

不稳定支撑面核心稳定性训练对胸腰段骨折伴不完全性脊髓损伤患者步行和静态平衡能力的影响

刘洪举 邱智 朱思刚 孙伟 陈飞 董玲 丘云锋 覃婷 丁一航

贵州省骨科医院康复医学科, 贵阳 550007

通信作者: 朱思刚, Email: gzohrdzhu@126.com

【摘要】 目的 观察不稳定支撑面核心稳定性训练对胸腰段脊柱骨折伴不完全性脊髓损伤患者步行和平衡功能的影响。**方法** 将胸腰段脊柱骨折并不完全性脊髓损伤患者 40 例按随机数字表法分成实验组和对照组, 每组患者 20 例。2 组受试者均接受卧位以及坐位下的核心稳定性训练, 每日 30 min, 每周 5 d, 连续 8 周。实验组在不稳定支撑面上进行训练, 对照组在稳定支撑面上进行训练。于治疗前和治疗 8 周后(治疗)后采用三维步态分析仪对患者的步行能力进行评估, 采用 Active Balance EAB-100 平衡检测仪对患者的立位静态平衡功能进行评估。**结果** 治疗后, 实验组步态参数中的跨步长为 (0.54 ± 0.18) m, 舒适步速为 (0.33 ± 0.23) m/s, 均显著优于对照组治疗后, 差异均有统计学意义 ($P < 0.05$)。实验组立位静态平衡参数中的轨迹长-Romberg 率、外周面积-Romberg 率、矩形面积-Romberg 率、有效值面积-Romberg 率、X 轴移动重心中心偏差-闭眼均优于对照组治疗后, 差异均有统计学意义 ($P < 0.05$)。**结论** 不稳定支撑面核心稳定性训练可显著改善胸腰段骨折并不完全性脊髓损伤患者的步行能力, 疗效优于稳定支撑面训练, 其机制可能是不稳定支撑面核心稳定性训练可提高患者不依赖视觉反馈的立位姿势控制能力。

【关键词】 核心稳定性训练; 不稳定支撑面; 胸腰段骨折; 脊髓损伤; 步行能力; 静态平衡功能

基金项目: 贵州省卫生计生委科学技术基金项目 (gwjkj2015-1-009)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2020.08.011

Core stability training on an unstable surface better improves ambulation and static balance after thoracolumbar fracture with incomplete spinal cord injury

Liu Hongju, Qiu Zhi, Zhu Sigang, Sun Wei, Chen Fei, Dong Ling, Qiu Yunfeng, Qin Ting, Ding Yihang

Rehabilitation Medicine Department, Guizhou Orthopedics Hospital, Guiyang 550007, China

Corresponding author: Zhu Sigang, Email: gzohrdzhu@126.com

【Abstract】 Objective To explore the effect of conducting core stability training (CST) on an unstable supporting surface using thoracolumbar fracture patients with an incomplete spinal cord injury. **Methods** Forty thoracolumbar fracture patients with incomplete spinal cord injury were randomly divided into an experiment group and a control group, each of twenty. Both groups received 30 minutes of CST five times per week for 8 weeks. The patients in the control group were trained on a stable supporting surface while those in the experiment group used an unstable surface. Evaluations were conducted before and after the 8-week intervention. Gait and static balance data were collected and analyzed using 3D motion analysis software and an EAB-100 active balancer. **Results** After the intervention, the average stride length and comfortable walking speed of the experimental group were both significantly better than the control group's averages. Moreover, the path length, circumferential area, rectangular area and effective value area of the Romberg rate were all significantly better, on average, in the experiment group, as was the average displacement of the deflection center with the eyes closed in static balance. **Conclusions** An unstable supporting surface is superior to a stable one for conducting CST after thoracolumbar fracture with incomplete spinal cord injury. The effect may be due to improved nonvisual postural control.

