

· 康复工程 ·

小腿假肢穿戴者步态中的脊柱生物力学分析*

宋 亮¹ 纪婷婷² 杨 荣¹ 樊瑜波^{2,3}

摘要

目的:通过实验证明小腿假肢穿戴者的腰痛与穿戴假肢后行走产生的脊柱生物力学参数改变有关。

方法:对小腿假肢穿戴者步态中的脊柱生物力学进行运动学和动力学分析,利用三维动态捕捉系统和地面反力采集设备采集正常人和穿戴者的步态,对比分析了正常步态与穿戴者产生的下肢不等长步态在时空参数、地面反力、脊柱骨盆关节角度和重心高度数据结果。

结果:小腿假肢穿戴者步态中的脊柱骨盆倾斜角度与正常人存在很大差异,且在整个步态周期中明显不同。穿戴者脊柱生物力学参数改变是为了弥补截肢后小腿和足部功能损失引起的不稳定,穿戴者的异常步态引起了脊柱相关肌肉和骨骼状态的改变。同时,假脚的设计可能会对穿戴者脊柱生物力学参数产生影响。

结论:行走产生的脊柱生物力学参数改变很可能是小腿假肢穿戴者腰痛的发病原因。不同假脚的设计产生的穿戴者脊柱生物力学参数改变有不同影响。

关键词 腰痛;步态分析;下肢假肢;运动分析;脊柱;生物力学

中图分类号:R496 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2023)-08-1114-006

在现代社会中,很多人由于交通事故、工伤、疾病等原因需要穿戴下肢假肢,慢性疼痛在下肢假肢穿戴者中非常常见。大多数研究都集中在幻肢痛和残肢痛,除了此类与截肢直接相关的疼痛外,在影响下肢假肢穿戴者的其他疼痛中,腰痛(low back pain, LBP)普遍存在^[1]。腰痛在临床上是比较残肢疼痛和幻肢疼痛更麻烦的疾病,它属于十分重要但是容易被忽视的疾病^[2]。根据美国残疾人联合会1998—2000年对914例下肢假肢穿戴者进行的电话调查研究显示,有62.3%的下肢假肢穿戴者都会患有腰痛^[3]。在爱尔兰国家康复医院对107例下肢假肢穿戴者进行的调查中,有47.7%的下肢假肢穿戴者报告了他们的腰痛情况^[4]。在下肢假肢穿戴者中,不论是大腿假肢穿戴者还是小腿假肢穿戴者都存在腰痛的问题^[5]。在新西兰国家截肢者数据库中对177例大腿假肢穿戴者进行了调查,腰痛的比例占到了64.1%^[6]。腰痛与下肢假肢穿戴者脊柱生物力学的改变有关。虽然腰痛在下肢假肢穿戴者中的发病率很高,但是原因机制研究却很少,特别是下肢假肢穿戴者脊柱生物力学参数改变是否为腰痛的发病原因。本文针对小腿假肢穿戴者的腰痛与穿戴假肢后行走产生的脊柱生物力学参数改变的关系进行了研究。

对于下肢假肢穿戴者腰痛发病原因的研究,正常人腰疼的发病机制是有借鉴意义的。在非下肢假肢穿戴者的研究中,下肢不等长被认为是腰痛产生的一个原因,但是这种观点存在争议^[7]。有研究认为下肢不等长会影响到行走和跑步的力学、站立姿势、姿态,还会引发脊柱侧凸、腰疼、骨性关节炎等髋关节和脊椎的各种慢性病^[8]。在临床中治疗腰疼的时候会考虑双腿不等长的病因。有研究表明,如果通过垫起鞋底增高等方法改善下肢不等长将减轻腰痛^[9-11]。然而,通常认为>9mm的下肢不等长才可能引起腰椎的结构和姿势改变,进而导致腰痛^[10]。

当下肢假肢穿戴者发生腰痛时,假肢制作师一般都会检查是否存在下肢不等长。在下肢假肢穿戴者关于腰痛的研究中,Friberg O提出了下肢假肢穿戴者腰背、膝关节、髋关节的慢性疼痛是由于下肢不等长造成的^[12]。Morgenroth等人认为Friberg O是在静态情况下(站立时)对下肢不等长进行测量的。而在行走中是存在着动态不等长的,它是因为假肢侧残端软组织与假肢接受腔之间相对位置变化引起的。当体重作用在穿戴假肢侧时,残肢的软组织因为压力会进入接受腔一些,从而导致穿戴假肢侧长度变短。但该研究

