

• 基础研究 •

经 Coflex 固定下腰椎不同节段后的椎间盘生物力学特性分析

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

(1.温州医科大学数字化医学研究所, 浙江 温州 325035; 2.温州医科大学附属第二医院骨科, 浙江 温州 325000)

【摘要】 目的: 模拟临床术式, 经 Coflex 分别固定下腰椎 L_{4,5}、L₅S₁ 节段, 分析其手术节段及邻近节段椎间盘生物力学的差异性。方法: 建立下腰椎及 Coflex 应用于下腰椎的 3 组有限元模型(完整下腰椎、Coflex 固定腰椎 L_{4,5} 及 L₅S₁ 节段)。根据脊柱三柱加载理论, 模拟下腰椎直立、前屈和后伸 3 种生理状态下, 比较分析纤维环不同区域的应力大小、椎间隙背侧高度变化及髓核内压水平。结果: 在直立和后伸工况下, Coflex 分别植入 L_{4,5}、L₅S₁ 节段, 均能减少其手术节段纤维环后区应力, 限制椎间隙高度变化, 并且降低髓核的应力水平。在后伸工况下, Coflex 植入 L_{4,5} 节段可降低 L₅S₁ 节段的椎间盘应力水平, 但 Coflex 植入 L₅S₁ 节段不改变 L_{4,5} 节段椎间盘应力大小。结论: Coflex 固定 L_{4,5}、L₅S₁ 节段均能减少本手术节段椎间盘负载。另外, Coflex 固定 L_{4,5} 节段, 起到降低 L₅S₁ 节段椎间盘负载的生物力学效果。

【关键词】 腰椎; 椎间盘; 应力, 物理; 有限元分析; 生物力学

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2014.11.013

Biomechanical characteristics analysis on discs with Coflex fixation on the different segments of lower lumbar spine

WU Xin-lei, WU Li-jun*, ZHENG Rong-mei, WANG Ji-song, XU Hua-zi, ZHOU Yang, and WU Ai-min. *Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical University, Wenzhou 325035, Zhejiang, China

ABSTRACT Objective: To investigate the biomechanical differences between the surgery and adjacent segments of intervertebral discs in the lower lumbar spine, which were implanted with Coflex into the segments of L_{4,5} and L₅S₁, respectively. **Methods:** Three finite-element models (the model of the intact lower lumbar sacrum, the L_{4,5} and L₅S₁ segments implanted by Coflex) were developed, respectively. According to the spinal three-column loading theory, three models were forced by the physiological loads of upright standing, flexion and extension. The stress of the different areas of the disc annulus, the changes of intervertebral dorsal height and the degree of nucleus pulposus pressure were compared and analyzed. **Results:** Coflex implanted into the L_{4,5} and L₅S₁ segments in compression and extension could both decrease the stress of the posterior area of intervertebral disc in the surgery segment, resist the changes of the intervertebral disc dorsal height and reduce the pressure of nucleus pulposus. Furthermore, the stress of the L₅S₁ segment decreased when Coflex fixed the L_{4,5} segment in extension. However, when Coflex fixed the L₅S₁ segment, the stress of L_{4,5} segment had no significant changes. **Conclusion:** Coflex fixing the L_{4,5} and L₅S₁ segments can effectively decrease the stress of the surgery segmental discs, respectively. Furthermore, Coflex fixing L_{4,5} segment may play a biomechanical role in reducing the stress of L₅S₁ segment.

KEYWORDS Lumbar vertebrae; Intervertebral disk; Stress, mechanical; Finite element analysis; Biomechanics
Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2014, 27(11): 938-942 www.zggszz.com

下腰椎 L_{4,5}、L₅S₁ 为椎间盘退行性疾病易发部位。在腰椎退行性病变的外科治疗中, Coflex 装置是一种动态可压缩棘突稳定装置, 它通过撑起棘突, 有效抬高和维持椎间隙的高度以扩大椎间孔及椎管面积, 减少韧带皱褶和软组织卡压, 并尽可能保留腰椎

