



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107260167 A

(43)申请公布日 2017. 10. 20

(21)申请号 201710523494.5

(22)申请日 2017.06.30

(71)申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路
381号

(72)发明人 姜涛 刘永超

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 李斌

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法

(57)摘要

本发明公开了一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,包括以下步骤:1、采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG,并对其进行预处理和特征提取,得出其特征样本;2、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本进行模型训练与优化,训练出个性化最优识别模型;3、运用步骤2训练出的个性化最优识别模型,对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的特征样本进行分类,得出各导联信号的属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。所述方法能够快速、准确、全面地识别出不同功能状态的ECoG,为认识不同功能状态时的脑电活动提供了有力帮助。



1. 一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

步骤S1、采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG,并对其进行预处理和特征提取,得出其特征样本;

步骤S2、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本进行模型训练与优化,训练出个性化最优识别模型;

步骤S3、运用步骤S2训练出的个性化最优识别模型,对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的特征样本进行分类,得出各导联信号的属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。

2. 根据权利要求1所述的一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,其特征在于,所述步骤S1具体包括以下步骤:

步骤S1.1、分别采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG;

步骤S1.2、对采集的ECoG进行50Hz的陷波处理,以消除工频干扰;

步骤S1.3、对陷波处理后的ECoG进行去噪,去除眼电、肌电、眼动的干扰;

步骤S1.4、对经过上述预处理的ECoG,选取任务时间段内的脑电样本进行小波分解并重构各子频段信号,选取低频的小波逼近信号并计算其200ms、400ms、600ms、800ms及1s不等的窗宽的能量,对比分析不同频段在任务前后的差异性,选定有差异的频段的能量作为特征量,以不同导联的特征量构成该个体的特征样本。

3. 根据权利要求1所述的一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,其特征在于,所述步骤S2具体包括以下步骤:

步骤S2.1、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本,以其中每一导联ECoG的特征样本的一半作为训练集,另一半作为测试集,根据ECS刺激出来的每一导联的功能区属性的不同,将训练集分成4类;

步骤S2.2、对训练集、测试集中每一导联分别进行最小-最大规范化,训练集、测试集中一个导联A的每一个值代表特定一段特定窗宽的经过处理后的ECoG信号的能量,其中导联A中所有能量值的最大值为 $\max_A$,最小值为 $\min_A$,最小-最大规范化通过计算:

$$v'_i = \frac{v_i - \min_A}{\max_A - \min_A}$$

其中, v'_i 表示规范化后的导联A的每一个能量值, v_i 表示导联A中的每一个原始能量值,把导联A的原始能量值 v_i 映射到[0,1]区间中,然后用同样方法处理训练集、测试集中的其他导联,得出规范化的训练集、测试集;

步骤S2.3、运用libsvm支持向量机对经过最小-最大规范化处理后的训练集、测试集样本进行模型训练,选用径向基核函数,并利用5折交叉验证法对模型进行反复试验,筛选出识别率高、误检率低的算法,并记录其最优的模型参数-cost、-gamma,建立最优的特征提取和支持向量机算法识别模型,根据识别率选出个性化最优识别模型。

4. 根据权利要求3所述的一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,其特征在于:步骤S2.3中,所述5折交叉验证法将任务态的ECoG样本分成5份,实验5次,每次将其中的1份样本作为测试集,其余4份作为训练集,并比较这5次计算的结果,再求其均值,作为对算

法识别准确性的估计。

5. 根据权利要求1所述的一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,其特征在在于,所述步骤S3具体包括以下步骤:

步骤S3.1、对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的信号进行步骤S1.2的陷波处理以及步骤S1.3的去噪处理,对经过上述预处理的64/128导联的ECoG信号进行步骤S1.4的特征提取,得出其以特定频段特定窗宽的能量为特征的特征样本,64/128导联的特征样本作为测试集,并对测试集进行步骤S2.2的最小-最大规范化处理;

步骤S3.2、利用步骤S2.3已训练好的个性化最优识别模型的-cost、-gama参数,对步骤S3.1处理后的每一导联的ECoG的任务态以特定频段特定窗宽的能量为特征样本进行预测分类,根据与训练集的相似程度,得出每一导联信号所属训练集4类中的具体类型,并以此来确定得出各导联信号的功能区属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。

一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理领域,具体涉及一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法。

