



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107788976 A

(43)申请公布日 2018.03.13

(21)申请号 201710864522.X

(22)申请日 2017.09.22

(71)申请人 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)

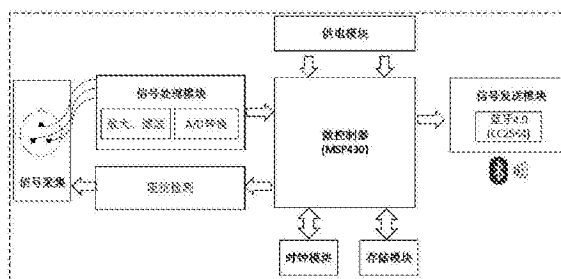
权利要求书3页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统

(57)摘要

本发明属于睡眠监测技术领域,具体为一种基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统。本发明系统利用碳海绵材料制备的柔性脑电电极来获取脑电信号,通过放大、滤波、模数转换和蓝牙传输,将处理后的脑电信号实时传输到移动设备;在移动设备上,通过对脑电信号的转换,获取振幅整合脑电信号,再结合特征提取的算法得出多种振幅整合脑电信号特征信息,并通过机器学习算法对其进行睡眠阶段分类,从而实现睡眠状态和质量的分析和监测;最后将分析得到的睡眠数据和原始脑电信号实时动态上传到云平台上,通过知识推理机实现远程医疗辅助和临床决策支持。本发明系统操作简单,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系统,其特征在于,包含硬件系统、软件分析系统和云平台三个部分;其中:

硬件系统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;

软件系统用于对用户的脑电信号进行接收、实时显示,同时将脑电信号转换为振幅整合脑电信号,然后对振幅整合脑电信号进行特征提取,然后利用分类器,对用户的睡眠阶段进行评估,最终利用统计学计算实现睡眠状态和质量进行评估;其包括:用户登录模块、数据接收模块、原始脑电数据显示模块、数据格式转换模块、数据分析模块、结果显示模块和历史数据查询模块;其中:

所述用户登录模块,用于用户登录系统;用户进入该软件模块之后,数据接收模块开始启动,系统进入数据接收模式;数据接收模块主要利用移动设备的蓝牙实现数据接收;系统接收的数据直接利用原始脑电数据显示模块显示在移动设备的显示器上;同时,系统中的数据格式转换模块将接收到的原始脑电数据转化成振幅整合脑电图之后,利用数据分析模块对已经转换的振幅整合脑电数据进行睡眠质量评估,并把相关评估结果传送至结果显示模块进行显示;睡眠质量评估结果被传送并存储于历史数据查询模块中,便于用户实现历史数据查询;

云平台用于实现数据的实时上传,将原始脑电数据,移动端分析的数据包括睡眠状态和睡眠质量,实时上传至云端,从而实现对用户睡眠跟踪和睡眠相关疾病预测;同时,支持多个客户端在线远程存储调用数据,支持远程医疗辅助和临床决策;云平台主要包含云平台数据存储模块,医学知识库模块和远程医疗辅助及临床支持模块;其中,云平台数据存储模块主要用于储存上传到云平台的原始脑电数据和移动端分析的睡眠状态和睡眠质量数据,医学知识库模块包含问题求解所需要的知识,包含专家知识、临床知识、健康知识和综合知识;远程医疗辅助及临床支持模块负责利用数据存储模块中的数据并结合医学知识库中的知识去求解和推理睡眠相关的问题,从而为远程医疗和临床决策提供辅助和支持。

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系统,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系统,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。

4. 根据权利要求2所述的基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,其特征在于,软件部分的数据接收模块、原始脑电显示模块、数据格式转换模块,实现原始脑电到振幅整合脑电信号的数据转换;主要包括:滤波、端点提取、幅度压缩和时间压缩;

滤波:用于消除因流汗、肌肉活动、电干扰引起的伪迹,同时使不同频率成分的脑电在传输过程中的衰减得到相应补偿;

端点提取:是将脑电信号的波动幅度反映到振幅整合脑电的波形上;将脑电信号分成小段,提取每一小段的峰-峰值,将其作为振幅整合脑电相应竖线的上端点与下端点;

幅度压缩:用于缩小原始脑电信号将幅度变化的动态范围同时突显出脑电低波幅的部分;如果原始脑电的峰-峰值即提取出的竖线端点值小于 $6\mu\text{V}$,则竖线不进行对数压缩,仍按线性关系显示,对于大于或者等于 $6\mu\text{V}$ 部分则进行对数压缩;

时间压缩:是将长时间的脑电信号反映在非常短的振幅整合脑电的波谱带中,以便于医护人员从整体上观察病人;将每一条竖线对应小段的原始脑电,实现时间压缩。

5. 根据权利要求2所述的基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,其特征在于,软件部分的数据分析模块实现基于振幅整合脑电信号的睡眠状态和质量评估;包含振幅整合脑电信号的预处理、特征提取、分类器分类、结果统计;

振幅整合脑电信号的预处理:用于对振幅整合脑电信号的与分析判断;根据信号幅值判断其分别属于振幅正常、振幅轻度异常和振幅重度异常;

特征提取:是对振幅正常的振幅整合脑电信号进行特征值提取;包括:

(1) aEEG的基本特征提取,包含对原始aEEG信号的最大,最小幅值,振幅均值,高于 $10\mu\text{V}$ 范围幅值比值,低于 $5\mu\text{V}$ 范围幅值比值;

(2) aEEG的形态特征提取,包含对原始aEEG信号的上下包络的求取;

(3) aEEG的非线性特征提取,包含关联维数、Lyapunov指数和近似熵特征的提取;

分类器分类:是对提取的特征值进行分类,将睡眠分为觉醒、浅睡和深睡三个不同的阶段;

结果统计:是对睡眠阶段的完整评估,分别给出入睡时间、清醒时间、总睡眠时长、不同睡眠阶段分别时长以及睡眠效率。

6. 根据权利要求5所述的基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,其特征在于,aEEG的非线性特征提取中:

所述关联维数是利用关联积分来计算变量前后的关联性,以此来描述信号的确定规律及其程度;关联维数的步骤如下:假设原始数据为 $\{u(1), u(2), \dots, u(N)\}$ 共 N 个点,设置嵌入维数为 m ,时间延迟为 τ ,得到该参数下重构的相空间 $X_i = (u_i, u_{i+\tau}, \dots, u_{i+(m-1)\tau})$,其中 $i = 1, 2, \dots, N - (m-1)\tau$;相空间重构之后得到 $N - (m-1)\tau$ 个 m 维向量;对重构的相空间向量 X_i ,计

算关联积分:
$$C(r) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N H\{r - \|X_i - X_j\|\},$$

式中 H 为Heaviside函数,其定义为 $H(x) = \begin{cases} 0 & (x \leq 0) \\ 1 & (x > 0) \end{cases}$, i, j 表示向量编号, r 表示两向量间距离, $\|X_i - X_j\|$ 表示两相点 X_i 和 X_j 的距离, $C(r)$ 表示相空间中两点之间距离小于 r 的概率;最终关联维数为 $D_2 \approx \frac{\ln C(r)}{r}$;

所述Lyapunov指数的大小表明相空间中相近轨道平均收敛或发散的指数率;具体计算步骤如下:重构相空间,寻找给定轨道上每个点 X_i 的最邻近点 X'_i 的初始距离,即 $d_i(0) = \min_j \|X_i - X'_j\|$,其中 $d_i(0)$ 是第 i 个点到其最近邻域的初始距离;根据最大Lyapunov指数的定义,其值为最近邻域发散速率的平均值,所以有 $d_i(k) = C_i e^{\lambda_1(k\Delta t)}$,其中 C_i 为初始距离, $d_i(k)$ 为第 i 点与其最近邻域经 k 个时间单位后的距离;对上述等式取对数,得 $\ln d_i(k) = \ln C_i + \lambda_1(k\Delta t)$,最大Lyapunov指数通过最小二乘拟合得到;

所述近似熵是一种度量序列的复杂性和统计量化的非线性动力学参数,它用一个非负数来表示一个时间序列的复杂性,越复杂的时间序列对应的近似熵越大;近似熵的计算式为:

$$ApEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)], \text{ 其中 } \phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r);$$

具体步骤如下:假设原始数据为 $\{u(1), u(2), \dots, u(N)\}$ 共 N 个点,将其按序号连续顺序组成一组 m 维矢量,从 $X(1)$ 到 $X(N-m+1)$, $X_i = \{u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)\}$,计算任意向量 X_i 和 X_j ($j=1, 2, \dots, N-m+1, j \neq i$) 之间的距离 $d_{ij} = \max_k |u(i+j) - u(j+k)|$, $k=0, 1, \dots, m-1$,即两个向量对应元素之间差值绝对值的最大值就是两个向量之间的距离;然后给定阈值 r ,对每个向量 X_i ,统计 d_{ij} 小于 r 的数目及此数目与距离总数 $N-m+1$ 的比值,记为 $C_i^m(r)$;将 $C_i^m(r)$ 取自然对数,然后再求其对所有 i 的平均值,记为 $\phi^m(r)$;增加维数,重复上述步骤,得到 $\phi^{m+1}(r)$,从而得到近似熵 $ApEn$ 。

7. 根据权利要求5所述的基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,其特征在于,所述分类器采用支持向量机,首先利用一个非线性变换把输入空间数据映射到一个高维的特征向量空间,然后在该特征空间中构造出最优分类超平面,进行线性分类,最后映射回到原空间后就成了输入空间中的非线性分类;其中采用一对一投票策略,即将训练集的样本两类、两类地组成3个训练集,即:觉醒、浅睡;觉醒、深睡;浅睡、深睡;训练得到3个SVM二分类器:SVM1, SVM2和SVM3;在测试的时候,把测试样本依次送入这三个二分类器,采取投票的形式得到最终的分类结果。

基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统

技术领域

[0001] 本发明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系统。

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,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;其他的睡眠监测系统功能单一,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。本发明提出基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,以克服现有技术的不足。

[0015] 本发明提出的基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,融合了多学科的技术,包括电子信息技术、先进材料技术,微电子学,计算机技术、信号处理以及临床睡眠分析等。本系统首先利用碳海绵材料制备的新型柔性脑电电极来获取脑电信号,通过放大、滤波、模数转换和蓝牙传输,将处理后的脑电信号实时传输到移动设备;在移动设备上,通过对脑电信号的转换,获取振幅整合脑电信号,再结合特征提取的算法得出多种振幅整合脑电信号特征信息,并通过机器学习算法对其进行睡眠阶段分类,从而实现睡眠状态和质量的分析和监测;最后系统将分析得到的睡眠数据和原始脑电信号实时动态上传到云平台上,通过知识推理机实现远程医疗辅助和临床决策支持。

[0016] 本发明提供一种非侵入式、精准、便携、安全的睡眠监测系统;能够实现长时间、连续监测,同时也能够及时反映人们睡眠状态的改变情况。

[0017] 本发明提出的完整的、易操作的、便携的睡眠监测,其是基于振幅整合脑电信号的,从脑电信号的数据采集、数据分析到数据存储可实现“睡眠状态和质量评估”、“实时动态监测”、“远程医疗”、“个性医疗”等。同时,该系统的实时监测也能为后续医疗提供动态数据,从而为治疗方案的制定提供依据。该发明操作简单,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;同时也可用于新生儿重症监护病房,为医生和护士实时提供新生儿的睡眠信息,从而辅助医生探索新生

儿的睡眠结构,有利于医生和护士采取合适的治疗方案、抚育方式及护理程序,帮助新生儿早期建立成熟的昼夜睡眠周期模式,改善新生儿睡眠,以促进新生儿的发育。

[0018] 本发明提供的基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统,其主要包含硬件系统、软件分析系统和云平台三个部分,见图1系统示意图。

[0019] 1、硬件系统

[0020] 硬件系统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,硬件系统如图2所示,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。

[0021] 2、软件系统

[0022] 软件系统用于对用户的脑电信号进行接收、实时显示,同时将脑电信号转换为振幅整合脑电信号,然后对振幅整合脑电信号进行特征提取,然后利用分类器,对用户的睡眠阶段进行评估,最终利用统计学计算实现睡眠状态和质量进行评估。软件系统结构如图8所示。其主要包括:用户登录模块、数据接收模块、原始脑电数据显示模块、数据格式转换模块、数据分析模块、结果显示模块和历史数据查询模块。其中:

[0023] 所述用户登录模块,用于用户登录系统;老用户输入用户名和密码即可使用该软件模块,新用户需要在注册完成之后才可使用该软件模块。用户进入该软件模块之后,数据接收模块便开始启动,系统立即进入数据接收模式;数据接收模块主要利用移动设备的蓝牙实现数据接收。系统接收的数据会直接利用原始脑电数据显示模块显示在移动设备的显示器上。同时,系统中的数据格式转换模块将接收到的原始脑电数据转化成振幅整合脑电图之后,利用数据分析模块对已经转换的振幅整合脑电数据进行睡眠质量评估,并把相关评估结果传送至结果显示模块进行显示。此外,睡眠质量评估结果被传送并存储于历史数据查询模块中,便于用户实现历史数据查询。

[0024] 3、云平台

[0025] 云平台用于实现数据的实时上传,将原始脑电数据,移动端分析的数据(睡眠状态和睡眠质量)实时上传至云端,从而可以实现对用户睡眠跟踪和睡眠相关疾病预测。同时,支持多个客户端在线远程存储调用数据,支持远程医疗辅助和临床决策支持,其主要实现架构如图10所示,主要包括:云平台数据存储模块,医学知识库模块和远程医疗辅助及临床支持模块。云平台数据存储模块主要用于储存上传到云平台的原始脑电数据和移动端分析的睡眠状态和睡眠质量数据;医学知识库模块主要包含问题求解(临床决策推理)所需要的知识,其包含专家知识、临床知识、健康知识和综合知识等;远程医疗辅助及临床支持模块

负责利用数据存储模块中的数据并结合医学知识库中的知识去求解和推理睡眠相关的问题,例如睡眠相关疾病等,从而为远程医疗和临床决策提供辅助和支持。具体实现如下:云平台数据存储模块和医学知识库模块分别把相关数据和相关知识传送至推理机,推理机负责使用脑电原始数据、移动端分析的数据以及知识库中的知识推理出结果,例如用户是否患有相关的睡眠疾病、用户近期睡眠情况,并把其推理结果传送至结果合成部分,然后结果评价部分则对结果合成部分传送的结果进行评估,如果结果正确则把结果传输到结果反馈部分并输出,如果推理生成的结果不正确,则把结果重新传送至推理机,推理机则重新进行推理,直至结果评价部分评价生成的结果是正确的。

[0026] 本发明的特点:

[0027] 1. 本发明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;

[0028] 2. 本发明提出了一款新型的睡眠监测系统,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;

[0029] 3. 本发明提出的基于振幅整合脑电图的睡眠状态和质量评估的方法,可以实现对用户的睡眠分阶、睡眠质量评估等功能。同时本发明还提供了实时脑电图、振幅整合脑电图、睡眠状态和质量的同步显示功能。在显示睡眠状态的同时,显示脑电图,对分析结果做到有源可溯;

[0030] 4. 本发明引入了云平台远程监护的理念,将用户的脑电信号以及睡眠状态和质量评估数据实时上传到云端,从而实现对用户的睡眠状况的追踪,同时可以通过知识推理机,为医生提供远程医疗辅助和个性化临床决策支持。

[0031] 本发明技术效果

[0032] 1. 硬件部分

[0033] (1) 易操作、便携式、非侵入式生理电信号的采集

[0034] 本发明的硬件系统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;

[0035] 因此,本发明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;

[0036] 为保证碳海绵电极长时间使用的稳定性和灵敏度,本发明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);

[0037] (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。

[0038] 2. 软件部分

[0039] (1) 多用户监测

[0040] 本发明支持多用户同时监测,软件可同时接收多个用户的睡眠脑电数据。同时还可以管理被监测用户,添加被监测用户、删除被监测用户、查看被监测用户基本状态等;

[0041] (2) 睡眠状态和质量的智慧评估

[0042] 本发明可提供基于振幅整合脑电图的睡眠状态和质量的实时评估,其可以准确地实现用户的睡眠阶段评估、睡眠时长、睡眠质量评价等功能;

[0043] (3) 动态监测

[0044] 本发明支持云平台数据存储,可以对用户进行睡眠质量进行追踪预测睡眠的相关疾病,同时也可可为医生提供远程医疗辅助和个性化临床决策支持。

[0045] 本发明形成的新产品,对睡眠监护、智慧医疗的价值将体现在以下几个方面:

[0046] (1) 实现生理信号的数据采集、数据分析、数据存储的一体化,以及医疗行为的数字化、智能化、个性化。产品可同时用于家庭、医护两种模式,医生可以实时监控患者的信息,用户也可以通过系统实时了解自己的睡眠状况;

[0047] (2) 现有多数睡眠监测系统仅提供生理信号采集功能,数据分析仍需要专业医生的人为解读。其不仅要求医护人员有较强的目测观察的能力和經驗,同时也会增加医护人员的工作人员的负担,影响判断的效率。本发明中的自动化的睡眠分析,可以减轻医护人员的工作量同时也会给出客观的评估;

[0048] (3) 本发明中的云平台,可以实时上传用户的脑电信号和睡眠评估结果,其可以方便医护人员(或者用户)对用户进行长时间的睡眠监护提供睡眠相关疾病的预测,同时也可以为医护人员的临床决策提供支持,促进社会可持续发展。

附图说明

[0049] 图1-系统示意图。

[0050] 图2-硬件模块及功能图。

[0051] 图3-脑电帽示意图。

[0052] 图4-脑电电极示意图。

[0053] 图5-脑电电极底座示意图。

[0054] 图6-脑电帽以及脑电电极实物图。

[0055] 图7-脑电电极性能测试对比结果图。

[0056] 图8-软件模块及功能图。

[0057] 图9-数据分析算法流程图。

[0058] 图10-临床决策图。

[0059] 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

[0060] 硬件部分

[0061] (1) 柔性碳海绵脑电电极与电极帽

[0062] 本发明可进行长期持续的睡眠监测,硬件系统主要用于脑电信号采集,整个硬件系统包括电极,电极帽,信号处理模块,蓝牙模块,处理器等。

[0063] 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4所示,电极底座如图5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。

[0064] 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,其对比测试结果如图7所示,从结果可以直观看出,两种电极采集到的信号相似,这说明本发明的电极材料可以用于脑电信号采集。

[0065] 为了很好的固定三个脑电电极,本发明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;脑电电极和脑电帽实物展示如图6所示,分别从各个角度展示了脑电采集装置。

[0066] (2) 硬件电路

[0067] 系统信号处理硬件电路整体框图如图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。

[0068] 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。

[0069] 本发明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。

[0070] 考虑到硬件系统的功耗,以及整个硬件系统的舒适性,便携性,本系统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,从而降低硬件系统整体功耗方便实现长期睡眠监测。MSP430系列单片机是T1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T1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。

[0071] 软件部分

[0072] 系统的软件功能及模块,如图8所示,主要包括数据接收、原始脑电显示、数据格式转换(原始脑电到振幅整合脑电信号的数据转换)、数据分析(基于振幅整合脑电信号的睡眠状态和质量评估)、结果显示(睡眠状态和质量结果显示)和历史数据查询等,主要包括用户登录界面、数据显示界面、数据分析界面、历史数据查询界面。具体的软件部分的数据分析算法流程图,如图9所示,其中的原始脑电到振幅整合脑电信号的数据转换以及基于振幅

整合脑电信号的睡眠状态和质量评估的方法如下:

[0073] (1) 脑电信号到振幅整合脑电信号的数据转换

[0074] 脑电信号到振幅整合脑电信号的数据转换主要包含以下四个部分:滤波、端点提取、幅度压缩和时间压缩。

[0075] 滤波:滤波的主要目的是消除因流汗、肌肉活动、电干扰等引起的伪迹,同时使不同频率成分的脑电在传输过程中的衰减得到相应补偿。对接收到的脑电信号进行2-15Hz的带通滤波,同时设计高性能的有限冲激响应数字滤波器实现脑电信号非节律成分的传输衰减的补偿。

[0076] 端点提取:端点提取的主要目的是将脑电信号的波动幅度反映到振幅整合脑电的波形上。将脑电信号分成小段,提取每一小段的峰-峰值(最大值和最小值),将其作为振幅整合脑电相应竖线的上端点与下端点。

[0077] 幅度压缩:幅度压缩主要目的是缩小原始脑电信号将幅度变化的动态范围同时突显出脑电低波幅的部分。如果原始脑电的峰-峰值(即提取出的竖线端点值)小于6 μ V,则竖线不进行对数压缩,仍按线性关系显示,对于大于或者等于6 μ V部分则进行对数压缩。

[0078] 时间压缩:时间压缩主要目的是将长时间的脑电信号反映在非常短的振幅整合脑电的波谱带中,以便于医护人员从整体上观察病人。将每一条竖线对应小段的原始脑电,实现时间压缩。

[0079] (2) 基于振幅整合脑电信号的睡眠状态和质量评估

[0080] 基于振幅整合脑电信号的睡眠状态和质量评估,主要是对振幅整合脑电信号进行分析,实现睡眠分阶,同时对于一段时间的睡眠给出入睡时间、清醒时间、总睡眠时长、不同睡眠阶段分别时长。其主要包含振幅整合脑电信号的预处理、特征提取、分类器分类、结果统计部分。

[0081] 振幅整合脑电信号的预处理:其主要是用于对振幅整合脑电信号的与分析判断。根据信号幅值判断其分别属于振幅正常、振幅轻度异常和振幅重度异常。

[0082] 特征提取:其主要是对振幅正常的振幅整合脑电信号进行特征值提取。

[0083] (1) aEEG的基本特征提取

[0084] aEEG的基本特征提取,主要包含对原始aEEG信号的最大,最小幅值,振幅均值,高于10 μ V范围幅值比值,低于5 μ V范围幅值比值。

[0085] (2) aEEG的形态特征提取

[0086] aEEG的形态特征提取,主要包含对原始aEEG信号的上下包络的求取。

[0087] (3) aEEG的非线性特征提取

[0088] 非线性特征提取,主要包含关联维数、Lyapunov指数和近似熵等特征的提取。

[0089] 关联维数 (Correlation Dimension)

[0090] 关联维数主要利用关联积分来计算变量前后的关联性,以此来描述信号的确定规律及其程度。信号中的不确定性成分越多,关联维数越大;信号中的确定性成分越多,关联维数越小。因此,关联维数可用于定量描述aEEG的非线性特征。

[0091] 计算关联维数:
$$D_2 \approx \frac{\ln C(r)}{r} \circ$$

[0092] 具体步骤如下:假设原始数据为 $\{u(1), u(2), \dots, u(N)\}$ 共 N 个点,设置嵌入维数为 m ,时间延迟为 τ ,可以得到该参数下重构的相空间 $X_i = (u_i, u_{i+\tau}, \dots, u_{i+(m-1)\tau})$,其中 $i=1, 2, \dots, N-(m-1)\tau$ 。相空间重构之后得到 $N-(m-1)\tau$ 个 m 维向量。对重构的相空间向量 X_i ,计算

关联积分 $C(r) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N H\{r - \|X_i - X_j\|\}$,式中 H 为Heaviside函数,其定义为

$$H(x) = \begin{cases} 0 & (x \leq 0) \\ 1 & (x > 0) \end{cases}, i, j \text{ 表示向量编号}, r \text{ 表示两向量间距离}, \|X_i - X_j\| \text{ 表示两相点 } X_i \text{ 和 } X_j \text{ 的}$$

距离。 $C(r)$ 表示相空间中两点之间距离小于 r 的概率。最终关联维数为 $D_2 \approx \frac{\ln C(r)}{r}$ 。

[0093] Lyapunov指数

[0094] Lyapunov指数的大小表明相空间中相近轨道平均收敛或发散的指数率。如果最大Lyapunov指数为正,则系统具有初态敏感性,其运动为混沌;如果最大的Lyapunov指数为零,表明系统对初值不敏感,呈现周期运动;如果最大Lyapunov指数小于零,则系统的长期行为与初值无关,将收敛到一个平衡点。

[0095] 具体步骤如下:重构相空间,寻找给定轨道上每个点 X_i 的最邻近点 X'_i 的初始距离,即 $d_i(0) = \min_j \|X_i - X'_j\|$,其中 $d_i(0)$ 是第 i 个点到其最近邻域的距离。根据最大Lyapunov指数的定义,其值应为最近邻域发散速率的平均值,所以有 $d_i(k) = C_i e^{\lambda_1(k \Delta t)}$,其中 C_i 为初始距离, $d_i(k)$ 为第 i 点与其最近邻域经 k 个时间单位后的距离。对上述等式取对数可得 $\ln d_i(k) = \ln C_i + \lambda_1(k \Delta t)$,最大Lyapunov指数则可以通过最小二乘拟合得到。

[0096] 近似熵(Approximate Entropy, ApEn)

[0097] 近似熵是一种度量序列的复杂性和统计量化的非线性动力学参数,它用一个非负数来表示一个时间序列的复杂性,越复杂的时间序列对应的近似熵越大。

[0098] 计算近似熵: $ApEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)]$,其中 $\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r)$ 。

[0099] 具体步骤如下:假设原始数据为 $\{u(1), u(2), \dots, u(N)\}$ 共 N 个点,将其按序号连续顺序组成一组 m 维矢量(从 $X(1)$ 到 $X(N-m+1)$), $X_i = \{u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)\}$,计算任意向量 X_i 和 X_j ($j=1, 2, \dots, N-m+1, j \neq i$)之间的距离 $d_{ij} = \max_k |u(i+j) - u(j+k)|$, $k=0, 1, \dots, m-1$,即两个向量对应元素之间差值绝对值的最大值就是两个向量之间的距离。然后给定阈值 r ,对每个向量 X_i ,统计 d_{ij} 小于 r 的数目及此数目与距离总数 $N-m+1$ 的比值,记为 $C_i^m(r)$ 。将 $C_i^m(r)$ 取自然对数,然后再求其对所有 i 的平均值,记为 $\phi^m(r)$ 。增加维数,重复上述步骤,可以得到 $\phi^{m+1}(r)$,从而可以得到近似熵ApEn。

[0100] 分类器分类:其主要是对提取的特征值进行分类,将睡眠分为觉醒、浅睡和深睡三个不同的阶段。

[0101] 支持向量机(Support Vector Machine, SVM)是一种基于统计学习理论的新型机器学习方法,它能较好地解决小样本、非线性等实际问题,已成为智能技术领域研究的热点,目前已广泛应用于故障诊断、模式识别等诸多领域。支持向量机是由线性可分时的最优分类超平面不断发展来的。对于非线性分类情况下的分类问题,支持向量机的总体思路是,首先利用一个非线性变换把输入空间数据映射到一个高维的特征向量空间,然后在该特征

空间中构造出最优分类超平面,进行线性分类,最后映射回到原空间后就成了输入空间中的非线性分类。经典的支持向量机算法只给出了二类分类的算法,对于睡眠分阶(觉醒、浅睡和深睡)的三分类问题,本发明中采用了一对一投票策略(one against one)。将训练集的样本两类、两类地组成3个训练集,即(觉醒,浅睡),(觉醒,深睡)和(浅睡,深睡)训练得到3个SVM二分类器:SVM1,SVM2和SVM3。在测试的时候,把测试样本依次送入这三个二分类器,采取投票的形式得到最终的分类结果。具体的投票过程如下:

[0102] 初始化:

[0103] $\text{vote}(\text{觉醒}) = \text{vote}(\text{浅睡}) = \text{vote}(\text{深睡}) = 0$

[0104] 投票过程:

[0105] 如果使用训练集(觉醒,浅睡)得到的分类器SVM1,将测试样本判定为觉醒,则 $\text{vote}(\text{觉醒}) = \text{vote}(\text{觉醒}) + 1$;否则 $\text{vote}(\text{浅睡}) = \text{vote}(\text{浅睡}) + 1$;

[0106] 如果使用训练集(觉醒,深睡)得到的分类器SVM2,将测试样本判定为觉醒,则 $\text{vote}(\text{觉醒}) = \text{vote}(\text{觉醒}) + 1$;否则 $\text{vote}(\text{深睡}) = \text{vote}(\text{深睡}) + 1$;

[0107] 如果使用训练集(浅睡,深睡)得到的分类器SVM3,将测试样本判定为浅睡,则 $\text{vote}(\text{浅睡}) = \text{vote}(\text{浅睡}) + 1$;否则 $\text{vote}(\text{深睡}) = \text{vote}(\text{深睡}) + 1$;

[0108] 判决结果:

[0109] $\max(\text{vote}(\text{觉醒}), \text{vote}(\text{浅睡}), \text{vote}(\text{深睡}))$,取投票的最大值为判决结果。

[0110] 结果统计:其主要是对睡眠阶段的完整评估,分别给出入睡时间、清醒时间、总睡眠时长、不同睡眠阶段分别时长以及睡眠效率。

[0111] 睡眠效率=睡眠时间/床上时间。

[0112] (3) 云平台

[0113] 人们睡眠状况的改变,往往是一种细微、不易察觉的过程,捕捉睡眠状况转变,及时给予相关反馈信息尤为重要。本发明在利用云平台,可以实现长期睡眠信息的记录和监测,再结合知识推理机,可以及时有效的反馈的睡眠质量、睡眠状况的转变和相关疾病的预测。本发明在云平台上利用睡眠信息、脑电信号与医学知识相结合,利用不同的推理方法(确定、不确定、模糊等不同的推理方法),得到相应的推理结果,再由主推理机将整个推理结果进行综合分析,并把推理结果反馈给医生从而实现远程医疗辅助和临床决策支持,或者把推理结果反馈给用户从而实现用户自主睡眠调节。

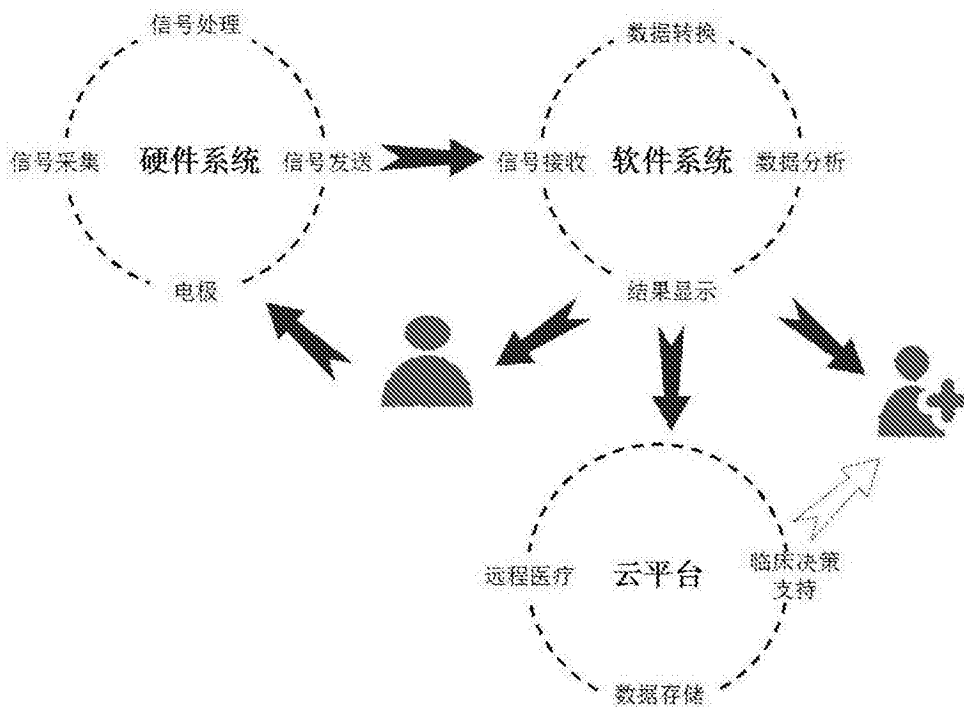


图1

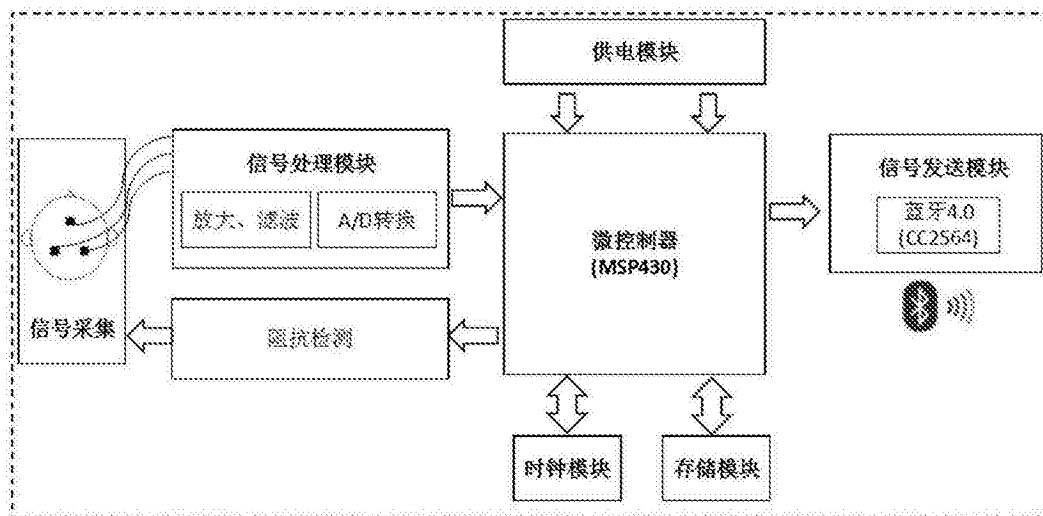


图2

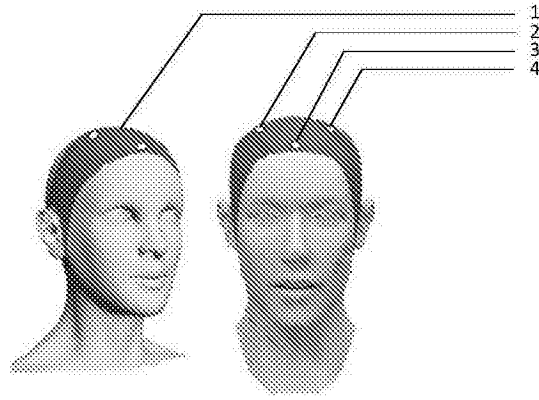


图3

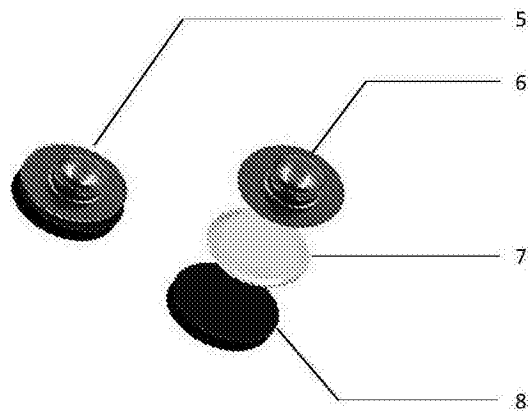


图4

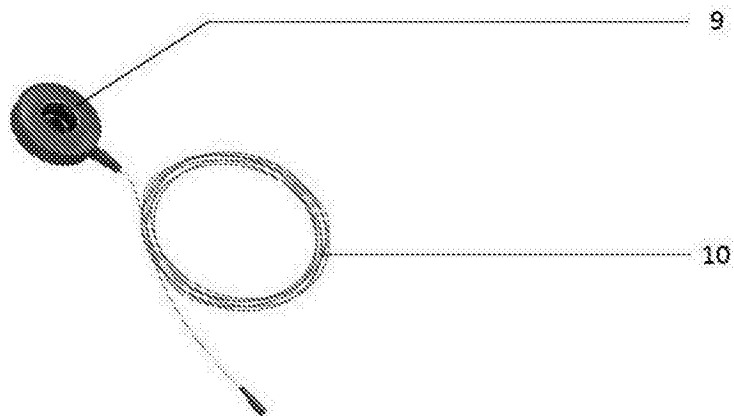
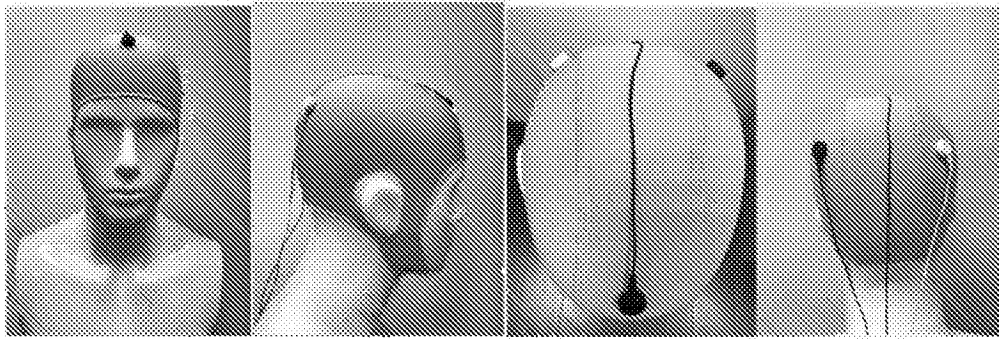
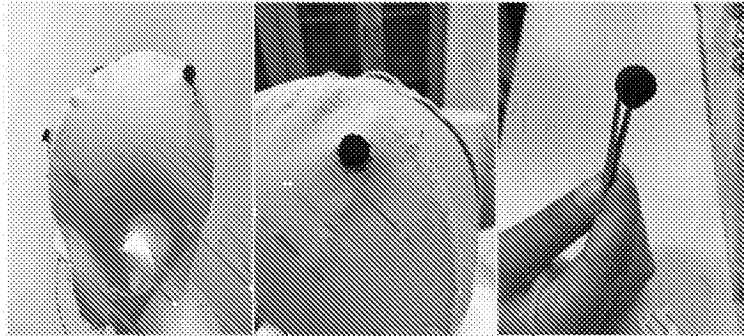


图5



(a) 正面示意图 (b) 侧面示意图 (c) 顶部示意图 (d) 背面示意图



(e) 内部示意图 (f) 内部放大图 (g) 电极示意图

图6

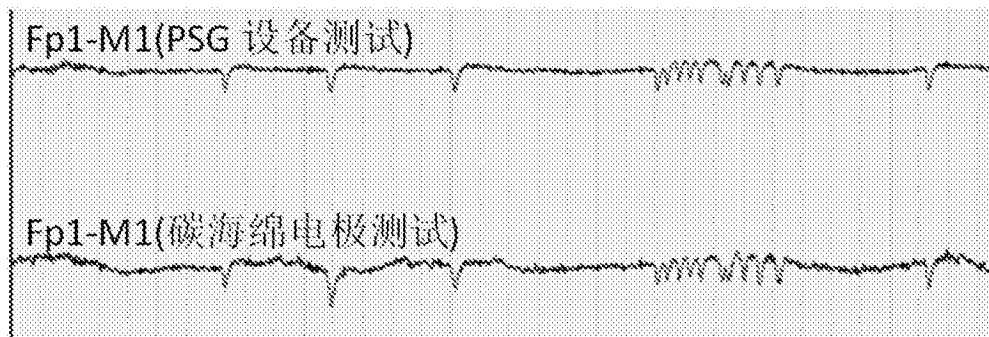


图7

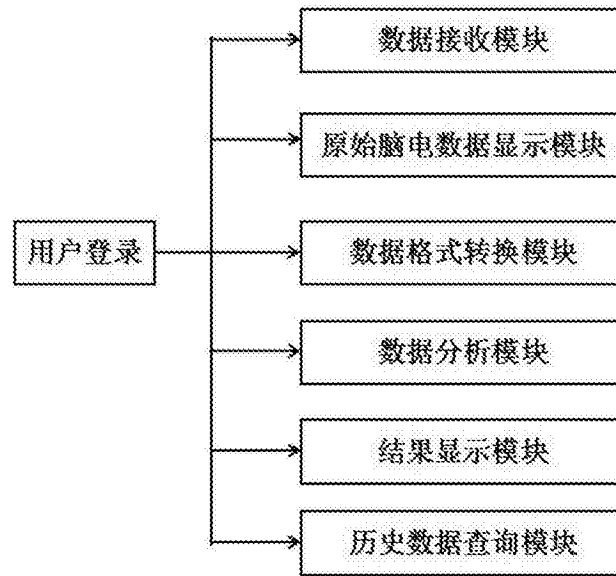


图8

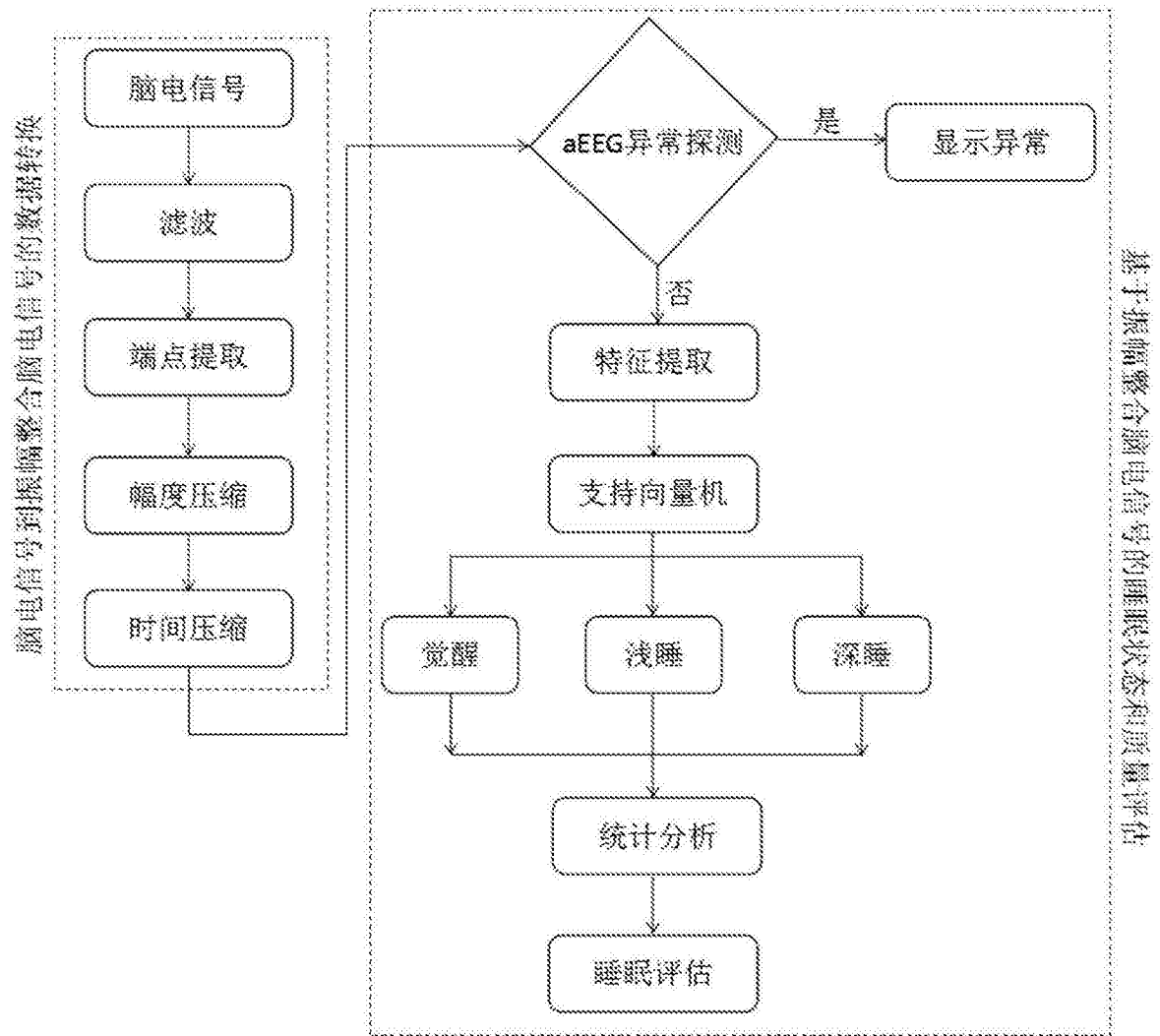


图9

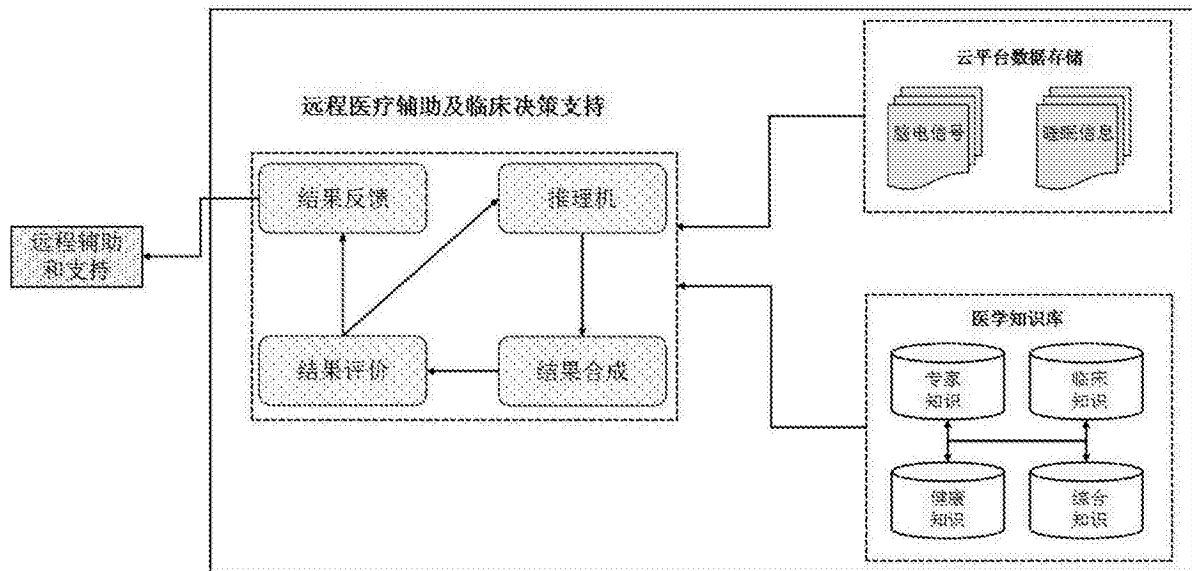


图10

专利名称(译)	基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统		
公开(公告)号	CN107788976A	公开(公告)日	2018-03-13
申请号	CN2017110864522.X	申请日	2017-09-22
[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		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/4806		
代理人(译)	陆飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于睡眠监测技术领域，具体为一种基于振幅整合脑电图的睡眠监测系统。本发明系统利用碳海绵材料制备的柔性脑电电极来获取脑电信号，通过放大、滤波、模数转换和蓝牙传输，将处理后的脑电信号实时传输到移动设备；在移动设备上，通过对脑电信号的转换，获取振幅整合脑电信号，再结合特征提取的算法得出多种振幅整合脑电信号特征信息，并通过机器学习算法对其进行睡眠阶段分类，从而实现睡眠状态和质量的分析和监测；最后将分析得到的睡眠数据和原始脑电信号实时动态上传到云平台上，通过知识推理机实现远程医疗辅助和临床决策支持。本发明系统操作简单，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。

