



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108836327 A

(43)申请公布日 2018.11.20

(21)申请号 201811037835.9

(22)申请日 2018.09.06

(71)申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)  
西源大道2006号

(72)发明人 谢佳欣 刘铁军 尧德中 应少飞  
姜东 陈家鑫 宗欣 董丽娟  
李建福 郜东瑞

(74)专利代理机构 成都虹盛汇泉专利代理有限公司 51268

代理人 王伟

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

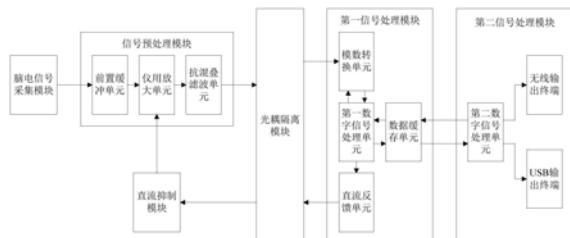
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法,其终端包括依次连接的脑电信号采集模块、信号预处理模块、光耦隔离模块、第一信号处理模块及第二信号处理模块,第一信号处理模块包括第一数字信号处理单元、模数转换单元和数据缓存单元,第二信号处理模块包括第二数字信号处理单元、无线输出终端和USB输出终端。本发明利用用户注视不同起始时间的目标模块时目标模块短暂运动引发对应的视觉诱发电位,根据时域信息的运动起始视觉诱发电位特征,利用线性判别分析算法对采集到的脑电信号中的运动起始视觉诱发电位进行模式识别,并产生相应的控制指令,实现了对运动起始视觉诱发电位的有效应用。



1. 一种基于脑机接口的智能输出终端,其特征在于,包括依次连接的脑电信号采集模块、信号预处理模块、光耦隔离模块、第一信号处理模块及第二信号处理模块;

所述第一信号处理模块包括第一数字信号处理单元、及分别与所述第一数字信号处理单元连接的模数转换单元和数据缓存单元,所述模数转换单元的输入端与所述光耦隔离模块的输出端连接;

所述第二信号处理模块包括第二数字信号处理单元、及分别与所述第二数字信号处理单元连接的无线输出终端和USB输出终端,所述第二数字信号处理单元与所述数据缓存单元进行数据通信。

2. 如权利要求1所述的基于脑机接口的智能输出终端,其特征在于,所述信号预处理模块包括依次连接的前置缓冲单元、仪用放大单元和抗混叠滤波单元,所述前置缓冲单元的输入端与所述脑电信号采集模块连接,所述抗混叠滤波单元的输出端与所述光耦隔离模块连接。

3. 如权利要求2所述的基于脑机接口的智能输出终端,其特征在于,所述第一信号处理模块还包括直流反馈单元,所述直流反馈单元的输入端与第一数字信号处理单元连接,所述直流反馈单元的输出端通过所述光耦隔离模块与直流抑制模块的输入端连接,所述直流抑制模块的输出端与所述仪用放大单元连接。

4. 一种应用如权利要求1-3任一所述的基于脑机接口的智能输出终端的脑电信号识别方法,其特征在于,包括以下步骤:

A、获取脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据,  
B、分别对脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据进行预处理;  
C、分别对步骤B中预处理后的脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据提取特征向量;

D、采用LDA算法对步骤C中提取脑电信号训练集数据得到的特征向量进行训练,得到分类器模型;

E、采用步骤D得到的分类器模型对步骤C中提取脑电信号测试集数据得到的特征向量进行处理,得到脑电信号识别结果。

5. 如权利要求4所述的脑电信号识别方法,其特征在于,所述步骤A中,设置一个目标刺激和三个非目标刺激,在设定呈现时间内观察目标刺激生成运动起始视觉诱发电位。

6. 如权利要求5所述的脑电信号识别方法,其特征在于,所述步骤B中,分别对脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据进行伪迹去除、带通滤波处理、时频窗口优化处理。

7. 如权利要求6所述的脑电信号识别方法,其特征在于,所述步骤C中,分别选取包含N200信号特征和P200信号特征的时间窗,根据刺激起始时间点,分别提取目标刺激和非目标刺激时间窗内的脑电信号,并将时间窗内的脑电信号进行降采样处理后作为特征向量。

