



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109924975 A
(43)申请公布日 2019.06.25

(21)申请号 201910271446.0

(22)申请日 2019.04.04

(71)申请人 燕山大学

地址 066000 河北省秦皇岛市海港区河北大街西段438号

(72)发明人 赵靖 纪博伦 张伟 袁亚洲

(74)专利代理机构 北京孚睿湾知识产权代理事务所(普通合伙) 11474

代理人 张冬花

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

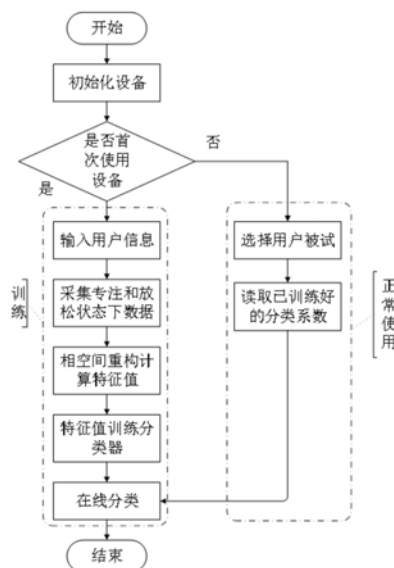
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,是把采集到的专注状态和放松状态下的数据通过相空间重构来构造复杂网络,通过经验统计来选择嵌入维数、时间延迟和阈值参数,求出两种状态下数据的特征值,利用特征值来训练分类器,最后实时采集脑电信号,使用训练好的参数对每1s的数据进行处理,计算用户的注意力水平指数;并把分类结果、特征值和波形曲线在处理器屏幕上显示出来,实现用户的在线分类并且可以看到分类结果。本专利操作简单、实时性强,对用户注意力水平指数能够进行有效准确的分类。



1. 一种基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,包括脑波采集设备和处理器,其特征在于,其包括如下步骤:

步骤1、利用所述脑波采集设备中的液晶屏完成新用户的创建或者已有用户的登陆;

步骤2、通过所述液晶屏提示用户分别进入专注状态和放松状态,采集并存储用户前额位置的脑电数据,将数据分割为1s长度的数据段,得到专注状态和放松状态下共计120段的脑电数据;

步骤3、对于每段脑电数据,均采用相空间重构算法进行处理,重构转化为相空间矢量,通过数据库的数据统计结果选择嵌入维数 m 、时间延迟 τ 和阈值 θ 参数,将一维脑电数据 x 重构为 $N-(m-1)\tau$ 行, $(m-1)\tau-1$ 列的空间矢量,其中 N 为有效数据的长度;

步骤4、提取相空间中的所有矢量作为网络节点,对每段数据构造一个复杂脑网络,具体包括:将采集到的专注状态和放松状态下的有效数据通过相空间重构构造出复杂脑网络,计算空间矢量中任意两个节点之间的距离,得到复杂脑网络的加权邻接矩阵,根据两节点之间的距离与阈值 θ 的大小关系向得到的加权邻接矩阵中添加元素,其中第 i 行、第 j 列的元素记为 a_{ij} 并计算各个网络的平均度 k 和平均聚类系数 c 两个参数值;

步骤5、利用专注状态和放松状态下平均度 k 和平均聚类系数 c 训练LDA分类器,获得注意力水平指数的平均数 \bar{y} ;

步骤6、实时采集脑电信号并进行存储,利用训练好的参数对每1s的数据进行处理,获得用户的实时注意力指数 \hat{y} ;在连续3s内统计注意力指数 \hat{y} 大于 \bar{y} 和小于 \bar{y} 的次数,当大于 \bar{y} 的次数多于小于 \bar{y} 的次数时,认为用户的注意力水平已经处于专注状态,当大于 \bar{y} 的次数少于小于 \bar{y} 的次数时,认为用户的认为注意力水平处于放松状态;

步骤7、输出检测结果,在所述液晶屏显示分类结果。

2. 根据权利要求1所述的基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,其特征在于,将采集到的专注状态和放松状态下的有效数据通过相空间重构构造出复杂脑网络,计算空间矢量中任意两个节点之间的距离,得到复杂脑网络的加权邻接矩阵,根据两节点之间的距离与阈值 θ 的大小关系向得到的加权邻接矩阵中添加元素,其中第 i 行、第 j 列的元素记为 a_{ij} 。