【Key words】 Core stability training; Unstable supporting surfaces; Thoracolumbar fracture; Spinal cord injury; Ambulation; Balance

Funding: A Science and Technology Fund Project of Guizhou's Health and Family Planning Commission (gwjkj2015-1-009)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2020.08.011

脊柱骨折多发于胸腰段,其常常伴有相应节段的脊髓和其它脏器的损伤^[1]。不同节段和程度的脊髓损伤对运动、感觉和自主神经功能产生不同程度的影响。受损功能当中,脊髓损伤患者最渴望恢复的前 5 项包括,上肢手功能、步行功能、膀胱直肠功能、性功能和疼痛的缓解^[2]。胸腰椎骨折后上肢功能保留完好,步行功能就成为了康复的首要任务。

减重步行训练作为一种任务导向性训练是脊髓损伤后步行功能康复的重要组成部分。对于亚急性期和慢性期不完全性脊髓损伤患者,与减重步行训练结合的标准物理治疗可使患者更快地脱离步行辅助设施,并获得更快的步行速度^[3-5]。除针对下肢反复运动的任务导向性训练外,平衡功能的重建也是恢复适当站立和步行功能的前提条件之一,而核心稳定性则是其中的重要环节。

胸腰段骨折和伴随的脊髓损伤往往也会核心稳定性产生影响。临床治疗过程中,核心稳定性训练应当被作为任务导向性训练的良好补充,传统上采用的是稳定支撑面上的训练方法。最近的研究表明,不稳定支撑面上的核心稳定性训练对于平衡和步行功能的治疗效果要显著优于稳定支撑面^[6-10]。但目前尚无研究将不稳定支撑面上的核心稳定性训练应用于胸腰段脊柱骨折伴脊髓损伤的患者。本研究旨在探讨不稳定支撑面核心稳定性训练对胸腰段脊柱骨折伴不完全性脊髓损伤患者步行和平衡功能的影响。

对象与方法

一、研究对象与分组

入选标准:①胸腰段脊柱骨折伴有相应节段脊髓损伤患者,ASIA(American Spinal Injury Association)残损分级为 C 或 D 级^[11];②病程>6 个月,年龄 18~65 岁;③能够不使用矫形器和助行器独立步行 10 m,脊髓损伤步行指数 II=20 分^[12];④在康复训练的同时继续维持目前的药物和日常生活活动量;⑤同意参加研究并签署知情同意书。

排除标准:①合并其他神经系统疾病;②此前接受过使用悬吊装置、振动疗法或治疗球进行的核心肌群训练;③通过口服药物仍控制不佳的下肢痉挛;高于改

良 Ashworth 分级 2 级;④需要使用下肢矫形器维持站立和步行;⑤能够慢跑或快跑;⑥不易控制的高血压、糖尿病、直立性低血压、严重的心肺疾病、严重的泌尿系或其他部位感染性疾病,血栓性疾病(如下肢静脉血栓等);⑦较严重的骨质疏松症,脊柱肿瘤,下肢关节疼痛、活动范围明显受限,下肢外伤、不稳定性骨折,压疮或支具绑带处皮肤有损伤;⑧认知功能障碍;⑨合并前庭系统疾病者。

选取 2015 年 9 月至 2017 年 12 月在贵州省骨科医院康复医学科住院且符合上述标准的胸腰段骨折并脊髓损伤患者 40 例,其中男 26 例,女 14 例,按随机数字表法将 40 例患者分成实验组(不稳定组)和对照组(稳定组),每组患者 20 例。两组患者的性别、年龄、体重、身高、病程、受伤原因等一般资料经统计学分析,差异均无统计学意义($P>0.05$)(表 1)。本研究经贵州省骨科医院伦理委员会批准(批准号为 2015-0046)。

二、训练方法

2 组患者均接受常规的康复治疗(包括关节活动度训练和四肢肌力训练)和减重步行训练,每次训练 30~40 min,每周训练 5 d,连续训练 8 周。在此基础上,2 组患者还接受卧位和坐位下的核心稳定性训练,区别在于,实验组在不稳定支撑面上进行训练,对照组在稳定支撑面上进行训练,2 组均每日训练 1 次,每次训练 30 min,每周训练 5 d,连续训练 8 周。

