

文章编号:1004-7220(2011)04-0305-05

新型带锁髓内钉在股骨粗隆间骨折愈合过程中的生物力学研究

王丽珍, 赵峰, 樊瑜波

(北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

摘要:目的 用三维有限元法测试新型股骨髓内钉(proximal femoral nail antirotation, PFNA)的刚度、强度等生物力学性能,探讨其在股骨粗隆间骨折愈合前后生物力学应力应变分布情况。方法 利用参数化设计软件UG建立髓内钉三维模型,并用三维图像处理软件MIMICS对CT图片进行预处理,建立股骨骨折模型及愈合模型并进行数值模拟。结果 骨折愈合前,最大Von Mises应力发生在骨折位置,高达663 Mpa,髓内钉远端锁钉位置应力仅为113 Mpa;骨折愈合后,最大Von Mises应力发生在螺旋刀片与主钉接触位置,股骨干上的锁钉位置出现明显的应力集中现象。结论 骨折愈合后远端锁定钉位置常发生股骨干骨折,因此骨折愈合后应将髓内钉取出。

关键词: 髓内钉; 有限元方法; 应力分布; 力学性能; 数值模拟; 骨折

中图分类号: R 318.01, R 857, R 873 **文献标志码:** A

Biomechanical research of a new proximal femoral nail antirotation in the process of intertrochanteric fracture healing

WANG Li-zhen, ZHAO Feng, FAN Yu-bo (Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: **Objective** To test the mechanical properties such as stiffness and strength of a new proximal femoral nail antirotation (PFNA) with three-dimensional finite element method and analyze its stress and strain distributions before and after the femur intertrochanteric fracture healing. **Methods** The three-dimensional model of PFNA was established by UG NX and the CT images were preprocessed by MIMICS. The finite element model of intertrochanteric fracture and fracture healing were developed for numerical simulation. **Results** Before the fracture healing, the maximal Von Mises stress was up to 663 Mpa at the location of fracture and that near the locking bolt was only 113 MPa after PFNA implanted. After the fracture healing, the maximal Von Mises stress occurred at the blade-nail interface. Obvious stress concentrations appeared near the locking bolt on the femur shaft. **Conclusions** The PFNA should be taken out because the femur shaft fracture often occurred at the location of the locking bolt after healing.

Key words: Proximal femoral nail antirotation (PFNA); Finite element method; Stress distribution; Mechanical properties; Numerical simulation; Fracture

近年来髌部骨折的发生率以每年1%~3%的速度增长^[1];而股骨粗隆间骨折在老年人髌部骨折

中最为常见,且易伴有骨质疏松和内科疾病,若未及时有效地治疗易留下髌内翻、肢体短缩等后遗症。

收稿日期:2011-07-01; 修回日期:2011-07-20

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10925208)。

通讯作者:樊瑜波,教授,博士研究生导师, Tel: (010)82339428; E-mail: yubofan@buaa.edu.cn。

股骨粗隆间骨折的手术方法分为髓外固定和髓内固定两大类。髓外固定以动力髌螺钉(DHS)最为常用,能有效防止髓内翻;但其负重臂长,螺钉与接骨板交界处应力集中,易断裂且单根主钉抗旋能力不强,对于严重骨质疏松及不稳定的股骨粗隆间骨折的固定稳定性较差^[2]。生物力学测试证实,髓内固定系统力臂较短,抗弯能力强,固定强度大,尤其适用于不稳定型股骨粗隆间骨折^[3]。

目前临床常用的髓内固定系统主要包括伽玛钉、股骨近端髓内钉、抗旋股骨近端髓内钉及卷叶式动力防旋髌螺钉。股骨近端带锁髓内钉(proximal femoral nail antirotation, PFNA)是一种新型内固定系统,其特点在于头钉为螺旋刀片,刀片宽大的表面积和逐渐增加的芯直径(4.5~9 mm),确保最大程度的骨质填压以及理想的锚合力;主钉具有外偏角且钉体采用凹槽设计,远端使用锁定钉来加强稳定性^[4-5]。PFNA适用于骨质疏松、不稳定性骨折患者,术后可早期活动,愈合率高达98%~99.5%,是目前比较理想的治疗方法^[6-7]。

