

基础研究

L5 新型自稳定人工椎体生物力学性能的有限元分析

刘俭涛¹, 杨 寅², 高延征³, 高正超⁴, 修金涛¹, 王宏博³, 王彦彪³

(1 西安交通大学第一附属医院骨科 710061 西安市; 2 西安市中心医院骨科 710003 西安市;

3 河南省人民医院脊柱脊髓外科 450003 郑州市; 4 陕西省人民医院骨科 710068 西安市)

【摘要】目的:采用有限元分析评估 L5 椎体次全切术后置入新型自稳定人工椎体的力学性能以及对周围组织的影响,为腰骶段脊柱结核等疾病的治疗提供新的选择。**方法:**提取 1 名健康志愿者腰骶段 CT 薄层扫描数据进行三维重建,构建腰骶段(L3-S1)脊柱生理组有限元模型并进行有效性验证。将 L5 椎体及邻近椎间盘切除后,分别置入新型自稳定人工椎体和钛笼联合侧前方钉棒固定,构建新型假体组和钛笼组有限元模型。对所有模型的 S1 椎体下表面进行全部自由度约束,在 L3 椎体上表面给予 400N 的轴向载荷模拟生理压缩,然后再在 L3 椎体上表面施加 8Nm 的弯矩载荷,模拟腰椎前屈、背伸、左右侧弯及左右扭转六种运动,统计分析在不同运动方向上三组模型 L4~S1 的活动度及 L4 下终板和 S1 上终板的最大 Von Mises 应力。**结果:**新型假体组和钛笼组 L4~S1 在前屈、背伸、侧弯、扭转方向上的活动度分别为 0.38°~0.56°与 0.53°~1.41°,较生理组(4.48°~10.12°)同部位活动度明显减小。新型假体组和钛笼组 L4 下终板与 S1 上终板在前屈、背伸、左右侧弯、左右扭转方向上的最大 Von Mises 应力较生理组均明显增大,新型假体组在上述方向上终板的最大 Von Mises 应力较钛笼组明显减小。**结论:**自稳定人工椎体可以较好地重建手术部位的即刻稳定性,有效降低手术部位邻近终板的局部应力,理论上可以降低术后假体的下沉率,但其长期稳定性、抗疲劳性等力学性能尚需进一步研究。

【关键词】人工椎体;钛笼;腰骶段;有限元分析;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2021.07.09

中图分类号:R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2021)-07-0640-08

Analysis of biomechanical properties of a new type of self-stabilizing artificial vertebral body L5 spine by finite element/LIU Jiantao, YANG Yin, GAO Yanzheng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2021, 31(7): 640-647

【Abstract】 Objectives: To evaluate the mechanical properties of the new self stabilizing artificial vertebral body after L5 subtotal corpectomy and its influence on the surrounding tissues used finite element analysis, so as to provide a new choice for the treatment of lumbosacral spinal tuberculosis and other diseases. **Methods:** The CT thin-slice scan data of lumbosacral segment of a healthy volunteer were extracted and 3D reconstruction was performed to construct the finite element analysis model of lumbosacral segment (L3-S1) intact group and verify its validity. After the L5 vertebral body and adjacent discectomy, the new artificial vertebral body and the titanium cage combined with the anterior titanium rod were placed respectively, and then the finite element analysis models of the new prosthesis group and the titanium cage group were constructed. For the inferior surface of S1 vertebral bodies of all models of all degrees of freedom, 400N axial loads of simulated physiological compression were applied on the superior surface of L3 vertebral body, and then 8Nm bending loads were applied were also applied on the superior surface of L3 vertebral body surface to simulate the six movements of flexion, extension, left/right lateral bending, and left/right rotation of lumbar spine. The ROM of L4-S1 and the maximum von Mises stress of adjacent end plate were analyzed statistically. **Results:** The ranges of motion in the flexion, extension, lateral flexion and rotation of the new prosthesis group and

基金项目:西安交通大学第一附属医院科技发展基金项目(2020QN-36);陕西省重点研发计划项目(2020SF-197)

第一作者简介:男(1989-),主治医师,医学博士,研究方向:脊柱新型内置物的研制及相关基础研究

电话:(029)85323338 E-mail:liujiantao2010xjtu@163.com

the titanium cage group were 0.38° – 0.56° and 0.53° – 1.41° , respectively, which were significantly lower than those in the intact group (4.48° – 10.12°). The maximum von Mises stress of the endplate at the operation site (lower endplate of L4 and upper endplate of S1) of the new prosthesis group and the titanium cage group were significantly increased in the flexion, extension, lateral bending and rotation directions, but the maximum von Mises stress of the new prosthesis group was significantly decreased compared with the titanium cage group in the above directions. **Conclusions:** The self-stabilizing artificial vertebral body can not only reconstruct the immediate stability of the surgical site, but also effectively reduce the local stress on the endplate of the surgical site, and to some extent reduce the postoperative subsidence rate of the prosthesis. However, the mechanical properties of the new prosthesis, such as long-term stability and fatigue resistance, need to be further studied.

