



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110491498 A

(43)申请公布日 2019.11.22

(21)申请号 201910919366.1

(22)申请日 2019.09.26

(71)申请人 西华师范大学

地址 637000 四川省南充市顺庆区师大路
一号

(72)发明人 王娟 赖思渝 陈卫 刘钊荣
王常伍

(74)专利代理机构 北京众合诚成知识产权代理
有限公司 11246

代理人 马超前

(51)Int.Cl.

G16H 40/67(2018.01)

G06K 9/62(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书13页 附图2页

(54)发明名称

一种脑波信号的数据接收和处理方法

(57)摘要

本发明属于脑波信号技术领域,公开了一种脑波信号的数据接收和处理方法。网关APP从用户处进行数据收集后将收集的数据上传到服务器端;服务器端获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;网关APP将控制信息输入助眠设备,助眠设备根据网关APP的控制信息进行动作;用户采集获取助眠设备输出的相关数据。包括:网关APP,从用户处进行数据收集,将收集的数据上传到服务器端;服务器端,获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;助眠设备,根据网关APP的控制信息进行动作;用户采集获取助眠设备输出的相关数据。



1. 一种脑波信号的数据接收和处理方法,其特征在于,所述脑波信号的数据接收和处理方法为:

步骤一,网关APP从用户处进行数据收集后将收集的数据上传到服务器端;

步骤二,服务器端获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;

步骤三,网关APP将控制信息输入助眠设备,助眠设备根据网关APP的控制信息进行动作;

步骤四,用户采集获取助眠设备输出的相关数据。

2. 如权利要求1所述的脑波信号的数据接收和处理方法,其特征在于,所述数据收集采用蓝牙点对点进行数据获取;通过蓝牙获取数据信息,具体包括:

(1) 无线信号收发芯片,无线信号收发芯片具有片内数字无线处理器DRP、数控振荡器,片内射频收发开关切换,内置ARM7嵌入式处理器;在智能助眠眼罩接收 δ 、 θ 、 α 、 β 四种脑电波时,收发开关置为收状态,射频信号从天线接收后,经过蓝牙收发器直接传输到基带信号处理器;基带信号处理包括下变频和采样,采用零中频结构;数字信号存储在RAM中,供ARM7处理器调用和处理,ARM7将处理后的数据从编码接口输出到手机app端;

(2) 使用跳频技术进行数据收集

对应单时隙包,蓝牙的跳频速率为1600跳/秒;对于多时隙包,跳频速率有所降低;但在建链时则提高为3200跳/秒。

3. 如权利要求1所述的脑波信号的数据接收和处理方法,其特征在于,所述网关APP使用AndroidAPP作为底层数据采集模块;

底层数据采集模块以AndroidAPP为载体,安装在arm网关上;其主要的功能有三部分第一、打开串口接收底层数据;第二、链接服务器,上传底层数据;第三、用户与底层硬件的交互;

第一:打开串口接收底层数据

由于底层传感器和APP之间采用IIS协议传输数据,在APP中需要打开串口获取数据;所以在AndroidAPP中采用了JNI技术,此技术使得Android程序访问底层硬件资源;打开串口之后APP将接收传感器发送的二进制数据流,同时APP将二进制数据解析成可读数据;同时保存文件上传;

第二:连接服务器,上传文件

由于APP是底层中间件,为了将数据上传到服务器软件开发者采用了HttpPost方式发送数据;其主要的原理就是模拟浏览器上传文件的方式;所以在上传文件之前将模拟HTTP通信协议然后将数据发送到云服务器;

第三:用户与底层硬件的交互

由于这个APP是运行在网关上的,而且是与底层硬件有着直接的交互功能的APP,所以使用这个APP完成了后期的用户控制功能;用户触发事件,然后APP根据用户触发的事件类型对底层硬件直接控制。

4. 如权利要求1所述的脑波信号的数据接收和处理方法,其特征在于,服务器端数据处理是整个系统的中间模块,有着承上启下的作用;向下进行数据接收,向上进行数据传递,同时还要兼容数据过滤功能;具体包括:

(1) 数据接收

数据处理是一个重要的中间模块,其第一个功能就是接收数据;由于其与下面的系统采用HTTP协议通信;其接受的是一个序列化文件,同时在接收之后还需要负责对数据的二次解析;发现异常数据需要存入数据库,然后向用户发送警告提示;

(2) 数据上传

采用HTTP传输协议,将服务器二次解析的数据上传到智能服务模块中;

(3) 数据的过滤功能

其拦截无关数据,对有效数据进行整理打包。

5. 如权利要求1所述的脑波信号的数据接收和处理方法,其特征在于,脑波信号的数据接收和处理的方式为:

由于脑电信号频域特征较突出,各波段能量特征是睡眠脑电较具代表性的特征,采用睡眠脑电10个能量特征和1个Lempel-Ziv复杂度特征作为分类特征;由于神经网络结构较难确定、易陷入局部最优及过学习,而标准SVM训练速度较慢,采用最小二乘支持向量机LS-SVM作为分类器,将最小二乘方法引入支持向量机,将数据分类。

6. 一种实现权利要求1所述脑波信号的数据接收和处理方法的脑波信号的数据接收和处理系统,其特征在于,所述脑波信号的数据接收和处理系统包括:

网关APP,从用户处进行数据收集,将收集的数据上传到服务器端;

服务器端,获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;

助眠设备,根据网关APP的控制信息进行动作;

用户,采集获取助眠设备输出的相关数据。

一种脑波信号的数据接收和处理方法

技术领域

[0001] 本发明属于脑波信号技术领域,尤其涉及一种脑波信号的数据接收和处理方法。

背景技术

[0002] 目前,最接近的现有技术:

[0003] 脑电信号研究具有重大意义,主要表现为:在临床脑疾病诊断中为神经系统类病症提供诊疗依据,在生理科学研究中判定人体的精神状态或利用脑电图EEG信息对人体精神状态进行描述和量化,在脑机接口系统中通过EEG来了解人脑的思维活动并操作设备。

