



不同频率局部振动预防人体前臂肌肉疲劳效果及脑电神经网络的机制研究

袁维帅¹, 刘晓丽², 柳 杨¹, 陈 渔¹, 侯雨鑫¹, 鲁盼盼¹, 牛锁青¹, 胡 坤¹,
牛茂林¹, 郭 峰^{1*}

(1. 沈阳体育学院 运动人体科学学院, 辽宁 沈阳 110102;

2. 沈阳体育学院附属竞技体育学校, 辽宁 沈阳 110102)

摘要:目的:探究不同频率局部振动对预防前臂肌肉疲劳的效果及其脑电神经网络机制。方法:选取16名健康成年大学生作为受试者,在诱发前臂肌肉疲劳前对其右前臂屈指肌肌腱实施3种频率(60、30和0 Hz)的局部振动,将60、30 Hz振动作为实验组,0 Hz振动作为空白对照组;分别记录受试者在振动刺激干预前后最大随意收缩力(maximum voluntary contraction, MVC)和屈指肌持续收缩至疲劳过程中的肌电、握力、主观体力等级感觉以及振动后即刻静息状态下的脑电。结果:1)在3种振动刺激下,肌肉收缩至疲劳的时间分别为(154.5±42.9)s(0 Hz)、(187.3±60.0)s(30 Hz)和(226.5±65.1)s(60 Hz),组间差异具有统计学意义($P<0.0001$),且60 Hz振动>30 Hz振动>0 Hz振动($P<0.05$)。2)肌肉疲劳过程中握力样本熵分别为1.62±0.33(0 Hz)、1.60±0.53(30 Hz)和1.31±0.40(60 Hz),组间差异具有统计学意义($P<0.05$),其中,60 Hz振动<0 Hz振动($P<0.05$)、60 Hz振动<30 Hz振动($P<0.05$)。3)肌肉疲劳过程中前臂屈指肌标准化肌电幅值RMS(%)分别为37.2%±14.4%(0 Hz)、54.0%±22.9%(30 Hz)和43.5%±20.0%(60 Hz),组间差异具有统计学意义($P<0.05$),其中,30 Hz振动>0 Hz振动($P<0.05$)。4)不同频率振动刺激后即刻静息态时,受试者运动对侧大脑半球中央区与顶区之间的脑功能连接在脑电β3波段存在统计学差异($P<0.05$),且60 Hz振动>0 Hz振动($P<0.05$);运动对侧大脑半球中央区与同侧大脑前额区在脑电β3波段的脑功能连接也存在统计学差异($P<0.05$),其中60 Hz振动>30 Hz振动($P<0.05$);运动对侧大脑半球的中央区($P<0.05$)和顶区($P<0.05$)的区域内脑功能连接在脑电α波段上存在统计学差异,均表现为30 Hz振动>0 Hz振动($P<0.05$)。结论:在运动前对肌肉实施60 Hz或30 Hz局部振动刺激,可以有效预防低负荷静态收缩诱发的运动性肌肉疲劳,但效果存在差异,其原因可能与不同振动频率引起运动神经元募集和大脑运动皮质区与感觉皮质区的脑网络功能连接不同有关。

关键词:前臂肌肉;筋膜枪;振动刺激;疲劳;脑电;神经网络

中图分类号:G804.6 文献标识码:A

运动性肌肉疲劳是指运动引起肌肉产生最大收缩力量或最大输出功率暂时性下降的生理现象(Bigland-Ritchie et al., 1984),它会增加机体运动损伤风险。因此,预防肌肉疲劳显得尤为重要(Kavanagh et al., 2006; Pinsault et al., 2008)。研究表明,低强度激光疗法、电刺激、振动刺激、按摩及肌肉拉伸等方法均可减轻和预防肌肉疲劳(Dos Reis et al., 2014; Kim et al., 2017)。振动刺激作为促进机体恢复和预防疲劳的方式之一,可以分为全身振动和局部振动。与全身振动不同,局部振动是通过设备直接在局部肌腹或者肌腱上实施振动(Lapole et al., 2010),从现有文献来看,研究者更多地选择肌腱作为目标刺激部位(Souron et al., 2017),而且有研究表明,振动频率和幅值会影响局部振动的效应(Roll et al., 1982, 1989)。

近年来,研究者一直在讨论局部振动是否可以作为一种热身手段,因此,有研究者开始探究单次局部振动后即刻对肌肉输出力量的影响,但研究结果并不一致。Cochrane(2016)对健康受试者的上肢肱二头肌进行变频方式的局部振动(0~170 Hz变频,10 min),结果发现,振动

收稿日期:2021-06-23; 修订日期:2022-04-15

基金项目:国家自然科学基金资助项目(31701043);辽宁省教育厅科学研究项目(LQN2019ST02);辽宁省高等学校创新团队项目(WT2019005)。

第一作者简介:袁维帅(1993-),男,硕士,主要研究方向为运动康复理论与实践,E-mail:846573084@qq.com。

*通信作者简介:郭峰(1982-),男,教授,博士,硕士研究生导师,主要研究方向为神经肌肉控制的脑研究,E-mail:guofeng_first@163.com。

刺激后受试者肱二头肌肌力水平以及肌电信号幅值没有发生明显变化。同样,Cochrane等(2007)对攀岩运动员的上肢肌肉进行局部振动刺激(频率26 Hz、时间5 min、幅值3 mm),结果发现,该振动方案没有提升攀岩运动员的抓握力水平。而Yoshitake等(2004)对14名健康男子的下肢跟腱进行局部振动刺激(频率100 Hz、时间30 min)后,受试者的踝关节最大等长跖屈肌力下降了19%,腓肠肌内外侧头肌电水平分别下降了32%和12%,这提示,长时间的振动刺激可能使其肌肉功能减弱。相反,也有一些研究表明,短时间、间断性的局部振动刺激能对肌肉功能产生积极效应。Pamukoff等(2014)采用短时间、间断性局部振动刺激方式(每次振动1 min、振动6次、间隔2 min)刺激股四头肌肌腱发现,与60 Hz振动刺激相比,30 Hz的振动刺激可以显著提升受试者股四头肌肌力,同时增强其肌电活动水平。同样,Pamukoff等(2016)观察了局部振动刺激(每次振动60 s、振动6次、间隔2 min、频率30 Hz)对前交叉韧带重建患者肌力恢复的效果,发现在振动刺激后,其股四头肌的峰值力矩显著提升,同时肌电活动水平也显著提升。Otadi等(2019)研究发现,局部振动(时间2 min、频率30 Hz)可以延长肌肉疲劳的时间,并且提高膝关节最大伸肌肌力水平。上述研究结果不同可能与刺激参数不一致有关,如刺激持续的时间、刺激频率等。根据上述研究,我们推测,短时间、间断性的局部振动刺激可能会提升肌肉的工作能力。另外,鉴于肌肉工作能力发生变化时肌力和肌电会发生特征性变化(郭峰,2014;张肃等,2014;Guo et al.,2017),因此,研究者普遍使用肌力和肌电作为评价指标来评估振动刺激对肌肉收缩能力的影响(Pamukoff et al.,2014,2016;Souron et al.,2017)。

不同于机体其他的器官和组织,人体大脑神经网络异常复杂。靳静娜等(2018)研究发现,对健康受试者进行运动训练联合重复性经颅磁刺激后,其非优势侧中央区与优势侧额区在 α 波段的脑功能连接增强,非优势侧额区的内部功能连接增强。Peltier等(2005)使用功能核磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)技术对健康成年人的研究发现,其肌肉疲劳后在静息态下两个大脑半球的运动皮质区之间在低频段的功能性连接减弱。Jiang等(2012)利用fMRI技术对10名健康受试者的研究发现,人体上肢肌肉疲劳后,对侧初级运动皮质内的功能连接以及与运动控制有关的其他皮质间功能连接显著增加,他们认为,这种与运动控制有关的脑区间功能连接的增强可能提高了肌肉的工作能力。从目前的研究来看,学者研究了神经刺激、运动训练等干预方式对脑功能的影响以及大脑区域内和区域间的信息交互机制,但很少对局部振动刺激增强肌肉工作能力的神经机制,尤其是对脑神经网络机制进行探究,目前笔者仅检索到Li等(2019)对局部振动刺激对大脑中央皮质区域功能连接影

响的研究报道。

纵观局部振动刺激给肌肉带来的效应,其深层次的机制更值得进一步探究。因此,本文基于脑电和表面肌电技术对局部振动对预防前臂屈指肌群疲劳效果及其脑神经网络机制进行研究,这对于进一步了解局部振动预防运动性肌肉疲劳的生理学机制以及是否能将其应用于热身活动中,具有理论和实践意义。

1 研究对象与研究方法

1.1 研究对象

本研究以16名男性大学生作为受试者,均为右利手;年龄(20.8 ± 2.7)岁、身高(179.4 ± 5.5)cm、体质量(75.5 ± 12.3)kg、身体质量指数(Body Mass Index, BMI) 23.4 ± 3.5 。受试者纳入标准:1)上肢无神经肌肉损伤情况;2)实验前48 h没有进行过大强度训练,睡眠充足,未食用含咖啡因等兴奋性食物。排除标准:1)前臂屈指肌群等上肢关节肌肉损伤者;2)不能按要求完成实验者。实验前和所有受试者说明具体的实验过程,征得每位受试者的同意,并签署知情同意书。

1.2 研究方法

1.2.1 实验设计

目前流行的筋膜枪的振动范围为0~60 Hz。根据文献报道,30 Hz的振动刺激效果得到了较为一致的肯定(张圆圆等,2013),但60 Hz作为高频刺激,其效果及作用机制还需进一步研究。本研究对每位受试者进,0、30和60 Hz的3种振动刺激,将0 Hz作为空白对照组。同时,在Pamukoff等(2014,2016)研究基础上,本研究将30 Hz和60 Hz振动刺激的振动幅值设定为6.3 mm,而在0 Hz条件下,仅开启设备电源,将振动器放置在皮肤上并且不施加额外压力(为了减小误差,该任务由同一康复治疗师完成)。振动刺激完成后,受试者右侧前臂屈指肌以30%最大随意收缩力(maximum voluntary contraction, MVC)力量水平完成静力性等长收缩诱发肌肉疲劳的任务。每次实验间隔1周,共进行3周,3种振动刺激的先后顺序采用随机原则。

