

文章编号:1004-7220(2015)04-0318-08

Coflex 和 X-STOP 治疗腰椎管狭窄的生物力学性能

谷雪莲, 蔡方舟, 胡方道, 宋成利

(上海理工大学 教育部微创医疗器械工程研究中心, 上海 200093)

摘要: **目的** 分析棘突间撑开器 Coflex 和 X-STOP 在治疗腰椎管狭窄中的不同生物力学特性, 为棘突间植入物的设计改进提供参考。 **方法** 依据 1 名正常志愿者中立位下螺旋 CT 扫描资料构建 L2~5 健康腰椎有限元模型、L4/5 椎间盘轻度退变有限元模型、棘突撑开器 X-STOP 和 Coflex 的动态固定模型, 并对 4 组模型分别模拟前屈、后伸、侧弯和轴向旋转, 验证和对比分析活动度 (range of motion, ROM) 的变化和应力在棘突和撑开器上的分布。 **结果** 与退变模型相比, Coflex 和 X-STOP 有效限制退变节段后伸 ROM -48.12% 和 -75.35%, Coflex 还能限制前屈 ROM-59.58%, 侧弯和扭转 ROM 不受限制。 Coflex 和 X-STOP 减少椎间盘后伸时应力达 -58.03% 和 -80.75%, Coflex 在前屈时应力减少 -52.84%。侧弯和扭转的 ROM 基本不受影响。 Coflex 最大应力发生在前屈时 U 型弯处, X-STOP 最大应力出现在扭转时左翼螺钉连接处。 Coflex 与腰椎接触最大应力发生在扭转时, 为 31.38 MPa。 X-STOP 与腰椎接触最大应力发生在侧弯时, 为 46.86 MPa。 **结论** Coflex 和 X-STOP 是治疗腰椎管狭窄的有效方法, 均可以显著降低后伸 ROM 和椎间盘压力, 对相邻节段无明显影响。

关键词: 棘突间撑开器; 腰椎管狭窄症; 生物力学特性; 椎间盘压力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.04.318

Biomechanical properties of Coflex and X-STOP in treatment of lumbar spinal stenosis

GU Xue-lian, CAI Fang-zhou, HU Fang-qiu, SONG Cheng-li (*Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*)

Abstract: Objective To analyze different biomechanical properties between Coflex and X-STOP device in the treatment of lumbar spinal stenosis (LSS), and provide references for design improvement of interspinous process spacer. **Methods** Four finite element models, i. e., the L2-5 healthy segment model, the mild degenerated L4/5 segment model, the X-STOP-fixed L4/5 segment model, the Coflex-fixed L4/5 segment model, were constructed based on the normal lumbar CT images of a volunteer, and the models under flexion, extension, lateral bending and axial rotation were simulated to compare range of motion (ROM) changes and stress distributions on the spinous process and interspinous process spacer. **Results** X-STOP and Coflex decreased extension ROM by -48.12% and -75.35%, respectively, and released disc pressure by -58.03% and -80.75%, respectively. Coflex even restricted flexion ROM by -59.58% and reduced flexion disc pressure by -52.84%. No distinct changes appeared in lateral bending and axial rotation ROMs and disc pressure. The largest Von Mises stress appeared at the U-shape place during flexion in Coflex and at connection between left wing and screw during torsion in X-STOP, respectively. The largest contact pressure between Coflex and spinous process was 31.38 MPa during bending, and that between X-STOP and spinous process was 46.86 MPa during torsion. **Con-**

收稿日期:2014-09-15; 修回日期:2014-10-30

基金项目:上海市专业学位研究生实践基地建设项目(1014308301)。

通信作者:谷雪莲, 副教授, Tel:(021)55781513; E-mail:guxuelianbest@126.com。

clusions Both X-STOP and Coflex are an effective treatment for LSS, and can effectively restrict the ROM of extension and reduce the disc pressure, without affecting the adjacent segments.

