

文章编号: 1004-7220(2024)05-0889-07

# 肘关节后囊损伤后愈合不同阶段的生物力学

王芳<sup>1a,1b</sup>, 田博天<sup>1a</sup>, 李明新<sup>2</sup>, 胡军<sup>1a,1b</sup>, 周鸣泽<sup>1a</sup>

(1. 天津科技大学 a. 机械工程学院, b. 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222;  
2. 天津市天津医院 骨外科, 天津 300211)

**摘要:**目的 评估关节后囊损伤愈合过程中不同阶段,肘关节内部软组织的力学行为。方法 建立考虑肌肉主动行为的肘关节有限元模型,模拟肘关节在无损伤和关节后囊损伤后2、4、6、8周时屈曲运动,分析关节囊、尺骨软骨和韧带 von Mises 等效应力变化。结果 无损伤以及损伤后2、4、6、8周时,关节囊在肘关节屈曲60°时应力分别为8.23、7.87、8.27、8.99、10.5 MPa。在肘关节屈曲30°时,与无损伤相比,损伤后2、4、6、8周时尺骨软骨应力分别增加13.0%、28.3%、41.3%和45.7%。与损伤后2周相比,损伤后4周时桡侧副韧带在屈曲15°、30°、45°、60°、75°时应力分别减少12.5%、22.2%、13.6%、3.2%和10.6%。结论 肘关节后囊损伤愈合过程中,骨与软组织生物力学特征变化显著。研究结果可为关节囊挛缩的预防和治疗以及康复辅具的开发提供理论依据。

**关键词:** 肘关节; 关节囊挛缩; 屈曲运动; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.05.014

## Different Healing Stages after Elbow Posterior Capsule Injury: A Biomechanical Study

WANG Fang<sup>1a,1b</sup>, TIAN Botian<sup>1a</sup>, LI Mingxin<sup>2</sup>, HU Jun<sup>1a,1b</sup>, ZHOU Mingze<sup>1a</sup>

(1a. College of Mechanical Engineering, 1b. Tianjin Key Laboratory of Light Industry and Food Engineering Machinery Equipment Integrated Design and Online Monitoring, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. Department of Orthopedics, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China)

**Abstract: Objective** To evaluate the mechanical behavior of the internal soft tissues of the elbow at different healing stages of a posterior capsular injury. **Methods** A finite element model of the elbow joint considering muscle activation behavior was established to simulate elbow flexion without injury and at the 2<sup>nd</sup>, 4<sup>th</sup>, 6<sup>th</sup>, and 8<sup>th</sup> week after posterior capsule injury. The von Mises effective stress variations in the articular capsule, ulnar cartilage, and ligaments were analyzed. **Results** Without injury and at the 2<sup>nd</sup>, 4<sup>th</sup>, 6<sup>th</sup>, and 8<sup>th</sup> week after injury, the stress on the articular capsule at 60° flexion was 8.23, 7.87, 8.27, 8.99, and 10.5 MPa, respectively. When the elbow flexion angle was 30°, the ulnar cartilage stress increased by 13.0%, 28.3%, 41.3%, and 45.7% at the 2<sup>nd</sup>, 4<sup>th</sup>, 6<sup>th</sup>, and 8<sup>th</sup> week after injury, respectively, compared to that without injury. At the 4<sup>th</sup> week after injury, the stress of the radial collateral ligament at 15°, 30°, 45°, 60°, and 75° flexion was reduced by 12.5%, 22.2%, 13.6%, 3.2%, and 10.6%, respectively, compared to that at the 2<sup>nd</sup> week. **Conclusions** During the healing process of elbow posterior capsule injury, the biomechanical characteristics of bone and soft tissues changed significantly. This study provides a theoretical basis for the prevention and treatment of capsular contracture and development of rehabilitation aids.

