



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110313897 A

(43)申请公布日 2019.10.11

(21)申请号 201910600468.7

(22)申请日 2019.07.04

(71)申请人 合肥赛为智能有限公司

地址 230000 安徽省合肥市高新区创新大道666号

申请人 深圳市赛为智能股份有限公司

(72)发明人 汪玉冰 郑邦胜 黄桃丽 王秋阳

(74)专利代理机构 深圳市精英专利事务所

44242

代理人 刘萍

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/103(2006.01)

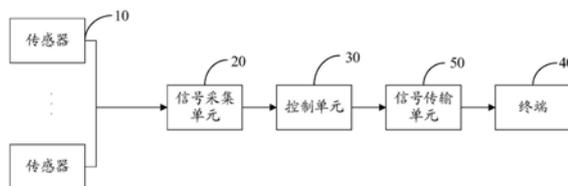
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法

(57)摘要

本发明涉及基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法,该装置包括检测单元、信号采集单元、控制单元以及终端,其中,检测单元包括检测本体以及若干个传感器,若干个传感器阵列布置于检测本体内,传感器与信号采集单元连接,信号采集单元与控制单元连接,控制单元与终端连接,通过检测单元采集睡眠呼吸和体动产生的压力信号,并由信号采集单元转换为电平信号,由控制单元对电平信号进行检测后形成睡姿压力曲线图,并将睡姿压力曲线图输出至终端显示。本发明在兼顾柔性和舒适性的同时实现对人体睡眠呼吸信号的无负荷、准确、实时采集,以供后续改善睡眠所用。



1. 基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,包括检测单元、信号采集单元、控制单元以及终端,其中,所述检测单元包括检测本体以及若干个传感器,若干个所述传感器阵列布置于所述检测本体内,所述传感器与所述信号采集单元连接,所述信号采集单元与所述控制单元连接,所述控制单元与所述终端连接,通过检测单元采集睡眠呼吸和体动产生的压力信号,并由信号采集单元转换为电平信号,由控制单元对电平信号进行检测后形成睡姿压力曲线图,并将睡姿压力曲线图输出至终端显示。

2. 根据权利要求1所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述检测本体包括基座本体以及若干个硅胶气囊,若干个硅胶气囊阵列布置于所述基座本体内,且所述硅胶气囊的下方放置所述传感器。

3. 根据权利要求2所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述检测本体还包括充气管道,所述充气管道的一端与所述硅胶气囊连接,所述充气管道的另一端连接有密封接头。

4. 根据权利要求2所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述基座本体包括发泡硅胶体,所述发泡硅胶体内设有若干个阵列布置的安装孔,所述硅胶气囊以及传感器置于所述安装孔内。

5. 根据权利要求4所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述发泡硅胶体内设有若干个嵌入槽,所述嵌入槽置于所述安装孔的底部,所述传感器置于所述嵌入槽内。

6. 根据权利要求2至5任一项所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述信号采集单元包括依次连接的电荷转换模块、电压放大模块、滤波模块以及模数转换模块,所述电荷转换模块与所述传感器连接,所述模数转换模块与所述控制单元连接。

7. 根据权利要求1所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述控制单元的输出端脚连接有信号传输单元,所述信号传输单元与所述终端连接。

8. 根据权利要求7所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述信号传输单元包括蓝牙模块、WiFi模块以及4G模块中至少一种。

9. 根据权利要求1所述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,其特征在于,所述控制单元包括控制芯片,所述控制芯片的型号为ATmega328P。

10. 基于硅胶气囊的睡眠监测装置的监测方法,其特征在于,包括:

启动传感器;

检查硅胶气囊的气密性,判断硅胶气囊的气密性是否满足要求;

若是,则利用传感器采集硅胶气囊的气压信号,以得到检测信号;

对检测信号进行电荷转换、滤波放大,以得到电平信号;

利用控制单元对电平信号进行检测,以提取呼吸和体动信息,以得到睡姿压力曲线图;

将睡姿压力曲线图输出至终端,以进行睡姿压力曲线图的显示。

基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠监测装置,更具体地说是指基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法。

背景技术

[0002] 睡眠是人类正常生理活动中最重要的组成部分,睡眠质量与人体健康正相关,其与116种急慢性疾病的成因有直接关系。影响睡眠的因素是多样化的,受到个体所处环境、心理状态、生理状况等多方面的影响,并没有一个统一的睡眠解决方案,需要一整套多层次多维度的科技手段来监测数据,以便于改善睡眠。同时,人体呼吸信号所呈现的强度、形态、速率等信息很大程度上反映了人的心肺功能特征。尤其是通过对睡眠呼吸状况的监测,可提前发现并有效预防呼吸道、肺部及心血管疾病。

