

脑-运动单元功能耦合估计方法

郑杨^{1,2}, 强威^{1,2}, 张四聪^{1,2}

(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安;

2. 西安交通大学精密微纳制造技术全国重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 针对现有脑肌功能耦合(CMC)估计方法仅能反映皮层活动与运动单元(MU)复合放电活动间耦合状态、无法反映皮层和各 MU 独立耦合作用的问题,提出了一种脑与 MU 之间独立交互作用的估计方法,并初步验证了脑-运动单元功能耦合(CMUC)作用的存在。首先,采用肌电分解技术获得各 MU 独立活动,即运动单元动作电位序列;然后,利用头皮表面拉普拉斯技术,获得头皮电流密度以表征皮层活动,并通过估计运动单元动作电位序列和头皮电流密度的频域相干性获得 CMUC;最后,通过手指伸展实验对所提方法的有效性加以验证。实验结果表明:当被试者伸展手指时,指伸肌的 MU 和对侧运动皮层存在显著的 β 、 γ 频带耦合交互作用,且耦合强度显著高于其他皮层区域。这一结论与已有的 CMC 研究结论相一致,能够表明所提 CMUC 估计方法的有效性,同时也证明了脑和 MU 独立耦合交互作用的存在性。提出的 CMUC 估计方法可为进一步深入研究生理及病理条件下肌肉的神经控制机制提供有力指导。

关键词: 脑肌功能耦合;肌电分解;运动单元动作电位;相干性

中图分类号: R318.04 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtub202412011 **文章编号:** 0253-987X(2024)12-0111-08

Estimation Method of Cortico-Motor Unit Coherence

ZHENG Yang^{1,2}, QIANG Wei^{1,2}, ZHANG Sicong^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;

2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Existing methods for estimating corticomuscular coherence (CMC) can only reflect the coherence between cortical activity and the compound firing activity of motor units (MUs), without addressing the issue of independent coherence interactions between the cortex and individual MUs. In response to this, a method for estimating the independent interactions between the cortex and MUs is proposed, and the existence of cortico-motor unit coherence (CMUC) is preliminarily verified. Initially, electromyography decomposition techniques were used to obtain the independent activities of each MU, i. e., the motor unit action potential train (MUAPT). Subsequently, scalp current density (SCD) is derived using the scalp surface Laplacian to characterize cortical activity, and CMUC is determined by estimating the frequency-domain coherence between MUAPT and SCD. Finally, the effectiveness of the proposed method is validated through finger extension experiments. The experimental results reveal that when subjects extend their fingers, the MUs

收稿日期: 2024-03-20。 作者简介: 郑杨(1987—),男,副教授,博士生导师。 基金项目: 科技创新 2030 资助项目(2022ZD0209800);陕西省重点研发计划资助项目(2022ZDLSF04-10);陕西省秦创原引用高层次创新创业人才资助项目(QCYRCXM-2022-34)。

网络出版时间: 2024-07-08

网络出版地址: <https://link.cnki.net/urlid/61.1069.T.20240704.1945.002>

of the finger extensor muscle and the contralateral motor cortex exhibited significant coherence interactions in the β and γ frequency bands. This coherence strength is notably higher than in other cortical regions. These findings align with previous research conclusions on CMC, demonstrating the effectiveness of the proposed CMUC estimation method and confirming the existence of independent coherence interactions between the cortex and MUs. The introduction of the CMUC estimation method can serve as a powerful tool for further investigating the neural control mechanisms of muscles under physiological and pathological conditions.

Keywords: corticomuscular coherence; electromyogram decomposition; motor unit action potential; coherence

起源于大脑新皮层的皮质脊髓束在随意运动控制方面起着重要作用^[1]。运动皮层发出指令,通过皮质脊髓束传至肌肉,这一信息传递过程可通过估计脑电(EEG)和肌电(EMG)信号间的频域相干函数进行量化分析,通常被称为脑肌功能耦合(CMC)^[2]。有研究表明:当人^[3]或猴子^[4]进行微弱至中等恒定力输出时,收缩肌肉与对侧运动皮层会发生耦合交互作用,且最强交互作用主要发生在 β 频带(频率为15~30 Hz);当进行强收缩时,最强CMC向 γ 频带(频率为30~40 Hz)转移。此外,一些生理或病理因素,如注意力^[5-8]、年龄^[9]、脑卒中^[10-12]和帕金森等^[13],均可对CMC产生影响。

肌肉的最小功能单元是运动单元(MU),包含一根 α 运动神经元以及由其支配的所有肌纤维。 α 运动神经元胞体位于脊髓前角,能够接收到来自上运动神经元的指令,并将其编码为控制肌纤维收缩的二值指令。一般认为,CMC来源于皮层与 α 运动神经元间的单突触连接,即所谓的皮层-运动神经元连接^[14]。单突触连接可使皮层神经元和运动神经元活动间存在简单的线性相关性,从而被频域相干函数检测到。这种单突触连接预示着某些MU可独立接收来自运动皮层神经元的指令信息,从而与皮层神经元活动发生耦合交互作用。