Key words: Interspinous spacer; Lumbar spinal stenosis; Biomechanical properties; Disc pressure

腰椎管狭窄症(lumbar spinal stenosis, LSS)属于腰椎间盘退变性疾病(degenerative disc disease, DDD)范畴。由于椎间盘变性,椎间盘基质膨出,压迫周围马尾神经,从而导致常见的下腰痛和腰腿痛;其高发人群为中老年人,并且发病机率增加,发病时间提早^[1]。

脊柱融合术作为治疗腰椎退变性疾病的金标准,被广泛用于临床^[2]。但相关研究发现,伴随着融合术,脊柱原有的力传导路线和结构被改变,邻近节段应力增加,导致邻近节段退行性病变(adjacent segment disease, ASD)成为融合术后最主要的并发症^[3-5]。因此,近年来非融合术开始发展,以减少相邻节段退变的发生。

棘突间撑开器是一种通过非融合方法保证腰椎节段正常活动、提供正常力传递、增加椎体后方稳定的一套灵活系统。现有治疗 LSS 的棘突间撑开器包括 Coflex 和 X-STOP 等。Coflex(Paradigm Spine, 德国)属于可压缩的棘突间动态固定系统,是一种放置于相邻棘突间的 U 型植入物,常采用钛合金材料;手术时需要切断棘间韧带和棘上韧带,夹紧上下两翼,使之靠夹持力固定在棘突之间。实验表明, Coflex 能够使部分失稳的腰椎恢复到稳定状态,可以控制运动阶段的异常活动,显示出非刚性的固定,对邻近节段的影响比坚强固定小得多^[6]。Tsai 等^[7]在 L4/5 腰椎标本中植入 Coflex 并测量活动度(range of motion, ROM),结果发现除了侧弯, Coflex 能在前屈、后伸、扭转活动中增加该节段的稳定性。X-STOP(Medtronic Inc., 美国)属于不可压缩的棘突间内固定动态系统^[8],是一种钛(Ti)制的具有两翼的实心椭圆形棘突间植入物,其中实心椭圆形的间隔器外包有一层聚醚醚酮(PEEK)的环。虽然 X-STOP 有类似于 Coflex 的两翼,但两翼不固定在上下棘突上,故手术时只需要在棘间韧带上开孔,插入 X-STOP 即可^[9]。体外实验发现,正常腰椎植入 X-STOP 之后,后伸时 ROM 不到正常的 50%,旋转、前屈、侧弯时 ROM 没有明显变化^[10-11]。Zucherman 等^[12]2 年随访结果表明, X-STOP 是一种治疗腰椎

管狭窄的有效方法,可作为减压手术和保守治疗的替代方法。

目前的研究仅是单一植入物的体外实验,鲜有针对 X-STOP 和 Coflex 植入物进行生物力学方面的对比研究。本课题组依据志愿者健康腰椎建立正常腰椎的有限元模型,并对椎间盘进行调整,模拟轻度退变的椎间盘;把 X-STOP 和 Coflex 两类植入物与退变椎体进行装配,开展有限元分析,模拟手术后结果;同时比较两类器械在植入节段以及相邻节段 ROM、刚度、椎间盘应力以及植入物和椎体的应力分布情况,并与正常腰椎节段进行对比。

1 材料与方法

1.1 健康腰椎模型

依据成年男性腰椎 CT 扫描图像,以 DICOM 格式读入 Mimics 10.0 中。提取出骨性结构,通过 Geomagic 11.0 输出成通用 IGES 格式文件,导入 Hypermesh 12.0 软件。根据解剖结构,划分终板、皮质骨、松质骨、椎体后部、椎间盘六面体单元^[13]。腰椎间韧带包括前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带(FL)、棘上韧带(SSL)、棘间韧带(ISL)、关节囊韧带(CL)、横突间韧带(ITL),分别采用非线性弹簧单元模拟。上下小关节面设置为面面无摩擦接触。

纤维环基质和髓核是不可压缩的超弹性材料,本文采用 Mooney-Rivlin 本构模型模拟^[14]。将纤维环基质分为 7 层(1~2 为最外层,7 为最内层),沿径向由髓核向外辐射,内部有相互交叉的胶原纤维网络,填充在基质层之间,胶原纤维和纤维环基质网格做共节点处理,与周向的夹角从 $\pm 24^\circ$ 变化到 $\pm 46^\circ$,体积分数从在外层的 23% 变化到内层的 5%^[15]。使用 T3D2 单元模拟胶原纤维,不同层之间的胶原纤维刚度比例关系参考 Sharma 等^[16]实验结果。其中,皮质骨结构采用平均厚度为 1 mm 的 C3D8 单元构成,松质骨也采用 C3D8 单元,椎间盘(包括髓核和纤维环)采用 C3D8H 杂交单元,而终板采用平均厚度为 0.5 mm 的增强沙漏控制的减缩