[0004] 比较通用的脑电信号接收方式是按照国际上10-20导联标准将采集电极置于受试者头部,向前置电极注入导电凝胶减少头皮阻抗,确保电极与头皮间的良好接触。并通过专用元器件完成对信号的放大、滤波,并记录受试者的脑电活动信号。随着科技的快速发展,已经陆续推出了32导联、64导联、128导联甚至256导联的脑电采集仪。目前的EEG采集系统,大多通过电极帽、有线连接、计算机的组合形式,具备开展医疗和科研的基本条件,性能比较稳定,专业软件配套,数据处理能力较强。

[0005] 虽然通过多导睡眠图(Polysomnography, PSG)可准确地检测测试者的EEG信息,但是却需要测试者佩戴一些复杂而且昂贵的设备(足以造成头部不适感),所以进行长期的监测,会非常的不便利。现阶段,越来越多的医疗保健设备和移动应用日渐热门,小型、经济、实用的便携式监测设备逐步流行。一些能够测量、记录并加以自动分析脑电数据的便携式睡眠脑电检测仪器,可与电脑相连,一般用户均可自主操作这些仪器,将整夜睡眠脑电波以量化后的特征直接提供给临床。这种变化的最终结果是使脑波信号分析走出实验室,开始步入医疗保健和临床领域。

[0006] 脑电图是通过脑电图描记仪将脑自身微弱的生物电放大记录成为一种曲线图,以帮助诊断疾病的一种现代辅助检查方法。临床应用中一般使用耳垂、鼻尖或乳突部位作为身体上的零电位点,放在这个点上的电极与头皮上其他部位的电极之间的电位差就是记录的脑电信号。

[0007] 在大脑处在不同的条件下(如激动、困倦、睡眠等),脑电图波形具有极大的差别。脑电图波形主要根据其频率不同可划分为四种基本类型。

[0008] δ 波:频率为每秒0.5~3.5次,幅度为20~200 μ V。正常成人在清醒状态下,几乎是没有任何 δ 波的,但在睡眠期间可出现 δ 波。一般认为,高幅度的慢波。

[0009] (δ 波或 θ 波)可能是大脑皮层处于抑制状态时电活动的主要表现。

[0010] θ 波:频率为每秒4~7次,幅度为20~150 μ V。 θ 波在成人困倦时可以出现。在幼儿时期,一般常见到 θ 波,到十岁后才出现明确的 α 波。

[0011] α 波:频率为每秒8~13次,幅度为20~100 μ V。正常人在清醒、安静、闭目时, α 波即可出现,其幅值呈现由小变大,然后由大变小,如此反复进行的周期性改变,形成 α 波的“梭形”。每一 α 波梭形持续约1~2秒。当被试者睁眼或接受其它激动性刺激时(如进行心算),则 α 波立即消失并转为快波,称为“ α 波阻断”。因此认为, α 波是大脑皮层处于清醒安静状态时

电活动的主要表现。 α 波的频率、振幅和空域分布等因素是反映大脑机能状态的重要指标。

[0012] β 波:频率为每秒14~30次,幅度为5~20 μ v。当被试者睁眼视物、进行思考活动时, β 波即可出现。一般认为, β 波使大脑皮层处在紧张激动状态时电活动的主要表现。

[0013] 在睡眠过程中,脑电图发生各种不同变化,这些变化随着睡眠的深度而不同。根据脑电图的不同特征,可以将睡眠分为两种状态:非眼球快速运动睡眠(non-rapid eye movement即NREM睡眠)和眼球快速运动睡眠(rapid eye movement即REM睡眠)两大类。

[0014] 非眼球快速运动睡眠阶段,全身肌肉松弛,没有眼球运动,内脏副交感神经活动占优势。心率、呼吸均减慢,血压降低,胃肠蠕动增加,基础代谢率低,脑部温度较醒觉时稍降低,大脑总的血流量较醒觉时减少。非眼球快速运动睡眠以其脑电图特征分为四期,分别为入睡期、浅睡期、中度睡眠期、深度睡眠期。脑电第一期,波以 θ 波为主,不出现纺锤波或K综合波,实际上是由完全清醒到睡眠之间的过渡阶段,对外界刺激的反应减弱,精神活动进入飘浮境界,思维和现实脱节;第二期,脑电波为纺锤波与K综合波, δ 波少于20%,实际上人已经进入了真正的睡眠;第三期,脑电波中 δ 波占据20%~50%,为中等深度睡眠;第四期,脑电波中 δ 波占据50%以上,进入深睡状态,这个时期人们不易被唤醒。3~4期睡眠为一般意义上的深睡眠,此时觉醒阈值最高。

[0015] 眼球快速运动睡眠阶段,出现混合频率的去同步化的低波幅脑电波。眼球快速运动,面部及四肢肌肉有很多次发作性的小抽动,有时或出现嘴唇的吸吮动作,喉部发出短促声音,手足徐动,内脏活动高度不稳定,呼吸不规则,心率经常变动,胃酸分泌增加,脑血流及代谢增加、大部分区域脑神经元放电活动增加、脑组织温度升高,脑耗氧量也比醒觉时明显增加。眼球快速运动睡眠时的觉醒阈值较NREM1期睡眠高,介于NREM2~3期睡眠之间。

[0016] 整夜睡眠中,REM睡眠与NREM睡眠大约90~100分钟的间歇交替出现,该变化周期称为睡眠周期。正常人睡眠首先进入NREM睡眠期,并迅速由1期依次进入2期,3期,4期并持续下去。在NREM睡眠期持续80~120分钟后出现第一次REM睡眠,持续几分钟后进入下一次NREM睡眠,形成NREM睡眠与REM睡眠循环周期,平均每90分钟出现一次REM睡眠,越接近睡眠后期REM睡眠持续时间逐渐延长。每次可持续10~30分钟。整个睡眠期间这种NREM-REM睡眠周期反复循环3~5次,每个周期的各期不一定齐全,但都是从1期开始,凌晨时每个周期中的睡眠深度变浅不再达到4期,从NREM睡眠与REM睡眠的循环转换可以看出,睡眠过程并非一入睡就由浅入深并持续到天明,而是深一阵,浅一阵,深浅睡眠不断交替。