现有方式在直接利用EMG信号估计脑肌功能耦合作用时,反映的是皮层和MU池所有MU复合放电活动的交互作用,而未有研究证明皮层和单个MU间是否存在可被检测到的耦合交互作用。尽管近年来出现的一些基于参数模型和非线性方法的脑肌功能耦合方法,如格兰杰因果^[15]、变分模态传递熵^[16]、传递谱熵^[17]等,在估计交互作用的方向性和非线性耦合成分方面体现出了一定优势,但这些方法仍然直接利用EMG信号,即所有MU复合动作电位序列,与传统的频域相干函数没有本质区别,并没有涉及皮层和单个MU之间独立耦合交互作用的问题。

为此,本文利用肌电分解技术^[18]提取各MU的

独立活动表征,即运动单元动作电位(MUAP)序列,并提出了基于MUAP序列和脑活动间频域相干性的脑-运动单元耦合交互作用(CMUC)估计方法。研究结果表明,部分MU和对侧运动皮层电活动间存在 β 和 γ 频带耦合交互作用,与先前CMC研究的有关结论相一致,表明了所提CMUC估计方法的有效性。由于运动的中枢控制最终通过控制各个MU实现,因此在MU这一层级上研究皮层和肌肉活动间的耦合交互作用,或许能为进一步深入研究生理及病理条件下肌肉的中枢神经控制机制提供有力指导。

1 实验设计

本研究共募集10名在校研究生作为被试者,平均年龄22岁,所有被试者均为右利手,且无已知的任何神经系统疾病。研究经过西安交通大学医学部生物医学伦理委员会审批,所有被试者均签署了知情同意书。

被试者坐在一个高度可调的椅子上,右臂肘部放在桌面上,肘部与桌面间垫有硬质海绵,以避免长久实验带来的不适。与此同时,被试者需要抬高肘部以使前臂保持水平。使用两个3D打印的硬树脂板分别夹住被试者手掌两侧以固定其手腕。将被试者中指固定在一个S型拉压力传感器(DJSX-50,上海狄佳)上,用于测量中指伸展力,采样频率为1 000 Hz。选择中指作为研究对象是由于中指指伸肌为浅层肌肉,MUAP波形幅值衰减减小,EMG信号信噪比高,肌电分解较易获得大量MU的活动。整个实验过程中,被试者需始终保持前臂水平,肘关节、腕关节分别保持在120°和180°,手掌面垂直于水平面,如图1(a)所示。

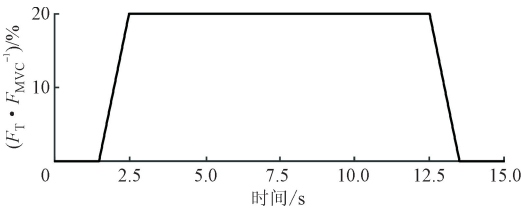
采用8×16通道的高密度肌电电极阵列(OT Bioelettronica,意大利)采集指伸肌表面的EMG信号,相邻电极间距为10 mm,单个电极直径为3 mm。实验前,被试者需伸展中指,以确定电极阵列粘贴位置。为提高EMG信号的信噪比,在放置电极之前,

采用医用磨砂膏和酒精棉片清洁皮肤,以降低接触阻抗。使用 64 通道电极帽采集 EEG 信号,电极位置参照国际标准 10-20 电极系统。将 EMG 信号参考置于被试者的肘关节,EEG 信号参考置于被试者的右耳耳垂,公共接地置于被试者的腕关节。放大器采用 EMG-USB2 + 电生理信号放大采集系统(OT Bioelettronica,意大利),采样频率为 2 048 Hz,增益为 150,EEG 的带宽设置为 0.7~1 000 Hz,EMG 的带宽设置为 10~1 000 Hz。

实验开始前,首先测量被试者右手手指伸展动作的最大自主收缩力(MVC) F_{MVC} ,并选择 MVC 的 20%作为目标力 F_T 。在这一力量等级下,由于 EMG 信号信噪比高,且不同 MUAP 波形重叠情况少,因此肌电分解可获得的 MU 个数较多,提取 MU 放电事件的准确性高^[19],有利于准确估计脑与 MU 间的耦合交互作用。被试者面前约 80 cm 处的屏幕上会显示如图 1(b)所示的目标力曲线,并实时显示当前中指伸展力大小。实验过程中,被试者需要控制中指指伸肌收缩强度,使得伸展力能够始终跟随目标力曲线的变化。每次实验时长为 15 s,目标力曲线为一等腰梯形,其中平台期的受力水平为最大自主收缩力的 20%。每组实验包含 8 次,每名被试者需要完成两组实验,两组实验间隔 5 min,以防止被试者出现肌疲劳。



(a) 实验装置



(b) 15 s 实验时长内的目标力曲线

图 1 手指伸展动作收缩力实验设计

Fig. 1 Experiment design of finger extension contraction force

2 数据处理

图 2 展示了其中一位被试者在完成 1 次实验后记录到的中指伸展力、EEG 信号幅值和 EMG 信号

幅值。原始 EEG 和 EMG 信号均使用双向零相移巴特沃斯滤波器去除工频干扰及低频噪声,其中高通滤波器截止频率设置为 3 Hz,带阻滤波器截止频率分别设置为 46、54 Hz。

