

DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2019.08.015

· 临床研究 ·

## 感觉运动性鞋垫对脑性瘫痪儿童步态及能量消耗的影响

庞冬清<sup>1</sup>, 刘介生<sup>2a</sup>, 刘劲松<sup>2b</sup>, 吴卫红<sup>2c</sup>

1. 清华大学第一附属医院(北京华信医院)神经内科,北京市 100016;2. 中国康复研究中心北京博爱医院,a. 脊柱脊髓外科;b. 假肢矫形部;c. 儿童康复科,北京市 100068

通讯作者:吴卫红,E-mail: wwh\_kfzx@sina.com

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. 2015CZ-15)

### 摘要

**目的** 探讨感觉运动性鞋垫(SMI)对痉挛型脑瘫儿童步态时空参数及能量消耗的影响。

**方法** 2014年12月至2016年3月,选取3~15岁符合痉挛型脑瘫诊断的患儿42例,分别在穿鞋与穿鞋+鞋垫两种情况下对患者进行步态分析及能量消耗测试。

**结果** 穿SMI后步行6 min的距离、步速、左步长和右步长均显著大于穿SMI前( $t = -6.022 \sim -4.331$ ,  $Z = -4.814 \sim -4.183$ ,  $P < 0.001$ ), 双侧平均单支撑期明显短于穿SMI前( $t = 2.954$ ,  $P < 0.05$ ); 能量消耗较穿SMI前高( $t = -2.358$ ,  $P < 0.05$ )。

**结论** SMI作为一种矫形鞋垫,穿后即刻便可改善痉挛型脑瘫患儿的步态时空参数,轻微增加患儿的能量消耗。

**关键词** 脑瘫; 儿童; 感觉运动性鞋垫; 步态分析; 能量消耗

### Effect of Sensomotor Insole on Gait and Energy Expenditure for Children with Cerebral Palsy

PANG Dong-qing<sup>1</sup>, LIU Jie-sheng<sup>2a</sup>, LIU Jin-song<sup>2b</sup>, WU Wei-hong<sup>2c</sup>

1. Neurology Department, Beijing Huaxin Hospital, First Affiliated Hospital of Tsinghua University, Beijing 100016, China; 2. a. Spine Surgery Department; b. Orthosis Department; c. Children Rehabilitation Department, Beijing Bo'ai Hospital, China Rehabilitation Research Center, Beijing 100068, China

**Correspondence to** WU Wei-hong. E-mail: wwh\_kfzx@sina.com

**Supported by** National Special Fund Projects of Basic Research of Public Benefits for Institutes at Central Governmental Level (No. 2015CZ-15)

### Abstract

**Objective** To evaluate the effects of sensomotor insole (SMI) on gait and energy expenditure in children with spastic cerebral palsy during walking.

**Methods** From December, 2014 to March, 2016, 42 children with spastic cerebral palsy aged three to 15 years were recruited. Their gait parameters and energy expenditure of six minute walking were measured under two test conditions: walking with shoes and walking with shoes and SMI.

**Results** After wearing SMI, the walking distance, speed, left step length and right step length were all greater ( $t = -6.022 \sim -4.331$ ,  $Z = -4.814 \sim -4.183$ ,  $P < 0.001$ ), the both feet single limb support was shorter ( $t = 2.954$ ,  $P < 0.05$ ), and the energy expenditure was higher than before ( $t = -2.358$ ,  $P < 0.05$ ).

**Conclusion** SMI as a sort of orthopedic insole, could improve the gait parameters of children with cerebral palsy immediately after wearing it, and increase the energy expenditure slightly.

**Key words:** cerebral palsy; children; sensomotor insole; gait analysis; energy expenditure

[中图分类号] R742.3 [文献标识码] A [文章编号] 1006-9771(2019)08-0971-05

[本文著录格式] 庞冬清,刘介生,刘劲松,等. 感觉运动性鞋垫对脑性瘫痪儿童步态及能量消耗的影响[J]. 中国康复理论与实践, 2019, 25(8): 971-975.

作者简介: 庞冬清(1989-), 女, 汉族, 山东聊城市人, 硕士, 住院医师, 主要研究方向: 儿童康复、神经康复研究。通讯作者: 吴卫红(1956-), 女, 北京市人, 主任医师, 副教授, 主要研究方向: 儿童康复。

CITED AS: PANG Dong-qing, LIU Jie-sheng, LIU Jin-song, et al. Effect of Sensomotor Insole on Gait and Energy Expenditure for Children with Cerebral Palsy [J]. Chin J Rehabil Theory Pract, 2019, 25(8): 971-975.

