

· 综述 ·

骨折弹性固定研究进展<sup>△</sup>

陈居文, 王永清\*, 赵志辉, 孙静涛

(天津市第四中心医院骨科, 天津 300140)

**摘要:** 骨折固定经历了 AO (association for osteosynthesis, AO) 机械力学接骨术, 发展到 BO (biological osteosynthesis, BO) 生物学接骨术, 再到弹性接骨术 (elastic osteosynthesis, EO), 每一个阶段的进步都是在前一阶段基础上发展和创新。EO 有较小的应力遮挡效应, 使骨折区域存在可控应力, 产生应变效应, 加速骨折愈合。然而 EO 除了考虑可控应力外, 还要考虑骨折的相对稳定, 二者之间的平衡决定骨折成功地愈合。骨折块间应变 (interfragmentary strain, IFS) 作为不同置入物固定骨折稳定性的力学指标, IFS 不同可以出现不同的愈合情况。本文对 EO 的理念与研究进展进行综述。

**关键词:** 骨折, 弹性固定, 应力, 骨折微环境, 应变

**中图分类号:** R683 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-8478 (2024) 06-0530-05

**Research progress in elastic osteosynthesis for fracture** // CHEN Ju-wen, WANG Yong-qing, ZHAO Zhi-hui, SUN Jing-tao. Department of Orthopaedics, Tianjin Fourth Central Hospital, Tianjin 300140, China

**Abstract:** The fractures fixation has been evolved from rigid mechanical internal fixation (association for osteosynthesis, AO) to biological osteosynthesis (BO), and further to elastic osteosynthesis (EO). In history of internal fixation, the development and innovation at each stage was based on the outcomes of previous period. The EO theory believes that the minimized stress-shielding might produce a controllable stress in fractures area due to strain effect, which is beneficial to fractures healing. However, relative stability of fixation should be considered except controlled stress in EO, and a balance between flexibility and stiffness of the EO is essential for successful fractures healing. The interfragmentary strain (IFS) is a simple mechanical parameter that could be used to describe the fractures stability, and leads to various bone healing outcomes. In this paper, a review involving a large number of literatures was presented on EO.

**Key words:** fractures, elastic osteosynthesis, stress, fractures microenvironment, strain

骨折固定经历了力学接骨术, 即 AO (association for osteosynthesis, AO) 接骨术, 它强调骨折解剖复位、坚强内固定、无创操作和无痛功能活动。AO 理念开创了骨折内固定新的里程碑, 但这种坚强刚性固定产生的应力遮挡, 可导致骨折延迟愈合、骨质疏松、骨皮质变薄、拆除内固定后可再骨折<sup>[1]</sup>。鉴于 AO 的缺陷, 人们提出了生物学接骨术理论, 即 BO (biological osteosynthesis, BO) 接骨术, 焦点从骨折力学固定转向了生物固定, 强调保护骨软组织的血运、正确的长度、轴线、无成角及旋转, 可靠而无加压的固定<sup>[2]</sup>。BO 是对 AO 的发展和创新; 然而骨折愈合除了血液供应等内在生物因素外, 在很大程度上还取决于骨折有适当的应力刺激等外在力学因素<sup>[3, 4]</sup>, 因

此在 BO 基础上, 又提出了弹性接骨术 (elastic osteosynthesis, EO) 理念。本文从 EO 的内涵及材料、EO 的特点、EO 理念、优缺点及适应证等几个方面进行综述。

## 1 EO 的内涵及材料

EO 经历了一个发展过程。上世纪 80 年代末, 数学家顾志华和中医骨伤专家孟和提出了弹性固定三项准则: 断端保持几何位置相对不变固定和功能活动对断端的正常应力分布干扰较小; 非功能替代性固定; 断端保持间断性生理应力。Perren 为 EO 的代表人物, 他认为 EO 是 BO 的延续和发展, 是通过广泛

DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2024.06.09

<sup>△</sup>基金项目: 天津市自然科学基金项目 (编号: 21JCYBJC00280); 天津市第四中心医院 2021 年度优秀青年人才培养基金项目 (编号: tjdszxyy20210011)

作者简介: 陈居文, 主任医师, 研究方向: 创伤、组织缺损修复、关节、脊柱, (电话)13212041119, (电子信箱)chenjuwen1117@126.com

\*通信作者: 王永清, (电话)13820789626, (电子信箱)13820789626@139.com

桥接无加压固定骨折可达到促进骨折愈合的目的<sup>[2, 4]</sup>。Glatt 等<sup>[5, 6]</sup>提出了 EO 假说: 骨折的最佳固定方式是在早期采取弹性固定, 可促使大量骨痂形成; 在后期采取刚性固定, 减小组织应变使骨痂成熟和桥接; 此假说称为“反向动力化方案”, 强调早期动态固定, 后期静态固定, 与传统的骨折固定原则不同。除锁骨外成人 EO 应用罕见报道<sup>[7-11]</sup>。

何为 EO? 应用具有弹性变形特性的低弹性模量材料减少固定材料的功能替代, 降低骨折固定刚性, 使骨折端传导力, 在功能活动的负荷下接触的骨折块间产生相对微小位移, 刺激血管长入骨折区域, 促使骨痂迅速产生并与主骨(骨折区域两端完整的骨骼)愈合, 称为 EO, 它包含两个内涵, 即弹性固定和加速骨折愈合。

设计弹性固定器材除了考虑材料的弹性模量外, 还需要考虑器材的结构、构型、与骨的接触情况, 还要考虑弹性微动与稳定的关系<sup>[12]</sup>。EO 要求置入物有足够强度和适宜刚度, 要求其弹性模量近似于骨弹性模量。目前临床常用的置入物材料中不锈钢弹性模量 188~210 GPa, 纯钛 102~116 GPa, 钛合金 101~114 GPa<sup>[13-15]</sup>; 骨的弹性模量为 7~30 GPa<sup>[16]</sup>。相比较而言, 钛合金的弹性模量接近于骨的弹性模量, 但是仍然远远高于人体骨弹性模量, 临床应用应力遮挡大<sup>[17]</sup>。镍钛合金具有超弹性特性, 弹性模量 30~70 GPa, 但是镍钛合金材料固定骨折仍在研究完善中<sup>[5, 15]</sup>。目前出现一种新型材料— $\beta$ -钛合金(Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn 和 Ti-24Nb-4Zr-8Sn, 弹性模量为 42 GPa 和 49 GPa)具有超低弹性模量(近似骨弹性模量)和较强的机械强度<sup>[18]</sup>, 能够兼顾弹性与稳定, 有可能成为将来理想的骨折弹性固定材料。

## 2 EO 的特点

### 2.1 EO 的 3 种固定方式

作者总结 EO 包含 3 种固定方式: 弹性外固定(outside elastic osteosynthesis, OEO)、弹性髓外固定(extramedullary elastic osteosynthesis, EEO)和弹性髓内固定(intramedullary elastic osteosynthesis, IEO)。

外固定架属于 OEO。随着负荷的增加, Schanz 钉出现弹性弯曲, 使骨折的固定刚度降低, 骨折部位出现轴向弯曲和剪切的综合应力, 可刺激骨折端形成骨痂<sup>[19]</sup>。在临床上作者也观察到提高外固定架的稳定性, 减少微动, 骨折愈合率明显下降; 外固定架术后 8~12 周, 可见骨折愈合而拆除外固定架。钢板或

者髓内钉拆除时间一般为 1.5~2 年<sup>[20]</sup>。应用外固定架可加速骨折愈合, 除了微创外, EO 也是一个非常重要的因素<sup>[21-23]</sup>。

锁定钛合金板要求最小的骨板接触、较长的跨度、较少的螺钉, 锁定螺钉分散固定在远离骨折区域板的两端上, 板对侧骨块微动刺激形成骨痂明显, 有人认为这是一种弹性固定<sup>[2, 10]</sup>, 属于 EEO。但是真正的弹性钉板系统尚需要材料和制造工艺上的改进。桥接组合内固定系统也属于 EEO, 随着载荷的增加, 桥接棒弹性弯曲减小应力遮挡, 骨折端存在可控应力, 加速骨愈合<sup>[24]</sup>。

弹性髓内钉是轴心固定, 属于 IEO, 骨折端接受均匀对称性应力刺激, 骨痂的形成是均匀对称性的, 骨折愈合远远强于偏心固定的锁定接骨板<sup>[25]</sup>。

### 2.2 EO 力学环境

骨折间隙、应变、微动、应力及方向构成骨折端力学环境<sup>[26]</sup>, 它决定骨愈合模式<sup>[2, 13]</sup>。可控应力使骨折块间应变(interfragmentary strain, IFS)控制在一定范围内, 促进骨折愈合。不可控应力导致骨折畸形愈合或不愈合<sup>[2, 18]</sup>。应力的方向可以是轴向、横向剪切、旋转剪切。在合理的骨折间隙下, IFS 大小与骨折愈合有很强的相关性。Hente<sup>[27]</sup>用山羊作实验: 在 2 mm 截骨间隙下, IFS<7%时骨折间隙直接连接, 超过 13%时仅在间隙外可见间接连接骨痂, 超过 36%时骨痂不能连接骨碎片, 出现肥大性不愈合的情况。

预测骨折愈合最佳力学环境为: IFS 为 2%~10%、微动范围为 0.2~1 mm、骨折间隙为 1~3 mm<sup>[13, 26-29]</sup>。间隙过小(如 10  $\mu$ m)或过大(>5 mm)都可能发生延迟愈合或不愈合<sup>[16]</sup>。

骨愈合生物力学原则是充分利用在功能情况下的力学状态去控制骨修复, 而不去干扰破坏骨应承受的力学状态。合适的应力具有诱导血管生成效应<sup>[23]</sup>, 应力-血管生成-新骨生成在时间和空间上存在偶联关系。EO 通过微创操作弹性固定桥接骨折间隙, 保持间隙内碎片对齐, 但允许碎片范围内的弹性微动产生应变, 创造了一个良好的骨折微环境, 修复骨组织。

### 2.3 弹性固定与骨折稳定是骨折愈合过程中矛盾的对立统一体

大多数文献只强调骨折的稳定, 而忽视骨折碎片区域的微动。骨折是在固定与活动中愈合。移位的骨折需要复位固定才能达到理想的功能<sup>[10]</sup>, 而骨折固定后应力遮挡与骨折愈合又产生了一对矛盾, 特别是刚性固定, 影响骨折愈合<sup>[24]</sup>。正常新鲜骨折保守治

疗的愈合时间为 2~3 个月<sup>[20]</sup>，切开复位内固定破坏骨折微环境，骨折愈合时间延长，往往需要 1.5~2 年才能取出内固定<sup>[4, 20]</sup>。而 EO 对骨折微环境影响较小，骨折愈合时间 6~15 周与新鲜骨折的保守治疗一致，术后 10~18 周，取出内固定，是理想的固定方式<sup>[8, 9]</sup>。

EO 的可控应力要避免骨折不稳定导致固定失效。Perren 将骨折的稳定性定义为负荷导致的骨折界面相对移位程度。不稳定常会产生骨折界面的摩擦效应导致骨吸收，X 线片上表现为断裂骨痂。Perren 提出的 IFS 是一个描述骨折固定稳定性的力学指标，为在可控微动与稳定之间达到微妙的平衡提供参考<sup>[4, 5, 16, 23]</sup>。作者认为 EO 中无痛功能活动是可控应力力量的参考标准。

#### 2.4 限制性弹性固定具有微应力遮挡效应并促进骨折愈合

骨折重建后骨折区承受的总载荷由置入物和骨共同承担。当置入物分担的载荷减小，骨承受的载荷就相应增加<sup>[13, 14]</sup>；当刚性置入物承担全部载荷，置入物没有变形，骨折端也没有变形移位的趋势，骨折端的应变为零，即绝对刚性固定。当弹性置入物出现变形，骨折端出现应变，而弹性置入物分担了载荷，骨折间隙形成应力保护空间；随着变形增大弹性置入物分担的载荷随之增大，通过增大的弹性势能来控制骨折端的微动，可阻止骨折端活动过大，即限制性弹性固定。

骨承受的载荷与置入物弹性模量呈负相关。当置入物弹性模量远大于骨，会导致载荷从置入物到邻近骨的转移较差，骨承受的载荷较小，应力遮挡较大<sup>[18]</sup>。Yan 等<sup>[12]</sup>通过 3D 打印将置入物的弹性模量降低到 50 GPa，接近于骨的弹性模量，结果证明在骨折部位能够保持微小的应力遮挡。

骨折及力学信号的刺激启动骨痂生成反应，无数次骨痂生成反应叠加的结果是骨折愈合。Kenwright 在《柳叶刀》发表文章证实，限制性弹性固定的应力刺激加速骨折愈合。Bottlang 等<sup>[25]</sup>在绵羊胫骨上实施 3 mm 截骨间隙，实验组骨折端存在 1.5 mm 微动，术后 9 周比较骨折愈合速度和强度，证明实验组骨折愈合更快、更强。与刚性固定相比，1 mm 轴向微动提供了 3 倍以上的愈合强度和 2 倍以上的愈合速度<sup>[28]</sup>。

#### 2.5 EO 贯穿骨折愈合全过程

Bartnikowski 等<sup>[6]</sup>认为骨折弹性固定早期，由于疼痛患部不敢承担负荷，骨折端弹性变形小，应力刺

激也小，形成一个有利于骨细胞增殖和骨痂形成的微环境。弹性固定后期，随着骨痂强度增加，骨折端承担无痛活动负荷逐渐增加，可接受的应力刺激也增加，促进骨痂成熟和塑形<sup>[23, 29]</sup>。随着愈合而动态变化的负荷可形成一个适应骨折最快愈合的刺激应力<sup>[14]</sup>。综上，作者认为，骨折愈合的整个过程中，都需要弹性固定的应力刺激，而且是动态变化的，骨折愈合不同阶段所需的应力值不同，以无痛活动负载为参考标准。

### 3 EO 理念

传统观点认为骨折愈合早期需要坚强固定，后期需要平衡固定；骨折端的轴向应力有利于骨折愈合，而旋转、弯曲和剪切应力不利于骨折愈合<sup>[22, 29, 30]</sup>。作者团队的研究并参考大量的文献<sup>[2-12, 15-18, 31, 32]</sup>，对 EO 理念进行归纳：（1）在保证骨折对位对线的基础上，骨折愈合的全过程均需要弹性固定，无论骨折早期还是后期，但不同阶段需要的应力刺激不同，以无痛功能锻炼的负荷作为骨折端所需应力的适应范围；（2）可控微动与稳定之间存在一个动态平衡，IFS 作为骨折固定稳定性的参考指标，IFS 太大或者太小均不利于骨折愈合。限制性弹性固定具有微应力遮挡，能够促进骨折愈合；（3）间断可控的旋转、弯曲和剪切应力同轴向应力一样促进骨折愈合，但骨折界面持续的不可控的旋转、剪切摩擦导致磨损性骨吸收；（4）微应力遮挡和微创是 EO 理念的精髓<sup>[31]</sup>。