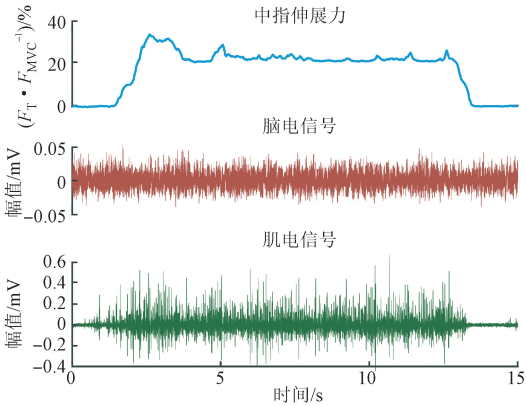


图 2 实验记录到的中指伸展力、脑电信号和肌电信号幅值

Fig. 2 Force, EEG and EMG signals amplitude recorded from a representative trial

本文所提出的 CMUC 估计过程如图 3 所示,主要包括运动单元 MUAP 序列提取、头皮电流密度提取以及频域相干函数估计。

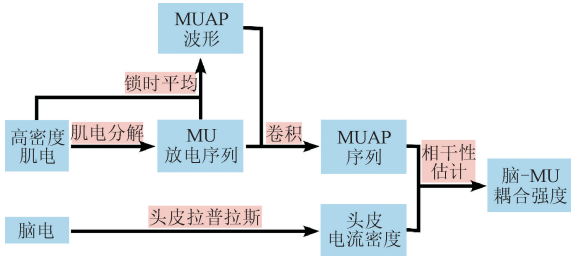


图 3 CMUC 估计主要过程

Fig. 3 Major procedure for CMUC estimation

2.1 运动单元 MUAP 序列

采用基于 FastICA 算法^[20]的肌电分解技术从表面 EMG 信号中分离出各 MU 的 MUAP 序列。首先,用 $N \times L$ 维矩阵 $\mathbf{x}$ 表示原始 EMG 信号,其中 N 代表 EMG 信号通道数, L 代表采样点数。接着,对原始 EMG 信号 $\mathbf{x}$ 进行扩展与白化^[21],令扩展系数 $R = 9$,得到 $(RN) \times L$ 维矩阵 $\mathbf{z}$ 。扩展过程实际是将各 EMG 通道数据进行延迟后作为新的通道数据,即通过人为增加 EMG 通道数,有效改善独立成分,分析过程方程的欠定性。白化过程用于降低各通道数据间的相关性。最后,对扩展白化后的矩阵 $\mathbf{z}$ 应用 fixed-point 迭代算法^[20],即可获得 MU 的分离向量 $\mathbf{w}$ 、源成分 $\mathbf{s}$ 和放电事件序列 $\mathbf{t}$,其中 $\mathbf{w}$ 为 $(RN) \times 1$ 维向量,源成分可通过下式求得

$$s = w^T z \quad (1)$$

放电事件序列 t 可通过对源成分的各峰值点进行二分类获得,如图 4 所示,其中二分类方法可选择 K -means⁺⁺ 算法^[22],每次迭代收敛可获得一个 MU 的分离向量、源成分及放电事件序列。本文通过对矩阵 z 进行 200 次迭代收敛,获得了 200 个 MU 的信息。由于对原始 EMG 数据进行了扩展处理,因此上述过程所获得的 200 个 MU 可能重复,即两个或多个 MU 信息实际对应同一个 MU,仅是各放电事件间存在固定延迟。因此,本文利用放电事件间同步性对重复的 MU 进行去除^[23]。此外,为了能够准确估计 CMUC 谱,将放电事件小于 200 次的 MU 去除,不用于后续分析。

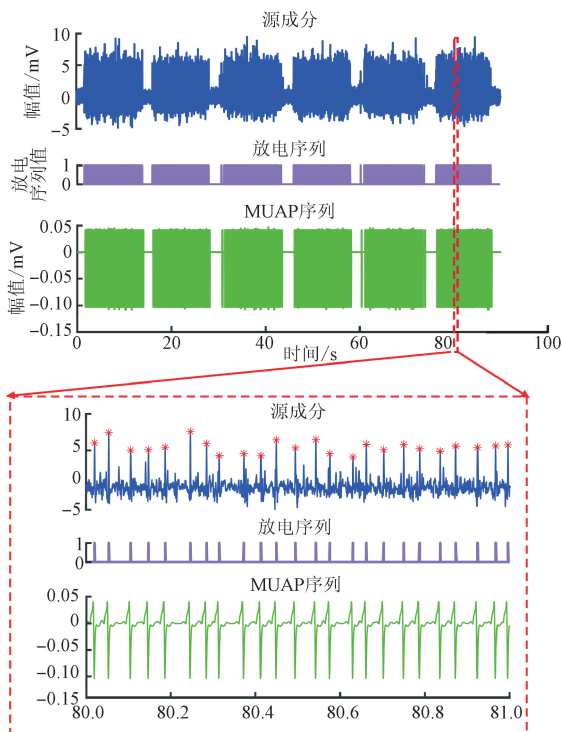


图 4 MU 源成分、放电事件序列及 MUAP 序列二分类结果(放电序列值为 1 时代表放电状态)

