

腰椎单/双节段骨水泥强化椎弓根螺钉固定 对邻近节段影响的有限元分析

郭惠智¹, 梁 德², 张顺聪², 唐永超², 杨志东², 袁 凯², 郭丹青¹, 李永贤¹, 莫国业²

(1 广州中医药大学 510405 广州市; 2 广州中医药大学第一附属医院脊柱骨科 510405 广州市)

【摘要】目的:比较腰椎后路单/双节段融合固定时普通椎弓根螺钉(pedicle screw, PS)固定和骨水泥强化椎弓根螺钉(cement-augmented pedicle screw, CAPS)固定对邻近节段退变(adjacent segments degeneration, ASD)的影响。**方法:**选取 1 例正常男性志愿者的腰骶部 CT 扫描数据, 建立 L3~S1 的完整有限元模型。验证完整模型的有效性后, 通过三维扫描仪扫描空心及实心椎弓根螺钉, 构建较为仿真的三维螺钉模型, 再分别建立 L5~S1、L4~S1 的 PS 固定和 CAPS 固定模型。在 L3 椎体上表面施加载 400N 的垂直向下载荷模拟人体自身重力, 同时在 L3 椎体上表面于不同方向施加 7.5N·m 力矩, 模拟脊柱前屈、后伸、左右侧弯和左右旋转等生理活动, 比较模型间固定节段上位相邻节段的椎间盘/小关节 Von Mises 应力极值和上位相邻节段活动度(ROM)的差异。**结果:**模型的有效性验证显示完整模型在各个方向上的 ROM 与已发表的尸体研究类似。在单节段固定时, PS 固定的相邻椎间盘/小关节 Von Mises 应力极值和椎间 ROM 均略小于 CPAS 固定组。在双节段固定时, PS 固定组相邻椎间盘/小关节 Von Mises 应力极值和 ROM 均小于 CPAS 固定组。两种固定方式中相邻节段椎间盘的应力分布规律基本类似, 均分布在纤维环的外侧缘。**结论:**相比于 PS 固定, CAPS 固定会增加相邻节段椎间盘/小关节的应力和椎间 ROM, 且在双节段固定时更为明显, 可能会加速相邻节段的退变。

【关键词】腰椎内固定; 椎弓根螺钉; 骨水泥强化; 邻近节段退变; 有限元分析

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2020.02.10

中图分类号: R687.3, R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2020)-02-0159-08

Impact of cement-augmented pedicle screw instrumentation on adjacent segments degeneration in single or double-level lumbar spinal fusion: a finite element analysis/GUO Huizhi, Liang De, ZHANG Shuncong, et al/Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(2): 159-166

【Abstract】Objectives: To compare the impact of pedicle screw(PS) fixation and cement-augmented pedicle screw(CAPS) fixation on adjacent segment degeneration(ASD) in single or double segment posterior lumbar fusion. **Methods:** An intact finite element model of L3-S1 segment was established by using CT scan data of a normal male volunteer. After verifying the validity of the intact model, the solid and fenestrated pedicle screws were scanned by a three-dimensional scanner to construct the screw models. Then, the PS fixation and CAPS fixation models were established respectively. A 400N vertical axial pre-load was imposed on the L3 superior surface and a 7.5N·m moment was also applied on the L3 superior surface to simulate 6 different physiological motions: flexion, extension, left bending, right bending, left rotation, and right rotation. The differences of intervertebral disc/facet joint Von Mises stress and range of motion (ROM) on adjacent segments were compared between the models. **Results:** The validity study showed that the ROM of the intact model in all directions was similar to previous cadaveric studies. In single-level lumbar spinal fusion group, the intervertebral disc and facet joint Von Mises stress and ROM on adjacent segment were slightly lower in PS group than in CPAS group. In double-level lumbar spinal fusion group, the intervertebral disc and facet joint Von Mises stress and ROM on adjacent segment were lower in PS group than in CPAS group. The stress distributions of intervertebral disc on adjacent segments were similar in the two lumbar instrumentation groups,

基金项目: 广东省中医药局项目(20191098)

第一作者简介: 男(1994-), 博士研究生在读, 研究方向: 脊柱脊髓疾病的诊治

电话: (020)36591604 E-mail: 18122436960@163.com

通讯作者: 张顺聪 E-mail: 18172886263@163.com

which were mainly on the edge of annulus fibrosus. **Conclusions:** The biomechanical analysis showed that, CAPS could increase ROM and stress of adjacent segment when compared with CPS, especially in double-level segments fusion, which might accelerate the adjacent segment degeneration.

