



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208511021 U

(45)授权公告日 2019.02.19

(21)申请号 201721405343.1

(22)申请日 2017.10.29

(73)专利权人 复旦大学

地址 200433 上海市杨浦区邯郸路220号

(72)发明人 陈晨 陈炜 李巍 梅永丰

黄高山 赵宇婷 王来栓

(74)专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司

31200

代理人 陆飞 陆尤

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

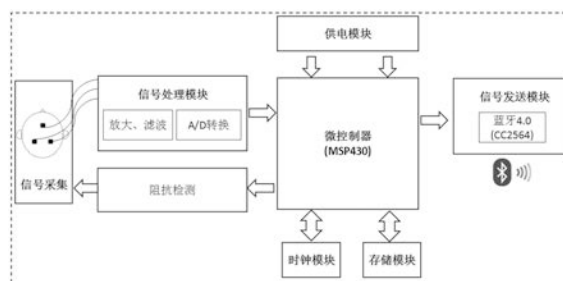
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)实用新型名称

基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置

(57)摘要

本实用新型属于睡眠监测技术领域,具体为基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置。本实用新型包括:微控制器、供电模块、信号采集模块、信号处理模块、阻抗检测电路、信号发送模块、时钟模块、存储模块;信号采集模块是安放在双顶骨处的一对电极,用于采集脑电信号;脑电信号通过信号处理模块的放大和滤波,再经模数转换器对模拟信号进行模数转换,得到数字信号,送入微控制器;微控制器将得到的数字信号放入存储模块,并将数字信号通过信号发送模块以无线传输的方式传输至移动端;阻抗检测电路用于测量电极与头皮接触阻抗大小,反馈给操作人员;本实用新型操作简单,适用范围广,有利于用户实时了解自己的睡眠质量,合理地调节自身睡眠习惯从而达到预防隐性疾病的发生。



1. 一种基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置,其特征在于,用于对用户的脑电信号进行采集、放大、滤波、模数转换、信号存储和信号发送,其包括:微控制器、供电模块、信号采集模块、信号处理模块、阻抗检测电路、信号发送模块、时钟模块、存储模块;其中,信号采集模块是安放在双顶骨处的一对电极,用于采集脑电信号;信号处理模块包括放大、滤波和A/D转换器电路,脑电信号通过信号处理模块的放大和滤波,再经模数转换器对模拟信号进行模数转换,得到数字信号,送入微控制器;微控制器将得到的数字信号放入存储模块,并将数字信号通过信号发送模块以无线传输的方式传输至移动端;阻抗检测电路用于测量电极与头皮接触阻抗大小,反馈给操作人员;供电模块为微控制器提供电源;时钟模块为微控制器设定时钟。

2. 根据权利要求1所述的基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置,其特征在于,所述的信号采集模块中,电极系统为可拆卸结构,包括:子母口状公扣导电金属片(6)、导电银浆(7)、碳海绵导电电极材料(8)、子母口状母扣导电金属片(9)及导联线;其中,子母口状公扣导电金属片(6)与子母口状母扣导电金属片(9)组成的纽扣结构(5),碳海绵材料(8)通过导电银浆(7)与子母口状公扣导电金属片(6)连接,并进一步与前置信号处理电路相连接。

3. 根据权利要求2所述的基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置,其特征在于,所述的信号采集模块中,所述电极系统设置在一个脑电电极帽上,两个活动电极P3、P4以及参考电极Fz设置在脑电电极帽的顶部的对应位置;脑电电极帽的材料采用弹性的双面针织直贡呢布料,以适应于不同脑部大小以获得较好的信号质量和佩戴舒适感。

基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置

技术领域

[0001] 本实用新型属于睡眠监测技术领域，具体涉及一种基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置。

背景技术

[0002] 人的一生中大约有1/3的时间是在睡眠中度过的，睡眠是生命的必需过程，也是一种复杂的生理和行为过程。良好的睡眠是人们自我调节和自我修复的基础，然而现在越来越多的人却饱受睡眠疾病的困扰。实时的睡眠监测，可以帮助人们合理地调节自身睡眠习惯从而达到预防隐性疾病的发生，同时亦可以辅助医生诊断和治疗睡眠疾病。

