

下腰椎 L4/5 与 L5/S1 节段 Coflex 动态固定的有限元模型试验设计

吴信雷¹, 吴立军¹, 郑蓉梅¹, 王继松¹, 徐华梓², 周洋², 吴爱悯², 倪文飞²

(1. 温州医学院 数字化医学研究所, 浙江 温州 325035; 2. 温州医学院附属第二医院 骨科, 浙江 温州 325000)

摘要: **目的** 模拟临床手术,探讨 Coflex 动态稳定装置在下腰椎 L5/S1 退变性疾病中应用的可行性。**方法** 在第 2 代中国数字化人体“男性 23 号”数据集平台上,选取下腰椎骶骨数字模型,运用 CAX 相关软件建立下腰椎及 Coflex 应用于下腰椎的 3 组有限元模型(健康者下腰椎模型、Coflex 固定 L4/5 节段模型及 Coflex 固定 L5/S1 节段模型);根据脊柱三柱加载理论和下腰椎生理运动,采用直立、前屈和后伸 3 种生理载荷分别进行计算、验证和对照分析。**结果** 建立了健康者下腰椎骶骨有限元模型、Coflex 固定 L4/5 节段有限元对照模型、以及 Coflex 固定 L5/S1 节段有限元试验模型。根据 3 组有限元模型对照试验的稳定性和相容性等各种生物力学指标,发现两种动态内固定方式的下腰椎具有相近的生物力学效果。**结论** 本有限元模型对照试验的设计为研究下腰椎 L5/S1 节段 Coflex 动态固定手术提供了生物力学循证依据,对 Coflex 植入 L5/S1 节段这一新手术的临床应用具有指导意义。

关键词: 下腰痛; Coflex 装置; 动态固定; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Finite element model testing on Coflex dynamic fixation for L4/5 and L5/S1 segment of lower lumbar

WU Xin-lei¹, WU Li-jun¹, ZHENG Rong-mei¹, WANG Ji-song¹, XU Hua-zi², ZHOU Yang², WU Ai-min², NI Wen-fei² (1. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325035, Zhejiang, China; 2. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325000, Zhejiang, China)

Abstract: **Objective** To simulate clinical operation and investigate feasibility of Coflex dynamic device for fixing L5/S1 segment of lower lumbar degenerative diseases. **Methods** The lower lumbar-sacral digital model was extracted from platform of the second generation of Chinese Digitized Human “Male No. 23” data set, and three finite element (FE) models (the model of normal lower lumbar sacrum, L4/5 and L5/S1 segment fixed with Coflex) were developed respectively using a series of CAX software. According to the spinal three-column loading theory and the lower lumbar physiological behaviors, FE model tests were analyzed, validated and compared under the physiological load of upright standing, anteflexion and extension. **Results** The FE models of normal lower lumbar sacrum (Healthy), Coflex fixed-L4/5 segment (L4/5), Coflex fixed-L5/S1 segment (L5/S1) were developed, respectively. Based on biomechanical indexes (stability and compatibility) of the controlled trial for the FE model, the two Coflex-fixed FE models showed similar biomechanical effects for fixing the lower lumbar. **Conclusions** The controlled trials of FE models provide biomechanical evidence for the fixation of lower lumbar L5/S1 segment by Coflex dynamic device, which is of significance for application of Coflex in fixing L5/S1 segment in clinic.

Key words: Lower back pain; Coflex device; Dynamic fixation; Finite element analysis; Biomechanics

在腰椎退行性病变的外科治疗中^[1], Coflex 系统作为一种棘突间动态内固定装置, 能将狭窄的腰椎节段维持在相对的前屈位以及限制一定的后伸, 并且可以在不破坏生理曲度的同时, 尽可能保留腰椎节段的运动功能, 从而缓解邻椎病的发生^[2-3]。近几年, Coflex 治疗 L3/4、L4/5 节段病变已经取得了良好的临床疗效^[4-5]。但有研究认为, 在 L5/S1 节段棘突间植入 Coflex 假体后, 由于腰骶椎的特殊解剖结构, 可能导致 Coflex 假体固定不稳定或滑脱挤出, 达不到动态固定的效果, 故不宜在该节段棘突间植入 Coflex 装置^[5-8]。文献[9]中报道了在 L5/S1 节段应用 Coflex 动态固定的临床研究, 但是实验室生物力学研究尚未见报道。