3. 根据权利要求2所述的基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,其特征在于,根据元素 a_{ij} 计算两个加权邻接矩阵,相乘得到一个矩阵 F ,矩阵 F 中的元素 $k_{ij}=a_{ih}*a_{hj}$, $h=0,1,2,\dots$,将矩阵 F 中主对角线上的元素累加后除以 N 得到平均度 k 。

4. 根据权利要求3所述的基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,其特征在于,计算复杂脑网络的平均聚类系数 c , c 的表达式为:

$$c = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} c_i = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j, h \in N} (w_{ij} w_{ih} w_{jh})^{1/3}}{k_i (k_i - 1)}$$

其中 k_i 表示节点 i 的度,为矩阵 F 中主对角线上的元素累加之和; w_{ij} 表示节点 i 和节点 j 之间的连边权重,即矩阵 F 与加权邻接矩阵做乘法运算后得到的矩阵里主对角线上元素之和,利用变量 k_i 和 N ,根据表达式计算平均聚类系数 c 。

5. 根据权利要求4所述的基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,其特征在於,获得用户状态分类结果的步骤具体包括:

S1、利用所述平均度 k 和平均聚类系数 c 训练LDA分类器,获得用户注意力水平指数的平均数 \bar{y} ;

S2、实时采集脑电信号并进行存储,使用训练好的参数对每1s的数据进行处理,获得用户的实时注意力指数 \hat{y} ;

S3、把用户的实时注意力指数 \hat{y} 与注意力水平指数的平均数 \bar{y} 做比较,得出用户的状态分类结果。

基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法

技术领域

[0001] 本发明专利涉及到基于脑电信号的注意力检测领域,具体是一种可以在微处理器上使用的、通过复杂脑网络分析来精确计算用户注意力水平的方法。

背景技术

[0002] 注意力是指人的心理活动对某种事物指向和集中的能力,它包含了感知觉信息的输入、加工、整合、调节控制等一系列复杂的神经处理过程,是人类进行学习及其他活动的基本前提。通过对脑电信号的采集和分析可以实现对注意力水平的有效检测,这一技术在教育、娱乐和医疗康复等领域都有着广泛的应用:在教育领域,通过检测多动症患儿的注意力指数来进行神经反馈训练,可以有效改善患儿的注意力水平;在娱乐和医疗康复领域,检测用户的注意力指数可以实现无需双手的意念控制,从而帮助运动障碍人群恢复一定的自主行为能力和提高生活品质。

[0003] 当前常规方法对于注意力水平的检测精度偏低,用户在使用过程中容易产生失望情绪,限制了其在各个领域中的实际应用;此外,该类产品大都要求具有方便使用和易于携带的特点,检测方法需要在存储容量和计算资源都非常有限的嵌入式平台上使用,对算法的运行效率也提出了更高的要求。本专利采用先进的复杂脑网络对用户的注意力水平进行解析,有效提高了检测结果的实时性和精确性,通过参数优化提高了该方法的计算效率,能够在资源受限的微处理器上可靠工作。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于克服有技术的上述不足,提供一种基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法。本发明可以根据实际情况灵活地搭配不同型号的脑电信号采集设备,在各类支持移动计算的微控制器平台上具有显著的精度优势。

[0005] 一种基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法,包括脑波采集设备和处理器,检测注意力水平的方法包括如下步骤:

[0006] 步骤1、利用所述脑波采集设备中的液晶屏完成新用户的创建或者已有用户的登陆;

[0007] 步骤2、通过所述液晶屏提示用户分别进入专注状态和放松状态,采集并存储用户前额位置的脑电数据,将数据分割为1s长度的数据段,得到专注和放松状态下共计120段的脑电数据;

[0008] 步骤3、对于每段脑电数据,均采用相空间重构算法进行处理,重构转化为相空间矢量,通过数据库的数据库统计结果选择嵌入维数 m 、时间延迟 τ 和阈值 θ 参数,将一维脑电数据 x 重构为 $N-(m-1)\tau$ 行, $(m-1)\tau-1$ 列的空间矢量,其中 N 为有效数据的长度;

[0009] 步骤4、提取相空间中的所有矢量作为网络节点,对每段数据构造一个复杂脑网络,具体包括将采集到的专注状态和放松状态下的有效数据通过相空间重构构造出复杂脑网络,计算空间矢量中任意两个节点之间的距离,得到复杂脑网络的加权邻接矩阵,根据两

