

文章编号:1004-7220(2017)03-0220-07

椎间融合器高度对颈椎生物力学影响

朱媛君¹, 莫中军², 都承斐¹, 赵衍斌³, 王丽珍¹, 樊瑜波^{1,2}

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191;

2. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176; 3. 北京大学第三医院 骨科, 北京 100083)

摘要: **目的** 研究颈椎前路减压融合术中椎间融合器高度对颈椎生物力学影响, 为融合器选择提供参考。 **方法** 建立正常颈椎 C2~7 节段有限元模型并验证, 在 C5~6 节段分别植入高度为 5、6、7、8 mm 的融合器, 施加 1.5 N·m 力矩使颈椎产生前屈、后伸、侧弯和轴向旋转运动, 并探究融合器高度变化对颈椎活动度 (range of motion, ROM)、小关节应力、椎间盘压强等的影响。 **结果** 融合器高度每增加 1 mm, 手术节段的角度值平均增加 0.68°。植入融合器后 C5~6 ROM 范围小于 0.44°。融合器高度差异对 C4~5 的 ROM 影响大于 C6~7, 对非融合节段 ROM 的影响小于 7.3%。融合器高度差异对非手术节段 ROM、小关节应力、相邻节段椎间盘压强的影响较小。关节囊韧带、融合器和钉板系统应力均随融合器高度增加而明显增加, 6、7、8 mm 融合器模型的关节囊韧带、融合器和钉板系统应力均远高于 5 mm 融合器模型。 **结论** 对于需要植入融合器的患者, 建议植入物高度比原椎间隙高 0~1 mm。

关键词: 椎间融合器; 椎间高度; 颈椎曲度; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16151/j.1004-7220.2017.03.003

Biomechanical effects of interbody cage height on cervical spine

ZHU Yuan-jun¹, MO Zhong-jun², DU Cheng-fei¹, ZHAO Yan-bin³, WANG Li-zhen¹, FAN Yu-bo^{1,2} (1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China; 3. Orthopaedic Department, Peking University Third Hospital, Beijing 100083, China)

Abstract: Objective To investigate the biomechanical effects of interbody cage height on cervical spine during anterior cervical discectomy and fusion (ACDF) surgery, so as to provide references for selection of interbody cage. **Methods** The finite element model of normal cervical spine (C2-7) was built and validated, and the cages with different height (5, 6, 7, 8 mm) were implanted into C5-6 disc (cage 5, 6, 7, 8 model). All the models were loaded with pure moment of 1.5 N·m to produce flexion, extension, lateral bending and axial rotation motions on cervical spine, and the effects of cage height on range of motion (ROM), facet joint stress, intervertebral pressure in cervical spine were investigated. **Results** The intervertebral angle at the fusion segment increased by 0.68° with per 1 mm-increase in height. The ROM in C5-6 after cage implantation was smaller than 0.44°. The influence of cage height on ROM in C4-5 was greater than that in C6-7, and the changes of ROM in non-fusion segments were smaller than 7.3%. The cage height variation had a smaller impact on the facet joint stress and intervertebral pressure. The stresses in the capsular ligament, cage and screw-plate system increased gradually with the increase of cage height, and the stresses in cage 6, 7, 8 models were much higher than those in cage 5 model. **Conclusions** For patients who need implanting fusion cage, the cage height should be 0-1 mm greater than the original intervertebral space height.

Key words: Interbody cage; Intervertebral height; Cervical curvature; Biomechanics

收稿日期:2016-05-28; 修回日期:2016-07-20

基金项目:国家自然科学基金项目(11120101001, 11572029, 11421202, 11322223, 11272273), 教育部博士点基金项目(2013110213004), 111 引智项目(B13003), 国家科技重点研发计划(2016YFB1101101)。

通信作者:樊瑜波, 教授, 博士研究生导师, E-mail: yubofan@buaa.edu.cn; 王丽珍, 副教授, 硕士研究生导师, E-mail: lizhenwang@buaa.edu.cn。

椎间盘退变是人体普遍存在的一种自然衰老现象,退变的间盘会压迫脊髓、神经根等,引起相关颈椎疾病。颈椎前路减压融合术(anterior cervical discectomy and fusion, ACDF)是目前治疗间盘退变的标准方法^[1-2]。随访发现,ACDF 术后半年椎间融合率高达 90% 以上^[3,4]。

