

新型后路寰枢椎限制性非融合内固定系统的有限元分析

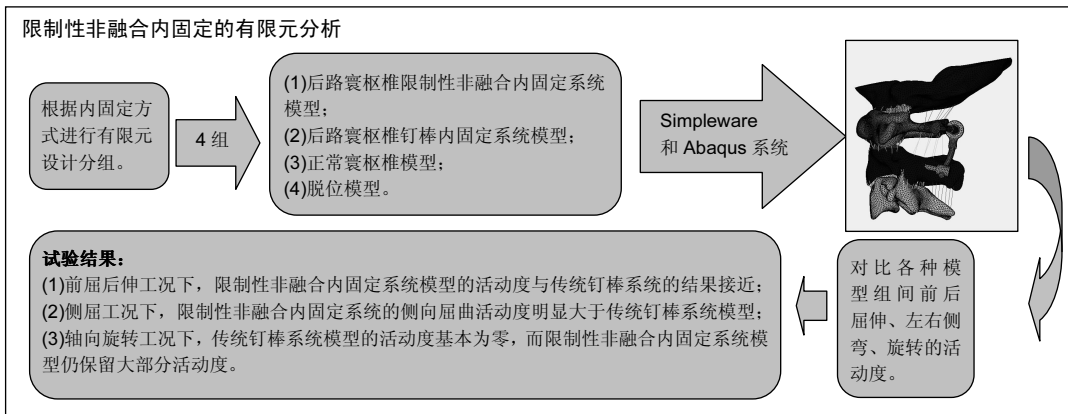
杜诗尧¹, 周凤金², 倪斌¹, 陈博³, 陈金水⁴(¹解放军第二军医大学附属长征医院骨科, 上海市 200003; ²解放军第451医院创伤显微外科, 陕西省西安市 710054; ³上海交通大学附属瑞金医院伤骨科研究所, 上海市 200025; ⁴解放军福州军区总医院骨科, 福建省福州市 350000)

引用本文: 杜诗尧, 周凤金, 倪斌, 陈博, 陈金水. 新型后路寰枢椎限制性非融合内固定系统的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(3):383-389.

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2017.03.011

ORCID: 0000-0001-9142-5175(杜诗尧)

文章快速阅读:



杜诗尧, 男, 1987年生, 辽宁省兴城市人, 汉族, 解放军第二军医大学在读硕士, 医师, 主要从事脊柱外科方面的研究。

通讯作者: 周凤金, 博士, 副主任医师, 解放军第451医院创伤显微外科, 陕西省西安市 710054

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2017)03-00383-07

稿件接受: 2016-12-12

文题释义:

寰枢椎后路融合:寰枢椎脱位或不稳可导致脊髓或神经损伤, 大部分需要外科手术干预。临床上多采用后路寰枢椎融合术重建寰枢椎的稳定性。后路寰枢椎融合术式繁多, 如 Gallie 法、Brooks 法、Halifax 椎板钩系统、Apofix 椎板夹系统、Magerl 经关节间隙螺钉技术、C₁-C₂ 椎弓根或侧块技术等。后路融合视野好, 显露方便, 对多数寰枢椎脱位或不稳者是行之有效的方法。

寰枢椎限制性非融合内固定:是一种寻求既可以维持寰枢椎稳定性, 又可保留寰枢椎活动功能的手术方式, 这是脊柱外科医师致力研究的课题。

摘要

背景:寰枢椎融合是目前治疗寰枢椎脱位的主要修复方式, 但是其前提是牺牲寰枢椎活动为代价, 特别是旋转功能。限制性非融合内固定是一种既可以维持寰枢椎稳定性, 又可保留寰枢椎活动功能的方法, 其生物力学特点与传统融合术之间的差异有待进一步研究。

目的:通过建立寰枢椎不稳的三维有限元模型并模拟后路寰枢椎限制性非融合内固定系统和后路寰枢椎钉棒内固定系统, 验证该新型内固定系统的生物力学特性。

方法:选择1名31岁成年健康男性志愿者, 采集从枕骨底到第3颈椎(C₀-C₃)的CT数据, 应用 Simpleware 3.0、Geomagic 8.0、Hypermesh 10.0、Abaqus 6.9、Rhino 4.0 软件构建有限元模型。施加 1.5 N·m 的纯力偶矩, 使模型在屈伸、侧弯、旋转方向上运动, 将模型的椎间活动度与文献报道的体外生物力学实验数据相比进行验证。建立后路寰枢椎限制性非融合内固定系统模型和后路寰枢椎钉棒内固定系统模型, 对比两种模型在前屈、后伸、侧弯、旋转等工况下的椎间活动度, 记录下限制性非融合内固定系统模型的 SMise 应力云图。

结果与结论:①实验建立了健康人的上颈椎(C₀-C₃)三维非线性有限元模型, 模型包括 206 747 单元, 72 500 个节点, 其外形逼真, 椎间活动度与文献报道的体外生物力学实验结果吻合; ②限制性非融合内固定系统模型 C₁-C₂ 节段前屈、后伸工况的活动度与传统钉棒内固定系统模型相似; ③在左右侧屈工况下, 传统钉棒内固定系统模型 C₁₋₂ 间的侧屈活动度明显受限, 而限制性非融合内固定系统模型的活动度比寰枢椎脱位模型有所增加, 与正常寰枢椎模型基本相同; ④在左右旋转工况下, 传统钉棒内固定系统模型寰枢椎之间的旋转活动度基本消失, 而限制性非融合内固定系统模型其活动度虽有所减少, 但仍保留大部分旋转活动度; ⑤限制性非融合内固定系统模型在螺钉与连接棒、连接杆接触部位出现应力集中; ⑥结果表明, 后路寰枢椎限制性非融合内固定系统是一种实用、有效的寰枢椎内固定方式, 该限制性非融合内固定装置具有限制屈伸活动, 并且有效保留寰枢椎轴向旋转和侧弯活动功能的特点。

关键词:

骨科植入物; 数字化骨科; 寰枢椎不稳; 颈椎; 动态固定; 椎弓根螺钉; 影像测量; 生物力学; 有限元分析

主题词:

枢椎; 颈椎; 内固定器; 生物力学; 有限元分析; 组织工程

Du Shi-yao, Studying for master's degree, Physician, Department of Orthopedics, Changzheng Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200003, China

Corresponding author: Zhou Feng-jin, M.D., Associate chief physician, Department of Trauma and Microsurgery, the 451 Hospital of Chinese PLA, Xi'an 710054, Shaanxi Province, China

Finite-element analysis of a novel posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system

Du Shi-yao¹, Zhou Feng-jin², Ni Bin¹, Chen Bo³, Chen Jin-shui⁴ (¹Department of Orthopedics, Changzheng Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200003, China; ²Department of Trauma and Microsurgery, the 451 Hospital of Chinese PLA, Xi'an 710054, Shaanxi Province, China; ³Shanghai Institute of Traumatology and Orthopedics, Ruijin Hospital, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200025, China; ⁴Department of Orthopedics, General Hospital of Fuzhou Command of Chinese PLA, Fuzhou 350000, Fujian Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Atlantoaxial fusion is currently the main surgical treatment of atlantoaxial dislocation, but the premise is at the expense of atlantoaxial range of motion, especially the rotation motion. Restricted non-fusion fixation is a method that can maintain the atlantoaxial stability, while retain the atlantoaxial range of motion. Further research should be performed to compare the biomechanical characteristics between the two methods.

OBJECTIVE: To develop a three-dimensional finite element model of atlantoaxial instability, compare and determine the biomechanical properties of posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system and posterior atlantoaxial screw-rod fixation system.

METHODS: A verified intact finite element upper cervical (C₀-C₃) model was established and analyzed by Simpleware 3.0, Geomagic 8.0, Hypermesh 10.0, Abaqus 6.9, and Rhino 4.0 softwares based on the CT data collected from a 31-year-old healthy male volunteer. The moment couple of 1.5 N·m was loaded, which made the model movement in flexion-extension, lateral bending, and rotating direction, respectively. The range of motion was recorded and compared with the *in vitro* biomechanical experimental data to verify the effectiveness of the model. The ranges of motion of the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system model and the posterior atlantoaxial screw-rod fixation system model were analyzed using the finite element method under flexion, extension, lateral bending, and axial rotation; meanwhile, stress nephograms of the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system model were observed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) There were 206 747 elements and 72 500 nodes in the intact model of upper cervical spine (C₀-C₃) in this experiment, and the range of motion of intact model validated with the reported cadaveric experimental data. (2) The range of motion of the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system group was similar to which of the posterior atlantoaxial screw-rod fixation system group in flexion-extension direction. (3) In lateral bending direction, the range of motion of the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system model was obviously limited, respectively. The range of motion of the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system model was larger than that of the atlantoaxial dislocation model and basically same as that of the normal atlantoaxial model. (4) As to the rotating direction, the range of motion of the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system mainly disappeared at the atlantoaxial segment; by contrast, a majority of rotating motion was still retained in the posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system group. (5) The stress concentration occurred in the contact part between the screw and the connecting rod in posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system model. (6) Results suggest that posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system is effective and useful for atlantoaxial fixation. It not only restricted atlantoaxial flexion-extension, but also preserved axial rotation and lateral bending at the atlantoaxial joint.

Subject headings: Axis; Cervical Vertebrae; Internal Fixators; Biomechanics; Finite Element Analysis; Tissue Engineering

Cite this article: Du SY, Zhou FJ, Ni B, Chen B, Chen JS. Finite-element analysis of a novel posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2017;21(3):383-389.

0 引言 Introduction

寰枢椎是颈椎伤病高发部位, 占整个颈椎外伤的50%^[1]。退行性和创伤性寰枢椎不稳常导致顽固性枕颈部疼痛和相应的颈髓受压而出现神经症状, 甚至死亡^[2]。寰枢关节融合术治疗寰枢椎不稳用以实现椎间融合早已经成为被广泛认可^[3-4]。寰枢椎后路钉棒系统近年来在临床中普遍使用, 目前被认为是较为理想的内固定融合方法^[5-7]。然而任何一种寰枢椎融合术都是以牺牲寰枢椎关节之间的活动度为代价的, 尤其是寰枢椎的旋转活动功能^[8]。目前有一个普遍的共识是, 一旦寰枢椎关节融合, 则所有方向的活动度都会丢失, 但前后方向的不稳定性可能依旧存在^[9]。而寰枢椎轴向旋转和侧向弯曲活动度的损失将大大降低患者的生存质量^[10]。

为了解决这个问题, 作者在总结大量寰枢椎不稳的临床病例和相关的生物力学及解剖研究的基础上^[11-14], 设计出一种基于寰枢椎钉棒系统基础上的后路寰枢椎非融合内

固定系统。该系统不仅维持寰枢椎屈伸活动的稳定性, 也可以保留寰枢椎关节轴向旋转和侧向屈曲的活动度。为了解该限制性非融合内固定装置的生物力学特点以及验证使用该内固定装置是否能够达到最初的设计目的, 文章通过三维有限元分析法, 对比正常寰枢椎、寰枢椎脱位、寰枢椎传统钉棒内固定及新型寰枢椎限制性非融合内固定4种有限元模型在不同工况下的活动度和应力分布, 从而评价新型寰枢椎限制性非融合内固定系统的生物力学稳定性和特点, 为改进设计及临床应用提供实验证据。三维有限元研究是一种结构分析的虚拟模拟方法, 具有计算复杂形状、复杂载荷和复杂材料性能的结构特有能力和^[15]。同时, 人体的寰枢椎在结构形状、生物材料特殊性和运动轨迹方面都比较复杂, 体外生物力学研究方法难以获得全面的信息, 因此具有节约成本、可重复性好、避免标本间个体差异等优点。有限元法将由无限个质点构成的复杂的寰枢椎整体

分成有限个单元组成的集合体, 并用数学形式表达出来, 通过计算机程序, 求得所需要的解^[16]。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析实验。

1.2 时间及地点 于2011年1至6月在上海交通大学附属瑞金医院伤骨科研究所完成。

1.3 材料

1.3.1 设备 GE Lightspeed 64排螺旋CT扫描仪, 由解放军第二军医大学附属长征医院影像科提供; HP Z800高级计算工作站, 由上海交通大学附属瑞金医院伤骨科研究所提供。

1.3.2 软件环境 由上海交通大学附属瑞金医院伤骨科研究所提供的医学有限元建模软件Simpleware 3.0、Geomagic 8.0, 有限元分析前处理软件Hypermesh 10.0, 有限元求解器Abaqus 6.9及计算机辅助CAD软件Rhino 4.0等。

1.4 对象 选择1名健康男性志愿者, 年龄30岁, 身高175 cm, 体质量65 kg, 否认颈椎病史, 行颈椎正侧位X射片检查排除枕颈部畸形。志愿者对实验方案知情同意。

1.5 方法

1.5.1 正常寰枢椎的有限元模型及脱位模型的建立 志愿者取仰卧位, 调整扫描床, 使扫描区域位于扫描中心。从枕骨底到第3颈椎(C₀-C₃)进行薄层螺旋CT扫描(140 kV, 200 mA, 层厚0.625 mm)。用Simpleware 3.0软件提取CT机的计算机上的连续体层扫描数据, 以国际标准Dicom格式存贮。然后使用Geomagic 8.0进行编辑, 通过Hypermesh 10.0软件划分网格, 最后应用Abaqus 6.9软件构建三维有限元模型。依据以往文献提供的参数对不同材料属性进行处理^[17-19](表1-3)。在此基础上, 通过载荷-变形曲线, 变形量不变的基础上减少半数载荷量, 模拟横韧带的损伤, 同时调整前纵韧带、棘上韧带、棘间韧带的材料参数, 形成寰枢椎前脱位模型^[14]。

表1 有限元模型中部分材料性质

Table 1 Material characters of partial finite element models

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	15 000	0.2
松质骨	500	0.2
横韧带	E1=86 E2=6	0.019
内固定	120 000	0.3

表2 椎间盘材料特性

Table 2 Material characters of intervertebral disc

组织	密度(kg/mm ³)	泊松比	C10	C01
纤维环	1.0×10 ⁻⁶	0.495	0.12	0.03
髓核	1.2×10 ⁻⁶	0.45	0.18	0.045

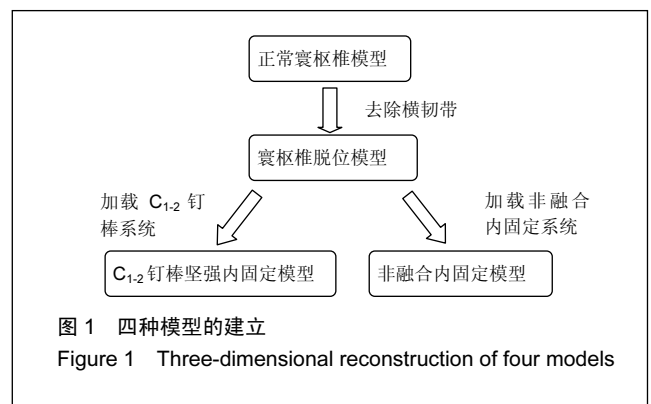
表3 韧带特性

Table 3 Material characters of ligament

韧带	d _i (mm)	f _i (N)	d _n (mm)	f _n (N)	抛物线系数(α)
寰枕前膜	18.9	232	3.8	23.2	1.62
寰枕后膜	18.1	83	6.0	8.3	0.23
关节囊关节韧带(C ₀ -C ₁)	9.9	320	3.3	32.0	2.94
关节囊关节韧带(C ₁ -C ₂)	9.3	314	4.7	31.4	1.45
关节囊关节韧带(C ₂ -C ₃)	9.0	210	3.0	21.0	2.33
前纵韧带	10.0	300	2.0	30.0	7.5
黄韧带(C ₁ -C ₂)	9.6	111	3.2	11.1	1.08
黄韧带 2(C ₂ -C ₃)	6.0	90	2.0	9.0	2.25
齿状突尖韧带	8.0	214	1.6	21.4	8.36
翼状韧带	14.1	357	2.8	35.7	4.49
十字韧带	12.5	436	2.5	43.6	6.98
覆膜	11.9	76	4.0	7.6	0.48
后纵韧带	10.0	80	3.3	8.0	0.72
棘突间韧带	7.0	37	2.3	3.7	0.68

1.5.2 后路寰枢椎钉棒内固定系统有限元模型的建立在寰枢椎脱位模型基础上按照Tan^[20]及Ebraheim等^[21]的方法所描述的进针点及置钉角度分别植入双侧对称的寰椎椎弓根螺钉及枢椎椎弓根螺钉, 并放置螺帽及连接棒, 建成三维有限元模型。

1.5.3 新型寰枢椎限制性非融合内固定系统有限元模型的建立 新型寰枢椎限制性非融合内固定系统由4枚椎弓根万向螺钉、1根寰椎连接棒、2根枢椎连接棒和1个万向固定杆组成。在Rhino 4.0软件的支持下, 绘制新型寰枢椎非融合限制性非融合内固定装置的图形, 在不影响下一步力学分析的条件下, 除去小部分曲面, 大致按照寰枢椎非融合内固定装置建立有限元网格模型。根据手术过程, 将后路寰枢椎非融合非融合内固定装置加载至脱位的寰枢椎模型当中, 建成有限元模型。寰枢椎椎弓根螺钉的进针点、进针方向及角度同寰枢椎传统钉棒内固定系统一致, 万向固定杆位于寰椎后结节中央。将各个活动部件之间的摩擦系数设定为0.1。4种模型的关系见图1。



1.6 主要观察指标 利用三维有限元方法分析两种内固定方式在屈伸、侧屈、旋转工况下的寰枢椎活动度及应力变化。

1.7 统计学分析 运动范围应用 $\bar{x}\pm s$ 表示, 采用SPSS 21.0统计软件的单因素方差分析(one-way ANOVA)进行统

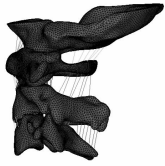


图2 正常上颈椎有限元模型侧面观
Figure 2 Lateral view of normal atlantoaxial finite element model



图3 正常上颈椎有限元模型矢状剖面侧面观
Figure 3 Sagittal sectional view of normal atlantoaxial finite element model

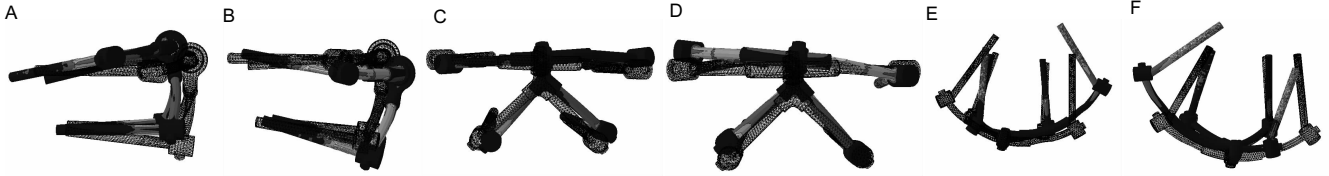


图4 限制性非融合内固定模型的有限元模型
Figure 4 Three-dimensional reconstruction of restricted non-fusion fixation model

图注: 图A为前屈(侧面观); B为后伸(侧面观); C为左侧屈(后侧面观); D为右侧屈(后侧面观); E为左旋(上面观); F为右旋(上面观)。

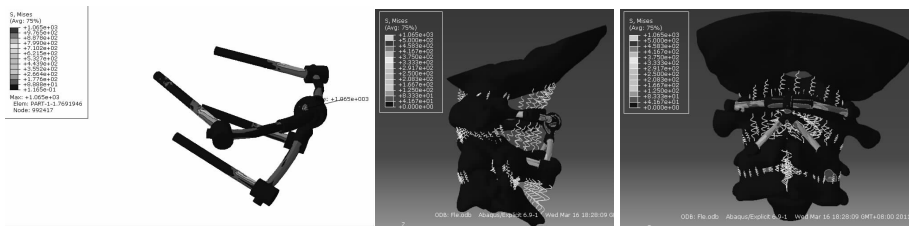


图5 非融合模型在前屈工况下的应力云图
Figure 5 Stress nephograms of non-fusion model in flexion direction

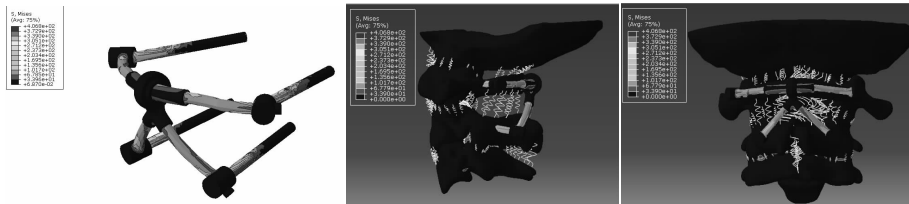


图6 非融合模型在后伸工况下的应力云图
Figure 6 Stress nephograms of non-fusion model in extension direction

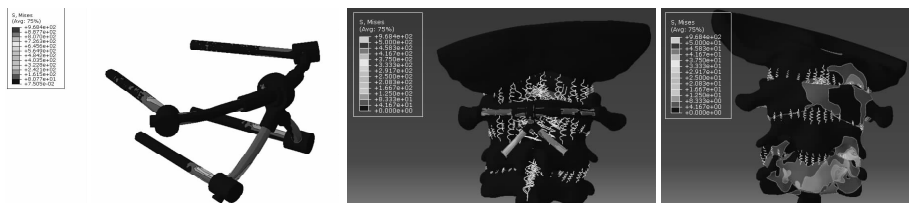


图7 非融合模型在左侧屈工况下的应力云图
Figure 7 Stress nephograms of non-fusion model in left lateral bending direction

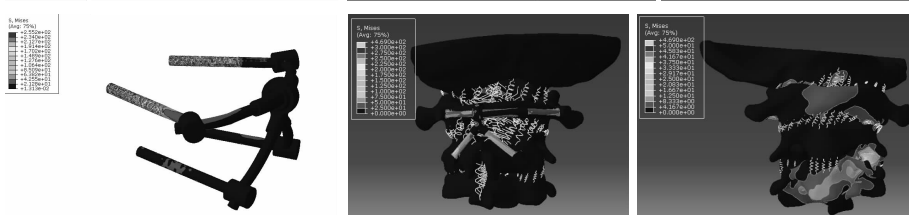


图8 非融合模型在左旋工况下的应力云图
Figure 8 Stress nephograms of non-fusion model in left rotating direction

统计学处理, 组间比较采用SNK法, 显著性水平置于< 0.05。

2 结果 Results

2.1 三维有限元模型的有效性验证 正常寰枢椎几何实体模型、韧带加载及网格划分后的上颈椎有限元模型包括206 747单元, 72 500个节点, 外观逼真, 几何相似性好(图2, 3)。经验证: 模型中各功能单位的活动度与Panjabi等^[17, 22-23]的实验结果相符合(表4), 三维有限元应力云图与临床实际相符合。寰枢椎脱位模型及寰枢椎传统钉棒内固定系统的有限元模型均得到验证^[14]。新型寰枢椎非融合限制性内固定系统的各个部件的节点和单元数见表5。

2.2 不同情况下寰枢椎运动节段的活动度比较 正常寰

枢椎模型屈伸活动度是20.4°, 单侧左右侧屈活动度是3.6°, 单侧轴向旋转活动度是33.9°(表6), 可见寰枢椎脱位模型的前屈后伸、左右侧屈及轴向旋转的活动度明显增加。限制性非融合内固定系统模型的寰枢椎前屈、后伸的活动度与寰枢椎传统钉棒系统的结果接近, 均较正常寰枢椎和寰枢椎脱位模型明显缩小(图4A, B); 传统钉棒系统模型的侧向屈曲活动度明显减少, 而限制性非融合内固定系统的侧向屈曲活动度较寰枢椎脱位模型稍增加, 但与正常模型相近(图4C, D); 而在轴向旋转工况下, 传统钉棒内固定系统模型的寰枢椎轴向旋转活动度基本为零, 而限制性非融合内固定系统模型的轴向旋转活动度虽然比正常模型稍减少, 仍保留大部分活动度(图4E, F)。

表4 在1.5 N·m 纯力矩作用下正常模型 C₀-C₂ 节段三维运动范围比较 (°)Table 4 Range of motion of normal model of C₀-C₂ segments at a torque of 1.5 N·m

工况	节段	Panjabi (1991) ^[22]	Brolin (2004) ^[17]	Zhang (2007) ^[23]	本研究
前屈	C ₀₋₁	14.4(3.2)	18.2	14.5	10.5
	C ₁₋₂	12.7(3.2)	11.3	15.0	17.0
后伸	C ₀₋₁	14.4(3.2)	10.5	13.3	6.5
	C ₁₋₂	10.5(5.0)	14.0	12.7	15.5
旋转	C ₀₋₁	3.3(2.3)	6.1	8.5	4.6
	C ₁₋₂	37.4(9.0)	23.3	30.6	27.0
侧屈	C ₀₋₁	5.6(3.0)	3.0	5.5	5.6
	C ₁₋₂	12.6(7.0)	4.0	5.9	5.4

表注: 旋转和侧屈取单侧结果。

2.3 非融合内固定的应力云图 在前屈工况下, 应力集中于双侧寰枢椎椎弓根螺钉尾部与寰枢椎交界面处及万向固定杆腹侧与寰椎横向连接棒交接处(图5)。

在后伸工况下, 应力主要集中于双侧寰枢椎椎弓根螺钉尾部与寰枢椎交界面处(图6), 部分应力集中于寰枢椎椎弓根与其相应连接棒的连接处。

在左右侧屈工况下, 应力集中部位在于屈曲侧枢椎椎弓根螺钉和连接棒连接处及C₂₋₃侧块关节(图7)。

在左右轴向旋转工况下, 应力主要集中于双侧寰枢椎椎弓根螺钉的头端(图8)。

3 讨论 Discussion

3.1 新型寰枢椎限制性非融合内固定系统的优点 根据寰枢椎不稳的严重程度, 患者可能会出现颈部疼痛, 颈部活动受限, 感觉缺陷, 步态异常, 甚至死亡。保守治疗可能适用于许多患者, 但是, 如果寰枢椎不稳导致神经功能缺损则意味着急需手术进行干预^[24]。目前用于治疗寰枢椎不稳的寰枢椎内固定方式主要包括后路C₁₋₂钛缆、椎板夹、椎板钩、后路寰枢椎经关节螺钉、钉棒系统以及各种术式的组合^[25]。所有这些技术都可以用来固定寰枢椎, 从而最终达到关节融合。然而寰枢椎融合可能导致在各个方向活动度的损失, 但是以往文献表明, 寰枢椎前后方向上的不稳定性可能依旧存在^[9, 26]。研究证实, 颈椎转动活动度的大约50%功能依赖于寰枢椎轴向旋转, 而寰枢椎轴向旋转和侧向弯曲活动度的丢失可能会降低患者的生存质量^[27], 因此对寰枢椎进行固定过程中有必要至少部分保留寰枢椎的活动度。

迄今为止, 寰枢椎关节非融合技术的相关文献报道很少, 研究目前仍处于临床前期阶段^[28]。作者课题组于2011年首次报道了本新型寰枢椎限制性非融合内固定系统后^[29], 国内学者发明了一种用于治疗寰枢椎不稳的人工寰枢椎关节置换技术^[30], 可以保留足够的旋转运动, 并且同时限制前屈、后伸和侧弯。但是, 这项技术需要经口咬除寰椎前弓和齿状突, 这对于普通脊柱外科医生来说, 操作难度很大,

表5 后路寰枢椎非融合内固定系统的节点和单元

Table 5 Element and nodes of posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation system

内固定部件	节点	单元
万向连接杆	4 479	2 848
C ₁ 连接棒(含螺钉尾部)	9 875	6 040
C ₂ 连接棒(含螺钉尾部)	3 356	1 764
螺钉	2 280	1 160
整个系统	30 183	17 056

表6 各种模型在不同工况下的寰枢椎活动度比较 (°)

Table 6 Range of motion of four models in different directions

模型	前屈	后伸	左侧屈	右侧屈	左旋	右旋
无损模型	10.2	10.2	3.6	3.6	33.9	33.9
脱位模型	17.0	15.5	1.4	5.4	27.0	25.1
非融合模型	0.7	1.1	5.0	6.3	19.0	14.0
C ₁ -C ₂ 钉棒模型	0.2	1.7	0.2	0.2	0.2	0.2

并且风险很高。另一种寰枢椎后路固定方法是由日本学者Kato等^[31]于2013年设计提出的, 该系统可以限制前后方向的不稳定, 并保留了轴向旋转、屈伸和侧弯功能。但是, 尽管该设备可以抵抗前后平移, 但使得应力过于集中在两个固定杆上。此外, 这两个固定杆插入C₂连接环中, 通过在C₁连接环的槽中滑动产生轴向转动。而软组织长入C₁连接环的槽中可能会限制寰枢椎的活动, 并且导致颈部疼痛。作者前期通过人体离体标本生物力学研究证实了后路寰枢椎限制性非融合内固定系统的有效性及其可行性^[32], 本系统由螺钉和棒共同分散应力, 不会形成局部应力过于集中, 避免螺钉在骨内发生松动, 导致对前屈、后伸稳定性的维持, 特别对于骨质疏松患者尤为适合, 另外也可以很好的传递颈椎之间的压力, 不会导致加速邻位节段的退变过程。实验证实非融合内固定组和传统钉棒组寰枢椎关节的屈伸活动相对稳定。球壳内的多轴轴承结构是一个球槽结构, 从而形成光滑的侧屈或轴向转动。虽然寰枢椎关节主要在前后方向上出现不稳定, 但是在横向、纵向和旋转方向上的寰枢椎不稳也有存在^[33-35]。因此该系统的功能仅在于限制寰枢椎关节的前后平移, 而不适合于在其他方向的寰枢椎不稳。该非融合内固定系统不仅可以使各种原因引起的寰枢椎脱位恢复其正常寰枢椎序列, 而且对寰椎爆裂性骨折, 由于寰椎横向连接棒为水平方向, 通过适当的水平加压, 也可以使骨折达到满意的复位, 而对于齿状突骨折也可以起到旷置作用, 有效促进骨折愈合, 具有近期临床意义。

本设计采用寰椎横向连接棒和万向固定杆的组合, 二者分别连接寰椎和C₂椎弓根螺钉。万向连接杆球壳内的多轴轴承结构是该结构中最重要的一部分, 其中包含一个中空圆柱形通道, 允许寰椎横向连接棒从中心穿过, 在多轴固定连接杆上呈弧形平滑地移动, 作者通过这种方法保留了寰枢椎关节的轴向旋转和侧方屈曲的活动度, 由于在旋转及

侧屈时, 万向固定杆尚未到达两侧寰枢椎弓根螺钉的尾部, 因此可以避免金属间的撞击而出现声响以及内固定的磨损或断裂。

3.2 有限元分析及启示 本研究的目的是通过三维有限元研究的方法测试植入物的功能和效用, 通过将限制性非融合内固定系统模型与正常模型、脱位模型、传统钉棒系统模型的寰枢椎活动度进行对比, 证实该内固定系统与传统钉棒系统固定后寰枢椎屈伸方向的活动度接近, 说明该内固定系统同样可以有效限制寰枢椎的屈伸活动。另一方面, 非融合内固定模型的侧向屈曲和轴向旋转的活动度显著大于钉棒系统模型, 而与寰枢椎完整模型的活动度接近, 可见侧屈和轴向旋转功能在非融合内固定模型中得以保留。这些结果与本设计的目标一致。所有上述结果表明, 限制性非融合内固定系统可以有效地稳定寰枢椎屈伸活动, 并且可以部分保留轴向旋转和左右侧屈的活动度。该新型寰枢椎动态内固定装置基于当前流行的寰枢椎弓根螺钉系统, 具有明显的先进性。虽然, 有部分国内外学者在前路寰枢椎动态固定做了初步的研究探讨^[36-40], 但利用三维有限元模型将寰枢椎动态固定与传统寰枢椎弓根螺钉固定系统进行比较, 据作者所知, 尚属国内外首次。

进行有限元模型研究可以简化部分结构部件, 将实际中带有螺纹的螺钉圆柱形棒状结构替换为圆柱形棒状结构, 从而达到均一性。将螺钉尾部与连接棒、万向固定杆与C₂连接棒进行一体化设计, 可以忽略部件连接处的活动问题, 从而突出研究重点, 忽略无关干扰, 减少实验时间及降低实验的复杂性, 同时也规避了次要因素对实验的结果的影响。另外, 本非融合装置含有万向连接关节, 虽然金属部件之间的摩擦系数始终是难以回避的问题, 但这不是本研究的主要方向。本文主要针对该设计进行可行性分析, 有限元模型可以将摩擦系数降至理想状态, 进而避免其他体外生物力学实验所要面临的问题。当然, 这在今后的研究中仍是需要解决的重要问题。本实验通过有限元研究可以分析内固定植入骨内部分的应力情况, 而这对于体外生物力学实验则难以实现。另外非融合装置的万向活动关节部件体积较小, 其应力情况难以通过体外生物力学实验直接获得。

3.3 新型内固定设计及有限元研究的局限性 本实验研究的新型非融合内固定装置仍然处于临床前期阶段, 临床实际操作的可行性以及临床效果还是一个未知数。本实验没有对横向/前后平移和旋转的轴线进行分析, 并且没有进行疲劳试验。在克服一些技术上的限制之后, 作者将测试这些参数用于未来的改进型产品。首先, 该内固定装置设计建立在使用当前后路颈椎钉棒系统(强生公司, SUMMIT系统)的基础上, 应力可能集中于螺钉和骨性结构的交界面, 这可能导致用于骨质疏松患者体内时造成内固定失败。第二, 为了在寰椎后弓和寰椎横向连接棒之间提供寰枢椎

轴向旋转的足够空间, 部分C₁螺钉的螺纹未嵌入在骨内。因此, 该装置在螺钉末端容易产生疲劳断裂, 作者后期考虑在设计方面进行改良, 比如增粗尾部螺钉, 或者设计为改为半螺纹或锥形椎弓根螺钉, 或者将寰椎弧形连接棒改为“Ω”形状, 使两端变平, 使螺钉尾段的全部埋入骨内, 避免局部应力过于集中。第三, 多轴固定连接杆和寰椎横向连接棒之间的摩擦可能会导致装置的频繁故障。因此, 作者会对该装置进行材料及连接方式的相关改进, 以增强其抗疲劳特性。此外, 本实验没有考虑软组织的影响, 而这可能导致临床应用中颈椎活动度的损失以及临床应用当中不可预见的相关并发症。

致谢: 感谢解放军第二军医大学附属长征医院脊柱四科全体职工在工作中的帮助, 特别感谢导师倪斌主任医师等各位老师在手术及理论学习上的极大帮助。

作者贡献: 杜诗尧负责文章书写, 周凤金负责文章修改, 周凤金、陈博、陈金水负责实验的实施, 倪斌提出研究思路。

利益冲突: 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

伦理问题: 志愿者对实验方案知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审, 符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] Robertson PA, Tsitsopoulos PP, Voronov LI, et al. Biomechanical investigation of a novel integrated device for intra-articular stabilization of the C1-C2 (atlantoaxial) joint. *Spine J.* 2012;12: 136-142.
- [2] Roy AK, Miller BA, Holland CM, et al. Magnetic resonance imaging of traumatic injury to the craniovertebral junction: a case-based review. *Neurosurg Focus.* 2015;38: E3.
- [3] Elliott RE, Tanweer O, Boah A, et al. Atlantoaxial fusion with screw-rod constructs: meta-analysis and review of literature. *World Neurosurg.* 2014;81: 411-421.
- [4] Ryang YM, Torok E, Janssen I, et al. Early Morbidity and Mortality in 50 Very Elderly Patients After Posterior Atlantoaxial Fusion for Traumatic Odontoid Fractures. *World Neurosurg.* 2016;87: 381-391.
- [5] Du JY, Aichmair A, Kueper J, et al. Biomechanical analysis of screw constructs for atlantoaxial fixation in cadavers: a systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg Spine.* 2015; 22: 151-161.
- [6] Bhowmick DA, Benzel EC. Posterior atlantoaxial fixation with screw-rod constructs: safety, advantages, and shortcomings. *World Neurosurg.* 2014;81: 288-289.

- [7] Ni B, Guo Q, Lu X, et al. Posterior reduction and temporary fixation for odontoid fracture: a salvage maneuver to anterior screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2015;40: E168-174.
- [8] Lubelski D, Benzel EC. C1-C2 fusion: promoting stability, reducing morbidity. *World Neurosurg*. 2014;82: 1052-1054.
- [9] Lenehan B, Guerin S, Street J, et al. Lateral C1-C2 dislocation complicating a type II odontoid fracture. *J Clin Neurosci*. 2010;17: 947-949.
- [10] Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15: 633-648.
- [11] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. *Biomed Mater Eng*. 1997;7: 221-230.
- [12] Ng HW, Teo EC. Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4-C6) under axial loading. *J Spinal Disord*. 2001;14: 201-210.
- [13] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. *J Biomech*. 2006; 39: 189-193.
- [14] 陈金水,倪斌,陈博,等.寰枢椎脱位三维非线性有限元模型的建立和分析[J].中国脊柱脊髓杂志,2010,20(9):749-753.
- [15] 郭群峰,陈方经,倪斌,等.带有颅底的全颈椎三维有限元模型的建立及分析[J].中国脊柱脊髓杂志,2014,24(6): 550-554.
- [16] Hu Y, Dong WX, Hann S, et al. Construction of Finite Element Model for an Artificial Atlanto-Odontoid Joint Replacement and Analysis of Its Biomechanical Properties. *Turk Neurosurg*. 2016;26: 430-436.
- [17] Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004;29: 376-385.
- [18] El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*. 2009;42: 1252-1262.
- [19] Zhang B, Liu H, Cai X, et al. Biomechanical Comparison of Modified TARP Technique Versus Modified Goel Technique for the Treatment of Basilar Invagination: A Finite Element Analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41: E459-466.
- [20] Tan M, Wang H, Wang Y, et al. Morphometric evaluation of screw fixation in atlas via posterior arch and lateral mass. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28: 888-895.
- [21] Ebraheim N, Rollins JR Jr, Xu R, et al. Anatomic consideration of C2 pedicle screw placement. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996;21: 691-695.
- [22] Panjabi M, Dvorak J, Crisco JJ 3rd, et al. Effects of alar ligament transection on upper cervical spine rotation. *J Orthop Res*. 1991;9: 584-593.
- [23] Zhang H, Bai J. Development and validation of a finite element model of the occipito-atlantoaxial complex under physiologic loads. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007;32: 968-974.
- [24] Goel A, Nadkarni T, Shah A, et al. Radiologic Evaluation of Basilar Invagination Without Obvious Atlantoaxial Instability (Group B Basilar Invagination): Analysis Based on a Study of 75 Patients. *World Neurosurg*. 2016;95: 375-382.
- [25] Huang DG, Hao DJ, He BR, et al. Posterior atlantoaxial fixation: a review of all techniques. *Spine J*. 2015;15: 2271-2281.
- [26] Lopez AJ, Scheer JK, Leibl KE, et al. Anatomy and biomechanics of the craniovertebral junction. *Neurosurg Focus*. 2015;38: E2.
- [27] Huang DG, Hao DJ, Li GL, et al. C2 nerve dysfunction associated with C1 lateral mass screw fixation. *Orthop Surg*. 2014;6: 269-273.
- [28] 马向阳,杨进城,尹庆水,等.后路寰枢椎钉棒固定非融合治疗新鲜II型齿状突骨折保留寰枢椎旋转功能的临床初探[J].中国脊柱脊髓杂志, 2013, 23(5): 411-415.
- [29] 周凤金,倪斌,刘洪超,等.一种后路寰枢椎动态内固定系统的研制及其解剖学研究[J].脊柱外科杂志,2011,9(3): 183-187.
- [30] Cai X, He X, Li H, et al. Total atlanto-odontoid joint arthroplasty system: a novel motion preservation device for atlantoaxial instability after odontoidectomy. *Spine (Phila Pa 1976)*.2013;38: E451-457.
- [31] Kato K, Yokoyama T, Ono A, et al. Novel motion preservation device for atlantoaxial instability. *J Spinal Disord Tech*. 2013;26: E107-111.
- [32] Chen J, Zhou F, Ni B, et al. New Posterior Atlantoaxial Restricted Non-Fusion Fixation for Atlantoaxial Instability: A Biomechanical Study. *Neurosurgery*. 2016;78: 735-741.
- [33] Ji W, Zheng M, Kong G, et al. Computed Tomographic Morphometric Analysis of Pediatric C1 Posterior Arch Crossing Screw Fixation for Atlantoaxial Instability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41: 91-96.
- [34] Yu HM, Malhotra K, Butler JS, et al. Anterior and posterior fixation for delayed treatment of posterior atlantoaxial dislocation without fracture. *BMJ Case Rep*. 2015;2015. pii: bcr2015212436.
- [35] Srivastava SK, Aggarwal RA, Nemade PS, et al. Single-stage anterior release and posterior instrumented fusion for irreducible atlantoaxial dislocation with basilar invagination. *Spine J*. 2016;16: 1-9.
- [36] Platzer P, Thalhammer G, Krumboeck A, et al. Plate fixation of odontoid fractures without C1-C2 arthrodesis: practice of a novel surgical technique for stabilization of odontoid fractures, including the opportunity to extend the fixation to C3. *Neurosurgery*. 2009;64: 726-733; discussion 733.
- [37] Lu B, He X, Zhao CG, et al. Biomechanical study of artificial atlanto-odontoid joint. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34: 1893-1899.
- [38] Ma X, Peng X, Xiang H, et al. A finite element modeling of posterior atlantoaxial fixation and biomechanical analysis of C2 intralaminar screw fixation. *Chin Med J (Engl)*. 2014;127: 1266-1271.
- [39] Cai X, Yu Y, Liu Z, et al. Three-dimensional finite element analysis of occipitocervical fixation using an anterior occiput-to-axis locking plate system: a pilot study. *Spine J*. 2014;14: 1399-1409.
- [40] Zhang BC, Liu HB, Cai XH, et al. Biomechanical comparison of a novel transoral atlantoaxial anchored cage with established fixation technique - a finite element analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015;16: 261.