

DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2021.06.003

· 专题 ·

新型油液阻尼可调式踝足矫形器的跖屈阻尼在脑卒中患者步态中 对胸廓和骨盆运动的影响

凌华^{1,2}, 山本澄子², 蔡丽飞¹, 周昊³

1. 中国康复科学所, 北京市 100068; 2. 日本国际医疗福祉大学, 日本东京 107-8402; 3. 中国康复研究中心北京博爱医院, 北京市 100068

通讯作者: 山本澄子, E-mail: sumiko-y@iuhw.ac.jp

基金项目: 中央级公益性科研院所基本科研业务费专项资金项目(No. 2020CZ-6)

摘要

目的 探讨不同跖屈阻尼条件下踝足矫形器对脑卒中患者步态中胸廓和骨盆运动的影响。

方法 2020年6月至2021年1月, 对中国康复研究中心北京博爱医院26例脑卒中住院患者, 应用跖屈阻尼可调的油液阻尼器(OD)踝铰链的踝足矫形器, 采用三维动作捕捉系统测量步态中不同跖屈阻尼(OD1、OD2.5、OD4)对胸廓(T)和骨盆(P)的即时影响。观察初始着地(IC)、对侧足离地(CFO)、对侧初始着地(CIC)、足离地(FO)各时相骨盆和胸廓角度; 步态周期胸廓角度变化(T_{cycle})、支撑期胸廓角度变化(T_{st})和单支撑期胸廓角度变化(T_{ss})。在三个坐标轴上定义胸廓和骨盆运动角度: 前后倾(x)、侧倾(y)、旋转(z)。

结果 三种阻尼条件下承重反应期时间有显著性差异($\chi^2 = 7.923, P = 0.019$), 且OD2.5时与OD4时相比有显著性差异($P = 0.017$)。骨盆角度 P_{CFOx} 、 P_{CFOz} 、 P_{CICx} 和 P_{FOx} , 胸廓角度 T_{CFOx} 、 T_{CFOy} 、 T_{CFOz} 和 T_{FOx} , 胸廓和骨盆相对角度 TP_{ICx} 、 TP_{CFOx} 和 TP_{CICx} , 以及 T_{ss} 在三种阻尼条件下有显著性差异($\chi^2 > 6.077, P < 0.05$)。OD2.5时, 各时相骨盆前倾减少; OD4时, 骨盆前倾增加。CFO时, 胸廓前后倾和侧倾幅度OD2.5时小于OD4时($P < 0.05$), 胸廓旋转角度OD1时小于OD4时($P < 0.05$)。

结论 跖屈阻尼在脑卒中患者的步态中对胸廓和骨盆的运动产生明显影响。中等阻尼下骨盆前倾角度减少, 胸廓和骨盆姿势更为直立, 侧倾减少, 姿势改善; 阻尼过低或过高可导致骨盆前倾增大, 胸廓侧倾增大; 高阻尼下代偿性旋转运动出现, 姿势恶化。

关键词 脑卒中; 偏瘫; 步态; 跖屈阻尼; 胸廓; 骨盆; 运动学

Effect of Plantarflexion Resistance of A New Adjustable Oil Damper Joint Ankle Foot Orthosis on Thorax and Pelvis in Gait after Stroke

LING Hua^{1,2}, YAMAMOTO Sumiko², CAI Li-fei¹, ZHOU Hao³

1. China Rehabilitation Science Institute, Beijing 100068, China; 2. International University of Health and Welfare, Tokyo 107-8402, Japan; 3. Beijing Bo'ai Hospital, China Rehabilitation Research Center, Beijing 100068, China

Correspondence to YAMAMOTO Sumiko, E-mail: sumiko-y@iuhw.ac.jp

Supported by Fundamental Research Funds for Central Public Welfare Research Institutes (No. 2020CZ-6)

Abstract

Objectives To investigate the effects of different plantarflexion resistance of an ankle foot orthosis (AFO) on the motion of the thorax and pelvis during the gait of stroke patients.

Methods From June, 2020 to January, 2021, 26 stroke inpatients in Beijing Bo'ai Hospital wore AFO with oil damper (OD) ankle hinge, and measured thorax and pelvis during stroke gait under three plantarflexion resistance (OD1, OD2.5, OD4) of the AFO with a three-dimensional motion capture system. The main parameters were pelvic (P) and thoracic (T) angles at the following time or phases: initial contact (IC), contralateral foot off (CFO), contralateral initial contact (CIC), foot off (FO); the change of thoracic angle in gait cycle (T_{cycle}), the change of thoracic

作者简介: 凌华(1986-), 男, 汉族, 江西南昌市人, 博士, 助理工程师, 主要研究方向: 康复工程、生物力学、步态分析。

angle in stance phase (T_{STx}) and the change of thoracic angle in single stance phase (T_{SSx}). Thoracic and pelvic motions were defined on three coordinate axes: forward/backward tilt (x), oblique (y) and rotation (z).

