(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110613446 A
(43)申请公布日 2019.12.27

(21)申请号 201910945588.0

(22)申请日 2019.09.30

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司
地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 张春会

(74)专利代理机构 北京润泽恒知识产权代理有限公司 11319
代理人 李娜

(51)Int.Cl.
A61B 5/0476(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

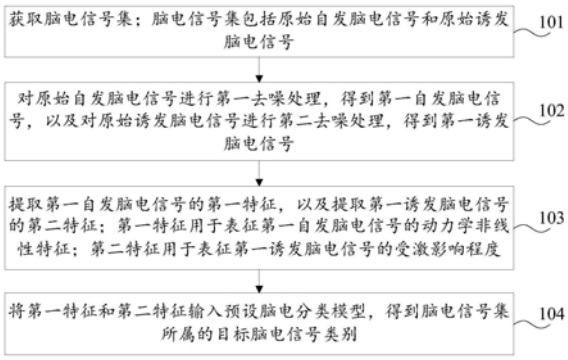
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种信号处理方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种信号处理方法及装置，涉及信号技术领域。其中，该方法包括：获取脑电信号集，包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号；对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号；提取表征第一自发脑电信号的动力学非线性特征的第一特征，提取表征第一诱发脑电信号的受激影响程度的第二特征；将第一特征和第二特征输入预设脑电分类模型，得到脑电信号集所属的目标脑电信号类别。在本发明中，可以从不同刺激场景下的脑电信号中均提取特征，增加了脑电信号的模态和特征维度，进而可根据多模态脑电信号中提取的多维度特征进行分类，提高了脑电信号分类的准确性。



CN 110613446 A

1.一种信号处理方法,其特征在于,所述方法包括:

获取脑电信号集;所述脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号;

对所述原始自发脑电信号进行第一去噪处理,得到第一自发脑电信号,以及对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理,得到第一诱发脑电信号;

提取所述第一自发脑电信号的第一特征,以及提取所述第一诱发脑电信号的第二特征;所述第一特征用于表征所述第一自发脑电信号的动力学非线性特征;所述第二特征用于表征所述第一诱发脑电信号的受激影响程度;

将所述第一特征和所述第二特征输入预设脑电分类模型,得到所述脑电信号集所属的目标脑电信号类别。

2.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理,得到第一诱发脑电信号,包括:

从所述原始诱发脑电信号中去除干扰信号,得到第二诱发脑电信号;

从所述第二诱发脑电信号中去除所述第一自发脑电信号,得到第一诱发脑电信号。

3.根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述干扰信号包括工频干扰信号、眼电干扰信号、肌电干扰信号和基线漂移干扰信号中的至少一种。

4.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述第一特征包括所述第一自发脑电信号的复杂度、近似熵和小波熵中的至少一种;所述第二特征包括所述第一诱发脑电信号的P300潜伏期和P300波形峰值中的至少一种。

5.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述预设脑电分类模型包括随机森林分类模型、决策树分类模型或支持向量机分类模型。

6.一种信号处理装置,其特征在于,所述装置包括:

获取模块,用于获取脑电信号集;所述脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号;

去噪模块,用于对所述原始自发脑电信号进行第一去噪处理,得到第一自发脑电信号,以及对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理,得到第一诱发脑电信号;

提取模块,用于提取所述第一自发脑电信号的第一特征,以及提取所述第一诱发脑电信号的第二特征;所述第一特征用于表征所述第一自发脑电信号的动力学非线性特征;所述第二特征用于表征所述第一诱发脑电信号的受激影响程度;

分类模块,用于将所述第一特征和所述第二特征输入预设脑电分类模型,得到所述脑电信号集所属的目标脑电信号类别。

7.根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述去噪模块包括:

第一去除子模块,用于从所述原始诱发脑电信号中去除干扰信号,得到第二诱发脑电信号;

第二去除子模块,用于从所述第二诱发脑电信号中去除所述第一自发脑电信号,得到第一诱发脑电信号。

8.根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第一特征包括所述第一自发脑电信号的复杂度、近似熵和小波熵中的至少一种;所述第二特征包括所述第一诱发脑电信号的P300潜伏期和P300波形峰值中的至少一种。

9.一种电子设备,其特征在于,包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述

处理器上运行的计算机程序，所述计算机程序被所述处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述的信号处理方法的步骤。

10.一种计算机可读存储介质，其特征在于，所述计算机可读存储介质上存储计算机程序，所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述的信号处理方法的步骤。

一种信号处理方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及信号技术领域，特别是涉及一种信号处理方法及装置。

背景技术

[0002] 近年来，随着信号技术的不断发展，信号技术的应用领域也越来越广泛，例如在医学领域中，可以对脑电信号、心电信号等医学信号数据进行处理，得到的处理结果能够辅助临床分析。

