

# 桡骨远端骨折夹板外固定有限元模型的建立及其愈合过程的应力分析

王爱国<sup>1</sup> 陆贵琪<sup>2</sup> 李沿鑫<sup>2</sup> 金鸿宾<sup>3</sup> 陆军<sup>1</sup> 赵允<sup>1△</sup>

**[摘要]** 目的:分析桡骨远端骨折柳木夹板外固定及其骨折愈合的生物力学特性,为临床治疗提供依据。方法:将 CT 影像文件转化为三维有限元模型,采用三维重建软件 Mimics10.01 重建了尺骨、桡骨、肌肉和夹板的实体模型,并对模型进行网格划分,经光滑处理后以 STL 格式输出尺骨、桡骨、肌肉和夹板的实体模型。将导出的实体模型再导入点云处理软件 Geomagicstudio10 中,经过去噪、光滑构造曲面片、构造格栅和生成曲面处理后,形成较为光滑的实体模型,得到的尺骨、桡骨、肌肉和夹板的实体模型以 STP 格式输出,导入有限元软件 ANSYS12.0 生成有限元实体模型。将得到的尺骨、桡骨、肌肉和夹板实体模型导入 ANSYS12.0 后,对肌肉和尺骨、桡骨进行布尔运算,先从肌肉模型中减去尺骨和桡骨,将得到的肌肉模型和尺骨、桡骨模型粘接,再导入夹板模型,生成包括尺骨、桡骨、肌肉和夹板的实体模型。建立桡骨远端 AO 分型 A3 骨折,模拟骨折愈合不同阶段进行应力分析。结果:实体模型分为四个接触单元,分别是桡侧夹板与前臂、尺侧夹板与前臂、背侧夹板与前臂及掌侧夹板与前臂,完成夹板束缚前臂模型的建模。以愈合 0%(骨折初始)、愈合 20%和愈合 50%为例,应力最大区域位于掌侧、桡侧夹板近端和腕部,最大应力分别为 8.44 MPa 和 0.92 MPa。结论:桡骨远端骨折柳木夹板外固定的生物力学特点为压力容易集中在软组织丰厚的掌侧、桡侧夹板近端及骨突处。

**[关键词]** 夹板外固定;桡骨远端骨折;三维有限元模型;应力分析

**[中图分类号]** R683.41 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2024)03-0007-05

**DOI:**10.20085/j.cnki.issn1005-0205.240302

## Establishment of Finite Element Model of External Fixation of Distal Radius Fracture Splint and Stress Analysis of Fracture Healing Process

WANG Aiguo<sup>1</sup> LU Benqi<sup>2</sup> LI Yanxin<sup>2</sup> JIN Hongbin<sup>3</sup> LU Jun<sup>1</sup> ZHAO Yun<sup>1△</sup>

<sup>1</sup>Affiliated Hospital of Tianjin Academy of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 300120, China;

<sup>2</sup>Graduate School of Tianjin University of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 301617, China;

<sup>3</sup>Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China.

**Abstract Objective:** To study the biomechanical properties of willow splint external fixation and fracture healing for distal radius fractures, and to provide theoretical basis for clinical treatment. **Methods:** The CT image file was transformed into a three-dimensional finite element model that can be used for calculation. The solid model of ulna, radius, muscle, and splint was reconstructed by using the three-dimensional reconstruction software Mimics10.01, and the model was meshed. The model was performed for smooth processing before was inputted into the finite element analysis software, and then output the solid model of ulna, radius, muscle and splint in STL format. Then the derived solid model was imported into the point

cloud processing software Geomagicstudio10. After denoising, smooth surface patches, grid and curved surface processing, a relatively smooth solid model was formed. The obtained solid models of ulna, radius, muscle, and splint were output in STP format and imported into the finite element software ANSYS12.0 to generate a computable finite element solid model. After introducing the solid model of ulna, radius, muscle, and splint into ANSYS12.0, the boolean operation of muscle, ulna and radius was carried out; the ulna and radius were subtracted from the muscle model; the muscle model

