

不擅长语言表达,而沙盘游戏疗法不依赖患儿的语言与治疗师进行交流,治疗师可以通过患儿游戏的过程和沙盘作品呈现的问题,了解其心理特点,结合心理学知识,给予指导和帮助;②治疗师的人本主义理论,无条件接纳和包容患儿,让其释放负面情绪,逐渐修复心灵的创伤;③促使不良行为改善,本研究发现患儿通过宣泄不良情绪整合了无意识的问题,转化为积极的能量,从而使患儿的人际关系敏感、冲动、攻击、破坏等不良行为得以矫正,促进人格整合;④提高患儿康复治疗的配合度,是保证脑瘫患儿早日康复的关键^[15]。观察发现患儿经过沙盘治疗后,减少了对陌生环境和医护人员的恐惧,治疗依从性得以提高,愿意配合医护人员,听从治疗师的安排,学会理解他人,增强了适应能力。

综上所述,沙盘游戏疗法能够有效矫正脑瘫患儿的心理行为问题,是一种可行且有效的心理治疗方法。该游戏形式,容易被患儿和家长接受,可作为脑瘫患儿心理治疗安全有效的治疗手段。本研究样本量仍偏少且仅局限于住院患儿,尚缺乏近期的疗效评估,因而有待于进一步随访,以观察远期效果。

参 考 文 献

- [1] 李晓捷,唐久来,马丙祥,等.脑性瘫痪的定义、诊断标准及临床分型[J].中华实用儿科杂志,2014,29(19):1520-1520. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-428X.2014.19.024.
- [2] 王涛,张际,余文玉,等.322例脑性瘫痪患儿行为问题调查及影响因素[J].中华护理杂志,2012,47(7):642-645. DOI: 10.3761/j.issn.0254-1769.2012.07.024.
- [3] 刘合建,邱卓英,周文萍,等.ICF-CY理论与方法在脑性瘫痪康复中的应用[J].中国康复理论与实践,2014,20(1):6-10. DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2014.01.002.
- [4] Parkes J, McCullough N, Madden A, et al. The health of children with cerebral palsy and stress in their parents[J]. Aust J Adv Nurs, 2009, 65(11):2311-2323. DOI: 10.1111/j.1365-2648.2009.05089.x.

- [5] 李树春,李晓捷,姜志梅.儿童康复医学[M].北京:人民卫生出版社,2006:154-155.
- [6] 李方方,杨柳.沙盘游戏疗法在特殊儿童干预中的应用研究[J].绥化学院学报,2015,35(07):136-138. DOI: 10.3969/j.issn.2095-0438.2015.07.037
- [7] Castellana F, Donfrancesco A. Sandplay in Jungian analysis: matter and symbolic integration[J]. J Anal Psychol, 2005, 50(3):367-382. DOI: 10.1111/j.0021-8774.2005.00538.x.
- [8] 李皓.韦克斯勒儿童智力测验量表第3版(WISC-III)简介[J].中国学校卫生,2006,(3):247-248. DOI: 10.3969/j.issn.1000-9817.2006.03.033
- [9] 蔡杨,张淑琴.沙盘游戏疗法在临床中的应用及发展趋势[J].中国疗养医学,2014,23(6):495-496. DOI: 10.13517/j.cnki.ccm.2014.06.007.
- [10] 买可昂.儿童沙盘游戏中咨询师陪伴的意义[J].社会心理科学,2014,(1):97-100.
- [11] 申荷永,陈侃,高岚,等.沙盘游戏治疗的历史与理论[J].心理发展与教育,2005,(2):124-128. DOI: 10.3969/j.issn.1001-4918.2005.02.023.
- [12] 苏林雁,李雪荣,黄春香,等.Connors父母症状问卷的中国城市常模[J].中国临床心理学杂志,2001,9(4):241-243. DOI: 10.3969/j.issn.1005-3611.2001.04.001.
- [13] 王巧敏,黄钢,章小雷,等.沙盘游戏治疗儿童注意缺陷多动障碍的对照研究[J].中国心理卫生杂志,2010,24(4):691-695. DOI: 10.3969/j.issn.1000-6729.2010.09.012.
- [14] 赖文林,巢东蕊,丁成文.沙盘游戏疗法的应用及研究现状[J].中国健康心理学杂志,2010,18(6):754-756. DOI: 10.13342/j.cnki.cjhp.2010.06.029.
- [15] 吴萍兰,吴建贤.脑瘫患儿家长心理护理新进展[J].安徽医学,2011,32(10):1779-1780. DOI: 10.3969/j.issn.1000-0399.2011.10.052.