【Key words】 Artificial vertebral body; Titanium cage; Finite element analysis; Spine; Biomechanics

【Author's address】 Department of Orthopaedics, the First Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an, 710061, China

腰骶段脊柱结核等疾病可导致脊柱畸形、下肢瘫痪、疼痛等^[1-3],保守治疗无效或引起脊柱不稳、神经损伤时需要手术治疗^[4,5]。手术目的是进行病灶清除、实现神经减压以及重建手术部位的稳定性^[6]。目前临床上针对其治疗有多种术式^[7-10]。后路脊髓减压联合钉棒固定可取得较满意的疗效,在临床上获得了较广泛的应用。然而,腰骶段脊柱结核等疾病常引起前方椎体及椎间盘的损坏,单纯通过后入路进行手术治疗常存在病灶清除不彻底、神经损害、术后粘连等弊端。为了解决上述不足,有学者提出了前后联合入路的治疗方案,即通过前方入路对责任病灶进行彻底清除,然后再通过后入路运用钉棒对手术区域的脊柱进行融合固定,可以较好地弥补单纯后入路手术在治疗腰骶段结核等疾病的不足,但是也存在手术创伤大、花费高、患者恢复周期长等缺陷。鉴于此,我们提出了一期侧前路病灶清除后钛笼植骨融合联合侧方双钉棒固定治疗腰骶段脊柱疾病的理念,并通过该术式治疗了 8 例腰骶段脊柱结核的患者,临床随访发现均获得了较好的临床疗效^[11];并通过尸体标本体外力学测试证实了前路钛笼联合侧前方双钉棒固定可以较好地重建手术部位的即刻稳定性^[12]。然而在长期随访中我们发现部分钛笼存在一定的下沉,可能是钛笼端面与邻近终板接触面积较小,应力过大引起的。为了更好地重建手术部位的稳定性,我们根据腰骶段脊柱解剖特点以及单纯前方手术入路的操作流程,研制了一种适用于 L5 椎体次全切除术后重建腰骶稳定性的新型自稳定人工椎体,目前该新型假体已经申报国家发明专利(申请号:CN201910149414.3)。

本研究采用有限元分析的方法对比该新型自稳定人工椎体与传统钛笼联合钉棒固定在重建手术部位稳定性及对周围组织应力的影响,评估该新型假体的生物力学性能,为其临床应用提供参考。

1 材料与方法

1.1 新型人工椎体的结构及特点

根据腰骶段脊柱解剖特点^[13]以及单纯前方手术入路的操作流程,采用计算机辅助软件 Solidworks2013(美国 Solidworks 公司)研制了一种新型自稳定人工椎体。该新型假体包括上椎体部件、下椎体部件及螺钉三部分(图 1)。上椎体部件由底板、侧板与外圆柱壳构成;下椎体部件由梯形基台、防滑板及内圆柱壳构成。整个假体与骨面接触处有羟基磷灰石涂层,圆柱壳内部可以植骨。该新型假体理论上可以替代结核、肿瘤等疾病引起破坏的 L5 椎体及邻近椎间盘,重建手术部位的生理曲度及稳定性。

1.2 生理组有限元模型建立

提取 1 名健康成年男性志愿者(年龄 31 岁,身高 176cm,体重 75kg)的腰骶段 CT 薄层扫描数据,采用 Mimics16.0(比利时 Materialise 公司)对 L3~S1 进行三维重建,将重建后的模型导入 Geomagic Studio12(美国 Raindrop 公司)进行钉状物删除等光滑处理。将优化处理后的模型导入 3-Matic 软件进行椎体皮质骨、松质骨、椎间盘及韧带模型的构建(图 2)。皮质骨和软骨终板厚度为 1mm。椎间盘分为髓核和纤维环,髓核占椎间盘体积的 30%~40%,为线性弹性流体单元;纤维环由基底物质和纤维组成,7 层纤维呈 30° 交叉嵌

入到基质中,纤维的弹性强度从最内层(360MPa)到最外层(550MPa)呈比例增加。前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节突韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突间韧带被重建。使用 Hypermesh(美国 Altair 公司)软件对重建后的模型进行网格划分,使用

Abaqus(法国 SIMULIA 公司)软件进行材料属性定义(表 1)以及模型装配,构建生理组有限元模型(图 3a)。对构建好的生理组有限元模型在 L3 椎体上表面施加 8Nm 的弯矩载荷,使其进行前屈、背伸、左右侧弯以及左右扭转运动,测量各椎

