



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784693 A

(43)申请公布日 2018. 11. 13

(21)申请号 201810616413.0

(22)申请日 2018.06.15

(71)申请人 北京理工大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号

(72)发明人 毕路拯 张经纬 连金岭

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

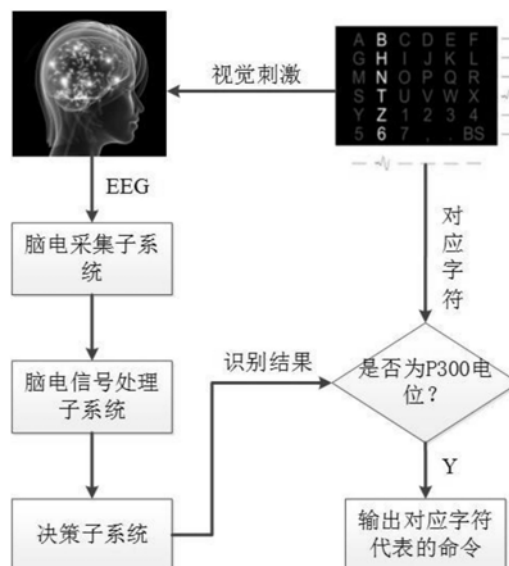
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术

(57)摘要

本发明涉及一种基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术。本发明旨在提高基于P300的动态系统的效率和准确率。本发明通过去除脑电信号(EEG)中的眨眼伪迹和随机噪声,提高了脑电信号(EEG)的信噪比,使其更易于识别;将处理后的脑电信号(EEG)的时域特征作为分类特征,获取特征向量,对特征向量进行降维和模式识别,判断当前脑电信号(EEG)是否属于P300电位,输出对应命令。本发明对于提高基于P300的动态系统的系统效率和准确率有重大意义。本发明属于人机交互科学和认知神经科学领域的综合应用。



1. 基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,包括诱发P300电位的视觉刺激子系统、采集EEG信号的脑电采集子系统、脑电信号处理子系统和决策子系统;其中,视觉刺激子系统应用LCD(或CRT/ HUD)对使用人员进行视觉刺激来诱发P300电位;脑电采集子系统实时采集EEG信号并且进行放大和模数转换,然后把EEG信号传输给脑电信息处理子系统;脑电信号处理子系统对EEG信号进行处理,提高EEG信号的信噪比并将其传输给决策子系统;决策子系统对当前EEG信号是否属于P300电位进行判断并输出最终结果;系统输出判断结果对应的命令。

2. 基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,包括:

步骤1,通过视觉刺激子系统将诱发P300电位的视觉刺激以LCD(或CRT/ HUD等)显示方式提供给使用人员;

步骤2,通过脑电采集子系统实时采集使用人员脑电信号并且进行放大和模数转换;

步骤3,脑电信号处理子系统处理接收使用人员的脑电信号,并对脑电信号进行处理,提高脑电信号的信噪比;

步骤4,决策子系统判断当前脑电信号是否属于P300电位,并输出判断结果;

步骤5,系统根据判断结果输出产生P300电位时对应的命令。

3. 根据权利要求2所述的基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,其中,步骤3包括:

步骤31,对采集到的原始脑电信号执行独立成分分析(ICA),获得与脑电电极数量相等的独立成分;

步骤32,去掉独立成分中的与眨眼伪迹相关的干扰成分,再执行独立成分分析的逆运算以获得去除眨眼伪迹的脑电信号;

步骤33,对去除眨眼的脑电信号进行卡尔曼平滑,以进一步提高脑电信号的信噪比。

4. 根据权利要求2基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,其中,步骤4包括:

步骤41,对处理后的脑电信号进行主成分分析(PCA),降低脑电信号的特征维度;

步骤42,将主成分分析处理后的脑电信号代入支持向量机进行分类,以判断当前脑电信号是否属于P300电位;

步骤43,确定P300电位所对应的行和列,同时处于对应的行和列中的字符即为使用人员希望输出的命令。

5. 根据权利要求3所述的基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,其中,步骤32进一步包括:

步骤321,利用预先采集好的训练数据执行独立成分分析法(ICA),获得与脑电极数量相等的独立成分及解混矩阵;

步骤322,根据脑电拓扑图和眨眼伪迹的时域特征,确定眨眼伪迹相关的独立成分,并计算该独立成分的样本熵值(SampEn);

步骤323,在线使用时计算各独立成分的样本熵值,再根据步骤322中确定的眨眼伪迹的样本熵阈值,去除独立成分中的眨眼干扰。

6. 根据权利要求3所述的基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,其中,步骤33进一步包括:

步骤331,对脑电信号(EEG)先从前向后进行卡尔曼滤波运算;

步骤332,对从前向后滤波后的脑电信号(EEG)再从后向前进行一次卡尔曼平滑运算,以增强信号处理的效果,进一步提高信噪比。

基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术。具体来说,通过对脑电信号进行处理,提高其信噪比使其易于判别,并利用主成分分析和支持向量机对其进行特征降维和判别分离。本发明提出的方法不需要借助任何形式的肢体运动和语言,只需通过使用人员对视觉刺激作出相应的反应,通过对使用人员的脑电信号进行分析获得使用人员的命令意图,实现命令输出。本发明属于人机交互科学和认知神经科学领域的综合应用。

背景技术

[0002] 脑-机接口(BMI)可以通过将大脑信号转换成控制指令来建立人脑与外部设备之间的直接控制通道。对于患有严重运动障碍的患者,如脊髓损伤或肌萎缩性脊髓侧索硬化症(ALS),脑-机接口是其对外界进行交流的有效途径。脑电图(EEG)是一种低成本、易于使用的脑电信号测量技术,其被广泛应用于各种BMI系统。P300电位是一种主要的脑电图信号,它是在小概率刺激发生后约300毫秒出现的正向的电压偏转。

[0003] 由于EEG信号的信噪比低,需要提高其信噪比来提取P300电位。多次重复刺激并取平均是一种常规的检测P300电位的方法。这种方法的主要问题是它会花费很长的检测时间,这会影响到基于P300电位的BMI系统(特别是动态系统)的性能。因此,在单次试验中提取P300电位具有重要的实际意义。

[0004] 一种解决思路是认为P300信号中的噪声是符合高斯分布的随机噪声,因此测量的EEG信号是P300信号和随机噪声的叠加。基于此假设,使用滤波方法提EEG信号的信噪比,以在单次试验中提取P300电位。实际上,测量的EEG信号中有许多类型的噪声,如传感器噪声、电噪声和生理噪声(包括肌肉活动和眨眼伪迹)。其中眨眼伪迹是一个不符合高斯分布且频谱与P300电位混叠的噪声信号,已有的单纯滤波的方法不能有效的去除眨眼伪迹。由于不能有效的去除EEG信号中的噪声,单次提取P300信号的准确率很低。

[0005] 综上所述,现有技术中对于如何在有效地抑制随机噪声的同时去除眨眼伪迹,以及如何提高单次提取P300电位的准确率,尚缺乏有效的解决方案。有效的去除EEG信号中的各种噪声,以提高EEG信号的信噪比和单次提取P300电位的准确率,是本发明的主要目的。

发明内容

[0006] 根据本发明要求,提供一种基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,包括诱发P300电位的视觉刺激子系统、采集EEG信号的脑电采集子系统、脑电信号处理子系统和决策子系统;其中,视觉刺激子系统应用LCD(或CRT/HUD)对使用人员进行视觉刺激来诱发P300电位;脑电采集子系统实时采集EEG信号并且进行放大和模数转换,然后把EEG信号传输给脑电信息处理子系统;脑电信号处理子系统对EEG信号进行处理,提高EEG信号的信噪比并将其传输给决策子系统;决策子系统对当前EEG信号是否属于P300电位进

行判断并输出最终结果；系统输出判断结果对应的命令。

[0007] 本发明涉及一种基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术，所述方法包括：步骤1，通过视觉刺激子系统将诱发P300电位的视觉刺激以LCD(或CRT/ HUD等)显示方式提供给使用人员；步骤2，通过脑电采集子系统实时采集使用人员脑电信号并且进行放大和模数转换；步骤3，脑电信号处理子系统处理接收使用人员的脑电信号，并对脑电信号进行处理，提高脑电信号的信噪比；步骤4，决策子系统判断当前脑电信号是否属于P300电位，并输出判断结果；步骤5，系统根据判断结果输出产生P300电位时对应的命令。

[0008] 所述，视觉刺激子系统由诱发P300电位的刺激界面构成。所述P300电位的刺激界面由6*6字符矩阵组成，矩阵中每一个字符代表相应的命令。所述视觉刺激子系统通过LCD(或CRT/ HUD等)展示给使用人员。

[0009] 所述，步骤2包括：通过置于用户大脑头皮上的脑电电极采集用户的脑电信号，并通过脑电放大器获得并输出待处理的脑电信号，并传送脑电信号处理子系统。

[0010] 所述，步骤3包括：步骤31，对采集到的原始脑电信号执行独立成分分析(ICA)，获得与脑电电极数量相等的独立成分；步骤32，去掉独立成分中的与眨眼伪迹相关的干扰成分，再执行独立成分分析的逆运算以获得去除眨眼伪迹的脑电信号；步骤33，对去除眨眼的脑电信号进行卡尔曼平滑，以进一步提高脑电信号的信噪比。

[0011] 所述，步骤4包括：步骤41，对处理后的脑电信号进行主成分分析(PCA)，降低脑电信号的特征维度；步骤42，将主成分分析处理后的脑电信号代入支持向量机进行分类，以判断当前脑电信号是否属于P300电位；步骤33，确定P300电位所对应的行和列，同时处于对应的行和列中的字符即代表使用人员希望输出该字符对应的命令。

[0012] 所述，步骤32包括：步骤321，取预先采集好的训练数据执行独立成分分析法(ICA)，获得与脑电电极数量相等的独立成分及解混矩阵；步骤322，根据脑电拓扑图和眨眼伪迹的时域特征，确定与步骤321中训练数据的眨眼伪迹相关的独立成分，并计算该独立成分的样本熵值(SampEn)；步骤323，在线使用时计算各独立成分的样本熵值，再根据步骤322中确定的眨眼伪迹的样本熵阈值，去除独立成分中的眨眼干扰。

[0013] 所述，步骤33包括：步骤331，对脑电信号(EEG)先从前向后进行卡尔曼滤波运算；步骤332，对从前向后滤波后的脑电信号(EEG)再从后向前进行一次卡尔曼平滑运算，以增强信号处理的效果，进一步提高信噪比。

[0014] 本发明提出一种基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术，其有利于提高EEG信号的信噪比及P300电位的单次提取准确率。

附图说明

[0015] 图1为本发明的工作系统框图；

[0016] 图2为本发明所需要采集的脑电信号对应的通道位置；

[0017] 图3为本发明的脑电信号处理子系统的流程示意图；

[0018] 图4为信号处理前后EEG信号的时域波形对比；

[0019] 图5为本发明的决策子系统的流程示意图；

具体实施方式

[0020] 本发明所描述的基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术特别适用于严重运动障碍的患者,本领域技术人员可以根据该发明的基本设备和原理,进一步发展P300电位单次提取技术。

[0021] 本发明的基本原理是通过小概率的视觉刺激诱发使用人员产生P300电位,通过对使用人员的脑电信号进行处理来检测是否产生P300电位;将产生P300电位的时刻与命令字符闪烁的时刻相结合,输出产生P300电位的时刻所对应的命令。

[0022] 下面结合附图和具体实施例对本发明提供的基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术进行详细描述。

[0023] 同时,在这里做以说明的是,为了使实施例更加详尽,下面的实施例为最佳、优选实施例,对于一些公知技术本领域技术人员也可采用其他替代方式而进行实施;而且附图部分仅是为了更具体的描述实施例,而并不旨在对本发明进行具体的限定。

[0024] 本发明涵盖任何在本发明的精髓和范围上做的替代、修改、等效方法以及方案。为了使公众对本发明有彻底的了解,在以下本发明优选实施例中详细说明了具体的细节,而对本领域技术人员来说没有这些细节的描述也可以完全理解本发明。另外,为了避免对本发明的实质造成不必要的混淆,并没有详细说明众所周知的方法、过程、流程、元件和电路等。

[0025] 在本发明的实施例中,参考图1,提供了基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术,参考图1,该系统包括视觉刺激子系统、脑电信号采集子系统、脑电信号处理子系统和决策子系统。

[0026] 所述刺激显示子系统的刺激界面如图2所示。根据现有的诱发P300电位技术,依据Odball范式设计了诱发P300电位的视觉刺激,采用36个字符依据6*6矩阵形式排列,每个字符分别对应一个命令。工作时,所述刺激界面的每一行以随机顺序闪烁,若某一行闪烁后使用人员产生P300电位,即代表使用人员选中该行。同理,刺激界面的每一列以随机顺序闪烁,使用人员通过产生P300电位选中某一列。同时在选中的行和列中的字符,即输出的该字符对应的命令。

[0027] 所述脑电采集子系统应用脑电采集仪实时采集脑电信号并且进行放大和模数转换,通过数据线与处理器进行数据传输。采集的脑电电极总数共16个,根据“10-20国际标准导联”将脑电采集电极放置在使用者头部的F3,F4,Fz,C3,C4,Cz,P7,P3,P4,P8,Pz,O1,O2,Oz,T7,T8位置,将参考电极放置在使用者耳垂上的A11、A12位置(各电极位置如图2所示)。采样频率设置为1000Hz。

[0028] 所述脑电信号处理子系统用于接收EEG信号,并且对EEG信号进行处理。系统以0.65s的窗宽对EEG信号进行处理。处理过程如图2所示,包括:步骤1、对原始EEG信号进行独立成分分析运算,去除眨眼伪迹;步骤2、对去除眨眼伪迹的EEG信号进行卡尔曼平滑处理以去除随机噪声,提高EEG信号的信噪比。

[0029] 其中,步骤1具体如下:

[0030] 脑电采集子系统实时采集的EEG信号可以表达为:

[0031] $Y(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_L(t)]^T$

[0032] 其中 $y_L(t)$ 表示第L个电极采集的EEG数据,t为采样时间点。

[0033] 根据不同P300分量的统计特性,EEG信号可以表达为一系列独立成分的线性组

合：

$$[0034] \quad Y(t) = H(t) x(t) + B(t) o(t) + v(t)$$

[0035] 其中 $H(t)$ 和 $B(t)$ 是具有相同维度的观测矩阵, $x(t)$ 是P300电位, $o(t)$ 是眨眼伪迹, $v(t)$ 是独立于P300电位和眨眼伪迹的其余测量信号。本实施例中选择基于Infomax原则的独立成分分析算法来获得独立成分。

[0036] 独立成分分析可以将信号分解成与测量源数量(脑电极数量)相同的独立成分：

$$[0037] \quad S(t) = WY(t)$$

[0038] 其中 $S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_L(t)]^T$, W 为解混矩阵

[0039] EEG信号被分解成独立成分后,根据眨眼伪迹的特点(高幅值的震荡),去除相应的独立成分,最后通过逆变换得到去除眨眼伪迹的EEG信号：

$$[0040] \quad Z(t) = W^{-1}S(t)$$

[0041] 其中,步骤2具体如下：

[0042] 去除眨眼伪迹后的EEG信号可以表达为：

$$[0043] \quad Z(t) = H(t) x(t) + v(t)$$

[0044] 值得注意的是, $v(t)$ 是符合高斯分布的随机噪声,因此可以用卡尔曼平滑将其去除。同时P300可以表达为一个线性的动态系统：

$$[0045] \quad X(t+1) = \Phi(t) X(t) + w(t)$$

[0046] 另 θ 代表对P300电位的真实值 X 的最佳估计,则估计误差可以写为：

$$[0047] \quad \varepsilon(t+1) = Z(t+1) - H(t+1) \theta(t)$$

[0048] 进一步的,利用卡尔曼增益的矩阵 K ,下一时刻的最佳估计可以写为：

$$[0049] \quad \theta(t+1) = \Phi(t) \theta(t) + K(t+1) \varepsilon(t+1)$$

[0050] 进一步的,所述卡尔曼增益矩阵可以由下式计算：

$$[0051] \quad K(t+1) = P(t+1|t) H(t+1)^T \times [H(t+1) \times P(t+1|t) H(t+1)^T + R(t+1)]^{-1}$$

$$[0052] \quad P(t+1|t) = \Phi(t) P(t|t) \Phi(t)^T + Q(t)$$

$$[0053] \quad P(t+1|t+1) = [I - K(t+1) H(t+1)] P(t+1|t)$$

[0054] 进一步的,通过初始化 $\theta(0)$ 和 $P(0|0)$,每一时刻的最佳估计可以利用递推计算。

[0055] 进一步的,对上述估计结构从后向前再进行一次估计,以得到更优的估计结果：

$$[0056] \quad J(t) = P(t|t) \Phi(t+1)^T [P(t+1|t)]^{-1}$$

$$[0057] \quad \theta^b(t) = \theta(t) + J(t) [\theta^b(t+1) - \Phi(t) \theta(t)]$$

$$[0058] \quad P^b(t|t) = P(t|t) + J(t) [P^b(t+1|t+1) - P(t+1|t)] J(t)^T$$

[0059] 所述决策子系统用于判断当前EEG信号是否属于P300电位。判断过程如图2所示,包括:步骤1、EEG信号进行主成分分析运算,降低EEG信号的特征维度;步骤2、利用支持向量机对去除眨眼伪迹的脑电信号。

[0060] 其中,步骤1具体如下：

[0061] 经过处理后的EEG信号,仍然会有很高的特征维度,为了实时处理EEG信号,要求其具有较少的特征维度,以提高系统的速度和效率。本发明中采用主成分分析对EEG信号进行降维处理,以用尽量少的数据代表原始信息。

[0062] 所述主成分分析方法的具体计算步骤如下：

[0063] 1) 整理EEG数据

[0064] 共采集了n个脑电极通道的EEG信号,每个通道的EEG信号有p维,则 EEG信号可以表达为一个 $n \times p$ 维的矩阵Y.

$$[0065] \quad x_i = \frac{X_i - \bar{X}_i}{S_i}$$

[0066] 上式中 X_i 为随机样本变量, \bar{X}_i 为样本均值, S_i 为样本标准差;

[0067] 2) 计算样本均值

[0068] 计算每一列的样本均值,其中, $j=1, 2, \dots, p$.

$$[0069] \quad u_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_{ij}$$

[0070] 3) 计算样本标准差

[0071] 样本标准差可以由下式计算:

$$[0072] \quad S_j = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Y_{ij} - u_j)^2$$

[0073] 4) 标准化数据

$$[0074] \quad y_i = \frac{Y_i - u_i}{S_i}$$

[0075] 上式中 Y_i 为随机样本变量, u_i 为样本均值, S_i 为样本标准差;

[0076] 5) 计算相关系数矩阵

[0077] 相关系数矩阵 $R = (r_{ij})_{p \times p}$ 由下式计算:

$$[0078] \quad r_{ij} = \frac{\sum_{k=1}^n y_{ki} \times y_{kj}}{n-1}$$

[0079] 6) 计算特征值与特征向量

[0080] 先求解特征方程 $|\lambda I - R| = 0$,得到特征值 λ_i ($i=1, 2, \dots, p$),并将特征值按大小顺序排列,即 $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_p \geq 0$;然后求出对应于每个特征值 λ_i 的特征向量 e_i ($i=1, 2, \dots, p$)。

[0081] 7) 选择m个主成分,计算信息贡献率和累积贡献率

$$[0082] \quad \text{主成分信息贡献率: } b_j = \lambda_j / \sum_{k=1}^p \lambda_k \quad (j=1, 2, \dots, p)$$

$$[0083] \quad \text{累积贡献率: } \alpha_p = \sum_{k=1}^m \lambda_k / \sum_{k=1}^p \lambda_k$$

[0084] 通常选择累积贡献率达85-95%的特征值 $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_m$ 对应的第一,第二,……,第m ($m \leq p$) 个主成分,代替原来p个指标变量。

[0085] 其中,步骤2具体如下:

[0086] 采用支持向量机判断当前EEG信号是否属于P300电位。其原理如下:

[0087] 根据给定的训练集

$$[0088] \quad T = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_l, y_l)\} \in (X \times Y),$$

[0089] 其中 $x_i \in X = R_n$,X称为输入空间,输入空间中的每一个点 x_i 由n个属性 特征组成,

$y_i \in Y = \{-1, 1\}$, $i = 1, \dots, l$ 。寻找 R_n 上的一个实值函数 $g(x)$, 以使用 分类函数

[0090] $f(x) = \text{sgn}(g(x))$

[0091] 推断任意一个模式 x 相对应的 y 值的问题为分类问题。若输入的EEG信号 x 对应的 y 代表是, 则判定当前EEG信号为P300电位。否则, 判定当前单位 不属于P300电位。

[0092] 最后应说明的是, 以上实施例仅用以描述本发明的技术方案而不是对本技术方案进行限制, 本发明在应用上可以延伸为其他的修改、变化、应用和实施例, 并且因此认为所有这样的修改、变化、应用、实施例都在本发明的精神和 教导范围内。

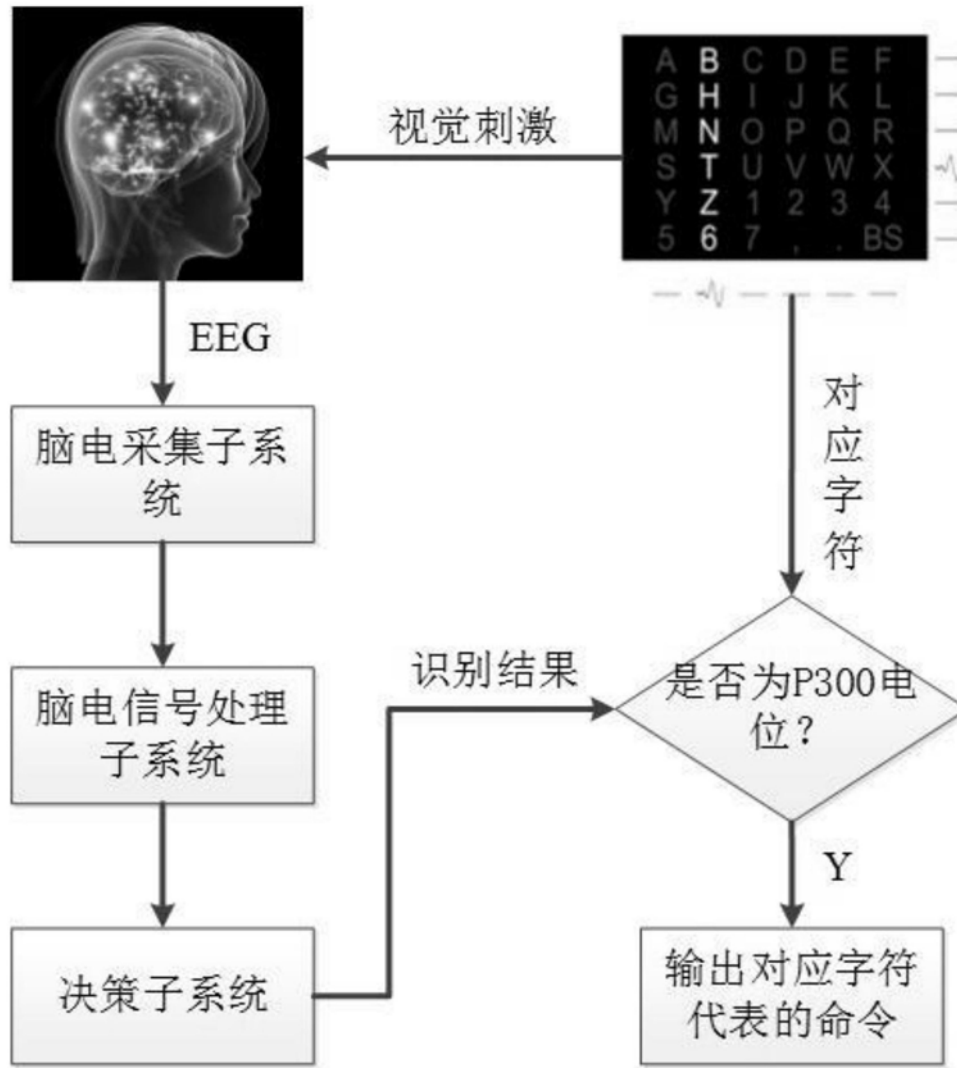


图1

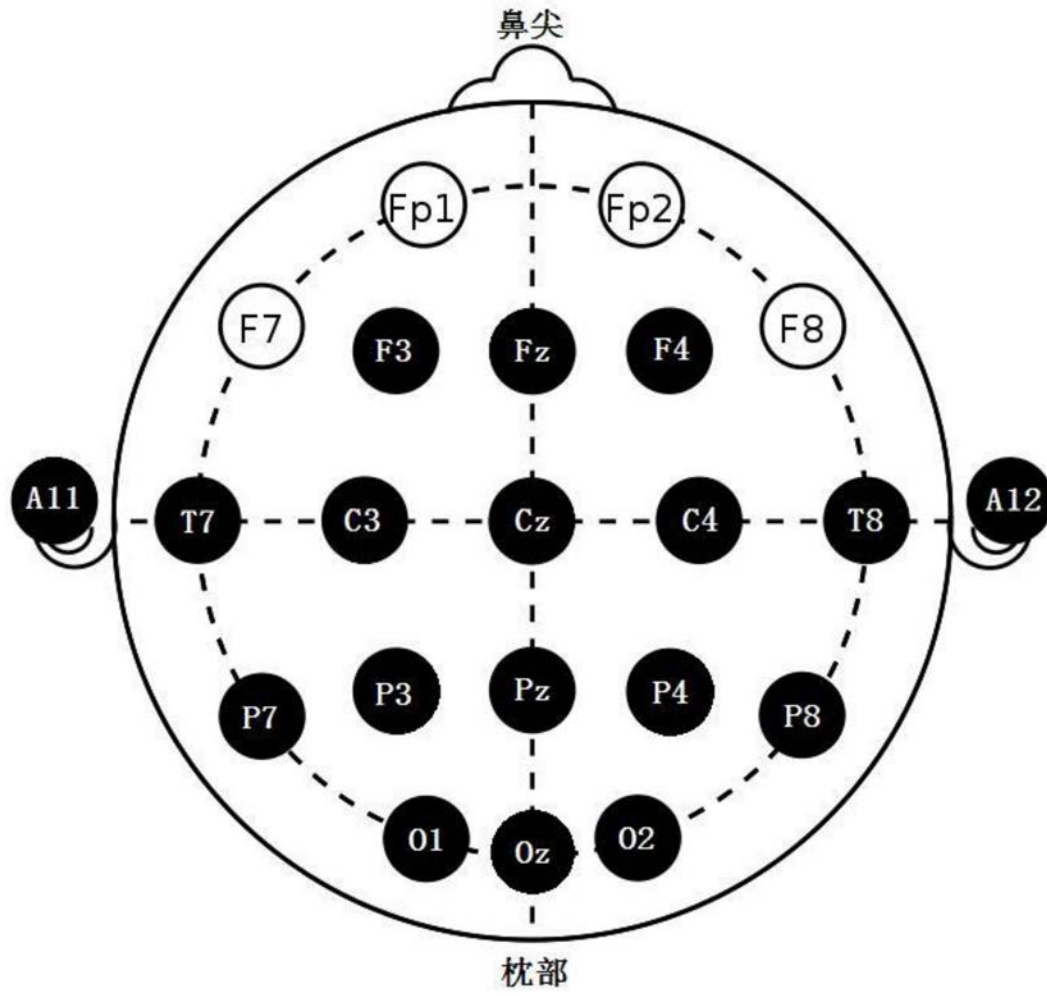


图2

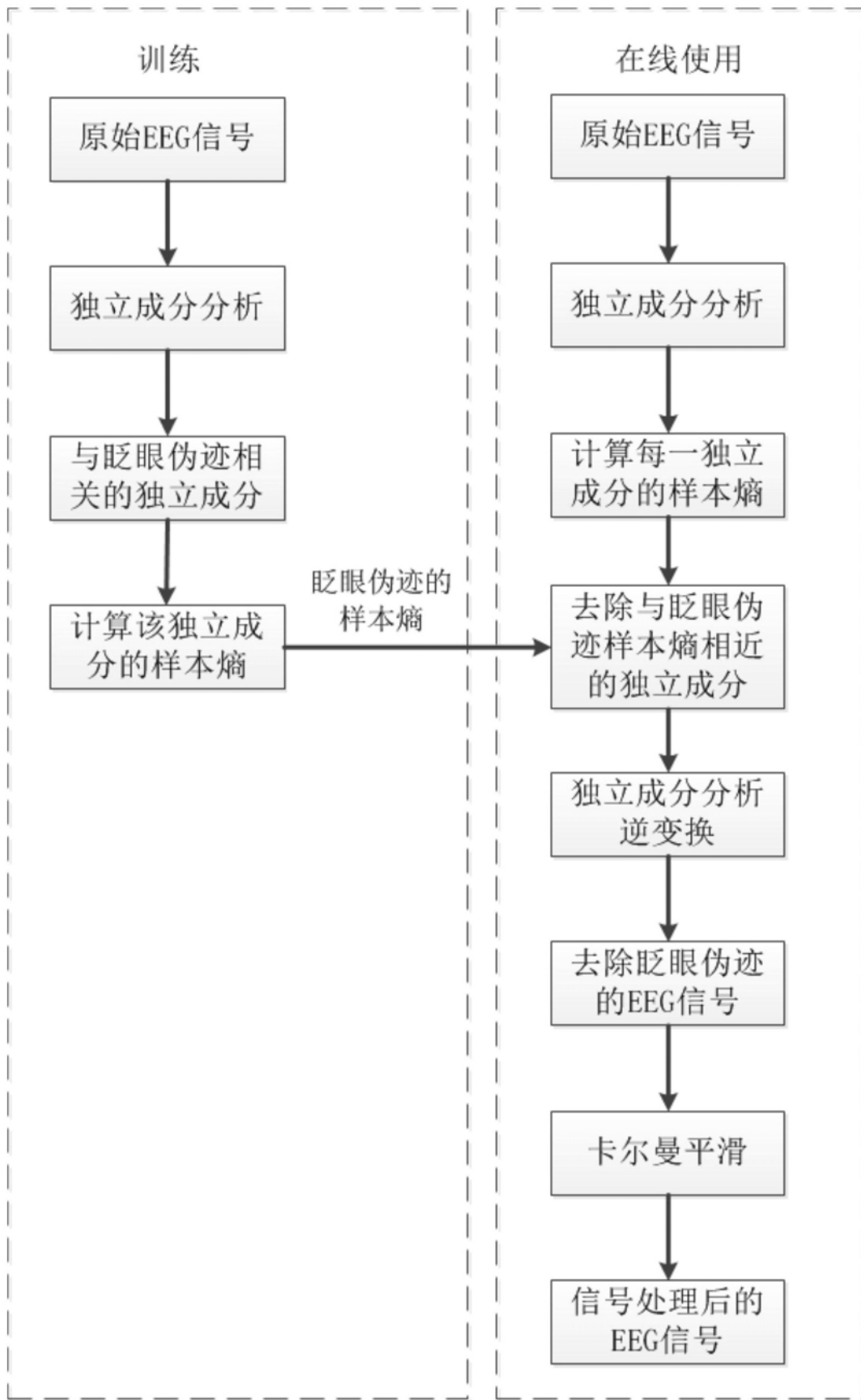


图3

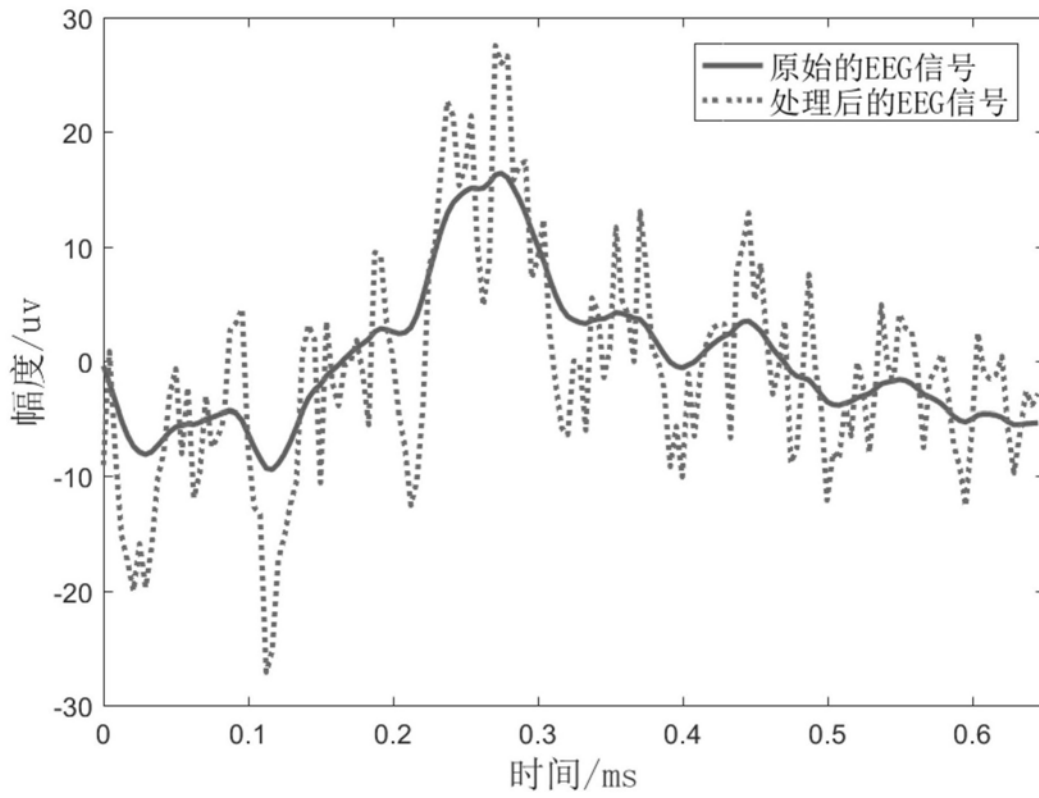


图4



图5

专利名称(译)	基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术		
公开(公告)号	CN108784693A	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201810616413.0	申请日	2018-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
[标]发明人	毕路拯 张经纬 连金岭		
发明人	毕路拯 张经纬 连金岭		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/04842 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725 G06K9/6247		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于独立成分分析和卡尔曼平滑的P300单次提取技术。本发明旨在提高基于P300的动态系统的效率和准确率。本发明通过去除脑电信号(EEG)中的眨眼伪迹和随机噪声，提高了脑电信号(EEG)的信噪比，使其更易于识别；将处理后的脑电信号(EEG)的时域特征作为分类特征，获取特征向量，对特征向量进行降维和模式识别，判断当前脑电信号(EEG)是否属于P300电位，输出对应命令。本发明对于提高基于P300的动态系统的系统效率和准确率有重大意义。本发明属于人机交互科学和认知神经科学领域的综合应用。