[0003] 目前，人们对于疾病的早期干预越来越重视，比如轻度认知功能障碍，是一种介于正常老年人和阿尔茨海默症(也称老年痴呆症)之间的状态，已有研究表明轻度认知功能障碍患者比正常老年人发展为老年痴呆的概率要大几十倍，通过对轻度认知功能障碍进行早期干预，对老年痴呆的治疗会有很大帮助。而其中，脑电信号作为一种可以对事件刺激产生反应的指标，对于轻度认知功能障碍的早期干预有着重要意义，因此，如何对脑电信号进行处理，以获得一些重要的机体信息，也逐渐被人们所关注。

[0004] 在相关技术中，常用的脑电信号处理过程，一般只是提取几个常用的电位参数，处理结果单一，因此无法满足更多的数据分析需求。

发明内容

[0005] 本发明提供一种信号处理方法及装置，以解决现有的脑电信号处理结果较为单一，无法满足更多的数据分析需求的问题。

[0006] 为了解决上述问题，本发明公开了一种信号处理方法，包括：

[0007] 获取脑电信号集；所述脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号；

[0008] 对所述原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，以及对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号；

[0009] 提取所述第一自发脑电信号的第一特征，以及提取所述第一诱发脑电信号的第二特征；所述第一特征用于表征所述第一自发脑电信号的动力学非线性特征；所述第二特征用于表征所述第一诱发脑电信号的受激影响程度；

[0010] 将所述第一特征和所述第二特征输入预设脑电分类模型，得到所述脑电信号集所属的目标脑电信号类别。

[0011] 可选地，所述对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号，包括：

[0012] 从所述原始诱发脑电信号中去除干扰信号，得到第二诱发脑电信号；

[0013] 从所述第二诱发脑电信号中去除所述第一自发脑电信号，得到第一诱发脑电信号。

[0014] 可选地，所述干扰信号包括工频干扰信号、眼电干扰信号、肌电干扰信号和基线漂移干扰信号中的至少一种。

[0015] 可选地，所述第一特征包括所述第一自发脑电信号的复杂度、近似熵和小波熵中

的至少一种;所述第二特征包括所述第一诱发脑电信号的P300潜伏期和P300波形峰值中的至少一种。

[0016] 可选地,所述预设脑电分类模型包括随机森林分类模型、决策树分类模型或支持向量机分类模型。

[0017] 为了解决上述问题,本发明还公开了一种信号处理装置,包括:

[0018] 获取模块,用于获取脑电信号集;所述脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号;

[0019] 去噪模块,用于对所述原始自发脑电信号进行第一去噪处理,得到第一自发脑电信号,以及对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理,得到第一诱发脑电信号;

[0020] 提取模块,用于提取所述第一自发脑电信号的第一特征,以及提取所述第一诱发脑电信号的第二特征;所述第一特征用于表征所述第一自发脑电信号的动力学非线性特征;所述第二特征用于表征所述第一诱发脑电信号的受激影响程度;

[0021] 分类模块,用于将所述第一特征和所述第二特征输入预设脑电分类模型,得到所述脑电信号集所属的目标脑电信号类别。

[0022] 可选地,所述去噪模块包括:

[0023] 第一去除子模块,用于从所述原始诱发脑电信号中去除干扰信号,得到第二诱发脑电信号;

[0024] 第二去除子模块,用于从所述第二诱发脑电信号中去除所述第一自发脑电信号,得到第一诱发脑电信号。

[0025] 可选地,所述第一特征包括所述第一自发脑电信号的复杂度、近似熵和小波熵中的至少一种;所述第二特征包括所述第一诱发脑电信号的P300潜伏期和P300波形峰值中的至少一种。

[0026] 为了解决上述问题,本发明还公开了一种电子设备,包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时实现上述的信号处理方法的步骤。

[0027] 为了解决上述问题,本发明还公开了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述的信号处理方法的步骤。

[0028] 与现有技术相比,本发明包括以下优点:

[0029] 在本发明实施例中,信号处理设备首先可以获取脑电信号集,脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号,然后可以对原始自发脑电信号进行第一去噪处理,得到第一自发脑电信号,以及对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理,得到第一诱发脑电信号,接着可以从第一自发脑电信号中提取用于表征动力学非线性特征的第一特征,以及从第一诱发脑电信号中提取用于表征受激影响程度的第二特征,也即是可以从不同刺激场景下的脑电信号中均进行特征提取,从而增加了脑电信号的模态和特征维度,进而可以将多模态脑电信号中提取的多维度的特征输入预设脑电分类模型,得到脑电信号集所属的目标脑电信号类别,如此,提高了脑电信号分类的准确性。

