

视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练对脑卒中患者步行稳定性的影响

廖长艳¹, 杨波², 刘佳², 张佳佳³

【摘要】 目的:探讨视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练对脑卒中患者步行稳定性的影响。方法:将60例脑卒中患者随机分为2组(各30例),对照组采用常规训练方法训练,观察组在常规训练基础上采用视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练。比较2组治疗前后Holden步行功能分级、Fugl-Meyer平衡功能评定、患侧下肢支撑体重时间和稳定极限维持时间及范围测试。结果:治疗6周后,2组患者的Holden步行功能分级、Fugl-Meyer平衡功能评分、患侧下肢支撑体重时间和稳定极限维持范围及前方稳定极限维持时间均较治疗前数值有所提高($P < 0.05$),且观察组更高于对照组($P < 0.05$),但2组后方稳定极限维持时间改善不明显($P > 0.05$)。结论:采用视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练,可以增加患者步行的稳定性,改善平衡功能。

【关键词】 视觉反馈;稳定极限训练;上肢摆动训练;步行

【中图分类号】 R49;R473.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2020.04.008

脑卒中又称脑血管意外,是多种脑血管病变引起的脑部神经组织病变,脑卒中发生后引起的功能障碍是多方面的,常因脑损害的部位、程度和性质等不同,而出现不同程度的运动、感觉、认知等功能障碍^[1]。其中运动功能障碍主要变现为肌张力障碍、平衡和协调功能障碍及步态异常等,而平衡功能障碍则导致患者在步行过程中出现姿势不稳定,容易跌倒,导致继发性损伤,因此必须提高患者在步行过程中的稳定性。本研究主要采用视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练,改善步行稳定性,取得了较好的效果,现报道如下。

1 资料和方法

1.1 一般资料 选取2016年3月~2018年2月在中医院康复科住院的初发脑卒中患者60例,所有脑卒中患者均具备步行功能,但稳定性比较差。纳入标准^[2]:有脑卒中病史且病情稳定,符合第四届全国脑血管病学术会议提出的脑卒中诊断标准^[3];签署知情同意书;能在辅助设备或无设备支持下维持站立或完成步行;步行中存在稳定性较差;病程小于6个月,并能积极配合康复治疗。排除标准^[4]:有认知功能障碍,不理解或无法接受康复治疗的;有影响平衡功能的前庭器官的损伤或相关疾病如视野缺损或单侧忽略;不能坚持康

复治疗。将所有患者随机分为对照组和观察组,2组患者在性别、年龄、身高及病程等方面差异均无统计学意义($P > 0.05$),具有可比性,见表1。

1.2 方法 所有患者在康复治疗前均由同一资深治疗师进行评估,并经过康复治疗小组讨论制定康复治疗计划,2组患者均接受常规康复治疗方法:①运动治疗:采用神经生理学疗法如Bobath疗法、神经肌肉本体感觉促进疗法、Brunnstrom疗法对运动功能障碍进行治疗,改善肌张力、平衡、步态及协调等功能障碍;采用常规的平衡诱发训练改善平衡功能;采用核心稳定训练增加躯干肌的控制能力,采用半桥运动增加髋关节及骨盆的控制,采用患侧下肢的负重训练改善步行功能;②理疗:采用功能性电刺激、高频外周磁刺激改善足下垂,采用肌电生物反馈改善步行能力;③作业治疗:训练患者日常生活活动能力,上下楼梯训练有利于患者整体协调运动的改善,更能提高步行功能;④其他:针灸、推拿及高压氧治疗等。上述治疗每项治疗40min,每天1次,1周5d,共治疗6周。

观察组在上述常规康复治疗方法基础上增加视觉反馈稳定极限训练及上肢摆动训练,每项治疗进行约15min,每天2次,1周治疗5d,共6周。①视觉反馈稳定极限训练:训练前后方向稳定极限,患者在训练同时增加骨盆的控制。具体方式:患者面对镜子站立,脱去鞋子,穿袜,双脚分开站在地面上,与肩关节同宽,双上肢自然下垂,患者充分放松,治疗师站在患者患侧,治疗师喊口令让患者身体向前方倾斜,口令内容为:向前,让你的身体向前接触镜子。同时提醒患者倾斜过程中保持身体以直线向前,让患者慢慢移

基金项目:泰州职业技术学院科研处项目(NO. tzyky-18-22)

收稿日期:2019-07-11

作者单位:1. 泰州职业技术学院医学院,江苏泰州 225300;2. 泰州市中医院康复科,江苏泰州 225300;3. 江苏省中医院康复科,南京 210029

作者简介:廖长艳(1979-),女,讲师,主要从事运动治疗技术的教学及脑卒中康复治疗。

表 1 2组患者训练前一般情况比较

| 分组 | n | 年龄 (岁, $\bar{x} \pm s$) | 性别 (女/男, 例) | 身高 (cm, $\bar{x} \pm s$) | 损伤侧(左/右, 例) | 病程 (d, $\bar{x} \pm s$) |
|------------|----|-----------------------------|----------------|------------------------------|-------------|-----------------------------|
| 观察组 | 30 | 55.90±11.66 | 18/12 | 169.40±7.01 | 9/21 | 67.90±32.02 |
| 对照组 | 30 | 55.20±10.74 | 16/14 | 168.60±7.48 | 10/20 | 67.50±29.21 |
| χ^2/t | | 0.207 | 0.271 | 0.410 | 0.077 | 0.038 |
| p | | 0.836 | 0.602 | 0.684 | 0.781 | 0.970 |

动直至前稳定极限,并在该极限处维持一定时间,维持时间可逐渐增加,直到20s。每天训练2次,训练过程中让患者注视前方的镜子,观察在向前倾斜过程中是否出现骨盆的倾斜现象并进行控制,治疗师可给予提醒,若提醒后患者仍不能控制骨盆,治疗师可给予辅助力量帮助患者控制。用同样方法训练患者后稳定极限。②上肢摆动训练:患者在静止或步行过程中进行上肢摆动训练,增加步行稳定性。首先患者取站位,双脚分开站立,与肩关节同宽,双髋、膝关节伸展,躯干伸展,头部置于正中位,双肩处于水平位,眼睛平视前方,治疗师站在患者的患侧,让患者做上肢交替摆动练习;或让患者在原地做踏步动作,同时双上肢缓慢交替摆动,逐渐加快速度;或患者立于平行杠中,治疗师站在患者偏患侧的前方,家属在后方给予保护,治疗师在前方诱导患者上肢做交替摆动训练。若患者平衡较差,无法在步行过程中做上肢交替摆动训练,也可让患者在减重活动平板装置下做交替摆动练习,用身体固定带固定患者的腰臀部,固定带两端对称固定在悬吊支撑架上,让患者在减重的状态下向前迈步并交替摆动上肢,此方法主要适用于上肢功能恢复比较好的患者。

1.3 评定标准①Holden步行功能分级 该步行功能分级将患者步行功能分为0~5级,等级越高,提示步行稳定性越好。分级标准如下:0级:无功能,患者不能走,需要轮椅或2人协助才能步行;1级:需大量持续性帮助,患者需要双拐或需要1人不断搀扶才能行走及保持平衡;2级:需少量帮助,能行走但平衡不佳,不安全,需1人在旁给予持续或间断地接触身体维持平衡和保持安全;3级:需监护或言语指导,需1人在旁监护或用言语指导,但不接触身体;4级:平地上独立:在平地上独立步行,在楼梯或斜坡上行走需帮助;5级:完全独立,任何地方都能独立步行^[5]。1~5级记为1~5分。②Fugl-Meyer平衡功能评定:该评定是定量的评定方法,是在Brunnstrom评定的基础上发展并得到广泛使用的,主要用于脑外伤或脑卒中患者,包括支持坐位、健侧展翅反应、患侧展翅反应、支持站立、无支持站立、健肢站立、患肢站立7项评定内容,每项内容分为0~2分,每项最低分为0分,最高分为2分,总

得分最高14分,最低为0分。分数越高,提示平衡功能越好,步行中稳定性越好^[6]。③单腿站立测试:该评定方法采用静态平衡能力测量中的睁眼单足站立的测试方法。主要测量患侧下肢支撑体重的时间。患者赤足并拢站立,足尖朝前,用患侧下肢支撑站立,对侧下肢屈髋屈膝,使足离开地面。训练前后用秒表测定患侧下肢支撑体重的时间,维持时间越长,步行过程中姿势越稳定。④稳定极限时间及范围测试:维持稳定极限的时间越长,姿势越标准,说明患者的骨盆控制较好,核心稳定能力越强,从而提高步行稳定性。方法:让患者达到稳定极限范围处并维持住,用秒表记录维持时间。稳定极限范围测量用平衡评定系统进行测试,整个系统由受力平台、显示器、计算机及专用软件构成的,测试时患者双足平放于测力台上,躯干挺直,测试过程中患者不得手扶两边栏杆,按显示屏指引方向,并引导患者以踝关节为轴向前后倾斜,直至达到最大倾斜角度,系统将自动得出前后向稳定极限值,同时注意患者在前后向倾斜时足尖、足跟不要抬离测力台,重复测量3次,取平均值。

1.4 统计学方法 所有数据均使用SPSS20.0统计软件进行分析和处理,计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表述,组内比较采用配对t检验,组间比较采用独立样本t检验,计数资料采用 χ^2 检验。均以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 Holden步行功能分级治疗前 2组患者的Holden步行功能分级差异无统计学意义;经过6周的治疗后,2组患者Holden步行功能分级得分明显增加($P < 0.05$),且治疗后观察组更高于对照组($P < 0.05$),见表2。

表 2 2组患者治疗前后 Holden 步行功能分级比较
分, $\bar{x} \pm s$

| 分组 | n | 治疗前 | 治疗后 | t | P |
|-----|----|-----------|-----------|--------|--------|
| 观察组 | 30 | 2.44±0.90 | 3.63±0.49 | 8.635 | <0.001 |
| 对照组 | 30 | 2.27±0.69 | 3.23±0.63 | 16.560 | <0.001 |
| t | | 0.806 | 3.851 | | |
| p | | 0.524 | 0.001 | | |

2.2 Fugl-Meyer平衡功能评分 治疗前2组患者的Fugl-Meyer平衡功能评分差异无统计学意义;治疗后,2组患者的Fugl-Meyer平衡功能评分比治疗前明显提高($P<0.05$),而且观察组评分更高于对照组($P<0.05$),见表3。

表3 2组患者治疗前后Fugl-Meyer平衡功能评分比较
分, $\bar{x} \pm s$

| 分组 | n | 治疗前 | 治疗后 | t | P |
|-----|----|------------|------------|-------|--------|
| 观察组 | 30 | 6.93±1.17 | 7.92±0.91 | 29.41 | <0.001 |
| 对照组 | 30 | 10.23±1.19 | 13.33±0.66 | 12.75 | 0.013 |
| t | | 0.422 | 9.501 | | |
| P | | 0.675 | 0.009 | | |

2.3 单腿站立测试(患侧下肢支撑体重时间) 治疗前,2组患者的患侧下肢支撑体重时间差异无统计学意义($P>0.05$),经过治疗后,2组患者的患侧下肢支撑体重时间较治疗前明显延长($P<0.05$),但两组的差异无统计学意义($P>0.05$),见表4。

表4 2组患者治疗前后患侧下肢支撑体重时间比较
 $s, \bar{x} \pm s$

| 分组 | 治疗前 | 治疗后 | t | P |
|-----|-----------|-----------|-------|--------|
| 观察组 | 2.50±1.46 | 5.43±2.22 | 6.600 | <0.001 |
| 对照组 | 2.67±1.35 | 4.83±2.04 | 6.034 | <0.001 |
| t | 0.460 | 1.090 | | |
| P | 0.647 | 0.280 | | |

2.4 稳定极限范围和时间 治疗前,2组患者的稳定极限范围和时间差异无统计学意义($P>0.05$);治疗后,2组稳定极限范围均较治疗前明显增加($P<0.05$),且观察组明显高于对照组($P<0.05$),2组前方

稳定极限与治疗前相比也有所提高($P<0.05$),但后方稳定极限维持时间改善不明显($P>0.05$)。

3 讨论

脑卒中是严重影响人类生活质量的常见疾病,由于中枢神经系统损伤,脑卒中恢复期患者往往存留肌痉挛、姿势控制差、运动控制差、核心肌力减弱等原因导致的步态异常问题^[7]。而步行是大部分脑卒中患者期望达到的目标,因此步行功能改善则显得尤为重要。下肢运动功能包括步行功能是偏瘫患者恢复日常生活以及获得独立生活能力的主导因素,步行功能的改善可以明显地提高患者的心理健康和生存质量。

本研究中采用Holden步行功能分级来评估步行功能障碍程度,主要评估患者在步行过程中是否需要外界的辅助,能否独立完成步行;而Fugl-Meyer平衡功能评定主要评定患者的静态平衡和自动态平衡,因为患者在步行过程中需要具备自动态平衡,因此选择Fugl-Meyer评估患者步行过程中姿势的稳定,稳定极限范围测试及稳定极限维持时间测试主要评估视觉反馈稳定极限训练效果,通过稳定极限的改善来提高步行稳定性。

本研究结果显示:与常规训练方法相比,采用视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练能改善患者步行功能,提高步行稳定性,同时提高患者前后方向稳定极限的数值,步行功能得到改善。虽说患侧下肢支撑体重的时间较治疗前有所提升,但与对照组相比治疗后差异无统计学意义,说明稳定极限训练对于患侧下肢支撑时间训练效果不明显,后期可加强患侧下

表5 2组患者治疗前后稳定极限范围和时间结果比较
 $\bar{x} \pm s$

| 指标 | 稳定极限方向 | 分组 | 治疗前 | 治疗后 | t | P |
|----------------------|--------|--------------|----------------|----------------|--------|--------|
| 范围(mm ²) | 前方稳定极限 | 观察组 | 1481.80±386.19 | 3857.70±856.50 | 14.440 | <0.001 |
| | | 对照组 | 1466.90±363.22 | 2687.60±437.25 | 22.740 | <0.001 |
| | | t | 0.154 | 6.664 | | |
| | | p | 0.878 | <0.001 | | |
| 后方稳定极限 | 观察组 | 768.03±51.60 | 1851.90±132.60 | 38.970 | <0.001 | |
| | 对照组 | 760.07±59.04 | 1241.20±127.30 | 19.110 | <0.001 | |
| | t | 0.556 | 18.280 | | | |
| | p | 0.580 | <0.001 | | | |
| 时间(s) | 前方稳定极限 | 观察组 | 2.47±1.33 | 6.53±1.78 | -9.864 | <0.001 |
| | | 对照组 | 2.73±1.41 | 5.63±1.47 | -8.130 | 0.001 |
| | | t | -0.752 | 2.136 | | |
| | | p | 0.455 | 0.037 | | |
| 后方稳定极限 | 观察组 | 3.13±0.97 | 3.20±0.96 | -1.000 | 0.326 | |
| | 对照组 | 2.77±0.94 | 2.90±0.98 | -1.682 | 0.103 | |
| | t | 1.488 | 2.931 | | | |
| | p | 0.142 | 0.005 | | | |

肢的支撑训练。对于后稳定极限的维持时间虽较治疗前有所提高,但该差异无统计学意义,说明患者后方稳定极限维持时间很难得以提升,这与人在日常生活中习惯有一定的关系,因为后方稳定极限的范围本身较小,同时在操作中患者也有一定的心理恐惧,因此导致后方稳定极限的时间很难改善。虽说视觉反馈平衡仪训练也能提高患者稳定极限,改善平衡功能^[8-11],但侧重于稳定极限数值的提高,而本研究中主要关注稳定极限维持时间的长短。大多数脑卒中患者的躯干及骨盆控制能力下降,直接制约患者的平衡能力,从而影响步行的稳定性,因此脑卒中患者首先应该加强骨盆的稳定控制,提高核心稳定性,从而增加核心肌群的力量。视觉反馈稳定极限训练中,通过视觉反馈,可以防止身体前后倾斜时骨盆的代偿,提高训练效果。当患者身体向前倾斜时,腓肠肌、腘绳肌及脊柱旁肌群按顺序依次收缩维持平衡状态,防止身体进一步向前倾斜;而在后方视觉反馈稳定极限训练中,当身体向后倾斜时,胫前肌、股四头肌和腹肌按顺序依次收缩来防止身体进一步向后倾斜,因此前后稳定极限训练可以诱发上述肌肉收缩;当患者身体重心出现偏移时,人体的多个肌群将协同运动,通过踝关节协同动作和髋关节协同动作建立平衡,而当患者在稳定极限处努力维持平衡时,将调动下肢和躯干的多个关键肌群的离心性收缩,对于肌力的增强有着很大帮助^[12-13]。而在临床上,脑卒中患者在步行过程中普遍存在患侧下肢负重时间变短,大部分治疗师采用重心转移训练、单腿负重等方法进行改善,但效果不理想,主要原因是患者在步行过程中出现重心变化做自动平衡调整时,尤其是单下肢负重时身体姿势的稳定性,不仅仅需要患侧下肢负重的力量,而更多地依靠腹内外斜肌、腹直肌等深层肌肉的收缩,而通过训练前后稳定极限的范围和维持时间,可以提高上述肌群的肌肉力量、协调性及灵活性。因此通过在稳定极限处维持一定时间,诱发患者在稳定极限处身体所做出的调整,进而激活躯干深层肌肉,提高多组关键肌群的力量,提高核心控制能力,从而改善步行稳定性。上肢摆动不仅仅是惯性,也来源于神经系统的主动调节,步行过程中双上肢摆动能够提高步行稳定性,改善患者在步行过程中的姿势稳定性^[14-16]。通过

患者主动的上肢摆动,从开始的肩关节自由屈伸小范围前后摆动到后期的自由主动地交替上肢摆动,能提高上下肢的协调性,增加步行稳定性,提高平衡功能。

综上所述,脑卒中患者采用视觉反馈稳定极限训练联合上肢摆动训练能改善平衡功能,增加患者前后的稳定极限,改善步行功能。

【参考文献】

- [1] 王颖,王丽华,贾柯其. 临床康复[M]. 武汉:华中科技大学出版社,2012:128-130.
- [2] 周琪,王岩,王蓓蓓,等. 视觉反馈结合MOTOmed智能运动训练系统对脑卒中患者平衡以及步行能力的疗效观察[J]. 卒中与神经疾病,2019,26(2):186-188.
- [3] 中华神经科学会. 各类脑血管疾病诊断要点[J]. 中华神经科杂志,1996,29(6):379-380.
- [4] 沈一吉,朱迪,陈舒,等. 斜坡下减重步行训练对卒中后患者步态的疗效[J]. 中国康复理论与实践. 2018,24(7):839-842.
- [5] 章稼,王晓臣. 运动治疗技术[M]. 第2版. 北京:人民卫生出版社,2014:239-241.
- [6] 王玉龙,张秀花. 康复评定技术[M]. 第2版. 北京:人民卫生出版社,2014:112-113.
- [7] 刘鹏程. 绳带疗法对脑卒中患者恢复期步行功能的疗效观察[J]. 中国康复,2017,32(6):459-461.
- [8] 林爱翠,孔明涯. 视觉反馈训练促进平衡功能恢复的前瞻性研究[J]. 中国康复医学杂志,2014,29(4):321-323.
- [9] 叶宏,杨秋红,蔡涵,等. 视觉反馈平衡训练对卒中偏瘫患者平衡功能的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志,2012,34(1):45-47.
- [10] 徐睿华,刘琦,熊键,等. 视觉反馈平衡训练对卒中偏瘫患者平衡及功能性转移能力的影响[J]. 中国康复,2010,25(6):430-431.
- [11] 杨婷,高政,尹玉文,等. 视觉反馈平衡训练仪对于卒中偏瘫患者平衡功能影响的临床研究[J]. 中华临床医师杂志(电子版),2012,6(19):6046-6048.
- [12] 陈晓,李彦,张长杰. 稳定极限训练对改善偏瘫患者步行稳定性效果的1例报告[J]. 中国康复医学杂志,2017,32(8):952-954.
- [13] 恽晓平. 康复疗法评定学[M]. 第2版. 北京:华夏出版社,2005:370-378.
- [14] 金怡,张文通,孟殿怀. 约束手臂摆动对健康青年人步态时空参数的影响[J]. 中国康复医学杂志,2017,32(11):1227-1230.
- [15] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. The effects of arm swing on human gait stability [J]. Journal of Experimental Biology, 2010, 213(23):3945-3952.
- [16] 吴文华,林晓聪. 手臂摆动对行走时躯干运动协调的影响[J]. 福建医科大学学报,2010,44(5):315-319.