在手术中首先需要对椎间间隙高度进行撑开,而间隙高度的撑开量会直接影响到手术疗效。间隙高度撑开过大(植入物过大)会降低脊髓功能的恢复^[5],可能造成终板受损^[6],使椎体前部承载更大的载荷^[7],增加植入物下沉几率,导致颈椎生理曲度过大,同时使椎孔变狭窄^[8],还可能造成后颈部疼痛,对相邻节段造成很大的压力^[9];间隙高度过低(植入物过小)则无法恢复椎间间隙高度^[10]和生理曲度,甚至导致术后融合节段后凸畸形,进而引起患者颈部手臂疼痛、走路不便^[11],可能会导致减压不足、形成假性关节^[6,9],增加植入物滑脱的可能性,并且可能会促进相邻节段退变^[12]甚至是神经功能损伤^[13]。撑开适度的间隙高度能够恢复正常的颈椎生理曲度,预防轴性颈痛的发生,促进神经功能恢复,降低相邻节段退变性疾病的发生率。

目前临床应用的融合器通常具有不同的设计高度(4 ~ 8 mm)。术中对于患者应使用何种高度的融合器并没有参考标准,并且患者个体之间也存在差异。本文通过建立一个颈椎有限元模型(C2 ~ 7),在模型相同位置(C5 ~ 6)植入不同高度的融合器,分析椎间融合器高度对颈椎生物力学影响。

1 材料与方法

1.1 建立正常颈椎 C2 ~ 7 节段模型

利用 Brilliance iCT(Philips 公司,荷兰)获取 1 名 28 岁男性(体重 60 kg,身高 173 cm)的颈部断层 CT 图像,将图像导入 Mimics 15.0(Materialise 公司,比利时),运用图像阈值分割、填充、擦除等功能提取 C2 ~ 7 节段椎体几何轮廓,然后导入 Geomagic Studio 12(Geomagic 公司,美国)中进行曲面构造,生成 Nurbs 曲面模型。在 SolidWorks 2012(Dassault Systemes 公司,法国)中运用放样、布尔运算建立间盘的髓核和纤维环结构,髓核占间盘总体积 43%^[14]。将椎体和间盘导入 HyperMesh 12.0(Altair 公司,美国)中划分网格,其中椎体松质骨为四面体

实体单元,髓核和纤维环为六面体实体单元,在椎体上选取关节面的曲面并画为三角形壳体单元。最后将椎体、间盘和关节面导入 ABAQUS 6.13(Simulia 公司,美国)中进行材料赋值和装配,在韧带附着区域及纤维环外表面上,通过节点连线的方式构建椎体的前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL)、黄韧带(flaval ligament, LF)、关节囊韧带(capsular ligament, CL)、棘上棘间韧带(interspinous and supraspinous ligament, ISL & SSL)和纤维束,韧带和纤维束为不可压缩的杆单元。将关节面壳体单元拉伸,生成厚度为 0.5 mm 的楔形单元。椎体由实体松质骨及其表面生成的厚度为 0.4 mm 的壳体皮质骨和终板组成。最终建立的正常模型共包含 47 068 个节点,176 373 个单元。本模型涉及的生物组织均设定为均质、连续、各向同性,各结构材料属性如表 1 所示。

表 1 有限元模型的材料属性及参数^[15-16]

Tab. 1 Properties and parameters of the finite element model

| 组织 | 单元类型 | E/MPa | ν | 截面积/mm ² | |
|--------|-----------|----------|-------|---------------------|----|
| 皮质骨 | S3 | 12 000.0 | 0.30 | — | |
| 松质骨 | C3D4 | 450.0 | 0.30 | — | |
| 终板 | S3 | 1 000.0 | 0.40 | — | |
| 关节软骨 | C3D6 | 10.0 | 0.30 | — | |
| 纤维环纤维 | T3D2 | 450.0 | 0.30 | — | |
| 纤维环基质 | C3D8 | 3.4 | 0.40 | — | |
| 髓核 | C3D8 | 1.0 | 0.49 | — | |
| C2 ~ 5 | ALL | T3D2 | 26.3 | 0.40 | 11 |
| | PLL | T3D2 | 22.2 | 0.40 | 11 |
| | LF | T3D2 | 3.1 | 0.40 | 46 |
| | CL | T3D2 | 3.3 | 0.40 | 42 |
| C5 ~ 7 | ISL & SSL | T3D2 | 4.9 | 0.40 | 13 |
| | ALL | T3D2 | 28.2 | 0.40 | 12 |
| | PLL | T3D2 | 23.0 | 0.40 | 14 |
| | LF | T3D2 | 3.5 | 0.40 | 49 |
| | CL | T3D2 | 4.8 | 0.40 | 50 |
| | ISL&SSL | T3D2 | 5.0 | 0.40 | 13 |