附图说明

[0030] 图1示出了本发明实施例一的一种信号处理方法的流程图；

[0031] 图2示出了本发明实施例一的一种延迟匹配样本范式试验的图片显示示意图；

[0032] 图3示出了本发明实施例一的一种19导联脑电采集设备的电极安放示意图；

[0033] 图4示出了本发明实施例二的一种信号处理装置的结构框图。

具体实施方式

[0034] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0035] 实施例一

[0036] 参照图1，示出了本发明实施例一的一种信号处理方法的步骤流程图，该方法包括以下步骤：

[0037] 步骤101：获取脑电信号集；脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号。

[0038] 在本发明实施例中，可以通过视觉刺激显示装置，向受试者显示一定的视觉内容，在受试者观看该视觉内容并作出反应的同时，可以通过受试者佩戴的脑电采集装置，采集受试者的脑电信号。视觉刺激显示装置的显示状态可以包括两种，空闲状态和视觉刺激状态。在空闲状态下，屏幕空白，对受试者无任何刺激，此时，可以通过脑电采集装置采集到受试者的原始自发脑电信号。原始自发脑电信号也即受试者在无刺激的安静状态下的脑电信号。在视觉刺激状态下，视觉刺激显示装置可以显示刺激图像，受试者观看后需要在一定时间内根据记忆进行判断，并选择相应的按键，此时，可以通过脑电采集装置采集到受试者的原始诱发脑电信号。原始诱发脑电信号也即受试者在视觉刺激及记忆事件下的脑电信号。

[0039] 可选地，在一种实现方式中，上述视觉刺激的过程可以延迟匹配样本范式试验实现。具体地，在一种可选的延迟匹配样本范式试验中，参照图2，试验开始时，可以在视觉刺激显示装置的屏幕中央显示图案“+”，图案“+”的呈现时长可以为0.2s，作为试验开始的提醒。然后可以在屏幕上随机显示如图2所示的三张不同形状的刺激图片，分别包含圆形图案、菱形图案和正五边形图案，每张刺激图片各呈现1s，每张刺激图片之间的时间间隔为0.02s。所有刺激图片显示完毕需要3.04s，之后，屏幕中央可以显示图案“*”作为注视点，为期2s，这2s期间要求受试者回忆刚才的三张刺激图片。2s结束后，屏幕中央伪随机地显示一张检测图片，例如菱形图案的刺激图片，时长为2s，要求受试者根据记忆在2s内做出判断。若受试者认为该检测图片在前面三张刺激图片中，则可以点击“1”键表示匹配，若受试者认为该检测图片不在前面三张刺激图片中，则可以点击“2”键表示不匹配。

[0040] 需要说明的是，上述延迟匹配样本范式试验仅作为一种可实现的示例，其中的图片内容、图片数量、图片显示时间等并不对本发明构成限定，在具体应用时还可以采用其他刺激的延迟匹配样本范式试验，本发明实施例对此不作具体限定。

[0041] 进一步可选地，脑电采集装置具体可以是19导联脑电采集设备，信号采样频率为500Hz，可以根据国际标准10-20导联系统选取21个电极的安放位置，如图3所示，一个电极可以认为是信号的一个采集通道，原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号均可以包括各个采集通道所采集的信号分量的集合。其中，参照图3，设置在头皮上的Fp1电极、Fp2电极、F7

电极、F3电极、Fz电极、F4电极、F8电极、T3电极、C3电极、Cz电极、C4电极、T4电极、T5电极、P3电极、Pz电极、P4电极、T6电极、O1电极和O2电极作为19个记录电极，设置在耳朵上的A1电极和A2电极作为2个参考电极。

[0042] 根据视觉刺激显示装置的设定，可以首先在视觉刺激显示装置的空闲状态下，通过19导联脑电采集设备采集受试者的原始自发脑电信号，受试者保持安静睁眼、无思考状态，采集时长可以为200ms。然后可以在视觉刺激显示装置的视觉刺激状态下，通过19导联脑电采集设备采集受试者的原始诱发脑电信号。两种状态间隔可以为2s，两种状态都进行完毕则为一次试验完成，每次试验结束受试者休息10分钟，如此重复5次为一组实验。进而19导联脑电采集设备可以将采集到的原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号，通过蓝牙等方式传输到信号处理设备，从而信号处理设备可以获取到包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号的脑电信号集，以进行存储、分析等工作。本发明实施例中的脑电信号集，具体包括的也就是同一受试者在同一次试验中采集到的自发脑电信号和诱发脑电信号。

[0043] 步骤102：对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，以及对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号。

[0044] 在具体应用时，在脑电采集装置采集的原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号中，会存在多种噪声信号，因此，需要对原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号都进行去噪的预处理，从而去除噪声成分对脑电信号特征的影响。相应的，对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号的步骤，具体可以包括：从原始自发脑电信号中去除干扰信号，得到第一诱发脑电信号。也即第一去噪处理是指去除原始自发脑电信号中的干扰信号。