脑瘫患儿运动或感觉传导通路发生障碍，导致肌张力、肌力异常和运动控制障碍，引起步态异常<sup>[1]</sup>，增加了步行中的能量消耗<sup>[2]</sup>。在脑瘫患儿康复过程中，应注意患儿的本体感觉障碍。有研究表明，可以通过改善感觉运动系统来改善患儿的运动模式<sup>[3]</sup>。近年来德国人 Shoemaker Jarhling 提出感觉运动性鞋垫(sensomotor insole, SMI)，最初设计该鞋垫的目的是改善儿童异常的痉挛性步态<sup>[4-5]</sup>。其设计理念是通过改变足底皮肤的感觉输入及本体感觉输入来改变肌肉激活模式，从而调整下肢肌肉张力、运动活性和运动的协调性，减轻下肢过度的内外旋，改善异常步态<sup>[6-7]</sup>。关于该鞋垫对脑瘫儿童步态时空参数及步行能量消耗的影响，仍需进一步研究<sup>[4,8]</sup>，为 SMI 的临床应用提供临床依据。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选取 2014 年 12 月至 2016 年 3 月在中国康复研究中心北京博爱医院儿童康复科门诊就诊的 3~15 岁痉挛型脑瘫患儿 42 例，其中男性 21 例，女性 21 例；平均年龄(6.10±2.61)岁；痉挛型双瘫 31 例，痉挛型右侧偏瘫 10 例，痉挛型左侧偏瘫 1 例。入组患儿基本资料及 SMI 适配情况见表 1。

纳入标准：①诊断符合痉挛型脑瘫；②有独立步行能力，可连续平地步行≥ 6 min；③双侧踝关节背屈肌力≥ 2 级；④双侧小腿三头肌改良 Ashworth 分级≤ II 级或肌张力低下；⑤年龄 3~15 岁；⑥粗大运动功能分级系统(Gross Motor Function Classification System, GMFCS)分级 I~II 级；⑦既往 6 个月内未曾穿戴矫形器具。

排除标准：①智力低下或存在认知障碍，无法理解并听从指令；②下肢已形成固定挛缩畸形，踝关节不能被动矫正至中立位；③之前 6 个月内或准备在实验期间对患侧下肢进行肉毒毒素注射，接受过鞘内巴

氯芬注射，或其他能够降低下肢肌张力手术；④实验期间出现癫痫发作。

本研究项目已通过医院医学伦理委员会审批，所有被试者均由其监护人员签署知情同意书。

1.2 方法

下肢内旋患儿佩戴杯状型 SMI；外旋患儿佩戴平面型 SMI；足内翻患儿，终末垫贴于足垫底面外侧缘；足外翻患儿则贴于内侧缘。

SMI 由乙烯-醋酸乙烯聚合物(ethylene-vinyl acetate copolymer, EVA)泡沫材料制作而成，包括一个法兰绒材质的基础鞋垫和 5 个刺激元素组件。5 个刺激元素组件及其作用分别是：①四趾垫，具有助伸趾、调整前足内旋的作用；②跖骨垫，具有刺激足底内在肌，降低足跖屈肌和小腿三头肌肌张力的作用；③后跟外侧垫，可调整腓骨肌及拇收肌活性；④后跟内侧垫，与后跟外侧垫协同维持足跟处于正常位置，刺激调整胫骨肌群活性；⑤终末垫，为楔形垫，可根据病情需要垫于足垫底面内侧或外侧缘，具有矫正足内翻或外翻的作用。见图 1。

1.3 疗效评定

分别在不穿 SMI 与穿戴 SMI 两种情况下进行步态分析及能量消耗测试，具体方法如下。

IDEAA (Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity)运动传感器(美国 MINISUN 公司)是一款包含微处理芯片的新型传感器，由 5 个 16×4×4 mm 小型加速度传感器通过导线相连，核心处理模块固定于髌部。5 个传感器分别固定于胸部、两大腿中部和两足。

