

· 康复医学工程 ·

# 静态和动态条件下股骨假体结构参数研究\*

郭宏强<sup>1</sup> 李涤尘<sup>1</sup> 连 芬<sup>1</sup> 卢秉恒<sup>1</sup> 靳忠民<sup>2</sup>

**摘要 目的:**对比研究静态加载和动态加载条件下股骨柄长度和横截面形状对股骨柄上应力及疲劳的影响。**方法:**由患者的股骨 CT 数据重建出股骨模型;设计了三种横截面形状(圆形,鼓形 I—鼓高 8mm,鼓形 II—鼓高 10mm),每种横截面的股骨柄分别有 10 种长度(40—130mm);分别对建立的模型进行静态分析和动态分析,其中动态加载力为患者正常走路步态,利用动态分析结果进行疲劳分析。**结果:**静态分析和动态分析均显示鼓形横截面的股骨柄假体比圆形横截面股骨柄假体有更小的微小位移,但同时在柄-颈拐角处及柄远端形成应力集中,而圆形股骨柄上的应力分布均匀,三种横截面的股骨柄上最大应力都在中等柄长(80—110mm)时达到最小;疲劳分析显示短柄和长柄具有相似的疲劳安全系数,而中等长度柄有较高的安全系数。**结论:**综合静态分析、动态分析和疲劳分析,具有鼓形 II 横截面和 90mm 柄长的股骨柄在 30 种股骨柄模型中具有最好的力学性能—较小的应力和微小位移,较高的疲劳安全系数。

**关键词** 股骨假体;有限元分析;疲劳分析

**中图分类号:**R493 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2008)-08-0720-04

**Research on key parameters of femoral prosthesis based on static and dynamic analysis/GUO Hongqiang, LI Dichen, LIAN Qin, et al//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2008, 23(8):720—723**

**Abstract Objective:** To assess the influence of stem length and cross section under static and dynamic loading on the stress and fatigue behavior of femoral prosthesis. **Method:** The round-shaped and drum-shaped femoral prosthesis models were analyzed under both static and dynamic (normal walking) loading conditions with finite element method. The stress on the metallic stem, cement, and adjacent bone as well as the micromotion at the cement-metal interface were analyzed. Safety factors for fatigue life of femoral prosthesis were calculated based on the data obtained from the dynamic analysis. **Result:** Static analysis showed that the drum-shaped cross section could decrease the microdisplacement of stem and the corresponding stress was located on the corner of femoral neck and distal part of femoral prosthesis. The stress on round-shaped stem distributed evenly over most part of stem, and the maximum stress on stem fluctuated with stem length, with a minimum at stem length from 80 to 110mm, and drum-shaped stem with a height 8mm drum generated larger stresses at the distal part of stem than the drum-shaped stem with a height 10mm drum and the round stem. **Conclusion:** Dynamic and fatigue analysis showed that the drum-shaped stem with a height 10mm drum and a stem with length 90mm had the greatest safety factor, therefore had the longest fatigue life.

**Author's address** State Key Lab for Manufacturing System Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an, 710049

**Key words** femoral prosthesis; finite element analysis; fatigue analysis

目前,全世界每年有大量的关节疾病患者需要进行人工关节置换,仅人工髋关节置换,每年就超过 100 万人次。当前植入体内的人工关节在 10—15 年后会因不同程度的磨损逐渐松动失效,近 30% 的患者 10 年内需进行翻修手术,不仅代价昂贵,而且需要承受再次手术的痛苦。造成人工髋关节松动的一个重要原因是现有批量化髋关节在设计时为了实现自身的通用性,没有考虑特定患者股骨颈干角、髓腔形状、骨质等对髋关节的特殊要求,而这些因素都可能导致假体-骨水泥界面或骨-骨水泥界面的微小位移,微小位移的摩擦产生大量微体,造成机体内的巨噬细胞在该部位大量聚集,导致骨溶解和界面的