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2023.08.015

*基金项目:河北省重点研发计划项目(18277610D);中央级公益性科研院所基本科研业务费专项资金项目(118009001000160001);民政部康复领域重点实验室课题

1 国家康复辅具研究中心,北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室,民政部人体运动分析与康复技术重点实验室,北京市,100176;

2 北京航空航天大学生物与医学工程学院;3 通讯作者

第一作者简介:宋亮,女,博士,高级工程师;收稿日期:2022-01-21

并未得到下肢不等长与腰痛的相关性的结果^[13]。同时,大腿截肢者腰痛脊柱横截面存在旋转移动,这也许是引起大腿截肢者腰痛的原因^[14]。由下肢不等长引起的脊柱骨盆不对称运动和姿势不对称也被认为是导致腰痛的原因^[15-16]。

目前尚未发现有研究关注到下肢假肢穿戴者穿戴的假肢本身。在之前的研究中,已经得出了假脚在蹬离期前脚和在着地期脚后跟的形变量会导致单侧下肢假肢穿戴者产生动态不等长的研究结果^[17]。对于下肢假肢穿戴者,假脚是替代脚踝功能的重要组成部分。在本研究中,将正常人的步态与小腿假肢穿戴者穿戴不同假脚时的步态进行对比,测量他们整个步态周期的时空参数、脊柱骨盆关节角度、地面反力、重心高度,分析了这些参数在小腿下肢假肢穿戴者步态与正常人步态中的差异,进一步研究小腿下肢假肢穿戴者的脊柱生物力学参数,对下肢假肢穿戴者产生腰痛的原因进行推测。

1 资料与方法

1.1 受试者

正常人受试者需光脚站立,分别测量左右两侧髂前上棘点(anterior superior iliac spine, ASIS)至地面的距离,选择两侧距离差 $<\pm 1$ cm的受试者。最终本研究纳入满足要求的受试者9例[7男2女,(30 $\pm$ 4)岁,体重(66 $\pm$ 8)kg],均无脊柱、腿部、足部的骨骼疾病史和神经病史。单侧小腿假肢穿戴者3例[3男,(37 $\pm$ 11)岁、身高(175 $\pm$ 7)cm、体重(73 $\pm$ 3)kg],均为非疾病原因导致的左侧截肢,除截肢外,没有神经疾病史。

以上受试者在6个月内无骨折或扭伤病史。所有受试者都签署了知情同意书。在数据收集之前,每位受试者都熟悉了设备并进行了预试验。实验前,在静态站立时,测量受试者第三骶骨距离地面高度。此外,根据假肢穿戴者的腿长准备不同高度的小腿管用于连接假脚和接受腔。实验过程中,单侧小腿假肢穿戴者将穿戴这三种不同的假脚进行正常行走。

1.2 实验用材料

本次实验中使用美国Össur公司低跟万力飞毛腿、德国Ottobock公司生产的1C40型和1C60型三种不同的假脚,其中低跟万力飞毛腿和1C60型假脚前脚为分趾设计,1C40型假脚为非分趾设计(图1)。此外,假脚的运动等级分为四级。一级为能够适应室内活动穿戴,例如老人和部分女性穿戴者。二级为适合受限户外活动穿戴,例如活动量大于一级的女性穿戴者。三级为适合不受限制的户外活动穿戴。四级为运动型,适合穿戴者跑跳等运动。以上三种假脚均适合所有运动等级,能够完成步行实验。

1.3 实验方案

每位受试者以其自然行走速度进行三组行走,每组行走记录6次数据。其中,小腿假肢穿戴者第一组行走穿戴Össur低跟万力飞毛腿假脚;第二组行走穿戴Ottobock公司的1C40型假脚;第三组行走穿戴Ottobock公司的1C60型假脚。且仅在左右两脚均刚好踏在两块力板上的行走记作一次有效数据。正常人受试者先进行采集。