在走廊内测量出一段长 30 m 的距离，嘱患儿以最大的速度在这段距离内往返行走 6 min。患者如果不能耐受，可以停下休息，可以吸氧但不予以鼓励。在测试过程中，告诉患儿剩余时间。在该测试的前、中、后分别检测患者的心率、血压、血氧饱

表 1 入组患儿基本资料及 SMI 适配情况

分型	n	主要问题	SMI 适配情况
痉挛型双瘫	13	双下肢内旋,尖足,双足外翻	双足杯状型 SMI,终末垫贴于足垫底面内侧缘
痉挛型双瘫	12	双下肢内旋、双足内翻	双足杯状型 SMI,终末垫贴于足垫底面外侧缘
痉挛型双瘫	6	双下肢内旋,双足扁平外翻	双足杯状型 SMI,终末垫贴于足垫底面内侧缘
痉挛型右侧偏瘫	10	右下肢内旋,右划圈步态,右足内翻	双足杯状型 SMI,右足终末垫贴于足垫底面外侧缘
痉挛型左侧偏瘫	1	左下肢内旋,尖足,左足内翻	双足杯状型 SMI,左足终末垫贴于足垫底面外侧缘

和度。

测试结束后,记录患者行走的总距离,以及行走中暂停的次数和吸氧的时间。患儿在测试前和测试后进行适当的热身活动和整理活动,如活动关节、伸展肌肉、慢走和深呼吸等。通过 IDEEA 记录步态时空参数和能量消耗。其中,步态时空参数包括步行距离、双侧平均单支撑期(both feet single limb support, BSLS)、双侧平均双支撑期(both feet double limb support, BDLS)、步速、左步长和右步长。

IDEEA 运动传感器及步态时空参数、能量消耗测试过程如图 2 所示。

#### 1.4 统计学分析

采用 SPSS 22.0 统计学软件包进行数据分析。符合正态分布的数据均以  $(\bar{x} \pm s)$  表示,自身比较采用配

对样本  $t$  检验;非正态分布数据采用  $[M(P_{25}, P_{75})]$  表示,采用配对样本秩和检验。显著性水平  $\alpha = 0.05$ 。

### 2 结果

#### 2.1 步态时空参数

穿 SMI 后步行 6 min 的距离、步速、左步长、右步长均显著大于穿 SMI 前( $P < 0.001$ ),穿 SMI 后 BSLS 明显短于穿 SMI 前( $P < 0.01$ )。见表 2。

#### 2.2 能量消耗

穿 SMI 后步行 6 min 的能量消耗高于穿 SMI 前( $P < 0.05$ )。见表 2。

### 3 讨论

本研究显示,佩戴 SMI 可以即刻提高痉挛型脑瘫患儿的步速、步长和步行距离。

Mabuchi 等<sup>[9]</sup>运用三维步态分析系统,研究 6 例先天性足畸形患儿和 4 例特发性拇内翻畸形患儿,发现 SMI 可显著减少摆动相末期和支撑相的股骨近端内旋角度,减少站立相中期和末期的胫骨内旋角度,增加步速和步长。Pasin 等<sup>[10]</sup>运用三维步态分析系统,研究 5 例正常发育儿童和 5 例脑瘫儿童,发现 SMI 可以提高 GMFCS I 或 II 级的痉挛型脑瘫患儿的步速和步频。

以前,矫形鞋垫的设计原理主要是通过鞋垫的机械支撑作用来改善足底压力分布和骨骼结构,并纠正下肢生物力线,从而改善疼痛和步行异常姿势,如足弓垫、外侧楔形鞋垫等<sup>[8,11-14]</sup>。有证据表明<sup>[1,15]</sup>,感觉运动的改变可能也是一个重要因素。Jahrling 等<sup>[4-5]</sup>提出 SMI 的设计目的是改善儿童异常的痉挛性步态,并证实本体感受性鞋垫可改善有柔软性马蹄足或马蹄内翻足畸形的脑瘫患儿的步态时空参数<sup>[16]</sup>。此外,它还可以改善非僵硬性(柔软性)足部畸形<sup>[17]</sup>。Aminian 等<sup>[18]</sup>将 12 只柔软性扁平足纳入研究,结果发现不同的鞋垫结构对足底压力分布有着不同的影响。与预制鞋垫和只



