

基础研究

一种新型后路寰枢椎固定系统的设计及有限元分析

潘保顺¹, 唐焕章^{1,2,3}, 陈金水^{1,2,3}, 张李宝⁴, 徐皓^{1,2,3}, 林松庆^{1,2,3}

(1 蚌埠医学院福总教学医院骨一科 350025 福州市; 2 联勤保障部队第九〇〇医院骨一科 350025 福州市;

3 厦门大学附属东方医院骨一科 350025 福州市; 4 福建医科大学福总临床医学院骨一科 350025 福州市)

【摘要】目的:基于影像学参数设计一种新型后路寰枢椎固定系统,运用有限元方法评价该系统固定的生物力学稳定性。**方法:**运用医学影像存档与通信系统测量工具对后弓发育正常且结构完整的成人寰椎 CT 进行解剖学参数测量,依据寰椎影像学测量参数设计出一种符合寰椎解剖结构的新型后路寰枢椎固定系统。对 1 例健康志愿者上颈椎进行薄层 CT 扫描,对其 CT 图片数字图像处理,进行网格划分、设置材料属性及载荷与边界条件,建立正常上颈椎有限元模型(正常模型),并与已发表文献对比验证其有效性;在正常模型基础上通过修改材料属性及去除横韧带构建寰枢椎失稳有限元模型(失稳模型),加载新型后路寰枢椎内固定系统至失稳模型上建立新型后路寰枢椎固定系统固定有限元模型(新型模型);运用 Abaqus 2019 对新型模型施加扭矩为 1.5N·m,对该模型 C0-C3 节段屈伸、侧屈、旋转活动度进行计算分析,并与寰枢椎椎弓根螺钉固定有限元模型(椎弓根螺钉模型)对比。**结果:**设计出的新型后路寰枢椎固定系统符合寰椎的解剖结构,此系统由新型寰椎后弓钢板、连接棒及枢椎椎弓根螺钉组成。与以往文献对比,建立的正常模型验证有效。新型模型与正常模型相比减少了屈伸 95.3%、侧屈 92.6%、旋转 99.0% 的活动度,在各状态明显减少置入节段(C1-2)的活动度。有限元分析得出新型模型在屈伸、侧屈、旋转状态下 C1-2 节段活动度分别为 1.10°、0.49°、0.59°,与椎弓根螺钉模型活动度相近;新型模型 C2/3 椎间盘最大应力在前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋转、右旋转状态下分别为 3.71MPa、5.84MPa、3.09MPa、3.43MPa、2.65MPa、3.59MPa,与正常模型最大应力一致;新型后路寰枢椎固定系统固定的应力主要集中于枢椎椎弓根螺钉根部及连接棒。**结论:**新型后路寰枢椎固定系统固定具有良好的生物力学稳定性,可作为寰枢椎失稳内固定的补充方式。

【关键词】寰枢椎失稳;内固定;有限元分析;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2020.04.10

中图分类号:R687.3,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2020)-04-0353-07

Design and finite element analysis of a new posterior atlantoaxial fixation system/PAN Baoshun, TANG Huanzhang, CHEN Jinshui, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(4): 353-359

【Abstract】Objectives: A new posterior atlantoaxial fixation system was designed based on imaging parameters, and its biomechanical stability was evaluated by finite element analysis. **Methods:** Anatomy parameters for atlas CT were measured by image archiving and communication systems measuring tool, then a new posterior atlantoaxial fixation system conformed to atlas anatomical structure was designed based on the parameters. CT thin layer scan for upper cervical spine of healthy volunteers was performed, and digital image was processed for CT diagram, then mesh division was carried out and material property, loading and boundary conditions were set to establish the normal upper cervical spine finite element model(normal model), and the effectiveness was verified by comparing with the published literature. The atlantoaxial instability finite element model(instability model) was established based on normal model by modifying the material property and removing transverse ligament. Then new posterior atlantoaxial fixation system was loaded onto the instability model to establish the new posterior atlantoaxial fixation system fixed finite element model (new model). 1.5N·m torque was applied on the new model by Abaqus 2019, and the range of motion(ROM) for flexion and extension

基金项目:国家自然科学基金(81301602);福建省自然科学基金(2016J01581)

第一作者简介:男(1990-),硕士研究生在读,研究方向:脊柱外科

电话:(0591)22859382 E-mail:pbs8615@live.com

通讯作者:陈金水 E-mail:cjswater@qq.com

sion, lateral bending and axial rotation of C0-C3 segment was calculated, then comparison with atlantoaxial pedicle screw fixed finite element model(pedicle screw model) was performed. **Results:** The new posterior atlantoaxial fixation system conformed to the atlas anatomical structure, and the system was formed by new type of posterior atlas arch plate, connecting rod and axial pedicle screw. Compared with the published literature, the normal model we established was effective. Compared with the normal model, the new model decreased ROM by 95.3% in flexion and extension, 92.6% in lateral bending and 99.0% in axial rotation. The ROM of implanting segment (C1-2) decreased obviously under each status. Through finite element analysis, under flexion and extension, lateral bending and axial rotation, the ROM of C1-2 segment for new model were 1.10°, 0.49° and 0.59°, which were closed to the ROM of pedicle screw model. Under flexion, extension, left bending, right bending, left rotation and right rotation, the maximum stress of C2/3 intervertebral disc for new model were 3.71MPa, 5.84MPa, 3.09MPa, 3.43MPa, 2.65MPa and 3.59MPa, which were in accordance with the normal model. The stress of new posterior atlantoaxial fixation system mainly concentrated on the root of the axial pedicle screw and the connecting rod. **Conclusions:** The new posterior atlantoaxial fixation system owned good biomechanical stability and can be used as a supplement for atlantoaxial instability internal fixation.

[Key words] Atlantoaxial instability; Internal fixation; Finite element analysis; Biomechanics

[Author's address] Department of Orthopedics, Fuzhou General Hospital Affiliated to Bengbu Medical College, Fuzhou, 350025, China

寰枢椎失稳多因创伤、肿瘤、退行性变、畸形等多因素导致^[1-6]。目前寰枢椎椎弓根螺钉内固定技术是治疗寰枢椎失稳的有效方法^[7]。因解剖变异、复杂损伤、个体差异、置钉困难或失败等导致现有后路寰枢椎内固定技术无法使用时^[7-9],需要寻找一种较为安全可靠的补充方式。本研究依据寰椎影像学资料设计一种新型后路寰枢椎固定系统,并运用有限元方法对其稳定性进行生物力学分析。

1 材料与方法

1.1 新型后路寰枢椎固定系统的设计及组装

1.1.1 新型寰椎后弓钢板设计 根据我院医学影像科所摄上颈椎 CT 图像,筛选寰椎后弓发育正常且结构完整的成人影像学资料。运用医学影像存档与通信系统测量工具进行寰椎解剖学参数测量。依据参数设计新型寰椎后弓钢板(图 1),钢板为以后结节为中心对称性变窄的圆弧形,长度 30mm,厚 2mm,半径 28mm;钢板钉孔 3.5mm 锁定螺钉孔,两个对称的多轴“U”形槽,四个对称的后弓钩;后弓钩位于后结节后弓 10mm 处,长度为 5mm;后弓螺钉为直径 3.5mm、长度 12~14mm 的锁定螺钉。弧形及凹陷设计利于与寰椎后弓贴合,锁定钉孔增加固定的稳定性,后弓钩可以与后弓环抱增加内固定稳定性,多轴“U”形槽可经钛棒与现有的包括枢椎椎弓根螺钉、经关节螺钉以及

枢椎椎板螺钉直接连接,构成新型后路寰枢椎固定系统。

1.1.2 新型后路寰枢椎固定系统的组装 新型后路寰枢椎固定系统由新型寰椎后弓钢板、连接棒及枢椎椎弓根螺钉组成。先将新型寰椎后弓钢板置于寰椎后弓处,依次将寰椎后弓钩抱紧,沿锁定孔方向钻孔并锁入两枚 3.5mm 锁定螺钉,然后置入连接棒于“U”形槽内,最后置入尾帽,连接棒另一端与枢椎椎弓根螺钉构成新型后路寰枢椎固定系统(图 2)。

