

文章编号:1004-7220(2019)03-0232-05

小腿残肢与接受腔的非线性有限元分析

杨海艳, 吴晓, 冯晓华

(西南交通大学机械工程学院, 成都 610031)

摘要:目的 研究残肢与接受腔生肌界面力学特性及残端应力情况,为设计和优化小腿接受腔结构、提高其佩戴舒适性提供理论依据。方法 针对释压稳定(compression-release stabilization, CRS)接受腔,采用有限元软件 ABAQUS 分析残肢与 CRS 接受腔界面应力分布情况,软组织采用非线性超弹性材料 Mooney-Rivlin 本构模型,得到静止站立中期残肢与 CRS 接受腔接触界面正应力和剪切应力分布情况,并相应建立髌韧带承重(patellar tendon bearing, PTB)小腿接受腔三维有限元模型,将两者结果进行比较。结果 残肢与 CRS 接受腔界面应力主要分布在胫骨内侧、胫骨外侧和后肌群等承重区,与 PTB 接受腔模型主要受力区域相似,CRS 接受腔残肢末端平均界面应力较 PTB 接受腔高 19 kPa。结论 CRS 接受腔具有较好的透气性且应力分布较合理,接受腔形状的不同可改变残肢与接受腔生肌界面应力分布,优化其设计有助于提高假肢穿戴舒适性。

关键词:释压稳定接受腔;非线性有限元分析;超弹性材料;界面应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.03.002

Non-Linear Finite Element Analysis of Trans-Tibial Residual Limb and Prosthetic Socket

YANG Haiyan, WU Xiao, FENG Xiaohua

(School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

Abstract: Objective To study the load transfer mechanics between residual limb and prosthetic socket, as well as stress distributions below the residual limb, so as to provide a theoretical basis for designing and optimizing of prosthetic socket and improving the wearing comfort. **Methods** Aiming at compression-release stabilization (CRS), the finite element software ABAQUS was used to analyze the stress distribution at the interface between the residual limb and CRS socket. The soft tissues were defined using the Mooney-Rivlin function. The interface pressures and shear stresses between the residual limb and CRS socket during mid-stance were obtained. A three-dimensional finite element model of the patellar tendon bearing (PTB) socket was established, and the results were compared. **Results** The interface pressures between the residual limb and CRS socket were mainly distributed at lateral tibia, media tibia and popliteal depression regions, which were similar to the main force regions of PTB socket. The mean interface pressures on the end of stump for CRS socket was increased by 19 kPa over PTB socket. **Conclusions** CRS socket had better breathability and reasonable stress distributions. The stress distribution of biomechanical interface was different due to the different shapes of socket. Therefore, the optimization of prosthetic socket can help to improve the wearing comfort of prosthetic limbs.

Key words: compression-release stabilization (CRS) socket; non-linear finite element analysis; hyper-elastic materials; interface pressure

下肢截肢患者的康复一直是医学研究工作者关注的重点课题之一。安装假肢是残肢患者恢复其正常肢体功能和外观的主要手段,而接受腔作为连接残肢和假肢的介质,在传递载荷时起着重要的作用,其设计的好坏直接影响假肢的功能和使用舒适度。目前国内使用较多的是髌韧带承重(patellar tendon bearing, PTB)小腿接受腔。为避免残肢末端承重,一般在PTB接受腔底端留有空间,但底端形成负压腔导致血液循环受阻,是形成残肢肌肉萎缩的原因之一^[1]。全面承重(total surface bearing, TSB)小腿接受腔能够较平均地把接受腔压力分布在整个残肢上,但目前在制作技术上做到均匀承重的取型较为困难^[2]。Alley等^[3]设计了一款以提高软组织力传递性为核心的释压稳定(compression-release stabilization, CRS)接受腔,在有效传递运动的同时具有较好的透气性。接受腔的设计直接影响残肢与接受腔受力情况,故掌握其生机界面力学特性对优化接受腔设计起到重要作用。

