

文章编号:1004-7220(2022)01-0079-06

基于运动学参数和足底压力测量的髋离断 截肢者步态分析

赵敬, 李新伟, 何秉泽, 钱玉, 喻洪流

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 康复工程与技术研究所, 上海 200093)

摘要:目的 探讨髋离断截肢者穿戴假肢的步态特征,并分析其与正常步态产生差异的原因,辅助临床的诊断评估。**方法** 通过便携式人体运动捕捉设备和足底压力分析系统,采集5名髋离断截肢者运动学和足底压力信息,并与对照组15例健康志愿者比较,对比截肢者与正常人以及截肢者患侧与健侧之间的步态差异。**结果** 截肢者双支撑期占比高于正常步态,截肢者患侧和健侧步长、步长时间、加载响应期、支撑中期、预摆期、摆动期占比与对照组相比有显著性差异。截肢者步态时相对称性指数为 0.60 ± 0.05 ,与患侧相比,健侧支撑期延长,步长缩短,地面反作用力大于患侧,压力中心轨迹向患侧偏移。**结论** 髋离断截肢者与正常人的步态具有明显差异,其步行能力弱,步态对称性差,身体重心缺乏连贯性。研究结果为新型髋假肢的机械结构和控制系统设计提供实验依据与理论分析。

关键词:髋离断;步态分析;足底压力;运动分析;假肢

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.012

Gait Analysis of Hip Disarticulation Amputees Based on Kinematic Parameters and Plantar Pressure Measurement

ZHAO Jing, LI Xinwei, HE Bingze, QIAN Yu, YU Hongliu

(*Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*)

Abstract: Objective To analyze the gait characteristics of hip disarticulation amputees, and analyze the reasons for their differences from normal gait, so as to assist clinical diagnosis and evaluation. **Methods** Through the portable human motion capture device and plantar pressure analysis system, the kinematics and plantar pressure information of 5 hip amputees were collected and compared with 15 healthy volunteers in control group. Gait differences between the amputees and normal subjects and between the affected leg side and the healthy leg side of the amputees were compared. **Results** The proportion of double-support period for hip amputees was higher than that of normal gait. Step length, step time, loading response period, mid support period, pre-swing period, proportion of the swing period for the affected leg side and healthy leg side of hip amputees showed significant differences with those of control group. The relative symmetry index of the gait for hip amputees was 0.60 ± 0.05 . Compared with the affected leg side, the support period of the healthy leg side was extended, the step length was shortened, the ground reaction force was greater than that of the affected leg side, and the center of pressure trajectory shifted to the affected leg side. **Conclusions** The gait of hip amputees is significantly different from that

收稿日期:2021-04-02; 修回日期:2021-05-10

基金项目:国家自然科学基金项目(62073224)

通信作者:喻洪流,教授,E-mail:yh198@hotmail.com

of normal people. Hip amputees have weak walking ability, poor gait symmetry, and they lack of continuity in the body's center of gravity. The results provide experimental basis and theoretical analysis for the design of mechanical structure and control system of novel hip prosthesis.

Key words: hip disarticulation; gait analysis; plantar pressure; kinematics analysis; prosthesis

髋离断截肢者分为三类:大腿短残肢、髋关节离断和半盆骨切除。穿戴髋假肢能使此类截肢者恢复一定的行走能力。临床实践发现,长期穿戴不适配的假肢和不良的行走习惯等,可能会造成步态异常,引发骨关节炎、腰背疼痛和脊柱侧凸等疾病^[1-2]。研究髋离断截肢者的步态特征,不仅有利于截肢者的临床诊断评估和康复计划的制定,也可以作为理论依据去设计和优化髋假肢,从而降低骨关节炎等慢性疾病风险。