依据计算机辅助设计 (computer-aided design, CAD) 理念, 在第 2 代中国数字化人体 (the second generation of Chinese digitized human, F2-CDH) “男性 23 号”数据集平台上, 构建健康者下腰椎三维有限元模型 (Healthy), 并按照临床对照研究的思路, 设计 Coflex 植入腰骶椎 L4/5 节段与 L5/S1 节段的三维有限元模型, 通过计算分析比较 Healthy、L4/5、L5/S1 等 3 组有限元模型的稳定性和生物力学相容性等指标, 期望为研究 Coflex 系统治疗下腰椎 L5/S1 节段退变性疾病提供生物力学理论基础。

1 材料与方法

1.1 健康者下腰椎有限元建模

选取 F2-CDH “男性 23 号” (健康志愿者, 年龄 23 岁, 身高 169 cm, 体重 65 kg, 层距 1.25 mm) CT 影像数据集^[10-11]。采用 Mimics 11.0 软件 (Materialise 公司, 比利时), 通过选择并附色组织类型、再分割、填充及 3D 重建等一系列操作建立下腰椎及骶骨的三维几何数字模型。采用逆向工程 Geomagic 软件, 对 Mimics 生成的模型进行优化, 通过编辑三角形、分裂边、翻转边、删除、填充、砂纸等一系列功能, 最后得到几何优化模型。利用通用有限元前处理 HyperMesh 软件, 导入优化后的几何模型, 根据下腰椎骶骨的解剖^[12], 构建下腰椎有限元模型包括: 各脊椎的皮质骨、松质骨、椎体后部结构、骨性终板、软骨终板、关节软骨、关节囊基质及其韧带、纤维

环基质及其纤维、椎间盘髓核、前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带。各种组织材料属性参考国内外文献报道 (见表 1)^[13-16]。在有限元分析软件 ANSYS 11.0 平台上, 本实验建立的有限元模型单元类型包括: SOLID45 实体单元和 LINK10 非线性缆绳单元。棘突间关节软骨面之间设置面-面接触单元, 间隙为 0.1 mm, 摩擦系数为 0.2 (见表 1)。

表 1 下腰椎有限元模型的材料参数^[13-16]

Tab. 1 Material properties of different tissues in the lower lumbar FE model

组织材料	弹性模量, E/MPa	泊松比, ν	摩擦 系数	横截面积 $/\text{mm}^2$	实常数 $/\text{mm}^2$	条数
皮质骨	12 000	0.3				
松质骨	100	0.2				
后部结构	3 500	0.25				
骨性终板	1 000	0.4				
软骨终板	25	0.25				
髓核	1.0	0.499				
纤维环基质	4.2	0.3				
关节软骨	10	0.4	0.2			
关节囊基质	1.1	0.49				
前纵韧带 (片状)	1.1	0.4				
前纵韧带	20	0.3		60	20	3
后纵韧带	70	0.3		21	7	3
横突间韧带	50	0.3		10	5	2
黄韧带	50	0.3		60	20	3
棘间韧带	28	0.3		40	13.3	3
棘上韧带	28	0.3		30	15	2
纤维环纤维	450	0.3				
关节囊韧带	26	0.3				
Coflex	110 000	0.3	0.4			

注: 横截面积为解剖学研究测得各韧带的横截面积, 实常数为每条韧带的横截面积

1.2 Coflex 固定 L4/5 和 L5/S1 节段有限元建模

根据临床上的手术方案^[4,17], Coflex 的型号根据患者脊柱棘突间距离而定, 本文针对 F2-CDH 的脊柱 CT 选取 Coflex 10 号。采用计算机辅助设计 CATIA 软件, 经过创建凸台、挖孔、倒角、镜像等操