### 4 EO 优缺点及适应证

与其他固定技术相比，EO 能够形成有利于骨折愈合的微环境：（1）生物力学环境：微应力遮挡使应力刺激骨折端产生应变效应，应变是组织细胞分化的关键生物力学因素<sup>[4, 27]</sup>；（2）生物环境：微创操作保护了骨折局部血运和骨折端血运，它含有大量的间充质干细胞，为骨折提供大量的生长因子。但是可控微动变成不可控运动将不利于骨愈合。王永清团队经过多年对 EO 研究，设计了多种弹性锁定髓内钉，已将 EO 应用于多部位骨折。

EO 要求骨折区有良好血运，慎用以下情况：（1）骨肿瘤灭活骨再回植固定；（2）骨缺损大段异体骨移植重建固定；（3）关节内骨折不建议使用；（4）病理性骨折；（5）严重骨质疏松症慎用 EO。

## 5 展 望

在骨折治疗历史上，每一个阶段的进步都是在前一阶段基础上的发展和创新。EO 不是对 AO 的否定，也不是对 BO 的拒绝，而是发展了 BO 的优点，摒弃了 AO 的缺点。EO 促进骨折愈合的基础研究正在进一步完善，使 EO 理念获得基础理论的支持。此外，临床上微动量与骨折稳定很难掌控，但随着弹性固定器材进一步完善将会解决。设想智能置入物能够实时测量骨折愈合不同时期所需要的最佳微动量以及骨痂形成的情况，相信骨折治疗将会从开放直视复位和刚性内固定，逐渐向智能化、数字化、微创化的间接复位和弹性固定发展。

## 参考文献

- [1] Helfet DL, Haas NP, Schatzker J, et al. AO philosophy and principles of fracture management—its evolution and evaluation [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85 (6) : 1156–1160. DOI: 10.2106/00004623-200306000-00029.
- [2] Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2002, 84 (8) : 1093–110. DOI: 10.1302/0301-620x.84b8.13752.
- [3] Anani T, Castillo AB. Mechanically—regulated bone repair [J]. *Bone*, 2022, 154: 116223. DOI: 10.1016/j.bone.2021.116223.
- [4] Perren SM, Fernandez A, Regazzoni P. Understanding fracture healing biomechanics based on the “strain” concept and its clinical applications [J]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2015, 82 (4) : 253–260.
- [5] Glatt V, Evans CH, Tetsworth K. Reverse dynamisation: a modern perspective on Stephan Perren’s strain theory [J]. *Eur Cell Mater*, 2021, 41: 668–679. DOI: 10.22203/eCM.v041a43.
- [6] Bartnikowski N, Claes LE, Koval L, et al. Modulation of fixation stiffness from flexible to stiff in a rat model of bone healing [J]. *Acta Orthop*, 2017, 88 (2) : 217–222. DOI: 10.1080/17453674.2016.1256940.
- [7] 乔泽文, 魏代好, 李志忠, 等. 弹性髓内钉与钢板固定锁骨中段骨折的比较 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2021, 29 (12) : 1057–1061. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2021.12.01.  
Qiao ZW, Wei DH, Li ZZ, et al. Comparison of elastic intramedullary nail versus locking plate for fixation of middle clavicle fractures [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2021, 29 (12) : 1057–1061. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2021.12.01.
- [8] 赵志辉, 陈居文, 王永清, 等. 弹性带锁髓内钉与锁定钢板治疗锁骨中段骨折的疗效比较 [J]. *中华骨科杂志*, 2019, 39 (16) : 1029–1036. DOI: 10.3760/j.issn.0253-2352.2019.16.009.  
Zhao ZH, Chen JZ, Wang YQ, et al. Comparison of curative effect of elastic locking intramedullary nail and anatomic locking plate in the treatment of mid-shaft clavicular fracture [J]. *Chinese Journal of Orthopedics*, 2019, 39 (16) : 1029–1036. DOI: 10.3760/j.issn.0253-2352.2019.16.009.
- [9] Ren L, Yang Z, Wang Y, et al. Comparison of minimally invasive fixation of mid-shaft clavicular fractures with threaded elastic intramedullary nail (TEIN) and elastic locking intramedullary nail (ELIN) [J]. *Orthop Surg*, 2021, 13 (7) : 2111–2118. DOI: 10.1111/os.13129.
- [10] Nicholson JA, Clement ND, Clelland AD, et al. Displaced midshaft clavicle fracture union can be accurately predicted with a delayed assessment at 6 weeks following injury: a prospective cohort study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2020, 102 (7) : 557–566. DOI: 10.2106/JBJS.19.00955.
- [11] King PR, Ikram A, Eken MM, et al. The effectiveness of a flexible locked intramedullary nail and an anatomically contoured locked plate to treat clavicular shaft fractures: a 1-year randomized control trial [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2019, 101 (7) : 628–634. DOI: 10.2106/JBJS.18.00660.
- [12] Yan L, Lim JL, Lee JW, et al. Finite element analysis of bone and implant stresses for customized 3D—printed orthopaedic implants in fracture fixation [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2020, 58 (5) : 921–931. DOI: 10.1007/s11517-019-02104-9.
- [13] Roe S. Biomechanics of fracture fixation [J]. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 2020, 50 (1) : 1–15. DOI: 10.1016/j.cvsm.2019.08.009.
- [14] Erdem S, Gür M, Kaman MO. Static and dynamic analyses of fracture fixation bone—plate systems for different plate materials and dimensions [J]. *Biomed Mater Eng*, 2018, 29 (5) : 611–628. DOI: 10.3233/BME-181012.
- [15] Lee PY, Chen YN, Hu JJ, et al. Comparison of mechanical stability of elastic titanium, nickel—titanium, and stainless steel nails used in the fixation of diaphyseal long bone fractures [J]. *Materials (Basel)*, 2018, 11 (11) : E2159. DOI: 10.3390/ma11112159.
- [16] Miramini S, Zhang L, Richardson M, et al. Computational simulation of the early stage of bone healing under different configurations of locking compression plates [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2015, 18 (8) : 900–913. DOI: 10.1080/10255842.2015.10255842.2015.10255842.13.855729.
- [17] Bekos A, Sioutis S, Kostoglou A, et al. The history of intramedullary nailing [J]. *Int Orthop*, 2021, 45 (5) : 1355–1361. DOI: 10.1007/s00264-021-04973-y.
- [18] Wu K, Li B, Guo JJ. Fatigue crack growth and fracture of internal fixation materials in in vivo environments—a review [J]. *Materials (Basel)*, 2021, 14 (1) : 176. DOI: 10.3390/ma14010176.
- [19] 宋建伟. 轴向应力可调节单臂外固定架治疗胫骨干骨折 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2021, 29 (4) : 357–360. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2021.04.17.  
Song JW. A novel unilateral external fixator with adjustable axial stress for tibial shaft fractures [J]. *Orthopedic Journal of China*,

- 2021, 29 (4) : 357-360. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2021.04.17.
- [20] Perren SM. Fracture healing. The evolution of our understanding [J]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2008, 75 (4) : 241-246. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.23.06.
- [21] 计国旗, 石博文, 赵志明, 等. 单臂外固定架与髓内钉固定胫骨干骨折比较 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2022, 30 (23) : 2140-2144. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.23.06.
- Ji GQ, Shi BW, Zhao ZM, et al. Comparison of unilateral external fixator versus intramedullary nail for fixation of tibial shaft fracture [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2022, 30 (23) : 2140-2144. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.23.06.
- [22] MacLeod A, Simpson AHRW, Pankaj P. Experimental and numerical investigation into the influence of loading conditions in biomechanical testing of locking plate fracture fixation devices [J]. *Bone Joint Res*, 2018, 7 (1) : 111-120. DOI: 10.1302/2046-3758.71.BJR-2017-0074.R2.
- [23] Schultz BJ, Koval K, Salehi PP, et al. Controversies in fracture healing: early versus late dynamization [J]. *Orthopedics*, 2020, 43 (3) : e125-e133. DOI: 10.3928/01477447-20200213-08.
- [24] 方继锋, 都芳涛, 侯耀鹏, 等. 桥接组合系统与锁定钢板固定股骨干骨折比较 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2021, 29 (24) : 2219-2223. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2021.24.03.
- Fang JF, Dou FT, Hou YP, et al. Bridge combined fixation system versus interlocking plate for internal fixation of femoral shaft fractures [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2021, 29 (24) : 2219-2223. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2021.24.03.
- [25] Bottlang M, Tsai S, Bliven EK, et al. Dynamic stabilization with active locking plates delivers faster, stronger, and more symmetric fracture healing [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2016, 98 (6) : 466-474. DOI: 10.2106/JBJS.O.00705.
- [26] 胡建威, 彭焱, 张里程, 等. 骨折端力学环境研究进展 [J]. *中华骨与关节外科杂志*, 2022, 15 (1) : 76-80. DOI: 10.3969/j.issn.2095-9958.2022.01.12.
- Hu JW, Peng Y, Zhang LC, et al. Research progress of mechanics at fracture site [J]. *Chinese Journal of Bone and Joint Surgery*, 2022, 15 (1) : 76-80. DOI: 10.3969/j.issn.2095-9958.2022.01.12.
- [27] Hente RW, Perren SM. Tissue deformation controlling fracture healing [J]. *J Biomech*, 2021, 125: 110576. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110576.
- [28] Bottlang M, Schemitsch CE, Nauth A, et al. Biomechanical concepts for fracture fixation [J]. *J Orthop Trauma*, 2015, 29 (Suppl 12) : S28-S33. DOI: 10.1097/BOT.0000000000000467.
- [29] Richter H, Plecko M, Andermatt D, et al. Dynamization at the near cortex in locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws: an experimental study of transverse tibial osteotomies in sheep [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2015, 97 (3) : 208-215. DOI: 10.2106/JBJS.M.00529.
- [30] Elkins J, Marsh JL, Lujan T, et al. Motion predicts clinical callus formation: construct-specific finite element analysis of supracondylar femoral fractures [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2016, 98 (4) : 276-284. DOI: 10.2106/JBJS.O.00684.
- [31] 郝宝喜, 贾鹏, 王永清, 等. 股骨角稳定带锁髓内钉与近端防旋髓内钉治疗顺转子间骨折的疗效比 [J]. *中华骨科杂志*, 2022, 42 (18) : 1212-1219. DOI: 10.3760/cma.j.cn121113-20210916-00561.
- Hao BX, Jia P, Wang YQ, et al. Comparison of the efficacy of femoral stable interlocking intramedullary nail and proximal femoral nail anti-rotation in the treatment of anterograde intertrochanteric fractures [J]. *Chinese Journal of Orthopaedics*, 2022, 42 (18) : 1212-1219. DOI: 10.3760/cma.j.cn121113-20210916-00561.
- [32] 李飞, 于铁强, 王月光, 等. 弹性髓内钉与钢板治疗大龄儿童股骨转子下骨折 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2022, 30 (8) : 683-688. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.08.03.
- Li F, Yu TQ, Wang YG, et al. Elastic stable intramedullary nail versus proximal femoral locking compression plate for femoral subtrochanteric fracture in old children [J]. *Orthopedic Journal of China*, 2022, 30 (8) : 683-688. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2022.08.03.

(收稿:2023-01-30 修回:2023-09-25)

(同行评议专家: 王丙刚, 侯存强, 郭洪刚, 刘天盛, 夏群)

(本文编辑: 宁桦)