

文章编号: 1004-7220(2023)02-0297-06

不同固定方式治疗儿童肱骨近端骨折的有限元分析

白桓安^{1,2}, 陆清达¹, 刘趁心¹, 王晓明¹, 杨亚婷¹, 王欢¹, 颀强¹

(1. 西安交通大学附属红会医院儿童骨病医院, 西安 710054; 2. 延安大学医学院, 陕西 延安 716000)

摘要:目的 通过有限元方法比较外固定架、克氏针、弹性髓内钉固定儿童肱骨近端骨折的生物力学特性。方法 挑选1名8岁患儿健侧肱骨CT数据,将图像数据导入Mimics 21.0软件,建立粗略肱骨模型,再导入Geomagic 2013构建得到肱骨松质骨与皮质骨三维模型。将上述模型在SolidWorks 2018中与外固定架、克氏针、弹性髓内钉3种固定物完成装配后导入ANSYS 2019中,模拟上肢安静以及前屈、后伸、内收、外展、内旋、外旋7种工况,分析肱骨远端最大位移、固定物最大应力、远端骨折面最大位移。结果 外固定架、克氏针、弹性髓内钉固定模型肱骨远端最大位移的最小值分别出现在后伸(2.406 mm)、外旋(0.203 mm)、外旋(0.185 mm)工况下。结论 外固定架固定儿童肱骨近端骨折最不稳定,弹性髓内钉的生物力学性能优于外固定架以及克氏针固定。

关键词: 肱骨近端骨折; 儿童骨折; 外固定架; 克氏针; 弹性髓内钉

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.02.014

Finite Element Analysis on Different Internal Fixations for Treating Proximal Humeral Fractures in Children

BAI Huanan^{1,2}, LU Qingda¹, LIU Chenxin¹, WANG Xiaoming¹, YANG Yating¹, WANG Huan¹, JIE Qiang¹

(1. Pediatric Orthopaedic Hospital, Honghui Hospital, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China;
2. Medical College of Yan'an University, Yan'an 716000, Shaanxi, China)

Abstract: Objective To compare biomechanical characteristics of external fixator, Kirschner's wire, elastic stable intramedullary nailing (ESIN) for fixing proximal humeral fractures in children by finite element method. **Methods** The CT scanning data from the healthy humerus of an 8-year-old patient with proximal humeral fractures were collected, and the image data were imported in Mimics 21.0 to establish the rough humeral model, which was imported in Geomagic 2013 to construct the three-dimensional (3D) model of cancellous and cortical bones of the humerus. After the model was assembled with 3 fixators (external fixator, Kirschner's wire, ESIN), it was imported in ANSYS 2019 to simulate the upper limb under quiet, abduction, adduction, flexion, extension, external rotation, internal rotation working conditions. The maximum displacement of the distal humerus, the maximum stress of the fixture, and the maximum displacement of the distal fracture surface were analyzed. **Results** The minimum values of the maximum displacement of the distal humerus in models fixed by external fixator, Kirschner's wire, ESIN appeared under extension (2.406 mm), external rotation (0.203 mm), external rotation (0.185 mm) working conditions, respectively. **Conclusions** External fixator is the most unstable fixation of proximal humeral fractures in children, and the biomechanical performance of ESIN is better than that of external fixator and Kirschner's wire fixation.

收稿日期: 2022-04-25; 修回日期: 2022-06-01

基金项目: 陕西省创新能力支撑计划-科技创新团队(2020TD-036), 陕西省重点产业链(群)-社会发展领域(2021ZDLSF02-11)

通信作者: 颀强, 主任医师, E-mail: jieqiangchina@126.com

Key words: proximal humeral fractures; pediatric fractures; external fixator; Kirschner's wire; elastic stable intramedullary nailing

儿童肱骨近端骨折较其他骨折少见,约占小儿骨折总数的 2%^[1]。随着交通事故发生率的增加,其发病率也有所增加。在年龄较小的儿童中,肱骨近端骨折多累及骨骺,以 Salter Harris I 型和 II 型损伤多见^[2]。在 5~12 岁儿童中,以干骺端骨折多见^[3]。肱骨近端临近肩关节,但除产科损伤外,肩关节合并骨折脱位的病例极为罕见^[4-5]。传统对此类骨折以非手术治疗为主,少部分需要手术治疗。而近年来,随着意外伤害增多以及微创手术的发展,需要手术治疗的病例逐步增多。在手术中,克氏针和弹性髓内钉内固定是目前两种常用的固定方式^[6-7]。此外,还包括外架固定、钢板固定等。考虑到儿童骨骺的存在,在临床上对于骨骺未闭合的儿童,较少使用钢板固定。而肱骨近端骨折在术后固定时往往会限制肩关节运动,以达到稳定骨折的目的。因此,术后肩关节的康复便极为重要。目前在肱骨近端骨折的固定方式上,有关外固定架、克氏针和弹性髓内钉固定的生物力学性能对比研究鲜有报道。本文采用有限元分析方法,比较儿童肱骨近端骨折 3 种不同固定方式的力学稳定性。

1 材料和方法

1.1 有限元模型建立

1.1.1 三维模型建立 选取 1 名外伤导致肱骨近端骨折在西安交通大学附属红会医院儿童骨病医院住院的 8 岁儿童患者(已通过医院伦理审查),体重 35 kg, X 线检查患儿健侧肱骨无疾病且骨质良好。采用螺旋 CT 平扫,球管电压 120 kV,电流 150 mA,扫描层厚 1 mm,扫描范围为肱骨近端关节面以上至前臂尺桡骨上段,获取 DICOM 数据格式后以光盘刻录保存。再以健侧近端肱骨数据作为样本,将二维 DICOM 格式保存的数据导入 Mimics 21.0 中,通过建立蒙版、阈值分割、区域增长、智能填充等命令建立粗略肱骨模型,肉眼检查无蒙版缺失后将其导入 Geomagic studio 2013 中,对模型进行三角面片细分、降噪、去除特征、光滑等处理得到肱骨皮质骨的三维模型,并在该软中构建肱骨松质骨模

型,将上述两个模型导入 SolidWorks 2018 中,模拟肱骨近端骨折并进行实体重构,切割骨折线与肱骨长轴垂直。

1.1.2 骨折模型建立 根据临床内固定器材数据,使用 SolidWorks 2018 构建如下 3 种内固定结构:
① 外固定架组。分别于骨折线两端设计 2 枚直径 3.0 mm Schanz 钉,3 枚自外向内置入,近端 1 枚自前向后置入。外固定架的连接块以实心立方体代替;
② 克氏针组。3 枚直径 2.0 mm 克氏针,长度略长于骨皮质表面,1 枚经肱骨外科颈斜向外下穿过骨折线,不超出远端皮质。余两枚自骨折线远端外侧向内上穿过骨折线,不超出肱骨近端关节面;
③ 弹性髓内钉组。两枚直径 2.5 mm 弹性髓内钉根据骨折线的位置确定顶点,以肱骨近端骨骺位置确定弹性髓内钉终点(见图 1)。



图 1 内固定模型

Fig. 1 Fixation models (a) Model fixed by external fixator, (b) Model fixed by Kirschner's wires, (c) Model fixed by ESIN

在 SolidWorks 2018 中将肱骨三维模型与 3 种内固定模型进行装配。为了评估所建有限元模型的准确性,对单元网格进行收敛性验证。结果表明,收敛测试完成后,无最大应力点的出现,故模型可靠。外固定架、克氏针、弹性髓内钉模型采用 Solid 185 单元网格,网格单元数分别 761 415、617 178、677 412,节点数分别为 111 7287、908 599、994 984。

1.1.3 载荷、边界条件和结果分析 将上述模型导入 ANSYS Workbench 2019 有限元分析软件中进行静态分析,设置肱骨和内固定物的材料参数^[8],内固定物的弹性模量、泊松比由合作厂家提供。由于

儿童肱骨形态不规则且骨质不均匀缺乏规律,将所有模型材质简化,并假设所有材料均为连续、线性、各向同性和均匀的弹性材料(见表1)。

表1 模型材料参数

Tab. 1 Material parameters of the models

材料	弹性模量/GPa	泊松比
皮质骨	16.7	0.30
松质骨	0.155	0.30
钛制弹性髓内钉	110	0.30
克氏针	193	0.30
碳纤维棒	69.4	0.33
Schanz 钉	193.4	0.31

假设骨折面完全断裂,且设定处于完全接触状态,除骨折面接触使用摩擦接触外,其余面均形成绑定接触,在骨折表面上摩擦因数设定为0.2^[9]。进行分析时,肱骨近端关节面表面的所有节点都被约束为0自由度,限制所有维度的位移以防止模型的刚体运动,从而模拟肱骨近端固定的情况。每组模型设置7种工况的模拟,分别为:安静条件下对肱骨远端表面施加30 N轴向载荷以模拟安静状态下的受力(工况1),并在此基础上对肱骨中下段前、后、内、外表面分别施加垂直于表面30 N力以模拟上肢前屈(工况2)、后伸(工况3)、内收(工况4)、外展动作(工况5),在肱骨中下段以肱骨长轴为轴线向内、外施加5 N·mm 扭矩以模拟上肢的内旋(工况6)及外旋(工况7),见图2。

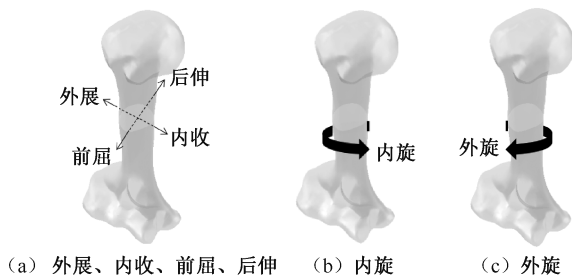


图2 肱骨远端载荷施加示意图

Fig. 2 Schematic diagram of distal humerus load application

- (a) Abduction, adduction, flexion, extension,
(b) Internal rotation, (c) External rotation

1.2 评价指标

① 肱骨远端的最大位移;② 内固定 von Mises 应力分布及其应力峰值;③ 远端骨折面最大位移。

2 结果

2.1 肱骨远端最大位移

3种模型在所有工况下肱骨远端最大位移均发生在肱骨远端。3种模型在安静条件下的位移分布见图3。结果显示,外固定架组、克氏针组、弹性髓内钉组模型肱骨远端最大位移分别发生在外展(32.545 mm)、外展(2.216 mm)、后伸(1.103 mm)工况下;最小位移分别发生在后伸(2.406 mm)、外旋(0.203 mm)、外旋(0.185 mm)工况下。相比之下,外固定架组的肱骨远端最大位移在3组中均最大,而弹性髓内钉组的肱骨远端最大位移均最小。

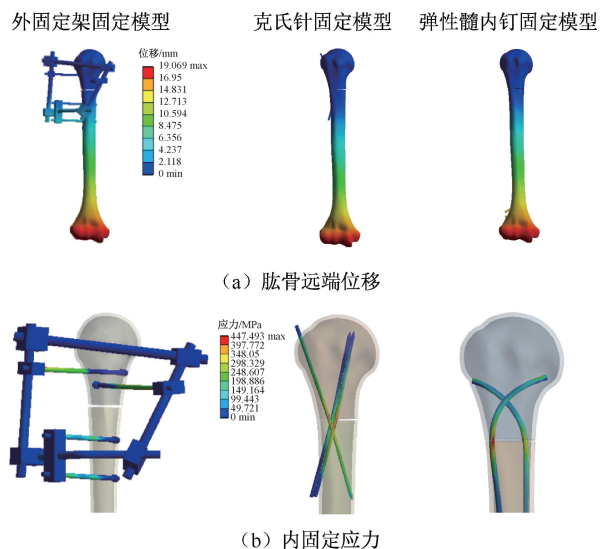


图3 不同内固定模型在安静工况下肱骨远端位移及内固定应力分布

Fig. 3 Displacement of the distal humerus and stress distributions of internal fixation in different fixation models under quiet condition (a) Displacement of distal humerus, (b) Stress of internal fixators

2.2 远端骨折面最大位移、内固定应力分布及应力峰值

外固定架组、克氏针组、弹性髓内钉组模型远端骨折面最大位移所产生的最小值分别发生在内收(908.140 μm)、内旋(14.048 μm)、安静(15.802 μm)工况下。图4所示为不同内固定模型在7种工况下最大应力对比。外固定架组模型最大应力多发生在钉与棒的连接块处,其中外展工况下最大应力达到最大,为788.470 MPa。克氏针组、弹性髓内钉组模型最大应力多发生在骨折线周围。其中,克

氏针组模型在外展工况下最大应力达到最大,为 123.950 MPa;而弹性髓内钉组模型在后伸工况下最大应力达到最大,为 88.249 MPa(见图 5)。而外固定架组、克氏针组、弹性髓内钉组模型远端骨折面的最大位移分别发生外展(5 100.5 μm)、外展(166.190 μm)、后伸(91.782 μm)工况下(见图 6)。肱骨远端骨折面最大位移大小直接反映骨折是否稳定固定、是否容易固定失败以及发生骨不愈合的风险。本文结合肱骨远端的最大位移以及各种工况下的应力峰值发现,外固定架组、克氏针组模型在外展工况下均发生最大的应力与位移,而弹性髓内钉组模型在后伸工况下肱骨远端最大位移、内固

定应力峰值及远端骨折面最大位移最大。

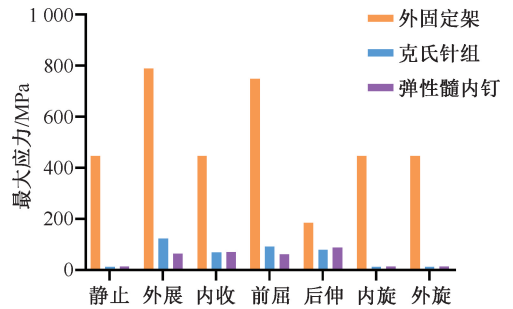


图 4 不同内固定模型在 7 种工况下最大应力对比
Fig. 4 Comparison of the maximum stress for different internal fixation models under 7 working conditions

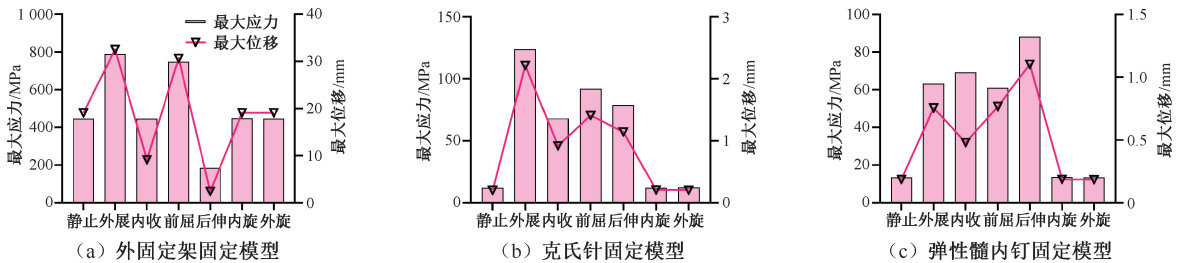


图 5 不同内固定模型内固定最大应力与肱骨远端最大位移的关系

Fig. 5 Relationship between the maximum stress of internal fixation and the maximum displacement of distal humerus in different fixation models (a) Model fixed by external fixator, (b) Model fixed by Kirschner’s wires, (c) Model fixed by ESIN

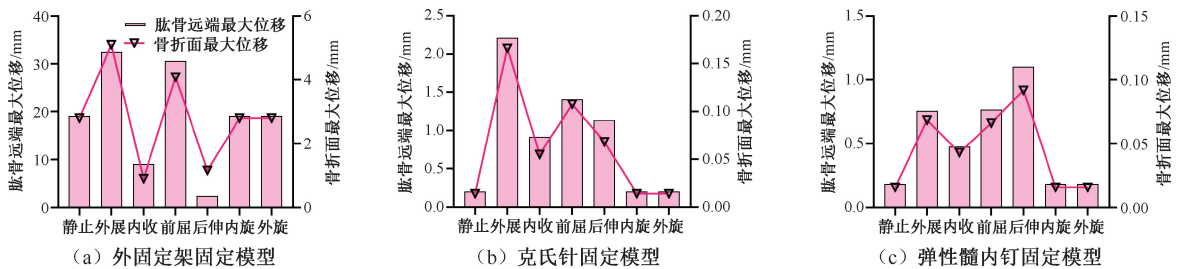


图 6 不同内固定模型骨折面最大位移与肱骨远端最大位移的关系

Fig. 6 Relationship between the maximum displacement of fracture surface and the maximum displacement of distal humerus in different fixation models (a) Model fixed by external fixator, (b) Model fixed by Kirschner’s wires, (c) Model fixed by ESIN

3 讨论

儿童肱骨近端骨折在临床上相对较少见。对于儿童来说,其骨质具有强大的骨愈合及塑形能力,同时骨膜的血运丰富,故大多数儿童的肱骨近端骨折不需要手术治疗^[10-11]。对于移位不稳定的儿童肱骨近端骨折,夹板或石膏固定往往会出现骨折畸形愈合,影响肩关节的活动^[12]。因此,对于这

一不稳定类型的骨折,临床上多采用手术治疗,主要方法包括钢板、弹性髓内钉、外固定架和克氏针固定等,且都有成功应用的报道。钢板与弹性髓内钉内固定的固定强度大,术后可早期进行功能锻炼。但相比之下,钢板具有损伤骨髓的风险,费用也较为昂贵。对于儿童的肱骨近端骨折,弹性髓内钉固定比钢板固定应用更多^[10,12-13]。但使用弹性髓内钉需要术者具备一定的手术技巧,预弯后需要将

预弯的顶点放在骨折线的附近,操作难度大,且闭合复位失败后需要进行切开直视下复位,手术难度高,术后存在钉尾刺激的并发症,但其创伤小,较为美观,正在被更多术者所接受^[14]。交叉克氏针固定被认为对骨骺破坏最小、手术操作最为简单而得到广泛应用,需要进行骨折断端两端的双皮质固定^[15-16];缺点是术中有损伤血管神经的风险,术后克氏针易松动,没有给骨折面带来加压作用,内固定可能失效等^[10]。这种加压作用的缺失也有可能增加骨折不愈合、畸形愈合的风险,术后对护理要求也较高^[17-18]。韦盛旺等^[16]使用克氏针治疗儿童肱骨近端骨折 43 例,其中 5 例术后出现局部针道反应,发生率约 11.5%。

肱骨远端的最大位移说明骨折固定是否牢靠,而内固定最大应力体现了内固定物是否容易发生断裂,固定是否稳定。比较 3 种模型内固定物的最大应力发现,外固定架组模型应力均高于克氏针组、弹性髓内钉组(见图 4)。外固定架组在外展和前屈工况下的肱骨远端位移最大,而此时内固定应力也最大,后伸工况下位移与应力情况最小,该结果说明外固定架组模型在外展和前屈时最不稳定,而后伸时最为稳定。因此,对于外固定架固定的患儿,早期应该避免外展与前屈方向的力量。克氏针组、弹性髓内钉组模型肱骨远端最大位移分别在外展与后伸工况下达到最大,内固定最大应力在安静工况下均达到最小。因此,对于克氏针固定的儿童,早期应避免外展方向上的受力,接受弹性髓内钉固定的时患儿则应该在后伸方向上尽量小心(见图 5、6)。需要注意的是,本文所搭建的模型为儿童肱骨近端横行骨折的模型,而骨折类型以及骨折面的高低、方向对本文结论的影响,需要开展更加深入的研究得以确定。

肱骨近端骨折术后的外展功能一直是临床医生关注的重点,早期由于骨折不稳定,通常会佩戴一段时间的支具后再进行功能锻炼。根据本文结果,建议接受外固定架的儿童应该推迟外展功能锻炼时间,可以早期进行内收、后伸等动作,因为内收、后伸运动时肱骨远端最大位移最小。采用克氏针与弹性髓内钉固定的儿童可以早期开始内旋及外旋方向的锻炼。本文并没有确定具体的外展角度以及何时进行功能锻炼最为合适,需要更多的临

床研究进行确定。

同时,本文发现,3 组模型内固定的最大应力与肱骨远端最大位移、远端骨折面最大位移与肱骨远端最大位移均呈现一定的相关性。当肱骨远端最大位移达到最大时,内固定的最大应力与远端骨折面最大位移也达到最大。因此,上述 3 种指标均可以反映骨折固定的牢靠情况。而不论是何种固定方式,肱骨远端最大位移和内固定物最大应力在内、外旋时均接近安静状况下。本文结果表明,外固定架组在所有工况下的肱骨远端最大位移、远端骨折面最大位移、内固定最大应力均大于克氏针组、弹性髓内钉组,故本文认为外固定架具有最不稳定的稳定性。而克氏针组模型在安静、后伸,内旋、外旋工况下的远端骨折面最大位移略小于弹性髓内钉组,但是弹性髓内钉组在所有工况下的肱骨远端最大位移均小于克氏针组,这可能与内固定在骨折线附近的牢靠固定有关。对比之下,本文认为弹性髓内钉组模型的稳定性略优于克氏针组。

在固定方式的选择上,肱骨近端骨折的手术固定方式多种多样,主要包括钢板固定、克氏针交叉固定、弹性髓内钉固定、外架固定等。锁定钢板在成人中应用最为广泛^[19]。但考虑到儿童肱骨近端骨骺的存在,钢板固定在这一人群中应用较少。而外固定架固定也有损伤骨骺的风险,且术后护理较克氏针固定更为复杂。而利用超声技术可以在术中定位骨骺、从多角度评估骨折复位的质量^[20-21]。周志国等^[22]利用超声引导技术,对 36 例肱骨近端骨折的儿童在术中定位骨骺,所有患者均未出现骨骺损伤的情况,但有两例闭合复位失败,并在术中改为切开复位。而本文实验表明,外固定架所带来的稳定性不如克氏针固定,这也需要更多的临床试验验证该结果。

赵波等^[23]使用自制克氏针钩治疗 35 例严重移位的儿童肱骨近端骨折,对术中及术后并发症、术后放射学检查结果、上肢长度及肩关节活动度进行随访研究,并以 Neer 肩关节功能评分标准对肩关节功能进行评分,认为自制克氏针钩固定是一种安全、有效的治疗严重移位儿童肱骨近端骨折的方法。有研究将弹性髓内钉用于治疗严重移位的肱骨上段骨折,获得了稳定的固定效果,同时降低并发症的发生率^[24]。一项比较锁定钢板和髓内钉治

疗肱骨近端移位骨折疗效差异的 Meta 分析研究表明,髓内钉内固定组在手术切口、手术时间、围手术期出血量及骨折愈合时间等方面均优于锁定钢板内固定组,但两组 Constant 评分并无显著性差异^[25]。而本研究 3 种不同内固定骨折模型的生物力学稳定性,认为弹性髓内钉在固定儿童肱骨近端骨折时更优于外固定架组和克氏针组,可以达到良好的生物力学性能。但对于术后进行功能锻炼的时间,还需要更多的临床研究进行确定。

有限元分析在骨科领域发展迅速,已成为一种目前公认的有效研究方法,但其本身仍有一定的局限性。本研究的局限性如下:① 简化了骨折模型和内固定细节,没有对儿童骨骺进行模拟,忽略了周围骨膜、肌肉和韧带对骨折稳定性的影响;② 没有对弹性髓内钉的三点固定原理进行模拟;③ 本文在 CT 图像模拟重建模型的基础上进行有限元分析,而真实的手术过程以及肩关节运动模式更为复杂。因此,本文比较 3 种不同内固定模型生物力学特性,得到的只是一个初步的结论,进一步比较需要更大规模的临床研究,以验证实验结果的可靠性。

4 结论

本文建立了儿童肱骨近端骨折外固定架、克氏针、弹性髓内钉固定 3 种模型,通过有限元方法模拟肩关节的不同运动方式。结果表明,外固定架固定儿童肱骨近端骨折最不稳定,而弹性髓内钉固定的生物力学性能优于外固定架和克氏针固定。使用外固定架和克氏针固定的儿童,早期应避免外展方向的运动,而接受弹性髓内钉固定的患儿早期应避免后伸方向的运动。

参考文献:

[1] DORSI MJ, HSU W, BELZBERG AJ. Epidemiology of brachial plexus injury in the pediatric multitrauma population in the United States [J]. *J Neurosurg Pediatr*, 2010, 5(6): 573-577.

[2] BISHOP JY, FLATOW FL. Pediatric shoulder trauma [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2005, 432: 41-48.

[3] KIM AE, CHI H, SWARUP I. Proximal humerus fractures in the pediatric population [J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2021, 14(6): 413-420.

[4] ROWE CR. Prognosis in dislocations of the shoulder [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1956, 38A(5): 957-977.

[5] LEMPERG R, LILIEQUIST B. Dislocation of the proximal epiphysis of the humerus in newborns [J]. *Acta Paediatr Scand*, 1970, 59(4): 377-380.

[6] SWARUP I, HUGHES MS, BRAM JT, *et al.* Percutaneous pinning of pediatric proximal humeral fractures [J]. *JBJS Essent Surg Tech*, 2019, 9(4): e33.1-6.

[7] KELLY DM. Flexible intramedullary nailing of pediatric humeral fractures: Indications, techniques, and tips [J]. *J Pediatr Orthop*, 2016, 36(Suppl 1): S49-S55.

[8] COMPLETEO A, PEREIRA J, FONSECA F, *et al.* Biomechanical analysis of total elbow replacement with unlinked iBP prosthesis: An *in vitro* and finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2011, 26(10): 990-997.

[9] LIU C, KAMARA A, LIU T, *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] 刘佳, 肖勋刚, 陈永岗, 等. 桡骨远端 T 形锁定钢板内固定治疗儿童肱骨近端骨折 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2016, 31(1): 87-88.

[11] JI JH, SHAFI M, PARK SE, *et al.* A severely displaced metaphyseal fracture of the proximal humerus with dislocation of the shoulder in a child [J]. *Chin J Traumatol*, 2014, 17(1): 54-56.

[12] 沈明东, 李胜利. 经皮穿针配合夹板固定治疗儿童肱骨近端骨折临床观察 [J]. *中医药临床杂志*, 2012, 24(5): 440-442.

[13] 林浩, 黄东, 吴伟焯, 等. 闭合复位经皮克氏针内固定治疗儿童肱骨近端骨折 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2012, 14(4): 355-356.

[14] 董震, 齐鹏, 李伟, 等. 弹性髓内钉固定治疗 Gartland III 型儿童肱骨髁上骨折 [J]. *中华小儿外科杂志*, 2016, 37(10): 790-793.

[15] 丁韶龙, 郭志敦, 王自力. 经皮穿针固定治疗肱骨近端骨折 [J]. *中国骨伤*, 2009, 22(5): 363-364.

[16] 韦盛旺, 赵友明, 杨杰, 等. 经皮克氏针固定治疗严重移位儿童肱骨近端骨折 [J]. *中国骨伤*, 2012, 25(2): 158-161.

[17] 王颖, 马剑雄, 柏豪豪, 等. 股骨颈骨折术后不同复位质量的力学特性分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 284-289.

[18] WANG Y, MA JX, BAI HH, *et al.* Analysis on mechanical characteristics of femoral neck fracture with different reduction qualities [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 284-289.

[18] 徐弘远, 张鹏, 江凌勇. 微环境通过细胞骨架张力对骨髓间充质干细胞成骨分化的影响 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(6): 668-672.