

不同前路内固定方式治疗枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折稳定性的有限元分析

蔡贤华¹, 王 威², 王志华³, 刘海波³, 徐 峰¹, 刘曦明¹, 黄 勇¹, 赵 继²

(1 广州军区武汉总医院骨科 430070 武汉市; 2 湖北中医药大学 430065 武汉市; 3 太原理工大学 313000 太原市)

【摘要】目的:应用有限元分析评价三种 C2~C3 前路内固定方式治疗枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折的生物力学稳定性,为临床手术方式选择提供理论参考。**方法:**选择 1 位 35 岁健康男性志愿者,采用 16 排螺旋 CT 对枕骨底 (C0)~C3 节段进行层厚 0.5mm 的薄层扫描,利用 Mimics 10.01、Hypermesh V 10.0 及 ABAQUS 6.11 软件,建立正常颈椎 C0~C3 节段三维六面体网格有限元模型 (FE/Intact) 并进行有效性验证。在已验证的 C0~C3 节段模型上通过弱化网格单元强度的方法模拟建立枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折模型 (FE/Fracture) 并进行验证;在 FE/Fracture 上分别建立三种 C2~C3 前路内固定模型:前路 C2/3 椎间盘切除、cage 植骨融合+长钢板螺钉内固定模型 (FE/cage+ACFLP);前路齿状突螺钉固定+C2/3 椎间盘切除、cage 植骨融合+短钢板螺钉内固定模型 (FE/AOSF+cage+ACFSP);前路齿状突螺钉固定+C2/3 椎间盘切除、cage 植骨融合+长钢板螺钉内固定模型 (FE/AOSF+cage+ACFLP),对 FE/Intact、FE/Fracture 和三种内固定模型进行边界约束后分别施加前屈、后伸、侧屈、旋转四种生理载荷,比较各模型在不同工况下三维活动的角位移 (ROM) 及骨折端节点位移变化。**结果:**建立的 FE/Intact 外观逼真,几何相似性好,经验证有效。在相同条件下 FE/Fracture 模型三维活动度较 FE/Intact 模型明显增大,在前屈、后伸、侧屈及旋转方向上的 ROM 分别增加至 FE/Fracture 模型的 244.7%、203.3%、188.9%、200%;FE/AOSF+cage+ACFLP 在前屈、后伸、侧屈、旋转方向上的 ROM 分别为 FE/Intact 的 60.5%、70%、66.7%、62.5%;FE/AOSF+cage+ACFSP 在各方向的 ROM 分别为 FE/Intact 的 118.4%、123.3%、148.1%、175%;FE/cage+ACFLP 在各方向上的 ROM 分别为 FE/Intact 的 123.7%、143.3%、122.2%、137.5%。FE/AOSF+cage+ACFLP 稳定性最强,骨折端位移最小;FE/AOSF+cage+ACFSP 稳定性较差,其在侧屈和旋转方向上 ROM 及骨折端位移最大;FE/cage+ACFLP 在前屈及后伸方向上提供的稳定性最差,骨折端的位移最大。**结论:**FE/AOSF+cage+ACFLP 固定可为枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折提供较强的生物力学稳定性,达到固定融合 C2~C3 节段和骨折断端以重建上颈椎稳定性的目的。

【关键词】椎体骨折; Hangman 骨折; 枢椎; 内固定; 生物力学; 有限元分析

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2014.03.11

中图分类号: R318.01, R687.3 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2014)-03-0257-09

The biomechanical study of different kinds of anterior internal fixation for the transverse fracture associated with Hangman's fractures of the axis: a finite-element analysis/CAI Xianhua, WANG Wei, WANG Zhihua, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2014, 24(3): 257-265

【Abstract】 Objectives: To explore the biomechanical stability of three kinds of anterior internal fixation for the transverse fracture associated with Hangman's fractures of the axis by finite element (FE) analysis, and to provide theoretical reference for the clinical surgery. **Methods:** Thin-section spiral computed tomography (0.5mm) was performed on occiput (C0) to C3 region. A three-dimensional hexahedral FE model of upper cervical spine was established by software (Mimics 10.01, Hypermesh V 10.0 and ABAQUS 6.11), and the finite element model of intact (FE/Intact) was verified with availability. Then the weakening of the strength of grid was performed to simulate the finite element model of the transverse fracture associated with Hangman's fractures of the axis (FE/Fracture) and was verified with availability, the three internal fixation models: anterior

基金项目: 全军医学科学研究“十一五”计划攻关课题 (编号: 08G031); 武汉市高新技术产业发展行动计划攻关课题 (编号: 201260523184)

第一作者简介: 男 (1952-), 医学博士, 教授, 研究方向: 脊柱外科与生物力学

电话: (027) 68878519 E-mail: wgcaixh@163.com

C2/3 discectomy+cage bone grafting+anterior cervical fusion and long plate(FE/cage+ACFLP), anterior odontoid screw fixation+C2/3 discectomy cage bone grafting+anterior cervical fusion and short plate (FE/AOSF+cage+ACFSP), anterior odontoid screw fixation+C2/3 discectomy cage bone grafting+ anterior cervical fusion and long plate(FE/AOSF+cage+ACFSP) were simulated on the FE/Fracture model. Flexion, extension, lateral bending and axial rotation were imposed on the FE/Intact, FE/Fracture and the three fixation models respectively. The ROM of different models and the displacement of fracture end were compared. **Results:** The model of FE/Intact was established clearly with good geometric similarity and realistic appearance, which was verified with availability. The ROM of FE/Fracture increased obviously compared with the FE/Intact under the same loading conditions, and the ROM of C2/3 in flexion-extension, lateral bending and axial rotation increased 244.7%, 203.3%, 188.9%, 200% respectively. The ROM of C2/3 of the FE/AOSF+ cage+ACFLP in flexion-extension, lateral bending and axial rotation was 60.5%, 70%, 66.7%, 62.5% of the FE/Intact respectively; the ROM of C2/3 of the FE/AOSF+cage+ACFSP increased 118.4%, 123.3%, 148.1%, 175% respectively in flexion-extension, lateral bending and axial rotation compared with the FE/Intact, and the ROM of the FE/cage+ACFLP was 123.7%, 143.3%, 122.2%, 137.5% of the FE/Intact. The FE/AOSF+ cage+ACFLP presented with highest stability and the displacement of the fracture end was the least; FE/AOSF+cage+ACFSP had least stability, especially in bending and rotation, and the displacement of fracture end was the biggest, the ROM of FE/cage+ACFLP and the displacement of fracture end was the highest in respectively flexion-extension. **Conclusions:** The FE/AOSF+cage+ACFLP is effective for the transverse fracture of the axis associated with Hangman's fractures, which can ensure good stability.

