

· 综述 ·

慢性下背痛患者腰背肌功能的评价方法

卢宁艳 王健 沈模卫

下背痛(low back pain, LBP)是指各种背部症状所导致的活动不适,其中背部症状主要包括背部及与背部有关的腿部疼痛(坐骨神经痛),而活动不适包括酸、麻、胀、痛和活动受限,并除外其他内科急症所致的腰背部疼痛,包括肿瘤、骨折、感染等^[1]。由于很多因素(如个人、职业、心理等因素)都可以导致该病的高发^[2],因此该疾病的发病率非常高,据估计在工业化国家中,LBP 的一生发病率接近 80%,发病率仅次于普通感冒,在我国 LBP 也相当常见^[2]。虽然 LBP 发病率如此之高,但它的临床诊断一直没有公认的客观有效的方法,给临床和科研带来很多困难。针对这个问题,本文对近年来的腰背肌功能评价方法做了粗略的综述,望有利于今后对 LBP 的研究和治疗。

LBP 的分类

除了一部分病因明确的特异性 LBP 以外,大部分 LBP 都无法明确其病因,这种原因未明的 LBP 被称为非特异性 LBP^[3]。非特异性 LBP 按照症状和持续的时间可分为急性、亚急性和慢性三类。疼痛症状持续时间不超过 7 d 的为急性下背痛,持续时间在 1~7 周的为亚急性下背痛,3 个月以内的患者如果是起病较急归为急性,起病较缓归为亚急性,疼痛持续时间超过 3 个月的称为慢性下背痛(chronic LBP, CLBP)。其中急性 LBP 占绝大多数,一般可以在 2 个月内得到改善,但是,有 60%~80% 的患者会出现复发,并且每一次复发都伴有病情加重。只有约有 5%~10% 的患者演变成慢性,并且形成主要的医疗问题^[3]。

CLBP 的腰背肌功能评价

CLBP 不仅有着解剖结构的改变(如:肌肉的萎缩和肌纤维特征的改变)和组织的改变(如:肌肉协调模式的改变),而且还有本体感受器的能力下降和运动反应时的延长^[4,5]。对腰背肌功能评价的目的就是通过各种评价方法来评价背伸肌的力量、耐力和协调性等。单独对背伸肌力量的评价由于受受试者主观因素的影响较大,近年来已较少采用。现在临床使用和研究较多的是对耐力的评价,CLBP 患者的背伸肌耐力明显下降。另外,研究证实 CLBP 患者的腰背肌协调性和肌肉控制能力都明显下降,因此对腰背肌协调性的评价也是 CLBP 患者腰背肌功能评价的一个重要方面。

一、评价过程中负荷的选择

肌肉负荷的类型包括静态等长和动态等张、等速、等惯性力两大类。动态负荷和静态负荷各有优缺点,首先静态负荷最大的优点就是采集到的肌电(electromyogram, EMG)信号比较稳定,适合现有的各种信号分析技术,而动态负荷在信号的采集和分析上都存在着困难;然而现实动作更多的是动态的,而且动态运动可以避免静态运动容易出现的背肌内血流阻断问题^[6,7];

另外由于 EMG 变化模式的明显不同,动态和静态运动可能有着机制上的差异^[7],因此对动态和静态负荷不是简单的选择问题,许多时候需要对两种状态分别进行研究。

负荷大小的确定目前多采用的是最大随意收缩(maximal voluntary contraction, MVC)的百分比,这就需要首先对受试者进行 MVC 的测量。然而 MVC 的测量很容易受到主观因素的影响,比如目前疼痛的程度、对疼痛的知觉以及害怕程度等。LBP 患者由于疼痛的影响,测量得到的 MVC 可能比实际的小得多,而正常受试者由于没有疼痛的干扰,测量得到的 MVC 相对就比较接近实际值,由这样的 MVC 确定的负荷大小显然会对实验的结果造成偏差甚至错误。为了消除主观因素的影响,有人提出采用 EMG 的相对振幅来确定负荷,即用 EMG 的振幅代替 MVC 的测量。实验证明,EMG 振幅的测量结果很少受主观因素的影响,但却受到了不同性别的影响,他们认为这可能是因为不同性别人群的不同肌肉代谢方式影响了 EMG 信号所造成的。另外还有人提出可以让所有的受试者承受相同的负荷而免去对 MVC 的测量,这个想法乍看好像很不合理,但他们的理由是,在现实生活中,所有的受试者完成相同的任务需要相同的肌力水平,因此,可以选用一个现实生活中常用的负荷作为实验的负荷。有人提出采用上身重量(upper body mass, UBM)[UBM = 体重 × 0.6 × (身高 × 0.4)]来预测 MVC,也受到很多学者的质疑^[8]。