背景技术

[0002] 脑电图作为一种衡量大脑神经活动强度的手段,因具有无创、费用低、方便易行等优点,被广泛应用在癫痫等多种神经系统疾病的诊断中。与此同时,脑电信号作为一种极其微弱的信号,很容易受到肌电、眼电等来自身体内部信号及工频干扰、电磁等外部信号的干扰。特别是头皮脑电信号,因其电极有颅骨和头皮相阻隔,更容易受到干扰,所以本发明采用的是干扰较少的开颅后采集到的皮质脑电信号。据国内外文献报道,大脑在做不同任务时其脑电信号会呈现不同的变化。基于此,我们提出了运用数字信号处理的方法来识别不同大脑功能区不同任务状态时脑电信号的特异性。

[0003] 由于不同个体脑电的差异性,导致皮质脑电信号 (ECoG) 识别模型的差异,容易出现异体检测准确率低的问题。针对于此,本发明设计了个体化建模测试的基于术中皮质脑电信号特异性的识别方法:运用同一个体的皮质脑电信号训练模型,建立个性化的ECoG识别模型,对同一个体自身其他区域的皮质脑电信号进行分类,旨在提高脑电识别分类的准确率,进而识别不同任务状态时的皮质脑电信号。

[0004] 首先,采集个体通过皮层电刺激 (electric cortical stimulation, ECS) 确定的运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和手术区域64/128导联的ECoG,并对其进行处理和特征提取,得出其特征样本;其次,运用支持向量机,对ECS确定的4点的ECoG的特征样本建立模型,并对模型进行反复训练与测试,训练出个性化最优识别模型;最后,用已训练好的个性化识别模型对采集到的64/128导联的ECoG进行特征提取和分类,得出各导联信号的属性,完成各大脑功能区的ECoG的特异性识别。

[0005] 本发明的方法能够精确识别出不同大脑功能状态时的ECoG,为人们更加深入认识大脑的生理电活动及脑机接口等多方面的研究提供有力的帮助。

发明内容

[0006] 本发明的目的是针对现有技术的不足,提供了一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,所述方法能够快速、准确、全面地识别出不同功能状态的ECoG,为认识不同功能状态时的脑电活动提供了有力帮助。

[0007] 本发明的目的可以通过如下技术方案实现:

[0008] 一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,所述方法包括以下步骤:

[0009] 步骤S1、采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG,并对其进行处理和特征提取,得出其特征样本;

[0010] 步骤S2、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本进行模型训练与优化,训练出个性化最优识别模型;

[0011] 步骤S3、运用步骤S2训练出的个性化最优识别模型,对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的特征样本进行分类,得出各导联信号的属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。

[0012] 进一步地,所述步骤S1具体包括以下步骤:

[0013] 步骤S1.1、分别采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG;

[0014] 步骤S1.2、对采集的ECoG进行50Hz的陷波处理,以消除工频干扰;

[0015] 步骤S1.3、对陷波处理后的ECoG进行去噪,去除眼电、肌电、眼动的干扰;

[0016] 步骤S1.4、对经过上述预处理的ECoG,选取任务时间段内的脑电样本进行小波分解并重构各子频段信号,选取低频的小波逼近信号并计算其200ms、400ms、600ms、800ms及1s不等的窗宽的能量,对比分析不同频段在任务前后的差异性,选定有差异的频段的能量作为特征量,以不同导联的特征量构成该个体的特征样本。

[0017] 进一步地,所述步骤S2具体包括以下步骤:

[0018] 步骤S2.1、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本,以其中每一导联ECoG的特征样本的一半作为训练集,另一半作为测试集,根据ECS刺激出来的每一导联的功能区属性的不同,将训练集分成4类;

[0019] 步骤S2.2、对训练集、测试集中每一导联分别进行最小-最大规范化,训练集、测试集中一个导联A的每一个值代表特定一段特定窗宽的经过处理后的ECoG信号的能量,其中导联A中所有能量值的最大值为 $\max_A$,最小值为 $\min_A$,最小-最大规范化通过计算:

$$[0020] \quad v_i' = \frac{v_i - \min_A}{\max_A - \min_A}$$

[0021] 其中, v_i' 表示规范化后的导联A的每一个能量值, v_i 表示导联A中的每一个原始能量值,把导联A的原始能量值 v_i 映射到[0,1]区间中,然后用同样方法处理训练集、测试集中的其他导联,得出规范化的训练集、测试集;