1.2 建立融合器模型

聚醚醚酮(PEEK)是目前常用于制备融合器的一种材料,具备良好的射线透过性,弹性模量接近皮质骨,可减小应力遮挡并促进骨生长^[17]。使用

SolidWorks 2012 建立前高后低(7°斜率)的融合器模型,建立后部高度为 5 mm 的融合器模型,尺寸为 14.5 mm × 12.0 mm(宽 × 长)。忽略融合器上、下表面上的齿状突起,模拟 PEEK(复合 30% 碳纤维)材料,弹性模量为 14.8 GPa,泊松比为 0.42。前路钛板尺寸为 12 mm × 27 mm × 2 mm(宽 × 长 × 厚),螺钉直径为 4 mm,钉板系统均为钛合金(Ti6Al4V),弹性模量为 114 GPa,泊松比为 0.35。

1.3 植入不同高度融合器

由于 C5 ~ 6 节段的原始椎间隙高度大于 4 mm 但略小于 5 mm,故选择 5 mm 初始融合器高度,在临床经验丰富的医生指导下,首先在 ABAQUS 中将 5 mm 高的融合器置于 C5 ~ 6 节段间合适的位置上,将融合器与 C5、C6 椎体进行布尔操作,切割掉小部分 C5 椎体下端和 C6 椎体上端,使椎间隙高度刚好达到 5 mm(即为原椎间隙高度),从而构建出完全贴合的骨-融合器交界面。从水平方向将融合器中间切开分为上下两部分,利用位移载荷使上半部分可以整体向上平移,以此来模拟植入不同高度的融合器(见图 1)。分别建立 4 个高度(5、6、7、8 mm)的融合器模型,简称为 cage 5、cage 6、cage 7、cage 8 模型。完全删除 C5 ~ 6 节段间盘和 ALL,因为真实融合器上、下表面存在许多齿状突出,故融合器与椎体间不存在滑动关系,融合器与相邻椎体设置为绑定约束。然后将椎体与 4 颗螺钉进行布尔运算,生成贴合的钉道,所有螺钉与钉道设置为绑定约束。钉与板构建成一体结构,将嵌入 C6 椎体中的 2 颗螺钉与钉板进行绑定约束,而嵌入 C5 椎体中的另 2 颗螺钉则是在融合器撑开后才与钉板绑定约

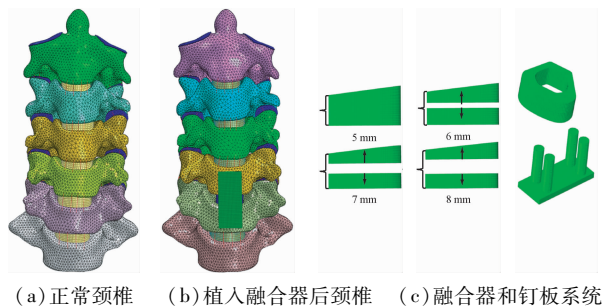


图 1 正常颈椎及内固定系统有限元模型

Fig. 1 Finite element model of normal cervical spine and internal fixation system (a) Normal cervical spine, (b) Cervical spine with implanted cage, (c) Cage and screw-plate system

束,以此模拟整个手术过程。

1.4 边界条件和载荷

模型中韧带的起始点、间盘的上下表面以及骨-融合器的交界面均采用无滑动的绑定约束,固定到相邻的椎体上。关节面之间定义为无摩擦滑动接触。C7 下端终板 6 个自由度完全固定。对正常模型加载 1.5 N · m 力矩使颈椎产生前屈、后伸、侧弯和轴向旋转的运动。计算各节段的活动度(range of motion, ROM),并对比文献[18-20]中的标本实验结果,以验证本模型有效性。

