

慢性非特异性下背痛患者腰椎稳定肌 sEMG 评价的研究进展

李霞 王健

慢性非特异性下背痛 (chronic nonspecific low back pain, CNLBP) 是临床常见病之一,以腰骶臀部的疼痛或不适为代表的症状综合征,疼痛持续时间超过 3 个月。CNLBP 引起疼痛的病因不明^[1],发病率高,严重影响患者的日常生活和工作。CNLBP 常伴随腰部肌肉的耐力下降^[2]。肌肉疲劳引起腰部神经肌肉功能下降,腰椎节段失稳,稳定性降低,椎间关节、椎间盘及周围韧带的损伤,引起腰痛;腰痛又可以制约腰部活动范围,为维持腰椎稳定,腰椎稳定肌长期代偿,引起肌肉损伤、功能下降,形成恶性循环^[3-4]。腰椎稳定性是由腰椎椎体、腰椎稳定肌和中枢运动控制共同决定的^[5]。CNLBP 腰椎稳定性破坏与腰椎稳定肌的功能下降有关。腰椎稳定肌主要指具有维持腰椎稳定性的肌群,包括位于躯干表层的整体稳定肌如腹直肌、腹外斜肌和位于腰部深层维系腰椎节段稳定的局部稳定肌,如多裂肌、腹横肌。腰椎稳定肌的功能评定对 CNLBP 的辅助诊断及疗效评价具有很重要的临床意义。表面肌电图 (surface electromyography, sEMG),是用表面电极采集肌肉活动产生的生物电信号^[6]。它不刺入皮肤即可获得肌电信号,为临床提供了一种安全、简便、无创、无痛的评价椎旁肌功能状态的方法。可用于观察肌肉收缩时的生理变化,评定肌力及肌肉功能,方便患者和研究人员在实验室或临床试验中研究腰背部肌肉功能^[7]。sEMG 已成为评价腰肌功能活动的一种常用方法。本文就目前国内外对 CNLBP 腰椎稳定肌 sEMG 评价研究进展作一综述。

sEMG 评价指标体系

sEMG 信号形成于众多运动单位的生物电活动在时间和空间上的总和,主要是浅层肌肉的肌电信号和神经干上电活动的综合效应^[6]。表面肌电信号分析可分为线性分析和非线性分析。

sEMG 线性分析常用的分析指标有时域分析和频域分析。时域分析是将肌电信号看做时间的函数,用来刻画时间序列信号的振幅特征,主要包括积分肌电值 (integrated electromyogram, IEMG)、平均肌电值 (average electromyogram, AEMG)、均方根值 (root mean square, RMS) 等,反映肌电信号的强度及运动单位激活的数量,可间接推断肌肉力量的大小;频域分析是对 sEMG 信号进行快速傅立叶变换 (fast Fourier transform, FFT),获得 sEMG 信号的频谱或功率谱,反映 sEMG 信号在不同频率分量的变化,

主要包括平均功率频率 (mean power frequency, MPF) 和中位频率 (median frequency, MF),与肌肉的疲劳程度有关,常被用于评估肌肉疲劳^[8]。

非线性动力学方法探讨肌肉疲劳,是近年来 sEMG 信号研究的新趋势。sEMG 信号具有平稳性和混沌信号的特征,通过对信号复杂度 [complexity, $C(n)$]、熵和关联维数、分形等参数的计算,初步获得肌肉在不同活动水平时的肌电非线性变化规律,为肌肉功能评价提供了新的 sEMG 信号的量化方法^[9]。

CNLBP 患者腰椎稳定肌收缩能力评价

腰椎稳定肌耐力评定可以定量测试肌肉疲劳度,可作为慢性腰痛发生、发展和疗效评估的重要指标,评价方式可分为静态和动态负荷耐力试验两大类。

一、静态负荷耐力试验

等长运动负荷试验 (Biering-Sorensen testing, BST) 是评价腰部肌肉功能的常用简易运动负荷方式。要求受试者俯卧在测试桌或罗马椅上做背部伸展运动^[10-11]。记录受试者上半身保持水平伸直的时间,同时进行 sEMG 测试。相比健康受试者, CNLBP 患者维持时间较短, MF 下降率更低, MPF 和 RMS 降低,提示 CNLBP 患者腰部肌肉耐力下降。BST 试验易受受试者的动机和主观努力程度的影响^[12]。许多研究对 BST 试验进行了改良。Da 等^[13]等通过改良的 BST 疲劳试验,限制等长收缩的时间,在罗马椅上保持躯干无支持水平位 1 min,比较年轻和老年 CNLBP 患者和健康人多裂肌疲劳的差异,结果显示, MF 与时间序列负相关,无论年轻还是老年 CNLBP 患者, MF 下降率更低,均比健康受试者表现出更为明显的肌肉疲劳。

