

# The Biomechanical Characteristics of the Cerebral Palsy Children When Walking with Bare-Foot

Yihao Lu, Shuyun Jiang\*

Gait Analysis Room of Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai  
Email: luyihao514022@163.com, yadancoo@126.com

Received: Dec. 13<sup>th</sup>, 2015; accepted: Dec. 28<sup>th</sup>, 2015; published: Dec. 31<sup>st</sup>, 2015

Copyright © 2015 by authors and Hans Publishers Inc.  
This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

---

## Abstract

**Purpose:** We investigate the biomechanical characteristics of the cerebral palsy children when walking with bare-foot. **Method:** We collected the three-dimensional gait analysis data gathered from 33 CP children from 2013 to 2015, whose GMFCS is between I-III, who are ambulatory meeting a criterion, and able to finish the test. We compare the 3 - 5 years old group and 6 - 7 years old CP group with the normal children whose data we collected these 10 years using two sample T test to find out biomechanical characteristics of the cerebral palsy children when walking with bare-foot. **Results:** Compare with the normal children, step length, forward velocity, single support time which belong to CP children are significantly lower ( $p < 0.05$ ). While step width, initial double support time are significantly higher ( $p < 0.05$ ). In terms of articular movements and kinetics, compare with the normal, hip flex swing phase max of CP children is significantly higher ( $p < 0.05$ ), while Ankle plant flexion swing phase max of CP children is lower ( $p < 0.05$ ) Ankle power (lift ground) is lower ( $p < 0.05$ ).

## Keywords

Cerebral Palsy, Gait Analysis, Biomechanic

---

# 脑瘫儿童步行过程中下肢生物力学特征

陆奕昊, 姜淑云\*

\*通讯作者。

上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院步态分析实验室, 上海  
Email: luyihao514022@163.com, yadancoo@126.com

收稿日期: 2015年12月13日; 录用日期: 2015年12月28日; 发布日期: 2015年12月31日

## 摘要

**目的:** 研究脑瘫儿童步行过程下肢生物力学特征。**方法:** 中岳阳医院步态分析实验室课题组自2013到2015年采集33名脑瘫患儿三维步态数据, 其粗大运动功能分级为I~III级, 有自主行动能力, 符合试验要求, 能够完成试验。课题组将病例按照年龄分组(3~5岁组, 6~7岁组)并与近十年本步态分析实验室采集的相同年龄段中国正常儿童三维步态数据做对照, 分别运用两独立样本T检验, 得到下肢运动学及动力学数据, 并分析脑瘫儿童步行过程中下肢生物力学特征。**结果:** 与正常儿童相比, 同年龄脑瘫患儿双侧步长、步速、单支撑相明显减小( $p < 0.05$ ); 双侧步宽、双支撑相明显增大( $p < 0.05$ )。各关节运动学方面: 脑瘫患儿髋关节摆动相屈曲角度明显增大( $p < 0.05$ ); 左侧踝关节摆动相跖屈角度明显偏低( $p < 0.05$ ), 踝关节离地时功率明显偏低( $p < 0.05$ )。

## 关键词

脑性瘫痪, 步态分析, 生物力学

## 1. 引言

脑性瘫痪(cerebral palsy, 以下简称“脑瘫”)是患儿自受孕开始至婴儿期非进行性脑损伤和发育缺陷所导致的综合征, 是儿童致残最为严重的疾病之一[1]表现为非阵发性的中枢随意肌功能受累, 如肢体瘫痪, 姿势异常和不随意运动等, 并可同时伴有癫痫、智力低下、语言和视觉障碍等CP在我国发病率约1.8%~4% [2]接近发达国家2%~2.5% [3]。

依照现代医学对于小儿脑瘫的分类, 按照解剖部位分类, 有偏瘫、截瘫、四肢瘫、三重瘫、单瘫以及双重偏瘫; 按照实验室分类, 脑瘫分为痉挛型、手足徐动型、共济失调型、震颤型、肌张力不全型, 混合型[1]。其中痉挛型脑瘫占全部脑瘫患儿的60%~70%, 是临床主要观察和研究对象[4]。痉挛性脑瘫患儿以肌张力增高、原始反射延缓消失、保护性反射减弱或延缓出现、姿势异常及运动障碍为主要临床表现。具体表现为肢体异常痉挛, 随着成长而发生关节挛缩变形, 起立行走两腿呈交叉体位, 足部可见尖足, 尖足内、外翻, 膝关节的屈曲挛缩, 髋关节屈曲、内收、内旋等改变; 上肢可呈手关节掌屈, 拇指内收, 指关节屈曲, 前臂旋前、肘屈曲等异常体位, 以至挛缩变形。