在腰椎退行性病变的外科治疗中^[1], Coflex 系统作为一种棘突间动态内固定装置, 能将狭窄的腰椎节段维持在相对的前屈位以及限制一定的后伸, 并且可以在不破坏生理曲度的同时, 尽可能保留腰椎节段的运动功能, 从而缓解邻椎病的发生^[2-3]。近几年, Coflex 治疗 L3/4、L4/5 节段病变已经取得了良好的临床疗效^[4-5]。但有研究认为, 在 L5/S1 节段棘突间植入 Coflex 假体后, 由于腰骶椎的特殊解剖结构, 可能导致 Coflex 假体固定不稳定或滑脱挤出, 达不到动态固定的效果, 故不宜在该节段棘突间植入 Coflex 装置^[5-8]。文献[9]中报道了在 L5/S1 节段应用 Coflex 动态固定的临床研究, 但是实验室生物力学研究尚未见报道。

依据计算机辅助设计 (computer-aided design, CAD) 理念, 在第 2 代中国数字化人体 (the second generation of Chinese digitized human, F2-CDH) “男性 23 号”数据集平台上, 构建健康者下腰椎三维有限元模型 (Healthy), 并按照临床对照研究的思路, 设计 Coflex 植入腰骶椎 L4/5 节段与 L5/S1 节段的三维有限元模型, 通过计算分析比较 Healthy、L4/5、L5/S1 等 3 组有限元模型的稳定性和生物力学相容性等指标, 期望为研究 Coflex 系统治疗下腰椎 L5/S1 节段退变性疾病提供生物力学理论基础。

1 材料与方法

1.1 健康者下腰椎有限元建模

选取 F2-CDH “男性 23 号” (健康志愿者, 年龄 23 岁, 身高 169 cm, 体重 65 kg, 层距 1.25 mm) CT 影像数据集^[10-11]。采用 Mimics 11.0 软件 (Materialise 公司, 比利时), 通过选择并附色组织类型、再分割、填充及 3D 重建等一系列操作建立下腰椎及骶骨的三维几何数字模型。采用逆向工程 Geomagic 软件, 对 Mimics 生成的模型进行优化, 通过编辑三角形、分裂边、翻转边、删除、填充、砂纸等一系列功能, 最后得到几何优化模型。利用通用有限元前处理 HyperMesh 软件, 导入优化后的几何模型, 根据下腰椎骶骨的解剖^[12], 构建下腰椎有限元模型包括: 各脊椎的皮质骨、松质骨、椎体后部结构、骨性终板、软骨终板、关节软骨、关节囊基质及其韧带、纤维

环基质及其纤维、椎间盘髓核、前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带。各种组织材料属性参考国内外文献报道 (见表 1)^[13-16]。在有限元分析软件 ANSYS 11.0 平台上, 本实验建立的有限元模型单元类型包括: SOLID45 实体单元和 LINK10 非线性缆绳单元。棘突间关节软骨面之间设置面-面接触单元, 间隙为 0.1 mm, 摩擦系数为 0.2 (见表 1)。

表 1 下腰椎有限元模型的材料参数^[13-16]

Tab. 1 Material properties of different tissues in the lower lumbar FE model

组织材料	弹性模量, E/MPa	泊松比, ν	摩擦 系数	横截面积 $/\text{mm}^2$	实常数 $/\text{mm}^2$	条数
皮质骨	12 000	0.3				
松质骨	100	0.2				
后部结构	3 500	0.25				
骨性终板	1 000	0.4				
软骨终板	25	0.25				
髓核	1.0	0.499				
纤维环基质	4.2	0.3				
关节软骨	10	0.4	0.2			
关节囊基质	1.1	0.49				
前纵韧带 (片状)	1.1	0.4				
前纵韧带	20	0.3		60	20	3
后纵韧带	70	0.3		21	7	3
横突间韧带	50	0.3		10	5	2
黄韧带	50	0.3		60	20	3
棘间韧带	28	0.3		40	13.3	3
棘上韧带	28	0.3		30	15	2
纤维环纤维	450	0.3				
关节囊韧带	26	0.3				
Coflex	110 000	0.3	0.4			

