



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110464343 A

(43)申请公布日 2019. 11. 19

(21)申请号 201910758670.2

(22)申请日 2019.08.16

(71)申请人 杭州电子科技大学

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区2
号大街

(72)发明人 马存斌 罗志增 席旭刚 孙紫阳
姜文俊

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所
(特殊普通合伙) 33240

代理人 杨舟涛

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于自主手部动作的增强型脑肌相干方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于自主手部动作的增强型脑肌相干方法。首先,在手部自主动作过程中同步采集对应上肢EMG信号和皮层EEG信号并去噪,然后基于EMG信号的突发脉冲点对同步的EEG信号进行采样,接着用窗函数对采样的EEG信号进行移动平均处理,并再次基于EMG突发脉冲点对EEG采样,再重新组装以得到能够更好地反映肌肉运动的EEG信号。最后,使用幅度平方相干来计算上述预处理过后EEG-EMG相干估计值,分析Beta和Gamma频段中同手部自主运动的相干性,以验证该方法的可靠性。该方法的相干分析的结果不仅可以正确反映皮层和肌肉之间的耦合关系,而且可以更清晰表明在不同的手部自主运动下的EEG-EMG相干特性。



1. 一种基于自主手部动作的增强型脑肌相干方法,其特征在于该方法包括如下步骤:

步骤(1). 首先,对采集的EMG信号进行小波阈值去噪处理,然后通过设置阈值确定EMG信号突发脉冲点,即去除振幅较小的波峰和波谷,确定EMG信号波形中振幅较大的波峰和波谷位置;

步骤(2). 将EMG突发脉冲点位置的值设为1,而其他位置的值设为0,获得新的EMG信号序列 $x'(n)$:

$$x'(n) = \begin{cases} 1, & \text{在索引} n \text{处出现突发脉冲点时} \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$$

步骤(3). 用 $x'(n)$ 提取EEG样本信号; EEG信号驱动着EMG突发脉冲点的爆发,并不断自我重复,重复的EEG信号有着相对于EMG信号的恒定位置;将EEG信号 $y(n)$ 与带有 k 时移的EMG突发脉冲时移信号 $x'(n-k)$, $k=-K, \dots, K$ 相乘,提取EEG样本信号;

$$y(n, k) = y(n) x'(n-k), k=-K, \dots, K, n=1, \dots, N$$

其中, K 表示最大时移量,为一常数, N 为EEG信号 $y(n)$ 的长度;

步骤(4). 提取的EEG样本信号 $y(n, k)$ 仅在突发脉冲点处包含原始EEG信号,其他位置均为零,并且由于随机噪声的存在,提取后的EEG样本信号会分散;因此,为了获得这些采样驱动信号的重复贡献,利用一个窗函数 $w(n)$ 对 $y(n, k)$ 进行移动平均求值,得到具有平均趋势的新EEG样本信号 $y'(n, k)$:

$$y'(n, k) = \sum_{m=-M}^M y(n-m) w(m) = y(n, k) * w(n)$$

其中, M 为一常数, $w(n)$ 是权重为 $2M+1$ 的Hamming窗,对称中心为 $n=0$; *表示卷积;计算得到的EEG样本平均信号则是驱动EMG突发脉冲的EEG信号;

步骤(5). 再次利用步骤(3)中的提取过程,将非0值仅保留在最初非0的位置,计算公式如下:

$$\overline{y'(n, k)} = y'(n, k) x'(n, k), k = -K, \dots, K$$

步骤(6). 重新组装 $\overline{y'(n, k)}$,可得基于EMG信号突发脉冲点进行预处理后的EEG信号 $y''(n)$:

$$y''(n) = \sum_{k=-K}^K a_k ((y(n) x'(n-k)) * w(n)) x'(n-k)$$

其中, a_k 为系数,是一个权重为 $2K+1$ 的Hamming窗;

步骤(7). 用步骤(6)预处理过后的EEG信号与步骤(1)中去噪后的EMG信号作幅度平方相干MSC计算,获得不同手部自主动作脑肌相干结果;

MSC的计算如下:

设同步采集的EEG信号和EMG信号分别为 $y(n)$ 和 $x(n)$,采用Welch方法,将 $y(n)$ 与 $x(n)$ 均分割成 L 个等长的时段;再对每个时段进行谱估计,最后利用如下所示的MSC函数对EEG和EMG信号进行相干性估计:

$$CO_{xy}(f) = \frac{(1/L) \sum_{l=1}^L Y_l^*(f) X_l(f)}{\sqrt{(1/L) \sum_{l=1}^L |Y_l(f)|^2 \cdot (1/L) \sum_{l=1}^L |X_l(f)|^2}}$$

其中, $|CO_{xy}(f)|^2$ 即为MSC函数的计算值, 在0-1之间; f 代表频率, $Y_1(f)$ 和 $X_1(f)$ 分别表示 EEG信号和EMG信号在第1段的傅里叶变换, $*$ 表示复共轭。

一种基于自主手部动作的增强型脑肌相干方法

技术领域

[0001] 本发明属于脑肌耦合关系领域,涉及一种脑肌相干增强的方法,特别涉及一种关于手部自主运动下的增强型脑肌相干方法。

背景技术

[0002] 人体在自主动作过程中,大脑运动皮层发出指令,经脑干、脊髓沿着运动神经通路支配肢体去完成肌肉运动;同时,肢体体感沿感觉神经传导通路反馈至大脑皮层进行分析,传输指令以准确完成动作。这种皮层和肌肉运动之间的相互作用,可以通过脑电信号 (EEG) 和肌电信号 (EMG) 之间的相干特性来表示。脑肌相干性可用于诸多方面的研究,如皮层-肌肉功能耦合的研究,疲劳产生的根源研究,运动障碍的治疗与功能康复研究等。例如,Gwin发现等张收缩过程中EEG-EMG相干性在Gamma频段较高,而等长收缩期间EEG-EMG相干性在beta带更高。Patino发现在执行动态力输出任务时,相比与正常人,失聪患者脑肌相干性在Gamma频段内缺失,推测本体感觉可能通过Gamma频段传递到大脑。Braun等要求脑卒中患者进行精细的抓握动作,结果表明脑肌相干性主要出现在10-23Hz。因此,如何有效地分析脑肌相干性,获取更多有用的皮质-肌肉传输信息,一直以来都是研究的热门问题之一。此外,一些关于EEG-EMG相干性的研究发现,大多数中风患者可以恢复他们的独立行走能力,而只有不到50%的他们可以完全恢复上肢,特别是手部动作,这表明基于手部运动的皮层-肌肉相干性研究对一些运动障碍患者的康复具有重要意义。

[0003] 目前,在研究EEG-EMG相干性方面已经取得了一些成果,通常从时域、频域和时频域三个方面进行分析。经典的时域和频域相干性分析算法,如幅度平方相干 (MSC),都是基于功率谱和傅里叶变换,能够在一定程度上描述了脑肌信号的关系。在整个时间轴上执行傅里叶变换并不能说明特定频率何时上升;短时间傅里叶变换利用滑动窗口找到谱图,解决这一问题,得到了时间和频率的信息,但窗口的长度又限制了频率的分辨率。因此,这些算法难以同时兼顾时间分辨率和频率分辨率,且没有考虑脑电信号和肌电图的非线性特性。小波相干等时频域相干分析方法弥补了这一缺陷,可以测量不同分辨率下的频域特性,能够反映非平稳信号的时频局域和瞬时特性。因此,将通过MSC方法分别分析手部运动下EEG-EMG相干性获取相关信息。

[0004] 在分析EEG-EMG相干性的过程中,由于在自主行动,尤其是手部运动中,EEG信号远弱于EMG信号,导致得到的EEG-EMG相干系数值很低,从而难以有效地分析EEG-EMG相干性。为了解决这个问题,本文提出一种基于EMG信号最有效信息部分对同步EEG信息进行预处理的算法,得到的EEG信号被认为只包含与肌电活动最相关的信息;然后对预处理后的EEG信号和去噪后的EMG信号进行MSC分析,得到的相干值较原始相干值有比较大的增强,能更为有效地反映大脑皮层和肌肉的相干性特征。