[0017] 除了对睡眠规律的研究之外,对大脑内部的一些神经递质和化学物质研究发现:大脑内部的神经递质,如:内源性吗啡肽(或内啡肽),5-HT(5羟色胺), γ -氨基丁酸(GABA)等具有镇定、放松的作用,可以恢复大脑内部轻松愉悦的健康环境;神经元释放的兴奋质,如:脑内多巴胺、乙酰胆碱、血清素等,可以改善失眠引起的白天精神萎靡、注意力下降、思维减退等症状;大脑内部的应激激素,包括肾上腺素(ADR)、去甲肾上腺素(NE)、糖皮质激素(皮质醇、皮质酮)、血管紧张素I(Aug正)等,可以促使大脑处于紧张兴奋的状态,心跳加快,血管收缩等现象。

[0018] 根据以上规律可以发现,一个人在处于深度睡眠的情况下,NREM3期和4期的持续时间较长,而REM期的持续时间较短。另外,当脑内促进人镇静、愉悦的成分增加,而让人感觉紧张、兴奋的成分受到抑制时,大脑可以得到很好的休息,更加有助于深度睡眠。对于失眠症的治疗,基本上都是基于这个睡眠原理而进行的。

[0019] 正常人整晚睡眠中经历着几种相对稳定的状态,为更好地描述睡眠,Rechtschaffen和Kales根据睡眠时脑电图 (Electroencephalogram, EEG)、眼电图 (Electrooculogram, EOG)、肌电图 (Electromyography, EMG) 的表现,将睡眠分为6期(即R&K准则):

[0020] 觉醒期(wakefulness, W)、快速眼动睡眠期(rapid eye movement, REM)和4个非快速眼动睡眠期(non-rapid eye movement, NREM)。其中NREM又分为睡眠1期(S1)、睡眠2期(S2)、睡眠3期(S3)和睡眠4期(S4),睡眠1、2期为浅睡期(LS),睡眠3、4期为深睡期(也叫慢波睡眠期(SWS))。目前,国际上普遍采用2007年美国睡眠医学会(American Academy of Sleep Medicine, AASM)修正过的R&K睡眠分期标准,其将R&K准则中的S3、S4期合并为一期,并分别用W、R、N1、N2、N3来表示觉醒期、快速眼动睡眠期、浅睡一期、浅睡二期、深睡期。

[0021] 睡眠过程中,NREM和REM交替进行,形成4-6次的NREM-REM睡眠周期,每个睡眠周期持续90-120分钟。正常成人睡眠过程中,睡眠各期规则地按顺序出现,即从W-N1-N2-N3-N2-REM,接着再重复N2-N3-N2-REM,如此互相连接,周而复始。其中REM期约100分钟,占总睡眠时间的20%-25%。

[0022] 理论上设计出一个助睡眠仪器,通过检测人的脑电波的变化曲线,利用芯片调整电子脉冲参数强度和持续时间刺激头部百会、安眠,神门等穴位,同时结合调整声音频率、气味等刺激等综合手段,改善脑电波,帮助人们进入深度睡眠。

[0023] 睡眠时脑电波的标准:

[0024] 四种基本脑波是: δ 波 (DELTA/ δ wave), θ 波 (THETA/ θ wave), α 波 (ALPHA/ α wave) 和 β 波 (BETA/ β wave)。这四种脑波构成脑电图 (EEG)。脑电图是脑内电波的显示,但脑内电波的电压很小,只有百万分之几伏特。

[0025] (1) 清醒睁眼,大脑活动紧张时 β 波。

[0026] (2) 清醒,安静,闭眼时 α 波;。

[0027] (3) 疲惫恍惚时 θ 波。

[0028] (4) 入睡后 δ 波。

[0029] (5) 睡眠有慢波睡眠和快波睡眠。

[0030] (6) 慢波时I期为入睡期, α 波逐渐减少,低幅 θ 波和 β 波G、不规则地混杂在一起,脑电波呈平坦趋势。

[0031] (7) II期为浅睡期,出现 σ 波,并有少量 δ 波。

[0032] (8) III期为中度睡眠期,出现高幅 δ 波,或 κ 波(δ 波与 σ 波的复合波)。

[0033] (9) IV期为深度睡眠期,出现 δ 波。

[0034] (10) 快波睡眠表现为不规则的 β 波。

[0035]

睡眠阶段	划分规则 (仅含脑电, 且忽略例外情况)
------	----------------------

[0036]	W (觉醒期)	枕区 α 波含量大于 50%
	N1 (非快速眼动期 1)	α 波减弱, 低幅度、4~7Hz 的波含量大于 50%
	N2 (非快速眼动期 2)	开始阶段: 出现与觉醒无关的 K 复合波或者纺锤波 持续阶段: 低幅度、4~7Hz 的波 (不含 K 复合波或纺锤波)
	N3 (非快速眼动期 3)	0.5~2Hz 的慢波含量大于 20%
	R (快速眼动期)	出现低幅度、4~7Hz 的波 (不含 K 复合波或纺锤波)

[0037] 睡眠分期表

[0038] 根据美国睡眠医学会2007年的标准,睡眠分期的脑电标准如下:

[0039] 根据脑电图的研究,可以将睡眠分为四个阶段。2007年,美国睡眠医学学会把第三阶段和第四阶段合并为一个阶段,即第三阶段。因此,也可以说睡眠阶段包括三个阶段。

[0040] 第一阶段

[0041] 第一阶段 (约10分钟): 轻度睡眠阶段。这是一种过渡性的睡眠,这时在放松而觉醒状态下所见到 α 波开始变得不规则并逐渐消失,而眼睛缓慢地旋转。此时逐渐出现 θ 波,频率较低4-7cps。睡眠者的身体慢慢放松,呼吸变慢,但很容易被外部的刺激惊醒。

[0042] 第二阶段

[0043] 第二阶段 (约20分钟): 睡眠变得深一些,其EEG出现偶发性的8-14Hz震荡,即“睡眠锭”(sleep spindle),这是一种短暂爆发的、频率高、波幅大的脑电波。在此阶段,睡眠者很难被唤醒。

[0044] 第三阶段

[0045] 第三阶段 (约40分钟): 此时出现高幅而缓慢的 δ 波,眼睛和躯体运动消失,有时也有“睡眠锭”。

[0046] 第四阶段

[0047] 第四阶段 (约20分钟): 深度睡眠阶段,出现小于或等于2Hz的宽大的EEG节律,可能出现梦游、梦呓、尿床等现象。

[0048] 快速眼动睡眠阶段

[0049] 前四个阶段的睡眠大约经过60-90分钟,之后似乎进入了第一阶段的睡眠,但这是并不是重复以上的过程,而是进入了一个全新的阶段——快速眼动睡眠 (rapid eye movement sleep, REM) 阶段。