积分 C3D8R 单元。各条韧带和胶原纤维均采用有轴向平移自由度、双节点弹簧单元 (Springa) 进行划分。

表1 L2~5 有限元模型材料参数

Tab. 1 Material properties for the finite element model of lumbar L2-5

| 结构名称 | 弹性模量/MPa | 泊松比 | 单元类型 | 截面面积/mm ² | 节点数 | 单元数 |
|-----------|---|------|-----------------------|----------------------------|--------|--------|
| 皮质骨 | 12 000 ^[15] | 0.30 | C3D8 | — | 6 492 | 12 000 |
| 松质骨 | 100 | 0.30 | C3D8 | — | 26 273 | 22 876 |
| 终板 | 500 | 0.40 | C3D8R | — | 8 944 | 4 256 |
| 后方结构 | 3 500 ^[17] | 0.25 | C3D8 | — | 34 281 | 26 931 |
| 基质 | Mooney-Rivlin $C_{10} = 0.18, C_{01} = 0.045$ ^[18] | — | C3D8RH | — | 5 460 | 3 744 |
| 髓核 | Mooney-Rivlin $C_{10} = 0.12, C_{01} = 0.03$ ^[19] | — | C3D8RH | — | 3 705 | 2 640 |
| 胶原纤维环 1~2 | 550 ^[20] | 0.30 | T3D2 | 1.148E-001 ^[16] | 780 | 1 248 |
| 胶原纤维环 3~4 | 485 | 0.30 | T3D2 | 8.958E-002 | 780 | 1 248 |
| 胶原纤维环 5~6 | 420 | 0.30 | T3D2 | 7.120E-002 | 780 | 1 248 |
| 胶原纤维环 7 | 360 | 0.30 | T3D2 | 5.398E-002 | 780 | 1 248 |
| 韧带 | — | — | 非线性弹簧 ^[21] | — | 270 | 135 |
| Ti | 120 000 ^[17] | 0.30 | C3D8 | — | 10 027 | 7 936 |
| PEEK | 3 500 | 0.25 | C3D8 | — | 756 | 528 |

有限元模型相关材料属性见表1,图1所示为正常 L2~5 腰椎以及椎间盘纤维环和基质的有限元模型。

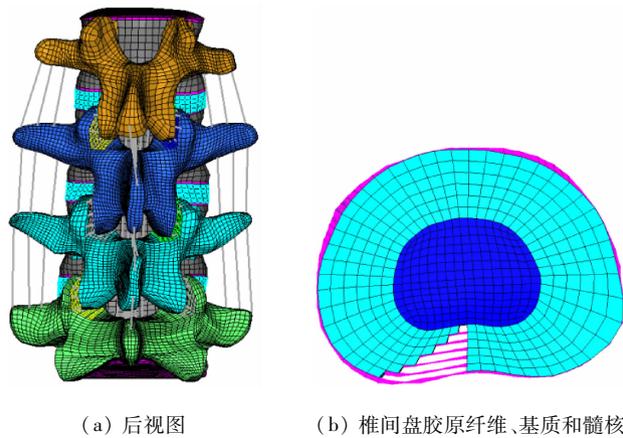


图1 健康腰椎有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the healthy lumbar (a) Posterior view, (b) Annulus fibers, annulus ground and nucleus pulposus

1.2 椎间盘轻度退变有限元模型

在健康腰椎有限元模型基础上,根据 Wilkes 等^[22]提出的标准,对椎间盘进行变形,轻度退变椎间盘的椎间隙高度下降 16.5%,髓核占椎间盘总体积的 60%。参考 Natarajan 等^[23]研究,修改正常髓核和纤维环材料属性,轻度退变椎间盘的髓核、纤维

环基质弹性模量较正常相比分别提高 1.16 和 4.8 倍,泊松比均有不同程度的下降。将弹性模量和泊松比换算成 Mooney-Rivlin 本构模型中 C_{10} 等参数(见表 2)。

表2 正常及退变椎间盘髓核及纤维环材料参数

Tab. 2 Material properties of nucleus pulposus and annulus fibers for mild degenerated and healthy intervertebral disc

| 材料 | C_{10} | C_{01} | 退变模型 |
|-------|-----------|-----------|-----------|
| 纤维环基质 | 0.864 000 | 0.216 000 | 0.277 778 |
| 髓核 | 0.221 333 | 0.055 333 | 0.722 892 |

1.3 Coflex 和 X-STOP 建模以及与 L4/5 的装配

依照厂家给出的图纸,结合测量实际产品的数值,构建 Coflex 和 X-STOP 的三维模型。修改椎间盘轻度退变有限元模型,按照 Coflex 操作手册,模拟在 L4/5 节段植入撑开器。Coflex 的选型根据腰椎棘突间距离而定,本文针对志愿者腰椎 CT 选取适当的产品规格。设置 L4、L5 棘突与 Coflex 间隔器上下表面为绑定接触,L4、L5 棘突与 Coflex 左右两翼内侧面为接触。采用同样的方法建立 X-STOP 植入后的装配模型(见图 2、3)。