Fig. 4 Binary classification results of source signal, firing event train and MUAP train of a representative MU (the discharge sequence value is 1 represents the discharge state)

对保留的各 MU 求取 MUAP 序列。首先,通过放电锁时平均法(STA)^[24]获取各 MU 的 MUAP 波形,即以 MU 每次放电时刻为 0 时刻,将原始 EMG 信号从 $-20 \sim 20$ ms 之间截取时长为 40 ms 的 EMG 数据段,并进行叠加平均。由于运动单元 MUAP 对其放电时刻锁时锁相,因此可通过叠加平均过程消除干扰噪声及其他 MU 动作电位成分。图 5 所示为任一 MU 各 EMG 通道的 MUAP 波形,由于一些 EMG

通道干扰噪声较大,因此将其置 0 后不再用于后续分析。选择幅值(峰峰值)最大的通道对应的 MUAP 波形 $h(k)$, $k = 0, 2, \dots, K-1$, K 为波形长度,利用 EMG 信号卷积模型^[25]求取 MU 的 MUAP 序列

$$y(l) = \sum_{k=0}^{K-1} h(k)t(l-k), \quad l = 0, 1, \dots, L \quad (2)$$

式中: $t(l)$ 为 MU 放电事件序列。

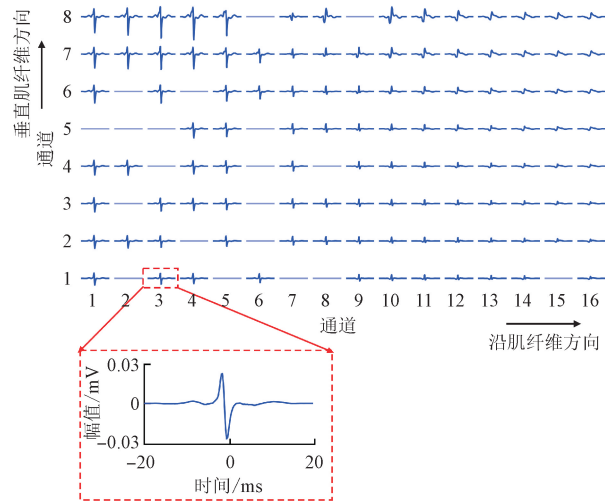


图 5 任一 MU 各通道典型 MUAP 波形

Fig. 5 MUAP profile of a representative MU

2.2 头皮电流密度

EEG 信号实际反映了记录电极处与参考电极间的电势差,因此强烈依赖于参考电极的选择。常用的左、右耳乳突或平均参考可在一定程度上消除参考的影响,但仍非严格的电势零点。此外,由于颅骨电导率较低,能在导致皮层电活动幅值严重衰减的同时,降低 EEG 信号的空间分辨率。为了减少上述两类问题的影响,本文采用头皮表面拉普拉斯^[26]技术,求取各 EEG 电极处的头皮电流密度(SCD)信号,在完全消除参考影响的同时,提高了 EEG 信号的空间分辨率。

2.3 CMUC 估计

为了估计皮层脑活动和 MU 活动间的耦合交互作用,利用频域相干函数计算 SCD 信号 c 和运动单元 MUAP 序列 y 间的频域相干性。首先,提取每次实验力平台期的 SCD 信号和运动单元 MUAP 序列,并按照不重叠的方式截取成长度为 1 s 的数据段。计算 c 和 y 间的互功率谱密度,表示为

$$S_{cy}(f) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M C_i(f) Y_i^*(f) \quad (3)$$

式中: $C_i(f)$ 、 $Y_i(f)$ 分别为信号 c 和 y 第 i 个数据段的傅立叶变换; $*$ 表示复共轭; M 为数据段个数。当 $c = y$ 时, $S_{cy}(f)$ 表示信号的自功率谱密度。

由上,信号 c 和 y 间的频域相干性,即 CMUC 谱可估计为

$$H_{cy}(f) = \frac{|S_{cy}(f)|}{\sqrt{S_{cc}(f)S_{yy}(f)}} \tag{4}$$

式中: $S_{cc}(f)$ 、 $S_{yy}(f)$ 分别为信号 c 和 y 的自功率谱密度。

2.4 统计检验

为了验证耦合交互作用是否显著,需要计算耦合作用强度阈值 T ,若 $H_{cy}(f)$ 大于阈值,则认为频率 f 处存在显著耦合交互作用,否则认为频率 f 处不存在耦合交互作用。阈值 T [2] 可表示为

$$T = 1 - \alpha^{1/(M-1)} \tag{5}$$

式中: α 为显著性水平,本文取 0.01。

3 结果与分析

3.1 CMUC 谱

图 6 所示为某被试者各 EEG 通道的 SCD 信号和某个 MU 的典型频域相干谱,即 CMUC 谱,图中字母+数字的组合表示脑电采集电极的位置,通道 FC6、C6、P1 因含有过多噪声而未对其进行 CMUC 估计。由图 6 中各通道 CMUC 谱可知,MU 与对侧(即左侧运动皮层 FC3 处)SCD 信号的耦合交互作用最强,且最强交互作用发生在 β 频带。此外,在左侧电极 FC3 和 C3 处,CMUC 耦合交互作用还发生在 γ 频带。这与之前的研究得到 CMC 主要发生在 β 或 γ 频带的结果相一致[5]。