将不同高度融合器植入经过验证的完整模型中,施加与验证过程相同的边界条件和载荷,将 C7 下端终板的 6 个自由度完全固定,对模型加载 1.5 N · m 屈伸、侧弯、轴向旋转的力矩。

2 结果

2.1 模型验证

正常模型在 1.5 N · m 载荷作用下各节段 ROM 如图 2 所示。正常模型各节段在屈伸、侧弯及旋转工况下的 ROM 均处于实验数据的误差范围内,与文献[18-20]中体外实验结果基本吻合。

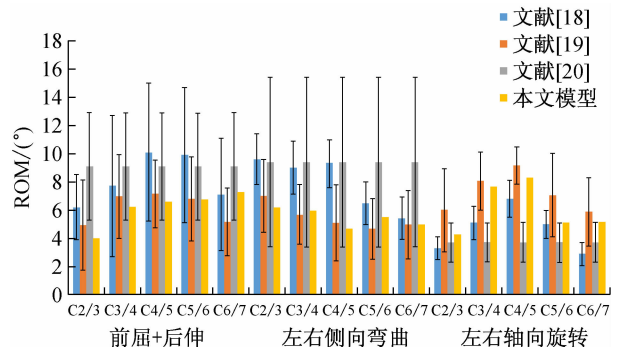


图 2 正常颈椎各节段 ROM 与文献数据对比

Fig. 2 Comparison of ROM in normal cervical spine and data reported in the literature

2.2 植入不同高度融合器计算结果

2.2.1 生理曲度和 ROM 图 3 列出了植入融合器后撑开不同高度时融合节段的角度变化。随着融合器高度增加,C5 ~ 6 节段的角度相应增加。cage 5 ~ 8 模型的角度分别为 5.00°、5.59°、6.29°、7.04°, cage 8 比 cage 5 模型增大约 22.6%。间隙高度每增加 1 mm,融合节段角度平均增大 0.68°。

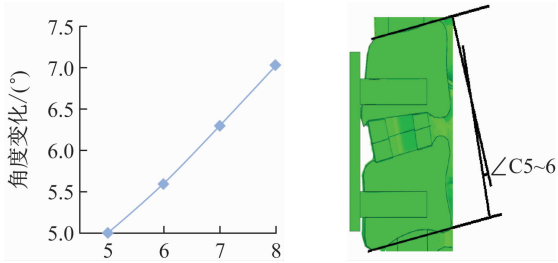


图3 融合器撑开不同高度时 C5~6 角度变化

Fig.3 Changes of the intervertebral angle of C5-6 with different cage height

图4所示为C2~7节段植入融合器后模型在1.5 N·m载荷作用下各节段的ROM。所有模型C5~6节段ROM在各工况下都明显减少,ROM范围为0.06°~0.44°。不同高度融合器模型的非相邻节段C2~3和C3~4在各工况下ROM均接近正常值,差异小于0.7%。cage 5模型C4~5节段在各工况下ROM均接近正常值,差异小于1.4%,而cage 6、7、8模型C4~5节段在各工况下ROM均小于正常值,其中屈伸、侧弯、自旋工况下变化分别小于6.7%、5.4%、7.3%。不同高度融合器模型C6~7节段在各工况下ROM均大于正常值,差异小于3.6%。不同高度融合器模型非融合节段在各工况下ROM与正常模型相比差异小于7.3%。

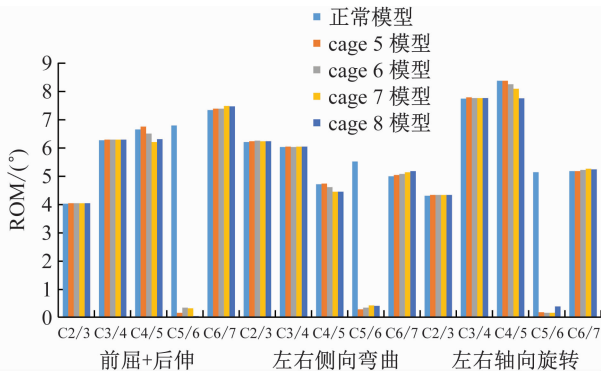


图4 正常模型与植入融合器模型 ROM 对比

Fig.4 ROM comparison of normal cervical spine model and implanted cage models

2.2.2 相邻节段小关节应力 所有模型C4~5节段小关节应力在后伸时最大,正常模型和cage 5~8模型在后伸时C4~5节段小关节应力分别为2.18、2.17、2.05、1.93、1.84 MPa。而C6~7节段在左侧