本研究用于步态分析的实验区域长10m,宽6m。运动学分析部分采用拥有8个红外影像摄像机的运动捕捉系统(Vicon, Oxford Metrics, 英国),采集频率为100Hz。首先测量受试者身高、体重、下肢长度、膝宽和踝宽记录并输入Vicon Nexus(1.85, Oxford Metrics Limited, 英国)软件。根据VICON系统的Plug In Gait Full Body模型分别在头部、躯干、上肢、骨盆和下肢表贴反光点(直径15mm),如图2所示。力学分析部分包括以纵向顺序水平置于步态分析实验区域中心的用于采集地面反力的两块力板(OR6-7, AMTI, 美国),力板的采样频率为1500Hz。

1.4 数据分析

本研究以右脚脚跟着地为步态周期的起点,右脚脚跟再次着地为步态周期的结束。

1.4.1 步态时空参数:在Vicon Nexus(1.85, Oxford Metrics, 英国)中根据地面反力划分步态周期。软件将根据划分结果直接输出每一次行走的步频、步速、步长、步长时间、跨

图1 实验中使用的三种假脚



美国Össur公司低跟万力飞毛腿假脚



德国Ottobock公司1C40型假脚



德国Ottobock公司1C60型假脚

图2 穿戴假脚的小腿下肢假肢穿戴者



步长、跨步长时间、单侧支撑期和双侧支撑期参数。每组步态取6次完整步态周期,对上述参数求平均值。

1.4.2 关节角度:根据Nexus输出的计算结果用MATLAB (R2014b, MathWorks, 美国)对单个步态周期的脊柱和骨盆倾斜、旋转角度数据进行步态周期的时间标准化处理,根据所有人平均值对比正常步态与下肢不等长步态的差异^[18]。

1.4.3 垂直方向地面反力:首先采用4阶零延时的巴特沃斯滤波器对地面反力数据滤波,截止频率为6Hz。再对每组单个步态周期的地面反力进行体重和时间的标准化处理。根据所有人平均值对比正常步态与下肢不等长步态的差异。

2 结果

2.1 时空参数

见表1。

表1 小腿假肢穿戴者穿戴不同假脚时步态的时空参数对比

($\bar{x}\pm s$)

步态参数	低跟飞毛腿EVO		1C40		1C60	
	左腿	右腿	左腿	右腿	左腿	右腿
步频(步数/min)	91.60±8.67	92.02±8.65	85.64±7.20	86.14±7.41	90.53±9.52	93.53±10.22
步速(m/s)	0.75±0.18	0.77±0.11	0.71±0.14	0.72±0.15	0.77±0.20	0.79±0.13
跨步长(m)	1.04±0.13	1.01±0.13	1.05±0.18	1.00±0.14	1.01±0.14	1.01±0.14
跨步时间(s)	1.31±0.08	1.30±0.06	1.35±0.07	1.39±0.08	1.33±0.09	1.29±0.11
步长(m)	0.52±0.09	0.50±0.07	0.50±0.06	0.48±0.05	0.54±0.08	0.50±0.09
步长时间(s)	0.62±0.07	0.60±0.04	0.64±0.04	0.66±0.03	0.59±0.05	0.60±0.04
单侧支撑期(s)	0.51±0.02	0.53±0.06	0.58±0.04	0.59±0.05	0.57±0.08	0.56±0.07
双侧支撑期(s)	0.34±0.04	0.37±0.03	0.38±0.03	0.39±0.04	0.36±0.04	0.33±0.05

2.2 关节角度

脊柱的关节角度:小腿假肢穿戴者步态中的脊柱倾斜角度与正常步态存在很大差异,且在整个步态周期中明显不同。在右腿支撑期早期(0%—20%),小腿假肢穿戴者的脊柱向左侧倾斜,在步态周期的20%—30%之间达到脊柱左侧倾斜的峰值。而后开始向右侧倾斜,在右腿的摆动末期(步态周期的80%—100%)达到脊柱右侧倾斜的峰值。与正常步态周期相比,右腿摆动中期(步态周期的60%—80%)的左倾峰值消失。小腿假肢穿戴者的脊柱旋转角度与正常步态存在相似。脊柱旋转的角度范围小于正常步态。正常步态在步态周期的40%—60%达到右旋的峰值,但是小腿假肢穿戴者步态在步态周期的20%—40%达到峰值。

骨盆的关节角度:小腿假肢穿戴者的脊柱倾斜角度与正常步态存在很大差异,骨盆倾斜角度的变化趋势与脊柱倾斜角度类似。在右腿支撑期早期(0%—20%),小腿假肢穿戴者的骨盆向左侧倾斜,在20%—30%之间达到脊柱左侧倾斜的峰值。而后开始向右侧倾斜,在右腿的摆动末期(步态周期的80%—100%)达到脊柱右侧倾斜的峰值。但是受试者在穿戴1C60型假脚时,在步态周期的70%—80%达到右侧倾斜的峰值。与正常步态周期相比,右腿摆动中期(步态周期

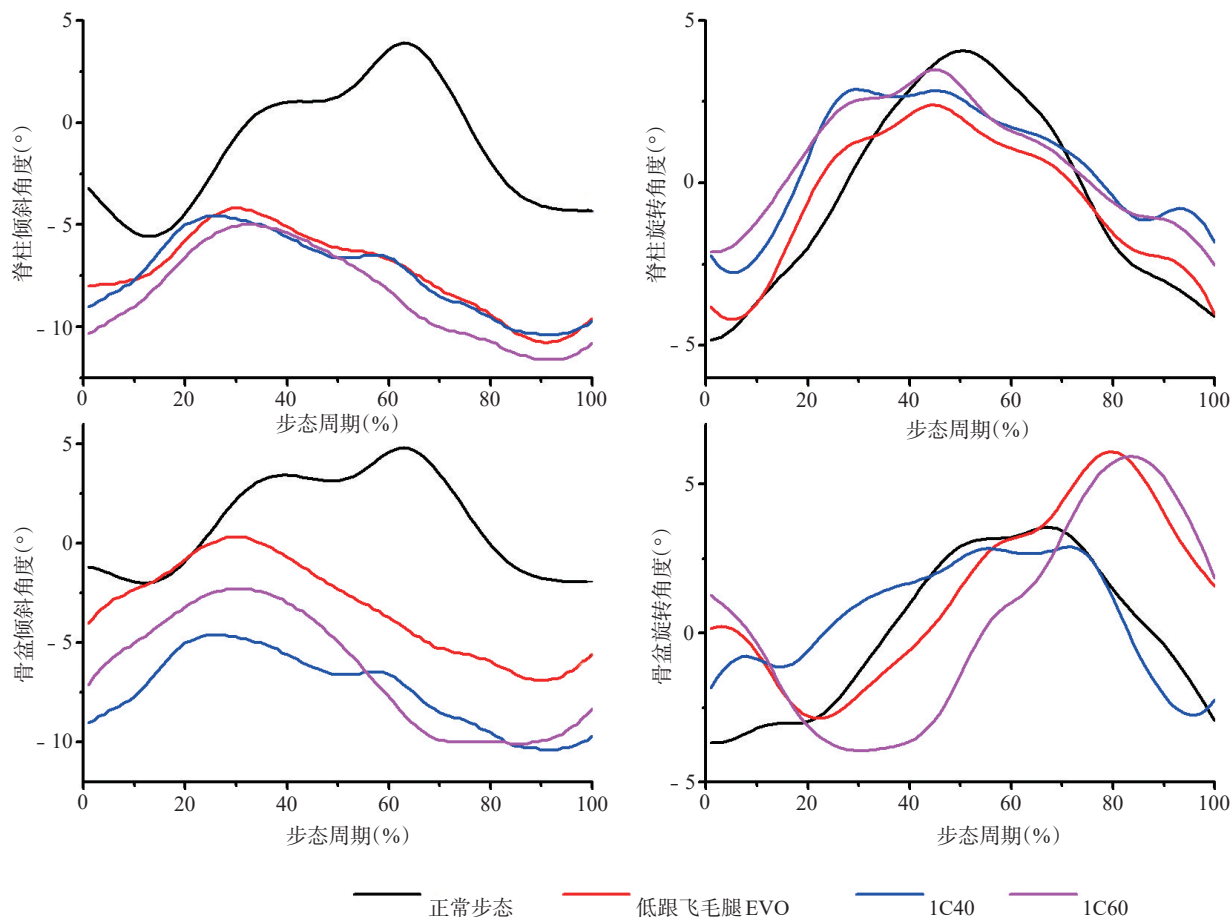
的60%—80%)的左倾峰值消失。见图3。

在骨盆的旋转角度上,穿戴1C40型假脚与穿戴另外两种假脚出现很大差异,其趋势与正常步态有些相似,它的骨盆旋转角度范围略小于正常步态。穿戴1C60型假脚和低跟飞毛腿假脚时的骨盆角度旋转范围大于正常步态。在右腿支撑期早期(0%—20%),小腿假肢穿戴者的骨盆向右侧旋转,在20%—30%之间达到骨盆右旋的峰值。而后开始向左侧旋转,在右腿的摆动末期步态周期的80%左右达到脊柱右旋的峰值,而后向左侧旋转。从骨盆旋转角度图可以看出只有1C40的曲线走势与正常步态类似,这可能与1C40不是分趾设计有关。