【Key words】 Lumbar instrumentation; Pedicle screw; Cement-augmented; Adjacent segments degeneration; Finite element analysis

【Author's address】 Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou, 510405, China

腰椎后路融合手术是治疗腰椎退行性病变的经典手术方式之一,已有 100 多年的发展历史^[1]。临床实践表明,腰椎融合固定术可有效改善脊柱的失平衡状态,维持手术节段的稳定性,促进椎间隙的融合^[2]。但是,坚强的内固定会使病变节段原有活动度减少,相邻节段代偿性增加运动幅度,进而引起相邻节段椎间盘、小关节应力分布异常,加速相邻节段退变(adjacent segments degeneration, ASD)^[3-4]。ASD 是指相邻节段出现影像学退变或同时伴有相应的临床症状,其发生率文献报道不一,约为 9.8%~86.1%^[5-6]。文献研究表明,患者年龄越大,术后发生 ASD 的风险越大,退变程度也越严重^[7-8]。而对于伴骨质疏松症的老年患者,常需要采用把持力更强的骨水泥强化椎弓根螺钉(cement-augmented pedicle screw, CAPS)固定,以减少内固定的松动和假关节的形成^[9],但 CAPS 固定是否会增加 ASD 发生的风险,尚缺少相关的生物力学研究。本研究拟通过三维有限元分析的方法,借助三维扫描仪扫描椎弓根,构建较为仿真的实心及空心椎弓根螺钉模型,然后分别建立单/双节段 PS 固定和 CAPS 固定模型,比较在不同固定节段下,两组内固定方式对相邻节段的影响,为伴骨质疏松腰椎退变性疾病患者的手术方案制定提供参考。

1 材料与方法

1.1 正常模型的建立

考虑到伴骨质疏松症的老年人椎体皮质骨较薄且可能存在多处不连续,与周围组织的 CT 值差异较小(如椎体上下终板、椎基底动脉处及骶骨的骨质),使用其 CT 数据进行模型构建可能会导致模型的外形失真,而年轻人的椎体外形与伴退变性疾病的老年患者椎体外形相似,建立骨质疏松脊柱的有限元模型时通过在软件中设置相应的杨氏弹性模量和泊松比来模拟骨质疏松椎体。故本研究选取 1 例 28 岁健康成年男性志愿者的 CT 数据来建造模型,该志愿者既往无腰椎疾病病史,

依据广州中医药大学第一附属医院影像科提供的腰椎薄层 CT 扫描数据(AQUIRRON 64, Toshiba, Japan),扫描参数:250mAs、120kV,层厚为 0.625mm,扫描范围:L1 至骶骨,将扫描数据以 DICOM 格式保存至光盘中备用。

将采集的 DICOM 格式原始数据导入 Mimics 19.0 中,通过阈值选取分离出脊柱后,再依次分割出独立的 L3~S1 椎体,进行填充后转换为三维模型,将初步光滑后的三维模型保存为二进制的 STL 格式文件。随后,将 Mimics 生成的三维模型导入 Geomagic Studio 2013 逆向工程处理软件中,抹去钉状物和多余特征,对模型进行优化光滑处理,使用网格医生对三角面片进行修复,确保模型中三角面片的封闭性,最后拟合曲面,分别生产 L3~S1 的皮质骨模型,松质骨模型由皮质骨模型整体向内偏移 1mm 并去除后部结构模拟^[10]。将光滑后的模型保存并导入 SolidWorks 2017 CAD 软件中,在零件界面分别构建纤维环、髓核、终板和关节软骨的模型,其中髓核约占椎间盘面积的 50%,皮质骨及终板厚度均为 1mm^[11]。将上述零件组合成完整的 L3~S1 有限元模型。

1.2 实心/空心椎弓根螺钉模型及骨水泥模型的构建

三维扫描仪 (Solutionix Rexcan CS+ 三维扫描仪, Solutionix 公司, 韩国) 由广州中医药大学数字骨科与计算机生物力学实验室提供,其工作原理是应用图像配准和三维比对等技术,通过仪器扫描创建出物体几何表面的点云,从而插补成物体的表面形状。具体流程为:在螺钉表面均匀喷洒显像剂后,固定一侧,启动三维扫描仪,分别扫描普通实心椎弓根螺钉和骨水泥强化用空心椎弓根螺钉(DePuy Synthes, California, USA)的头部及尾部(螺钉规格均为 7.0mm×45mm),在 EzScan 2017 软件中双击模型的黄色区域进行补扫描,补扫完成后,使用套索工具删除多余的部分,随后将文件保存为 STL 格式。

将 STL 格式的模型导入 Geomagic Studio

2013中进行光滑化处理并拟合成封闭的NURBS,将文件保存为STP格式,导入SolidWorks 2017CAD进行分割、拉伸切除等加工处理,然后将SLDPRT格式的零件保存用于后续模型的组装。

参考文献^[12],选择1例骨水泥量适宜且采用空心螺钉骨水泥强化术的患者,收集其CT数据,经过上述正常模型的构建过程,构建出较为仿真的骨水泥模型,以提高有限元模拟的准确性。其中骨水泥的体积约为 1.73cm^3 ,水泥呈团块状,位于椎体前中部,将骨水泥与空心螺钉组合。螺钉扫描过程及最终模型见图1。