时小关节应力最大,正常模型和cage 5~8模型应力分别为5.97、6.00、5.81、5.72、5.64 MPa。随着融合器高度增加,小关节应力变化小于16%。

2.2.3 相邻节段椎间盘压强 左旋时所有模型C4~5节段的椎间盘压强最大,cage 5模型比正常值减小0.9%,cage 6、7、8模型比正常值分别增大0.7%、1.7%、2.6%。而C6~7节段的椎间盘压强最大值发生在后伸工况下,cage 5~8模型比正常模型分别增大0.8%、0.3%、0.9%、2.0%。融合器高度增加对C4~5、C6~7节段间盘的最大压强影响小于2.6%。

2.2.4 韧带应力、应变 C5~6节段的CL应力随融合器高度增加而增加。融合器撑开后,cage 5模型的C5~6节段韧带应力为1.01 MPa,cage 6、7、8模型分别为4.04、7.83、11.76 MPa,分别是cage 5模型的3.0、6.8、10.7倍。在左侧工况下,正常模型和cage 5~8模型韧带应力分别为2.66、1.36、4.59、8.51、12.45 MPa,其中cage 5模型比正常模型减小48.8%,cage 6、7、8模型分别是正常模型的1.9、5.9、9.8倍(见图5)。

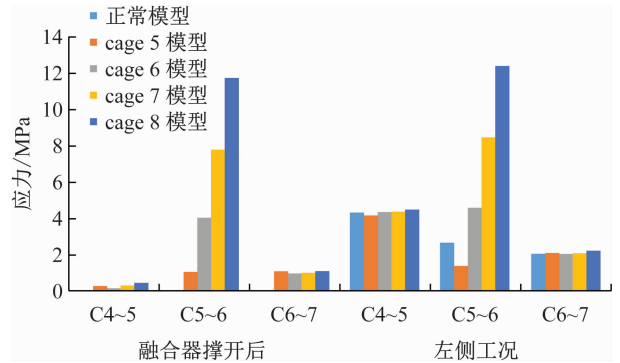


图5 融合器撑开时和左侧工况下 CL 应力

Fig.5 Stress of CL with different cage height under left blending

融合器撑开后,相邻节段LF应变在0.01~0.05之间。融合节段LF应变无论是在融合器撑开后还是前屈时均随融合器高度增加而增加。正常模型中C5~6的LF应变在前屈时为0.20,介于cage 5(0.12)和cage 6(0.26)模型之间,而cage 7、8模型中韧带应变是正常模型的1.2和2.0倍。

2.2.5 融合器应力分布 在后伸时融合器的应力最大,cage 5~8模型分别为18.23、72.26、140.70、204.50 MPa,cage 6、7、8分别是cage 5模型的2.9、6.7、10.2倍。螺钉最大应力也出现在后伸工况下,

cage 5 ~ 8 模型分别为 114.60、128.70、230.40、329.00 MPa, cage 6、7、8 分别是 cage 5 模型的 0.1、1.0、1.9 倍。钉板的最大应力出现在左侧工况下, cage 5 ~ 8 模型分别为 36.05、43.65、48.67、55.20 MPa (见图 6)。