2.3 地面反力

从图4中的步态周期可以看出正常步态时,右腿的支撑期为0—60%,但小腿假肢穿戴者步态的右腿支撑期为0到70%,右腿单侧支撑期时间明显增加。而正常步态时,左腿支撑期正常步态开始于步态周期的40%,小腿假肢穿戴者步态左腿支撑期步态在50%,滞后于正常步态。在小腿假肢穿戴者步态的右腿支撑早期(0—30%步态周期,足跟着地),穿戴低跟飞毛腿EVO、1C40、1C60三种假脚的地面反力峰值分别为0.91、0.87和0.93,明显小于正常步态的1.03。并且支撑

图3 小腿假肢穿戴者步态与正常步态脊柱和骨盆角度对比



早期地面反力与支撑中期的地面反力界限与正常步态相比不明显。而在右腿支撑末期(50%—70%,前脚蹬离)三种假脚的地面反力峰值分别为1.03、0.99和0.99,略大于正常步态的1。

穿戴低跟飞毛腿EVO假脚与穿戴其他两种假脚相比,左腿支撑早期(足跟着地)与支撑中期的界限不明显。穿戴低跟飞毛腿假脚EVO和1C40与穿戴1C60相比,在左脚支撑末期(前脚蹬离)与支撑中期的界限不明显。

2.4 重心

根据测量受试者第三骶骨距离地面高度平均值与正常人受试者第三骶骨距离地面高度平均值的差值平移了重心高度。如图5所示,正常步态支撑期和摆动期重心高度与双侧支撑期最低点的差值分别为24.2mm和19.7mm,穿戴三种假脚(低跟飞毛腿EVO、1C40和1C60)时的重心高度在支撑期与双侧支撑期的差值差分别为37.0mm、33.8mm和33.3mm,与正常步态相差12.8mm、9.6mm和9.1mm。摆动期与双侧支撑期的差值分别为27.9mm、27.9mm和26.8mm,与正常步态相差8.2mm、10.1mm和7.1mm。

图4 小腿假肢穿戴者步态与正常步态地面反力对比

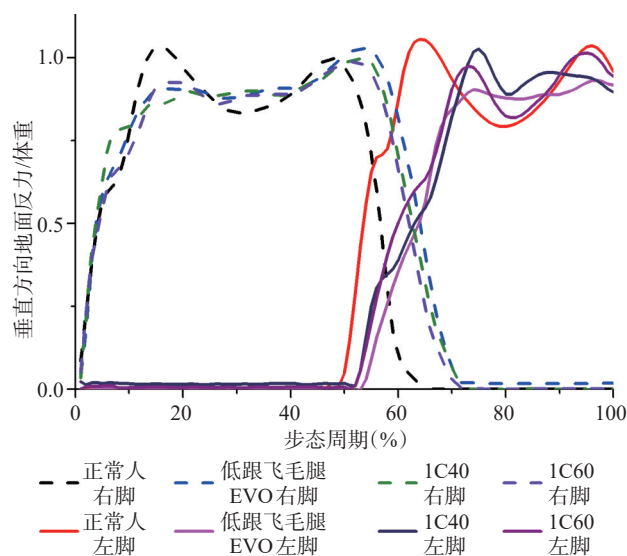
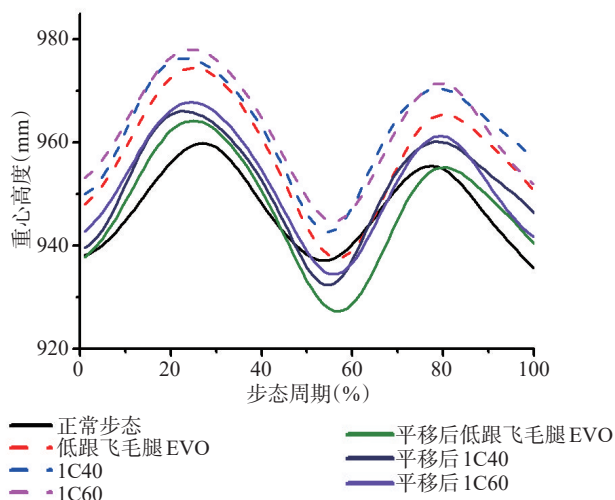


图5 小腿假肢穿戴者步态与正常步态重心高度对比



注:根据在静态情况下测量的受试者第三骶骨高度的差值将下肢不等长步态结果平移了10.3mm

3 讨论

3.1 时空参数

目前,下肢假肢穿戴者的数量不足以做统计学检验,仅从左右两侧参数值来看没有发现时空参数的明显差异。

3.2 关节角度

对于小腿假肢穿戴者步态,不论是脊柱还是骨盆的倾斜角度都与正常步态存在很大差异。小腿假肢穿戴者的脊柱和骨盆倾斜角度变化趋势类似,它们都在右腿支撑期早期开始向左侧倾斜,并在支撑中期达到峰值,而后开始向右倾斜,在右腿的摆动末期达到峰值。在右腿支撑期早期(0%—20%),左腿处于前脚蹬力期,假脚的前脚无法满足身体的稳定,骨盆躯干整体向左倾斜。而在这个时期结束后,右腿进入支撑中期躯干将自身的稳定性全部转向右侧肢体,骨盆和脊柱开始右倾,正常步态中的摆动中期(步态周期的60%—80%)的左倾峰值消失,到左脚再次进入蹬离期(步态周期的80%—100%)。由此可以看出假脚前脚蹬离期对脊柱和骨盆倾斜角度的影响很大。

小腿假肢穿戴者的脊柱旋转角度与正常步态存在相似。脊柱旋转的角度范围小于正常步态。这可能由于在截肢情况下,躯干为了保持稳定而减小了自己的运动范围。正常步态在步态周期的40%—60%达到右旋的峰值,但是小腿假肢穿戴者步态在步态周期的20%—40%达到峰值。

小腿下肢假肢穿戴者的骨盆旋转角度与正常步态相比增大很多,这可能是因为骨盆为了适应小腿下肢穿戴者的稳定性。只有和骨盆运动有关的腹部肌肉和竖脊肌肌力增大,才能增大骨盆角度活动范围。但本研究尚未明确穿戴1C40

型假脚与另外两种假脚在骨盆旋转角度上出现差异的原因,仍需进一步研究假脚的结构对其的影响再行确定。

从骨盆旋转角度图可以看出只有1C40的曲线走势与正常步态类似,这可能与1C40不是分趾设计有关。所以在假脚的设计中我们应考虑分趾虽然有助于在复杂路面的前足内外翻时的稳定性,是否会影响穿戴者的骨盆旋转角度。

3.3 地面反力

小腿假肢穿戴者步态的右腿支撑期为0—70%,正常步态是60%,右腿单侧支撑期时间明显增加。这是由于他们的截肢侧都是左侧,单侧肢体缺损后身体加大对健侧的依赖。正常步态时,左腿支撑期正常步态开始于步态周期的40%,小腿假肢穿戴者步态左腿支撑期步态在50%,滞后于正常步态。这是因为右腿支撑期时间增长后必然会导致左侧支撑期开始时间滞后。

小腿假肢穿戴者步态的右腿支撑早期(0—30%步态周期,足跟着地)地面反力峰值明显小于正常步态,并且支撑早期地面反力与支撑中期的地面反力界限与正常步态相比不明显。这是因为右腿处于支撑早期时,左腿(假肢侧)处于脚尖蹬离的支撑末期,由第三章结论可知,此时假肢侧假脚的形变量大于正常步态脚,小腿假肢穿戴者处于下肢动态不等长状态,为了提高此时的身体的稳定性右脚跟面积增加,直接进入支撑中期,减小后跟着地的地面反力。而在右腿支撑末期(50%—70%,前脚蹬离)则是左腿(假肢侧)的支撑早期,由第三章结论可知,虽然假脚跟也会导致下肢假肢穿戴者下肢动态不等长但是情况要比前脚好,所以三种假脚的地面反力峰值分别为1.03、0.99和0.99,略大于正常步态的1。