**Key words:** elbow joint; capsule contracture; flexion; numerical simulation

收稿日期: 2024-04-10; 修回日期: 2024-05-04

基金项目: 国家自然科学基金项目(12102301)

通信作者: 王芳, 副教授, E-mail: fwang@tust.edu.cn

肘关节挛缩是肘关节创伤后常见的并发症,发生率为 50%<sup>[1-2]</sup>。研究表明,关节囊挛缩可使肘关节活动范围减少 50%,上肢功能减少 80%<sup>[3]</sup>。肘关节囊挛缩的出现和发展不仅限制患者的活动能力,还可能导致患者丧失工作能力,成为患者的沉重负担。

关节后囊在肘关节屈曲运动扮演着重要的角色<sup>[4]</sup>。肘关节后囊挛缩导致肘关节后囊刚度的增加,从而限制肘关节的屈曲关节活动度<sup>[5]</sup>。创伤性关节囊挛缩形态上表现为关节囊增厚和纤维化<sup>[6]</sup>。关节囊挛缩过程中,肌成纤维细胞在创伤性关节囊挛缩中发挥了重要作用<sup>[7]</sup>。软组织损伤后力学微环境的改变是形成肌成纤维细胞的主要因素<sup>[8]</sup>。

牵伸治疗是预防和治疗关节囊挛缩的主要非手术方法。何大炜等<sup>[9]</sup>研究认为,动态或静态夹板牵伸可以有效地治疗肘关节挛缩。Veltman 等<sup>[10]</sup>对 72 例肘关节屈曲挛缩患者进行动态夹板治疗,结果表明,动态夹板治疗能明显改善肘关节挛缩患者的肘关节屈曲和伸展功能。Adolfsson<sup>[11]</sup>研究发现,牵伸治疗肘关节囊挛缩晚期病例的效果不佳。明确关节后囊损伤后愈合过程中肘关节内部软组织的生物力学环境,有利于关节囊挛缩的预防和治疗,以及康复辅具的开发。

本文通过构建考虑肌肉主动行为的肘关节有限元模型,模拟无损伤和损伤后 2、4、6、8 周的屈曲运动,分析肘关节囊损伤后愈合不同阶段内部软组织 von Mises 等效应力变化,为关节囊挛缩的预防和治疗以及康复辅具的开发提供理论依据。

## 1 材料与方法

招募 1 名 43 岁男性志愿者,身高 176 cm,体质量 77 kg,上肢无畸形,肘关节无外伤病史。志愿者同意参加本研究,并签署知情同意书。志愿者左上肢处于 90°中立位,螺旋 CT 机从志愿者左侧肱骨远端开始扫描,到尺骨和桡骨近端结束扫描。CT 影像厚度为 1 mm,像素为 256×256,总共得到了 227 张影像序列。

### 1.1 肘关节有限元模型创建

将志愿者 CT 影像数据导入 Mimics 21.0 (Materialise 公司,比利时)通过逆向工程的方法建立肱骨、桡骨和尺骨的三维模型,利用软件 Geomagic Wrap 2017(3D Systems 公司,美国)对肘关节骨骼三维

模型进行平滑处理。在有限元软件 HyperMesh 2019 (Altair Engineering 公司,美国)中肘关节骨骼模型进行六面体网格划分。根据人体解剖学的结构,添加软组织模型。软组织包括关节软骨、关节囊、尺侧副韧带复合体、环状韧带、桡侧副韧带和外尺侧副韧带和相关的肌肉等。软组织与骨骼均采用六面体单元,软组织以共节点的方式连接骨骼。根据网格收敛性分析,肘关节有限元模型包含 32 141 个节点,27 069 个单元,有限元模型如图 1 所示。采用 LS\_DYNA R9.0.1 (Livermore Software Technology 公司,美国)进行模拟肘关节屈曲运动。

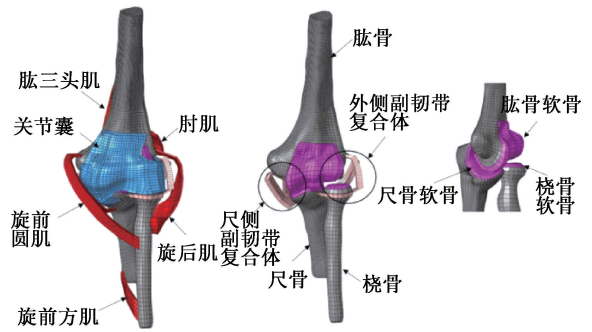


图 1 肘关节三维有限元模型

Fig. 1 Three-dimensional finite element model of the elbow joint

本文选用各向同性的弹性材料定义骨骼的力学行为<sup>[12]</sup>,骨骼材料的密度为 1.5 mg/mm<sup>3</sup>,泊松比为 0.3,弹性模量为 15 GPa<sup>[4]</sup>。采用超弹性 Neo-Hookean 模型描述韧带、关节软骨和关节囊的力学行为。由于人体肘关节韧带和关节囊可近似为不可压缩材料,该模型的应变能函数为:

$$\psi = C_{10}(I_1 - 3) \quad (1)$$

式中: $C_{10}$  为 Neo-Hookean 模型应变能函数的参数。韧带、关节软骨和无损伤情况下关节囊  $C_{10}$  分别为 1.790、1.440、1.440 MPa<sup>[4]</sup>。

