

Gait Analysis of Patients with Unilateral Thigh Amputation Wearing Different Prosthetic Knee Joints

Xidong Liu^{1*}, Shuai Wang², Wenping Wang¹, Jinhua Yang¹, Zhitao Yang³, Jinpeng Hu³, Jihe Zhou², Zhi Yan^{1,3,4}, Feng Han^{4#}

¹Sichuan Rehabilitation Hospital Affiliated to Chengdu University of Traditional Chinese Medicine, Chengdu Sichuan

²Chengdu Sports Institute, Chengdu Sichuan

³Liaoning Normal University, Dalian Liaoning

⁴Dalian Port Hospital, Dalian Liaoning

Email: #1106801277@qq.com

Received: Sep. 2nd, 2019; accepted: Sep. 16th, 2019; published: Sep. 23rd, 2019

Abstract

Research Purpose: The gait analysis of patients with leg amputation wearing different prosthetic knee joints was used to evaluate the different prosthetic knee joints scientifically. **Research Methods:** This paper intends to use the Karen system to study the gait ability of patients with unilateral thigh amputation wearing four different kinds of artificial knee joints (mechanical four-link artificial knee joint, hydraulic four-link artificial knee joint, double-pneumatic multi-axis artificial knee joint, and intelligent artificial knee joint) under three walking conditions (0°, ±5° walking), and evaluate the fitting effect of four kinds of artificial knee joints under different road conditions, so as to provide theoretical reference and data support for the selection of clinical artificial knee joints. **Research Results:** 1) Under the walking condition of 0°, the walking speed of the subject is the maximum; Walking speed decreased at 5° and -5° to enhance walking stability. 2) At 5°, the walking frequency of subjects wearing the four kinds of artificial knee joints is the minimum, among which 3R20 step is smaller than the other three groups and has significant difference with the other three groups under the same walking condition. 3) Under three walking conditions, the single-step length of 3R20, 3R60, 3R106 and C-LEG of the four kinds of artificial legs and knees all show that the affected side is smaller than the healthy side, and the step length is asymmetric. Among them, 3R20 has the largest difference in step length on the healthy side and the worst performance. C-LEG has a large difference in 5° walking condition, indicating that C-LEG should be improved in uphill walking condition. 4) From the value of swinging period, 3R20 showed the largest difference and the worst performance in swinging period. Under the conditions of 0° and -5°, the difference between the healthy side and the affected side in the C-LEG swinging stage was the smallest and the performance was the best, while at 5°, the performance of 3R60 was the best. **Conclusion:** Among the four kinds of artificial knee joints, 3R20 has the worst gait performance under three walking conditions. C-LEG performs best, but the fitness of the subject in uphill conditions should be enhanced to improve performance in uphill conditions.

