

寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的有限元分析

张 凯¹, 刘新宇¹, 黄晓慧², 汪 耀², 田永昊¹

(1 山东大学齐鲁医院脊柱外科 250012; 2 山东大学材料学院 250014 济南市)

【摘要】目的:建立寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的三维有限元模型并进行有限元分析,探讨其生物力学特性。**方法:**通过 CT 扫描获取 1 例健康成年男性寰椎椎板螺钉固定的三维有限元模型,观察中立、前屈/后伸、侧弯、旋转、前后平移等载荷下固定系统的应力变化,分析寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定系统的生物力学特性。**结果:**所建立的有限元模型逼真地描绘了寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定系统的结构特点,共包含 183363 个节点(椎骨 130982 个,螺钉 52381 个),116082 个单元(椎骨 83776 个,螺钉 32306 个)。在不同运动状态下,螺钉应力分布主要集中在螺钉置入骨质部分的根部周围和钉棒连接处。前屈载荷时,连接棒从头端至尾端的应力逐步减小,在寰椎侧块螺钉的钉棒连接处应力最大;其他载荷下连接棒应力分布从头端至尾端逐步增大,至枢椎椎板螺钉的钉棒连接处达到最大。后伸和旋转载荷下,螺钉存在明显的高应力区,各螺钉的应力最大值大于其他运动状态。**结论:**寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定系统固定时各螺钉在颈椎旋转及后伸时所受应力明显增加,术后应避免颈椎过度旋转及后伸,以减少螺钉松动和断裂的发生。

【关键词】 枢椎;椎板;有限元;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2011.02.09

中图分类号:R687.3,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2011)-02-0125-04

A finite element model of C1 lateral mass-C2 intralaminar screw-rod fixation and its biomechanical analysis/ZHANG Kai,LIU Xinyu,HUANG Xiaohui,et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2011,21(2):125~128

【Abstract】 Objective:To establish an anatomic detailed finite element model of C1-C2 complex and investigate the biomechanical features of intralaminar C2 screws.**Method:**The coordinate data of the cervical vertebrae were obtained from the CT scan images of a healthy Chinese male adult volunteer.Visualization Toolkit (VTK) software was used to preprocess and establish the geometry model of the C1-C2 cervical spine.The geometry model was meshed by ABAQUS software.Some material parameters were defined from other available material parameters by using proportion and function scale method.The changes of theoretical stress in different positions of atlas were analyzed when the skull was in neutral position,flexion/extension,right and left lateral bending,axial rotation and anterior-posterior (AP) translation.**Result:**The model of C1-C2 complex consisted of 183363 nodes and 116082 elements.The data indicated that C1 lateral mass-C2 intralaminar screw-rod fixation significantly reduced the C1-C2 motion in flexion/extension,lateral bending and axial rotation compared to the intact cases.The results showed that there was concentration of stress at the upper bone-screw interface and the inferior transition area between rod and screw in extension.Stress concentration in flexion occurred in both the upper rod-screw transition area and bone-screw interface. In rotation the inferior conjunction of screw-rod presented stress convergence,the stress of the screw system was well-distributed.**Conclusion:**The finite element model of the atlantoaxial spine realistically simulates the atlantoaxial motion, which can simulate the natural condition and facilitate the further biomechanical research.

【Key words】 Axis;Lamina;Finite element analysis;Biomechanics**【Author's address】** Department of Orthopaedics, Qilu Hospital of Shandong University, Ji'nan, 250012, China

第一作者简介:男(1983-),医学硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(0531)82169423 E-mail:mmc2008@163.com

通讯作者:刘新宇 E-mail:newyuliu@yahoo.com.cn

经枢椎椎板置入螺钉与寰椎侧块螺钉连接内固定的稳定性与 Magerl 技术、C2 椎弓根螺钉固定等的力学性能相似,但不需 X 线透视和外科导航

也能安全置钉。本研究采用有限元分析方法建立寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的模型,旨在探讨寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的生物力学特性。

1 材料和方法

1.1 建立三维有限元模型

选择 1 例成年男性志愿者,身高 171cm,体重 70kg。先拍摄颈椎 X 线片检查排除颈椎外伤、肿瘤、感染和畸形等情况。采用双源 CT 扫描(SO-MATOM Definition, Siemens),层厚 1.0mm,冠状位和矢状位扫描颅底至 C3 椎体,获得体层图像 136 幅骨窗二维断层图像,以 DICOM 格式保存。利用三维图像处理软件 VTK (visualization tool kit)读取 CT 图像数据,根据 CT 值实现图像的阈值化分割,提取骨骼部分。将寰枢椎与枕骨和 C3 分开,并对断面影像进行必要的修补,对边界轮廓线以内的区域进行填充,进一步进行光滑处理,获得光滑、具有详细解剖结构的寰枢椎三维实体模型。采用三维造型软件 UG(Unigraphics NX)建立寰椎侧块-枢椎椎板螺钉系统的 CAD 模型。将寰枢椎三维实体模型赋以非均质材料,导入大型通用非线性有限元分析软件 ABAQUS 6.7-1 中,构建寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的三维有限元模型。

对寰枢椎和钉棒系统的材质进行赋值:根据 CT 值获得寰枢椎骨密度。利用 Carter 等^[1]的经典公式,根据骨密度计算骨的弹性模量:CT 值 $\leq 816\text{Hu}$ 时 $\rho=0.047+1.122\times 10^{-3}x$;CT 值 $>816\text{Hu}$ 时 $\rho=1.028+7.69\times 10^{-4}x$;松质骨 $E=1904\rho^{1.64}$,密质骨 $E=2065\rho^{3.09}$ 。 x 、 ρ 和 E 分别为 CT 图像中人体骨骼组织某一处的 CT 值、密度和弹性模量,骨密度单位分为 g/cm^3 ,弹性模量单位为 MPa。松质骨的密度范围 $0.159\sim 0.962\text{g}/\text{cm}^3$,弹性模量范围 $141\sim 3948\text{MPa}$ 。密质骨的密度范围 $1.637\sim 2.045\text{g}/\text{cm}^3$,弹性模量范围 $10641\sim 8848\text{MPa}$ 。枢椎椎板螺钉的材料为钛合金,其弹性模量为 105000MPa 。泊松比常数为 0.3^[2]。

寰椎侧块螺钉从寰椎椎动脉沟处后弓的中内 1/3 的矢状面与通过椎动脉沟底部至后弓下缘中 1/2 处的冠状面的交线为进钉通道;进钉通道在后弓后方骨皮质上的投影点为进钉点。枢椎椎板螺钉以枢椎棘突根部中点为定位标志,2 枚枢椎椎板螺钉交叉固定,进钉点为椎板轴线与棘突根

部的交点。对寰枢椎钉道周围进行网格密集划分。

1.2 有限元模型的有效性验证、约束边界及加载设置条件

模拟生理载荷下寰枢椎的三维运动范围,所得结果与 Puttlitz 等^[3]的体外生物力学实验结果比较,验证有限元模型的有效性。模型中钉-骨界面由两个独立的结构体组成,采用绑定约束状态,以便能更真实地反映钉-骨接触关系。约束边界以枢椎椎体下缘完全固定,枢椎椎体下缘所有节点在 X、Y、Z 轴三个方向上的位移均为 0。本实验所涉及的生物材料材料力学特性均假定为非均质、连续和各向同性。受力时模型各单元有足够的稳定性,不计材料受力变形。

在寰椎上部施加 50N 的压力模拟头颅重力(按体重 7%计算),同时施加 1.5Nm 的纯力矩,使颈椎中立、前屈、后伸、侧弯、平移和旋转而且又不至于产生任何损伤^[3]。观察不同运动状态下螺钉-骨界面、螺钉-棒界面应力分布变化情况。

2 结果

所建立的有限元模型中,椎骨包含 130982 个节点,83776 个单元;螺钉包含 52381 个节点,32306 个单元。所建模型逼真地描绘了寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定系统的结构特点(图 1)。模型中寰枢椎的三维运动范围分别为:屈伸 11.0° 、侧弯 1.8° 、旋转 51.2° ,与 Puttlitz 等的体外生物力学实验结果一致。

寰椎侧块-枢椎椎板螺钉系统受力情况的 Von Mises 应力分布云图和应力分布曲线见图 2、3。

在中立、屈伸、侧弯、平移和旋转等不同载荷下,螺钉应力分布与寰枢椎钉道受力对应,主要集中在螺钉的骨-钉交界处和钉棒连接处。最大应力均产生在螺钉置入骨质部分的根部周围,寰椎侧块螺钉比枢椎椎板螺钉承受更大的应力。前屈载荷时,连接棒从头端至尾端的应力逐步减小,在寰椎侧块螺钉的钉棒连接处应力最大。其他载荷下连接棒应力分布从头端至尾端逐步增大,至枢椎椎板螺钉的钉棒连接处达到最大。旋转载荷下,螺钉存在明显的高应力区,并且同侧的寰椎侧块螺钉所受应力均大于枢椎椎板螺钉,应力集中在螺钉置入椎板部分的根部周围。旋转载荷下各螺钉的应力最大值明显大于其他运动状态(表 1)。

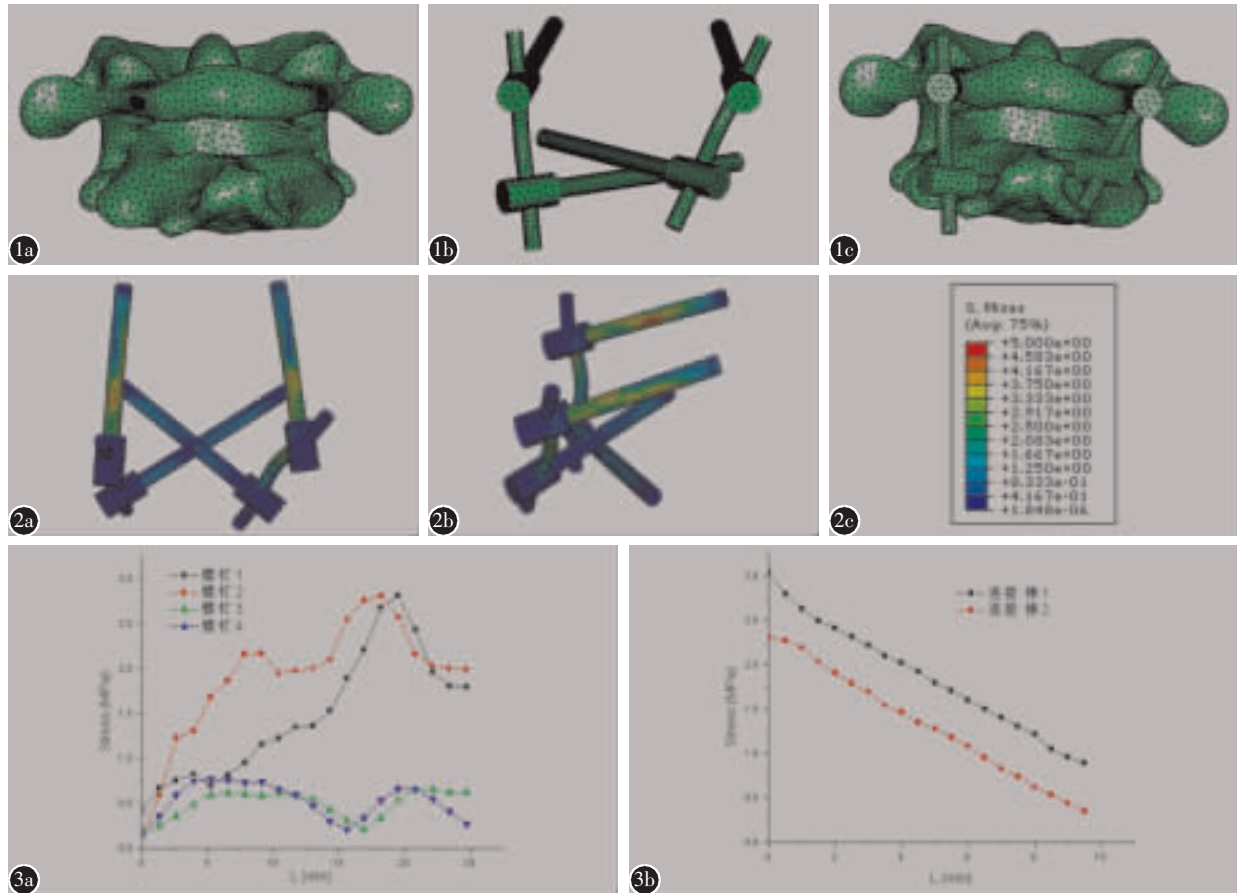


图 1 寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的三维有限元模型(a 椎体 b 螺钉固定系统 c 椎体+螺钉固定系统) 图 2 钉棒系统应力分布云图(a 上观面 b 侧观面 c 应力色值表,螺钉和连接棒各处颜色表示其对应的应力值) 图 3 应力变化曲线 a 螺钉的应力变化(X 轴为螺钉沿矢状面从钉尖到螺帽处的距离,Y 轴表示 Mises 应力,螺钉 1、2 分别为 C1 右侧、左侧侧块螺钉,螺钉 3、4 分别为 C2 左侧、右侧椎板螺钉) b 连接棒的应力变化(X 轴为连接棒沿冠状面从上至下的距离,Y 轴表示 Mises 应力,连接棒 1 为左侧棒,连接棒 2 为右侧棒)

表 1 不同状态下寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定系统螺钉及连接棒的最大应力值 (MPa)

	中立位	屈伸		侧弯		平移		旋转	
		前屈	后伸	左	右	向后	向前	左	右
螺钉 1	0.98	2.75	3.24	1.10	1.12	1.11	1.11	10.21	10.04
螺钉 2	1.36	2.74	4.0	1.51	1.44	0.79	0.60	7.71	9.12
螺钉 3	0.79	0.75	1.25	1.54	1.51	0.46	0.52	6.91	6.45
螺钉 4	0.69	0.62	1.10	1.54	1.46	0.78	0.75	7.96	9.05
连接棒 1	1.73	3.0	2.18	2.01	1.47	1.46	1.45	12.03	10.86
连接棒 2	1.81	2.26	2.40	2.02	1.49	0.86	1.08	12.03	12.79

注:螺钉 1、2 分别为 C1 右侧、左侧侧块螺钉;螺钉 3、4 分别为 C2 左侧、右侧椎板螺钉;连接棒 1、2 分别为左侧、右侧棒

3 讨论

2004 年 Wright 等^[4]首先报道了寰椎侧块-枢椎椎板螺钉内固定技术,枢椎椎板螺钉固定与椎弓根螺钉内固定相比,具有操作简单、血管损伤几率小等优点。2006 年 Cassinelli 等^[5]测量了 420 例成年白种人及黑人枢椎椎板的解剖学数据,认为

大多数枢椎椎板有足够条件置入长度为 20mm 的椎板螺钉。国内学者也对寰椎侧块和枢椎椎板螺钉固定的解剖学可行性进行了研究,认为国人具备椎板螺钉内固定条件^[6,7]。在临床、解剖学研究方面,枢椎椎板螺钉置入的可行性已经得到解决,它和寰椎侧块螺钉联合应用于寰枢椎融合效果可

靠。关于寰椎侧块螺钉固定强度的可靠性文献多有报道,而枢椎椎板螺钉的固定强度是否足够,需要进行生物力学测试比较。Gorek、Lapsiwala、Claybrook 等采用颈椎尸体标本进行了生物力学实验研究,结果显示寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定能够提供相当的稳定性^[8-10]。国内学者的研究表明枢椎椎弓根螺钉抗拔出强度大于枢椎椎板螺钉,但两者之间无统计学差异^[11]。可见,枢椎椎板螺钉固定能够提供可靠的力学固定强度。

随着影像和计算机技术的发展,有限元技术在颈椎模型中的应用逐渐从开始的单个椎体、单纯骨质结构发展到现在的全颈椎、包含多结构的更逼真的三维模型。作为一种研究内固定器械应力分布的工具,特别是研究手术技术因素对器械的应力分布影响的研究有其独特的优势,能够提供局部以及内部的机制反应,这些是其他实验难以达到的。本研究所采用的建模方法是实体建模与直接生成法建模相结合,并运用了自适应网格划分功能划分取得模型单元和节点建立颈椎三维有限元模型。建模的数据源于 CT 对寰枢椎扫描获得的 CT 值,使椎骨有限元模型的材料特性更接近实际情况。我们采用了四面体单元对模型进行网格划分,并在网格划分过程中对模型的单元质量进行了严格控制。在模拟外加加载荷下,对模型进行中立、前屈/后伸、侧弯、旋转、前后平移测试,更加接近解剖特点与临床要求。

影响螺钉固定生物力学性能的因素很多,主要是螺钉置入技术及骨质本身^[12]。Okuyama 等^[13]研究了骨密度与拔出力的关系,发现骨密度每降低 10mg/cm³ 其拔出力大约减小 60N,说明骨密度和骨骼强度与螺钉固定强度有着十分密切的关系。本研究证实最大应力均产生于螺钉置入周围,应力主要分布在直接受力部位,应力的变化可以在应力分布云图上直观地反映出来。螺钉应力分布与寰枢椎的钉道受力相对应,螺钉-骨界面的接触状态与螺钉受力有较大关系,接触界面的性质对内固定系统的生物力学性能、机械性能有一定的影响,因此改善螺钉-骨界面的接触状态对螺钉的固定强度有重要意义。同时可以看出,螺钉的应力分布与周围骨质有一定关系,骨质疏松将直接影响到螺钉的载荷分布,导致临床出现螺钉松动。提示我们对并发骨质疏松患者,要注意骨质疏松的治疗。研究还发现枢椎椎板螺钉在颈椎旋

转及后伸时所受应力明显增加。因此在置入椎板螺钉后应避免颈椎的过度旋转及后伸,以减少枢椎椎板螺钉松动和断裂的发生。同时,研究结果显示寰椎侧块螺钉比枢椎椎板螺钉承受更多的应力,提示我们在临床应用中应更多关注寰椎侧块螺钉的固定效能,加强寰椎侧块螺钉的固定强度具有更重要的意义。

4 参考文献

1. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1977, 59(7): 954-962.
2. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17(5): 347-355.
3. Puttlitz CM, Goel VK, Traynelis VC, et al. A finite element investigation of upper cervical instrumentation [J]. *Spine*, 2001, 26(22): 2449-2455.
4. Wright NM. Posterior C2 fixation using bilateral, crossing C2 laminar screws: case series and technical note [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2004, 17(2): 158-162.
5. Cassinelli EH, Lee M, Skalak A, et al. Anatomic considerations for the placement of C2 laminar screws anatomy [J]. *Spine*, 2006, 31(24): 2767-2771.
6. 马向阳, 尹庆水, 吴增晖, 等. 枢椎椎板螺钉固定的解剖可行性研究 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2006, 16(1): 48-51.
7. 马向阳, 钟世镇, 刘景发, 等. 寰椎后弓侧块螺钉固定的解剖学测量 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2004, 14(1): 23-25.
8. Gorek J, Acaroglu E, Berven S, et al. Constructs incorporating intralaminar C2 screws provide rigid stability for atlantoaxial fixation [J]. *Spine*, 2005, 30(13): 1513-1518.
9. Lapsiwala SB, Anderson PA, Oza A, et al. Biomechanical comparison of four C1 to C2 rigid fixative techniques: anterior transarticular, posterior transarticular, C1 to C2 pedicle, and C1 to C2 intralaminar screws [J]. *Neurosurg*, 2006, 58(3): 516-521.
10. Claybrooks R, Kayanja M, Milks R, et al. Atlantoaxial fusion: a biomechanical analysis of two C1-C2 fusion techniques [J]. *Spine J*, 2007, 7(6): 682-688.
11. 马向阳, 尹庆水, 吴增晖, 等. 枢椎椎板螺钉与椎弓根螺钉抗拔出强度的比较 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2007, 17(2): 137-139.
12. Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, et al. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength [J]. *Clin Orthop*, 1993, 296: 278-287.
13. Okuyama K, Sato K, Abe E, et al. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine: an in vitro study of the mechanical stability [J]. *Spine*, 1993, 18(15): 2240-2245.

(收稿日期: 2010-10-25 修回日期: 2010-12-10)

(英文编审 郭万首/刘思麒)

(本文编辑 卢庆霞)