



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103610447 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 05

(21) 申请号 201310653737. 9

(22) 申请日 2013. 12. 04

(71) 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 明东 李南南 王坤 柯余峰

綦宏志 周鹏 张力新 赵欣

万柏坤

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 温国林

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/16 (2006. 01)

A61B 5/0476 (2006. 01)

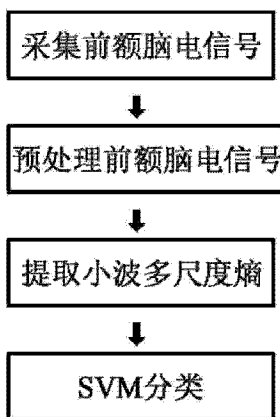
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法,所述方法包括以下步骤:采用银/氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号;采用脑电放大器对前额脑电信号进行放大、滤波处理,随后进行数据预处理,获取到处理后前额脑电信号;编写刺激任务为 n-back;从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征;通过支持向量机对小波多尺度熵特征进行模式识别,得到的结果即为该数据的脑力负荷等级以及识别正确率。该项发明的实验过程在前额上进行,避免了使用前洗头的必要,方便操作的同时,也避免了头发及头皮对信号采集的影响。该项发明可有效地提高脑力负荷检测系统准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益。



1. 一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

(1) 采用银 / 氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号;

(2) 采用脑电放大器对前额脑电信号进行放大、滤波处理,随后进行数据预处理,获取到处理后前额脑电信号;

(3) 编写刺激任务为 n-back;

(4) 从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征;

(5) 通过支持向量机对小波多尺度熵特征进行模式识别,得到的结果即为该数据的脑力负荷等级以及识别正确率。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法,其特征在于,所述采用银 / 氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号的操作为:

在前额设置有两导采集电极,在左右耳设置两导参考电极,两导参考电极作为接地端输入放大器,前额脑电信号采集使用单极导联方式。

3. 根据权利要求 1 所述的一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法,其特征在于,所述从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征的操作为:

1) 采用小波分解,将前额脑电信号进行 8 个尺度的信号分解与重构;

2) 对于给定的 t 个点的重构后前额脑电信号 $X(t)$ 将其表示为序列 $\{X(i)\}$,将序列 $\{X(i)\}$ 按顺序组成 m 维矢量,即 $X_m(i)=[X(i), X(i+1), \dots, X(i+m-1)]$;

3) 计算矢量 $X_m(i)$ 与其余矢量 $X_m(j)$ 之间的距离 $d[X_m(i), X_m(j)]$;

4) 给定一个相似容限 r 值,对每一个 i 值统计 $d[X_m(i), X_m(j)] < r$ 的数目,以及此数目与总的距离数目 $t-m-1$ 的比值 $B_i^m(r)$;

5) 求 $B_i^m(r)$ 对所有 i 值的平均值 $B^m(r)$;

6) 增加维数为 $m+1$,构造 $m+1$ 维矢量,重复步骤 1)-4) 的操作,得到 $B_i^{m+1}(r)$ 对所有 i 值的平均值 $B^{m+1}(r)$;

7) 前额脑电信号的样本熵为: $\text{SampEn}(m, r) = -\ln[B^{m+1}(r)/B^m(r)]$ 。

一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑力负荷检测领域,特别涉及一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法。

背景技术

[0002] 近年来,随着信息技术的飞速发展,在操作任务中人的脑力负荷程度不断加大,脑力负荷已成为系统设计中必须考虑的重要课题,其检测技术引起广泛的关注。脑力负荷,指作业人员为达到业绩标准而付出的注意力大小,其涉及到完成某项任务时的工作要求、时间压力、作业人员的能力和努力程度,以及任务不顺利时的挫折感等。