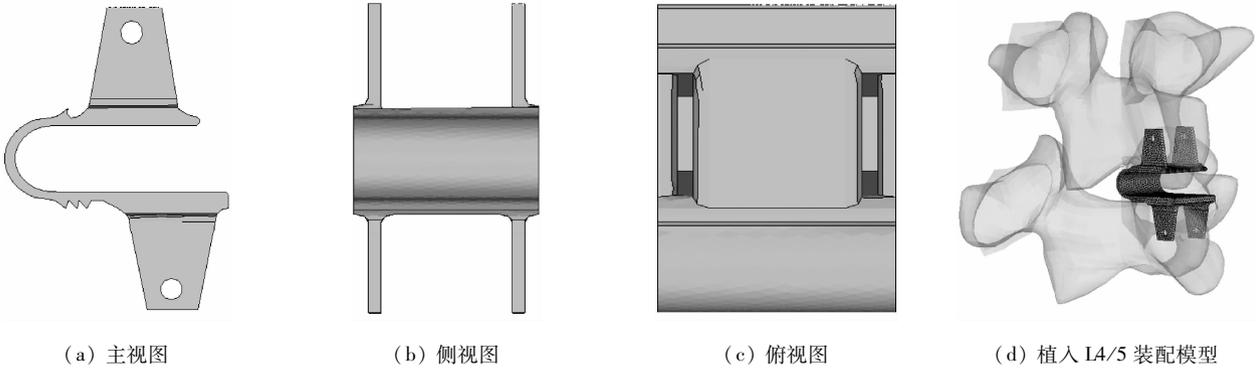


图2 Coflex 模型

Fig.2 Coflex model (a) Front view, (b)Side view, (c)Top view, (d) Coflex fixed-L4/5 segment model

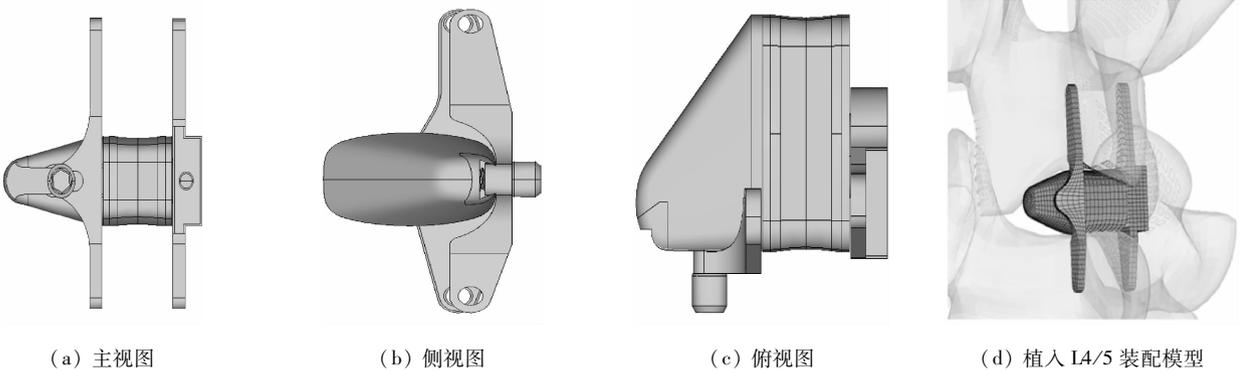


图3 X-STOP 模型

Fig.3 X-STOP model (a) Front view, (b)Side view, (c)Top view, (d) X-STOP fixed-L4/5 segment model

1.4 边界条件和载荷

将 L2 上终板上方偏后的中性点与椎体上终板节点建立耦合关系。在此节点上施加 400 N 的垂直预载荷；根据右手准则，分别在中性点上沿 X、Y、Z 轴施加 10 N·m 纯扭矩载荷，同时固定 L5 椎体下终板所有自由度，分别模拟腰椎有限元模型受到前屈、后伸、侧弯和轴向扭转 4 种生理载荷。图 4 所示为后伸载荷施加示意图^[24]。

使用 ABAQUS 6.9.1 作为求解器和后处理器，首先将健康腰椎模型在预载荷和纯扭矩作用下发生前屈、后伸、侧弯和轴向扭转时各节段 ROM 同文献 [24] 结果进行比较，然后将植入 X-STOP 和 Coflex 后的动态固定模型 ROM、节段椎间盘最大应力与健康腰椎模型进行对比，分析两者对植入节段和相邻节段的影响。