[0003] 多导睡眠监测系统是目前医学中普遍使用的睡眠监测系统,包含多类传感器进行信号采集,可作为诊断睡眠障碍的金标准,但其成本较高、设备穿戴麻烦,还会影响正常睡眠,导致测量误差增大。目前,市面上还有很多基于压电陶瓷、压电薄膜和光纤传感器等的智能床垫,可实时监测呼吸、体动、心率等体征信息,分析用户睡眠情况,从而提供用户个性化睡眠方案。还有一些手环类的产品,基于手环中内置的加速度传感器和心率测量设备来进行睡眠监测,其在实际应用中往往误差较大。还有一些采用摄像头监控睡眠人员,后对视频图像进行处理,基于视频图像模型和睡眠周期性体动来判断睡眠状态,其同样存在这易暴露个人隐私等缺点。

[0004] 因此,有必要设计一种新的装置,在兼顾柔性和舒适性的同时实现对人体睡眠呼吸信号的无负荷、准确、实时采集,以供后续改善睡眠所用。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于克服现有技术的缺陷,提供基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用以下技术方案:基于硅胶气囊的睡眠监测装置,包括检测单元、信号采集单元、控制单元以及终端,其中,所述检测单元包括检测本体以及若干个传感器,若干个所述传感器阵列布置于所述检测本体内,所述传感器与所述信号采集单元连接,所述信号采集单元与所述控制单元连接,所述控制单元与所述终端连接,通过检测单元采集睡眠呼吸和体动产生的压力信号,并由信号采集单元转换为电平信号,由控制单元对电平信号进行检测后形成睡姿压力曲线图,并将睡姿压力曲线图输出至终端显示。

[0007] 其进一步技术方案为:所述检测本体包括基座本体以及若干个硅胶气囊,若干个硅胶气囊阵列布置于所述基座本体内,且所述硅胶气囊的下方放置所述传感器。

[0008] 其进一步技术方案为:所述检测本体还包括充气管道,所述充气管道的一端与所述硅胶气囊连接,所述充气管道的另一端连接有密封接头。

[0009] 其进一步技术方案为:所述基座本体包括发泡硅胶体,所述发泡硅胶体内设有若

干个阵列布置的安装孔,所述硅胶气囊以及传感器置于所述安装孔内。

[0010] 其进一步技术方案为:所述发泡硅胶体内设有若干个嵌入槽,所述嵌入槽置于所述安装孔的底部,所述传感器置于所述嵌入槽内。

[0011] 其进一步技术方案为:所述信号采集单元包括依次连接的电荷转换模块、电压放大模块、滤波模块以及模数转换模块,所述电荷转换模块与所述传感器连接,所述模数转换模块与所述控制单元连接。

[0012] 其进一步技术方案为:所述控制单元的输出端脚连接有信号传输单元,所述信号传输单元与所述终端连接。

[0013] 其进一步技术方案为:所述信号传输单元包括蓝牙模块、WiFi模块以及4G模块中至少一种。

[0014] 其进一步技术方案为:所述控制单元包括控制芯片,所述控制芯片的型号为ATmega328P。

[0015] 本发明还提供了基于硅胶气囊的睡眠监测装置的监测方法,包括:

[0016] 启动传感器;

[0017] 检查硅胶气囊的气密性,判断硅胶气囊的气密性是否满足要求;

[0018] 若是,则利用传感器采集硅胶气囊的气压信号,以得到检测信号;

[0019] 对检测信号进行电荷转换、滤波放大,以得到电平信号;

[0020] 利用控制单元对电平信号进行检测,以提取呼吸和体动信息,以得到睡姿压力曲线图;

[0021] 将睡姿压力曲线图输出至终端,以进行睡姿压力曲线图的显示。

[0022] 本发明与现有技术相比的有益效果是:本发明通过在发泡硅胶体的基座本体上设置若干个阵列布置的硅胶气囊,在硅胶气囊下方放置传感器,用传感器检测睡眠呼吸以及体动而产生的压力,并由信号采集单元进行处理后,交由控制单元进行检测,并传输至终端,在兼顾柔性和舒适性的同时实现对人体睡眠呼吸信号的无负荷、准确、实时采集,以供后续改善睡眠所用。