8. 如权利要求7所述的脑电信号识别方法,其特征在于,还包括设定脑电信号阈值,计算设定时间内脑电信号的平均值,并判断脑电信号的平均值是否大于脑电信号阈值;若是,则操作完成;若否,则返回步骤A。

9. 如权利要求8所述的脑电信号识别方法,其特征在于,分别计算出N200信号特征时间段内和P200信号特征时间段内的脑电信号的平均值,将脑电信号的平均值与预先设定的N200信号特征阈值和P200信号特征阈值分别进行比较。

10. 如权利要求9所述的脑电信号识别方法,其特征在于,还包括按照生成脑电信号的目标运动情况分别设定对应的指令,根据脑电信号识别结果输出对应的指令。

## 基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于脑机接口技术领域,具体涉及一种基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法。

### 背景技术

[0002] 脑机接口 (Brain-Computer Interface,BCI) 是指人不依赖于常规大脑信息的输出 (外周神经和肌肉组织等),不需要语言或动作,而直接通过脑区的电位活动就可以和外部环境进行信息交互。这不仅可以有效增强身体严重残疾的患者与外界交流或控制外部环境的能力,还能为正常人提供高效的人机接口和交互模式。BCI 系统需要选择一种较稳定的、高信噪比的特征脑电信号来实现与外界的交互,视觉诱发电位 (Visual Evoked Potentials,VEP) 具有较高信噪比而被广泛应用在BCI系统中,它是大脑对视觉刺激 (包括闪烁刺激、颜色交替、图形反转等) 诱发的电位响应。运动感知是视觉系统的基本功能之一,运动起始视觉诱发电位 (Motion Onset Visual Evoked Potential,MOVEP) 在研究人的运动视觉处理机制中具有重要价值,如何在基础研究和临床诊断中进行应用是迫切需要解决的技术难题。

### 发明内容

[0003] 本发明的发明目的是:为了解决现有技术中存在的以上问题,本发明提出了一种基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法,在有效获取脑电信号的基础上,实现智能输出。

[0004] 本发明的技术方案是:一种基于脑机接口的智能输出终端,包括依次连接的脑电信号采集模块、信号预处理模块、光耦隔离模块、第一信号处理模块及第二信号处理模块;

[0005] 所述第一信号处理模块包括第一数字信号处理单元、及分别与所述第一数字信号处理单元连接的模数转换单元和数据缓存单元,所述模数转换单元的输入端与所述光耦隔离模块的输出端连接;

[0006] 所述第二信号处理模块包括第二数字信号处理单元、及分别与所述第二数字信号处理单元连接的无线输出终端和USB输出终端,所述第二数字信号处理单元与所述数据缓存单元进行数据通信。

[0007] 进一步地,所述信号预处理模块包括依次连接的前置缓冲单元、仪用放大单元和抗混叠滤波单元,所述前置缓冲单元的输入端与所述脑电信号采集模块连接,所述抗混叠滤波单元的输出端与所述光耦隔离模块连接。

[0008] 进一步地,所述第一信号处理模块还包括直流反馈单元,所述直流反馈单元的输入端与第一数字信号处理单元连接,所述直流反馈单元的输出端通过所述光耦隔离模块与直流抑制模块的输入端连接,所述直流抑制模块的输出端与所述仪用放大单元连接。

[0009] 本发明还提出了一种应用基于脑机接口的智能输出终端的脑电信号识别方法,包括以下步骤:

- [0010] A、获取脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据，  
[0011] B、分别对脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据进行预处理；  
[0012] C、分别对步骤B中预处理后的脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据提取特征向量；  
[0013] D、采用LDA算法对步骤C中提取脑电信号训练集数据得到的特征向量进行训练，得到分类器模型；  
[0014] E、采用步骤D得到的分类器模型对步骤C中提取脑电信号测试集数据得到的特征向量进行处理，得到脑电信号识别结果。  
[0015] 进一步地，所述步骤A中，设置一个目标刺激和三个非目标刺激，在设定呈现时间内观察目标刺激生成运动起始视觉诱发电位。  
[0016] 进一步地，所述步骤B中，分别对脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据进行伪迹去除、带通滤波处理、时频窗口优化处理。  
[0017] 进一步地，所述步骤C中，分别选取包含N200信号特征和P200信号特征的时间窗，根据刺激起始时间点，分别提取目标刺激和非目标刺激时间窗内的脑电信号，并将时间窗内的脑电信号进行降采样处理后作为特征向量。  
[0018] 进一步地，还包括设定脑电信号阈值，计算设定时间内脑电信号的平均值，并判断脑电信号的平均值是否大于脑电信号阈值；若是，则操作完成；若否，则返回步骤A。  
[0019] 进一步地，分别计算出N200信号特征时间段内和P200信号特征时间段内的脑电信号的平均值，将脑电信号的平均值与预先设定的N200信号特征阈值和P200信号特征阈值分别进行比较。  
[0020] 进一步地，还包括按照生成脑电信号的目标运动情况分别设定对应的指令，根据脑电信号识别结果输出对应的指令。  
[0021] 本发明的有益效果是：本发明利用用户注视不同起始时间的目标模块时目标模块短暂运动引发对应的视觉诱发电位，根据时域信息的运动起始视觉诱发电位特征，利用线性判别分析算法对采集到的脑电信号中的运动起始视觉诱发电位进行模式识别，并产生相应的控制指令，实现了对运动起始视觉诱发电位的有效应用。

## 附图说明

- [0022] 图1是本发明的基于脑机接口的智能输出终端的结构示意图；  
[0023] 图2是本发明的脑电信号识别方法的流程示意图。

## 具体实施方式

[0024] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，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用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0025] 如图1所示，为本发明的基于脑机接口的智能输出终端的结构示意图；一种基于脑机接口的智能输出终端，包括依次连接的脑电信号采集模块、信号预处理模块、光耦隔离模块、第一信号处理模块及第二信号处理模块；

[0026] 所述第一信号处理模块包括第一数字信号处理单元、及分别与所述第一数字信号

处理单元连接的模数转换单元和数据缓存单元,所述模数转换单元的输入端与所述光耦隔离模块的输出端连接;

[0027] 所述第二信号处理模块包括第二数字信号处理单元、及分别与所述第二数字信号处理单元连接的无线输出终端和USB输出终端,所述第二数字信号处理单元与所述数据缓存单元进行数据通信。

[0028] 在本发明的一个可选实施例中,上述脑电信号采集模块采用多通道脑电采集电极,采集用户注视不同起始时间的目标模块时目标模块短暂运动引发对应的视觉诱发电位。

[0029] 在本发明的一个可选实施例中,上述信号预处理模块包括依次连接的前置缓冲单元、仪用放大单元和抗混叠滤波单元,所述前置缓冲单元的输入端与所述脑电信号采集模块连接,所述抗混叠滤波单元的输出端与所述光耦隔离模块连接。

[0030] 为了抑制人体携带的工频干扰及其它生活干扰,前置缓冲单元采用高阻抗前置缓冲级放大器对脑电信号进行预处理,实现阻抗匹配。

[0031] 脑电信号是微伏级的低频电压信号,为实现无失真高增益放大,脑电信号先通过差分放大电路进行差模放大,再通过电压跟随器进行缓冲和隔离;仪用放大单元采用INA128精密低功耗仪表放大器,在同类器件中具有最小的电压噪声密度和极高的共模抑制比。INA128的电压噪声密度低至 $5.4nV/\sqrt{Hz}$ ,电源抑制比可达到90dB@10Hz,共模抑制比最小可达到120dB,且可方便地通过一个外部电阻设置增益。本发明通过设置500倍放大倍数实现高共模抑制比和低噪声差分放大电路。积分电路可消除直流偏置,保证放大器良好的共模抑制比,同时保证信号的稳定度,又不损失脑电信号中的低频信息。电压跟随器用以提高仪表运放的驱动能力。

[0032] 高频噪声会使信号采样发生混叠,加大后期数字信号处理难度,因此抗混叠滤波单元采用OPA2188精密运算放大器滤除高频干扰,在时间和温度范围内接近零漂移,其在0.1Hz~10Hz频段内噪声仅为0.,电源抑制比高达142dB@10Hz。采用OPA2188构成4阶巴特沃斯精密抗混叠滤波器,其可在信号带宽内产生较低噪声并提供最大的通带平坦度。

