



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108309239 A

(43)申请公布日 2018.07.24

(21)申请号 201810101411.8

A61B 5/08(2006.01)

(22)申请日 2018.02.01

(71)申请人 深圳市禹欣鑫电子有限公司

地址 518103 广东省深圳市宝安区福永镇
新和村新兴工业园八区七栋

申请人 清华大学深圳研究生院

(72)发明人 冯峰 蒋六全 李均 王少聪

黄俊龙 王帮立 夏必忠 刘学平
张建富 冯平法

(74)专利代理机构 北京易正达专利代理有限公司
11518

代理人 程宝妹

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

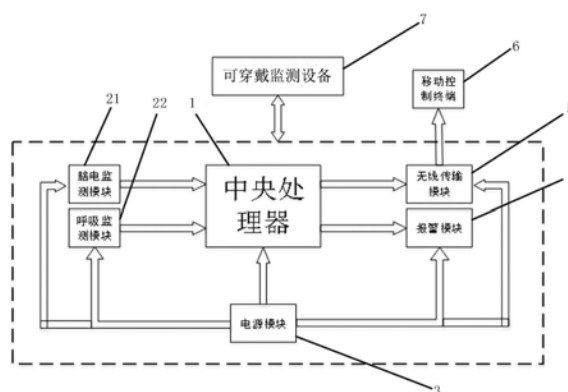
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备

(57)摘要

本发明公开了一种基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能监测可穿戴设备,包括可穿戴设备监测主体,所述的可穿戴设备监测主体内有人体健康监测模块,用来监测人体生物信号;中央处理器,用来处理分析人体生物信号;电源模块,用来提供电源;告警模块,该模块用来接收中央处理器发送的告警信号并向用户及护理人员告警,所述的人体健康监测模块将监测的人体生物信号传输至中央处理器,所述的中央处理器将人体生物信号分析处理后发送至告警模块。采用本发明,能够弥补脑电和呼吸医疗监测设备监测手段的不足。



1. 一种基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备,其特征在于:包括可穿戴设备监测主体,所述的可穿戴设备监测主体内有人体健康监测模块,用来监测人体生物信号;中央处理器,用来处理分析人体生物信号;电源模块,用来提供电源;告警模块,用来接收中央处理器发送的告警信号并向用户及护理人员告警,所述的中央处理器对人体生物信号进行存储与分析处理,该中央处理器将人体生物信号分析处理后发送至告警模块。

2. 根据权利要求1所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备,其特征在于:所述的可穿戴监测设备主体内包括智能头环,所述的智能头环包括脑电电极,用来监测脑电信号;呼吸传感器,用来监测人体呼吸信号;集成电路板,所述的集成电路板上有控制电路,用来采集、处理监测信号;电源,用来提供电源;告警电路,用来接收集成电路板的告警信号并向用户及护理人员告警;所述的脑电电极、呼吸传感器分别把监测的人体信号传输到控制电路,电路对信号进行存储、处理,并传输信号至告警器。

3. 根据权利要求1所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能监测可穿戴设备,其特征在于:所述的集中电路板上的电路包括脑电信号处理电路、呼吸信号处理电路、A/D采样电路、中央处理器及外围电路、无线通信电路、电压转换电路;所述的电压转换电路给电路模块提供电源;所述的脑电信号处理电路、呼吸信号处理电路分别将监测到的人体信号通过A/D采样电路传送至中央处理器及外围电路;所述的中央处理器及外围电路对人体监测信号进行分析处理,并通过无线通信电路发送至无线接收终端。

4. 根据权利要求1~3任一所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备,其特征在于:所述的人体健康监测模块包括脑电监测模块。

5. 根据权利要求1~3任一所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴设备,其特征在于:所述的人体健康监测模块包括呼吸监测模块。

6. 根据权利要求1~3任一所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能监测设备,其特征在于:所述的可穿戴设备监测主体内还包括有无线传输模块,该无线传输模块用于将中央处理器分析处理的人体生物信号发送至无线终端设备。

7. 根据权利要求1~3任一所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴设备,其特征在于:所述的告警电路包含微型振动马达。

8. 根据权利要求4所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能监测设备,其特征在于:所述的脑电监测模块包括脑电电极、脑电处理电路、A/D转换电路;脑电电极将监测信号通过脑电处理电路传输至A/D转换电路。

9. 根据权利要求5所述的基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能监测设备,其特征在于:所述的呼吸监测模块包括呼吸传感器、呼吸处理电路、A/D转换电路;呼吸传感器将监测信号通过呼吸处理电路传输至A/D转换电路。

基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗监测设备,尤其涉及一种用于脑电和呼吸监测分析的智能医疗监测设备。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停综合征是一种常见的睡眠障碍,是高血压、脑卒中等重大疾病的高危影响因素,严重时会引发猝死,目前有10%左右成年人受到睡眠呼吸暂停综合征的影响,及早发现并治疗睡眠呼吸暂停具有重大意义。临床上将口鼻气流均停止10秒以上称为呼吸暂停,定义呼吸暂停低通气为睡眠过程中呼吸气流强度较基础水平降低50%以上并伴有血氧饱和度较基础水平下降至少4%;在连续7小时睡眠过程中发生30次以上的呼吸暂停或者平均每小时呼吸暂停低通气超过5次而引起的慢性低氧血症及高碳酸血症的临床综合症称为睡眠呼吸暂停综合症。当前市场上还没有出现通过监测人体脑电和呼吸信号来观察和治疗睡眠呼吸暂停综合征的智能医疗设备。