稳定支撑面的卧位训练包括:①桥式运动——仰卧位,双膝关节屈曲,双足着床,伸髋、抬臀,维持躯干伸直,使肩关节、躯干、髋关节和膝关节保持在同一直线上,保持均匀呼吸,维持 10 s。②平板支撑——俯卧位,受试者双肘关节弯曲支撑于床面上,肩关节和肘关节垂直于地面,双脚踩床,身体离开床面,维持躯干伸直,使头部、肩关节、髋关节和踝关节保持在同一直线上,腹肌收紧,盆底肌收紧,脊椎延长,眼睛看向地面,保持均匀呼吸,维持 10 s。③侧方平板支撑——侧卧位以单侧肘关节和足支撑,抬起骨盆,保持头部、躯干和下肢处于同一直线上,保持均匀呼吸,维持 10 s。进行上述动作时治疗师在旁侧协助固定足部或肩部,必要时采用弹力悬吊装置的于骨盆处进行减重辅助。

不稳定支撑面的卧位训练包括:①桥式运动——

表 1 2 组患者一般资料比较

组别	例数	年龄 (岁, $\bar{x}\pm s$)	性别(例)		受教育时间 (年, $\bar{x}\pm s$)	身高 (cm, $\bar{x}\pm s$)	体重 (kg, $\bar{x}\pm s$)	伤后时间 (月, $\bar{x}\pm s$)	脊髓损伤的原因(例)		
			男	女					车祸坠	落伤	其他
实验组	20	55.95 $\pm$ 3.55	12	8	14.43 $\pm$ 2.62	166.60 $\pm$ 5.88	64.95 $\pm$ 5.50	8.10 $\pm$ 1.33	12	5	3
对照组	20	56.00 $\pm$ 4.41	14	6	14.93 $\pm$ 2.25	166.20 $\pm$ 5.15	63.85 $\pm$ 6.39	8.60 $\pm$ 1.63	14	4	2

仰卧位,将双小腿近端套入悬吊红绳(离治疗床约 30 cm),伸髋、抬臀,维持躯干的平直,使肩关节、躯干、髋关节和膝关节保持在同一直线上,保持均匀呼吸,保持 10 s。②平板支撑——俯卧位,双肘关节弯曲支撑在床面上,肩关节和肘关节垂直于地面,双小腿近端套入悬吊红绳(离治疗床约 40 cm),身体离开地面,维持躯干伸直,使头部、肩关节、髋关节和踝关节保持在同一直线上,腹肌收紧,盆底肌收紧,脊椎延长,眼睛看向地面,保持均匀呼吸,维持 10 s。③侧方平板支撑——侧卧位以单侧肘关节和足支撑,小腿近端套入悬吊红绳(离治疗床约 30 cm),抬起骨盆,保持头部、躯干和下肢处在同一直线上,保持均匀呼吸,维持 10 s。进行上述动作时治疗师在旁侧协助固定足部或肩部,必要时采用弹力悬吊装置的于骨盆处进行减重辅助。

坐位下训练(对照组坐于稳定的治疗床上,实验组坐于治疗球上):①下躯干屈曲伸展——坐于治疗床或治疗球上,骨盆前后倾斜,同时保持上躯干稳定,均匀呼吸,维持 5 s。②下躯干侧方屈曲——坐于治疗床或治疗球上,抬起一侧骨盆,保持坐位稳定,保持上躯干稳定,均匀呼吸,维持 5 s。③下躯干旋转——坐于治疗床或治疗球上,双膝部前后转动,保持坐位稳定,保持上躯干稳定,均匀呼吸,维持 5 s。④上躯干侧屈:坐于治疗床或治疗球上,腰部侧弯,单侧肘关节尽量向下,同时保持下躯干稳定,均匀呼吸,维持 5 s。⑤上躯干旋转——坐于治疗床或治疗球上,肩部前后转动,保持下躯干稳定,均匀呼吸,维持 5 s。⑥重心转移——坐于治疗床或治疗球上,双手够双侧足背,保持臀部与治疗床的接触,均匀呼吸,维持 5 s。⑦双手于肩水平前伸够物——保持臀部与治疗床的接触,均匀呼吸,维持 5 s。⑧双手于肩水平侧方够物——保持臀部与治疗床的接触,均匀呼吸,维持 5s。训练过程中需注意做好安全防护,预防跌倒发生。

