

经椎间孔椎间融合术与Coflex棘突间固定装置 的生物力学仿真

王晓宇, 赵改平*, 宋梅, 李冬燕

上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

收稿日期: 2021年12月17日; 录用日期: 2022年2月17日; 发布日期: 2022年2月25日

摘要

本文的目的是研究比较经椎间孔椎间融合术(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)与腰椎棘突间Coflex动态固定装置的腰椎术后生物力学性能, 为腰椎术式的临床应用与改进创新提供借鉴。基于医学影像数据建立人体腰骶椎L3-S1节段有限元模型, 并结合临床手术方案建立TLIF与Coflex术后有限元模型, 模拟腰骶椎的屈伸、侧弯与旋转运动, 比较不同工况下的腰椎活动度与器械应力分布。仿真结果表明, TLIF与Coflex术式对责任节段屈伸活动度的限制作用相近, TLIF术式对责任节段侧弯运动的限制作用更强, 对邻近节段活动度的影响更为显著; 两类内固定器械的最大应力都发生在后伸运动下, 且TLIF钉-棒系统的总体应力更高, 在术后应尽量避免过度的后伸运动, 降低器械的断裂风险。

关键词

经椎间孔椎间融合术, 棘突间动态固定系统, 脊柱生物力学, 有限元分析

Biomechanical Simulation on Transforaminal Lumbar Interbody Fusion and Interspinous Process Device Coflex

Xiaoyu Wang, Gaiping Zhao*, Mei Song, Dongyan Li

School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Dec. 17th, 2021; accepted: Feb. 17th, 2022; published: Feb. 25th, 2022

Abstract

This study aimed to investigate and compare the lumbar biomechanical characteristics after
*通讯作者。

文章引用: 王晓宇, 赵改平, 宋梅, 李冬燕. 经椎间孔椎间融合术与 Coflex 棘突间固定装置的生物力学仿真[J]. 建模与仿真, 2022, 11(2): 238-247. DOI: 10.12677/mos.2022.112021

transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) and lumbar interspinous process device Coflex, and provided reference for clinical application and innovation of lumbar spine surgery. The finite element (FE) model of L3-S1 lumbosacral spine was constructed based on the medical image data, and the FE models of TLIF and Coflex were established based on the clinical guidelines. The range of motion (ROM) of the lumbar spine and stress distributions on instruments were observed in extension, flexion, lateral bending, and axial rotation motions. Results showed that the TLIF and Coflex had a similar influence on the lumbar flexion-extension ROM, and TLIF had a stronger effect on the lateral bending motion for surgical segment, and more significant effect on the ROM of the adjacent segments. Furthermore, the maximum stress of two fixation instruments both occurred in extension motion, and the overall stress of the TLIF nail-rod system was higher than Coflex, thus, the excessive extension motion should be avoided to minimize the risk of device fracture.

Keywords

Transforaminal Lumbar Interbody Fusion, Spine Biomechanics, Interspinous Process Device, Finite Element Analysis

Copyright © 2022 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

人类随着年龄增长, 椎间盘会逐渐出现退行性改变, 产生诸多临床综合征包括腰椎间盘突出, 腰椎滑脱和腰椎管狭窄等, 经保守治疗无效后往往需要手术干预[1] [2] [3]。经椎间孔椎间融合术(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)作为椎间融合术的代表技术, 为失稳腰椎提供了足够的稳定性, 减少了神经性腰痛症状, 备受临床青睐, 但长期随访研究表明责任节段活动度的缺失及腰椎后方骨性结构和软组织的破坏会造成新的生物力学环境不稳, 加速邻近节段的退变[4] [5] [6] [7]。在此背景下, 保留脊柱运动、微创入路的非融合动态固定概念被提出, 棘突间撑开装置就是其代表技术。经 FDA 批准认证的 Coflex 是一种“U”形的钛合金棘突间动态植入物, 该装置可微创植入, 使椎管狭窄的腰椎保持相对前屈从而减轻腰椎退行性病变的临床症状, 对邻近节段生物力学特性影响小, 被广泛应用于腰椎退行性疾病的治疗[8] [9] [10]。两类腰椎手术技术在生物力学和临床表现上各有优劣, 仍需进一步的生物力学研究为手术方式的选择和改进提供理论参考。

有限元分析作为一种无创研究方法被广泛应用于脊柱生物力学研究中。1974 年, Belytschko 等[11]首次将有限元方法用于研究脊柱生物力学, 标志着有限元方法在脊柱研究领域应用的开端, 此后国内外学者结合不同的脊柱临床疾病和手术方案建立了更加复杂、全面的脊柱三维有限元模型[12] [13] [14] [15]。在有限元仿真中, 脊柱的形状结构、材料属性和负载条件可以被轻松地改变, 可用于预测脊柱的运动范围、应力分布等生物力学特征, 成本低, 可重复, 因而越来越多的学者利用有限元方法研究脊柱生物力学及各类脊柱内固定器械的作用原理及其生物力学特点, 为临床改进和优化脊柱外科手术技术提供参考[16] [17] [18] [19] [20]。本文将利用有限元方法, 选取最易发生病变的下腰椎(L3-L5)及骶椎(S1)为研究对象, 建立 L4/L5 节段双侧椎弓根螺钉固定 TLIF 手术有限元模型和腰椎棘突间 Coflex 动态固定有限元模型, 比较两类腰椎术式生物力学性能的异同。

