

# 视动力刺激对下背痛患者姿势控制的影响

李睿<sup>1</sup> 王宁华<sup>1,3</sup> 魏坤琳<sup>2</sup> 颜翔<sup>2</sup>

## 摘要

**目的:**研究下背痛患者立于不同支撑面接受视动力刺激时的姿势控制特征,为进一步认识下背痛和丰富治疗方案提供新的理论和证据。

**方法:**选取13例25—40岁的慢性非特异性下背痛患者为实验组,年龄、性别一致的13例健康人作为对照组。测试者立于由随机运动点构成的投影屏幕前,点的运动分为向前汇聚(-)和向后扩散(+)两种,点移动速度有80°/s,40°/s和20°/s 3种。视觉刺激采用刺激—间歇的间断刺激模式,并使用压力平衡板记录每位受试者在平板和软垫两种支撑面上接受视觉刺激时,双侧足底压力中心(COP)的移动情况,包括Y轴峰值移动速度、不同阶段移动幅度标准差(SD)和X轴移动轨迹总长度。

**结果:**与对照组相比,立于稳定平面时,实验组COP各项参数的变化没有显著性差异( $P>0.05$ );而立于不稳定平面上,只有接受+40°/s的视觉刺激时,实验组休息中期标准差(SD)值为( $3.74 \pm 1.22$ ),对照组为( $2.83 \pm 0.75$ ),两组有显著性差异( $P<0.05$ );此外,接受同样刺激时,两组立于不稳平面时COP的各项参数均显著高于稳定平面( $P<0.001$ )。

**结论:**下背痛患者在任务环境更复杂时,对视觉信息,特别是向后的信息,依赖程度增加,姿势调整效率的降低,提示对下背痛患者异常运动模式的治疗需要考虑任务环境因素。

**关键词** 下背痛;姿势控制;视觉;环境

中图分类号:R685 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2012)-07-0625-06

**The clinical study of the optokinetic stimulation on postural control in subjects with chronic low back pain/LI Rui, WANG Ninghua, WEI Kunlin, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2012, 27 (7): 625—630**

## Abstract

**Objective:** To investigate the characteristic of chronic nonspecific low back pain(CNLBP)'s posture control in different surfaces by optokinetic stimulation of different velocities, so as to provide new theory and experiment data for further recognizing the CNLBP and enrich its' treatment.

**Method:** Thirteen individuals with CNLBP (age range 25—40 years) and thirteen age,gender-matched control subjects were recruited. Every subject was exposed to random-dot patterns projected on a large screen, the dots' moving direction were contraction(-) and expansion(+), the dots' velocity included 80°/s,40°/s and 20°/s. The visual stimulus used "stimuli--interval" pattern, and applied the force platform to record the peak velocity and different phases' standard deviation(SD) of anterior-posterior center of pressure(COP) displacements and total length of medial-lateral COP sway on the stable surface and soft surface.

**Result:** No difference in COP parameters were observed when standing on the stable surface between the two groups ( $P>0.05$ ). However, significant more SD of amplitude in the middle phase was seen in the persons with CNLBP when confronting the +40°/s stimuli on the soft surface ( $3.74 \pm 1.22$ ) compared to the healthy individuals ( $2.83 \pm 0.75$ ),( $P<0.05$ ). Besides, when confronting the same stimuli, the parameters of COP displacement on the soft plane were more than that on the stable surface in each group ( $P<0.001$ ).

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.07.009

1 北京大学第一医院康复医学科,北京,100034; 2 北京大学心理学系运动控制与虚拟现实实验室; 3 通讯作者  
作者简介:李睿,女,本科生; 收稿日期:2011-11-22

**Conclusion:** The subjects of LBP had visual-dependent phenomenon and decreased the efficiency of postural adjustment in the more complicated task and environment, especially optokinetic stimulation in the expansion direction. This result suggested that the treatment to the abnormal motor pattern in LBP patients should take the properties of task and environment factor into account.