*第一作者。

#通讯作者。

Keywords

Prosthesis, Knee Joint, Karen System, Biomechanics

单侧大腿截肢患者穿戴不同假肢膝关节行走的步态分析

刘夕东^{1*}, 王 帅², 王文平¹, 羊金花¹, 杨之涛³, 胡锦涛³, 周继和², 颜 智^{1,3,4}, 韩 峰^{4#}

¹成都中医药大学附属四川省康复医院, 四川 成都

²成都体育学院, 四川 成都

³辽宁师范大学, 辽宁 大连

⁴大连港医院, 辽宁 大连

Email: #1106801277@qq.com

收稿日期: 2019年9月2日; 录用日期: 2019年9月16日; 发布日期: 2019年9月23日

摘 要

研究目的: 通过大腿截肢患者穿戴不同假肢膝关节行走的步态分析对不同假肢膝关节进行科学评估。**研究方法:** 本文拟使用卡伦系统对单侧大腿截肢患者穿戴4种不同假肢膝关节(机械四连杆假肢膝关节、液压四连杆假肢膝关节、双气压多轴假肢膝关节、智能假肢膝关节)在3种步行条件下(0°、±5°行走)的步态能力进行研究, 评价4种假肢膝关节在不同路况条件下的适配效果, 为临床假肢膝关节的选择提供理论参考和数据支持。**研究结果:** 1) 在0°行走条件下, 受试者步行速度最大; 5°、-5°时步行速度均减小以增强步行稳定性; 2) 在5°时, 受试者穿戴4种假肢膝关节行走步频均最小, 其中3R20步频小于其他三组且在同样步行条件下与其他三组间有显著性差异($p < 0.05$); 3) 3种行走条件下3R20、3R60、3R106、C-LEG 4种假肢膝关节单步长均表现为患侧小于健侧, 出现步长不对称的情况, 其中3R20健患侧步长差异最大, 表现最差, C-LEG在5°行走条件下差异较大, 说明C-LEG应在上坡路况行走状态进行改进提高; 4) 从摆动期数值来看, 3R20健患侧摆动期差异最大, 表现最差; 在0°和-5°条件下, C-LEG摆动期健患侧差异最小, 表现最好, 而在5°时, 3R60表现最好。**结论:** 4种假肢膝关节中3R20在3种行走条件下步态表现最差; C-LEG表现最好, 但应加强在上坡条件下受试者的适应性以提高在上坡路况的表现。

关键词

假肢, 膝关节, 卡伦系统, 生物力学

Copyright © 2019 by author(s) 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

1. 引言

在临床中, 单侧大腿截肢患者数量仅次于小腿截肢患者, 居第二位[1]。截肢属于永久性伤害, 直接影响患者的活动能力和生活质量。为截肢者重建或弥补部分肢体功能是截肢者和社会的迫切需求, 依靠

现有的科学技术手段制造而成的假肢是主要的应对策略。

在行走过程中, 膝关节几乎承受了全部体重, 此外还要负担腿部的各种运动任务, 是下肢功能的重要组成部分, 因此膝关节是大腿假肢的重要功能部件。假肢膝关节种类繁多, 目前临床常用的假肢膝关节按照摆动控制方式分为: 机械膝关节、气压膝关节、液压膝关节、智能假肢膝关节等, 对截肢者步行能力进行一定改善。

斜坡是日常生活中常见的路况之一, 由于肌肉、关节和神经的缺失, 截肢患者在坡道行走中可能会受到一定的限制, 与人体关节相比, 假肢的膝关节和假脚具有不同的特性, 因此无法在坡道行走中采取及时有效的调整策略, 从而导致失去平衡[2] [3]。因此, 对于假肢穿戴者而言, 假肢在坡道过程中的运动控制十分重要[4]。

本文拟对单侧大腿截肢患者穿戴 4 种不同的假肢膝关节(机械四连杆假肢膝关节、液压四连杆假肢膝关节、双气压多轴假肢膝关节、智能假肢膝关节)在 3 种步行条件下(0° 、 $\pm 5^\circ$ 行走)的步态能力进行研究, 评价 4 种假肢膝关节在不同路况条件下的适配效果, 为临床假肢膝关节的选择提供理论参考和数据支持。

2. 研究对象与方法

2.1. 研究对象

选择 2018 年 6~12 月来四川省八一康复中心(四川省康复医院)调试假肢的单侧大腿截肢患者 8 名, 其中左侧大腿截肢患者 4 名, 右侧大腿截肢患者 4 名。记录研究对象的基本资料, 包括年龄、性别、身高、体重、截肢原因、残肢长度等。本实验得到四川省八一康复中心(四川省康复医院)伦理委员会批准, 患者的依从性良好, 患者及家属同意合作完成实验, 受试者基本情况见表 1。

Table 1. Basic information of the subjects

表 1. 受试者基本信息表

样本量	年龄(岁)	身高(cm)	体重(kg)	残肢长度(cm)
N = 8	18~50	150~180	45~75	11~38

纳入标准: 1) 单侧大腿截肢患者; 2) 年龄 18~50 岁; 3) 残肢长度大于 10 cm 且残端皮肤弹性良好; 4) 健侧功能正常; 5) 有 8 个月以上穿戴假肢的经历(见表 1)。