[0022] 步骤S2.3、运用libsvm支持向量机对经过最小-最大规范化处理后的训练集、测试集样本进行模型训练,选用径向基核函数,并利用5折交叉验证法对模型进行反复试验,筛选出识别率高、误检率低的算法,并记录其最优的模型参数-cost、-gamma,建立最优的特征提取和支持向量机算法识别模型,根据识别率选出个性化最优识别模型。

[0023] 进一步地,步骤S2.3中,所述5折交叉验证法将任务态的ECoG样本分成5份,实验5次,每次将其中的1份样本作为测试集,其余4份作为训练集,并比较这5次计算的结果,再求其均值,作为对算法识别准确性的估计。

[0024] 进一步地,所述步骤S3具体包括以下步骤:

[0025] 步骤S3.1、对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的信号进行步骤S1.2的陷波处理以及步骤S1.3的去噪处理,对经过上述预处理的64/128导联的ECoG信号进行步骤S1.4的特征提取,得出其以特定频段特定窗宽的能量为特征的特征样本,64/128导联的特征样本作为测试集,并对测试集进行步骤S2.2的最小-最大规范化处理;

[0026] 步骤S3.2、利用步骤S2.3已训练好的个性化最优识别模型的-cost、-gamma参数,对步骤S3.1处理后的每一导联的ECoG的任务态以能量为特征样本进行预测分类,根据与训练集的相似程度,得出每一导联信号所属训练集4类中的具体类型,并以此来确定得出各导联

信号的功能区属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。

[0027] 本发明与现有技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0028] 1、本发明所提出的术中皮质脑电信号特异性的识别方法,只需要利用皮层电刺激确定运动区、语言区、感觉区、非功能区各一点,并采集这4点的ECoG;在手术区域安放64/128导联电极阵列,采集64/128导联皮质脑电信号;对皮层电刺激定位的四个功能区导联的皮质脑电信号进行特征提取和模型建立,并通过交叉验证法训练出个体化最优识别模型;采用4点ECoG的特征提取方法,对采集到的64/128导联信号进行特征提取并得到其特征样本,用已训练好的个体化识别模型对特征样本进行预测分类,得出各导联信号的类别,完成术中皮质脑电信号特异性的识别。该方法可以快速、准确、全面地识别出不同功能状态的ECoG,为认识不同功能状态时的脑电活动提供帮助,具有重要的科研价值和实践运用意义。

[0029] 2、本发明只需要在术中采集到个体的ECoG,通过对ECoG进行数据处理就可以在术中实现不同大脑功能区的判断,相对于CT及MR1等图像处理方法必须通过术前图像进行大脑功能区确定的手段,可以克服术中由于开颅造成的大脑皮质的形变,因此该方法具有更大的灵活性与适用性。

[0030] 3、本发明只需要术中通过脑电图机采集ECoG就能实现大脑功能区的判断,操作简单易行,并且不产生射线辐射,具有安全易行的优点。

[0031] 4、本发明只需要知道4个功能状态中的各一导联的ECoG,就可以快速判断出其他64/128导信号的功能区属性,相比于传统的ECS识别方法,该方法将会大大缩短不同功能区判断的时间。

[0032] 5、本发明的方法运用个体自身的信号特征样本进行模型训练,建立针对个体的识别模型,相对于利用异体信号建立模型对ECoG的检测,可以克服由于不同个体大脑活动的差异性造成的误检漏检问题,进而提高了分类的准确率。

[0033] 6、本发明建立的个体化模型对个体各个功能区导联的总体识别率较高,其中运动区、语言区、感觉区、非功能区ECoG的识别率分别可达96.43%、98.67%、94.79%、90.24%。

[0034] 7、本发明对ECoG的信号处理方法,实现了对ECoG的定量化,相比传统的通过波形判断的方法能更加精确地反映信号的变化,有助于对ECoG细节的识别,可以为其它脑电生理活动的基础研究提供方法与思路,加深人们对大脑的认识。

附图说明

[0035] 图1为本发明实施例一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法的流程图。

[0036] 图2(a)为本发明实施例受试者静息态时的皮质脑电信号小波分解图,图2(b)为本发明实施例受试者任务态时的皮质脑电信号小波分解图。

具体实施方式

[0037] 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。

[0038] 实施例:

[0039] 本实施例提供了一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法,所述方法的流程图如图1所示,包括以下步骤:

[0040] 步骤S1、采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG,并对其进行预处理和特征提取,得出其特征样本;本步骤具体包括以下步骤:

[0041] 步骤S1.1、分别采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG;

[0042] 步骤S1.2、对采集的ECoG进行50Hz的陷波处理,以消除工频干扰;

[0043] 步骤S1.3、对陷波处理后的ECoG进行去噪,去除眼电、肌电、眼动的干扰;

[0044] 步骤S1.4、对经过上述预处理的ECoG,选取任务时间段内的脑电样本进行小波分解并重构各子频段信号,本实施例中受试者静息态时的皮质脑电信号小波分解图如图2(a)所示,受试者任务态时的皮质脑电信号小波分解图如图2(b)所示,选取低频的小波逼近信号并计算其200ms、400ms、600ms、800ms及1s不等的窗宽的能量,对比分析不同频段在任务前后的差异性,选定有差异的频段的能量作为特征量,以不同导联的特征量构成该个体的特征样本。

[0045] 步骤S2、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本进行模型训练与优化,训练出个性化最优识别模型;本步骤具体包括以下步骤:

[0046] 步骤S2.1、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本,以其中每一导联ECoG的特征样本的一半作为训练集,另一半作为测试集,根据ECS刺激出来的每一导联的功能区属性的不同,将训练集分成4类;

[0047] 步骤S2.2、对训练集、测试集中每一导联分别进行最小-最大规范化,训练集、测试集中一个导联A的每一个值代表特定一段特定窗宽的经过处理后的ECoG信号的能量,其中导联A中所有能量值的最大值为 $\max_A$,最小值为 $\min_A$,最小-最大规范化通过计算:

$$[0048] \quad v_i' = \frac{v_i - \min_A}{\max_A - \min_A}$$

[0049] 其中, v_i' 表示规范化后的导联A的每一个能量值, v_i 表示导联A中的每一个原始能量值,把导联A的原始能量值 v_i 映射到 $[0,1]$ 区间中,然后用同样方法处理训练集、测试集中的其他导联,得出规范化的训练集、测试集;

[0050] 步骤S2.3、运用libsvm支持向量机对经过最小-最大规范化处理后的训练集、测试集样本进行模型训练,选用径向基核函数,并利用5折交叉验证法对模型进行反复试验,筛选出识别率高、误检率低的算法,并记录其最优的模型参数-cost、-gamma,建立最优的特征提取和支持向量机算法识别模型,根据识别率选出个性化最优识别模型。

[0051] 进一步地,步骤S2.3中,所述5折交叉验证法将任务态的ECoG样本分成5份,实验5次,每次将其中的1份样本作为测试集,其余4份作为训练集,并比较这5次计算的结果,再求其均值,作为对算法识别准确性的估计。

[0052] 步骤S3、运用步骤S2训练出的个性化最优识别模型,对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的特征样本进行分类,得出各导联信号的属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。本步骤具体包括以下步骤:

[0053] 步骤S3.1、对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的信号进行步骤S1.2的陷波处理以及步骤S1.3的去噪处理,对经过上述预处理的64/128导联的ECoG信号进行步骤S1.4的特征提取,得出其以特定频段特定窗宽的能量为特征的特征样本,64/128导联的特征样本

作为测试集,并对测试集进行步骤S2.2的最小-最大规范化处理;

[0054] 步骤S3.2、利用步骤S2.3已训练好的个性化最优识别模型的-cost、-gama参数,对步骤S3.1处理后的每一导联的ECoG的任务态以能量为特征样本进行预测分类,根据与训练集的相似程度,得出每一导联信号所属训练集4类中的具体类型,并以此来确定得出各导联信号的功能区属性,完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。

[0055] 以上所述,仅为本发明专利较佳的实施例,但本发明专利的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明专利所公开的范围内,根据本发明专利的技术方案及其发明专利构思加以等同替换或改变,都属于本发明专利的保护范围。



