

基于足底模型的痉挛性脑性瘫痪儿童步态生物力学特征分析

张琪¹, TOLENTINO Janel², 孙成彦³, 盛博⁴, 张彦新^{1,2*}

1 福建中医药大学康复医学院, 福建 福州 350122;

2 奥克兰大学运动科学系, 新西兰 奥克兰 1142;

3 上海壹博医院, 上海 200050;

4 上海大学机电工程与自动化学院, 上海 200444

* 通信作者: 张彦新, E-mail: yanxin.zhang@auckland.ac.nz

收稿日期: 2022-02-10; 接受日期: 2022-06-10

基金项目: 国家自然科学基金项目(62103252); 福建省自然科学基金项目(2021J01949)

DOI: 10.3724/SP.J.1329.2022.06003

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



摘要 **目的:** 基于足底模型分析尖足步态、蹲伏步态痉挛性脑性瘫痪(CP)儿童步态生物力学特征, 探讨其与正常发育儿童步态生物力学特征的差异。**方法:** 选择新西兰奥克兰大学生物力学实验室收集的60例CP儿童步态数据, 按步态情况分为正常发育组、尖足步态组、蹲伏步态组, 每组20例。采用三维步态采集与分析系统采集步态运动学数据。测试前先完成静态试验, 校准计算机模型的物理标记点。每次测试时, 研究对象以正常步速在指定区域内向前行进10 m, 重复测量3次, 取其平均值。比较3组足底压力中心前后侧(AP)位移、内外侧(ML)位移和中心位移斜率; 踝关节最大推进力时足底压力中心与足底坐标系原点的水平距离(COP-AJC₀); 踝关节/膝关节AP、ML方向的杠杆臂和外力矩的差异。**结果:** ① 足底压力中心轨迹特征: 与正常发育组比较, 尖足步态组和蹲伏步态组COP-AJC₀均明显升高, 差异均具有统计学意义($P < 0.05$)。与尖足步态组比较, 蹲伏步态组COP-AJC₀、足底压力中心前后侧位移明显更大, 足底压力中心位移斜率明显更小, 差异均具有统计学意义($P < 0.05$)。② 踝关节、膝关节杠杆臂和外力矩: 与正常发育组比较, 尖足步态组和蹲伏步态组踝关节AP杠杆臂、膝关节AP杠杆臂均明显更长, 差异具有统计学意义($P < 0.05$)。与尖足步态组比较, 蹲伏步态组踝关节AP杠杆臂明显更长, 差异具有统计学意义($P < 0.05$)。3组踝关节/膝关节AP、ML外力矩差异均无统计学意义($P > 0.05$)。**结论:** 基于改良足底模型的足底压力中心轨迹和下肢关节杠杆臂特征分析能够精确、客观地反映痉挛性脑瘫儿童步态生物力学特征, 值得临床推广应用。

关键词 脑性瘫痪; 痉挛性脑性瘫痪; 步态分析; 生物力学; 足底模型; 杠杆臂

脑性瘫痪(cerebral palsy, CP)简称脑瘫, 主要表现为肌肉痉挛、肌无力、运动控制失衡等, 会导致运动和姿势发育障碍, 严重影响儿童日常活动及生活质量^[1-2]。痉挛性脑瘫是脑瘫中最常见的类型, CP儿童在步行中常表现出下肢关节活动的各种异常(如蹲伏步态、尖足步态等), 造成步行的稳定性和安全性降低。因此, 需要对痉挛性脑瘫儿童步态特

征进行量化分析, 以开展针对性的康复治疗干预^[3]。

足底压力中心(center of pressure, COP)轨迹是步态分析中重要的指标之一^[4], 能反映足与地面接触全过程的作用方式。COP可通过专业的足底压力检测技术获取。但是, 脑瘫儿童尖足行走时, 常因足底与压力板接触不完全而影响了足部纵轴测量的准确性^[5]。人体是一个铰链系统, 行走功能是

引用格式: 张琪, TOLENTINO Janel, 孙成彦, 等. 基于足底模型的痉挛性脑性瘫痪儿童步态生物力学特征分析[J]. 康复学报, 2022, 32(6): 489-495.

ZHANG Q, TOLENTINO J, SUN C Y, et al. Biomechanical gait analysis in children with spastic cerebral palsy using foot sole model [J]. Rehabilitation Medicine, 2022, 32(6): 489-495.