由于接受髋离断截肢技术患者仅占下肢截肢人群 1%~3%^[3],使用髋离断假肢的患者也相对较少,故针对髋离断截肢者运动学和动力学方面的研究十分有限。Ludwigs 等^[4]利用三维光学运动捕捉系统和测力板分析 6 例髋离断截肢者的步态特征,重点比较 Helix^{3D} 和 7E7 两种不同类型髋假肢的性能。Nelson 等^[5]对 1 名髋离断截肢者在术后第 8、15 周时进行行走、站立测试对比,但分析时未结合关节角度和动力学参数,且以上研究均缺少对髋离断截肢者与健康人步态差异的对比分析。Schnall 等^[6]测量了 1 名年轻士兵在髋离断截肢技术后第 3、38 个月的步态参数及能量代谢,并与 60 名健康人进行对比,评估其康复效果,但该研究仅针对 1 例年轻截肢者进行分析,结果具有一定的局限性。

随着运动生物力学的发展,步态分析广泛应用于临床疾病的诊断评估。量化截肢者的步态是制定合理康复计划的重要前提^[7]。本文通过一种便携式的步态分析仪器,对比髋离断截肢者健侧与患侧的步态参数,同时与健康对照组比较,总结髋离断截肢者的步态特征,分析造成步态差异的原因。研究结果为截肢者康复疗效评定、髋假肢机械结构和控制系统的优化设计提供临床借鉴和实验依据。

1 对象和方法

1.1 研究对象

邀请 5 名髋关节离断的截肢者参与实验,作为截肢组,其中男 3 例,女 2 例。5 名受试者佩戴假肢

的髋关节均为德国 Ottobock 公司生产的 7E7 型,膝关节为 C-Leg,脚板类型为碳纤维脚板,截肢时长均大于 5 年,日常活动几乎都穿戴假肢。受试者基本信息见表 1。同时,选择性别、年龄、身高相匹配的 15 名健康受试者作为对照组,其中男 9 例,女 6 例,年龄 22~63 岁,平均(41.93±12.97)岁;身高 157~181 cm,平均(171.53±7.5)cm;体重 45~79 kg,平均(62.27±12.85)kg。对照组人员在过去 6 个月内无肌肉骨骼问题、中风或其他神经退行性疾病。本研究获得上海健康医学院伦理委员会批准,所有受试者均知情同意参与实验。

表 1 截肢者基本信息

Tab.1 Basic information of the amputees

| 截肢者 | 性别 | 年龄/ 岁 | 身高/ cm | 体重/ kg | 截肢时长/ 年 | 截肢侧 |
|-----|----|----------|-----------|-----------|------------|-----|
| 1 | 男 | 64 | 178 | 55 | 20 | 右腿 |
| 2 | 男 | 42 | 180 | 72 | 7 | 右腿 |
| 3 | 男 | 35 | 178 | 78 | 9 | 左腿 |
| 4 | 女 | 47 | 165 | 49 | 13 | 右腿 |
| 5 | 女 | 23 | 158 | 43 | 11 | 左腿 |

1.2 实验方法

实验采用便携式人体运动捕捉设备(Noraxon 公司,美国),可在 3 个自由度上捕捉人体的运动,传感器采样频率为 100 Hz。动力学参数采用压力跑台测量(Zebris 公司,德国),能够采集步态时相性参数以及在站立状态下的足底压力和步行时的动态压力,采样频率为 100 Hz。使用姿态传感器时,保证周围环境无高辐射设备同时运行,远离高磁场高电场,以减少电磁干扰。根据每位受试者的肢体段长度,将传感器分别放置于腰部正后方、大腿和小腿的中段外侧,腿部两侧传感器位置保持对称(见图 1)。传感器轻巧,且佩戴方便,对行走无任何干扰。对于长期使用单侧拐杖的截肢者,允许在步行时轻微扶住跑步机手柄,受试者旁站有相关人员,以保证实验过程的安全性。首先进行静态采集实验,受试者站立在跑步机中间,双臂自然下垂,目视前方,保持稳定后,开始静态采集,采集时间为