应用 sEMG 研究 CNLBP 患者的肌肉疲劳,不同负荷引起的肌电信号存在差异,不同参数的有效性不同。Larivière 等^[14]研究静态负荷耐力实验中 sEMG 评估椎旁肌耐力的有效性。分别评价 10%, 20%, 40%, 60%, 80% 最大随意收缩 (maximal voluntary isometric contraction, MVC) 时的 RMS 值,研究显示接近中线的肌肉比外侧的肌肉更可靠,在中低负荷比高水平负荷更具活性, 60% MVC 时测试条件良好可靠。Miura^[15]等研究表明, CNLBP 患者在不同力量水平静态负荷耐力实验中,以中等负荷时多裂肌 MPF 的变化最为显著。因此,采用中等负荷静态耐力试验评价多裂肌的 MPF,是区分 CNLBP 患者的有效指标。

Sung 等^[16]采用 BST 试验研究了 CNLBP 患者竖脊肌的疲劳性,通过分析肌电信号时间序列的 MF、MF 斜率和熵,得出熵测试竖脊肌肌肉疲劳的信度更高,即 CNLBP 患者比健康受试者熵明显降低。其他相关研究也发现,功能障碍与低熵相关^[17]。

长时间保持固定姿势,如抬举重物、躯干屈曲,常是导致工人腰痛的危险因素。有研究提出,手持 10% 体重的盒子站立 1 min,运动强度是亚极量负荷,没有脊柱结构的负荷超载和引

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2017.07.018

基金项目:浙江省教育厅 2015 年度高校国内访问学者专业发展项目;2015 年浙江省医药卫生一般研究计划 B 类 (2015KYB280);国家中医药管理局重点学科建设经费资助项目 (2012-32);浙江中医药大学 2016 年度校级科研重点项目 (2017ZZ07)

作者单位:310053 杭州,浙江中医药大学第三临床医学院 (李霞);浙江大学体育科学与技术研究所 (王健)

通信作者:王健, Email: pclabeeg@zju.edu.cn

起疼痛的风险^[18]。Embaby 等^[19]的研究发现,有限区域(80 cm×80 cm)站立 30 min,双侧腹直肌、竖脊肌、腹外斜肌和臀中肌会出现肌肉疲劳,收集站立位最初和最后 5 min 的 MF 数据进行频谱分析,上述 4 组肌肉在同侧和两侧的 MF 有显著的相关性,该结果提示,CNLBP 比健康者更易诱发躯干和臀中肌疲劳。以上结果表明,sEMG 可用于评估职业风险,预防 CNLBP 的发生。

许多因素可能影响表面肌电信号测量和信号的质量,主要包括标准化肌电测试方案的缺乏,电极的类型,大小和位置,电极间的距离,皮肤温度,肌纤维的构成和血流,脂肪层的厚度等^[20]。阵列式表面肌电解决了传统表面肌电在电极位置等方面的一些缺陷,基于不同特征值的肌电图像可以反映不同肌肉的活动水平和功能状态,为肌肉疲劳的功能评价提供了一种新的手段。Abboud 等^[21]采用阵列式表面肌电(选用改良的 BST 疲劳试验,负荷强度为 30% MVC,直至力竭)比较了 CNLBP 患者与健康受试者在持续等长肌肉收缩时躯干神经肌肉的适应性,结果发现,健康受试者的耐受时间明显长于 CNLBP 患者,且随着肌肉疲劳的发展,肌肉募集运动变异也随之增加,而 CNLBP 患者的运动变异明显少于健康受试者。肌肉疲劳可导致运动变异增加,CNLBP 患者在肌肉疲劳时会寻求新的运动解决方案,改变运动策略和肌肉募集方式,延缓肌肉疲劳。运动变异在控制脊柱运动和稳定中起着重要的作用^[22]。采用阵列式表面肌电记录肌肉激活的地形表征^[23],可使识别不同的神经肌肉模式成为可能。