髓内钉的强度和刚度极大地影响他的弯曲和扭转性能,从而影响骨折的治疗效果^[8]。有限元模型的建立和分析是对骨折内固定器械对骨折愈合辅助功能的生物力学机理研究和对新型器械进行评价的基础^[9]。因此,本文主要利用有限元方法分析和评价Medtronic公司根据国人体型设计的新型带锁髓内钉在股骨粗隆间型骨折中术后的生物力学状况,以期更好地设计髓内钉^[10],同时为外科医生选择更为有效的固定方法以获得满意的治疗效果提供生物力学依据。

1 材料与方法

1.1 模型建立

利用参数化设计软件UG NX(Unigraphics Solutions公司,美国)建立三维新型带锁髓内钉几何模型,如图1(a)所示;同时,对健康女性右侧全股骨进行CT断层扫描,取得原始图片,层厚0.625 mm,像素大小为0.98×0.98 mm²。

利用三维医学图像处理软件MIMICS(Materialise公司,比利时)重建出粗隆间型骨折模型及完整股骨模型,将髓内钉植入所建股骨中分别模拟骨折后和愈合后力学环境。

利用逆向工程软件Rapidform形成三维曲面模型后,导入有限元软件应用软件Abaqus(Simulia公司,美国)中;将新型髓内钉打入骨折模型及愈合模型中,模拟术后股骨及髓内钉的受力情况。对有限元模型采用三维4面体单元进行网格划分,其中髓内钉模型包括节点157 593个,4面体单元727 703个;骨折模型包括节点213 362个,4面体单元976 405个;愈合模型包括节点211 045个,4面体单元968 660个(见图1)。

设定骨折模型中髓内钉与股骨之间为有限滑移接触,钉与骨之间摩擦极小,故不考虑摩擦。由于愈合模型可看作钉在体内一段时间后的情况,设定钉与骨之间为共节点性接触方式。髓内钉的各零件之间根据实际情况来设定,主钉与螺旋刀片锁钉套之间设定有限滑移接触,并设定摩擦系数为0.2。

1.2 材料赋予

髓内钉的主要成分为钛合金Ti6Al4V,故设为各项同性线弹性材料,按照标准Ti6Al4V材料属性的弹性模量为110 GPa,泊松比为0.3,屈服强度为750 MPa^[10]。由于股骨是富含松质骨的部位,而且皮质骨较薄,因此按照灰度值来赋予单元于不同的非线性材料(见图2),整个股骨共定义了200种材料,采用拉压对称性双线性弹塑性材料模型^[11-12](见图3)。

材料属性参数主要包括屈服拉应变(ϵ_t^T)、屈服压应变(ϵ_c^T)、屈服前弹性模量(E)、屈服后弹性模量(E_u),假定拉压情况下屈服前弹性模量是相等的^[12-13]。屈服前弹性模量可以从表1中由骨密度计算得出,屈服后弹性模量由式(1)^[14]计算。基于骨密度的恒定性,所有材料的屈服拉应变设为0.73%^[11,14]。

$$E_u = (0.14 - 0.05E/10000.0) \cdot E \quad (1)$$

完成材料属性赋值后,应用有限元软件Abaqus(Simulia公司,美国)对模型进行分析。通过强度、刚度计算来评价和验证模型,然后分析骨折模型和愈合模型的应力应变分布情况。

2 结果

髓内钉模型、骨折模型和愈合模型顶部分别施加竖直向下500、2 100和3 500 N 3种载荷,其最大应力发生的位置及数值大小如图4所示。

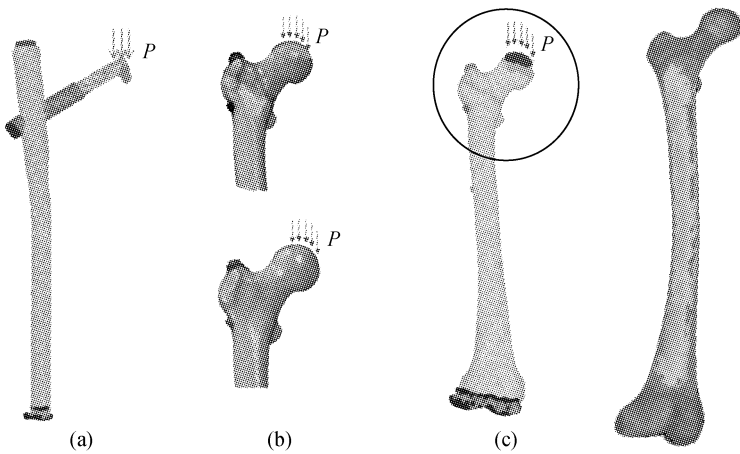


图1 有限元模型 (a) 髓内钉有限元模型, (b) 粗隆间型骨折模型, (c) 骨折愈合模型
 Fig.1 Finite element model (a) Proximal femoral nail antirotation (PFNA), (b) Intertrochanteric fracture model, (c) Intertrochanteric fracture healing model