**Author's address** Department of Rehabilitation Medicine, The First Hospital of Peking University, Beijing, 100034

**Key word** low back pain; postural control; vision; environment

下背痛(low back pain, LBP)是以背部疼痛为代表的一组症状综合征<sup>[1]</sup>。据统计,国内大约60%—80%的成年人有患病史<sup>[2]</sup>。LBP的临床分类有多种形式,O'Sullivan<sup>[3]</sup>2005年慢性下背痛的临床分类中,提出大部分患者是属于运动控制损伤的亚组。目前,许多姿势控制研究通过睁、闭眼的方法<sup>[4-5]</sup>已证明下背痛患者不仅在运动控制策略的选择方面不同,在感觉信息的选择方面也具有差异,患者存在视觉依赖现象<sup>[6-7]</sup>。但是,人自体运动时,分布在视野内的景物在视网膜的成像是以光流刺激的形式呈现,这更有助于姿势的调整<sup>[8]</sup>,所以,睁、闭眼方式不能很好地反映视觉信息在现实环境中对姿势控制的意义。模拟光流信息的视动力刺激法已广泛运用于儿童<sup>[9]</sup>、前庭功能障碍<sup>[10]</sup>、黄斑变性<sup>[11]</sup>,以及正常人姿势系统的生物力学研究中<sup>[12]</sup>,而目前仍未运用于下背痛患者姿势控制的研究。本研究目的是探讨不同速度的间断性视动力刺激对LBP患者姿势控制的影响,为进一步认识LBP、丰富其评定方法和训练治疗方案提供新的理论和证据。

## 1 资料与方法

### 1.1 研究对象选择

本研究选取2011年6月—2011年10月至我科就诊的13例年龄为25—40岁之间的慢性非特异性腰痛患者为实验组(LBP组),以年龄同一范围内的健康人作为对照组。LBP组入选标准为近一年中出现第十二肋至臀褶区域内的疼痛3个月以上,不伴有下肢麻木及放射痛体征的人群,疼痛由数字评分法(NRS)评定。对照组入选标准为近一年未出现过下背痛,或疼痛不超过一天。两组的排除标准为前庭功能障碍、神经系统或呼吸系统疾病、脊柱外伤史、脊柱结构性改变(包括强直性脊柱炎)、视力受损、糖尿病、怀孕、使用影响平衡的药物、严重的颈椎问题、下肢放射痛症状以及BMI>30<sup>[13]</sup>。所有受试者

的一般资料见表1。所有受试者都签署了知情同意书,所有测试程序都经北京大学第一医院伦理委员会同意,遵从赫尔辛基宣言原则,符合医疗道德。

表1 两组研究对象一般资料比较

	实验组(13例)	对照组(13例)	$\bar{x} \pm s$
男性(例)	4	4	-
女性(例)	9	9	-
年龄(岁)	32.5 ± 5.5	32.1 ± 5.8	0.86
身高(cm)	1.65 ± 0.08	1.63 ± 0.07	0.47
体重(kg)	60.35 ± 1.33	59.50 ± 9.21	0.85
BMI	21.92 ± 3.50	22.24 ± 2.12	0.78
病程(年)	5.1 ± 3.6	-	-
NRS(0—10)	3.1 ± 0.64	-	-

注:显著性水平  $P < 0.05$

### 1.2 实验设备

姿势摆动特点通过Wii压力平衡板(韩国Nintendo Wii, 511mm × 316mm × 532mm, 采集频率78Hz)记录站立时足底压力中心(COP)在左右向和前后向的移动情况。其他设备包括Thera-Band稳定性训练垫(绿色)、蓝牙适配器、视野限制辅助具、笔记本电脑、投影仪(NEC, 刷新率设为75Hz)和1.23m × 1.56m的投射屏,距离受试者60cm。投影仪所投射图像是通过MatLab7.4编写的程序控制。