节点之间的距离与阈值 θ 的大小关系向得到的加权邻接矩阵中添加元素,其中第 i 行、第 j 列的元素记为 a_{ij} 并计算各个网络的平均度 k 和平均聚类系数 c 两个参数值;

[0010] 步骤5、利用专注状态和放松状态下平均度 k 和平均聚类系数 c 训练LDA分类器,获得注意力水平指数的平均数 \bar{y} ;

[0011] 步骤6、实时采集脑电信号并进行存储,利用训练好的参数对每1s的数据进行处理,获得用户的实时注意力指数 \hat{y} ;在连续3s内统计注意力指数 \hat{y} 大于 \bar{y} 和小于 \bar{y} 的次数,当大于 \bar{y} 的次数多于小于 \bar{y} 的次数时,认为用户的注意力水平已经处于专注状态,当大于 \bar{y} 的次数少于小于 \bar{y} 的次数时,认为用户的认为注意力水平处于放松状态;

[0012] 步骤7、输出检测结果,在所述液晶屏显示分类结果。

[0013] 优选地,将采集到的专注状态和放松状态下的有效数据通过相空间重构构造出复杂脑网络,计算空间矢量中任意两个节点之间的距离,得到复杂脑网络的加权邻接矩阵,根据两节点之间的距离与阈值 θ 的大小关系向得到的加权邻接矩阵中添加元素,其中第 i 行、第 j 列的元素记为 a_{ij} 。

[0014] 优选地,根据元素 a_{ij} 计算两个加权邻接矩阵,相乘得到一个矩阵 F ,矩阵 F 中的元素 $k_{ij}=a_{ih}*a_{hj}$, $h=0,1,2,\dots$,将矩阵 F 中主对角线上的元素累加后除以 N 得到平均度 k 。

[0015] 优选地,计算复杂脑网络的平均聚类系数 c , c 的表达式为:

$$[0016] \quad c = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} c_i = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j,h \in N} (w_{ij} w_{ih} w_{jh})^{1/3}}{k_i(k_i - 1)}$$

[0017] 其中 k_i 表示节点 i 的度,为矩阵 F 中主对角线上的元素累加之和; w_{ij} 表示节点 i 和节点 j 之间的连边权重,即矩阵 F 与加权邻接矩阵做乘法运算后得到的矩阵里主对角线上元素之和,利用变量 k_i 和 N ,根据表达式计算平均聚类系数 c 。

[0018] 优选地,获得用户状态分类结果的步骤具体包括:

[0019] S1、利用所述平均度 k 和平均聚类系数 c 训练LDA分类器,获得用户注意力水平指数的平均数 \bar{y} ;

[0020] S2、实时采集脑电信号并进行存储,使用训练好的参数对每1s的数据进行处理,获得用户的实时注意力指数 \hat{y} ;

[0021] S3、把用户的实时注意力指数 \hat{y} 与注意力水平指数的平均数 \bar{y} 做比较,得出用户的状态分类结果。

[0022] 本发明的有益效果如下:

[0023] 1.检测精度高:采用更为先进的复杂脑网络分析对脑电数据进行深度处理,挖掘了专注和放松两种状态下相空间节点间的网络拓扑关系,对注意力水平的检测精度更高;

[0024] 2.为每个用户计算最优参数:设计了训练流程为每个新用户计算最优参数,用户按照系统提示完成训练过程后,可以取得更高的注意力检测精度;

[0025] 3.计算资源少,运算速度快:对于本方法中的时间延迟 τ 、嵌入维数 m 和阈值 θ ,通过前期统计分析选取了最优的经验值,因而降低了计算这三个参数所需的资源和时间需求。

附图说明

[0026] 图1是本申请提供的操作人员使用本发明的参考图；

[0027] 图2是本申请基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法进行专注和放松实验的流程图；

[0028] 图3是本申请的整个实验程序流程图；以及

[0029] 图4A-4C是本申请的部分分类结果示例图。

具体实施方式

[0030] 以下对本发明的方法进一步描述：本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施，给出了详细的实施方式和具体的操作过程。