[0003] 目前在临床上，睡眠监测主要是通过多导睡眠仪来实现的(Iber et al, 2007)。多导睡眠仪监测，是目前临床上的“金标准”，其可以监测多种生理信号，如脑电图，肌电图，心电图，眼动图等。但是，多导睡眠仪安装与拆卸操作步骤繁琐、价格昂贵；对于监测到的生理信号的解读，专业性要求高、解读难度大、解读时间冗长。因此，导致了多导睡眠仪至今还没有得到广泛的应用。

[0004] 除了多导睡眠仪之外，不同的睡眠监测系统相继被提出。例如，基于Air Cushion的睡眠分阶系统(Watanabe et al, 2004)，其通过压力传感垫监测心率、呼吸频率、打鼾和体动信号，实现睡眠分阶；基于Bed Sensor的睡眠分阶系统(Kortelainen et al, 2010)，其通过心率和体动信号实现睡眠分阶；基于Biomotion Sensor的睡眠/觉醒睡眠监测系统(De Chazal et al, 2011)，其通过biomotion传感器监测人的体动信号实现睡眠和觉醒的监测；Sleep Hunter(Gu et al, 2016)提出了利用智能手机内置的传感器监测体动和声音信号从而实现睡眠分阶。但是，目前的睡眠监测系统功能单一，多数仅局限于睡眠分阶，系统的精度和准确度有待提升，实时性不够，而且数据的云端存储以期望获得可用于临床的监测系统等并没有涉及。

[0005] 在我国，对于睡眠问题和睡眠监测系统的研究时间短，目前仍存在一些不足：1)睡眠监测仪器的普及程度低。2)睡眠监测仪器的自主研发起步晚，研发能力有待提升。目前，绝大多数睡眠监测仪器需要从海外购买和引进。3)睡眠监测仪器体积庞大、缺乏便携性。4)睡眠监测仪器功能单一。目前，多数睡眠监测仪器只提供数据采集，对于数据的分析仍需要医生人为解读，缺乏自动化，这就导致了多数睡眠监测仪器不能实时监测和反馈用户的睡眠状态和质量，缺乏实时性。

[0006] 除了多导睡眠仪和不同的睡眠监测系统，近年来，振幅整合脑电图在临床中受到了越来越多的关注。振幅整合脑电图是脑电图连续记录的一种简化后的形式，其操作简单、可长时间记录，成为了广大新生儿科、神经内科等用于脑功能情况的客观评估标准。目前，振幅整合脑电图设备主要提供振幅整合脑电信号的显示，并未涉及信号分析。而且，振幅整合脑电图主要用于惊厥的探测，利用振幅整合脑电图实现自动、实时的睡眠状态和质量评估仍有待探索和开发。

[0007] 综上所述，目前的睡眠监测系统，操作繁琐、自动化程度不高，不能够实现动态实

时监测。本发明提出的基于振幅整合脑电图的实时睡眠监测系统在该领域尚属空白。

[0008] 参考文献:

[0009] De Chazal, P., Fox, N., O'HARE, E. M. E. R., Heneghan, C., Zaffaroni, A., Boyle, P., ... & McNicholas, W. T. (2011). Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor. *Journal of sleep research*, 20(2), 356-366.

[0010] Gu, W., Shangguan, L., Yang, Z., & Liu, Y. (2016). Sleep hunter: Towards fine grained sleep stage tracking with smartphones. *IEEE Transactions on Mobile Computing*, 15(6), 1514-1527.

[0011] Iber, C., Ancoli-Israel, S., Chesson, A., & Quan, S. F. (2007). The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications (Vol. 1). Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine.

[0012] Kortelainen, J. M., Mendez, M. O., Bianchi, A. M., Matteucci, M., & Cerutti, S. (2010). Sleep staging based on signals acquired through bed sensor. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(3), 776-785.

[0013] Watanabe, T., & Watanabe, K. (2004). Noncontact method for sleep stage estimation. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 51(10), 1735-1748..

发明内容

[0014] 鉴于目前的睡眠监测系统,如多导睡眠仪存在安装与拆卸操作步骤繁琐、设备体积庞大、价格昂贵,功能单一,多数只提供数据采集和显示,对于数据的分析缺乏自动化和实时性。本实用新型提出基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置,以克服现有技术的不足。