总的来说,实验中采用的负荷类型和大小需要视具体的情况和需要而定,但有一个基本原则就是负荷不能过大。有研究表明^[8],如果负荷过大(达 60%~80% MVC),不但患者不能接受,而且会阻断背肌内的血液循环,影响肌肉的活动和 EMG 信号。一般认为低或中等强度的间歇性负荷类型是最佳选择。

二、静态负荷耐力实验

最早并且现在仍较多使用的静态耐力负荷实验是 Biering-Sørensen 测试(BST)^[7]。该实验要求受试者俯卧,髂嵴上缘以下的身体或腿的末端固定,手放于身体两侧或于胸前交叉抓住对侧的肩,记录受试者上身悬空处于水平位所能坚持的时间。张德辉等^[9]在青年下腰痛患者的 BST 和等速测试的对比实验中发现前者优于后者。但该方法还是存在许多缺陷,首先受到受试者上身相对重量的影响。其次,臀部伸肌在 BST 中也发生疲劳,说明了这个测试中腰背肌不是唯一承受负荷的肌肉,因此不能对腰背肌做出单独的测量^[7]。第三,坚持的时间容易受到受试者动机、对当前疼痛的知觉和害怕程度等主观因素的影响^[10]。用客观的 EMG 指标取代持续时间可以在一定程度上解决主观因素影响的问题。我国学者吴文等^[11]在 BST 范式下发现,中频下降斜率(median frequency slope, MF_{slope})和平均肌电图(average EMG, AEMG)两个指标在腰椎间盘突出症患者的健侧腰肌和患侧腰肌之间的差异有统计学意义,并且对于治疗后症状缓解的患者,该两个指标在治疗前、后差异有统计学意义,因此被认为具有较高的临床应用价值。

为了消除上身相对重量的影响,有人提出改俯卧为直立姿势^[8],通过视觉反馈,利用 L_5/S_1 的伸展、轴性旋转和侧弯产生不同的静态躯干伸展力量。但该实验中选用的 EMG 频域指标对腰肌状态和性别都不敏感,作者认为,原因可能是本实验 CLBP 受试者的腰肌受损程度太轻或者受到了腹肌共同作用的影响。另有学者直接比较了 BST 和静态直立姿势耐力实验两种实验范式下表面肌电的差异^[12],结果表明,采用 MF_{SLOPE} 指标的 60% MVC 负荷的直立耐力实验,检测 LBP 患者的临床适用性好于 BST 范式。也有研究者提出,采用静态坐姿耐力实验,包括躯干与垂直线的夹角分别为 0° 和 30° 两种姿势,可以比较客观地评估腰痛程度及功能缺陷程度^[13]。但 Kankaanpää 等^[7]采用坐姿耐力实验时,没有发现患者和对照组间腰背肌 MF_{SLOPE} 的差异,而是发现了臀大肌上的差异。这可能是由于 CLBP 腰背肌的代偿功能使得有效负荷在不同肌肉之间进行了转移^[14,15],从侧面说明了协调性的重要。一些研究者甚至提出,为了得到更可靠的腰肌功能评价,应该取两个以上不同的评价方法和多个电极的平均值进行评估^[16]。

三、动态负荷耐力实验

用动态耐力实验评价腰背肌功能最符合现实生活中的运动方式,而且不会出现血流阻断的问题。但由于动态运动过程中电极和肌肉之间的位置不断变化,会使采集到的数据不稳定,而且对动态数据的分析在方法学上还不成熟。因此动态负荷的广泛使用,还需要对采集和分析数据的方法进行改进和提高。Kankaanpää 和 Larivière 等^[6,7]采用 90 s 非最大负荷动态等惯性力背伸肌耐力试验对 CLBP 患者的康复治疗效果进行评价,他们让受试者坐在一个特制的装置上,装置限制 L_5 以下身体的运动,受试者以 30 次/min 的速度作上身反复的屈伸运动,前屈 25° 后伸 5° ,记录 EMG。负荷大小按性别、年龄和人体测量法计算得出。该方法操作时间较短且负荷较小,患者容易接受,是一个实用、客观的量化腰肌耐力的方法。但是用上身重量确定负荷受到了一些研究者的质疑^[8]。Silhonen^[17]提出了一个更简单易行的评价方法,受试者首先成直立姿势,然后躯干缓慢前屈至 90° ,停留 1~2 s 后恢复到直立体位,重复 4~5 次即完成一次测试。显然,与 Kankaanpää 的实验范式相比,该方法更为简便易行,而且也得到了较好的评价效果。还有研究者使用一种叫 LI-DO-Lift 的特殊控制装置让受试者进行反复地抬起和放下箱子的运动^[18],箱子的重量为受试者静态时能抬起最重箱子的 10%,12 次/min,持续 5 min,同时对其 EMG 信号进行疲劳分析。这里的最重箱子的确定也像 MVC 的测量一样,避免不了主观性的影响,但该实验也有一个优点,它能同时很好地对腰背肌协调性进行评价。上述几个实验只对腰部的矢状面运动进行考察,其实腰部的侧弯运动也是一个很常见的运动方式,对腰肌协调性的要求也很高,但动态的侧弯运动在实验中更难控制。