从20世纪80年代末开始,国内外学者建立了一系列有限元模型,研究残肢与接受腔界面应力。张明等^[4]考虑界面摩擦滑动条件和软组织非线性,研究残肢和接受腔界面的压力、剪切力分布情况。Wu等^[5]通过压痕试验测量获得软组织各区域的材料参数,并比较两种接受腔受力情况。贾晓红等^[6]建立考虑预应力、惯性载荷和下肢位置变化的非线性小腿残肢与接受腔有限元模型,对行走阶段的残肢界面压力进行仿真研究。以往小腿残肢与接受腔界面应力研究大多针对PTB小腿接受腔,为了简化模型将软组织定义为线弹性材料,这与软组织的非线性力学特性略有偏差。因此,本文根据软组织的材料力学特性,将其定义为超弹性非线性材料,更接近实际情况。根据小腿解剖结构的特点,在CRS小腿接受腔的基础上,选择3处对软组织进行选择性预压缩,承重区压缩而释放敏感区,并让残端适当承重,减少“活塞效应”的同时,又避免骨骼与接受腔之间软组织的空动,提高假肢功能性传递。通过有限元方法模拟残肢分别穿戴CRS与PTB小腿接受腔站立时的受力情况,并进行分析比较。

1 非线性有限元建模

1.1 模型建立

为了得到准确的几何模型,对1名男性患者小腿进行CT断层扫描,获得软组织、骨骼二维断层图像,扫描间隔为3 mm。并通过Mimics 15.0软件提取各组织三维轮廓点云,每种材料的截面堆积起来生成体模型。整体模型由残肢、接受腔、软衬套和接受腔组成,并假设衬套内表面与残肢外表面一致,通过软组织外表面复制得到衬套内表面,向外扩4 mm厚度得到衬套外表面^[5],以同样方式获得接受腔模型。在Mimics中,选用4面体单元对模型进行网格划分,生成网格后将模型导入有限元软件ABAQUS 6.14中进行残肢静止站立时的模型受力分析,残肢与接受腔结构模型如图1所示。

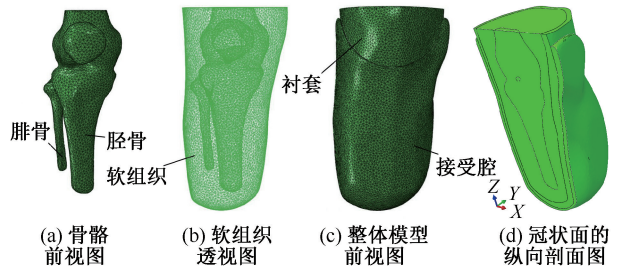


图1 残肢界面应力分析三维有限元模型

Fig.1 Three-dimensional finite element model for analysis of interface pressure between residual limb and prosthetic socket
(a) Front view of bone, (b) Perspective view of residual limb, (c) Front view of model, (d) Longitudinal profile of coronal plane

1.2 材料属性

由于生物组织材料特性较复杂,故运用有限元分析对模型进行合理简化。两个模型均采用同样的材料属性,骨骼、衬套和接受腔被定义为各向同性线弹性材料,骨骼弹性模量为10 GPa,泊松比为0.3;衬套弹性模量为0.38 MPa,泊松比为0.39;接受腔弹性模量为1.5 GPa,泊松比为0.3^[7]。假设软组织为均质、各向同性、不可压缩,采用超弹性材料Mooney-Rivlin模型^[8],它是应以应变张量不变量为自变量的应变能密度函数,表达式如下:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (1)$$

式中: W 为应变能密度函数; 假定材料拉伸时的主应变分别为 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$, 则应变张量不变量 $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$, 相对体积变化量 $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$; C_{10}, C_{11}, D_1 为 Mooney-Rivlin 模型本构参数, 分别为 4.25 kPa、0 kPa、2.36 MPa⁻¹。

1.3 边界条件和载荷

主要研究残肢静止站立状态下残肢与接受腔界面应力, 此时残肢受到重力以及与接受腔接触产生的压力和摩擦力, 故将骨骼与软组织采用绑定约束, 软组织与衬套之间采用面面接触, 两者之间的力学接触公式采用罚函数的方法, 摩擦系数设为 0.5, 这种接触计算方法特别适合于非线性的大变形接触问题。共建立两个分析步^[9], 模拟边界条件非线性。

(1) 打开几何非线性选项, 模拟残肢从自然状态穿入到经过修型的接受腔, 修型通过接受腔外侧添加径向位移实现, 修型区域为残肢胫骨外侧 (lateral tibia, LT)、胫骨内侧 (medial tibia, MT)、后肌群 (popliteal depression PD), 修型量分别为 6、6、7 mm, 释放区域向外拉伸 3 mm 模拟对软组织的释放^[9], 以此模拟 CRS 接受腔对软组织的预压缩。同时约束残肢远端 6 个自由度, 在残肢与上端面耦合的形心处施加 50 N 载荷, 确保残肢完全穿入接受腔, 产生预应力。边界条件和加载方式如图 2 所示。

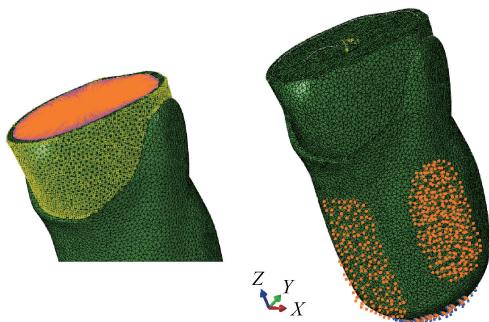


图2 上端面耦合和边界条件、加载方式示意图

Fig.2 Schematic diagram of coupling, boundary condition and loading

(2) 模拟从完全穿入接受腔到垂直站立并承重的状态, 在(1)计算的基础上撤去远端约束和近端载荷, 将残肢近端进行全约束, 并在接受腔底部参考点施加 680 N 集中载荷, 该点与接受腔底部耦合, 模拟静止站立时地面对残肢的反作用力。

作为比较, 同时建立残肢穿戴 PTB 接受腔模型, 骨骼与软组织、软组织与衬套边界条件与穿戴 CRS 接受腔一致。修型同样通过在接受腔上添加径向位移实现, 对髌韧带 (patellar tendon, PT)、LT、MT、PD 采取 3~7 mm 向内的径向位移, 对胫骨脊 (tibial crest, TC)、胫骨远端 (tibial end, TE)、腓骨头 (fibular head, FH)、腓骨远端 (fibular end, FE) 采取 2~4 mm 向外的径向位移^[7]。

2 非线性有限元计算结果

主要研究残肢与接受腔接触界面应力分布情况。截肢患者穿戴假肢时, 法向作用力会对残肢进行压迫, 切向作用力会产生摩擦, 两者联合作用会导致残肢的不适和损伤。因此, 采用残肢表面法向界面正应力和剪切应力作为分析的主要指标, 并对同一残肢分别使用 CRS、PTB 接受腔的受力情况进行分析比较。

图 3 所示为残肢分别穿戴 CRS、PTB 接受腔站立中期残肢法向界面正应力分布情况。穿戴 CRS 接受腔的残肢法向界面, 正应力集中分布在 3 处选择性压缩区域, 最大法向界面正应力分布在 MT 处, 为 149.5 kPa, 其余区域 LT、PD 处最大法向界面正应力分别为 92.9、90.4 kPa [见图 3(a)]。穿戴 PTB 接受腔的残肢受力部位主要集中在 PT、MT、LT、PD 处, 最大法向界面压力应力发生在 PT 处, 为 223.2 kPa; 其余区域 MT、LT、PD 处最大正应力分别为 159.2、132.8、149.5 kPa [见图 3(b)]。

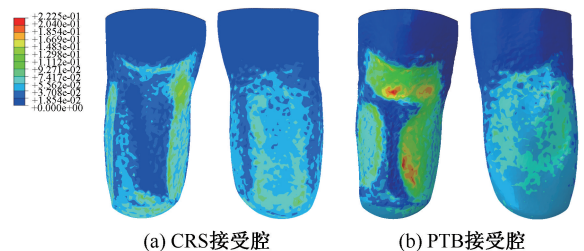


图3 法向界面正应力分布正视和后视图

Fig.3 Anterior and posterior views of contact normal stress distributions (a) CRS socket, (b) PTB socket

图 4 所示为残肢分别穿戴 PTB、CRS 接受腔站立中期残肢界面剪切应力分布情况。残肢穿戴 CRS 接受腔时, 最大剪切应力情况分布在 TE 处, 为

49.1 kPa。其余剪切应力较大的区域为 PT、PD 处,分别为 34.8、31.9 kPa。残肢穿戴 PTB 接受腔时最大剪切应力发生在 PT 处,为 57.8 kPa,其他较为集中区域 MT、LT、PD 处最大剪切应力分别为 41.5、30.7、26.9 kPa[见图 4(b)]。

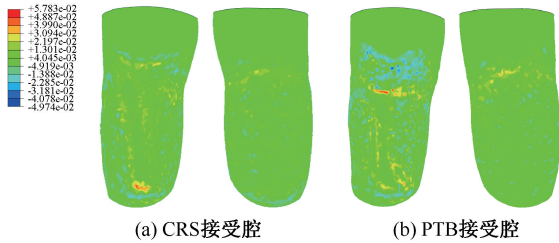


图 4 纵向剪切应力分布正视和后视图

Fig.4 Anterior and posterior views of longitudinal shear stress distributions (a) CRS socket, (b) PTB socket

分别在 CRS、PTB 接受腔两个模型的残肢末端按图 5 所示路径截取 20 个节点的法向界面压力,并绘制出界面应力曲线。结果表明,穿戴 CRS 接受腔时残肢平均界面压力比 PTB 接受腔高 19 kPa。

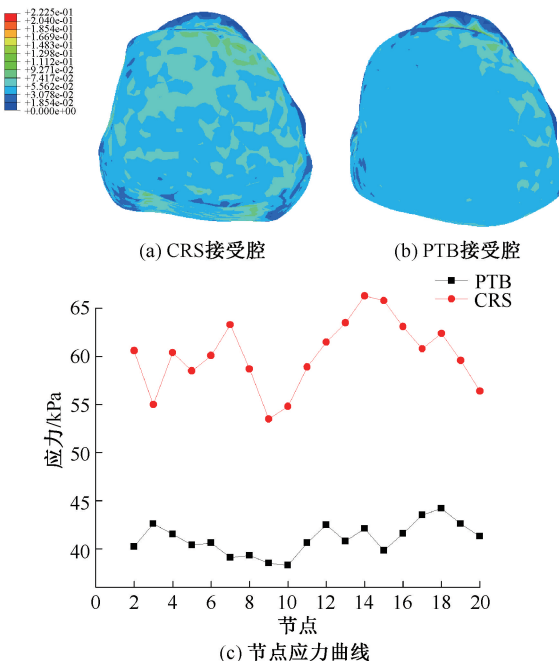


图 5 残端法向界面正应力分布及按路径截取节点的应力曲线

Fig.5 Contact normal stress distributions below the residual limb and stress curve of nodes plotted along the path (a) CRS socket, (b) PTB socket, (c) Stress curve of nodes

3 讨论

已有许多学者肯定了有限元分析方法在预测残肢与接受腔界面应力分布情况和假肢设计改进中的潜力。Zhang 等^[10]通过有限元方法计算得到小腿残肢穿戴 PTB 接受腔时界面的界面应力和剪切应力,发现应力主要集中在 PT、MT、LT、PD 处,并与实验方法得到的结果进行比较,验证其有限元计算结果的可靠性。Lee 等^[7]直接使用修型软件模拟 PTB 接受腔模型,通过对考虑修型导致的预应力和忽略预应力的比较,得到两种情况下残肢表面的应力分布情况。将残肢穿戴 PTB 接受腔模型的计算结果与两者进行比较,得到结果与其残肢与接受腔界面应力分布及大小较吻合,较好地验证对残肢模型,包括边界条件、材料力学特性,特别是软组织和大变形条件下的简化和假设是合理可行的。

截肢后残端的肌肉萎缩一直是影响患者康复的一个重要因素。有研究发现,残端的废用是肌肉萎缩的原因之一。传统的 PTB 假肢接受腔过分强调承重区受力,而使压力敏感区如残端受力很小甚至不受力,且制作 PTB 接受腔时在底部常留有空间,形成负压腔,影响残端血液循环。TSB 接受腔实现了残肢与接受腔全接触,单位面积上的平均压力减小,且残肢血供状况良好,但目前制作过程做到全面均匀承重较困难。并且以上两种接受腔都为全封闭式,残肢透气性较差,患者运动出汗后更加影响穿戴的舒适性。CRS 接受腔选择性地对承重区进行压缩,使残端适当承重,释放压力敏感区域,并选用弹性衬套进行过渡,可以帮助残肢更均匀地分布接受腔给予的压力,增加悬浮能力的同时也提高了患者穿戴假肢时的舒适度和透气性。