2. 材料与方法

2.1. 人体腰骶椎 L3-S1 节段有限元模型的建立

基于人体脊柱 CT 数据集建立无损腰骶椎 L3-S1 节段有限元模型, 模型包括椎体(骨皮质, 骨松质和后方结构单元)、椎间盘(纤维环, 髓核和软骨终板)和 7 种主要的腰椎韧带(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横间韧带和囊状韧带)(图 1)。

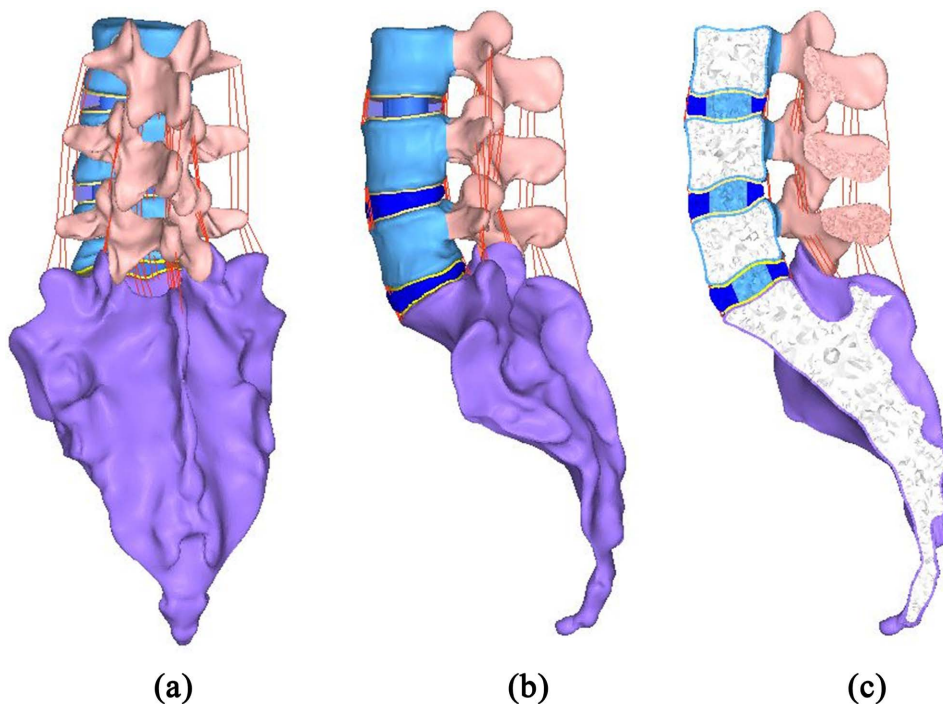


Figure 1. Finite element model of lumbosacral spine of L3-S1: (a) Rear view; (b) Side view; (c) Sectional diagram
图 1. 人体腰骶椎 L3-S1 节段有限元模型: (a) 后视图; (b) 侧视图; (c) 截面示意图

招募一名健康成年的志愿者, 使用螺旋 CT 扫描机对志愿者的脊柱进行扫描, 扫描条件为 500 mA, 120 kV, 扫描范围为第一胸椎至骨盆, 共得到 CT 断层扫描图像 822 张, 层厚为 1 mm, 导出为标准 DICOM 格式保存。利用医学图像处理软件 Mimics 读取采集的脊柱 CT 图像数据集, 进行图像分割与三维重建, 对空洞和模糊的区域做填充和增强, 得到下腰骶椎节段(L3-S1)三维点云模型。将点云数据导入到 Geomagic studio 软件中, 对质量较差的点云模型进行修洁, 基于腰椎解剖特征对模型进行曲面分割, 拟合重建出椎体的复杂曲面, 以椎体上下表面为基础创建椎间盘, 得到 L3-S1 节段的 NURBS 曲面片模型。在有限元前处理软件 Hypermesh 中对曲面片模型进行几何清理与网格划分, L3、L4 和 L5 椎体实体被分割为前方和后方结构单元, 根据解剖参数将椎间盘按照纤维环占椎间盘的 56%, 髓核占 44% 分割开来[15], 骨皮质面网格向内偏置 1.0 mm 形成骨松质, 软骨终板面网格通过将上下椎体表面网格偏置 1.0 mm 形成[21], 关节突关节模拟为无摩擦的两个相对运动的接触面[15], 使用线性杆单元 T3D2 来模拟韧带结构, 其附着位置由解剖位置决定。骨皮质与骨松质之间、椎体前方与后方结构单元之间、椎间盘与上下椎体之间均进行共节点处理。参照以往的腰椎生物力学研究与有限元研究[14] [22] [23], 对本文中的 L3-S1 腰骶椎有限元模型各个组织结构定义材料参数, 模型的更多细节和材料属性如表 1 所示。

Table 1. Material properties for the finite element model of L3-S1
表 1. L3-S1 腰骶椎有限元模型材料属性