对于局部振动的位置来说,选择右侧前臂屈指肌群的肌腱处(腕关节上方5 cm)。振动刺激一共重复4次,每次振动持续时间为1 min,每次振动后间歇1 min,在振动间歇期间采集受试者静息闭眼状态下脑电信号,用于静息态脑网络分析。振动过程中受试者有任何不适即刻停止振动。

本研究中肌肉疲劳的界定方法参考Ushiyama等(2011)的研究,当静力性肌肉收缩力量水平不能维持30%MVC水平,且超过5 s时,即达到疲劳标准,如图1所示。为了便于观察肌肉疲劳前、后相关指标的变化,本研究选取整个疲劳实验过程中的初始阶段(前25%数据)和结束阶段(后25%数据)的相关数据进行比较分析,分别记作Block1和Block2。

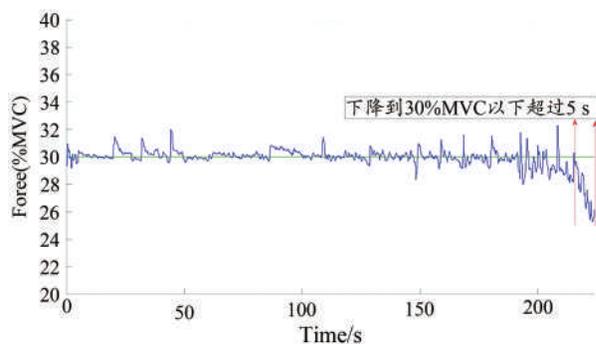


图1 肌肉疲劳判定标准

Figure 1. Criteria of Judging Muscle Fatigue

1.2.2 实验器材与材料

NeuroScan 脑电仪 (Compumedics 公司, 澳大利亚)、Hyperice Raptor 振动筋膜枪 (Hyperice 公司, 美国)、HP-500 艾德堡握力计 (艾德堡有限公司, 中国)、戴尔电脑 (戴尔公司, 美国)、GT50 脑电膏 (格林泰克公司, 中国)、磨砂膏、砂纸、医用胶带/棉签/酒精等。

1.2.3 实验步骤与数据处理

1.2.3.1 实验步骤

1) 实验正式开始前, 让受试者熟悉整个实验流程 (图2)。

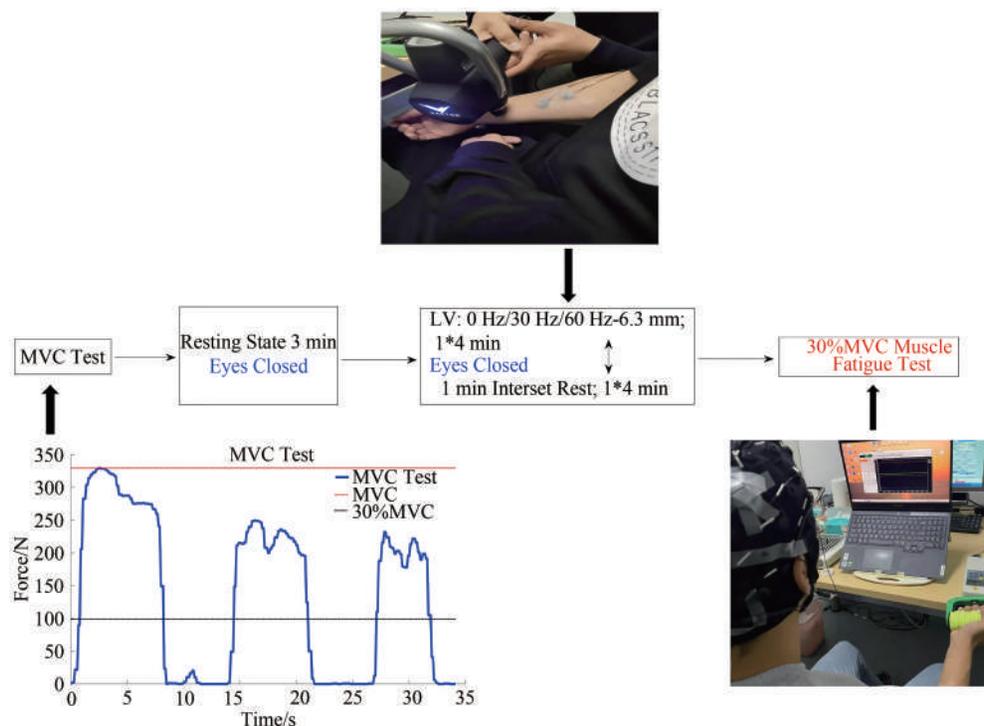


图2 实验流程

Figure 2. Experimental Procedures

2) 实验仪器佩戴及连接。本研究采用双记录方式采集右侧前臂屈指肌表面肌电信号, 将肌电电极线与脑电设备的信号采集器相连, 实现肌电和脑电信号同步记录。在贴电极前, 先用磨砂膏对覆盖受试者右侧前臂屈指肌肌腹的局部皮肤进行处理, 使电极阻抗降低到 $5\text{ k}\Omega$ 以下; 两个记录电极位于屈指肌做最大收缩时肌腹产生的最大隆起处, 两个电极连线与肌纤维走向平行, 且两个电极的中心位置距离为 2 cm (图2), 肌电采样频率设置为 1 000 Hz 。本研究使用多通道脑电仪采集受试者的脑电信号, 电极分布方式按照 10-20 国际标准, 为了降低脑电电极阻抗, 实验前, 受试者需先清洗头发并吹干, 佩戴脑电帽时在每一个电极点注射导电膏, 通过调整导电膏的量以及与头皮的接触, 使每一个电极点的电极阻抗都降到 $5\text{ k}\Omega$ 以下。脑电采样频率为 1 000 Hz , 带通滤波范围 $0.1\sim 100\text{ Hz}$ 。接地电极位于脑电帽 FPz 与 Fz 电极之间, 参考电极为右侧

乳突 M2 点。

3) 在实施振动刺激前, 令受试者坐在椅子上, 调整身体进入静息状态, 采集其安静闭眼状态下 3 min 脑电, 用于静息态脑网络的标准化处理。

4) 进行 MVC 测试。受试者将双侧上肢肘关节依靠在椅子的扶手上, 其中右手手掌向上, 用全力握紧握力计把手, 持续 5 s , 重复 3 次, 每次间隔 5 s 。取 3 次中最大值作为该名受试者的 MVC。在 MVC 测试期间, 同时采集屈指肌表面肌电信号, 用于肌电标准化处理。MVC 测试仅在首次实验中进行。

5) 进行振动刺激实验。接通筋膜枪电源后, 设置预定的振动频率 ($30、60、0\text{ Hz}$), 然后将筋膜枪的圆头涂抹器置于受试者右侧前臂屈指肌群的肌腱处 (腕关节上方 5 cm) 实施间歇性的局部振动, 对振动处不施加额外压力 (该过程由同 1 名康复治疗师完成)。每个振动频率各实

施4次振动,每次振动持续1 min,间歇1 min,在间歇期间采集受试者静息闭眼状态下的脑电信号。振动过程中受试者有任何不适即刻停止振动。

6) 振动刺激结束后,受试者以30%MVC力量水平进行屈指肌疲劳实验。具体过程:测量受试者的握力MVC后,计算出30%MVC的数值,让受试者在肌肉疲劳测试过程中尽可能保持30%MVC的力量水平,当受试者达到肌肉疲劳标准时,终止测试任务(图1)。实验过程中,受试者有任何不适即刻停止实验。在肌肉疲劳前后,使用Borg主观体力感觉等级(rating of perceived exertion, RPE)量表测量受试者的疲劳程度。

每一名受试者在3次实验中,都重复以上实验步骤。

1.2.3.2 表面肌电信号的数据处理

本研究使用基于Matlab语言环境开发的EEGlab工具箱对表面肌电信号进行预处理。具体步骤:为了去除基

线漂移等低频伪迹,将表面肌电信号进行带通滤波,高通截止频率设置为8 Hz,低通截止频率设置为450 Hz。为了去除工频信号对表面肌电信号的影响,对50 Hz频率进行陷波处理。

为了计算肌肉疲劳过程中表面肌电特征,将整个疲劳测试过程按时间百分比化分为20个时间段,计算每个时间段内的均方根振动幅(root mean square, RMS)和瞬时平均频率(instantaneous mean frequency, IMNF),并利用线性回归拟合出屈指肌肌电随肌肉收缩时间变化特征的趋势图。

IMNF的计算思路如图3所示,使用希尔伯特-黄变换(Hilbert-Huang transform, HHT; Huang et al., 1998)计算表面肌电的时频功率谱 $PS(t, f)$,然后由公式(1)计算IMNF(李世明等,2016)。

