

微动椎弓根螺钉的生物力学仿真评测

刘 闯¹, 刘 齐², 颜云辉¹

(1. 东北大学 机械工程与自动化学院, 辽宁 沈阳 110819; 2. 中国医科大学附属盛京医院, 辽宁 沈阳 110819)

摘 要: 利用有限元法评估一种微动椎弓根螺钉的生物力学性能。基于人体脊柱 CT 图像数据建立腰椎 L3-L4 节段有限元模型,并在此基础上建立坚强固定(M1)、微动固定(M2)、混合固定(M3)3种内固定有限元模型,对有限元模型施加模拟生理载荷,计算内固定节段各项生物力学参数。仿真结果表明,微动椎弓根螺钉在屈伸方向增大了内固定节段的椎间活动度,其中前屈工况增大95%,后伸工况增大83%;改善了载荷在椎间的传递,增大终板正常生理性刺激应力4.25%~5.7%;降低了植入体上的应力集中效应,在前屈、后伸和侧弯工况下降低椎弓根螺钉应力9.2%~16.2%。

关键词: 腰椎;微动椎弓根螺钉;有限元;内固定;应力

中图分类号: TG 156 文献标志码: A 文章编号: 1005-3026(2019)07-0986-05

Biomechanical Simulation of the Micro-dynamic Pedicle Screw

LIU Chuang¹, LIU Qi², YAN Yun-hui¹

(1. School of Mechanical Engineering & Automation, Northeastern University, Shenyang 110819, China; 2. Shengjing Hospital of China Medical University, Shenyang 110819, China. Corresponding author: LIU Chuang, E-mail: l_c68@163.com)

Abstract: By using the finite element method, the biomechanical performance of the micro-dynamic pedicle screw was evaluated. A three-dimensional finite element model of lumbar segments L3-L4 was reconstructed based on CT images of human spine. And on this basis, three kinds of L3-L4 fixed models: rigid fixation (M1), micro-dynamic fixation (M2) and hybrid fixation (M3) were built to calculate the biomechanical parameters of surgical segments under the simulative physiological load. The simulation results showed that the micro-dynamic pedicle screw increases the range of motion (ROM) of the fixation segments in the direction of flexion and extension (95% in flexion and 83% in extension). The dynamic performance of the screw improves load transmitting between the lumbar motor units, and increases the normal physiological stimulation stress of the endplates by 4.25% ~ 5.7%. Besides, the micro-dynamic fixation reduces the stress concentration effect on the implants, and the reduction of the pedicle screw stress is 9.2% ~ 16.2% under flexion, extension and lateral bending conditions.

Key words: lumbar; micro-dynamic pedicle screw; finite element; internal fixation; stress

脊柱内固定技术是治疗脊柱类疾病的重要手段。传统的坚强固定过度限制了被固定节段的生理活动度,改变了正常脊柱功能单位的生物力学机制,引起邻近节段退变(ASD)、假关节形成、内固定失败等一系列术后并发症^[1-3]。文献报道采用传统的坚强固定进行腰椎融合术,ASD的发病率在0~36%之间^[4-5]。近年来,动态固定系统的

研发及改进成为脊柱外科临床和相关科研机构研究的热点,市场上相继出现一些相对成熟的动态固定装置,比如 Dynesys 系统, Coflex 系统, Peek 棒系统等,并有少量调查报告表明动态固定系统能够不同程度地减轻邻近节段的退变,但这些动态固定装置普遍存在的问题就是柔性不足,刚性有余^[6-9]。在各种形式的内固定装置中,椎弓根钉

棒系统技术成熟、临床效果显著,应用最为普遍. 东北大学生物材料团队联合盛京医院脊柱外科在对脊柱融合装置长期研究的基础上创新设计了一种微动椎弓根螺钉. 该螺钉的微动态机制限制了病变节段的过度运动,同时又保留了固定节段在屈伸方向的微小活动度,继而保持了固定节段与邻近节段之间的载荷传递,从理论上能够对腰椎融合术后并发症问题有所改善. 本文以临床金标准的坚强椎弓根螺钉作为对照,设计了三组仿真模型:L3 + L4 坚强椎弓根螺钉,即坚强固定(M1);L3 + L4 微动椎弓根螺钉,即微动固定(M2);L3 微动椎弓根螺钉 + L4 坚强椎弓根螺钉(M3). 对微动椎弓根螺钉进行系统的生物力学仿真评测,验证微动椎弓根螺钉的生物力学效果,为其临床应用提供理论支持.

1 腰椎内固定有限元模型的建立

1.1 正常腰椎有限元模型的建立

利用中国医科大学附属盛京医院提供的一名健康志愿者(男,年龄 25 岁,体重 70 kg,身高 175 cm)的全脊椎 CT 图像数据,经过医学图像三维可视化处理及 CAD 技术完成腰椎 L3 - L4 节段解剖真实几何模型的建立,然后借助 CAE 软件完成腰椎力学模型的建立并进行有效性验证,建模流程如图 1 所示.

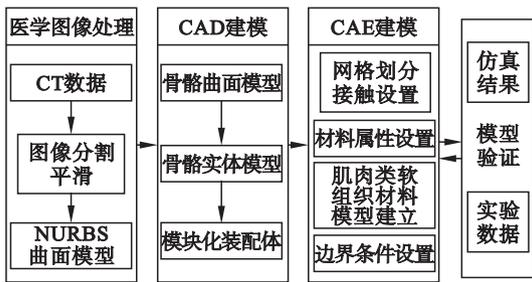


图 1 人体腰椎力学建模流程图

Fig. 1 Mechanic modeling flow chart for lumbar spine

建立的正常腰椎有限元模型(图 2)包括 L3, L4 椎体,上、下终板(厚度 0.5 mm),椎间盘以及前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘上韧带、棘间韧带和横突间韧带等 6 条主要韧带^[10]. 椎骨分为皮质骨(厚度 1 mm)、松质骨和后部结构三部分. 椎间盘分为纤维环和髓核两部分. 椎体、终板和椎间盘采用三维 4 节点四面体单元(C3D4)和三维 6 节点棱柱单元(C3D6),韧带采用只承受拉力的 2 节点 truss 单元(T3D2)模拟,整个模型包括 14 956 个节点和 56 509 个不同类型的单元. 椎体、

终板和椎间盘之间均为绑定接触,小关节突之间为非线性摩擦接触,摩擦系数设为 0.02. 所有材料均简化为各向同性材料,用弹性模量和泊松比两个参数描述^[11]. 各部分材料参数见表 1^[12-13].

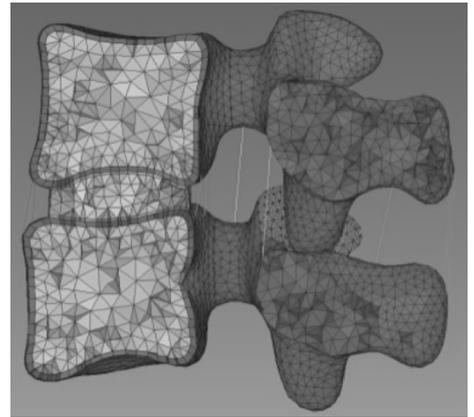


图 2 L3 - L4 有限元模型

Fig. 2 Finite element model of L3-L4

表 1 腰椎有限元模型主要材料参数
Table 1 Main material parameters of lumbar finite element model

材料名称	弹性模量	泊松比	截面积
	MPa		mm ²
皮质骨	12 000	0.3	—
松质骨	100	0.2	—
后部结构	3 500	0.29	—
纤维环	450	0.3	—
髓核	1	0.499	—
前纵韧带	7.8($\epsilon < 0.12$)	0.45	67.3
	20($\epsilon > 0.12$)		
后纵韧带	10($\epsilon < 0.11$)	0.45	20
	20($\epsilon > 0.11$)		
黄韧带	15($\epsilon < 0.062$)	0.45	40
	19.5($\epsilon > 0.062$)		
棘上韧带	8($\epsilon < 0.20$)	0.45	30
	15($\epsilon > 0.20$)		
棘间韧带	10($\epsilon < 0.14$)	0.45	40
	11.6($\epsilon > 0.14$)		
横突间韧带	10($\epsilon < 0.18$)	0.45	18
	58.7($\epsilon > 0.18$)		
钛合金	11 000	0.33	—

1.2 内固定腰椎有限元模型的建立

本文通过改变腰椎间盘纤维环和髓核材料属性的方法建立 L3 - L4 节段退变腰椎模型^[12]. 在此基础上建立 3 种内固定模型:坚强固定(M1),微动固定(M2),混合固定(M3). 保持 M1, M2 和 M3 入钉点和入钉角度完全一致. 微动椎弓根螺钉的钉体与钉座在球窝连接处进行铆接,形成铰链结构,使钉体可绕 X 轴进行旋转,旋转角度范

围由钉座开口端的大小控制,如图 3 所示.当连接棒放进钉座的 U 型槽内,拧入顶丝使钉座与连接棒成为一体,而钉体可随着腰椎节段的屈伸运动相对连接棒发生限定范围的活动,保留腰椎运动单元一定活动度的功能.

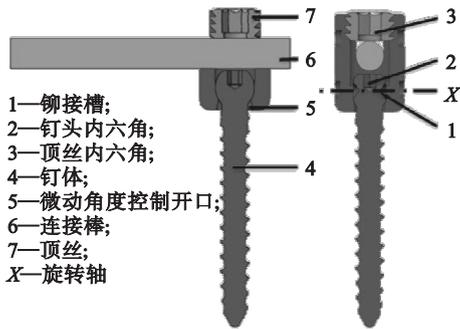


图 3 微动椎弓根螺钉设计

Fig. 3 Design of the micro-dynamic pedicle screw

本文对螺纹和钉座附属结构作了简化以提高有限元计算精度.螺钉没入骨质部分设置嵌入,螺钉与连接棒设置绑定接触,微动螺钉的球头钉与钉座设置摩擦接触,摩擦系数为 0.02.对 L4 椎体底面所有节点完全约束,在 L3 椎体顶面选择一个控制点,设置该控制点与 L3 顶面所有节点耦合约束,对该控制点沿 X 轴、-X 轴、Y 轴、Z 轴方向施加大小为 10 N·m 的弯矩. L3 - L4 内固定融合有限元模型见图 4.

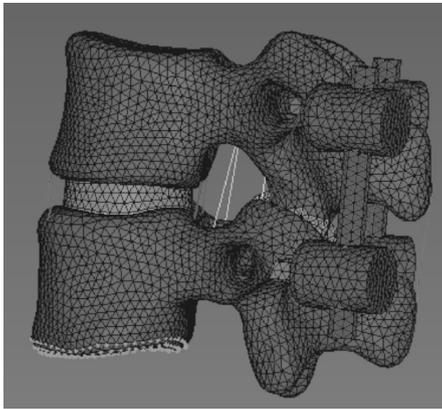


图 4 L3 - L4 内固定融合有限元模型

Fig. 4 Finite element model of L3-L4 fusion

2 仿真结果对比

2.1 L3 - L4 节段椎间活动度 (ROM) 对比

以健康未植入模型作为对照,图 5 显示出三种内固定模型在前屈、后伸、侧弯和扭转四种工况下均显著降低了固定节段 ROM 值.相比 M1, M2 在前屈和后伸工况 ROM 值分别增加 95% 和 83%, M3 分别增加 60% 和 55%. 在侧弯和扭转

工况,三种固定模型的 ROM 值几乎相同.

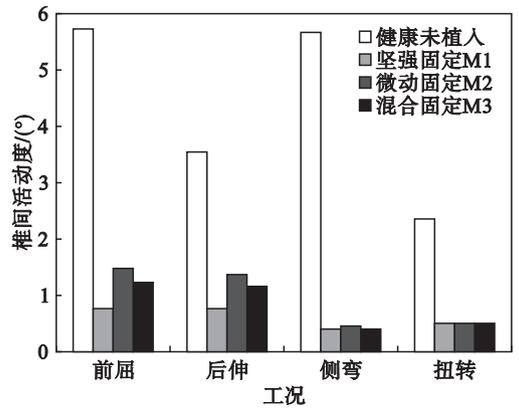


图 5 仿真模型椎间活动度对比

Fig. 5 Comparison of ROM of simulation models

2.2 终板最大压应力对比

图 6 比较了坚强固定、正常腰椎和微动固定在模拟生理载荷下的终板压应力峰值.相比正常腰椎,坚强固定和微动固定在四种工况下终板应力峰值降低的比例分别为前屈 11.9% 和 6.2%, 后伸 5% 和 0.75%, 侧弯 10% 和 5.6%, 扭转 15.6% 和 10.8% .

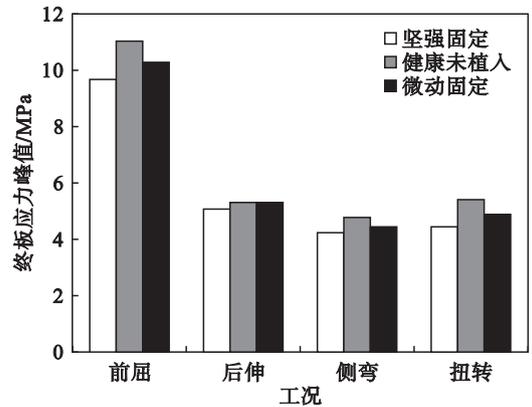


图 6 不同工况下终板应力峰值对比

Fig. 6 Comparison of peak stress of endplates under different loading conditions

2.3 植入体应力峰值对比

图 7 显示了坚强固定和微动固定在四种工况下螺钉的应力峰值.相比坚强固定,微动固定组螺钉的最大 Von Mises 应力值在前屈和后伸工况降低了 16% 左右,在侧弯工况降低了 9.2%,但是在扭转工况增加了 22.2% .

3 讨 论

屈伸是人体腰椎频率最高的生理运动,采用坚强内固定在重建腰椎稳定的同时完全限制了固定节段在屈伸、侧弯和扭转各方向的生理活动,这

种完全约束使腰椎僵化,降低了术者的生活质量. 本文设计的微动椎弓根螺钉实现了有选择性地释放腰椎在四种生理工况中最频繁的屈伸活动度,可以最大限度地减轻患者术后由于腰椎僵化带来的不适感,提升生活质量,最小限度地降低固定节段稳定性,保证手术疗效. 侧弯和扭转运动在恢复脊柱稳定性过程中会产生负面力学效果,故微动椎弓根螺钉在侧弯和扭转方向是完全限制的. 处于保守设计的目的,ROM 的增量相对较小,在前屈工况增加了 0.74° ,在后伸方向增加了 0.63° . 对于进行内固定融合的腰椎节段,微小的活动度也将改变融合节段的力学环境.

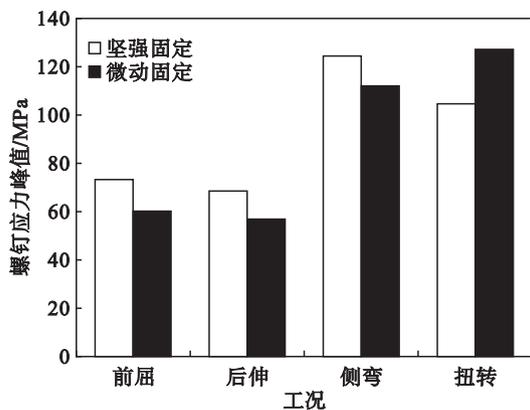


图 7 不同工况下螺钉应力峰值对比

Fig. 7 Comparison of peak stress of the pedicle screw under different loading conditions