基金项目:国家自然科学基金青年项目(11802207)

天津市卫健委中西医结合科研课题(2023038)

天津市中医药研究院附属医院院内项目(2022014)

天津市中医重点专科建设项目

<sup>1</sup>天津市中医药研究院附属医院(天津,300120)

<sup>2</sup>天津中医药大学研究生院

<sup>3</sup>天津市天津医院

△通信作者 E-mail:13920190627@139.com

was bonded with the model of ulna and radius, and then imported into the splint model to generate the solid model including ulna, radius, muscle and splint. AO type A3 fracture of distal radius was established, and stress analysis was performed at different stages of fracture healing. **Results:** The solid model was divided into four contact units, namely radial splint and forearm, ulnar splint and forearm, dorsal splint and forearm, and volar splint and forearm, to complete the modeling of the splint-bound forearm model. Taking 0% healing (initial fracture), 20% healing, and 50% healing as example, the areas with the greatest stress were located at the palm side, and the proximal end of the radial splint, and the wrist, and the maximum stress was 8.44 MPa and 0.92 MPa, respectively. **Conclusion:** The biomechanical characteristics of willow splint external fixation of distal radius fracture are that the pressure is easy to concentrate on the palmar side of rich soft tissue, the proximal end of radial splint and bony process.

**Keywords:** splint external fixation; fracture of distal radius; three-dimensional finite element model; stress analysis

桡骨远端骨折是指距桡骨远端骨关节面 3 cm 以内的骨折,其发病率约占急诊骨折患者的 17%<sup>[1]</sup>。多数桡骨远端骨折通过保守治疗可以获得良好的功能恢复。夹板局部外固定是比较常见的保守治疗方式,是根据肢体的动态平衡原理,以固定带、夹板、纸压垫等装置所组成的局部外固定力学系统,来防止骨折断端再移位<sup>[2-3]</sup>,但固定后及其骨折愈合的生物力学分布情况尚待进一步研究。有限元方法是将连续体离散化分析的一种方法,按照空间有限离散原则,将三维空间结构体人为分割为不同大小、种类区域,各区域为一单元且以节点相连接,已被广泛应用于骨科临床和基础研究中<sup>[4]</sup>。为此,本研究运用有限元方法模拟桡骨远端骨折夹板外固定过程,分析其骨折固定及愈合过程中的应力分布,以期为临床治疗提供参考。

## 1 材料和方法

### 1.1 实验标本

健康志愿者,男,60岁,身高为172 cm,体重为75 kg。选取左前臂为研究部位,排除左前臂骨病及变异,由两名骨伤科副主任医师用传统柳木中号夹板对其进行捆扎,模拟临床 Colles 骨折夹板固定。

### 1.2 实验设备

1)32 排螺旋 CT 扫描机(西门子);2)Inter CORE i7CPU,2.5 GHz(双核),16 GB 内存计算机;3)3D 打印机(极光三维 Ender1,天津理工大学)。

### 1.3 实验软件

1)Mimics10.01 数字化三维影像交互式处理软件(Materialise 公司,比利时);2)Geomagicstudio10 软件(Raindrop 公司,美国);3)ANSYS12.0 有限元处理软件(ANSYS 公司,美国)。

### 1.4 夹板外固定材料

由 4 块夹板、3 条捆扎带及 1 块棉垫组成。3 条捆扎带为成人中号,由天津市中医药研究院附属医院提供。4 块夹板尺寸分别为:背侧长 17.0 cm,近端宽 6.0 cm,远端宽 5.0 cm;掌侧长 16 cm,近端宽 5.5 cm,远端宽 4.5 cm;桡侧长 16.5 cm,宽 2.6 cm;尺侧长

16 cm,宽 2.5 cm;夹板外形见图 1。



图 1 夹板外形

### 1.5 数据采集

患者平卧在 32 排螺旋 CT 扫描机上,双侧手臂自然下垂中立位放于身体两侧,左前臂夹板外固定,连续薄层扫描,层距 0.75 mm,所有图像以 DICOM 格式导出。

### 1.6 模型中参数设计

为方便研究,骨折部位、尺骨、桡骨、前臂软组织及夹板均设为均一性质材料,同时骨折部位在骨折愈合的不同阶段(0%,20%,50%)分别赋予不同的弹性模量,见表 1<sup>[5]</sup>。

表 1 夹板固定骨折的材料参数设定

项目	弹性模量/GPa	泊松比
夹板	6.25	0.30
软组织	0.01	0.49
桡骨、尺骨	12	0.30
骨折愈合阶段	0%	$0.1 \times 10^{-3}$
	20%	2.4
	50%	6.0

### 1.7 方法

**1.7.1 实体模型的建立** 将 CT 数据文件(DICOM 文件)经 Mimics10.01 重建桡骨、尺骨、肌肉和夹板的实体模型。进行有限元分析时,必须对模型进行网格

划分,对于不规则的物体在划分网格时,若网格划分不好,则网格后模型的准确度和统一度会降低,从而影响后面的计算。将模型输入有限元分析软件之前,经光滑处理后以 STL 格式输出桡骨、尺骨、肌肉和夹板的实体模型。将导出的实体模型再导入点云处理软件

Geomagicstudio10中,经过去噪、光滑构造曲面片、构造格栅和生成曲面处理后,形成较为光滑的实体模型,得到的桡骨、尺骨、肌肉和夹板的实体模型以 STP 格式文件输出,导入有限元软件 ANSYS12.0 生成可以计算的有限元几何模型,见图 2 和图 3。

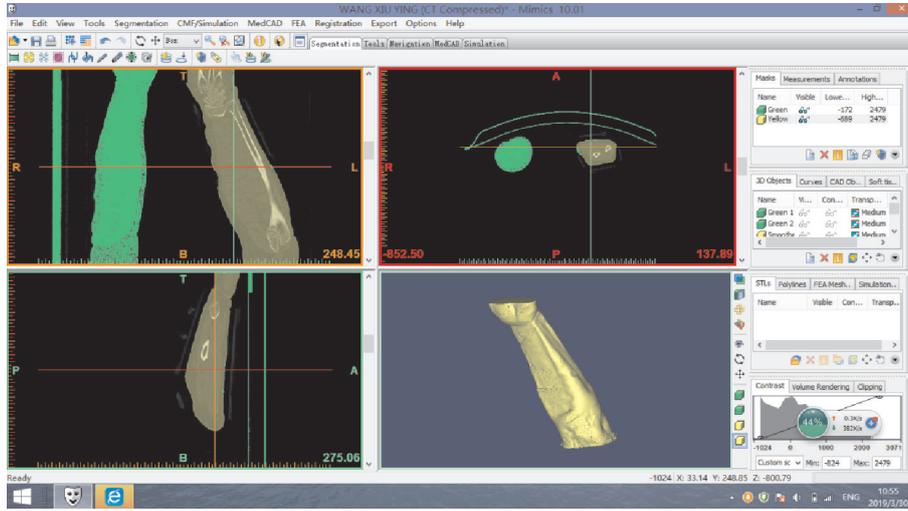


图 2 简易三维图形

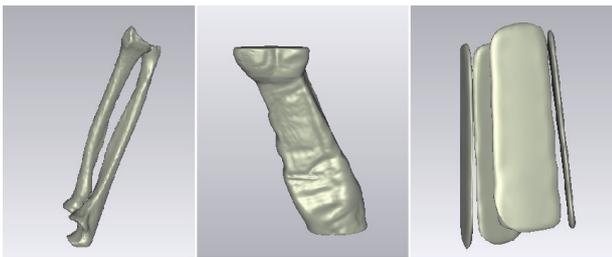


图 3 处理过的桡尺骨、肌肉、夹板模型

的实体模型导入 ANSYS12.0 后,对桡骨、尺骨和肌肉进行布尔运算,先从肌肉模型中减去桡骨和尺骨,再将得到的肌肉模型和桡骨、尺骨模型粘接,得到包括肌肉和桡尺骨的模型,再导入夹板模型,生成包括桡骨、尺骨、肌肉和夹板的实体模型。给实体模型不同部分赋以不同的材料属性,划分单元,创建接触单元,接触单元由掌侧夹板与前臂、桡侧夹板与前臂、背侧夹板与前臂和尺侧夹板与前臂四个部分组成。有限元实体模型和网格划分见图 4 和图 5。

### 1.7.2 网格划分 将得到的桡骨、尺骨、肌肉和夹板

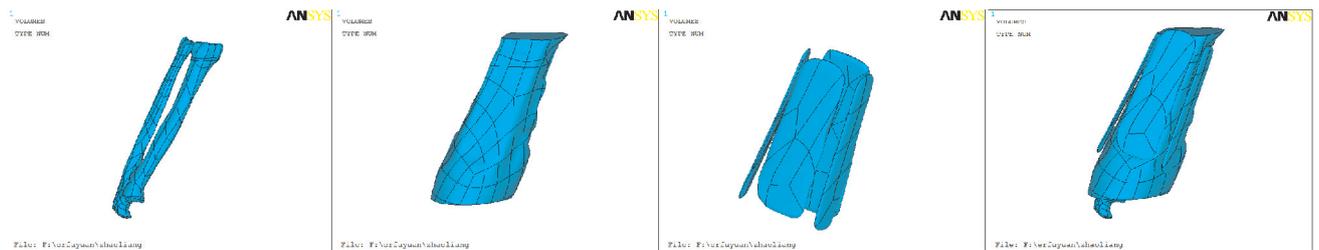


图 4 有限元实体模型示意图

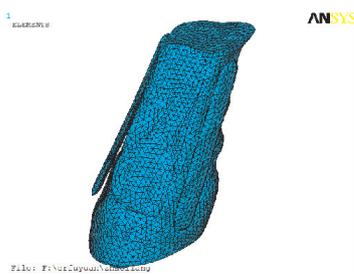


图 5 网格划分图

### 1.7.3 骨折愈合过程的设定 桡骨远端骨折模型设定为 AO 分型 A3 型,将愈合过程设定为三个阶段,即

愈合 0%(骨折初始阶段)、愈合 20%和愈合 50%。计算的边界条件:前臂肌肉的 2 个横截面施加全位移约束,在 4 个夹板的外侧表面施加位移约束,位移约束值经过试算,以达到施加的载荷数值接近 180 N 为宜(180 N 是 3 条捆扎带载荷之和),见图 6。因为计算模型中包括了非线性接触,计算中设置了非线性接触的求解步骤,主要包括载荷步、最大迭代次数设置、结果输出频率、收敛准则和收敛精度等。设置的载荷步为 30 步,最大迭代次数为 200 次,采用残余力收敛准则,收敛精度取 0.001。

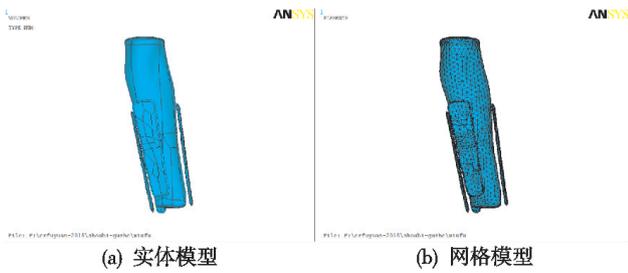


图 6 夹板绑缚整体示意图

## 2 结果

### 2.1 桡尺骨的等效应力

应力分布特点:当愈合 0% 时,桡骨近端桡侧应力

为 3.15 MPa,桡骨远端茎突部位应力为 1.42 MPa,尺骨中远端应力为 1 MPa;骨折端应力较小,不承担载荷,应力接近于零。当愈合 20% 和 50% 时,均是桡骨近端桡侧出现最大应力区(为 3.40 MPa),远端茎突部位应力为 1.54 MPa,尺骨中远端有一高应力区域(最大为 1.19 MPa),其余位置应力相对较小,见图 7。

