

# 小腿假肢接受腔的三维有限元分析

张明<sup>1</sup> 麦福达<sup>1</sup> 樊瑜波<sup>2</sup>

1 (香港理工大学 复康科技中心, 香港)

2 (四川大学 土木力学系 生物力学研究所, 成都 610065)

**摘要** 通过建立三维非线性有限元模型来分析小腿假肢接受腔与残肢之间的载荷分布。此模型基于残肢、骨头、软套和接受腔的三维几何形状, 考虑界面摩擦滑动条件和软组织的大变形等非线性因素。模型可以预测不同外载下残肢和接受腔之间的压力、剪切力和相对滑动情况。并分析了不同的接受腔形状对载荷分布的影响。

**关键词** 有限元分析 接受腔的设计 压力分布

## Three-Dimensional Finite Element Analyses on the Transtibial Residual Limb and Its Prosthetic Socket

Zhang Ming<sup>1</sup> Arthur FT Mak<sup>1</sup> Fan Yubo<sup>2</sup>

1 (Rehabilitation Engineering Centre, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong)

2 (Biomechanics Research Laboratory, Sichuan University, Chengdu 610065)

**Abstract** This paper presents a method for developing a nonlinear finite element model to analyze the load transfer between the transtibial residual limb and its prosthetic socket. The model was developed on the basis of three-dimensional geometry of the residual limb, internal skeleton, soft liner and socket. Interface elements were used to connect the skin and the liner to simulate the friction/slip boundary conditions. The analyses were performed in two steps to simulate the donning procedure and the load-bearing situation. The model can be used to predict the pressures, shear stresses and slip between the residual limb and its socket under different external loads. Four models with different degrees of socket rectifications were analyzed.

**Key words** Finite element analysis Prosthetic socket Pressure distribution

### 1 前言

随着假肢技术的发展, 越来越多的截肢者使用假肢来恢复行走能力和外观。安装一个满意的假肢, 接受腔的设计是至关重要的。这不仅因为接受腔和残肢之间直接接触, 肩负着联接和承载的功能, 而且因为需要针对不同的残肢进行接受腔的设计。接受腔设计的好坏直接影响着肢的功能和使用时的舒适程度。所有身体的重量需要通过残肢的软组织传递到假肢上, 但残肢上的软组织不像脚底下的组织那样适应于承载, 所以如何传递和分布载荷是假肢接受腔设计主要考虑的问题。由于残肢每个部位的承载能力不同, 接受腔的形状不同于残肢的形状, 而是在残肢的形状上进行修改而成。

设计一个最优的接受腔应该建立在对该系统的生物力学的理解, 包括接受腔和残肢之间载荷的传递方式。目前已有许多设计理论, 如全接触式的等

压分布, 或将载荷分布在主要的承载区。不管什么理论, 设计者都希望知道对于给定的接受腔的形状, 其压力是如何分布的, 最大压力是多少, 形状和其他参数的改变又如何影响载荷的变化。

过去几十年的研究主要是对接受腔内压力和剪切力进行实验测试<sup>[14]</sup>。但由于问题的复杂性, 单靠实验来完全理解是不可能的。在 80 年代中, 有限元方法被用来分析接受腔和残肢之间的应力情况<sup>[5,6]</sup>。采用有限元分析有两个目的, 第一可以增加我们对接受腔承载的生物力学理解, 第二可以提高接受腔计算机辅助设计和制造(CAD/CAM)技术的效益和可靠性。

传统接受腔的制造是采用石膏绷带取形, 手工修改。接受腔的好坏直接取决于操作者的知识, 经验和熟练程度。计算机辅助设计和制造技术在 80 年代初开始用于假肢行业, 经过十几年的发展, CAD/CAM 在接受腔的设计和制造中有了很大的进

展。现在这样的系统包括: 残肢轮廓形状的采集和数字化, 计算机辅助设计, 阳模的自动形, 和接受腔的快速真空热成型。我们期望这样的系统能够克服手工制造的缺点, 发挥计算机能够记忆储存和分析的优点, 以便提高设计效率和质量, 减少对操作者知识和经验的要求。然而目的系统仍然有它的局限性。最大弱点是它的计算机辅助设计部分。目前的软件可以显示残肢形状, 提供形状修改的功能, 但仍然不能直接给出接受腔的形状, 也不具备直接判断接受腔形状好坏的功能, 更不具备智能设计。

如果能够在这样的 CAD/CAM 系统上加入有限元分析, 则系统的效益和可靠性将大大提高。有限元分析可以通过建立假肢接受腔和残肢的生物力学模型来得到接受腔和残肢之间的受力分布。如果积累足够的经验, 操作者可以通过受力分布来判断接受腔形状的好坏。加入有限元分析可以在制造和安装接受腔之前来判断它的好坏。这将大大提高设计的效益。

本文建立了一个小腿假肢接受腔的三维非线性有限元模型, 并用这个模型来分析不同的接受腔形状对载荷分布的影响。

## 2 有限元模型的建立

在建立有限元模型之前, 首先应该分析一下问题的复杂性, 建立模型时应该考虑的问题。首先残肢具有复杂的三维几何形状。对于小腿假肢, 接受腔与残肢之间通常有一个软套, 常用的材料是 PELITE。尽管软套套在残肢上不允许有较大的相对滑动, 但并不是刚性的联接, 微小的滑动可能存在。接受腔的形状不同于残肢表面形状。使用时先将软套套在残肢上, 然后再插入硬的接受腔里。从里向外, 这样的系统包括骨头, 软组织, 软套和硬的接受腔。然而我们最感兴趣的是软套和残肢之间力的传递。

三维有限元模型的建立, 基于小腿残肢表面和里面骨头的形状。残肢表面几何形状来源于 CAD/CAM 系统。骨头的表面形状来源于 X 光测试。有限元网络的划分如图 1 所示, 中间的六节点单元代表骨头, 然后两层八节点单元代表软组织, 最外层的八节点单元是接受腔里的软套, 为了模拟皮肤和接受腔之间的摩擦滑动, 使用界面单元联接它们, 因而使该模型具有非线性边界条件。摩擦系数假设是 0.5, 这个模型共有 8135 个节点, 3977 个单元。

尽管软组织的机械特性非常复杂, 为了简化计算, 假设是线性弹性体, 但不同的区域硬度不同, 杨

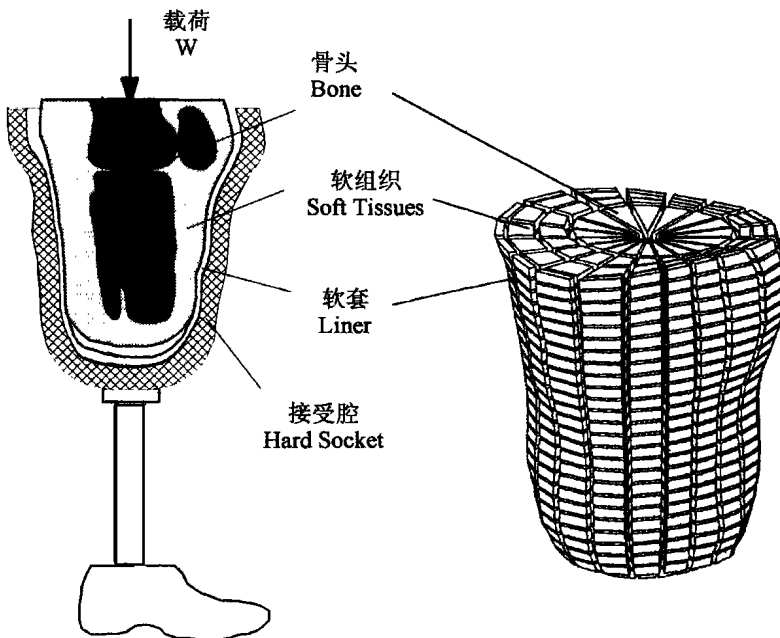


图 1 假肢接受腔的三维有限元模型

Fig 1 3D finite element mesh of the residual limb and prosthetic socket

氏模量从 160260 KPa, 泊松比假设是 0.49。骨头和软套也假设具有线弹性特性, 他们的杨氏模量分别是 15 GPa 和 360 KPa, 泊松比假设是 0.3。

总结手工和 CAD/CAM 设计, 对于 PTB 型的接受腔, 通常在几个区域对接受腔的形状进行修正, 如图 2 所示。与残肢形状的区别列于表中, 负数表示

向里压, 正数表示向外拉。为了了解接受腔形状对载荷分布的影响, 对具有不同修正程度的四种模型, R00, R04, R08 和 R12, 进行分析。图 2 中各部位名称: PB 髌韧带, LT 胫骨外侧, MT 胫骨内侧, PD 后肌群, TC 胫骨脊, TE 胫骨远端, LC 胫骨内突部, FH 腓骨头, FE 腓骨远端, MG 内后肌群和 LG 外后肌群。

