

文章编号:1004-7220(2013)04-0379-09

儿童背不同质量书包步态终止时动力学分析

莫仕围^{1,2}, 李静先^{2,3,4}

(1. 温岭体育局 国民体质监测与体育科研中心, 浙江 台州 317500; 2. 天津体育学院 运动与健康科学系, 天津 300381; 3. School of Human Kinetics, University of Ottawa, Ottawa, Canada; 4. 上海体育学院 运动科学学院, 上海 200438)

摘要: **目的** 了解儿童步态终止时动力学特征, 比较有计划步态终止 (planned gait termination, PGT) 和急停 (unplanned gait termination, UPGT) 时的差异, 以及书包质量对儿童步态终止的影响。 **方法** 通过室内模拟步态终止发生场景, 经两个三维测力台记录 12 名男孩 (年龄 9.85 ± 1.34 岁, 身高 140.89 ± 11.57 cm, 体重 34.96 ± 9.62 kg) 背不同质量书包完成 PGT 和 UPGT 过程中地面反作用力及足底压力中心 (center of pressure, COP) 位移变化。 **结果** PGT 和 UPGT 过程中地面反作用力曲线与行进中步态有明显差异, 地面反作用力峰值和 COP 偏移均显著大于行进中步态, 且差异随书包质量增加而增大, 背 15% 体重 (15% BW) 书包急停时最大。 **结论** 儿童在步态终止时地面反作用力趋向有利于完成步态终止的方向变化, 但身体所受冲击力可能随之增大, 且随书包质量增加而增大; 步态终止时控制姿势平衡的难度加大。建议儿童宜减轻书包质量, 可能有助预防突发干扰时发生意外伤害。

关键词: 步态终止; 步态分析; 儿童; 书包; 姿势; 动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Kinetics analysis on gait termination for children with backpacks

MO Shi-wei^{1,2}, LI Jing-xian^{2,3,4} (1. *Research Center for Public Physical Fitness & Sports Science, Administration of Sport of Wenling, Taizhou 317500, Zhejiang, China*; 2. *Department of Exercise & Health, Tianjin University of Sport, Tianjin 300381, China*; 3. *School of Human Kinetics, University of Ottawa, Ottawa, Canada*; 4. *School of Kinesiology, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China*)

Abstract: Objective To understand kinetics characteristics of gait termination for children with backpacks, and compare the difference between planned gait termination (PGT) and unplanned gait termination (UPGT) as well as effects of backpack carrying by children at the moment of gait termination. **Methods** Twelve boys (age 9.85 ± 1.34 years old, height 140.89 ± 11.57 cm, weight 34.96 ± 9.62 kg) were recruited in this study. The gait termination scene in real life was simulated in the lab by the subjects who were required to carry different backpacks, while the parameters of ground reaction force and center of pressure (COP) during PGT and UPGT were recorded by two 3D force plates. **Results** There were significant differences in the peak ground reaction force curve between gait termination and normal walking. Meanwhile the peak ground reaction force and COP shifting during PGT and UPGT were both significantly larger than those during normal walking, and the values were increased with the increase of backpack load. The maximum ground reaction force and COP shifting were found during UPGT while the subject was carrying backpack equal to 15% of the body weight (15% BW). **Conclusions** The change of ground reaction force was useful for gait termination, but children will suffer much more impact force during both PGT and UPGT, and make the control on postural balance more difficult, which could be dangerous with the increase of backpack load. It is advised that children should lighten their backpack loads, which will be helpful to prevent accidental injuries during suddenly external disturbance.

Key words: Gait termination; Gait analysis; Children; Backpack; Posture; Kinetics

收稿日期:2013-01-04; 修回日期:2013-02-18

基金项目:天津体育学院科研启动基金项目。

通信作者:李静先, 教授, 博士研究生导师, E-mail: jli@uottawa.ca。

行进中,跌倒是危害人类健康的常见因素之一。绝大多数跌倒发生于日常活动和步行空间状态转换^[1-2](如终止步行)时;需要快速姿势反应(如突发外界干扰)时,步行者跌倒的风险可能增加。Hase等^[3]指出,急停时跌倒风险显著增高。Cao等^[4]认为,行进中为避免与意外障碍物碰撞而急停时的姿势控制系统所面临的难度比跨越高度较低的障碍物或转身时大。通常突发外界干扰时,安全有效的步态终止能阻止向前跌倒^[3]及避免碰撞。步态终止(gait termination, GT)是双足交替行走到静止站立的过渡阶段,是一种动态平衡被打破到恢复至静态平衡的过程。其中,步行至指定目的地而自然发生的停止为有计划步态终止(planned gait termination, PGT);突发干扰,如避免碰撞等时发生的快速停止为急停(unplanned gait termination, UPGT)。因耗时短、但又较行进中步态复杂(包含行走、静止及中间调整过渡阶段的全部生物力学特征)、且对维持平衡和控制姿势稳定的能力要求更高等,步态终止已被作为研究平衡和姿势控制能力变化的手段之一。国外,步态终止主要用于研究帕金森病患者^[5]、II型糖尿病伴周围神经病变患者^[6]、小脑共济失调患者^[7]、踝关节不稳患者^[8]、平衡功能障碍患者^[9]及老年人^[10]的平衡与姿势控制问题,以及工效学和体育科学应用领域鞋履功能研究^[11-12]等,而国内鲜见相关资料。当前对步态终止自身生物力学特点的研究并不全面。宋航等^[13]对人体停止步态进行描述性分析,但仅止于有计划步态终止;Hase等^[3]阐明急停的3个主要生物力学机制,但缺少动力学特征分析;Bishop等^[14]仅从肌电图学角度分析步态终止时下肢肌肉的活动特点。上述所有研究资料均以成年人为研究对象,而通过PubMed(Medline)的检索结果则发现,仅Ridge等^[15]发表过一篇以未成年人(平均年龄 (14.3 ± 2.1) 岁)为对象的文献,指出急停时,儿童主要依赖髌/膝关节的屈伸策略来终止步行,并认为在较短时间内产生足够大的关节力矩是快速安全终止步行的必要条件。