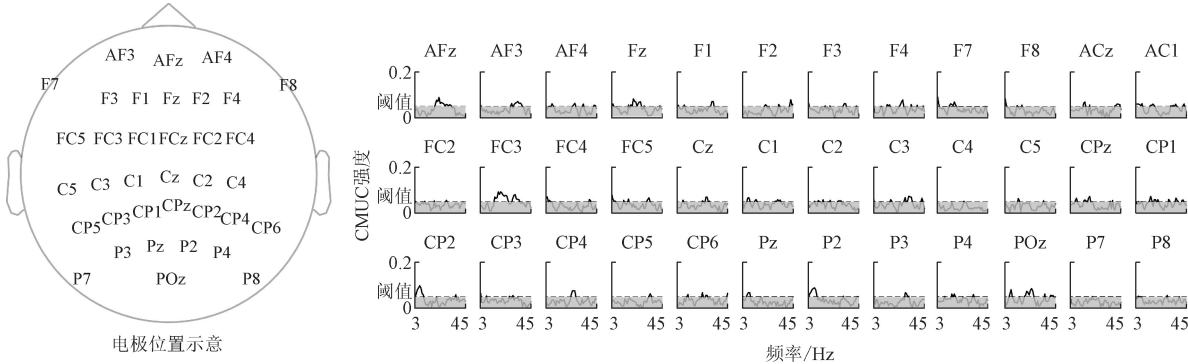


图 6 某被试者各 EEG 通道的 CMUC 谱
Fig. 6 CMUC spectrum at individual EEG electrodes from a representative subject

3.2 相干 MU 和非相干 MU

频域相干函数度量了两时间序列的线性相干成分,对皮层脑活动和肌肉活动而言,仅当 α 运动神经元和皮层神经元以单突触的形式连接时,其交互作用才可能被频域相干函数检测到。然而,并非所有的 α 运动神经元均与皮层神经元存在单突触连接关系,因此可推断,并非所有的 MU 均会与皮层神经元存在线性耦合交互作用。本文结果亦表明:某些 MU 与对侧运动皮层 β 和 γ 频带的 CMUC 谱始终低于阈值,不存在耦合交互作用。为了识别与对侧皮层存在显著耦合交互作用的 MU(相干 MU),本文根据基本生理事实及以往研究结论对相干 MU 进行如下定义:选择电极 FC5、FC3、FC1、C5、C3、C1、CP5、CP3、CP1 作为左侧运动皮层[27],计算 MU 在各 EEG 电极处频带 CMUC 谱平均强度,如果最强 β 或 γ 频带 CMUC 发生在左侧运动皮层,且高于显著性阈值,则认为此 MU 为 β 或 γ 频带的相干 MU,否则为非相干 MU。表 1 给出了各被试者 β 、 γ 频带相干 MU 以及可识别 MU 的数量。从表 1 可以看出,由于从 EMG 信号中可识别 MU 类型的随

机性,被试者间相干 MU 的占比存在较大差异,如被试者 1 和 2 可识别的 MU 均为相干 MU,而被试者 3 可识别的 8 个 MU 中, β 和 γ 频带均仅有 1 个相干 MU。平均看来, β 和 γ 频带相干 MU 占可识别 MU 的比例分别为 35.85%、47.17%。

表 1 各被试者可识别 MU 及相干 MU 的数量
Table 1 Number of coherent MUs and available MUs for individual subjects

被试者	MU 数量		
	β 频带相干	γ 频带相干	可识别
1	3	3	3
2	3	3	5
3	1	1	8
4	2	2	5
5	2	4	4
6	1	0	2
7	4	5	14
8	1	1	4
9	1	4	5
10	1	2	3

3.3 频带 CMUC 强度分布

由于不同被试者 CMUC 的强度存在差异,将其进行归一化,可得到归一化 CMUC 谱 $H_{\text{norm}}^{[27]}$ 的表达式

$$H_{\text{norm}}(f) = \frac{H(f) - \mu(f)}{\sigma(f)} \tag{6}$$

式中: $\mu(f)$ 、 $\sigma(f)$ 分别为所有 EEG 电极通道 CMUC 强度的均值和标准差。

图 7(a)和(b)给出了所有被试者相干 MU、非相干 MU 的 β 和 γ 频带归一化平均 CMUC 强度头皮拓扑图。由图可见,相干 MU 的最强 β 频带 CMUC 主要发生在 C5 和 FC3 处,而相干 MU 的最强 γ 频带 CMUC 主要发生在 FC3 处。相应地,非相干 MU 的最强 β 和 γ 频带 CMUC 均未发生在左侧运动皮层区,且强度幅值显著低于相干 MU。由于相干 MU 的选择标准要求最强 CMUC 发生在左侧运动皮层,因此相干 MU 频带 CMUC 平均强度在左侧运动皮层达到最大可能是相干 MU 的选择过程所造成的。为了排除上述可能性,进一步计算了所有可识别 MU 的 β 和 γ 频带归一化平均 CMUC 强度,如图 7(c)所示。由所有可识别 MU 平均 CMUC 强度分布可知,无论 β 还是 γ 频带,最强 CMUC 均发生在左侧运动皮层,其中 β 频带发生在 C5 和 FC3 处, γ 频带发生在 FC3 处。

