



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114063773 B

(45) 授权公告日 2025. 02. 11

(21) 申请号 202111251632.1
(22) 申请日 2021.10.25
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 114063773 A
(43) 申请公布日 2022.02.18
(73) 专利权人 华南理工大学
 地址 510640 广东省广州市天河区五山路
 381号
 专利权人 人工智能与数字经济广东省实验
 室(广州)
(72) 发明人 李远清 高炜
(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
 限公司 44245
 专利代理师 冯炳辉

(51) Int.Cl.
 G06F 3/01 (2006.01)
 G06F 18/10 (2023.01)
 G06F 18/241 (2023.01)
 G06F 18/214 (2023.01)
 G06F 18/213 (2023.01)
 G06N 3/0464 (2023.01)
 G06N 3/08 (2023.01)
(56) 对比文件
 CN 112162634 A, 2021.01.01
 CN 113017645 A, 2021.06.25
 审查员 王国海

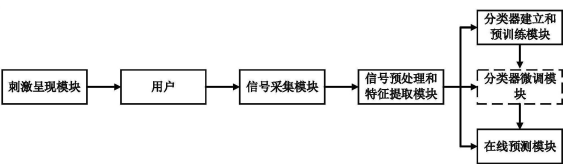
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体
脑机接口系统

(57) 摘要

本发明公开了一种基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,包括:刺激呈现模块,通过图形用户界面呈现视觉刺激,诱发用户P300电位;信号采集模块,采集用户EEG信号;信号预处理和特征提取模块,对EEG信号进行预处理和特征提取;分类器建立和预训练模块,利用采集的大规模EEG数据集进行模型参数优化,拟合出跨个体P300检测预训练模型;分类器微调模块,利用新用户少量样本对跨个体P300检测预训练模型进行微调,拟合出更适合特定新用户的跨个体P300检测微调模型;在线预测模块,利用跨个体P300检测预训练模型或跨个体P300检测微调模型对在线操控过程中预处理后的样本进行预测分析,并输出结果。本发明可缩短甚至完全去除校准阶段,提高脑机接口的实用性和易用性。



1. 基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于,包括:
刺激呈现模块,通过图形用户界面呈现视觉刺激,以诱发用户的P300电位;
信号采集模块,用于采集用户的EEG信号;

信号预处理和特征提取模块,用于对EEG信号进行预处理,包括去除噪声和基线,并对预处理后的信号进行特征提取;

分类器建立和预训练模块,用于建立卷积神经网络模型即CNN模型,并利用采集的大量受试者的大规模EEG数据集进行模型参数优化,拟合出基于卷积神经网络的跨个体P300检测预训练模型;

分类器微调模块,利用新用户少量样本对跨个体P300检测预训练模型进行微调,拟合出更适合特定新用户的跨个体P300检测微调模型;

在线预测模块,利用跨个体P300检测预训练模型或跨个体P300检测微调模型对在线操控过程中采集并经过预处理和特征提取模块处理后的样本进行预测分析,并输出结果;

使用该系统进行跨个体脑机接口操控前,需要事先一次性完成一个跨个体P300检测预训练模型建立环节;该环节只需在系统开发时进行一次,用于建立跨个体P300检测预训练模型,后续用户都采用该模型作为跨个体P300检测预训练模型,无需多次进行该环节;在该环节中,需要招募大量受试者参加数据采集:受试者需要根据刺激呈现模块的提示完成指定任务,同时,信号采集模块采集受试者进行任务时的EEG信号;完成大规模数据采集后,所有不同受试者数据采集全程的EEG信号形成一个多个体大规模数据集;通过信号预处理和特征提取模块对EEG信号进行预处理和特征提取;最终,分类器建立和预训练模块建立一个机器学习模型,并利用多个体大规模数据集的EEG样本特征和标签训练跨个体P300检测预训练模型;至此,跨个体P300检测预训练模型建立环节结束;在用户操控使用阶段,刺激呈现模块为用户呈现刺激,信号采集模块采集用户EEG信号,采集的EEG信号实时通过信号预处理和特征提取模块完成预处理和特征提取,再经过在线预测模块,采用跨个体P300检测预训练模型做出预测,并输出结果;如果对于某用户,采用跨个体P300预训练模型得到的效果不佳,或对性能有更高要求,则让该用户进行一小段校准数据采集,并以跨个体P300检测预训练模型为基础,通过分类器微调模块利用新采集的校准数据进行分类器微调,得到跨个体P300检测微调模型,而在线预测模块则是利用该模型代替跨个体P300检测预训练模型。

