



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110074778 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201910235818.4

(22)申请日 2019.05.29

(71)申请人 北京脑陆科技有限公司
地址 100000 北京市海淀区中关村东路8号
东升大厦AB座五层505A单元

(72)发明人 卢树强 王晓岸 庞浩

(51)Int.Cl.
A61B 5/0476(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

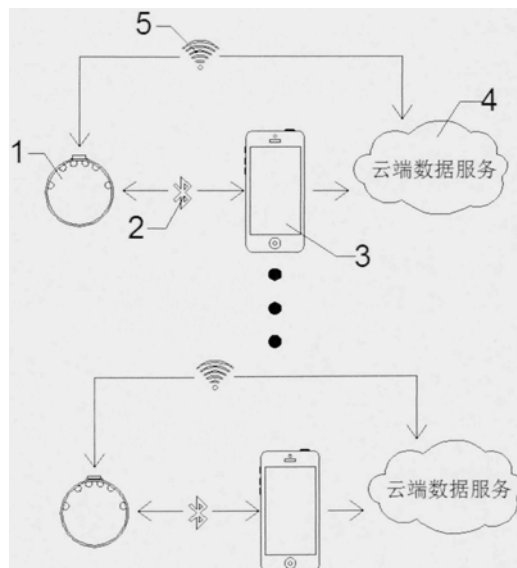
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,包括佩戴头套、蓝牙模块、无线模块、手机和云端服务器,所述EEG设备包括佩戴头套、接地电极、参考电极和脑电电极和控制电路电板,所述佩戴头套顶部通过安装盒安装控制电路电板,所述控制电路电板上具有蓝牙模块和无线模块,所述佩戴头套内顶端安装脑电电极,所述佩戴头套内一侧安装参考电极,所述佩戴头套内另一侧安装接地电极,所述接地电极、参考电极和脑电电极均与控制电路电板电连接,所述蓝牙模块与手机信号连接,所述无线模块和手机与云端服务器信号连接。完成了对海量EEG信息的处理,构建了基于深度学习神经网络的人工智能算法模型,能够高准确率识别信号特征,同时模型也能够完成自我修正,最终达到和医用场景近似的准确程度。



CN 110074778 A

1. 一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,包括佩戴头套(1)、蓝牙模块(2)、无线模块(5)、手机(3)和云端服务器(4),其特征在于:所述EEG设备包括佩戴头套(1)、接地电极(9)、参考电极(7)和脑电电极(6)和控制电路电板(8),所述佩戴头套(1)顶部通过安装盒安装控制电路电板(8),所述控制电路电板(8)上具有蓝牙模块(2)和无线模块(5),所述佩戴头套(1)内顶端安装脑电电极(6),所述佩戴头套(1)内一侧安装参考电极(7),所述佩戴头套(1)内另一侧安装接地电极(9),所述接地电极(9)、参考电极(7)和脑电电极(6)均与控制电路电板(8)电连接,所述蓝牙模块(2)与手机(3)信号连接,所述无线模块(5)和手机(3)与云端服务器(4)信号连接,所述脑电电极(6)具体设有四组。

2. 一种根据权利要求1所述一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统的大规模脑电睡眠监测方法,其特征在于:具体监测步骤如下:

步骤一:将EEG设备佩戴至人员头部,四组脑电电极(6)采集4路脑电电势信号,与参考电极(7)的电势信号比较,以EEG设备数据记录各路脑电电势与参考电势的差,四组脑电电极(6)均匀分布接触在前额两侧,接地电极(9)、参考电极(7)分别分布接触两侧耳垂处;

步骤二:EEG设备的数据取阻抗值最小的两路数据,采集过程中,间隔固定时间进行一次阻抗测试,各电极累积1分钟的阻抗值取平均,在后续EGG的数据获取中,取阻抗值最小的两路数据;

步骤三:控制电路电板(8)收集各个电极的数据后,由蓝牙模块(2)发送给手机(3),再由手机(3)发送给云端服务器(4)或控制电路电板(8)直接由无线模块(5)发送给云端服务器(4);

步骤四:设计多用户服务系统,多用户服务系统包括多线程数据解析和异步消息队列,云端服务器(4)利用独立的进程监测指定设备发过来的数据,读取其中有效的EEG数据包,累积固定时长(基于睡眠场景,为1-10分钟)的数据后,对波形进行时域和频域的分析,并在数据库中记录分析得出的特征值,同时将EEG数据存储为文件,不同用户的特征和文件均统一存放;

步骤五:将步骤四中处理后的数据利用消息队列进行异步交换,指定设备的原始信号写入消息队列,对应的独立进程获取到后将信号解析为波形数据并返回给消息队列,连接该设备的APP将波形显示给用户;

步骤六:通过一个资源管理组件,维护设备、数据处理进程和消息队列的配对关系,确保三者协调合作,配对关系动态调整,以适应多用户环境下随时进行的用户登入和登出,通过云端服务器(4)后台调度和管理,保证多用户睡眠期间的数据自动采集,完成大规模的服务支撑和数据归集;