[0050] 在REM睡眠阶段,脑的电生理活动迅速改变, δ 波消失,出现高频、低幅的脑电波。睡眠者的眼球开始快速做左右上下运动,并伴随着做梦。心律和血压变得不规则,呼吸变得急

促,但肌肉依然放松。

[0051] 第1次REM睡眠一般持续5-10分钟,再经过4个阶段的睡眠,会有第2次REM睡眠,持续时间变长。最后一次REM睡眠长达1个小时。

[0052] 周期性循环的特点

[0053] 每个周期一般持续90分钟,每晚重复4-6次。深度睡眠的时间在前半夜远多于后半夜。当黎明临近时,第三阶段和第四阶段的睡眠会逐渐消失。

[0054] 声音:双声拍(BB)

[0055] 对于大脑进行刺激的最简单方式就是声音,然而足以有效刺激大脑的声音频率很低,人们无法听见。这就需要采用一种特殊的技术,它就是双声拍技术(Binaural Beat Technology,缩写BBT)。

[0056] 同时给左耳500Hz右耳510Hz稳定的声波刺激,2种相近但不相同的音调会在大脑得到整合,10Hz的频率差(所谓的第三种声音)会被大脑感应到,同时非常有效地对大脑电波实施加载,从而使EEG也向10Hz的 α 模式转变。当使用立体声耳机时,左右声道的声音只是到了大脑才实现整合。这种频率差在被大脑感知时,被称为双声拍(BB)。

[0057] 穴位:百会穴

[0058] 百会穴位于人体最高点,是督脉、足太阳膀胱经、足少阳胆经、手少阳三焦经和足厥阴肝经的会穴,各经上传的阳气都交会于此,故又名“三阳五会”。因此百会穴可通达阴阳脉络,连贯周身经穴;针百会一穴,经气可通全身,对调节机体的阴阳平衡起到重要的作用。

[0059] 有研究表明从神经生理学角度证明针刺百会穴对于失眠症状具有治疗作用。现代研究也表明,针刺百会穴具有增加脑部血供、修复神经元、增强脑内乙酰胆碱酯酶活性、调节5-羟吲哚乙酸(5-HIAA)含量等作用,可从多个角度调节失眠患者的机体状态。

[0060] 脑机接口BCI(BrainComputerInterface)是一种新型的人机交互方式,它基于脑电信号EEG(Electroencephalogram)实现人脑与计算机或其他电子设备的交互脱离了对人体外周神经和肌肉组织的依赖。因此,该技术在医疗、游戏以及工业控制等诸多领域表现出很好的发展。在计算机领域,脑机接口技术被广泛应用在通讯和控制技术等方面。脑波治疗技术也被日益推进。

[0061] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0062] (1)在相当长一段时间内,基于脑电波的实际应用都仅局限于医疗或专业实验室领域,商业化、品牌化的实际案例较少,原因是传统的脑电信号采集设备大多采用多导联的电极帽,或是造价昂贵的专业医疗设备,操作繁琐费时,有些设备还需要参考电极或在被测者头皮上涂抹导电凝胶,同时对采集环境和个体因素要求也非常严格,不能满足脑电信号在各种场合的灵活采集,缺乏实际指导意义。

[0063] (2)随着脑电信号研究广泛的开展,越来越多的研究者对脑电信号进行了深入地探索,针对脑波信号的分析处理方法主要有以下几种。时域分析法采用均值、方差、偏度等评价指标对波形进行特征提取,但目前还不能够提出一种针对EEG波形的有效分析方法。频域分析法将脑电信号从时域变换到频域,更能够反映携带的主要特征信号,但由于丢弃了时间信息,不能再反映时变特性。时频分析法在对脑电信号进行变换时能够兼顾时间信息和频率信息,能够描绘脑电信号的瞬态特征,表征其非平稳性。但针对具体情况时,并无既定标准可以判定哪种时频分析法是最优的。

[0064] (3)随着医疗保健设备和移动应用的推广,一些便携式的商用疗养仪已进入普通家庭,如改善微循环的电刺激仪,声光电组合的睡眠治疗仪。但这些治疗仪最主要的一个缺点是,用户在不了解自身病情的具体状况下,采用声音、气味、微电流、磁刺激或脑电波反馈盲目地进行治疗,这样虽然也能达到一定缓解症状的疗效,但是缓解过程比较缓慢,缺乏与治疗各阶段及状态相对应的针对性疗法,对失眠症、精神衰弱的治疗过程中尤其突出。

[0065] 解决上述技术问题的难度:

[0066] 临床上采用的脑电信号采集手段及导联标准虽然具有易受场地限制、设备复杂、技术门槛高和需专人配套等特点,但作为临床数据收集和生理学研究的经典数据采集方式,10-20电极帽PSG模式工作稳定、数据采集精度较高、受外界干扰小,且已经广泛应用在相关领域。但如要开展长时间的脑电采集任务,仅仅在PSG模式下开展工作是不现实的。由于脑波信号具有较强的非平稳特性,随机性强,所以针对脑电信号的研究也相当复杂。处理方法的多样性决定了分析效果的差异性,时域分析法、频域分析法、时频分析法乃至时空分析法侧重点不一样,处理效果也不一样。加之目前并无具体经验和固定模式可以借鉴,所以只能具体情况具体分析,进而采用较优方法。为了克服利用家用理疗设备开展盲目物理疗法的缺点,首先应了解患者的状态和所处阶段,即进行可能的病症分期辨识,在此基础上,针对辨识结果实现针对性治疗,通过这样一种反馈方式可实现针对性治疗,达到快速起效的效果。但是目前的产品要么监测与治疗分离,要么不能根据辨识结果快速开展治疗。

[0067] 解决上述技术问题的意义:

[0068] 近年来,随着信号采集设备的迅速发展,设备小型化、便捷化成为重要发展方向,如便携式干电极脑电采集仪不需要涂抹任何导电膏体或凝胶,操作简便、用户在家就可自主使用,为脑电波相关研究成果商业化和实例化提供了必要条件。针对脑波信号处理方法多样,难以确定最佳处理模式的特点,如果能够对特定样本信号运用若干处理方法,通过对处理时间、特征有效性、计算性能的对比发掘出这些方法中的较优模式,进而实现当前数据的较优处理,对于提升数据处理精度,增强数据分析水平,优化系统结构有明显的促进作用。在进行辅助治疗有效性方面,针对脑电数据的采集过程如能及时分析数据的结构特点,解析患者所处的生理、心理阶段,及时反馈至后台服务器及移动端用户APP,并根据预设的触发条件自动同步开启针对性治疗,对于准确掌握患者病情,充分利用治疗黄金期有重要的现实意义。避免了人工解读质量因人而异、分析报告-治疗过程分离的不利因素。典型的采集设备-网关APP-服务器的拓扑结构能够支持多用户同步采集数据并产生反馈命令,具有非常明显的同步处理特性和空间无关性。

发明内容

[0069] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种脑波信号的数据接收和处理方法。

[0070] 本发明是这样实现的,一种脑波信号的数据接收和处理方法。所述脑波信号的数据接收和处理包括:

[0071] 网关APP、服务器端、助眠设备、用户;

[0072] 网关APP,从用户处进行数据收集,将收集的数据上传到服务器端;

[0073] 服务器端,获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;

[0074] 助眠设备,根据网关APP的控制信息进行动作;

[0075] 用户,采集获取助眠设备输出的相关数据。

[0076] 本发明的另一目的在于提供脑波信号的数据接收和处理方法,所述脑波信号的数据接收和处理方法为:

[0077] 步骤一,网关APP从用户处进行数据收集后将收集的数据上传到服务器端;

[0078] 步骤二,服务器端获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;

[0079] 步骤三,网关APP将控制信息输入助眠设备,助眠设备根据网关APP的控制信息进行动作;

[0080] 步骤四,用户采集获取助眠设备输出的相关数据。

[0081] 进一步,所述数据收集采用蓝牙点对点进行数据获取。通过蓝牙获取数据信息,具体包括:

[0082] (1) 无线信号收发芯片,无线信号收发芯片具有片内数字无线处理器DRP、数控振荡器,片内射频收发开关切换,内置ARM7嵌入式处理器等。在智能助眠眼罩接收 δ 、 θ 、 α 、 β 四种脑电波时,收发开关置为收状态,射频信号从天线接收后,经过蓝牙收发器直接传输到基带信号处理器。基带信号处理包括下变频和采样,采用零中频结构。数字信号存储在RAM(容量为32KB)中,供ARM7处理器调用和处理,ARM7将处理后的数据从编码接口输出到手机app端。

[0083] (2) 使用跳频技术进行数据收集

[0084] 对应单时隙包,蓝牙的跳频速率为1600跳/秒;对于多时隙包,跳频速率有所降低;但在建链时则提高为3200跳/秒。

[0085] 进一步,所述网关APP使用AndroidAPP作为底层数据采集模块。

[0086] 底层数据采集模块以AndroidAPP为载体,安装在arm网关上。其主要的功能有三部分第一、打开串口接收底层数据。第二、链接服务器,上传底层数据。第三、用户与底层硬件的交互。

[0087] 第一:打开串口接收底层数据

[0088] 由于底层传感器和APP之间采用IIS协议传输数据,在APP中需要打开串口获取数据。所以在AndroidAPP中采用了JNI技术,此技术使得Android程序访问底层硬件资源。打开串口之后APP将接收传感器发送的二进制数据流,同时APP将二进制数据解析成可读数据。同时保存文件上传。

[0089] 第二:连接服务器,上传文件

[0090] 由于APP是底层中间件,为了将数据上传到服务器软件开发者采用了HttpPost方式发送数据。其主要的原理就是模拟浏览器上传文件的方式。所以在上传文件之前将模拟HTTP通信协议然后将数据发送到云服务器。

[0091] 第三:用户与底层硬件的交互

[0092] 由于这个APP是运行在网关上的,而且是与底层硬件有着直接的交互功能的APP,所以使用这个APP完成了后期的用户控制功能。其主要的功能就是用户触发事件,然后APP根据用户触发的事件类型对底层硬件直接控制。

[0093] 进一步,服务器端数据处理是整个系统的中间模块,有着承上启下的作用。向下进

行数据接收,向上进行数据传递,同时还要兼容数据过滤功能。具体包括:

[0094] (1) 数据接收

[0095] 数据处理是一个重要的中间模块,其第一个功能就是接收数据。由于其与下面的系统采用HTTP协议通信。其接受的是一个序列化文件,同时在接收之后还需要负责对数据的二次解析。发现异常数据需要存入数据库,然后向用户发送警告提示。

[0096] (2) 数据上传

[0097] 采用HTTP传输协议,将服务器二次解析的数据上传到智能服务模块中。

[0098] (3) 数据的过滤功能

[0099] 其拦截无关数据,对有效数据进行整理打包。

[0100] 进一步,脑波信号的数据接收和处理的方式为:

[0101] 由于脑电信号频域特征较突出,各波段能量特征是睡眠脑电较具代表性的特征,本发明采用睡眠脑电10个能量特征和1个Lempel-Ziv复杂度特征作为分类特征。由于神经网络结构较难确定、易陷入局部最优及过学习,而标准SVM训练速度较慢,本发明采用最小二乘支持向量机 (LS-SVM) 作为分类器,其将最小二乘方法引入支持向量机,将数据分类。

[0102] 综上所述,本发明的优点及积极效果为:公开了一种脑波信号的数据接收和处理方法,以用户端为数据采集节点,将采集到的数据输入网关APP中,网关APP作为用户与服务器端的中间设备,既包含了数据采集、传输及处理所需硬件资源还包含对应的处理软件。网关APP发挥其底层中间件的作用,将数据上传至服务器进行大数据分析,服务器经机器学习给出数据分析结果。网关APP根据数据分析特点决定是否发出启动助眠设备的控制命令,用户在移动端还可查看助眠设备输出的相关数据。

[0103] 本脑电数据接收及处理方法实现了数据采集设备的便携化和自动化,降低了传统临床采集设备对操作环境、操作人员、复杂步骤的具体要求,实现了用户自主采集。APP网关模块作为连接服务器和用户的中间设备,起到了承上启下的作用。在数据接收过程中,不但要负责采集初始用户数据,还要对初始数据进行二次解析,确保了异常数据不被传送至服务器模块。在数据处理过程中,服务器端应用程序采用了最小二乘支持向量机 (LS-SVM) 分类器,利用机器学习方法对提取的分类特征进行训练,最终给出脑电数据分期结果。数据反馈阶段,助眠设备根据分期结果自动判定是否开展辅助治疗。