注: 横截面积为解剖学研究测得各韧带的横截面积, 实常数为每条韧带的横截面积

1.2 Coflex 固定 L4/5 和 L5/S1 节段有限元建模

根据临床上的手术方案^[4,17], Coflex 的型号根据患者脊柱棘突间距离而定, 本文针对 F2-CDH 的脊柱 CT 选取 Coflex 10 号。采用计算机辅助设计 CATIA 软件, 经过创建凸台、挖孔、倒角、镜像等操

等情况下,计算得到 L4/5 椎间盘前部区域、侧部区域、椎间盘髓核的 Von Mises 应力大小分别为 0.35、0.28、0.074 MPa,与郭立新等^[22]的有限元静力结果相近(0.23、0.21、0.084 MPa)。因此,后续手术模型研究可利用 Healthy 模型。

2 结果

建立的 Healthy、L4/5、L5/S1 3 组有限元模型如图 3 所示。根据在压缩荷载、前屈荷载、后伸荷载作

用下的模型对照试验计算结果,对 Coflex 最大 Von Mises 应力、骨质部分最大 Von Mises 应力与最大位移、Coflex 固定部位棘突间位移差等指标进行对照分析^[13-14],如表 3 所示。在下腰椎的生理运动中,L4/5 和 L5/S1 模型 Coflex 的 Von Mises 应力、骨质部分 Von Mises 应力与位移、Coflex 固定部位棘突间位移差等 4 种指标的最大值均较为相近。其最大应力均大于 Healthy 模型,而最大位移均略小于 Healthy 模型。

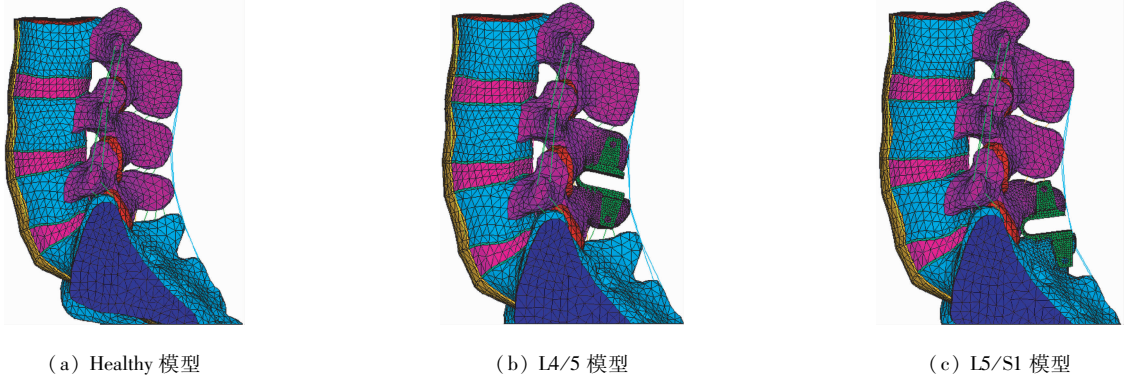


图 3 有限元模型

Fig. 3 Finite element models (a) The Healthy model, (b) Coflex fixed-L4/5 segment model, (c) Coflex fixed-L5/S1 segment model

表 3 不同生理载荷作用下 3 种模型的应力与位移

Tab. 3 Stresses and displacements of Healthy, L4/5, L5/S1 model under there physiological loads

生理载荷	有限元模型	Coflex 最大应力/MPa	骨质部分最大应力/MPa	骨质部分最大位移/mm	棘突间的位移差/mm
直立	Healthy 模型	—	3.27	0.45	—
	L4/5 模型	30.13	7.56	0.38	0.063 2
	L5/S1 模型	20.18	3.92	0.44	0.121 7
前屈	Healthy 模型	—	4.19	1.29	—
	L4/5 模型	17.25	10.82	1.13	0.339 0
	L5/S1 模型	53.75	11.13	0.91	0.219 0
后伸	Healthy 模型	—	3.90	0.81	—
	L4/5 模型	43.60	11.08	0.57	0.058 3
	L5/S1 模型	33.23	7.35	0.64	0.068 5