采用被动 QLV 模型和主动 Hill 模型相互耦合方式赋予骨骼肌模型<sup>[13]</sup>。肌肉主动力的计算式为:

$$F_{ce} = A(t) F_{max} F_v(t) F_l(t) \quad (2)$$

$$F_v(v) = \begin{cases} 0, & v/v_{max} \leq -1 \\ (1 + v/v_{max}) / [1 - v/(v_{max} \cdot C_{short})], & -1 < v/v_{max} \leq 0 \\ [1 + (v/v_{max}) \cdot (C_{mvl}/C_{long})] / [1 + v/(v_{max} \cdot C_{long})], & v/v_{max} > 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$F_1(l) = \exp\{-[(l/l_{opt} - 1)/C_{sh}]^2\} \quad (4)$$

式中: $A(t)$ 为给定时刻的肌肉激活水平; $F_1$ 为肌肉的相对长度关系, $F_v$ 为肌肉的相对收缩速度关系, $F_{max}$ 为肌肉收缩时所能产生的最大收缩力; $l_{opt}$ 为参考长度,即肌肉的极限力时的长度; $v$ 为肌肉变形速度, $v_{max}$ 为肌肉收缩时最大速度; $C_{sh}$ 、 $C_{short}$ 、 $C_{long}$ 分别为Hill模型长度函数、速度函数收缩段、速度函数伸长段参数; $C_{mvl}$ 为肌肉的极限力与等距力之比。本研究中,肌肉一直处于完全激活水平, $A(t)=1$ 。

QLV模型的瞬时弹性响应、黏性应力的松弛函数和黏弹性应力分别为:

$$\sigma^e = \sum_i C_i \varepsilon^i \quad (5)$$

$$G(t) = \sum_{j=1}^n G_j e^{-\beta_j t} \quad (6)$$

$$\sigma = \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma^e}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} d\tau \quad (7)$$

式中: $C_i$ 为瞬时弹性响应系数; $G_j$ 为松弛函数系数; $\beta_j$ 为松弛函数的衰变常数。其中, $i=3, j=4$ 。QLV模型和Hill模型的材料参数如表1所示。

表1 QLV模型和Hill模型的材料参数<sup>[14-15]</sup>

Tab. 1 Material parameters of QLV model and Hill model<sup>[14-15]</sup>

参数	数值
$F_{max}/N$	22.5
$v_{max}/(mm \cdot ms^{-1})$	0.945
$l_{opt}$	1.05
$C_{sh}$	0.45
$C_{short}$	0.3
$C_{long}$	0.005
$C_{mvl}$	1.1
$C_i$	0.991, 0, 34.65
$G_j/MPa$	0.697, 1.086, 0.102, 0.1
$\beta_j/s^{-1}$	589.1, 312.4, 1, 4.5 $\times 10^{-3}$

本文按照Takatori等<sup>[16]</sup>尸体实验的边界和加载条件(肘关节处于中立位,在前臂纵轴方向分别施加98、196、294、392、490 N载荷),在ANSYS 18.0(ANSYS公司,美国)中对肘关节有限元模型进行静力学仿真,与Takatori等<sup>[16]</sup>研究结果进行对比,模型的有效性得到了验证<sup>[12]</sup>。

## 1.2 关节囊损伤后愈合不同阶段屈曲仿真

在屈曲运动过程中,所有韧带和肌肉与其对应骨骼的接触方式均设置为面对面接触。然后,对肱

骨的节点施加约束,约束其6个自由度。将绕屈曲轴<sup>[17]</sup>的旋转角速度施加于桡骨和尺骨,固定尺骨和桡骨的剩余5个自由度,使肘关节得以屈曲。在本研究中,选取角速度 $1 \text{ rad/s}$ <sup>[18]</sup>,模拟肘关节在无损伤以及2、4、6、8周时的屈曲运动。

