

## 髋关节置换的三维有限元分析\*

巩慧明<sup>1</sup> 侯亮<sup>1</sup> 叶桂峰<sup>2</sup>

**[摘要]** 目的 本文建立股骨髋关节置换有限元模型,并进行了静力学模拟计算,寻求假体的材料属性对髋关节置换后产生的影响。方法 运用逆向工程与有限元的基本概念和理论,采用医学专用的建模软件 mimics 读取原始的股骨 CT 图片的 dicom 格式,完成股骨三维重建,然后根据股骨髓腔几何解剖状态应用 CAD 软件设计个性股骨假体。在 ansys 中对两个模型进行有限元装配,进行接触耦合分析! 结果 建立了精确的股骨模型和设计了个性假体。利用 MIMICS 基于灰度值进行赋材质,实现股骨有限元模型材料正确的非均匀及各向异性描述。成功模拟了三种假体材料置换后股骨的应力。结论 三种材料中复合材料假体更接近人体生理环境,减弱了假体的应力遮挡,有利于力由假体传到到股骨上。为改进人工髋关节的设计、置换和提高人工髋关节寿命提供了一些有益的依据。研究表明这种假体设计和分析方法更为合理、可靠。

**[关键字]** 三维重建 ;mimics ;有限元装配 ;灰度值 ;耦合分析

**[中图分类号]** TB12

**[文献标识码]**A

Three-dimensional finite element analysis of hip joint replacement

Huiming Gong<sup>1</sup>, Liang Hou<sup>1</sup>, Gui Fengye<sup>2</sup> 1 .Department of Mechanical & Electrical Engineering of Xiamen University, Xiamen, 361005 2 .Zhongshan hospital Xiamen University 36100

**[Abstract]** Objectives In this paper, the finite element model of femur hip replacement is established, and the corresponding static analysis is carried out to get the effect which the different material properties impacts on hip replacement. Methods based on the basic conception and theory of Reverse engineering and finite element, the DICOM format of original CT data is read by MIMICS to reconstruct the femur 3D model. Based on the geometric anatomical state of hip medulla cavity, the individual femur prosthesis is designed by CAD software. Two models are assembled in the ansys to put up joint coupling analysis! Results the femur model is accurately constructed and the individual prosthesis is designed. The material assignment is applied by MIMICS based on gray scale; the finite element model material of femur is realized in unevenness and anisotropism. The femur stress is simulated after three different materials of the femur hip replacement. Conclusion the prosthesis by CFR/PSF is better in line with human physiological environment than the others, the stress shelter is weaken, it is better for stress to transfer the prosthesis to femur. The research offers some helpful bases for the design, replacement and life of artificial hip joint. And the results reveal that the method is more reasonable and reliable.

**[Key words]** 3D reconstruction;Mimics; Finite element assembling; Gray scale;Coupling analysi

### 1 引言

目前髋关节置换术所使用的假体大多为金属假体,假体松动是影响其远期疗效的主要并发症之一。究其原因传统金属假体弹性模量远远超过骨的弹性模量。即力学性能无法相容,不能创造一个较好的、接近生理状态的受力环境,力的传递途径也将发生根本的变化。置换后关节力通过假体传到股骨上,而不像生理关节,关节力

直接从股骨头透过骨小梁到股骨上。这样股骨上的应力将于生理应力有很大差异,这些差异会对假体设计有很大的影响<sup>[1,2]</sup>,由此产生应力遮挡、引起骨吸收、骨萎缩,最终导致假体松动。许多学者都进行了大量的研究试图解决这一问题的影响<sup>[3,4]</sup>。

本文应用有限元理论为基础,建立股骨和假体的有限元模型、在 ANSYS 里面有限元装配,建立耦合临近区方程,模拟了不同材质的金属假体对植入后髋关节的静力分析,分析不同材质的假体的应力遮挡率。初步探讨复合材料在全髋关节假体的应用前景,为今后对假体的设计和选

\*基金项目:福建省高等学校新世纪优秀人才支持计划资助

作者单位:1 厦门大学机电工程系,福建 厦门 361005, 2 厦门大学附属中山医院,福建 厦门 361005

材提供理论依据。假体研究流程图 1

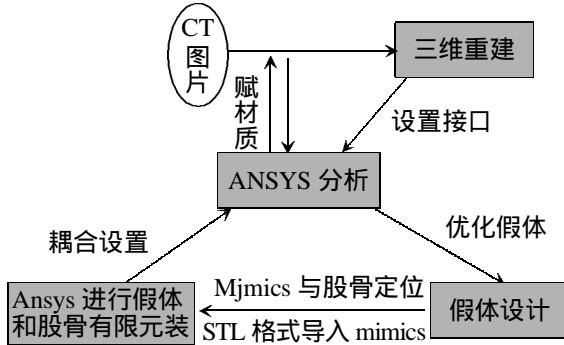


图1 假体分析流程



图3 赋材质后的股骨模型

## 2 材料和方法

### 2.1 股骨有限元模型的建立

标本选择 :一名 28 岁健康男性志愿者 ,身高 170cm ,体重 :65Kg ,作髌部 CT 扫描 ,550 张 ,层厚 1mm ,包括了整个股骨和少部分的髌骨、膝关节。首先 ,运用医学专用 MIMICS 软件导入原始的图像资料 (DICOM 格式)。接下来 ,设定阈值的上下界 ,采用底阈 226 ,最高阈 2093 ,生成一个股骨三维模型面网格划分导入 ANSYS 生成股骨的三维有限元模型。如图 2

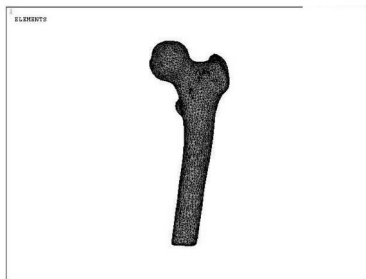


图2 股骨的有限元模型图

### 2.2 股骨的材料属性

为了利用 MIMICS 强大的赋材质功能 ,建立 ANSYS 与 MIMICS 之间的接口文件。通过通过他们之间的转换在最终得到在 ansys 中的赋材质的三维有限元模型。根据基于骨骼的灰度值得出的经验公式 ,此经验公式来自与 MIMICS 专用软件。

$$\text{Density} = -13.4 + 1017 * \text{Grayvalue}$$

$$\text{E-Modulus} = -388.8 + 5925 * \text{Density.}$$

更真实的实现了股骨内部材质属性。如图 3

### 2.3 假体模型的建立

在假体置换后力的传递途径由假体传递到股骨 ,力的传递途径发生重大改变。因此 ,在假体设计前期 ,任务是根据患者股骨结构形状和尺寸、骨髓腔的解剖状态和置换手术要求 ,并基于假体柄与股骨髓腔匹配和填满 (fit and fill) 假体球头与髌臼匹配等考虑 ,在计算机上对假体的结构及形状和尺寸进行虚拟设计与置换<sup>[5,6,7]</sup>。主要操作是调节灰度值 ,提取股骨的内轮廓线 ,在 mimics 应用测量工具多层测量内轮廓骨髓腔多个阶段层的半径 ,自下而上选取几段有代表性的骨髓腔半径 ,应用中心线多截面等混合方法在 CAE 软件中设计出解剖型假体 ,应用于有限元分析。(如图 4)



图4 假体模型

### 2.4 股骨和假体的装配

将建立的假体模型 STL 格式导入的 MIMICS 中 ,在 MIMICS 中把全髌关节置换要模拟的部位切除 ,再与假体进行布尔操作 ,像手术一样把股骨里面的骨髓和松质骨去除 ,确保假体和需要置换的股骨位置的精确性。然后分析网格划分后导入 ANSYS 进行体网格转化 ,最后在 ANSYS 里面完成有限元的装配。如图 5

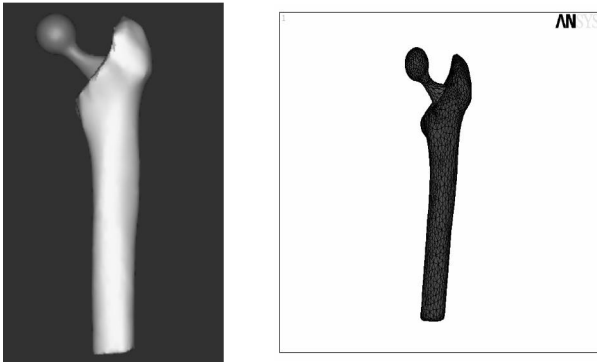


图5 股骨和假体在MIMICS和ANSYS的装配

### 3 分析与结果

#### 3.1 边界条件

在置换后的模型中,股骨与假体界面被认为结合良好,采用自由度耦合处理,利用临近区约束方程。建立假体上的单元与股骨上的节点为自由度约束方程,需要特别指出的是这种假设是理想化的。举例如下

```
CONSTRAINT EQUATION NO. 2 HAS 11 TERMS. CONSTANT= 0.000000
NODE= 29016 DIR= UY COEFFICIENT= -1.000000
NODE= 7756 DIR= UY COEFFICIENT= 0.5305962
NODE= 7757 DIR= UY COEFFICIENT= 0.3194277
NODE= 497 DIR= UY COEFFICIENT=-0.9443413E-01
NODE= 7758 DIR= UY COEFFICIENT=-0.1239890
```

在忽略股骨前倾角影响的前提下,简化加载条件,模拟正常人体体重650N双足站立静止条件下对单肢进行有限元分析,分析股骨和假体的受力和变形情况。将模型按照正常人体力线放置使模型股骨干与纵轴成15度角<sup>[8]</sup>。对股骨远端全约束,垂直加载集中载荷在假体头上面。如图6

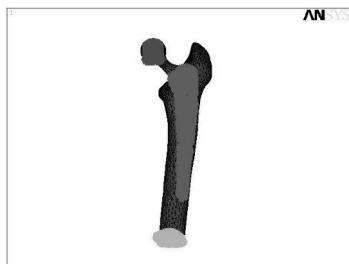


图6 模型受力简化分析图

#### 3.2 分析结果

首先取三种假体置换后股骨的应力图和正常股骨进行比较。假体的材料属性<sup>[9,10]</sup>表一,求解后应力模型如图7,8,9和正常股骨应力图10

表1 三种假体的材料属性

假体材料	弹性模量(Gpa)	松柏比
钴铬钼合金	210	0.3
复合材料	46.9	0.318
钛合金	110	0.3

求解后股骨上的应力分别如下图

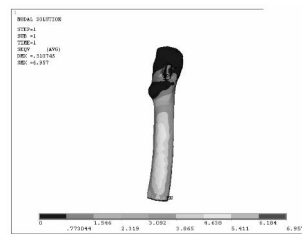


图7 钴铬钼合金假体

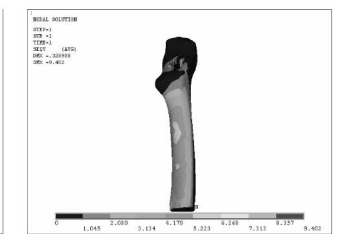


图8 钛合金假体置换后的股骨

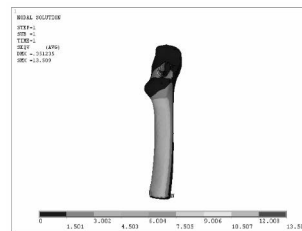


图9 复合材料置换后的股骨

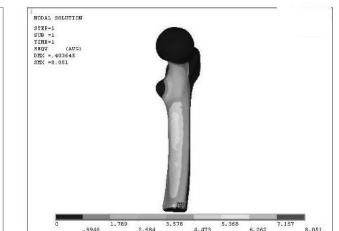


图10 正常股骨的应力

#### 3.3 结果讨论

很明显假体置换后出现了应力遮挡,为了具体评价置换后的应力遮挡现象,本研究比较了置换前后股骨VonMises应力水平。显然,在股骨的近端和中部都发生了明显的应力遮挡现象。应力遮挡率表达式为:

$$\eta = 1 - \frac{\sigma}{\sigma_0} \times 100\%$$

式中  $\sigma$  为关节置换后股骨的应力,  $\sigma_0$  为完整股骨的应力。

置换后的股骨近端三个位置想比较。分别计算钴铬钼合金,钛合金和复合材料假体置换后的选取股骨近端小转子右侧,应力遮挡率为56.8% 41.6% 36.6%;小转子右下方30mm应力遮挡率分别为42% 28.4% 22.8%;对应完整股骨中下部应力集中区内外侧的遮挡率分别为32.8% 21.1% 10.2%。由数据可以得出在股骨中下端股骨的应力遮挡率会减小,在股骨远端部位置置换后的股骨应力会高于完整股骨应力水平与匡光志<sup>[11]</sup>等研究相似他们通过实验测量了置换后股骨上的应力水平,结果表明股骨近端及中部应力下降,远端应力升高。

很明显低弹性模量的复合材料假体置换后置换后,股

骨近端应力很明显高于其他高弹性模量材料,相对减小了应力遮挡。符合临床上普遍因假体的弹性模量过高而易产生应力遮挡,而应力遮挡必定会引起骨吸收和骨萎缩。正如 Huiskes<sup>[12]</sup>认为弹性模量越高,应力遮挡越大,骨吸收越多。有关低弹性模量材料假体与高弹性模量材料假体对骨吸收影响的一系列研究显示,前者比后者可减少30%~50%骨吸收<sup>[13]</sup>。

#### 4 结论

与以前的研究相比,本研究重新建立了逼真的股骨有限元模型。准确有效的利用CT图像中包含的有用信息对于个性化假体设计、降低髌部关节置换术后由于种种原因出现的骨组织再吸收导致的假体松动是很重要和关键的。并且鉴于分析变形过程为小变形,可以近似用线性分析代替非线性分析,结果也是比较可信。

通过对股骨的三维有限元模型重建和假体的设计,比较近似模拟三种不同材质假体的髌关节置换后股骨上产生的形变。得出以下结论:

分析得出复合材料假体置换后,股骨上应力更大,从而得出相对其他材料更能够有效地将载荷向股骨传递,从而能够增强假体的抗疲劳能力。这一分析结果同俞能宝等分析结论一致。

研究工程股骨的精确建模到个性假体的设计, mimics布尔运算,划分面网格到再到ansys转化体网格,最后在ansys有限元装配,耦合接触分析,说明这种方法是简洁可行的。这种方法总结有以下优点:

运用基于医学图像通讯标准(DICOM)存储格式的图片处理软件,建模方法优点是建模时间短,无需复杂的转换,模型更精确。是目前建立骨骼有限元模型一个非常好的方法。

基于骨骼的灰度值赋材质保证了股骨复杂材质属性的精确性。实现股骨有限元模型材料正确的非均匀性的描述。使在接触有限也分析状态下得到的股骨应力分布更近真实,利用mimics做到了一些在ansys软件中无法直接实现的功能,为更有效地研究髌关节的特性做了有益的尝试

我们采用三维有限元分析方法,来探讨不同材料假体人工髌关节置换术后骨界面应变分布规律,为临床全髌置换提供力学参数。在一定程度上代替了生物力学实验并能够对实验条件进行控制和模拟人体的力学生物情况但仍有不足。由于单元格组成的网格并不能精确代表骨的形态,单元格的弹性模量并不能精确代表骨内力学性能的分部情况,对它进行精确的分析是十分困难的,计算的应

力值不能真正反映实际情况。但形变和应力水平及分布随材料及几何参数的改变而变化的趋势是值得参考的。<sup>[14]</sup>

#### 参考文献

- [1] Man KA, Bartel DL, Wright TM, Coulomb frictional interfaces in modeling cemented to replacements: a more realistic model. *J Biomech* 1995;28:1067.
- [2] Munting E, Verhelpen M. Fixation and effect on bone strain pattern of a stem prosthesis. *J Biomech* 1995;28:949
- [3] 俞能宝,董天华,孙俊英. 复合材料股骨头假体三维有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2001;16(3):155.
- [4] 肖嵩华,郭义柱,张伯勋等. 人工全髌关节置换术后股骨应力变化的有限元分析[J]. *军医进修学院学报*, 2003;24(2):155.
- [5] MARCO VICECONTI, DEBORA TESTI, MONICA SIMEO-NI, et al. An Automated Method to Position Prosthetic Components Within Multiple Anatomical Spaces[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2003, 70: 121-127.
- [6] 刘建国,马卫华. 计算机辅助股骨近段髓腔结构三维重建及个性化股骨假体设计[J]. *骨与关节损伤杂志*, 2003;18(2):107-110.
- [7] 王震宇,戴克戎. 股骨距与股骨上段有效髓腔的几何形态学研究[J]. *中华骨科杂志*, 1994;14(7):436-440.
- [8] Visuri T, Hietaniemi K. Displaced stress fracture of the femoral shaft: a report of Three cases. *Mil Med*, 1992;157:325-327.
- [9] 李伟,陆皓,孙康,等. 复合材料与金属材料髌关节假体应力分布的三维有限元分析[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2005;3(2):1-4.
- [10] 谢建荣. 人工髌关节不同材料假体对骨界面的应力分布研究[D]. 福建中医学院, 2007.
- [11] 匡光志,余楠生,白波. 全髌置换前后假体周围骨的应力变化. *现代临床医学生物医学工程杂志*, 2002;8(4):266-271.
- [12] Rik Huiskes, Harrie Weinans, Bert Van Riethergen. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin OrthoP(J)*, 1992;274:12.
- [13] Bobyn J D, Mortimer ES, Glassman AH, et al. Producing and avoiding stresses shielded. *Clin OrthoP(J)*, 1992;274:79-96.
- [14] 李永丰,杜伟明,王以进,等. 人工髌关节设计中颈长颈角对应力分布的影响. *上海大学学报(J)*, 1997;3(1):44.

[作者简介] 巩慧明, 厦门大学机电工程系 硕士研究生, 研究方向: 有限元, 生物力学。

[通讯作者] 侯亮, 教授, 博士, 研究方向: CAD/CAE, 先进制造等。

(收稿日期: 2008-08-24)