

中国医科大学

硕士学位论文

钉钩系统+横连治疗腰椎峡部裂的三维有限元分析

姓名：叶志扬

申请学位级别：硕士

专业：外科学（骨外科）

指导教师：王欢

20090301

· 中文论著摘要 ·

钉钩系统+横连治疗腰椎峡部裂的三维有限元分析

目 的

应用三维有限元分析法对我们首创的钉钩系统+横连治疗单纯腰椎峡部裂进行生物力学性能分析，为临床上钉钩系统+横连治疗单纯腰椎峡部裂提供理论基础。

方 法

1、建模：选取一名健康男性青年志愿者，用 MRI 机对其腰椎进行连续扫描，利用 MRI 图像和 Simpleware 软件建立正常 L4-L5 节段模型。2、模型有效性验证：将模型导入 ANSYS11.0 中行前处理后，计算其平均刚度并与实测法比较以验证建模方法有效性。3、建立四种实验模型：利用 MRI 图像、Simpleware 软件和 Solidworks2006 软件建立以下四种 L3-L5 节段模型：正常节段、单纯 L4 双侧峡部裂节段、钉钩系统固定的单纯 L4 双侧峡部裂节段及钉钩系统+横连固定的单纯 L4 双侧峡部裂节段。4、四种模型的三维有限元分析：将四种模型分别导入 ANSYS11.0 有限元分析软件进行前处理后，在轴向 500N 载荷和 15N·M 力矩下，模拟人体腰椎正常生理轴向载荷、前屈、后伸、侧弯和扭转，比较四种模型的总体最大位移、总体最大转角和应力变化并进行分析。

结 果

1、总体最大位移和总体最大转角：峡部裂模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下位移和旋转角度都是最大的，特别是在前屈和后伸工况下，经钉钩系统和钉钩系统+横连固定后，位移和旋转角度都明显减小，而钉钩系统+横连固定模型在各种工况下的位移和旋转角度均小于钉钩系统固定模型。其中在位移方面，钉钩系统固定模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下分别较峡部裂模型减小64.32%、25.52%、16.86%、38.90%，钉钩系统+横连固定模型分别较峡部裂模型减小70.84%、37.02%、25.96%、52.26%；而钉钩系统+横连固定模型分别较钉钩系统固定模型在减小18.29%、15.43%、10.94%、21.86%。在旋转角度方面，钉钩系统固定模型

在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下分别较峡部裂模型减小21.72%、32.91%、16.68%、25.60%，钉钩系统+横连固定模型分别较峡部裂模型减小33.23%、41.53%、31.37%、39.26%；而钉钩系统+横连固定模型分别较钉钩系统固定模型在减小14.70%、12.84%、17.63%、18.36%。2、应力分布：钉钩系统固定模型在各种工况下的最大应力均出现在钉钩系统，其中以前屈工况下为最大，为175MPa，主要发生在椎板钩与椎板后下部接触部分；而钉钩系统+横连固定模型除侧弯工况外，其余最大应力均比钉钩系统固定模型明显减小，且受力更均匀，内固定物出现应力集中的情况更少，其最大应力主要出现在前屈和侧弯工况下，分别为153 MPa、145 MPa，集中于椎弓根钉与横连之间的椎板钩中部。

结 论

- 1、钉钩系统+横连固定能有效提高峡部裂腰椎的稳定性。
- 2、钉钩系统+横连固定在恢复腰椎的稳定性以及应力分布方面优于钉钩系统固定。

关键词

峡部裂 椎弓根钉 椎板钩 治疗 有限元分析

• 英文论著摘要 •

A Three Dimensional Finite Element Analysis Of Treatment Of Lumbar Spondylolysis By Vertebral Pedicle Nail-Vertebral Plate Hook System And Transversal Connector Bar

Objective

To analyze the biomechanical features of treatment of simple lumbar spondylolysis by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar that was proposed by us with three dimensional finite element models, and provide rationale for treatment of simple lumbar spondylolysis by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar clinically.

Method

1、Modeling:A young male healthy volunteer was chosen, and his lumbar spine was scanned by MRI machine continuously. We use MRI pictures and Simpleware software to establish normal L4-L5 segmental model.2、Verification of the availability of model: the model was put into Ansys11.0 software and undertook pre-processing, calculating its average stiffness and comparing with the results of cadaver experiments to verificate of the availability of model.3、Establish four experimental models:We use MRI pictures 、 Simpleware software and Solidworks2006 software to establish four kinds of L3-L5 segmental models:normal segment, simple L4 dipl- spondylolysis segment, simple L4 dipl- spondylolysis segment fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system, simple L4 dipl- spondylolysis segment fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar.4、Three dimensional finite element analysis of foue models:These four models were put into Ansys11.0 finite element analysis software and undertook pre-processing, axial load 500N and 15N·M torque were loaded, on axial compression, flexion, extension,

lateral bending and torsion respectively to study and analyze the corresponding displacement, rotational angle and stress .

Results

1、Displacement and rotational angle:the displacement and rotational angle of spondylolysis model in the conditions of flexion, extension, lateral bending and torsion, especially in the condition of flexion, extension.After the fixation of vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system and vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar, the displacement and rotational angle became smaller obviously.The displacement and rotational angle of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar were all smaller than that of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system in any condition. The displacement of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system were smaller than that of the spondylolysis model by 64.32%, 25.52%, 16.86%, 38.90% in the conditions of flexion, extension, lateral bending and torsion respectively , the displacement of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar were smaller than that of the spondylolysis model by 70.84%, 37.02%, 25.96%, 52.26% respectively; the displacement of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar were smaller than that of the the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system by 18.29%, 15.43%, 10.94%, 21.86% respectively.The rotational angle of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system were smaller than that of the spondylolysis model by 21.72%, 32.91%, 16.68%, 25.60% in the conditions of flexion, extension, lateral bending and torsion respectively, the rotational angle of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar were smaller than that of the spondylolysis model by 33.23%、41.53%、31.37%、39.26% respectively; the rotational angle of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar were smaller than that of the the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system by 14.70%, 12.84%, 17.63%, 18.36% respectively.2、Stress:the largest stress of the model fixed by vertebral pedicle

nail-vertebral plate hook system were in nail- hook system in any condition, and that in the condition of flexion is the largest, which was 175MPa and mainly in the part of vertebral plate hook that contacted to the inferior-posterior part of vertebral plate;Expect that in the condition of lateral bending, the largest stress of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar were smaller than that of the model fixed by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system obviously in all conditions;and the distribution of stress was more even, the stress concentration of internal fixation object was less; The largest stress mainly took place in the conditions of flexion and lateral bending, which were 153 MPa, 145 MPa respectively and concentrated in the middle part of vertebral plate hook between the contacted-parts with vertebral pedicle nail and transversal connector bar.

Conclusion

1、The method of vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar could improved the stability of lumbar spine with spondylolysis effectively.

2、Fixation by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system+transversal connector bar was better than fixation by vertebral pedicle nail-vertebral plate hook system on the aspect of reestablishment of lumbar stability, as well as stress distribution.

Key word

spondylolysis; vertebral pedicle nail;vertebral plate hook;treatment;finite element analysis

中国医科大学研究生学位论文独创性声明

本人申明所呈交的学位论文是我本人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。据我所知，除了文中特别加以标注和致谢的地方外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果，也不包含为获得我校或其他教育机构的学位或证书而使用过的材料，与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示谢意。

申请学位论文与资料若有不实之处，本人承担一切相关责任。

论文作者签名：叶志扬 日期：2009年5月20日

中国医科大学研究生学位论文授权使用授权书

本人完全了解中国医科大学有关保护知识产权的规定，即：研究生在攻读学位期间论文工作的知识产权单位属中国医科大学。本人保证毕业离校后，发表论文或使用论文工作成果时署名单位为中国医科大学，且导师为通讯作者，通讯作者单位亦署名为中国医科大学。学校有权保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和磁盘，允许论文被查阅和借阅。学校可以公布学位论文的全部或部分内容（保密内容除外），以采用影印、缩印或其他手段保存论文。

论文作者签名：叶志扬

指导教师签名：王欢

日期：2009年5月20日

钉钩系统+横连治疗腰椎峡部裂的三维有限元分析

前 言

单纯腰椎峡部裂(lumbar spondylolysis)是指腰椎上下关节突之间的峡部骨质缺损不连续,而椎体无移位。其好发于青少年和运动员,确切病因和发病机制目前还存在较大争议,但一般认为与解剖因素、先天性因素及生物力学等因素相关。

有学者^[1]指出腰椎峡部裂非手术治疗虽可取得良好疗效,但只有极少数患者能获得骨性愈合。因为峡部裂时,棘突、椎板及下关节突作为一个活动单位,发生颅尾端的异常活动,使峡部难以愈合^[2],而峡部抗剪切的生物力学功能是活动节段必须的稳定因素,峡部裂的长期存在是腰椎不稳、滑脱、继发性椎管和椎间盘退变的病因,因此必须手术恢复峡部的完整性^[3]。早期主要是用各种跨关节内固定术和植骨融合术治疗峡部裂,但随后发现跨节段内固定既对固定区域产生应力遮挡,又显著增高邻近节段的应力,加速固定区域及邻近节段椎间盘的退变,并且青少年发育的关系客观上要求对生理结构的破坏越少越好,治疗上应避免多节段的术式。因此目前多主张采用节段内固定加植骨来修复峡部裂,治疗的成功率介于63%~100%^[4]。但固定力量均较差,无法达到足够的脊柱稳定程度,均需长期卧床或辅助外固定,愈合时间长。基于钩螺钉法的椎弓根钉-椎板钩系统将椎弓根钉拧入椎体中,达到脊柱三柱固定,为峡部植骨融合创造一个稳定的生物力学环境,避免腰骶部的剪切力和肌肉的牵拉力导致的骨折端分离,有利于激活成骨作用以及新生骨的爬行替代,促进骨折愈合^[5],使患者早期下床等优点,所以大部分学者采用椎弓根钉替代关节突螺钉。

目前脊柱力学的研究分为实验生物力学和理论生物力学。实验生物力学研究有三种模型:动物模型、物理模型和尸体模型,都与人体近似,但都存在一定局限性。如动物模型可以监测生理反应,但由于可得到的动物是四足动物,其结构功能与人类不同;由于缺乏几何和材料特性的生物逼真度,物理模型的应用亦受到限制;尸体模型在几何、结构和材料特性方面具有优势,然而标本获得不易及

费用高昂等原因，其应用也有局限性。理论生物力学主要是运用数学模型分析，即有限元分析法。

有限元分析法在工程学上应用较早，基本原理是将一个由无数个质点组成并且有无限个自由度的连续体近似为由有限个单元所组成的集合体。其在生物力学研究中具有以下优点：①能在不同条件下模拟试件的活动，得到不受其他实验条件影响的结果，可以排除因为实验条件不同造成的误差。②可对试件的结构形状、材料等改变其中任何一个或几个参数以观察其对整个系统的影响，可重复计算，节约实验成本。③可逼真地建立试件的三维模型，并赋予其生物力学材料特性。④在仿真实验中(对模型进行实验条件仿真+几何约束、固定载荷、冲击载荷、温度特性等)模拟拉伸、弯曲、扭转等各种力学实验，可以求解获得在不同实验条件下模型任意部位变形、应力/应变分布、内部能量变化、极限破坏分析等变化情况，其中很多数据是其他实验方法无法得到的。结合有限元分析法的特点，其在脊柱力学研究上取得了不少成果，结果与实验生物力学基本相符。

材料与amp;方法

一、材料与amp;设备

1、计算机一台(基本配置：内存 8G，硬盘 320G，东北大学土木工程研究所提供使用)

2、Philips interaAchieva 3.0T MRI 机(由中国医科大学附属盛京医院提供使用)

3、Solidworks2006 作图软件

4、Simpleware 建模软件

5、ANSYS11.0 有限元分析软件（东北大学工程力学研究所提供使用）

二、实验步骤与方法

（一）原始数据的采集

选取一名青年志愿者（男，20岁），无慢性腰痛及腰椎外伤手术史，实验前

先行 x 线检查，初步排除脊柱疾患，用 MRI 仪（Philips intera Achieva 3.0T）对腰椎进行层厚为 1mm 的连续扫描，得到的图像文件以 Dicom 格式输出计算机存盘。

（二）腰椎模型的建立

在 Simpleware 建模软件的 ScanIP 中导入 Dicom 格式图像文件，对 L4-L5 部分进行图像分割。在每层图像中分别对 L4-L5 节段使用 Paint 工具画出椎体及间盘，并区分皮质骨、松质骨、纤维环、髓核及软骨终板。使用重建功能，建立 L4-L5 三维模型并将结果导出到 Simpleware 建模软件的 ScanFE 中，进行光顺及网格划分后以 .ans 为文件扩展名导出。

（三）在 ANSYS11.0 有限元分析软件中的前处理及建模方法有效性验证

将模型导入 ANSYS11.0 有限元分析软件中，对椎小关节进行无摩擦和非线性处理，对腰椎节段加上线缆单元的韧带和椎小关节囊，得到完整的正常 L4-L5 节段腰椎三维有限元模型。对各种材料赋值，主要包括材料的弹性模量、泊松比和横截面积（见表 1）。将模型中各种材料和组织考虑为连续、均质、线形、各向同性的弹性材料，韧带和椎小关节囊只承受张应力，不承受压应力。在 ANSYS11.0 有限元分析软件中分析，其边界条件为：L5 下终板各节点完全固定，载荷加载在 L4 上终板上。测量其在 10N·m 力矩情况下在屈曲、后伸、侧弯、扭转四种工况下的总体最大转角（度），计算四种工况下的平均刚度（平均刚度为加载于模型上的力或力矩和载荷方向的位移或旋转角度的比值）并将结果与实测法的结果^[6, 7, 8]相比较验证。若验证错误，则重新修改模型；若验证正确，按照上述方法建立正常节段和单纯 L4 双侧峡部裂的 L3-L5 节段腰椎三维有限元模型。

表1, 完整的L4-L5节段腰椎三维有限元模型单元类型、单元数、节点数、材料特性表

材料	材料类型	单元数	节点数	弹性模量(MPa)/泊松比	横截面积(mm ²)
皮质骨	固体	217832	50137	12000/0.3	-
松质骨	固体	28625	6868	100/0.2	-
纤维环	固体	29723	7899	92/0.45	-
髓核	固体	6491	1650	1.0/0.499	-
前纵韧带	线缆	5	10	10/0.3	75.9
后纵韧带	线缆	3	6	10/0.3	51.8
黄韧带	线缆	6	12	10/0.3	8.7
横突间韧带	线缆	4	8	10/0.3	2.0
关节囊韧带	线缆	6	12	10/0.3	102.5
棘间韧带	线缆	2	4	10/0.3	6.1
棘上韧带	线缆	1	2	10/0.3	75.7

(四) 两种治疗模型的建立

1、内固定系统模型的建立

本实验采用的是蛇牌公司提供的椎弓根钉-椎板钩内固定系统(见图1), 按内固定物的具体参数在 Solidworks2006 作图软件建立内固定物模型(见图2), 以 stl 格式导出。



图 1, 钉钩系统实物图

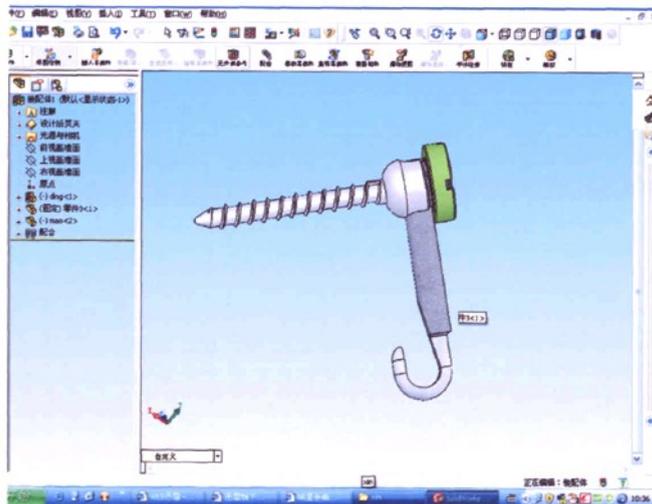


图 2, 钉钩系统模型

2、治疗模型的建立

(1) 钉钩系统固定模型

在 Simpleware 建模软件的 ScanCAD 中打开单纯 L4 双侧峡部裂的 L3-L5 节段腰椎三维有限元模型并逐一导入以 stl 格式存储的所需内固定物模型，以 L4 两侧上关节突外缘切线与横突中线交点为进钉点，利用旋转、平移等操作置入两枚椎弓根钉，与中线倾斜 15 度角经 L4 两侧椎弓根分别拧入椎体，连接钉钩系统。整

个过程中调整椎弓根钉及椎板钩角度，确保椎弓根钉未穿透椎弓根侧壁并且使椎板钩与 L4 椎板下缘贴附紧密牢靠（见图 3）。将固定好的模型导出到 Simpleware 建模软件的 ScanFE 中，进行光顺及网格划分后以 .ans 为文件扩展名导出。

（2）钉钩系统+横连固定模型

在上一个固定模型的基础上，于 L4 棘突根部的中部置入横连，连接椎板钩和横连（模型见图 4）。将固定好的模型导出到 Simpleware 建模软件的 ScanFE 中，进行光顺及网格划分后以 .ans 为文件扩展名导出。

（五）在 ANSYS11.0 有限元分析软件中的前处理及分析

将四种 L3-L5 节段腰椎三维有限元模型：正常节段、单纯 L4 双侧峡部裂节段、钉钩系统固定的单纯 L4 双侧峡部裂节段及钉钩系统+横连固定的单纯 L4 双侧峡部裂节段分别导入 ANSYS11.0 有限元分析软件中，如步骤(三)进行前处理（见图 5 和 6，表 2）。在 ANSYS11.0 有限元分析软件中分析，其边界条件为：L5 下终板各节点完全固定，载荷加载在 L3 上终板上。分别测量轴向 500N 载荷及 15N·m 力矩情况下在轴向载荷、前屈、后伸、侧弯、扭转五种工况下的总最大位移(mm)、总体最大转角（度）及最大应力（MPa）。

表2，正常L3-L5节段腰椎三维有限元模型单元类型、单元数、节点数及内固定物材料特性表

材料	材料类型	单元数	节点数	弹性模量(MPa)/泊松比	横截面积(mm ²)
皮质骨	固体	257038	63710	12000/0.3	-
松质骨	固体	121882	35048	100/0.2	-
纤维环	固体	48840	12014	92/0.45	-
髓核	固体	19470	4874	1.0/0.499	-
终板	固体	38511	10970	500/0.25	-
内固定物	固体	-	-	110000/0.3	-
前纵韧带	线缆	5	15	10/0.3	75.9
后纵韧带	线缆	3	9	10/0.3	51.8
黄韧带	线缆	12	24	10/0.3	8.7
横突间韧带	线缆	8	16	10/0.3	2.0
关节囊韧带	线缆	12	24	10/0.3	102.5
棘间韧带	线缆	4	8	10/0.3	6.1
棘上韧带	线缆	1	3	10/0.3	75.7



图 3， 钉钩系统固定模型

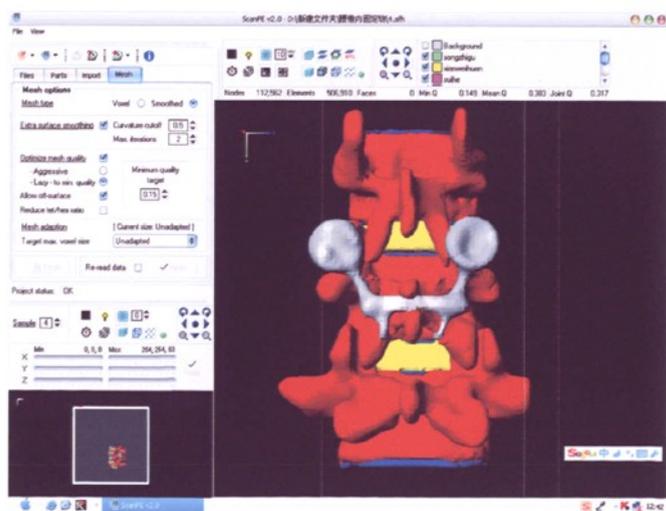


图 4， 钉钩系统+横连固定模型

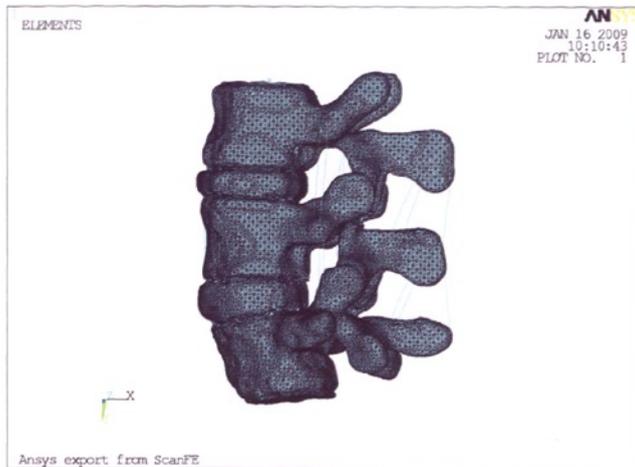


图 5，单纯 L4 双侧峡部裂 L3-L5 节段腰椎三维有限元模型单元图

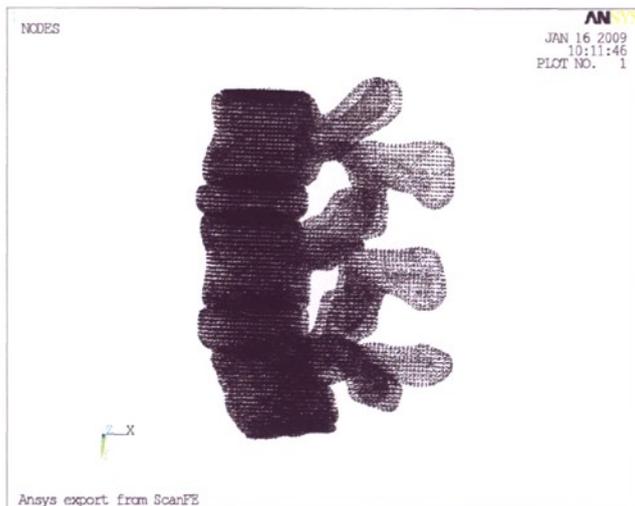


图 6，单纯 L4 双侧峡部裂 L3-L5 节段腰椎三维有限元模型节点图

结 果

一、模型有效性验证

为检验建模方法和ANSYS11.0有限元分析软件使用的正确与否，边界条件及模型的简化等是否合理，在模拟外力的作用下，对完整L4-L5节段模型前屈、后伸、侧弯和扭转工况下的平均刚度进行计算，结果分别为1.586、2.732、1.654和5.636，与其他作者实测法^[6, 7, 8]所得的平均刚度基本上一致（见图7），说明这种建模方

法是正确有效的，边界条件及模型的简化等是合理的，用这种方法所建的模型可用于临床与实验研究。

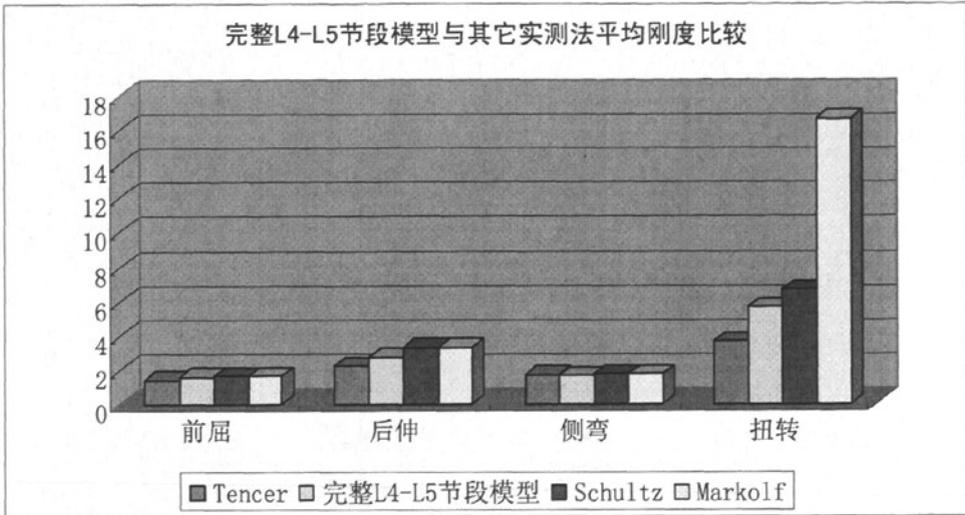


图 7, 完整 L4-L5 节段模型与其它实测法平均刚度 (纵坐标) 比较

二、四种模型稳定性比较

四种模型经 ANSYS11.0 有限元分析软件分析后分别生成以下单元数和节点数: 正常节段模型共有单元 485786 个, 节点 126705 个; 峡部裂模型共有单元 485426 个, 节点 126691 个; 钉钩系统固定模型共有单元 505559 个, 节点 131374 个; 钉钩系统+横连固定模型共有单元 506955 个, 节点 131822 个。四种模型在轴向 500N 载荷及 15N·m 力矩下, 轴向载荷和前屈、后伸、侧弯(右)、扭转(左)五种工况的总体最大位移 (mm)、总体最大转角 (度) 如表 3 和表 4 所示。

表 3, 总体最大位移 (单位:mm)

工况 模型	轴向载荷	前屈	后伸	侧弯	扭转
	正常	0.309	3.728	4.014	2.012
峡部裂	0.315	9.559	4.768	2.354	3.758
钉钩系统固定	0.423	3.411	3.551	1.957	2.296
钉钩系统+横连固定	0.373	2.787	3.003	1.743	1.794

表 4, 总体最大转角 (单位: 度)

工况 模型	轴向载荷	前屈	后伸	侧弯	扭转
正常	0. 138	2. 968	3. 170	2. 073	2. 663
峡部裂	0. 182	3. 780	4. 284	2. 464	3. 543
钉钩系统固定	0. 280	2. 959	2. 874	2. 053	2. 636
钉钩系统+横连固定	0. 272	2. 524	2. 505	1. 691	2. 152

从表3, 表4可看出, 峡部裂模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下位移和旋转角度都是最大的, 特别是在前屈和后伸工况下, 经钉钩系统和钉钩系统+横连固定后, 模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下的位移和旋转角度都明显减小, 而钉钩系统+横连固定模型在各种工况下其位移和旋转角度均小于钉钩系统固定模型。其中在位移方面, 钉钩系统固定模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下分别较峡部裂模型减小64.32%、25.52%、16.86%、38.90%, 钉钩系统+横连固定模型分别较峡部裂模型减小70.84%、37.02%、25.96%、52.26%; 而钉钩系统+横连固定模型分别较钉钩系统固定模型在减小18.29%、15.43%、10.94%、21.86%。在旋转角度方面, 钉钩系统固定模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下分别较峡部裂模型减小21.72%、32.91%、16.68%、25.60%, 钉钩系统+横连固定模型分别较峡部裂模型减小33.23%、41.53%、31.37%、39.26%; 而钉钩系统+横连固定模型分别较钉钩系统固定模型在减小14.70%、12.84%、17.63%、18.36%。。

三、应力分布

四种模型总体最大应力和钉钩系统、钉钩系统+横连应力分布情况见表 5、表 6 和图 8-17 所示。

表 5, 总体最大应力 (单位 : MPa)

工况 模型	轴向载荷	前屈	后伸	侧弯	扭转
正常	38. 3	129	106	127	134
峡部裂	25. 6	122	104	99. 3	111
钉钩系统固定	31. 7	175	108	93. 2	121
钉钩系统+横连固定	29. 8	153	81. 4	145	85. 8

表 6, 内固定物最大应力 (单位: MPa)

工况 模型	轴向载荷	前屈	后伸	侧弯	扭转
钉钩系统	20.7	175	108	93.2	121
钉钩系统+横连	16.2	153	73.2	145	76.2

从表 5, 表 6 和内固定物应力分布图可看出, 钉钩系统固定模型各种工况下的最大应力均出现在钉钩系统, 其中以前屈工况下为最大, 为 175MPa, 主要发生在椎板钩与椎板后下部接触部分; 而钉钩系统+横连固定模型除侧弯工况外, 其余工况下最大应力均比钉钩系统固定模型明显减小, 且受力更均匀, 内固定物出现应力集中的情况更少, 其最大应力主要出现在前屈和侧弯工况下, 分别为 153 MPa、145 MPa, 集中于椎弓根钉与横连之间的椎板钩中部。

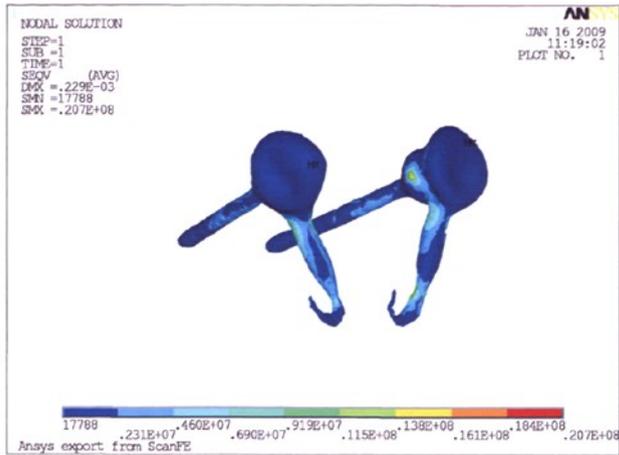


图 8，钉钩系统模型在轴向 500N 载荷工况下应力分布图

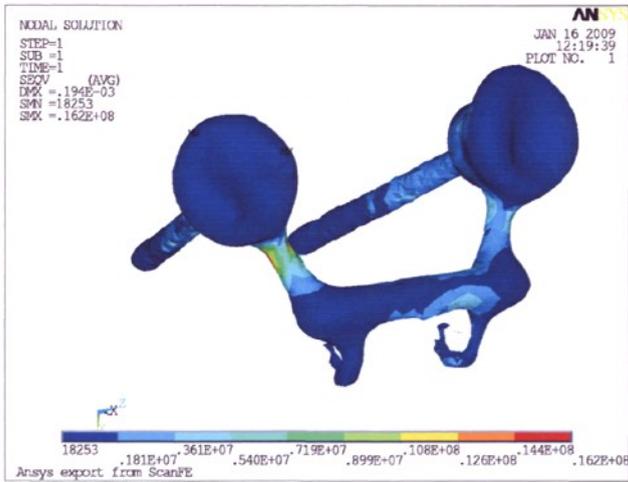


图 9，钉钩系统+横连模型在轴向 500N 载荷工况下应力分布图

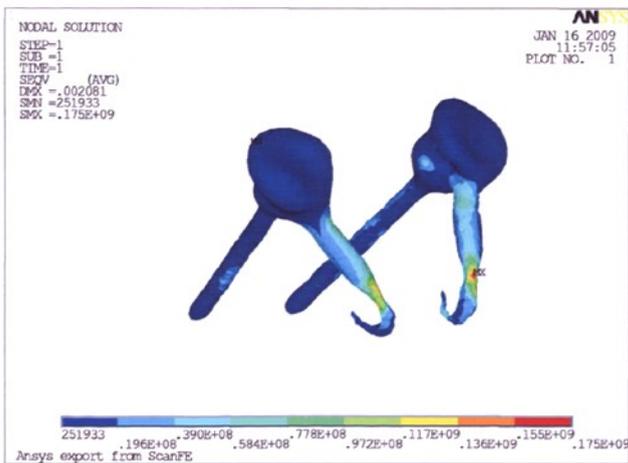


图 10，钉钩系统模型前屈工况应力分布图

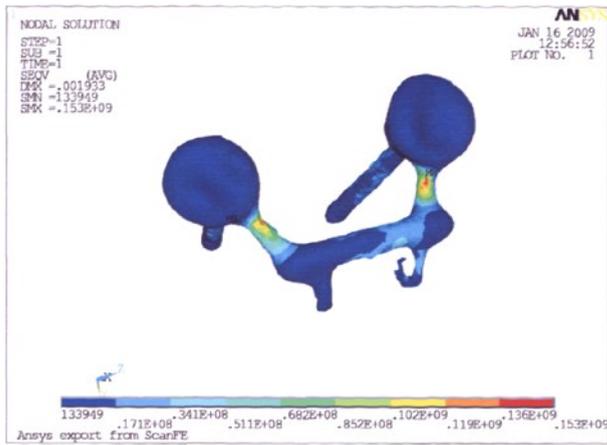


图 11, 钉钩系统+横连模型前屈工况应力分布图

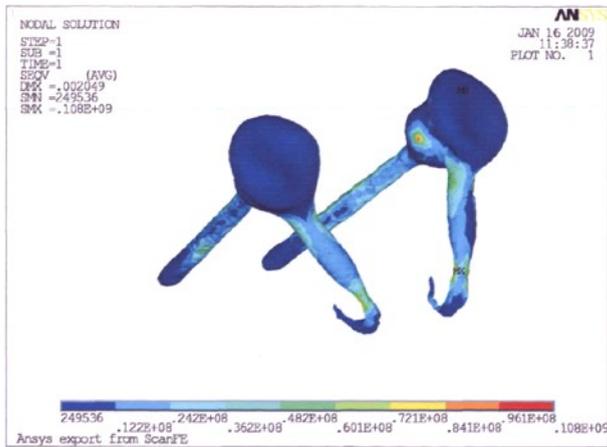


图 12, 钉钩系统模型后伸工况应力分布图

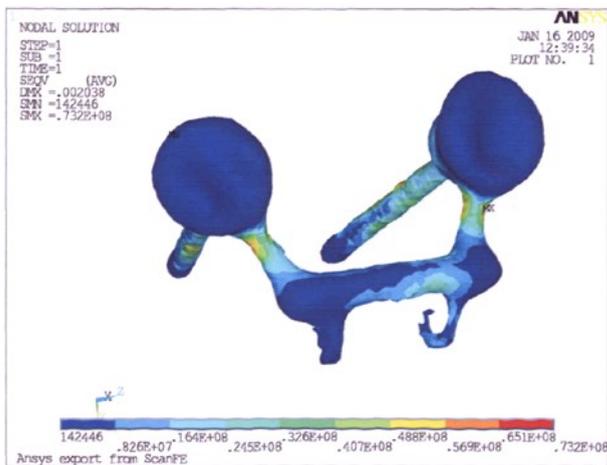


图 13, 钉钩系统+横连模型后伸工况应力分布图

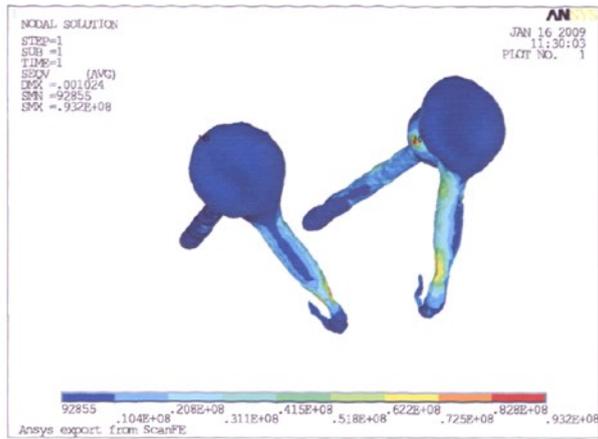


图 14, 钉钩系统模型侧弯工况应力分布图

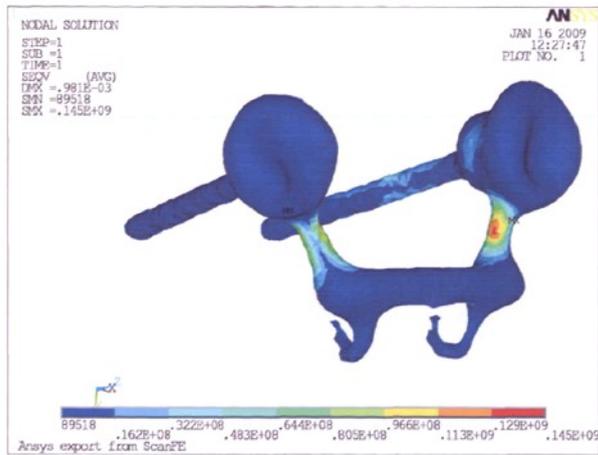


图 15, 钉钩系统+横连模型侧弯工况应力分布图

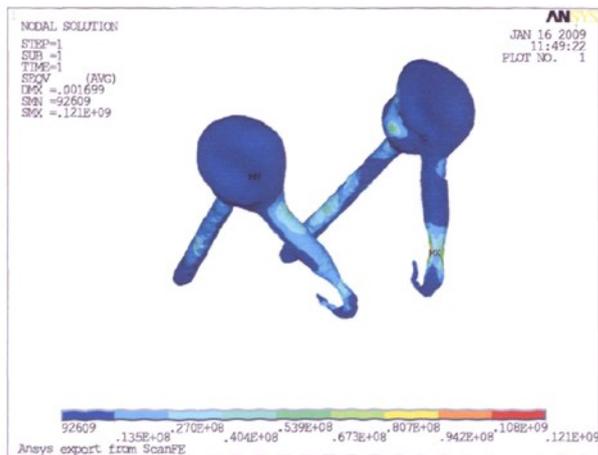


图 16, 钉钩系统模型扭转工况应力分布图

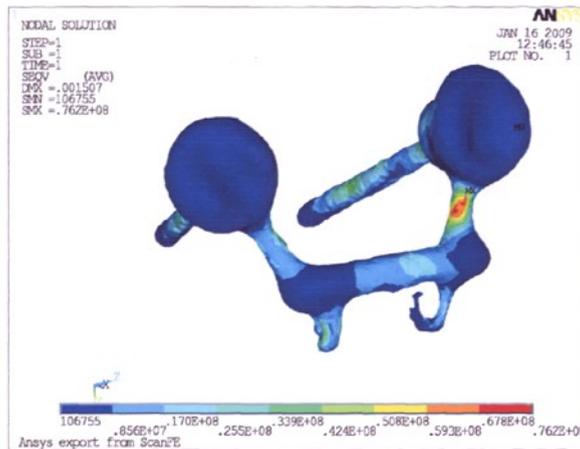


图 17, 钉钩系统+横连模型扭转工况应力分布图

讨 论

一、单纯腰椎峡部裂的节段内固定治疗

单纯腰椎峡部裂节段内固定术基本术式如下：①Buck 法：即局部修复峡部缺损，切除峡部纤维组织后，自下关节突向上经过峡部至上关节突拧入1枚螺钉固定并于峡部植骨。由于螺钉穿过峡部，使本细长的峡部能容纳的植骨量明显减少，影响融合，且峡部裂的腰椎发育多不正常，峡部细小窄长，螺钉有时无法通过或穿破椎板进入椎管，导致马尾或神经根损伤。解剖学研究^[9]提示，为避免穿破椎板，钉道宜居中或靠下；L5选用的螺钉应比L4的细，直径 $\leq 4\text{mm}$ 的螺钉较为安全；为提供更可靠的稳定性，在L5应选择较长的螺钉，而在L4则宜选用较短的螺钉以确保安全。为确定钉道及长度，有学者^[10]在导针引导下用空心加压螺钉治疗16例腰椎峡部裂，效果满意。由于峡部剪切力大，术后易发生螺钉断裂或松动。②Scott 法：即横突棘突钢丝捆绑法，用钢丝绕过横突固定在椎板后方。该术式需暴露横突，手术创伤大、操作复杂、有损伤神经根的危险。如横突细小，还易造成横突根部骨折，这是该术式失败常见的原因之一。术中因软组织阻挡等，钢丝很难固定于最终紧张位置，术后随时间延长及患者活动，钢丝会改变位置而松动。另外L5横突前侧皮质向下倾斜，有时同髂骨靠得比较近，横突下间隙较窄，穿绕钢丝极为困难。同时暴露L5横突还需切断髂腰韧带，而髂腰韧带对维持L5稳定性具有重要意义。因此有学者认为 Scott 法不适合L5峡部裂，而L5峡部裂占大多数，故极大地影响了其应用。对此，有学者^[11]提出可采用上关节突基底钻孔，方向

朝腹外侧，穿过钢丝来代替缠绕横突，效果有待观察。刘熹等^[9]根据解剖学测量结果推测，L4横突承受应力的能力明显弱于L5，在用张力带钢丝扎横突修复峡部裂时，L4所能施加的最大应力理论上远低于L5。国外有学者^[12]用该术式治疗2-3个节段的腰椎峡部裂，疗效可，并认为假关节的形成与钢丝断裂相关，而患者未能达到完全愈合主要是由于其依从性差。国内有学者^[13]用椎弓根钉代替横突，钢丝捆绑于两侧椎弓根钉及棘突之间，避免了广泛剥离，取得良好疗效。

③钩螺钉法：即在上关节突基底部进钉，椎板钩钩于同节段椎板的下缘，两者通过连接杠相连，通过调节连接杠上的螺丝加压。由于内固定不通过骨折区域，峡部植骨量增加，为峡部骨性愈合提供了良好条件，但螺钉仅进入上关节突，力量有限，易发生松动、断裂，假关节发生率较高。国外有报道^[14]该术式假关节的总体发生率高达15/113，二十岁以上组更是高达35%，是二十岁以下组的4倍。而椎弓根螺钉通过椎弓根将螺钉拧入椎体中，达到脊柱三柱固定，所以大部分学者采用椎弓根钉替代关节突螺钉。有学者^[15]用该法治疗双节段峡部裂，所有患者术后症状均明显缓解。国内有学者^[16]在此基础上加以改进，利用椎板钩卡在椎板上作为支点，在旋转椎弓根螺钉螺母时，产生椎弓根螺钉的提拉作用，使前移椎体复位，对轻度滑脱的腰椎有复位作用。曹学伟^[17]报道用该术式治疗了36例单纯或伴I度滑脱的腰椎峡部裂，平均愈合时间为8个月(6~12个月)，临床疗效满意。

④记忆合金内固定器法：即利用镍钛合金的形态记忆和超弹性效应，通过节段内固定器的上钩固定横突上缘根部，下钩固定椎板下缘，持续加压促进峡部骨性融合。其只需显露横突根部上缘，较横突穿绕钢丝简单，对L4、L5均可方便使用，损伤小，出血少，手术时间短，且为弹性固定，能对峡部持续稳定地加压并能随着活动度增加而增大固定力，同时它与骨组织相容性好，经临床应用取得良好疗效^[18]。但其将椎板作为固定点，对需咬除椎板行椎间盘摘除或椎板减压的患者不适合，适应范围受到限制。另外横突根部呈圆钝状，彼此独立的双侧节段内固定器没有横向挤压作用而易脱钩及存在滑向横突外侧拉断横突的危险；对横突发育短小者亦不适用。

由于节段内固定术仅固定融合一个节段，应力较集中，内固定范围及植骨面积有限，如适应症选择不当易造成手术失败，故节段内固定术应注意以下问题：

①年龄因素：多数学者认为是否采用节段内固定首先应考虑年龄，认为不宜超过30岁。年轻患者病程短，继发性改变不显著，多不合并椎管狭窄，间盘的完整性也较好，一般无滑脱或仅有轻度滑脱；而年龄较大或病程较长者间盘多已退变，术后致痛因素仍存在，影响手术效果，且当间盘已有严重退变时，腰椎不稳倾向加大，不利于峡部的骨性愈合。也有人认为年长患者峡部假关节长期存在导致峡部骨质硬化、血供减少等改变，影响骨性愈合。年龄对手术的影响主要是在间盘及椎管情况，对峡部裂同时存在椎间盘突出或椎管狭窄的患者目前多主张行小开窗减压术，椎板切除有限，术中可同时处理峡部裂。只要选择合理，可适当放宽年龄限制。②滑脱程度：节段内固定术对合并轻度滑脱的病例有效，若滑脱严重则不宜采用该类手术，因为此类病例多伴有明显的腰椎不稳及椎管狭窄，单纯融合峡部，症状不能完全缓解；严重滑脱亦会使峡部断端间距增大，造成植骨困难及剪切力高而难以牢固固定。③疼痛来源：完善的术前检查有助于鉴别，国内有学者^[1-8]采用病变部位封闭并观察疼痛缓解情况来判断，证明是有效的办法。

二、有限元分析的建模方法

有限元分析法自上世纪50年代初诞生以来已广泛应用于生物力学研究领域，它的主要优点是能够解决结构、材料性质和载荷情况比较复杂的问题。但其结果受诸多因素影响，研究的基础和前提是建立精确的模型。目前有限元的建模方法主要有以下几种：①几何建模：由于人体结构复杂，几何形态不规则，此法建模难度较大。②三维坐标仪建模：国内有学者^[1-9]应用三维激光扫描技术重建下颌骨，但只能对物体表面轮廓进行扫描测量，对内部结构无法获取点云文件，不能重建内部空间形态。③组织切片法：李安安等^[20, 21]分别用“模拟中国男性一号”高分辨率切片数据重建全身骨骼系统及用中国数字化可视人体图像建立牙齿及牙列的三维有限元模型，但在断面很薄的情况下，该法很难获得一致的断面厚度，且色彩图像不能直接利用，在传递数据的过程中容易丢失信息；人为识别各种组织结构，导致组织识别不准确也直接影响着建模的准确性。④基于医学图像的建模方法：近年来CT、MRI在医学上的广泛使用，使基于医学图像的建模方法成为建立有限元模型的主流。但该法需人工把CT胶片上的每一张图像转换为计算机能识别的位图格式，并且需要在图像处理软件中人工准确对位，花费大量人力、物力，

在通过胶片扫描数据的过程中容易丢失信息，对位的不准确直接影响着建模的精确性^[22]。⑤Dicom 数据直接建模法等，对研究对象直接进行 CT 扫描，获得原始数据，应用专业软件如 MIMICS 建立有限元模型^[23]，该法在预处理时无需进行任何形式图像转换，没有人为因素，不易丢失信息，但它不能重建间盘组织，且不能直接生成体网格及对不同材料赋值。

本实验利用 Philips 3.0T MRI 对一年轻健康志愿者以 1mm 层厚和分辨率进行扫描，得到 Dicom 格式图像，再利用 Simpleware 软件把 MRI 图像转换成脊柱三维有限元模型。所建模型由皮质骨、松质骨、终板、纤维环和髓核组成，简化为连续、均匀和各向同性的线性材料。在 ANSYS11.0 有限元分析软件中，对椎小关节进行无摩擦和非线性处理，对韧带和椎小关节囊以线缆单元简化，得到完整的腰椎三维有限元模型，对各种材料赋值，主要包括材料的弹性模量、泊松比和横截面积。通过预试验建立完整的正常 L4-L5 节段模型，在不同工况下测试得到的平均刚度与其他作者实测法所得的结果基本一致，从而验证了该建模方法的有效性，为建立更精确、完整的有限元模型开辟了一条新途径。

本实验腰椎三维有限元模型具有以下优点：①模型精度的提高：Philips 3.0T MRI 能够获得分别以 1mm 为层厚和分辨率的脊柱三个截面薄层 MRI 图像，图像质量清晰，骨骼和间盘的边缘显示清楚，便于图像的分割，保证三维重建的精确来源。②可生成如皮质骨、松质骨、终板、纤维环和髓核等多个面具，并分别对各个面具赋予相应的材料属性。③应用 Scan FE 可将模型导出以 .ans 为扩展名的可直接导入 ANSYS11.0 有限元分析软件的文件，信息传递准确，不易丢失。但 Simpleware 软件也有不足，其对骨质的建模精度和速度不及 Mimics 等基于 CT 建模的软件。

三、四种模型的有限元分析

一般认为，在一定载荷下，模型旋转角度或位移越小，模型刚度就越大，模型及其所用内固定方式就越稳定^[24]。在我们的实验中，峡部裂模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下位移和旋转角度都是最大的，特别是在前屈和后伸工况下，这主要是由于病椎峡部断裂后，病椎抗前后剪切主要是靠完整的椎间盘和韧带，而椎小关节的作用几乎丧失，使得峡部裂模型的活动度明显增大。经钉钩系统和钉

钩系统+横连固定后,模型在前屈、后伸、侧弯和扭转工况下的位移和旋转角度都明显减小,说明钉钩系统和钉钩系统+横连这两种节段内固定方式均能有效提高峡部裂腰椎的刚度和稳定性。而钉钩系统+横连固定模型在各种工况下的位移和旋转角度均小于钉钩系统固定模型,提示钉钩系统+横连固定在恢复腰椎的刚度和稳定性方面优于钉钩系统固定。

理论上,椎体与脊柱内固定物之间承担的应力有一理想的比值,理想状态是70%的载荷通过脊柱传导,如此理想的平衡提供了稳定性,故理想的内固定物应该能使整体受力均匀,避免出现内固定物的应力集中和应力遮挡。钉钩系统固定模型在各种工况下的最大应力均出现在钉钩系统,其中以前屈工况下为最大,为175MPa,主要发生在椎板钩与椎板后下部接触部分,提示为避免椎板骨折或椎板皮质切割造成椎板钩松动,行钉钩系统固定的患者术后应避免腰椎前屈动作;而钉钩系统+横连固定模型除侧弯工况外,其余工况下最大应力均比钉钩系统固定模型明显减小,且受力更均匀,内固定物出现应力集中的情况更少,其最大应力主要出现在前屈和侧弯工况下,分别为153 MPa、145 MPa,集中于椎弓根钉与横连之间的椎板钩中部,由于该部位与人体结构无实质性接触,可避免切割或骨折。可见,通过在两椎板钩之间连接横连可使应力分散减小和转移,体现了载荷分享原理。

钉钩系统固定的病例在临床上骨性愈合率低(75%)^[15],愈合期长(6-12个月)^[17],除了与峡部较细小、血供及植骨等因素有关外,生物力学方面的不稳定也是一个重要原因。钉钩系统主要通过椎板钩的拉力作用使后部游离体的骨折端与前部骨折端挤压来实现骨折端的稳定,而后部游离体形态不规则,很难将其固定于最终稳定状态,可随术后早期活动而发生松动,且术后早期峡部裂两骨折端发生骨质吸收,会造成骨折端之间的挤压力量减弱,引起骨折端得不稳定。术后早期活动也会使两侧独立的钉钩装置发生微小的相对位移,引起后部游离体也发生位移,造成骨折端的不稳定。若术后反复发生前屈动作,则可能引起椎板的皮质切割甚至骨折,使内固定物失效。钉钩系统+横连通过横连使两侧独立的钉钩装置一体化,对峡部裂后部游离体两侧椎板和棘突的三点固定,符合数理三点稳定的理论,能为后部游离体提供一个恒定的稳定性固定的力学环境且可避免椎板切

割，能更好的将后部游离体与前部椎体固定，为峡部骨性愈合提供良好的条件。横连不仅能有效控制游离体的颅尾侧活动，在临床手术中也可以通过在横连上施加向椎体的载荷，从而对骨折端起到向前加压固定的作用且在客观上亦能控制两侧椎板钩的距离，可以为峡部裂处的植骨让出更大的空间，有利于植骨，促进骨性愈合。同时由于应力分散和转移，以及稳定性提高带来的愈合期缩短，可减少内固定物疲劳性折断的机率。

有限元分析法尽管有许多无法替代的优点，但是有限元模型作为理论力学的一种数学模型方法，是客观事物的抽象，其结论的真实性最终需要经过实验研究的检验，并且尚需专门设计一种横连装置，以用于进一步的实验研究。

结 论

- 1、 钉钩系统+横连固定能有效提高峡部裂腰椎的稳定性。
- 2、 钉钩系统+横连固定在恢复腰椎的稳定性以及应力分布方面优于钉钩系统固定。

• 本研究创新性的自我评价 •

本实验基于 MRI 图像，利用 Simpleware 软件建模，模型空间结构准确度高，几何模拟度高，采用 ANSYS11.0 软件，能通过模拟分析的方法研究实验生物力学不能研究的情况，得到客观实体实验难以得到的研究结果。

其次，运用钉钩系统+横连治疗单纯腰椎峡部裂，目前国内外尚未见相关报道，本实验通过有限元分析法对其进行生物力学性能分析，为临床工作和技术改进提供客观依据和理论基础，有一定创新性。

• 参考文献 •

- 1 Lundin DA , Wiseman D , Ellenbogen RG , et al. Direct repair of the pars interarticularis for spondylolysis and spondylolisthesis. *Pediatr Neurosurg*, 2003, 39(4): 195-200.
- 2 胥少汀. 腰椎峡部裂与脊椎滑脱. *中国矫形外科杂志*, 1994, 1(2): 103.
- 3 Du MK , Wu FQ , Yang CD , et al. Appliance of Tenor system in treatment of fissural olisthe of isthmus of lumbar vertebra. *Chinese Journal of Clinical Rehabilitation*, 2003, 7(2): 331.
- 4 Debnath UK , Freeman BJC , Gregory P , et al. Clinical outcome and return to sport after the surgical treatment of spondylolysis in young athletes. *J Bone Joint Surg Br*, 2003, 85: 244.
- 5 张建政 , 李放 , 骆洪涛 , 等. 钩钉复位固定峡部植骨治疗青年峡部裂. *中国矫形外科杂志*, 2005, 13(17): 1298-1230.
- 6 Tencer AF ,Ahmed AM , Burke DL. Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint: intact and injured. *Biomech Eng*, 1982, 104: 193-201.
- 7 Schultz AB , Warwich DN , Berkson MH , et al . Mechanical properties of human lumbar spine motion segments part 1: responses in flexion , extension , lateral bending , and torsion. *J Biomech Eng*, 1979, 101: 46-52.
- 8 Markolf KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external load: a biomechanical study using autopsy material. *J Bone Joint Surg Am*, 1972, 54: 511-533.
- 9 刘熹 , 刘浩. 腰椎峡部裂修复重建手术相关骨结构的解剖学测量. *临床骨科杂志*, 2007, 10(3): 273-276.
- 10 侯海涛 , 邵诗泽 , 谭远超 , 等. 空心加压螺钉内固定加植骨术治疗腰椎峡部裂症. *中国矫形外科杂志*, 2007, 15(15): 1146-1148.
- 11 张效三 , 周初松 , 靳安民 , 等. 节段性内固定方法治疗腰椎峡部裂的临床评价. *中国矫形外科杂志*, 2003, 11(17): 1175-1176.
- 12 Ogawa H , Nishimoto H , Hosoe H , et al. Clinical Outcome After Segmental Wire Fixation and Bone Grafting for Repair of the Defects in Multiple Level Lumbar Spondylolysis. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20: 521-525.
- 13 张功林 , 葛宝丰 , 姜世平 , 等. 椎弓根螺钉钢丝捆绑治疗腰椎峡部不连. *中华骨科杂志*, 1995, 15(1): 63.
- 14 Ivancic GM , Pink TP , Achatz W , et al. Direct Stabilization of Lumbar Spondylolysis With a Hook Screw: Mean 11-Year Follow-up Period for 113 Patients. *Spine*, 2003, 28: 255-259.
- 15 Chen HC , Huann MC , Wang SJ , et al. Direct Repair of Multiple Levels Lumbar Spondylolysis by Pedicle Screw Laminar Hook and Bone Grafting: Clinical, CT, and MRI-Assessed Study. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20: 399-402.
- 16 钱忠来 , 唐天骝 , 杨惠林 , 等. 腰椎峡部裂及滑脱单椎体复位固定系统的生物力学研究. *中华骨科杂志*, 2002, 8(22): 500-504.

- 17 曹学伟. 椎弓根钉钩板在腰椎峡部裂中的临床应用. 中国脊柱脊髓杂志, 2007, 17(12): 941-942.
- 18 张辉, 靳安民, 童斌辉, 等. 腰椎峡部裂记忆合金节段内固定器的临床应用. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(10): 661-663.
- 19 徐明志, 王燕一, 徐薪, 等. 应用三维激光扫描技术建立下颌骨固定义齿的三维有限元模型. 口腔医学研究, 2006, 22 (2): 159-161.
- 20 李安安, 刘谦. “虚拟中国人男性一号”高精度骨骼系统的三维建模. 中国临床解剖学杂志, 2006, 24 (3): 292-294.
- 21 顾卫平, 殷新民, 吴凤鸣, 等. 利用中国数字化可视人体图像建立牙齿及牙列的三维实体和有限元模型. 口腔医学, 2005, 25 (1): 1-2.
- 22 袁铎, 靳安民, 何丽英, 等. 利用CT扫描及CAD技术建立腰椎活动节段的有限元模型. 中国临床解剖学杂志, 2002, 20 (4): 298-300.
- 23 傅栋, 靳安民. 应用CT断层图像快速构建人体骨骼有限元几何模型的方法. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11 (9): 1620-1623.
- 24 Wafa Tawackoli, Rex Marco, Michael AK. Liebschner, et al. The Effect of Compressive Axial Preload on the Flexibility of the Thoracolumbar Spine. Spine, 2004, 29: 988-993.

· 综述 ·

单纯腰椎峡部裂的研究进展

摘要：腰椎峡部裂是青少年，特别是运动员下腰痛的重要原因之一，目前一般认为它是在先天异常的基础上，经过反复的应力作用而发生的疲劳性骨折。虽然治疗方法很多，但近几年研究的重点主要集中在节段内固定术。本文将对近年来单纯腰椎峡部裂的研究进展作一综述。

关键词：峡部裂 发病机制 治疗 节段内固定术

单纯腰椎峡部裂(lumbar spondylolysis)是指腰椎上下关节突之间的峡部骨质缺损不连续，而椎体没有移位，亦称椎弓峡部裂或峡部不连，为 Lambel 于1858年首次报道。该病是青少年尤其是运动员一种常见的脊柱疾患，在青少年的发病率为3%~7%^[1]，一般无症状，但在一部分患者中可引起剧烈的下腰痛，约20%~30%会出现滑脱^[2]。随着参与体育运动人群的增多，峡部裂的发生率有所上升^[3]。

一、病因和发病机制

腰椎峡部裂的确切病因和发病机制目前还存在较大争议，但一般认为与下列因素有关。

(一) 解剖因素

研究^[3, 4]发现腰椎峡部裂约85%~95%发生在L5，其余主要发生在L4。正常骶骨角(即L5椎体纵轴线与骶椎纵轴线的交角)为120°~140°，上方腰椎向前倾斜，下方骶椎向后倾斜。由于L5-S1间盘和L5椎体向前下方倾斜，加上L5以上的躯体重力形成一个向前的分力，使L5有向前滑移的倾向。正常情况下，这种倾向受L5下关节突和周围关节囊、韧带、肌肉等制约，不发生移位，但L5下关节突有很大的应力，因此峡部裂最常发生于L5。L4的倾斜度和所受的应力比L5小，但与其它腰椎相比仅次于L5，故其发病率也仅次于L5。有研究^[5]显示L4、L5与其他腰椎的峡部在形态上有差别，约26%的L4及76%的L5峡部为新月形柱；L5峡部背内侧皮质骨菲薄，骨小梁横向排列，骨质构造不坚；L5峡部明显外展且与上关节突形成60°~110°的仰角。上述因素使峡部易发生应力骨折。用未成熟小牛的脊椎进行的生物

力学研究^[6]显示,在剪切力作用下骶骨生长板是所有峡部裂病例中的薄弱部位;而 Yue 等^[7]亦发现所有27例腰椎峡部裂性完全滑脱的病例均存在骶骨近端终板的畸形,因此有学者^[8]提出骶骨终板的异常可能是腰椎峡部裂的原发病变。Masharawi 等^[9]发现,对照组和峡部裂组椎小关节的排列从L1-L5均越来越趋向冠状位,但峡部裂组的变化更明显,且峡部裂组两侧椎小关节的不对称亦更加明显,故认为下腰椎椎小关节的冠状位排列是峡部裂的危险因素。而 Ward 等^[10]发现,对照组腰椎椎小关节间隙从L4-S1增大的幅度明显比峡部裂组大,由此他们认为椎小关节横向间隙不够大,造成椎小关节间应力增大,是峡部裂的危险因素,而椎体的大小在两组间没有明显差异。

(二) 先天性因素

Ramband 等^[11]认为每侧椎弓各有两个骨化中心,分别发育为上关节突、椎弓根和下关节突、椎板及棘突的一半,若二者不愈合即形成峡部裂。这两个骨化中心的分界线与峡部裂位置相当,因此很长一段时间内被认为是峡部裂的病因。但 Willis 等^[11]通过病理切片并未发现峡部缺损及椎弓有两个骨化中心。由于没有病理解剖证据,难以支持先天性峡部缺损学说。虽然有报道一对孪生兄弟同时患有L2峡部裂^[12]及爱斯基摩人的发病率较其他人种高^[13],此外峡部裂患者15%~70%的一级亲属亦会患此病^[8],但只能说明遗传因素与该病有关。虽然男性的发病率是女性的2~3倍,但在峡部裂的患者中,女性出现腰椎滑脱的情况明显高于男性^[8]。Don 等^[14]亦观察到腰椎峡部裂患者的椎小关节更趋向于冠状位排列,并认为这可能是家族性遗传的表现,而这种排列会造成椎小关节承受更多的向前的剪切力,进而引起峡部应力集中。

(三) 生物力学因素

由于腰椎有生理前凸,L4与L5向前下方倾斜,体重压力分为垂直压向椎间盘的挤压力和滑向前下方的剪切力,其中挤压力由椎间盘和椎间关节承受,而节段间的剪切力由椎间盘和韧带等软组织及椎小关节承担,所以峡部承受了剪切力和挤压力。当腰椎前凸增大或腰椎过伸时,上位腰椎的下关节突撞击下位腰椎的峡部,向前下方对峡部施加剪切力,其大小与腰椎前凸程度及腰骶角(即L5下终板与S1上终板连线的夹角)成正比,反复撞击会造成峡部的应力或疲劳骨折^[8, 15]。此过

程中还有两种力^[16]，即作用于上关节突向前的力和作用于棘突向下的力，屈曲时为剪切力，过伸时为压应力，反复的屈伸活动会引起峡部巨大的压力变化，亦造成峡部损害。腰椎三维有限元分析显示^[15]，峡部应力由L1-L5逐渐增大，在前屈、后伸位均出现明显的应力集中，其中后伸位应力值最大。上关节突在屈曲时以峡部为中心向前弯曲，峡部裂时通过峡部的运动明显增多，特别是在屈曲或者旋转时，这引起椎间不稳^[17]。Mihara^[18]通过生物力学实验示L4峡部裂后L3/4、L4/5节段的屈伸、旋转活动范围均高于正常组100%以上，说明峡部裂明显降低了本节段以及邻近节段的稳定性。双侧峡部裂患者对抗前后剪切力主要是靠完整的椎间盘，椎间活动的增多加剧了对椎间盘及后方韧带的损害，这在L5/S1节段常见。有限元分析显示^[19]，L5峡部裂后L4/5节段纤维环和髓核的应力分别增加了111%和120%，而L5/S1节段则分别增加了168%和155%，可见病椎对尾侧节段间盘的影响明显高于颅侧节段间盘。椎间盘退变后抵抗剪力的作用明显减小，最终导致滑脱^[17]。贾俊峰等人^[20]认为骨盆的矢状位形态对滑脱的发展亦有影响，骨盆入射角(即S1上终板的垂线和S1上终板的中点与股骨头中心连线的夹角)越大，发生滑脱的风险越大；骨盆入射角、腰骶角越大，滑脱进展可能性越大。

大部分学者认为峡部裂是一种应力或疲劳骨折，虽严重创伤也可造成急性骨折，但通常的机制是反复创伤和重复应力，而解剖异常和先天因素则使患者易感性增加。Elliott^[21]认为反复屈曲、旋转和过伸运动易造成腰椎峡部损伤，尤其是高强度训练的运动，如排球、足球、体操和举重发生率较高，且40%患有峡部裂的运动员曾有过特异性的腰背损伤^[22]，而在无法行走的中枢性神经瘫痪病人中并没有发现峡部裂^[23]均支持峡部裂的这种应力机制。Wiltse对大量脊椎动物进行研究后未发现峡部裂，说明该病可能是人类独有的疾病，与人类的站立、行走、负重及体育运动有关。

峡部骨折端的异常活动使缺损处周围充填纤维软骨组织和硬化的骨痂而形成假关节。峡部的神经支配由脊神经后支的内侧支和窦椎神经的分支组成，分别分布于峡部的外侧和内侧，这些神经末梢受到假关节异常活动刺激时，可通过脊神经前支向臀部或股部放射，引起疼痛；而峡部缺损处周围新生纤维软骨、骨痂样组织中亦带有神经末梢，假关节的异常活动可刺激该处的神经末梢而引起腰痛^[24]。

当峡部缺损处骨痂向内侧生长或存在滑脱时，可对其前方走行的神经根构成压迫或刺激，导致神经根性症状^[25]。

二、腰椎峡部裂的诊断

（一）临床表现

腰椎峡部裂可有以下临床表现:下腰痛，活动后加重，休息可缓解；疼痛可向腰臀部及大腿后放射，很少涉及小腿；既往可有腰背部外伤史；有明显的腰后伸痛及局部深压痛；可有腰椎生理前凸增大及脊柱侧弯，若疼痛严重，腰椎前凸可消失；触诊棘突可有台阶感；腘绳肌腱挛缩常见；可有步态异常，包括弯腰低头、步幅小及不完全的摇摆步态等。

（二）影像检查

1、X线

X线平片是检查腰椎峡部裂首选影像方法，一般包括前后位、站立侧位及双斜位。峡部裂在斜位片上表现为关节突间部有一透亮带，如“狗颈部”带项圈或颈部断裂，这是确诊峡部裂的特征性X线表现。

2、CT片

CT是确诊腰椎峡部裂的主要检查方法。由于峡部裂的角度变异较大，只有射线束与峡部裂骨折面平行时才能获得理想效果，故部分峡部裂在腰椎斜位片上不能显示^[26]。对于X线平片可疑峡部裂时，应行CT检查。目前认为反角度CT扫描技术或反机架CT扫描技术是观察峡部裂的最佳方法^[27]。峡部裂的CT表现为：峡部即上下关节突间显示横行不规则条状低密度影，伴局部不规则粗大。Chen等^[28]在对一组峡部裂术后的随访中发现，X线平片示骨性愈合率达到87%，而CT示骨性愈合率仅为75%，因此他们认为对于峡部裂愈合情况的随访评价，CT是一种较好的检查方法。

3、MRI

MRI一般用于伴有神经根症状患者的检查及除外椎间盘病变和椎管狭窄。对CT检查未见异常的非典型病例，包括急性应力性骨折和“峡部裂前”状态等，MRI可以提高检查的阳性率^[8, 29]。Sairyo等^[30]亦认为，MRI T2加权像上椎弓根呈高

信号可以用作早期峡部裂的诊断依据，且峡部的高信号可作为评估保守治疗是否能达到骨性愈合的指标。

4、骨扫描

骨扫描适用于持续性腰部疼痛，但放射线检查呈阴性的病例。该检查敏感性高，但特异性较差。急性骨折和愈合过程中的峡部表现为峡部的放射性核素浓聚，而对于慢性峡部裂则没有峡部的高代谢状态及放射性核素浓聚^[29]。

5、单光子发射型计算机断层扫描(SPECT)

SPECT不仅能用于诊断，还能对治疗提供帮助。其敏感性较骨扫描还高。峡部及周围高信号提示骨的代谢活跃，峡部骨性愈合的潜能大；若不存在高信号则提示峡部骨性愈合潜能小，术后很可能出现峡部骨不连及假关节^[29]。对于CT扫描未见峡部裂，而SPECT表现为高信号的，提示峡部处于应力反应或“峡部裂前”状态^[31]。

(三) 浸润试验

该试验是将麻醉药和/或激素注入到峡部，以明确疼痛来源。其解剖基础在于对峡部裂患者行峡部处的椎小关节造影，可见造影剂通过峡部使相邻的甚至对侧的小关节腔同时显影^[32]。这是一个既有诊治作用，又可预测手术预后的试验。张辉等^[33]认为术前在透视下向患者峡部注入0.5~1ml利多卡因，疼痛应能缓解80%以上并持续60分钟以上。

三、腰椎峡部裂的治疗

尽管许多专家赞同峡部裂应首先考虑非手术治疗，但具体治疗方法目前还存在争议。有学者^[34]认为腰椎峡部裂患者通过非手术治疗即可控制症状及维持病椎节段活动功能，如能使脊柱稳定、疼痛解除且患者能参加原有工作学习，不一定非要获得峡部骨性愈合，仅有少部分患者因持续疼痛或滑脱趋势需手术治疗。可有学者^[1]指出非手术治疗虽可取得良好的疗效，但只有极少数患者能获得峡部骨性愈合。因为峡部裂时，棘突、椎板及下关节突作为一个活动单位，受棘韧带及背伸肌的牵拉，背伸肌于弯腰时拉紧韧带，伸腰时挤嵌棘突，使其发生头尾端的异常活动，这种异常活动的存在使峡部疲劳骨折难以愈合^[35]，而峡部抗剪切的生物力学功能是活动节段必须的稳定因素，椎弓峡部裂的长期存在是椎节不稳、滑

脱、继发性椎管和椎间盘退变的病因，因此必须恢复峡部的完整性^[36]。

（一）非手术治疗

非手术治疗的主要目的是稳定病椎及缓解/或消除疼痛。其主要治疗方式是调整活动量、支具保护、腰腹部肌肉锻炼及理疗等。为维持腰椎正常生理前凸、缓解髋部屈曲及腘绳肌腱挛缩等，可在服用非甾体类抗炎药止痛的情况下适当活动。具体方案如下：①单纯峡部裂，无明显临床症状者，应避免剧烈活动，进行腰背肌和腹肌锻炼，减轻腰椎前凸，防止滑脱，可同时应用腰围或支架保护3个月。②椎体无滑脱但有腰腿痛，或滑脱甚微，尚无神经压迫症状者，卧床3~4周。若疼痛剧烈，应绝对卧床。③腰部支具适用于症状重且SPECT检查呈阳性的患者，前3个月每天需戴支具超过20小时并禁止任何体育活动，接下来的3个月可戴支具行体育活动，但每天仍需戴支具超过20小时。腰部支具最主要的是维持腰椎正常的生理前凸，因此支具应该使腰椎固定在屈曲15°左右。

Kurd 等^[37]通过大样本的回顾性研究发现，青少年有症状的腰椎峡部裂通过穿戴定制的胸腰支具和限制活动3个月，并继之辅以适当的理疗，疼痛明显缓解率达到95%且所有患者均能恢复既往的活动，但该研究缺少对骨性愈合的评价。亦有研究发现^[38]，在接受保守治疗的14例患者中，有6例于3个月后峡部MRI信号恢复正常，1例6个月后恢复正常。有学者^[8]认为经保守治疗，急性峡部裂和单侧峡部裂分别比慢性峡部裂和双侧峡部裂的骨性愈合率高，L5以上峡部裂比L5峡部裂的骨性愈合率高；由于保守治疗后症状缓解率较峡部裂骨性愈合率高，他们亦认为峡部裂处达到纤维愈合固定是可以接受的。

（二）手术治疗

1、手术适应症

本文所述峡部裂手术主要适应于单纯峡部裂或伴轻度滑脱患者，下腰痛或伴下肢放射痛影响生活及工作，且MRI检查示椎间盘无明显退变，经保守治疗半年以上无效及症状反复发作。手术治疗的目的是使峡部达到骨性愈合，恢复椎弓的完整性与稳定性，从而恢复腰椎正常的结构和生理功能。

2、手术方式

（1）融合术：①椎板植骨融合术：该术式暴露简单、安全、清楚，椎板、小

关节及棘突等部位均可植骨，植骨范围大，但植骨融合至少需包括3个节段，且术后须长时间卧床及假关节发生率高，并可导致医源性椎管狭窄。有学者^[39]认为单纯行椎板间融合，远期有再骨折的可能。②后外侧植骨融合术：该术式包括小关节外侧及横突间植骨融合，操作简单，手术并发症少，不易损伤神经根，植骨部位距腰椎屈伸活动轴近，周围血运丰富，利于骨愈合，但创伤较大，破坏了腰椎正常的结构和生理功能，青少年单纯峡部裂患者应慎用。③椎体间植骨融合术：该术式能有效维持腰椎生理前凸及腰椎生物力学特性，提供椎间纵向支撑，可该手术难于操作、创伤大、出血多、有损伤脊髓及神经根的危险，且对于椎间盘正常的病例，该术式破坏了正常的椎间结构和功能，因此不适合单纯性腰椎峡部裂患者。④峡部裂处植骨融合术：1968年 Kimura 首次报道峡部裂处植骨融合术，其原理是通过在峡部缺损处植骨，使游离的腰椎后部结构与前部结构融合，恢复病椎的解剖连续性与生理功能。与其他融合术式相比，该术式有较多优点^[1]：保持脊柱解剖的完整性、节段的活动性，创伤小，操作简单。但疗效并不满意，假关节发生率高 且须长时间卧床和长达数月的石膏外固定，患者难于接受，已较少应用。

(2) 节段内固定术 早期用各种跨关节内固定术加植骨治疗峡部裂，但随后发现跨节段内固定既可对固定区域产生应力遮挡，又可显著增高邻近节段的应力，加速固定区域及邻近节段椎间盘的退变，并且青少年发育的关系客观上要求对生理结构的破坏越少越好，治疗上应避免采用多节段的术式。因此目前多主张采用节段内固定加植骨来修复峡部裂。

由于节段内固定仅固定融合一个节段，应力较集中，内固定范围及植骨面积有限，如适应症选择不当易造成手术失败，故节段内固定术应注意以下问题：①年龄因素：多数学者认为是否采用节段内固定首先应考虑年龄问题，认为年龄不宜超过30岁。年轻患者病程短，继发性改变不显著，多不合并椎管狭窄，椎间盘的完整性也较好，一般无滑脱或仅有轻度滑脱；而年龄较大或病程较长者椎间盘多已退变，术后致痛因素仍然存在，影响手术效果，且当椎间盘已有严重退变时，腰椎不稳倾向加大，不利于峡部的骨性愈合^[40]。也有人认为年长患者峡部假关节长期存在导致峡部发生骨质硬化、血供减少等改变，影响骨性愈合。但亦有学者

对超过30岁的患者采用这种手术并取得成功。年龄对手术的影响主要是在椎间盘及椎管情况，对峡部裂同时存在椎间盘突出或椎管狭窄的患者目前多主张行小开窗减压术，椎板切除有限，术中可同时处理峡部裂。只要选择合理，可以适当放宽年龄限制。②滑脱程度：节段内固定术对合并轻度滑脱的病例有效，若滑脱严重则不宜采用该类手术，因为此类病例多伴有明显的腰椎不稳及椎管狭窄，单纯融合峡部，症状不能完全缓解；严重滑脱亦会使峡部断端间距增大，造成植骨困难及剪切力高而难以牢固固定。③疼痛来源：大量临床研究发现，手术成功与否与疼痛来源直接相关^[41]。患者腰背痛如主要为峡部裂所致，术后常能获得满意缓解，如为其他因素，则疗效欠佳。完善的术前检查有助于鉴别，国内有学者^[33]采用病变部位封闭并观察疼痛缓解情况来判断，证明是有效的办法。

目前常用的节段内固定术基本术式如下：①Buck 法：1970年Buck开创峡部螺钉固定法，即局部修复峡部缺损，切除峡部纤维组织后，自下关节突向上经过峡部至本椎体上关节突拧入1枚螺钉固定并于峡部植骨。由于螺钉直接穿过峡部，使本来细长的峡部所能容纳的植骨量明显减少，影响植骨融合，且峡部裂的腰椎发育多不正常，峡部细小窄长，螺钉有时无法通过或穿破椎板进入椎管，导致马尾或神经根损伤。解剖学研究^[42]提示，进钉时为避免穿破椎板，钉道宜居中或靠下；L5选用的螺钉直径应比L4的细，直径 $\leq 4\text{mm}$ 的螺钉较为安全；为提供更可靠的稳定性，在L5应选择较长的螺钉，而在L4则宜选用较短的螺钉以确保安全性。为确定钉道及长度，有学者^[39]在导针引导下应用空心加压螺钉治疗16例腰椎峡部裂，效果满意。由于峡部剪切力大，术后易发生螺钉断裂及松动。②Scott 法：即横突棘突钢丝捆绑法，用钢丝绕过横突固定在椎板后方。该术式需要暴露横突，手术创伤大、操作复杂、出血多、有损伤神经根的危险。如横突细小，还易造成横突根部骨折，这是该术式失败常见的原因之一。术中因软组织阻挡等，钢丝很难固定于最终紧张位置，术后随时间延长患者活动，钢丝会改变位置而松动。另外L5横突前侧皮质向下倾斜，有时同髂骨靠得比较近，横突下间隙较窄，穿绕钢丝极为困难。同时暴露L5横突还需切断髂腰韧带，而髂腰韧带对维持L5稳定性具有重要意义^[43]。对此，有学者^[44]提出可采用上关节突基底钻孔，方向朝腹外侧，穿过钢丝来代替缠绕横突，但效果还有待观察。因此有学者认为 Scott 法不适合

L5峡部裂，而L5峡部裂占大多数，故极大地影响了其应用。刘熹等^[42]根据解剖学测量结果推测，L4横突承受应力的能力明显弱于L5，在用张力带钢丝扎横突修复峡部裂时，L4所能施加的最大应力理论上远低于L5。国外有学者^[45]用该术式治疗2-3个节段的腰椎峡部裂，疗效可，并认为假关节的形成与钢丝断裂相关，而患者未能达到完全愈合主要是由于其依从性差，包括术后不遵医嘱穿戴支具和限制活动等。国内有学者^[46]对该术式进行了改进，用椎弓根螺钉代替横突，钢丝捆绑于两侧螺钉及棘突之间，避免了广泛软组织剥离，取得良好疗效。

③钩螺钉法：1992年 Hefti 提出用通过上关节突基底部的螺钉与椎板钩相连接的钩螺钉法治疗峡部裂。在上关节突基底部进钉，椎板钩钩于同节段椎板的下缘，两者之间通过连接杠相连，通过调节连接杠上的螺丝加压。由于内固定不通过骨折区域，峡部植骨量增加，为峡部骨性愈合提供了良好的条件，但螺钉仅进入上关节突，力量有限，易发生松动、断裂，假关节发生率较高。国外有报道^[47]该术式假关节的总体发生率高达15/113，二十岁以上组更是高达35%，是二十岁以下组的4倍。而椎弓根螺钉通过椎弓根将螺钉拧入椎体中，达到脊柱三柱固定，固定强度是Hefti法的1.6倍^[48]，为峡部植骨融合创造一个稳定的生物力学环境，避免腰骶部的剪切力和肌肉的牵拉力导致的骨折端分离，有利于激活成骨作用以及新生骨的爬行替代，促进骨折的愈合^[49]，使患者早期下床等优点，所以大部分学者采用椎弓根螺钉替代关节突螺钉。有学者^[28]用该方法治疗双节段峡部裂，所有患者术后症状均明显缓解，CT随访示骨性愈合率达到75%，且MRI随访未见椎间盘退变。国内有学者^[48]在此基础上加以改进，利用椎板钩卡在椎板上作为支点，在旋转椎弓根螺钉螺母时，产生椎弓根螺钉的提拉作用，使前移椎体复位，对轻度滑脱的腰椎有复位作用。曹学伟^[17]报道用该术式治疗了36例单纯或伴I度滑脱的腰椎峡部裂，峡部均骨性愈合，平均愈合时间为8个月(6~12个月)，临床疗效满意。

④记忆合金内固定器法：我国有学者^[50, 51]利用镍钛合金的形态记忆和超弹性效应，研制节段记忆合金内固定器治疗腰椎峡部裂。其原理是通过节段内固定器的上钩固定横突上缘根部，下钩固定椎板下缘持续加压促进峡部骨性融合。其只需显露横突根部上缘，较横突穿绕钢丝简单，对L4、L5均可方便使用，损伤小，出血少，手术时间短，且其作为一种弹性固定，能对峡部持续稳定地加压并能随着活动度增加而增大固定力，

同时它与骨组织有良好的相容性^[52]，经临床应用取得了良好的疗效^[33]。但因其将椎板作为固定点，对需咬除椎板行椎间盘摘除或椎板减压的患者不适合，适应范围受到限制。另外横突根部呈圆钝状，彼此独立的双侧节段内固定器没有横向挤压作用而易脱钩及存在滑向横突外侧拉断横突的危险；对横突发育短小者亦不适用。

此外，还有许多基于上述术式的改进方法，包括贾连顺教授主张的椎弓峡部裂的缺损处嵌入式植骨术、改良Buck法结合Hibbs法、使用多孔面螺钉的Buck法、经峡部螺钉-钢丝的张力带技术、Ulibarri介绍的椎弓根钉椎板内链环法和其它螺钉-棒内固定技术等^[40, 53, 54, 55]，其治疗的成功率介于63%~100%^[56]。

虽然学者们对手术的基本原则已有一致的意见，即适当的内固定+植骨融合^[57]，但目前的节段内固定力量均较差，无法达到足够的脊柱稳定程度，均需长期卧床或辅助外固定，愈合时间长，在愈合期患者活动受到限制，严重影响生活质量，特别是对于青少年患者。基于节段内固定的优点，下一步研究的重点应该是峡部裂坚强的节段内固定技术，使患者能早日恢复正常的生活状态，提高生活质量。

参考文献

- 1 Lundin DA , Wiseman D , Ellenbogen RG , et al. Direct repair of the pars interarticularis for spondylolysis and spondylolisthesis. *Pediatr Neurosurg*, 2003, 39(4): 195-200.
- 2 贾连顺. 腰椎滑脱和腰椎滑脱症(续). *中国矫形外科杂志*, 2001, 8(9): 919-922.
- 3 Standaert CJ , Herring SA , Halpen B , et al. Spondylolysis. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2000, 11: 785-803.
- 4 Standaert CJ , Herring SA. Spondylolysis:a critical review. *Br J Sports Med*, 2000, 34(6): 415-422.
- 5 孙广林 , 孙义清 , 吴玉琳 , 等. 后天性腰椎峡部不连发生机制的解剖学分析. *中国临床解剖学杂志*, 1994, 12(1): 21-23.
- 6 Kajiura K , Katoh S , Sairyo K , et al. Slippage mechanism of pediatric spondylolysis:biomechanical study using immature calf spines. *Spine*, 2001, 26: 2208-2213.
- 7 Yue WM , Brodner W , Gaines RW. Abnormal spinal anatomy in 27 cases of surgically corrected spondyloptosis: proximal sacral endplate damage as a possible cause of spondyloptosis. *Spine*, 2005, 30(6 Suppl): 22-26.
- 8 Serena SH , Clifford BT , Mohammad D. Spondylolisthesis and Spondylolysis. *J Bone Joint Surg Am*, 2008, 90: 656-671.
- 9 Masharawi YM , Alperovitch-Najenson D , Steinberg N , et al. Lumbar Facet Orientation in Spondylolysis: A Skeletal Study. *Spine*, 2007, 32: 176-180.
- 10 Ward CV , Latimer B , Alander DH , et al. Radiographic Assessment of Lumbar Facet Distance Spacing and Spondylolysis. *Spine*, 2007, 32: 85-88.
- 11 肖文德 , 周初松 , 靳安民. 青少年腰椎峡部裂的治疗进展. *颈腰痛杂志*, 2006, 27(3): 242-244.
- 12 Young KJ. Spondylolysis of L2 in identical twins. *J Manipulative Physiol Ther*, 2003, 26(3): 196-201.
- 13 Beutler JW , Fredrickson EB , Murtland A , et al. The natural history of spondylolysis and spondylolisthesis. *Spine*, 2003, 28(10): 1027-1035.
- 14 Don AS , Robertson PA. Facet Joint Orientation in Spondylolysis and Isthmic Spondylolisthesis. *J Spinal Disord Tech*, 2008, 21: 112-115.
- 15 苏再发 , 张爱平 , 陈日齐. 腰椎椎弓峡部裂的应力分析. *中国矫形外科杂志*, 2006, 14(15): 1169-1171.
- 16 Klemencsics ZL , Kiss RM. Biomechanics in the pathogenesis of spondylolysis and spondylolisthesis. *Orv Hetil*, 2001, 142(5): 227-233.
- 17 曹学伟. 椎弓根钉钩板在腰椎峡部裂中的临床应用. *中国脊柱脊髓杂志*, 2007, 17(12): 941-942.

- 18 Mihara H , Onari K , Cheng CB , et al. The biomechanical effects of spondylolysis and its treatment. *Spine*, 2003, 28(3): 235-238.
- 19 Sairyo K , Goel VK , Faizan A , et al. Buck's direct repair of lumbar spondylolysis restores disc stresses at the involved and adjacent levels. *Clinical Biomechanics*, 2006, 21: 1020–1026.
- 20 贾俊峰 , 赵杰 , 陈志明 , 等. 腰椎峡部裂型滑脱症矢状位参数分析. *中国矫形外科杂志*, 2007, 15(11): 850-852.
- 21 Elliott BC. Back injuries and the fast bowler in cricket. *J Sports Sci*, 2000, 18: 983-991.
- 22 el Rassi G , Takemitsu M , Woratanarat P , et al. Lumbar spondylolysis in pediatric and adolescent soccer players. *Am J Sports Med*, 2005, 33: 1688-1693.
- 23 Rosenberg NJ , Bargar WL , Friedman B. The incidence of spondylolysis and spondylolisthesis in non-ambulatory patients. *Spine*, 1981, 6: 35-38.
- 24 张强 , 邹德威 , 马华松 , 等. 经椎板拉力螺丝钉治疗青年腰椎峡部裂. *颈腰痛杂志*, 2006, 27(5): 341-343.
- 25 Kim KW , Chung JW , Park JB , et al. The Course of the Nerve Root in the Neural Foramen and Its Relationship with Foraminal Entrapment or Impingement in Adult Patients with Lumbar Isthmic Spondylolisthesis and Radicular Pain. *J Spinal Disord Tech*, 2004, 17: 220–225.
- 26 鲍磊 , 周雪峰 , 海涌 , 等. 经椎弓根单椎体复位固定系统治疗腰椎峡部裂. *中国矫形外科杂志*, 2005, 13(21): 1639-1641.
- 27 Saifuddin A , White J , Tucker S , et al. Orientation of lumbar pars defects:implications for radiological detection and surgical management . *J Bone Joint Surg(Br)*, 1998, 80(2): 208-211.
- 28 Chen HC , Huann MC , Wang SJ , et al. Direct Repair of Multiple Levels Lumbar Spondylolysis by Pedicle Screw Laminar Hook and Bone Grafting:Clinical,CT,and MRI-Assessed Study. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20: 399–402.
- 29 Richard AT , Ian AM , Mark AP , et al. Spondylolysis and Spondylolisthesis in the Athlete. *Sports Med Arthrosc Rev*, 2008, 16: 32–38.
- 30 Sairyo K , Katoh S , Takata Y , et al. MRI Signal Changes of the Pedicle as an Indicator for Early Diagnosis of Spondylolysis in Children and Adolescents:A Clinical and Biomechanical Study. *Spine*, 2006, 31: 206–211.
- 31 Gregory PL , Batt ME , Kerslake RW , et al. The value of combining single photon emission computerised tomography and computerised tomography in the investigation of spondylolysis. *Eur Spine J*, 2004, 13: 503-509.
- 32 谭俊铭 , 冯水云 , 梁再跃 , 等. 经椎弓根单节段内固定和后外侧融合治疗腰椎峡部裂. *脊柱外科杂志*, 2003, 1(4): 218-222.
- 33 张辉 , 靳安民 , 童斌辉 , 等. 腰椎峡部裂记忆合金节段内固定器的临床应用. *中国矫形外科杂志*, 2003, 11(10): 661-663.
- 34 Lim MR. Symptomatic spondylolysis:diagnosis and treatment. *Curr Opin Pediatr*, 2004, 16(1):

37-46.

- 35 胥少汀. 腰椎峡部裂与脊椎滑脱. 中国矫形外科杂志, 1994, 1(2): 103.
- 36 Du MK, Wu FQ, Yang CD, et al. Appliance of Tenor system in treatment of fissural olisthe of isthmus of lumbar vertebra. Chinese Journal of Clinical Rehabilitation, 2003, 7(2): 331.
- 37 Kurd MF, Patel D, Norton R, et al. Nonoperative Treatment of Symptomatic Spondylolysis. J Spinal Disord Tech, 2007, 20: 560-564.
- 38 Cohen E, Stuecker RD. Magnetic resonance imaging in diagnosis and follow-up of impending spondylolysis in children and adolescents:early treatment may prevent pars defects. Journal of Pediatric Orthopaedics B, 2005, 14: 63-67.
- 39 侯海涛, 邵诗泽, 谭远超, 等. 空心加压螺钉内固定加植骨术治疗腰椎峡部裂症. 中国矫形外科杂志, 2007, 15(15): 1146-1148.
- 40 吕宏, 谭军, 李家顺, 等. 改良Buck法结合Hibbs法治疗腰椎峡部裂. 中国矫形外科杂志, 2001, 8(8): 828-829.
- 41 Suh DB, Esses S, Kostuik JP. Repair of pars interarticularis defect. Spine, 1991, 16(8): 445.
- 42 刘熹, 刘浩. 腰椎峡部裂修复重建手术相关骨结构的解剖学测量. 临床骨科杂志, 2007, 10(3): 273-276.
- 43 Aihara T. Does the iliolumbar ligament prevent anterior displacement of the fifth lumbar vertebra with defects of the pars?. J Bone Joint Surg(Br), 2000, 82(6): 846-850.
- 44 张效三, 周初松, 靳安民, 等. 节段性内固定方法治疗腰椎峡部裂的临床评价. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(17): 1175-1176.
- 45 Ogawa H, Nishimoto H, Hosoe H, et al. Clinical Outcome After Segmental Wire Fixation and Bone Grafting for Repair of the Defects in MultipleLevel Lumbar Spondylolysis. J Spinal Disord Tech, 2007, 20: 521-525.
- 46 张功林, 葛宝丰, 姜世平, 等. 椎弓根螺钉钢丝捆绑治疗腰椎峡部不连. 中华骨科杂志, 1995, 15(1): 63.
- 47 Ivancic GM, Pink TP, Achatz W, et al. Direct Stabilization of Lumbar Spondylolysis With a Hook Screw:Mean 11-Year Follow-up Period for 113 Patients. Spine, 2003, 28: 255-259.
- 48 钱忠来, 唐天驷, 杨惠林, 等. 腰椎峡部裂及滑脱单椎体复位固定系统的生物力学研究. 中华骨科杂志, 2002, 8(22): 500-504.
- 49 张建政, 李放, 骆洪涛, 等. 钩钉复位固定峡部植骨治疗青年峡部裂. 中国矫形外科杂志, 2005, 13(17): 1298-1230.
- 50 靳安民, 朱立新, 童斌辉, 等. 自制节段记忆合金固定器治疗腰椎峡部裂(附10例报告). 第一军医大学学报, 2001, 21(6): 440-441.
- 51 李重茂, 陈昌伟, 幸永明, 等. 镍钛记忆卡钩治疗腰椎椎弓峡部崩裂15例疗效分析. 颈

- 腰痛杂志, 2003, 24(4): 196-198.
- 52 王俊艳, 梁玉, 崔红梅, 等. 镍钛形态记忆合金与骨组织相容性的超微结构观察. 天津医科大学学报, 2003, 9(4): 477-479.
- 53 Ulibarri JA, Anderson PA, Escarcega T, et al. Biomechanical and Clinical Evaluation of a Novel Technique for Surgical Repair of Spondylolysis in Adolescents. *Spine*, 2006, 31: 2067-2072.
- 54 宋一平, 张发惠, 钟柱午, 等. 多孔面螺钉内固定治疗腰椎弓峡部裂. 骨与关节损伤杂志, 1997, 11(6): 338-339.
- 55 吴奋起, 王明新, 王振宇. 单节段钉钩系统内固定结合植骨治疗腰椎峡部裂. 武警医学, 2007, 18(2): 132-134.
- 56 Debnath UK, Freeman BJC, Gregory P, et al. Clinical outcome and return to sport after the surgical treatment of spondylolysis in young athletes. *J Bone Joint Surg(Br)*, 2003, 85: 244.
- 57 钱忠来, 唐天骝, 杨惠林, 等. 单椎体复位固定系统治疗腰椎峡部崩裂及滑脱的相关基础研究及远期临床疗效. 中华骨科杂志, 2001, 21(11): 666.

• 在学期期间科研成绩 •

- 1、完成了学位论文的综述与科研设计。
- 2、按时进行并完成实验。
- 3、按时完成论文撰写，正待发表中。

• 致谢 •

值此论文完成之际，向给予我支持和帮助的所有老师表示衷心的感谢！

首先向两年来给予我辛勤培育的王欢教授致以深深的谢意！衷心感谢他两年来对我的精心指导。恩师严谨的治学态度和科学而勤奋的工作作风，使我耳濡目染，受益匪浅；恩师对我生活上的关心和未来前途的关注也使我铭记在心，永志不忘！

衷心感谢东北大学计算力学实验室梁力教授，李明讲师在实验过程中给与的指导和帮助，感谢王刚同学在实验过程当中给以无私的帮助，感谢王海义主任，安春厚，杨军，李雷，郭金明，李建军，原泉，崔少千，顾海伦，段景柱，金国鑫老师在我临床实习过程中的悉心指导和大力支持！再次向各位老师致以深深的谢意！

硕士毕业不是一个结束，而是一个新奋斗的开始，我会带着七年来的收获迎接新的挑战。

· 个人简介 ·

姓名：叶志扬

性别：男

出生时间：1982年1月11日

政治面貌：团员

民族：汉族

学历：医学硕士

专业：骨外科学

学位类型：专业学位

导师：王欢

学习简历

2002年9月—2007年9月：中国医科大学七年制临床医学专业

2007年9月—2009年7月：中国医科大学附属盛京医院骨科专业

工作经历

2006年12月-2007年9月：中国医科大学附属盛京医院生产实习

2007年9月-2009年7月：中国医科大学附属盛京医院轮转实习