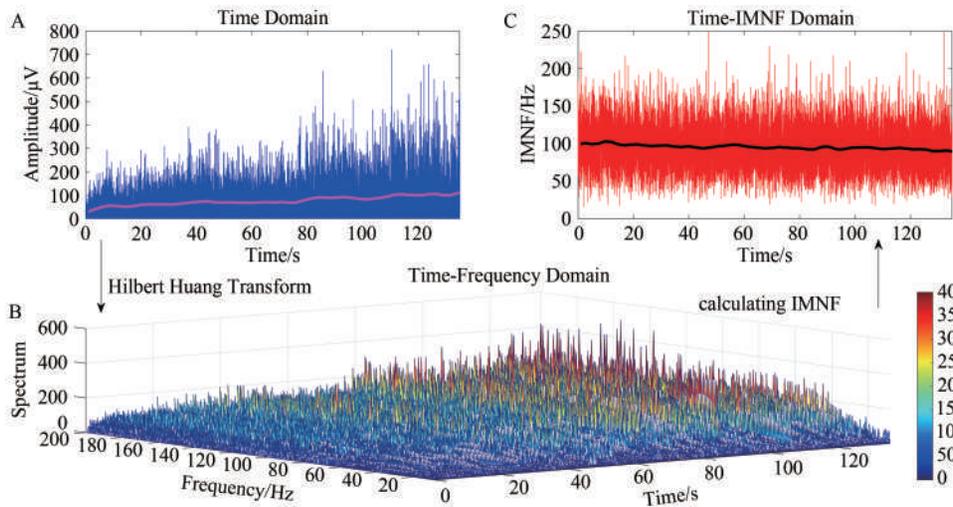


图3 计算肌电瞬时平均功率频率IMNF的思路

Figure 3. Conception of Calculating the IMNF of Electromyography

$$IMNF(t) = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f \cdot PS(t, f) df}{\int_{f_1}^{f_2} PS(t, f) df} \quad (1)$$

对表面肌电时域指标RMS进行标准化处理:将每个阶段的RMS值除以MVC对应的RMS值,得到RMS百分比,标准化处理有利于消除肌电信号物理和生理因素的干扰(郭峰等,2018;张肃等,2014)。同时,计算在肌肉疲劳过程中Block1和Block2阶段内的RMS和IMNF,以观察肌肉疲劳前后表面肌电信号的变化特征。另外,还需计算反映肌肉整体疲劳状况的RMS和IMNF,以进一步观察不同频率局部振动对肌肉疲劳过程中表面肌电信号影响的差异。RMS和IMNF的计算在Matlab 2019b环境下编程完成。

1.2.3.3 脑电信号的处理

脑电信号预处理过程:1)进行3~30 Hz带通滤波处

理,对50 Hz工频成分进行陷波处理;2)进行降采样处理,降采样频率设置为250 Hz;3)按照2 s的长度对脑电信号进行分段;4)对有严重干扰的脑电通道进行插值处理;5)先对数据以MIM2连接进行重参考,再将数据转换为以全脑平均的重参考数据;6)对初步处理的数据进行独立成分分析(independent component analysis, ICA),去掉脑电信号中的眼电、肌电、心电、动作伪迹等干扰成分;7)使用阈值法再次去除数据伪迹,阈值标准为 $\pm 80 \mu V$ 。

1.2.3.4 PLI指数计算与大脑网络功能连接的构建思路

在进行脑网络功能连接分析前,需要在脑电各通道之间建立连接,然后再构造大脑功能网络。使用基于相位滞后指数(phase lag index, PLI)构造脑电各通道间的连接。先对脑电信号进行Morlet复数小波卷积变换[复小波的定义如公式(2);Cohen, 2019],获取对应的频率,再计算PLI,其过程如下:

$$\omega(t) = e^{2\pi f t} e^{-\frac{4\ln(2)t^2}{h^2}} \quad (2)$$

依据公式(2)中定义的Morlet复小波,本研究中 h 取0.6,频率从8~30 Hz按照等长原则取15个中心频率。对于任意脑电信号 $x(t)$,与上述Morlet复数小波进行卷积,可得到相应中心频率下的复数脑电信号 $Z(t)$,它包含了实部 $Z(t)_{\text{real}}$ 和虚部 $Z(t)_{\text{imag}}$ 。则每个中心频率下 $Z(t)$ 的瞬时相位值可由下列公式(3)计算获得:

$$\phi(t) = \arctan\left(\frac{Z(t)_{\text{imag}}}{Z(t)_{\text{real}}}\right) \quad (3)$$

对于2个脑电信号 $x_a(t)$ 与 $x_b(t)$,与Morlet复数小波卷积后,依据公式(4)计算2个信号的相位特征 $\phi_a(t)$ 和 $\phi_b(t)$,再依据公式(4)计算两者的相位差:

$$\phi_{\text{ab}}(t) = \phi_a(t) - \phi_b(t) \quad (4)$$

依据公式(5)对PLI值进行计算:

$$PLI_{\text{ab}} = \left| \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \text{sgn}(\text{imag}(e^{i\phi_{\text{ab}}(t)})) \right| \quad (5)$$

其中, $\text{imag}(e^{i\phi_{\text{ab}}(t)})$ 表示时间点上互谱密度的虚部, N 表示样本数量, PLI_{ab} 值在0~1之间, PLI 值越大,表示两通道间大脑功能连接越强。

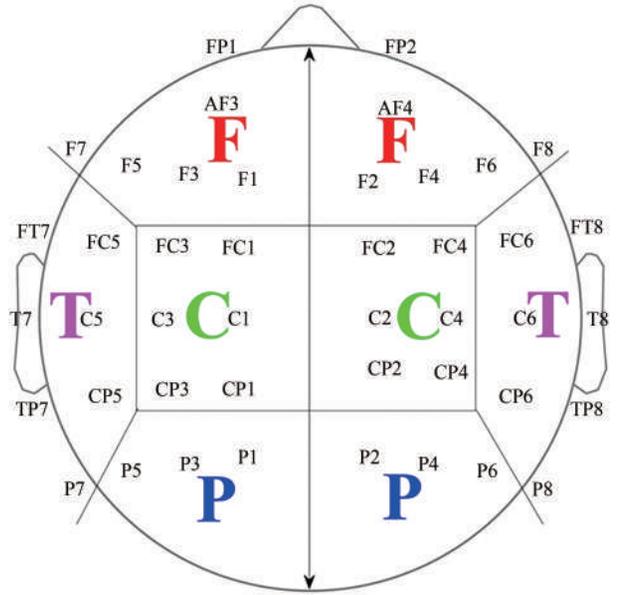
依据公式(6)对 PLI 进行标准化处理:

$$PLI_{\text{Normal}} = PLI_{\text{ab-After-LV}} / PLI_{\text{ab-Befor-LV}} \quad (6)$$

PLI 的标准化即将振动后即刻的静息态脑电 PLI 除以振动前静息态脑电 PLI 。在本研究中,分别计算 α 波段(8~13 Hz)、 β_1 波段(13~18 Hz)、 β_2 波段(18~20 Hz)和 β_3 波段(20~30 Hz)内的 PLI 值。

构建区域间大脑功能网络连接的过程如下:1)经预处理后,保留了60个脑电通道,通过计算多通道间的 PLI 后,得到1个 60×60 的邻接矩阵,在此基础上,为了减低数据量,同时又能涵盖大脑各个功能区域,本研究按照靳静娜等(2018)和Wu等(2013)的方法,将大脑划分为4个功能区,并从原始的60个脑电通道中选取分别覆盖左右前额区、左右中央区、左右顶区和左右颞区8个区域的44个脑电通道(图4);2)在构建区域间大脑功能网络前,先构建多脑电通道大脑网络功能连接,如图5A所示,将脑电通道覆盖的区域划分为4个脑区,得到 44×44 的 PLI 邻接矩阵后,构建44个脑电通道的大脑功能网络,实现大脑区域间的功能连接。例如,图5B是实现左右大脑半球2个中央区区域间功能连接,即将覆盖左、右侧大脑半球2个中央区的脑电通道进行两两连接,并求出2个区域间多通道连接的平均值,以代表左右半球2个中央区区域间功能连接强度;最后,构建左右半球共8个区域间的大脑功能网络连接(图5C)。

构建区域内大脑功能网络连接的过程与构建区域间大脑功能网络连接的过程相同,即将每个大脑半球分为4个脑区(图6),先确定各个区域内的电极点,接着将各个区域内的电极点两两连接,最后求各个区域内各电极点之间功能连接强度的平均值,作为各区域内的功能连接强度。



注:前为鼻部,后为枕部;F为前额区,C为中央区,P为顶区,T为颞区。

图4 头皮4个区域的划分

Figure 4. Division of the Four Regions in Epicranium

PLI 的计算及区域性大脑网络功能连接的构建在Matlab 2019b中完成,并利用BrainNet Viewer工具箱展示大脑功能网络连接图,其中节点文件坐标参考Koessler等(2009)的研究。

1.2.3.5 握力样本熵计算

本研究采用样本熵(sample entropy)量化握力时间序列信号发生变异的概率,进而评价受试者在30%MVC握力水平维持过程中输出力的稳定性。与近似熵相比,样本熵的熵值计算不依赖数据长度,具有更好的一致性(Costa et al., 2002; Richman et al., 2000)。

本研究使用Richman等(2000)提出的样本熵算法,对于由 N 个数据组成的时间序列 $\{X_i\} = \{x_1, x_2, \dots, x_N\}$,按序号组成 m 维矢量序列 $y_i(m)$,如公式(7)所示:

$$y_i(m) = (x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1}), i = 1, 2, \dots, N - m + 1 \quad (7)$$

依据公式(8)定义下面的量:

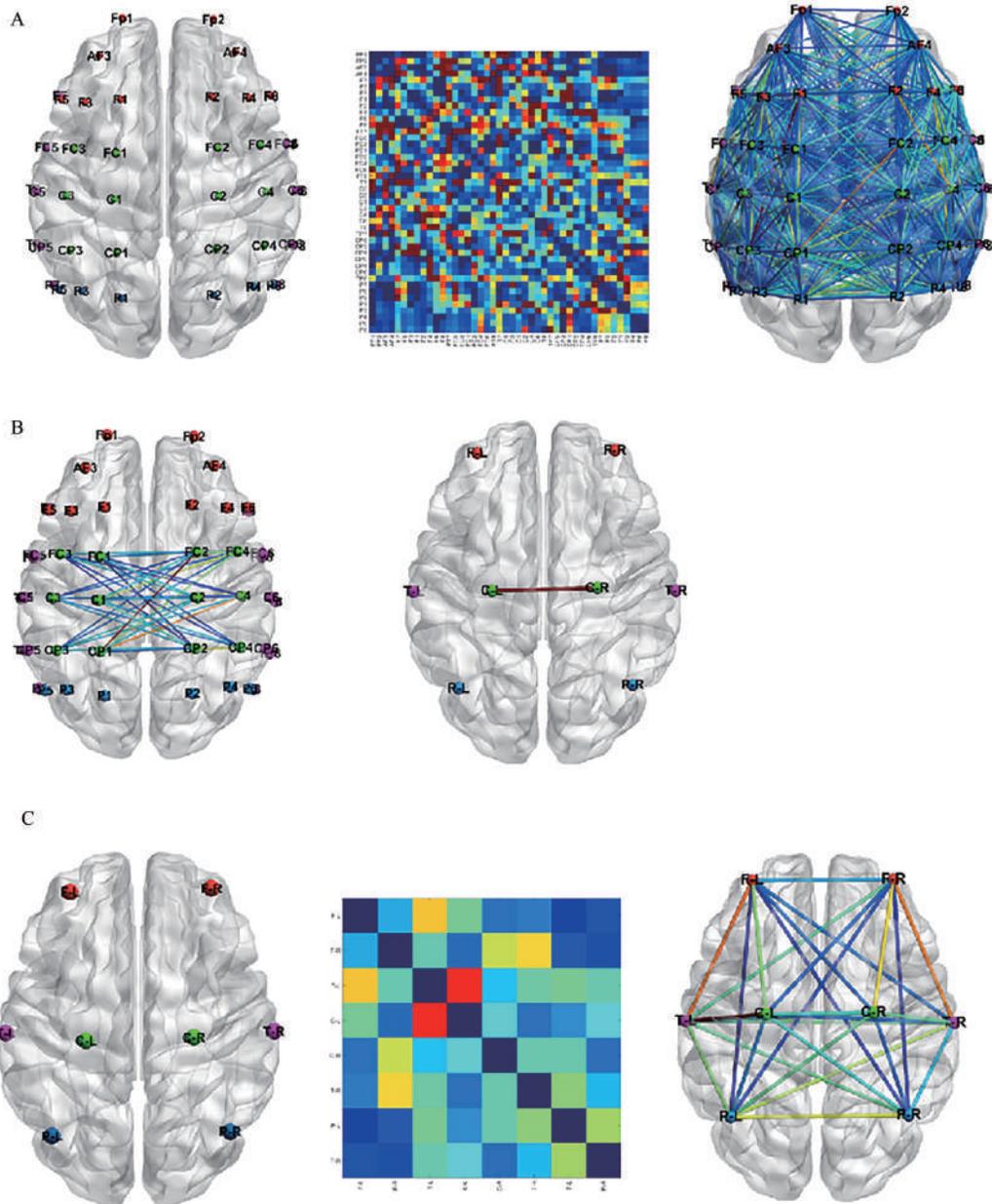
$$B_i^m(r) = \frac{1}{N - m - 1} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} \theta\left(r - \|y_j(m) - y_i(m)\|_{\infty}\right) \quad (8)$$

其中, $\|y_j(m) - y_i(m)\|_{\infty}$ 表示两矢量的最大距离,即2个矢量元素间最大差值的绝对值; θ 是单位阶跃函数,判断两矢量最大距离是否 \leq 阈值 r ,是为1,否为0,计算两矢量最大距离 \leq 阈值 r 的数量,且 $i \neq j$ 。下一步,依据公式(9)计算密度:

$$B^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) \quad (9)$$

维度增加为 $m+1$,构造一组 $m+1$ 维矢量,依据公式(10)和(11)分别计算出 $A_i^m(r)$ 和 $A^m(r)$:

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N - m - 1} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} \theta\left(r - \|y_j(m+1) - y_i(m+1)\|_{\infty}\right) \quad (10)$$



注:红色电极代表左右前额区,绿色电极代表左右中央区,蓝色电极代表左右顶区,紫色电极代表左右颞区。

图5 构建区域间大脑功能网络连接的思路

Figure 5. Construction of Brain Functional Network Connectivity between Regions

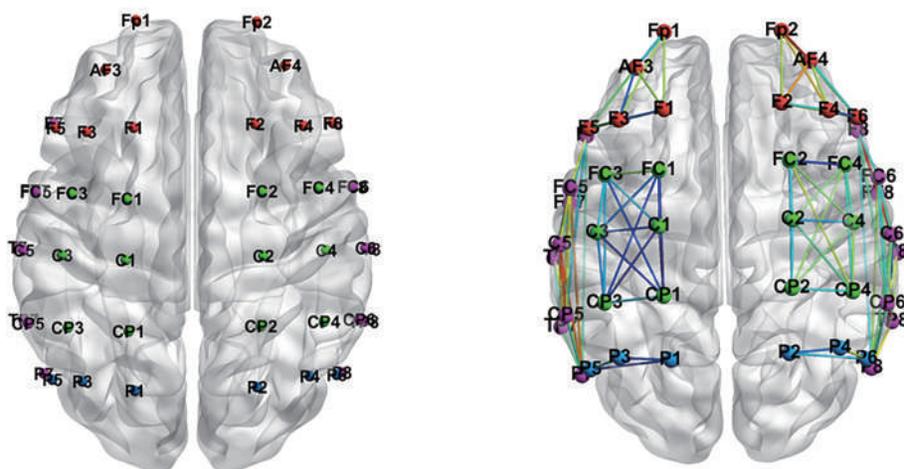


图6 构建区域内大脑功能网络连接的思路

Figure 6. Construction of Brain Functional Network Connectivity within Regions

$$A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) \quad (11)$$

最后,依据公式(12)计算出样本熵。

$$SE(m, r, N) = -\log\left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)}\right) \quad (12)$$

根据Richman等(2000)研究中提供的参数,本研究选取维度 $m=2$, 阈值 $r=0.1$, 其计算过程在 Matlab 2019b 中完成。

1.2.4 统计学分析

本研究使用 Matlab 2019b 配置的统计工具包对获得的数据进行统计学分析,对不同的研究目的设计不同的统计学分析方法。

1) 为了观察肌肉疲劳过程中的疲劳趋势,对不同组别肌电信号的 RMS 和 IMNF 指标分别进行一元线性回归分析;对肌肉疲劳过程中 Block1 和 Block2 阶段内的 RMS 和 IMNF 先做正态分布检验,再进行配对样本 t 检验,显著性水平 $\alpha=0.05$;对不同组别肌肉疲劳前后的 RPE 做非参数秩和检验,显著标准 $\alpha=0.05$ 。

2) 为了观察不同振动频率对肌肉疲劳时间、肌肉疲劳过程中握力样本熵以及肌电指标的影响,采用单因素重复测量方差分析:自变量为振动频率(60、30、0 Hz),因变量为肌肉疲劳时间、握力样本熵、RMS 和 IMNF,显著性

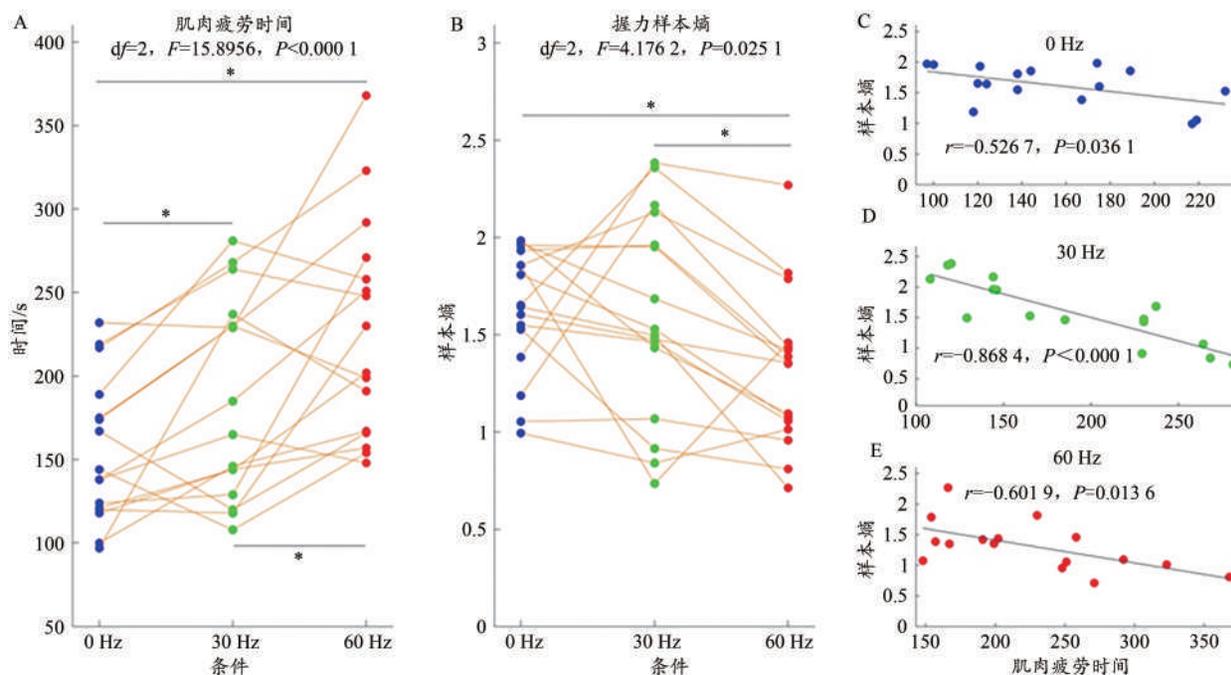
水平 $\alpha=0.05$ 。采用 LSD 法进行两组之间的多重比较,显著性水平 $\alpha=0.05$;同时,对肌肉疲劳时间和握力样本熵进行皮尔逊相关性分析,显著性水平 $\alpha=0.05$ 。