[0023] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步描述。

附图说明

[0024] 为了更清楚地说明本发明实施例技术方案,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。

[0025] 图1为本发明具体实施例提供的基于硅胶气囊的睡眠监测装置的结构框图;

[0026] 图2为本发明具体实施例提供的检测单元的剖切结构示意图。

具体实施方式

[0027] 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做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。

[0028] 应当理解,当在本说明书和所附权利要求书中使用时,术语“包括”和“包含”指示所描述特征、整体、步骤、操作、元素和/或组件的存在,但并不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、操作、元素、组件和/或其集合的存在或添加。

[0029] 还应当理解,在此本发明说明书中所使用的术语仅仅是出于描述特定实施例的目的而并不意在限制本发明。如在本发明说明书和所附权利要求书中所使用的那样,除非上下文清楚地指明其它情况,否则单数形式的“一”、“一个”及“该”意在包括复数形式。

[0030] 还应当进一步理解,在本发明说明书和所附权利要求书中使用的术语“和/或”是指相关联列出的项中的一个或多个的任何组合以及所有可能组合,并且包括这些组合。

[0031] 如图1~2所示的具体实施例,本实施例提供的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,可以运用于床垫内,当然,也可以直接放置在床单下方单独使用。

[0032] 呼吸的功能主要是进行气体交换,从大气中摄入氧气并把代谢后产生的二氧化碳排出体外。吸气时,吸气肌如肋间外肌、胸大、小肌等都能上提肋,使胸廓后径加大,膈的收缩使穹隆下降,胸腔内容积增大,压力变小,外界气体循呼吸道入肺。一般来说,呼吸过程中肺内压变化的程度视呼吸运动的缓急、深浅和呼吸道是否通畅而定。若呼吸浅慢,呼吸道通畅,则肺内压变化较小;若呼吸深快、呼吸道不够通畅,则肺内压变化较大。平静呼吸时,呼吸运动和缓,肺容积的变化也较小,吸气时,肺内压较大气压低 $0.133\sim 0.266\text{KPa}$ ($1\sim 2\text{mmHg}$),即肺内压为 $-0.266\sim -0.133\text{KPa}$ ($-2\sim -1\text{mmHg}$);呼气时肺内压较大气压高 $0.133\sim 0.266\text{KPa}$ ($1\sim 2\text{mmHg}$)。用力呼吸时,肺内压变动的程度增大。当呼吸道不够通畅时,肺内压的起伏幅度将更大。在紧闭声门的情况下尽力作呼吸运动,则作吸气动作时肺内压可低至 $-13.3\sim -4.0\text{KPa}$ ($-100\sim -30\text{mmHg}$),作呼气动作时可高达 $8.0\sim 18.7\text{KPa}$ ($60\sim 140\text{mmHg}$)。因此,将睡眠呼吸和体动产生的压力变化转化为气压变化,可以在兼顾柔性和舒适性的同时实现对人体睡眠呼吸信号的无负荷、准确、实时采集,以供后续改善睡眠所用。

[0033] 请参阅图1,上述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,包括检测单元、信号采集单元20、控制单元30以及终端40,其中,检测单元包括检测本体以及若干个传感器10,若干个传感器10阵列布置于检测本体内,传感器10与信号采集单元20连接,信号采集单元20与控制单元30连接,控制单元30与终端40连接,通过检测单元采集睡眠呼吸和体动产生的压力信号,并由信号采集单元20转换为电平信号,由控制单元30对电平信号进行检测后形成睡姿压力曲线图,并将睡姿压力曲线图输出至终端40显示。

[0034] 借助检测单元将睡眠呼吸和体动产生的压力变化转化为气压变化,检测单元内的传感器10检测到该气压变化信号,进而由信号采集单元20对气压变化信号进行电压变换,形成电平信号,输出至控制单元30,控制单元30对该电平信号进行实时检测和分析,以形成睡姿压力曲线图,并将睡姿压力曲线图输出至终端40显示,再结合内部的分析算法,也可以将改善方法显示于终端40。

[0035] 在一实施例中,请参阅图2,上述的检测本体包括基座本体以及若干个硅胶气囊70,若干个硅胶气囊70阵列布置于基座本体内,且硅胶气囊70的下方放置传感器10。

[0036] 采用阵列布置的硅胶气囊70,在硅胶气囊70的下方放置传感器10,也就是传感器10也是阵列布置地,采用阵列检测的方式,可以提高整个检测的准确率,反应灵敏、性能稳定。

