文章编号:1000-5404(2014)22-2321-06

论著

椎弓根延长术中离断部位对腰椎稳定性影响的有限元分析

房亚峰[1],吴卫东[1,2],张晋元[1],钱 蕾[1],李 鹏[1],孙培栋[1],欧阳钧[1] (510515 广州,南方医科大学人体解剖学教研室,广东省医学生物力学重点实验室,广东省骨科研究院临床解剖与生物力学研究所[1];543002 广西壮族自治区 梧州,梧州市红十字会医院骨科[2])

[摘要] **目的** 利用有限元法分析比较 L_4 椎弓根前端离断与后端离断并延长后对腰椎稳定性的影响。**方法** 利用1名28岁健康女性腰椎(L_2~L_5)CT影像数据,采用Mimics 14.0、Geomagic Studio 2013、ANSYS 14.0软件建立腰椎(L_2~L_5)完整模型(完整组)、L_4 椎弓根前端离断并延长模型(anterior osteotomy of pedicle,AP组)、L_4 椎弓根后端离断并延长模型(posterior osteotomy of pedicle,PP组)。在 L_2 上分别施加400 N轴向压力及10 N·m纯力偶矩,模拟腰椎受轴向压力及前屈、后伸、左旋、右旋、左侧弯和右侧弯运动,记录AP组及PP组Von Mises应力云图及最大应力值,计算椎间运动范围(range of motion,ROM)。**结果** 建立了正常人腰椎(L_2~L_5)有限元模型。AP组与PP组均在离断部位出现应力集中。在各个工况下,AP组与PP组应力分布差异明显,PP组应力分布相对较平均。椎间ROM比较显示:与完整组相比,PP组 L_4~L_5、L_3~L_4 椎间ROM变化范围较AP组小,AP组和PP组的 L_2~L_3 椎间ROM与完整组的相比比较接近。**结论** 椎弓根后端离断力学稳定性优于前端离断,且对邻近节段影响相对较小。

[关键词] 腰椎;生物力学;椎弓根离断;椎弓根延长;有限元
[中图法分类号] R319;R323.43;R681.505 [文献标志码] A

Effects of pedicle-lengthening osteotomy site on lumbar stability: a finite element analysis

Fang Yafeng[1], Wu Weidong[1,2], Zhang Jinyuan[1], Qian Lei[1], Li Peng[1], Sun Peidong[1], Ouyang Jun[1] ([1]Department of Anatomy, Guangdong Provincial Key Laboratory Medical Biomechanics, Clinically Anatomical and Biomechanical Institute of Guangdong Provincial Orthopaedic Academy, Southern Medical University, Guangzhou, Guangdong Province, 510515; [2]Department of Orthopedics, Wuzhou Red Cross Hospital, Wuzhou, Guangxi Zhuang Autonomous Region, 543002, China)

[**Abstract**] **Objective** To compare the biomechanical properties of the anterior osteotomy of pedicle (AP) and posterior osteotomy of pedicle (PP) by finite element analysis, and to explore the effects of the pedicle-lengthening osteotomy site on lumbar stability. **Methods** CT images were obtained from a 28-year-old female volunteer, and then the intact L_2-L_5, AP, and PP models were established and analyzed with Mimics 14.0, Geomagic Studio 2013, and ANSYS 14.0 software. The axial force of 400 N and moment couple of 10 N·m were loaded on the upper surface of L_2 to simulate the flexion, extension, lateral bending, and rotation behaviors of the lumbar spine. The Von Mises stress distribution regularity of internal fixators and the maximum equivalent stress were evaluated, and the range of motion (ROM) were also analyzed. **Results** The intact model of lumbar spine (L_2-L_5) was established, and it was validated with the previously reported cadaveric experimental data from Yamamoto and Liu successfully. The stress was concentrated at the connection portion between plate and screw in the AP group, while it was distributed evenly in the PP group. Between the

[通信作者] 欧阳钧,E-mail: jouyang@126.com
[优先出版] http://www.cnki.net/kcms/detail/51.1095.R.20141009.1542.001.html(2014-10-09)

AP group and the PP group, there was significant difference in stress values under flexion, lateral bending and rotation conditions. Compared with the intact group, the change scope of ROM of L_4-L_5 segment and L_3-L_4 segment in the PP group was smaller than that in the AP group, and there was no significant difference in the ROM of L_2-L_3 segment between the two groups. Compared with the intact model, the whole ROM of the lumbar spine increased about 1° in the AP group and the PP group. **Conclusion** As a new alternative method, PP provides better stability and lower influence on adjacent segment than AP.

[**Key words**] lumbar spine; biomechanical study; pedicle osteotomy; pedicle lengthening; finite element analysis

Corresponding author: Ouyang Jun, E-mail: jouyang@126.com

腰椎管狭窄症(lumbar spinal stenosis,LSS)[1]指由各种原因引起的椎管和/或神经根管的直径减小。患者常常表现为腰背痛和/或腿痛,影响站立和行走。LSS可发生于腰椎各个节段,最好发于$L_4\sim L_5$节段[2]。近年,椎弓根延长椎管扩大成形术作为一种崭新的方法被引入脊柱外科手术,通过离断并延长椎弓根来扩大椎管和神经根管容积,减压效果快速、直接,也避免了术后粘连等并发症。由于椎弓根的形态和位置特殊,在延长长度一定的情况下,不同的离断部位,可能成为影响腰椎生物力学稳定性的一个因素。本研究利用有限元法来分析和探讨这个问题,以期为临床开展椎弓根离断延长椎管扩大成形术提供生物力学依据。

1 材料与方法

1.1 材料

1名健康志愿者(女性,28岁)行腰椎正侧位X线片、CT及MRI检查排除病变及损害。CT数据由GE MEDICAL SYSTEMS Lightspeed系统(GE公司,美国)扫描获取。扫描参数:120 kV,125 mA,层厚0.625 mm,范围$L_2\sim L_5$。扫描过程中,要求志愿者腰椎位于扫描视野的中心,并保持腰椎纵轴方向不变。采集完成后的数据以标准Dicom格式保存。

1.2 建模环境

Windows 7 X64 Professional Edition(Micro-Soft公司,美国),Mimics 14.0(Materialise公司,比利时),Geomagic Studio 2013(3D Systems公司,美国),ANSYS 14.0(ANSYS公司,美国)。

1.3 构建腰椎$L_2\sim L_5$节段有限元模型

以Mimics 14.0软件读取Dicom格式的CT断层图像,经定位组织图片,界定阈值,利用区域增长功能等重建腰椎椎骨三维模型(图1A),再将模型以stl文件导入Geomagic studio 13.0软件中进行修补与优化,然后以igs文件导入ANSYS 14.0软件中进行前处理,参考CT及MRI原始数据的解剖形态,分离皮质骨与松质骨,构建椎间盘、终板软骨、纤维环、髓核、关节软骨的三维模型。对模型添加韧带,进行网格划分,建立完整的$L_2\sim L_5$脊柱节段的有限元模型(图1B)。模型各个结构材料参数参考文献[3-5]。

1.4 螺钉三维模型的建立

在ANSYS 14.0软件中构建椎弓根螺钉,参数参照临床中常用的椎弓根螺钉,螺钉长50 mm,直径6.5 mm(图1C)。材料参数定义为钛合金,杨氏模量为110 GPa,泊松比为0.3。

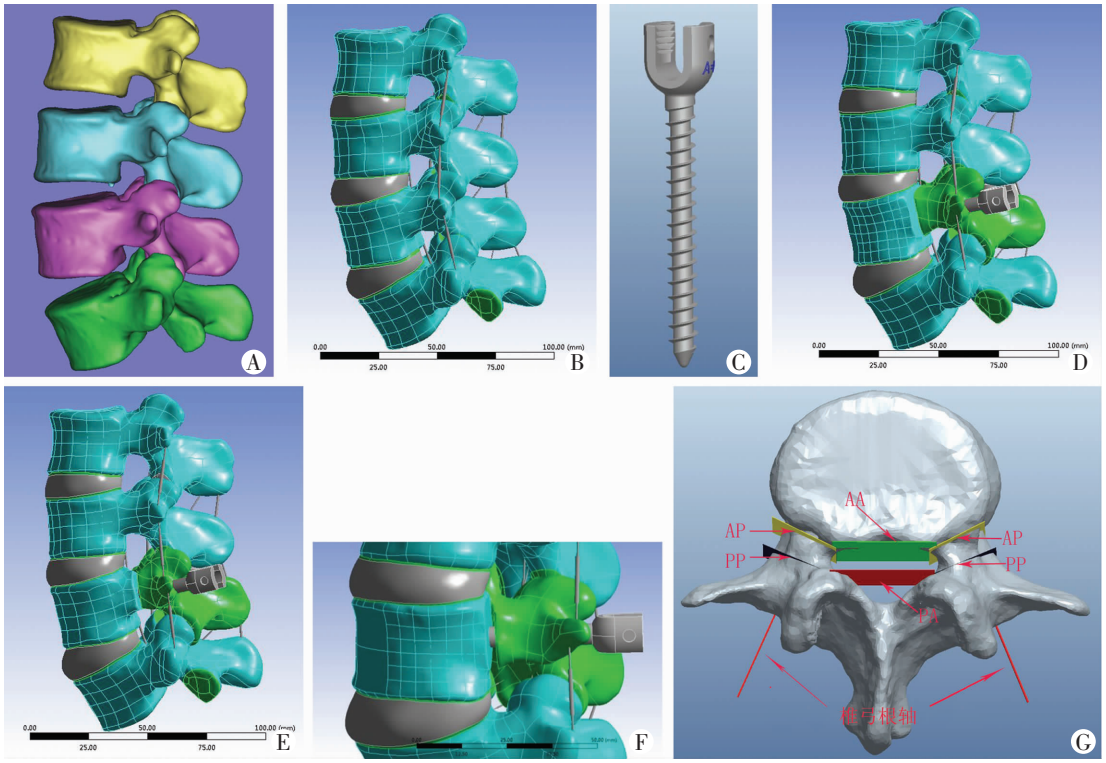
1.5 边界条件、载荷设置及模型验证

根据Yamamoto等[6]腰椎标本实验,完全约束L_5椎体的下表面和下关节突表面的自由度,对模型L_2椎体上表面施加400 N轴向压力及加载10 N·m纯力偶矩,以模拟腰椎承重以及腰椎前屈、后伸、左旋、右旋、左侧弯和右侧弯6种方式运动。随后对模型进行求解计算,并在后处理中获得各节段运动范围(ROM),并与Yamamoto等[6]和Liu等[7]实验结果进行比较。完整组模型验证后,采用ANSYS 14.0软件,在完整组有限元模型基础上,在L_4节段将双侧椎弓根与椎体连接的部位进行离断并向后延长4.0 mm,构建椎弓根前端离断模型(anterior osteotomy of pedicle,AP组,图1D),同时调整其邻近节段椎体的位置,模拟真实延长后各个椎体的三维空间位置关系。同样的方法在L_4节段双侧椎弓根与椎板连接的部位进行离断并向后延长4.0 mm构建椎弓根后端离断延长模型(posterior osteotomy of pedicle,PP组,图1E)。最后沿椎弓根轴线方向置入椎弓根螺钉(图1F)。分别对两个模型进行求解,计算完成后进行后处理,得到应力云图与椎间ROM。离断部位见图1G。

2 结果

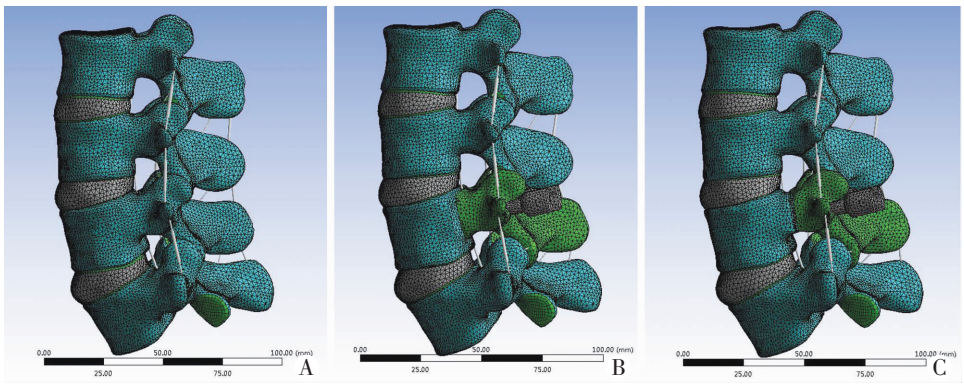
2.1 正常腰椎有限元模型的验证

建立的正常人$L_2\sim L_5$非线性有限元模型(图2),模拟了皮质骨、松质骨、椎间盘纤维环、髓核、终板软骨、小关节软骨及相关韧带的三维结构,共计单元421 980个,节点122 246个。完整组模型在前屈、后伸、左旋、右旋、左侧弯和右侧弯6个工况下的椎间ROM与Yamamoto等和Liu等实验结果进行对比,ROM吻合度较好,从定量角度说明了模型的有效性(图3)。



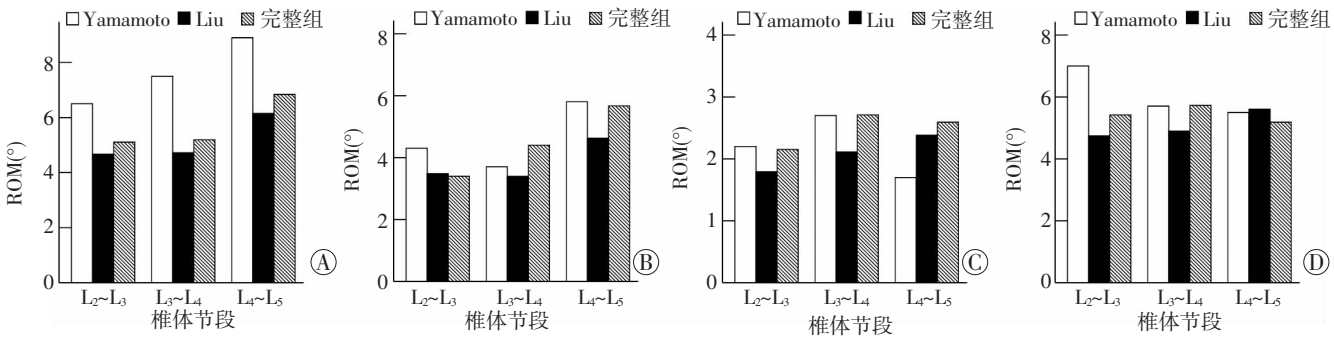
A:Mimics 14.0 软件重建的腰椎(L_2 ~ L_5)三维模型;B:ANSYS 14.0 软件重建的腰椎三维模型;C:椎弓根螺钉模型;D:椎弓根前部离断组(AP 组);E:椎弓根后部离断组(PP 组);F:离断延长固定后的腰椎及椎间韧带的连接;G:椎弓根离断部位示意图 AP:前端离断;PP:后端离断;AA、PA:分别为前、后端离断后的椎管截面

图 1 完整组和离断组三维模型建立



A:完整组;B:AP 组;C:PP 组

图 2 L_2 ~ L_5 有限元模型建立



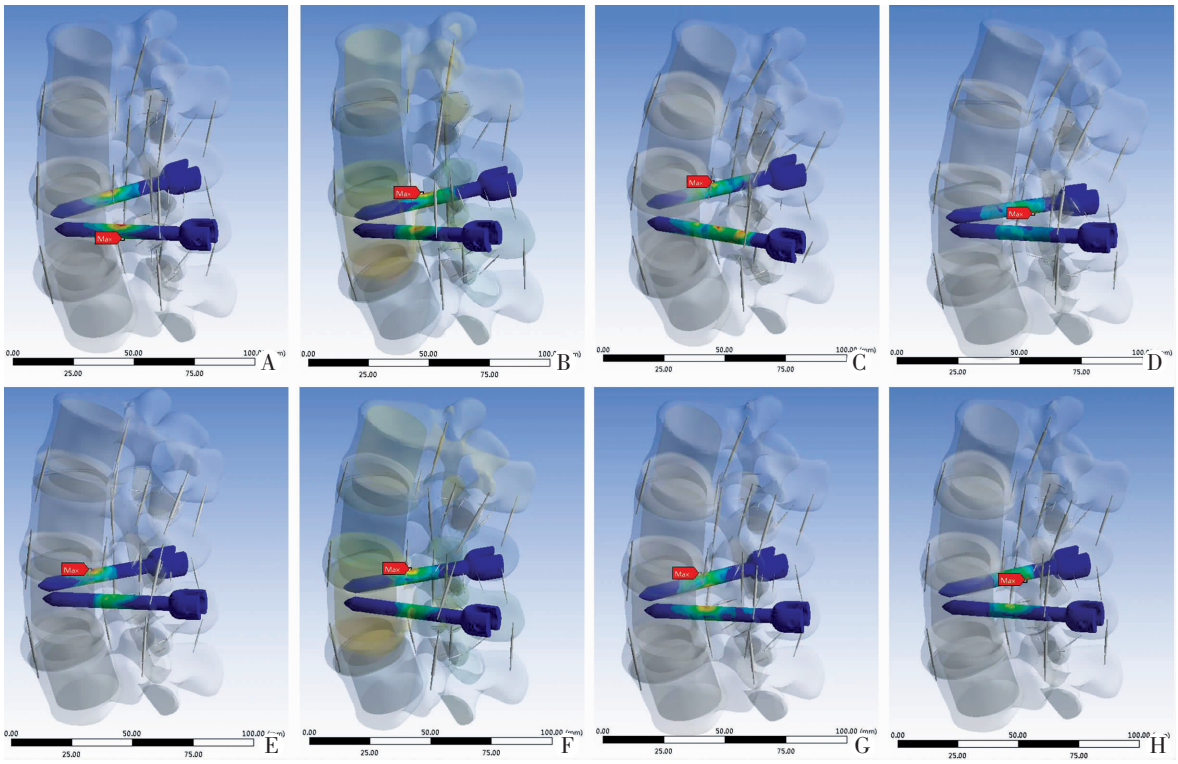
A:前屈状态;B:后伸状态;C:轴向旋转状态;D:侧弯状态

图 3 腰椎有限元模型 ROM 的验证

2.2 实验组最大应力值、应力云图及椎间ROM

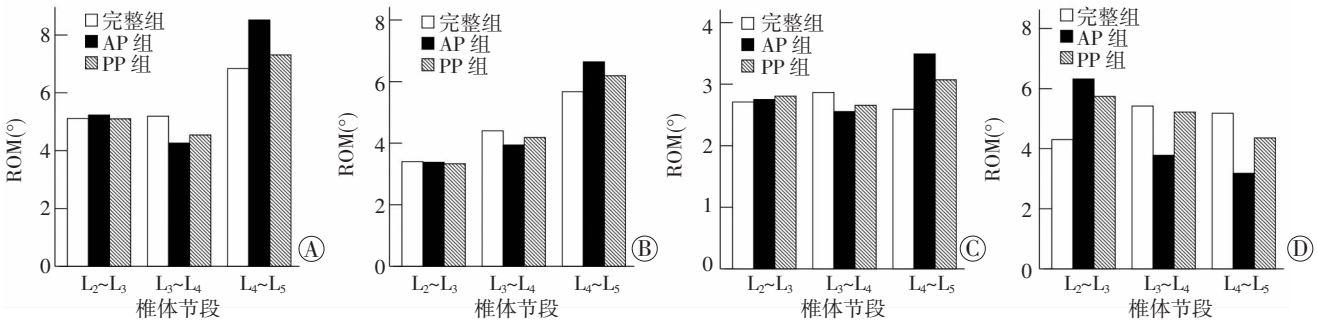
按实验分组分别对AP组、PP组模型进行装配，建立植入椎弓根螺钉的有限元模型，对模型进行网格划分，AP组共计单元399 549个，节点110 716个；PP组共计单元395 061个，节点111 318个。与完整组相比，AP组与PP组的L_4椎弓根离断部位均出现应力集中，AP组Von Mises最大应力值为64.49 MPa，PP组Von Mises最大应力值为45.03 MPa，其中PP组较AP组应力分布平均。与完整组相比，在前屈、左旋、右旋工况下，离断组Von Mises最大应力值平均增加24.17 MPa，在后伸、左侧弯、右侧弯工况下，离断组Von Mises最大应力值平均增加4.51 MPa。见图4。

椎间ROM比较发现：与完整组相比，在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯工况下，AP组与PP组$L_4 \sim L_5$椎间ROM增大，邻近的$L_3 \sim L_4$椎间ROM减小，$L_2 \sim L_3$椎间ROM与完整组接近（图5A～C）；在旋转工况下，AP组与PP组$L_4 \sim L_5$、$L_3 \sim L_4$椎间ROM均减小，$L_2 \sim L_3$椎间ROM增大（图5D）。AP组与PP组相比，除旋转工况外，AP组$L_4 \sim L_5$椎间ROM大于PP组，$L_3 \sim L_4$椎间ROM小于PP组，$L_2 \sim L_3$椎间ROM接近；旋转工况下，AP组$L_4 \sim L_5$、$L_3 \sim L_4$椎间ROM小于PP组，$L_2 \sim L_3$椎间ROM大于PP组（表1）。



A：AP组前屈状态；B：PP组前屈状态；C：AP组后伸状态；D：PP组后伸状态；E：AP组轴向旋转状态；F：PP组轴向旋转状态；G：AP组侧弯状态；H：PP组侧弯状态

图4 离断组在各个状态下的应力云图



A：前屈状态；B：后伸状态；C：侧弯状态；D：轴向旋转状态

图5 3组模型椎间ROM比较

表1 AP组与PP组椎间活动度差值及百分比

节段	AP－PP[(AP－PP)/完整组]			
	前屈	后伸	旋转	侧弯
$L_2 \sim L_3$	0.13(2.54%)	0.05(1.47%)	0.15(5.39%)	0.20(4.62%)
$L_3 \sim L_4$	−0.28(5.40%)	−0.24(5.46%)	−0.50(20.58%)	−0.06(1.41%)
$L_4 \sim L_5$	0.21(3.07%)	0.45(7.94%)	−0.71(26.76%)	0.12(3.05%)

3 讨论

LSS的非手术治疗效果往往不佳,尤其是在狭窄严重、高龄或有并发症的患者[8-9]。传统术式往往存在术中失血量大、脊柱医源性失稳、神经瘢痕形成、内科并发症、切口感染、延迟愈合、远期翻修率高等并发症[10-11]。而微创术式则可以避免上述并发症,其中棘突撑开术作为一种微创术式治疗LSS近些年在临床上得到应用,该术式对部分患者在一段时间内坐位状态下减压效果可能有效[12-15]。然而,该方法也存在较高的失败率或翻修率[16-17]。近年,椎弓根离断延长扩大椎管成形术作为一种新的微创技术引入脊柱外科手术,该术式通过对病变节段双侧椎弓根进行离断并向后延长一定距离,然后进行双侧椎弓根螺钉固定,以此扩大椎管和神经根管容积,实现对椎管内容物进行解压的目标,其减压效果快速、直接、有效。

已有多个关于椎弓根离断延长扩大椎管成形术的报道。杨惠林等[18-19]从解剖及影像角度证实了该方法可以明显增加腰椎管的面积及椎间孔孔径。Kiapour等[20]利用标本模拟椎弓根离断手术,并对L_4/L_5进行了生物力学实验及有限元分析,发现L_4/L_5双侧椎弓根延长后较离断前脊柱的三维活动范围没有显著变化,并且可以明显增大椎管与椎间孔的容积。Mlyavykh等[21]对19例腰椎管狭窄患者进行了椎弓根离断并延长4.8 mm,术后随访12个月,发现患者的症状均得到明显改善。上述研究表明椎弓根离断延长术治疗LSS是一种有效、简单、微创的手术方式。在上述研究中,可能由于手术器械或术者习惯等原因,术者所选择的椎弓根离断部位均在椎弓根前端,即椎弓根与椎体连接的部位,没有进行椎弓根后端离断,即椎弓根与椎板连接的部位。本研究成功建立$L_2 \sim L_5$节段完整状态非线性有限元模型,该模型精确模拟了腰椎的皮质骨、松质骨、终板软骨、髓核、纤维环、小关节软骨及7条主要椎间韧带。其中,终板软骨设为1 mm,小关节软骨设为0.2 mm,椎间韧带采用非线性刚度赋值,可以更好地模拟腰椎的非线性运动特性,以便更接近真实腰椎。本研究中各韧带与椎骨的连接方式采用更接近生理状态的面-面连接,摒弃了传统、繁琐的节点-节点连接,并且面-面连接不会在连接部位造成人为应力集中假象。完整组模型建立后与Yamamoto等[6]及Liu等[7]的标本实验模型验证吻合度较好,说明本有限元模型具有良好的有效性及可靠性,能够客观反映腰椎的生物力学特性,可用于进一步实验研究。

经有限元结果分析显示,椎弓根后端离断组在屈伸、侧弯、旋转工况下,最大应力值低于前端离断组,离断处椎弓根螺钉应力分布较均匀,椎间活动度改变范围小于前端离断组,表明椎弓根后端离断具有较好的生物力学性能。对椎弓根进行离断延长并固定后,势必会对椎体及脊柱的稳定性产生一定的影响。根据脊柱“三柱理论”,脊柱的前柱和中柱承担整个脊柱载荷的80%[22-24]。后端离断的部位位于承担脊柱载荷较小的后柱与中柱交界的部位,保留了承担载荷较大的前中柱的完整性。另外,决定椎弓根螺钉置入稳定性的重要因素是钉-骨接触面积及钉与密质骨接触面积占总面积的比例。增加密质骨与螺钉的接触面积,理论上可以增强螺钉的最大抗拔出力。前端离断,螺钉前段接触的主要是椎体的松质骨,后段接触的主要是富含密质骨成分的椎弓根和椎板。后端离断,螺钉前段接触的是椎体松质骨及富含密质骨的椎弓根,后段接触的是富含密质骨的部分椎弓根及椎板。行椎弓根后端进行离断,可以为前部增加一定长度的坚强椎弓根。因此可以认为椎弓根后端离断较前端离断椎弓根螺钉具有较大的最大抗拔出力。这些可能是椎弓根前端离断对脊柱的稳定性造成的影响大于从椎弓根后端离断的原因。有限元结果显示,离断组椎弓根螺钉Von Mises最大应力值只有40 MPa,而传统开放加压手术所采用的椎弓根螺钉-钉棒/钉板系统所产生的最大应力值达数百兆帕[25],可见单节段椎弓根螺钉固定对脊柱的应力改变影响并不是很大。另外,AP组与PP组的比较发现,不同的离断部位,主要影响旋转工况下的活动度,这可能与关节面的形态相关。有限元法的研究只是一种模拟,尸体标本实验及在体临床试验的情况尚不得知。就文献情况而言,目前仅报道了椎弓根前端离断延长的临床应用[21],椎弓根后端离断的解剖学可行性和临床适用性均需要进一步的研究证实。

综上所述,有限元模型分析结果表明椎弓根后端离断延长相对前端离断具有更好的稳定性,并且与前端离断相比,对邻近节段活动度的影响没有明显差异,

这为临床开展椎弓根离断延长椎管扩大成形术离断部位的选择提供了生物力学依据。

参考文献：

[1] Arnoldi C C, Brodsky A E, Cauchoix J, *et al*. Lumbar spinal stenosis and nerve root entrapment syndromes. Definition and classification[J]. Clin Orthop Relat Res, 1976(115): 4-5.

[2] Amundsen T, Weber H, Lilleas F, *et al*. Lumbar spinal stenosis. Clinical and radiologic features[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1995, 20(10): 1178-1186.

[3] Choi K C, Ryu K S, Lee S H, *et al*. Biomechanical comparison of anterior lumbar interbody fusion: stand-alone interbody cage versus interbody cage with pedicle screw fixation -- a finite element analysis[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2013, 14: 220.

[4] Wagnac E, Arnoux P J, Garo A, *et al*. Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions[J]. Med Biol Eng Comput, 2012, 50(9): 903-915.

[5] Schmidt H, Galbusera F, Rohlmann A, *et al*. Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: a finite element analysis[J]. Eur Spine J, 2012, 21(Suppl 5): S663-S674.

[6] Yamamoto I, Panjabi M M, Crisco T, *et al*. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1989, 14(11): 1256-1260.

[7] Liu C L, Zhong Z C, Hsu H W, *et al*. Effect of the cord pretension of the Dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis[J]. Eur Spine J, 2011, 20(11): 1850-1858.

[8] Weinstein J N, Tosteson T D, Lurie J D, *et al*. Surgical versus nonoperative treatment for lumbar spinal stenosis four-year results of the Spine Patient Outcomes Research Trial[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2010, 35(14): 1329-1338.

[9] Amundsen T, Weber H, Nordal H J, *et al*. Lumbar spinal stenosis: conservative or surgical management?: A prospective 10-year study[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2000, 25(11): 1424-1436.

[10] Fredman B, Arinzon Z, Zohar E, *et al*. Observations on the safety and efficacy of surgical decompression for lumbar spinal stenosis in geriatric patients[J]. Eur Spine J, 2002, 11(6): 571-574.

[11] Katz J N, Lipson S J, Brick G W, *et al*. Clinical correlates of patient satisfaction after laminectomy for degenerative lumbar spinal stenosis[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1995, 20(10): 1155-1160.

[12] Wan Z, Wang S, Kozanek M, *et al*. The effect of the X-Stop implantation on intervertebral foramen, segmental spinal canal length and disc space in elderly patients with lumbar spinal stenosis[J]. Eur Spine J, 2012, 21(3): 400-410.

[13] Hartmann F, Dietz S O, Hely H, *et al*. Biomechanical effect of different interspinous devices on lumbar spinal range of motion under preload conditions[J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2011, 131(7): 917-926.

[14] Burnett M G, Stein S C, Bartels R H. Cost-effectiveness of current treatment strategies for lumbar spinal stenosis: nonsurgical care, laminectomy, and X-STOP[J]. J Neurosurg Spine, 2010, 13(1): 39-46.

[15] Kabir S M, Gupta S R, Casey A T. Lumbar interspinous spacers: a systematic review of clinical and biomechanical evidence[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2010, 35(25): E1499-E1506.

[16] Bowers C, Amini A, Dailey A T, *et al*. Dynamic interspinous process stabilization: review of complications associated with the X-Stop device[J]. Neurosurg Focus, 2010, 28(6): E8.

[17] Reinhardt A, Hufnagel S. Longterm results of the interspinous spacer X-STOP[J]. Orthopade, 2010, 39(6): 573-579.

[18] 杨惠林，朱若夫，魏旺，等. 腰椎椎弓根延长椎管扩大成形术对椎管影响的解剖学研究[J]. 苏州大学学报:医学版, 2011, 31(1): 84-86.

[19] 杨惠林，魏旺，朱若夫，等. 椎弓根延长腰椎管扩大成形术对椎间孔影响的解剖学研究[J]. 苏州大学学报:医学版, 2010, 30(4): 755-756,785.

[20] Kiapour A, Anderson D G, Spenciner D B, *et al*. Kinematic effects of a pedicle-lengthening osteotomy for the treatment of lumbar spinal stenosis[J]. J Neurosurg Spine, 2012, 17(4): 314-320.

[21] Mlyavykh S, Ludwig S C, Mobasser J P, *et al*. Twelve-month results of a clinical pilot study utilizing pedicle-lengthening osteotomy for the treatment of lumbar spinal stenosis[J]. J Neurosurg Spine, 2013, 18(4): 347-355.

[22] Hansen-Algenstaedt N, Gessler R, Goepfert M, *et al*. Percutaneous three column osteotomy for kyphotic deformity correction in congenital kyphosis[J]. Eur Spine J, 2013, 22(9): 2139-2141.

[23] Ferguson R L, Allen B J Jr. A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures[J]. Clin Orthop Relat Res, 1984(189): 77-88.

[24] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1983, 8(8): 817-831.

[25] Rohlmann A, Burra N K, Zander T, *et al*. Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis[J]. Eur Spine J, 2007, 16(8): 1223-1231.

（收稿:2014-06-24;修回:2014-07-03）

（编辑 龙 亮）