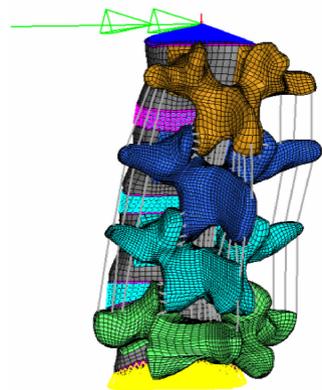


图4 后伸载荷施加示意图

Fig.4 Schematic of extension loading

2 结果

2.1 健康腰椎模型验证

本文所指 ROM 是相对 ROM。以 L3/4 前屈

ROM 为例,在 L3 和 L4 矢状面截面上依次任取两点 (a 、 b 、 c 、 d),根据其计算前后的坐标,得到斜率 K_1 和 K_2 ,反求出每个椎体相对于地面转动的角度 θ_1 和 θ_2 ,则 $ROM = \theta_2 - \theta_1$ (见图 5)。以此类推侧弯、扭转和后伸 ROM 的计算。

健康腰椎模型在前屈、后伸、侧弯、扭转时各节段 ROM 与文献[24]的对比结果见表 3,表明该健康腰椎模型各节段 ROM 均在实验误差范围之内,证明所建健康腰椎模型是有效可信的。

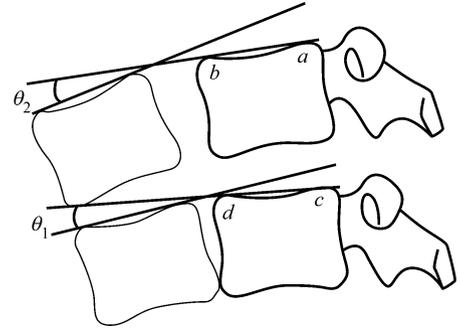


图 5 ROM 计算示意图

Fig. 5 Schematic of ROM calculation

表 3 ROM 验证

Tab. 3 ROM verification

| 节段 | ROM/(°) | | | | | | | |
|------|-------------|------|-------------|------|-------------|------|-------------|------|
| | 后伸 | | 前屈 | | 侧弯 | | 扭转 | |
| | 文献[24] | 本文 | 文献[24] | 本文 | 文献[24] | 本文 | 文献[24] | 本文 |
| L2~3 | 3.02 ± 1.15 | 3.62 | 3.32 ± 1.02 | 3.45 | 3.02 ± 1.02 | 3.33 | 2.07 ± 0.45 | 1.94 |
| L3~4 | 4.07 ± 1.92 | 4.46 | 4.62 ± 2.26 | 6.17 | 3.91 ± 0.62 | 3.74 | 2.39 ± 1.08 | 1.95 |
| L4~5 | 4.58 ± 1.06 | 4.60 | 5.20 ± 1.95 | 5.99 | 2.67 ± 0.40 | 2.90 | 2.39 ± 0.78 | 1.84 |

2.2 X-STOP/Coflex 动态固定模型生物力学分析

因为退变椎间盘与健康椎间盘在材料属性和材料组成方面都不同,故将植入 X-STOP/Coflex 后的结果与退变模型的结果进行对比。

2.2.1 ROM 与退变模型相比,在 L4/5 植入 Coflex 后,该节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -59.58%、-48.12%、0.51% 和 3.93%。相邻 L3/4 节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -3.22%、-2.14%、0.33% 和 0.09%。L2/3 节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -0.44%、0.01%、-0.10% 和 -0.06%。

与退变模型相比,在 L4/5 植入 X-STOP 后,该节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -3.64%、-75.35%、0.45% 和 3.30%。相邻 L3/4 节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -0.44%、-3.07%、0.37% 和 0.06%。L2/3 节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 0.01%、-0.02%、-0.12% 和 -0.05%。

健康模型、退变模型以及 L4/5 植入 X-STOP 和 Coflex 后的 ROM 见表 4。

2.2.2 椎间盘应力 与退变模型相比,在 L4/5 植

表 4 健康、退变模型以及 L4/5 植入 X-STOP 和 Coflex 后 ROM

Tab. 4 ROM of healthy, degenerated and Coflex/X-STOP-fixed L4/5 segment model

| 工况 | ROM/(°) | | | |
|----|---------|------|-----------|-----------|
| | 健康 | 退变模型 | Coflex 模型 | X-STOP 模型 |
| 前屈 | 5.99 | 3.10 | 1.25 | 2.98 |
| 后伸 | 4.60 | 2.66 | 1.38 | 0.65 |
| 侧弯 | 2.90 | 1.52 | 1.53 | 1.53 |
| 扭转 | 1.84 | 1.12 | 1.16 | 1.15 |