10 s。随后进行动态采集,受试者需以最适速度在跑步机上行走,待受试者完全适应后,再进行采集,每位受试者需要在跑步机上行走 1 min,重复行走 5 次,每次间隔休息 2 min,每位受试者至少采集 5 次有效数据。



图1 传感器绑定位置及实验环境

Fig.1 Sensor location and experimental environment

1.3 分析方法

实验采集的步态参数包括时空参数,髋、膝、踝关节矢状面运动角度以及力学参数。力学参数包括压力中心(center of pressure, COP)轨迹和地面反作用力(ground reaction force, GRF)。采用 Matlab R2019b 对实验数据进行预处理,筛选出每位受试者至少 10 个连续的步态周期,运动学数据滤波采用 4 阶巴特沃斯,截止频率为 6 Hz^[8]。由于截肢者的步态不对称且行走过程中存在步宽的差异,在计算 COP 轨迹参数时,采用每位受试者左右两侧的步态线长度之和与单支撑线长度之和的平均值,COP 轨迹中心点的偏移量取绝对值,并对受试者步宽进行标准化。GRF 需对体重进行标准化,以排除个体差异性的影响。时空参数和关节角度取截肢组健侧和患侧数据的平均值,以及对对照组的平均值进行比较与分析。统计学分析软件使用 GraphPad Prism 8,采用 Shapiro-Wilk 检验评估数据分布的正态性,经检验计量资料符合正态分布,截肢者健侧和患侧的数据比较采用配对 t 检验,截肢组和对对照组数据比较采用独立样本 t 检验。显著性检验标准为 $P < 0.05$ 。步态时相对称性指数计算公式如下:

$$ID_{ps} = \sqrt{\frac{T_0}{T}} \times \left(\frac{S_s}{S_m} \times 0.62 + \frac{W_s}{W_m} \times 0.38 \right) \quad (1)$$

式中: T_0 为健康人在自然状态下行走 1 个步态周期

时间的平均值; T 为受试者 1 个步态周期时间的平均值; S_s 、 S_m 分别为最小、最大单腿支撑期持续时长; W_s 、 W_m 分别为最小、最大摆动期持续时长。 ID_{ps} 越接近于 1,代表步态时相对称性越好。

2 结果

2.1 时空参数

受试者时空参数结果见表 2。

表 2 受试者步态时空参数

Tab.2 Space-time parameters of subjects' gait

| 参数 | 截肢组 | | 对照组 |
|--------|------------|--------------------------|----------------------------|
| | 患侧 | 健侧 | |
| 步宽/cm | | 12.35±0.54 | 10.91±0.99 ^{①*} |
| 双支撑期/% | | 43.93±1.09 | 38.33±0.97 ^{①*} |
| 步长/cm | 44.30±2.49 | 39.60±2.46 ^{②*} | 53.60±1.20 ^{③,④*} |
| 步长时间/s | 1.09±0.04 | 0.98±0.03 ^{②*} | 0.64±0.01 ^{③,④*} |
| 支撑期/% | 68.32±3.39 | 76.64±0.97 ^{②*} | 66.31±2.33 ^{④*} |
| 加载响应/% | 21.88±0.93 | 22.34±1.17 | 19.29±0.79 ^{③,④*} |
| 支撑中期/% | 23.18±1.16 | 32.76±0.94 ^{②*} | 30.78±1.07 ^{③,④*} |
| 预摆期/% | 21.84±1.10 | 22.78±1.05 ^{②*} | 19.54±0.46 ^{③,④*} |
| 摆动期/% | 32.22±0.52 | 22.43±0.73 ^{②*} | 33.69±0.92 ^{③,④*} |