[0003] 根据国际通用睡眠划分标准将睡眠分为非快速眼动睡眠(NREM)和快速眼动睡眠(REM),正常情况下NREM阶段以 θ 波为主,称为慢波睡眠;REM阶段以 α 波为主,又称为快波睡眠(Rechtschaffen&Kales,《人类睡眠阶段标准化术语、技术及划分系统手册》,1968)。Morisson F和Lavigne G等人通过对睡眠呼吸暂停综合征患者的脑电进行研究发现:患者在整个睡眠过程中脑电信号整体能量基本不变,但是脑电信号频率减缓——脑电慢波比 $(\delta+\theta)/(\alpha+\beta)$ 增加,而且在顶骨和枕骨区域的变化尤为显著,造成慢波比增加最显著的因素是 δ 波(1-4Hz)活动增强和 α 波(8-13Hz)活动减弱(Morisson F & Lavigne G&Petit D.et al,Spectral analysis of wakefulness and REM sleep EEG in patients with sleep apnoea syndrome.European Respiratory Journal,1998);Svanborg E和Guilleminault C等人的研究发现OSA患者的 δ 波活动增强在整个大脑皮层可见,而且在前额区域呈现最大能量(Svanborg E&Guilleminault C,EEG frequency changes during sleep apneas.Sleep,1996);Hyun-Kwon L和Doo-Heum等人也发现OSA患者大脑右侧后脑回 α 波减弱最明显, θ 波(4-8Hz)在额叶、顶叶、颞叶也表现出活性增加(Hyun-Kwon L & Doo-Heum P&Hyun-Sil S.et al,Comparison of flow resolution electromagnetic tomography imaging between subjects with mild and severe obstructive sleep apnea syndrome:a preliminary study.Psychiatry Investigation,2008)。Finnigan S和Robertson I H的研究发现随着睡眠阶段的不同,睡眠呼吸暂停患者的脑电变化也存在差异:在NREM阶段, δ 波活性随着呼吸暂停的程度持续增加;在REM阶段, δ 波活性呈现间断性增加,且其 δ 波能量最大值低于NREM阶段(Finnigan S&Robertson I H,Resting EEG theta power correlates with cognitive performance in healthy older adults.Psychophysiology,2011)。睡眠呼吸暂停时的脑电节律变化如表1所示。

[0004] 表1.睡眠脑电节律及睡眠呼吸暂停时脑电变化

[0005]

脑电节律	正常人	OSA 患者呼吸暂停状态
δ (1-4Hz)	清醒时没有, 睡眠时出现	明显增多, 前额最显著
θ (4-8Hz)	困倦时出现	额叶、顶叶、颞叶活性增加
α (8-13Hz)	清醒闭目状态出现	活性减弱, 右侧后脑回最显著
β (13-30Hz)	思考、安静闭目出现	活性减弱

[0006] 1984年,Guilleminault等人发现心率变异性的特点,指出阻塞性睡眠呼吸暂停会引起心率的周期性变化:呼吸暂停开始时会产生心率下降,一段时间后缺氧导致的组织血氧下降会引起大脑微觉醒,会刺激扩咽肌收缩使呼吸功能恢复,随着微觉醒和呼吸恢复的发生,心率会有明显的迅速提高,呼吸恢复一段时间之后达到正常状态,心率也逐渐恢复正常(Guilleminault C& Connolly S&Winkle R.et al,Cyclical variation of the heart rate in sleep apnoea syndrome.Mechanisms,and usefulness of 24h electrocardiography as a screening technique.Lancet,1984)。心率测量可以使用光电容积描记法,将近红外光照射皮肤,使用光电传感器接收经皮肤透射或者反射的光强,骨骼、血液等组织对光的吸收会导致光强的衰减,由于骨骼、血液等对光的吸收能力不变,而随着心跳变化,组织、血管内的血液容量会发生变化,血液容量越大对光的吸收越多,因此根据光电传感器测量到的光强信号可以得到体内组织、血管内血液容量的周期性变化,可以据此计算心率。此外,睡眠呼吸暂停事件会引起患者的眼电、血氧含量等信息的相应变化。

[0007] 目前临床上对于睡眠呼吸暂停综合征的诊断主要使用多导睡眠仪,可以监测患者的心电、肌电、脑电、眼电、胸部和腹壁运动、血氧饱和度、口鼻呼吸气流和鼾声等。使用多导睡眠图可以准确检测睡眠呼吸暂停,是临床诊断的黄金标准,但是设备复杂,价格昂贵,要求患者留院观察,监测数据需要专业人员读取,而且需要在患者周身安放众多电极与传感器,会严重影响患者夜间睡眠,同时睡眠过程中传感器易脱落容易导致测量不准确。因此这种方式适用于对疑似患者进行确诊,并不适用于普通用户使用。

[0008] 此外,也有许多研究尝试通过简易的监测手段代替复杂昂贵的多导睡眠仪,但都是通过对某一生理信号进行监测,由于在实际的应用中存在一定的干扰因素,单一的判别标准会影响其准确性,导致其应用受限制。

发明内容

[0009] 鉴于上述情况,本发明的主要目的在于弥补脑电和呼吸医疗监测设备监测手段的不足,提供一种穿戴方便、舒适度好、功能多样,成本低廉的用于监测脑电和呼吸的医疗监测可穿戴设备。

[0010] 为达到上述目的,本发明的技术方案是这样实现的:

[0011] 一种基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备,包括可穿戴设备监测主体,所述的可穿戴设备监测主体内有人体健康监测模块,用来监测人体生物信号;中央处理器,用来处理分析人体生物信号;电源模块,用来提供电源;告警模块,该模块用来分析评估人体处于睡眠呼吸暂停状态时,判断为呼吸暂停严重,触发告警,所述的人体健康监测模块将监测的人体生物信号传输至中央处理器,所述的中央处理器将人体生物信号分析处理后发送至告警模块。

[0012] 所述的可穿戴监测设备主体内包括智能头环,所述的智能头环包括脑电电极,用来监测脑电信号;呼吸传感器,用来监测人体呼吸信号;集成电路板,所述的集成电路板上有控制电路,用来采集、处理监测信号;电源,用来提供电源;告警电路,用来接收集成电路板的告警信号并向用户及护理人员告警;所述的脑电电极、呼吸传感器分别把监测的人体信号传输到控制电路,电路对信号进行存储、处理,并传输信号至告警器。