### 1.3 视觉刺激

由投影仪投射的光流场是包含1000个随机点和中心的红色叉号组成。红色叉号周围空白区域的半径为0.15°,用于抑制在视敏度最高的中央凹位置所产生的混淆效应。每一个随机出现的点,其时长5帧,帧速率为60Hz,所有点超过时长后会自动重新在屏幕定位。运动点会以扩散和汇聚两种模式进行移动,点以固定的速度和方向运动,即±20, ±40及±80°/s(“-”代表汇聚,即远离受试者,“+”代表扩散,即朝向受试者),其对应的视深分别为±1.3 cm/s, 2.5cm/s和4.8cm/s<sup>[14]</sup>。

### 1.4 测试程序

首先确保平衡板与电脑正确链接,然后,让受试者双脚与肩同宽的站立于稳定平衡板上,戴护目装

置以保证排除屏幕外围存在的视觉线索<sup>[15]</sup>,关闭测试房间的照明灯光,以减少外部光源对投射的影响。随后,启动程序,呈现视觉刺激的初始状态,即所有运动点以0速保持6.4s,用于受试者适应测试环境,而后,以预定的试验速度进行测试,采取刺激-间歇-刺激模式,即刺激时间1.6s,相邻刺激间的休息间隔在4s和4.8s之间随机选择,每种速度重复进行30次,6种速度共进行180次试验。测试结束后,受试者休息3—5min,再立于放有两个稳定性训练垫的平台上进行测试,接受同样的视觉刺激,其刺激顺序始终是随机进行。实验中嘱咐受试者保持注意力集中,眼睛始终注视屏幕中心的十字符号。

### 1.5 数据处理

所有测试记录数据均用Matlab7.4处理。为了有效去除噪声的效应,用截止频率为10Hz的4阶巴特沃兹低通滤波器对压力中心(COP)的数据进行处理<sup>[16]</sup>。①截取每位受试者每次试验的前420帧作为该次试验的有效数据,以每次刺激出现时的第一帧采样数据作为该次刺激的基础水平;②为了反映前后向光流刺激对受试者姿势调整的效应大小,我们选取COP在Y轴的数据,计算每次刺激时,COP到达运动幅度最高点的速度值,即峰值速度。同时,还将受试者的全部有效数据分为刺激刚结束时(T1)、间歇中期(T2)和间歇结束(T3)三个阶段,分别计算三个阶段在Y轴上移动幅度标注差的平均值,即SD1、SD2和SD3,它反映了每种速度下,姿势在每个阶段偏离该阶段平均位置的程度,以进一步观察6种速度刺激时,两组受试者姿势的变化;③考虑到测试所需的站立时间可能对双足负重的对称性产生影响,而体重的分布与COP在内外向的轨迹之间相关系数接近1<sup>[17]</sup>,因此,选取COP在X轴的数据,计算各种情况下COP移动轨迹的总长度。

### 1.6 统计学分析

所有数据用SPSS16.0进行分析。满足Shapiro-Wilk正态性检验和方差齐性的计量资料组间比较采用独立样本*t*检验。每种速度下组内两种支撑面间COP各项指标的比较采用配对样本*t*检验。

## 2 结果

### 2.1 不同速度视觉刺激下峰值速度的比较

LBP组与对照组在两种支撑面上接受视觉刺激所测的前后向峰值速度结果见表2。在稳定支撑面上,除了+80°/s时LBP组略大于对照组外,其他刺激时LBP组均小于对照组,但两组差异无显著性意义( $P>0.05$ );在不稳定平面时,±80°/s时LBP组大于对照组,其余3种速度LBP组小于对照组,但两组间差异无显著性意义( $P>0.05$ );而同一组受试者中,接受同种刺激时,不稳平面的峰值速度明显大于立于稳定平面且有显著性意义( $P<0.001$ )。

