

文章编号: 1005-8982(2015)M20150163-CZ

基于有限元的椎弓根螺钉结合两种材质椎间融合器 治疗腰椎滑脱症的生物力学特性研究*

任磊¹, 沈生军¹, 高德东², 赵宇¹, 许勇¹, 彭兴国¹

(1. 青海大学附属医院 脊柱外科, 青海 西宁 810001; 2. 青海大学机械工程学院
计算机系, 青海 西宁 810013)

摘要: 目的 通过有限元分析方法评估椎弓根螺钉结合两种材质椎间融合器在治疗腰椎滑脱症中的生物力学性能。方法 选取健康男性志愿者1名,使用螺旋CT扫描脊柱L₄~L₅节段,采用Mimics和Geomagic软件对CT图像进行三维模型重构并导入有限元分析软件ANSYS 12.0建立正常L₄~L₅节段三维有限元模型(INT)。在此基础上,模拟两种材质融合器结合椎弓根钉固定的模型,双侧椎弓根螺钉+Ti(钛)椎间融合器(M1),双侧椎弓根螺钉+PEEK(聚醚醚酮)椎间融合器(M2)。对模型施加400N预载荷,运动附加力为6 N·m,定义模型约束和载荷条件后,在腰椎前屈、后伸、左右侧屈及左右旋转六种工况下计算L₄~L₅节段角位移及椎弓根螺钉和融合器所受应力。结果 M1, M2在各种工况的角位移均小于INT。应力实验中, M1融合器应力峰值在各种工况下均高于M2。后伸位时, M1与M2的螺钉及椎间融合器的应力峰值较其他工况小。结论 椎弓根内固定可以提供融合节段足够的稳定性。对于融合节段在椎弓根钉提供相同稳定性的条件下, PEEK材质融合器应力峰值均较Ti材质融合器小, PEEK材质融合器发生沉降及移位的可能性低于Ti材质融合器, 所以其融合率相对较高。后伸位时所受应力较小, 由此推测后伸位为较稳定的位置。

关键词: 有限元分析; 椎间融合器; 生物力学; 腰椎滑脱症

中图分类号: Q66; R681.5+7

文献标识码:

Biomechanical evaluation of pedicle screws fixation combined cages with different materials in the treatment of lumbar spondylolisthesis by finite element analysis*

Lei REN¹, Sheng-jun SHEN¹, De-dong GAO², Yu ZHAO¹, Yong XU¹, Xing-guo PENG¹

(1. Department of Spine Surgery, the Affiliated Hospital of Qinghai University Qinghai Xining 810001, P.R. China 2. Department of Computer Science, Mechanical Engineering Institute of Qinghai University, Qinghai Xining 810013, P.R. China)

Abstract: [Objective] To evaluate the biomechanical characteristics of pedicle screws fixation combined cages with different materials in the treatment of lumbar spondylolisthesis. [Methods] A three-dimensional finite element model of an intact L₄~L₅ segment was constructed by using CT scans of a healthy male. Materialise's interactive medical image control system 10.01 (MIMICS 10.01), Geomagic 10.0 and the finite element program ANSYS12.0 were applied to model. Based on the intact L₄~L₅ model (INT), the simulation of different materials cage were established with bilateral pedicle screws combined titanium material cages (M1 model) and bilateral pedicle screws combined PEEK material cages (M2 model). 6 N.m moments with 400 N preload were applied to L₃ vertebral body under the loading conditions of extension, flexion, lateral bending and torsion, respectively. The L₄₋₅ angular variation and stress distribution in pedicle screw and cage under different load

收稿日期: 2015-02-02

* 基金项目: 青海大学中青年科研基金资助项目(No: 2011-QYY-7)

[通信作者] 沈生军, E-mail: sucssj@163.com; Tel: 13997089193

were documented. 【Results】 The angular variation of fusion model (M1, M2) were less than the normal lumbar spine model (INT). During stress experiments, the peak stress of M1 under various conditions were higher than M2. Under the extension conditions, peak stress of screws and cages were smaller than other working conditions. 【Conclusion】 Pedicle screw fixation can provide sufficient stability in fusion segment. For the same stability conditions of pedicle fixations, the peak stress of PEEK material cages were smaller than titanium material cages, the possibility of cages collapse and displacement were less than titanium material cages, so its relatively had higher fusion rate. Under the extension condition both cages and screws had less stress, we inferred extension position was a stable position.

Key words: finite element analysis; cage; biomechanic; spondylolisthesis

近年来采用椎弓根螺钉固定结合椎间融合器治疗腰椎滑脱症方面的报道已逐渐增多,手术并发症和翻修率也随之增加,如钛合金融合器松动、移位,植骨不融合导致假关节形成等^[1],推测其主要原因可能为椎弓根螺钉固定结合不同材质椎间融合器的生物力学特性尚不明确,目前临床应用较多的融合器为钛(Ti)和聚醚醚酮(PEEK)材料融合器,钛(Ti)材料在骨科内固定器材中的应用已被学术界广泛接受,但随着应用的深入其缺点也逐渐显现,如应力遮挡、电解反应造成骨质疏松、金属导电及热聚效应影响术后康复理疗、屏蔽射线造成检查视野缺失等,聚醚醚酮(PEEK)材料是一种热塑性高分子化合物,理化性能稳定,机械强度高,弹性模量介于皮质骨和松质骨之间故其具有更好的弹性,KURTZ等^[2]研究显示,聚醚醚酮(PEEK)材料具有良好的生物相容性,其细胞毒性及肌肉毒性均很小。VADAPALLI等^[3]的研究显示,聚醚醚酮(PEEK)材料具有更好的应力传导特性,促进植骨融合。本研究采用三维有限元分析,建立三种不同的L₄~L₅节段三维有限元模型,分析螺钉及融合器承受的应力应变关系,研究Ti(钛)和PEEK(聚醚醚酮)两种不同材料的椎间融合器的生物力学特性,为临床预防手术并发症提供理论依据。

1 资料与方法

1.1 建立三维有限元模型

选取健康汉族男性志愿者1名(25岁,身高173 cm,体重68 kg),既往无腰椎疾患史,拍摄X线片排除腰椎病变。采用荷兰皇家飞利浦公司Brilliance Light Speed 64排螺旋CT从L₄上终板至L₅下终板连续扫描,得到层厚为0.60 mm的连续断面图像,共156张,各断层图像数据以512×512像素的DICOM格式保存。在台式机上采用Mimics 10.01软件(Materialise, Inc., 比利时)直接打开DICOM格式文件可以得到L₄~L₅节段图像,使用Mimics 10.01自

带内部工具对L₄~L₅图像处理,得到初步模型表面图形。将得到的初步模型以点云(Point Cloud)形式输出到逆向工程软件Geomagic 10.0(Raindrop Geomagic, Inc.美国)中,得到椎体的三角网格模型并对不合乎要求的三角形进行修正,将这些小三角形单元模拟合并成大的面并以通用的IGES格式保存。利用有限元分析软件ANSYS 12.0(ANSYS, Inc.美国)导入IGES格式文件,根据模型外部轮廓生成L₄~L₅节段的有限元实体模型,模型中包括椎体及椎间盘等结构。对不同的单元结构添加材料属性,首先完成正常L₄~L₅节段三维有限元模型(INT)的建立(见图2)。前纵韧带、后纵韧带等脊柱的主要韧带本身具有非线性的材质属性,笔者建模过程中,考虑椎间融合器使用过程中韧带变形在正常的弹性变形内,该区间韧带形变基本处于线性变形区域,用分段线性化法将非线性特性曲线分成若干个区段,在每个区段中用直线段近似地代替特性曲线,所研究的非线性系统在每一个区段上被近似等效为线性系统,就可采用线性系统的理论和方法来进行分析,因此采用分段线性函数,描述不同状态下韧带变形。本研究主要侧重分析融合器的稳态静力分析,考虑线性条件能更准确获得仿真结果。本实验所采用的椎体各结构的力学性质及单元类型的数据参考国内外相关报道^[4-5](见表1)。