步骤七:设计数据分析方法,完成对用户睡眠数据的分析,给出睡眠分期报告,对采集到的大数据完成自我修正,云端服务器(4)后台保存睡眠期间采集到的两套数据,一套是以1分钟为间隔的基于原始EEG波形数据时域和频域分析后形成的特征,一套是以1分钟为间隔存储的原始EEG波形数据,基于特征数据,利用已有的固定规则,形成对睡眠分期的分割;

步骤八:基于特征数据和标注,构建传统的信号分析模型,利用统计机器学习方法中的boosting模型(xgboost或lightgbm等)完成对睡眠分期分割,同时修正已有的固定规则,利用波形数据和标注,构建基于深度神经网络的数据处理模型,完成对睡眠分期的分割,并不断利用更对的标注持续更新模型;

步骤九:通过步骤六、步骤七和步骤八中的一套规则和两个模型,充分利用数据信息的基础上,通过训练人工智能神经网络模型,实现了智能化对海量EEG信息的处理,同时模型也达到完成自我修正,最终实现和医用场景近似的准确程度。

3. 根据权利要求1所述的一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,其特征在于:所述步骤七中的固定规则为:未入睡、浅睡、中睡、深睡和快速眼动睡眠(REM),所述未入睡判断标准为Alpha波(阿尔法脑电波)和beta波(β 波)在10分钟内占比超过50%,所述浅睡判断标准为:Theta波(塞他脑波)在10分钟内占比超过50%,所述中睡判断标准为:Delta波(δ 波)在10分钟内占比超过35%,所述深睡判断标准为:Delta波(δ 波)在10分钟内占比超过50%,所述快速眼动睡眠(REM)判断标准为:Theta波(塞他脑波)与Alpha波(阿尔法脑电波)在10分钟内占比超过50%,(其中Alpha波(阿尔法脑电波)占比超过10%),所述Alpha波(阿尔法脑电波)的频率范围为:8-13Hz,所述beta波(β 波)的频率范围为:13-30Hz,所述Theta波(塞他脑波)的频率范围为:4-8Hz,所述Delta波(δ 波)的频率范围为:1-4Hz。

4. 根据权利要求1所述的一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,其特征在于:所述利用专业医用级设备和医生进行校验,获取标准睡眠分期的修正参考标注。

5. 根据权利要求1所述的一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,其特征在于:所述电极均为干电极,所述步骤六和步骤五中的设备为手机或平板电脑。

6. 根据权利要求1所述的一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,其特征在于:所述步骤七中在仅有固定规则时,睡眠分期由固定规则给出,在固定规则和网络模型均可用时,睡眠分期由固定规则和网络模型共同给出(当网络模型给出的判断的置信度高于阈值时使用网络模型给出的结果,否则使用规则给出的结果)。

一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统

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EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统。

背景技术

[0002] 睡眠是人体必不可少的生理活动，是一种既重要又复杂的生理现象，在现有的临床睡眠分析中，主要由专家根据R&K睡眠EEG (electroencephalogram) 分期规则进行人工目测分析，此种方法需要在头部安放多个电极或传感器，通过电极或传感器采集的信号进行整晚监测，利用脑电信号判断用户的睡眠状态是较为科学准确的，已有许多研究成果用于优化这一过程，美国授权专利 US6272378B1将电极放置在前额上，然后根据信号频率、幅度W及傅里叶变换后的不同频段信号情况判断人体的睡眠状态，从而进行睡眠辅助，中国授权发明专利201010180030.7采集了前额的脑电波信号和人体运动的加速度信息，然后利用多项判断规则进行睡眠检测，目前进行睡眠分期的主流方法包括小波变换法、人工神经网络方法、近似熵获取等，也有一些成果旨在使用更简单或更复杂的方法进行睡眠分期，例如：中国授权发明专利201410490680.XA采用了人工挖掘的特征及其规律对睡眠分期进行判别；中国授权发明专利 CN201510975818.XA采用了时频联合分析的方法对睡眠分期进行判断，现有的方法与设备往往针对医疗和科研进行设计，没有考虑到用户自主使用的场景，另外，现有的方法往往聚焦于对单独个体的数据采集和分析，忽视了对大范围人群睡眠脑电数据的大规模采集和分析问题，因此，利用现有方法无法完成大规模睡眠脑电数据的采集，而缺乏大规模数据的支撑，想要挖掘出高效准确的睡眠脑电分析模型也是难以实现的。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统，以解决上述背景技术中提出的现有的方法与设备往往针对医疗和科研进行设计，没有考虑到用户自主使用的场景，另外，现有的方法往往聚焦于对单独个体的数据采集和分析，忽视了对大范围人群睡眠脑电数据的大规模采集和分析问题，因此，利用现有方法无法完成大规模睡眠脑电数据的采集，而缺乏大规模数据的支撑，想要挖掘出高效准确的睡眠脑电分析模型也是难以实现的。

