

## · 基础研究 ·

## 髋臼记忆内固定系统治疗髋臼横断骨折的三维有限元分析

汪光晔, 张春才, 许硕贵

(第二军医大学长海医院骨科, 上海 200433)

**【摘要】** 目的: 研究髋臼三维记忆内固定系统 (ATMFS) 治疗髋臼横形骨折及其产生的动态记忆应力促进骨愈合的生物力学基础。方法: 利用计算机仿真三维有限元技术, 对以记忆合金 ATMFS 固定髋臼横断骨折的生物力学行为进行模拟, Ball 型三维有限元模型共划分 2 520 个结点, 7 946 个单元; CIII 型三维有限元结构共划分 1 667 个结点, 6 332 个单元, 单元采用 TET 4 单元; 髋臼有限元模型共划分 113 028 个单元, 结点数为 19 348。结果: ① Ball 型和 CIII 型接骨器固定髋骨后, 变形最大的加压部第 1 结构主应力 Ball 型最大值分别为 224.5 MPa 和 -34 MPa 其维持纵向的动态记忆持骨力 196 N; CIII 型最大值分别为 224.5 MPa 和 -34 MPa 其维持轴向的动态记忆加压力为 125.05 N, 二者皆远小于其屈服强度。② 被固定髋骨应力分布均匀, 各结点所受应力主要为正应力; 髋臼底主要为压应力, 近髋臼边缘处及髋臼前角部分为张应力。③ 骨折断面以压应力为主, 最大压力峰值 5.93 MPa 最大张力 0.164 MPa 压应力主要通过皮质骨传递 (约 1.46 MPa), 约为松质骨断面应力 (约 0.242 MPa) 的 7 倍。结论: ATMFS 有良好的耐疲劳与重复使用性, 其固定后产生的动态记忆加压应力场, 有利于固定髋臼横断骨折的稳定。

**【关键词】** 髋骨折; 髋臼; 骨折固定术, 内; 生物力学; 有限元分析

**Three dimensional finite element analysis for fixation of transverse acetabular fractures with Acetabular Tridimensional Memory Alloy Fixation System** WANG Guang-ye, ZHANG Chun-cai, XU Shuo-gui Department of Orthopaedics, Changhai Hospital of Second Military Medical University, Shanghai 200433, China

**ABSTRACT Objective** To study the biomechanical basis of Acetabular Tridimensional Memory Alloy Fixation System (ATMFS) for treating transverse acetabular fractures and the effects of dynamic memorial stress of ATMFS facilitating bone healing. **Methods** By computer emulation and three dimensional (3D) finite element analyses, the biomechanical behavior of ATMFS was emulated and analyzed. The finite element Ball model of ATMFS was divided into 7 946 units. The number of nodes was 2 520. The finite element CIII model was divided into 1 667 nodes. The number of units was 6 332. The elements were TET 4 elements. The finite element model of acetabulum was divided into 113 028 units, the number of nodes was 19 348.

**Results** When the connector fixated acetabulum, the maximum first structural major stress of metamorphosed compressive part was 224.5 MPa and -34 MPa in Ball model; the maximum first structural major stress of metamorphosed compressive part was 224.5 MPa and -34 MPa in CIII model, both far less than its utmost stress and fatigue limit. The longitudinal initiative memorial bone holding force in Ball model for maintaining axial stability was 196 N, and the longitudinal initiative memorial compression force in CIII model was 125.05 N. The stress distribution in fixed acetabulum and the medial surface of fracture was even, the stress in most nodes was positive stress. **Conclusion** The ATMFS has good anti fatigue and reuse characters. The dynamic memorial compressive stress field is good for the fixation of transverse acetabular fractures and enhancement of bone healing.

**Key words** Hip fractures; Acetabulum; Fracture fixation, internal; Biomechanics; Finite element analysis

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma 2007, 20(12): 830-832 www.zggssz.com

髋臼横形骨折是一种常见损伤, 尤其在车祸、工伤等高能损伤中多发, 此类骨折的治疗方法虽然较多, 但是经常遗留后遗症, 降低其生活质量。所以如何更好地进行髋臼骨折的治疗, 一直是创伤骨科领域研究课题。我国学者张春才等<sup>[1]</sup>

设计并发明了髋臼记忆内固定系统 (acetabular tridimensional memory alloy fixation system, ATMFS), 在髋臼骨折治疗中, 不仅能够对髋骨提供一定抱紧力, 起到了很好的内固定效果, 而且沿轴线方向产生一定的轴向压力, 避免了应力遮挡效应, 为髋臼骨折复位及固定提供了良好的方法<sup>[2-3]</sup>。本研究采用三维有限元方法对 ATMFS 治疗髋臼横形骨折进行分析, 探讨其记忆生物力学特性, 分析轴向加载时断面处的应力分布情况,

基金项目: 上海科学技术委员会科研计划项目 (编号: 03JC14008)

通讯作者: 汪光晔 Tel: 021-2507276 E-mail: wangguangye@126.com

为今后的骨外科临床应用提供参考。

## 1 材料和方法

**1.1 三维有限元模型建立** 对正常男性志愿者(40岁)的骨盆进行 CT扫描后,用 MIMICS软件对 CT文件处理,建立髌白的三维模型,以 OUT文件直接导入 PATRAN大型三维有限元软件中,重新进行网格划分,建立髌白的三维有限元模型。在有限元的髌白底窝和关节面交界处模拟髌白横形骨折,建立骨折模型(图 1)。髌骨模型共有 113 028个单元,19 348个结点。

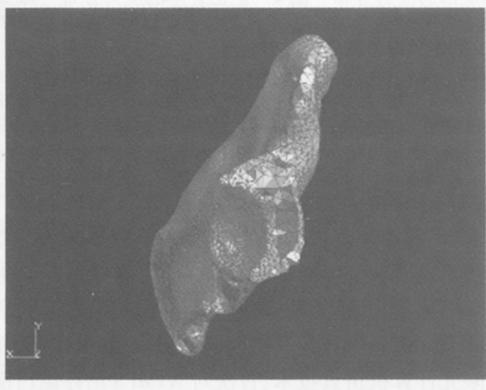


图 1 骨折断面模型示意图

Fig 1 Schematic diagram of bone fracture surface in model

依据骨盆及髌白的解剖形态与生物力学特点,所用镍钛形状记忆合金材料为含镍 50~53 at%,余为钛,板材厚 2 mm,制成 ATMFS中 BaII及 CIII(兰州西脉记忆合金公司)。尺寸测量:取 BaII与 CIII型 ATMFS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前后柱 BaII型、弓齿 CIII型三维模型,所构建的 ATMFS三维模型导入 PATRAN进行网格划分,采用 TET 4体单元,其中后柱 BaII型三维有限元结构共划分 2 520个结点,7 946个单元;弓齿 CIII型三维有限元结构共划分 1 667个结点,6 332个单元。热处理取向单程,回复温度(33±2)°C(图 2)。ATMFS内固定的位置及变形范围参考相关文献<sup>[1]</sup>。

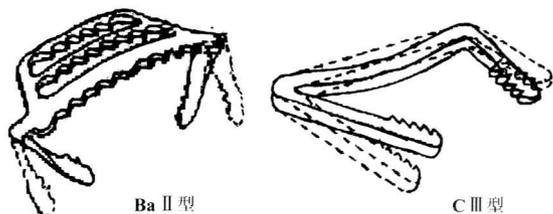


图 2 BaII和 CIII型记忆变形

Fig 2 The shape memory deformation of BaII and CIII

**1.2 设置单元属性** 根据骨盆的解剖结构特点,骨性结构模拟材料为皮质骨、松质骨,皮质骨的弹性模量 17 GPa泊松比 0.3 松质骨的弹性模量 300 MPa泊松比 0.2。两者皆为连续、均质、各向同性的线弹性材料<sup>[4-5]</sup>。记忆合金弹性模量处于 70~82 GPa取其弹性模量为 75 GPa合金为连续、均质、各向同性的线弹性材料,泊松比 0.3。

**1.3 观测项目与方法** 采用三维建模及有限元方法,分析计算 ATMFS固定髌白横断骨折时在骨折断面及其周围所产生

的应力并构建记忆应力场。

## 2 结果

**2.1 髌白骨应力分布** 对髌白横断骨折 ATMFS固定的过程进行仿真模拟,经有限元计算,从 ATMFS后柱 BaII型与 CIII型固定髌白横断骨折后 Von Mises(VM)应力分布可以发现(图 3),除了两端锯齿部与骨连接处因为起固定和聚合作用,应力显著高于周围其他部位,有助于提供稳定而有效的记忆力学固定,余部位应力分布较均匀(7.37~0.8 MPa)。如图 3所示:由固定区向骨折线区渐递减,其中颜色深的区域为应力富裕区;颜色浅的区域为应力较小区。分析髌白底的 VM应力分布受力显示:髌白底主要为压应力,近髌白边缘处及髌白前角为张应力(图 3c)。

**2.2 ATMFS应力分布** 代表器械安全使用指标的第 1 结构主应力 BaII型最大应变发生在臂枝与后柱弓转角处,最大形变 0.003; CIII最大应变发生在臂枝与前柱弓转角处,最大形变 0.003。经有限元计算,得到 ATMFS固定髌骨后, BaII其记忆持骨力为 196 N, CIII后白支钩沿导向栓产生的纵向记忆加压力为 125.05 N。根据图 4,此时,对于结构第一主应力, BaII接骨器所受拉压应力最大值分别为 224.5 MPa和 -34 MPa远小于其极限应力(图 4a); CIII所受拉压应力最大值分别为 224.5 MPa和 -34 MPa(图 4b),远小于镍钛记忆合金材料的屈服强度(奥氏体, 890 MPa),同样远小于其疲劳极限,前者说明其不会断裂,后者说明其重复使用性好。从结果图中还可以看出,接骨器固定髌骨后所受压力均匀分布,没有应力集中点。

**2.3 骨折断面的应力分布** ATMFS固定髌白横断骨折,骨折断面以压应力为主,近髌白边缘及前柱处为张应力,最大压力峰值 5.93 MPa最大张力 0.164 MPa应力主要通过皮质骨传递(约 1.46 MPa),约为松质骨断面应力(约 0.242 MPa)的 7倍(图 5)。无论是压应力还是张应力,远小于骨的疲劳极限应力,且接近骨的生理载荷。

## 3 讨论

ATMFS是由奥马互逆的超弹性金属——形状记忆合金制成,因此具有持续动态加压的特点,使骨折端在一种持续(在人体休息时)但又是不断变化的(在人体活动时)力学环境下愈合,因而使骨折端的愈合质量与速度明显提高<sup>[1]</sup>。从本实验接骨器的有限元分析结果来看,变形最大的 BaII臂枝部第一结构主应力最大值分别为 224.5 MPa和 -34 MPa CIII所受拉压应力最大值分别为 224.5 MPa和 -34 MPa远小于镍钛记忆合金材料的屈服强度(奥氏体, 890 MPa)及疲劳极限。从远小于其屈服强度这点上讲,只要所用来制作接骨器的材料合格,那么制作的接骨器用于人体固定髌骨,是会出现断裂的。另外,所受应力远小于疲劳极限也说明了其良好的重复使用性。

在生理状况下,骨处于最佳应力环境中,骨吸收与骨形成之间维持一种动态平衡,当骨的力学环境改变时,骨组织细胞也发生相应改变,在新的基础上达到平衡<sup>[6]</sup>。从计算得到的结果来看, BaII固定髌骨后臂枝部所产生的动态记忆持骨力为 196 N;弓齿记忆合金接骨器(CIII)所产生的纵向动态记忆加压力为 125.05 N,两者在固定髌白骨折时为骨折端提供持续不断的压应力。从计算得到的固定后应力分布图像来看

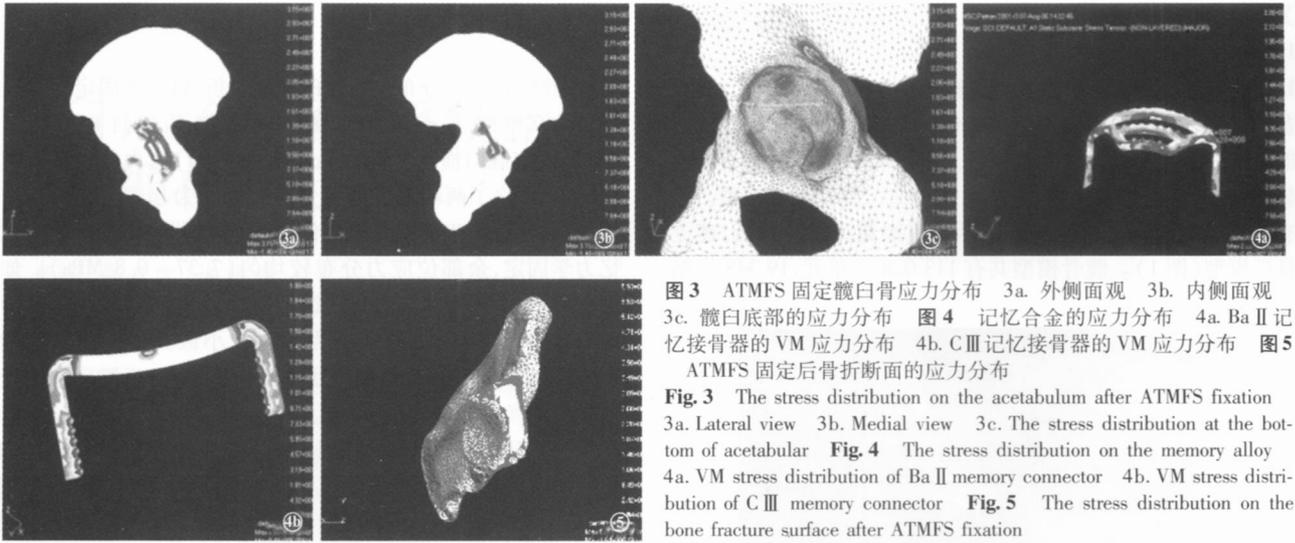


图 3 ATMFS 固定髋臼骨应力分布 3a. 外侧观 3b. 内侧观 3c. 髋臼底部的应力分布 图 4 记忆合金的应力分布 4a. Ba II 记忆接骨器的 VM 应力分布 4b. C III 记忆接骨器的 VM 应力分布 图 5 ATMFS 固定后骨折断面的应力分布

Fig. 3 The stress distribution on the acetabulum after ATMFS fixation 3a. Lateral view 3b. Medial view 3c. The stress distribution at the bottom of acetabulum Fig. 4 The stress distribution on the memory alloy 4a. VM stress distribution of Ba II memory connector 4b. VM stress distribution of C III memory connector Fig. 5 The stress distribution on the bone fracture surface after ATMFS fixation

(图 3), BaII 臂枝、后柱弓与 CIII 固定后, 其下方骨产生分布全场的应力, 两者相互协同, 起到抗剪、抗弯、抗旋、抗分的作用。值得提出的是, 从图 3 还可以看到, 各结点应力计算表明, 接骨器固定髋骨后产生的应力主要为正应力, 剪应力很小, 接近生理载荷<sup>[7]</sup>。接近生理载荷的应力最适宜骨表面重建, 预防内固定下方废用段的产生<sup>[8]</sup>。