[0015] 本实用新型提出的基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置,用于对用户的脑电信号进行采集、放大、滤波、模数转换、信号存储和信号发送,其结构如图1所示,包括:微控制器、供电模块、信号采集模块、信号处理模块、阻抗检测电路、信号发送模块、时钟模块、存储模块等。其中,信号采集模块是安放在双顶骨处的一对电极,用于采集脑电信号,电极位置是按照国际标准10-20电极安放系统中的P3-P4导联,同时前额中部Fz接地,脑电电极采取电容式干电极的方式。信号处理模块包括放大、滤波和A/D转换器电路,脑电信号通过信号处理模块的放大和滤波,再经模数转换器(A/D转换器)对模拟信号进行模数转换,得到数字信号,送入微控制器;微控制器将得到的数字信号放入存储模块,并将数字信号通过信号发送模块以无线传输的方式传输至移动端(电脑、手机、平板电脑等)。阻抗检测电路用于测量电极与头皮接触阻抗大小,反馈给操作人员。阻抗检测电路可以实现在监测过程中对脑电信号和接触阻抗信号的同时采集,为医生实时分析脑电信号的排除噪声提供重要依据,也为EEG信号分析时移除伪迹提供依据。供电模块为微控制器提供电源,时钟模块为微控制器设定时钟。

[0016] 本装置的特点:

[0017] 1. 本实用新型采用新型柔性碳海绵材料代替传统的湿电极,利用碳海绵自身导电

性能、机械性能(柔韧性,可压缩性等)等特性,设计和研发符合人体工学的新型柔性脑电电极和脑电采集系统,从而获得稳定的、灵敏的、长期的脑电信号;

[0018] 2.本实用新型提出了一款新型的睡眠监测装置,其中不仅包含信息采集系统,可以实现易操作、便携式、非侵入式脑电信号的长时间采集;同时还包含了实时的信号处理和分析系统,可以实现脑电信号的实时处理和睡眠状态和质量评估。

[0019] 本实用新型技术效果

[0020] (1)易操作、便携式、非侵入式生理电信号的采集

[0021] 本实用新型主要包括三个碳海绵电极,电极帽,信号处理电路模块。本发明中重要部分是脑电电极的研发和电极帽的设计。传统的脑电电极采用湿电极,其主要存在着以下缺点:(a)为了减少大脑头皮和电极之间存在头皮阻抗并获得质量较好的信号,在采集信号之前需要对人体的头皮进行打磨处理并涂抹导电凝胶,部分用户有时会因此导致感染;(b)传统湿电极与皮肤的接触头皮阻抗随着采集时间的延长而恶化,其不适用于长时间的睡眠监测;(c)在睡眠环境下传统湿电极容易出现电极脱落或者松懈的情况,从而导致信号消失或者质量变差;(d)传统的脑电系统需要专业医务人员的协助才能操作,操作比较复杂,人力成本较高。

[0022] 因此,本实用新型提出了一款新型柔性干电极。电极采用具有自支撑结构的碳海绵作为新型的柔性电极材料,其具有自支撑立体结构,不需要附着于柔性基体;同时,碳海绵具有连续的三维网状结构,连续的结构能保证电子迅速传递;此外,碳海绵表现出优异的机械性能,柔韧,可压缩,可以紧密的贴附在任何与之接触的表面。新型柔性碳海绵干电极不需要对头皮进行打磨处理或涂抹导电凝胶,其具有非侵入式、柔软、舒适的特点,不会对人体造成感染等优点。

[0023] 为保证碳海绵电极长时间使用的稳定性和灵敏度,本实用新型还设计了一款符合人体工学的电极帽,用于辅助固定电极,并且更加适用于长时间的测量,符合睡眠监测实际需求。脑电帽采用舒适、透气性好、易于清洗的双面针织直贡呢布料。信号处理电路模块集成了阻抗检测,信号放大、滤波、A/D转换、处理器、蓝牙传输等模块。电极位置按照国际标准10-20电极安放系统,放置在P3、P4,Fz三个位置,其中P3,P4为作用电极,Fz为无关电极(参考电极)。

[0024] (2)相比传统睡眠监护,本发明所需要的导联数更少,其操作简单,不需要临床技术人员协助,可以大大节省人力,使家庭远程监护成为可能;同时该设备具有便携式的特点,适用于各种测量环境下使用。

附图说明

[0025] 图1-硬件模块及功能图。

[0026] 图2-脑电帽示意图。

[0027] 图3-脑电电极示意图。

[0028] 图4-脑电电极底座示意图。

[0029] 图中标号:1-脑电帽整体示意图;2-电极P4安放位置;3-电极P3安放位置;4-电极Fz安放位置脑电帽;5-脑电电极整体示意图;6-子母口状公扣导电金属片;7-导电银浆;8-碳海绵导电电极材料;9-子母口状母扣导电金属片;10-导联线。