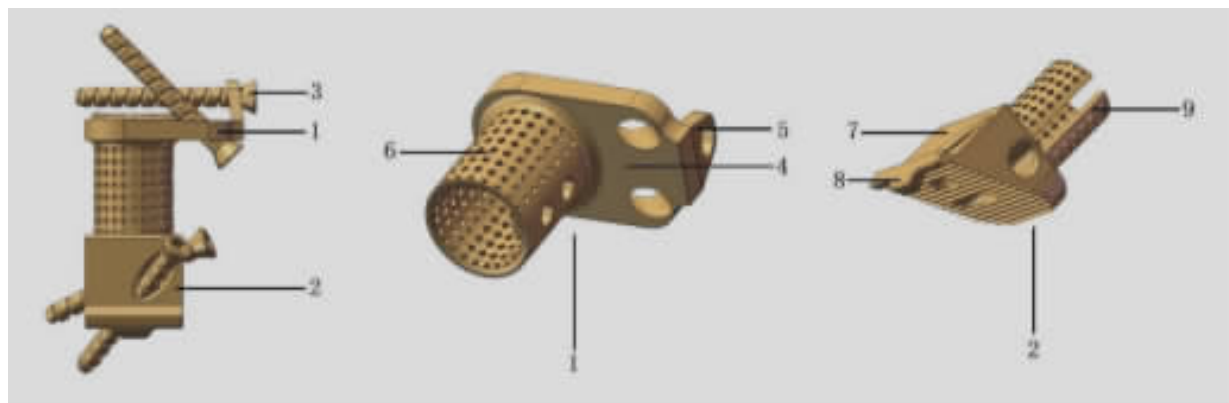


图 1 新型自稳性人工椎体三维模型图(1 为上椎体部件,2 为下椎体部件,3 为螺钉,4 为底板,5 为侧板,6 为外圆柱壳,7 为梯形基台,8 为防滑板,9 为内圆柱壳)

Figure 1 3D model of the new self-stabilizing artificial vertebral body (1-the upper vertebral body component, 2-the lower vertebral body component, 3-the screw, 4-the bottom plate, 5-the side plate, 6-the outer cylindrical shell, 7-the trapezoidal base platform, 8-the anti-skid plate, 9-the inner cylindrical shell)

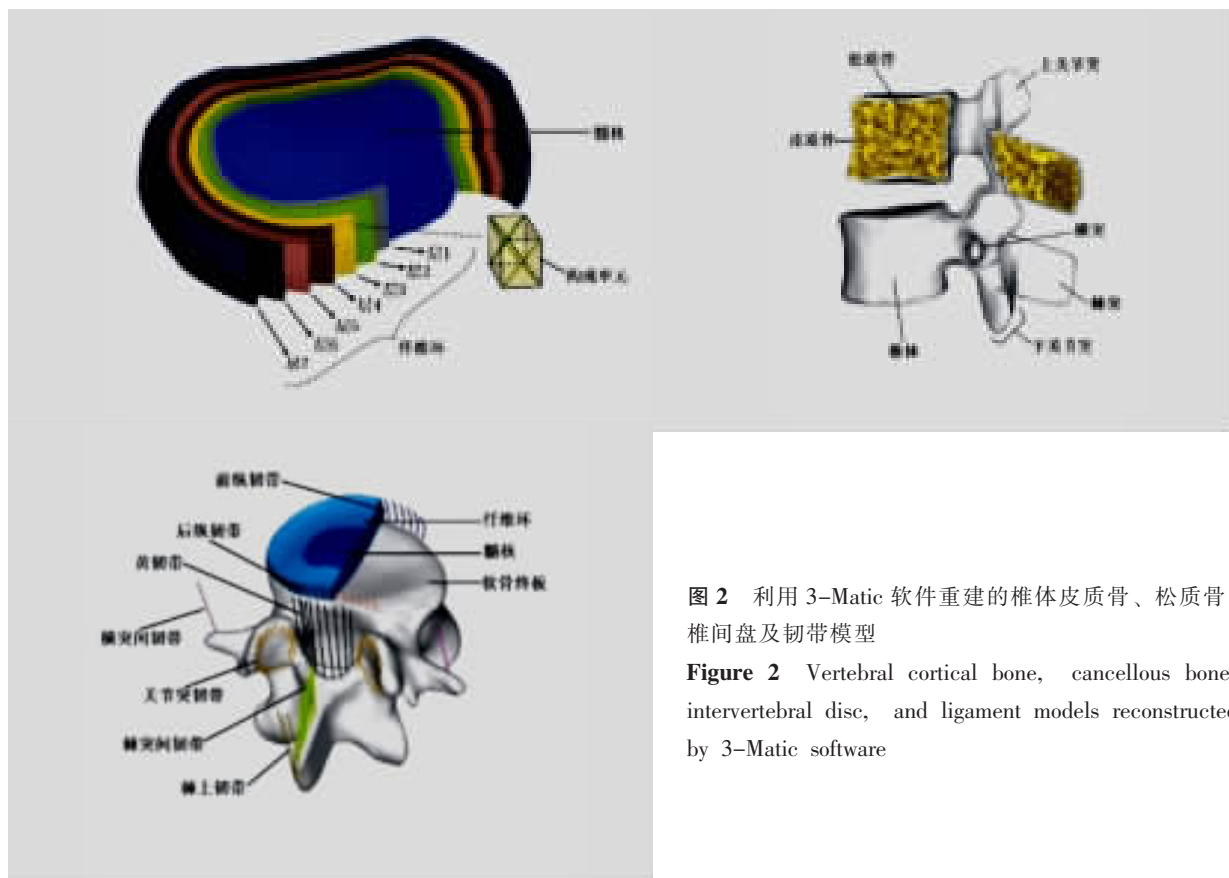


图 2 利用 3-Matic 软件重建的椎体皮质骨、松质骨、椎间盘及韧带模型

Figure 2 Vertebral cortical bone, cancellous bone, intervertebral disc, and ligament models reconstructed by 3-Matic software

间隙在上述方向上的活动度,并与之前文献报道结果对比,进行模型有效性验证。

1.3 实验组有限元模型建立

将 L5 椎体与邻近的椎间盘 (L4/5 与 L5/S1) 以及前纵韧带、后纵韧带结构切除,保留后方骨性结构及韧带,将简化后的新型假体模型和钛笼、钛棒模型导入手术部位,采用布尔运算使假体端面与邻近椎体终板紧密贴合,分别构建新型假体组 (图 3b) 和钛笼组 (图 3c) 有限元分析模型。

1.4 有限元分析

在 Abaqus 软件中对各接触部位进行接触状态设置 (表 2)。对所有模型的 S1 椎体下表面进行全部自由度约束,在 L3 椎体上表面给予 400N 的轴向载荷模拟生理压缩,然后再在 L3 椎体上表面施加 8Nm 的弯矩载荷,进而模拟腰椎前屈、背

伸、左右侧弯及左右扭转六种运动。统计三组模型在上述六种运动方向上 L4~S1 的活动度以及邻近终板的最大 Von Mises 应力。因有限元分析仅采用单个健康成人的 CT 数据进行建模,每个模型只构建 1 个,因此结果仅进行大小对比。

2 结果

2.1 模型有效性验证

生理组有限元模型在 8Nm 载荷下 L3~S1 各椎间隙在前屈、背伸、侧弯、扭转方向上的活动度见表 3,与前期相关研究结果^[14,17,19,20]对比,证实本实验构建的有限元模型有效。

2.2 活动度

三组模型 L4~S1 的各运动方向的活动度见表 4。新型假体组和钛笼组在前屈、背伸、侧弯、扭转方向上的活动度较生理组明显减小,新型假体组和钛笼组比较差距不大。

2.3 终板应力

三组模型 L4 下终板与 S1 上终板的最大 Von Mises 应力见表 5。新型假体组和钛笼组手术部位终板 (L4 下终板与 S1 上终板) 在前屈、背伸、左右侧弯、左右扭转方向上的最大 Von Mises 应力较生理组相同部位均明显增大,而新型假体组在上述方向上终板的最大 Von Mises 应力较钛笼组明显减小。新型假体组和钛笼组 L4 下终板与 S1 上终板在左侧弯方向上的最大 Von Mises 应力明显小于在右侧弯方向上的最大应力。L4 下终板的应力云图见图 6。

3 讨论

腰骶段脊柱结核等疾病常引起 L5 椎体及邻近椎间盘的破坏,导致相应节段神经受压。通过手术进行病灶清除、神经减压以及稳定性重建是目前的治疗方案^[9]。然而,由于腰骶段解剖结构复杂^[21],尽管目前有多种术式用于该部位疾病的治疗,但各有利弊,尚缺乏统一的治疗方法。我们近年来一直从事腰骶段脊柱疾病的治疗,创新性采用一期侧前方入路病灶清除后钛笼植骨融合联合双钉棒固定治疗腰骶段脊柱结核并取得了较满意的临床疗效^[11]。然而钛笼置入后存在下沉、移位等并发症。为了解决上述难题,我们根据腰骶段脊柱解剖特点,研制了一种可以替代 L5 椎体及邻近椎间盘的新型自稳定人工椎体。本研究采用有

表 1 生物材料属性

Table 1 Properties of biomaterials

	弹性模量 E (MPa) Young Modulus	泊松比 Poisson ratio	横截面积 A(mm ²) cross-sectional area
骨质 ^[14] Bone			
椎体皮质骨 Cortical shell	12000	0.3	—
椎体松质骨 Cancellous bone	100	0.2	—
软骨终板 Cartilage endplate	24	0.4	—
椎间盘 Disc			
髓核 ^[15] Nucleus pulposus	1	0.49	—
纤维环基质 ^[16] Annulus ground substance	Mooney-Rivlin Hyperelastic C10=0.18, C01=0.045		
胶原纤维 ^[14] Annulus fibers	360~550		0.036~0.212
韧带 ^[17] Ligament			
前纵韧带 Anterior longitudinal	7.8(<12%), 20(>12%)		6.37
后纵韧带 Posterior longitudinal	10(<11%), 20(>11%)		2
黄韧带 Ligamentum flavum	15(<6.2%), 19.5(>6.2%)		4
关节囊韧带 Capsular ligament	7.5(<25%), 32.9(>25%)		5.5
棘间韧带 ^[17] Interspinous ligament	10(<20%), 11.6(>20%)		4
横突间韧带 Intertransverse ligament	10(<18%), 58.7(>18%)		1
棘上韧带 Supraspinous ligament	8(<20%), 15(>20%)		10
钛笼、钛棒、新型假体 ^[18] Titanium cage, titanium rod, new prosthesis	110000	0.28	—

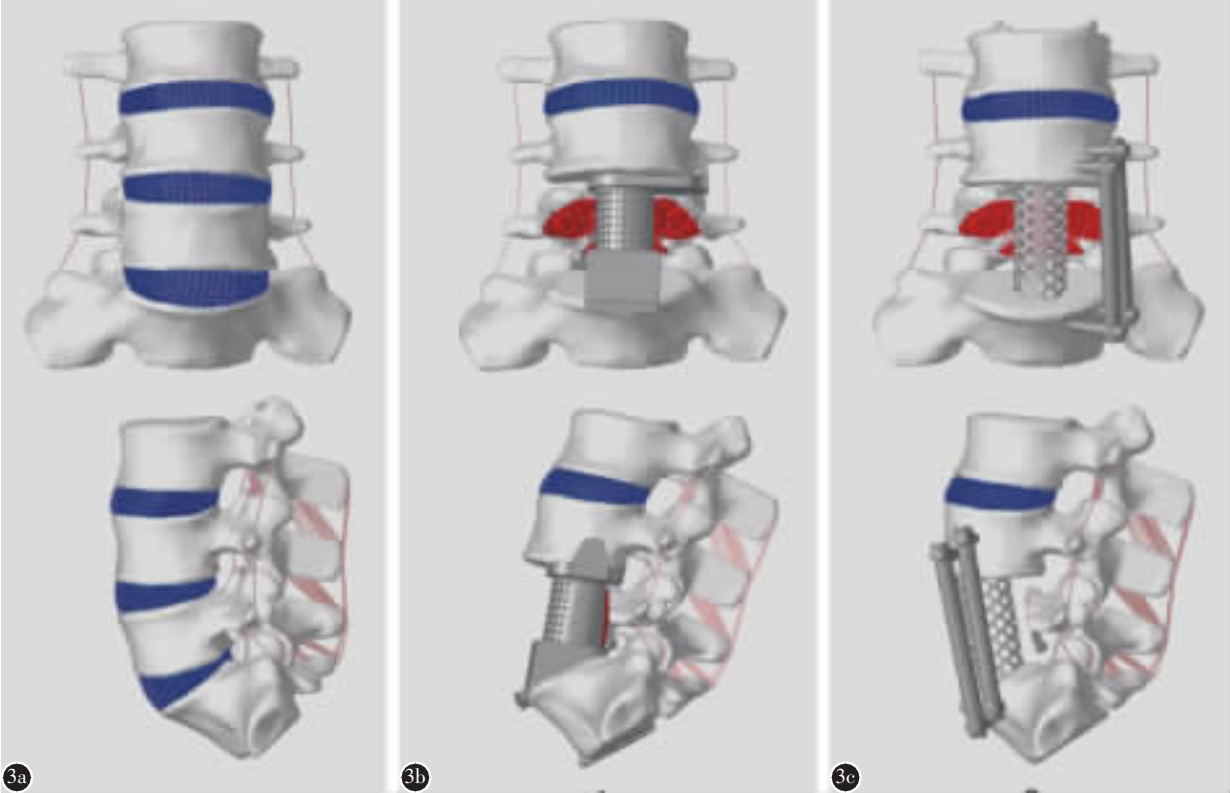


图 3 腰骶段脊柱有限元模型 a 生理组 b 新型假体组 c 钛笼组

Figure 3 Finite element analysis models of lumbosacral spine a Intact group b New prosthesis group c Titanium cage group

表 2 有限元模型中各接触部位接触状态设置
Table 2 Contact state setting list of each contact part in the finite element model

编号 Number	接触对 Contact pairs	接触状态设置 Contact state setting
1	参考点与椎骨 Reference points and vertebrae	连接 Coupling
2	新型假体内、外圆柱壳,小关节突 Inner and outer cylindrical shell, facet joint	面对面 Surface to surface
3	胶原纤维与纤维环基质 Annulus fibers and annulus ground substance	嵌入 Embedded
4	韧带与椎骨 Ligaments and vertebrae	嵌入 Embedded
5	新型假体、钛笼与椎骨 New prosthesis, titanium cage and vertebrae	约束 Tie

限元分析的方法对该新型假体的生物力学性能进行评估,以期为其临床应用奠定基础。

3.1 有效性验证

有限元分析是利用数学近似的方法对真实物理系统进行模拟。因此,构建的模型能否真实地模拟实际状况完全依赖于模型是否准确、有效。为了检测模型的有效性,我们给予生理组模型一定的

表 3 生理组有限元模型椎间隙活动度与前期相关研究结果对比 (°)

Table 3 Comparison of ranges of motion of intervertebral discs of the finite element model in the intact group and the results in the previous study

	Kim等 ^[17] Kim, et al	Ha等 ^[19] Ha, et al	Kiapour等 ^[20] Kiapour, et al	Lu等 ^[14] Lu, et al	本研究 Current study
L3/4					
前屈 Flexion	3.45±0.48	5.20±0.95	5.0	4.4	4.5
后伸 Extension	2.33±0.33	3.95±0.65	2.4	3.3	2.8
侧弯 Bending	2.27±0.41	3.85±0.85	4.7	5.1	3.3
扭转 Rotation	2.46±0.84	3.55±1.00	2.6	2.5	2.2
L4/5					
前屈 Flexion	5.40±0.34	6.70±1.30	5.0	4.5	4.9
后伸 Extension	3.39±0.8	2.70±0.30	2.7	2.8	3.7
侧弯 Bending	4.34±0.61	2.10±0.90	4.5	3.9	3.6
扭转 Rotation	4.37±0.56	6.30±0.80	2.4	1.8	2.2
L5/S1					
前屈 Flexion	6.86±1.29	7.10±1.40	5.2	—	5.2
后伸 Extension	3.78±1.22	3.60±0.80	3.5	—	4.3
侧弯 Bending	5.87±2.03	2.90±0.90	3.5	—	2.9
扭转 Rotation	3.21±1.16	3.10±0.70	2.2	—	2.3

表 4 三组模型 L4~S1 节段在六种运动方向上的活动度对比 (°)**Table 4** Comparison of ranges of motion of L4~S1 segments in six motion directions in the three groups of models

	生理组 Intact group	新型假体组 New prosthesis group	钛笼组 Titanium cage group
前屈 Flexion	10.12	0.56	1.41
后伸 Extension	7.96	0.56	1.34
左侧弯 Left bending	6.55	0.47	0.53
右侧弯 Right bending	6.41	0.47	0.53
左扭转 Left rotation	4.52	0.39	0.67
右扭转 Right rotation	4.48	0.38	0.66

载荷,测量各椎间隙在前屈、后伸、侧弯及扭转方向上的活动度,并与文献报道的相同载荷下的新鲜尸体标本各椎间隙的活动度进行对比。结果显示,我们构建的生理组有限元模型各椎间隙活动度与体外力学测试结果基本一致,表明构建的有限元分析模型有效,可以用于后续的有限元分析。

3.2 活动度评估

为了评估新型假体置入后是否可以较好地获得即刻稳定性,我们测量了假体置入后手术部位在前屈、背伸、侧弯及扭转方向上的活动度。结果显示,新型假体置入后在上述运动方向上的活动度与钛笼联合钉棒固定相似,较生理组明显减小。

表 5 三组模型 L4 下终板与 S1 上终板最大 von Mises 应力 (MPa)

(MPa)

Table 5 Maximum von Mises stress of lower endplate of L4 and upper endplate of S1 in three groups of models

	生理组 Intact group		新型假体组 New prosthesis group		钛笼组 Titanium cage group	
	L4 下终板 L4 lower endplate	S1 上终板 S1 upper endplate	L4 下终板 L4 lower endplate	S1 上终板 S1 upper endplate	L4 下终板 L4 lower endplate	S1 上终板 S1 upper endplate
前屈 Flexion	9.9	9.6	14.6	13.8	33.8	30.1
后伸 Extension	5.6	5.4	38.4	45.6	71.1	61.9
左侧弯 Left lateral bending	12.4	15.2	19.0	20.9	37.7	38.3
右侧弯 Right lateral bending	13.1	15.1	50.1	47.9	55.2	53.5
左扭转 Left rotation	6.5	9.2	17.6	22.6	36.5	38.2
右扭转 Right rotation	6.6	9.9	19.9	22.3	39.6	43.0

