



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109497999 A

(43)申请公布日 2019.03.22

(21)申请号 201811564214.6

(22)申请日 2018.12.20

(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 余青山 郑行 席旭刚 罗志增

(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 朱月芬

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

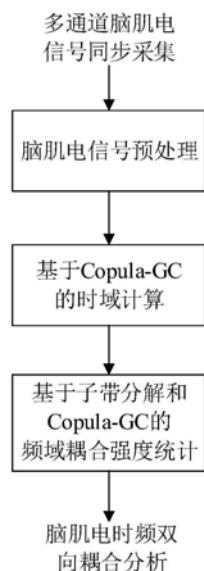
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法,针对皮层肌肉相干性分析时不能确定耦合方向,以及格兰杰因果方法受限于检测线性因果关系的局限性,将Copula-GC引入的皮层肌肉耦合分析领域。首先同步采集不同力度握力动作时多通道脑电信号和相关肌肉组上的表面肌电信号并进行预处理,其次在时域上计算脑肌电信号间的Copula-GC值,然后在频域上采用基于子带分解和Copula-GC的方法对脑肌电信号进行耦合强度统计,从而在时频域上定量描述脑肌电信号在局部频带和信息传递上的非线性同步耦合特性,为研究运动控制及患者康复评价提供一种定量的分析手段。



1. 基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法, 其特征在于: 该方法包括如下步骤:

步骤一, 获取人体上肢动作时的头皮脑电信号和表面肌电信号样本数据;

步骤二, 脑肌电信号预处理;

步骤三, 基于Copula-GC的时域分析;

具体为: EEG与EMG信号之间的Copula-GC值大小反映大脑皮层和运动神经元之间信息交换的数量; 对于预处理后的EEG信号 $X = \{x_t\}$ 与EMG信号 $Y = \{y_t\}$ 之间的cGC通过下式计算得到:

$$cGC_{X \rightarrow Y} = E[\log c(F(y_{t+1}|y_t^n), G(x_t^m|y_t^n)|y_t^n)] \quad (1)$$

其中, E 表示样本空间的期望; F 和 G 分别表示 Y 和 X 的条件边缘分布; c 表示条件Copula的密度函数; $x_t^m = (x_t, \dots, x_{t-m+1})$ 和 $y_t^n = (y_t, \dots, y_{t-n+1})$ 分别为 X 和 Y 的历史信息, m 和 n 为变量 X 和 Y 的滞后阶次; 利用贝叶斯信息准则进行回归分析确定 m 和 n ; EEG→EMG的cGC值代表大脑皮层传递到相应肌肉的信息量, EMG→EEG的cGC值代表肌肉细胞反馈回大脑皮层的信息量;

步骤四, 基于子带分解和Copula-GC的频域耦合强度统计;

具体为: 利用FIR滤波器将1-50Hz的EEG和EMG信号分隔为49个间隔为1Hz的子带信号, 然后利用式(1)计算相同子带的EEG和EMG信号之间的cGC值, 记为 $cGC_{X \rightarrow Y}(f)$ 和 $cGC_{Y \rightarrow X}(f)$, 其中 f 代表子带频率; cGC值越大, 说明在该频段内信息的传递量越大;

为进一步定量刻画EEG-EMG信号在不同频段的双向耦合特征差异, 基于EEG-EMG同步研究中一致性分析的相干面积指标, 定义EEG-EMG的耦合强度指标 $CS_{X \rightarrow Y}$ 和 $CS_{Y \rightarrow X}$ 分别如式(2)和(3)所示:

$$CS_{X \rightarrow Y} = \sum_f \Delta f \cdot cGC_{X \rightarrow Y}(f) \quad (2)$$

$$CS_{Y \rightarrow X} = \sum_f \Delta f \cdot cGC_{Y \rightarrow X}(f) \quad (3)$$

在式(2)和(3)中, Δf 表示子带分辨率, $cGC_{X \rightarrow Y}(f)$ 和 $cGC_{Y \rightarrow X}(f)$ 分别表示频率 f 处的Copula-GC值; CS 的数值越大, 说明该方向上的功能耦合越强;

步骤五, 采用步骤三和步骤四的计算结果从时频域上分析脑肌电间的双向功能耦合影响。

2. 根据权利要求1所述的基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法, 其特征在于: 步骤一中, 脑肌电信号采集时, 使用采集系统来获取位于初级运动区域的C3/C4通道的EEG信号, 以及指浅屈肌和桡腕屈肌的EMG信号; 在放置电极之前, 洗净头皮, 确保阻抗处于低水平, 并用酒精清洁皮肤表面; EEG和EMG信号的采样频率设置为1000Hz。

3. 根据权利要求1所述的基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法, 其特征在于: 步骤二的脑肌电信号预处理;

具体为: 脑电信号与肌电信号采集过程中利用BrainAmp DC设备进行了工频干扰、基线漂移、溢出和眼动伪迹的去除, 然后利用独立成分分析法对EEG中的眼电伪迹进行了去除, 再分别对EEG和EMG信号进行小波软阈值消噪处理。

基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法

技术领域

[0001] 本发明属于神经系统运动控制机制研究领域,涉及一种大脑皮层和运动肌肉功能耦合的时频分析方法。

背景技术

[0002] 近年来,运用电生理信号耦合分析考察中枢神经损伤患者的异常神经振荡和神经肌肉状态已成为运动医学、康复工程等领域的研究热点。在人体运动的神经控制过程中,神经元的振荡耦合和同步放电发挥着至关重要的作用。运动神经系统通过神经振荡来传递运动控制信息,神经中枢通过与各区域间的相互作用实现功能调节和整合,主要体现在电生理信号间不同层次的耦合(同步)现象,包括脑电(electroencephalogram, EEG)-肌电(electromyogram, EMG)耦合、EMG-EMG耦合等。中枢神经损伤患者由于神经损伤阻碍了神经振荡的传导而造成运动功能障碍。EEG和EMG信号分别包含了躯体运动控制信息和肌肉对大脑控制意图的功能响应信息,能够直接反应运动神经系统的功能状态,通过脑肌电耦合分析可以反映运动控制过程中神经肌肉间的功能联系,不仅为理解运动控制过程及运动障碍的病理机制提供了理论基础,而且可以为康复运动功能状态评价提供生物标记。

[0003] 自1995年Conway等发现运动过程中EEG和EMG信号间具有相关性以来,研究者开始基于相干分析方法,获取大脑运动意识驱动与肌肉运动响应之间的功能联系特征,探索皮质下中风、帕金森症等运动机制相关疾病的病理机制。Shibata等和Kristeva等分别基于脑、肌电的相干性,验证了镜像运动患者和肌阵挛患者的脑、肌电相干差异特征;Mima等发现皮质下中风患者患侧上肢多运动模式下脑、肌电相干性不显著;Fang等发现中风患者手部运动时的脑、肌电相干性在gamma频段较健康人有所缺失。马培培等发现中风运动功能障碍患者在患侧运动过程中gamma频段脑、肌电相干性缺失,但在康复训练过程中随着运动功能的恢复其相干性特征逐渐趋于显著。运动过程中脑、肌电的相干性主要表现在beta频段和gamma频段,beta频段的脑肌电振荡代表了从初级运动皮层到脊髓运动神经元的传递过程,而gamma频段振荡体现与认知功能相关的脑皮层信息整合过程。如静态力输出时相干性主要发生在beta频段,而动态力输出时,皮层脊髓振荡向高频gamma频段转移。因此,分析beta和gamma两个频段的脑、肌电相干性分析能够体现中枢神经与肌肉之间的振荡联系,进而评价运动神经系统功能。

[0004] 目前,脑肌电耦合研究主要基于相干分析方法,获取大脑运动意识驱动与肌肉运动响应之间的功能联系特征,但传统相干性分析并不能体现耦合方向特征,即难以区分神经肌肉对力量输出的调控是源于下行(EEG→EMG)方向还是上行方向(EMG→EEG)。为更好地理解大脑皮层与相应肌肉间的功能交互及信息传递特性,格兰杰因果关系(Granger causality, GC)方法被应用于脑肌电同步研究。虽然传统GC方法能够描述信息间的双向因果性传递规律,但它只能发现时间序列之间耦合的线性因果关系。然而,脑肌电间耦合模型未知、且脑肌电信号间的功能耦合存在非线性因果关系,因此基于自回归模型的GC方法无法有效描述脑肌电非线性耦合特征。

[0005] 为了解决该问题,研究者研究了非线性同步分析方法,取得了较好的实验结果。如在GC方法基础上拓展出不同的非线性因果方法,核函数GC (Kernel-based GC,KGC),方差GC (Variance GC,VGC)等,在fMRI数据分析上在取得了优于传统GC方法的预测性能。同时,不依赖既定模型的传递熵 (Transfer Entropy,TE)、符号传递熵 (Symbolic Transfer Entropy,sTE)等方法被用来探索神经信号间的非线性耦合特征,在皮层肌肉耦合领域取得了令人印象深刻的结果。近年来,从数学和统计学领域发展起来的Copula理论在分析多变量之间的关联结构时具有很多优点,同样有助于解决上述难题,已经在金融、神经科学等领域的多变量时间序列相关性分析得到研究和应用。Hu等提出了基于Copula理论的Granger因果分析方法 (Copula-GC,cGC),该方法不需要建立明确的模型,适合估计非线性、高阶的因果关系,在LFP神经时间序列之间的因果关系评估中取得了优于GC方法的结果。耿雪青等将双变量的cGC扩展至多变量时间序列分析,提出了基于Copula的条件GC方法 (McGC),在运动想象EEG数据分析中取得了优于线性GC、方差GC、核GC的性能。

[0006] 基于以上研究,本文引入Copula-GC方法,定量描述EEG-EMG信号间非线性同步耦合特征,并用于分析健康人与脑卒中病人在不同运动模式下运动皮层和肌肉间功能耦合关系。为进一步探索运动功能障碍的产生机制及康复过程中的运动功能评价方法提供依据。

发明内容

[0007] 为了客观、定量、有效地对大脑皮层与运动神经肌肉组织的耦合性进行分析,本发明利用上肢主动动作时的头皮脑电信号和表面肌电信号,提出了一种基于Copula-GC的多通道脑肌电耦合分析方法。首先同步采集不同力度握力动作时多通道脑电信号和相关肌肉组上的表面肌电信号并进行预处理。接着利用Copula-GC直接进行时域上的计算,然后基于子带分解和Copula-GC的进行频域耦合强度统计。从而在时频域上对健康人/脑卒中病人、左手/右手动作、不同握力下、多个通道的脑电信号和对应的肌电信号进行耦合分析和比较。从而为理解运动控制过程及运动障碍的病理机制提供了理论基础,同时为康复运动功能状态评价提供生物标记。

[0008] 为实现上述目的,本发明方法主要包括以下步骤:

[0009] 步骤一,获取人体上肢动作时的头皮脑电信号和表面肌电信号样本数据;

[0010] 具体为:使用采集系统 (Brain Products GmbH,德国) 来获取位于初级运动区域的C3/C4通道的EEG信号,以及指浅屈肌和桡腕屈肌的EMG信号。在放置电极之前,洗净头皮,确保阻抗处于低水平,并用酒精清洁皮肤表面;EEG和EMG信号的采样频率设置为1000Hz。

[0011] 步骤二,对采集得到的脑肌电信号进行预处理;

[0012] 具体为:由于EEG与EMG属于微弱生物电信号,易受环境中噪声影响,其中包括工频干扰以及眼电伪迹等,采集过程中利用BrainAmp DC设备进行了工频干扰、基线漂移、溢出和眼动伪迹的去除,然后利用独立成分分析法 (Independent Component Analysis,ICA) 对EEG中的眼电伪迹进行了去除,再分别对脑电信号和肌电信号进行小波软阈值消噪处理。从而提高EEG与EMG信号的质量,为接下去的脑肌电耦合分析做准备。

[0013] 步骤三,基于Copula-GC的时域计算;

[0014] 具体为:EEG-EMG的cGC值大小可以反映大脑皮层和运动神经元之间信息交换的数量。对于预处理后的信号 $X = \{x_t\}$ 与 $Y = \{y_t\}$ 之间的cGC可以通过下式计算得到:

$$[0015] \quad cGC_{X \rightarrow Y} = E[\log c(F(y_{t+1}|y_t^n), G(x_t^m|y_t^n)|y_t^n)] \quad (1)$$

[0016] 其中, E表示样本空间的期望; F和G分别表示Y和X的条件边缘分布; c表示条件Copula的密度函数; $x_t^m = (x_t, \dots, x_{t-m+1})$ 和 $y_t^n = (y_t, \dots, y_{t-n+1})$ 分别为X和Y的历史信息, m和n为变量X和Y的滞后阶次; 利用贝叶斯信息准则 (Bayesian Information Criterion, BIC) 进行回归分析确定m和n。EEG→EMG的cGC值代表大脑皮层传递到相应肌肉的信息量, EMG→EEG的cGC值代表肌肉细胞反馈回大脑皮层的信息量。

[0017] 步骤四, 基于子带分解和Copula-GC的频域耦合强度计算;

[0018] 具体为: 利用FIR滤波器将1-50Hz的EEG和EMG信号分隔为49个间隔为1Hz的子带信号。然后对相同子带的EEG和EMG信号利用式(1)计算cGC, 分别求得脑肌电信号各子带的cGC值记为 $cGC_{X \rightarrow Y}(f)$ 和 $cGC_{Y \rightarrow X}(f)$, 其中f代表子带频率。cGC值越大, 说明在该频段内信息的传递量越大。

[0019] 为进一步定量刻画EEG-EMG信号在不同频段的双向耦合特征差异, 基于EEG-EMG同步研究中一致性分析的相干面积指标, 定义EEG-EMG的耦合强度指标 $CS_{X \rightarrow Y}$ 和 $CS_{Y \rightarrow X}$ 分别如式(2)和(3)所示:

$$[0020] \quad CS_{X \rightarrow Y} = \sum_f \Delta f \cdot cGC_{X \rightarrow Y}(f) \quad (2)$$

$$[0021] \quad CS_{Y \rightarrow X} = \sum_f \Delta f \cdot cGC_{Y \rightarrow X}(f) \quad (3)$$

[0022] 在式(2)和(3)中, Δf 表示子带分辨率, $cGC_{X \rightarrow Y}(f)$ 和 $cGC_{Y \rightarrow X}(f)$ 分别表示频率f处的Copula-GC值。CS的数值越大, 说明该方向上的功能耦合越强。

[0023] 步骤五, 采用步骤二和步骤三的计算结果从时频域上分析脑肌电间的双向功能耦合影响。

[0024] 本发明与传统的皮层肌肉耦合分析方法相比, 具有如下优点:

[0025] 传统的相干性分析法并不能有效描述肌间耦合方向与非线性耦合特征, 同时相干性方法所测得的耦合关系包含了直接和间接的影响, 会过度估计肌间的耦合强度。随后广泛使用的格兰杰因果关系方法虽然能够描述信息间的双向因果性传递规律, 但它只能发现时间序列之间耦合的线性因果关系。无法描述脑肌电非线性耦合特征。而Copula-GC方法具有方向性, 且不需要建立明确模型, 适合估计非线性、高阶的因果关系。因此本发明将Coupla-GC引入皮层肌肉耦合分析中, 从而构建脑肌电时频耦合分析模型, 定量描述上肢运动中相关肌电信号在时频域中的耦合特性。为研究运动控制及患者康复评价提供一种定量分析手段。

附图说明

[0026] 图1为本发明方法的流程图

[0027] 图2(a)为脑电传感器放置位置

[0028] 图2(b)为肌电传感器放置位置

[0029] 图3为实验范式示意图

[0030] 图4为时域上受试者不同动作模式下的平均Copula-GC; PA: 患者; HC: 健康人

- [0031] 图5为频域上健康受试者不同动作模式下的平均耦合强度
- [0032] 图6为频域上脑卒中受试者不同动作模式下的平均耦合强度
- [0033] 图7为所有受试者耦合强度的比较(均值 $\pm$ 标准)

具体实施方式

[0034] 下面结合附图对本发明的实施例作详细说明:本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程。

[0035] 脑肌电信号随着肢体运动状态变化而改变,因此,分析脑肌电信号的耦合特性对中枢神经系统的运动控制机制研究尤为重要。本发明将Copula-GC引入皮层肌肉耦合领域,构建时频耦合分析模型,如图1所示,本发明方法的事实主要包括六个步骤:(1)多通道脑肌电信号同步采集;(2)脑肌电信号预处理;(3)基于Copula-GC的时域计算;(4)基于子带分解和Copula-GC的频域耦合强度统计;(5)脑肌电时频双向耦合分析。

[0036] 下面逐一对各步骤进行详细说明。

[0037] 步骤一,获取人体上肢动作时的头皮脑电信号和表面肌电信号样本数据,如图2(a)和(b)所示。

[0038] 本实施例募集了10名男性受试者,其中包括5名健康受试者,年龄(25.8 ± 1.3),均为右利手,以及5名脑卒中病人,年龄(47.6 ± 2.4)。通过128导BrainAmp DC脑电采集系统(Brain Products GmbH, Germany)同步采集位于初级运动区域的C3/C4通道的EEG信号以及上肢前臂指浅屈肌和桡腕屈肌的EMG信号。在电极安放前,头皮已经清洗干净,皮肤表面也经过酒精清理,采样频率为1000Hz。实验过程中为确保力输出的精确性,我们使用弹簧握力计(EH101, Lynx Mall, China)分别进行5kg、10kg、20kg力输出的握力实验。具体步骤为:(1)受试者保持静坐,等待任务提示命令,在此过程中,受试者尽量放松,保持心情平静,并禁止说话或咳嗽等影响EEG和EMG信号质量。(2)每次开始时放松20s,然后按照屏幕提示以5kg握力抓握5s,再放松20s,实验范式如图3所示;做10次作为一组,休息20分钟,然后换手同等握力再做一组,完成后休息20分钟进行下一个握力实验以防止肌肉疲劳,直到每位受试者完成所有实验。由于患者卒中严重,因此仅完成了左右手5kg和10kg的握力实验部分,其余健康受试者均完成了所有的实验。

[0039] 步骤二,脑肌电信号预处理;

[0040] 采集过程中利用BrainAmp DC设备进行了工频干扰、基线漂移、溢出和眼动伪迹的去除,然后利用独立成分分析法(Independent Component Analysis, ICA)对EEG中的眼电伪迹进行了去除,再分别对脑电信号和肌电信号进行小波软阈值消噪处理。从而提高EEG与EMG信号的质量,为接下去的脑肌电耦合分析做准备。

[0041] 步骤三,基于Copula-GC的时域计算;

[0042] 从总体上计算10位受试者左/右手不同动作模式下的脑肌电信号进行双向Copula-GC计算,结果如图4所示。

[0043] 步骤四,基于子带分解和Copula-GC的频域耦合强度计算;

[0044] 因为在运动过程中,不同的脑电节律可能以不同的方式参与,所以在不同的运动模式下,不同频带的振荡响应也可能不同,因此本文进一步对所有受试者多个频带的脑肌电传递熵进行了分析,并用式(9)和(10)对theta频段(4-8Hz)、alpha频段(8-14Hz)、beta频

段(15-35Hz)和gamma频段(35Hz以上)的Copula-GC值进行了耦合强度统计,其中健康人的结果如图5所示,卒中病人的结果如图6所示,分别对健康和卒中受试者显著区域的平均值和标准差计算汇总如图7所示。

[0045] 步骤五,脑肌电时频双向耦合分析;

[0046] 时域上,从图4可以看出脑肌电耦合是双向的,受试者在发生动作时,EEG→EMG的cGC值大于EMG→EEG值。随着握力的增大,EEG-EMG之间双向cGC值有增大趋势,且右手(熟练手)脑肌电间cGC值比左手大。还可以看出卒中病人的双向cGC值较常人要低,这可能是由于颅内出血导致运动区神经元无法稳定控制运动,导致两者信息传递受阻。

[0047] 频域上,从图5、6和7中可以看出在三个动作模式过程中,所有受试者beta频段和gamma频段EEG→EMG和EMG→EEG的耦合强度较大。这是因为静态力输出时,脑肌电耦合主要发生在beta频段,而动态力输出时,皮层脊髓振荡会移向高gamma频段。还可以分析得出beta频段健康人EEG→EMG较EMG→EEG大,而病人动作时明显出现EEG→EMG较EMG→EEG小的情况。进一步观察图7发现脑卒中患者EEG→EMG的耦合强度较健康人减小,而EMG→EEG的耦合强度却较健康人增加,这可能是因为颅内出血导致运动区神经元无法稳定控制运动,导致反馈至运动皮层的信息量增加。

[0048] 以上所述的实施例仅仅是对本发明的优选实施方式进行描述,并非对本发明的范围进行限定,在不脱离本发明设计精神的前提下,本领域普通技术人员对本发明的技术方案做出的各种变形和改进,均应落入本发明权利要求书确定的保护范围内。

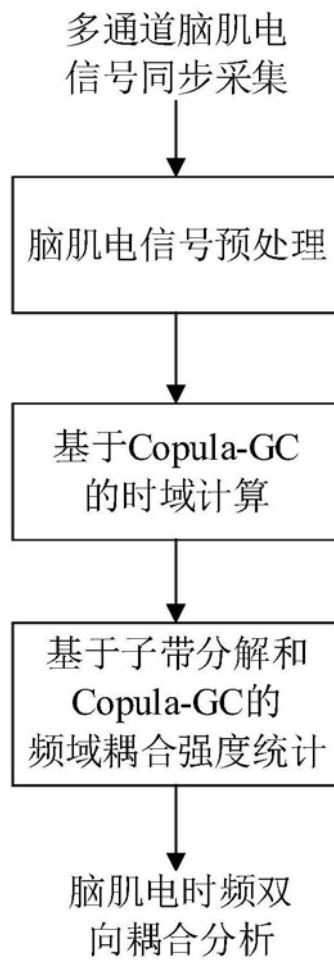


图1

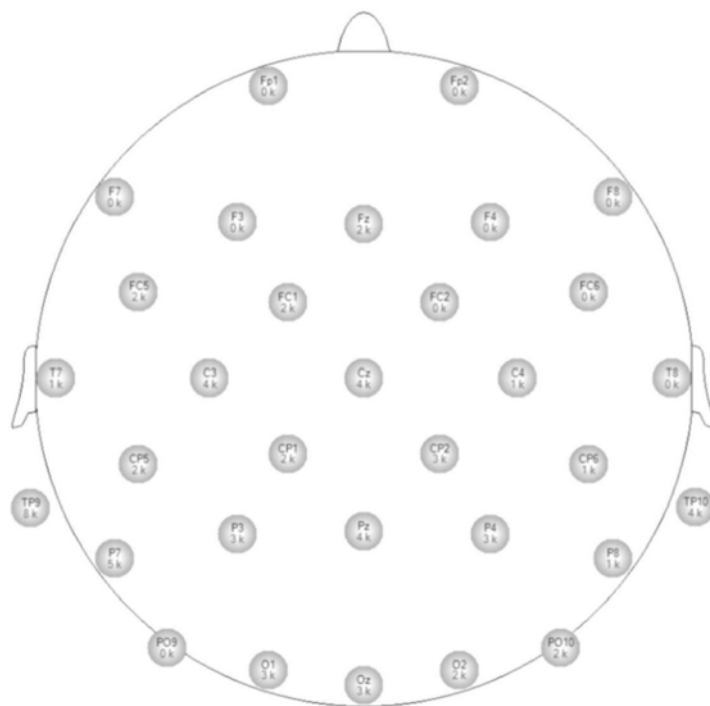


图2 (a)

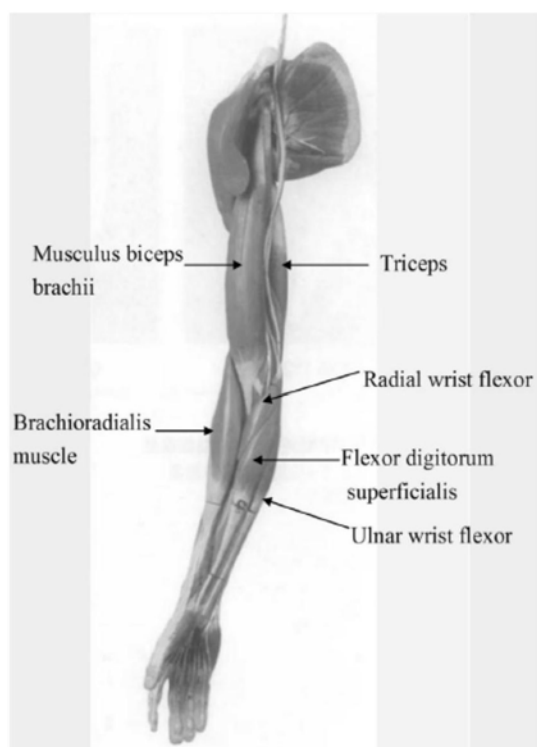


图2 (b)

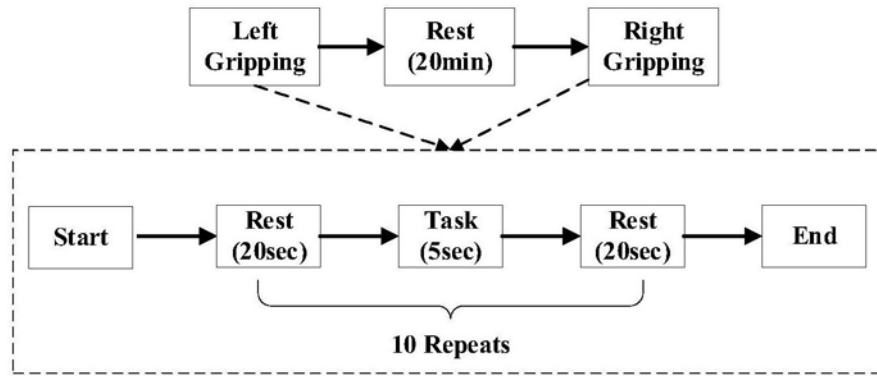


图3

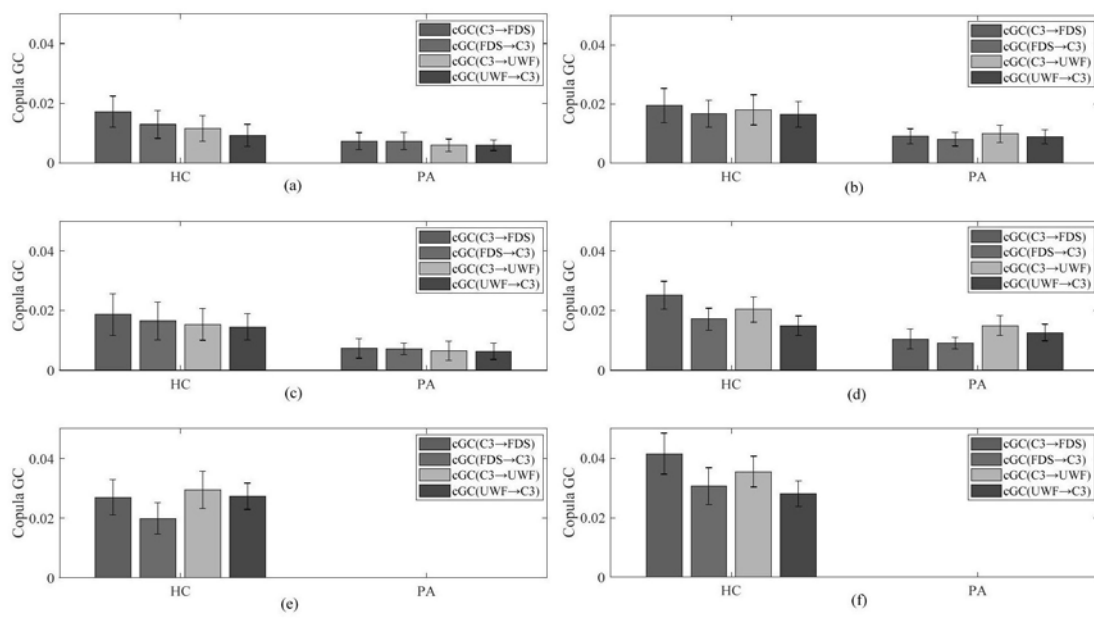


图4

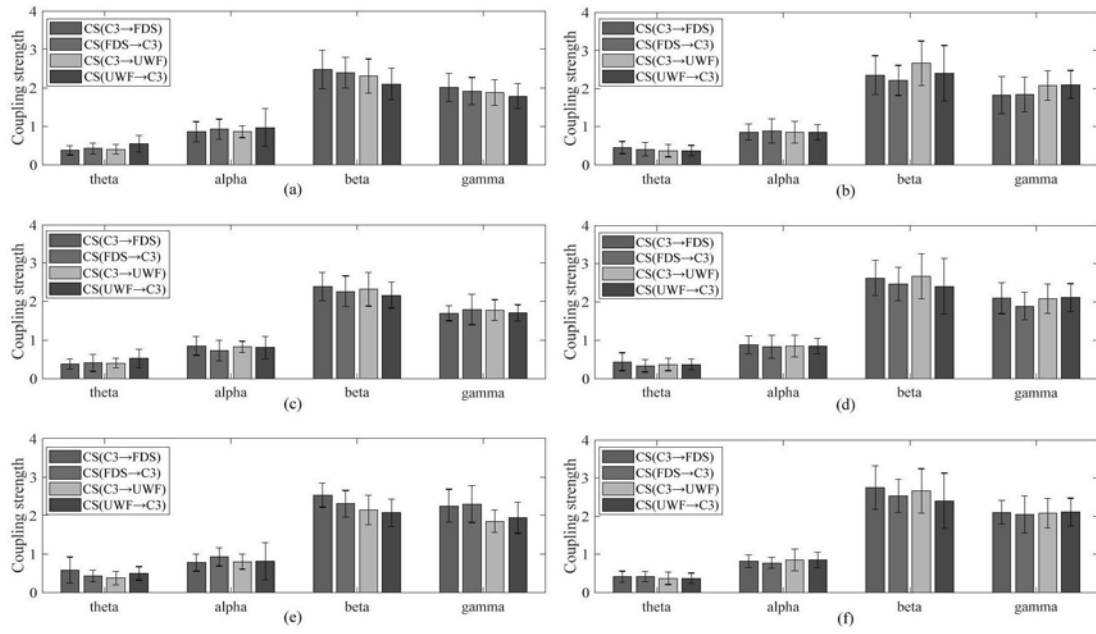


图5

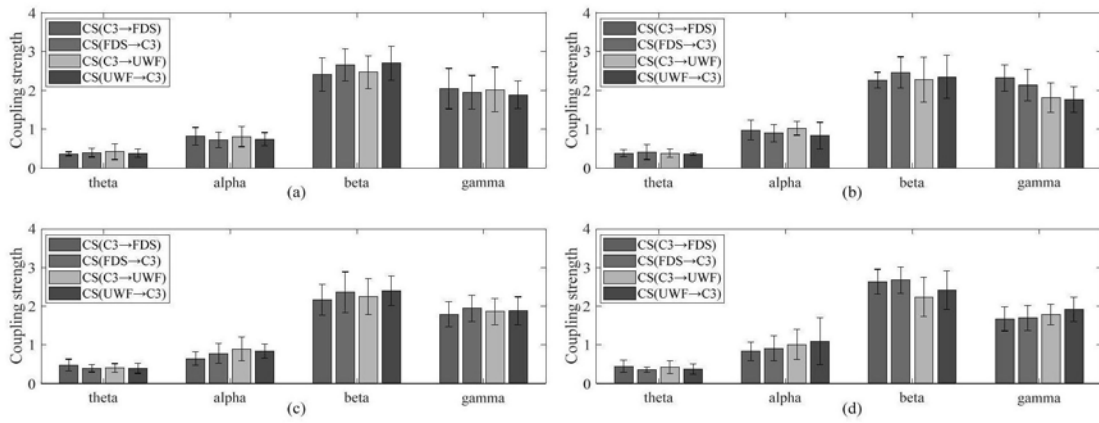


图6

任务	频段	实验组	左手		右手	
			EEG→ EMG	EMG→ EEG	EEG→ EMG	EMG→ EEG
5kg 握力	θ	HC	0.37±0.12	0.45±0.15	0.40±0.16	0.38±0.15
		PA	0.39±0.12	0.38±0.11	0.40±0.10	0.38±0.16
	α	HC	0.85±0.22	0.88±0.35	0.85±0.24	0.86±0.26
		PA	0.81±0.24	0.73±0.18	0.99±0.21	0.87±0.28
	β	HC	2.43±0.42	2.21±0.33	2.51±0.54	2.31±0.56
		PA	2.36±0.41	2.67±0.42	2.26±0.39	2.40±0.47
	γ	HC	1.87±0.31	1.84±0.38	1.95±0.43	1.97±0.40
		PA	2.03±0.54	1.91±0.39	2.06±0.35	1.94±0.37
10kg 握力	θ	HC	0.38±0.12	0.46±0.23	0.40±0.19	0.35±0.15
		PA	0.43±0.13	0.39±0.11	0.43±0.16	0.37±0.10
	α	HC	0.83±0.19	0.76±0.28	0.86±0.26	0.84±0.25
		PA	0.76±0.24	0.81±0.22	0.92±0.31	1.00±0.45
	β	HC	2.34±0.40	2.21±0.36	2.64±0.52	2.43±0.58
		PA	2.20±0.43	2.38±0.45	2.43±0.52	2.55±0.42
	γ	HC	1.72±0.23	1.71±0.30	2.08±0.39	1.99±0.36
		PA	1.82±0.33	1.91±0.35	1.72±0.28	1.80±0.32
20kg 握力	θ	HC	0.47±0.25	0.45±0.16	0.38±0.15	0.39±0.13
	α	HC	0.78±0.20	0.86±0.30	0.83±0.22	0.81±0.17
	β	HC	2.33±0.34	2.18±0.35	2.70±0.56	2.46±0.54
	γ	HC	2.04±0.35	2.12±0.44	2.10±0.34	2.08±0.42

图7

专利名称(译)	基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法		
公开(公告)号	CN109497999A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	CN201811564214.6	申请日	2018-12-20
[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	余青山 郑行 席旭刚 罗志增		
发明人	余青山 郑行 席旭刚 罗志增		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/0488 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7253		
代理人(译)	朱月芬		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于Copula-GC的脑肌电信号时频耦合分析方法，针对皮层肌肉相干性分析时不能确定耦合方向，以及格兰杰因果方法受限于检测线性因果关系的局限性，将Copula-GC引入的皮层肌肉耦合分析领域。首先同步采集不同力度握力动作时多通道脑电信号和相关肌肉组上的表面肌电信号并进行预处理，其次在时域上计算脑肌电信号间的Copula-GC值，然后在频域上采用基于子带分解和Copula-GC的方法对脑肌电信号进行耦合强度统计，从而在时频域上定量描述脑肌电信号在局部频带和信息传递上的非线性同步耦合特性，为研究运动控制及患者康复评价提供一种定量的分析手段。