2. 根据权利要求1所述的基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于:所述刺激呈现模块通过计算机显示器呈现,所述刺激呈现模块的图形用户界面是方块排列的一个 $m \times n$ 的矩阵虚拟按键界面,其中 m 、 n 为正整数;每个方块对应一个字符,也能够对应控制外部设备所需的各种控制命令;所述刺激呈现模块的工作模式是虚拟按键轮流、时间上有重叠地以随机顺序闪烁,具体为:按钮无闪烁时为黑底白字,闪烁时变为绿底黑字,一个按钮闪烁起始点后 t_1 ms,下一个按钮开始闪烁,每次闪烁持续时间为预设的 t_2 ms,其中 $t_1 < t_2$,意味着时间上相邻闪烁的两个按钮在闪烁时间上有 $(t_2 - t_1)$ ms的重叠,每一轮闪烁是指全部 $m \times n$ 个字符以随机顺序闪烁一次;每一个试次即对应一个字符输出或一个命令发送,包含 R 轮闪烁, R 为正整数。

3. 根据权利要求1所述的基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于:所述信号采集模块包括电极帽和脑波仪,所述电极帽上包含32个电极,电极和用

户头皮之间通过注入导电胶降低接触阻抗;所述脑波仪对头皮脑电信号进行250 Hz采样、放大和去噪,并将处理后的信号传输至与脑波仪相连接的计算机。

4.根据权利要求2所述的基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于:所述信号预处理和特征提取模块先采用0.5—10 Hz带通滤波器对信号采集模块采集到的每个电极通道的信号进行滤波,随后,提取每次虚拟按键闪烁开始时的0—600 ms对应的多通道EEG信号作为该按键对应的EEG信号,并将该信号减去基线,最后进行下采样,采样率为6;所述基线计算方法为:以每次虚拟按键闪烁开始前的0—200 ms对应的多通道EEG信号在时间上取平均值,得到的各个通道的平均值作为基线。

5.根据权利要求1所述的基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于:所述分类器建立和预训练模块仅用于在开发阶段由开发人员进行一次性的跨个体模型建立和模型预训练,并将该模型用于所有新用户;首先,建立跨个体P300检测预训练模型,再用经过信号预处理和特征提取模块处理完毕的跨个体P300检测预训练模型建立环节采集的大量受试者的数据训练跨个体P300检测预训练模型。

6.根据权利要求1所述的基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于:所述分类器微调模块仅在对于某用户,采用跨个体P300检测预训练模型得到的效果不佳,或对性能有更高要求时使用;在该情况下,该用户进行一小段校准数据采集,方式与跨个体P300检测预训练模型建立环节中针对大量受试者采集样本的方式相同,但所需的校准数据量小,校准数据先经过信号预处理和特征提取模块处理,以跨个体P300检测预训练模型为基础,利用校准数据对该模型进行微调,微调后的模型即跨个体P300检测微调模型用于在在线预测模块中取代跨个体P300检测预训练模型,对用户脑信号进行判断。

7.根据权利要求2所述的基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,其特征在于:所述在线预测模块在在线操控时将经过信号采集模块采集并经过信号预处理和特征提取模块处理完毕的信号实时输入到跨个体P300检测预训练模型或跨个体P300检测微调模型中,得到每个虚拟按键是目标按键的得分值,在进行 R 轮闪烁后,比较所有 $m \times n$ 个按钮的得分大小,得分最高的按钮作为预测目标,显示在计算机显示器上。

基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理、机器学习算法及脑机接口的技术领域,尤其是指一种基于卷积神经网络(convolutional neural network,CNN)和头皮脑电(electroencephalography,EEG)大数据的跨个体脑机接口(brain-computer interface,BCI)系统。

背景技术

[0002] 脑机接口测量和分析大脑活动,并将此活动转换为计算机命令以控制外部设备。脑机接口技术提供了一种新型的人机交互方式,也方便了养老助残。通过脑机接口,运动功能存在障碍的人可在无肢体活动的情况下实现文字输入、控制轮椅、家居设备等功能。由于EEG具有极低的信噪比和很强的非平稳性,且个体差异很大,操控传统的基于EEG的BCI系统通常需要一个校准阶段。在此阶段,用户需要按照BCI的指令执行足够量的特定任务,以供BCI采集训练数据集,并利用该训练数据集建立针对特定用户的机器学习模型,供在线操控时做预测。不仅新用户需要校准,老用户在时间跨度较长的使用过程中,或更换不同型号脑波仪后也需要重新校准。但是,校准通常需要10-20分钟,甚至更长时间,在每次使用前都要求用户完成校准通常既费时又不方便。因此,尽量缩短,甚至完全去除校准阶段,对于提升用户体验尤为重要。然而,开发具有令人满意性能的跨个体的BCI仍然是一个难题,主要是因为EEG模式具有高度的个体差异性、动态性,信噪比低。此外,多中心(多设备)数据收集、脑电图大数据的分析尚未得到发明。

[0003] 深度神经网络通常由多层组成,用于提取特征的多级层次结构,并将特征提取与回归或分类相结合。CNN是深度学习中最常用的模型之一。CNN通常由一个或多个卷积层、池化层和顶端的全连接层组成。这一结构使得卷积神经网络能够利用输入数据的二维结构提取高层次的局部和全局特征。

[0004] 迁移学习是机器学习领域的一个热门研究方向。给定一个源域和一个源任务,一个目标域和一个目标任务,迁移学习目标是在源域和目标域不同或源任务和目标任务不同的情况下,利用从源域和源任务中学到的知识来改善分类器在目标域和目标任务上的性能。当目标域和目标任务训练样本数量不足,而与之相关的其他域训练样本充足时,迁移学习常常可以大大提高分类器在目标域和目标任务上的性能。以深度神经网络作为分类器时,利用源域的样本预训练分类器,再用少量目标域样本微调分类器,是一种简单又有效的迁移学习方法。

[0005] 脑电图(electroencephalography,EEG)是一种非侵入式记录脑电波的电生理监测方法。使用基于EEG的BCI常常需要用户佩戴电极帽,电极帽上具有按一定标准排布的非侵入式电极,并在电极和头皮之间注入导电胶以降低头皮和电极之间的接触阻抗,便于信号采集。相比于其他脑信号测量技术,EEG采集具有无创、方便、成本较低等优点,因此得到广泛应用。

[0006] P300电位一种常见的事件相关电位(event-related potential,ERP)成分。它被

认为是一种内生电位,因为它的发生与刺激的物理属性无关,而与人的反应有关。P300通常使用oddball范式诱发,即将低概率目标与高概率非目标混合,由低概率目标刺激诱发该电位。其在EEG记录中表现为在刺激出现后大约300ms的电位正向偏转。尽管EEG高度复杂且具有极低的信噪比,该信号的可重复性和普遍性使其成为临床和实验室测试的常见选择,也成为性能稳定、操作简便的BCI系统的常见选择。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于克服现有的P300脑机接口需要费时费力的校准流程的缺点,提出了一种基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,可大大缩短甚至完全去除校准阶段,提高脑机接口的实用性和易用性。

[0008] 为实现上述目的,本发明所提供的技术方案为:基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,包括:

[0009] 刺激呈现模块,通过图形用户界面呈现视觉刺激,以诱发用户的P300电位;

[0010] 信号采集模块,用于采集用户的EEG信号;

[0011] 信号预处理和特征提取模块,用于对EEG信号进行预处理,包括去除噪声和基线,并对预处理后的信号进行特征提取;

[0012] 分类器建立和预训练模块,用于建立卷积神经网络模型即CNN模型,并利用采集的大量受试者的大规模EEG数据集进行模型参数优化,拟合出基于卷积神经网络的跨个体P300检测预训练模型;

[0013] 分类器微调模块,利用新用户少量样本对跨个体P300检测预训练模型进行微调,拟合出更适合特定新用户的跨个体P300检测微调模型;

[0014] 在线预测模块,利用跨个体P300检测预训练模型或跨个体P300检测微调模型对在线操控过程中采集并经过预处理和特征提取模块处理后的样本进行预测分析,并输出结果。

[0015] 进一步,使用该系统进行跨个体脑机接口操控前,需要事先一次性完成一个跨个体P300检测预训练模型建立环节;该环节只需在系统开发时进行一次,用于建立跨个体P300检测预训练模型,后续用户都采用该模型作为跨个体P300检测预训练模型,无需多次进行该环节;在该环节中,需要招募大量受试者参加数据采集:受试者需要根据刺激呈现模块的提示完成指定任务,同时,信号采集模块采集受试者进行任务时的EEG信号;完成大规模数据采集后,所有不同受试者数据采集全程的EEG信号形成一个多个体大规模数据集;通过信号预处理和特征提取模块对EEG信号进行预处理和特征提取;最终,分类器建立和预训练模块建立一个机器学习模型,并利用多个体大规模数据集的EEG样本特征和标签训练跨个体P300检测预训练模型;至此,跨个体P300检测预训练模型建立环节结束;在用户操控使用阶段,刺激呈现模块为用户呈现刺激,信号采集模块采集用户EEG信号,采集的EEG信号实时通过信号预处理和特征提取模块完成预处理和特征提取,再经过在线预测模块,采用跨个体P300检测预训练模型做出预测,并输出结果;如果对于某用户,采用跨个体P300预训练模型得到的效果不佳,或对性能有更高要求,则让该用户进行一小段校准数据采集,并以跨个体P300检测预训练模型为基础,通过分类器微调模块利用新采集的校准数据进行分类器微调,得到跨个体P300检测微调模型,而在在线预测模块则是利用该模型代替跨个体P300

检测预训练模型。

[0016] 进一步,所述刺激呈现模块通过计算机显示器呈现,所述刺激呈现模块的图形用户界面是方块排列的一个 $m \times n$ 的矩阵虚拟按键界面,其中 m 、 n 为正整数;每个方块对应一个字符,也能够对应控制外部设备所需的各种控制命令;所述刺激呈现模块的工作模式是虚拟按键轮流、时间上有重叠地以随机顺序闪烁,具体为:按钮无闪烁时为黑底白字,闪烁时变为绿底黑字,一个按钮闪烁起始点后 t_1 ms,下一个按钮开始闪烁,每次闪烁持续时间为预设的 t_2 ms,其中 $t_1 < t_2$,意味着时间上相邻闪烁的两个按钮在闪烁时间上有 $(t_2 - t_1)$ ms的重叠,每一轮闪烁是指全部 $m \times n$ 个字符以随机顺序闪烁一次;每一个试次即对应一个字符输出或一个命令发送,包含 R 轮闪烁, R 为正整数。

[0017] 进一步,所述信号采集模块包括电极帽和脑波仪,所述电极帽上包含32个电极,电极和用户头皮之间通过注入导电胶降低接触阻抗;所述脑波仪对头皮脑电信号进行250Hz采样、放大和去噪,并将处理后的信号传输至与脑波仪相连接的计算机。

[0018] 进一步,所述信号预处理和特征提取模块先采用0.5—10Hz带通滤波器对信号采集模块采集到的每个电极通道的信号进行滤波,随后,提取每次虚拟按钮闪烁开始时的0—600ms对应的多通道EEG信号作为该按钮对应的EEG信号,并将该信号减去基线,最后进行下采样,采样率为6;所述基线计算方法为:以每次虚拟按钮闪烁开始前的0—200ms对应的多通道EEG信号在时间上取平均值,得到的各个通道的平均值作为基线。

[0019] 进一步,所述分类器建立和预训练模块仅用于在开发阶段由开发人员进行一次性的跨个体模型建立和模型预训练,并将该模型用于所有新用户;首先,建立跨个体P300检测预训练模型,再用经过信号预处理和特征提取模块处理完毕的跨个体P300检测预训练模型建立环节采集的大量受试者的数据训练跨个体P300检测预训练模型。

[0020] 进一步,所述分类器微调模块仅在对于某用户,采用跨个体P300检测预训练模型得到的效果不佳,或对性能有更高要求时使用;在该情况下,该用户进行一小段校准数据采集,方式与跨个体P300检测预训练模型建立环节中针对大量受试者采集样本的方式相同,但所需的校准数据量小,校准数据先经过信号预处理和特征提取模块处理,以跨个体P300检测预训练模型为基础,利用校准数据对该模型进行微调,微调后的模型即跨个体P300检测微调模型用于在线预测模块中取代跨个体P300检测预训练模型,对用户脑信号进行判断。

[0021] 进一步,所述在线预测模块在线操控时将经过信号采集模块采集并经过信号预处理和特征提取模块处理完毕的信号实时输入到跨个体P300检测预训练模型或跨个体P300检测微调模型中,得到每个虚拟按钮是目标按钮的得分值,在进行 R 轮闪烁后,比较所有 $m \times n$ 个按钮的得分大小,得分最高的按钮作为预测目标,显示在计算机显示器上。

[0022] 本发明与现有技术相比,具有如下优点与有益效果:

[0023] 1、本发明大大缩短甚至完全去除了针对新用户、新脑波仪的校准环节,并达到了与传统需要针对被试校准的脑机接口系统接近的正确率。150名受试者参与准备阶段的校准数据采集,50名用户参与测试。实验结果表明,在40个虚拟按钮的实验系统上,所有用户都达到显著的实验效果,不使用分类器微调模块时平均正确率83%,使用分类器微调模块时平均正确率91%。这一结果验证了本发明的有效性,证明本发明可拓宽脑机接口的应用场景,大大提高用户体验。

- [0024] 2、本发明采用EEG信号,与其它脑信号采集相比,具有采集简便、无创的优点。
- [0025] 3、本发明采用的卷积神经网络结构较简单,使得在模型训练和预测时计算量较低,便于移植至其它应用平台。

附图说明

- [0026] 图1为本发明系统的架构图。
- [0027] 图2为用于诱发P300的 4×10 矩阵的图形用户界面示意图。
- [0028] 图3为用于跨个体P300检测的卷积神经网络结构图。
- [0029] 图4为电极帽的电极分布图。

