

文章编号: 1004-7220(2021)02-0231-07

# 不同方式颈椎融合手术对上颈椎 Jefferson 骨折稳定效果的影响

毕厚海<sup>1</sup>, 赵改平<sup>1</sup>, 许海飞<sup>2</sup>, 董自强<sup>1</sup>, 杨加静<sup>1</sup>, 王宏杰<sup>3</sup>

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 复旦大学附属肿瘤医院 放射治疗中心, 上海 200032;

3. 上海市第一人民医院 骨科, 上海 200080)

**摘要:**目的 建立人体上颈椎 C0~3 节段 Jefferson 骨折有限元模型, 分析后路寰枢椎融合 (posterior atlantoaxial fusion, PSF) 和枕颈融合 (occipitocervical fusion, OCF) 对颈椎椎体生物力学特性和钉棒系统力传导特性的影响。方法 基于 CT 图像建立人体上颈椎 C0~3 节段 Jefferson 骨折模型, 依据临床手术方案实施 PSF、OCF1 和 OCF2 内固定术, 施加 50 N 集中力和 1.5 N·m 力矩于枕骨底部, 研究上颈椎 C0~3 节段在前屈、后伸、侧屈和旋转运动时, 颈椎椎体的应力分布和关节活动度 (range of motion, ROM)、钉棒系统最大应力以及椎间盘的应力分布情况。结果 OCF1 和 OCF2 椎体 ROM 较 PSF 增加, 钉棒应力减少, OCF 具有较好的固定效果。结论 PSF、OCF1、OCF2 固定术式均可减少上颈椎 ROM, 重建上颈椎的稳定性, 使椎体和椎间盘应力分布趋向正常水平。研究结果可为临床手术方案提供理论依据。

**关键词:** 上颈椎; Jefferson 骨折; 寰枢椎融合术; 枕颈融合术

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.010

## Effects of Cervical Fusion Surgery by Different Methods on Stability in Upper Cervical Spine with Jefferson Fracture

BI Houhai<sup>1</sup>, ZHAO Gaiping<sup>1</sup>, XU Haifei<sup>2</sup>, DONG Ziqiang<sup>1</sup>, YANG Jiajing<sup>1</sup>, WANG Hongjie<sup>3</sup>

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Radiation Oncology, Fudan University Shanghai Cancer Center, Shanghai 200032, China; 3. Department of Orthopedics, Shanghai General Hospital, Shanghai 200080, China)

**Abstract: Objective** To establish the finite element model of upper cervical vertebrae C0-3 with Jefferson fracture, and to analyze the influence of posterior atlantoaxial fusion (PSF) and occipitocervical fusion (OCF) on biomechanical properties of the vertebral body and mechanical conduction of the screw-rod system. **Methods** Based on CT images, the C0-3 segment Jefferson fracture model of human upper cervical spine was established. PSF, OCF1 and OCF2 internal fixation were performed according to surgical plan in clinic, and 50 N concentrated force and 1.5 N·m torque were applied to bottom of the occipital bone. The stress distribution and range of motion (ROM) of the cervical vertebral body, the maximum stress of the screw-rod system and the stress distribution of the intervertebral disc for C0-3 segment during flexion, extension, bending and rotation of the upper cervical spine were studied. **Results** Compared with PSF, the ROM of OCF1 and OCF2 vertebral bodies increased, and the

收稿日期: 2020-02-13; 修回日期: 2020-04-04

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11502146), 上海市自然科学基金项目 (15ZR1429600)

通信作者: 赵改平, 副教授, E-mail: zgp\_06@126.com

stress of the nail rod decreased. OCF had a better fixation effect. **Conclusions** PSF, OCF1 and OCF2 fixation method can reduce the upper cervical ROM and restore stability of the upper cervical spine, which make stress distributions of the vertebral body and intervertebral disc tend to be at normal level. The research result can provide a theoretical basis for clinical surgery plan.

**Key words:** upper cervical spine; Jefferson fracture; atlantoaxial fusion; occipitocervical fusion

寰椎是枕寰枢复合体中重要关节,受到外力过大时易发生损伤。Jefferson型骨折在寰椎骨折中危险性最高,是指寰椎前后弓的双骨折,属于寰椎骨环部分的骨折。寰椎中与侧块相连的环骨部分较为纤细,相对侧块和前后弓较为薄弱,因此易发生骨折<sup>[1]</sup>。Jefferson型骨折时横韧带易断裂,横韧带是寰枢间最主要的韧带,通过与寰椎前弓共同限制枢椎的过度运动,保持上颈椎的稳定性<sup>[2]</sup>。上颈椎Jefferson型骨折常用的手术方式有:寰枢椎融合术(posterior atlantoaxial fusion, PSF)、枕颈融合术(occipitocervical fusion, OCF)和前路经口内固定术三大类。PSF可以保留更多的颈部运动功能;OCF能恢复颈椎C0~2序列<sup>[3]</sup>;前路经口内固定术能保留寰枢关节功能<sup>[4]</sup>。上颈椎寰椎Jefferson骨折内固定技术相对比较复杂且危险性较高,对临床治疗提出了挑战。

学者们对寰椎Jefferson型骨折的内固定类型和病理机制开展了大量研究。Spence等<sup>[5]</sup>根据Jefferson骨折时横韧带是否完整分为稳定性和不稳定骨折。夏虹等<sup>[6]</sup>研究寰椎Jefferson骨折需要进行内固定融合术重建失稳节段的稳定性。Hakan等<sup>[7]</sup>研究认为,瞬间纵向暴力是引起骨折的主要原因。PSF和OCF等外科手术是治疗寰椎Jefferson骨折的有效措施,其主要基于Abumi等<sup>[8]</sup>提出的椎弓根钉-棒内固定装置,具有较高的植骨融合率和术后稳定性。Harms等<sup>[9]</sup>运用多轴螺钉对37例患者行PSF,临床和放射学数据显示所有患者均融合坚实。Hein等<sup>[10]</sup>采用后路寰枢关节突螺钉固定融合治疗Jefferson骨折合并不稳定齿状突骨折,患者获得良好的骨性融合。张强华等<sup>[11]</sup>采用后路寰枢椎内固定治疗155例枕颈不稳患者,结果显示能有效恢复颈椎生理曲度,提供力学稳定性。Marca等<sup>[12]</sup>采用3.5 mm直径螺钉对6名成年人行OCF,所有螺钉均顺利置入。Takigawa等<sup>[13]</sup>对患者分别行PSF和OCF,结果表明两种术式均显著降低了

ROM。Liu等<sup>[14]</sup>分别建立上颈椎枕颈C0~1~2和C0~2内固定模型,结果显示椎体ROM均明显下降,起到较好的固定效果。Clarkel等<sup>[15]</sup>研究OCF中是否需要固定寰椎C1段,结果发现C1段固定前后的ROM无显著差异。综上所述,上颈椎PSF和OCF是治疗上颈椎Jefferson骨折的有效手段,但两种手术的生物力学特性以及择优方面仍需进一步研究。

本文建立人体上颈椎C0~3节段Jefferson骨折模型,依据临床手术方案实施PSF、OCF1(枕颈C0~2固定)和OCF2(枕颈C0~1~2固定)内固定术,施加50 N集中力和1.5 N·m力矩于枕骨底部,计算分析上颈椎C0~3节段在前屈、后伸、侧屈和旋转工况下椎体活动范围(range of motion, ROM)、应力分布以及钉棒和椎间盘应力分布情况,探讨不同固定方式的稳定性和生物力学区别,为临床手术方案设计提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 建立上颈椎C0~3节段Jefferson骨折模型

基于1名正常成年志愿者的上颈椎C0~3节段CT图像,以DICOM格式导入Mimics 10.01软件进行擦除和修复等操作,再以STL格式导入到Geomagic 12.0进行孔洞填补、去噪打磨等,最后利用HyperMesh 12.0进行2D、3D网格划分,同时以杆单元模拟前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL)、黄韧带(ligament flavum, LF)、棘间韧带(interspinous ligament, ISL)、齿突尖韧带(apical ligament, APL)、翼状韧带(alar ligament, AL)、关节囊韧带(capsular ligament, CL)、覆膜(tectorial membrane, TM),建立上颈椎C0~3节段有限元模型。在正常模型基础上利用软件“删除(delete)”单元编辑功能将寰椎前后弓两侧的环骨部分进行截断,形成4处宽度为2~3 mm骨折线,模拟构建上颈椎Jefferson骨折有限元模型<sup>[2,16]</sup>。其节点数为

169 193个,单元数为783 679个。关节之间设置为面接触,摩擦因数为0.01。弹性模量和泊松比等材料属性的设置参考文献[17-18]。

### 1.2 建立后路寰枢椎固定和枕颈固定有限元模型

以Depuy Expedium 钉棒系统为研究对象。椎弓根螺钉(直径3.5 mm,长度28~34 mm);枕骨髁螺钉(直径3.5 mm,长度34~40 mm);钛棒(直径3.5 mm,长度32~40 mm),螺钉和钛棒弹性模量为113 GPa,泊松比为0.30。基于建立的上颈椎C0~3节段 Jefferson 骨折模型,将绘制的钉棒几何模型按照手术方案与椎体进行配准,建立上颈椎寰枢椎固定与枕颈固定的有限元模型(见图1)。

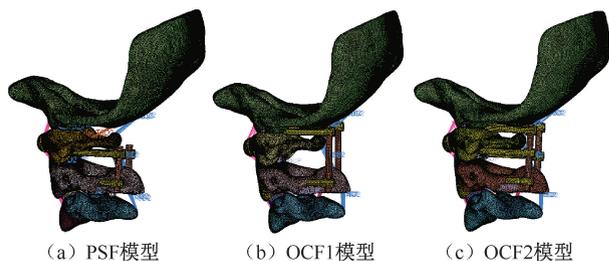


图1 上颈椎寰枢椎固定与枕颈固定有限元模型

Fig.1 Finite element model of atlantoaxial fixation and occipitocervical fixation for upper cervical spine

(a) PSF model, (b) OCF1 model, (c) OCF2 model

### 1.3 边界条件和载荷

约束C3椎体下表面所有活动度,限制其6个方向自由度。将C0枕骨底表面所有节点和C0上方中性点用MPC184刚性梁单元连接,在中性点处

施加竖直向下50 N集中力和1.5 N·m扭矩,使上颈椎C0~3节段产生前屈、后伸、侧屈、旋转运动。采用ABAQUS 16.4软件对模型进行计算,分析上颈椎C0~3节段椎体ROM和各部位应力分布情况。

## 2 结果

### 2.1 上颈椎后路枕颈C0~2固定模型验证

上颈椎枕颈C0~2内固定模型在前屈、后伸、侧屈和轴向旋转工况下椎体整体的ROM分别为2.50°、1.50°、1.50°、1.90°,与Takigawa等<sup>[13]</sup>、Uribe等<sup>[19]</sup>体外实验和刘海波等<sup>[18]</sup>有限元研究结果相比,上颈椎椎体ROM在屈伸、侧弯时大于文献[18]中的研究结果,推测原因是枕骨髁固定面积小以及Jefferson骨折导致寰枢正中关节功能丧失,使得ROM出现异常增大,但整体变化趋势一致。

前屈工况下,钉棒最大应力为125.6 MPa,位于C1侧块螺钉尾部与钛棒的结合处;后伸工况下,钉棒最大应力位于左侧C1侧块螺钉的尾部;侧屈工况下,钉棒最大应力位于右侧C2椎弓根螺钉与椎体的结合处;旋转工况下,钉棒最大应力为168.1 MPa,位于枕骨钉与颅底以及椎弓根螺钉与钛棒连接处(见表1)。钉棒峰值应力所在位置的分布结果与文献[18,20]的结果基本相同,进一步验证了本模型的有效性。钉棒系统在前屈、后伸、侧屈和轴向旋转工况下的应力均集中于螺钉尾部,与文献[21]中的研究结果相一致。螺钉头部所受轴向压应力较小而尾部较大,75%螺钉断裂发生于螺钉尾部。

表1 钉棒系统不同工况下峰值应力分布情况

Tab.1 Peak stress distributions of the screw-rod system under different working conditions

加载方式	文献[18]	文献[20]	OCF1
前屈	C2椎弓根螺钉尾部钉棒头;钛棒交接处	双侧椎弓根螺钉尾部;钛棒交接处	椎弓根螺钉尾部;钛棒交接处
后伸	双侧椎弓根螺钉尾部;钛棒交接处	枕骨钉与颅底结合处;钛棒交接处	侧块螺钉尾部;钛棒交接处
侧屈	钛棒交接处	钛棒交接处	钛棒交接处
轴向旋转	双侧椎弓根螺钉尾部;钛棒交接处	椎弓根螺钉尾部;钛棒结合处	椎弓根螺钉尾部;钛棒交接处

### 2.2 上颈椎 Jefferson 骨折寰枢椎固定和枕颈固定 ROM 和应力分布

采用定量方法分析上颈椎椎体应力分布和ROM以及钉棒系统、椎间盘应力分布和应力。

#### 2.2.1 椎体关节 ROM 和应力分布

测量上颈椎C0~3节段 Jefferson 骨折后 PSF、OCF1、OCF2 固定

术式下椎体整体的关节 ROM,主要根据上颈椎C0~3椎体有限元节点的空间绝对位移计算获得,用来衡量钉棒植入后的固定效果。在前屈、后伸、侧屈及旋转工况下,PSF内固定模型C0~3节段ROM分别为2.0°、2.0°、1.0°、2.1°;OCF1模型在后伸和旋转工况下的椎体ROM较PSF模型分别减小

25.0%、9.5%；OCF2模型固定效果最好，稳定性得到有效恢复[见图2(a)]。对比本文研究结果与文献[13,22]有限元分析结果发现，两者数据变化趋势基本一致，符合人体正常生理情况和真实运动规律。3种后路内固定方式均显著减少重建模型ROM，恢复其稳定性。

上颈椎C0~3节段Jefferson骨折PSF、OCF1、OCF2固定术式下椎体邻近节段在前屈、后伸、侧屈、旋转工况下ROM如图2(b)所示。前屈时，OCF2模型C2~3节段ROM较小，为0.5°；后伸时，PSF模型C1~2节段ROM最大，为0.8°，较OCF2模型高出23.7%；侧屈时，C1~2节段PSF、OCF1、OCF2模型ROM分别为1.3°、1.4°和1.2°；旋转时OCF2模型3种术式下ROM均较小，较PSF、OCF1模型分别减小33.3%、35.5%。

上颈椎Jefferson骨折时PSF、OCF1和OCF2模型下椎体应力如图3所示。PSF模型最大椎体等效应力为57.9 MPa，OCF1、OCF2模型分别减小11.3%、22.9%。单从运动工况来看，钉棒应力分布存在显著差异。前屈时，应力主要分布在枕骨、C2椎体外侧，由于韧带的约束作用，应力从椎体前部56.8 MPa向后逐渐减小为20.8 MPa；后伸时，等效应力只有前屈的50%，主要分布在枕骨、C3椎体外侧；侧屈时，最大等效应力35.2 MPa，分布在枕骨弯曲侧、C3椎体内侧；旋转时，应力分布区域较广且峰值较大，为侧屈的2倍。

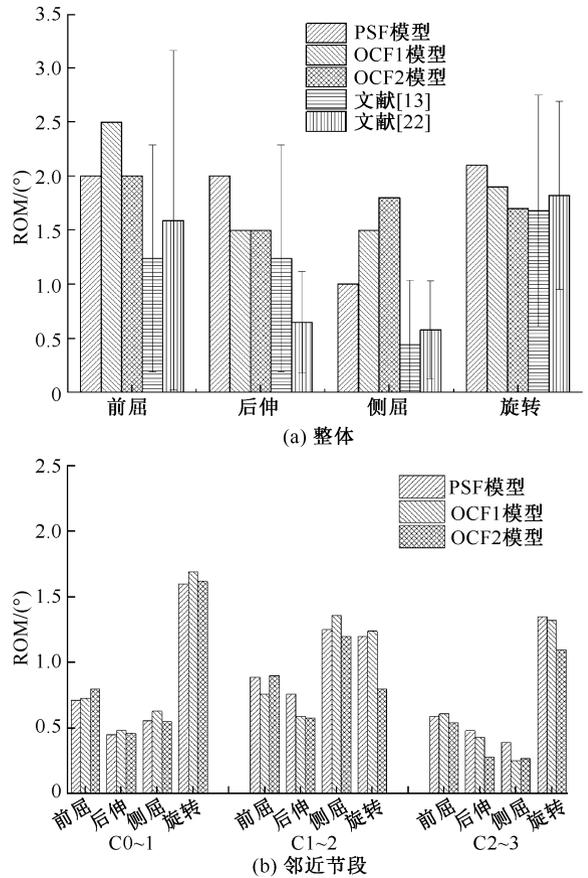


图2 上颈椎Jefferson骨折寰枢椎固定和枕颈固定椎体关节ROM比较

Fig.2 ROM comparison of atlantoaxial fixation and occipitocervical fixation for upper cervical spine with Jefferson fractures (a) In entire segments, (b) In adjacent segments

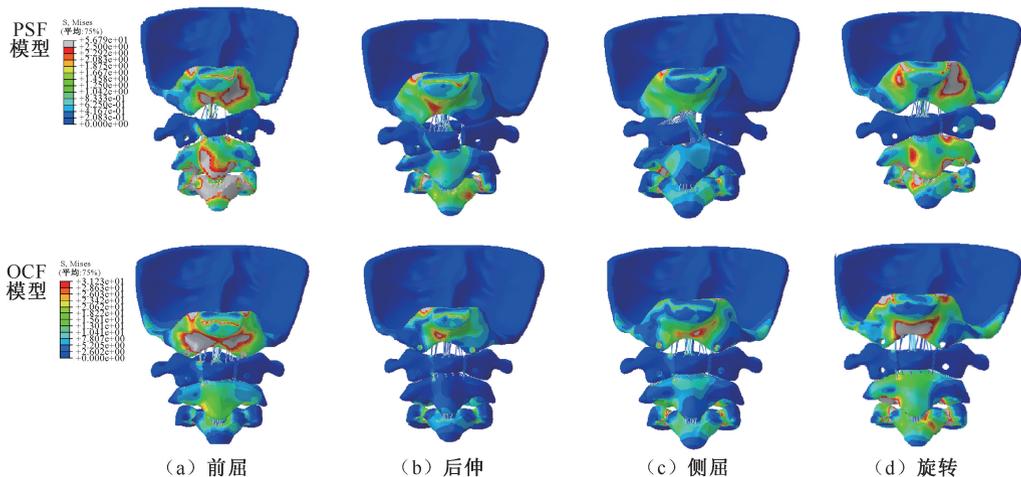


图3 上颈椎Jefferson骨折PSF、OCF模型不同工况下椎体等效应力分布

Fig.3 Stress distributions on PSF and OCF models of upper cervical spine with Jefferson fractures under different working conditions (a) Flexion, (b) Extension, (c) Bending, (d) Rotation

**2.2.2 钉棒系统应力分布** 由图 4、5 可知,PSF 模型在前屈、后伸、侧屈和旋转工况下钉棒的最大等效应力分别为 133.0、213.9、181.2、164.0 MPa,螺钉尾部出现应力集中,下位螺钉所受应力较大,钛棒所受应力集中于中上部,由钛棒上方向下方递减。OCF1 模型在前屈、后伸、侧屈和旋转工况下钉棒的最大等效应力较 PSF 模型分别减小 5.6%、51.8%、33.6%、-2.5%;OCF2 模型较 PSF 模型分别减小 6.7%、56.8%、23.2%、8.5%。OCF1 模型在旋

转工况下的最大等效应力较 PSF、OCF2 模型分别高出 2.4%、10.8%,OCF2 模型在前屈、后伸、旋转工况下的最大等效应力较小,分别为 124.1、92.5、150.0 MPa,应力主要集中于螺钉受压侧,钛棒应力从上部到下部逐渐减小。从整体来看,PSF 钉棒的最大等效应力较大,且侧屈、旋转工况大于前屈、后伸工况。3 种术式钉棒的最大等效应力与刘海波等<sup>[18]</sup>和马维虎等<sup>[20]</sup>的有限元结果一致,应力均集中于螺钉根部至颈椎后方椎弓根处。

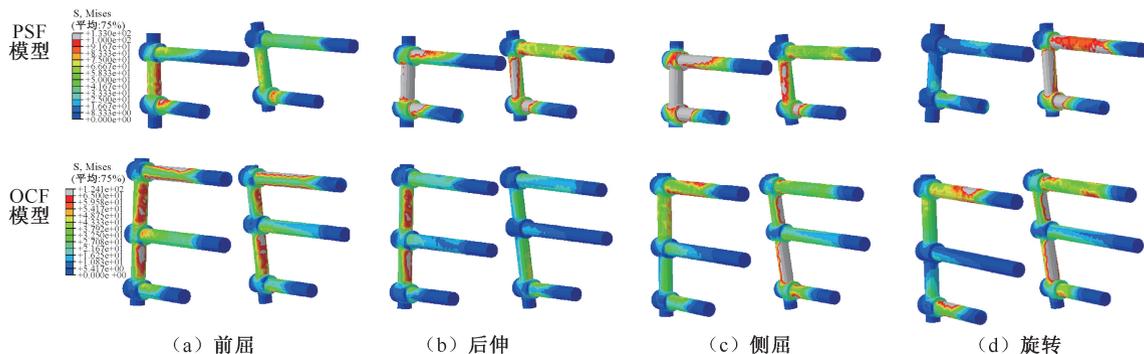


图 4 上颈椎 Jefferson 骨折 PSF、OCF 模型在不同工况下钉棒等效应力分布

Fig.4 Stress distributions on screw-rod systems of PSF and OCF models of upper cervical spine with Jefferson fractures under different working conditions (a) Flexion, (b) Extension, (c) Bending, (d) Rotation

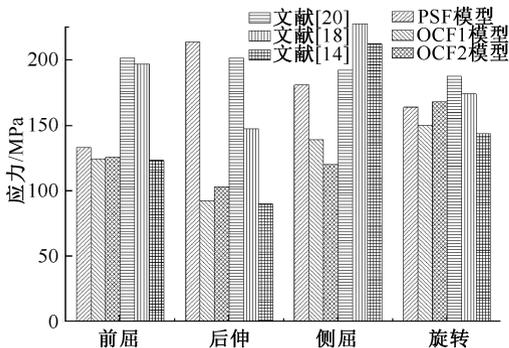


图 5 上颈椎 Jefferson 骨折 PSF、OCF 模型钉棒最大等效应力对比

Fig.5 Comparison of the maximum von Mises stress for screw-rod system of PSF and OCF models of upper cervical spine with Jefferson fractures

**2.2.3 椎间盘应力** 椎间盘区域可分为前中后三部分,每部分选取 10 个节点,计算各工况下节点应力,取其平均值作为椎间盘的等效应力。上颈椎 Jefferson 骨折 PSF、OCF 模型在前屈、后伸、侧屈和旋转工况下椎间盘等效应力分布如图 6 所示。PSF 椎间盘最大等效应力分别为 14.9、3.9、3.2、

13.6 MPa,OCF1、OCF2 模型在不同工况下椎间盘的最大等效应力较 PSF 模型分别减小 64.0%、-28.8%、-115.3%、28.0%,60.3%、-25.1%、-95.4%、37.9%。前屈时,椎间盘应力主要分布于终板受压侧左右前端;后伸时,椎间盘应力分布于终板左下端,主要为牵张应力,最大应力较前屈减小 74.1%;侧屈时,椎间盘应力分布于弯曲侧的上下终板左端表面;旋转时,最大等效应力为 13.6 MPa,分布于扭转侧靠前的纤维环表面。

### 3 讨论与结论

不稳定寰椎 Jefferson 骨折在寰椎骨折中危险性最高,临床医生通过 PSF 和 OCF 对其进行有效治疗<sup>[23]</sup>。医学图像技术的快速发展和有限元法的应用为临床医生制定寰椎 Jefferson 骨折手术方案提供了理论依据<sup>[24]</sup>。本文基于人体 CT 扫描数据建立上颈椎 Jefferson 骨折时 PSF、OCF1 和 OCF2 有限元模型,施加 50 N 集中力和 1.5 N·m 力矩,分析颈椎椎体 ROM 和应力分布以及钉棒和椎间盘应力和应力分布。结果表明,3 种术式的椎体 ROM 均显著下

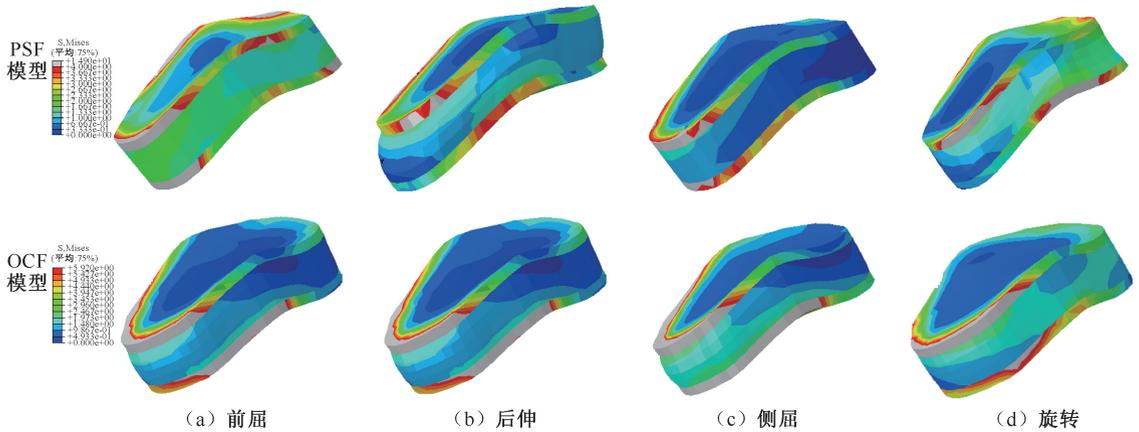


图6 上颈椎 Jefferson 骨折 PSF、OCF 模型不同工况下椎间盘等效应力分布

Fig.6 Stress distributions on intervertebral discs of PSF and OCF models for Jefferson fractures under different working conditions (a) Flexion, (b) Extension, (c) Bending, (d) Rotation

降,OCF2 模型下降幅度最大,对寰椎 Jefferson 骨折治疗效果最好。枕骨段固定抵消了部分椎体的应力,椎体所受应力与固定的范围有关,范围越大,应力越小,钉棒断裂几率越低。螺钉尾部出现应力集中,与 Hussain 等<sup>[25]</sup>的有限元研究结果相一致,并与螺钉实物的尾部直径较大而头部较小相符合。因此,螺钉植入时应尽量缩短其外露部位,在临床许可范围内尽可能往里拧,从而减少螺钉与骨所形成的弯曲力臂。同时,在解剖位置许可的情况下,适当增大螺钉尾部直径可增加抗弯曲强度,避免螺钉断裂。

体外实验和临床结果表明,PSF 和 OCF 具有良好的力学稳定性和临床安全<sup>[26-27]</sup>。枕颈融合术可确保枕寰枢的稳定性,但使颈椎丧失大部分运动功能;而寰枢椎固定术能保留更多的颈部运动功能,适用范围广,但对于某些复杂骨折(如伴后弓单侧、双侧骨折)无法实现坚强固定,影响寰枢关节的功能。颈椎的固定方式应视具体病情而定,在追求稳定性的同时保证颈椎关节的正常功能<sup>[28]</sup>。运动工况的不同会使钉棒中力的传导方式和应力分布发生变化。前屈时,由于颈椎整体向正前方偏转,致使与枕骨相邻的 C1 节段钉棒产生相对移动,从而出现较大应力集中;旋转时,3 种术式的 ROM 均较大,这是由于颈椎 C3 节段的固定会使邻近节段出现较大的代偿性活动,与临床实际情况相符。纤维环是椎间盘中承受应力较大的部位,长时间劳损或

外伤后会引引起纤维环破裂和椎间盘突出,故纤维环的损伤、变性甚至断裂是椎间盘退变的主要原因。本文结果表明,OCF2 模型固定效果最好,能够恢复上颈椎的稳定性,但有一定风险。对寰椎 Jefferson 骨折进行三维重建和复位固定的有限元研究,可以加深临床医生对上颈椎不同手术方式下生物力学性质的认识,为临床手术方案以及内固定植入器械的优化提供参考,从而为临床患者提供个性化治疗方案。本文重点研究 PSF 和 OCF 对治疗上颈椎 Jefferson 骨折时椎体 ROM 和应力分布以及钉棒和椎间盘应力分布的影响,然而模型精度和肌肉的牵张作用等仍需要进一步考虑。在今后的研究中,也将综合考虑颈椎模型承受静态和动态载荷等多种受力的情况,为临床医生制定手术方案提供更有效的理论依据。

#### 参考文献:

- [1] HAZEL P, EVAN D, LEONARD K. Traumatic injuries of the C1/C2 complex: Computed tomographic imaging appearances [J]. *Curr Probl Diagn Radiol*, 2008, 37(1): 26-38.
- [2] KOLLER H, RESCH H, TAUBER M, *et al.* A biomechanical rationale for C1-ring osteosynthesis as treatment for displaced Jefferson burst fractures with incompetency of the transverse atlantal ligament [J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(8): 1288-1298.
- [3] AL-HOLOU WN, PARK P, WANG AC, *et al.* Modified trans-oral approach with an inferiorly based flap [J]. *J Clin*