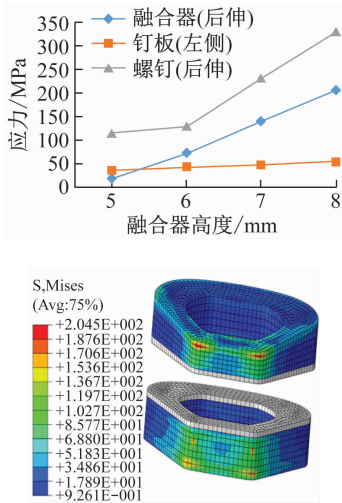


图 6 融合器和钉板系统应力

Fig. 6 Stress distributions on cage and screw-plate system

3 讨论

ACDF 需要对椎间隙高度进行撑开, 而椎间隙高度撑开是否合适会直接影响到手术疗效。目前对于如何选择合适高度的融合器并没有统一的观点, White 等^[21] 建议植入物高度为 4 ~ 5 mm, 而 Smith 等^[20] 建议植入物高度为 10 ~ 15 mm。Howord 等^[23] 研究表明, 当椎间盘高度为 3.5 ~ 6 mm 时, 植入物高度比原间盘高 2 mm 较适宜; 当间盘高度不超过 2 mm 时, 应移植较高高度的植入物; 当间盘高度大于 7.4 mm 时, 则应移植较低高度的植入物。Louis 等^[8] 认为, 植入物高度应该至少比原间盘高 2 mm。

研究者针对不同撑开高度对颈椎影响开展了研究。Wen 等^[24] 去除颈椎 C5 ~ 6 节段的间盘, 施加牵开力逐步撑开椎间隙, 结果发现, 间隙撑开至 6 mm 所需力小于 15 N, 撑至 6 ~ 7 mm 时牵引力突然增大, 撑至 10 mm 需要 (115.4 ± 10.67) N 大小的力; 该结果表明, 撑至 6 ~ 7 mm 时, 椎间隙处于过度撑开状态, 韧带伸展较大。本文通过有限元方法建立了正常颈椎 C2 ~ 7 节段模型, 分析在 C5 ~ 6 节段植

入不同高度融合器对颈椎生物力学影响。对正常颈椎模型和植入 4 种不同高度融合器 (5, 6, 7, 8 mm) 模型加载 1.5 N · m 力矩模拟前屈、后伸、侧弯和轴向旋转运动, 计算得到模型的各节段 ROM、小关节、CL 和融合器应力以及椎间压强等参数。

随着融合器高度的增加, C5 ~ 6 的角度也相应增加, 且两者之间近似为线性关系 (1 mm/0.68°), cage 8 比 cage 5 模型增大约 22.6%。植入融合器是为了撑开适度的间隙高度, 恢复正常的颈椎生理曲度, 而植入物过大会使颈椎生理曲度过大, 易造成椎孔变狭窄^[6], 从而压迫脊髓、神经根。而椎间角度能够作为反映颈椎生理曲度的参考标准, 为了恢复正常的间隙高度和生理曲度, 同时减少神经根受压, 避免颈椎生理曲度过大发生前凸畸形, 融合器高度不宜比原椎间隙过高。所有融合器模型的 C5 ~ 6 节段 ROM 在各工况下都明显减小 (0.06° ~ 0.44°), 活动能力几乎完全丧失。高度差异对非相邻节段 C2 ~ 3 和 C3 ~ 4 的 ROM 影响不明显 (< 0.7%), 对上相邻节段 C4 ~ 5 的 ROM 影响 (7.3%) 大于下相邻节段 C6 ~ 7 (3.6%), 对非融合节段的 ROM 影响也不明显 (< 7.3%)。Womack 等^[25] 建立颈椎有限元模型, 在 C4 ~ 5 节段间植入不同高度人工间盘, 结果发现, 假体高度变化对颈椎 ROM 的影响很小, 与本研究结果具有一致性。

C4 ~ 5 和 C6 ~ 7 节段分别在后伸、左侧时小关节应力最大, 上下相邻节段的小关节应力随着融合器高度变化不明显 (< 16%)。Womack 等^[25] 在 C4 ~ 5 节段间植入不同高度人工间盘, 结果发现, 假体高度变化对相邻节段的小关节应力影响不明显, 也与本研究结果具有一致性。所有模型中相邻节段 C4 ~ 5 和 C6 ~ 7 椎间最大压强分别发生在左旋、后伸工况下。融合器高度变化对上下相邻节段间盘的最大压强影响并不明显 (< 2.6%)。

在 CL 应力方面, 融合器撑开对上下相邻节段韧带应力的影响不明显, 但融合节段 C5 ~ 6 应力随融合器高度增加而明显增加, cage 6、7、8 模型分别为是 cage 5 模型的 3.0、6.8、10.7 倍。加载弯矩后, C5 ~ 6 节段 CL 应力在左侧工况下最大, cage 6、7、8 模型中应力远大于 cage 5 和正常模型。融合器高度越高, 韧带的应力越大, 而应力过大易使韧带损伤。融合器撑开后, 上下相邻节段的 LF 应变均较小

