

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2012.44.009 [http://www.crter.org/crter-2012-qikanquanwen.html]

梁宁, 康意军, 陈飞. 不同植入物固定L<sub>1</sub>节段爆裂性骨折的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(44):8212-8217.

## 不同植入物固定L<sub>1</sub>节段爆裂性骨折的三维有限元分析\*

梁宁<sup>1</sup>, 康意军<sup>2</sup>, 陈飞<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 清华大学第一附属医院骨科, 北京市 100016; <sup>2</sup> 中南大学湘雅二医院脊柱外科, 湖南省长沙市 410013

梁宁★, 男, 1984年生, 湖南省邵阳市人, 汉族, 2009年中南大学湘雅医学院毕业, 硕士, 主要从事骨科方面的研究。  
liangning1984@hotmail.com

通讯作者: 康意军, 博士, 教授, 主任医师, 中南大学湘雅二医院脊柱外科, 湖南省长沙市 410013

中图分类号: R318  
文献标识码: A  
文章编号: 2095-4344 (2012)44-08212-06

收稿日期: 2012-02-25  
修回日期: 2012-04-24  
(20111225003/D·C)

**文章亮点:** 实验建立了正常人 T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> 节段的三维有限元模型, 并经过脊柱功能单位平均刚度验证, 证实了所建模型的有效性。在实验模型中, 模拟 L<sub>1</sub> 爆裂性骨折前路钛网重建钉棒内固定和后路椎弓根钉棒系统内固定两种方式相比, 前路钛网并钉棒内固定的稳定性较优于后路椎弓根钉棒系统内固定。

**关键词:** 脊柱 L<sub>1</sub> 节段; 骨折; 内固定; 前路; 后路; 三维有限元; 植入体; 钛网; 螺钉; 棒; 椎弓根

### 摘要

**背景:** 胸腰段椎体爆裂性骨折临床十分常见, 通过前路或者后路内固定重建稳定是目前常用的方法, 作者未查及有关内固定应力情况的相关报道。

**目的:** 通过三维有限元法分析在 L<sub>1</sub> 节段爆裂性骨折情况下前路钛网重建钉棒内固定和后路椎弓根内固定两种方式中内固定物应力的分布情况, 并进行两种方式稳定性的比较。

**方法:** 选择 1 名健康男性志愿者, 通过 CT 扫描和有限元软件建立 T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> 节段的三维有限元模型。在验证有效的有限元模型上分别模拟 L<sub>1</sub> 节段爆裂性骨折, 建立前路 L<sub>1</sub> 节段钛网重建钉棒内固定模型(模型 A)和后路短节段椎弓根钉棒内固定模型(模型 B), 在各模型上施加载荷, 观察内固定应力分布情况, 进行稳定性的比较。

**结果与结论:** 建立 T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> 节段的三维有限元模型。两种内固定方式有限元模型在不同载荷实验中, 模型 A 应力主要集中在钛网区域, 模型 B 应力主要集中在钉棒的交接处。模型 A 的稳定性优于后者, 模型 A 的 T<sub>12</sub> 平面的平均应力值小于模型 B, 差异有显著性意义( $P < 0.01$ )。说明前路术后钛网发生沉降和后路术后钉棒处断裂均可能与局部应力集中有关。前路钛网重建钉棒内固定较后路椎弓根内固定稳定性更好。

### Three-dimensional finite element analysis on different implant fixation for L<sub>1</sub> segment burst fracture

Liang Ning<sup>1</sup>, Kang Yi-jun<sup>2</sup>, Chen Fei<sup>2</sup>

#### Abstract

**BACKGROUND:** Thoracolumbar burst fracture is a common injury in clinic. Inner fixation surgery through anterior and posterior approach is the commonly used method to rebuild the stability. The stress distribution has not been reported in literature.

**OBJECTIVE:** To investigate the stress distribution of internal fixation materials in titanium mesh reconstruction screw-rods system fixation and posterior approach screw-rods system fixation for the treatment of L<sub>1</sub> segment burst fracture by three-dimensional finite element analysis, and to compare the stability of these two methods.

**METHODS:** One healthy male volunteer was selected to establish the T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> segment three-dimensional finite element model through CT scan and finite element software. The L<sub>1</sub> segment burst fracture was simulated on the effective finite element model to establish the anterior approach L<sub>1</sub> segment titanium mesh reconstruction combine screw-rods system fixation (model A) and posterior approach short segment screw-rods system fixation (model B), the load was applied on the models in order to observe the stress distribution and compare the stability.

**RESULTS AND CONCLUSION:** A T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> segment three-dimensional finite element model was established. In the loading experiment, the stress of model A was mainly in the titanium mesh area and the stress of model B was mainly concentrated in the screw-rod junction. Both model A and model B could gain valid stability in reconstruction of L<sub>1</sub> segment burst fracture, and the former was better than later. Mean stress in T<sub>12</sub> plane of model A was less than that of model B, and the difference was statistically significant ( $P < 0.01$ ). Titanium mesh deposition after anterior approach and screw-rod fracture after posterior approach may relate with local stress concentration. The anterior approach titanium mesh reconstruction combine screw-rods system fixation has the better stability than posterior approach screw-rods system fixation.

Liang N, Kang YJ, Chen F. Three-dimensional finite element analysis on different implant fixation for L<sub>1</sub> segment burst fracture. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(44): 8212-8217.

## 0 引言

脊柱胸腰段的功能解剖学及力学特性的研究一直是生物力学和临床医学工作者的研究课题。胸腰段也是脊柱损伤的常见部位,前路钛网并钉棒内固定和后路椎弓根钉棒系统内固定这两种方式均是治疗胸腰段爆裂性骨折的有效手段。为更有效地使用内固定系统治疗胸腰段骨折和减少内固定失败,许多学者均进行了相关性的研究,而生物力学因素在胸腰椎损伤的诸多因素中占有最重要的地位。

本实验采用三维有限元法建立人体T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> 3个椎体节段的有限元模型,并验证模型的有效性,同时比较在爆裂性骨折稳定性重建中前路和后路两种内固定方式的应力分布以及在稳定性上的差异。

## 1 材料和方法

**设计:** 三维有限元法进行力学对比分析。

**时间及地点:** 于2009年3至5月在中南大学湘雅二医院骨科实验室完成。

**材料:** 选择1名健康男性青年志愿者,20岁,无慢性腰背痛及腰椎外伤史,先行腰椎X射线检查以排除脊柱疾患的存在。志愿者对实验方案知情同意,并得到医院伦理道德委员会批准。

采用Philips Brilliance 64排螺旋CT对其T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段(T<sub>12</sub>上终板至L<sub>2</sub>下终板)进行连续水平扫描,扫描层厚0.6 mm,共得到195张CT图片,图像格式为标准DICOM格式。通过Mimics8.11软件(比利时Materialise公司)将CT断层资料转化为模型表面图形。将表面图形以点云的形式输出到Geomagic Studio(美国Raindrop公司)软件中,将生成小三角单元按要求进行修正后合成大的面并以IGES格式保存,然后导入到Anasys10.0(美国ANASYS公司)软件中,根据模型外部轮廓建立正常T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段的有限元模型(模型C),模型中包括椎体、韧带及椎间盘等结构。椎体、终板、后部结构、椎间盘纤维环基质和髓核用3-D brick单元模拟,为连续、均匀和各向同性的线性材料;椎间盘由纤维环(胶原纤维和基质)和髓核组成,其中基

质和髓核用3-D brick单元模拟,为连续、均匀和各向同性的线性材料;纤维环胶原纤维和脊柱的韧带,前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突间韧带和小关节间韧带,皆用truss单元模拟,其材料特性为非线性,即其弹性模量随载荷的大小的改变而改变;髓核模拟为接近于流体的材料特性(弹性模量1.0 MPa、泊松比0.499);纤维环模拟为同源基质中包埋着大量胶原纤维,这些胶原纤维以十字交叉的形式排列为4层,它们与椎间盘平面呈平均正负30°的夹角。小关节用General contact来模拟,考虑为无摩擦力、距离为0.45 mm的相对运动的两个接触面<sup>[1]</sup>。将模型C采用布尔操作,去除L<sub>1</sub>椎体的前、中柱部分,保留L<sub>1</sub>节段后柱结构,模拟L<sub>1</sub>椎体爆裂性骨折的有限元模型(模型D)。实验中椎体各结构的力学性质及单元类型的的数据,见表1,参考以往有关的文献<sup>[2-4]</sup>。

表1 实验中模型的材料常数  
Table 1 Material constants of model in the experiment (ε : Strain)

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Unit type
Vertebral cortical bone	12 000	0.3	3-D brick
Cancellous bone of lumbar spine	345	0.2	3-D brick
Endplate	12 000	0.3	3-D brick
Posterior structure	3 500	0.25	3-D brick
Nucleus pulposus	1.0 (In compressible fluid state)	0.499	3-D brick
Fibrous ring matrix	4.2	0.45	3-D brick
Fibrous ring fibers	175	-	Truss
Anterior longitudinal ligament	7.8 (ε<12%) 20 (ε>12%)	-	Truss
Posterior longitudinal ligament	10 (ε<11%) 20 (ε>11%)	-	Truss
Ligamentum flavum	15 (ε<6.2%) 19.5 (ε>6.2%)	-	Truss
Intertransverse ligament	10 (ε<18%) 58.7 (ε>18%)	-	Truss
Interspinous ligament	10 (ε<14%) 11.6 (ε>14%)	-	Truss
Supraspinous ligament	8 (ε<20%) 15 (ε>20%)	-	Truss
Screw-rod system	110 000	0.30	3-D brick
Titanium mesh	110 000	0.30	3-D brick

在模拟L<sub>1</sub>椎体爆裂性骨折有限元模型上,建立前路L<sub>1</sub>节段钛网重建钉棒内固定模型(模型A)和后路短节段椎弓根钉棒内固定模型(模

<sup>1</sup>Department of Orthopedics, the First Affiliated Hospital of Tsinghua University, Beijing 100016, China; <sup>2</sup>Department of Spine Surgery, the Second Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410013, Hunan Province, China

Liang Ning★, Master, Department of Orthopedics, the First Affiliated Hospital of Tsinghua University, Beijing 100016, China  
liangning1984@hotmail.com

Corresponding author: Kang Yi-jun, Doctor, Professor, Chief physician, Department of Spine Surgery, the Second Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410013, Hunan Province, China

Received: 2012-02-25  
Accepted: 2012-04-24

型B)。

模型A的建立: 在模型C的基础上, 切除L<sub>1</sub>椎体、T<sub>12</sub>/L<sub>1</sub>和L<sub>1</sub>/L<sub>2</sub>椎间盘全部髓核及纤维环、后纵韧带。在此基础上, 添加钛网、螺钉和连接棒模型, 并在钛网模型中以松质骨填充。

模型B的建立: 在模型C的基础上, 切除L<sub>1</sub>椎体、T<sub>12</sub>/L<sub>1</sub>和L<sub>1</sub>/L<sub>2</sub>椎间盘全部髓核及纤维环、后纵韧带。在后侧添加T<sub>12</sub>、L<sub>2</sub>双侧椎弓根螺钉、连接杆模型。

模型A和模型B中将螺钉与椎体接触处, 钛网与椎体接触处, 螺钉、连接杆与椎体接触处均设置为弹性固定。本实验模拟的前路内固定物为AO Mathys公司的Ventrofix钉棒和钛网系统, 螺钉直径为7.5 mm, 长度为35 mm, 连接直棒直径为6 mm, 长度为40 mm, 钉棒均设计成圆柱状, 钛网设计成空心圆柱状, 外圆直径为25 mm, 内圆直径为24 mm, 高度为35 mm, 均匀分布直径4 mm网眼。后路内固定物为Depuyspine公司的Moss-Miami椎弓根螺钉系统, 螺钉直径, 为7 mm长度为60 mm, 纵向连接棒直径为5 mm, 长度为80 mm, 横向连接器直径为3 mm, 长度为30 mm, 钉棒及连接器均设计成圆柱状。实验中内固定物采用相同的泊松比和弹性模量。内固定物的建模采用先建立实体的模型, 然后进行网格的划分。

#### 方法:

对实验节段施加载荷和边界约束: 载荷与边界条件如下: ①采用800 N作用力垂直均匀加载于T<sub>12</sub>椎体上表面各节点上。②在垂直加载800 N的同时, 采用16 N·m的力矩均匀加载于T<sub>12</sub>椎体上表面各节点上, 分前屈、后伸、左右侧屈、扭转等情况加载。③边界条件: L<sub>2</sub>椎体下表面各节点完全固定, 即L<sub>2</sub>下表面各节点在各个方向的自由度均为零<sup>[5]</sup>。

脊柱功能单位: 整个脊柱可以看成是由相似的基本运动单位构成, 此单位称为脊柱功能单位。脊柱功能单位由相邻的两节椎骨和连接此椎骨的椎间盘和韧带构成。两节椎骨由后方的关节突关节和前方的椎间盘关节连接, 并包括相应的前、后纵韧带和椎弓间韧带。脊柱功能单位是能够显示与整个脊柱相似的生物力学特性的最小功能单位, 脊柱的生物力学研究和所获得的参数, 大多数是以脊柱功能单位为基础<sup>[6]</sup>。本实验也以脊柱功能单位为基本研究对象。

螺钉、钛网和钛棒的应力分析: 观察整个模型加载后螺钉和钛网的Von Mises应力分布彩色显像图, 将螺钉、钛网和钛棒按长度均分为5段, 每段均匀选取30个节点, 然后在上述加载情况下, 计算各节点应力, 取其平均值

作为该段的应力。

测量各脊柱功能单位的位移(或旋转角度)并计算模型脊柱功能单位的平均刚度:

T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段椎体位移和旋转角度的测量: ①取T<sub>12</sub>椎体前缘一结点A, 垂直压缩力作用后此点移至A', A、A'在垂直轴的差值为垂直压缩力作用时的位移值。②取中立位时T<sub>12</sub>椎体上表面前、后缘两点A、B, 连接为AB直线, 椎体屈曲或后伸力矩作用后移至A'、B', 连接为A'B'直线, 椎体屈曲或后伸力矩作用时的旋转角度为AB直线和A'B'直线的夹角α。③取T<sub>12</sub>椎体冠状位时左右两点C、D, 连接为CD直线, 侧弯和扭转力矩作用后两点移至C'、D', 连接为C'D'直线, 两直线的夹角为β, 此夹角即侧弯或扭转力矩作用时的旋转角度<sup>[7]</sup>。

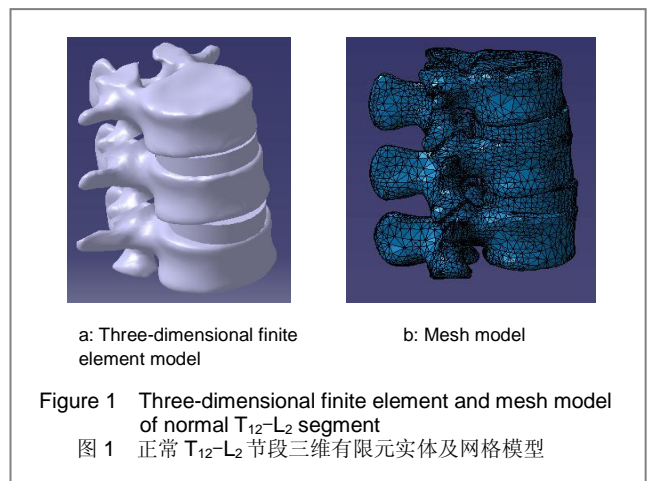
脊柱功能单位的平均刚度为加载于模型上的力(力矩)和载荷方向的位移(旋转角度)的比值。平均刚度单位: 压缩情况下(100 N/mm); 力矩作用下[N·m/(°)]<sup>[8]</sup>。

主要观察指标: 通过计算机软件计算得出数据, 取出前路和后路两个模型T<sub>12</sub>的同一平面的每个节点的Mises力值(每个平面有50个), 每个节点按顺时针统一编号, 通过计算机随机选取9个节点的Mises力值作为一组数据。

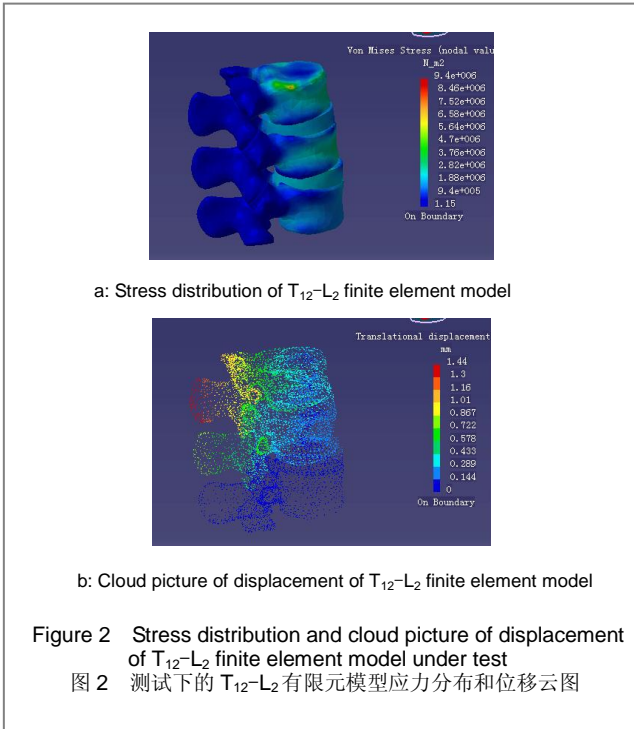
统计学分析: 采用单因素方差分析统计处理。

## 2 结果

2.1 正常T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段三维有限元模型及有效性验证通过原始CT资料及相关软件建立了脊柱T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段三维有限元实体模型, 并在实体模型上进行网格划分后得到相应的网格模型, 见图1。



观察正常模型在不同加载后的Von Mises应力分布彩色显像图, 见图2。



正常模型加载后各脊柱功能单位平均刚度按屈伸、侧弯、扭转、垂直的顺序依次是：2.22，2.47，5.73，10.53，和前人实验脊柱功能单位的平均刚度比较，见表2。表中可见本模型和其他作者实测法所得的力矩-旋转角度的关系变化趋势基本一致<sup>[9]</sup>。

表 2 有限元模型与标本脊柱功能单位平均刚度比较  
Table 2 Comparison of functional spinal unit mean stiffness of the finite element model and the specimen

	Loading (N·m)	Flexion and extension	Lateral bending	Torsion	Vertical (800 N)
Markolf	16	2.01	2.01	6.01	9.89
Panjabi	16	2.89	2.88	2.98	12.20
Tencer	16	1.10	1.88	4.95	4.95
This experiment	16	2.22	2.47	5.73	10.53

2.2 两种不同内固定方式的有限元模型和加载云图  
建立前路L<sub>1</sub>节段钛网重建钉棒内固定模型和后路短节段椎弓根钉棒内固定模型，在各模型上施加载荷，观察内固定应力分布情况及位移云图，见图3，4。

2.3 两种不同内固定方式在加载实验中各内固定物的应力分析  
将前路和后路螺钉按长度从螺钉尖端至尾端依次平分为第一、二、三、四、五段；将前路钛网从上往下依次平分为第一、二、三、四、五段。计算的实验结果显示，前路内固定方式中钛网和固定螺钉的应力分布较为均匀，后路内固定方式中椎弓根螺钉应力分布局部比较集中，主要集中在椎弓根螺钉第五段，即椎弓根螺钉和连接棒的交界处，见表3-8。

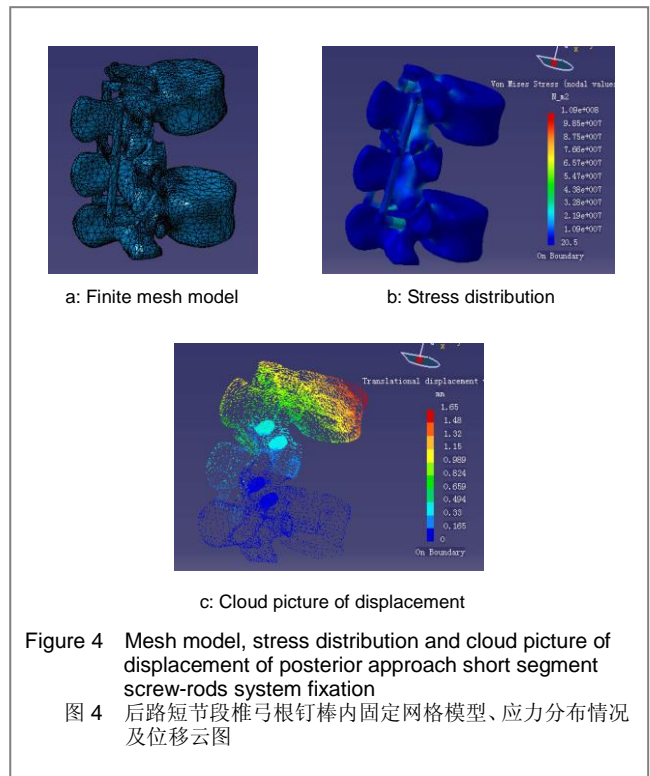
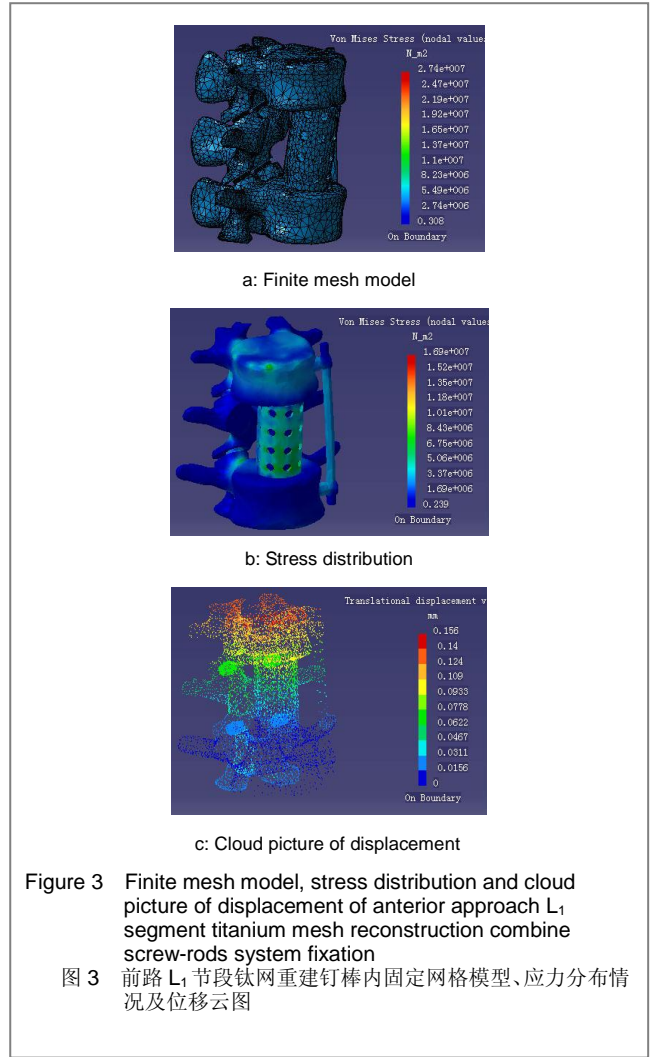


表 3 钛网在加载中的 Von Mises 值  
Table 3 Von Mises value of titanium mesh under loading (N/m<sup>2</sup>, ×10<sup>4</sup>)

Segment	Anteflexion	Posterior extension	Left bending	Right bending	Torsion	Vertical
First	501	465	321	228	659	577
Second	511	502	440	279	720	558
Third	530	546	402	165	626	445
Fourth	574	456	342	224	686	457
Fifth	586	545	277	257	512	422

表 4 前路 T<sub>12</sub> 螺钉在加载中的 Von Mises 值  
Table 4 Von Mises value of T<sub>12</sub> screw under loading in anterior approach (N/m<sup>2</sup>, ×10<sup>3</sup>)

Segment	Anteflexion	Posterior extension	Left bending	Right bending	Torsion	Vertical
First	174	351	850	790	212	323
Second	492	490	1 240	1 190	571	599
Third	583	541	1 390	1 320	608	590
Fourth	627	591	1 560	1 450	717	610
Fifth	963	963	2 770	2 680	946	987

表 5 前路 L<sub>2</sub> 螺钉在加载中的 Von Mises 值  
Table 5 Von Mises value of L<sub>2</sub> screw under loading in anterior approach (N/m<sup>2</sup>, ×10<sup>3</sup>)

Segment	Anteflexion	Posterior extension	Left bending	Right bending	Torsion	Vertical
First	866	801	992	957	609	702
Second	869	833	1 620	1 700	605	859
Third	978	906	1 640	1 750	808	913
Fourth	1 020	988	1 780	1 800	860	1 010
Fifth	1 450	1 220	3 330	2 850	1 050	1 610

表 6 前路纵向连接棒在加载中的 Von Mises 值  
Table 6 Von Mises value of rod under loading in anterior approach (N/m<sup>2</sup>, ×10<sup>4</sup>)

Segment	Anteflexion	Posterior extension	Left bending	Right bending	Torsion	Vertical
First	114	114	368	368	179	180
Second	152	170	634	654	238	270
Third	224	199	541	492	206	262
Fourth	123	141	481	666	219	199
Fifth	223	195	428	499	190	286

表 7 后路 T<sub>12</sub> 螺钉在加载中的 Von Mises 值  
Table 7 Von Mises value of T<sub>12</sub> screw under loading in posterior approach (N/m<sup>2</sup>, ×10<sup>4</sup>)

Segment	Anteflexion	Posterior extension	Left bending	Right bending	Torsion	Vertical
First	260	262	148	152	172	110
Second	311	310	170	175	192	307
Third	540	546	174	176	206	399
Fourth	630	623	190	184	245	672
Fifth	899	920	197	196	255	801

表 8 后路 L<sub>2</sub> 螺钉在加载中的 Von Mises 值  
Table 8 Von Mises value of L<sub>2</sub> screw under loading in posterior approach (N/m<sup>2</sup>, ×10<sup>4</sup>)

Segment	Anteflexion	Posterior extension	Left bending	Right bending	Torsion	Vertical
First	122	128	150	153	72	348
Second	392	398	165	173	97	510
Third	489	480	177	181	149	940
Fourth	846	838	188	188	207	1 030
Fifth	942	955	201	205	260	1 470

2.4 两种内固定方式下 T<sub>12</sub> 节段的 Von Mises 比较 在前屈、后伸、侧屈、扭转、垂直等加载作用下，前路固定的 Mises Stress 值均小于后路固定，差异有显著性意义 ( $P < 0.01$ )，整个节段更为稳定。根据本实验结果，在前路钛网重建钉棒内固定和后路椎弓根钉棒系统内固定这两种方式中，在生物力学上前路内固定优于后路内固定，能获得更好的节段稳定性，见表 9。

表 9 T<sub>12</sub> 节段各方向加载作用下前、后路内固定节点的 Mises Stress 值  
Table 9 Mises Stress values of T<sub>12</sub> segment under loading from different position in anterior and posterior approach ( $\bar{x} \pm s$ )

Position	Anterior approach fixation	Posterior approach fixation
Anteflexion	0.56±0.06	1.46±0.45
Posterior extension	0.65±0.31	0.83±0.24 <sup>a</sup>
Left bending	0.60±0.05	0.92±0.22 <sup>a</sup>
Right bending	0.70±0.07	0.85±0.06 <sup>a</sup>
Torsion	0.61±0.05	0.96±0.04 <sup>a</sup>
Vertical	0.63±0.07	0.85±0.05 <sup>a</sup>

<sup>a</sup> $P < 0.01$ , vs. anterior approach fixation

### 3 讨论

目前用平均刚度值来验证有限元模型的有效性更科学<sup>[11]</sup>。本实验正常模型所得平均刚度值和实测法所得结果基本符合。脊柱胸腰段是目前脊柱生物力学研究的重点<sup>[12]</sup>，目前在胸腰段爆裂性骨折的稳定性重建中，有前路和后路两种不同的方法。前路手术主要以伤椎切除、椎管减压及椎体间植骨融合和内固定为根本手段，直视下前路椎体的次全切除，进行脊髓神经的彻底减压，脊柱前中柱植骨或钛网置入，恢复脊柱的承载功能，为脊柱脊髓伤的恢复提供组织及生物力学保障，外侧内固定器械的撑开加压装置，可防止植骨块或钛网的移位及矫枉过正。以往由于前路手术并发症较多而较少采用，如今前路内固定技术的进步使得前路手术的并发症显著减少<sup>[13]</sup>。后路内固定手术经历了 Harrington 技术、

Luque棒技术到椎弓根螺钉技术<sup>[14]</sup>, 后路手术行后路结构的部分切除, 并通过椎弓根技术, 椎弓根螺钉将椎体的三柱固定, 并进行复位, 重新恢复损伤节段的稳定性, 来保证脊柱脊髓的恢复以及植骨的融合, 其操作简便, 大多骨科医师所偏好。椎弓根内固定系统具有抗多轴载荷的能力, 可较早恢复脊柱稳定, 具有固定节段短, 创伤小, 操作简单, 手术安全等优点。实验中对前路和后来两种内固定方式中内固定物的应力分布进行了观察, 发现前路内固定方式的应力主要集中在钛网和纵向的连接棒上, 应力分布较为均匀, 临床中, 前路内固定的失败大多发生钛网的沉降而不是断裂, 这可能与钛网局部应力比较均匀, 从而造成钛网的沉降。临床随访中后路内固定方式中内固定的失败大多因为钉棒的断裂, 断裂的位置也常常在螺钉的尾端, 与连接棒交界区域。本加载实验观察到应力主要集中在椎弓根螺钉和连接棒的交界处, 应力局部集中, 这可能是造成螺钉断裂的原因之一。

实验中在前屈、后伸、左侧屈、扭转、垂直等加载作用下, 前路固定组T<sub>12</sub>平面的Mises Stress值均小于后路固定组的应力, 统计学上有显著性差异, 也即是前路内固定比后路内固定在生物力学上能更好的保护和应力遮挡, 整个节段更为稳定, 为植骨愈合提供更好的力学环境。左侧屈曲加载下: 由于左侧为前路固定器械安装侧, 因此提供了更好的应力遮挡, 前路固定组优于后路固定组; 右侧屈曲加载下: 由于右侧没有前路内固定钉棒保护, 前路固定组T<sub>12</sub>平面的Mises Stress值稍优于后路固定组的应力。根据本实验结果, 在前路钛网重建钉棒内固定和后路椎弓根钉棒系统内固定这两种方式中, 在生物力学上前路内固定优于后路内固定, 能获得更好的节段稳定性。

实验建立了正常人T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段的三维有限元模型, 并经过FSU平均刚度验证, 证实了所建模型的有效性。在应力加载实验中, 观察到前路内固定中应力主要集中在钛网和纵向连接棒区域, 后路内固定中应力主要集中在钉棒的交接处。在实验模型中, 模拟L<sub>1</sub>爆裂性骨折前路钛网重建钉棒内固定和后路椎弓根钉棒系统内固定两种方式相比, 前路钛网并钉棒内固定的稳定性较优于后路椎弓根钉棒系统内固定。

#### 4 参考文献

[1] Rohlmann A, Nabil BH, Bergmann G, et al. Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis. *J Biomech*. 2010;43(15):2963-2969.

[2] Strange DG, Fisher ST, Boughtou PC, et al. Restoration of compressive loading properties of lumbar discs with a nucleus implant-a finite element analysis study. *Spine*. 2010;10(7):602-609.

[3] Hussain M, Gay RE, An KN. Reduction in disk and fiber stresses by axial distraction is higher in cervical disk with fibers oriented toward the vertical rather than horizontal plane: a finite element model analysis. *J Manipulative Physiol Ther*. 2010;33(4):252-260.

[4] Rohlmann A, Boustani HN, Bergmann G, et al. A probabilistic finite element analysis of the stresses in the augmented vertebral body after vertebroplasty. *Eur Spine*. 2010;19(9):1585-1595.

[5] Kim K, Park WM, Kim YH, et al. Stress analysis in a pedicle screw fixation system with flexible rods in the lumbar spine. *Proc Inst Mech Eng H*. 2010;224(3):477-485.

[6] Schroeder Y, Huyghe JM, van Donkelaar CC, et al. A biochemical/biophysical 3D FE intervertebral disc model. *Biomech Model Mechanobiol*. 2010;9(5):641-650.

[7] Schmidt H, Shirazi-Adl A, Galbusera F, et al. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities-a finite element analysis. *J Biomech*. 2010;43(10):1849-1856.

[8] Wang ZL, Teo JC, Chui CK, et al. Computational biomechanical modelling of the lumbar spine using marching-cubes surface smoothed finite element voxel meshing. *Comput Methods Programs Biomed*. 2005;80(1):25-35.

[9] Kaya RA, Aydin Y. Modified transpedicular approach for the surgical treatment of severe thoracolumbar or lumbar burst fractures. *Spine J*. 2004;4(2):208-217.

[10] Park WM, Park YS, Kim K, et al. Biomechanical comparison of instrumentation techniques in treatment of thoracolumbar burst fractures: a finite element analysis. *J Orthop Sci*. 2009;14(4):443-449.

[11] Qi W, Yan YB, Zhang Y, et al. Study of stress distribution in pedicle screws along a continuum of diameters: a three-dimensional finite element analysis. *Orthop Surg*. 2011;3(1):1757-1861.

[12] Upasani VV, Farnsworth CL, Tomlinson T, et al. Pedicle screw surface coatings improve fixation in nonfusion spinal constructs. *Spine*. 2009;34(4):335-343.

[13] Sasani M, Ozer AF. Single-stage posterior corpectomy and expandable cage placement for treatment of thoracic or lumbar burst fractures. *Spine*. 2009;34(1):E33-E40.

[14] Dai LY, Jiang SD, Wang XY, et al. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol*. 2007;67(3):221-231.

来自本文课题的更多信息--

**作者声明:** 文章为原创作品, 数据准确, 内容不涉及泄密, 无一稿两投, 无抄袭, 无内容剽窃, 无作者署名争议, 无与他人课题以及专利技术的争执, 内容真实, 文责自负。