1.2 不同材料融合器三维有限元模型建立

在已建立的正常人L₄~L₅节段三维有限元模型上,模拟两种材质融合器结合椎弓根钉固定的模型,即要求切除腰椎相应结构,L₄~L₅后方的骨韧带复合体(棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、部分棘突及大部分椎板),L₄~L₅间隙全部髓核及后1/3纤维环并添加椎弓根钉及不同材料融合器:模拟椎弓根螺钉固定设置螺钉直径6.0 mm,长度50 mm;螺钉系统弹性模量为110 000 Mpa,泊松比为0.30,螺钉设计简化为圆柱形,与椎体间设置为弹性固定,螺钉与连

接棒设置为一体化,椎间融合器自椎间隙后侧置入,距离椎体后缘 2 mm,长度为 22 mm,宽度为 10 mm,高度为 8 mm,弹性模量(Ti)钛材质弹性模量为 110 000 Mpa,泊松比为 0.30,融合器表面设计简化为光整平面,与终板接触为面性接触,建立双侧椎弓根螺钉 +Ti 椎间融合器(M1)的模型(见图 3)。模拟螺钉的长度、直径、弹性模量、泊松比以及椎间融合器的体积不变,采用同等大小(PEEK)聚醚醚酮材料,弹性模量为 3 500 Mpa,泊松比为 0.45,融合器表面设计简化为光整平面,与终板接触为面性接触,建立双侧椎弓根螺钉 +PEEK 椎间融合器(M2)的模型(见图 4)。

表 1 腰椎运动节段及固定融合材料力学参数

材料	杨氏模量 /Mpa	泊松比
椎体皮质骨	12 000	0.3
椎体松质骨	345	0.2
终板	12 000	0.3
后部结构	3 500	0.25
椎间盘髓核	1.0(不可压缩流体状态)	0.499
纤维环基质	4.2	0.45
纤维环纤维	175	-
前纵韧带	7.8($\epsilon < 12\%$), 20($\epsilon > 12\%$)	-
后纵韧带	10($\epsilon < 11\%$), 20($\epsilon > 11\%$)	-
黄韧带	15($\epsilon < 6.2\%$), 19.5($\epsilon > 6.2\%$)	-
横突间韧带	10($\epsilon < 18\%$), 58.7($\epsilon > 18\%$)	-
棘间韧带	10($\epsilon < 14\%$), 11.6($\epsilon > 14\%$)	-
棘上韧带	8($\epsilon < 20\%$), 15($\epsilon > 20\%$)	-
螺钉连接棒系统	110 000	0.30
椎间融合器(Ti 材料)	110 000	0.30
椎间融合器(PEEK 材料)	3 500	0.45

1.3 负荷的加载和记录方法

对正常腰椎有限元模型 (INT),M1 及 M2 模型施加 400 N 预载荷,运动附加力为 6 N·m,在 L₄ 椎体上表面垂直施加载荷,均匀分布在 L₄ 椎体上终板,运动附加力同时加载于 L₄ 椎体表面,定义好模型的约束和载荷条件后,在腰椎前屈、后伸、左右侧屈及左右旋转 6 种工况下利用 ANSYS 软件计算 L₄~L₅ 节段角位移(见图 5)及椎弓根螺钉和融合器所受应力峰值。L₄~L₅ 节段角位移为测量 L_{4,5} 椎体最前及最后点、最左及最右点共 4 点的空间位置平面坐标线,各线间夹角代表相邻两椎体上表面间的夹角,加载负荷前后该夹角差的绝对值为 L₄~L₅ 节段角位移。

2 结果

实验结果表明正常腰椎有限元模型在不同工况下 L₄~L₅ 节段角位移与 VADAPALLI 等^[9]的有限元研究结果一致(见图 1)。认为本模型在一定的条件下有效,可以用于实验研究。

各种模型在不同工况下 L₄₋₅ 节段的角位移,椎弓根螺钉和融合器所受应力见表 2、3。

表 2 中可以看出,M1 与 M2 的角位移均较 INT 减少,其中以侧屈,侧旋时减少最多,说明椎弓根内固

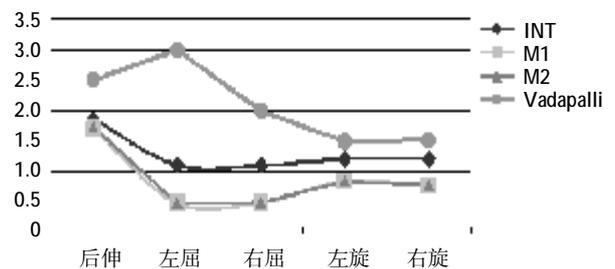


图 1 各模型在不同工况下 L₄~L₅ 节段角位移与文献对比

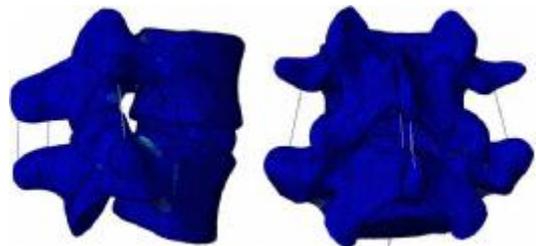


图 2 人正常 L₄~L₅ 三维有限元模型 (INT,侧视图和后视图)

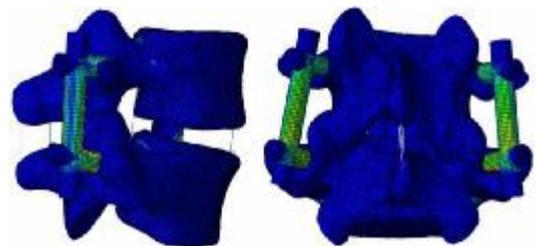


图 3 双侧椎弓根螺钉 +Ti 椎间融合器三维模型 (M1,侧视图和后视图)

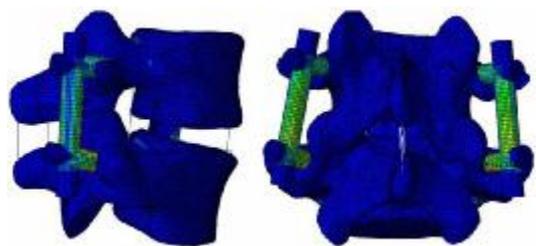


图 4 双侧椎弓根螺钉 +PeeK 椎间融合器三维模型 (M2,侧视图和后视图)

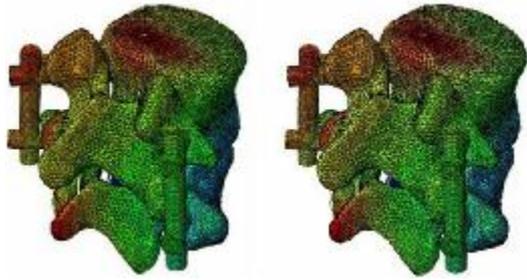


图 5 双侧椎弓根螺钉 +Ti 椎间融合器角位移三维模型
 椎弓根螺钉 +Peek 椎间融合器角位移三维模型
 (此处两张图是一样的吗? 请作者核实)

表 2 各模型在不同工况下 L₄~L₅ 节段角位移 (度)

组别	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
Vadapalli	3.25	2.50	3.00	2.00	1.50	1.52
INT	1.87	1.87	1.11	1.11	1.21	1.21
M1	1.67	1.71	0.49	0.50	0.85	0.78
M2	1.70	1.74	0.49	0.50	0.85	0.79

表 3 各模型在不同工况下椎弓根螺钉和融合器的 Von Mises 峰值 (MPa)

组别	前屈	后伸	左屈	右屈	左旋	右旋
椎弓根螺钉						
M1	154.2	39.7	131.4	104.5	175.9	153.2
M2	159.9	40.7	134.3	108.1	178.2	155.0
融合器						
M1	84.9	14.4	57.4	53.7	98.6	95.4
M2	59.2	10.1	34.7	32.7	40.8	41.6

定可以提供融合节段的稳定性,在其他工况下 M1 与 M2 的角位移减少程度相当。说明两者均能提供足够的稳定性。而且 M1 与 M2 的角位移也基本相同,说明两者的稳定性相同。由表 3 可以看出, M1 与 M2 的螺钉 Von Mises 应力峰值基本相同,说明两者的螺钉所受的应力接近相同,后伸位时, M1 与 M2 的螺钉及椎间融合器的应力峰值均较其他位置小,说明后伸位为较稳定的位置。

M1 的融合器 Von Mises 应力峰值在各种工况下均高于 M2,尤其在前屈,侧屈,侧旋时 M1 的融合器应力峰值较 M2 的融合器大的明显,说明对于融合节段在椎弓根钉提供相同稳定性的条件下, M2 的融合器应力峰值均较 M1 小, M2 的融合器发生沉降及移位的可能性远低于 M1 的融合器,所以其融合率相对较高。

3 讨论

随着脊柱生物力学的发展,椎弓根螺钉系统和椎间融合器用于临床,使腰椎滑脱不稳定的脊柱节段的融合和固定更接近于正常的脊柱三维结构和生物力学特性。椎间植骨融合稳定前柱的同时辅以后柱的内固定,加强前柱融合的生物力学环境以提高植骨融合率^[6-7]。经椎弓根植入螺钉内固定技术,以其三维固定坚强,手术创伤小、复位满意、安全简便等优点,在临床上得到广泛应用;不同材质的椎间融合器,是在脊柱最大承重轴的融合,依靠韧带和纤维环的作用构成三维固定,能起到抗旋转及屈伸的作用。椎间融合器能够恢复和保持椎间高度,防止因各种原因造成的椎间隙塌陷而引起的椎间孔狭窄,起到缓解神经根张力的作用,同时使韧带及纤维环弹力提高而增大椎管前后径^[8-11]。其操作简便,可有效减少手术时间;椎间融合器使用材料可分为金属或高分子材料制成,应用椎间融合器从生物力学看是一种较为理想的脊柱融合术,已逐渐成为脊柱外科的基本技术之一,但此方法仍会出现融合失败,椎间融合器的沉陷、移位、植骨不融合、内固定松动断裂,以往临床报道,其并发症发生率在 6%-58% 之间^[12-13]。并发症发生的主要原因是螺钉固定技术和椎间融合器的生物力学特性不明确。以往临床上对椎弓根螺钉固定技术和椎间融合器方面的生物力学做了大量实验,实验受到条件限制不能系统分析螺钉和融合器在负载情况下应力应变分布。生物力学分析方法包括死体体外测试、活体体外测试和有限元分析三种,前两种局限性很大;死体体外测试受限于环境因素,难以取得尸体试样;而动物活体实验则存在个体差异问题,并且难以直接获得脊椎各单元的应力分布,有限元法能够有效地克服前两种生物力学测试方法的缺陷,能够较好地预测螺钉固定和融合器的生物力学特性。

本研究利用有限元方法建立正常腰椎、椎弓根螺钉及不同材质的椎间融合器的三维有限元模型,并在不同的载荷条件下进行受力分析,根据角位移实验中的数据,正常腰椎模型(INT)在各种工况下的角位移大于融合模型(M1、M2),椎弓根钉内固定可以提供融合节段足够的稳定性,应力实验中,后伸位时 M1 与 M2 螺钉及椎间融合器的应力峰值较其他工况小,后伸位时所受应力较小,由此推测后伸位

为较稳定的位置。根据腰椎融合需遵循的力学原则^[4]:①植入骨块与植骨区所受载荷不能超过其极限;②植骨融合区域在一定时间内应受一定的应力刺激,在植骨块融合前不应存在过大应力;③植骨块与宿主之间不能因应力变化而发生显著运动。实验组中 M1 融合器应力峰值在各种工况下均高于 M2,由此得出对于融合节段在椎弓根钉提供相同稳定性的条件下,PEEK 材质融合器应力峰值均较 Ti 材质融合器小。另外,PEEK 材质融合器弹性模量与骨更接近^[4-5],与骨性终板是点对点接触形式,避免终板破坏,较钛合金材质融合器发生椎间塌陷的可能性大为降低^[9],故 PEEK 材质融合器发生沉降及移位的可能性低于 Ti 材质融合器,所以其融合率相对较高,这与目前的临床研究结果相一致,临床上 Ti 椎间融合器已经趋于淘汰。

尽管有限元分析法是腰椎生物力学研究的有效方法之一,但仍无法达到与人体完全仿真的程度,本模型定义骨质与螺钉之间为紧密接触,忽略骨-螺钉界面微动及钉道周围骨质吸收对生物力学稳定性的影响,同时没有考虑肌肉等软组织的作用^[4-16],生物力学分析不够全面。

参 考 文 献:

- [1] POTTER BK, FREEDMAN BA, VERWIEBE EG, et al. Transforaminal Lumbar Interbody Fusion: Clinical and Radiographic Results and Complications in 100 Consecutive Patients[J]. Spine Disord Tech, 2005, 18(4): 337-346.
- [2] Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants[J]. Biomaterials, 2007, 28(32): 4845-4869.
- [3] VADAPALLI S, SAIRYO K, GOEL VK, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study[J]. Spine, 2006, 31(26): E992-998.
- [4] XIAO Z, WANG L, GONG H, et al. Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis[J]. Biomedical engineering online, 2012, 11(1): 1-11.
- [5] KIM Y. Finite element analysis of anterior lumbar interbody fusion: threaded cylindrical cage and pedicle screw fixation [J]. Spine, 2007, 32(23): 2558-2568.
- [6] DIEDRICH O, L?RING C, PENNEKAMP PH, et al. Effect of posterior lumbar interbody fusion on the lumbar sagittal spinal profile[J]. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2003, 141(4): 425-432.
- [7] PARISINI P, DI SILVESTRE M, et al. Circumferential fusion by posterior approach in lumbosacral instability with or without pedicle screw fixation: a comparison of methods[J]. Chir-Organ-Mov, 2001, 86(2): 127-142.
- [8] LIPPMAN CR, HAJJAR M, ABSHIRE B, et al. Cervical spine fusion with bioabsorbable cages[J]. Neurosurgical focus, 2004, 16(3): E4.
- [9] AYDIN MV, SEN O, ERDOGAN B, et al. Anterior cervical fusion with the PCB? cage-plate system[J]. Advances in therapy, 2004, 21(1): 21-26.
- [10] SHAD A, LEACH JCD, TEDDY PJ, et al. Use of the Solis cage and local autologous bone graft for anterior cervical discectomy and fusion: early technical experience[J]. Journal of Neurosurgery: Spine, 2005, 2(2): 116-122.
- [11] CHO DY, LIAU WR, LEE WY, et al. Preliminary experience using a polyetheretherketone (PEEK) cage in the treatment of cervical disc disease[J]. Neurosurgery, 2002, 51(6): 1343-1350.
- [12] TR LEHMANN, KF SPRATT, JE TOZZI, et al. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients[J]. Spine, 1987, 12(2): 97-104.
- [13] KUSLICH S D, DANIELSON G, DOWDLE J, et al. Four-year follow-up results of lumbar spine arthrodesis using the Bagby and Kuslich lumbar fusion cage[J]. Spine, 2000, 25(20): 2656-2662.
- [14] EVANS JH, ENG B, SC M. Biomechanic of lumber fusion[J]. Clin Orthop Relat Res, 1985, Mar(193): 115-119.
- [15] KULKARNI AG, HEE HT, WONG HK. Solis cage (PEEK) for anterior cervical fusion: preliminary radiological results with emphasis on fusion and subsidence[J]. Spine J, 2007, Mar-Apr, 7(2): 205-209.
- [16] KIM H J, CHUN H J, MOON S H, et al. Analysis of biomechanical changes after removal of instrumentation in lumbar arthrodesis by finite element analysis[J]. Medical & biological engineering & computing, 2010, 48(7): 703-709.