

交锁髓内钉与锁定加压钢板治疗大龄儿童股骨干骨折的有限元分析

王汉卿¹, 楼跃², 王浩然¹

(1. 浙江省杭州市儿童医院 骨科, 浙江 杭州, 310014; 2. 南京医科大学附属儿童医院, 江苏 南京, 210000)

摘要:目的 使用有限元方法对比分析交锁髓内钉与锁定加压钢板治疗大龄儿童股骨干横行骨折的生物力学特性。方法 建立2种骨折内固定有限元模型,进行轴向压缩实验、四点弯曲实验及扭转实验,分析实验中模型的应力及位移情况。结果 交锁髓内钉在轴向压缩实验及四点弯曲实验中的最大应力值与平均值均大于锁定加压钢板。在扭转实验中,交锁髓内钉的最大应力值与平均值小于锁定加压钢板。锁定加压钢板骨折内固定模型中,股骨骨折线处的应力大于交锁髓内钉骨折内固定模型中的应力,故交锁髓内钉的应力遮蔽较大。锁定加压钢板骨折内固定模型中股骨的最大位移较大。结论 交锁髓内钉内固定术相较于锁定加压钢板内固定术对骨折部位的应力遮蔽大,但其抗弯曲能力强,抗扭转能力强,手术创伤小,对股骨血运的影响小。在骨折愈合后期可将静力性固定改为动力性固定,更符合股骨原有的生物力学特性。因此,对于大龄儿童的股骨干横行骨折,交锁髓内钉内固定术可以作为首选治疗方案。

关键词: 大龄儿童; 股骨干骨折; 交锁髓内钉; 锁定加压钢板; 有限元分析

中图分类号: R 274.1 文献标志码: A 文章编号: 1672-2353(2020)20-006-05 DOI: 10.7619/jcmp.202020002

Finite element analysis on interlocking intramedullary nail and locking compression plate in treating older children with fracture of femoral shaft

WANG Hanqing¹, LOU Yue², WANG Haoran¹

(1. Department of Orthopedics, Hangzhou City Children's Hospital of Zhejiang Province, Hangzhou, Zhejiang, 310014; 2. Children's Hospital Affiliated to Nanjing Medical University, Nanjing, Jiangsu, 210000)

Abstract: Objective To compare and analyze biomechanical characteristics of interlocking intramedullary nail and locking compression plate in treating older children with transverse fracture of femoral shaft. **Methods** Two kinds of finite element models for internal fixation of fractures were established. Axial compression experiment, four-point bending experiment and torsion experiment were conducted, and the stress as well as displacement of the models in the experiments were analyzed. **Results** The maximum stress values and average stress values of the interlocking intramedullary nail in the axial compression test and four-point bending test were larger than those of the locking compression plate. In the torsion test, the maximum and average stress values of interlocking intramedullary nail were less than that of locking compression plate. In fracture model with internal fixation of locking compression plate, the stress at the femoral fracture line was greater than that in fracture model with internal fixation of interlocking intramedullary nail, so the stress shielding of interlocking intramedullary nail was greater. The maximum femoral displacement in the internal fracture fixation model of locking compression plate was larger. **Conclusion** Compared with the internal fixation of locking compression plate, the internal fixation of interlocking intramedullary nail has larger stress shielding in fracture site, but it is more powerful to resist bending and torsion, has less operative wound and slight influence upon

收稿日期: 2020-09-10

基金项目: 江苏省重点研发计划(社会发展)项目(BE2019608); 江苏省“科教强卫工程”青年医学人才项目(QNRC201609)

通信作者: 王浩然, E-mail: hrvivi@163.com

the femoral blood supply. The static fixation can be changed to dynamic fixation at the late stage of the healing, thereby making the stress distribution more conform to the original biomechanical characteristics of the femur. Therefore, for the transverse fracture of femoral shaft of the older children, the internal fixation of interlocking intramedullary nail can be taken as a preferred treatment.

Key words: older children; fractures of femoral shaft; interlocking intramedullary nail; locking compression plate; finite element analysis

儿童股骨干骨折是儿童四肢骨折中的常见类型,占儿童骨折的 1.4% ~ 1.7%^[1-3]。在治疗儿童股骨干骨折时,应依据年龄来选择合适的治疗方法。大龄儿童(>12岁)骨折愈合快,但重塑潜力明显下降,使用弹性髓内钉治疗后,骨折断端发生移位及畸形愈合的风险增大^[4-5]。大龄儿童的股骨髓腔直径足以容纳交锁髓内钉,故可选用交锁髓内钉或钢板螺钉内固定治疗。目前对交锁髓内钉技术治疗大龄儿童股骨干骨折的生物力学研究较少,交锁髓内钉技术与锁定加压钢板内固定对大龄儿童股骨干骨折模型的应力分析比较研究则更少。有限元分析法已广泛用于医学生物力学领域,特别是在比较手术方案优劣方面有较大优势^[6]。本研究应用有限元分析方法,比较交锁髓内钉内固定及锁定加压钢板内固定在治疗大龄儿童股骨干横行骨折时的应力分布与位移情况,现报告如下。

1 材料与方法

1.1 实验材料

选择 1 名健康的 13 岁儿童志愿者,拍摄股骨正侧位片以排除病变,并取得家属同意。锁定加压钢板建模采用上海傲驰医疗器械有限公司提供的儿童股骨锁定加压钢板(5 孔,孔径 5.0/4.5 mm);交锁髓内钉建模采用上海捷迈医疗国际贸易有限公司提供的解剖型股骨顺行髓内钉(大转子入路,8.3 mm 主钉)。

1.2 实验方法

1.2.1 获取影像学资料:儿童平躺于 Philips CT (256 排,层厚 1 mm)机内,双下肢取中立位,双侧髋关节及膝关节屈曲 0°。最后共获得断层图像 1 133 层,并以 DICOM 格式导出。

1.2.2 建立三维仿真模型:在 Mimics 影像控制系统中导入股骨断层图像,生成股骨三维模型,优化后使用 cut 功能,于股骨中段设计宽度为 1 mm 的横行缺损,建立股骨干中段横行骨折模型。应用 Geomagic studio 软件,参考实物数据,创建锁定

加压钢板及解剖型股骨顺行髓内钉模型。导入 hypermesh 软件,并按照实际手术方式将其与股骨干中段横行骨折模型组合,构建交锁髓内钉骨折内固定模型、锁定加压钢板骨折内固定模型(锁定加压钢板固定于张力侧)。

1.2.3 构建 2 种不同骨折内固定的三维有限元模型:应用 hypermesh 前处理,先划分网格,然后由面网格生成体网格,并将单元类型定义为 solid 186 十节点四面体单元,参数见表 1。

表 1 2 种内固定模型的有限元参数

| 模型 | 单元类型 | 节点数 | 单元数 |
|-------------|-----------|--------|---------|
| 锁定加压钢板内固定模型 | Solid 186 | 37 121 | 157 703 |
| 交锁髓内钉内固定模型 | Solid 186 | 39 289 | 170 731 |

在 hypermesh 中,对模型进行赋值。将股骨模型简化为连续且各向同性的线弹性材料,参考已报道的公式^[7-8],计算出骨松质弹性模量(E) = 507 MPa,骨皮质 E = 10 877 MPa, μ = 0.3。锁定加压钢板及交锁髓内钉采用 Ti6Al4V 合金制成,其 E = 110 GPa,泊松比 μ = 0.33^[9]。将赋值好的模型导入 ANSYS 软件中进行轴向压缩实验、四点弯曲实验及扭转实验。将股骨由近端至远端等分为 4 段,每段随机选取 400 个点,计算得出的应力值及位移值的平均值作为此段的应力及位移。

载荷与边界条件如下:在轴向压缩实验中,将模型设定为人体直立负重力线方向,股骨纵轴与垂线呈 15°,在股骨头负重面随机取 100 个节点,均匀施加轴向载荷,加载 450 N。四点弯曲实验中,以骨折线为基准,等长跨距为 20 cm,短跨距为 10 cm,股骨内外侧各取 2 个支撑点,其中长跨距位于股骨外侧(即张力侧),短跨距位于对侧,支撑点均加载 300 N。扭转实验中设定股骨远端固定约束,并在股骨头上端建立 MPC 耦合单元,在耦合点施加骨干轴向扭矩,扭矩为 150 000 N · mm。加载模型进行力学模拟计算分析,使用 ANSYS 后处理功能导出应力分布云图、位移云图及数据文件。

1.3 统计学方法

采用 SPSS 22 进行统计学处理,计量资料以 $[n(\%)]$ 表示,多组间差异采用单因素方差分析。当 $n > 100$ 时,组间差异采用成组 u 检验分析代替 t 检验分析。检验水准 $\alpha = 0.05, P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

轴向压缩实验、四点弯曲实验及扭转实验中,交锁髓内钉骨折内固定模型、锁定加压钢板骨折内固定模型的应力及位移情况见图 1~6。2 种内固定物的应力值见表 2。交锁髓内钉在轴向压缩实验、四点弯曲实验中的最大应力值与平均值均大于锁定加压钢板,差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。在扭转实验中,交锁髓内钉的最大应力值与平均值小于锁定加压钢板,但差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。2 种内固定中股骨的最大位移见表 3。锁定加压钢板骨折内固定模型中股骨的最大位移均大于交锁髓内钉骨折内固定模型,差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。在骨折内固定模型中,锁定加压钢板及交锁髓内钉承担较大的应力,存在应力遮蔽效应。在轴向压缩实验中,2 种内

固定模型中股骨四段应力见表 4。锁定加压钢板骨折内固定模型中股骨骨折线附近的应力大于交锁髓内钉骨折内固定模型中的应力,故交锁髓内钉的应力遮蔽较大。

表 2 不同载荷下 2 种内固定物的应力值 MPa

| 载荷 | 锁定加压钢板内固定 | | | 交锁髓内钉内固定 | | |
|------|-----------|-------|---------|----------|-------|---------|
| | 最大值 | 最小值 | 平均值 | 最大值 | 最小值 | 平均值 |
| 轴向压缩 | 822.728 | 0.913 | 366.150 | 860.603 | 0.187 | 478.196 |
| 四点弯曲 | 279.169 | 0.080 | 124.120 | 555.490 | 0.296 | 308.737 |
| 扭转 | 641.305 | 0.396 | 356.457 | 631.109 | 0.137 | 350.677 |

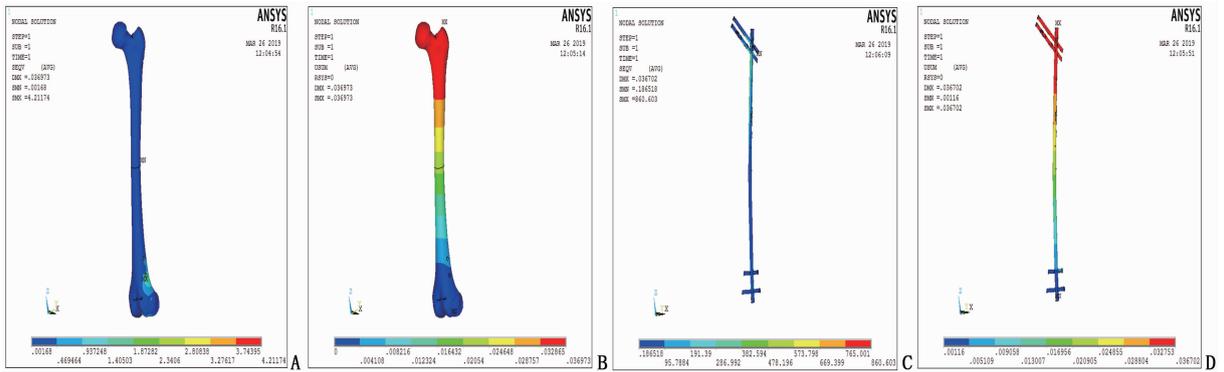
表 3 不同载荷下 2 种骨折内固定模型中股骨的最大位移 mm

| 载荷 | 交锁髓内钉内固定模型 | 锁定加压钢板内固定模型 |
|------|------------|-------------|
| 轴向压缩 | 0.037 | 0.442 |
| 四点弯曲 | 0.029 | 0.027 |
| 扭转 | 0.116 | 0.094 |

表 4 轴向压缩实验中 2 种内固定模型中股骨的四段应力 MPa

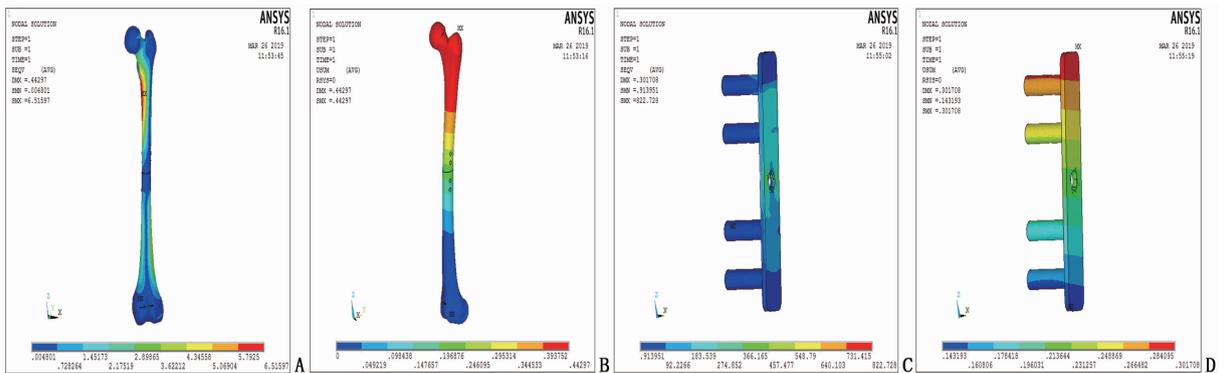
| 部位 | 交锁髓内钉内固定模型 | 锁定加压钢板内固定模型 |
|-------|------------|-------------|
| 股骨上段 | 5.974 | 6.709 |
| 股骨中上段 | 0.360 | 6.547 |
| 股骨中下段 | 0.114 | 5.948 |
| 股骨下段 | 4.211 | 5.974 |

股骨等长分为 4 段,是为了测量股骨不同部位的应力,不同于股骨干骨折的分型。



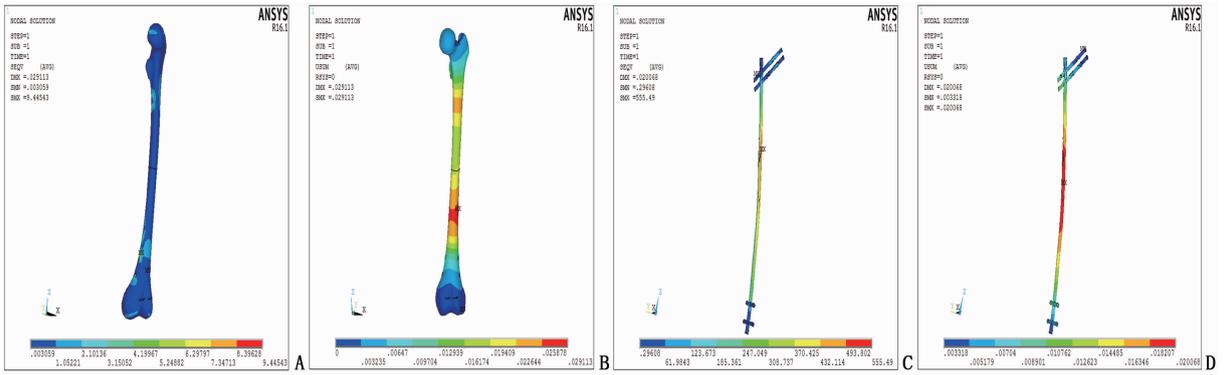
A: 股骨应力云图; B: 股骨位移云图; C: 交锁髓内钉应力云图; D: 交锁髓内钉位移云图。

图 1 轴向压缩实验交锁髓内钉骨折内固定模型的应力云图及位移云图



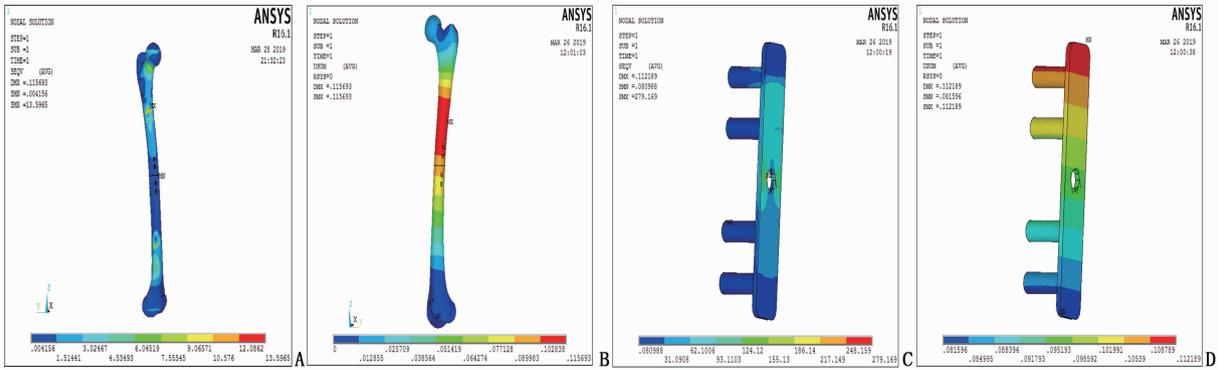
A: 股骨应力云图; B: 股骨位移云图; C: 锁定加压钢板应力云图; D: 锁定加压钢板位移云图。

图 2 轴向压缩实验锁定加压钢板骨折内固定模型的受力云图及位移云图



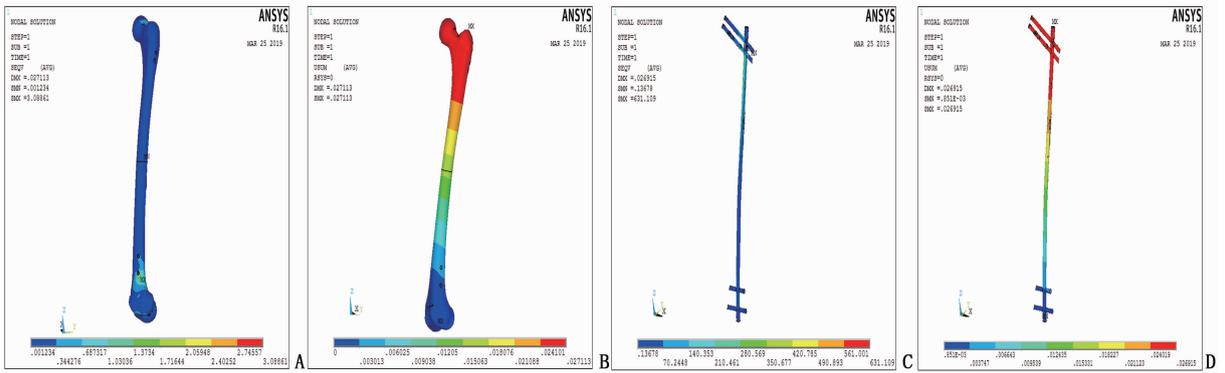
A: 股骨受力云图; B: 股骨位移云图; C: 交锁髓内钉受力云图; D: 交锁髓内钉位移云图。

图 3 四点弯曲实验交锁髓内钉骨折内固定模型的受力云图及位移云图



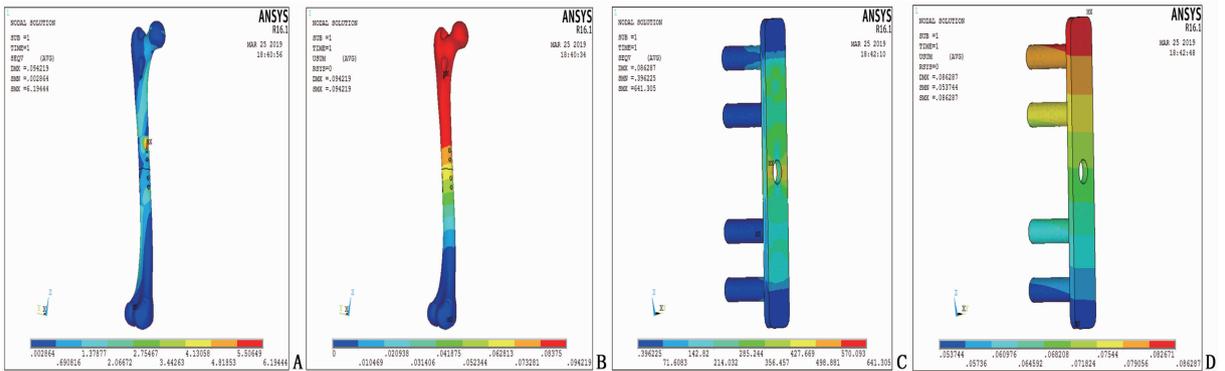
A: 股骨受力云图; B: 股骨位移云图; C: 锁定加压钢板应力云图; D: 锁定加压钢板位移云图。

图 4 四点弯曲实验锁定加压钢板内固定模型的受力云图及位移云图



A: 股骨受力云图; B: 股骨位移云图; C: 交锁髓内钉受力云图; D: 交锁髓内钉位移云图。

图 5 扭转实验交锁髓内钉骨折内固定模型的受力云图及位移云图



A: 股骨受力云图; B: 股骨位移云图; C: 锁定加压钢板应力云图; D: 锁定加压钢板位移云图。

图 6 扭转实验锁定加压钢板骨折内固定模型的受力云图及位移云图

3 讨论

2 种内固定物置入股骨后,其弹性模量均高于股骨,从应力云图可见其承担了股骨的大部分应力,骨折线及周围部位的受力因此减少,从股骨四段应力表格可见,交锁髓内钉固定后的应力遮蔽作用大于锁定加压钢板固定,这不利于骨折的愈合与塑形。但本研究所用的锁定加压钢板及交锁髓内钉均按照 Ti6Al4V 合金赋值,其弹性模量 $E = 110 \text{ GPa}$,泊松比 $\mu = 0.33$,此材料是目前广泛使用的内固定材料,属于低弹性模量材料。尽管交锁髓内钉的应力遮蔽作用大于锁定加压钢板,早期不利于骨折愈合,但交锁髓内钉在股骨干骨折处产生连续骨痂后,可拔除远端固定螺钉,将静力性固定变为动力性固定,此时的应力分布也会随之发生改变^[10],可促进骨折愈合和塑形。