3) 为了解释不同频率局部振动对肌肉工作能力影响的神经网络机制,使用单因素重复测量方差分析:自变量为振动频率(60、30、0 Hz),因变量为大脑区域间、区域内功能连接。采用 Bonferroni 法对大脑区域间功能连接的多重比较进行校正,采用 LSD 法对大脑区域内功能连接进行多重比较,显著性水平均为 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 肌肉疲劳时间与握力样本熵

如图 7A 所示,在 3 种频率的局部振动刺激下,肌肉疲劳时间有显著性差异 ($F=15.8956, P<0.0001$), 两组间多重比较结果显示,60 Hz 振动 > 30 Hz 振动 > 0 Hz 振动 ($P<0.05$); 3 组之间的握力样本熵也存在统计学差异 ($F=4.1762, P=0.0251$; 图 7B), 多重比较后发现 60 Hz 振动 < 0 Hz 振动 ($P<0.05$), 60 Hz 振动 < 30 Hz 振动 ($P<0.05$)。3 组受试者的肌肉疲劳时间与握力样本熵之间呈显著负相关(0 Hz 组: $r=-0.5267, P=0.0361$; 30 Hz 组: $r=-0.8684, P<0.0001$; 60 Hz 组: $r=-0.6019, P=0.0136$; 图 7C、7D、7E)。



注:*表示两组之间有统计学差异, $P<0.05$;下同。

图7 肌肉疲劳时间与握力样本熵变化以及两者相关关系变化

Figure 7. Muscle Fatigue Time and Sample Entropy of Grip Strength and Their Relationships

2.2 肌肉疲劳过程中肌电特征以及 RPE 变化

在肌肉疲劳过程中,3组受试者的屈指肌表面肌电 RMS 都呈上升趋势,IMNF 都呈下降趋势,其一元线性回归直线拟合结果如图 8 所示。

图 9 是 3 组受试者在肌肉疲劳过程中前后 2 个阶段 Block1 和 Block2 的 RMS 和 IMNF 变化以及运动前后 RPE 的变化。其中,屈指肌肌电 RMS 显著增高 ($P<0.001$; 图 9A), IMNF 显著降低 ($P<0.001$; 图 9B), RPE 显著增高

($P < 0.001$; 图 9C)。

2.3 振动刺激对肌肉疲劳过程中肌电信号的影响

从图 10 可以看出, 不同频率振动刺激对肌肉疲劳过

程中前臂屈指肌肌电 RMS 有显著性影响 ($F=8.3302, P=0.0013$), 多重比较后发现 30 Hz 振动 > 0 Hz 振动 ($P < 0.05$), 但对 IMNF 没有显著性影响。

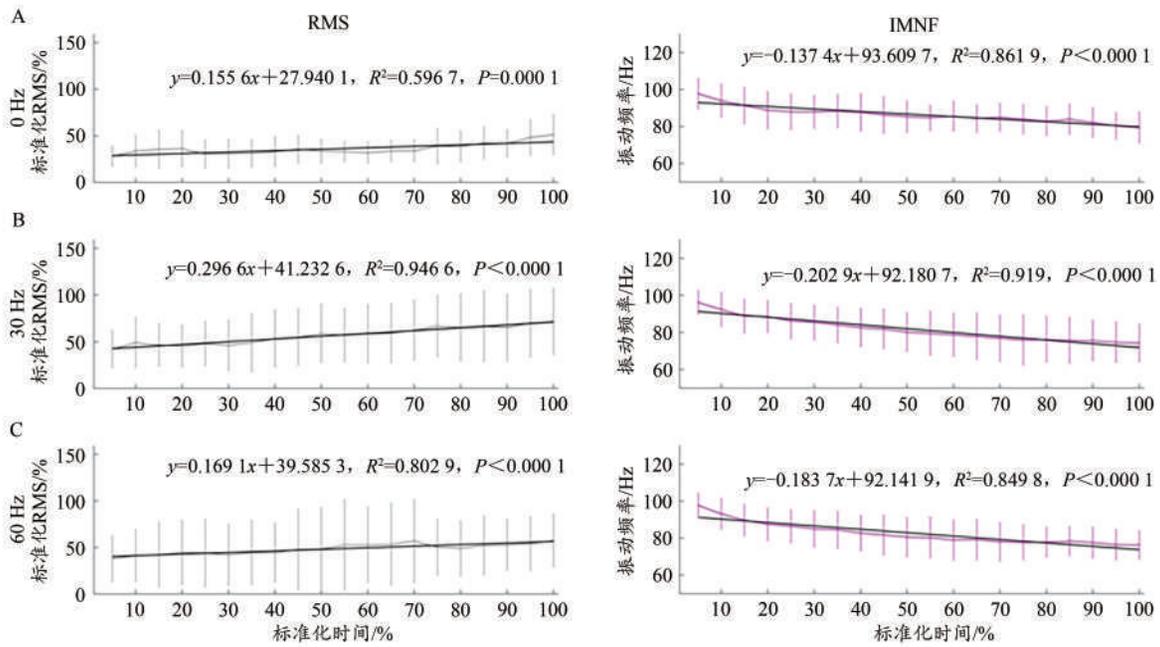
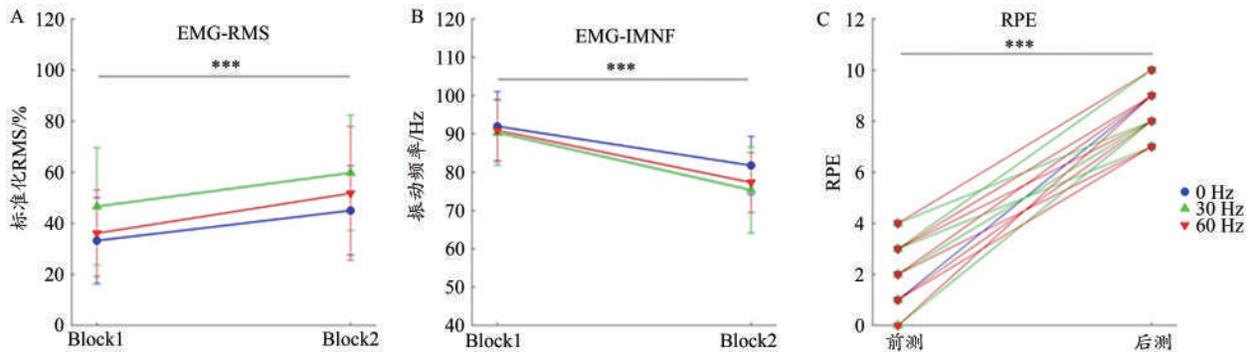


图 8 肌肉疲劳过程中表面肌电变化特征

Figure 8. Characteristics of Surface Electromyography during Muscle Fatigue



注:***表示两组之间有统计学差异, $P < 0.001$ 。

图 9 肌肉疲劳过程中表面肌电 RMS、IMNF 及主观疲劳程度变化

Figure 9. Changes of Surface Electromyography RMS, IMNF, and RPE during Muscle Fatigue

