

治疗股骨转子间骨折时头颈拉力螺钉不同置入位置的有限元计算

王冬冬¹, 高峰², 程杰平², 苗巍巍², 徐春华², 朱伟民¹ (¹吉林大学机械科学与工程学院, 吉林省长春市 130022; ²吉林大学第二医院骨科医院, 吉林省长春市 130041)

文章亮点:

- 1 文章创新性地通过有限元计算, 验证股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉不同置入位置的生物力学性能, 从而在股骨转子间骨折治疗时选择适当头颈拉力螺钉置入位置, 从而指导股骨近端髓内钉置入以减少术后并发症的发生。
- 2 试验结果显示, 2枚头颈拉力螺钉置入股骨颈中下 1/3 处时, 生物力学性能更好, 结构相对更稳定, 受力更合理, 在临床中具有重要的参考价值。

关键词:

植入物; 数字化骨科; 股骨转子间骨折; 股骨近端髓内钉; 有限元分析; 三维模型; 生物力学; 国家自然科学基金

主题词:

股骨骨折; 有限元分析; 成像, 三维; 生物力学

基金资助:

国家自然科学基金资助项目(11072087); 吉林省自然科学基金资助项目(201115023)

摘要

背景: 课题组总结发现, 股骨转子间骨折股骨近端髓内钉置入内固定治疗后出现髓内翻的病例中, 除小部分由于股骨转子部粉碎性骨折和个别存在复位问题之外, 绝大多数出现并发症的患者术后复查 X 射线片可见, 2枚头颈拉力螺钉位置均位于股骨颈中上部。

目的: 通过有限元计算, 验证股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉不同置入位置的生物力学性能, 从而指导股骨近端髓内钉置入以减少置入后并发症的发生。

方法: 利用 MIMICS 中的布尔运算将股骨近端髓内钉置入骨折模型, 建立三维模型。实验分为 2 组: 中下组股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉置于股骨颈中下 1/3 处; 中上组股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉置于股骨颈中上 1/3 处。利用有限元软件计算头颈拉力螺钉于不同方向置入时股骨及股骨近端髓内钉的应力分布情况。

结果与结论: 骨折断端应力分布结果显示, 中下组小转子处所受压应力小于中上组, 并且中下组股骨近端髓内钉各钉所受最大应力平均值大于中上组。骨折断面张开角测量结果显示, 加载后中下组骨折断面张开角小于中上组。载荷与位移关系分析结果显示, 加载后中下组股骨上部合位移动小于中上组。说明 2枚头颈拉力螺钉置入股骨颈中下 1/3 处时, 生物力学性能更好, 结构相对更稳定, 受力更合理, 在临床中具有重要的参考价值。

王冬冬, 高峰, 程杰平, 苗巍巍, 徐春华, 朱伟民. 治疗股骨转子间骨折时头颈拉力螺钉不同置入位置的有限元计算[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(17):2667-2672.

Finite element calculation of head and neck lag screws in different placement positions for intertrochanteric fracture

Wang Dong-dong¹, Gao Feng², Cheng Jie-ping², Miao Wei-wei², Xu Chun-hua², Zhu Wei-min¹ (¹College of Mechanical Science & Engineering, Jilin University, Changchun 130022, Jilin Province, China; ²Hospital of Orthopedics, Second Hospital, Jilin University, Changchun 130041, Jilin Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Our team summarized and found that in addition to a small part due to the intertrochanteric comminuted and individual existence of the reset problem in the postoperative cases of coxa vara, radiograph of the vast majority of patients with complications after review revealed: two head and neck lag screws were positioned in the upper and middle femoral neck.

OBJECTIVE: To verify the biomechanical properties of lag screws in different points of the neck of proximal femur using finite element calculation so as to guide the implantation of proximal femoral intramedullary nail and to reduce the occurrence of complications.

METHODS: Three dimensional models of fracture undergoing intramedullary nail implantation in the proximal femur were established by using Boolean operation in MIMICS. This experiment contained two groups: in the lower and middle group, the lag screw was placed in the 1/3 lower and middle neck of femur; in the upper and middle group, the lag screw was placed in the 1/3 upper and middle neck of femur. The stress distribution of femur and proximal femoral intramedullary nail was calculated using finite element software when lag screw was implanted at different directions.

王冬冬, 男, 1986年生, 山西省阳泉市人, 汉族, 吉林大学机械科学与工程学院在读硕士, 主要从事生物力学方面的研究。

通讯作者: 苗巍巍, 博士, 主治医师, 吉林大学第二医院骨科医院, 吉林省长春市 130041

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.17.008
<http://www.crter.org>

中图分类号:R318

文献标识码:A

文章编号:2095-4344

(2014)17-02667-06

稿件接受: 2014-02-05

Wang Dong-dong, Studying for master's degree, College of Mechanical Science & Engineering, Jilin University, Changchun 130022, Jilin Province, China

Corresponding author: Miao Wei-wei, M.D., Attending physician, Hospital of Orthopedics, Second Hospital, Jilin University, Changchun 130041, Jilin Province, China

Accepted: 2014-02-05

RESULTS AND CONCLUSION: Results of the stress distribution of the fracture broken ends showed that the stress of the small trochanter was less in the lower and middle group than that in the upper and middle group. Moreover, mean value of maximal stress of intramedullary nail in the proximal femur was larger in the lower and middle group than that in the upper and middle group. Results of the opening angle of the fracture surface demonstrated that the opening angle of the fracture surface after loading was smaller in the lower and middle group than that in the upper and middle group. Analysis results of the relationship between load and displacement displayed that the total displacement of the top of the femur after loading was smaller in the lower and middle group than that in the upper and middle group. These results confirmed that two head and neck lag screws in the 1/3 lower and middle femoral neck showed perfect biomechanical property, stable structure, and reasonable stress, which has important reference values in the clinic.

Subject headings: femoral fractures; finite element analysis; imaging, three-dimensional; biomechanics

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 11072087; the Natural Science Foundation of Jilin Province, No. 201115023

Wang DD, Gao F, Cheng JP, Miao WW, Xu CH, Zhu WM. Finite element calculation of head and neck lag screws in different placement positions for intertrochanteric fracture. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2014;18(17):2667-2672.

0 引言 Introduction

发生在大转子和小转子中间部位的骨折, 称为股骨转子间骨折^[1-3]。股骨转子间骨折在老年髋部骨折中最为常见, 约占老年髋部骨折的45%^[4]。股骨转子间骨折多由间接暴力和直接暴力损伤产生。该骨折的解剖学特点是骨折线位于髋关节囊外, 经由大转子至小转子下方, 有时小转子会伴有劈裂。转子间部位的骨质多为松质骨, 老年时这一部位多骨质疏松, 故易发生骨折。因患者年龄普遍偏大, 常伴有不同程度的骨质疏松, 故容易造成严重的粉碎性骨折。由于股骨转子间部位的血液供应丰富, 骨折愈合较容易。其主要问题是术后容易发生髓内翻, 造成畸形连接。术后由于承重线的改变, 在后期可能会引起患肢创伤性关节炎。

股骨转子间骨折发生在股骨近端, 由于骨折位置及结构的特殊性, 用保守治疗和局部外固定的治疗方法风险较大。如今, 治疗转子间骨折的理想疗法是手术治疗, 能够有效避免畸形愈合、长期卧床等并发症。股骨转子间骨折患者外伤后经常会伴有肿胀、疼痛和功能障碍等症状。严重患者远侧骨折夹角可达90°外旋。由于患者以老年人居多, 伤后伴有髋部疼痛, 不能正常站立或行走。

在临床上, 治疗股骨转子间骨折具有一定的挑战:

①股骨转子间骨折患者多伴有严重的骨质疏松和较多的内科疾病, 提高了麻醉和手术风险。②股骨转子间骨折的分类方法较多, 将复杂的转子间骨折准确分类较难。③治疗转子间骨折的方法及固定材料较多, 在选择上比较困难。

近几年, 课题组和某医院骨科中心合作, 用股骨近端髓内钉治疗了数百例病例, 总结并发现, 术后出现髓内翻的病例中, 除小部分由于股骨转子部粉碎性骨折和个别存在复位问题之外, 绝大多数出现并发症的患者术后复查X射线片可见, 2枚头颈拉力螺钉位置均位于股骨颈中上部。

文章通过有限元计算, 验证股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉不同置入位置的生物力学性能, 从而在手术治疗股骨

转子间骨折时选择适当头颈拉力螺钉置入位置, 从而指导股骨近端髓内钉置入以减少术后并发症的发生。

1 材料和方法 Materials and methods

设计: 三维有限元分析。

材料: 人体股骨CT数据、MIMICS、ABAQUS。股骨近端髓内钉, 生物相容性良好。

分组: 将实验标本分为2组: 一组是中下组, 一组是中上组。中下组股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉置于股骨颈中下1/3处; 中上组股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉置于股骨颈中上1/3处, 见表1。

表1 分组
Table 1 Group management

组别	对照组 1	对照组 2	对照组 3
中下组	中下 1	中下 2	中下 3
中上组	中上 1	中上 2	中上 3

方法:

三维有限元模型的建立: 利用CATIA软件, 按照某医院提供的股骨近端髓内钉, 建立股骨近端髓内钉三维模型, 将各模型转化为stl格式导入MIMICS。具体尺寸为: 髓内钉杆长240 mm, 近端直径为17 mm, 头颈拉力螺钉直径为6.5 mm, 颈干角为125°。利用MIMICS将人体股骨CT数据通过计算转化成三维模型, 并且造成A1.1型转子间骨折。利用MIMICS中的布尔运算将股骨近端髓内钉置入骨折模型, 其中一组使股骨近端髓内钉中的头颈拉力螺钉位于股骨颈中上1/3处, 另一组使股骨近端髓内钉中的头颈拉力螺钉位于股骨颈中下1/3处, 对各模型进行编号(图1A, B)。

网格的划分: 首先在MIMICS中分别对骨折模型和股骨近端髓内钉划分面网格, 划分面网格的具体参数见表2。然后将划分完面网格的模型导入ABAQUS中划分体网格, 各模型体网格数见表3。

划分完体网格后模型见图1C。

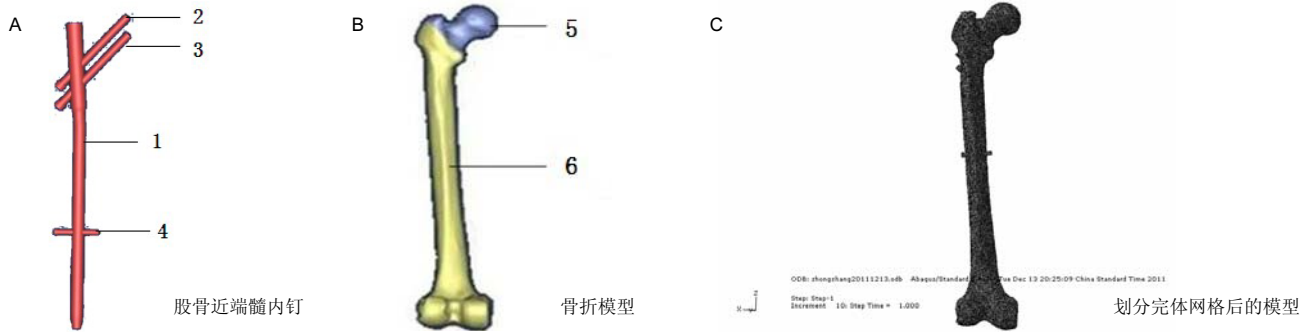


图1 三维有限元模型建立及网格划分

Figure 1 Establishment and mesh generation of three-dimensional finite element models

图注: 首先在 MIMICS 中分别对骨折模型和股骨近端髓内钉划分面网格, 然后将划分完面网格的模型导入 ABAQUS 中划分体网格。

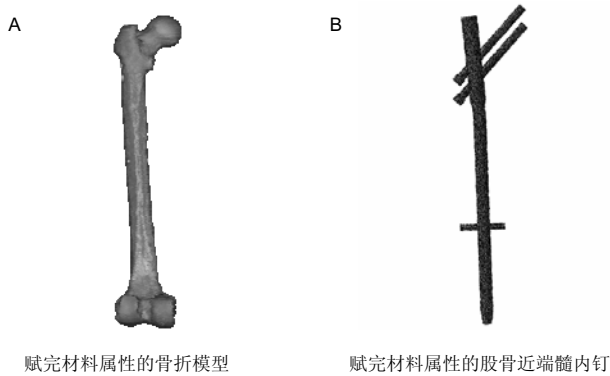


图2 赋完材料属性的各模型

Figure 2 Each model of attributing material property

图注: 在 MIMICS 中的 FEA 模块下根据密度与灰度的关系公式对骨折模型赋材料属性。

表2 设置面网格参数

Table 2 Parameters of setting surface grids

项目	5号	6号	1号	2号	3号	4号
质量阈值	0.3	0.3	0.25	0.25	0.3	0.25
最小边缘长度	1.6	1.6	1.4	1.4	1.4	1.4
最大边缘长度	2.0	2.0	1.6	1.6	1.6	1.6

表注: 在 MIMICS 中分别对骨折模型和股骨近端髓内钉划分面网格。

表3 各模型体网格数

Table 3 Number of fitted mesh of each model

组别	5号	6号	1号	2号	3号	4号
中下组						
中下1	96 657	246 194	69 274	51 933	51 579	9 307
中下2	101 524	420 854	94 539	24 795	25 863	8 529
中下3	137 996	318 226	56 161	25 019	25 856	8 484
中上组						
中上1	82 566	267 184	60 129	20 634	20 807	7 884
中上2	99 662	402 507	119 696	24 973	26 032	8 478
中上3	114 930	369 901	77 891	23 399	23 385	7 781

表注: 将划分完面网格的模型导入 ABAQUS 中划分体网格。

材料属性: 在 MIMICS 中的 FEA 模块下根据密度与灰度的关系公式对骨折模型赋材料属性(图2)。

密度与灰度公式^[5]:

$$\rho = 0.000\ 604\ 84 * HU + 0.375 \text{ 单位: kg/mm}$$

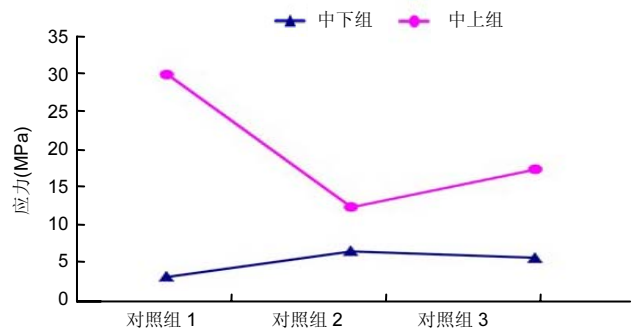


图4 各组骨折断端最大应力比较

Figure 4 Comparison of maximal stress of fracture surface in each group

图注: 在股骨内侧(小转子处)最大应力和平均值的比较中, 中上组都大于中下组, 并且最大应力都小于人体股骨皮质骨的屈服极限 240.32 MPa。

弹性模量与密度的公式:

$$E = 10\ 200 * \rho \text{ 单位: MPa}$$

其中, 材料数量设置为150, 泊松比为0.3。将弹性模量中的负值赋予 0.001 MPa, 将密度中的负值改为 0.001 kg/mm。

股骨近端髓内钉的材料属性在 ABAQUS 中赋值, 其材料为医用钢 317L, 弹性模量为 193 GPa, 泊松比为 0.3, 屈服极限为 850 MPa^[6-7]。

接触关系的设定: 在 ABAQUS 中的 interaction 模块中, 首先定义接触面。其中骨与骨之间、钉和钉之间的接触关系为摩擦, 摩擦系数为 0.3^[8], 滑移形式是小滑移 (small sliding); 股骨和钉之间的接触关系为绑定。

边界条件、加载方式及有限元计算: 在 ABAQUS 中的 Load 模块中, 将边界条件设置为全约束, 即股骨最下端六个方向位移为零。加载时, 在股骨头上表面的最上端取一个较小的受力面, 然后在这个表面上建立一个点集合, 点集合中点的个数为 240 左右。模拟人在直立状态下的受力情况, 将 1 000 N 的力平均加到每个点上进行有限元计算。

主要观察指标: ①骨折断端应力。②骨折断面夹角。③股骨顶部垂直位移。④股骨近端髓内钉应力。

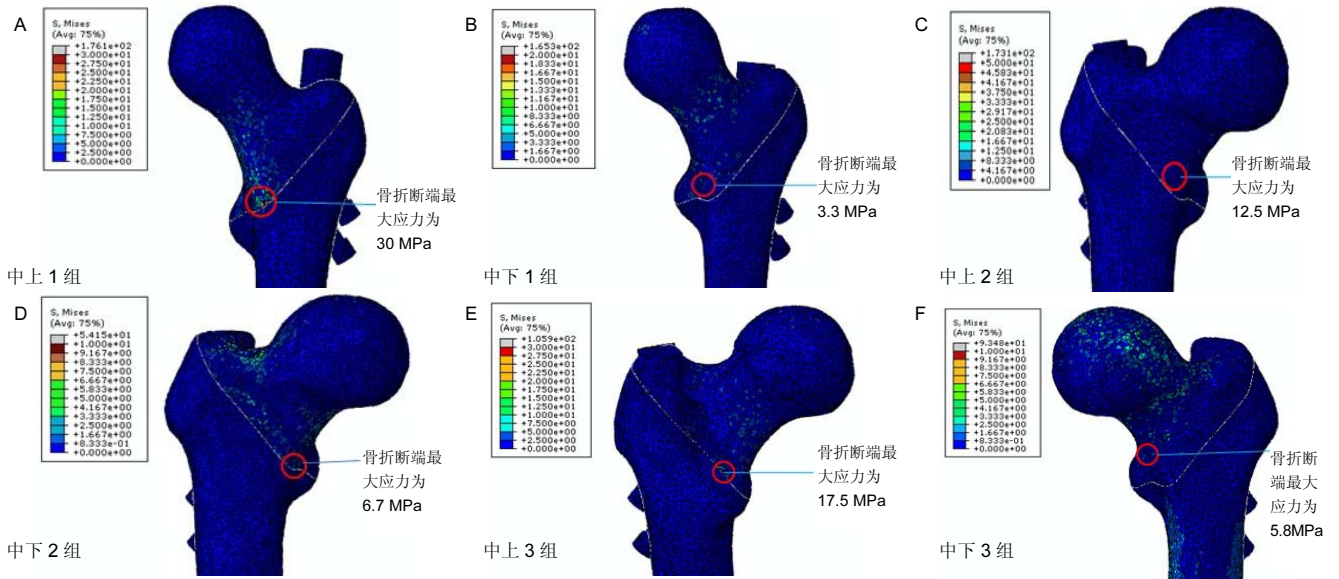


图3 骨折断端应力图
Figure 3 Stress of fracture surface

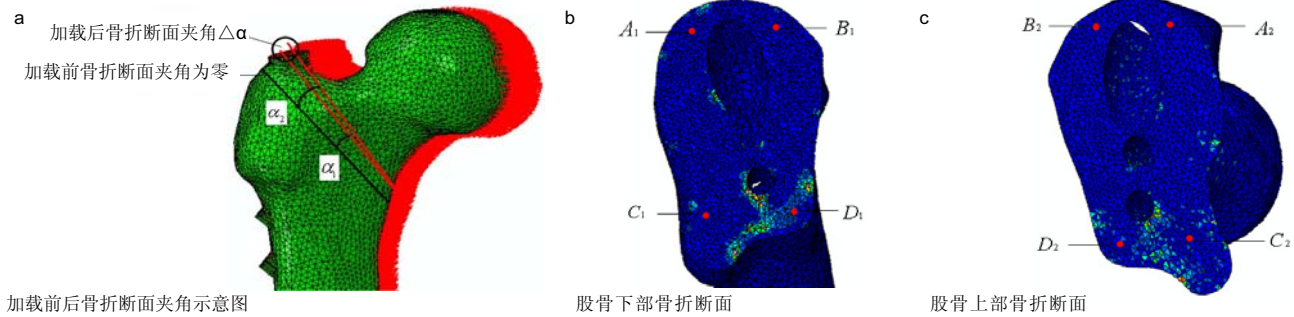


图5 骨折断面夹角示意图
Figure 5 Angle of the fracture surface

图注: 加载计算后两个股骨断面相对位置发生变化, 形成夹角 $\Delta\alpha$ 。图b, c 分别显示骨折断面上点的具体位置。

2 结果 Results

2.1 骨折断端应力 图3, 4。

由图4可知, 在股骨内侧(小转子处)最大应力和平均值的比较中, 中上组都大于中下组, 并且最大应力都小于人体股骨皮质骨的屈服极限240.32 MPa。由此可见, 在骨折模型中, 当2号、3号钉置于股骨颈中下1/3处时, 股骨近端髓内钉为小转子承担了更多载荷, 有效地保护了小转子的完整性, 具有稳定的内侧支撑。

2.2 骨折断面夹角 由骨折模型的建立过程可知, 加载前骨折模型两个断面的关系是共面, 即骨折断面夹角为零。加载计算后两个股骨断面相对位置发生变化, 形成夹角 $\Delta\alpha$ (图5a)。 $\Delta\alpha = \alpha_2 - \alpha_1$, 其中 α_1 为股骨下部骨折断面的角度变化值; α_2 为股骨上部骨折断面的角度变化值。

在股骨下部骨折断面和股骨上部骨折断面分别取4个点(图5b, c), 在ABAQUS中分别读出 A_1, B_1, C_1, D_1 和 A_2, B_2, C_2, D_2 各点加载前后空间坐标(X、Y、Z)。并且根据空间平面夹角的定义计算 α_1, α_2 , 根据 $\Delta\alpha = \alpha_2 - \alpha_1$ 得到 $\Delta\alpha$ 。计算结果如表4所示。

曲线图如图6所示。

表4 骨折断面夹角

Table 4 Angle of the fracture surface (°)

组别	对照组 1	对照组 2	对照组 3
中下组	1.22	1.11	1.00
中上组	1.65	1.93	2.39

表注: 表中数据为各组骨折断面夹角计算结果。

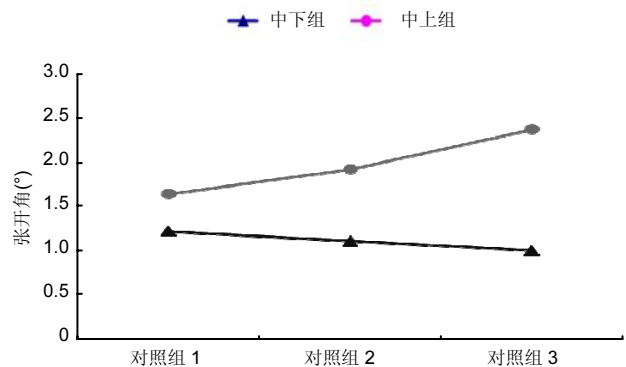


图6 各组骨折断面夹角比较
Figure 6 Comparison of angle of fracture surface in each group

图注: 中上组骨折断面夹角变化值大于中下组。提示头颈拉力螺钉置于股骨颈中下1/3处时矢状面的间距较小, 对骨折的恢复更有利。

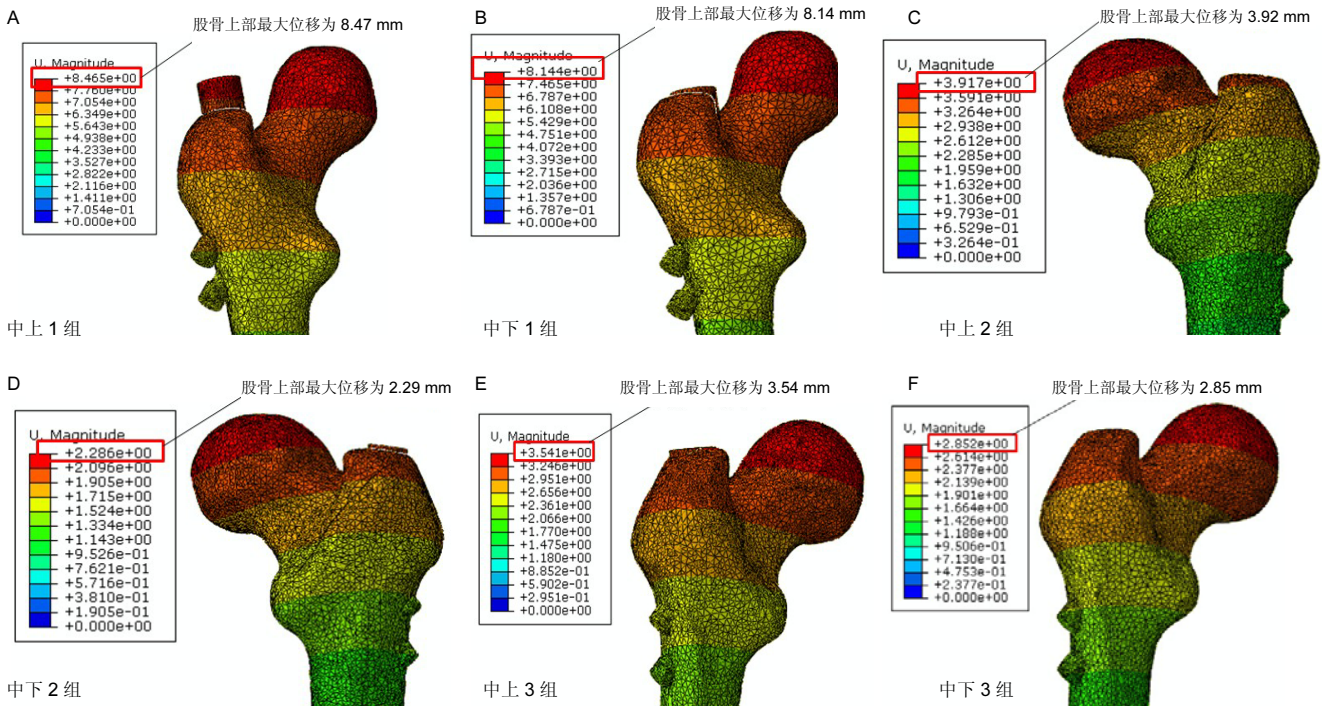


图 7 股骨上部位移图

Figure 7 Displacement of upper femur

图注: 位移云图中, 红色区域位移量最大, 从股骨头顶部到股骨干, 位移量逐渐减小, 离股骨头越远位移越小。

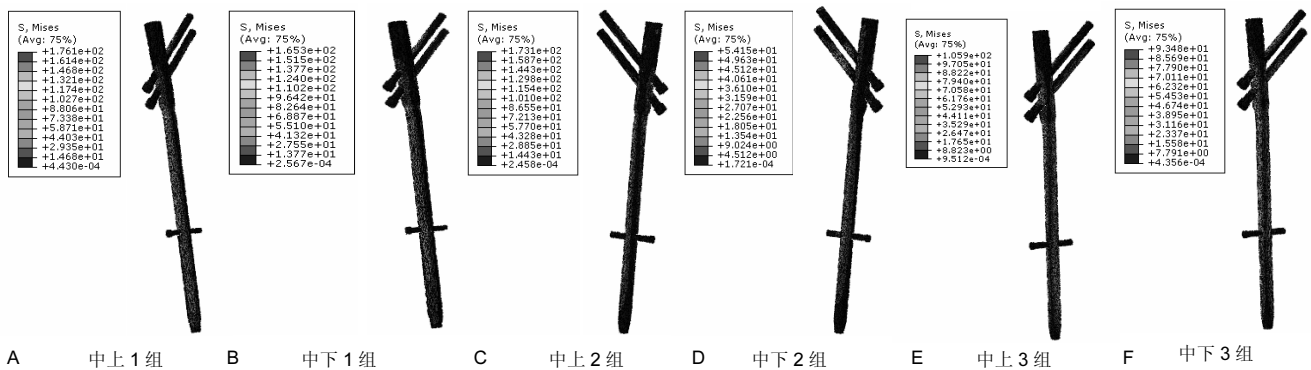


图 9 髓内钉应力云图

Figure 9 Stress of intramedullary nail

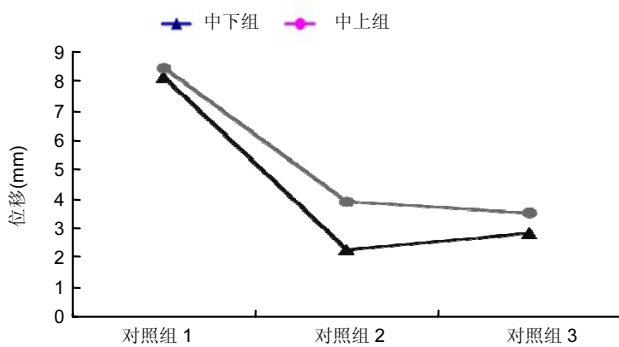


图 8 各组股骨上部位移平均值比较图

Figure 8 Comparison of mean value of displacement of upper femur in each group

图注: 中上组的股骨上部位移都要大于中下组。其中, 对照组 2 的差距最大。中下组加载后股骨上部位移变化较小。

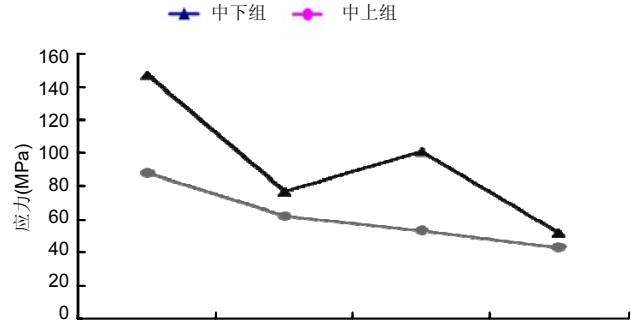


图 10 各组股骨近端髓内钉各钉最大应力平均值比较图

Figure 10 Comparison of mean value of maximal stress of each intramedullary nail of proximal femur in each group

图注: 中下组各钉最大应力平均值大于中上组, 并且最大应力均小于股骨近端髓内钉的屈服极限 850 MPa。

由表4和图6可知, 中上组骨折断面夹角变化值大于中下组。当股骨近端髓内钉给予骨折模型合理稳定固定时, 骨折断面夹角变化相应较小。说明头颈拉力螺钉置于股骨颈中下1/3处时, 矢状面的间距较小, 对骨折的恢复更有利。

2.3 股骨顶部垂直位移 加载后股骨上部的位移并不是整体性的, 每个部分之间的位移存在差异。位移云图中, 红色区域位移量最大, 从股骨顶部到股骨干, 位移量逐渐减小, 离股骨头越远位移越小(图7)。

3组对照组中, 中上组的骨股上部位移都要大于中下组。其中, 对照组2的差距最大。中下组加载后骨股上部位移变化较小(图8)。

2.4 股骨近端髓内钉应力 见图9。

曲线图如图10所示。

表5 股骨近端髓内钉各钉最大应力平均值

Table 5 Mean value of maximal stress of each intramedullary nail of proximal femur (MPa)

组别	1号	2号	3号
中下组	147.24	77.03	101.05
中上组	88.18	62.17	53.27

表注: 中下组各钉最大应力平均值大于中上组, 并且最大应力均小于股骨近端髓内钉的屈服极限 850 MPa。

由表5和图10可以看出, 中下组各钉最大应力平均值大于中上组, 并且最大应力均小于股骨近端髓内钉的屈服极限850 MPa。

相同载荷下, 中下组的股骨近端髓内钉要承担更多的载荷, 为股骨愈合提供了良好的条件, 其受力结构更合理。当把2枚头颈螺钉置入到中下时, 能够将载荷合理的分配到股骨近端髓内钉各钉。

3 讨论 Discussion

股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉在股骨颈中的置放位置没有统一的标准, 国内外骨科界对此报道的相关文章和研究较少。故课题组设计实验, 比较股骨近端髓内钉头颈拉力螺钉在股骨颈中不同置放位置的生物力学性能, 以指导临床治疗。

本文根据应变处理结果及应变和应力之间的关系, 可知中下组骨折断端所受应力变化较小, 股骨近端髓内钉承载了更多的载荷; 中上组中骨折断端所受应力变化稍大, 股骨近端髓内钉承担的载荷相对较少, 不利于骨折愈合。股骨断端内侧应力中上组大于中下组, 说明中下组加载时股骨近端髓内钉为小转子承担了更多的载荷, 具有稳定的内侧支撑。中下组股骨近端髓内钉各钉所受最大应力平均值大于中上组, 并且均在股骨近端髓内钉屈服极限内。由此可知, 中下组股骨近端髓内钉为股骨分担了大部分载荷,

结构更合理, 对股骨形成了有效地保护。由以上可知, 实验和有限元计算对骨折断端应力的比较中, 中下组优势更明显, 更适合治疗转子间骨折。

中下组较中上组有如下优点: ①相对于中上组, 中下组在股骨断端能提供更好的支撑, 能为股骨分担更多的载荷。②股骨断面之间的张开角度相对更小, 有利于断面处软组织的愈合。③在相同载荷下, 中下组的位移相对更小, 可以减小术后发生髓内翻的概率。

综上所述, 在有限元计算中, 中下组的表现均好于中上组。说明在生物力学性能上, 2枚头颈拉力螺钉置入股骨颈中下1/3处时, 结构相对更稳定, 受力更合理。这也和某医院多年在临床治疗统计的上百例资料相一致, 对指导临床治疗具有一定的理论意义和参考价值。

作者贡献: 实验设计、实施、评估均为文章作者, 均经过正规培训。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 人体股骨 CT 数据的获取得到医院伦理委员会批准。

学术术语: 股骨转子间骨折-发生在大转子和小转子中间部位的骨折。股骨转子间骨折在老年髌部骨折中最为常见, 多由间接暴力和直接暴力损伤产生。该骨折的解剖学特点是骨折线位于髌关节囊外, 经由大转子至小转子下方, 有时小转子会伴有劈裂。

作者声明: 文章为原创作品, 无抄袭剽窃, 无泄密及署名和专利争议, 内容及数据真实, 文责自负。

4 参考文献 References

- [1] 陈大勇,王哲军,饶根云,等.股骨近端交锁髓内钉治疗股骨粗隆间骨折[J].中国骨与关节损伤杂志,2008,23(2):145-146.
- [2] 冯孝志,周云,江建平,等.股骨转子间骨折3种内固定方法的疗效比较[J].临床骨科杂志,2013,16(4):425-427.
- [3] 黄伟杰,罗涛,沈波,等.股骨近端防旋髓内钉内固定治疗股骨转子间骨折的并发症分析[J].中华创伤骨科杂志,2010,12(8):790-792.
- [4] Koval KJ, Zucherman JD. Intertrochanteric fractures. In: Bucholz RW, Heckman JD, Eds. Rockwood and Green's fracture in adults. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2001:1635-1663.
- [5] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. J Biomech. 2003;36:897-904.
- [6] 戴力杨,徐印坎,张文明,等.人体腰椎间盘的三维有限元分析[J].生物医学工程杂志,1991,8(3):237.
- [7] Sitthiseripraip K, Van Oosterwyck H, Vander Solten J, et al. Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture. Med Eng Phys. 2003;25:99-106.
- [8] 朱锡芳,鲍忠楨,王成焘.聚乙烯人工髌白的摩擦学性能研究[J].上海建材学院学报,1992,5(3):185-192.