[0031] 本实施例中选用搭载STM32F407ZG处理器的开发板作为计算平台，选用脑电波头带采集和传输脑电信号。

[0032] 第1步：使用脑电采集设备1中的液晶屏完成新用户的创建或者已有用户的登陆；

[0033] A. 对于第一次使用系统的新用户，填写基本信息后，按照屏幕上的指示步骤来进行检测参数的训练，训练过程包括第2-5步；

[0034] B. 对于已训练过的用户，读取存储的检测参数，跳转到第6步；

[0035] 第2步：通过液晶屏提示用户分别进入专注状态和放松状态，采集并存储两种状态下用户前额位置的脑电数据。用户根据显示器的提示，分别进入专注和放松的实验任务；在专注任务下，首先有6s的准备时间，然后用户按指示计算一组3位数和2位数的乘法如“792*64”，在这一过程中采集并记录用户的脑电数据，30s后结束此次数据采集，用户休息5s后再重复这一过程，总共记录下专注状态下的60组1s长度的脑电数据。在放松任务下，首先有8s的准备时间，然后用户按指示注视空白屏幕并进入放松状态，60s后结束这一过程，总计采集到60组脑电数据；将数据分割为1s长度的数据段，得到专注和放松状态下共计120组的脑电数据；

[0036] 第3步：对于每段脑电数据，都采用相空间重构算法进行处理，重构为相空间矢量X(N)；对每段脑电数据X(N)进行相空间重构的过程包括以下步骤：

[0037] A. 根据前期大量统计分析的结果，设定最优的经验参数：时间延迟 τ 为9，嵌入维数 m 为7。时间延迟 τ 和嵌入维数 m 是相空间重构的两个重要参数，一个较合适的延迟时间可以消除重建后维与维之间的强相关性，消除信息冗余，还可以避免因为延迟时间太大导致维与维之间的动力学关联性消失。而一个合适的嵌入维数可以使相轨迹充分展开。

[0038] B. 对一维脑电数据 x 进行相空间重构，得到如下形式的相空间矢量 $X(N)$ ，其中 M 为相空间重构后矢量点的个数， N 为有效数据的长度，定义 $N=M+(m-1)\tau$ 。

$$[0039] \quad X = \begin{pmatrix} X_1 \\ X_2 \\ \dots \\ X_M \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 & x_{1+\tau} & \dots & x_{1+(m-1)\tau} \\ x_2 & x_{2+\tau} & \dots & x_{2+(m-1)\tau} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_M & x_{M+\tau} & \dots & x_{M+(m-1)\tau} \end{pmatrix}$$

[0040] 第4步：提取相空间中的所有矢量 X_1, X_2, \dots, X_M 作为网络节点，对每段数据构造一个复杂脑网络，并计算各个网络的平均度 k 和平均聚类系数 c ；构造复杂脑网络并计算平均度 k 和平均聚类系数 c 的过程，包括以下步骤：

[0041] A. 计算任意两个节点之间 X_i 和 X_j 的欧式距离:

$$[0042] \quad d_{ij} = \sum_{n=1}^m \|X_i(n) - X_j(n)\|$$

[0043] B. 根据前期的统计分析结果, 设定阈值 θ 为75, 计算复杂脑网络的加权邻接矩阵;

$$[0044] \quad a_{ij} = \begin{cases} 1, & d_{ij} \leq \theta \\ 0, & d_{ij} > \theta \end{cases}$$

[0045] 其中 a_{ij} 为构建的复杂网络的加权邻接矩阵中第 i 行、第 j 列的元素。判断两个节点之间的距离与给定阈值的关系, 小于给定阈值设定为两节点之间有连接, 反之距离过大设定为两节点之间无连接。

[0046] C. 计算复杂脑网络的平均度 k 。 k 的表达式如下:

$$[0047] \quad k = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} k_i$$

[0048] 在计算平均度 k 时, 先计算变量 k_i , 它表示节点 i 的度, k_i 的计算过程如下: 根据元素 a_{ij} 计算两个加权邻接矩阵, 相乘得到一个矩阵 F , k_i 等于矩阵 F 中主对角线上的元素累加之和, 矩阵 F 中的元素 $k_{ij} = a_{ih} * a_{hj}$, $h = 0, 1, 2, \dots$, 将矩阵 F 中主对角线上的元素累加后除以 N 得到平均度 k 。

[0049] D. 计算复杂脑网络的平均聚类系数 c 。 c 的表达式如下:

$$[0050] \quad c = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} c_i = \frac{1}{N} \sum_{i \in N} \frac{\sum_{j, h \in N} (w_{ij} w_{ih} w_{jh})^{1/3}}{k_i (k_i - 1)}$$

