

文章编号:1004-7220(2009)03-0193-07

## 双侧关节突联合棘突间植骨融合预防胸腰椎骨折术后 矫正丢失的生物力学三维有限元分析

何登伟<sup>1</sup>, 吴立军<sup>2</sup>, 池永龙<sup>2</sup>

(1. 温州医学院附属第五医院 骨科, 丽水, 323000; 2. 温州医学院 数字化医学研究所, 温州, 325035)

**摘要:** 目的 应用三维有限元技术构建腰椎双侧关节突联合棘突间植骨融合的生物力学新模型, 评估其预防胸腰椎骨折术后矫正丢失机制, 论证新模型是否比单纯双侧关节突植骨融合模型更具预防矫正丢失的优越性。方法 选取青壮年男性人体脊柱标本一具, 范围为 L1 ~ L2, 构建骨折伴有椎间盘严重损伤的有限元力学模型, 模拟患者术后内固定取出后的状态, 建立双侧关节突联合棘突间植骨融合和单纯双侧关节突植骨融合的两种有限元模型, 分析在压缩载荷、前屈与后伸力矩等组合作用下的椎间盘、上下终板、关节突植骨区、棘突间植骨区等的应力和位移。结果 在压缩载荷和前屈与后伸力矩作用下, 新融合模型的椎间盘竖向压缩位移和应变较原融合模型明显减小约为 20% ~ 35%, 关节突植骨区应力也较原融合模型减小, 减小量约为 5.5% ~ 13%, 棘突间植骨区承担应力大幅增加, 约增加了 2.5 ~ 12.3 倍, 后柱承担内力比例明显增加。结论 双侧关节突联合棘突间植骨融合后, 脊柱承载结构主要由双侧小关节和棘突三点立体承担, 后部棘突间植骨形成了新的强化张力带, 增加了损伤节段的三维稳定性, 有效减轻关节突植骨区应力集中程度, 减小受损椎间盘的竖向应变和压缩位移, 可预防胸腰椎骨折并伴有椎间盘严重损伤术后矫正丢失。

**关键词:** 胸腰椎骨折; 矫正丢失; 有限元分析; 数字医学; 生物力学

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

## Biomechanical finite element analysis on bone graft fusion of bilateral articular process combined with spinous process to prevent postoperative correction loss after thoracolumbar fracture surgery

HE Deng-wei<sup>1</sup>, WU Li-jun<sup>2</sup>, CHI Yong-long<sup>2</sup>. (1. Department of orthopedics, 5<sup>th</sup> Affiliated Hospital, Wenzhou Medical College, Lishui 323000, China; 2. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325035, China)

**Abstract: Objective** To develop a biomechanical model of bone graft fusion of bilateral articular process combined with spinous process using 3D finite element method to explain its preventive role on postoperative correction loss after thoracolumbar fracture surgery, and to evaluate the effect on preventing postoperative correction loss better than that of bone graft fusion simply in bilateral facet joints. **Method** Computed Tomography (CT) scans were performed on L1-2 motion segment of the fresh spine specimen of an adult male cadaver, and mechanical model of functional spinal unit of L1-2 with vertebrae fracture affiliated disc serious

收稿日期:2008-12-18; 修回日期:2009-03-15

基金项目:浙江省医药卫生科学研究基金项目(2008A170); 浙江省温州医学院重大科研专项项目(QTJ06012); 广东省自然科学基金项目(5300714)

作者简介:何登伟, (1971-), 男, 副主任医师, 研究方向:脊柱外科。

通讯作者:吴立军, 副教授, Tel: (0577) 86688659; E-mail: biomech@163.com。

damage were developed by defining injured material properties. From simulating dismantle internal fixation in patients who were dealt with bone graft fusion either of bilateral articular process combined with spinous process or simply in bilateral facet joints, two digitized surgical models were established by finite element method in Ansys 11.0 software platform. Four load conditions containing compression, anteflexion and retro-extension were added on digital fusion models on the basis of three-column spine theory to compute stresses/strains in bone graft and endplates and compressive displacements in damaged discs. **Result** Under the action of compressive load, anteflexion moment or post extension moment, the vertical compressive displacement and strain of disc annulus fibrosus of the new fusion model (FSF) reduced significantly by 20%-35% than those of the old one (FF); and the stress level of bone graft of articular process also decreased about 5.5%-13%. The bearing capacity of the interspinous bone graft increased markedly up to 2.5-12.3 times, or more than that of and supra spinous ligaments. **Conclusions** After the fusions between the bilateral facet joint and the spinous process, the load bearing function of the spinal column is carried out mainly by three points of the spinous process and bilateral facets in three - dimensional space, and a new strengthening tension-band is formed by transplanted bone between spinous process. It can increase the three-dimensional stability of spinal segments, effectively relieve the stress concentration on the bone graft area of bilateral articular process, and reduce the vertical compressive strains and displacements of the acutely injured disc, which could prevent the loss of postoperative correction after thoracolumbar fracture surgery.

**Key words:** Thoracolumbar fracture; Correction loss; finite element analysis; Digital Medicine; Biomechanics

椎弓根螺钉系统能使胸腰椎骨折椎体高度和矢状面成角获得良好恢复,但是随着病人下地活动的增多或者内固定取出后,易发生椎体高度、椎间隙高度和后凸畸形矫正丢失,一定程度上影响了患者的功能恢复。自20世纪90年代起,尽管随着椎弓根内固定技术的普及和胸腰椎骨折生物力学研究的加深,使得大部分胸腰椎骨折患者获得了正确的初期处理,但是术后出现迟发性后凸畸形几率并没有明显减少<sup>[1,2]</sup>。胸腰椎骨折术后并发迟发性后凸畸形,在国内外脊柱外科仍是一个突出存在的问题<sup>[3]</sup>。

造成矫正丢失的原因很多,如复位后伤椎内“蛋壳样改变”,而椎弓根螺钉系统位于脊柱后方,前方缺乏有效支撑,容易发生矫正丢失;脊柱骨折合并椎间盘损伤是导致术后矫正丢失的另一个重要原因,尤其是损伤的椎间盘无法修复是导致晚期矫正丢失的主要原因。本文针对临床常用的单纯双侧关节突植骨融合(facet joints fusion, FF)方法治疗胸腰椎骨折合并椎间盘严重损伤时存在的问题,提出了一种预防术后矫正丢失的新方法,即双侧关节突联合棘突间植骨融合(facet joints and spinous process fusion, FSF)预防胸腰椎骨折术后矫正丢失。通过模拟患者术后内固定取出后生理运动状态,研究不同融合术式产生的椎体终板应力、植骨融合部位的应力,以及椎间隙竖向位移与应变等响应,论证新方法是否更加符合脊柱稳定和功能恢复的生物力学原理。

## 1 材料和方法

### 1.1 胸腰椎骨折术后严重损伤椎间盘无法完全修复的脊柱功能单元(FSU)三维有限元建模

图1(a)和(b)为临床收治的椎体骨折伴有严重损伤椎间盘的病例,以及术后发生矫正丢失的病例。本文建模时选取正常青壮年男性第1、2腰椎标本,采用GE lightspeed 16层螺旋CT机对本实行横断面扫描,图像重建间距为1mm。应用Mimics软件,按图像灰度值对骨皮质、骨松质、后部结构作分割,进行三维重建,经过Geomagic软件的图形优化,建立L1-2骨性三维模型。利用Ansys11.0有限元平台,构建L1-2三维有限元模型。

根据生物体材料的强度、刚度与弹性模量具有一定的相关性,在模拟L2椎体上1/3部分骨折术后仍伴有L1-2椎间盘严重损伤而无法修复的生物力学特性时,可假设L2椎体、上终板及前纵韧带的力学性能大部分恢复,弹性模量为骨折前的67%。损伤椎间盘纤维环瘢痕形成,其力学性能大部分丧失,弹性模量降至损伤前的10%,损伤髓核因流失而完全失效。前纵韧带(前柱)和棘间及棘上韧带(后柱)在正常生理状态下存在一定程度的松弛。本文设其松弛达1°屈伸。L1椎体及下终板、后部结构和其他韧带(后纵韧带、横突间韧带、黄韧带)等力学性能取正常值,有限元模型的材料属性和实常数见表1<sup>[4-9]</sup>。

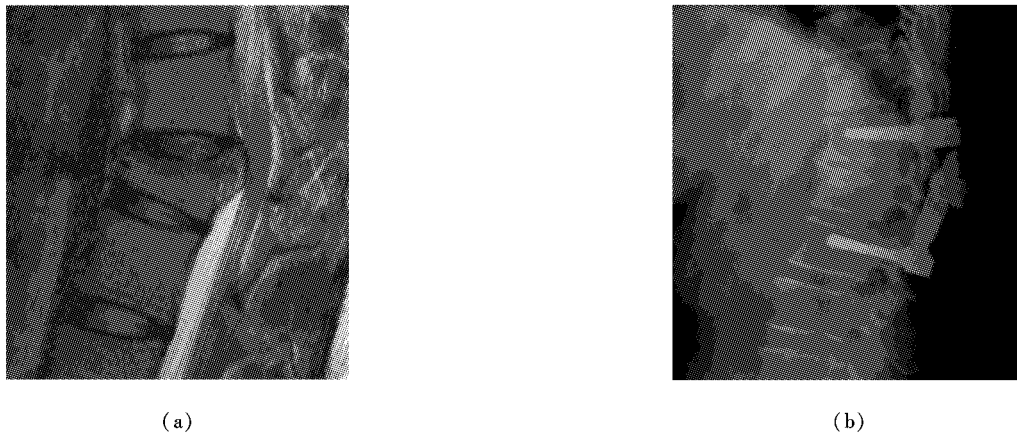


图1 (a) 椎体骨折合并椎间盘严重损伤的病例; (b) 术后7个月发生矫正丢失的病例;

Fig.1 (a) Case of vertebrae fracture affiliated severe disc damage; (b) Case of correction loss at postoperative 7 months;

表1 2种融合术式(FF和FSF)的腰椎L1-2三维有限元模型材料参数<sup>[4-9]</sup>

Tab.1 Material parameters of 3D FEA models for lumbar vertebrae L1-2 in 2 fusions<sup>[4-9]</sup>

组织材料	弹性模量/MPa		泊松比	横截面积/ mm <sup>2</sup>	内固定拆除 术后状态
	正常	损伤			
L1 为正常椎体, L2 为伤椎					
皮质骨	12 000	8 040	0.30	—	损伤 33%
松质骨	100	67	0.20	—	损伤 33%
上位终板损伤, 上位椎间盘严重损伤					
骨性终板	1 000	670	0.40	—	损伤 33%
纤维环基质	4.2	0.42	0.45	—	损伤 90%
纤维环纤维	450	45	0.30	1.35	损伤 90%
髓核	1.0	0.0	0.499 9	—	损伤 100%
主要屈伸韧带部分松弛, 植骨区韧带医源性损伤					
前纵韧带	21	14	0.30	60(松弛达1°后伸)	损伤 33%
棘间韧带	28	0.0	0.30	40(松弛达1°前屈)	医源性损伤
棘上韧带	28	0.0	0.30	30 松弛达1°前屈)	医源性损伤
关节突滑膜韧带	26	0.0	0.30	60	医源性损伤
三柱的其他结构和韧带均正常					
后部结构	3 500	—	0.25	—	正常
植骨体	100	—	0.20	—	正常
后纵韧带	70	—	0.30	21	正常
黄韧带	50	—	0.30	60	正常
横突间韧带	50	—	0.30	10	正常

## 1.2 两种融合术式在内固定拆除术后的三维有限元建模

胸腰椎骨折后功能重建采用两种植骨融合方式

FF和FSF见图2(a),(b)。根据临床资料,构建FF和FSF融合方式在内固定拆除术后的模型,见图3(a),(b)。关节突关节的植骨融合采用自体松质

骨,植骨部位在小关节后1/3区域;棘突间植骨融合也采用自体松质骨,植骨部位在棘突间矢状面后1/2区域。植骨部位均需作组织清理、剔除软骨、关节囊和韧带结构等,因此,FF和FSF融合模型中包含了软组织医源性损伤因素,在FF模型中,删除小关节滑膜韧带,保留棘间和棘上韧带;在FSF模型中删除3种医源性损伤的韧带(小关节滑膜韧带、棘间和棘上韧带)。植骨体的材料属性和医源性损伤韧带的实常数见表1<sup>[4~9]</sup>。

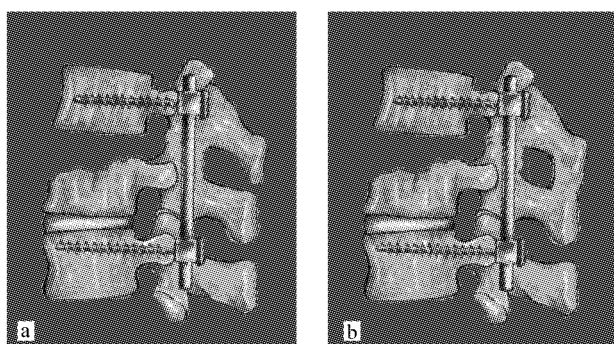


图2. (a) 传统的融合方法:术中仅行双侧关节突关节植骨融合(箭头1指示关节突关节植骨区域);(b)新融合方法:术中行双侧关节突关节联合棘突间植骨融合(箭头1和箭头2分别指示关节突关节和棘突间植骨区域)

Fig.2 (a) Only bone graft fusion of bilateral articular process was done (Arrow 1-articular process bone graft area); (b) Bone graft fusion of bilateral articular process combined with spinous process was done (Arrow 1-articular process bone graft area; arrow 2-interspinous bone graft area).

### 1.3 两种融合方式预防骨折术后矫正丢失的三维有限元分析方法

根据人体脊柱活动的生理荷载的模式和幅值大小,模拟平衡直立时上部体重负荷对L1-2节段的作用,分别对两种融合模型(FF和FSF)施加单纯压缩荷载400 N(加载模式I)和520 N(加载模式II)。术后患者屈曲活动对矫正丢失具有一定的影响,模拟前屈对FF和FSF融合模型的作用时,施加400 N竖向荷载和7.5 N·m矢状向前的力矩(加载模式III);模拟后伸对FF和FSF融合模型的作用时,施加400 N竖向荷载和7.5 N·m矢状向后的力矩(加载模式IV)。根据脊柱三柱理论<sup>[10]</sup>,FF和FSF融合模型的负荷方式符合三柱加载模式,即模型的约束设置在L2下终板和L2下关节突关节面,均为三

向约束;力和力矩施加在L1上终板和L1上关节突关节面,前柱和中柱共占85%,后柱占15%<sup>[4,11]</sup>。所有模拟计算均在Ansys11.0有限元分析平台上完成。

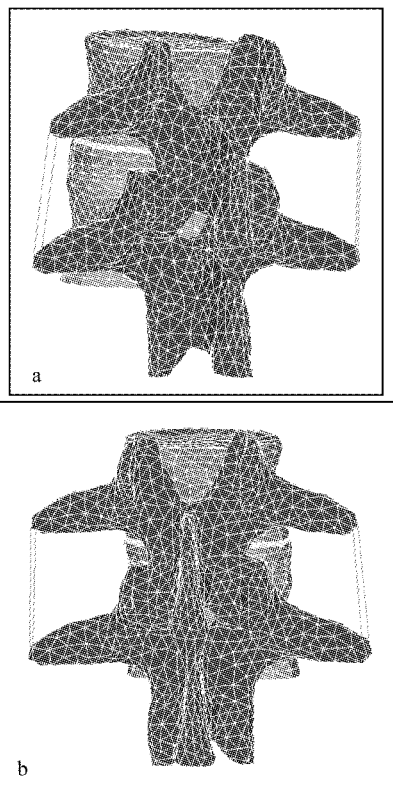


图3 a 单纯双侧关节突植骨融合的有限元模型;b 双侧关节突联合棘突间植骨融合的有限元模型(箭头1指示关节突关节植骨处,箭头2指示棘突间植骨处)

Fig.3 (a) finite element model of single-level bone graft fusion of bilateral articular process (FF); (b) finite element model of bone graft fusion of bilateral articular process combined with spinous process (FSF) (Arrow 1-articular process bone graft area; arrow 2-interspinous bone graft area).

## 2 结果

### 2.1 FF和FSF两种融合方式在内固定拆除术后的三维有限元模型

在骨折术后椎间盘严重损伤且无法修复的脊柱功能单元(FSU)三维有限元模型基础上,通过附加植骨融合术式及其医源性损伤的各类特征,建立单纯双侧关节突植骨融合(FF)有限元模型(图3(a)),共包含22 719个实体单元,221个韧带纤维绳索单元,35 199个节点;建立双侧关节突联合棘突间植骨融合(FSF)有限元模型(图3(b)),共包含

22 777 个实体单元,216 个韧带纤维缆绳单元,35 290 个节点。这两个植骨融合有限元模型基本具备了几何精确性、材料可靠性和术式灵敏性,能有效反映 FF 和 FSF 对预防术后矫正丢失的生物力学效果。

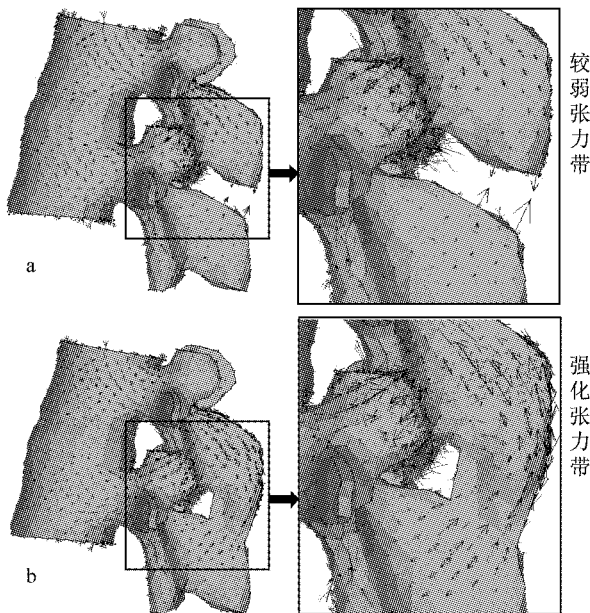


图3 脊柱生理荷载(模式 II)作用下由计算机生成的主应力矢量流迹线:(a) 融合模型 FF;(b) 融合模型 FSF。图中蓝色箭头(→←)表示压应力流;黑色箭头(←→)表示张应力流;箭头的长短和密度表示力流的大小,箭头的排列表示力流的方向。

Fig.3 The FE model-produced vector diagrams of the isostatic stress flows in lumbar under the compression load (mode II):(a) FF model; (b) FSF model. The arrows represent the transfer of compression (→←blue) and tension (←→black); The length and density of arrows signify the magnitude of stress flow, the alignment of arrows signify the orientation of stress flow.

## 2.2 FF 和 FSF 两种融合模型在脊柱生理活动中的压缩位移、压缩应变、应力、内力的比较

L1-2 椎间盘严重损伤且无法修复的非线性行为的有限元计算结果显示,在压缩、前屈与后伸等 4 种生理荷载作用下(I、II、III、IV),两种融合模型均在关节突植骨区出现了高应力,为上、下终板应力的 16~22 倍。FSF 的椎间盘竖向压缩位移与压缩应变较 FF 明显减小,减小量约为 20%~35%;关节突植骨区最大 von Mises 应力也呈减小态势,减小量约为 5.5%~13%;棘突间植骨区承担应力比棘间与棘上韧带大幅增加,增量在 2.5~12.3 倍以上。

新融合模型后柱承担内力比例明显增加,在 400 N 轴向荷载作用下,新融合模型的前中柱与后柱的内力分配为 117:283,而原融合模型为 168:232。另外,在压缩和前屈(I、II、III)模式下,新融合模型(FSF)的上、下终板应力较原融合模型(FF)呈减小态势,伤椎 L2 的上终板应力下降比 L1 的下终板更为明显,下降幅值约为 24%~28%。表 2 列出了 FF 和 FSF 融合模型在各类生理荷载作用下的应力、应变和位移数据。

## 2.3 FF 和 FSF 两种融合模型的后部结构张力带应力矢量流分布的比较

FF 和 FSF 两种融合模型在加载模式 I、II、III 作用下,均呈现明显的前屈运动,FF 模型的后部结构受到棘间与棘上韧带的牵拉,FSF 模型的后部结构受到棘突间植骨体的牵拉,两者均表现出与骨小梁排列相一致的张拉应力矢量流,但是棘突间植骨体的牵拉效果更为强烈,棘突张拉应力的矢量流箭头更密且更大,见图 3(a)和(b)。在后伸模式(IV)下,FF 融合模型的棘间与棘上韧带由于松弛而未牵拉,棘突未出现张拉应力矢量流,但是 FSF 融合模型的棘突间植骨体仍受到轻度的牵拉,出现了轻微的张拉应力矢量流。

## 3 讨论

近年来,关于椎弓根螺钉治疗胸腰椎骨折术后矫正丢失的研究逐渐增加,但是,由于影响矫正丢失的因素较多,且具有不确定性,因此,临床上尚未建立一个标准的预防方法。目前,临床上常采用的方法有 FF<sup>[12]</sup>、经椎弓根椎体内植骨<sup>[13,14]</sup>,椎弓根螺钉固定后骨水泥椎体成形<sup>[15]</sup>、腹背联合手术<sup>[16]</sup>等。但上述尝试除腹背联合手术外,仍然没有起到很好的预防术后矫正丢失的作用,而腹背联合手术因其创伤大、手术复杂而不能普及开展<sup>[12~16]</sup>。

James 等<sup>[17]</sup>强调后柱稳定性的重要性,认为后柱韧带的主要作用是对抗屈曲,它对脊柱的稳定及防止晚期的后突畸形十分重要。在此理论上,本文作者提出了一种新的预防方法(FSF),对于术后容易造成矫正丢失的合并严重椎间盘损伤病人,术中应用更加坚强的棘突间骨性融合替代后柱韧带,即在双侧关节突植骨基础上,给予棘突间植骨融合加强后柱稳定从而防止胸腰椎骨折术后矫正丢失。

表2 4种加载模式下两类融合术式的应力/应变与位移比较

Tab.2 Comparison of stress/strain and displacement of 2 fusions in 4 loading modes

加载模式	计算指标	计算部位	FF①	FSF②	术式②较术式① (②-①)/①
I	最大竖向压缩 位移/mm	L1-2 椎间盘	3.045	2.234	-27% (减小)
		L1-2 椎间盘	0.942	0.611	-35% (减小)
	最大 von Mises 应力/MPa	L1 下终板	0.765	0.691	-10% (减小)
		L2 上终板	0.809	0.583	-28% (减小)
		关节突植骨区	15.292	13.429	-12% (减小)
		棘间/棘上韧带 或棘突间植骨处	0.435	5.774	1230% (增加)
II	最大竖向压缩 位移/mm	L1-2 椎间盘	3.659	2.871	-22% (减小)
		L1-2 椎间盘	1.217	0.870	-29% (减小)
	最大 von Mises 应力/MPa	L1 下终板	1.025	0.901	-12% (减小)
		L2 上终板	1.063	0.763	-28% (减小)
		关节突植骨区	18.610	17.329	-6.9% (减小)
		棘间/棘上韧带 或棘突间植骨处	2.135	7.398	250% (增加)
III	最大竖向压缩 位移/mm	L1-2 椎间盘	3.996	3.084	-23% (减小)
		L1-2 椎间盘	1.342	0.955	-29% (减小)
	最大 von Mises 应力/MPa	L1 下终板	1.039	0.836	-20% (减小)
		L2 上终板	1.093	0.830	-24% (减小)
		关节突植骨区	20.137	19.030	-5.5% (减小)
		棘间/棘上韧带 或棘突间植骨处	1.409	8.013	470% (增加)
IV	最大竖向压缩 位移/mm	L1-2 椎间盘	1.703	1.306	-23% (减小)
		L1-2 椎间盘	0.529	0.421	-20% (减小)
	最大 von Mises 应力/MPa	L1 下终板	0.512	0.549	7.2% (略增)
		L2 上终板	0.599	0.633	5.7% (略增)
		关节突植骨区	11.810	10.303	-13% (减小)
		棘间/棘上韧带 或棘突间植骨处	0.0	3.566	>2.50% (增加)

注:加载模式 I 为单纯压缩荷载(400 N); II 为单纯压缩荷载(400 N+120 N); III 为压缩荷载加前屈力矩(400 N+7.5 N·m); IV 为压缩荷载加后伸力矩(400 N+7.5 N·m)。融合术式①为单纯双侧关节突植骨融合;融合术式②为双侧关节突联合棘突间植骨融合。

Eysel 等<sup>[18]</sup>认为,合并椎间盘损伤是导致胸腰椎骨折慢性不稳和术后矫正丢失的主要原因。本研究应用三维有限元技术对于胸腰椎骨折术后椎间盘因严重损伤而无法完全修复的脊柱功能单元进行了模拟,并模拟内固定拆除术后的生物力学性能,建立了 FF 和 FSF 的数字化模型,预测了 FF 和 FSF 对防

止矫正丢失的机制和效果。

有限元分析发现,FSF 术后,后柱承载主要由双侧小关节和棘突三点承担,较 FF 的(主要由双侧小关节两点负荷)后柱承载能力明显加强。其中棘突间植骨区承担应力大幅上升,增加 2.5~12.3 倍以上,增强了脊柱节段的三维稳定性;另外,FSF 的关

节突植骨区应力较原融合模型(FF)减小5.5%~13%,一定程度降低了术后植骨区疲劳微骨折的风险,具有保护关节突植骨的作用。Rohlmann等<sup>[19]</sup>对腰椎骨折术后载荷分布作了定量研究,认为前、中柱损伤后屈曲载荷容量丧失67.7%,轴向载荷容量丧失61.2%,载荷转移由后柱承载。而当胸腰椎骨折行后路内固定时,如果前柱没有有效重建,大部分应力都将通过内固定器,这是胸腰椎骨折术后内固定失败和矫正丢失的重要原因之一。通过有限元的分析发现,FSF通过棘突间的坚强融合,以加强后柱来应对胸腰椎骨折术后载荷向后柱的转移,起到了预防椎间隙高度和后凸畸形矫正丢失的功效。FSF符合胸腰椎骨折手术治疗的载荷分享原则。

有限元分析还发现,FSF在脊柱生理压缩与前屈力作用下,均在棘突出现了强烈的张拉应力矢量流。分析结果表明,棘突间植骨融合区较棘间、棘上韧带区承担应力大幅上升,增加2.5~12.3倍以上,后柱承担内力比例明显增加,就是说,FSF预防屈曲和防止发生后凸畸形的能力大大增强。在对抗胸腰椎屈曲应力时,FF的棘间与棘上韧带构成了较弱的张力带;但当棘突间获得骨性融合后,我们认为棘突间融合在后柱建立了一个新的强化张力带,新的张力带以部分修复的椎间盘和关节突关节为支点,能有效抵抗牵张力和弯曲力矩,使得FSF椎间盘的竖向压缩位移和压缩应变较FF减小了20%~35%,有效地预防了椎间隙高度和后凸畸形的矫正丢失。FSF符合胸腰椎骨折手术治疗的张力带原则。

虽然本文应用三维有限元技术建立了FF和FSF的数字化模型,对于胸腰椎骨折术后椎间盘因严重损伤而无法完全恢复的脊柱功能单元,模拟了内固定拆除术后的生物力学性能,预测了FF和FSF对防止矫正丢失的机制和术效,为新术式的设计与应用提供生物力学的依据和指导。但是,临床上胸腰椎骨折术后椎间盘实际恢复程度未可确定,因此本文构建的10%修复纤维环和完全失效髓核所组成的椎间盘模型仅代表术后的一种严重损伤状态的风险分析,实际恢复程度应根据实验确定。另外,本文所建的植骨融合模型是关节突关节后1/3融合模型及棘突间矢状面后1/2融合模型,临床上的实际植骨融合一般发生在小关节的后部30%~50%面积,棘突间矢状面的后部40%~60%面积,且不

同术者可能造成不同融合效果,继而形成不同的植骨材料抗剪、抗压与抗拉强度。因此,所建融合模型与实际手术之间存在一定差距,FF和FSF融合模型的实用性有待于临床与随访的进一步验证。

**致谢:**本文理工医结合工作得到了南方医科大学钟世镇院士和上海交通大学戴尅戎院士的指导,有限元分析软件由大连理工大学提供,在此一并表示感谢。

#### 参考文献:

- [1] 唐天骢,俞杭平. 进一步提高我国胸腰椎损伤的临床诊治水平[J]. 中华创伤杂志, 2002, 18(1): 7-8.
- [2] Vaccaro A R, Silber J S. Post-traumatic spinal deformity [J]. Spine, 2001, 26(24 Suppl): S111-S118.
- [3] 邱勇,朱锋,钱邦平等. 胸腰椎骨折术后并发迟发性后凸畸形的危险因素和后路脊柱短缩术[J]. 中华创伤杂志, 2006, 22(1): 11-15.
- [4] Goel V K, Kong W, Han JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles [J]. Spine, 1993, 18: 1531-1541.
- [5] Lee KK, Teo EC, Qiu TX, Yang K. Effect of facetectomy on lumbar spinal stability under sagittal plane loadings [J]. Spine, 2004, 29(15):1624-1631.
- [6] Polikeit A, Nolte L P, Ferguson S J. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis [J]. Spine, 2003, 28: 991-996.
- [7] Kim Y. Finite element analysis of anterior lumbar interbody fusion [J]. Spine, 2007, 32: 2558-2568.
- [8] 余慧琴,顾苏熙,李明等. 脊柱侧凸三维有限元模型的建立及其意义[J]. 医用生物力学;2008,23(2):136-139.
- [9] 朱睿,程黎明. 骶椎切除重建的三维有限元模型建立及其研究进展[J]. 医用生物力学;2008,23(4):327-331.
- [10] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries [J]. Spine, 1983, 8: 817-831.
- [11] Kummer B. Biomechanische Aspekte zur Instabilität der Wirbelsäule. In Fuchs GA (ed) Die Instabile Wirbelsäule. Stuttgart: Thieme, 1991: 8-9.
- [12] 钱邦平,邱勇,王斌等. 后外侧融合对胸腰椎爆裂型骨折疗效的影响[J]. 中华创伤杂志,2006,22(2):121-125.

(下转第210页)