

文章编号: 1004-7220(2023)06-1173-06

# 不同固定方式对儿童肱骨近端不同高度骨折稳定性影响

白桓安<sup>1,2</sup>, 陆清达<sup>2</sup>, 刘趁心<sup>2</sup>, 王欢<sup>1,2</sup>, 王家驹<sup>1,2</sup>, 梁小菊<sup>2</sup>, 杨亚婷<sup>2</sup>, 颀强<sup>2</sup>

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

**摘要:**目的 通过有限元方法比较不同固定方式对不同高度的不稳定型儿童肱骨近端骨折稳定性的影响。方法 建立不同高度(P1、P2、P3、P4)的儿童肱骨近端横行骨折模型,使用弹性髓内针(髓内针组)及不同构型的克氏针进行固定(4针组、3A组、3B组),然后导入 ANSYS 2019 中,模拟上肢重力以及前屈、后伸、内收、外展、内旋、外旋7种工况,分析肱骨远端最大位移、内固定最大应力的平均值。结果 所有高度肱骨远端最大位移的平均值均在4针组最小,内固定物最大应力的平均值在P1和P4高度时弹性髓内针最低,P2和P3高度则是4针组。结论 弹性髓内针固定在骨折面较低时优于3针固定,4枚克氏针则在所有高度优于弹性髓内针固定。

**关键词:** 儿童肱骨骨折; 骨折固定; 克氏针; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.06.018

## Effects of Different Fixation Methods on Stability of Pediatric Humeral Proximal Fractures at Varying Heights

BAI Huanan<sup>1,2</sup>, LU Qingda<sup>2</sup>, LIU Chenxin<sup>2</sup>, WANG Huan<sup>1,2</sup>, WANG Jiaju<sup>1,2</sup>, LIANG Xiaoju<sup>2</sup>, YANG Yating<sup>2</sup>, JIE Qiang<sup>2</sup>

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

**Abstract:** **Objective** To compare the effects of different fixation methods on stability of pediatric humeral proximal unstable fractures at different heights by using the finite element method. **Methods** Different pediatric humeral transverse fracture models at varying heights were created and fixed by elastic stable intramedullary nailing (ESIN) and Kirschner wire with different configurations. These models were imported into ANSYS 2019 to simulate seven working conditions, namely, the upper limb gravity, anterior flexion, posterior extension, adduction, extension, internal rotation and external rotation. The mean maximum displacement of the distal humerus and the mean maximum stress of the internal fixation were analyzed. **Results** The mean maximum displacement of the distal humerus was lowest in four-pin group at each height, while the average maximum stress on internal fixation was the smallest for ESIN at P1 and P4 heights. For P2 and P3 heights, the four-pin group had the lowest stress levels. **Conclusions** ESIN is superior to 3-pin fixation in lower fracture planes, while 4-pin Kirschner wires are more effective than ESIN at all heights.

**Key words:** pediatric humeral fractures; fracture fixation; Kirschner wire; finite element analysis

收稿日期: 2023-04-26; 修回日期: 2023-05-28

基金项目: 陕西省创新人才推进计划-科技创新团队项目(2020TD-036), 陕西省创新能力支撑计划-临床医学研究中心(2020LCZX-03), 西安市“英才计划”顶尖人才项目(XAYC200009), 西安市骨骼发育畸形与损伤修复重点实验室

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

儿童肱骨近端骨折发病率约占小儿骨折总数的2%<sup>[1]</sup>。由于靠近肩关节,不当的治疗措施易引起关节活动受限。部分移位较小的稳定型骨折通过石膏、支具等保守治疗可获得良好效果,而不稳定型的骨折则需要考虑手术固定。手术治疗主要包括钢板、克氏针、弹性髓内钉内固定,考虑到骨骺的原因,钢板固定应用较少<sup>[2-3]</sup>。本课题组先前已经验证了弹性髓内针与克氏针固定显著优于外固定架固定,且弹性髓内针的力学性能优于交叉克氏针固定<sup>[4]</sup>。但儿童肱骨近端克氏针的交叉布局方式各异,这些不同的布局有着不同的稳定性差异。现有研究也尚未考虑不同高度骨折对固定方式的影响,以及布针方式和弹性髓内针固定的稳定性差异。克氏针不同的交叉布局以及弹性髓内针固定的稳定性,会随着骨折面位置的高低而变化。本文采用有限元方法研究当骨折面的位置发生变化时,使用不同的克氏针布局或弹性髓内针固定对固定稳定性的影响。