纤维组织增生。另外,关节假体和患者不匹配还会造成局部应力屏蔽,导致骨溶解,最终造成假体松动。而定制化人工髋关节的设计是基于股骨髓腔长度、形态、弧度等参数,并要考虑髓腔的最佳填充度及患者的年龄等。定制化人工髋关节就是为了解决患者的个性匹配,使关节植入后达到良好的应力效果和功能效果<sup>[1]</sup>。

横截面是定制化髋关节中一个重要参数,它直

\* 基金项目:国家自然科学基金资助(50628505,50775178)

1 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室,710049

2 英国 University of Leeds, 机械工程学院

作者简介:郭宏强,男,硕士研究生

收稿日期:2007-12-07

接影响到力在假体和股骨界面间的传导<sup>[1-10]</sup>。一般认为横截面与股骨髓腔的良好匹配能够降低假体-骨水泥界面和骨水泥-股骨界面的应力和磨损,从而提高全髋关节的使用寿命。国内外关于髋关节的研究有很大一部分集中于股骨柄横截面的优化<sup>[3-4, 6-10]</sup>。股骨柄长度是定制化髋关节中另一个重要参数<sup>[2, 11-12]</sup>, 它能影响到股骨髓腔远端填充度, 从而影响股骨柄的稳定性。有学者设计短柄以减小应力屏蔽和手术对患者的损伤, 但是关于长柄和短柄哪个更好仍然存在争论<sup>[12]</sup>。

国内外在全髋关节假体的生物力学分析中大部分的研究都是集中在静态分析, 很少有人涉及动态分析的内容<sup>[9-10, 13]</sup>。但是步态动态分析对全髋假体的生物力学分析尤为重要, 因为假体植入人体后不断受到患者日常生活中周期载荷的影响, 最终会造成假体的疲劳失效。动态分析在膝关节假体生物力学分析中已经有所应用, 另外国外已经有人将步态动态分析应用于股骨头生物摩擦学分析。

本文重点在于研究在步态动态加载情况下股骨柄的生物力学、摩擦学效应, 并从中找出全髋关节假体设计的关键性参数及其在不同步态下的生物力学和摩擦学效应。

## 1 方法

### 1.1 有限元模型的建立

采用患者 CT 数据, 通过 Mimics, Geomagic 和 Pro/Engineering 重构出股骨三维实体模型, 流程图如图 1 所示。

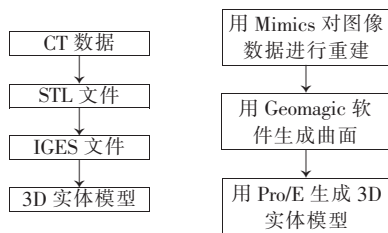


图 1 股骨三维实体重构流程图

定制化全髋关节假体设计中应该考虑以下几个因素: 股骨柄横截面, 股骨柄长度, 颈干角, 股骨颈长度, 股骨颈横截面等。本文采用 135° 颈干角, 另外考虑到股骨柄横截面对假体长期植入效果的影响, 设计三种股骨柄横截面: 圆形, 鼓形 I-鼓高 10mm, 鼓形 II-鼓高 8mm。考虑十种股骨柄长度, 从 40mm—130mm, 每 10mm 建立一个股骨柄模型。本文只采用一种股骨颈横截面。这样就设计出了 30 个股骨柄模型(相关设计图如图 2 所示), 根据股骨柄模型建立相匹配的骨水泥模型。另外为了更为真实的模拟髋

关节系统的力学传导, 本文也建立了股骨头和髋臼模型。将设计的股骨柄模型、骨水泥、股骨头、髋臼与股骨实体模型组装, 导入 Ansys 中, 对模型进行划分网格。

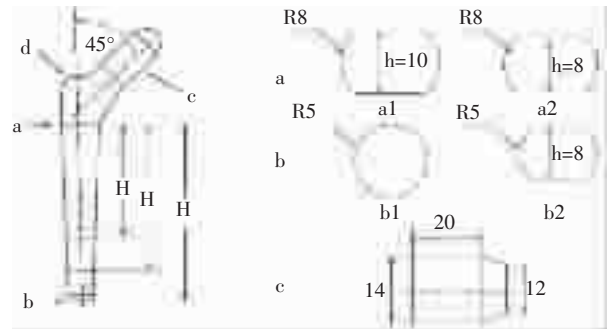


图 2 股骨柄设计图

a. 股骨柄近端横截面, a1 为鼓形 I-鼓高 10mm, a2 为鼓形 II-鼓高 8mm; b. 股骨柄远端横截面, b1 为鼓形 I-鼓高 10mm, b2 为鼓形 II-鼓高 8mm; c. 股骨颈横截面; d. 股骨柄近端与股骨颈连接部

### 1.2 有限元分析

在全髋关节系统中用面-面接触来定义股骨柄-骨水泥界面, 骨水泥-股骨界面, 股骨头-股骨柄界面和股骨头-髋臼界面。对建立的 30 个全髋关节系统模型分别进行静态分析、动态分析和疲劳分析。

静态分析: 在髋臼上方加载 3000N 髋关节合力, 与垂直方向成 20° 夹角, 在大粗隆上加载 1250N 肌力, 在股骨远端进行部分位移约束。

动态分析: 在行走过程中, 髋关节合力随步态周期变化并呈双峰状, 本实验采用柏林自由大学 Bergmann 等 2001 年发表的实验数据。

疲劳分析: 提取步态动态分析中股骨柄上的最大和最小等效应力, 利用 Goodman 疲劳理论分析动态分析中股骨柄的疲劳特性。Goodman 疲劳理论的方程为  $\frac{\sigma_{\alpha}}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_u} = \frac{1}{N}$ , 其中  $\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2}$ ,  $\sigma_{\alpha} = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2}$ ,  $\sigma_{max}$  和  $\sigma_{min}$  分别为股骨柄上最大和最小等效应力, 拉伸强度  $S_e$  为 860MPa, 屈曲强度  $S_u$  为 378MPa。

## 2 结果

静态分析和动态分析中可得到整个关节系统的应力和界面微小位移, 它们是表征假体植入人体后受力状态的重要参数。静态分析中股骨柄应力分布和微小位移如图 3 所示(见前置彩色插页 5)。

从图 3 中可以看出, 圆形柄上应力较均匀的分布在柄身, 而鼓形柄在远端和股骨颈拐角处应力集中。鼓形柄的应力集中现象也在股骨柄微小位移分布图中得到了体现。圆形柄最大微小位移发生在最

上端,并呈现出规则阶梯递减的趋势。而两种鼓形柄的最小微小位移都发生在柄的中部,而在柄远端存在较大的微小位移。这是因为鼓形柄在远端存在应力集中,使得此部位的微小位移增大。圆形柄的最大微小位移是鼓形柄的最大微小位移的 20 多倍,这表明鼓形柄能够显著减小股骨柄上的微小位移,从而也减小了股骨柄/骨水泥界面的相对位移,减少了界面磨损。

静态分析中股骨柄上最大微小位移与股骨柄长度关系图如图 4 所示。

从图 4 中可以看出三种横截面的股骨柄都是在中等长度(80—110mm)时股骨柄上最大应力达到最小,这表明中等长度股骨柄比短柄和长柄有更好的力学效果。横截面为鼓形-鼓高 8mm 的股骨柄上最大应力随着股骨柄长度的变化出现了较大幅度的变化,这说明该种股骨柄横截面对股骨柄长度的变化更敏感。

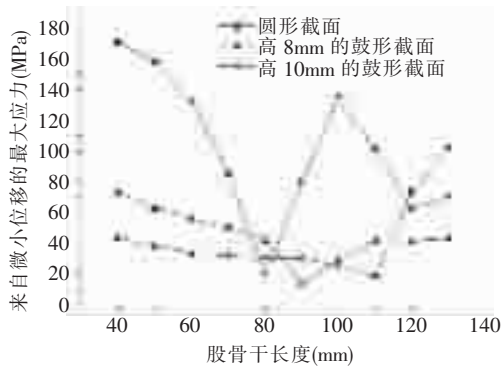


图 4 静态分析中股骨柄上最大应力——股骨柄长度关系图

步态动态分析中股骨柄应力分布如图 5 所示(见前置彩色插页 5)。

从图 5 中可以看出,三种横截面的股骨柄上应力分布在步态动态加载情况下跟其在静态加载情况下相似,这也进一步验证了静态分析中关于股骨柄上应力分布的规律。另外某一特定时刻的股骨柄上最大应力与该时刻载荷的大小呈正比关系。

疲劳分析中得出股骨柄长度-安全系数曲线,如图 6 所示。从图中可以看出三种横截面的股骨柄都是在中等长度(80—110mm)时股骨柄疲劳安全系数达到最大,这跟静态分析中在中等长度时股骨柄上最大应力最小的结论是一致的。从静态分析和动态分析均可看出中等长度的柄有更好的力学效果和长期疲劳效果。

### 3 讨论

在髋关节假体设计中,一般认为股骨柄近端横截面应该与股骨髓腔尽量匹配以减小界面应力和

摩擦<sup>[4-8]</sup>。基于这种设计思想的股骨柄横截面很不规则,相应的增加了制造成本和手术难度,然而这种股骨柄与通用型股骨柄相比在术后随访中没有很大优势<sup>[16]</sup>。因此,定制化假体设计应该基于标准化横截面,即用标准化横截面达到与股骨髓腔的最大匹配。在本文中用圆柄和鼓形横截面柄。

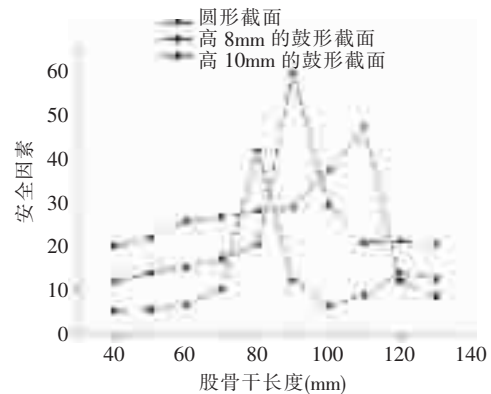


图 6 股骨柄长度-安全系数曲线

本文中股骨柄上的应力比相关文献中报道的要小<sup>[9-10]</sup>,这可能是因为不同的股骨柄设计,另外 Joshi 指出不同的数值分析可能没有可比性,这主要是因为不同数值分析中不同的几何模型、网格划分、加载条件和材料参数<sup>[1,17]</sup>。

静态分析和动态分析都表明鼓形柄能够减少股骨柄上的应力但也在近端和远端产生了应力集中。股骨柄上最大应力随柄长的变化曲线表明鼓形柄中鼓高较小的股骨柄对柄长的变化很敏感,另外三种横截面的股骨柄上的最大微小位移都是在中等长度柄上,这表明中等长度柄具有更好的力学性能。最大微小位移图表明鼓形横截面可以减少假体-骨水泥界面的微小位移,另外鼓形柄的最大微小位移都在柄远端,这表明鼓形柄在远端产生了较大的剪切应力,与股骨柄上应力分布图是相符的。

在动态分析中加载数据是患者正常走路时的步态数据,该数据远小于非正常状态下加载力的大小<sup>[9,14-15]</sup>。正因为如此,动态分析中股骨柄上应力较小,从而疲劳分析中股骨柄有较高的安全系数,这种分析结果表明在静态分析中安全的股骨柄在人正常步态情况下也是安全的。

综合静态分析、动态分析和疲劳分析,具有鼓形 II 横截面和 90mm 柄长的股骨柄在 30 种股骨柄模型中具有最好的力学性能-较小的应力和微小位移,较高的疲劳安全系数。

### 参考文献

- [1] Joshi MG, Advani SG, Miller F, et al. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding [J]. J Biomech,

- 2000, 33(12):1655—1662
- [2] Sakai T, Sugano N, Nishii K, et al. Stem length and canal filling in uncemented custom-made total hip arthroplasty[J]. *Int Orthop*, 1999, 23(4):219—223.
- [3] Katoozian H, Davy DT. Effects of loading conditions and objective function on three-dimensional shape optimization of femoral components of hip endoprostheses [J]. *Med Eng Phys*, 2000, 22(4):243—251.
- [4] Nicoletta DP, Thacker BH, Katoozian H, et al. The effect of three-dimensional shape optimization on the probabilistic response of a cemented femoral hip prosthesis [J]. *J Biomech*, 2006, 39(7):1265—78.
- [5] Pawlikowski M, Skalski K, Haraburda M. Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon [J]. *Computers and Structures*, 2003, 81(8-11): 887—893.
- [6] Götze C, Steens W, Vieth V, et al. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2002, 17(4): 267—273
- [7] Cristofolini L, Teutonico SA, Monti L, et al. Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between "good" and "bad" designs[J]. *J Biomech*, 2003, 36(11):1603—1615.
- [8] Grant P, Aamodt A, Falch JA, et al. Differences in stability and bone remodeling between a customized uncemented hydroxyapatite coated and a standard cemented femoral stem A randomized study with use of radiostereometry and bone densitometry[J]. *J Orthop Res*, 2005, 23(6):1280—1285.
- [9] Kayabasi O, Erzincanli F. Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis[J]. *Advances in Engineering Software*, 2006, 37(7): 477—483.
- [10] Senalp AZ, Kayabasi Q, Kurtaran H. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis [J]. *Materials & Design*, 2007, 28(5): 1877—1583.
- [11] Decking R, Puhl W, Simon U, et al. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006, 21(5):495—501.
- [12] Westphal FM, Bishop N, Honl M, et al. Migration and cyclic motion of a new short-stemmed hip prosthesis—a biomechanical in vitro study[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006, 21(8): 834—840.
- [13] El'Sheikh HF, MacDonald BJ, Hashmi MSJ. Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading [J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, 143(20): 249—255.
- [14] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients [J]. *Journal of Biomechanics*, 1993(26): 969—990.
- [15] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities [J]. *J Biomech*, 2001, 34(7): 859—871.
- [16] Reize PK, Wülker N. The Adaptive custom-made stem—our reasons for not using it anymore [J]. *Int Orthop*, 2007, 31(2): 217—222
- [17] Joshi MG, Santare MH, Advani SG. A survey of the stress analysis of the hip prosthesis [J]. *Applied Mechanics Reviews*, 2000, 53(1): 1—18.

## 全国膝关节伤病康复(暨第五届全国骨科及运动创伤康复)学习班通知

由北京大学第三医院运动医学研究所康复医学科北京康复医学会骨科分会主办的第五届全国骨科及运动创伤康复学习班定于2008年10月24—31日在北京举行。本届学习班重点针对膝关节伤病的康复治疗,尤其是围手术期的康复治疗,以现代骨科康复一体化“Team Approach”的模式,介绍膝关节伤病的现代骨科治疗及康复治疗,为骨科及康复科开展膝关节伤病的康复打下基础。参加授课人员包括我国运动医学之父曲绵域教授,著名骨科专家娄思权教授,北京康复医学会骨科分会会长周谋望及其他康复、骨科、运动医学及放射科的多位专家。

主要内容为:骨科康复新进展;运动损伤总论;膝关节粘连及松解术后康复;膝关节周围骨折的治疗和康复;膝关节骨性关节炎治疗和康复;膝关节 ACL、PCL、MCL、半月板损伤的治疗和康复;全膝关节置换术后康复;膝关节软骨损伤和髌骨脱位治疗和康复;膝关节影像学诊断。

以理论与实际操作相结合的方式授课,使学员了解骨科最新治疗方法,掌握相关骨科康复的理论,并能实际开展骨科康复工作。适合骨科、康复科医师,康复治疗师参加。参加者将得到国家级继续教育一类学分10分,编号2008-04-07-146(国),报名地址:北京市海淀区花园北路49号北京大学第三医院康复医学科张娟收,邮编:100191。电话:010-82266699-8420;传真:010-62017691-2861。E-mail: zhangjuan0418@163.com。截止日期2008年9月25日,请准备1吋彩色照片2张。为保证学习效果,限额80元人,以报名先后为序。费用:注册费900元、资料费100元;学习班安排宾馆双人间99元/天,单人间198元,食宿自理。

北京大学第三医院运动医学研究所康复医学科  
北京康复医学会骨科分会