

Kinematic Analysis of Patients with Unilateral Thigh Amputation Walking at Different Slopes through Different Artificial Limbs

Xidong Liu^{1*}, Xiangping Ye², Wenping Wang¹, Jinhua Yang¹, Yongbin Zheng³,
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 Sport University, Chengdu Sichuan

³Liaoning Normal University, Dalian Liaoning

⁴Dalian Port Hospital, Dalian Liaoning

Email: #1106801277@qq.com

Received: Sep. 24th, 2019; accepted: Oct. 17th, 2019; published: Oct. 24th, 2019

Abstract

Research Objective: To observe the effect of different types of thigh prosthesis and knee joint on gait of amputees. **Research Method:** By using the methods of documentation, CAREN system acquisition and analysis, mathematical statistics and other research methods, the gait data of 8 patients with lateral thigh amputation who wear mechanical prosthetic knee joint (3R20) and intelligent prosthetic knee joint (C-leg4) on different slopes were collected and analyzed, and the gait symmetry formula was used to explore the thigh. The gait status of amputated patients and gait parameters of normal people were compared and analyzed in order to study the gait difference between the two kinds of thigh prosthetic knee joints and provide theoretical basis for improving the thigh prosthetic knee joints. The results showed that: When walking at 0 degree gradient, the percentage of double support period of wearing 3R20 is 2% larger than that of wearing C-leg4; the hip flexion and extension angle of wearing 3R20 is 3.46 degrees larger than that of wearing C-leg4; the difference between knee flexion and extension angle of wearing 3R20 and that of wearing C-leg4 is 0.54 degrees; and the difference between ankle flexion and extension angle of wearing 3R20 and wearing C-leg4 is 0.23 degrees. The relative symmetry index of wearing 3R20 is 0.12 less than that of wearing C-leg4. The deviation index and symmetry index of wearing 3R20 are 9% and 7% higher than those of wearing C-leg4, respectively. When walking on a slope of +5 degrees, the percentage of double support period in wearing 3R20 is 0.94% higher than that in wearing smart knee joint. The hip flexion and extension angle of 3R20 is 3.68 degrees larger than that of C-leg4, the difference between knee flexion and extension angle of 3R20 and that of C-leg4 is 0.96 degrees, and the difference between ankle flexion and extension angle of 3R20 is 0 degrees; the relative symmetry index of 3R20 is 0.05 less than that of C-leg4, and the deviation index of 3R20 is 0.05 less than that of C-leg4. The deviation index and symmetry index are 6% and 9% higher than those

*第一作者。

#通讯作者。

of C-leg4. The percentage of double support period of wearing 3R20 is 4.47% higher than that of wearing smart knee joint when walking at -5 degree slope. The hip flexion and extension angle of 3R20 is 1.45 degrees larger than that of C-leg4, the difference between knee flexion and extension angle of 3R20 and C-leg4 is 0.08 degrees, and the difference between ankle flexion and extension angle of 3R20 is 0.16 degrees; the relative symmetry index of 3R20 is 0.12 less than that of C-leg4, and the deviation index of 3R20 is 0. The deviation index and symmetry index of C-leg4 are 14% and 8% higher than those of C-leg4. Research Conclusion: 1) The essential difference between mechanical prosthetic knee joint and intelligent prosthetic knee joint lies in their different flexibility and stability. Therefore, it is necessary to improve the structure of the knee joint of the thigh prosthesis to achieve reasonable compensation for flexibility and stability. 2) The gait of mechanical prosthetic knee joint and intelligent prosthetic knee joint differs greatly in different gradients. The gait status is mainly reflected by the balance and coordination symmetry of the human body. Therefore, it is necessary to improve the structure of the knee joint of the thigh prosthesis. 3) The gait of the knee joint of the intelligent prosthesis is closer to that of the normal person, but the symmetry of the amputated side and the healthy side still lags behind that of the left and right legs of the normal person. Therefore, the knee joint of intelligent prosthesis needs to be improved from the aspects of flexibility and symmetry.