[0045] 可选地，在实际应用中，干扰信号可以包括工频干扰信号、眼电干扰信号、肌电干扰信号和基线漂移干扰信号中的至少一种。其中，工频干扰信号是指频率为50Hz的市电电压所产生的干扰信号，它会以电磁波的形式辐射，对对电子设备造成一定的干扰。眼电干扰信号是指因眨眼或眼球运动而引起的干扰信号。肌电干扰信号是指因肌肉运动而引起的干扰信号。基线漂移干扰信号是指脑电采集装置本身的设备噪声，其中，脑电采集装置的每个采集通道都会存在基线干扰分量，从而使得每个采集通道对应采集的信号分量出现基线漂移。

[0046] 具体地，当干扰信号包括工频干扰信号时，信号处理设备可以将49.5～50.5Hz的陷波信号叠加在原始自发脑电信号上，从而可以消除工频干扰信号，或者，还可以通过0.5～40Hz的带通滤波器，使得集中在该频段的自发脑电信号被保留，从而消除工频干扰信号。当干扰信号包括眼电干扰信号时，信号处理设备可以通过伪迹减法，从原始自发脑电信号中去除眼电干扰信号。当干扰信号包括肌电干扰信号时，信号处理设备可以通过盲源分离法，从原始自发脑电信号中去除肌电干扰信号。当干扰信号包括基线漂移干扰信号时，信号处理设备可以确定脑电采集装置的每个采集通道对应的基线干扰分量，然后分别从原始自发脑电信号中对应各个采集通道的信号分量中，去除对应的基线干扰分量，从而可以消除基线漂移。可选地，每个采集通道对应的基线干扰分量具体可以通过曲线拟合方法拟合得到。其中，上述伪迹减法、盲源分离法等去噪方法的具体实现过程可以参考相关技术，本发明实施例在此不做赘述。此外，去除上述各种干扰信号的方法还可以参考其他相关技术，本发明实施例对此不作具体限定。

[0047] 可以理解的是，当干扰信号包括上述至少一种干扰信号时，信号处理设备可以在去除了某种干扰信号后，在所得到的自发脑电信号的基础上，继续去除下一种干扰信号，直至将所有干扰信号都从原始自发脑电信号中去除掉。

[0048] 可选地，对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号的步骤，具体可以包括：从原始诱发脑电信号中去除干扰信号，得到第二诱发脑电信号；从第二诱发脑电信号中去除第一自发脑电信号，得到第一诱发脑电信号。也即第二去噪处理是指去除原始诱发脑电信号中的干扰信号，以及第一自发脑电信号。

[0049] 由于原始诱发脑电信号中也存在上述的各种干扰信号，因此，信号处理设备可以从原始诱发脑电信号中去除上述干扰信号，从原始诱发脑电信号中去除干扰信号的具体实现方式，可以参考上述步骤中，从原始自发脑电信号中去除干扰信号的具体实现过程，本发明实施例在此不再赘述。

[0050] 此外，除各种干扰信号之外，第一自发脑电信号也隐藏在原始诱发脑电信号中，因此，信号处理设备进而可以从第二诱发脑电信号中去除第一自发脑电信号，包括α波、β波等，从而得到只具有刺激事件信号特征的第一诱发脑电信号。

[0051] 步骤103：提取第一自发脑电信号的第一特征，以及提取第一诱发脑电信号的第二特征；第一特征用于表征第一自发脑电信号的动力学非线性特征；第二特征用于表征第一诱发脑电信号的受激影响程度。

[0052] 在本发明实施例中，第一自发脑电信号的第一特征可以基于非线性方法提取，能够反映第一自发脑电信号的动力学特点和非线性特点，第一诱发脑电信号的第二特征则可以反映受试者的受激影响程度，这与受试者的认知能力有关。

[0053] 可选地，第一特征可以包括第一自发脑电信号的复杂度、近似熵和小波熵中的至少一种。复杂度可以反应第一自发脑电信号在时间序列上的复杂程度，可选地，本发明实施例选取LZC(Lempel-Ziv)复杂度进行计算。近似熵可以用来衡量时间序列产生新模式的概率，概率越大，时间序列越复杂、越不规则，近似熵就越大。小波熵是对第一自发脑电信号进行小波分解后，从信号序列中计算出的指标，它反应了第一自发脑电信号在空间上的能量分布情况。提取上述第一特征的具体实现过程可以参考至少一种相关技术，本发明实施例对此不作具体限定。当然，除复杂度、近似熵和小波熵之外，第一特征还可以包括其他可以表征第一自发脑电信号的动力学非线性特点的特征，本发明实施例对此不作具体限定。