根据Schulz等<sup>[19]</sup>实验得出关节囊剪切模量的变化规律,本文拟合出关节囊在损伤后2、4、6、8周时 $C_{10}$ 分别为1.515、1.610、1.820、2.115 MPa。关节囊在无损伤以及损伤后2、4、6、8周时的厚度分别为0.6、1.6、2.5、3.9和4.0 mm<sup>[20-21]</sup>。本文参考动物关节挛缩模型的关节活动度与损伤后不同时间关系<sup>[21]</sup>,分别模拟肘关节在无损伤以及损伤后2、4、6、8周时 $0^\circ \sim 90^\circ$ 、 $0^\circ \sim 90^\circ$ 、 $0^\circ \sim 75^\circ$ 、 $0^\circ \sim 60^\circ$ 、 $0^\circ \sim 60^\circ$ 的屈曲运动,分析不同阶段时各软组织 von Mises 等效应力变化。

## 2 结果

### 2.1 愈合过程中尺骨软骨 von Mises 等效应力变化

无损伤以及损伤后2、4、6、8周时,由尺骨软骨应力-角度曲线可见,肘关节屈曲 $20^\circ \sim 45^\circ$ 时,无损伤情况下尺骨软骨应力小于损伤后2、4、6、8周时应力。在屈曲 $30^\circ$ 时,无损伤以及损伤后2、4、6、8周时尺骨软骨应力分别为0.46、0.52、0.59、0.65、0.67 MPa。与无损伤时相比,损伤后2、4、6、8周时尺骨软骨在屈曲 $30^\circ$ 的应力分别增加13.0%、28.3%、41.3%、45.7%。肘关节屈曲角度为 $60^\circ \sim 80^\circ$ 时,无损伤时尺骨软骨应力大于损伤后2周时的应力。

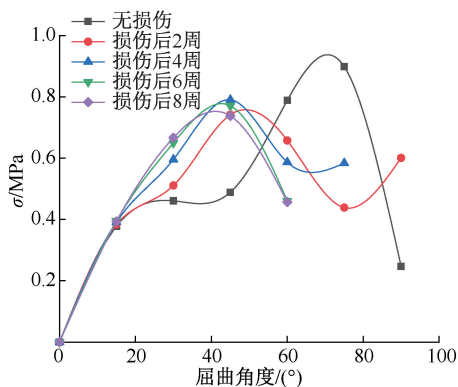


图2 尺骨软骨各阶段应力变化

Fig. 2 Stress changes of the ulnar cartilage at each stage

### 2.2 愈合过程中韧带 von Mises 等效应力变化

无损伤以及损伤后 2、4、6、8 周时,前束、后束、外侧副韧带和桡侧副韧带应力都随着肘关节屈曲的角度增加而变大,各条韧带应力峰值均出现在最大屈曲角度。肘关节屈曲 0°~60°时,损伤后 6、8 周时前束应力大于其他情况下的应力。损伤后 6、8 周时前束峰值应力分别为 2.33、2.38 MPa,增加了 2.1%。肘关节屈曲 0°~30°时,损伤后 8 周时后束应力大于其他情况下的应力[见图 3(a)]。在所有情况下,肘关节屈曲 15°~60°时后束应力高于其他韧带的应力[见图 3(b)]。

肘关节屈曲 0°~45°时,损伤后 6、8 周时外侧副韧带应力大于其他情况的应力。损伤后 6、8 周时,外侧副韧带峰值应力分别为 0.52、0.51 MPa,减少 1.9%。无损伤以及损伤后 2、4、6、8 周时,桡侧副韧带在屈曲 60°时应力分别为 0.70、0.62、0.60、0.59、0.60 MPa。与损伤后 2 周相比,损伤后 4 周时桡侧副韧带在屈曲 15°、30°、45°、60°、75°时应力分别减少 12.5%、22.2%、13.6%、3.2%、10.6%。损伤后 6、8 周时,桡侧副韧带的峰值应力分别为 0.59、0.60 MPa,增加 1.7%[见图 3(a)]。在所有情况下,桡侧副韧带应力始终分布于起始点和插入点(见图 4)。

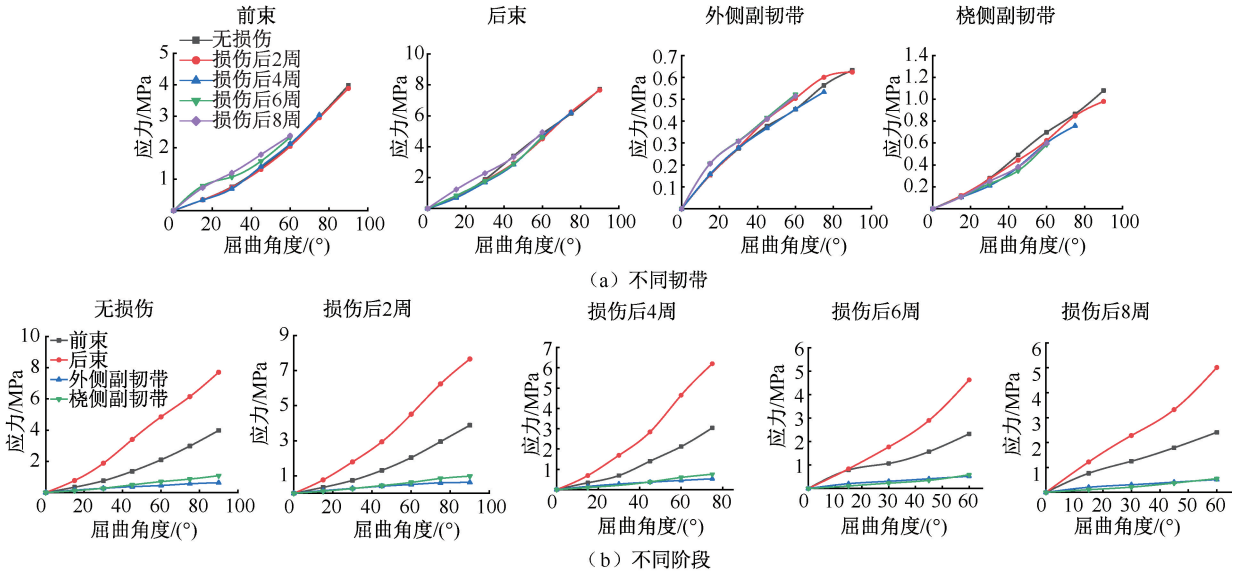


图 3 韧带在各阶段应力变化

Fig. 3 Stress changes on the different ligaments at each stage (a) Under different ligaments, (b) At different stages

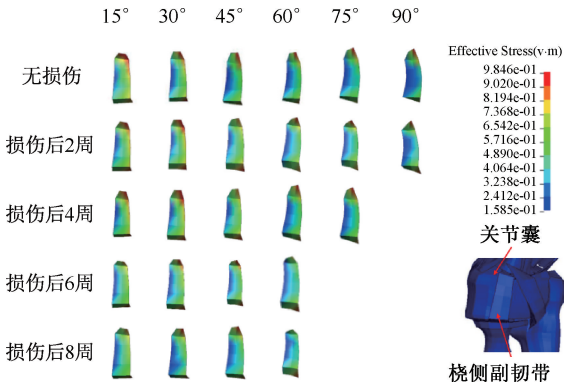


图 4 桡侧副韧带在所有情况下应力分布

Fig. 4 Stress distribution on the radial collateral ligament under all cases

### 2.3 愈合过程中关节囊 von Mises 等效应力变化

无损伤以及损伤后 2、4、6、8 周时,关节囊在屈曲 60° 时应力分别为 8.23、7.87、8.27、8.99、10.5 MPa。损伤 2 周后,关节囊应力逐渐增加。与无损伤相比,损伤后 2、4、6、8 周时关节囊应力分别减小 4.4% 以及增加 0.5%、9.2%、27.6%。在所有情况下,关节囊的峰值应力都出现在最大屈曲角度。无损伤和损伤后 2 周时关节囊峰值应力分别为 11.6、11.8 MPa。相比于无损伤情况,损伤后 2 周时关节囊峰值应力增加了 1.7%。损伤后 6 周时,关节囊屈曲 0°~60°应力大于无损伤以及损伤后 2、4 周时应力,小于损伤后 8 周时应力(见图 5)。



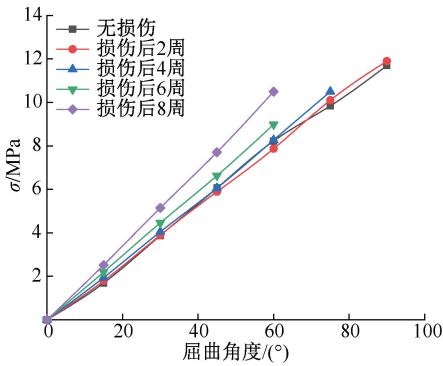


图5 关节囊在各阶段应力变化

Fig. 5 Stress changes of the articular capsule at each stage

### 3 讨论

本文采用逆向工程方法建立1个包含肌肉主动行为的有限元模型,模拟了无损伤和关节囊损伤后愈合不同阶段(2、4、6、8周)情况下肘关节的屈曲运动。分析肘关节屈曲过程中不同软组织 von Mises 等效应力变化,评估关节后囊损伤愈合不同阶段下肘关节内部软组织的力学行为。

肘关节屈曲 $20^{\circ}\sim 45^{\circ}$ 时,无损伤情况下尺骨软骨应力小于其他情况(见图2)。与无损伤相比,损伤后2、4、6、8周时尺骨软骨在屈曲 $30^{\circ}$ 时应力分别增加13.0%、28.3%、41.3%、45.7%。尺骨软骨应力的超载可增加尺骨软骨损伤的风险。肘部创伤可导致创伤性关节挛缩,其特征表现为运动丧失,伴有关节囊纤维化和软骨损伤<sup>[22]</sup>。

无损伤以及损伤后2、4、6、8周时,在屈曲 $15^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 时后束的应力最大,前束的应力次之[见图3(b)],表明前束和后束对于维持肘关节的运动稳定性至关重要。前束的作用是限制肘关节外翻<sup>[23]</sup>,后束在肘关节屈曲时起到二级稳定器的作用<sup>[24]</sup>。无损伤时,前束在屈曲 $90^{\circ}$ 时峰值应力为3.98 MPa[见图3(a)],与Debski等<sup>[25]</sup>尸体实验数据(4.3 MPa)相接近。无损伤以及损伤后2、4、6、8周时,后束在屈曲 $15^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 时应力明显高于其他韧带[见图3(b)],表明后束在关节囊挛缩期间对维持肘关节屈曲稳定性起重要作用。该结果与Jupiter等<sup>[26]</sup>临床观察相一致,他们发现肘关节屈曲受限的患者中后束发生明显挛缩。在关节囊挛缩

过程中,桡侧副韧带应力均集中于起始点和插入点,应力分布无明显变化(见图4)。与损伤后2周相比,损伤后4周时桡侧副韧带在屈曲 $15^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 、 $45^{\circ}$ 、 $60^{\circ}$ 、 $75^{\circ}$ 时应力分别减少12.5%、22.2%、13.6%、3.2%和10.6%。损伤后2~4周时,桡侧副韧带在屈曲 $0^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 时应力逐渐减小[见图3(a)]。桡侧副韧带的应力部分地转移到关节囊,从而增加了关节囊的应力。

本文对比关节囊在无损伤和关节囊损伤愈合不同阶段时的应力发现,损伤后2周时,关节囊峰值应力比无损伤时增加1.7%(见图5),接近无损伤情况。该结果表明,在损伤2周之前,损伤的关节囊处于愈合开始阶段。Cikes等<sup>[27]</sup>观察了3例创伤性肘关节僵硬的患者,并注意到局部伤口在术后2周内开始愈合,这与本研究的仿真结果一致。

在无损伤以及损伤2、4、6、8周时,关节囊在屈曲 $60^{\circ}$ 的应力分别为8.23、7.87、8.27、8.99、10.5 MPa(见图5)。损伤后2周,关节囊的应力呈上升趋势。与无损伤相比,损伤后2、4、6、8周关节囊在屈曲 $60^{\circ}$ 时应力分别减小4.4%以及增加0.5%、9.2%、27.6%。损伤后4周时,关节囊在屈曲 $0^{\circ}\sim 75^{\circ}$ 时应力均大于无损伤情况。肌成纤维细胞因其在伤口愈合中起到重要作用而得到广泛认可<sup>[28]</sup>,力学信号对于肌成纤维细胞的功能至关重要。细胞内应力增加标志着肌成纤维细胞的分化<sup>[29]</sup>,关节囊应力增加与肌成纤维细胞增加有关。与有限元仿真结果相比,动物实验研究也得到了类似的结果。Hildebrand等<sup>[30]</sup>研究发现,在损伤后4周,肌成纤维细胞占总细胞的比例显著增加。