[0013] 所述的可穿戴设备监测主体包括耳机监测设备,所述的耳机监测设备包括脑电电极,用来监测脑电信号;呼吸传感器,用来监测人体呼吸信号;集成电路板,所述的集成电路板上有控制电路,用来采集、处理监测信号;电源,用来提供电源;告警电路,用来接收集成电路板的告警信号并向用户及护理人员告警;所述的脑电电极、呼吸传感器分别把监测的人体信号传输到控制电路,电路对信号进行存储、处理,并传输信号至告警器。

[0014] 所述的人体健康监测模块包括脑电监测模块。

[0015] 所述的人体健康监测模块包括呼吸监测模块。

[0016] 所述的集成电路板上的控制电路包括包括脑电信号处理电路、呼吸信号处理电路、A/D采样电路、中央处理器及外围电路、无线通信电路、电压转换电路;所述的电压转换电路给电路模块提供电源;脑电信号处理电路、呼吸信号处理电路分别将监测到的人体信号通过A/D采样电路传送至中央处理器及外围电路;所述的中央处理器及外围电路将人体监测信号分析处理后通过无线通信电路发送至无线接收终端。

[0017] 所述的告警电路是微型振动马达。

[0018] 所述的脑电监测模块包括脑电电极、脑电处理电路、A/D转换电路;脑电电极将监测信号通过脑电处理电路传输至A/D转换电路。

[0019] 所述的呼吸监测模块包括呼吸传感器、呼吸处理电路、A/D转换电路;呼吸传感器将监测信号通过呼吸处理电路传输至A/D转换电路。

[0020] 本发明有益效果是:1、本发明采用同步采集的脑电、呼吸信号,并且同步分析实现对睡眠呼吸暂停综合征的监测,有效弥补了现有医疗设备结构复杂、费用高昂的缺陷以及其他医疗设备对睡眠呼吸暂停监测设备的评价依据单一,诊断准确性差的缺陷;2、本发明采用脑电电极和呼吸传感器可以方便地置于人体头部及耳部,便于脑电信号和呼吸信号同时测量,避免了传统的肢体导联引起的测量不便的缺陷;3、头环监测设备采用柔性材料能更好地适应不同患者头型差异且可以提高佩戴舒适度,不会对睡眠造成影响;4、头环监测设备采用弹性材料既可以针对不同用户的实际情况调节电极、传感器的位置,对用户头形差异包容度高,也可以固定电极、传感器在人体头部的位置,使其始终和头部保持良好接触;5、采用告警模块及时唤醒处于睡眠呼吸暂停状态的患者,避免悲剧的发生。

附图说明

- [0021] 图1为本发明实施例系统方框图；
[0022] 图2为本发明另一实施例系统方框图；
[0023] 图3为本发明实施例头环监测设备结构图；
[0024] 图4为本发明实施例头环监测设备中集成电路板上控制电路方框图；
[0025] 图5为本发明实施例中脑电信号处理电路方框图；
[0026] 图6为本发明实施例中呼吸信号处理电路方框图；
[0027] 图7为本发明实施例头环监测设备中脑电电极位置示意图；
[0028] 图8为本发明实施例耳机监测设备结构图；
[0029] 图9为本发明实施例耳机监测设备中脑电电极位置示意图。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图及本发明的具体实施例对发明作进一步详细的说明。应该强调的是，下述说明仅仅是示例性的，而不是为了限制本发明的范围及其应用。

[0031] 本领域技术人员将认识到，对以上描述做出众多变通是可能的，所以实施例仅是用来描述一个或者多个特定实施方式。

[0032] 本发明可以监测脑电和呼吸的智能监测设备，携带方便，成本不高，适合广大患者使用的一种人体健康监测设备。

[0033] 参看图1,图2,该基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备,包括可穿戴设备监测主体7,所述的可穿戴设备监测主体7内有人体健康监测模块2,该人体健康监测模块2可以设置为脑电监测模块21和呼吸监测模块22。所述的脑电监测模块21和呼吸监测模块22用来监测人体生物信号,并将监测到的人体生物信号传输至中央处理器1。

[0034] 本实施例中,所述的可穿戴设备监测主体7内还可以设置鼾声监测模块,该鼾声监测模块用来监测人体打鼾的生物信号,并将该信号传输至中央处理器1。

[0035] 在所述的可穿戴设备监测主体7内还包括中央处理器1,用来处理分析人体生物信号;电源模块3,用来提供电源;告警模块4,用来接收中央处理器1的告警控制信号并触发告警;所述的中央处理器1将人体生物信号分析处理后发送至告警模块4。

[0036] 本发明所述的可穿戴设备监测主体7内还包括无线传输模块5,用来将信号传输至无线移动终端6;所述的中央处理器1人体生物信号分析处理后通过无线传输模块5发送至无线移动终端6。本实施例中的无线通信传输模块5采用蓝牙无线通信模块,蓝牙无线通信模块可以把A/D采样后的数据及经过中央处理器1分析处理后的数据传输至移动控制终端6。

[0037] 参看图3,本发明所述的可穿戴设备监测主体7包括智能头环71,所述的智能头环71内设有脑电电极72、脑电电极支架73、传感器支座79、传感器外壳77、呼吸传感器78、集成电路板74、微型振动马达75、电源76;所述的脑电电极支架73固定在头环监测设备7内,所述的脑电电极72安装在脑电电极支架73上。在所述的集成电路板74上有控制电路,用来控制传输人体监测信号;所述的微型振动马达75为告警电路;电源76为电池,用来提供电源。

[0038] 所述的传感器支77与智能头环71固定连接,在传感器外壳77内含有传感器支座79,所述的呼吸传感器78设置在传感器支座79上。还可以在所述的传感器支座79上设置声音传感器710,该声音传感器710用来监测人体打鼾声音信号。

[0039] 所述的脑电电极72、呼吸传感器78、声音传感器710分别把监测的人体信号传输到控制电路,该控制电路将告警信号传输至微型振动马达76,发生告警。

[0040] 所述的脑电电极72、呼吸传感器78均与信号处理集成电路板74相连,电源76给集成电路板74上的控制电路提供电源。

[0041] 本实例中,头环监测设备71使用弹性织物材料,头环监测设备71内部衬有导电织物材料形成屏蔽空间,脑电电极72为Ag-AgCl干电极,脑电电极支架73的材料为弹性塑料,呼吸传感器78为热敏电阻传感器,声音传感器710为电容式驻极体话筒,电池76为锂电池。