排除标准: 1) 认知障碍或者偏瘫患者; 2) 患有其他可能导致异常步态疾病者; 3) 残端伤口未愈合患者; 4) 测试过程中无法坚持实验者。

假肢膝关节种类: 测试过程中选取常用的四种假肢膝关节, 包括机械四连杆假肢膝关节(3R20)、液压四连杆假肢膝关节(3R60)、双气压多轴假肢膝关节(3R106)和智能假肢膝关节(C-LEG) [5] (见图 1)。



Figure 1. Four prosthetic knee joints (3R20, 3R60, 3R106, C-LEG)

图 1. 四种假肢膝关节(从左至右依次为 3R20、3R60、3R106、C-LEG)

2.2. 研究方法

2.2.1. 评定方法

卡伦系统(CAREN System)是由 12 个红外摄像头、2 个内置压力板、6 自由度圆形运动跑台、四个投影仪、220°球形大屏幕和 D-Flow 软件等组成的智能康复系统, 其中 6 自由度运动跑台可沿 X、Y、Z 轴在三维方向移动, 模拟上下坡、左右移动、环绕运动等, 结合虚拟场景创造出逼真、动态的康复环境[6] (见图 2)。步态信息的采集由澳大利亚卡伦系统研究与操作专家指导进行, 正式测试前, 受试者熟悉卡伦系统的运动跑台并进行充分热身。Marker 粘贴位置见图 3、表 2。

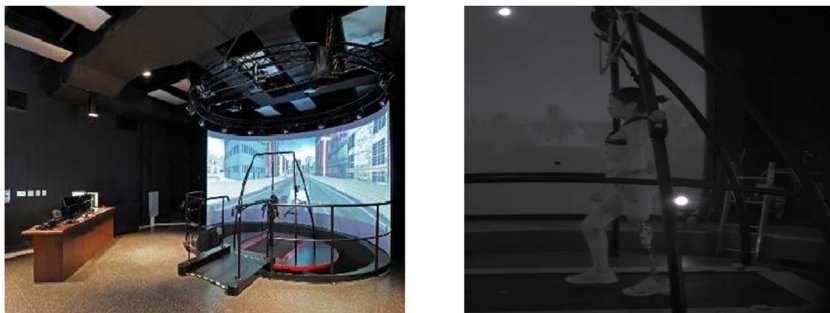


Figure 2. Caren system (left) and test site (right)
图 2. 卡伦系统(左)及测试现场图(右)