节段的运动功能, 从而防止和改善椎间盘退变^[1-2]。目前, 应用 Coflex 治疗不同病变节段的腰椎盘突出症已取得了良好的近期临床效果^[2-5]。然而, 有研究认为由于 S₁ 棘突解剖结构的特殊性, 不能为假体提供足够的力学支持, 导致假体移位、松动甚至脱出^[5-8]。对于 Coflex 固定下腰椎 L₅S₁ 节段椎间盘生物力学机制的研究尚未报道。

本研究采用三维非线性有限元方法, 构建完整下腰椎有限元模型(Intact), 以及按 Coflex 植入不同节段, 分为 L_{4,5} 模型、L₅S₁ 模型, 对不同节段椎间盘生物力学特性比较, 期望为研究 Coflex 治疗下腰椎不

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(编号: 81271663, 81372014); 浙江省温州医科大学科研发展专项(编号: QTJ06012, 602220643)
Fund program: National Natural Science Foundation of China (No. 81271663, 81372014)
通讯作者: 吴立军 E-mail: biomech@163.com
Corresponding author: WU Li-jun E-mail: biomech@163.com

同节段椎间盘退行性疾病提供生物力学基础。

1 材料与方法

1.1 材料 采用第 2 代中国数字化人体(F2-CDH)“男性 23 号”(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。

1.2 方法

1.2.1 建模步骤 将 CT 材料输入 Mimics 软件(比利时 Materialise 公司),对 L₃ 椎体到骶骨的骨性组织分离并进行下腰椎三维重建。然后,利用 Geomagic 软件对三维重建模型进行网格优化。最后,利用 HyperMesh 软件生成体网格有限元前处理模型。

1.2.2 Intact 有限元模型的建立 根据下腰椎骶骨的解剖,在大型通用有限元分析软件 ANSYS 平台上,构建完整下腰椎有限元模型(图 1a)。下腰椎各种组织材料属性,下腰椎的建模、单元选择等详细的描述,均可参阅文献[9]。

1.2.3 L_{4,5} 与 L₅S₁ 模型有限元建模 根据临床手术方案,针对 F2-CDH 的脊柱棘突间距离选取 Coflex10 号。L_{4,5}、L₅S₁ 节段分别去除相应节段的棘间韧带、棘上韧带以及部分骨质结构(图 1b,1c)。在棘突间的适当位置植入 Coflex 模型,更详尽的 Coflex 固定位置的确定已在文献[9]做了说明。Coflex 的“U”形端面 and 棘突相连的尾部建立接触,摩擦系数为 0.4。Coflex 为钛合金材料,杨氏模量为 110 GPa,泊松比为 0.3。

1.2.4 加载及验证 按照 Denis^[10] 脊柱三柱理论,在骶髂关节软骨设置三维约束,荷载与力矩施加于 L₃ 上终板和椎体双侧的上关节面,前中柱占 85%,后柱占 15%。直立、前屈和后伸 3 种荷载的加载方式为:方向向下的 500 N 直立荷载,在压缩荷载的基础上施加大小为 10 Nm 的前屈力矩,在压缩荷载的基础上施加大小为 5 Nm 后伸力矩。

本研究从位移和应力分别对本模型进行有效性

验证。Berkson 等^[11]对 42 具新鲜腰椎标本在 400 N 直立压缩荷载下椎间盘的力学行为研究。在同等边界条件下 Intact 模型的 L_{3,4}、L_{4,5} 节段椎间盘的位移变化值区间为(0.31~0.37 mm,0.20~0.30 mm),均在 Berkson 等^[11]试验结果的变化范围之内。另外,在直立荷载同等条件下(500 N 竖向荷载),对 L_{4,5} 模型计算得到的 L_{4,5} 节段椎间盘 von Mises 应力平均值为 117.1 kPa,与 Byun 等^[12]对应的有限元结果相近。

1.3 观察指标 根据临床对照研究思路,以 Intact 模型为空白对照组模型,并以 Coflex 固定 L_{4,5} 模型为对照组和 Coflex 固定 L₅S₁ 模型为试验组,在相同的约束条件和荷载大小条件下,通过有限元方法计算分析,对 3 组模型不同节段椎间盘的生物力学指标进行观察:①纤维环不同区域的应力大小;②椎间隙背侧高度变化;③髓核内压水平。