三、评估指标

分别于治疗前和治疗 8 周后(治疗后),由同一名康复医师按照标准流程对 2 组患者的步行功能和立位静态平衡功能进行评估。

1.步行功能评估:采用三维步态分析仪(Software Version 1.0 型,美国 Motion Analysis 公司)进行评估^[13]。要求受试者以最舒适的速度步行 10 m,记录其跨步长、步频和舒适步速。

2.立位静态平衡功能评估:采用 Active Balance EAB-100 型平衡检测仪(日本 SAKAI 公司)进行评估^[14]。测试时嘱患者脱鞋,双脚分开并平行,站立在仪器指定部位,双脚间距 84.3 mm,双手自然下垂于身体两侧,双眼平视前方,尽量保持身体稳定。测试前,

先向受试者介绍测试注意事项,以取得合作;测试时,尽量保持室内环境安静,受试者不能讲话,不能做动作。先睁眼、后闭眼,各测试 1 min,中间间隔 30 s。获取如下相关参数:①轨迹长(whole path length, WPL);②单位时间轨迹长(unit path length, UPL);③外周面积(circumference area, CA);④矩形面积(rectangle area, RA);⑤有效值面积(effective value area, EVA);⑥X 轴移动重心中心偏差(deflection average center displacement X, DACDX);⑦Y 轴移动重心中心偏差(deflection average center displacement Y, DACDY)。以上各参数均测定其实际值及 Romberg 率(闭眼/睁眼)。

四、统计学分析方法

采用 SPSS 19.0 版统计学软件进行统计学分析,计量资料以($\bar{x} \pm s$)表示。组内比较采用配对样本 *t* 检验;组间比较采用两个独立样本 *t* 检验,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

治疗前,2 组患者的跨步长、步频和舒适步速组间比较,差异均无统计学意义($P > 0.05$)。治疗后,实验组的跨步长、步频和舒适步速均显著优于组内治疗前,差异均有统计学意义($P < 0.05$),且实验组的跨步长和舒适步速均显著优于对照组治疗后,差异均有统计学意义($P < 0.05$),但 2 组治疗后的步频组间比较,差异无统计学意义($P > 0.05$),详见表 2。

表 2 2 组步态分析参数比较($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	跨步长(m)	步频(步/s)	舒适步速(m/s)
实验组				
治疗前	20	0.45±0.16	0.91±0.50	0.23±0.18
治疗后	20	0.54±0.18 ^{ab}	1.07±0.50 ^a	0.33±0.23 ^{ab}
对照组				
治疗前	20	0.39±0.18	0.88±0.44	0.19±0.16
治疗后	20	0.46±0.18	0.88±0.43	0.22±0.17

注:与组内治疗前比较,^a $P < 0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P < 0.05$

治疗前,2 组患者静态平衡各参数组间比较,差异均无统计学意义($P > 0.05$)。治疗后,实验组轨迹长 Romberg 率和单位时间轨迹长 Romberg 率均显著优于组内治疗前,差异均有统计学意义($P < 0.05$),且实验组静态平衡各参数的 Romberg 率和 X 轴移动重心中心偏差-闭眼均显著优于对照组治疗后,差异均有统计学意义($P < 0.05$),详见表 3。