DOI: 10.3724/SP.J.1329.2022.06003

通过躯干和下肢各个关节复合运动整合而成。三维步态分析技术能够检测、记录行走过程特定时期各个关节运动的具体信息(如足部标记识别足部长轴和足部坐标系等)和对地面作用力等信息^[6-7],从运动学、动力学等方面对行走能力进行量化评估。有研究采用三维步态运动捕捉分析系统开发了一套足底模型,实现无需专业的测试设备就可以计算足底压力中心轨迹,并同步采集运动学和动力学数据^[5]。

在生物力学中,力矩大小为力与关节正交距离(杠杆臂或力矩臂)的乘积。下肢肌肉力量对关节周围也产生力矩,以对抗地面反作用力产生的外部力矩。步行时外部力矩大小与地面反作用力的杠杆臂呈正相关关系。痉挛性CP儿童异常步态通常伴随杠杆臂特征异常^[8],但目前尚无对其进行量化分析的相关研究。为此,本研究通过三维步态分析系统的足底模型分析尖足步态、蹲伏步态痉挛性CP儿童与正常发育儿童足底压力中心轨迹和下肢关节杠杆臂的差异,探讨痉挛性CP儿童的步态生物学特征,以期步态异常CP儿童康复治疗提供指导,现报道如下。

1 临床资料

1.1 病例选择标准

1.1.1 诊断标准 参照《脑性瘫痪的定义、诊断标准及临床分型》有关脑性瘫痪的诊断标准^[9]。即符合以下4个必备条件和2个参考条件。4个必备条件包括:①中枢性运动障碍持续存在;②运动和姿势发育异常;③反射发育异常;④肌张力及肌力异常。2个参考条件包括:①引起脑性瘫痪的病因学依据;②MRI、CT头颅影像学佐证。

1.1.2 纳入标准 ①年龄6~12岁;②粗大运动功能评分(gross motor function measure, GMFM) I级或II级^[10];③无需借助辅具可以独立行走10 m;④能听懂简单指令,充分配合步态测试。

1.1.3 排除标准 ①合并影响步行能力的其他神经系统或骨骼肌肉系统疾病;②智力发育障碍,无法配合完成试验。

1.2 一般资料

选择新西兰奥克兰大学生物力学实验室收集的60例CP儿童步态数据进行分析,按步态情况分为正常发育组、尖足步态组、蹲伏步态组,每组20例。与正常发育组比较,尖足步态组、蹲伏步态组年龄差异无统计学意义($P>0.05$),体质量和下肢长度差异有统计学意义($P<0.05$)。见表1。为消

除体质量和下肢长度差异对观察指标的影响,本研究将分别以体质量、下肢长度为基准对观察指标作归一化处理。本研究方案已获得奥克兰大学伦理委员会批准。

表1 3组一般资料比较($\bar{x}\pm s$)

Table 1 Comparison of general data in three groups ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	年龄/岁	体质量/kg	下肢长度/cm
正常发育组	20	10.7 $\pm$ 1.0	54.1 $\pm$ 14.4	77.3 $\pm$ 3.7
尖足步态组	20	10.9 $\pm$ 3.3	37.4 $\pm$ 11.5 ¹⁾	71.0 $\pm$ 8.5 ¹⁾
蹲伏步态组	20	10.5 $\pm$ 2.4	36.3 $\pm$ 9.6 ¹⁾	70.9 $\pm$ 10.2 ¹⁾

注:与正常发育组比较,1) $P<0.05$ 。

Note: Compared with the normal developing group, 1) $P<0.05$.

2 方法

2.1 数据采集方法

2.1.1 采集参数设置 采用三维步态采集与分析系统(英国Oxford Metrics Limited公司,型号:VI-CON)采集步态运动学数据。关节位置数据采样频率设置为100 Hz,地面反作用力采样频率设置为1 000 Hz。

2.1.2 采集部位标记 遵循步态分析的标准方案进行数据采集,由研究人员参照克利夫兰临床模型标准研究对象下肢进行标记^[11]。标记点包括膝外上髁、小腿下1/3胫骨、双侧外踝(ANK)、双侧第二跖骨头(TOE)、双侧跟骨后侧(HEE)。

2.1.3 步态数据采集 数据采集过程中所有研究对象均穿短裤或紧身裤,赤足进行步态测试。每次步态测试前,研究对象须配合完成静态试验,对计算机模型的物理标记点进行校准。测试开始指示信号发出后,研究对象以平时生活正常步速在指定区域内向前行进约10 m,步行时连续2步落在测力台上即为有效数据,重复采集有效数据3次,取其平均值,每次测试时长无限制。为确保数据采集的稳定性,在正式测试前每个研究对象先在三维测力台上练习3次以熟悉流程。

2.2 数据处理方法

2.2.1 标记反光标记点 通过Vicon工作站软件手动标记反光标记点。采集的原始三维坐标数据使用四阶低通量Butterworth滤波器(截止频率为6 Hz)进行滤波,确定关节中心和虚拟标记的位置。

2.2.2 足底坐标系统建模 参考LOUEY等^[5]设计的足底模型对步态支撑期足底坐标系统建模。由三维步态分析软件计算输出虚拟标记点,通过变换矩阵,建立足底局部坐标系。由跟骨后侧(HEE)调