[0051] 其中, w_{ij} 表示节点 i 和节点 j 之间的连边权重, 即上一步中的新矩阵与加权邻接矩阵做乘法运算后得到的矩阵主对角线上元素的和。利用上一步中求出的变量 k_i 与 $k_i - 1$, 根据表达式计算平均聚类系数 c 。

[0052] 第5步: 使用专注和放松状态下的 k 和 c 的值来训练LDA分类器; 训练LDA分类器的过程, 包括以下步骤:

[0053] A. 分别求出专注状态下 k_1, c_1 和放松状态下 k_2, c_2 的值;

$$[0054] \quad k_1 = \frac{1}{60} \sum_{i=0}^{59} k_i, c_1 = \frac{1}{60} \sum_{i=0}^{59} c_i$$

$$[0055] \quad k_2 = \frac{1}{60} \sum_{i=60}^{119} k_i, c_2 = \frac{1}{60} \sum_{i=60}^{119} c_i$$

[0056] B. 在专注状态的实验中, 利用每一个数据的 k_i 和 c_i 值计算一个 2×2 维的矩阵, 记为 S_1 ;

$$[0057] \quad S1 = \begin{pmatrix} \sum (k_i - k_1)(k_i - k_1) & \sum (k_i - k_1)(c_i - c_1) \\ \sum (c_i - c_1)(k_i - k_1) & \sum (c_i - c_1)(c_i - c_1) \end{pmatrix}$$

[0058] 同理,在放松状态的实验中,也可以得到一个2*2维的矩阵算式记为S2;

$$[0059] \quad S2 = \begin{pmatrix} \sum (k_j - k_2)(k_j - k_2) & \sum (k_j - k_2)(c_j - c_2) \\ \sum (c_j - c_2)(k_j - k_2) & \sum (c_j - c_2)(c_j - c_2) \end{pmatrix}$$

[0060] C. 求LDA分类器的比例系数;首先求一个逆矩阵记为 S_w ,计算过程如下:

$$[0061] \quad S_w = (S1 + S2)^{-1} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix}$$

[0062] 再根据得到的 S_w 矩阵求出分类系数 W_0 和 W_1 ,计算过程如下:

$$[0063] \quad W_0 = A * (k_1 - k_2) + B * (c_1 - c_2)$$

$$[0064] \quad W_1 = C * (k_1 - k_2) + D * (c_1 - c_2)$$

[0065] D. 计算注意力水平的平均数 \bar{y} ;

[0066] 把采集到的120个有效数据的 k_i 和 c_i 值求注意力指数平均 \bar{y} ;

$$[0067] \quad \bar{y} = \frac{1}{120} \sum_{i=0}^{119} (k_i * W_0) + (c_i * W_1)$$

[0068] 第6步:实时采集脑电信号并进行存储,使用训练好的参数对每1s的数据进行处理,计算用户的实时注意力指数;

[0069] 计算注意力数值的过程,包括以下步骤:

[0070] A. 重复第3-4步,对实时采集的1s数据进行相空间重构,构造复杂脑网络并计算 k 和 c 的数值;

[0071] B. 使用训练好的LDA分类器计算用户的注意力指数 \hat{y} ,表达式如下:

$$[0072] \quad \hat{y} = k * W_0 + c * W_1$$

[0073] C. 在连续3s内统计注意力指数 \hat{y} 大于 \bar{y} 和小于 \bar{y} 的次数,当大于 \bar{y} 的次数多于小于 \bar{y} 的次数时,认为用户的注意力水平已经处于专注状态,反之,认为注意力水平处于放松状态;

[0074] 第7步:输出检测结果,在液晶屏传输分类结果。

[0075] 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。

[0076] 如图1所示本专利提供的用户使用本发明的参考图。用户1坐在椅子上并佩戴好脑波采集设备2后,根据面前的处理器3上的指示开展训练并执行相应的认知活动。该实验在

没有任何电磁屏蔽设施的普通实验室环境下进行,测试者视力正常或者矫正后正常,测试者均无任何遗传或大脑损伤病史,实验前都已认真阅读了实验要求并熟知了实验流程。

[0077] 如图2所示是本专利进行专注和放松实验采集数据时的流程图。开始训练过程,在专注任务下会有6s的休息(准备)时间,然后进行实验,在专注状态下计算一组3位数与2位数的乘法,采集并存储30s的脑电数据,休息5s后重复这一过程;在放松任务下有8s的休息时间,用户注视空白屏幕并处于放松状态,采集并存储60s脑电数据后,训练过程结束。