穿戴低跟飞毛腿EVO假脚与穿戴其他两种假脚相比,左腿支撑早期(足跟着地)与支撑中期的界限不明显。这反映了假脚的足跟的设计性能,在足跟着地期,1C40和1C60的地面反力与正常步态更为接近。飞毛腿的后跟设计比较简单没有特别的储能释放效果,而1C40和1C60的设计则有明显的储能释放过程。飞毛腿假脚EVO和1C40与1C60相比,在左脚支撑末期(前脚蹬离)与支撑中期的界限不明显。这反映了假脚的前足的设计性能,在前足蹬离阶段,1C60的地面反力与正常步态更为接近。这可能与1C60的更为细致的分趾设计有关,虽然飞毛腿也有分趾设计但是形式过于粗糙。

3.4 重心

在正常步态中,重心高度的高点应该出现在单侧支撑期。虽然本研究测量了受试者第三骶骨距离地面的高度,除去了受试者之间因为身高的高度差所造成的差异,但是受试者重心高度差别在毫米级别,人工测量还是存在很大的不准确。不论是摆动期还是支撑期小腿假肢穿戴者重心高度移动的范围与正常步态相比都有增加,这将增加小腿假肢穿戴者的不稳定性。

4 结论

行走时,下肢假肢穿戴者脊柱生物力学参数改变证明了其步态异常引起的脊柱相关肌肉和骨骼状态的改变。这种改变是为了弥补截肢后小腿和足部功能损失引起的不稳定。行走是人类一种日常不可缺少的高频率的动作,这种长期的受力改变就容易造成脊柱相关的部分的骨骼和肌肉的疼痛,这很可能是下肢假肢穿戴者产生腰痛的原因。本研究结果同时显示,不同假脚的设计可能会对穿戴者脊柱生物力学参数产生影响,有可能是腰痛的诱因之一。

参考文献

- [1] Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, et al. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2001, 82(6): 731—734.
- [2] Smith DG, Ehde DM, Legro MW, et al. Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations [J]. Clin Orthop Relat Res, 1999(361): 29—38.
- [3] Ephraim PL, Wegener ST, Mackenzie EJ, et al. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86(10): 1910—1919.
- [4] Smith E, Comiskey C, Ryall N. Prevalence and patterns of back pain and residual limb pain in lower limb amputees at the National Rehabilitation Hospital[J]. Ir J Med Sci, 2008, 177(1): 53—57.
- [5] Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, et al. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees [J]. Clinical Rehabilitation, 2005, 19(1): 81—86.
- [6] Devan H, Tumilty S, Smith C. Physical activity and lower-back pain in persons with traumatic transfemoral amputation: A national cross-sectional survey [J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2012, 49(10): 1457—1466.
- [7] Kendall JC, Bird AR, Azari MF. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain--their relationship and clinical management using foot orthoses--an overview [J]. Foot (Edinburgh, Scotland), 2014, 24(2): 75—80.
- [8] Gurney B. Leg length discrepancy [J]. Gait Posture, 2002, 15(2): 195—206.
- [9] Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1983, 8(6): 643—651.
- [10] Giles LG, Taylor JR. Low-back pain associated with leg length inequality [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1981, 6(5): 510—521.
- [11] Golightly YM, Tate JJ, Burns CB, et al. Changes in pain and disability secondary to shoe lift intervention in subjects with limb length inequality and chronic low back pain: A preliminary report [J]. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2007, 37(7): 380—388.
- [12] Friberg O. Biomechanical significance of the correct length of lower limb prostheses: A clinical and radiological study [J]. Prosthet Orthot Int, 1984, 8(3): 124—129.
- [13] Morgenroth DC, Shakir A, Orendurff MS, et al. Low-back pain in transfemoral amputees is there a correlation with static or dynamic leg-length discrepancy? [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2009, 88(2): 108—113.
- [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] Devan H, Hendrick P, Ribeiro DC, et al. Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation? [J]. Med Hypotheses, 2014, 82(1): 77—85.
- [16] Gaunaud I, Gailey R, Hafner BJ, et al. Postural asymmetries in transfemoral amputees [J]. Prosthet Orthot Int, 2011, 35(2): 171—180.
- [17] Liang Song, Run J, Weikang Zhang, et al. Deformation of prosthetic foot: a contributing factor to leg length discrepancy in unilateral amputees [J]. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2017, 7(6): 1240—1245.
- [18] Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and Pathological [J]. Biomechanics & Motor Control of Human Movement, 1991: 41—43.