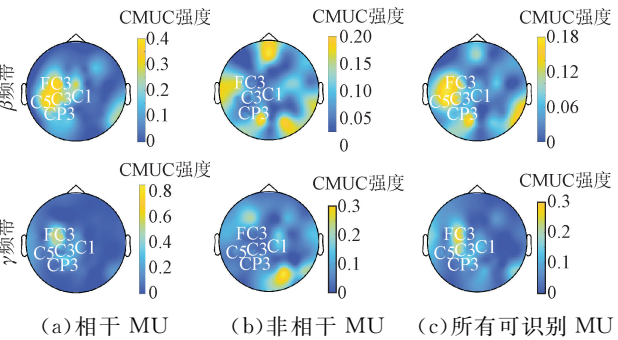
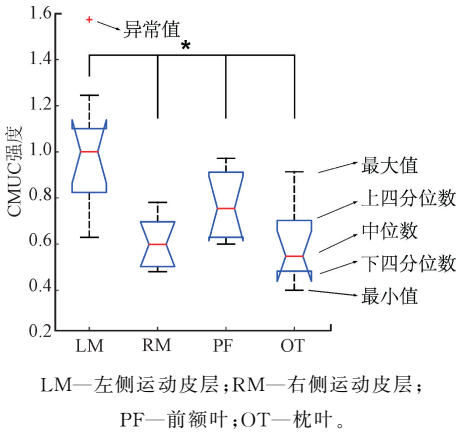


图 7 所有相干 MU、非相干 MU、可识别 MU 的 β 和 γ 频带归一化 CMUC 强度头皮拓扑图

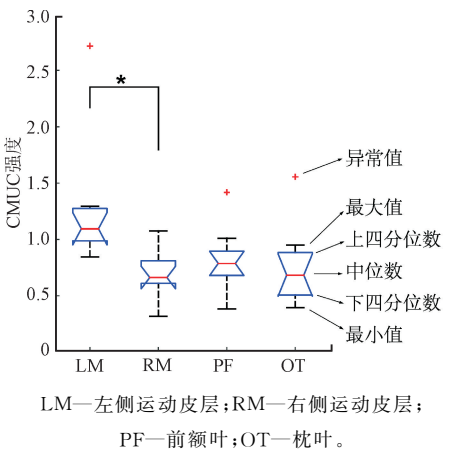
Fig. 7 Topography of the normalized β and γ band CMUC strength averaged across all coherent MUs, non-coherence MUs and identified MUs

为了进一步验证与右手中指指伸肌 MU 耦合作用最强的皮层区域位于左侧运动皮层,对左侧运动皮层、右侧运动皮层 (FC4、FC2、C4、C2、CP6、CP4、CP2)、前额叶皮层 (AF3、AFz、AF4、F3、F1、Fz、F2、F4) 和枕叶皮层 (P7、P3、Pz、P2、P4、P8、POz) 的 CMUC 强度进行了比较。考虑到不同 MU 与皮层发生最强耦合交互作用的位置不同,首先求

取各 MU 的 β 或 γ 频带的平均 CMUC 强度,然后求取各 MU 在不同皮层区域的最强 CMUC 强度,最后将每位被试者所有 MU 各皮层区域的最强 CMUC 进行平均,从而得到各被试者不同皮层区域的归一化 CMUC 平均强度,结果如图 8 所示,其中 * 表示图中两组数据间的显著统计性。单因素方差分析结果表明:对于 β 频带 ($F(3,36)=11.61, p=0.000\ 018$, 其中 F 为检验统计量,表示组间的差异, p 为 F 的置信区间,表示统计显著性的值) 和 γ 频带 ($F(3,36)=4.87, p=0.006$), 不同脑区的 CMUC 强度均存在显著差异。事后检验 (Holm-Bonferroni 矫正) 结果表明:在 β 频带,左侧运动皮层的 CMUC 耦合强度显著高于其它 3 个皮层区域 ($p<0.05$), 而右侧运动皮层、前额叶皮层和枕叶皮层间的 CMUC 强度无显著差异;在 γ 频带,左侧运动皮层 CMUC 强度仅高于右侧运动皮层 ($p<0.05$), 而与前额叶皮层和枕叶皮层间 CMUC 强度无显著差异 ($p>0.05$)。



(a) β 频带



(b) γ 频带

图 8 β 和 γ 频带不同皮层区域 CMUC 强度的比较 (* , $p<0.05$)