具体实施方式

- [0030] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。
- [0031] 本实施例提供了一种基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,如图1所示,具体包括以下功能模块:
- [0032] 刺激呈现模块,通过图形用户界面呈现视觉刺激,以诱发用户的P300电位;
- [0033] 信号采集模块,用于采集用户的EEG信号;
- [0034] 信号预处理和特征提取模块,用于对EEG信号进行预处理,包括去除噪声和基线,并对预处理后的信号进行特征提取;
- [0035] 分类器建立和预训练模块,用于建立卷积神经网络模型即CNN模型,并利用采集的大量受试者的大规模EEG数据集进行模型参数优化,拟合出基于卷积神经网络的跨个体P300检测预训练模型;
- [0036] 分类器微调模块,利用新用户少量样本对跨个体P300检测预训练模型进行微调,拟合出更适合特定新用户的跨个体P300检测微调模型;
- [0037] 在线预测模块,利用跨个体P300检测预训练模型或跨个体P300检测微调模型对在线操控过程中采集并经过预处理和特征提取模块处理后的样本进行预测分析,并输出结果。
- [0038] 刺激呈现模块程序由C++语言结合MFC库编写,程序运行时呈现的图形用户界面通过与计算机相连接的显示器显示,以给予用户任务提示和呈现用于诱发P300电位的闪烁刺激。信号采集模块通过USB线将信号传输至与脑波仪相连接的计算机。信号预处理和特征提取模块对信号完成滤波、信号切片、去除基线、下采样、特征提取。在开发阶段,开发人员需将采集的大量受试者的EEG信号进行上述处理,再利用分类器建立和预训练模块一次性建立和预训练用于跨个体P300检测的CNN模型(即跨个体P300检测预训练模型)。在用户使用阶段,在采集到用户EEG信号的同时,对EEG信号做上述预处理和特征提取,再用在线预测模块对用户意图进行预测并输出结果。如果对于某用户,采用预训练模型得到的效果不佳,或对性能有更高要求,则让该用户进行一小段校准数据采集,并以跨个体P300检测预训练模型为基础,通过分类器微调模块利用新采集的校准数据进行分类器微调,得到跨个体P300检测微调模型。在在线预测模块利用该模型代替跨个体P300检测预训练模型。
- [0039] 对于刺激呈现模块诱发P300电位的范式,本实施例采用一个 4×10 矩阵的图形用

户界面,如图2所示。每发出一个命令(对应于一个试次),所有40个按钮以随机顺序连续闪烁,按钮无闪烁时为黑底白字,闪烁时变为绿底黑字。每次闪烁持续100ms,时间上相邻的两次闪烁之间的间隔为30ms。一轮包括40次按钮闪烁(一个按钮对应每轮中的一次闪烁),每个试次包含10轮闪烁。

[0040] 信号采集模块包括电极帽和脑波仪。所述电极帽上包含32个电极,其中有30个电极用于EEG信号采集,EEG电极分布如图4所示,另外有2个电极分别为地和参考电极。电极和用户头皮之间通过注入导电胶降低接触阻抗;脑波仪对头皮脑电信号进行采样、放大和去噪,再将处理后的信号传输至计算机。

[0041] 信号预处理和特征提取模块先采用0.5-10Hz带通滤波器对信号采集模块采集到的每个电极通道的信号进行滤波,再提取每次虚拟按键闪烁开始时的0-600ms对应的多通道EEG信号作为该按键对应的EEG信号,并将该信号减去基线,最后进行下采样,采样率为6。

[0042] 分类器建立和预训练模块仅用于一次性的跨个体P300检测预训练模型建立和模型预训练。本模块建立的卷积神经网络(CNN)模型,如图3所示。CNN的第一层为卷积层C1,包含10个尺寸为 $C \times 1$ 的卷积核,其中C为通道数,对于30通道信号来说,C取30。C1层的输出为10个 1×25 的特征图。C1层实质上完成了多个通道的线性组合,起空间滤波的作用。第二层和第三层也均为卷积层,各包含10个卷积核,尺寸分别为 1×8 和 1×10 ,起时域滤波作用。CNN的末端为全连接层FC4和FC5,各包含15个和1个神经元。全连接层融合网络前面各层的局部和全局信息,并实现P300检测。其中,除FC5外的所有层均采用整流线性单元(rectified linear unit, ReLU)作为激活函数;FC5层最后经过sigmoid函数,输出值作为样本含P300电位的概率。在开发阶段预先用经过信号预处理和特征提取模块处理完毕的大量受试者的数据预训练得到用于跨个体P300检测的CNN模型,也可以称为得到基于CNN的跨个体P300检测预训练模型。传统的脑机接口在使用前要求用户按照指引完成一定量(一般需要10-20分钟甚至更长时间)的校准任务,同时采集用户的EEG信号,以完成针对用户的模型训练。而本发明提出的方法采用大量受试者的数据训练CNN模型,这使得新用户在使用脑机接口前无需进行任何校准任务,或者在追求高性能时完成少量(少于1.5分钟)校准任务。

[0043] 在线预测模块于用户在线操控时起作用。在用户在线操控脑机接口时,用户的EEG信号被信号采集模块同步采集并通过信号预处理和特征提取模块完成预处理和特征提取,于是每个信号片段对应于一个特征矩阵。最后将该矩阵作为在线预测模块的输入,即可得到每个按键选项为目标的概率,认定概率最大者为目标,最后将其显示在图形用户界面上。

[0044] 分类器微调模块只针对预训练模型效果不佳的用户或对性能有更高要求的场合使用。利用刺激呈现模块给用户呈现视觉刺激,利用信号采集模块和信号预处理和特征提取模块采集用户EEG信号并完成预处理和特征提取,得到新用户的EEG信号特征。再利用分类器微调模块对分类器建立和预训练模型的跨个体P300检测预训练模型进行微调,拟合出更适合特定新用户的检测模型,即跨个体P300检测微调模型。针对上述基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统,实验的具体流程如下:

[0045] 1) 连接设备。具体地说,给用户戴上采用国际扩展的10-20标准的30导脑电电极帽,电极帽连接至Neuroscan公司的NuAmps或SynAmps²型号脑波仪,脑波仪通过USB数据线和并口线与计算机相连接。

[0046] 2) 注导电胶并确保头皮和电极之间的接触阻抗满足采集要求。具体地说,打开

Neuroscan公司的Scan 4.5软件,选择“Acquire”按钮,进入Acquire软件。在软件中点击“Z”按钮,显示接触阻抗。然后在电极帽的A2电极上注入导电胶,并用医用胶带将该电极固定在右耳乳突,再在电极帽上的GND电极中注入导电胶。随后,往30个脑电电极中分别注入导电胶。头皮与每个电极的接触阻抗实时显示在计算机显示器上。本系统需确保30个电极阻抗均小于 $5k\Omega$ 。完成后,点击“■”按钮关闭阻抗显示界面。

[0047] 3) 开发人员进行一次模型建立和训练。区别于传统的针对用户进行校准的脑机接口,本系统在该环节需要招募大量(如150位)受试者进行数据采集,用于训练能适应不同用户的跨个体P300检测预训练模型,从而实现跨个体脑机接口,即该系统在面向新用户时无需重新进行校准。对于每位受试者,数据采集的具体操作步骤如下:

[0048] 3.1) 以管理员身份打开计算机中的SCUTBCI.exe,显示图形用户界面。在菜单中点击“参数设置(P)”→“参数设置(S)”,在弹出的参数设置窗口中将“Mode”设置为“Train”,“Max Trial”填入30,表示采集30个试次的训练数据。点击“OK”完成参数设置。

[0049] 3.2) 在Scan 4.5软件中点击“S”按钮,在弹出的窗口中点击“Start”,开启脑波仪服务。

[0050] 3.3) 在用户图形界面中点击“控制(C)”→“运行(R)”,弹出提示“Please start the Scan server, then press OK”。

[0051] 3.4) 在Scan 4.5软件中点击“Run”按钮,开始读取EEG信号。点击图形用户界面弹出的“StimGenerator.exe”中的“Send Pulse”按钮,测试记录事件标记。再点击“●”按钮,输入文件名后点击“Save”,开始保存数据。

[0052] 3.5) 在图形用户界面中点击“OK”,刺激界面开始闪烁。此时在每个试次中,图形用户界面最上方会随机一个字符,与此同时程序会发送目标按键对应的事件标记至脑波仪。事件标记用41-80分别代表图形用户界面上第1-40个目标。受试者被要求集中注意力盯着矩阵键盘中对应的字符。每个试次包含10轮按键闪烁,每轮按键闪烁包含所有40个按键各1次闪烁。每次按键闪烁的同时,程序会将闪烁按键对应的事件标记发送至脑波仪。事件标记1-40分别对应图形用户界面上的40个按键闪烁。

[0053] 3.6) 每位受试者完成30个试次的试验后,开发人员在Scan 4.5软件中点击“■”按钮,结束数据采集和记录,点击“S”按钮,关闭脑波仪服务。

[0054] 3.7) 信号预处理和特征提取模块先采用0.5-10Hz带通滤波器对信号采集模块采集到的每个电极通道的信号进行滤波,再提取每次虚拟按键闪烁开始时的0-600ms对应的多通道EEG信号作为该按键对应的EEG信号,并将该信号减去基线,最后进行下采样,采样率为6。在每一试次中,对同一按键的多次闪烁对应的预处理后的信号全部叠加平均,得到40个按键对应EEG信号的特征矩阵(其中1个对应目标按键,含P300电位,赋予标签“1”;另外39个对应非目标按键,不含P300电位,赋予标签“0”)。

[0055] 3.8) 在完成所有受试者的EEG数据采集之后,便得到一个基于P300脑机接口的多个个体大规模EEG数据集。利用该数据集中所有受试者所有试次的特征矩阵和标签训练一个用于跨个体P300检测的CNN模型,亦即是基于CNN的跨个体P300检测预训练模型。

[0056] 4) 用户在线操控,具体步骤如下:

[0057] 4.1) 以管理员身份打开计算机中的SCUTBCI.exe,显示图形用户界面。在菜单中点击“参数设置(P)”→“参数设置(S)”,在弹出的参数设置窗口中将“Mode”设置为“Online”,

表示在线操控模式。点击“OK”完成参数设置。

[0058] 4.2) 在Scan 4.5软件中点击“S”按钮,在弹出的窗口中点击“Start”,开启脑波仪服务。

[0059] 4.3) 在用户图形界面中点击“控制(C)”→“运行(R)”,弹出提示“Please start the Scan server, then press OK”。

[0060] 4.4) 在Scan 4.5软件中点击“Run”按钮,开始读取EEG信号。点击图形用户界面弹出的“StimGenerator.exe”中的“Send Pulse”按钮,测试记录事件标记。

[0061] 4.5) 在图形用户界面中点击“OK”,刺激界面开始闪烁。用户集中注意力盯着矩阵键盘中欲拼写的字符。每个试次包含多轮按键闪烁,轮数由程序对输出结果的把握程度决定;每轮按键闪烁包含所有40个按键各1次闪烁。每次按键闪烁的同时,程序会将闪烁按键对应的事件标记发送至脑波仪,标记为1-40,对应图形用户界面上的40个按键。

[0062] 4.6) 信号预处理和特征提取模块先采用0.5-10Hz带通滤波器对信号采集模块采集到的每个电极通道的信号进行滤波,再提取每次虚拟按键闪烁开始时的0-600ms对应的多通道EEG信号作为该按键对应的EEG信号,并将该信号减去基线,最后进行下采样,采样率为6。在每一试次中,我们对同一按键的每次闪烁对应的预处理后的信号全部叠加平均,得到40个按键对应EEG信号的特征矩阵。

[0063] 4.7) 在线预测模块将40个按键对应的特征矩阵作为跨个体P300检测预训练模型的输入,模型输出可视为每个按键为目标的概率,取概率最大者认定为目标,最后将其显示在图形用户界面上。

[0064] 5) 计算用户使用该系统的正确率。如果正确率较低,或者需要更高正确率,则进行针对用户的校准。具体步骤如下:

[0065] 5.1) 对新用户进行数据采集,如步骤3.1)-3.7),但步骤3.6)中30个试次的校准可缩短至5个试次,耗时少于1.5分钟。

[0066] 5.2) 在完成用户的EEG数据采集之后,便得到一个基于P300脑机接口的EEG小数据集。利用该数据集的样本特征矩阵和标签,以跨个体P300检测预训练模型为基础,对模型进行微调,得到微调模型:基于CNN的跨个体P300检测微调模型。

[0067] 5.3) 用户在线操控,同步骤4),但需用步骤5.2)得到的跨个体P300检测微调模型代替步骤4.7)中的跨个体P300检测预训练模型。

[0068] 综上所述,本发明设计了一种基于卷积神经网络和脑电大数据的跨个体脑机接口系统。该系统可以通过从多个体大规模数据集学习不同个体的EEG特征共性,建立跨个体EEG分类模型,从而实现零校准P300脑机接口。该系统亦可通过采集用户少量校准数据后对分类模型进行微调,达到在保证高正确率的前提下大大缩短校准时间的效果。对比于已有的相同范式的传统P300脑机接口,该系统极大缩短甚至完全去除了繁琐的针对用户的校准环节,并能在不同型号脑波仪间交叉使用,达到了很高的正确率,实现了高性能少校准甚至零校准脑机接口,从而大大简化了脑机接口的使用,拓宽脑机接口的使用场景。总之,本发明系统也为探索脑电大数据对高性能脑机接口的作用提供了有效的途径,具有潜在的社会价值,值得推广。

[0069] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,

均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

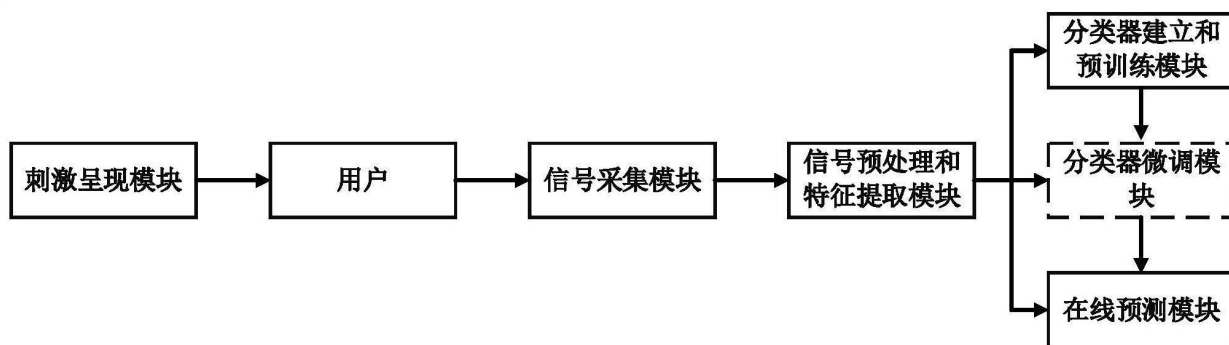


图1

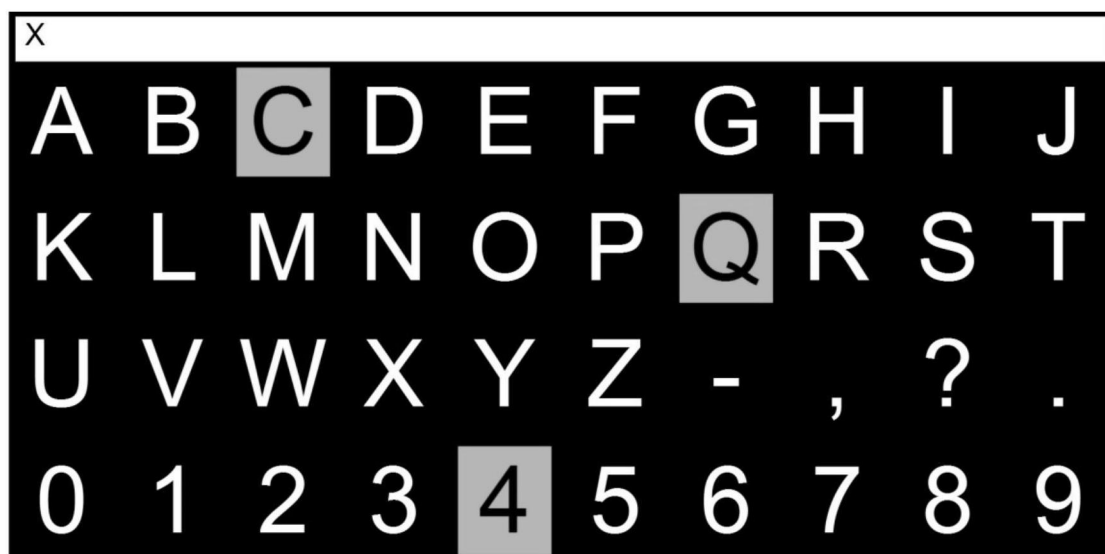


图2

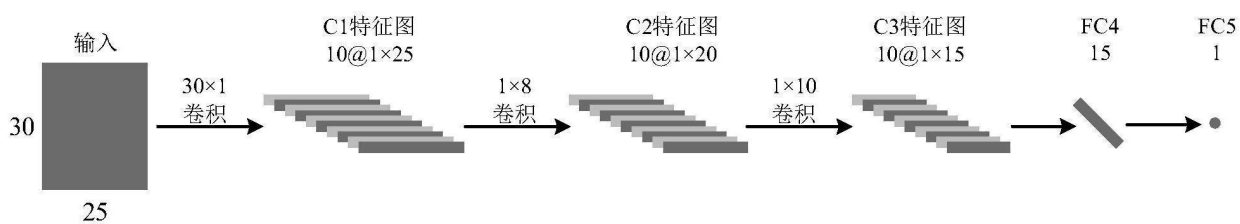


图3

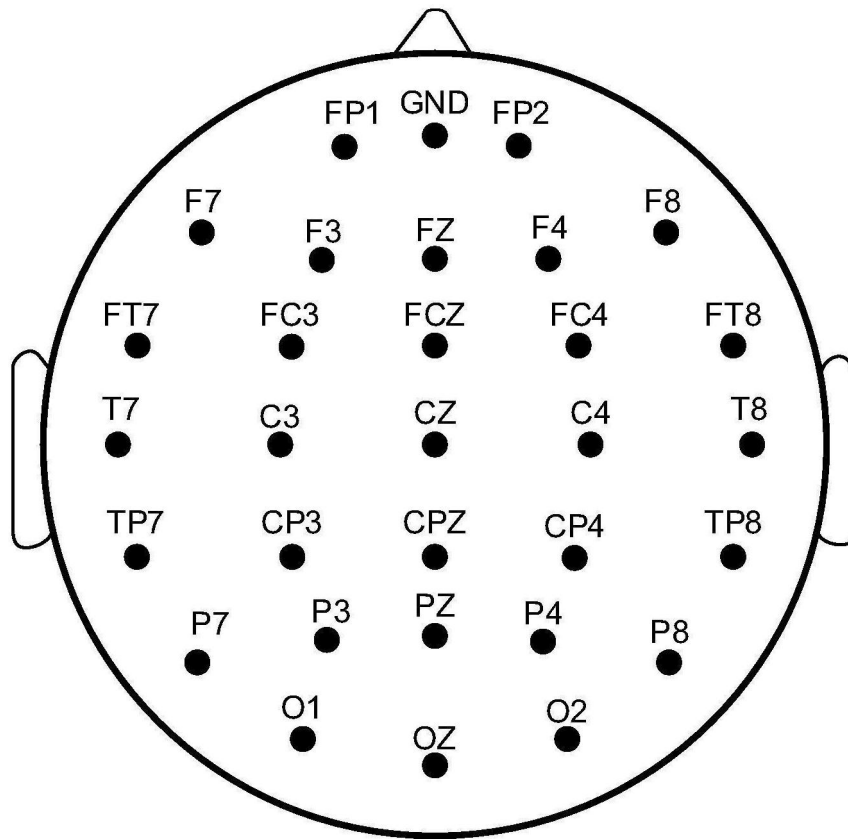


图4