提高患儿的运动功能是脑瘫康复的主要任务, 其中改善脑瘫患儿的步行能力又是重中之重, 正常的步行能力是患儿生活自理的前提。痉挛状态、异常肌张力、运动控制缺失、平衡功能损伤是导致步态异常的主要原因。步态异常是由骨骼畸形, 软组织挛缩及由肌肉力量不平衡形成的运动异常混合而成。如果不积极治疗, 随着患儿的发育, 软组织的挛缩, 肌肉的退化, 疼痛和代偿的生物力学变化会造成加重步态的异常[5]。

Frank等人[6]将脑瘫患儿的步行能力进行功能性GMFCS的划分, 认为该系统在决定治疗方案或者比较手术结果上应用相当广泛。Frank等人认为脑瘫患儿的步态能够由一种或者几种独立的步态组合而成, 因此基本步态的分类对临床工作有指导意义。步态形式的功能性划分: 跳跃膝关节步态, 马蹄足步态, 蹲伏步态, 僵硬膝关节步态。发现跳跃步态可发生在痉挛型截瘫、偏瘫或四肢瘫的脑瘫患儿, 通常这些

患儿的GMFCS的分级在II级或III级; 马蹄足步态在脑瘫患儿中相当普遍, 有真性和假性之分, 真性马蹄足步态的发生机制与关节挛缩、骨结构畸形, 肌肉长期挛缩有关。假性马蹄足更多的原因在于肌肉的挛缩; 蹲伏步态可见于虚弱的截瘫、轻微四肢瘫或者偏瘫的患儿, 这些患儿GMFCS的分级在II、III、IV级; 僵硬步态见于80%的脑瘫患儿[7]。David等人针对膝关节对步态类型进行划分: 跳跃膝关节步态、蹲伏膝关节步态、僵硬膝关节步态、膝关节反屈步态。指出各步态膝关节在矢状面的整个步态周期特点, 根据具体病史(体格检查、运动特征、肌电图、地反力), 病因学分析产生步态的主要影响因素和次要因素。总结了痉挛型截瘫的患儿的四种基本步态[5]。

脑瘫患儿通常会存在非典型肢体姿势以及非正常的步态特征[8]而这种代偿机制是中枢神经系统的损伤直接导致的。这种中枢神经系统的损伤直接带来骨骼肌肉系统的二次损伤, 例如肌肉骨骼系统等非正常发育, 肌肉肌腱的痉挛(短缩)畸形, 骨骼发育畸形, 关节对位畸形, 以及步行或者移动带来的过度劳累。脑瘫患儿最为显著的特征是临床表现的多样性。而异常步态的多样性应当被重复研究并以数字形式使步态特征准具体化, 有助于临床诊断、诊疗计划的制定以及学术交流[9]-[11]。

19世纪70年代, 数字化运动分析应用于能够改变脑瘫患儿整形手术等领域, 并能在一定程度上优化手术方案。主要原因有两点: 第一, 步态分析数据关于病态结构的运动变化更为精细, 并且能够提供更为客观的手术前后的对比结果; 第二, 步态数据分析的专业解读能够使临床工作者理解运动分析带来的益处[12]。

本实验的目的在于通过对GMFCS(I~III级)的痉挛型脑瘫患儿步态分析数据(时空参数, 运动学, 动力学数据)的收集和测量, 探索并归纳总结其步态特征, 并为拟定后续的治疗方案提供客观的数字依据[13]。为总结中国痉挛型脑瘫患儿的步态特征提供数据储备。

## 2. 材料

本研究得到上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院步态分析室的支持, 采集步态数据之前, 患者以及家长被告知并填写知情同意书。