Fig. 8 Comparison of the CMUC strength in different cortical areas of β and γ frequency bands (* , $p<0.05$)

4 讨论与结论

研究大脑与肌肉之间的信息传递状态及其量化表征方法,对研究生理及病理条件下运动控制的神经机制具有重要意义。作为神经肌肉系统的最小功能单元,运动的中枢控制最终是通过控制各个 MU 活动实现的,因此在 MU 水平研究大脑和肌肉之间的信息传递,可为深入研究运动控制的神经机制提供有力工具。一般认为,CMC 主要来源于皮层-运动神经元单突触连接,而本文则认为皮层-运动神经元单突触连接亦为脑-MU 功能耦合存在的生理基础。因此,CMC 和 CMUC 可能从不同角度反映了相同的脑和肌肉间耦合交互活动,从而应具有类似的特征。以往研究表明,CMC 主要发生在对侧运动皮层,且在 β 和 γ 频带最强^[5]。本文结果表明:最强 β 和 γ 频带 CMUC 均出现在左侧运动皮层,尤其是 β 频带,左侧运动皮层 CMUC 强度显著高于其它皮层区域; γ 频带 CMUC 在左侧运动皮层达到最大,但与前额叶和枕叶皮层相比并不显著,其原因可能是设置的收缩力仍偏低,耦合交互作用主要发生在 β 频带^[28]。

与 CMC 利用 EMG 信号计算脑和肌肉间耦合作用不同,CMUC 利用各 MU 独立活动计算脑和肌肉间的耦合交互作用,发现并非所有的 MU 均和对侧运动皮层存在显著交互作用。本文结果表明,在所有可识别的 MU 中,仅有约 40% 的 MU 和对侧运动皮层有显著交互作用,这一结果符合预期,即仅和对侧运动皮层存在单突触连接^[14]的 MU 才可能出现显著 CMUC。由于从肌电信号中分解所得 MU 的类型(相干 MU 或非相干 MU)完全随机,这一比例的真实性还有待进一步研究验证。由于手部精细运动功能主要是由与运动皮层存在单突触连接的运动神经元完成,因此在控制手指运动的肌肉中,相干 MU 的比例可能会高于其他肌肉。

尽管非相干 MU 与对侧运动皮层不存在显著耦合交互作用,但本文仍然利用所有可识别 MU 的平均 CMUC 强度分布情况来进一步验证脑与 MU 间耦合交互作用的存在性。假设所有 MU 与脑之间的耦合交互作用均不存在,或者不能被所提方法检测到,则 MU 与脑的 CMUC 强度会普遍低于显著性阈值,且不同 MU 最强交互作用出现的皮层位置随机,导致平均 CMUC 强度最大值的位置随机。本文研究结果表明:无论是 β 还是 γ 频带,所有可识别 MU 的平均 CMUC 强度均在对侧运动皮层达到最大值,这与已有的 CMC 研究结果^[5]相符,也符合

运动神经元仅和对侧运动皮层可能存在单突触连接这一生理学事实。因此,这一结果可以验证所提 CMUC 估计方法的有效性,同时验证了脑-MU 间独立耦合交互作用的存在性。

针对现有 CMC 研究无法估计各 MU 和脑独立交互作用的问题,本文首先基于肌电分解技术,提出了以 MUAP 序列表征 MU 独立活动的方法,然后建立了脑-MU 功能耦合的估计方法,并采用现有 CMC 研究中广泛使用的实验范式验证了所提算法的有效性,同时初步验证了运动皮层和各 MU 间独立交互作用的存在性。CMUC 估计方法的提出,可为进一步研究生理及病理条件下肌肉的神经控制机制提供指导。

参考文献:

- [1] LEMON R N. Descending pathways in motor control [J]. Annual Review of Neuroscience, 2008, 31: 195-218.
- [2] ROSENBERG J R, AMJAD A M, BREEZE P, et al. The Fourier approach to the identification of functional coupling between neuronal spike trains [J]. Progress in Biophysics and Molecular Biology, 1989, 53(1): 1-31.
- [3] KILNER J M, BAKER S N, SALENIUS S, et al. Human cortical muscle coherence is directly related to specific motor parameters [J]. Journal of Neuroscience, 2000, 20(23): 8838-8845.
- [4] BAKER S N, OLIVIER E, LEMON R N. Coherent oscillations in monkey motor cortex and hand muscle EMG show task-dependent modulation [J]. The Journal of Physiology, 1997, 501(1): 225-241.
- [5] ZHENG Yang, GAO Lin, WANG Gang, et al. The influence of unilateral contraction of hand muscles on the contralateral corticomuscular coherence during bi-manual motor tasks [J]. Neuropsychologia, 2016, 85: 199-207.
- [6] 郑杨,王刚,徐进,等. 大脑皮层-肌肉交互作用与注意力关系的实验研究 [J]. 西安交通大学学报, 2014, 48(6): 134-138.
ZHENG Yang, WANG Gang, XU Jin, et al. Experimental research on relationship between attention and cortex-muscle interaction [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2014, 48(6): 134-138.
- [7] JOHNSON A N, WHEATON L A, SHINOHARA M. Attenuation of corticomuscular coherence with additional motor or non-motor task [J]. Clinical Neurophysiology, 2011, 122(2): 356-363.
- [8] KRISTEVA-FEIGE R, FRITSCH C, TIMMER J, et