整至与第二跖骨头(Toe)水平,形成虚拟坐标 HEE_L 。足底坐标系Y轴(Y_{FS})为Toe与 HEE_L 标记连线的足底平行线;Z轴(Z_{FS})为某个定位点的重力垂直线;X轴(X_{FS})为Y轴和Z轴的向量积形成的内外

侧轴。根据踝关节中心(ankle joint center, AJC)在足底纵轴投射,生成虚拟标记点 AJC_p ,该标记点进一步投射至足底坐标系,确定为足底坐标系原点 AJC_0 。见图1。

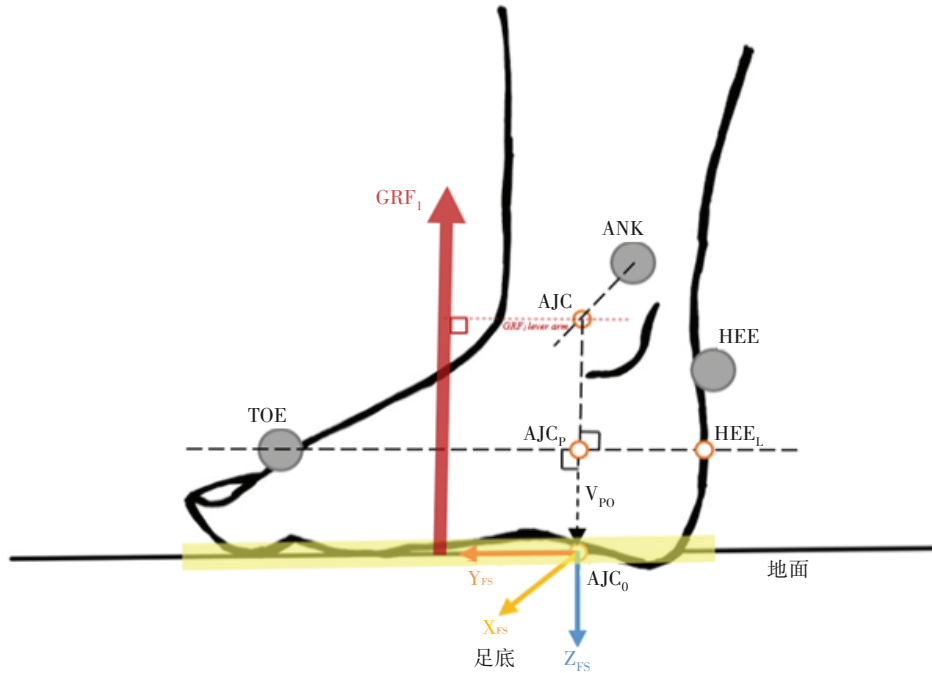


图1 足底坐标系示意图

Figure 1 Illustration of the foot sole coordinate system

2.3 观察指标

2.3.1 足底压力中心轨迹 将测力台足底压力中心(center of pressure, COP)的全局坐标转换为足底局部坐标,形成足底压力中心轨迹。计算足底压力中心的前后侧(anteroposterior, AP)位移、内外侧(medial-lateral, ML)位移和中心位移斜率^[12];前掌离地阶段踝关节最大推进力时足底压力中心与足底坐标系原点的水平距离($COP-AJC_0$)。

2.3.2 地面反作用力杠杆臂 通过逆向动力学计算得到地面反作用力,关节中心与地面反作用力向量之间的正交距离即为地面反作用力(ground reaction force, GRF)杠杆臂。本研究主要分析步态支撑期踝关节和膝关节AP、ML方向地面反作用力杠杆臂。

2.3.3 关节外力矩 通过杠杆臂与地面反作用力向量积计算踝关节与膝关节外部力矩。本研究主要分析步态支撑期踝关节和膝关节AP、ML方向关节外力矩。

为消除不同组别下肢长度和体质量差异对结果的影响,地面反作用力杠杆臂利用下肢长度归一

化处理,关节外力矩利用体质量归一化处理。

2.4 统计学方法

使用SPSS 24.0统计软件进行数据分析。计量资料服从正态分布者,数据以($\bar{x} \pm s$)表示,多组间比较采用单因素方差分析,两两比较采用Tukey法。 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。