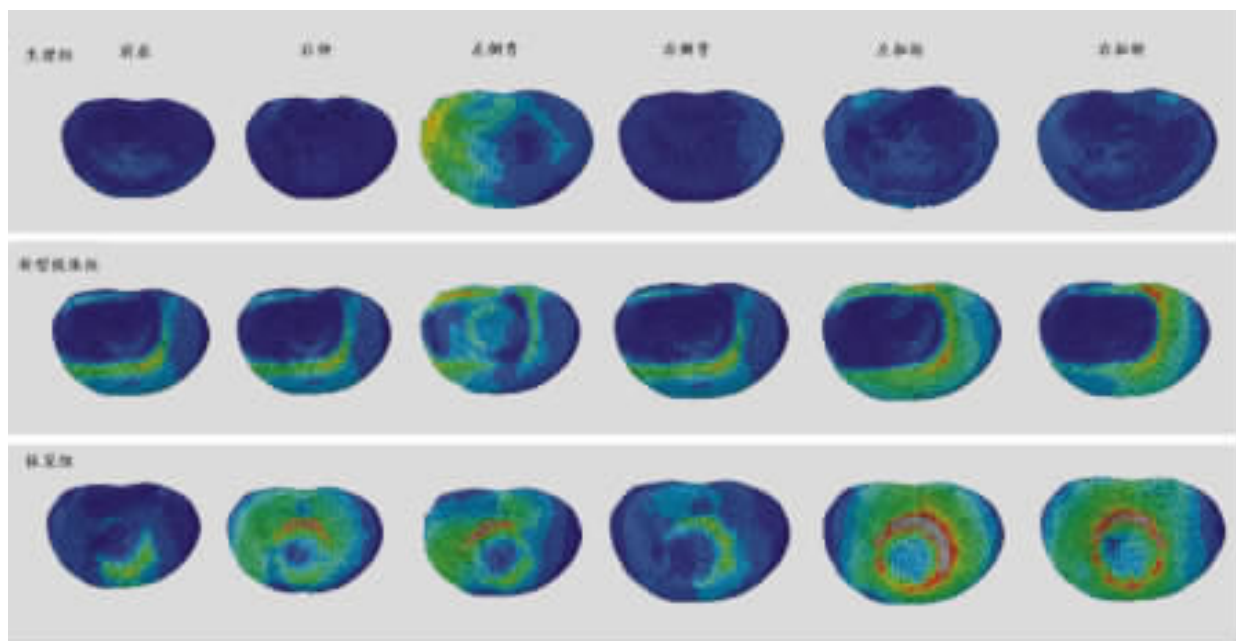
**图 4** 三组模型 L4 下终板在前屈、后伸、左右侧弯及左右旋转方向的应力云图对比

Figure 4 Stress nephogram comparison of L4 lower endplate of three different groups in flexion, extension, left and right side bending, and left and right rotation directions

这表明新型假体置入后可以较好地重建手术部位的即刻稳定性。

3.3 终板应力评估

钛笼下沉是脊柱内固定术后常见的并发症之一^[22-24]。Chen 等^[25]通过对 300 例行颈椎前路椎体次全切除术后钛笼置入内固定的患者随访发现钛笼下沉率高达 79.7%。Lu 等^[26]通过尸体标本体外力学测试发现钛笼的端面形状和倾斜角度与术后下沉关系密切,并指出钛笼下沉率高与其自身结构缺陷,引起终板局部应力增大相关。鉴于此,笔者为了评估新型假体置入后是否可以有效降低下沉率,对比分析了手术部位终板在前屈、后伸、侧弯及扭转方向上最大 Von Mises 应力。结果显示,新型假体置入后 L4 下终板与 S1 上终板在上述运动方向上的最大应力较钛笼组均明显降低,究其原因可能是新型假体端面与邻近终板接触面积较钛笼明显增大,而且其形态与终板解剖形态相匹配,这些均可以较好地分散应力,避免应力集中。表明新型假体可以较钛笼有效降低终板应力,理论上可以有效降低术后假体的下沉率。然而,无论新型假体组还是钛笼组手术部位终板最大应力较生理组均明显增大,原因可能有以下两个方面:一是生理状态下椎间盘的弹性模量远低于钛合金内置物,对载荷有较好的缓冲作用;二是生理条件下椎间盘与终板接触面积最大而且贴合最佳,可以更好地分散应力。研究结果亦显示新型假体组与钛笼组在左侧弯与右侧弯方向上终板的最大应力差距较大,究其原因可能是新型假体左侧方有侧板辅助固定,而钛笼左侧方有双钉棒辅助固定,一定程度上可以分散左侧弯时的应力载荷,进而使左右侧弯时终板应力差距较大。

总之,根据健康成人腰骶段脊柱解剖特点设计的新型假体——自稳定人工椎体可以较好地重建手术部位的即刻稳定性,有效降低手术部位邻近终板的局部应力,理论上可以降低术后假体的下沉率。但本研究存在一些局限:(1)本研究仅分析了新型假体置入后的即刻稳定性以及对终板的应力影响,未对假体自身应力特点进行分析,有待后续进一步研究;(2)本研究有限元分析模型来源于健康成人,与病理状态下的脊柱模型尚存在一定差异,有待后续研究进一步完善;(3)本研究采用计算机模拟的方式对假体的生物力学性能进行评估,对脊柱的韧带、椎体、椎间盘结构进行了简

化,这与真实情况尚存在一定差距,研究结果尚需要新鲜尸体标本体外力学测试进一步验证;(4)假体的长期稳定性、抗疲劳性等力学性能尚需进一步研究等。

4 参考文献

1. Dunn RN, Ben HM. Spinal tuberculosis: review of current management[J]. Bone Joint J, 2018, 100-B(4): 425-431.
2. Rajasekaran S, Shanmugasundaram TK, Prabhakar R, et al. Tuberculous lesions of the lumbosacral region: a 15-year follow-up of patients treated by ambulant chemotherapy[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1998, 23(10): 1163-1167.
3. Jain AK. Tuberculosis of the spine: a fresh look at an old disease[J]. J Bone Joint Surg Br, 2010, 92(7): 905-913.
4. Wang H, Li C, Wang J, et al. Characteristics of patients with spinal tuberculosis: seven-year experience of a teaching hospital in Southwest China[J]. Int Orthop, 2012, 36(7): 1429-1434.
5. Patel AR, Alton TB, Bransford RJ, et al. Spinal epidural abscesses: risk factors, medical versus surgical management, a retrospective review of 128 cases[J]. Spine J, 2014, 14(2): 326-330.
6. Upadhyay SS, Sell P, Saji MJ, et al. Surgical management of spinal tuberculosis in adults. Hong Kong operation compared with debridement surgery for short and long term outcome of deformity[J]. Clin Orthop Relat Res, 1994, 302: 173-182.
7. Bian Z, Gui Y, Feng F, et al. Comparison of anterior, posterior, and anterior combined with posterior surgical treatment of thoracic and lumbar spinal tuberculosis: a systematic review [J]. J Int Med Res, 2020, 48 (2): 1219630379.
8. Zeng H, Wang X, Pang X, et al. Posterior only versus combined posterior and anterior approaches in surgical management of lumbosacral tuberculosis with paraspinal abscess in adults[J]. Eur J Trauma Emerg Surg, 2014, 40(5): 607-616.
9. Yin XH, Liu ZK, He BR, et al. Single posterior surgical management for lumbosacral tuberculosis: titanium mesh versus iliac bone graft: a retrospective case-control study [J]. Medicine(Baltimore), 2017, 96(51): e9449.
10. Zheng B, Hao D, Guo H, et al. Anterior versus posterior surgical approach for lumbosacral tuberculosis[J]. J Int Med Res, 2018, 46(7): 2569-2577.
11. 杨寅, 张延平, 贺西京, 等. 一期侧前路双钉棒系统固定治疗腰骶段脊柱结核[J]. 中华骨科杂志, 2016, 36(4): 208-214.
12. 杨寅, 贺西京, 曹建军, 等. 一期侧前路双钉棒固定腰骶段脊柱的生物力学研究 [J]. 中华骨科杂志, 2018, 38 (22): 1374-1383.
13. 刘俭涛, 韩华, 高正超, 等. CT 辅助山羊腰椎解剖测量及与人体腰椎的对比研究[J]. 中国骨伤, 2018, 31(6): 543-549.

14. Lu T, Lu Y. Comparison of biomechanical performance among posterolateral fusion and transforaminal, extreme, and Oblique lumbar interbody fusion: a finite element analysis[J]. *World Neurosurg*, 2019, 129: e890–e899.
 15. Zhong ZC, Wei SH, Wang JP, et al. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method[J]. *Med Eng Phys*, 2006, 28(1): 90–98.
 16. Schmidt H, Heuer F, Drumm J, et al. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007, 22(4): 377–384.
 17. Kim HJ, Kang KT, Chang BS, et al. Biomechanical analysis of fusion segment rigidity upon stress at both the fusion and adjacent segments: a comparison between unilateral and bilateral pedicle screw fixation[J]. *Yonsei Med J*, 2014, 55(5): 1386–1394.
 18. Tsuang YH, Chiang YF, Hung CY, et al. Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation: a finite element study[J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(5): 565–570.
 19. Ha SK, Kim SH, Kim DH, et al. Biomechanical study of lumbar spinal arthroplasty with a semi-constrained artificial disc (activ L) in the human cadaveric spine [J]. *J Korean Neurosurg Soc*, 2009, 45(3): 169–175.
 20. Kiapour A, Ambati D, Hoy RW, et al. Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesys dynamic stabilization system[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2012, 37(10): E581–E589.
 21. 韩华, 韩佳桐, 项燕, 等. 腰骶段脊柱前方大血管的解剖学研究[J]. *局解手术学杂志*, 2019, 28(2): 91–95.
 22. Jang JW, Lee JK, Lee JH, et al. Effect of posterior subsidence on cervical alignment after anterior cervical corpectomy and reconstruction using titanium mesh cages in degenerative cervical disease[J]. *J Clin Neurosci*, 2014, 21(10): 1779–1785.
 23. Bilbao G, Duart M, Aurrecoechea JJ, et al. Surgical results and complications in a series of 71 consecutive cervical spondylotic corpectomies[J]. *Acta Neurochir(Wien)*, 2010, 152(7): 1155–1163.
 24. Yu FB, Miao JH, Liao XY, et al. Evaluation of a new type of titanium mesh cage versus the traditional titanium mesh cage for single-level, anterior cervical corpectomy and fusion [J]. *Eur Spine J*, 2013, 22(12): 2891–2896.
 25. Chen Y, Chen D, Guo Y, et al. Subsidence of titanium mesh cage: a study based on 300 cases[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2008, 21(7): 489–492.
 26. Lu T, Liang H, Liu C, et al. Effects of titanium mesh cage end structures on the compressive load at the endplate interface: a cadaveric biomechanical study[J]. *Med Sci Monit*, 2017, 23: 2863–2870.
- (收稿日期:2021-01-12 末次修回日期:2021-03-16)
(英文编审 谭 啸)
(本文编辑 卢庆霞)