[0003] 由定义可知,脑力负荷是一个多维的概念,目前脑力负荷测量的方法主要有如下 4 类:(1) 主观测量法:该方法要求操作者陈述特定操作过程中的脑力负荷体验,或根据脑力负荷体验对操作活动进行难度顺序的排列,通常要给出一些定义和规则以指导操作人员的评估;(2) 主任务测量法:通过测量主任务操作绩效来评估操作者的脑力负荷大小,常用绩效指标有执行速度、准确率、反应时和错误率等;(3) 次任务测量法:该方法指操作人员被要求同时做两件工作,操作人员把主要精力放在主任务上,当他有多余的能力时,尽量做辅助任务。常用的辅任务有选择反应、追踪任务、监视、记忆、数字计算、时间估计等;(4) 生理学测量法:通过测量操作者的某些生理指标的变化来反映其脑力负荷的变化。主观测量法简单无干扰,但由于易受个体特征、认知策略以及个体的心理和生理状况等多种因素影响,其评定结果容易出现较大的偏差;任务测量法效度较高,但任务绩效与脑力负荷的关系不一定是简单的线性关系;由于生理参数的客观、实时性,因此生理学测量法是在线检测脑力负荷的首选方法。

[0004] 脑电 (EEG) 是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面表现出的电现象,它包含了丰富能够反映生理、心理状态的信息,其节律随着精神状态的变化而不断改变,不同的脑力负荷程度会使脑电信号产生不同的变化。因此,根据脑电信号的变化,可推测大脑活动的功能状态,从而检测出特定任务的脑力负荷强度。实际脑电信号中都包含有趋势、突变、事件的开始与结束等特征,这些变化中蕴含着非常重要的信息,脑电信号可以看作是发生在不同时间尺度上不同结构的重叠结果。

[0005] 传统的脑电信号采集方法需要配备多导联电极帽,实验时需要打导电膏,操作较复杂,并且给受试者带来不适,影响了其操作绩效的发挥,这些均为脑力负荷在线检测方法

发明内容

[0006] 本发明提供了一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法,本发明只需要采集人头部前额的两导脑电信号,简化了操作,通过采集前额脑电,结合小波多尺度熵及支持向量机,提高了脑力负荷分类正确率,详见下文描述:

[0007] 一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法,所述方法包括以下步骤:

- [0008] (1) 采用银 / 氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号 ;
- [0009] (2) 采用脑电放大器对前额脑电信号进行放大、滤波处理, 随后进行数据预处理, 获取到处理后前额脑电信号 ;
- [0010] (3) 编写刺激任务为 n-back ;
- [0011] (4) 从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征 ;
- [0012] (5) 通过支持向量机对小波多尺度熵特征进行模式识别, 得到的结果即为该数据的脑力负荷等级以及识别正确率。
- [0013] 所述采用银 / 氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号的操作为 :
- [0014] 在前额设置有两导采集电极, 在左右耳设置两导参考电极, 两导参考电极作为接地端输入放大器, 前额脑电信号采集使用单极导联方式。
- [0015] 所述从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征的操作为 :
- [0016] 1) 采用小波分解, 将前额脑电信号进行 8 个尺度的信号分解与重构 ;
- [0017] 2) 对于给定的 t 个点的重构后前额脑电信号 $X(t)$ 将其表示为序列 $\{X(i)\}$, 将序列 $\{X(i)\}$ 按顺序组成 m 维矢量, 即 $X_m(i)=[X(i), X(i+1), \dots, X(i+m-1)]$;
- [0018] 3) 计算矢量 $X_m(i)$ 与其余矢量 $X_m(j)$ 之间的距离 $d[X_m(i), X_m(j)]$;
- [0019] 4) 给定一个相似容限 r 值, 对每一个 i 值统计 $d[X_m(i), X_m(j)] < r$ 的数目, 以及此数目与总的距离数目 $t-m-1$ 的比值 $B_i^m(r)$;
- [0020] 5) 求 $B_i^m(r)$ 对所有 i 值的平均值 $B^m(r)$;
- [0021] 6) 增加维数为 $m+1$, 构造 $m+1$ 维矢量, 重复步骤 1)-4) 的操作, 得到 $B_i^{m+1}(r)$ 对所有 i 值的平均值 $B^{m+1}(r)$;
- [0022] 7) 前额脑电信号的样本熵为 : $\text{SampEn}(m, r) = -\ln[B^{m+1}(r)/B^m(r)]$ 。
- [0023] 本发明提供的技术方案的有益效果是 : 本发明只需要采集人头部前额的两导脑电, 操作方便、快捷, 不影响操作者正常操作, 为脑力负荷的在线检测提供了便捷。通过采集前额脑电, 结合小波多尺度熵及支持向量机, 得到较高的脑力负荷分类正确率。该项发明的实验过程在前额上进行, 避免了使用前后洗头的必要, 方便操作的同时, 也避免了头发及头皮对信号采集的影响。同时, 小波多尺度熵可从多个角度表征出脑电信号的复杂度, 从而提高脑力负荷检测正确率。该项发明可有效地提高脑力负荷检测系统准确性和简便性, 并获得可观的社会效益和经济效益。