2 结果

2.1 纤维环应力分布 对于纤维环的应力分布,采用定量方法表示:如图 2 所示,1、2~8 点分别为 L_{4,5} 和 L₅S₁ 椎间盘外层纤维环基面上表面的前侧、前左、前右、左侧、右侧、后左、后右和后侧。在 3 组有限元模型上分别在不同节段选取相应的 8 个节点作为应力测量点,读取其应力值(见表 1-2)。

将 L_{4,5} 模型、L₅S₁ 模型分别与 Intact 模型进行对比:①在直立工况下,L_{4,5} 模型的 L_{4,5} 节段前侧、前左侧、前右侧应力分别增大 35.8%、27.1%、27.6%,而后侧、后右侧、后左侧分别降低 28.5%、19.7%、30.0%;但 L₅S₁ 模型的 L_{4,5} 节段椎间盘各点应力并无明显变化。然而,L_{4,5} 与 L₅S₁ 模型在 L₅S₁ 节段前侧区域应力略微增大 5%以内,而后侧区域降低近 10%,并且 L₅S₁ 模型在 L₅S₁ 节段不同点的应力,均略小于 L_{4,5} 模型。②在前屈工况下,L_{4,5} 与 L₅S₁ 模型的 L_{4,5} 节段椎间盘各点应力无明显差异。L_{4,5} 与 L₅S₁ 模型的 L₅S₁ 节段椎间盘各点应力变化较小,L₅S₁ 模型前侧区域应

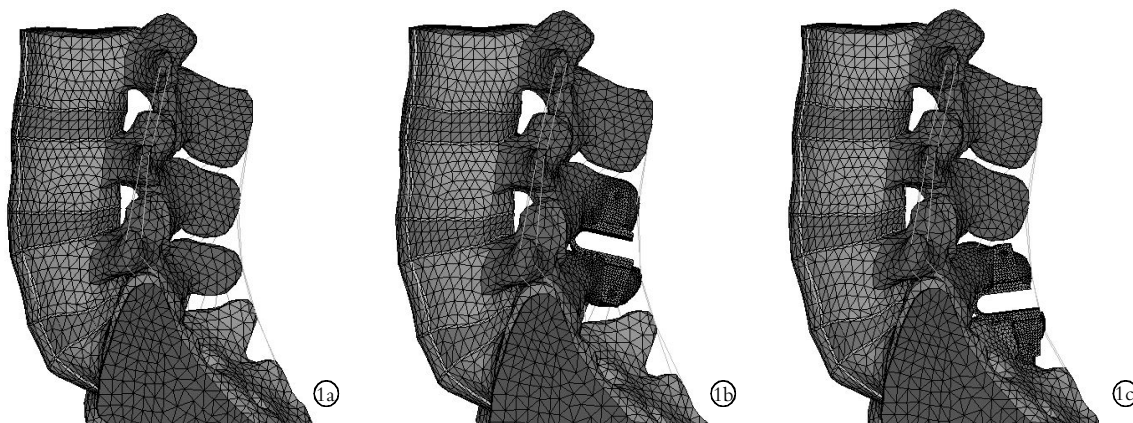


图 1 有限元模型 1a. Intact 模型 1b. L_{4,5} 模型 1c. L₅S₁ 模型

Fig.1 Finite element models 1a. The Intact model 1b. L_{4,5} model 1c. L₅S₁ model