注:①对照组和截肢组比较,②截肢者患侧和健侧比较,③患侧和对照组比较,④健侧和对照组比较,* $P < 0.05$ 。

对比截肢者患侧和健侧发现,患侧步长、步长时间显著增加、支撑期显著缩短,患侧和健侧支撑中期、预摆期、摆动期占比均具有显著性差异($P < 0.05$)。与对照组相比,截肢者的步宽相较于正常步态变大、双支撑期显著增加,患侧的支撑期占比与对照组相比无显著性差异($P > 0.05$),健侧的支撑期占比高于对照组,且有显著性差异。患侧和健侧的步长、步长时间、加载响应期、支撑中期、预摆期、摆动期占比与对照组相比有显著性差异。

2.2 步态时相对称性指数

由步态时相对称性指数公式可得,截肢组最大、最小步态时相对称性指数分别为 0.67、0.55,平均值为 0.60±0.05。对照组最大、最小步态时相对称性指数分别为 1.00、0.90,平均值为 0.95±0.05。

2.3 关节角度

图 2 所示为截肢组和对对照组在 1 个步态周期内,髋、膝、踝关节矢状面方向上的平均角度。采用截肢者健侧足跟着地为步态周期的起点。截肢者患侧髋关节角度在步态周期内小于正常步态,健侧

髋关节角度在预摆期大于正常步态,而后小于且滞后于正常步态。截肢者患侧膝关节角度在摆动期时最大屈曲角仅为 10° 左右,在支撑期角度几乎没有变化。健侧膝关节角度在支撑期和摆动期前期

小于正常步态,最大屈曲角为 40° 。截肢者患侧踝关节背屈和跖屈角度小,健侧踝关节在支撑期前期小于正常步态,预摆期大于正常步态,整体滞后于正常步态。

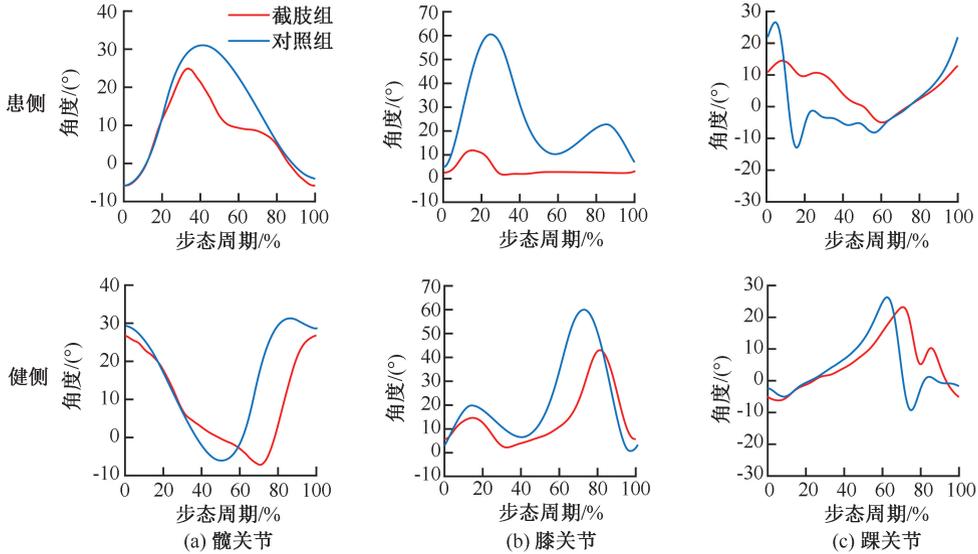


图2 截肢组和对照组1个步态周期内关节角度变化

Fig.2 Changes of joint angles for amputee group and control group in a gait cycle (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Ankle joint

2.4 足底压力

2.4.1 COP 轨迹 图3为截肢组和对照组步行时COP轨迹,描述了动态足部功能,中心压力从同侧腿后脚移到前脚,再移到对侧腿的后脚和前脚。线条红色代表快速,绿线代表中速,蓝线代表慢速。截肢者COP不对称且轨迹不规则,步态线长度和单支撑线长度都较健侧缩短,COP轨迹的交点偏向患侧。