### 2.1. 试验对象

在所有33个患者之中, 3~5岁组( $3.8 \pm 0.94$ 岁)共26人(男18人, 女8人); 6~7岁组( $6.4 \pm 0.48$ 岁)共七人(男4人, 女3人)处于粗大运动功能分级(GMFCS)II级以上并全部符合以下入组条件:

- 1) 符合诊断标准的患儿。
- 2) GMFCS分级在III级以上(I-III级)痉挛型患儿。
- 3) 能够独立行走或助行器辅助下行走。
- 4) 下肢一年内无矫形手术史。
- 5) 无其它严重心、肝、肾等全身器质性病变及内分泌和代谢性障碍疾患。
- 6) 能配合观察者。

### 2.2. 三维步态分析系统

上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院步态分析实验室拥有课题研究所需设备。包括美国Motion Analysis公司红外感光摄像机12台(Eagle 4), 美国国家测器公司(NI)80通道A/D数模转换器。步态分析采用三维动作捕捉分析系统(Motion Analysis Corp.USA)进行三维运动数据采集, 采样频率为60 HZ, 用直径10 mm的红外线感光标志物质进行体表标志, 标志点的位置参照美国三维动作捕捉分析系统(Helen Hayes Marker Set Placement)标记法和相关临床研究, 共计26枚红外线感光标志物。通过对这些标志点空间三维位置的实时捕捉, 分别获得下肢踝关节、膝关节、髋关节、肩肘关节、骨盆和躯干的角度等变化情况;

下肢关节动力学数据运用4块平铺于步道下的AMTI测力台(AMTI Corp.USA)进行采集, 频率为1000 HZ, 输出电压为10 V, 实验过程中, 受试者下肢踝关节、膝关节和髋关节的关节屈伸力矩及地反力被采集。

计算时空参数以及矢状面关节角度使用Orthotrack6.5软件(Motion Analysis Corp.USA)搭载Dempster人体工程学模型[14]。具体观察指标为: 步长(Step Length, SL), 步速(Forward Velocity, FV), 步宽(Step Width, SW), 单支撑相(Single Support Time, SST), 双支撑相(Initial Double Support Time, IDST), 髋关节摆动相屈曲最大角度(Hip Flex Swing Phase max, HFSPmax), 膝关节摆动相屈曲最大角度(Knee Flex Swing Phase max, KFSPmax), 踝关节支撑相背屈最大角度(Ankle Dorsiflexion Support Phase max, ADFSPmax), 踝关节摆动相跖屈最大角度(Ankle Plantarflexion Swing Phase max, APFSPmax), 足触地是地反力(Ground Reaction Forces Vertical, FZ1), 足离地时地反力(Ground Reaction Forces Vertical, FZ2), 足离地时踝关节功率(Ankle Power, AP)。

为了获得真实有效的数据, 每位受试者在测试前均被告知采用平时步行的姿势和速度行走, 并进行适应性行走。获得每位受试者至少3个5 m步行距离的试验数据, 每个试验数据至少包含3个完整的步态周期, 并包含完整的下肢各关节的实时运动学和动力学数据。

### 2.3. 数据分析

数据分析采用SPSS19.0 for Windows统计分析软件。计量资料正态分布以 $X \pm S$ 表示。组间比较采用两独立样本t检验。若数据非正态分布及等级资料则采用秩和检验。检验水准为 $\alpha = 0.05$ ,  $p < 0.05$ 为差异有统计学意义。

## 3. 结果 (表 1 和表 2)

时空参数方面: 与3~5岁正常儿童相比, 同年龄脑瘫患儿双侧步长、步速、单支撑相明显减小( $p < 0.05$ ); 双侧步宽、双支撑相明显增大( $p < 0.05$ )。各关节运动学方面: 与3正常儿童相比, 同年龄脑瘫患儿髋关节摆动相屈曲角度明显增大( $p < 0.05$ ); 左侧踝关节摆动相跖屈角度明显偏低( $p < 0.05$ ), 左侧踝关节离地时功率明显偏低( $p < 0.05$ )。而膝关节摆动相最大屈曲角度, 踝关节支撑相最大背屈角度与正常儿童相比未见明显差异。垂直方向地面反作用力方面: 与正常儿童相比, 同年龄脑瘫患儿足触地以及足离地时双侧地反力未见明显差异。