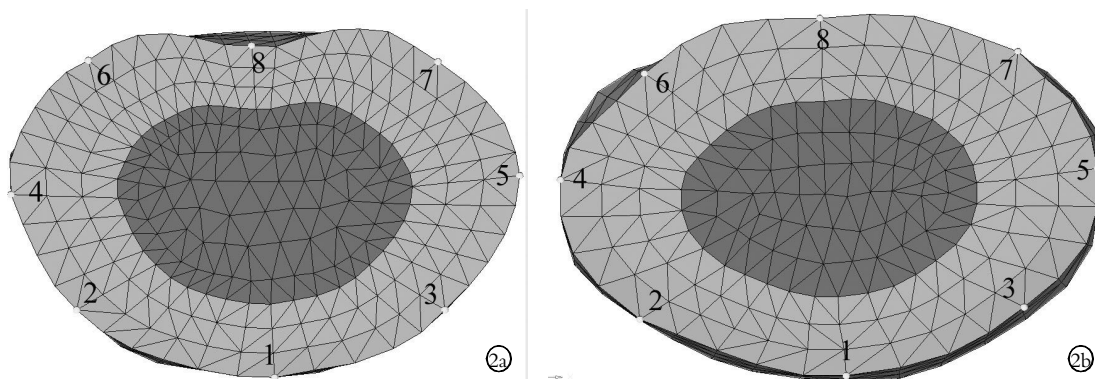


图 2 椎间盘横断面上面观,外侧纤维环基质上表面 8 点位置示意图 2a. L_{4,5} 节段 2b. L₅S₁ 节段

Fig.2 Top view of intervertebral disc's transverse section. The schematic of eight locations on the outer profile of the annulus 2a. L_{4,5} segment 2b. L₅S₁ segment

表 1 各种生理载荷作用下 3 种模型 L_{4,5} 节段纤维环不同位置应力大小(kPa)

Tab.1 Stress value on the different locations of L_{4,5} segmental annulus among three FE models under three physiological loads (kPa)

生理载荷	有限元模型	前侧 1	前左 2	前右 3	左侧 4	右侧 5	后左 6	后右 7	后侧 8
直立	Intact 模型	79.81	69.50	87.66	102.81	108.28	158.40	152.81	177.53
	L _{4,5} 模型	108.41	88.39	111.88	89.48	114.14	110.28	122.64	126.85
	L ₅ S ₁ 模型	80.02	69.49	87.77	102.52	108.07	158.14	152.56	177.46
前屈	Intact 模型	149.75	119.05	153.58	127.01	154.29	148.28	169.34	174.20
	L _{4,5} 模型	154.37	125.27	155.64	122.25	152.66	143.96	159.09	165.56
	L ₅ S ₁ 模型	149.30	118.27	153.66	126.21	154.90	148.47	170.38	174.88
后伸	Intact 模型	48.08	49.91	58.23	107.69	92.75	174.00	152.90	194.84
	L _{4,5} 模型	85.10	69.92	89.85	73.22	95.20	93.48	104.58	107.73
	L ₅ S ₁ 模型	47.83	49.48	57.45	107.30	91.51	174.02	152.39	194.87

表 2 各种生理载荷作用下 3 种模型 L₅S₁ 节段纤维环不同位置的应力大小(kPa)

Tab.2 Stress value on the different locations of L₅S₁ segmental annulus among three FE models under three physiological loads (kPa)

生理载荷	有限元模型	前侧 1	前左 2	前右 3	左侧 4	右侧 5	后左 6	后右 7	后侧 8
直立	Intact 模型	84.29	83.30	88.38	99.42	143.21	141.02	190.58	138.61
	L _{4,5} 模型	91.09	89.46	94.38	98.82	140.31	136.03	184.93	133.62
	L ₅ S ₁ 模型	87.84	86.19	92.72	97.08	137.12	132.65	176.63	127.17
前屈	Intact 模型	157.55	154.65	161.95	157.08	204.49	179.41	232.31	163.46
	L _{4,5} 模型	157.38	157.99	159.59	166.44	207.13	186.59	239.32	169.95
	L ₅ S ₁ 模型	143.02	139.39	149.41	139.12	189.61	174.16	229.68	162.83
后伸	Intact 模型	38.54	35.73	44.43	62.76	119.29	125.89	183.15	134.44
	L _{4,5} 模型	49.16	44.58	54.44	58.93	113.38	114.33	169.20	122.66
	L ₅ S ₁ 模型	57.55	57.34	61.59	77.21	111.07	114.38	152.51	111.77

力出现下降现象。③在后伸工况下,L_{4,5}模型的 L_{4,5}节段前侧、前左侧、前右侧应力分别增大 77.0%、40.1%、54.3%,而后侧、后右侧、后左侧分别降低 44.7%、31.6%、46.3%;但 L₅S₁模型的 L_{4,5}节段椎间盘各点应力并无明显变化。然而,L_{4,5}模型的 L₅S₁节段前侧、前左侧、前右侧应力分别增大 27.6%、24.8%、

22.5%,而后侧区域降低近 10%;L₅S₁模型的 L₅S₁节段前侧、前左侧、前右侧应力分别增大 49.3%、60.5%、38.6%,而后侧、后右侧、后左侧分别降低 16.9%、16.7%、9.1%。

2.2 椎间隙背侧高度变化 用椎间隙背侧(即第 8 点)Z 方向应变来表达其高度变化。应变越小,则椎

间隙背侧高度变化越小;反之亦然。同理,将 L_{4,5}、L₅S₁ 模型分别与 Intact 模型进行对比,结果见表 3:①在直立与后伸工况下,L_{4,5} 模型的 L_{4,5} 节段椎间盘背侧应变分别降低 35.7%、51.3%,而 L₅S₁ 模型与 Intact 椎间盘背侧应变基本持平;然而,在前屈工况下,三者并无明显差异。②在后伸工况下,L₅S₁ 模型的 L₅S₁ 节段椎间盘背侧应变降低 23.2%,而 L_{4,5} 模型与 Intact 椎间盘背侧应变变化较小。

表 3 各种生理载荷作用下 3 种模型的不同节段椎间隙背侧高度应变大小(10⁻²)

Tab.3 Strain value on the dorsal height of the different intervertebral disc segments among three FE models under three physiological loads (10⁻²)

生理载荷	有限元模型	L _{4,5} 节段椎间隙背侧高度应变	L ₅ S ₁ 节段椎间隙背侧高度应变
直立	Intact 模型	1.89	1.06
	L _{4,5} 模型	1.21	1.01
	L ₅ S ₁ 模型	1.89	1.04
前屈	Intact 模型	1.50	1.03
	L _{4,5} 模型	1.53	1.06
	L ₅ S ₁ 模型	1.51	1.03
后伸	Intact 模型	2.19	1.20
	L _{4,5} 模型	1.07	1.12
	L ₅ S ₁ 模型	2.19	0.92

2.3 髓核内压水平 将髓核等效应力的最小值、最大值作为衡量髓核内压水平,同理将 L_{4,5} 模型、L₅S₁ 模型分别与 Intact 模型进行对比(表 4):①在 3 种正常生理工况下,L_{4,5} 模型的 L_{4,5} 节段髓核内压降低,而 L₅S₁ 模型与 Intact 髓核内压水平基本持平,尤其在后伸工况下,L_{4,5} 模型的 L_{4,5} 节段髓核内压降低更显著,其应力水平仅为 2.77~16.08 kPa。②在 3 种正常生理工况下,L₅S₁ 模型的 L₅S₁ 节段髓核内压存在降低现象,而 L_{4,5} 模型与 Intact 髓核内压水平基本持平。

3 讨论

3.1 建立下腰椎三维有限元模型的意义 有限元方法能够有效模拟人体复杂结构在实际载荷下的应力和形变,被广泛地应用于骨科研究,如能预测骨折的好发部位和危险度,指导植入物的设计、改进和优化,评价手术效果以及选择最佳术式^[13]。

目前,对下腰椎有限元的建模过于简化^[14-15],从而对计算结果造成影响。本研究为了提高计算精度,对下腰椎进行更为细致的建模。如图 1a 所示,该模型包括各脊椎的皮质骨、松质骨、椎体后部结构、骨性终板、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、软骨终板、前纵韧带、后纵

表 4 各种生理载荷作用下 3 种模型的不同节段髓核内压的最大值与最小值(kPa)

Tab.4 Maximum and minimum pressure value on the nucleus pulposus of the different intervertebral disc segments among three FE models under three physiological loads (kPa)