Results The loading response times were significant different among different plantarflexion resistance conditions ($\chi^2 = 7.923, P = 0.019$), as well as between OD2.5 and in OD4 ($P = 0.017$). $P_{CFOx}, P_{CFOz}, P_{CICx}$ and $P_{Fox}; T_{CFOx}, T_{CFOy}, T_{CFOz}$ and T_{Fox} ; relative angle of thorax to pelvis TP_{ICx}, TP_{CFOx} and TP_{CICx} ; and T_{SSx} were significant different among three resistance conditions ($\chi^2 > 6.077, P < 0.05$). Forward tilt of pelvis decreased in condition OD2.5 and increased in condition OD4 during each timing. When CFO, the thoracic forward/backward tilt angle was less in OD2.5 than in OD4 ($P < 0.05$), the thoracic rotation angle was less in OD1 than in OD4 ($P < 0.05$).

Conclusion Plantarflexion resistance has a significant effect on the motion of the thorax and pelvis in the gait of stroke patients. Under the middle magnitude of resistance, the pelvic and thoracic posture becomes more upright, the oblique angle is reduced, showing the improvement of the upright posture. On the contrary, the pelvic forward tilt and thoracic oblique are increased when resistance become low or high, compensation of rotational motion appeared in high resistance, posture getting worse.

Key words: stroke; hemiplegia; gait; plantarflexion resistance; thorax; pelvis; kinetics

[中图分类号] R496 [文献标识码] A [文章编号] 1006-9771(2021)06-0637-08

[本文著录格式] 凌华,山本澄子,蔡丽飞,等.新型油液阻尼可调式踝足矫形器的跖屈阻尼在脑卒中患者步态中对胸廓和骨盆运动的影响[J].中国康复理论与实践,2021,27(6): 637-644.

CITED AS: LING Hua, YAMAMOTO Sumiko, CAI Li-fei, et al. Effect of Plantarflexion Resistance of A New Adjustable Oil Damper Joint Ankle Foot Orthosis on Thorax and Pelvis in Gait after Stroke [J]. Chin J Rehabil Theory Pract, 2021, 27(6): 637-644.

脑卒中后感觉、运动、认知和情绪控制功能障碍导致患者日常生活活动能力的限制。肌肉僵硬无力造成脑卒中患者的躯干支撑和平衡困难^[1]。研究表明^[2],躯干的控制影响脑卒中患者的日常生活活动、平衡和步态。

各种类型的踝足矫形器(ankle foot orthosis, AFO)通常用于改善偏瘫步态,主要目的是在支撑期维持踝关节的稳定,在摆动期保持足廓清,以进入下次初始着地^[3]。传统矫形器里,无铰链的塑料AFO(如固定式和弹性AFO)或者带金属铰链的AFO都能够在支撑期稳定踝关节和膝关节,并改善患者步行能力^[4-7]。Miyazaki等^[8]的研究测量了实验型AFO在偏瘫步态下产生的阻尼力矩,发现AFO的跖屈阻尼在下肢运动力学和运动学方面影响偏瘫患者的步态。跖屈阻尼可以影响步态中足跟滚动、踝关节滚动的进程。Yamamoto等^[3,9-10,12]和Singer等^[11]的研究表明,使用跖屈阻尼可调AFO可改善足跟滚动和踝关节滚动。跖屈阻尼合适时,承重反应期/loading response, LR会产生相应的跖屈活动来改善足跟滚动^[7]。Kobayashi等^[11,13-16]研究了不同跖屈阻力对脑卒中患者踝关节和膝关节运动学的系统性影响,发现随着跖屈阻力的增加,初始着地时的踝关节最大屈曲角和支撑中期的最大伸膝角减小,跖屈阻力的增加也导致踝关节背屈内力矩和膝关节伸膝内力矩增加。Yamamoto等^[10]测量了不同跖屈阻尼对

脑卒中患者的影响,对于油液阻尼器提供的不同阻尼条件在地面反作用力(ground reaction force, GRF)前侧分力和小腿垂直角(shank vertical angle, SVA)方面,受试者在中等阻尼行走时出现峰值,患者主诉中等阻尼时行走最舒适,低阻尼感觉不足,高阻尼主诉太硬。因此,许多研究者都建议根据患者的情况适当调整跖屈阻尼^[9-18]。总的来说,对于脑卒中患者,在足跟和踝关节滚动时,跖屈阻尼对膝关节和踝关节产生影响,对髋关节影响较小^[3-5,7,9-22]。

然而,这些发现和建议大多是基于对下肢功能的影响。脑卒中患者瘫痪侧上半身的功能受损明显^[23],躯干肌肉无力和姿势异常会影响躯干力线,异常的躯干力线会对姿势控制产生负面影响^[1, 24-25]。有研究表明^[26-30],胸廓和骨盆功能在正常行走和偏瘫步态中都起重要作用。Titus等^[25]的研究发现,脑卒中患者偏瘫侧和对侧的躯干运动存在显著不对称性,这种不对称性在整个步态周期中都不同。躯干控制作为脑卒中患者日常生活功能综合活动的早期预测指标,在步态康复中具有重要意义^[31-32]。以往的研究认为跖屈阻尼的大小须与患者个体的情况相适应,侧重于根据踝关节和膝关节运动学、运动力学参数及时空参数确定跖屈阻尼。截至2019年,只有少量研究调查不同类型的AFO对骨盆和胸廓的影响^[33]。从胸廓和骨盆运动的角度,不同跖屈阻尼对脑卒中患者偏瘫步态的影响尚不

清楚^[3,7,9,12-13]。

本研究从胸廓和骨盆的角度探讨脑卒中后不同跖屈阻尼条件下跖屈阻尼对偏瘫步态的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料

2020年6月至2021年1月在北京博爱医院住院康复治疗的脑卒中患者26例，均为男性，年龄26~75岁，病程56~331 d，均符合第四届全国脑血管病会议通过的诊断标准，并经头颅CT或MRI确诊。一般资料见表1。

表1 受试者一般资料

项目	值
性别(男/女,n)	26/0
年龄(岁)	47.1±14.2
身高(m)	1.72±0.33
体质量(kg)	74.8±9.3
体质量指数(kg/m ²)	25.2±2.6
偏瘫侧(左/右,n)	11/15
病程(d)	153.8±76.4
偏瘫侧下肢 Brunnstrom 分期(III/IV/V,n)	7/17/2
功能性步行分级(2级/3级/4级,n)	6/14/6
Fugl-Meyer 评定量表平衡部分	9.92±1.96
Berg 平衡量表	44.73±3.99

纳入标准：①发病后12个月内；②下肢Brunnstrom III期以上；③具备使用任何类型的AFO在平地上安全行走的能力，必要时使用拐杖助行。

排除标准：①基于改良Ashworth量表(modified Ashworth Scale, MAS)的严重痉挛；②本体感觉障碍；③肌肉骨骼或认知问题；④妊娠。

本研究经中国康复研究中心医学伦理委员会批准(No. 2020-002-1)。

1.2 方法

选择跖屈阻尼可调油液阻尼器踝铰链(日本川村义肢公司)定制AFO，命名为Gait Solution(GS)(图1、图2)。跖屈阻尼可调，踝关节初始角度0°~8°可调，背屈自由。油液阻尼器产生的阻尼可从1~4档无级调节，在10°跖屈的范围内阻尼为5~14 N·m，最大阻力矩档位为OD4，中等为OD2.5，最小为OD1^[19]。

使用一套由6台动作捕捉摄像机(Qualisys AB, Sweden)和2块力台(BertecCorp, USA)组成的三维运动分析系统来测量步态(图3)。根据Plug-In步态标志物

的位置，在受试者体表粘贴37个红外反射标记点。6台相机测量标记点的轨迹，采样频率200 Hz；2块力台测量GRF数据，采样频率1000 Hz。受试者穿着相同跟高的实验用鞋(图2)，穿戴GS，在OD1、OD2.5和OD4三种阻尼条件下以自然步行速度步行8 m，每种条件步行3次采集步态数据，取均值。采用心率和血氧饱和度监测受试者的疲劳情况。

1.3 数据处理

标记点轨迹和力台数据分别用6 Hz和18 Hz的second-order butterworth filter进行低通道过滤。人体节段模型由13个部分组成：头、胸、骨盆、双上臂、双前臂、双大腿、双小腿和双足。使用人体测量数据计算连接段模型每个节段的重心(center of gravity, COG)。通过对组合COG的微分运算，计算出COG速度，计算胸廓、骨盆及偏瘫侧下肢关节角度。

1.3.1 时空参数

由于大多数受试者在支撑期没有出现偏瘫侧肢体的足跟抬高，因此将支撑期分为LR、单侧支撑期(single stance, SS)和预摆动期(pre-swing, PS)，根据GRF的垂直分量进行划分。共采用8个时空参数：步行速度、偏瘫侧至非偏瘫侧的步长、非偏瘫侧至偏瘫侧的步长、步态周期时间、LR时间、SS时间、PS时间和摆动期时间，其中步长参数用身高进行标准化处理。

1.3.2 骨盆、胸廓参数

分别截取4个时刻以及3个平面内骨盆角(P)、胸廓角(T)和胸廓骨盆相对角(TP)等参数。以偏瘫侧初始着地定义为初始着地，非偏瘫侧定义为对侧，4个时刻包括初始着地(initial contact, IC)、对侧足离地(contralateral foot off, CFO)、对侧初始着地(contralateral initial contact, CIC)、足离地(foot off, FO)。如图3所示，在三个坐标轴x、y、z轴上的运动定义为：前后倾(x)、侧倾(y)、旋转(z)。x轴上，骨盆和胸廓后倾定义为正方向，前倾定义为负方向。计算步态周期胸廓角度变化(the change of thoracic angle in gait cycle, T_{cycle})、支撑期胸廓角度变化(the change of thoracic angle in stance phase, T_{stance})和单支撑期胸廓角度变化(the change of thoracic angle in single stance phase, T_{single})。

共计31个胸廓和骨盆的角度参数使用上述缩写进行描述，如骨盆在初始着地时前后倾角度简写为P_{ICx}，31项骨盆和胸廓参数以此类推。所有后期计算均使用Visual 3D(C-motion)软件处理。



图1 GS

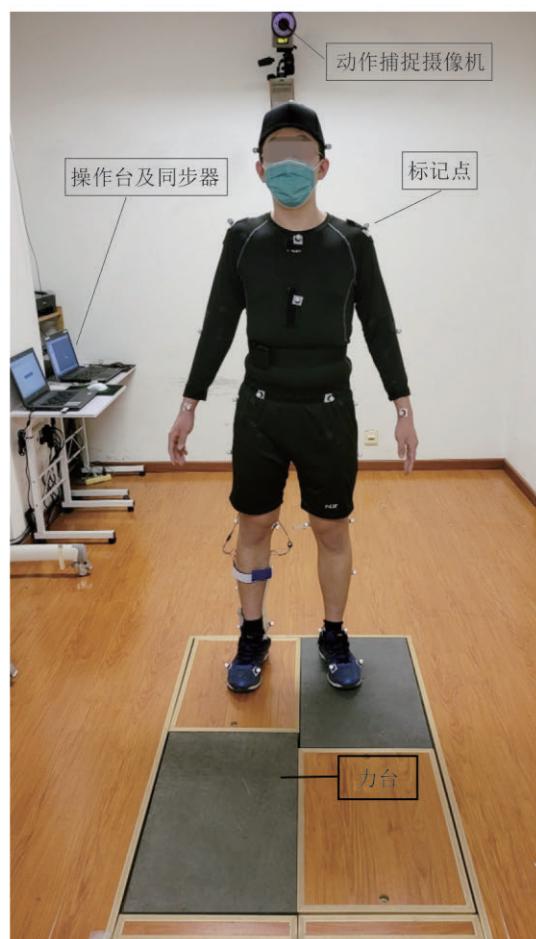
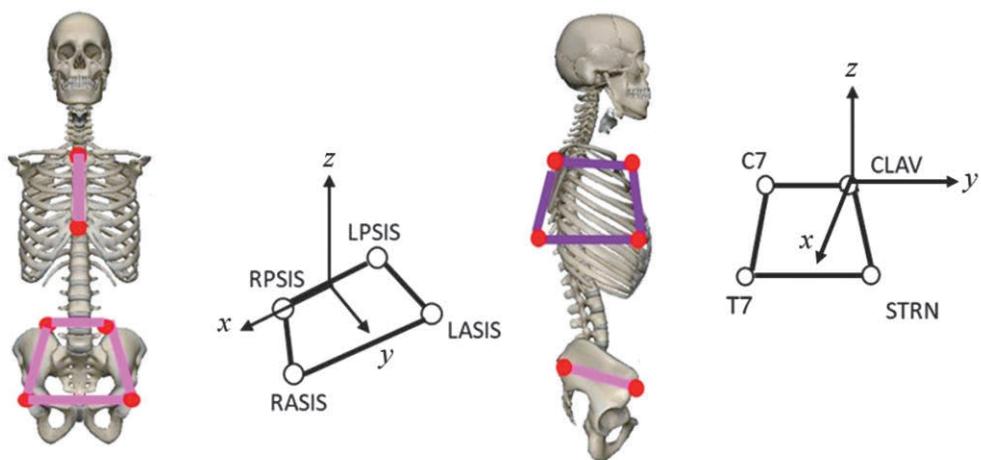


图2 受试者在实验状态穿戴GS



注: RASIS,右髂前上棘;LASIS,左髂前上棘;RPSIS,右髂后上棘;LPSIS,左髂后上棘;C7,第7颈椎;T7,第7胸椎;CLAV,锁骨中点;STRN,胸骨柄下缘

图3 骨盆和胸廓结构的定义

1.4 统计学分析

采用SPSS 23.0进行非参数检验(Friedman检验)，对OD1、OD2.5和OD4三种阻尼下的39个参数进行分析，事后采用Bonferroni法调整 α 水平进行两两比较。显著性水平 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

所有受试者均完成研究，无脱落病例。

2.1 时空参数

三种阻尼条件下，受试者LR有显著性差异($P < 0.05$)，OD2.5时与OD4时比较有显著性差异($P < 0.05$)，OD1时与OD2.5时、OD4时与OD1时无显著性差异($P > 0.05$)。见表2。

2.2 骨盆、胸廓参数

骨盆角度 P_{CFOx} 、 P_{CFOz} 、 P_{CICx} 和 P_{FOx} ，胸廓角度 T_{CFOx} 、 T_{CFOy} 、 T_{CFOz} 和 T_{FOx} ，胸廓和骨盆相对角度 TP_{ICx} 、 TP_{CFOx} 、 TP_{CICx} ，以及 T_{SSx} 在三种阻尼条件下有显著性差异($P < 0.05$)。见表3。

骨盆角度 P_{CFOx} 、 P_{CICx} 和 P_{FOx} 均于OD2.5时前倾减小，OD4时前倾增大； P_{CFOz} 在OD2.5时减小。对于 P_{FOx} ，与OD4时相比，OD2.5和OD1时骨盆前倾角度均减小($P < 0.05$)。见表3。

胸廓在CFO时，三个面内的运动均表现出显著性差异($P < 0.05$)。 T_{CFOx} 在OD2.5时小于OD4时($P < 0.05$)， T_{CFOy} 在OD2.5时大于OD4时($P < 0.05$)，说明在OD2.5条件下的胸廓后倾、侧倾角度均降低。 T_{CFOz} 随着阻尼增大而增大，OD4时明显大于OD1时($P < 0.05$)。对于 T_{FOx} ，与OD1时相比，OD2.5时胸廓处于相对更加后倾状态，OD4时更为前倾，OD4时与OD2.5时，OD4时与OD1时比较均有显著性差异($P < 0.05$)。见表3。

表2 不同阻尼条件下受试者时空参数比较

项目	OD1	OD2.5	OD4	χ^2 值	P值	P值 ^a	P值 ^b	P值 ^c
步行速度(m/s)	0.247±0.139	0.229±0.117	0.270±0.146	4.692	0.096			
步长(偏瘫侧-非瘫痪侧)(%身高)	0.158±0.053	0.151±0.050	0.156±0.049	5.615	0.060			
步长(非偏瘫侧-瘫痪侧)(%身高)	0.136±0.052	0.133±0.049	0.141±0.049	2.846	0.241			
步态周期(s)	2.282±0.599	2.332±0.581	2.149±0.628	3.308	0.191			
LR (s)	0.823±0.375	0.871±0.382	0.799±0.364	7.923	0.019	0.214	0.017	0.995
SS (s)	0.336±0.087	0.332±0.088	0.354±0.126	2.769	0.250			
PS (s)	0.560±0.257	0.553±0.233	0.557±0.275	0.077	0.962			
摆动期(s)	0.563±0.134	0.582±0.116	0.561±0.131	2.583	0.275			

注：a.OD1 vs. OD2.5；b.OD2.5 vs. OD4；c.OD4 vs. OD1

胸廓骨盆相对角度在矢状面内，在IC、CFO和CIC三个时刻，OD4时角度大于OD1和OD2.5($P < 0.05$)。结果一致性较高，均表现为OD4的胸廓骨盆相对前倾角度要大于OD1和OD2.5条件下。 TP_{FOx} 的结果与前述三项参数趋势一致，OD4条件下前倾角数值最大，但无显著性差异($P > 0.05$)。见表3。

对于 T_{SSx} ，与OD4时相比，OD2.5时前后倾角度变化减小($P < 0.05$)。见表3。

3 讨论

解剖学上骨盆初始前倾 10° ^[34]，行走时额外前倾 4° ，在冠状面上骨盆侧倾角为 4° ^[35-36]。在本研究中，每种阻尼情况下骨盆和胸廓角度的差异不大，小于 5° ，但仍能从生物力学角度影响姿势和运动，并显示出在步态中对受试者胸廓和骨盆影响的GS理想阻尼选择的不同结果。

有研究表明^[37-38]，脑卒中患者步态中的骨盆前倾增大($> 4 \text{ cm}$)，这与本研究的结果一致，在步态周期的IC、CFO、CIC、FO四个时刻，当阻尼过高(OD4)或过低(OD1)，骨盆前倾增大。这可能是跖屈力矩的过强/过弱，都将引起LR髋膝踝关节一系列的代偿运动，从而诱发骨盆的过度前倾；相反，阻尼适中(OD2.5)时骨盆前倾角度减少，这证实跖屈阻尼对于控制骨盆过前倾的作用。关于胸廓角度，研究中GS的跖屈阻尼从偏瘫侧下肢IC开始产生，主要作用于LR，其对胸廓的姿势变化差异主要体现在CFO时，此时，在x, y和z三个轴上，胸廓的角度都呈现出显著性差异。对于前后倾和侧倾运动，OD2.5时表现出更为直立和运动幅度更小的胸廓姿态，而胸廓侧向位移的减少已经被认为是脑卒中步态的改善^[39-40]。与x、y轴运动变化规律不同的是，z轴上的运动， T_{CFOz} 和 P_{C-

表3 不同阻尼条件下骨盆和胸廓角度比较(°)

项目	OD1	OD2.5	OD4	χ^2 值	P值	P值 ^a	P值 ^b	P值 ^c
P_{ICx}	-7.096±3.180	-6.734±3.214	-8.098±2.924	5.846	0.054			
P_{ICy}	2.114±3.115	1.792±2.725	1.913±2.826	0.231	0.891			
P_{ICz}	-2.082±5.930	-2.400±5.850	-1.686±5.854	0.077	0.962			
P_{CFOx}	-10.241±4.463	-9.834±4.418	-10.614±4.493	8.240	0.016	0.198	0.014	0.967
P_{CFOy}	-3.813±2.971	-3.745±3.004	-3.693±2.661	2.846	0.241			
P_{CFOz}	3.205±5.634	3.030±5.274	4.556±5.511	6.077	0.048	1.000	0.214	0.055
P_{CICx}	-11.382±4.489	-10.628±4.635	-12.049±4.674	19.760	<0.001	0.359	<0.001	0.014
P_{CICy}	-1.664±2.781	-1.865±2.354	-1.386±3.114	0.560	0.756			
P_{CICz}	0.079±5.251	0.128±5.150	-0.031±4.724	1.040	0.595			
P_{FOx}	-10.966±3.659	-10.122±4.081	-11.989±4.027	29.308	<0.001	0.038	<0.001	0.011
P_{FOy}	1.295±2.735	1.211±2.616	1.174±3.449	0.077	0.962			
P_{FOz}	-5.168±5.067	-5.425±5.049	-5.469±5.187	1.000	0.607			
T_{ICx}	1.793±4.071	1.540±4.105	1.453±3.783	2.077	0.354			
T_{ICy}	0.719±3.176	1.165±3.205	1.138±2.878	2.154	0.341			
T_{ICz}	-2.194±4.550	-2.047±4.680	-1.408±4.711	3.769	0.152			
T_{CFOx}	0.351±3.909	0.092±3.821	0.801±4.131	10.692	0.005	0.080	0.004	0.995
T_{CFOy}	-4.202±2.775	-3.411±2.980	-4.502±2.502	12.538	0.002	0.055	0.002	0.802
T_{CFOz}	2.875±4.447	3.078±4.227	4.625±4.033	14.077	0.001	0.288	0.113	0.001
T_{CICx}	-0.902±3.761	-0.320±4.051	-1.137±4.039	4.923	0.085			
T_{CICy}	-3.341±2.732	-3.207±2.761	-3.148±2.719	1.000	0.607			
T_{CICz}	1.637±4.236	1.755±4.283	2.401±4.531	0.538	0.764			
T_{FOx}	0.039±3.462	0.353±3.728	-1.008±3.885	12.000	0.001	1.000	0.001	0.029
T_{FOy}	0.412±2.866	0.763±2.941	0.391±2.826	0.923	0.630			
T_{FOz}	-3.186±4.520	-3.310±4.665	-3.390±4.846	1.462	0.482			
TP_{ICx}	8.315±5.546	7.727±5.623	9.075±5.030	13.462	0.001	1.000	0.002	0.017
TP_{CFOx}	10.060±5.714	9.362±5.768	11.081±5.343	22.640	<0.001	0.967	<0.001	0.001
TP_{CICx}	9.708±5.961	9.549±5.909	10.301±5.789	8.720	0.013	1.000	0.022	0.049
TP_{FOx}	10.101±5.967	9.615±6.135	10.049±5.737	1.923	0.382			
T_{cyclex}	6.029±2.670	6.164±2.716	6.241±2.435	0.077	0.962			
T_{STx}	5.681±2.696	5.512±2.790	5.510±2.493	1.000	0.607			
T_{SSx}	2.013±0.705	1.800±0.683	2.259±0.948	8.385	0.015	1.000	0.025	0.055

注: a. OD1 vs. OD2.5; b. OD2.5 vs. OD4; c. OD4 vs. OD1; 正值表示后倾、向非瘫痪侧倾斜、向非瘫痪侧旋转, 相反方向为负值

F_{Oz} 随阻尼增大而增大。阻尼适中的OD2.5在LR的过程中有利于减少胸廓前后倾斜, 保持步行中胸廓的直立, T_{SSx} 的减少和胸廓相对骨盆角度的减少也佐证了这一点。CFO时, 偏瘫侧在LR过程中, 在跖屈阻尼的影响下完成跟着地到足平放的过程。有研究表明^[10,33], 阻尼过大时(OD4)会引起膝关节的快速屈曲, 减少踝关节跖屈角度, 加速LR过程。本研究中, OD4条件下步行速度增大, LR时间显著减少, 表明其进程在高阻尼作用下被加速, 胸廓和骨盆旋转随着

跖屈阻尼的增大而增大。结合来看, CFO时胸廓和骨盆的旋转角度增大可以推测为下肢对于高跖屈阻尼反应为快速屈膝的趋势, 快速屈膝增加屈髋角度和大腿的后倾角, 骨盆和胸廓的旋转动作也随之进行代偿。同时, 步行速度的增加在矫形器应用下的偏瘫步态中是否作为核心评价指标有待进一步讨论。

可调跖屈阻尼的AFO是基于步态中下肢足跟轴滚动功能设计的, 在本研究之前, 其对胸廓和骨盆运动的影响尚不清楚。本研究表明, 踝关节跖屈阻尼的变

化可对骨盆前后倾角度产生影响。在LR结束时，对骨盆和胸廓的前后倾、侧倾以及旋转均产生影响。适当的阻尼下骨盆前倾角度减少，胸廓侧倾减少，胸廓姿势更为直立，姿势改善。反之，不适当阻尼下骨盆前倾、胸廓前后倾和胸廓侧倾增大，均提示姿势的恶化，在对侧足离地时尤为明显。总之，可调跖屈阻尼的AFO在脑卒中患者的步态中对胸廓和骨盆的运动产生明显影响，适当的阻尼可改善胸廓和骨盆运动。

本研究有一些局限性。首先，研究测量的为即时效果，患者经过一段时间的适应性使用和训练后的效果可能更为显著或发生一些变化。其次，由于样本量较小及受试者个人意愿原因，本次实验者全部为男性。

利益冲突声明：所有作者声明不存在利益冲突。

[参考文献]

- [1] KIM E J, LEE K B, HWANG B Y. Effects of upper extremity training in a standing position on trunk alignment in stroke patients [J]. *J Phys Ther Sci*, 2016, 28(9): 2426-2429.
- [2] WEE S K, HUGHES A M, WARNER M B, et al. Effect of trunk support on upper extremity function in people with chronic stroke and people who are healthy [J]. *Phys Ther*, 2015, 95(8): 1163-1171.
- [3] YAMAMOTO S, HAGIWARA A, MIZOBE T, et al. Gait improvement of hemiplegic patients using an ankle-foot orthosis with assistance of heel rocker function [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2009, 33(4): 307-323.
- [4] GOK H, KUCUKDEVICI A, ALTINKAYNAK H, et al. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait [J]. *Clin Rehabil*, 2003, 17(2): 137-139.
- [5] DE WIT D C, BUURKE J H, NIJLANT J M, et al. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial [J]. *Clin Rehabil*, 2004, 18(5): 550-557.
- [6] GUERRA PADILLA M, MOLINA RUEDA F, ALGUACIL D-EGO I M. Effect of ankle-foot orthosis on postural control after stroke: a systematic review [J]. *Neurologia*, 2014, 29(7): 423-432.
- [7] DARYABOR A, ARAZPOUR M, AMINIAN G. Effect of different designs of ankle-foot orthoses on gait in patients with stroke: a systematic review [J]. *Gait Posture*, 2018, 62: 268-279.
- [8] MIYAZAKI S, YAMAMOTO S, EBINA M, et al. A system for the continuous measurement of ankle joint moment in hemiplegic patients wearing ankle-foot orthoses [J]. *Front Med Biol Eng*, 1993, 5(3): 215-232.
- [9] YAMAMOTO S, FUCHI M, YASUI T. Change of rocker function in the gait of stroke patients using an ankle foot orthosis with an oil damper: immediate changes and the short-term effects [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2011, 35(4): 350-359.
- [10] YAMAMOTO S, TOMOKIYO N, YASUI T, et al. Effects of plantar flexion resistive moment generated by an ankle-foot orthosis with an oil damper on the gait of stroke patients: a pilot study [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2013, 37(3): 212-221.
- [11] SINGER M L, KOBAYASHI T, LINCOLN L S, et al. The effect of ankle-foot orthosis plantarflexion stiffness on ankle and knee joint kinematics and kinetics during first and second rockers of gait in individuals with stroke [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(9): 1077-1080.
- [12] YAMAMOTO S, IBAYASHI S, FUCHI M, et al. Immediate-term effects of use of an ankle-foot orthosis with an oil damper on the gait of stroke patients when walking without the device [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2015, 39(2): 140-149.
- [13] KOBAYASHI T, LEUNG A K, AKAZAWA Y, et al. Design of a stiffness-adjustable ankle-foot orthosis and its effect on ankle joint kinematics in patients with stroke [J]. *Gait Posture*, 2011, 33(4): 721-723.
- [14] KOBAYASHI T, LEUNG A K, AKAZAWA Y, et al. The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke [J]. *Gait Posture*, 2013, 37(3): 457-459.
- [15] KOBAYASHI T, ORENDRUFF M S, SINGER M L, et al. Reduction of genu recurvatum through adjustment of plantarflexion resistance of an articulated ankle-foot orthosis in individuals post-stroke [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016, 35: 81-85.
- [16] KOBAYASHI T, SINGER M L, ORENDRUFF M S, et al. The effect of changing plantarflexion resistive moment of an articulated ankle-foot orthosis on ankle and knee joint angles and moments while walking in patients post stroke [J]. *Clin Biomed (Bristol, Avon)*, 2015, 30(8): 775-780.
- [17] KOBAYASHI T, ORENDRUFF M S, SINGER M L, et al. Contribution of ankle-foot orthosis moment in regulating ankle and knee motions during gait in individuals post-stroke [J]. *Clin Biomed (Bristol, Avon)*, 2017, 45: 9-13.
- [18] KOBAYASHI T, ORENDRUFF M S, HUNT G, et al. An articulated ankle-foot orthosis with adjustable plantarflexion resistance, dorsiflexion resistance and alignment: a pilot study on mechanical properties and effects on stroke hemiparetic gait [J]. *Med Eng Phys*, 2017, 44: 94-101.
- [19] YAMAMOTO S, HAGIWARA A, MIZOBE T, et al. Devel-

- opment of an ankle-foot orthosis with an oil damper [J]. Prosthet Orthot Int, 2005, 29(3): 209-219.
- [20] KON K, HAYAKAWA Y, SHIMIZU S, et al. Effect of heel pressure pad attached to ankle-foot orthosis on the energy conversion efficiency in post-stroke hemiplegic gait [J]. J Phys Ther Sci, 2015, 27(5): 1341-1345.
- [21] YOKOYAMA O, SASHIKA H, HAGIWARA A, et al. Kinematic effects on gait of a newly designed ankle-foot orthosis with oil damper resistance: a case series of 2 patients with hemiplegia [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86(1): 162-166.
- [22] MOJICA J A, NAKAMURA R, KOBAYASHI T, et al. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients [J]. Tohoku J Exp Med, 1988, 156(4): 395-401.
- [23] NAKAYAMA H, JORGENSEN H S, RAASCHOU H O, et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1994, 75(4): 394-398.
- [24] SHARMA V, KAUR J. Effect of core strengthening with pelvic proprioceptive neuromuscular facilitation on trunk, balance, gait, and function in chronic stroke [J]. J Exerc Rehabil, 2017, 13(2): 200-205.
- [25] TITUS A W, HILLIER S, LOUW Q A, et al. An analysis of trunk kinematics and gait parameters in people with stroke [J]. Afr J Disabil, 2018, 7: 310.
- [26] DE BUJANDA E, NADEAU S, BOURBONNAIS D. Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke [J]. J Stroke Cerebrovasc Dis, 2004, 13(2): 58-69.
- [27] TYSON S F. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids [J]. Clin Rehabil, 1999, 13(4): 295-300.
- [28] DE QUERVAIN I A, SIMON S R, LEURGANS S, et al. Gait pattern in the early recovery period after stroke [J]. J Bone Joint Surg Am, 1996, 78(10): 1506-1514.
- [29] BORGHESE N A, BIANCHI L, LACQUANITI F. Kinematic determinants of human locomotion [J]. J Physiol, 1996, 494 (Pt 3): 863-879.
- [30] KREBS D E, WONG D, JEVSEVAR D, et al. Trunk kine-
matics during locomotor activities [J]. Phys Ther, 1992, 72(7): 505-514.
- [31] HSIEH C L, SHEU C F, HSUEH I P, et al. Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients [J]. Stroke, 2002, 33(11): 2626-2630.
- [32] ISHO T, USUDA S. Association of trunk control with mobility performance and accelerometry-based gait characteristics in hemiparetic patients with subacute stroke [J]. Gait Posture, 2016, 44: 89-93.
- [33] YAMAMOTO S, TANAKA S, MOTOJIMA N. Comparison of ankle-foot orthoses with plantar flexion stop and plantar flexion resistance in the gait of stroke patients: a randomized controlled trial [J]. Prosthet Orthot Int, 2018, 42(5): 544-553.
- [34] MURRAY M P, MOLLINGER L A, GARDNER G M, et al. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking [J]. J Orthop Res, 1984, 2(3): 272-280.
- [35] MURRAY M P, KORY R C, SEPIC S B. Walking patterns of normal women [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1970, 51(11): 637-650.
- [36] MURRAY M P, DROUGHT A B, KORY R C. Walking patterns of normal men [J]. J Bone Joint Surg Am, 1964, 46: 335-360.
- [37] LABORDE A, CAILLET F, EYSSETTE M, et al. 3D preliminary analysis gait in stroke patients: knee flexion in compensatory strategies [J]. Ann Readapt Med Phys, 2003, 46(3): 132-137.
- [38] CHEN C L, CHEN H C, TANG S F, et al. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2003, 82(12): 925-935.
- [39] CRUZ T H, DHAHER Y Y. Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke [J]. Gait Posture, 2009, 30 (3): 312-316.
- [40] WANG C H, HSUEH I P, SHEU C F, et al. Discriminative, predictive, and evaluative properties of a trunk control measure in patients with stroke [J]. Phys Ther, 2005, 85(9): 887-894.

(收稿日期:2021-03-15 修回日期:2021-05-11)