1.3 两种腰椎内固定模型的建立

参照真实的连接棒和融合器形态,在零件界面构建连接棒和融合器,其中连接棒直径为5.5mm,融合器规格为 $12\times 24\text{mm}$ 。模拟改良的经椎间孔入路的腰椎椎间融合术(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF),分别去除L5/S1和L4~S1的髓核、部分纤维环、软骨终板及右侧关节突关节^[13,14]。再将螺钉、融合器和骨水泥分别与腰椎模型组装,构建单/双节段融合PS和CAPS固定的模型(图2、3)。CAPS组模型使用空心螺钉固定,PS组模型使用实心螺钉固定。

为了提高分析结果的准确性,在单、双节段固定时,PS与CAPS模型中空心/实心螺钉和融合器位置均通过SolidWorks 2017CAD中的“重合”命令进行重合,以保证其在椎体中的位置一致,减少

因螺钉或融合器位置不一对邻近节段产生的影响。

1.4 模型的材料属性设置及分析

将Solidworks中生成的网格模型导入ANSYS Workbench 17.0软件中,参考文献^[15-17],分别设置皮质骨(骨质疏松)、松质骨(骨质疏松)、关节软骨、终板、纤维环、髓核、骨水泥、融合器和内固定的材料属性(表1),韧带使用只受拉力不受压力的弹簧单元模拟^[18]。在Connection中定义模型间的接触类型,其中关节突关节接触类型为滑动摩擦模式(Frictional),摩擦系数0.2;其余接触类型均设置为绑定模式(Bone)^[19]。对模型进行网格划分,为了保证计算精度达到分析的要求,对网格的类型和网格大小进行控制,其中网格类型设置为六面体网格,关节软骨网格大小为0.5mm,其他设置为2.0mm。最后,设置内固定模型的边界条件和载荷^[17,20]:约束骶骨两侧骶髂关节面的各向活动,于L3椎体上表面施加均匀分布的400N面载荷,压力方向垂直向下;同时在L3椎体上表面于不同方向施加 $7.5\text{N}\cdot\text{m}$ 力矩,模拟正常人体前屈、后伸、左右侧屈、左右旋转6种运动状态。分别比较两组模型中相邻节段椎间盘/小关节Von Mises应力极值和相邻节段活动度(ROM)的差异,其中相邻节段小关节Von Mises应力极值取上位椎体的下关节突部分的应力(单节段固定组中,为L4双侧下关节突表面的应力;双节段固定组中,为L3双侧下关节突表面的应力)。



图1 a 实心、空心椎弓根螺钉实物 b 3D扫描仪工作图 c 重建后的实心、空心椎弓根螺钉模型和骨水泥与空心椎弓根螺钉组合后的形态

Figure 1 a Solid and fenestrated pedicle screw b The working picture of 3D scanner c The models of solid and fenestrated pedicle screw, the shape of bone cement combined with fenestrated pedicle screw