结构名称	单元类型	弹性模量/MPa	泊松比	截面面积/mm ²	密度/Kg/mm ³
皮质骨	C3D4	12,000	0.3	-	1.70E-06
松质骨	C3D4	100	0.2	-	1.10E-06
后方结构	C3D4	3500	0.25	-	1.40E-06
软骨终板	C3D6	23.8	0.4	-	1.20E-06
纤维环	C3D4	295	0.35	-	1.05E-06
髓核	C3D4	1	0.49	-	1.02E-06
前纵韧带	T3D2	7.8	0.3	63.7	1.00E-06
后纵韧带	T3D2	10	0.3	20	1.00E-06
黄韧带	T3D2	15	0.3	40	1.00E-06
棘间韧带	T3D2	10	0.3	40	1.00E-06
棘上韧带	T3D2	8	0.3	30	1.00E-06
横韧带	T3D2	10	0.3	1.8	1.00E-06
囊韧带	T3D2	7.5	0.3	30	1.00E-06

2.2. TLIF 与 Coflex 后路固定腰椎有限元模型的建立

在腰骶椎 L3-S1 节段有限元模型的基础上, 选取易发生病变的 L4/L5 节段为植入节段, 依照临床手术方案建立双侧椎弓根螺钉固定 TLIF 手术有限元模型和腰椎棘突间 Coflex 动态固定手术有限元模型。

TLIF 的临床手术要求: 首先要切开黄韧带, 切除责任节段左侧上下小关节突, 整个髓核, 左后方部分纤维环以及植入部位的软骨终板, 保留棘突、棘间韧带和棘上韧带, 然后在左后侧斜行植入单枚 Cage, 根据要求填充碎骨, 最后进行双侧椎弓根螺钉固定(上关节突外缘切线与横突平分线交点位置植入, 椎弓根螺钉与矢状面夹角为 15°) [24]。模拟手术所采用的内固定器械为 DePuy Expediu 椎弓根螺钉-棒系统(螺钉规格 5 mm × 45 mm, 连接棒直径 5.5 mm, 材料均为医用钛合金, 材料弹性模量为 113,000 Mpa, 泊松比为 0.3 [25])和 Zimmer Ardis 融合器(长度 22 mm, 宽度 9 mm, 高度 9 mm, 材质为聚醚醚酮(polyether ether ketone, PEEK), 材料弹性模量为 3500 Mpa, 泊松比为 0.3 [25])。在 Solid Works 软件中建立内固定器械三维模型, 以 stl 格式导入 Geomagic 软件完成器械与腰椎模型的装配。在 Hypermesh 软件中对装配好的 TLIF 三维模型进行网格划分, 得到如图 2 所示的 TLIF 腰椎有限元模型。在有限元模型中融合器表面的齿及钉棒螺纹均做简化处理, 融合器与椎体之间, 融合器与碎骨之间和钉棒系统与椎体之间的接触位置进行共节点处理, 模拟椎间融合。

Coflex 动态固定装置是一种“U”形的钛合金棘突间动态植入物, 是 FDA 批准的商业化设备, 根据不同患者的解剖要求, 有 5 种不同型号: 8 mm、10 mm、12 mm、14 mm、16 mm, 以适应相应的棘突间距。依据 Coflex 产品手册, 在 Solid Works 软件中绘制装置的三维模型, 根据对腰椎解剖数据的测量, 选择 10 mm 大小的 Coflex 装置完全按照临床术式在 Geomagic studio 软件模拟植入 L4/L5 节段, 划分网格得到图 3 中的 Coflex 有限元模型。在植入时, 要适当地修平 L4 棘突下缘, 装置的前端靠近椎板, Coflex 装置的上下平面及两对翼要与棘突紧密接触, 它们之间的相互作用定义为“tie”约束, 以此来模拟 Coflex 上高摩擦的“齿”, Coflex 装置的材料为钛合金。