四、协调性和肌肉控制的评价

协同肌和拮抗肌的共同激活是维持脊柱稳定性的一个重要的神经肌肉控制策略,有研究报道 CLBP 和健康人的背伸肌有着不同的激活模式。在腰部屈伸、侧弯运动中,同时记录腰部和胸部数块肌肉的 EMG 时可以发现,CLBP 患者的 EMG 模式表现出明显的左右不对称,进一步对运动学数据进行对比后认为,这种左右不对称不是由姿势的不平衡引起的,而是 LBP 的肌肉协调性下降所致^[19]。局部肌肉的受损如 CLBP 患者由于肌肉控

制的精确性减弱而容易受伤,受伤后的腰部肌肉控制能力和协调性进一步下降,形成一个恶性循环。

Hubley-Kozey 等^[20]设计了一个抬腿实验来比较健康受试者和 CLBP 患者的腰肌和腹肌的激活时间模式,以评价 CLBP 患者的协调性。抬腿实验采用仰卧位,受试者先缓慢抬起右腿直至与大腿和臀部成直角,接着抬起左腿,然后是依次缓慢放下右腿和左腿,记录腹肌和腰肌共 7 块肌肉的 EMG。结果表明健康受试者的主动肌和拮抗肌都能以协同的时间模式进行激活,当腹肌运动增加或减弱时,背伸肌也相应地增加或减弱,而且在抬腿之前每块肌肉就已经达到了激活时的振幅,并且在运动过程中振幅的变化很小,这是一个正常的前反馈反应,对协调性和运动的控制非常重要。但 CLBP 患者没有类似健康人的共同激活模式,取而代之的是肌肉之间的替代激活或是交替激活,实验中发现的一个最明显的区别是在抬腿之前腹外斜肌的振幅快速上升,而上腹直肌和多裂肌却是逐步地上升,甚至腹直肌的上下部分都有不同的募集方式。同时 CLBP 患者缺乏正常的前反馈反应,因此在运动的过程中振幅的变化较大,协调性和运动控制能力因而受到影响。本实验没有发现 CLBP 患者左右多裂肌和腹外斜肌之间的不对称活动,可能是由于他们的损伤程度较轻而不能出现典型的表现。

为了简化实验范式以便于临床使用,Gioftsos 等^[21]提出应用坐下-站起运动对协调性和肌肉控制能力进行评价。受试者自然地坐下并站起再坐下,如此反复,双手交叉放在胸前。实验使用测力板测量双脚的垂直压力和水平压力以及脚压力中心的前后变化,并同时记录右侧膝部、臀部和腰椎的屈、伸角度。该实验方法成功地地区分了 CLBP 患者和正常受试者(36 名受试者中的 31 位),但无法区分假性 LBP 患者以及单独对 LBP 患者做出诊断。

静态抬物实验^[22]也可以对肌肉控制和协调性进行评估。受试者屈膝弯腰,肘部伸直抬起一只木箱,记录双侧腹直肌、腹外斜肌、竖脊肌和背阔肌的 EMG。改变弯腰的角度发现,和正常人相比,随着屈曲角度的增加以及负荷的增加,LBP 患者的躯干肌共同激活模式变化较小,与健康受试者有着明显的不同。实验还得出区分两类受试者的最佳指标为竖脊肌的积分肌电值(integrated EMG, IEMG)。他们在进一步的实验中提出,用于区分患者和正常受试者的最佳测试模型为下肢直立、躯干弯曲、轻负荷(1 kg 的空箱子)时竖脊肌的表面 IEMG^[23]。但是 IEMG 容易受到许多干扰因素的影响,比如皮下脂肪的厚度等,我们可以使用频域指标来做进一步的研究。

五、反应时间和主观评价

由于本体感受器受损以及前反馈功能的缺如,CLBP 患者的腰背肌反应时间明显延长,因此对反应时间的测量也是腰背肌功能评价的一个方法。Panagiotacopoulos 等^[24]曾使用过一个简单易行的实验范式来测量反应时间,他们让受试者肘关节维持 90° ,双手端盘子直立,给予一个信号后,一个 6.4 N 的球从约高 1.8 m 的地方掉入盘中,测量球落入盘子至记录到腰肌 EMG 的时间即为反应时间。实验对 12 位 CLBP 患者康复治疗前、后进行了对比研究,发现反应时间在康复治疗前明显下降,左、右侧分别下降了 47.3% 和 47.2%。反应时间的测量关键在于对 EMG 起始时间的计算,以上实验使用了小波分析的方法计算起始时间,大大提高了评价的效果。

对 LBP 的评价还有一些非特异性的主观评估量表, 比如 Borg 量表, 视觉类比量表 (visual analogue scale, VAS), Oswestry 病残指数 (Oswestry disability index, OSW) 问卷和疼痛病残指数 (Pain Disability Index, PDI) 问卷或身体活动水平观测等。这些主观评价得到的数据和客观测量有一定程度的相关^[8], 且使用方便, 在临床和科研中多作为辅助和对照评价方法。

小 结

静态耐力负荷的 BST 通过修正以及信号分析的改进, 仍可以在临床和研究中广泛使用。腰部矢状面的动态屈伸运动较符合现实动作且较少发生血流阻断, 但需要改进电极放置方法和信号分析技术。通过检测肌肉的共同激活模式来评价协调性和肌肉的控制能力, 可以深入地考察腰背肌的中枢神经控制问题。通过测量反应时间对 CLBP 患者本体感受器的受损进行评价, 其中关键是对 EMG 起始时间的计算。总之, 各种评价方法各有优缺点, 且缺乏标准化的实验范式, 今后还需要进行大量的工作和研究。

参 考 文 献

- 1 刘世杰. 实用外科学. 北京: 人民卫生出版社, 1992. 2114-2117.
- 2 金克峙, Sorock G, Courtney T, 等. 坐位和重体力工作人群 LBP 流行病学调查. 环境与职业医学, 2002, 19: 27-30.
- 3 Von Korf M. Studying the natural history of back pain. Spine, 1994, 19: 2041-2046.
- 4 Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. J Electromyogr Kinesiol, 2003, 13: 361-370.
- 5 van Dieën JH, Selen L, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. J Electromyogr Kinesiol, 2003, 13: 333-351.
- 6 Kankaanpää M, Taimela S, Webber CL, et al. Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. Eur J Appl Physiol, 1997, 76: 236-242.
- 7 Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, et al. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. Arch Phys Med Rehabil, 1998, 79: 412-417.
- 8 Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. J Electromyogr Kinesiol, 2003, 13: 305-318.
- 9 张德辉, 黄昌林, 毛同斌. 青年慢性下腰痛患者腰背肌耐力比较研究. 中国康复医学杂志, 2002, 17: 337-339.
- 10 Roy SH, De Luca CJ, Emley M, et al. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. Spine, 1995, 20: 38-48.
- 11 吴文, 黄国志, 刘湘江. 表面肌电图用于腰椎间盘突出症疗效评定的研究. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24: 551-553.
- 12 Koumantakis GA, Arnall F, Cooper RG, et al. Paraspinal muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. Clin Biomech, 2001, 16: 263-266.
- 13 路闯, 叶应荣, 袁宏伟, 等. 坦克乘员腰痛的评定与分析. 临床军医杂志, 2003, 31: 27-29.
- 14 刘邦忠, 李泽兵. 躯干肌在腰椎稳定性中的作用. 中华物理医学与康复杂志, 2003, 25: 47-48.
- 15 余洪俊, 吴宗耀, 刘宏亮. 急性下腰痛者竖脊肌和臀大肌功能变化的研究. 中国康复医学杂志, 2003, 18: 342-344.
- 16 Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, et al. Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. J Electromyogr Kinesiol, 2002, 12: 91-102.
- 17 Sihvonen T. Low back pain, paraspinal EMG and forgotten dorsal rami. Kuopio University Publications, 1995. 75.
- 18 Roy SH, Bonato P, Knaflitz M. EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. J Electromyogr Kinesiol, 1998, 8: 233-245.
- 19 Larivière C, Gagnon D, Loiselle P. The comparison of the trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10: 79-91.
- 20 Hubley-Kozey CL, Vezina MJ. Differentiating temporal electromyographic waveforms between those with chronic low back pain and healthy controls. Clin Biomech, 2002, 17: 621-628.
- 21 Giotsos G, Grieve DW. The use of artificial neural networks to identify patients with chronic low-back pain conditions from patterns of sit-stand maneuvers. Clin Biomech, 1996, 11: 275-280.
- 22 Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, et al. Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back pain patients. Clin Biomech, 1998, 13 (Suppl 1): 9-15.
- 23 Chiou WK, Lee YH, Chen WJ. Use of the surface EMG coactivation pattern for functional evaluation of trunk muscles in subjects with and without low-back pain. International J Industrial Ergonomics, 1999, 23: 51-60.
- 24 Panagiotacopoulos ND, Lee JS, Pope MH, et al. Evaluation of EMG signals from rehabilitated patients with lower back pain using wavelets. J Electromyogr Kinesiol, 1998, 8: 269-278.

(收稿日期: 2003-10-17)

(本文编辑: 熊芝兰)