## 1 材料和方法

### 1.1 有限元模型建立

**1.1.1 建立三维模型** 本研究已获西安交通大学附属红会医院儿童骨病医院伦理委员会批准,患者家属知情同意并签署知情同意书。

从西安交通大学附属红会医院儿童骨病医院住院患儿中选取1名在玩耍时因摔伤导致左侧肱骨近端骨折的8岁儿童患者,体质量35 kg。X线检查患儿右侧肱骨无疾病且骨质良好。采用螺旋CT平扫右侧全段肱骨,球管电压120 kV,电流150 mA,扫描层厚1 mm,获取DICOM数据格式后以光盘刻录保存。再以右侧肱骨数据作为样本,将二维DICOM格式保存的数据导入Mimics 21.0软件中,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获得stp文件,肉眼检查无蒙板缺失后将其导入Geomagic studio 2013软件中,对模型进行三角面片细分、降噪、去除特征、光滑等处理,得到肱骨皮质骨三维模型。松质骨模型通过将表面向内偏移2 mm得到。将上述两个模型导入SolidWorks 2018软件中,模拟肱骨近端横行骨折,并进行实体重构。

**1.1.2 建立骨折及固定模型** 在冠状面上,先将

肱骨头进行3等分,再将这一距离依次向下递增,得到4种不同高度的横行骨折模型,切割骨折线与肱骨长轴垂直。如图1所示,测量肱骨头高度约为3 cm,以此骨折面为基准(P1),向下设计1、2、3 cm骨折面(P2、P3、P4)。

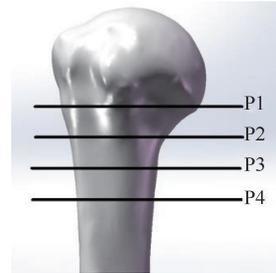


图1 截骨平面示意图

Fig. 1 Sectional planes of the dissected neck

注:P1层面为解剖颈。

根据临床内固定器材数据,使用SolidWorks 2018软件构建如下内固定结构:①4针组。4枚克氏针,2枚经肱骨外科颈斜向内下穿过骨折线。余2枚自骨折线远端外侧向内上穿过骨折线;②3针-A组(3A组)。3枚克氏针,2枚经肱骨外科颈斜向内下穿过骨折线,余1枚自骨折线远端外侧向内上穿过骨折线;③3针-B组(3B组)。3枚克氏针,1枚经肱骨外科颈斜向内下穿过骨折线,余2枚自骨折线远端外侧向内上穿过骨折线;④髓内针组。设计2枚弧线顶点位于各骨折面处的逆行交叉髓内针(见图2)。

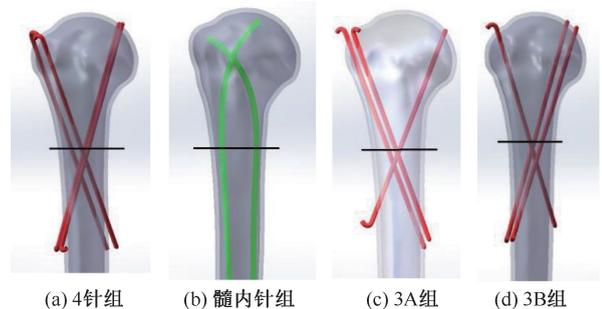


图2 不同固定方式在P4水平模型

Fig. 2 Different fixation models at P4 plane (a) Four-pin group, (b) ESIN group, (c) 3A group, (d) 3B group

所有克氏针进行骨折两端的双皮质固定,克氏针直径2.0 mm。髓内针直径2.5 mm。所有模型均在不同的高度下单独完成设计。

为了评估所建有限元模型的准确性,对单元网格进行局部的加密并完成网格收敛性验证。结果表明,最大位移 95% 收敛测试完成后,无最大应力点的出现,模型可靠。其中,4 针组、髓内针组、3A 组、3B 组网格节点数分别为 881 521、913 945、872 359、874 770,单元数分别为 574 780、607 049、575 268、575 242。

**1.1.3 载荷、边界条件和结果分析** 将所有模型导入 ANSYS Workbench 2019 有限元分析软件中进行静态分析,设置肱骨和克氏针的材料参数<sup>[5]</sup>,克氏针的弹性模量、泊松比由合作厂家(江苏荷普医疗科技股份有限公司)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。其中,皮质骨、松质骨、钛制弹性髓内钉、克氏针的弹性模量分别为 16.7、0.155、110、193 GPa,泊松比均为 0.3。

本文假设骨折面完全断裂,且处于完全接触状态,骨折面接触使用摩擦接触,其余接触面均形成绑定接触,在骨折表面上摩擦因数为 0.2<sup>[6]</sup>。进行分析时,为了模拟肱骨近端固定的情况,肱骨近端关节面表面的所有节点都被约束为 0 自由度以限制近端位移,防止模型的刚体运动。所有模型均设置 7 种模拟工况,分别为安静条件下对肱骨远端表面施加 30 N 轴向载荷(牵拉肱骨远端)以模拟站立状态下上肢自重(工况 1),并在此基础上对肱骨中

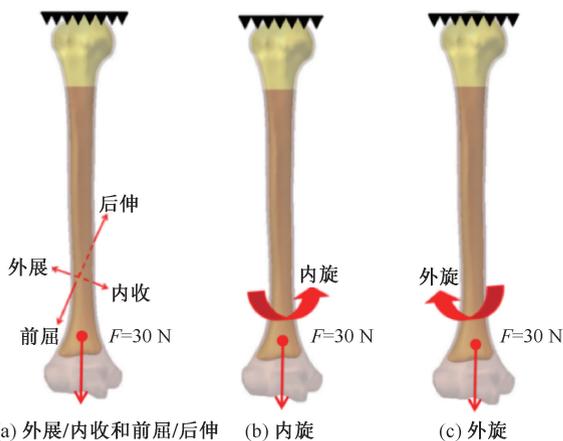


图 3 肱骨远端载荷施加示意图

Fig. 3 Schematic diagram of load application on distal humerus

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

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 500 N·mm 扭矩以模拟上肢的内旋(工况 6)及外旋(工况 7)。

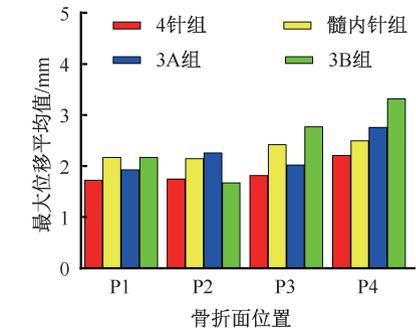
## 1.2 评价指标

肱骨远端的最大位移和内固定在 7 种工况下 von Mises 应力峰值的平均值。

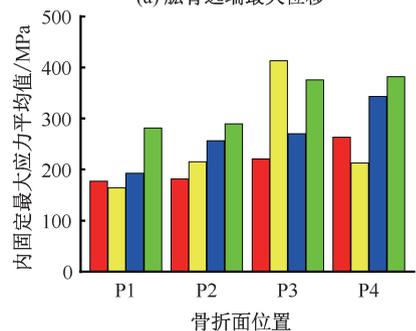
## 2 结果

骨折面位于 P1、P3、P4 时,4 针组在 7 种工况下肱骨远端最大位移平均值最小,分别为 1.728、1.821 和 2.212 mm;骨折面位于 P2 时,3B 组肱骨远端平均最大位移(1.678 mm)小于 4 针组(1.752 mm),两组数值接近[见图 4(a)]。

骨折面位于 P1、P4 时,弹性髓内针在 7 种工况下平均 von Mises 应力峰值分别为 164.984、



(a) 肱骨远端最大位移



(b) 内固定最大应力

图 4 在不同骨折面时肱骨远端最大位移和内固定 von Mises 应力峰值的平均值对比

Fig. 4 Comparison of the maximum displacement of average distal humerus and peak von Mises stress in internal fixation at different fracture planes (a) The average maximum displacement of the distal humerus, (b) The average peak von Mises stress in internal fixation

213.620 MPa;骨折面位于 P2、P3 时,4 针组平均 von Mises 应力峰值最小,分别为 182.068、221.425 MPa[见图 4(b)]。

并且,各模型在相同高度和相同工况下的表现也不尽相同,当骨折面位于 P4 高度时,单纯重力载荷下(工况 1)弹性髓内针组的位移值最大,为 337.35  $\mu\text{m}$ ,其次为 3B 组、3A 组和 4 针组,分别为 271.18、216.50 和 168.40  $\mu\text{m}$ 。而 3B 组的内固定的最大应力数值最高,为 19.763 MPa,其余模型最大应力接近,分别为 3A 组 18.377 MPa、髓内针组 15.953 MPa 和 4 针组 15.06 MPa。应力主要集中在与骨折面接触的位置附近(见图 5)。

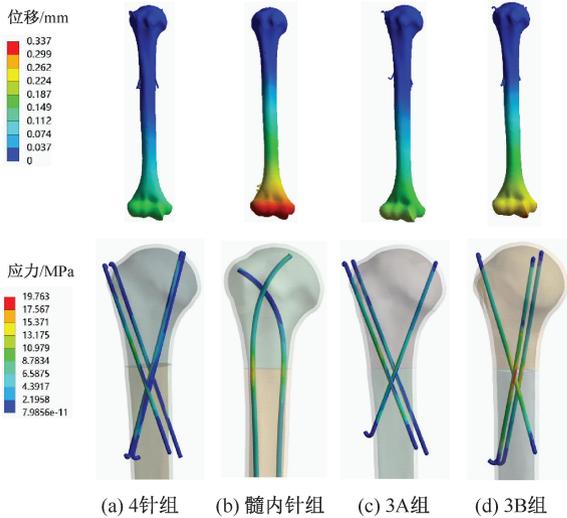


图 5 工况 1 时 4 种模型肱骨远端位移及内固定应力分布 (P4 高度)

Fig. 5 Displacement distribution of the distal humerus and stress distribution of internal fixation under working condition one (P4 Plane) (a) Four-pin group, (b) ESIN group, (c) 3A group, (d) 3B group

### 3 讨论

儿童肱骨近端骨折在临床上相对较少见,常为 Salter-Harris II 型骨骺损伤或干骺端骨折,骨折多出现在近端的颈部上下<sup>[7-8]</sup>。但是这一近端并没有明确的定义,干骺端移行部被用来描述骨骺-骨干交界区域,但该定义相对比较模糊,临床操作中难以进行具体描述。本文通过对肱骨头进行三等分,使临床医师在正位片上判断骨折高度更为方便,从而挑选合适的固定方式。本文结果表明,当骨折面的位

置在 1 个肱骨头高度时,使用弹性髓内针固定优于 3 针构型,而随着骨折面高度的增加,不同构型克氏针也有着不同的稳定性表现,增加 1 枚克氏针,则会明显增加固定的稳定性。

对于儿童来说,肱骨近端骨质愈合及塑形能力强,同时骨膜的血运丰富,故大多数移位小的稳定型骨折不需要手术治疗,保守治疗可获得满意疗效<sup>[9]</sup>。而对于严重移位的不稳定型骨折,不当地固定会增加畸形愈合的风险。因此,对于这一不稳定类型的骨折可以考虑手术治疗。克氏针和弹性髓内钉已经得到广泛应用<sup>[10-11]</sup>。而使用弹性髓内钉需要预弯后需要将预弯的顶点放在骨折线的附近,且闭合复位失败后需要进行切开直视下复位,操作难度大,手术技巧要求高,需要二次手术进行取出。相较之下,克氏针固定则操作简单,便于取出,学习曲线短,被认为对骨骺破坏最小,手术操作最为简单,从而被应用于骨折断端两端的双皮质固定<sup>[12-14]</sup>。而在克氏针数量的选择上,临床上 2~4 枚均有应用的报道,这与术者的经验、患儿年龄以及骨折移位程度有关<sup>[15]</sup>。

本课题组先前的研究已证明,弹性髓内针略优于克氏针固定<sup>[4]</sup>。然而后续的研究发现,克氏针的构型及数量会表现出不同的稳定性差异,骨折面位置的高低也会影响固定方式的选择。单纯使用克氏针固定时,P2 平面 3B 组的位移小于 4 针组,但两者接近,其余平面 4 针组位移则小于 3 针组。将克氏针固定与髓内针固定进行对比,在 P3、P4 高度时,髓内针组的位移小于 3B 组,说明当骨折面位置较低时,弹性髓内针固定相较于 3B 组的布局更为稳定。整体上,3 针和 4 针交叉构型对不同高度的骨折面进行固定时,克氏针可以带来不弱于髓内针固定的效果,但需要增加第 4 枚针增加固定的稳定性。研究证明,较小的应力说明该固定方式可以更好地分散应力,有利于骨折愈合<sup>[16]</sup>。对于克氏针固定来说,增加 1 枚克氏针会提高固定的稳定性,4 枚克氏针固定在所有高度均优于 3 枚克氏针固定,考虑到应力之后,P4 平面髓内针的应力则达到所有固定模式的最低值,优于克氏针固定。

除了常见的布针方式,使用弯曲的克氏针进行固定也有成功的报道,这一“palm tree”方法对操作要求高,克氏针进入后难以操控,国内应用较少<sup>[17]</sup>。

体外的生物力学结果方面,平行布针的方式优于交叉布针,能进一步改善骨折端的稳定性。体外实验方面,针对不同构型的研究已经开展。Jiang 等<sup>[18]</sup>在尸体标本的肱骨近端骨折模型中发现,平行和扇形布针构型的抗剪切效果没有显著差异;但在扭转强度方面,平行构型比分散构型更稳定。Kaya 等<sup>[19]</sup>的力学研究则认为,平行布针优于分散布针及“palm tree”构型。Vogel 等<sup>[20]</sup>对肱骨近端骨折模型的绵羊骨进行生物力学比较,观察到平行置针在弯曲载荷上的刚性比分散布针高 31%;在扭转载荷条件下,分散布针优于平行布针 21%。然而,由于尸体模型的数量有限,上述力学实验没有研究交叉的克氏针在不同角度下的置针情况。生物力学实验虽然可以解释内固定所受应力的稳定性能,但难以像有限元技术一样对模型网格化,精确计算骨折位移,这将会导致生物力学实验与有限元理论在结果上的细微差异。并且,计算机操作可以实现精准的角度布针。前期的实验研究提供了各种固定方式理论上的差异,而不论是体外力学测试还是计算机数据的仿真测试,其结果仍需临床学者的大量研究,以寻找这些固定方式的疗效差异。

本研究也存在如下的局限性:① 没有对儿童的骨骺进行建模,是因为这一部位的骨骺会在不同的年龄段体现出不同的结构差异,易发损伤也不同。因此,本研究所模拟的横行骨折,是对肱骨近端骨折的简化,真实的结构也包括肌肉韧带相关结构,重点体现的是不同克氏针构型方面的差异;② 分析时将克氏针与冠状面平行,而真实的情况会有矢状面方向的成角,这一维度的模拟需要展开研究。并且克氏针与骨的接触面积会影响骨折的稳定性,在装配时尚无有效的方法进行统一;③ 在 CT 图像模拟重建模型的基础上进行有限元分析,而真实的骨折模型及布针模式更为复杂。综上所述,本文比较不同内固定模型的生物力学特性,得到的只是一个初步的结论,进一步的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