[0033] 在本发明的一个可选实施例中,为了降低脑电信号中的噪声,同时保证电路安全性,本发明在信号预处理模块和第一信号处理模块之间设置光耦隔离模块。

[0034] 在本发明的一个可选实施例中,模数转换单元用于接收光耦隔离处理后的脑电信号,并进行模数转换处理,将脑电信号转换为数字信号并传输至第一信号处理模块;本发明具体采用ADS1278模数转换器,ADS1278内部集成有多个独立的高阶斩波稳定调制器、FIR数字滤波器、输入多路复用器等功能,可实现8通道同步采样,具有高精度52ksps的采样率、62kHz带宽、111dB信噪比等,采用高精度工作模式。

[0035] 第一信号处理模块采用数字信号处理器,接收脑电信号后将脑电信号存储至数据缓存单元;

[0036] 数据缓存单元采用高速数据缓存器,将数据采集和读取分开,增加系统可控性,提高数字处理器的数据处理能力。

[0037] 在本发明的一个可选实施例中,第一信号处理模块还包括直流反馈单元,所述直流反馈单元的输入端与第一数字信号处理单元连接,所述直流反馈单元的输出端通过所述光耦隔离模块与直流抑制模块的输入端连接,所述直流抑制模块的输出端与所述仪用放大

单元连接。

[0038] 在本发明的一个可选实施例中,第二数字信号处理单元采用高速数字信号处理器,读取数据缓存单元中存储的脑电信号,并对脑电信号进行识别处理,生成控制指令后分别通过无线输出终端和USB输出终端输出。

[0039] 为了对本发明的基于脑机接口的智能输出终端作进一步说明,本发明还提出了一种应用基于脑机接口的智能输出终端的脑电信号识别方法,如图2所示为本发明的脑电信号识别方法的流程示意图,包括以下步骤:

[0040] A、获取脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据,

[0041] B、分别对脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据进行预处理;

[0042] C、分别对步骤B中预处理后的脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据提取特征向量;

[0043] D、采用LDA算法对步骤C中提取脑电信号训练集数据得到的特征向量进行训练,得到分类器模型;

[0044] E、采用步骤D得到的分类器模型对步骤C中提取脑电信号测试集数据得到的特征向量进行处理,得到脑电信号识别结果。

[0045] 在本发明的一个可选实施例中,上述步骤A中,在电脑屏幕上依次呈现4个刺激,其中一个是目标刺激,3个为非目标刺激,每个刺激呈现时间124ms,每4个刺激组成一个trial,每个trial持续496ms,接着进行下一个trial。每次进行两次trial之后,进行短暂的休息,目前初步设置为3s。用户按照提示注意观察屏幕中出现的目标刺激,忽略屏幕中出现的非目标刺激,生成运动起始视觉诱发电位,并记录目标刺激出现的次数。

[0046] MOVEP信号包含3个主要的信号特征:P100、N200、P200。P100是出现在视觉刺激以后大约100ms的正向波峰。N200主要出现在刺激以后200ms左右出现的负向波谷,是很显著的信号特征,产生于颞枕区并与顶叶皮层区域相关。P200主要出现在240ms左右,其强度随着视觉运动刺激的复杂程度的上升而上升。

[0047] 当用户注视着不同起始时间的目标模块时,模块内的可视目标的短暂运动会诱发出MOVEP信号,其是与该动作的开始相锁定关联的,其信号幅值远大于周围其他模块信号。因此,脑电数据段里包含有与所选目标的动作起始时刻锁定的MOVEP信号,其具有显著的动作相关VEP特征。

[0048] 在本发明的一个可选实施例中,上述步骤B中,用户在进行实验时会受到来自外界(市电的50Hz工频干扰、手机等电磁干扰)和自身(眨眼、走神、不自觉的肢体运动等)的干扰,从而降低脑电数据的可用性,因此本发明分别对脑电信号训练集数据和脑电信号测试集数据进行伪迹去除、带通滤波处理、时频窗口优化处理。伪迹去除采用了独立成分分析(Independent Component Analysis, ICA)方法,并丢弃干扰较为严重的trial;由于MOVEP对应的特征主要集中在低频段,因此使用0.5~12Hz的低通滤波器进行带通滤波,将不需要的高频信号滤除;由于用户间的N200和P200的潜伏期存在差异,为了优化系统的性能,本发明将采用双样本t检验和方差分方法为每个用户选取最优的时间窗。

[0049] 在本发明的一个可选实施例中,上述步骤C中,本发明分别选取包含N200信号特征和P200信号特征的时间窗,根据刺激起始时间点,分别提取目标刺激和非目标刺激时间窗内的脑电信号,并将时间窗内的脑电信号进行降采样处理后作为特征向量,消除可能产生

