

文章编号:1004-7220(2013)01-0050-06

运用有限元分析新型半髌假体装配过程中的应力分布

杨 予¹, 储小兵², 童培建², 郝改平³, 石敦敦¹

(1. 浙江理工大学 建工学院, 杭州 310018; 2. 浙江省中医院 骨伤科, 杭州 310006; 3. 北京力达康科技有限公司, 北京 100044)

摘要: **目的** 利用计算机模拟一种新型半髌假体系统假体装配过程中与股骨相互接触作用所产生的应力,探讨分析在临床手术中的操作界限值和相适应的假体外形。**方法** 对一名60岁正常男性志愿者进行双下肢的股骨中上段CT扫描,从扫描图像中建立实体模型后利用与有限元的数据交互功能进行实体模拟装配、网格划分、保形简化以及单元弹性模量赋值等操作步骤,最后生成三维有限元模型,并构造股骨与假体之间的面-面接触关系,模拟分析假体植入装配过程中的相对滑移和应力分布情况。**结果** 下压装配过程中假体柄对骨皮质产生附加应力,带棱槽假体的最大接触压力产生于棱槽变截面处,而最大装配应力和相对滑移量随假体压入深度呈非线性增长,当 $\Delta z \geq 0.5$ mm后附加应力增长速率显著提高。**结论** 与无棱槽假体的对比分析表明采用棱槽的半髌假体更容易装配并获得机械稳定,但在临床手术装配中应参照一定的量化操作要求,避免在植入时产生过大附加应力,对骨皮质产生破坏而导致治疗失败。

关键词: 有限元分析; 半髌假体; 面-面接触; 应力分布**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

Finite element analysis on stress distributions during novel semi-hip prosthesis assembly

YANG Yu¹, CHU Xiao-bing², TONG Pei-jian², HAO Gai-ping³, SHI Dun-dun¹ (1. School of Civil Engineering, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310018, China; 2. Orthopedics and Traumatology Department, the Zhejiang Provincial Hospital of Traditional Chinese Medicine, Hangzhou 310006, China; 3. Beijing Lidakang Science and Technology Co., Ltd., Beijing 100044, China)

Abstract: **Objective** To simulate the stress generated by contact with the femur during the assembly of novel semi-hip prosthesis, and discuss the operating limits and adaptive prosthesis profile in clinic. **Methods** CT scans were conducted on the proximal end of the femur in a male volunteer of 60 years old as a physical model. By transferring the CT data to finite element modeling software, the physical model was simplified, meshed, materialized and assembled with the model of prosthesis to establish the three-dimensional finite element model. Surface to surface contact relationship between the femur and the prosthesis was also constructed by utilizing contact elements. Relative sliding distance and stress distribution were solved while simulating the process of assembling the prosthesis. **Results** Additional stress was generated on the sudden change area of the contact surface when the prosthesis was seated. The greatest contact pressure came from the changing section of the ridge of the prosthesis, and the maximum assembly stress and sliding distance range increased nonlinearly along with the pushing distance. The increase rate of additional stress was enhanced significantly while $\Delta z \geq 0.5$ mm. **Conclusions** Compared with the prosthesis without ridge, the prosthesis with ridge can be easily seated and obtain mechanical stabilization. However, the relevant clinical operating limits should be obeyed to avoid generating excessive additional stress during the implantation of prosthesis, which may cause treatment failure due to the damage in bone cortex.

Key words: Finite element analysis; Semi-hip prosthesis; Surface to surface contact; Stress distribution

收稿日期:2012-03-07; 修回日期:2012-06-27

基金项目:浙江省科技厅优先主题重点社会发展项目(2009C03014-2),浙江省自然科学基金资助项目(Y2111083)。

通信作者:杨予, Tel: (0571)86843376; E-mail: yangyu@zstu.edu.cn。

人工髌关节置换手术中,假体柄植入股骨髓腔时获得的紧密压配程度是决定假体在患者体内留存时间长短的关键技术之一^[1]。在假体柄植入过程中,须保持假体柄前倾 15° 的植入角度,然后从小到大逐级递增髓腔扩大器扩大股骨近端髓腔至合适大小,经验判断方法为:①髓腔扩大器在股骨骨髓内紧密坚实,术者用力旋转打击手柄无明显松动;②透视机监视见髓腔扩大器全部充填髓腔,非常接近骨皮质,这一髓腔扩大器型号即为所需选择的假体柄型号。而后如何使所选型号的假体柄安全、准确地植入到理想位置,是手术医师关注的主要问题。目前临床手术中植入假体时主要依靠医生的经验、手感来判断假体柄的植入就位深度是否合适,而由于个体技术上的差异,往往要靠多年的临床经验才能获得较好的治疗效果。

另一方面,各型假体的具体手术操作方法又往往与其设计特点有关,一般由制作单位通过实验和力学分析来设定,较少发表在公开的论文中。例如,DePuy Orthopaedics 公司编写的 Summit 型假体系统操作技术文档中关于假体植入深度的两点要求为:①在装配下压时,假体受阻停止位置不得高于预期位置 2 mm,如果不满足此要求,须重复前面髓腔锉的扩孔步骤;②不得为使假体就位施加过大压力^[2]。由此可见,成熟的医用假体在设计时已经考虑到防止过度装配下压可能造成的骨皮质破坏。

考虑到近年来三维有限元方法在假体生物力学性能研究上得到了广泛应用^[3-6],其分析结果往往具有较好的临床参考价值,本研究采用通用有限元分析软件和无厚度接触单元构造假体与股骨髓腔的面-面接触关系,对假体植入时的装配过程进行模拟,讨论带棱槽设计假体柄在下压装配时所产生的生物力学特性,为假体柄的选取及其临床手术操作提供适当的理论参考。

1 材料与方法

1.1 资料与相关研究条件

选择一名年龄 60 岁健康男性志愿者,身高 172 cm,体重 70 kg。采用 64 层螺旋 CT(SOMATOM SENSATION, 西门子)进行扫描。

本文研究的新型假体设计用于治疗严重不稳定型的股骨粗隆间骨折^[7-9],材质为钛合金非骨水泥固定型假体(弹性模量 110 GPa,泊松比 0.3),投影长

度约 200 mm,最大宽度约 50 mm,变截面处宽度约 13 mm。由图 1(a)可见,假体柄中远段设计了对称的 8 条棱槽用于加强固定效果和提供抗旋转能力;作为对比参考,在有限元分析中另考虑一个其他设计完全相同仅取消棱槽的假体,如图 1(b)所示。

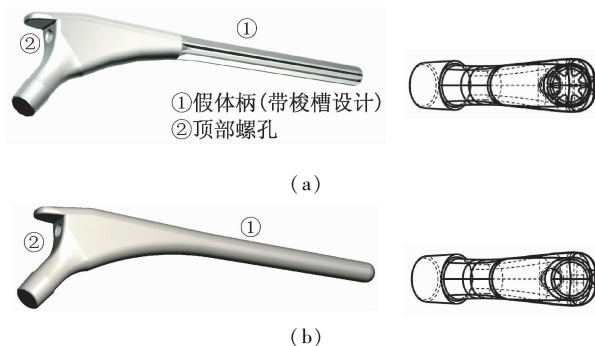


图 1 两种半髌假体柄设计外观图

Fig.1 Layouts of two different artificial stems

1.2 实体有限元模型的建立

对志愿者股骨中上段进行 CT 扫描,扫描技术参数为:间距为 0.4,层厚为 0.4 mm,窗宽 500,窗位 40,一共得到 878 张断层 CT 图像,在图像处理软件中根据扫描轮廓构造生成投影长度约 320 mm 的股骨近端三维实体模型。将该模型导入有限元软件生成实体有限元模型,具体操作步骤为:

(1) 将前面生成的股骨近端实体模型与设计软件中导出的半髌假体实体模型做布尔运算,模拟临床手术中器械扩髓过程和假体植入情况(见图 2)。



图 2 假体与股骨近端实体模型装配

Fig.2 Assembly of prosthesis and proximal end of the femur

(2) 在有限元软件中分别对假体和股骨实体模型划分单元网格(见图 3),其中股骨近端由约 20 000 个 10 节点 4 面体单元构成,假体柄由约

33 000个10节点4面体单元构成。

(3) 最后,将划分完成的股骨单元简化为各向同性弹性体进行材质赋值操作,皮质骨部分弹性模量取16.2 GPa,泊松比0.3,松质骨弹性模量取5.49 GPa,泊松比0.3。

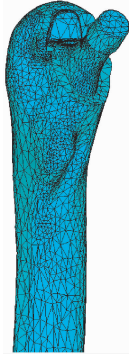


图3 假体与股骨近端有限元网格划分
Fig.3 Finite element mesh of the prosthesis and proximal end of the femur

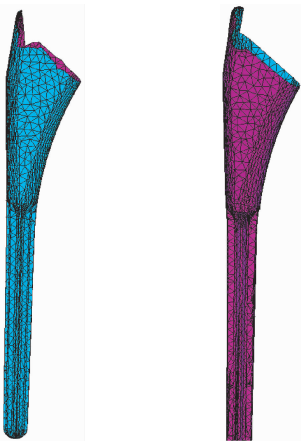
1.3 面-面接触模型的建立

由于假体与股骨髓腔的实际接触状况复杂,要探讨装配应力,采用面-面接触模型比较合理。本研究中采用如下步骤建立接触对:

(1) 根据坐标位置对股骨髓腔内表面和假体表面可能接触范围的节点逐个进行配位识别;

(2) 在得到的假体表面节点和骨髓腔内表面节点之间构造无厚度接触单元。

最终建立完成的目标面与接触面模型如图4所示。



(a) 目标面单元划分 (b) 接触面单元划分

图4 目标面与接触面的网格划分情况

Fig.4 Finite element mesh of the target (a) and contact (b) surfaces

1.4 边界条件

在有限元分析中股骨远端底面作为固定端,约束所有自由度,而在假体柄螺孔区域周围节点施加沿髓腔向下的 $\Delta z = 0.1 \sim 1.5$ mm相对位移约束,以模拟手术时的假体压入装配操作过程(见图5)。考虑到髓腔锉的作用,在计算中将假体与股骨髓腔面-面接触简化为在初始时刻为理想的无渗透紧密接触状态,假体与骨的摩擦系数取0.2。

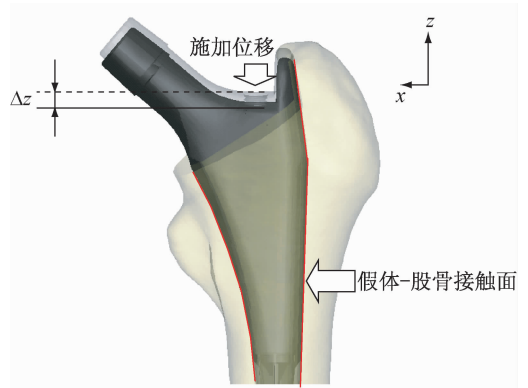


图5 装配位移施加情况示意图

Fig.5 Diagram of applying assembly displacement

1.5 有限元分析

考虑到骨骼和假体的材料力学特性,以及临床手术条件,本文按弹性小变形假设对有限元模型进行求解。待有限元计算收敛后分别绘出股骨干、假体及其接触面上的应力云图,并分析假体和股骨接触部分的相对位移量。

2 分析结果

2.1 装配下压力

装配下压的难易程度是假体设计时需要衡量的一个因素。由静力平衡条件可知,接触面上沿 z 轴方向的合力等于令假体产生一定 z 向位移时所需施加的下压力,图6(a)和(b)所示为下压装配位移量为0.5 mm时,带和不带棱槽假体的接触面反力图,而图6(c)显示带棱槽和不带棱槽假体所需下压力随下压位移增加的变化趋势。

2.2 股骨近端应力分布情况

股骨近端产生的最大应力对合理控制装配下压幅度具有指导意义。图7(a)所示为下压装配位移量为0.5 mm时,带棱槽假体引起的股骨近端Von

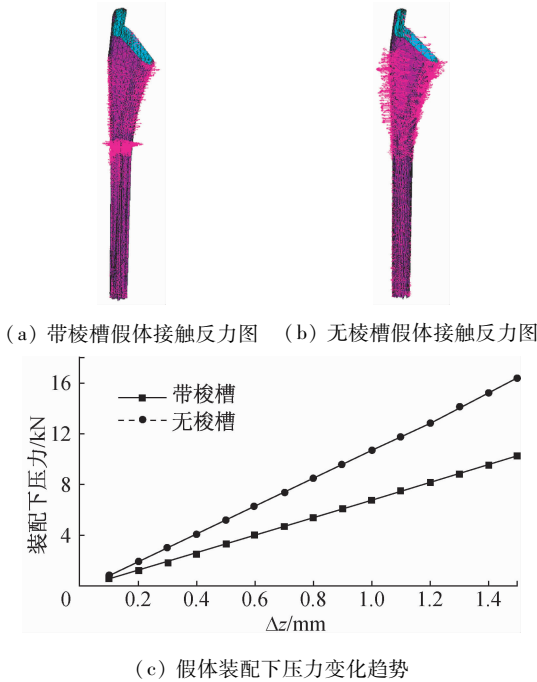


图 6 假体总下压力分析结果

Fig. 6 Results of the total assembling pressure (a) Contact counterforce generated by stem with ridge, (b) Contact counterforce generated by stem without ridge, (c) Variation trend of the assembling pressure

Mises 平均应力云图,而图 7(b)所示为无棱槽假体-股骨近端体系 Von Mises 平均应力云图;由图可见,带棱槽体系股骨近端的最大应力发生在棱槽变截面过渡区域,而不带棱槽体系股骨近端的最大应力发生在顶部靠小粗隆一侧开口位置。图 7(c)所示为股骨近端最大应力随下压装配量增加而增加的变化趋势;由图可见,带棱槽假体的装配应力与下压幅值成非线性增长关系,当 $\Delta z \geq 0.5\text{mm}$ 后附加应力增长速率显著提高。

2.3 接触面应力分布情况

接触面压力分布状况可用于判断容易产生骨皮质局部破损的部位。图 8(a)所示为下压装配位移量为 0.5 mm 时,带棱槽假体引起的股骨近端接触面平均应力云图;图 8(b)所示为无棱槽假体引起的股骨近端接触面平均应力云图;图 8(c)所示为接触面最大压力的变化趋势。由图 8 可知,带棱槽假体接触面压力随下压幅值呈非线性增长关系,在当 $\Delta z \geq 0.5\text{ mm}$ 后接触压力的增长速率显著提高。

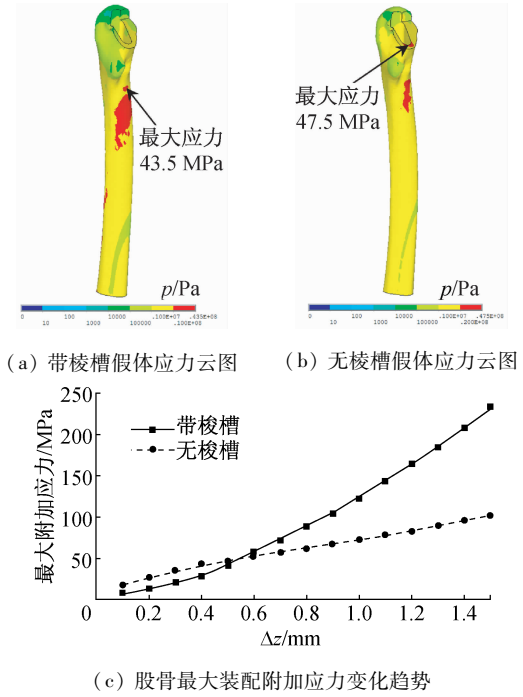


图 7 装配附加应力分析结果

Fig. 7 Results of the additional stress on femur under assembling pressure (a) Stress contour of stem with ridge, (b) Stress contour of stem without ridge, (c) Variation trend of the maximum additional stress on femur

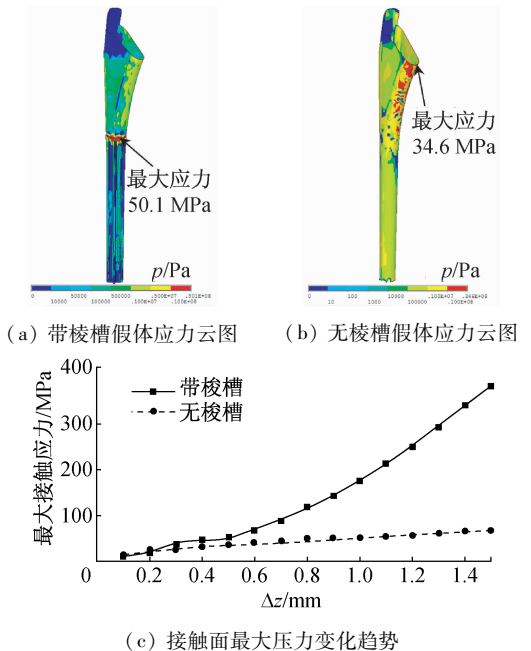


图 8 装配应力分析结果

Fig. 8 Results of the assembling stress (a) Contact stress generated by stem with ridge, (b) Contact stress generated by stem without ridge, (c) Variation trend of the maximum contact stress

2.4 相对位移量

采用面面接触模型进行生物力学分析的优点之一是可以求出假体和股骨之间的相对位移。图9(a)显示带棱槽假体下压装配位移为0.5 mm时,假体-股骨接触面产生的最大相对位移发生在假体底端附近位置,而图9(b)显示无棱槽假体接触面产生的相对滑移发生在假体顶部与股骨接触位置。图9(c)所示为接触面最大相对位移值随下压幅值 Δz 的变化趋势。

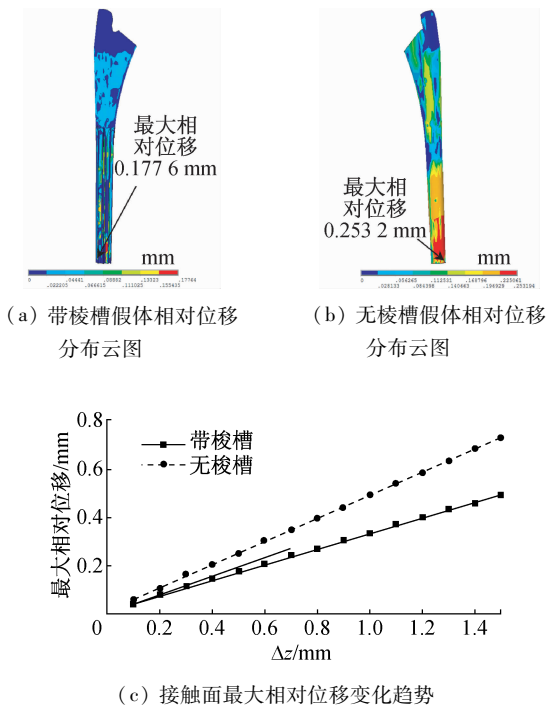


图9 相对位移量分析结果

Fig. 9 Results of the relative displacement (a) Relative displacement generated by stem with ridge, (b) Relative displacement generated by stem without ridge, (c) Variation trend of maximum relative displacement

3 讨论

3.1 建模的精确性与合理性分析

由于能够定量分析接触面压力、相对滑动量等下压装配过程中的各个要素,本文所建立的假体-股骨面面接触模型显然较采用假体-股骨刚性连接模型更为合理。

此外,为使模型更符合实际,建模时采取64层螺旋CT薄层扫描,根据扫描图像灰度值将骨质划分为皮质和松质骨,采用实体布尔运算对髓腔扩髓

操作进行模拟,并在计算中则采取精细有限元网格划分,其中股骨近端划分为约 2×10^5 个10节点4面体单元,假体柄划分为约 3.5×10^5 个10节点4面体单元,接触单元总数约 10^4 个。图10给出了单元数量与计算结果的敏感性关系曲线,由图中收敛曲线可见本文所采用的单元总数量和网格划分已经能够保证分析结果的稳定性和准确性(相对误差在5%以内)。

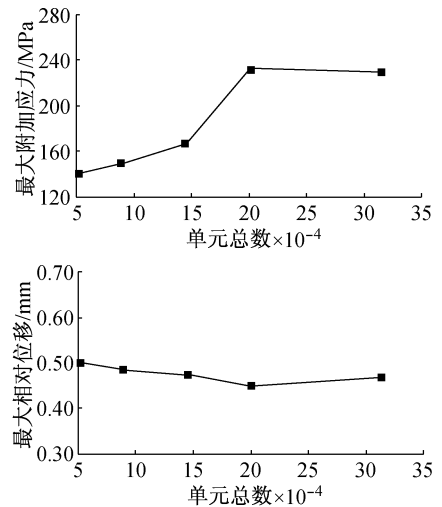


图10 有限元分析结果与单元数量的敏感关系曲线

Fig. 10 Sensitivity analysis on relationship between finite element analysis results and element numbers

图8中的应力集中部位分析结果和图9中的相对位移趋势的分析结果说明,带棱槽假体能够与股骨髓腔较快地接触和顶紧,从而阻止相对滑动,这符合该假体柄的设计意图和手术中的相关操作经验,故该研究模型具有较好的代表性。

3.2 假体装配压入界限值的探讨

若采用参考文献[10]给出的骨骼材料约为138 MPa屈服强度值,可推断本文中带棱槽设计的假体柄在植入过程中达到紧密压配后继续下压幅值不应超过1 mm,以防造成骨皮质附加应力过大发生局部破坏,而无棱槽设计的假体柄则在下压幅度达到1.5 mm时仍是安全的。