时空参数方面: 与6~7岁正常儿童相比, 同年龄脑瘫患儿双侧步长、步速明显减小( $p < 0.05$ ); 双侧步宽、单支撑相、双支撑相未见明显差异。各关节运动学方面: 正常儿童相比, 同年龄脑瘫患儿踝关节离地功率明显减小( $p < 0.05$ ), 右侧膝关节在摆动相最大屈曲角度显著偏小( $p < 0.05$ ), 而至于左侧膝关节及髋、踝关节特定时相屈曲的最大角度未见明显差异。垂直纵向地反力方面: 与正常儿童相比, 脑瘫患儿足触地以及足离地时双侧地面反作用力未见明显差异。

## 4. 讨论

本试验的目的为对粗大运动功能分析(GMFCS)III级以上的脑瘫患儿进行时空参数, 运动学, 动力学等三维步态数据的采集和测量的过程中, 逐步分析一定年龄段脑瘫患儿的步态特征, 并为以后进一步深入试验并为脑瘫患儿的治疗手段提供客观精细的数字化指标。

### 4.1. 时空参数临床特征

临床研究结果显示, 与正常儿童相比, 脑瘫儿童步长, 步速减小(表1,  $p < 0.05$ )。患儿步宽较正常对照组增宽, 双支撑相增加(表2,  $p < 0.05$ )。步宽、双支撑相的增加是患儿步行时自我保护的方式, 由于在3~5

**Table 1.** The comparison table of 3 - 5 years old children with cerebral palsy and normal children patients  
**表 1.** 3~5 岁脑瘫患儿与正常患儿对照表

3~5 岁脑瘫儿童与正常儿童对照表		右侧		左侧	
		观察组(n = 26)	对照组(n = 85)	观察组(n = 26)	对照组(n = 85)
时空参数	步长(SL)	30.92 ± 8.85*	43.563 ± 5.894	27.61 ± 7.32*	42.626 ± 6.278
	步速(SV)	67.12 ± 22.61*	98.91 ± 14.698	67.61 ± 21.42*	99.83 ± 14.652
	步宽(SW)	14.93 ± 4.57*	9.905 ± 3.044	14.93 ± 4.57*	9.905 ± 3.044
	单支撑相(SST)	35.27 ± 4.81*	39.548 ± 4.066	37.63 ± 4.65*	39.861 ± 3.092
	双支撑相(IDST)	13.79 ± 4.53*	10.331 ± 3.502	13.67 ± 4.13*	10.151 ± 2.852
关节屈曲角度	髋关节摆动相屈曲最大角度(HFSPmax)	42.484 ± 9.903*	36.165 ± 8.174	42.481 ± 9.969*	34.590 ± 6.156
	膝关节摆动相屈曲最大角度(KFSPmax)	61.076 ± 13.382	62.320 ± 14.454	58.514 ± 18.864	63.010 ± 9.329
	踝关节支撑相背屈最大角度(ADFSPmax)	4.539 ± 5.966	4.446 ± 6.974	4.501 ± 6.502	2.379 ± 5.230
	踝关节摆动相跖屈最大角度(APFSPmax)	-12.251 ± 11.13	-15.637 ± 7.734	-10.96 ± 11.71*	-18.887 ± 6.243
垂直方向地面反作用力	足触地时(FZ1)	1.06 ± 0.19	1.082 ± 0.184	1.071 ± 0.261	1.056 ± 0.117
	足离地时(FZ2)	0.95 ± 0.70	0.839 ± 0.183	0.91 ± 0.08	0.894 ± 0.128
	踝关节动能(AP)	0.68 ± 0.98	1.122 ± 0.928	0.34 ± 0.54*	0.854 ± 0.769

注：“\*”表示观察组与对照组  $p < 0.05$ 。步长(Step Length, SL), 步速(Forward Velocity, FV), 步宽(Step Width, SW), 单支撑相(Single Support Time, SST), 双支撑相(Initial Double Support Time, IDST), 髋关节摆动相屈曲最大角度(Hip Flex Swing Phase max, HFSPmax), 膝关节摆动相屈曲最大角度(Knee Flex Swing Phase max, KFSPmax), 踝关节支撑相背屈最大角度(Ankle Dorisflexion Support Phase max, ADFSPmax), 踝关节摆动相跖屈最大角度(Anke Plantaflexion Swing Phase max, APFSPmax), 足触地是地反力(Groud Reaction Forces Vertical, FZ1), 足离地时地反力(Groud Reaction Forces Vertical, FZ2), 足离地时踝关节功率(Anke Power, AP)。

**Table 2.** The comparison table of 6 - 7 years old children with cerebral palsy and normal children patients  
**表 2.** 6~7 岁脑瘫患儿与正常患儿对照表

6~7 岁脑瘫儿童与正常儿童对照表		右侧		左侧	
		观察组(n = 7)	对照组(n = 45)	观察组(n = 26)	对照组(n = 45)
时空参数	步长(SL)	34.98 ± 13.79*	48.717 ± 6.101	34.10 ± 11.61*	49.044 ± 6.677
	步速(SV)	66.30 ± 35.27*	103.47 ± 21.83	66.32 ± 34.74*	100.92 ± 21.23
	步宽(SW)	13.75 ± 3.73	10.86 ± 4.526	13.75 ± 3.73	10.86 ± 4.526
	单支撑相(SST)	33.73 ± 6.66	38.521 ± 3.665	36.68 ± 7.13	38.132 ± 2.815
	双支撑相(IDST)	14.56 ± 6.00	11.98 ± 2.607	15.83 ± 7.45	11.68 ± 3.366
关节屈曲角度	髋关节摆动相屈曲最大角度(HFSPmax)	33.055 ± 8.981	34.249 ± 10.548	35.427 ± 6.41	33.774 ± 10.366
	膝关节摆动相屈曲最大角度(KFSPmax)	50.436 ± 8.29*	62.148 ± 13.197	61.249 ± 8.150	65.604 ± 8.547
	踝关节支撑相背屈最大角度(ADFSPmax)	-0.449 ± 9.765	3.860 ± 6.845	3.182 ± 8.595	2.997 ± 5.462
	踝关节摆动相跖屈最大角度(APFSPmax)	-14.648 ± 9.782	-17.17 ± 10.716	-13.337 ± 8.789	-15.096 ± 6.960
垂直方向地面反作用力	足触地时(FZ1)	0.98 ± 0.26	1.051 ± 0.183	1.11 ± 0.33	1.06 ± 0.173
	足离地时(FZ2)	1.02 ± 0.18	1.007 ± 0.111	0.93 ± 0.51	0.957 ± 0.071
	踝关节动能(AP)	0.59 ± 0.68*	2.106 ± 1.375	0.53 ± 0.58*	1.223 ± 0.645

注：“\*”表示观察组与对照组  $p < 0.05$ 。步长(Step Length, SL), 步速(Forward Velocity, FV), 步宽(Step Width, SW), 单支撑相(Single Support Time, SST), 双支撑相(Initial Double Support Time, IDST), 髋关节摆动相屈曲最大角度(Hip Flex Swing Phase max, HFSPmax), 膝关节摆动相屈曲最大角度(Knee Flex Swing Phase max, KFSPmax), 踝关节支撑相背屈最大角度(Ankle Dorisflexion Support Phase max, ADFSPmax), 踝关节摆动相跖屈最大角度(Anke Plantaflexion Swing Phase max, APFSPmax), 足触地是地反力(Groud Reaction Forces Vertical, FZ1), 足离地时地反力(Groud Reaction Forces Vertical, FZ2), 足离地时踝关节功率(Anke Power, AP)。

岁年龄组得到此项临床结果, 可能与患儿在成长的过程中寻找步行中保持能够使自身平衡的最适基地面有关, 也可能与患儿畏惧跌倒的心理状态有关。而不恰当的肌肉收缩、痉挛状态、力臂障碍、骨骼畸形和关节挛缩, 是患儿步行效率及平衡功能受到较大影响的最为直接的原因。