附图说明

- [0024] 图 1 为本发明采用的实验装置的示意图 ;
- [0025] 图 2 为本方法的检测的流程图 ;
- [0026] 图 3 为刺激任务的示意图 ;
- [0027] 图 4 为刺激界面的示意图 ;
- [0028] 图 5 为小波分解示意图。

具体实施方式

- [0029] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚, 下面将结合附图对本发明实施方

式作进一步地详细描述。

[0030] 参见图 1 和图 2,区别于经典的脑电分析方法,本方法通过计算脑电的小波多尺度信息熵,它结合小波变换与信息熵的优点,可以表征出 EEG 序列的复杂度,从而获得较高的分类正确率,详见下文描述:

[0031] 101:采用银/氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号;

[0032] 它是一种非侵入式电极,抗干扰能力强,可以保证慢电位的可靠记录。电极安放位置见图 1 中的黑色矩形框所示,分别为前额两导采集电极与左右耳两导参考电极,同时后者也作为接地端输入放大器。脑电信号采集使用单极导联方式(该采集方式为本领域技术人员所公知,本发明实施例对此不做赘述),优点在于每个导联记录的是电极所在头皮电位活动的绝对值,便于后期信号处理。

[0033] 102:采用脑电放大器对前额脑电信号进行放大、滤波处理,随后进行数据预处理,获取到处理后前额脑电信号;

[0034] 人体的脑电信号幅度比较小且容易掺杂噪声,需要进行放大和滤波处理。脑电放大器采用 Neuroscan 公司研制的电生理放大器 NuAmp,其采用集成可编程软件,可将采集到的脑电数据放大,以便后续处理。

[0035] 其中,数据预处理包括降采样、带通滤波及去眼电三步,具体处理方法与参数设置为本领域技术人员所公知,本发明实施例对此不做赘述。

[0036] 103:编写刺激任务为 n-back;

[0037] 在硬件系统搭建完成后,就要完善硬件系统的软支持,也就是实验方案及采集程序。刺激界面程序由 E-Prime 软件^[1]编写,参见图 3 和图 4,刺激任务为 n-back,具体操作内容为:26 个字母随机的出现在屏幕中央,操作者需将当前所呈现字母与倒数第 n 个字母进行比较,若相同,则按“←”键,不同按“→”键。操作中,n 依次取 0、1、2、3,即四个脑力负荷等级,每个负荷等级随机出现。每一负荷等级包括 60 个试次(Trials)(表示一次刺激),在每个 Trial 中,字母呈现 0.5s,间隔 3s,即每一等级刺激时间为 3.5min,整个任务总计 14min,中间会根据不同被试的需要给予休息时间,以消除脑力疲劳带来的影响。