但上述计算结果在实际应用中还须考虑如下因素带来的影响:①临床中实际操作下压假体有阻力感位置一般尚未达到本文求解时假定的接触面紧密贴合位置;②材料界面的摩擦系数取了较保守的

0.2,但实际假体表面通常都进行过粗糙化处理,其摩擦系数要远大于0.2;③骨实际上是非均匀各向异性的复合材料,将皮质骨与松质骨简化为各向同性材料所得计算结果与实际状况存在一定误差。上述因素带来的误差影响范围有待实验验证。

3.3 带棱槽假体的利弊

由图6(c)中的对比可知,在其他条件完全一致的情况下,带棱槽设计相对无棱槽设计而言,需要的下压力更小;而由图7(c)可知,在下压幅度较小时($\Delta z \leq 0.5$ mm),带棱槽假体在股骨近端所产生的附加应力值甚至还略小于无棱槽假体。当下压幅度较大时,由于假体的变截面设计特点使得其容易与骨皮质相互顶紧,相对滑移增加的速率随下压幅度有下降趋势(见图7(c))。

此外,由图9(a)、(b)的相对滑移区域对比可知,带棱槽假体的滑移区域基本集中在假体远端,近端基本无相对位移或位移量较小,而无棱槽假体则除了在远端存在相对位移区外,在近端也存在较大相对位移区域。

但带棱槽设计也有其弊端。由图8(a)可知,对带棱槽假体而言,下压作用所产生的应力主要由近端部分承担,而棱槽近端起始部位与股骨皮质的接触位置是产生应力集中的关键部位,在装配时容易造成相应股骨接触部位的局部骨折,临床使用时须根据实际设计情况给出操作具体要求。

4 结语

同等压力条件下,带棱槽假体与股骨表面的结合更紧密,相对位移区分布更合理,容易获得所需的初始机械稳定,因而有利于患者进行正常的术后康复训练和随后骨长入假体表面的生物过程。

综上所述,在设计阶段通过计算机有限元分析获得接触应力分析结果,可以为骨科医师临床手术操作和选择提供定量的参考依据,并防止压入过深导致股骨皮质受力超过极限而产生骨折。

参考文献:

- [1] 杨沛彦,孙俊英,郝跃峰,等. 锥形股骨柄假体与股骨髓腔初始固定的定量研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2010, 12(3): 208-211.
- [2] DePuy Orthopaedics Inc. Summit Tapered System Sugical Technique [EB/OL]. http://www.depuy.com/sites/default/files/products/files/DO_Summit_Porocoat_Duofix_HA_Hip_Surgical_Technique_0611-80-050r3.pdf.
- [3] 郑晓雯,封小建,张延宾. 人工股骨柄形状和表面处理对置换术后假体和人体股骨应力分布影响的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2006, 21(4): 322-327.
Zheng XW, Feng XJ, Zhang YB. Finite element analysis of the influence of shape and surface treatment of artificial stem on stress distribution of prostheses and femur after total hip replacement [J]. J Med Biomech, 2006, 21(4): 322-327.
- [4] 王超,龚宪生. 新型无柄股骨假体应力分布的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2006, 21(1): 66-71.
Wang C, Gong XS. Finite element analysis of new stemless femoral prosthesis [J]. J Med Biomech, 2006, 21(1): 66-71.
- [5] 何荣新,罗银森,严世贵,等. Elite全髌置换前后股骨应力变化的三维有限元分析[J]. 中华骨科杂志, 2004, 24(18): 1549-1553.
- [6] ElSheikh HF, MacDonald BJ, Hashmi MSJ. Finite element simulation of the hip joint during stumbling: A comparison between static and dynamic loading [J]. Mater Proc Techn, 2003, 143-144(1): 249-255.
- [7] Lichtblau S. The unstable transtrochanteric hip fracture [J]. Orthopedics, 2008, 31(8): 792-797.
- [8] Uzun M, Ertürer E, Oztürk I, et al. Long-term radiographic complications following treatment of unstable transtrochanteric femoral fractures with the proximal femoral nail and effects on functional results [J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2009, 43(6): 457-463.
- [9] Sancheti KH, Sancheti P, Shyam L. Primary hemiarthroplasty for unstable osteoporotic transtrochanteric fractures in the elderly: A retrospective case series [J]. Indian J Orthop, 2010, 44(4): 428-434.
- [10] 王以进,王介麟. 骨科生物力学[M]. 北京:人民军医出版社, 1989: 279-280.