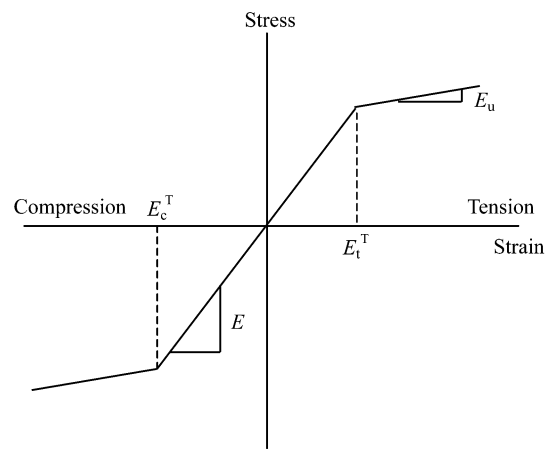


图2 材料属性分布图
 Fig. 2 Schematic of the material property

图3 双线性模型示意图^[11-12]
 Fig.3 Schematic of the bilinear tissue level constitutive model

表1 灰度值计算弹性模量公式

Tab.1 Equations used to calculate the material properties from ash density

灰度值/(g · cm ⁻³)	弹性模量 /MPa
$\rho = 0$	0.001
$0 < \rho \leq 0.27$	$33\,900 \rho^{2.20}$
$0.27 < \rho \leq 0.6$	$5\,307\rho + 469$
$0.6 < \rho$	$10\,200 \rho^{2.01}$

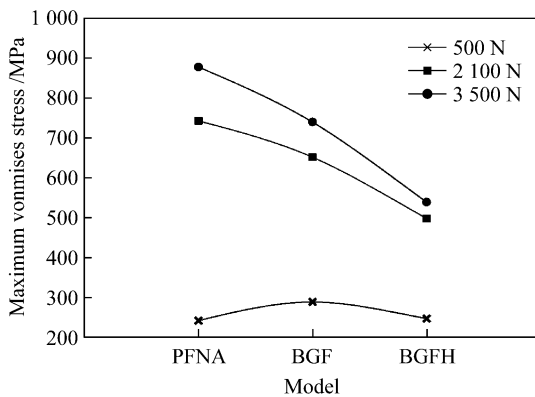


图4 不同载荷条件下髓内钉模型(PFNA)、骨折模型(BGF)和愈合模型(BGFH)在螺旋刀片与主钉接触处最大应力
 Fig.4 Maximum Von Mises stress of proximal femoral nail antirotation model (PFNA), Boyd-Griffin fracture model (BGF) and Body-Griffin fracture healing (BGFH) at blade-nail interface under different load conditions

在3种载荷条件下,骨愈合模型中髓内钉螺旋刀片与主钉接触处最大应力均为最小。在3500 N载荷下,愈合模型中螺旋刀片与主钉接触处最大应力分别比PFNA模型及骨折模型降低了38%和27%;在2100 N载荷下,愈合模型中最大应力降低了32%和23%;在500 N载荷下,骨折模型中髓内钉螺旋刀片上应力达到最大。为了研究相同载荷下,髓内钉处于不同情况下的应力分布,对2100 N载荷下情况进行分析,如图5所示。

髓内钉模型中,竖直方向上最大向下位移均发生在螺旋刀片顶端位置,最大Von Mises应力发生在螺旋刀片与主钉接触处,在主钉开孔与螺旋刀片插入位置均出现明显的高应力集中现象;骨折模型中,最大Von Mises应力发生在螺旋刀片与骨折线的接触位置处,骨折位置处螺旋刀片应力达到663 MPa,高于螺旋刀片与主钉接触处应力,远端锁钉位置应力只有113 MPa;愈合模型中,最大Von Mises应力发生在主钉上开孔与螺旋刀片接触位置处,髓内钉的最可能断裂位置与钉植体内前单独受载条件下相近,但主钉上出现最大应力接近于螺旋刀片处最大应力。另外,股骨干上的锁钉位置出现明显的应力集中现象。

