

文章编号:1004-7220(2013)04-0397-06

大腿残肢步态过程的非线性有限元分析

张琳琳¹, 沈凌¹, 朱明¹, 王冬梅²

(1. 上海医疗器械高等专科学校 医疗器械工程系, 上海 200093;

2. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 生物医学制造与生命质量工程研究所, 上海 200240)

摘要: **目的** 利用三维有限元分析方法研究大腿截肢患者在行走过程中3个不同时相下残肢的生物力学特性, 为建立完整的大腿接受腔测量、设计与评估系统提供研究基础。 **方法** 首先根据CT图像三维重建大腿截肢患者的骨骼、肌肉软组织和接受腔的三维几何模型; 定义软组织为超弹性和线弹性材料属性, 并相应建立两个有限元仿真模型; 定义残端与接受腔之间的接触关系, 约束残肢近端, 对模型的远端施加膝关节载荷, 模拟步态周期中足跟着地时期、站立相中期、脚尖离地3个时相下大腿残肢-接受腔系统所受载荷; 计算分析接触界面上的应力, 并对分析超弹性和线弹性软组织力学特性对接触界面力学行为特性的影响。 **结果** 无论线弹性还是超弹性模型, 3个时相下大腿残肢-接受腔界面的最大接触压力均在残肢末端达到最大值。超弹性模型3个时相下接触压力峰值分别为55.80、47.63和50.44 kPa; 而线弹性模型接触压力的最大值都增加2倍以上, 其值分别为149.86、118.55和139.68 kPa。同时通过分析接触面间的径向剪切应力和轴向剪切应力发现, 3个时相下接触界面间的应力在残肢末端较集中, 在足跟着地到脚尖离地过程中, 有部分力通过接受腔后侧缘传递转向接受腔前缘传递。 **结论** 不同时相下残肢与接受腔接触界面的压力和剪切应力分布情况不同, 在设计接受腔时需要充分考虑其受力特点。

关键词: 大腿残肢; 力学特性; 有限元分析; 应力分布; 步态分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Non-linear finite element analysis on trans-femoral residual limb during gait phase

ZHANG Lin-lin¹, SHEN Ling¹, ZHU Ming¹, WANG Dong-mei² (1. Precision Medical Device Department, Shanghai Medical Instrumentation College, Shanghai 200093, China; 2. Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: **Objective** To investigate biomechanical properties of the contact interface between residual limb and prosthetic socket of the transfemoral amputee during walking by using three-dimensional (3D) finite element analysis method, so as to provide references for establishing the complete system of measurement, design and evaluation on prosthetic socket. **Methods** Based on CT images, two 3D geometric models of a trans-femoral amputee including the femur, soft tissues and transfemoral socket was established, with soft tissues defined as non-linear hyper-elastic and linear elastic material, respectively. The behaviors of the interface between trans-femoral residual limb and prosthetic socket were defined as nonlinear contact. Dynamic loads on the knee joint were applied on distal ends of both the hyper-elastic model and linear elastic model to simulate loading on residual limb-prosthetic socket system during heel strike, mid-stance and toe off phase in a gait cycle, respectively. The stress distributions on interface between trans-femoral residual limb and prosthetic socket were calculated to compare and analyze the effects of different mechanical properties (i. e. hyper-elasticity and linear elasticity) of the femur soft tissue on biomechanical behaviors of the interface. **Results** For both the hyper-elastic model and linear e-

收稿日期:2013-04-25; 修回日期:2013-05-27

基金项目:上海高校选拔培养优秀青年教师科研专项基金(slg10042)。

通信作者:王冬梅, Tel:(021)34206798; E-mail:dmwang@sjtu.edu.cn。

lastic model, the peak contact pressures were all located on the distal end of the residual femur during different gait phases. The peak contact pressure on the interface of the hyper-elastic model during heel strike, mid-stance and toe off phase was 55.80, 47.63 and 50.44 kPa, respectively, while that on linear elastic model was increased by two times, being 149.86, 118.55 and 139.68 kPa, respectively. Simulation on longitudinal and circumferential shear stress distributions at the limb-socket interface showed that stress on the interface was higher at the distal end of soft tissue during different gait phases. From heel strike to toe off phase, some pressures were transferred from the rear edge to the front edge of the socket. **Conclusions** The pressure and shear stress distributions on the contact interface between trans-femoral residual limb and prosthetic socket were different during different gait phases, thus the relative mechanical properties should be considered in the socket design.