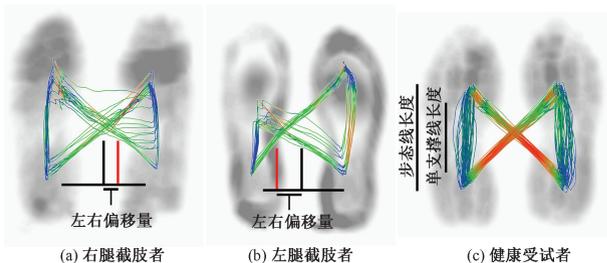


图3 截肢组和对照组在最适速度下压力中心轨迹

Fig.3 Center-of-pressure trajectory of amputee group and control group at maximal comfortable speed (a) Right leg amputee, (b) Left leg amputee, (c) Healthy subject

单支撑线长度、COP 轨迹交点左右偏移量均具有显著性差异($P < 0.05$)。

表3 压力中心轨迹参数

Tab.3 Parameters of the center-of-pressure (COP)

| COP 轨迹参数 | 截肢组 | 对照组 | P |
|------------|-------------|-------------|---------|
| 步态线长度/mm | 238.80±5.80 | 235.65±4.30 | 0.018* |
| 单支撑线长度/mm | 92.30±19.75 | 118.3±6.05 | <0.001* |
| 标准化后的左右偏移量 | 0.11±0.07 | 0.03±0.02 | <0.001* |

2.4.2 GRF 图4所示为截肢者患侧和健侧以及健康人单侧GRF,图中阴影区域的面积为标准偏差。正常步态GRF第1次高峰出现在足着地时,在足跟离地时出现极小值点,另一高峰出现在足趾蹬地时。截肢者健侧GRF几乎大于正常步态,而患侧GRF小于正常步态;截肢者双侧GRF双峰特性不明显,在脚跟离地时波形下沉幅度较小,健侧足底受力时长大于患侧,双侧GRF对称性较差。

3 讨论

3.1 时空参数

对比截肢者患侧和健侧步态参数发现,髋离断截肢者的健侧支撑期持续时间比患侧长,这种不对

如表3所示,截肢组和对照组的步态线长度、

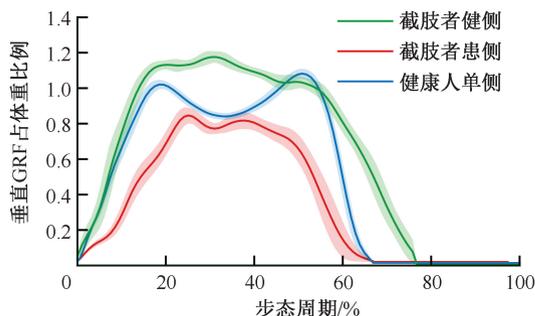


图4 截肢组和对照组步态地面反作用力对比

Fig. 4 Comparison of ground reaction force between amputee group and control group

称步态将造成健侧膝盖和髌关节的能量消耗增加^[9]。截肢者的步态周期时间较对照组增加,步行速度降低,步长缩短,这是由于患侧缺少髌、膝关节屈伸肌肉群产生的向前运动推进力,影响了身体重心移动的连贯性^[10]。截肢者双支撑期持续时间比健康人长,且具有显著性差异,使得截肢者步行速度减慢,以增加步行的稳定性。支撑中期的主要功能是保持膝关节稳定,控制胫骨前向惯性运动,为下肢向前推进做准备,髌离断截肢者患侧的支撑中期持续时长小于健康人,这是由于患侧下肢承重能力减小,缩短支撑中期的持续时长,以将重心迅速转移到另一足,来保持身体的平衡和稳定。假肢的设计需要在支撑期锁定膝关节,并增加髌关节的伸展力矩,以期截肢者提供更高的稳定性。