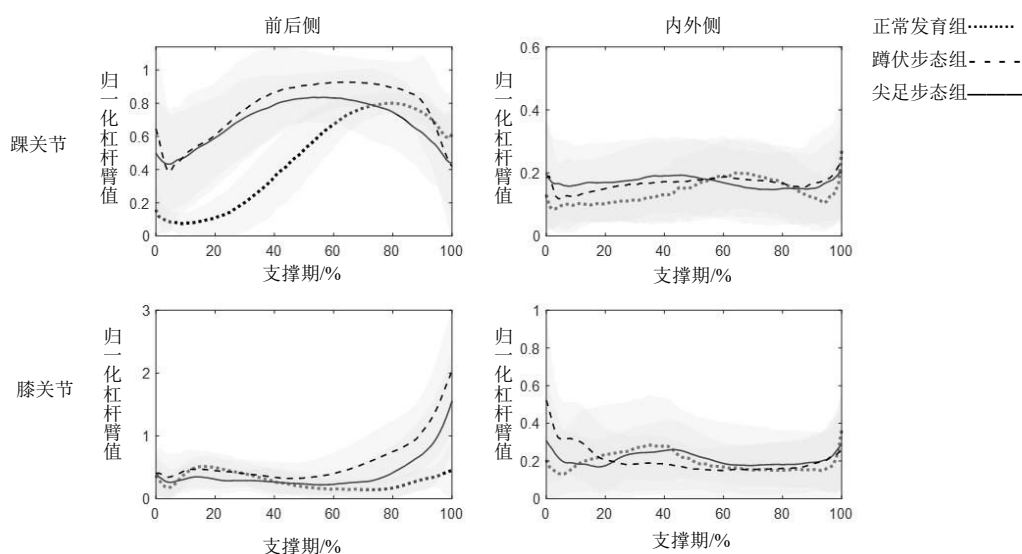
3 结果

3.1 步态支撑期杠杆臂和外力矩变化轨迹

与正常发育组比较,尖足步态组、蹲伏步态组步态支撑期踝关节、膝关节前后侧与内外侧杠杆臂变化和外力矩变化轨迹分别见图2、图3。

3.2 3组足底压力中心轨迹特征比较

与正常发育组比较,尖足步态组和蹲伏步态组 $COP-AJC_0$ 均升高,足前掌长度均减少,差异均具有统计学意义($P < 0.05$)。与尖足步态组比较,蹲伏步态组 $COP-AJC_0$ 、足底压力中心前后侧位移均明显更大,足底压力中心位移斜率明显更小,差异均具有统计学意义($P < 0.05$)。见表2。

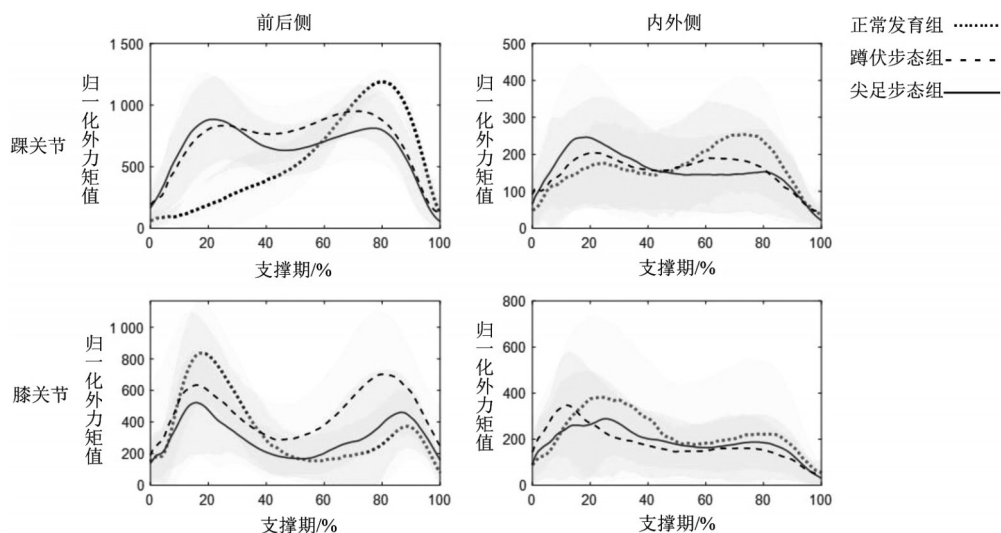


注:阴影部分表示标准差。

Note: The shaded areas represent the standard deviation.

图2 步态支撑期膝关节和踝关节杠杆臂变化

Figure 2 Lever arms of the knee and ankle in the stance phase



注:阴影部分表示标准差。

Note: The shaded areas represent the standard deviation.

图3 步态支撑期膝关节和踝关节外力矩变化

Figure 3 External moment of the knee and ankle in the stance phase

表2 3组足底压力中心轨迹特征比较($\bar{x} \pm s$)

Table 2 Comparison of COP progression characteristics of foot sole in three groups ($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	COP-AJC ₀	足前掌长度/cm	前后侧位移	内外侧位移	中心位移斜率/°
正常发育组	20	1.07±0.09	13.67±0.84	1.19±0.15	0.47±0.19	20.97±6.82
尖足步态组	20	1.35±0.17 ¹⁾	10.77±1.13 ¹⁾	0.99±0.50	0.40±0.10	26.87±14.55
蹲伏步态组	20	1.50±0.20 ¹⁾²⁾	10.90±1.79 ¹⁾	1.26±0.24 ²⁾	0.38±0.21	16.53±8.01 ²⁾

注:与正常发育组比较,1) $P<0.05$;与尖足步态组比较,2) $P<0.05$ 。

Note: Compared with the normal developing group, 1) $P<0.05$; compared with the equinus gait group, 2) $P<0.05$.