### 2.2 两组受试者各阶段平均移动幅度标准差比较

LBP组与对照组在两种支撑面不同刺激时,各段COP前后向移动幅度标准差见表3。在稳定支撑面上,除了-40°/s时LBP组T3阶段小于对照组外,其他LBP组各点SD值均大于对照组,但两组差异无显著性意义;在不稳定平面时,LBP组SD值均大于对照组,且在+40°/s时T2阶段两组间差异有显著性意义( $P<0.05$ );而同一组受试者中,接受同一刺激时,不稳平面的S.D值明显大于立于稳定平面( $P<0.001$ )。

### 2.3 不同视觉刺激下移动轨迹总长度的比较

LBP组与对照组在两种支撑面上不同视觉刺激所测COP内外向平均移动轨迹总长度结果见表4。在稳定和不稳定两种支撑面上,LBP组与对照组之间的差异均无显著性意义( $P>0.05$ )。同一组受试者中,接受同种速度刺激时,不稳平面的移动总长度明显大于立于稳定平面且有显著性意义( $P<0.001$ )。

表2 两组受试者Y轴峰值速度比较

( $\bar{x}\pm s$ , cm/s)

刺激(°/s)	稳定平面		P	不稳平面		P
	LBP	对照组		LBP	对照组	
-80	0.24 ± 0.05	0.25 ± 0.05	0.85	0.58 ± 0.20 <sup>①</sup>	0.55 ± 0.27 <sup>②</sup>	0.74
-40	0.25 ± 0.04	0.28 ± 0.09	0.32	0.57 ± 0.20 <sup>①</sup>	0.59 ± 0.27 <sup>②</sup>	0.80
-20	0.25 ± 0.06	0.27 ± 0.08	0.70	0.55 ± 0.21 <sup>①</sup>	0.59 ± 0.32 <sup>②</sup>	0.72
+20	0.25 ± 0.05	0.26 ± 0.06	0.95	0.54 ± 0.16 <sup>①</sup>	0.55 ± 0.26 <sup>②</sup>	0.85
+40	0.26 ± 0.06	0.29 ± 0.09	0.44	0.57 ± 0.18 <sup>①</sup>	0.60 ± 0.29 <sup>②</sup>	0.77
+80	0.27 ± 0.06	0.26 ± 0.06	0.78	0.61 ± 0.23 <sup>①</sup>	0.57 ± 0.28 <sup>②</sup>	0.74

注:LBP指下背痛患者,①与稳定平面LBP组比较 $P<0.001$ ;②与稳定平面对照组比较 $P<0.001$

表3 两组受试者Y轴移动幅度标准差比较

( $\bar{x} \pm s, \text{cm}$ )