[0054] 可选地，第二特征可以包括第一诱发脑电信号的P300潜伏期和P300波形峰值中的至少一种。P300是受试者受到小概率的外界事件刺激时，在头顶中缝区域内诱发的潜伏期为300ms左右的正向电位脑电波，受试者对于刺激事件的认知能力可以反映在P300潜伏期和P300波形峰值上。受试者的认知能力不同，P300潜伏期和P300波形峰值会有所差别。在具体应用时，信号处理设备可以首先对第一诱发脑电信号进行小波分解，保留P300相关的小波系数，然后进行小波重构得到P300脑电波形，进而可以从P300脑电波形上识别出P300潜伏期和P300波形峰值。提取上述第二特征的具体实现过程可以参考至少一种相关技术，本发明实施例对此不作具体限定。当然，除P300潜伏期和P300波形峰值之外，第二特征还可以包括其他可以表征第一诱发脑电信号的受激影响程度的特征，本发明实施例对此不作具体限定。

[0055] 步骤104：将第一特征和第二特征输入预设脑电分类模型，得到脑电信号集所属的

目标脑电信号类别。

[0056] 在本发明实施例中，在获取脑电信号集之前，信号处理设备还可以预先通过训练得到预设脑电分类模型。在实际应用中，预设脑电分类模型可以包括随机森林分类模型、决策树分类模型或支持向量机分类模型，当然，其他基于机器学习的分类模型也都可以采用，本发明实施例对于预设脑电分类模型不作具体限定。

[0057] 以随机森林分类模型为例，首先，一个样本特征训练集中可以包括分别从一组样本自发脑电信号和样本诱发脑电信号中提取的5个特征，可以有放回的从N个样本特征训练集中随机抽取出t个样本，共抽取ntree次，生成ntree个重组训练集，用于构建ntree棵决策树。然后，对于每个节点，从5个特征中随机抽取m个特征，并选取信息增益最大的特征作为最优特征进行分裂。接着，每棵决策树都按此规律进行分裂，让其不剪枝的情况下充分生长。重复上述步骤，可以生成ntree棵分类树，这ntree棵分类树即可构成随机森林分类模型。

[0058] 在具体应用时，上述有放回的从N个样本特征训练集中随机抽取出t个样本，共抽取ntree次的步骤，具体可以采用十折交叉验证法来实现。t个样本可以被随机地平均划分为10个子样本，每次选择其中9个子样本用作为一棵决策树的训练数据，剩余1个子样本作为测试数据，重复进行10次，正好每个子样本都会做一次测试数据。

[0059] 随机森林分类模型能够更好的容忍噪声，不易出现过拟合，并且分类的准确度也更高。对于新输入的脑电信号集的特征，用随机森林分类模型进行分类，分类结果由ntree棵分类树根据下述公式投票决定，从而输出脑电信号集所属的目标脑电信号类别。

[0060] $$C=\arg\max_{a}\left\{\frac{1}{ntree}\sum_{k=1}^{ntree}I[h(x,\theta_k)=a]\right\}$$

[0061] 在上述公式中，C表示脑电信号集所属的目标脑电信号类别，ntree表示分类树的数量，$h(x,\theta_k)$表示第k个分类树，x表示输入的脑电信号集的特征，包括第一特征和第二特征，θ_k表示第k个分类树的参数，a表示脑电信号类别，函数I为二值函数，中括号[ ]内等式成立时值为1，不成立时值为0，函数$\arg\max_a$用于确定使得大括号{}内取得最大值时所对应的自变量a，也即C。

[0062] 进一步可选地，信号处理设备确定出脑电信号集所属的目标脑电信号类别之后，还可以将目标脑电信号类别这一分类结果显示在屏幕上。

[0063] 在本发明实施例中，信号处理设备首先可以获取脑电信号集，脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号，然后可以对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，以及对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号，接着可以从第一自发脑电信号中提取用于表征动力学非线性特征的第一特征，以及从第一诱发脑电信号中提取用于表征受激影响程度的第二特征，也即是可以从不同刺激场景下的脑电信号中均进行特征提取，从而增加了脑电信号的模态和特征维度，进而可以将多模态脑电信号中提取的多维度的特征输入预设脑电分类模型，得到脑电信号集所属的目标脑电信号类别，如此，提高了脑电信号分类的准确性。

[0064] 实施例二

[0065] 参照图4，示出了本发明实施例二的一种信号处理装置的结构框图，该装置400包括：

[0066] 获取模块401，用于获取脑电信号集；所述脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号；

[0067] 去噪模块402，用于对所述原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，以及对所述原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号；

[0068] 提取模块403，用于提取所述第一自发脑电信号的第一特征，以及提取所述第一诱发脑电信号的第二特征；所述第一特征用于表征所述第一自发脑电信号的动力学非线性特征；所述第二特征用于表征所述第一诱发脑电信号的受激影响程度；

[0069] 分类模块404，用于将所述第一特征和所述第二特征输入预设脑电分类模型，得到所述脑电信号集所属的目标脑电信号类别。

[0070] 可选地，所述去噪模块402包括：

[0071] 第一去除子模块4021，用于从所述原始诱发脑电信号中去除干扰信号，得到第二诱发脑电信号；

[0072] 第二去除子模块4022，用于从所述第二诱发脑电信号中去除所述第一自发脑电信号，得到第一诱发脑电信号。

[0073] 可选地，所述干扰信号包括工频干扰信号、眼电干扰信号、肌电干扰信号和基线漂移干扰信号中的至少一种。

[0074] 可选地，所述第一特征包括所述第一自发脑电信号的复杂度、近似熵和小波熵中的至少一种；所述第二特征包括所述第一诱发脑电信号的P300潜伏期和P300波形峰值中的至少一种。

[0075] 可选地，所述预设脑电分类模型包括随机森林分类模型、决策树分类模型或支持向量机分类模型。

[0076] 在本发明实施例中，信号处理设备首先可以通过获取模块，获取脑电信号集，脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号，然后可以通过去噪模块，对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，以及对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号，接着可以通过提取模块，从第一自发脑电信号中提取用于表征动力学非线性特征的第一特征，以及从第一诱发脑电信号中提取用于表征受激影响程度的第二特征，也即是可以从不同刺激场景下的脑电信号中均进行特征提取，从而增加了脑电信号的模态和特征维度，进而可以通过分类模块，将多模态脑电信号中提取的多维度的特征输入预设脑电分类模型，得到脑电信号集所属的目标脑电信号类别，如此，提高了脑电信号分类的准确性。

[0077] 本发明实施例还公开了一种电子设备，包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序，所述计算机程序被所述处理器执行时实现本发明所述的信号处理方法的步骤。

[0078] 本发明实施例还公开了一种计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质上存储计算机程序，所述计算机程序被处理器执行时实现本发明所述的信号处理方法的步骤。

[0079] 对于前述的各方法实施例，为了简单描述，故将其都表述为一系列的动作组合，但是本领域技术人员应该知悉，本发明并不受所描述的动作顺序的限制，因为依据本发明，某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次，本领域技术人员也应该知悉，说明书中所描述的实施例均属于优选实施例，所涉及的动作和模块并不一定是本发明所必须的。

[0080] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述，每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处，各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。

[0081] 最后，还需要说明的是，在本文中，诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来，而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且，术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含，从而使得包括一系列要素的过程、方法、商品或者设备不仅包括那些要素，而且还包括没有明确列出的其他要素，或者是还包括为这种过程、方法、商品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下，由语句“包括一个……”限定的要素，并不排除在包括所述要素的过程、方法、商品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0082] 以上对本发明所提供的一种信号处理方法及装置，进行了详细介绍，本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述，以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想；同时，对于本领域的一般技术人员，依据本发明的思想，在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处，综上所述，本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