[Key words] Axis; Biomechanics; Cervical fusion; Complex fractures; Finite element analysis

[Author's address] Department of Orthopedics, Wuhan General Hospital of Guangzhou Command, Wuhan, 430070, China

过去对于发生于枢椎的复杂骨折^[1],临床上多采用后路 C1~C3 或 C0~C3/C4 固定融合术,这会导致颈椎 50%以上的旋转和 20%的侧屈功能丧失^[2]。保留寰枢关节的 C2~C3 融合可最大限度保留上颈椎的运动功能,目前后路主要采用 C2~C3 椎弓根螺钉或侧块钉棒或钉板系统内固定,但后路手术操作较前路创伤大,减压有限^[3];前路主要有三面皮质植骨块椎间植骨钛板内固定、椎间融合器植骨融合或加钛板内固定等,应用椎间融合器植骨融合较之三面皮质骨植骨更能较好地维持椎间高度和前凸^[4]。因此对于复杂枢椎骨折,如何选择恰当的前路内固定方式,合理利用骨折的枢椎进行固定,以达到尽量保留上颈椎功能的目的是临床医生所关注的。本研究利用有限元分析方法,比较三种保留寰枢关节的前路 C2~C3 内固定方法治疗枢椎体横行骨折合并 Hangman 骨折的生物力学稳定性,以期为临床治疗枢椎复杂骨折手术方式的选择提供理论依据。

1 资料与方法

1.1 正常颈椎 C0~C3 有限元模型的建立

选取 1 位 35 岁健康成年男性志愿者,身高

173cm, 体重 68kg, 既往无颈项部疾病及颈椎病史,无颈椎外伤及手术史,X 线检查排除枕颈部畸形、骨折及颈椎退行性疾病。获得知情同意后,采用 16 排螺旋 CT (西门子公司) 对其从枕骨底 (C0)~C3 节段进行薄层扫描,扫描层厚 0.5mm。将获取的 CT 图像原始数据以 Dicom 格式导入 Mimics 10.01 软件 (瑞典 Materialise 公司, V 10.01 版), 根据不同组织具有不同的灰度值区提取相应的组织重建三维几何图像,将所得到的 C0~C3 节段三维几何数据导入 ANSYS(12.0)(美国 ANSYS 公司)ICEMCFD 软件并对几何模型进行六面体网格划分,得到颈椎 C0~C3 节段三维六面体单元有限元模型,颅底部分采用自动网格划分四面体单元。模型包含椎间关节、关节软骨面、椎间盘(终板、纤维环和髓核),其中皮质骨的平均厚度设为 1.5mm,终板厚 0.2mm^[5,6],纤维环在水平方向呈 3 层环形结构围绕髓核,髓核部分约占椎间盘总面积的 43%^[5]。关节软骨面间的间隙为 0.5mm,关节软骨接触面之间采用滑动接触,摩擦系数设为 0.1^[7]。终板与椎体之间采用共节点接触,与纤维环及髓核之间采用 Tie 接触^[6,8]。由于横韧带呈低弹性的组织,非常坚韧^[9],采用膜单元来

模拟。模型包含的韧带有:十字韧带(横韧带和上下十字韧带)、翼状韧带、齿突尖韧带、前纵韧带(寰枕前膜)、覆膜、后纵韧带、黄韧带(寰枕后膜)、关节囊韧带、棘间韧带。除外横韧带,其余韧带参考相关文献采用两节点 T3D2 单元来模拟。各韧带起止点、几何特性从相关文献^[9,10]获得,各材料赋值见表 1。建立正常 C0~C3 节段有限元模型(FE/Intact)。

1.2 骨折模型及三种 C2~C3 前路内固定模型的建立

在已建立的 FE/Intact 上,找到枢椎椎体及椎弓峡部的三维坐标点,按照枢椎体横行骨折和 Hangman 骨折的骨折线位置,应用 Hypermesh V 10.0 及 ICEM 软件对其六面体网格单元进行重新划分,分别使之形成一条 0.5~1mm 宽骨折线,并

采用一层弱化的弹性组织材料来模拟在体骨折断端间组织^[13,14],其弹性模量设为 1MPa,泊松比为 0.167,同时删除 C2~C3 间后纵韧带及部分椎间盘组织,模拟建立 Levine II 型 Hangman 骨折合并枢椎椎体横行骨折的 C0~C3 节段模型(FE/Fracture,图 1)。

在已建立的 FE/Fracture 基础上按照临床上行前路 C2/3 椎间盘切除 cage 植骨融合钢板螺钉内固定的手术方式,切除 C2/3 前纵韧带、椎间盘,保留上、下终板,分别建立三种前路内固定模型:(1)前路 C2/3 椎间盘切除 cage 植骨融合+长钢板螺钉内固定模型(FE/cage+ACFLP,图 2);(2)前路齿状突螺钉+C2/3 椎间盘切除 cage 植骨融合+短钢板螺钉内固定模型(FE/AOSF+cage+ACFSP,图 3);(3)前路齿状突螺钉+C2/3 椎间盘切除 cage 植