刺激( $^{\circ}/\text{s}$ )	稳定平面		P	不稳平面		P	
	LBP	对照组		LBP	对照组		
-80	T1	1.34 ± 0.64	1.24 ± 0.54	0.68	3.32 ± 1.58 <sup>②</sup>	2.93 ± 0.97 <sup>③</sup>	0.45
	T2	1.44 ± 0.75	1.43 ± 0.69	0.97	3.08 ± 1.25 <sup>②</sup>	3.01 ± 1.15 <sup>③</sup>	0.89
	T3	1.82 ± 0.98	1.58 ± 0.84	0.53	3.21 ± 1.12 <sup>②</sup>	3.02 ± 1.07 <sup>③</sup>	0.68
-40	T1	1.45 ± 0.65	1.43 ± 0.59	0.92	3.21 ± 1.35 <sup>②</sup>	2.70 ± 0.94 <sup>③</sup>	0.28
	T2	1.79 ± 0.86	1.56 ± 0.88	0.51	3.37 ± 1.58 <sup>②</sup>	2.84 ± 1.02 <sup>③</sup>	0.32
	T3	1.74 ± 0.92	1.85 ± 0.92	0.76	3.40 ± 1.75 <sup>②</sup>	3.05 ± 1.14 <sup>③</sup>	0.55
-20	T1	1.51 ± 0.72	1.30 ± 0.61	0.43	3.18 ± 1.46 <sup>②</sup>	2.82 ± 1.04 <sup>③</sup>	0.49
	T2	1.62 ± 0.75	1.55 ± 0.76	0.79	3.34 ± 1.54 <sup>②</sup>	3.18 ± 1.14 <sup>③</sup>	0.77
	T3	1.89 ± 0.99	1.58 ± 0.79	0.39	3.38 ± 1.54 <sup>②</sup>	3.36 ± 1.36 <sup>③</sup>	0.96
+20	T1	1.46 ± 0.78	1.27 ± 0.60	0.52	3.38 ± 1.71 <sup>②</sup>	2.76 ± 0.89 <sup>③</sup>	0.27
	T2	1.68 ± 0.97	1.55 ± 0.68	0.69	3.45 ± 1.44 <sup>②</sup>	3.00 ± 0.93 <sup>③</sup>	0.36
	T3	1.76 ± 0.76	1.66 ± 0.75	0.74	3.47 ± 1.51 <sup>②</sup>	3.21 ± 1.16 <sup>③</sup>	0.62
+40	T1	1.70 ± 0.92	1.37 ± 0.58	0.29	3.19 ± 1.53 <sup>②</sup>	2.72 ± 1.01 <sup>③</sup>	0.36
	T2	2.01 ± 1.21	1.82 ± 1.11	0.66	3.74 ± 1.22 <sup>②</sup>	2.83 ± 0.75 <sup>③</sup>	0.03 <sup>①</sup>
	T3	2.03 ± 1.07	2.01 ± 1.04	0.96	3.22 ± 1.31 <sup>②</sup>	2.85 ± 0.83 <sup>③</sup>	0.39
+80	T1	1.49 ± 0.89	1.23 ± 0.37	0.36	3.50 ± 1.68 <sup>②</sup>	2.71 ± 0.98 <sup>③</sup>	0.16
	T2	1.77 ± 1.03	1.51 ± 0.73	0.47	3.35 ± 1.51 <sup>②</sup>	3.00 ± 1.11 <sup>③</sup>	0.51
	T3	1.96 ± 1.11	1.72 ± 0.69	0.55	3.53 ± 1.77 <sup>②</sup>	3.07 ± 0.94 <sup>③</sup>	0.41

注:LBP指下背痛患者,①与不稳平面对照组比较 $P < 0.05$ ;②与稳定平面LBP组比较 $P < 0.001$ ;③与稳定平面对照组比较 $P < 0.001$

表4 两组受试者X轴移动轨迹总长度比较

( $\bar{x} \pm s, \text{cm}$ )

刺激( $^{\circ}/\text{s}$ )	稳定平面		P	不稳平面		P
	LBP	对照组		LBP	对照组	
-80	19.10 ± 3.33	19.27 ± 2.73	0.89	22.10 ± 2.63 <sup>①</sup>	21.91 ± 2.76 <sup>②</sup>	0.86
-40	19.15 ± 3.55	19.47 ± 2.57	0.79	21.74 ± 2.48 <sup>①</sup>	22.21 ± 2.78 <sup>②</sup>	0.66
-20	19.12 ± 3.48	19.64 ± 2.87	0.68	21.88 ± 2.55 <sup>①</sup>	22.05 ± 2.80 <sup>②</sup>	0.87
+20	19.17 ± 3.41	19.51 ± 2.79	0.78	22.18 ± 2.76 <sup>①</sup>	21.88 ± 2.63 <sup>②</sup>	0.78
+40	19.26 ± 3.29	19.73 ± 2.61	0.69	22.27 ± 2.78 <sup>①</sup>	22.10 ± 3.04 <sup>②</sup>	0.89
+80	19.22 ± 3.52	19.52 ± 2.73	0.81	22.03 ± 2.74 <sup>①</sup>	22.15 ± 2.67 <sup>②</sup>	0.90