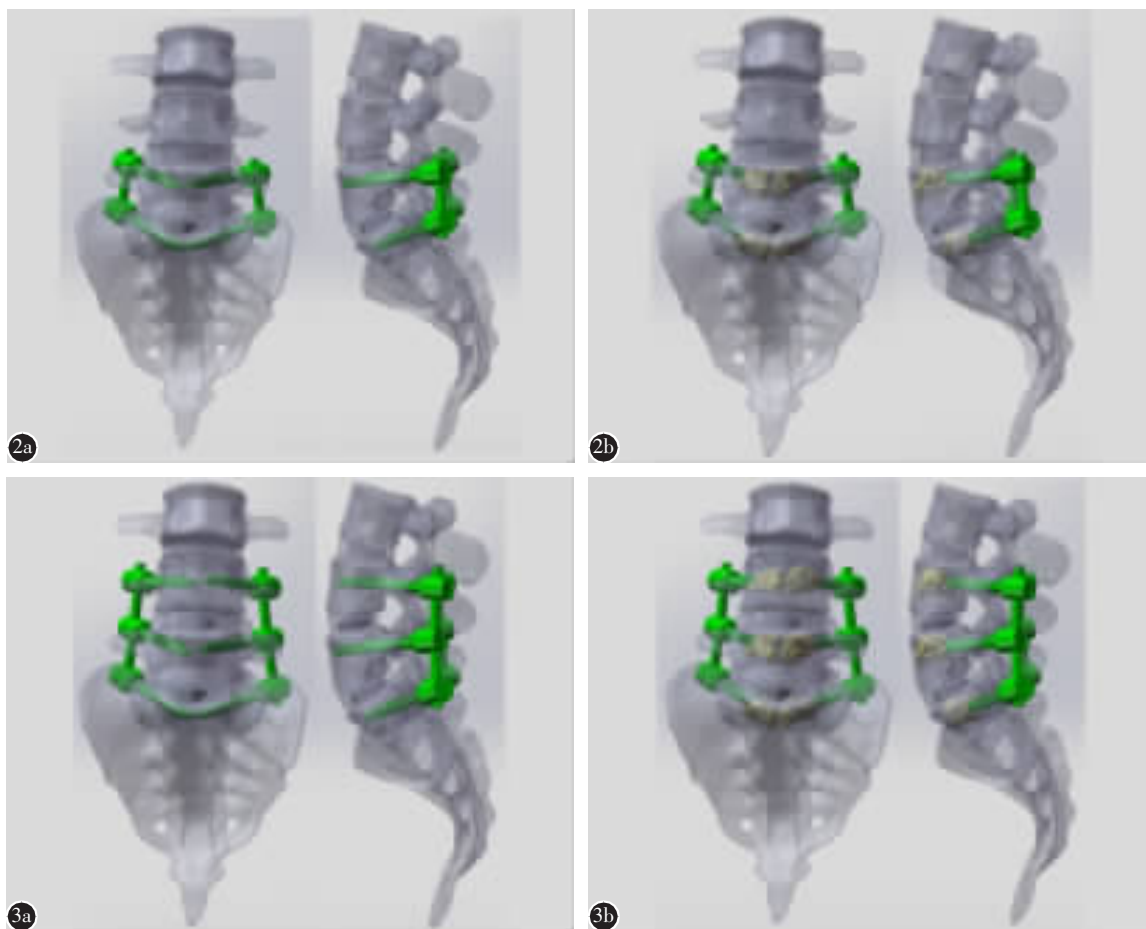


图 2 单节段融合固定模型 a PS 固定 b CAPS 固定 图 3 双节段融合固定模型 a PS 固定 b CAPS 固定

Figure 2 The models of single-level lumbar spinal fusion a PS fixation b CAPS fixation Figure 3 The models of double-level lumbar spinal fusion a PS fixation b CAPS fixation

2 结果

2.1 模型的有效性验证

将完整模型中椎体皮质骨和松质骨的材料属性定义为正常骨质,在 L3 椎体上表面施加与文献相似的载荷:400N 垂直向下的载荷和不同方向上 $7.5\text{N}\cdot\text{m}$ 力矩,发现完整模型 L3/4 和 L4/5 节段在前屈、后伸、侧弯、旋转时的 ROM 与 Shim 等^[15]的尸体研究报道类似(图 4)。说明构建的模型能较好地模拟正常腰椎各个方向的生理运动,可用于下一步的测试分析。

2.2 单/双节段固定中两种固定方式对相邻节段的影响

在 L5/S1 单节段固定中,PS 组 L4/5 椎间盘、L4 小关节 Von Mises 应力极值和 L4/5 的 ROM 均略小于 CAPS 组。总的来说,两种固定方式对邻近节段椎间盘 Von Mises 应力、小关节 Von Mises 应力和 ROM 的影响相似,即可能加速邻近节段

的退变(表 2)。

在 L4~S1 双节段固定中,PS 组 L3/4 椎间盘、L3 小关节 Von Mises 应力极值和 L3/4 的 ROM 均小于 CPAS 组。相比于单节段固定模型,双节段固定模型中两种固定方式对相邻节段影响的差异更加明显,即 CPAS 组中相邻节段椎间盘 Von Mises 应力、小关节 Von Mises 应力和 ROM 的改变更大(表 3)。

单/双节段固定组中,两种内固定方式相邻节段椎间盘的应力分布规律基本类似,均分布在纤维环的外侧缘(图 5)。

3 讨论

随着老年人口增多,伴骨质疏松的腰椎退变性疾病患者越来越常见。螺钉松动或断裂是骨质疏松患者内固定术后常见的并发症,可能会导致椎间不融合、假关节形成和进展性后凸等不良后

表 1 模型的材料属性

Table 1 Material properties used in the finite-element model

部件/材料 Component/Materials	杨氏模量(MPa) Young's Modulus E (MPa)	泊松比 Poisson's Ratio
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3
皮质骨(骨质疏松) Cortical bone (Osteoporosis)	8040	0.3
松质骨 Cancellous bone	100	0.2
松质骨(骨质疏松) Cancellous bone (Osteoporosis)	34	0.2
后部结构 Posterior element	3500	0.25
关节软骨 Cartilage	50	0.3
终板 Endplate	1000	0.3
纤维环 Annulus fibrosus	4.2	0.45
髓核 Nucleus pulposus	1	0.499
韧带 Ligament		
前纵韧带 Anterior longitudinal	20	0.3
后纵韧带 Posterior longitudinal	20	0.3
横突间韧带 Transverse	59	0.3
黄韧带 Ligamentum flavum	19.5	0.3
棘间韧带 Interspinous	12	0.3
棘上韧带 Supraspinous	15	0.3
关节囊韧带 Capsular ligament	7.5	0.3
内固定 Spinal instrumentation	110000	0.3
融合器 Spinal cage	3600	0.3
骨水泥 Bone cement	3000	0.4