讨 论

本研究结果显示,经过 8 周的不稳定支撑面核心稳定性训练治疗,实验组患者的跨步长和舒适步速均

表 3 2 组静态平衡参数比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	轨迹长 (mm)			单位时间轨迹长 (mm)			
		睁眼	闭眼	Romberg 率	睁眼	闭眼	Romberg 率	
实验组								
治疗前	20	1236.69±525.84	2067.92±1149.85	1.80±0.52	23.85±9.69	36.78±17.88	1.80±0.52	
治疗后	20	1272.57±424.25	1838.25±705.00	1.46±0.46 ^{ab}	22.62±6.91	32.83±11.32	1.46±0.46 ^{ab}	
对照组								
治疗前	20	1491.28±938.76	2477.52±1306.54	1.85±0.92	31.37±22.18	41.29±21.78	1.85±0.92	
治疗后	20	1217.88±628.56	2303.93±852.06	2.14±0.72	21.79±10.67	41.52±14.69	2.14±0.71	
组别	例数	外周面积 (mm ²)			矩形面积 (mm ²)			
		睁眼	闭眼	Romberg 率	睁眼	闭眼	Romberg 率	
实验组								
治疗前	20	829.52±11102.98	973.74±828.16	2.59±1.12	2074.15±2551.90	2258.98±1498.03	2.48±1.04	
治疗后	20	605.90±409.10	1120.40±926.64	2.20±1.73 ^b	1476.51±1051.45	2627.98±2015.86	2.14±1.54 ^b	
对照组								
治疗前	20	815.87±1082.35	1327.98±1280.63	3.47±3.91	2101.62±2718.76	3551.71±3932.26	3.19±3.38	
治疗后	20	459.60±534.56	1574.86±1398.34	5.58±5.03	1086.19±1201.70	3690.93±3211.02	5.65±5.67	
组别	例数	有效值面积 (mm ²)			X 轴移动重心中心偏差 (mm)		Y 轴移重心中心偏差 (mm)	
		睁眼	闭眼	Romberg 率	睁眼	闭眼	睁眼	闭眼
实验组								
治疗前	20	452.82±498.13	453.60±375.50	2.12±0.89	17.63±19.47	11.05±10.22	18.55±14.65	14.41±12.35
治疗后	20	372.54±256.24	551.82±435.12	1.75±1.25 ^b	11.61±10.50	11.15±9.00 ^b	15.39±11.84	15.67±13.51
对照组								
治疗前	20	463.41±703.41	557.00±555.00	3.19±4.59	23.65±15.71	18.79±17.03	23.84±32.17	10.09±7.83
治疗后	20	257.78±272.53	769.79±743.03	4.93±4.81	16.49±10.20	24.08±16.79	15.20±12.89	19.82±15.19

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.05$

显著优于接受稳定支撑面核心稳定性训练治疗的对照组,差异均有统计学意义($P<0.05$)。该结果提示,不稳定支撑面核心稳定性训练比稳定支撑面核心稳定性训练,可更好地提高步行功能。本研究结果还显示,治疗后,不稳定组静态平衡参数中的 Romberg 率和闭眼时的 X 轴移动重心中心偏差均显著优于不稳定组,差异有统计学意义($P<0.05$),该结果提示,不稳定支撑面核心稳定性训练可改善实验组患者没有视觉反馈帮助下的立位姿势控制能力。

在行走时,躯干在三个维度上发生了系统性的平移和旋转^[15-19]。表面肌电图研究表明,一些核心肌在整个步态周期中均被激活。而一些核心肌在特定步态时相的激活程度增加;例如腹直肌、腹内斜肌和腹外斜肌在站立中期和足跟着地期时激活程度增加^[20-21]。这些均证明了将核心稳定性训练结合到步行康复中的重要性。

核心稳定的概念在 20 世纪 90 年代开始出现,主要源自于一些对背部损伤和慢性腰痛患者的研究^[22-23],这些患者表现出躯干肌肉激活时间的改变。因此核心稳定性训练最初被用于背痛和慢性腰痛的预防^[24-25]和治疗^[26-27],且训练最初是在稳定支撑面上进行的。1991 年,一种特定的训练设备(红绳训练器)被发明出来,2000 年,该设备在 Fysioterapeuten 杂志中被称为悬吊训练(Sling Exercise Training, SET)^[4]。随后,为提高治疗效果,徒手的干扰被结合到治疗中,这

种徒手干扰后来被机械振动设备所取代。最近 Kim 等^[28]的随机对照研究表明,虽然传统治疗也显示出良好的治疗效果,但悬吊训练相较于传统治疗,可更好地减轻临床脊柱不稳伴慢性腰痛患者的疼痛和残疾。

一些其它的研究也采用核心稳定性训练来进一步提高神经损伤患者的平衡和步行功能,例如多发硬化^[29]、脑瘫^[30]和脑卒中^[6-10]。其中脑卒中患者的研究进一步探索了不同支撑面上核心稳定性训练对平衡和步行功能的不同效果。