具体实施方式

[0030] (1) 柔性碳海绵脑电电极与电极帽

[0031] 本实用新型主要用于脑电信号采集,包括电极,电极帽,信号处理模块,蓝牙模块,处理器等。

[0032] 电极部分采取的是柔性碳海绵干电极。电极设计的好坏对采集到的脑电信号质量影响是至关重要的,因此较好的电极设计是硬件采集系统的关键部分。电极设计主要需要考虑的因素有大脑头皮与电极间的阻抗大小,舒适性,是否适合长时间使用,是否安全等。本发明设计的电极系统为可拆卸电极,电极结构如图3所示,电极底座如图4所示。包括:子母口状公扣导电金属片6、导电银浆7、碳海绵导电电极材料8、子母口状母扣导电金属片9及导联线;其中,子母口状公扣导电金属片6与子母口状母扣导电金属片9组成的纽扣结构5,碳海绵材料8通过导电银浆7与子母口状公扣导电金属片6连接,并进一步与前置信号处理电路相连接,通过该纽扣结构可以很好的引出信号,同时保证信号质量;同时该纽扣结构使得电极可以很方便拆卸,便于一次性使用,每次使用之前只需更换与人体头皮接触的碳海绵材料即可。其中,碳海绵材料8为与人体头皮相接触的部分,此类碳海绵导电材料具有大小尺寸可调节、易固定、柔软、安全无毒、电位稳定、对人体刺激性小、对头发破坏少、成本低等特点。经过我们的初步测试,本发明使用的碳海绵材料具有很好的导电性,适用于脑电信号的采集;同时该碳海绵材料具有很好的柔性,与人体接触不会带来不适,适用于长时间测量;该碳海绵材料为细孔结构,可以很好的与人体头发相适应,对头发破坏性小,并且降低了头发对信号采集带来的干扰;采取干电极的方式,不需要对人体头皮进行打磨,因此不存在感染的问题;采用柔软的碳海绵干电极,有一个比较困难的问题就是如何较好的将电极与外部电路连通起来,所以本发明设计了一个由子母口状公扣导电金属片6、子母口状母扣导电金属片9组成的纽扣结构5。

[0033] 电极采取双极导联的方式与前置放大器进行连接,因为两个活动电极P3,P4之间的距离较远,适合使用双极导联的方式接入外部电路,相比于单极导联,抗干扰能力强。本发明中使用的碳海绵电极用于采集脑电信号做了性能测试,将该电极与传统脑电电极同时用于采集近似相同位置的脑电信号,将所得到的结果进行对比,从结果可以直观看出,两种电极采集到的信号相似,这说明本实用新型的电极材料可以用于脑电信号采集。

[0034] 为了很好的固定三个脑电电极,本本实用新型设计了一款适应于采集导联设置的脑电电极帽1,其结构示意图如图3所示,两个活动电极P3、P4以及参考电极Fz设置在脑电电极帽的顶部的对应位置;脑电电极帽的材料采用弹性的双面针织直贡呢布料,可以很好的适应于不同脑部大小以获得较好的信号质量和佩戴舒适感。通过该设计可以很好的固定脑电电极,防止在睡眠过程中,由于电极脱落或松懈带来的信号消失和质量差的问题,从而可以保证长时间测量。

[0035] (2) 硬件电路

[0036] 装置整体框图如图2所示,主要包括常规的对脑电信号放大,滤波,AD转换,蓝牙传输等处理以及阻抗检测等。

[0037] 其中,前置放大器采取AD620,它是一款低成本、高精度仪表放大器,仅需要一个外部电阻来设置增益。其中包括陷波器,主要用于滤除50Hz工频干扰,滤波电路采用抗混叠滤波器,用于滤除高频噪声,其截止频率设置为1000Hz。本发明中的滤波器选取的器件是

UAF42, UAF42 是一款集成滤波器芯片, 这种滤波器的特征频率和品质因数受外接电阻的影响很小。UAF42 对外接分立元件的要求较低, 其内部含有 1000pF, 精度为 5% 的电容, 外部无需接电容, 只需接 0.1% 电阻即可, UAF42 只需外接几个电阻即可方便的设计为高通、低通等滤波器。陷波器可以由高通滤波器和低通滤波器求和构成。数模装换模块选取的是 24 位高性能 A/D 转换器 ADS1278, 具有很高的转换精度, 此款器件可以实现 8 路信号同步采集, 为未来通道扩展提供了便利。