[0042] 所述的脑电电极72与集成电路板75通过屏蔽线连接,并采用屏蔽驱动的方式降低干扰。

[0043] 参看图7,本实施例中,本发明脑电电极72位置为其中两个电极(第一电极和第二电极)分别安放于脑电图国际标准10-20导联系统的 F_{p1} 、 F_{p2} 处,脑电电极支架73安放于 F_z 处,呼吸传感器78位置为太阳穴附近,集成电路板74位置为前额附近第一电极、第二电极中间,微型振动马达75和电源76位置为集成电路板74下方。

[0044] 参看图8,本发明所述的可穿戴设备监测主体7还可以包括耳机监测设备81,所述的耳机监测设备81内设有脑电电极82、传感器支架86、呼吸传感器外壳85、呼吸传感器83、集成电路板89、微型振动马达87、电源88;所述的传感器支架86固定在耳机监测设备81内,所述的脑电电极72安装在传感器支架86上。在所述的集成电路板89上有控制电路,用来控制传输人体监测信号;所述的微型振动马达87为告警电路;电源88为电池,用来提供电源。

[0045] 所述的呼吸传感器外壳85设置在耳机监测设备81内,在呼吸传感器外壳85内含有呼吸传感器83。还可以在所述的传感器外壳85内设置有声音传感器84,该声音传感器84用来监测人体打鼾声音信号。

[0046] 所述的脑电电极82、呼吸传感器83、声音传感器84分别把监测的人体信号传输到控制电路,该控制电路将告警信号传输至微型振动马达87,发生告警。

[0047] 所述的脑电电极82、呼吸传感器83均与信号处理集成电路板89相连,电源88给集成电路板89上的控制电路提供电源。

[0048] 参看图9,本实例中,本发明所述的脑电电极82位置为其中两个电极(第一电极和第二电极)分别安放于脑电图国际标准10-20导联系统的 C_3 、 C_z 处,参考电极第三电极安放于左耳垂 A_1 或右耳垂 A_2 处。

[0049] 参看图4,本实施例中,本发明所述的头环监测设备71内的集成电路板74上的控制电路210包括脑电信号处理电路211、呼吸信号处理电路212、鼾声处理电路213、A/D采样电路214、中央处理器及外围电路215、无线通信电路216、电压转换电路217,所述的电压转换电路217给各个电路模块提供电源,脑电信号处理电路211、呼吸信号处理电路212、鼾声处理电路213分别将监测到的人体信号通过A/D采样电路214传送至中央处理器及外围电路215,所述的中央处理器及外围电路215将人体监测信号分析处理后通过无线通信电路216发送至无线接收终端。所述的集成电路板74采用柔性PCB,可以提高人体舒适度。

[0050] 本实施例中的电压转换电路217将电源电压升/降压至各信号处理电路所用运算放大器芯片及中央处理器及外围电路215所需电压(本实例为 $\pm 5V$ 、 $3.3V$ 、 $1.8V$ 及GND),为集成电路板74、呼吸传感器78供电。

[0051] 参看图5,本实施例中,本发明脑电传感电路72包括第一电极721;第二电极722;第

三电极723;脑电信号处理电路211包括输入缓冲放大电路2111、滤波电路2112、二级放大电路2113,由脑电传感器311捕获的脑电信号经输入缓冲放大电路2111放大;放大后的信号输入到滤波电路2112消除噪声和干扰;放大滤波后的信号输入二级放大电路2113再次放大;放大之后的脑电信号输入至A/D采样电路213的一通道。

[0052] 参看图6,本实施例中,本发明呼吸信号处理电路212包括一级放大电路2122、二级放大电路2124和滤波电路2123,本发明由呼吸传感器2121输入的电信号经放大电路和滤波电路之后输入至A/D采样电路2125的二通道。

[0053] 本实例中,本发明还可以设置鼾声处理电路213包括放大电路和滤波电路,由声音传感器输入的电信号经放大和滤波之后输入A/D采样电路2125的三通道。

[0054] 本实例所述的A/D采样电路2125由4通道24位高精度ADC及其外围电路组成,对输入的脑电信号、心率信号进行A/D采样,并将数字信号输入至中央处理器。

[0055] 本发明实施例的中央处理器使用DSP,其输入端和A/D采样电路的输出端连接,同时DSP和微型振动马达76连接,DSP结合外围电路对输入的脑电信号、呼吸信号进行数字信号处理,包括脑电信号的数字滤波、脑电信号预处理消除生物电伪迹、脑电信号的特征提取、脑电信号的特征识别,呼吸信号的特征提取和特征识别,根据对脑电信号、呼吸信号特征识别的结果按照特定算法综合分析,判断用户是否处于睡眠呼吸暂停状态,当用户处于睡眠呼吸暂停时DSP会向微型振动马达2-6发送高电平信号起到告警作用。

[0056] 本发明实施例的中央处理器对脑电信号和信号的特征提取和识别包括:将脑电信号按每段10s分段,对每段脑电进行能量谱分析获得 δ 、 θ 、 α 和 β 波的相对能量并计算慢波比 $(\delta+\theta)/(\alpha+\beta)$;对呼吸信号按对应的脑电同样以每段10s分段,计算气流的大小;根据单位时间段(10s)脑电慢波比 $(\delta+\theta)/(\alpha+\beta)$ 、 δ 波能量和呼吸气流的变化情况判断是否为呼吸暂停状态——脑电慢波比和 δ 波能量出现一次显著增加随后下降恢复正常、呼吸气流相较阈值出现下降至升高最后恢复正常记为一次呼吸暂停。脑电慢波比、 δ 波能量和气流变化越显著说明呼吸暂停越严重,脑电 δ 波能量从增加至恢复、气流从下降至升高恢复正常的时间记为呼吸暂停持续的时间。当慢波比和 δ 波能量的升高、呼吸气流的下降或呼吸暂停的时间超过阈值会判定为危险状态触发告警。优选地,可将阈值设置为呼吸暂停的时间,例如当呼吸暂停的时间超过10秒钟触发告警模块。