### 2.2 前臂软组织的等效应力

应力分布特点:对前臂软组织模型在不同愈合阶段的等效应力分析可以看出,愈合过程对前臂软组织的应力影响相对较小,数值变化不大,最大区域在腕部,呈环形散在分布,各愈合时期均为 0.49 MPa,见图 8。

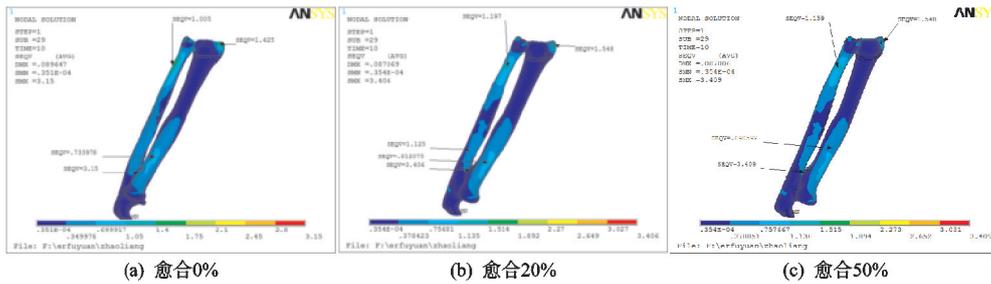


图 7 桡尺骨应力分布云图

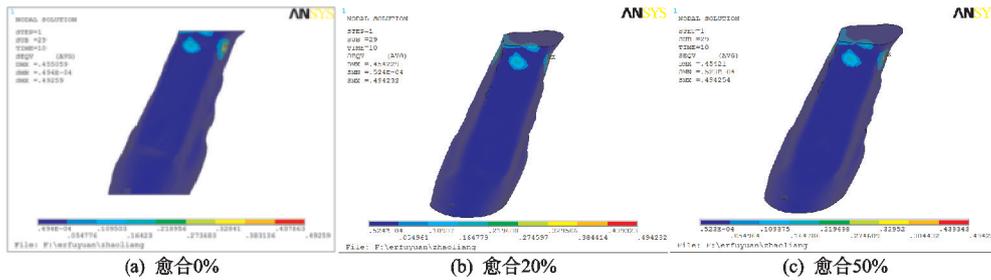


图 8 前臂软组织应力分布云图

### 2.3 夹板的等效应力

应力分布特点:对夹板模型在不同愈合阶段的等效应力分析可以看出,愈合过程对各夹板的应力影响

相对较小,数值变化不大,应力集中区域在夹板远端,最大区域在掌侧夹板远端桡骨茎突位置,最大应力为 0.92 MPa,见图 9。

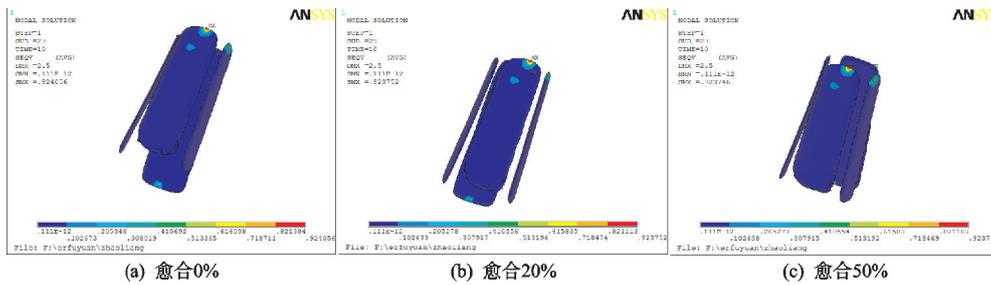


图 9 夹板应力分布云图

### 2.4 前臂与夹板整体的等效应力

应力分布特点:对前臂和夹板整体模型在不同愈合阶段的等效应力分析可以看出,应力最大区域位于掌侧夹板近端,最大应力约为 8.44 MPa,见图 10。

### 2.5 骨折愈合不同阶段的应力特点

计算中考虑了三种工况,即愈合 0%、愈合 20% 和愈合 50%。主要计算结果包括桡尺骨的等效应力、软组织和夹板的等效应力、夹板和肌肉的接触应力等,见

表 2。

## 3 讨论

桡骨远端骨折夹板固定治疗的主要目的是尽快恢复患者的日常生活能力。对于稳定性骨折,夹板固定相较于手术固定,不破坏骨折周围组织及血供,不剥离骨膜,无骨皮质萎缩,骨折周围血肿依靠骨外膜的成骨细胞侵入形成外骨痂<sup>[6]</sup>。其最大特点为既有固定作用又有复位作用,属于弹性固定,并且操作相对简

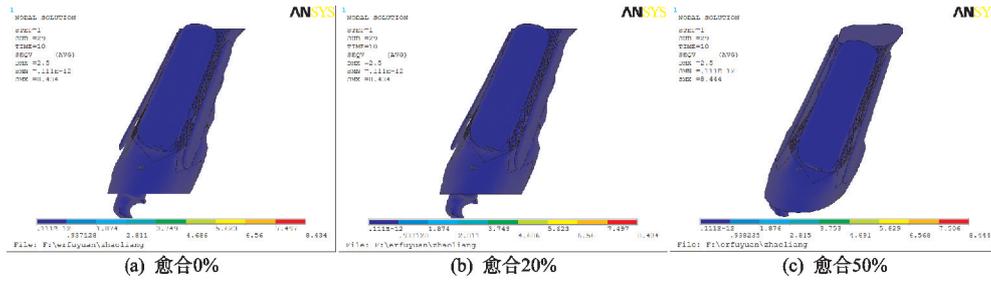


图 10 前臂与夹板整体应力分布云图

表 2 应力数据表

夹板固定系统部位	骨折愈合阶段	最大应力所处位置	最大应力 /MPa
桡尺骨	0%	桡骨近端桡侧	3.15
	20%, 50%	桡骨近端桡侧	3.40
前臂软组织	0%, 20%, 50%	腕部	0.49
夹板	0%, 20%, 50%	夹板远端	0.92
前臂与夹板整体	0%, 20%, 50%	掌侧夹板近端	8.44

单,骨折愈合好,腕关节功能恢复好,远期效果也令人满意<sup>[7-8]</sup>。同时,在合适的固定带约束力条件下,夹板能够保持手法复位后维持骨折断端固定的合力方向和相对恒定压力值,避免骨折端再次发生位移。夹板固定能够保证治疗期间腕关节进行一定的活动,更加符合老年患者的治疗心理<sup>[9]</sup>。患者在正确做功能锻炼时,其肢体肌肉内在动力调动了夹板的弹性回缩力,输出了无应力替代的骨折断端生理性应力刺激,这种刺激有利于骨痂生长,为而后再塑复合应力阶段提供了必要的力学条件<sup>[10]</sup>。

传统生物力学研究具有直接、客观的特点,但目前尸体标本获取较为困难,且传统的生物力学实验无法满足某些特定的实验要求。有限元分析是利用数学方法将连续物体划分为有限个单元,根据单元间节点数目以及实际承受的节点载荷,对每一单元假定一个适宜的近似结果,最后推导出域总的满足条件,得出最终解的一种现代研究方法<sup>[11]</sup>。有限元生物力学分析对骨折固定装置的研究具有重要作用,其模型可对软硬组织几何形态和材料属性进行详细描述,以模拟预测肌骨系统内部力学响应<sup>[12-13]</sup>。本研究选取正常 60 岁男性作为数值模拟对象,符合桡骨远端骨折的多发人群,模拟夹板治疗过程,能够客观反映骨折不同时期的应力变化状态。本研究通过 CT 影像资料建立夹板外固定有限元模型,发现桡骨远端骨折柳木夹板固定后在掌侧、桡侧夹板近端及腕部存在应力集中现象,符合桡骨远端骨折柳木夹板外固定的生物力学特点,压力容易集中在软组织丰盈的夹板边缘位置及骨突处,提示临床传统夹板固定要注意掌侧、桡侧夹板近端及骨折断端的松紧程度,避免发生压疮等并发症。同时,本模型考虑了肌肉力情况,且选取了桡骨远端骨折愈合

的三个不同阶段,其分析结果更符合临床要求。

本研究不足之处在于只考虑了单一类型骨折模型,而实际临床桡骨远端骨折还有其他分型适用于手法复位,并且由于外力影响骨折线多为不规则形状,本研究对骨折线进行了简化处理。其次,本研究只考虑了柳木夹板固定下静止状态下的前臂应力分布情况,未考虑功能锻炼状态下的应力情况,而骨折固定后的实际受力情况往往是多种载荷叠加的结果。

参考文献

- [1] HANEL D P, JONES M D, TREMBLE T E. Wrist fractures[J]. Orthop Clin North Am, 2002, 33(1): 35-57.
- [2] 王爱国, 王志彬, 金鸿宾, 等. 夹板固定带的研究进展[J]. 中国骨伤, 2008, 21(12): 946-948.
- [3] 丁泽钦. 桡骨远端骨折患者实施中医正骨手法与中医方剂联用治疗对腕关节功能恢复效果的影响[J]. 中医临床研究, 2022, 14(9): 118-121.
- [4] 姜昆, 陶宝琛, 魏成建. 小夹板治疗桡骨远端关节内骨折的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2018, 33(3): 206-211.
- [5] 陶宝琛, 姜昆, 郑斌, 等. 智能气囊小夹板治疗桡骨远端伸直型关节内骨折的三维有限元分析研究[J]. 中华中医药杂志, 2017, 42(4): 1856-1859.
- [6] 王恩国. 外固定支架与小夹板治疗桡骨远端骨折临床效果比照观察[J]. 临床医药文献电子杂志, 2020, 7(39): 60.
- [7] 张容超, 徐卫国, 万春友, 等. 手法整复小夹板固定治疗桡骨远端骨折 168 例[J]. 中医正骨, 2015, 27(11): 61-64.
- [8] 周三保, 林望得, 王新杰, 等. 手法复位小夹板固定治疗桡骨远端骨折临床观察[J]. 广州中医药大学学报, 2010, 27(3): 228-230.
- [9] 李木清, 吴官保. 手法复位、夹板外固定治疗尺桡骨干双骨折 63 例临床观察[J]. 医学临床研究, 2006, 23(6): 958-959.
- [10] 林威力. 自制中药膏外敷联合手法复位小夹板外固定对桡骨远端骨折患者骨折愈合及腕关节功能的影响[J]. 中医临床研究, 2022, 14(8): 67-70.
- [11] 熊恒恒, 聂伟志. 三维有限元分析对骨关节和相关软组织损伤时应力状态的精准模拟[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(36): 5875-5880.
- [12] 龙旭东, 方家栋, 杨黎, 等. 数字化技术在骨科手术中的应用进展[J]. 海南医学, 2022, 33(13): 1737-1740.
- [13] 官赫, 张萌, 邹姗姗. 肌骨系统生物力学建模 2021 年研究进展[J]. 医用生物力学, 2022, 37(1): 18-26.

(收稿日期: 2023-04-12)