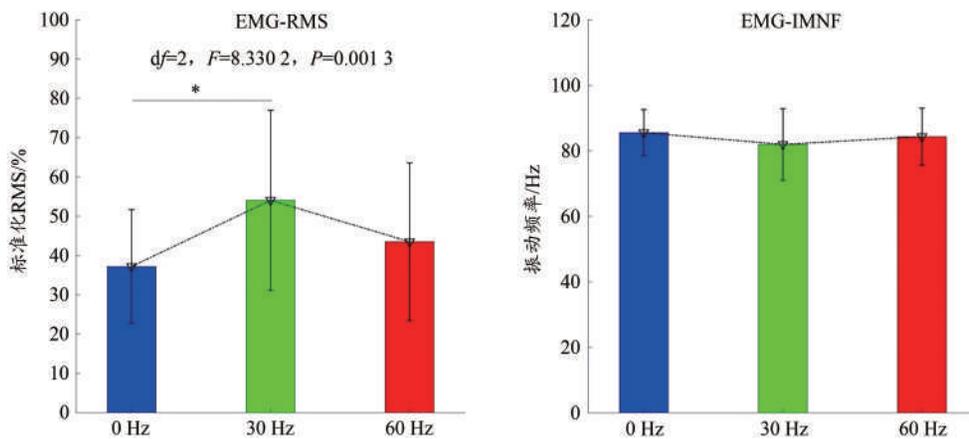


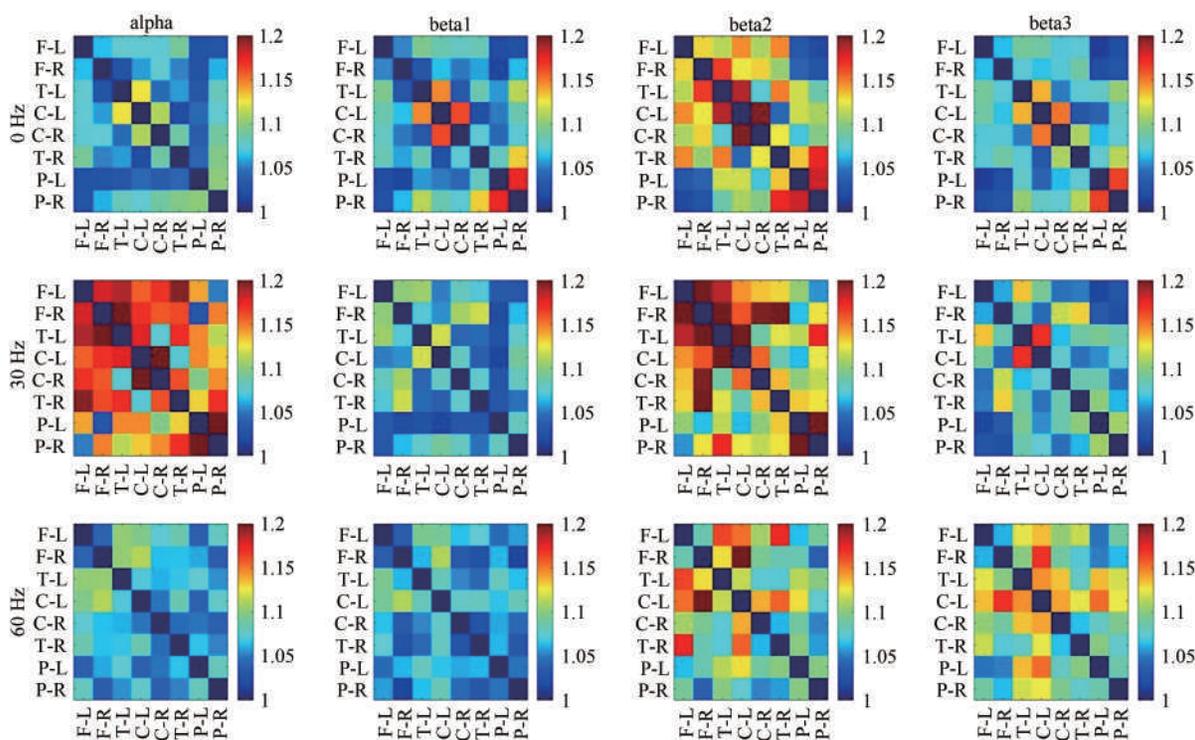
图 10 3 种振动刺激条件下肌肉疲劳过程中屈指肌肌电 RMS 与 IMNF 特征

Figure 10. RMS and IMNF Characteristics of Flexor Digitorum during Muscle Fatigue under Three Vibration Conditions

2.4 区域间大脑功能连接

3种频率局部振动刺激后,左、右侧大脑半球8个不同

脑区的 α 、 β_1 、 β_2 和 β_3 波段构建的PLI邻接矩阵(8 \times 8)如图11所示。



注:F-L表示左侧前额区,F-R表示右侧前额区,C-L表示左侧中央区,C-R表示右侧中央区,P-L表示左侧顶区,P-R表示右侧顶区,T-L表示左侧颞区,T-R表示右侧颞区;红色代表区域间功能连接强度高,蓝色代表功能连接强度低。

图11 不同局部频率振动后即刻静息态下左右两侧大脑半球8区域各波段平均PLI的邻接矩阵

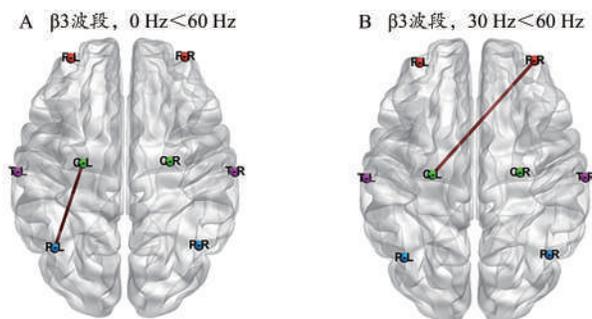
Figure 11. Adjacent Matrix of Mean PLI from Eight Brain Regions in Each Band of EEG at Rest Immediately after Vibration under Different Local Frequencies

图12是不同频率振动刺激引起具有统计学差异的区域间脑网络功能连接图。如图12A所示,3种振动刺激对运动对侧大脑半球中央区与顶区之间 β_3 波段的区域间功能连接有显著性影响(0 Hz vs. 30 Hz vs. 60 Hz: 1.039 ± 0.093 vs. 1.054 ± 0.086 vs. 1.153 ± 0.172 ; $F=3.586$, $P=0.040$),采用Bonferroni进行两组之间的多重比较校正后发现,60 Hz振动 $>$ 0 Hz振动($P<0.05$;图12A)。另外,不同频率局部振动后,运动对侧大脑半球中央区与同侧前额区在 β_3 波段的功能连接也存在显著性差异(0 Hz vs. 30 Hz vs. 60 Hz: 1.065 ± 0.116 vs. 1.044 ± 0.098 vs. 1.168 ± 0.169 ; $F=3.628$, $P=0.038$),经Bonferroni多重比较校正后发现,60 Hz振动 $>$ 30 Hz振动($P<0.05$;图12B)。从图13也可以看出,60 Hz局部振动刺激后,运动对侧大脑半球中央区与顶区之间以及运动对侧大脑半球中央区与运动同侧前额区之间在 β_3 波段的区域间功能连接更强。

2.5 区域内大脑功能连接

图14是3种频率局部振动刺激后,各波段脑电在8个脑区的区域内功能连接值比较。数据显示,运动对侧大脑半球中央区的 α 波段存在显著性的区域内功能连接差异(0 Hz vs. 30 Hz vs. 60 Hz: 0.902 ± 0.334 vs. 1.220 ± 0.463

vs. 0.954 ± 0.231 ; $F=3.581$, $P=0.040$),多重比较后发现,30 Hz振动 $>$ 0 Hz振动($P<0.05$)。另外,在运动对侧顶区的 α 波段区域内功能连接也存在差异性显著(0 Hz vs. 30 Hz vs. 60 Hz: 0.668 ± 0.207 vs. 0.949 ± 0.333 vs. 0.848 ± 0.405 ; $F=3.667$, $P=0.037$),多重比较后发现,30 Hz振动 $>$ 0 Hz振动($P<0.05$)。可见,30 Hz振动刺激引起运动对侧大脑半球中央区和顶区内 α 波段的区域内功能连接增强。



注:红色连线表示差异性显著的连接, $P<0.05$ 。

图12 局部振动刺激后具有统计学差异的区域间脑功能连接
Figure 12. Between-regions Function Connectivity with Significant Difference after Local Vibration

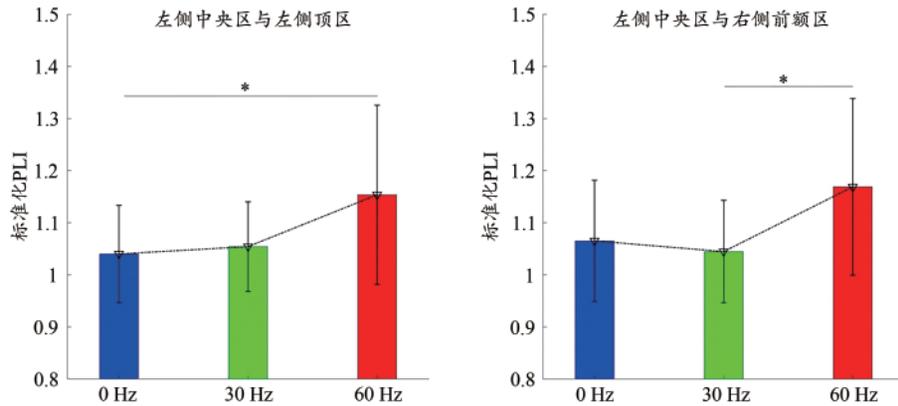


图 13 局部振动刺激后运动对侧大脑半球的中央区与顶区、运动对侧大脑半球中央区与运动同侧前额区在 β_3 波段区域间功能连接
Figure 13. Between-regions Function Connectivity between Central and Parietal Regions in Contralateral Hemisphere and between Central Regions in Contralateral Hemisphere and Frontal Regions Ipsilateral Hemisphere in β_3 Band

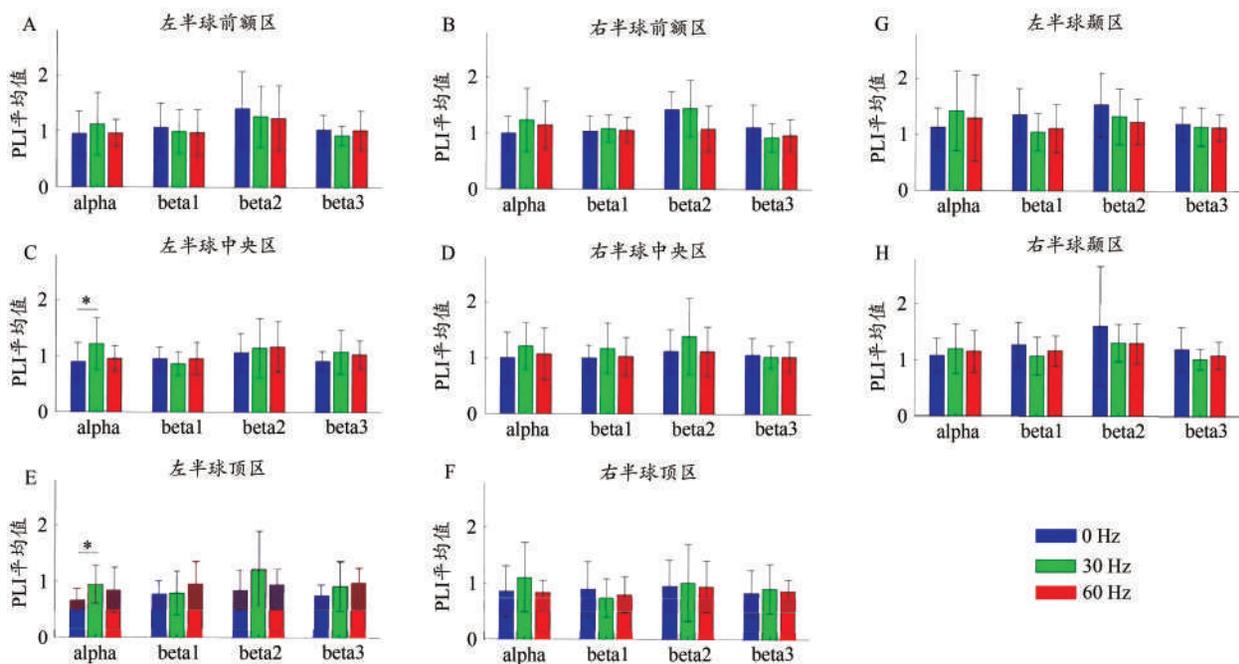


图 14 局部振动刺激后各波段脑电在 8 个脑区区域内的功能连接
Figure 14. Eight Within-regions Functional Connectivity in Each EEG Rhythm Bands after Local Vibration

3 分析与讨论

3.1 肌肉疲劳时间与握力样本熵

从肌肉疲劳时间结果来看, 30、60 Hz 局部振动刺激后受试者的疲劳时间较对照组(0 Hz)均有所延长, 且 60 Hz 组比 30 Hz 组的运动时间更长。提示, 30 Hz 和 60 Hz 局部振动均达到预防肌肉疲劳的效果, 但 60 Hz 效果更好。这一结果与前人研究结果一致。Otadi 等(2019)在最近的一项研究中发现, 局部振动刺激股四头肌后, 其最大伸膝肌力显著高于对照组, 且以次最大静态负荷收缩至力竭时间显著长于对照组。我们推测, 振动刺激后运动疲劳时间的延长可能与局部肌肉组织血氧变化有关。尽管本研究没有测量肌肉组织血氧含量变化, 刘强等(2012)使用振动按摩带对受试者肱二头肌进行局部振动后发现, 局部振动刺激后肱二头肌组织的总血红蛋白和氧合血红蛋

白会立即显著提升, 振动停止后这种效应可持续 15 min。Sañudo 等(2016)在受试者完成蹬踏功率自行车的力竭运动后, 对其小腿实施 6 min 的局部振动刺激, 结果发现, 振动刺激组受试者小腿肌肉的血流量显著提升, 并在第 2 次运动测试中表现出更长的力竭运动时间。由此可见, 局部振动刺激后肌肉做功能力增强, 可能与振动刺激引起肌肉组织血流动力学变化有关。

熵算法是对数据信息进行量化的手段之一, 它可以更准确地评估人体生物时间序列信号的变异性, 其熵值越大, 说明变异程度越大(Richman et al., 2000)。本研究采用样本熵指标来量化握力时间序列信号发生变异的程度。从肌肉疲劳过程中握力样本熵的结果来看, 60 Hz 局部振动刺激后, 受试者在执行低负荷静态收缩过程中的握力样本熵显著低于 30 Hz 组和 0 Hz 组, 而 30 Hz 组并未

表现出比对照组(0 Hz)更低的握力样本熵。提示,60 Hz局部振动刺激后握力输出的稳定性更好。我们推测这可能与不同振动频率引起机体本体感受器的刺激响应不同有关(Wakeling et al., 2001),其具体机制将在机电变化特征中进一步阐述。另外,在本研究中我们发现了一个有趣现象,即肌肉疲劳过程中握力越稳定,肌肉收缩至疲劳的时间越长,目前较少有学者通过数据证明机体疲劳过程中力量输出的这个特点。

3.2 肌肉疲劳过程中机电特征

从肌肉疲劳过程中机电的变化趋势可以看出,随着肌肉疲劳的发生,所有受试者屈指肌表面机电的时域指标RMS均表现为升高,而频域指标IMNF均表现为下降,这与以往研究结果(郭峰,2014;李世明等,2016;张肃等,2014)一致。研究者认为,这种现象主要与肌肉疲劳时运动神经元募集方式改变以及肌肉疲劳时局部代谢产物堆积引起的电传导率变化有关(郭峰,2014;张肃等,2014)。

另外,本研究发现,不同频率振动刺激对受试者在疲劳运动过程中肌肉的激活程度有差异。受试者接受30 Hz局部振动刺激后,其前臂屈指肌群肌电信号RMS较对照组提高,表明以该频率局部振动刺激后,被刺激的肌群在低负荷静态收缩过程中的激活程度提高,而60 Hz组与对照组无统计学差异。提示,30 Hz局部振动刺激后,机体在运动时募集了该肌肉中更多的肌纤维参与工作,进而使受试者运动疲劳时间长于对照组。本研究结果与Pamukoff等(2014)的研究结果相近,他们对健康受试者下肢股四头肌肌腱实施局部振动刺激(30和60 Hz),并观察对机电活动的影响,结果表明,30 Hz振动刺激引起的机电幅值高于60 Hz,他们推测,这可能主要与这两个频率所引起的皮层脊髓兴奋性不同有关。张园园等(2013)研究表明,30~50 Hz局部振动有利于激活小腿肌肉,使其产生更高的机电活动水平。最近,Cho等(2020)研究发现,30~100 Hz的局部振动刺激后可以提高受试者足底屈肌群的机电活动。另外,Alam等(2020)发现,23 Hz和35 Hz局部振动刺激后均能有效提高受试者前臂屈指肌在50%MVC力竭测试过程中的机电幅值水平,但35 Hz振动刺激的效果更好。可见,以往的研究表明,振动刺激会使被刺激肌肉在收缩时的机电活动水平提高。振动刺激后,肌肉收缩时机电活动水平提升的机制可能与该振动刺激引起肌肉内肌梭活动变化有关。振动刺激通过兴奋肌肉内的肌梭后,使Ia类传入神经纤维兴奋性增强,这会提高 α 运动神经元的兴奋性(Cardinale et al., 2003; Lapole et al., 2010),进而使机体募集更多的肌纤维参与收缩活动,表现为更高的机电活动水平。在较早的研究中也有类似的发现,Roll等(1989)发现,振动频率在0~120 Hz时,引起Ia类传入神经纤维兴奋,且神经冲动的频率与振动频率成正比;Burke等(1980)研究发现,Ia类传入神经

纤维对局部振动刺激的反应与肌肉的状态有关,当肌肉处于被动拉伸或主动等长收缩时,Ia类传入纤维对局部振动刺激的反应更强。实际上,有研究表明,随着振动频率的增加,能被传输到人体的振动频率成分会减少(Wakeling et al., 2001),而肌梭受到的传入刺激成分减少会使其对 α 运动神经元的兴奋刺激减少,在一定程度上减弱 α 运动神经元的活动,从而使机电活动水平变低,这可能时人体在接受60 Hz局部振动时引起的肌肉激活程度并不是最高的原因。另外,本研究中,与60 Hz振动刺激相比,30 Hz振动刺激引起的握力样本熵也较高,其握力不稳可能与肌肉高程度激活有关,但是从目前的研究来看,其生理机制还尚不清楚。因此,本研究认为,30 Hz局部振动刺激更有利于激活前臂屈指肌,可能与局部振动刺激的频率特征有关。

3.3 脑网络功能连接机制

从既往研究来看,对肢体肌肉或肌腱进行局部振动刺激后,会引起大脑皮质产生反应,如产生本体感觉错觉以及促进大脑皮质激活。Goodwin等(1972)认为,大脑中枢可能将局部振动产生成的传入神经活动当作肌肉中肌梭被牵拉的兴奋性活动,进而改变了肌肉输出力。Naito等(2001)发现,局部振动刺激激活的皮质区与该肌肉主动收缩时激活的皮质区相同。另外,Romaiguère等(2003)使用fMRI技术也得出了类似的结论。近年来,研究者在使用脑电技术探究局部振动刺激产生效应的中枢机制中也得到了一些有趣的结果。Zinke等(2019)对青年女子足球运动员的跟腱实施局部振动刺激后进行脑功能测试,结果发现受试者在执行运动任务期间,其大脑运动皮质区的低频 α 和低频 β 波段功率降低。Li等(2019)的研究表明,对健康成年人上肢肌肉实施局部振动(频率75 Hz,幅值1.2 mm,时间3 min)刺激后,大脑运动皮质区的C3、C4电极点脑电 α 波段和 β 波段的功率发生显著变化。同时,他们的研究还表明,对上肢肌肉的局部振动刺激可激活静息态双侧初级躯体感觉皮质以及加强两侧中央皮质区之间的脑功能连接。这些研究表明,对肌肉实施局部振动刺激不仅改变了大脑运动皮质区的神经振荡,还可能改变了脑网络功能连接。

本研究中,对受试者前臂屈指肌实施局部振动干预后,在其执行疲劳运动任务过程中握力稳定性以及肌肉疲劳时间发生的改变,也可能与脑网络功能连接有关。我们在前期研究中发现,受试者前臂屈指肌在执行运动疲劳任务的后期,其大脑运动皮质区的激活面积显著增大(Guo et al., 2014, 2020),表明机体疲劳时大脑需要激活更多的运动皮质区神经元参与工作,进而补偿由于疲劳引起的肌力下降。Jiang等(2012)利用fMRI技术研究发现,健康受试者右侧上肢肌肉在发生疲劳时,其对侧初级运动皮质区与运动控制相关的其他皮质区(前运动皮质

区、辅助运动皮质区和初级感觉皮质区)以及前额区之间的功能连接显著增强。该研究认为,运动皮质区与其他相关皮质区之间的连接增强补偿了由于疲劳引起的肌力下降,进而使运动时间延长。从这些学者的研究来看,随着肌肉疲劳的发生,参与肌肉控制的大脑皮质区会进一步扩大。因为在肌肉疲劳过程中,原本控制肢体运动的局部皮质区可能不能产生足够的运动指令继续维持运动,大脑会调动其他皮质区神经元以驱动更多的运动神经元维持运动。结合本研究的结果来看,60 Hz局部振动后大脑顶区与中央区在 β 3波段的区域间功能连接增强。我们推测,在对前臂屈指肌实施局部振动后,再去执行握力任务时,大脑运动皮质区可能获得了来自感觉皮质区的信息,进而增强了神经肌肉控制的过程。此外,本研究还发现,30 Hz局部振动刺激后,对侧大脑半球中央皮质区和顶叶皮质区的内部功能连接在 α 波段进一步增强。大脑中央皮质区覆盖人体的运动皮质区,顶叶皮质区覆盖人体的躯体感觉区(Guo et al., 2014),人类顶叶皮质在感觉与运动转换中起到重要作用(Hadjidimitrakis et al., 2019),因此,在本研究中,在对前臂屈指肌群实施30 Hz振动刺激后,使与运动控制相关的皮质区内部通讯联系加强,从而提高了机体在疲劳运动任务中的运动表现。值得注意的是,60 Hz局部振动后,对侧大脑半球运动皮质与顶叶皮质之间的高频 β 波段功能连接更强,同时,对侧大脑半球运动皮质与同侧的额叶皮质之间的高频 β 波段功能连接也增强。我们在前期的研究中发现,前额区皮质在运动调控中起到关键的作用,尤其在肌肉疲劳时,其激活显著增强(郭峰,2014)。因此,在本研究中,这些脑区之间功能连接增强,可能使机体运动疲劳时间变长和力量输出更稳定。