果。文献研究显示,非骨质疏松患者的螺钉松动率为 1%~15%,骨质疏松患者可达到 10%~60%^[21,22]。对于部分伴骨质疏松的老年患者,普通螺钉不能提供足够的力学稳定性,需使用 CAPS 以提高螺钉的抗拔出^[23]。大多数研究者使用钉道强化术进行融合固定时,为了操作的简便性,降低实心螺钉因置入延后导致无法置入骨水泥中的风险,一般是使用空心螺钉强化较多,尤其是在双节段和多节段固定中^[13,14]。因此,本研究 CAPS 固定组采用空心螺钉。但坚强固定的 CAPS 也可能增加

ASD 的风险。

ASD 包括影像学的相邻节段退变(radiological adjacent segment degeneration,ASDeg)和相邻近节段疾病(adjacent segment disease,ASDis),其中后者的发生率约为 2%~12.2%^[4,24]。对于需要翻修的 ASDis 患者,再手术满意率只有 54%,明显低于非 ASD 原因再手术的患者(83%)^[25]。而且老年患者发生 ASD 的风险和严重程度会明显高于年龄更小的手术患者。因此,明确 CAPS 对 ASD 的影响,可以为伴骨质疏松症的老年患者制定手术策略和预防 ASD 提供更好的参考。

鉴于以往的有限元分析文献中,椎弓根螺钉模型大多使用无螺纹的光滑圆柱体代替,骨水泥也是通过 SolidWorks 等计算机辅助设计软件中手动绘制而成,不能较好地模拟真实螺钉和骨水泥形态,可对分析的结果产生一定的误差^[26,27]。本研究通过三维扫描仪扫描螺钉实物和 CAPS 患者的术后 CT,构建出几何形态较为逼真的实心/空心椎弓根螺钉和骨水泥模型,提高了有限元分析的准确性。此外,由于腰骶椎退变性疾病绝大部分都发生于 L4~S1 节段,故本研究构建了 L5~S1 和 L4~S1 融合固定的有限元模型。

本研究结果表明,相比于 PS 固定,CAPS 固定增加了相邻节段椎间盘/小关节 Von Mises 的应力极值和相邻节段 ROM,会增加相邻节段退变的风险。对于手术节段而言,CAPS 固定能有效维持固定节段的稳定性,减少术后螺钉松动及假关节的发生率^[14],但从另一方面来说,内固定的强度越大,固定节段 ROM 越小,相邻节段 ROM 代偿性增加,进而可能导致相邻近节段椎间盘、小关节的应力增加,加速相邻近节段的退变^[28]。而且,骨水泥还可能会抑制椎体终板中心将应力分散传导至骨小梁,破坏了“蛋壳样”效应,集中在骨水泥上的载荷应力通过终板膨出传递至相邻的椎间盘和小关节上,增加相邻节段退变的风险^[29]。

此外,在单节段固定中,CAPS 固定组与 PS 固定组在相邻节段椎间盘、小关节 Von Mises 应力极值和 ROM 的差异非常微小,而在双节段固定中,两种内固定方式对相邻节段影响的差异则更加明显。这可能是因为单节段固定中,两种固定方式手术节段 ROM 的差异较小,因而对相邻节段 ROM 的影响也更微弱。而在双节段固定中,随着固定范围的增多,CAPS 固定更加稳定的优

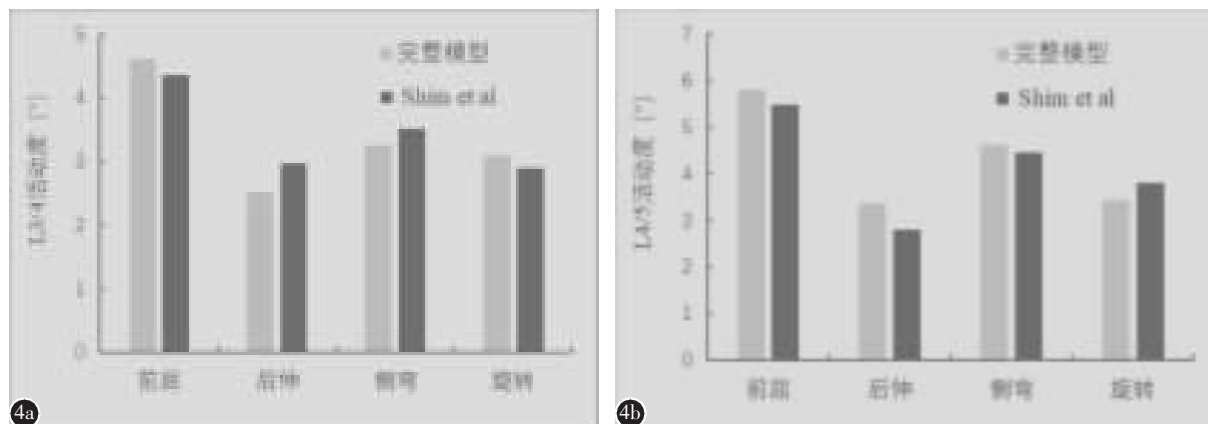


图 4 模型 ROM 的有效性验证 a L3/4 节段 b L4/5 节段

Figure 4 Comparison of ROM between the intact model and the in vitro study a L3/4 b L4/5

表 2 L5/S1 节段 PS 与 CAPS 固定后 L4/5 椎间盘、L4 小关节所受应力及 L4/5 活动度

Table 2 The stress of L4/5 disc, stress of L4 facet joints, and ROM of L4/5 following L5/S1 lumbar spinal fusion

	L4/5 椎间盘 Von Mises 应力(MPa) Stress of L4/5 disc		L4 小关节 Von Mises 应力(MPa) Stress of facet joints		L4/5 ROM(°) ROM of L4/5	
	PS组 PS group	CAPS组 CAPS group	PS组 PS group	CAPS组 CAPS group	PS组 PS group	CAPS组 CAPS group
前屈 Flexion	2.25	2.42	13.58	14.12	5.93	6.09
后伸 Extension	1.49	1.57	18.87	21.88	3.53	4.37
左侧弯 Bending-L	2.99	3.0	18.46	18.63	5.49	5.79
右侧弯 Bending-R	2.36	2.44	13.30	13.24	4.71	4.94
左旋 Rotation-L	2.29	2.37	13.57	14.22	4.27	4.39
右旋 Rotation-R	1.89	1.93	10.24	10.83	4.05	4.15

表 3 L4-S1 双节段 PS 与 CAPS 固定后 L3/4 椎间盘、L3 小关节所受应力及 L3/4 活动度

Table 3 The stress of L3/4 disc, stress of L3 facet joints, and ROM of L3/4 following L4~S1 lumbar spinal fusion

	L3/4 椎间盘 Von Mises 应力(MPa) Stress of L3/4 disc		L3 小关节 Von Mises 应力(MPa) Stress of facet joints		L3/4 ROM(°) ROM of L3/4	
	PS组 PS group	CAPS组 CAPS group	PS组 PS group	CAPS组 CAPS group	PS组 PS group	CAPS组 CAPS group
前屈 Flexion	1.83	2.33	10.56	11.44	4.64	4.93
后伸 Extension	1.69	2.17	15.38	18.30	3.15	3.51
左侧弯 Bending-L	2.17	2.53	14.22	15.96	4.22	4.74
右侧弯 Bending-R	1.92	2.21	10.41	10.85	3.83	4.22
左旋 Rotation-L	1.40	1.64	10.38	12.84	3.99	4.21
右旋 Rotation-R	1.42	2.05	8.36	8.54	3.22	3.59

势愈发明显,故相邻节段代偿性 ROM 增加更多。Sears 等^[30]通过调查 912 例采用腰椎后路融合的患者,发现在术后 5 年和 10 年随访时,单节段固定者 ASD 的发生率分别为 9%和 16%,而双节段固定者为 17%和 31%,双节段固定的 ASD 发生率明显高于单节段,提示随着固定节段的增加,邻近节段更易出现退变。

总之,相比于 PS 固定,CAPS 固定会增加相

邻节段椎间盘、小关节的应力和椎间 ROM,且在双节段固定时更为明显,可能会加速相邻节段的退变。但是本研究也存在一些不足,如对于螺钉凹凸不平 and 细微的部分,3D 扫描仪的扫描精度不足,可能会导致模型的少许失真;由于骨水泥在椎体内是呈弥散状或放射状分布的,周缘有较多突起,而在三维模型的构建中,这些尖锐的突起很可能会被去除,也可能对分析结果产生一定影响;在

