·临床研究·

肌内效贴骨盆干预对脑卒中后骨盆前倾患者的步行和平衡能力的影响

吴燕婷　祁奇　姚加佳　袁雅欣　鹿守欣　倪嘉栋
上海市养志康复医院(上海市阳光康复中心),上海　201609
通信作者:祁奇,Email: qibuqi133@163.com

【摘要】 **目的**　探讨肌内效贴骨盆干预对脑卒中后骨盆前倾患者的骨盆倾斜角度、步行能力和平衡的影响。**方法**　将脑卒中后骨盆前倾患者 26 例按随机数字表法分为观察组(n=13)和对照组(n=13),2 组患者均接受常规康复治疗,观察组在此基础上增加骨盆处肌内效贴干预,对照组则进行骨盆处肌内效贴安慰治疗。2 组受试者均在贴扎前(干预前)和贴扎后即刻(干预后)接受骨盆倾斜角度、10 m 步行时间、步态分析(干预前、后步态时空参数的差值)和平衡能力(干预前、后稳定极限的差值)的评估。于贴扎前(干预前)和贴扎后即刻(干预后)对 2 组患者进行骨盆倾斜角度评定、10 m 步行时间测试、步态分析和平衡能力的评估。**结果**　干预后,2 组双侧骨盆倾斜角度与组内干预前比较,差异均有统计学意义(P<0.05),且观察组干预后双侧骨盆倾斜角度与对照组干预同侧比较,差异均有统计学意义(P<0.05)。干预后,观察组 10 m 步行时间为(19.55±6.51)s,与组内干预前和对照组干预后比较,差异均有统计学意义(P<0.05)。观察组步态参数中的步速、步频、步长、步幅干预前、后的差值与对照组比较,差异均有统计学意义(P<0.05)。观察组稳定极限参数中的方向控制和稳定极限总分干预前、后的差值与对照组比较,差异均有统计学意义(P<0.05)。**结论**　肌内效贴骨盆干预可即时显著地纠正脑卒中后骨盆前倾患者的骨盆角度,增加其步行速度,改善其步行和平衡功能。

【关键词】 脑卒中;　肌内效贴;　骨盆前倾;　步态;　平衡
基金项目:上海市残疾人康复科研项目(K2018026)
Funding: Rehabilitation Science Project of Shanghai Disabled Persons' Federation (K2018026)
DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.02.010

脑卒中患者常因腹部肌肉控制不足、臀部肌群力量减弱、屈髋肌紧张或竖脊肌过度激活等因素,导致骨盆前倾[1-2]。骨盆控制的弱化会影响人们的步行和平衡功能。在脑卒中偏瘫步态中,骨盆的异常抬高和倾斜角度增加非常普遍,这是由于脑卒中患者异常的运动模式和较差的运动功能所致[3]。因此,有效地改善骨盆的位置,提高骨盆的控制能力对脑卒中患者的步行和平衡功能有重要的意义。

肌内效贴现已被用于治疗骨骼肌肉疼痛和功能性异常,其具有成本较低、操作简便、疗效确切等优点[4]。本研究采用肌内效贴对脑卒中后骨盆前倾患者进行了干预,旨在为该类患者步行和平衡能力的临床康复提供参考。

资料与方法

一、一般资料

入选标准:①符合 1995 年中华医学会第四届脑血管病学术会议制定的脑卒中诊断标准[5],经 CT 和/或 MRI 证实为单侧肢体功能障碍的首次发病的脑卒中(脑梗死或脑出血)患者,病程>3 个月;②伴有骨盆前倾,骨盆倾斜角度>15°[骨盆倾斜正常范围为(11±4)°][6];③Brunnstrom 分期患侧下肢Ⅲ~Ⅴ期;④步态异常,但可独立步行≥15 m;⑤能理解并执行简单的口头指令;⑥患者病情稳定,无严重的认知障碍,简易精神状态检查量表(mini-mental state examination, MMSE)得分≥24 分;⑦签署知情同意书。

排除标准:①患有除脑卒中以外干扰步态与平衡控制的神经系统疾病;②有疼痛、运动受限或影响日常活动能力的非麻痹性下肢无力;③存在严重的重要脏器疾病,如冠心病、尿毒症等;④对贴布过敏或患有其他皮肤病;⑤存在视觉、听觉和前庭觉障碍,且未治愈者;⑥不能坚持本方案或在接受其他治疗方法者,不适宜进行本方案者。

本研究已通过同济大学附属养志康复医院医学伦理委员会审批,审批号为 YZ2019-003。选取 2019 年 7 月至 2020 年 1 月同济大学附属养志康复医院收治且符合上述标准的脑卒中后骨盆前倾患者 26 例,采用随机数字表法将其分为观察组和对照组,每组患者 13 例。2 组受试者的性别、平均年龄、平均病程、病变性质和病变侧别等一般资料组间比较,差异均无统计学意义(P>0.05),具有可比性,详见表 1。

表 1　2 组患者一般资料

组别	例数	性别(例)		平均年龄(岁,$\bar{x}\pm s$)	平均病程(月,$\bar{x}\pm s$)	病变性质(例)		病变侧别(例)	
		男	女			脑梗死	脑出血	左侧	右侧
观察组	13	8	5	61.54±13.33	11.92±11.76	11	2	7	6
对照组	13	6	7	55.69±15.01	12.62±9.99	10	3	6	7

二、试验方法

2 组患者均接受常规康复治疗,观察组在此基础上增加肌内效贴干预,对照组则进行肌内效贴安慰治疗。

1.常规康复治疗:包括物理治疗、作业治疗、言语治疗、物理因子治疗和传统康复治疗,根据受试者的功能状况选择适宜的康复治疗方案。

2.肌内效贴贴扎方法:使用江苏产通用型肌内效贴,注册号苏宁食药监械(准)字 2011 第 1640043 号。使用 3 条 I 形肌内效贴。受试者取侧卧,于稳定支撑面保持骨盆后倾状态。第一条 I 形肌内效贴应用于腹外斜肌,起于腹股沟区域,止于第十二胸椎棘突,使用 25%~50%的拉力以促进肌肉功能活化;第二条 I 形肌内效贴起于髂前上棘,应用 50%~75%的拉力止于髂后上棘,以提供机械校正效果。患者取仰卧位,屈髋屈膝,双足放置于支撑面,第三条 I 形肌内效贴贴于腹直肌,起于耻骨联合,止于剑突和第五至第七肋骨的位置,应用 25%~50%的拉力(图 1)。

图 1　观察组肌内效贴贴扎示意图

3.肌内效贴安慰贴扎方法:所使用的肌内效贴与观察组相同,但贴扎方式和拉力不同,患者取侧卧位,于稳定支撑面时应用一条 I 形肌内效贴,贴布起于髂前上棘,包裹在髂嵴周围,止于髂后上棘,不施加任何拉力(图 2)。

三、疗效评定标准

于贴扎前(干预前)和贴扎后即刻(干预后)对 2 组患者进行骨盆倾斜角度评定、10 m步行时间测试、步态分析和平衡能力的评估。评估由通过专业培训的研究人员于双盲状态下完成,同一位受试者干预前、后的评估由相同的研究人员进行。

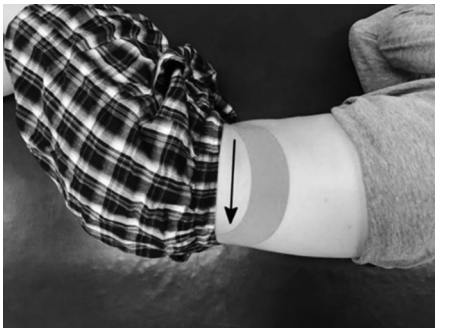

图 2　对照组肌内效贴贴扎示意图

1. 骨盆倾斜角度评定:使用美国 PAA(Performance Attainment Associates)公司生产的触诊仪(palpation meter,PALM)进行测量。在测量过程中,受试者穿着非限制性的衣服,脱下鞋子,双脚微微分开(10~12 cm),身体直立,大腿前部靠在一张稳定的桌子上。研究者触诊受试者同侧髂前上棘和髂后上棘的骨性突出部位,予以标记,再用卡钳臂的尖端对准标记位置测量并读出数据,记录为该侧的骨盆倾斜角度[8]。

2. 10 m 步行测试:受试者以最快的速度平地直线步行 14 m,2 m 点为计时起点,12 m 点为计时终点,记录受试者所需时间(单位为 s),共测试 3 次,取平均值。

3. 步态评定:采用英国 Vicon Motion Systems 公司生产的 Vicon 三维运动捕捉系统进行步态测试。试验时,8 台红外摄像机同时收集粘贴于受试者双侧髂前上棘、双侧髂后上棘、耻骨、双侧大腿中段、双侧股骨外侧髁、双侧股骨内侧髁、双侧小腿中段、双侧外踝、双侧内踝、双侧第二跖骨头和双侧跟骨的共 21 颗反光球信息。受试者首先静止站立以采集下肢参数,之后以自我选择的舒适步行速度行走,共来回行走 4 次,选取符合条件的 3 段步行资料利用运动图像解析软件获取步态时空参数,包括步长、步幅、步宽、步频、单/双支撑时间和步行速度等,记录上述指标干预前、后的差值,以此分析受试者肌内效贴干预前、后其步态的变化[9]。

4. 平衡能力评定:采用美国 NeuroCom 公司生产的 Smart Balance Master 型平衡训练测试仪进行稳定极限测试。要求受试者脱去鞋子踩在力板上,在测试过程中不能移动双足。测试时受试者需将其身体重心朝着以 45°间隔围绕的 8 个方向的目标进行转移,尽可能直接、迅速地向每个目标移动并维持对应的时间,系统在视觉上给与每个目标(每次 8 s)的时间指示。目标位置设置为基于参与者高度的预计稳定极限距离的 75%。本研究采集受试者测试过程中的反应时间、移动速度、方向控制、终点位移、最大位移和稳定极限总分值,并记录干预前、后上述指标差值,以此分析受试者肌内效贴干预前、后其平衡能力的变化[10]。

四、统计学分析

采用 SPSS 20.0 版统计软件对本研究所得数据进行分析,经正态检验和方差齐性检验,计量资料若符合检验用($\bar{x}\pm s$)表示,否则用中位数(四分位间距)表示。采用配对样本 t 检验分析组内干预前、后骨盆倾斜角度和 10 m 步行时间的变化,采用 Wilcoxon 符号秩检验分析组内干预前、后各项步态参数变化量

和稳定极限参数变化量的差异,组间比较采用独立样本 t 检验或 Mann-Whitney U 检验。以$P<0.05$为差异有统计学意义。

结　果

一、2 组患者干预前、后骨盆倾斜角度的变化情况

干预前,2 组患者双侧骨盆倾斜角度组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$)。干预后,2 组双侧骨盆倾斜角度与组内干预前比较,差异均有统计学意义($P<0.05$),且观察组干预后双侧骨盆倾斜角度与对照组干预同侧比较,差异均有统计学意义($P<0.05$),详见表 2。

表 2　2 组患者干预前、后骨盆倾斜角度比较(°,$\bar{x}\pm s$)

组别	例数	左侧骨盆倾斜度	右侧骨盆倾斜度
观察组			
干预前	13	16.00±1.96	15.62±1.19
干预后	13	8.31±3.04[ab]	8.23±2.59[ab]
对照组			
干预前	13	15.46±1.45	16.08±1.98
干预后	13	14.69±1.65[a]	15.23±1.83[a]

注:与组内干预前比较,[a]$P<0.05$;与对照组干预后同侧比较,[b]$P<0.05$

二、2 组患者干预前、后步行参数的变化情况

干预前,2 组患者 10 m 步行时间和步态参数组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$)。干预后,对照组 10 m 步行时间与组内治疗前比较,差异无统计学意义($P>0.05$),而观察组 10 m步行时间与组内干预前和对照组干预后比较,差异均有统计学意义($P<0.05$),详见表 3。表 4 可见,观察组步态参数中的步速、步频、步长、步幅干预前、后的差值与对照组比较,差异均有统计学意义($P<0.05$)。

表 3　2 组患者干预前、后 10 m 步行时间比较(s,$\bar{x}\pm s$)

组别	例数	干预前	干预后
观察组	13	22.60±7.68	19.55±6.51[ab]
对照组	13	26.65±7.30	26.55±7.52

注:与组内干预前比较,[a]$P<0.05$;与对照组干预后比较,[b]$P<0.05$

三、2 组患者干预前、后稳定极限参数差值比较

表 5 可见,观察组稳定极限参数中的方向控制和稳定极限总分干预前、后的差值与对照组比较,差异均有统计学意义($P<0.05$)。

讨　论

本研究结果显示,观察组在肌内效贴干预后其骨盆倾斜角度、10 m 步行时间较组内干预前和对照组干预后均显著改善,且其步态参数中的步速、步频、步长、步幅亦显著优于对照组,差异均有统计学意义($P<0.05$),该结果提示,肌内效贴骨盆干预对脑卒中后骨盆前倾患者的骨盆倾斜角度、步行速度和步态均有较好的促进作用。

有学者指出,骨盆前倾与步行功能呈负相关,包括步行速度、步长和步幅[11],且纠正过度前倾的骨盆有利于步行功能的改善[12],而步行速度则是衡量脑卒中患者步行能力的重要指标[13],研究表明,步行速度的调节取决于个人的速度调节策略,与步频或步幅的变化显著相关[14]。

本课题组认为,产生上述结果的作用机制可能为:2 条 I 形肌内效贴分别作用于腹外斜肌和腹直肌,鉴于肌内效贴的弹性回缩力,贴扎区域的皮肤会因运动的影响受到挤压和/或拉伸,使皮肤产生形变。这些由于机械载荷而产生的形变会刺激皮肤机械感受器,激活神经冲动,引起局部去极化,从而触发神经冲动沿着传入纤维传送到中枢神经系统[15]。因此肌内效贴可能通过增加贴扎区域肌肉的生物电活动以提高深层核心肌肉的激活程度,促进使骨盆后倾的肌肉更好地收缩,产生骨盆向后倾斜的效果。与此同时,深层核心肌群的激活也可以促进脑卒中患者的下肢功能和步行能力[16],提高步行速度[17]。因此,在本研究中,肌内效贴可能通过改变腹压激活腹内斜肌和腹横肌等深层核心肌肉,增加躯干核心稳定能力。增强的核心稳定性可能促进患者在步行时躯干和下肢的协调运动,改善向前迈步的节奏,从而步行速度增快。另一个可能的原因是,本研究中有采用第三条 I 形肌内效贴从髂前上棘以 50%~75%的拉力至髂后上棘,这对骨盆产生了一个向后的拉力。有研究认为,肌内效贴的机械矫正技术可以用于辅助肌肉、筋膜组织或关节达到其在所需位置的定位[15],因此在本研究中,肌内效贴产生的拉力在运动终止位置充当了预载荷,可能提供了机械校正效应,从而致使骨盆向后倾斜。周恩昌等[18]的研究发现,骨盆的不对称排列会影响下肢和躯干的稳定性,使步态无法正常进行,当骨盆向前倾斜时,站立位骨盆的应力会通过第 5 腰椎椎体分散到其他腰椎节段,造成腰椎生理前凸增加,同时腰椎后侧的肌群代偿性张力增加,使膝关节产生内翻改变[19]。本研究中,观察组通过肌内效贴的机械矫正作用将前倾的骨盆纠正至

表 4　2 组患者干预前、后步态参数的差值比较

组别	例数	步速(m/s)	步频(m/s)	双支撑相(s)	步长(m)	步幅(m)	步宽(m)
观察组	13	−0.11(−0.14,−0.09)[a]	−9.90(−16.05,−7.55)[a]	0.25(0.04,0.42)	−0.05(−0.07,−0.03)[a]	−0.11(−0.14,−0.05)[a]	0.00(−0.02,0.03)
对照组	13	−0.03(−0.06,0.03)	−1.30(−5.21,2.45)	0.18(−0.08,0.35)	−0.01(−0.03,0.01)	−0.03(−0.06,−0.01)	0.00(−0.03,0.03)

注:与对照组比较,[a]$P<0.05$

表 5　2 组患者干预前、后稳定极限参数的差值比较

组别	例数	反应时间(s)	移动速度(deg/s)	方向控制(%)	终点位移(%)	最大位移(%)	稳定极限总分(分)
观察组	13	0.95(−5.09,19.74)	17.69(−2.17,41.18)[a]	9.42(0.71,14.87)[a]	10.81(1.64,22.43)[a]	9.52(4.96,25.11)[a]	14.66(5.92,19.83)[a]
对照组	13	4.03(−34.11,12.88)	9.38(−8.71,23.15)	0.38(−7.99,8.56)	−2.57(−9.03,11.87)	−1.27(−7.28,17.26)	0.38(−7.99,8.56)

注:与对照组比较,[a]$P<0.05$

相对正确的位置,不仅减轻了对前凸腰椎的应力,一定程度上还可能改善了下肢应力分布,调整了骨盆与躯干的协调稳定,为步行过程中骨盆的活动提供了更多的空间。Criekinge 等[20]的研究也发现,脑卒中患者在以其最大的步行速度步行时与健康个体以其选择的速度步行具有相似的步行模式。该结果也证明了骨盆运动和步行速度之间是相互影响的关系。

本研究结果还显示,观察组稳定极限参数中的方向控制和稳定极限总分干预前、后的差值与对照组比较,差异均有统计学意义($P<0.05$)。该结果提示,肌内效贴骨盆干预可改善脑卒中后骨盆前倾患者的平衡功能。有研究指出,肌内效贴可以增加核心区域的本体感觉输入,从而激活躯干核心控制能力[21]。Kim 等的研究也提出,骨盆和腰椎活动的增加可以提高稳定性和姿势控制的极限[22]。本研究中,肌内效贴通过调整骨盆在空间上的位置,可能改善了骨盆周围肌肉力量的不均衡,促进了骨盆周围关节活动,并通过提高深层核心的激活使躯干在方向上的控制能力得以改善,从而增加了躯干摆动的速度和范围,最终起到了改善平衡功能的作用。

综上所述,肌内效贴骨盆干预可即时显著地纠正脑卒中后骨盆前倾患者的骨盆角度,增加其步行速度,改善其步行和平衡功能。本研究存在一定的局限性,具体总结有以下几点:①本研究的样本量较小,研究结果不能涵盖到所有的脑卒中患者;②骨盆倾斜度测量和 10 m 步行测试难以标准化;③本研究只进行了一次肌内效贴干预,没有对其后续的持续效果进行研究;④本研究中受试者骨盆倾斜的变化各不相同,因此在应用肌内效贴时很难将其拉力维持在相同的水平。未来的研究需要尽力解决以上问题,扩大样本量,开展周期性的肌内效骨盆贴扎治疗,并进行长时间随访以观察其临床疗效,为临床应用提供更多的依据。

参 考 文 献

[1] Chung EJ, Kim JH, Lee BH. The effects of core stabilization exercise on dynamic balance and gait function in stroke patients[J]. J Phys Ther Sci, 2013, 25(7): 803-806. DOI: 10.1589/jpts.25.803.

[2] Zawadka M, Skublewska-Paszkowska M, Gawda P, et al. What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane? A literature review[J]. Hum Mov Sci, 2018, 58: 205-218. Doi: 10.1016/j.humov.2018.02.008.

[3] Little VL, McGuirk TE, Perry LA, et al. Pelvic excursion during walking post-stroke: A novel classification system[J]. Gait Posture, 2018, 62: 395-404. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.03.052.

[4] Briem K, Eythörsdöttir H, Magnúsdóttir RG, et al. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes[J]. J Orthop Sports Phys Ther, 2011, 41(5): 328-35. DOI: 10.2519/jospt.2011.3501.

[5] 中华神经科学会,中华神经外科学会.各类脑血管疾病诊断要点[J].中华神经科杂志 1996,29(6):379-380.

[6] Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position[J]. J Orthop Sports Phys Ther, 1996, 24(3): 130-135. DOI: 10.2519/jospt.1996.24.3.130.

[7] Kang SY, Choung SD, Jeon HS. Modifying the hip abduction angle during bridging exercise can facilitate gluteus maximus activity[J]. Man Ther, 2016, 22: 211-215. DOI: 10.1016/j.math.2015.12.010.

[8] Naval DS, Syed N, Karthikbabu S. Intra-rater and inter-rater reliability of measuring pelvic tilt using the palpation meter (PALM TM) device in stroke[J]. Int J Med Health Sci, 2016, 5(4): 276-280. DOI: 10.1179/jmt.1998.6.3.130.

[9] Meldrum D, Shouldice C, Jones K, et al. A study to investigate the reliability of computerised analysis of human gait using VICON motion analysis system[J]. Gait Posture, 2012, 36(supp-S1): S80-S80. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.10.318.

[10] Chien CW, Hu MH, Tang PF, et al. A comparison of psychometric properties of the smart balance master system and the postural assessment scale for stroke in people who have had mild stroke[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2007, 88(3): 374-380. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.11.019.

[11] Kim MK, Kim SG, Shin YJ, et al. The relationship between anterior pelvic tilt and gait, balance in patient with chronic stroke[J]. J Phys Ther Sci, 2018, 30(1): 27-30. DOI: 10.1589/jpts.30.27.

[12] Wu YT, Choe YW, Peng C, et al. The immediate effects of posterior pelvic tilt with taping on pelvic inclination, gait function and balance in chronic stroke patients[J]. Korean Soc Phys Med, 2017, 12(3): 11-21. DOI: 10.13066/kspm.2017.12.3.11.

[13] Parvataneni K, Olney SJ, Brouwer B. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke[J]. Clin Biomech, 2007, 22(7): 813-820. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.03.006.

[14] Ardestani MM, Ferrigno C, Moazen M, et al. From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments[J]. Gait Posture, 2016, 46: 118-125. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.02.005.

[15] Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical theraputic applications of the kinesio taping method. 3rd edition[M]. Tokyo: Ken I Kai Co Ltd, 2003: 22-67.

[16] Haruyama K, Kawakami M, Otsuka T. Effect of core stability training on trunk function, standing balance, and mobility in stroke patients[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2017, 31(3): 240-249. DOI: 10.1177/1545968316675431.

[17] Dubey L, Karthikbabu S, Mohan D. Effects of pelvic stability training on movement control, hip muscles strength, walking speed and daily activities after stroke: a randomized controlled trial[J]. Ann Neurosci, 2018, 25(2): 80-89. DOI: 10.1159/000486273.

[18] 周恩昌,唐萍,殷浩,等.膝内翻对骨盆-腰椎矢状位序列影响的有限元分析[J].中国骨与关节损伤杂志,2017,32(12):1233-1236. DOI:10.7531/j.issn.1672-9935.2017.12.001.

[19] Van Criekinge T, Saeys W, Hallemans A, et al. Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review[J]. Gait Posture, 2017, 54: 133-143. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.004.

[20] Yazici G, Guclu-Gunduz A, Bayraktar D, et al. Does correcting position and increasing sensorial input of the foot and ankle with Kinesio Taping improve balance in stroke patients? [J]. NeuroRehabilitation, 2015, 36(3): 345-353. DOI: 10.3233/NRE-151223.

[21] Kim YD, Lee KB, Roh HL. Immediate effects of the activation of the affected lower limb on the balance and trunk mobility of hemiplegic stroke patients[J]. J Phys Ther Sci, 2015, 27(5): 1555-1557. DOI: 10.1589/jpts.27.1555.

(修回日期:2023-01-22)
(本文编辑:阮仕衡)