



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109745002 A

(43)申请公布日 2019.05.14

(21)申请号 201811614919.4

(22)申请日 2018.12.27

(71)申请人 天津惊帆科技有限公司

地址 300384 天津市滨海新区高新区华苑  
产业区开华道20号南开科技大厦主楼  
1701

(72)发明人 张进东 王磊 丁立明

(74)专利代理机构 天津滨海科纬知识产权代理  
有限公司 12211

代理人 孙晓凤

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

权利要求书1页 说明书5页 附图8页

(54)发明名称

一种便携式睡眠监测设备

(57)摘要

对于睡眠监测,医院一般会使用多导睡眠监测系统检测患者的脑电、眼电、下颌肌电、口鼻气流、呼吸动度、心电、血氧、鼾声、肢动和体位等多个参数,进而分析出患者的睡眠深浅周期和质量。本发明提出一种便携式睡眠监测设备,包括电源管理单元、通信单元和加速度传感器,还包括体征监测模块,体征监测模块设有红光LED,红外光LED和光传感器,所述监测设备的外壳为不透光材质,外壳上双LED和光传感器对应的区域采用透光材质。所述通信单元还包括无线通信单元、信息中继单元和服务器,信息中继单元和服务器之间通过网络通信。其中体征监测模块监测的体征包括脉搏波形、心率值、血氧值和血管微循环参数。



1. 一种便携式睡眠监测设备,包括电源管理单元、通信单元和加速度传感器,其特征在于,还包括体征监测模块,体征监测模块设有红光LED,红外光LED和光传感器,所述监测设备的外壳主体部分不透光,外壳上双LED和光传感器对应的区域透光。

2. 如权利要求1所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述电源管理单元包括电池、充电管理单元和线性稳压器,充电管理单元采用的型号为SGM4056,SGM4056的VIN引脚连接的元器件包括串联的电阻R1和电容C1,串联的电阻R2、肖特基二极管D1和肖特基二极管D2,D1和D2的负极相对,R2和D1之间还连接有电阻R3。

3. 如权利要求2所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,线性稳压器的使能端与D1和D2之间的引出点相连。

4. 如权利要求2所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述通信单元包括蓝牙通信模块和用户终端。

5. 如权利要求1所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述通信单元包括无线通信单元、信息中继单元和服务器,信息中继单元和服务器之间通过网络通信。

6. 如权利要求1所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,所述体征监测模块的引脚包括VCC\_H0,用于数字供电、VCC\_3V,用于LED供电,复位引脚,电源地,悬空引脚和串口通信引脚。

7. 如权利要求1所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,体征监测模块监测的体征包括脉搏波形、心率值、血氧值和血管微循环参数。

8. 如权利要求7所述一种便携式睡眠监测设备,其特征在于,体征监测模块每经64个采样点回传一次采集数据包。

## 一种便携式睡眠监测设备

### 技术领域

[0001] 本发明属于监测设备领域,尤其是一种便携式睡眠监测设备。

### 背景技术

[0002] 对于睡眠监测,医院一般会使用多导睡眠监测系统,多导睡眠监测系统一般由主机、显示器、放大器、采集盒、EEG/ECG/EOG/EMG传感器、胸腹运动传感器、热敏气流传感器、血氧传感器、鼾声传感器、体位传感器、信号电缆、隔离电源组成。使用多导睡眠监测系统时,需要通过监测一整夜睡眠时的脑电、眼电、肌电等,进而评价患者睡眠质量、进行睡眠时间、睡眠效率及分期的监测,排除睡眠认知错误观念,使患者正确认识自己的睡眠问题,对自己的睡眠质量有一个客观的评价和认识。

[0003] 但是对于患者来说,需要在身体上安装各种传感器,操作十分繁琐且复杂,同时需要在医院特定场景下进行长时间连续监测,这会对患者本身的睡眠问题产生进一步的影响。因此需要一些简单方便且能直观记录人体睡眠信息的设备,这些设备通过可穿戴的方式,让用户直接在家庭中使用。

### 发明内容

[0004] 基于此本发明提出一种便携式睡眠监测设备,采用的技术方案如下:

[0005] 一种便携式睡眠监测设备,包括电源管理单元、通信单元和加速度传感器,还包括体征监测模块,体征监测模块设有红光红外光双LED和光传感器,所述监测设备的外壳为不透光材质,外壳上双LED和光传感器对应的区域采用透光材质。

[0006] 进一步的,加速度传感器的型号为MPU9250。

[0007] 进一步的,体征监测模块的型号为JFH111。

[0008] 进一步的,体征监测模块的尺寸为11.8mm\*5mm。

[0009] 进一步的,所述电源管理单元包括电池、充电管理单元和线性稳压器,充电管理单元采用的型号为SGM4056,SGM4056的VIN引脚连接的元器件包括串联的电阻R1和电容C1,串联的电阻R2、肖特基二极管D1和肖特基二极管D2,D1和D2的负极相对,R2和D1之间还连接有电阻R3。

[0010] 进一步的,线性稳压器的型号为SGM2036。

[0011] 进一步的,线性稳压器的使能端与D1和D2之间的引出点相连。

[0012] 进一步的,所述通信单元包括蓝牙通信模块和用户终端。

[0013] 进一步的,蓝牙通信模块的型号为DA14580。

[0014] 进一步的,所述通信单元还包括无线通信单元、信息中继单元和服务器,信息中继单元和服务器之间通过网络通信。

[0015] 进一步的,所述体征监测模块的引脚包括VCC\_H0,用于数字供电、VCC\_3V,用于LED供电,复位引脚,电源地,悬空引脚和串口通信引脚。

[0016] 进一步的,体征监测模块监测的体征包括脉搏波形、心率值、血氧值和血管微循环

参数。

[0017] 进一步的,体征监测模块每经64个采样点回传一次采集数据。

[0018] 与现有技术相比,本发明的有益效果在于:使用本发明提出的监测设备体积小,可以应用到不同的可穿戴设备中,利用本设备可以将脉搏波技术和睡眠监测结合起来,有利于脉搏波技术的加速推广和应用。

## 附图说明

[0019] 图1是监测设备外部结构示意图;

[0020] 图2是线性稳压器芯片引脚图;

[0021] 图3是JFH111引脚示意图;

[0022] 图4是电源管理单元结构示意图;

[0023] 图5是蓝牙模块引脚示意图;

[0024] 图6是用于计算心率和血氧的深度学习网络结构图;

[0025] 图7是用于计算脉搏波和微循环参数的深度学习模型结构图;

[0026] 图8是呼吸特征曲线示意图;

[0027] 图9是心率特征曲线示意图;

[0028] 图10是血氧变化曲线示意图。

[0029] 附图标记说明:

[0030] 外壳-1,光传感器透光区-2,LED透光区-3。

## 具体实施方式

[0031] 本实施例中,设计了一款用于睡眠监测的可穿戴信息采集设备,该设备体积小巧、操作简单,只需将信息采集端粘贴于用户的额头,通过连接手机端app软件或者是床旁数据交互终端就可将用户的睡眠信息记录下来,并实时显示当前用户的心率、血氧、微循环、体位等信息。当用户睡醒后,睡眠监测设备会自动分析出用户的睡眠信息。

[0032] 如图1至图5所示,本实施例中,睡眠监测设备包括电管理单元SGM4056,加速度传感器的MPU9250,线性稳压器SGM2036、蓝牙通信模块DA14580和体征监测模块JFH111,加速度传感器、体征检测模块和蓝牙通信模块相连,电源管理单元为加速度传感器、线性稳压单元、蓝牙通信单元和体征监测模块供电,线性稳压器,用于稳定电压管理单元和体征监测模块的电压。监测设备的外壳1采用黑色不透光材质,外壳1上的光传感器透光区2和LED透光区3采用对红光和红外光透光良好的材质制成。

[0033] 本实施例中,体征监测模块的信号采集部分包括红光红外光双LED和光传感器,采集的信号经体征监测模块处理后直接输出脉搏波、心率值、血氧值和血管微循环参数。体征监测模块每经64个采样点(耗时1.28s)传输一次数据包,数据包用于用户终端绘制体征曲线。

[0034] 本实施例中,体征监测模块通过深度学习网络得到心率值和血氧值,其中涉及的深度学习网络模型采用多任务学习方式,即这两个预测任务共享了卷积层,而使用不同的全连接层进行最后的预测,如图6所示,模型结构为依次相连的五层卷积神经网络层,卷积神经网络层之间含有门控线性单元,门控线性单元公式如下:

[0035]  $H = A * \text{sigmoid}(B)$

[0036] 其中H为输出,A和B为输入的一半通道数。相乘的形式为逐点相乘。

[0037] 本实施例中,训练模型时使用的心率损失函数为:

$$[0038] \quad L1 = \sum_i^{256} -1(o_i = y_i) * \log(p(o_i))$$

[0039] 其中 $o_i$ 为第i个二分类器实际的输出, $y_i$ 为该二分类器期望的输出。

[0040] 训练模型时使用的血氧含量损失函数为:

$$[0041] \quad L2 = (Y' - Y)^2$$

[0042] 其中 $Y'$ 为预测血氧饱和度, $Y$ 为实际血氧饱和度。

[0043] 训练模型时使用的正则化损失函数为:

$$[0044] \quad L3 = (\theta)^2$$

[0045] 其中 $\theta$ 为模型参数。

[0046] 训练模型时整个深度学习网络模型的损失函数为:

$$[0047] \quad L = \alpha_1 * L1 + \alpha_2 * L2 + \alpha_3 * L3$$

[0048] 其中 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ 为三个损失函数的权重。

[0049] 当初始数据经过卷积神经网络层之后,根据卷积神经网络提取出的高维特征来得到心率和血氧饱和度。对于血氧饱和度预测任务,在共享卷积层后增加两个全连接层,最后一个全连接层输出数值即为血氧饱和度。而心率的预测将使用有序回归(ordinal regression)的方法,在共享的卷积层后,我们会加上一层全连接层,然后在全连接层后加上256个二分类器,每个分类器输出0或1,如果心率数值大于分类器序号,则分类器输出为1,否则为0。

[0050] 测量时,体征监测模块将光传感器实时采集到的信号输入到网络模型中,网络输出的血氧饱和度即为预测血氧饱和度,将心率预测部分的256个分类器的输出加在一起即为预测的心率。

[0051] 本实施例中,利用深度学习模型求取微循环值,在计算微循环值时,首先需要拟合脉搏波信号,在本实施例中使用一维高斯分布来拟合脉搏波信号,假设随机变量 $X$ 服从位置参数为 $\mu$ ,尺度参数为 $\sigma$ 的分布,那么概率密度函数为:

$$[0052] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x - \mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

[0053] 高斯分布的最高峰处于均值处,两边关于均值对称,另外均值处最大值 $\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma}$ ,为了拟合脉搏波信号,需要两个高斯分布,设重构函数为 $G$ 。则

$$[0054] \quad G(x) = \max(a_1 * f_1(x), a_2 * f_2(x))$$

[0055] 所以一共需要估计 $a_1, \mu_1, \sigma_1, a_2, \mu_2, \sigma_2$ 这六个参数。

[0056] 如图7所示,重构测量信号使用的深度网络模型结构包括依次相连的4层卷积深度网络层。为了训练深度网络,对原始测量信号进行周期分割得到单个周期的测量信号,将单个周期的测量信号作为训练模型时的输入。

[0057] 训练深度网络模型时使用的误差损失函数为:

$$[0058] \quad L1 = \sum_x^N (f(\theta(P), x) - P(x))^2$$

[0059] 其中N为一个周期测量信号P的长度,x为一个周期测量信号的数据点, $\theta(P)$ 为将数据点输入深度网络模型后输出的双高斯函数中的参数,包括 $a_1, a_2, \mu_1, \mu_2, \sigma_1, \sigma_2$ 。

[0060] 训练模型时使用的正则化损失函数为:

$$[0061] \quad L2 = (\theta)^2$$

[0062] 其中 $\theta$ 为深度网络模型参数。

[0063] 整个深度网络模型的损失函数为:

$$[0064] \quad L = \alpha_1 * L1 + \alpha_2 * L2$$

[0065] 其中 $\alpha_1, \alpha_2$ 为两个损失函数的权重。两个损失函数权重分别设定为1,0.00005。

[0066] 训练时使用Adam算法对网络参数进行优化,当损失函数收敛时停止训练。由于每个周期的测量信号长度不定,所以将每次输入网络的样本量(batch)设定为1。

[0067] 使用时测量信号输入网络模型,然后就可以得到高斯重构所需要的参数 $a_1, \mu_1, \sigma_1, a_2, \mu_2, \sigma_2$ ,利用测量信号的两个峰值 $a_1, a_2$ 以及两个峰值之间的距离 $|\mu_1 - \mu_2|$ 可以得到微循环值。

[0068] 其中计算微循环值使用的公式如下:

$$[0069] \quad K = a(2) * k^2 + a(1) * k + a(0)$$

[0070] 其中:K为微循环,向量a经过大量数据拟合得到的多项式系数,自变量 $k = \text{amp}_{\text{谷}} * 10 / AC$ ,AC为一个单周期的交流值: $AC = \text{ABS}(\text{amp}_{\text{峰}} - \text{amp}_{\text{谷}})$ , $\text{amp}_{\text{峰}}$ 为单周期测量信号最大峰值处的幅值, $\text{amp}_{\text{谷}}$ 为最小波谷处的幅值。

[0071] 本实施例中,通过加速度传感器判断出用户在睡眠过程中的姿态和微动值,从而评估用户睡眠时的呼吸节律和呼吸强度。

[0072] 本实施例中,利用数据判断用户睡眠质量的方法为:

[0073] 1.当呼吸节律和呼吸强度发生变化,并没有引起心率的异常和血氧降低时,表示发生呼吸异常程度低。

[0074] 2.当呼吸节律和呼吸强度发生变化,同时引起了心率加快,但没有引起血氧的波动,说明睡眠发生睡眠呼吸暂停,但是强度不大。

[0075] 3.当呼吸节律和呼吸强度发生变化,心率加快、血氧降低时说明发生了一次有影响的睡眠呼吸暂停。

[0076] 4.根据发生呼吸暂停持续的时间、引起心率变化的快慢和变化的强度、以及血氧降低的程度来判断发生呼吸暂停的严重性。

[0077] 5.根据用户睡眠过程中发生呼吸暂停的次数和单次的强度来反应用户的睡眠呼吸质量。

[0078] 本实施例中,睡眠监测设备会将睡眠过程中采集的数据信息发送到手机上,或者发送到信息中转终端后,再上传到服务器中,并利用服务器针对每一个个体建立睡眠信息库,以帮助用户对某些睡眠疾病做出早期预警。

[0079] 以上所述仅为本发明创造的较佳实施例而已,并不用以限制本发明创造,凡在本

发明创造的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明创造的保护范围之内。

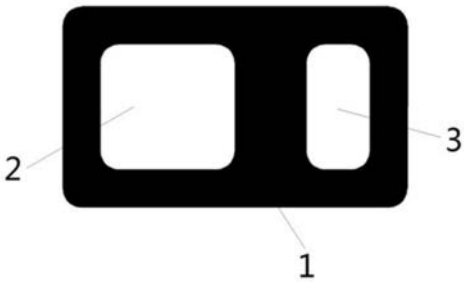


图1

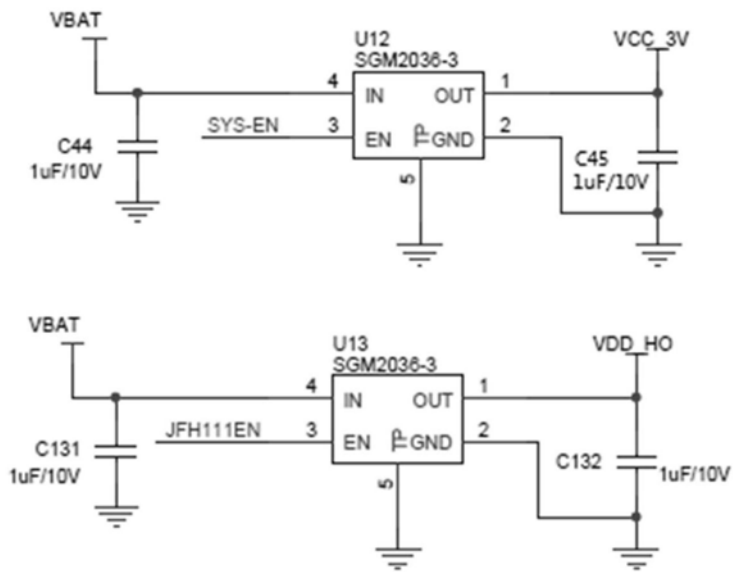


图2

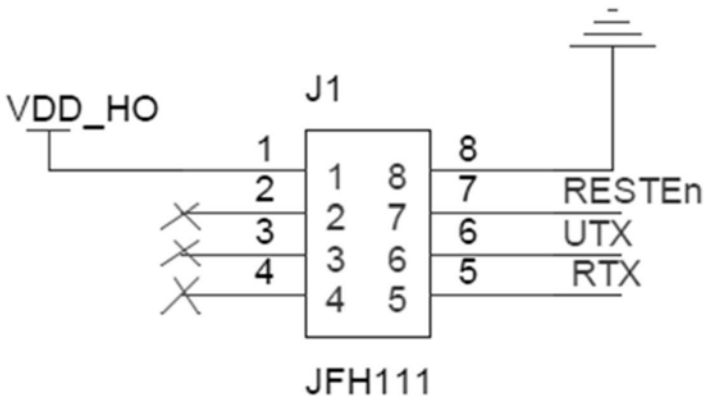


图3





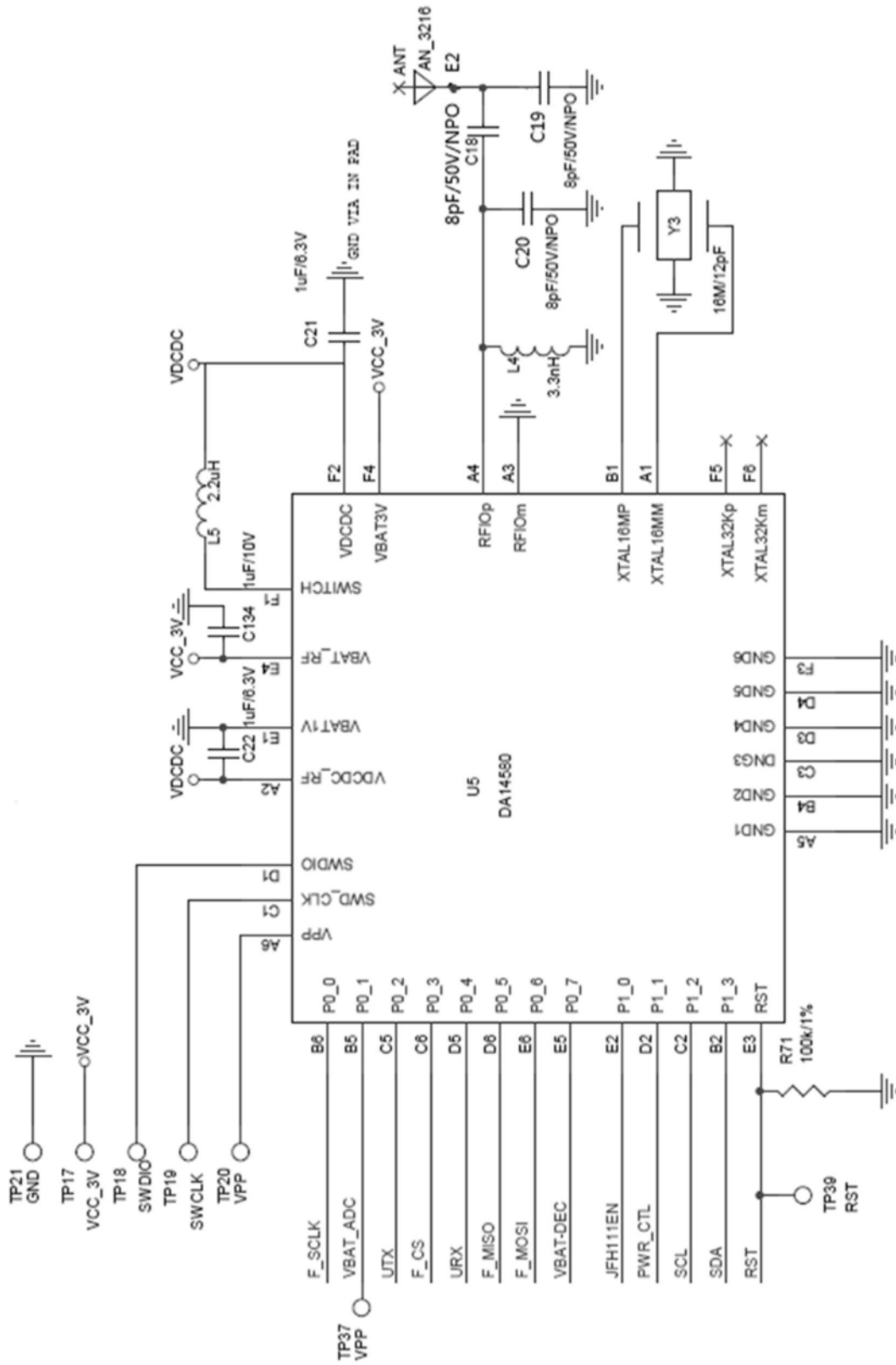


图5

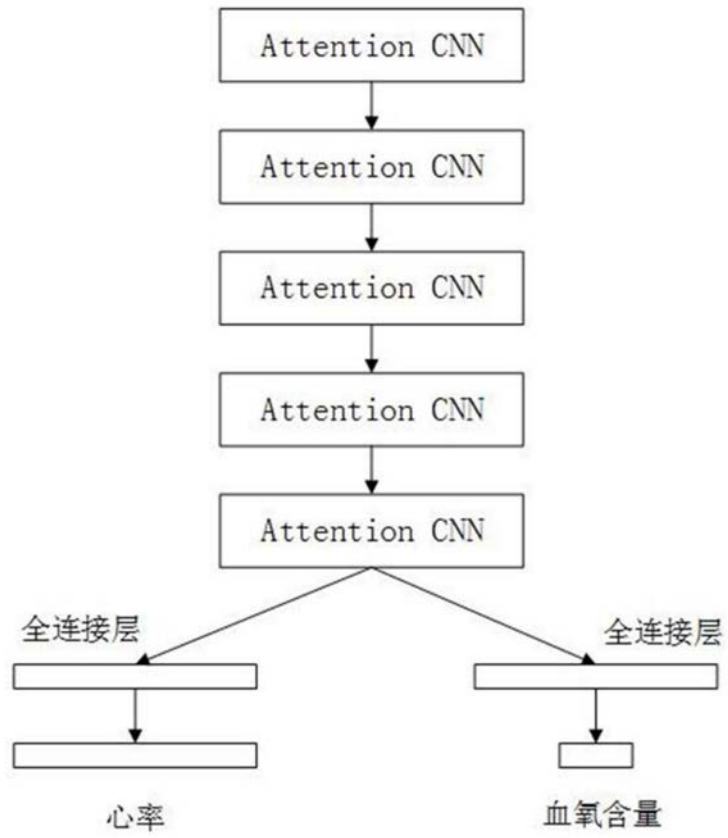


图6

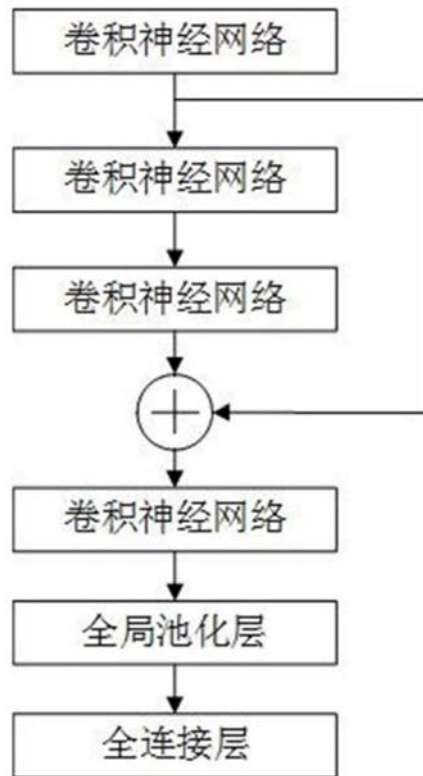


图7

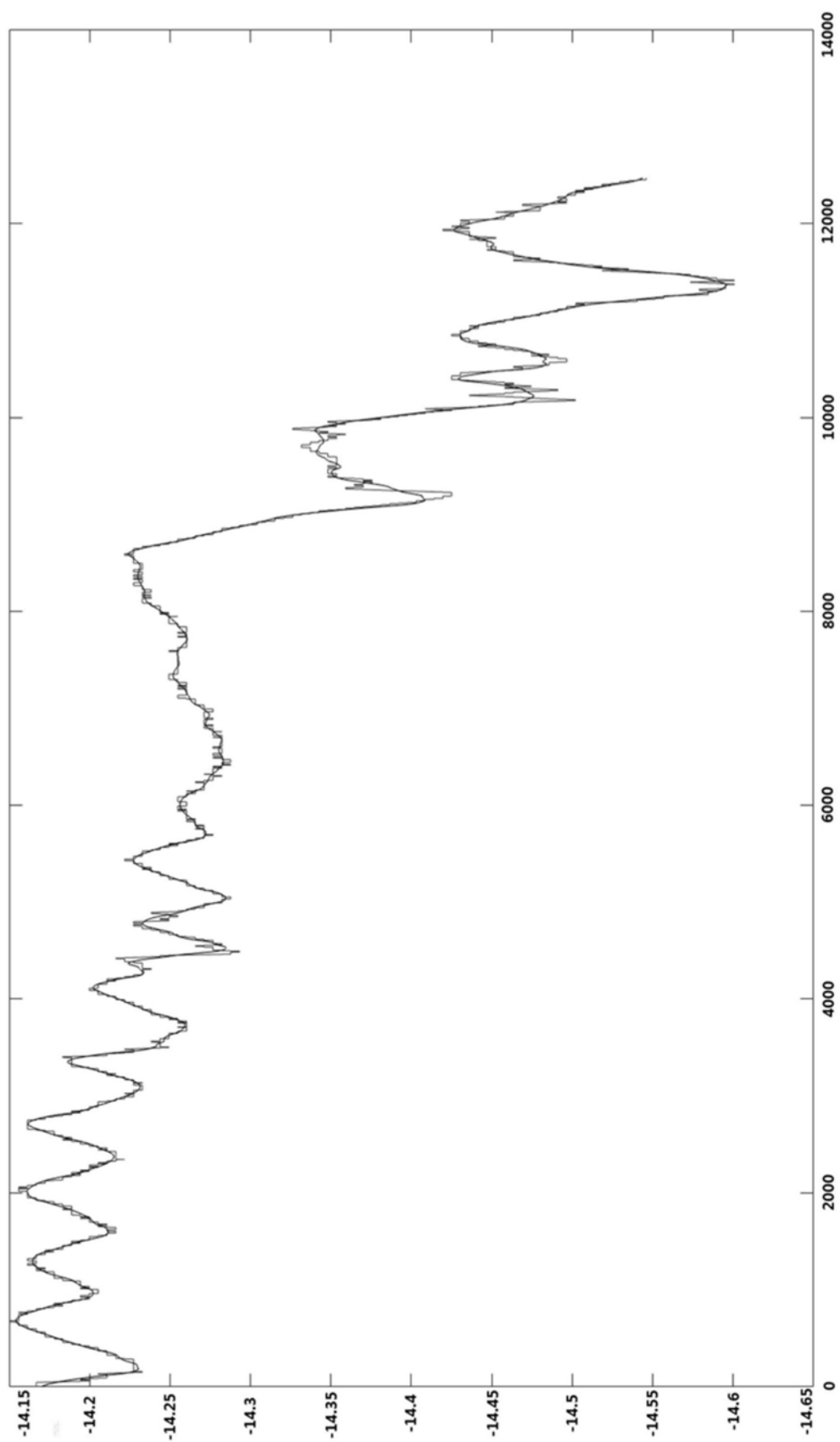


图8

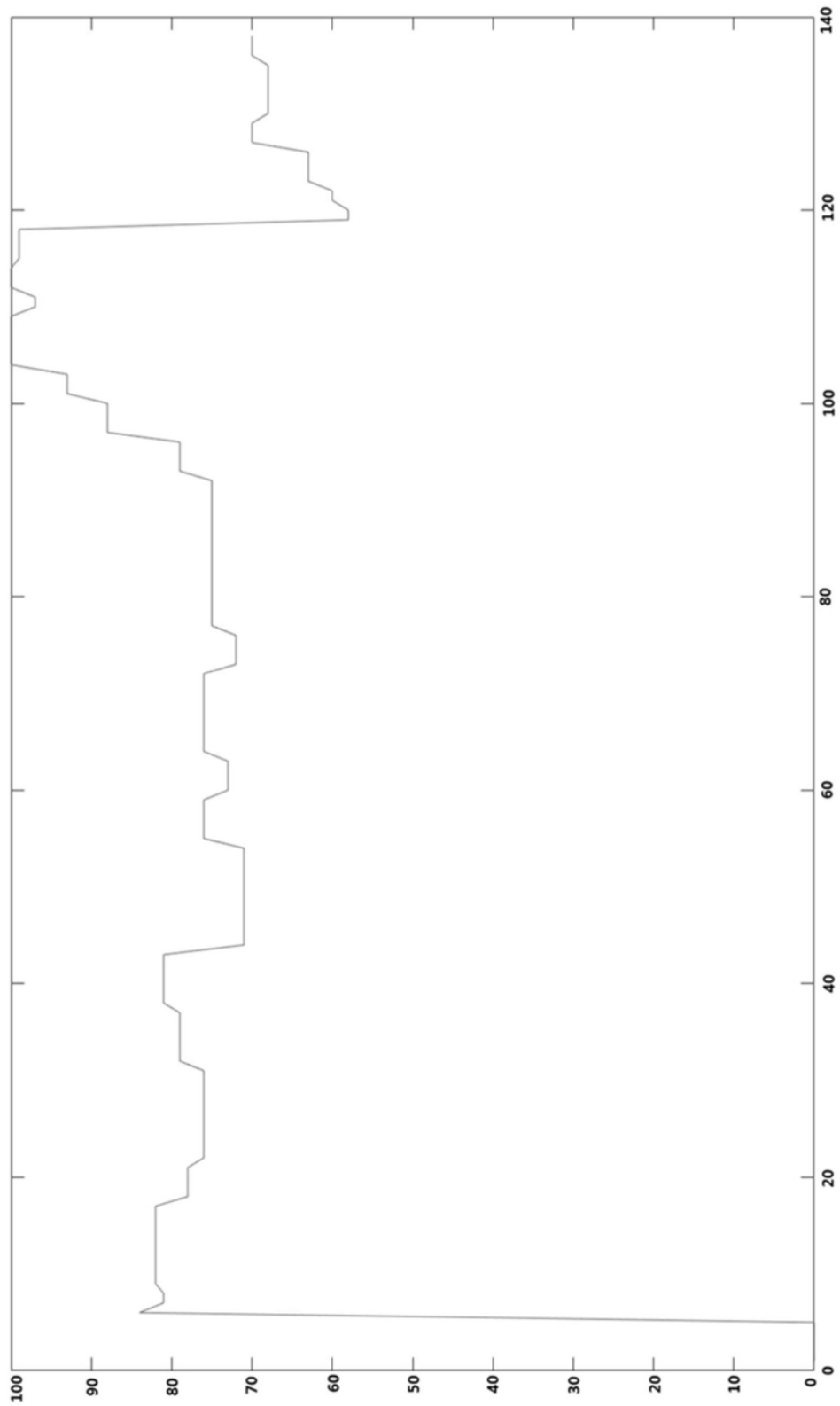


图9

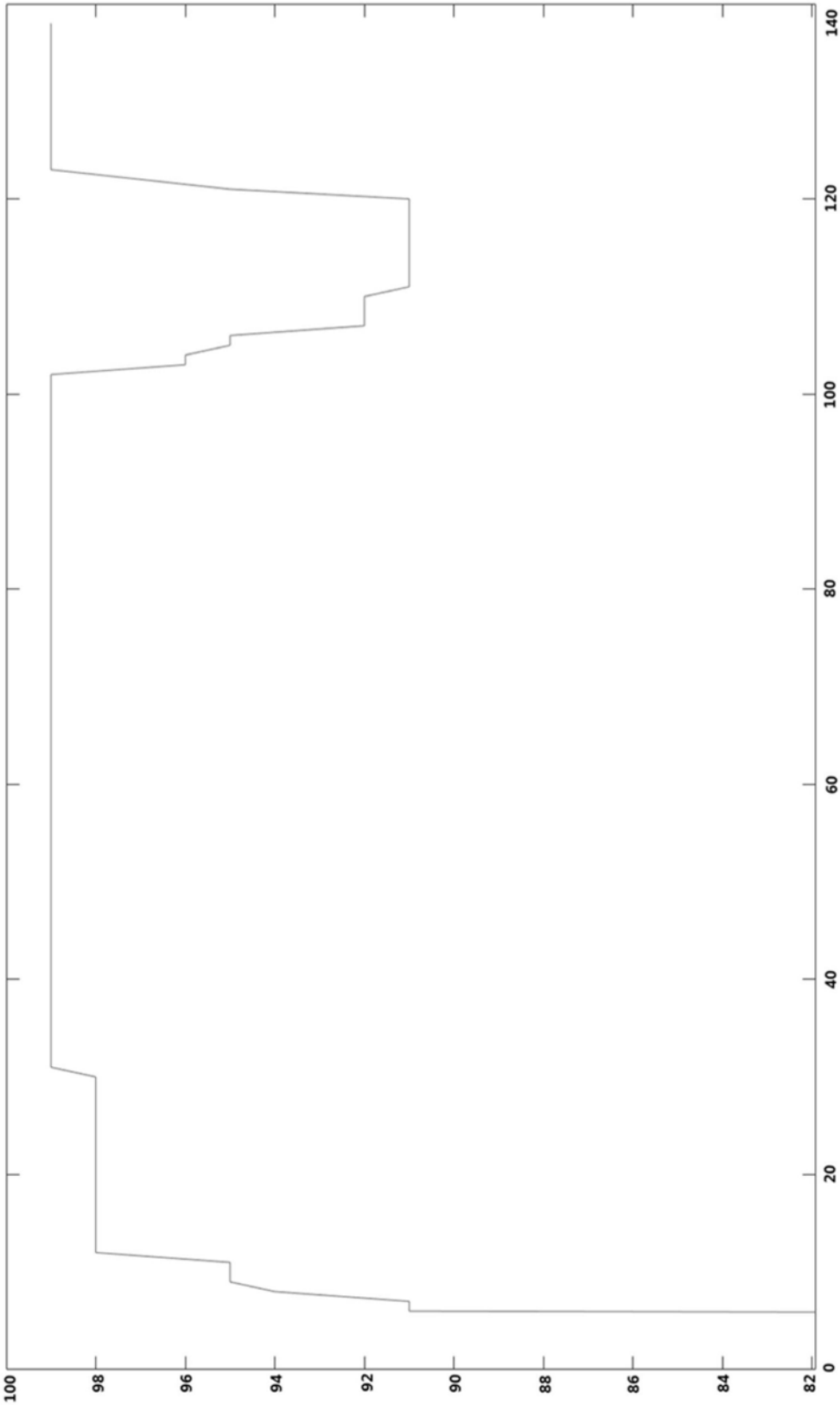


图10

专利名称(译)	一种便携式睡眠监测设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN109745002A</a>	公开(公告)日	2019-05-14
申请号	CN201811614919.4	申请日	2018-12-27
[标]发明人	张进东 王磊 丁立明		
发明人	张进东 王磊 丁立明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/02 A61B5/1455		
代理人(译)	孙晓凤		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

对于睡眠监测，医院一般会使用多导睡眠监测系统检测患者的脑电、眼电、下颌肌电、口鼻气流、呼吸动度、心电、血氧、鼾声、肢动和体位等多个参数，进而分析出患者的睡眠深浅周期和质量。本发明提出一种便携式睡眠监测设备，包括电源管理单元、通信单元和加速度传感器，还包括体征监测模块，体征监测模块设有红光LED，红外光LED和光传感器，所述监测设备的外壳为不透光材质，外壳上双LED和光传感器对应的区域采用透光材质。所述通信单元还包括无线通信单元、信息中继单元和服务器，信息中继单元和服务器之间通过网络通信。其中体征监测模块监测的体征包括脉搏波形、心率值、血氧值和血管微循环参数。