入 Coflex 后,该节段最大应力在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -52.84%、-58.03%、-11.83% 和 2.57%。相邻 L3/4 节段最大应力在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -2.89%、-1.82%、-0.28% 和 -0.22%。L2/3 节段最大应力在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -0.24%、-0.03%、0.08% 和 -0.27%。

与退变模型相比,在 L4/5 植入 X-STOP 后,该节段最大应力在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -4.25%、-80.75%、-5.88% 和 1.42%。相邻 L3/4 节段最大应力在前屈、后伸、侧弯和扭转时分别变化了 -0.37%、-2.59%、-0.32% 和 -0.33%。L2/3 节段最大应力在前屈、后伸、侧弯和扭转分别

变化了 -0.24%、-0.04%、0.17% 和 -0.38%。

退变模型和 L4/5 植入 X-STOP 和 Coflex 后的椎间盘应力见表 5。

表 5 退变模型以及 L4/5 植入 X-STOP 和 Coflex 后椎间盘应力
Tab. 5 Intervertebral stress of degenerated and Coflex/X-STOP fixed-L4/5 segment model

| 工况 | 应力/MPa | | |
|----|--------|-----------|-----------|
| | 退变模型 | Coflex 模型 | X-STOP 模型 |
| | 前屈 | 1.58 | 0.74 |
| 后伸 | 1.97 | 0.83 | 0.38 |
| 侧弯 | 1.43 | 1.26 | 1.34 |
| 扭转 | 0.76 | 0.78 | 0.77 |

2.2.3 Coflex 和 X-STOP 最大应力 Coflex 植入 L4/5 棘突间后,其最大应力在后伸、前屈、侧弯和扭转时分别为 225.9、257.3、132.1、201.6 MPa,均发生在 U 型弯处。X-STOP 植入 L4/5 棘突间后,其最大应力在后伸、前屈、扭转时分别为 150.9、 4.7×10^{-3} 、161.7 MPa,均发生在左翼和组织撑开器绑定处;在侧弯时,X-STOP 的最大应力为 47.45 MPa,发生在植入物和 L5 棘突接触表面。

2.2.4 L4/5 棘突接触应力 Coflex 植入 L4/5 棘突间后,在后伸、前屈和侧弯时,棘突的最大应力分别为 16.50、17.50、18.48 MPa,均发生在与植入物接触面上;在扭转时,Coflex 的最大应力为 31.38 MPa,发生在 U 型弯处。X-STOP 植入 L4/5 棘突间后,在后伸、前屈和侧弯时,棘突的最大应力分别为 34.70、1.38、46.86 MPa,均发生在与植入物接触面上;在扭转时,Coflex 的最大应力发生在 U 型弯处,为 43.96 MPa。

3 讨论

L4/5 植入 Coflex 后,前屈、后伸 ROM 明显减小,侧弯 ROM 轻度减少,扭转 ROM 几乎没有变化。L4/5 植入 X-STOP 后,会显著降低该节段的后伸 ROM,减少该节段的椎间盘应力,提高其稳定性,其他方向 ROM 基本不受影响。本文计算结果与文献 [9,25-26] 分析结果基本吻合(见表 6)。

Coflex 靠外力(加紧的两翼或一个穿过棘突的螺钉)固定在 L4/5 棘突之间,特有的 U 型结构使其在腰椎前屈和后伸时吸收一部分能量,允许一定范

表 6 本研究与其他参考文献 X-STOP/Coflex ROM 变化比值对比
Tab. 6 Comparison of X-STOP/Coflex ROM changing ratio in present study and literatures

| 工况 | ROM 变化比值/% | | | | | |
|----|------------|--------|--------|------------|-------|--------|
| | X-STOP 植入后 | | | Coflex 植入后 | | |
| | 文献[25] | 文献[26] | 本文 | 文献[26] | 文献[9] | 本文 |
| 前屈 | 100 | 55 | 96.36 | 57 | 110 | 40.42 |
| 后伸 | 30~24 | 35 | 24.46 | 68 | 50 | 51.88 |
| 侧弯 | 130 | 94~97 | 100.45 | 94~97 | 110 | 100.51 |
| 扭转 | 150 | 94~97 | 103.30 | 94~97 | 120 | 103.93 |

