·论　著·

三维有限元分析不同内固定方案治疗儿童桡骨下段骨折的生物力学差异

陆思男，朱欢叶，王梦瑶，高超，曹进

【摘要】目的　采用三维有限元的方法，分析对比钢板内固定、外固定架固定及儿童弹性髓内钉固定 3 种固定方案治疗儿童桡骨下段骨折的整体生物力学稳定性差异。**方法**　选取 1 名于宁波市第六医院住院治疗的桡骨下段骨折患儿，行前臂尺桡骨 CT 扫描，提取出 DICOM 格式影像结果。使用 Mimics19.0 将 DICOM 数据进行尺桡骨的提取并进行优化处理，生成尺桡骨三维模型。使用 Geomagic DX2020 对尺桡骨模型进行进一步的检查及优化，在 Solidworks2025 中进行桡骨下段骨折的模拟及固定材料与桡骨下段的装配。使用 ANSYS Workbench2020 进行有限元分析，对模型中的材料属性赋值，进行约束及分析，得出 3 种固定方案在不同工况下的应力与位移。分析不同固定方案的模型在骨折线处及内固定上的应力分布，并分析桡骨下段骨折端的位移分布与位移峰值。**结果**　3 组方案均在掌曲位载荷工况下的应力最大，弹性髓内钉组为 89.37 MPa，钢板内固定组为 50.62 MPa，外固定架组为 25.58 MPa。弹性髓内钉在 4 种载荷工况下的桡骨应力均高于钢板内固定组和外固定架组。3 组方案的骨折端相对位移最大值均发生于掌曲位的载荷工况下，其中弹性髓内钉组位移最大为 2.30 mm，外固定架组为 2.10 mm，钢板内固定组为 1.92 mm。在 4 种载荷工况下弹性髓内钉组骨折端的位移程度均大于钢板内固定组和外固定架组。**结论**　弹性髓内钉固定的生物力学稳定性相较于钢板内固定及外固定架固定较差，需要辅助石膏外固定进行保护。钢板内固定和外固定架固定具有较好的生物力学稳定性，可为进一步的临床实践提供部分力学参考依据。

【关键词】　儿童桡骨下段骨折；有限元分析；钢板内固定；外固定架；弹性髓内钉
DOI:10.3969/j.issn.1671-0800.2026.07.006
【中图分类号】　R683.41　　**【文献标志码】**　A　　**【文章编号】**　1671-0800(2026)07-0725-05

Three-dimensional finite element analysis of the biomechanical differences in the treatment of lower radius fractures in children with different internal fixation regimens

Lu Sinan, Zhu Huanye, Wang Mengyao, Gao Chao, Cao Jin (Ningbo No.6 Hospital, 315040 Ningbo, Zhejiang, China)

【Abstract】Objective　To use three-dimensional finite element analysis to compare the overall biomechanical stability of three fixation methods-plate internal fixation, external fixation, and elastic stable intramedullary nailing-in the treatment of pediatric distal radius fractures. **Methods**　A child with a distal radius fracture who was hospitalized at Ningbo No.6 Hospital was selected. CT scans of the radius and ulna of the forearm were performed, and DICOM-format images were obtained. The DICOM data was imported into Mimics 19.0 for segmentation and optimization of the radius and ulna, generating three-dimensional models. The models were further inspected and optimized in Geomagic DX2020. Simulation of the distal radius fracture and assembly of the fixation devices with the distal radius were performed in SolidWorks 2025. Finite element analysis was performed in ANSYS Workbench 2020: material properties were assigned, constraints and loading conditions were applied, and the stress and displacement of the three fixation constructs under different loading conditions were obtained. The stress distribution at the fracture line and on the fixation devices, as well as the displacement distribution and peak displacement at the distal radius fracture ends were analyzed. **Results**　The maximum radius stress in all three groups occurred under the palmar flexion loading

基金项目：　宁波市社会公益研究项目（2023S119）；宁波市鄞州区科技项目（2023AS024）
作者单位：　315040 宁波，宁波市第六医院
通信作者：　曹进，Email：caojin111@163.com

condition: 89.37 MPa in the elastic stable intramedullary nail group, 50.62 MPa in the plate internal fixation group, and 25.58 MPa in the external fixator group. Under the four loading conditions, the radius stress in the elastic stable intramedullary nail group was significantly higher than that in the plate internal fixation and external fixator groups. The maximum relative displacement of the fracture ends in all three groups occurred under the palmar flexion loading condition, with the largest displacement in the elastic stable intramedullary nail group (2.30 mm), followed by the external fixator group (2.10 mm) and the plate internal fixation group (1.92 mm). Under the four loading conditions, the degree of fracture-end displacement in the elastic stable intramedullary nail group was significantly greater than that in the plate internal fixation and external fixator groups. **Conclusions** The biomechanical stability of elastic stable intramedullary nail fixation is inferior to that of plate internal fixation and external fixator fixation; therefore, supplementary cast immobilization is needed for protection. Plate internal fixation and external fixator fixation provide better biomechanical stability and may offer some biomechanical reference for further clinical practice.

【Key words】 Pediatric distal radius fracture; Finite element analysis; Plate internal fixation; External fixation; Elastic stable intramedullary nail

[Modern Practical Medicine,2026,38(7):725-729]

桡骨下段骨折是儿童常见的骨折类型之一，大部分患儿可采用手法复位、石膏外固定进行非手术治疗。然而，临床上一部分桡骨下段骨折患儿在非手术治疗后出现继发性移位，或因骨折端呈现畸形、手法复位困难、骨折稳定性差需要进行手术治疗[1-3]。切开复位钢板内固定术是目前治疗儿童桡骨下段骨折的主要方案，该术式可以通过切开复位达到骨折解剖复位坚强固定，允许早期腕关节功能锻炼。弹性髓内钉技术是目前小儿骨科临床常用的技术，其“三点支撑固定”原理对于儿童长骨干中段骨折治疗有很大优势，文献报道[4-5]将该技术应用于儿童桡骨下段骨折的治疗，取得满意的效果。另外，采用闭合复位外固定架技术治疗儿童桡骨下段骨折也是治疗手段之一[3,6]，该术式术后无需石膏外固定，患儿术后早期即可开始腕关节康复训练并且早日回归校园[7]。

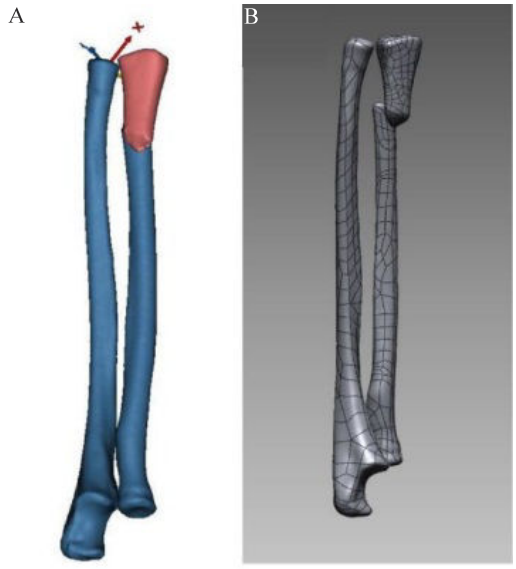
然而上述各种方案各有优势，使用争议较大，目前尚缺乏上述 3 种治疗方案的生物力学对照研究。三维有限元分析技术是一种借助计算机数字成像分析，将所需要构建的实物模型虚拟简化为具有特定材料模块的单元，在特定的数值边界和工况加载下进行数字图像分析，从而获取研究者所需的应力数值、位移云图[8]。近年已广泛应用于骨科领域，且具有较高的试验可信度。本研究旨在通过三维有限元方法分析比较钢板、弹性髓内钉和外固定架 3 种固定方式治疗儿童桡骨下段骨折的生物力学稳定性，现报道如下。

1　资料与方法

1.1　临床资料　选择 1 名在宁波市第六医院住院治疗的因外伤导致桡骨下段骨折的儿童患者，男，12 岁，身高 149 cm，体质量 45 kg，既往无上肢先天畸形及其他外伤病史。本研究获得宁波市第六医院伦理委员会批准 [2026（L）006]，并取得患者监护人的知情同意。

1.2　建立三维有限元模型　采用 Philips 64 排螺旋 CT 机对患者患肢前臂尺桡骨进行扫描，使用 Mimics19.0 将 DICOM 数据进行尺桡骨的提取并行优化处理，生成尺桡骨下段骨折的三维模型（图 1A）。根据 Lieber 等[1]提出的方法界定儿童桡骨下段骨折区域，在此区域内设置桡骨骨折断端 2.0 mm 以体现骨折断端骨皮质断裂。使用 Geomagic DX2020 对桡骨下段骨折模型进行进一步的检查及优化，以便进行下一步的内固定适配处理（图 1B）。使用 Solidworks 2025 进行桡骨下段骨折复位，再进行不同固定材料与桡骨下段骨折的装配（图 2）。

1.3　不同固定方案在不同工况下的有限元分析　通过导入功能（如 IGES、STEP、SAT 等格式）将模型导入 Workbench，在“Engineering Data”模块中选择或定义材料属性，包括杨氏模量、泊松比、密度等。若材料库中无所需材料，需手动输入参数，本研究所选材料赋值见表 1 [9-10]。材料属性赋值完成后，开始划分网格（默认采用自动划分为四面体网格）。骨骼网



注：A 为三维模型，B 为内固定适配处理

图 1　桡骨下段骨折模型造模



图 2　各种内固定方案模型制作适配

格尺寸 3 mm，内固定网格尺寸 1 mm。左侧进行固定，右侧进行负荷加载 100 N[11-13]，模拟腕关节背伸、掌曲、旋前、旋后 4 个受力姿态进行工况设置及分析。最终通过有限元分析得出不同固定方案的骨折端及固定材料的应力分布情况，桡骨骨折端的位移分布和位移峰值。

2　结果

2.1　不同载荷工况下 3 组模型桡骨及内固定最大等效应力的变化　在不同载荷工况下，3 组桡骨最大等效应力均在掌曲位载荷工况下最大，其中弹性髓内钉组为 89.37 MPa，钢板内固定组为 50.62 MPa，外固定架组为 25.58 MPa。弹性髓内钉组在 4 种载荷工况下的桡骨应力均显著高于钢板内固定组和外固定架组，见表 2。弹性髓内钉组在背伸位的载荷工况下内固定最大等效应力低于钢板内固定组及外固定架组，其中弹性髓内钉组为 150.75 MPa、钢板内固定组为 290.00 MPa，外固定架组为 309.88 MPa，弹性钉组在掌曲、旋前、旋后载荷工况下内固定最大等效应力均高于钢板内固定组及外固定架组，见表 3。

2.2　3 组不同工况下桡骨骨折端相对位移比较　3 组在不同载荷工况下的桡骨骨折断端的相对位移最大值均发生于掌曲位的载荷工况下，其中弹性髓内钉组位移最大为 2.30 mm，外固定架为 2.10 mm，钢板组为 1.92 mm。4 种载荷工况下弹性髓内钉固定组骨折端的位移程度均大于钢板内固定组和外固定架固定组，见表 4、图 3。

3　讨论

桡骨下段是骨形态以横截面为菱形的桡骨干骺端和骨形态为三角形的桡骨干发生结构变化的区域，骨皮质菲薄，骨皮质内为抗压能力较弱的松质骨，使得该部位容易发生骨折[14-15]。对于完全移位成畸形、复位困难、手法复位后不稳定的儿童桡骨下段骨折，需要积极进行手术治疗，尤其是骨塑形能力差的青少年患者[16-18]。儿童桡骨下段骨折的手术方案

表 1　材料数据赋值

材料名称	弹性模量（MPa）	泊松比
皮质骨	16 000	0.3
松质骨	150	0.3
钛制钢板螺钉	110 000	0.33
钛制弹性髓内钉	110 000	0.33
钢制外固定架	200 000	0.33

表 2　桡骨最大等效应力　MPa

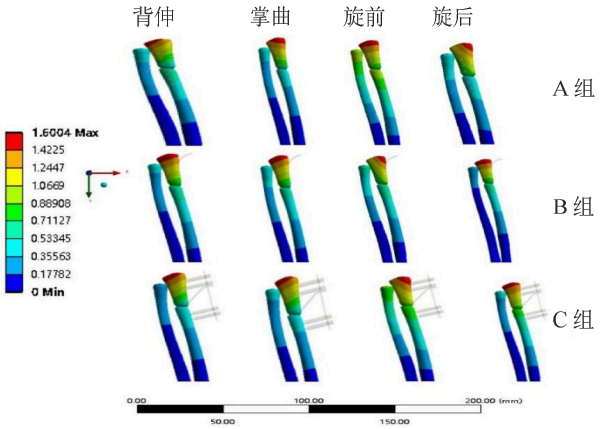
组别	背伸	掌曲	旋前	旋后
钢板内固定组	19.96	50.62	11.19	12.87
弹性髓内钉组	64.23	89.37	49.79	31.18
外固定架组	25.58	25.58	13.65	13.65

表 3　内固定最大等效应力　MPa

组别	背伸	掌曲	旋前	旋后
钢板内固定组	290.00	296.50	304.17	151.68
弹性髓内钉组	150.75	400.96	324.17	304.17
外固定架组	309.88	309.88	206.27	126.27

表 4　3 组不同工况下桡骨骨折端相对位移比较　mm

组别	背伸	掌曲	旋前	旋后
钢板内固定组	1.80	1.92	0.92	0.89
弹性髓内钉组	2.27	2.30	1.60	1.56
外固定架组	1.96	2.10	1.07	1.07



注：A 组为钢板内固定组，B 组为弹性髓内钉组，C 组为外固定架组

图 3　3 组不同工况下的桡骨骨折端最大相对位移

尚无统一标准，固定方式的选择也各不相同[14-18]。经皮交叉克氏针固定是儿童干骺端骨折的经典手术治疗方案，但是儿童桡骨下段骨折远离骨骺，克氏针置入困难，对于骨折端的把持力大大减弱，导致内固定失效、治疗失败，且反复进行克氏针的穿针容易对桡骨远端骨骺造成医源性损伤。切开复位钢板内固定成为了治疗该疾病的常用手术方案[3-4, 14]，可以通过切开复位达到骨折断端的解剖复位坚强固定，避免了长时间石膏固定的弊端，有利于术后康复锻炼。但其需要在腕掌侧做一大切口，术后明显的瘢痕对于美观及心理影响较大，并且需要二期手术取出内固定，因而在儿童手术中患者及其家属接受度不高。弹性髓内钉内固定技术是治疗长骨干骨折的常用术式，因其三点支撑、弹性固定、微创置入的优势在儿童骨科临床中应用广泛，其适应证正在逐步扩大[2-7, 14]。文献报道[4-5]将该技术应用于儿童桡骨下段骨折的治疗取得满意的治疗效果，然而弹性髓内钉不能直接复位骨折端，需要撬拨复位再行内固定，儿童桡骨下段骨折远端距离骨骺较短，无法达到效果，同样需要二次手术取出内固定。外固定架固定技术是骨科临床上常用的技术，刘帅等[19]采用外固定架固定技术治疗闭合复位失败和手法复位后再移位的儿童桡骨下段骨折并获得了满意疗效。Li 等[3]认为外固定架技术治疗儿童桡骨下段骨折比单纯克氏针固定的稳定性更强。此外，采用外固定架可以获得骨折端坚强固定，无需二次手术取出内固定物，术后患儿早期即可恢复患肢关节活动的基本功能。对于钢板、弹性髓内钉、外固定架该如何选择应用场景，目前尚无统一标准，且争议广泛。钢板内固定是成人桡骨远端骨折的标准内固定技术之一，然而其应用于儿童桡骨下段骨折的局限性是儿童骨科医师无法忽视的。弹性髓内钉固定和外固定架固定作为替代治疗方案，其生物力学稳定性如何，是否能达到与钢板相当的水平，是学术界一直以来的争议，且目前尚缺乏相关研究。

有限元分析在医学领域、尤其是骨科方向上的应用研究发展迅速，已成为一种目前临床上广泛使用的的生物力学研究方法[8-12, 20-21]。本研究通过有限元分析钢板、弹性髓内钉、外固定架的生物力学稳定性发现，弹性髓内钉组在背伸、掌曲、旋前、旋后等 4 个载荷工况下的桡骨应力均高于钢板组和外固定架组，提示弹性髓内钉在 3 种固定方案中对桡骨的应力保护最低，在桡骨下段区域的固定效果逊色于钢板及外固定架。内固定最大等效应力的测试结果可见弹性髓内钉组在背伸位的载荷工况下最低为 150.75 MPa，且显著低于钢板组及外固定架组，提示在背伸位状态下弹性髓内钉对于外界应力的反应最小，最易引起骨折端的移位。而在另外 3 种载荷工况下弹性髓内钉组虽高于钢板组及内固定组，考虑弹性髓内钉为单一内固定物应力集中，而钢板和螺钉均有多枚螺钉或固定针分散载荷，另外本研究所模拟的骨折部位为桡骨下段骨折，而在该区域弹性髓内钉的固定原理无法发挥作用，在施加载荷应力时无法按照合理的支撑路径传递，使桡骨下段骨折断端需要更多承担应力导致骨折断端移位增加。骨折断端的测试结果发现 3 组模型在 4 种载荷工况下的桡骨骨折断端的相对位移最大值均发生于掌曲位的载荷工况下，其中弹性髓内钉组位移最大为 2.30 mm，外固定架为 2.10 mm，钢板组为 1.92 mm。4 种载荷工况下弹性髓内钉组骨折端的位移程度均为最高，外固定架固定次之，移位最小的是钢板内固定，该结果提示弹性髓内钉固定的力学稳定性低于外固定架和钢板。然而在临床实际中，弹性髓内钉固定术后需要增加石膏或者支具外固定以辅助骨折端附近关节的制动，外固定的支撑可以为骨折端的愈合提供稳定环境，减少了骨折断端的位移和微动。

本研究存在以下局限性：(1) 为统一变量，简化了骨折模型和内固定细节，临床上的骨折常为锯齿

状或斜型骨折，没有对儿童骨骺和尺骨骨折进行模拟，忽略了周围骨膜、肌肉和韧带对骨折稳定性的影响；(2)本研究为使组间具有可比性，根据文献参考在腕关节四种运动方向上施加相同的载荷大小，然而真实的腕关节运动模式更加复杂，且涉及体质量或肌肉力量的变化，使得研究结论的外推性受限；(3)未进行非线性分析或疲劳分析、网格尺寸和类型(四面体)对结果的影响未做敏感性分析等需要在今后的研究中进一步完善。

综上所述，本研究通过有限元分析提示弹性髓内钉固定的生物力学稳定性比钢板内固定及外固定架固定的稳定性相对较弱，需要辅助坚强的石膏或支具外固定进行制动保护。钢板内固定和外固定架固定具有较好的生物力学稳定性，可为骨折提供更好的愈合环境。有限元分析无法模拟肌肉、韧带等软组织对于骨折断端稳定性的影响，简化了复杂的关节运动环境，因此本研究结论需要进一步展开离体标本的实物对照研究及多中心、更全面的临床研究，以验证本研究结论的可靠性。

利益冲突　所有作者声明无利益冲突

作者贡献声明　陆思男：实验操作，论文撰写，数据分析；朱欢叶，高超，王梦瑶：论文修改，数据统计；曹进：研究指导，论文修改，实验操作

参　考　文　献

[1] Lieber J, Schmid E, Schmittenbecher P P. Unstable diametaphyseal forearm fractures: Transepiphyseal intramedullary Kirschner-wire fixation as a treatment option in children[J]. Eur J Pediatr Surg, 2010, 20(6): 395-398.

[2] 王李钢,盛志中,夏玉礼,等.闭合复位联合经皮 L 形预弯弹性髓内钉内固定治疗儿童桡骨远端干骺交界区骨折[J].中国骨与关节损伤杂志,2022,37(5):545-546.

[3] Li J, Rai S, Tang X, et al. Fixation of delayed distal radial fracture involving metaphyseal diaphyseal junction in adolescents: A comparative study of crossed Kirschner-wiring and non-bridging external fixator[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2020, 21(1): 365.

[4] Jiang J Y, Liu C Y, Meng L, et al. Comparison of three fixation methods in paediatric metaphyseal-diaphysis junction fracture of the-distal radius: A retrospective study in two centres[J]. Front Pediatr, 2023, 11: 1244704.

[5] Du M M, Han J H. Antegrade elastic stable intramedullary nail fixation for paediatric distal radius diaphyseal metaphyseal junction fractures: A new operative approach[J]. Injury, 2019, 50(2): 598-601.

[6] Zhu H Y, Gao C, Wang M Y, et al. Modified external fixation technique for treatment of distal radial metaphyseal-diaphyseal junction fractures in pediatric patients[J]. Front Pediatr, 2025, 13: 1719011.

[7] 朱欢叶,王梦瑶,高超,等.微创外固定架固定与弹性髓内钉内固定治疗儿童桡骨远端骨干与干骺端交界区骨折疗效比较[J].中国骨与关节损伤杂志,2025,40(9):929-933.

[8] Ye Y Y, You W, Zhu W M, et al. The applications of finite element analysis in proximal humeral fractures[J]. Comput Math Methods Med, 2017, 2017: 4879836.

[9] Liu C, Kamara A, Liu T J, et al. Mechanical stability study of three techniques used in the fixation of transverse and oblique metaphyseal-diaphyseal junction fractures of the distal humerus in children: A finite element analysis[J]. J Orthop Surg Res, 2020, 15(1): 34.

[10] Zhang J F, Li Y, Huo Y X, et al. Biomechanical analysis of locking plates for fixation of metacarpal shaft fractures: A finite element analysis[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2022, 108(8): 103340.

[11] 李永耀,赵勇,程灏,等.夹板弹性固定桡骨远端 FrykmanⅧ型骨折尺侧柱稳定性的有限元分析[J].中国组织工程研究,2020,24(30):4769-4774.

[12] 欧阳汉斌,钟环,魏波,等.桡骨远端骨折锁定钢板刚度的拓扑优化研究[J].中华创伤骨科杂志,2020,22(2):152-157.

[13] Lin C L, Lin Y H, Chen A C. Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: A finite element study[J]. Med Biol Eng Comput, 2006, 44(8): 665-673.

[14] 刘朝宇,徐文强,贾国强,等.弹性髓内钉精准塑形治疗儿童桡骨远端骨干-干骺端交界区骨折[J].中华小儿外科杂志,2023,44(7):631-635.

[15] Rubin G, Orbach H, Chezar A, et al. Treatment of physeal fractures of the distal radius by volar intrafocal Kapandji method: Surgical technique[J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2017, 137(1): 49-54.

[16] Laaksonen T, Kosola J, Nietosvaara N, et al. Epidemiology, treatment, and treatment quality of overriding distal metaphyseal radial fractures in children and adolescents[J]. J Bone Joint Surg Am, 2022, 104(3): 207-214.

[17] Loose O, Fernandez F, Morrison S, et al. Treatment of nonunion after forearm fractures in children: A conservative approach[J]. Eur J Trauma Emerg Surg, 2021, 47(2): 293-301.

[18] 冯澜,信天游,印飞,等.超声辅助下经皮撬拨复位联合克氏针外支架固定治疗儿童难复性桡骨远端骨折[J].中华手外科杂志,2024,40(3):235-238.

[19] 刘帅,林伟枫.弹性钉与外固定治疗儿童桡骨远端干骺区骨折[J].中华手外科杂志,2023,39(3):210-214.

[20] 王磊,王清,张申申.有限元分析不同内固定方式治疗肱骨近端骨折的力学差异[J].中国组织工程研究,2025,29(15):3101-3109.

[21] 努尔比艳木·库尔班,乌日开西·艾依提,买合木提·亚库甫.桡骨远端 C1 型骨折三种内固定方式的有限元分析[J].中国组织工程研究,2025,29(15):3110-3115.

收稿日期：2026-01-27

(本文编辑：吴迪汉)