[0038] 其中,步骤 103 与步骤 101 与步骤 102 的执行顺序不做限制,即可以先执行步骤 103,在依次执行步骤 101 和 102;或,步骤 103 与步骤 101 同时执行后,再执行步骤 102;或按照目前实施例撰写的顺序进行。

[0039] 104:从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征;

[0040] 脑电信号^[2]中包含有趋势、突变、事件的开始与结束等特征,这些变化中蕴含着非常重要的信息。经典的脑电分析认为 EEG 信号是由许多本质的振荡频率成分组成,如 α 波和 β 波等,当然还有噪声成分叠加在其中,EEG 信号可以看作是发生在不同时间尺度上不同结构的重叠的结果。

[0041] 小波多尺度熵^[3](wavelet entropy, WE)是在小波变换(wavelet transform, WT)的基础上发展起来的信息熵,小波变换工作于一个多尺度的基础上,结合小波变换与信息熵的优点,可以表征出 EEG 序列的复杂度。

[0042] 本方法中小波多尺度熵值的计算分为两步,首先是小波分解,然后是每个分解尺度下的样本熵计算。下述的计算步骤均以一尺度下的脑电信号为例进行说明,其他尺度的脑电信号以此类推,本发明实施例对此不做赘述),参见图 5,首先对处理后前额脑电信号

进行小波分解,由于要分析的脑电信号有用信息在 0-50Hz 之间,所以选择小波分解层数为 7,得到 8 个尺度下的脑电信号。如图 5 所示,尺度为 1 时,将信号分解为低频成分 cA1 与高频成分 cD1,尺度为 2 时,再将低频成分 cA1 分解为次低频成分 cA2 与次高频成分 cD2,依次类推,得出 8 个尺度下的脑电信号,具体分解计算步骤如下:

[0043] 当处理后前额脑电信号 $X(t)$ 通过小波分解到第 j 分辨层后得到 2^{n-1} 个等带宽的子空间。在子空间 U_j^{n-1} 的子信号 $X_j^n(t)$ 能够重构成:

[0044]

$$X_j^n(t) = \sum_k D_k^{j,n} \psi_{j,k}(t) \quad k \in Z \quad (1)$$

[0045] 式中, $D_k^{j,n}$ 是子空间 U_j^{n-1} 的小波分解系数, $\psi_{j,k}(t)$ 为小波函数, Z 表示整数, k 为一整数变量, $n-1$ 表示空间 U_j^{n-1} 的空间维数。

[0046] 因此,处理后前额脑电信号 $X(t)$ 能被重构为

[0047]

$$X(t) = \sum_{n=1}^{2^{-j}} X_j^n(t) = \sum_{n=1}^{2^{-j}} \sum_k D_k^{j,n} \psi_{j,k}(t) \quad (2)$$

[0048] 然后计算重构后的前额脑电信号 $X(t)$ 的样本熵(计算中参数 m 是预先选定的模式维数,本方法设为 $m=2$,参数 r 是预先选定的相似容限,设为 $r=0.2$),具体计算步骤如下^[4]:

[0049] 1)对于给定的 t 个点的重构后前额脑电信号 $X(t)$,将其表示为序列 $\{X(i)\}$ 。将序列 $\{X(i)\}$ 按顺序组成 m (这里 m 选为 2) 维矢量,即

$$X_m(i) = [X(i), X(i+1), \dots, X(i+m-1)] \quad (i=1 \sim t-s) \quad (3)$$

[0051] 2) 每个 i 值计算矢量 $X_m(i)$ 与其余矢量 $X_m(j)$ 之间的距离:

[0052]

$$d[X_m(i), X_m(j)] = \max_{k=0 \sim m-1} |X(i+k) - X(j+k)| \quad (i, j = 1 \sim t-s; i \neq j) \quad (4)$$

[0053] 3)给定一个相似容限 r 值(这里 r 选为 0.2),对每一个 i 值统计 $d[X_m(i), X_m(j)] < r$, $(i, j=1 \sim t-m; i \neq j)$ 的数目,以及此数目与总的距离数目 $t-m-1$ 的比值,记作 $B_i^m(r)$,即:

[0054]

$$B_i^m(r) = \{d[X_m(i), X_m(j)] < r \text{ 的数目 } (i \neq j)\} / (t-m-1) \quad (5)$$

[0055] 4) 求 $B_i^m(r)$ 对所有 i 值的平均值,记做 $B^m(r)$,即

[0056]

$$B^m(r) = \frac{1}{t-m} \sum_{i=1}^{t-m} B_i^m(r) \quad (6)$$

[0057] 5) 增加维数为 $m+1$,构造 $m+1$ 维矢量,即

$$X_{m+1}(i) = [X(i), X(i+1), \dots, X(i+m)] \quad (i=1 \sim t-s) \quad (7)$$

[0059] 6) 对每一个 i 值计算矢量 $X_{m+1}(i)$ 与其余矢量 $X_{m+1}(j)$ 之间的距离:

[0060]

$$d[X_{m+1}(i), X_{m+1}(j)] = \max_{k=0 \sim m} |X(i+k) - X(j+k)| \quad (i, j = 1 \sim t-m; i \neq j) \quad (8)$$

[0061] 7) 对每一个 i 值统计 $d[X_{m+1}(i), X_{m+1}(j)] < r$, ($i, j=1 \sim t-m; i \neq j$) 的数目, 以及此数目与总的距离数目 $t-m-1$ 的比值, 记作 $B_i^{m+1}(r)$, 即:

[0062]

$$B_i^{m+1}(r) = \{d[X_{m+1}(i), X_{m+1}(j)] < r \text{ 的数目 } (i \neq j)\} / (t-m-1) \quad (9)$$

[0063] 8) 求 $B_i^{m+1}(r)$ 对所有 i 值的平均值, 记做 $B^{m+1}(r)$, 即

[0064]

$$B^{m+1}(r) = \frac{1}{t-m} \sum_{i=1}^{t-m} B_i^{m+1}(r) \quad (10)$$

[0065] 9) 前额脑电信号的样本熵为:

$$[0066] \quad \text{SampEn}(m, r) = -\ln[B^{m+1}(r)/B^m(r)] \quad (11)$$

[0067] 最后, 对每个尺度下的前额脑电信号求样本熵, 作为每个尺度下的特征值, 并用该特征值进行后续的模式识别。

[0068] 105: 通过支持向量机对小波多尺度熵特征进行模式识别, 得到的结果即为该数据的脑力负荷等级以及识别正确率。

[0069] 模式识别是通过对脑电信号特征的提取和分类来辨识出其脑力负荷程度。支持向量机(SVM)^[5]是近年来在模式识别与机器学习领域中出现的新工具, 以统计学习理论为基础, 有效地避免经典学习方法中过学习、维数灾难、局部极小等传统分类存在的问题, 它适用于小样本、非线性和高维的特征数据, 是处理脑电信号的常用且有力手段。

[0070] 模式识别的过程如下: 在经过了特征提取阶段之后, 本装置采用 10 折交叉验证, 即将所有样本分为 10 份, 其中 9 份作为训练集, 用来训练分类器模型; 剩下的一份为测试集, 每份样本都做一次测试集, 即最后得到 10 个分类正确率, 将 10 个正确率的平均值作为最终的分类识别率。修改支持向量机中的核函数参数 γ 与惩罚因子 c , 由此得出新的分类器模型, 选取平均分类正确率最高的分类器模型作为在线检测的识别模型, 通过该模型对小波多尺度熵特征进行模式识别, 分类器模型的输出即为脑力负荷等级。