(0.01~0.05),高度变化对相邻节段 LF 应变影响不明显。无论是融合器撑开后还是前屈时,C5~6 节段 LF 应变均随融合器高度增加而明显增大。前屈时正常模型 C5~6 节段 LF 应变在 cage 5 和 cage 6 模型之间,而 cage 7、8 模型中应变明显增大。虽然增加融合器高度能够间接拉紧后方 LF,减轻 LF 皱褶,从而减少硬膜压迫,但应变过大可能会引起韧带慢性劳损,影响长期临床效果。

融合器应力在后伸时最大,并随高度增加而增加。添加 30% 碳纤维的 PEEK 复合材料弯曲强度为 343 MPa^[26],而 cage 8 模型中融合器应力达到 204.5 MPa,应力过大会增加融合器破损几率。螺钉应力随融合器高度增加而增加,cage 8 模型中应力达到 329 MPa。钉板应力也随融合器高度增加而增加,最大应力出现在 cage 8 模型中(55.20 MPa)。钛合金在空气中的疲劳极限值为 500 MPa^[27],钉板系统未出现应力集中现象,最大应力小于其极限值。融合器、螺钉和钉板应力均随融合器高度增加而递增,且 cage 6、7、8 模型应力远远大于 cage 5 模型。

目前有限元方法还不能完全模拟实际情况。在本研究中,没有考虑肌肉等软组织的作用,但通过前屈、后伸、侧向弯曲和轴向旋转 4 个主要运动载荷,在一定程度上能代表各种复杂运动的分解情况。将正常颈椎进行静态加载,并与文献数据进行对照,以验证模型的有效性。虽然文献中的实验数据存在较大的误差,但是采用对照分析的方法,能减弱个体差异的影响。

4 结语

本文通过有限元方法模拟颈椎前路减压融合术,分析椎间融合器高度对颈椎生物力学影响,有助于临床上从生物力学角度选择合适高度的椎间融合器。

结果显示,颈椎手术节段的角度随融合器高度增加而增加(每增加 1 mm,角度平均增加 0.68°)。椎间融合术会使手术节段的 ROM 大大降低。融合器的高度变化对上相邻节段 ROM 影响大于下相邻节段,对非融合节段的 ROM 影响较小。并且高度差异对小关节应力和相邻节段椎间盘压强影响不明显。CL、融合器和钉板系统应力以及 LF 应变均随高度增加而明显递增,cage 6、7、8 模型 CL、融合器

及钉板系统应力、LF 应变远大于 cage 5 模型。对于需要进行 ACDF 的患者,选择融合器高度时应综合考虑对颈椎各组织结构生物力学影响;植入物高度比原椎间隙高 0~1 mm 对颈椎生物力学影响最小。

参考文献:

- [1] 莫中军,都承斐,樊瑜波. Hybrid 手术对颈椎力传导方式的影响[J]. 医用生物力学, 2015, 30(2): 111-117.
MO ZJ, DU CF. Effects of Hybrid surgery on load transfer pattern of cervical spine [J]. J Med Biomech, 2015, 30(2): 111-117.
- [2] 蒲婷,吕聪伟,颜滨,等. 人工颈椎间盘置换术与融合术的生物力学比较[J]. 医用生物力学, 2014, 29(2): 105-112.
PU T, LÜ WC, YAN B, et al. *In vitro* study on biomechanical comparison between cervical arthroplasty and fusion [J]. J Med Biomech, 2014, 29(2): 105-112.
- [3] CHOU Y, CHEN D, HSIEH WA, et al. Efficacy of anterior cervical fusion: Comparison of titanium cages, polyetheretherketone (PEEK) cages and autogenous bone grafts [J]. J Clin Neuros, 2008, 15(11): 1240-1245.
- [4] ZHOU J, LI X, DONG J, et al. Three-level anterior cervical discectomy and fusion with self-locking stand-alone polyetheretherketone cages [J]. J Clin Neuros, 2011, 18(11): 1505-1509.
- [5] MIN S, HENRY E, BURAK M, et al. Stabilization of anterior cervical spine with bio-absorbable polymer in one-and two-level fusions [J]. Neurosurg, 2003, 54(3): 631-635.
- [6] FRANCKE E, AGABEGI S, TRUUMES E, et al. Distractive force relative to initial graft compression in an *in vivo* anterior cervical discectomy and fusion model [J]. Spine, 2008, 8(5): 37S-38S.
- [7] HA SM, KIM JH, OH SH, et al. Vertebral distraction during anterior cervical discectomy and fusion causes postoperative neck pain [J]. J Kor Neuros Soc, 2013, 53(5): 288-292.
- [8] LOUIS GJ, HOWARD SA, MICHAEL J. A prospective comparison of the standard and reverse robinson cervical grafting techniques: Radiographic and clinical analyses [J]. J Spinal Disord, 2000, 13(5): 369-373.
- [9] LI J, LI Y, KONG F, et al. Adjacent segment degeneration after single-level anterior cervical decompression and fusion: Disc space distraction and its impact on clinical outcomes [J]. J Clin Neuros, 2015, 22(3): 566-569.
- [10] TRUUMES E, DEMETROPOULOS CK, YANG KH, et al. Effects of disc height and distractive forces on graft