在轴向压缩实验、四点弯曲实验及扭转实验中,股骨的最大位移均小于 0.2 mm ,因此交锁髓内钉与锁定加压钢板均可作为股骨干横行骨折提供稳定的固定。交锁髓内钉固定后股骨的位移均小于锁定加压钢板固定后股骨的位移,由此可认为无论是承受正常人体负重、行走等轴向载荷时,还是在受到侧向弯曲应力及发生扭转时,交锁髓内钉固定后的稳定性均强于锁定加压钢板固定。大龄儿童对内固定物稳定性及术后早期参加活动的需求高于低龄儿童,故股骨干横行骨折采用交锁髓内钉固定方式优于锁定加压钢板固定。孙先润等^[11]使用交锁髓内钉、钢板等材料治疗 53 例股骨干骨折,对比后认为交锁髓内钉效果优于其他固定方式,与本研究结果相一致。在轴向压缩实验、四点弯曲实验中交锁髓内钉承担应力大于锁定加压钢板,而在扭转实验中,锁定加压钢板的承担应力稍高于交锁髓内钉。由于钢板仅置于股骨骨折线附近处,低弹性模量的骨折线改变了应力传导结构,使得此处承担了更大的扭转应力。锁定加压钢板为偏心固定,骨折线处的高扭转应力并不利于固定的稳定性,易发生钢板疲劳、断裂等情况^[12]。

交锁髓内钉内固定术相较于锁定加压钢板内固定术对骨折部位的应力遮蔽大,但其抗弯曲能力强,抗扭转能力强,手术创伤小,对股骨血运的影响小^[13],并可早期进行活动。在骨折愈合后期可改静力性固定为动力性固定,骨折断端产生一

定的微应力,使其受力分布更符合股骨原有的生物力学特性,可以促进骨折的愈合和塑形。因此,对于大龄儿童的股骨干横行骨折,交锁髓内钉内固定技术可以作为首选治疗方式,考虑到患儿对于生长发育的需求,故在连续骨痂形成后应尽早去除远端固定螺钉。

参考文献

- [1] PETKOVIC L, DJAN I, GAJDOBRANSKI D, *et al.* Pediatric femur fractures, epidemiology and treatment [J]. *Mil Med Pharm J Serbia*, 2011, 68(1): 9-14.
- [2] SAHLIN Y. Occurrence of fractures in a defined population: a 1-year study [J]. *Injury*, 1990, 21(3): 158-160.
- [3] MCCARTNEY D, HINTON A, HEINRICH S D. Operative stabilization of pediatric femur fractures [J]. *Orthop Clin North Am*, 1994, 25(4): 635-650.
- [4] GARNER M R, BHAT S B, KHUJANAZAROV I, *et al.* Fixation of length-stable femoral shaft fractures in heavier children: flexible nails vs rigid locked nails [J]. *J Pediatr Orthop*, 2011, 31(1): 11-16.
- [5] MOROZ L A, LAUNAY F, KOCHER M S, *et al.* Titanium elastic nailing of fractures of the femur in children [J]. *The Journal Bone And Joint Surgery British Volume*, 2006, 88-B(10): 1361-1366.
- [6] 周建华, 王跃. 有限元分析在骨科中的应用及研究进展 [J]. *实用医院临床杂志*, 2018, 15(1): 205-208.
- [7] VÁZQUEZ A A, LAUGE-PEDERSEN H, LIDGREN L, *et al.* Finite element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: flat cut versus intact joint contours [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2003, 18(3): 244-253.
- [8] SONODA N, CHOSA E, TOTORIBE K, *et al.* Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the Tibia in athletes: nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method [J]. *J Orthop Sci*, 2003, 8(4): 505-513.
- [9] WONG C, MIKKELSEN P, HANSEN L B, *et al.* Finite element analysis of tibial fractures [J]. *Dan Med Bull*, 2010, 57(5): A4148.
- [10] 徐鉴, 姚占川, 马克. 动力性加压交锁髓内钉在股骨横断骨折中的生物力学研究 [J]. *宁夏医科大学学报*, 2012, 34(3): 260-264.
- [11] 孙先润, 杨建义, 王云华, 等. 带锁髓内钉与其它内固定材料治疗股骨干骨折 [J]. *创伤外科杂志*, 2005, 7(3): 222.
- [12] 陈庆雄, 陈柏龄, 黎艺强. 股骨干骨折术后钢板断裂 17 例原因分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2014, 22(3): 281-282.
- [13] 侯德胜, 鲁成, 刘磊, 等. 有限切开复位带锁髓内钉治疗股骨干骨折 [J]. *临床骨科杂志*, 2017, 20(5): 609-610, 613.