- Neurosci, 2010, 17(4): 464-468.
- [4] 焦云龙, 尹庆水, 夏虹, 等. 经口咽 JeRP 内固定治疗不稳定型 Jefferson 骨折的生物力学和初期临床研究[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2017, 27(8): 733-739.
- [5] SPENCE KFJ, DECKER S, SELL KW. Bursting atlantal fracture associated with rupture of the transverse ligament [J]. J Bone Joint Surg Am, 1970, 52(3): 543-552.
- [6] 夏虹, 赵卫东, 黄文华, 等. 寰椎不同类型骨折对上颈椎稳定性影响的生物力学研究[J]. 中国临床解剖学杂志, 2003, 21(5): 82-84.
- [7] HAKAN B, ASKIN K, MURAT H, et al. Finite element model of the Jefferson fracture: Comparison with a cadaver model [J]. Eur Spine J, 2001, 10(3): 257-263.
- [8] ABUMI K, TAKADA T, SHONO Y, et al. Posterior occipitocervical reconstruction using cervical pedicle screws and plate-rod systems [J]. Spine, 1999, 24(14): 1425-1434.
- [9] HARMS J, MELCHER RP. Posterior C1-C2 fusion with polyaxial screw and rod fixation [J]. Spine, 2001, 26(22): 2467-2471.
- [10] HEIN C, RICHTER HP, RATH SA. Atlantoaxial screw fixation for the treatment of isolated and combined unstable Jefferson fractures: Experiences with 8 patients [J]. Acta Neurochir, 2002, 144(11): 1187-1192.
- [11] 张强华, 陈其昕, 李方财, 等. 后路寰枢椎内固定治疗上颈椎不稳的疗效分析[J]. 中国骨伤, 2013, 26(6): 54-57.
- [12] MARCA F, ZUBAY G, MORRISON T, et al. Cadaveric study for placement of occipital condyle screws: Technique and effects on surrounding anatomic structures [J]. J Neurosurg Spine, 2008, 9(4): 347-353.
- [13] TAKIGAWA T, SIMON P, ORIÁS, et al. Biomechanical comparison of occiput-C1-C2 fixation techniques: C0-C1 transarticular screw and direct occiput condyle screw [J]. Spine, 2012, 37(12): E696-701.
- [14] LIU H, ZHANG B, LEI J, et al. Biomechanical role of the C1 lateral mass screws in occipitoatlantoaxial fixation: A finite element analysis [J]. Spine, 2016, 41(22): 1312-1318.
- [15] CLARKE MJ, TOUSSAINT LG, KUMAR R, et al. Occipitocervical fusion in elderly patients [J]. World Neurosurg, 2012, 78(3-4): 318-325.
- [16] 张宝成, 蔡贤华, 刘海波, 等. 两种改良 Goel 技术治疗颅底凹陷症稳定性的有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 2019, 37(3): 304-310.
- [17] KLEINBERGER M. Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics [C]// Proceedings of 37<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE, 1993: 261-272.
- [18] 刘海波. 上颈椎(C0-C3)有限元模型的建立及损伤内固定的分析[D]. 太原: 太原理工大学, 2015.
- [19] URIBE JS, RAMOS E, VALE F. Feasibility of occipital condyle screw placement for occipitocervical fixation: A cadaveric study and description of a novel technique [J]. J Spinal Disord Tech, 2008, 21(8): 540-546.
- [20] 马维虎, 王扬, 娄楨祺, 等. 枕骨髁螺钉治疗上颈椎不稳的有限元分析[J]. 中华创伤杂志, 2018, 34(4): 305-311.
- [21] CHEN CS, CHEN WJ, CHENG CK, et al. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation [J]. Med Eng Phys, 2005, 27(6): 487-496.
- [22] GABRIEL JP, MUZUMDAR AM, KHALIL S, et al. A novel crossed rod configuration incorporating translaminar screws for occipitocervical internal fixation: An *in vitro* biomechanical study [J]. Spine J, 2011, 11(1): 1-35.
- [23] 杨庆磊, 尹庆水, 黄金龙, 等. 镁合金 JeRP 内固定系统治疗不稳定型 Jefferson 骨折的三维有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 2013, 31(6): 706-711.
- [24] 赵改平, 陈楠心, 宋燕美, 等. 前路椎体次全切除减压融合术治疗下颈椎的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2017, 32(3): 227-234.
- ZHAO GP, CHEN NX, SONG YM, et al. Finite element analysis on lower cervical spine by anterior cervical corpectomy and fusion surgery [J]. J Med Biomech, 2017, 32(3): 227-234.
- [25] HUSSAIN M, NATARAJAN RN, FAYYAZI AH, et al. Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy fusion with a rigid screw-plate construct: A finite element model study [J]. Spine J, 2009, 9(12): 1016-1023.
- [26] HU Y, YUAN ZS, KEPLER C, et al. Comparison of occipitocervical and atlantoaxial fusion in treatment of unstable Jefferson fractures [J]. Indian J Orthop, 2017, 51(1): 28-35.
- [27] 李金泉, 龚冰南, 徐皓, 等. 寰枢椎融合与颈枕融合治疗上颈椎疾患的临床疗效比较[J]. 中华临床医师杂志, 2013, 7(4): 1544-1548.
- [28] HEIKO K, VOLKER K, DIETMAR U, et al. Anterior retropharyngeal fixation C1-2 for stabilization of atlantoaxial instabilities: Study of feasibility, technical description and preliminary results [J]. Eur Spine J, 2006, 15(9): 1326-1338.