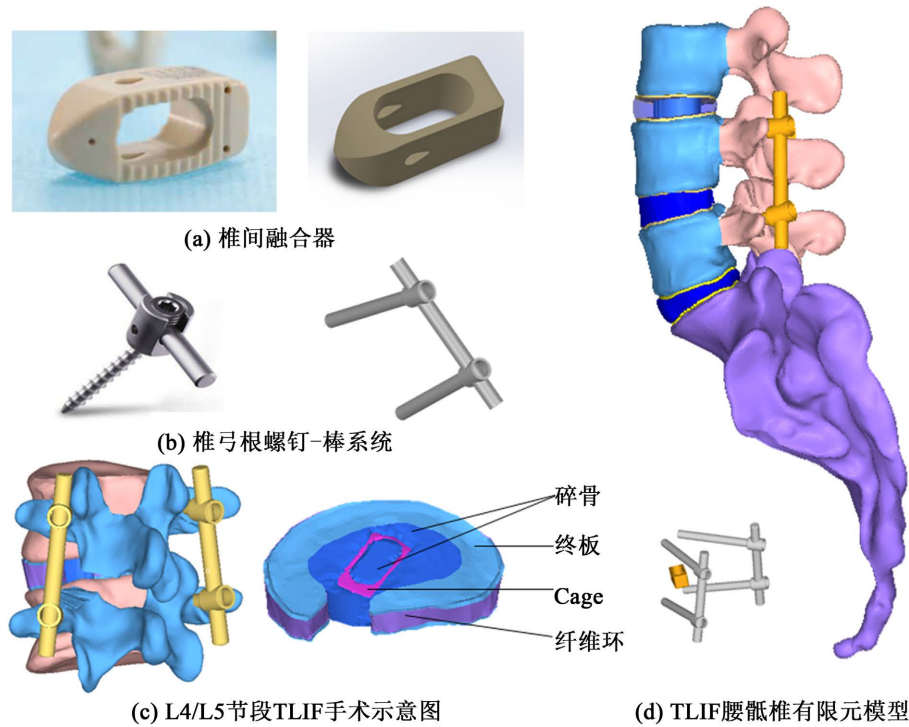


Figure 2. Finite element model of TLIF: (a) Interbody cage; (b) Pedicle screw-bar system; (c) Schematic diagram of TLIF at L4/L5; (d) TLIF finite element model for lumbosacral spine of L3-S1

图 2. TLIF 有限元模型。(a) 椎间融合器；(b) 椎弓根螺钉 - 棒系统；(c) L4/L5 节段 TLIF 手术示意图；(d) TLIF 腰骶椎有限元模型

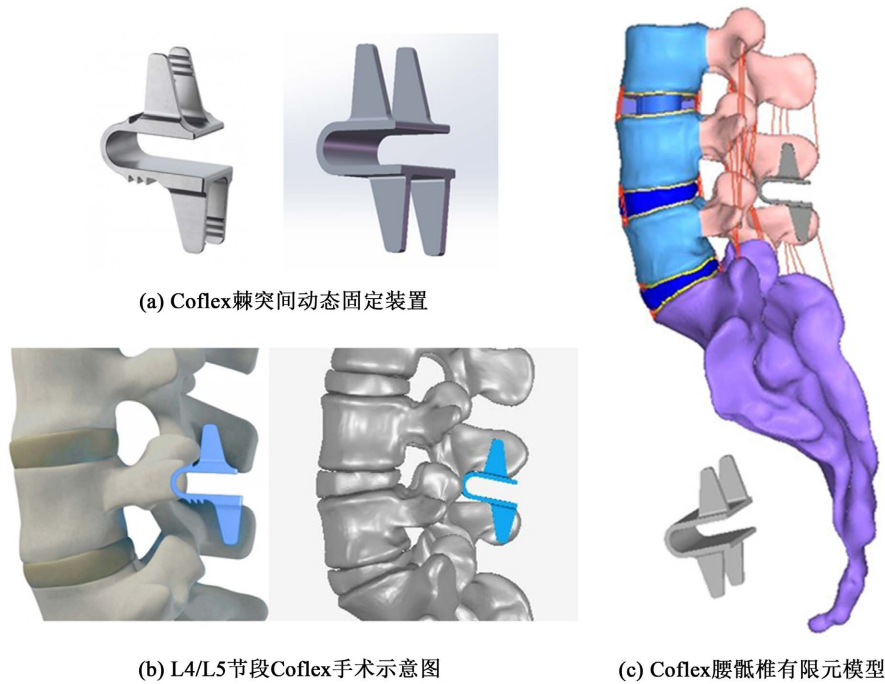


Figure 3. Finite element model of Coflex: (a) Coflex device; (b) Schematic diagram of Coflex at L4/L5; (c) Coflex finite element model for lumbosacral spine of L3-S1

图 3. Coflex 有限元模型。(a) Coflex 棘突间动态固定装置；(b) L4/L5 节段 Coflex 手术示意图；(c) Coflex 腰骶椎有限元模型

2.3. 边界条件与载荷

边界条件：骶骨(S1)在本研究中主要起到下端固定的作用，其双侧耳状面上节点的 6 个自由度被全部固定，L3 椎体上表面被耦合于上方一点，载荷施加在耦合点上。骨皮质与骨松质之间、椎体前方与后方结构单元之间、椎间盘与上下椎体之间均进行共节点，小关节之间设置接触关系，植入器械与椎体接触部分进行共节点或绑定约束，从而使得载荷可以从上到下传递到整个腰骶椎有限元模型上。

载荷：载荷分为验证载荷和模拟载荷。通过对无损模型施加与前人经典实验相同的不同方向的纯扭矩载荷来比较模型在不同工况下的腰椎活动度(range of motion, ROM)，验证模型的有效性，前屈、后伸、侧弯和旋转扭矩分别为 8, 6, ± 6 , ± 4 Nm [26]；模拟载荷为 400 N 的压缩载荷加冠状面，矢状面和水平面内 ± 7.5 Nm 的扭矩[27]，分别施加在无损模型，TLIF 模型和 Coflex 模型上，以此来模拟重力作用下腰椎的屈伸、侧弯和旋转运动。使用求解器 Abaqus/standard 进行求解，设置好模型的边界条件与载荷，打开几何非线性开关(Nlgeom)，模拟腰椎的前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋和右旋运动六种工况，比较相同载荷下的腰椎 ROM 及器械应力分布。