从运动控制角度分析,终止是中枢神经系统“开始预判到控制协调直至抑制向前动量”的一个过程^[16]。老年人可能因为年龄增大引起神经肌肉控制系统功能下降,从而导致“预判-抑制”的有效反应时间缩短,影响步态终止时进行有效的姿势控制。

Menant等^[11]指出,急停时老年人比年轻人感觉难度更大。儿童正值生长发育阶段,神经肌肉控制系统尚未成熟,故步态终止时可能同样面临姿势控制问题。另外,学龄儿童背书包往返学校是一项基本的日常行为,书包已被看作儿童的“职业负荷”,并引发了对诸多健康问题的探讨,如影响身体姿势^[17]、增加能耗^[18-19]、易引起疲劳^[20]等。突发干扰时,负重还增大姿势控制难度。Chow等^[21]发现,背书包后,儿童前后方向的平衡明显受影响,压力中心(center of pressure, COP)的活动范围明显增大;黄强民等^[22]指出,提重和负重改变了重力效果,加大了对躯干的干扰,是危害姿势反应效率的因素;王凤湖^[23]发现,负重增加后,参与维持身体稳定的肌肉增多,活动增加,且负荷位置对躯干稳定性有较大影响,躯体侧前屈和侧后仰时平衡功能较差。由此可见,儿童背书包往返学校途中遭遇突发干扰,如未及时注意红绿灯变化或障碍物等,在躲避危险时其可能面临姿势不稳而跌倒或碰撞。背书包后地面反作用力变化也很明显。Hong等^[24]指出,书包质量是体重(body weight, BW)的15%时(15% BW),上、下楼梯时地面反作用力峰值分别是无负重时的1.25和2.19倍;Cottalorda等^[25]指出,背书包后垂直地面反作用力峰值与均值都大于无负重时。这都提示背书包后,人体受到的地面冲击力增大。紧急制动是保证步态终止成功的前提,故儿童背书包步态终止时其受到的地面冲击力可能更大。

本研究目的是描述儿童步态终止时的动力学特征,比较PGT和UPGT的差异,以及书包质量对儿童步态终止的影响;结果将有助深入认识儿童步态终止的特点,丰富儿童步态分析的内容,对预防儿童发生意外损伤有一定参考意义。

1 研究方法

招募12名年龄为9~11周岁的健康男孩参与本研究,平均年龄 (9.85 ± 1.34) 岁,身高 (140.89 ± 11.57) cm,体重 (34.96 ± 9.62) kg。纳入标准:①平均年龄 (10 ± 1.5) 岁;②文献[27-28]中关于儿童超重肥胖标准,体重指数正常(本研究中身体质量指数(BMI)为 (17.20 ± 2.89) kg/m²,能代表8.5~10.5岁儿童中的80%);③无肌肉骨骼系统损伤,无影响姿势与步态的疾病。

两块 Kistler 测力台(9281B, Kistler Inc, 瑞士; 采样频率 1 kHz)平行固定于步行通道中距起始端 2/3 处,通道长 8 m,表面铺有厚约 5 mm 轻质灰色地毯。信号灯固定于通道末端,高度约与受试者眼睛平齐。信号灯由测力台触发,即仅当受试者踩上测力台后垂直地面反作用力大于 10 N 时信号灯变亮,急停测试时由手动开关控制使其随机变亮,概率

为 10% (见图 1)。所有测试均用同一书包(黑色,双肩,肩带宽 50 mm,内有一隔层,容积 330 mm × 170 mm × 500 mm),忽略空书包质量,定义空书包为受试者体重的 0% (0% BW),负重测试时添加书本使其分别达到规定的 10% BW 和 15% BW。受试者双肩背书包,书包固定于背部,无摇晃,底端与腰部平齐。

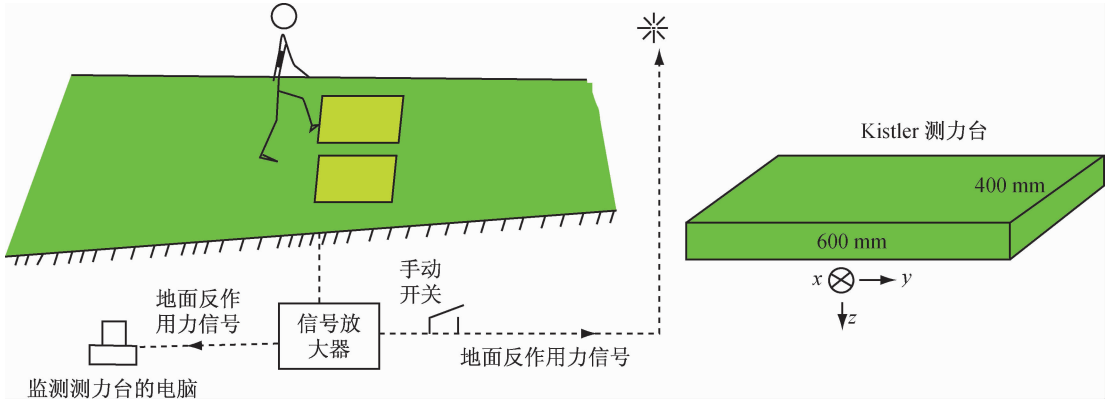


图 1 测试现场示意图及测力台坐标系

Fig.1 Schematic diagram of the test environment and coordinate system of the force plates

适应性练习数次后开始测试,要求受试者以自然速度通过通道,随机顺序完成背不同质量的书包及 NG(normal gait,正常步行,代表无干扰时的自然步行状态,为基础参考值)、PGT(提前给出干预信号,反映前馈信息对姿势控制系统的影响)和 UPGT(代表突发外界干扰状况,反映反馈信息对姿势控制系统的影响)测试,行进过程中双眼平视正前方。通过测力台时,要求 NG 时至少有 1 只脚完全踩上某个测力台;PGT 时停在测力台上且双脚分别踩在两个不同的测力台上;UPGT 时当信号灯变亮即刻停止步行,且两脚分别踩在两个不同的测力台上。成功记录每位受试者在各条件下的 3 次测试数据。

力学参数为地面反作用力,用 3 个分矢量 F_x 、 F_y 、 F_z 表示,其正负根据前进方向确定。 F_x 以向左为正($F_x > 0$,左侧向力),向右为负($F_x < 0$,右侧向力); F_y 以与前进方向相同为正($F_y > 0$,制动力),相反为负($F_y < 0$,推进力); F_z 以垂直于地面向上为正(垂直力)。为排除受试者体重差异影响结果,取各分矢量峰值经身体质量(含空书包,单位 kg)标准化后统计分析。 F_x 反映左右方向的加速度变化^[29];

F_y 反映前进(前后)方向的加速度变化^[29],即行进行过程中的制动与推进效果; F_z 反映下肢肌群的功能状况,有助于评估下肢疲劳,对预防损伤发生有重要意义^[13]。足底压力中心参数用 COP_x 、 COP_y 、 COP_s 表示,分别代表 COP 侧向、前后向活动范围和活动范围的面积,经 COP 的坐标计算所得,可量化下肢在步态变化过程中的反应,反映髋关节相关肌肉的神经控制功能,评估人体维持平衡的能力^[29],计算方法如下:

COP 在 x 轴方向(侧向)的最大活动范围为

$$COP_x = x_{max} - x_{min} \quad (1)$$

COP 在 y 轴方向(前后向)的最大活动范围为

$$COP_y = y_{max} - y_{min} \quad (2)$$

COP 活动范围的面积 COP_s 为

$$x_0 = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad (3)$$

$$y_0 = \frac{y_1 + y_2 + \dots + y_n}{n} \quad (4)$$

$$R = \{ [(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2]^{1/2} + [(x_2 - x_0)^2 + (y_2 - y_0)^2]^{1/2} + \dots + [(x_n - x_0)^2 + (y_n - y_0)^2]^{1/2} \} / n \quad (5)$$

$$\text{COP}_S = \pi R^2 \quad (6)$$

式中: x_{\max} 、 x_{\min} 分别表示 COP 坐标在 x 轴上的最大值和最小值; y_{\max} 、 y_{\min} 分别表示 COP 坐标在 y 轴上的最大值和最小值; (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , \dots , (x_n, y_n) 分别表示 COP 的坐标; 把 COP 的运动轨迹看成圆, (x_0, y_0) 为圆心点的坐标, R 为该轨迹圆的半径。

结果以平均数 \pm 标准差表示, 运用 SPSS 17.0 进行重复测量方差分析 (repeated ANOVA) 检验两种步态终止方式和 3 种书包质量对参数结果是否有

显著性影响。如有显著性, 进而采用单因素方差分析 (one-way ANOVA) 及 Scheffe 多重比较判断差异性。显著性标准为 $P < 0.05$ 。

2 研究结果

2.1 不同条件下地面反作用力随时间变化的特征分析

尾随腿和制动腿的侧向地面反作用力在各条件下均无规律性变化 (见图 2)。

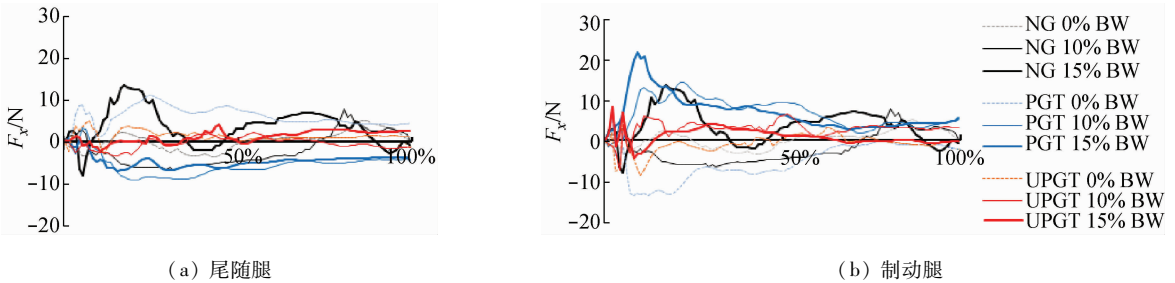


图 2 侧向地面反作用力 (F_x) 随时间变化的曲线 (+ 向左, - 向右)

Fig. 2 Medial-lateral ground reaction forces (F_x)-time curve during trials of NG, PGT and UPGT under three different backpack loads (+ left, - right) (a) Trailing leg, (b) Breaking leg

PGT 和 UPGT 时, 从足开始接触测力台到停下的过程中, 尾随腿和制动腿的前后向地面反作用力曲线呈单峰状, 表现为制动力 ($F_y > 0$)。其中, 尾随

腿的力值曲线变化平缓, 与 NG 相比, 峰值相对更小 (见图 3(a)); 制动腿的力值曲线呈快速上升进而缓慢下降, 与 NG 相比, 峰值明显更大 (见图 3(b))。

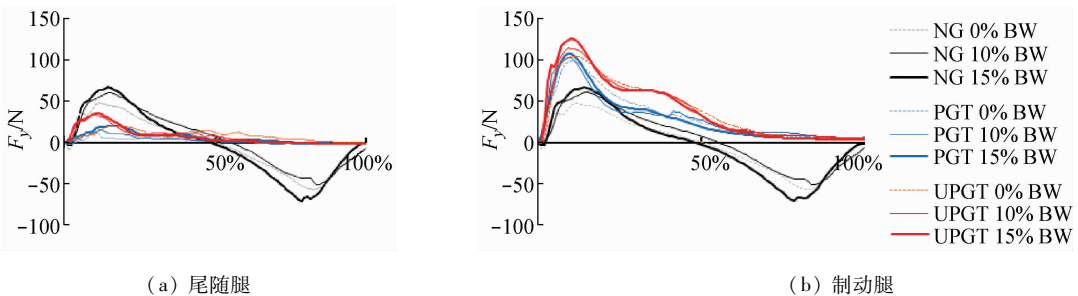


图 3 前后向地面反作用力 (F_y) 随时间变化的曲线 (+ 制动力, - 推进力)

Fig. 3 Anterior-posterior ground reaction forces (F_y)-time curve during trials of NG, PGT and UPGT under three different backpack loads (+ braking force, - pushing force) (a) Trailing leg, (b) Breaking leg

PGT 和 UPGT 时, 尾随腿的垂直地面反作用力未呈明显规律变化, 但峰值均相对小于 NG 时 (见图 4(a)); 而制动腿的垂直地面反作用力曲线呈单峰状, 到达峰值所需时间较短, 最大峰值与 NG 时相差无几 (见图 4(b))。

2.2 不同条件下地面反作用力峰值的比较

步态终止方式对左侧向力有显著影响 (制动腿, $F = 38.587$; 尾随腿, $F = 32.201$, $P < 0.01$), 书包质量对左侧向力无显著影响 (制动腿, $F = 2.875$; 尾随腿, $F = 2.728$, $P > 0.05$), 且两者交互作用对左侧

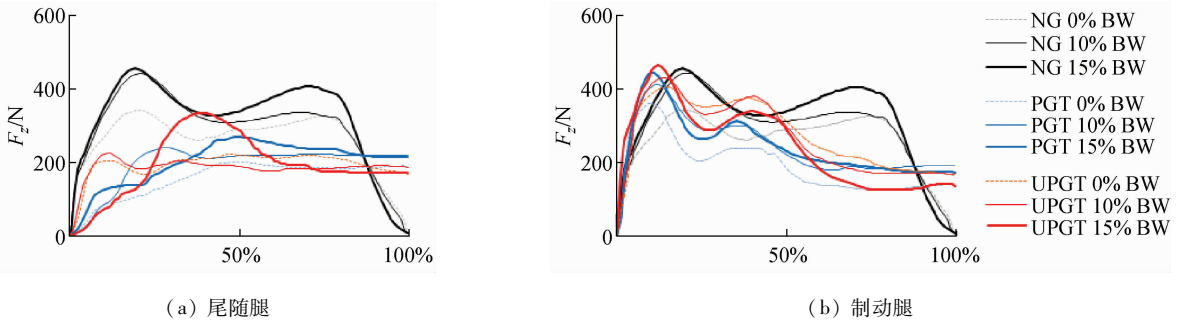


图4 垂直地面反作用力(F_z)随时间变化的曲线

Fig.4 Vertical ground reaction forces (F_z)-time curve during trials of NG, PGT and UPGT under three different backpack loads

(a) Trailing leg, (b) Braking leg

向力不明显(制动腿, $F = 0.155$;尾随腿, $F = 0.633$, $P > 0.05$)。由表1可知,左侧向力在10% BW的PGT时显著大于NG时(制动腿, $P > 0.05$);除0% BW的UPGT时外,其他条件下均显著小于NG时(尾随腿, $P < 0.01$)。然而,无论是改变步态终止方式还是更换书包质量,右侧向力均无明显变化,两者交互作用亦不显著。

步态终止方式显著影响制动力(制动腿, $F = 45.523$, $P < 0.01$;尾随腿, $F = 10.496$, $P < 0.01$)和推进力(制动腿, $F = 177.08$;尾随腿, $F = 332.574$, $P < 0.01$),书包质量对制动力和推进力均无影响,而两者的交互作用显著影响尾随腿的制动力($F = 2.792$, $P > 0.01$)和制动腿的推进力($F = 3.048$, $P > 0.01$)。从表2可见,除0% BW的PGT外,制动腿的制动力均显著大于NG时($P < 0.01$),尾随腿的制动力仅在0% BW和10% BW的PGT及0% BW的UPGT时明显更小($P < 0.01$);而所有测试条件下的推进力均显著小于同负重的NG时($P < 0.01$)。

选择不同方式终止步态显著影响尾随腿的垂直力峰值($F = 84.31$, $P < 0.01$),而制动腿的值无明显变化,如PGT及10% BW和15% BW的UPGT时尾随腿的垂直力均显著小于NG时($P < 0.01$,见表1)。随书包质量增加,制动腿的垂直力峰值显著增大($F = 8.877$, $P > 0.01$),但尾随腿的值无明显变化;步态终止方式和书包质量两者的交互作用不显著。

2.3 COP变化的比较

COP_x 因步态终止方式不同而显著变化(制动腿, $F = 93.931$, $P < 0.01$;尾随腿, $F = 7.346$, $P >$

0.01),如PGT时 COP_x 均显著大于NG时($P < 0.01$),UPGT时制动腿的 COP_x 显著大于PGT时($P < 0.01$,见表2);但改变书包质量不影响 COP_x ,而步态终止方式和书包质量的交互作用显著影响尾随腿的 COP_x ($F = 32.076$, $P < 0.01$)。

选择不同的步态终止方式 COP_y 将显著变化(制动腿, $F = 27.639$, $P < 0.01$;尾随腿, $F = 14.832$, $P > 0.01$),如PGT时 COP_y 显著大于NG时($P < 0.01$),UPGT时 COP_y 显著大于PGT时($P < 0.01$,见表2);但改变书包质量不影响 COP_y 。另外,步态终止方式和书包质量的交互作用显著影响 COP_y ($P < 0.01$)。

COP_s 同样受到步态终止方式的显著影响(制动腿, $F = 7.299$;尾随腿, $F = 63.427$, $P < 0.01$),但不因书包质量变化而变化,如UPGT和PGT时 COP_s 均显著大于NG时,且UPGT时制动腿的 COP_s 显著大于PGT时($P < 0.01$,见表2)。步态终止方式和书包质量的交互作用仅对制动腿的 COP_s 有显著性($F = 31.593$, $P < 0.01$)。

3 讨论

成年人步态终止的动作特点表明,制动过程中显著增大制动力和制动后期显著减小推进力是最主要的两个力学机制^[30]。步态终止对身体姿势控制能力要求较高,因突发外界干扰、负重、年龄、性别等而有差异。本研究比较健康儿童完成PGT和UPGT时地面反作用力及足底COP变化,并考虑儿童背书包这一常见现象,分析增加负重对完成PGT和UPGT的影响。

表1 背3种质量书包 NG、PGT 和 UPGT 时制动腿和尾随腿地面反作用力峰值比较

Tab.1 Mean value of the peak ground reaction forces of braking and trailing leg during trials of NG, PGT and UPGT under three different backpack loads

	$F_{x,max}$ 左侧向力/ (N · kg ⁻¹)			$F_{x,min}$ 右侧向力/ (N · kg ⁻¹)			$F_{y,max}$ 制动力/ (N · kg ⁻¹)			$F_{y,min}$ 推进力 / (N · kg ⁻¹)			$F_{z,max}$ 垂直力/ (N · kg ⁻¹)			
	0%	10%	15%	0%	10%	15%	0%	10%	15%	0%	10%	15%	0%	10%	15%	
	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	BW	
NG	0.598 (0.189)	0.668 (0.197)	0.733 (0.254)	-0.616 (0.349)	-0.593 (0.291)	-0.549 (0.298)	1.961 (0.448)	1.816 (0.438)	1.698 (0.441)	-2.093 (0.315)	-2.025 (0.445)	-2.390 (0.513)	11.981 (0.838)	12.102 (0.834)	12.555 (0.611)	
制动腿	PUG	0.914 (0.503)	0.921 (0.268)*	0.945 (0.291)	-0.800 (0.324)	-0.701 (0.430)	-0.712 (0.203)	2.822 (0.218)	2.966 (0.612)*	3.195 (0.478)*	-0.409 (0.327)*	-0.237 (0.048)*	-0.201 (0.079)*	11.433 (2.846)	12.146 (1.475)	13.260 (1.941)
	UPGT	0.793 (0.479)	0.745 (0.157)	0.826 (0.272)	-0.799 (0.593)	-0.687 (0.190)	-0.775 (0.211)	3.544 (0.967)*	3.318 (0.587)*	3.961 (0.797)*	-0.219 (0.125)*	-0.191 (0.092)*	-0.152 (0.091)*	12.763 (2.196)	12.940 (1.604)	14.772 (3.082)
尾随腿	PGT	0.450 (0.088)*	0.469 (0.099)*	0.453 (0.051)*	-0.387 (0.112)	-0.475 (0.116)	-0.489 (0.081)	0.865 (0.297)*	0.994 (0.363)*	1.111 (0.375)	-0.277 (0.179)*	-0.300 (0.057)*	-0.315 (0.092)*	7.998 (1.405)*	7.710 (1.618)*	7.510 (1.815)*
	UPGT	0.467 (0.079)	0.479 (0.105)*	0.525 (0.089)*	-0.376 (0.056)	-0.537 (0.116)	-0.673 (0.139)	1.451 (0.521)*	1.537 (0.495)*	2.082 (0.802)*	-0.276 (0.079)*	-0.291 (0.206)*	-0.321 (0.084)*	10.464 (2.409)*	9.247 (1.840)*	9.930 (1.979)*

注: *, PGT & UPGT vs NG, $P < 0.05$; #, UPGT vs PGT, $P < 0.05$

表2 背3种质量书包 NG、PGT 和 UPGT 时制动腿和尾随腿 COP 变化比较

Tab.2 Mean value of COP of braking and trailing leg during trials of NG, PGT and UPGT under three different backpack loads