1.2 有限元分析

1.2.1 正常上颈椎有限元模型的建立及验证 选取 1 例颈部无畸形、退变及炎症的健康志愿者(男性,28 岁,身高 175cm,体重 65kg),对其上颈椎(C0-C3)进行薄层 CT 扫描。对 CT 图片数字图像处理,进行网格划分、设置材料属性及载荷与边界条件,建立正常上颈椎有限元模型,计算出活动度数据,并与已发表文献^[10,11]数据对比,验证其有效性。

1.2.2 寰枢椎失稳有限元模型的建立 在已建立的正常上颈椎有限元模型基础上,利用有限元软件对模型进行处理:移除横韧带模拟韧带断裂,更改材料参数以模拟其余韧带损伤(因韧带损伤程度不一,不能模拟完全,理想化的采用均一化处理来模拟韧带损伤),以构建出寰枢椎失稳有限元模型。我们前期已建立寰枢椎失稳有限元模型,模型

结果已发表^[12], C1-2 前屈、后伸、侧屈、旋转状态下活动度分别为 34.8°、29.2°、12.4°、34.0°(侧屈及旋转为单侧结果)。

1.2.3 新型后路寰枢椎固定系统有限元模型的建立 运用 SolidWorks 2019 根据影像学参数设计出新型后路寰枢椎固定系统的几何模型图(图 2), 将其导入 Hypermesh 14.0 有限元前处理软件进行网格划分, 依据参考文献设置材料属性(表 1), 然后设置载荷与边界条件, 建立起新型后路寰枢椎固定系统有限元模型, 并将该模型加载到寰

枢椎失稳有限元模型上, 构建出新型后路寰枢椎固定系统固定有限元模型(图 3)。

1.2.4 有限元后处理 运用 Abaqus 2019 对新型后路寰枢椎固定系统固定有限元模型施加扭矩为 1.5N·m, 并对该模型旋转、屈伸、侧屈活动度进行计算分析。计算该模型的应力, 以应力单元构成应力云纹图并以应力云纹图显示。将新型后路寰枢椎固定系统固定有限元模型与已建立的寰枢椎椎弓根螺钉固定的有限元模型^[13]活动度进行比较。



图 1 新型寰椎后弓钢板(1,寰椎后弓钩;2,多轴“U”形槽;3,锁定螺钉;4,锁定钉孔) a 正视图 b 侧视图 c 俯视图 d 轴视图 图 2 新型后路寰枢椎固定系统 a 正视图 b 侧视图 c 轴视图

Figure 1 The new design of posterior atlas arch plate (1: Posterior atlas arch hook; 2: Multi-axis "U" groove; 3: Locking screw; 4: Locking screw hole) **a** Front view **b** Lateral view **c** Vertical view **d** Axis view **Figure 2** The new posterior atlantoaxial fixation system **a** Front view **b** Lateral view **c** Axis view

2 结果

2.1 新型后路寰枢椎固定系统

新型寰椎后弓钢板弧形、凹陷及后弓钩的设计利于与寰椎后弓贴合,符合寰椎后弓解剖结构特征。锁定螺钉方向及长度设计符合寰椎后弓安全置钉长度。多轴“U”形槽可经连接棒与现有的包括枢椎椎弓根螺钉、经关节螺钉以及枢椎椎板螺钉直接连接,构成新型后路寰枢椎固定系统,可以较好地兼容。

2.2 有限元分析

本研究建立的正常上颈椎有限元模型与 Panjabi 等^[10]发表的体外实验和 Zheng 等^[11]建立的上颈椎有限模型比较,验证有效(表 2)。正常模型与新型模型不同节段活动度及对比见表 3。各种状态下新型后路寰枢椎固定系统固定与正常上颈椎有限元模型相比均明显减少置入节段(C1-2)的活动度;对于相邻节段屈伸活动度来说 C0-1 节段轻微增加而 C2-3 节段轻微减小;相邻节段侧屈活动度均轻微减少,而旋转活动度均轻微增加。新型后路寰枢椎固定系统固定模型与前期已

建立的寰枢椎失稳有限元模型及寰枢椎椎弓根螺钉固定有限元模型 C1-2 节段各状态活动度比较见表 4,寰椎失稳模型各状态活动度明显增大,新型后路寰枢椎固定系统固定有限元模型及寰枢椎椎弓根螺钉固定有限元模型均明显降低模型各状态的活动度。根据应力云纹图,在各种状态新型后路寰枢椎固定系统对 C2/3 椎间盘应力几乎无影响,其应力主要集中于枢椎椎弓根螺钉根部及连接棒(图 4),C2/3 椎间盘及新型后路寰枢椎固定系统最大应力情况见表 5。

3 讨论

3.1 新型后路寰枢椎固定系统的优点

(1)符合解剖结构。依据解剖数据设计出的寰椎后弓弧形钢板、后弓弧形凹陷及后弓钩设计与寰椎后弓环抱,使钢板与寰椎后弓更好地贴合,符合后弓的解剖结构。有文献报道寰椎后弓暴露一般在距离后结节 15~20mm 处^[14],为避免损伤椎动脉,钢板总长度 30mm,单侧距离后结节为 15mm。Natsis 等^[15]测量后结节处至椎动脉沟内侧距离,左侧为 13.71±1.76mm,右侧为 13.78±1.87mm,为了避免损伤椎动脉及脊髓,我们将寰椎后弓钩设计在距离后结节 10mm 处,长度为 5mm。另外,新型寰椎后弓钢板依据前期影像学测量结果设计出来,因存在个体化差异,可以设计小、中、大三种型号,具体实施依据个体 CT 测量结果选择合适大小的钢板固定。目前产品尚未商业化,下一步将考虑向临床转化。随着 3D 打印技术的发展,目前内固定的制作时间很短,甚至可以实现个体化定制。(2)具有较好的稳定性。Guo 等^[16]将寰椎后弓钩与枢椎椎弓根螺钉连接,具有较好的生物力学稳定性,但是后弓钩往往出现与寰椎后弓配伍不良、固定不安全等问题。Floyd 等^[17]首次提出寰椎后弓螺

表 1 材料属性

Table 1 The material property

	弹性模量/MPa Stiffness/MPa	泊松比 Poisson's ratio
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3
松质骨 Cancellous bone	500	0.3
终板 End plate	500	0.4
横韧带 Transverse ligament	E1=86,E2=6	0.16
钛 Titanium	120000	0.3

注:E1 为椎间盘轴面侧位;E2 垂直于 E1

Note: E1 is the lateral axial plane of intervertebral disc; E2 is perpendicular to E1

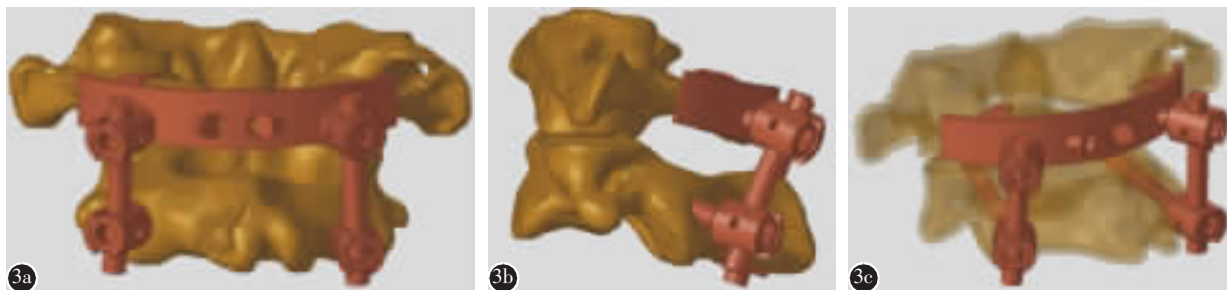


图 3 新型后路寰枢椎固定系统的有限元模型 a 正视图 b 侧视图 c 轴视图

Figure 3 The new posterior atlantoaxial fixation system finite element model a Front view b Lateral view c Axis view

表 2 本研究正常模型活动度与文献结果对比

(°)

Table 2 The comparison of normal model ROM between our study and the literature

	屈伸 Flexion & extension			侧屈 Lateral bending			旋转 Axial rotation		
	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3
Panjabi ^[10]	26±8	25±12	6.8±3	8.5±3	6.3±4.5	9.5±4	9.8±2	55±10	5.2±3
Zheng ^[11]	25.3	21.2	8.0	6.6	4.7	8.7	7.1	39.1	3.8
本研究(Our)	20.27	23.45	9.71	6.14	6.68	12.72	9.60	58.34	5.59

表 3 正常模型与新型模型不同节段活动度比较

Table 3 The comparison of ROM in different segments between normal to new model

	屈伸 Flexion & extension			侧屈 Lateral bending			旋转 Axial rotation		
	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3
正常模型(°) Normal model	20.27	23.45	9.71	6.14	6.68	12.72	9.60	58.34	5.59
新型模型(°) New model	20.94	1.10	9.06	5.87	0.49	12.56	10.31	0.59	6.16
活动度比(%) ROM ratio	+3.3	-95.3	-6.7	-4.4	-92.6	-1.3	+7.3	-99.0	+10.2

注:“-”表示活动度减少;“+”表示活动度增加

Note: "-"Indicates ROM decreased; "+" Indicates ROM increased

表 4 C1-2 节段各模型的活动度比较 (°)

Table 4 Comparison of ROM in the C1-2 segment in different models

	屈伸 Flexion & extension	侧屈 Lateral bending	旋转 Axial rotation
正常模型 Normal model	23.45	6.68	58.34
失稳模型 ^[12] Instability model	64.0	24.8	68.0
新型模型 New model	1.10	0.49	0.59
椎弓根螺钉模型 ^[13] Pedicle screw model	4.7	0.8	0.9

注:侧屈及旋转为双侧结果

Note: The result of lateral bending and axial rotation was obtained from both sides

钉固定技术,单纯后弓螺钉固定存在生物力学稳定性较差、固定强度不足等缺点。新型寰椎后弓钢板将后弓钩和后弓螺钉结合在一起,比单一固定稳定性好。因钢板固定后弓使得植骨面积减少,选择寰椎后弓下缘与枢椎棘突之间植骨;钢板与后弓钩一体化设计增加了固定稳定性,钢板后弓钩外侧的板形结构,虽增加显露风险,仍在安全暴露区域且增加后弓钩稳定性。钢板一体化设计,且采用锁定螺钉设计,增加内固定系统稳定性,虽然限制钉道方向及长度,但是具有较好的固定强度。一体化钢板上的锁定螺钉是根据解剖结构设计的,

其方向依据解剖结构测量设计,能够较好地置入寰椎后弓上,但对于解剖变异及后弓角度较大可能会存在穿出后弓损伤脊髓的风险,因此需要术前进行详细评估,必要时可以个体化定制。(3)兼容性较好。多轴“U”形槽的设计可借助连接棒与现有枢椎螺钉相连,构成新型后路寰枢椎固定系统,具有较好的兼容性。(4)安全且便捷。后弓钩借助配套工具抱紧钳抱紧,操作容易,仅需上下加压抱紧,未进入椎管,对脊髓干扰较少。以后弓解剖数据设计的后弓螺钉为与后弓方向一致的单皮质螺钉,长度选择为后结节至椎动脉沟距离的最小值,损伤椎动脉、脊髓的几率很小,安全性好,而且便于操作。总之,新型后路寰枢椎固定系统固定可作为寰椎椎弓根螺钉置钉困难、失败的一种补救方式;对于寰椎爆裂骨折,该系统因具横向固定的作用更为适合。

3.2 新型后路寰枢椎固定系统固定的有限元分析

上颈椎有限元模型在国内外已逐步完善,有限元分析作为上颈椎生物力学研究方法不仅可模拟颈椎各组织,并分析其内部的张力及应力^[18]。尤其对内固定的有限元分析不仅可以评价其可行性、稳定性及安全性,还可以对其设计进行指导优化^[13]。

本研究中,新型后路寰枢椎固定系统固定有

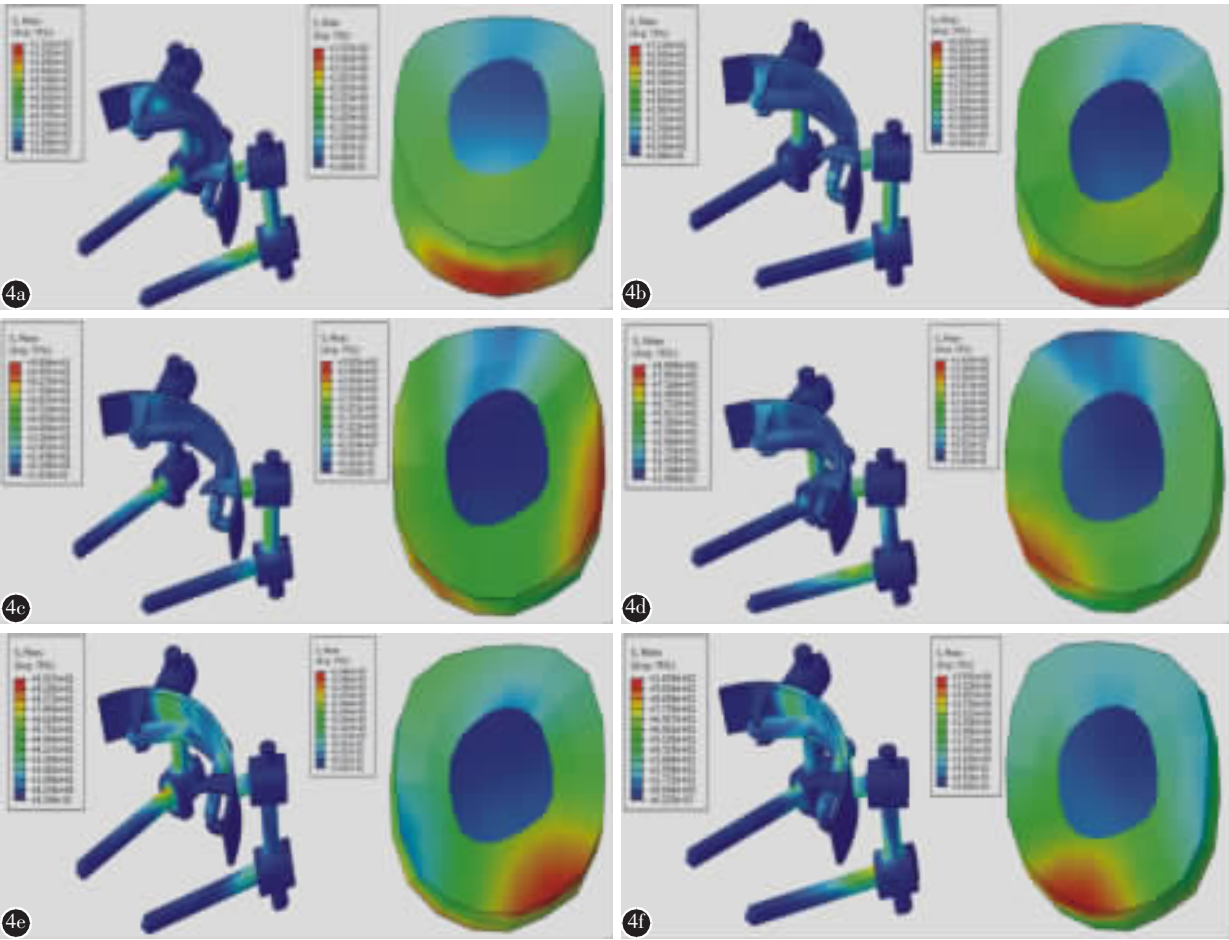


图 4 不同状态新型后路寰枢椎固定系统及 C2/3 椎间盘应力情况 a 前屈 b 后伸 c 左侧屈 d 右侧屈 e 左旋转 f 右旋转

Figure 4 Stress in the new posterior atlantoaxial fixation system and intervertebral disc in different status a Flexion b Extension c Left bending d Right bending e Left rotation f Right rotation

表 5 不同状态下 C2/3 椎间盘及新型后路寰枢椎固定系统最大应力情况 (MPa)
Table 5 Maximum stress in C2/3 intervertebral disc and new posterior atlantoaxial fixation system

	前屈 Flexion	后伸 Extension	左侧屈 Left bending	右侧屈 Right bending	左旋转 Left rotation	右旋转 Right rotation
椎间盘 Intervertebral disc						
正常模型 Normal model	3.73	5.87	3.11	3.47	2.68	3.55
新型模型 New model	3.71	5.84	3.09	3.43	2.65	3.59
新型后路寰枢椎固定系统 New posterior atlantoaxial fixation system	131.20	71.19	98.04	85.99	99.27	103.90

限元模型与正常模型相比减少了屈伸 95.3%、侧屈 92.6%、旋转 99.0%的活动度,在各状态明显减少置入节段(C1-2)的活动度。在屈伸、侧屈及旋转运动都明显限制了寰枢椎的活动度。与寰枢椎椎弓根螺钉固定模型的活动度相比,在屈伸、侧屈及旋转活动度差异较小,说明新型后路寰枢椎固定系固定可以取得与寰枢椎椎弓根螺钉固定模型

相似的稳定性。寰枢椎椎弓根螺钉固定具有一定的复位作用、有多种组合方式、抗轴向旋转能力强、植骨融合率高,是目前治疗寰枢椎失稳的首选方案^[7],寰枢椎椎弓根螺钉内固定具有较好稳定性,但该方案操作要求高、易造成椎动脉、神经根及脊髓损伤。解剖变异、创伤、肿瘤等外界因素引起骨性结构的破坏或缺失,现有后路寰枢椎内固

定技术不能实施时,新型后路寰枢椎固定系统固定可作为补救方式。

新型后路寰枢椎固定系统固定对于相邻节段来说,C0-1 节段屈伸活动度轻微增加而 C2-3 节段减小,相邻节段侧屈活动度均轻微减少了,而且均轻微增加了旋转活动度。新型后路寰枢椎固定系统固定对相邻节段活动度影响总体来说较小。

新型后路寰枢椎固定系统有限元分析应力云纹图显示,在各种状态下该系统对 C2/3 椎间盘应力几乎无影响。对于新型后路寰枢椎固定系统而言,在各种状态下应力主要集中于枢椎椎弓根螺钉根部及连接棒;而对于新型寰椎后弓钢板来说,在屈伸、侧屈时应力主要集中在“U”形槽尾根部及环抱钩处,在左右旋转时应力分散于后弓板及螺钉上。此外内固定物最大应力均来源于枢椎椎弓根螺钉及连接棒,说明新型寰椎后弓钢板应力较为分散,降低了寰椎螺钉断钉风险。各状态下新型后路寰枢椎固定系统的最大应力均小于钛合金的屈服应力,因此静态受力时是安全的。

根据有限元分析得出,新型后路寰枢椎固定系统固定是可行的,具有良好的生物力学稳定性,可作为寰枢椎失稳现有后路内固定技术失败、困难的补救方案,是寰枢椎失稳内固定的补充方式。但本研究也存在不足:首先,新型寰椎后弓钢板应力分散,降低了寰椎断钉风险,但应力仍集中于枢椎椎弓根螺钉根部及连接棒,对枢椎椎弓根螺钉受力无本质改变,是本设计需改进之处;其次本研究有限元模型未加入肌肉等软组织,可能对研究结果产生偏差。本研究未进行体外实验,我们将完善体外实验进行进一步验证。

4 参考文献

1. Rios L, Palancar C, Pastor F, et al. Shape change in the atlas with congenital midline non-union of its posterior arch: a morphometric geometric study [J]. Spine J, 2017, 17 (10): 1523-1528.
2. Li T, Yin YH, Qiao GY, et al. Three-dimensional evaluation and classification of the anatomy variations of vertebral artery at the craniovertebral junction in 120 patients of basilar invagination and atlas occipitalization[J]. Oper Neurosurg(Hagerstown), 2019, 17(6): 594-602.
3. Song MS, Lee HJ, Kim JT, et al. Ponticulus posticus: morphometric analysis and its anatomical implications for occipito-cervical fusion [J]. Clin Neurol Neurosurg, 2017, 157: 76-

81.

4. Xie W, Gao P, Ji L. Three-dimensional spiral CT measurement of atlantal pedicle and its clinical application [J]. Exp Ther Med, 2017, 14(2): 1467-1474.
5. Sanchis-Gimeno JA, Llido S, Perez-Bermejo M, et al. Prevalence of anatomic variations of the atlas vertebra[J]. Spine J, 2018, 18(11): 2102-2111.
6. Chen J, Zhou F, Ni B, et al. New posterior atlantoaxial restricted non-fusion fixation for atlantoaxial instability: a biomechanical study [J]. Neurosurgery, 2016, 78(5): 735-741.
7. Huang DG, Hao DJ, He BR, et al. Posterior atlantoaxial fixation: a review of all techniques[J]. Spine J, 2015, 15(10): 2271-2281.
8. Larsen AMG, Grannan BL, Koffie RM, et al. Atlantoaxial fusion using C1 sublaminar cables and C2 translaminar screws [J]. Oper Neurosurg(Hagerstown), 2018, 14(6): 647-653.
9. Rajinda P, Towiwat S, Chirappapha P. Comparison of outcomes after atlantoaxial fusion with C1 lateral mass-C2 pedicle screws and C1-C2 transarticular screws [J]. Eur Spine J, 2017, 26(4): 1064-1072.
10. Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, et al. Three-dimensional movements of the upper cervical spine [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1988, 13(7): 726-730.
11. Zheng Y, Wang J, Liao S, et al. Biomechanical evaluation of a novel integrated artificial axis: a finite element study [J]. Medicine(Baltimore), 2017, 96(47): e8597.
12. 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.
13. 陈金水, 林松庆, 徐皓, 等. 两种寰枢椎后路内固定系统的三维有限元分析 [J]. 中国矫形外科杂志, 2016, 24 (13): 1217-1222.
14. 马乐群, 镇万新, 徐亮, 等. Apofix 椎板夹内固定在寰枢椎不稳治疗中的应用 [J]. 中华骨科杂志, 2005, 25(10): 599-602.
15. Natsis K, Piperaki ET, Fratzoglou M, et al. Atlas posterior arch and vertebral artery's groove variants: a classification, morphometric study, clinical and surgical implications [J]. Surg Radiol Anat, 2019, 41(9): 985-1001.
16. Guo X, Ni B, Zhao W, et al. Biomechanical assessment of bilateral C1 laminar hook and C1-2 transarticular screws and bone graft for atlantoaxial instability[J]. J Spinal Disord Tech, 2009, 22(8): 578-585.
17. Floyd T, Grob D. Translaminar screws in the atlas[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2000, 25(22): 2913-2915.
18. Lasswell TL, Cronin DS, Medley JB, et al. Incorporating ligament laxity in a finite element model for the upper cervical spine[J]. Spine J, 2017, 17(11): 1755-1764.

(收稿日期:2019-12-31 末次修回日期:2020-03-27)

(英文编审 谭 啸)

(本文编辑 李伟霞)