[0004] 为实现上述目的，本发明提供如下技术方案：一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统，包括佩戴头套、蓝牙模块、无线模块、手机和云端服务器，所述EEG设备包括佩戴头套、接地电极、参考电极和脑电电极和控制电路板，所述佩戴头套顶部通过安装盒安装控制电路板，所述控制电路板上具有蓝牙模块和无线模块，所述佩戴头套内顶端安装脑电电极，所述佩戴头套内一侧安装参考电极，所述佩戴头套内另一侧安装接地电极，所述接地电极、参考电极和脑电电极均与控制电路板电连接，所述蓝牙模块与手机信号连接，所述无线模块和手机与云端服务器信号连接，所述脑电电极具体设有四组。

[0005] 进一步地，所述一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测方法，具体监测步骤如

下:

[0006] 步骤一:将EEG设备佩戴至人员头部,四组脑电电极采集路脑电电势信号,与参考电极的电势信号比较,以EEG设备数据记录各路脑电电势与参考电势的差,四组脑电电极均匀分布接触在前额两侧,接地电极、参考电极分别分布接触两侧耳垂处;

[0007] 步骤二:EEG设备的数据取阻抗值最小的两路数据,采集过程中,间隔固定时间进行一次阻抗测试,各电极累积1分钟的阻抗值取平均,在后续EGG的数据获取中,取阻抗值最小的两路数据;

[0008] 步骤三:控制电路板收集各个电极的数据后,由蓝牙模块发送给手机,再由手机发送给云端服务器或控制电路板直接由无线模块发送给云端服务器;

[0009] 步骤四:设计多用户服务系统,多用户服务系统包括多线程数据解析和异步消息队列,云端服务器利用独立的进程监测指定设备发过来的数据,读取其中有效的EEG数据包,累积固定时长基于睡眠场景,为1-10分钟)的数据后,对波形进行时域和频域的分析,并在数据库中记录分析得出的特征值,同时将 EEG数据存储为文件,不同用户的特征和文件均统一存放;

[0010] 步骤五:将步骤四中处理后的数据利用消息队列进行异步交换,指定设备的原始信号写入消息队列,对应的独立进程获取到后将信号解析为波形数据并返回给消息队列,连接该设备的APP将波形显示给用户;

[0011] 步骤六:通过一个资源管理组件,维护设备、数据处理进程和消息队列的配对关系,确保三者协调合作,配对关系动态调整,以适应多用户环境下随时进行的用户登入和登出,通过云端服务器后台调度和管理,保证多用户睡眠期间的数据自动采集,完成大规模的服务支撑和数据归集;

[0012] 步骤七:设计数据分析方法,完成对用户睡眠数据的分析,给出睡眠分期报告,对采集到的大数据完成自我修正,云端服务器后台保存睡眠期间采集到的两套数据,一套是以1分钟为间隔的基于原始EEG波形数据时域和频域分析后形成的特征,一套是以1分钟为间隔存储的原始EEG波形数据,基于特征数据,利用已有的固定规则,形成对睡眠分期的分割;

[0013] 步骤八:基于特征数据和标注,构建传统的信号分析模型,利用统计机器学习方法中的boosting模型xgboost或lightgbm等完成对睡眠分期分割,同时修正已有的固定规则,利用波形数据和标注,构建基于深度神经网络的数据处理模型,完成对睡眠分期的分割,并不断利用更对的标注持续更新模型;

[0014] 步骤九:通过步骤六、步骤七和步骤八中的一套规则和两个模型,充分利用数据信息的基础上,实现了对海量EEG信息的处理,同时模型也达到完成自我修正,最终实现和医用场景近似的准确程度。

[0015] 进一步地,所述步骤七中的固定规则为:未入睡、浅睡、中睡、深睡和快速眼动睡眠(REM),所述未入睡判断标准为Alpha波(阿尔法脑电波)和beta波(β 波)在10分钟内占比超过50%,所述浅睡判断标准为:Theta波(塞他脑波)在10分钟内占比超过50%,所述中睡判断标准为:Delta波(δ 波)在10分钟内占比超过35%,所述深睡判断标准为:Delta波(δ 波)在10分钟内占比超过50%,所述快速眼动睡眠(REM)判断标准为:Theta波(塞他脑波)与Alpha波(阿尔法脑电波)在10分钟内占比超过50%,(其中Alpha波(阿尔法脑电波)占比超过

10%)，所述Alpha波(阿尔法脑电波)的频率范围为:8-13Hz,所述 beta波(β 波)的频率范围为:13-30Hz,所述Theta波(塞他脑波)的频率范围为:4-8Hz,所述Delta波(δ 波)的频率范围为:1-4Hz。

[0016] 进一步地,所述利用专业医用级设备和医生进行校验,获取标准睡眠分期的修正参考标注。

[0017] 进一步地,所述电极均为干电极,所述步骤六和步骤五中的设备为手机或平板电脑。

[0018] 进一步地,所述步骤七中在仅有固定规则时,睡眠分期由固定规则给出,在固定规则和网络模型均可用时,睡眠分期由固定规则和网络模型共同给出(当网络模型给出的判断的置信度高于阈值时使用网络模型给出的结果,否则使用规则给出的结果)。

[0019] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:通过设计专有的EEG采集硬件和APP,能够保证在用户独立使用情况下,完成睡眠脑电数据的可靠采集,通过一系列的后台调度和管理,能够保证多用户睡眠期间的数据自动采集,完成大规模的服务支撑和数据归集,通过构建一套规则和两个模型,在充分利用数据信息的基础上,完成了对海量EEG信息的处理,同时模型也能够完成自我修正,最终达到和医用场景近似的准确程度。

附图说明

[0020] 图1为本发明一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统的原始数据传送结构示意图。

[0021] 图2为本发明一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统的EEG设备结构示意图。

[0022] 图3为本发明一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统的用户/多设备大规模服务支撑和数据归集系统示意图。

[0023] 图4为本发明一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统的大规模数据处理与睡眠分期结论的流程示意图。

[0024] 图中:1、佩戴头套;2、蓝牙模块;3、手机;4、云端服务器;5、无线模块;6、脑电电极;7、参考电极;8、控制电路电板;9、接地电极。

[0025] 图5为整体脑电睡眠监测系统的信号采集传输与解析反馈交互应用示意图。分为硬件交互模块,信号处理与建模模块,指令交互模块。

具体实施方式

[0026] 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,所描述的实施例仅仅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。

[0027] 实施例1

[0028] 如图1-5所示,一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统,包括佩戴头套1、蓝牙模块2、无线模块5、手机3和云端服务器4,所述EEG设备包括佩戴头套1、接地电极9、参考电极7)和脑电电极6和控制电路电板8,所述佩戴头套1顶部通过安装盒安装控制电路电板

8,所述控制电路板8上具有蓝牙模块2和无线模块5,所述佩戴头套1内顶端安装脑电电极6,所述佩戴头套1内一侧安装参考电极7),所述佩戴头套1内另一侧安装接地电极9,所述接地电极9、参考电极7)和脑电电极6均与控制电路板8电连接,所述蓝牙模块2与手机3信号连接,所述无线模块5和手机3与云端服务器4信号连接,所述脑电电极6具体设有四组。

[0029] 其中,所述一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测方法,具体监测步骤如下:

[0030] 步骤一:将EEG设备佩戴至人员头部,四组脑电电极6采集4路脑电电势信号,与参考电极7)的电势信号比较,以EEG设备数据记录各路脑电电势与参考电势的差,四组脑电电极6均匀分布接触在前额两侧,接地电极9、参考电极7)分别分布接触两侧耳垂处;

[0031] 步骤二:EEG设备的数据取阻抗值最小的两路数据,采集过程中,间隔固定时间进行一次阻抗测试,各电极累积1分钟的阻抗值取平均,在后续EGG的数据获取中,取阻抗值最小的两路数据;

[0032] 步骤三:控制电路板8收集各个电极的数据后,由蓝牙模块2发送给手机3,再由手机3发送给云端服务器4或控制电路板8直接由无线模块5发送给云端服务器4;

[0033] 步骤四:设计多用户服务系统,多用户服务系统包括多线程数据解析和异步消息队列,云端服务器4利用独立的进程监测指定设备发过来的数据,读取其中有效的EEG数据包,累积固定时长基于睡眠场景,为1-10分钟)的数据后,对波形进行时域和频域的分析,并在数据库中记录分析得出的特征值,同时将EEG数据存储为文件,不同用户的特征和文件均统一存放;

[0034] 步骤五:将步骤四中处理后的数据利用消息队列进行异步交换,指定设备的原始信号写入消息队列,对应的独立进程获取到后将信号解析为波形数据并返回给消息队列,连接该设备的APP将波形显示给用户;

[0035] 步骤六:通过一个资源管理组件,维护设备、数据处理进程和消息队列的配对关系,确保三者协调合作,配对关系动态调整,以适应多用户环境下随时进行的用户登入和登出,通过云端服务器4后台调度和管理,保证多用户睡眠期间的数据自动采集,完成大规模的服务支撑和数据归集;

[0036] 步骤七:设计数据分析方法,完成对用户睡眠数据的分析,给出睡眠分期报告,对采集到的大数据完成自我修正,云端服务器4后台保存睡眠期间采集到的两套数据,一套是以1分钟为间隔的基于原始EEG波形数据时域和频域分析后形成的特征,一套是以1分钟为间隔存储的原始EEG波形数据,基于特征数据,利用已有的固定规则,形成对睡眠分期的分割;

[0037] 步骤八:基于特征数据和标注,构建传统的信号分析模型,利用统计机器学习方法中的boosting模型xgboost或lightgbm等完成对睡眠分期分割,同时修正已有的固定规则,利用波形数据和标注,构建基于深度神经网络的数据处理模型,完成对睡眠分期的分割,并不断利用更对的标注持续更新模型;

[0038] 步骤九:通过步骤六、步骤七和步骤八中的一套规则和两个模型,充分利用数据信息的基础上,实现了对海量EEG信息的处理,同时模型也达到完成自我修正,最终实现和医用场景近似的准确程度。