[0104] 整体而言,本脑电数据接收和处理方法将初始数据预处理、数字滤波、数据上传、接收分析结果、发出控制信息等功能集成在网关APP模块。可实现与服务器模块完全的位置分离,借助蓝牙通讯技术,还可实现与用户端的无线数据收发。构建了一种以网关APP为中心的网状脑电数据接收和处理方法,采用的无线接口方式使其具有广泛的通用性和保密性,可移植性强,系统功耗低、操作简单、对人体危害小,易于推广和实现,有效范围内可穿透障碍物正常工作,既保证了数据的稳定收发又确保了助眠设备在大数据分析基础上正常启停。

[0105] 数据采集及处理工作特性表列举了目前用于脑电采集及处理的几种方法的工作特点,同时也对其操作复杂度、反馈形式及处理方法进行了对比。如下表所示,本发明在数据接收端进行预处理,过滤异常数据并上传至云服务器,提取数据特征后通过最小二乘支持向量机建立脑电数据分析模型。可依赖大数据样本构建机器学习模型库,提取用户睡眠分期阶段信息,生成分期结果并推送至移动客服端,同时发出控制命令启动助眠设备。本脑

电采集及处理方法无线收集数据,布置灵活,适用多种应用场合。自动预处理并上传至云服务器,操作简便、无需人工介入,拥有较高数据保密性,适合长期使用。配备的助眠仪器可根据脑电分析结论及时开展辅助治疗,特别适合于对患有失眠症、神经衰弱类疾病的患者进行辅助疗法的情形。

[0106] 表1数据采集及处理工作特性表

[0107]

采集方法	数据接收及工作特性	操作复杂度	反馈形式	处理方法
临床设备	数据采集设备和处理设备一般通过有线或手动插卡拷贝方式连接,因为隐私及保密原因,数据处理不能联网,结果分析多依赖医师临床经验	专人操作,过程繁琐,需涂抹导电凝胶,不适合长期采集	纸质打印或手写	医嘱
商用仪器	数据采集与处理设备一体,个人数据通常上传至厂商服务器,一般不开放接口	用户自主操作,简单控制,无法了解实现细节	移动终端输出	终端推送
本发明	数据采集与处理设备一体,数据无线上传至云服务器平台,预留接口适合扩展,支持多用户多终端同时使用,可全部取得服务器端数据	用户自主操作,简单控制,可根据具体情况调节助眠动作发出时间	移动终端输出	终端推送 / 根据分析结果实时发出助眠动作

附图说明

[0108] 图1是本发明实施例提供的脑波信号的数据接收和处理系统的结构示意图;

[0109] 图中:1、网关APP;2、服务器端;3、助眠设备;4、用户。

[0110] 图2是本发明实施例提供的脑波信号的数据接收和处理方法流程图。

[0111] 图3是本发明实施例提供的脑波信号数据接收和处理方法工作原理示意图。

具体实施方式

[0112] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0113] 下面结合附图对本发明的应用原理作详细描述。

[0114] 如图1所示,本发明实施例提供的脑波信号的数据接收和处理系统包括:

[0115] 网关APP 1、服务器端2、助眠设备3、用户4。

- [0116] 网关APP 1,从用户4处进行数据收集,将收集的数据上传到服务器端2。
- [0117] 服务器端2,获取网关APP 1提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP 1。
- [0118] 助眠设备3,根据网关APP 1的控制信息进行动作;
- [0119] 用户4,采集获取助眠设备3输出的相关数据。
- [0120] 如图2所示,本发明实施例提供的脑波信号的数据接收和处理方法为:
- [0121] S101:网关APP从用户处进行数据收集后将收集的数据上传到服务器端;
- [0122] S102:服务器端获取网关APP提交的数据,并对数据进行处理,将大数据分析得到的控制结论输入网关APP;
- [0123] S103:网关APP将控制信息输入助眠设备,助眠设备根据网关APP的控制信息进行动作;
- [0124] S104:用户采集获取助眠设备输出的相关数据。
- [0125] 进一步,所述数据收集采用蓝牙点对点进行数据获取。通过蓝牙获取数据信息,具体包括:
- [0126] (1)无线信号收发芯片,无线信号收发芯片具有片内数字无线处理器DRP、数控振荡器,片内射频收发开关切换,内置ARM7嵌入式处理器等。在智能助眠眼罩接收 δ 、 θ 、 α 、 β 四种脑电波时,收发开关置为收状态,射频信号从天线接收后,经过蓝牙收发器直接传输到基带信号处理器。基带信号处理包括下变频和采样,采用零中频结构。数字信号存储在RAM(容量为32KB)中,供ARM7处理器调用和处理,ARM7将处理后的数据从编码接口输出到手机app端。
- [0127] (2)使用跳频技术进行数据收集
- [0128] 对应单时隙包,蓝牙的跳频速率为1600跳/秒;对于多时隙包,跳频速率有所降低;但在建链时则提高为3200跳/秒。
- [0129] 进一步,所述网关APP 1使用AndroidAPP作为底层数据采集模块。
- [0130] 底层数据采集模块以AndroidAPP为载体,安装在arm网关上。其主要的功能有三部分第一、打开串口接收底层数据。第二、链接服务器,上传底层数据。第三、用户与底层硬件的交互。
- [0131] 第一:打开串口接收底层数据
- [0132] 由于底层传感器和APP之间采用IIS协议传输数据,在APP中需要打开串口获取数据。所以在AndroidAPP中采用了JNI技术,此技术使得Android程序访问底层硬件资源。打开串口之后APP将接收传感器发送的二进制数据流,同时APP将二进制数据解析成可读数据。同时保存文件上传。
- [0133] 第二:连接服务器,上传文件
- [0134] 由于APP是底层中间件,为了将数据上传到服务器软件开发者采用了HttpPost方式发送数据。其主要的原理就是模拟浏览器上传文件的方式。所以在上传文件之前将模拟HTTP通信协议然后将数据发送到云服务器。
- [0135] 第三:用户与底层硬件的交互
- [0136] 由于这个APP是运行在网关上的,而且是与底层硬件有着直接的交互功能的APP,所以使用这个APP完成了后期的用户控制功能。其主要的功能就是用户触发事件,然后APP