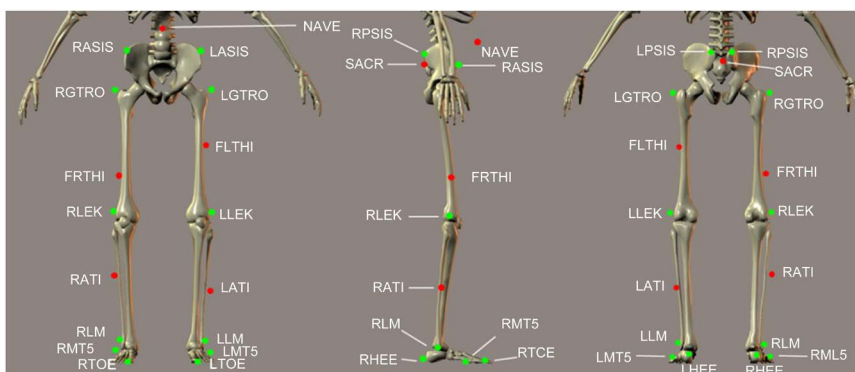


Figure 3. Schematic diagram of marker position
图 3. 步态测试 Marker 粘贴位置示意图

Table 2. Marker position correspondence table

表 2. Marker 粘贴位置对应表

1	LASIS	左侧髌前上棘	11	LTOE	左侧大脚趾末端
2	RASIS	右侧髌前上棘	12	LMT5	左侧第五跖骨
3	LPSIS	左侧髌后上棘	13	RGTRO	右侧大转子
4	RPSIS	右侧髌后上棘	14	FRTHI	右侧股骨干 2/3 处
5	LGTRO	左侧大转子	15	RLEK	右侧股骨髁
6	FLTHI	左侧股骨干 1/3 处	16	RATI	右侧腓骨干 1/3 处
7	LLEK	左侧股骨髁	17	RLM	右侧外踝
8	LATI	左侧腓骨干 1/2 处	18	RHEE	右侧跟骨
9	LLM	左侧外踝	19	RTOE	右侧大脚趾末端
10	LHEE	左侧跟骨	20	RMT5	右侧第五跖骨

2.2.2. 数据处理

使用 SPSS19.0 对获得的数据进行统计学处理(独立样本 T 检验及配对样本 T 检验); 显著性水平设为 $\alpha = 0.05$ (1、2、3 分别表示与 0° 、 5° 、 -5° 存在显著差异; a、b、c、d 分别表示与 3R20、3R60、3R106、C-LEG 存在显著差异; #、* 分别表示与健侧、患侧存在显著差异)。

3. 研究结果

三维步态分析作为客观准确的评定方法, 可以精确测量步态参数, 在临床的康复过程中被广泛使用[7]。目前使用多种测试方法在实验室条件下模仿各种复杂路况进行分析是常用的步态分析研究手段。

3.1. 步行速度对比分析

由表 3 可知, 在 5° 和 -5° 条件下, 受试者步行速度均小于 0° , 而步行速度低时步态稳定性较高, 在复杂路况时, 正常人同样会降低步行速度以增强稳定性[8]。四种假肢膝关节 0° 和 5° 条件下行走速度表现为 $3R20 < 3R60 < C-LEG < 3R106$; 在 -5° 条件下则为 $3R20 < 3R60 < 3R106 < C-LEG$; 3R20 步行速度小于其他三组且在同样步行条件下有显著性差异($p < 0.05$), 其他三组间不存在统计学差异($p > 0.05$); 同一种假肢膝关节在 0° 与 $\pm 5^\circ$ 行走条件下步速存在显著差异($p < 0.05$), 3R20、3R60、3R106 步行速度均为 $0^\circ > 5^\circ > -5^\circ$, 其中 C-LEG 表现为 $0^\circ > -5^\circ > 5^\circ$; 与 0° 相比, $\pm 5^\circ$ 条件下受试者均会降低步速以增强稳定性, 但 C-LEG 与其他 3 种假肢膝关节表现出差异性, 主要是因为 C-LEG 采用了传感器检测步速、受力, 通过微处理器调节膝关节摆动阻力(见表 3)。

Table 3. Walking speed under different conditions of prosthetic knee joints (m/s)

表 3. 四种假肢不同条件下步行速度(m/s)

	3R20	3R60	3R106	C-LEG
0°	0.81 ± 0.11 , ^{2,3,b,c,d}	0.91 ± 0.12 ^{2,3,a}	0.95 ± 0.10 ^{2,3,a}	0.92 ± 0.12 ^{2,3,a}
5°	0.71 ± 0.09 ^{1,b,c}	0.80 ± 0.08 ^{1,a}	0.81 ± 0.04 ^{1,a}	0.76 ± 0.04 ¹
-5°	0.67 ± 0.12 ^{1,b,c,d}	0.76 ± 0.17 ^{1,a}	0.77 ± 0.05 ^{1,a}	0.78 ± 0.06 ^{1,a}