图1

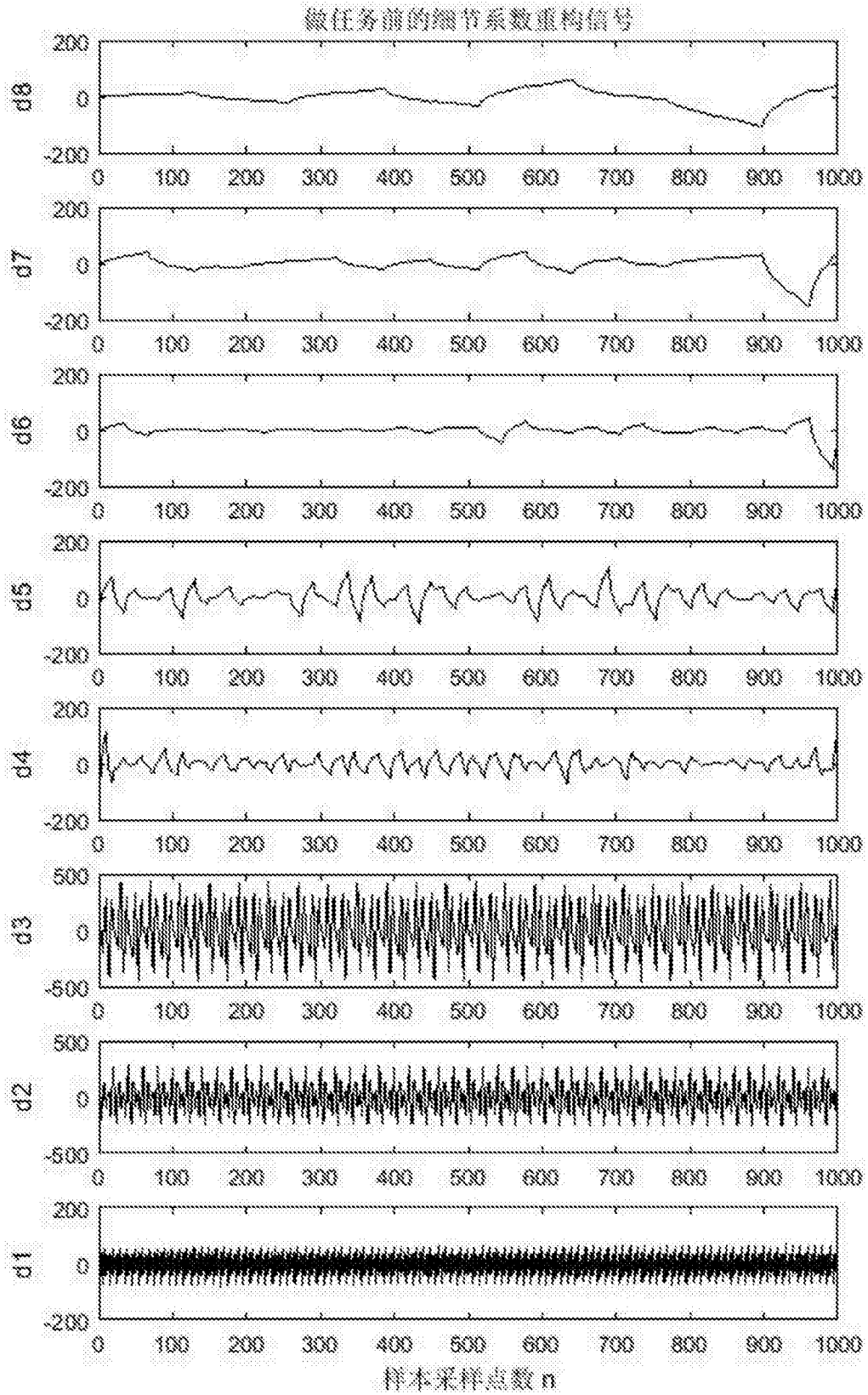


图2 (a)