(修回日期:2017-09-12)

(本文编辑:汪 玲)

比较两种静态踝足矫形器对痉挛型脑性瘫痪患儿步态的影响

叶长青 刘巍 代早荣 姚雪 吴宏军

【摘要】 目的 探讨痉挛型脑性瘫痪(脑瘫)患儿分别佩戴静态踝足矫形器(SAFO)和调谐静态踝足矫形器(TAFO)对患儿异常步态的影响。**方法** 选取符合条件且具有行走能力的痉挛型脑瘫患儿23例,分别个性化定制和佩戴SAFO和TAFO,每例患儿穿戴适应期2周后,对所有患儿在赤足、佩戴SAFO、佩戴TAFO三种条件下相关的时空参数(包括步频、步速、步长)、运动学参数(包括首次触地膝关节屈曲角度、站立期最大膝关节屈曲角度、站立中期最大膝关节伸展角度、膝关节活动度、摆动期最大踝关节背屈角度)以及动力学参数(包括膝关节最大屈力矩、膝关节最大伸力矩、踝关节最大背屈力矩、踝关节最大跖屈力矩)进行步态分析和相关参数比较。**结果** ①对比赤足、佩戴SAFO、佩戴TAFO三种条件下患儿的步频[(116.37±18.25)、(118.17±12.64)和(121.38±13.24) steps/min]、步长[(0.44±0.11)、(0.48±0.15)和(0.51±0.12) m]、步速[(0.86±0.54)、(0.94±0.39)和(1.02±0.36) m/s]均有明显提高($P<0.05$);佩戴SAFO与佩戴TAFO相比,佩戴TAFO条件下的步频、步速和步长均有显著增加($P<$

0.05)。②与佩戴 SAFO 条件下相比,佩戴 TAFO 条件下患儿的膝关节活动度明显增大($P<0.05$),站立期最大膝关节伸展角度和摆动期最大踝关节背屈角度亦显著增大($P<0.05$)。③与赤足和佩戴 SAFO 条件下相比,佩戴 TAFO 条件下的伸膝力矩显著减少($P<0.05$);而佩戴 TAFO 条件下与佩戴 SAFO 相比,踝关节跖屈力矩显著增大($P<0.05$)。结论 佩戴 TAFO 和佩戴 SAFO 对改善痉挛型脑瘫儿童异常步态均起到积极作用,但佩戴 TAFO 更能优化脑瘫儿童异常步态,增强其步态的稳定性和流畅性。

【关键词】 脑性瘫痪; 踝足矫形器; 步态分析

脑性瘫痪(简称脑瘫)是以姿势和运动功能障碍为主要临床表现的综合征,对脑瘫患儿的步态产生不同程度影响,导致异常步态^[1]。改善步态是脑瘫患儿康复中主要目标之一,静态踝足矫形器(solid ankle foot orthosis,SAFO)常被推荐在脑瘫康复中使用,对改善脑瘫患儿步态产生积极的效果^[2-4]。SAFO 限制踝关节异常运动的同时,也改变下肢矢状面步态周期中的力学对线;对腓肠肌牵拉的同时,会影响膝关节的主动伸膝运动,这些因素会影响佩戴踝足矫形器患儿的步态效果^[5]。调谐静态踝足矫形器(tuning ankle foot orthosis,TAFO)是对 SAFO 设计的优化,主要包括踝足矫形器的踝角度(angle of the ankle in AFO,AAAFO)(图 1)容纳腓肠肌张力和调整下肢在矢状面的对线,即改变小腿径与垂直地面角度(shank-to-vertical angle, SVA)(图 2),使脑瘫患儿的步态参数向正常参数值靠近^[6]。大多数关于踝足矫形器(ankle foot orthosis,AFO)研究文章,关注的是不同类型 AFO 对步态的影响,而忽视矫形器生物力学对线和对痉挛肌肉的影响,而本研究分别对脑瘫患儿佩戴同一类型踝足矫形器进行 SAFO、TAFO 和赤足的步态分析,旨在探讨 TAFO 和 SAFO 在脑瘫患儿运用的效果,为临床 AFO 设计改进和应用提供理论依据。