注:LBP指下背痛患者,①与稳定平面LBP组比较 $P < 0.001$ ;②与稳定平面对照组比较 $P < 0.001$

### 3 讨论

姿势是躯体的一种非强制性、无意识状态下的自然表现,而姿势控制是个体、任务和环境三个因素相互作用而成的<sup>[18]</sup>,因此,本研究将从这三个作用因素分别探讨下背痛患者和健康人暴露于不同支撑面及不同速度的视动力刺激时姿势反应的差异性:

#### 3.1 个体因素对姿势控制的影响

慢性下背痛可诱发腰背部出现病理性变化,包括腰椎周围肌肉的萎缩、肌肉内部的纤维化、腰椎小关节退行性变<sup>[19]</sup>以及椎旁肌内肌梭密度的减少<sup>[20]</sup>等表现。已有许多研究指出,LBP患者单纯的腰椎本体感觉下降<sup>[21-22]</sup>、自发运动时腰椎周围深层肌肉的激活延迟<sup>[23-24]</sup>,以及深层肌肉的激活方式不同<sup>[25]</sup>等

现象,这些个体因素的变化均会影响LBP患者姿势控制的能力。

#### 3.2 任务对姿势控制的影响

姿势动作的类型在一定程度上取决于我们所执行任务的本质。本实验中支撑面性质的变化就是任务因素的改变。从结果中可看出,两组受试者在接受同样速度的视觉刺激时,立于不稳定平面的COP变化指标都要显著大于稳定平面的变化。而在同一视觉干扰时,LBP组前后向COP参数在两种支撑面的变化幅度都略高于对照组,说明支撑面不稳定时,LBP患者对外界干扰的反应程度会提高。同时,LBP患者COP内外向移动长度要小于对照组,这与以往30s静息站立测试时,患者COP移动增加的结

果不一致<sup>[7]</sup>,考虑与实验的方法不同有关。本实验是保持一段时间的站立,更接近于日常站立模式,这与 Lafond D等<sup>[26]</sup>的测试任务和结果类似。由于一段时间的站立,LBP患者腰背肌肉的联合收缩诱发出更僵硬的姿势,防止了体重的转移,所以,出现内外向COP的降低。但是,两组间的变化没有显著性差异,这可能与样本量的大小和不同实验所选的评价指标不同有关。Doyle等人指出<sup>[27]</sup>,借助压力平台分析COP波动性的各项参数的信度相对不高,因此,不同指标可能在分析LBP患者与正常人姿势控制方面有不同的表现。

### 3.3 环境因素对姿势控制的影响

由于任务的执行是在很宽泛的环境中进行,因此,在计划任务特定性姿势时,中枢神经系统必须考虑环境的特性,姿势控制需要持续对环境的变化做出调整。在以往的研究中,下背痛患者姿势控制的环境都是借助力学场的效应,如:平台的快速移动;外部支撑力的移除等。但是,姿势的平衡性除了接受力学场效应外,还受到非力学场(如光流信息)的影响<sup>[28]</sup>。本实验借助视动力刺激构建出一个虚拟的自体运动环境,其中,向前汇聚的光流给人向后倾的感知,受试者会以向前的运动来抵抗这种后倾。同样,向后扩散的光流会诱发受试者向后的运动,并且,本实验的视动力刺激不同于其他视觉研究中使用的连续刺激模式<sup>[9-12]</sup>,它采用间断的刺激形式,会给测试者造成突然的视觉干扰,环境因素的改变较为明显。实验结果显示,站于稳定平面时,两组受试者COP前后向的变化与稳定视觉环境中站于稳定平面一样<sup>[5-6]</sup>没有差异,这与Leitner C等人<sup>[29]</sup>使用感觉组织测试(sensory organization test)的结果一致。Oie等人<sup>[15]</sup>提出,由于感觉权重的机制,对视觉输入变化所产生的重心移动也部分依赖躯体感觉的输入信息,因此,说明即使在视觉干扰下,只要足底本体感觉的信息仍可利用,那么,LBP患者可以保持身体的稳定。