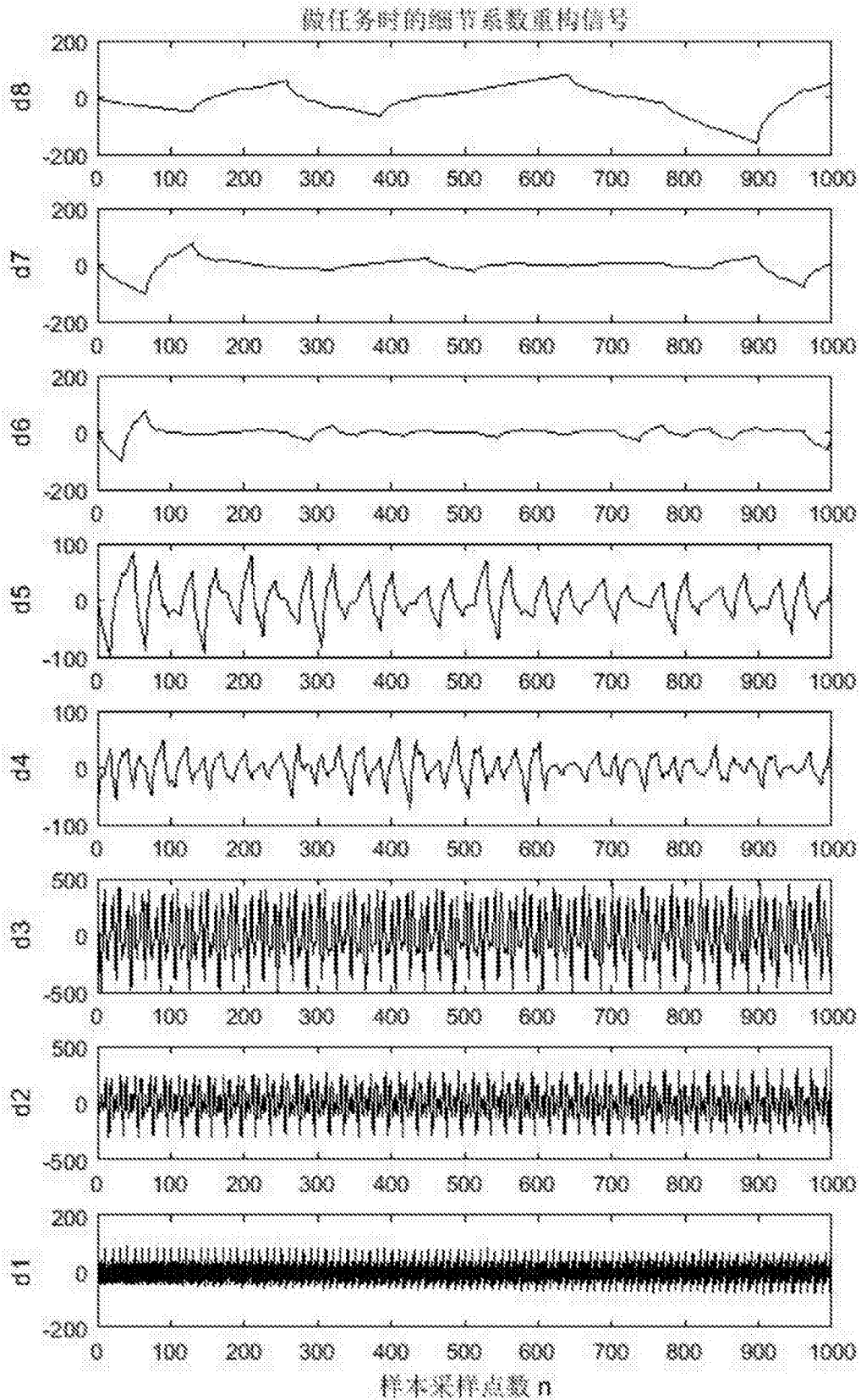


图2 (b)

专利名称(译)	一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法		
公开(公告)号	CN107260167A	公开(公告)日	2017-10-20
申请号	CN2017110523494.5	申请日	2017-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	姜涛 刘永超		
发明人	姜涛 刘永超		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/4064 A61B5/4076 A61B5/4094 A61B5/6868 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7264		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种术中皮质脑电信号特异性的个体化识别方法，包括以下步骤：1、采集ECS确定的个体运动区、语言区、感觉区、非功能区4点的ECoG和同一个体手术区域64/128导联的ECoG，并对其进行预处理和特征提取，得出其特征样本；2、运用ECS确定的4点的ECoG的特征样本进行模型训练与优化，训练出个性化最优识别模型；3、运用步骤2训练出的个性化最优识别模型，对同一个体手术区域64/128导联的ECoG的特征样本进行分类，得出各导联信号的属性，完成个体各大脑功能区的ECoG的特异性识别。所述方法能够快速、准确、全面地识别出不同功能状态的ECoG，为认识不同功能状态时的脑电活动提供了有力帮助。

对采集到的术中ECoG进行处理，得出ECoG的特征样本

采用ECS确定的4点ECoG的特征样本，训练出个性化模型

运用个性化模型对64/128导ECoG进行预测分类，判断出功能状态属性