3.3 3组踝关节及膝关节杠杆臂和外力矩比较

与正常发育组比较,尖足步态组和蹲伏步态组踝关节 AP 杠杆臂、膝关节 AP 杠杆臂均明显更长,差异具有统计学意义($P<0.05$)。与尖足步态

组比较,蹲伏步态组踝关节 AP 杠杆臂明显更长,差异具有统计学意义($P<0.05$)。3 组踝关节/膝关节 AP、ML 外力矩差异均无统计学意义($P>0.05$)。见表 3。

表3 3组踝关节及膝关节杠杆臂和外力矩比较($\bar{x}\pm s$)

Table 3 Comparison of lever arm and external moments of ankle and knee joints in three groups ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	GRF 杠杆臂				外力矩/(N·m/Kg)			
		踝关节 AP	踝关节 ML	膝关节 AP	膝关节 ML	踝关节 AP	踝关节 ML	膝关节 AP	膝关节 ML
正常发育组	20	0.83±0.06	0.39±0.11	0.73±0.32	0.50±0.20	1.20±0.08	0.33±0.10	0.87±0.27	0.48±0.19
尖足步态组	20	0.96±0.19 ¹⁾	0.34±0.10	1.63±0.72 ¹⁾	0.54±0.24	1.10±0.20	0.31±0.13	0.73±0.29	0.42±0.15
蹲伏步态组	20	1.14±0.20 ¹⁾²⁾	0.36±0.15	2.07±0.82 ¹⁾	0.64±0.36	1.16±0.18	0.32±0.21	1.00±0.45	0.44±0.18

注:与正常发育组比较,1) $P<0.05$;与尖足步态组比较,2) $P<0.05$ 。

Note: Compared with the normal developing group, 1) $P<0.05$; compared with the equinus gait group, 2) $P<0.05$.

4 讨 论

4.1 基于足底模型的生物力学分析可更精准、客观评估 CP 儿童异常步态

本研究结果发现,尖足步态组膝关节 AP 杠杆臂明显大于正常发育组。这提示,尖足步态 CP 儿童由于神经肌肉功能障碍会导致步态生物力学上的差异。短缩的踝跖屈肌会导致 CP 儿童呈现尖足步态,摆动期足部与地面间隙减小,出现拖曳步态^[3]。因此,为了保证摆动期的足廓清,尖足步态 CP 儿童髋关节和膝关节屈曲角度往往更大,进而观察到更大的膝关节前后侧杠杆臂。与正常发育组比较,尖足步态 CP 儿童地面反作用力位置在膝后方,行走过程中最大跖屈时足底压力中心的位置距离踝关节更远,压力更多集中于趾骨区域,更容易导致趾骨区域损伤。此外,与蹲伏步态组比较,尖足步态组支撑期足底压力中心位移斜率更大,表现出更大的内侧位移,这可能是由于尖足步态模式的足底支撑面较窄,步行稳定性差,尖足步态 CP 儿童需要通过侧向移动,代偿性增加双足间支撑面的步态策略以维持躯干平衡,以提高行走时的稳定性^[13-14]。

与正常发育组比较,蹲伏步态 CP 儿童踝关节和膝关节杠杆臂更长,其中膝关节 AP 杠杆臂尤为明显。这提示,蹲伏步态 CP 儿童产生更长的膝关节屈曲力臂。这可能与以下因素有关:① 正常发育儿童膝关节在足跟着地时,屈曲约 5°以缓解地面反作用力,股四头肌和腘绳肌等联合收缩以稳定膝关节,支撑期后半程踝关节跖屈配合膝关节伸直,小腿比目鱼肌收缩以减缓胫骨前移,使地面反作用力保持在膝关节前方,在不激活股四头肌的情况下产生膝关节的伸展力矩^[15]。② 蹲伏步态 CP 儿童神经肌肉控制异常致比目鱼肌收缩减弱,跖屈肌在支撑期无

法减缓胫骨的前移,阻碍了膝关节的伸展。此时,地面反作用力作用于膝关节后方,会导致股四头肌不断激活,步行能量消耗更大,膝关节和踝关节负荷增加,从而出现关节疼痛。此外,蹲伏步态儿童足底压力中心位置更靠近远端趾骨,远端趾骨更容易出现慢性损伤。这与既往研究发现蹲伏步态儿童常出现关节疼痛的结果一致^[16-17]。