Fox 等^[29]将基于普拉提动作的核心稳定性训练应用于能够步行的多发性硬化患者,经过 12 周的治疗,进行核心稳定性训练的实验组患者的 10 m 步行测试时间显著短于进行放松治疗对照组。Unger 等^[30]将振动与核心稳定性训练相结合,对 27 例脑瘫患儿进行了 4 周的针对性治疗,最终 1 min 步行距离较治疗前显著改善。Park 等^[8]将 40 例发病半年以上的单侧中风偏瘫病例分为卧位悬吊装置躯干训练组和垫上躯干训练组,于治疗前、后采用生物反馈分析系统(AP1153 Bio-rescue, 法国)进行静态立位下重心移动面积和轨迹长度的评估,结果表明,治疗后,悬吊装置躯干训练组和垫上躯干训练组的平衡功能均较前显著提高,虽然组间差异无统计学意义,但是治疗后悬吊训练组的立位静态重心摆动面积和轨迹长度均值比垫上组改善得更多。

Lemay 等^[31]将不完全性脊髓损伤患者 17 例的步行参数与 17 例正常受试者对比,研究结果表明,不完全性脊髓损伤患者在步行时通过降低步行速度,使身体压力中心尽可能远离支撑面的边缘,以适应现有的感觉运动功能,从而降低摔倒风险。不稳定支撑面对于骨骼肌肉系统的治疗效果可能是使得肌肉肌腱复合体的长度产生了快速和较短的长度改变,通过张力性振动反射使得肌肉产生张力性收缩^[32],进而加强了通过本体感觉(不依赖视觉反馈)进行的躯干控制能力,从而使步行速度及步长得到进一步的提高。

综上所述,不稳定支撑面核心稳定性训练可显著改善胸腰段骨折并不完全性脊髓损伤患者的步行能力,疗效优于稳定支撑面训练,其机制可能是不稳定支撑面核心稳定性训练可提高患者不依赖视觉反馈的立位姿势控制能力。

参 考 文 献

- [1] Li B, Sun C, Zhao C, et al. Epidemiological profile of thoracolumbar fracture (TLF) over a period of 10 years in Tianjin, China[J]. J Spinal Cord Med, 2019, 42(2):178-183. DOI: 10.1080/10790268.2018.1455018.
- [2] Lo C, Tran Y, Anderson K, et al. Functional priorities in persons with spinal cord injury: using discrete choice experiments to determine preferences[J]. J Neurotrauma, 2016,33(21):1958-1968. DOI: 10.1089/neu.2016.4423.
- [3] Behrman AL, Harkema SJ. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies[J]. Phys Ther, 2000,80(7):688-700. DOI: 10.1053/joca.1999.0305.
- [4] Nooijen CF, Ter Hoeve N, Field-Fote EC. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach[J]. J Neuroeng Rehabil, 2009,6:36. DOI: 10.1186/1743-0003-6-36.
- [5] Wirz M, Colombo G, Dietz V. Long term effects of locomotor training in spinal humans[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2001,71(1):93-96. DOI: 10.1136/jnnp.71.1.93.
- [6] Bae SH, Lee HG, Kim YE, et al. Effects of trunk stabilization exercises on different support surfaces on the cross-sectional area of the trunk muscles and balance ability[J]. J Phys Ther Sci, 2013,25(6):741-745. DOI: 10.1589/jpts.25.741.
- [7] Jung KS, Cho HY, In TS. Trunk exercises performed on an unstable surface improve trunk muscle activation, postural control, and gait speed in patients with stroke[J]. J Phys Ther Sci, 2016,28(3):940-944. DOI: 10.1589/jpts.28.940.
- [8] Park JH, Hwangbo G. The effect of trunk stabilization exercises using a sling on the balance of patients with hemiplegia[J]. J Phys Ther Sci, 2014,26(2):219-221. DOI: 10.1589/jpts.26.219.
- [9] Yoo J, Jeong J, Lee W. The effect of trunk stabilization exercise using an unstable surface on the abdominal muscle structure and balance of stroke patients[J]. J Phys Ther Sci, 2014,26(6):857-859. DOI: 10.1589/jpts.26.857.
- [10] Karthikbabu S, Navak A, Vijayakumar K, et al. Comparison of physio ball and plinth trunk exercises regimens on trunk control and functional balance in patients with acute stroke: a pilot randomized controlled trial[J]. Clin Rehabil, 2011,25(8):709-719. DOI: 10.1177/0269215510397393.
- [11] Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011)[J]. J Spinal Cord Med, 2011,34(6):535-546. DOI: 10.1179/204577211x13207446293695.
- [12] Dittuno PL, Dittuno JF. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision[J]. Spinal Cord, 2001,39(12):654-656. DOI: 10.1038/sj.sc.3101223.
- [13] 孙嘉利,唐丹,钟世镇.三维步态分析的研究与应用[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(5):944-948. DOI: 10.3321/j.issn:1673-8225.2007.05.036.
- [14] 宋桂芸,张璞,恽晓平.平衡仪静态平衡功能参数正常参考值的建立及权重分析[J].中国康复理论与实践,2015,21(9):1069-1073. DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2015.09.018.
- [15] Krebs DE, Wong D, Jevsevar D, et al. Trunk kinematics during locomotor activities[J]. Phys Ther, 1992,72(7):505-514. DOI: 10.1097/00008526-199207000-00009.
- [16] Vogt L, Banzer W. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking[J]. Gait Posture, 1999,9(1):18-23. DOI: 10.1016/S0966-6362(98)00038-1.
- [17] Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, et al. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion[J]. J Orthop Sports Phys Ther, 2001,31(5):255-262. DOI:10.2519/jospt.2001.31.5.255.
- [18] Murray MP. Gait as a total pattern of movement[J]. Am J Phys Med, 1967,46(1):290-333. DOI: 10.1162/JCWS_r_00326.
- [19] Saunders SW, Schache A, Rath D, et al. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005,20(8):784-793. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2005.04.004.
- [20] White SG, McNair PJ. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002,17(3):177-184. DOI: 10.1016/s0268-0033(02)00007-4.
- [21] Swinnen E, Baeyens JP, Pintens S, et al. Trunk muscle activity during walking in persons with multiple sclerosis: the influence of body weight support[J]. NeuroRehabilitation, 2014,34(2):323-335. DOI:10.3233/nre-131044.
- [22] Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1996,21(22):2640-2650. DOI: 10.1097/00007632-199611150-00014.
- [23] Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb[J]. J Spinal Disord, 1998,11(1):46-56. DOI: 10.1097/00002517-199802000-00008.
- [24] Helewa A, Goldsmith CH, Lee P, et al. Does strengthening the abdominal muscles prevent low back pain--a randomized controlled trial[J]. J Rheumatol, 1999,26(8):1808-1815. DOI: doi:10.1097/00124743-199908000-00019.
- [25] Nadler SF, Malanga GA, Bartoli LA, et al. Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening[J]. Med Sci Sports Exerc, 2002,34(1):9-16. DOI: 10.1097/00005768-

200201000-00003.

- [26] Macedo LG, Maher CG, Latimer J, et al. Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review[J]. Phys Ther, 2009, 89(1): 9-25. DOI: 10.2522/ptj.20080103.
- [27] Rackwitz B, de Bie R, Limm H, et al. Segmental stabilizing exercises and low back pain. What is the evidence? A systematic review of randomized controlled trials[J]. Clin Rehabil, 2006, 20(7): 553-567. DOI: 10.1191/0269215506cr977oa.
- [28] Kim YW, Kim NY, Chang WH, et al. Comparison of the therapeutic effects of a sling exercise and a traditional stabilizing exercise for clinical lumbar spinal instability[J]. J Sport Rehabil, 2016; 1-23. DOI: 10.1123/jsr.2016-0083.
- [29] Fox EE, Hough AD, Creanor S, et al. Effects of pilates-based core stability training in ambulant people with multiple sclerosis: multicenter, assessor-blinded, randomized controlled trial[J]. Phys Ther,

2016, 96(8): 1170-1178. DOI: 10.2522/ptj.20150166.

- [30] Unger M, Jelsma J, Stark C. Effect of a trunk-targeted intervention using vibration on posture and gait in children with spastic type cerebral palsy: a randomized control trial[J]. Dev Neurorehabil, 2013, 16(2): 79-88. DOI: 10.3109/17518423.2012.715313.
- [31] Lemay JF, Duclos C, Nadeau S, et al. Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2014, 24(5): 739-746. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.04.013.
- [32] Sa-Caputo DC, Costa-Cavalcanti R, Carvalho-Lima RP, et al. Systematic review of whole body vibration exercises in the treatment of cerebral palsy: Brief report[J]. Dev Neurorehabil, 2016, 19(5): 327-333. DOI: 10.3109/17518423.2014.994713.