表 1 模型材料属性及参数

Table 1 Material properties used in the finite element model

颈椎组织 Components	水平 Spinal level	单元类型 Element type	弹性模量(MPa) Young's modulus	泊松比 Poisson's ratio	截面积(mm ²) Sectional area	参考文献 References
椎体 Vertebral						
皮质骨 Cortical bone	C0	C3D4	12 000	0.29		6,7
	C1-C3	C3D8	12 000	0.29		6
松质骨 Cancellous bone	C1-C3	C3D8	450	0.29		6
关节软骨 Facet cartilage	C0-C3	C3D8	10	0.3		6,7
椎间盘 Disc						
终板 Endplate	C2/3	C3D8	2000	0.2		6,10
纤维环 Annulus fibers	C2/3	C3D8	3.4	0.4		6,11
髓核 Nucleus pulposus	C2/3	C3D8	1.0	0.49		6,11
韧带 Ligaments						
横韧带 Transverse ligament	C1	Membrane	20	0.3		12
前纵韧带 Anterior longitudinal	C0-C3	T3D2	10	0.3	6.0	6,12
后纵韧带 Posterior longitudinal	C2-C3	T3D2	10	0.3	5.0	6,12
关节囊韧带 Joint capsules	C0-C3	T3D2	10	0.3	46.0	6,12
黄韧带 Ligamentum flavum	C1-C3	T3D2	1.5	0.3	5.0	6,12
齿突尖韧带 Apical ligament	C0-C2	T3D2	10	0.3	5.0	6,12
翼状韧带 Alar ligament	C0-C2	T3D2	5	0.3	22	6,12
覆膜 Tectorial membrane	C0-C2	T3D2	10	0.3	6.0	6,12
棘间韧带 Interspinous ligament	C0-C3	T3D2	1.5	0.3	10	6,12

骨融合+长钢板螺钉内固定模型(FE/AOSF+cage+ACFLP, 图 4)。cage 规格为 $14 \times 11 \times 6 \text{ mm}$, 模拟 PEEK 材料, 线弹性且弹性模量为 3.7 GPa , 泊松比 0.3 , cage 中间植入松质骨, 且与椎体上下终板界面设为允许传递压力而不能传递拉力; 齿状突螺钉及颈椎前路钢板螺钉均为钛质材质, 线弹性且弹性模量为 110 GPa , 泊松比 0.3 。其中齿状突螺钉模拟 3.5 mm 空心拉力螺钉; 颈椎前路自锁钢板螺钉系统按照枢法模低切迹 Zphier 钢板规格: 单节段短钢板为 $25 \times 12 \times 1.5 \text{ mm}$, 单节段长钢板为 $35 \times 12 \times 1.5 \text{ mm}$, 螺钉直径 3.0 mm 。螺钉-钢板间采用共节点接触, 以防止钢板与螺钉之间的相对活动达

到模拟锁定钢板固定后的锁定作用; 置入的齿状突螺钉及椎体螺钉与椎体骨之间的螺钉-骨界面采用骨性紧密接触, 且螺钉不穿过椎体后面皮质骨。

1.3 模型有效性验证及实验加载条件

将正常模型以 inp 格式导入有限元分析软件 Abaqus 6.11(美国达索公司)中, 约束 C3 椎体下表面全部 6 个自由度作为边界条件, 同时枕骨髁部不受任何约束。假设本实验所涉及的生物材料均为均质、连续和各向同性, 忽略材料变形。施加 1.5 Nm 的力矩, 使模型产生前屈、后伸、侧屈及旋转运动。计算模型各节段的活动度(ROM)并与