4.2 基于足底模型的生物力学步态特征分析可为临床精准康复治疗提供支持

在对步态功能异常的 CP 儿童进行精准康复治疗时,临床医生和康复治疗师需要获取更多 CP 儿童步态参数信息,精确地评价下肢关节杠杆臂功能与步态障碍的关系。足底压力中心轨迹可更好地反映足与地面作用的情况,体现了其作为动态足功能评定指标的价值。目前,临床常通过标准的三维步态分析方法输出步态的时空和运动学动力学参数,而足底压力中心轨迹变化则往往需要通过专门的足底压力测试设备进行测量。涉及不同指标的综合分析往往需要专门的实验设计。结合三维动作捕捉对步态不同时期压力中心轨迹进行分析,更有利于揭示不同步态模式的运动本质特征^[18]。本研究基于足底模型将足底压力中心轨迹反映在足底坐标系上,并在该坐标系中对步态支撑期膝关节和踝关节的地面反作用力杠杆臂和外力矩进行量化分析。研究结果表明,在支撑末期最大推进力时,尖足步态和蹲伏步态 CP 儿童足底压力中心均位于前足掌远端趾骨处,在踝关节跖屈步行向前推进时,补偿畸形足杠杆臂不足,但其异常负荷可能造成拇趾畸形。了解 CP 儿童步态异常的代偿机制对设计具有针对性的主动和被动康复训练方案,预防趾骨损伤畸形具有重要意义^[19]。

4.3 步态特征分析可为步态辅助设备研发提供重要依据

步态功能异常的CP儿童康复治疗通常需要踝足矫形器和步态康复机器人的辅助。踝足矫形器是一种有效改善步态的物理治疗措施。研究表明,佩戴踝足矫形器能够减少病态反射模式和步行的能量消耗,显著改善CP儿童运动功能^[20]。矫形器的总体作用机制为矫正下肢力线,将三维步态分析技术应用其中,有助于提高下肢矫形器的适配水平,以研发更符合CP儿童个体特征的下肢踝足矫形器^[6,21]。此外,研究表明异常步态CP儿童足底压力中心的位移可能会导致足部异常受力,膝关节受地面反作用力增大,显著增加了趾骨和膝关节损伤的风险,基于足底模型的量化分析个性化定制矫形鞋垫和膝关节防护装置^[22-23],有助于CP儿童的康复。

步态康复机器人是基于轨迹和力等控制范式开发的新型步态康复装置。有研究显示,步态康复机器人可有效改善痉挛型CP儿童的步态时空参数,但在步态时相关系变化和动力学参数等方面仍需进一步研究^[24-26]。本研究基于足底模型的步态生物力学分析可提供更多支撑期步态动力学参数信息^[27],为步态轨迹控制与膝关节、踝关节的杠杆臂/外力矩结合提供依据,有针对性指导步态康复机器人的研发,更利于促进CP儿童开展下肢主动康复训练,减少能量消耗,提高康复训练参与度和效果。

5 小 结

基于足底模型的步态生物力学特征分析可以更精准、客观地对CP儿童异常步态进行评估,为临床精准康复治疗、康复辅具设备研发提供支持。

致谢:新西兰奥克兰大学 TOLENTINO Janel 主要负责本项目步态数据采集,指导并协助完成三维步态分析系统建模及数据分析工作,与本文第1作者贡献相同,特此致谢。

参考文献

- [1] 王雪森,闫松华,郑华,等. 痉挛型脑瘫儿童步态运动学特征[J]. 医用生物力学,2018,33(5):459-464.
WANG X S, YAN S H, ZHENG H, et al. Kinematic characteristics of gait for children with spastic cerebral palsy [J]. J Med Biomech, 2018, 33(5):459-464.
- [2] BRANDENBURG J E, FOGARTY M J, SIECK G C. A critical evaluation of current concepts in cerebral palsy [J]. Physiology, 2019, 34(3):216-229.
- [3] 王仪,张跃. 痉挛型脑瘫神经肌肉功能对步态的影响及针对性干预的研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2021, 27(3):310-315.
WANG Y, ZHANG Y. Advance in neuromuscular function of spastic cerebral palsy for gait and targeted intervention (review) [J]. Chin J Rehabil Theory Pract, 2021, 27(3):310-315.
- [4] 毋江波,王静,金宗学. 足底压力中心轨迹预警人体膝关节慢