Key words: Trans-femoral residual limb; Mechanical properties; Finite element analysis; Stress distribution; Gait analysis

大腿截肢患者使用假肢装置来弥补肢体的缺损和代偿基本的行走功能。假肢接受腔是假肢与残肢之间的腔体部件,主要作用是容纳残肢、传递残肢与假肢间的作用力,它是决定假肢装配质量、患者满意程度、残肢承重部位舒适与否以及站立、行走功能代偿效果好坏的重要部件。残端的受力分布情况是设计假肢的重要因素之一。良好掌握接触面间力的传递情况能够客观地评估假肢的适配性,从而优化接受腔的设计^[1]。

目前关于残肢与接受腔接触面之间力传递规律的研究已有开展。临床采用的传感器^[2-6]测量方法需要将传感器放置于接受腔与残肢的接触面上,由于传感器不能均匀地放在整个接触面上,而只能放置于部分局部的位置上,故在患者步行过程中会在局部位置上产生应力集中,影响患者的行走过程^[7-8]。为了弥补实验结果的失真,有学者^[9-11]将有限元仿真的方法用于分析整个接受腔与残肢接触面上力的传递情况。有限元分析方法不仅可用于工程分析,也可用于医学领域的仿真分析;不仅可以分析物体表面的受力情况,也可以分析物体内部;不仅可以验证实验分析的结果,也可以用于预测。已有一些学者用有限元方法分析了大腿残肢^[8,11]和小腿残肢^[12-14]与接受腔内表面之间接触面应力-应变的变化分布情况。例如, Lacroix 等^[15]用超弹性的肌肉模型模拟了大腿接受腔的穿着过程,穆晨等^[16]建立了大腿与接受腔的有限元模型,用各向同性线弹性的材料属性模拟站立中期大腿与接受腔接触面间的应力-应变情况。但是,目前对大腿残肢与接受腔界面的应力分析还没有扩展到步态周期的各个时相,也没有对比超弹性和线弹性肌肉组织材料参数对分

析结果力学性能的影响。因此,本文将建立三维有限元分析模型,考虑肌肉材料的非线性特点,计算步行过程中足跟着地时期、站立相中期、脚尖离地3个时刻大腿残肢与接受腔接触面间的应力分布。

1 方法

1.1 模型的建立

从 CT (GE LightSpeed16) 断层扫描获得骨骼、大腿残肢表面和接受腔外表面的模型数据,扫描层厚 5 mm,然后以 1.25 mm 层厚、0.6 mm 层间隔进行后重建,图像以 DICOM 格式储存。志愿者为 1 名 41 岁右侧大腿截肢的男性患者(身高 171 cm,体重 65 kg),中等残长,有近 10 年穿戴大腿假肢的经验,平时使用坐骨承重式大腿假肢接受腔,承重自锁膝关节和 SACH 静踝假脚,步态良好。断层扫描时戴好大腿假肢处于平躺位,并保持膝关节和髋关节伸展位,接受腔一并扫描。在 Mimics 10.01 (Materialise, 比利时)软件分割股骨和接受腔的内外表面,假设接受腔的内表面与残肢的外表面一致^[17],大腿的肌肉组织填充在接受腔内表面与骨骼表面之间。将面模型导入到 Hypermesh 10.0 (Altair Engineering Inc., 美国)软件中进行网格划分(见图 1),单元类型 $C_3D_{10}M$,其中骨骼单元 1 808 个,肌肉软组织单元 16 288 个,接受腔单元 1 496 个,共计 19 592 个。