3.2 步态对称性

正常人体步态应维持两侧对称性,而步态不对称通常在单侧截肢者中观察到^[11]。由实验数据可得,假肢组、健康组平均步态时相对称性指数分别为 0.60 ± 0.05 、 0.95 ± 0.05 。对比刘夕东等^[10]获得的小腿截肢穿假肢步态时相对称性指数(0.88 ± 0.04)可知,髌离断截肢者的步态不对称性更明显,这与Highsmith等^[12]的研究结论一致,后者发现影响截肢者步态的两个因素分别是截肢水平和假肢类型,在假肢相同的情况下,截肢水平越高,步态越不对称。

3.3 关节角度

从运动学数据上分析,患侧由于屈髌肌匮乏而导致髌关节屈曲角度受限,在摆动相不能有效地抬高,引起廓清障碍。髌离断截肢者为了代偿膝关节屈曲和踝关节背屈,会用盆骨和躯干的倾侧代替髌

关节运动,使假肢在摆动期可以向前摆动,导致脊柱腰段和健侧髌关节处容易发生过度运动,引发腰背疼痛^[13-14]。

患侧膝关节在整个步态周期内屈曲角度较小,截肢者健侧膝关节屈曲角度小于正常步态。在摆动相时期,髌关节屈曲带动膝关节屈曲,髌离断截肢者由于髌关节功能性损伤,患侧髌关节屈曲角度减小将影响膝关节的屈曲度,从而减少其摆动相力矩,且患侧没有股四头肌和跖屈肌提供的肌张力,膝关节屈曲受限,导致拖足步态,截肢者会采用抬高盆骨或对侧下肢踏足来代偿,使得盆骨和重心过分升高,可能会对脊柱和腰背产生慢性影响,造成背部疼痛^[15-16]。

踝关节在矢状面上做背屈和跖屈运动,健侧踝关节角度在预摆期大于正常步态,可能会对髌臼施加额外的压力^[17]。患侧踝关节在行走时角度平均变化范围较小,由于患侧脚板无法主动完成背屈,且髌、膝关节屈曲角度受限,导致足前部和足趾不能完成足廓清动作。踝关节背屈障碍导致下肢推进力降低,健侧盆骨前向运动延迟,步长缩短。踝关节在1个步态开始过程中起着重要作用,改善假肢踝关节性能有助于促进截肢者形成良好的步态^[18]。

3.4 足底压力

从图3可以看出,截肢者COP轨迹交点向患侧偏移,患侧步态线长度和单支撑线长度较健侧缩短,这是由于患侧支撑期较短,这一时期截肢者重心会迅速向健侧转移,进入摆动期。从图4可以看出,截肢者步行过程中GRF曲线的双峰特性并不明显,在两侧腿的足跟着地,即GRF曲线出现第1个波峰值时刻,健侧GRF比患侧高,这是因为截肢者不习惯使用患侧负重,重心向健侧发生偏移,导致健侧腿在行走过程中承受更大的地面冲击力。这种肢体承重的不对称会引起健侧和患侧肌骨失衡,进而导致健侧肢体和脊柱的骨关节炎和骨质疏松^[19]。

本文的局限性如下:①髌离断截肢者样本量偏少,个体间存在差异,在后续研究中应纳入更大的样本量,以增加统计学效能;②受试者在跑步机上进行实验,其运动与日常活动存在一定差异,后续研究应进一步完善实验设计,为患者提供更加详细的康复指导意见。

4 结论

本文针对髌离断截肢者的步态分析综合了运动学和足底压力研究,探讨髌离断截肢者的步态特征及其影响因素,并对异常步态可能造成的肢体疾病进行分析推断。结果表明,单侧髌离断截肢者与健康人的步行能力存在明显差异,髌离断截肢者步行能力明显减弱,步态对称性较差,健侧步态功能性与稳定性优于患侧。实验定量测试的结果可以帮助临床工作者对单侧髌离断截肢者的康复效果进行评估,为假肢部件的优化和康复目标的制定提供参考。

参考文献:

[1] NOLAN L, WIT A, DUDZINSKI K, *et al.* Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees [J]. *Gait Posture*, 2003, 17(2): 142-151.