[0071] 实际操作时, 受试者操作计算机屏幕上的 n-back 任务, 其执行任务时脑电信息会产生相应的变化: 脑电信号在大脑皮层产生, 由脑电电极探测后经过脑电放大器放大、滤波, 然后由蓝牙将数据传输给计算机; 计算机接收脑电数据并经过后续的数据处理提取受试者在执行任务时的特征信号, 从而将这些特征应用于不同脑力负荷等级的模式识别。即对受试者采集前额脑电数据, 分为 4 组, 每组为一个脑力负荷等级。然后对采集到的所有数据进行上述分析并提取特征, 使用 SVM 分类器进行模式识别, 准确率可以达到 85% 以上。

[0072] 本方法解决了脑力负荷检测指标测量复杂, 不方便的问题, 并且提取的脑电小波多尺度熵, 更适合脑电非平稳、多尺度的特征, 采用支持向量机可有效地提高脑力负荷检测系统的准确性, 该装置的设计给实际应用带来便捷, 并且可应用于多种工作场景。

[0073] 综上所述, 本方法通过采集前额脑电信号, 结合小波多尺度熵特征及支持向量机分类器, 得到较高的脑力负荷分类正确率。该项发明的实验过程在前额上进行, 避免了使用前后洗头的必要, 方便操作的同时, 也避免了头发及头皮对信号采集的影响。该项发明可有

效地提高脑力负荷检测系统准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益。由于该技术操作简单,敏感性强,基于该技术开发的产品可应用于多种场景,如汽车驾驶、航天员操作及特定工作环境等。

[0074] 参考文献

[0075] [1] 陈文锋,崔耀,张建新,心理实验系统 E-Prime 介绍及其应用. 心理科学, 2005, 28(6):1456-1458.

[0076] [2] 李颖洁,邱意宏,朱贻盛,脑电信号分析方法及其应用. 北京:科学出版社, 2009:51.

[0077] [3] 刘冠中,王建军,王在华等,小波多尺度熵在新疆跨断层形变资料中的应用. 地震地质, 2009, 31(3):501-514.

[0078] [4] 周鹏,葛家怡,曹红宝,基于样本熵的运动想象分类研究. 信息与控制, 2008, 2:191-196.

[0079] [5] 杜树新,吴铁军,模式识别中的支持向量机方法. 浙江大学学报, 2003, 37(5): 521-527.

[0080] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0081] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,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、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