3.2. 步频对比分析

由表 4 可知, 在 0° 条件下, 3R20、3R60、3R106、C-LEG 步频分别为 91.89 step/min、100.49 step/min、102.42 step/min、100.91 step/min; 在 5° 条件下, 四种假肢膝关节的步频分别为 88.48 step/min、93.35 step/min、94.78 step/min、93.74 step/min; 在 -5° 条件下, 四种假肢膝关节的步频分别为 94.64 step/min、101.82 step/min、101.31 step/min、102.07 step/min。在 3 种行走条件下, 5° 时 4 种假肢膝关节步频均最小, 且与其他两种行走条件步频存在显著差异($p < 0.05$), 而在其他两种行走条件下 4 种假肢膝关节步频表现不一致, 其中 3R20、3R60、C-LEG 为 $0^\circ < -5^\circ$; 而 3R106 表现为 $0^\circ > -5^\circ$; 3R20 步频小于其他三组且在同样步行条件下与其他三组间有显著性差异($p < 0.05$), 其他三组步频不存在统计学差异($p > 0.05$) (见表 4)。

Table 4. Step frequency under different conditions of prosthetic knee joints (step/min)

表 4. 四种假肢不同条件下步频(step/min)

	3R20	3R60	3R106	C-LEG
0°	91.89 ± 6.29 ^{2,b,c,d}	100.49 ± 7.13 ^{2,a}	102.42 ± 7.89 ^{2,a}	100.91 ± 6.59 ^{2,a}
5°	88.48 ± 6.60 ^{1,3,b,c,d}	93.35 ± 6.27 ^{1,3,a}	94.78 ± 5.92 ^{1,3,a}	93.74 ± 3.33 ^{1,3,a}
-5°	94.64 ± 9.22 ^{2,b,c,d}	101.82 ± 7.02 ^{2,a}	101.31 ± 8.79 ^{2,a}	102.07 ± 8.29 ^{2,a}

3.3. 步长对比分析

单侧大腿截肢患者穿戴假肢后, 通常会出现左右两侧步态不对称的情况[9]。由表 4 可知, 本次实验选择的受试者也出现了左右侧不对称, 由于截肢侧(患侧)足趾蹬离期跖屈力量不足, 导致两侧步长不一致[5]。不对称步态增大了行走中跌倒的风险。由表 5 可知, 3 种行走条件下 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节单步长均表现为患侧小于健侧, 各组间步长数据间不存在显著差异($p > 0.05$)。在 0°时, 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节健患侧单步长差异分别为 0.05 m、0.02 m、0.02 m、0.02 m, 且 3R20 步长最小且健患侧步长差异最大, 表现最差; C-LEG 步长最大, 表现最好。在 5°时, 4 种假肢膝关节健患侧单步长差异分别为 0.08 m、0.04 m、0.04 m、0.06 m; 在-5°时, 4 种假肢膝关节健患侧单步长差异分别为 0.04 m、0.04 m、0.00 m、0.00 m; 由此可见上坡时健患侧步长差异较大, 3R60、3R106 两种假肢膝关节表现较好, 下坡时步长差异较小, 3R106、C-LEG 表现较好(见表 5)。由此可见, C-LEG 应该在上坡路况行走状态进行改进提高。

Table 5. Step length under different conditions of prosthetic knee joints (m)
表 5. 四种假肢不同条件下单步长(m)

	3R20		3R60		3R106		C-LEG	
	患侧	健侧	患侧	健侧	患侧	健侧	患侧	健侧
0°	0.50 ± 0.08	0.55 ± 0.06	0.51 ± 0.07	0.53 ± 0.08	0.52 ± 0.06	0.54 ± 0.07	0.53 ± 0.07	0.55 ± 0.06
5°	0.46 ± 0.09	0.54 ± 0.08	0.48 ± 0.06	0.52 ± 0.10	0.48 ± 0.05	0.52 ± 0.07	0.46 ± 0.05	0.52 ± 0.06
-5°	0.41 ± 0.08	0.45 ± 0.09	0.40 ± 0.13	0.44 ± 0.08	0.44 ± 0.07	0.44 ± 0.08	0.45 ± 0.08	0.45 ± 0.07

3.4. 摆动期及双支撑期对比分析

由表 6 可知, 3 种行走条件下 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节摆动期所占百分比表现较为一致, 均为健侧摆动期较短, 患侧摆动期较长, 这与前期研究结果一致[10], 其中相同行走条件下 3R20 健患侧摆动期百分比存在显著差异($p < 0.05$), 其他三组健患侧摆动期百分比数据无统计学意义($p > 0.05$)。3 种行走条件下 5°时摆动期最短, 仅 3R20 5°摆动期与 0°与-5°存在显著差异($p < 0.05$)。0°时, 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节健患侧摆动期差异分别为-9.05%、-4.3%、-4.52%、-4.09%; 在 5°时, 4 种假肢膝关节健患侧摆动期差异分别为-6.25%、-3.73%、-3.97%、-3.86%; 在-5°时, 4 种假肢膝关节健患侧摆动期差异分别为-9.29%、-2.93%、-4.12%、-2.74%; 从数据上来看, 4 种假肢膝关节在 3 种行走条件下 3R20 健患侧差异最大, 表现最差; 在 0°和-5°条件下, C-LEG 摆动期健患侧差异最小, 表现最好, 而在 5°时, 健患侧差异表现为 3R60 < C-LEG < 3R106 < 3R20, 说明 3R60 表现最好(见表 6)。

Table 6. Percentage of swing stage under different conditions of prosthetic knee joints (%)
表 6. 四种假肢不同条件下摆动期百分比(%)

	3R20		3R60		3R106		C-LEG	
	患侧	健侧	患侧	健侧	患侧	健侧	患侧	健侧
0°	37.89 ± 3.34 [#]	28.84 ± 2.67 [*]	35.45 ± 1.27	31.15 ± 1.38	35.21 ± 2.06	30.69 ± 1.15	35.04 ± 1.16	30.95 ± 1.30
5°	33.96 ± 3.89 [#]	27.71 ± 2.20 [*]	33.40 ± 1.52	29.67 ± 1.47	33.68 ± 1.96	29.71 ± 1.60	32.86 ± 1.40	29.00 ± 1.99
-5°	37.72 ± 3.97 [#]	28.43 ± 2.47 [*]	33.57 ± 2.07	30.64 ± 1.99	34.35 ± 1.89	30.23 ± 1.27	32.95 ± 2.01	30.21 ± 1.76

由表 7 可知,3 种行走条件下 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节摆动期无显著差异($p > 0.05$),其中 3 种行走条件下 5°时双支撑期大于其他两种行走条件,但数据间无显著差异($p > 0.05$),同时患侧之间差异较小,说明双支撑期百分比这一指标在不同假肢膝关节测试过程中不敏感(见表 7)。

Table 7. Step length under different conditions of prosthetic knee joints (m)

表 7. 四种假肢不同条件下单步长(m)

	3R20		3R60		3R106		C-LEG	
	患侧	健侧	患侧	健侧	患侧	健侧	患侧	健侧
0°	33.42 ± 4.27	33.45 ± 4.34	34.39 ± 1.87	34.40 ± 1.84	34.05 ± 3.00	34.12 ± 3.00	34.01 ± 1.77	34.02 ± 1.78
5°	38.33 ± 5.33	38.33 ± 5.31	36.62 ± 2.65	36.60 ± 2.63	36.62 ± 2.97	36.61 ± 2.97	37.40 ± 2.75	37.43 ± 2.86
-5°	33.69 ± 4.87	33.65 ± 4.83	36.70 ± 3.55	36.79 ± 3.52	35.45 ± 2.89	35.43 ± 2.90	34.85 ± 2.79	34.85 ± 2.77

4. 研究结论

通过对 8 名单侧大腿截肢患者穿戴 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节在 0°、5°、-5°三种行走条件下的步态进行测试和分析,我们得出如下结论:

1) 在 0°行走条件下,受试者步行速度最大;5°、-5°时步行速度均减小以增强步行稳定性。

2) 在 5°时,受试者穿戴 4 种假肢膝关节行走步频均最小,其中 3R20 步频小于其他三组且在同样步行条件下与其他三组间有显著性差异;其他两种行走条件下 4 种假肢膝关节步频表现不一致,其中 3R20、3R60、C-LEG 在-5°条件下表现优于 0°条件下;而 3R106 在 0°条件下表现优于-5°条件下;3R20 步频小于其他三组且在同样步行条件下与其他三组间有显著性差异($p < 0.05$),其他三组步频不存在统计学差异($p > 0.05$)。