[0078] 如图3所示是本专利提供的实验程序流程图,整个实验过程由参数训练和正常使用两部分组成。

[0079] 如图4所示是专注和放松状态下的分类结果曲线图。图4-a表示专注时的分类结果曲线图,图4-b表示放松时的分类结果曲线图,图4-c表示由专注状态变为放松状态时的分类结果曲线图。实时计算结果分三部分进行显示:屏幕最上方第1部分区域为EEG Signal,表示脑电信号的波形;中间第2部分区域为Classify Curve,表示用户状态的分类结果,其中高电平表示专注,低电平表示放松;最下方第3部分区域显示了系统的主要参数,其中reclen表示接收到脑电数据的长度,Attention Level表示用户的注意力指数,Concentration/Relaxation表示专注状态的分类结果。以图4A为例说明图中参数的含义:162表示当前接收到脑电数据的长度,30表示当前数据的平均度k的值,0.514表示当前数据的平均聚类系数c的值,0.16表示用户训练的注意力指数的平均值,label表示用户状态的分类结果。图4B和4C参数含义类似,不再重复说明。

[0080] 以上是本发明的优选实施方式,不以此限定本发明的保护范围,应当指出,对于该技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本技术原理前提下,还可以做出若干改进,这些改进也应视为本发明的保护范围。