[2] 宋亮, 邢阳辉, 康婷, 等. 下肢不等长对步态影响的实验分析[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 501-505.

SONG L, XING YH, KANG T, *et al.* Effects of leg length discrepancy on gait: An experimental study [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(6): 501-505.

[3] YOSHIKAWA K, MUTSUZAKI H, SANO A, *et al.* A case of an elderly hip disarticulation amputee with rheumatoid arthritis who regained the ability to walk using a hip prosthesis[J]. *J Phys Ther Sci*, 2019, 31(4): 366-370.

[4] LUDWIGS E, BELLMANN M, SCHMALZ T, *et al.* Biomechanical differences between two exoprosthetic hip joint systems during level walking [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2010, 34(4): 449-460.

[5] Nelson LM, Carbone NT. Functional outcome measurements of a veteran with a hip disarticulation using a helix 3D hip joint: A case report [J]. *J Prosthet Orthot*, 2011, 23(1): 21-26.

[6] SCHNALL BL, BAUM BS, ANDREWS AM. Gait characteristics of a soldier with a traumatic hip disarticulation [J]. *Phys Ther*, 2008, 88(12): 1568-1577.

[7] SCHAFFER ZA, PERRY JL, VANICEK N. A personalised exercise programme for individuals with lower limb amputation reduces falls and improves gait biomechanics: A block randomised controlled trial [J]. *Gait Posture*, 2018, 63: 282-289.

[8] MACLEAN KFE, DICKERSON CR. Kinematic and EMG

analysis of horizontal bimanual climbing in humans [J]. *J Biomech*, 2019, 92: 11-18.

[9] MOHAMED A, SEXTON A, SIMONSEN K, *et al.* Development of a mechanistic hypothesis linking compensatory biomechanics and stepping asymmetry during gait of transfemoral amputees [J]. *Appl Bionics Biomech*, 2019, 3: 1-15.

[10] 刘夕东, 颜智, 韩林林, 等. 单侧小腿截肢患者穿假肢后的步态运动学参数研究[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2018, 40(9): 662-665.

[11] JAEGER SM, ARENDZEN JH, DE JONGH HJ. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, 76(8): 736-743.

[12] HIGHSMITH MJ, KAHLE JT, CAREY SL, *et al.* Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements [J]. *Gait Posture*, 2011, 34(1): 86-91.

[13] VARRECCHIA T, SERRAO M, RINALDI M, *et al.* Common and specific gait patterns in people with varying anatomical levels of lower limb amputation and different prosthetic components [J]. *Hum Mov Sci*, 2019, 66: 9-21.

[14] MORGENROTH DC, ORENDURFF MS, SHAKIR A, *et al.* The relationship between lumbar Spine Kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees [J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2010, 89(8): 635-643.

[15] BAUTMANS I, JANSEN B, VAN KEYMOLEN B, *et al.* Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk [J]. *Gait Posture*, 2011, 33(3): 366-372.

[16] ASHRAF A, SHOJAEI H, MOUSAVI B, *et al.* Impact of pain in vertebral column on activities of daily living in the Iranian amputees with bilateral lower limb amputation [J]. *Disabil Rehabil*, 2012, 34(10): 869-872.

[17] ROACH K E, PEDIOIA V, LEE JJ, *et al.* Multivariate functional principal component analysis identifies waveform features of gait biomechanics related to early-to-moderate hip osteoarthritis [J]. *J Orthop Res*, 2020, doi: 10.1002/jor.24901.

[18] VRIELING AH, VAN KEEKEN HG, SCHOPPEN T, *et al.* Gait initiation in lower limb amputees [J]. *Gait Posture*, 2008, 27(3): 423-430.

[19] GAILEY R, ALLEN K, CASTLES J, *et al.* Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use [J]. *J Rehabil Res Dev*, 2008, 45(1): 15-29.