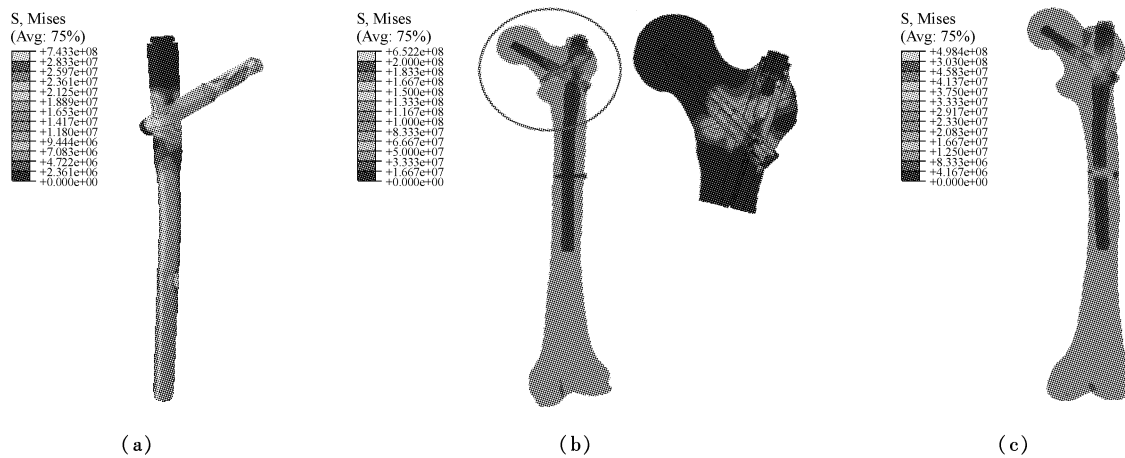


图5 2 100 N 载荷条件下髓内钉模型(a)、骨折模型(b)、愈合模型(c)应力分布

Fig.5 Stress distribution of PFNA (a), Intertrochanteric fracture model(b) and fracture healing model(c) under the load of 2 100 N

3 讨论

本文对新型带锁髓内钉及其在股骨粗隆间骨折术后生物力学情况进行了研究。分别建立髓内钉模型、骨折模型和愈合模型3种模型对其植入人体股骨后的情况进行了模拟,分析了负荷为500、2 100、3 500 N情况下髓内钉的承载信息和股骨的应力情况^[15]。通过刚度、强度计算结果证明该模型具有较好力学特性,进而将其植入骨折的股骨后及骨折愈合过程中髓内钉及股骨内应力应变分布情况进行了模拟和分析。

计算结果显示,在2 100 N和3 500 N载荷下,髓内钉螺旋刀片与主钉接触处最大应力按髓内钉模型、骨折模型、愈合模型的顺序依次递减。在实际情况下,股骨骨折后不会进行高负荷运动,500 N载荷是术后正常的载荷状态。500 N载荷下,骨折模型中髓内钉螺旋刀片与骨折交界上出现应力集中现象,螺旋刀片与主钉接触位置最大应力为289 MPa,骨折处骨与髓内钉接触的地方产生的最大应力182 MPa,远小于髓内钉的屈服强度,而骨折处产生的应力状态将有助于刺激骨生长,从而促进骨折愈合。对同样大小的载荷施加于3种模型后进行分析可以发现:髓内钉模型和愈合模型应力集中均发生在螺旋刀片和主钉接触处,且愈合模型中股骨远端锁定螺钉处产生明显应力集中,长期处于这种应力状态有可能导致主钉在锁定螺钉处断裂以及该处发生股骨干骨折。而骨折模型中,锁定螺钉处未发生

应力集中,而沿着粗隆间线发生的骨折导致髋关节作用于股骨头上的接触力对其产生弯矩,致使应力集中于骨折部位。因此,骨折愈合后应尽量取出髓内钉,以避免锁定钉位置股骨干发生二次骨折。