3. 结果与讨论

3.1. 模型验证

为验证有限元模型的可靠性，在建立的 L3-S1 无损腰骶椎有限元模型上施加与前人实验相同的加载方案，提取 L3/L4, L4/L5 的屈伸、侧弯与旋转总 ROM，并与相同加载方案下的前人体外实验数据及有限元仿真结果进行比较。如图 4 所示，本文中的 ROM 计算结果与 Renner 等[26]的体外实验和有限元仿真结果变化趋势较为吻合，因个体差异、选取节段及加载方式的不同，具体数值并不完全一致，但差距较小。总体来说，本文所建立的腰骶椎有限元模型可以模拟腰骶椎的运动趋势，可用于后续的腰椎生物力学研究。

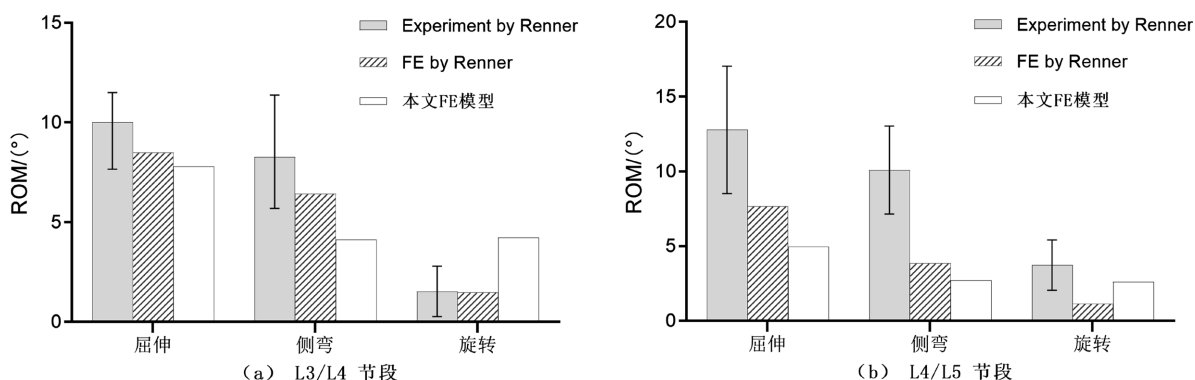


Figure 4. Comparison of ROM between the present FE model and the experimental data from Renner *et al.*: (a) L3/L4 segment; (b) L4/L5 segment

图 4. 本文有限元模型与 Renner 等体外实验和有限元仿真腰椎 Rom 对比。(a) L3/L4 节段；(b) L4/L5 节段

3.2. 腰骶椎 ROM

L3-S1 无损腰骶椎有限元模型、TLIF 模型和 Coflex 模型各个节段在不同工况下的 ROM 如图 5 所示，比较分析两种腰椎内固定方式对术后腰椎各个位面运动的影响。与无损模型相比，TLIF 模型和 Coflex 模型的责任节段(L4/L5 节段)ROM 都有所降低，在前屈和后伸工况下两种手术模型的责任节段活动度较为接近，在侧弯工况下两类术式差异最为显著，Coflex 模型保留了更多的责任节段屈伸活动度，而在旋转工况下，TLIF 模型有着略大的活动度。在邻近的 L3/L4 节段，各个工况下的术后 ROM 较无损模型都

有所降低, Coflex 模型有着更大的侧弯活动度。L5/S1 节段的活动度较小, 与无损模型相比, TLIF 模型的 ROM 增大, Coflex 模型的 ROM 则与无损模型较为接近。