的过拟合问题。

[0050] 在本发明的一个可选实施例中,上述步骤D中,本发明利用数据中保存标签信息和得到的特征向量,采用LDA算法训练分类器模型。

[0051] 线性判别式分析 (Linear Discriminant Analysis, LDA), 也叫做Fisher线性判别 (Fisher Linear Discriminant, FLD), 基本思想是将高维的模式样本投影到最佳鉴别矢量空间, 以达到抽取分类信息和压缩特征空间维数的效果, 投影后, 保证模式样本在新的子空间有最大的类间距离和最小的类内距离, 即模式在该空间中有最佳的可分离性。使用这种方法能够使投影后模式样本的类间散布矩阵最大, 并且同时类内散布矩阵最小。

[0052] 假设对于一个  $R^n$  空间有  $m$  个样本分别为  $x_1, x_2, \dots, x_m$ , 即每个  $x$  是一个  $n$  行的矩阵, 其中  $n_i$  表示属于  $i$  类的样本个数, 假设有一个有  $c$  个类, 则  $n_1 + n_2 + \dots + n_i + \dots + n_c = m$ 。  $S_b$  是类间离散度矩阵,  $S_w$  是类内离散度矩阵,  $n_i$  是属于  $i$  类的样本个数,  $x_i$  是第  $i$  个样本,  $u$  是所有样本的均值,  $u_i$  是类  $i$  的样本均值。那么类  $i$  的样本均值为

$$[0053] u_i = \frac{1}{n_i} \sum_{x \in classi} x \quad (1)$$

[0054] 同理, 也可以得到总体样本均值为

$$[0055] u = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i \quad (2)$$

[0056] 根据类间离散度矩阵和类内离散度矩阵定义, 可以得到如下公式

$$[0057] S_b = \sum_{i=1}^c n_i (u_i - u)(u_i - u)^T \quad (3)$$

$$[0058] S_w = \sum_{i=1}^c \sum_{x_k \in classi} (u_i - x_k)(u_i - x_k)^T \quad (4)$$

[0059] 还有另一种类间类内的离散度矩阵表达方式

$$[0060] S_b = \sum_{i=1}^c P(i) (u_i - u)(u_i - u)^T \quad (5)$$

[0061]

$$[0061] S_w = \sum_{i=1}^c \frac{P(i)}{n_i} \sum_{x_k \in classi} (u_i - x_k)(u_i - x_k)^T = \sum_{i=1}^c P(i) E\{(u_i - x)(u_i - x)^T \mid x \in classi\} \quad (6)$$

[0062] 其中  $P(i)$  是指  $i$  类样本的先验概率, 即样本中属于  $i$  类的概率 ( $P(i) = \frac{n_i}{m}$ )。

[0063] LDA 作为一个分类的算法, 希望它所分的类之间耦合度低, 类内的聚合度高, 即类内离散度矩阵中的数值要小, 而类间离散度矩阵中的数值要大, 这样的分类的效果才好。这里引入 Fisher 鉴别准则表达式:

$$[0064] J_{fisher}(\varphi) = \frac{\varphi^T S_b \varphi}{\varphi^T S_w \varphi} \quad (7)$$

[0065] 通过最优化下面的准则函数找到有一组最优鉴别矢量构成的投影矩阵  $W_{opt}$ ,

$$[0066] \quad W_{opt} = \arg \max \frac{|W^T S_b W|}{|W^T S_w W|} = [w_1, w_2, \dots, w_n] \quad (8)$$

[0067] 可以证明,当 $S_w$ 为非奇异(一般在实现LDA算法时,都会对样本做一次PCA算法的降维,消除样本的冗余度,从而保证 $S_w$ 是非奇异阵,当然即使 $S_w$ 为奇异阵也是可解的,可以把 $S_w$ 或 $S_b$ 对角化,这里不做讨论,假设都是非奇异的情况)时,最佳投影矩阵 $W_{opt}$ 的列向量恰为下列广义特征方程

$$[0068] \quad S_b \varphi = \lambda S_w \varphi \quad (9)$$

[0069] 由(9)式可以推导出

$$[0070] \quad S_b \varphi_i = \lambda_i S_w \varphi_i \quad (10)$$

[0071] 又由于 $W = [\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_d]$ ,再结合以上两式可以求出

$$[0072] \quad \max = \frac{|\varphi_i^T S_b \varphi_i|}{|\varphi_i^T S_w \varphi_i|} = \frac{|\varphi_i^T \lambda S_w \varphi_i|}{|\varphi_i^T S_w \varphi_i|} = \frac{\lambda_i |\varphi_i^T S_w \varphi_i|}{|\varphi_i^T S_w \varphi_i|} = \lambda_i \quad (11)$$