本文的研究对股骨材料采用了较为精确的赋值方法,使得结果更为接近真实情况,但也存在着一些不足之处。PFNA适用于多种骨折分型,其对骨折端的稳定及促进骨折愈合的情况与骨折的分型及股骨的个体差异性也有密切联系^[16]。在进一步的研究中,将加以比较PFNA在其他分型骨折中的应力状态。有限元模型中髓内钉与股骨内壁的接触条件的选择也是影响计算结果的一个因素,可能致使应力水平较真实情况有些差异。在进一步的研究中,将考虑接触条件的影响,以期更好地改进髓内钉,使其能在骨折治疗中更为有效。

参考文献:

- [1] Cummings SR, Melton LJ. Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures [J]. *Lancet*, 2002, 359 (9319): 1761-1767.
- [2] Herrera A, Domingo L, Calvo A, *et al.* A comparative study of trochanteric fractures treated with the Gamma nail or the proximal femoral nail [J]. *Int Orthop*, 2002, 26(6): 365-369.
- [3] Domingo LJ, Cecilia D, Herrera A, *et al.* Trochanteric fractures treated with a proximal femoral nail [J]. *Int Orthop*, 2001, 25(5): 298-301.
- [4] Simmermacher RKJ, Ljungqvist J, Bail H, *et al.* The new

- proximal femoral nail antirotation (PFNA (R)) in daily practice: Results of a multicentre clinical study [J]. *Injury*, 2008, 39(8): 932-939.
- [5] Liu Y, Tao R, Liu F, *et al.* Mid-term outcomes after intramedullary fixation of peritrochanteric femoral fractures using the new proximal femoral nail antirotation (PFNA) [J]. *Injury*, 2010, 41(8): 810-817.
- [6] 罗先正,邱贵兴. 髓内钉内固定[M]. 北京:北京人民卫生出版社, 1997.
- [7] 孔繁杰,闵多,覃奇文,等. 采用国产股骨近端髓内钉治疗老年股骨转子间骨折[J]. *中国矫形外科杂志*, 2005, 13(10): 738-740.
- [8] Mereddy P, Ramakrishnan M, Malik H, *et al.* The AO/ASIF proximal femoral nail antirotation (PFNA): A new design for the treatment of unstable proximal femoral fractures [J]. *Injury*, 2009, 40(4): 428-432.
- [9] Bessho M, Matsuyama J, Matsumoto T, *et al.* Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method [J]. *J Biomech*, 2007, 40(8): 1745-1753.
- [10] Pu JS, Liu L, Wang GL, *et al.* Results of the proximal femoral nail anti-rotation (PFNA) in elderly Chinese patients [J]. *Int Orthop*, 2009, 33(5): 1441-1444.
- [11] Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, *et al.* Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue [J]. *J Biomech*, 2004, 37(1): 27-35.
- [12] Niebur GL, Feldstein MJ, Yuen JC, *et al.* High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone [J]. *J Biomech*, 2000, 33(12): 1575-1583.
- [13] Gong H, Lü LW, Hong LW, *et al.* Regional variations in the anisotropic elastic properties of femoral trabecular bone [J]. *Bone*, 2010, 47(Suppl): 399.
- [14] Currey JD. Tensile yield in compact bone is determined by strain, post-yield behaviour by mineral content [J]. *J Biomech*, 2004, 37(4): 549-556.
- [15] Keyak JH, Skinner HB, Fleming JA. Effect of force direction on femoral fracture load for two types of loading conditions [J]. *J Orthop Res*, 2001, 19(4): 539-544.
- [16] Center JR, Nquyen TV, Pocock NA, *et al.* Femoral neck axis length, height loss and risk of hip fracture in males and females [J]. *Osteoporos Int*, 1998, 8(1): 75-81.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由上海交通大学主办,教育部主管,是国内唯一一本公开发行的,积极反映医学生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、理、工各学科相互了解和合作为目的学术性刊物。报道内容主要包括医学生物力学领域中有关固体力学、流体力学、流变学、运动生物力学等方面的研究论文。本刊为美国工程索引(Ei Compendex)收录期刊(收录时间从2010年1月起)、“中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊)”。

本刊为双月刊,16开本,80页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期9.80元,全年58.8元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或拨打“1185”热线电话通过邮政“1185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号 200011;

电话:(021)23271133; 传真:(021)63137020; 电子信箱:shengwulixue@gmail.com

网站:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn