

Isobar TTL 半坚强内固定系统与 USS 坚强内固定系统的三维有限元分析比较

刘建航, 靳安民*, 段 扬, 温永福, 张 力

南方医科大学珠江医院骨科中心, 广州 510282

[摘要] **目的** 建立 USS 坚强内固定系统、Isobar TTL 半坚强内固定系统的腰椎三维有限元模型, 对比两种模型的力学分布特点, 探索动态内固定系统对腰椎生物力学的影响, 为动态内固定系统临床应用提供理论依据。 **方法** 依据 1 名正常男性志愿者中立位下螺旋 CT 扫描资料, 利用 Mimics 11.1、Geomagic studio 10.0、HyperMesh 10.0 和 Abaqus 6.8 等软件构建 $L_3 \sim S_1$ 三维有限元模型, 重建 Isobar TTL 和 USS 术后模型, 对模型施加 150 N 预载荷及 10 Nm 力矩, 分别记录不同工况下模型的椎间活动度、邻段椎间盘应力及内固定应力分布和应力峰值。 **结果** 成功建立了解剖结构精细的 $L_3 \sim S_1$ 三维有限元模型及 Isobar TTL 和 USS 术后模型。Isobar TTL 和 USS 模型应力主要分布在螺钉钉身, USS 模型应力峰值大于 Isobar TTL 模型, 主要集中在螺钉中部, 但均不超过 100 MPa; Isobar TTL 模型椎间稳定性与正常模型无明显差异, 而 USS 模型的运动范围明显下降, 在屈伸工况下最为明显; Isobar TTL 模型邻段 L_3/L_4 椎间盘应力在前屈、后伸、侧曲、旋转工况下分别增加了 6.2%、9.7%、3.6%、3.8%, 而 USS 模型分别增加了 8.5%、13.5%、4.3%、4.8%。 **结论** Isobar TTL 系统能有效维持术后腰椎活动度, 减少应力遮挡, 理论上可以减缓邻近节段的退变。

[关键词] 脊柱; 动态内固定; 脊柱融合术; 有限元分析**[中图分类号]** R 681.5 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2013)04-0416-05

Finite element analysis of Isobar TTL techniques and universal spinal system for lumbar spine: a comparison

LIU Jian-hang, JIN An-min*, DUAN Yang, WEM Yong-fu, ZHANG Li

Centre of Orthopaedics, Zhujiang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510282, Guangdong, China

[Abstract] **Objective** To establish finite element models of universal spinal system (USS) and Isobar TTL on $L_3 \sim S_1$ with fine anatomical structures and to compare the characteristics of stress distribution of the two models, so as to explore the influence of dynamic internal fixation system (DIFS) on the lumbar biomechanics, providing a theoretical basis for clinical application of DIFS. **Methods** The lumbar spine geometries were determined using the CT images of a 26-year-old healthy man. The finite element models of USS and Isobar TTL were constructed by using package Mimics 11.1, Geomagic studio 10.0, HyperMesh 10.0 and Abaqus 6.8. The ranges of motion, intervertebral disc stress of adjacent segments, and stress distribution and peak of internal fixation were recorded when the models were subjected to 150 N preload and 10 Nm moment of forces under different conditions: flexion, extension, lateral bending and axial rotation. **Results** We have successfully constructed the definite element model of $L_3 \sim S_1$ with fine anatomical structures and the postoperation models of Isobar TTL and USS. The stress of Isobar TTL and USS model was mainly distributed on the screws, with the maximal stress on USS model being higher than that on the Isobar TTL model. The screws had high stress at the middle part, with the maximal stress being all less than 100 MPa under different conditions. The intervertebral stability of Isobar TTL model was not greatly different from that of normal model; however, the overall motion of USS model was obviously deceased, especially when at flexion and extension condition. For Isobar TTL model, the increases of intervertebral disc stress of adjacent segments of L_3/L_4 for forward bending, backward extension, lateral bending and rotation were 6.2%, 9.7%, 3.6%, and 3.8%, respectively, and the numbers for USS model were 8.5%, 13.5%, 4.3% and 4.8%, respectively. **Conclusion** The maximal stress of Isobar TTL system can effectively maintain the range of motion of the lumbar spine, reduce the resistance of stress, and delay adjacent segment degeneration in theory.

[Key words] spine; dynamic internal fixation; spinal fusion; finite element analysis

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2013, 34(4): 416-420]

[收稿日期] 2012-12-17 **[接受日期]** 2013-02-26**[作者简介]** 刘建航, 博士生. E-mail: liujianhang@163.com

* 通信作者 (Corresponding author). Tel: 020-61643218, E-mail: JinAnmin2008@163.com

腰椎退行性病变是腰腿疼的常见病因,脊柱融合术被认为是治疗腰椎退行性病变的“金标准”,但融合术改变了正常脊柱的生理形态和生物力学机制,造成邻近节段退变、脊柱活动度降低^[1]。脊柱非融合技术作为传统融合术的替代方法之一,近年来在临床得到广泛应用。目前腰椎非融合技术主要分为人工椎间盘^[2]、人工髓核、椎弓根动态内固定系统^[3]和棘突间非融合系统^[4-6]等,Isobar TTL属于椎弓根动态内固定系统。本中心前期研究发现,Isobar TTL半坚强动态内固定与坚强内固定治疗腰椎退行性疾病均可取得满意疗效,前者对腰椎节段活动度影响小,可能会降低相邻节段退变的发生^[7]。本研究通过建立腰椎三维有限元模型,比较Isobar TTL半坚强内固定系统与坚强内固定系统的力学区别,探讨动态内固定系统对腰椎生物力学的影响。

1 材料和方法

1.1 腰椎三维有限元模型的建立 以1名26岁正常男性志愿者的0.625 mm层厚的连续面CT图像作为二维数据,通过Mimics软件对其进行三维重建,然后使用Geomagic studio 10.0软件和HyperMesh 10.0软件进行实体模型编辑与网格划分,最后利用Abaqus 6.8软件构建有限元L₃~S₁模型。该模型为包括椎体松质骨和皮质骨、后部结构、椎间盘纤维环和髓核、主要韧带、上下终板等主要结构的完整模型,骨、间盘、韧带的材料属性见表1。

表1 腰椎有限元模型中椎骨、椎间盘及韧带的材料属性

Tab 1 The material properties of the vertebrae, intervertebral discs and ligaments of the finite element model

Anatomical structure	Elastic modulus p /MPa	Poisson ratio
Cortical bone	12 000	0.3
Cancellous bone	100	0.2
Endplate	3 500	0.25
Posterior	3 000	0.25
Fibrous ring	1	0.49
Nucleus pulposus	4.2	0.45
Anterior longitudinal ligament	20	0.3
Posterior longitudinal ligament	20	0.3
Ligamentum flava	19.5	0.3
Capsule ligament	32.9	0.3

1.2 三维有限元模型的有效性验证 通过计算模型在加载后各种工况下的椎间活动度,与以往的体外研究结果^[8]进行比较,对模型的有效性进行验证。边界条件:约束最下位的S₁椎体下表面,使下表面各节点完全固定,最上位的L₃不受任何约束,并接受载

荷。载荷状况:对模型L₃椎体施加150 N预载荷,并在不同工况下,附加纯力矩为10 Nm,使模型产生前屈、后伸、左右侧屈和左右旋转运动。在模拟加载下,对模型在各种工况下的椎间活动度进行测定,并与其他研究者的实验数据^[8]进行比较。

1.3 内固定系统模型重建 在已验证的下腰椎L₃~S₁模型的基础上进行不同腰椎后路内固定的模型重建^[9]。Isobar TTL系统由Scient'X公司提供,该系统的动态棒由一个受控微动棒(semi-rigid rid)构成,内部有叠加的钛环,具有±2 mm的纵向位移,±2°的三维活动度(图1A);脊柱通用内固定系统(universal spinal system,USS)由通用公司提供,该系统是由椎弓根钉、棒等组件组成的脊柱融合系统(图1B)。

1.3.1 内固定系统几何实体模型的建立 利用逆向工程软件Geomagic studio 10.0、HyperMesh 10.0、Abaqus 6.8重建腰椎微开窗下的不同内固定技术三维有限元模型。USS内固定系统行L₄/L₅、L₅/S₁椎间融合术,处理双节段终板,采用松质骨行椎间融合;Isobar TTL内固定系统行L₅/S₁椎间融合术,处理双节段终板,采用松质骨行椎间融合(图2)。腰椎融合是将髓核部位使用松质材料骨属性替代,融合器与椎体采取点点接触。

1.3.2 腰椎后路不同内固定系统术后重建模型的建立 将两种腰椎后路内固定系统各部件模型导入HyperMesh 10.0,参考椎弓根螺钉固定技术分别在L₄~S₁置入6枚相关内固定系统的椎弓根螺钉,对内固定的每一部件进行可视化调整,完成在同一坐标系下空间位置装配。根据两种内固定系统对椎间融合术的需求进行椎间融合,建立腰椎后路内固定系统术后重建的三维模型。

腰椎椎弓根螺钉技术包括定位、定向、定深3个方面。(1)定位:腰椎进钉点为横突中点水平线与上关节突外缘垂线的交点,骶骨进钉点为上关节的外缘切线与上关节下缘水平线的交点;(2)定向:根据平片决定螺钉头倾及尾倾角度;L₄、L₅椎弓根螺钉与矢状面呈10°~15°的内倾夹角;S₁椎弓根螺钉置入角度为内倾25°;(3)定深:临床实践表明椎弓根螺钉技术占据椎体80%较为适宜。

USS内固定系统行L₄/L₅、L₅/S₁椎间融合术,处理双节段终板,采用松质骨行椎间融合;Isobar TTL内固定系统行L₅/S₁椎间融合术,处理双节段终板,采用松质骨行椎间融合。再次将模型导入Geomagic studio 10.0逆向工程软件中进行修整与

优化,完成手术工况的实体建模。导入有限元分析软件(Abaqus 6.8),先在骨骼与螺钉之间执行布尔运算,在模型上模拟螺钉拧入骨骼后的钉道,再对各部分进行网格划分,建立三维有限元网格模型,其中USS系统有限元模型划分为12 628个节点、56 850个单元,Isobar TTL模型划分为14 835个节点、63 542个单元。内固定系统有限元模型不同部位的材料属性见表2,植入物材料的弹性模量为145 000.0 MPa,泊松比为0.3。

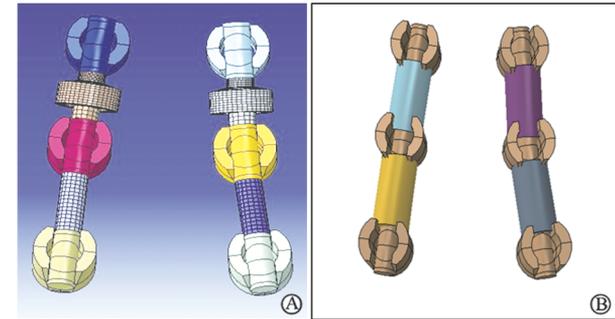


图1 Isobar TTL内固定系统(A)和USS内固定系统(B)实体模型

Fig 1 The stereo modeling of Isobar TTL fixation system (A) and USS fixation system (B)

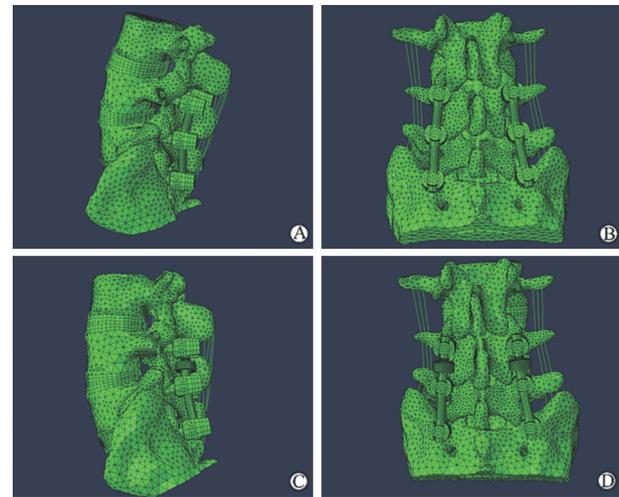


图2 USS内固定系统和Isobar TTL内固定系统重建腰椎有限元模型

Fig 2 Finite element models were reconstructed by USS fixation technique and Isobar TTL fixation technique

A,B: Lateral view and posterior view of finite element models reconstructed by USS fixation technique; C,D: Lateral view and posterior view of finite element models reconstructed by Isobar TTL fixation technique

1.4 三维有限元模型的加载计算 忽略腰椎螺钉与骨质之间的微动,将腰椎螺钉与椎体钉道定义为

紧密接触,无滑动及压缩变形。约束边界: S_1 椎体下缘所有节点各方向的自由度均被限制, L_3 不受任何约束。假设条件:本实验所涉及生物材料的属性均假定为连续、匀质和各向同性。受力时模型各截面之间不产生相互滑动,各单元之间有足够的安全性,不计加载过程中各部分材料受力变形。加载条件:在 L_3 椎体上缘中心施加模拟头部的平均重量150 N预载荷,运动附加纯力矩为10 Nm。定义好模型的约束边界和载荷条件后,导入Abaqus 6.8有限元软件行有限元分析。根据腰椎运动特点结合标本的实验方法^[8],在轴向150 N加载基础上,加上10 Nm弯力矩,模拟腰椎前屈、后伸、侧屈和旋转4种运动类型。

表2 内固定系统有限元模型不同部位的材料属性

Tab 2 The material properties of the internal fixation system of the finite element model

Internal fixation system	Elastic modulus ρ /MPa	Poisson ratio
USS pedicle screw	110 000	0.3
USS connecting rod	110 000	0.3
Isobar TTL pedicle screw	110 000	0.3
Isobar TTL semi-rigid rid	75 000	0.3

2 结果

2.1 模型有效性验证 本研究建立的腰椎三维有限元模型与Yamamoto等^[8]实验所得的实测结果吻合(图3)。因此,可以认为本模型有效。

2.2 两种内固定术后模型椎间稳定性比较 Isobar TTL半坚强内固定系统在各工况下与正常模型无明显差异,而USS内固定系统的运动范围明显下降,在屈伸工况下最为明显(图4)。

2.3 两种内固定系统术后邻段椎间盘应力比较 Isobar TTL半坚强内固定系统在前屈、后伸、侧曲、旋转工况下邻段 L_3/L_4 椎间盘应力分别增加了6.2%、9.7%、3.6%、3.8%,而USS坚强内固定系统 L_3/L_4 椎间盘应力在前屈、后伸、侧曲、旋转工况下分别增加了8.5%、13.5%、4.3%、4.8%,超过Isobar TTL系统(图5)。

2.4 两种内固定系统术后模型的内固定应力分布 内固定系统重建模型在前屈、后伸等加载模型下的内固定应力云图显示,两种内固定系统的Von Mises应力分布特点无明显差异,应力主要分布在螺钉钉身处,应力峰值主要集中在螺钉中部,融合节段螺钉的应力集中更为明显(图6)。

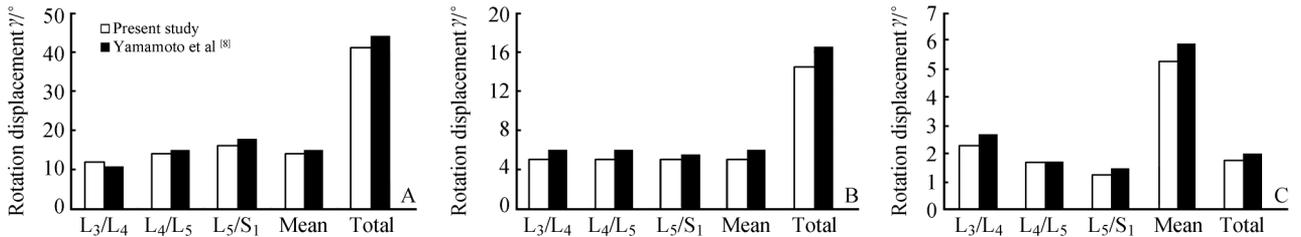


图 3 三维有限元模型有效性验证

Fig 3 Validating the validity of the finite element model

A: Intervertebral range of motion (ROM) of flexion and extension; B: Intervertebral ROM of lateral bending; C: Intervertebral ROM of axial rotation

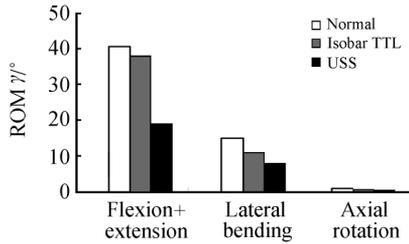


图 4 两种内固定系统术后模型的运动范围比较

Fig 4 Intervertebral range of motion (ROM) of two modules

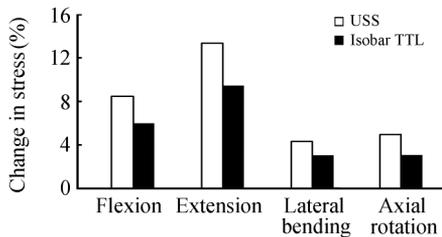


图 5 两种内固定系统术后邻段椎间盘应力比较

Fig 5 Change in stress of two modules

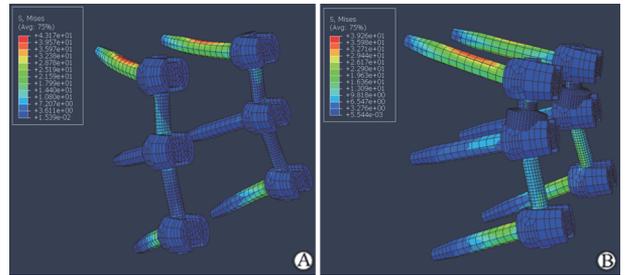


图 6 USS 内固定系统 (A) 和 Isobar TTL 内固定系统 (B) 在后伸工况下的应力分布

Fig 6 Stress distribution of USS fixation system (A) and Isobar TTL fixation system (B) in backward extension

表 3 两种内固定系统术后模型的内固定应力峰值比较

Tab 3 Maximal stress level of the two internal fixation systems

Internal fixation	p/MPa					
	Inflexion	Extension	Rotation (left)	Rotation (right)	Lateroflexion (left)	Lateroflexion (right)
USS	56.7	44.1	100.0	97.0	90.5	89.9
Isobar TTL	52.6	39.2	90.7	93.7	64.0	61.9

3 讨论

传统理论观点认为, 腰椎退行性疾病导致了腰椎丧失生理载荷下维持椎体间正常的生理位置关系, 从而造成脊髓及神经根出现了异常刺激及运动节段的畸形和疼痛, 节段的活动度异常增加, 最终出现反复的下腰痛^[10]。因此, 融合术在治疗退行性腰椎病变、重建腰椎稳定性的传统治疗方法中具有重要的地位。然而长期随访显示, 融合的相邻节段的负荷压力明显增加, 易造成术后邻近节段退变 (adja-

cent segment degeneration, ASD)^[1]。Mulholland 等^[11]提出腰椎退行性疾病所导致的下腰痛更多是归因于产生了异常的载荷分布而不是活动度的异常增加。椎间植骨融合后, 虽然融合节段获得了稳定, 但是相邻节段关节突关节、椎间盘应力及活动度则出现了不同程度的增加, 这一生物力学环境的改变势必对邻段的力学模式和生理结果产生消极的影响。为预防这一问题, 动态固定非融合理念应运而生^[2-6]。为探讨动态内固定系统对腰椎生物力学的影响以便更好地应用于临床, 我们设计了本研究。

我们通过有限元模型对模拟手术处理的邻段 L₃/L₄ 分析显示,Isobar TTL 系统的下腰椎运动范围与正常模型无明显差异,而 USS 系统的下腰椎运动范围明显低于正常模型,提示动态系统在理论上可以较好地维持腰椎活动度。USS 刚性内固定+椎间融合术后明显减少了固定节段的活动,腰椎整体活动度降低,同时为了代偿融合节段的活动度,邻近节段的活动度明显增高,因此椎间盘内应力异常升高。郑晓勇等^[12]报道 436 例腰椎融合内固定术病例,平均随访 58.1 个月,其中 58 例发生 ASD (13.3%),认为行坚强内固定和椎间融合术后,邻近节段代偿性的活动度及应力增加是导致邻近节段退变的重要原因。

本研究还发现,USS 坚强内固定系统、Isobar TTL 半坚强内固定系统的应力分布无明显差异。无论是刚性还是弹性内固定系统应力主要分布在螺钉钉身处,应力峰值主要集中在螺钉中部。推测这是因为植入椎弓根贯穿脊柱三柱结构,使内固定系统获得了很好的把持力,应力分布在贯穿三柱的螺钉上,避免了应力过于集中于后柱结构。本研究发现两种重建模型的内固定应力峰值有着明显差异:USS>Isobar TTL。参考钛合金的屈服强度为 894~3 790 MPa^[13],尽管内固定应力峰值存在差异,但是均小于医用钛合金极限强度,说明两种内固定系统发生断裂的可能性较小。因此,经椎弓根螺钉的稳定性从侧面反映了脊柱的整体稳定性。

有限元分析法能够直接测量实验模型局部和内在的力学反应,很好地弥补了传统生物力学方法的不足,具有其他方法不可代替的作用,是离体实验的有力补充^[6]。本研究探讨了腰椎后路不同内固定技术重建后的生物力学改变,其结果为预测术中远期疗效和可能伴随的并发症提供了理论依据,同时也为今后腰椎三维有限元的进一步研究打下了基础。但目前有限元技术要想达到模拟活体的真实程度仍有许多问题有待解决,特别是对组织属性的赋值仍然有很多值得进一步研究的方面,也无法完全解答临床中遇到的一些问题。

4 利益冲突

所有作者声明本文不涉及任何利益冲突。

[参考文献]

[1] Okuda S, Miyauchi A, Oda T, Haku T, Yamamoto T,

Iwasaki M. Surgical complications of posterior lumbar interbody fusion with total facetectomy in 251 patients [J]. *J Neurosurg Spine*, 2006, 4: 304-309.

[2] Galbusera F, Bellini C M, Zweig T, Ferguson S, Raimondi M T, Lamartina C, et al. Design concepts in lumbar total disc arthroplasty [J]. *Eur Spine J*, 2008, 17: 1635-1650.

[3] Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, Togawa D, Oha F. A minimum 10-year follow-up of posterior dynamic stabilization using Graf artificial ligament [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2007, 32: 1992-1997.

[4] Senegas J. Mechanical supplementation by non-rigid fixation in degenerative intervertebral lumbar segments; the Wallis system [J]. *Eur Spine J*, 2002, 11 (Suppl 2): S164-S169.

[5] Lee J, Hida K, Seki T, Iwasaki Y, Minoru A. An interspinous process distractor (X STOP) for lumbar spinal stenosis in elderly patients: preliminary experiences in 10 consecutive cases [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2004, 17: 72-78.

[6] Villarejo F, Carceller F, de la Riva A G, Budke M. Experience with coflex interspinous implant [J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2011, 108: 171-175.

[7] 温永福, 朱立新, 闵少雄, 刘成龙, 曹延林, 张力, 等. ISOBAR TTL 半坚强动态内固定与坚强内固定治疗腰椎退行性疾病临床疗效的对比分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2011, 19: 373-377.

[8] Yamamoto I, Panjabi M M, Crisco T, Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14: 1256-1260.

[9] Rohlmann A, Zander T, Rao M, Bergmann G. Realistic loading conditions for upper body bending [J]. *J Biomechan*, 2009, 42: 884-890.

[10] Demoulin C, Distrée V, Tomasella M, Crielaard J M, Vanderthommen M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature [J]. *Ann Readapt Med Phys*, 2007, 50: 677-684.

[11] Mulholland R C, Sengupta D K. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization [J]. *Eur Spine J*, 2002, 11 (Suppl 2): S198-S205.

[12] 郑晓勇, 侯树勋, 李利, 王华东, 郭继东, 史亚民. 腰椎融合术后相邻节段的退变与临床疗效的关系 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2009, 17: 1782-1785.

[13] 邹德威, 杨惠林, 金大地, 王岩. 脊柱功能重建外科学: 高级理论和技巧 [M]. 北京: 人民军医出版社, 2008: 65-66.

[本文编辑] 尹 茶