围的活动。X-STOP 中间的间隔器则是实心的钛结构,没有一定的“缓冲性能”,故在后伸时,其允许的 ROM 仅为 Coflex 的 1/2。在前屈时,X-STOP 与 L4 棘突发生分离,当外力作用在 X-STOP 上时有滑出的可能性。

此外,Coflex 作用在棘突的应力小于 X-STOP,推测与棘突和植入物的接触形状、面积和材料有关。在植入 Coflex 时,需要修整棘突,使与 Coflex 的接触面尽量平整,而植入 X-STOP 时没有此步骤。接触面积方面,Coflex 与整个棘突下部面面接触,而 X-STOP 仅仅与棘突根部有接触;虽然 X-STOP 的接触面积小,但最外层是 PEEK 材料,与 Coflex 的钛材料相比,具有较低的弹性模量,降低了一些棘突上的应力。

因此,今后在棘突间植入物设计方面,可以吸收 Coflex 和 X-STOP 两者的优点,弥补两者的不足。以 X-STOP 为例,其间隔器外套环可以采用更软的材料;同时,将原先钛制的实芯内芯替换为空芯的钛网环,既可以提供 Coflex 所具有的“缓冲性”,又保证了一定的刚度。

本研究所建模型只模拟了腰椎的骨性结构和韧带,还应建立腰椎周围的肌肉模型,以模拟腰椎在复杂受力条件下的状况。模型的局限在于:边界条件根据临床经验人为设定,还需要通过临床和体外实验,确定分析边界条件,以更好符合尸体实验数据;只开展了两类植入物的初步分析,假定选用理想的型号,使其能恰好与棘突配合上。对于植入物的选型、放置位置和弹出失效情况,以及不同植入物结合减压术结果的模拟,将在后续工作中完成。

4 结语

本研究通过建立模拟椎间盘退变模型,运用有限元方法分析 X-STOP 和 Coflex 的生物力学性能,结果表明这两类腰椎棘突间撑开器能够保留伤椎的大部分 ROM,维持节段稳定性,降低椎间盘应力;同时,邻近节段 ROM 及椎间盘应力在植入前后无明显影响,对于避免相邻节段退变可起到积极的作用。X-STOP 和 Coflex 两类棘突间植入物具有较好的生物力学效果,是一种替代保守疗法的有效治疗手段。

设计改进方面,应对比 X-STOP 和 Coflex 的不同应力结果,取长补短。结构上采用 Coflex 具有弹性的“钛网”结构;材料上使用较软的材料与棘突接触;手术方式上最大可能保留棘上韧带和棘间韧带,避免植入物滑落弹出。此外,本文建立的模型不仅可以用于对单个植入物的模拟和分析,也可以在后续研究中对对比单一阶段不同类型和不同型号植入物的选择,探讨多节段不同种类植入物之间的相互作用。

参考文献:

- [1] Biering-Sørensen F. Low back trouble in a general population of 30-, 40-, 50-, and 60-year-old men and women. Study design, representativeness and basic results [J]. Dan Med Bull, 1982, 29(6): 289-299.
- [2] Patrick CH, Tyler RK, O'Shaughnessy BA, et al. Anterior lumbar interbody fusion in comparison with transforminal lumbar interbody fusion: Implications for the restoration of foraminal height, local disc angle, lumbar lordosis, and sagittal balance [J]. J Neurosurg Spine, 2007, 7(4): 379-386.
- [3] 赵栋, 邱贵兴. 腰椎融合术后融合区邻近节段退行性病变的研究进展[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2006, 16(5): 394-397.
- [4] Hilibrand AS, Robbins M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: The consequences of spinal fusion [J]. Spine, 2004, 4(6 Suppl): 190-194.
- [5] Zucherman JF, Hsu KY, Hartjen CA, et al. A prospective randomized multi-center study for the treatment of lumbar spinal stenosis with the X-STOP interspinous implant: 1-year results [J]. Eur Spine J, 2004, 13(1): 22-31.
- [6] 顾叶. 腰椎棘突间动态稳定系统 Coflex™ 的临床应用和生物力学研究[D]. 苏州: 苏州大学硕士学位论文, 2011.
- [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(14): 167-172.
- [8] 周大鹏. Wallis 与 X-Stop 治疗腰椎间盘突出症疗效及对腰椎功能影响的对比研究[D]. 泰安: 泰山医学院硕士学位论文, 2013.
- [9] 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.
- [10] 万宗森. X-Stop 棘突间撑开器对老年腰椎管狭窄症病人手术节段和邻近节段脊椎的三维运动生物力学分析及临床疗效评价[D]. 长沙: 中南大学博士学位论文, 2011.
- [11] Sangiorgio SN, Sheikh H, Borkowski SL, et al. Comparison of three posterior dynamic stabilization devices [J]. Spine, 2011, 36(19): 1251-1258.
- [12] Zucherman JF, Hartjen CA, et al. A multicenter, prospective, randomized trial evaluating the X STOP interspinous process decompression system for the treatment of neurogenic intermittent claudication [J]. Spine, 2005, 30(12): 1351-1358.
- [13] 秦计生, 王昱, 彭雄奇, 等. 全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 321-325. Qin JS, Wang Y, Peng XQ, et al. Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. J Med Biomech, 2013, 28(3): 321-325.
- [14] 徐浩, 张秋林, 唐昊, 等. 腰椎 L3-L5 三维有限元模型的有效性验证[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(35): 6261-6266.
- [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]. J Orthop Sci, 2009, 14(4): 443-449.
- [16] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. Spine, 1995, 20(8): 887-900.
- [17] Choi KC, Ryu KS, Lee SH, et al. Biomechanical comparison of anterior lumbar interbody fusion: Stand-alone interbody cage versus interbody cage with pedicle screw fixation—a finite element analysis [J]. BMC Musculoskel Dis, 2013, 14(1): 220.
- [18] El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. J Orthop Sci, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [19] Schmidt H, Kettler A, Heuer F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading [J]. Spine, 2007, 32(7): 748-755.
- [20] Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, et al. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: Finite element analysis [J]. Eur Spine J,