	COP _x /mm			COP _y /mm			COP _z /mm ²			
	0% BW	10% BW	15% BW	0% BW	10% BW	15% BW	0% BW	10% BW	15% BW	
NG	0.063 4 (0.027 1)	0.055 2 (0.018 0)	0.075 8 (0.014 1)	0.226 4 (0.049 3)	0.200 4 (0.044 8)	0.521 7 (0.170 8)	0.003 2 (0.000 8)	0.003 1 (0.000 5)	0.016 3 (0.007 9)	
制动腿	PGT	1.195 6 (0.421 5)*	1.150 9 (0.177 8)*	1.248 4 (0.383 1)*	1.906 9 (0.553 8)*	1.171 8 (0.088 4)*	1.411 1 (0.536 7)*	0.004 6 (0.0009)	0.016 3 (0.0059)*	0.039 4 (0.0079)*
	UPGT	2.231 0 (0.373 9)**	1.667 3 (0.556 1)**	2.268 9 (0.920 4)**	2.623 7 (0.564 5)**	1.558 2 (0.385 1)**	2.361 6 (0.512 0)**	0.029 3 (0.009 9)**	0.022 1 (0.004 5)**	0.052 6 (0.009 7)**
尾随腿	PGT	0.266 4 (0.094 7)*	1.096 3 (0.0623)*	1.282 4 (0.340 9)*	0.036 7 (0.0076)*	0.680 2 (0.235 0)* ^Δ	1.352 9 (0.4214)** ^Δ	0.027 4 (0.005 6)*	0.034 4 (0.011 3)*	0.036 7 (0.007 6)*
	UPGT	0.318 4 (0.074 9)*	1.078 7 (0.1753)*	1.331 9 (0.3685)*	0.039 4 (0.012 3)*	0.973 7 (0.217 1)** ^Δ	1.793 4 (0.412 8)** ^Δ	0.033 9 (0.009 8)*	0.038 7 (0.006 9)*	0.039 4 (0.012 3)*

注: *, PGT & UPGT vs NG, $P < 0.05$; #, UPGT vs PGT, $P < 0.05$; ^Δ, 10% BW & 15% BW vs 0% BW, $P < 0.05$; ^Δ, 15% BW vs 10% BW, $P < 0.05$

3.1 力学特征分析

儿童步态终止时制动腿的地面反作用力随时间变化的曲线特征与宋航^[13]绘制的成年人地面反作用力曲线特征相似。PGT 和 UPGT 的整个过程中, 制动腿的垂直力先快速增大再缓慢减小至维持相对稳定, 呈单峰状, 尾随腿的垂直力变化相对无规律。步态终止时, 外界信息(指定位置、信号灯变亮)刺激身体做出反应, 根据 I (冲量) = F (力) × t (时间), I 相同, t 较小, 故 F 增大, 这解释了制动腿垂直力迅速增大的原因(见图 4(b)), 达峰值时间较短。

当尾随腿发挥辅助制动作用, 身体质量由单腿支撑变为双腿支撑, 因而垂直力缓慢减小至相对稳定。制动腿的垂直力虽无明显差异(见表 1), 但步态终止时达峰值的时间更短(见图 4(b)); 步态终止时尾随腿的垂直力明显小于 NG 时(见表 1), 可能与尾随腿仅起辅助作用, 支撑一半或更少的身体质量有关。

前后向地面反作用力在步态终止过程中几乎都表现为制动效果, $F_y > 0$ (见图 3), 这能大幅提高制动效率, 有助顺利完成步态终止。制动腿在步态终

止时的制动力均显著大于 NG 时,而尾随腿却显著更小,这可能与制动腿最先进入制动阶段,需对抗较大向前动量,随时间推进,向前速度减小,向前动量减弱,尾随腿发挥辅助制动作用,保证步行能及时停止下来有关。如在制动后期向前动量仍较大,尾随腿的制动力将相应增大加强其制动效果,如表 1 中 UPGT 时尾随腿的制动力显著大于 PGT 时。

一般来说,地面反作用力随负重量增加而成比例增大^[25,31]。本研究中,制动腿的地面反作用力有随书包质量增加而增大的趋势(见表 1),但无显著性,这与相关文献结果不同。Chow 等^[32]指出,当书包质量达 15% BW 时,地面反作用力显著增大。分析可能有两方面原因:(1)本研究设计之初未控制受试者的步行速度,随着书包质量增加,其可能以一种较慢的步速、较小的跨距、改变下肢各关节的屈伸角度等方式来代偿;(2)可能该质量尚未达到使地面反作用力发生显著改变的量,因为制动腿的地面反作用力已表现出随书包质量增加而增加的趋势,当书包质量增加到 20% BW 或更大时,垂直力可能会有显著性增大。因硬件条件限制,本研究未能收集相关运动学数据,这在一定程度上限制了对该研究结果做进一步阐释,如有可能将结合运动学数据进行更全面分析。