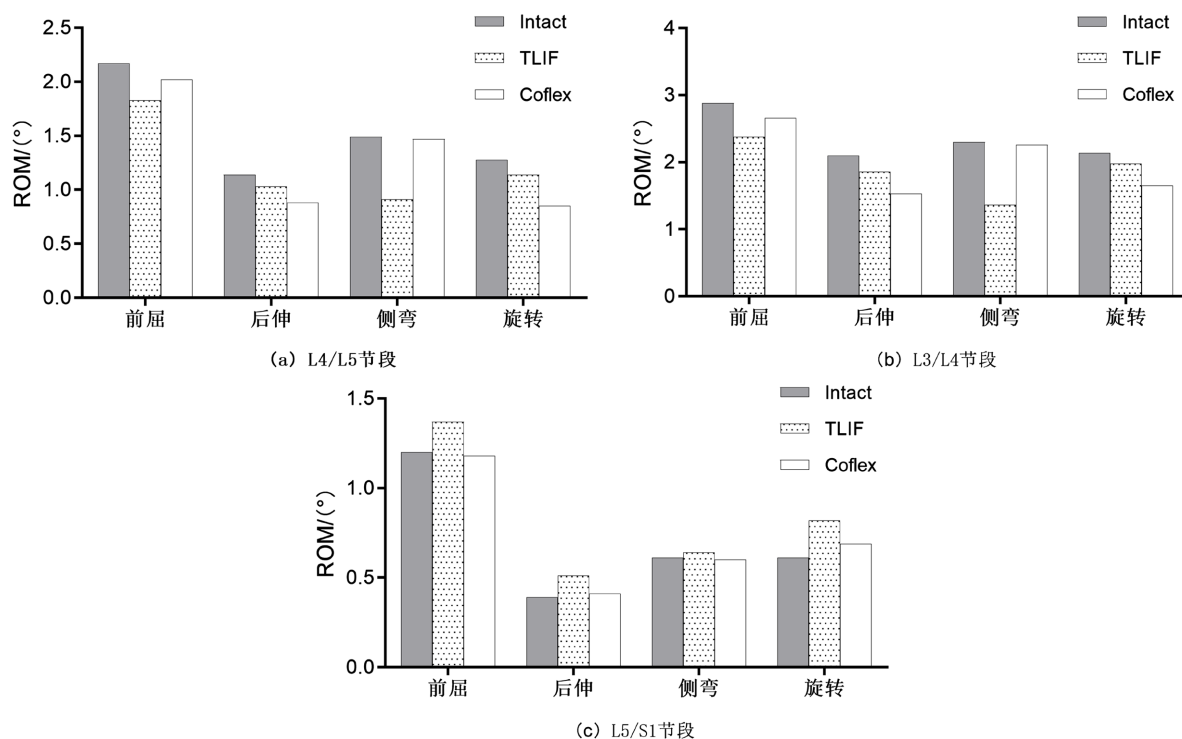


Figure 5. Comparison of ROM under different motion: (a) L4/L5 segment; (b) L3/L4 segment; (c) L5/S1 segment
图 5. 不同工况下 ROM 对比。(a) L4/L5 节段; (b) L3/L4 节段; (c) L5/S1 节段

仿真结果表明两类腰椎内固定手术方式都可以为责任节段提供稳定性, 且对屈伸运动的限制作用是类似的, TLIF 术式对侧弯运动的限制作用更强, Coflex 术式对旋转运动的影响更大。TLIF 术式对邻近节段 ROM 的影响较 Coflex 术式更为显著, 诸多研究表明, 临近节段退变疾病的发生与术后邻近节段生物力学与运动的变化密切相关[6] [7] [28] [29]。

3.3. 器械应力

不同工况下, TLIF 系统与 Coflex 装置的峰值应力如表 2 所示, 钉-棒系统的峰值应力为左右钉-棒峰值应力的平均值。TLIF 的钉-棒系统和 Coflex 装置在后伸工况下有着最大的应力, 因而在后伸运动时, 器械和钉棒有着更大的破损与断裂风险, 这与前人研究结论相同[30] [31]; Cage 在不同工况下的应力较其他两种器械都要小, 远远低于 PEEK 材料的破坏载荷, 较为安全和稳定, 同时也说明位于腰椎后柱的内固定器械承载更大的应力。

将内固定器械承受载荷最大的后伸工况下的 TLIF 钉-棒系统与 Coflex 装置放在同一坐标系下绘制应力分布云图, 如图 6 所示。TLIF 钉-棒系统的应力数值水平总体高于 Coflex 装置, 两种器械的材料同为医用钛合金, 因而 TLIF 钉-棒更容易发生装置破损; 应力较大的区域则位于螺钉与椎体椎弓根狭部的交界区域内侧, 螺钉头部的应力最小, 连接棒上也承受了较大的压缩载荷, 在这些位置更容易发生失效; Coflex 装置的总体应力更低, 应力分布更为平缓, 应力最大的区域位于装置“U”形主体与下翼交接处并向后延伸, 器械易在该区域发生断裂。两类器械应力分布的趋势与前人的研究结果是类似的[24] [30] [32], 也证明了仿真结果的可靠性。

Table 2. Maximum stress of fixation device under different motion conditions
表 2. 不同工况下内固定器械峰值应力

	TLIF 系统峰值应力/Mpa		Coflex 装置峰值应力/Mpa
	Cage	钉 - 棒系统	
前屈	11.82	56.87	37.37
后伸	22.25	93.94	96.14
侧弯	34.59	47.50	39.27
旋转	21.64	52.59	75.64

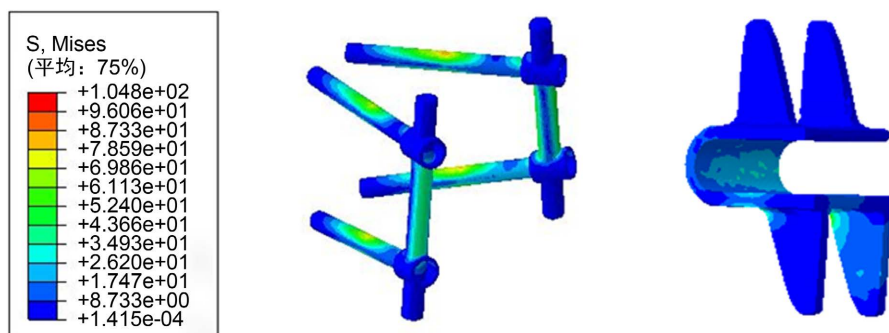


Figure 6. Stress distributions on the pedicle screws system and Coflex device under extension
图 6. 后伸工况下钉 - 棒系统与 Coflex 装置的应力分布