## 4.2. 踝关节临床特征

临床研究结果显示: 与正常儿童相比: 摆动相踝关节屈曲角度未见明显差异, 而步行过程中踝关节活动度明显下降, 踝关节离地功率下降(表2,  $p < 0.05$ )。马蹄足是痉挛型脑瘫患儿中比较常见的特征之一, 马蹄足导致的危害在于时空参数的下降, 摔倒比率的上升。形成的原因在于腓肠肌及比目鱼肌的短缩或者痉挛和或胫前肌无力。机制可大致分为两类。第一类, 支撑相早期, 胫前肌对于踝关节的无力控制导致足底拍击地面, 而无法完成足跟着地, 表现为踝背屈角度的增加; 第二类, 在摆动相末期, 肌前肌的无力合并腓肠肌的短缩和痉挛, 踝关节表现出趾屈角度的增加, 并使足廓清无法正常实现。而其形成的结果使脑瘫患儿的步行能力受到限制, 并进而影响其步行的稳定性。步行过程中踝关节角度的变化, 是踝关节步行能力的体现, 而非其实际所能达到的骨性活动范围。步行过程中踝关节的活动范围是踝关节骨骼畸形, 及周围肌群在运动过程中的变化的表达。

## 4.3. 髋关节临床特征

临床研究结果显示: 与正常儿童相比, 髋关节摆动相最大屈曲角度明显增加(表1,  $p < 0.05$ )。可能存在以下两种原因: 内收肌群的紧张合并(或)髋关节后伸肌群的无力, 骨盆前倾。痉挛型脑瘫患儿其肌群以内收肌群的紧张为特征, 所以股内收肌群以及伸膝肌群的痉挛可能是造成髋关节摆动相最大屈曲角度增加的原因。骨盆前倾的增加普遍存在于脑瘫患儿的表现中。由于骨盆在维持人体双下肢交替调节行走以及平衡是非常重要的, 因此骨盆的稳定对于脑瘫患儿也尤为重要。Sebastian I. Wolf等[15]认为骨盆前倾的增加与腘绳肌的无力、股四头肌的痉挛, 髋关节伸展幅度减少, 无力的髋关节内收幅度和膝关节屈曲角度。并认为骨盆前倾可能导致支撑相髋关节屈曲角度的增加并伴有膝关节屈曲的无力和伸膝关节肌群的拮抗。所以实验所得髋关节屈曲最大角度的增加, 骨盆前倾的因素可能占一定比例。

## 5. 实验目前所存在的缺陷

由于目前所收集的病例数量有限, 使得目前试验的成果在限于评价脑瘫患儿大致的下肢生物力学特征。以后的工作将更为精细化, 具体措施为: 1) 每个年龄段增加样本量, 争取达到每个年龄组20例。2) 对每个孩子的脑瘫类型做仔细的分类如痉挛型双瘫, 或痉挛型单瘫。3) 进一步增加实验指标, 如加入步频。4) 尽管目前主要的研究手段大多通过三维步态分析系统采集三个平面的步态数据, 而大部分脑瘫患儿的步态特征的却是通过矢状面制定[16] [17]虽然这些分类被用于临床诊断, 并简化了学术交流带来的困难, 甚至被应用于治疗手段的实施, 例如手术的介入, 但是对于物理治疗计划的实施没有太大的意义[18] [19]。将来的试验将尽可能围绕多平面, 多指标对痉挛型脑瘫患儿进行分析, 为临床康复治疗提供有客观的数字依据。

## 6. 总结

本试验为收录了近两年步态实验室脑瘫儿童的三维步态数据, 并与步态分析室成立十年以来收集的同年齡中国正常儿童三维步态数据运用严格的统计学方法做对比, 目的在于发现脑瘫儿童步行过程中下肢生物力学的特征, 丰富中国脑瘫儿童步态数据库并假以应用于临床, 更全面地客观地指导并改善患儿的后期治疗或者康复计划的实施。本试验作为脑瘫儿童步行过程中生物力学特征研究的基础, 现已得到初步结论, 此结论将应用于后期痉挛型脑瘫患儿步态特征及传统康复手法的课题研究做铺垫。在此感谢

患儿本人, 患儿家长的全程配合, 我的老师姜淑云主任的悉心指导, 以及全体上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院步态分析室的工作人员的辛勤工作。

