.5+1.5)/2=1.5$,即 $M1=[\cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, \cdots, 0, 1.5, \cdots, 0, 1.5, 0, \cdots, 0, 1.5, 0]$ 。

[0137] 8.重新计算新的差值序列 $\text{diff_M}'=[29, 45, 55, 55]$,根据式(14)计算标准差 $\sigma_{\text{diff_M}'} \approx 10.6$,可信度 $R=2$,数据可信度较高,对 $\text{diff_M}'$ 的数值从大到小重新排序,去中位数作为心率间隔 $J=(45+55)/2=50$ 。

[0138] 9.根据式(15)计算得到心率值 $\text{BPM}=60$ 次/分。

[0139] 以上显示和描述了本实用新型的基本原理和主要特征和本实用新型的优点。本行业的技术人员应该了解,本实用新型不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本实用新型的原理,在不脱离本实用新型精神和范围的前提下,本实用新型还会有各种变化和改进,这些变化和改进都落入要求保护的本实用新型范围内。本实用新型要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

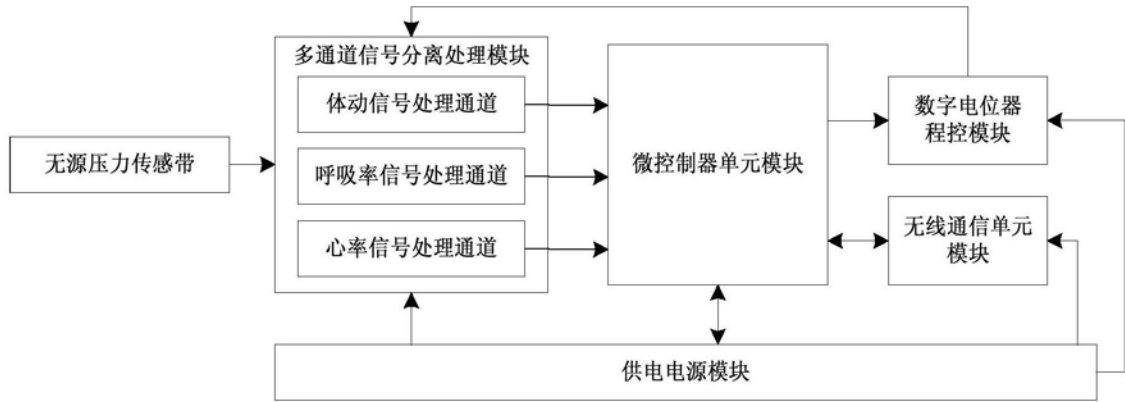


图1

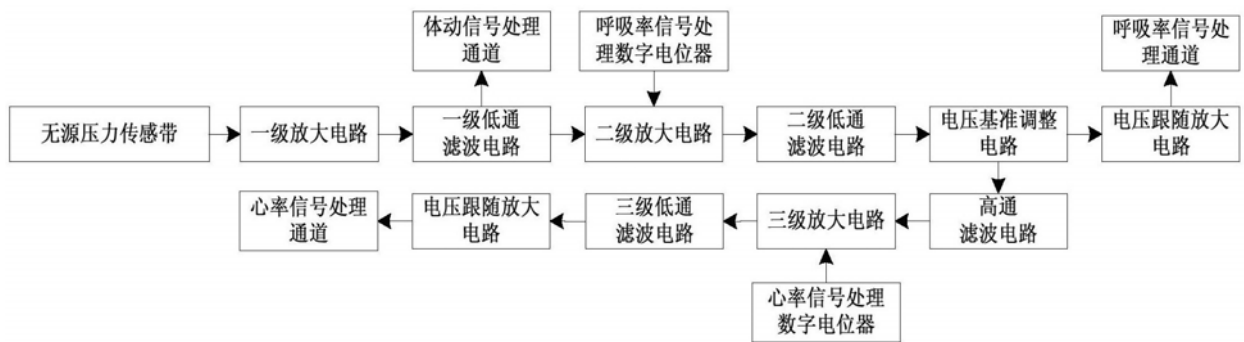


图2

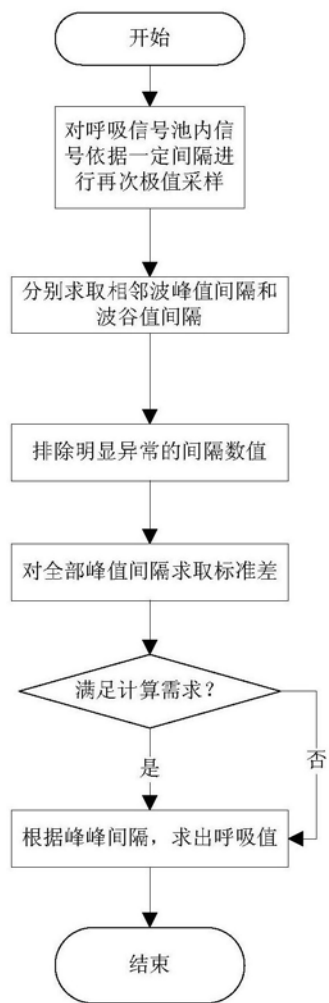


图3

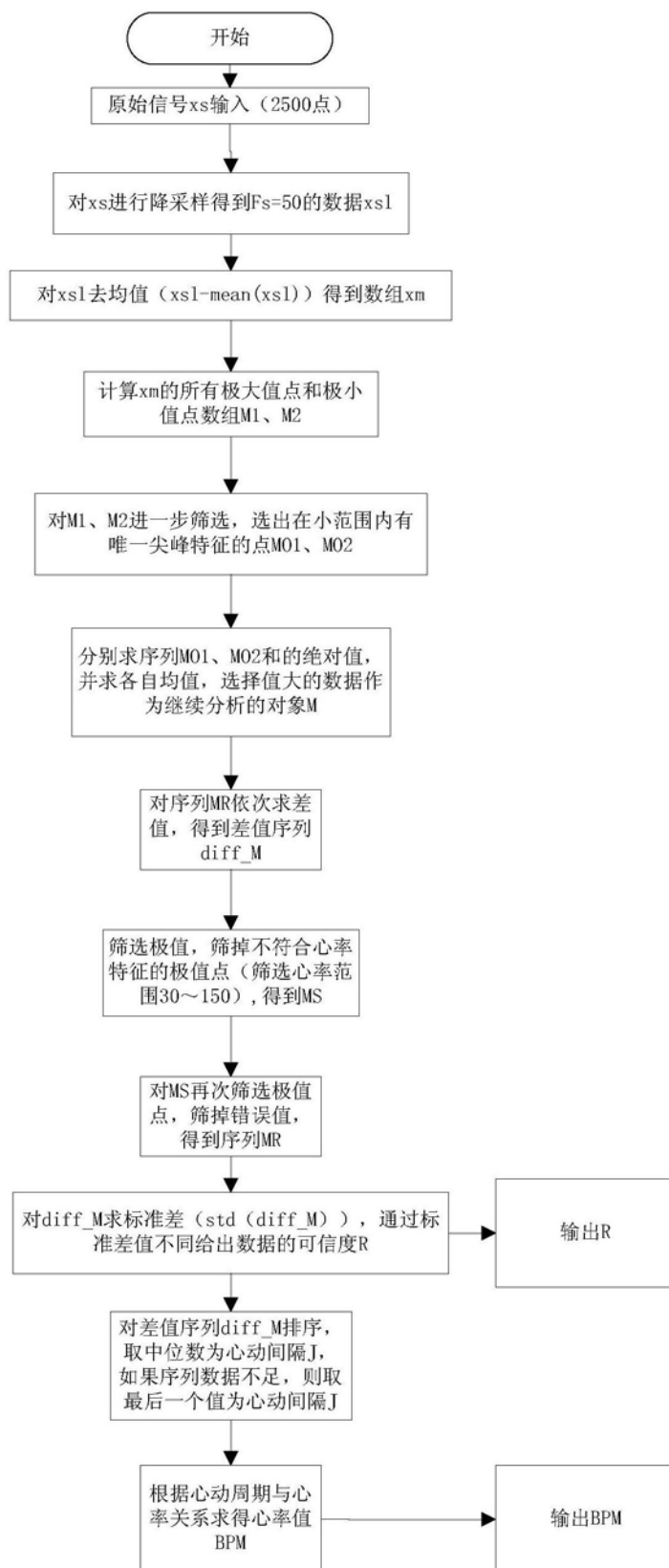


图4

专利名称(译)	一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置		
公开(公告)号	CN208693274U	公开(公告)日	2019-04-05
申请号	CN201721038335.8	申请日	2017-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	浙江舒眠科技有限公司 喜临门家具股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	浙江舒眠科技有限公司 喜临门家具股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	浙江舒眠科技有限公司 喜临门家具股份有限公司		
[标]发明人	张毅 孙琪 高学江		
发明人	张毅 孙琪 高学江		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及一种基于多通道的睡眠体征信号采集装置。现有装置繁琐，影响使用。本实用新型包括无源压力传感带、多通道信号分离处理模块、微控制器单元模块、数字电位器程控模块、无线通信单元模块及供电单元模块，系统对体动信号、心率信号和呼吸率信号进行分离处理，分三路输出由微控制器单元模块进行单独的算法处理，且可通过数字电位器程控模块进行信号放大倍数控制，以降低信号处理算法的复杂度和能耗开销，增加系统的执行效率和容错性，扩宽系统的适用范围和适用场景，从而为用户提供较有参考价值的睡眠健康状况数据，同时亦为专业医疗领域提供睡眠数据的准确参考依据。