二、动态负荷耐力试验

等惯性力背伸耐力试验(isoinertial back extension endurance testing, IBEET)是常见的动态负荷试验。要求受试者坐在测试椅上,进行躯干的屈伸运动,同时利用 sEMG 进行肌肉功能评价。该动态运动模式可以对臀部肌肉活动加以限制,避免等长运动负荷试验中竖脊肌和臀肌的负荷共享效应,更接近日常生活活动^[24]。王健等^[25]的研究发现,CNLBP 患者的 C(n)均值明显低于正常人,而确定性线段百分比(determinism %, %DET)的均值明显高于正常人。还有研究提出,CNLBP 患者表现为“低频、不复杂和有序”的信号特征,表明肌肉疲劳过程中肌电信号的活动更趋简单和有序,这与非疲劳状态下相对复杂和无序的活动有明显区别^[24]。

重复的任务被认为是 CNLBP 诱发、维持和复发的重要危险因素^[26]。Saeed 等^[27]的动态疲劳试验(受试者站立位,重复做 50% MVC 躯干屈伸活动,直至力竭)研究发现,结果发现,健康受试者和 CNLBP 患者疲劳时都会出现 MF 下降,这和以往的研究一致^[21]。目前,动态负荷条件下,评价椎旁肌肉疲劳的可靠的方法和肌电参数还有待进一步的研究。Falla^[28]运用阵列式表面肌电记录了 CNLBP 患者和健康受试者在进行重复举重任务时竖脊肌肌电信号,结果显示,健康受试者的 RMS 在竖脊肌的尾部逐步增加,出现不同区域活动的再分配;CNLBP 患者肌电振幅整体增加,肌肉活动的分布保持不变,导致长时间激活同一肌纤维过载,改变了竖脊肌活动对运动的正常适应。本课题组认为,肌肉疲劳时出现的肌肉活动的再分配,可帮助研究者重新审视背部肌肉疲劳相关的肌肉募集变化^[21,28]。

CNLBP 患者腰椎稳定肌中枢运动控制能力评价

突发姿势干扰包括来自动作执行者自发的随意运动的内

部姿势干扰和来自周围环境的外部姿势干扰两种基本类型,这是摔倒、失衡等动作行为发生的主要力学原因^[32]。

一、内部姿势干扰试验

快速举臂试验要求受试者站立位,以肩关节为轴,快速完成矢状面手臂上举动作。Sadeghi 等^[29]采用 sEMG 来评估 CNLBP 患者的预先姿势调整(anticipatory postural adjustments, APAs),结果显示,CNLBP 患者腹外斜肌和双侧的腹横肌、腹内斜肌的激活时间较正常受试者显著延迟,而腓肠肌内侧头则更早被激活。本课题组认为,CNLBP 患者表现出与健康人不同的肌肉反应模式,可能是大脑皮质重组的结果。

内部姿势干扰试验还可应用于腿部以及其它部位的随意运动。CNLBP 患者常会出现运动控制障碍,其中以屈曲相关的运动控制障碍在临床中最为常见。Van 等^[30]采用 sEMG 监测了存在屈曲运动控制障碍的 CNLBP 患者的躯干肌运动控制模式,结果发现,站立位伸髋运动时,CNLBP 患者的多裂肌/髂腰肌较健康受试者比值更高,该结果提示,CNLBP 患者需要激活更多的深层稳定肌群以维持肢体的平衡。运动控制障碍常常与低效的深层稳定肌群相关。应用 sEMG 监测运动控制试验中躯干肌肉募集模式的变化,可以区分 CNLBP 患者和健康受试者。运动控制障碍的金标准仍然缺乏,还需进一步研究腰椎稳定肌控制障碍的规范化测试方案及 sEMG 评价指标,辅助诊断和客观评估 CNLBP,预防和减少腰痛的发生。

二、外部姿势干扰试验

研究外部姿势干扰的主要方法有加载(卸载)、移动平台、上肢加载或卸载试验 3 种^[31]。①加载(卸载):加载扰动涉及推或拉,施加在上背部、胸部或骨盆;卸载扰动通过绳索施加一个力到受试者的胸部、上背部或骨盆,负荷暂停或绳索突然释放。②移动平台:受试者坐或站在一个平台上,平台移动或倾斜。③上肢加载或卸载试验:受试者站立位,手持一个空的容器,接住掉落下来的重物;受试者的手臂连接到一个带有负载的绳索上,另一端突然下降;受试者持有一个放重物的盒子,盒子突然被一个绳索向上拉;受试者握住一个附着载荷的气球,突然卸载气球负荷。