在髋臼骨折愈合治疗中, 施加何种力学环境, 对于提高治疗效率、做到准确地愈合是至关重要的。如果在断面处产生的应力过大, 有可能产生二次骨折及骨吸收; 应力太小, 则不能起到刺激骨生成的作用, 两者均不利于骨折的愈合。虽然国内外尚未就骨折适宜加压量水平作出理想的评定标准, 但是倾向于生理载荷的加压已为大多数学者所认可。本研究中, 主要压应力是由由 BaII 及 CIII 臂枝产生的记忆应力, 骨折断面以压应力为主 (图 5), 应力分布均匀, 应力主要通过皮质骨传递 (约 1.46 MPa), 约为松质骨断面应力 (约 0.242 MPa) 的 7 倍, 皮质骨方向应力较高, 随之向周围递减。骨折断层的最大压力 5.93 MPa 最小 0.242 MPa 接近于正常生理载荷<sup>[7]</sup>。ATMFS 固定髋臼横断骨折, 整个骨折表面受力比较均匀, 保证了骨折复位后的稳定性, 接近生理载荷的均匀应力有利于骨折愈合<sup>[9-10]</sup>, 以及骨折断端的稳定, 不会因固定后局部较高的应力引起骨质压缩、再骨折。断面最大张力 0.164 MPa 发生于髋臼前角及髋臼边缘处, 提示 ATMFS 固定髋臼横断, 该区为相对不稳定区域。ATMFS 记忆接骨器是由钛镍记忆合金制成的内固定器材, 具有持续记忆加压和多点位固定的特性, 力学性能不同于加压接骨板的一次性、被动、静态加压<sup>[19-10]</sup>。

白底受力分析显示: ATMFS 固定髋臼横断骨折, 髋臼的 VM 应力分布, 髋臼底主要为压应力, 近髋臼边缘处及髋臼前角为张应力, 这可能与 BaII 与 CIII 分别固定在后柱及弓状线区, 致远离固定的髋臼前角与白缘承受张应力有关, 是 ATMFS 固定的相对薄弱区。

本实验采用三维有限元技术, 成功地模拟了 ATMFS 固定髋臼横断骨折的生物力学行为, 得到了接骨器固定髋臼骨折

后器械本身、髋骨及骨折断面的应力分布, 并得到各结点的三维应力值。这有 3 个方面的意义: 一是为器械进行优化设计提供科学的依据; 二是为临床使用提供了保证; 三是为研究动态记忆应力促进骨愈合及其机制研究提供基础。本研究利用三维有限元计算机仿真技术, 首次对 ATMFS 治疗髋臼横断骨折的生物力学基础进行了研究, 并取得成功。

参考文献

- 张春才, 许硕贵, 禹宝庆, 等. 髋臼骨折记忆合金三维内固定系统的设计与临床运用. 中华骨科杂志, 2002, 22: 709-713
- 汪光晔, 张春才, 禹宝庆, 等. 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. 中国骨伤, 2007, 20(7): 448-449.
- 牛云飞, 王家林, 张春才, 等. 骨盆髋臼三维记忆内固定系统对犬骨盆弓状线部骨折力学性能的影响. 中国骨伤, 2007, 20(7): 452-454
- Hsu JI, Chang CH, Huang HL, et al The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability. Med Eng Phys 2006, 28(3): 272-278
- Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD, et al Subject specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. J Biomech Eng 2005, 127(3): 364-373
- Draenert KD, Draenert Y, Krause R, et al Strain adaptive bone remodelling in total joint replacement. Clin Orthop Relat Res 2005, 430: 12-27.
- Kaku N, Tsumura H, Taira H, et al Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model. J Orthop Sci 2004, 9(3): 264-269
- Gartner TN, Mishra S, Marks L. The role of osteogenic index, octahedral shear stress and dilatational stress in the ossification of a fracture callus. Med Eng Phys 2004, 26(6): 493-501.
- 任可, 张春才, 许硕贵, 等. 持续动态压应力对实验性骨折愈合的影响. 第四军医大学学报, 2004, 25(1): 41-45
- 高堂成, 张春才, 康庆林, 等. 持续加压应力对兔骨折局部 IGF-I 和骨钙素含量的影响. 第二军医大学学报, 2004, 25(11): 1220-1223

(收稿日期: 2007-02-05 本文编辑: 连智华)