3.2 身体姿势稳定性分析

Maki 等^[33]认为,维持平衡最常用的两种方式:(1)支撑面(base of support, BOS)不变,改变肢体环节位置保证质心(center of mass, COM)处于平衡范围内;(2)增大 BOS,如跨步或抓扶支撑物。本研究规定从足踩上测力台到停下不再移动位置,故受试者选择维持平衡的策略仅为第 1 种方式。通常 COM-BOS 是分析该情形下维持平衡时姿势反应的常用手段,但因缺少相关运动学数据,无法计算 COM 相对 BOS 的位置,而 COP 的移动轨迹可反映姿势稳定性,常用来衡量姿势控制能力^[12],一般 COP 的变化与下肢关节周围肌肉活动变化及整个身体重心运动相关联,其轨迹可揭示足运动稳定性^[34],考虑本研究重点关注步态终止时双足支撑后姿势的变化情况,因而 COP 的相关指标可能在一定程度上能反映步态终止时的姿势稳定性。

步态终止时平衡由破坏到再恢复,其中 PGT 时受试者提前获得终止信息,UPGT 时受试者受突发

外界信号干扰,因而 UPGT 时姿势稳定性可能受到更大影响。表 2 表明 UPGT 时制动腿的 COP 侧向、前后向活动范围及活动范围的面积均显著大于 PGT 时。推测可能因 UPGT 时干扰信号突然出现使中枢神经系统及肌肉骨骼系统无法在这么短的时间内快速做出反应并有效调整姿势,而 PGT 时中枢神经系统可提前发出停止步行指令,运动系统有充足时间反应并调整。而行进中,身体质心前后方向的速度要大于侧向,因而 UPGT 时前后方向的动量也更大($M(\text{动量}) = m(\text{质量}) \cdot v(\text{速度})$),故极短时间内停下,前后方向比侧向难度大,UPGT 时尾随腿的 COP 前后活动范围亦显著大于 PGT 时(见表 2),故 UPGT 时姿势稳定性可能前后方向更差,可能最易发生前后跌倒而不是侧向跌倒。

Maki 等^[33]认为,老年人因年龄导致的神经、感觉、肌肉骨骼系统功能衰退是阻止有效执行姿势反应的主要原因。儿童因神经、感觉、肌肉骨骼系统均处于发育阶段,受到突发干扰而 UPGT 时可能因无法有效执行相应姿势反应策略而引起跌倒或碰撞等危险。背书包后,这种风险可能增大,如孟昭莉等^[35]发现,儿童背 4 kg 书包行走时,COP 变化曲线呈横向摆动偏大趋势,且支撑时间延长;黄强民等^[22,36]发现,负重后足底中心压力向前后的移动多于侧方移动,但 COP 的侧位移次数增加,提示负重后身体为再获得平衡的姿势反应效率降低。本研究观察到,负重后尾随腿的 COP 前后向范围显著大于无负重时,背 15% BW 书包 UPGT 时最显著,提示儿童背书包后遭遇突发干扰时可能姿势稳定性较差,容易姿势控制失效而发生危险。

本研究对儿童背书包步态终止时的力学及足底压力变化进行分析,但研究对象仅为极小一部分男性儿童,未对步行速度等进行控制,且为室内模拟场景经多次重复测试完成。人体动摇程度随着劳动生理负荷水平增加而增加^[29],故儿童可能在多次重复测试过程中出现生理疲劳而影响研究结果。足底压力数据、下肢关节力学变化及肌肉活动情况有助于分析研究结果,但因硬件条件限制和实施操作难度较大,未能获取相应的足底压力、运动学和肌电图数据。

总之,儿童在完成步态终止时地面反作用力趋向于有利于完成步态终止的方向变化,但受到的冲击力也更大,尤其当额外增加负重后,这种冲击将更

明显,对身体伤害也将更大。另外,在参与完成步态终止过程中,儿童的姿势趋向于不平衡变化,其控制姿势稳定的难度也加大;当额外增加负重后,控制姿势稳定的难度将更大,有可能失去平衡。

参考文献:

- [1] Fleming BE, Pendergast DR. Physical condition, activity pattern, and environment as factors in falls by adult care facility residents [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1993, 74(6): 627-630.
- [2] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community [J]. N Engl J Med, 1988, 319(26): 1701-1707.
- [3] Hase K, Stein RB. Analysis of rapid stopping during human walking [J]. J Neurophysiol, 1998, 80(1): 255-261.
- [4] Cao C, Schultz AB, Ashton-Miller JA, et al. Sudden turns and stops while walking: Kinematic sources of age and gender differences [J]. Gait Posture, 1998, 7(1): 45-52.
- [5] Oates AR, Van Ooteghem K, Frank JS, et al. Adaptation to gait termination on a slippery surface in Parkinson's disease [J]. Mov Disord, 2008, 23(14): 1977-1983.
- [6] Meier MR, Desrosiers J, Bourassa P, et al. Effect of type II diabetic peripheral neuropathy on gait termination in the elderly [J]. Diabetologia, 2001, 44(5): 585-592.
- [7] Conte C, Serrao M, Casali C, et al. Planned gait termination in cerebellar ataxias [J]. Cerebellum, 2012, 11(4): 896-904.
- [8] Wikstrom EA, Hass CJ. Gait termination strategies differ between those with and without ankle instability [J]. Clin Biomech, 2012, 27(6): 619-624.
- [9] O' Kane FW, McGibbon CA, Krebs DE. Kinetic analysis of planned gait termination in healthy subjects and patients with balance disorders [J]. Gait Posture, 2003, 17(2): 170-179.
- [10] Tirosh O, Sparrow WA. Gait termination in young and older adults: Effects of stopping stimulus probability and stimulus delay [J]. Gait Posture, 2004, 19(3): 243-251.
- [11] Menant JC, Steele JR, Menz HB, et al. Rapid gait termination: Effects of age, walking surfaces and footwear characteristics [J]. Gait Posture, 2009, 30(1): 65-70.
- [12] Perry SD, Radtke A, Goodwin CR. Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination [J]. Gait Posture, 2007, 25(1): 94-98.
- [13] 宋航. 人体起步步态与停止步态生物力学研究[D]. 大连: 大连理工大学硕士学位论文, 2011.
- [14] Bishop MD, Brunt D, Pathare N, et al. The interaction between leading and trailing limbs during stopping in humans [J]. Neurosci Lett, 2002, 323(1): 1-4.
- [15] Ridge ST, Henley J, Manal K, et al. Kinematic and kinetic analysis of planned and unplanned gait termination in children [J]. Gait Posture, 2012, 37(2): 178-182.
- [16] Perry SD, Santos LC, Patla AE. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination [J]. Brain Res, 2001, 913(1): 27-34.
- [17] Li JX, Hong YL. Age difference in trunk kinematics during walking with different backpack weights in 6- to 12-year-old children [J]. Res Sports Med, 2004, 12(2): 135-142.
- [18] Hong YL, Li, JX, Wang AS, et al. Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children [J]. Ergonomics, 2000, 43(6): 717-727.
- [19] Li JX, Hong YL, Robinson DP. The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking [J]. Eur J Appl Physiol, 2003, 90(1-2): 35-43.
- [20] Hong YL, Li JX, Fong DTP. Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008, 18(6): 990-996.
- [21] Chow DHK, Kwok MLY, Cheng JCY, et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls [J]. Gait Posture, 2006, 24(2): 173-181.
- [22] 黄强民, Panl Hodges, Alf Thorstensson. 躯干运动和负重时对足底支撑面侧向横移的姿势控制[J]. 中国运动医学杂志, 2004, 23(2): 152-157.
- [23] 王凤湖. 不同静态姿势下负重和非负重时躯干肌电活动规律的研究[D]. 上海: 上海体育学院硕士学位论文, 2011.
- [24] Hong YL, Li JX. Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking [J]. Gait Posture, 2005, 22(1): 63-68.
- [25] Cottalorda J, Rahmani A, Diop M, et al. Influence of school bag carrying on gait kinetics [J]. J Pediatr Orthop B, 2003, 12(6): 357-364.
- [26] Cole TJ, Bellizzi MG, Flegal KM, et al. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: International survey [J]. British Medical Journal, 2000, 320(7244): 1-6.
- [27] 季成叶. 中国学生超重肥胖 BMI 筛查标准的应用[J]. 中国学校卫生, 2004, 25(1): 125-128.
- [28] 季林红, 朱庆峰, 武明, 等. 人体起步过程的实验研究—平地行走的起步步态特征[J]. 中国康复医学杂志, 2001, 16(3): 176-179.
- [29] Hallemans A, D'Août K, De Clercq D, et al. Pressure dis-

- tribution patterns under the feet of new walkers: The first two months of independent walking [J]. *Foot Ankle Inter*, 2003, 24(5): 444-452
- [30] Jaeger R, Vanitchatchavan P. Ground reaction forces during termination of human gait [J]. *J Biomech*, 1992, 25(10): 1233-1236.
- [31] Simpson KM, Munro BJ, Steele JR. Effects of prolonged load carriage on ground reaction forces, lower limb kinematics and spatio-temporal parameters in female recreational hikers [J]. *Ergonomics*, 2012, 55(3): 316-326.
- [32] Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC, *et al.* The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls [J]. *Ergonomics*, 2005, 48(6): 642-656.
- [33] Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movement for balance recovery age-related changes and implications for fall prevention [J]. *Age Ageing*, 2006, 35(2): 12-18.
- [34] 王军, 徐新智. 动态足底压应力测试分析及骨科临床应用 [J]. *医用生物力学*, 1997, 12(3): 44-48.
- Wang J, Xu XZ. Dynamic foot-pressure measurements and its application to clinical orthopaedics [J]. *J Med Biomech*, 1997, 12(3): 44-48.
- [35] 孟昭莉, 元文学. 学龄儿童背负不同质量行走时足底压力分布 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2008, 25(4): 852-855.
- [36] 黄强民, 王凤湖, 范帅. 静态姿势下均匀负重和非负重时躯干和表面肌电活动 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(4): 369-374.
- Huang QM, Wang FH, Fan S. Movement of trunk and surface electromyography under symmetric loading and unloading with static posture [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(4): 369-374.

更正声明

现将发表在我刊 2013 年第 28 卷第 3 期 304 – 309 页的论著《中医斜扳疗法治疗腰椎间盘突出生物力学研究》相关内容更正如下:

(1) 作者增加吕强, 房敏, 单位为上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院 推拿科(上海 200437)

(2) 基金项目增加国家重点基础研究发展计划(“973”计划)资助项目(2007CB512701), 国家杰出青年科学基金项目(81025022), 上海市市级医院新兴前沿技术联合攻关项目(SHDC12010113), 上海市科委自然科学基金资助项目(12ZR1432800)。

(3) 通信作者增加房敏, 教授, 博士研究生导师, E-mail: fm6505928@vip.sohu.com。

(4) 正文中“近年来临床实践发现, 将传统斜扳的脉冲力调整为重复的“晃动力”(周期性变化的作用力)有助于实现更安全的疗效”(P. 305, L. 5), 应为“近年来上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院推拿科吕强等临床实践发现, 将传统斜扳的脉冲力调整为重复的“晃动力”(周期性变化的作用力)有助于实现更安全的疗效”。

本刊编辑部
2013 年 8 月 25 日