发明内容

[0005] 针对利用传统的相干分析方法得到的EEG-EMG相干估计值较低,不利于分析的问

题,本发明提出了一种改进的相干方法来增强EEG-EMG相干值。该方法首先在手部自主动作过程中同步采集对应上肢EMG信号和皮层EEG信号并去噪,然后基于EMG信号的突发脉冲点对同步的EEG信号进行采样,接着用窗函数对采样的EEG信号进行移动平均处理,并再次基于EMG突发脉冲点采样EEG信号,采样完成后进行重新组装,得到能够更好地反映肌肉运动的EEG信号。最后,使用幅度平方相干(MSC)来计算EEG-EMG相干估计值,分析Beta和Gamma频段中不同手部自主运动的相干性,验证该方法的可靠性。实验结果表明,该方法可以较大幅度地增强EEG-EMG相干值,相干分析的结果不仅可以正确反映皮层和肌肉之间的耦合关系,而且可以更清晰表明在不同的手部自主运动下的EEG-EMG相干特性。

[0006] 为了实现以上目的,本发明方法主要包括以下步骤:

[0007] 步骤(1).首先,对采集的EMG信号进行小波阈值去噪处理,得到纯净的EMG信号 $x(n)$,接着寻找EMG信号的突发脉冲点,即通过设置阈值,去除振幅较小的波峰和波谷,寻找出EMG信号波形中振幅较大的波峰和波谷位置。在EMG信号突发脉冲点处能更好地反映实验中手部自主动作的信息,响应同步的EEG信号。

[0008] 步骤(2).接着在EMG突发脉冲点的位置设为1,而其他位置设为0,获得新的EMG突发脉冲信号 $x'(n)$:

$$[0009] \quad x'(n) = \begin{cases} 1, & \text{在索引} n \text{处出现突发脉冲点时} \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$$

[0010] 步骤(3).由于EMG突发脉冲点处的信息为能更好响应EEG信号的有效信息,因此用 $x'(n)$ 替换 $x(n)$ 提取EEG样本信号。这些样本信号驱动着EMG突发脉冲点的爆发,在此过程中,EEG样本信号不断重复,而这些重复的EEG信号有着相对于EMG信号的恒定位置。因此,为了反映其重复特性,将EEG信号 $y(n)$ 与带有 k 时移的EMG突发脉冲信号 $x'(n-k)$, $k=-K, \dots, K$ 相乘,提取EEG样本信号。

$$[0011] \quad y(n, k) = y(n) x'(n-k), k=-K, \dots, K, n=1, \dots, N$$

[0012] 其中, K 表示最大时移量,为一常数, N 为EEG信号 $y(n)$ 的长度。

[0013] 步骤(4).提取过后的EEG样本信号 $y(n, k)$ 仅在突发脉冲处包含原始EEG信号,其他位置均为零,并且由于随机噪声的存在,提取后的EEG样本信号会分散。因此,为了获得这些采样驱动信号的重复贡献,利用一个窗函数 $w(n)$ 对 $y(n, k)$ 进行移动平均求值,得到具有平均趋势的新EEG样本信号 $y'(n, k)$:

$$[0014] \quad y'(n, k) = \sum_{m=-M}^M y(n-m, k) w(m) = y(n, k) * w(n),$$

[0015] 其中, M 为一常数, $w(n)$ 是权重为 $2M+1$ 的Hamming窗,对称中心为 $n=0$; *表示卷积。计算得到的EEG样本平均信号则是EMG突发脉冲驱动信号。

[0016] 步骤(5).由于移动平均所得的结果 $y'(n, k)$ 仅受 $y(n, k)$, $k=-K, \dots, K$ 中非0值的影响,置0的值对结果没有影响,因而经移动平均得到的结果均为非0值,不利于将 $y'(n, k)$ 重新组合成新的结果序列。因此,可再次利用步骤(3)中的提取过程,将非0值仅保留在最初非0的位置,计算公式如下:

$$[0017] \quad \overline{y'(n, k)} = y'(n, k) x'(n-k)$$

[0018] 步骤(6).重新组装 $\overline{y'(n, k)}$,通过将这 $2K+1$ 个序列叠加进行实现,同时乘以一个系

数 a_k ,得到高级预处理后的EEG信号序列 $y''(n)$:

$$[0019] \quad y''(n) = \sum_{k=-K}^K a_k \overline{y'(n,k)}$$

[0020] a_k 是一个权重为 $2K+1$ Hamming窗。

[0021] 综合步骤(3)-步骤(5)的计算公式最终得到基于EMG信号突发脉冲点进行预处理后的EEG信号 $y''(n)$:

$$[0022] \quad y''(n) = \sum_{k=-K}^K a_k ((y(n)x'(n-k)) * w(n))x'(n-k)$$

[0023] 步骤(7).用上述预处理过后的EEG信号 $y''(n)$ 与步骤(1)中去噪后的EMG信号 $x(n)$ 分别作幅度平方相干MSC计算,获得不同手部自主动作脑肌相干分析结果。

[0024] MSC的定义如下:

[0025] 设同步采集的EEG信号和EMG信号分别为 $y(n)$ 和 $x(n)$,采用Welch方法,将 $y(n)$ 与 $x(n)$ 均分割成 L 个等长的时段;再对每个时段进行谱估计,最后利用如下所示的MSC函数对EEG和EMG信号进行相干性估计:

$$[0026] \quad CO_{xy}(f) = \frac{(1/L) \sum_{l=1}^L Y_l^*(f) X_l(f)}{\sqrt{(1/L) \sum_{l=1}^L |Y_l(f)|^2 \cdot (1/L) \sum_{l=1}^L |X_l(f)|^2}}$$

[0027] 其中, $|CO_{xy}(f)|^2$ 即为MSC函数的计算值,在0-1之间; f 代表频率, $Y_1(f)$ 和 $X_1(f)$ 分别表示EEG信号和EMG信号在第1段的傅里叶变换,*表示复共轭。

[0028] 本发明设计的基于手部动作的增强型脑肌相干方法,具有如下优点:

[0029] 在自主手部动作中,用经典的相干方法计算脑肌相干系数时,计算值一般比较低,不利于后续的研究和分析。针对这个问题,在同步采集自主手部动作下的EEG和EMG信号后,先基于EMG信号突发脉冲点提取同步EEG信号,然后进行一系列高级预处理,获取与EMG信号最相关的EEG信号,在分别利用MSC方法进行了相干分析,成功地增强了相干系数。

[0030] 通过与在经过高级预处理情况下的脑肌相干实验结果对比,本发明提出的高级预处理方法对脑肌相干值有显著提高,结果在保证正确性的前提下,能更清晰地突出在手部自主动作过程中皮层肌肉之间的关系。MSC方法计算正常的脑肌相干系数时,往往都会小于0.15甚至更低,但当使用上述高级预处理后的EEG信号去与EMG信号计算MSC时,脑肌相干值可以达到0.5或更高。

附图说明

[0031] 图1为本发明的实施流程图;

[0032] 图2为寻找肌电信号突发脉冲点的示意图;

[0033] 图3(a)为屈腕动作时,在尺侧伸腕肌、桡侧伸腕肌和屈指浅肌采集的去噪肌电信号图以及在C3通道同步采集的去噪脑电信号图;

[0034] 图3(b)表示C3通道的脑电信号分别经过三种肌电信号进行高级预处理后的脑电信号图;

[0035] 图4(a)(b)均为增强前后MSC脑肌相干对比图。

具体实施方式

[0036] 如图1所示,本实施例包括如下步骤:

[0037] 步骤一,获取人体在不同手部动作时的肌电信号和脑电信号样本数据,具体是:首先通过肌电信号采集仪和脑电信号采集仪同步拾取人体手部动作对应的肌电信号和脑电信号,再对脑肌电信号进行小波阈值去噪处理。

[0038] 实验采用美国NeuroScan公司SCAN4.3系统采集脑电信号,采用DELSYS Trigno™无线肌电采集系统采集肌电信号。采样频率均为512Hz。受试者选择一名24岁的健康男性,右利手,采集脑电的电极按国际标准10-20系统放置。为研究不同手部运动状态下的脑肌相干性,分别记录握拳、伸腕和屈腕三种状态下C3通道的脑电信号和尺侧腕伸肌ECU、桡侧腕伸肌ECR、屈指浅肌FD处的同步肌电信号。

[0039] 实验过程如下,首先,受试者握紧拳头,静止10秒后保持5秒,此时记录脑肌电信号。放松10秒,然后弯曲手腕,保持5秒,记录脑肌电信号。最后,再次休息10秒后,受试者伸展手腕,保持5秒,记录脑肌电信号。

[0040] 再利用小波阈值方法对采集的脑电信号和肌电信号进行小波阈值去噪,去噪后的肌电信号图如图3(a)所示。

[0041] 步骤二,将去噪后得到的脑电信号进行基于同步肌电信号突发脉冲点的高级预处理操作,获得高级预处理后的脑电信号。

[0042] 首先需寻找去噪后肌电信号的突发脉冲点,阈值为 r ,阈值设置过高时容易遗漏许多与该自主动作相关的肌电信号点,设置过低增强效果不明显,综合考虑选取 $r=0.07$,去除低于这个阈值的肌电突发脉冲点。寻找肌电突发脉冲点的示意图如图2所示。

[0043] 实验中选取的脑肌电信号长度为 $N=1242$,在接下来的高级预处理过程中,参考资料选取脑肌电同步的最大时移量 $K=4$;实验证明,求移动平均值时Hamming窗 $w(n)$ 的权重取 $2M+1=81$ 时会取得更好的效果。最后经过一系列高级预处理完成后得到的脑电信号图如图3(b)所示。

[0044] 步骤三,采用MSC方法对脑肌信号进行相干计算,选取Gamma和Beta频段的相关系数,并对结果进行分析。

[0045] 为了检测本发明所设计的增强型脑肌相干算法的性能,引入相干阈值评估方法和显著相干面积两个指标来判定,如下:

[0046] 通常在相干显著判定中用相干阈值来评估,公式为:

$$[0047] \quad CL = 1 - (1 - \alpha)^{\frac{1}{L-1}}$$

[0048] CL 为显著相干阈值; L 表示信号作相干计算式,数据分段的段数; α 为置信限,通常取0.95。脑肌相干值大于 CL 的则被认为是显著相干,小于 CL 则被认为是非统计意义上的相干。增强前后MSC值显著性结果如图4(a)所示。

[0049] 而显著相干面积 A_{coh} 则是在相干阈值的基础上更进一步地定量描述脑肌显著相干情况,如下:

$$[0050] \quad A_{coh} = \sum_f \Delta f (W_{co}(f) - CL)$$

[0051] 其中 Δf 为频率分辨率, $W_{co}(f)$ 表示在 f 频率下的脑肌相干系数值。 A_{coh} 的值能够较

好的反映脑肌相干的显著性能。 A_{coh} 的值越大,表示相干越显著。增强前后该指标评估对比结果如图4(b)所示。

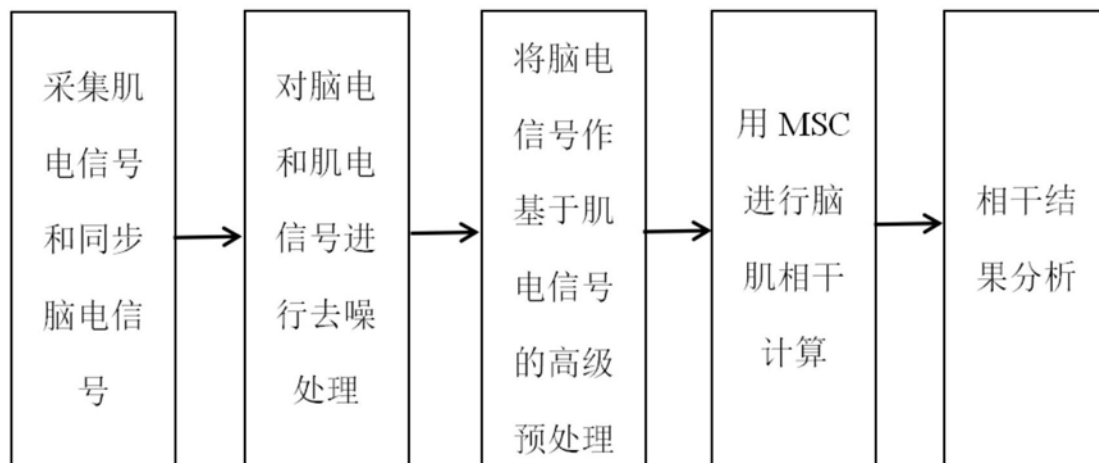


图1

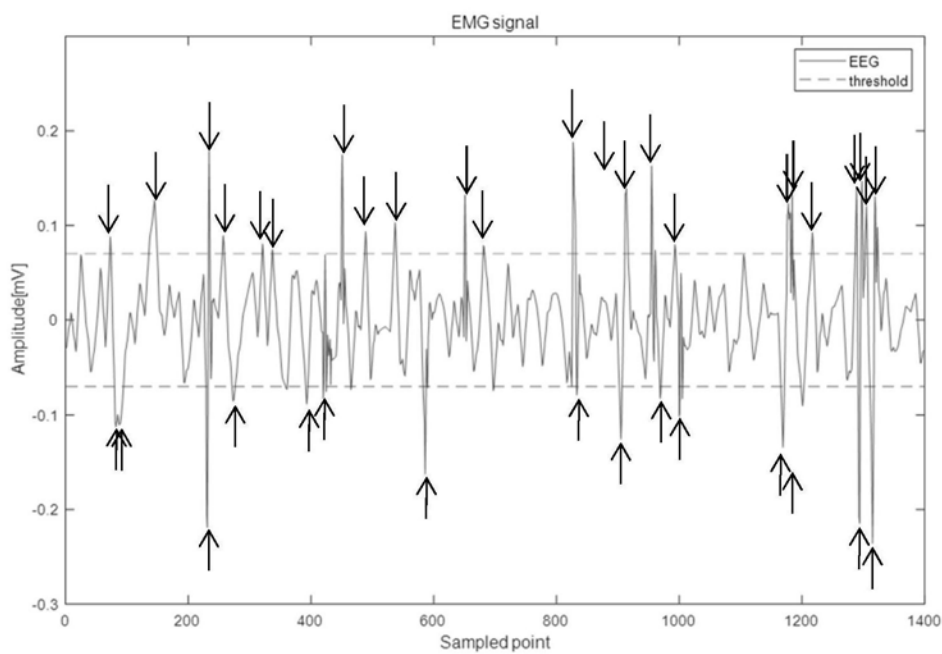


图2

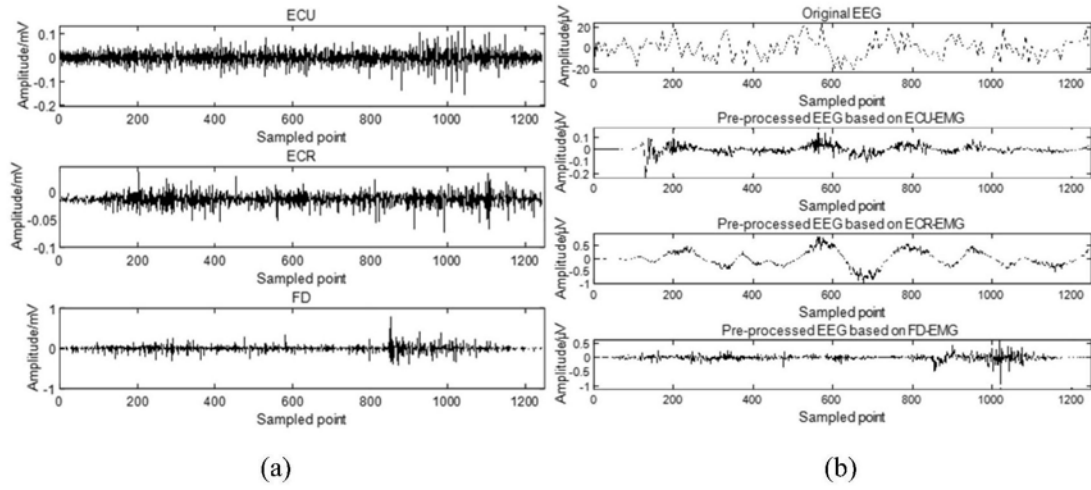


图3

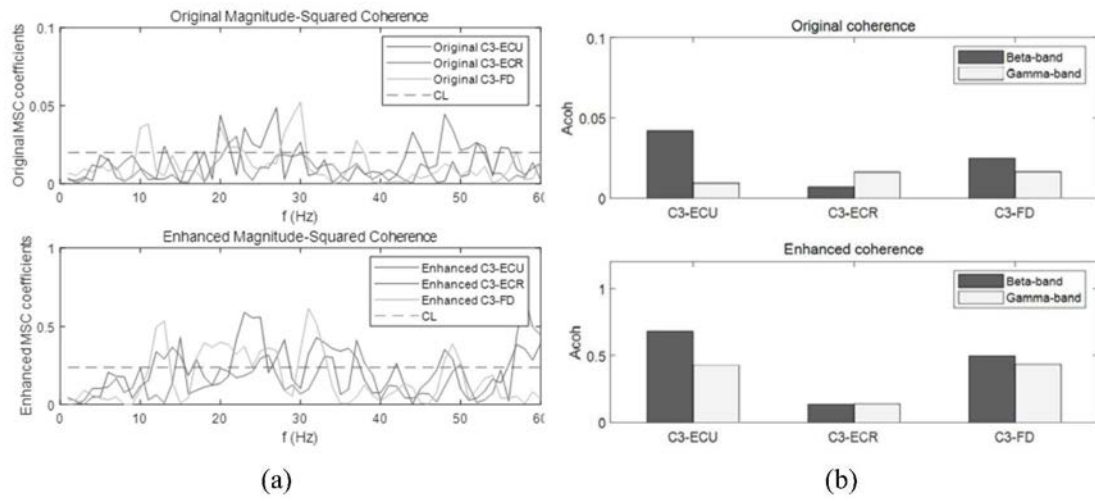


图4

专利名称(译)	一种基于自主手部动作的增强型脑肌相干方法		
公开(公告)号	CN110464343A	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201910758670.2	申请日	2019-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
[标]发明人	马存斌 罗志增 席旭刚 孙紫阳 姜文俊		
发明人	马存斌 罗志增 席旭刚 孙紫阳 姜文俊		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/7203		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于自主手部动作的增强型脑肌相干方法。首先，在手部自主动作过程中同步采集对应上肢EMG信号和皮层EEG信号并去噪，然后基于EMG信号的突发脉冲点对同步的EEG信号进行采样，接着用窗函数对采样的EEG信号进行移动平均处理，并再次基于EMG突发脉冲点对EEG采样，再重新组装以得到能够更好地反映肌肉运动的EEG信号。最后，使用幅度平方相干来计算上述预处理过后EEG-EMG相干估计值，分析Beta和Gamma频段中同手部自主运动的相干性，以验证该方法的可靠性。该方法的相干分析的结果不仅可以正确反映皮层和肌肉之间的耦合关系，而且可以更清晰表明在不同的手部自主运动下的EEG-EMG相干特性。