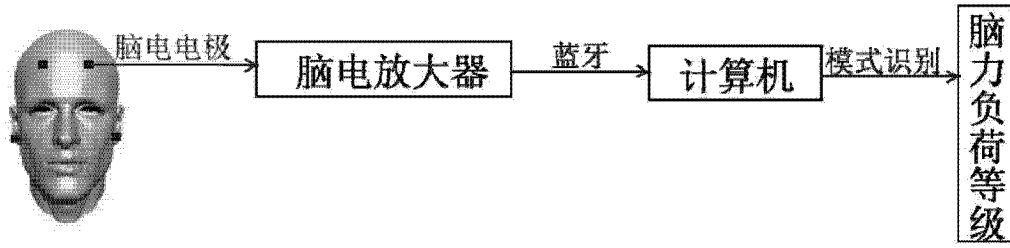


图 1

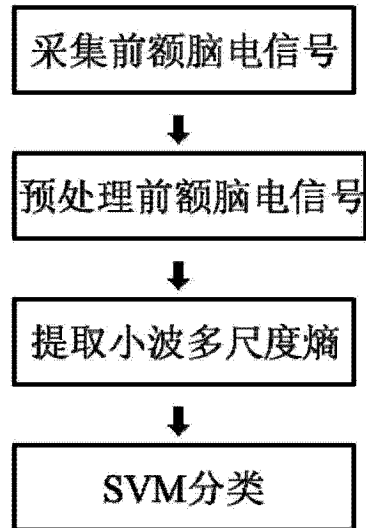


图 2

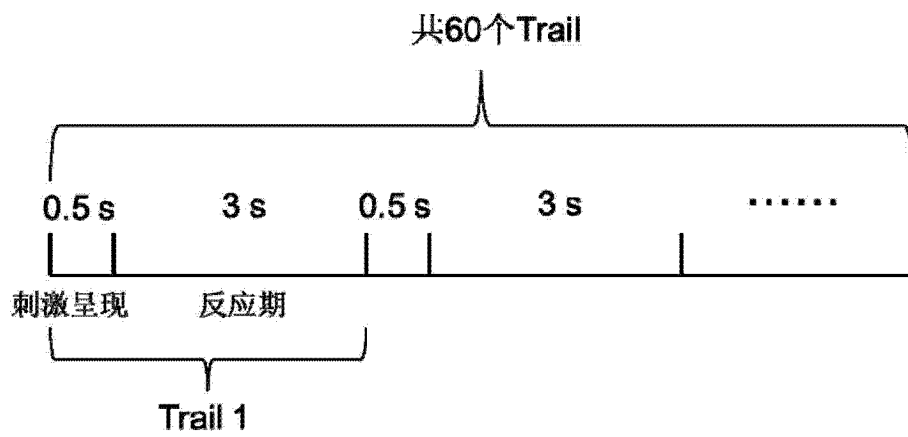


图 3

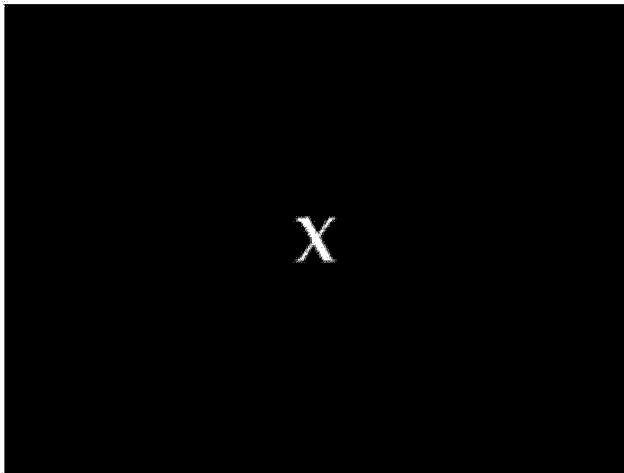


图 4

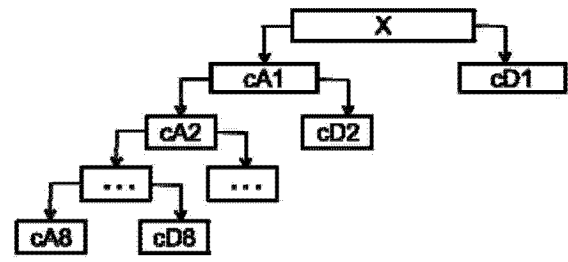


图 5

专利名称(译)	一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法		
公开(公告)号	CN103610447A	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	CN201310653737.9	申请日	2013-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	明东 李南南 王坤 柯余峰 慕宏志 周鹏 张力新 赵欣 万柏坤		
发明人	明东 李南南 王坤 柯余峰 慕宏志 周鹏 张力新 赵欣 万柏坤		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/16 A61B5/0476		
其他公开文献	CN103610447B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于前额脑电信号的脑力负荷在线检测方法，所述方法包括以下步骤：采用银/氯化银电极作为传感器采集前额脑电信号；采用脑电放大器对前额脑电信号进行放大、滤波处理，随后进行数据预处理，获取到处理后前额脑电信号；编写刺激任务为n-back；从处理后前额脑电信号中提取小波多尺度熵特征；通过支持向量机对小波多尺度熵特征进行模式识别，得到的结果即为该数据的脑力负荷等级以及识别正确率。该项发明的实验过程在前额上进行，避免了使用前额洗头的必要，方便操作的同时，也避免了头发及头皮对信号采集的影响。该项发明可有效地提高脑力负荷检测系统准确性和简便性，并获得可观的社会效益和经济效益。