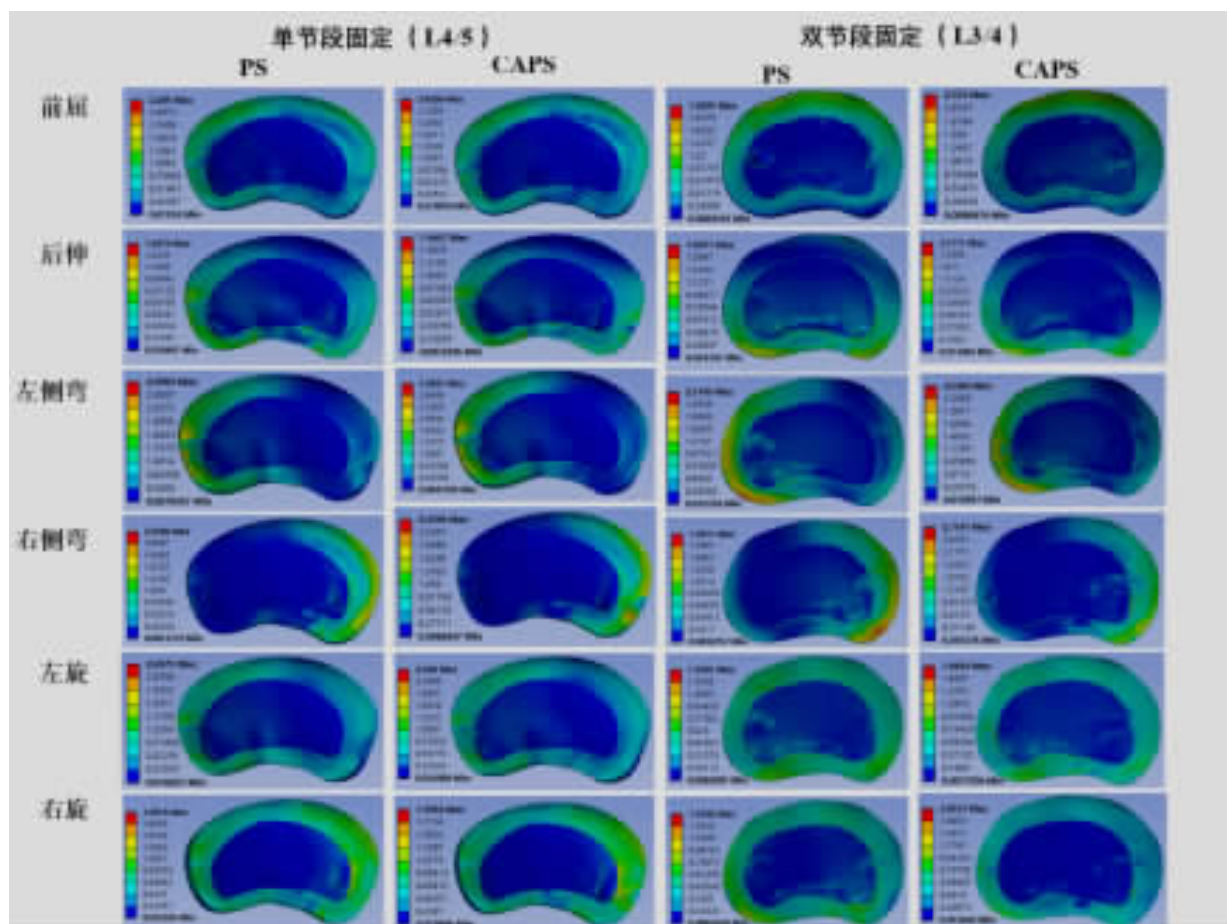


图 5 两种固定方式不同运动状态下相邻节段椎间盘的应力分布情况

Figure 5 Distribution of disc stress on adjacent segments caused by two fixation instrumentations in different motions

临床实践中,骨水泥的形态会随推注时机、推注方式、注射量和强化椎体的不同,发生相应的改变,本研究中 CAPS 固定模型与钉道强化术患者的真实情况仍然存在一定差异。

4 参考文献

- Albee FH. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease: a preliminary report 1911 [J]. Clin Orthop Relat Res, 2007, 460: 14-16.
- Zakaria HM, Mansour TR, Telemi E, et al. Use of Patient Health Questionnaire-2 scoring to predict patient satisfaction and return to work up to 1 year after lumbar fusion: a 2-year analysis from the Michigan Spine Surgery Improvement Collaborative[J]. J Neurosurg Spine, 2019, [Epub ahead print].
- 薛鹏飞, 陈佳佳, 徐冠华, 等. 腰椎后路单/双节段融合术后上邻近节段关节突关节退变的研究 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2019, 29(6): 530-535.
- 郎昭, 于研, 田伟, 等. 腰椎术后邻近节段退变及再手术[J]. 中华骨科杂志, 2018, 38(13): 818-826.
- Kim JY, Ryu DS, Paik HK, et al. Paraspinal muscle, facet joint, and disc problems: risk factors for adjacent segment degeneration after lumbar fusion[J]. Spine J, 2016, 16(7): 867-875.
- Nakashima H, Kawakami N, Tsuji T, et al. Adjacent segment disease after posterior lumbar interbody fusion: based on cases with a minimum of 10 years of follow-up [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2015, 40(14): E831-841.
- Scemama C, Magrino B, Gillet P, et al. Risk of adjacent-segment disease requiring surgery after short lumbar fusion: results of the French Spine Surgery Society Series[J]. J Neurosurg Spine, 2016, 25(1): 46-51.
- 李加宁, 田伟, 韩骁, 等. 年龄及融合术式与腰椎后路融合术后邻近节段退变性疾病再手术的关系[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2019, 29(3): 200-205.
- Martín-Fernández M, López-Herradón A, Pinera AR, et al. Potential risks of using cement-augmented screws for spinal fusion in patients with low bone quality[J]. Spine J, 2017, 17(8): 1192-1199.
- Lee CH, Kim YE, Lee HJ, et al. Biomechanical effects of hybrid stabilization on the risk of proximal adjacent-segment degeneration following lumbar spinal fusion using an