[0073] 根据公式意义来看,要使得 $\max$ 最大,则只要取 $\lambda_i$ 即可,所以可得出结论:

[0074] 投影矩阵 $W_{opt}$ 的列向量为d个最大特征值所对应的特征向量,其中 $d \leq c-1$ 。

[0075] 通过LDA算法,将用户注视和未注视的目标模块分离开,即把脑电信号分为有和无两类。用户如果注视到某一个目标模块,则定义为有;反之,则为无。

[0076] 在本发明的一个可选实施例中,上述步骤E中,采用训练好的分类器模型对提取脑电信号测试集数据得到的特征向量进行识别,得到脑电信号识别结果,即对应的目标刺激模块。

[0077] 在本发明的一个可选实施例中,本发明在得到用户注视的目标刺激模块后,通过设定脑电信号阈值,并计算设定时间内脑电信号的平均值,判断脑电信号的平均值是否大于脑电信号阈值,即分别计算出N200信号特征时间段内和P200信号特征时间段内的脑电信号的平均值,将脑电信号的平均值与预先设定的N200信号特征阈值和P200信号特征阈值分别进行比较;若是,则按照生成脑电信号的目标运动情况分别设定对应的指令,根据得到用户注视的目标刺激模块输出对应的指令;若否,则返回步骤A继续循环。特别地,当前循环计算出的特征向量与前一循环计算出的特征向量的均值作为当前特征提取步骤中得到的特征向量。

[0078] 本领域的普通技术人员将会意识到,这里所述的实施例是为了帮助读者理解本发明的原理,应被理解为本发明的保护范围并不局限于这样的特别陈述和实施例。本领域的普通技术人员可以根据本发明公开的这些技术启示做出各种不脱离本发明实质的其它各种具体变形和组合,这些变形和组合仍然在本发明的保护范围内。