[0039] 其中,所述步骤七中的固定规则为:未入睡、浅睡、中睡、深睡和快速眼动睡眠(REM),所述未入睡判断标准为Alpha波(阿尔法脑电波)和beta波(B波)在10分钟内占比超

过50%，所述浅睡判断标准为：Theta波（塞他脑波）在10分钟内占比超过50%，所述中睡判断标准为：Delta波（ δ 波）在10分钟内占比超过35%，所述深睡判断标准为：Delta波（ δ 波）在10分钟内占比超过50%，所述快速眼动睡眠（REM）判断标准为：Theta波（塞他脑波）与Alpha波（阿尔法脑电波）在10分钟内占比超过50%，（其中Alpha波（阿尔法脑电波）占比超过10%），所述Alpha波（阿尔法脑电波）的频率范围为：8-13Hz，所述beta波（ β 波）的频率范围为：13-30Hz，所述Theta波（塞他脑波）的频率范围为：4-8Hz，所述Delta波（ δ 波）的频率范围为：1-4Hz。

[0040] 其中，所述利用专业医用级设备和医生进行校验，获取标准睡眠分期的修正参考标注。

[0041] 其中，所述电极均为干电极，所述步骤六和步骤五中的设备为手机。

[0042] 其中，所述步骤七中在仅有固定规则时，睡眠分期由固定规则给出，在固定规则和网络模型均可用时，睡眠分期由固定规则和网络模型共同给出（当网络模型给出的判断的置信度高于阈值时使用网络模型给出的结果，否则使用规则给出的结果）。

[0043] 实施例2

[0044] 如图1-4所示，一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统，包括佩戴头套1、蓝牙模块2、无线模块5、手机3和云端服务器4，所述EEG设备包括佩戴头套1、接地电极9、参考电极7)和脑电电极6和控制电路电板8，所述佩戴头套1顶部通过安装盒安装控制电路电板8，所述控制电路电板8上具有蓝牙模块2和无线模块5，所述佩戴头套1内顶端安装脑电电极6，所述佩戴头套1内一侧安装参考电极7)，所述佩戴头套1内另一侧安装接地电极9，所述接地电极9、参考电极7)和脑电电极6均与控制电路电板8电连接，所述蓝牙模块2与手机3信号连接，所述无线模块5和手机3与云端服务器4信号连接，所述脑电电极6具体设有四组。

[0045] 其中，所述一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测方法，具体监测步骤如下：

[0046] 步骤一：将EEG设备佩戴至人员头部，四组脑电电极6采集4路脑电电势信号，与参考电极7)的电势信号比较，以EEG设备数据记录各路脑电电势与参考电势的差，四组脑电电极6均匀分布接触在前额两侧，接地电极9、参考电极7)分别分布接触两侧耳垂处；

[0047] 步骤二：EEG设备的数据取阻抗值最小的两路数据，采集过程中，间隔固定时间进行一次阻抗测试，各电极累积1分钟的阻抗值取平均，在后续EGG的数据获取中，取阻抗值最小的两路数据；

[0048] 步骤三：控制电路电板8收集各个电极的数据后，由蓝牙模块2发送给手机3，再由手机3发送给云端服务器4或控制电路电板8直接由无线模块5发送给云端服务器4；

[0049] 步骤四：设计多用户服务系统，多用户服务系统包括多线程数据解析和异步消息队列，云端服务器4利用独立的进程监测指定设备发过来的数据，读取其中有效的EEG数据包，累积固定时长基于睡眠场景，为1-10分钟)的数据后，对波形进行时域和频域的分析，并在数据库中记录分析得出的特征值，同时将EEG数据存储为文件，不同用户的特征和文件均统一存放；

[0050] 步骤五：将步骤四中处理后的数据利用消息队列进行异步交换，指定设备的原始信号写入消息队列，对应的独立进程获取到后将信号解析为波形数据并返回给消息队列，连接该设备的APP将波形显示给用户；

[0051] 步骤六：通过一个资源管理组件，维护设备、数据处理进程和消息队列的配对关

系,确保三者协调合作,配对关系动态调整,以适应多用户环境下随时进行的用户登入和登出,通过云端服务器4后台调度和管理,保证多用户睡眠期间的数据自动采集,完成大规模的服务支撑和数据归集;

[0052] 步骤七:设计数据分析方法,完成对用户睡眠数据的分析,给出睡眠分期报告,对采集到的大数据完成自我修正,云端服务器4后台保存睡眠期间采集到的两套数据,一套是以1分钟为间隔的基于原始EEG波形数据时域和频域分析后形成的特征,一套是以1分钟为间隔存储的原始EEG波形数据,基于特征数据,利用已有的固定规则,形成对睡眠分期的分割;

[0053] 步骤八:基于特征数据和标注,构建传统的信号分析模型,利用统计机器学习方法中的boosting模型xgboost或lightgbm等完成对睡眠分期分割,同时修正已有的固定规则,利用波形数据和标注,构建基于深度神经网络的数据处理模型,完成对睡眠分期的分割,并不断利用更对的标注持续更新模型;

[0054] 步骤九:通过步骤六、步骤七和步骤八中的一套规则和两个模型,充分利用数据信息的基础上,实现了对海量EEG信息的处理,同时模型也达到完成自我修正,最终实现和医用场景近似的准确程度。

[0055] 其中,所述步骤七中的固定规则为:未入睡、浅睡、中睡、深睡和快速眼动睡眠(REM),所述未入睡判断标准为Alpha波(阿尔法脑电波)和beta波(B波)在10分钟内占比超过50%,所述浅睡判断标准为:Theta波(塞他脑波)在10分钟内占比超过50%,所述中睡判断标准为:Delta波(δ 波)在10分钟内占比超过35%,所述深睡判断标准为:Delta波(δ 波)在10分钟内占比超过50%,所述快速眼动睡眠(REM)判断标准为:Theta波(塞他脑波)与Alpha波(阿尔法脑电波)在10分钟内占比超过50%,(其中Alpha波(阿尔法脑电波)占比超过10%),所述Alpha波(阿尔法脑电波)的频率范围为:8-13Hz,所述beta波(B波)的频率范围为:13-30Hz,所述Theta波(塞他脑波)的频率范围为:4-8Hz,所述Delta波(δ 波)的频率范围为:1-4Hz。

[0056] 其中,所述利用专业医用级设备和医生进行校验,获取标准睡眠分期的修正参考标注。

[0057] 其中,所述电极均为干电极,所述步骤六和步骤五中的设备为平板电脑。

[0058] 其中,所述步骤七中在仅有固定规则时,睡眠分期由固定规则给出,在固定规则和网络模型均可用时,睡眠分期由固定规则和网络模型共同给出(当网络模型给出的判断的置信度高于阈值时使用网络模型给出的结果,否则使用规则给出的结果)。

[0059] 本发明的工作原理:通过设计专有的EEG采集硬件和APP,能够保证在用户独立使用情况下,完成睡眠脑电数据的可靠采集,通过一系列的后台调度和管理,能够保证多用户睡眠期间的数据自动采集,完成大规模的服务支撑和数据归集,通过构建一套规则和两个模型,在充分利用数据信息的基础上,完成了对海量EEG信息的处理,同时模型也能够完成自我修正,最终达到和医用场景近似的准确程度。

[0060] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,对于本领域的普通技术人员而言,可以理解在不脱离本发明的原理和精神的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由所附权利要求及其等同物限定。