## 基金项目

上海市博士学位点建设科研项目; 上海市市级医院新兴前沿技术联合攻关项目, SHDC2015130; 上海市卫生局重点项目(20124002)。

## 参考文献 (References)

- [1] 陈秀洁, 李树春. 小儿脑性瘫痪的定义、分型和诊断条[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2007, 29(5): 309.
- [2] 诸福棠, 吴瑞萍, 胡亚美. 实用儿科学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1985: 764.
- [3] Rosen, M.G. and Dickinson, J.C. (1992) The Incidence of Cerebral Palsy. *Obstetrics & Gynecology*, **167**, 417-423. [http://dx.doi.org/10.1016/s0002-9378\(11\)91422-7](http://dx.doi.org/10.1016/s0002-9378(11)91422-7)
- [4] 李晓捷. 实用小儿脑性瘫痪康复治疗技术[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009: 15.
- [5] Sutherland, D.H. and Davids, J.R. (1993) Common Gait Abnormalities of the Knee in Cerebral Palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **288**, 139-147.
- [6] Chang, F.M., Rhodes, J.T., Flynn, K.M., et al. (2010) The Role of Gait Analysis in Treating Gait Abnormalities in Cerebral Palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, **41**, 489-506. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ocl.2010.06.009>
- [7] Perry, J. (1987) Distal Rectus Femoris Transfer. *Developmental Medicine & Child Neurology*, **29**, 153-158.
- [8] Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., et al. (2007) A Report: The Definition and Classification of Cerebral Palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology Supplement*, **109**, 8-14.
- [9] Hullin, M.G., Robb, J.E. and Loudon, I.R. (1996) Gait Patterns in Children with Hemiplegic Spastic Cerebral Palsy. *Pediatric Orthopaedics Part B*, **5**, 247-251. <http://dx.doi.org/10.1097/01202412-199605040-00006>
- [10] Lin, C.J., Guo, L.Y., Su, F.C., Chou, Y.L. and Cherng, R.J. (2000) Common Abnormal Kinetic Patterns of the Knee in Gait in Spastic Diplegia of Cerebral Palsy. *Gait & Posture*, **11**, 224-232. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00049-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00049-7)
- [11] Rodda, J.M., Carson, L., Graham, H.K., Galea, M.P. and Wolfe, R. (2004) Sagittal Gait Patterns in Spastic Diplegia. *Bone and Joint Surgery British Volume*, **86**, 251-258. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.86B2.13878>
- [12] Öunpuu, S. (2013) Gait Analysis Is a Viable Tool for the Assessment of Transverse Plane Motion in Children with Cerebral Palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, **55**, 877-884.
- [13] Cook, R.E., Schneider, I., Hazlewood, M.E., Hillman, S.J. and Robb, J.E. (2003) Gait Analysis Alters Decision-Making in Cerebral Palsy. *Pediatric Orthopaedics*, **23**, 292-295.
- [14] Dempster, W.T. (1955) Space Requirements of the Seated Operator Geometrical, Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs. Technical Report (55-159). (AD 87892), Wright Air Development Center, Air Research and Development Command, Wright-Patterson Air Force Base, OH, 55-159.
- [15] Wolf, S.I., et al. (2014) Which Functional Impairments Are the Main Contributors to Pelvic Anterior Tilt during Gait in Individuals with Cerebral Palsy? *Gait & Posture*, **39**, 359-364. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.014>
- [16] Koman, L.A., Brashear, A., Rosenfeld, S., Chambers, H., Russman, B., Rang, M., et al. (2001) Botulinum Toxin Type A Neuromuscular Blockade in the Treatment of Equinus Foot Deformity in Cerebral Palsy: A Multicenter, Open-Label Clinical Trial. *Pediatrics*, **108**, 1062-1107. <http://dx.doi.org/10.1542/peds.108.5.1062>
- [17] Mackey, A.H., Lobb, G.L., Walt, S.E. and Stott, N.S. (2003) Reliability and Validity of the Observational Gait Scale in Children with Spastic Diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, **45**, 4-11. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2003.tb00852.x>
- [18] Dobson, F., Graham, H.K., Baker, R. and Morris, M.E. (2005) Multilevel Orthopaedic Surgery in Group IV Spastic Hemiplegia. *Bone and Joint Surgery British Volume*, **87**, 548-555.
- [19] Dobson, F., Morris, M.E., Baker, R. and Graham, H.K. (2007) Gait Classification in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Gait & Posture*, **25**, 140-152. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2003.tb00852.x>