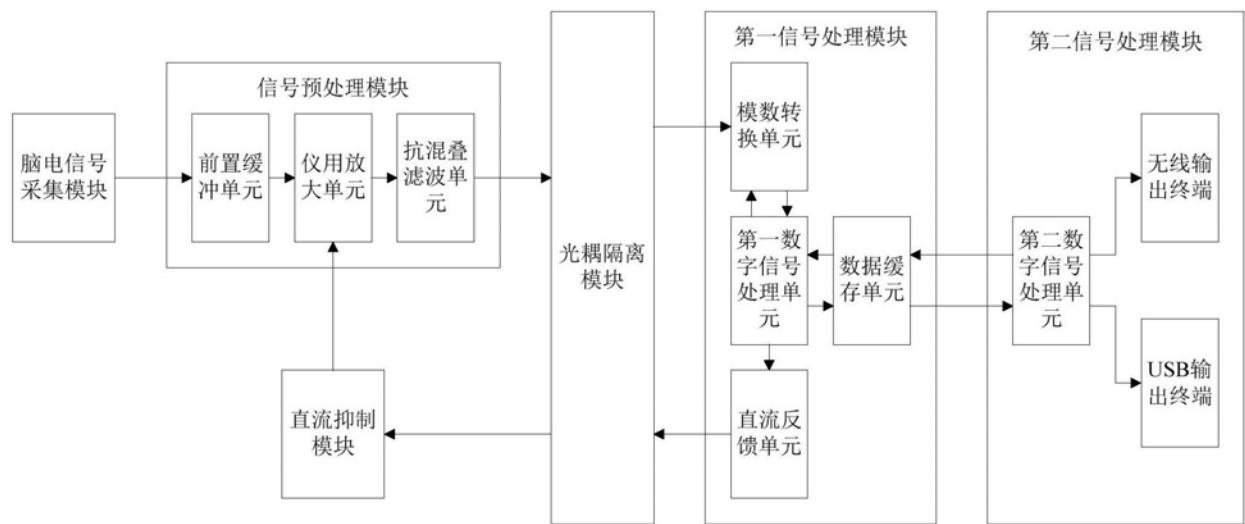


图1

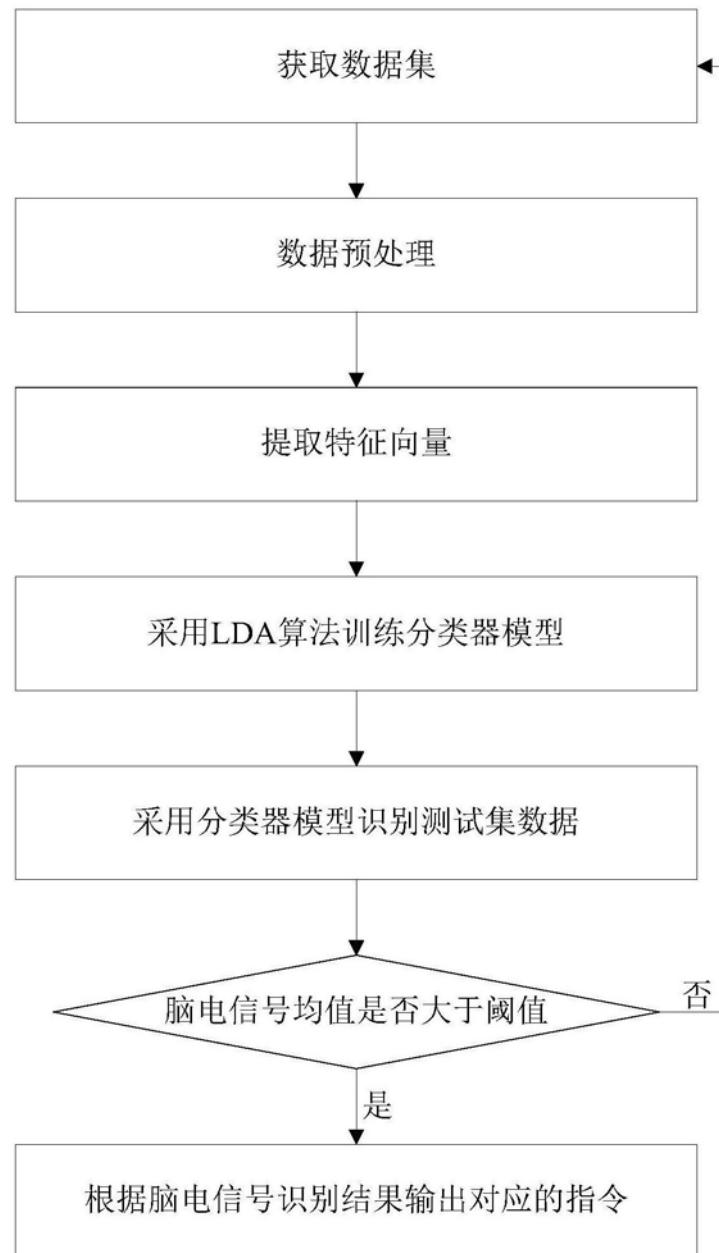


图2

专利名称(译)	基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN108836327A</a>	公开(公告)日	2018-11-20
申请号	CN201811037835.9	申请日	2018-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	谢佳欣 刘铁军 尧德中 应少飞 姜东 陈家鑫 宗欣 董丽娟 李建福 郜东瑞		
发明人	谢佳欣 刘铁军 尧德中 应少飞 姜东 陈家鑫 宗欣 董丽娟 李建福 郜东瑞		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04842 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7267		
代理人(译)	王伟		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明公开了一种基于脑机接口的智能输出终端及脑电信号识别方法，其终端包括依次连接的脑电信号采集模块、信号预处理模块、光耦隔离模块、第一信号处理模块及第二信号处理模块，第一信号处理模块包括第一数字信号处理单元、模数转换单元和数据缓存单元，第二信号处理模块包括第二数字信号处理单元、无线输出终端和USB输出终端。本发明利用用户注视不同起始时间的目标模块时目标模块短暂运动引发对应的视觉诱发电位，根据时域信息的运动起始视觉诱发电位特征，利用线性判别分析算法对采集到的脑电信号中的运动起始视觉诱发电位进行模式识别，并产生相应的控制指令，实现了对运动起始视觉诱发电位的有效应用。