- 性损伤研究进展[J]. 体育研究与教育, 2019, 34(5):92-96.
WU J B, WANG J, JIN Z X. Research progress on path of COP forewarning chronic injuries of knees [J]. Sports Res Educ, 2019, 34(5):92-96.
- [5] LOUEY M G Y, MUDGE A, WOJCIECHOWSKI E, et al. A model to calculate the progression of the centre of pressure under the foot during gait analysis [J]. Gait Posture, 2017, 57:147-153.
- [6] 李阳,宋毓,姜淑云,等. 三维步态分析技术在矫形器领域的应用[J]. 中国康复医学杂志, 2018, 33(7):874-877.
LI Y, SONG Y, JIANG S Y, et al. Application of 3D gait analysis technology in orthotics [J]. Chin J Rehabil Med, 2018, 33(7):874-877.
- [7] 陈柏松,应灏,陈梦婕. 不同运动功能分级脑瘫患儿步态分析中时-空与运动学参数的对比研究[J]. 临床小儿外科杂志, 2022, 21(6):510-515.
CHEN B S, YING H, CHEN M J. Analysis of spatiotemporal and kinematic parameters in gait analysis of children with cerebral palsy with different motor function grades [J]. J Clin Pediatr Surg, 2022, 21(6):510-515.
- [8] RIES A J, SCHWARTZ M H. Ground reaction and solid ankle-foot orthoses are equivalent for the correction of crouch gait in children with cerebral palsy [J]. Dev Med Child Neurol, 2019, 61(2):219-225.
- [9] 《中国脑性瘫痪康复治疗指南》编写委员会. 脑性瘫痪的定义、诊断标准及临床分型[J]. 中华实用儿科临床杂志, 2014, 29(19):1520.
Chinese Compiling Committee of Rehabilitation and Treatment Guidelines for Cerebral Palsy. Definition, diagnostic criteria and clinic classification of cerebral palsy [J]. Chin J Appl Clin Pediatr, 2014, 29(19):1520.
- [10] HANNA S E, BARTLETT D J, RIVARD L M, et al. Reference curves for the gross motor function measure: percentiles for clinical description and tracking over time among children with cerebral palsy [J]. Phys Ther, 2008, 88(5):596-607.
- [11] SUTHERLAND D H. The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics [J]. Gait Posture, 2002, 16(2):159-179.
- [12] PARK E S, KIM H W, PARK C I, et al. Dynamic foot pressure measurements for assessing foot deformity in persons with spastic cerebral palsy [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87(5):703-709.
- [13] WALLARD L, DIETRICH G, KERLIRZIN Y, et al. Balance control in gait children with cerebral palsy [J]. Gait Posture, 2014, 40(1):43-47.
- [14] 胡晓丽,王雪峰,韩洋. 基于三维步态系统分析中医疗法对痉挛型脑性瘫痪步态时空参数的影响[J]. 中国中西医结合儿科学, 2018, 10(4):300-303.
HU X L, WANG X F, HAN Y. Analysis of the effect of TCM therapy on the temporal and spatial parameters of the gait in spasmodic cerebral palsy based on 3D gait system [J]. Chin Pediatr Integr Tradit West Med, 2018, 10(4):300-303.
- [15] KEDEM P, SCHER D M. Evaluation and management of crouch gait [J]. Curr Opin Pediatr, 2016, 28(1):55-59.
- [16] O'SULLIVAN R, HORGAN F, O'BRIEN T, et al. The natural history of crouch gait in bilateral cerebral palsy: a systematic review [J]. Res Dev Disabil, 2018, 80:84-92.
- [17] BÖHM H, MATTHIAS H, BRAATZ F, et al. Effect of floor reaction ankle-foot orthosis on crouch gait in patients with cerebral palsy: what can be expected? [J]. Prosthet Orthot Int, 2018, 42(3):245-253.

