

退变性脊柱侧凸不同方式长节段固定融合术后邻近节段生物力学变化的有限元分析

郑杰¹, 杨永宏¹, 张冬生¹, 楼肃亮¹, 廖胜辉²

(1 解放军第一一七医院骨一科 310013 杭州市; 2 中南大学信息科学与工程学院 410012 长沙市)

【摘要】目的:探讨退变性脊柱侧凸(degenerative scoliosis, DS)不同方式长节段固定融合术后脊柱活动度及固定邻近节段椎间盘和关节突软骨的应力变化。**方法:**基于 DS 患者 T12~S1 上段连续的 CT 扫描图像, 导入 E-feature Biomedical Modeler 软件, 从三维实体模型直接划分生成腰椎各节段的高质量体网格, 根据 DS 的病理特点赋予模型特定的材料属性, 将三维有限元模型导入 ANSYS 12.0 有限元分析软件, 对其去除 L4 棘突、全椎板、部分关节突, 行 L4/5 椎间融合后, 分别采用 L2~L4 椎板融合+L2~L5 8 枚椎弓根螺钉固定(方案一)、L1~L4 椎板融合+L1~L5 10 枚椎弓根螺钉固定(方案二)、L1~S1 椎板融合+L1~S1 12 枚椎弓根螺钉固定(方案三), 在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转六种工况下对术后模型进行加载, 计算和分析三种手术方案术后脊柱的活动度及固定邻近节段椎间盘和关节突软骨的应力变化, 并与术前 DS 模型进行比较。**结果:**三种手术方案固定融合后脊柱活动范围均减小, 方案三<方案二<方案一; 三种手术方案对固定邻近节段椎间盘应力均有影响, 前屈、旋转时三种方案均可使固定上位节段椎间盘的应力减少, 侧弯时三种方案均可使上位节段椎间盘的应力增加, 后伸时对上位椎间盘的应力减少明显; 前屈、侧弯及左旋转时方案一、二均可使下位节段椎间盘应力增加, 后伸、右旋转时方案一、二均可使下位节段椎间盘应力减少, 但三种方案对固定邻近上、下位节段椎间盘应力的影响差异不明显。方案三的固定相邻节段关节突软骨最大应力达到 532.98MPa, 方案二为 494.08MPa, 方案一为 63.27MPa, 即方案二、三固定相邻节段的关节突软骨容易出现较大的应力集中情况, 方案一影响较小。**结论:**治疗 DS 固定融合的节段越多, 对术后脊柱活动度及固定相邻节段椎间盘和关节突软骨的应力影响越大, 对于长节段固定融合术治疗 DS 时, 在能够解除症状、达到脊柱稳定的前提下应尽可能减少固定节段。

【关键词】退变性脊柱侧凸; 长节段固定; 邻近节段; 生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2011.09.14

中图分类号: R682.3, R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2011)-09-0769-05

Finite element analysis of biomechanical changes of adjacent segments of degenerative scoliosis treated with different operative methods of long-segment internal fixation and fusion/ZHENG Jie, YANG Yonghong, ZHANG Dongsheng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2011, 21(9):769-773

【Abstract】 Objective: To investigate the effect of different types of long-segment internal fixation and fusion on spine range of motion(ROM) and stress in disc as well as cartilage of facet joint of adjacent segment in patients with spine degenerative scoliosis (DS) by finite element analysis. **Method:** Based on the DS patients' CT images of the consecutive spine from T12 to superior segment of S1, the E-feature Biomedical Modeler was imported. The three dimensional solid model was divided into high quality body mesh, then the special material attributing to the model was assigned according to the pathological features of DS, and the three dimensional finite element model was introduced into ANSYS 12.0 analysis software. The spinous process and whole lamina of vertebra and partial facet process of L4 were removed, and interbody fusion at L4/5 was performed, after that, 3 procedures termed as: 1, L2-L4 laminar fusion plus L2-L4 instrumentation (8 pedicle screws); 2, L1-L4 laminar fusion plus L1-L5 instrumentation (10 pedicle screws); 3, L1-S1 laminar fusion plus L1-S1 instrumentation (12 pedicle screws). The model was loaded on flexion-extension, lateral bending and rotation. The spine ROM and stress in disc as well as cartilage of facet joint of adjacent segment were

第一作者简介: 女(1975-), 医学博士, 主治医师, 研究方向: 脊柱及关节外科

电话: (0571)87348641 E-mail: arrowrabbitjie@hotmail.com

measured, and all these data were compared with preoperative DS model. **Result:** The spine ROM of three procedures decreased in the order of 3<2<1. The stress in adjacent intervertebral disc was affected significantly. All three procedures had the stress in adjacent upper disc decreased on flexion and rotation, while had it increased on lateral bending; on extension the stress in the upper disc decreased obviously. The first and second procedure had the stress in adjacent lower disc increased on flexion, lateral bending and left rotation, while had it decreased on extension and right rotation. But no difference with respect to their effects on upper and lower discs was noted. The highest stress of cartilage in adjacent facet joint was 532.98MPa for procedure 3, and that for procedure 2 and 1 was 494.08MPa and 63.27MPa respectively. Higher stress focusing in facet joint was more common in procedure 2 and 3 than in procedure 1. **Conclusion:** The more segments fused, the more effect has on adjacent ROM and stress in disc and facet joint. For degenerative scoliosis, on the criteria of complete decompression and stability reconstruction, long-segment fusion should be avoided.

【Key words】 Degenerative scoliosis; Long-segment fusion; Internal fixation; Adjacent segment; Biomechanics

【Author's address】 No.1 Orthopaedics Department, the 117th Hospital of PLA, Hangzhou, 310013, China

随着社会人口老龄化的加剧, 脊柱退行性疾病患者逐渐增多, 退变性脊柱侧凸 (degenerative scoliosis, DS) 是其中常见病之一。目前对于 DS 的治疗仍无统一、固定的标准, 对其采用短节段还是长节段固定的治疗方法仍存在许多争议^[1-4]。本研究旨在建立 DS 三维有限元模型基础上, 探讨不同方式长节段固定融合术后脊柱活动度及椎间盘和关节突软骨的应力变化情况。

1 资料与方法

1.1 研究对象

选取 1 例在我院门诊就诊的女性 DS 患者, 55 岁, 主诉“腰痛伴间歇性跛行半年余”, 按照 DS 诊断标准^[5]确诊为 DS (图 1)。

1.2 有限元模型建立

通过 SOMATOM SENSATION 16 排螺旋 CT

机对患者 T12~S1 上段进行扫描, 层厚 0.75mm, 获取连续胸腰椎各层的二维 CT 图像共 383 张, 图像数据以 DICOM 格式刻录存盘, 导入 E-feature Biomedical Modeler 软件, 使用其中的自适应动态生物力学有限元网格划分器从三维实体模型直接划分生成腰椎各节段的高质量体网格, 网格的平均边长设置为 2mm, 形成的椎体和各种后部结构 (椎板、椎弓根、横突、棘突、关节突等) 完整, 生成的体网格单元的形状规则, 同时很好地保持了原三维实体模型的形状特征。椎间盘的终板采用 1mm 厚的壳单元对其进行模拟, 髓核被模拟为不可压缩的粘弹性液体, 胶原纤维由 8 层只承受张应力的索单元构建, 纤维在环状体中呈剪刀状方式走行, 并与椎间盘平面成平均 $\pm 30^\circ$ 的夹角, 胶原纤维体积占纤维环总体积的 19%, 各层纤维的横截面积自外向内逐渐减小。关节软骨层的表面接触选用面-面接触单元模拟, 接触单元的初始间距为 0.5mm, 摩擦系数设置为 0.1。前纵韧带、后纵韧带、棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、横突间韧带、小关节突的关节囊韧带均采用超弹性索单元模拟, 再根据 DS 的病理特点赋予模型特定的材料属性^[6,7], 最后用 Biomedical Modeler 系统中的 ANSYS 转换接口将腰椎全节段三维有限元模型导入 ANSYS 12.0 有限元分析软件, 其中线性的四面体、壳单元全部转换为非线性的二次 10 节点四面体和 6 节点壳单元, 以提高数值计算的精度。建立好的 DS 三维有限元模型包括 113682 个实体单元, 686 个缆单元, 33329 个壳单元, 4968 个目标单元, 4970 个接触单元, 总计 157635 个单元, 197374 个节点 (图 2)。模型包含几何非线性、



图 1 患者女性, 55 岁, 腰痛伴间歇性跛行半年余 a 正位 X 线片示侧凸包括 L1~L5, 冠状面 Cobb 角 10.8° b 侧位 X 线片示 L4 椎体向前滑移, 腰椎前凸角 24.4° c MRI 示 L4 椎体向前滑移, L4/5 椎间盘突出、椎管狭窄, L3/4 椎间盘突出, L1/2、L2/3、L5/S1 椎间盘退变

材料非线性、接触非线性三种结构非线性类型。

1.3 不同方式长节段固定融合术模型设计

按照“缓解症状、稳定脊柱、不以矫形为目的”的治疗原则来设计手术方案,每种手术方案均行 L4~5 椎管减压, L4 椎体提拉复位,同时结合临床手术经验,根据患者的影像学特点设计三种长节段固定融合术:(1)去除 L4 棘突、全椎板、部分关节突,行 L4/5 椎间融合、L2~L4 椎板融合+L2~L5 8 枚椎弓根螺钉固定(方案一,图 3a);(2)去除 L4 棘突、全椎板、部分关节突,行 L4/5 椎间融合、L1~L4 椎板融合+L1~L5 10 枚椎弓根螺钉固定(方案二,图 3b);(3)去除 L4 棘突、全椎板、部分关节突,行 L4/5 椎间融合、L1~S1 椎板融合+L1~S1 12 枚椎弓根螺钉固定(方案三,图 3c)。

1.4 模型的边界条件与加载

约束 S1 椎体和棘突底面上所有节点平移和转动共六个自由度,将各方向完全约束固定,在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转 6 种情况分别以节点载荷的形式分 10 个子步加载力矩载荷 10Nm, 导入 ANSYS 12.0 有限元分析软件,即可测试术前 DS 模型及不同方式长节段固定融合术后各组的脊柱活动度、椎间盘及关节突软骨的等效应力值。固定相邻节段活动度变化值与术前模型最大活动范围的比值采用固定相邻节段的的活动度变化值除以模型术前最大活动度,比如对方案一在 L2~L5 上进行椎弓根螺钉内固定,则用(L1 术后的活动度-L2 术后的活动度)除以该模型术前的腰椎最大活动度来计算。

2 结果

术前与三种手术方案模型各种工况下脊柱活

动度(T12~S1)见表 1。三种手术方案固定后在各种工况下的活动度均较术前减小,方案一、二、三的活动范围依次减小,即方案三<方案二<方案一,方案三活动度范围仅为术前活动度的 16%~24%。

三种手术方案固定相邻节段活动度变化值与模型最大活动范围的比值见表 2、3。方案三的固定上位相邻节段活动度变化值与模型术前最大活动度的比值除旋转外其他工况下均为最大,最高达到 56.4%,表明该方案固定后上位相邻节段的相对活动度较大,而方案一、二的比值相对来说则较小。

术前 DS 模型各节段及三种手术方案模型固定相邻节段椎间盘各种工况下的应力分布见表 4、5。方案一、二、三对固定相邻的上、下节段椎间盘应力均有所影响,前屈、旋转时三种方案均可使上位节段椎间盘的应力减少,侧弯时三种方案均可使上位节段椎间盘的应力增加,后伸时对上位椎间盘的应力影响减少明显;前屈、侧弯及左旋转时方案一、二均可使下位节段椎间盘应力增加,后伸、右旋转时方案一、二均可使下位节段椎间盘应力减少。三种方案对固定上、下相邻节段椎间盘应力的影响差异不明显。

三种手术方案模型各种工况下固定相邻节段关节突软骨的应力分布见表 6。旋转、后伸时对关节突软骨影响最大,其中方案三的固定相邻节段关节突软骨最大应力达到 532.98MPa,方案二为 94.08MPa,方案一为 63.27MPa,说明方案二、三固定邻近节段的关节突软骨(尤以相邻上位节段明显)容易出现较大的应力集中情况,而方案一则影响较小。

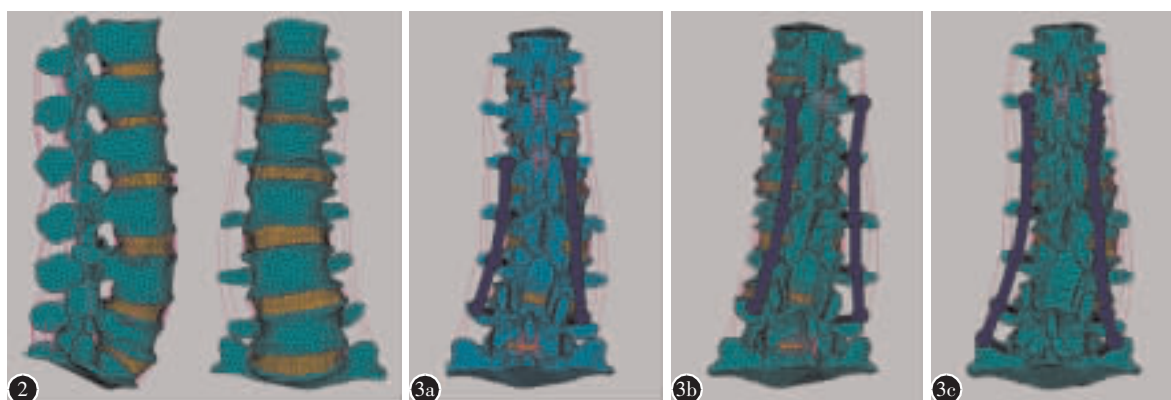


图 2 T12~S1 完整的 DS 三维有限元模型 图 3 a 方案一的有限元模型 b 方案二的有限元模型 c 方案三的有限元模型

3 讨论

3.1 有限元分析对 DS 生物力学研究的作用

因 DS 的特定发病人群(中老年人)及解剖特点(侧凸僵硬),只有少数学者^[8]认为 DS 的手术治疗应尽可能矫正畸形,恢复脊柱的正常序列;大多数学者^[5,9]则认为侧凸矫正不能作为主要目的,尤其不赞成冠状面的过度矫正,过度矫正可导致新的脊柱生物力学紊乱,内固定物因承受较大的应力易导致断裂,或神经根过度牵拉造成再度损伤,而对于矢状面即腰椎生理曲度的恢复,则认识基本一致。因此“彻底减压以缓解症状、固定融合以重建脊柱的稳定性、适度矫正或不矫正”已成为比较公认的 DS 手术治疗原则。然而对于固定融合节段选择等问题却存在较多争议^[1-4],且缺少生物力学研究。随着计算机技术的发展,有限元分析方

表 1 术前及三种手术方案固定后各种工况下 T12~S1 的活动活动度 (°)

	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
术前	35.49	28.6	28.29	26.93	27.14	32.12
方案一	20.69	13.26	14.30	13.42	15.10	16.56
方案二	18.20	11.27	11.57	10.51	11.66	12.92
方案三	7.91	6.45	6.23	6.26	6.80	7.12

表 2 三种手术方案固定上位相邻节段活动度变化值与术前模型最大活动范围的比值 (%)

	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
方案一	19.8	21.8	23.7	24.5	30.1	30.1
方案二	22.4	22.5	27.4	29.6	36.2	33.6
方案三	38.7	46.0	56.3	56.4	30.3	29.8

表 3 方案一、二固定下位相邻节段活动度变化值与术前模型最大活动范围的比值 (%)

	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
方案一	17.5	20.1	19.5	22.5	26.4	28.9
方案二	18.3	21.4	20.7	22.9	28.1	29.7

表 4 术前 DS 模型各种工况下椎间盘的应力分布 (MPa)

	T12/L1	L1/2	L2/3	L3/4	L4/5	L5/S1
前屈	3.42	3.06	2.12	2.15	1.98	3.13
后伸	6.71	6.41	5.47	7.58	4.95	6.42
左侧弯	4.01	4.76	2.81	3.48	3.76	5.48
右侧弯	3.57	4.13	3.06	3.43	3.48	4.67
左旋转	3.81	3.39	3.53	3.11	2.22	3.12
右旋转	3.87	4.41	2.94	2.97	2.00	4.27

法在脊柱生物力学研究方面应用越来越广泛,与传统的生物力学研究方法相比,它可以高度模拟物体的结构特点和材料属性,对表面和内部应力变化都能够进行测试;且不但可以进行静态的形态学研究,还可以进行其他方法无法实现的动态模拟过程。因 DS 的尸体标本研究受标本来源等限制,传统的生物力学方法几乎不能进行,故本研究选择了有限元分析方法对其进行研究,体现了有限元方法的优势。

3.2 长节段固定融合术治疗 DS 后脊柱活动度及固定邻近节段椎间盘、关节突软骨应力的变化

对于 DS 固定节段的选择目前争议的焦点之一是短节段固定还是长节段固定。持短节段固定观点的学者认为短节段固定不仅可以保留脊柱的活动度,还可以防止邻近节段的进一步退变;相反持长节段固定观点的学者^[10]则认为长节段固定融合可使脊柱稳定性更好,手术效果和脊柱功能维

表 5 三种方案各种工况下固定邻近节段椎间盘的应力分布 (MPa)

	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
方案一						
L1/2	2.98	6.69	5.31	4.52	3.23	4.17
L5/S1	3.26	6.02	5.47	4.86	3.25	3.99
方案二						
T12/L1	3.36	6.03	4.02	4.10	3.45	3.60
L5/S1	3.26	6.02	5.48	4.86	3.24	4.00
方案三						
T12/L1	3.36	6.00	4.02	4.10	3.46	3.59

表 6 三种方案各种工况下固定邻近节段关节突软骨的应力分布 (MPa)

	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
方案一						
L1/2 左	8.32	0	3.96	4.63	24.94	28.65
L1/2 右	6.14	0	7.73	4.2	63.27	35.13
L5/S1 左	16.39	40.31	12.80	17.44	24.43	14.98
L5/S1 右	16.64	33.52	11.90	12.81	4.04	24.79
方案二						
T12/L1 左	10.32	494.08	288.41	5.41	344.56	109.20
T12/L1 右	3.28	59.73	16.55	281.59	86.46	427.69
L5/S1 左	16.39	40.30	13.32	17.52	24.37	12.23
L5/S1 右	16.64	33.44	11.93	13.02	15.93	24.87
方案三						
T12/L1 左	10.32	532.98	288.29	5.50	347.97	106.26
T12/L1 右	3.27	58.30	16.34	282.15	90.78	432.05

持更长久。从本研究的结果来看,长节段固定融合术后脊柱的活动度较术前明显减小,而固定相邻节段活动度相对增大,这些变化随着固定节段的增多而更加明显,尤其是全节段固定的方案三,固定相邻节段活动度变化值与模型最大活动度的比值最大,表明该方案固定相邻节段的相对活动度过大。随着脊柱活动度变化而来的是椎间盘及关节突关节的应力变化。本研究结果提示固定相邻的上、下节段椎间盘应力均有改变。正常椎间盘的代谢依赖于间断性的压力负荷,且与压力负荷的频率和强度密切相关^[11],过高或过低的异常应力都可以导致椎间盘退变,因此固定相邻节段椎间盘应力增高或减小,都可以加重椎间盘的退变;另外通过对固定相邻节段关节突软骨的应力变化来看,方案二、三固定相邻节段的关节突软骨出现了较大的应力集中情况,相比之下方案一则影响较小。综合来看,方案三即侧凸全节段固定不适合 DS 的治疗,而方案一相对来说是较适合的手术方案。因此对多发于老年人群的 DS 来说,其治疗目的应以解除症状为主,同时为了重建脊柱的稳定性,维持手术效果,可给予侧凸长节段的固定融合术,但应在达到脊柱稳定的前提下适当减少固定节段,以减少创伤,同时避免长节段固定带来的负面影响。

4 参考文献

1. Kuklo TR. Principles for selecting fusion levels in adult spinal deformity with particular attention to lumbar curves and double major curves[J]. Spine, 2006, 31(19 Suppl): 132-138.
 2. Kwo BK, Elgafy H, Heyna O, et al. Progressive junctional kyphosis at the cauda end of lumbar instrumented fusion: etiology, predictors, and treatment[J]. Spine, 2006, 31(17): 1943-1951.
 3. Bridwell KH. Selection of instrumentation and fusion levels for scoliosis: where to start and where to stop [J]. Neurosurg Spine, 2004, 1(1): 1-8.
 4. 张发浸, 贺宝荣. 后路手术治疗退行性腰椎侧凸性椎管狭窄[J]. 当代医学, 2010, 16(2): 1-3.
 5. Aebi M. The adult scoliosis[J]. Eur Spine J, 2005, 18(14): 925-958.
 6. 王加谋, 陈超, 李前龙, 等. 退变椎间盘在骨质疏松椎体应力分布中作用的有限元方法研究[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2007, 15(7): 41-44.
 7. Wang X, Dumas GA. Evaluation of effects of selected factors on intervertebral fusion: a simulation study [J]. Med Eng Phys, 2005, 27(3): 197-207.
 8. Simmons ED. Surgical treatment of patients with lumbar spinal stenosis with associated scoliosis[J]. Clin Orthop, 2001, 384: 45-53.
 9. Dewald CJ, Stanley T. Instrumentation-related complication of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65: surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality[J]. Spine, 2006, 31(19 Suppl): 144-151.
 10. Shufflebarger H, Suk SI, Mardjetko S. Debate: determining the upper instrumented vertebra in the management of adult degenerative scoliosis stopping at T10 versus L1 [J]. Spine, 2006, 31(19 Suppl): 185-194.
 11. Itoh H, Asou Y, Hara Y, et al. Enhanced type X collagen expression in the extruded nucleus pulposus of the chondrocyte strophoid dog[J]. Vet Med Sci, 2008, 70(1): 37-42.
- (收稿日期: 2011-03-24 修回日期: 2011-07-27)
(英文编审 蒋欣/贾丹彤)
(本文编辑 卢庆霞)

消息

关于举办国家级继续教育项目《骨科基础与临床研究新技术学习班》的通知

宁波市第六医院定于 2011 年 10 月 20~23 日举办国家级继续医学教育项目《骨科基础与临床研究新技术学习班》[项目编号 2011-04-07 -282(国)], 在连续成功举办七届《骨科基础与临床研究新技术学习班》的基础上, 本届学习班进行了内容改革, 着重总结宁波市第六医院 10 年来骨科专家各自的临床经验和体会。届时将分脊柱、创伤、关节、小儿骨科分会场进行讨论和交流。会议同时将邀请国内外骨科领域的著名专家与会讲演, 瞄准当今骨科领域最新成果和技术, 将最先进的治疗手段和方法介绍给国内的从业人员, 从而造福于广大患者, 会议生动活泼, 实用性强。学习班以具有五年以上骨科临床基础的医师为主要对象, 鼓励学员携带疑难病例资料交流, 学习班结束后, 授予国家级 I 类学分 10 分。会务费 800 元(含资料费), 住宿费、交通费自理。同时, 本院常年招收进修医师。报名截止日期: 2011 年 10 月 10 日。联系方式: (1) 浙江省宁波市第六医院脊柱外科 马维虎主任; (2) 科教科 谢辉、魏素华(宁波市中山路 1059 号)。邮编: 315040。联系电话: 0574-87996165、13065662817。传真: 0574-87996165。