图1

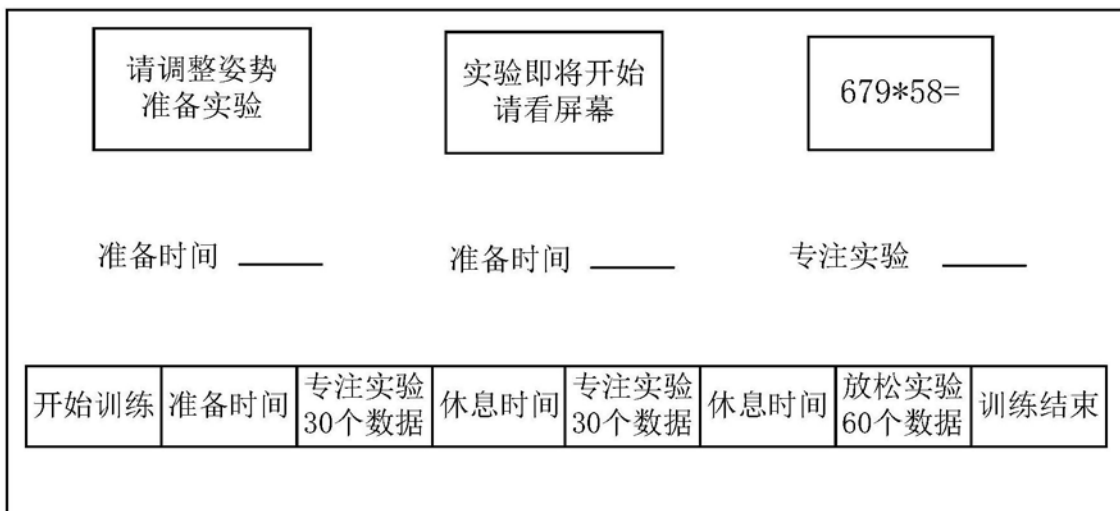


图2

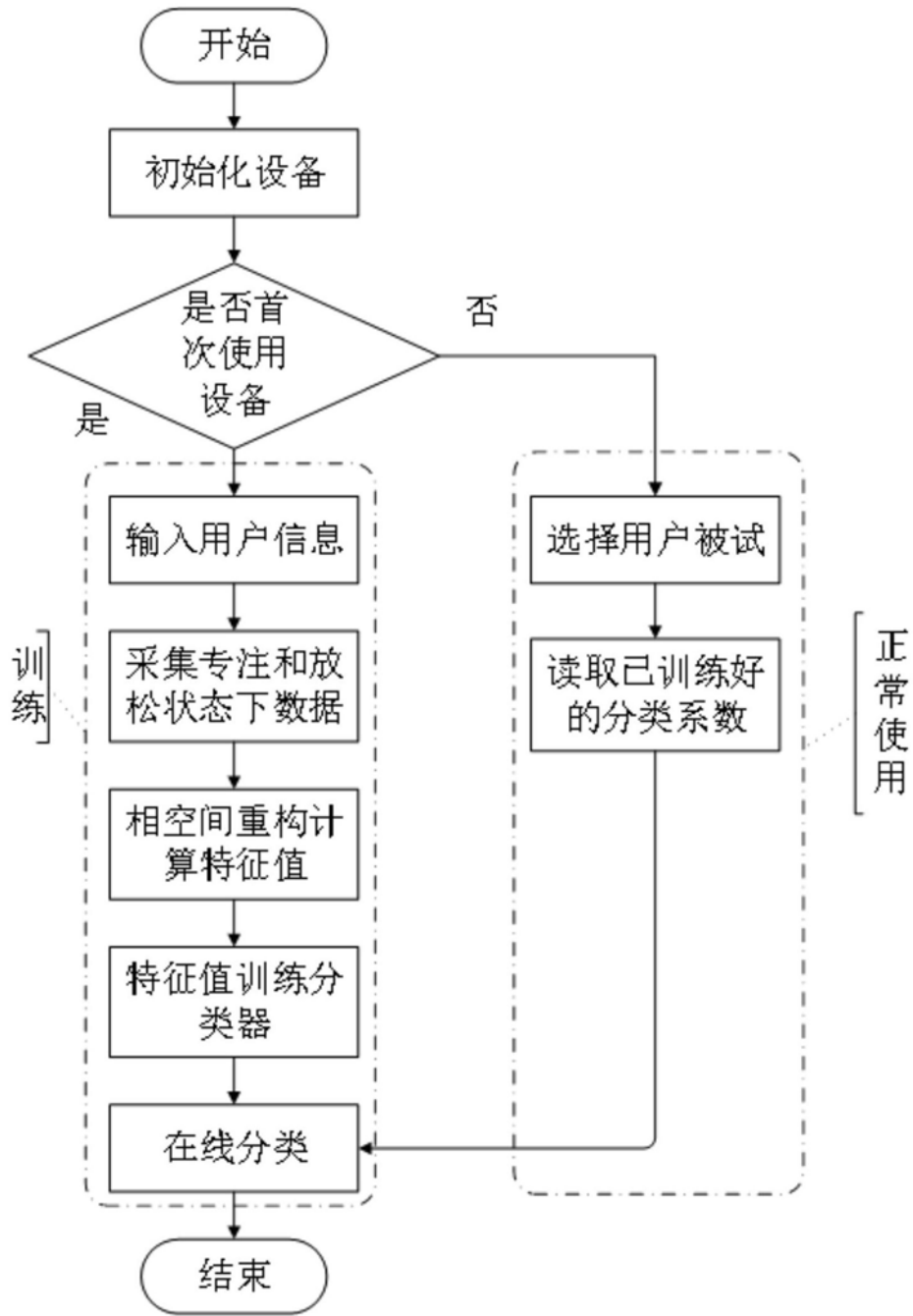


图3

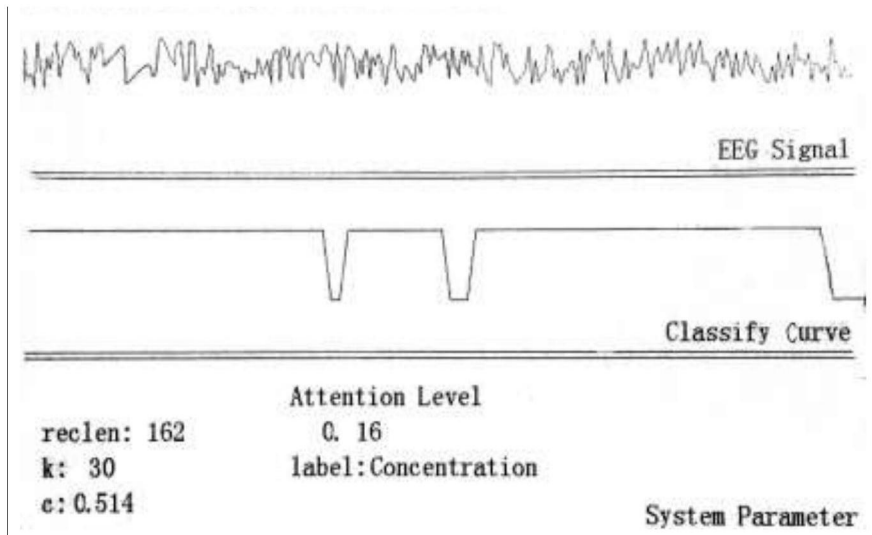


图4A

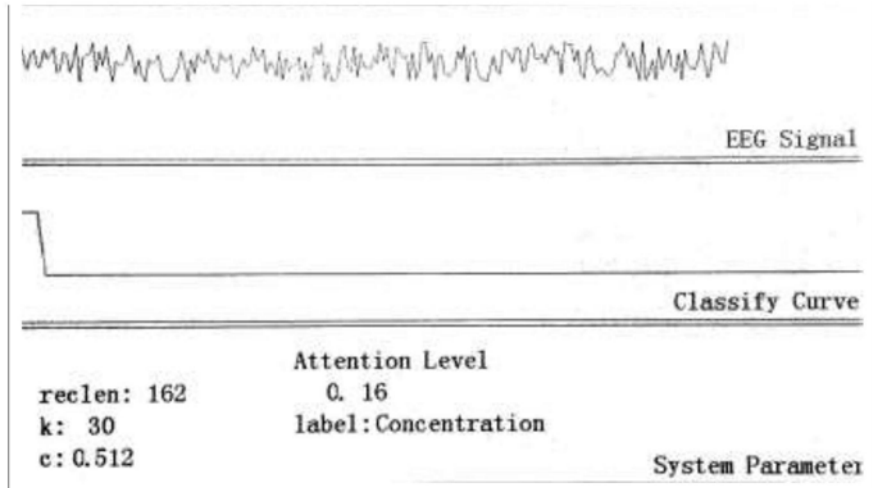


图4B

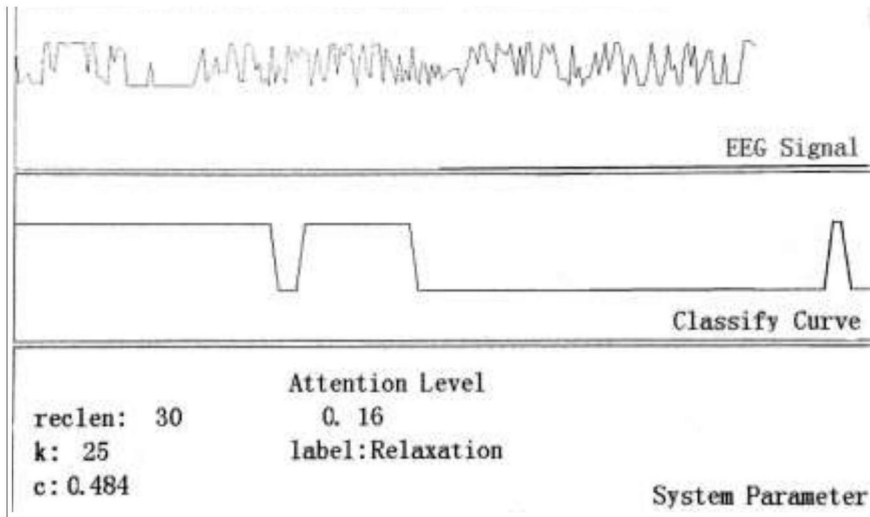


图4C

专利名称(译)	基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法		
公开(公告)号	CN109924975A	公开(公告)日	2019-06-25
申请号	CN201910271446.0	申请日	2019-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	燕山大学		
申请(专利权)人(译)	燕山大学		
当前申请(专利权)人(译)	燕山大学		
[标]发明人	赵靖 纪博伦 张伟 袁亚洲		
发明人	赵靖 纪博伦 张伟 袁亚洲		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/16 A61B5/00		
代理人(译)	张冬花		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于复杂脑网络分析的注意力水平检测方法，是把采集到的专注状态和放松状态下的数据通过相空间重构来构造复杂网络，通过经验统计来选择嵌入维数、时间延迟和阈值参数，求出两种状态下数据的特征值，利用特征值来训练分类器，最后实时采集脑电信号，使用训练好的参数对每1s的数据进行处理，计算用户的注意力水平指数；并把分类结果、特征值和波形曲线在处理器屏幕上显示出来，实现用户的在线分类并且可以看到分类结果。本专利操作简单、实时性强，对用户注意力水平指数能够进行有效准确的分类。