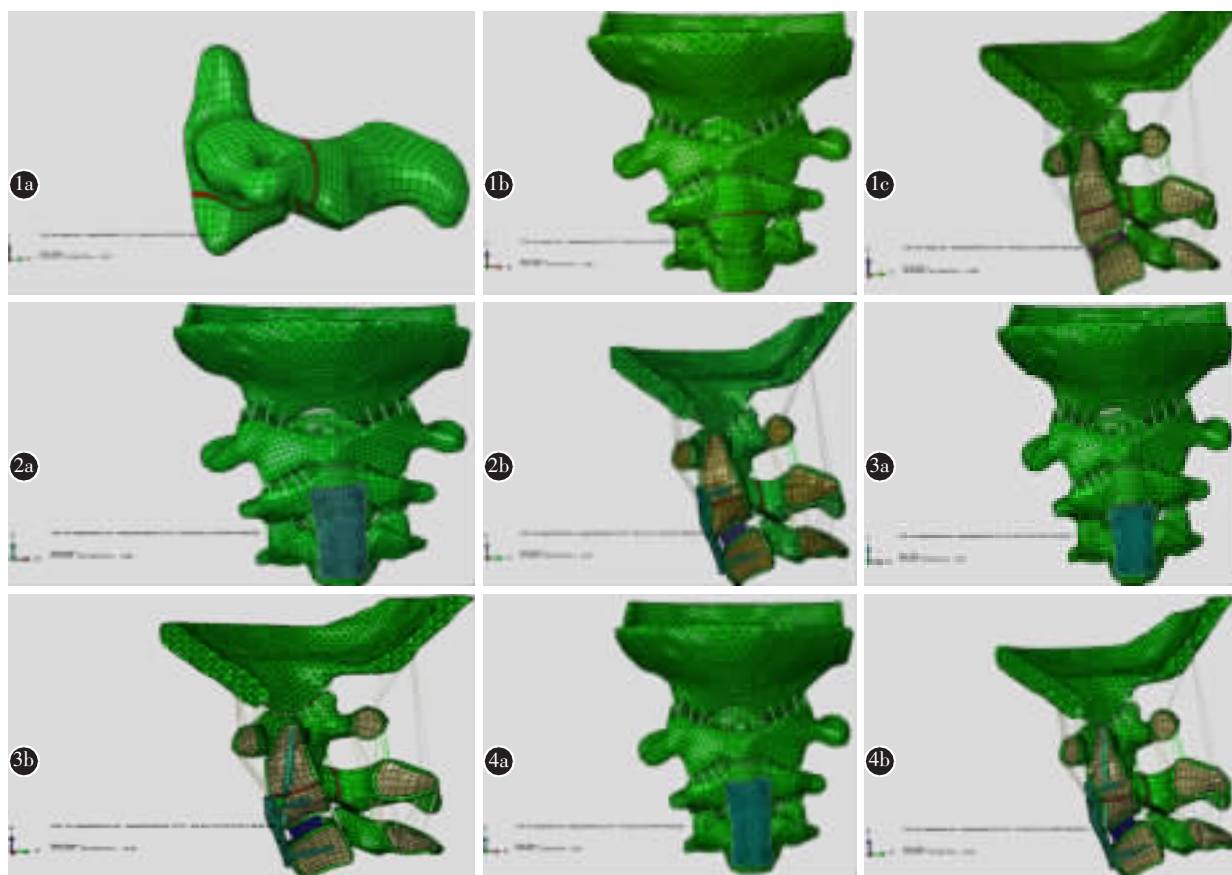


图 1 模拟的枢椎体横行骨折合并 Hangman 骨折的复杂枢椎骨折有限元模型(FE/Fracture, 红色线条代表骨折线) a 骨折的枢椎模型 b C0~C3 节段骨折模型正面观 c C0~C3 节段骨折模型矢状面观, 可见皮质骨、松质骨、椎间盘(纤维环、髓核、终板)等 图 2 FE/cage+ACFLP 模型 a 前面观 b 矢状面 图 3 FE/AOSF+cage+ACFLP 模型 a 前面观 b 矢状面 图 4 FE/AOSF+cage+ACFLP 模型 a 前面观 b 矢状面

Figure 1 The finite element model of the transverse fracture associated with Hangman's fractures of the axis (FE/Fracture, The red parts stand for the fracture line) **a** the complex fractures model of axis **b** the A-P view of the finite element model of FE/Fracture **c** the sagittal view of the finite element model of FE/Fracture, the cortical bone, cancellous bone, disc(endplate, annulus fibers, nucleus pulposus) were visible **Figure 2** The finite element model of FE/cage+ACFLP **a** the A-P view **b** the sagittal view **Figure 3** The model of FE/AOSF+cage+ACFLP **a** the A-P view **b** the sagittal view **Figure 4** The model of FE/AOSF+cage+ACFLP **a** the A-P view **b** the sagittal view

Panjabi 等^[15,16]在相同加载条件下测得标本数据及 Brolin 等^[7]、Zhang 等^[17]建立的模型数据进行对比验证;若相同载荷下角位移(ROM)变化及模型各工况下的 von-Mises 应力云图与已公认的模型及临床实际相吻合即为有效。

将 FE/Fracture 模型导入 Abaqus 6.11 分析软件,按照正常上颈椎有限元模型的验证方法施加载荷进行计算,若相同载荷下骨折模型的三维活动度较正常模型明显增大,即 FE/Fracture 不稳模型有效,可用于内固定加载。

分别对已建立的三种 C2~C3 前路骨折内固定模型,约束 C3 椎体下表面全部 6 个自由度,从三组内固定模型的枢椎椎体横行骨折端网格节点 a 到 b 沿骨折线方向绕行提取骨折端皮质骨节点,建立一条沿骨折线的节点路径(图 5),分别在模型枕骨髁部施加 40N 垂直向下压力模拟头颅重力,同时施加 1.5Nm 力矩使模型产生前屈、后伸、侧屈及旋转活动,分别经 Abaqus 6.11 软件计

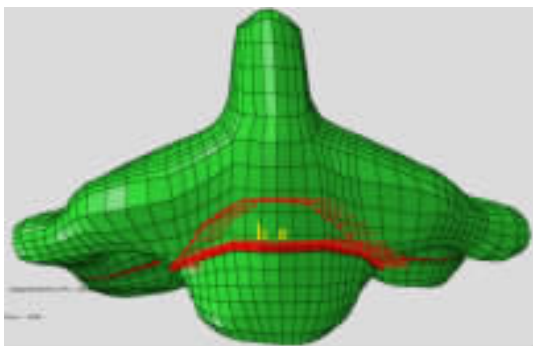


图 5 从枢椎体横行骨折端网格节点 a 到 b 沿骨折线方向绕行提取皮质骨骨折端节点,建立一条沿骨折线的节点路径
Figure 5 Graph demonstrating a node path was set up from the mesh node a to node b along the fracture line at the transverse fracture end of the axis

算处理,定量计算提取三种固定模型在各工况下三维活动的 ROM 及枢椎体骨折端节点路径上各节点的绝对位移,并对稳定性最高的模型内固定装置进行应力分析。

2 结果

建立的颈椎 C0~C3 节段三维六面体网格有限元模型包含椎间盘、韧带、关节软骨等,外观逼真,几何相似性好。除颅底及韧带外,其余部分均为 8 节点六面体单元,共 30550 个节点和 41909 个单元(六面体单元 20268 个,节点 25380 个;四面体单元 21641 个,节点 5170 个)。经求解计算,FE/Intact 模型各节段的活动度与 Panjabi 等^[15,16]测得的标本数据相吻合;C0~C1、C1~C2 节段 ROM 数据与 Brolin 等^[7]、Zhang 等^[17]建立的模型数据基本吻合。模型在不同工况下的 Von Mises 应力云图反映的应力分布走向及集中情况与 Brolin 等^[7]的结果及临床实际基本相吻合。FE/Intact 模型有效。

在相同条件下 FE/Fracture 模型的三维活动度较 FE/Intact 模型明显增大(表 2),在前屈、后伸、侧屈及旋转方向上 ROM 分别增加至 FE/Intact 模型的 244.7%、203.3%、188.9%、200%,较陈语等^[18]模拟的单纯 Hangman 骨折模型各方向的稳定性更差。

前路钉板系统长钉板单元 3950 个,节点 5351 个;短钉板单元 1905 个,节点 1636 个,齿状突螺钉单元 560 个,节点 693 个。对三种 C0~C3 节段前路内固定模型进行加载,各工况下的三维活动度见表 2。三种内固定模型 C2~C3 节段的 ROM 与 FE/Intact 比较,FE/AOSF+cage+ACFLP 在前屈、后伸、侧屈(单侧)、旋转(单侧)方向上 ROM

表 2 各模型 C2~C3 在各工况下的节段三维活动范围

(°)

Table 2 ROM of C2~C3 in different test models

	前屈 Flexion	后伸 Extension	侧屈(单向) Bending (single)	旋转(单向) Rotation (single)
正常模型 FE/Intact	3.8	3.0	2.7	2.4
骨折模型 FE/Fracture	9.3	6.1	5.1	4.8
前路 C2/3 椎间盘切除 cage 植骨融合+长钢板螺钉内固定模型 FE/cage+ACFLP	4.5	3.7	4.0	4.2
前路齿状突螺钉固定+C2/3 椎间盘切除 cage 植骨融合+短钢板螺钉内固定模型 FE/AOSF+cage+ACFSP	4.7	4.3	3.3	3.3
前路齿状突螺钉固定+C2/3 椎间盘切除 cage 植骨融合+长钢板螺钉内固定模型 FE/AOSF+cage+ACFLP	2.3	2.1	1.8	1.5

分别为 FE/Intact 的 60.5%、70%、66.7%、62.5%；FE/AOSF+cage+ACFSP 在各方向的 ROM 分别是 FE/Intact 的 118.4%、123.3%、148.1%、175%；FE/cage+ACFLP 在各方向的 ROM 分别为 FE/Intact 的 123.7%、143.3%、122.2%、137.5%。FE/AOSF+cage+ACFLP 所达到的固定效果最好；FE/AOSF+cage+ACFSP 的稳定性较差，特别是在旋转及侧屈方向上；FE/cage+ACFLP 稳定性在旋转及侧屈方向上介于前两者之间，而在前屈和后伸方向上稳定性最差。

三种内固定模型在各工况下枢椎椎体骨折端节点路径上各节点的绝对位移见图 6。FE/AOSF+cage+ACFLP 在固定枢椎椎体骨折端和限制骨折端位移方面效果最好，其骨折端位移在各方向上均较前两种固定方式小；FE/AOSF+cage+ACFSP 在限制枢椎椎体骨折端侧屈和旋转方向位移能力最差，而 FE/cage+ACFLP 骨折端在前屈及后伸方向上位移最大。

FE/AOSF+cage+ACFLP 在各工况下内固定装置的 Von Mises 应力情况见图 7。齿状突螺钉在前屈和后伸情况下出现应力相对集中现象，且应力集中主要分布在枢椎椎体骨折平面，最大值分别为 0.85kPa、1.37kPa；而在侧屈和旋转方向上，齿状突螺钉上的应力集中表现不明显，特别是在旋转方向上；此外，在各方向上，前路钢板及螺钉分布的应力较大，即承载的载荷较大，且钢板上出现应力集中主要在螺钉与钢板交接处；C2/3 椎体间置入的 cage 在各方向上应力分布较为均匀，说明齿状突螺钉联合长钢板固定在维持 C2/3 间稳定及承担 C2/3 间载荷方面起着重要作用。

3 讨论

基于枢椎在脊柱中特殊的解剖结构和生物力学特性，枢椎在创伤过程中出现多种骨折模式，从单一解剖部位(如齿状突、峡弓、枢椎椎体)骨折到联合多个解剖部位的复杂骨折^[1]。Hangman 骨折

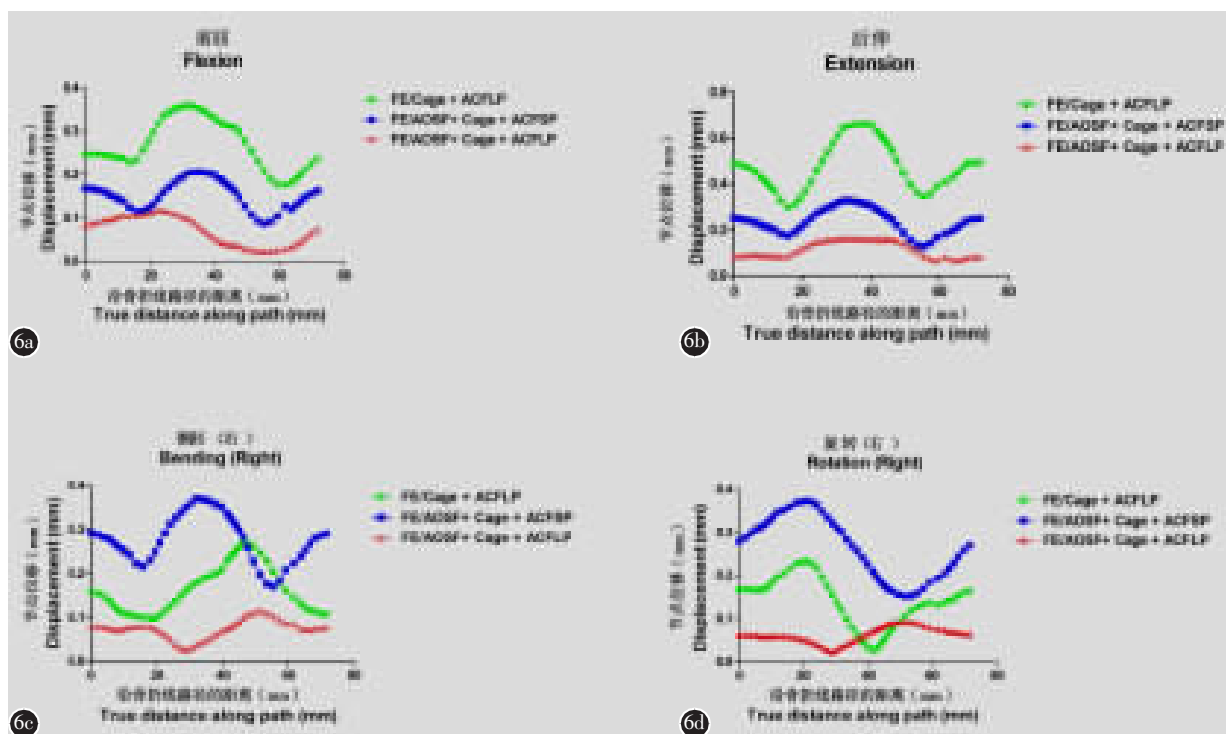


图 6 三种前路内固定模型骨折端节点路径分别在前屈(a)、后伸(b)、侧屈(c)及旋转(d)方向的位移,在屈-伸方向上,FE/cage+ACFLP 模型椎体骨折端位移最大,但在侧屈及旋转方向上,FE/AOSF+cage+ACFSP 模型位移最大;FE/AOSF+cage+ACFLP 模型骨折端位移始终最小

Figure 6 Graph demonstrating comparison of results of the three internal fixation models for the displacement of the transverse fracture end of the axis. The maximal displacement of FE/cage+ACFLP was in flexion-extension direction, but in the bending, rotation of the FE/AOSF+cage+ACFSP, the minimum displacement of the all direction was FE/AOSF+cage+ACFLP

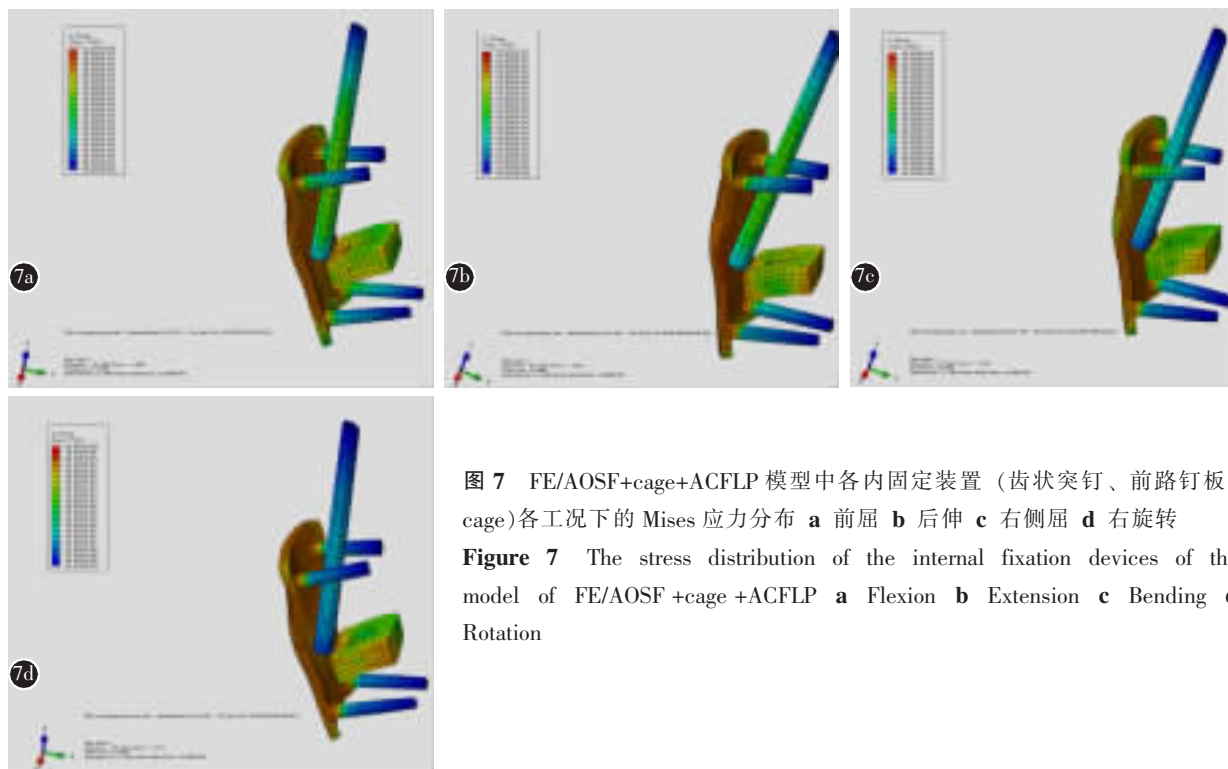


图 7 FE/AOSF+cage+ACFLP 模型中各内固定装置 (齿状突钉、前路钉板、cage) 各工况下的 Mises 应力分布 a 前屈 b 后伸 c 右侧屈 d 右旋转

Figure 7 The stress distribution of the internal fixation devices of the model of FE/AOSF+cage+ACFLP a Flexion b Extension c Bending d Rotation

占整个颈椎骨折或脱位的 4%~7%^[19], 而枢椎椎体横行骨折占整个颈椎损伤的 0.3%^[20] 及枢椎椎体骨折的 6.5%^[21]。枢椎体横行骨折合并 Hangman 骨折作为一种特殊类型的复杂枢椎骨折目前尚无相关发生率的报道, 临床散见于一些不典型的 Hangman 骨折或枢椎椎体骨折病例中, 但这种损伤具有极高的治疗失败风险, 手术治疗方式选择尚缺乏相关的理论指导^[22], 易导致临床融合范围扩大。这种骨折的损伤机制较为复杂, 临床上常因遭受过伸或屈曲压缩暴力, 或伴有额外的旋转外力产生, 导致连接枢椎前后柱的峡部断裂, 同时联合枢椎椎体起载荷传递作用的前中柱完整性丧失, 造成枢椎三柱损伤, 且常伴随 C2/3 椎间盘-韧带结构的破坏^[22]。因此这种损伤具有较高的不稳定性, 由于没有相关治疗指南或经验指导, 对于这类骨折选择前路手术还是后路手术以及固定方式较为困难。

上颈椎损伤手术的目的是矫正畸形, 解除压迫, 维持稳定, 在此基础上最大限度地保留颈椎的生理功能^[23]。对这种复杂枢椎骨折, 若采用后路手术, 则不可避免会进行 C1~C3 或 C0~C3/C4 固定或融合, 虽然可获得上颈椎结构的稳定, 但牺牲了颈椎 50% 的旋转功能和 20% 侧屈功能, 且可能加速下位颈椎节段间的退变^[2]。此外单纯后路手术

无法处理受伤的椎间盘, 可能遗留远期 C2/3 节段不稳。然而在枢椎部分, 前柱承担着脊柱稳定的大部分功能, 保证前柱稳定及最终的融合是治疗的关键。相关生物力学实验表明, 颈椎前路钉板固定较后路椎弓根螺钉固定在屈曲和伸展方向上能提供更大的力学强度和稳定性^[24], 这正好可与其损伤机制对应。此外, 前路手术因操作创伤相对较小, 若能采用前路锁定钉板并借助齿状突螺钉固定技术, 利用其抗屈伸及旋转的优势, 逆骨折损伤机制, 对已骨折的枢椎进行前中柱有效固定, 既可以达到重建上颈椎稳定性的效果, 又可保留患者大部分颈椎功能, 将会减少患者痛苦和融合后的并发症。有必要对这种复杂枢椎骨折前路内固定方式进行研究。

近年来, 有限元分析作为一种新的生物力学研究方法, 较之传统动物实验或尸体实验具有可动态反映外部载荷下实验模型内部应力/应变的变化, 以及通过改变参数可重复模拟实验进行持续性研究等方面的突出优点, 目前已广泛应用于上颈椎损伤及内固定优化设计等相关生物力学研究。但有限元分析结果的可靠性主要依赖于模拟的真实性和比较评价的观点^[25]。本研究在模拟真实性方面充分模拟临床手术实际情况, 如模拟 C2/3 椎间盘切除、cage 植骨融合, 保留椎间上、下

终板,且前路齿状突螺钉及前路钢板螺钉均采用圆柱体模拟等;在研究方法上,采用对比研究来评价三种不同前路内固定方式在固定枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折的生物力学稳定性。结果表明,采用 FE/AOSF+cage+ACFLP 能对枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折提供较强的生物力学稳定性,其在限制前屈、后伸、侧屈、旋转方向上的 ROM 分别为 FE/Intact 的 60.5%、70%、66.7%、62.5%,且枢椎椎体骨折端的位移相对最小,提供的骨折端及 C2~C3 节段的稳定性最强。而 FE/AOSF+cage+ACFSP 所提供的稳定性较差,其 ROM 分别为 FE/Intact 的 118.4%、123.3%、148.1%、175%,特别是在侧屈和旋转方向上,其骨折端位移及节段间的 ROM 均最大;采用 FE/cage+ACFLP 固定的 ROM 分别为 FE/Intact 的 123.7%、143.3%、122.2%、137.5%,其在前屈及后伸方向上的 ROM 及骨折端位移三者中最大。结合内固定装置的应力分布,我们可以推测原因,前路齿状突螺钉固定对枢椎椎体横行骨折提供了一个轴向的中心性固定,将枢椎椎体横行骨折上下骨块连为一体,因此 FE/AOSF+cage+ACFSP、FE/AOSF+cage+ACFLP 模型在屈-伸方向上椎体骨折线平面均出现齿状突螺钉的应力集中,且在一定程度上限制 ROM 及骨折端移位,但在限制侧屈和旋转方向却较差;而前路 C2~C3 长钢板螺钉锁定系统上端 2 枚螺钉呈高位固定于枢椎体上方骨折块,将 C2、C3 椎体连为一整体,两者相结合,既弥补了 FE/AOSF+cage+ACFSP 模型短钢板低位固定在限制枢椎椎体远端骨折块侧屈和旋转方向不稳的缺点,同时也因增加了齿状突螺钉固定而加强了 FE/cage+ACFLP 模型枢椎体矢状面的稳定,从而对枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折提供可靠的力学稳定性。

本研究结果表明,采用 FE/AOSF+cage+ACFLP 能对枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折提供可靠的生物力学稳定性。提示对于枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折,采用这种内固定方式既可以重建上颈椎的稳定性,又可无需固定寰枢关节或进行枕颈融合,能保留患者大部分颈椎功能,减少患者痛苦和融合后并发症。结合临床实际情况,对于齿状突螺钉及前路 C2~C3 钢板螺钉固定,可根据患者枢椎骨折平面及损伤情况采用个体化设计固定融合方式,合理利用伤椎,灵活

调整螺钉与钢板的方向以达到提供稳定固定。但本研究也存在一定的局限性,如模型中对螺钉-骨之间采用骨性接触模拟,这样忽略了任何可能的微动,可能导致试验中的活动度比实际的小;此外,模型中忽略了离体实验与实体实验的差距而将人体组织材料进行均匀性和线性处理,忽略了颈椎的退变等。因此,本研究计算实验模型的 ROM、骨折端位移、内固定装置应力以及预测内固定的稳定性都应被理解为是一种趋势而不是一个具体的数值。有限元模型不可能完全取代体外生物力学实验,尸体标本实验结果是骨科生物力学实验研究的金标准,对于有限元研究的结果,仍需要与尸体研究结果相对照,从而进一步证明这种内固定方式的稳定性。