4. 结论

本文基于医学影像数据，建立了人体腰骶椎 L3-S1 节段有限元模型并进行验证，选取易发生病变的 L4/L5 节段为植入节段，依照临床手术方案建立了双侧椎弓根螺钉固定 TLIF 手术有限元模型和腰椎棘突间 Coflex 动态固定手术有限元模型，利用有限元方法分析比较了两类腰椎手术技术的生物力学特性。

仿真结果表明，双侧椎弓根螺钉固定 TLIF 技术与棘突间 Coflex 动态固定装置均能限制责任节段各个方向的活动，提高腰椎责任节段的稳定性；TLIF 模型的责任节段总 ROM 更小，对责任节段侧弯运动的限制作用更强，Coflex 模型责任节段总 ROM 更接近无损模型，几乎可以保留腰椎全部的侧弯运动，对旋转运动的影响更大；TLIF 技术对邻近节段 ROM 的影响较 Coflex 术式更为显著，可能会增大邻近节段退变的风险；两类内固定器械在后伸运动时的断裂风险最大，TLIF 钉 - 棒系统较 Coflex 装置更易发生装置破损，在术后应尽量避免过度的后伸运动。

同时本文的模型也存在不足，对各部分组织尤其是椎间盘和韧带等软组织材料特性做了简化处理，忽略了肌肉的牵张作用，因而不能完全地模拟出腰椎真实的生理运动，仅能模拟不同工况下的腰椎运动趋势。本文的有限元结果仅能为 TLIF 技术与棘突间 Coflex 动态固定装置的生物力学性能提供参考，其在活体中的力学表现及在临床上的长期生物力学性能仍然需要大量的后续研究。

致 谢

感谢上海长海医院王飞医生对本文中手术模型的临床指导。

参考文献

[1] Haughton, V.M., Schmidt, T.A., Keele, K., *et al.* (2000) Flexibility of Lumbar Spinal Motion Segments Correlated to

- Type of Tears in the Annulus Fibrosus. *Journal of Neurosurgery*, **92**, 81-86. <https://doi.org/10.3171/spi.2000.92.1.0081>
- [2] Hoy, D., March, L., Brooks, P., *et al.* (2010) Measuring the Global Burden of Low Back Pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, **24**, 155-165. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2009.11.002>
- [3] Rajaei, S.S., *et al.* (2012) Spinal Fusion in the United States: Analysis of Trends from 1998 to 2008. *Spine (Phila Pa 1976)*, **37**, 67-76. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31820cccfb>
- [4] Anandjiwala, J., Seo, J.Y., Ha, K.Y., *et al.* (2011) Adjacent Segment Degeneration after Instrumented Posterolateral Lumbar Fusion: A Prospective Cohort Study with a Minimum Five-Year Follow-Up. *European Spine Journal*, **20**, 1951-1960. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1917-0>
- [5] 马敏, 吴德升, 黄宇峰, 等. 腰椎融合术后邻近节段退变的长期随访观察[J]. 同济大学学报: 医学版, 2014, 35(5): 51-55.
- [6] Jahng, T.A., Kim, Y.E. and Moon, K.Y. (2013) Comparison of the Biomechanical Effect of Pedicle-Based Dynamic Stabilization: A Study Using Finite Element Analysis. *Spine Journal*, **13**, 85-94. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.11.014>
- [7] Hashimoto, K., Aizawa, T., Kanno, H., *et al.* (2018) Adjacent Segment Degeneration after Fusion Spinal Surgery—A Systematic Review. *International Orthopaedics*, **43**, 987-993. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-4241-z>
- [8] Puzilli, F., Gazzeri, R., Galarza, M., *et al.* (2014) Interspinous Spacer Decompression (X-STOP) for Lumbar Spinal Stenosis and Degenerative Disk Disease: A Multicenter Study with a Minimum 3-Year Follow-Up. *Clinical Neurology & Neurosurgery*, **124**, 166-174. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2014.07.004>
- [9] Nunley, P.D., Patel, V.V., Douglas, O., *et al.* (2017) Five-Year Durability of Stand-Alone Interspinous Process Decompression for Lumbar Spinal Stenosis. *Clinical Interventions in Aging*, **12**, 1409. <https://doi.org/10.2147/CIA.S143503>
- [10] Davis, R.J., Errico, T.J., Bae, H., *et al.* (2013) Decompression and Coflex Interlaminar Stabilization Compared with Decompression and Instrumented Spinal Fusion for Spinal Stenosis and Low-Grade Degenerative Spondylolisthesis: Two-Year Results from the Prospective, Randomized, Multicenter, Food and Drug A. *Spine*, **38**, 1529-1539. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31829a6d0a>
- [11] Belytschko, T., Kulak, R.F., Schultz, A.B., *et al.* (1974) Finite Element Stress Analysis of an Intervertebral Disc. *Journal of Biomechanics*, **7**, 277-285. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90019-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90019-0)
- [12] Hakim, N.S. and King, A.I. (1979) A Three Dimensional Finite Element Dynamic Response Analysis of a Vertebra with Experimental Verification. *Journal of Biomechanics*, **12**, 277-285, 287-292. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(79\)90070-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90070-8)
- [13] Goel, V.K., Kim, Y.E., Lim, T.H., *et al.* (1988) An Analytical Investigation of the Mechanics of Spinal Instrumentation. *Spine*, **13**, 1003. <https://doi.org/10.1097/00007632-198809000-00007>
- [14] 颜文涛, 赵改平, 方新果, 等. 人体腰椎 L4-5 节段有限元建模及分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(3): 612-618.
- [15] Guo, L.-X. and Li, W.-J. (2020) Finite Element Modeling and Static/Dynamic Validation of Thoracolumbar-Pelvic Segment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **23**, 69-80. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1699543>
- [16] Lafage, V., Gangnet, N., Senegas, J., *et al.* (2007) New Interspinous Implant Evaluation Using an *in Vitro* Biomechanical Study Combined with a Finite-Element Analysis. *Spine*, **32**, 1706-1713. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3180b9f429>
- [17] Erbulut, D.U., Zafarparandeh, I., Hassan, C.R., *et al.* (2015) Determination of the Biomechanical Effect of an Interspinous Process Device on Implanted and Adjacent Lumbar Spinal Segments Using a Hybrid Testing Protocol: A Finite-Element Study. *Journal of Neurosurgery-Spine*, **23**, 200-208. <https://doi.org/10.3171/2014.12.SPINE14419>
- [18] Chen, H.-C., Wu, J.-L., Huang, S.-C., *et al.* (2017) Biomechanical Evaluation of a Novel Pedicle Screw-Based Interspinous Spacer: A Finite Element Analysis. *Medical Engineering & Physics*, **46**, 27-32. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.05.004>
- [19] Du, C.F., Cai, X.Y., Gui, W., *et al.* (2021) Does Oblique Lumbar Interbody Fusion Promote Adjacent Degeneration in Degenerative Disc Disease: A Finite Element Analysis. *Computers in Biology and Medicine*, **128**, Article ID: 104122. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2020.104122>
- [20] Shen, H.K., Fogel, G.R., Zhu, J., *et al.* (2019) Biomechanical Analysis of Different Lumbar Interspinous Process Devices: A Finite Element Study. *World Neurosurgery*, **127**, e1112-e1119. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.04.051>
- [21] Edwards, W.T., Zheng, Y.G., Ferrara, L.A., *et al.* (2001) Structural Features and Thickness of the Vertebral Cortex in the Thoracolumbar Spine. *Spine*, **26**, 218-225. <https://doi.org/10.1097/00007632-200101150-00019>
- [22] Goel, V.K., Monroe, B.T., Gilbertson, L.G., *et al.* (1995) Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a

