

· 基础研究 ·

四种步态负载下髋臼记忆内固定系统治疗髋臼后壁骨折的三维有限元分析

汪光晔,张春才,禹宝庆,王家林,许硕贵,苏佳灿,牛云飞,张鹏
(第二军医大学附属长海医院骨科,上海 200433)

【摘要】目的:运用三维有限元法分析髋臼后壁骨折 ATMFS(髋臼三维记忆内固定系统)内固定在 4种步态负载情况下(脚跟着地相、单腿站立位开始相、单腿站立位中期相、单腿站立位结束相)的应力分布和骨折端移位及头臼接触应力与接触面积变化,为髋臼后壁骨折的 ATMFS内固定治疗提供参考。方法:利用 PATRAN 2005 R2软件建立包含头臼作用力及所有跨髋肌肉收缩力的完整髋臼、后壁骨折及 ATMFS坚强内固定的三维有限元模型,在模型上对髋臼后壁骨折在 4种步态负载情况下,对 ATMFS固定及无固定 2种方法的工作情况进行有限元分析,并以完整髋臼为对照,分析 4种步态下骨折断面的应力、骨折端移位、头臼接触应力及接触面积,评价 ATMFS内固定方法固定的效果。结果:骨折未固定时接触面积最小,并在骨折边缘形成应力集中(峰值 10.9 MPa);随着骨折复位 ATMFS固定,接触面积增大,接触压力随之减小,应力集中趋于缓和。ATMFS所产生的记忆聚合应力,致髋臼软骨下骨发生收缩变形($1.93 \times 10^{-6} \sim 3.48 \times 10^{-5}m$),使髋臼的负重顶区更多地参与了头臼之间接触。ATMFS固定时 4步态生理负载下,骨折端移位分别为 0.031 9、0.047 7、0.037 2、0.028 9 mm,所有移位均在安全范围内。ATMFS固定时,各步态中骨折断面主要为记忆压应力,接近于生理载荷,仅近髋臼窝边缘处骨折面表现为张应力。结论:髋臼后壁骨折 ATMFS固定牢固可靠,能有效地降低头臼间的接触应力,增加接触面积,维持骨折断面接近正常生理载荷的记忆应力,有效促进骨折愈合,是临床中值得推广的一种新方法。

【关键词】 髋臼后壁骨折; ATMFS固定; 有限元分析; 接触应力; 接触面积

Three-dimensional finite element analysis of acetabular tri-dimensional memory fixation system (ATMFS) for the treatment of acetabular posterior wall fracture under four kinds of different gait conditions WANG Guang-Ye, ZHANG Chun-cai, YU Bao-qing, WANG Jia-lin, XU Shuo-gui, SU Jia-can, NIU Yun-fei, ZHANG Peng Department of Orthopaedics, the Affiliated Changhai Hospital of the Second Military Medical University, Shanghai 200433, China

ABSTRACT Objective: Finite element method was used to analyze the stress distribution, the translation of fracture segment, contact area and contact force with ATMFS fixation under four kinds of different gait conditions(heelstrike phase, beginning left single support phase, halfway left single support phase, end left single support phase), so as to provide the reference for ATMFS internal fixation in clinic **Methods:** The three-dimensional finite element models of complete acetabulum, acetabular posterior wall fracture and the fracture with ATMFS fixation was established with PATRAN 2005 R2 software. The posterior wall fractures without fixation or with ATMFS fixation was analyzed with model under four kinds of gait conditions. The fracture stress translation of fracture segment, contact area and force were analyzed to evaluate the effect of the ATMFS fixation methods.

Results: When the fracture was not fixed, the contact area was the least, and there was an obvious stress concentration at the fracture line. After the posterior wall of the acetabulum fracture was reduced and fixed by ATMFS, the contact area increased and at the same time the peak stress in the acetabular cartilage diminished accordingly. The memory stress generated by ATMFS caused contracting deformation of the acetabular subchondral bone ($1.93 \times 10^{-6} - 3.48 \times 10^{-5}m$), then more loading roof participated in the contact surface. Under the 4 gaits, when fixed with ATMFS, the translation of fracture segment accordingly was 0.031 9, 0.047 7, 0.037 2, 0.028 9 mm respectively, and all of them were in safe area. During the gait, the stress of fracture was memory stress, which was near to physiological load and tensile stress presented only near the acetabular margin. **Conclusion:** Fixation of posterior wall of the acetabulum with ATMFS has the advantages of good stability and fitness. The satisfactory stress distribution of the femoral head promote the fracture healing. It is valuable for clinical application.

Key words Acetabular posterior wall fracture; Acetabular tri-dimensional memory fixation system; Element analysis; Contact force; Contact area

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma, 2007, 20(7): 448-451 www.zggszz.com

随着高能量创伤的日益增多,髌臼骨折的发生率逐年增高。髌臼骨折后期最常见及最严重的并发症是创伤性关节炎。而创伤性关节炎的发生其最主要的原因是骨折复位不良造成的髌臼内台阶形成,头臼对应关系改变,导致股骨头臼负重面积减少和关节接触压力增高,当作用于关节软骨的压力显著增高时,将引起髌臼和股骨头软骨面的退变。

随着手术治疗的普遍开展,由于内固定困难及方法不当造成的复位丢失和并发症也日益突出。目前普遍采用的重建钢板和螺钉的固定方法,对于大块骨折复位后固定的效果尚可;但对于碎裂严重合并多个骨折块的类型,由于固定困难往往在疗效上不是十分理想,复位固定后再丢失的现象常有发生。镍钛记忆合金的出现,由于其具有 0~60 金属晶体组成奥氏体与马氏体相互转变的特性,且具有低弹性模量,生物相容性好的特点,使骨折内固定在材料上又多了一种很好的选择。张春才等^[1]利用其固定材料的特性,根据髌臼的形态特点设计的髌臼三维记忆内固定系统(acetabular tri-dimensional memory fixation system, ATMFS),为髌臼骨折良好复位及固定,以及持续断端加压下骨折早期愈合提供了一种良好的方法。但是髌臼骨折内固定后力学行为的改变仍不太清楚,因此,本文设计了髌臼后壁骨折三维有限元步态下模型及用记忆合金内固定方式,利用三维有限元技术了解髌臼后壁骨折 ATMFS固定后髌关节的生物力学变化。了解髌臼骨折及内固定后关节接触压力、负重面积的变化及骨折断端移位,对制订治疗方案、预防创伤性关节炎有积极的指导意义,为临床应用提供科学的依据。

1 材料与方

1.1 完整髌臼、髌臼后壁骨折及 ATMFS内固定的三维有限元模型的建立

对一成年男性志愿者骨盆进行 CT断层成像,层厚 1 mm,所得图像以 D MCOM 格式导入 Mimics 软件,进行髌臼三维重建,重建图像导入 PATRAN 2005 R2 软件,并重新进行网格划分,分别建立骨盆的皮质骨及松质骨模型。与骨盆骨相互作用的股骨头关节及髌臼软骨也被建模,从而建立完整髌臼模型。在该模型基础上构建髌臼后壁骨折模型^[2]。

ATMFS 三维有限元建模:取 Ba 型及 Bb 型 ATMFS (兰州西脉记忆合金公司),含镍 50%~53%,余为钛,板材厚 2 mm,热处理取向单程,回复温度(33±2)。利用三维数字化仪和游标卡尺测量详细尺寸,在 CATA 软件中勾画轮廓,生成体积,最终构建 ATMFS 后柱 Ba 型与 Bb 型三维模型,所构建的 ATMFS 三维模型导入 PATRAN 2005 R2 进行网格划分,采用三维十结点四面体单元,其中后柱 Ba 型三维有限元结构共划分 2 520 个结点,7 946 个单元;Bb 型三维有限元结构共划分 623 个结点,1 787 个单元。ATMFS 内固定参考文献^[1](图 1)。所构建的三维模型总节点数 19 348,总单元数 113 028。

1.2 实验条件假设

骨盆皮质骨、松质骨材料及软骨参数见相关参考文献^[3,4],记忆合金弹性模量为 75 GPa;为连续、均质、各向同性的线弹性材料,泊松比 0.3。

1.3 加载与边界条件

除了髌关节头臼作用力,22 块附着在骨盆上的肌肉也被设计到该模型中,肌肉收缩力的大小见

参考文献^[5],在有限元网络中确定肌肉的生理附着点。收缩力的方向是根据远近端的附着点获得^[5],并且步态中骨盆肌肉与股骨的相对位置关系也被考虑进去^[6]。肌肉的收缩力以分布载荷运用到模型的表面,固定髌髌关节处的节点模拟髌髌的支持,只对左半侧骨盆进行加载,在耻骨联合处模拟弹性边界条件(40.6 N/m),根据步态循环周期中左支撑相 4 个子步态的髌关节头臼之间作用力,从股骨头的中心点处进行加载。

1.4 计算工具

使用 PATRAN 大型通用有限元软件,分别计算在 4 种步态下髌臼后壁骨折无固定、ATMFS 固定、正常完整时髌臼接触应力和接触面积,以及 ATMFS 固定后的骨折断层的应力、骨折端移位。此外我们在未有头臼作用力及骨盆肌肉收缩力的前提下,计算了 ATMFS 所产生的记忆聚合应力致髌臼软骨下骨发生的变形。

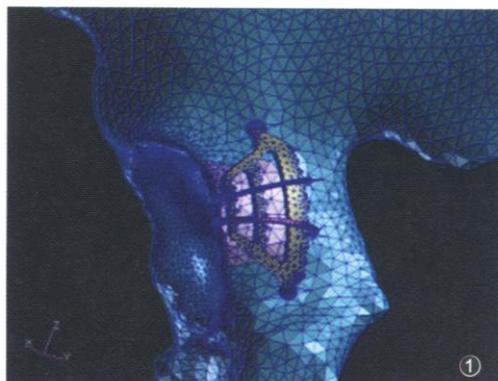


图 1 ATMFS 固定髌臼后壁骨折,红色区域为后壁骨折块

Fig.1 Acetabular posterior wall fracture was fixed with ATMFS (the red sector was the posterior wall fracture piece)

2 结果

2.1 头臼接触面积与接触应力

据建立的模型。脚跟着地相、单腿站立位开始相、单腿站立位中期相、单腿站立位结束相(分别为步态 1~4)的生理负载情况下,比较头臼间峰压力及接触面积,分析髌臼的受力与负载面积。髌臼完整时、骨折固定后与骨折未固定时的髌关节接触面积、峰应力(图 2,3)。从中可看出,随着髌臼骨折的复位固定,髌臼与股骨头之间的接触面积增大同时软骨峰应力值下降;骨折未固定时接触面积最小,步态 1 时达到最低,仅为完整时的 40.94%,与之相对应,此峰压力也达到了最大,为髌臼完整时的 4.04 倍,并在骨折边缘形成应力集中(峰值 10.9 MPa);ATMFS 内固定后受力面积逐渐增大,步态 4 时达到最高,是完整时的 124.37%。随之髌臼软骨的峰应力也降至完整时的 0.82 倍。随着骨折复位固定增大,接触压力随之减小,应力集中趋于缓和,髌臼骨折 ATMFS 内固定后,使得臼顶负重区更多参与了头臼之间接触(图 4),并超越了髌臼完整时的水平,因接触面积的增加,使接触应力降低(图 2)。

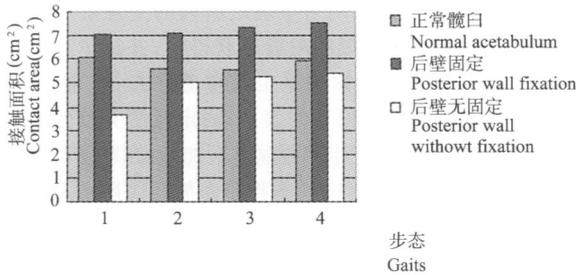


图2 4步态下的头臼接触面积

注:步态1、2、3、4分别为脚跟着地相、单腿站立位开始相、单腿站立位中期相、单腿站立位结束相(下同)

Fig. 2 The hip joint contact area under four kinds of different gait conditions

Note: the gait 1, 2, 3, 4 were heelstrike phase, beginning left single support phase, halfway left single support phase, end left single support phase respectively (same as below)

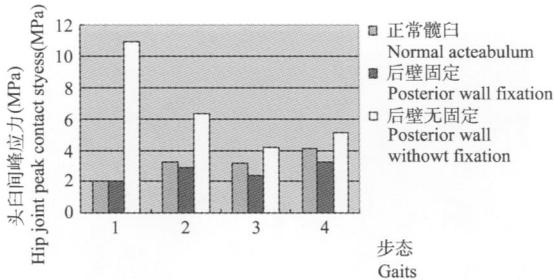


图3 4步态下头臼间的峰应力,后壁骨折无固定时,髋臼软骨出现明显的应力集中

Fig. 3 The hip joint peak contact stress under four kinds of different gait conditions, when the acetabular posterior wall fracture was not fixed, there was obvious stress concentration in the acetabular cartilage

2.2 记忆应力下的髋臼软骨下骨的变形 在未有头臼作用力及骨盆肌肉收缩力前提下,我们计算了ATMFS所产生的记忆聚合应力,致髋臼软骨下骨发生的变形。结果显示:髋臼软骨下骨发生收缩变形(1.93 × 10⁻⁶ ~ 3.48 × 10⁻⁵ m),在髋臼的边缘发生的变形相对较大,向着臼底方向变形渐减小(图5),由于髋臼是球窝关节,这种变形使得臼顶负重区负重面积更多参与了头臼之间接触(图4)。使头臼之间接触更加紧密,有助于增加头臼之间接触面积,降低接触应力。

2.3 骨折断端移位 由于髋臼为半球形壳体,因此在骨折固定后加压测试时,其产生的移位为纵向移位(Z轴方向移位)和横向的分离性移位(X、Y方向移位)。我们从移位及X、Y、Z分量测定内固定的稳定性,见表1。不同髋关节状态下ATMFS固定在相同载荷下的纵向移位均略小于横向移位,由于头臼作用力的影响,移位主要发生在Y轴(正向后),其次是X轴方向(正向外),向Z轴移位最小。由于受头臼作用力的大小及方向双重影响,最大移位发生在开始单腿站立时(0.0477 mm),而最小移位发生在结束时(0.0289 mm),这可能是因为在起步态时股骨头臼之间的作用力达到最大,但头臼作用力方向相对偏前,对后壁骨折撞击相对减小。所有移位皆小于骨折愈合的界线(0.15 mm)。

2.4 骨断面应力分布 各步态中骨折断面皆存在记忆压力,

以压应力为主,主要压应力分布在由Bb型产生的记忆应力的内侧骨折面(图6),骨折断层的最大张应力、压应力皆远小于骨的疲劳极限应力,接近于生理载荷的要求(表2)。

表1 4步态中移位及X(内外)、Y(前后)、Z(上下)分量
Tab 1 The translation of fracture segment under four kinds of different gait conditions and X (exterior and interior), Y (anterior and posterior), Z (upper and below) component

步态	最大移位节点号	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	总移位(mm)
1	11 703	0.002 2	0.031 3	0.005 5	0.031 9
2	11 703	0.011 4	0.043 8	0.012 2	0.047 7
3	11 703	0.013 3	0.033 7	0.008 7	0.037 2
4	13 845	0.013 2	0.023 9	0.009 0	0.028 9

表2 骨折断面4步态时最大张应力与最大压应力(MPa)
Tab 2 The maximal tension and compressive stress on the bone fracture surface under four kinds of different gait conditions(MPa)

步态	最大压应力	最大张应力
1	9.32	1.81
2	9.74	2.83
3	9.87	2.14
4	10.00	3.36

3 讨论

3.1 ATMFS治疗髋臼后壁骨折的接触特点 随着髋臼骨折复位ATMFS固定,使得臼顶负重区负重面积更多参与了头臼之间接触,髋臼与股骨头之间的接触面积增大,接触压力随之减小,软骨峰应力值下降,应力集中趋于缓和。髋臼的稳定性很大程度上取决于髋臼与股骨头接触面积与压力的大小。面积越大,压力越小,越稳定。髋臼截骨后采用ATMFS内固定有助于增加髋臼与股骨头之间的接触面积,降低接触应力,这与我们以往对髋臼后壁骨折ATMFS内固定稳定性的测试结果相符^[2]。通过解剖复位,ATMFS内固定,能增加臼顶负重区负重面积,从而改善头臼接触情况,内固定前后相比较,已有较大的改变,并且髋关节的接触面积已超过,压力已小于髋臼完整状态时的水平。

我们认为出现上述结果的原因有以下几个方面:首先骨折增加髋臼的顺应性,使得髋臼的变形能力加大^[7],可能使复位后头臼之间接触面积加大;其二,记忆合金的弹性模量较小,接近于骨的弹性模量,故对骨的应力阻挡相对较低,从而就记忆合金本身的材料属性而言,对骨的形变影响较小;其三,髋关节是非匹配球窝关节,在低载荷时仅头臼间有少部分接触;在高载荷时,通过骨和软组织的联合形变,将接触压力传至整个髋臼表面^[8]。ATMFS固定后髋臼块后,产生的记忆聚合应力及ATMFS的预变形,促进了髋臼发生独特的收缩变形,在髋臼的边缘发生的变形相对较大,向着臼底方向变形渐减小,这种形变方式近似髋臼高载荷时髋骨的变形方式^[8],使头臼之间包容更加紧密,从而增加了头臼之间接触面积,降低接触应力,甚至超越了正常完整髋臼时水平。Olson等^[9]对于后壁骨折钢板螺钉固定后头臼关系研究的结果显示:头臼接触面积较完整时有所减少,接触力随之增加,我们的实验

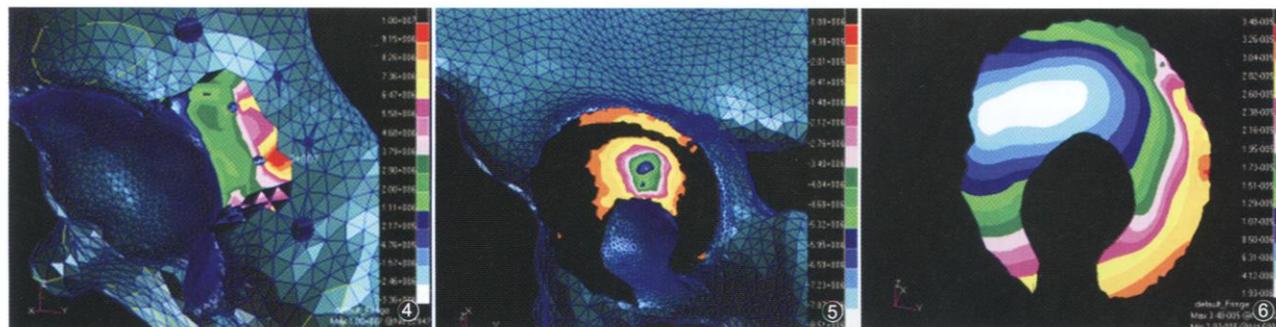


图4 步态4(单腿站立位结束相)时ATMFS固定后髋臼软骨受力面积,黑色区域压应力为0 图5 记忆聚合应力促使髋臼软骨下骨的收缩变形 图6 步态4(单腿站立位结束相)时ATMFS固定后骨折断面应力分布

Fig.4 The contact area in the acetabular cartilage under gait 4 (end left single support phase), when fixed with ATMFS, the compressive stress was 0 in the black sector Fig.5 The memory stress generated by ATMFS caused contraction and deformation of the acetabular subchondral bone Fig.6 The stress distribution on the fracture surface under gait 4 (end left single support phase), when fixed with ATMFS

结果与之不同,我们认为其原因主要是 ATMFS独特的记忆固定方式促使髋臼发生变形特点是钢板螺钉固定所没有的,钢板螺钉固定会因其高弹性模量,致应力阻挡,影响骨骼发生正常的变形,使得髋臼的变形能力下降,从而导致接触面积下降,接触应力增高,而记忆合金的 ATMFS的预变形及其产生的记忆聚合应力,促进了髋臼载荷下的形变,使得臼顶负重区更多参与了头臼之间接触。

3.2 骨折移位 由于受头臼作用力的大小及方向双重影响,最大移位发生在开始单腿站立位时(0.047 7 mm),这可能由于开始单腿站立位时头臼作用力较大,同时头臼作用力方向偏后^[5],对后壁骨折撞击大有关,而最小移位发生在结束时(0.028 9 mm),虽然股骨头臼之间的作用力达到最大,但头臼作用力方向相对偏前^[5],对后壁骨折撞击相对减小有关。所有移位皆小于影响骨折愈合的界线(0.15 mm)^[10],提示 ATMFS治疗髋臼后壁骨折良好的稳定性,我们的实验结果与以往标本实验结果相符^[2]。

3.3 骨折断面应力分布 各步态中骨折断面主要压应力分布在由 Bb 型产生的记忆应力的内侧骨折面,其断面应力分布均匀,在记忆导向孔近皮质骨方向应力较高,随之向周围递减。这可能与 Bb 型的加压作用于外侧皮质骨有关。4步态中垂直骨折面的主要为压应力,仅近髋臼窝边缘处骨折面表现为张应力(图 4,表 2),骨折断层的最大张应力、压应力皆远小于骨的疲劳极限应力,接近于生理载荷的要求^[11-12]。而在此种持续应力作用下,髋臼骨折快速、高效的愈合特点也已经在动物实验中得以证实。

从实验结果可以看到,ATMFS的预变形及其产生的记忆聚合应力,使得头臼之间接触面积增加,接触应力降低,同时步态载荷下骨折端的移位、骨折断面的最大应力均在安全范围内。本实验从生物力学角度,阐明了利用 ATMFS系统进行髋臼骨折固定的良好稳定性、头臼对应关系及应力分布,为临床

应用提供了确实可靠的数据。与钢板内固定相比,具有其独特优势,使之成为较为理想的治疗髋臼骨折的内固定材料。

参考文献

- 张春才,许硕贵,王家林,等. 髋臼骨折记忆合金三维内固定系统的设计与临床应用. 中华骨科杂志, 2002, 22(12): 709-713.
- 万岷,张春才,许硕贵,等. 记忆合金三维内固定系统治疗髋臼骨折的生物力学研究. 医用生物力学, 2005, 20(3): 171-175.
- Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD, et al Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies J B biomech Eng, 2005, 127(3): 364-373.
- Li Z, Alonso JE, Kim JE, et al Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues Ann Biomed Eng, 2006, 34(9): 1452-1462.
- Pedersen DR, Brand RA, Davy DT. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait J B biomech, 1997, 30(9): 959-965.
- Dostal WF, Andrews JG A three-dimensional biomechanical model of hip musculature J B biomech, 1981, 14(11): 803-812.
- Helfet DL, Ali A. Periprosthetic fractures of the acetabulum. Instr Course Lect, 2004, 53: 93-98.
- Olson SA, Bay BK, Hamel A. Biomechanics of the hip joint and the effects of fracture of the acetabulum. Clin Orthop Relat Res, 1997, 339: 92-104.
- Olson SA, Bay BK, Pollak AN, et al The effect of variable size posterior wall acetabular fractures on contact characteristics of the hip joint J Orthop Trauma, 1996, 10(6): 395-402.
- Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures J Oral Maxillofac Surg, 2003, 61(4): 481-487.
- Mueller LA, Kress A, Nowak T, et al Periacetabular bone changes after uncemented total hip arthroplasty evaluated by quantitative computed tomography. Acta Orthop, 2006, 77(3): 380-385.
- Yoshida H, Faust A, Wilckens J, et al Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living J B biomech, 2006, 39(11): 1996-2004.

(收稿日期: 2007 - 03 - 22 本文编辑: 王宏)