5 参考文献

1. Wang L, Xia T, Dong S, et al. Surgical treatment of complex axis fractures with adjacent segment instability [J]. J Clin Neurosci, 2012, 19(3): 380-387.
2. Martin MD, Bruner HJ, Maiman DJ. Anatomic and biomechanical considerations of the craniovertebral junction[J]. Neurosurgery, 2010, 66(3 Suppl): 2-6.
3. 黄阳亮, 刘少喻, 梁春祥, 等. 应用 Solis 融合器置入治疗 II 型及 IIa 型 Hangman 骨折的临床疗效 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2012, 22(2): 137-141.
4. Celik SE, Kara A, Celik S. A comparison of changes over time in cervical foraminal height after tricortical iliac graft or polyetheretherketone cage placement following anterior discectomy[J]. J Neurosurg Spine, 2007, 6(1): 10-16.
5. Liu CL, Zhong ZC, Hsu HW, et al. Effect of the cord pre-tension of the Dynesys dynamic stabilization system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis[J]. Eur Spine J, 2011, 20(11): 1850-1858.
6. Lee SH, Im YJ, Kim KT, et al. Comparison of cervical spine biomechanics after fixed- and mobile-core artificial disc replacement: a finite element analysis[J]. Spine, 2011, 36(9): 700-708.
7. Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine, 2004, 29(4): 376-385.
8. Pitzen TR, Matthis D, Barbier DD, et al. Initial stability of cervical spine fixation: predictive value of a finite element model[J]. J Neurosurg, 2002, 97(1 Suppl): 128-134.
9. Panjabi MM, Oxland TR, Parks EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments (Part I): upper cervical spine [J]. J Spinal Disord, 1991, 4(3): 270-276.
10. Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine(Part 2): cervical spine soft tissue respons

- es and biomechanical modeling [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001, 16(1): 1-27.
11. Duan Y, Zhang H, Min SX, et al. Posterior cervical fixation following laminectomy: a stress analysis of three techniques [J]. Eur Spine J, 2011, 20(9): 1552-1559.
12. Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine[J]. J Biomech, 2006, 39(1): 189-193.
13. Noor S, Pridham C, Fawcett T, et al. Finite element analysis modelling of proximal femoral fractures, including post-fixation periprosthetic fractures[J]. Injury, 2013, 44(6): 791-795.
14. Boccaccio A, Kelly DJ, Pappalettere C. A mechano-regulation model of fracture repair in vertebral bodies[J]. J Orthop Res, 2011, 29(3): 433-443.
15. Panjabi M, Dvorak J, Crisco JJ, et al. Effects of alar ligament transection on upper cervical spine rotation[J]. J Orthop Res, 1991, 9(4): 584-593.
16. Panjabi M, Dvorak J, Crisco JJ, et al. Flexion, extension, and lateral bending of the upper cervical spine in response to alar ligament transections[J]. J Spinal Disord, 1991, 4(2): 157-167.
17. Zhang H, Bai J. Development and validation of a finite element model of the occipito-atlantoaxial complex under physiologic loads[J]. Spine, 2007, 32(9): 968-974.
18. 陈语, 项良碧, 刘军, 等. Hangman 骨折及其内固定三维有限元模型的建立[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2012, 27(5): 389-392.
19. Verheggen R, Jansen J. Hangman's fracture: arguments in favor of surgical therapy for type II and III according to Edwards and Levine[J]. Surg Neurol, 1998, 49(3): 253-262.
20. Korres DS, Papagelopoulos PJ, Mavrogenis AF, et al. Chance-type fractures of the axis[J]. Spine, 2005, 30(17): 517-520.
21. Fujimura Y, Nishi Y, Kobayashi K. Classification and treatment of axis body fractures[J]. J Orthop Trauma, 1996, 10(8): 536-540.
22. Goldschlager T, Leach JC, Williamson OD, et al. Oblique axis body fracture-pitfalls in management[J]. Injury, 2012, 43(4): 505-508.
23. Crawford NR, Hurlbert RJ, Choi WG, et al. Differential biomechanical effects of injury and wiring at C1-C2 [J]. Spine, 1999, 24(18): 1894-1902.
24. Arand M, Neller S, Kinz L, et al. The traumatic spondylolisthesis of the axis: a biomechanical in vitro evaluation of an instability model and clinical relevant constructs for stabilization[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002, 17(6): 432-438.
25. Galbusera F, Bellini CM, Costa F, et al. Anterior cervical fusion: a biomechanical comparison of 4 techniques: laboratory investigation[J]. J Neurosurg Spine, 2008, 9(5): 444-449.
- (收稿日期: 2014-01-05 末次修回日期: 2014-02-11)
(英文编审 蒋欣/贾丹彤)
(本文编辑 卢庆霞)

消息

欢迎订阅 2014 年《中国脊柱脊髓杂志》

《中国脊柱脊髓杂志》是由卫生部主管, 中国康复医学会与中日友好医院主办, 目前国内唯一以脊柱脊髓为内容的国家级医学核心期刊。及时反映国内外脊柱脊髓领域的科研动态、发展方向、技术水平, 为临床医疗、康复及基础研究工作者提供学术交流场所。读者对象: 从事脊柱外科、骨科、神经科、康复科、肿瘤科、泌尿科、放射科、基础研究及生物医学工程等及相关学科的专业人员。

本刊为中国科技信息中心“中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊)”, 中科院中国科学计量评价研究中心“中国科学引文数据库(CSCD)来源期刊”, 入选北京大学“中文核心期刊要目总览”, 已分别入编 Chinainfo(中国信息)网络资源系统(万方数据)及以中国学术期刊光盘版为基础的中国期刊网(中国知网), 影响因子名列前茅。

2014 年本刊仍为月刊, 大 16 开, 正文 96 页, 每月 10 日出版。全册铜版纸彩色印刷。每册定价 20 元, 全年 240 元。全国各地邮局均可订阅, 邮发代号 82-457。国外读者订阅请与中国国际图书贸易总公司中文报刊科联系(100044, 北京市车公庄西路 35 号), 代号: BM6688。

本刊经理部可随时为国内外读者代办邮购(免邮寄费)。地址: 北京市朝阳区樱花园东街中日友好医院内, 邮编: 100029。经理部电话: (010)84205510。

编辑部电话: (010)64284923, 84205233。

E-mail 地址: cspine@263.net.cn; http: www.cspine.org.cn。