- [18] 白啸天,霍洪峰. 足踝功能的生物力学测评:构建足静态和动态评价指标[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(17): 2747-2754.
BAI X T, HUO H F. Biomechanical evaluation of foot and ankle function: constructing static and dynamic indexes of the foot [J]. Chin J Tissue Eng Res, 2021, 25(17): 2747-2754.
- [19] FENG J, WICK J, BOMPIANI E, et al. Applications of gait analysis in pediatric orthopaedics [J]. Current Orthopaedic Practice, 2016, 27(4): 455-464.
- [20] 刘港,马超,汪乐,等. 踝足矫形器改善脑性瘫痪儿童运动功能:12项随机对照试验证据的Meta分析[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(8): 1299-1304.
LIU G, MA C, WANG L, et al. Ankle-foot orthoses improve motor function of children with cerebral palsy: a meta-analysis based on 12 randomized controlled trials [J]. Chin J Tissue Eng Res, 2022, 26(8): 1299-1304.
- [21] 周炫孜,肖农,黄琴蓉. 下肢矫形器在脑瘫患儿中的应用[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2020, 42(12): 1139-1141.
ZHOU X Z, XIAO N, HUANG Q R. Application of lower limb orthosis in children with cerebral palsy [J]. Chin J Phys Med Rehabil, 2020, 42(12): 1139-1141.
- [22] BETANCOURT J P, ELEEH P, STARK S, et al. Impact of ankle-foot orthosis on gait efficiency in ambulatory children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2019, 98(9): 759-770.
- [23] 孔亚敏,李华伟,谢克功,等. 生物力学矫形鞋垫对痉挛型脑性瘫痪足外翻患儿下肢功能及步态的影响[J]. 中国儿童保健杂志, 2021, 29(11): 1161-1166.
KONG Y M, LI H W, XIE K G, et al. Effect of biomechanics correction insole on lower limb function and gait of spastic cerebral palsy children with hallux valgus [J]. Chin J Child Health Care, 2021, 29(11): 1161-1166.
- [24] 马婷婷,张皓. 下肢康复机器人改善痉挛型脑性瘫痪儿童步行移动功能的物理治疗研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2021, 27(2): 171-176.
MA T T, ZHANG H. Advance in physiotherapy of robot-assisted lower limb rehabilitation for walking function in children with spastic cerebral palsy (review) [J]. Chin J Rehabil Theory Pract, 2021, 27(2): 171-176.
- [25] 史瑶,曹建国,负国俊,等. 儿童脑瘫康复机器人研究进展[J]. 中国康复, 2021, 36(10): 628-632.
SHI Y, CAO J G, YUAN G J, et al. Research progress of rehabilitation robot for children with cerebral palsy [J]. Chin J Rehabil, 2021, 36(10): 628-632.
- [26] LERNER Z F, HARVEY T A, LAWSON J L. A battery-powered ankle exoskeleton improves gait mechanics in a feasibility study of individuals with cerebral palsy [J]. Ann Biomed Eng, 2019, 47(6): 1345-1356.
- [27] 唐心意,喻洪流,李慧,等. 脑性瘫痪儿童下肢康复机器人研究现状与展望[J]. 中国康复医学杂志, 2022, 37(7): 971-976.
TANG X Y, YU H L, LI H, et al. Research status and prospect of lower limb rehabilitation robot for children with cerebral palsy [J]. Chin J Rehabil Med, 2022, 37(7): 971-976.

Biomechanical Gait Analysis in Children with Spastic Cerebral Palsy Using Foot Sole Model

ZHANG Qi¹, TOLENTINO Janel², SUN Chengyan³, SHENG Bo⁴, ZHANG Yanxin^{1,2*}

¹ School of Rehabilitation Medicine, Fujian University of Traditional Chinese Medicine, Fuzhou, Fujian 350122, China;

² Department of Exercise Sciences, The University of Auckland, Auckland 1142, New Zealand;

³ Shanghai Eber Hospital, Shanghai 200050, China;

⁴ School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444, China

*Correspondence: ZHANG Yanxin, E-mail: yanxin.zhang@auckland.ac.nz

ABSTRACT Objective: To analyze the biomechanical characteristics of equinus and crouch gait in children with spastic cerebral palsy (CP) using the foot sole model, and to compare the differences with the gait biomechanical characteristics of normal developing children. **Methods:** Gait data of 60 children with CP collected by the Biomechanics Laboratory of University of Auckland, New Zealand were selected and divided into normal developing group, equinus gait group and crouch gait group, with 20 cases in each group. A three-dimensional motion capture system was used to collect gait data. A static trial was first completed to calibrate the computerized model to each of the physical markers. In each test, the participant walked 10 meters at a self-selected pace along a 10-metre walkway. Three successful gait trials were obtained for each participant and the mean value was taken. The anteroposterior (AP) displacement, medial-lateral (ML) displacement and displacement slope of the plantar center of pressure (COP) were calculated and compared among the three groups. The distance between the center of pressure and the origin of foot sole coordinate system, and the ankle and knee lever arms and external moments in AP and ML directions at maximal propulsion were also compared among three groups. **Results:** (1) Characteristics of plantar center of pressure progression: compared with the normal developing group, COP-AJC₀ significantly increased in the equinus gait group and the crouch gait group ($P < 0.05$). Compared with the equinus gait group, the crouch gait group had an increased COP-AJC₀, a greater anteroposterior displacement, and a lower center of pressure displacement slope ($P < 0.05$). (2) The ankle and knee lever arms and external moments: compared with the normal developing group, the crouch gait group and the equinus gait group had longer anteroposterior lever arms around the knee and ankle joints ($P < 0.05$). Compared with the equinus gait group, the crouch gait group showed longer anteroposterior lever arms of the ankle ($P < 0.05$). There were no significant differences in AP and ML external moments of ankle and knee joints in the three groups ($P > 0.05$). **Conclusion:** The analysis of plantar center of pressure progression and lever arm characteristics of lower extremity joints based on the foot sole model can accurately and objectively reflect the biomechanical characteristics of gait in children with spastic cerebral palsy, which is recommended for clinical application.

KEY WORDS cerebral palsy; spastic cerebral palsy; gait analysis; biomechanics; foot sole model; lever arm

DOI:10.3724/SP.J.1329.2022.06003