在常见体位的平衡直立情况下(即压缩荷载作用下),Healthy、L4/5 和 L5/S1 模型的整体位移和骨质部分应力云图如图 4、5 所示;图 6 所示为在压缩荷载下 L4/5 和 L5/S1 模型的 Coflex 应力分布云图。

3 讨论

Coflex 是国内临床一种新近应用于棘突间动态固定的非融合手术装置。该植入物最初设计是针对

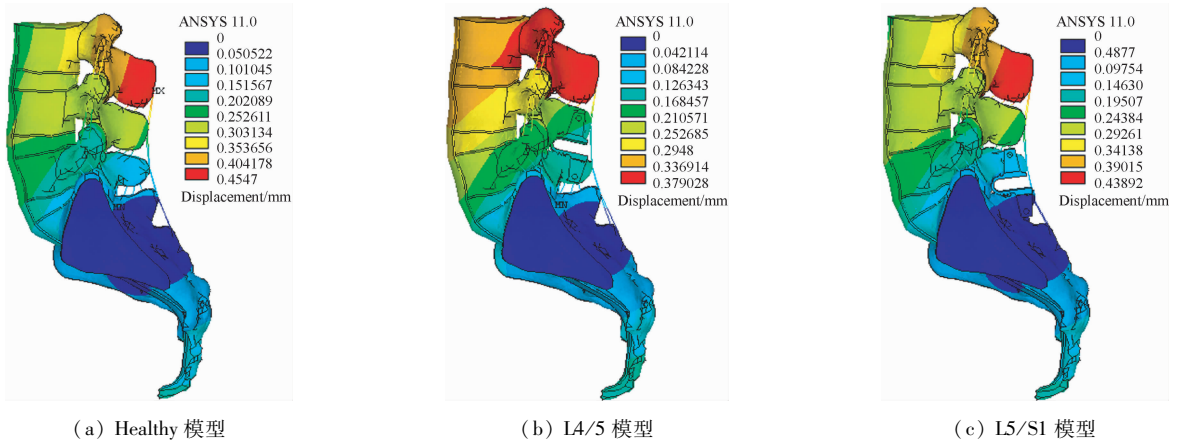


图 4 压缩载荷下 3 种模型的整体位移云图

Fig. 4 Overall displacement distributions of three models under the load of upright standing (a) Healthy model, (b) Coflex fixed-L4/5 segment model, (c) Coflex fixed-L5/S1 segment model

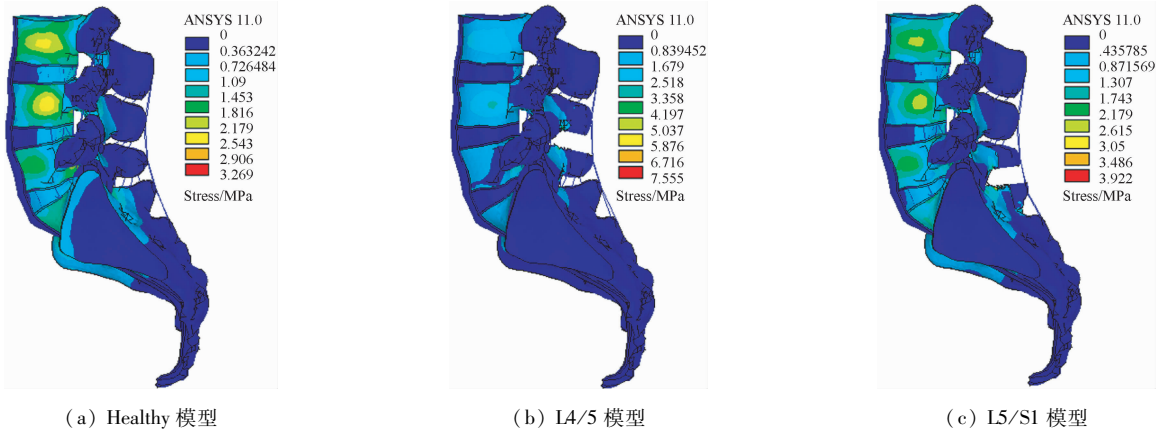


图 5 压缩载荷下 3 种模型的应力分布云图

Fig. 5 Stress distributions of three models under the load of upright standing (a) Healthy model, (b) Coflex fixed-L4/5 segment model, (c) Coflex fixed-L5/S1 segment model