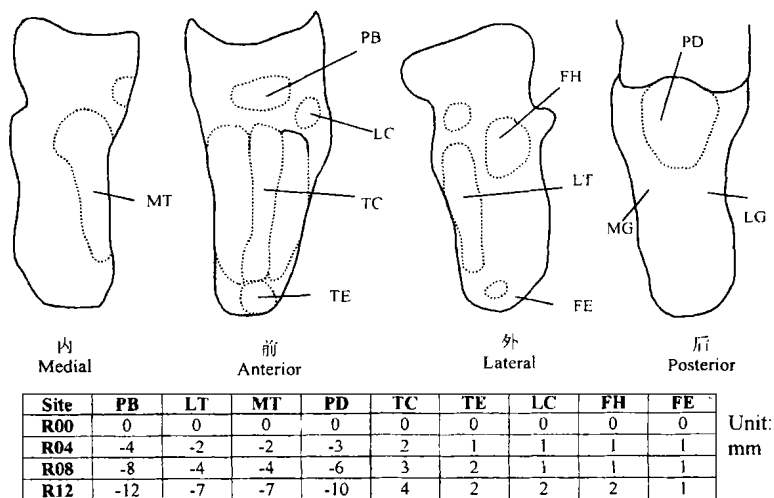


图 2 PTB 接受腔的修正区域。R00, R04, R08 和 R12 具有不同的修正量的四个模型。

Fig 2 Rectification maps for a PTB socket. R00, R04, R08 and R12 are four models with different degrees of rectifications

PB-Patellar Tendon 髌韧带; LT-Lateral Tibia 胫骨外侧; MT-Medial Tibia 胫骨内侧; PD-Popliteal Depression 后肌群; TC-Tibial Crest 胫骨脊; TE-Tibial End 胫骨远端; LC-Lateral Condyle 胫骨内突部; FH-Fibular Head 腓骨头; FE-Fibular End 胫骨远端; MG-Medial Gastrocnemius 内后肌群和 LG-Lateral Gastrocnemius 外后肌群

有限元模拟残肢滑入接受腔的过程比较困难。我们采用强加边界位移条件的方法来实现。先假设接受腔内表面和残肢具有相同的形状, 分析过程中通过给接受腔的外表面位移边界条件来达到接受腔的形状。分析分两步进行: 第一步模拟残肢滑入接受腔, 但没有外载; 第二步在保持第一步的基础上施加外部载荷, 载荷施加于骨头的近端。由于软组织可能经受大变形, 计算中采用逐步加载的办法。使用 ABAQUS 商业有限元分析软件。

### 3 结果和讨论

图 3 显示了有限元分析预测的压力分布结果, 将圆柱体展成平面, 压力投影显示在这个平面上。图 3(a)显示模型 R00 得到的压力, 即假设接受腔和残肢具有相同的形状, 图 3(b)显示模型 R12 得到的压力分布, 即假设接受腔和残肢最大的径向区别是 12 mm, 接近于常用 PTB 接受腔。在这个例子中, 外部载荷是 400N 轴向力。对于 PTB 接受腔, 最大的压力大约 124 KPa, 发生在 PB 髌韧带处。图 4 给出

了对于不同的接受腔形状几个重要区里的压力变化, 位置名称参见图 2。

比较图 3(a)和图 3(b)可以看出改变接受腔的形状可以改变压力的分布。尽管没有修正的接受腔看起来压力分布较均匀, 但不能减轻一些压力敏感部位的载荷, 如胫骨脊。残肢的远端的压力明显高于修正后的接受腔。通过修正接受腔的形状可以改变压力分布, 以达到增加承载区的压力, 从而减少敏感区的压力的目的。图 4 显示这种调整程度取决于修正量的大小。

与临床测试结果<sup>[1]</sup>相比, 有限元分析尽管不能达到一一对应完全一致, 但显示了能够在一定的程度上较准确的预测接受腔力的载荷分布。从 1987 年有限元法引用于接受腔的应力分析, 十年中建立了许多模型<sup>[79]</sup>从不同的角度改善模型的建立试图更准确的模拟真实情况。经验表明有限元分析能够给出有用的应力传递信息, 所得到的结果将有助于改进假肢的设计, 它将成为假肢接受腔计算机辅助设计和制造的一个潜在有用的工具。

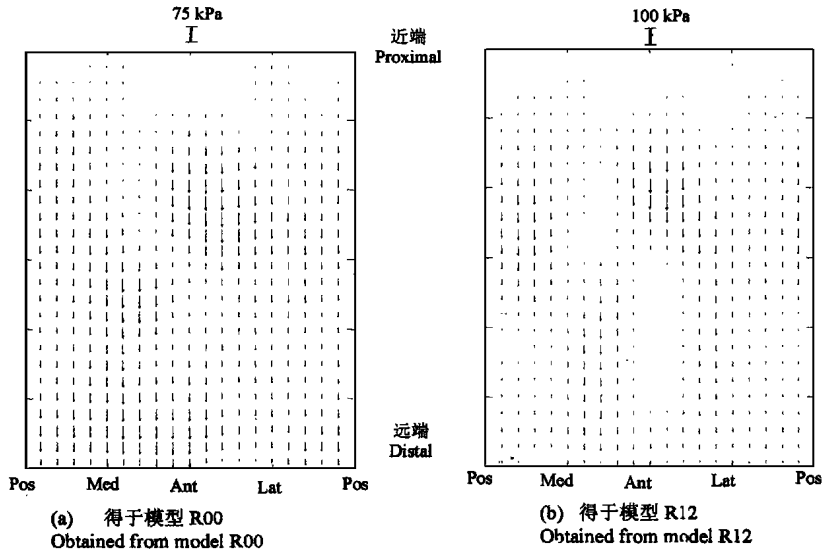


图 3 残肢表面的压力分布图

Fig 3 Pressure distribution maps on the residual limb

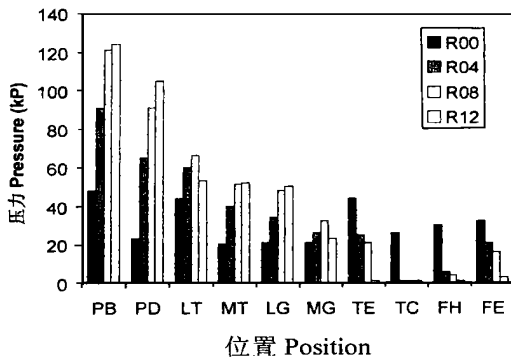


图 4 使用不同修正程度的接受腔在几个重要区域的压力  
位置名称参见图 2

Fig 4 Pressures over critical regions from four models.

The position names are the same as in fig 2

### 参 考 文 献

- Zhang M, Tumer-Smith AR, Tanner A *et al.* Clinical investigation of the pressure and shear stress on the trans-tibial stump with a prosthesis. *Med Eng & Phys* 1998; 20(3):188
- Zhang M, Mak AFT, Chung AKI. Dynamic pressure maps over areas of AK prosthetic sockets. *Proceedings of 9th World Congress of ISPO*. Amsterdam, 1998:709-711

- Sanders JE. Interface mechanics in external prosthetics; review of interface stress measurement techniques. *Med & Biol Eng & Comput*, 1995; 33:509
- Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. *J Rehabil Res Dev* 1996; 33(3):253
- Steege JW, Schnur DS, Vorhis RL *et al.* Finite element analysis as a method of pressure prediction at the blow-knee socket interface. *Proceedings of RESNA 10th Ann Conference*. California, 1987:814-816
- Krouskop TA, Mulenberg AL, Dougherty DR *et al.* Computer-aided design of a prosthetic socket for an above knee amputee. *J Rehabil Res Dev*, 1987; 24(2):31
- Zhang M, Lord M, Tumer-Smith AR *et al.* Development of a nonlinear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface. *Med Eng & Phys* 1995; 17(8):559
- Zhang M, Mak AFT. A finite element analysis of the load transfer between a residual limb and its prosthetic socket—roles of interfacial friction and distal end boundary conditions. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1996; 4(4):337
- Zhang M, Mak AFT, Roberts VC. Finite element modelling of a residual lower limb in a prosthetic socket—a survey of the development in the first decade. *Med Eng & Phys* 1998; 20(5):360

(收稿: 1999-07-19 修回: 2000-06-25)