本文建立不同固定方式治疗不同高度不稳定型儿童肱骨近端横行骨折模型,并结合有限元分析认为,弹性髓内针固定与 3 枚交叉克氏针相比,前

者更适用于低水平面的肱骨近端骨折,后者适用于高水平面的骨折。增加 1 枚克氏针后,4 枚针固定则优于弹性髓内针固定。

## 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] SWARUP I, HUGHES MS, BRAM JT, et al. Percutaneous pinning of pediatric proximal humeral fractures [J]. *JBJSS Essent Surg Tech*, 2019, 9(4): e331-6.
- [3] KELLY DM. Flexible Intramedullary nailing of pediatric humeral fractures: Indications, techniques, and tips [J]. *J Pediatr Orthop*, 2016, 36(Suppl 1): S49-S55.
- [4] 白桓安,陆清达,刘趁心,等. 不同固定方式治疗儿童肱骨近端骨折的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(2): 297-302.  
BAI HA, LU DQ, LIU CX, et al. Finite element analysis on different internal fixations for treating proximal humeral fractures in children [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(2): 297-302.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 黎丹东,张旭辉,赵天春,等. 闭合复位经皮克氏针内固定治疗儿童严重移位肱骨近端骨折 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2021, 36(7): 747-748.
- [8] KIM AE, CHI H, SWARUP I. Proximal humerus fractures in the pediatric population [J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2021, 14(6): 413-420.
- [9] 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.
- [10] 孙晋客,王英振,刘晓静,等. 钛制弹性髓内钉内固定治疗肱骨近端骨折的初步观察 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2014, 29(7): 688-690.
- [11] 李琰,孙鹏,王辉亮,等. 弹性髓内钉内固定治疗肱骨近端骨折进展 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2022, 37(5): 552-554.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] LEFEVRE Y, JOURNEAU P, ANGELLIAUME A, *et al.* Proximal humerus fractures in children and adolescents [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2014, 100(1 Suppl): S149-S156.
- [15] 姜宇, 郭源, 杨征, 等. 两种固定方法治疗儿童肱骨近端移位骨折的比较[J]. 中国矫形外科杂志, 2022, 30(4): 299-304.
- [16] 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.
- XU HY, ZHANG P, JIANG LY. Effects of Microenvironment on osteogenesis of bone marrow mesenchymal stem cells through cytoskeleton tension [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(6): 668-672.
- [17] ALI AM, FAWZY SI, MOATY M, *et al.* Treatment of proximal humerus fractures in children with a modified palm tree technique [J]. *J Pediatr Orthop B*, 2018, 27(2): 99-102.
- [18] JIANG C, ZHU Y, WANG M, *et al.* Biomechanical comparison of different pin configurations during percutaneous pinning for the treatment of proximal humeral fractures [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2007, 16(2): 235-239.
- [19] KAYA M, KARAHAN N. The effect of different pin configurations on cyclic stability in pediatric proximal humerus fracture fixation; A Sawbones model study [J]. *Injury*, 2022, 53(6): 1824-1828.
- [20] VOGEL G, CHECHICK A, PRITCH PM, *et al.* Fixation of humeral surgical neck fracture using contoured pins versus straight pins; A mechanical study [J]. *Int Orthop*, 2007, 31(6): 811-815.

(上接第 1159 页)

- [22] 陈柏鑫, 林铭, 邓炜欣, 等. 基于剪切波超声弹性成像评价不同姿势对胸腰筋膜和斜方肌组织硬度的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(3): 283-287.
- [23] 唐晓野, 何勇, 肖涟波, 等. 基于有限元分析的推拿治疗肩袖撕裂的安全性研究[J]. 世界科学技术-中医药现代化, 2021, 23(10): 3794-3800.
- [24] 高希雪. 退行性脊柱侧凸矫正模型的生物力学分析及活动度研究[D]. 青岛: 青岛大学, 2020.
- [25] IRIS B, VANDIEËNJAAP H, IDSART K, *et al.* Biomechanical characteristics of different regions of the human spine; An *in vitro* study on multilevel spinal segments [J]. *Spine*, 2009, 34(26): 2858-2864.
- [26] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, *et al.* Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [27] HETH JA, HITCHON PW, GOEL VK, *et al.* A biomechanical comparison between anterior and transverse interbody fusion cages [J]. *Spine*, 2001, 26(12): E261-E267.
- [28] JIANG J, CHEN X, QIU Y, *et al.* Postoperative shoulder balance in Lenke type 1 adolescent idiopathic scoliosis patients with large thoracic curve (Cobb angle  $\geq 70$  degrees); A radiographic study [J]. *BMC Musculoskel Dis*, 2022, 23(1): 617-617.
- [29] VEDAT D, SIGURD B, FRANK K, *et al.* Predictors of flexibility and pain patterns in thoracolumbar and lumbar idiopathic scoliosis [J]. *Spine*, 2002, 27(21): 2346-2349.
- [30] 严善钟, 张蓓华, 冯莉, 等. 青少年特发性脊柱侧弯严重程度与全脊柱活动度的相关性分析[J]. 临床与病理杂志, 2016, 36(11): 1833-1836.