- Disc. Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion Segment Subjected to Axial Compressive Loads. *Spine*, **20**, 689-698. <https://doi.org/10.1097/00007632-199503150-00010>
- [23] Lu, Y.M., Hutton, W.C. and Gharpuray, V.M. (1996) Can Variations in Intervertebral Disc Height Affect the Mechanical Function of the Disc? *Spine*, **21**, 2208-2217. <https://doi.org/10.1097/00007632-199610010-00006>
- [24] 颜文涛, 赵改平, 方新果, 等. 经椎间孔腰椎椎间融合术式模型的生物力学研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(1): 67-72.
- [25] Lo, C.-C., Tsai, K.-J., Zhong, Z.-C., *et al.* (2011) Biomechanical Differences of Coflex-F and Pedicle Screw Fixation Combined with TLIF or ALIF-a Finite Element Study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **14**, 947-956. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.501762>
- [26] Renner, S.M., Natarajan, R.N., Patwardhan, A.G., *et al.* (2007) Novel Model to Analyze the Effect of a Large Compressive Follower Pre-Load on Range of Motions in a Lumbar Spine. *Journal of Biomechanics*, **40**, 1326-1332. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.019>
- [27] Zhang, C., Shi, J., Chang, M., *et al.* (2021) Does Osteoporosis Affect the Adjacent Segments Following Anterior Lumbar Interbody Fusion? A Finite Element Study. *World Neurosurgery*, **146**, e739-e746. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.11.005>
- [28] Lee, J.C. and Choi, S.W. (2015) Adjacent Segment Pathology after Lumbar Spinal Fusion. *Asian Spine Journal*, **9**, 807-817. <https://doi.org/10.4184/asj.2015.9.5.807>
- [29] Hikata, T., Kamata, M. and Furukawa, M. (2012) Risk Factors for Adjacent Segment Disease after Posterior Lumbar Interbody Fusion and Efficacy of Simultaneous Decompression Surgery for Symptomatic Adjacent Segment Disease. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, **27**, 70. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e31824e5292>
- [30] 陈肇辉. 腰椎棘突间撑开装置的三维有限元分析及临床应用研究[D]: [硕士学位论文]. 上海: 第二军医大学, 2010,
- [31] 张文, 王兰, 施勤, 等. 腰椎行椎间孔入路椎间融合术固定的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(5): 405-410.
- [32] 谷雪莲, 蔡方舟, 胡方道, 等. Coflex 和 X-STOP 治疗腰椎管狭窄的生物力学性能[J]. 医用生物力学, 2015, 30(4): 318-325.