骨和接受腔的材料属性为各向同性线弹性,弹性模量和泊松比分别为 15 GPa 和 0.3^[11,18]。为了模拟肌肉的大变形、非线性特点,肌肉软组织采用 Mooney-Rivlin 超弹性材料^[19],参数 $C_{10} = 85.5$ kPa, $C_{01} = 21.38$ kPa, $D_1 = 0.459$ MPa⁻¹。为了比较线弹性和超弹性材料属性对仿真分析结果的影响,同时

建立软组织为线弹性属性的模型。Malinausas 等^[20]测量了 9 个大腿截肢患者腿部肌肉放松状态下的弹性模量,不同位置的材料属性的平均值范围为 53.2 ~ 141.4 kPa。当大腿残肢穿戴上接受腔时,腿部肌肉处于压缩状态,其弹性模量比放松状态大,故设置其弹性模量为 200 kPa,泊松比为 0.45。

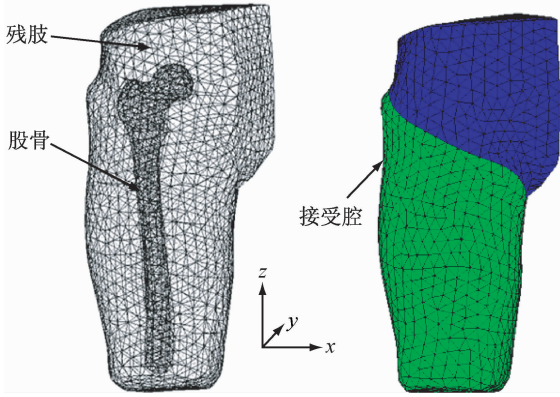


图 1 大腿截肢患者残肢与接受腔有限元模型

Fig.1 The FE model of the residual limb and socket

表 1 骨骼、软组织和接受腔的材料属性

Tab.1 Material properties and element numbers of the FE model

	骨骼	接受腔	线弹性软组织
弹性模量/MPa	15 000	15 000	0.2
泊松比	0.3	0.3	0.45
单元类型	C ₃ D ₁₀ M	C ₃ D ₁₀ M	C ₃ D ₁₀ M
单元数	1 808	1 496	16 288

1.2 边界条件和载荷

假设骨和软组织之间是没有活动的连续整体,残肢和接受腔之间是可以运动的两部分,并定义接触面间的接触法则为面-面接触,接受腔内表面为主面,残肢的外表面为从面,摩擦系数为 0.5^[16]。为了分析大腿接受腔的穿戴过程和步行中残肢的力的传递过程,共建立 2 个分析步。先固定接受腔的底端面,在残肢的上端面施加 50 N 的压力^[16],模拟穿戴过程;再固定残肢的上端面,在接受腔的下端面施加步态分析过程中测量得出的接受腔与假肢接触界面的 3 个时相作用力,包括足跟触地时期、站立相中期和脚尖离地时期,3 个时相的作用力以其与体重之比定义为 BW (body weight) 列于表 2^[21]。仿真分析软件为 ABAQUS® 6.5-1 (Hibbitt, Karlsson & So-

rensen, Inc. ABAQUS Inc., 美国)。

表 2 大腿截肢有限元模型的加载力^[21]

Tab.2 Loads on FE model of the trans-femoral residual limb

	BW/%		
	足跟触地时期	站立中期	脚尖离地
x	10	11	12
y	-11	0	12
z	102	70	93

注:负号表示加载力的方向为 y 轴的负方向,即大腿的前方

2 结果

2.1 3 个时相残肢-接受腔界面的压力分布

足跟着地时期、站立相中期、脚尖离地 3 个时期残肢-接受腔界面的压力变化规律如图 2 所示。在 3 个时相压力均在残肢末端集中,超弹性软组织模型分析所得的最大值分别为 55.80、47.63 和 50.44 kPa;当采用线弹性软组织的模型来仿真时,3 个时相的压力同样集中于残肢末端,其最大值分别增加到 149.86、118.55 和 139.68 kPa,且压力更加集中在残肢末端。在足跟离地时期,两种模型的压力次大处位于接受腔内后缘处(超弹 35.23 kPa,线弹 81.29 kPa),在站立相中期的压力次大处也在接受腔内后缘处(超弹 27.01 kPa,线弹 56.34 kPa),在脚尖离地时期两种模型的压力次大处位于接受腔前缘处(超弹 18.29 kPa,线弹 39.80 kPa)。

2.2 3 个时相残肢-接受腔界面的剪切应力分布

两种模型足跟着地时期、站立相中期、脚尖离地 3 个时期残肢-接受腔界面的剪切应力变化规律如图 3 所示。其中超弹性模型 3 个时相接触面径向剪切应力最大值分别为 13.42、10.45、13.29 kPa、轴向剪切应力最大值分别为 40.70、11.98、22.41 kPa;线弹性模型 3 个时相接触面径向剪切应力最大值分别为 25.32、24.10、29.55 kPa,轴向剪切应力最大值分别为 65.48、29.53、37.59 kPa。两种模型不同时相下的剪切应力最大值见图 4。由图可知,两种模型不同时相下径向剪切应力的最大值均位于残肢末端,在足跟触地和站立中期时相的次大值位于接受腔的内后缘,而在脚尖离地时相则都位于接受腔前缘。两种模型在足跟触地时相,轴向剪切应力的最大值位于接受腔内后缘,次大值均位于残肢末端;两

种模型在站立中期,轴向剪切应力的最大值位于残肢末端,次大值均位于接受腔内后缘;两种模型在脚

尖离地时相,轴向剪切应力的最大值位于残肢末端,次大值均位于接受腔前缘。

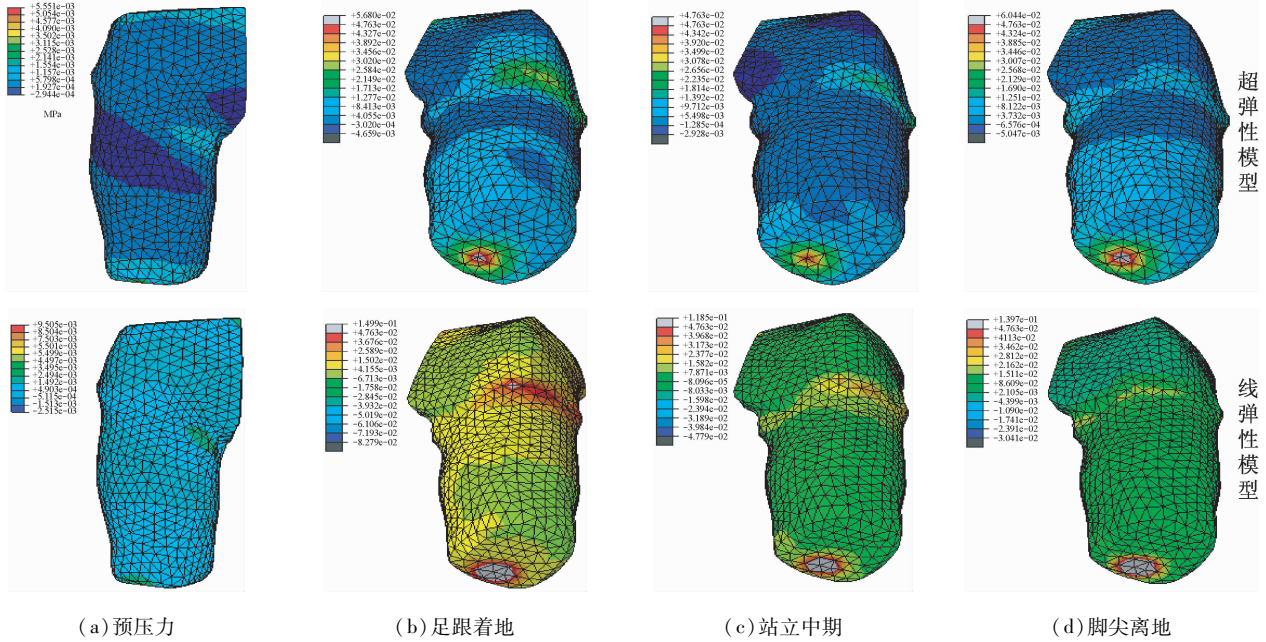


图2 预压力作用下以及不同时相的法向界面压力

Fig.2 The simulated normal stress at the bottom surface of the stump during different time phase (a) Pre-stress, (b) Heel strike, (c) Mid-stance, (d) Toe off

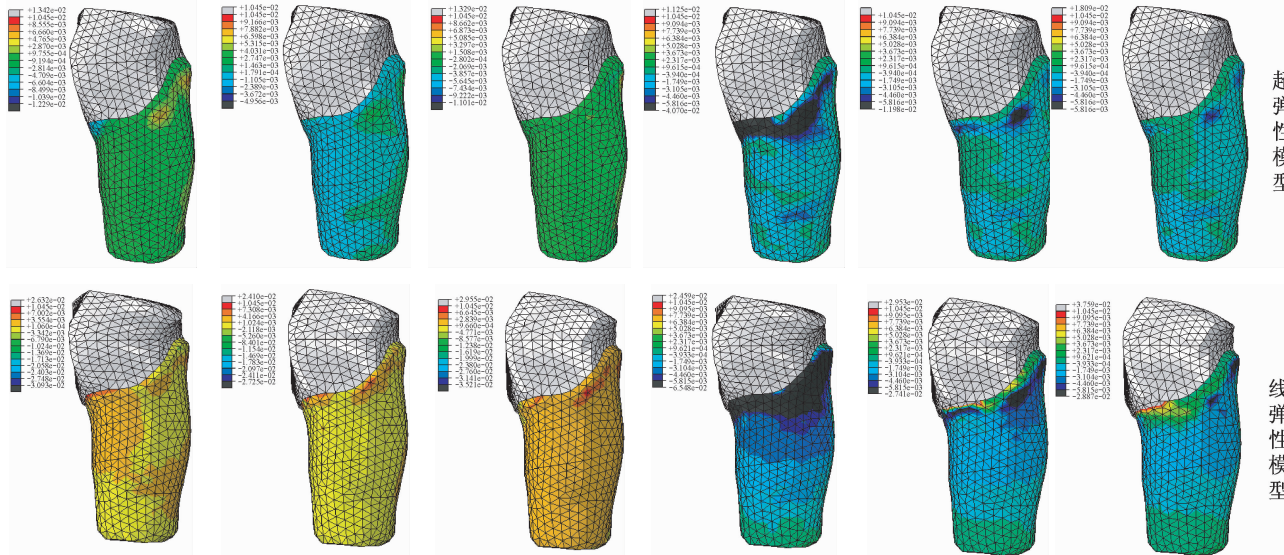


图3 两种模型3个时相下残肢-接受腔界面的径向剪切应力和轴向剪切应力

Fig.3 The longitudinal shear stress during heel strike (a), mid-stance (b) and toe off (c) phase and the circumferential shear stress during heel strike (d), mid-stance (e) and toe off (f) phase for hyper-elastic and linear model, respectively

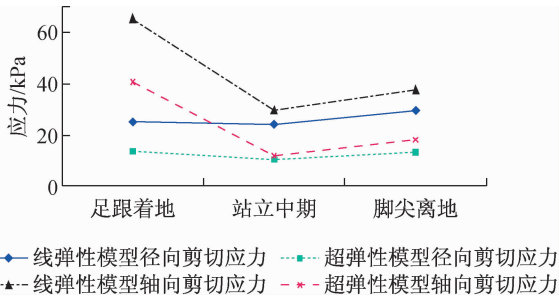


图4 两种模型不同时相下的剪切应力

Fig.4 Shear stresses on two models during different phases

3 讨论

为了模拟大腿残肢的穿戴过程, Lacroix 等^[15]将接受腔固定, 在大腿残肢上施加了指向接受腔方向的轴向位移; Zhang 等^[1]则使接受腔的单元节点沿径向位移逼近残肢表面, 这不仅会使整个仿真过程出现大的滑动和扭动, 增加收敛的难度, 同时增加了计算量和计算时间。因此, 本文没有模拟实际的穿戴过程, 而是采用相对简单而又有效的方法, 在模拟步行过程中残肢-接受腔界面的受力分布情况之前, 增加了 1 个分析步, 使残肢从上端向下挤压接受腔 (压力为 50 N) 产生一个预压力, 残肢-接受腔界面的最大法向应力为 5.5 kPa, 这与 Lacroix 等^[15]分析得到的穿戴接受腔会产生平均最大压力 (4 ± 0.6) kPa 的作用效果相当。

本研究采用超弹性和线弹性的软组织材料属性, 分析大腿残肢与接受腔接触界面的法向压力的最大值均在残肢末端, 其次在口型圈内后侧, 这与实际患者使用情况相符, 患者总是在这些部位感到疼痛, 而减少残肢的支撑承重时间。两种模型分析接触界面的法向压力和剪切应力的最大值, 线弹性模型均大于超弹性模型, 且在 3 个时相下的分布规律相似, 即集中作用于残肢末端, 在足跟着地到脚尖离地过程中, 有部分力通过接受腔后侧缘传递转向接受腔前缘传递。这与步行过程中力的传递相一致, 足跟着地时, 地面反作用力从接受腔的后侧传递; 脚尖离地时, 地面反作用力从接受腔的前侧传递。

本文分析了步行过程中 3 个时相的接触界面应力分布情况, 残肢的末端和接受腔口型圈为主要受力区域, 残肢其他部位相对受力较为均匀, 其中站立中期压力最小, 而站立中期地面反力比足跟着地和

脚尖离地时相的地面反力都小, 正好与压力分布相对较小一致, 说明残肢受压疼痛不是在站立中期达到最大值。3 个时相的接触界面同时存在剪切应力, 会影响患者的穿戴舒适性, 也应该是假肢接受腔设计时应该考虑的因素。

本模型建立过程中, 数据来源是患者平躺位获得的 CT 断层扫描图像, 这与实际步态过程中肌肉和骨骼的相对位置不一致, 在模拟步态 3 个时相的时候, 也没有考虑骨骼在肌肉内部位置的变化, 今后还需进一步改善。仿真分析模拟过程中将假肢的穿戴过程进行了适当的简化, 骨骼材料没有区分皮质骨和松质骨的不同弹性模量, 关节力只考虑了作用力没有考虑力矩, 这些有限元分析中的简化处理都将影响分析结果的准确性, 今后也需要进一步完善。

4 结语

本文建立的大腿残肢-接受腔三维非线性有限元模型, 可用于步行过程中大腿残肢与假肢接受腔接触面之间的生物力学特性分析, 并用于假肢接受腔设计。基于模型的计算结果表明, 步行过程 3 个时相下接触界面的压力主要集中在残肢末端和接受腔口型圈, 是步行过程中感觉疼痛的主要部位, 与实际情况相符。

参考文献:

- [1] Zhang M, Roberts C. Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on a below-knee residual limb in a prosthetic socket [J]. *Med Eng Phys*, 2000, 22(9): 607-612.
- [2] Convery P, Buis AWP. Socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee wearing a hydrocast socket [J]. *Prosthet Orthot Int*, 1999, 23(2): 107-112.
- [3] Laing S, Lee PV, Goh JC. Engineering a trans-tibial prosthetic socket for the lower limb amputee [J]. *Ann Acad Med Singapore*, 2011, 40(5): 252-259.
- [4] Polliack AA, Sieh RC, Craig DD, et al. Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2000, 24(1): 63-73.
- [5] Zhang M, Turner-Smith AR, Tanner A, et al. Clinical investigation of the pressure and shear stress on the trans-tibial stump with a prosthesis [J]. *Med Eng Phys*, 1998, 20(3): 188-198.

- [6] Eshraghi A, Abu Osman NA, Gholizadeh H, *et al.* An experimental study of the interface pressure profile during level walking of a new suspension system for lower limb amputees [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28(1): 55-60.
- [7] Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations [J]. *J Rehabil Res Dev*, 1996, 33(3): 253-266.
- [8] Tanaka M, Akazawa Y, Nakagawa A, *et al.* Identification of pressure distribution at the socket interface of an above-knee prosthesis [J]. *Adv Eng Software*, 1997, 28(6): 379-384.
- [9] Commean PK, Smith KE, Vannier MW, *et al.* Finite element modeling and experimental verification of lower extremity shape change under load [J]. *J Biomech*, 1997, 30(5): 531-536.
- [10] Lin CC, Chang CH, Wu CL, *et al.* Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: A finite element contact model [J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(1): 1-9.
- [11] Zhang M, Mak AFT. A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket-Roles of interface friction and distal-end boundary conditions [J]. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1996, 4(4): 337-346.
- [12] Portnoy S, Siev-Ner I, Shabshin N, *et al.* Patient-specific analyses of deep tissue loads post transtibial amputation in residual limbs of multiple prosthetic users [J]. *J Biomech*, 2009, 42(16): 2686-2693.
- [13] Portnoy S, Siev-Ner I, Yizhar Z, *et al.* Surgical and morphological factors that affect internal mechanical loads in soft tissues of the transtibial residuum [J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(12): 2583-2605.
- [14] Lee WCC, Zhang M. Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: A preliminary study [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(8): 923-929.
- [15] Lacroix D, Patiño Ramírez JF. Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(12): 2972-2983.
- [16] 穆晨, 钱秀清, 闫松华, 等. 预应力下大腿残肢站立中期时相的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(4): 321-324.
- Mu C, Qian XQ, Yan SH, *et al.* Finite element analysis of interface pressure over the above-knee residual limb at mid stance phase with pre-stress [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(4): 321-324.
- [17] Zachariah SG, Sanders JE. Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact [J]. *J Biomech*, 2000, 33(7): 895-899.
- [18] Steege JW, Schnur DS. Prediction of pressure at the below-knee socket interface by finite element analysis [C]// *Proceedings of Symposium on the Biomechanics of Normal and Prosthetic Gait*. Boston, USA: [s. n.], 1987: 39-43.
- [19] 王冬梅, 董谢平, 王尚城, 等. 侧向冲击载荷作用下髌护套对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 32-39.
- Wang DM, Dong XP, Wang SC, *et al.* Effects of hip protector on biomechanical response of the pelvis-femur complex under lateral pelvic impact during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 32-39.
- [20] Malinauskas M, Krouskop TA, Barry PA. Noninvasive measurement of the stiffness of tissue in the above-knee amputation limb [J]. *J Rehabil Res Dev*, 1989, 26(3): 45-52.
- [21] Schwarze M, Hurschler C, Seehaus F, *et al.* Loads on the prosthesis-socket interface of above-knee amputees during normal gait: Validation of a multi-body simulation [J]. *J Biomech*, 2013, 46(6): 1201-1206.