- compression in an anterior cervical discectomy model [J].
 Spine, 2008, 33(13): 1438-1441
- [11] CHEN Y, HE Z, YANG H, *et al.* Clinical and radiological results of total disc replacement in the cervical spine with preoperative reducible kyphosis [J]. Int Orthop, 2013, 37(3): 463-468.
- [12] KATSUURA A, HUKUDA S, SARUHASHI Y, *et al.* Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels [J]. Eur Spine J, 2001, 10(4): 320-324.
- [13] FERCH RD, SHAD A, CADOUX-HUDSON TA, *et al.* Anterior correction of cervical kyphotic deformity: Effects on myelopathy, neck pain, and sagittal alignment [J]. J Neurol, 2004, 251(1): 13-19.
- [14] ZHAO YB, LI Q, MO ZJ, *et al.* Finite element analysis of cervical arthroplasty combined with fusion against 2-level fusion [J]. Spinal Disor Tech, 2013, 26(6): 347-350.
- [15] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine. Ligaments [J]. J Biomech Engin, 2000, 122(6): 623-629.
- [16] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR FA. Biomechanics of the cervical spine. Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling [J]. Clin Biomech, 2001, 16(1): 1-27.
- [17] ASLANI FJ, HUKINS DWL, SHEPHERD DET. Effect of side holes in cervical fusion cages: A finite element analysis study [J]. J Engin Med, 2011, 225(10): 986-992.
- [18] PANJABI MM, CRISCO JJ, VASAVADA A, *et al.* Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. Spine, 2001, 26(24): 2692-2700.
- [19] FINN MA, BRODKE DS, DAUBS M, *et al.* Local and global subaxial cervical spine biomechanics after single-level fusion or cervical arthroplasty [J]. Eur Spine J, 2009, 18(10): 1520-1527.
- [20] MORONEY SP, SCHULTZ AB, MILLER JA, *et al.* Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments [J]. Biomech, 1988, 21(9): 769-779.
- [21] WHITE AA, Panjabi MM. Biomechanical considerations in the surgical management of cervical spondylotic myelopathy [J]. Spine, 1988, 13(13): 856-860.
- [22] SMITH W, ROBERT A. The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion [J]. J Bone Joint Surg, 1958, 40(3): 607-624.
- [23] HOWORD S, CHRISTOPHER J, BRUCE H, *et al.* Ideal thickness of Smith Robinson graft for anterior cervical fusion [J]. Spine, 1993, 18(14): 2043-2047.
- [24] WEN J, XU J, LI L, *et al.* Factors affecting the non-linear force versus distraction height curves in an *in vitro* C5-6 anterior cervical distraction model [J]. J Spinal Dis Tech, 2014, 27(4): 292-330
- [25] WOMACK W, LEAHY PD, PATEL VV, *et al.* Finite element modeling of kinematic and load transmission alterations due to cervical intervertebral disc replacement [J]. Spine, 2011, 36(17): 1126-1133
- [26] WILLIAMS D, TURNER R. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon fibre reinforced PEEK in medical applications [J]. J Materr Sci Lett, 1987, 6(2): 188-190
- [27] TEOH SH. Fatigue of biomaterials: A review [J]. Int J Fatigue, 2000, 22(10): 825-837.