底面 正面  
注:(a)四趾垫;(b)跖骨垫;(c)后跟外侧垫;(d)后跟内侧垫;(e)终末垫

图1 SMI



图2 IDEEA 运动传感器及步态时空参数、能量消耗测试



表 2 穿 SMI 前、后自身对照比较

参数	穿 SMI 前	穿 SMI 后	t/Z 值	P 值
6 min 步行距离(m)	278.59±73.31	323.06±85.64	-4.331	< 0.001
BSLS (ms)	370.39±32.46	361.39±30.58	2.954	0.005
BDLS (ms)	125.35±21.10	125.12±22.81	0.094	0.926
步速 (m/min)	48.94±10.96	59.37±12.75	-6.002	< 0.001
左步长(m)	0.42(0.34, 0.46)	0.50(0.44, 0.61)	-4.814	< 0.001
右步长(m)	0.40(0.34, 0.46)	0.50(0.39, 0.60)	-4.183	< 0.001
能量消耗(kCal/m)	13.65(11.65,15.00)	13.90(11.40,15.05)	-2.358	0.018

穿鞋相比，SMI 降低了中足内侧区域的压力，考虑 SMI 有可能改变足底表面的感觉反馈。

躯体的各种姿势和运动都是在神经系统的控制下进行的。行走的高级调控机制极其复杂，对于步行高级中枢的定位和其对步态的调控方式至今尚未明了<sup>[19]</sup>。中央模式发生器(central pattern generators, CPGs)通常被定义为能够产生中央命令的神经元网络，特别是控制刻板印象和节律性运动行为的神经元网络。一些位于脑干和脊髓区域的 CPGs 已经被证明是诸如吞咽、咀嚼、呼吸、排便、排尿、射精和运动等复杂行为表达的基础<sup>[20]</sup>。脊髓中存在 CPGs<sup>[21]</sup>，它是控制步态的低级中枢，接受上位中枢的调控，同时也接收躯干四肢肌肉和关节等处的皮肤机械刺激和本体感觉信息传入。传入信息传入脊髓，通过脊髓神经元间环路形成节奏性的运动模式，可使屈肌、伸肌在步行时交替运动，表现为肢体支撑-摆动交替<sup>[22]</sup>；并根据本体感觉和皮肤感觉的输入信息提高或降低肌张力，从而控制正在进行中的动作<sup>[16,23]</sup>。SMI 的各部件增加了足底局部的压力，皮肤感受器、肌梭和高尔基体探测到这种压力的增加，并传入到脊髓中间神经元池，引起脊髓和脊髓以上的适应性变化，传出信息传输到肌肉，从而调整下肢肌肉肌张力、运动活性及运动的协调性，从而纠正柔软性足部畸形，减轻下肢过度的内外旋，改善异常步态<sup>[6]</sup>。

本研究显示，穿 SMI 后 BSLS 小于穿前，BDLS 无明显差异。同侧的一个步态周期分为站立相和迈步相两个阶段。仅有一侧下肢与地面接触时称单支撑期，又称迈步相，即本研究中的 BSLS。一侧足跟着地至对侧足趾离地前有一个双脚与地面接触的时期，成为双支撑期，又称站立相，即本研究中的 BDLS。双支撑期大约相当于对侧足的蹬离期。痉挛型脑瘫患儿由于趾屈肌肌张力升高<sup>[24]</sup>，使患儿在首次着地时踝关节跖屈角度明显增加，从而使首次着地方式改变，为足尖着地或全足着地<sup>[25]</sup>，患者不能将中心从足跟转

移到足尖，身体重心前移，呈前冲步态。另外，脑瘫患儿足趾屈肌的肌力往往减弱，故患儿的蹬离动作时间短且无力。从而影响身体及下肢向上、向前的摆动，导致步长缩短、步速减慢。研究表明，穿 SMI 后患儿单支撑期缩短，双支撑期相对延长，意味着蹬离期时间延长，蹬离动作更加充分有力，从而获得更大的步速和步长。Hafkemeyer 等<sup>[26]</sup>对 20 例痉挛型偏瘫型患儿，用 GAITRite 足底压力垫系统分别测试裸足、穿鞋不穿鞋垫和穿鞋穿鞋垫三种情况下的步态时空参数，结果发现 SMI 可以延长足跟着地时间，改善脑瘫患儿足跟着地时间短的问题；穿 SMI 后站立相和双支撑期延长，单支撑期缩短。