上肢加载或卸载试验,需要有很大的前负荷,对腰痛患者不合适,而站立位测试,受试者也难以保持膝关节稳定。研究认为,在坐位或者站立位,受试者的骨盆固定,应用移动/倾斜平台将干扰直接作用于躯干或骨盆是唯一合适的方法^[31]。Freddolini 等^[32]比较了健康受试者与 CNLBP 患者的躯干肌肉活动和动力学,2 组取坐位,在平台向后倾斜 20°时保持平衡,然后释放,和健康受试者比较,CNLBP 患者躯干肌肉的收缩持续时间和共同收缩时间明显延长,肌肉的反应时间显著降低。该结果提示,CNLBP 患者在不稳定的坐位下,通过改变肌肉的募集策略保持平衡,即肌肉募集策略的变化可能是 CNLBP 的原因或 CNLBP 保护脊柱的结果。本课题组认为,sEMG 的变化可能是背部疼痛的原因,而不是对疼痛的反应,虽然肌肉反应的变化不同,CNLBP 患者进行平衡任务时和健康受试者一样,具有相似的动力学曲线,并且执行任务的能力没有损害。因此,本课题组建议 CNLBP 患者应进行主动运动而不是避免运动。目前,关于 CNLBP 患者运动控制的研究有限,干扰试验有效性和可靠性研究较少,缺乏标准化的试验方法来研究躯干控制,未来需解决干扰试验方法的可靠性以及相关的临床评估方法。

CNLBP 的康复效果评价

研究指出,85%的腰痛患者经 X 线、MRI 及其他辅助检查后仍找不到明确的病因^[33],无法进行针对性的治疗。运动可以激活深层躯干肌肉,而躯干深层肌肉是支撑腰椎的必要条件,增强腹横肌、多裂肌的肌肉力量和耐力^[34],可提高脊柱的稳定性,减少腰痛的发生^[35]。运动干预为 CNLBP 的首选治疗方法^[36]。Safoora 等^[37]采用 sEMG 技术研究超声结合运动疗法对 CNLBP 患者椎旁肌耐力的影响,结果显示,CNLBP 患者多裂肌和髂腰肌 MF 斜率下降,维持时间增加,该结果表明,慢性下背痛与躯干肌肉运动控制改变有关。Brooks 等^[38]比较了 CNLBP 患者躯干运动和自行车运动时的 APAs,结果显示,两种运动方式均可缓解腰痛,且以躯干运动组疼痛缓解更为明显,同时两种运动方式中腹横肌、腹内斜肌的激活时间更接近三角肌前部的触发时间,该结果说明,APAs 可作为评估运动疗效的指标。本课题组认为,多种运动康复方法均可以缓解腰痛,但 CNLBP 的最佳治疗方法尚未明确,采用 sEMG 可辅助 CNLBP 患者选择合适的运动治疗方案,监测 CNLBP 的康复进展。

小结

sEMG 是评价 CNLBP 患者椎旁肌功能的有效工具,可用于监测不同干预措施对提高肌肉功能缓解腰痛的效果。BST 试验与表面肌电信号频谱分析相结合,是目前使用最广泛、最理想的客观评估的背部肌肉疲劳方式,MF 下降率是测量肌肉疲劳的有效可靠指标。坐位移动平台试验是研究中枢运动控制的最合适试验。测量多裂肌比其他椎旁肌更可靠,还应考虑协同肌的同时收缩。许多因素影响表面肌电图的评价,评价椎旁肌功能的肌电参数及标准化的测试方法仍需进一步研究,特别是肌电信号的非线性分析以及阵列式表面肌电的应用研究。