[0057] 以上所述,仅为本发明的较佳实施例而已,并非用于限定本发明的保护范围。

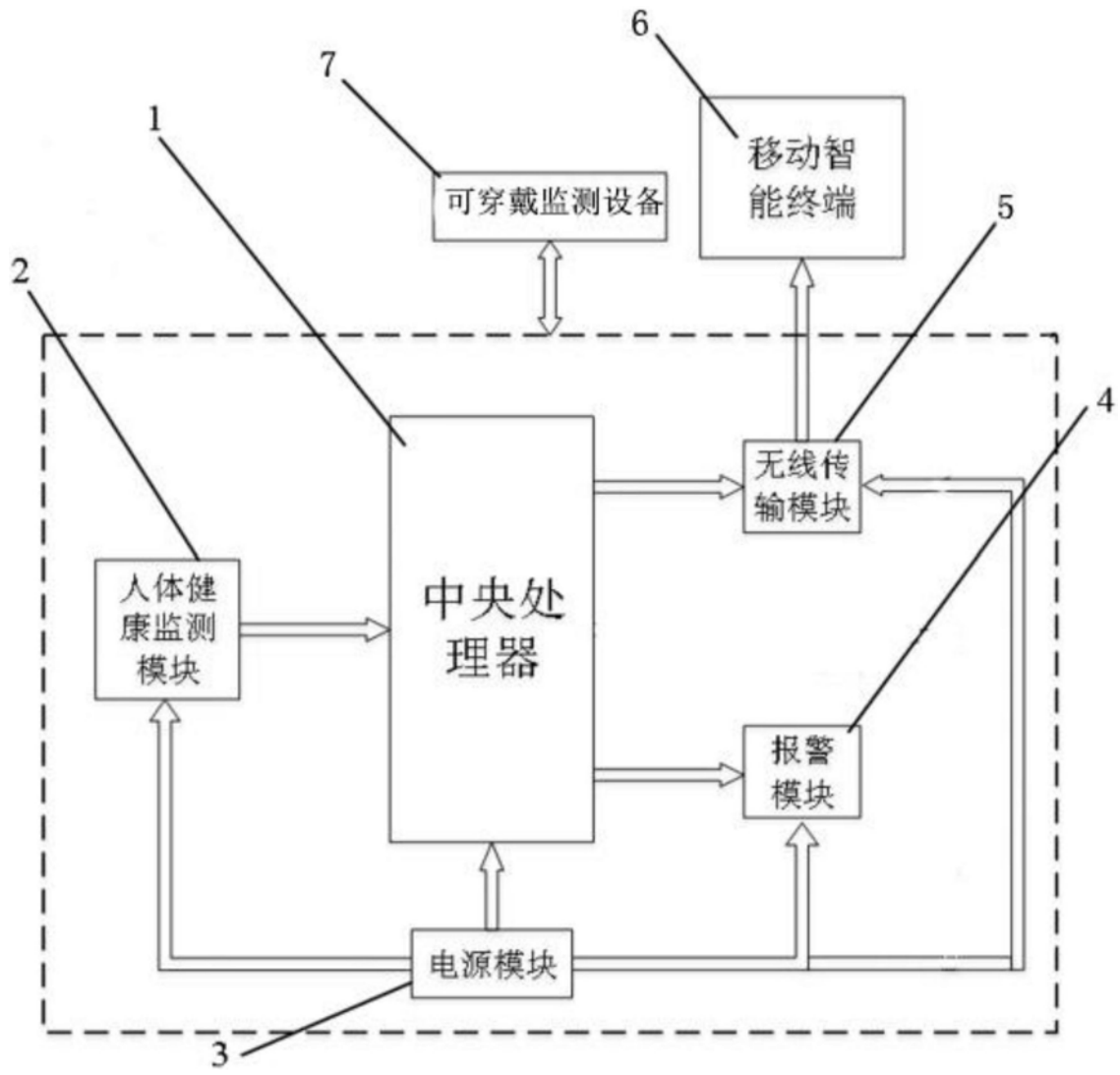


图1

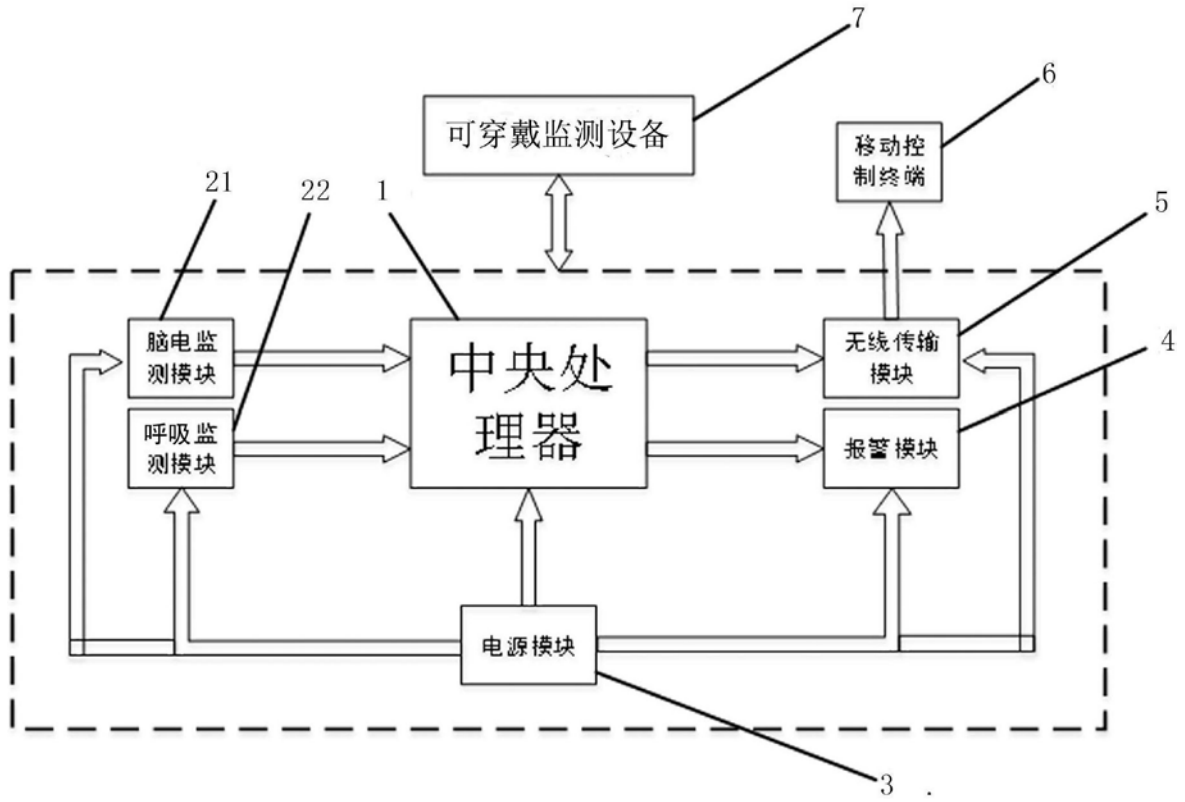


图2

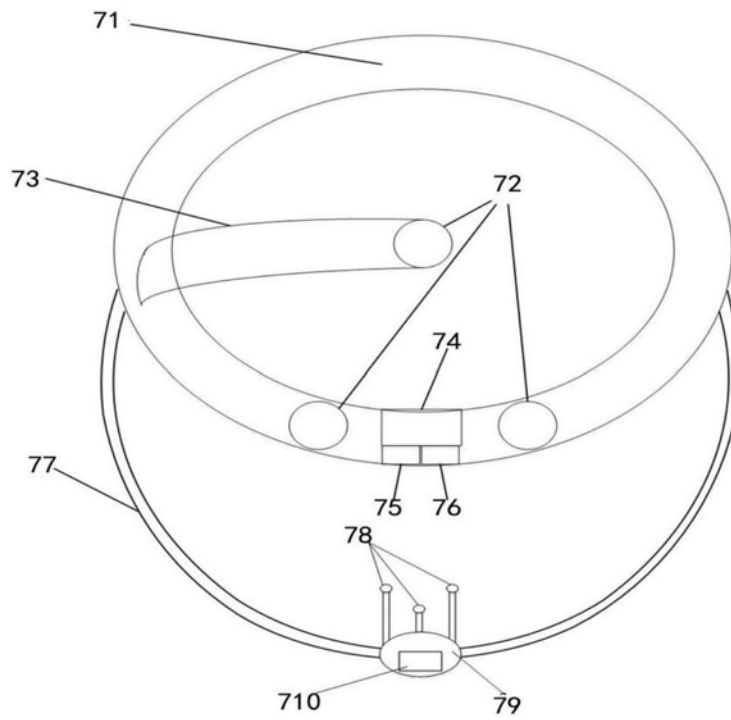


图3

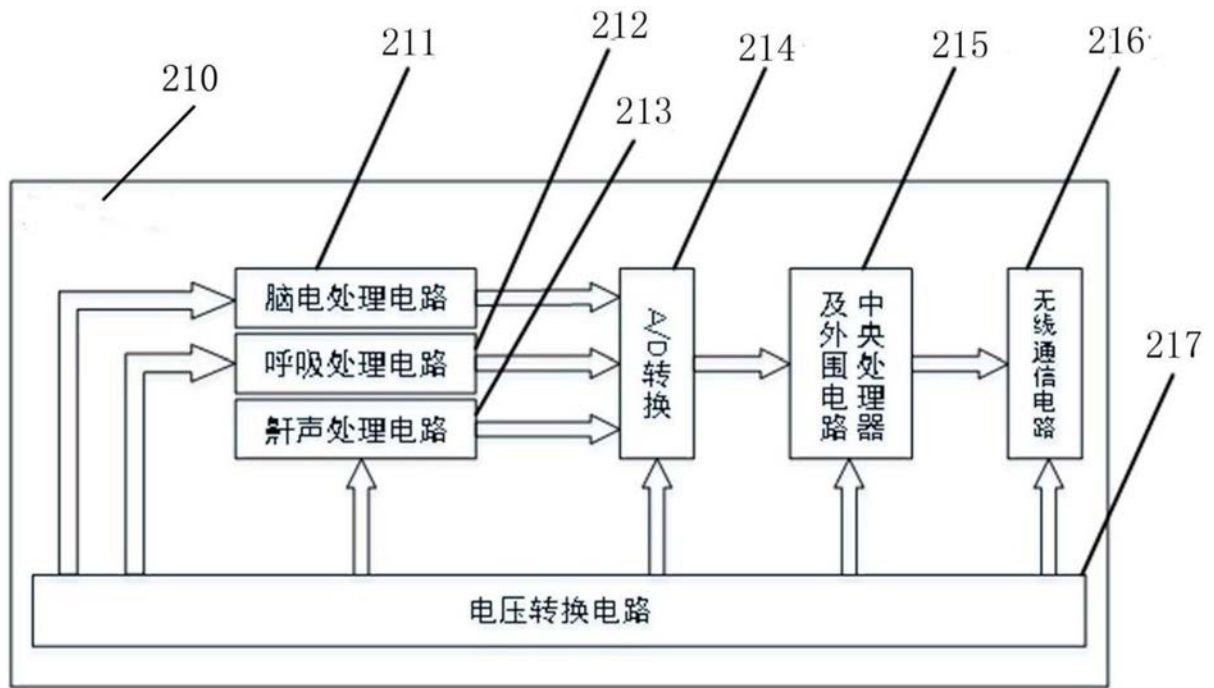


图4

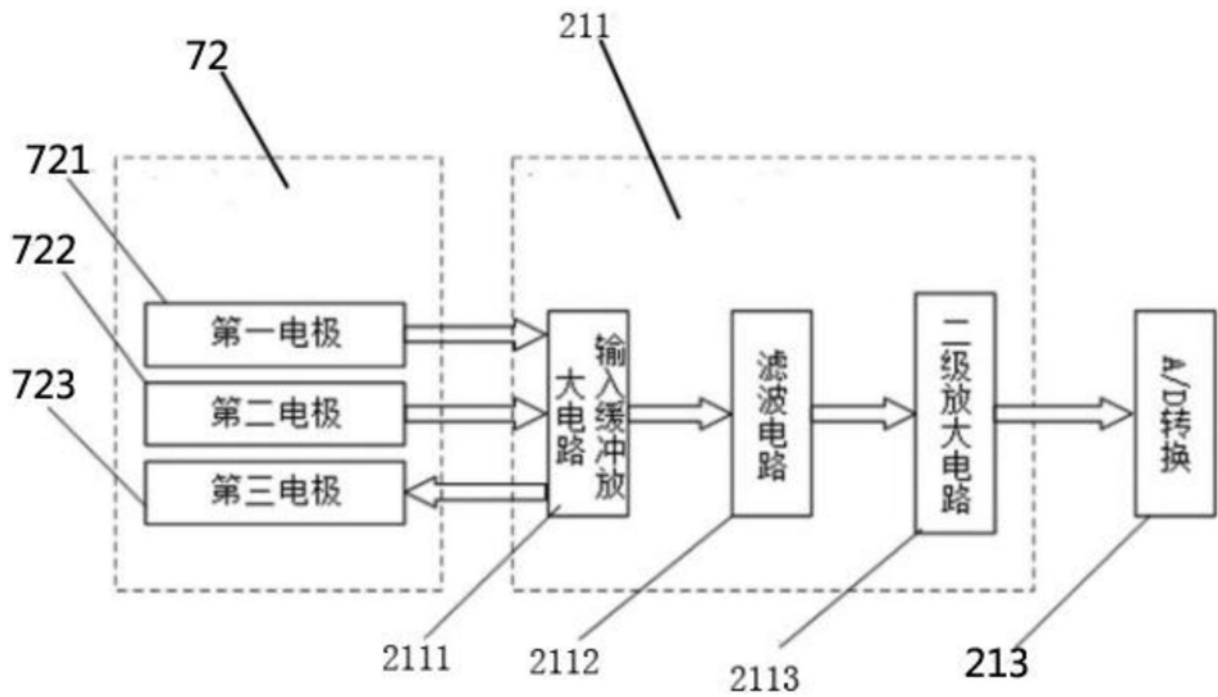


图5

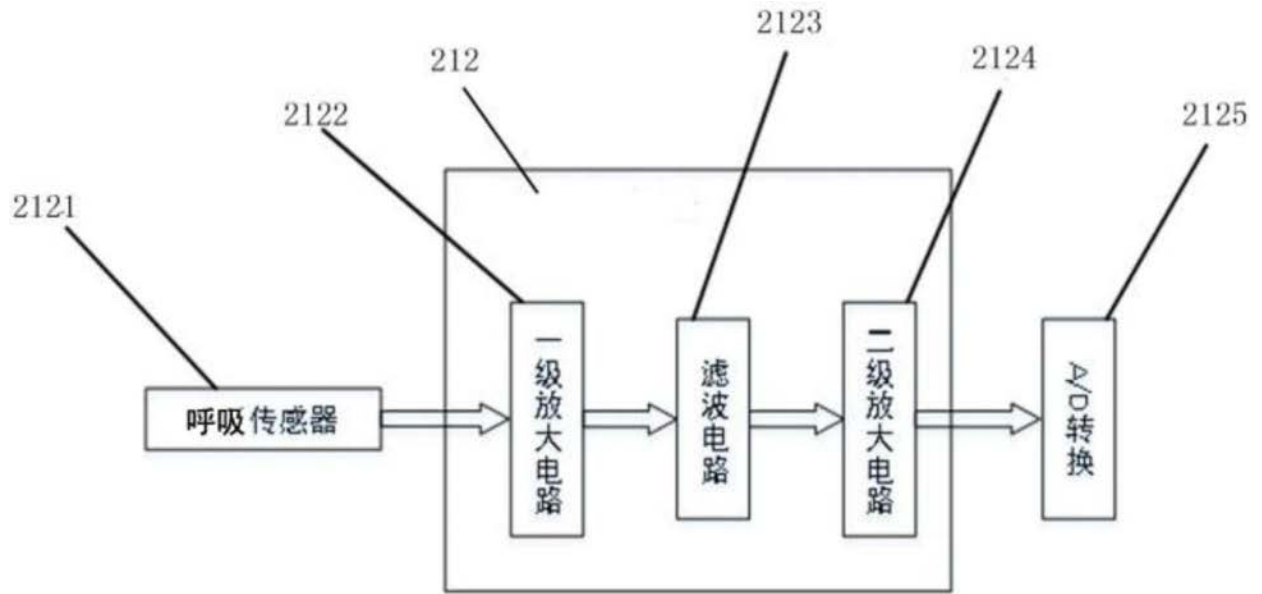