(修回日期: 2020-07-30)

(本文编辑: 阮仕衡)

经颅直流电刺激治疗脊髓损伤后神经病理性疼痛的疗效观察

刘璐^{1,2} 许涛¹ 李冰冰^{1,3} 汪立梅^{1,3} 王胜洁^{1,3}

¹华中科技大学同济医学院附属同济医院康复医学科, 武汉 430030; ²南方医科大学深圳医院康复医学科, 深圳 518100; ³湖北省中西医结合医院康复医学科, 武汉 430015

通信作者: 许涛, Email: rehabcc@163.com

【摘要】 目的 观察经颅直流电刺激(tDCS)对脊髓损伤(SCI)后神经病理性疼痛的治疗效果。方法 用Leeds神经性症状和体征评估量表(LANSS)、贝克抑郁量表(BDI)、简易精神状态量表(MMSE)筛选出18例神经病理性疼痛病程<2年的SCI患者。先完成1~2周基线评估,该阶段用SCI神经功能(ASIA)及视觉模拟评分法(VAS)评价病情,直至疼痛趋于稳定状态,随机分为试验组(12例)和对照组(6例)。试验组接受常规康复治疗、药物治疗和tDCS治疗(第一运动区M1区,2 mA、每次20 min、每日1次、连续5 d),对照组接受常规康复治疗 and 药物治疗。治疗前、后,采用VAS、简明疼痛评估量表(BPI)对2组患者的疼痛程度及睡眠、情绪情况进行评定。用t检验分析试验组内不同病程与疼痛缓解程度的相关性。结果 治疗前,2组患者VAS评分、BPI睡眠及情绪评分比较,差异无统计学意义($P>0.05$)。与组内治疗前比较,试验组治疗后VAS、BPI睡眠及情绪评分显著改善($P<0.05$),对照组治疗后仅BPI情绪评分优于治疗前($P<0.05$)。与对照组治疗后同指标比较,试验组VAS评分改善显著($P<0.05$)。详见表2。按照病程将试验组患者分为病程>3月组和病程<3月组,对VAS评分及病程进行相关性分析后,暂未发现病程与tDCS疗效之间存在相关性。结论 tDCS对病程<2年SCI患者的神经病理性疼痛有改善作用,暂未发现病程与tDCS疗效之间存在相关性。

【关键词】 脊髓损伤;经颅直流电刺激;神经病理性疼痛

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2020.08.012

疼痛是脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)后的常见并发症,关于SCI后疼痛发生率的研究报道差异较大,从11%到94%不等,其中1/3的患者疼痛程度严重。SCI后疼痛有多种类型,如肌肉骨骼疼痛、内脏性疼痛、神经病理性疼痛以及其他类型疼痛,其中神经病理性疼痛占全部疼痛的50%以上,严重影响患者的功能康复和生活质量。SCI后神经病理性疼痛与多种机制有关,包括自主神经系统兴奋性增强以及整个身体的代谢和生理过程的改变;且SCI后很多因素会影响疼痛程度,如情绪、睡眠、痉挛、压疮合并感染等^[1]。尽管SCI后神经病理性疼痛的机制、药物和非药物治疗研究取得了一定进展,但仍然缺乏对

此类疼痛的高效治疗方法。

非侵入性脑刺激技术有经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)、经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS),作为SCI后神经病理性疼痛的治疗方法,正获得越来越多的关注。有研究显示,tDCS、重复经颅磁刺激(repetitive transcranial magnetic stimulation, rTMS)对SCI后疼痛均有一定程度的缓解作用^[2-4],且tDCS在某些方面优于rTMS,如tDCS对皮质功能的调节效应更持久、费用更低廉、更易于临床应用等。相较于TMS,tDCS是用弱直流电流对大脑皮质以非侵入性和无痛方式进行刺激。这种技术能够调节人类运动皮质