对象与方法

一、研究对象

入选标准:①符合第 13 届全国小儿脑瘫康复学术会议通过的脑瘫诊断及分型诊断标准^[7];②痉挛型双瘫,粗大运动功能分级(gross motor function classification system,GMFCS)^[8]为 I~II 级;③能独立行走 ≥ 20 m 以上;④具有一定认知能力,能理解基本指令;⑤向患儿监护人讲解实验目的及过程,并得到其理解和合作,签署知情同意书。

排除标准:①测试前 1 年内做过影响行走功能的手术;②测试前 8 个月内接受过肉毒素注射治疗;③下肢出现扭伤,肌腱损伤等影响运动功能的伤病。

选取 2016 年 5 月至 2016 年 10 月广州市小儿脑性瘫痪康复研究中心收治且符合上述标准的痉挛型双瘫患儿 23 例,其中男 15 例,女 8 例,年龄 4~11 岁,平均 (7.34 ± 2.51) 岁;GMFCS I 级 9 例,GMFCS II 级 14 例;改良 Ashworth 分级^[9]1 级 13 例,2 级 10 例。分别纵向测试 23 例脑瘫患儿赤足、佩戴 SAFO 和 TAFO 条件下的步态,测试期间,全部患儿接受常规康复治疗不变。

二、矫形器配置

为 23 例脑瘫患儿分别适配 SAFO 和 TAFO(即康复医生对 23 例脑瘫患儿开具 SAFO 处方,再适配 TAFO)。2 种踝足矫形器踝关节部分为静态,前面开口形式,足部分剪切线比前足长 5 mm,内外侧面剪切线至趾骨头,两条魔术贴固定带,一条固定在 AFO 上缘,一条固定在踝关节处。主体材料选择足够强度的聚丙烯,2 种 AFO 在步态过程中,不会产生明显的变形。2 种矫

形器在 AAAFO 和 SVA 设计不同,传统理论认为,步态周期中,站立中期矢状面踝关节呈 90°,以致 SAFO 通常推荐 AAAFO 设定为 90°^[5],缺乏调整 SVA 过程;而 TAFO 设计方案为:①根据腓肠肌张力(或者腓肠肌长度)不同而设定 AAAFO 的角度,以适应膝关节在步态中得到充分的伸展,通常设定在跖屈位(图 1);②TAFO 对线,使用角度计测量矢状面 SVA,脑瘫患儿佩戴 TAFO 站立,在不穿鞋情况下,用乙烯-乙基乙酸酯(ethyl vinyl acetate,EVA)楔块粘在矫形器后跟部位调整矢状面 SVA 至 0°,佩戴 TAFO 和穿鞋后站立状态,SVA 测量使用关节角度尺,用不同厚度 EVA 楔块粘贴于后跟,调整 SVA 至 10°,此角度是正常生物力学站立中期矢状面的 SVA 角度^[10],楔块向鞋跟外延斜面,增加鞋与地面接触面积,增强支撑稳定性(图 2)。调整完踝足矫形器和鞋子后,矫形师示范正确的佩戴方法,嘱咐脑瘫患儿或家属使用矫形器的注意事项,日常行走需佩戴矫形器,达到踝足矫形器治疗预期效果。