2003, 12(4): 413-420.

- [21] 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, 2007, 22(4): 377-384.
- [22] Wilke HJ, Rohlmann F, Neidlinger-Wilke C, et al. Validity and interobserver agreement of a new radiographic grading system for intervertebral disc degeneration; Part I. Lumbar spine [J]. Eur Spine J, 2006, 15(6): 720-730.
- [23] Najarian S, Dargahi J, Heidari B. Biomechanical effect of posterior elements and ligamentous tissues of lumbar spine

on load sharing [J]. Biomed Mater Eng, 2005, 15(3): 145-158.

- [24] 张加芳. 新型经皮置入式腰椎棘突间撑开器的实验研究 [D]. 广州: 中山大学硕士学位论文, 2009.
- [25] Sangiorgio SN, Sheikh H, Borkowski SL, et al. Comparison of three posterior dynamic stabilization devices [J]. Spine, 2011, 36(19): 1251-1258.
- [26] Hartmann F, Dietz SO, Hely H, et al. Biomechanical effect of different interspinous devices on lumbar spinal range of motion under preload conditions [J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2011, 131(7): 917-926.

(上接第 317 页)

Wu J, Xu SX, Long Q, et al. Numerical simulation and post processing of tumor microvasculature [J]. J Med Biomech, 2010, 25(2): 136-142.

- [19] Cai Y, Xu SX, Wu J, et al. Coupled modeling of tumor angiogenesis, tumor growth and blood perfusion [J]. J Theor Biol, 2011, 279(1): 90-101.
- [20] Lü J, Xu SX, Yao W, et al. Hybrid discrete-continuum model of tumor growth considering capillary points [J]. Appl Math Mech, 2013, 34(10): 1234-1246.
- [21] Cai Y, Xu SX, Wu J, et al. Numerical simulation of inhibiting effects on solid tumor cells in anti-angiogenic therapy; Application of coupled mathematical model of angiogenesis with tumor growth [J]. Appl Math Mech, 2011, 32(10): 1287-1296.
- [22] Zhou Y, Chen JW, Dai XN, et al. Numerical simulation of avascular tumor growth based on p27 gene regulation [J].

Appl Math Mech, 2013, 34(3): 327-338.

- [23] Steve PL, Min YL, James BS, et al. Biologically effective dose distribution based on the linear quadratic model and its clinical relevance [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1995, 33(2): 375-389.
- [24] 梁保辉, 文万信, 詹蔚, 等. 利用数学模型分析食管癌放疗体积演化 [J]. 生物医学工程学杂志, 2013, 30(4): 752-755.
- [25] Wang P, Feng YM. A mathematical model of tumor volume changes during radiotherapy [J]. Sci World J, 2013, 181070.
- [26] Borkenstein K, Levegrün S, Peschke P. Modeling and computer simulations of tumor growth and tumor response to radiotherapy [J]. Radiat Res, 2004, 162(1): 71-83.
- [27] 梁保辉, 文万信, 汪百真, 等. 放疗过程中肿瘤演化的数理模型 [J]. 生物医学工程学杂志, 2012, 29(6): 1094-1097.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2012年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2011年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)53315397;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn