



## 髋关节外展不同角度股骨颈应力分布的有限元分析

Wolff理论认为, 骨的生长与骨的应力环境关系密切[1]。生物力学研究也证实, 应力刺激使骨更具有活性, 愈合能力更加强盛[2][3]。在临床治疗股骨头坏死的过程中, 可通过患者髋关节外展不同角度来调整股骨上段的应力分布, 使待愈合部位处于合理的应力环境下, 获得良好的生长条件。因此, 髋关节外展不同角度下股骨上段的应力分布是临床上比较关心的生物力学问题之一。本文建立了股骨上段的三维计算机模型, 并通过有限元方法分析双腿站立时髋关节外展不同角度下股骨颈的应力分布, 为临床上研究治疗股骨头坏死的最佳力学环境提供生物力学理论依据。

### 1 材料和方法

#### 1.1 股骨三维计算机模型的重建

股骨三维重建的原始数据来源于中国虚拟人男1号的断面切削数据集。该数据集的获取是在冷冻室内用高精度的数控机床(铣切精度为0.005 mm)对倒立放置的标本从脚到头倒立逐层铣切, 每层厚度为0.2 mm。切削完一层后采用富士高清晰度的数码相机拍照摄影, 数字化摄影分辨率为600万像素(最小点距0.2 mm左右), 以TIFF文件格式保存, 每个断面图像文件大小为17.5 MB。股骨上段部位连续断面共计120个层面(从股骨头到小转子), 整个股骨上段部位文件大小约为2.1 GB。因此, 在把断面图像转入PC机处理之前, 把图像转换为无损的BMP图像格式。在WINDOWS XP操作系统中, 利用WINDOWS自带的画图软件对断面图像进行处理, 包括图像配准和图像边缘分割。其中, 图像配准过程是通过每张图像上的四个定位杆来完成的, 以保证上、下层图像重建过程中的连续性; 边缘处理过程是把股骨部位的图像与周围组织通过灰度值区分开, 保证有选择性地进行重建。图像处理完成后输入三维重建软件Mimics, 调整好图像的层间距(0.2 mm)和像素点距(0.2 mm), 进行格式转换后, 重建股骨上段部位的三维立体模型, 见图1所示。



图1 重建的股骨计算机三维模型

Fig.1 Computer-based 3-D reconstruction of the femur

#### 1.2 建立股骨的有限元分析模型

经过本室购买的自由造型系统“计算机雕刻”软件的处理及矢量化输出等方法[4]，把股骨模型导入大型有限元软件Ansys的前处理模块。采用四面体单元对模型进行网格划分，建立起股骨的有限元网格模型，其中共包括23 581个单元、35 620个结点。各单元认为是各向同性的线性材料，性质定义如下[5][6]： $E=12\ 000\text{ Mpa}$ ， $\sigma=0.25$ 。划分网格后股骨模型如图2所示。

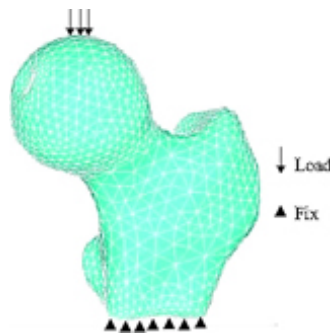


图2 股骨的有限元网格模型及加载方式

Fig.2 Meshed finite element model of the femur and its load condition

### 1.3 模拟加载及求解

以重力线为参照，通过在冠状面内沿矢状轴向外旋转股骨体，模拟人体双腿站立时髌关节外展10、15、20、25和30度等不同角度，分别建立不同的髌关节外展模型。对于每个模型施加相似的载荷条件：固定股骨体下表面，对股骨头最高点处施加一相当于正常人体体质量一半的压力约400牛顿。模型的加载模式如图2所示。设置好其他求解条件后对模型进行分析计算。

## 2 结果

在人体自身体质量作用下，随着髌关节外展角度的改变，股骨的应力分布有所改变，但其基本形式如图3所示：除了股骨头顶端与髌臼接触部位应力集中外，在股骨颈(尤其是内、外侧)及股骨颈以下内后方部位的应力值也高于其他部位。

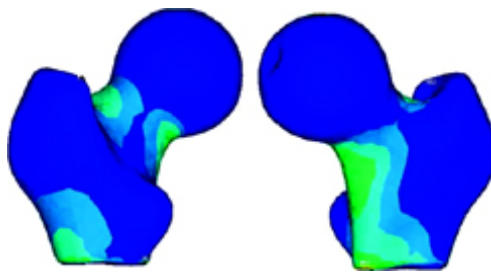


图3 重力作用下股骨前、后方的应力分布

Fig.3 Stress distribution on the femoral model under gravity

为了比较各种情况下股骨颈部位的应力分布情况，在股骨颈后方、外侧方、前方、内侧方及相邻中间位置提取8个部位的Von-Mises应力值，比较结果见表1。从表1可以更清楚地看出，对于各种加载情况，股骨颈内、外侧方的应力值均明显高于前、后方；另外，随着髌关节外展角度的增加，股骨颈的正后方和后内侧部位应力值逐渐减小，前方的应力值基本保持不变，而内、外侧方的应力值则逐渐增大，以外侧方变化最大。这说明在人体双腿站立姿势下，随着两腿间夹角的增大，部分股骨颈正后方及后内侧方应力逐渐从内向外侧方转移。

### 3 讨论

由本研究结果可见,生理载荷下,股骨颈处是主要的应力分布和集中区,而且以股骨颈的中下段部位为主,提示在临床处理股骨颈骨折时,应该尽可能地保持股骨颈内、外侧皮质的完整性,这样处理有利于生理载荷由股骨头向股骨干传导并减小骨折部位的受力。另一个研究结果显示:随着两腿间夹角的增大,部分股骨颈正后方及后内侧方应力逐渐向外侧方转移,提示在临床股骨折恢复过程中,如果股骨颈后内侧皮质有缺损,在让患者进行内固定后负重锻炼时,可以采用双下肢外展行走的办法来适当地转移部分股骨颈内侧皮质的载荷至外侧,以有利于内侧皮质的修复,反之亦成立。

表 1 髋关节外展不同角度情况下股骨颈应力分布

Tab.1 Stress distribution on the femoral neck with different abduction angles of the hip joint

Position	Different abduction angle					
	0	10	15	20	25	30
Posterior	2760000	2380000	2120000	2030000	1830000	1680000
Posterolateral	1550000	2270000	2530000	3100000	3370000	3850000
Lateral	4450000	5670000	6060000	6810000	7130000	7640000
Anterolateral	2900000	3010000	2980000	3100000	3070000	3020000
Anterior	1280000	1300000	1470000	1430000	1560000	1600000
Anteromedial	4450000	5200000	5500000	5780000	5950000	6080000
Medial	7080000	7630000	7680000	7590000	8030000	8090000
Posteromedial	4340000	4300000	4120000	4240000	4100000	4040000

与动物实验、生物力学标本实验相比,有限元仿真具有实验条件容易控制、测量部位不受限制和分析指标全面等优点。早期有限元分析由于受三维重建技术、有限元网格划分技术和计算机性能等条件的限制,导致有限元模型比较粗糙、分析结果不准确等[7][8]。目前的有限元仿真在模型几何重建及单元材料性质上都有进一步的发展。

与以前的研究相比,本研究建立了逼真的股骨上段有限元模型,并且鉴于分析过程为小变形,近似地把股骨处理为线性材料进行有限元线性分析,结果比较可信。不过,本研究并未考虑髋关节部位其他组织如韧带、肌肉等对股骨重力传导的影响,因此,如何进一步提高本研究中有限元分析的质量,并根据分析结果选择合适的髋关节外展姿势指导临床治疗与康复,将是以后需要研究解决的问题。

#### 参考文献:

- [1]Fung YC. Biomechanical-mechanical properties of living tissue[M]. New York: Springer, 1993. 187-319.
- [2]何伟,袁浩,方斌,等. 中药对股骨头坏死修复愈合机制的探讨[J]. 医用生物力学, 2000, 15(3): 162-5.  
He W, Yuan H, Fang B, et al. A study on repairing mechanism of the femoral head necrosis treated with Chinese herb[J]. J Med Biomech, 2000, 15(3): 162-5.
- [3]张永飞,张义修. 股骨颈骨折术后股骨头坏死的力学因素[J]. 骨与关节损伤杂志, 2001, 16(4): 270-2.

Zhang YF, Zhang YX. Mechanical factors of femoral head necrosis after operation of femoral neck fracture[J]. J Bone Joint Injury, 2001, 16(4): 270-2.

[4]张美超, 赵卫东, 原林, 等. 建立数字化虚拟中国男性一号膝关节的有限元模型[J]. 第一军医大学学报, 2003, 23(6): 527-9.

Zhang MC, Zhao WD, Yuan L, et al. Three-dimensional reconstruction of the knee joint of digitized Virtual Chinese Male No.1 by finite element simulation[J]. J First Mil Med Univ/Di Yi Jun Yi Da Xue Xue Bao, 2003, 23(6): 527-9.

[5]许瑞杰, 李涤尘, 孙明林. 股骨颈骨折风固定方式的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2004, 19(2): 88-92.

Xu RJ, Li DC, Sun ML. FEA of different internal fixations for femoral neck fractures [J]. J Med Biomech, 2004, 19(2): 88-92.

[6]van Rietbergen B, Huiskes R. Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip: a study of stem length and proximal fixation[J]. J Arthroplasty, 2001, 16(8 suppl 1): 55-63.

[7]刘安庆, 张银光, 王春生, 等. 人股骨生物力学特性的三维有限元分析[J]. 西安医科大学学报, 2001, 22(3): 242-4.

Liu AQ, Zhang YG, Wang CS, et al. The three dimensional finite element analysis of the human femur[J]. J Xi'an Med Univ, 2001, 22(3): 242-4.

[8]桂鉴超, 周强, 顾湘杰, 等. 股骨质量对人工髋关节置换之影响的三维有限元分析[J]. 骨与关节损伤杂志, 2000, 15(3): 212-4.

Gui JC, Zhou Q, Gu XJ, et al. Three dimensional finite element modeling study of the effect of femoral quality on hip arthroplasty[J]. J Bone Joint Injury, 2000, 15(3): 212-4.