IDEAA 是三维加速度计的一种，它对运动类型、步态时空参数等及能量消耗的评估精确性很高<sup>[27]</sup>，并且，身高、体质量、体质量指数(body mass index, BMI)和年龄对其评测的精确性影响很小或没有影响<sup>[28]</sup>。因其简单、方便、不受实验室限制的特点，已被应用于很多领域，包括人工膝关节置换术后<sup>[27]</sup>或髋关节置换术后患者的步态评估<sup>[29]</sup>，另外还包括正常儿童<sup>[30]</sup>和青年人<sup>[31]</sup>及运动障碍老年人<sup>[32]</sup>的运动形式和能量消耗研究，同样也用于研究脑瘫儿童的步态时空参数分析和能量消耗研究<sup>[33]</sup>。Arvidsson 等<sup>[34]</sup>对三种能量消耗测试装置 SenseWear Pro2 Armband (SWA)、IDEAA 和 ActiReg (AR)对儿童不同活动类型的能量消耗进行对比，发现 IDEAA 对儿童步行能量消耗的评估准确性优于其他两种。

本研究结果显示，穿 SMI 后即刻的能量消耗较穿 SMI 前高，这种能量消耗的轻度增加考虑与步速和步长增加有关。步长的增大需要摆动肌收缩增强，以及支撑肌收缩增强，垂直方向上人体重心的偏移增加<sup>[35]</sup>。而影响行走能量消耗最主要的变量是重心的偏移<sup>[36]</sup>。