与损伤后6周相比,损伤后8周时前束、后束、外侧副韧带和桡侧副韧带的峰值应力分别增加2.1%、增加6.5%、减少1.9%、增加1.7%[见图3(a)]。 $\alpha$ -平滑肌肌动蛋白(alpha-smooth muscle actin,  $\alpha$ -SMA)是创伤性关节后囊挛缩的关键分子因素<sup>[31]</sup>,可以促进伤口的愈合以及纤维组织的收缩, $\alpha$ -SMA的高水平表达表明纤维组织黏连程度的增加。在人类创伤性肘关节挛缩模型中, $\alpha$ -SMA表达水平在4周开始上调,6周达到峰值,保持较高水平<sup>[32]</sup>。在关节后囊损伤6周后,前束、后束、外侧副韧带和桡侧副韧带的应力在屈曲 $0^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 时变化不明显,推测与6周后关节后囊纤维化有关。6周时,

关节后囊纤维化使得肘关节发生了严重的关节挛缩。Carlock 等<sup>[33]</sup>在临床病例中发现相似的现象,他们回顾了42例肘关节挛缩病例,其中29例患者在术后6周的关节活动度不超过60°,并表现出严重的僵硬。

本文主要模拟关节后囊损伤后愈合不同过程中的屈曲运动,分析肘关节内部软组织的应力变化。在未来的研究中,应考虑完善模型(例如加入皮肤),并进一步研究其他软组织挛缩的生物力学响应。

#### 4 结论

本文建立包含肌肉主动行为的肘关节模型,评估关节后囊损伤后愈合不同阶段肘关节内部软组织的力学行为。关节后囊损伤后愈合期间,后束在肘关节屈曲运动中起到关键作用。损伤后2~4周,桡侧副韧带的应力部分地转移到关节囊。损伤后4周,关节囊应力超越了无损伤时的关节囊应力。损伤后6、8周时,前束、后束、外侧副韧带和桡侧副韧带的应力变化不明显。研究结果有助于为关节囊挛缩的预防和治疗以及康复辅具的开发提供理论依据。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**王芳负责论文审阅、指导;田博天负责构建模型、仿真研究、撰写稿件;李明新负责临床研究;胡军负责论文审阅、指导;周鸣泽负责数据采集。

#### 参考文献:

[1] KODDE LF, VAN RIJN J, VAN DEN BEKEROM MPJ, *et al.* Surgical treatment of post-traumatic elbow stiffness: A systematic review [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2013, 22(4): 574-580.

[2] DUNHAM CL, CASTILE RM, CHAMBERLAIN AM, *et al.* The role of periar-ticular soft tissues in persistent motion loss in a rat model of posttraumatic elbow contracture [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2019(101): e17.

[3] O'DRISCOLL SW, BELL DF, MORREY BF. Posterolateral rotatory instability of the elbow [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1991, 73(3): 440-446.

[4] WANG F, WANG H, LI M, *et al.* The role of the joint capsule in the stability of the elbow joint [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2023, 61(6): 1439-1448.

[5] SUNG EJ, CHUN MH, HONG JY, *et al.* Effects of a resting foot splint in early brain injury patients [J]. *Ann Rehabil Med*, 2016, 40(1): 135-141.

[6] TRUDEL G, UHTHOFF HK, BROWN M. Extent and direction of joint motion limitation after prolonged immobility: An experimental study in the rat [J]. *Arch Phys Med*, 1999, 80(12): 1542-1547.

[7] HILDEBRAND KA, ZHANG M, VAN SNELLENBERG W, *et al.* Myofibroblast numbers are elevated in human elbow capsules after trauma [J]. *Clin Orthop*, 2004(419): 189-197.

[8] HINZ B, PHAN SH, THANNICKAL VJ, *et al.* The myofibroblast: One function, multiple origins [J]. *Am J Pathol*, 2007, 170(6): 1807-1816.

[9] 何大炜, 查晔军, 蒋协远. 肘关节僵硬[J]. *中国医刊*, 2014, 49(1): 23-25.

[10] VELTMAN ES, DOORNBERG JN, EYGENDAAL D, *et al.* Static progressive versus dynamic splinting for posttraumatic elbow stiffness: A systematic review of 232 patients [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2015(135): 613-617.

[11] ADOLFSSON L. Post-traumatic stiff elbow [J]. *EFORT Open Rev*, 2018, 3(5): 210-216.

[12] 潘奎, 王芳, 张建国, 等. 不同屈曲状态下肘关节内侧副韧带生物力学的有限元分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2019, 36(3): 401-406.

