

DOI: 10.3969/j.issn.1005-8982.2017.28.015
文章编号: 1005-8982 (2017) 28-0078-04

老年患者人工股骨头置换的三维有限元分析

李恩琪¹, 赵喆², 张金利²

(1. 天津医科大学, 天津 300070; 2. 天津市天津医院 创伤骨科, 天津 300211)

摘要: 目的 对人工股骨头置换治疗的老年股骨转子间不稳定骨折有限元模型进行生物力学分析。

方法 对 1 名健康老年男性志愿者左侧股骨行螺旋 CT 断层扫描后将数据导入 Mimics14.0 软件得到股骨实体, 获得左侧股骨转子间不稳定骨折模型。根据 AML 生物型假体及 Muller 骨水泥假体的设计参数, 制作 AML 普通柄、加长柄及骨水泥柄模型, 并植入骨折模型中模拟 3 种不同材料的人工股骨头置换术。将人工股骨头置换模型与正常股骨模型导入 Ansys13.0 软件中, 对各部分材料赋值后加载负荷并作应力分析。**结果** 正常股骨自近端至远端不断增加, 并于中下段达到峰值。人工股骨头置换后并未改变股骨总体的应力趋势, 同样是由近端到远端逐渐增加, 应力集中部位为全长股骨中段, 但股骨近端的受力小于正常股骨, 同时股骨上最大等效应力增加。3 种假体受力集中部位均为骨髓腔峡部与假体连接处, 假体的最大等效应力相近; 3 种假体对股骨受力的影响趋势相同, 但加长柄对股骨下端应力的改变小于普通柄, 股骨的最大等效应力由高到低依次为加长柄、普通柄和骨水泥柄。**结论** 人工股骨头置换术用于 Tronzo-Evans IV 型股骨转子间不稳定骨折可提高股骨的最大等效应力。

关键词: 股骨转子间骨折; 人工股骨头置换; 有限元分析

中图分类号: R683

文献标识码: A

Finite element analysis of arthroplasty for unstable femoral intertrochanteric fractures in senile people

En-qi Li¹, Zhe Zhao², Jin-li Zhang²

(1. Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China; 2. Department of Traumatic Orthopedics, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China)

Abstract: Objective To explore the biomechanical property of arthroplasty for unstable intertrochanteric fractures in the elderly through finite element analysis. **Methods** A healthy male volunteer was chosen and given spiral CT to his left femur. The 3D bone substance was obtained after the data were imported into Mimics 14.0. Then unstable intertrochanteric fracture model was obtained by the segmentation and other operation. According to the parameters of the prosthesis and the anatomical data of the femur, conventional type, lengthening type and cement prosthetic replacement models were obtained. The force situations were compared among the 3 prosthetic replacement models and normal femur model. **Results** The force situations were similar in both sides of the normal femur; the force was increased from proximal to distal femur and reached its peak in the middle and lower segment. The force distribution of the artificial femoral head replacement models was similar as the normal femur and the force peaks were located in the middle segment; the force of the proximal femur in the artificial femoral head replacement models was smaller than that in the normal femur, and the maximum equivalent stress on femur increased in the artificial hip prosthesis. The maximum equivalent stress on femur of the cement prosthetic replacement model (43.2 Mpa) was smaller than that of the conventional type (46.1 MPa) and the lengthening type (47.2 MPa) prosthetic replacement models. **Conclusions** The force distribution of artificial femoral head replacement models is similar to that of normal femur. It can provide stability in early postoperative period.

Keywords: femoral intertrochanteric fracture; artificial femoral head replacement; finite element analysis

收稿日期: 2017-04-21

[通信作者] 张金利, Tel: 022-60910336

合并骨质疏松的老年股骨转子间骨折多为不稳定骨折, 治疗难度大^[1]。尽管目前临床上用于治疗股骨转子间骨折的材料种类繁多, 仍缺少临床公认的生物力学数据, 在选择上尚存在争议^[2]。由于髋关节解剖结构较为复杂, 建模相对困难, 以往对股骨转子间不稳定骨折行生物力学分析具有一定难度。然而随着科技的发展, 三维有限元模型因其方便性、实用性和有效性逐渐应用于医学领域的生物力学分析中^[3]。本研究旨在分析 3 种不同材料人工股骨头置换模型的生物力学性质, 现报道如下。

1 资料与方法

1.1 研究对象

本研究经天津市天津医院医学伦理委员会同意, 选取 1 名健康男性志愿者, 68 岁, 身高 173 cm, 体重 70 kg。无股骨部位、髋关节疾患及手术史, 该志愿者已签署知情同意书。

1.2 三维有限元建立

对该志愿者左侧股骨行平扫螺旋电子计算机断层扫描 (computed tomography, CT) (美国 GE 公司), 后将图像导入 Mimics14.0 软件, 依据不同组织灰度值的不同构建正常股骨模型。再将其以点云文件格式导入 MIMICS 有限元分析软件 (比利时 Materialise 公司) 中, 处理后得到左侧股骨实体模型 (见图 1)。根据 Tronzo-Evans 分型和髋关节置换术标准股骨颈截骨方法分割股骨转子间, 得到 Tronzo-Evans IV 型股骨转子间骨折 (见图 2)。根据天津市天津医院实际手术中所用髓腔解剖交锁假体 (anatomic medullary locking, AML) 生物型假体 (美国 Depuy 公司) 及 Muller 骨水泥假体 (英国施乐辉公司) 的产品信息, 重建 AML 普通柄、加长柄及骨水泥柄模型, 将其装配于股骨骨折模型上得到 3 种人工股骨头置换模型 (见图 3~5)。各部分建模节点和单元见表 1。

1.3 材料属性

本研究设定骨组织、假体及配套的钢丝均为连续

介质, 参考相关文献 [4] 对材料进行赋值。见表 2。

1.4 边界条件及载荷设置

假设骨水泥与假体, 骨水泥与股骨间在载荷过

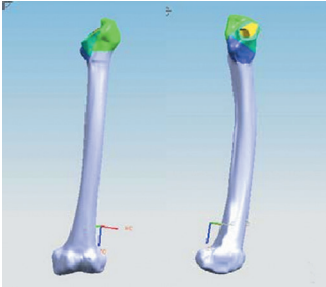


图 2 Tronzo-Evans IV 型股骨转子间骨折

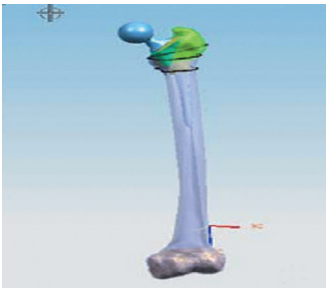


图 3 普通柄股骨头置换模型

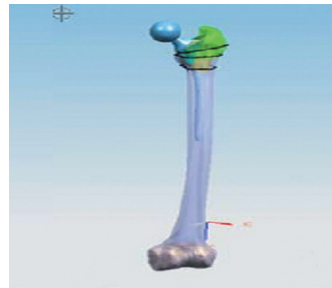


图 4 加长柄股骨头置换模型

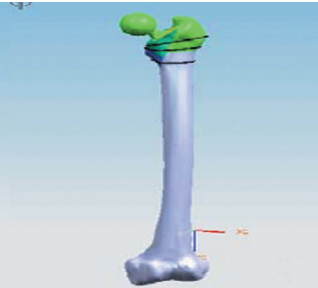


图 5 骨水泥型股骨头置换模型

表 1 各部分建模节点和单元数

部分	节点	单元
股骨	109 474	88 986
普通柄假体	10 350	8 750
加长柄假体	14 350	11 105
骨水泥假体	12 430	10 800



图 1 左侧股骨实体模型

程中无相对位移；皮质骨与松质骨间为面面接触，在载荷过程中无活动。本研究为分析 70 kg 成年人单足着地或缓慢行走时的一侧股骨受力，股骨头承受的关节力为 $J=1\,599\text{ N}$ ，方向向下与垂直方向成 $\phi=25.5^\circ$ ，作用于球体中心；臀部肌群肌力向上与垂直方向成 $\theta=30.6^\circ$ ， $N=1\,040\text{ N}$ ；髂胫束肌力 $R=170\text{ N}$ 。见图 6。

1.5 观察指标

①正常股骨模型受力分布及最大等效应力；②3 种人工股骨头置换模型整体受力分布及最大等效应力；③3 种假体及对应股骨受力分布及最大等效应力。

表 2 股骨各部位及人工股骨头有限元材料属性

分类	单元类型	弹性模量 /MPa	泊松比
皮质骨	8 节点线性实体单元	15 100	0.3
松质骨	8 节点线性实体单元	445	0.22
金属假体	8 节点线性实体单元	210 000	0.3
钢丝	8 节点线性实体单元	210 000	0.3
水泥	8 节点线性实体单元	2300	0.3

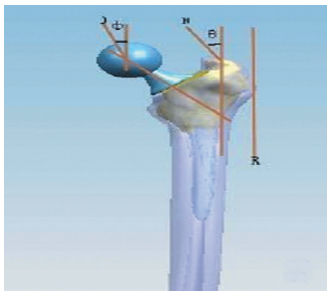


图 6 70 kg 成年人单足着地、缓慢行走状态下股骨受力

2 结果

正常股骨两侧应力基本一致，自近端至远端不断增加，并于中下段达到峰值，Tronzo-Evans IV 型转子间骨折股骨的应力明显降低。与术前相比，置换后股骨上段及股骨小转子应力明显下降。人工股骨头置换后并未改变股骨总体的应力趋势，同样是由近端到远端逐渐增加，应力集中部位为全长股骨中段，但股骨近端的受力小于正常股骨，同时股骨上最大等效应

表 3 不同材料关节置换后股骨与假体的最大等效应力比较 MPa

部位	正常股骨模型	Tronzo-Evans IV 型转子间骨折股骨	普通柄股骨头置换模型	加长柄股骨头置换模型	骨水泥型股骨头置换模型
股骨	42.5	24.6	46.1	47.2	43.2
假体	-	-	89.0	89.3	88.3

力增加。3 种假体受力集中部位均为骨髓腔峡部与假体连接处，假体的最大等效应力相近；3 种假体对股骨受力的影响趋势相同，股骨的最大等效应力由高到低依次为加长柄、普通柄和骨水泥柄。见表 3 和图 7~10。

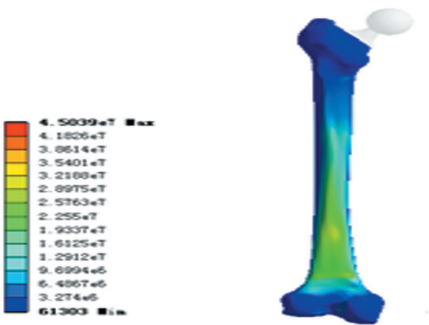


图 7 正常股骨应力分布

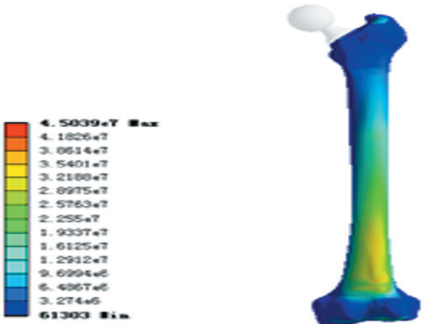


图 8 普通柄股骨头置换模型应力分布

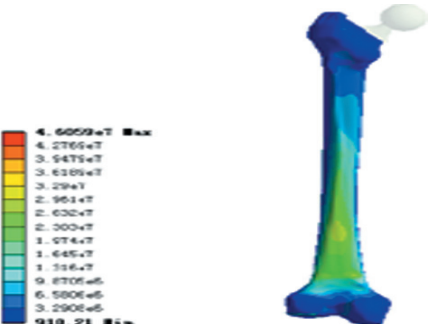


图 9 加长柄股骨头置换模型应力分布

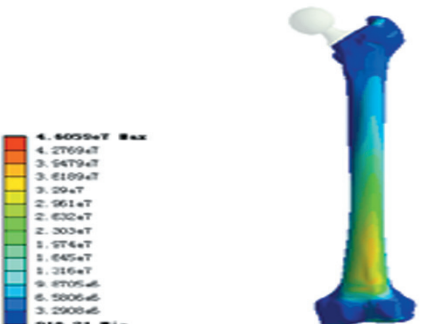


图 10 骨水泥型股骨头置换模型应力分布

3 讨论

股骨转子间骨折约占髋部骨折的 45%,随着人类平均寿命的不断递增和骨质疏松症的增加,其发病率逐渐上升^[5]。临床上超过 90% 的股骨转子间骨折发生于 65 岁以上老年人,约 35% ~ 40% 为不稳定骨折,且病死率较高,仅 1/3 的患者能恢复至伤前水平^[6]。股骨转子间骨折的手术治疗主要分为内固定和人工关节置换两大类,前者根据内固定物不同可分为滑动加压螺钉加侧方接骨板 [Richards 钉、动力髋螺钉 (dynamic hip screw, DHS)、动力髁螺钉 (dynamic condylar screw, DCS) 等] 和髓内固定 (Ender 针、带锁髓内针、Gamma 钉、PFN 等)。然而高龄患者往往伴有不同程度的骨质疏松,内固定术对内固定物的放置位置要求较高,临床上经常出现因把持内固定物的股骨头颈部骨质不够坚硬造成内固定术失败需 2 次手术的情况。此外,人工髋关节置换可获得即刻稳定,允许患者早期下地,避免了因长期卧床导致的并发症。因此,越来越多学者认为,对于高龄、骨质疏松、粉碎性或预测内固定失败的股骨转子间骨折,应首选髋关节置换术^[7]。骨水泥型与生物型假体是髋关节置换术常用的 2 种材料,针对术后股骨整体稳定性尚缺乏生物力学数据,因此在选择上存在争议^[8]。随着科技的发展、数据处理能力的提高,三维有限元分析因其方便性、实用性和有效性逐步应用于医学领域的力学分析中,在评估骨折内固定后的应力分布具有独特优势^[9-10]。

从本次研究的结果来看,正常股骨两侧应力基本一致,自近端至远端不断增加,并于中下段达到峰值。人工股骨头置换后并未改变股骨总体的应力趋势,同样是由近端到远端逐渐增加,应力集中部位为全长股骨中段,但股骨近端的受力小于正常股骨,同时股骨上最大等效应力增加。3 种假体受力集中部位均为骨髓腔峡部与假体连接处,假体的最大等效应力相近;3 种假体对股骨受力的影响趋势相同,股骨的最大等效应力由高到低依次为加长柄 (47.2 MPa)、普通柄 (46.1 MPa) 和骨水泥柄 (43.2 MPa)。尽管与普通柄相比,加长柄对股骨下端应力的改变小于普通柄,但假体长度越大,手术难度越高,同时对患者的损伤也较大,综合评估下其力学上的优势并不明显。通过本

次实验,笔者总结有限元模型分析人工股骨头置换模型的生物力学特性具备以下 2 个优点:①依托正常股骨 CT 数据建模,比以往的模型更逼真,数据更加可靠,特别是在松质骨和皮质骨的界限上较以往的模型更加明显;②本实验制备的 Tronzo-Evans IV 股骨转子间骨折模型及人工股骨头置换后的模型与现实情况基本一致,并可旋转进行多角度的观察。本研究主要不足为未将老年患者骨质疏松因素考虑在内,不同程度骨质疏松是否对受力情况产生影响尚需进一步探究。

综上所述,对于老年股骨转子间不稳定骨折,生物型和骨水泥型假体不会对股骨整体应力分布产生显著影响,可在重建初期提供良好稳定性,在具体选择时应综合考虑患者的经济情况、个人意愿以及并发症风险。

参考文献:

- [1] 王永胜,黄炳生,陈立安,等.人工股骨头置换治疗高龄严重股骨转子间骨折的疗效[J].中国老年学杂志,2015,35(1):168-170.
- [2] 汪阳,吴永超.PFNA-II 内固定术与人工股骨头置换治疗高龄老年人不稳定型转子间骨折的疗效比较[J].临床急诊杂志,2015,16(1):28-31.
- [3] 吕勇献,杜增峰.PFNA 固定与人工股骨头置换治疗老年股骨转子间骨折的疗效比较[J].临床医学研究与实践,2017,2(5):60-61.
- [4] 周胜虎,甄平,李旭升,等.生物型 FHR 与 PFNA 治疗高龄股骨粗隆间骨折疗效观察[J].中国矫形外科杂志,2017,24(6):487-491.
- [5] 郭新庆,赵为民,周海洋,等.骨质疏松股骨转子间不稳定型骨折人工股骨头置换的三维有限应力分析[J].中国组织工程研究,2016,20(9):1261-1267.
- [6] 吕大伟,苏琴,姚咏明,等.老年人股骨颈骨折股骨头置换术中短柄假体的有限元分析[J].创伤外科杂志,2015,17(2):138-140.
- [7] 汤岱,李博.人工股骨头置换术与动力髋螺钉内固定术治疗老年转子间骨折的临床随机对照研究[J].四川医学,2016,37(2):192-195.
- [8] 赵尹松,籍剑飞,黄伟,等.微创人工股骨头置换术治疗老年人股骨颈骨折分析[J].浙江创伤外科,2017,24(1):121-122.
- [9] 郭新庆,赵为民,周海洋,等.骨质疏松股骨转子间不稳定型骨折人工股骨头置换的三维有限应力分析[J].中国组织工程研究,2016,20(9):1261-1267.
- [10] 唐国能.不稳定型骨质疏松性股骨粗隆间骨折手术治疗进展[J].临床合理用药杂志,2017,10(12):175-176.

(张蕾 编辑)