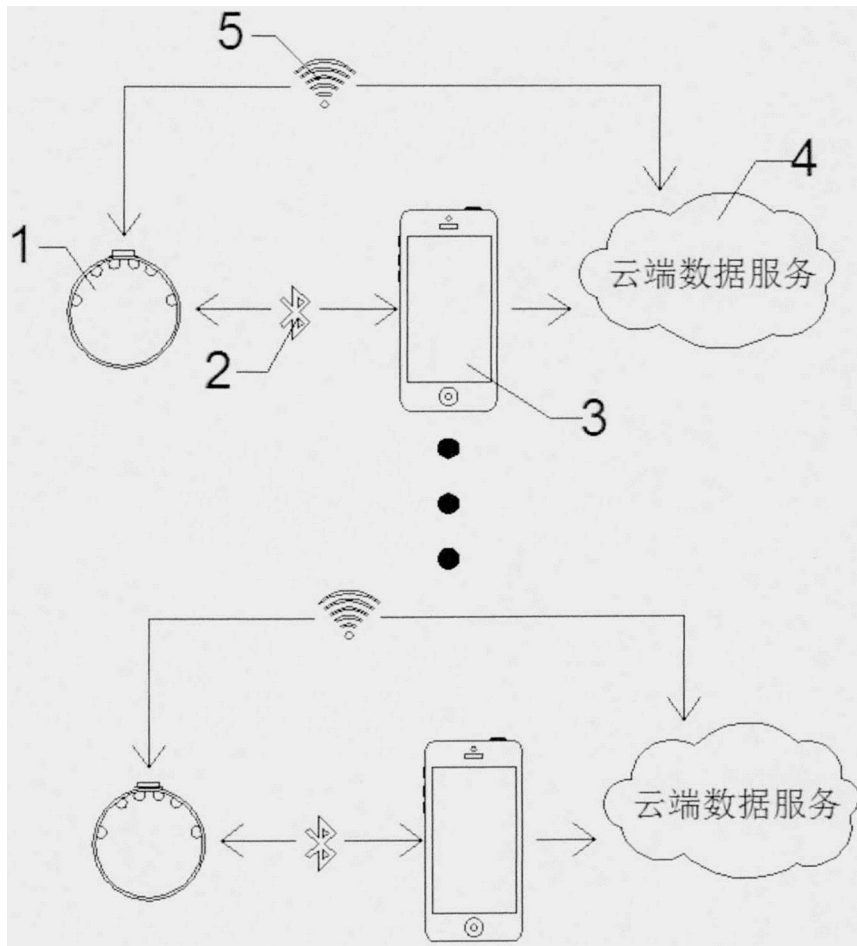


图1

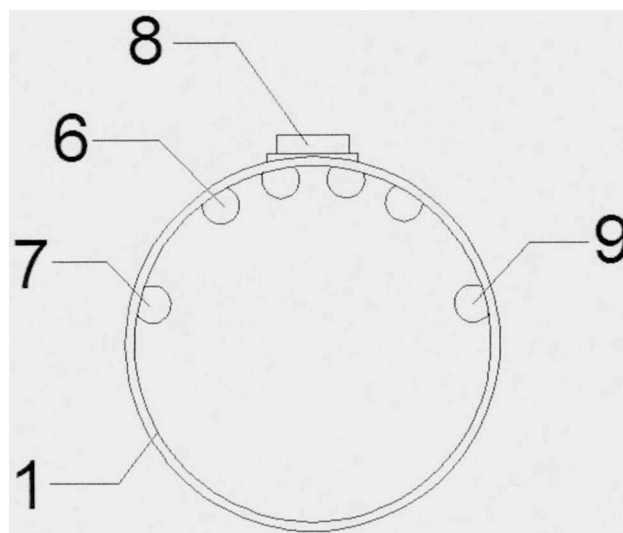


图2

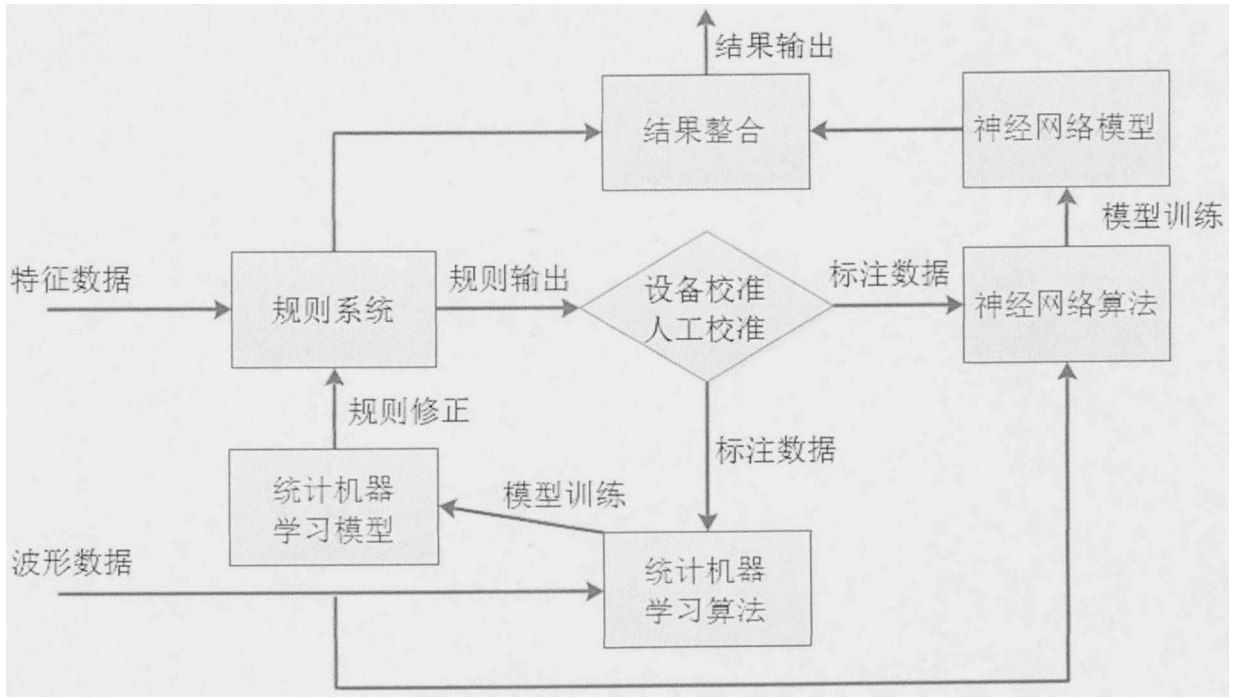


图3

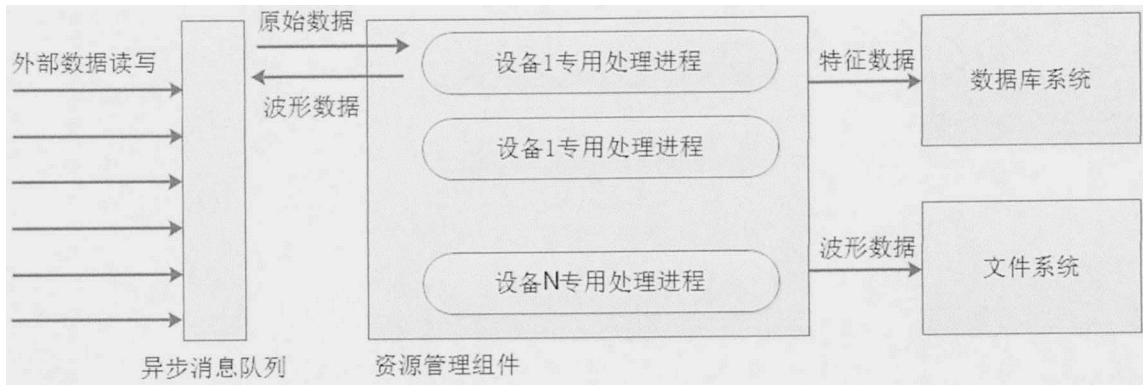


图4

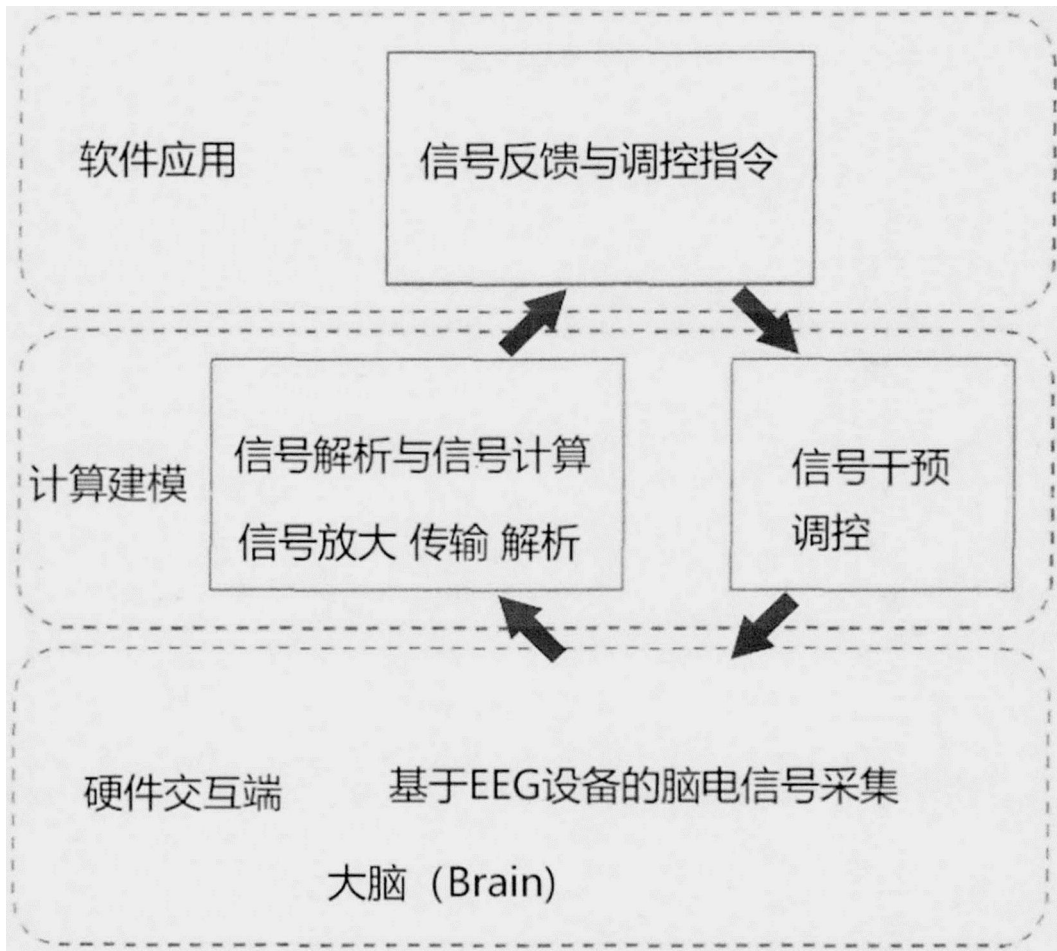


图5

专利名称(译)	一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统		
公开(公告)号	CN110074778A	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201910235818.4	申请日	2019-05-29
[标]发明人	卢树强 庞浩		
发明人	卢树强 王晓岸 庞浩		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4806 A61B5/4812 A61B5/6803 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于EEG设备的大规模脑电睡眠监测系统，包括佩戴头套、蓝牙模块、无线模块、手机和云端服务器，所述EEG设备包括佩戴头套、接地电极、参考电极和脑电电极和控制电路电板，所述佩戴头套顶部通过安装盒安装控制电路电板，所述控制电路电板上具有蓝牙模块和无线模块，所述佩戴头套内顶端安装脑电电极，所述佩戴头套内一侧安装参考电极，所述佩戴头套内另一侧安装接地电极，所述接地电极、参考电极和脑电电极均与控制电路电板电连接，所述蓝牙模块与手机信号连接，所述无线模块和手机与云端服务器信号连接。完成了对海量EEG信息的处理，构建了基于深度学习神经网络的人工智能算法模型，能够高准确率的识别信号特征，同时模型也能够完成自我修正，最终达到和医用场景近似的准确程度。