本文通过非线性有限元方法研究残肢穿戴 CRS 接受腔时接触界面受力情况,并与穿戴 PTB 接受腔时接触界面受力情况进行比较。从计算结果可得,接受腔形状直接影响了残肢与接受腔界面应力分布区域与应力大小,穿戴 CRS 接受腔时残肢表面应力主要分布在被压缩区域,即适合承重的 LT、MT 和 PD 处,应力敏感区应力较小,且与 PTB 接受腔相同区域的最大法向界面压力相近,残肢穿戴

CRS 接受腔时残肢表面应力分布合理。两者剪切应力分布区域不同,CRS 接受腔集中分布在释放与压缩的过渡区域,导致剪切应力较大。应力作用于残肢时,软组织不同区域对载荷的抗压能力决定患者感受到的疼痛程度。Zhang 等^[11]通过压痕试验得到小腿残肢软组织各区域疼痛阈值、抗压值分别为 (0.45 ± 0.12) 、 (0.60 ± 0.15) MPa。Wu 等^[5]也通过同样方法进行试验,两者试验结果较为吻合。经比较,残肢穿戴 CRS 接受腔时软组织各区域,包括小腿残肢末端应力均在其抗压范围内。残肢末端的适当承重有助于减缓残肢肌肉萎缩,但值得注意的是,残端承重需要结合不同患者自身的负重能力来设定。

本文初步研究残肢在静止站立时与 CRS 接受腔接触界面的应力情况,而行走过程中会加剧系统的非线性特性,故应对行走状态下残肢与接受腔界面开展进一步动态模拟仿真。对 CRS 接受腔的修型通过添加径向位移实现,在今后的研究中需进一步完善研究方法。

4 结论

本文以小腿截肢患者为研究对象,定义软组织为超弹性非线性材料,通过分步加载模拟非线性边界条件,有效地简化了残肢与接受腔界面有限元模型。通过比较残肢静止站立时分别与 CRS、PTB 接受腔接触界面的生物力学特性发现,穿戴 CRS 接受腔时残肢界面应力主要分布在 LT、MT 和 PD 处,残端平均界面应力较 PTB 接受腔高 19 kPa,包括残端在内的各区域应力均在软组织的抗压范围内,其应力分布情况较合理。研究结果有助于进一步了解残肢与接受腔生机界面的力学特性,为设计和优化接受腔结构、提高接受腔穿戴舒适性和建立接受腔快速成型专家系统提供理论依据。

参考文献:

- [1] 但建波,蒋文涛,刘展,等. 下肢截肢残端肌肉萎缩的生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2011, 26(6): 580-584.
DAN JB, JIANG WT, LIU Z, *et al.* Advances of residual limb muscle atrophy in biomechanics research [J]. J Med Biomech, 2011, 26(6): 580-584.
- [2] 魏晨婧,曹学军,宋佳佳,等. 小腿残肢负重压力取型系统的设计及应用[J]. 中国康复理论与实践, 2011, 17(4): 386-389.
- [3] ALLEY RD, WILLIAMS III TW, ALBUQUERQUE MJ, *et al.* Prosthetic sockets stabilized by alternating areas of tissue compression and release [J]. J Rehabil Res Dev, 2011, 48(6): 679-696.
- [4] 张明,麦福达,樊瑜波. 小腿假肢接受腔的三维有限元分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2000, 17(4): 403-406.
- [5] WU CL, CHANG CH, HSU AT, *et al.* A proposal for the pre-evaluation protocol of below-knee socket design-integration pain tolerance with finite element analysis [J]. J Chin Inst Eng, 2003, 26(6): 853-860.
- [6] 贾晓红,张明,王人成,等. 惯性载荷对截肢患者残肢接受腔界面应力的影响研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(3): 468-471.
- [7] LEE WCC, ZHANG M, JIA X, *et al.* Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket [J]. Med Eng Phys, 2004, 26(8): 655-662.
- [8] LACROIX D, RAMIREZ PATINO JF. Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket [J]. Ann Biomed Eng, 2011, 39(12): 2972-2983.
- [9] 甘云,李祥,桑元俊,等. 界面压力可控式假肢接受腔设计[J]. 机械工程学报, 2013, 49(11): 106-113.
- [10] ZHANG M, Roberts C. Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket [J]. Med Eng Phys, 2001, 23(7): 607-612.
- [11] ZHANG M, LEE WCC. Quantifying the regional load-bearing ability of trans-tibial stumps [J]. Prosthet Orthot Int, 2006, 30(1): 25-34.