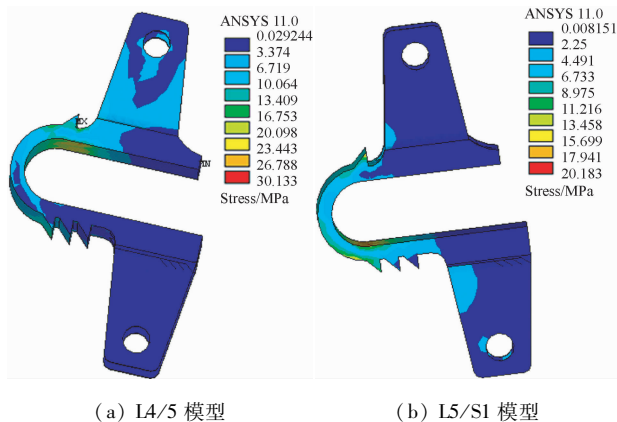


图 6 压缩载荷下 2 种模型的 Coflex 应力云图

Fig. 6 Coflex stress distributions of two models under the load of upright standing (a) Coflex fixed-L4/5 segment model, (b) Coflex fixed-L5/S1 segment model

有典型症状的 L1 ~ 5 节段椎管狭窄、伴或不伴腰痛; 后逐渐扩大应用范围, 包括腰椎间盘突出症、腰椎不稳定等^[23]。目前, 将 Coflex 植入 L5/S1 节段, 这一新手术仍存在争议。Park 等^[5]认为骶骨棘突尚不足提供力学支撑, 应避免 Coflex 植入 L5/S1 节段。然而, Villarejo 等^[24]报道了 27 例 Coflex 动态固定 L5/S1 节段治疗椎间盘退变患者, 随访 4 年未发现与 Coflex 相关的并发症。另外, 周洋等^[9]认为个体骶骨棘突发育正常, S1 棘突能对 Coflex 假体起到良好的固定支撑作用, 则 L5/S1 节段并不是 Coflex 假体植入的禁忌症。

Chung 等^[25]从临床手术治疗结合 MRI 技术角度报道了 1 例 Coflex 治疗 L4/5 棘突间内固定术后致椎体双侧后关节面应力性骨折, 但无法形象地给

出下腰椎进行 Coflex 固定后骨质部分应力的分布情况。本研究通过模拟 Coflex 固定的两种手术模型,得到骨质部分的应力分布云图(见图5)。通过比较发现两种手术模型的应力云图分布具有类似的趋势;Coflex 相邻棘突峡部均出现应力集中,人体脊柱长时间的往复性运动可能导致该区域发生应力性骨折。另外,在直立和后伸生理载荷下,L5/S1 模型的应力集中程度比 L4/5 模型要略小;而在前屈生理载荷下,L5/S1 模型的应力集中与 L4/5 模型相近。

从 Coflex 固定的支撑效应分析,Coflex 固定部位上下棘突间的位移差越小,说明 Coflex 固定的支撑效果越显著。L4/5 和 L5/S1 模型的 Coflex 固定部位上下棘突间位移差都很小,分别约为 58 ~ 339 μm 和 69 ~ 219 μm ,可见无论 L4/5 模型还是 L5/S1 模型,Coflex 固定均具有显著的撑开效果^[9,17]。此结果与 Wilke 等^[26]实验研究结果相符,即 Coflex 对脊柱后伸具有很强的限制作用。

从 Coflex 固定的挤压效应分析,L4/5 和 L5/S1 模型中,与 Coflex 相接触的棘突间骨质均有压应力存在,说明棘突间骨质部分均对 Coflex 存在挤压效应。直立和后伸生理载荷下,L4/5 和 L5/S1 模型的 Coflex 装置最大应力的趋势相近,对 Coflex 的挤压效应相近。但是前屈生理载荷下,L5/S1 模型的 Coflex 最大应力(53.75 MPa)明显高于 L4/5 模型(17.25 MPa),说明当 Coflex 植入 L5/S1 节段时,患者宜保持直立和后伸的体位姿势,尽量避免在前屈的体位姿势下负重,以减少 Coflex 装置发生滑脱和失稳的可能性。

从生物力学相容性角度考虑,Coflex 固定的手术模型与 Healthy 模型的力学差异越小,说明手术对腰椎自然力学环境的干扰越小,手术模型的生物力学相容性越好^[19]。两种手术模型与 Healthy 模型相比发现,L4/5 和 L5/S1 模型的骨性组织最大应力较为相近,分别约为 11.08 和 11.13 MPa(而 Healthy 模型约为 4.19 MPa),两种手术模型的最大位移也较为相近,分别约为 1.13 和 0.91 mm (Healthy 模型约为 1.29 mm),说明 L4/5 和 L5/S1 模型具有总体相近的生物力学相容性。

本研究中存在以下不足之处:(1) 选用低阶的四面体单元模拟复杂的椎体几何结构,虽然可以降低模型构建及运算成本,但同时可能导致大变形时

有限元模型计算精度的误差。(2) 对患者手术后模型进行了理想化假设,即认为患者经过手术治疗后,其脊柱的序列、曲度、椎间高度、棘突间高度等解剖结构均已接近正常健康的解剖结构,故本实验模型是在健康者脊柱模型加上 Coflex 模型来替代患者手术后模型,无法避免本实验模型与患者真实模型的误差。(3) 建模数据选取 F2-CDH“男性 23 号”,其在统计学上具有均值效果,代表普遍性患者在手术治疗后的基本特征,可在一定程度上保证结果的可靠性。但对于个体差异性较大的患者需谨慎使用,例如 S1 棘突发育不正常的患者不能适用本模型。鉴于临床病例具有个体差异的多样性,临床随机有限元研究将是本研究下一步开展的工作。

4 结语

综合生物力学稳定性和相容性的各个方面,即应力集中与遮挡、力学撑开效果、力学挤压效果、力学相容性效应等,L4/5 模型表明 Coflex 植入 L4/5 节段内固定具有较好的生物力学效果;同理,L5/S1 模型表明 Coflex 植入 L5/S1 节段内固定同样具有较好的生物力学效果。

致谢:感谢钟世镇院士和戴尅戎院士在骨科计算生物力学方面给予作者们热情的指导,感谢大连理工大学提供 ANSYS 软件等一系列计算分析平台。

参考文献:

- [1] Rahm MD, Hall BB. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: A retrospective study [J]. *J Spinal Disord*, 1996, 9(5): 392-400.
- [2] Eck JC, Humphreys SC, Hodges SD. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion: A review of clinical, biomechanical, and radiologic studies [J]. *Am J Orthop*, 1999, 28(6): 336-340.
- [3] Bono CM, Vaccaro AR. Interspinous process devices in the lumbar spine [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20(3): 255-261.
- [4] Kong DS, Kim ES, Eoh W. One-year outcome evaluation after interspinous implantation for degenerative spinal stenosis with segmental instability [J]. *J Korean Med Sci*, 2007, 22(2): 330-335.
- [5] Park SC, Yoon SH, Hong YP, *et al*. Minimum 2-year follow-up result of degenerative spinal stenosis treated with in-