3) 3 种行走条件下 3R20、3R60、3R106、C-LEG 4 种假肢膝关节单步长均表现为患侧小于健侧,出现步长不对称的情况,其中 3R20 在 3 种行走条件下健患侧步长差异最大,且表现最差;在 0°和-5°行走条件下,C-LEG 步长最大,表现最好;在 5°行走条件下健患侧步长差异较大,3R60、3R106 两种假肢膝关节表现较好,C-LEG 4 略低于 3R60、3R106。在 5°行走条件下步长差异较小,3R106、C-LEG 表现较好。由此可见,C-LEG 需要在 5°行走条件下进行改进提高。

4) 从摆动期数值来看,3R20 健患侧摆动期差异最大,在三种条件下均表现最差;在 0°和-5°条件下,C-LEG 摆动期健患侧差异最小,表现最好,而在 5°时,3R60 表现最好。

综上所述,从实验结果来看,4 种假肢膝关节中 3R20 在 3 种行走条件下步态表现最差;C-LEG 表现最好,但应加强在上坡条件下受试者的适应性以提高在上坡路况的表现。

5. 研究展望

本研究测试过程未考虑受试者习惯穿戴的假肢膝关节对测试结果的影响,且对于其他假肢膝关节的适应过程较短,在今后的实验研究中会进一步完善。未来假肢膝关节技术的发展将根据个体化需要提供个性化的服务,同时,最新的材料学技术、电脑技术将应用于新型假肢膝关节的研究和开发过程中,为截肢患者带来更多的福音。

基金项目

四川省卫生和计划生育委员会科研课题(项目编号: 16PJ378);中国康复联盟课题(项目编号: 20160204);辽宁省自然科学基金(20170540056);中国残疾人辅助器具中心科研课题: CJFJRRB10-2018。

参考文献

- [1] 刁子龙, 曹学军, 杨平, 蔡丽飞. 单侧大腿截肢者步行能力研究[J]. 中国康复理论与实践, 2015, 21(4): 470-474.
- [2] Richardson, J.K., Thies, S.B., DeMott, T.K., *et al.* (2004) A Comparison of Gait Characteristics between Older Women with and without Peripheral Neuropathy in Standard and Challenging Environments. *American Geriatrics Society*, **52**, 1532-1537. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52418.x>
- [3] Houdijk, H., Pollmann, E., Groenewold, M., *et al.* (2009) The Energy Cost for the Step-to-Step Transition in Amputee Walking. *Gait & Posture*, **30**, 35-40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.009>
- [4] Vrieling, A.H., Van Keeken, H.G., Schoppen, T., *et al.* (2007) Obstacle Crossing in Lower Limb Amputees. *Gait & Posture*, **26**, 587-594. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.007>
- [5] 赵晓东, 刘作军, 陈玲玲, 杨鹏. 下肢假肢穿戴者跑动步态识别方法[J]. 浙江大学学报(工学版), 2018, 52(10): 1980-1988.
- [6] 张腾宇, 李立峰, 季润, 王强, 王喜太. 三维步态分析在截肢患者康复中的应用[J]. 中国康复理论与实践, 2010, 16(3): 293-295.
- [7] 刘作军, 高新智, 赵晓东, 陈玲玲. 下肢假肢穿戴者跑动步态识别与膝关节控制策略研究[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(7): 74-82.
- [8] 赵辉三. 假肢与矫形器学[M]. 第2版. 北京: 华夏出版社, 2013: 14.
- [9] 吴剑, 李建设. 人体行走时步态的生物力学研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2002(3): 305-307.
- [10] 孙嘉利, 唐丹, 钟世镇. 三维步态分析的研究与应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11(5): 944-948.