[0037] 在一实施例中,请参阅图2,上述的检测本体还包括充气管道90,充气管道90的一

端与硅胶气囊70连接,充气管道90的另一端连接有密封接头。

[0038] 充气管道90可以置于基座本体内,当然,也可以置于基座本体外,若将充气管道90置于基座本体外时,可在硅胶气囊70的出气口处可设置密封接头,不需要充气时,可以将充气管道90拆下,使用方便。

[0039] 在一实施例中,请参阅图2,在需要对硅胶气囊70进行充气时,可在上述的充气管道90的另一端连接气泵80,以对硅胶气囊70进行充气,操作简单且结构简单。

[0040] 在一实施例中,请参阅图2,上述的基座本体包括发泡硅胶体60,发泡硅胶体60内设有若干个阵列布置的安装孔,硅胶气囊70以及传感器10置于安装孔内。

[0041] 该发泡硅胶体60呈方形状布置,当然,于其他实施例,上述的发泡硅胶体60还可以呈其他形状布置。

[0042] 更进一步地,发泡硅胶体60内设有若干个嵌入槽,嵌入槽置于安装孔的底部,传感器10置于嵌入槽内。

[0043] 上述的硅胶气囊70采用粘合的方式安装在安装孔内,当然,于其他实施例,还可以设置安装孔的尺寸与硅胶气囊70的尺寸一致,该安装孔仅有一个用于连接充气管道90的小孔,其余面都是密封的,以确保硅胶气囊70的固定。

[0044] 在本实施例中,上述的传感器10可以通过粘合的方式置于嵌入槽内,当然,可以设置嵌入槽的尺寸与传感器10的尺寸一致,以确保传感器10的固定。

[0045] 基座本体包括发泡硅胶体60,该发泡硅胶体60可以准确地将睡眠呼吸和体动产生的压力传递至硅胶气囊70,以提高整个监测的准确率。

[0046] 在本实施例中,上述的传感器10包括气压传感器10,采用阵列式排布的硅胶气囊70,这些硅胶气囊70呈独立阵列式分布,每个硅胶气囊70凸台下方放置一气压传感器10,用于检测整个气囊或单个气囊的连续压力变化。

[0047] 在一实施例中,上述的信号采集单元20包括依次连接的电荷转换模块、电压放大模块、滤波模块以及模数转换模块,电荷转换模块与传感器10连接,模数转换模块与控制单元30连接。

[0048] 电荷转换模块作为传感器10的输入级电路,放大传感器10输出微弱电荷信号,以增大整个监测的准确率。

[0049] 电压放大模块、滤波模块以及模数转换模块是对信号进行放大、滤波以及模数转换,转换为控制单元30可接收的电平信号。

[0050] 在本实施例中,电荷转换模块与传感器10之间还连接有压电晶体电极,模数转换模块选用德州仪器ADS1299作为A/D转换芯片,ADS1299以其紧凑性、便携性、低功耗性常被用于生物电势测量。

[0051] 在一实施例中,控制单元30的输出端脚连接有信号传输单元50,信号传输单元50与终端40连接。

[0052] 具体地,信号传输单元50包括蓝牙模块、WiFi模块以及4G模块中至少一种。

[0053] 在一实施例中,控制单元30包括控制芯片,控制芯片的型号为ATmega328P。

[0054] 于其他实施例中,上述的控制芯片的型号还可以为其他型号的AVR微处理器。选用Atmel公司的ATmega328P芯片为核心模块,ATmega328P为高性能、低功耗的8位AVR微处理器,其兼容性好、处理速度快,具有丰富的片内外设,并且支持多种串行通信接口,如USART、

SPI、2-wire。

[0055] 在本实施例中,所述信号传输单元50包括蓝牙模块,该蓝牙模块选用HM-16蓝牙芯片, HM-16采用Cypress公司的CYBL系列芯片,遵循V4.1BLE蓝牙协议,传输速率快,使用灵活。

[0056] 信号采集单元20主要完成电平信号的采集和传输工作, ATmega328P通过SPI接口配置ADS1299,使能ADS1299对输入的模拟信号采样并保存ADS1299的数字化结果,以形成睡姿压力曲线图,再通过UART口配置蓝牙模块并发送睡姿压力曲线图,实时地将睡姿压力曲线图发送至终端40。

[0057] 在本实施例中,终端40接收数据并进行处理和分析,以形成改善睡眠质量的方法,当然,还可以直接在控制芯片内进行简单的分析,形成一些有用的数据,供终端40进行分析。

[0058] 终端40的功能包括蓝牙通信、数据接收并做数据处理、算法实现睡眠自动分期、评估结果显示和存储。通过终端40上的蓝牙设备搜索HM-16并建立连接,进行数据传输,解析数据格式,并对数据处理、算法分析,从而实现睡眠自动分期;将软件分析得到的睡眠脑电数据分析结果与PSQI相结合,判断用户睡眠状况,为睡眠状态打分,并客观评价睡眠质量。

[0059] 利用硅胶气囊70阵列结构为呼吸压力的传递介质,将呼吸产生的压力变化转化为硅胶气囊70中的大气压力变化,利用布置在下方的气压传感器10探测气囊内气压的变化,再根据传感器10阵列的检测数据结合信号处理分别提取出睡眠呼吸和体动信号,进行睡眠分析。更者,还可以基于阵列式硅胶气囊70加工成大面积柔性阵列式压力传感器10,将在t时刻每个硅胶气囊70下方的气压检测信息用矩阵形式表示,进行图像像素转换,并将采集到的数据对应传感器10阵列位置进行复原,可得到实时的睡姿压力图像。使用硅胶气囊70回弹性好、支撑力强、透气性佳,受试者体验舒适,且制作工艺简单、成本较低,气囊高度、形状、排布和阵列数目能根据实际需求调整,能满足不同受试者无负荷睡眠监测的多样需求。

[0060] 采用阵列式排布的硅胶气囊70,这些硅胶气囊70呈独立阵列式分布,每个硅胶气囊70凸台下方放置一气压传感器10,用于检测所有硅胶气囊70或单个硅胶气囊70的连续压力变化,再对所采集的信号进行降噪、放大等处理,基于体动和呼吸信号的频率差异,提取呼吸周期信号和体动信息。硅胶气囊70之间使用发泡硅胶体60进行分离和支撑,既保证了良好的支撑力和回弹力,又能有效保证硅胶气囊70的气密性;使用阵列式气囊结构将睡眠呼吸和体动产生的压力变化转化为气压变化幅值进行检测,结合一定的算法分别提取出呼吸和体动信号。充分利用硅胶气囊70和发泡硅胶结构优良的支撑力、柔性和回弹性,在有效保障受试者舒适性的同时进行实时、准确、低成本地睡眠信号采集。阵列式硅胶气囊70结构不受面积和个数的限制,可根据受试者具体情况进行阵列设计,精准扩大监测范围避免有效信号的损失和遗漏;还可以将采集到的睡眠数据上传至云端,基于大数据分析和人工智能算法进一步提升睡眠分析的准确性。

[0061] 上述的基于硅胶气囊的睡眠监测装置,通过在发泡硅胶体60的基座本体上设置若干个阵列布置的硅胶气囊70,在硅胶气囊70下方放置传感器10,用传感器10检测睡眠呼吸以及体动而产生的压力,并由信号采集单元20进行处理后,交由控制单元30进行检测,并传输至终端40,在兼顾柔性和舒适性的同时实现对人体睡眠呼吸信号的无负荷、准确、实时采集,以供后续改善睡眠所用。

- [0062] 在一实施例中,还提供了基于硅胶气囊的睡眠监测装置的监测方法,包括:
- [0063] 启动传感器10;
- [0064] 检查硅胶气囊70的气密性,判断硅胶气囊70的气密性是否满足要求;
- [0065] 若是,则利用传感器10采集硅胶气囊70的气压信号,以得到检测信号;
- [0066] 对检测信号进行电荷转换、滤波放大,以得到电平信号;
- [0067] 利用控制单元30对电平信号进行检测,以提取呼吸和体动信息,以得到睡姿压力曲线图;
- [0068] 将睡姿压力曲线图输出至终端40,以进行睡姿压力曲线图的显示。
- [0069] 每次使用睡眠监测垫前,首先开启气压传感器10模块,检测硅胶气囊70的气密性,如合格,开启连续气压测试模块,进行检测;如气压不合格,则开启泵对气囊进行充气后。达到合适气压条件后,开始阵列式气压检测,在初步滤波放大之后,将阵列气压信号通过蓝牙模块或WIFI模块传输至控制单元30上,综合分析呼吸和睡眠情况。并基于云端大数据对呼吸和睡眠分析算法不断改进,提高分析精度。
- [0070] 需要说明的是,所属领域的技术人员可以清楚地了解到,上述基于硅胶气囊的睡眠监测装置的监测方法的具体实现过程,可以参考前述基于硅胶气囊的睡眠监测装置实施例中的相应描述,为了描述的方便和简洁,在此不再赘述。
- [0071] 上述仅以实施例来进一步说明本发明的技术内容,以便于读者更容易理解,但不代表本发明的实施方式仅限于此,任何依本发明所做的技术延伸或再创造,均受本发明的保护。本发明的保护范围以权利要求书为准。

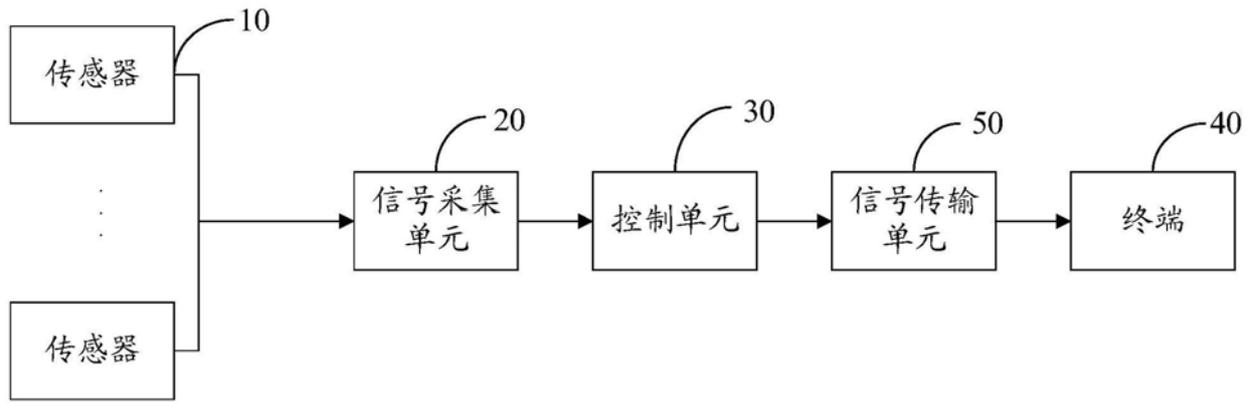


图1

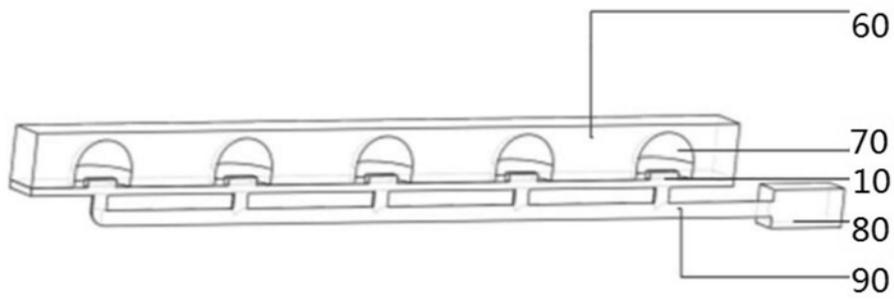


图2

专利名称(译)	基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法		
公开(公告)号	CN110313897A	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201910600468.7	申请日	2019-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	合肥赛为智能有限公司 深圳市赛为智能股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	合肥赛为智能有限公司 深圳市赛为智能股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	合肥赛为智能有限公司 深圳市赛为智能股份有限公司		
[标]发明人	汪玉冰 郑邦胜 黄桃丽 王秋阳		
发明人	汪玉冰 郑邦胜 黄桃丽 王秋阳		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/103		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/1036 A61B5/4809		
代理人(译)	刘萍		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及基于硅胶气囊的睡眠监测装置及其监测方法，该装置包括检测单元、信号采集单元、控制单元以及终端，其中，检测单元包括检测本体以及若干个传感器，若干个传感器阵列布置于检测本体内，传感器与信号采集单元连接，信号采集单元与控制单元连接，控制单元与终端连接，通过检测单元采集睡眠呼吸和体动产生的压力信号，并由信号采集单元转换为电平信号，由控制单元对电平信号进行检测后形成睡姿压力曲线图，并将睡姿压力曲线图输出至终端显示。本发明在兼顾柔性和舒适性的同时实现对人体睡眠呼吸信号的无负荷、准确、实时采集，以供后续改善睡眠所用。