[13] HEDENSTIERNA S, HALLDIN P, BROLIN K. Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue [J]. *Comput Method Biomec*, 2006, 11(6): 627-639.

[14] 王芳, 孔虎, 翟丽东, 等. 男性尿道括约肌失协同的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 131-136.

WANG F, KONG H, ZHAI LD, *et al.* Finite element analysis of male urethral sphincter loss synergy [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 131-136.

[15] 李凡, 粟思橙, 胡伟, 等. 基于本构模型参数的肌肉主动动力响应有限元分析[J]. *湖南大学学报(自然科学版)*, 2014, 41(10): 49-54.

[16] TARASSOLI P, MCCANN P, AMIRFEYZ R. Complex instability of the elbow [J]. *Injury*, 2017, 48(3): 568-577.

[17] 张琳琳. 人体上肢生物力学建模和典型运动的生物力学研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2009.

[18] KODEK T, MUNIH M. An analysis of static and dynamic joint torques in elbow flexion-extension movements [J]. *Simul Model Pract Th*, 2003, 11(3-4): 297-311.

[19] SCHULZ MM, LEE TQ, SANDUSKY MD, *et al.* The healing effects on the biomechanical properties of joint capsular tissue treated with Ho: YAG laser: An *in vivo* rabbit study [J]. *Arthroscopy*, 2001, 7(4): 342-347.

- [20] COHEN MS, SCHIMMEL D, HASTINGS H, *et al.* Structural and biochemical evaluation of the elbow capsule after trauma [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2007, 16(4): 484-490.
- [21] ZHOU Y, ZHANG QB, ZHONG HZ, *et al.* Rabbit model of extending knee joint contracture: Progression of joint motion restriction and subsequent joint capsule changes after immobilization [J]. *J Knee Surg*, 2020, 33(1): 15-21.
- [22] DAVID MA, REITER AJ, DUNHAM CL, *et al.* Pleiotropic effects of simvastatin and losartan in preclinical models of post-traumatic elbow contracture [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022(10): 803403.
- [23] CALLAWAY GH, FIELD LD, DENG XH, *et al.* Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1997, 79(8): 1223-1231.
- [24] SHUKLA DR, GOLAN E, WEISER MC, *et al.* The posterior bundle's effect on posteromedial elbow instability after a transverse coronoid fracture: A biomechanical study [J]. *J Hand Surg Am*, 2018, 43(4): 381-388.
- [25] DEBSKI RE, WEISS JA, NEWMAN WJ, *et al.* Stress and strain in the anterior band of the inferior glenohumeral ligament during a simulated clinical examination [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2005, 14(1 Suppl S): 24S-31S.
- [26] JUPITER JB, O' DRISCOLL SW, COHEN MS. The assessment and management of the stiff elbow [J]. *Instr Course Lect*, 2003(52): 93-111.
- [27] CIKES A, JOLLES BM, FARRON A. Open elbow arthrolysis for posttraumatic elbow stiffness [J]. *J Orthop Traumatol*, 2006, 20(6): 405-409.
- [28] MONIKA P, WAIKER PV, CHANDRAPRABHA MN, *et al.* Myofibroblast progeny in wound biology and wound healing studies [J]. *Wound Repair Regen*, 2021, 29(4): 531-547.
- [29] VAN DE WATER L, VARNEY S, TOMASEK JJ. Mechanoregulation of the myofibroblast in wound contraction, scarring, and fibrosis: Opportunities for new therapeutic intervention [J]. *Adv Wound Care*, 2013, 2(4): 122-141.
- [30] HILDEBRAND KA, ZHANG M, GERMSCHIED NM, *et al.* Cellular, matrix, and growth factor components of the articular capsule are modified early in the process of posttraumatic contracture formation in a rabbit model [J]. *Acta Orthop*, 2008, 79(1): 116-125.
- [31] 王璐, 贾子善, 张立宁. 关节挛缩的发病机制及治疗进展 [J]. *中国骨伤*, 2020, 33(8): 788-792.
- [32] 卢国强. 创伤后的关节挛缩 [J]. *中国组织工程研究*, 2012, 16(39): 7345-7349.
- [33] CARLOCK KD, BIANCO IR, KUGELMAN DN, *et al.* Risk factors for elbow joint contracture after surgical repair of traumatic elbow fracture [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2021, 29(4): e178-187.