综上所述，SMI 作为一种矫形鞋垫，穿后即刻便可改善痉挛型脑瘫患儿的步态时空参数，轻微增加患

儿的能量消耗。

## [参考文献]

- [1] Smith C C, Paton J, Chakrabarty S, et al. Descending systems direct development of key spinal motor circuits [J]. *J Neurosci*, 2017, 37(26): 6372-6387.
- [2] Kamp F A, Lennon N, Holmes L, et al. Energy cost of walking in children with spastic cerebral palsy: relationship with age, body composition and mobility capacity [J]. *Gait Posture*, 2014, 40(1): 209-214.
- [3] Ryu H J, Song G B. Differences in proprioceptive senses between children with diplegic and children with hemiplegic cerebral palsy [J]. *J Phys Ther Sci*, 2016, 28(2): 658-660.
- [4] Jahrling L, Rockenfeller B. Sensomotor insole fabrication: action and reaction [J]. *Orthop ad Schuh Mag*, 2006(9): 50-55.
- [5] Schott K H. The concept of sensomotor insole by Lothar Jahrling [J]. *Orthop ad Schuh Mag*, 2003(6): 36-43.
- [6] Smalley A, White S C, Burkard R. The effect of augmented somatosensory feedback on standing postural sway [J]. *Gait Posture*, 2018, 60: 76-80.
- [7] Noll C, Steitz V, Daentzer D. Influence of proprioceptive insoles on spinal curvature in patients with slight idiopathic scoliosis [J]. *Technol Health Care*, 2017, 25(1): 143-151.
- [8] Hsieh R, Peng H, Lee W. Short-term effects of customized arch support insoles on symptomatic flexible flatfoot in children [J]. *Medicine*, 2018, 97(20): e10655.
- [9] Mabuchi A, Kitoh H, Inoue M, et al. The biomechanical effect of the sensomotor insole on a pediatric intoeing gait [J]. *ISRN Orthop*, 2012, 2012: 396718.
- [10] Pasin N H, Grecco L, Ferreira L, et al. Postural insoles on gait in children with cerebral palsy: randomized controlled double-blind clinical trial [J]. *J Bodyw Mov Ther*, 2017, 21(4): 890-895.
- [11] Totah D, Menon M, Jones-Hershinow C, et al. The impact of ankle-foot orthosis stiffness on gait: a systematic literature review [J]. *Gait Posture*, 2019, 69: 101-111.
- [12] Bonanno D R, Ledchumanasarma K, Landorf K B, et al. Effects of a contoured foot orthosis and flat insole on plantar pressure and tibial acceleration while walking in defence boots [J]. *Sci Rep*, 2019, 9(1): 1688.
- [13] Alavi-Mehr S M, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, et al. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking [J]. *Foot (Edinb)*, 2018, 37: 77-84.
- [14] Esfandiari E, Sanjari M A, Jamshidi A A, et al. Knee osteoarthritis at the early stage: the four-week effect of lateral wedge insole on pain and risk of falls [J]. *Med J Islamic Repub Iran*, 2018, 32(1): 94-99.
- [15] Hatton A L, Rome K, Dixon J, et al. Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults [J]. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2013, 103(6): 516-533.
- [16] Dietz V, Duysens J. Significance of load receptor input during locomotion: a review [J]. *Gait Posture*, 2000, 11(2): 102-110.
- [17] 汪波. 本体感受鞋垫在儿童矫形技术领域装配中的应用[J]. *世界康复工程与器械*, 2012(9): 69-71.
- [18] Aminian G, Safaeipour Z, Farhoodi M, et al. The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2013, 37(3): 227-232.
- [19] 杨雅琴,张通. 正常步态和偏瘫步态的特点及对比[J]. *中国康复理论与实践*, 2003, 9(10): 608-609.
- [20] Steuer I, Guertin P A. Central pattern generators in the brainstem and spinal cord: an overview of basic principles, similarities and differences [J]. *Rev Neurosci*, 2019, 30(2): 107-164.
- [21] Padulo J, Powell D W, Ardigo L P, et al. Modifications in activation of lower limb muscles as a function of initial foot position in cycling [J]. *J Electromyogr Kines*, 2015, 25(4): 648-652.
- [22] Andersson O, Grillner S. Peripheral control of the cat's step cycle [J]. *Acta Physiol Scand*, 1983, 118: 229-239.
- [23] Takakusaki K. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe [J]. *Movement Disord*, 2013, 28(11): 1483-1491.
- [24] Schless S, Cenni F, Bar-On L, et al. Combining muscle morphology and neuromotor symptoms to explain abnormal gait at the ankle joint level in cerebral palsy [J]. *Gait Posture*, 2019, 68: 531-537.
- [25] Alexander C F, Reid S, Stannage K, et al. Children with cerebral palsy have larger Achilles tendon moment arms than typically developing children [J]. *J Biomech*, 2019, 82: 307-312.
- [26] Hafkemeyer U, Poppenborg D, Drerup B, et al. Improvement of gait in paraplegic patients using proprioceptive insoles [J]. *Gait Posture*, 2002, 16: S157-S158.
- [27] Hayes D A, Watts M C, Anderson L J, et al. Knee arthroplasty: a cross-sectional study assessing energy expenditure and activity [J]. *Anz J Surg*, 2011, 81(5): 371-374.
- [28] Zhang K, Pi-Sunyer F X, Boozer C N. Improving energy expenditure estimation for physical activity [J]. *Med Sci Sport Exer*, 2004, 36(5): 883-889.
- [29] Zhou Y X, Guo S J, Liu Q, et al. Influence of the femoral head size on early postoperative gait restoration after total hip arthroplasty [J]. *Chin Med J (Engl)*, 2009, 122(13): 1513-1516.
- [30] Arvidsson D, Slinde F, Larsson S, et al. Energy cost in children assessed by multisensor activity monitors [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(3): 603-611.
- [31] Mackey A H, Hewart P, Walt S E, et al. The sensitivity and specificity of an activity monitor in detecting functional activities in young people with cerebral palsy [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90(8): 1396-1401.
- [32] Marsh A P, Vance R M, Frederick T L, et al. Objective assessment of activity in older adults at risk for mobility disability [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2007, 39(6): 1020-1026.
- [33] Mackey A H, Stott N S, Walt S E. Reliability and validity of an activity monitor (IDEA) in the determination of temporal-spatial gait parameters in individuals with cerebral palsy [J]. *Gait Posture*, 2008, 28: 634-639.
- [34] Arvidsson D, Slinde F, Larsson S, et al. Energy cost in children assessed by multisensor activity monitors [J]. *Med Sci Sport Exer*, 2009, 41(3): 603-611.
- [35] Neptune R R, Sasaki K, Kautz S A. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetic [J]. *Gait Posture*, 2008, 28(1): 135-143.
- [36] Hesse S, Sarkodie-Gyan T, Uhlenbrock D. Development of an advanced mechanized gait trainer, controlling movement of the center of mass, for restoring gait in non-ambulant subject [J]. *Biomed Tech (Berl)*, 1999, 44(7-8): 194-201.

(收稿日期:2018-10-23 修回日期:2019-02-21)