

文章编号:1004-7220(2012)06-0603-05

利用有限元分析股骨颈骨折内固定术后前倾角变化对股骨近端力学的影响

杜长岭¹, 马信龙^{1,2}, 马剑雄¹, 张 骏¹, 付 鑫², 卢 晋², 赵 峰³

(1. 天津医科大学总医院 骨科, 天津 300052; 2. 天津市天津医院 骨科, 天津 300211;

3. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100191)

摘要: **目的** 探讨股骨颈骨折闭合复位空心螺钉内固定术后不同股骨颈前倾角对股骨近端力学分布的影响, 为临床中内固定术解剖复位的重要性提供生物力学依据。 **方法** 采用 16 层螺旋 CT 扫描正常成人髋关节数据, 基于三维重建软件和 CAD 软件, 分别建立 Pauwells 角为 70° 的股骨颈骨折空心螺钉内固定术后前倾角为 0°、5°、10°、15°、20° 的股骨近端三维有限元分析模型, 对所有模型施加人体缓慢行走时的载荷和约束, 观察不同模型间股骨近端结构应力分布的变化。 **结果** 当前倾角未改变时(10°模型), 股骨所受应力、产生的位移及发生的等效应变最小, 股骨近端最大应力值为 1.7 MPa, 产生的位移为 1.1 mm。随着前倾角的增大或减小, 股骨近端所承受的有效应力及产生位移呈逐渐增大趋势。当前倾角为 20° 时, 股骨近端及螺钉所受应力最大; 当前倾角为 0° 时, 股骨近端产生的位移及发生的等效应变值最大。股骨近端应力集中的部位由股骨距区域转移至头颈交界处的外上方。3 枚空心螺钉承受的应力较周围骨组织高, 最下方螺钉承受的应力较上方两枚螺钉明显增高。 **结论** 股骨颈骨折闭合复位空心螺钉内固定术中恢复前倾角达到解剖复位至关重要; 股骨颈骨折术后生物力学因素的改变可能在术后股骨头坏死中起一定作用。

关键词: 股骨颈骨折; 内固定术; 前倾角; 生物力学; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Influence of anteversion angles on stress distributions of the proximal femur after femoral neck fracture fixation: A finite element analysis

DU Chang-ling¹, MA Xin-long^{1,2}, MA Jian-xiong¹, ZHANG Tao¹, FU Xin², LU Jin², ZHAO Feng³ (1. Department of Orthopedics, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China; 2. Department of Orthopedics, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China; 3. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: Objective To investigate the effects of different anteversion angles on stress distributions of the proximal femur after femoral neck fracture fixation by cannulated screw, and to provide biomechanical evidences for the importance of anatomical reduction in internal fixation in clinic. **Methods** Femoral neck fracture with Pauwells angle 70° was treated with cannulated screw internal fixation, and its three-dimensional finite element models with five different anteversion angles set at 0°, 5°, 10°, 15° and 20°, respectively, were constructed based on normal human anatomical data from multi-slice spiral CT as well as reverse engineering and CAD software. Loads were applied on each model to simulate normal walking status. Changes in stress distributions of the proximal femur in each model were observed. **Results** When the anteversion angle was 10°, the stress, displacement and equiv-

收稿日期:2012-01-13; 修回日期:2012-03-23

基金项目:吴阶平医学基金会临床科研专项资助基金(320.6750.11017), 国家自然科学基金资助项目(11072021)。

通讯作者:马信龙, 教授, Tel:(022)28312157; E-mail:maxinlong8686@sina.com。

alent strain of the femur was were the minimum, as the maximum stress of the proximal femur was 1.7 MPa, and the displacement was 1.1 mm. With the anteversion angle increasing or decreasing, the effective stress and displacement of the proximal femur was gradually increasing. When the anteversion angle was 20°, the stress of on the proximal femur and on the cannulated screw was became the maximum. When the anteversion angle was 0°, the displacement and equivalent strain of the femur also became the maximum. The stress concentration site of the femoral neck was gradually transferred from the inside rear to the outer top of the head and neck junction. The three cannulated screws there stood the higher stress than the surrounding bone tissues, and with the bottom screw stood the higher stress than the other top two screws. **Conclusions** Anatomic reduction is essential for femoral neck fracture fixation treated by cannulated screw. Changes in biomechanical factors after femoral neck fracture may play an important role in postoperative femoral head necrosis.

Key words: Femoral neck fracture; Internal fixation; Anteversion angle; Biomechanics; Finite element analysis

股骨颈骨折是老年人常见的骨折,约占全身骨折的 3.58%^[1]。其治疗以手术治疗为主,其中髋关节置换和空心螺钉内固定是最常用的方法。空心螺钉内固定凭借其操作相对简单、损伤较小、固定较牢固、费用低、卧床时间短等优势已成为年轻和无移位股骨颈骨折患者的首选治疗方法^[2]。空心螺钉内固定术成功的前提是良好的解剖复位,然而前倾角在普通 X 光片中难以观察,故实际手术中很难实现理想的解剖复位^[3]。目前并无严格的生物力学实验来验证股骨颈骨折内固定术后前倾角改变对股骨近端生物力学的影响,本研究拟建立股骨颈骨折空心螺钉内固定术后不同前倾角度的有限元模型,探讨前倾角变化对股骨近端生物力学的影响,为术中恢复前倾角解剖复位提供理论依据,并探讨股骨颈骨折术后力学因素改变对股骨头内骨微结构的影响。

1 材料与方法

1.1 股骨近端有限元模型的建立及前倾角度的测量

选取年轻健康男性志愿者 1 名,年龄 30 岁,体重 70 kg,行双髋关节 CT 扫描。采用 GE 公司的 Light Speed 16 排螺旋 CT 对髋关节沿横断面连续扫描,扫描电压 120 kV,扫描电流 100 mA,骨组织窗扫描,层厚 1.5 mm,层间隔 0.625 mm。将 CT 扫描断层数据以 Dicom 格式导入 Mimics 10.01 软件(Materialise,比利时),生成股骨近端三维模型。参考马信龙等^[4]提出的前倾角测量方法,测量本例志愿者股骨的前倾角为 10.35°;为以后建模及运算的方便,假设该前倾角为 10°,并分别建立前倾角为 0°、5°、

10°、15°、20°的股骨近端三维模型(见图 1)。

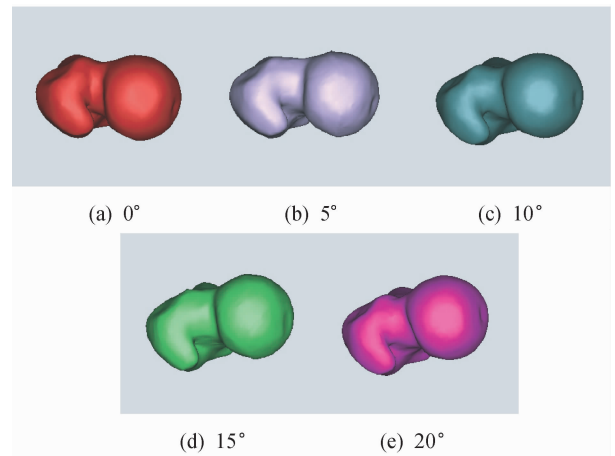


图 1 具有不同前倾角的股骨近端三维模型

Fig. 1 Three-dimensional models with different anteversion angles (a) The femoral anteversion was 0°, (b) The anteversion angle was 5°, (c) The anteversion angle was 10°, (d) The anteversion angle was 15°, (e) The anteversion angle was 20°

1.2 股骨颈骨折空心钉内固定术后不同前倾角模型的建立

将生成的股骨近端三维模型导入逆向工程软件 Geomagic Studio(Geomagic 公司,美国)中,通过编辑曲面片来实现股骨的 NURBS 曲面重构;在 Geomagic Studio 中生成股骨近端模型的 igs 格式,并导入 Solidworks 2010 软件(Dassault systemes S. A,美国),建立空心螺钉的三维模型。根据临床上 AO/ASIF 空心加压螺钉的尺寸,确定螺纹部分直径为 7.3 mm,螺钉杆直径为 4.8 mm,利用拉伸切除功能生成中空孔直径 2.6 mm,长度根据临床需要不同而

调整。由于本研究的重点与空心钉上螺纹关系不大,故可以忽略螺纹的细节,以直径为 7.3 mm 的圆柱体代替螺纹。按照空心钉内固定置钉原则,通过布尔运算实现空心螺钉与股骨近端的完美装配,将股骨近端内固定模型导入三维有限元分析软件 Ansys(Ansys 公司,美国),通过布尔运算建立 Pauwells 角为 70°的股骨颈骨折空心钉内固定术后股骨颈前倾角分别为 0°、5°、10°、15°、20°的三维有限元模型。

1.3 材料属性赋值

股骨近端简化为各向同性的松质骨和皮质骨,内固定为应用比较广泛的钛合金材料,对于股骨近端松质骨和皮质骨的弹性常数参考其他学者的数据^[5-6],松质骨、皮质骨、空心钉弹性模量分别为 0.1、12、110 GPa,泊松比分别为 0.2、0.3、0.3。对于松质骨和内固定物,采用较常用的 solid 92 单元,对于皮质骨,采用 shell 63 单元,设置 shell 63 单元厚度常数为 2 mm。对股骨近端模型和空心加压螺钉进行网格划分后,股骨近端模型的节点数为 38 191,单元数为 32 882;每根空心螺钉的节点数为 7 256,单元数为 6 785。

1.4 接触分析的设置及关节负荷的加载

空心螺钉进入股骨头内后,可以近似认为螺纹部分与股骨之间的摩擦力为无穷大,在建立有限元模型时将空心钉前面代替螺纹的圆柱体与股骨近端骨折块通过 glue 命令黏结。真实情况下,股骨颈骨折空心钉内固定术后空心钉与股骨之间存在相对滑动,为了使计算结果更准确以及实验模拟与真实情况更相符,设定空心钉无螺纹部分与股骨骨折远端部分摩擦系数为 0.15,并假设骨折已经复位,骨折

面完全断裂,定义两骨折面之间接触并取摩擦系数为 0.2。本研究对各模型均加载 2.38 倍的体重^[7],相当于病人缓步行走时所受的载荷,根据 Genda 等^[8]关于股骨头与髌臼的接触区域的研究,施加部位为股骨头髌臼接触区域外表面。约束股骨远端所有节点的 6 个自由度(UX、UY、UZ、ROTX、ROTY、ROTZ)为 0。

1.5 结果显示方式及评价指标

有限元模型施加载荷后的计算结果由彩图及数字显示。观察不同股骨近端内固定有限元模型上的 Von Mises 应力云图、股骨颈近折端的位移和等效应变云图,并求得最大 Von Mises 应力、最大位移和最大等效应变值;观察股骨颈骨折近端应力云图、3 枚空心钉应力云图、股骨颈骨折近端最大冠状面位移;冠状面位移体现了内固定模型的抗张力性能和骨折面结合的牢固程度。

2 结果

随着前倾角的改变,股骨和内固定上的应力分布有所改变。当前倾角未改变时(10°模型),股骨近端所受应力、产生的位移和等效应变最小;随着前倾角增大或减小,应力、位移、最大冠状面位移、等效应变值均升高,且偏离正常态角度越大,升高越明显(见图 2~4)。除了股骨顶端与髌臼接触区域应力集中外,内固定与股骨接触的区域也出现应力集中。在 10°模型中应力主要集中于股骨头-颈结合部下方(即股骨距部位);随着角度的增大或减小,颈下方的应力逐渐减小,股骨头颈交界的外上方出现应力集中(见图 5)。3 枚空心螺钉承受的应力较周

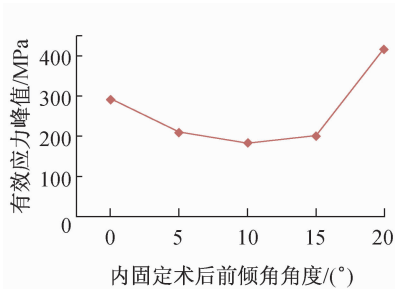


图 2 不同前倾角股骨近端 Von Mises 应力峰值图

Fig. 2 Von Mises stress peak of the proximal femur at different anteversion angles

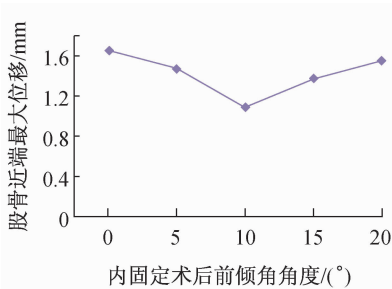


图 3 不同前倾角股骨近端最大位移图
Fig. 3 Maximum displacement of the proximal femur at different anteversion angles

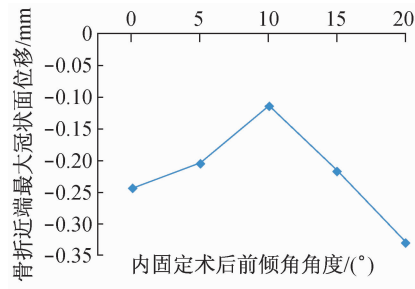


图 4 不同前倾角骨折近端最大冠状面位移图

Fig. 4 Maximum coronal displacement of the proximal femur at different anteversion angles

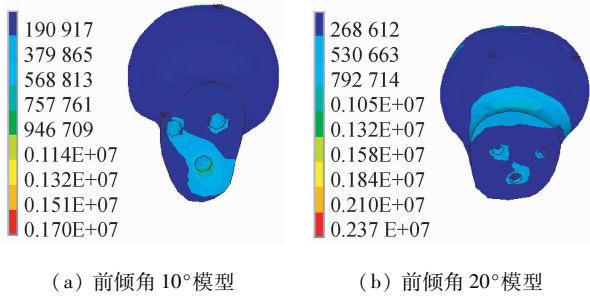


图5 骨折近端 Von Mises 应力分布云图

Fig.5 Von Mises stress distributions on the proximal femur

(a) The anteversion angle was 10°, (b) The anteversion angle was 20°

围骨组织高,最下方螺钉承受的应力较上方两枚螺钉明显增高。在前倾角未改变时空心钉所受应力最小,随着前倾角的增大或减小,空心钉所受应力逐渐增大,前倾角增大相比前倾角减小引起应力改变的程度更大(见图6)。在10°模型中股骨颈骨折近端等效应变值主要分布于100~3 000 $\mu\epsilon$,最大等效应

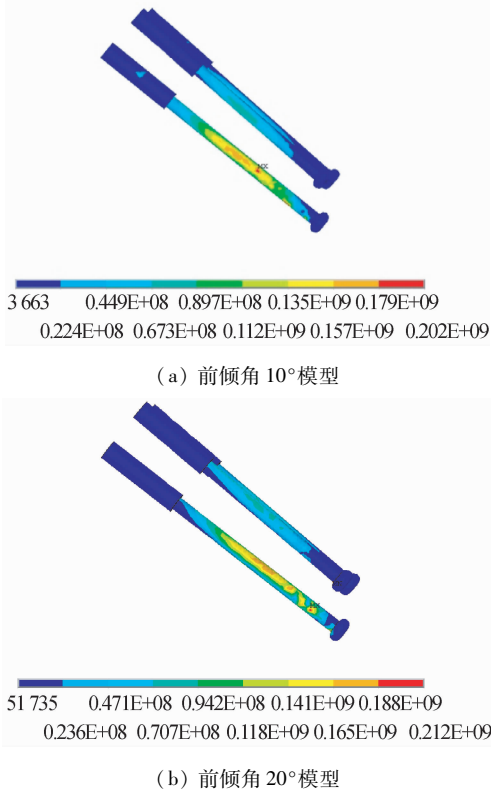


图6 空心钉上 Von Mises 应力分布云图

Fig.6 Von Mises stress distributions on the cannulated screw

(a) The anteversion angle was 10°, (b) The anteversion angle was 20°

变值为4 405 $\mu\epsilon$ 。随着前倾角的改变,等效应变值逐渐均匀升高。在0°模型中等等效应变值主要分布于500~3 500 $\mu\epsilon$,最大值达到7 500 $\mu\epsilon$ (见图7)。

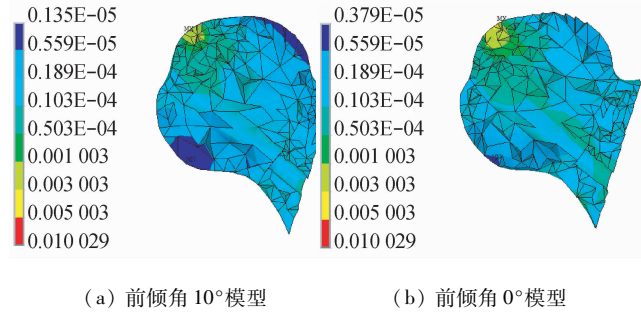


图7 骨折近端内部等效应变云图

Fig.7 Equivalent strain distributions on the proximal femur

(a) The anteversion angle was 10°, (b) The anteversion angle was 20°

3 讨论

股骨颈骨折内固定术后前倾角改变对股骨近端生物力学的影响以及与术后股骨头坏死是否有一定关系是长期困扰临床医生和急需解决的问题。由于个体间股骨颈前倾角的差异性及在同一病人中进行不同手术方案的比较研究是难以实现的,要获得同一病人股骨颈骨折内固定术后前倾角改变的模型十分困难。本研究通过股骨近端三维重建及CAD软件装配,建立了精确的股骨颈骨折内固定术后不同前倾角的有限元模型,为股骨颈骨折术后生物力学因素改变的研究提供了一种简便、高效的方法;它可以模拟内固定植入后股骨近端和内固定的生物力学行为的改变,评估内固定的合理放置位置,为内固定的优化设计、手术方案的改进及探讨术后股骨近端生物力学因素改变与术后股骨头坏死的关系提供了一种有效的验证手段。

本研究建立了股骨颈骨折空心钉内固定术后前倾角改变的三维有限元模型。在5组前倾角模型下,当前倾角未改变时(10°组),股骨颈所承受的Von Mises应力、发生的位移及产生的等效应变最小;随着角度的增大或减小,所承受的有效应力峰值、最大位移及等效应变值呈逐渐增大趋势,内固定模型的抗张力性能和骨折面结合的牢固程度也逐渐下降,进一步说明术后前倾角度的改变不利于骨折的愈合及骨内结构应力的合理分布。正常股骨头主

要承受应力,而且皮质骨承受的应力要高于松质骨,其应力分布表现为负重区应力分布最大,负重区以外的区域应力分布相同。当内固定植入后,肯定会改变股骨头的受力及传力方式。本研究发现,内固定所承受的 Von Mises 应力明显大于松质骨所受的应力,最下方螺钉相对上方两枚螺钉应力集中明显,验证了下方螺钉要低角度入钉贴近股骨距的置钉原则,也验证了倒三角置钉下方螺钉贴近股骨距的合理性。

临床治疗股骨颈骨折要求断端实现解剖复位,然而前倾角在普通 X 光片中难以观察,故实际手术中很难实现理想解剖复位^[3];若术后发生前倾角的改变,就会导致股骨头水平偏距或垂直偏距发生变化,造成股骨头应力的改变,并进一步造成内部骨小梁超微结构的分布变化^[9],逐渐发生股骨头坏死。Huang 等^[10]通过临床回顾性分析发现,股骨颈骨折中股骨颈后下方皮质遭到破坏,内固定术后发生股骨头坏死率增高、股骨颈缩短、成角等也会增加股骨头坏死率。本研究验证了股骨颈骨折术中复位质量的重要性,良好的解剖复位是手术成功的关键。

由于个体间前倾角值差异较大,在个体间前倾角大小差异下比较股骨头 Von Mises 应力没有任何意义。具有不同前倾角值的个体,其股骨头内部的小梁排列及走向是有差别的,而这种差别就决定了个体间受力的不同,这与 Wolff 定律关于“骨结构与功能统一”的说明是一致的。股骨颈骨折内固定术后前倾角发生改变,这种骨结构与功能的平衡性遭到破坏。本研究显示,随着前倾角度的改变,股骨近端应力的分布发生了显著的改变,股骨近端应力集中的部位由股骨距区域逐渐转移至头颈交界处的外上方,股骨头的受力方向将不再与小梁走向一致,具体夹角视前倾角的改变程度而定;此时骨小梁不仅要承受轴向应力,同时还要承担剪切应力,而后者对于骨小梁结构的稳定性是有害的。在正常生理应力范围内(约 100 ~ 1 000 $\mu\epsilon$)骨组织的吸收和成骨保持相对平衡。载荷在 1000 ~ 3 000 $\mu\epsilon$ 时,骨组织的塑形和重建活跃,增加了骨量和骨强度;当载荷超过 3 000 $\mu\epsilon$ 时,将导致骨组织产生积累性微损伤;当载荷超过 5000 $\mu\epsilon$ 时,即具有骨折危险性^[11]。在本研究中,前倾角正常时骨折近端等效应变值主要分布于 100 ~ 3 000 $\mu\epsilon$;随着前倾角的改变,等效应变值

逐渐均匀升高;当前倾角为 0° 时,最大等效应变值达到 7 500 $\mu\epsilon$ 。如果这种不良刺激长期存在,必然会引起骨改建或重塑的发生,从而造成内部骨小梁的分布变化。即使骨质向骨形成方向转化,但此时骨小梁走向变得杂乱无章,结构稳定性反而变差;当骨质增加无法补偿这种长期高应力刺激时,骨单位改建受阻,此时微骨折不能修复,就会发生股骨头坏死,后期则可能引起股骨头表面的塌陷。

本研究也存在以下不足之处。首先,股骨颈骨折的类型有多种,骨折线位置对股骨近端应力分布的影响较大,本研究的结论是否适合于其他角度的骨折有待进一步考察。其次,未考虑髋关节周围软组织如韧带、肌肉等对关节合力的影响,并且未考虑髋关节活动时股骨动态应力变化情况。最后,本研究模拟骨折断端完全解剖复位,股骨颈无骨质缺损、缩短等,与临床实际情况有一定差距。因此,在以后的研究中需要考虑更复杂逼真的三维模型。

参考文献:

- [1] 王丽,沈惠良. 空心加压螺钉治疗股骨颈骨折的轴向拔出实验研究[J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 376-380.
Wang L, Shen HL. Axial pullout tests of cannulated cancellous screws used for femoral neck fracture [J]. J Med Biomech, 2008, 23(5): 376-380.
- [2] Zlowodzki M, Weening B, Petrisor B, et al. The value of washers in cannulated screw fixation of femoral neck fractures [J]. J Trauma, 2005, 59(4): 969-975.
- [3] Palm H, Gosvig K, Krasheninnikoff M, et al. A new measurement for posterior tilt predicts reoperation in undisplaced femoral neck fractures [J]. Acta Orthop, 2009, 80(3): 303-307.
- [4] 马信龙,张清功,马剑雄,等. 应用三维重建测量股骨颈前倾角的计算机方法研究[J]. 生物医学工程与临床, 2009, 13(5): 382-386.
- [5] Bryan R, Nair PB, Taylor M. Use of a statistical model of the whole femur in a large scale, multi-model study of femoral neck fracture risk [J]. J Biomech, 2009, 42(13): 2171-2176.
- [6] Watanabe Y, Shiba N, Matsuo S, et al. Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty: Finite element analysis of the femoral component [J]. J Arthroplasty, 2000, 15(4): 505-511.