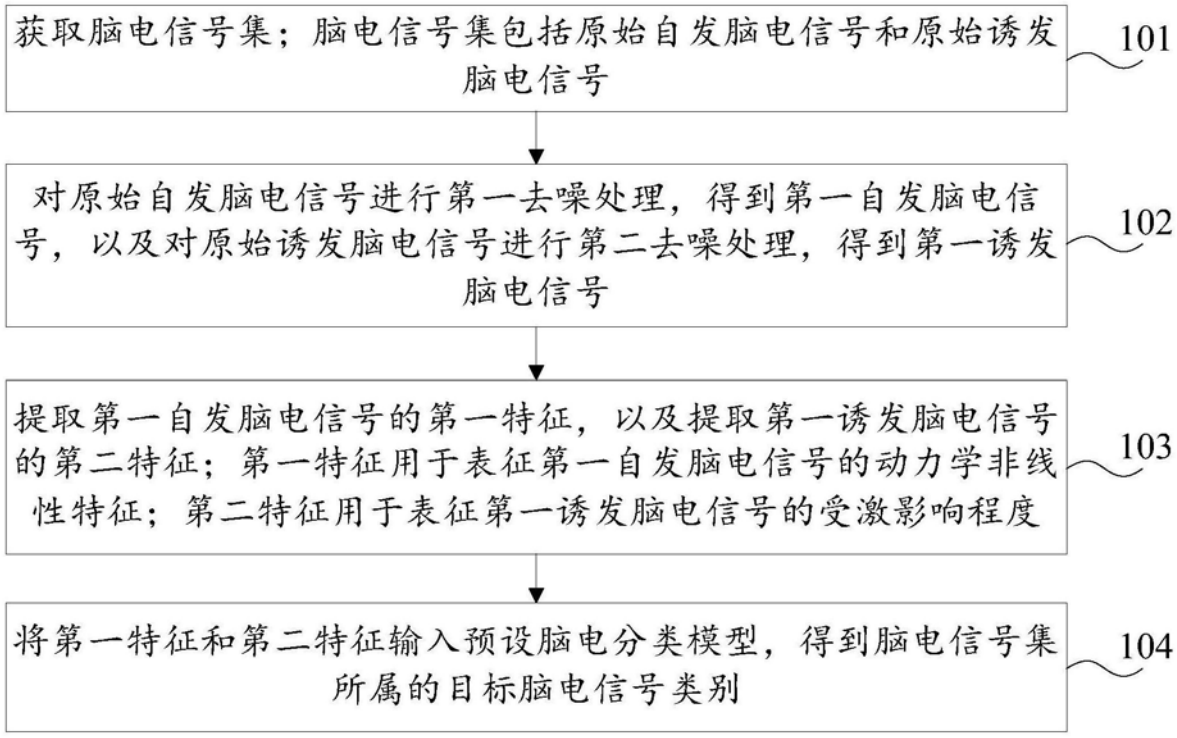

获取脑电信号集；脑电信号集包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号
101
对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，以及对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号
102
提取第一自发脑电信号的第一特征，以及提取第一诱发脑电信号的第二特征；第一特征用于表征第一自发脑电信号的动力学非线性特征；第二特征用于表征第一诱发脑电信号的受激影响程度
103
将第一特征和第二特征输入预设脑电分类模型，得到脑电信号集所属的目标脑电信号类别
104