参 考 文 献

- [1] Toye F, Barker K. "I can't see any reason for stopping doing anything, but I might have to do it differently"—Restoring hope to patients with persistent non-specific low back pain—a qualitative study[J]. *Disabil Rehabil*, 2012, 34(11): 894-903. DOI: 10.3109/09638288. 2011. 626483.
- [2] Enthoven P, Skargren E, Kjellman G, et al. Course of back pain in primary care: a prospective study of physical measures[J]. *J Rehabil Med*, 2003, 35(4): 168-173.
- [3] Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability[J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(8): 650-659.
- [4] Granata KP, Gottipati P. Fatigue influences the dynamic stability of the torso[J]. *Ergonomics*, 2008, 51(8): 1258-1271.
- [5] Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13(4): 371-379.
- [6] 王玉龙. 康复功能评定学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2013: 282.
- [7] Farina D, Gazzoni M, Merletti R. Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13(4): 319-332.
- [8] Sung PS. Multifidus muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003, 84(9): 1313-1318.
- [9] 王健, 方红光, 刘加海. 表面肌电信号分析: 下背痛研究中的新方法[J]. *中国康复医学杂志*, 2004, 19(8): 627-630.
- [10] Biering-Sørensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period[J]. *Spine*, 1984, 9(2): 106-119.
- [11] Larivière C, Da Silva RA, Arsenault AB, et al. Specificity of a back muscle roman chair exercise in healthy and back pain subjects[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2011, 43(1): 157-164. DOI: 10.1249/MSS. 0b013e3181e96388.
- [12] Moreau CE, Green BN, Johnson CD, et al. Isometric back extension endurance tests: a review of the literature[J]. *J Manipulative Physiol Ther*. 2001, 24(2): 110-122.
- [13] Da Silva RA, Vieira ER, Cabrera M, et al. Back muscle fatigue of younger and older adults with and without chronic lowback pain using two protocols: A case-control study[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2015, 25(6): 928-936. DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.10.003.
- [14] Larivière C, Gravel D, Gagnon D, et al. The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part II: Validity and reliability of biomechanical correlates of muscle fatigue[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18(6): 1020-1031.
- [15] Miura T, Sakuraba K. Properties of Force Output and Spectral EMG in Young Patients with Nonspecific Low Back Pain during Isometric Trunk Extension[J]. *J Phys Ther Sci*, 2014, 26(3): 323-329. DOI: 10.1589/jpts.26.323.
- [16] Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Reliability difference between spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigability[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20(1): 25-30. DOI: 10.1016/j.jelekin. 2008.11.005.
- [17] Kaufman M, Zurcher U, Sung PS. Entropy of electromyography time series[J]. *Physica A*, 2007, 386(2): 698-707.
- [18] Han KS, Rohlmann A, Zander T, et al. Lumbar spinal loads vary with body height and weight[J]. *Med Eng Phys*, 2013, 35(7): 969-977. DOI: 10.1016/j.medengphys. 2012.09.009
- [19] Embaby E, Abdallah A. Trunk and gluteus-medius muscles' fatigability during occupational standing in clinical instructors with low back pain[J]. *Br J Sports Med*, 2013, 47(10): e3. DOI: 10.1136/bjsports-2013-092558.85
- [20] Mohseni Bandpei MA, Rahmani N, Majdolestan B, et al. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review[J]. *J Manipulative Physiol Ther*, 2014, 37(7): 510-521. DOI: 10.1016/j.jmpt.2014.05.006.
- [21] Abboud J, Nougrou F, Pagé I, et al. Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2014, 114(12): 2645-2654. DOI: 10.1007/s00421-014-2985-8.
- [22] Srinivasan D, Mathiassen SE. Motor variability in occupational health and performance[J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(10): 979-993. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007.
- [23] Zwarts MJ, Stegeman DF. Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility[J]. *Muscle Nerve*, 2003, 28(1): 1-17.
- [24] 王健, 方红光, M Kankaanpää. 慢性下腰痛患者腰部表面肌电信号的变化特征[J]. *体育科学*, 2004, 24(10): 31-34.
- [25] 王健, 方红光, 杨红春, 等. 运动性肌肉疲劳的表面肌电非线性信号特征[J]. *体育科学*, 2005, 25(5): 39-43.
- [26] Wai EK, Roffey DM, Bishop P, et al. Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review[J]. *Spine J*, 2010(6): 554-566. DOI: 10.1016/j.spinee. 2010.03.033.