生理载荷	有限元模型	L _{4,5} 节段髓核内压		L ₅ S ₁ 节段髓核内压	
		最大值	最小值	最大值	最小值
直立	Intact 模型	3.63	27.11	6.63	27.11
	L _{4,5} 模型	2.00	18.53	6.53	26.38
	L ₅ S ₁ 模型	3.63	27.07	5.34	24.46
前屈	Intact 模型	5.00	30.74	10.05	40.91
	L _{4,5} 模型	3.35	27.06	10.13	41.66
	L ₅ S ₁ 模型	5.15	30.75	7.95	33.86
后伸	Intact 模型	8.87	40.65	4.22	24.13
	L _{4,5} 模型	2.77	16.08	5.26	23.94
	L ₅ S ₁ 模型	8.83	40.62	4.03	20.55

韧带、横突间韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带。每个椎体的松质骨外周包围着 1 层 0.5~1.0 mm 厚的皮质骨。后部结构前侧与其皮质骨为界,左右下侧以关节软骨为界。两椎体之间的关节突关节由关节囊包裹,关节软骨厚度为 0.5 mm,上下两软骨之间表面选用面面接触单元,初始间距为 0.1 mm,摩擦系数为 0.2。椎体上下终板有骨性终板、软骨终板依次连接。椎间盘中心是髓核,其横截面积占整个椎间盘的 40%左右。纤维环基质由分为外、中、内 3 层呈近似同心圆状环绕的板层排列构成。纤维环纤维由正斜向和反斜向交替排列,分别与矢状面成±35°~65°角。正、反斜向纤维可以抵抗沿纤维走向的张力,从而使椎间盘对椎体间的滑动、扭转与分离等形成抵抗,用 Link10 线单元来模拟纤维(仅轴向拉伸有效)。本模型为进一步探讨 Coflex 植入腰椎不同节段椎间盘的生物力学特性提供了一种科学的研究方法。

3.2 Coflex 植入腰椎不同节段椎间盘的生物力学特性 Coflex 是一种棘突间动态固定的非融合手术装置,通过上下两翼固定于棘突上。然而,由于 S₁ 棘突解剖结构的差异性,将 Coflex 植入 L₅S₁ 节段,这一新手术仍存在争议。目前,国内外关于 Coflex 生物力学的研究很少涉及 L₅S₁ 节段。陈肇辉等^[14]认为 Coflex 动态固定 L_{4,5} 节段能降低其椎间盘应力,而对相邻节段椎间盘应力无明显影响,但其仅从椎间盘应力的最大值进行比较。Lo 等^[15]通过 Coflex 对固定 L_{3,4} 节段的应力云图,仅仅表明 Coflex 能有效降低椎间盘后部应力集中。

3.2.1 不同节段纤维环应力分布分析 本研究对纤维环进行分区域测量各部应力大小,比较分析

Coflex 固定不同节段对纤维环生物力学特性的影响。结果表明:①在直立与后伸工况下,Coflex 植入不同手术节段(L_{4,5}、L₅S₁ 节段),其手术节段纤维环后侧应力均明显降低,前侧应力增加。这是由于植入 Coflex 对本手术节段纤维环后侧起到支撑作用,使中柱力线向前柱和后柱 2 个方向移动。②在前屈工况下,前中柱的承重由原来占合力 85%的基础上再增加,从而造成后柱对合力的分享会减小。这很好地解释了在该工况下,Coflex 手术模型纤维环各点应力与 Intact 模型相近。而且这一结果与 Lo 等^[15]结果一致。Lo 等^[15]指出对 Coflex 两翼增加铆钉会改进纤维环在前屈工况下的应力分布。③Coflex 植入 L₅S₁ 节段并未对上节段纤维环的应力产生影响,但 Coflex 植入 L_{4,5} 节段却可使 L₅S₁ 节段纤维环后侧区域应力降低。这可能是由于 Coflex 固定在 L_{4,5} 节段时分享了部分载荷,从而对 L₅S₁ 节段产生载荷遮挡。

3.2.2 不同节段椎间隙背侧高度变化分析 周洋等^[2]对 21 例行 L₅S₁ 棘突间置入 Coflex 假体的患者进行末次随访,通过 MRI 影像学评价,指出该手术节段椎间隙背侧高度增加。本研究通过有限元比较分析发现:①Coflex 固定 L_{4,5} 节段,在直立和后伸工况下能够有效限制手术节段椎间隙背侧高度变化,但对 L₅S₁ 节段的椎间隙背侧高度变化影响较小。②Coflex 固定 L₅S₁ 节段,仅在后伸工况下,能有效限制本节段椎间隙背侧高度的变化。在直立位,可能由于腰椎前凸和腰骶角,使得 L₅ 椎体产生向前倾力,从而造成 Coflex 固定 L₅S₁ 节段在该工况下支撑效果不明显。因此,如果在下腰椎保持小角度的前屈姿势下进行 Coflex 固定 L₅S₁ 节段,Coflex 可能会发挥更有效的支撑作用。

3.2.3 不同节段髓核内压分析 髓核是一种含水的胶冻样物质,因此本研究采用杨氏模量为 1.0 MPa,泊松比为 0.499,体积不可压缩材料进行模拟。结果表明:Coflex 固定不同节段,在 3 种体位姿势下均能显著降低对本节段椎间盘髓核内压,而且不影响邻近节段髓核内压。这可能跟髓核的物理性质相关,其承重能力与纤维环纤维相比差异较大。由于椎间盘髓核内压的下降,所以对纤维环产生的膨胀力也随之减小,进而减轻了对椎管内神经的压迫可能性。

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] 周洋,徐华梓,池永龙,等. Coflex 动态稳定装置在 L₅S₁ 退变性疾病中的应用[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2011, 21(8): 627-632.
 Zhou Y, Xu HZ, Chi YL, et al. Use of Coflex interspinous dynamic stabilization device for L₅S₁ degenerative disease[J]. Zhongguo Ji

Zhu Ji Sui Za Zhi, 2011, 21(8): 627-632. Chinese
 [3] 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.
 [4] 徐丁,陈一衡,曾晗冰,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.
 Xu D, Chen YH, Zeng HB, et al. A short-term follow-up results of lumbar disc herniation by Coflex[J]. Zhonghua Wai Ke Za Zhi, 2009, 47(18): 1379-1382. Chinese
 [5] Park SC, Yoon SH, Hong YP, et al. Minimum 2-year follow-up result of degenerative spinal stenosis treated with interspinous 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]. 5th Annual Global Symposium on Motion Preservation Technology; Spine Arthroplasty Society, 2005, 5: 73.
 [9] 吴信雷, 吴立军, 郑蓉梅, 等. 下腰椎 L_{4,5} 与 L₅S₁ 节段 Coflex 动态固定的有限元模型试验设计[J]. 医用生物力学, 2013, 28(5): 562-569.
 Wu XL, Wu LJ, Zheng RM, et al. Finite element model testing on dynamic fixation for L_{4,5} and L₅S₁ segment of lower lumbar by Coflex [J]. Yi Yong Sheng Wu Li Xue, 2013, 28(5): 562-569. Chinese.
 [10] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1983, 8(8): 817-831.
 [11] 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 Engng, 1979, 101(1): 53-57.
 [12] Byun DH, Shin DA, Kim JM, et al. Finite element analysis of the biomechanical effect of coflex(TM) on the lumbar spine[J]. Korean Journal of Spine, 2012, 9(3): 131-136.
 [13] 黄诸侯, 李俊, 陈日齐, 等. 跟骨三维有限元模型的建立及其骨折发生机制[J]. 中国骨伤, 2012, 25(2): 97-101.
 Huang ZH, Li J, Chen RQ, et al. Three-dimensional finite element analysis of calcaneal fractures[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2012, 25(2): 97-101. Chinese with abstract in English.
 [14] 陈肇辉, 李忠海, 付强, 等. 腰椎棘突间 Coflex 动态固定的三维有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 2010, 28(4): 437-441.
 Chen ZH, Li ZH, Fu Q, et al. Finite element analysis of lumbar interspinous dynamic fixation by Coflex[J]. Zhongguo Lin Chuang Jie Pou Xue Za Zhi, 2010, 28(4): 437-441. Chinese.
 [15] Lo CC, Tsai KJ, Chen SH, et al. Biomechanical effect after Coflex and Coflex rivet implantation for segmental instability at surgical and adjacent segments: a finite element analysis[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011, 14(11): 969-978.

(收稿日期: 2013-11-25 本文编辑: 连智华)