Keywords

Patients with Unilateral Thigh Amputation, Above Knee Prosthesis, Knee Joint, Slope, Kinematics

单侧大腿截肢患者穿不同大腿假肢膝关节在不同坡度行走的运动学分析

刘夕东^{1*}, 叶向萍², 王文平¹, 羊金花¹, 郑永滨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24日; 录用日期: 2019年10月17日; 发布日期: 2019年10月24日

摘要

研究目的: 观察不同类型的大腿假肢膝关节对截肢患者步态的影响。研究方法: 采用文献资料法、CAREN系统采集与分析法、数理统计法等研究方法, 通过对穿机械假肢膝关节(3R20)和智能假肢膝关节(C-leg4)的8名单侧大腿截肢患者在不同坡度行走的步态进行数据采集和分析, 并结合步态对称性公式, 探讨大腿截肢患者的步态状况, 并与正常人步态参数进行对比分析, 旨在研究两种大腿假肢膝关节的步态差异, 为改进大腿假肢膝关节提供理论依据。研究结果: 在0°坡度行走时, 穿3R20的双支撑期百分比比穿C-leg4的双支撑百分比大2%; 穿3R20的髌关节屈伸角度比穿C-leg4的髌关节屈伸角度大3.46°, 穿3R20的膝关节屈伸角度与穿C-leg4的膝关节屈伸角度差值为0.54°, 踝关节屈伸角度差值为0.23°; 穿3R20的时相对称性指数比穿C-leg4的时相对称性指数小0.12, 穿3R20的偏差指标和对称度指标分别比穿C-leg4的偏差指标和对称度指标大9%、7%。在+5°坡度行走时, 穿3R20的双支撑期百分比比穿智能膝关节的双支撑百分比大0.94%。穿3R20的髌关节屈伸角度比穿C-leg4的髌关节屈伸角度大3.68°, 穿3R20的膝关节屈伸角度与穿C-leg4的膝关节屈伸角度差值为0.96°, 踝关节屈伸角度差值为0°; 穿3R20的时相对称性指

数比穿C-leg4的时相对称性指数小0.05, 穿3R20的偏差指标和对称度指标分别比穿C-leg4的偏差指标和对称度指标大6%、9%。在-5°坡度行走时, 穿3R20的双支撑期百分比比穿智能膝关节的双支撑百分比大4.47%。穿3R20的髌关节屈伸角度比穿C-leg4的髌关节屈伸角度大1.45°, 穿3R20的膝关节屈伸角度与穿C-leg4的膝关节屈伸角度差值为0.08°, 踝关节屈伸角度差值为0.16°; 穿3R20的时相对称性指数比穿C-leg4的时相对称性指数小0.12, 穿3R20的偏差指标和对称度指标分别比穿C-leg4的偏差指标和对称度指标大14%、8%。研究结论: 1) 机械假肢膝关节和智能假肢膝关节的本质区别在于二者的灵活性和稳定性不同。因此, 需要从大腿假肢膝关节结构进行改进, 达到灵活性和稳定性的合理代偿。2) 机械假肢膝关节与智能假肢膝关节在不同坡度的步态差异较大。而步态状况主要是通过人体的平衡性、协调性对称性来反映。因此, 需要从大腿假肢膝关节的结构进行改进。3) 智能假肢膝关节的步态更接近正常人步态, 但截肢侧、健侧的对称性与正常人左右腿的对称性相比还有一定差距。因此, 智能假肢膝关节还需要从灵活性、对称性等方面再进行改进。

关键词

单侧大腿截肢患者, 大腿假肢, 膝关节, 坡度, 运动学

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

假肢是机器人学和生物医学工程领域的前沿研究课题。据第二次全国残疾人抽样调查数据推算, 全国现有肢体残疾人 2412 万, 其中有 226 万截肢者[1] [2]; 截肢者中 70%为下肢截肢, 装假肢是截肢者康复、回归社会的重要手段。假肢的作用有两个方面, 一是弥补失去肢体的功能, 二是弥补失去肢体的外形。下肢假肢必须具备承重和行走功能。行走能力被定义为步态特征, 如步速、对称性以及与其他与行走相关的功能, 在《国际功能、残疾和健康分类》(International Classification of Function, Disability and Health, ICF)中, 行走能力被看作是截肢者功能能力和影响活动的一部分。