在本研究中,脑网络功能连接的统计学差异基本都发生在大脑躯体感觉区和运动皮质区,这些皮质区间功能连接的变化可能进一步影响了大脑与肌肉之间的功能连接,但大脑不同区域之间以及区域内的功能连接变化又如何影响大脑对肌肉的控制尚不清楚,需要更精细的实验设计进行探究。

4 结论

在运动前对肌肉实施60或30 Hz局部振动刺激,可以有效预防低负荷静态收缩诱发的运动性肌肉疲劳,但效果存在差异,其原因可能与不同振动频率引起的运动神经元募集和大脑运动皮质区与感觉皮质区的脑网络功能连接不同有关。

参考文献:

郭峰,2014. 指屈肌次最大随意等长收缩诱发疲劳过程中中枢神经电生理学机制研究[D]. 吉林:吉林大学。
郭峰,王健壮,张宁,2018. 我国优秀速度攀岩运动员专项攀爬过程

的能量代谢和上下肢肌肉表面肌电分析[J]. 沈阳体育学院学报, 37(6):92-97,103.

靳静娜,王欣,林雨,等,2018. rTMS联合运动训练对静息态脑网络影响的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 37(3):290-296.

刘强,杨雯雯,许明容,等,2012. 局部振动刺激对肱二头肌血红蛋白的影响[J]. 医用生物力学, 27(3):324-328.

李世明,许全盛,翟佳丽,等,2016. 基于sEMG时频分析的递增负荷诱导肌肉周期动态疲劳估计[J]. 中国体育科技, 52(3):48-55.

张肃,郭峰,王念辉,2014. 等动屈伸运动诱发下肢膝关节肌肉疲劳过程中表面肌电信号的特征分析[J]. 吉林大学学报(医学版), 40(6):1241-1246.

张园园,潘化平,许光旭,等,2013. 不同振动条件下的正常人体下肢肌肉表面肌电分析[J]. 中国康复医学杂志, 28(12):1093-1096, 1145.

ALAM M M, KHAN A A, FAROOQ M, 2020. Effects of vibration therapy on neuromuscular efficiency & features of the EMG signal based on endurance test[J]. J Bodyw Mov Ther, 24(4):325-335.

BIGLAND-RITCHIE B, WOODS J J, 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue [J]. Muscle Nerve, 7(9):691-699.

BURKE D, KE H, BG W, 1980. Muscle spindle activity induced by vibration in man: Implications for the tonic stretch reflex [J]. Prog Clin Neurophysiol, 8:243-253.

CARDINALE M, LIM J, 2003. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies [J]. J Strength Cond Res, 17(3):621-624.

CHO M, YOON D, YOO J, et al., 2020. The immediate effects of local vibration on ankle plantar flexor muscle activation and peak torque in healthy adults [J]. J Strength Cond Res, 9(2):113-119.

COCHRANE D J, 2016. Does muscular force of the upper body increase following acute, direct vibration? [J]. Int J Sports Med, 37(7):547-551.

COCHRANE D J, HAWKE E J, 2007. Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers [J]. J Strength Cond Res, 21(2):527-531.

COHEN M X, 2019. A better way to define and describe Morlet wavelets for time-frequency analysis [J]. Neuro Image, 199:81-86.

COSTA M, GOLDBERGER A L, PENG C K, 2002. Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series [J]. Phys Rev Lett, 89(6):068102.

DOS REIS F A, DA SILVA B A, LARAIA E M, et al., 2014. Effects of pre-or post-exercise low-level laser therapy (830 nm) on skeletal muscle fatigue and biochemical markers of recovery in humans: Double-blind placebo-controlled trial [J]. Photomed Laser Surg, 32(2):106-112.

GOODWIN G M, MCCLOSKEY D I, MATTHEWS P B, 1972. Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: Contribution by muscle spindles to perception? [J]. Science, 175(4028):1382-1384.

GUO F, SUN Y J, ZHANG R H, 2017. Perceived exertion during muscle fatigue as reflected in movement-related cortical potentials: An event-related potential study [J]. Neuroreport, 28(3):115-122.

GUO F, WANG J Y, SUN Y J, et al., 2014. Movement-related cortical potentials during muscle fatigue induced by upper limb submaximal isometric contractions [J]. Neuroreport, 25(14):1136-1143.

- GUO F, ZHANG T, HANSON N J, et al., 2020. Brain source imaging based on movement-related cortical potentials induced by fatigue during self-paced handgrip contractions[J]. *Neuroreport*, 31(4): 300-304.
- HADJIDIMITRAKIS K, BAKOLA S, WONG Y T, et al., 2019. Mixed spatial and movement representations in the primate posterior parietal cortex[J]. *Front Neural Circuits*, 13:1-15.
- HUANG N E, SHEN Z, LONG S R, et al., 1998. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis[J]. *P Roy Soc Aemath Phys*, 454(1971):903-995.
- JIANG Z, WANG X F, KISIEL-SAJEWICZ K, et al., 2012. Strengthened functional connectivity in the brain during muscle fatigue[J]. *Neuro Image*, 60(1):728-737.
- KAVANAGH J J, MORRISON S, BARRETT R S, 2006. Lumbar and cervical erector spinae fatigue elicit compensatory postural responses to assist in maintaining head stability during walking[J]. *J Appl Physiol*, 101(4):1118-1126.
- KIM J Y, KANG D H, LEE J H, et al., 2017. The effects of pre-exercise vibration stimulation on the exercise-induced muscle damage[J]. *J Phys Ther Sci*, 29(1): 119-122.
- KOESSLER L, MAILLARD L, BENHADID A, et al., 2009. Automated cortical projection of EEG sensors: Anatomical correlation via the international 10-10 system[J]. *NeuroImage*, 46(1):64-72.
- LAPOLE T, PÉROT C, 2010. Effects of repeated achilles tendon vibration on triceps surae force production[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(4): 648-654.
- LI W, LI C, XU Q, et al., 2019. Effects of focal vibration over upper limb muscles on the activation of sensorimotor cortex network: An EEG study[J]. *J Healthc Eng*, 2019: 9167028.
- NAITO E, EHRSSON H H, 2001. Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas[J]. *Neuroreport*, 12(17):3805-3809.
- OTADI K, GHASEMI M, JALAIE S, et al., 2019. A prophylactic effect of local vibration on quadriceps muscle fatigue in non-athletic males: A randomized controlled trial study[J]. *J Phys Ther Sci*, 31(3):223-226.
- PAMUKOFF D N, PIETROSIMONE B, LEWEK M D, et al., 2016. Whole-body and local muscle vibration immediately improve quadriceps function in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(7):1121-1129.
- PAMUKOFF D N, RYAN E D, BLACKBURN J T, 2014. The acute effects of local muscle vibration frequency on peak torque, rate of torque development, and EMG activity[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 24(6):888-894.
- PELTIER S J, LACONTE S M, NIYAZOV D M, et al., 2005. Reductions in interhemispheric motor cortex functional connectivity after muscle fatigue[J]. *Brain Res*, 1057(1-2):10-16.
- PINSAULT N, VUILLERME N, 2008. Differential postural effects of plantar-flexor muscle fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions[J]. *Exp Brain Res*, 191(1): 99-107.
- RICHMAN J S, MOORMAN J R, 2000. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy[J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 278(6):2039-2049.
- ROLL J P, VEDEL J P, 1982. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography[J]. *Exp Brain Res*, 47(2):177-190.
- ROLL J P, VEDEL J P, RIBOT E, 1989. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: A microneurographic study[J]. *Exp Brain Res*, 76(1):213-222.
- ROMAIGUÈRE P, ANTON J L, ROTH M, et al., 2003. Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia[J]. *Brain Res Cogn Brain Res*, 16(1):74-82.
- SAÑUDO B, CÉSAR-CASTILLO M, TEJERO S, et al., 2016. Effects of vibration on leg blood flow after intense exercise and its influence on subsequent exercise performance[J]. *J Strength Cond Res*, 30(4):1111-1117.
- SOURON R, BESSON T, MILLET G Y, et al., 2017. Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training[J]. *Eur J Appl Physiol*, 117(10):1939-1964.
- USHIYAMA J, KATSU M, MASAKADO Y, et al., 2011. Muscle fatigue-induced enhancement of corticomuscular coherence following sustained submaximal isometric contraction of the tibialis anterior muscle[J]. *J Appl Physiol*, 110(5):1233-1240.
- WAKELING J M, NIGG B M, 2001. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity[J]. *J Appl Physiol*, 90(2): 412-420.
- WU J, ZHANG J, DING X, et al., 2013. The effects of music on brain functional networks: A network analysis[J]. *Neuroscience*, 250:49-59.
- YOSHITAKE Y, SHINOHARA M, KOUZAKI M, et al., 2004. Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration[J]. *J Appl Physiol*, 97(6): 2090-2097.
- ZINKE F, GEBEL A, GRANACHER U, et al., 2019. Acute effects of short-term local tendon vibration on plantar flexor torque, muscle contractile properties, neuromuscular and brain activity in young athletes[J]. *J Sports Sci Med*, 18(2):327-336.

(下转第87页)