

股骨头旋转角度对股骨近端生物力学影响的有限元分析

潘陈通¹ 余荣耀² 余盛² 陈泽铭¹ 施泽文¹ 余霄¹ 陈先军¹ 石林¹ 王诚浩¹ 庞清江^{1△}

[摘要] **目的:**运用有限元分析法分析股骨颈骨折内固定术后股骨头旋转角度对股骨颈骨折股骨近端生物力学的影响,及股骨颈骨折术后股骨头旋转所带来的继发疾病,为此类患者临床治疗提供生物力学依据及指导。**方法:**对 1 名健康老年女性进行双侧髋关节 CT 扫描,将 CT 扫描断层数据导入 Siemens NX12.0 软件进行几何建模,按照手术要求,3 枚钛合金螺钉(一枚半螺纹,两枚全螺纹)倒三角布置。股骨头骨折复位且位于正常位置为 M_0 ,上旋 15° 为 M_1 ,上旋 10° 为 M_2 ,上旋 5° 为 M_3 ,下旋 5° 为 M_4 ,下旋 10° 为 M_5 ,下旋 15° 为 M_6 ,下旋 20° 为 M_7 ,下旋 25° 为 M_8 ,共 9 组内固定模型,通过 Dassault Simulia Abaqus 2021 软件对所有模型施加载荷及约束,观察不同旋转角度下的股骨颈骨折股骨近端生物力学特点。**结果:**所有股骨头不同程度的旋转都会引起股骨近端的生物力学改变,不同旋转角度模型主要的位移变形在股骨头上 9.60~13.70 mm;不同旋转角度模型股骨近端所受的应力主要集中于粗隆下侧区域,应力峰值分别为 193.26,331.54,329.70,334.02,195.50,197.31,199.71,230.58,250.48 MPa;不同旋转角度模型股骨头最大应力分别为 91.81,66.90,42.24,57.83,84.86,78.79,68.86,56.22,36.64 MPa。**结论:**股骨头向下旋转 10° 以内应力变化较小,同时股骨头位移最小,股骨头空间旋转角度和股骨近端生物力学改变正相关,可为临床内固定治疗股骨颈骨折提供参考。

[关键词] 股骨颈骨折;有限元分析;股骨头旋转;生物力学影响

[中图分类号] R683.42 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2023)11-0041-06

DOI:10.20085/j.cnki.issn1005-0205.231108

Finite Element Analysis of Influence of Femoral Head Rotation Angle on Biomechanics of Proximal Femur

PAN Chentong¹ YU Rongyao² YU Sheng² CHEN Zeming¹ SHI Zewen¹ YU Xiao¹CHEN Xianjun¹ SHI Lin¹ WANG Chenghao¹ PANG Qingjiang^{1△}

¹Department of Orthopedics, Ningbo No. 2 Hospital, Ningbo 315000, Zhejiang China;

²School of Medicine, Ningbo University, Ningbo 315211, Zhejiang China.

Abstract Objective: To analyze the impact of the rotation angle of the femoral head on the biomechanics of the hip joint of the femoral head and neck fracture and to provide biomechanical basis for secondary diseases, and provides biomechanical guidance for clinical treatment of such patients with the finite element analysis method. **Methods:** A healthy elderly woman was taken for bilateral hip CT scans, and the data were imported into Siemens NX12.0 software for geometric modeling. According to the surgical requirements, three titanium alloys (one half thread and two full threads) were arranged in an inverted triangle. The femoral head fracture reduced in the normal position as M_0 , 15° of upper rotation is M_1 , 10° of upper

rotation is M_2 , 5° of upper rotation is M_3 , 15° of upper rotation is M_1 , 10° of upper rotation is M_2 , 5° of upper rotation is M_3 , 5° of downward rotation is M_4 , 10° of downward rotation is M_5 , 15° of downward rotation M_6 , 20° downward is M_7 , 25° downward is M_8 . Loads and constraints were applied to all models by Dassault Simulia Abaqus 2021 software to observe the biomechanical characteristics of the proximal femoral segment of femoral neck fractures under different rotation angles. **Results:** Various degrees of rotation

基金项目:宁波市科技创新 2025 重大专项(2020Z096)

浙江省医药卫生科技项目(2022KY1129)

中国科学院大学宁波华美医院“华美研究基金”项目
(2021HMKY09)

¹ 宁波市第二医院骨科(浙江 宁波, 315000)

² 宁波大学医学院

[△]通信作者 E-mail: pangqingjiang@ucas.ac.cn

of femoral head causes biomechanical changes in the proximal femur. The main displacement and deformation in each rotation angle was on the femoral head (9.60–13.70 mm). The stress on the proximal femur in each rotation angle was mainly concentrated in the lower side of the trochanter, the maximum Von Mises stress in each group was 193.26, 331.54, 329.70, 334.02, 195.50, 197.31, 199.71, 230.58, 250.48 MPa. The maximum stress of femoral head in each group was 91.81, 66.90, 42.24, 57.83, 84.86, 78.79, 68.86, 56.22, 36.64 MPa. **Conclusion:** The change of stress within 10° of downward rotation of the femoral head is slightly, and the displacement of the femoral head is minimal. The spatial rotation angle of the femoral head is positively correlated with the biomechanical changes of the proximal femur. This study provides some reference for clinical internal fixation treatment of femoral neck fractures.

Keywords: femoral neck fracture; finite element analysis; femoral head rotation; biomechanical efficacy

随着社会老龄化趋势加剧,交通伤的增多,股骨近端骨折的发病率明显上升^[1],临床上对骨折移位不明显、60岁以下人群(包括青壮年移位骨折)或高龄无法忍受关节置换手术的患者通常采取闭合复位内固定术^[2-3]。相关报道股骨颈骨折内固定术后复位满意而发生股骨头坏死率为20%,而不满意复位的复发率为68.8%^[4-5]。目前股骨头旋转角度的大小对髋关节产生的力学影响还没有得到严格的生物力学证明。因此,本研究运用有限元分析法分析股骨头旋转角度对股骨头颈骨折髋关节生物力学的影响,旨在为股骨头旋转所带来的骨折不愈合、股骨头坏死、髋关节骨性关节炎等继发疾病治疗提供生物力学依据,以此提高手术质量,节约医疗资源,改善患者生活质量。

1 研究对象和方法

1.1 研究对象

老年健康女性1名,60岁,体重为65 kg,身高为165 cm,未见明显骨骼畸形。进行双侧髋关节CT扫描,将CT扫描断层数据导入Siemens NX12.0软件进行几何建模(见图1)。

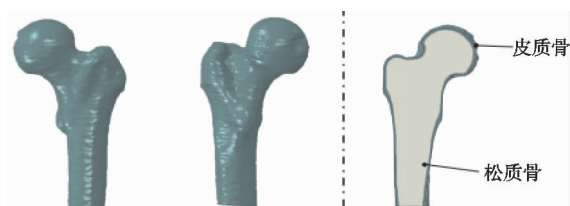


图1 股骨几何模型示意图

1.2 钛合金钢钉模型

半螺纹钛合金钢钉的几何尺寸为空心部分螺杆直径为4.8 mm,内径为2.6 mm,螺丝部分直径为7.3 mm,长度为16 mm。全螺纹钛合金钢钉整个长度都视为螺纹,因此直径为7.3 mm,长度为16 mm(手术时螺钉头部距离股骨头皮质骨5 mm,因此在有限元建模时螺栓长度略微有所调整)。

1.3 不同旋转角度股骨头+钛合金钢钉模型

按Du等^[6]的方法取股骨头小凹点(股骨头小凹最深点)中心点与股骨头中心点为连线,骨折侧与健侧

直线的空间夹角记为 α , α 即为股骨头在空间内的位移角度(见图2和图3)。

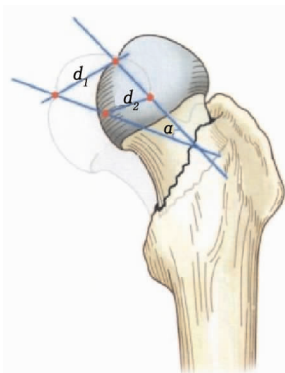


图2 股骨头旋转角度测量示意图

3枚钛合金螺钉需要按照倒三角平行布置(前上方一枚半螺纹空心钉联合二枚全螺纹空心钉)^[7],同时螺钉头距离外侧皮质骨的距离为7 mm,本研究选用2枚全螺纹钛合金螺钉,1枚半螺纹钛合金螺钉。设股骨头骨折复位且位于正常位置为 M_0 ,上旋 15° 为 M_1 ,上旋 10° 为 M_2 ,上旋 5° 为 M_3 ,下旋 5° 为 M_4 ,下旋 10° 为 M_5 ,下旋 15° 为 M_6 ,下旋 20° 为 M_7 ,下旋 25° 为 M_8 。

1.4 材料力学性能参数

根据结构受力特点,本研究皮质骨、松质骨及钛合金钢钉均选用线弹性材料本构关系。本研究股骨皮质骨、松质骨、钛合金钢钉的材料参数^[8]见表1。

1.5 接触关系及载荷

假设骨折已经完全复位,骨折面完全断裂,选用罚函数形式的库伦摩擦定律,按照Du等^[6]提供的摩擦系数,本研究设定骨折面之间的摩擦系数为0.2,半螺纹钛合金螺钉无螺纹部分与骨骼之间存在相对滑动,因此设定半螺纹钛合金螺钉无螺纹部分与骨骼之间的摩擦系数为0.15。股骨头静力学分析^[9]仅考虑骨盆髋臼窝作用在股骨头上的力 R ,以及作用在大转子附近的外展肌力 P 和股外侧肌力 T ,在单足站立时, $R=2.35G$,与纵轴成 24.5° ; $P=1.54G$,与纵轴成 29.5° ; $T=0.25G$,方向竖直向下,其中 G 为人体体重。假定正常人体体重为70 kg,则 $G=700$ N,由此可得 $R=$

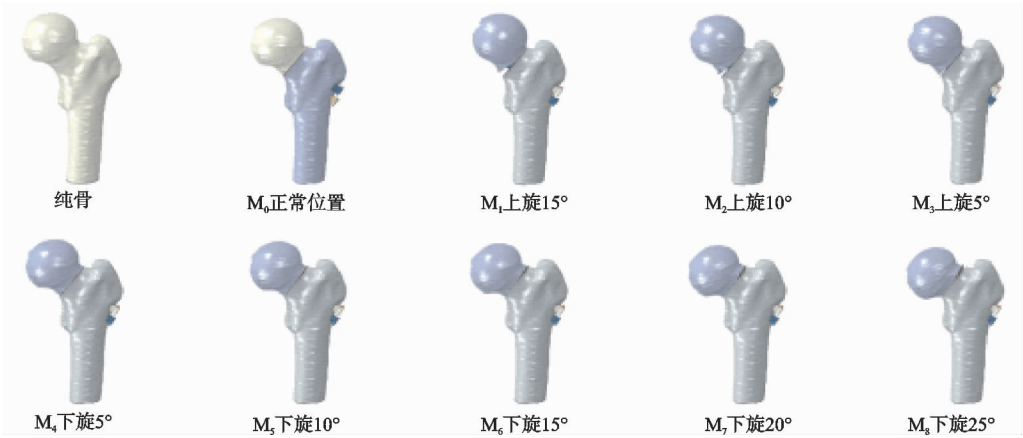


图3 8种不同旋转角度股骨+钛合金钢钉模型矢状面示意图

表1 有限元分析皮质骨、松质骨及钛合金钢钉力学性能参数

编号	名称	弹性模量/MPa	泊松比
1	皮质骨	17 000	0.3
2	松质骨	100	0.2
3	钛合金钢钉	110 000	0.3

1 645 N, $P=1\,078\text{ N}$, $T=411.25\text{ N}$ 。边界约束为约束固定端面 X,Y,Z,U_x,U_y,U_z 六个方向自由度。

1.6 有限元分析网格类型和数量

本研究中半螺纹和全螺纹钛合金螺钉模型采用六面体类型划分网格,股骨结构分为皮质骨和松质骨,皮质骨厚度为2 mm,股骨结构为非规则的异形结构,因此股骨几何模型选用四面体类型划分网格。表2为不同模型的网格单元类型及单元数量。

1.7 有限元分析计算

通过Dassault Simulia Abaqus 2021 软件分析各组模型的米泽斯应力云图及位移云图,计算出最大米泽斯应力变化、最大等效应变值及平均应力。对各组数据进行对比,分析各组应力峰值大小及分布区域,评估股骨头旋转角对股骨近端生物力学特性的影响,观察股骨颈骨折近端应力云图及股骨颈骨折近端最大冠状面位移。

2 结果

2.1 整体结构位移

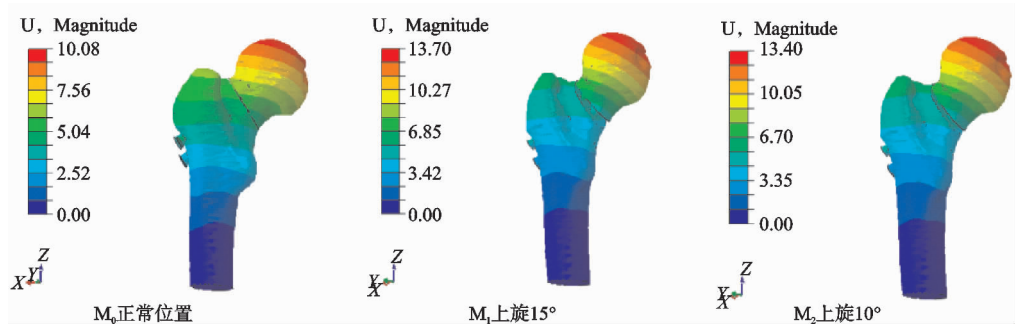
表2 各个部分有限元网格模型划分单元类型和数量

名称	单元类型	单元数量	总计
正常股骨近端	股骨头	C3D10	400 223
	股骨头	C3D10	662 283
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₀	股骨头	C3D10	657 381
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₁	股骨头	C3D10	659 264
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₂	股骨头	C3D10	659 950
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₃	股骨头	C3D10	660 355
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₄	股骨头	C3D10	659 464
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₅	股骨头	C3D10	657 679
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₆	股骨头	C3D10	650 925
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₇	股骨头	C3D10	644 347
	钛合金螺钉	C3D8	23 532
M ₈	股骨头	C3D10	667 879
	钛合金螺钉	C3D8	23 532

整体结构位移见图4。

2.2 股骨头最大应力

股骨头最大应力见图5。



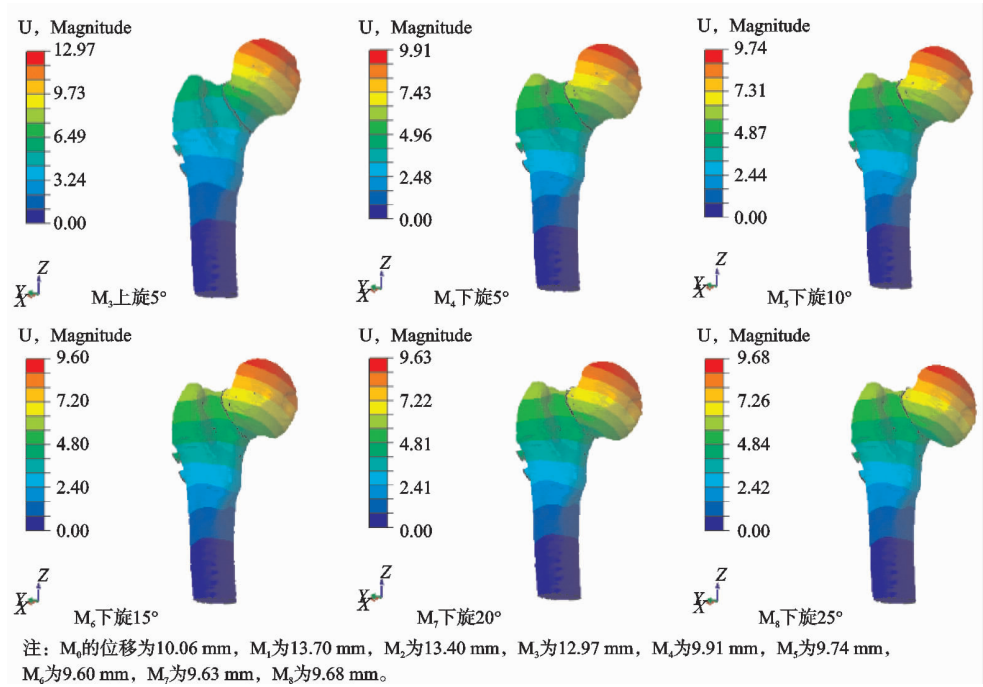


图 4 整体结构位移云图(矢状面)

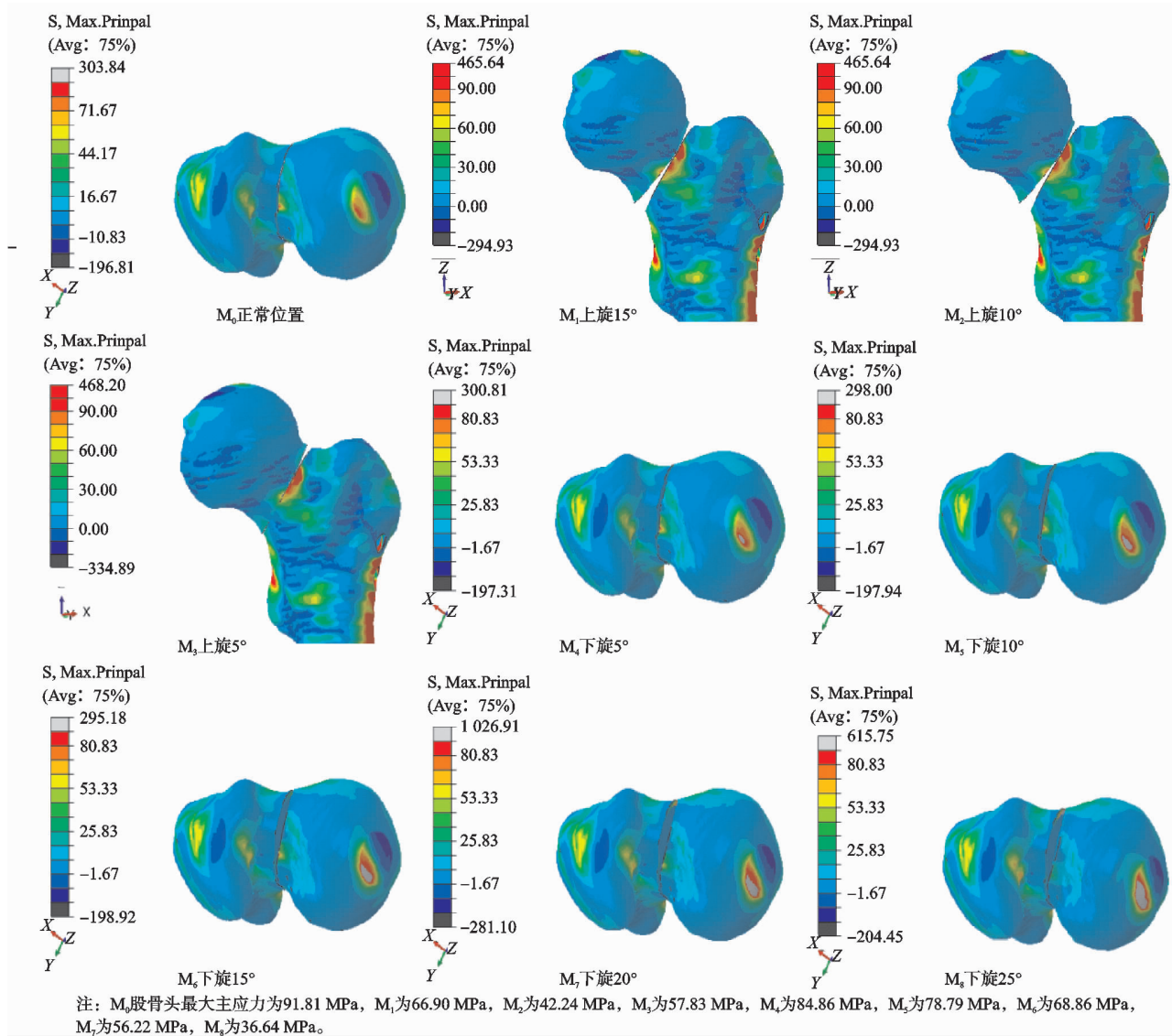


图 5 股骨头最大应力云图

2.3 股骨颈最大应力

股骨颈最大应力见图 6。

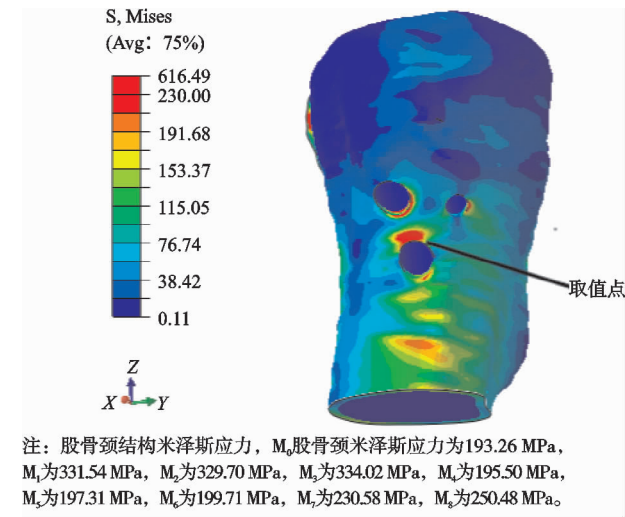


图 6 股骨颈米泽斯应力分布区域以及取值点

3 讨论

股骨颈骨折作为临床常见的创伤,空心螺钉内固定治疗被广泛应用于临床,但其远期以股骨头缺血坏死为代表的并发症是临床满意度不高的主要原因。据相关统计,老年无移位股骨颈骨折患者内固定术后 1 年失败率为 10%~15%^[10-11],60 岁以下的患者术后的再次手术发生率接近 20%,其中因内固定术后股骨头坏死导致的再手术率为 14.3%^[12],有研究指出骨折内固定复位质量不佳是术后股骨头坏死发生的重要危险因素^[13],在内固定术中股骨头的旋转复位程度对术后髋关节整体力学的改变值得重视。

3.1 整体结构位移分析

从位移云图中可以看出主要的位移变形在股骨头上,因此最大的位移为股骨头上的位移。其中完全解剖复位的位移为 10.06 mm,下旋 15°时的位移最小为 9.60 mm,上旋 15°时的位移最大为 13.70 mm。可见当股骨颈向下旋转固定或达到解剖复位时,术后更有利于维持股骨颈的长度,以减少远期股骨颈短缩。

3.2 股骨头旋转角度与股骨头应力改变

通过股骨头最大主应力改变分析,可见股骨头上旋时最大主应力分布区域与股骨头下旋时最大主应力分布区域不同,这主要是由于其结构不同所引起的。其中在旋转角度向下旋转 5°到向下旋转 10°的范围内,应力变化与正常状况下相对而言相差不大,对于临床手术来说,术后髋关节股骨头的力学改变较小,患者的功能恢复及术后满意度也相应较为理想(见图 7)。

3.3 股骨头旋转角度与股骨颈应力改变

通过股骨颈最大主应力改变分析,可见对于股骨颈应力来说,向下旋转 5°到 15°之间时变化较小,而当股骨头向上旋转时,股骨颈的应力相对明显(见图 8)。

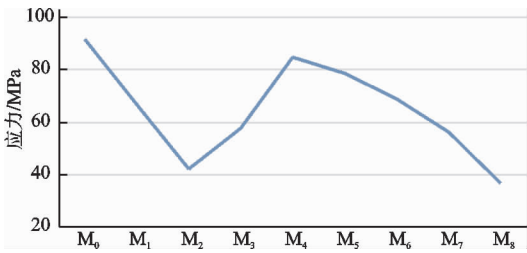


图 7 股骨头最大应力变化曲线

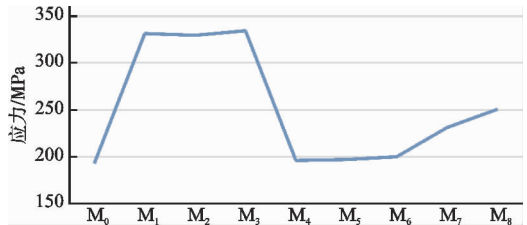


图 8 股骨颈应力变化曲线

股骨颈骨折以髋部疼痛、无法站立及行走、运动功能受阻碍为主要症状表现。在患者发生股骨颈骨折后择期行空心螺钉内固定术,所取得的治疗效果已被临床证实,但是术后发生的各种并发症会降低内固定效果,不利于患者预后的改善,目前已引起广泛关注^[14]。在相关研究中股骨颈骨折内固定术后患者的股骨颈短缩发生率为 33.3%,高发的股骨颈短缩会使得臀中肌及臀小肌工作力臂变短,此时患者维持正常步态所需的外展肌力会相应增加,会导致患者患侧下肢跛行步态与功能受限情况出现,也会导致股骨端内固定装置凸出体表,对髋部局部软组织形成刺激感,同时,由于股骨头负重的改变,患者会感受到较为强烈的痛感,此时患者在患侧卧位状态下无法休息,股骨颈短缩已经成为影响骨折愈合、髋关节恢复、患者生活质量的关键因素^[15]。因而,临床需高度重视内固定术后股骨颈短缩的发生风险以及患者术后髋关节力学的改变,以便指导相应的防治措施。经过有限元建模分析及股骨头旋转角度对股骨近端生物力学影响的有限元分析,能够发现在空心螺钉固定股骨颈骨折的模型中,股骨头向下旋转 5°及 10°两种情况下整体股骨近端应力变化较小,选取股骨近端不同位置分别作有限元分析,通过绘制曲线得到了一致的结论,同时,在这个角度范围内,可保持股骨颈的长度。因此,在临床行空心钉内固定治疗时,术者应尽可能使股骨头达到解剖复位或稍偏下固定,避免股骨头向上的旋转固定,对患者术后髋关节生物力学稳定性的恢复更为有利。本研究致力于为临床提供经验和参考,后续可以通过临床来验证有限元分析的可行性和价值。

参考文献

[1] KANNUS P, PARKKARL J, SIEVANEN H, et al. Epidemiology of hip fractures[J]. Bone, 1996, 18(1 Suppl):

57S-63S.

- [2] 藤立初. 闭合复位空心螺纹钉内固定术治疗股骨颈骨折的研究进展[J]. 智慧健康, 2018, 4(16): 37-38.
- [3] 梁凡, 彭昊, 胡巍, 等. 股骨颈骨折术后继发股骨头坏死的危险因素分析[J]. 中华创伤杂志, 2016, 32(9): 813-817.
- [4] MIN B W, KIM S J. Avascular necrosis of the femoral head after osteosynthesis of femoral neck fracture[J]. Orthopedics, 2011, 34(5): e6-e11.
- [5] 王添兴, 李国庆, 汪洋, 等. 股骨颈骨折闭合复位空心加压螺钉内固定术后股骨头坏死的影响因素分析[J]. 实用骨科杂志, 2019, 25(2): 105-112.
- [6] DU C L, MA X L, ZHANG T, et al. Reunderstanding of Garden type I femoral neck fractures by 3-dimensional reconstruction[J]. Orthopedics, 2013, 36(6): 820-825.
- [7] 陈泽铭, 杨放, 庞清江. 空心螺钉内固定治疗股骨颈骨折有限元分析的研究进展[J]. 现代实用医学, 2021, 33(5): 698-700.
- [8] BELLINI C M, GALBUSERA F, CERONI R G, et al. Loss in mechanical contact of cementless acetabular prostheses due to post-operative weight bearing: a biomechanical model[J]. Medical Engineering & Physics, 2007, 29(2): 175-181.
- [9] 白详, 李维学, 高键, 等. 人体股骨头应力场分析[J]. 山东

工学院学报, 1983(2): 9-16.

- [10] KAHLENBERG C A, RICHARDSON S S, SCHAIRER W W, et al. Rates and risk factors of conversion hip arthroplasty after closed reduction percutaneous hip pinning for femoral neck fractures: a population analysis[J]. The Journal of Arthroplasty, 2018, 33(3): 771-776.
- [11] KANE C, JO J, SIEGEL J, et al. Can we predict failure of percutaneous fixation of femoral neck fractures? [J]. Injury, 2020, 51(2): 357-360.
- [12] SLOBOGEAN G P, SPRAGUE S A, SCOTT T, et al. Complications following young femoral neck fractures[J]. Injury, 2015, 46(3): 484-491.
- [13] 刘冠虹, 吉万波, 刘锦涛, 等. 股骨颈骨折内固定术后股骨头坏死的相关因素分析及生活质量评价[J]. 中国骨伤, 2020, 33(8): 750-757.
- [14] 任立新, 薛晓峰. 髋关节置换术与骨折内固定术治疗老年股骨颈骨折 89 例疗效对比分析[J]. 中国实用医刊, 2017, 44(2): 96-98.
- [15] 冯晓飞, 余霄, 庞清江. 股骨颈骨折内固定术后股骨短缩的临床特点[J]. 中华骨与关节外科杂志, 2018, 11(5): 364-369.

(收稿日期: 2022-11-17)

(上接第 40 页)

参考文献

- [1] 单帅, 姚小强, 郑先丽, 等. 肩峰下滑囊在肩袖损伤中的作用研究进展[J]. 甘肃医药, 2023, 42(4): 304-306.
- [2] ICHINOSE T, SHITARA H, TAJIKA T, et al. Factors affecting the onset and progression of rotator cuff tears in the general population[J]. Sci Rep, 2021, 11(1): 1858.
- [3] 袁改能, 施丽燕, 万燕杰, 等. 手法松解术治疗慢性肩袖损伤性凝肩的临床观察[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2020, 28(10): 35-42.
- [4] 李张生, 梁恩龙, 李小峰, 等. 银质针导热疗法治疗强直性脊柱炎的研究现状[J]. 广西医学, 2019, 41(9): 1160-1163.
- [5] 张建军, 方勇. 观察密集型银质针导热疗法治疗腰臀部软组织损伤的临床效果[J]. 中外医学研究, 2018, 16(1): 54-56.
- [6] 刘仁超, 周建英. 银质针疗法治疗软组织疼痛概况[J]. 实用中医药杂志, 2017, 33(2): 205-207.
- [7] WEBER S, CHAHAL J. Management of rotator cuff injuries[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2020, 28(5): e193-e201.
- [8] 郑建平, 郑琦, 刘飞. 小针刀配合手法松解治疗慢性肩袖损伤 97 例[J]. 浙江中西医结合杂志, 2016, 26(6): 567-569.
- [9] 李俊, 银燕, 肖红, 等. 超声引导臂丛阻滞下肩关节松解术

治疗粘连性肩关节囊炎的有效性 & 安全性分析[J]. 中国疼痛医学杂志, 2017, 23(1): 70-73.

- [10] RAMIREZ J. Adhesive capsulitis: diagnosis and management[J]. Am Fam Physician, 2019, 99(5): 297-300.
- [11] 王福根, 江亿平, 冯传有, 等. 银质针肌肉导热疗法临床研究[J]. 中国疼痛医学杂志, 2005, 11(1): 5-6.
- [12] 刘薛峰, 徐静. 细银质针骨骼肌松解治疗膝骨关节炎疗效观察[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2020, 28(8): 50-53.
- [13] 管晨彤, 孟超, 邓雪, 等. 粗银针配合银质针温显固定器治疗腰背肌筋膜炎的临床观察[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2019, 27(4): 28-31.
- [14] 杨茂林, 梁琳, 范向凯. 细银针和银质针治疗肱二头肌长头腱腱鞘炎的疗效比较[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2018, 26(4): 77-79.
- [15] 马余鸿, 叶刚, 裴建. 银质针治疗慢性软组织疼痛的作用机制和临床应用研究进展[J]. 环球中医药, 2018, 11(4): 620-625.
- [16] 王福根, 富秋涛, 侯京山, 等. 银质针治疗腰椎管外软组织损害后局部血流量变化观察[J]. 中国疼痛医学杂志, 2001, 7(2): 80-82.

(收稿日期: 2023-07-16)