当站于不稳平面时,足踝处本体感觉信息输入减少,+40°/s刺激时,LBP组在T2阶段SD值要大于对照组,说明在刺激结束后的休息中期LBP组仍然有明显的姿势调整,反映出在任务更复杂时,患者调整姿势稳定所需的时间要长于正常人,这与使用其

他方法研究的结果一致<sup>[7,30]</sup>,表明LBP患者姿势控制的多样性减少,具有视觉依赖现象。同时,说明患者姿势肌肉适应性的改变导致脊柱动态保护装置的作用减少,从而,迫使身体在受到扰动后进行多余运动以恢复平衡,这也是下背痛更易复发的原因之一<sup>[31]</sup>。不过,两组间的显著差异只出现在+40°/s,这说明姿势反应大小与视觉刺激的方向和强度有关。已有研究指出<sup>[32]</sup>,扩散式的光流信息比汇聚式的能引起更大的神经性反应。在Wei等人<sup>[14]</sup>对正常人的研究,发现稳定平面上随着视觉刺激速度的增加,COP的摆动幅度增加,而80°/s的刺激时出现幅度下降,所以,对不同光流方向和不同刺激速度的敏感性大小可能造成只在一个刺激强度下LBP患者姿势调整不同。但是,结果中两组受试COP前后向的峰值速度没有显著性差异,考虑与刺激速度的数目和刺激重复次数有关。刺激速度数目的减少可能会易化学习效应的产生和短时记忆的出现<sup>[33]</sup>,而且,已有研究证明<sup>[34]</sup>长时间的视觉反馈对LBP患者姿势控制能力的改善效果不佳。因此,提示LBP患者的姿势控制训练应该考虑外在反馈的特性。

### 3.4 本研究的局限性

①实验没有按照不同功能指数评分或疼痛程度分组测试。较轻的症状可能没有诱发出LBP患者常见的疼痛避免行为。此外,有研究指出<sup>[35]</sup>重心的高低会影响COP的运动指标,因此,选取同质性更好的测试者是今后研究的目标;②姿势控制具有非线性特征<sup>[15]</sup>,上述基于时域指标的传统线性分析法可能仍在一定程度上限制了视觉刺激对姿势影响的分析,考虑今后可以对姿势信号进行非线性的分析,如:复发量化分析(recurrence quantification analysis, RQA)、子波分析等。

## 4 结论

间断的视动力刺激方法可以构建出一个虚拟的自体运动环境,有效改变了姿势控制所需的环境因素。LBP患者当站于不稳平面时,接受+40°/s的视觉干扰会导致刺激间歇中期的COP移动幅度的标准差SD值与对照组有明显的差异,证明LBP患者在任务环境复杂的情况下,存在视觉依赖现象,其姿势控制的效率降低,反映出下背痛的发生会导致个体

神经肌肉运动控制模式出现适应性的改变。因此,提示下背痛的康复训练应该考虑任务的复杂性、外部反馈的特征以及虚拟环境与真实环境之间的拟合程度,以便更好地改善LBP患者的姿势控制能力。

### 参考文献

- [1] Deyo RA, Weinstein JN. Low back pain[J]. N Engl J Med, 2001,344: 363—370.
- [2] 卓大宏.中国康复医学[M].第2版.北京:华夏出版社,2003: 1153—1155.
- [3] O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low backpain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism[J].Manual Therapy, 2005, 10:242—255.
- [4] Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modeling and clinical application[J]. Gait & Posture, 2005,21: 410—424.
- [5] Brumagne S, Janssens L, Knapen S, et al. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy[J]. Eur Spine,2008, 17:1177—1184.
- [6] Mok.NW, Brauer SG,Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain[J]. Spine, 2004,29(6): E107—E112.
- [7] Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain [J]. Spine,2007,32(19):E537—543.
- [8] 李宝旺,徐颖,李兵,等.光流信息加工的神经学基础[J].生理科学进展,2002, 33(4): 317—322.
- [9] Casselbrant ML, Mandel EM, Sparto PJ, et al. Contribution of vision to balance in children four to eight years of age [J]. Ann Otol Rhinol Laryngol,2007, 116(9):653—657.
- [10] Tsutsumi T, Murakami M, Kawaish J. et al. Postural stability during visual stimulation and the contribution from the vestibular apparatus [J]. Acta Oto-Laryngologica, 2010, 130: 464—471.
- [11] Tarita-Nistor L, Gonza'lez EG, Markowitz SN, et al. Increased role of peripheral vision in self-induced motion in patients with age-related macular degeneration[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2008, 49(7): 3253—3259.
- [12] Sasaki O, Usami S, Gagey PM, et al. Role of visual input in nonlinear postural control system[J]. Exp Brain Res,2002, 147:1—7.
- [13] Hue O, Simoneau M, Marcotte J, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability[J]. Gait & Posture,2007, 26:32—38.
- [14] Wei K, Stevenson IH, Kording KP. The uncertainty associated with visual flow fields and their influence on postural sway: Weber's law suffices to explain the nonlinearity of vection[J]. Vision,2010, 10(14): p1—10.
- [15] Kiemel T, Oie KS, Jeka JJ, et al. Slow dynamics of postural sway are in the feedback loop[J]. Neurophysiol,2006, 95: 1410—1418.
- [16] Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, et al. Test retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability[J]. Gait & Posture,2009, 29: 460—464.
- [17] Rougier PR. Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance[J]. Biomechanics, 2007,40: 2477—2482.
- [18] 毕胜,燕铁斌,王宁华.运动控制原理与实践[M].第3版.北京:人民卫生出版社,2009.4—5.
- [19] 徐本华,殷秀珍,黄永禧,等.几种慢性下腰痛疾患患者与健康者的静态姿势比较[J].中国康复理论与实践,1997, 3: 62—65.
- [20] Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, et al. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting[J]. Eur Appl Physiol,2011,111: 115—123.
- [21] Newcomer KL, Laskowski ER, Yu B, et al. Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects[J]. Spine,2000,25(19): 2488—2493.
- [22] Lee AS, Cholewicki J, Reeves NP, et al. Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2010,91(9): 1327—1331.
- [23] Moseley GL, Hodges PW. Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? [J]. Clin Pain,2005,21(4): 323—329.
- [24] Mehta R, Cannella M, Smith SS, et al. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain[J]. Mot Behav, 2010,42(2): 135—144.
- [25] Tsao H, Galea MP, Hodges PW. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain[J]. Brain, 2008,131: 2161—2171.
- [26] Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, et al. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain[J]. Gait & Posture,2009,29: 421—427.
- [27] Doyle RJ, Hsiao-Weckler ET, Ragan BG, et al. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing[J]. Gait & Posture,2007, 25: 166—171.
- [28] Wade MG, Jones G. The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture[J]. Physical Therapy,1997, 77(6): 619—629.
- [29] Leitner C, Mair P, Paul.B, et al. Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain[J]. Electromyography and Kinesiology,2009,19: 380—390.
- [30] Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Changes in lumbar movement in people with low back pain are related to compromised balance[J]. Spine,2010,36(1): E45—E52.
- [31] 占飞,陈世益.功能性关节不稳与本体感觉重建[J].中国运动医学杂志,2000,19: 65—68.
- [32] Holliday IE, Meese TS. Neuromagnetic evoked responses to complex motions are greatest for expansion[J]. International Journal of Psychophysiology, 2005,55: 145—157.
- [33] Popa T,Bonifazi M, Della Volpe R, et al. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain[J]. Exp Brain Res,2007, 177:411—418.
- [34] Ribeiro DC, Sole G, Abbott JH, et al. Extrinsic feedback and management of low back pain: A critical review of the literature[J]. Manual Therapy,2011,16: 231—239.
- [35] Rosker J, Markovic G, Sarabon N. Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing[J]. Gait & Posture,2011,33: 452—456.