

·临床研究·

脑卒中患者跨越不同高度障碍物的运动学分析*

陈 娜¹ 毛玉蓉¹ 黄东锋¹ 李 乐^{1,2}

摘要

目的:探索脑卒中患者跨越不同高度障碍物的运动学机制。

方法:将12名脑卒中患者和12名年龄相配的健康老年人分为脑卒中组和正常组,采用英国Vicon三维运动分析系统及两个力台获得两组受试者平地行走的时空参数及跨越10%,20%,30%腿长高度障碍物的关节角度、肢端-障碍物距离等运动学参数。

结果:在跨越不同高度的障碍物时,与正常组相比,脑卒中患者骨盆左右倾斜角度增大,跟随腿膝关节屈曲角度增大,先行腿和跟随腿髋关节外展角度增加,而先行腿足跟-障碍物距离减小。

结论:跨越障碍物时,脑卒中患者采用了非正常的跨越障碍物模式,增加了能量的消耗,同时摔倒风险也增加了;可以通过三维运动分析系统发现脑卒中患者异常的跨越障碍物模式,从而纠正这种异常模式,增加躯体稳定性,减少能量消耗,提高动作完成效率。

关键词 脑卒中;跨越障碍物;三维运动分析

中图分类号:R743.3,R493 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2015)-04-0334-05

Kinematic analysis of crossing obstacle with different height following stroke/CHEN Na, MAO Yurong, HUANG Dongfeng, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2015, 30(4): 334—338

Abstract

Objective: To study the underlying kinematic mechanism of crossing obstacle with different heights following stroke.

Method: Twelve stroke subjects and 12 aged-matched healthy control subjects were recruited and divided into-stroke group and normal group. Whole-body three-dimension motion analysis system and two force plates were used to measure the spatiotemporal parameters of the walking trials as well as the angles and end-point variables when crossing obstacles of heights of 10%, 20%, and 30% leg length.

Result: Compared to the normal group, the pelvic obliquity of stroke group increased, the knee flexion angle of trailing limb and the hip abduction angle of leading and trailing limb increased, while the leading heel-obstacle distance decreased.

Conclusion: If stroke patients used abnormal crossing obstacle strategies, energy cost and fall risks increased. Three-dimension motion analysis system could be used to find the abnormal obstacle crossing pattern and to correct the pattern to enhance the body stability, reduce the energy cost and elevate the action efficiency.

Author's address Dept. of Rehabilitation Medicine, the First Affiliated Hospital, Sun Yat-sen University, 510080

Key word stroke; obstacle crossing; three-dimension motion analysis

跨越障碍物(obstacle crossing)是日常生活中一项较平地走路困难且复杂的动作,成功和安全地

跨越障碍物不仅要求先行腿或摆动肢(leading limb or swing limb)到障碍物有足够的间距(foot

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2015.04.005

*基金项目:国家自然科学基金项目(31100669)

1 中山大学附属第一医院康复医学科,广东省康复医学与临床转化工程技术研究中心,广州市越秀区中山二路58号,510080; 2 通讯作者
作者简介:陈娜,女,硕士研究生; 收稿日期:2015-02-17

clearance),还要求跟随腿或站立肢(trailing limb or stance limb)保持足够的稳定性,下肢步态轨迹相当精确并且随着障碍高度(obstacle height, OH)而不断调整^[1-4]。随着康复治疗理念的普及、康复治疗技术的发展及康复治疗的早期介入,脑卒中患者离开医院重返社会后,运动功能往往能够得到较好的改善,常能够告别轮椅、支具、拐杖等辅助步行器具。虽然大部分脑卒中患者在平地独立行走的安全性较高,跨越障碍时摔倒的几率却很大,跌倒导致损伤,这也是很多脑卒中患者再次入院的重要因素之一^[5-7]。

1 资料与方法

1.1 研究对象

选择2014年2月—2014年10月,在中山大学附属第一医院康复医学科住院及广州市越秀区白云街社区的脑卒中患者12例(男8例,女4例),年龄(57.42 ± 10.82)岁,身高(165.33 ± 66.10)cm。纳入标准:①以1995年全国第四届脑血管病学术会议通过的诊断要点为诊断标准,临床诊断为脑梗死或脑出血,并经CT或MRI检查证实;②首次发病,单侧脑损害;③生命体征稳定;④40岁 $\leq$ 年龄 $\leq$ 75岁;⑤病程大于6个月;⑥有步行功能障碍(脑卒中患者步行功能障碍标准为: <60 岁患者10m步行时间 ≥ 10 s; $60-69$ 岁患者10m步行时间 ≥ 12.5 s; ≥ 70 岁患者10m步行时间 ≥ 16.6 s,能跨过相对于自己腿长30%高度的障碍物)。⑦下肢伸直型痉挛性瘫痪(Brunnstrom分期 ≥ 3 期、下肢肌力 ≥ 3 级,Ashworth分级 ≥ 1 级);⑧下肢简化Fugl-Meyer运动功能量表评分28分或以下。

排除标准:①小脑或双侧脑损害;②既往有脑血管意外病史且遗留步行功能障碍者;③明显的认知障碍(简单精神智力量表MMSE ≤ 17 分)不能配合者;④近期下肢深静脉血栓;⑤严重的心脏问题(如充血性心衰、不可控制的高血压、近期心肌梗死);⑥合并有脑、脊髓其他部位神经损伤。选择与实验组患者年龄(± 3 岁)、性别、身高相匹配,不存在脑卒中、膝关节损伤等影响步行功能的病史,身体状况良好的老年人12例(男8例,女4例),年龄(59.25 ± 7.09)岁,身高(163.25 ± 58.20)cm,作为正常对照组。两组受试者均签署知情同意书。

1.2 实验方法

1.2.1 实验设备:采用英国Vicon三维运动检测系统记录运动学参数:6部MX13红外线摄像机固定于室内墙上进行动作捕捉,采样频率为100Hz,35颗直径25mm的反光球粘贴于受试者的骨性标志点上。动力学检测采用美国AMT OR6-7测力板2块(规格为464mm $\times$ 508mm $\times$ 83mm),采集频率为1000Hz。两者同时同步进行采集。

1.2.2 实验步骤:①受试者进入实验室后,休息5—10min;②将35颗反光小球按照准确的位置要求贴在受试者身体的骨性标志点上;③平地行走:受试者首先在平地以自己习惯的步速来回行走,采集8次数据;④跨障碍物:受试者分别跨越3个高度的障碍物(相对于腿长的10%、20%、30%)^[8-9],若障碍物被触到落地,认为跨越失败,此次采集的数据放弃,跨越每个高度的障碍物需采集至少8次数据,不干预患者选择哪侧下肢先跨越。患者在行走和跨越障碍物过程中,由治疗师在距其1m范围随行保护,以防跌倒。

1.2.3 数据分析:两组受试者平地步行及跨越3个高度障碍物的运动学数据通过Vicon三维运动检测系统自带的软件包进行处理。我们选取两组受试者平地步行时步频、步速、跨步时间、跨步长、足离地时间、单腿支撑期、双腿支撑期等时空参数进行比较。跨越障碍物实验中,将先跨过障碍物的腿定义为先行腿(leading limb),后跨越的腿为跟随腿(trailing limb)^[10],正常组中,我们选择右腿先跨过障碍物的步态周期的数据进行分析,而脑卒中组中,则选择患侧腿先跨过障碍物的步态周期。将跨过障碍物前,跟随腿足尖与障碍物间最短的水平距离定义为跟随腿足尖-障碍物距离(trailing toe-obstacle distance)^[11];将跨越障碍物时,先行腿足尖到达障碍物垂直正上方时足尖与障碍物间的垂直距离定义为先行腿足尖-障碍物垂直间距(leading foot clearance);将跨过障碍物后,先行腿足跟与障碍物间最短的水平距离定义为先行腿足跟-障碍物距离(leading heel-obstacle distance)。再将跨越障碍物时,正常组的右腿、脑卒中组患侧腿的足尖到达障碍物垂直正上方时,先行腿和跟随腿的骨盆前后倾斜(pelvic tilt)、骨盆左右倾斜(pelvic obliquity)、骨盆旋转(pelvic rota-

tion)、髋关节屈/伸(hip flexion/extension)、髋关节外展/内收(hip adduction/abduction)、髋关节旋转(hip rotation)、膝关节屈/伸(Knee flexion/extension)、踝关节跖屈/背伸(ankle plantar flexion/ dorsiflexion)角度进行比较。

1.3 统计学分析

采用SPSS 20.0统计软件进行分析。将两组受试者平地步行的时空参数、肢端-障碍物距离、跨越关节角度进行正态性检验,两组受试者平地步行步态时空参数服从正态性分布,采用独立样本*t*检验,时空参数以均数±标准差表示;肢端-障碍物距离及跨越关节角度不完全服从正态性分布,对跨越每个障碍物高度的正常组和脑卒中组的肢端-障碍物距

离及跨越关节角度分别进行Mann-Whitney *U*检验,而在两组中,分别对跨越3个高度障碍物的肢端-障碍物距离及跨越关节角度进行Kruskal-Wallis单因素方差分析,发现差异后,再进行Bonferroni两两比较,肢端-障碍物距离及跨越关节角度以中位数及四分位数间距表示。

2 结果

2.1 两组平地步行步态时空参数比较

表1为两组受试者平地步行时步频、步速、跨步时间、跨步长、足离地时间、单腿支撑期、双腿支撑期等时空参数比较。脑卒中组步频、步速、跨步时间、跨步长、双腿支撑期与正常组比较有显著性差异。

表1 两组受试者平地步行步态时空参数比较 (x±s)

组别	步频(steps/min)	步速(m/s)	跨步时间(s)	足离地(%)	单支撑期(s)	双支撑期(s)	跨步长(m)
正常组	100.87±8.87	0.92±0.14	1.20±0.11	62.40±1.79	0.44±0.06	0.29±0.06	1.09±0.09
脑卒中组	82.72±13.36	0.53±0.17	1.49±0.22	62.92±3.43	0.47±0.07	0.46±0.10	0.76±0.16
<i>P</i> 值	0.001 ^①	<0.001 ^①	0.001 ^①	0.645	0.330	<0.001 ^①	<0.001 ^①

①两组比较*P*<0.05

2.2 两组跨越关节角度组间及组内比较

表2为两组先行腿足尖到达障碍物垂直正上方时,先行腿和跟随腿的骨盆前后倾斜、骨盆左右倾斜、骨盆旋转、髋关节屈/伸、髋关节外展/内收、髋关节旋转、膝关节屈/伸、踝关节跖屈/背伸角度的比较。两组比较,组间差异示在跨越3个高度障碍物时,脑卒中组患者骨盆左右倾斜角度大于正常组(10%:*P*=0.012,20%:*P*=0.048,30%:*P*=0.042),跟随腿(10%:*P*=0.001,20%:*P*=0.02,30%:*P*=0.024)及先行腿(10%:*P*=0.005,20%:*P*=0.004,30%:*P*=0.024)髋关节外展较正常组明显,跟随腿膝关节屈曲角度大于正常组(10%:*P*=0.004,20%:*P*=0.010,30%:*P*=0.005),而先行腿膝关节屈曲角度小于正常组(10%:*P*=0.038,20%:*P*=0.041,30%:*P*=0.046);组内差异示正常组跨越30%腿长高度障碍物时的骨盆左右倾斜角度(*P*=0.001)及先行腿膝关节屈曲角度(*P*=0.011)大于跨越10%腿长高度障碍物,而脑卒中组跨越30%腿长高度障碍物时的先行腿髋关节屈曲角度(*P*=0.032)及先行腿膝关节屈曲角度(*P*=0.016)大于跨越10%腿长高度障碍物。

2.3 两组肢端-障碍物距离组间及组内比较

表3为两组跟随腿足尖-障碍物距离、先行腿足

尖-障碍物垂直间距、先行腿足跟-障碍物距离比较。比较结果示跨越3个不同高度障碍物时,脑卒中组的先行腿足跟-障碍物距离均小于正常组(10%:*P*=0.024,20%:*P*=0.010,30%:*P*=0.045)。

3 讨论

跨越障碍物分为三个时期:接近障碍物、跨越障碍物、跨越后着地。接近障碍物期是洞悉障碍物前肢体落点的调整,先行腿和跟随腿足够的垂直间距是跨越障碍物期的关键,跨越后着地期则是由结束跨越回到平地行走的开始^[12]。

脑卒中患者由于患侧关节和肌肉长期处于痉挛和少用的状态,造成肌力下降,关节活动范围缩小,以及拮抗肌发力失控等问题^[13],平地行走时,脑卒中患者步频和步速较同龄正常人变慢,跨步长缩短,跨步时间和双腿支撑期延长;而在跨越障碍物时,他们采用了非正常的跨越障碍物模式。

本研究发现跨越不同高度的障碍物时,与正常组相比,脑卒中患者骨盆左右倾斜角度增大,跟随腿膝关节屈曲角度增大。先行腿和跟随腿髋关节外展角度增加。这与脑卒中患者平地行走时的划圈步态相似,但是跨越障碍物时,这种异常的步态模式更

表2 两组跨越关节角度组间及组内比较 (例,%)

跨越关节 角度[°,中 位数(四分 位数间距)]	正常组	脑卒中组	组间差 异(p)	障碍物高度效应	
				正常组	脑卒中组
骨盆倾斜(前后)				0.370	0.881
10%	6.24(15.39)	6.64(10.56)	0.843		
20%	3.67(16.17)	4.83(7.05)	0.755		
30%	2.31(13.50)	5.53(11.16)	0.242		
骨盆倾斜(左右)				10%—30% P=0.011 ^①	0.07
10%	4.50(3.15)	8.16(7.19)	0.012 ^①		
20%	8.14(9.38)	12.12(5.87)	0.048 ^①		
30%	11.23(6.06)	14.75(5.30)	0.042 ^①		
骨盆旋转				0.991	0.825
10%	1.13(6.73)	-6.75(21.36)	0.219		
20%	1.72(12.36)	-8.16(21.38)	0.160		
30%	0.57(7.17)	-10.07(22.03)	0.101		
髋关节屈/伸 跟随腿				0.945	0.980
10%	1.65(12.78)	7.34(15.79)	0.242		
20%	4.00(13.58)	8.21(16.42)	0.319		
30%	2.26(7.89)	8.25(15.85)	0.178		
先行腿				0.171	10%—30% P=0.032 ^①
10%	65.51(17.54)	60.27(12.18)	0.378		
20%	69.20(16.20)	70.28(8.90)	0.887		
30%	75.46(18.63)	73.19(14.88)	0.671		
髋关节外展/内收 跟随腿				0.053	0.067
10%	3.68(4.80)	-3.39(4.13)	0.001 ^①		
20%	0.12(6.88)	-6.37(6.45)	0.02 ^①		
30%	-3.26(7.34)	-9.79(7.50)	0.024 ^①		
先行腿				0.218	0.636
10%	0.14(2.97)	-5.23(4.53)	0.005 ^①		
20%	0.07(2.08)	-8.40(8.54)	0.004 ^①		
30%	-2.42(5.46)	-8.03(9.10)	0.024 ^①		
髋关节旋转 跟随腿				0.777	0.831
10%	-2.38(23.56)	-13.03(17.90)	0.378		
20%	-9.75(21.30)	-17.38(18.68)	0.319		
30%	-9.65(19.36)	-13.97(18.51)	0.514		
先行腿				0.995	0.846
10%	5.26(27.41)	2.78(26.64)	0.713		
20%	-0.67(37.22)	9.32(26.06)	0.347		
30%	1.33(28.99)	9.92(22.52)	0.347		
膝关节屈/伸 跟随腿				0.739	0.889
10%	4.14(9.55)	13.60(7.77)	0.004 ^①		
20%	8.03(10.25)	13.48(6.99)	0.01 ^①		
30%	6.56(11.16)	12.44(8.40)	0.005 ^①		
先行腿				10%—30% P<0.001 ^①	10%—30% P=0.016 ^①
10%	86.60(11.19)	72.88(31.72)	0.038 ^①		
20%	97.46(15.77)	93.01(20.86)	0.041 ^①		
30%	105.64(12.11)	96.63(21.44)	0.046 ^①		
踝关节跖屈/背伸 跟随腿				0.889	0.977
10%	3.03(8.83)	7.36(6.35)	0.128		
20%	3.43(11.65)	6.20(9.95)	0.319		
30%	5.04(11.76)	5.93(10.77)	0.347		
先行腿				0.706	0.495
10%	6.90(12.78)	10.77(9.11)	0.799		
20%	7.69(16.51)	10.15(9.91)	0.713		
30%	9.88(16.15)	13.91(11.17)	0.843		

^①P<0.05

表3 两组肢端-障碍物距离组间及组内比较 (例,%)

肢端-障碍 物距离	正常组	脑卒中组	组间差 异(P)	障碍物高度效应	
				正常组	脑卒中组
跟随腿足尖-障碍物距离(%腿长)				0.710	0.628
10%	23.24(5.72)	25.25(8.80)	0.799		
20%	25.54(6.01)	22.86(3.12)	0.101		
30%	26.91(8.42)	24.25(5.75)	0.114		
先行腿足跟-障碍物距离(%腿长)				0.662	0.934
10%	17.07(9.46)	12.78(7.37)	0.024 ^①		
20%	20.18(6.95)	12.70(7.89)	0.01 ^①		
30%	20.30(5.14)	13.37(8.93)	0.045 ^①		
先行腿足尖-障碍物垂直间距(cm)				0.919	0.613
10%	18.72(5.60)	19.17(5.96)	0.843		
20%	17.38(1.79)	18.07(2.28)	0.319		
30%	16.71(3.89)	17.10(4.12)	0.932		

^①P<0.05

加显著。脑卒中后,由于患侧下肢的运动功能障碍,走路时患腿膝屈曲角度不够,足轻度内旋及下垂,足趾屈曲。起步时,先向健侧转身,将患侧骨盆抬高以提起患肢,再以患侧髋关节为轴心,直腿蹬地并向外侧划一半圆前走一步^[14-15],这种异常步行模式增加了能量的消耗^[16-18],而脑卒中患者异常的跨越障碍物模式使得其完成该任务时能量消耗更多。在跨越障碍物时,患者先行腿膝关节屈曲角度不足,患者通过将患侧骨盆抬高,并增大先行腿髋关节外展角度,以达到足够的先行腿足尖-障碍物垂直间距。而同时我们发现,跨越不同高度障碍物时,患者跟随腿髋关节外展角度及膝关节屈曲角度增大。随着障碍物的高度升高,这样并不利于先行腿获得足够的垂直间距以安全地跨越障碍物,反而有增加绊倒风险的可能,Said等^[12]认为脑卒中患者站立肢采取这种下肢屈曲模式可降低重心,以增加跨越障碍物时单腿支撑的稳定性,有利于身体整体的平衡。我们还发现,跨越不同高度障碍物时两组踝关节跖屈/背伸的显著性意义,这可能是由于跨越障碍物主要是通过髋关节的屈/伸、内收/外展、旋转及膝关节屈/伸来完成,而踝关节跖屈/背伸角度的不足可以被髋、膝关节的相关活动以补偿。

本实验结果示在跨越不同高度的障碍物时,脑卒中患者跟随腿足尖-障碍物距离、先行腿足尖-障碍物垂直间距与正常组无明显差异,而先行腿跨过障碍物后放置在离障碍物较近的位置。Said等^[12]的研究得到一致结果,并阐明这与脑卒中患者步行速度减慢有一定关系,同时脑卒中患者跟随腿膝关节

屈曲角度增大,这样使得站立肢相应“缩短”了,也是导致先行腿跨过障碍物后着地时离障碍物更近的一方面原因。当先行腿跨过障碍物后放置在离障碍物较近的位置时,由于作为先行腿的患侧下肢肌力及运动控制能力下降,患侧下肢支撑时间缩短,健侧下肢作为跟随腿没有足够的时间和空间去调整来完成跨越动作,这样就增加了跟随腿跨过障碍物时绊倒的风险。

大部分脑卒中患者在早期康复介入后,运动功能得到较好恢复,在平地独立行走的安全性较高,跨越障碍时摔倒的几率却是很大的。临床上,在患者习得正确步行方法后,要继续训练跨越障碍物、上下楼梯等较平地步行需要更高运动控制能力的任务,纠正异常跨越障碍物模式,增加躯体稳定性,减少能量消耗,提高动作完成效率。

参考文献

- [1] Harley C, Wilkie RM, Wann JP. Stepping over obstacles: attention demands and aging[J]. *Gait Posture*, 2009, 29(3): 428—432.
- [2] Said CM, Goldie PA, Patla AE, et al. Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82(12): 1712—1719.
- [3] Draganich LF, Kuo CE. The effects of walking speed on obstacle crossing in healthy young and healthy older adults[J]. *J Biomech*, 2004, 37(6): 889—896.
- [4] Barbieri FA, Dos SP, Simieli L, et al. Interactions of age and leg muscle fatigue on unobstructed walking and obstacle crossing[J]. *Gait Posture*, 2014, 39(3): 985—990.
- [5] Said CM, Goldie PA, Patla AE, et al. Balance during obstacle crossing following stroke[J]. *Gait Posture*, 2008, 27(1): 23—30.
- [6] Said CM, Galea M, Lythgo N. Obstacle crossing following stroke improves over one month when the unaffected limb leads, but not when the affected limb leads[J]. *Gait Posture*, 2014, 39(1): 213—217.
- [7] Said CM, Galea M, Lythgo N. Obstacle crossing performance does not differ between the first and subsequent attempts in people with stroke[J]. *Gait Posture*, 2009, 30(4): 455—458.
- [8] Lu TW, Chen HL, Chen SC. Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights[J]. *Gait Posture*, 2006, 23(4): 471—479.
- [9] Chen HL, Lu TW. Comparisons of the joint moments between leading and trailing limb in young adults when stepping over obstacles[J]. *Gait Posture*, 2006, 23(1): 69—77.
- [10] Chou LS, Kaufman KR, Brey RH, et al. Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights[J]. *Gait Posture*, 2001, 13(1): 17—26.
- [11] Austin GP, Garrett GE, Bohannon RW. Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion[J]. *Gait Posture*, 1999, 10(2): 109—120.
- [12] Said CM, Goldie PA, Culham E, et al. Control of lead and trail limbs during obstacle crossing following stroke[J]. *Phys Ther*, 2005, 85(5): 413—427.
- [13] Huitema RB, Hof AL, Mulder T, et al. Functional recovery of gait and joint kinematics after right hemispheric stroke[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85(12): 1982—1988.
- [14] De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, et al. Gait pattern in the early recovery period after stroke[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1996, 78(10): 1506—1514.
- [15] Hirschfeld H. Motor control of every day motor tasks: guidance for neurological rehabilitation[J]. *Physiol Behav*, 2007, 92(1—2): 161—166.
- [16] Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait[J]. *Gait Posture*, 1999, 9(3): 207—231.
- [17] Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, et al. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking[J]. *Gait Posture*, 2003, 18(2): 47—55.
- [18] Houdijk H, ter Hoeve N, Nooijen C, et al. Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks[J]. *Gait Posture*, 2010, 32(3): 321—326.