[0038] 本实用新型还包括一个阻抗检测电路, 用于测量电极与头皮接触阻抗大小, 反馈给操作人员。当电极与头皮的接触不充分将导致接触阻抗偏高, 就会造成信号质量较差, 同时会造成各导联间阻抗的不匹配从而引入噪声。除了采集脑电信号外, 同时实时测量头皮阻抗信号, 测量电极与头皮接触阻抗大小, 并且实时反馈给医务人员。虽然许多常规的脑电图仪可以在测量开始前测量人体头皮与电极间的头皮阻抗, 但是在采集过程中无法对该阻抗进行跟踪测量, 而本发明的阻抗检测电路可以实现在监测过程中对脑电信号和接触阻抗信号的同时采集, 为医生实时分析脑电信号的排除噪声提供重要依据, 也为 EEG 信号分析时移除伪迹提供依据。

[0039] 考虑到装置的功耗, 以及舒适性, 便携性, 本装置采用低功耗微处理器 MSP430, 无线传输部分采用蓝牙 4.0 低功耗协议, 从而降低装置整体功耗方便实现长期睡眠监测。MSP430 系列单片机是 TI 公司于 1996 年开始推出的超低功耗、具有精简指令集 (RISC) 的 16bit 混合信号处理器。与其他单片机相比, 该系列单片机具有超低功耗、片上外设丰富等优势。本系统选用 MSP430F5529 作为控制芯片。在 MSP430 系列芯片中, MSP430F5529 不仅能够满足功能要求, 整体的功耗和成本也是较低的。蓝牙模块采用的是商业化蓝牙模块 CC2564, CC2564 是 TI 开发的双模式蓝牙芯片, 同时支持蓝牙 3.0 和蓝牙 4.0 的传输, 设备兼容性好, 易于与电脑、手机、平板电脑等设备建立连接, 蓝牙模块将数据传输到 PC 端后进行存储, 显示操作和信号处理等后续操作。