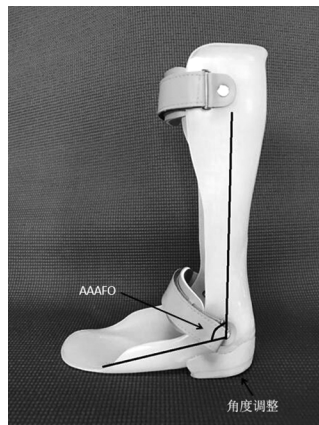


图 1 TAFO



图 2 佩戴 TAFO

三、数据采集

三维步态分析系统,能够准确评估干预前后的患者异常步态变化^[11]。设备使用 Vicon 612 三维步态分析系统,由 6 台红外摄像机和 2 块嵌入中间通道压力感应板构成,22 个分别置于测试者骨性标志位,包括躯干、骨盆和下肢。对 23 例脑瘫患儿分别在赤足、佩戴 SAFO 和 TAFO 条件下进行 3D 步态测试,分 2 个场合进行。①第一场合:SAFO 适配完,适应佩戴 2 个星期后,分别进行赤足和佩戴 SAFO 步态测试;②第二场合:TAFO 适配调谐完,适应佩戴 2 个星期后,进行佩戴 TAFO 步态测试。每个场合测试在同一天完成,测试排序由计算机随机生成。测试前测量脑瘫患儿的身高和体重,嘱咐患儿以平时行走模式和速度行走,并双足接触压力板,直至有代表性双足数据成功采集。

四、评测指标

3D 步态分析的数据:①相关的时间和空间参数,包括步频、

步速、步长;②运动学参数,包括首次触地膝关节屈曲角度、站立期最大膝关节屈曲角度、站立中期最大膝关节伸展角度、膝关节活动度、摆动期最大踝关节背屈角度;③动力学参数,包括膝关节最大屈力矩、膝关节最大伸力矩、踝关节最大背屈力矩、踝关节最大跖屈力矩。对所有参数对称性进行比较。

五、统计学方法

使用 SPSS 19.0 版统计软件对数据进行统计学分析处理,计量资料用($\bar{x}\pm s$)表示,采用重复测量方差分析;对组内步态参数比较,对 23 例脑瘫患儿分别赤足、佩戴 SAFO 和佩戴 TAFO 条件下的生物力学参数进行统计学分析。 $P<0.05$ 认为差异有统计学意义。

结 果

一、3 种条件下的时空参数比较

对比赤足、佩戴 SAFO 与佩戴 TAFO 三种条件下的步频、步速和步长均有明显提高($P<0.05$);佩戴 SAFO 与佩戴 TAFO 相比,佩戴 TAFO 条件下的步频、步速和步长亦有显著增加($P<0.05$)。详见表 1。

表 1 3 种条件下 23 例脑瘫患儿的时空参数比较($\bar{x}\pm s$)

检测条件	例数	步频(steps/min)	步速(m/s)	步长(m)
赤足	23	116.37±18.25	0.86±0.54	0.44±0.11
佩戴 SAFO	23	118.17±12.64	0.94±0.39 ^a	0.48±0.15 ^a
佩戴 TAFO	23	121.38±13.24 ^{bc}	1.02±0.36 ^{ac}	0.51±0.12 ^{ac}

注:与赤足条件相同参数比较,^a $P<0.01$,^b $P<0.05$;与佩戴 SAFO 条件相同参数比较,^c $P<0.05$

二、3 种条件下的下肢关节运动学参数比较

与佩戴 TAFO 相比,佩戴 SAFO 的患儿首次触地膝关节屈曲角度显著增大($P<0.05$);与佩戴 SAFO 条件相比,佩戴 TAFO 条件下的膝关节活动度明显增大($P<0.05$),赤足条件下的站立期最大膝关节伸展角度和摆动期最大踝关节背屈角度均显著减少($P<0.05$),而佩戴 TAFO 条件下的站立期最大膝关节伸展角度和摆动期最大踝关节背屈角度则显著增大($P<0.05$)。详见表 2。

表 2 3 种条件下 23 例脑瘫患儿的下肢关节运动学参数比较($^{\circ},\bar{x}\pm s$)

检测条件	例数	首次触地 膝关节 屈曲角度	站立期 最大膝关节 屈曲角度	站立期 最大膝关节 伸展角度
赤足	23	15.13±11.74	24.46±7.96	-1.65±8.82
佩戴 SAFO	23	19.72±8.62	22.07±6.38	-6.42±11.21 ^a
佩戴 TAFO	23	15.38±9.31 ^b	21.75±4.19	-10.31±7.26 ^b
检测条件	例数	膝关节活动度		摆动期最大 踝关节背屈角度
赤足	23	41.27±11.37		-3.28±9.31
佩戴 SAFO	23	38.84±13.48		5.26±4.59 ^a
佩戴 TAFO	23	40.53±13.45 ^b		10.22±2.72 ^{ab}

注:与赤足条件相同参数比较,^a $P<0.05$;与佩戴 SAFO 条件相同参数比较,^b $P<0.05$

三、3 种条件下的下肢关节动力学参数比较

与赤足和佩戴 SAFO 条件下相比,佩戴 TAFO 条件下的伸膝力矩显著减少($P<0.05$);佩戴 TAFO 条件下与佩戴 SAFO 相

比,踝关节跖屈力矩显著增大。详见表 3。

表 3 3 种条件下 23 例脑瘫患儿的下肢关节动力学参数比较(Nm/kg, $\bar{x}\pm s$)

检测条件	例数	膝关节		踝关节	
		最大屈力矩	最大伸力矩	最大背屈力矩	最大跖屈力矩
赤足	23	0.27±0.24	-0.20±0.31	0.67±0.28	-0.03±0.04
佩戴 SAFO	23	0.56±0.38 ^a	-0.21±0.15	0.73±0.17	-0.21±0.15 ^a
佩戴 TAFO	23	0.67±0.23 ^{ab}	-0.17±0.11 ^{ab}	0.71±0.16 ^b	-0.28±0.14 ^{ab}

注:与赤足条件相同参数比较,^a $P<0.05$;与佩戴 SAFO 条件相同参数比较,^b $P<0.05$

讨 论

痉挛型脑瘫患儿呈现下肢痉挛、运动功能和平衡功能障碍导致控制足部和踝关节失去正常对线,肌肉动态不平衡,特别是小腿三头肌肌张力增高,而踝关节背屈肌群肌力弱,足部和踝关节紊乱可能形成马蹄足,出现异常步态^[12]。帮助脑瘫患儿建立和改善步行功能是脑瘫康复的一个重要目标。

一个关节运动瞬间能够影响不同关节位置、平面和时间点^[13]。踝足是人体承重的最大支撑部位,保持踝足的稳定性,是维持膝关节、髋关节生物力学对线的前提,是改善步态的关键。踝足矫形器可以改善固定化的运动范围以及增强代偿和辅助失去的功能^[14]。脑瘫患儿小腿三头肌痉挛和踝关节背屈肌群肌力弱,足部承重转移前足,承重面积变小,导致整个步态周期产生异常,影响步态推进平衡、稳定和流畅性,表现在支撑期早期和支撑中期相对缩短,摆动期延长,支撑期早期前足先于后足触地,阻碍支撑期中期踝关节第二次滚动,摆动期足部与地面的空间不足^[15]。佩戴 SAFO 和佩戴 TAFO 通过设定矢状面踝关节的角度,支撑期矫正踝关节过度跖屈和支撑期早期辅助踝关节背屈,后足先于前足触地,有利于首次滚动和第二次滚动。同样于摆动期,相对于赤足,佩戴 SAFO 和佩戴 TAFO 条件下,患儿摆动期最大踝关节背屈角度明显增大,足够的踝关节背屈能够起到足廓清,减少代偿性提足运动;小腿通过矫形器限制额状面后足部内外翻,矢状面踝关节跖背屈,纠正足踝部生物力学异常对线,提供稳定基底,增强在支撑期身体的稳定性和平衡,促进步速和步长改善明显。说明脑瘫患儿佩戴 SAFO 或 TAFO 是康复治疗基本手段。佩戴 SAFO 通常建议设置 AAAFO 的角度为 90°,但会影响小腿三头肌效果的发挥。腓肠肌是跨膝关节和踝关节的肌肉,而且痉挛型脑瘫患儿通常此肌肉呈现痉挛状态,AAAFO 设定角度与膝关节伸膝状态下踝关节主动背屈角度的差距过大,此 AFO 过度牵拉腓肠肌而导致伸膝主动不足,影响佩戴 AFO 脑瘫患儿在步态周期中支撑期早期和蹬离期膝关节的伸展活动^[5]。TAFO 能够容纳腓肠肌长度,更好地发挥膝关节残余功能,增加关节活动度^[16]。在步态周期中佩戴 TAFO 的脑瘫患儿首次触地膝关节屈曲角度明显小于佩戴 SAFO 的患儿(见表 1),相对于佩戴 SAFO,佩戴 TAFO 有助于膝关节功能的发挥,增加伸展角度,这对促进步长有决定性作用。

大多数脑瘫患儿在站立末期不能产生足够的向前地面反作用力和重心不稳,以致身体前移困难^[17-18]。TAFO 一个主要目的是寻找下肢最佳生物力学对线^[18]。佩戴 SAFO 的设计,把

SVA 设定于 90° , 认为人体站立中期膝、踝关节分别呈 0° 和 90° , 而步态是一个动态的过程。随着更多的数字化步态分析设备对步态深入认识, 正常步态周期中, 站立中期踝关节角度不是呈 90° , 而是有 $10^\circ \sim 12^\circ$ 的背屈^[10], 能够改变地面反作用力的方向, 此时足地面反作用力穿过膝关节中心, 这对足部支撑的稳定性有很大帮助, 步态周期站立中期至末期, 允许大腿向前倾斜, 以致保持骨盆和躯干的垂直; 通过地面反作用力, 促进地面反作用力站立中期至末期膝、踝关节力矩改变; 站立末期地面反作用力穿过矢状面膝中心前面、髋关节后面, 有利于躯干的稳定性和步态流畅性。步态中期中, TAFO 的站立中期 SVA 显著小于 SAFO 条件, TAFO 条件下在站立中期更符合正常的人体生物力学对线^[10]。当 SVA 在 $10^\circ \sim 12^\circ$ 时, 地面反作用力线经过矢状面膝关节和髋关节中心附近, 能够降低伸膝力矩, 从结果看, TAFO 条件下的膝关节最大伸力矩明显比 SAFO 小, 而最大踝关节趾屈力矩显著比 SAFO 大; 佩戴 TAFO 通过改变 AFO 的 AAAFO 和 SVA 设计, 更符合人体生理特性和生物力学对线, 与 SAFO 对比时空参数也有显著改变, 步长和步频显著增长, 促使步速增加明显, 步态的流畅性得到改善。佩戴 TAFO 条件下的最大踝关节背屈力矩和最大膝关节屈曲力矩明显大于佩戴 SAFO 和赤足, 这个需要在矫形器设计上要求材料有足够的强度抵抗弹性变形, 预防在步态中改变踝足矫形器 AAAFO 和生物力学对线。

TAFO 和 SAFO 都能对痉挛型脑瘫患儿步态改善起到积极地作用, 但 TAFO 与 SAFO 相比, 对脑瘫患儿的步长和步速均有促进作用, 佩戴 TAFO 的脑瘫患儿膝关节伸力矩明显减少, 因而增强步态的稳定性和流畅性, 明显改善步态, 理论上能够减少步态能量消耗^[19]。TAFO 作为一种对现有的踝足矫形器的设计提出新的思路, 主要有 3 个要素: ①能够容纳腓肠肌的长度; ②调整 SVA, 优化下肢对线^[20]; ③材料有足够的强度。总之, 在痉挛性脑瘫患儿踝足矫形器的适配中, 需要根据个案症状的不同对踝足矫形器进行调谐, 优化治疗效果。

参 考 文 献

- [1] Dan B, Mayston M, Paneth N, et al. Cerebral palsy: science and clinical practice[M]. London: MacKeith Press, 2014: 17.
- [2] Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, et al. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia[J]. Dev Med Child Neurol, 2004, 9(46): 590-598. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2004.tb01022.x.
- [3] Radtka SA, Skinner SR, Johanson ME, et al. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy[J]. Gait Posture, 2005, 21(3): 303-310. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.03.004.
- [4] Lam WK, Leong JC, Li YH, et al. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy[J]. Gait Posture, 2005, 22(3): 189-197. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.09.011.
- [5] Kavi C, Jagadamma, Fiona J. Coutts, Thomas H, et al. Optimising the effects of rigid ankle foot orthoses on the gait of children with cerebral palsy (CP) - an exploratory trial[J]. Disabil Rehabil Assist Technol, 2015, 10(6): 445-451. DOI: 10.3109/17483107.2014.908244.
- [6] Meadows B, Tuning of rigid ankle-foot orthoses is essential[J]. Prosthet Orthot Int, 2014, 38(1): 83-83. DOI: 10.1177/0309364613498333.
- [7] 唐久来, 秦炯, 邹丽萍, 等. 中国脑性瘫痪康复指南(2015): 第一部分[J]. 中国康复医学杂志, 2015, 30(7): 747-754. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2015.07.028.
- [8] 史惟, 王素娟, 杨红, 等. 中文版脑瘫患儿粗大运动功能分级系统的信度和效度研究[J]. 中国循证儿科杂志, 2006, 1(2): 122-129. DOI: 10.3969/j.issn.1673-5501.2006.02.007.
- [9] 郭铁成, 卫小梅, 陈小红. 改良 Ashworth 量表用于痉挛评定的信度研究[J]. 中国康复医学杂志, 2008, 23(10): 906-909. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2008.10.013.
- [10] Owen E. The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses[J]. Prosthet Orthot Int, 2010, 34(3): 254-269. DOI: 10.3109/03093646.2010.485597.
- [11] Kawamura CM, de Moraes Filho MC, Barreto MM, et al. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy[J]. Gait Posture, 2007, 25(1): 18-24. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.12.005.
- [12] 赵辉三, 曹学军, 张晓玉, 等. 假肢与矫形器学[M]. 北京: 华夏出版社, 2005: 349.
- [13] Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index: a new comprehensive index of gait pathology[J]. Gait Posture, 2008, 28: 351-357. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.
- [14] 徐静, 方新, 熊宝林, 等. 踝足矫形器与脑瘫的康复[J]. 中国康复, 2011, 26(4): 292-293. DOI: 10.3870/zgkf.2011.04.030.
- [15] Davids JR, Rowan F, Davis RB, et al. Indications for orthoses to improve gait in children with cerebral palsy[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2007, 15(3): 178-188. DOI: 10.5435/0012463520070300000008.
- [16] Eddison N, Chockalingam N. The effect of tuning ankle foot orthoses-footwear combination on the gait parameters of children with cerebral palsy[J]. Prosthet Orthot Int, 2013, 37(2): 95-107. DOI: 10.1177/0309364612450706.
- [17] Butler PB, Farmer SE, Stewart C, et al. The effect of fixed ankle foot orthoses in children with cerebral palsy[J]. Disabil Rehabil Assist Technol, 2009, 2(1): 51-58. DOI: 10.1080/17483100600662009.
- [18] Williams S.E, Gibbs S, Meadows C.B, et al. Classification of the reduced vertical component of the ground reaction force in late stance in cerebral palsy gait[J]. Gait Posture, 2011, 34(3): 370-373. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.06.003.
- [19] Bennett BC, Russell SD, Abel MF, et al. The effects of ankle foot orthoses on energy recovery and work during gait in children with cerebral palsy[J]. Clin Biomech, 2012, 27(3): 287-291. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.09.005.
- [20] Kerkum YL, Houdijk H, Brehm MA, et al. The shank-to-vertical-angle as a parameter to evaluate tuning of ankle-foot orthoses[J]. Gait Posture, 2015, 42(3): 269-274. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.016.

(修回日期: 2017-08-27)

(本文编辑: 汪 玲)