图1

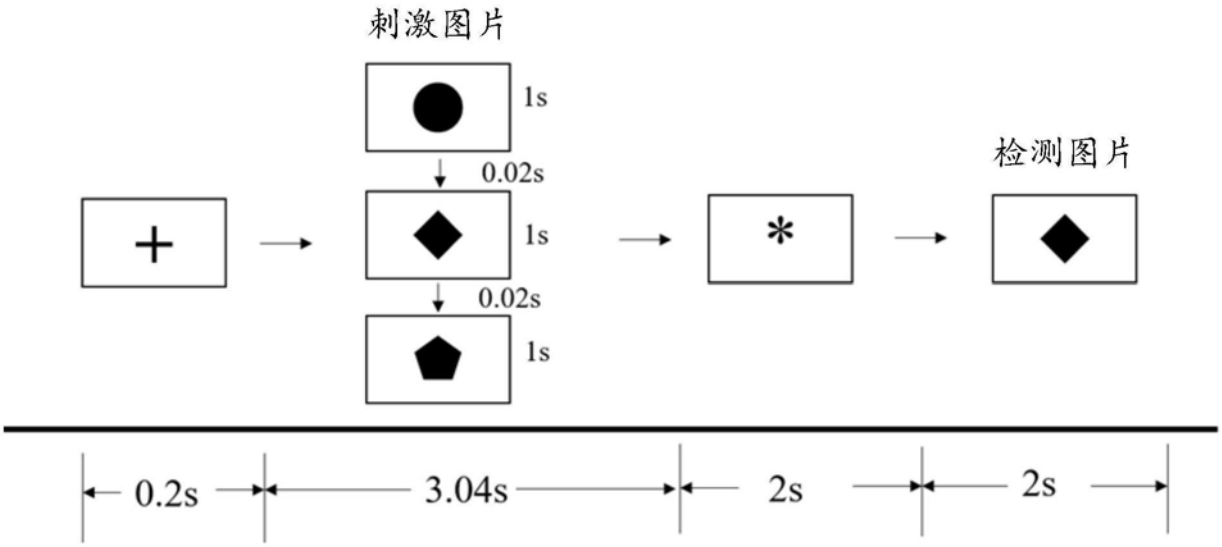

刺激图片
1s
0.02s
1s
0.02s
1s
检测图片
0.2s
3.04s
2s
2s

图2

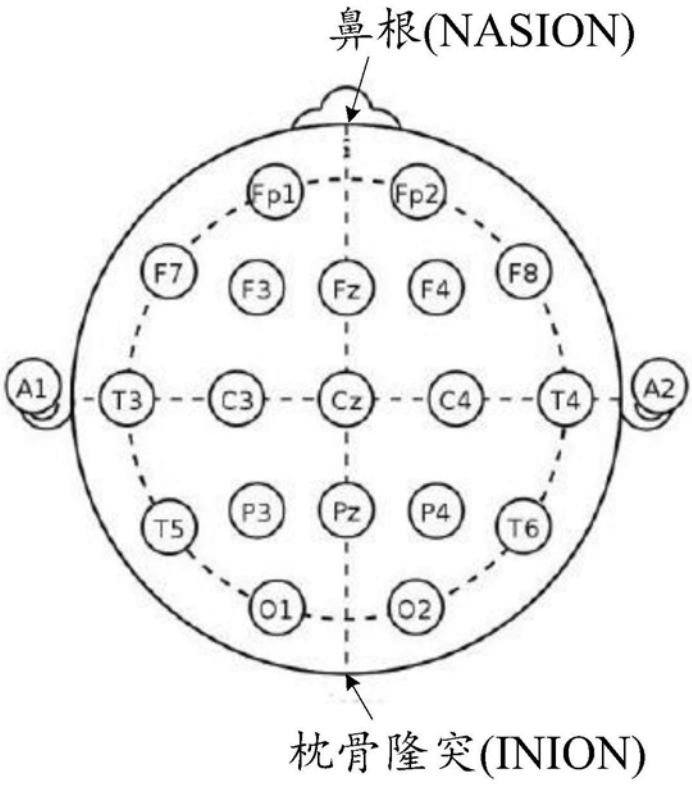

鼻根(NASION)
Fp1
Fp2
F7
F3
Fz
F4
F8
A1
T3
C3
Cz
C4
T4
A2
T5
P3
Pz
P4
T6
O1
O2
枕骨隆突(INION)

图3

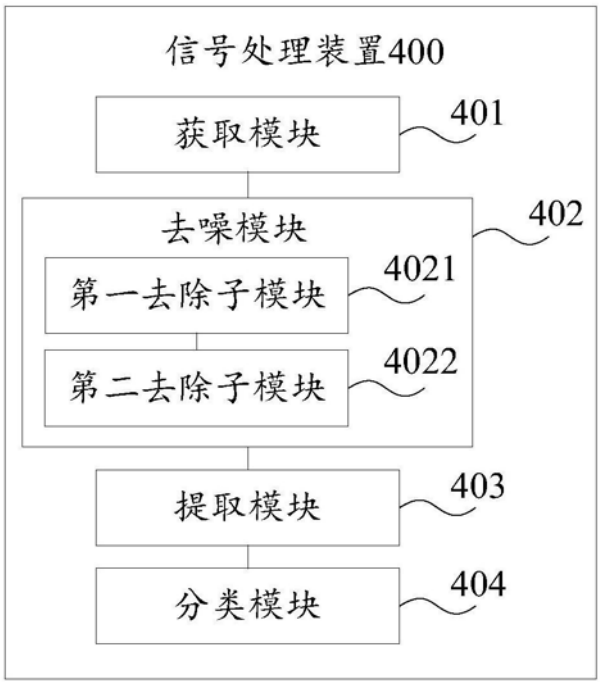
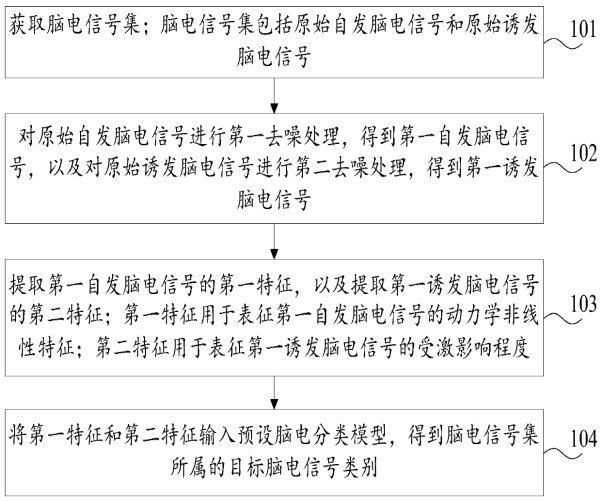

信号处理装置400
获取模块
401
去噪模块
402
第一去除子模块
4021
第二去除子模块
4022
提取模块
403
分类模块
404

图4

专利名称(译)	一种信号处理方法及装置		
公开(公告)号	CN110613446A	公开(公告)日	2019-12-27
申请号	CN201910945588.0	申请日	2019-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	张春会		
发明人	张春会		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/7203 A61B5/7264 A61B5/7282		
代理人(译)	李娜		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种信号处理方法及装置，涉及信号技术领域。其中，该方法包括：获取脑电信号集，包括原始自发脑电信号和原始诱发脑电信号；对原始自发脑电信号进行第一去噪处理，得到第一自发脑电信号，对原始诱发脑电信号进行第二去噪处理，得到第一诱发脑电信号；提取表征第一自发脑电信号的动力学非线性特征的第一特征，提取表征第一诱发脑电信号的受激影响程度的第二特征；将第一特征和第二特征输入预设脑电分类模型，得到脑电信号集所属的目标脑电信号类别。在本发明中，可以从不同刺激场景下的脑电信号中均提取特征，增加了脑电信号的模态和特征维度，进而可根据多模态脑电信号中提取的多维度特征进行分类，提高了脑电信号分类的准确性。