图6

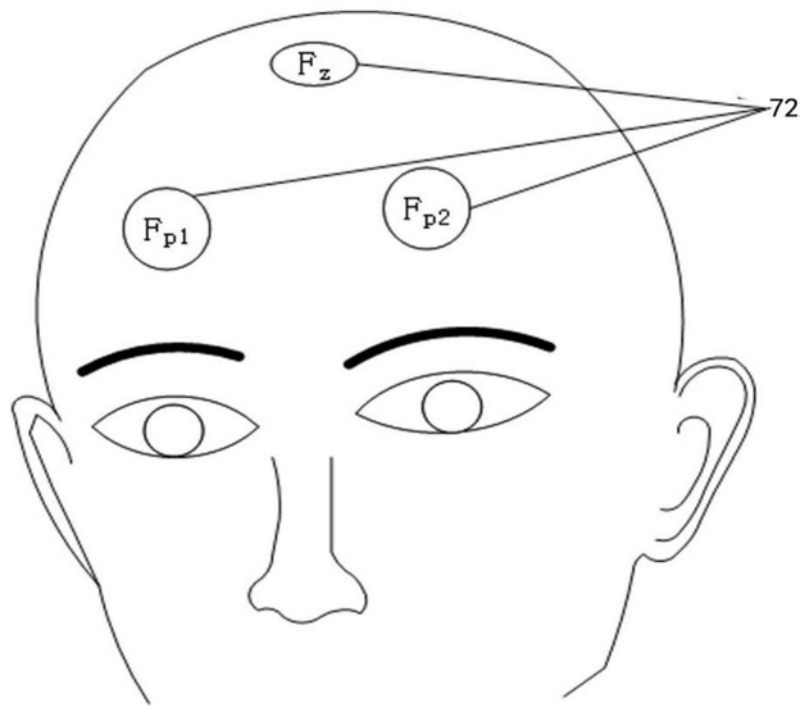


图7

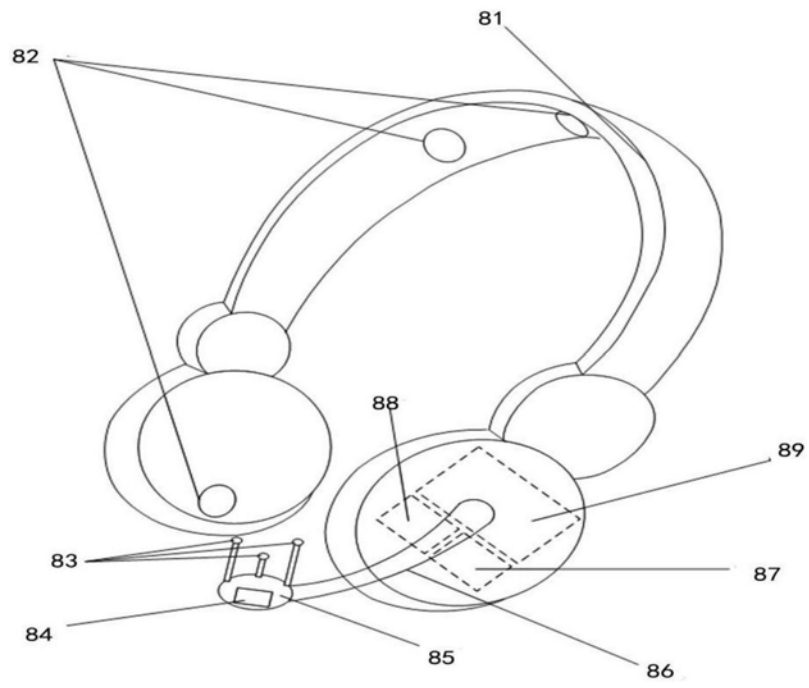


图8

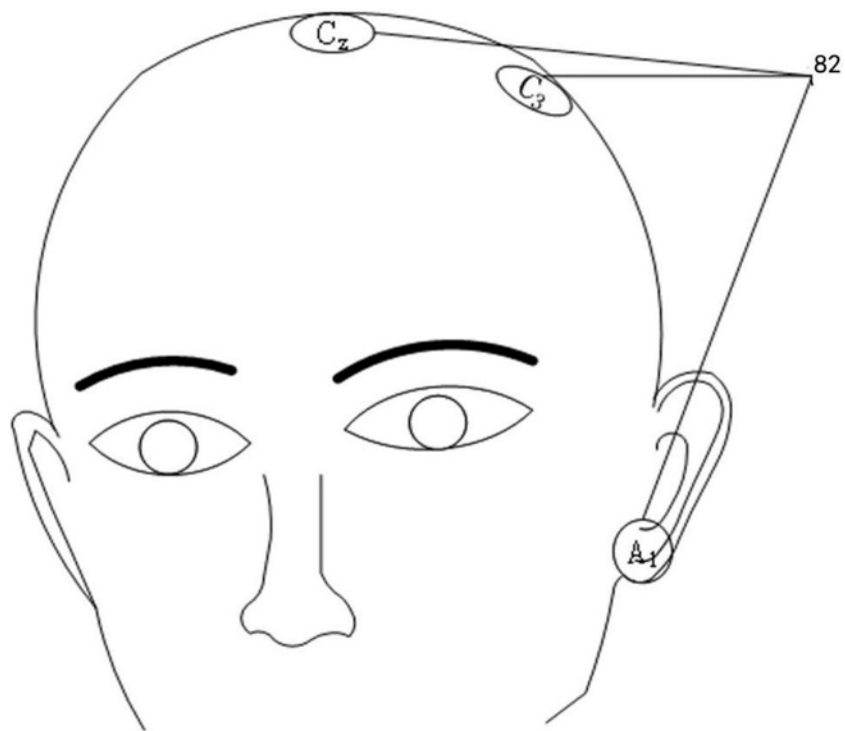


图9

专利名称(译)	基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能可穿戴监测设备		
公开(公告)号	CN108309239A	公开(公告)日	2018-07-24
申请号	CN201810101411.8	申请日	2018-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市禹欣鑫电子有限公司 清华大学深圳研究生院		
申请(专利权)人(译)	深圳市禹欣鑫电子有限公司 清华大学深圳研究生院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市禹欣鑫电子有限公司 清华大学深圳研究生院		
[标]发明人	冯峰 蒋六全 李均 王少聪 黄俊龙 王帮立 夏必忠 刘学平 张建富 冯平法		
发明人	冯峰 蒋六全 李均 王少聪 黄俊龙 王帮立 夏必忠 刘学平 张建富 冯平法		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/08 A61B5/4818 A61B5/6802		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脑电和呼吸的睡眠呼吸暂停智能监测可穿戴设备,包括可穿戴设备监测主体,所述的可穿戴设备监测主体内有人体健康监测模块,用来监测人体生物信号;中央处理器,用来处理分析人体生物信号;电源模块,用来提供电源;告警模块,该模块用来接收中央处理器发送的告警信号并向用户及护理人员告警,所述的人体健康监测模块将监测的人体生物信号传输至中央处理器,所述的中央处理器将人体生物信号分析处理后发送至告警模块。采用本发明,能够弥补脑电和呼吸医疗监测设备监测手段的不足。