大腿假肢(Above knee prosthesis)指大腿截肢的大腿假肢, 适用于从坐骨结节下 10 cm 至膝关节间隙上 8 cm 范围内的截肢者。截肢患者丧失了正常膝关节, 大腿截肢后, 诸多功能丧失, 但若配上适宜的大腿假肢, 经系统性训练, 患者步行步态基本上可恢复, 装配高性能的大腿假肢, 不但可骑自行车, 而且可跑步, 适当参与体育运动[3] [4]。其中, 假脚、踝关节、膝关节、接受腔、悬吊装置等是组成大腿假肢的主要要素, 大腿假肢的结构复杂, 可应用不同的接受腔和膝、踝等, 因此, 大腿假肢的种类较多, 如传统式大腿假肢和现代组件式大腿假肢, 外壳式大腿假肢和骨骼式大腿假肢。膝关节是人体最大最复杂的关节, 膝关节装置作为大腿假肢的核心部件, 其研究较为广泛。假肢膝关节运动轨迹与人体膝关节运动轨迹的相似性直接影响假肢与人体的相容性, 因此, 对膝关节机构运动轨迹的研究很关键。大腿假肢膝关节按结构可以分为: 单轴膝关节、多轴膝关节、手动锁膝关节、承重自锁膝关节。按摆动控制可以分为: 机械膝关节、气压膝关节、液压膝关节、智能膝关节。不同结构和不同摆动控制的大腿假肢膝关节在设计、制作及截肢患者步态等方面都存在很大的差异[5]。

大腿假肢的主要功能部件是膝关节和假脚, 其中假肢膝关节的作用最为重要。由于截肢者失去了膝关节, 相对于小腿及下肢远端截肢者来说, 对身体的控制将更加困难, 步行的稳定性、安全性及步态姿势也有一定差距, 因此单侧大腿截肢者穿戴具有良好控制功能膝关节的假肢, 可以帮助截肢者实现站立稳定及步行过程的自然美观, 影响着截肢者的步行能力水平[6]。

膝关节是大腿假肢最重要的功能部件。高性能的大腿假肢膝关节可以保证患者在支撑期的稳定性和摆动期的灵活性,改善截肢者的步行功能[7]。目前国内外学者普遍认为,智能假肢膝关节及液压控制膝关节对单侧大腿截肢者步行能力的改善作用较大,但评估结果多为提取自步态分析实验室中的短距离步行信息,受制于实验场地、仪器等条件因素,无法真实反映单侧大腿截肢者在实际生活中穿戴不同假肢膝关节的步行能力情况[8][9]。

本文通过对大腿截肢患者穿戴同一结构、不同摆动方式的 3R20 和 C-leg4 的步长、步速、步态周期、双腿支撑时期百分比、髋关节屈伸角度、膝关节屈伸角度、踝关节屈伸角度等参数进行统计。

2. 研究目的

众所周知,不同类型大腿假肢膝关节对截肢患者的行走步态有重要影响[10]。刘娜对大腿假肢膝关节进行了综述,探讨了不同大腿假肢膝关节的异同。本文通过对穿 3R20 和 C-leg4 的 8 名大腿截肢患者在不同坡度(0°、+5°、-5°)行走时的步长、步速、步态周期、双腿支撑时期百分比、髋关节屈伸角度、膝关节屈伸角度、踝关节屈伸角度等进行定量分析,通过步态对称性分析,计算出时相对称性指数、偏差指标、不对称指数等参数,得出大腿截肢患者的步态状况,并与正常人步态参数进行对比分析,旨在研究穿 3R20 和智能膝关节的步态差异,为改进大腿假肢膝关节提供一定的理论依据。

3. 研究对象与方法

3.1. 研究对象

随机选择四川省八一康复中心(四川省康复医院) 2018 年 6~12 月来本院适配大腿假肢膝关节的 8 名单侧大腿截肢患者(基本信息见表 1),其中,左右大腿假肢患者各 4 名。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。

纳入标准: 1) 单侧大腿截肢患者; 2) 年龄 18~60 岁的男女均可; 3) 残肢长度大于 10 cm; 4) 残端皮肤弹性良好; 5) 健侧功能良好; 6) 患者或患者家属知情同意接受本试验者; 7) 组间诊断结果、其他运动能力、一般资料等没有明显统计学差异。

排除标准: 1) 排除其他可能导致患者步态异常疾病; 2) 试验过程中无法良好配合者; 3) 因各种原因无法坚持试验者。

合格标准: 1) 符合纳入标准; 2) 签订试验同意书并愿意接受试验者; 3) 严格按照要求完成试验者。

大腿假肢膝关节种类: 3R20 四连杆 3R20 和 C-leg4。两种假肢均采用统一的接受腔及链接件,且测量取型、修型、成型均由同一假肢技师制作完成。

Table 1. Basic information of subjects

表 1. 受试者基本信息

姓名	性别	年龄(岁)	身高(cm)	体重(kg)	截肢部位
阿 XXX	男	28	163	50	左大腿
黄 X	男	24	173	60	右大腿
陈 XX	女	26	163	47	左大腿
杨 X	女	26	162	50	左大腿
余 XX	男	28	165	65	右大腿
蒲 XX	女	55	165	61	左大腿
贺 X	男	41	174	75	右大腿
刘 X	男	27	168	60	右大腿

其中, 男性 5 名, 平均年龄 29 ± 6 岁, 平均身高 168 ± 4 cm, 平均体重 62 ± 9 kg, 女性 3 名, 平均年龄 35 ± 16 岁, 平均身高 163 ± 1 cm, 平均体重 52 ± 7 kg。男女共 8 名, 平均年龄 31 ± 10 岁, 平均身高 166 ± 4 cm, 平均体重 58 ± 9 kg。

3.2. 研究方法

3.2.1. 文献资料法

通过广泛查阅国内外核心期刊数据库以及和大腿假肢、步态分析等相关书籍, 并整理关于大腿假肢膝关节和步态相关的文献资料, 为本文的撰写奠定一定的理论基础。

3.2.2. CAREN 系统采集与分析法

采用 CAREN 康复系统, 该系统由一个双跑带的运动平盘、一个圆形跑台、2 块内置测力台, 12 个 Vicon 红外摄像头集合构成(见图 1、图 2)。首先通过步态离线系统(GOAT)并结合视频, 对 8 名单侧大腿截肢患者穿 3R20 和 C-leg4 在 3 种不同坡度的行走动作进行三维动作实时捕捉和数据采集, Vicon 的运动捕捉频率为 120 Hz, 低通道的频率为 6 Hz, 通过 D-Flow 软件, 选择下肢人体运动模型。再通过图像捕捉系统采集到的运动学参数和时空参数经过 D-Flow 系统的处理, 实现实时反馈。



Figure 1. CAREN rehabilitation system chart
图 1. CAREN 康复系统图

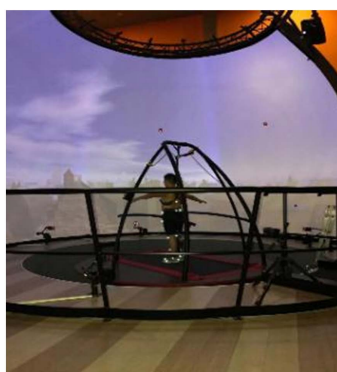


Figure 2. CAREN rehabilitation system assessment test
图 2. CAREN 康复系统评定验

3.2.3. 数理统计法

使用 spss22.0 统计软件对 8 名大腿截肢患者的步长、步速、步态周期、双腿支撑时期百分比、髋关节屈伸角度、膝关节屈伸角度、踝关节屈伸角度等参数进行统计分析。

4. 结果与讨论

4.1. 3R20 相关参数分析

通过 $ID = \sqrt{T0}/T[0.62(Ss/Sm) + 0.38(Ws/Wm)]$ 步态时相对对称性公式, 其中, $T0$ 为健康人步态周期平均值; Ss, Sm 分别是单独支撑期的最小值和最大值; Ws, Wm 分别为单独摆动期的最小值和最大值。正常人在行走时, 时相对称性指数的平均值为 (0.95 ± 0.05) ; 通过 $DV = [(患者参数值 - 正常人参数值)/正常人参数值] \times 100\%$ 偏差指标公式, 可以算出截肢侧与健侧偏差指标。DV 越大, 表明患者偏离正常值越多; 通过 $SI = |左右两侧差值/均值| \times 100\%$ 偏差指标公式, 可以算出截肢侧与健侧对称度指标。SI 越大, 表明患者偏离正常值越多[4]。可以得出: 穿 3R20 在 0° 坡度行走时的时相对称性指数最大值为 0.93, 最小值为 0.69, 平均值为 0.77 ± 0.07 。截肢侧与健侧偏差指标平均值为 $17 \pm 8\%$ 。截肢侧与健侧对称度指标平均值 $17 \pm 1\%$; 在 $+5^\circ$ 行走时的时相对称性指数最大值为 0.88, 最小值为 0.72, 平均值为 0.80 ± 0.06 , 截肢侧与健侧偏差指标平均值为 $15 \pm 6\%$, 截肢侧与健侧对称度指标平均值 $25 \pm 23\%$; 在 -5° 行走时的时相对称性指数最大值为 0.92, 最小值为 0.67, 平均值为 0.77 ± 0.08 , 截肢侧与健侧偏差指标平均值为 $18 \pm 9\%$, 截肢侧与健侧对称度指标平均值为 $30 \pm 14\%$ 。

4.2. C-leg4 相关参数分析

以此类推, 可以得出: 穿 C-leg4 在 0° 坡度行走时的时相对称性指数最大值为 0.98, 最小值为 0.8, 平均值为 0.90 ± 0.06 , 截肢侧与健侧偏差指标平均值为 $8 \pm 7\%$, 截肢侧与健侧对称度指标平均值为 $10 \pm 14\%$; 在 $+5^\circ$ 行走时的时相对称性指数最大值为 0.9, 最小值为 0.83, 平均值为 0.85 ± 0.03 , 截肢侧与健侧偏差指标平均值为 $9 \pm 3\%$, 截肢侧与健侧对称度指标平均值 $16 \pm 13\%$; 在 -5° 行走时的时相对称性指数最大值为 0.96, 最小值为 0.84, 平均值为 0.90 ± 0.04 , 截肢侧与健侧偏差指标平均值为 $4 \pm 3\%$, 截肢侧与健侧对称度指标平均值为 $22 \pm 20\%$ 。

Table 2. Relevant parameters of amputated side and healthy side from patients wearing 3R20 knee joint
表 2. 穿戴 3R20 膝关节大腿截肢患者截肢侧与健侧相关参数

	0°坡度		+5°坡度		-5°坡度	
	截肢侧	健侧	截肢侧	健侧	截肢侧	健侧
步速	0.81 ± 0.11	0.81 ± 0.11	0.72 ± 0.13	0.72 ± 0.13	0.72 ± 0.11	0.71 ± 0.11
步长	0.54 ± 0.07	0.49 ± 0.09	0.53 ± 0.10	0.45 ± 0.10	0.46 ± 0.10	0.41 ± 0.09
双支撑期百分比	34.84 ± 2.06	34.82 ± 2.07	36.72 ± 3.05	36.72 ± 3.01	37.21 ± 3.80	37.28 ± 3.77
骨盆倾斜角度	12.57 ± 4.76	12.63 ± 4.79	15.78 ± 5.78	15.84 ± 5.82	10.50 ± 4.87	10.51 ± 4.89
髋关节屈伸角度	11.39 ± 5.01	8.41 ± 4.03	14.24 ± 6.04	14.25 ± 5.24	10.14 ± 5.08	9.34 ± 4.49
膝关节屈伸角度	17.77 ± 4.05	14.41 ± 3.92	20.70 ± 7.85	17.12 ± 2.20	17.45 ± 3.48	12.35 ± 4.49
踝关节屈伸角度	8.47 ± 0.60	6.89 ± 3.28	8.09 ± 0.37	7.71 ± 1.94	8.97 ± 1.06	11.13 ± 3.58
步态周期	1.19 ± 0.09	1.19 ± 0.09	1.28 ± 0.04	1.28 ± 0.04	1.18 ± 0.11	1.18 ± 0.11

步速: m/s; 步长: m; 双支撑期百分比: %; 骨盆倾斜角度: °; 髋关节屈伸角度: °; 膝关节屈伸角度: °; 踝关节屈伸角度: °; 步态周期: s。

Table 3. Relevant parameters of amputated side and healthy side from patients wearing C-leg4 knee joint
表 3. 穿戴 C-leg4 膝关节大腿截肢患者截肢侧与健侧相关参数

	0°坡度		+5°坡度		-5°坡度	
	截肢侧	健侧	截肢侧	健侧	截肢侧	健侧
步速	0.85 ± 0.17	0.85 ± 0.17	0.76 ± 0.09	0.76 ± 0.09	0.70 ± 0.18	0.70 ± 0.18
步长	0.49 ± 0.10	0.52 ± 0.08	0.48 ± 0.09	0.49 ± 0.08	0.39 ± 0.09	0.42 ± 0.14
双支撑期百分比	32.84 ± 4.60	32.87 ± 4.68	37.66 ± 5.81	37.65 ± 5.78	32.74 ± 4.83	32.72 ± 4.81
骨盆倾斜角度	12.98 ± 6.46	13.02 ± 6.42	15.64 ± 6.46	15.71 ± 6.39	13.63 ± 5.66	13.67 ± 5.66
髋关节屈伸角度	7.93 ± 3.62	12.12 ± 7.05	10.57 ± 3.79	14.66 ± 7.49	8.69 ± 4.79	12.22 ± 6.46
膝关节屈伸角度	17.23 ± 6.92	12.66 ± 2.69	19.74 ± 5.86	14.88 ± 1.43	17.53 ± 8.10	11.91 ± 2.12
踝关节屈伸角度	8.70 ± 1.66	6.89 ± 3.55	8.09 ± 1.35	6.99 ± 0.99	9.13 ± 2.44	10.49 ± 2.26
步态周期	1.28 ± 0.07	1.28 ± 0.07	1.39 ± 0.10	1.39 ± 0.10	1.24 ± 0.11	1.24 ± 0.11

步速: m/s; 步长: m; 双支撑期百分比: %; 骨盆倾斜角度: °; 髋关节屈伸角度: °; 膝关节屈伸角度: °; 踝关节屈伸角度: °; 步态周期: s。

通过表 2、表 3 可以得出:

在 0°坡度行走时, 穿 3R20 的双支撑期百分比比穿智能膝关节的双支撑百分比大 2%; 穿 3R20 的髋关节屈伸角度比穿 C-leg4 的髋关节屈伸角度大 3.46°, 穿 3R20 的膝关节屈伸角度与穿 C-leg4 的膝关节屈伸角度差值为 0.54°, 踝关节屈伸角度差值为 0.23°; 穿 3R20 的时相对称性指数比穿 C-leg4 的时相对称性指数小 0.12, 穿 3R20 的偏差指标和对称度指标分别比穿 C-leg4 的偏差指标和对称度指标大 9%、7%。

在+5°坡度行走时, 穿 3R20 的双支撑期百分比比穿智能膝关节的双支撑百分比大 0.94%。穿 3R20 的髋关节屈伸角度比穿 C-leg4 的髋关节屈伸角度大 3.68°, 穿 3R20 的膝关节屈伸角度与穿 C-leg4 的膝关节屈伸角度差值为 0.96°, 踝关节屈伸角度差值为 0°; 穿 3R20 的时相对称性指数比穿 C-leg4 的时相对称性指数小 0.05, 穿 3R20 的偏差指标和对称度指标分别比穿 C-leg4 的偏差指标和对称度指标大 6%、9%。

在-5°坡度行走时, 穿 3R20 的双支撑期百分比比穿智能膝关节的双支撑百分比大 4.47%。穿 3R20 的髋关节屈伸角度比穿 C-leg4 的髋关节屈伸角度大 1.45°, 穿 3R20 的膝关节屈伸角度与穿 C-leg4 的膝关节屈伸角度差值为 0.08°, 踝关节屈伸角度差值为 0.16°; 穿 3R20 的时相对称性指数比穿 C-leg4 的时相对称性指数小 0.12, 穿穿 3R20 的偏差指标和对称度指标分别比穿 C-leg4 的偏差指标和对称度指标大 14%、8%。

综上所述可以得出:

1) 穿 3R20 和 C-leg4 在-5°坡度的双支撑时间最大, 其次是 0°坡度。分析主要原因, 可能是大腿假肢膝关节本身结构决定。3R20 需要通过双腿支撑时间加长来代偿稳定性, 而 C-leg4 可通过传感器、智能微处理器、伺服电机、可控智能液压缸控制调节系统来调节不确定情况下的安全稳定性。3R20 只具有一个回转轴, 通过内置弹簧控制在摆动期关节灵活性较好。C-leg4 是采用人工智能学科的科学原理, 采集信息、电子、控制、生物医疗、材料、能源以及机械技术为一体的大腿假肢, 在摆动期时相通过 CPU 来控制。

2) 穿 3R20 和 C-leg4 在 0°和+5°坡度行走时下肢关节角度差异较大。穿 3R20 与 C-leg4 下肢关节屈伸角度中, 差异性最大的是髌关节屈伸角度。主要原因可能是大腿假肢膝关节接触髌关节部位, 导致髌关节灵活性变差。

3) 在 3 种不同坡度行走时, 穿 3R20 的时相对称性指数、偏差指标和对称度指标比穿 C-leg4 大。说明穿 3R20 的平衡性和协调性没有穿 C-leg4 好。主要原因可能是健侧膝关节和截肢侧膝关节的失调影响步行状况。

5. 研究结论

1) 机械假肢膝关节和智能假肢膝关节的本质区别在于二者的灵活性和稳定性不同。因此, 需要从大腿假肢膝关节结构进行改进, 达到灵活性和稳定性的合理代偿。

2) 机械假肢膝关节与智能假肢膝关节在不同坡度的步态差异较大。而步态状况主要是通过人体的平衡性、协调性对称性来反映。因此, 需要从大腿假肢膝关节的结构进行改进。

3) 智能假肢膝关节的步态更接近正常人步态, 但截肢侧、健侧的对称性与正常人左右腿的对称性相比还有一定差距。因此, 智能假肢膝关节还需要从灵活性、对称性等方面再进行改进。

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); 中国残疾人辅助器具中心科研课题: CJFJRRB10-2018; 辽宁省自然科学基金: 项目编号: 20170540056。

参考文献

- [1] 沈凌, 喻洪流. 国内外假肢的发展历程[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(13): 2451-2454.
- [2] 王人成. 我国假肢技术的研究与进展[J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(11): 1058-1060.
- [3] 张振龙. 空间机构作为大腿假肢髌关节的运动学可行性[J]. 机械设计与研究, 1996(1): 40-43.
- [4] 韩亚丽, 贾山, 王兴松. 基于人体生物力学的低功耗踝关节大腿假肢的设计与仿真[J]. 机器人, 2013, 35(3): 276-282.
- [5] 王人成, 张美芹. 人体步态时相对称性评价指标的对比研究[J]. 中国康复医学杂志, 2011, 26(10): 957-959.
- [6] 刁子龙, 曹学军, 杨平, 等. 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.
- [7] 刘娜, 刁兴建. 假肢膝关节概述[J]. 中国矫形外科杂志, 2006, 14(3): 225-226.
- [8] Lythgo, N., Marmaras, B. and Connor, H. (2010) Physical Function, Gait, and Dynamic Balance of Transfemoral Amputees Using Two Mechanical Passive Prosthetic Knee Devices. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **91**, 1565-1570. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.07.014>
- [9] Uchytel, J., Jandacka, D., Zahradnik, D., et al. (2014) Temporal-Spatial Parameters of Gait in Transfemoral Amputees: Comparison of Bionic and Mechanically Passive Knee Joints. *Prosthetics and Orthotics International*, **38**, 199-203. <https://doi.org/10.1177/0309364613492789>
- [10] 张培玉, 金德闻. 多轴膝关节假肢稳定性的分析[J]. 中国康复医学杂志, 1998, 13(1): 18-20.