文中正常腰椎终板的应力峰值在前屈和后伸工况下分别为 11 MPa 和 5.33 MPa,这与 Goto 等^[14]对相同节段腰椎进行的仿真研究结果非常接近,前屈 9.43 MPa,后伸 4.70 MPa. 从分析结果可以得出微动固定在生理工况下终板的应力值比坚强固定更接近正常腰椎. Shirado 等^[15]通过对尸体标本进行的实验生物力学研究发现发生严重退变的腰椎间盘终板应力较低. 多年的临床结果也证实不同程度的腰椎退变是坚强固定术后远期并发症之一. 这些事实说明微动椎弓根螺钉系统能改善固定节段间的载荷传递,增大终板应力,减缓腰椎间盘的退变.

腰椎在整个脊柱中承载最大. 植入系统在体内起固定支撑作用,长期承受来源于自身和外加的各种工况的复杂载荷,一旦发生椎弓根螺钉折断,就会给二次手术增加很大难度. 植入体在生理载荷下长期所处的应力水平与疲劳寿命密切相关,不同结构的内固定系统,必然会引起内固定模型各组件之间不同的载荷分配与传递. 相比坚强固定,微动固定在屈伸和侧弯工况均降低了椎弓

根螺钉的应力峰值,但是扭转工况使应力峰值增大 22.2%,故在临床使用中建议术后患者避免进行腰椎扭转运动.

本文的微动椎弓根螺钉是根据脊柱运动生物力学理论,在传统坚强椎弓根螺钉的基础上进行的改良设计. 球头钉和钉座在指定方向的微动旋转理论上为无阻尼,实际上会产生一定的滑动摩擦,存在两个需要继续深入研究的问题:设置一定的阻尼能否进一步改善融合器的力学性能;球头和钉座接触面之间的微动摩擦是否会对融合带来其他负面效果. 本文所有材料都假设为均质各向同性弹性体,这与真实人体是有差别的,特别是韧带和纤维环等软组织是由纤维和基质构成,材料结构表现为各向异性纤维增强复合材料,用各向同性弹性材料代替对融合节段的生物力学参数计算都会产生影响,构建精确的生物材料力学模型也是今后要深入的工作.

4 结 论

- 1) 微动椎弓根螺钉能够保证腰椎的稳定性要求,并在屈伸方向提供了一定的运动保留功能.
- 2) 微动椎弓根螺钉改善了椎间载荷的传递和分配,增大了终板的生理性载荷,降低了椎弓根螺钉的应力峰值.

参考文献:

- [1] Coe J D, Arlet V, Donaldson W, et al. Complications in spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis in the new millennium [J]. *Spine*, 2006, 31 (3): 345 - 349.
- [2] Hilibrand A S, Robbins M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? [J]. *Spine Journal*, 2004, 4 (6): 190 - 194.
- [3] Martin B I, Mirza S K, Comstock B A, et al. Reoperation rates following lumbar spine surgery and the influence of spinal fusion procedures [J]. *Spine*, 2007, 32 (3): 382 - 387.
- [4] McCullough B J, Johnson G R, Martin B I, et al. Lumbar MR imaging and reporting epidemiology: do epidemiologic data in reports affect clinical management? [J]. *Radiology*, 2012, 262 (3): 941 - 946.
- [5] Sasso R C, Best N M, Mummaneni P V, et al. Analysis of operative complications in a series of 471 anterior lumbar interbody fusion procedures [J]. *Spine*, 2005, 30 (6): 670 - 674.
- [6] Kanayama M, Togawa D, Hashimoto T, et al. Motion-preserving surgery can prevent early breakdown of adjacent segments: comparison of posterior dynamic stabilization with spinal fusion [J]. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 2009, 22 (7): 463 - 467.
- [7] Vadapalli S, Sairyo K, Goel V K, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion—a finite element study [J]. *Spine*, 2006, 31 (26): 992 - 998.
- [8] Grob D, Benini A, Junge A, et al. Clinical experience with the