- [27] Talebian S, Hosseini M, Bagheri H, et al. Trunk muscle fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index [J]. J Back Musculoskelet Rehabil, 2011, 24(1):17-22. DOI: 10.3233/BMR-2011-0270.
- [28] Falla D, Gizzi L, Tschapek M, et al. Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain [J]. Pain, 2014, 155(5): 944-953. DOI: 10.1016/j.pain.2014.01.027.
- [29] Sadeghi M, Talebian S, Olyaei GR, et al. Preparatory brain activity and anticipatory postural adjustments accompanied by externally cued weighted-rapid arm rise task in non-specific-chronic low back pain patients and healthy subjects [J]. Springer Plus, 2016, 5(1): 674. DOI: 10.1186/s40064-016-2342-y.
- [30] Van Damme B, Stevens V, Perneel C, et al. A surface electromyography based objective method to identify patients with nonspecific chronic low back pain, presenting a flexion related movement control impairment [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2014, 24(6):954-964. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.09.007.
- [31] Maaswinkel E, Griffioen M, Perez RS, et al. Methods for assessment of trunk stabilization, a systematic review [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2016, 26(18):18-35. DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.12.010.
- [32] Freddolini M, Strike S, Lee RY. The role of trunk muscles in sitting balance control in people with low back pain [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2014, 24(6): 947-953. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.09.009.
- [33] McCarthy CJ, Roberts C, Gittins M, et al. A process of subgroup identification in non-specific low back pain using a standard clinical examination and cluster analysis [J]. Physiother Res Int, 2012, 17(2): 92-100. DOI:10.1002/pri.517.
- [34] Arokoski JP, Valta T, Airaksinen O, et al. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2001, 82(8):1089-1098. DOI: 10.1053/apmr.2001.23819.
- [35] Amit K, Manish G, Taruna K. Effect of trunk muscles stabilization exercises and general exercises on pain in recurrent non specific low back ache [J]. Int Res J Med Sci, 2013, 1(1): 23-26.
- [36] Del Pozo-Cruz B, Gusi N, del Pozo-Cruz J, et al. Clinical effects of a nine-month web-based intervention in subacute non-specific low back pain patients: a randomized controlled trial [J]. Clin Rehabil, 2013, 27(1):28-39. DOI:10.1177/0269215512444632. Del Pozo-Cruz B, Gusi N, del Pozo-Cruz J.
- [37] Ebadi S, Ansari NN, Naghdi S, et al. A study of therapeutic ultrasound and exercise treatment for muscle fatigue in patients with chronic non specific low back pain; a preliminary report [J]. J Back Musculoskelet Rehabil, 2013, 26(2): 221-226. DOI: 10.3233/BMR-130380.
- [38] Brooks C, Kennedy S, Marshall PW. Specific trunk and general exercise elicit similar changes in anticipatory postural adjustments in patients with chronic low back pain; a randomized controlled trial [J]. Spine, 2012, 37(25): 1543-1550. DOI: 10.1097/BRS.0b013e31826feac0.

(修回日期:2017-06-23)

(本文编辑:阮仕衡)

• 外刊撷英 •

Methylphenidate, grip force and brain connectivity

BACKGROUND AND OBJECTIVE The central fatigue theory proposes that force output during fatiguing exercise is limited in order to maintaining homeostasis in advance of tissue damage. As methylphenidate (MPH) has been shown to enhance physical performance, it has been proposed that this medication alters the central fatigue mechanisms of the motor cortex. This study evaluated the neural underpinnings related to the ergogenic effects of MPH.

METHODS This double-blind, crossover study involved 15 right-handed subjects, randomized to receive 20 mg of MPH or placebo. The participants were asked to perform 40 grip trials with a visual display of their grip strength. The subjects began the task at a target force of 70% of their maximum voluntary contraction. Test failure was defined as falling below the target force by more than 10% after having reached the target. All sessions were conducted with concurrent functional magnetic resonance imaging (fMRI). Also assessed were a measurement of task-dependent change in neural coupling (PPI), and a key region implicated in mental fatigue (OFC).

RESULTS The mean forces achieved in all trials were significantly higher in the MPH group than in the placebo group ($P=0.032$). The MPH condition resulted in an increase in left IC-left hand motor cortex coupling (PPI) and a decrease in bilateral OFC-left IC coupling during grip.

CONCLUSION This study found that methylphenidate improved force production and brain connectivity during a fatiguing handgrip task.

【摘自:King M, Rauch LHG, Brooks SJ, et al. Methylphenidate enhances grip force and alters brain connectivity. Med Sci Sports Exer, 2017, 49(7): 1443-1451.】