- interspinous device or a pedicle screw-based dynamic fixator [J]. *J Neurosurg Spine*, 2017, 27(6): 643–649.
11. 闫家智, 吴志宏, 汪学松, 等. 腰椎三维有限元模型建立和应力分析[J]. *中华医学杂志*, 2009, 89(17): 1162–1165.
 12. Fölsch C, Goost H, Figiel J, et al. Correlation of pull-out strength of cement-augmented pedicle screws with CT-volumetric measurement of cement[J]. *Biomed Tech(Berl)*, 2012, 57(6): 473–480.
 13. Guo HZ, Tang YC, Guo DQ, et al. The cement leakage in cement-augmented pedicle screw instrumentation in degenerative lumbosacral diseases: a retrospective analysis of 202 cases and 950 augmented pedicle screws [J]. *Eur Spine J*, 2019, 28(7): 1661–1669.
 14. Janssen I, Ryang YM, Gempt J, et al. Risk of cement leakage and pulmonary embolism by bone cement-augmented pedicle screw fixation of the thoracolumbar spine[J]. *Spine J*, 2017, 7(6): 837–844.
 15. Shim CS, Park SW, Lee SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2008, 33(22): E820–E827.
 16. Zhao WT, Qin DP, Zhang XG, et al. Biomechanical effects of different vertebral heights after augmentation of osteoporotic vertebral compression fracture: a three-dimensional finite element analysis[J]. *J Orthop Surg Res*, 2018, 13(1): 32.
 17. 费琦, 赵凡, 杨雍, 等. 腰椎后路融合手术对失稳模型节段稳定性及相邻节段力学的影响 [J]. *中华医学杂志*, 2015, (45): 3681–3686.
 18. Wang T, Zhao Y, Cai Z, et al. Effect of osteoporosis on internal fixation after spinal osteotomy: a finite element analysis[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2019, 69: 178–183.
 19. 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.
 20. Xu H, Ju W, Xu N, et al. Biomechanical comparison of transforaminal lumbar interbody fusion with 1 or 2 cages by finite-element analysis[J]. *Neurosurgery*, 2013, 73(2 Suppl Operative): 198–205.
 21. Wu JC, Huang WC, Tsai HW, et al. Pedicle screw loosening in dynamic stabilization: incidence, risk, and outcome in 126 patients[J]. *Neurosurg Focus*, 2011, 31(4): E9.
 22. Galbusera F, Volkheimer D, Reitmaier S, et al. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication [J]. *Eur Spine J*, 2015, 24(5): 1005–1016.
 23. 中国健康促进基金会专家共识编写专家组. 老年骨质疏松脊柱内固定术中国专家共识[J]. *中华医学杂志*, 2019, 99(15): 1138–1141.
 24. Choi KC, Kim JS, Shim HK, et al. Changes in the adjacent segment 10 years after anterior lumbar interbody fusion for low-grade isthmic spondylolisthesis [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2014, 472(6): 1845–1854.
 25. Lee JC, Kim Y, Soh JW, et al. Risk factors of adjacent segment disease requiring surgery after lumbar spinal fusion: comparison of posterior lumbar interbody fusion and posterolateral fusion[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2014, 39(5): E339–E345.
 26. Zhang Z, Fogel GR, Liao Z, et al. Biomechanical analysis of lateral lumbar interbody fusion constructs with various fixation options: based on a validated finite element model [J]. *World Neurosurg*, 2018, 114: e1120–e1129.
 27. Cegoñino J, Calvo-Echenique A, Pérez-del Palomar A. Influence of different fusion techniques in lumbar spine over the adjacent segments: a 3D finite element study [J]. *J Orthop Res*, 2015, 33(7): 993–1000.
 28. 马俊, 席焱海, 叶晓健. 腰椎融合术后邻近节段退变再手术策略的研究进展 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2016, 26 (11): 1047–1050.
 29. Molloy S, Riley LH 3rd, Belkoff SM. Effect of cement volume and placement on mechanical-property restoration resulting from vertebroplasty[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2005, 26(2): 401–404.
 30. Sears WR, Sergides IG, Kazemi N, et al. Incidence and prevalence of surgery at segments adjacent to a previous posterior lumbar arthrodesis[J]. *Spine J*, 2011, 11(1): 11–20.

(收稿日期:2019-09-27 末次修回日期:2019-12-09)

(英文编审 唐翔宇/谭 啸)

(本文编辑 卢庆霞)