根据用户触发的事件类型对底层硬件直接控制。

[0137] 进一步,服务器端2数据处理是整个系统的中间模块,有着承上启下的作用。向下进行数据接收,向上进行数据传递,同时还要兼容数据过滤功能。具体包括:

[0138] (1) 数据接收

[0139] 数据处理是一个重要的中间模块,其第一个功能就是接收数据。由于其与下面的系统采用HTTP协议通信。其接受的是一个序列化文件,同时在接收之后还需要负责对数据的二次解析。发现异常数据需要存入数据库,然后向用户发送警告提示。

[0140] (2) 数据上传

[0141] 采用HTTP传输协议,将服务器二次解析的数据上传到智能服务模块中。

[0142] (3) 数据的过滤功能

[0143] 其拦截无关数据,对有效数据进行整理打包。

[0144] 进一步,脑波信号的数据接收和处理的方式为:

[0145] 由于脑电信号频域特征较突出,各波段能量特征是睡眠脑电较具代表性的特征,本发明采用睡眠脑电10个能量特征和1个Lempel-Ziv复杂度特征作为分类特征。由于神经网络结构较难确定、易陷入局部最优及过学习,而标准SVM训练速度较慢,本发明采用最小二乘支持向量机(LS-SVM)作为分类器,其将最小二乘方法引入支持向量机,将数据分类。

[0146] 下面结合具体实施例对本发明的应用原理作进一步描述。

[0147] 实施例:

[0148] 数据收集,采用数据蓝牙模块进行点对点进行数据获取。

[0149] (1) 通用性

[0150] 蓝牙采用无线接口来代替有线电缆连接,具有很强的移植性,这样使得智能助眠眼罩适用于多种场合。

[0151] (2) 安全性

[0152] 蓝牙技术技术功耗低、对人体危害小,拥有机密性、完整性和基于SAFER+分组密码的定制算法的密钥导出,而且应用简单、容易实现,所以易于推广。

[0153] (3) 便利性

[0154] 蓝牙技术在有效范围内可越过障碍物进行连接,没有特别的通讯视角和方向要求,而且支持语音传输,组网简单方便

[0155] 通过蓝牙获取数据信息

[0156] (1) 无线信号收发芯片首先无线信号收发芯片具有片内数字无线处理器DRP、数控振荡器,片内射频收发开关切换,内置ARM7嵌入式处理器等。在智能助眠眼罩接收 δ 、 θ 、 α 、 β 四种脑电波时,收发开关置为收状态,射频信号从天线接收后,经过蓝牙收发器直接传输到基带信号处理器。基带信号处理包括下变频和采样,采用零中频结构。数字信号存储在RAM(容量为32KB)中,供ARM7处理器调用和处理,ARM7将处理后的数据从编码接口输出到手机app端。

[0157] (2) 使用跳频技术为数据收集加一分保障

[0158] 对应单时隙包,蓝牙的跳频速率为1600跳/秒;对于多时隙包,跳频速率有所降低;但在建链时则提高为3200跳/秒。使用这样高的调频速率,蓝牙系统具有足够高的抗干扰能力,且硬件设备简单、性能优越。

[0159] AndroidAPP作为底层数据采集模块

[0160] 底层数据采集模块以AndroidAPP为载体,安装在arm网关上。其主要的功能有三部分第一、打开串口接收底层数据。第二、链接服务器,上传底层数据。第三、用户与底层硬件的交互。

[0161] 第一:打开串口接收底层数据

[0162] 由于底层传感器和APP之间采用IIS协议传输数据,在APP中需要打开串口获取数据。所以在AndroidAPP中采用了JNI技术,此技术使得Android程序访问底层硬件资源。打开串口之后APP将接收传感器发送的二进制数据流,同时APP将二进制数据解析成可读数据。同时保存文件上传。

[0163] 第二:连接服务器,上传文件

[0164] 由于APP是底层中间件,为了将数据上传到服务器软件开发者采用了HttpPost方式发送数据。其主要的原理就是模拟浏览器上传文件的方式。所以在上传文件之前将模拟HTTP通信协议然后将数据发送到云服务器。

[0165] 第三:用户与底层硬件的交互

[0166] 由于这个APP是运行在网关上的,而且是与底层硬件有着直接的交互功能的APP,所以使用这个APP完成了后期的用户控制功能。其主要的功能就是用户触发事件,然后APP根据用户触发的事件类型对底层硬件直接控制。

[0167] 数据处理模块

[0168] 数据处理是整个系统的中间模块,有着承上启下的作用,这个模块向下进行数据接收,向上进行数据传递。同时还要兼容数据过滤功能。

[0169] 第一:数据接收

[0170] 数据处理模块是一个重要的中间模块,其第一个功能就是接收数据。由于其与下面的系统采用HTTP协议通信。其接受的是一个序列化文件,同时在接收之后还需要负责对数据的二次解析。发现异常数据需要存入数据库,然后向用户发送警告提示。

[0171] 第二:数据上传

[0172] 这个功能主要是将服务器二次解析的数据上传到智能服务模块中,采用的传输协议同样是HTTP协议。

[0173] 第三:数据的过滤功能

[0174] 这个功能是一个重要的功能,其拦截了无关数据,同时还对有效数据进行了整理打包。

[0175] 数据处理方式

[0176] 脑电是典型的非线性非平稳信号,且信号弱、噪声强、基线漂移严重、个体差异大、易受外部因素的干扰,睡眠EEG的自动分期是一项复杂而艰巨的工作。如何从复杂的脑电信号中提取出有利于分析睡眠时相的特征及选择何种分类器是脑电信号处理的难点。

[0177] 由于脑电信号频域特征较突出,各波段能量特征是睡眠脑电较具代表性的特征,将用睡眠脑电10个能量特征和1个Lempel-Ziv复杂度特征作为分类特征。由于神经网络结构较难确定、易陷入局部最优及过学习,而标准SVM训练速度较慢,本发明将用最小二乘支持向量机(LS-SVM)作为分类器,其将最小二乘方法引入支持向量机,比其他非线性函数逼近方法具有更强的泛化能力,可很好用于数据分类。

[0178] 如图3所示,本脑波信号数据接收和处理方法工作流程为,脑电采集设备先采集用户端数据,网关APP对初始数据滤波并去除异常值后上传至云端服务器,服务器提取脑波信号特征,构建特征矩阵,随后建立数据分析模型。基于模型解析出睡眠分期结论,将分析结果推送至用户移动端,同时网关APP根据分析结果决定是否发出控制命令启动助眠设备。整体结构呈网状分布,绝大多数部件采用无线连接方式,可操作性强,布置灵活,特别适用于需开展长期数据收集及辅助治疗的场合。

[0179] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

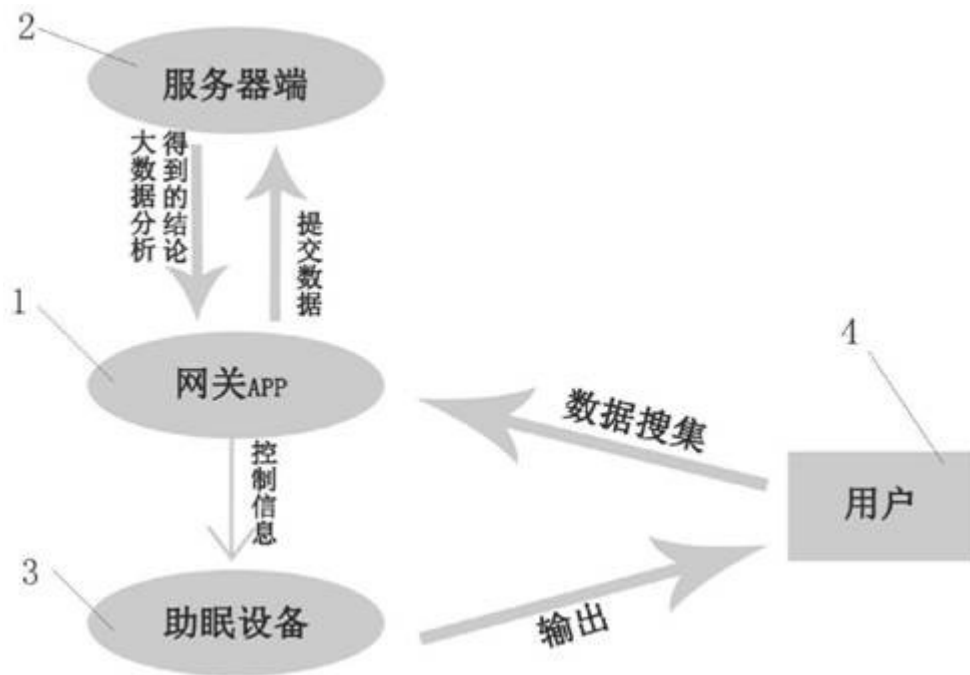


图1



图2

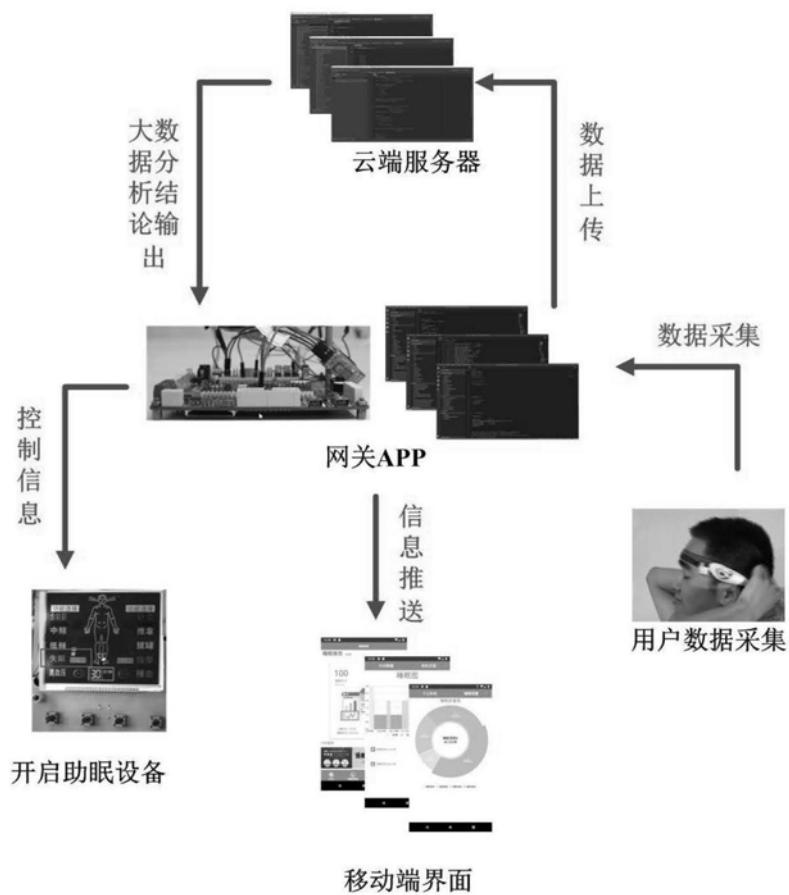


图3

专利名称(译)	一种脑波信号的数据接收和处理方法		
公开(公告)号	CN110491498A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201910919366.1	申请日	2019-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	西华师范大学		
申请(专利权)人(译)	西华师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	西华师范大学		
[标]发明人	王娟 陈卫		
发明人	王娟 赖思渝 陈卫 刘钊荣 王常伍		
IPC分类号	G16H40/67 G06K9/62 A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7267 G06K9/6269 G16H40/67		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于脑波信号技术领域，公开了一种脑波信号的数据接收和处理方法。网关APP从用户处进行数据收集后将收集的数据上传到服务器端；服务器端获取网关APP提交的数据，并对数据进行处理，将大数据分析得到的控制结论输入网关APP；网关APP将控制信息输入助眠设备，助眠设备根据网关APP的控制信息进行动作；用户采集获取助眠设备输出的相关数据。包括：网关APP，从用户处进行数据收集，将收集的数据上传到服务器端；服务器端，获取网关APP提交的数据，并对数据进行处理，将大数据分析得到的控制结论输入网关APP；助眠设备，根据网关APP的控制信息进行动作；用户采集获取助眠设备输出的相关数据。