- terspinous U (Coflex™) [J]. *J Korean Neurosurg Soc*, 2009, 46(4): 292-299.
- [6] Cabraja M, Abbushi A, Woiciechowsky C, *et al.* The short-and mid-term effect of dynamic interspinous distraction in the treatment of recurrent lumbar facet joint pain [J]. *Eur Spine J*, 2009, 18(11): 1686-1694.
- [7] Tsai KJ, Murakami H, Lowery GL, *et al.* A biomechanical evaluation of an interspinous device (Coflex) used to stabilize the lumbar spine [J]. *J Surg Orthop Adv*, 2006, 15(3): 167-172.
- [8] Eif M, Schenke H. The interspinous U-indications, experiences and results [C]//Proceedings of 5th Annual Global Symposium on Motion Preservation Technology. New York: Spine Arthroplasty Society, 2005: 73.
- [9] 周洋, 徐华梓, 池永龙, 等. Coflex 动态稳定装置在 L5/S1 退行性疾病中的应用 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2011, 21(8): 627-632.
- [10] 吴立军, 钟世镇. 数字医学有限元分析的方法、案例和时代挑战 [M]//张绍祥, 傅征, 主编. 工程前沿第 11 卷: 数字医学的现状与未来. 北京: 高等教育出版社, 2009: 280-297.
- [11] 陈红卫, 吴立军, 王继松, 等. 第二代数字化人体骶骨纵形骨折微创内固定的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 565-573.
- Chen HW, Zhong SZ, Wang JS, *et al.* Finite element analysis on internal fixation biomechanics for vertical sacrum fractures in the second generation of Chinese digitized human [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(6): 565-573.
- [12] 丁自海, 杜心如. 脊柱外科临床解剖学 [M]. 济南: 山东科学技术出版社, 2008: 290-300.
- [13] 何登伟, 吴立军, 池永龙. 双侧关节突联合棘突间植骨融合预防胸腰椎骨折术后矫正丢失的生物力学三维有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2009, 24(3): 193-199.
- He DW, Wu LJ, CHI YL. Biomechanical finite element analysis on bone graft fusion of bilateral articular process combined with spinous process to prevent postoperative correction loss after thoracolumbar fracture surgery [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(3): 193-199.
- [14] He DW, Wu LJ, Chi YL, *et al.* Facet joint plus interspinous process graft fusion to prevent postoperative late correction loss in thoracolumbar fractures with disc damage: Finite element analysis and small clinical trials [J]. *Clin Biomech*, 2011, 26(3): 229-237.
- [15] Park WM, Park YS, Kim K, *et al.* Biomechanical comparison of instrumentation techniques in treatment of thoracolumbar burst fractures: A finite element analysis [J]. *Orthop Sci*, 2009, 14(4): 443-449.
- [16] Langrana NA, Harten RD, Lin DC, *et al.* Acute thoracolumbar burst fractures: A new view of loading mechanisms [J]. *Spine*, 2002, 27(5): 498-508.
- [17] 徐丁, 陈一衡, 曾哈冰, 等. Coflex 棘突间动态固定系统治疗腰椎间盘突出症的短期疗效评价 [J]. *中华外科杂志*, 2009, 47(18): 1379-1382.
- [18] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries [J]. *Spine*, 1983, 8(8): 817-831.
- [19] 吴立军, 杨国敬, 张力成, 等. 骨移植与骨水泥增强对治疗骨质疏松椎体的生物力学相容性的有限元评估 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(2): 79-87.
- Wu LJ, Yang GJ, Zhang LC, *et al.* Finite element evaluation on biomechanical compatibility of osteoporotic vertebral augmentation with cancellous bone granules and bone cement [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 79-87.
- [20] Zhang LC, Yang GJ, Wu LJ, *et al.* The biomechanical effects of osteoporosis vertebral augmentation with cancellous bone granules or bone cement on treated and adjacent non-treated vertebral bodies: A finite element evaluation [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(2): 166-172.
- [21] Berkson MH, Nachemson A, Schultz AB. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments—part II: responses in compression and shear influence of grass morphology [J]. *J Biomech Eng*, 1979, 101(1): 53-57.
- [22] 郭立新, 陈威, 刘学勇. 基于有限元的人体损伤脊柱的动态特性分析 [J]. *东北大学学报: 自然科学版*, 2005, 26(9): 836-839.
- [23] 李放, 张志成, 文天用. Coflex™ 在腰腿痛治疗中的初步观察 [J]. *中国骨与关节外科*, 2010, 3(3): 193-197.
- [24] Villarejo F, Carceller F, de la Riva AG, *et al.* Experience with coflex interspinous implant [J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2011, 108: 171-175.
- [25] Chung KJ, Hwang YS, Koh SH. Stress fracture of bilateral posterior facet after insertion of interspinous implant [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2009, 34(10): 380-383.
- [26] Wilke HJ, Drumm J, Haussler K, *et al.* Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure [J]. *Eur Spine J*, 2008, 17(8): 1049-1056.