- al. Effects of attention and precision of exerted force on beta range EEG-EMG synchronization during a maintained motor contraction task [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2002, 113(1): 124-131.
- [9] JOHNSON A N, SHINOHARA M. Corticomuscular coherence with and without additional task in the elderly [J]. *Journal of Applied Physiology*, 2012, 112(6): 970-981.
- [10] KRAUTH R, SCHWERTNER J, VOGT S, et al. Cortico-muscular coherence is reduced acutely post-stroke and increases bilaterally during motor recovery: a pilot study [J]. *Frontiers in Neurology*, 2019, 10: 126.
- [11] ZHENG Yang, PENG Yu, XU Guanghua, et al. Using corticomuscular coherence to reflect function recovery of paretic upper limb after stroke: a case study [J]. *Frontiers in Neurology*, 2018, 8: 728.
- [12] CHEN Xiaoling, XIE Ping, ZHANG Yuanyuan, et al. Abnormal functional corticomuscular coupling after stroke [J]. *NeuroImage: Clinical*, 2018, 19: 147-159.
- [13] CHIANG J, WANG Z J, MCKEOWN M J. A multiblock PLS model of cortico-cortical and cortico-muscular interactions in Parkinson's disease [J]. *NeuroImage*, 2012, 63(3): 1498-1509.
- [14] BERNHARD C G, BOHM E. Cortical representation and functional significance of the corticomotoneuronal system [J]. *American Medical Association Archives of Neurology & Psychiatry*, 1954, 72(4): 473-502.
- [15] 谢平, 陈迎亚, 张园园, 等. 基于 Gabor 小波和格兰杰因果的脑-肌电同步性分析 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2017, 36(1): 28-38.
- XIE Ping, CHEN Yingya, ZHANG Yuanyuan, et al. EEG-EMG synchronization analysis based on Gabor wavelet transform-granger causality [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2017, 36(1): 28-38.
- [16] 谢平, 杨芳梅, 李欣欣, 等. 基于变分模态分解-传递熵的脑肌电信号耦合分析 [J]. *物理学报*, 2016, 65(11): 118701.
- XIE Ping, YANG Fangmei, LI Xinxin, et al. Functional coupling analyses of electroencephalogram and electromyogram based on variational mode decomposition-transfer entropy [J]. *Acta Physica Sinica*, 2016, 65(11): 118701.
- [17] CHEN Xiaoling, ZHANG Yuanyuan, CHENG Shengcui, et al. Transfer spectral entropy and application to functional corticomuscular coupling [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2019, 27(5): 1092-1102.
- [18] DE LUCA C J, ADAM A, WOTIZ R, et al. Decomposition of surface EMG signals [J]. *Journal of Neurophysiology*, 2006, 96(3): 1646-1657.
- [19] DAI Chenyun, HU Xiaogang. Independent component analysis based algorithms for high-density electromyogram decomposition: experimental evaluation of upper extremity muscles [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2019, 108: 42-48.
- [20] HYVÄRINEN A, OJA E. Independent component analysis: algorithms and applications [J]. *Neural Networks*, 2000, 13(4/5): 411-430.
- [21] NEGRO F, MUCELI S, CASTRONOVO A M, et al. Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2016, 13(2): 026027.
- [22] ARTHUR D, VASSILVITSKII S. K -means⁺⁺: the advantages of careful seeding [C]//*Proceedings of the Eighteenth Annual ACM-SIAM Symposium on Discrete Algorithms*. New Orleans, USA: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2007: 1027-1035.
- [23] 李怡欣, 郑杨. 用于运动单元活动追踪的动作电位卷积神经网络分类方法仿真研究 [J]. *西安交通大学学报*, 2023, 57(6): 10-17.
- LI Yixin, ZHENG Yang. Simulation study on CNN-Based motor unit action potential classification method for activity tracking of motor unit [J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2023, 57(6): 10-17.
- [24] HU Xiaogang, RYMER W Z, SURESH N L. Motor unit pool organization examined via spike-triggered averaging of the surface electromyogram [J]. *Journal of Neurophysiology*, 2013, 110(5): 1205-1220.
- [25] CHEN Maoqi, ZHOU Ping. A novel framework based on FastICA for high density surface EMG decomposition [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, 24(1): 117-127.
- [26] PERRIN F, BERTRAND O, PERNIER J. Scalp current density mapping: value and estimation from potential data [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1987, 34(4): 283-288.
- [27] CHEN S, ENTAKLI J, BONNARD M, et al. Functional corticospinal projections from human supplementary motor area revealed by corticomuscular coherence during precise grip force control [J]. *PLOS One*, 2013, 8(3): e60291.
- [28] BROWN P, SALENIUS S, ROTHWELL J C, et al. Cortical correlate of the piper rhythm in humans [J]. *Journal of Neurophysiology*, 1998, 80(6): 2911-2917.

(编辑 李慧敏)