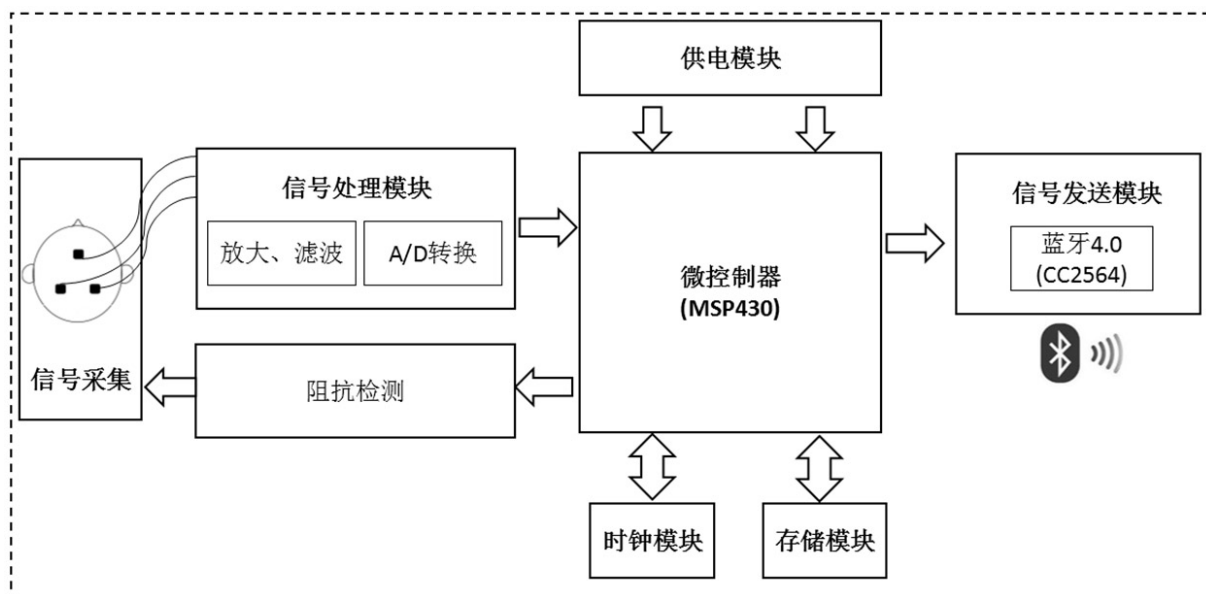


图1

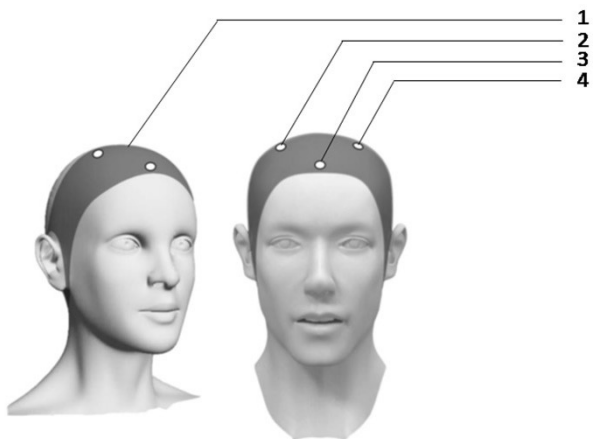


图2

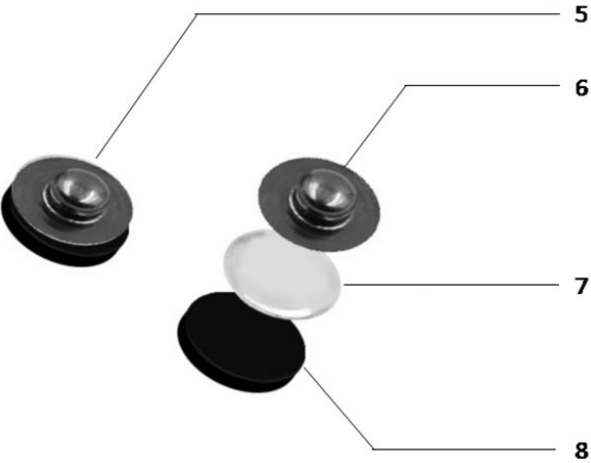


图3

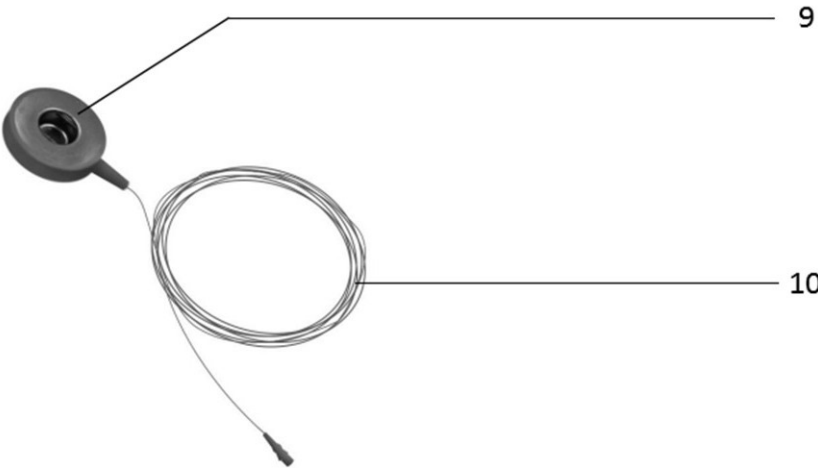


图4

专利名称(译)	基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置		
公开(公告)号	CN208511021U	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201721405343.1	申请日	2017-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	陈晨 陈炜 李巍 梅永丰 黄高山 赵宇婷 王来栓		
发明人	陈晨 陈炜 李巍 梅永丰 黄高山 赵宇婷 王来栓		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/00		
代理人(译)	陆飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型属于睡眠监测技术领域，具体为基于振幅整合脑电图的睡眠监测装置。本实用新型包括：微控制器、供电模块、信号采集模块、信号处理模块、阻抗检测电路、信号发送模块、时钟模块、存储模块；信号采集模块是安放在双顶骨处的一对电极，用于采集脑电信号；脑电信号通过信号处理模块的放大和滤波，再经模数转换器对模拟信号进行模数转换，得到数字信号，送入微控制器；微控制器将得到的数字信号放入存储模块，并将数字信号通过信号发送模块以无线传输的方式传输至移动端；阻抗检测电路用于测量电极与头皮接触阻抗大小，反馈给操作人员；本实用新型操作简单，适用范围广，有利于用户实时了解自己的睡眠质量，合理地调节自身睡眠习惯从而达到预防隐性疾病的发生。

